8412783

THE UNITED STATES OF AMERICA

TO ALL TO WHOM THESE PRESENTS SHALL COME:

UNITED STATES DEPARTMENT OF COMMERCE

United States Patent and Trademark Office

September 13, 2023

THIS IS TO CERTIFY THAT ANNEXED IS A TRUE COPY FROM THE RECORDS OF THIS OFFICE OF THE FILE WRAPPER AND CONTENTS OF:

APPLICATION NUMBER: ***16/030,137***
FILING DATE: ***July 09, 2018***
PATENT NUMBER: ***11049248***
ISSUE DATE: ***June 29, 2021***

Certified by

Kathi

Performing the Functions and Duties of the
Under Secretary of Commerce
for Intellectual Property
and Director of the United States
Patent and Trademark Office

ALIGN EXHIBIT - 1004 (Part 1)

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Philippe SALAH et al.

Filing Date : Herewith

Title : METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH

Customer No. : 108676
Docket No : N&P-51422

Mail Stop Amendment
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria VA 22313-1450

Preliminary Amendment

Sir:

Prior to examination please amend the above identified application as follows:

Amendments to the Abstract begin on page 2 of this paper.

Remarks / Arguments begin on page 3 of this paper.

IN THE ABSTRACT

Please replace the Abstract with the enclosed new Abstract enclosed herewith on a separate page.

REMARKS/ARGUMENTS

If there are any fees resulting from this communication, please charge same to our Deposit Account No. 505088, our Order No. N&P-51422.

Respectfully submitted,
Cooper Legal Group

By: /Ronald M. Kachmarik/
Ronald M. Kachmarik, Reg. No. 34512

6505 Rockside Road
Suite 330
Cleveland Ohio 44131
(216) 654-0090
July 9, 2018

Abstract

A method for assessing the shape of an orthodontic aligner. Acquisition of at least one analysis image at least partially representing the aligner in a service position in which it is worn by a patient. Analysis of the analysis image by means of a deep learning device, trained by means of a learning base, so as to determine a value. For at least one tooth attribute of an analysis tooth zone representing, at least partially, a tooth on the analysis image, the tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the analysis tooth zone, and the aligner represented on the analysis image. For an image attribute of the analysis image, the image attribute relating to a separation between at least one tooth represented on the analysis image, and the aligner represented on the analysis image.

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

I, Charles Edward SITCH BA,

Managing Director of RWS Group Ltd UK Translation Division, of Europa House, Chiltern Park, Chiltern Hill, Chalfont St Peter, Buckinghamshire, United Kingdom, declare;

1. That I am a citizen of the United Kingdom of Great Britain and Northern Ireland.

2. That the translator responsible for the attached translation is well acquainted with the French and English languages.

3. That the attached is, to the best of RWS Group Ltd knowledge and belief, a true translation into the English language of the accompanying copy of the specification filed with the application for a patent in France on July 21, 2017 under the number FR 17/56,956.

4. That I believe that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment, or both, under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the patent application in the United States of America or any patent issuing thereon.

Date: June 26, 2018



C. E. SITCH
Managing Director – UK Translation Division
For and on behalf of RWS Group Ltd

METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH

Technical field

The present invention relates to the field of dental arch image analysis.

State of the art

The most recent orthodontic treatments use images to assess the therapeutic situations. This assessment is conventionally performed by an orthodontist, which requires the patient to transmit these images to the orthodontist, even to make an appointment.

There is an ongoing need for a method simplifying the analysis of the images of dental arches of patients.

One aim of the invention is to address this need.

Summary of the invention

The invention proposes a method for analyzing an image, called "analysis image", of a dental arch of a patient, a method in which the analysis image is submitted to a deep learning device, preferably a neural network, in order to determine at least one value of a tooth attribute relating to a tooth represented on the analysis image, and/or at least one value of an image attribute relating to the analysis image.

Analysis by tooth

The invention proposes in particular a method for detailed analysis of an image called "analysis image" of a dental arch of a patient, said method comprising the following steps:

1) creation of a learning base comprising more than 1000 images of dental arches, or "historical images", each historical image comprising one or more zones each representing a tooth, or "historical tooth zones", to each of which, for at least one tooth attribute, a tooth attribute value is assigned;
2) training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

3) submission of the analysis image to said at least one deep learning device for it to determine at least one probability relating to an attribute value of at least one tooth represented on a zone representing, at least partially, said tooth in the analysis image, or "analysis tooth zone";

4) determination, as a function of said probability, of the presence of a tooth of said arch at a position represented by said analysis tooth zone, and of the attribute value of said tooth.

A first deep learning device, preferably a neural network, may in particular be implemented to assess a probability relating to the presence, at a location of said analysis image, of an analysis tooth zone.

A second deep learning device, preferably a neural network, may in particular be implemented to assess a probability relating to the type of tooth represented in an analysis tooth zone.

As will be seen in more detail hereinafter in the description, a detailed analysis method according to the invention advantageously makes it possible to immediately recognize the content of the analysis image.

The analysis image may advantageously be classified automatically. It may also be used immediately by a computer program.

The invention relies on the use of a deep learning device, preferably a neural network, the performance of which is directly linked to the richness of the learning base. There is therefore also a need for a method that makes it possible to rapidly enrich the learning base.

The invention therefore relates also to a method for enriching a learning base, notably intended for the implementation of a detailed analysis method according to the invention, said enrichment method comprising the following steps:

A) at an "updated" instant, production of a model of a dental arch of a patient, or "updated reference model", and segmentation of the updated reference model so as to produce, for each tooth, a "tooth model", and, for at least one tooth attribute, assignment of a tooth attribute value to each tooth model;

B) preferably less than 6 months, preferably less than 2 months, preferably less than 1 month, preferably less than a fortnight, preferably less than 1 week, preferably less than 1 day before or after the updated instant, preferably substantially at the updated instant, acquisition of at least one, preferably at least three, preferably at least ten,

preferably at least one hundred images of said arch, or "updated images" in respective real acquisition conditions;

C) for each updated image, search for virtual acquisition conditions suitable for an acquisition of an image of the updated reference model, called "reference image", exhibiting a maximum match with the updated image in said virtual acquisition conditions, and acquisition of said reference image;

D) identification, in the reference image, of at least one zone representing a tooth model, or "reference tooth zone", and, by comparison of the updated image and of the reference image, determination, in the updated image, of a zone representing said tooth model, or "updated tooth zone";

E) assignment, to said updated tooth zone, of the tooth attribute value or values of said tooth model;

F) addition of the updated image enriched with a description of said updated tooth zone and its tooth attribute value or values, or "historical image", in the learning base.

In particular, each execution of the method described in WO 2016/066651 preferably generates more than three, more than ten, preferably more than one hundred updated images which, by an automated processing by means of the updated reference model, may produce as many historical images.

In a particular embodiment, the method for enriching a learning base comprises, in place of the steps A) to C), the following steps:

A') at an initial instant, production of a model of a dental arch of a patient, or "initial reference model", and segmentation of the initial reference model so as to produce, for each tooth, a "tooth model", and, for at least one tooth attribute, assignment of a tooth attribute value to each tooth model;

B') at an updated instant, for example spaced apart by more than a fortnight, preferably more than a month, even more than two months from the initial instant, acquisition of at least one, preferably at least three, preferably at least ten, preferably at least one hundred images of said arch, or "updated images", in respective real acquisition conditions;

C') for each updated image, search, by deformation of the initial reference model, for an updated reference model and virtual acquisition conditions suitable for an acquisition of an image of the updated reference model, called "reference image", exhibiting a maximum match with the updated image in said virtual acquisition conditions.

This method advantageously makes it possible, after generation of the initial reference model, preferably by means of a scanner, to enrich the learning base at different updated instants, without it being necessary to perform a new scan, and therefore without the patient having to go to the orthodontist. He or she may in fact acquire the updated images him or herself, as described in WO 2016/066651.

A single orthodontic treatment may thus lead to the production of hundreds of historical images.

The invention relates also to a method for training a deep learning device, preferably a neural network, comprising an enrichment of a learning base according to the invention, then the use of said learning base to train the deep learning device.

Global analysis

The detailed analysis method described above advantageously allows for a fine analysis of the analysis image, the situation of each being preferably assessed.

Alternatively, the deep learning device may be used globally, the learning base containing historical images whose description provides a global attribute value for the image. In other words, the value of the image attribute relates to the whole image and not to part of the image. The attribute is not then a "tooth" attribute, but is an "image" attribute. For example, this image attribute may define whether, in light of the image as a whole or of a part of the image, the dental situation "is pathological" or "is not pathological", without each tooth being examined. The image attribute also makes it possible to detect, for example, whether the mouth is open or closed, or, more generally, whether the image is suitable for a subsequent treatment, for example whether it makes it possible to monitor the occlusion.

The image attribute may in particular relate to

- a position and/or an orientation and/or a calibration of an acquisition apparatus used to acquire said analysis image, and/or
- a quality of the analysis image, and in particular relating to the brightness, to the contrast or to the sharpness of the analysis image, and/or
- the content of the analysis image, for example to the representation of the arches, of the tongue, of the mouth, of the lips, of the jaws, of the gums, of one or more teeth or of a dental, preferably orthodontic, appliance.

When the image attribute refers to the content of the image, the description of the historical images of the learning base specifies a characteristic of this content. For example, it may specify the position of the tongue (for example "retracted") or the opening of the mouth of the patient (for example mouth open or closed) or the presence of a representation of a dental, preferably orthodontic, appliance and/or of its condition (for example appliance intact, broken or damaged).

A tooth attribute value may be used to define a value for an image attribute. For example, if a value of a tooth attribute is "tooth decayed", the value of an image attribute may be "unsatisfactory dental situation".

The image attribute may in particular relate to a therapeutic situation.

The invention proposes a method for global analysis of an analysis image of a dental arch of a patient, said method comprising the following steps:

1') creation of a learning base comprising more than 1000 images of dental arches, or "historical images", each historical image comprising an attribute value for at least one image attribute, or "image attribute value";

2') training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

3') submission of the analysis image to the deep learning device for it to determine, for said analysis image, at least one probability relating to said image attribute value, and determination, as a function of said probability, of a value for said image attribute for the analysis image.

The image attribute may in particular relate to the orientation of the acquisition apparatus upon the acquisition of the analysis image. It may for example take the values "front photo", "left photo" and "right photo".

The image attribute may also relate to the quality of the image. It may for example take the values "insufficient contrast" and "acceptable contrast".

The image attribute may also relate to the dental situation of the patient, for example relate to the presence of decay or to the condition of a dental, preferably orthodontic, appliance worn by the patient ("degraded" or "in good condition" for example) or to the suitability of the dental, preferably orthodontic, appliance to the treatment of the patient (for example "unsuitable" or "suitable").

The image attribute may also relate to the "presence" or "absence" of a dental, preferably orthodontic, appliance, or to the state of opening of the mouth ("mouth open", "mouth closed" for example).

As will be seen in more detail hereinafter in the description, a global image analysis method according to the invention advantageously makes it possible to immediately and globally assess the content of the analysis image. In particular, it is possible to globally assess a dental situation and, for example, deduce therefrom the need to consult an orthodontist.

Definitions

A "patient" is a person for whom a method according to the invention is implemented, independently of whether or not this person is following an orthodontic treatment.

"Orthodontist" should be understood to mean any person qualified to provide dental care services, which also includes a dentist.

A "dental part", in particular "orthodontic part", should be understood to mean all or part of a dental, in particular orthodontic, appliance.

An orthodontic part may in particular be an orthodontic aligner. Such an aligner extends in such a way as to follow the successive teeth of the arch on which it is fixed. It defines a generally "U" shaped channel, the shape of which is determined to ensure the fixing of the aligner onto the teeth, but also as a function of a desired target positioning for the teeth. More specifically, the shape is determined in such a way that, when the aligner is in its service position, it exerts stresses tending to move the teeth being treated to their target positioning, or to hold the teeth in this target positioning.

The "service position" is the position in which the dental or orthodontic part is worn by the patient.

"Model" should be understood to be a digital three-dimensional model. An arrangement of tooth models is therefore a model.

"Image" should be understood to be an image in two dimensions, like a photograph or an image taken from a film. An image is formed by pixels.

A "reference image" is a view of a "reference" model.

"Image of an arch" or "model of an arch" should be understood to be a representation of all or part of said arch. Such a representation is preferably in colors.

The "acquisition conditions" of an image specify position and the orientation in space of an acquisition apparatus acquiring this image in relation to the teeth of the patient (real acquisition conditions) or to a model of teeth of the patient (virtual acquisition conditions), and preferably the calibration of this acquisition apparatus. Acquisition conditions are said to be "virtual" when they correspond to a simulation in which the acquisition apparatus would be in said acquisition conditions (theoretical positioning and preferably calibration of the acquisition apparatus) relative to a model.

In virtual conditions of acquisition of a reference image, the acquisition apparatus may be also qualified as "virtual". The reference image is in fact acquired by a hypothetical acquisition apparatus, having the characteristics of the "real" acquisition apparatus used for the acquisition of the real images, and in particular of the updated images.

The "calibration" of an acquisition apparatus is made up of all the values of the calibration parameters. A "calibration parameter" is a parameter intrinsic to the acquisition apparatus (unlike its position and orientation) whose value influences the image acquired. Preferably, the calibration parameters are chosen from the group formed by the diaphragm aperture, the exposure time, the focal distance and the sensitivity.

A "discriminating information item" is a characteristic feature which may be extracted from an image (*"image feature"*), conventionally by computer processing of this image.

A discriminating information item may exhibit a variable number of values. For example, a contour feature may be equal to 1 or 0 depending on whether a pixel belongs or does not belong to a contour. A brightness feature may take a large number of values. The processing of the image makes it possible to extract and quantify the discriminating information item.

The discriminating information item may be represented in the form of a "map". A map is thus the result of a processing of an image in order to reveal the discriminating information item, for example the contour of the teeth and of the gums.

"Match" or "fit" between two objects designates a measurement of the difference between these two objects. A match is maximal (*"best fit"*) when it results from an optimization making it possible to minimize said difference.

An object modified to obtain a maximum match may be qualified as "optimal" object.

Two images or "views" which exhibit a maximal match represent substantially at least one same tooth, in the same way. In other words, the representations of the tooth on these two images may be substantially superimposed.

The search for a reference image exhibiting a maximal match with an updated image is performed by searching for the virtual acquisition conditions of the reference image exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions of the updated image.

By extension, a model exhibits a maximal match with an image when this model has been chosen from several models because it allows a view exhibiting a maximal match with said image and/or when this image has been chosen from several images because it exhibits a maximal match with a view of said model.

In particular, an updated image is in maximal match with a reference model when a view of this reference model provides a reference image showing a maximal match with the updated image.

The comparison between two images results preferably from the comparison of two corresponding maps. "Distance" is used conventionally to denote a measurement of the difference between two maps or between two images.

The "metaheuristic" methods are known optimization methods. They are preferably chosen from the group formed by

- evolutionary algorithms, preferably chosen from: evolution strategies, genetic algorithms, differential evolution algorithms, distribution estimation algorithms, artificial immunity systems, shuffled complex evolution path recomposition, simulated annealing, ant colony algorithms, particular swarm optimization algorithms, search with taboos, and the GRASP method;
- the kangaroo algorithm,
- the Fletcher and Powell method,
- the sound effects method,
- stochastic tunneling,
- random-restart hill climbing,
- the cross-entropy method, and
- the hybrid methods between the abovementioned metaheuristic methods.

"Description" of an image denotes information particularly relating to the definition of the tooth zones of this image and to the tooth attribute values which are associated with them,

and/or relating to an image attribute value of said image. The number of possible values for a tooth attribute or an image attribute is unlimited.

A "historical" image is an image of a dental arch enriched with a description. The tooth zones of a historical image are qualified as "historical tooth zones".

"Comprising" or "including" or "exhibiting" should be interpreted without restriction, unless indicated otherwise.

Brief description of the figures

Other features and advantages of the invention will become more apparent on reading the following detailed description and studying the attached drawing in which:

- figure 1 represents, schematically, the different steps of a method for detailed analysis of an image, according to the invention;
- figure 2 represents, schematically, the different steps of a method for enriching a learning base, according to the invention;
- figure 3 represents, schematically, the different steps of a variant of a method for enriching a learning base, according to the invention;
- figure 4 represents, schematically, the different steps of a method for global analysis of an image, according to the invention;
- figure 5 represents, schematically, the different steps of a step C) of a method for enriching a learning base, according to the invention;
- figures 6 and 18 represent, schematically, the different steps of a method for modeling the dental arch of a patient, according to the invention;
- figure 7 represents, schematically, the different steps of a method for assessing a dental situation of a patient, according to the invention;
- figure 8 represents, schematically, the different steps of a method for acquiring an image of a dental arch of a patient, according to the invention;
- figure 9 represents, schematically, the different steps of a method for assessing the shape of an orthodontic aligner of a patient, according to the invention;
- figure 10 represents an example of a reference image of an initial reference model;
- figure 11 (11a-11d) illustrates a way of processing to determine the tooth models in an initial reference model, as described in WO 2016 066651;

- figure 12 (12a-12d) illustrates the acquisition of an image by means of a retractor, an operation of cropping of this image, and the processing of an updated image making it possible to determine the contour of the teeth, as described in WO 2016 066651;
- figure 13 schematically illustrates the relative position of registration marks 12 of a retractor 10 on updated images 14_1 and 14_2, according to the directions of observation represented by broken lines;
- figures 14 and 15 represent an orthodontic aligner, in perspective and plan views, respectively;
- figure 16 illustrates the step e) described in WO 2016 066651;
- figure 17 illustrates an enrichment method according to the invention.

Detailed description

A detailed analysis method according to the invention requires the creation of a learning base. This creation preferably implements a method comprising the steps A) to F), or, in one embodiment, in place of the steps A) to C), preferably the steps A') to C').

First main embodiment of the enrichment method

The step A) is intended for the production of an updated reference model modeling an arch of the patient. It preferably comprises one or more of the features of the step a) of WO 2016 066651, incorporated by reference, to produce an initial reference model.
The updated reference model is preferably created with a 3D scanner. Such a so-called "3D" model may be observed from any angle. An observation of the model, from a determined angle and distance, is called a "view" or "reference image".
Figure 11a is an example of reference image.

The updated reference model may be prepared from measurements performed on the teeth of the patient or on a molding of his or her teeth, for example a plaster molding.

For each tooth, from the updated reference model, a model of said tooth, or "tooth model", is defined (figure 11d). This operation, known per se, is called "segmentation" of the updated reference model.

In the updated reference model, a tooth model is preferably delimited by a gingival margin which may be broken down into an interior gingival margin (of the side of the interior of the

mouth relative to the tooth), an exterior gingival margin (oriented toward the outside of the mouth relative to the tooth) and two lateral gingival margins.

One or more tooth attributes are associated with the tooth models as a function of the teeth that they model.

The tooth attribute is preferably chosen from a tooth number, a tooth type, a tooth shape parameter, for example a tooth width, in particular a mesio-palatine width, a thickness, a crown height, an index of mesial and distal deflection of the incisive margin, or a level of abrasion, a tooth appearance parameter, in particular a translucency index or a color parameter, a parameter relating to the condition of the tooth, for example "abraded", "broken", "decayed" or "fitted" (that is to say in contact with a dental, preferably orthodontic, appliance), an age for the patient, or a combination of these attributes. A tooth attribute is preferably an attribute which only relates to the tooth modeled by the tooth model.

A tooth attribute value may be assigned to each tooth attribute of a particular tooth model.

For example, the "tooth type" tooth attribute will have the value "incisor", "canine" or "molar" depending on whether the tooth model is that of an incisor, of a canine or of a molar, respectively.

The assignment of the tooth attribute values to the tooth models may be manual or, at least partly, automatic. For example, if the value of a tooth attribute is identical whatever the tooth model, such as for the "age of the patient" tooth attribute, it may be sufficient to assign a value to one tooth model to determine the value of this attribute for the other tooth models.

Similarly, the tooth numbers are conventionally assigned according to a standard rule. It is therefore sufficient to know this rule and the number of a tooth modeled by a tooth model to calculate the numbers of the other tooth models.

In a preferred embodiment, the shape of a particular tooth model is analyzed so as to define its tooth attribute value, for example its number. This shape recognition is preferably performed by means of a deep learning device, preferably a neural network. Preferably, a library of historical tooth models is created, each historical tooth model having a value for the tooth attribute, as described hereinbelow (step a)), the deep learning device is trained with views of the historical tooth models of this library, then one or more views of the particular tooth model are analyzed with the trained deep learning device, so as to determine the tooth attribute value of said particular tooth model.

The allocation of the tooth attribute values may then be performed totally without human intervention.

The step B) is intended for the acquisition of one or preferably several updated images. The step B) preferably comprises one or more of the features of the step b) of WO 2016 066651.

The acquisition of the updated images is performed by means of an image acquisition apparatus, preferably chosen from a cellphone, a so-called "connected" camera, a so-called "smart" watch, a tablet or a personal computer, fixed or portable, comprising an image acquisition system such as a webcam or a camera. Preferably, the image acquisition apparatus is a cellphone.

Also preferably, the image acquisition apparatus is separated from the dental arch by more than 5 cm, more than 8 cm, even more than 10 cm, which avoids the condensation of steam on the optic of the image acquisition apparatus and facilitates the focusing. Furthermore, preferably, the image acquisition apparatus, in particular the cellphone, has no specific optic for the acquisition of the updated images, which is notably possible because of the separation of the dental arch during the acquisition.

Preferably, an updated image is a photograph or an image extracted from a film. It is preferably in color, preferably in real colors.

Preferably, the acquisition of the updated image or images is performed by the patient, preferably without the use of a support which is bearing on the ground and is immobilizing the image acquisition apparatus, and in particular without tripod.

In one embodiment, the triggering of the acquisition is automatic, that is to say without the action of an operator, as soon as the acquisition conditions are approved by the image acquisition apparatus, in particular when the image acquisition apparatus has determined that it observes a dental arch and/or a retractor and that the conditions of observation are satisfactory (sharpness, brightness, even dimensions of the representation of the dental arch and/or of the retractor).

The time interval between the steps A) and B) is as short as possible in order for the teeth not to be substantially displaced between the production of the updated model and the acquisition of the updated images. Reference images matching with the updated images may then be acquired by observing the updated reference model.

Preferably, a dental retractor 10 is used in the step B), as represented in figure 12a. The retractor conventionally comprises a support provided with a rim extending around an opening and arranged in such a way that the lips of the patient may rest thereon leaving the teeth of the patient apparent through said opening.

In the step C), the updated reference model is explored to find, for each updated image, a reference image exhibiting a maximal match with the updated image.

The step C) may comprise one or more of the features of the steps c), d) and e) of WO 2016 066651, in as much as they concern such an exploration.

For each updated image, a set of virtual acquisition conditions approximating the real acquisition conditions upon the acquisition of said updated image is preferably determined, roughly. In other words, the position of the image acquisition apparatus is estimated in relation to the teeth at the moment when it took the updated image (position of the acquisition apparatus in space and orientation of this apparatus). This rough assessment advantageously makes it possible to limit the number of tests on virtual acquisition conditions in subsequent operations, and therefore makes it possible to considerably speed up these operations.

To perform this rough assessment, one or more heuristic rules are preferably used. For example, preferably, virtual acquisition conditions likely to be tested in subsequent operations, the conditions which correspond to a position of the image acquisition apparatus behind the teeth or at a distance from the teeth greater than 1 m, are excluded.

In a preferred embodiment, as illustrated in figure 13, registration marks are used that are represented on the updated image, and in particular registration marks 12 of the retractor, to determine a region of the space that is substantially conical delimiting virtual acquisition conditions likely to be tested in subsequent operations, or "test cone".

More specifically, at least three registration marks 12 are preferably positioned non-aligned on the retractor 10, and their relative positions on the retractor are accurately measured.

The registration marks are then marked on the updated image, as described previously. Simple trigonometric calculations make it possible to determine approximately the direction from which the updated image was taken.

Next, for each updated image, a reference image is sought that exhibits a maximum match with the updated image. This search is preferably performed by means of a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably by simulated annealing.

Preferably, at any instant before the step C4), the updated image is analyzed so as to produce an updated map representing, at least partially, a discriminating information item. The updated map therefore represents the discriminating information item in the reference frame of the updated image.

The discriminating information item is preferably chosen from the group consisting of a contour information item, a color information item, a density information item, a distance information item, a brightness information item, a saturation information item, information on reflections and combinations of these information items.

A person skilled in the art knows how to process an updated image to reveal the discriminating information item.

For example, figure 12d is an updated map relating to the contour of the teeth obtained from the updated image of figure 12b.

Said search comprises the following steps:

C1) determination of virtual acquisition conditions "to be tested";

C2) production of a reference image of the updated reference model in said virtual acquisition conditions to be tested;

C3) processing of the reference image to produce at least one reference map representing, at least partially, the discriminating information item;

C4) comparison of the updated and reference maps so as to determine a value for an assessment function, said value for the assessment function depending on the differences between said updated and reference maps and corresponding to a decision to continue or stop the search for virtual acquisition conditions approximating said real acquisition conditions with greater accuracy than said virtual acquisition conditions to be tested determined in the last occurrence of the step C1);

C5) if said value for the assessment function corresponds to a decision to continue said search, modification of the virtual acquisition conditions to be tested, then return to the step C2).

The step C1) begins with a determination of the virtual acquisition conditions to be tested, that is to say a virtual position and orientation likely to correspond to the real position and

orientation of the acquisition apparatus upon the capture of the updated image, but also, preferably, a virtual calibration likely to correspond to the real calibration of the acquisition apparatus upon the capture of the updated image.

The first virtual acquisition conditions to be tested are preferably virtual acquisition conditions assessed roughly, as described previously.

In the step C2), the image acquisition apparatus is then virtually configured in the virtual acquisition conditions to be tested in order to acquire a reference image of the updated reference model in these virtual acquisition conditions to be tested. The reference image therefore corresponds to the image that the image acquisition apparatus would have taken if it had been placed, relative to the updated reference model, and optionally calibrated, in the virtual acquisition conditions to be tested.

If the updated image was taken substantially at the same moment as the updated reference model was created by a scan of the teeth of the patient, the position of the teeth on the updated image is substantially identical to that in the updated reference model. If the virtual acquisition conditions to be tested are exactly the real acquisition conditions, the reference image may therefore be exactly superimposed on the updated image. The differences between the updated image and the reference image result from errors in the assessment of the virtual acquisition conditions to be tested, if they do not correspond exactly to the real acquisition conditions.

In the step C3), the reference image is processed as the updated image so as to produce, from the reference image, a reference map representing the discriminating information item (figures 11a and 11b). A person skilled in the art knows how to process a reference image to reveal the discriminating information item.

In the step C4), the updated and reference maps, both relating to the same discriminating information item, are compared and the difference or "distance" between these two maps is assessed by means of a score. For example, if the discriminating information item is the contour of the teeth, the mean distance between the points of the contour of the teeth which appears on the reference image and the points of the corresponding contour which appears on the updated image may be compared, the score being all the higher when this distance is small.

The score may for example be a correlation coefficient.

Preferably, the virtual acquisition conditions comprise the calibration parameters of the acquisition apparatus. The score is that much higher when the values of the calibration parameters tested are close to the calibration parameter values of the acquisition apparatus used upon the acquisition of the updated image. For example, if the diaphragm aperture tested is far from that of the acquisition apparatus used upon the acquisition of the updated image, the reference image shows fuzzy regions and sharp regions which do not correspond to the fuzzy regions and to the sharp regions of the updated image. If the discriminating information item is the contour of the teeth, the updated and reference maps will not therefore represent the same contours and the score will be low.

The score is then assessed by means of an assessment function. The assessment function makes it possible to decide whether the cycling on the steps C1) to C5) must be continued or stopped. The assessment function may for example be equal to 0 if the cycling must be stopped or be equal to 1 if the cycling must continue.

The value of the assessment function may depend on the score achieved. For example, a decision may be made to continue the cycling if the score does not exceed a threshold. For example, if an exact match between the updated and reference images leads to a score of 100%, the threshold may be, for example, 95%. Obviously, the higher the threshold, the better will be the accuracy of the assessment of the virtual acquisition conditions if the score manages to exceed this threshold.

The value of the assessment function may also depend on scores obtained with virtual acquisition conditions tested previously.

The value of the assessment function may also depend on random parameters and/or on the number of cycles already performed.

In particular, it is possible, despite the repetition of the cycles, not to manage to find virtual acquisition conditions which are sufficiently close to the real acquisition conditions for the score to reach said threshold. The assessment function may then lead to the decision to exit the cycle even through the best score obtained has not reached said threshold. This decision may result, for example, from a number of cycles greater than a predetermined maximum number.

A random parameter in the assessment function may also authorize the continuation of tests of new virtual acquisition conditions, even though the score appears satisfactory.

The assessment functions conventionally used in the metaheuristic optimization, preferably evolutionist, methods, particularly in the simulated annealing methods, may be used for the assessment function.

In the step C5), if the value of the assessment function indicates a decision to continue the cycling, the virtual acquisition conditions to be tested are modified and the cycling recommences on the steps C1) to C5), consisting in producing a reference image and a reference map, in comparing the reference map with the updated map to determine a score, then in taking a decision as a function of this score.

The modification of the virtual acquisition conditions to be tested corresponds to a virtual displacement in space and/or to a modification of the orientation and/or, preferably, to a modification of the calibration of the acquisition apparatus. This modification may be random, preferably such that the new virtual acquisition conditions to be tested still belong to the set determined upon the rough assessment. The modification is preferably guided by heuristic rules, for example by favoring the modifications which, according to an analysis of the preceding scores obtained, appear most favorable for increasing the score.

The cycling is continued until the value of the assessment function indicates a decision to cease this cycling and to continue to the step D), for example if the score reaches or exceeds said threshold.

The optimization of the virtual acquisition conditions is preferably performed by using a metaheuristic, preferably evolutionist, method, preferably a simulated annealing algorithm. Such an algorithm is well known for nonlinear optimization.

If the cycling has been exited without a satisfactory score having been able to be obtained, for example without the score having been able to reach said threshold, the method may be stopped (failure situation) or a new step C) may be launched, with a new discriminating information item and/or with a new updated image. The method may also be continued with the virtual acquisition conditions corresponding to the best score reached. A warning may be emitted in order to inform the user of the error on the result.

If the cycling has been exited when a satisfactory score has been able to be obtained, for example because the score has reached, even exceeded said threshold, the virtual acquisition conditions correspond substantially to the real acquisition conditions of the updated image.

Preferably, the virtual acquisition conditions comprise the calibration parameters of the acquisition apparatus. The method thus makes it possible to assess the values of these parameters without it being necessary to know the nature of the acquisition apparatus or its setting. The acquisition of the updated images may therefore be performed without any particular precautions, for example by the patient him or herself by means of his or her cellphone.

In addition, the search for the real calibration is performed by comparing an updated image with views of a reference model in virtual acquisition conditions to be tested. Advantageously, it does not require the updated image to show a standard calibration gauge, that is to say a gauge whose characteristics are accurately known making it possible to determine the calibration of the acquisition apparatus.

The step C) therefore culminates in the determination of virtual acquisition conditions exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions. The reference image therefore exhibits a maximal match with the updated image, that is to say that these two images may substantially be superimposed.

In one embodiment, said search of the virtual acquisition conditions in the step C) is performed by using a metaheuristic, preferably evolutionist, method, preferably a simulated annealing algorithm.

In the step D), the reference tooth zones are identified on the reference image and they are transferred to the updated image to define corresponding updated tooth zones.

In particular, the reference image is a view of the updated reference model segmented into tooth models. The limits of the representation of each tooth model on the reference image, or "reference tooth zone", may therefore be identified.

The superimposition of the updated and reference images then makes it possible to transfer the limits of the reference tooth zones to the updated image, and thus define the updated tooth zones. Since the reference image exhibits a maximal match with the updated image, the updated tooth zones therefore substantially define the limits of the tooth models represented on the reference image.

In the step E), each updated tooth zone is assigned the tooth attribute value or values of the tooth model which corresponds to it.

In particular, the reference image is a view of the updated reference model in which the tooth models have been assigned respective tooth attribute values for at least one tooth attribute, for example a tooth number. Each reference tooth zone may therefore inherit the tooth attribute value of the tooth model that it represents. Each updated tooth zone may then inherit the tooth attribute value of the reference tooth zone which allowed it to be defined.

At the end of the step E), an updated image and a description of the updated image is therefore obtained that defines one or more updated tooth zones and, for each of these zones, a tooth attribute value for at least one tooth attribute, for example a tooth number.

The updated image enriched with its description is called "historical image".

Figure 17a shows an example of updated image (acquired in the step B)) being analyzed in order to determine the contours of the teeth. Figure 17b shows the reference image exhibiting a maximal match with the updated image (resulting from the step C)). The numbers of the teeth are displayed on the corresponding teeth. Figure 17c illustrates the transfer of the tooth numbers to the updated tooth zones (step D) and E)).

In the step F), the historical image is added to the learning base.

The steps A) to F) are preferably performed for more than 1000, more than 5000, or more than 10 000 different patients, or "historical patients".

As now clearly emerges, the invention provides a method that is particularly effective for creating a learning base.

The invention relates also to a method for training a deep learning device, preferably a neural network, said method comprising an enrichment of a learning base according to a method comprising steps A) to F) so as to acquire a plurality of historical images, then the use of said learning base to train said deep learning device.

Second main embodiment of the enrichment method

The invention is not however limited to the embodiments described above.

In particular, the updated reference model is not necessarily the direct result of a scan of the arch of the patient. The updated reference model may in particular be a model obtained by deformation of an initial reference model which is itself resulting directly from such a scan.

The method then comprises, preferably, in place of the steps A) to C), the steps A') to C').

The step A') is identical to the step A). In the step A'), the reference model generated is however intended to be modified. It is therefore qualified as "initial reference model", and not as "updated reference model", as according to the step A).

The initial reference model may in particular be generated at an initial instant preceding an active orthodontic treatment, for example less than 6 months, less than 3 months, or less than 1 month before the start of the treatment. The steps B') to C') may then be implemented to track the trend of the treatment between the initial instant and the updated instant of the step B').

The initial instant may alternatively be an instant at the end of active orthodontic treatment, for example less than 6 months, less than 3 months, or less than 1 month after the end of the treatment. The steps B') to C') may then be implemented to monitor the appearance of any recurrence.

The step B') is identical to the step B). In the step B'), the updated images are however also intended to guide the modification of the initial reference model to define the updated reference model, in the step C').

The time interval between the steps A') and B') is not limited, since, as explained hereinbelow, the initial reference model will be deformed to obtain an updated reference model with maximal match with the updated images. The time interval between the steps A') and B') may for example be greater than 1 week, than 2 weeks, than 1 month, than 2 months or more than 6 months.

The step C') is more complex than the step C) since the search for a reference image exhibiting a maximal match with an updated image is not limited to searching for the optimal virtual acquisition conditions. It also includes a search for an updated reference model, that is to say a reference model in which the teeth have substantially the same position as on the updated image.

The step C') preferably comprises one or more of the features of the steps c), d) and e) of WO 2016 066651, and in particular of the step e) illustrated in figure 16.

The objective is to modify the initial reference model until an updated reference model is obtained which exhibits a maximal match with the updated image. Ideally, the updated reference model is therefore a model of the arch from which the updated image would have been able to be taken if this model had been the arch itself.

A succession of reference models "to be tested" is therefore tested, the choice of a reference model to be tested preferably being dependent on the level of correspondence of the reference models "to be tested" previously tested with the updated image.

Preferably, the search comprises, for an updated image,

- a first optimization operation making it possible to search, in a reference model to be tested determined from the initial reference model, for virtual acquisition conditions best corresponding to the real acquisition conditions of the updated image, and
- a second optimization operation making it possible to search, by testing a plurality of said reference models to be tested, for the reference model best corresponding to the positioning of the teeth of the patient upon the acquisition of the updated image.

Preferably, a first optimization operation is performed for each test of a reference model to be tested during the second optimization operation.

Preferably, the first optimization operation and/or the second optimization operation, preferably the first optimization operation and the second optimization operation, implement a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably a simulated annealing.

The step C') therefore culminates in the determination

- of an updated reference model exhibiting a maximal match with the updated image, and
- virtual acquisition conditions exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions.

A method comprising the steps A') to C') may advantageously be implemented in the context of an active or passive orthodontic treatment, or, more generally, to track any changes to the teeth.

In the different methods according to the invention, the enrichment of the learning base does not necessarily result from an enrichment method according to the invention.

In one embodiment, the learning base is created by an operator. The latter thus analyzes thousands of analysis images. For the learning base to be able to be used for the implementation of a detailed analysis method, it determines the tooth zones, then assigns them tooth attribute values. For the learning base to be able to be used for the implementation of a global analysis method, it assigns image attribute values to each image. It may thus form historical images.

Detailed image analysis method

The method for detailed analysis of an "analysis image" of a dental arch of a patient according to the invention comprises the steps 1) to 4).

Preferably, the analysis image, preferably a photograph or an image extracted from a film, preferably in color, preferably in real color, is acquired with an image acquisition apparatus, preferably a cellphone, separated from the dental arch by more than 5 cm, more than 8 cm, even more than 10 cm, and which, preferably, has no other specific optic.

Preferably, the analysis image represents several teeth, preferably more than 2, more than 3, more than 4 or more than 5 teeth of the patient. Figure 12a or figure 12b could be examples of analysis images. The arrangement of the teeth is realistic, i.e. it corresponds to the arrangement which is observed by the image acquisition apparatus when it has acquired the analysis image.

Preferably, the acquisition of the analysis image is performed by the patient, preferably without the use of a support which is bearing on the ground and is immobilizing the image acquisition apparatus, and in particular without tripod.

In one embodiment, the triggering of the acquisition of the analysis image is automatic, that is to say without the action of an operator, as soon as the acquisition conditions are approved by the image acquisition apparatus, in particular when the image acquisition apparatus has determined that it observes a dental arch and/or a retractor and that the observation conditions are satisfactory (sharpness, brightness, even dimensions of the representation of the dental arch and/or of the retractor).

In the step 1), a learning base is created comprising more than 1000, preferably more than 5000, preferably more than 10 000, preferably more than 30 000, preferably more than 50 000, preferably more than 100 000 historical images. The greater the number of historical images, the better the analysis performed by the method.

Preferably, a learning base is used that is enriched according to an enrichment method according to the invention.

The learning base may however be constructed according to other methods, for example be created manually. To create a historical image of the learning base, an operator, preferably

an orthodontist, identifies one or more "historical" tooth zones on an image, called then assigns, to each identified historical tooth zone, a value for at least one tooth attribute.

In step 2), a deep learning device, preferably a neural network, is trained with the learning base.

A "neural network" or "artificial neural network" is a set of algorithms well known to a person skilled in the art.

The neural network may in particular be chosen from:

- the networks specializing in the classification of images, called "CNN" ("convolutional neural network"), for example
  - AlexNet (2012)
  - ZF Net (2013)
  - VGG Net (2014)
  - GoogleNet (2015)
  - Microsoft ResNet (2015)
  - Caffe: BAIR Reference CaffeNet, BAIR AlexNet
  - Torch:VGG_CNN_S,VGG_CNN_M,VGG_CNN_M_2048,VGG_CNN_M_1024,VGG_CNN_M_128,VGG_CNN_F,VGG ILSVRC-2014 16-layer,VGG ILSVRC-2014 19-layer,Network-in-Network (Imagenet & CIFAR-10)
  - Google: Inception (V3, V4).
- The networks specializing in the location and detection of objects in an image, the object detection network, for example:
  - R-CNN (2013)
  - SSD (Single Shot MultiBox Detector: Object Detection network), Faster R-CNN (Faster Region-based Convolutional Network method: Object Detection network)
  - Faster R-CNN (2015)
  - SSD (2015).

The above list is not limiting

In the step 2), the deep learning device is preferably trained by a learning process called "*deep learning*". By presenting, as input for the deep learning device, historical images (images + descriptions), the deep learning device progressively learns to recognize *patterns*

on an image, and to associate them with tooth zones and with tooth attribute values, for example tooth numbers.

In the step 3), the image that is to be analyzed, or "analysis image", is submitted to the deep learning device.

Through its training in the step 2), the deep learning device is capable of analyzing the analysis image and of recognizing said patterns therein. It may in particular determine a probability relating to:

- the presence, at a location in said analysis image, of a zone representing, at least partially, a tooth, or "analysis tooth zone",
- the attribute value of the tooth represented on said analysis tooth zone.

For example, it is capable of determining that there is a 95% chance that a form of the analysis image represents an incisor.

Preferably, the deep learning device analyses all the analysis image and determines probabilities for all the analysis tooth zones that it has identified.

In the step 4), the results of the preceding step are analyzed to determine the teeth represented on the analysis image.

When the learning base comprises more than 10 000 historical images, the step 3) gives particularly satisfactory results. In particular, such a learning base makes it possible to establish a probability threshold such that, if a probability associated with an analysis tooth zone and with a tooth attribute value for this analysis tooth zone exceeds said threshold, the analysis tooth zone effectively represents a tooth having said tooth attribute value.

The step 4) thus leads to the definition of an analysis image enriched with a description defining the analysis tooth zones and, for each analysis tooth zone, the values of the attributes of the tooth represented by the analysis tooth zone.

Global image analysis method

The method for global analysis of an updated image of a dental arch of a patient according to the invention comprises the steps 1') to 3').

The method is similar to the detailed analysis method described above, apart from the fact that, according to the global analysis, it is not necessary to analyze the individual situation

of each tooth. The analysis is global to all the image. In other words, the deep learning device determines the value of an "image" attribute without having to previously determine tooth attribute values.

For example, the deep learning device may conclude that, "globally", the dental situation is "satisfactory" or "unsatisfactory", without determining the tooth potentially at the origin of the dissatisfaction.

The step 1') is similar to the step 1). The historical images however include a description specifying an image attribute value for each image.

The step 2') is similar to the step 2).

In the step 3'), the analysis image is submitted to the deep learning device.

Through its training in the step 2'), the deep learning device is capable of analyzing the analysis image and of recognizing said patterns therein. Based on these patterns, it may in particular determine a probability relating to the value of the image attribute considered.

Application to the modeling of a dental arch

A detailed analysis method according to the invention is in particular useful for modeling a dental arch, notably for establishing a remote diagnostic.

It is desirable for each to regularly check his or her dentition, particularly in order to check that the position of his or her teeth is not changing for the worse. In an orthodontic treatment, this change for the worse may in particular lead to the treatment being modified. After an orthodontic treatment, a change for the worse, called "recurrence", may lead to a repeat of a treatment. Finally, more generally and independently of any treatment, each may want to track any displacements of his or her teeth.

Conventionally, the checks are performed by an orthodontist who has appropriate apparatus. These checks are therefore costly. Furthermore, the appointments are restrictive. Finally, some people are apprehensive of a visit to an orthodontist and will fail to make an appointment for a simple check or to assess the feasibility of an orthodontic treatment.

US 2009/0291417 describes a method making it possible to create, then modify, three-dimensional models, particularly for the manufacture of orthodontic appliances.

WO 2016 066651 describes a method for checking the positioning and/or the shape and/or the appearance of teeth of a patient. This method comprises a step of creation of an initial reference model of the teeth, at an initial instant, preferably with a 3D scanner, then, at a subsequent instant, or "updated instant", for example six months after the initial instant, the creation of an updated reference model, by deformation of the initial reference model. This deformation is performed in such a way that the updated reference model allows observation substantially identical to images of the teeth acquired at the updated instant, in particular to photos or images from a video taken by the patient him or herself, with no particular precautions, called "updated images".

The updated images are therefore used to modify the initial, very accurate, reference model. The updated reference model which results from the deformation of the initial reference model, guided by the analysis of the updated images, is therefore also very accurate.

The method described in WO 2016/66651 does however require an appointment with the orthodontist in order to create the initial reference model. This appointment constitutes a brake to prevention. In effect, a patient will not necessarily consult an orthodontist if he or she does not perceive the need therefor. In other words, the method is often implemented only if a malocclusion is found and has to be corrected.

There is therefore a need for a method that addresses this problem, by facilitating prevention.

One aim of the invention is to address this need.

To this end, the invention proposes a method for modeling a dental arch of a patient, said method comprising the following steps:

a) creation of a historical library comprising more than 1000 tooth models, called "historical tooth models", and assignment to each historical tooth model of a value for at least one tooth attribute, or "tooth attribute value";

b) analysis of at least one "analysis image" of the dental arch according to a detailed analysis method according to the invention, so as to determine at least one analysis tooth zone and at least one tooth attribute value associated with said analysis tooth zone;

c) for each analysis tooth zone determined in the preceding step, search, in the historical library, for a historical tooth model exhibiting a maximum proximity with the analysis image or with the analysis tooth zone, or "optimal tooth model";

d) arrangement of all the optimal tooth models so as to create a model which exhibits a maximal match with the updated image, or "assembled model";

e) optionally, replacement of at least one optimal tooth model by another historical tooth model and repeat of the step d) so as to maximize the match between the assembled model and the analysis image;

f) optionally, repeat of the step b) with another analysis image and, in the step d) and/or e), search for a maximal match with all the analysis images used.

The invention thus makes it possible, from a simple analysis image, for example a photograph taken by means of a cellphone, to reconstruct, with a good reliability, a dental arch in the form of an assembled model. In particular, the analysis image may be acquired as described here above at step 1).

Obviously, the analysis of a single analysis image is insufficient to generate an assembled model which accurately corresponds to the arrangement of the teeth of the patient. Such an accuracy is however not generally essential for performing a first diagnosis of the dental situation of the patient.

Moreover, the accuracy of the assembled model may be increased if several analysis images are processed.

The steps b) to c) are preferably implemented for several analysis images and, in the steps d) and e), the optimal tooth models and an assembled model are searched so as to obtain a maximal match in light of all the analysis images (step f)).

The invention also relates to a method for assessing a dental situation of a patient, comprising the following steps:

i) creation of an assembled model according to a modeling method according to the invention;

ii) transmission of the assembled model to a recipient, preferably an orthodontist and/or a computer;

iii) analysis of the orthodontic situation of the patient, by the recipient, from the assembled model;

iv) preferably, informing of the patient of the orthodontic situation, preferably, via his or her cellphone.

The patient may therefore very easily ask an orthodontist to check his or her dental situation, without even having to travel, by simply transmitting one or preferably several photos of his or her teeth.

A modeling method is now described in detail.

In the step a), a historical library 20 (figure 18) is created comprising more than 1000, preferably more than 5000, preferably more than 10 000 historical tooth models 22. The greater the number of historical tooth models, the more accurate the assembled model.

A historical tooth model can in particular be obtained from a model of a dental arch of a "historical" patient obtained with a scanner. This arch model may be segmented in order to isolate the representations of the teeth, as in figure 11d. Each of these representations, exhibiting a specific gray shade in figure 11d, can constitute a historical tooth model.

Preferably, the library is enriched with the tooth models resulting from the implementation of the method described in WO 2016 066651 or of the step A) or A') described above.

One or several tooth attributes, in particular chosen from the list supplied above, are associated with the tooth models. A tooth attribute value is assigned to each tooth attribute of a particular tooth model, as described previously (see the description of the step A)). For example, a tooth model is that of an "incisor", "greatly worn", and whose color parameters are, in the color system L*a*b* according to the standard NF ISO 7724, "a*=2", "b*=1" and "L*=58".

The historical library therefore contains historical tooth models and associated attribute values which facilitate the search in the step c). In figure 18, only historical tooth models 22 representing molars have been represented in the historical library 20.

In the step b), an analysis image is acquired, as described above for the step B), before analyzing it. In particular, the analysis image is preferably a photo or an image from a film, preferably with a cellphone.

The analysis image can be acquired at any moment after the step a), for example more than one week, more than one month or more than six months after the step a).

The analysis image is analyzed according to a detailed analysis method according to the invention. The optional features of this method are also optional in the step b).

On completion of the step b), an analysis image is obtained that is enriched with a description providing, for each analysis tooth zone, a tooth attribute value for at least one tooth attribute, for example a tooth number.

In the step c), a search is carried out in the historical library, for each analysis tooth zone determined in the preceding step, for a historical tooth model exhibiting a maximal proximity with the analysis tooth zone. This tooth model is qualified as "optimal tooth model".

The "proximity" is a measurement of one or more differences between the historical tooth model and the analysis tooth zone. These differences may include a difference in shape, but also other differences like a difference in translucency or in color. The maximal proximity may be searched for by successively minimizing several differences, or by minimizing a combination of these differences, for example a weighted sum of these differences.

The "proximity" is therefore a broader concept than "match", the match measuring only a shape-related proximity.

The assessment of the proximity of a historical tooth model with an analysis tooth zone preferably comprises a comparison of at least one value of a tooth attribute of the analysis tooth zone with the value of this attribute for the historical tooth model. Such an assessment is advantageously very rapid.

For example, if the description of the analysis tooth zone provides a value for the type or the number of the tooth, the thickness of the tooth represented and/or the height of its crown and/or its mesio palatine width and/or the mesial and distal deflection index of its incisal edge, this value may be compared to the value of the corresponding attribute of each of the historical tooth models.

Preferably, a historical tooth model is sought that has, for at least one tooth attribute, the same value as said analysis tooth zone. The tooth attribute may in particular relate to the tooth type or to the tooth number. In other words, the historical tooth models are filtered to examine in more detail only those which relate to the same type of tooth as the tooth represented on the analysis tooth zone.

Alternatively or, preferably, in addition to this comparison of the attribute values, the shape of the tooth represented on the analysis tooth zone may be compared to the shape of a historical tooth model to be assessed, preferably by means of a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably by simulated annealing.

To this end, the historical tooth model to be assessed is observed from different angles. Each view thus obtained is compared with the analysis image, preferably with the analysis tooth zone, so as to establish a "distance" between this view and said analysis image or, preferably, said analysis tooth zone. The distance thus measures the difference between the view and the analysis tooth zone.

The distance may be determined after a processing of the view and of the analysis image or, preferably, of the analysis tooth zone, so as to reveal, on corresponding maps, one and the same discriminating information item, for example a contour information item, as described above in the step C3) or in WO 2016 066651.

For each historical tooth model tested, a view is thus determined which provides a minimal distance with the analysis image or with the analysis tooth zone. Each historical tooth model examined is thus associated with a particular minimal distance, which measures its proximity of shape with the analysis tooth zone.

The optimal historical tooth model is the one which, in light of the comparison or comparisons performed, is considered to be closest to the analysis tooth zone.

The minimal distances obtained for the different tooth models tested are then compared and, to define the optimal tooth model, the one which exhibits the smallest minimal distance is retained. The optimal tooth model therefore exhibits a maximal match with the analysis image.

The search for the maximal match is preferably performed by means of a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably by simulated annealing.

In a preferred embodiment, a first assessment of the historical tooth models by comparison of the values of at least one tooth attribute, for example the tooth number, with the corresponding values of the analysis tooth zone, then a second assessment by comparison of shape are performed in succession. The first, rapid assessment, advantageously makes it possible to filter the historical tooth models in order to submit only the historical tooth models retained by the first assessment to the second, slower assessment.

For example, if an analysis tooth zone represents a tooth number 15, the first assessment makes it possible to retain only the tooth models modeling teeth number 15. During the second assessment, a search is conducted, among all the historical tooth models modeling

teeth number 15, for the historical tooth model whose shape most approximates that of the tooth represented.

More preferably, several first assessments are performed before performing the second assessment. For example, the first assessments make it possible to filter the historical tooth models so as to retain only the tooth models modeling teeth number 15 and which exhibit a crown height of between 8 and 8.5 mm.

On completion of the step c), an optimal tooth model has thus been associated with each of the analysis tooth zones.

For example, in figure 18, the historical tooth model 22_1 can be observed so as to strongly resemble an analysis zone identified on the analysis image. It is considered as optimal for this analysis zone.

In the step d), an assembled model is created by arranging the optimal tooth models.

According to one embodiment, at the start of the step d), a first rough arrangement is created, that is to say that a rough model is produced by assembling optimal tooth models.

To establish the first rough arrangement, the optimal tooth models can be oriented so that their optimal directions of observation are all parallel, the optimal direction of observation of a tooth model being the direction in which said tooth model exhibits a maximum match with the analysis image.

The first rough arrangement may be also established by considering the tooth attribute values of the optimal tooth models. For example, if the tooth numbers of optimal tooth models are those of the canines and of the incisors, these tooth models may be arranged according to an arc 24 (figure 18) corresponding conventionally to the region of the arch which bears these types of teeth.

The shape of this arc may be refined as a function of other tooth attribute values.

The order of the optimal tooth models is that of the corresponding analysis tooth zones.

Moreover, the minimal distance associated with an optimal tooth model results from an observation of the tooth model according to an "optimal" observation direction. In other words, it is probably substantially from this direction that the tooth that this model models is also observed in the analysis image. All the optimal tooth models are thus preferably oriented in such a way that their respective optimal observation directions are all parallel.

It is thus possible to define a first arrangement of the optimal tooth models.

Preferably, the first arrangement of the optimal tooth models is then modified iteratively, so as to exhibit a maximal match with the analysis image.

To assess an arrangement, it is observed according to different angles. Each view thus obtained is compared with the analysis image so as to establish a "distance" between this view and said analysis image. The distance thus measures the difference between the view and the analysis image.

The distance may be determined after a processing of the view and of the analysis image so as to reveal, on one of the corresponding maps, a discriminating information item, for example a contour information item, as described above in the step C3) or in WO 2016 066651.

For each arrangement examined, a view is thus determined that provides a minimal distance with the analysis image. Each arrangement examined is thus associated with a minimal distance.

The minimal distances obtained for the different arrangements tested are then compared and, to define the optimal arrangement, the one which exhibits the smallest minimal distance is retained. The optimal arrangement thus exhibits a maximal match with the analysis image.

The search for the maximal match is performed preferably by means of a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably by simulated annealing.

On completion of the step d), an optimal arrangement of the optimal tooth models, that is to say the assembled model 26, is obtained.

In the optional **step e)**, one or more optimal tooth models are replaced by other tooth models, then there is a return to the step d) so as to maximize the match between the assembled model and the analysis image.

It is in fact possible for an optimal tooth model, in the "optimal" arrangement, to no longer exhibit a maximal match with the analysis image. In particular, the tooth model might have been observed in an "optimal" direction which provided a view exhibiting a minimal distance with the analysis image (reason why it was considered as optimal), but, in the optimal arrangement, it is no longer oriented according to the optimal direction.

A new search for an assembled model may therefore be performed by modifying the tooth models, for example by replacing the optimal tooth models with close tooth models.

The search for the tooth models to be tested is preferably performed by means of a metaheuristic method, preferably evolutionist, preferably by simulated annealing.

In the preferred embodiment, the method therefore implements a double optimization, on the tooth models and on the arrangement of the tooth models, the assembled model being the arrangement of a set of tooth models which provides the minimal distance with the analysis image, by considering all the possible tooth models and all the possible arrangements.

In the optional and preferred **step f)**, the method implements several analysis images of the arch of the patient, preferably more than 3, more than 5, more than 10, more than 50, preferably more than 100 analysis images. The assembled model is thus more complete. More preferably, the method implements an optimization such that the assembled model obtained is optimal in light of all of the analysis images. In other words, the assembled model is preferably the one which maximizes the match with all of the analysis images.

In the preferred embodiment, the method therefore implements a double or, preferably a triple optimization, on the tooth models on the one hand, on the arrangement of the tooth models and/or on a plurality of analysis images on the other hand, the assembled model being the arrangement of a set of tooth models which provides the mean minimal distance, over all of the analysis images, by considering all the possible tooth models and, preferably, all the possible arrangements.

According to one embodiment, in the step d) and/or e) and/or f), a metaheuristic, preferably evolutionist, method, preferably by simulated annealing, is used.

As now clearly appears, the invention thus makes it possible to construct an assembled dental arch model from simple analysis images, for example photographs taken by means of a cellphone. Obviously, the accuracy of the assembled model does not reach that of a scan. In some applications, for example to perform a first diagnosis of the dental situation of the patient, such an accuracy is not however essential.

The assembled model may therefore be used to analyze the orthodontic situation of the patient, according to the steps ii) to iv).

In the step ii), the assembled model is sent to an orthodontist and/or to a computer provided with diagnostic software.

In one embodiment, the assembled model is sent accompanied by a questionnaire filled out by the patient in order to improve the quality of the analysis in the step iv).

In the step iii), the orthodontist and/or the computer examines the assembled model. Unlike an updated image, the assembled model allows an observation from any angle. The analysis is advantageously more accurate.

In the step iv), the orthodontist and/or the computer informs the patient, for example by sending him or her a message on his or her telephone. This message may in particular inform the patient of an unfavorable situation and urge him or her to make an appointment with the orthodontist.

The orthodontist may also compare the assembled model with assembled models received previously for the same patient. The analysis thereof advantageously makes it possible to assess the trend of the situation. The message may thus inform the patient of an unfavorable change of his or her situation, which improves the prevention.

The assembled model may also be compared with one or more models obtained by scanning of the teeth or from a molding of the teeth of the patient, or with an updated reference model resulting from the implementation of a method described in WO 2016 066651.

Application to embedded monitoring

An image analysis according to the invention is also useful for guiding the acquisition of an image of a dental arch, in particular for establishing a remote diagnosis.

In particular, WO 2016/066651 describes a method in which an initial reference model is deformed so as to obtain an updated reference model allowing the acquisition of reference images exhibiting a maximal match with the "updated" images of the arch acquired at the updated instant.

The reference images are therefore views of the updated reference model, observed in virtual acquisition conditions which are the closest possible matches with the real acquisition conditions implemented to acquire the updated images of the arch of the patient.

The search for these virtual acquisition conditions is preferably performed by means of metaheuristic methods.

To speed up this search, WO 2016/066651 recommends performing a first rough assessment of the real acquisition conditions. For example, conditions which would correspond to a position of the acquisition apparatus at a distance from the teeth greater than 1 meter are excluded from the search.

There is however an ongoing need to speed up the execution of the method described in WO 2016/066651, and in particular, to search, more rapidly, for the virtual acquisition conditions exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions implemented to acquire an updated image of the arch of the patient.

One aim of the invention is to at least partially address this problem.

The invention proposes a method for acquiring an image of a dental arch of a patient, said method comprising the following steps:

a') activation of an image acquisition apparatus so as to acquire an image, called "analysis image", of said arch;

b') analysis of the analysis image by means of a deep learning device, preferably a neural network, trained by means of a learning base,
preferably according to a detailed analysis method according to the invention, so as to identify at least one analysis tooth zone representing a tooth on said analysis image, and to determine at least one tooth attribute value for said analysis tooth zone, or
according to a global analysis method according to the invention;

c') determination, for the analysis image, of a value for an image attribute, said value being a function of said tooth attribute value if a detailed analysis method according to the invention has been implemented in the preceding step;

d') optionally, comparison of said image attribute value with an instruction;

e') sending of an information message as a function of said comparison.

In one embodiment, in the step b'), all said analysis tooth zones are identified, and at least one tooth attribute value is determined for each analysis tooth zone, and, in the step c'), the value for the image attribute is determined as a function of said tooth attribute values.

In one embodiment, the step b') comprises the following steps:

1) preferably before the step a'), creation of a learning base comprising more than 1 000 dental arch images, or "historical images", each historical image comprising one or more zones each representing a tooth, or "historical tooth zones", to each of which, for said tooth attribute, a tooth attribute value is assigned;
2) training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;
3) submission of the analysis image to the deep learning device so that it determines at least one probability relating to:
   - the presence, at a location in said analysis image, of a zone representing, at least partially, a tooth, or "analysis tooth zone",
   - the attribute value of the tooth represented on said analysis tooth zone,
4) determination, as a function of said probability, of the presence of a tooth at a position represented by said analysis tooth zone, and of the attribute value of said tooth.

In one embodiment, the step b') comprises the following steps:

1') creation of a learning base comprising more than 1 000 dental arch images, or "historical images", each historical image comprising an attribute value for at least one image attribute, or "image attribute value";
2') training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;
3') submission of the analysis image to the deep learning device so that it determines, for said analysis image, at least one probability relating to said image attribute value.

In one embodiment, to create a historical image of the learning base, an operator, preferably an orthodontist,

- identifies one more "historical" tooth zones on an image, then assigns each identified historical tooth zone a value for at least one tooth attribute, and/or
- assigns an image a value for at least one tooth attribute.

In one embodiment, the information message is sent by the acquisition apparatus.

As will be seen in more detail hereinafter in the description, an acquisition method according to the invention therefore makes it possible to check whether an analysis image respects an instruction and, if it does not respect the instruction, to guide the operator in order for him or her to acquire a new analysis image. The method therefore allows an "embedded monitoring", preferably in the image acquisition apparatus.

In particular, to implement the method of WO 2016/066651, there may be a desire to acquire updated images from different acquisition directions, for example a front image, a right image and a left image. These updated images, acquired in succession, may be classified accordingly. The search for the virtual acquisition conditions exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions is speeded up thereby.

In effect, the search may begin from virtual acquisition conditions in which the virtual acquisition apparatus is in front, to the left or to the right of the updated reference model, depending on whether the updated image considered is classified as a front, left or right image, respectively.

The operator, generally the patient, may however make a mistake in the acquisition of the updated images. In particular, he or she may forget to take an updated image, for example the front view, or invert two updated images. Typically, the operator may take an image on the right whereas a left image is expected from him or her.

This inversion of the updated images may considerably slow down their processing. For example, if the updated image is assumed to be an image taken on the left but it was in error taken on the right, said search for the optimal virtual acquisition conditions, that is to say those exhibiting a maximal match with the real acquisition conditions, will begin from a starting point offering a left view of the reference model, whereas the optimal virtual acquisition conditions correspond to a right view. The search will therefore be considerably slowed down thereby.

By virtue of the invention, each updated image is an analysis image which may be analyzed and checked, preferably in real time.

For example, the acquisition method makes it possible to determine that the updated image has been "taken on the right" and compare this image attribute value with the instruction which had been given to the operator to take the updated image on the left. Since the attribute value of the updated image (image taken on the right) does not correspond to the instruction

(acquire an updated image on the left), the acquisition apparatus may immediately alert the operator in order for him or her to modify the acquisition direction.

An acquisition method is now described in detail.

In the step a'), the operator activates the image acquisition apparatus so as to acquire an analysis image.

In one embodiment, the operator triggers the acquisition apparatus so as to store the analysis image, preferably takes a photo or video of his or her teeth, preferably by means of a cellphone equipped with a camera.

The step a') may be performed like the acquisition of the updated images in the step B) described above.

In another embodiment, the analysis image is not stored. In particular, the analysis image may be the image which, in real time, appears on the screen of the cellphone of the operator, generally the patient.

In a first embodiment, **in the step b')**, the analysis image is analyzed according to a detailed analysis method according to the invention. This analysis preferably leads to the assignment of a tooth attribute value to each identified analysis tooth zone, for example to assigning a tooth number to each of the analysis tooth zones.

In the step c'), an attribute value of the analysis image is determined as a function of the tooth attribute values. The attribute value of the analysis image may relate to its general orientation and may for example take one of the following three values: "right photo", "left photo" and "front photo". The attribute value of the analysis image may also be the list of the tooth numbers represented, for example, "16, 17 and 18". The attribute value of the analysis image may also be, for example, the "presence" or "absence" of a dental, preferably orthodontic, appliance, or the state of opening of the mouth ("mouth open", "mouth closed").

In another embodiment, a global analysis method according to the invention is implemented in the step b'). Advantageously, such a method makes it possible to directly obtain a value for an image attribute, without having to determine values for a tooth attribute. It is therefore advantageously more rapid. The information resulting from a global analysis may however be less accurate than that resulting from a detailed analysis.

The steps a') to c') thus make it possible to characterize the analysis image.

The characterization of the analysis image makes it possible to guide the operator if the analysis image does not correspond to the expected image, for example because its quality is insufficient or because it does not represent the desired teeth.

In the step d'), the image attribute value of the analysis image is compared with an instruction.

For example, if the instruction was to acquire a right image and the image attribute value is "take on the left", the comparison leads to the conclusion that the image acquired is "unsatisfactory".

In the step e'), a message is sent to the operator, preferably by the acquisition apparatus.

Preferably, the information message relates to the quality of the image acquired and/or to the position of the acquisition apparatus in relation to said arch and/or to the setting of the acquisition apparatus and/or to the opening of the mouth and/or to the wearing of a dental, preferably orthodontic, appliance.

For example, if the image acquired is "unsatisfactory", the acquisition apparatus may emit a light, for example red, and/or ring, and/or generate a voice message, and/or vibrate, and/or display a message on its screen.

For example, if the image has to be acquired while the patient wears his or her dental appliance and this is not the case, the acquisition apparatus may send the message "wear your appliance for this image".

For example, if the image was acquired with the patient not sufficiently opening the mouth or with the mouth closed, the acquisition apparatus may send the message "open your mouth more for this image".

In one embodiment, the steps b') to c') are implemented only if the operator records the analysis image, that is to say he or she presses on the trigger. The message then prompts the operator to acquire a new analysis image. Optionally, the acquisition apparatus deletes the unsatisfactory analysis image.

In one embodiment, the steps b') to c') are implemented permanently when the acquisition apparatus is switched on and the analysis image is an image which appears on a screen of the acquisition apparatus. The acquisition apparatus may thus, for example, emit a red light as long as the analysis image is unsatisfactory, and emit a green light when the analysis

image is satisfactory. Advantageously, the acquisition apparatus then stores only analysis images which are satisfactory.

As now clearly emerges, the invention therefore allows an embedded monitoring upon the acquisition of analysis images. When applied to updated images of the method of WO 2016/066651, the steps a') to e') make it possible to check that these images do indeed conform to the need, and therefore to considerably speed up the execution of this method.

The steps d') and e') are optional. In one embodiment, the analysis image is only associated with its description, which specifies its image attribute value. This description also makes it possible to considerably speed up the execution of the method of WO 2016/066651 since, when the analysis image is used as updated image of this method, it makes it possible to approximately determine the real acquisition conditions of this image, by eliminating the risk of a rough error, for example because of a reversal between two images.

The steps d') and e') are however preferred. They make it possible for example to avoid having the operator forget a left image, or take two redundant right images.

Application to the monitoring of an orthodontic aligner

Conventionally, at the start of an orthodontic treatment, the orthodontist determines the positioning of the teeth that he or she wants to obtain at a so-called "set-up" instant of the treatment. The set-up may be defined by means of an imprint or from a three-dimensional scan of the teeth of the patient. The orthodontist then has manufactured, or manufactures, accordingly, an orthodontic appliance suited to this treatment.

The orthodontic appliance may be an orthodontic aligner. An aligner conventionally takes the form of a removable single-piece appliance, conventionally made of a transparent polymer material, which comprises a channel conformed for several teeth of an arch, generally all the teeth of an arch, to be able to be housed therein.

The form of the channel is adapted to hold the aligner in position on the teeth, while exerting an action of correction of the positioning of certain teeth (figures 14 and 15).

At the start of the treatment, the shapes that the different aligners have to take at different moments of the treatment are conventionally determined, then the set of corresponding aligners is manufactured. At predetermined instants, the patient changes the aligner.

The treatment by means of aligners is advantageously less stressful for the patient. In particular, the number of appointments with the orthodontist is limited. Furthermore, there is less pain than with a metal orthodontic brace attached to the teeth.

The market for orthodontic aligners is therefore on the increase.

At regular intervals, the patient goes to the orthodontist for a visual inspection, notably to check whether the displacement of the teeth conforms to the expectations and whether the aligner worn by the patient is still suited to the treatment.

If the orthodontist diagnoses an unsuitability to the treatment, he or she takes a new imprint of the teeth, or, in an equivalent manner, a new three-dimensional scan of the teeth, then orders a new series of aligners configured accordingly. It is considered that, on average, the number of aligners finally manufactured is approximately 45, instead of 20 aligners conventionally provided at the start of the treatment.

The need to have to go to the orthodontist is a constraint for the patient. The trust of the patient in his or her orthodontist may also be affected. The inadequacy may be unsightly. Finally, the result thereof is an additional cost.

The number of inspection visits to the orthodontist must therefore be limited.

There is a need for solutions addressing these problems.

One aim of the invention is to at least partially address this need.

The invention provides a method for assessing the shape of an orthodontic aligner, said method comprising the following steps:

a") acquisition of at least one image at least partially representing the aligner in a service position in which it is worn by a patient, called "analysis image";

b") analysis of the analysis image by means of a deep learning device, preferably a neural network, trained by means of a learning base, so as to determine a value

for at least one tooth attribute of an "analysis tooth zone" of the analysis image, the tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the analysis tooth zone, and the aligner represented on the analysis image, and/or

for an image attribute of the analysis image, the image attribute relating to a separation between at least one tooth represented on the analysis image, and the aligner represented on said analysis image;

c") preferably, assessment of the suitability of the aligner as a function of the value of said tooth or image attribute;

d") preferably, sending of an information message as a function of said assessment.

As will be seen in more detail hereinafter in the description, an assessment method according to the invention considerably simplifies the assessment of the good suitability of the aligner to the treatment, while making this assessment particularly reliable. In particular, the method may be implemented from simple photographs or films, taken with no particular precautions, for example by the patient. The number of appointments with the orthodontist may therefore be limited.

Preferably, in the step b''), all said analysis tooth zones are identified, and the value of said tooth attribute is determined for each analysis tooth zone, and, in the step c''), the suitability of the aligner is determined as a function of said tooth attribute values.

Preferably, said tooth attribute is chosen from the group formed by a maximal separation along the free edge of the tooth, a mean separation along the free edge of the tooth, and said image attribute is chosen from the group formed by a maximal separation along all of the teeth represented, a mean separation along the free edges of all of the teeth represented, an overall acceptability of the separation of the teeth represented.

The tooth attribute relating to a separation may in particular be the existence of a separation, this attribute being able to take the tooth attribute values "yes" or "no"; or a value measuring the scale of the separation, for example an observed maximal separation or an assessment in relation to a scale.

In the step b''), a detailed analysis method according to the invention is preferably implemented, a tooth attribute of each historical tooth zone of each historical image of the learning base relating to a separation between the tooth represented by the historical tooth zone, and an aligner worn by said tooth and represented on said historical image.

Preferably, the step b'') comprises the following steps:

b"1) preferably before the step a''), creation of a learning base comprising more than 1000, preferably more than 5000, preferably more than 10 000 images of dental arches, or "historical images", each historical image representing an aligner worn by a "historical" patient and comprising one or more zones each representing a tooth, or "historical tooth zones", to each of which is assigned, for at least one tooth

attribute relating to a separation between the tooth represented by the historical tooth zone considered, and the aligner represented, a tooth attribute value;

b"2) learning of a deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

b"3) submission of the analysis image to the deep learning device for the deep learning device to determine at least one probability relating to

- the presence, at a location of said analysis image, of an analysis tooth zone, and
- the tooth attribute value of the tooth represented on said analysis tooth zone;

b"4) determination, as a function of said probability, of the presence of a separation between the aligner and the tooth represented by said analysis tooth zone, and/or of an amplitude of said separation.

The steps b''1) to b''4) may comprise one or more of the features, possibly optional, of the steps 1) to 4) described above, respectively.

In one embodiment, in the step b''), a global analysis method according to the invention is implemented, an image attribute of each historical image of the learning base relating to a separation between at least one tooth represented on the historical image, and an aligner worn by said tooth and represented on said historical image.

Preferably, the step b'') comprises the following steps:

b"1') creation of a learning base comprising more than 1000 images of dental arches, or "historical images", each historical image comprising an attribute value for at least one image attribute, or "image attribute value", relating to a separation between at least one tooth represented on the analysis image, and the aligner represented on said analysis image;

b"2') training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

b"3') submission of the analysis image to the deep learning device for it to determine, for said analysis image, at least one probability relating to said image attribute value, and determination, as a function of said probability, of the presence of a separation between the aligner and the tooth or teeth represented on the analysis image, and/or of an amplitude of said separation.

The steps b''1') to b''3') may comprise one or more of the features, possibly optional, of the steps 1') to 3') described above, respectively.

The method is now described when a detailed analysis is implemented in the step b").

Prior to the step a''), the learning base must be enriched, preferably according to an enrichment method according to the invention, in order to contain historical images whose description specifies, for each of the historical tooth zones, a value for the tooth attribute relating to the separation.

This information may be input manually. For example, an image representing one or more so-called "historical" tooth zones may be presented to an operator, preferably an orthodontist, and he or she may be asked to identify these historical tooth zones and indicate, for each historical tooth zone, whether there is a separation or not and/or assess the amplitude of this separation.

A historical image may be a photo representing an aligner worn by a historical patient. Alternatively, a historical image may be the result of a processing of an image representing a naked dental arch (that is to say without aligner) and of an image representing the same arch bearing the aligner. The image representing the naked arch may in particular be a view of a model of the arch deformed to obtain a maximal match with the image representing the arch bearing the aligner. Such a processing may in particular be useful for better revealing the outline of the teeth and of the aligner when the teeth are not very visible through the aligner.

In the step a''), the acquisition of the analysis image may be performed like the acquisition of the updated images in the step B) described above.

Preferably, at least one reminder informing the patient of the need to create an analysis image is addressed to the patient. This reminder may be in paper form or, preferably, in electronic form, for example in the form of an email, of an automatic alert from a dedicated mobile device or an SMS. Such a reminder may be sent by the orthodontic practice or laboratory or by the dentist or by the dedicated mobile application of the patient, for example.

The step a'') is performed at the moment when the assessment of the shape of an aligner is desired, for example more than 1 week after the start of the treatment with the aligner.

The analysis image is an image representing the aligner worn by the teeth of the patient.

In the step b''), the analysis image is analyzed according to a detailed analysis method according to the invention.

The deep learning device has been trained by means of a learning base containing historical images whose description specifies, for at least one, preferably each historical tooth zone, a value for a tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the historical tooth zone and the aligner worn by said tooth and represented on said historical image.

The value for this tooth attribute therefore provides an information item relating to the shape of the aligner relative to the shape of the teeth of the patient.

The value for this tooth attribute can be a measurement of the separation, for example a measurement of the maximum separation, or of the mean separation for the tooth represented by the historical tooth zone.

The deep learning device is therefore capable of analyzing the analysis image to determine, preferably for each of the "analysis tooth zones", the existence, even the extent, of a separation of the aligner of the tooth represented on the analysis tooth zone.

In the step c''), an assessment is made, as a function of the results of the preceding step, as to the compatibility the aligner. For example, a search is conducted to see if the separation of the aligner with at least one tooth exceeds an acceptability threshold and, in this case, a decision is made as to the replacement of the aligner by a better suited aligner.

The suitability of the aligner can be assessed in the context of an orthodontic treatment (separation compatible or not with the orthodontic treatment) but also in the context of a non-therapeutic, in particular esthetic, treatment. Aligners can indeed be used to displace teeth for purely esthetic purposes, without this displacement modifying the state of health of the patient. The suitability of the aligner can also be assessed in the context of a research program concerning the effectiveness of the aligner, for example to assess a new material for the aligner, on a human being or on another animal.

In the step d''), an information item relating to the assessment in the preceding step is sent, in particular to the patient and/or the orthodontist.

The orthodontist can then use this information, possibly in combination with additional information, for example the age of the patient or the duration for which the aligner has been worn, to establish a diagnosis and, if necessary, decide on a suitable treatment.

In one embodiment, the method comprises, in the step b''), a global analysis according to the invention. The other steps are unchanged.

The analysis of the analysis image and of the historical images is then performed globally, without identification of the individual situation of each of the teeth represented and the image attribute relates to the image as a whole.

For example, the image attribute relating to the separation may relate to the acceptability of a dental situation, the cause of one or more separations, or relate to the global scale of the separation or separations of the teeth. For example, the value of the image attribute may be "globally acceptable" or "globally unacceptable". The value of the image attribute can also, for example, be a measurement of the separation, for example a measurement of the maximum separation, or of the mean separation between the teeth represented on the analysis image and the aligner.

As now clearly emerges, a method according to the invention makes it possible, from simple photos or a simple film, to determine whether the aligner is abnormally detached, even, if a detailed analysis was performed in the step b''), to determine the regions in which the aligner is separated from the teeth and assess the scale of this separation.

The invention also relates to a method for adapting an orthodontic treatment, a method in which a method for assessing the shape of an orthodontic aligner according to the invention is implemented, then, as a function of the result of said assessment, a new aligner is manufactured and/or the patient is counseled, for example for him or her to improve the conditions of use of his or her orthodontic aligner, in particular the positioning and/or the time bands when it should be worn and/or the maintenance of his or her orthodontic aligner, in order to optimize the treatment.

The use of aligners is not limited to therapeutic treatments. In particular, an assessment method may be implemented to assess an aligner exclusively used for esthetic purposes.

The method may also be used to assess other dental, in particular orthodontic, parts or appliances.

Computer program

The invention relates also:

- to a computer program, and in particular a dedicated application for cellphones, comprising program code instructions for the execution of one or more steps of any method according to the invention, when said program is run by a computer,

- to a computer medium on which such a program is stored, for example a memory or a CD-ROM.

Obviously, the invention is not limited to the embodiments described above and represented.

In particular, the patient is not necessarily a human being. A method according to the invention may be used for another animal.

The patient could be alive or dead. He is preferably alive.

The methods of the invention may be used for an orthodontic treatment, but also out of any orthodontic treatment, and even out of any therapeutic treatment.

CLAIMS

1. A method for assessing the shape of an orthodontic aligner, said method comprising the following steps:

a") acquisition of at least one image at least partially representing the aligner in a service position in which it is worn by a patient, called "analysis image";

b") analysis of the analysis image by means of a deep learning device, preferably a neural network, trained by means of a learning base, so as to determine a value

for at least one tooth attribute of an "analysis tooth zone" representing, at least partially, a tooth on said analysis image, the tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the analysis tooth zone, and the aligner represented on the analysis image, and/or

for an image attribute of the analysis image, the image attribute relating to a separation between at least one tooth represented on the analysis image, and the aligner represented on said analysis image.

2. The method as claimed in claim 1, comprising, after the step b''), step c'') as follows:

c") assessment of the suitability of the aligner as a function of the value of said tooth or image attribute.

3. The method as claimed in claim 2, in which, in the step b''), all said analysis tooth zones are identified, and the tooth attribute value is determined for each analysis tooth zone, and, in the step c''), the suitability of the aligner is determined as a function of said tooth attribute values.

4. The method as claimed in claim 1, in which said tooth attribute is chosen from a tooth number, a tooth type, a tooth shape parameter, a tooth appearance parameter, a parameter relating to the state of the tooth, an age for the patient, or a combination of these attributes.

5. The method as claimed in claim 1, in which the step b'') comprises the following steps:

1) preferably before the step a''), creation of a learning base comprising more than 1000 images of dental arches, or "historical images", each historical image representing an aligner worn by a "historical" patient and comprising one or more zones each representing a tooth, or "historical tooth zones", to each of which, for at least one

tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the historical tooth zone considered, and the aligner represented, a tooth attribute value is assigned;

2) training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

3) submission of the analysis image to the deep learning device for it to determine at least one probability relating to:
   - the presence, in a location of said analysis image, of an analysis tooth zone, and
   - the attribute value of the tooth represented on said analysis tooth zone;

4) determination, as a function of said probability, of the presence of a separation of the aligner and of the tooth represented by said analysis tooth zone, and/or of an amplitude of said separation.

6. The method as claimed in claim 1, in which the step b'') comprises the following steps:

1') creation of a learning base comprising more than 1000 images of dental arches, or "historical images", each historical image comprising an attribute value for at least one image attribute, or "image attribute value", the image attribute relating to a separation between the tooth or teeth and the aligner represented on the historical image;

2') training of at least one deep learning device, preferably a neural network, by means of the learning base;

3') submission of the analysis image to the deep learning device for it to determine, for said analysis image, at least one probability relating to said image attribute value.

7. The method as claimed in claim 1, in which the learning base is constructed according to the following steps:

A) at an "updated" instant, production of a model of a dental arch of a patient, or "updated reference model", and segmentation of the updated reference model so as to produce, for each tooth, a "tooth model", and, for at least one tooth attribute, assignment of a tooth attribute value to each tooth model;

B) acquisition of at least one image of said arch, or "updated image", in real acquisition conditions;

C) for each updated image, search for virtual acquisition conditions suitable for an acquisition of an image of the updated reference model, called "reference image",

exhibiting a maximum match with the updated image in said virtual acquisition conditions, and acquisition of said reference image;

D) identification, in the reference image, of at least one zone representing a tooth model, or "reference tooth zone" and, by comparison of the updated image and of the reference image, determination, in the updated image, of a zone representing said tooth model, or "updated tooth zone";

E) assignment, to said updated tooth zone, of the tooth attribute value of said tooth model;

F) addition of the updated image enriched with a description of said updated tooth zone and its tooth attribute value, or "historical image", in the learning base.

8. The method as claimed in claim 1, in which the learning base is constructed according to the following steps:

A') at an initial instant, production of a model of a dental arch of a patient, or "initial reference model", and segmentation of the initial reference model so as to produce, for each tooth, a "tooth model", and, for at least one tooth attribute, assignment of a tooth attribute value to each tooth model;

B') at an updated instant, acquisition of at least one image of said arch, or "updated image", in real acquisition conditions;

C') search, by deformation of the initial reference model, for an updated reference model and virtual acquisition conditions suitable for an acquisition of an image of the updated reference model, called "reference image", exhibiting a maximum match with the updated image in said virtual acquisition conditions;

D) identification, in the reference image, of at least one zone representing a tooth model, or "reference tooth zone" and, by comparison of the updated image and the reference image, determination, in the updated image, of a zone representing said tooth model, or "updated tooth zone";

E) assignment, to said updated tooth zone, of the tooth attribute value of said tooth model;

F) addition of the updated image enriched with a description of said updated tooth zone and its tooth attribute value, or "historical image", in the learning base.

9. The method as claimed in claim 1, in which, to create a historical image of the learning base, an operator, preferably an orthodontist,

- identifies one or more "historical" tooth zones on an image, called then assigns, to each identified historical tooth zone, a value for at least one tooth attribute, and/or
- assigns to an image a value for at least one tooth attribute.

10. The method as claimed in claim 1, in which, in the step a''), a cellphone is used to acquire the analysis image.

11. The method as claimed in claim 2, comprising, after the step c''), a step d'') as follows:

d") sending of an information message as a function of said assessment.

12. The method as claimed in claim 2, in which, as a function of the result of said assessment, a new aligner is manufactured.

ABSTRACT

DENTAL MONITORING

"Method for analyzing an image of a dental arch"

A method for assessing the shape of an orthodontic aligner, said method comprising the following steps:

a'') acquisition of at least one image at least partially representing the aligner in a service position in which it is worn by a patient, called "analysis image";

b'') analysis of the analysis image by means of a deep learning device, preferably a neural network, trained by means of a learning base, so as to determine a value

for at least one tooth attribute of an "analysis tooth zone" representing, at least partially, a tooth on said analysis image, the tooth attribute relating to a separation between the tooth represented by the analysis tooth zone, and the aligner represented on the analysis image, and/or

for an image attribute of the analysis image, the image attribute relating to a separation between at least one tooth represented on the analysis image, and the aligner represented on said analysis image.

No figure for the abstract.

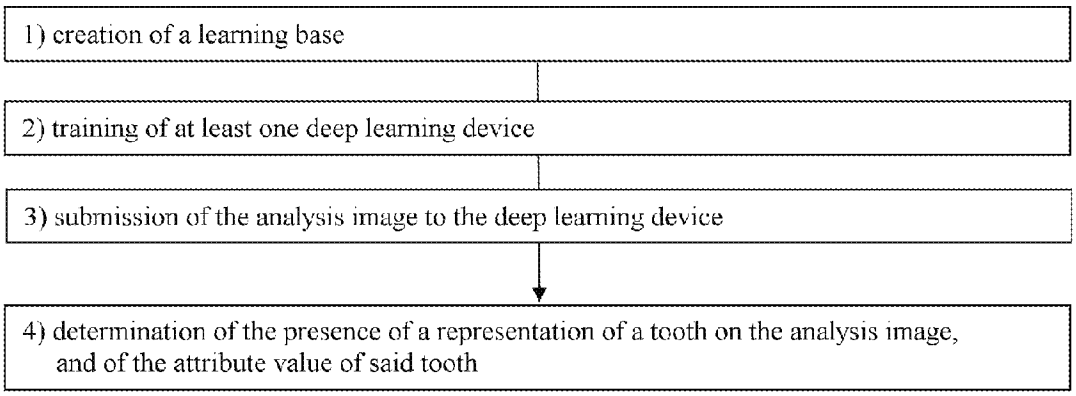

1) creation of a learning base
2) training of at least one deep learning device
3) submission of the analysis image to the deep learning device
4) determination of the presence of a representation of a tooth on the analysis image, and of the attribute value of said tooth

Fig. 1

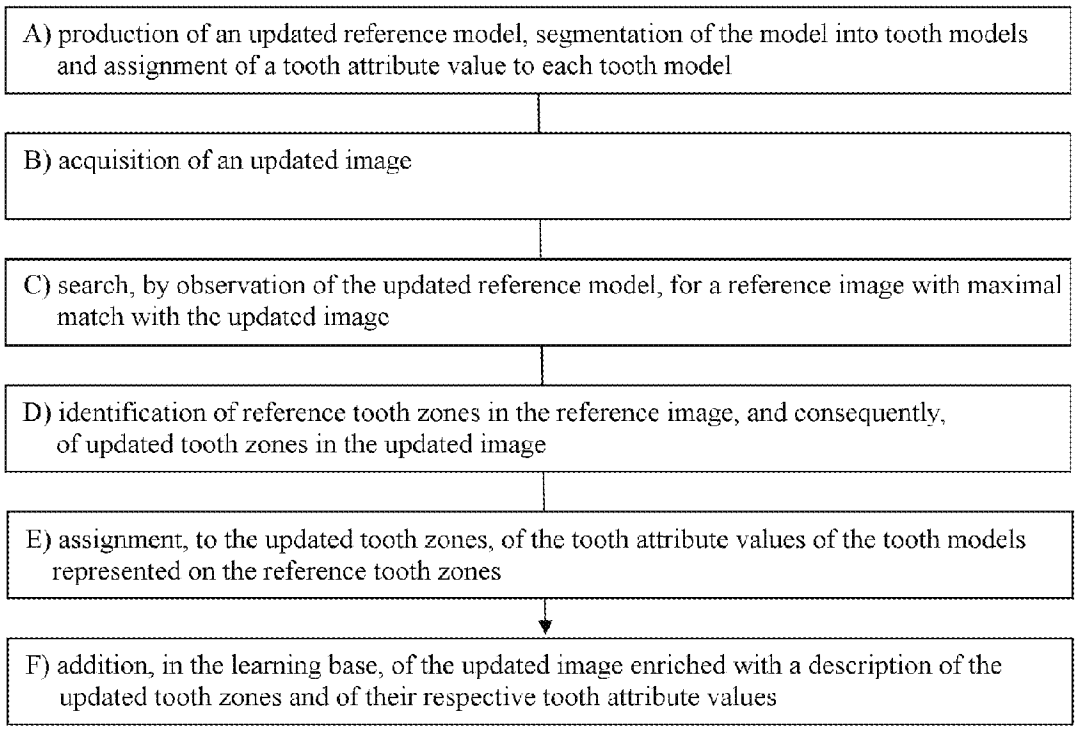

A) production of an updated reference model, segmentation of the model into tooth models and assignment of a tooth attribute value to each tooth model
B) acquisition of an updated image
C) search, by observation of the updated reference model, for a reference image with maximal match with the updated image
D) identification of reference tooth zones in the reference image, and consequently, of updated tooth zones in the updated image
E) assignment, to the updated tooth zones, of the tooth attribute values of the tooth models represented on the reference tooth zones
F) addition, in the learning base, of the updated image enriched with a description of the updated tooth zones and of their respective tooth attribute values

Fig. 2

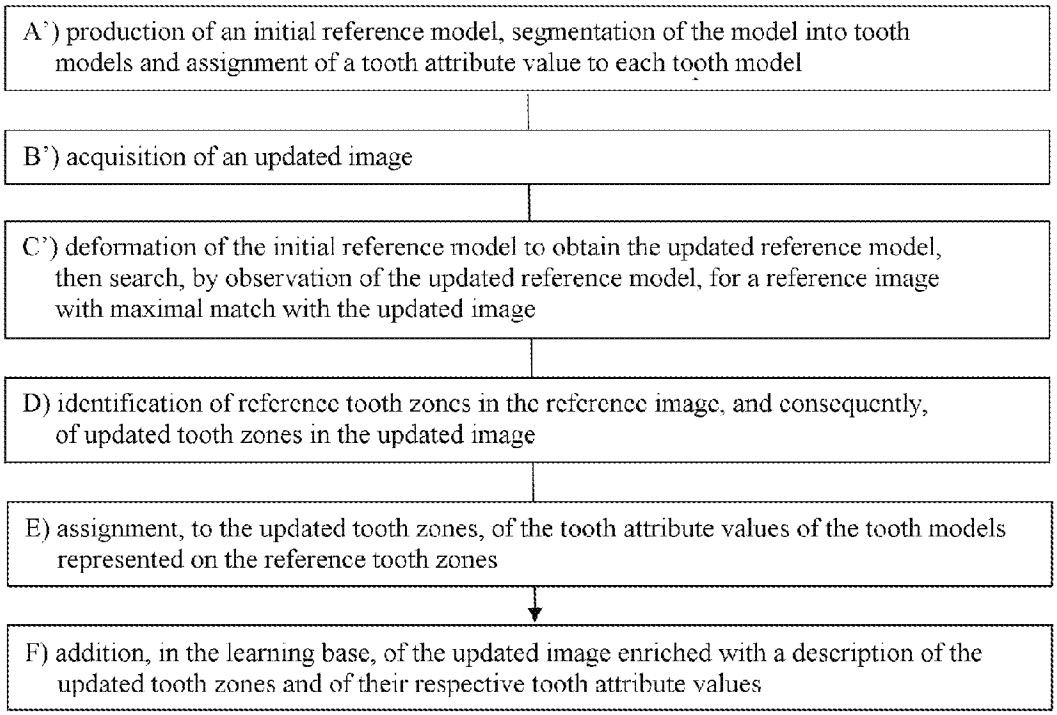

A') production of an initial reference model, segmentation of the model into tooth models and assignment of a tooth attribute value to each tooth model
B') acquisition of an updated image
C') deformation of the initial reference model to obtain the updated reference model, then search, by observation of the updated reference model, for a reference image with maximal match with the updated image
D) identification of reference tooth zones in the reference image, and consequently, of updated tooth zones in the updated image
E) assignment, to the updated tooth zones, of the tooth attribute values of the tooth models represented on the reference tooth zones
F) addition, in the learning base, of the updated image enriched with a description of the updated tooth zones and of their respective tooth attribute values

Fig. 3

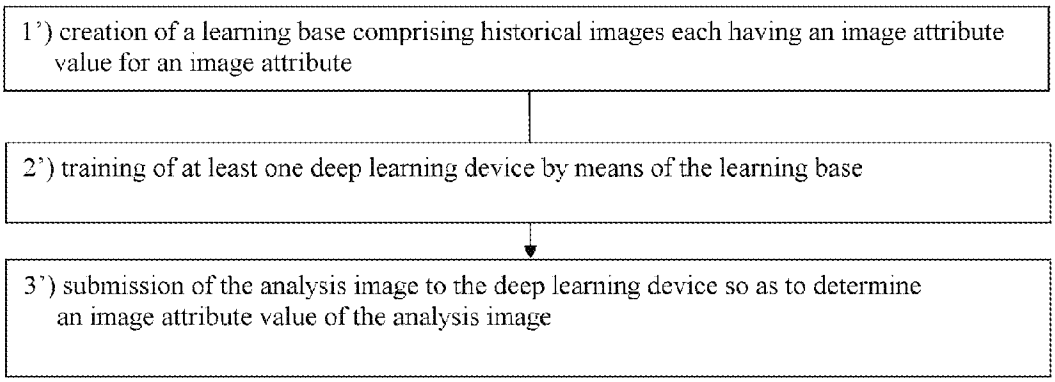

1') creation of a learning base comprising historical images each having an image attribute value for an image attribute
2') training of at least one deep learning device by means of the learning base
3') submission of the analysis image to the deep learning device so as to determine an image attribute value of the analysis image

Fig. 4

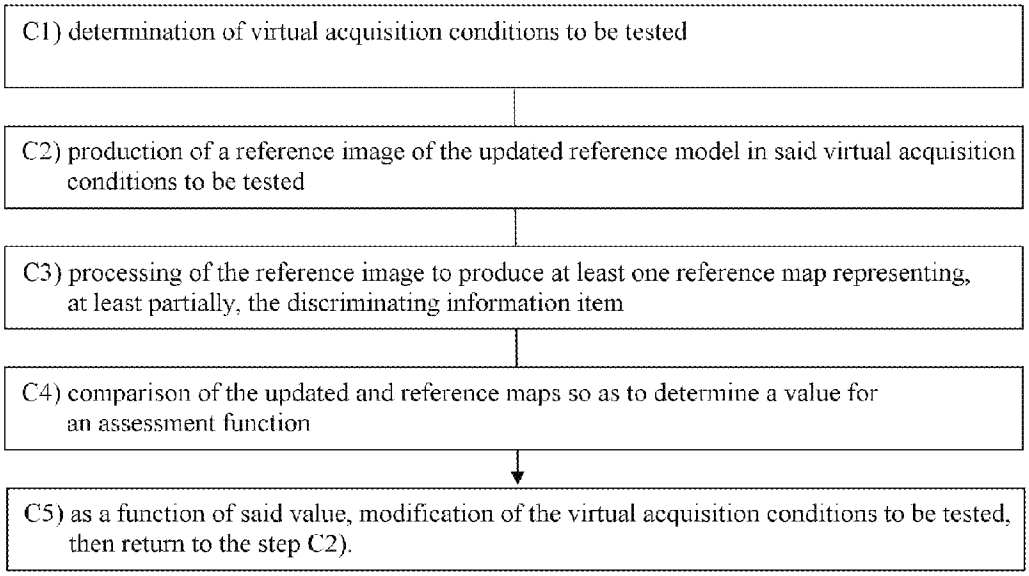

C1) determination of virtual acquisition conditions to be tested
C2) production of a reference image of the updated reference model in said virtual acquisition conditions to be tested
C3) processing of the reference image to produce at least one reference map representing, at least partially, the discriminating information item
C4) comparison of the updated and reference maps so as to determine a value for an assessment function
C5) as a function of said value, modification of the virtual acquisition conditions to be tested, then return to the step C2).

Fig. 5

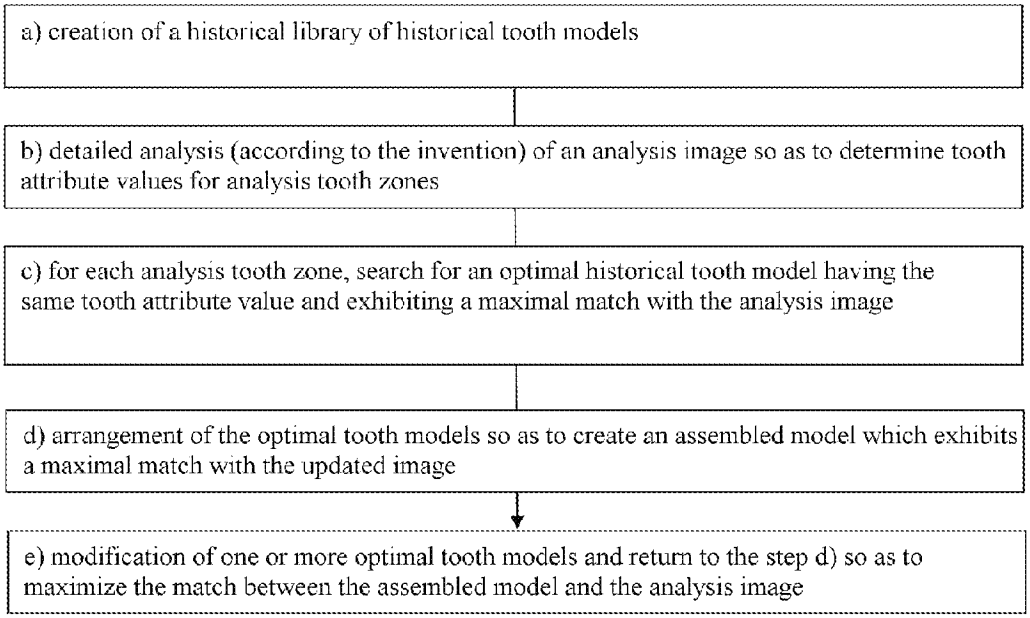

a) creation of a historical library of historical tooth models
b) detailed analysis (according to the invention) of an analysis image so as to determine tooth attribute values for analysis tooth zones
c) for each analysis tooth zone, search for an optimal historical tooth model having the same tooth attribute value and exhibiting a maximal match with the analysis image
d) arrangement of the optimal tooth models so as to create an assembled model which exhibits a maximal match with the updated image
e) modification of one or more optimal tooth models and return to the step d) so as to maximize the match between the assembled model and the analysis image

Fig. 6

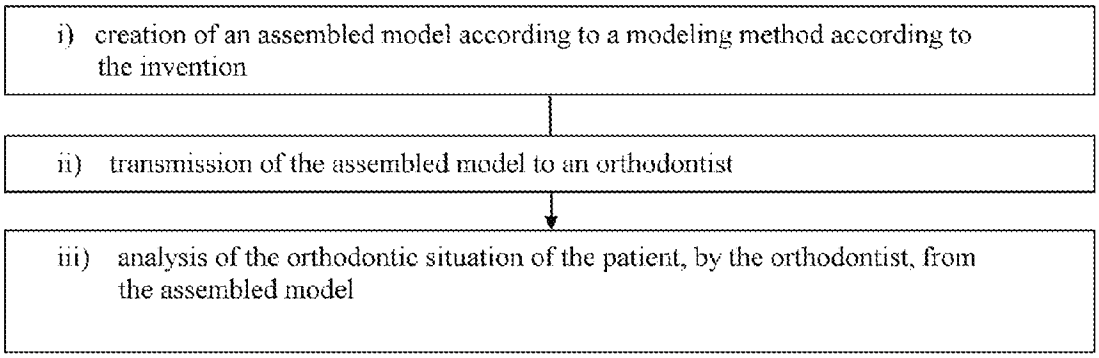

i) creation of an assembled model according to a modeling method according to the invention
ii) transmission of the assembled model to an orthodontist
iii) analysis of the orthodontic situation of the patient, by the orthodontist, from the assembled model

Fig. 7

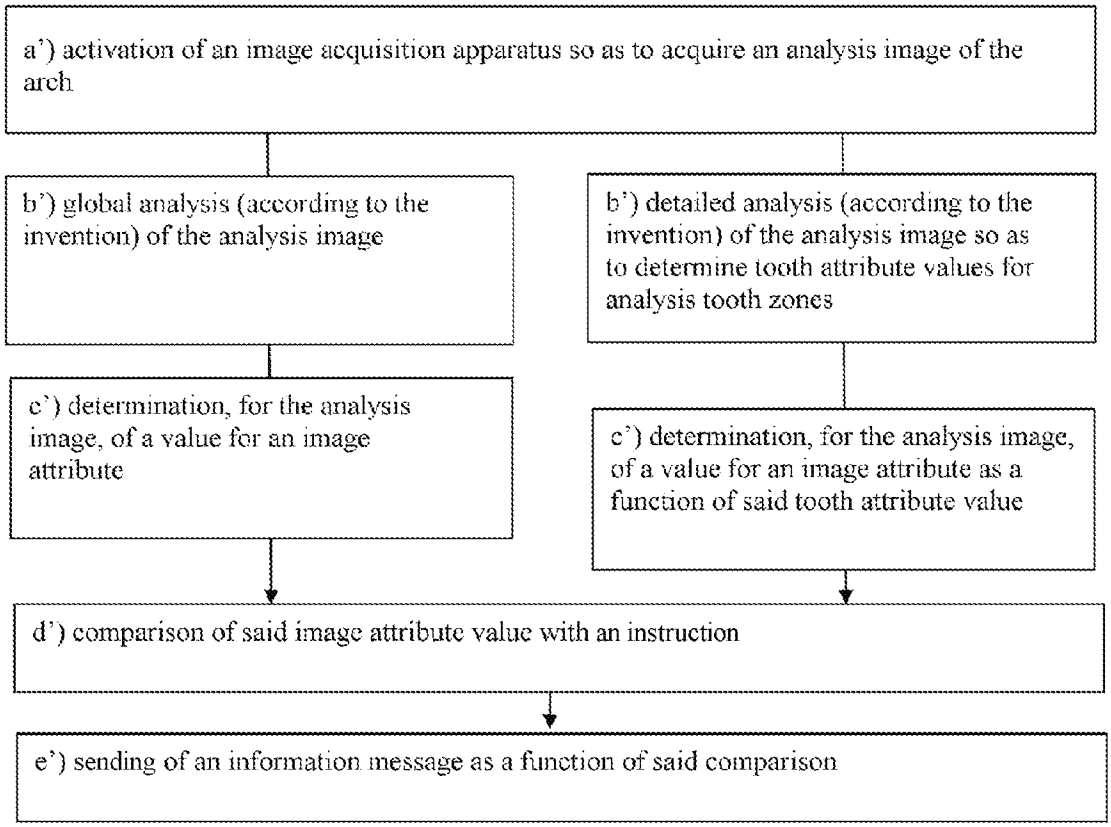

a') activation of an image acquisition apparatus so as to acquire an analysis image of the arch
b') global analysis (according to the invention) of the analysis image
b') detailed analysis (according to the invention) of the analysis image so as to determine tooth attribute values for analysis tooth zones
c') determination, for the analysis image, of a value for an image attribute
c') determination, for the analysis image, of a value for an image attribute as a function of said tooth attribute value
d') comparison of said image attribute value with an instruction
e') sending of an information message as a function of said comparison

Fig. 8

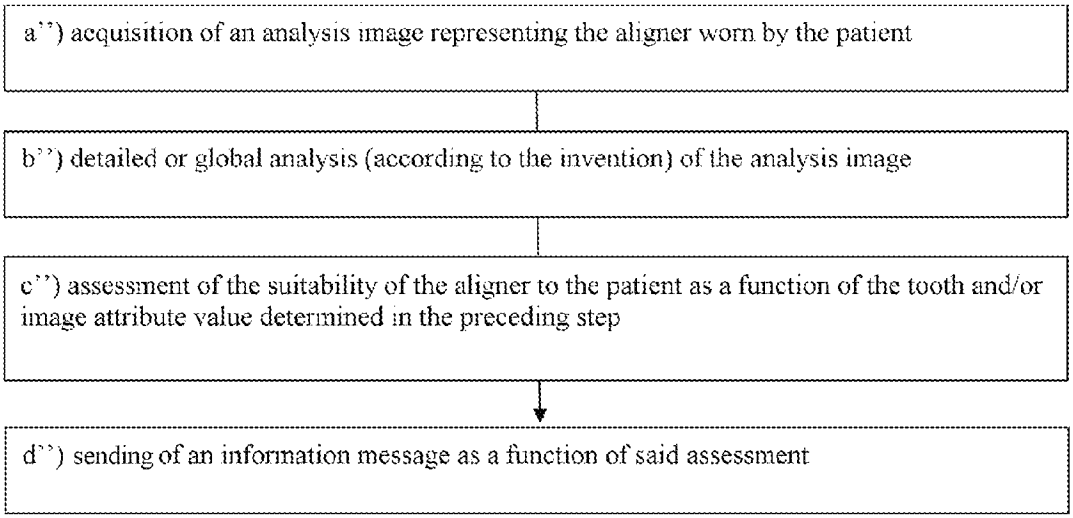

a'') acquisition of an analysis image representing the aligner worn by the patient
b'') detailed or global analysis (according to the invention) of the analysis image
c'') assessment of the suitability of the aligner to the patient as a function of the tooth and/or image attribute value determined in the preceding step
d'') sending of an information message as a function of said assessment

Fig. 9

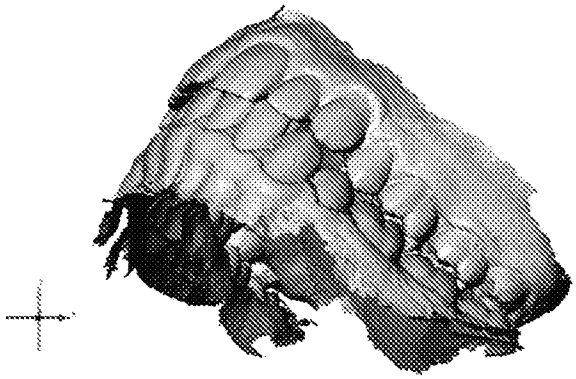


Fig.10

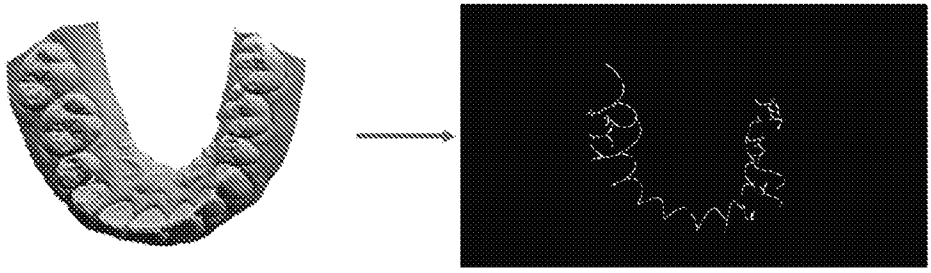


Fig. 11a

Fig. 11b



Fig. 11c

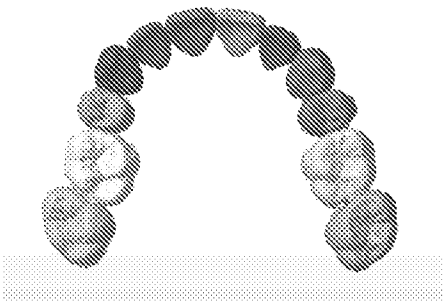


Fig. 11d

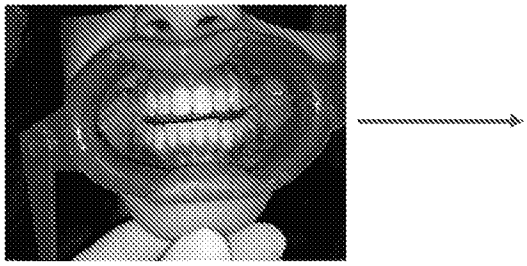


Fig. 12a

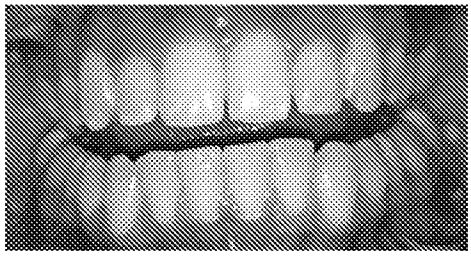


Fig. 12b

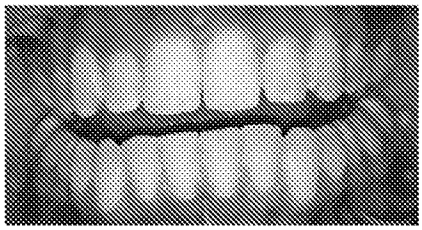


Fig. 12c

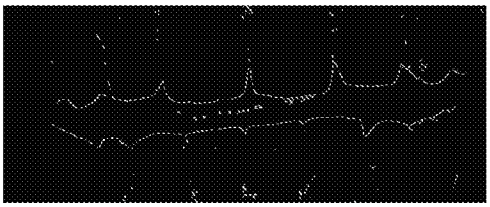


Fig. 12d

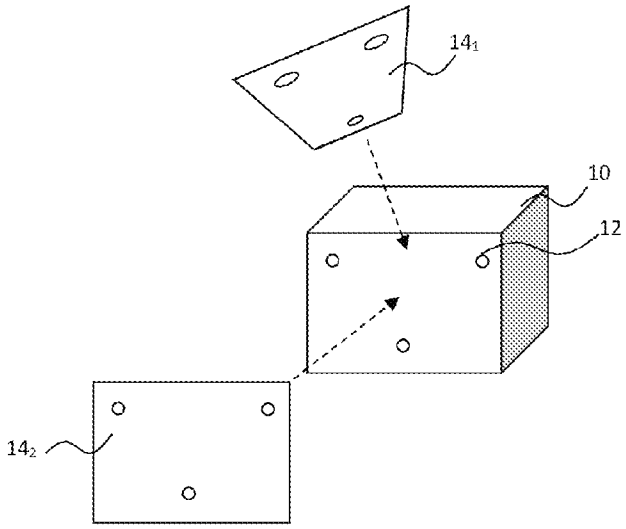


Fig. 13

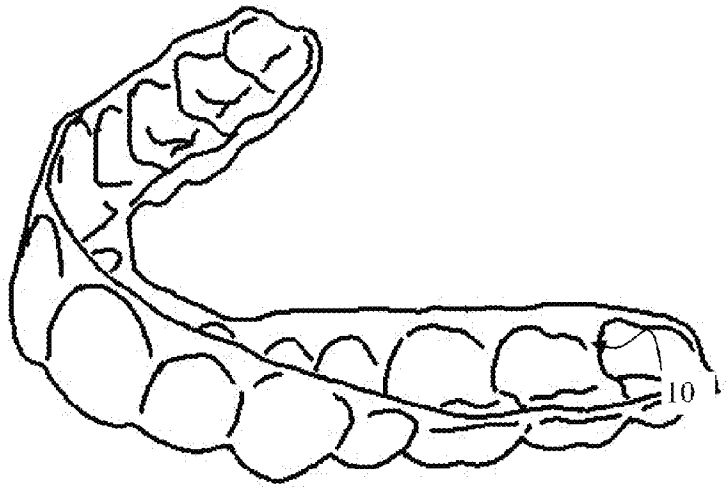


Fig. 14

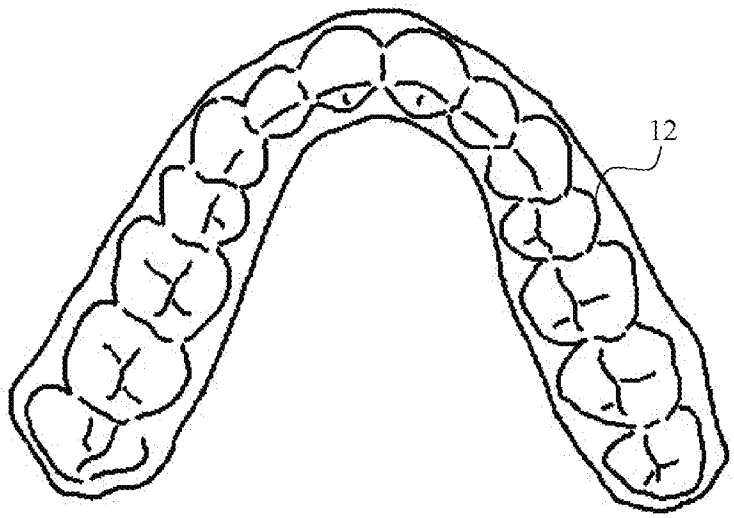


Fig. 15

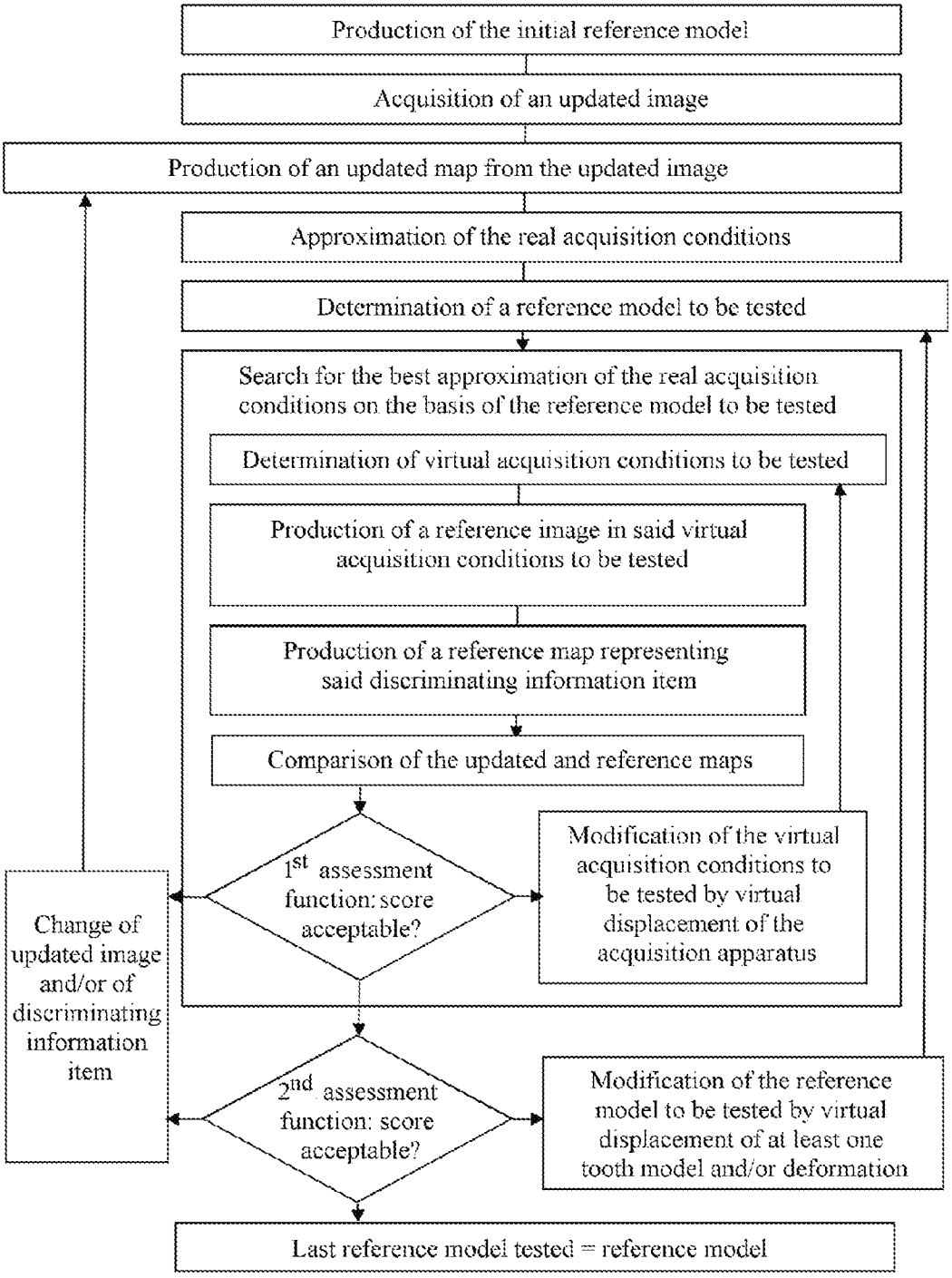

Production of the initial reference model
Acquisition of an updated image
Production of an updated map from the updated image
Approximation of the real acquisition conditions
Determination of a reference model to be tested
Search for the best approximation of the real acquisition conditions on the basis of the reference model to be tested
Determination of virtual acquisition conditions to be tested
Production of a reference image in said virtual acquisition conditions to be tested
Production of a reference map representing said discriminating information item
Comparison of the updated and reference maps
1st assessment function: score acceptable?
Modification of the virtual acquisition conditions to be tested by virtual displacement of the acquisition apparatus
Change of updated image and/or of discriminating information item
2nd assessment function: score acceptable?
Modification of the reference model to be tested by virtual displacement of at least one tooth model and/or deformation
Last reference model tested = reference model

Fig. 16

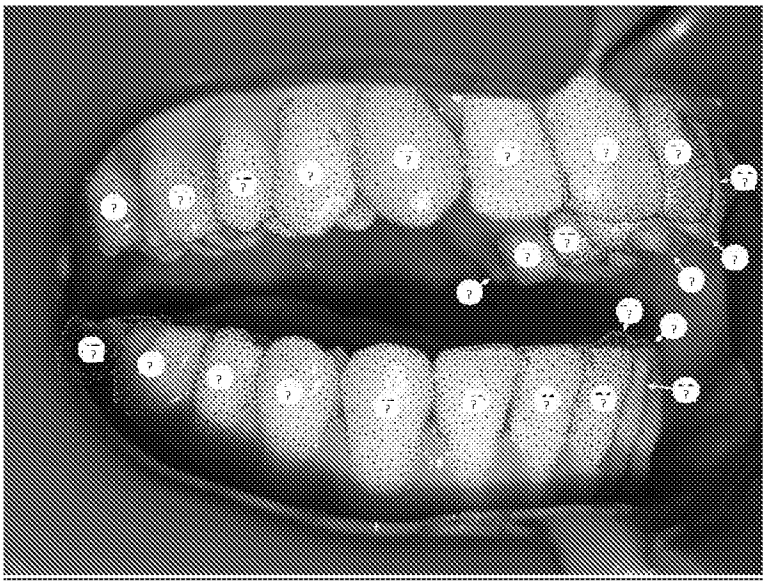


Fig. 17a

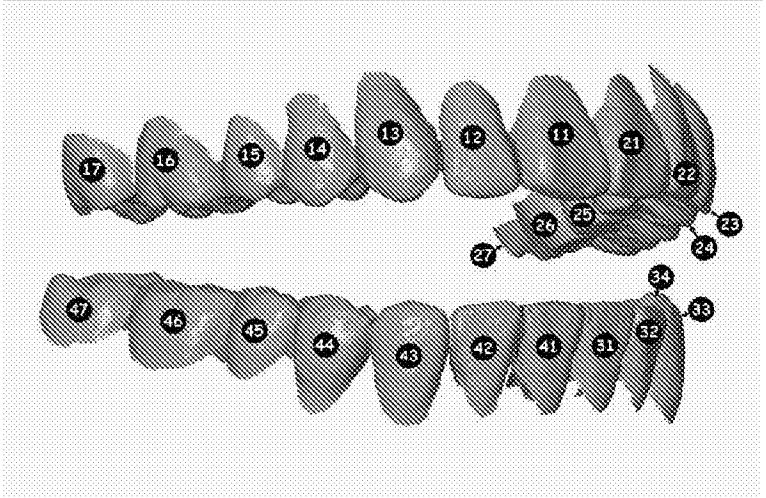


Fig. 17b

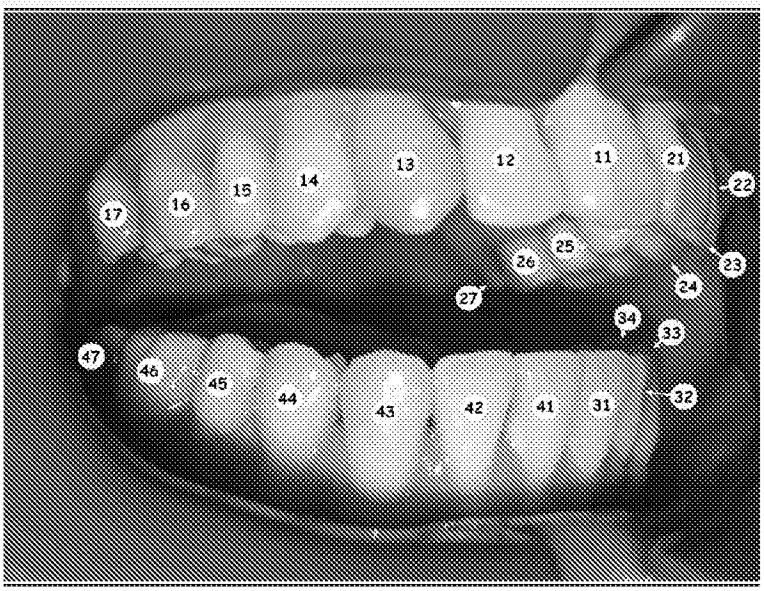


Fig. 17c

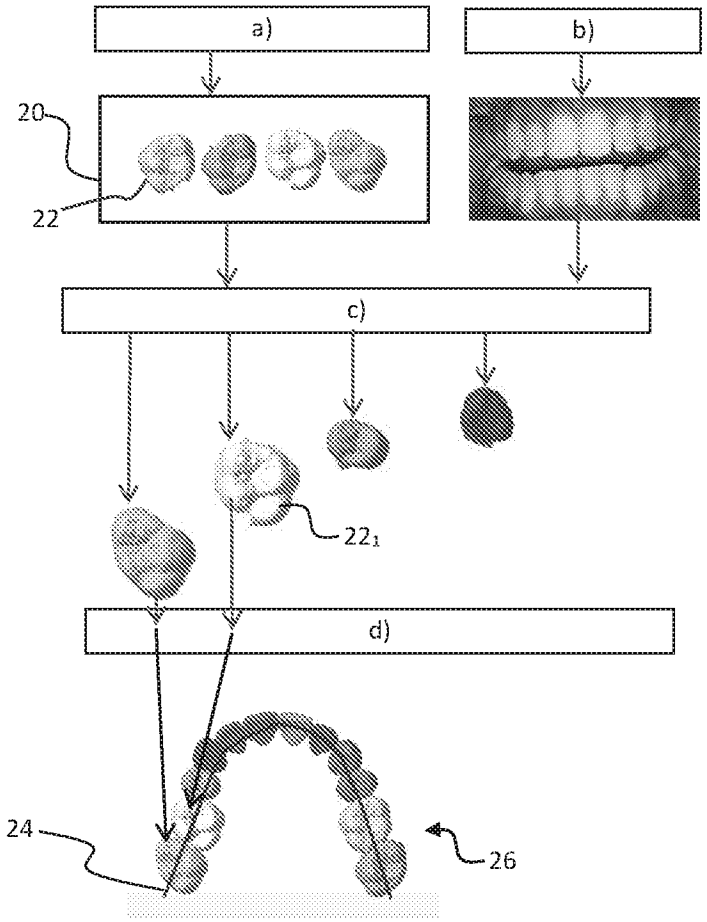


Fig. 18

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

The application data sheet is part of the provisional or nonprovisional application for which it is being submitted. The following form contains the bibliographic data arranged in a format specified by the United States Patent and Trademark Office as outlined in 37 CFR 1.76.
This document may be completed electronically and submitted to the Office in electronic format using the Electronic Filing System (EFS) or the document may be printed and included in a paper filed application.

Secrecy Order 37 CFR 5.2:

☐ Portions or all of the application associated with this Application Data Sheet may fall under a Secrecy Order pursuant to 37 CFR 5.2 (Paper filers only. Applications that fall under Secrecy Order may not be filed electronically.)

Inventor Information:

Inventor 1 Remove

Legal Name

Prefix	Given Name	Middle Name	Family Name	Suffix
	Philippe		SALAH	

Residence Information (Select One) ○ US Residency ◉ Non US Residency ○ Active US Military Service

City	Bagnolet	Country of Residence i	FR

Mailing Address of Inventor:

Address 1	18 rue Edouard VAILLANT		
Address 2			
City	Bagnolet	State/Province	
Postal Code	FR- 93170	Country i	FR

Inventor 2 Remove

Legal Name

Prefix	Given Name	Middle Name	Family Name	Suffix
	Thomas		PELLISSARD	

Residence Information (Select One) ○ US Residency ◉ Non US Residency ○ Active US Military Service

City	CLICHY	Country of Residence i	FR

Mailing Address of Inventor:

Address 1	13 avenue Anatole France		
Address 2			
City	CLICHY	State/Province	
Postal Code	FR-92110	Country i	FR

Inventor 3 Remove

Legal Name

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Prefix	Given Name	Middle Name	Family Name	Suffix
	Guillaume		GHYSELINCK	

Residence Information (Select One) ○ US Residency ◉ Non US Residency ○ Active US Military Service

City	Cantin	Country of Residence [i]	FR

Mailing Address of Inventor:

Address 1	41 rue d'Arleux		
Address 2			
City	Cantin	State/Province	
Postal Code	FR-59169	Country [i]	FR

Inventor 4 Remove

Legal Name

Prefix	Given Name	Middle Name	Family Name	Suffix
	Laurent		DEBRAUX	

Residence Information (Select One) ○ US Residency ◉ Non US Residency ○ Active US Military Service

City	Paris	Country of Residence [i]	FR

Mailing Address of Inventor:

Address 1	57 rue des cascades		
Address 2			
City	Paris	State/Province	
Postal Code	FR-75020	Country [i]	FR

All Inventors Must Be Listed - Additional Inventor Information blocks may be generated within this form by selecting the **Add** button. Add

Correspondence Information:

Enter either Customer Number or complete the Correspondence Information section below.
For further information see 37 CFR 1.33(a).

☐ **An Address is being provided for the correspondence Information of this application.**

Customer Number	108676		
Email Address		Add Email	Remove Email

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Application Information:

Title of the Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH		
Attorney Docket Number	N&P-51422	**Small Entity Status Claimed** ☐	
Application Type	Nonprovisional		
Subject Matter	Utility		
Total Number of Drawing Sheets (if any)	11	**Suggested Figure for Publication (if any)**	

Filing By Reference:

Only complete this section when filing an application by reference under 35 U.S.C. 111(c) and 37 CFR 1.57(a). Do not complete this section if application papers including a specification and any drawings are being filed. Any domestic benefit or foreign priority information must be provided in the appropriate section(s) below (i.e., "Domestic Benefit/National Stage Information" and "Foreign Priority Information").

For the purposes of a filing date under 37 CFR 1.53(b), the description and any drawings of the present application are replaced by this reference to the previously filed application, subject to conditions and requirements of 37 CFR 1.57(a).

Application number of the previously filed application	Filing date (YYYY-MM-DD)	Intellectual Property Authority or Country

Publication Information:

☐ Request Early Publication (Fee required at time of Request 37 CFR 1.219)

☐ **Request Not to Publish.** I hereby request that the attached application not be published under 35 U.S.C. 122(b) and certify that the invention disclosed in the attached application **has not and will not** be the subject of an application filed in another country, or under a multilateral international agreement, that requires publication at eighteen months after filing.

Representative Information:

Representative information should be provided for all practitioners having a power of attorney in the application. Providing this information in the Application Data Sheet does not constitute a power of attorney in the application (see 37 CFR 1.32).
Either enter Customer Number or complete the Representative Name section below. If both sections are completed the customer Number will be used for the Representative Information during processing.

Please Select One:	◉ Customer Number	○ US Patent Practitioner	○ Limited Recognition (37 CFR 11.9)
Customer Number	108676		

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Domestic Benefit/National Stage Information:

This section allows for the applicant to either claim benefit under 35 U.S.C. 119(e), 120, 121, 365(c), or 386(c) or indicate National Stage entry from a PCT application. Providing benefit claim information in the Application Data Sheet constitutes the specific reference required by 35 U.S.C. 119(e) or 120, and 37 CFR 1.78.
When referring to the current application, please leave the "Application Number" field blank.

Prior Application Status			Remove
Application Number	Continuity Type	Prior Application Number	Filing or 371(c) Date (YYYY-MM-DD)

Additional Domestic Benefit/National Stage Data may be generated within this form by selecting the **Add** button.

Foreign Priority Information:

This section allows for the applicant to claim priority to a foreign application. Providing this information in the application data sheet constitutes the claim for priority as required by 35 U.S.C. 119(b) and 37 CFR 1.55. When priority is claimed to a foreign application that is eligible for retrieval under the priority document exchange program (PDX)[i] the information will be used by the Office to automatically attempt retrieval pursuant to 37 CFR 1.55(i)(1) and (2). Under the PDX program, applicant bears the ultimate responsibility for ensuring that a copy of the foreign application is received by the Office from the participating foreign intellectual property office, or a certified copy of the foreign priority application is filed, within the time period specified in 37 CFR 1.55(g)(1).

			Remove
Application Number	Country[i]	Filing Date (YYYY-MM-DD)	Access Code[i] (if applicable)
1756956	FR	2017-07-21	

Additional Foreign Priority Data may be generated within this form by selecting the **Add** button.

Statement under 37 CFR 1.55 or 1.78 for AIA (First Inventor to File) Transition Applications

☐ This application (1) claims priority to or the benefit of an application filed before March 16, 2013 and (2) also contains, or contained at any time, a claim to a claimed invention that has an effective filing date on or after March 16, 2013.
NOTE: By providing this statement under 37 CFR 1.55 or 1.78, this application, with a filing date on or after March 16, 2013, will be examined under the first inventor to file provisions of the AIA.

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Authorization or Opt-Out of Authorization to Permit Access:

When this Application Data Sheet is properly signed and filed with the application, applicant has provided written authority to permit a participating foreign intellectual property (IP) office access to the instant application-as-filed (see paragraph A in subsection 1 below) and the European Patent Office (EPO) access to any search results from the instant application (see paragraph B in subsection 1 below).

Should applicant choose not to provide an authorization identified in subsection 1 below, applicant **must opt-out** of the authorization by checking the corresponding box A or B or both in subsection 2 below.

NOTE: This section of the Application Data Sheet is **ONLY** reviewed and processed with the **INITIAL** filing of an application. After the initial filing of an application, an Application Data Sheet cannot be used to provide or rescind authorization for access by a foreign IP office(s). Instead, Form PTO/SB/39 or PTO/SB/69 must be used as appropriate.

1. Authorization to Permit Access by a Foreign Intellectual Property Office(s)

A. Priority Document Exchange (PDX) - Unless box A in subsection 2 (opt-out of authorization) is checked, the undersigned hereby **grants the USPTO authority** to provide the European Patent Office (EPO), the Japan Patent Office (JPO), the Korean Intellectual Property Office (KIPO), the State Intellectual Property Office of the People's Republic of China (SIPO), the World Intellectual Property Organization (WIPO), and any other foreign intellectual property office participating with the USPTO in a bilateral or multilateral priority document exchange agreement in which a foreign application claiming priority to the instant patent application is filed, access to: (1) the instant patent application-as-filed and its related bibliographic data, (2) any foreign or domestic application to which priority or benefit is claimed by the instant application and its related bibliographic data, and (3) the date of filing of this Authorization. See 37 CFR 1.14(h)(1).

B. Search Results from U.S. Application to EPO - Unless box B in subsection 2 (opt-out of authorization) is checked, the undersigned hereby **grants the USPTO authority** to provide the EPO access to the bibliographic data and search results from the instant patent application when a European patent application claiming priority to the instant patent application is filed. See 37 CFR 1.14(h)(2).

The applicant is reminded that the EPO's Rule 141(1) EPC (European Patent Convention) requires applicants to submit a copy of search results from the instant application without delay in a European patent application that claims priority to the instant application.

2. Opt-Out of Authorizations to Permit Access by a Foreign Intellectual Property Office(s)

☐ A. Applicant **DOES NOT** authorize the USPTO to permit a participating foreign IP office access to the instant application-as-filed. If this box is checked, the USPTO will not be providing a participating foreign IP office with any documents and information identified in subsection 1A above.

☐ B. Applicant **DOES NOT** authorize the USPTO to transmit to the EPO any search results from the instant patent application. If this box is checked, the USPTO will not be providing the EPO with search results from the instant application.

NOTE: Once the application has published or is otherwise publicly available, the USPTO may provide access to the application in accordance with 37 CFR 1.14.

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Applicant Information:

Providing assignment information in this section does not substitute for compliance with any requirement of part 3 of Title 37 of CFR to have an assignment recorded by the Office.

Applicant 1

If the applicant is the inventor (or the remaining joint inventor or inventors under 37 CFR 1.45), this section should not be completed. The information to be provided in this section is the name and address of the legal representative who is the applicant under 37 CFR 1.43; or the name and address of the assignee, person to whom the inventor is under an obligation to assign the invention, or person who otherwise shows sufficient proprietary interest in the matter who is the applicant under 37 CFR 1.46. If the applicant is an applicant under 37 CFR 1.46 (assignee, person to whom the inventor is obligated to assign, or person who otherwise shows sufficient proprietary interest) together with one or more joint inventors, then the joint inventor or inventors who are also the applicant should be identified in this section.

Clear

○ Assignee	○ Legal Representative under 35 U.S.C. 117	○ Joint Inventor
◉ Person to whom the inventor is obligated to assign.	○ Person who shows sufficient proprietary interest	

If applicant is the legal representative, indicate the authority to file the patent application, the inventor is:

Name of the Deceased or Legally Incapacitated Inventor:

If the Applicant is an Organization check here. ☒

Organization Name	DENTAL MONITORING		
Mailing Address Information For Applicant:			
Address 1	47 avenue Hoche		
Address 2			
City	Paris	**State/Province**	
Country	FR	Postal Code	FR-75008
Phone Number		Fax Number	
Email Address			

Additional Applicant Data may be generated within this form by selecting the Add button.

Assignee Information including Non-Applicant Assignee Information:

Providing assignment information in this section does not substitute for compliance with any requirement of part 3 of Title 37 of CFR to have an assignment recorded by the Office.

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

Assignee 1

Complete this section if assignee information, including non-applicant assignee information, is desired to be included on the patent application publication. An assignee-applicant identified in the "Applicant Information" section will appear on the patent application publication as an applicant. For an assignee-applicant, complete this section only if identification as an assignee is also desired on the patent application publication.

If the Assignee or Non-Applicant Assignee is an Organization check here. ☐

Prefix	**Given Name**	Middle Name	**Family Name**	Suffix

Mailing Address Information For Assignee including Non-Applicant Assignee:

Address 1			
Address 2			
City		**State/Province**	
Country i		Postal Code	
Phone Number		Fax Number	
Email Address			

Additional Assignee or Non-Applicant Assignee Data may be generated within this form by selecting the Add button.

Signature:

NOTE: This Application Data Sheet must be signed in accordance with 37 CFR 1.33(b). **However, if this Application Data Sheet is submitted with the INITIAL filing of the application and either box A or B is not checked in subsection 2 of the "Authorization or Opt-Out of Authorization to Permit Access" section, then this form must also be signed in accordance with 37 CFR 1.14(c).**

This Application Data Sheet **must** be signed by a patent practitioner if one or more of the applicants is a **juristic entity** (e.g., corporation or association). If the applicant is two or more joint inventors, this form must be signed by a patent practitioner, **all** joint inventors who are the applicant, or one or more joint inventor-applicants who have been given power of attorney (e.g., see USPTO Form PTO/AIA/81) on behalf of **all** joint inventor-applicants.

See 37 CFR 1.4(d) for the manner of making signatures and certifications.

Signature	/Ronald M. Kachmarik/			Date (YYYY-MM-DD)	2018-07-09
First Name	Ronald M.	Last Name	Kachmarik	Registration Number	34512

Additional Signature may be generated within this form by selecting the Add button.

PTO/AIA/14 (11-15)
Approved for use through 04/30/2017. OMB 0651-0032
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE
Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

Application Data Sheet 37 CFR 1.76	Attorney Docket Number	N&P-51422
	Application Number	
Title of Invention	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH	

This collection of information is required by 37 CFR 1.76. The information is required to obtain or retain a benefit by the public which is to file (and by the USPTO to process) an application. Confidentiality is governed by 35 U.S.C. 122 and 37 CFR 1.14. This collection is estimated to take 23 minutes to complete, including gathering, preparing, and submitting the completed application data sheet form to the USPTO. Time will vary depending upon the individual case. Any comments on the amount of time you require to complete this form and/or suggestions for reducing this burden, should be sent to the Chief Information Officer, U.S. Patent and Trademark Office, U.S. Department of Commerce, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450. DO NOT SEND FEES OR COMPLETED FORMS TO THIS ADDRESS. **SEND TO: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.**

Privacy Act Statement

The Privacy Act of 1974 (P.L. 93-579) requires that you be given certain information in connection with your submission of the attached form related to a patent application or patent. Accordingly, pursuant to the requirements of the Act, please be advised that: (1) the general authority for the collection of this information is 35 U.S.C. 2(b)(2); (2) furnishing of the information solicited is voluntary; and (3) the principal purpose for which the information is used by the U.S. Patent and Trademark Office is to process and/or examine your submission related to a patent application or patent. If you do not furnish the requested information, the U.S. Patent and Trademark Office may not be able to process and/or examine your submission, which may result in termination of proceedings or abandonment of the application or expiration of the patent.

The information provided by you in this form will be subject to the following routine uses:

1 The information on this form will be treated confidentially to the extent allowed under the Freedom of Information Act (5 U.S.C. 552) and the Privacy Act (5 U.S.C. 552a). Records from this system of records may be disclosed to the Department of Justice to determine whether the Freedom of Information Act requires disclosure of these records.

2. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, in the course of presenting evidence to a court, magistrate, or administrative tribunal, including disclosures to opposing counsel in the course of settlement negotiations.

3 A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to a Member of Congress submitting a request involving an individual, to whom the record pertains, when the individual has requested assistance from the Member with respect to the subject matter of the record.

4. A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to a contractor of the Agency having need for the information in order to perform a contract. Recipients of information shall be required to comply with the requirements of the Privacy Act of 1974, as amended, pursuant to 5 U.S.C. 552a(m).

5. A record related to an International Application filed under the Patent Cooperation Treaty in this system of records may be disclosed, as a routine use, to the International Bureau of the World Intellectual Property Organization, pursuant to the Patent CooperationTreaty.

6. A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to another federal agency for purposes of National Security review (35 U.S.C. 181) and for review pursuant to the Atomic Energy Act (42 U.S.C. 218(c)).

7. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to the Administrator, General Services, or his/her designee, during an inspection of records conducted by GSA as part of that agency's responsibility to recommend improvements in records management practices and programs, under authority of 44 U.S.C. 2904 and 2906. Such disclosure shall be made in accordance with the GSA regulations governing inspection of records for this purpose, and any other relevant (i.e., GSA or Commerce) directive. Such disclosure shall not be used to make determinations about individuals.

8. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to the public after either publication of the application pursuant to 35 U.S.C. 122(b) or issuance of a patent pursuant to 35 U.S.C. 151. Further, a record may be disclosed, subject to the limitations of 37 CFR 1.14, as a routine use, to the public if the record was filed in an application which became abandoned or in which the proceedings were terminated and which application is referenced by either a published application, an application open to public inspections or an issued patent.

9. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to a Federal, State, or local law enforcement agency, if the USPTO becomes aware of a violation or potential violation of law or regulation.

PTO/SB/08a (01-10)
Approved for use through 07/31/2012. OMB 0651-0031
U.S. Patent and Trademark Office; U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE

Under the Paperwork Reduction Act of 1995, no persons are required to respond to a collection of information unless it contains a valid OMB control number.

INFORMATION DISCLOSURE STATEMENT BY APPLICANT

(Not for submission under 37 CFR 1.99)

Application Number	
Filing Date	
First Named Inventor	Philippe SALAH
Art Unit	
Examiner Name	
Attorney Docket Number	N&P-51422

U.S.PATENTS

Examiner Initial*	Cite No	Patent Number	Kind Code[1]	Issue Date	Name of Patentee or Applicant of cited Document	Pages,Columns,Lines where Relevant Passages or Relevant Figures Appear
	1	8879813	B1	2014-11-04	Solanki et al.	

If you wish to add additional U.S. Patent citation information please click the Add button.

U.S.PATENT APPLICATION PUBLICATIONS

Examiner Initial*	Cite No	Publication Number	Kind Code[1]	Publication Date	Name of Patentee or Applicant of cited Document	Pages,Columns,Lines where Relevant Passages or Relevant Figures Appear
	1	20080172386	A1	2008-07-17	Ammar et al.	
	2	20170086943	A1	2017-03-30	Mah	Para [0066]-[0070]; Para [0035]
	3	20090191503	A1	2009-07-30	Matov et al.	Corresponds to JP2017-094181
	4	20090291417	A1	2009-11-26	Rubbert et al.	

If you wish to add additional U.S. Published Application citation information please click the Add button.

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

Examiner Initial*	Cite No	Foreign Document Number[3]	Country Code[2] i	Kind Code[4]	Publication Date	Name of Patentee or Applicant of cited Document	Pages,Columns,Lines where Relevant Passages or Relevant Figures Appear	T[5]

INFORMATION DISCLOSURE STATEMENT BY APPLICANT (Not for submission under 37 CFR 1.99)		
	Application Number	
	Filing Date	
	First Named Inventor	Philippe SALAH
	Art Unit	
	Examiner Name	
	Attorney Docket Number	N&P-51422

	1	2016066651	WO	A1	2016-05-06	Salah et al.		☐
	2	2017182654	WO	A1	2017-10-26	Salah et al.	Pg. 57, Ln.15-Pg.62, Ln.3	☐
	3	3027505	FR	A1	2016-04-29	Salah et al.		☐
	4	3010629	FR	A1	2015-03-20	Salah et al.		☐
	5	2017094181	JP	A	2017-06-01	Matov et al.	See corresponding US 2009/191503; Para [0065]-[0074]; Para [0101]-[0119]; Para [0195]-[0198]	☐

If you wish to add additional Foreign Patent Document citation information please click the Add button

NON-PATENT LITERATURE DOCUMENTS

Examiner Initials*	Cite No	Include name of the author (in CAPITAL LETTERS), title of the article (when appropriate), title of the item (book, magazine, journal, serial, symposium, catalog, etc), date, pages(s), volume-issue number(s), publisher, city and/or country where published.	T[5]
	1	Corresponding French Application, Application no.: 1756956, French Search Report, dated March 23, 2018, 2 pages	☐
	2	MIKI YUMA ET AL: "classification of teeth in cone-beam CT using deep convolutional neural network" COMPUTERS IN BIOLOGY AND MEDICINE, NEW YORK, NY, US, vol. 80, 12 November 2016 (2016-11-12), pages 24-29, XP02991G769, ISSN: 0010-4825, DOI:10.1016/J.COMPBIOMED.2016. 11.003,	☐
	3	Young-Jun Yu: "Machine Learning for Dental Image Analysis", Arxiv 29 November 2016 (2016-11-29), XP055430578, Extracted from the Internet: URL:https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1611/1611.09958.pdf [extracted 2018-03-20]; Entire Document	☐
	4	KELWIN FERNANDEZ ET AL: "Teeth/Palate and Interdental Segmentation Using Artificial Neural Networks", 17 September 2012 (2012-09-17), ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS IN PATTERN RECOGNITION, SPRINGER BERLIN HEIDELBERG, BERLIN, HEIDELBERG, PAGE(S) 175 - 185, XP047017215, ISBN: 978-3-642-33211-1	☐

INFORMATION DISCLOSURE STATEMENT BY APPLICANT (Not for submission under 37 CFR 1.99)		
	Application Number	
	Filing Date	
	First Named Inventor	Philippe SALAH
	Art Unit	
	Examiner Name	
	Attorney Docket Number	N&P-51422

	5	LIN P L ET AL: "An effective classification and numbering system for dental bitewing radiographs using teeth region and contour infonmation", PATTERN RECOGNITION, ELSEVIER, GB, vol. 43, no. 4, 1 April 2010 (2010-04-01), pages 1380-1392, XP026870003, ISSN: 0031-3203 [extracted 2009-11-11]	☐
	6	Vinicius Tragante ET AL: "Knowledge discovery in panoramic X-rays for postmortem identification", Researchgate, 1 January 2010 (2010-01-01), pages 1-9, XP055462269, Extracted from the Internet; URL:https://www.researchgate.net/profile/Vinicius_Tragante/publication/267821630_Knowledge_discovery_in_panoramic_X-rays_for_postmortem_identification/links/54f479df0cf299c8d9e77caf/Knowledge-discovery-in-panoramic-X-rays-for-postmortem-identification.pdf; [extracted 2018-03-23]	☐
	7	Anonymous: "Towards a Smart Healthcare System for Orthodontic and Dental Treatment Smart Healthcare System",1 January 2016 (2016-01-01), XP055442068, Extracted from the internet URL:http://sc.cmc.osaka-u.ac.jp/wp1/wp-content/uploads/2016/11/sc16_poster_part6.pdf [extracted 2018-01-18]	☐
	8	Ben Ali Ramzi ET AL: "Detection and Classification of Dental Caries in X-ray Images Using Deep Neural Networks", Proceedings of ICSEA 2016 : The Eleventh International Conference on Software Engineering Advances, 21 August 2016 (2016-08-21), pages 223-227, XP055442275, New York, Extracted from the Internet, URL:https://pdfs.semanticscholar.org/4536/de69054143f85bb5089a8957f16be1eb0c3a.pdf?ga=2.60511401.567907993.1516282794-945231696.1516282794, [extracted 2018-01-18]	☐
	9	MIKI YUMA ET AL: "Tooth labeling in cone-beam CT using deep convolutional neural network for forensic identification", PROGRESS IN BIOMEDICAL OPTICS AND IMAGING, SPIE - INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, BELLINGHAM, WA, US, vol. 10134, 3 March 2017 (2017-03-03), pages 101343E-101343E, XP060086665, ISSN: 1605-7422, DOI: 10.1117/12.2254332, ISBN: 978-1-5106-0027-0	☐
	10	Young-Jun Yu: "Machine Learning for Dental Image Analysis", 29 November 2016 (2016-11-29), XP055430578, Extracted from the Internet: URL:https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1611/1611.09958.pdf [extracted 2018-03-22]	☐

If you wish to add additional non-patent literature document citation information please click the Add button

EXAMINER SIGNATURE

Examiner Signature		Date Considered	

*EXAMINER: Initial if reference considered, whether or not citation is in conformance with MPEP 609. Draw line through a citation if not in conformance and not considered. Include copy of this form with next communication to applicant.

[1] See Kind Codes of USPTO Patent Documents at www.USPTO.GOV or MPEP 901.04. [2] Enter office that issued the document, by the two-letter code (WIPO Standard ST.3). [3] For Japanese patent documents, the indication of the year of the reign of the Emperor must precede the serial number of the patent document. [4] Kind of document by the appropriate symbols as indicated on the document under WIPO Standard ST.16 if possible. [5] Applicant is to place a check mark here if English language translation is attached.

INFORMATION DISCLOSURE STATEMENT BY APPLICANT (Not for submission under 37 CFR 1.99)		
	Application Number	
	Filing Date	
	First Named Inventor	Philippe SALAH
	Art Unit	
	Examiner Name	
	Attorney Docket Number	N&P-51422

CERTIFICATION STATEMENT

Please see 37 CFR 1.97 and 1.98 to make the appropriate selection(s):

☐ That each item of information contained in the information disclosure statement was first cited in any communication from a foreign patent office in a counterpart foreign application not more than three months prior to the filing of the information disclosure statement. See 37 CFR 1.97(e)(1).

OR

☐ That no item of information contained in the information disclosure statement was cited in a communication from a foreign patent office in a counterpart foreign application, and, to the knowledge of the person signing the certification after making reasonable inquiry, no item of information contained in the information disclosure statement was known to any individual designated in 37 CFR 1.56(c) more than three months prior to the filing of the information disclosure statement. See 37 CFR 1.97(e)(2).

☐ See attached certification statement.

☐ The fee set forth in 37 CFR 1.17 (p) has been submitted herewith.

☒ A certification statement is not submitted herewith.

SIGNATURE

A signature of the applicant or representative is required in accordance with CFR 1.33, 10.18. Please see CFR 1.4(d) for the form of the signature.

Signature	/Ronald M. Kachmarik/	Date (YYYY-MM-DD)	2018-07-09
Name/Print	Ronald M. Kachmarik	Registration Number	34512

This collection of information is required by 37 CFR 1.97 and 1.98. The information is required to obtain or retain a benefit by the public which is to file (and by the USPTO to process) an application. Confidentiality is governed by 35 U.S.C. 122 and 37 CFR 1.14. This collection is estimated to take 1 hour to complete, including gathering, preparing and submitting the completed application form to the USPTO. Time will vary depending upon the individual case. Any comments on the amount of time you require to complete this form and/or suggestions for reducing this burden, should be sent to the Chief Information Officer, U.S. Patent and Trademark Office, U.S. Department of Commerce, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450. DO NOT SEND FEES OR COMPLETED FORMS TO THIS ADDRESS. **SEND TO: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.**

Privacy Act Statement

The Privacy Act of 1974 (P.L. 93-579) requires that you be given certain information in connection with your submission of the attached form related to a patent application or patent. Accordingly, pursuant to the requirements of the Act, please be advised that: (1) the general authority for the collection of this information is 35 U.S.C. 2(b)(2); (2) furnishing of the information solicited is voluntary; and (3) the principal purpose for which the information is used by the U.S. Patent and Trademark Office is to process and/or examine your submission related to a patent application or patent. If you do not furnish the requested information, the U.S. Patent and Trademark Office may not be able to process and/or examine your submission, which may result in termination of proceedings or abandonment of the application or expiration of the patent.

The information provided by you in this form will be subject to the following routine uses:

1. The information on this form will be treated confidentially to the extent allowed under the Freedom of Information Act (5 U.S.C. 552) and the Privacy Act (5 U.S.C. 552a). Records from this system of records may be disclosed to the Department of Justice to determine whether the Freedom of Information Act requires disclosure of these record s.

2. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, in the course of presenting evidence to a court, magistrate, or administrative tribunal, including disclosures to opposing counsel in the course of settlement negotiations.

3. A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to a Member of Congress submitting a request involving an individual, to whom the record pertains, when the individual has requested assistance from the Member with respect to the subject matter of the record.

4. A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to a contractor of the Agency having need for the information in order to perform a contract. Recipients of information shall be required to comply with the requirements of the Privacy Act of 1974, as amended, pursuant to 5 U.S.C. 552a(m).

5. A record related to an International Application filed under the Patent Cooperation Treaty in this system of records may be disclosed, as a routine use, to the International Bureau of the World Intellectual Property Organization, pursuant to the Patent Cooperation Treaty.

6. A record in this system of records may be disclosed, as a routine use, to another federal agency for purposes of National Security review (35 U.S.C. 181) and for review pursuant to the Atomic Energy Act (42 U.S.C. 218(c)).

7. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to the Administrator, General Services, or his/her designee, during an inspection of records conducted by GSA as part of that agency's responsibility to recommend improvements in records management practices and programs, under authority of 44 U.S.C. 2904 and 2906. Such disclosure shall be made in accordance with the GSA regulations governing inspection of records for this purpose, and any other relevant (i.e., GSA or Commerce) directive. Such disclosure shall not be used to make determinations about individuals.

8. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to the public after either publication of the application pursuant to 35 U.S.C. 122(b) or issuance of a patent pursuant to 35 U.S.C. 151. Further, a record may be disclosed, subject to the limitations of 37 CFR 1.14, as a routine use, to the public if the record was filed in an application which became abandoned or in which the proceedings were terminated and which application is referenced by either a published application, an application open to public inspections or an issued patent.

9. A record from this system of records may be disclosed, as a routine use, to a Federal, State, or local law enforcement agency, if the USPTO becomes aware of a violation or potential violation of law or regulation.

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement national

FA 844159
FR 1756956

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	JP 2017 094181 A (ALIGN TECHNOLOGY INC) 1 juin 2017 (2017-06-01) * see corresponding passages cited in US document below * & US 2009/191503 A1 (CAO H; KUO E; MATOV V; MORTON J; MORTON J Y; PADIM M) 30 juillet 2009 (2009-07-30) * alinéa [0065] - alinéa [0074] * * alinéa [0101] - alinéa [0119] * * alinéa [0195] - alinéa [0198] *	1-12	G06T7/00 G06K9/00 G06N3/02 A61C7/00
A	US 2017/086943 A1 (MAH JAMES [US]) 30 mars 2017 (2017-03-30) * alinéa [0066] - alinéa [0070] * * alinéa [0035] *	1-12	
T	WO 2017/182654 A1 (DENTAL MONITORING [FR]) 26 octobre 2017 (2017-10-26) * page 57, ligne 15 - page 62, ligne 3 *	1-12	
A	Young-Jun Yu: "Machine Learning for Dental Image Analysis", Arxiv , 29 novembre 2016 (2016-11-29), XP055430578, Extrait de l'Internet: URL:https://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1611/1611.09958.pdf [extrait le 2018-03-20] * le document en entier *	1-12	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) G06K A61C

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
23 mars 2018	Boltz, Sylvain

CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C16)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1756956 FA 844159

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents b evets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 23-03-2018
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
JP 2017094181 A	01-06-2017	CA 2713692 A1	06-08-2009
		CN 101977564 A	16-02-2011
		EP 2242440 A1	27-10-2010
		JP 5984308 B2	06-09-2016
		JP 6049120 B2	21-12-2016
		JP 6072728 B2	01-02-2017
		JP 2011510745 A	07-04-2011
		JP 2013255852 A	26-12-2013
		JP 2014144382 A	14-08-2014
		JP 2015120007 A	02-07-2015
		JP 2017094181 A	01-06-2017
		US 2009191503 A1	30-07-2009
		US 2013230818 A1	05-09-2013
		US 2016008095 A1	14-01-2016
		WO 2009097383 A1	06-08-2009
US 2017086943 A1	30-03-2017	AUCUN	
WO 2017182654 A1	26-10-2017	FR 3050375 A1	27-10-2017
		WO 2017182654 A1	26-10-2017

EPO FORM P0465

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

Electronic Patent Application Fee Transmittal

Application Number:	
Filing Date:	
Title of Invention:	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH
First Named Inventor/Applicant Name:	Philippe SALAH
Filer:	Ronald M. Kachmarik/Jackie Carpenter
Attorney Docket Number:	N-P-51422

Filed as Large Entity

Filing Fees for Utility under 35 USC 111(a)

Description	Fee Code	Quantity	Amount	Sub-Total in USD($)
Basic Filing:				
UTILITY APPLICATION FILING	1011	1	300	300
UTILITY SEARCH FEE	1111	1	660	660
UTILITY EXAMINATION FEE	1311	1	760	760
Pages:				
Claims:				
Miscellaneous-Filing:				
LATE FILING FEE FOR OATH OR DECLARATION	1051	1	160	160
Petition:				

Description	Fee Code	Quantity	Amount	Sub-Total in USD($)
Patent-Appeals-and-Interference:				
Post-Allowance-and-Post-Issuance:				
Extension-of-Time:				
Miscellaneous:				
		Total in USD ($)		**1880**

Electronic Acknowledgement Receipt

EFS ID:	33122852
Application Number:	16030137
International Application Number:	
Confirmation Number:	6210
Title of Invention:	METHOD FOR ANALYZING AN IMAGE OF A DENTAL ARCH
First Named Inventor/Applicant Name:	Philippe SALAH
Customer Number:	108676
Filer:	Ronald M. Kachmarik/Jackie Carpenter
Filer Authorized By:	Ronald M. Kachmarik
Attorney Docket Number:	N-P-51422
Receipt Date:	09-JUL-2018
Filing Date:	
Time Stamp:	15:28:26
Application Type:	Utility under 35 USC 111(a)

Payment information:

Submitted with Payment	yes
Payment Type	CARD
Payment was successfully received in RAM	$1880
RAM confirmation Number	071018INTEFSW15291600
Deposit Account	505088
Authorized User	Emily Arkutik

The Director of the USPTO is hereby authorized to charge indicated fees and credit any overpayment as follows:

37 CFR 1.16 (National application filing, search, and examination fees)

37 CFR 1.17 (Patent application and reexamination processing fees)

37 CFR 1.19 (Document supply fees)

37 CFR 1.20 (Post Issuance fees)

37 CFR 1.21 (Miscellaneous fees and charges)

File Listing:

Document Number	Document Description	File Name	File Size(Bytes)/ Message Digest	Multi Part /.zip	Pages (if appl.)
1	Other Reference-Patent/App/Search documents	AnonymousTowardsaSmartHealthcareSystem.pdf	192482 542989f321648e4e8e92e9b7ddaf5ac2ea29b17a	no	1
Warnings:					
Information:					
2	Foreign Reference	FR3010629A1withEngTrans.pdf	2173862 a70d1d9da6e2edeba3a8df98f5d17e0de339120b	no	20
Warnings:					
Information:					
3	Foreign Reference	FR3027505A1withEngTrans.pdf	8267156 851c24ddf830161fc377d9a92599ee5caa3df754	no	46
Warnings:					
Information:					
4	Foreign Reference	JP2017-94181.pdf	5147010 11183c4baa2ce27c8fa7dc3ca55e89a6a9c671cf	no	50
Warnings:					
Information:					
5	Other Reference-Patent/App/Search documents	KELWINFERNANDEZTeethPalateandInterdental.pdf	1431598 c4707084b3e6fd7a5c956238abc06492b1bf62bc	no	11
Warnings:					
Information:					
6	Other Reference-Patent/App/Search documents	LINPLETALAneffectiveclassification.pdf	1743411 fd8731e7946ab4c7ab82cb54a836f5105af46fe1	no	13
Warnings:					
Information:					

7	Other Reference-Patent/App/Search documents	MikiYuma-Classificationofteethincone-beam.pdf	766504 ab09510bb6c609929e6b50e8e978f160db65e2fd	no	6
Warnings:					
Information:					
8	Other Reference-Patent/App/Search documents	MIKIYUMA-Toothlabelingincone-beamCT.pdf	522558 b318b7f3042859ab6a55072188d33a797367e57e	no	6
Warnings:					
Information:					
9	Other Reference-Patent/App/Search documents	RAMZIBenAli.pdf	516839 ec182954372d54b96de0dbb1153608719473dc94	no	6
Warnings:					
Information:					
10	Other Reference-Patent/App/Search documents	ViniciusTraganteetalKnowledgediscoveryinpanoramic.pdf	769436 24cacb72d7b53b64daeb52816f100c02a224a526	no	9
Warnings:					
Information:					
11	Foreign Reference	WO2016066651A1.pdf	10209193 69b3ab47016c363ac311eb488b37946abf44d83f	no	81
Warnings:					
Information:					
12	Foreign Reference	WO2017182654A1.pdf	14023380 e2be5f92d02e2ccd99d076bb23895f3ebf31b811	no	115
Warnings:					
Information:					
13	Other Reference-Patent/App/Search documents	YoungJunYu-MachineLearningforDentalimage.pdf	2898522 69d865283eefb5aeabc2a18452ae8e4990dbb828	no	62
Warnings:					
Information:					

14	Other Reference-Patent/App/Search documents	YoungJunYu-MachineLearningforDentalimage-2.pdf	2898438 e54f578754a1895d9fd3aaf37586e9bb2a5ddb6b	no	62
Warnings:					
Information:					
15		N-P-51422-UPPA.pdf	65012 9e1f1021fd8b30366c422ad6248ea15beeaf4ada	yes	4
	Multipart Description/PDF files in .zip description				
	Document Description		**Start**	**End**	
	Preliminary Amendment		1	1	
	Abstract		2	2	
	Applicant Arguments/Remarks Made in an Amendment		3	3	
	Abstract		4	4	
Warnings:					
Information:					
16		ApplicationwithCert.pdf	408254 29d4efc37a7b7e7efc243eb0a23aa08c011a6eb9	yes	53
	Multipart Description/PDF files in .zip description				
	Document Description		**Start**	**End**	
	Specification		1	48	
	Claims		49	52	
	Abstract		53	53	
Warnings:					
Information:					
17	Drawings-only black and white line drawings	Figures.pdf	2240017 9bad3a5e45d2b8c623135337802O3b9c35d90204	no	11
Warnings:					
Information:					

18	Application Data Sheet	ADS.pdf	115983 78f2668315107a4f928c7dc7170b24d586bce6f9	no	9
Warnings:					
Information:					
This is not an USPTO supplied ADS fillable form					
19	Information Disclosure Statement (IDS) Form (SB08)	IDS.pdf	74202 57ab8136187880405447efa72132d6741402058a	no	5
Warnings:					
Information:					
This is not an USPTO supplied IDS fillable form					
20	Other Reference-Patent/App/Search documents	FrenchSR.pdf	110648 d2383d66d6b93e7ad3bdd73d1d78e781521d7b64	no	2
Warnings:					
Information:					
21	Fee Worksheet (SB06)	fee-info.pdf	36689 8a21a9eb73cd7bcc60bcbdd6b53ecc64603dbe5a	no	2
Warnings:					
Information:					
		Total Files Size (in bytes):	54611194		

This Acknowledgement Receipt evidences receipt on the noted date by the USPTO of the indicated documents, characterized by the applicant, and including page counts, where applicable. It serves as evidence of receipt similar to a Post Card, as described in MPEP 503.

New Applications Under 35 U.S.C. 111

If a new application is being filed and the application includes the necessary components for a filing date (see 37 CFR 1.53(b)-(d) and MPEP 506), a Filing Receipt (37 CFR 1.54) will be issued in due course and the date shown on this Acknowledgement Receipt will establish the filing date of the application.

National Stage of an International Application under 35 U.S.C. 371

If a timely submission to enter the national stage of an international application is compliant with the conditions of 35 U.S.C. 371 and other applicable requirements a Form PCT/DO/EO/903 indicating acceptance of the application as a national stage submission under 35 U.S.C. 371 will be issued in addition to the Filing Receipt, in due course.

New International Application Filed with the USPTO as a Receiving Office

If a new international application is being filed and the international application includes the necessary components for an international filing date (see PCT Article 11 and MPEP 1810), a Notification of the International Application Number and of the International Filing Date (Form PCT/RO/105) will be issued in due course, subject to prescriptions concerning national security, and the date shown on this Acknowledgement Receipt will establish the international filing date of the application.

Towards a Smart Healthcare System for Orthodontic and Dental Treatment

Motivation

- *Increasing demand and costs for healthcare*, exacerbated by ageing populations, are serious concerns worldwide.
- *A relative shortage of doctors or clinical manpower* is also a problem that leads to increase their workload.
- *Large amounts of heterogeneous medical data* have become available in various healthcare organizations.
  - Electronic Healthcare Records (EHR) are the fundamental resource to support medical practices or help derive healthcare insights.
  - Most of the medical practices are completed by medical professionals backed by their experiences.
  - Clinical researches are conducted by researchers via painstaking designed and costly experiments.

Aim

- This project aims to *enhance the medical operation efficiency* and *improve the quality of healthcare services* leveraging high performance computing resources and advanced machine learning technologies.
- It is overburdened for doctors to properly manage a sequence of operations including hearing, diagnosis, surgery, progress checkup, counselling, treatment, etc. for all patients.
  Especially, doctors spend a lot of time and effort to manually
  - diagnose by looking at massive number of oral and face photo images and x-rays.
  - extract morphological features of face from CT scan and MRI.
  - make plans of orthodontic procedure or treatment for patients.

Smart Healthcare System

- Smart Healthcare System operates *Data Curation* and *Data Analytics*, supported by *High Performance Computing Resources*.
- Figure 2 illustrates the pipeline for Big healthcare data analysis.
  - Obtained raw EMR data is probably heterogeneous composed of structured data, free-text data (such as doctors' notes), image data (such as MRI images) and sensor data. Hence, data extraction is of great concern for further analysis.
  - Data cleansing is necessary to remove inconsistencies and
  - errors.
    Data annotation with medical experts' assistance contributes to effectiveness and efficiency of this whole process from
  - acquisition to extraction and cleansing.
    Data integration is employed to combine various sources of data,
  - such as different hospitals' data for the same patient.
    Finally, statistical, descriptive and predictive analysis of different
  - types will be performed on processed EMR data.
    The analysis results are interpreted and visualized, and are used to construct medical knowledge and ontology for better and more accurate analysis.

Example Applications

The specific objectives are to develop a system that automatically

- computes Index of Orthodontic Treatment Priority (IOTN), one of the severity measures for malocclusion and jaw abnormality, which determines whether orthodontic treatment is necessary;
- extracts facial morphological features (e.g., points and measure);
- generates medical certificates or checkup lists;
- provides a set of necessary procedure/treatment recommendations; from oral and face photo images and x-rays or cephalogram.

Challenges

- A great amount of interests and motivation in providing effective healthcare services through *Smarter Healthcare Systems*.
- Doctors are required to provide *immediate and accurate diagnoses* and *proper treatments for patients*.
- The rapidly increasing availability of Big and Complex EHR data is becoming the driving force for the adoption of data-driven approaches to *automate healthcare related tasks*.
- It is also a challenge to achieve *earlier disease detection*, *more accurate prognosis*, *faster clinical research advance* and *the best fit for patient management*.

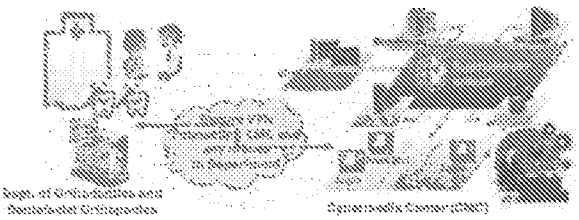


Figure 1. Secure and high performance smart healthcare systems

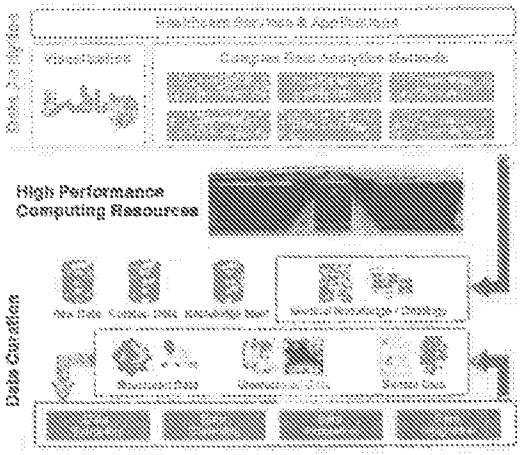


Figure 2. An overview of system architecture

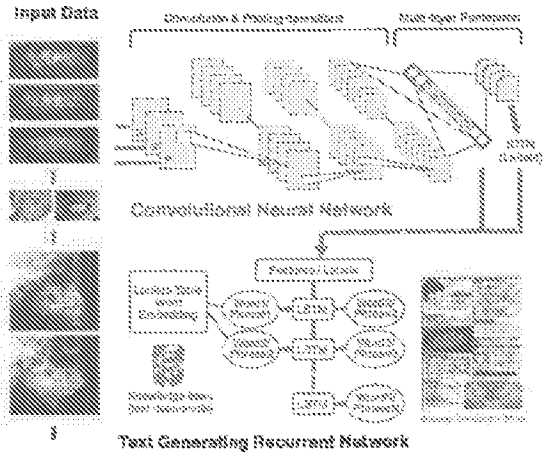


Figure 3. An illustration of example applications

Patent Translate
Powered by EPO and Google

Notice

This translation is machine-generated. It cannot be guaranteed that it is intelligible, accurate, complete, reliable or fit for specific purposes. Critical decisions, such as commercially relevant or financial decisions, should not be based on machine-translation output.

ABSTRACT FR3010629

A method of controlling the positioning of a patient's teeth, said method comprising the steps of: a) modeling a target positioning of said teeth in the form of a target model; b) after a time interval, modeling an updated positioning of said teeth in the form of an updated model; c) comparing said target and updated models

---

Procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes : a) modélisation d'un positionnement cible desdites dents sous la forme d'un modèle cible; b) après un intervalle de temps, modélisation d'un positionnement actualisé desdites dents sous la forme d'un modèle actualisé; c) comparaison desdits modèles cible et actualisé

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **3 010 629**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **13 59038**

(51) Int Cl[8] : ***A 61 C 7/00*** *(2013.01)*

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 19.09.13.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de mise à la disposition du public de la demande :** 20.03.15 Bulletin 15/12.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Se reporter à la fin du présent fascicule*

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

( ) **Demande(s) d'extension :**

(71) **Demandeur(s) :** *SALAH PHILIPPE* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** SALAH PHILIPPE, SALAH EMMANUEL et AYACHE WILLIAM.

(73) **Titulaire(s) :** SALAH PHILIPPE.

(74) **Mandataire(s) :** CABINET NONY.

(54) PROCEDE DE CONTROLE DU POSITIONNEMENT DE DENTS.

(57) Procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes:

a) modélisation d'un positionnement cible desdites dents sous la forme d'un modèle cible;

b) après un intervalle de temps, modélisation d'un positionnement actualisé desdites dents sous la forme d'un modèle actualisé;

c) comparaison desdits modèles cible et actualisé

FR 3 010 629 - A1

PROCEDE DE CONTROLE DU POSITIONNEMENT DE DENTS

Domaine technique

La présente invention concerne un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient et un programme informatique pour la mise en œuvre de ce procédé.

Etat de la technique

Après un traitement orthodontique, il est nécessaire que le patient traité fasse régulièrement contrôler sa dentition, notamment afin de vérifier que la position des dents n'évolue pas défavorablement. Cette évolution défavorable est encore appelée « récidive ». Classiquement, le patient se rend donc à intervalles réguliers chez son orthodontiste afin d'effectuer ces contrôles. Il peut également se rendre chez son dentiste, à même de détecter toute imperfection dans le positionnement des dents.

De nombreux patients n'effectuent pas ces visites de contrôle, qui permettraient la détection d'éventuelles situations de récidive. Les dents peuvent ainsi reprendre une position de mal occlusion qui, pour être corrigée, nécessite un nouveau traitement orthodontique, pouvant être aussi important que le traitement initial.

En outre, les visites sont contraignantes pour le patient et constituent un élément de stress pour l'orthodontiste

Un objectif de la présente invention est de répondre, au moins partiellement, aux problèmes susmentionnés.

Résumé de l'invention

L'invention fournit un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

a) modélisation d'un positionnement cible desdites dents sous la forme d'un modèle cible;

b) après un intervalle de temps, modélisation d'un positionnement actualisé desdites dents sous la forme d'un modèle actualisé;

c) comparaison desdits modèles cible et actualisé.

Un procédé selon l'invention peut encore comporter une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- le modèle cible est un modèle tridimensionnel ;
- le modèle cible fournit une information sur le positionnement des dents avec une erreur inférieure à 5/10 mm, de préférence inférieure à 3/10 mm, de préférence inférieure à 1/10 mm ;
- l'intervalle de temps est supérieur à 1 mois et/ou est déterminé par le patient ou, de préférence, par un orthodontiste;
- l'étape b) est réalisée à distance de l'étape a), c'est-à-dire dans un lieu différent de celui dans lequel est réalisée l'étape a), en particulier à plus de 50 m, plus de 100 m, plus de 1 km du lieu où est réalisée l'étape a), en particulier hors cabinet orthodontique ;
- l'étape b) n'est pas réalisée dans un cabinet dentaire, un cabinet d'orthodontie ou un laboratoire d'orthodontie ;
- on utilise un appareil individuel choisi dans le groupe formé par un téléphone mobile, un appareil photo dit « connecté », une montre dite « intelligente », ou « smartwatch », une tablette numérique, un scanner 3D portable et un ordinateur couplé un système d'acquisition d'images, telle une webcam ou un appareil photo numérique, pour mettre en œuvre l'étape b) et/ou l'étape c), de préférence l'étape b) et l'étape c) ;
- le modèle actualisé comporte une vidéo ou une photo des dents du patient, de préférence une photo prise face au patient, une photo prise du côté droit du patient et une photo prise du côté gauche du patient ;
- le modèle actualisé comporte une vidéo des dents du patient ;
- l'étape b) est de préférence réalisée par le patient ou un proche du patient, mais peut être réalisée par un dentiste ;
- à l'étape b), une ou plusieurs photos et/ou vidéos des dents du patient sont traitées afin de créer un modèle actualisé tridimensionnel ;
- préalablement à l'étape c), de préférence préalablement à l'étape b), le patient ou un professionnel des soins dentaires charge le modèle cible dans ledit appareil individuel ou le met à disposition pour chargement dans ledit appareil individuel ; le patient charge de préférence le modèle cible à partir d'Internet ;
- à l'étape c), on génère une information dont le contenu dépend de la différence ou "distance" entre les modèles cible et actualisé et, de préférence, on transmet cette information audit patient et/ou à un professionnel des soins dentaires ;

- en fonction de la comparaison à l'étape c), on informe le patient et/ou un professionnel des soins dentaires, de la probable nécessité d'une consultation d'un dentiste ou d'un orthodontiste ;
- l'étape c) de comparaison des modèles est réalisée soit sur un appareil personnel du patient, soit avec un applicatif chez un professionnel des soins dentaires, soit avec un serveur tierce dédié.

L'invention concerne aussi l'utilisation d'un procédé selon l'invention pour

- détecter une récidive, et/ou
- déterminer une vitesse d'évolution d'un changement de positions des dents, et/ou
- optimiser la date de prise de rendez-vous chez un orthodontiste ou un dentiste, et/ou
- évaluer l'efficacité d'un traitement orthodontique, et/ou
- évaluer l'évolution du positionnement de dents vers un modèle théorique correspondant à un positionnement déterminé des dents, en particulier un positionnement amélioré des dents.

L'invention concerne également un programme d'ordinateur, et en particulier un applicatif spécialisé configuré pour la mise en œuvre de l'étape b) et/ou de l'étape c), de préférence des deux étapes b) et c), un support informatique sur lequel est enregistré un tel programme informatique, par exemple une mémoire ou un CD-ROM, et un appareil personnel, en particulier un téléphone mobile ou une tablette, dans lequel est chargé un tel programme.

L'appareil personnel peut en particulier comporter une module d'acquisition et/ou un module de traitement et/ou un module de comparaison et/ou un module de communication comportant une ou plusieurs des caractéristiques décrites ci-après, de manière à pouvoir exécuter une ou plusieurs des opérations d'un procédé selon l'invention.

L'invention concerne enfin un système comportant

- un professionnel des soins dentaires,
- un patient,

ledit professionnel étant équipé d'un appareil apte à mettre en œuvre l'étape a) d'un procédé selon l'invention, de préférence pour créer un modèle tridimensionnel de la dentition dudit patient,

ledit patient étant équipé d'un appareil personnel, de préférence d'un téléphone mobile, chargé avec un applicatif spécialisé apte à mettre en œuvre des étapes b) et c) d'un procédé selon invention.

Le professionnel peut en particulier être équipé d'un scanner tridimensionnel.

Définitions

Par « patient », on entend toute personne pour laquelle un procédé est mis en œuvre afin d'en contrôler les dents, que cette personne soit malade ou non.

Par « professionnel des soins dentaires », on entend un dentiste, un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie.

Par « dentiste », on entend un dentiste ou un assistant dentaire travaillant sous la responsabilité d'un dentiste.

On appelle "téléphone mobile" un appareil de moins de 500 g, doté d'un capteur lui permettant de capturer des images, capable d'échanger des données avec un autre appareil éloigné de plus de 500 km du téléphone mobile, et capable d'afficher lesdites données, et notamment lesdites images.

Une « tablette » est un ordinateur portable à écran tactile.

Un scanner 3D est un appareil permettant d'obtenir une représentation en trois dimensions d'un objet.

Par "comprenant un" ou "comportant un", on entend "comportant au moins un", sauf indication contraire.

Brève description des figures

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront encore à la lecture de la description détaillée qui va suivre et à l'examen du dessin annexé dans lequel la figure 1 et la figure 2 illustrent respectivement un procédé et le contenu d'un téléphone mobile pouvant être utilisé pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'invention.

Description détaillée

Un procédé selon l'invention comporte les étapes a) à c) mentionnées ci-dessus.

Sans que cela soit limitatif, le procédé décrit ci-après est mis en œuvre pour contrôler la récidive après un traitement orthodontique.

A l'étape a), un modèle cible 8 des dents du patient est créé (voir figure 1).

De préférence, le modèle cible est préparé moins de six mois, de préférence moins de trois mois, de préférence encore moins de un mois après la fin du traitement orthodontique, généralement immédiatement après la fin du traitement. Il correspond ainsi à un positionnement sensiblement optimal des dents.

La forme du modèle cible n'est pas limitée. Il peut s'agir en particulier d'un modèle numérique en trois dimensions, mais aussi d'une image, d'une photo en deux dimensions, par exemple une photo panoramique, un film. Dans un mode de réalisation, le modèle cible peut être constitué par une ou plusieurs mesures effectuées sur les dents, par exemple la mesure d'un écartement entre deux dents adjacentes

De préférence, le modèle cible est un modèle numérique à trois dimensions de la dentition du patient, par exemple du type .stl ou .Obj, .DXF 3D, IGES, STEP, VDA, ou Nuages de points. Avantageusement, un tel modèle, dit « 3D », peut être observé selon un angle quelconque.

Le modèle cible peut être préparé à partir de mesures effectuées sur les dents du patient ou sur un modèle physique de ses dents, par exemple un modèle en plâtre.

Le modèle cible est de préférence créé au moyen d'un appareil professionnel 9, par exemple au moyen d'un scanner 3D, de préférence mis en œuvre par un professionnel de la santé, par exemple par un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie 10. Dans un cabinet d'orthodontie, le patient 12 ou le modèle physique de ses dents peuvent être avantageusement disposés dans une position précise et les moyens d'acquisition peuvent être perfectionnés. Il en résulte un modèle cible très précis.

Le modèle cible peut être stocké dans une base de données centralisée, regroupant les modèles cible d'une pluralité de patients. Cette base de données peut être physiquement installée dans un établissement spécialisé. Elle peut être également installée dans un laboratoire ou un cabinet d'orthodontie, ce qui limite les transferts d'informations confidentielles.

Dans un mode de réalisation, le modèle cible, ou une copie du modèle cible, est remis au patient. De préférence, un fichier informatique correspondant au modèle cible est enregistré sur un support amovible, par exemple sur une clé USB ou sur une carte électronique, de préférence sur un téléphone mobile, une tablette ou un ordinateur portable du patient, et en particulier sur l'appareil personnel qui sera utilisé à l'étape b).

A l'étape b), après un intervalle de temps Δt, un modèle actualisé 16 est créé.

L'intervalle de temps Δt peut être prédéterminé. Il peut être constant, quelle que soit l'occurrence du procédé, c'est-à-dire que cet intervalle concerne la première exécution du procédé ou une exécution ultérieure. Il peut être variable, et dépendre par exemple des résultats d'une étape c) antérieure. En particulier, l'intervalle de temps Δt peut être d'autant plus court que cette étape c) a détecté une dérive importante.

Dans un mode de réalisation préféré, l'intervalle de temps Δt est déterminé par l'orthodontiste, en fonction d'un planning des contrôles. En fonction de l'évolution de la position des dents, l'orthodontiste peut modifier ce planning et modifier en conséquence l'intervalle de temps Δt. Dans un mode de réalisation, le procédé de contrôle met en œuvre plusieurs cycles comportant chacun une étape b) et une étape c), les intervalles de temps entre chaque cycle pouvant être identiques ou différents. Les intervalles des temps entre deux cycles successifs peuvent être tous déterminés avant l'exécution du premier cycle pour correspondre à un planning de contrôles élaboré par l'orthodontiste.

L'intervalle de temps Δt peut être également indéterminé et dépendre par exemple de décisions du patient. Par exemple, la création d'un modèle actualisé peut être effectuée à l'occasion d'un rendez-vous chez le dentiste ou à tout moment lorsque le patient le souhaite.

L'intervalle de temps Δt est de préférence déterminé pour correspondre à une évolution potentiellement significative du positionnement des dents. De préférence, la première année après le traitement, l'intervalle de temps Δt est inférieur à trois mois. Après cette première année, l'intervalle de temps Δt est de préférence supérieur à un mois, voire supérieur à six mois ou supérieur à douze mois. En particulier pour la détection d'une dérive des dents, un intervalle de temps compris entre six mois et dix-huit mois est adapté.

De préférence, au moins un rappel informant le patient de la nécessité de créer un modèle actualisé est adressé au patient. Ce rappel peut être sous forme papier ou, de préférence,

sous forme électronique, par exemple sous la forme d'un courriel, d'une alerte automatique de l'applicatif spécialisé mobile ou d'un SMS. Un tel rappel peut être envoyé par le cabinet ou le laboratoire d'orthodontie 10, ou par le dentiste, par exemple.

Le modèle actualisé peut être préparé comme le modèle cible ou non. Il peut avoir un format identique ou différent de celui du modèle cible.

De préférence, le modèle actualisé 16 est créé avec un appareil personnel 18 couramment disponible dans le commerce, par exemple un téléphone mobile ou une tablette ou un ordinateur personnel, fixe ou portable, de préférence un appareil photo. Le modèle actualisé 16 peut en particulier être créé par le patient lui-même ou par un de ses proches. A cet effet, un applicatif spécialisé est de préférence chargé dans l'appareil personnel 18. L'appareil personnel pèse de préférence moins de 3 kg, moins de 2 kg, moins de 1 kg, moins de 500 g, de préférence moins de 300 g.

De préférence encore, le modèle actualisé 16 est constitué à partir de, ou est constitué par une photo, en particulier une photo panoramique, ou un film. Dans un mode de réalisation préféré, le modèle actualisé est constitué par au moins une photo, de préférence par au moins trois photos, correspondant à une vue de face, une vue à droite et une vue à gauche des dents du patient. Des photos peuvent être prises soit pour l'arcade supérieure, soit pour l'arcade inférieure, soit pour les deux.

L'appareil personnel fournit de préférence des images en couleurs, et/ou des images infrarouges de la bouche du patient, voire du visage du patient. Les images infrarouges permettent avantageusement de faire apparaître les dents avec un excellent contraste.

Comme représenté sur la figure 2, l'appareil personnel 18 comporte un module d'acquisition 20, ou « de capture », et de préférence un module de traitement 22, de préférence encore un module de comparaison 24, et de préférence un module de communication 25.

De préférence, l'appareil personnel du patient comporte un applicatif spécialisé comportant un ou plusieurs de ces modules, de préférence l'ensemble de ces modules. De préférence encore, cet applicatif gère les rappels et informe le patient de la nécessité de créer un modèle actualisé.

De préférence, l'applicatif spécialisé est chargé dans l'appareil personnel à partir d'un support physique comme une clé USB ou un CD-ROM, ou est téléchargé sur internet ou par voie hertzienne. Dans un mode de réalisation, l'applicatif spécialisé est fourni au patient par le cabinet et/ou le laboratoire d'orthodontie. Il peut en particulier prendre la forme d'un applicatif du type de ceux couramment téléchargés sur les iPhones de la marque Apple® ou les appareils de toutes marques mettant en œuvre les systèmes d'exploitation Android® ou tout autre système d'exploitation.

Le module d'acquisition 20 comporte de préférence un appareil photo ou une caméra vidéo ou infrarouge, que l'utilisateur, par exemple le patient ou un de ses proches, positionne au moyen d'un viseur ou d'un écran, avant de l'actionner.

De préférence, le module d'acquisition 20 comporte des moyens détrompeurs facilitant ce positionnement.

L'utilisateur peut être guidé par des messages écrits et/ou vocaux pour l'acquisition. Par exemple, l'appareil personnel peut annoncer « prenez une photo de face », émettre un signal pour informer l'utilisateur que la photo est acceptable ou qu'au contraire, il doit refaire une photo, annoncer « prenez une photo de droite », de préférence en affichant une flèche pour orienter l'utilisateur, etc. La fin du processus d'acquisition peut être également annoncée par l'appareil. L'appareil peut également aider au positionnement de l'appareil personnel, par exemple par des messages visuels (par exemple par affichage de flèches), et/ou sonores (comme une succession de bips dont la fréquence augmente à mesure que le positionnement de l'appareil s'améliore), et/ou écrits et/ou vocaux (« plus haut », plus bas », etc.).

Les moyens détrompeurs peuvent en particulier comporter des marques de repérage qui apparaissent sur le viseur ou l'écran. Les marques de repérage peuvent par exemple comporter une ligne destinée à être alignée avec la direction générale de la jointure entre les dents supérieures et les dents inférieures lorsque les dents sont serrées par le patient, ou une ligne verticale destinée à être alignée avec la jointure entre les deux incisives supérieures. Les marques de repérage peuvent également faire référence à d'autres parties du patient. Par exemple, elles peuvent être constituées par des marques correspondant à la position des yeux ou prendre la forme d'un contour dans lequel doit être positionné la bouche ou le visage du patient. Dans un mode de réalisation, les marques de repérage

correspondent à un référentiel, par exemple sous la forme d'un écarteur ou d'un dispositif de prise de vue intra-bucal, de préférence remis au patient lors d'un rendez-vous avec son orthodontiste ou dentiste, que le patient doit positionner dans une position prédéterminée lors de l'acquisition. Par exemple, le référentiel peut être destiné à être mordu par le patient.

Dans un mode de réalisation préféré, les moyens détrompeurs sont définis, au moins partiellement, à partir d'informations fournies par le modèle cible. Par exemple, suivant les principes de la « réalité augmentée », tout ou partie du modèle cible, éventuellement retraité, peut être rendu visible sur ledit écran ou ledit viseur lors de l'acquisition.

Le retraitement du modèle cible pour faciliter l'acquisition, ou « retraitement d'acquisition », peut par exemple comprendre la création d'une ou plusieurs images ou d'une vue tridimensionnelle dans laquelle les dents apparaissent en transparence. Il peut aussi comprendre la génération d'images en deux dimensions, notamment à partir d'un modèle cible en trois dimensions, par exemple la génération d'une vue de face, d'une vue de droite et d'une vue de gauche.

Le retraitement d'acquisition peut être effectué, par exemple sur un serveur dédié, de préférence par un professionnel des soins dentaires, en particulier immédiatement après la création du modèle cible. Avantageusement, le professionnel des soins dentaires peut disposer d'une puissance de calcul permettant d'obtenir des moyens détrompeurs perfectionnés. Le retraitement d'acquisition est de préférence effectué par l'appareil personnel, en particulier avec l'applicatif spécialisé.

De préférence, l'information issue du modèle cible et utilisée pour créer les moyens détrompeurs est téléchargée dans l'appareil personnel 18.

De préférence, au moins une partie du modèle cible apparaît en transparence à l'utilisateur lors de l'acquisition. Dans un mode de réalisation, seul le contour des dents apparaît à l'utilisateur. Il est ainsi très facile pour ce dernier de superposer le modèle cible qui apparaît en transparence avec les dents du patient qu'il doit prendre en photo ou filmer. En particulier, lorsque la création du modèle actualisé nécessite de prendre une ou plusieurs photos, de préférence des photos vue de face, vue de droite et vue de gauche, l'écran ou le viseur affiche de préférence une vue correspondante du modèle cible, de préférence une représentation filaire.

Si l'acquisition est faite en vidéo ou en panoramique, un prérendu en temps réel peut être fait pendant l'acquisition. Ce prérendu guidera l'utilisateur sur les zones manquantes et/ou sélectionnera les photos ou les images vidéo les plus nettes ou mieux interpolées pour construire le modèle actualisé.

De préférence, **le module de traitement** 22 est configuré pour transformer l'information acquise par le module d'acquisition, par exemple des photos, en un modèle actualisé pouvant être comparé avec le modèle cible. Le module de traitement 22 peut par exemple traiter les images acquises afin de créer un modèle actualisé numérique, de préférence en trois dimensions.

De préférence, le module de traitement 22 comporte également des moyens pour affiner les informations acquises. Par exemple, en comparant les informations acquises et des informations issues du modèle cible, il peut détecter des déformations d'une image résultant d'un positionnement inadapté de l'objectif de l'appareil photo, positionné par exemple en contre-plongée. Dans un mode de réalisation, des informations provenant d'un ou plusieurs modèles actualisés antérieurs sont utilisées pour affiner les informations acquises.

A l'étape c), une comparaison est effectuée entre le modèle actualisé et le modèle cible.

Un prétraitement du modèle cible peut être nécessaire à cet effet. Par exemple, lorsque le modèle actualisé comporte de préférence une photo, le module de traitement 22 comporte des moyens pour identifier, dans le modèle cible, la vue présentant le plus de similitudes avec ladite photo. Cette vue est alors comparée à ladite photo.

La comparaison entre les modèles cible et actualisé peut être réalisée par 2 types d'algorithme, bien connus :

- Algorithmes de comparaison entre des représentations 2D, telles que des photos : Ces algorithmes comparent des photos prises selon le même point de vue et/ou déduites par analyse d'un modèle 3D, notamment pour déterminer une vue de ce modèle correspondant à l'orientation souhaitée.
- Algorithmes de comparaison entre deux modèles tridimensionnels : Un modèle tridimensionnel cible est alors comparé à un modèle actualisé tridimensionnel, par exemple obtenu par extrapolation 3D de représentations 2D. Cette comparaison

peut être réalisée automatiquement ou semi-automatiquement par des algorithmes dits « de best-fit 3D » ou manuellement avec des outils d'alignement 3D, notamment par sélection, sur chacun des modèles, de trois points correspondant à des emplacements identiques. En variante, on peut calculer la différence de distance entre des points caractéristiques sur le modèle cible et la distance entre ces mêmes points caractéristiques sur le modèle actualisé. Ces points caractéristiques sont de préférence les pointes cuspidiennes des dents du patient.

De préférence, le modèle cible est chargé dans l'appareil personnel par l'organisme qui l'a créé, ce qui limite les risques de divulgation d'informations personnelles. La comparaison peut alors être effectuée par l'applicatif spécialisé.

La comparaison fournit classiquement une "distance" entre les deux modèles.

Cette distance peut être interprétée directement par le patient, l'orthodontiste ou le dentiste. De préférence, le module de comparaison 24 compare ladite distance avec un seuil d'acceptabilité et fournit une information pratique. En particulier, si la distance est inférieure au seuil d'acceptabilité, l'information pratique peut être qu'aucune action n'est à engager alors que si la distance est supérieure au seuil d'acceptabilité, l'information pratique peut être de prévoir une visite de contrôle chez le dentiste ou chez l'orthodontiste.

Dans un mode de réalisation, le module de comparaison fournit différentes informations pratiques en fonction du positionnement de ladite distance par rapport à plusieurs seuils. Par exemple, lorsque la distance dépasse un seuil critique, l'information pratique peut consister à informer de la nécessité de consulter d'urgence le dentiste ou l'orthodontiste.

Le ou les seuils utilisés par le module de comparaison peuvent être prédéterminé(s). Dans un mode de réalisation, ils sont paramétrables. De préférence, ils peuvent être fixés et modifiés à tout moment, en particulier par un professionnel des soins dentaires.

En fonction de l'information pratique reçue, le patient peut se rendre chez l'orthodontiste ou le dentiste afin de recevoir un traitement thérapeutique ou prophylactique.

De préférence, la mise en œuvre d'une étape c) engendre immédiatement l'engagement d'un nouveau délai pour réaliser de nouvelles étapes b) et c). Avantageusement, le contrôle de la dérive éventuelle des dents est ainsi permanent.

Dans un mode de réalisation, l'information pratique est utilisée pour modifier l'intervalle de temps après lequel le patient devra être averti qu'un nouveau modèle actualisé doit être créé.

Dans un mode de réalisation, l'appareil individuel permet d'afficher des images, voire une séquence d'images montrant le positionnement des dents à différentes dates. Ces images peuvent être présentées sous la forme d'une animation.

Le module de communication 25 est optionnel, en particulier si, à l'étape a), le modèle cible et l'applicatif spécialisé ont été chargés dans l'appareil personnel.

Il permet à l'appareil personnel 18 de recevoir les rappels destinés au patient, mais aussi des informations utiles pour les autres modules, par exemple des informations relatives au modèle cible, notamment pour créer des marques de repérage. Le module de communication 25 permet également de transmettre, si nécessaire, le modèle actualisé et/ou les résultats de la comparaison effectuée à l'étape c), et notamment les informations pratiques, en particulier à un dentiste ou à un orthodontiste.

Ces informations peuvent être transmises immédiatement ou à des moments prédéterminés. Par exemple les modèles actualisés peuvent être envoyés à l'orthodontiste, notamment sous la forme de rapports, à une fréquence paramétrable.

Le module de communication 25 est de préférence configuré pour transmettre et/ou recevoir des données de manière sécurisée.

La communication peut être par exemple effectuée, au moins en partie, par la voie hertzienne, de préférence suivant au moins un protocole choisi parmi les protocoles edge, 3G, 4G, udmsa, hpdmsa, bluetooth, et wifi, ou par tout autre protocole, actuel ou futur, adapté aux équipements mobiles ou nomades, par synchronisation filaire avec l'ordinateur personnel, ou par transmission optique.

Comme cela apparaît clairement à présent, un procédé selon l'invention permet un contrôle précis et efficace de l'évolution du positionnement des dents du patient, sensiblement sans contrainte pour le patient. Le patient peut donc facilement mettre en œuvre ce procédé et le risque de récidive est donc substantiellement diminué.

En aucun cas, ce procédé n'intervient dans le maintien des dents dans leur position de fin de traitement. Il ne remplace pas la pose d'une contention de fin de traitement.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation décrits ci-dessus et représentés.

De préférence, le traitement des images acquises et la comparaison sont effectués par le même appareil personnel que celui qui effectue l'acquisition. De préférence encore, le modèle cible est chargé dans cet appareil personnel, de préférence par le cabinet d'orthodontie ou le laboratoire d'orthodontie qui a créé le modèle cible. Avantageusement, on limite ainsi les communications de données confidentielles.

Plusieurs appareils différents peuvent cependant être également mis en œuvre. Par exemple, l'acquisition peut être effectuée avec un téléphone mobile et le traitement et la comparaison par un ordinateur fixe.

Par ailleurs, le traitement des images capturées et/ou la comparaison ne sont pas nécessairement mis en œuvre dans l'appareil personnel. En particulier, un ou plusieurs de ces modules peuvent être mis en œuvre dans un cabinet dentaire, un cabinet orthodontique ou un laboratoire orthodontique. Par exemple, dans un mode de réalisation, l'étape b) peut être mise en œuvre par le dentiste ou l'orthodontiste.

Toutes les caractéristiques relatives à l'appareil personnel décrites ci-dessus peuvent alors être appliquées à l'appareil mis en œuvre par le dentiste ou l'orthodontiste.

Une acquisition par le dentiste ou l'orthodontiste permet avantageusement un bon positionnement du patient, ce qui assure des prises de vues précises et améliore la qualité de la comparaison.

En outre, avantageusement, la sécurité des transferts d'informations relatives au modèle cible ou au modèle actualisé (notamment si la comparaison est effectuée à l'extérieur des locaux du dentiste ou de l'orthodontiste) en est améliorée.

De préférence, le module d'acquisition et/ou le module de traitement et/ou le module de comparaison sont alors intégrés dans l'équipement professionnel du dentiste ou de l'orthodontiste. De préférence encore, l'acquisition est effectuée dans des positions prédéterminées, de préférence de manière automatique, c'est-à-dire sans intervention du dentiste ou de l'orthodontiste.

Pour le dentiste, la mise en œuvre du procédé permet avantageusement de détecter des déplacements imperceptibles à l'œil, par exemple une perte d'expansion, ou des

déplacements des dents par rapport à un modèle cible qui ne correspond pas à un positionnement idéal, mais, par exemple, au meilleur positionnement que le traitement orthodontique a pu produire.

Le domaine d'application d'un procédé selon l'invention n'est pas non plus limité à la détection d'une dérive du positionnement des dents afin de prendre ultérieurement des mesures pour contrecarrer cette dérive.

Un procédé selon l'invention peut être également utilisé pour contrôler l'évolution de la position des dents indépendamment d'un traitement d'orthodontie, par exemple pour mesurer la vitesse à laquelle les dents bougent. Une telle mesure peut être utile à des fins d'études.

En répétant les étapes b) et c), il est aussi possible d'évaluer la vitesse à laquelle un traitement orthodontique fait évoluer la position des dents, et ainsi de mesurer l'efficacité de ce traitement. Dans ce mode de réalisation, l'étape a) est optionnelle.

Un procédé selon l'invention peut par exemple être utilisé pour suivre à distance l'évolution d'un traitement orthodontique, et ainsi optimiser les rendez-vous des patients chez leurs orthodontistes.

Le modèle cible ne correspond pas nécessairement à un positionnement optimal des dents. Un procédé selon l'invention peut ainsi être utilisé dans le cadre d'un traitement orthodontique. En particulier, le modèle cible peut être un modèle théorique que le traitement orthodontique essaie d'atteindre. En mettant en œuvre le procédé, le patient peut ainsi, quand il le souhaite, constater l'évolution du positionnement de ses dents et apprécier le rapprochement du modèle théorique.

Enfin, le patient n'est pas limité à un être humain. En particulier, un procédé selon l'invention peut être utilisé pour un autre animal.

REVENDICATIONS

1. Procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :
   a) modélisation d'un positionnement cible desdites dents sous la forme d'un modèle cible;
   b) après un intervalle de temps, modélisation d'un positionnement actualisé desdites dents sous la forme d'un modèle actualisé;
   c) comparaison desdits modèles cible et actualisé.

2. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel le modèle cible est un modèle tridimensionnel.

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape a), la modélisation est effectuée pour que le modèle cible fournisse une information sur le positionnement des dents avec une erreur inférieure à 1/10 mm.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'intervalle de temps est supérieur à 1 mois.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape a) est réalisée au moyen d'un scanner3D et l'étape b) est réalisée au moyen d'un téléphone mobile ou d'une tablette ou d'un ordinateur personnel.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on utilise un appareil individuel choisi dans le groupe formé par un appareil photo connecté, une montre intelligente, une tablette numérique, un scanner 3D portable et un ordinateur couplé un système d'acquisition d'images, telle une webcam ou un appareil photo numérique, pour mettre en œuvre l'étape b) et/ou l'étape c).

7. Procédé selon la revendication immédiatement précédente, dans lequel, préalablement à l'étape c), de préférence préalablement à l'étape b), le patient ou un professionnel des soins dentaires charge le modèle cible dans ledit appareil individuel.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le modèle actualisé comporte une vidéo ou une photo des dents du patient, de préférence une photo prise face au patient, une photo prise du côté droit du patient et une photo prise du côté gauche du patient.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le modèle actualisé comporte une vidéo des dents du patient.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape b), une ou plusieurs photos des dents du patient sont traitées afin de créer un modèle actualisé tridimensionnel.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape b), une ou plusieurs vidéos sont traitées afin de créer un modèle actualisé tridimensionnel.

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape c), on génère une information dont le contenu dépend de la différence entre les modèles cible et actualisé et, de préférence, on transmet cette information audit patient et/ou à un professionnel des soins dentaires.

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, en fonction de la comparaison à l'étape c), un module de communication d'un appareil personnel du patient informe le patient et/ou un professionnel des soins dentaires, de la probable nécessité d'une consultation d'un dentiste ou d'un orthodontiste.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel un téléphone mobile ou une tablette ou un ordinateur personnel du patient transmet le modèle actualisé et/ou les résultats de la comparaison effectuée à l'étape c) à un dentiste ou à un orthodontiste.

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape c) de comparaison des modèles est réalisée soit sur un appareil personnel du patient, soit avec un applicatif chez un professionnel des soins dentaires, soit avec un serveur tierce dédié.

16. Utilisation d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes pour
    - détecter une récidive, et/ou
    - déterminer une vitesse d'évolution d'un changement de position de dents, et/ou
    - optimiser la date de prise de rendez-vous chez un orthodontiste ou un dentiste, et/ou
    - évaluer l'efficacité d'un traitement orthodontique, et/ou
    - évaluer l'évolution du positionnement de dents vers un modèle théorique correspondant à un positionnement déterminé des dents, en particulier un positionnement amélioré des dents.

17. Programme d'ordinateur, et en particulier applicatif spécialisé pour téléphone mobile, comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution de l'étape b) et/ou de l'étape c) d'un procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 15 lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur.

18. Téléphone mobile sur lequel est enregistré un programme informatique selon la revendication immédiatement précédente.

19. Système comportant
    un appareil équipant un professionnel des soins dentaires et apte à mettre en œuvre l'étape a) d'un procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 15, de préférence pour créer un modèle tridimensionnel de la dentition dudit patient,
    un appareil personnel équipant un patient, de préférence un téléphone mobile, chargé avec un applicatif spécialisé apte à mettre en œuvre des étapes b) et c) d'un procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 15.

1/1

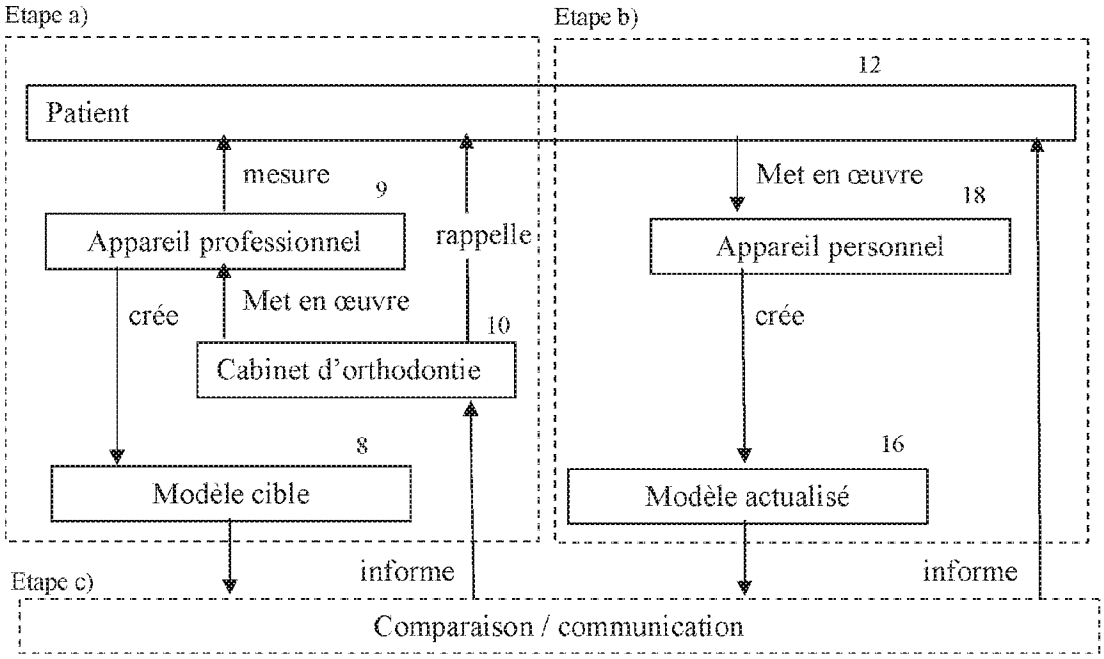

Etape a)
Etape b)
12
Patient
mesure
9
Appareil professionnel
rappelle
Met en œuvre
18
Appareil personnel
crée
Met en œuvre
crée
10
Cabinet d'orthodontie
8
16
Modèle cible
Modèle actualisé
Etape c)
informe
informe
Comparaison / communication

FIG. 1

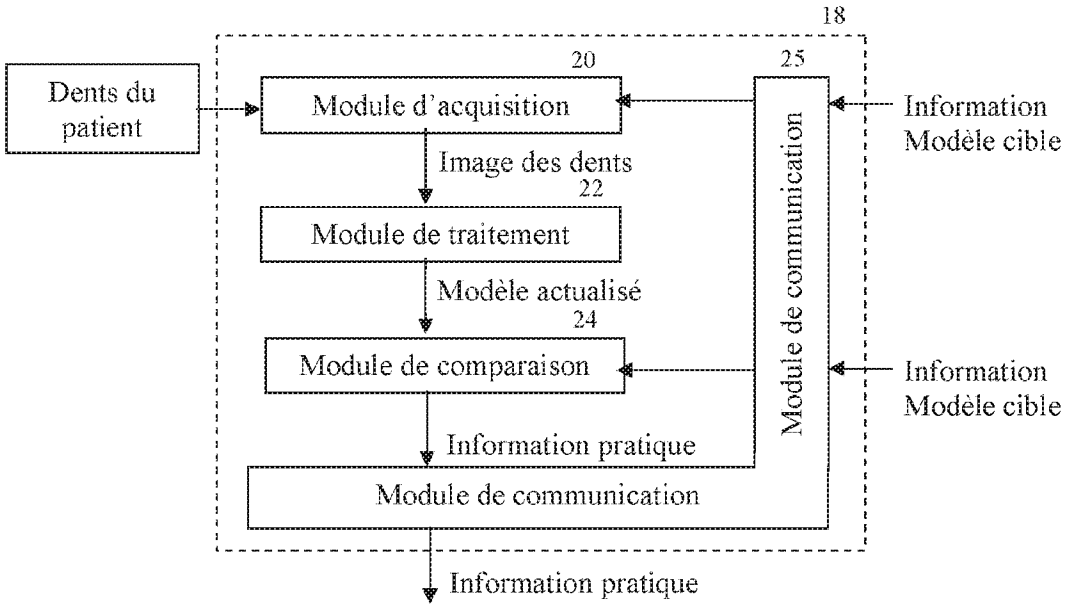

18
Dents du patient
20
Module d'acquisition
25
Module de communication
Information Modèle cible
Image des dents
22
Module de traitement
Modèle actualisé
24
Module de comparaison
Information Modèle cible
Information pratique
Module de communication
Information pratique

FIG. 2

Patent Translate
Powered by EPO and Google

Notice

This translation is machine-generated. It cannot be guaranteed that it is intelligible, accurate, complete, reliable or fit for specific purposes. Critical decisions, such as commercially relevant or financial decisions, should not be based on machine-translation output.

ABSTRACT FR3027505

The invention relates to a method for controlling the positioning of a patient's teeth, said method comprising the following steps: a) less than 3 months after the end of an orthodontic treatment, realization of an initial reference model of the arches of the patient. patient, and, for each tooth, definition, from the initial reference model, of a tooth model; b) acquiring at least one updated image of said arches, under actual acquisition conditions; c) analyzing each updated image and producing, for each updated image, an updated map relating to discriminant information; d) optionally, determining, for each updated image, coarse virtual acquisition conditions approximating said actual acquisition conditions; e) search, for each updated image, of a final reference model corresponding to the positioning of the teeth during the acquisition of the updated image, and; f) for each tooth model, comparing the positions of said tooth model in the initial reference model and in the reference model obtained at the end of the preceding steps, in order to determine the movement of the teeth between steps a) and b).

L'invention concerne un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes : a) moins de 3 mois après la fin d'un traitement orthodontique, réalisation d'un modèle de référence initial des arcades du patient, et, pour chaque dent, définition, à partir du modèle de référence initial, d'un modèle de dent ; b) acquisition d'au moins une image actualisée desdites arcades, dans des conditions d'acquisition réelles ; c) analyse de chaque image actualisée et réalisation, pour chaque image actualisée, d'une carte actualisée relative à une information discriminante ; d) optionnellement, détermination, pour chaque image actualisée, de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles ; e) recherche, pour chaque image actualisée, d'un modèle de référence final correspondant au positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, et ; f) pour chaque modèle de dent, comparaison des positionnements dudit modèle de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, afin de déterminer le déplacement des dents entre les étapes a) et b).

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

COURBEVOIE

(11) N° de publication : **3 027 505**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **14 60315**

(51) Int Cl[8] : ***A 61 C 7/00*** *(2016.01), G 06 F 19/00*

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 27.10.14.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de mise à la disposition du public de la demande :** 29.04.16 Bulletin 16/17.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Se reporter à la fin du présent fascicule*

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

( ) **Demande(s) d'extension :**

(71) **Demandeur(s) :** *H 43 Société par actions simplifiée* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** SALAH PHILIPPE, AYACHE WILLIAM, DEBRAUX LAURENT, GHYSELINCK GUILLAUME et PELLISSARD THOMAS.

(73) **Titulaire(s) :** H 43 Société par actions simplifiée.

(74) **Mandataire(s) :** CABINET NONY.

(54) PROCEDE DE CONTROLE DU POSITIONNEMENT DE DENTS.

(57) L'invention concerne un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

a) moins de 3 mois après la fin d'un traitement orthodontique, réalisation d'un modèle de référence initial des arcades du patient, et, pour chaque dent, définition, à partir du modèle de référence initial, d'un modèle de dent ;

b) acquisition d'au moins une image actualisée desdites arcades, dans des conditions d'acquisition réelles ;

c) analyse de chaque image actualisée et réalisation, pour chaque image actualisée, d'une carte actualisée relative à une information discriminante ;

d) optionnellement, détermination, pour chaque image actualisée, de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e) recherche, pour chaque image actualisée, d'un modèle de référence final correspondant au positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, et ;

f) pour chaque modèle de dent, comparaison des positionnements dudit modèle de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, afin de déterminer le déplacement des dents entre les étapes a) et b).

FR 3 027 505 - A1

PROCEDE DE CONTROLE DE LA RECIDIVE ORTHODONTIQUE

Domaine technique

La présente invention concerne un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient et un programme informatique pour la mise en œuvre de ce procédé.

Etat de la technique

Il est souhaitable que chacun fasse régulièrement contrôler sa dentition, notamment afin de vérifier que la position de ses dents n'évolue pas défavorablement. Lors d'un traitement orthodontique, cette évolution défavorable peut notamment conduire à modifier le traitement. Après un traitement orthodontique, cette évolution défavorable, appelée « récidive », peut conduire à une reprise d'un traitement. Enfin, de manière plus générale et indépendamment de tout traitement, chacun peut souhaiter suivre les déplacements éventuels de ses dents.

Classiquement, les contrôles sont effectués par un orthodontiste ou un dentiste qui seuls disposent d'un appareillage adapté. Ces contrôles sont donc coûteux. En outre, les visites sont contraignantes.

Un objectif de la présente invention est de répondre, au moins partiellement, aux problèmes susmentionnés.

Résumé de l'invention

L'invention fournit un procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

a) réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique des arcades du patient, ou « modèle de référence initial » et, pour chaque dent, définition, à partir du modèle de référence initial, d'un modèle de référence tridimensionnel numérique de ladite dent, ou « modèle de dent » ;

b) acquisition d'au moins une image bidimensionnelle desdites arcades, dite « image actualisée », dans des conditions d'acquisition réelles ;

c) analyse de chaque image actualisée et réalisation, pour chaque image actualisée, d'une carte actualisée relative à une information discriminante ;

d) optionnellement, détermination, pour chaque image actualisée, de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e) recherche, pour chaque image actualisée, d'un modèle de référence final correspondant au positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, la recherche étant de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé, et

f) pour chaque modèle de dent, comparaison des positionnements dudit modèle de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, dit « modèle de référence final », afin de déterminer le déplacement des dents entre les étapes a) et b).

Comme on le verra plus en détail dans la suite de la description, un procédé selon l'invention permet, à partir d'une simple image des dents, prise sans pré-positionnement précis des dents par rapport à l'appareil d'acquisition d'images, par exemple d'une photographie prise par le patient, d'évaluer avec précision le déplacement des dents depuis la réalisation du modèle de référence initial. Cette évaluation peut en outre être effectuée par un simple ordinateur ou un téléphone mobile.

De préférence, l'étape e) comporte

- une première opération d'optimisation permettant de rechercher des conditions d'acquisition virtuelles correspondant au mieux aux conditions d'acquisition réelles dans un modèle de référence à tester déterminé à partir du modèle de référence initial, et
- une deuxième opération d'optimisation permettant de rechercher, en testant une pluralité de dits modèles de référence à tester, le modèle de référence correspondant au mieux au positionnement des dents du patient lors de l'acquisition de l'image actualisée à l'étape b).

De préférence, une première opération d'optimisation est effectuée pour chaque test d'un modèle de référence à tester lors de la deuxième opération d'optimisation.

De préférence, la première opération d'optimisation et/ou la deuxième opération d'optimisation, de préférence la première opération d'optimisation et la deuxième opération d'optimisation mettent en œuvre une méthode métaheuristique, de préférence un recuit simulé.

De préférence, l'étape e) comporte les étapes suivantes :

e1) définition du modèle de référence à tester comme étant le modèle de référence initial puis,

e2) suivant les étapes suivantes, test de conditions d'acquisition virtuelles avec le modèle de référence à tester afin d'approximer finement lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e21) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

e22) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence à tester dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

e23) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant ladite information discriminante ;

e24) comparaison des cartes actualisée et de référence de manière à déterminer une valeur pour une première fonction d'évaluation, ladite valeur pour la première fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes actualisée et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant lesdites conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester déterminées à la dernière occurrence de l'étape e21) ;

e25) si ladite valeur pour la première fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification des conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape e22) ;

e3) détermination d'une valeur pour une deuxième fonction d'évaluation, ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation dépendant des différences entre les cartes actualisée et de référence dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles et résultant de la dernière occurrence de l'étape e2), ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche d'un modèle de référence approximant le positionnement des dents lors de l'acquisition

de l'image actualisée avec plus d'exactitude que ledit modèle de référence à tester utilisé à la dernière occurrence de l'étape e2), et si ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification du modèle de référence à tester par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents puis reprise à l'étape e2).

Un procédé selon l'invention peut encore comporter une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- à l'étape a), on détermine un plan d'occlusion suivant les opérations suivantes :
  - I. détermination des points du modèle de référence initial qui appartiennent à une arcade et qui sont à une distance de l'autre arcade qui est inférieure à une distance prédéterminée, de préférence à une distance inférieure à 3 mm de l'autre arcade, dits « points de contact » ;
  - II. optionnellement, filtrage d'une partie des points de contact, de préférence de manière que le nombre de points de contact appartenant à l'arcade supérieure soit identique au nombre de points de contact appartenant à l'arcade inférieure, de préférence en éliminant les points d'une arcade les plus éloignés de l'autre arcade ;
  - III. régression linéaire, de préférence par la méthode des moindres carrés, sur l'ensemble des points de contact restant de manière à déterminer le plan d'occlusion ;

- à l'étape a), on effectue les opérations suivantes :
  - i. projection, dans un plan d'occlusion, des points de contact entre les dents des arcades supérieure et inférieure du patient, les points de contact et/ou le plan d'occlusion étant de préférence déterminés, suivant les étapes I à III ;
  - ii. détermination du barycentre des projections desdits points de contact et création d'un référentiel, dans le plan d'occlusion, centré sur ledit barycentre ;
  - iii. détermination, dans ledit référentiel, de la fonction parabolique, présentant le plus grand coefficient de corrélation avec l'ensemble des projections des points de contact ;

iv. rotation de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et reprise de l'opération précédente *iii* jusqu'à ce que l'ensemble des projections des points de contact ait parcouru un secteur déterminé, de préférence supérieur à 90°, supérieur à 180°, voire d'environ 360° ;

v. identification du coefficient de corrélation le plus élevé pour l'ensemble des positions angulaires de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et de l'axe de la fonction parabolique correspondante ;

vi. détermination d'un plan longitudinal médian du modèle de référence initial, ledit plan passant par ledit axe et étant perpendiculaire au plan d'occlusion ;

- à l'étape a), on délimite au moins partiellement un modèle de dent en suivant les opérations suivantes :

i'. détermination, au moins partielle, des bords gingivaux intérieur et extérieur de l'arcade de la dent concernée, de préférence par analyse des variations de l'orientation de la surface du modèle de référence initial ;

ii'. projection, dans le plan d'occlusion, des bords gingivaux intérieur et extérieur ;

iii'. identification des déformations des projections des bords gingivaux intérieur et extérieur correspondant aux régions interdentaires, les sommets de ces déformations étant appelés « point de rapprochement » (dans une région interdentaire, les deux projections présentent chacune une pointe, les deux pointes pointant sensiblement l'une vers l'autre, l'extrémité d'une pointe étant un point de rapprochement) ;

iv'. détermination du plus court chemin, à la surface du modèle de référence initial, entre deux points de rapprochement de bords gingivaux intérieur et extérieur, respectivement, d'une région interdentaire, de préférence par une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé, ledit plus court chemin délimitant au moins partiellement un modèle de dent ;

- une image actualisée est acquise moins de 7 jours après l'étape a), puis les étapes c) à f) sont mises en œuvre à partir de cette image actualisée ;

- à l'étape b), on utilise un appareil d'acquisition porté à la main (et en particulier qui n'est pas immobilisé, par exemple au moyen d'un support reposant sur le sol) et/ou la tête du patient n'est pas immobilisée ;

- à l'étape b), on utilise un appareil individuel choisi dans le groupe formé par un appareil photo connecté, une montre intelligente, une tablette numérique, un scanner 3D portable et un ordinateur couplé un système d'acquisition d'images, telle une webcam ou un appareil photo numérique, pour mettre en œuvre l'étape b) et, de préférence au moins une des étapes, de préférence toutes les étapes c) à f) ;

- à l'étape b), on utilise un appareil d'acquisition d'images fournissant une image actualisée infrarouge ;

- à l'étape b), on utilise un écarteur comportant une, de préférence plus de deux marques de repérage, de préférence non alignées, et, de préférence, on utilise la représentation des marques de repérage sur l'image actualisée pour
  - à l'étape c), redécouper l'image et/ou,
  - à l'étape d), évaluer grossièrement les conditions d'acquisition réelles ;

- à l'étape c), l'information discriminante est choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets et des combinaisons de ces informations ;

- à l'étape d), on utilise des données fournies par l'appareil d'acquisition et, de préférence, concernant son orientation ;

- on met en œuvre une optimisation par une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé pour :
  - à l'étape a), déterminer au moins partiellement un bord gingival délimitant un modèle de dent et/ou,
  - à l'étape e2), rechercher les conditions d'acquisition virtuelles correspondant aux conditions d'acquisition réelles et/ou,
  - à l'étape e), rechercher un modèle de référence correspondant à l'image actualisée ;

- ladite méthode métaheuristique est choisie dans le groupe formé par

- les algorithmes évolutionnistes, de préférence choisie parmi: les stratégies d'évolution, les algorithmes génétiques, les algorithmes à évolution différentielle, les algorithmes à estimation de distribution, les systèmes immunitaires artificiels, la recomposition de chemin Shuffled Complex Evolution, le recuit simulé, les algorithmes de colonies de fourmis, les algorithmes d'optimisation par essaims particulaires, la recherche avec tabous, et la méthode GRASP ;
- l'algorithme du kangourou,
- la méthode de Fletcher et Powell,
- la méthode du bruitage,
- la tunnelisation stochastique,
- l'escalade de collines à recommencements aléatoires,
- la méthode de l'entropie croisée, et
- les méthodes hybrides entre les méthodes métaheuristiques citées ci-dessus.

L'invention concerne aussi l'utilisation d'un procédé selon l'invention pour

- détecter une récidive, et/ou
- déterminer une vitesse d'évolution d'un changement de positionnement des dents, et/ou
- optimiser la date de prise de rendez-vous chez un orthodontiste ou un dentiste, et/ou
- évaluer l'efficacité d'un traitement orthodontique, et/ou
- évaluer l'évolution du positionnement de dents vers un modèle théorique correspondant à un positionnement déterminé des dents, en particulier un positionnement amélioré des dents, et/ou
- en dentisterie.

Le procédé peut notamment être mis en œuvre pendant un traitement orthodontique, notamment pour en contrôler le déroulement, l'étape a) étant mise en œuvre moins de 3 mois, moins de 2 mois, moins de 1 mois, moins d'une semaine, moins de 2 jours après le début du traitement, c'est-à-dire après la pose d'un appareil destiné à corriger le positionnement des dents du patient, dit « appareil de contention actif ».

Le procédé peut être également mis en œuvre après un traitement orthodontique, pour vérifier que le positionnement des dents n'évolue pas de façon défavorable (« récidive »).

L'étape a) est alors de préférence mise en œuvre moins de 3 mois, moins de 2 mois, moins de 1 mois, moins d'une semaine, moins de 2 jours après la fin du traitement, c'est-à-dire après la pose d'un appareil destiné maintenir les dents en position, dit « appareil de contention passif ».

L'invention concerne également :

- un programme d'ordinateur, et en particulier un applicatif spécialisé pour téléphone mobile, comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution d'une ou plusieurs, de préférence toutes les étapes b) à f), lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur,
- un support informatique sur lequel est enregistré un tel programme, par exemple une mémoire ou un CD-ROM, et
- un appareil personnel, en particulier un téléphone mobile ou une tablette, dans lequel est chargé un tel programme.

L'invention concerne enfin un système comportant

- un scanner tridimensionnel apte à mettre en œuvre l'étape a) d'un procédé selon l'invention,
- un appareil personnel, de préférence un téléphone mobile, chargé avec un programme selon l'invention.

Définitions

Par « patient », on entend toute personne pour laquelle un procédé est mis en œuvre afin d'en contrôler les dents, que cette personne soit malade ou non.

Par « professionnel des soins dentaires », on entend un dentiste, un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie.

Par « dentiste », on entend un dentiste ou un assistant dentaire travaillant sous la responsabilité d'un dentiste.

Par « dentition », on entend les deux arcades dentaires du patient.

On appelle "téléphone mobile" un appareil de moins de 500 g, doté d'un capteur lui permettant de capturer des images, capable d'échanger des données avec un autre appareil éloigné de plus de 500 km du téléphone mobile, et capable d'afficher lesdites données, et notamment lesdites images.

Les « conditions d'acquisition » précisent la position et l'orientation dans l'espace d'un appareil d'acquisition d'images relativement aux dents du patient ou à un modèle de dents du patient.

Le "plan d'occlusion" est le plan qui fournit la meilleure corrélation linéaire avec l'ensemble des points de contact entre les dents de l'arcade supérieure d'une part et les dents de l'arcade inférieure d'autre part.

Le "plan longitudinal médian" est le plan sensiblement vertical lorsque le patient tient la tête droite, qui sépare de manière sensiblement symétrique des parties droite et gauche de chaque arcade.

Une « tablette » est un ordinateur portable à écran tactile.

Un scanner 3D est un appareil permettant d'obtenir une représentation en trois dimensions d'un objet.

Par "image", on entend une image en deux dimensions, comme une photographie.

Par "comprenant un" ou "comportant un" ou "présentant un", on entend "comportant au moins un", sauf indication contraire.

Brève description des figures

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront encore à la lecture de la description détaillée qui va suivre et à l'examen du dessin annexé dans lequel :

- la figure 1 représente un logigramme illustrant la mise en œuvre d'un procédé selon l'invention,
- la figure 2 représente un exemple de modèle de référence initial,
- la figure 3 illustre le traitement effectué pour déterminer le plan d'occlusion,
- la figure 4 (4a-4d) illustre l'étape nécessaire pour déterminer les modèles de dent dans un modèle de référence,
- la figure 5 (5a-5d) illustre l'acquisition d'images actualisées, ainsi que l'opération de découpage,
- la figure 6 (6a-6b) illustre le traitement d'une image actualisée permettant de déterminer le contour des dents, et
- la figure 7 illustre schématiquement la position relative de marques de repérage 12 sur des images actualisées 14_1 et 14_2 d'un écarteur 10, selon la direction d'observation (trait interrompu).

Description détaillée

Un procédé selon l'invention comporte les étapes mentionnées ci-dessus.

A l'étape a), un modèle de référence initial des arcades, ou d'une partie des arcades du patient est créé (voir figure 2).

Le modèle de référence initial est un modèle numérique en trois dimensions des arcades du patient, par exemple du type .stl ou .Obj, .DXF 3D, IGES, STEP, VDA, ou Nuages de points. Avantageusement, un tel modèle, dit « 3D », peut être observé selon un angle quelconque.

Pour le suivi d'un traitement orthodontique, le modèle de référence initial est de préférence préparé au début du traitement. Le modèle de référence initial peut correspondre à un positionnement des dents du patient avant le traitement ou à un positionnement des dents du patient que le traitement se propose d'atteindre. Dans ce cas, le modèle de référence initial est classiquement calculé à partir d'un premier modèle tridimensionnel correspondant au positionnement des dents du patient avant le traitement.

Pour le contrôle de la récidive, le modèle de référence initial est de préférence préparé moins de six mois, de préférence moins de trois mois, de préférence encore moins d'un mois après la fin du traitement orthodontique, généralement immédiatement après la fin du traitement. Il correspond ainsi à un positionnement sensiblement optimal des dents.

Le modèle de référence initial peut être également préparé indépendamment de tout traitement, par exemple parce que le patient souhaite surveiller les mouvements de ses dents.

Le modèle de référence initial peut être préparé à partir de mesures effectuées sur les dents du patient ou sur un modèle physique de ses dents, par exemple un modèle en plâtre.

Le modèle de référence initial est de préférence créé au moyen d'un appareil professionnel, par exemple au moyen d'un scanner 3D, de préférence mis en œuvre par un professionnel de la santé, par exemple par un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie. Dans un cabinet d'orthodontie, le patient ou le modèle physique de ses dents peuvent être avantageusement disposés dans une position précise et l'appareil professionnel peut être perfectionné. Il en résulte un modèle de référence initial très précis. Le modèle de référence initial fournit de préférence une information sur le positionnement des dents avec

une erreur inférieure à 5/10 mm, de préférence inférieure à 3/10 mm, de préférence inférieure à 1/10 mm.

Orientation du modèle de référence initial :

De préférence, on détermine l'orientation du modèle de référence initial dans l'espace, et notamment, de préférence, le plan d'occlusion et le plan longitudinal médian.

Le plan d'occlusion et le plan longitudinal médian peuvent être déterminés manuellement, de manière approximative. Les inventeurs ont cependant découvert des procédés permettant de déterminer ces plans par traitement informatique.

De préférence, le modèle de référence est un modèle des arcades bouche fermée, c'est-à-dire dans une position dans laquelle des dents de l'arcade supérieure sont en contact avec des dents de l'arcade inférieure.

Classiquement, le modèle de référence initial fourni par un scanner tridimensionnel permet de distinguer l'arcade supérieure de l'arcade inférieure. Généralement, le modèle est fourni sous la forme de deux fichiers correspondant respectivement à ces arcades, et comportant des données permettant de positionner les modèles de ces arcades l'un par rapport à l'autre dans la position d'occlusion.

De préférence, pour estimer les points de contact entre les dents des arcades supérieure et inférieure, on détermine l'ensemble des points du modèle de l'arcade supérieure et de l'arcade inférieure qui sont à une distance inférieure à une limite prédéterminée, cette limite étant de préférence inférieure à 3 mm, de préférence d'environ 2 mm. Tous les autres points de ces modèles sont ensuite ignorés, ce qui conduit à la représentation de la figure 3b. Une régression linéaire permet alors de déterminer le plan d'occlusion (« plan 1 » sur la figure 3c).

Le modèle de référence initial peut ainsi être orienté suivant le plan d'occlusion (Fig. 3d).

Si le modèle de référence initial ne comporte pas de données permettant de positionner les arcades supérieure et inférieure l'une par rapport à l'autre, on utilise de préférence un mordu d'occlusion faisant apparaître les points de contact entre les dents supérieures et les dents inférieures, puis on repositionne les modèles des arcades supérieure et inférieure par rapport à ce mordu d'occlusion.

Le plan longitudinal médian est perpendiculaire au plan d'occlusion, mais son orientation n'est pas connue.

De préférence, on procède de la manière suivante pour déterminer l'orientation du plan longitudinal médian :

On considère des axes [Ox) et [Oy) dans le plan d'occlusion, le point O étant le barycentre des projections normales des points de contact sur le plan d'occlusion.

- Dans ce référentiel (xOy), on recherche la courbe, de préférence parabolique, présentant le plus grand coefficient de corrélation avec l'ensemble desdites projections.
- L'ensemble des projections des points de contact est ensuite déplacé dans le plan d'occlusion, par rotation autour du point O, et on recommence l'étape précédente à partir de cette nouvelle position angulaire des projections des points de contact.

Le cycle des opérations précédentes est poursuivi, de préférence jusqu'à avoir fait tourner l'ensemble des points de contact de 360° autour du barycentre O. On compare ensuite les coefficients de corrélation correspondant aux différentes orientations de l'ensemble des points de contact. L'axe de la courbe qui conduit au coefficient de corrélation le plus élevé est alors considéré comme inclus dans le plan longitudinal médian, ce qui permet de définir exactement l'orientation de ce dernier.

L'orientation dans l'espace du modèle de référence initial est ainsi parfaitement déterminée, de manière rapide.

Création des modèles de dent

Dans le modèle de référence initial, une partie qui correspond à une dent, ou « modèle de dent », est délimitée par un bord gingival qui peut être décomposé en un bord gingival intérieur (du côté de l'intérieur de la bouche par rapport à la dent), un bord gingival extérieur (orienté vers l'extérieur de la bouche par rapport à la dent) et deux bords gingivaux latéraux. Les bords gingivaux correspondent à des régions dans lesquelles l'orientation de la surface définie par le modèle de référence initial subit des modifications de fortes amplitudes. Ces variations d'orientation peuvent être identifiées selon des techniques connues, par exemple en identifiant les changements de direction de la normale à la surface modélisée. La figure 4a représente une vue du modèle de référence initial traitée pour faire apparaître ces changements de direction. La figure 4b montre le bord gingival intérieur qui peut être extrait par l'analyse de l'image de la figure 4a.

Plusieurs vues du modèle de référence initial sont ainsi analysées, ce qui permet de déterminer les bords gingivaux intérieur et extérieur en trois dimensions, comme représenté sur la figure 4c.

Par ailleurs, en projection dans le plan d'occlusion, les contours gingivaux intérieur et extérieur d'une arcade se rapprochent de part et d'autre d'une dent. Pour déterminer un bord gingival latéral d'une dent, on recherche le plus court chemin, sur la surface du modèle de référence initial, entre les deux points des bords gingivaux intérieur et extérieur ainsi rapprochés et qui se font sensiblement face. La recherche du plus court chemin entre deux points sur un modèle tridimensionnel fait appel à des techniques d'optimisation bien connues. De préférence, cette recherche résulte d'une méthode métaheuristique, de préférence d'un recuit simulé.

Deux bords gingivaux latéraux adjacents et les parties des bords gingivaux intérieur et extérieur qui connectent ces bords gingivaux latéraux permettent ainsi de délimiter une dent au niveau de la gencive. En tenant compte du fait qu'une dent s'étend depuis le contour gingival vers le plan d'occlusion, il est ainsi possible de déterminer les parties du modèle de référence initial qui correspondent aux différentes dents (« modèles de dent »). La figure 4d représente l'ensemble des modèles de dent d'une arcade.

Le modèle de référence initial peut être stocké dans une base de données centralisée, regroupant les modèles de référence initiaux d'une pluralité de patients. Cette base de données peut être physiquement installée dans un établissement spécialisé. Elle peut être également installée dans un laboratoire ou un cabinet d'orthodontie, ce qui limite les transferts d'informations confidentielles.

Dans un mode de réalisation, le modèle de référence initial est remis au patient. De préférence, un fichier informatique correspondant au modèle de référence initial est enregistré sur un support amovible, par exemple sur une clé USB ou sur une carte électronique, de préférence sur un téléphone mobile, une tablette ou un ordinateur portable du patient, et en particulier sur l'appareil personnel qui sera de préférence utilisé aux étapes b) et suivantes. De préférence, le patient ou un professionnel des soins dentaires charge le modèle de référence initial dans ledit appareil individuel ou le met à disposition pour chargement dans ledit appareil individuel. Le patient charge de préférence le modèle de référence initial à partir d'internet.

Dans un mode de réalisation préféré, le modèle de référence n'est pas remis au patient. De préférence, le modèle de référence est seulement rendu disponible à un établissement spécialisé pour mettre en œuvre les étapes c) à f). Il peut rester stocké dans l'établissement dans lequel il a été réalisé à l'étape a) et où, de préférence, les étapes c) à f) sont mises en œuvre.

A l'étape b), on prend une image actualisée des arcades au moyen d'un appareil d'acquisition d'images. L'étape b) est de préférence réalisée par le patient ou un proche du patient, mais peut être réalisée par un dentiste.

Moment de l'acquisition

De préférence, l'image actualisée est prise après un intervalle de temps Δt après l'étape a). L'intervalle de temps Δt peut être prédéterminé. Il peut être constant, quelle que soit l'occurrence du procédé, c'est-à-dire que cet intervalle concerne la première exécution du procédé ou une exécution ultérieure. Il peut être variable, et dépendre par exemple des résultats obtenus suite à une exécution antérieure du procédé. En particulier, pour le contrôle de la récidive, l'intervalle de temps Δt peut être d'autant plus court que cette exécution a permis de détecter une dérive importante.

Dans un mode de réalisation préféré, l'intervalle de temps Δt est déterminé par l'orthodontiste, en fonction d'un planning des contrôles. En fonction de l'évolution de la position des dents, l'orthodontiste peut modifier ce planning et modifier en conséquence l'intervalle de temps Δt. Dans un mode de réalisation, le procédé selon l'invention est exécuté plusieurs fois, les intervalles de temps entre chaque exécution pouvant être identiques ou différents. Les intervalles des temps entre deux exécutions successives peuvent être tous déterminés avant la première exécution pour correspondre à un planning de contrôles élaboré par l'orthodontiste.

L'intervalle de temps Δt peut être également indéterminé et dépendre par exemple de décisions du patient. Par exemple, la création d'une image actualisée peut être effectuée à l'occasion d'un rendez-vous chez le dentiste ou à tout moment lorsque le patient le souhaite, voire indépendamment de tout traitement orthodontique.

L'intervalle de temps Δt est de préférence déterminé pour correspondre à une évolution potentiellement significative du positionnement des dents.

Par exemple, pour le contrôle de la récidive, l'intervalle de temps Δt est de préférence inférieur à trois mois lors de la première année après le traitement. Après cette première année, l'intervalle de temps Δt est de préférence supérieur à un mois, voire supérieur à six mois ou supérieur à douze mois. En particulier pour la détection d'une dérive des dents, un intervalle de temps compris entre six mois et dix-huit mois est adapté.

De préférence, au moins un rappel informant le patient de la nécessité de créer une image actualisée est adressé au patient. Ce rappel peut être sous forme papier ou, de préférence, sous forme électronique, par exemple sous la forme d'un courriel, d'une alerte automatique de l'applicatif spécialisé mobile ou d'un SMS. Un tel rappel peut être envoyé par le cabinet ou le laboratoire d'orthodontie ou par le dentiste ou par l'applicatif spécialisé mobile du patient, par exemple.

Dans un mode de réalisation préféré, une image actualisée est acquise avant que les dents n'aient pu se déplacer significativement, sensiblement au même moment que la création du modèle de référence initial, de préférence moins de 7 jours, moins de 3 jours, moins de 1 jour après l'étape a), c'est-à-dire avant que les dents n'aient pu se déplacer significativement. La mise en œuvre du procédé avec cette image actualisée permet avantageusement de vérifier que le procédé ne conduit à la détection d'aucune différence entre les modèles de référence initial et final, et donc fonctionne correctement.

Dans un mode de réalisation, l'image actualisée peut être acquise avant la création du modèle de référence initial. Par exemple, les étapes a) et b) peuvent être effectuées à la fin et au début d'un traitement orthodontique, respectivement. Il est ainsi notamment possible d'évaluer l'efficacité du traitement en l'absence de modèle 3D en début de traitement. L'intervalle de temps $\Delta t'$ séparant les étapes a) et b) dans ce mode de réalisation peut notamment prendre les valeurs décrites ci-dessus pour Δt.

Appareil d'acquisition d'images

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images est un appareil personnel couramment disponible dans le commerce, par exemple un téléphone mobile, un appareil photo dit « connecté », une montre dite « intelligente », ou « smartwatch », ou une tablette ou un ordinateur personnel, fixe ou portable, comportant un système d'acquisition d'images, comme une webcam ou un appareil photo, de préférence un appareil photo numérique. Même si l'image actualisée peut en particulier être créée par un dentiste, elle l'est de préférence par le patient lui-même ou par un de ses proches.

L'appareil d'acquisition d'images pèse de préférence moins de 3 kg, moins de 2 kg, moins de 1 kg, moins de 500 g, de préférence moins de 300 g.

L'étape b) peut donc avantageusement être réalisée à distance de l'étape a), c'est-à-dire dans un lieu différent de celui dans lequel est réalisée l'étape a), en particulier à plus de 50 m, plus de 100 m, plus de 1 km du lieu où est réalisée l'étape a), en particulier hors cabinet orthodontique. Dans un mode de réalisation, l'étape b) n'est pas réalisée dans un cabinet dentaire, un cabinet d'orthodontie ou un laboratoire d'orthodontie, sauf, éventuellement, lors d'une séance destinée à former le patient.

De préférence, l'image actualisée est une photographie, en particulier une photographie panoramique. Dans un mode de réalisation, l'image actualisée est extraite d'un film.

Dans un mode de réalisation préféré, le procédé utilise plusieurs images actualisées pour disposer d'au moins une représentation de chaque dent, de préférence au moins trois images actualisées correspondant à une vue de face, une vue à droite et une vue à gauche des dents du patient.

De préférence, à l'étape b), on prend au moins une image actualisée en position bouche fermée et au moins une image actualisée en position bouche ouverte. L'image bouche fermée permet avantageusement d'identifier les déplacements relatifs entre les deux arcades. L'image actualisée bouche ouverte permet avantageusement de bien identifier les contours des dents, sans que les dents de l'arcade supérieure ne viennent masquer les dents de l'arcade inférieure ou réciproquement.

Des images actualisées peuvent être prises soit pour l'arcade supérieure, soit pour l'arcade inférieure, soit, de préférence, pour les deux arcades.

Plusieurs images similaires (représentant sensiblement les mêmes dents) peuvent être également utiles afin de rechercher le meilleur score. En fonction des conditions d'acquisition, une information discriminante pourra en particulier conduire à des scores différents selon l'image actualisée utilisée.

De préférence, on utilise un écarteur lors de l'étape b), comme représenté sur les figures 5a et 5c. La première fonction de l'écarteur est d'écarter les lèvres afin d'améliorer la visibilité des dents. De préférence, un écarteur est remis au patient, par exemple lors d'un rendez-vous avec son orthodontiste ou son dentiste.

L'appareil d'acquisition d'images fournit de préférence des images en couleurs, et/ou des images infrarouges de la bouche du patient, voire du visage du patient. Les images infrarouges permettent avantageusement de faire apparaître les dents avec un excellent contraste.

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images comporte un applicatif spécialisé permettant de mettre en œuvre l'étape b), mais aussi, de préférence, des étapes suivantes, de préférence l'ensemble des étapes suivantes. De préférence encore, cet applicatif gère des rappels et informe le patient de la nécessité de créer une image actualisée.

De préférence, l'applicatif spécialisé est chargé dans l'appareil d'acquisition d'images à partir d'un support physique comme une clé USB ou un CD-ROM, ou est téléchargé sur internet ou par voie hertzienne. Dans un mode de réalisation, l'applicatif spécialisé est fourni au patient par le cabinet et/ou le laboratoire d'orthodontie. Il peut en particulier prendre la forme d'un applicatif du type de ceux couramment téléchargés sur les iPhones de la marque Apple® ou les appareils de toutes marques mettant en œuvre les systèmes d'exploitation Android® ou tout autre système d'exploitation.

L'appareil d'acquisition d'images comporte de préférence un appareil photo ou une caméra vidéo ou infrarouge, que l'utilisateur, par exemple le patient ou un de ses proches, positionne au moyen d'un viseur ou d'un écran, avant de l'actionner.

Moyens détrompeurs

Un procédé selon l'invention ne requiert pas un positionnement précis de l'appareil d'acquisition d'images par rapport aux dents.

Dans un mode de réalisation, aucune contrainte de positionnement permettant d'assurer une disposition de l'appareil d'acquisition d'images à moins de 30 cm, moins de 20 cm, de 10 cm ou moins de 5 cm d'un emplacement déterminé n'est imposée

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images comporte cependant des moyens détrompeurs facilitant son positionnement approximatif par rapport au patient avant l'acquisition de l'image actualisée.

L'utilisateur peut être guidé par des messages écrits et/ou vocaux pour l'acquisition. Par exemple, l'appareil personnel peut annoncer « prenez une photo de face », émettre un signal pour informer l'utilisateur que la photo est acceptable ou qu'au contraire, il doit refaire une photo, annoncer « prenez une photo de droite », de préférence en affichant une

flèche pour orienter l'utilisateur, etc. La fin du processus d'acquisition peut être également annoncée par l'appareil. L'appareil peut également aider au positionnement, par exemple par des messages visuels (par exemple par affichage de flèches), et/ou sonores (comme une succession de bips dont la fréquence augmente à mesure que le positionnement de l'appareil s'améliore), et/ou écrits et/ou vocaux (« plus haut », plus bas », etc.).

Les moyens détrompeurs peuvent en particulier comporter des marques de repérage qui apparaissent sur le viseur ou l'écran. Les marques de repérage peuvent par exemple comporter une ligne destinée à être alignée avec la direction générale de la jointure entre les dents supérieures et les dents inférieures lorsque les dents sont serrées par le patient, ou une ligne verticale destinée à être alignée avec la jointure entre les deux incisives supérieures. Les marques de repérage peuvent également faire référence à d'autres parties du patient. Par exemple, elles peuvent être constituées par des marques correspondant à la position des yeux ou prendre la forme d'un contour dans lequel doit être positionné la bouche ou le visage du patient.

Dans un mode de réalisation préféré, les marques de repérage correspondent à un référentiel, par exemple sur l'écarteur. Un référentiel peut être également porté par une pièce mordue par le patient.

Dans un mode de réalisation préféré, les moyens détrompeurs sont définis, au moins partiellement, à partir d'informations fournies par le modèle de référence initial. Par exemple, suivant les principes de la « réalité augmentée », une vue du modèle de référence initial, par exemple une vue de face ou une vue de droite ou une vue de gauche du modèle de référence initial, peut être rendue visible, en transparence, sur l'écran de l'appareil d'acquisition d'images lors de l'acquisition. Il est ainsi très facile pour le patient de superposer approximativement une telle vue avec les dents qu'il doit prendre en photo.

Les étapes c) et suivantes sont de préférence réalisées soit sur un appareil personnel du patient, de préférence avec l'appareil utilisé à l'étape b), soit avec un applicatif chez un professionnel des soins dentaires, soit avec un serveur tiers dédié.

A l'étape c), chaque image actualisée est analysée de manière à réaliser, pour chaque image actualisée, une carte actualisée relative à au moins une information discriminante.

Redécoupage

L'analyse de l'image peut comporter un redécoupage de l'image actualisée afin d'isoler la partie pertinente, en particulier pour supprimer, au moins partiellement, de l'image actualisée les éléments qui n'ont pas fait l'objet du modèle de référence initial, comme le nez ou les yeux du patient ou l'écarteur. Ce redécoupage, ou « croppage », est facilité par la représentation de marques de repérage sur l'image actualisée.

En particulier, de préférence, comme représenté sur les figures 5a et 5c, l'écarteur 10 porte au moins trois marques de repérage 12 non alignées. Si l'écarteur est en plusieurs parties, par exemple classiquement en deux parties, chaque partie porte de préférence au moins trois marques de repérage non alignées.

La forme d'une marque de repérage, par exemple une forme asymétrique, peut être également utilisée pour repérer la position de l'écarteur sur l'image actualisée.

De préférence, les marques de repérage présentent des formes et/ou des couleurs facilitant leur identification sur une image actualisée. Par exemple, elles peuvent être de couleur noire alors que le reste de l'écarteur est de couleur blanche.

Dans un mode de réalisation, les marques de repérage présentent des formes et/ou des couleurs permettant de les identifier individuellement. Par exemple, elles peuvent être chacune de couleur différente.

L'identification des marques de repérage sur l'image actualisée permet d'identifier la zone de l'image actualisée contenant les éléments ayant fait l'objet du modèle de référence initial, c'est-à-dire les dents et les gencives. L'image actualisée peut alors être rognée en conséquence. La comparaison des figures 5a et 5b, ou 5c et 5d, illustre l'effet du redécoupage sur une image actualisée.

Carte actualisée

Une carte actualisée représente une information discriminante dans le référentiel de l'image actualisée. Par exemple, la figure 6b est une carte actualisée relative au contour des dents obtenue à partir de l'image actualisée de la figure 6a.

L'information discriminante est de préférence choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets et des combinaisons de ces informations.

L'homme de l'art sait comment traiter une image actualisée pour faire apparaître l'information discriminante. Ce traitement comporte par exemple l'application de masques ou de filtres bien connus, fournis avec des logiciels de traitement d'images.

A l'étape optionnelle d), on détermine, de manière grossière, les conditions d'acquisition réelles lors de l'étape b). Autrement dit, on détermine la position relative de l'appareil d'acquisition d'images au moment où il a pris l'image actualisée (position de l'appareil d'acquisition dans l'espace et orientation de cet appareil). L'étape d) permet avantageusement de limiter le nombre de tests sur des conditions d'acquisition virtuelles lors de l'étape e), et permet donc d'accélérer considérablement l'étape e).

On utilise de préférence une ou plusieurs règles heuristiques. Par exemple, de préférence, on exclut des conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées à l'étape e), les conditions qui correspondent à une position de l'appareil d'acquisition d'images derrière les dents ou à une distance des dents supérieure à 1 m.

Dans un mode de réalisation préféré, comme illustré sur la figure 7, on utilise des marques de repérage représentées sur l'image actualisée, et en particulier des marques de repérage 12 de l'écarteur, pour déterminer une région de l'espace sensiblement conique délimitant des conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées à l'étape e), ou "cône de test".

Précisément, on dispose de préférence au moins trois marques de repérage 12 non alignées sur l'écarteur 10, par exemple, et on mesure précisément leurs positions relatives sur l'écarteur.

Les marques de repérage sont ensuite repérées sur l'image actualisée, comme décrit précédemment. De simples calculs trigonométriques permettent de déterminer approximativement la direction selon laquelle l'image actualisée a été prise. Un cône orienté selon cette direction, dont le sommet est au niveau de l'écarteur et dont le demi-angle au sommet est de préférence inférieur à 10°, de préférence inférieur à 5°, par exemple de 3° peut alors être défini comme "cône de test". Le demi-angle au sommet correspond à un degré d'incertitude. Plus le demi-angle au sommet est petit, plus grande est la probabilité que les conditions d'acquisition virtuelles correspondant aux conditions d'acquisition réelles soient hors du cône de test.

Par exemple, lorsque l'image actualisée est prise perpendiculairement au plan des trois marques de repérage sur l'écarteur, on peut en déduire que l'appareil d'acquisition était

sensiblement dans un cône de test dont l'axe est sensiblement perpendiculaire à ce plan lors de la prise de l'image actualisée. Si les positions relatives des trois marques de repérage sur l'image actualisée sont différentes de celles que les marques de repérage occupent sur l'écarteur, l'axe du cône de test dans lequel est limitée la recherche du positionnement de l'appareil d'acquisition lors de l'acquisition de l'image actualisée est incliné par rapport au plan des marques de repérage, comme représenté sur la figure 7.

Dans un mode de réalisation particulier, comme illustré sur les figures 5a et 5c, l'écarteur comporte des parties gauche et droite indépendantes, qui comportent chacune au moins trois marques de repérage, de préférence au moins quatre marques de repérage. Un cône de test gauche peut être ainsi déterminé au moyen des marques de repérage de la partie gauche et un cône de test droit peut être déterminé au moyen des marques de repérage de la partie droite de l'écarteur. Les conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées peuvent être ensuite limitées à des positions de l'appareil d'acquisition dans l'espace appartenant à ces deux cônes de test. On peut aussi considérer que la meilleure évaluation de la position de l'appareil d'acquisition correspond à la position moyenne entre la meilleure position dans le cône de test gauche et la meilleure position dans le cône de recherche droit.

La position des marques de repérage sur l'image actualisée permet également d'évaluer l'assiette de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée. Par exemple, si on sait que deux marques de repérage sont sensiblement alignées selon une direction horizontale lors de l'acquisition de l'image actualisée, la direction de la droite contenant ces deux points sur l'image actualisée fournit une indication sur l'orientation de l'appareil d'acquisition dans les conditions d'acquisition réelles.

Enfin, la taille des marques de repérage sur l'image actualisée ou leur espacement peut permettre d'évaluer la distance entre l'appareil d'acquisition d'images et les dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, et donc de réduire le cône de test à un tronc de cône.

A l'étape optionnelle d), on peut également utiliser des données fournies par l'appareil d'acquisition et concernant son orientation, par exemple des données gyroscopiques.

L'étape d) ne permet qu'une évaluation grossière des conditions d'acquisition réelles. L'étape d) permet cependant de déterminer un ensemble restreint de conditions d'acquisition virtuelles susceptibles de correspondre aux conditions d'acquisition réelles,

et, dans cet ensemble, des conditions d'acquisition virtuelles constituant le meilleur point de départ pour l'étape e1) décrite ci-après.

L'étape d) permet également de détecter des images actualisées inadaptées pour la poursuite du procédé, par exemple une image actualisée qui ne ferait pas apparaître les marques de repérage. De préférence, le procédé est alors repris à l'étape c) avec une nouvelle image actualisée.

Bien entendu, les différentes méthodes pouvant être mises en œuvre à l'étape d) peuvent être combinées.

A l'étape e1), on détermine que le modèle de référence à tester est le modèle de référence initial lors de la première exécution de l'étape e2).

A l'étape e2), on commence par déterminer des conditions d'acquisition virtuelles à tester, c'est-à-dire une position et une orientation virtuelles susceptibles de correspondre à la position et l'orientation réelles de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée. Les premières conditions d'acquisition virtuelles à tester peuvent être aléatoires. De préférence, elles sont choisies dans l'ensemble limité déterminé à l'étape d), et de préférence encore, correspondent à des conditions d'acquisition virtuelles correspondant, d'après l'étape d), aux conditions d'acquisition virtuelles les plus prometteuses, c'est-à-dire constituant le meilleur tremplin pour approcher, le plus rapidement possible, les conditions d'acquisition réelles (étape e21)).

On place ensuite virtuellement l'appareil d'acquisition d'images dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester afin d'acquérir une image de référence du modèle de référence dans ces conditions d'acquisition virtuelles à tester. L'image de référence correspond donc à l'image qu'aurait prise l'appareil d'acquisition d'images s'il avait été placé, par rapport au modèle de référence à tester, dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester (étape e22)).

Si l'image actualisée a été prise au même moment que le modèle de référence a été réalisé, et si les conditions d'acquisition virtuelles sont exactement les conditions d'acquisition réelles, l'image de référence est donc exactement superposable à l'image actualisée. Les différences entre l'image actualisée et l'image de référence résultent d'erreurs dans l'évaluation des conditions d'acquisition virtuelles (si elles ne correspondent pas exactement aux conditions d'acquisition réelles) et de déplacements des dents entre l'étape b) et le modèle de référence à tester.

Pour comparer les images actualisée et de référence, on compare l'information discriminante sur ces deux images. Plus précisément, on réalise, à partir de l'image de référence, une carte de référence représentant l'information discriminante (étape e23)).

Les cartes actualisées et de référence, portant toutes les deux sur la même information discriminante, sont ensuite comparées et on évalue la différence entre ces deux cartes au moyen d'un score. Par exemple, si l'information discriminante est le contour des dents, on peut comparer la distance moyenne entre les points du contour des dents qui apparait sur l'image de référence et les points du contour correspondant qui apparaît sur l'image actualisée, le score étant d'autant plus élevé que cette distance est faible.

Le score peut être par exemple un coefficient de corrélation.

Le score est ensuite évalué au moyen d'une première fonction d'évaluation. La première fonction d'évaluation permet de décider si le cyclage sur l'étape e2) doit être poursuivi ou stoppé. La première fonction d'évaluation peut par exemple être égale à 0 si le cyclage doit être stoppé ou être égale à 1 si le cyclage doit se poursuivre.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut dépendre du score atteint. Par exemple, il peut être décidé de poursuivre le cyclage sur l'étape e2) si le score ne dépasse pas un premier seuil. Par exemple, si une correspondance exacte entre les images actualisée et de référence conduit à un score de 100%, le premier seuil peut être, par exemple, de 95%. Bien entendu, plus le premier seuil sera élevé, meilleure sera la précision de l'évaluation des conditions d'acquisition virtuelles si le score parvient à dépasser ce premier seuil.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut également dépendre de scores obtenus avec des conditions d'acquisition virtuelles testées précédemment.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut également dépendre de paramètres aléatoires et/ou du nombre de cycles de l'étape e2) déjà effectués.

En particulier, il est possible qu'en dépit de la répétition des cycles, on ne parvienne pas à trouver des conditions d'acquisition virtuelles qui soient suffisamment proches des conditions d'acquisition réelles pour que le score atteigne ledit premier seuil. La première fonction d'évaluation peut alors conduire à la décision de quitter le cyclage bien que le meilleur score obtenu n'ait pas atteint ledit premier seuil. Cette décision peut résulter, par exemple, d'un nombre de cycles supérieur à un nombre maximal prédéterminé.

Un paramètre aléatoire dans la première fonction d'évaluation peut également autoriser la poursuite de tests de nouvelles conditions d'acquisition virtuelles, bien que le score apparaisse satisfaisant.

Les fonctions d'évaluation classiquement utilisées dans les procédés d'optimisation métaheuristiques, en particulier dans les procédés de recuit simulé, peuvent être utilisées pour la deuxième fonction d'évaluation.

Si la valeur de la première fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de poursuivre le cyclage sur l'étape e2), on modifie les conditions d'acquisition virtuelles testées (étape e25)) et on recommence un cycle (étape e2)) consistant à réaliser une image de référence et une carte de référence, puis à comparer cette carte de référence avec la carte actualisée pour déterminer un score.

La modification des conditions d'acquisition virtuelles correspond à un déplacement virtuel dans l'espace et/ou à une modification de l'orientation de l'appareil d'acquisition. Cette modification peut être aléatoire, à condition cependant que les nouvelles conditions d'acquisition virtuelles à tester appartiennent toujours à l'ensemble déterminé à l'étape d). La modification est de préférence guidée par des règles heuristiques, par exemple en favorisant les modifications qui, d'après une analyse des précédents scores obtenus, apparaissent les plus favorables pour augmenter le score.

Le cyclage sur e2) est poursuivi jusqu'à ce que la valeur de la première fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de sortir de ce cyclage et de poursuivre à l'étape e3), par exemple si le score atteint ou dépasse ledit premier seuil.

L'optimisation des conditions d'acquisition virtuelles à l'étape e2) est de préférence effectuée en utilisant une méthode métaheuristique, de préférence un algorithme de recuit simulé. Un tel algorithme est bien connu pour l'optimisation non linéaire.

Si on a quitté le cyclage sur l'étape e2), sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, par exemple sans que le score ait pu atteindre ledit premier seuil, le procédé peut être arrêté (situation d'échec) ou repris à l'étape c) avec une nouvelle information discriminante et/ou avec une nouvelle image actualisée. Le procédé peut être également poursuivi avec les conditions d'acquisition virtuelles correspondant au meilleur score atteint. Un avertissement peut être émis afin d'informer l'utilisateur de l'erreur sur le résultat.

Si on a quitté le cyclage sur l'étape e2) alors qu'un score satisfaisant a pu être obtenu, par exemple parce que le score a atteint, voire dépassé ledit premier seuil, les conditions d'acquisition virtuelles correspondent sensiblement aux conditions d'acquisition réelles. Cependant, des différences peuvent subsister, en particulier si des dents se sont déplacées entre les étapes a) et b). La corrélation entre les images actualisée et de référence peut alors être encore améliorée en reprenant l'étape e2), le modèle de référence à tester étant alors modifié par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents (étape e3)).

La recherche du modèle de référence approximant au mieux le positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée peut être effectuée comme la recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux les conditions d'acquisition réelles (étape e2)).

En particulier, le score est évalué au moyen d'une deuxième fonction d'évaluation. La deuxième fonction d'évaluation permet de décider si le cyclage sur les étapes e2) et e3) doit être poursuivi ou stoppé. La deuxième fonction d'évaluation peut par exemple être égale à 0 si le cyclage doit être stoppé ou être égale à 1 si le cyclage doit se poursuivre.

La valeur de la deuxième fonction d'évaluation dépend de préférence du meilleur score obtenu avec le modèle de référence à tester, c'est-à-dire des différences entre les cartes actualisée et de référence, dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles.

La valeur de la deuxième fonction d'évaluation peut également dépendre du meilleur score obtenu avec un ou plusieurs modèles de référence testés précédemment.

Par exemple, il peut être décidé de poursuivre le cyclage si le score ne dépasse pas un deuxième seuil minimal. La valeur de la deuxième fonction d'évaluation peut également dépendre de paramètres aléatoires et/ou du nombre de cycles des étapes e2) et e3) déjà effectués.

Les fonctions d'évaluation classiquement utilisées dans les procédés d'optimisation métaheuristiques, en particulier dans les procédés de recuit simulé, peuvent être utilisées pour la deuxième fonction d'évaluation.

Si la valeur de la deuxième fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de poursuivre le cyclage sur les étapes e2) et e3), on modifie le modèle de référence à tester et on recommence un cycle (étapes e2) et e3)) avec le nouveau modèle de référence à tester.

La modification du modèle de référence à tester correspond à un déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents. Cette modification peut être aléatoire. La modification est de préférence guidée par des règles heuristiques, par exemple en favorisant les modifications qui, d'après une analyse des précédents scores obtenus, apparaissent les plus favorables pour augmenter le score.

De préférence, on recherche le déplacement d'un modèle de dent qui a le plus fort impact sur le score, on modifie le modèle de référence à tester en déplaçant ce modèle de dent, puis on poursuit le cyclage sur les étapes e2) et e3) de manière à optimiser le score. On peut ensuite rechercher, parmi les autres modèles de dent, celui qui a le plus fort impact sur l'amélioration du score, et à nouveau rechercher le déplacement optimal de cet autre modèle de dent sur le score. On peut poursuivre ainsi avec chaque modèle de dent.

Ensuite, il est possible de reprendre un cycle sur l'ensemble des modèles de dent et de poursuivre ainsi jusqu'à l'obtention d'un score supérieur à au deuxième seuil. Bien entendu, d'autres stratégies peuvent être utilisées pour déplacer un ou plusieurs modèles de dent dans le modèle de référence à tester et rechercher le score maximal.

Le cyclage sur les étapes e2) et e3) est poursuivi jusqu'à ce que la valeur de la deuxième fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de sortir de ce cyclage et de poursuivre à l'étape f), par exemple si le score atteint ou dépasse ledit deuxième seuil.

La recherche d'un modèle de référence avec un cyclage sur les étapes e2) et e3) pour rechercher les positions des modèles de dent qui optimisent le score est de préférence effectuée en utilisant une méthode métaheuristique, de préférence un algorithme de recuit simulé. Un tel algorithme est bien connu pour l'optimisation non linéaire.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, par exemple sans que le score ait pu atteindre ledit deuxième seuil, le procédé peut être arrêté (situation d'échec) ou repris à l'étape c) avec une nouvelle information discriminante et/ou avec une nouvelle image actualisée.

S'il est décidé de relancer le procédé à l'étape c) à partir d'une autre information discriminante et/ou d'une autre image actualisée parce que le premier seuil ou le deuxième seuil n'a pas été atteint, le choix de la nouvelle information discriminante et/ou de la nouvelle image actualisée peut dépendre des scores obtenus précédemment, afin de favoriser l'information discriminante et/ou l'image actualisée qui, au regard de ces scores, apparaissent les plus prometteuses.

Une nouvelle information discriminante, obtenue par exemple par combinaison d'autres informations discriminantes déjà testées, peut être utilisée. Le cas échéant, il peut être également demandé d'acquérir une ou plusieurs nouvelles images actualisées. De préférence, on fournit des indications permettant de guider le positionnement de l'appareil d'acquisition pour la capture de cette nouvelle image actualisée. Par exemple, on peut indiquer au patient qu'il devrait prendre une photo de la partie droite de son arcade inférieure.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, le procédé peut être également poursuivi avec le modèle de référence et les conditions d'acquisition virtuelles correspondant au meilleur score atteint. Un avertissement peut être émis afin d'informer l'utilisateur de l'erreur sur le résultat.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) alors qu'un score satisfaisant a pu être obtenu, par exemple parce que le score a atteint, voire dépassé ledit deuxième seuil, les conditions d'acquisition virtuelles correspondent sensiblement aux conditions d'acquisition réelles et les modèles de dents dans le modèle de référence obtenu (dit « modèle de référence final ») sont sensiblement dans la position des dents du patient au moment de l'étape b).

A l'étape f), on compare le modèle de référence final, résultant de l'optimisation par déplacement des modèles de dents, avec le modèle de référence initial. Le modèle de référence final correspond sensiblement à l'image actualisée. La comparaison de l'étape f) permet donc d'observer les différences entre le positionnement des dents à l'étape a) (modèle de référence initial) et lors de l'acquisition de l'image actualisée (étape b)). Le procédé permet ainsi de déterminer précisément, pour chacune des dents, les mouvements entre ces deux étapes.

En répétant les étapes b) et suivantes, il est également possible d'évaluer la vitesse d'évolution de la position des dents, et ainsi de mesurer, par exemple, l'efficacité d'un traitement orthodontique. Un procédé selon l'invention peut par exemple être utilisé pour suivre à distance l'évolution d'un traitement orthodontique, et ainsi optimiser les rendez-vous des patients chez leurs orthodontistes.

Dans un mode de réalisation préféré, le procédé de contrôle selon l'invention est mis en œuvre plusieurs fois pour un même patient, de préférence successivement avec plusieurs informations discriminantes, de préférence plus de 2, plus de 3, plus de 5 informations

discriminantes pour chaque image actualisée et/ou avec plusieurs images actualisées, de préférence plus de 2, plus de 3, plus de 5 images actualisées. L'évaluation du déplacement d'une dent peut être ainsi affinée en tenant compte des différents scores obtenus. La comparaison de ces scores permet également, le cas échéant, d'écarter les informations discriminantes et/ou les images actualisées insatisfaisantes.

En fonction du déplacement mesuré, une information pratique peut être générée. Si le déplacement est faible, cette information pratique peut être qu'aucune action n'est à engager. Au contraire, si une ou plusieurs dents se sont sensiblement déplacées, l'information peut être de planifier une visite chez le dentiste ou l'orthodontiste. De préférence, l'information pratique dépend du degré de déplacement des dents. Dans un mode de réalisation, un rendez-vous peut être automatiquement pris chez le dentiste ou l'orthodontiste, en fonction de l'amplitude et/ou de la nature des déplacements détectés.

Dans un mode de réalisation, l'information pratique est utilisée pour modifier l'intervalle de temps après lequel le patient devra être averti qu'une nouvelle image actualisée doit être créée.

Dans un mode de réalisation, l'appareil individuel permet d'afficher des images, voire une séquence d'images montrant le positionnement des dents à différentes dates. Ces images peuvent être présentées sous la forme d'une animation.

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images est un téléphone qui permet de transmettre les résultats obtenus par la mise en œuvre du procédé, de préférence de manière sécurisée.

La communication peut être par exemple effectuée, au moins en partie, par la voie hertzienne, de préférence suivant au moins un protocole choisi parmi les protocoles edge, 3G, 4G, udmsa, hpdmsa, bluetooth, et wifi, ou par tout autre protocole, adapté aux équipements mobiles ou nomades, par synchronisation filaire avec l'ordinateur personnel, ou par transmission optique.

Comme cela apparaît clairement à présent, un procédé selon l'invention permet un contrôle précis et efficace du positionnement des dents du patient, sensiblement sans contrainte pour le patient. En particulier, de simples photographies prises sans précaution particulière, par exemple avec un téléphone mobile, suffit. Le patient peut donc facilement mettre en œuvre ce procédé.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation décrits ci-dessus et représentés.

En particulier, le procédé est mis en œuvre successivement pour chacune des deux arcades ou simultanément pour les deux arcades.

En outre, plusieurs appareils différents peuvent être également mis en œuvre. Par exemple, l'acquisition peut être effectuée avec un téléphone mobile et les étapes suivantes par un ordinateur fixe.

Enfin, le patient n'est pas limité à un être humain. En particulier, un procédé selon l'invention peut être utilisé pour un autre animal.

REVENDICATIONS

1. Procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

   a) moins de 3 mois après la fin d'un traitement orthodontique, réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique des arcades du patient, ou « modèle de référence initial » et, pour chaque dent, définition, à partir du modèle de référence initial, d'un modèle de référence tridimensionnel numérique de ladite dent, ou « modèle de dent » ;

   b) acquisition d'au moins une image bidimensionnelle desdites arcades, dite « image actualisée », dans des conditions d'acquisition réelles ;

   c) analyse de chaque image actualisée et réalisation, pour chaque image actualisée, d'une carte actualisée relative à une information discriminante ;

   d) optionnellement, détermination, pour chaque image actualisée, de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles ;

   e) recherche, pour chaque image actualisée, d'un modèle de référence final correspondant au positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, la recherche étant de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé,

   f) pour chaque modèle de dent, comparaison des positionnements dudit modèle de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, dit « modèle de référence final », afin de déterminer le déplacement des dents entre les étapes a) et b).

2. Procédé selon la revendication immédiatement précédente, dans lequel, l'étape e) comporte

   - une première opération d'optimisation permettant de rechercher des conditions d'acquisition virtuelles correspondant au mieux aux conditions d'acquisition réelles dans un modèle de référence à tester déterminé à partir du modèle de référence initial, et
   - une deuxième opération d'optimisation permettant de rechercher, en testant une pluralité de dits modèles de référence à tester, le modèle de référence correspondant

au mieux au positionnement des dents du patient lors de l'acquisition de l'image actualisée à l'étape b).

3. Procédé selon la revendication immédiatement précédente, dans lequel une première opération d'optimisation est effectuée pour chaque test d'un modèle de référence à tester lors de la deuxième opération d'optimisation.

4. Procédé selon l'une quelconque des deux revendications immédiatement précédentes, dans lequel la première opération d'optimisation et/ou la deuxième opération d'optimisation, de préférence la première opération d'optimisation et la deuxième opération d'optimisation mettent en œuvre une méthode métaheuristique, de préférence un recuit simulé.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape e) comporte les étapes suivantes :

e1) définition du modèle de référence à tester comme étant le modèle de référence initial puis,

e2) suivant les étapes suivantes, test de conditions d'acquisition virtuelles avec le modèle de référence à tester afin d'approximer finement lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e21) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

e22) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence à tester dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

e23) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant ladite information discriminante ;

e24) comparaison des cartes actualisée et de référence de manière à déterminer une valeur pour une première fonction d'évaluation, ladite valeur pour la première fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes actualisée et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant lesdites conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester déterminées à la dernière occurrence de l'étape e21) ;

e25) si ladite valeur pour la première fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification des conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape e22) ;

e3) détermination d'une valeur pour une deuxième fonction d'évaluation, ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation dépendant des différences entre les cartes actualisée et de référence dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles et résultant de la dernière occurrence de l'étape e2), ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche d'un modèle de référence approximant le positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée avec plus d'exactitude que ledit modèle de référence à tester utilisé à la dernière occurrence de l'étape e2), et si ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification du modèle de référence à tester par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents puis reprise à l'étape e2).

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape a), on détermine un plan d'occlusion suivant les opérations suivantes :

I. détermination des points du modèle de référence initial qui appartiennent à une arcade et qui sont à une distance de l'autre arcade qui est inférieure à une distance prédéterminée, de préférence à une distance inférieure à 3 mm de l'autre arcade, dits « points de contact » ;

II. optionnellement, filtrage d'une partie des points de contact, de préférence de manière que le nombre de points de contact appartenant à l'arcade supérieure soit identique au nombre de points de contact appartenant à l'arcade inférieure, de préférence en éliminant les points d'une arcade les plus éloignés de l'autre arcade ;

III. régression linéaire, de préférence par la méthode des moindres carrés, sur l'ensemble des points de contact restant de manière à déterminer le plan d'occlusion.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape a), on effectue les opérations suivantes :

i. projection, dans un plan d'occlusion, des points de contact entre les dents des arcades supérieure et inférieure du patient, les points de contact et/ou le plan d'occlusion étant de préférence déterminés, suivant les étapes I à III ;

ii. détermination du barycentre des projections desdits points de contact et création d'un référentiel, dans le plan d'occlusion, centré sur ledit barycentre ;

iii. détermination, dans ledit référentiel, de la fonction parabolique, présentant le plus grand coefficient de corrélation avec l'ensemble des projections desdits points de contact ;

iv. rotation de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et reprise de l'opération précédente *iii* jusqu'à ce que l'ensemble des projections des points de contact ait parcouru un secteur déterminé, de préférence supérieur à 90°, supérieur à 180°, voire d'environ 360° ;

v. identification du coefficient de corrélation le plus élevé pour l'ensemble des positions angulaires de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et de l'axe de la fonction parabolique correspondante ;

vi. détermination d'un plan longitudinal médian du modèle de référence initial, ledit plan passant par ledit axe et étant perpendiculaire au plan d'occlusion.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape a), on délimite au moins partiellement un modèle de dent en suivant les opérations suivantes :

i'. détermination, au moins partielle, des bords gingivaux intérieur et extérieur de l'arcade de la dent concernée, de préférence par analyse des variations de l'orientation de la surface du modèle de référence initial ;

ii'. projection, dans le plan d'occlusion, des bords gingivaux intérieur et extérieur ;

iii'. identification des déformations des projections des bords gingivaux intérieur et extérieur correspondant aux régions interdentaires, les sommets de ces déformations étant appelés « point de rapprochement » ;

iv'. détermination du plus court chemin, à la surface du modèle de référence initial, entre deux points de rapprochement de bords gingivaux intérieur et extérieur, respectivement, d'une région interdentaire, de préférence par une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé, ledit plus court chemin délimitant au moins partiellement un modèle de dent.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel une image actualisée est acquise moins de 7 jours après l'étape a), puis les étapes c) à f) sont mises en œuvre à partir de cette image actualisée.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape b), on utilise un appareil d'acquisition porté à la main et/ou la tête du patient n'est pas immobilisée.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape b), on utilise un appareil individuel choisi dans le groupe formé par un appareil photo connecté, une montre intelligente, une tablette numérique, un scanner 3D portable et un ordinateur couplé un système d'acquisition d'images, telle une webcam ou un appareil photo numérique, pour mettre en œuvre l'étape b) et, de préférence au moins une des étapes, de préférence toutes les étapes c) à f).

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape b), on utilise un appareil d'acquisition d'images fournissant une image actualisée infrarouge.

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape b), on utilise un écarteur comportant une, de préférence plus de deux marques de repérage, de préférence non alignées, et, de préférence, on utilise la représentation des marques de repérage sur l'image actualisée pour

- à l'étape c), redécouper l'image et/ou,
- à l'étape d), évaluer grossièrement les conditions d'acquisition réelles.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape c), l'information discriminante est choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une

information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets et des combinaisons de ces informations.

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel à l'étape d), on utilise des données fournies par l'appareil d'acquisition et, de préférence, concernant son orientation.

16. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on met en œuvre une optimisation par une méthode métaheuristique, de préférence par recuit simulé, pour :
    - à l'étape a), déterminer au moins partiellement un bord gingival délimitant un modèle de dent et/ou,
    - à l'étape e2), rechercher les conditions d'acquisition virtuelles correspondant aux conditions d'acquisition réelles et/ou,
    - à l'étape e), rechercher un modèle de référence correspondant à l'image actualisée.

17. Programme d'ordinateur, et en particulier un applicatif spécialisé pour téléphone mobile, comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution d'une ou plusieurs, de préférence toutes les étapes b) à f) d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur

18. Système comportant

    un scanner tridimensionnel apte à mettre en œuvre l'étape a) d'un procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 16,

    un appareil personnel, de préférence un téléphone mobile, chargé avec un programme selon la revendication immédiatement précédente.

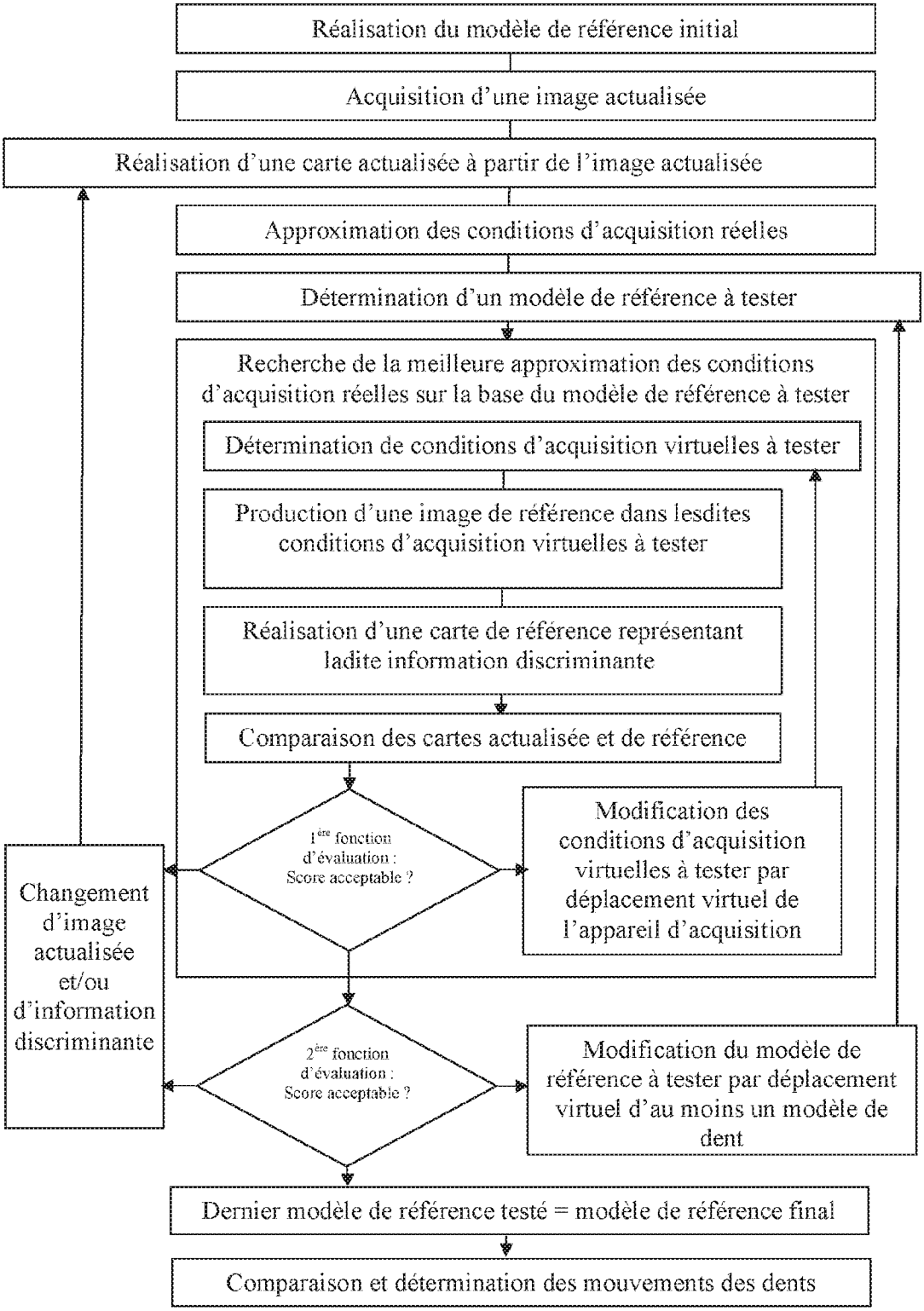

Réalisation du modèle de référence initial
Acquisition d'une image actualisée
Réalisation d'une carte actualisée à partir de l'image actualisée
Approximation des conditions d'acquisition réelles
Détermination d'un modèle de référence à tester
Recherche de la meilleure approximation des conditions d'acquisition réelles sur la base du modèle de référence à tester
Détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester
Production d'une image de référence dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester
Réalisation d'une carte de référence représentant ladite information discriminante
Comparaison des cartes actualisée et de référence
1ère fonction d'évaluation : Score acceptable ?
Modification des conditions d'acquisition virtuelles à tester par déplacement virtuel de l'appareil d'acquisition
Changement d'image actualisée et/ou d'information discriminante
2ère fonction d'évaluation : Score acceptable ?
Modification du modèle de référence à tester par déplacement virtuel d'au moins un modèle de dent
Dernier modèle de référence testé = modèle de référence final
Comparaison et détermination des mouvements des dents

Fig. 1

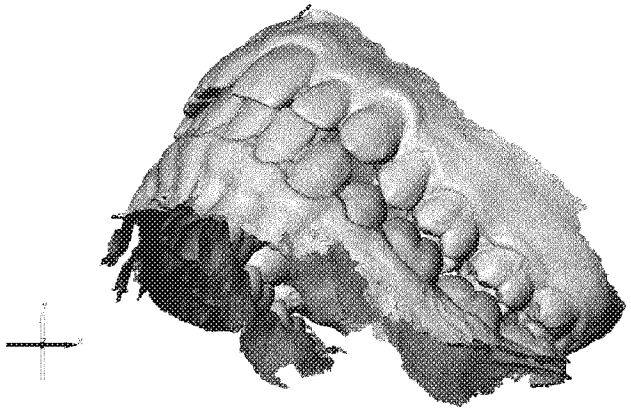


Fig.2

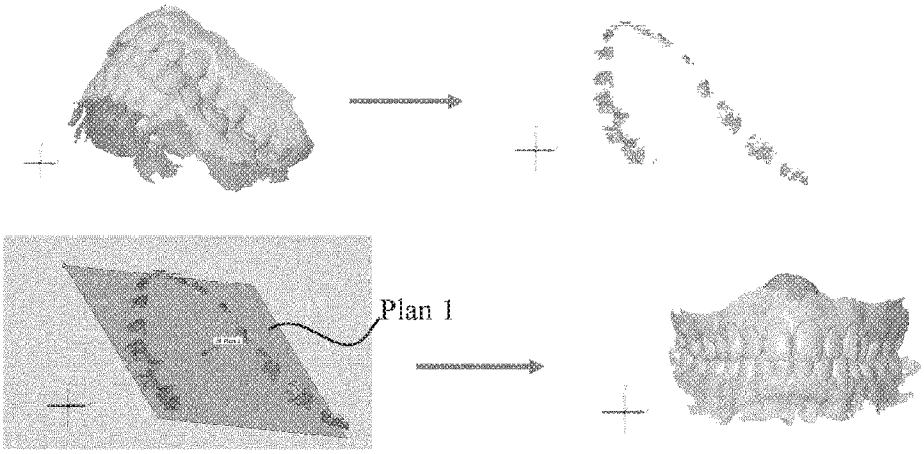


Fig.3

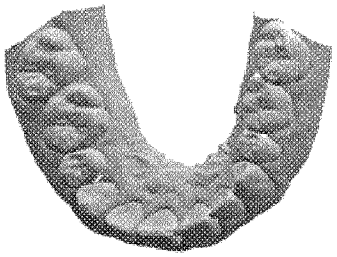


Fig. 4a

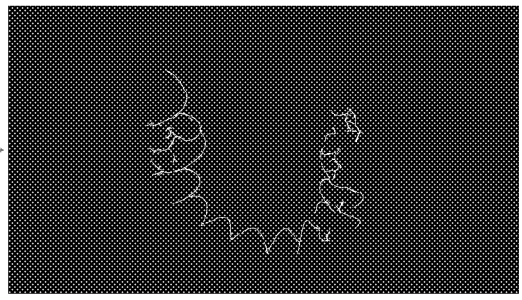


Fig. 4b



Fig. 4c

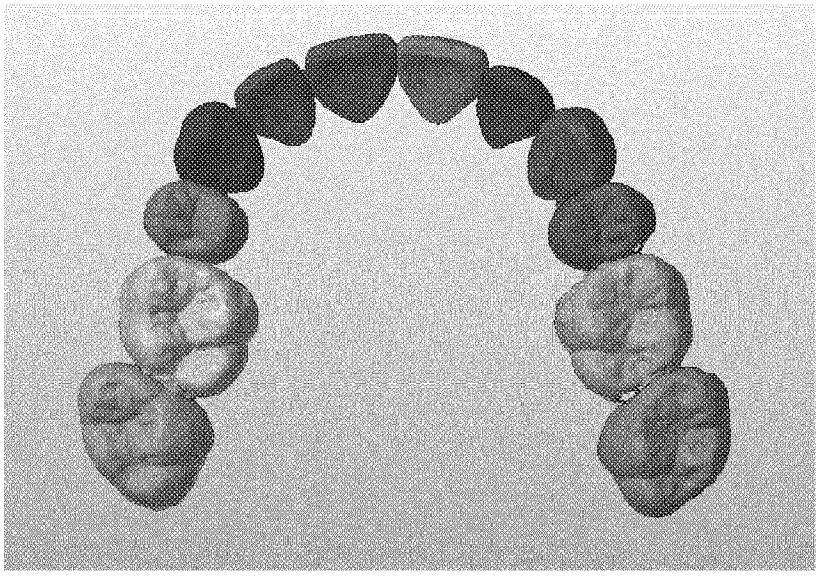


Fig. 4d

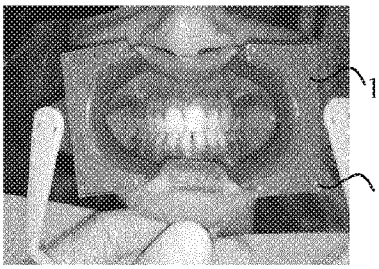


Fig. 5a

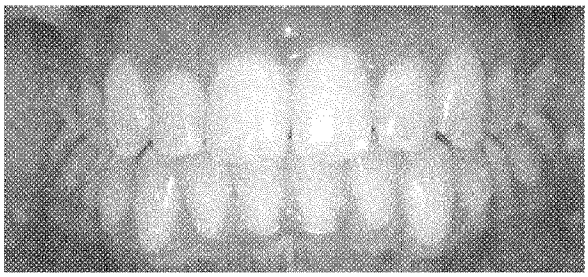


Fig. 5b

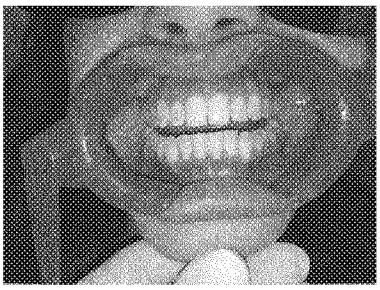


Fig. 5c

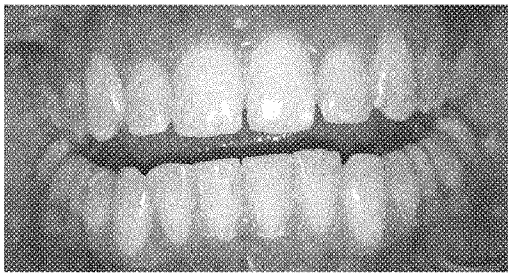


Fig. 5d

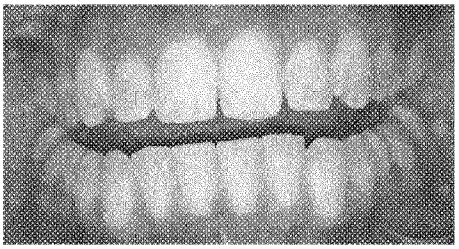


Fig. 6a

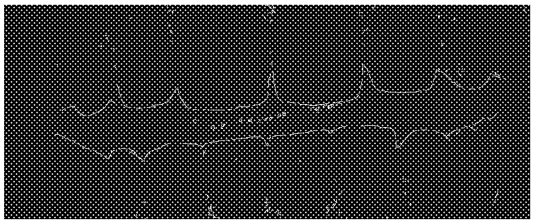


Fig. 6b

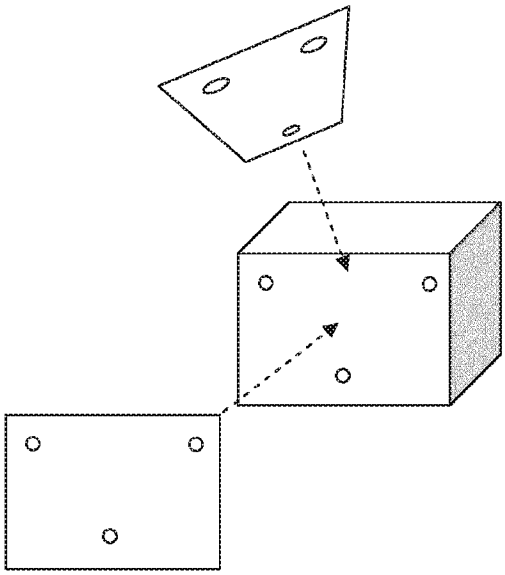


Fig. 7

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE PARTIEL

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

voir FEUILLE(S) SUPPLÉMENTAIRE(S)

N° d'enregistrement national

FA 803943
FR 1460315

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendications concernées	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	US 2005/048432 A1 (CHOI WONCHEOL [US] ET AL) 3 mars 2005 (2005-03-03) * alinéas [0002], [0006] - [0009], [0027], [0034] * -----	1-16	A61C7/00 G06T17/00 G06F19/00
A	WO 2013/090843 A1 (TRYGGER LLC [US]) 20 juin 2013 (2013-06-20) * alinéa [0002] * -----	1-16	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61C

Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
9 juillet 2015	Kerner, Bodo

CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C35)

ABSENCE D'UNITÉ D'INVENTION
FEUILLE SUPPLÉMENTAIRE B

Numéro de la demande
FA 803943
FR 1460315

La division de la recherche estime que la présente demande de brevet ne satisfait pas à l'exigence relative à l'unité d'invention et concerne plusieurs inventions ou pluralités d'inventions, à savoir :

1. revendications: 1-16

   Procédé de contrôle du positionnement de dents d'un patient

   ---

2. revendications: 17, 18

   Programme d'ordinateur (la revendication 18 étant dépendante de la revendication 17)

La première invention a été recherchée.

Les groupes ci-dessus ne sont pas liés de telle sorte qu'ils forment un seul concept inventif général. Il n'y a pas de lien technique entre les objets de ces groupes de revendications comportant un ou plusieurs caractéristiques techniques particulières identiques ou correspondantes.

L'expression "caractéristiques techniques particulières" désigne dans chaque revendication le ou les caractéristiques techniques particulières qui déterminent une contribution apportée à l'état de la technique par chacune des inventions revendiquées, considérée comme un tout.

La revendication 17 comprend le cas où seulement les instructions de code de programme exécutés à l'étape b) de la revendication 1 sont revendiquées, soit la prise d'une photo bidimensionnelle par une téléphone mobile en utilisant un applicatif. De telles instructions sont connues du document D2, voir paragraphe [0002]. Donc, la seule caractéristique technique identique entre les revendications 1 et 17 n'est pas nouveau et donc cette caractéristique n'est pas une caractéristique technique particulière.

En plus, les groupes d'inventions résolvent des problèmes techniques différents:

Groupe I: Comment contrôler le positionnement de dents d'un patient
Groupe II: Comment prendre une photo

Comme montré ci-dessus, les groupes comportent non seulement des caractéristiques techniques particulières différentes, mais aussi ils résolvent des problèmes techniques différents. Par conséquent, il n'existe pas de lien technique entre ces groupes: ni entre les caractéristiques techniques particulières, ni entre les problèmes techniques à résoudre. Par conséquent, il n'y a pas de concept inventif commun à ces groupes de revendications.

EPO FORM P0418

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1460315 FA 803943

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 09-07-2015
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2005048432 A1	03-03-2005	AUCUN	
WO 2013090843 A1	20-06-2013	AUCUN	

EPO FORM P0465

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2017-94181
(P2017-94181A)
(43)公開日　平成29年6月1日(2017.6.1)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61C 7/00	(2006.01)	A61C	7/00	4C052

審査請求 有　請求項の数 12　ＯＬ　外国語出願　（全 50 頁）

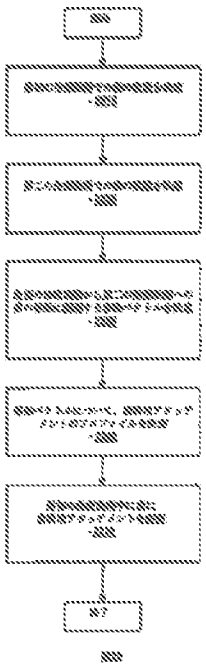
(21)出願番号　特願2017-13982(P2017-13982)
(22)出願日　平成29年1月30日(2017.1.30)
(62)分割の表示　特願2015-28284(P2015-28284)の分割
原出願日　平成21年1月29日(2009.1.29)
(31)優先権主張番号　61/024,526
(32)優先日　平成20年1月29日(2008.1.29)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　61/024,534
(32)優先日　平成20年1月29日(2008.1.29)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　12/346,735
(32)優先日　平成20年12月30日(2008.12.30)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　502214645
アライン テクノロジー, インコーポレイテッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９５１３１, サン ノゼ, オーチャード パークウェイ ２５６０
(74)代理人　100078282
弁理士 山本 秀策
(74)代理人　100113413
弁理士 森下 夏樹
(72)発明者　ハディム マトブ
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９５１１８, サン ノゼ, ベラジオ ドライブ ５００５

最終頁に続く

(54)【発明の名称】歯科用アライナーの幾何学形状を最適化するための方法およびシステム

(57)【要約】　（修正有）
【課題】歯科用アライナーの幾何学形状を最適化するための方法およびシステムを提供する。
【解決手段】歯の最初の位置の確定２２１０、治療計画における歯の目標位置の決定２２２０、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算２２３０、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定２２３０、および一つ以上のアタッチメント装置が歯科用装置と噛み合うように歯の平面に対してそれぞれの一つ以上のアタッチメント装置の対応する一つ以上の位置の決定２２４０を行う。
【選択図】図２２



BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

【特許請求の範囲】
【請求項１】
歯科用器具をモデル化し、歯を移動させるための１つ以上のアタッチメントデバイスを配置するための装置であって、前記装置は、
データストレージユニットと、
前記データストレージユニットに結合された処理ユニットと
を含み、
前記処理ユニットは、
第一の傾斜における歯の第一の位置を決定することと、
第二の傾斜における前記歯の第二の位置を決定することと、
前記第一の傾斜における前記第一の位置から前記第二の傾斜における前記第二の位置への前記歯の移動に関連付けられた移動ベクトルを計算すること、
前記歯科用器具の重合体シェルの歯列に対する幾何学形状を決定することであって、前記歯列は、前記移動ベクトルに沿った前記第一の位置から前記第二の位置への前記歯の移動に適応し、前記重合体シェルは、前記歯列の少なくとも１つの重合体歯腔を含み、前記少なくとも１つの重合体歯腔は、前記歯に取り付けられた１つ以上のアタッチメントデバイスに直接接触することにより、前記歯が前記移動ベクトルに沿って移動するようにし、前記歯の移動は、前記歯が前記移動ベクトルに沿って移動するように、かつ、前記第一の傾斜から前記第二の傾斜に向かって前記歯の傾斜を変更するように、前記少なくとも１つの重合体歯腔が前記歯の少なくとも１つと前記歯に取り付けられた１つ以上のアタッチメントデバイスとに接触することによって引き起こされる、ことと
を行うように構成されている、装置。
【請求項２】
前記データストレージユニットは、データベースを含み、前記データベースは、患者治療歴、歯列矯正治療、歯列矯正情報、または、診断のうちの少なくとも１つを含む、請求項１に記載の装置。
【請求項３】
前記１つ以上のアタッチメントデバイスは、所定の力を前記歯科用器具から前記歯に伝達し、かつ、前記所定の力を前記歯の表面に実質的に適用するように構成されている、請求項１に記載の装置。
【請求項４】
前記１つ以上のアタッチメントデバイスは、互いに対して隣接する位置において前記歯の上に提供される複数の歯科用アタッチメントデバイスを含み、前記歯科用器具は、所定の期間の間、前記複数の隣接する歯科用アタッチメントデバイスの各々に順次かつ別個に物理的に接触するように構成されている、請求項１に記載の装置。
【請求項５】
前記１つ以上のアタッチメントデバイスは、前記歯の線形変位をさらに提供する、請求項３に記載の装置。
【請求項６】
前記治療計画は、患者の歯の最初の配列と、前記患者の歯の目標の配列と、前記患者の歯の１つ以上の中間の配列とを含み、
前記歯の前記第一の位置または前記歯の前記第二の位置のうちの少なくとも１つは、前記患者の歯の前記１つ以上の中間の配列のうちの１つに対応する、請求項１に記載の装置。
【請求項７】
前記処理ユニットは、前記歯科用器具が患者によって装着された場合に、前記歯列幾何学形状を有する前記歯科用器具によって生成される歯の移動を予測するために解析を行うように構成されている、請求項１に記載の装置。
【請求項８】
前記処理ユニットは、

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1>

前記第一の位置と前記第二の位置との間の前記歯の全ての位置に対して前記歯と前記歯列との間の干渉なく、前記第一の位置と前記第二の位置との間の前記歯の全ての位置の和集合に順応するように構成された前記歯列に対する最初の幾何学形状を決定することと、

前記第一の位置から前記第二の位置に前記移動ベクトルに沿って前記歯を移動させるように前記歯に適用される一つ以上の力成分を決定することと、

前記最初の幾何学形状を修正することによって、前記歯科用器具の前記歯列に対する幾何学形状を決定することにより、前記少なくとも１つの整合体歯列器を生成することであって、その結果、前記少なくとも１つの整合体歯列器は、前記歯に前記一つ以上の力成分を適用する、ことと

を行うようにさらに構成されている、請求項１に記載の装置。

〔請求項９〕

前記最初の歯列の幾何学形状は、前記歯が前記第一の位置から前記第二の位置に移動することによって占められる三次元体積を画定する、請求項８に記載の装置。

〔請求項１０〕

前記処理ユニットは、前記第一の位置と前記第二の位置との間の前記歯の中間の位置を決定するように構成されている、請求項８に記載の装置。

〔請求項１１〕

前記最初の歯列の幾何学形状は、前記歯が前記中間の位置を通って前記第一の位置から前記第二の位置に移動することによって占められる三次元体積を画定する、請求項１０に記載の装置。

〔請求項１２〕

前記少なくとも１つの整合体歯列器は、前記１つ以上のアタッチメントデバイスに係合する少なくとも１つのへこみを含む、請求項１に記載の装置。

〔発明の詳細な説明〕

〔技術分野〕

〔０００１〕

（優先権）

本出願は、米国特許出願番号第１２／３４８，７３５号（２００８年１２月３０日出願）、米国特許仮出願番号第６１／０２４，５２６号（２００８年１月２９日出願）、および米国特許仮出願番号第６１／０２４，５３４号（２００８年１月２９日出願）の利益を主張し、あらゆる目的についてその開示内容全体を本明細書に組み込む。

（発明の分野）

本発明は、計算的な歯列矯正および歯科に関連する。

〔背景技術〕

〔０００２〕

（背景）

歯列矯正治療では、さまざまな装置を使用して、患者の歯が最初の位置から最終位置に移動される。歯に対して力を発揮し、それによって、それらの歯うち一つ以上の歯が治療のその段階において適切に移動する、または定位置に固定される。

〔０００３〕

歯の位置と装置の生成との間の一対一の関係の結果として起こる歯列矯正における移動のメカニズムでは、歯を新しい記憶、構成に「強制的に移動」して、所定位置に固定することで、治療計画の各種の治療段階において歯が徐々に移動するに伴いプロセスを再び繰り返す前に、歯が新しい位置に順応するのに十分な時間が与えられる。

〔０００４〕

現在の治療状態とその後の目標またはｎ＋１の治療段階との間の一対一の関係において、歯科用装置の適応には、プラスチックと歯の幾何学形状（ジオメトリ）との間の相互作用が含まれうるが、これはｎ＋１の歯の位置の達成にとっては最適とはいえず、一般に相関の要因とは見なされない。このケースには特に、歯の移動距離が比較的大きな場合が考

ENCODED: <JP_____2017094181A_I_>

えられ、この場合、装置のゆがみの量が、装置内の伸張および応力につながり、それによって、重要な領域および／または希望の領域においてアライナーの一部領域が歯と密着しなくなりうる。その結果、歯を望ましい目標位置に移動させることができない可能性がある。そのよ、歯が望ましい位置または目標位置への達成にとって逆効果を招く領域に接触しうるといった逆の効果も存在しうる。

[０００５]

さらに、歯科用アタッチメントは、アライナーなどの歯科用装置が主として望ましい移動方向により適切に係るように、歯冠の形状を変化させるために使用されるものである。一般に、アタッチメントは、別の方法では歯科用装置が係りにくい歯の垂直面上に「隆起」または「アンダーカット」を提供する働きをする。

[０００６]

歯の望ましい移動を達成するための既存のアプローチには、計画した次の位置またはｎ＋１の位置をもとに歯科用装置を製造し、治療段階の現在の位置またはｎ位置にある間に歯にかぶせることが含まれる。一般に、歯科用装置またはその部分の変形（歯科用装置の製造に使用される歯の位置と、その上にかぶせて配置された歯の位置との差異から結果的に生じたもの）により生成された力およびトルクによって、治療段階で計画した次の位置に歯を移動させる原因となることが想定されている。

[０００７]

ところが実際には、生成された力およびトルクの方向は、歯科用アタッチメントが治療に使用されているかどうかに関わらず、意図された歯の移動方向を向いていないことが考えられる。さらに、現在の歯の移動は、歯冠についてのみプログラムまたは設定ができ、よって歯根またはその他の解剖学的構造は考慮対象とはなっていない。歯根またはその他の解剖学的構造は、歯冠の移動を妨げ、また歯骨ソケット内で抵抗の中心を下げる可能性がある。一般に、歯冠に対する力の結果としての抵抗の中心に対する望ましくないトルクは、簡単には釣り合わせることができない。その上、治療の過程で歯が移動するにつれて、歯科用装置の変形が減少し、かけられた力も同様に減少することになる。

[発明の概要]

[課題を解決するための手段]

[０００８]

（発明の要約）

一つの実施態様において、歯の最初の位置の確定、治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、および一つ以上のアタッチメント装置が歯科用装置と噛み合うように歯の平面に対してそれぞれの一つ以上のアタッチメント装置の対応する一つ以上の位置の決定を行うための方法および装置を提供する。

[０００９]

本書で使用するとき、アタッチメントは、歯に付着しうる任意の形態の材料とすることができ、予め成形されたもの、テンプレートを用いて成形されたもの、または歯の表面に付着する非晶質の形態であるかを問わない。これは、粘着性物質を使用して歯の表面に配置することができるか、または粘着性物質自体をアタッチメントとして歯の表面に配置させることもできる。

[００１０]

本発明のこれらの特徴および利点、ならびにその他の特徴および利点は、以下の発明の詳細な説明および添付図面を検討することにより理解される。

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

（項目１）

歯を最初の位置から目標位置に移動する方法で、その方法は以下を含む：

歯の最初の位置の確定、

治療計画における歯の目標位置の決定、

最初の位置と目標位置との間の操引形状経路、および歯を最初の位置から目標位置に移

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

動するための関連する移動ベクトルの決定、および
決定した矯正形状経路に基づく歯のための歯科用装置の属性の修正。
（項目２）
上記属性の修正に、予め定めた対応する歯の一つ以上の表面と接触するための上記歯科用装置の内部表面上の一つ以上の接点の定義が含まれる、項目１の方法。
（項目３）
上記属性の修正に上記歯科用装置の内部表面上での一つ以上の特徴の定義が含まれ、この一つ以上の特徴が移動ベクトルと関連したものである、項目１の方法。
（項目４）
一つ以上の特徴にへこみが含まれる、項目１の方法。
（項目５）
上記歯科用装置の内部表面と歯との間の摩擦を最小化するために上記属性が修正される、項目１の方法。
（項目６）
上記矯正形状経路が、最初の位置と目標位置との間の相異合形状であり、その相異合形状が治療計画におけるある位置から次の位置までの多数の増分を含む、項目１の方法。
（項目７）
上記矯正形状経路の決定が最初の位置と目標位置との間の干渉を除去する経路の決定を含む、項目１の方法。
（項目８）
上記移動ベクトルが、歯を最初の位置から目標位置に移動するために上記歯科用装置によって歯にかけられる力のシステムを確立するように構成されている、項目１の方法。
（項目９）
その力のシステムが力、力のモーメント、および偶力モーメントのうち少なくとも一つを含む、項目８の方法。
（項目１０）
上記移動ベクトルに対応する多数の成分の決定がさらに含まれる、項目１の方法。
（項目１１）
多数の成分のそれぞれの一つに対応する、それぞれの一つ以上の力がかかるように、上記歯科用装置の内部表面が構成されている、項目１０の方法。
（項目１２）
その多数の成分により、歯の回転変位、歯の角変位、歯の線形変位、またはその一つ以上の組み合わせのうち一つ以上が提供されうる、項目１０の装置。
（項目１３）
さらに、歯の平面に対する一つ以上のアタッチメント装置の対応位置の決定を含み、その一つ以上のアタッチメント装置は接点で上記歯科用装置と噛み合い、上記移動ベクトルに対応する成分（構成要素）のうち少なくとも一つを生成するよう構成されている、項目１の方法。
（項目１４）
さらに、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した上記移動ベクトルの方向に実質的に直交する表面積の決定を含む、項目１の方法。
（項目１５）
さらに、高速プロトタイピングを使用した上記歯科用装置の作成を含む、項目１の方法。
（項目１６）
上記歯科用装置が重合体シェルを具備する、項目１の方法。
（項目１７）
特定の属性を持つ歯科用装置と共に歯を移動させる方法で、その方法は以下を含む：
歯の最初の位置の確定；
治療計画における歯の目標位置の決定、

最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する最初の移動ベクトルの計算、
最初の移動ベクトルに対応した構成要素の決定、および
歯の平面に対する一つ以上のアタッチメント装置の対応位置の決定で、その一つ以上のアタッチメント装置は最点で上記歯科用装置と噛み合い、最初の移動ベクトルと対応する構成要素を生成するよう構成されている。
（項目１８）
さらに、歯を徐々に再配置するよう選択された幾何学形状を持つ多数の歯科用装置の生成を含み、その歯科用装置が窪洞を持つ重合体シェルを備え、また次のシェルの窪洞が、歯を受けて一つの配列から次の配列に弾力的に再配置する形状である異なる幾何学形状を持つ、項目１７の方法。
（項目１９）
その多数の成分が力の大きさおよび力の方向のうち、少なくとも一つを含む、項目１７の方法。
（項目２０）
上記アタッチメント装置が、実質的に歯の平面で上記歯科用装置に予め定めた力をかけるように構成されている、項目１７の方法。
（項目２１）
その多数の成分が、歯の回転変位、歯の角変位、歯の線形変位、またはその一つ以上の組み合わせのうち一つ以上を提供するよう構成されている、項目１７の方法。
（項目２２）
その一つ以上のアタッチメント装置に、互いに対して隣接する位置にある歯に提供された多数の歯科用アタッチメント装置が含まれる、項目１７の方法。
（項目２３）
上記歯科用装置が、ある期間において、多数の隣接する歯科用アタッチメント装置のそれぞれと順次かつ別個に物理的に接触するように構成された、項目２２の方法。
（項目２４）
さらに、一つ以上のアタッチメント装置の歯の平面への取り付けを含む、項目１７の方法。
（項目２５）
項目１７の方法で、その方法はさらに以下を含む：
一つ以上のアタッチメント装置の対応位置を決定した後の、次の目標位置への歯の移動に関連する第二の移動ベクトルの決定。
（項目２６）
さらに、上記歯科用装置が第二の移動ベクトルに対応する一つ以上の成分を生成するように構成されるような上記歯科用装置の形状の修正を含む、項目２５の方法。
（項目２７）
上記歯科用装置が重合体シェルを具備する、項目１７の方法。
（項目２８）
さらに、高速プロトタイピングを使用した上記歯科用装置の作成を含む項目１７の方法。
（項目２９）
歯科用装置のモデリングおよび歯の移動用のアタッチメント装置の再配置をするための装置で、その装置は以下を含む：
データストレージユニット、
上記データストレージユニットに接続された治療装置で、その治療装置が歯の最初の位置の決定、治療計画における歯の第二の位置の決定、歯を最初の位置から第二の位置へと移動させる指引形状経路に関連した移動ベクトルの計算をするように構成されているもの。
（項目３０）
上記データストレージユニットが、少なくとも一つの患者治療歴、歯列矯正治療、歯列

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

矯正情報、および診断から構成されるデータベースを含む、項目２９の装置。
（項目３１）
項目２９の装置で、その装置はさらに以下を含む：
上記移動ベクトルに対応する構成要素の決定、および
一つ以上のアタッチメント装置が接点で上記歯科用装置と噛み合い、上記移動ベクトルに対応する構成要素を生成するような、歯の平面に対する一つ以上のアタッチメント装置の位置の決定。
（項目３２）
その一つ以上のアタッチメント装置が、実質的に歯の平面で上記歯科用装置に予め定めた力をかけるように構成された、項目３１の装置。
（項目３３）
その一つ以上のアタッチメント装置に、それぞれに対して隣接した位置にある歯に提供された多数の歯科用アタッチメント装置を含めることができ、また上記歯科用装置は、予め定めた期間において、多数の隣接する歯科用アタッチメント装置のそれぞれに順次かつ個別に物理的に接触するように構成されうる、項目３１の装置。
（項目３４）
ここでその多数の成分が、歯の回転変位、歯の角変位、歯の線形変位、またはその一つ以上の組み合わせのうち一つ以上を提供しうる、項目３１の装置。
（項目３５）
上記治療装置がさらに、最初の位置と第二の位置との間の幾何形状経路に基づき上記歯科用装置の歯肉を修正するように構成される、項目２９の装置。
（項目３６）
上記治療装置がさらに、歯の対応する予め定めた表面と接触する歯科用装置の内部表面の接点を定義するよう構成される、項目２９の装置。
（項目３７）
上記治療装置がさらに、上記歯科用装置の内部表面の特徴を定義するように構成され、またその特徴が上記移動ベクトルに関連したものである、項目２９の装置。
（項目３８）
上記幾何形状経路が、最初の位置と第二の位置との間の和集合形状であり、またその和集合形状が、上記治療計画におけるある位置から次の位置への多数の増分を含む、項目２９の装置。
（項目３９）
上記移動ベクトルが、上記歯科用装置によって歯を最初の位置から第二の位置へと移動させるために歯にかかる力のシステムを確立するよう構成されている、項目２９の装置。
（項目４０）
その力のシステムが、力、力のモーメント、および偶力モーメントのうち少なくとも一つを含む、項目３９の装置。
[図面の簡単な説明]
[００１１]
[図１Ａ]図１Ａは、模範的な一つの歯科用データマイニングシステムを示し、
[図１Ｂ]図１Ｂは、一つ以上の歯科用装置の性能の分析を示し、
[図１Ｃ]図１Ｃは、データマイニングシステムの一つの実施態様において使用される各種の移動タイプのデータを示し、
[図１Ｄ]図１Ｄは、一つ以上の歯科用装置の性能の分析を示し、
[図１Ｅ]図１Ｅ～１Ｆは、治療計画を生成するためのクラスタライザーの各種の実施態様を示し、
[図１Ｆ]図１Ｅ～１Ｆは、治療計画を生成するためのクラスタライザーの各種の実施態様を示し、
[図２Ａ]図２Ａは、本発明に従いアライナー形状を計算するためのサブプロセスを含めた治療の過程を示すプロセスのフローチャートであり、

【図２８】図２８は、アライナー形状を計算するためのプロセスのフローチャートであり、
【図３】図３は、有限要素モデルを作成するためのサブプロセスのフローチャートであり。
【図４】図４は、アライナーの変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートであり、
【図５Ａ】図５Ａは、アライナー形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートであり、
【図５Ｂ】図５Ｂは、アライナー形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートであり。
【図５Ｃ】図５Ｃは、アライナー形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートであり、
【図５Ｄ】図５Ｄは、図５Ｂのサブプロセスの動作を示す概略図であり、
【図６】図６は、何組かのアライナー形状を計算するためのプロセスのフローチャートであり。
【図７】図７は、統計的歯根モデルの模範的な図式であり。
【図８】図８は、歯根モデリングの模範的な図式であり。
【図９】図９は、歯のＣＴスキャンの模範的な図式であり、
【図１０】図１０は、歯を表示する模範的なユーザーインタフェースであり、
【図１１Ａ】図１１Ａ～１１Ｂは、歯科用装置を配置した状態での歯の最初の位置、および結果的に生じる望ましくない力のベクトルをそれぞれ図示したものであり、
【図１１Ｂ】図１１Ａ～１１Ｂは、歯科用装置を配置した状態での歯の最初の位置、および結果的に生じる望ましくない力のベクトルをそれぞれ図示したものであり。
【図１１Ｃ】図１１Ｃ～１１Ｄは、歯の周囲の望ましくない力のベクトルを相殺するための歯科用装置への突起の追加、および結果的に生じる歯科用装置による所定の望ましい力の歯への適用をそれぞれ図示したものであり、
【図１１Ｄ】図１１Ｃ～１１Ｄは、歯の周囲の望ましくない力のベクトルを相殺するための歯科用装置への突起の追加、および結果的に生じる歯科用装置による所定の望ましい力の歯への適用をそれぞれ図示したものであり、
【図１２】図１２は、歯科用装置と歯の間のギャップを除去するための追加的な形状の変更を含めた、修正した歯科用装置の幾何学形状を図示したものであり、
【図１３】図１３は、歯の治療計画の牽引形状に基づく歯科用装置の形状の幾何学構成を図示したものであり、
【図１４Ａ】図１４Ａ～１４Ｂは、歯の回転用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり。
【図１４Ｂ】図１４Ａ～１４Ｂは、歯の回転用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり。
【図１５】図１５は、歯の傾斜用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１６】図１６は、歯のアンギュレーション用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり。
【図１７Ａ】図１７Ａ～１７Ｂは、それぞれ頬側並進移動および舌側並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１７Ｂ】図１７Ａ～１７Ｂは、それぞれ頬側並進移動および舌側並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１８Ａ】図１８Ａ～１８Ｂは、それぞれ近心および遠位の並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１８Ｂ】図１８Ａ～１８Ｂは、それぞれ近心および遠位の並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１９Ａ】図１９Ａ～１９Ｂは、それぞれエクストルージョン（挺出）および圧下のた

BNEDOCID: <JP_____2017094181A_i_>

めに配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図１９Ｂ】図１９Ａ～１９Ｂは、それぞれエクストルージョン（抜出）および圧下のために配置した歯科用アタッチメントを図示したものであり、
【図２０】図２０は、歯科用装置およびアタッチメントの補完的な噛み合いを図示したものであり、
【図２１】図２１は、歯科用装置の最適化された形状幾何学を図示したフローチャートであり、
【図２２】図２２は、歯科用アタッチメントの配置を図示したフローチャートであり、
【図２３】図２３は、有効な歯表面の計算に基づき、歯を予め定めた順序および方向に移動させる方法を図示したフローチャートであり、
【図２４】図２４は、歯の十分な有効表面積を得るためにアタッチメントが必要かどうかを判断する方法を図示したフローチャートであり、
【図２５】図２５は、歯科用装置の形状を計算するためのプロセスのフローチャートであり、
【図２６】図２６は、第一の段階から第二の段階への歯冠の点の軌道を示し、
【図２７】図２７は、歯の有効表面および抵抗表面を示し、
【図２８】図２８は、アタッチメントの追加による有効な歯表面の増加を例証したものであり、
【図２９】図２９は、アタッチメントおよび隆線をアタッチメントに一致させたアライナーを付けた歯の断面を示す。
【発明を実施するための形態】
【００１２】
（発明の詳細な説明）
現在では、数ある中でもＡｌｉｇｎ　Ｔｅｃｈｎｏｌｏｇｙ，　Ｉｎｃ．製のソフトウェアなどの三次元歯列矯正治療計画ツールまたはｅＭｏｄｅｌｓおよびＯｒｔｈｏＣＡＤなどの他の市販のソフトウェアにより、デジタル治療計画が可能となった。これらの技術により、臨床医は、治療計画をカスタマイズするための出発点として患者の実際の生歯を使用することができる。Ａｌｉｇｎ　Ｔｅｃｈｎｏｌｏｇｙ，　Ｉｎｃ．のソフトウェア技術では、米国特許出願番号第１０／６４０，４３９号（２００３年８月２１日出願）、および米国特許出願番号第１０／２２５，８８９号（２００２年８月２２日出願）で考察されているとおり、患者固有のデジタルモデルを使用して、治療計画がプロットされてから、達成後または実際の治療成績のスキャンを使用して、本来のデジタル治療計画と比較した転帰（アウトカム）の達成度が評価される。デジタル治療計画および転帰の評価での問題点は、データ量が多いことと、それによって個別の患者レベルで「治療の成功」を評価する標準および効率的な方法論が欠如していることである。情報を分析するために、歯科用データマイニングシステムが使用される。
【００１３】
図１Ａは、模範的な一つの歯科用データマイニングシステムを示す。このシステムにおいて、歯科治療および転帰のデータセット１は、データベースまたは情報ウェアハウス２に格納される。データは、結果４を生成するデータマイニングソフトウェア３により抽出される。データマイニングソフトウェアは、データベース２内への取り込みおよび／またはそこでの更新が行われる情報を（直接）取り出すことができ、また患者の歯の問題に関連する出力データストリームを歯科用装置の解決策と共に生成することができる。データマイニングソフトウェアの出力は、最も有利にかつ自己反射的には、少なくともデータベースおよびデータマイニング相関アルゴリズムへのその後の入力として供給されうることに留意されたい。
【００１４】
図１Ａのデータマイニングシステムの結果は、装置の構成を定義するため、または歯を順次的に移動するための装置の構成の変更に使用される。歯の移動は、通常は歯列矯正治療に関連したものであり、これには三つの直交する方向すべての並進、歯の中心線に対し

て直角の回転軸を持つ二つの直交方向への歯の中心線の回転（「歯根のアンギュレーション」および「トルク」）、ならびに根の中心線と平行な軸を持つ歯列矯正の方向への歯の中心線の回転（「純回転」）が含まれる。

[００１５]

一つの実施態様において、データマイニングシステムは、３Ｄでの治療計画における移動、開始位置および最終的に達成される歯の位置を取り込む。システムは、計画に対して転帰を比較し、また転帰は、歯列矯正用ブラケットおよびワイヤーなど、着脱可能な装置や固定装置を含めた任意の治療方法、さらには数ある中でも、顎矯正手術、歯周療法、および修復の計画に対する達成の比較などその他の歯科治療などを使用して達成できる。

[００１６]

一つの実施態様において、それぞれのアーチスキャンの治療ファイルを一致させるために、歯の重ね合わせツールが使用される。詳細化（その後の進展）スキャンを初期のスキャンと重ね合わせて、歯の生体構造および歯の座標系に基づき一致させる。二つのアーチ（歯列弓）が一致した後、重ね合わせツールは、上側アーチを下側アーチに関連付けるための基準を要求する。オプション「統計的フィルタリング」を選択すると、重ね合わせツールはそれぞれの歯について移動量を測定するが、これはまず、基準として、すべての歯の移動の平均よりも上または下のいずれかに、１標準偏差を超えて動いた歯を除去して（現段階と前段階の間の位置の違いにより決定）実施される。次に、それぞれの歯の移動を測定するために、残りの歯が基準として選択される。

[００１７]

図１８は、一つ以上の歯科用装置の性能の分析を示す。散布図に「達成済み」の移動が「目標」の移動に対してプロットされ、また傾向線が生成される。散布図は、「観在した」すべてのデータ点がどこにあるかを示すために表示され、また傾向線は歯科用装置の性能を示すために生成される。一つの実施態様において、傾向線には直線（曲線でもよい）が選択され、よって傾向線は「観在した」すべてのデークについて「最も適合した」直線として提示される。アライナーの性能は、傾向線の勾配として表現される。Ｙ軸切片は、アライナーの装着中に発生する偶発的な移動をモデル化する。予測可能性は、「達成済み」および「目標」のデータの回帰計算から得られたＲ２により測定される。

[００５６] 図１Ｃは、データマイニングシステムの一つの実施態様において使用される各種の移動タイプのデータを示す。模範的なデータセットでは、拡大／収縮（＋／－Ｘ並進）、近心化／遠位化（＋／－Ｙ並進）、圧下（－Ｚ並進）、挺出（＋Ｚ並進）、ティッピング／アンギュレーション（Ｘ回転）、トルク／傾斜（Ｙ回転）、および純回転（Ｚ回転）が開示される。

[００１８]

図１Ｄは、一つ以上の歯科用装置の性能の分析を示す。図１Ｄに示した動作のタイプについて、達成済みの動作はその特定のデータセットについて目標動作の約８５％である。

[００１９]

図１Ｄに顕著に図示したとおり、実際の歯の移動は、一般に数多くの段階で目標の歯の移動より遅れる。一連の重合体装置による治療の場合には、こうした遅れは、歯の移動および患者の不快感といった否定的な転帰が不一致の程度に応じて確実に変化するため、治療の設計において重要な役割を果たす。

[００２０]

一つの実施態様において、１７０（図２Ａ）および２３２（図２Ｂ）などの手順にある臨床的なパラメータは、実際の歯の位置をもとにした目標の統計的偏差を許容することにより、さらに正確なものとなる。例えば、現時点で目標の歯の移動が適切に達成されていない計算上の確率が大きいことによって、その後の移動目標は低減される可能性があるが、その結果として、その後の移動段階では、それより前の段階について意図された作業の完了を必要とする確率は高くなる。同様に、目標の移動は、期待される実際の移動がより適切に管理されるように、特に早期段階で望ましい位置を越えることもある。この実施態様では、繰り返し時間を最小化するという目標は犠牲にして、目標とする最終段階での転

ENSDOCID: <JP_____2017094161A_I_>

果がより高い確率で達成できるような方法を優先させている。この方法は、類似した患者症例のクラスターに特定的な治療計画内で実現される。

[００２１]

表１は、一つの実施態様における歯の群を示す。歯の移動の符号規則は、表２に示すとおりである。選択した６０のアーチの異なる歯の移動は、表３に降順で並べ替えて性能を例証した。歯毎の性能は、次の四つの別々の群に分けることができる：高（７９～８５％）、平均（６０～６８％）、平均未満（５２～５５％）、および不適切（２４～４７％）。表４は移動の予測可能性のランク付けを示す。予測可能性は、次の三つの群に分類される：非常に予測可能（０．７６～０．８２）、予測可能（０．４３～０．６３）および予測不可能（０．１０～０．３０）。特定のデータセットについて、例えば、所見は次のとおりである。

[００２２]

門歯圧下および前歯圧下の性能は高い。範囲は門歯圧下について約１．７ｍｍ、および前歯圧下について約１．７ｍｍである。これらの移動は非常に予測可能である。

[００２３]

犬歯圧下、門歯トルク、門歯回転および前歯トルクの性能は平均的である。範囲は犬歯圧下について約１．３ｍｍ、門歯トルクについて約３４度、門歯回転について約６９度。および前歯トルクについて約３４度である。これらの移動は、予測可能または非常に予測可能のいずれかである。

[００２４]

小臼歯傾斜移動、小臼歯近心移動、臼歯回転、および側方拡大の性能は、平均未満である。範囲は小臼歯近心移動について約１ミリメートル、小臼歯傾斜移動について約１９度、臼歯回転について約２７度および側方拡大について約２．８ミリメートルである。小臼歯傾斜移動および近心化は予測不可能であり、残りは予測可能な移動である。

[００２５]

前歯および門歯挺出、丸歯および小臼歯回転、犬歯傾斜移動、臼歯遠位化、および後部トルク性能は不適切である。範囲は、前歯挺出について約１．７ミリメートル、門歯挺出について約１．５ｍｍ、丸歯回転について約６７度、小臼歯回転について約６３度、犬歯傾斜移動について約２８度、臼歯遠位化について約２　ミリメートル、および後部トルクについて約４３度である。予測可能（ただし、性能の面での収量は低い）である小臼歯回転を除き、すべてが予測不可能な移動である。

[００２６]

[表１]

表1

歯の研究群

歯	
門歯	#7, 8, 9, 10, 23, 24, 25, 26
犬歯	#6, 11, 22, 27
小臼歯	#4, 5, 12, 13, 20, 21, 28, 29
臼歯	#2, 3, 14, 15, 18, 19, 30, 31
前歯	#6, 7, 8, 9, 10, 11, 22, 23, 24, 25, 26, 27
後方臼歯	#2, 3, 4, 5, 12, 13, 14, 15, 18, 19, 20, 21, 28, 29, 30, 31
丸歯	#4, 5, 6, 11, 12, 13, 20, 21, 22, 27, 28, 29

[００２７]

【表２】

表2

軸の移動についての符号の慣用		
移動のタイプ		
X並進 （拡大／収縮）	(-) は右側	(+) は左側
X回転（ティッピング）		
右上および右下象限	(-) は遠位	(+) は近心
左上および左下象限	(-) は近心	(+) は遠位
Y並進（近心化／遠位化）		
左上および右下象限	(-) は遠位	(+) は近心
右上および左下象限	(-) は近心	(+) は遠位
Y回転 （トルキング）	(-) は舌側唇側	(+) は頬側唇側
Z並進 （圧下／挺出）	(-) は圧下	(+) は挺出
Z回転 （純回転）	(-) は時計方向	(+) は反時計回り

【００２８】

BNSDOCID: <JP____2017094181A_i_>

【表３】

表3

移動の性能指数のランク付け

脚	移動	モデル	性能指数	副作用	予測可能性
門歯	圧下	直線	85%	0.03	0.82
前歯	圧下	直線	79%	0.03	0.76
犬歯	圧下	直線	68%	-0.10	0.43
門歯	トルク	直線	67%	0.21	0.63
前歯	トルク	直線	62%	0.15	0.56
門歯	回転	直線	61%	-0.09	0.76
小臼歯	ティッピング	直線	55%	0.35	0.27
臼歯	回転	直線	52%	0.11	0.58
後方臼歯	拡大	直線	52%	0.11	0.48
小臼歯	近心化	直線	52%	0.00	0.30
小臼歯	回転	直線	47%	0.28	0.63
臼歯	遠位化	直線	43%	0.02	0.20
犬歯	ティッピング	直線	42%	0.10	0.28
後方臼歯	トルク	直線	42%	1.50	0.28
犬歯	回転	直線	39%	-0.14	0.27
前歯	挺出	直線	29%	-0.02	0.13
門歯	挺出	直線	24%	0.02	0.10

【００２９】

【表４】

表4

移動の予測可能性のランク付け

群	移動	モデル	性能指数	副作用	予測可能性
門歯	圧下	直線	85%	0.03	0.82
前歯	圧下	直線	79%	0.03	0.76
門歯	回転	直線	61%	-0.09	0.76
門歯	トルク	直線	67%	0.21	0.63
小白歯	回転	直線	47%	0.28	0.63
白歯	回転	直線	52%	0.11	0.58
前歯	トルク	直線	62%	0.15	0.56
後方白歯	拡大	直線	52%	0.11	0.48
犬歯	圧下	直線	68%	-0.10	0.43
小白歯	近心化	直線	52%	0.00	0.30
犬歯	ティッピング	直線	42%	0.10	0.28
後方白歯	トルク	直線	42%	1.50	0.28
小白歯	ティッピング	直線	55%	0.35	0.27
丸歯	回転	直線	39%	-0.14	0.27
白歯	遠位化	直線	43%	0.02	0.20
前歯	挺出	直線	29%	-0.02	0.13
門歯	挺出	直線	24%	0.02	0.10

【００３０】

一つの実施態様において、データ駆動アナライザーを適用しうる。これらのデータ駆動アナライザーには、パラメトリック統計モデル、ノンパラメトリック統計モデル、クラスター形成モデル、最近隣モデル、回帰法、および工学的（人工的）ニューラルネットワークなど、多数のモデルを組み込みうる。作業の前に、一回以上の訓練セッションを使用してデータ駆動アナライザーまたはモデルを作成する。これらのセッションでのアナライザーまたはモデルの作成に使用するデータは、一般に訓練データと呼ばれる。データ駆動アナライザーは、訓練用の例のみを吟味することで作成されるため、訓練データの選択は、データ駆動アナライザーの精度および学習速度に著しく影響しうる。これまでに使用した一つのアプローチでは、訓練目的のための試験セットと呼ばれる別個のデータセットが生成された。試験セットは、モデルまたはアナライザーの訓練データに対する過度の適合を避けるために使用される。過度の適合とは、アナライザーが訓練データをあまりによく記憶しているため、想定していないデータを適合または分類できない状況を意味する。一般に、アナライザーまたはモデルの作成中に、アナライザーの性能が試験セットに対して試験される。アナライザーまたはモデルのパラメータの選択は、試験セットの分類におけるアナライザーの性能が最適な点に到達するまで反復的に実施される。この時点で、訓練プロセスが完了する。独立した訓練および試験セットの使用に対する代替策は、相互検証と呼ばれる方法の使用である。相互検証は、パラメトリックアナライザー用のパラメータ値またはノンパラメトリックアナライザー用のモデルを決定するために使用できる。相互検証では、単一の訓練データセットが選択される。次に、反復プロセスで、訓練データの異なる部分を試験セットとしてアナライザーに提示することにより、多数の異なるアナライザーまたはモデルが作成される。次に、すべてのモデルまたはアナライザーの性能が総合的に評価され、この総合的な性能に基づきパラメータまたはモデルの選択が決定される。

SNEDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

相互検証アプローチでは、アナライザーまたはモデルは、一般に決定された最適なモデル構造を使用したデータにより再訓練される。

【００３１】

一つの実施態様において、データマイニングソフトウェア３（図１Ａ）は、索引用にデータベース２（図１Ａ）上のデータを取り込む「スパイダー」または「クローラー」としうる。一つの実施態様において、データ内のパターンを検出するためにクラスタリング演算が実施される。別の実施態様において、ニューラルネットワークは歯科治療パターンの認識においてかなり強実であるため、それぞれのパターンを認識するためにニューラルネットワークが使用される。治療の特徴がいったん特性付けされると、ニューラルネットワークは次に入力された歯科情報を、とりわけニューラルネットワークの認識装置によって既知の格納された治療計画のテンプレートと比較する。認識モデルには、とりわけ、隠れマルコフモデル（ＨＭＭ）、ダイナミックプログラミングモデル、ニューラルネットワーク、ファジー論理、またはテンプレート照合器などが含まれる。これらのモデルは単独でまたは組み合わせで使用しうる。

【００３２】

ダイナミックプログラミングでは、Ｎ点を通ったＭ「フレーム」の考えられるすべての経路が考慮されるが、任意の所定のフレームｋに対する任意の点ｉからその次のフレームｋ＋１の任意の点」までに遷移するための推定コストを条件とする。現在の点から次の点までの最適な経路は、その点を越えて発生する事柄とは独立しているため、ｉ（ｋ）までの」（ｋ＋ｌ）で終わる経路の最小合計コスト［ｉ（ｋ），ｊ（ｋ＋ｌ）］は、その遷移自体のコストに、ｉ（ｋ）までの最小経路のコストを加えたものである。考えられる直前のコラムおよび現在のコラムの累積コストが含まれるように、先行する経路の値は、ＭｘＮアレイ内に格納できること、および累積されたコストは２ｘＮアレイに格納できることが望ましい。ただし、この方法では、かなりの計算用のリソースを必要とする。

【００３３】

ダイナミックプログラミングでは、途方もなく膨大な量の計算を必要とする。認識装置が一連のフレームと一連のノードモデルとの間の最適な時間的整合を見つけるためには、ほとんどのフレームを多数のノードモデルに対して比較する必要がある。ダイナミックプログラミングに必要な計算量を減少する一つの方法は、プルーニングの使用である。プルーニングによって、部分的な確率スコアがその比較が所定の閾値を下回った場合に、所定の治療モデルに対して歯科治療の情報の所定部分のダイナミックプログラミングは打ち切られる。これにより計算が大いに減少する。

【００３４】

ダイナミックプログラミングを一般化したものと考えられる隠れマルコフモデルは、望ましい実施態様において、Ｏ（１）、Ｏ（２）、…Ｏ（ｔ）、…、Ｏ（Ｔ）の発生率を評価するために使用されるが、ここで、それぞれの観察Ｏ（ｔ）は、ＶＱアプローチのもとでの離散的な記号または連続的なベクトルのいずれかである。一連の観察は、直接は観察できない状態遷移を持つ元になるマルコフ連鎖の確率的関数としてモデル化されうる。

【００３５】

好ましい実施態様において、マルコフモデルは、一連の治療観察の確率をモデル化するために使用される。状態間の遷移は、遷移行列Ａ＝［ａ（ｉ，ｊ）］で表現される。遷移行列のそれぞれのａ（ｉ，ｊ）条件は、モデルが状態ｉにあるとして、遷移を状態」にする確率である。モデルの出力シンボルの確率は、一組の関数Ｂ＝［ｂ（ｊ）］により表現されるが、ここで出力シンボル行列のｂ（ｊ）条件は、モデルの状態がｊである場合に特定の値Ｏ（ｔ）について評価したときに観察Ｏ（ｔ）を出力する確率を返す関数である。最初の状態は、マルコフ連鎖の初回のフレームについて、初期的な状態であるという制約が常にあり、定められた組の左から右への状態遷移のみが可能である。予め定めた最終状態が定義され、そこからは他の状態への遷移は発生しえない。

【００３６】

一つの実施態様において、遷移は、再びある状態になる、またはその次の二つの状態の

うちどちらかになるものに制限される。こうした遷移は、モデル内で遷移確率として定義される。例えば、現時点で状態２に特徴信号のフレームを持つ治療パターンは、再び状態２になる確率ａ（２，２）、状態３になる確率ａ（２，３）および状態４になる確率ａ（２，４）＝１　－　ａ（２，２）　－　ａ（２，３）を持つ。状態１になる確率ａ（２，１）または状態５になる確率ａ（２，５）はゼロで、また確率ａ（２，１）からａ（２，５）までの合計は１である。望ましい実施態様は、現在の状態へまたはその次の二つの状態へのフローグラフに制限されるが、当業者であれば、より柔軟性の高い遷移の制限を持つＨＭＭモデルを作成しうる。ただし、それでも任意の状態からの遷移のすべての確率の合計は１となる必要がある。

［００３７］

モデルのそれぞれの状態」において、現在の特徴フレームは、予め定義された一組の出力シンボルのいずれかにより識別されるか、または確率的にラベル付けされる。この場合、出力シンボルの確率ｂ（ｊ）（Ｏ（ｔ））は、特徴フレームのシンボルがＯ（ｔ）であるモデルにより割り当てられた確率に対応する。モデルの記列は、遷移確率の行列Ａ＝［ａ（ｉ，ｊ）］であり、Ｂ＝［ｂ（ｊ）（Ｏ（ｔ））］を計算する技法である。

［００３８］

一つの実施態様において、マルコフモデルは、多数の一連の訓練パターンから基準パターン用に形成され、出力シンボルの確率は多変量のガウス関数確率密度である。歯科治療の情報は、特徴抽出器内を通過する。学習中、結果的に生じる特徴ベクトル系列が、パラメータ推定器により処理され、その出力が隠れマルコフモデルに供給される。隠れマルコフモデルは、一組の基準パターンテンプレートを導き出すために使用されるが、それぞれのテンプレートは、基準の治療パターンの観察セット内で識別されるパターンを表すものである。マルコフモデルの基準テンプレートは次に、それぞれのマルコフモデルの基準パターンテンプレートから観察が生成される確率を基に、一連の観察を基準パターンの一つに分類するために利用される。認識中に、未知のパターンを尤度計算機内で最も高い確率を持つ基準パターンとして識別できる。

［００３９］

ＨＭＭテンプレートは多数の状態を持つが、それぞれが離散的な値を持つ。ところが、治療パターンの特徴は単一の値ではなく動的パターンを持つことがあるため、一つの実施態様においてＨＭＭの前端にニューラルネットワークを付加することで、動的な値を持つ状態を表す能力が付与される。ニューラルネットワークの入力層は、入力ニューロンを含む。入力層の出力は、中間層にあるすべてのニューロンに配布される。同様に、中間層の出力は、すべての出力ニューロンに配布されるが、この出力ニューロンは、ＨＭＭの内部状態と一対一の対応をする。ところが、それぞれの出力は、それ自体に、または他の出力に対する遷移確率を持ち、こうして修正されたＨＭＭが形成される。こうして形成されたＨＭＭのそれぞれの状態は、特定の動的信号に応答する能力があり、結果的にさらに確実なＨＭＭとなる。別の方法として、ニューラルネットワークはＨＭＭアーキテクチャーの遷移確率に頼ることなく単独で使用できる。

［００４０］

図１Ａの出力ストリームまたは結果４は、医師による歯科用装置の設計および／または用途の改善のためのフィードバックとして使用される。例えば、データマイニングの結果を利用して、段階的なアプローチに基づく性能の評価、治療アプローチに基づく装置性能インデックスの比較、および歯上での異なるアタッチメント形状および位置を比較した性能の評価を行うことができる。

［００４１］

大規模なクラスターの治療結果についての歯固有の効果および製品性能を研究する能力により、二つ以上のケース母集団間の統計的に有意な比較ができるようになる。研究した二つのクラスターに治療アプローチ、装置設計、または製造手順の差異が含まれている場合には、データ出力によって示された製品の性能において見られる差異は、そのアプローチ、設計、または製造手順によるものである可能性がある。最終結果は、著しく大きな標

BASECOD. <JP____2017094181A__L>

本サイズからの客観的な計測可能データを用いた性能データに基づき、臨床医または製造者のいずれかが、製品の設計および用途を最適化する能力を得ることのできるフィードバック機構である。

[００４２]

歯列矯正治療の理論は、広く一般には認められておらず、また実際の治療および転帰は、患者変数の測定、未測定の患者変数との関係、および変動する患者の遵守などについての追加的な不確実さに左右される。その結果、一人の患者に対して、別の臨床医が別の治療計画を優先することもある。このように、普遍的に受け入れられる「正しい」治療計画はないため、単一の治療計画がどの臨床医にも受け入れられるとは限らない。

[００４３]

次のいくつかの実施態様では、治療パラメータを臨床医の意向に応じて調整することにより、より多くの臨床医からの満足、そしてより多くの患者からの満足を得ることができる。システムでは、臨床医の治療歴を統計的に観察することにより治療優先度の差異が検出される。例えば、両程度の歯生の場合に、臨床医が小臼歯の抜去をどの程度の頻率で実施するかはさまざまに異なる。所定の臨床医について十分な過去の治療記録が存在しない場合でも、地理的な位置、顔線に関連する変数、または実務の規模や性質など、その他の予測変数についてクラスター化を実施して、治療パラメータにおける統計的に有意な差異を観察することもできる。

[００４４]

データマイニングにより、同程度の患者において異なる臨床医が達成した異なる治療転帰について、統計的に有意なパターンを発見することができる。例えば、クラスター化された患者の症例は、ある臨床医では他の臨床医と比較して、体系的に合併症が少ない可能性がある。データマイニングツールにより検出されたこうした差異は、比較的実績の低い臨床医へのフィードバックのためのフラグとして、また比較的実績の高い臨床医によって使用される治療差異の故障のためのフラグとして使用することができる。

[００４５]

一つの実施態様において、それまでに完了した症例についてクラスタリング技法が使用され、治療の合併症および転帰が分類される。次に、それぞれのクラスター内でリスクについての確率モデルが構築される。次に新しい症例が、治療前の変数の類似性に基づき、同じクラスターに割分される。次に、治療の転帰および合併症のリスクを予測するために、治療を完了したそれぞれの患者クラスター内でのリスクが新しい症例で使用される。次に、高リスクの患者には、おそらく治療計画または追加的臨床処置における追加的な手順など、特別な注意を促すためのフラグが立てられる。

[００４６]

別の実施態様において、医師は観察された臨床医の治療優先度により群にクラスター化され、治療パラメータは、観察された治療優先度とより近く一致するようにそれぞれの群内で調節される。次に、観察された履歴を持たない医師は、既知の治療履のあるクラスター内の医師の既知の変数との類似性に基づき、群に割り当てられる。

[００４７]

図１Ｅは、クラスター化の方法についての概略的なプロセスを示す。プロセスではまず、治療優先度、転帰、および人口統計や実務の変数などの臨床医の治療歴に基づき、治療方法がクラスター化される（２０）。次にシステムにより、それぞれのクラスター内で好ましい臨床上の制約がモデル化される（２２）。次に、人口統計および実務の変数に基づき、システムにより、２０のクラスターに治療歴のない臨床医が割り当てられる（２４）。一つの実施態様において、システムは、それぞれのクラスター内でプロセス１００（図２Ａを参照）をクラスター固有の臨床上の制約を使用して別個に実行する（２６）。さらに、システムは、新規の治療および転帰データが到着したときに、クラスターおよびクラスター割当を更新する（２８）。

[００４８]

図１Ｆは、治療案を生成するためのデータマイニングシステムの別の実施態様を示す。

まず、システムは、詳細な追跡検査データ（複数の高解像度スキャンなど）、診断、治療パラメータおよび転帰、および人口統計変数に基づき、詳細な追跡検査のある患者病歴を識別／クラスター化する（４０）。それぞれのクラスター内で、システムは意図した位置と追跡検査データから得られた実際の位置との間の差異をモデル化する（４２）。さらに、それぞれのクラスター内で、システムは特別な望ましくない転帰についてリスクをモデル化する（４４）。第２階層のクラスタリングで、詳細な追跡検査データの少ない患者病歴が、使用可能な変数に基づきクラスター化される。第２階層のクラスター化は、第２階層のクラスターのうち数の多い方が、それぞれ４０で計算されたクラスターに割り当てられるか、またはそうでなければ新規クラスターと見なされうる程度に十分部分的である（４６）。システムは、手順４６のクラスターからの追加記録によって手順４２のモデルを改良する（４８）。また、手順４８のクラスターからの追加記録によって手順４４のモデルを改良できる（５０）。第３階層のクラスター化では、システムは次に、診断、人口統計、および初期健康診断に基づき、新規患者を手順４６のクラスターに割り当てる（５２）。それぞれの手順５２のクラスター内で、システムは意図した位置と実際の位置との間の期待される差異をモデル化する（５４）。手順５４から、システムは関連する場合（２３２および２６０など、図２Ｂ）には更新された期待される位置の情報を使用する（６７）。さらに、それぞれの手順５２のクラスター内で、システムは望ましくない転帰のリスクをモデル化する（５６）。手順５６から、システムはまた、特別な注意および臨床上の制約（２０４および１６０など、図２Ｂおよび２Ａ）を必要とするケースにフラグを立てる（６９）。次にプロセスは、それぞれの手順５２のクラスターについて治療計画をカスタマイズする（５８）。次に、システムはデータを反復的に収集し（６１）、患者病歴の識別／クラスター化に一巡して戻る（４０）。さらに、クラスターは更新および再割当をすることができる（６３）。また、システムは、追加的な追跡検査分析について良好な表示のないクラスターの連結的な識別も行う（６５）。

［００４９］

臨床治療の場面において、歯の移動の各段階で考えられる全面的に高解像度のデータを入手または処理することは費用効果の良い方法ではない。例えば：

・患者は、臨床医を訪れるたびに、異なる種類の装置を使用することになりうる。

・ある患者は、一組の歯の印象のみを提出することになりうる。

・放射線への懸念から、使用するＣＴまたはＸ線スキャンの回数が制限されることもありうる。

・一般に臨床医は、各回の訪問時にそれぞれの歯についての詳細な空間情報を報告する時間がない。

［００５０］

これらおよびその他の制限事項により、部分的な情報に基づき治療計画を行う必要がある。

［００５１］

一つの実施態様において、不足した情報は患者間の予測的な特性と、詳細な追跡検査の情報が収集される代表的な標本を一致させることで実質的に概算することができる。この場合には、予測度の低い治療転帰に基づき患者にフラグが立てられ、追加的な組の歯の印象の収集および分析など、追跡検査の情報が要請される。次に、その結果得られる情報が、患者のクラスターおよび後からそのクラスターに割り当てられた患者の治療を調整するために使用される。

［００５２］

一般に、患者データがスキャンされ、上述のデータマイニングシステムを使用してデータが分析される。治療計画がシステムによって提案され、歯科医師による承認が求められる。歯科医師は、その治療計画の承認または修正の要請を行うことができる。治療計画が承認されると、装置の製造を開始できる。

［００５３］

図２Ａは、患者の歯列矯正治療のための装置の再配置の定義および生成のための概略的

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

なプロセス１００の一般的な流れを図示したものである。説明するとおり、プロセス１００には本発明の方法が含まれ、またこれは本発明の装置にとって適切である。本プロセスの計算的な手順は、一つ以上の従来のデジタルコンピュータ上で実行するためのコンピュータプログラムモジュールとして、有利に実施される。

［００５４］

初期的な一つの手順として、患者の歯または口の組織のモールドまたはスキャンを行う（１１０）。この手順には一般に、患者の歯および歯茎の成型が関与し、それに加えてまたは代替的にワックスバイト、直接接触スキャニング、Ｘ線画像、断層撮像、超音波撮像、および歯、顎、顔面およびその他の歯科矯正学的に関連性のある組織の位置および構造に関する情報を入手するためのその他の技術が関与することもある。そのようにして入手されたデータから、初期的な（つまり治療前の）患者の歯およびその他の組織の配列を表すデジタルデータセットが導き出される。

［００５５］

初期的なデジタルデータセットには、スキャン作業からの生データと、生データから導き出された表面モデルを表すデータの両方が含まれうるが、これが互いに組織の構成要素を細分化するために処理される（手順１２０）。特に、この手順において、個別の歯冠をデジタル表現したデータ構造が生成される。有利なことに、測定または推定された隠れた歯根および歯槽構造、ならびに周囲の骨および軟組織を含めた、歯全体のデジタルモデルを生成できる。

［００５６］

望ましい歯の最終位置（つまり、望ましいおよび意図する歯列矯正治療の最終結果）は、臨床医から処方の形式で受け取ったり、基本的な歯列矯正の原理から計算したり、または臨床の処方を基に外挿入により計算することもできる（手順１３０）。望ましい歯の最終位置についての明細および歯自体のデジタル表現により、それぞれの歯についての最終位置および歯槽の幾何学形状を決定して（手順１４０）、望ましい治療の終了時での歯の完全なモデルを形成することができる。一般に、この手順において、それぞれの歯の位置が決定される。この手順の結果は、推定的に安定した組織に対するモデル化した歯の歯科矯正学的に正しい再配置を表す一組のデジタルデータ構造である。歯および組織はどちらもデジタルデータとして表現される。

［００５７］

それぞれの歯について開始位置および最終位置の両方が揃うと、プロセスでは次に、それぞれの歯の移動についての歯の経路を定義する。一つの実施態様において、歯の経路は、歯がその最初の位置からその望ましい最終位置へと最も早い方法で移動し、歯を移動させる任意の歯が最もかさくなるように、全体として最適化される。（任意とは、望ましい最終位置への直接方向以外の任意の方向への歯の任意の移動である。任意は、歯が互いを通過して移動できるように時として必要である。）歯の経路が細分化される。セグメントは、セグメント内でのそれぞれの歯の移動が、直線および回転並進の閾値の限界内にとどまるように計算される。このようにすることで、それぞれの経路セグメントの最終点は、臨床的に実行可能な再配置を構成することができ、またセグメントの最終点全体は、臨床的に実行可能な一連の歯の位置を構成することができ、顎弓の上での一つの点から次の点への移動による歯の衝突が起こらない。

［００５８］

直線および回転並進の閾値の限界は、一つの実施例において、使用する装置の性質に基づき、デフォルト値で初期化される。より独立的に調節された限界値は、患者固有のデータを使用して計算できる。限界値は、装置計算（手順１７０、後述）の結果に基づき更新することもでき、これによって、一つ以上の歯の経路に沿った一つ以上の点で、その装置によって、その時点で存在する歯および組織の構成に対して生成されうる力が、一つ以上の歯の経路セグメントにより表現される再配置を達成できないことを判断することができる。この情報を用いて、細分化された経路を定義するサブプロセス（手順１６０）により、経路または影響のあるサブ経路の計算ができる。

［００５９］
プロセスのさまざまな段階で、また特に細分化された経路が定義された後、プロセスでは、患者の治療に責任を持つ臨床医との対話ができ、一般にはそのような対話を行う（手順１６０）。臨床医との対話は、歯の位置およびモデル、ならびにサーバーコンピュータまたはプロセスからの経路情報を受信するようにプログラムされたクライアントプロセスを使用して実行でき、そこでプロセス１００の他の手順が実行される。クライアントプロセスは、臨床医が位置および経路のアニメーションを表示できるよう、また臨床医が一つ以上の歯の最終位置をリセットでき、また細分化された経路に適用される制約を指定できるように有利にプログラムされる。臨床医がこうした何らかの変更をした場合には、細分化された経路を定義するサブプロセス（手順１５０）が再び実行される。
［００６０］
細分化した歯の経路および関連する歯の位置データが、経路セグメントにより指定された手順で定義した治療経路上で歯を移動させることになる。臨床的に許容できる装置の配置（または装置の配置内の連続的な変化）を計算するために使用される（手順１７０）。それぞれの装置の配置は、その患者に対する治療経路に沿った手順を表す。それぞれの離散した位置に、その前の別個の手順によって達成済みの歯の位置からの直線の歯の移動または単純な回転が続きうるように、また患者の生歯への歯科矯正学的に最適な力量がそれぞれの手順で必要な再配置の量に関与するように、手順が定義され計算される。経路の定義手順と同様に、この装置の計算手順には、臨床医との対話、さらには反復的な対話が含まれる（手順１６０）。この手順を実装するプロセス手順２００の演算については、以下にさらに詳しく説明する。
［００６１］
装置の定義が計算されると、プロセス１００は、製造手順（手順１８０）に進むことができ、そこでプロセスにより定義された装置が製造されるか、装置の配置または装置の配置への変更を定義するための手動または自動のプロセスにより使用できる、電子的または紙媒体での情報が作成される。
［００６２］
図２Ｂは、上記に言及した米国特許番号第５，９７５，８９３号で説明した種類の複合体シェルアライナー用の装置演算手順（図２Ａ、手順１７０）を実装するプロセス２００を図示したものである。プロセスへの入力には、初期アライナー形状２０２、各種のコントロールパラメータ２０４、および現在の治療経路セグメント２０６の終了時での望ましい歯の最終配置が含まれる。その他の入力には、顎の中に配置された歯のデジタルモデル、顎組織のモデル、および初期アライナー形状の明細およびアライナー材料の明細が含まれる。この入力データを使用して、プロセスは、アライナーを歯の上に配置した状態のアライナー、歯および組織の有限要素モデルを作成する（手順２１０）。次に、プロセスは有限要素分析をアライナー、歯および組織の複合有限要素モデルに適用する（手順２２０）。この分析は、終了条件に到達するまで実行されるが、この時点で、プロセスは現在の経路セグメントについて歯が望ましい最終位置に到達したかどうか、または、望ましい最終位置に十分近い位置かどうかを評価する（手順２３０）。歯が許容できる最終位置に到達していない場合には、プロセスは新しい候補のアライナー形状を計算する（手順２４０）。許容できる最終位置に到達した場合には、有限要素分析により計算された歯の動きが評価され、歯列矯正で許容できるかどうかが判断される（手順２３２）。許容できない場合には、プロセスは再び新しい候補アライナー形状の計算を実行する（手順２４０）。動きが歯列矯正で許容可能であり、かつ歯が許容できる位置に到達した場合には、現在のアライナー形状が前に計算されたアライナー形状と比較される。現在の形状がこれまでで最も適切な解決策である場合（決定手順２５０）は、その形状がこれまでで最も適切な候補として保存される（手順２６０）。そうでない場合は、考えられる中間結果としてのオプションの手順に保存される（手順２５２）。現在のアライナー形状がこれまでで最も適切な候補である場合、プロセスはその形状が許容されるのに十分に適切かどうかを判断する（決定手順２７０）。そうである場合、プロセスは終了する。そうでなければプロセスは

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

ENGINEERING-JP_____20170518181A_1

解決により生成されたデータの入力４０２および現在の歯の経路で定義されたデータ４０４が含まれる。有限要素分析から導き出されるデータ４０２には、シミュレートした歯の再配置が起こる実際の経過時間、分析により計算される実際の歯の最終位置、それぞれの歯にかかる最大の直線力およびねじり力、それぞれの歯の最大の線速度および角速度が含まれる。入力経路情報から、入力データ４０４には、現在の経路セグメントについての歯の初期的な位置、現在の経路セグメントの終了時での望ましい歯の位置、それぞれの歯についての最大許容変位速度、およびそれぞれの歯についてそれぞれの種類の最大許容力が含まれる。

[００６８]

それ以前に評価したアライナーが、一つ以上の制約に違反していることが判明した場合は、追加的入力データ４０６をプロセス４００によって任意に使用することができる。このデータ４０６には、以前に評価されたアライナーが違反している制約、およびその何らかの最適に及ばない性能を識別する情報が含まれる。さらに、それ以前の歯科装置が違反している制約、およびその最適に及ばない性能に関連する入力データ４０８をプロセス４００によって使用することができる。

[００６９]

初期的な入力データを受け取ると（手順４２０）、プロセスはモデル内の移動可能な歯について反復する。（一部の歯は、不動として識別され、不動として制約されうる。）それ以前に選択されたアライナーによる現在選択されている歯の移動の最終位置およびダイナミクスが許容できるものである場合（決定手順４４０の「ｙｅｓ」分岐）、プロセスは、すべての歯が考慮されるまで（手順４３０から手順４７０への「終了」分岐）、考慮するために次の歯を選択することで続行する（手順４３０）。そうでない場合（手順４４０の「ｎｏ」分岐）、現在選択されている歯の領域内でのアライナーの変化が計算される（手順４５０）。次にプロセスは、説明したとおり、次の現在の歯の選択（手順４３０）に戻る。

[００７０]

すべての歯が考慮されると、アライナーに対して行われた総合的な変更が、それ以前に定義された制約に対して評価される（手順４７０）が、その例についてはすでに言及した。制約は、製造可能性などの、さまざまなさらなる考慮事項に関して定義することができる。例えば、制約は、アライナー材料の最大または最小の厚みを設定するために、あるいは歯冠をアライナーがカバーする最大または最小の範囲を設定するために定義できる。アライナーの制約が満たされた場合、変更が適用され、新しいアライナー形状が定義される（手順４９０）。そうでない場合、アライナーに対する変更は、制約を満たすように更新され（手順４８０）、更新された変更が新しいアライナー形状を定義するために更新される（手順４９０）。

[００７１]

図５Ａは、現在の歯の領域内でのアライナーの変更を計算する手順（手順４５０）の実施を図示したものである。この実施例において、前に説明した入力データ（入力４５４）および規則４５２の規則ベースにある一組の規則４５２ａ～４５２ｎを処理するために、ルールベースの推論エンジン４５６が使用される。推論エンジン４５６および規則４５２により、実際の入力データに適用されたときに、現在の歯の領域内でアライナーに対して加える変更を指定する一組の出力結果を生成する製造システムが定義される（出力４５８）。

[００７２]

規則４５２ａ…４５２ｎは、条件を定義する「ｉｆ」部分と、条件が満たされた場合にアサートする結果または行動を定義する「ｔｈｅｎ」部分の、従来的な二つの部分から成る形式を持つ。条件は単純なものでもよく、または複数のアサーションの複雑な論理積または論理和でもよい。アライナーに対して加える変更を定義した模範的な一組の規則には、歯の移動が早すぎる場合にアライナーの望ましい動作の方向の反対側に推進材料を加える、歯の移動が遅すぎる場合に歯の位置を過剰修正するために推進材料を加える、歯が望

BSGDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

ましい最終位置に極端に満たない場合に過剰修正するために材料を加える。望ましい最終位置を極端に通り過ぎている場合にアライナーを薄くする材料を加えて歯を移動させてそれに合うようにする、最大量の推進材料を加えた場合に歯の再配置を過剰修正する材料を加えて推進材料は加えない、歯の移動が望ましい方向以外の方向である場合に歯の方向が変わるように材料の除去および追加をする、といったものが含まれる。

[００７３]

図５８および５９に図示した代替的な実施態様において、漸進的な差異ではなく、アライナーの絶対配置が計算される。図５８に示すとおり、プロセス４６０は現在の歯の領域内のアライナーの絶対配置を計算する。すでに説明した入力データを使用して、プロセスは現在の歯についての望ましい最終位置と達成済みの最終位置との間の差異を計算する（４６２）。歯の中心線と歯茎組織のレベルとの交差点を基準点として使用して、プロセスは動作の６自由度すべて、すなわち、３度の並進および３度の回転の差異の行列を計算する（手順４６４）。次に、図５９に示すとおり、モデル歯をその望ましい最終位置から剛体の差異の量だけ移動させる（手順４６６）。

[００７４]

図５Ｄは、実例のモデルアライナー６０を実例のモデル歯６２にかぶせたものの平面図を示す。歯はその望ましい最終位置内にあり、またアライナー形状はその最終位置にある歯により定義される。有限要素分析により計算された実際の歯の移動は、歯を望ましい位置６２ではなく位置６４に配置したものとして図示されている。計算した最終位置の剛体は、位置６６として図示している。プロセス４６０の次の手順（図５Ｂ）では、前の手順（４６６）で計算された移動したモデル歯の位置（手順４６６）により、このプロセスの反復で現在の歯の領域内にアライナーが定義される。現在の歯の領域内のこの計算したアライナーの配置は、位置６６にあるモデル歯の再配置により定義される形状６８として図５Ｄに示されている。

[００７５]

規則４５２として実施することもできる（図５Ａ）、プロセス４６０における異なる手順を図５Ｃに示す。現在の歯をその中心軸の方向に移動させるために、プロセスにより歯を移動させることを決定した（手順４６５）場所から離れた領域では、アライナーのその領域を定義するモデル歯のサイズ、またはその歯についてアライナー内に許容される空間の量が小さくなる。

[００７６]

図６に示すとおり、治療計画の手順についてアライナーの形状を計算するプロセス２００（図２Ｂ）は、一連のアライナーの形状を計算するプロセス６００の一つの手順である。このプロセス６００は初期化手順６０２で始まり、ここで、初期データ、コントロールおよび制約の値が入手される。

[００７７]

アライナーの配置が治療計画のそれぞれの手順またはセグメントについて見つかると（手順６０４）、プロセス６００はすべてのアライナーが許容可能であるかどうかを判断する（手順６０６）。許容可能な場合、プロセスは完了する。そうでない場合は、一組の許容可能なアライナーを計算する試みにおいて、プロセスは一組の手順６１０を任意に開始する。まず、アライナーに対する一つ以上の制約が緩和される（手順６１２）。次に、許容できないアライナーを持つそれぞれの経路セグメントについて、新しい制約を用いてアライナー成形のプロセス２００（図２Ｂ）を実施する（手順６１４）。これによってすべてのアライナーが許容できるものになれば、プロセス６００が終了する（手順６１６）。

[００７８]

アライナーは、さまざまな理由で許容できないこともあるが、そのいくつかはプロセスにより処理される。例えば、不可能な何らかの移動が必要な場合（決定手順６２０）、つまり、形状の計算プロセス２００（図２Ｂ）で、そのための規則または関節が利用できない演算を実施する必要がある場合、プロセス６００はハードウェアアタッチメントの配置を計算するモジュールの実行を対象の歯に対して繰り行し、それに対して力を適用し、必要

SHEBOOKID: <JP_____2017094161A_1_>

な動きを達成することができる（手順６４０）。ハードウェアの追加は、局部的以上の効果を持ちうるため、ハードウェアをモデルに追加する際には、プロセス６００の外側ループを再び実行する（手順６４２）。

［００７９］

不可能な移動が必要でない場合（手順６２０の「ｎｏ」分岐）、プロセスはコントロールを経路定義プロセス（手順１５０、図２Ａなど）に転送し、許容できないアライナーを持つ治療経路のその部分の再定義をする（手順６３０）。この手順には、歯の動きの場分の変更、つまり治療経路上での細分化の変更、治療経路内の一つ以上の歯で従う経路の変更、またはその両方が含まれうる。治療経路が再定義された後、プロセスの外側ループが再び実行される（手順６３２）。再計算は、有利なことに治療経路の再定義された部分にあるアライナーのみの再計算に限定される。すべてのアライナーがこれで許容可能となれば、プロセスが終了する（手順６３４）。許容できないアライナーがまだ残っている場合、プロセスは許容可能な組のアライナーが見つかるまで、または反復の限度に到達するまで繰り返すことができる（手順６６０）。この時点で、また同様に追加的ハードウェアの計算（手順６４０）など本明細書に記載したプロセス内の他の時点で、プロセスは、支援を管理するために臨床医または技術者など人間のオペレーターとの対話ができる（手順６５２）。オペレーターが提供する支援には、歯または骨に取り付ける適切なアタッチメントの定義または選択、追加する弾性要素の定義、治療経路の一つ以上のセグメントのために必要な力の提供、代替的な治療経路の提案（歯の動作経路において、または治療経路の細分化のどちらかにおいて）、ならびに有効な制約からの逸脱またはその緩和の承認などが含まれうる。

［００８０］

上述したとおり、プロセス６００は、さまざまな項目の入力データにより定義およびパラメータ化できる（手順６０２）。一つの実施例において、このデータの初期化および定義には、全体的プロセスの外側ループについての反復の限度、アライナーが十分に適切かどうかを判断するために計算される性能指数の明細（図２８、手順２７０を参照）、アライナー材料の明細、アライナーの形状または配置が許容されるために満たす必要のある制約の明細、歯列矯正で許容可能な力および位置決めの動作および速度の明細、初期治療経路（これには、それぞれの歯についての動作経路および治療経路のセグメントへの細分化が含まれ、それぞれのセグメントは一つのアライナーにより達成される）、歯またはそれ以外に取り付けられた任意のアンカーの形状および位置の明細、およびその内部またはその上に歯が位置する顎の骨およびその他の組織についてのモデルの明細（説明中の実施例において、このモデルは、その内部に歯が埋め込まれ、また流体のための容器を実質的に定義する境界条件を持つ粘性の基質流体のモデルから成る）といった項目が含まれる。

［００８１］

図７は、統計的歯根モデルの概略的な図式である。この図に示すとおり、前述のスキャンプロセスを使用して、スキャンされた歯の上部分７０１が識別される。次に歯冠を含め、スキャンされた上部分にモデル化された３Ｄ歯根が追加される。歯根の３Ｄモデルは、統計的にモデル化することができる。歯根７０２の３Ｄモデルおよび上部分７００の３Ｄモデルが一つになり、完全な歯の３Ｄモデルを形成する。

［００８２］

図８は、追加的な歯科情報を使用して改良した、歯根モデリングの概略的な図式を示す。図８において、追加的な歯科情報はＸ線情報である。歯のＸ線画像７１０がスキャンされ、完全な歯の形状の２Ｄビューが提供される。同様の歯の輪郭が、Ｘ線画像内で識別される。図７で作成したモデル７１２が、追加情報に従って修正される。一つの実施態様において、図７の歯のモデルが変形し、Ｘ線データに一致した新しいモデル７１４が形成される。

［００８３］

図９は、歯のＣＴスキャンの概略的な図式を示す。この実施態様において、歯根は高解像度のＣＢＣＴスキャンから直接得られる。次に、スキャンされた歯根は、印象か

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

ら得られた歯冠に適用するか、またはコーンビーム断層撮影法（ＣＢＣＴ）データから抽出した既存の歯冠と共に使用することができる。ＣＢＣＴの一回のスキャンにより、３Ｄデータおよび複数形式のＸ線像のデータが得られる。ＰＶＳ印象が回避される。

［００８４］

一つの実施態様において、コーンビームＸ線源および２Ｄ領域検出器により、患者の歯の生体構造がスキャンされるが、３６０度の角度範囲およびその全長に沿って、各種方法のうち任意の一つにより行うことが望ましく、ここで領域検出器の位置は線源に対して固定され、線源と物体との間の相対的な回転移動および直進移動によりスキャン（放射エネルギーによる物体の照射）が提供される。コーンビーム源のスキャン経路に沿った多数の線源位置（つまり、「ビュー」）への相対的な移動の結果、検出器により、対応する多数の連続した組のコーンビーム投影データ（本書では、コーンビームデータまたは投影データとも言う）が得られ、それぞれの組のコーンビームデータは、線源位置のそれぞれにある物体に起因するＸ線減衰を表す。

［００８５］

図１０は、歯茎を切って出てきた歯を表示した概略的なユーザーインタフェースを示すが、これは別の実施態様における歯根情報と共に表示することもできる。それぞれの歯は、適切なハンドルを用いて個別に調節可能である。図１０の実施態様において、ハンドルにより、オペレーターは歯を６自由度のある三次元で移動させることができる。

［００８６］

歯の移動は、ルートベースのシーケンシングシステム（ｒｏｏｔ－ｂａｓｅｄ　ｓｅｑｕｅｎｃｉｎｇ　ｓｙｓｔｅｍ）を用いて部分的にガイドされる。一つの実施態様において、移動は表面積の制約により制約され、一方で別の実施態様において、移動は体積の制約により制約される。

［００８７］

一つの実施態様において、システムはそれぞれの歯のモデルについて表面積を決定する。次に、システムは移動するすべての歯のモデルについてすべての表面積を合計する。次に、システムはアーチ上のすべての歯のモデルのすべての表面積を合計する。歯の移動のそれぞれの段階について、システムは歯のモデルの移動時に予め定めた面積比率または制約を満たしていることを確認する。一つの実施例において、制約は、移動する歯の表面積が移動する歯を保定するアーチ上の歯の合計表面積よりも少ない面積であることを確保することでもよい。比率が６０％など特定の数よりも大きい場合、システムはオペレーターに対してエラー信号を示し、歯の移動速度をより遅くすべきであることを示す。

［００８８］

別の実施態様において、システムはそれぞれの歯のモデルについて体積を決定する。次に、システムは移動するすべての歯のモデルについて体積を合計する。次に、システムはアーチ上のすべての歯のモデルの合計体積を決定する。歯の移動のそれぞれの段階について、システムは歯のモデルの移動時に予め定めた体積比率または制約を満たしていることを確認する。一つの実施例において、制約は、移動する歯の体積が移動する歯を保定するアーチ上の歯の体積よりも少ない体積であることを確保することでもよい。比率が５０％など特定の数よりも大きい場合、システムはオペレーターに対してエラー信号を示し、歯の移動速度をより遅くすべきであることを示す。

［００８９］

オプションとして、その他の特徴を歯モデルのデータセットに追加して、アライナー内に望ましい特徴が生成される。例えば、デジタルワックスパッチを追加して、隙間または陥凹を充填して、アライナーと歯または歯の特定の領域との間の空間を維持することが望ましい場合もある。また、デジタルワックスパッチを追加して、波型またはその他の構造形態を充填して、特定の硬度またはその他の構造的性質を持つ領域を作成することが望ましいこともある。再配置装置を製造するためのポジティブモデルの生成に使用する製造プロセスにおいて、ワックスパッチをデジタルモデルに追加することにより、同様に追加されたワックスパッチの幾何学形状を持つポジティブモールドが生成される。これは、アラ

イナーのベース形状の定義、または特定のアライナー形状の計算においてグローバルに実施することができる。追加可能な一つの特徴は歯肉線の周囲のリムで、そこからアライナーが製造されるデジタルモデル歯の歯肉線にデジタルモデルワイヤーを追加することによってこのリムを作成できる。アライナーがデジタル歯のポジティブ物理モデル上で圧力定形重合体物質により製造される時、歯肉線に沿ったワイヤーによってアライナーがその周囲にリムを持つことになり、歯肉縁に沿って追加的な強度が提供される。

[００９０]

別のオプションの製造技術において、２枚以上の材料シートがポジティブ歯モデル上に圧力定形され、ここで、そのシートの一方はアライナーの尖端弓部（ａｐｅｘ　ａｒｃｈ）に沿って切断され、他方は上部にかぶさる。これにより、歯の縦軸に沿って少なくとも２倍の厚みを持つアライナー材料が提供される。

[００９１]

アライナーの設計に対して加えることのできる変更は、それを製造するために使用される製造技術によって制約される。例えば、重合体シートをポジティブモデル上に圧力定形することでアライナーを作成する場合、アライナーの厚みはシートの厚みにより決定される。結果として、システムは一般に、モデル歯の向き、モデル歯の部分のサイズ、アタッチメントの位置および選択、および材料の追加または除去（例えば、仮想的ワイヤーの追加またはへこみの生成）を変化させて、アライナーの構造を変化させることにより、アライナーの性能を調節する。システムは、一つ以上のアライナーを標準厚み以外の厚みのシートから作成するように指定してアライナーを任意に調節し、歯に対してより大きなまたはより小さな力を提供することができる。一方、アライナーが急速プロトタイピングプロセス（例えば、ステレオまたはフォトリソグラフィプロセス）により製造される場合、アライナーの厚みは、局部的に変化させることができ、また歯のデジタルモデルを修正することなくリム、へこみ、および波型などの構造的特長を追加できる。

[００９２]

システムは、リテーナーおよびブレースなど、より従来的な装置の効果をモデル化するために使用することもでき、よって、特定の患者について最適な設計および治療プログラムを生成するために使用される。

[００９３]

図１１Ａ～１１Ｂは、歯科用装置を配置した場合の歯の初期的な位置、および結果的に生じる望ましくない力のベクトルをそれぞれ図示したものである。図に関して、表示した歯がｘ方向に沿って頬面方向に移動中の例において、重合体シェルアライナーなどの歯科用装置が歯に装着されると、アライナー形状幾何学は予め定めた力が歯にかかるように設定されており、その特定の治療段階についての治療計画に従って歯が再配置される。例えば、図１１Ｂに示すとおり、歯科用装置は、図示したとおり歯に噛み合い歯をｘ方向に再配置するよう構成されるが、むしろ結果的には、図示したとおり、また矢印で示したとおり、＋ｘ／－ｚ方向に予め定めた力がかかることになる。

[００９４]

従って、一つの態様において、アライナー形状幾何学は、その力が相殺されるように補正するために、さらに、意図した力が考慮している治療段階についての治療計画に基づく方向にかかるよう、望ましくないが結果的に生じる力のベクトルを最適化することができる。つまり、図１１Ｃ～１１Ｄは、歯の周囲の望ましくない力のベクトルを相殺するための歯科用装置への逃げの追加、および結果的に生じる歯科用装置による歯への所定の望ましい力の適用をそれぞれ図示したものである。一つの態様において、望ましくない力（例えば、図１１Ｂで矢印により表示）を補正するために、予め定めた逃げ（例えば、限定はされないものの０．１～０．３ｍｍ）を提供して、望ましくない力のベクトルが生じる原因となっているアライナーと歯との間の接触が回避されるが、例えば上記で考察したｘ軸に沿ったものなどの望ましい力はそのまま残るようにすることもできる。

[００９５]

図１１Ｃに関して、アライナー上に予め定めた逃げは、表示された矢印で図示している

BNEDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

が、それによって、アライナーの幾何学形状を修正することにより、アライナーと望ましくない力が結果的に生じた場所にある歯との間の噛み合いが除去される。この様に、一つの態様において、および図１１０に示すとおり、例えば、アライナー形状幾何学を修正することにより、例えばｘ方向など歯にかかる意図された望ましい力が達成される。

〔００９６〕

図１２は、歯科用装置と歯の間のギャップを除去するための追加的な形状の変更を含めた、修正した歯科用装置の幾何学形状を図示したものである。図１２に関して、アライナー形状幾何学（例えば、上記で図１１０～１１０に関連して考察したもの）を修正することで、予め定めた望ましい力がその歯科治療において計画したとおり歯にかかる一方、歯とアライナーとの間、例えば、図１２に示すとおり、歯肉部分の近くにギャップまたはポケットが形成される場合もあることに注意すべきである。一つの態様において、このギャップまたはポケットの生成を説明するために、アライナー形状幾何学をさらに修正または最適化することができ、例えば、アライナーが無応力の（つまり伸張した）状態にある時、歯に向かう方向に向けて適切に湾曲するようにできる。

〔００９７〕

図１２に関して、形成されたギャップまたはポケットに対処するためのアライナー形状幾何学の最適化は、一つの実施態様において、アライナー形状が修正される方向に矢印で図示している。その上、ギャップを説明するためのアライナー形状の最適化は、アライナーによって歯にかかる力の方向に潜在的に影響することがあり、そのため、追加的修正または最適化がさらに必要となる場合があることに注意すべきである。

〔００９８〕

一つの態様において、歯の一つ以上の領域での歯科用アライナー形状幾何学の修正、ならびにゆるいまたはきつい適応についての輪郭の再形成によって、それぞれ望ましい力のベクトルが達成されるが、一方で歯槽およびその他の望ましくない力のベクトルを避けることで、歯の状態を治療するためのアライナー形状の改善およびカスタム化が実現される。

〔００９９〕

一つの態様において、歯科用装置の製造で高速プロトタイピングにより形成されたモールドをビルドプロセス中に調節して望ましい幾何学形状を形成することもでき、これには例えば、予め定めたまたは測定するモールド位置での逃げおよび／または突出のデジタル形式での追加および／または除去などがある。

〔０１００〕

図１３は、歯の治療計画の操引形状に基づく歯科用装置の形状幾何学的記載を図示したものである。図１３に関して、一つの態様において、歯科用アライナーと歯との間の摩擦が治療に対して制限を課すことがあるため、一つの態様において、アライナー形状幾何学は、現在の位置（現在の治療段階で）と次の位置（ｎ＋１の治療段階）との間でのすべての干渉を除去することによって最適化しうる。つまり、現在の位置と次の位置との間の操引形状を生成しうる。図１３に図示した操引形状は、現在の位置と次の位置（ｎ＋１の治療段階）に向かう次の無限小の増分との間の和集合形状である。無限小の増分を加算することにより、結果的に生じる幾何学形状によって操引形状が確定される。

〔０１０１〕

再び図１３に関して、歯と歯科用アライナーとの間の摩擦を最小化または除去するためにアライナーについての操引形状を決定した後、一つ以上の歪みまたは逃げをアライナー形状に追加して、意図された力を治療計画の特定の治療段階について決定された方向にかけるための望ましい移動ベクトルが提供される。

〔０１０２〕

さらなる態様において、歯の移動が不適切な力の生成の結果である可能性が低い時に検出することも可能である。つまり、望ましい移動ライン（または移動ベクトルの方向）に対して直角の表面積の量が、アライナーが必要な力を供給するために不十分な場合もある。例えば、抜出方向（＋Ｚ軸に沿って図１２に示すとおり）において、歯がこの方向に押

されるようにするために存在するアンダーカットが不十分な場合がある。その結果、歯科用アタッチメントを歯に追加または接着して、望ましい方向の歯の移動に直角の表面積の量を改善することができる。

[０１０３]

一つの態様において、材料の性質および特定の治療段階についての移動ベクトルから結果的に生じる複合ベクトルに対して直角の表面積の量から決定される力の挙動に基づき、望ましい移動にとって特に選した歯科用アタッチメントを採用することにより、追加的な表面積を歯に追加することもできる。この様に、一つの態様において、特定の歯について表面積の断面を決定することができ、歯科用アタッチメントをその上に配置して、必要な表面積の歯科用装置との協調または噛み合いを改善または改良して、望ましい移動ベクトルまたは歯に対する予め定めたレベルの力をその治療段階にとって正確な方向にすることができる。

[０１０４]

この様に、一つの態様において、歯科用アライナーを製造するか、またはコンピュータ支援設計ツールやシステムを使用してシミュレートすることができるが、ここで移動する歯の表現が最初にモデル化される。その後、歯の目標位置を定義するアライナーが、形状幾何学の性質が定義されてモデル化される。その後、歯を初期的な位置から目標位置に再配置するために必要な力が、例えば、ＦＥＡモデリングまたはその他の適切な計算および／またはモデリング技術を使用して決定されるか、またはモデル化される。一つの態様において、力測定センサーに接続した歯の物理モデルを使用して力を定義することができ、物理モデルから得られる読取値を使用し、またそのように、少なくとも部分的に物理的力ゲージからのフィードバックに基づき、アタッチメントおよびアライナーの配置形状を変化させて、最適な力を決定できるようにすることもできる。

[０１０５]

その結果、移動ベクトルが定義され、これによりかかった力の方向のほか、歯を最初の位置から目標位置へと再配置するために必要な力のレベルおよびその性質が確定される。移動ベクトル、およびモデル化したアライナー形状に基づき、アライナーはさらに修正されるか、または決定された移動ベクトル内の要素に再構成される。つまり、歯の再配置に必要な力の性質を識別する移動ベクトルを定義した後で、歯科用装置の形状は決定された移動ベクトルに基づき変更されるか、または最適化される。さらに、定義した移動ベクトルに基づき発生しうる望ましくない力または力の成分を相殺するために、装置の形状をさらに最適化することもできる。

[０１０６]

その後、修正または最適化された歯科用装置は、高速プロトタイピングまたは望ましい歯の移動を達成するためのその他の適切な技術によって製造できる。さらに、このプロセスはアライナーの性能、そしてその性能によって治療計画の結果が改善されるように、治療計画のそれぞれの治療段階についての歯科用装置の最適化のために反復することができる。

[０１０７]

さらに、一つの態様において、微小なまたは小さな局在的変化がアライナー形状幾何学に導入される対話型の分析プロセスが提供されており、ここで結果的に生じる力のプロファイルの効果が、例えば、治療計画のそれぞれの治療段階で望ましい力と比較され、また結果がターゲットプロファイルに近い場合には繰り返され、結果がターゲットプロファイルから離れている場合やさらに逸脱している場合には無視される。これは、一連の歯科用装置またはアライナーがそのそれぞれの形状幾何学でそれぞれ最適化され、治療結果が改善されるように治療計画の各治療段階について繰り返すことができる。

[０１０８]

さらなる態様において、一つの実施態様において、歯科用装置の配置は、歯科用装置とそれぞれの歯との間の摩擦を最小化するために前出の誘引形状に基づくものとすることができ、またさらに歯科用装置は、一つ以上の個別の接点または表面（例えば、歯に結合さ

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

せたアタッチメントを使用したへこみまたは接点）を作成するために修正して、望ましい力を生成することができる。現在およびその後（ｎ＋１段階）の矯正装置の幾何学形状を含めた結果的に生じる歯科用装置の幾何学形状、ならびに前出の移動ベクトルなどの力を発生する移動は、例えばコンピュータ支援設計またはモデリングツールを使用してモデル化することができる。

［０１０９］

その上、またさらに別の態様において、歯科用アタッチメントの配置は、望ましい歯の移動方向と直角の利用可能な表面積が最大量となる位置に基づいて決定しうる。さらに、治療計画にある任意の歯への力が予め定めたレベル以下である場合、望ましい表面積を得るために、または歯の維持係数を高めそれによって歯のアライナーの力のプロファイルを改善するために、歯にアタッチメントを追加することができる。

［０１１０］

一つの態様において、歯、歯肉および／またはその他の口内組織または構造に関するデータセットは、望ましいまたは意図された治療目標のために最適化しうる歯科用装置の配置、モデリングおよび／または製造について、例えば、加算、部分的または完全な除算、均一または不均一なスケーリング、ブールまたは非ブールアルゴリズム、または幾何学演算、またはその一つ以上の組み合わせによって、意図的に変更することができる。

［０１１１］

さらに、アタッチメントに関する上記の考察に関して、角形成またはアタッチメント、ならびにアタッチメントの表面形状を提供して移動ベクトルを改良し、望ましい歯に対するその付加を最適化しつつ、移動ベクトルを妨げうる望ましくないまたは不要な力のベクトルの量を最小化することができる。さらに、一つの態様において、隣接する一連のアタッチメントを提供して、その隣接する一連のアタッチメントが低速動作のカムとして機能し、そこで次に歯科用装置が従動子として機能するよう構成されるように、力の方向を変化させるか、または予め定めた時間について持ち越される移動ベクトルを発生させることができる。

［０１１２］

さらに別の態様において、目標位置または治療目標を達成するために望ましいまたは適切なカム／従動子の関係が決定されうるように、点の追跡を追加して、治療段階全体の歯の点の処理および／または追跡を行うことができる。一つの態様において、歯科用装置の内部表面にある一つ以上の突出を従動子として構成し、これを仮想的な圧力点から形成することができる。仮想的な圧力点は、一つの実施態様において、意図的に構築したか、または基準のモールドまたはモデルに設計で組み込まれた空隙に含まれ、アライナーが基準モールド上で形成される時、これが歯に対する追加的圧力を発揮するように意図されたアライナー内の対応する部分と関連する。

［０１１３］

図１４Ａ～１４Ｂは、歯の回転用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図１４Ａ～１４Ｂに関して、一対のアタッチメントが図示したとおり歯の頬側面および舌側面に位置し、その中心が歯に関してＺ軸に垂直な平面に位置している。これらの図に関して、二つのアタッチメントが上記の平面内で図中のそれぞれの矢印で示すとおり反対方向にずらされている、あるいは偏った配置となって、対が形成されているが、これは正味の力がゼロのトルクに対応し、結果的に歯の回転移動となる。

［０１１４］

図１５は、歯の傾斜用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図１５に関して、歯に関してＹ軸に直角の平面に位置する中心または軸との相対的な高さが異なる状態で、一方のアタッチメントを頬側面に配置し、他方のアタッチメントを舌側面に配置することができる。矢印で示した方向にアタッチメントに対して力がかかり、結果的に、歯の位置に関してＹ軸に沿ってトルクが発生し、また結果的に生じる正味力がゼロになる。別の態様において、アタッチメントは歯に関してＹ軸に直角の平面内に配置することができる。この際に、一方のアタッチメントが咬合面の方向に、また他方が同一平面内の

反対の方向に並進するように、アタッチメントに対して力をかけると、歯が傾斜することになる。このアプローチは、例えば、歯の回転の中心が歯冠内にあり、そのために歯根がティッピングまたは傾斜する歯根のトルキング（舌側歯根傾斜）で使用することができる。

【０１１６】

図１６は、歯のアンギュレーション用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図に示すとおり、対のアタッチメントは、それぞれの矢印で表示されたとおり、それぞれの力がそのアタッチメントにかけられた状態で歯の上に位置する。この効果は、歯のアンギュレーションという結果になる（例えば、図１６に示す実施態様での時計方向）。

【０１１６】

図１７Ａ～１７Ｂは、それぞれ、頬側並進移動および舌側並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図に関して、図示した対のアタッチメントは、歯に対して頬側および舌側の両面にＸ－Ｙ平面に位置することができる。二つのアタッチメントを歯の回転の中心に対して異なる高さで配置すると、回転の中心近くに配置したアタッチメントは、回転の中心から比較的離れたアタッチメントよりも歯冠に押し込まれる。従って、歯に対する合計力は正の値となるが、二つのアタッチメントそれぞれからの回転の中心へのカレバー構成要素は互いに反対方向に等しく調節できるため、傾斜移動トルクはゼロに調節できる。このアプローチにより、歯根の並進が可能となる。

【０１１７】

図１８Ａ～１８Ｂは、それぞれ近心および遠位の並進移動用に配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図に関して、歯の近心および遠位の並進移動は、例えば、対のアタッチメントを図に示すとおりに配置して、適切な予め定めた力をそのアタッチメントにかけることにより得ることができる。

【０１１８】

図１９Ａ～１９Ｂは、それぞれ挺出および圧下のために配置した歯科用アタッチメントを図示したものである。図に関して、この場合の対のアタッチメントは、歯の舌側および頬側の側面に配置され、その中心はＺ軸も含まれる平面内にある。図示した両方のアタッチメントは、挺出についてはＺ軸に沿って上方向に移動するよう、または圧下についてはＺ軸に沿って下方向に移動するよう構成される。生成される力またはこつのアタッチメントにかかる力は、大きさが異なる（例えば、歯冠に関して局所的なアタッチメントの移動が異なることから結果的に生じる）。アタッチメントからの力が反対方向に等しい回転の中心へのカレバーとなる時、傾斜移動トルクは相殺されることがあり、また結果的に生じる力には歯の挺出または圧下並進が含まれうる。

【０１１９】

その上、上記の挺出または圧下並進で結果的に生じるアタッチメントの移動は、カウンターバランストルクを得るために歯冠に対する並進移動として使用されうる。例えば、頬側の移動から結果的に生じる傾斜移動トルクは、アタッチメントが歯冠に対して頬側面上で咬合平面に向けて移動するように構成することで釣り合わせることができる。

【０１２０】

さらに、アライナー表面が受動的な状態で歯冠と接触しないように、いくつかの歯冠上で膨らませたアライナー表面を含む局所的に膨張させたアライナーと、結果的に挺出または圧下並進を生じるアタッチメント移動を併用することもできる。膨張させたアライナーを回転のためのアタッチメント移動で使用する時、アライナーはアタッチメントとのみ干渉し、例えば合計力がゼロの回転を生成するため、最大回転トルクおよび望ましくない最小の力が得られうる。

【０１２１】

またさらなる実施態様において、予め組み立てられたアタッチメントを使用して、不正確なアタッチメント形状の形成による不良を低減または除去することもできる。

【０１２２】

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1>

従って、一つの態様において、ｎ＋１またはその後の／目標の歯の位置が最初に決定される。その後、歯の初期的な位置から歯の目標位置に至る移動の方向が決定される。移動方向を決定した後、歯を最初の位置から目標位置に再配置するための力およびトルクの量または大きさと方向が決定される。その後、計画した歯の移動方向への最も適切なグリップを提供する幾何学形状や、歯の表面に対するアタッチメントの最適な位置など、アタッチメントのプロファイルが決定される。

【０１２３】

アタッチメントの関連するプロファイルが決定されると、最初の位置から目標位置への歯の位置を達成するためのアタッチメントのずれが決定される。アタッチメントを歯に配置することで、その後の治療段階で歯科用装置は配置したアタッチメントを介して歯科用装置と噛み合い接触する。

【０１２４】

この様に、歯科用装置により生成された力／トルクは、望ましい方向に正確に指向し、また歯を次の計画位置まで移動させる十分な大きさで構成される。例えば、一つの実施態様において、アタッチメントは患者の歯に接着される。アタッチメントの最初の位置は、上述のとおり決定される。ずらされたまたは再配置されたアタッチメントは、歯科用装置上でのアタッチメントの形状に適合した新しい位置の関係を生成しうる。初期段階で歯にアタッチメントを付け、その後の目標治療段階でずらすと、目標治療段階の歯科用装置は、初期の治療段階で歯のアタッチメントと干渉しうる。この干渉が次に、望ましい歯の移動を生成するための力／トルクを生成するように構成される。

【０１２５】

一つの態様において、力／トルクの方向および大きさは、例えば、歯冠の表面に対するアタッチメントをずらす量を調整することにより、釣り合う力／トルクを生成するために望ましくない傾斜移動トルクを除去または最小化し、歯根の移動を達成するためなどに修正または最適化することができる。歯冠に対するアタッチメント移動の量も、アタッチメントの移動に基づき治療計画を作成するための歯の移動に比例しうる。

【０１２６】

図２０は，歯科用装置およびアタッチメントの補完的な噛み合いを図示したものである。図２０に関して、一つの態様において、図２０（（ａ）でラベル付け）に示す場合など歯科用装置上に突出またはボタンが提供され、これは一つの実施態様において、図２０で示され歯表面上に位置するアタッチメント（（ｂ）でラベル付け）上の対応する溝またはへこみと噛み合うよう構成される。この様に、歯科用装置上のボタンまたは突出、および突出を受けるためのアタッチメント上の窩洞では、突出の相対的位置は、点または表面積の力をこのアタッチメント装置にかけるように構成されうる。

【０１２７】

従って、歯科用装置またはアライナー上の突出およびアタッチメント装置を受ける窩洞は、点の力を発揮しうる関節または噛み合いを形成するよう構成しうる。その上、歯科用装置上の突出およびアタッチメント上の窩洞の相対的位置が局所的に修正された場合（例えば、上述の一つ以上の移動の並進に基づき）、点または表面積の力は対応する歯を移動させる方向でありうる。

【０１２８】

その上、本開示の一つの態様において、点の力に向かう歯の修正を提供するよう構成された表面には、歯に向かい内側を向いた陵線または平坦な突出が含まれうる。さらに、力には、ｎ＋１段階で「補強された」表面も含めることができ、ここで一つの態様において、歯に向かう内部表面が歯と完全に接触した状態のまま残る（点または陵線での接触ではなく）ように一つ以上の陵線または折り曲げによって波型を施し、また保持されていない領域で簡単には力が分散しないように局在的に保持された領域で補強されうる。

【０１２９】

図２１は、歯科用装置の最適化された形状幾何学を図示したフローチャートである。図２１に関して、手順２１１０で歯の最初の位置が決定される。その後、手順２１２０で治

療計画に基づき歯の目標位置が決定される。一つの態様において、目標位置には次のまたはｎ＋１の治療段階の歯の位置が含まれうる。図２１に関して、治療計画に基づき歯の目標位置を決定した後、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する移動ベクトルは、手順２１３０で計算または決定される。つまり、力のプロファイルまたは属性が決定され、これには例えば、力の大きさや力の方向が含まれ、例えば、これは最初の位置から目標位置への歯の移動に関連したものである。

【０１３０】

再び図２１に関して、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する移動ベクトルを決定した後、手順２１４０で移動ベクトルに関連する成分が決定される。例えば、上述のとおり、歯を最初の位置から目標位置に移動に再配置するための移動ベクトルに関連する力の大きさが決定される。さらに、歯の移動についての力の方向、および望ましくないまたは意図しない力に対処するための対抗力が決定される。その後、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する移動ベクトルに関連した成分の決定に基づき、アライナーなどの歯科用装置の表面が修正される。

【０１３１】

図２２は、歯科用アタッチメントの配置を図示したフローチャートである。図２２に関して、手順２２１０で最初の治療段階での歯の位置が決定される。手順２２２０で、第二またはｎ＋１の治療段階での歯の位置が決定される。その後、手順２２３０で、最初の治療段階から第二の治療段階への歯の移動に関連する移動ベクトルが決定される。歯の移動に関連する移動ベクトルが決定された後、移動ベクトルに関連した一つ以上の歯科用アタッチメントプロファイルが手順２２４０で決定される。つまり、例えば、歯科用アタッチメントの位置、歯科用アタッチメントのアンギュレーション、歯科用装置からの力の方向に直角の表面積が決定される。その後、手順２２５０で、一つ以上の歯科用アタッチメントが最初の治療段階中に対応する歯に配置される。

【０１３２】

この様に、一つの実施態様において、歯を最初の位置から目標または第二の治療段階の位置に再配置するために、歯科用装置からの力／トルクが歯に正確にかかる。

【０１３３】

図２３に関して、手順２３１０で一連の手順のうち、歯を最初の位置から目標の最終位置に移動させる段階について、それぞれの歯の表面上のそれぞれの点の軌道が予め定めた所定の段階の移動について計算される。軌道から歯の有効表面が決定される（２３２０）。有効表面は、望ましい移動に対応する軌道Γｐの法線ベクトル上への点ｐでの、歯の表面に対する法線力Ｎ（ｐ）の投影が予め定めた正の閾値よりも大きくなる歯表面上のすべての点ｐであるとして計算される。有効表面がいったん決定されると、患者のそれぞれの歯について、歯根の有効表面と抵抗表面との比率が計算される（２３３０）。この比率が所定の閾値よりも大きい場合には、歯は要求される歯の移動に適した有効な歯表面を持つ２３４０。

【０１３４】

さらに図２３に関して、歯根の有効表面と抵抗面との間の比率が所定の閾値を超えない場合には、既存の歯表面の極小な変形を実施しうる（２３５０）。既存の歯表面への変形には、とりわけ、歯の有効表面の数を増やすための特注のアタッチメントまたは装置、または歯の表面への材料の追加が含まれうる。既存の歯の表面の極小な変形は、修正した表面は要求される移動についての有効表面を有効表面と抵抗面との間の閾値よりも大きな比率で提供する、修正した表面はその現在位置でアクセス可能な歯の表面の変形である、ならびに修正した表面は製造性の要件を満たす必要がある、といった制約を満たすべきである。既存の歯表面がいったん修正されると、新しい表面は修正した歯表面について手順２３１０～２３３０を繰り返すことにより、修正した歯表面との十分な接触面積が存在することを確認するために、対応するアライナーとともに検証される。

【０１３５】

図２４は、歯の十分な有効表面積を得るためにアタッチメントが望ましいかどうかを判

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

断する方法を図示したフローチャートである。図２４に関して、手順２４１０で、歯を最初の位置から目標位置に移動する治療計画について一連の段階における所定の治療段階について、歯の剛体変換Ａが決定される。一つの態様において、剛体変換Ａには、歯を段階ｎでの位置から段階ｎ＋１での位置へと移動する剛体変換が含まれうる。

【０１３６】

図２４に関して、剛体変換Ａから、ゼロ移動Ｉおよび剛体変換Ａに対応する形状係数と関連する剛体変換の空間内の測地線Ａ（ｔ）が決定される（２４２０）。例えば、一つの態様において、ゼロ移動Ｉに対応する剛体変換は、移動またはずれがなくすべての点が同位置にとどまっている場所に関連する。歯の表面のそれぞれの頂点Ｖについて、ｔ＝０での曲線Ａ（ｔ）Ｖに対する単位接線ベクトルと、頂点Ｖでの歯の表面に対する内部法線単位ベクトルＮとのドット積ｓ（Ｖ）が計算される（２４３０）。

【０１３７】

その後、少なくとも一つの頂点Ｖを持つ歯冠のすべての面の集合としての歯の有効表面が決定されるが、ここでｓ（Ｖ）は所定の閾値ＳＣよりも大きい（２４４０）。つまり、一つの態様において、歯冠の点の移動方向とこの点での表面の内側法線の方向との間の角度が所定の閾値ＳＣよりも大きい時、歯冠の点は、有効な歯冠表面であると見なされうる。再び図２４に関して、少なくとも一つの頂点Ｖを持つ歯根のすべての面の集合として、歯の抵抗表面が決定されるが、ここでｓ（Ｖ）は再定義した閾値ＳＲよりも小さい（２４５０）。さらに別の態様において、歯根の点の移動方向とこの点での表面の内側法線の方向との間の角度が所定の閾値ＳＲよりも大きい時、歯根の点は抵抗歯根表面上にあると見なされうる。

【０１３８】

さらに図２４に関して、比率Ｑは有効表面および抵抗表面の面積の比率として決定されうる（２４６０）。比率Ｑが予め定めた有効対抵抗の閾値ＡＲよりも大きい場合には、アタッチメントは必要とされない場合がある（２４７０）。例えば、一つの態様において、歯冠の有効表面面積の歯根の抵抗表面面積に対する比率が予め定義した有効対抵抗の閾値ＡＲを超える場合には、移動が実施可能であると見なされうる。一方、比率ＱがＡＲを超えない場合には、再計算した比率ＱがＱ　＞　ＡＲの条件を満たすような歯冠表面への極小な追加が使用される（２４８０）。この追加は、アタッチメントとして、とりわけ、隆線、突出、またはへこみとして作成することができ、また歯冠に嵌み合わせることができる。

【０１３９】

一つの実施態様によれば、治療計画に従った望ましい移動のための最適に近い形状のアライナーの決定に非反復的なプロセスが使用される。図２５は、この非反復的プロセス８００のフローチャートである。基本的な形状の特徴（例えば、へこみ）について、特徴により形成された力の大きさは、手順８１０で、アライナーの表面上での特徴の位置および特徴の突出の位置の関数として計算される。この関数は、特徴の位置の幾何学的特性（例えば、境界までの距離、最曲隆線までの距離、湾曲など）を特徴により生成された力の大きさの値と関連付けることにより、統計的に導き出すこともできる。段階ｎから段階ｎ＋１への歯の所定の移動について、所定の移動に対応する抵抗および並進ベクトルの中心を貫く回転軸が、手順８２０で計算される。次に、手順８３０で、歯表面上で力がかかる点が識別され、これらの大きさの力が、識別された点で段階ｎから段階ｎ＋１への移動のそれらの軌道の方向にかかる場合に、以下の条件が満たされるように力の大きさが計算される：

ａ．抵抗の中心を貫く合計トルクの軸が要求される回転軸方向に近いこと

ｂ．合計トルクの大きさが歯回転にとって十分であること

ｃ．合計力の方向が並進ベクトルの方向に近いこと

ｄ．合計力の大きさが歯の並進について十分であること。

【０１４０】

上の条件を満足させる点の集合の中で、次に以下の制約を満たす点の集合が手順８４０

で識別される：
ａ．　点の数ができるだけ少ない
ｂ．　点ができるだけ離れている
ｃ．　点が歯の有効表面にできるだけ近い。
［０１４１］
手順８４０で識別された点集合について、要求される歯の移動のために点の位置を有効表面に転換する必要のある（ある場合）アタッチメントの表面が、手順８５０で計算される。次に、手順８３０の条件をできる限り厳格に満たす、歯の頬側に一つのアタッチメントのみを持つ一つの点集合が、手順８６０で選択される。次に、手順８７０で、形状の特徴（例えば、へこみ）が、識別された点集合にて望ましい力の大きさに対応した突出をもって形成される。オプションの手順８８０で、点が互いに近い位置にある場合には、対応するへこみをまとめて隆線を形成することができる。当業者には、結果的に生まれるへこみおよび隆線は、歯の望ましい移動にとって必要なアライナー形状の特徴であることが理解される。
［０１４２］
図２６は、一つの態様における、治療計画の最初の治療段階から第二の治療段階への歯冠の点の軌道を示す。図２６に関して、歯冠２５０１は、治療計画の治療段階の最初の位置で点２５１１および２５２１を持つ。治療計画の望ましい治療段階で、歯冠２５０１の同等な点を目標位置２５１２および２５２２にずらすことができる。軌道２５１３および２５２３は、歯冠の初期の位置および目標位置に基づき、決定およびマッピングすることができる。
［０１４３］
図２７は、一つの態様における、歯の有効表面および抵抗表面を示す。図２７に関して、歯冠２５０１は、有効表面２５３０、または望ましい軌道２５１３および２５２３で歯を移動するために力をかけることのできる表面を持つ。これらの有効表面に対抗する作用には、歯根２５０２に位置する抵抗面２５４０にかかる力が含まれうる。有効表面の抵抗面に対する比率が所定の閾値よりも大きい時、例えば成型されたアライナーにより、歯を望ましい軌道２５１３および２５２３に沿って移動させる適切な力をかけることができる。
［０１４４］
図２８は、アタッチメントの追加による歯の有効表面の増加を例証したものである。図２８に関して、有効表面の抵抗面に対する当初の比率が所定の閾値を超えない場合、歯の有効表面２５３０を増加させるために、隆線、へこみ、または突出を含めたアタッチメント２５５０などの付加を歯に噛み合せることができる。アタッチメントを使用して有効表面２５３０の量を増加させることにより、有効表面と抵抗面との間の比率が所定の閾値よりも大きくなるようにして、望ましい軌道２５１３に沿った適切な歯の移動のための力がかかるようにすることができる。
［０１４５］
図２９は、アタッチメントおよびアタッチメントと一致する隆線を持つアライナーを装着した歯の断面を示す。図２９に関して、望ましい歯の移動を達成するために、歯冠の表面２５０１の有効表面積を増加させるために、アタッチメント２５５０を使用する場合がある。アタッチメントの効果を確保するために、歯を望ましい軌道経路に沿って移動させるべく適切な力をアタッチメント２５５０にかける必要がある。これらの力は、成型したアライナー２５６０内で、アタッチメント２５５０に適合する隆線２５６１または何らかの同等物により作成される。このように、歯を望ましい軌道に沿って最初の位置から望ましい目標位置まで移動させるために、アライナー２５６０は適切な力を歯表面に、またアタッチメント２５５０に直接かける。
［０１４６］
記載した方法で、一つの態様において、歯列矯正治療計画は、少なくとも部分的に、その最初の位置での患者の初期の生歯、また例えば、治療終了時の歯の位置や向きなどの望

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

ましい治療の転帰に基づき生成できる。一つの態様において、その初期の位置から最終位置へのそれぞれの歯の経路を分析するために、コンピュータソフトウェアを実施したアプローチを使用することもできる。三次元空間内でのすべての移動を分析しうる。例えば、経路は一連の漸次的な移動として描写でき、ここでそれぞれの増分には線形変位および回転の組み合わせが含まれうる。望ましい移動を実現するために必要な負荷（力およびモーメント）は、例えば、最終的な目標位置までの経路上での次の増分の移動による移動を誘発しうるか、または、初期の位置から最終的な目標位置までの総合的な移動を含む１回の移動を誘発しうる負荷に、少なくとも部分的に基づいて決定されうる。

［０１４７］

一つの態様において、歯の表面は、離散した小さめの表面を寄せ集めたものとして分析・定義ができる。方向または負荷にとって望ましい向きを持つ表面が識別される。こうした表面が存在しない場合、または要求される負荷の適用にとって最適でない場合、または口腔内でアクセスできない場合には、歯の表面／向きは改善されるような物質をとるか、または材料を追加することにより変化させることができる。この様に、一つの態様において、本書に記載したアプローチにより、望ましい力のシステムへの修正を提供する一つ以上の考えられる解決策を決定でき、また一つ以上の臨床的に実行可能な解決策を決定できる。

［０１４８］

さらなる態様において、処方される移動について適切な力のシステムを与えるために、複数の表面への複数の力が必要となることがある。歯科用装置は、歯に対して力のシステムを適用するよう構成されること、および力のシステムは、力、力のモーメント、および偶力モーメントのうち少なくとも一つを備えることが理解される。従って、設計した力のシステムが、例えば、決定した一つ以上の実行可能な解決策によって識別された表面上に伝達されうるように、アライナーの幾何学形状に合わせて変形することができる。アライナーの幾何学的パラメータにおける変形は、解剖的にアライナーおよび歯の接触点の変形を生じさせることがあり、特定の歯にかかる力のシステムを制御できる。変形は、力のシステムを制御し、歯の移動を開始するために設定することができる。また、限定はされないものの、隆線などの特定の特徴を含めて、表面上での接点の管理を達成し、必要な負荷を供給することができる。

［０１４９］

またさらなる態様において、アライナーの幾何学形状を、逃げ領域またはバブルと共に提供して、その領域または位置への妨害のない歯の移動を許容することもできる。アライナーによって歯にかかる力のシステムにより、アライナーにより制御された空間内で問題なく歯を移動させることができる。

［０１５０］

さらに別の態様において、アライナーの特徴は、歯の移動を制限するように設計および組立することができる。例えば、アライナーは、それを通過して歯が移動できない物理的な境界として設計することもでき、患者の健康にとって有害となりうる望ましくない移動に対する安全性が提供される。さらに、別の態様におけるアライナーは、それに沿って歯が移動する案内面として機能するように構成することもできる。さらに特定すれば、アライナーは、力のシステムが歯に対してかかり、歯がアライナーの誘導によって制御された特定の位置および向きに誘導されるように構成することもできる。

［０１５１］

この様に、一つ以上の特徴をアライナーの幾何学形状または構成に組み込むことで、アライナーの幾何学形状のその後の変化が起こることがあり、その変化により、歯およびアライナーの接触面の位置における変化が結果的に生じる。変化およびこれらの幾何学的変化の結果は、望ましい移動を達成するための新しい表面および負荷を識別することにより、決定および修正することができる。最終的なアライナーの設計、およびまた、その治療段階を含めた全体的な治療計画を定義する前に、それぞれの反復を、それぞれの特徴ならびにアライナーの幾何学形状に対する、接触面に対する、および生成されるカのシステム

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1>

に対するその効果が考慮されるように構成するような反復型の設計プロセスで、アライナーの幾何学形状を改善することができる。

[０１５２]

記載した方法で、一つの態様において、歯列矯正治療のアプローチには、それぞれの歯の移動の経路、移動を達成するために必要な力のシステム、表面の決定、および定義された力のシステムを伝達するこれらの表面にかけられる力の定義、ならびにこうした治療基準を満たすアライナーの幾何学的設計が含まれうる。

[０１５３]

一つの実施態様において、コンピュータを実施した方法には、歯の最初の位置の確定、治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、および一つ以上のアタッチメント装置が歯科用装置と噛み合うように歯の平面に対してそれぞれの一つ以上のアタッチメント装置の対応する一つ以上の位置の決定が含まれる。

[０１５４]

一つ以上のアタッチメント装置は、実質的に歯の平面で歯科用装置に予め定めた力をかけるように構成されうる。

[０１５５]

一つの態様において、その多数の成分は、歯の回転変位、歯の角変位、直線の歯のずれのうち一つ以上またはその一つ以上の組み合わせとして提供しうる。

[０１５６]

歯科用装置には、整合体シェルが含まれうる。

[０１５７]

さらに、その多数の成分のうち一つ以上は、歯科用装置によりそれぞれのアタッチメント装置に対してかかる、それぞれ一つ以上の力または力のモーメントに対応することができ、ここでその多数の成分のうち一つ以上がそれぞれのアタッチメント装置により、歯科用装置に対してかかるそれぞれ一つ以上の力または力のモーメントに対応しうる。

[０１５８]

一つ以上のアタッチメント装置には、それぞれに対して隣接した位置にある歯に提供された多数の歯科用アタッチメント装置を含めることができ、またその歯科用装置は、予め定めた期間、多数の隣接する歯科用アタッチメント装置のそれぞれに、順次にかつ個別に物理的に接触するよう構成しうる。

[０１５９]

別の実施態様における歯科用装置のモデリングのための装置には、データストレージユニット、およびデータストレージユニットに接続された治療装置が含まれ、またこれは、歯の最初の位置の決定、治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、および一つ以上のアタッチメント装置が歯科用装置と噛み合うように歯の平面に対してそれぞれの一つ以上のアタッチメント装置の対応する一つ以上の位置の決定を行うように構成される。

[０１６０]

一つの態様において、一つ以上のアタッチメント装置は、実質的に歯の平面で歯科用装置に予め定めた力をかけるように構成されうる。

[０１６１]

さらに、その多数の成分により、歯の回転変位、歯の角変位、歯の線形変位、またはその一つ以上の組み合わせのうち一つ以上が提供されうる。

[０１６２]

その上、歯科用装置には整合体シェルが含まれうる。

[０１６３]

多数の成分のうち一つ以上は、歯科用装置によりそれぞれのアタッチメント装置に対してかかる、それぞれ一つ以上の力または力のモーメントに対応することができ、ここでそ

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

の多数の成分のうち一つ以上がそれぞれのアタッチメント装置により、歯科用装置に対してかかるそれぞれ一つ以上の力または力のモーメントに対応しうる。

[０１６４]

一つの態様において、一つ以上のアタッチメント装置には　それぞれに対して関係した位置にある歯に提供された多数の歯科用アタッチメント装置を含めることができ、またその歯科用装置は、予め定めた期間、多数の関係する歯科用アタッチメント装置のそれぞれに、順次にかつ個別に物理的に接触するよう構成しうる。

[０１６５]

別の実施態様によるコンピュータを実施した方法には、歯の最初の位置の確定、治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、およびその多数の成分に基づく歯のための歯科用装置の窩洞の修正が含まれる。

[０１６６]

移動ベクトルは、ＦＥＡモデリングに基づき決定しうる。また、移動ベクトルは、物理的力モデリングに基づくものとしうる。

[０１６７]

さらに、その多数の成分の一つ以上には、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する一つ以上の力のベクトルを含めることができ、ここで、一つ以上の力のベクトルは、歯科用装置の窩洞内に設計して、歯に対するそれぞれの一つ以上の力のベクトルに関連した対応する一つ以上の力がかかるようにすることができる。

[０１６８]

この方法には、歯を最初の位置から目標位置に再配置するための歯に対する移動ベクトルに対応する決定された多数の成分に適用される、歯についての重合体シェルの窩洞の更新も含まれうる。

[０１６９]

さらに、この方法には、移動ベクトルに関連する力のレベルの決定も含まれうるが、ここで力のレベルの決定には、移動ベクトルを適用する歯表面に対する一つ以上の位置の決定、および移動ベクトルを歯の表面上の決定した一つ以上の位置で適用する、歯の重合体シェルの窩洞の構成も含まれうる。

[０１７０]

また別の実施態様による歯科用装置の製造方法には、患者の歯列矯正の状態の治療計画の決定（治療計画のそれぞれの段階について）、歯の最初の位置の定義、歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連する移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、およびその多数の成分に基づく歯のための歯科用装置の窩洞の修正が含まれる。

[０１７１]

一つの態様において、この方法には、修正した窩洞の仮想的な表現の生成が含まれうる。

[０１７２]

さらに別の実施態様によるコンピュータを実施した方法には、歯の最初の位置の確定、治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置と目標位置との間での補助形状構造および最初の位置から目標位置への歯の再配置に関連する移動ベクトルの決定、および決定した補助形状構造に基づく歯のための重合体シェルの窩洞の修正を含めることができ、ここで、窩洞の修正には、歯が対応する予め定めた歯の一つ以上の表面と接触するための重合体シェルの内部表面上の一つ以上の接点の定義が含まれうる。

[０１７３]

その上、さらに別の態様において、窩洞の修正には歯のための重合体シェルの内部表面上の一つ以上の突出の定義を含めることができ、ここで一つ以上の突出は移動ベクトルに関連する。

[０１７４]

一つ以上の突出には、へこみが含まれうる。

[０１７５]

その上、装置は、整合体シェルの内部表面と歯との間の摩擦を最小化するために修正しうる。

[０１７６]

一つの実施態様において、コンピュータを実施した方法には、歯の最初の位置の確定。治療計画における歯の目標位置の決定、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの計算、移動ベクトルに対応する多数の成分の決定、および移動ベクトルに対応する決定された多数の成分のそれぞれについてのそれぞれの表面積の決定に基づいて対応する一つ以上の歯科用アタッチメント装置の配置のための一つ以上の位置の決定が含まれる。

[０１７７]

一つの態様において、治療計画に関連した整合体シェルの内部表面は、多数の成分のそれぞれ一つに対応するそれぞれ一つ以上の力を適用するように構成しうる。

[０１７８]

一つの態様において、方法には、最初の位置から目標位置への歯の移動に関連した移動ベクトルの方向に実質的に直交する表面積の決定が含まれうる。

[０１７９]

本発明のデータ処理の面は、デジタル電子回路、またはコンピュータハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、またはそれらの組み合わせで実施できる。本発明のデータ処理装置は、プログラマブルプロセッサにより実行するための機械読取可能なストレージ装置内に明白に埋め込まれたコンピュータプログラム製品で実施でき、また本発明のデータ処理方法の手順は、入力データに対する演算および出力の生成により本発明の関数を実行する命令のプログラムを実行するプログラマブルプロセッサにより実行される。本発明のデータ処理の面は、データストレージシステムからデータおよび命令を受信し、データおよび命令をそこに送信するために接続された少なくとも一つのプログラマブルプロセッサ、少なくとも一つの入力装置、および少なくとも一つの出力装置を含む、プログラム可能なシステム上で実行可能な一つ以上のコンピュータプログラム内で有利に実施できる。それぞれのコンピュータプログラムは、高水準の手続き型またはオブジェクト指向プログラミング言語またはアセンブリまたは機械言語で（希望に応じて）実施でき、どの場合にも、言語はコンパイルまたは解釈された言語でありうる。適切なプロセッサには、例として、一般のおよび特殊用途向けのマイクロプロセッサの両方が含まれる。一般に、プロセッサは、命令およびデータを読み出し専用メモリおよび／またはランダムアクセスメモリから受信する。コンピュータプログラムの命令およびデータを明白に埋め込むために適切な記憶装置には、例としてＥＰＲＯＭ、ＥＥＰＲＯＭ、およびフラッシュメモリデバイスなどの半導体メモリ装置、内蔵ハードディスクおよびリムーバブルディスクなどの磁気ディスク、光磁気ディスク、およびＣＤ－ＲＯＭディスクなどを含むあらゆる形態の不揮発性メモリが含まれる。上述のどれも、ＡＳＩＣ（特定用途向け集積回路）で補足することも、またはその内部に組み込むことができる。

[０１８０]

ユーザーとの対話を提供するために、本発明は情報をユーザーに表示するためのモニターまたはＬＣＤ（液晶表示装置）画面などのディスプレイ装置、およびそれによってユーザーがコンピュータシステムへの入力を供給するキーボード、マウスまたはトラックボールなどの二次元ポインティング装置、またはデータグラブまたはジャイロスコープマウスなどの三次元ポインティング装置などの入力装置を備えたコンピュータシステムを使用して実施することができる。コンピュータシステムは、ユーザーと対話するコンピュータプログラムを介してグラフィカルユーザーインタフェースを提供するようプログラムできる。コンピュータシステムは、仮想現実の三次元ディスプレイインタフェースを提供するようプログラムできる。

[０１８１]

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

本発明の構造および実施方法における、本発明の範囲および精神を逸脱しない、その他各種の修正および改造は当業者にとって明らかである。本発明は、特定の望ましい実施態様に関連して説明してきたが、主張した本発明がこうした具体的な実施態様に不当に限定されるべきではないことが理解されるべきである。以下の請求項が本発明の範囲を定義すること、ならびにそれらの請求項およびそれらの同等物の範囲内のその構造および方法がその対象となることが意図されている。

[図1A]

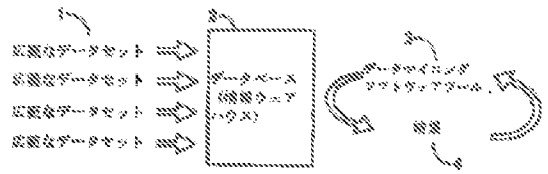


図1A

[図1C]

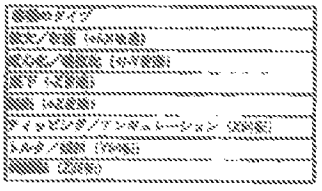


図1C

[図1B]

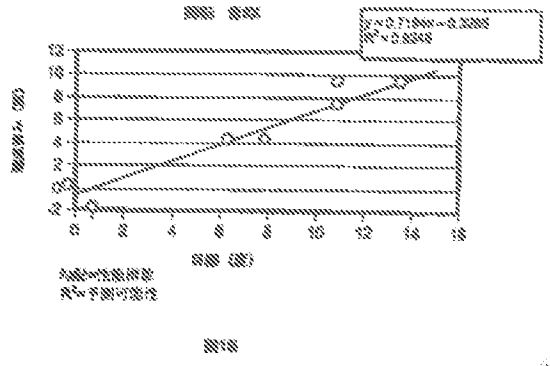


図1B

[図1D]

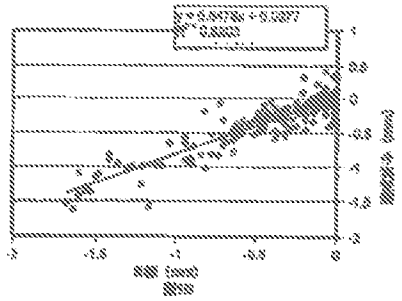
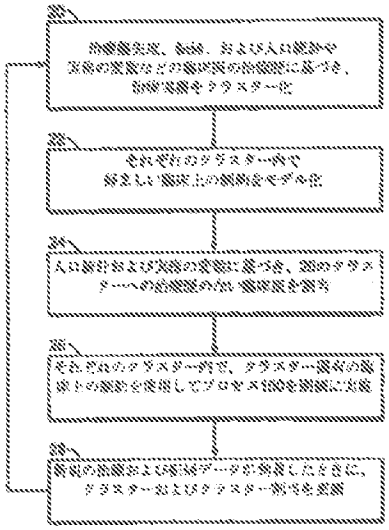
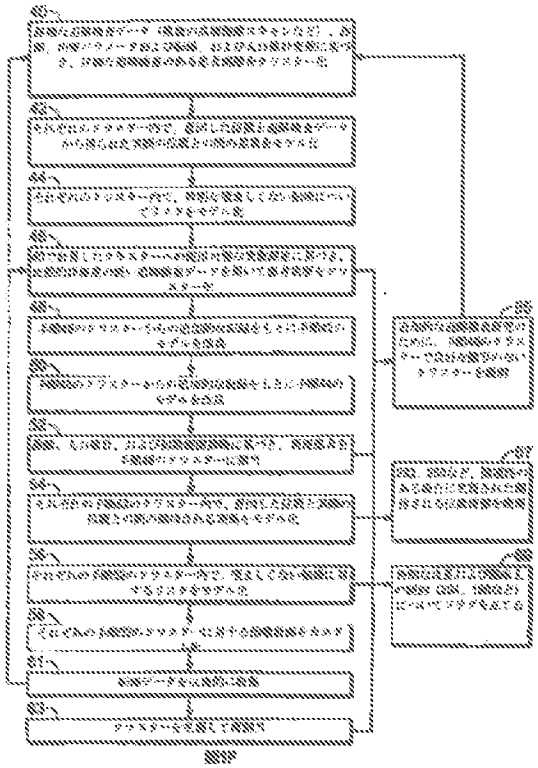


図1D

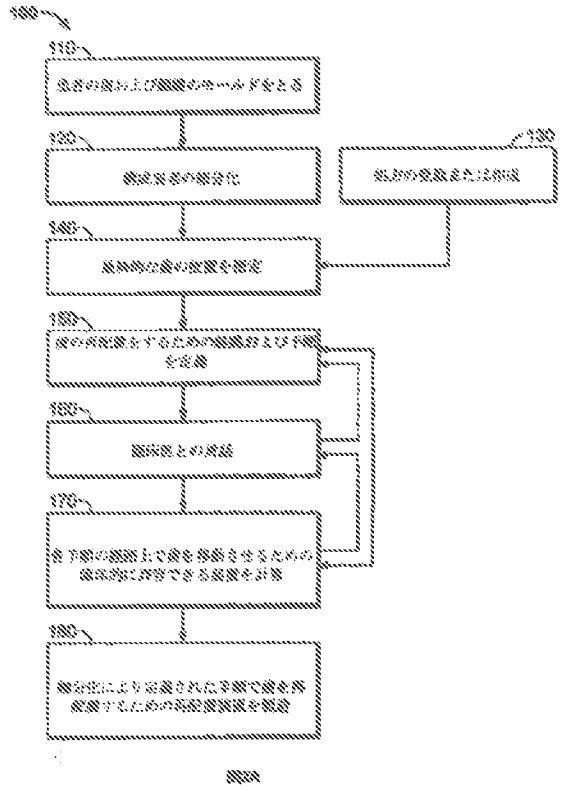
【図１Ｅ】



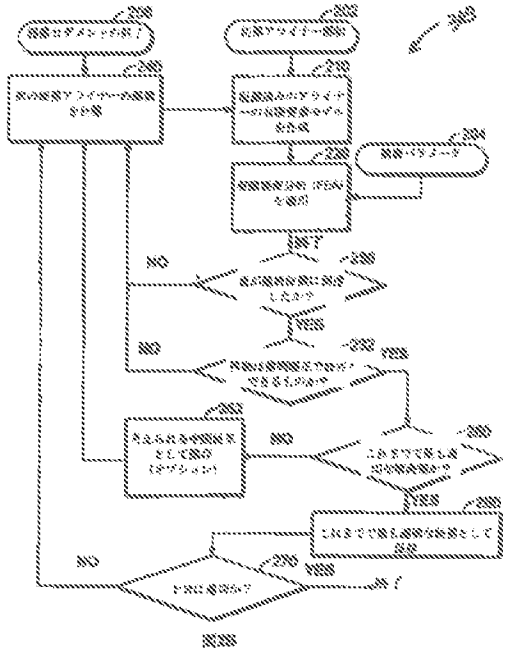
【図１Ｆ】



【図２Ａ】

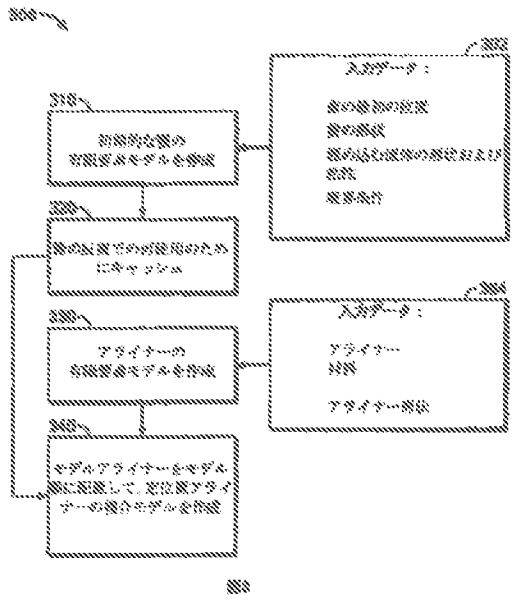


【図２Ｂ】

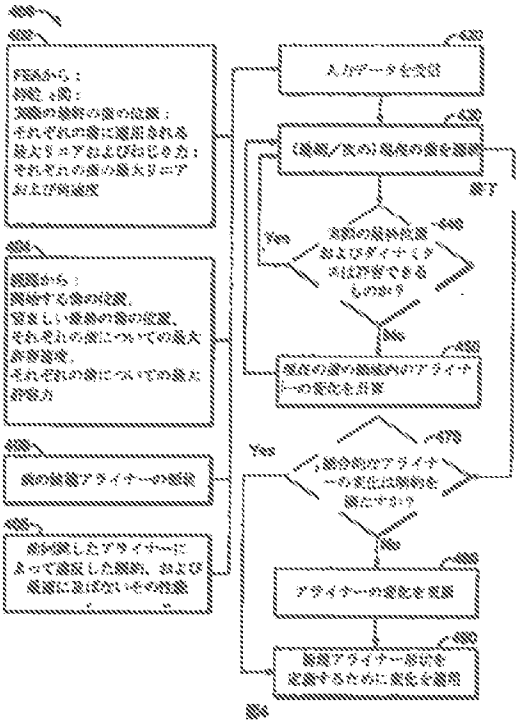


8NSDOCID: <JP_____2017094181A__1_>

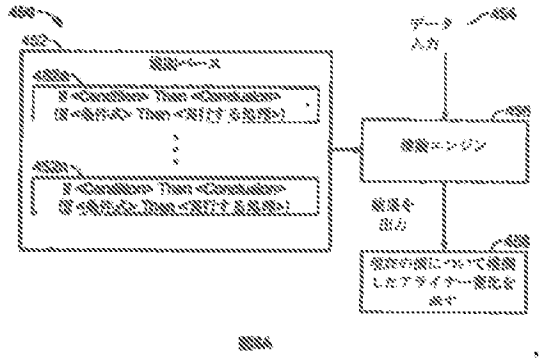
【図３】



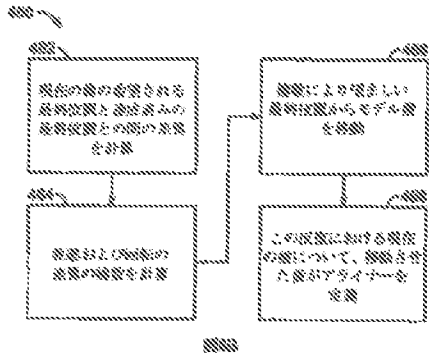
【図４】



【図５Ａ】



【図５Ｂ】



【図５Ｃ】

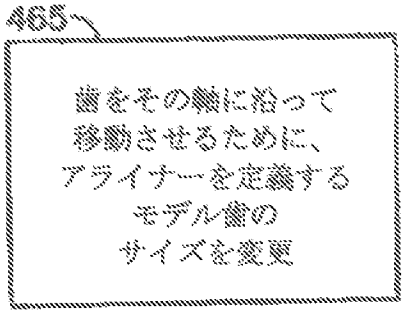


図5C

【図５Ｄ】

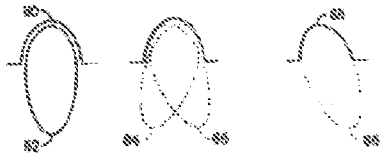
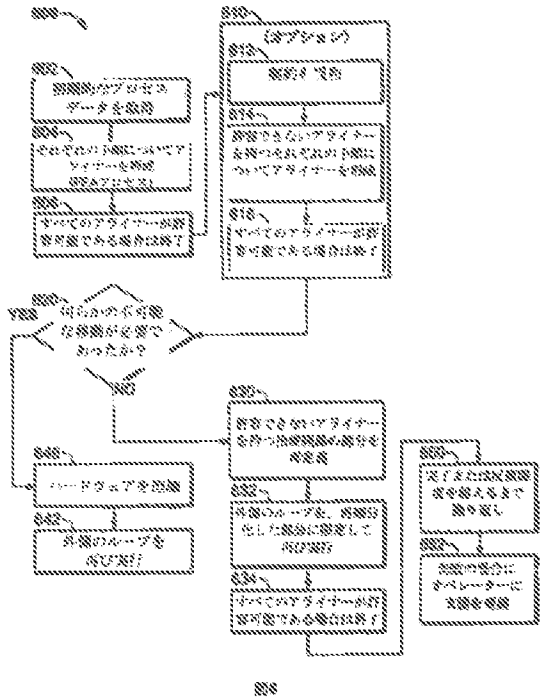
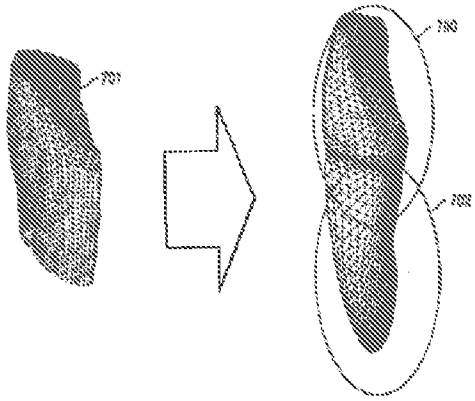


FIG. 5D

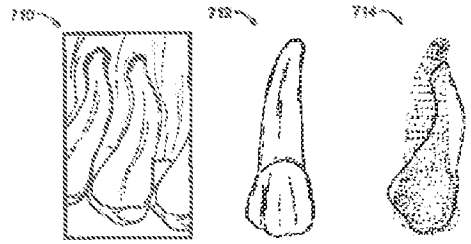
【図６】



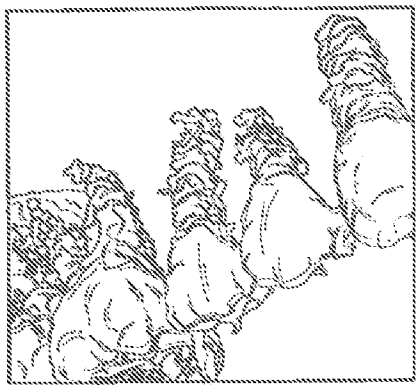
【図７】



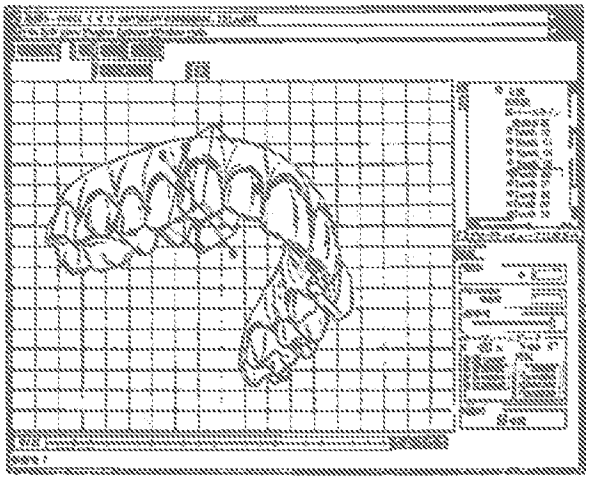
【図８】



【図９】



【図１０】



【図11A】

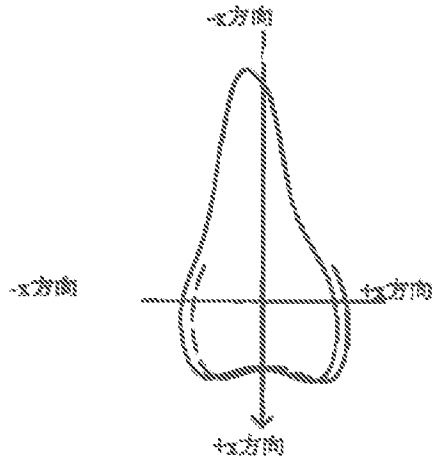


図11A

【図11B】

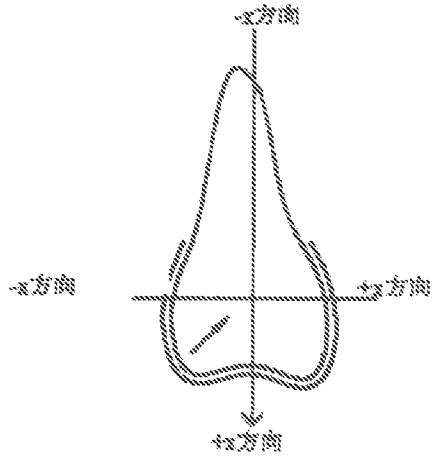


図11B

【図11C】

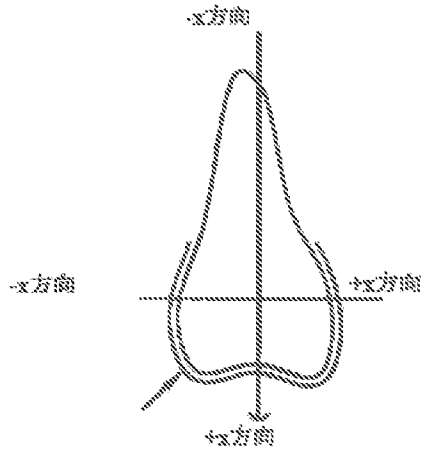


図11C

【図11D】

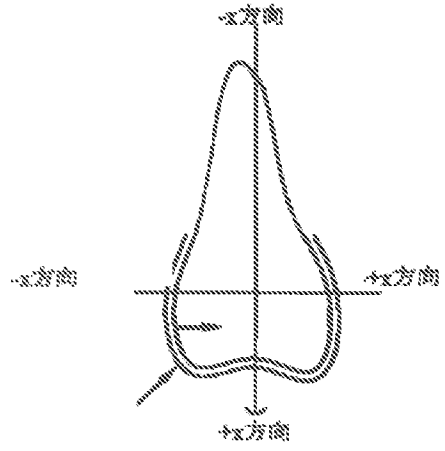


図11D

【図１２】

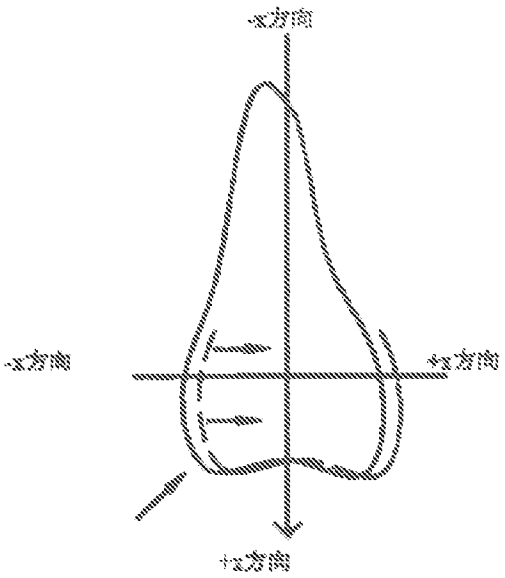


図12

【図１３】

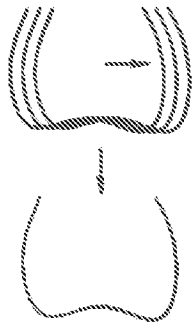


FIG. 13

【図１４Ａ】

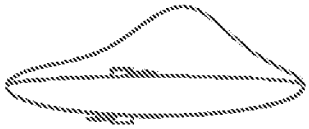


FIGURE 14A

【図１４Ｂ】

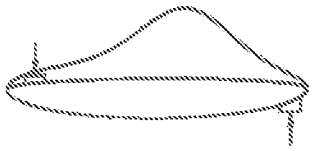


FIGURE 14B

【図１５】

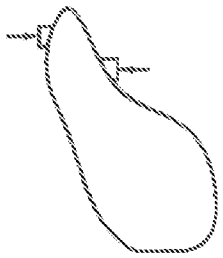


FIGURE 15

【図１６】

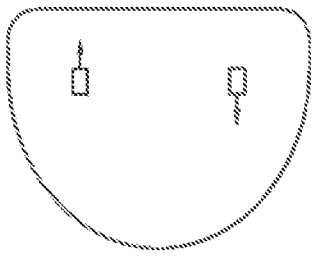


FIGURE 16

BNSDOCID: <JP 2017094181A 1 >

[図17A]

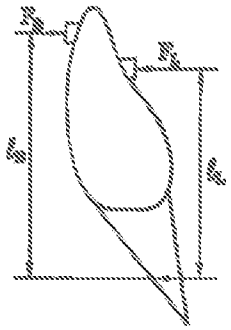


FIGURE 17A

[図17B]

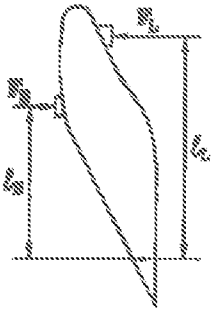


FIGURE 17B

[図18A]

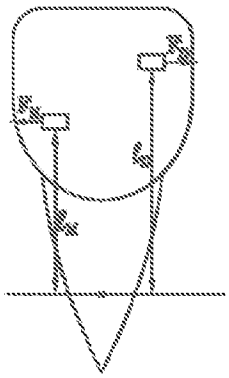


FIGURE 18A

[図18B]

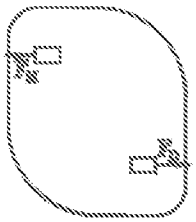


FIGURE 18B

【図１９Ａ】

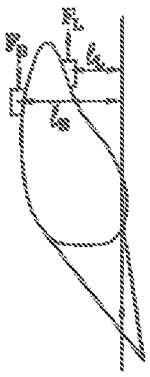


FIGURE 19A

【図１９Ｂ】

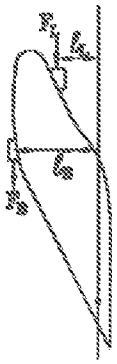


FIGURE 19B

【図２０】

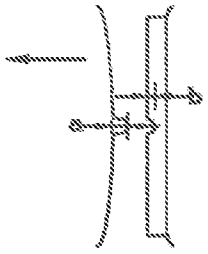
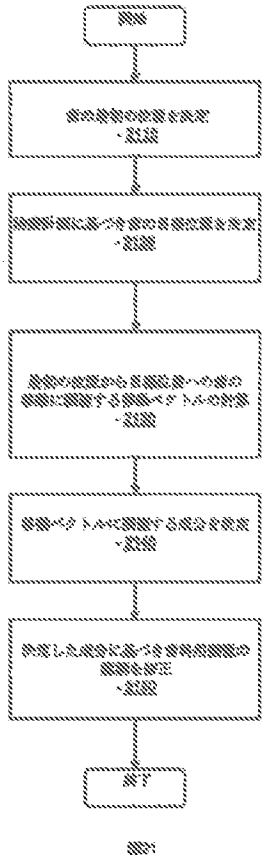


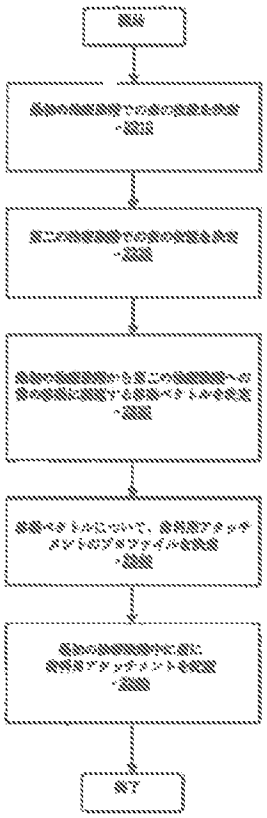
FIGURE 20

【図２１】

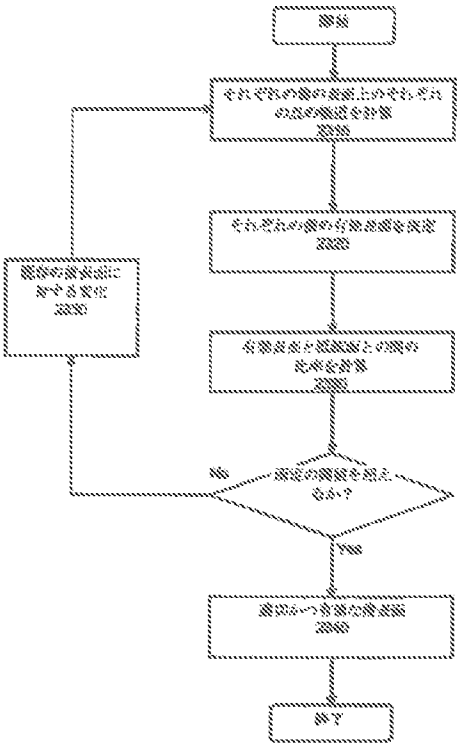


BNSDOCID: <JP_____2017094181A_(_)>

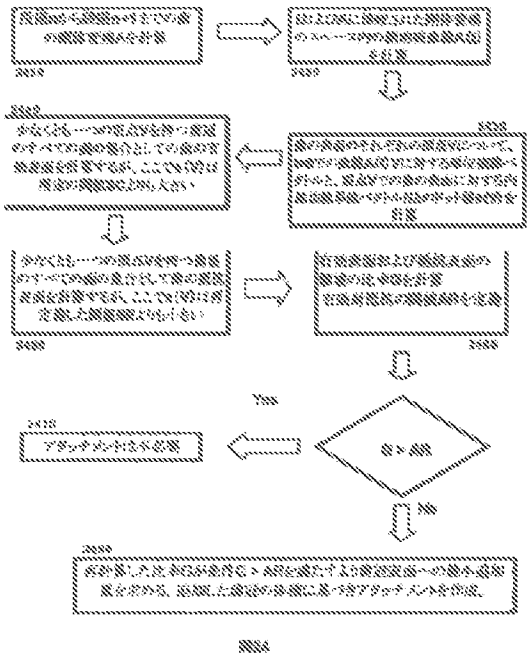
【図２２】



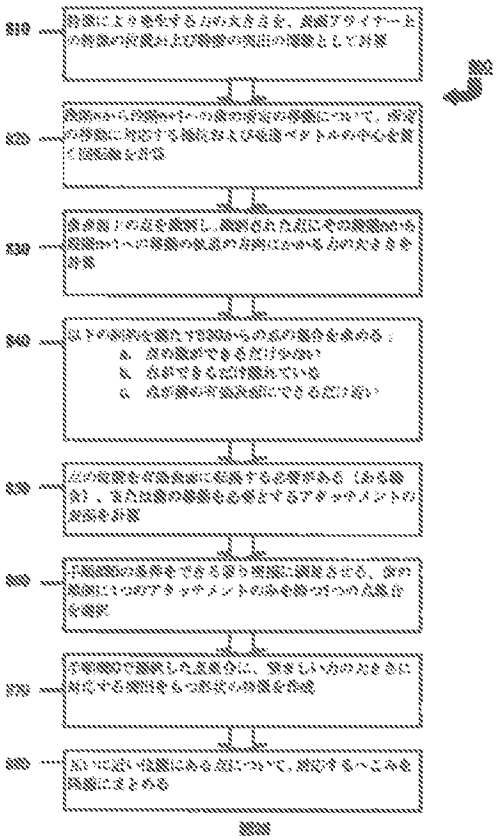
【図２３】



【図２４】



【図２６】



ENGDOCID: <JP_____2017094181A_I_>

【図２６】

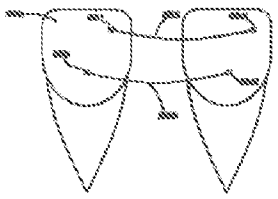


図２６

【図２７】

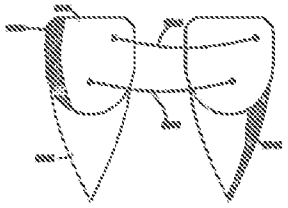


図２７

【図２８】

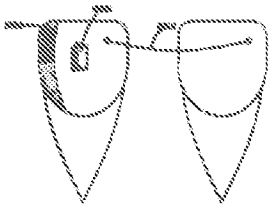


図２８

【図２９】

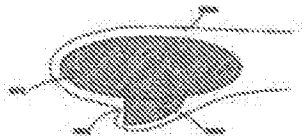


図２９

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

フロントページの続き

(72)発明者 ジョン ワイ. モートン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95134, サン ノゼ, リオ ロブレス イー. 25 ナンバー109
(72)発明者 エリック ウォ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94404, フォスター シティー, ビーチ パーク ブールバード 912 ナンバー86
(72)発明者 カオ ヘン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95054, サンタ クララ, ナンタケット サークル 1610 アパートメント210

Fターム(参考) 4C082 JJ10 NN03 NN04 NN12 NN16

【外国語明細書】
20170941810000001.pdf

BNSDOCID: <JP_____2017094181A_1_>

Teeth/Palate and Interdental Segmentation Using Artificial Neural Networks

Kelwin Fernandez and Carolina Chang

Grupo de Inteligencia Artificial
Universidad Simón Bolívar
Caracas, Venezuela
kelwin@gia.usb, cchang@usb.ve

Abstract. We present a computational system that combines Artificial Neural Networks and other image processing techniques to achieve teeth/palate segmentation and interdental segmentation in palatal view photographs of the upper jaw. We segment the images into teeth and non-teeth regions. We find the palatal arch by adjusting a curve to the teeth region, and further segment teeth from each other. Best results to detect and segment teeth were obtained with Multilayer Perceptrons trained with the error backpropagation algorithm in comparison to Support Vector Machines. Neural Networks reached up to 87.52% accuracy at the palate segmentation task, and 88.82% at the interdental segmentation task. This is an important initial step towards low-cost, automatic identification of infecto-contagious oral diseases that are related to HIV and AIDS.

Keywords: teeth/palate segmentation, multilayer perceptron, support vector machines.

1 Introduction

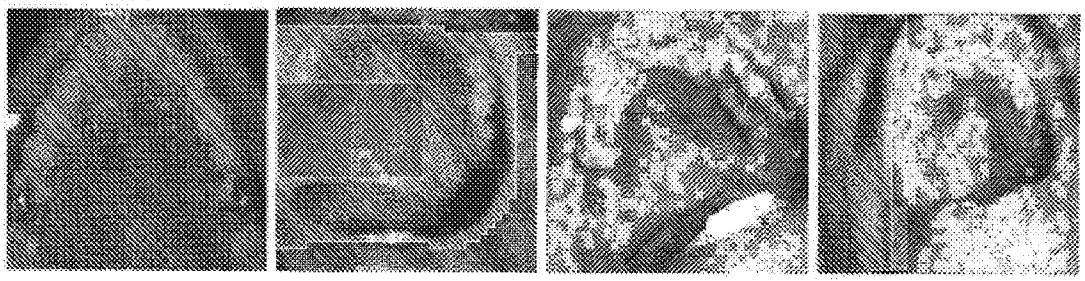
Thirty-four million people were living with HIV by the end of 2010 according to the World Health Organization [1]. A 93.5% of these people resided in developing countries, and only 47% of elegible patients in this subgroup received the antiretroviral treatment they needed.

Evidence suggests that about 70% of people with HIV have oral diseases, including Leucoplasia Vellosa, Kaposi's Sarcoma and Candidiasis [2]. The diagnosis of these diseases is very important because some of them may indicate the evolution of HIV towards AIDS [3]. Sadly, the number of dental care centers that treat infecto-contagious deceases in developing countries is limited, and in many cases, insufficient. We believe that some oral diseases that indicate the presence of HIV/AIDS can be diagnosed automatically. A computational, low-cost tool for detecting oral infecto-contagious diseases can lead to health care improvement, especially in low- and middle-income countries.

We focus on the problem of teeth/palate segmentation in palatal view photographs of the upper jaw (maxilla) as an initial step towards diagnosing oral

N. Mana, F. Schwenker, and E. Trentin (Eds.): ANNPR 2012, LNAI 7477, pp. 175–185, 2012.
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2012

BNSDOCID: <XP_____4701721SA__L>



(a) (b) (c) (d)

Fig. 1. (a) Healthy Palate. Oral diseases: (b) Candidiasis, (c) Hepatitis, (d) Kaposi's Sarcoma.

diseases. The palate is an important and large area of the mouth where several diseases can be observed. For example, figure 1 shows cases of patients with oral deseases such as Candidiasis, Hepatitis and Kaposi's Sarcoma. In addition to segmenting the palatal region, we aim to segment each tooth of the upper jaw to give a better description of the teeth region. This information could help refine the palatal region, or detect teeth diseases at future versions of the system.

2 Related Work

Methods for interdental segmentation in dental radiographs for general post-mortem identification are [4] [5]. In [4] a neural network based method is proposed for a postmortem identification system by matching image features extracted from dental radiographs. This system tries to match post-mortem and ante-mortem radiographs of a person. It proposes the use of learnable inherent dental image features for tooth-to-tooth image comparisons. In [5] a dental classification and numbering system to segment, classify, and number teeth in dental bitewing radiographs is proposed. Radiographs are enhanced to isolate teeth to regions of interest using image filters. Once teeth are isolated, a support vector machine classifies each tooth to molar or premolar.

In [13] the problem of lip segmentation in color space is handled using color photographies. The proposed solution set a Gaussian model using the hue and saturation value of each pixel within the lip segment. Then, the memberships of lip and non-lip regions are calculated, and the desirable lip region is obtained based on the memberships.

Radiographs have the advantage of having been taken under common standards, with low-variability machines, but provide less information about diseases compared to palatal view photographs. On the other hand, photographs are highly sensitive to phenomena such as illumination, quality of the image, angle of view, and lack of standards, among other. We address these issues on a variety of palatal view photographs, such as those shown in figure 1

BNSDOCID: <XP_____4701721SA__1_>

3 System Overview

The input of the system are palatal view photographs of the upper jaw (maxilla) such as those of figure 1. The system is able to determine if an image holds this constraint. Three stages of the system are described: teeth regions detection, palate segmentation, and interdental segmentation.

The teeth regions detection stage classifies each pixel of the image into teeth/non-teeth regions based mainly on color features (see section 4). Some pre and post-processing are required to enhance the image quality and the output. We trained Support Vector Machines and Artificial Neural Networks. Experiments show that Neural Networks reached 85.05% accuracy.

At the palate segmentation stage a curve is adjusted to the palatal arch by means of an iterative heuristic process. Outsider teeth regions are discarded after the palatal arch is found. Not only the shape but also the width of the curve is adjusted to cover teeth and leave noise outside. The palate region is considered to be the area inside the closed curve. We achieved 87.52% accuracy at the palate classification stage (see section 5).

At the final stage, Support Vector Machines as well as Artificial Neural Networks were trained to detect the starting and ending points of each tooth. To do so, the curved teeth region obtained in the previous step is flattened, and then inspected through a sliding window. This process is explained in section 6. Results show that Artificial Neural Networks reached 88.82% accuracy at this task.

For the sake of clarity, experiments and results for each stage of the system are presented at the end of its corresponding section. All experiments were carried out on an Intel Core2Duo 2.4 GHz processor, with 4GB of RAM, running Ubuntu Linux 11.04.

4 Teeth Detection

Color is determinant in our teeth segmentation method. A color enhancement filter improves color differentiation and normalizes the color range of images. Frequently, color images are in RGB format. When operators such as histogram equalization and contrast adjustment are applied over each component separately (red, green and blue), new undesirable colors can show up [5]. Hence, we transform original RGB images to HSV format (hue, saturation, value).

Xiao&Ohya proposed a contrast enhancement filter for color images [6]. They handle the problem of invalid new colors in the resulting image by keeping the Hue component unchanged, where the color information lays. The contrast in the V component (luminance value) is enhanced and finally, the saturation component is improved by histogram equalization.

We propose a filter based on this method. Our variation has the same approach in the Hue and Value components. However, in our variation, the Saturation component distribution is shifted such that the mean saturation is the same in all images. This variation tries to keep the difference in the saturation of each pixel while brings a saturation value suitable for distinguishing colors.

BNSDOCID: <XP_____47017215A__I_>

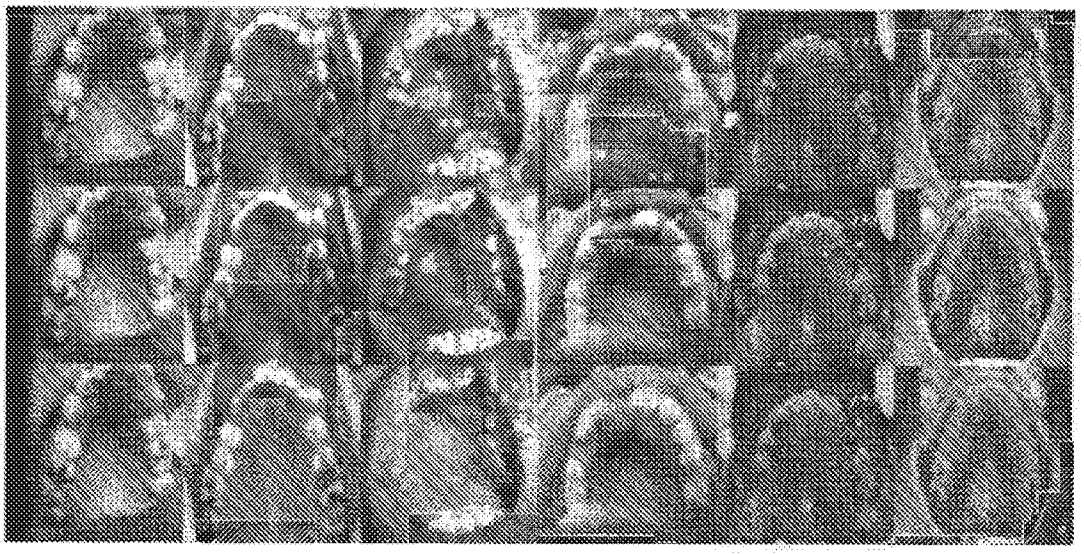


Fig. 2. Image preprocessing. Top: Original images. Middle: Color Enhanced images with Xiao&Ohya's filter. Bottom: Color Enhanced images with the proposed filter.

Finally, in both filters, images are restored to RGB format. These filters are useful in opaque images, where colors are almost indistinguishable. Figure 2 shows the result of applying the filters over six images.

We trained Support Vector Machines and Multilayer perceptrons to classify pixels of the images into teeth/non-teeth regions. SVM kernels include linear, polynomial and RBF kernels. Each SVM was trained varying the parameters using a logarithmic traversing over the search space. The training algorithm of the Multilayer Perceptrons is the classical random sequential back-propagation with a standard sigmoid as the activation function [11]. Neural Networks topologies had one hidden layer, which had from 5 up to 100 hidden neurons.

Experimental results are shown in section 4.1

A post processing filter is applied to erase small blobs of the output image [10]. A blob is defined as a contiguous set of pixels of similar color. Small blobs are treated as noise. Figure 3 shows some examples of the neural network output, and the postprocessing filter output.

4.1 Teeth Detection Experimental Results

A set of 100 images was used. The training and cross-validation set consisted of 10 images, and the test set of 90. Each image had a resolution of 200x200pixels, which means that the training set consisted of 400,000 pixels, and the test set of 3,600,000 pixels.

We wanted to know which image format was best suited for our segmentation task. Therefore, we trained the SVMs and ANNs using each of those formats. RGB, HSV and GRAY refer respectively to the RGB, HSV and gray-scale formats. eRGB and eHSV are the analogous format but with the Xiao&Ohya's enhancement filter, while eRGB', and eHSV' refer to our proposed filter. eGRAY

BNSDOCID: <XP_____47017215A__1_>

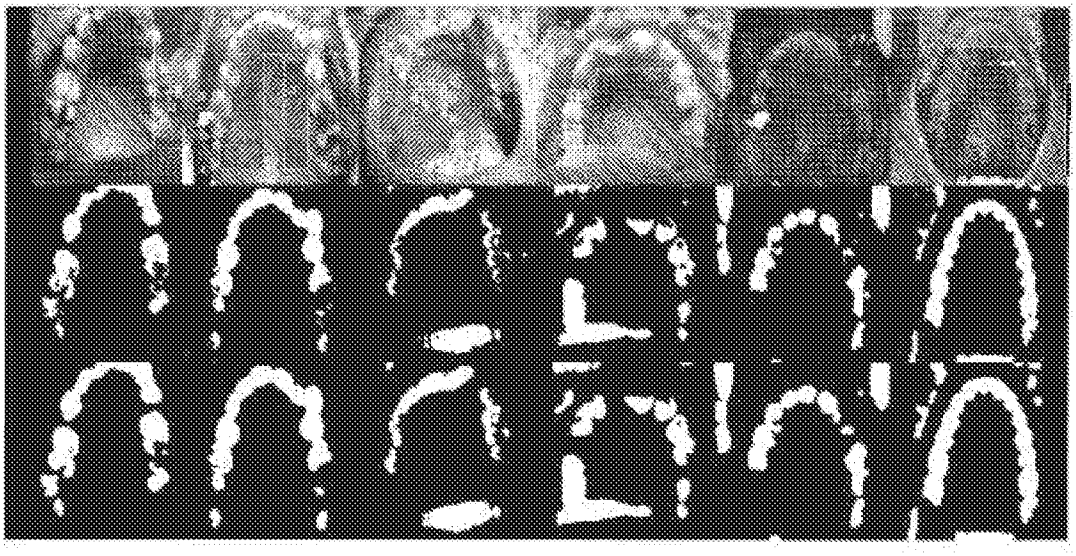


Fig. 3. Teeth Detection. Top: Original Images. Middle: Neural Network output. Bottom: Small blobs filtering.

Table 1. Pixel classification with SVM and ANN

	SVM				ANN			
Arguments	Kernel	Train	Test	Time	Hid.	Train	Test	Time
RGB	RBF	45.34	40.40	0.63	50	82.59	80.02	0.10
eRGB'	Linear	52.56	49.80	0.80	100	86.44	80.71	0.13
eRGB	Linear	56.59	49.69	0.83	5	83.07	78.47	0.08
HSV	Poly	76.55	72.00	0.63	50	82.72	78.06	0.09
eHSV'	Poly	73.00	55.81	0.27	30	85.85	80.67	0.10
eHSV	RBF	72.69	72.36	0.67	50	85.60	81.44	0.08
GRAY	Linear	63.02	72.32	0.57	50	80.88	**81.79**	0.09
eGRAY	Poly	**82.10**	**73.02**	0.90	5	82.51	80.76	0.04

is the gray-scale format with histogram equalization. Each machine receives as input the format of a pixel.

Table 1 shows that Neural Networks work better in this problem than Support Vector Machines. For each color input format, the best Neural Network found outperformed the best Support Vector Machine found. Moreover, the classification time is much smaller for Neural Networks. An interesting result is that the best SVM found receives as argument the enhanced gray-scale image. Unfortunately, this is the most time consuming SVM too.

At the ANN side, it was hard to tell which was the best network found. The best training classification was achieved using the eRGB' input format. However, this network had 100 hidden neurons. Although it was the most time consuming ANN, notice that it is about 7 times faster than the best SVM found. On the other hand, the GRAY format produced the best classification of test images, yet the worst classification over training.

BNSDOCID: <XP_____47017215A_i_>

Table 2. Pixel classification on combined Input Formats for SVM and ANN

	SVM				ANN			
Arguments	Ker_el	Train	Test	Time	Top	Train	Test	Time
eRGB'+eHSV'	Poly	80.89	77.53	0.23	20	**89.02**	81.33	0.10
eRGB'+eHSV'	Linear	71.02	72.34	0.74	5	88.28	82.59	0.09
eRGB'+eGRAY	Linear	61.57	68.87	0.60	5	86.92	79.44	0.09
eRGB'+eGRAY	Poly	80.88	81.79	0.44	30	87.68	80.85	0.40
eHSV'+eGRAY	Poly	75.05	63.30	0.27	25	86.14	80.61	0.09
eHSV'+eGRAY	Linear	71.92	71.31	0.69	50	85.41	81.46	0.10
eRGB'+eHSV'+eGRAY	RBF	65.96	44.93	0.83	25	87.84	84.81	0.11
eRGB'+eHSV'+eGRAY	Linear	80.88	**81.79**	0.77	40	87.55	**85.05**	0.11

Table 3. Teeth Classification Rate After Small Blobs Filtering

Stage	Rate (%)	False Positive (%)	False Negative (%)
eRGB'+eHSV' ANN	81.8300	9.4974	8.6726
Blob Filter	86.1185	5.4553	8.4263

To explore further the impact of the image formats, we combined them, as shown in table 2. In general, significant improvements were achieved for SVMs both in classification rate and time as compared with those of table 1. However, none of these SVMs surpassed the 82.19% of classification rate over training achieved by using the eGRAY format only.

The combination of input image formats improved the classification rates of the Neural Networks as well. The best classification rate obtained over training was 89.02%. This result was achieved by a network of 20 hidden neurons, that combined the RGB and HSV images enhanced with our proposed filter. On the other hand, the best classification rate over testing was achieved by a network that combined the RGB, HSV and GRAY images enhanced by the Xiao&Ohya's filter.

From the results we cannot conclude which is the best Neural Network configuration. However, ANNs outperformed SVMs both in classification rate and time.

Table 3 shows the effect of filtering small blobs from the eRGB'+eHSV' Neural Network output. Blob filter leads to an increment of over 4%, decreasing considerably the false positive rate.

5 Palate Segmentation

Once the teeth regions are found it is easier to determine the palate location. We adjust a curve to the teeth regions by means of optimization algorithms [8]. These algorithms perform rotations, translations, scales and deformations of an original curve learned from palate curves.

BNSDOCID: <XP_____47017215A__1_>

When skin pixels are classified, some of them have information indistinguishable from teeth, therefore the neural network classifies them as positive examples. In these cases, the curve adjusting algorithm tries to reach a stable point between skin pixels classified as positive and teeth pixels. Cleaning iteratively the noise located outside the curve, corresponding to skin pixels, leads to better results in this stage. This process ends when fixed point is reached by the skin cleaner method.

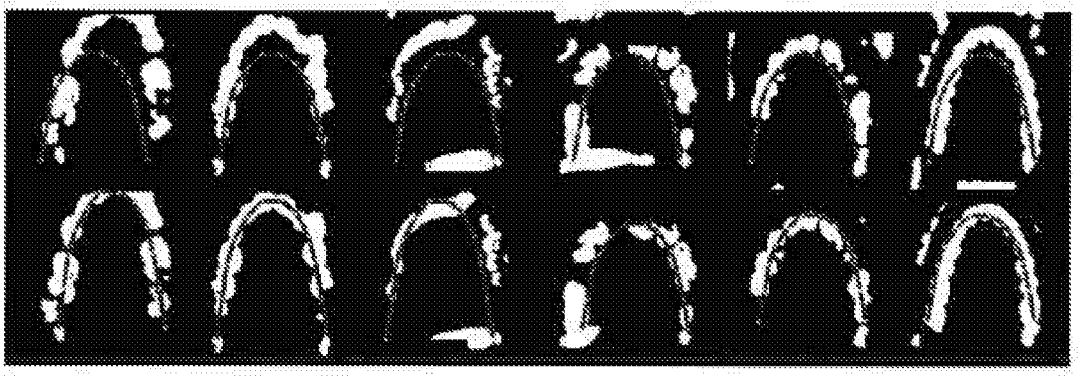


Fig. 4. Curve adjusted and pixel segmentation after filtering pixels out of the curve. Top: Initial curve. Middle: Curve adjusted to the palatal arch. Bottom: Noise filtered.

As can be seen in figure 4, curves are adjusted within teeth pixels. Picture scale, differences between each individual and noise in the classified image may result in different sizes of teeth. It is needed to detect automatically the bandwidth where teeth are included.

Bandwidth detection should decide for each image the right limits where teeth are covered and noise is outside. An unsupervised and supervised combined method is proposed to solve this problem based in the algorithm exposed in [7].

At the unsupervised step, each boundary pixel classified as positive is assigned to a cluster. Assignment of the point p to a cluster c success if the distance between p and c, $d(p,c)$ is less than certain threshold W and $d(p,c) \leq d(p,c')$ for all c' in the set of clusters, where d is an arbitrary function. In our case d is the squared distance between p and the mass center of c. Otherwise, a new cluster is created with the point p.

When every point is assigned, the algorithm classifies each cluster as normal or anomalous data based on the cluster size. Small clusters contain anomalous data, big clusters contain normal data. The bandwidth selected is the biggest mass center of the normal clusters.

The method described is essentially unsupervised, but there are two variables that should be set, W and normal/anomalous cluster threshold. A supervised method that tries to minimize the distance from actual bandwidth to the selected by the unsupervised algorithm is developed as an initial training method.

When the bandwidth is set, points classified positively between the curve and the allowed bandwidth are denoted as teeth. Points inside the polygon generated by the closed curve are denoted as part of palate, as shown in figure 5.

SNSDOCID: <XP_____47017315A__>

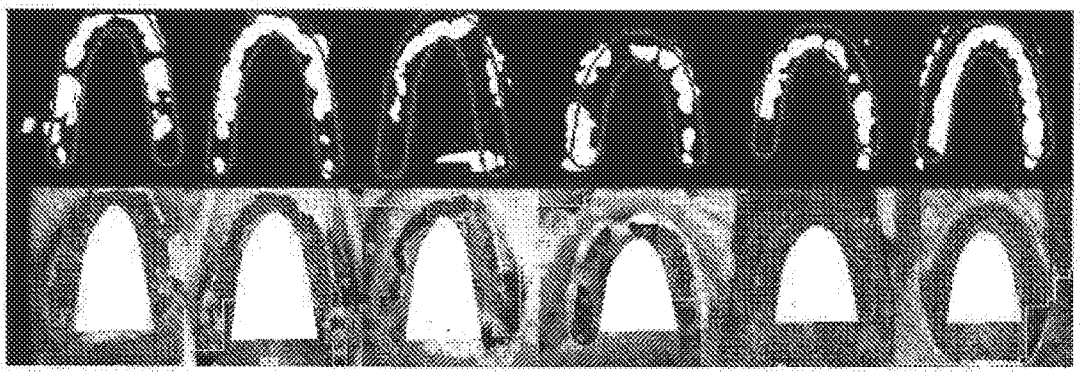


Fig. 5. Bandwidth selection and teeth/palate segmentation

5.1 Bandwidth Selection Experimental Results

Figure 6 shows the mean relative error of the application of bandwidth selection varying W. For each value of W, normal/anomalous threshold is selected such that minimizes the mean error.

The best results found in the training set are values of 13.3 and 0.1 for W and anomalous threshold. With this selection, the mean relative error between the bandwidth selected and the actual bandwidth is 0.09 in the training set and 0.16 in the test set.

Table 4 shows the teeth classification rate variation after the curve adjustment method and bandwidth selection. Recall from table 3 that the Neural Networks classification rate was 81.33%. Small blob filtering combined with the curve adjustment and bandwidth selection methods, improved the teeth classification rate to 89.74%. There is an important decrease in the percentage of false positives, yet there is an increment in the percentage of false negatives because some teeth regions may not be covered by the palatal curve, as it can be seen in figure 5.

Finally, the classification rate of the pixels as palate is 87.5267%. Errors were mainly false positive (8.7598%). We will work on improving the overall performance of our system.

Table 4. Teeth Classification after Curve Adjustment and Bandwidth Selection

Stage	Rate (%)	False Positive (%)	False Negative (%)
Curve Adjustment	87.8218	3.3103	8.8678
Bandwidth Selection	88.0421	1.8916	10.0663

BNSDOCID: <XP_____47017215A__1_>

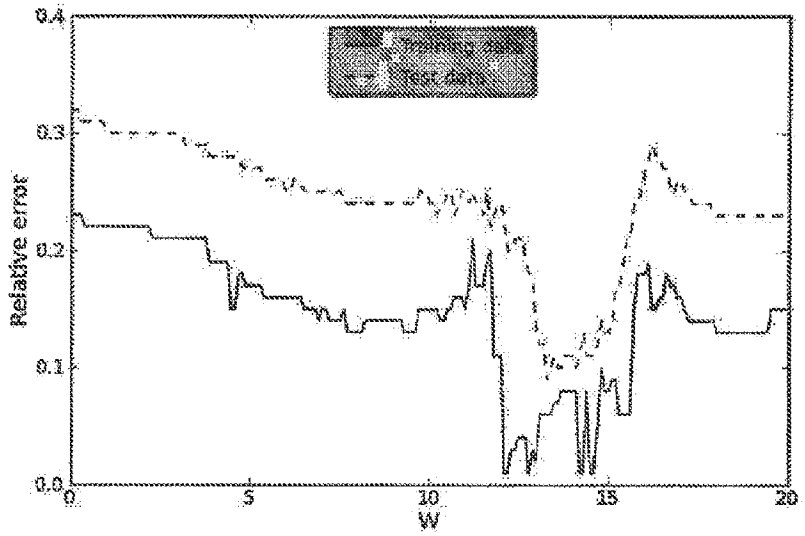


Fig. 6. Bandwidth Selection. Relative error vs. W.

6 Interdental Segmentation

Our first step to segment teeth is to flatten the palatal arch curve, *i.e.*, to transform the teeth band into a rectangle. Unfortunately, some pixels of the resulting rectangle are left blank because of the distortion of the image. Hence, such pixels are filled with a best first algorithm, using as priority the amount of neighboring filled pixels. Each blank pixel is filled with the average color value of its neighbors. Once the rectangle is entirely filled, the image is transformed to gray-scale, and improved by applying histogram equalization [9] [10] and edge enhancement filters [9].

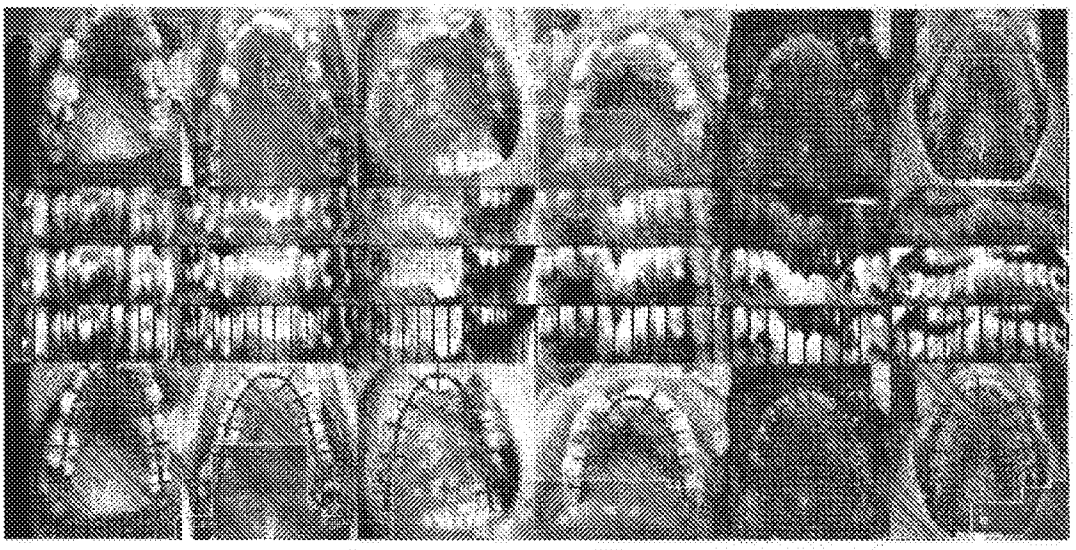


Fig. 7. Interdental Segmentation

BNSDOCID: <XP_____47017215A__I_>

Next, a sliding window algorithm searches for boundary between teeth. The main advantage of having the teeth region represented as a rectangle is that the sliding window can have fixed size. The algorithm complexity is linear in the number of window slides times the complexity time of the classifier.

We tested Support Vector Machine [12] and Multilayer Perceptron trained with Backpropagation [11]. Input are image slices of 50×25 pixels. The classifiers are trained to detect gaps between teeth.

6.1 Interdental Segmentation Experimental Results

ANN outperform SVM at this task as shown in table 5. Best results in time and quality were reached with Neural Networks. The best Neural Network found had 50 neurons at the hidden layer and worked with the original flattened image. A smaller Neural Network of 15 hidden neurons reached the same classification rate during testing using the enhanced images as input. However, this networks did not reach perfect classification rate during training.

Table 5. Interdental Segmentation

	SVM				ANN			
Arguments	Kernel	Train	Test	Time (ms)	Hid.	Train	Test	Time (ms)
Original	Linear	86.82	81.14	149	50	**100.00**	**88.82**	85
Enhanced	Poly	**92.27**	**83.99**	154	15	99.55	88.82	92

7 Conclusions and Future Work

We presented our results on automatic teeth/palate and interdental segmentation in palate view photographs of the upper jaw. Classic Multilayer Perceptrons trained with the error backpropagation algorithm outperformed SVMs for both of these tasks.

Image enhancement, filtering and adaptive curve fitting helped differentiate teeth and palates. Our system was able to cope with variations in patient anatomy, mouth scale in pictures, and view angle. Likewise, it was able to overcome standard problems for image processing systems, such as differences in illumination and image quality.

We wish to make our system more robust, so we are extending its capabilities to detect whether or not the input image depicts the upper jaw. Our final goal is to effectively detect common oral infecto-contagious diseases by looking at the palate, which could help diagnose HIV and AIDS. We believe this is an important initial step in that direction.

Acknowledgment. We would like to thank Dr. Vilma Tovar from the "Centro de Atención a Personas con Enfermedades Infectocontagiosas Dra Elsa La Corte", Universidad Central de Venezuela. Dr. Tovar provided us with photographies of oral diseases and their diagnose.

BNSDOCID: <XP_____4701721SA__1_>

References

1. World Health Organization: Progress report 2011: Global HIV/AIDS response Epidemic upd te and health sector progress towards unive sal access. WHO Press, ISBN 978 92 4 150298 6, http://www.who.int/hiv/pub/progress_report2011/en/index.html
2. Barr, C.E.: Dental management of HIV-associated oral mucosal lesions: current and experimental techniques. In: Robertsonn, P.B., Greenspan, J.S. (eds.) Perspectives on Oral Manifestation of AIDS: Diagnosis and Management of HIV-Associated Infections, pp. 77–95. PSG Publishing Co., Inc., Littleton (1988)
3. Arendorf, T.M., Bredekamp, B., Cloete, C., Sauer, G.: Oral manifestation of HIV infection in 600 South African patients. J. Oral Pathol. Med. 27, 176–179 (1998)
4. Nassar, D., Ammar, H.: A neural network system for matching dental radiographs. Pattern Recognition 40, 65–79 (2006)
5. Lin, P., Lai, Y., Huang, P.: An effective classification and numbering system for dental bitewing radiographs using teeth region and contour information. Pattern Recognition (2009)
6. Xiao, D., Ohya, J.: Contrast Enhancement of Color Images Based on Wavelet Transform and Human Visual System. In: Proceedings of the IASTED International Conference Graphics and Visualization in Engineering, Florida (2007)
7. Chimphlee, C., Hanan, A., Noor, M.: Unsupervised Anomaly Detection with Unlabeled Data Using Clustering. In: Proceedings of the Postgraduate Annual Research Seminar (2005)
8. Gendreau, M., Potvin, J.: Handbook of Metaheuristics. Springer (2010)
9. Gonzalez, R., Woods, R.: Digital Image Processing, 3rd edn. Prentice Hall (2007)
10. Shapiro, L., Stockman, G.: Computer Vision. Prentice Hall (2001)
11. LeCun, Y., Bottou, L., Orr, G.B., Müller, K.-R.: Efficient BackProp. In: Orr, G.B., Müller, K.-R. (eds.) Neural Networks: Tricks of the Trade. LNCS, vol. 1524, pp. 9–50. Springer, Heidelberg (1998)
12. Burges, C.: A tutorial on support vector machines for pattern recognition. Knowledge Discovery and Data Mining 2(2) (1998)
13. Li, M., Cheung, Y.-M.: Automatic Segmentation of Color Lip Images Based on Morphological Filter. In: Diamantaras, K., Duch, W., Iliadis, L.S. (eds.) ICANN 2010, Part I. LNCS, vol. 6352, pp. 384–387. Springer, Heidelberg (2010)

BNSDOCID: <XP_____4781721SA__1_>

Pattern Recognition 43 (2010) 1380–1392

Contents lists available at ScienceDirect

Pattern Recognition

journal homepage: www.elsevier.com/locate/pr

An effective classification and numbering system for dental bitewing radiographs using teeth region and contour information

P.L. Lin [a], Y.H. Lai [b], P.W. Huang [b,*]

[a] Department of Computer Science and Information Engineering, Providence University, Shalu, Taichung 43301, Taiwan
[b] Department of Computer Science and Engineering, National Chung Hsing University, Taichung 40227, Taiwan

ARTICLE INFO

Article history:
Received 12 December 2008
Received in revised form
4 September 2009
Accepted 10 October 2009

Keywords:
Dental bitewing radiograph
Homomorphic filter
Homogeneity measurement
Adaptive contrast stretching
Teeth classification
Sequence alignment
Teeth numbering

ABSTRACT

We propose a dental classification and numbering system to effectively segment, classify, and number teeth in dental bitewing radiographs. An image enhancement method that combines homomorphic filtering, homogeneity-based contrast stretching, and adaptive morphological transformation is proposed to improve both contrast and illumination evenness of the radiographs simultaneously. Iterative thresholding and integral projection are adapted to isolate teeth to regions of interest (ROIs) followed by contour extraction of the tooth and the pulp (if available) from each ROI. A binary linear support vector machine using the skew-adjusted relative length/width ratios of both teeth and pulps, and crown size as features is proposed to classify each tooth to molar or premolar. Finally, a numbering scheme that combines a missing teeth detection algorithm and a simplified version of sequence alignment commonly used in bioinformatics is presented to assign each tooth a proper number. Experimental results show that our system has accuracy rates of 95.1% and 98.0% for classification and numbering, respectively, in terms of number of teeth tested, and correctly classifies and numbers the teeth in four images that were reported either misclassified or erroneously numbered, respectively.

© 2009 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Biometric recognition systems based on physiological and behavioral characteristics such as face, voice, and iris can provide reliable identification in many applications. However, most of these characteristics are not suitable for postmortem identification in law enforcement, especially under the severe decaying of soft tissues or mass disasters such as fire or collision [1]. Teeth, being the hardest and the most impregnable part of human body, are thus regarded to be the best candidates for postmortem identification. For automatic and accurate identification, Automatic Dental identification System (ADIS) [2], which involves teeth segmentation, teeth classification, teeth numbering, and human identification, has been proposed and investigated.

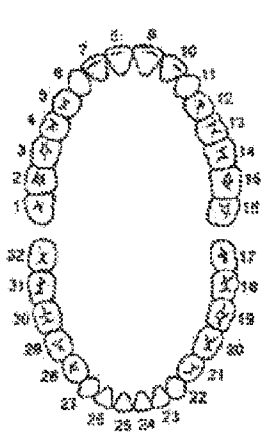
The adult dentition contains 32 teeth, 16 in each of the upper jaw (maxilla) and the lower jaw (mandible), respectively. Based on the Universal numbering system as shown in Fig. 1 [3], numbers 1, 2, and 3 are the third, the second, and the first molar whereas numbers 4 and 5 are the second and the first premolar of the right maxilla, respectively. Number 6 is the canine tooth. Following around the upper arch to the left, numbers 11–16 are the canine, the first and the second premolars, and the first to the third molars of the left maxilla, respectively. Descending to the lower jaw, numbers 17–22 and 32–27 are the third to the first molars, the second and the first premolars, and canine of the left and the right mandible, respectively. Fig. 2 shows four bitewing radiographs, where (a) and (b) are taken from the right side, and (c) and (d) are taken from the left side. Generally, four components exist in a bitewing dental radiograph: teeth, pulps, gums, and air/background, as shown in Fig. 3. The isolated blocks that each contains a single tooth are usually called regions of interest (ROIs). Within each tooth, the upper portion bounded by the center of the pulp is called the crown part, and the lower portion is called the root part.

Several good progresses have been made for teeth segmentation in the past few years. Jain and Chen [4] proposed a semi-automatic contour extraction method for tooth segmentation by using integral projection and Bayes rule, in which an initial valley gap point is required for applying the integral projection to tooth isolation. Zhou and Abdel-Mottaleb [5] presented a segmentation method that consists of image enhancement, ROI localization, and tooth segmentation by using morphological operations and Snake method. Nomir and Abdel-Mottaleb [6] developed a fully automated approach based on iterative thresholding and adaptive thresholding for segmentation. Keshtkar and Gueaieb [7] introduced a swarm-intelligence-based and a cellular-automata model approach. Said et al. [8] offered a mathematical morphology

* Corresponding author. Tel.: +886 4 2285 1528; fax: +886 4 2285 3870.
E-mail addresses: lan@pu.edu.tw (P.L. Lin), yanhao.lai@gmail.com (Y.H. Lai), powhei.huang@msa.hinet.net (P.W. Huang).

0031-3203/$ - see front matter © 2009 Elsevier Ltd. All rights reserved.
doi:10.1016/j.patcog.2009.10.005

BNSDOCID: <XP_____26870003A__I_>



1. 3rd Molar (wisdom tooth)
2. 2nd Molar (12-yr molar)
3. 1st Molar (6-yr molar)
4. 2nd Bicuspid (2nd premolar)
5. 1st Bicuspid (1st premolar)
6. Cuspid (canine/eye tooth)
7. Lateral incisor
8. Central incisor
9. Central incisor
10. Lateral incisor
11. Cuspid (canine/eye tooth)
12. 1st Bicuspid (1st premolar)
13. 2nd Bicuspid (2nd premolar)
14. 1st Molar (6-yr molar)
15. 2nd Molar (12-yr molar)
16. 3rd Molar (wisdom tooth)
17. 3rd Molar (wisdom tooth)
18. 2nd Molar (12-yr molar)
19. 1st Molar (6-yr molar)
20. 2nd Bicuspid (2nd premolar)
21. 1st Bicuspid (1st premolar)
22. Cuspid (canine/eye tooth)
23. Lateral incisor
24. Central incisor
25. Central incisor
26. Lateral incisor
27. Cuspid (canine/eye tooth)
28. 1st Bicuspid (1st premolar)
29. 2nd Bicuspid (2nd premolar)
30. 1st Molar (6-yr molar)
31. 2nd Molar (12-yr molar)
32. 3rd Molar (wisdom tooth)

Fig. 1. The universal numbering system.

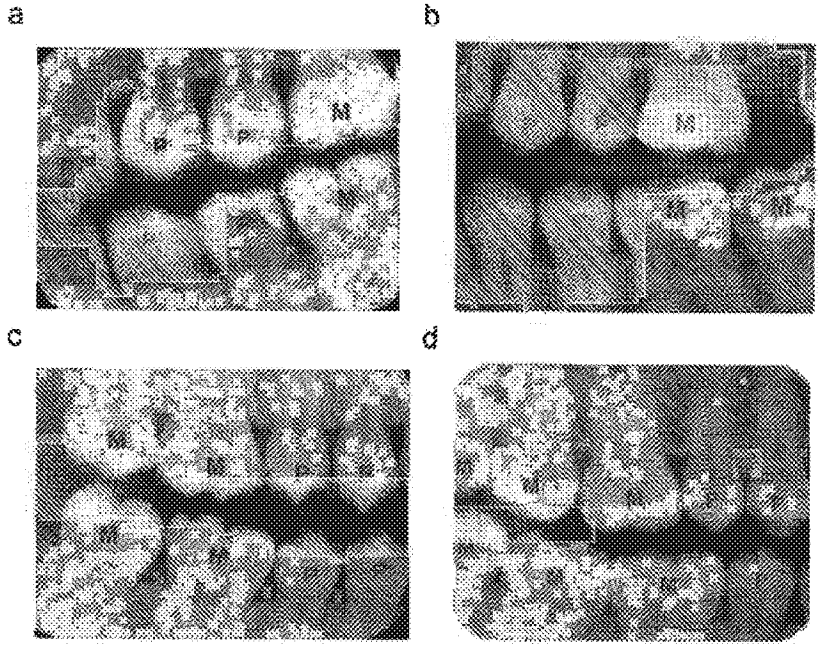


Fig. 2. Bitewing radiographs. (a) and (b) are taken from the left side, (c) and (d) are taken from the right side.

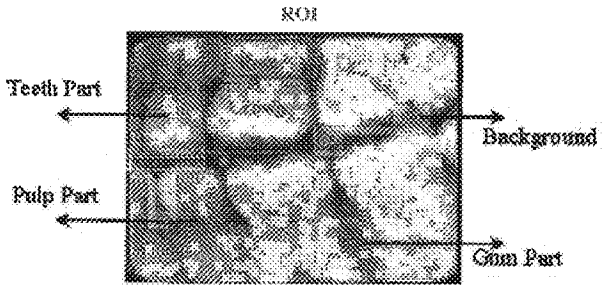


Fig. 3. Different portions in a bitewing radiograph.

approach, which used a series of morphology filtering operations to improve the segmentation, and then analyzed the connected components to obtain the desired ROIs. Li et al. [9] proposed a semi-automatic lesion detection framework by using two coupled level set functions in which initial contour are derived from a trained support vector machine (SVM) to detect areas of lesions from dental X-ray images. All of these methods directly use greyscale intensity for segmentation. However, only considering greyscale intensity tends to fail images with fuzzy teeth contours and low-contrast between teeth and gums. We proposed a segmentation method using texture-based features and fuzzy rule-based region growing [10] to reduce the effects of both problems. Although good results had been obtained for many images, the method did not perform well for radiographs with uneven exposure and unobvious texture in gums.

In traditional identification, each tooth in the query image needs to be compared with all teeth stored in the database, which is tedious and time consuming. Teeth classification and numbering can identify each tooth as the specific one in the universal teeth numbering system [3]. This approach will limit the search

BNSDOCID: <XP_____2687000JA__1_>

space to only including the teeth with the same assigned number and consequently improves the identification accuracy. The shape of the teeth has been proposed as a piece of useful information for classification in literature. In general, there are two types of shape representations, i.e., contour-based and region-based, and each type has various methods with varying performance for different shapes. Methods with region-based representation, such as moments invariants [11], tend to work well on objects where the distribution of the pixels is informative; whereas methods with contour-based representation, such as Fourier descriptors of the boundaries used in [12], can work better on objects where their outline carries more information. These methods, however, did not result in high classification accuracy, especially for those poorly skewed radiographs in those teeth at one side are nearly half appeared.

For numbering techniques, Mahoor and Abdel-Mottaleb [12] proposed a method that checks to which in the set of various-length standard patterns the classified teeth arrangement matches and assigns a number to each tooth when a match occurs. The major limitation of their method is that it does not consider the case of missing teeth, nor can it assign teeth numbers when no pattern matches exactly. Jain and Chen [13] proposed a registration method that uses a hidden Markov model (HMM) as an underlying representation of the dental atlas to handle the problem of missing teeth. In their model, the states representing the available teeth have class of each tooth, whereas the states representing missing teeth have the distance between neighbouring teeth. Although the method had been demonstrated promising for most periapical images, errors still occurred when too few correctly classified teeth in the teeth sequence or when missing teeth not been correctly detected, which are often the classification results of skewed bitewing images.

In this paper, we propose a dental classification and numbering system to effectively classify and number teeth in dental bitewing radiographs. As shown in Fig. 4, our system includes an image enhancement method that combines the homomorphic filtering technique to reduce uneven exposure problem and adaptive contrast stretching based on homogeneity of both texture and intensity to improve low-contrast problem. For solving problems of incomplete view of some teeth, we propose ROI extension with angle adjustment so that closer to valid length/width ratios of teeth can be obtained for classification. We also propose using relative crown sizes and length/width ratios of pulps besides teeth as three features for teeth classification with SVM. Finally, we propose a numbering algorithm, which combines a missing teeth detection algorithm and a simplified sequence alignment commonly used in bioinformatics, to align the teeth sequence of each jaw to the best matching segment within one of the standard pattern and assign a proper number to each tooth.

The remainder of this paper is organized as follows. In Section 2, the segmentation method that includes our proposed image enhancement, the adapted teeth segmentation, the isolation, and contour extraction is described. In Section 3, the proposed ROI extension with angle adjustment, the classifier, and three features used are explained. A missing teeth detection method and a modified sequence alignment algorithm for teeth numbering are described in Section 4. Experimental results and comparisons to

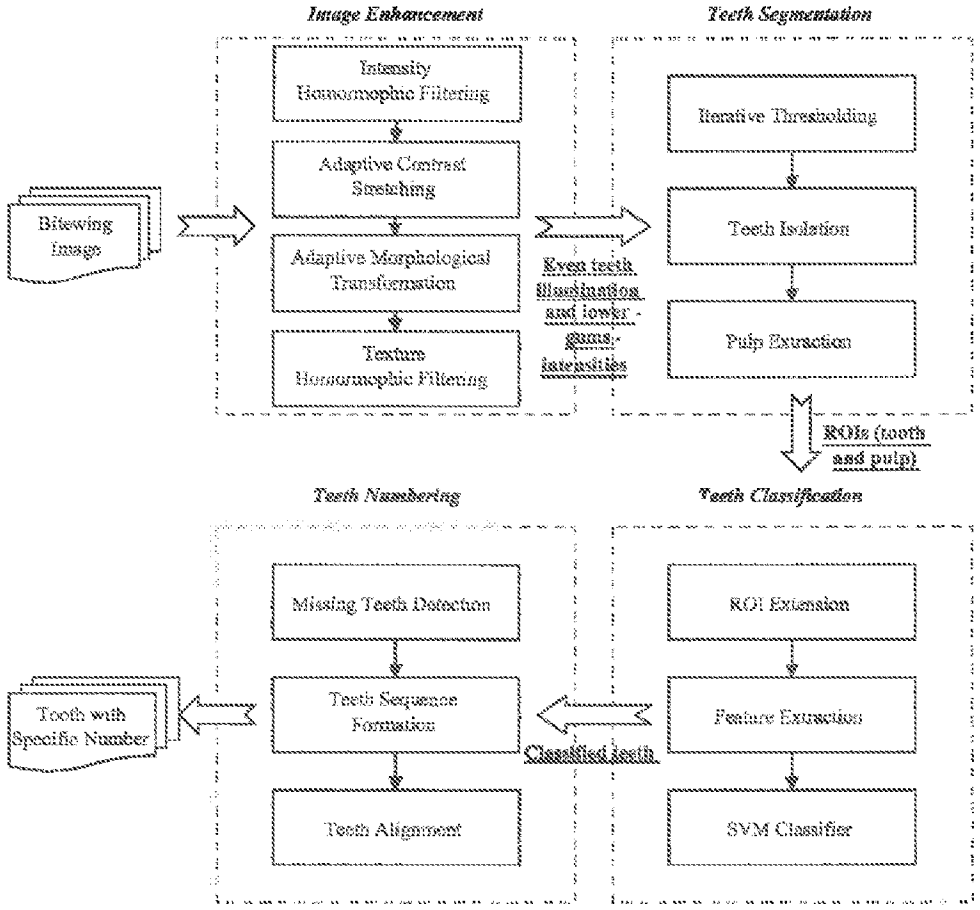


Fig. 4. The block diagram of our system.

demonstrate the effectiveness of our method are provided in Section 5. Finally, the conclusions are given in Section 6.

2. Teeth segmentation

Based on our observation on the available dental bitewing images, the shapes of teeth and pulps play important roles in accurate classification. Thus, accurate segmentation to teeth and pulps can improve teeth classification and facilitate correct teeth numbering.

2.1. Image enhancement

Dental radiographs always suffer from problems like noise, low-contrast, and uneven exposure, as shown in Figs. 5(a) and (b). These problems are either handled by adaptive intensity stretching and top- and bottom-hat morphological transformations [8] or by adaptive thresholding and top- and bottom-hat morphological transformations [12]. However, the contrast between teeth and pulps and uneven intensity of teeth across the entire radiograph cannot be simultaneously taken care by either method. In order to improve both contrast and intensity evenness simultaneously, we propose an image enhancement method that combines homomorphic filtering, adaptive contrast stretching based on homogeneity [10], and adaptive morphological transformations.

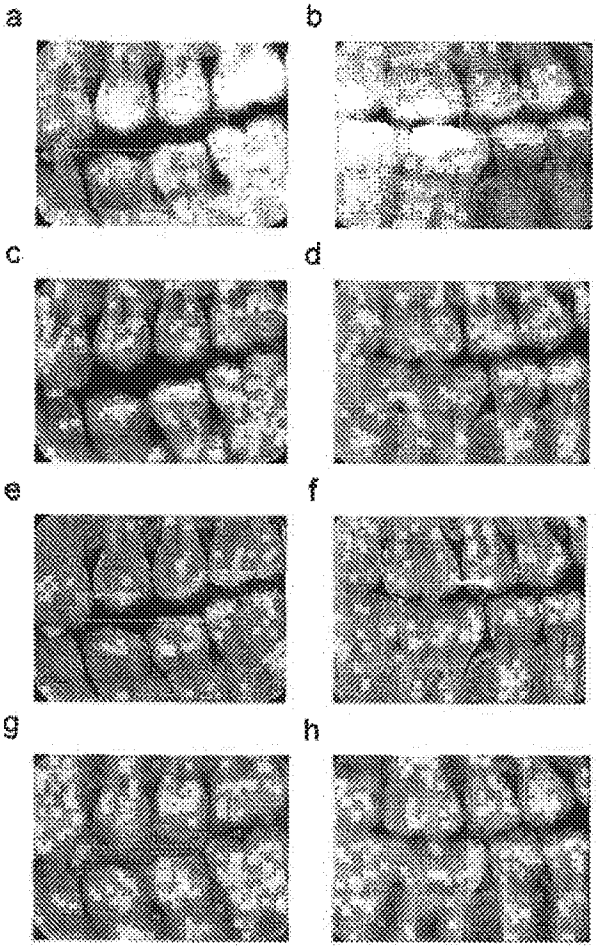


Fig. 5. Image enhancement: (a), (b) original images, (c), (d) images after the first homomorphic filtering, (e), (f) after adaptive contrast stretching and morphological transformations, (g), (h) final enhanced images.

2.1.1. Homomorphic filtering

Homomorphic filters are widely used in image processing for compensating the effect of non-uniform illumination in an image [14]. In theory, an image function $I(x,y)$ may be characterized by the multiplicative combination of an illumination component $i(x,y)$ and a reflectance component $r(x,y)$.

$$I(x,y) = i(x,y) \cdot r(x,y). \tag{1}$$

Also, teeth, pulps, and gums in a dental radiograph should each have similar reflectivity. Thus, we propose a homomorphic filtering method to suppress the uneven illumination effect while preserving the intensity discrepancies among all the components in the radiograph.

Proposed homomorphic filter: For a given dental radiograph image $I(x,y)$, we first take the Fourier transform of the logarithm of $I(x,y)$ to get the sum of its low-frequency illumination component and high-frequency reflectance component.

$$\mathbf{I}(u,v) = \mathcal{F}(\ln(I(x,y))) = \mathcal{F}(\ln(i(x,y))) + \mathcal{F}(\ln(r(x,y))). \tag{2}$$

We then apply a Gaussian low-pass filter $\mathcal{G}(u,v)$ [15] to $\mathbf{I}$ to remove its detailed components and retain its illumination distribution:

$$\mathbf{I}'(u,v) = \mathcal{G}(u,v) \cdot \mathbf{I}(u,v). \tag{3}$$

$$\mathcal{G}(u,v) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-(u^2+v^2)/2\sigma^2}. \tag{4}$$

As the rims of teeth have been removed during Gaussian filtering, we want to restore the rims back using a spatial dilation function. So we invert-transform $\mathbf{I}'$ back to spatial domain and take antilogarithm to obtain a filtered homomorphic view of illumination.

$$I'(x,y) = \ln^{-1}\mathcal{F}^{-1}(\mathbf{I}'(u,v)). \tag{5}$$

We then apply a dilation $\mathcal{D}$ to include back the filtered rims of teeth as much as possible. Finally we remove the illumination effect from the original image by dividing it with the dilated homomorphic view of illumination to result in a homomorphic filtered image I^* that will appear much more uniformly illuminated.

$$I^*(x,y) = \frac{I(x,y)}{\mathcal{D}(I'(x,y))} = i^*(x,y) \cdot r^*(x,y). \tag{6}$$

where $i^*(x,y)$ and $r^*(x,y)$ represent the homomorphic filtered illumination and reflectance components, respectively.

Eqs. (5) and (6) are equivalent to transform the spatially dilated image back to frequency domain again without taking anti-logarithm then subtract it from $\mathbf{I}$ and take the inverse Fourier transform and anti-logarithm to it. That is,

$$\mathbf{I}^*(u,v) = \mathcal{F}(\mathcal{D}(\mathcal{F}^{-1}(\mathbf{I}'(u,v)))) = \mathcal{F}(\ln(i'(x,y))) + \mathcal{F}(\ln(r'(x,y))). \tag{7}$$

$$I^*(x,y) = \ln^{-1}\mathcal{F}^{-1}(\mathbf{I}(u,v) - \mathbf{I}^*(u,v)) = i^*(x,y) \cdot r^*(x,y). \tag{8}$$

where $i'(x,y)$ and $r'(x,y)$ represent the dilated-Gaussian filtered illumination and reflectance components, respectively.

2.1.2. Adaptive contrast stretching based on homogeneity

Homogeneity is a mathematic statistic measurement that reflects the degree of uniformity in a region of interest [16]. In our previous work [10], we presented an adaptive contrast stretching technique based on a homogeneity measurement $H(x,y)$, which is defined as a combination of the complement of three normalized local discrepancy measurements: local range value, local standard deviation, and impulsiveness of the distribution. Local range value, denoted $d(x,y)$, measures the difference between the maximum and the minimum value of the neighborhood pixels within a window $W(x,y)$ that is centered

BNSDOCID: <XP_____26870003A__1_>

at (x,y) with both of its width and length equal to w, respectively. Local standard deviation, denoted $v(x,y)$, and $\gamma_4(x,y)$ measure the dispersion and the impulsiveness within a neighborhood $W(x,y)$, respectively. The mathematic expressions of our homogeneity definition are as follows.

$$H(x,y) = (1 - D(x,y)) \cdot (1 - V(x,y)) \cdot (1 - R_4(x,y)). \tag{9}$$

$$D(x,y) = \frac{d(x,y)}{\max_{\Omega}\{d(x,y)\}}, V(x,y) = \frac{v(x,y)}{\max_{\Omega}\{v(x,y)\}},$$
$$R_4(x,y) = \frac{\gamma_4(x,y)}{\max_{\Omega}\{\gamma_4(x,y)\}}. \tag{10}$$

$$d(x,y) = max\{I(x+p,y+q)\} - min\{I(x+p,y+q)\}, \quad \text{where } -\lfloor w/2\rfloor \le p,q \le \lfloor w/2\rfloor, \tag{11}$$

$$v(x,y) = \sqrt{\frac{1}{w^2}\sum_{p=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor}\sum_{q=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor} I(x+p,y+q) - \mu(x,y)^2}. \tag{12}$$

$$\gamma_4(x,y) = \frac{\sum_{p=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor}\sum_{q=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor} I(x+p,y+q) - \mu(x,y)^4}{w^2 - 1}, \tag{13}$$

and

$$\mu(x,y) = \frac{1}{w^2}\sum_{p=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor}\sum_{q=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor} I(x+p,y+q). \tag{14}$$

where Ω is the domain of I, I is a scalar intensity map, and $\lfloor w/2\rfloor$ stands for the largest integer smaller than $w/2$.

Based on the definition, a region is considered perfectly uniform when $D(x,y)$, $V(x,y)$, and $R_4(x,y)$ in the region are all 0, and the more uniform a region is, the larger the homogeneity measurement of the pixels within it will be. The adaptive contrast stretching function is constructed as follows.

(1) Calculate the degree of non-homogeneity $NH(x,y)$ for each pixel (x,y) by

$$NH(x,y) = 1 - H(x,y) \tag{15}$$

(2) Compute the control point "m" of the stretching function, which is the mean non-homogeneity $\delta(x,y)$ for window $W(x,y)$ centered at pixel (x,y)

$$\delta(x,y) = \frac{\sum_{p=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor}\sum_{q=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor} I(x+p,y+q)\cdot NH(x+p,y+q)}{\sum_{p=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor}\sum_{q=-\lfloor w/2\rfloor}^{\lfloor w/2\rfloor} NH(x+p,y+q)}. \tag{16}$$

(3) Extend the range of NH from $[0,1]$ to $[-1,1]$ by $NH = 2NH - 1$ so that the value becomes negative when the point is within a smooth region and vice versa.

(4) Determine the other control points "a", "b", and slope "h" as

$$h = v(x,y)\cdot NH(x,y)\cdot C. \tag{17}$$

$$\begin{cases} a_x = \delta(x,y) - v(x,y) \\ b_x = \delta(x,y) + v(x,y) \end{cases} \quad \begin{cases} a_y = a_x - h \\ b_y = b_x + h \end{cases}. \tag{18}$$

where a_x, a_y, b_x, and b_y denote the coordinates of control points "a" and "b", respectively, and the parameter C is a magnification constant. Fig. 6 depicts the concept of the adaptive local contrast stretching function.

Note that the range of $NH(x,y)$ in Eq. (17) is extended to $[-1,1]$ from $[0,1]$. The region is smooth when the value is negative, and the larger the absolute value is, the more uniform the region (i.e. teeth part) will be. On the other hand, positive value means lots of textures exist in the region (i.e. gums). Thus, a smooth function and a sharp function are constructed for teeth and gums, respectively.

(5) Map every pixel value $I(x,y)$ to a new value $I_c(x,y)$ according to the adaptive stretching function as follows:

$$I_c(x,y) = \begin{cases} (a_y/a_x)\cdot I(x,y), & \text{if } I(x,y) \le a_x. \\ (b_y - a_y)/(b_x - a_x)\cdot(I(x,y) - a_x) + a_y, & \text{if } a_x < I(x,y) < b_x. \\ (255 - b_y)/(255 - b_x)\cdot(I(x,y) - b_x) + b_y, & \text{if } I(x,y) \ge b_x. \end{cases} \tag{19}$$

2.1.3. Adaptive morphological transformation

After applying the adaptive local contrast stretching, the teeth become smoother, and the gums become more textured. For accentuating the cobweb-like texture, which has small bright and dark spots, without influencing the smooth region, we propose using an adaptive morphological transformation, which is defined as the combination of morphological top-hat and bottom-hat

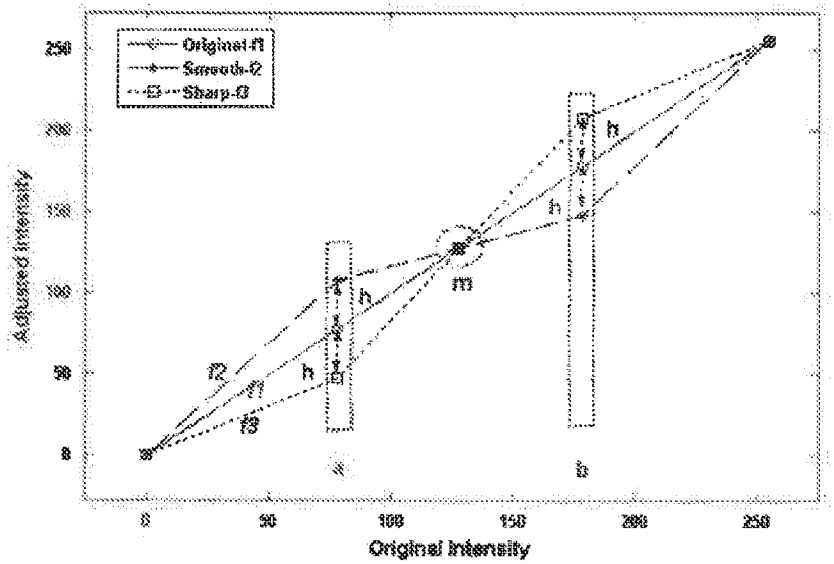


Fig. 6. A concept of adaptive local contrast stretching function.

BNSDOCID: <XP_____26870003A__1_>

transformations [17], to further emphasize the texture in the gums.

$$I_E(x,y) = I_c(x,y) + (T(x,y) - B(x,y)) \cdot NH(x,y), \quad (20)$$

where

$$T(x,y) = I(x,y) - (I(x,y) \circ S)$$
$$B(x,y) = (I(x,y) \bullet S) - I(x,y),$$

The operators $\circ$ and $\bullet$ represent morphological opening and closing used in top-hat transformation T and bottom-hat transformation B with a disk structure element S of radius 3, respectively. Non-homogeneity NH is used for suppressing the influence to smooth regions, e.g., teeth or background, but accentuating the influence to texture regions such as gums.

2.1.4. Image enhancement procedure

The goal of the proposed enhancement method is to make images with the intensity of teeth globally higher than the other parts so that simple iterative thresholding can be adapted for the next step of segmentation. The procedure is as follows.

For a given image I, we first apply the homomorphic filtering to obtain an image with more even intensity across the entire view. Figs. 5(c) and (d) are the filtered results of (a) and (b), respectively. We then apply adaptive contrast stretching based on homogeneity to the filtered image to enlarge texture discrepancies between teeth and gums as well as between teeth and pulps. To accentuate the cobweb-like texture in the gums, which has small bright and dark spots, without influencing the smooth regions, we apply the adaptive morphological transformations and obtain an enhanced image I_E, as shown in Figs. 5(e) and (f).

At this point, the intensity of some gums area may appear too close to teeth. In order to lower the intensity of gums so that gums can be differentiable from teeth by intensity thresholding, we transform I_E to $I_{E'}$, which is the combination of both entropy and edge value of I_E. Since gums have more texture than teeth even though their average intensity may be close, they have higher entropy and edge value and thus appear brighter than teeth in $I_{E'}$. That is, gums and edges become the high illumination portion of $I_{E'}$. So we apply the homomorphic filtering again to remove the high illumination portion and leave gums part appeared darker than teeth. Figs. 5(g) and (h) illustrate the final enhanced images of (a) and (b), respectively. The algorithm is as follows.

Image enhancement algorithm.

Input: A dental bitewing image I.

Output: An enhanced image with even teeth illumination and lower gum intensities.

Step1: Apply the proposed homomorphic filtering to I to remove uneven exposure.

1.1. Separate image I to illumination and reflection components using Eq. (2).
1.2. Retain the low-frequency illumination distribution by Gaussian low-pass filter using Eq. (3).
1.3. Take inverse transform and then anti-logarithm by Eq. (5) to obtain a reflection-suppressed image.
1.4. Dilate the reflection-suppressed image and divide it from the original image using Eq. (6).

Step2: Apply adaptive contrast stretching and adaptive morphological transformations to enlarge texture discrepancies between teeth and gums.

2.1. Measure the homogeneity of the filtered image resulted from *Step1* using Eqs. (9)–(14).
2.2. Calculate the degree of non-homogeneity using Eq. (15).
2.3. Establish the stretching function by determining the control points and slope using Eqs. (16)–(18).
2.4. Map the intensity of every pixel to a new value using Eq. (19).
2.5. Accentuate the cobweb-like texture in the gums using the adaptive morphological transformations in Eq. (20).

Step3: Apply the proposed homomorphic filtering to texture-image to lower the intensity of gums part.

3.1. Calculate the entropy $Q(x,y)$ and edge value $E(x,y)$ of the enhanced image I_E resulted from *Step2*.
3.2. Transform the enhanced image to texture feature space using

$$I_{E'}(x,y) = \frac{Q(x,y) + E(x,y)}{2}. \quad (21)$$

3.3. Use $I_{E'}$ as the input image and perform *Step1* again to remove the high illumination portion and leave the part of gums that appear darker than the teeth.

2.2. Segmentation and contour extraction

After enhancement, the image is ready to be segmented. The segmentation method, which was adapted and modified from [18], is briefed as follows.

- *Teeth segmentation*: Segmentation starts with applying an initial thresholding to separate the enhanced image into teeth areas and background areas, where the initial threshold is estimated from an area around the edges of teeth [19]. A new threshold is then computed as the average of two mean gray values of the two areas. Thresholding is applied again if the new threshold is different from the previous one. This procedure is repeated until there is no change in the new threshold value. After iterative thresholding, the image is binary with teeth areas in white and background areas in black. At this point, the binary image is ready for isolation to each individual tooth.
- *Isolation*: Horizontal integral projection is first applied to separate the upper jaw from the lower jaw followed by vertical integral projection to each jaw [6]. The result is a set of blocks, usually called region of interest (ROI), each contains a tooth.
- *Pulp extraction*: The pulp is always located within the tooth and its intensity is lower. Thus, we apply the iterative thresholding again to extract the pulp from each ROI.
- *Contour extraction*: The shape boundary of each tooth and pulp are finally obtained by applying an edge operator to each ROI followed by equal points sampling and B-spline fitting [20] to obtain a smooth contour of each tooth and pulp. Note that spline fitting will not affect the dimensions of the tooth features that will be used for classification later; nevertheless, it can help us to view how well the extracted contours are.

3. Teeth classification

The goal of classification is to classify each tooth within a bitewing dental radiograph to molar or premolar. By observing many bitewing images, we conclude that relative length/width ratio of a tooth, relative length/width ratio of a pulp, and relative crown size are three features that can effectively classify molar teeth from premolar teeth.

3.1. ROI extension with angle adjustment

In many cases, teeth may appear skew due to shooting, injury, or poorly aligned when taking the radiograph, and some root areas may not appear as well. Therefore, the true length/width ratio of a tooth may not be available without angle adjustment of

BNSDOCID: <XP_____26870003A__1_>

that tooth. The ROI extension with angle adjustment is performed as follows.

*Step*1: Calculate the skew angle (θ_i) of each ROI_i of the upper/lower jaw, as

$$\theta_i = \begin{cases} T_i, & i = 1, \\ \frac{1}{2}\cdot(T_{i-1}+T_i), & 2 \le i < n_j, \\ T_{i-1}, & i = n_j, \end{cases} \tag{22}$$

where T_i is the angle of the vertical boundary line, obtained during the isolation step of segmentation, and n_j is the maximum number of teeth in each jaw j.

*Step*2: For each ROI_i contained in the maxilla, pivot at the top-right or top-left corner of the sub-image containing the maxilla and rotate it abs(θ_i) degrees counter-clockwise if $\theta_i > 0$ or clockwise if $\theta_i < 0$.

*Step*3: For each ROI_i contained in the mandible, pivot at the top-left or top-right corner of the sub-image containing the mandible and rotate it abs(θ_i) degrees counter-clockwise if $\theta_i > 0$ or clockwise if $\theta_i < 0$.

Fig. 7 shows four extended ROIs after angle adjustment, in which (a) is a skewed image, (b) is the result of teeth segmentation and isolation with the angles of the three boundary lines of ROI's in maxilla and mandible being (20°, −4°, −5°) and (20°, 10°, 10°), respectively, (c) the extended ROI_1 in maxilla with $\theta_1 = 20°$, (d) the extended ROI_2 in mandible with $\theta_2 = 15°$, (e) the extended ROI_3 in maxilla with $\theta_3 = -5°$, and (f) the extended ROI_4 in mandible with $\theta_4 = 10°$.

3.2. Feature extraction

- *Relative length/width ratio (L/W)*: The shape of a complete molar is relatively fatter than a skinny premolar. Similarly, the shape of pulps within molars is either wide-flat or square-like, which is significantly different from long-narrow pulps in premolars. We define length and width of ROI_i as:

$$\begin{cases} length_i(L_i) = \max(y_i) - \min(y_i), \\ width_i(W_i) = \max(x_i) - \min(x_i), \end{cases} \tag{23}$$

where (x_i,y_i) is the coordinate of any contour point in ROI_i. Thus, the relative length/width ratio of a tooth i in the upper/lower jaw j having n_j teeth is:

$$\frac{(L_i/W_i)_j}{(L/W)_j^{'}}, \quad i = 1 \ldots n_j,\ j \in \{maxilla, mandible\},$$
$$\text{where } (L/W)_j^{'} = \frac{1}{n_j}\sum_{i=1\ldots n_j}(L_i/W_i)_j. \tag{24}$$

- *Relative crown size*: As mentioned in the introduction, the crown part of a tooth is defined as the upper portion of the tooth bounded by the horizontal center line of the pulp. Observing the bitewing images available, we conclude that most of the crown parts of molars appeared significantly wider and bigger than those of premolars in the same image. Thus, we select relative crown size as another classification feature for discriminating molar teeth from premolar teeth. Since the complete crown part may not always appear in the image, we define the relative crown size as:

$$\frac{c_i}{c'}, \quad \text{where } c' = \sum_{i=1\ldots n}\frac{c_i}{n}, \tag{25}$$

and c_i is the width of ROI_i and n is the total number of teeth in the bitewing dental radiograph. Fig. 8 lists two sets of length/width ratio and crown width for premolar and molar tooth, respectively.

3.3. Support vector machine (SVM)

We use binary support vector machine (SVM) [21,22] to classify each tooth to molar or premolar. SVM is a popular classification and regression technique, which was originally derived from statistical learning theory and has shown promising empirical results in many practical applications. The basic idea of SVM is to transform data into a higher dimensional space and find the optimal hyperplane with maximal separation margin between classes.

We assume all data are linearly separable. That is, the hyperplane of our binary SVM has the form of $\mathbf{w}\cdot\mathbf{x}-b=0$, where $\mathbf{w}$ is the normal to the hyperplane and $b/\|\mathbf{w}\|$ is the perpendicular distance from the hyperplane to the origin. Fig. 9 is a scatter plot of the feature vectors (*relative teeth L/W, relative pulp L/W, relative crown size*)^T in our dataset.

A linear SVM works as follows. First, L data, $(\mathbf{x}_i,y_i)$ $(i=1,\ldots,L)$, are randomly selected from the whole data set as the training set for finding the optimal $\mathbf{w}^*$ and b^* such that the hyperplane $\mathbf{w}^*\cdot\mathbf{x}+b^*=0$ is as far as possible from the closest members of both classes. That is, the training data $(\mathbf{x},y)$s, named the support vectors, will fall on either side of the two planes $B_1 : \mathbf{w}\cdot\mathbf{x}+b=1$



	(a) Molar		(b) Premolar	
Teeth L/W	0.95	0.84	2.2	1.64
Pulp L/W	0.50	0.67	2.5	1.45
Crown Size (pixels)	185	196	104	138

Fig. 8. Examples of the length/width ratio and crown size of molar and premolars.

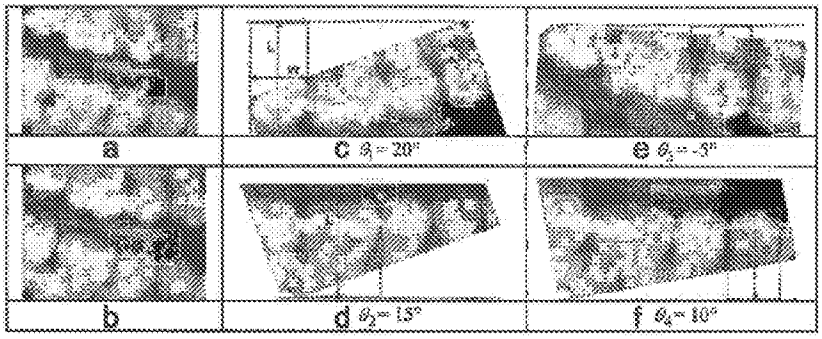


Fig. 7. Examples of ROI extension with angle adjustment.

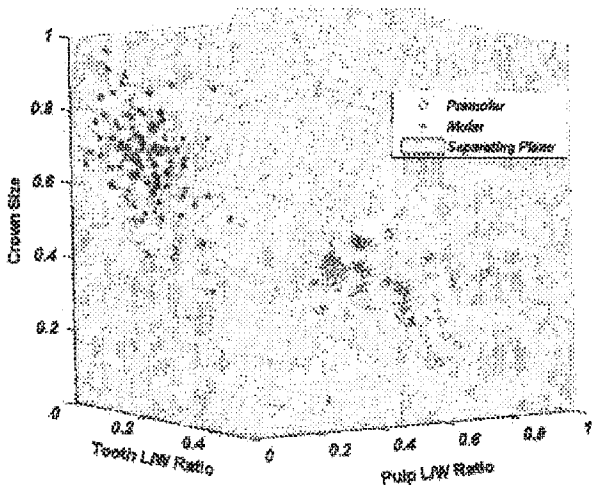


Fig. 9. The scatter plot of feature vectors.

and $B_2: \mathbf{w}\cdot\mathbf{x}+b=-1$. The hyperplane $\mathbf{w}^*\cdot\mathbf{x}+b^*=0$ is thus called the decision boundary of this binary linear classifier.

Each training data is denoted by a tuple $(\mathbf{x}_i, y_i)$ $(i=1,2,\ldots,L)$, where $\mathbf{x}_i=(x_{i1},x_{i2},\ldots,x_{id})^T$ corresponds to the feature vector (*relative teeth L/W, relative pulp L/W, relative crown size*)^T, and $y_i\in\{1,-1\}$ denotes its class label, i.e., molar or premolar. Based on this binary linear SVM model, the optimal $\mathbf{w}^*$ and b^* can be calculated as

$$\mathbf{w}^*=\sum_{i=1}^{L}\alpha_i y_i\mathbf{x}_i. \tag{26}$$

$$b^*=\frac{1}{N}\sum_{s\in S}\left(y_s-\sum_{m\in S}\alpha_m y_m\mathbf{x}_m\cdot\mathbf{x}_s\right) \tag{27}$$

where $\boldsymbol{\alpha}$ is the Lagrange multiplier such that $\sum_{i=1}^{L}\alpha_i-(1/2)\boldsymbol{\alpha}^T\mathbf{B}\boldsymbol{\alpha}$ is maximized, subject to the constraints $\alpha_i\geq 0\,\forall i$ and $\sum_{i=1}^{L}\alpha_i y_i=0$, $\mathbf{B}$ is a matrix with $B_{ij}=y_i y_j\mathbf{x}_i\cdot\mathbf{x}_j$, and S is the set of support vectors whose $\alpha_i>0$.

After constructing the decision hyperplane, each testing data $\mathbf{x}'$ is assigned to one of the two classes by evaluating $y'=\mathrm{sgn}(\mathbf{w}^*\cdot\mathbf{x}'+b^*)$, where sgn( ) is the sign function. That is, $\mathbf{x}'$ belongs to class molar if $y'>0$; otherwise, it belongs to class premolar.

4. Teeth numbering

Teeth numbering assigns each molar or premolar in both mandible and maxilla to a unique number according to the universal teeth numbering system. Our numbering method firstly formats each of the maxilla and mandible sequences to be a sequence comprising 'P', 'M', or '–', using both the classified result and the distances between each pair of the neighboring teeth. The formatted sequences are then compared with two standard patterns for a best matching segment using a simplified sequence alignment technique commonly used in bioinformatics. Finally, the specific number is assigned to each tooth based on the universal teeth numbering system.

4.1. Teeth standard patterns

Bitewing radiographs are taken either from the left or the right side of jaws. Each radiograph may contain one to three molars and premolars, respectively in both maxilla and mandible. Thus, the maximum number of teeth in each jaw is six. As shown in Fig. 2, (a) contains three premolars and one molar in both maxilla and mandible, respectively, (b) contains three premolars and one molar, and two premolars and two molar in both maxilla and mandible, respectively, (c) contains two molars and two premolars in both maxilla and mandible, respectively, and (d) contains three molars and two premolars in maxilla, and three molars and one premolar in mandible. For being able to fit the proposed numbering algorithm in all possible bitewing radiographs, we define the standard teeth patterns and their teeth numbers from left to right as M(1)M(2)M(3)P(4)P(5)P(6) for maxilla and M(32)M(31)M(30)P(29)P(28)P(27) for mandible, respectively for left jaw images and P(11)P(12)P(13)M(14)M(15)M(16) for maxilla and P(22)P(21)P(20)M(19)M(18)M(17) for mandible, respectively, for right jaw images, as listed in Table 1. Note that we name the canine teeth as the third premolars for ease of numbering.

Table 1
Two standard teeth patterns and numbers of bitewing radiographs.

Type	Pattern-1						Pattern-2					
	M	M	M	P	P	P*	P*	P	P	M	M	M
Maxilla	1	2	3	4	5	6	11	12	13	14	15	16
Mandible	32	31	30	29	28	27	22	21	20	19	18	17

Note: P stands for premolar and M stands for molar. P* is named cuspid (canine) in the universal teeth numbering system.

4.2. Teeth sequence formation

After classification, each tooth in maxilla or mandible is labeled as either molar 'M' or premolar 'P'. Before aligning to the standard pattern, we need to first aggregate the teeth in each maxilla and mandible to be a sequence of 'x_1 x_2 … x_m', where x_i='M', 'P', or '–' (missing tooth), $m\leq 6$. The sequence formation procedure is as follows:

Step1: Make a sequence by concatenating each tooth label from left to right.

Step2: Insert t notation '–'s to the corresponding positions of the sequence if t missing teeth are identified, where

$$t=\arg\min_{t=1\ldots n}\left\{\left(\frac{d_i}{(1/2)\cdot c_i+c_{i+1}\cdot t-1/2}\right)>1\right\},\quad 1\leq i\leq m-1. \tag{28}$$

and $n=m-1$ is the maximum number of missing teeth needed to be handled, c_i and c_{i+1} are the two neighboring relative crown sizes associated with the corresponding valley of the integral projection curve.

2.1: Calculate the distance d_i $(1\leq i\leq m-1)$, of the valleys in the integral projection curve along the y-axis taken during the teeth isolation.

2.2: For each d_i, start with $t=1$ and identify t teeth missing at this position if $d_i>((1/2)\cdot(c_i+c_{i+1})\cdot(t-1/2))$; otherwise, bump t by one and repeat the condition checking.

2.3: Insert t notation '–'s to the corresponding position into the sequence if t missing teeth are identified.

Fig. 10 gives a simple example of teeth-sequence formation. As shown in 10(b), we can see that the distance $d_1<(c_1+c_2)/4$ (no missing teeth), and $d_2>(c_2+c_3)/4$ (missing one tooth). Therefore, the final teeth sequence of mandible is 'PP-M'.

SNSDOCID: <XP_____28870003A__1_>

4.3. Teeth alignment and numbering algorithm

A bitewing radiograph could be either taken from the left or the right jaw. Thus, both standard patterns and their corresponding numbers, as listed in Table 1, are required for the numbering algorithm.

$$O_{ij} = \begin{cases} O_{i-1,j-1} + 1, & \text{if } t_i \text{ and } p_j \text{ are match,} \\ \max\{O_{i-k,j-k} - \frac{1}{3} \cdot k, 0\}, & \text{if } t_i \text{ and } p_j \text{ are } k\text{-associated, } k = 1, \ldots \min(i,j). \end{cases} \quad (29)$$

Teeth numbering algorithm.

Input: Two teeth sequences, two standard teeth patterns and their respective tooth numbers.

Output: Two sequences of teeth numbers.

*Step*1: Identify which standard pattern should be used for teeth alignment.

1.1 Calculate four similarity matrices $\mathbf{O}max_1$, $\mathbf{O}max_2$, $\mathbf{O}man_1$, and $\mathbf{O}man_2$ between each of the two teeth sequences (maxilla and mandible) and the two standard patterns (Pattern-1 and Pattern-2) using our simplified version of Smith–Waterman algorithm [23], as we only consider contiguous subsequences (segments) containing no internal deletions or insertions. Let the teeth sequence be $T = t_1 t_2 \ldots t_m$ and the pattern sequence be $P = p_1 p_2 \ldots p_n$, $m \le n$, respectively. Define t_i and p_j be (i) match if $t_i = p_j$, (ii) 1-associated if $t_i =$ '-', and (iii) k-associated, $1 \le k \le \min(i,j)$ if $t_{i-k} = p_{j-k}$. Then the similarity matrix $\mathbf{O} = \{O_{ij}\}$, the degree of similarity between pairs of segments T_i and P_j ending at t_i and p_j, respectively, can be calculated as

Note that constant 1/3 is adapted from Smith–Waterman algorithm.

1.2 Set the similarity score of each maxilla and mandible teeth sequence against each standard pattern, denoted $Smax_i$, $Sman_i$, $i = 1,2$, to be the maximum value of each corresponding similarity matrix. Compute the total similarity score S_i of the image against each standard pattern-i by $S_i = Smax_i + Sman_i$, $i = 1,2$.

1.3 Select the standard pattern to which the total similarity score of the teeth sequence is higher as the pattern template for alignment. That is, select 'Pattern-1' if $S_1 \ge S_2$; otherwise, select 'Pattern-2'.

*Step*2: Align each teeth sequence against the chosen standard pattern, respectively.

2.1 Select the teeth sequence whose similarity score to the pattern template is higher as the first sequence to be aligned. That is, align the maxilla sequence first if *Smax* > *Sman* or vice versa. When the two sequences have the same similarity to the pattern template, align each sequence against the pattern template individually using only steps 2.2 and 2.3.

2.2 Locate the maximum element from the last row of the similarity matrix at O_{kl} and find the longest local matching subsequence (LLMS) as $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$ where k is the length of the teeth sequence under alignment.

2.3 Replace t_i with p_{l-k+i}, $1 \le i \le k$ if $t_i \ne p_{l-k+i}$ and superimpose $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$ onto the pattern template $p_1 p_2 \ldots p_n$.

2.4 Align the other sequence $t_1 t_2 \ldots t_h$ with the LLMS $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$ by one of the following actions. (a) $h = k$: Align directly with $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$. (b) $h < k$: Find the LLMS between $t_1 t_2 \ldots t_h$ and $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$ by locating the maximum element from the last row of the similarity matrix $\mathbf{O}_{hk}$ and finding the LLMS as $p_{k-h+1}p_{k-h+2}\ldots p_{k-1}p_k$. (c) $h > k$: Find the LLMS between $t_1 t_2 \ldots t_h$ and $p_{l-k+1}p_{l-k+2}\ldots p_{l-1}p_l$ by locating the maximum element from the similarity matrix $\mathbf{O}_{hk}$ at (a,b), $1 \le a \le h$, $1 \le b \le k$, and finding the LLMS as $p_{b-a+1}p_{b-a+2}\ldots p_{b-1}p_b$.

2.5 Replace t_i with the aligned element p_j in the matched LLMS if $t_i \ne p_j$, and superimpose the corrected $t_1 t_2 \ldots t_h$ onto the standard pattern at the aligned location.

*Step*3: Number each tooth based on the aligned standard pattern.

Fig. 11 depicts the general flow diagram of this numbering algorithm.

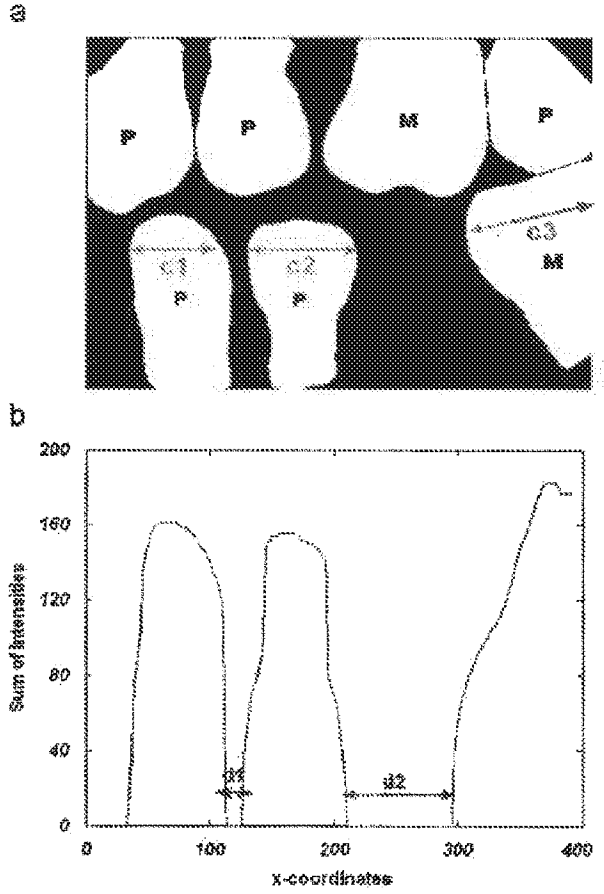


Fig. 10. An example of teeth sequence formation: (a) one missing tooth in the lower jaw, (b) the vertical integral projection of the lower jaw.

4.4. Examples

A radiograph with 'PPPM' (11, 12, 13, 14) in maxilla and 'PPM' (21, 20, 19) in mandible has been classified to 'PPPM' and 'PMM' for maxilla and mandible, respectively.

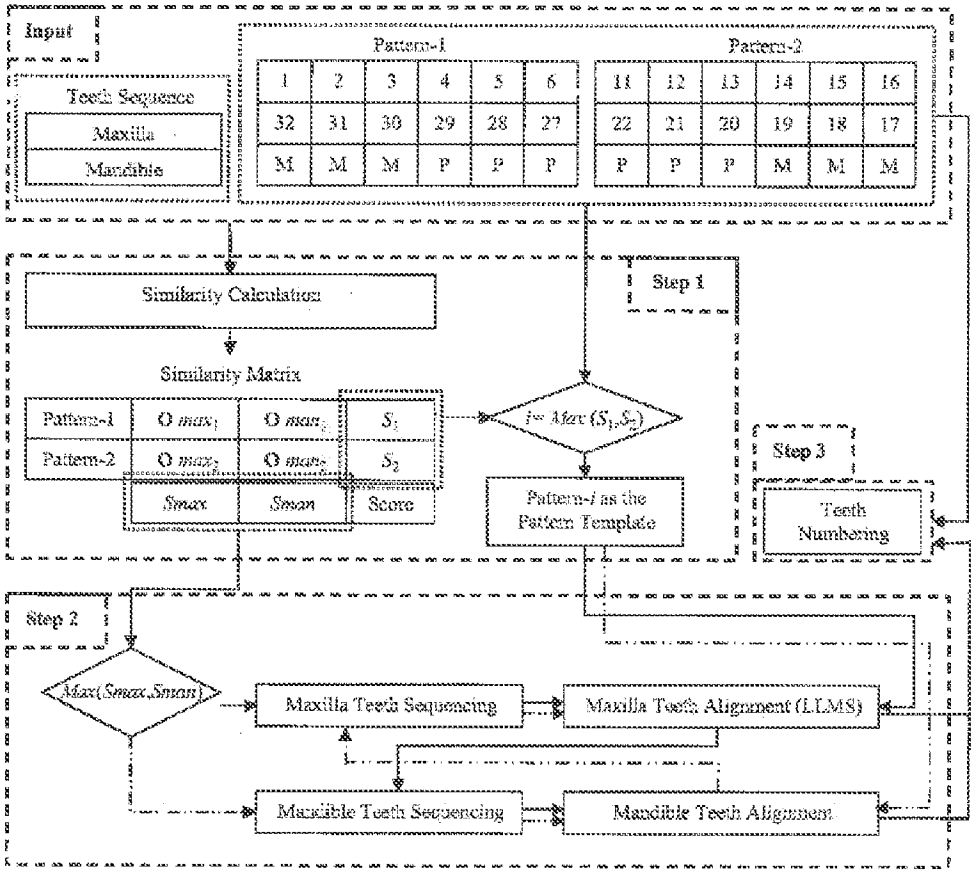


Fig. 11. The flow chart of our numbering algorithm.

*Step*1:

1.1: Calculate the similarity matrices $\mathbf{O}max_1$, $\mathbf{O}max_2$, $\mathbf{O}man_1$, $\mathbf{O}man_2$ as

$\mathbf{O}max_1$	M	M	M	P	P	P
P	0	0	0	1	1	1
P	0	0	0	1	2	2
P	0	0	0	1	2	3
M	1	1	1	0	0.7	1.7

$\mathbf{O}max_2$	P	P	P	M	M	M
P	1	1	1	0	0	0
P	1	2	2	0.7	0	0
P	1	2	3	1.7	0.3	0
M	0	0.7	1.7	4	2.7	1.3

$\mathbf{O}man_1$	M	M	M	P	P	P
P	0	0	0	1	1	1
M	1	1	1	0	0.7	0.7
M	1	2	2	0.7	0	0.3

$\mathbf{O}man_2$	P	P	P	M	M	M
P	1	1	1	0	0	0
M	0	0	0.7	2	1	1
M	0	0	0	1.7	3	2

1.2: Obtain the two similarity score S_i, i=1(maxilla), 2(mandible) as

	MNMPPP	PPPMMM
Maxilla (PPPM)	$Smax_1$=3	$Smax_2$=4
Mandible (PMM)	$Sman_1$=2	$Sman_2$=3
Score	S_1=5	S_2=7

1.3: Select 'Pattern-2' 'PPPMMM' as the standard pattern template, as S_2=7 > 5=S_1.

*Step*2:

2.1: Align maxilla sequence 'PPPM' first as it has higher score, i.e., $Smax$=4 > 3=$Sman$.

2.2: The LLMS of maxilla sequence is 'PPPM', as $\mathbf{O}max_2(4,4)$=4, the maximum element of the last row in $\mathbf{O}max_2$.

2.3: Superimpose 'PPPM' onto the pattern template 'PPPMMM'.

2.4: The LLMS of mandible sequence 'PMM' and 'PPPM' is 'PPM', as $\mathbf{O}man(3,4)$=1.7, the maximum element of the last row in $\mathbf{O}man$ ($h<k$).

$\mathbf{O}man$	P	P	P	M
P	1	1	1	0
M	0	0.7	0.7	2
M	0	0	0.3	1.7

2.5: Replace 'PMM' with 'PPM' and the superimposed alignment is 'PPPM'.

*Step*3:

The teeth numbers of maxilla and mandible are (11,12,13,14) and (21,20,19), respectively, as maxilla sequence 'PPPM' lines up against 'PPPMMM' and mandible sequence 'PMM' lines up against 'PPPMMM'.

5. Experimental results and comparisons

We perform two experiments for our proposed system and compare the experimental results with those of the method in

BNSDOCID: <XP_____26870003A__1_>

[12]. The test environment is AMD Athlon 64 X2 Dual with CPU 3800 and 2G RAM running in Window XP platform. The software package used is MATLAB and LIBSVM in [22].

5.1. Segmentation and classification results

We use 47 bitewing images taken from either the left or the right jaw with 369 teeth in total in this experiment. After segmentation, we successfully isolate 348 teeth in total, in which 87 and 91 teeth are molars in maxilla and mandible, respectively, and 92 and 78 teeth are premolars in maxilla and mandible, respectively. We select nine segmented images containing 17 and 19 molars, and 16 and 13 premolars, in maxilla and mandible, respectively as the training set for SVM, and use the rests as the testing set. The experimental results indicate that 65 out of the 70 (92.9%) molars in maxilla, 69 out of the 72 (95.8%) molars in Mandible, 75 out of the 76 (98.7%) premolars in maxilla, and 60 out of the 65 (92.3%) premolars are classified correctly. In other words, the system achieves an overall classification accuracy rate of 95.1%. Fig. 12 shows eight segmented and classified dental images of the testing set; whereas the column "pre-(5) of our method" in Table 2 summarizes the classification results.

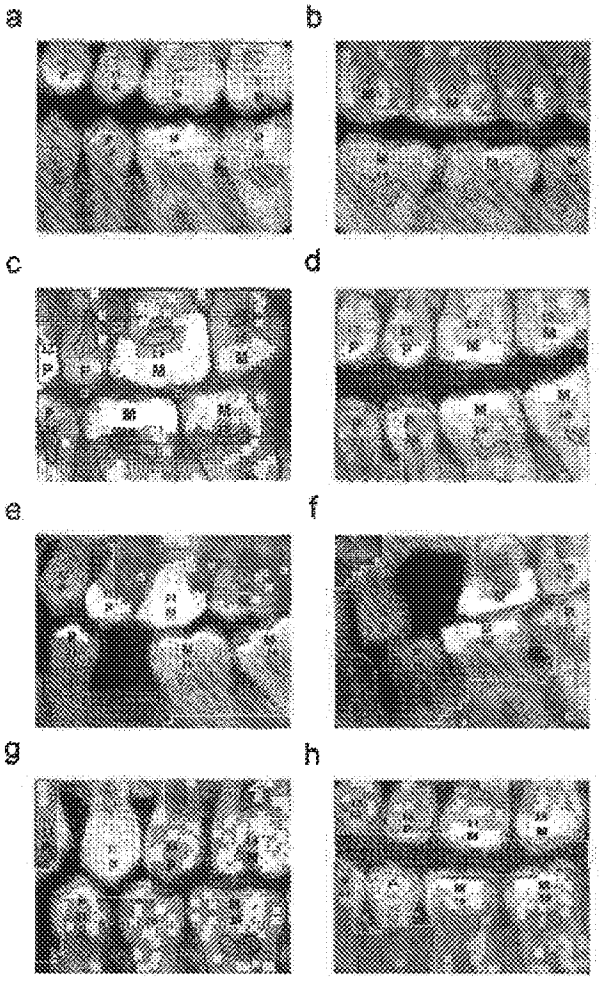


Fig. 12. Examples of the segmentation and classification results: (a)–(e) correct classification and numbering, (f)–(h) misclassification but correct numbering.

Table 2
Comparison of classification accuracy (in %).

Teeth	Our method		Method 1 by Mahoor [12]		Method 2 by Mahoor [12]	
	pre-(5)	final-(6)	pre-	final-	pre-	final-
(1)	95.8	95.8	(7) 95.5/95.5	95.5/95.5	89.7/89.3	91.8/91.4
(2)	92.3	100	86.4/81.5	86.4/84.2	82.7/78.7	91.4/85.1
(3)	92.9	100	83.7/88.4	93.7/95.5	91.4/86.4	93.7/91.4
(4)	98.7	100	86.4/72.0	92.0/90.0	72.0/80.0	82.0/94.2

(1) Molars in mandible.
(2) Premolars in mandible.
(3) Molars in maxilla.
(4) Premolars in maxilla.
(5) Pre-classification: without teeth numbering.
(6) Final classification: with teeth numbering.
(7) Classification result by using: complex signature/centroid distance.

Table 3
Numbering accuracy.

	# of images	Accuracy (%)	# of teeth	Accuracy (%)
Accurately classified	35	97.1	255	98.8
Misclassified	12	91.7	93	95.7
Total	47	95.7	348	98.0

5.2. Numbering results

We use the same 47 classified bitewing images to test effectiveness of our numbering algorithm, where 35 images are 100% accurately classified and 12 images have one or two misclassified teeth. The experimental results indicate that all teeth in 34 out of the 35 (97.1%) accurately classified images and 11 out of the 12 (91.7%) partially misclassified images are correctly numbered. In terms of number of teeth, 252 out of 255 (98.8%) accurately classified teeth and 89 out of 93 (95.7%) misclassified teeth are correctly numbered. In other words, our numbering method achieves a total accuracy rate of 95.7% (45/47) and 98.0% (341/348), respectively in terms of number of images and number of teeth, respectively. In addition, applying the teeth sequence alignment steps of the numbering method can also correct some of the misclassification results, as shown with '↘' in Figs. 12(f)–(h). The differences between the values in column "pre-(5)" and "final-(6)" of our method in Table 2 demonstrate the improvement of classification; whereas Table 3 summarizes the numbering accuracy of the test.

5.3. Comparisons

We claim that our method outperform the method in [12] based on the successful results of applying our teeth classification and numbering system on four bitewing radiographs that were reported in [12] either misclassified or mis-numbered, as shown in Figs. 13(a)–(d). Note that all four images are taken from the left side of jaws, so the correct teeth pattern should be 'PPMM'. Figs. 13(a2)–(d2) demonstrate that our method correctly classify the two images that were reported misclassified, as shown in Figs. 13(a1) and (b1), and correctly number the two images that were reported incorrectly numbered, as shown in Figs. 13(c1) and (d1). Table 2 compares the classification accuracy rates between our method and all their methods, though the data set used in experiments may not be completely identical. Observing the

classification results, we can see that all their methods cannot simultaneously classify molars and premolars with high accuracy, even after applying spatial relation adjustment, as listed in columns final. Our accuracy rates of 94.4% (134/142) for molars and 95.7% (135/141) for premolars indicate that our method can simultaneously classify molars and premolars in high accuracy. The rates are improved further to 97.9% (139/142) for molars and 100% (141/141) for premolars if we apply teeth numbering for final classification.

5.4. Unsolved or failure cases

Although as demonstrated in Fig. 13, our numbering method can correct misclassification in cases of (a) both maxilla and mandible teeth sequence patterns are the same, and (b) one sequence is the sub-pattern of the other. However, two situations still result in errors.

The first one occurs when two classified teeth sequences, in that one is misclassified, have the same similarity score and each can find a completely matched segment in the standard pattern. Since we do not know which matched segment is correct so that we cannot pick one as the correct segment for the other to align with. In such cases, the alignment algorithm cannot achieve classification-correction. Fig. 14(a) shows an example of this situation, where the accurately classified maxilla sequence 'PPPM' is completely matched with the segment 'PPPM' in the standard pattern 'PPPMMM', and the misclassified mandible sequence 'PMMM' is also completely matched with the segment 'PMMM' within the standard pattern 'PPPMMM'. Therefore, the misclassified sequence is aligned with the wrong segment and still results in error.

The other situation occurs when the teeth arrangement of both jaws is not consistent. Fig. 14(b) is one of such example, where the mandible sequence 'MMM' is not a segment of the maxilla sequence 'MMPP'. Since 'MMPP' has higher similarity score that it

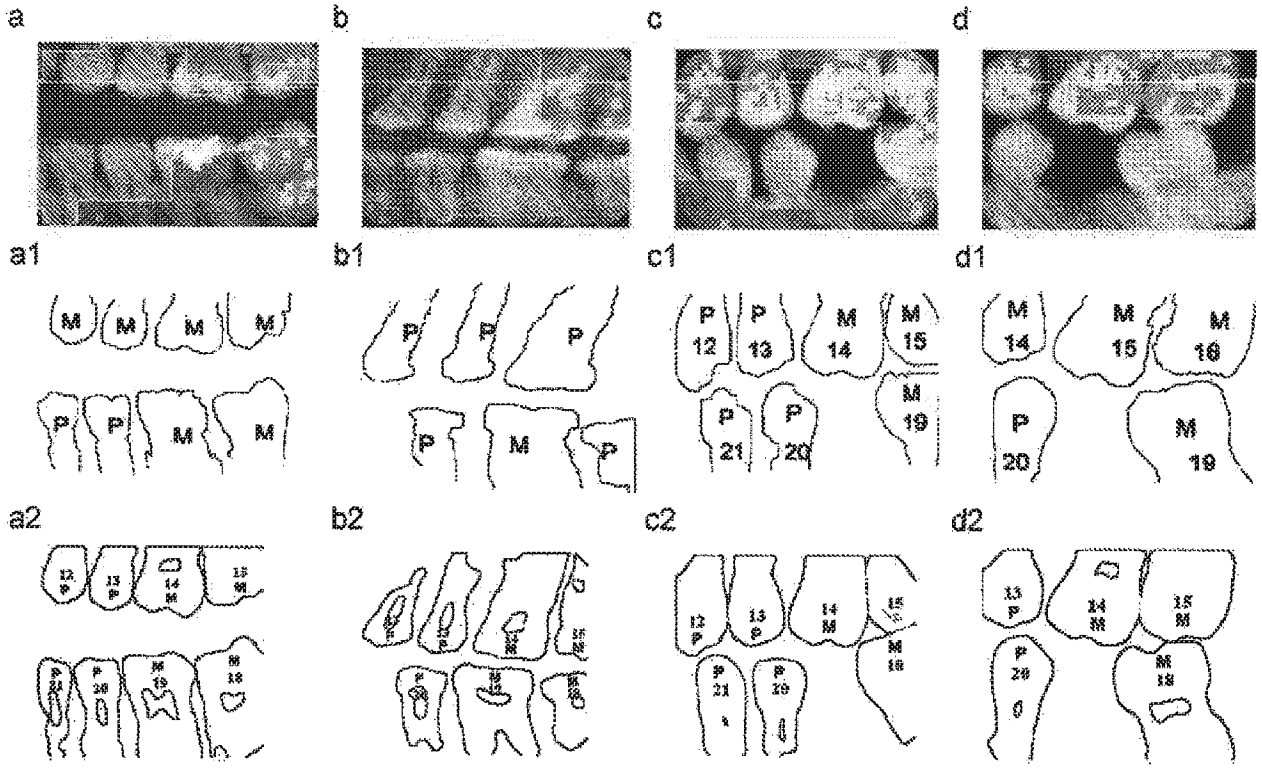


Fig. 13. Comparison of the misclassification and incorrect numbering results of method in [12]. (a)–(d) original images, (a1),(b1) misclassified in [12], (c1),(d1) incorrectly numbered in [12], (a2),(b2) accurately classified by our method, (c2),(d2) accurately numbered by our method.

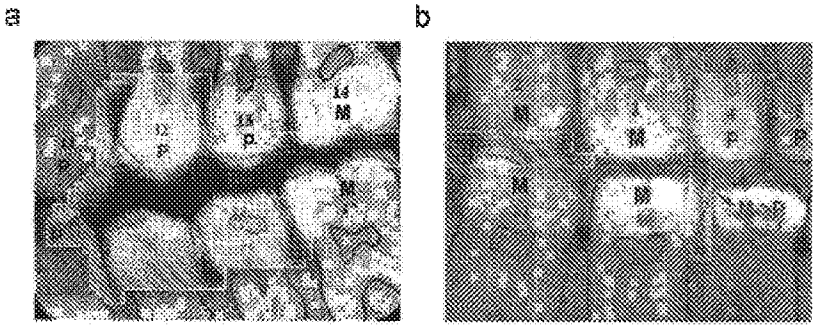


Fig. 14. Two failure cases of our numbering method.

BNSDOCID: <XP_____2587000JA__1_>

will be used as the alignment segment for the mandible sequence 'MMM'. As a result, 'MMM', even though it is originally a correct classification sequence, will be 'wrongly aligned and corrected' to 'MMP'.

We also notice that some of the extracted teeth contours in the segmentation results still do not cover the entire teeth and some pulps have not been extracted, even though the intensity differences between teeth and gums and between teeth and pulps are visible in the enhanced images. This suggests that the adapted simple iterative thresholding should be further improved for better segmentation results.

6. Conclusions

Teeth segmentation, classification, and numbering for dental radiographs are important but still challenging for automatically and accurately identifying long-missing people or victims in mass disasters. In this paper, we presented a dental classification and numbering system, including an image enhancement method for improving segmentation teeth from other parts, an effective way of extracting robust features for increasing the accuracy of classification, and a simplified version of a sequence alignment algorithm commonly used in bioinformatics for teeth alignment with the universal teeth numbering system. We showed that (i) applying the proposed homomorphic filtering and homogeneity-based contrast stretching techniques can indeed enhance images to appear with even illumination and better contrast for iterative thresholding, (ii) using three features that include both contour and region information and adjusting each ROI orientation then extending the ROI to include the missing root area is effective for classification, (iii) our teeth alignment and numbering algorithm further improves the classification accuracy, (iv) our system outperforms a presented method in both classification accuracy and capability of accurately classifying difficult images. Despite of good results demonstrated, classifying poor images, such as only 3 or 4 teeth left, teeth arrangement of both upper and lower jaws is not consistent, or teeth in upper and lower jaws overlapped each other, is still a big challenge.

Acknowledgment

This research was supported by the National Science Council of ROC under Grants NSC-97-2221-E-126-008 and NSC 96-2628-E-005-084-MY3.

References

[1] M. Abdel-Mottaleb, O. Nomir, D.E. Nassar, G. Fahmy, H.H. Ammar, Challenges of developing an automated dental identification system, IEEE Int. Mid-west Symp. Circuits Syst. 1 (2003) 411–414.
[2] G. Fahmy, D. Nassar, E. Haj-Said, H. Chen, O. Nomir, J. Zhou, R. Howell, H. Ammar, M. Abdel-Mottaleb, A. Jain, Toward an automated dental identification system (ADIS), J. Electron. Imaging 14 (2005) 1–13.
[3] American Dental Association, Current Dental Terminology, third ed. (CDT-3), 1999.
[4] A.K. Jain, H. Chen, Matching of dental X-ray images for human identification, Pattern Recognition 37 (2004) 1519–1532.
[5] J. Zhou, M. Abdel-Mottaleb, A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images, Pattern Recognition 38 (2005) 2132–2142.
[6] O. Nomir, M. Abdel-Mottaleb, A system for human identification from X-ray dental radiographs, Pattern Recognition 38 (2005) 1295–1305.
[7] F. Keshtkar, W. Gueaieb, Segmentation of dental radiographs using a swarm intelligence approach, Can. Conf. on Electr. Comp. Eng. (2006) 328–331.
[8] E.H. Said, D.E.M. Nassar, G. Fahmy, H.H. Ammar, Teeth segmentation in digitized dental X-ray films using mathematical morphology, IEEE Trans. Inf. Forensic Secur. 1 (2006) 178–189.
[9] S. Li, T. Fevens, A. Krzyzak, C. Jin, S. Li, Semi-automatic computer aided lesion detection in dental X-rays using variational level set, Pattern Recognition 40 (2007) 2861–2873.
[10] Y.H. Lai, P.L. Lin, Effective segmentation for dental X-ray images using texture-based fuzzy inference system, Adv. Concepts Intell. Vision Syst. LNCS 5259 (2008) 936–947.
[11] S. Tabbone, L. Wendling, J.-P. Salmon, A new shape descriptor defined on the Radon transform, Comput. Vision Image Underst. 102 (2006) 42–51.
[12] M.H. Mahoor, M. Abdel-Mottaleb, Classification and numbering of teeth in dental bitewing images, Pattern Recognition 38 (2005) 577–586.
[13] A.K. Jain, H. Chen, Registration of dental atlas to radiographs for human identification, Proc. of SPIE Conf. on Biom. Technol. Hum. Identification 5779 (2005) 292–298.
[14] T. Acharya, A.K. Ray, Image Processing: Principles and Applications, Wiley-Interscience, 2005.
[15] L.G. Shapiro, G.C. Stockman, Computer Vision, Prentice Hall, 2001.
[16] H.D. Cheng, M. Xue, X.J. Shi, Contrast enhancement based on a novel homogeneity measurement, Pattern Recognition 36 (2003) 2687–2697.
[17] A. Moragas, M. Garcia-Sonafe, I. de Torres, M. Sans, Textural analysis of lymphoid cells in serous effusions. A mathematical morphologic approach, Anal. Quant. Cytol. Histol. 15 (1993) 165–170.
[18] O. Nomir, M. Abdel-Mottaleb, Fusion of matching algorithms for human identification using dental X-ray radiographs, IEEE Trans. Inf. Forensic Secur. 3 (2008) 223–233.
[19] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, Digital Image Processing, second ed., Prentice Hall, 2002.
[20] C. de Boor, B-Spline basics, in: L.A. Piegl (Ed.), Fundamental Developments of Computer-Aided Geometric Modeling, Academic Press, New York, 1993, pp. 27–49.
[21] C. Cortes, V. Vapnik, Support-vector network, Mach. Learn. 20 (1995) 273–297.
[22] C.C. Chang, C.J. Lin, LIBSVM: A library for support vector machines, 2001, software available at <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm>.
[23] T.F. Smith, M.S. Waterman, Identification of common molecular subsequences, J. Mol. Biol. 147 (1981) 195–197.

About the Author—PHEN-LAN LIN received her BS degree in Engineering Science from Taiwan National Cheng-Kung University in 1973, both MSEE and Ph.D. degrees in Electrical Engineering from Southern Methodist University, Dallas, Texas in 1992, and 1994, respectively. She is a professor in the Department of Computer Science and Information Engineering, Providence University since 2004, and had been a professor and an associate professor in the Department of Computer Science and Information Management in 1995–2003, as well as the Director of Computer and Communication Center in the university in 2002–2008. Prior teaching, Dr. Lin was with Texas Instruments in Dallas, Texas as a member of technical staff, lead engineer, and project manager from 1978 to 1992, respectively. Her current research interests include information security and privacy (including multimedia and network security), medical imaging, and automatic visual inspection.

About the Author—YAN-HAO LAI received his BS degree in Information Management from South Taiwan University in 2003. He is currently a Ph.D. student in the Department of Computer Science and Engineering of National Chung-Hsing University. His research interests include computer vision and information security.

About the Author—PO-WHEI HUANG received his BS degree in applied mathematics from National Chung-Hsing University in 1973, the MS degree in mathematics from Texas Tech University in 1978, and the Ph.D. degree in computer science from Southern Methodist University in 1989. He was with Texas Instruments in Dallas as a member of technical staff, project manager, and software development manager from 1978 to 1990. He was the department chairman and has been a professor in the Department of Computer Science and Engineering at National Chung-Hsing University. From September 2002 to October 2004, he served as the vice president of National Huwei University of Science and Technology located in Yunlin County of Taiwan. From October 2004 to January 2006, he was appointed as the Secretary General of National Chung-Hsing University. Since February 2006, he has been the dean of College of Science at National Chung-Hsing University. His research interests include image database, computer vision, pattern recognition, and artificial intelligence.

SNSDOCID: <XP_____28870003A__1_>

Computers in Biology and Medicine 80 (2017) 24–29

Contents lists available at ScienceDirect

Computers in Biology and Medicine

journal homepage: www.elsevier.com/locate/cbm

Classification of teeth in cone-beam CT using deep convolutional neural network

Yuma Miki[a], Chisako Muramatsu[b,*], Tatsuro Hayashi[b], Xiangrong Zhou[a], Takeshi Hara[a], Akitoshi Katsumata[c], Hiroshi Fujita[a]

[a] Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu, Gifu 501-1194, Japan
[b] Media Co., Ltd., 3-26-6 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan
[c] Department of Oral Radiology, School of Dentistry, Asahi University, 1851 Hozumi, Mizuho, Gifu 501-0296, Japan

ARTICLE INFO

Keywords:
Deep convolutional neural networks
Tooth classification
Dental cone-beam CT
Forensic identification
Dental chart

ABSTRACT

Dental records play an important role in forensic identification. To this end, postmortem dental findings and tooth conditions are recorded in a dental chart and compared with those of antemortem records. However, most dentists are inexperienced at recording the dental chart for corpses, and it is a physically and mentally laborious task, especially in large scale disasters. Our goal is to automate the dental filing process by using dental x-ray images. In this study, we investigated the application of a deep convolutional neural network (DCNN) for classifying tooth types on dental cone-beam computed tomography (CT) images. Regions of interest (ROIs) including single teeth were extracted from CT slices. Fifty two CT volumes were randomly divided into 42 training and 10 test cases, and the ROIs obtained from the training cases were used for training the DCNN. For examining the sampling effect, random sampling was performed 3 times, and training and testing were repeated. We used the AlexNet network architecture provided in the Caffe framework, which consists of 5 convolution layers, 3 pooling layers, and 2 full connection layers. For reducing the overtraining effect, we augmented the data by image rotation and intensity transformation. The test ROIs were classified into 7 tooth types by the trained network. The average classification accuracy using the augmented training data by image rotation and intensity transformation was 88.0%. Compared with the result without data augmentation, data augmentation resulted in an approximately 5% improvement in classification accuracy. This indicates that the further improvement can be expected by expanding the CT dataset. Unlike the conventional methods, the proposed method is advantageous in obtaining high classification accuracy without the need for precise tooth segmentation. The proposed tooth classification method can be useful in automatic filing of dental charts for forensic identification.

1. Introduction

Dental records play an important role in forensic identification after large-scale disasters [1–3]. Forensic dentistry is an important field because dental information can be used for identifying a person even when his/her body has been severely damaged; moreover, antemortem (AM) x-ray images are easier to collect than DNA samples. For dental identification, postmortem (PM) dental findings and tooth conditions are recorded in a dental chart. However, most dentists are inexperienced at recording the dental chart for corpses, and it can cause a psychiatric burden. Such a psychiatric stress may also lead to incorrect data recording and psychiatric disorders.

For overcoming these drawbacks, studies have proposed automatically obtaining dental information from the dental x-ray images, creating panoramic-like images from CT data for better image comparison, and/or matching the AM and PM images [4–10]. Jain et al. [4] investigated a computerized method for matching the AM and PM dental images. Each tooth was first isolated from its neighbors and the tooth contour was extracted on the basis of intensity. The corresponding image was then searched for by matching the extracted contours with rigid transformation. Among 38 AM/PM image pairs, 25 were correctly matched while the genuine AM image was selected as the second-best match in 5 of the remaining 13 cases. Zhou et al. [5] proposed a 3-step method to retrieve matched images. Images were first classified into bitewing, periapical, or panoramic images, and the teeth on bitewing images were segmented using a top-hat filter and an active contour method. The corresponding image was searched for by matching the boundary shape.

* Corresponding author.
E-mail address: chisa@fjt.info.gifu-u.ac.jp (C. Muramatsu).

http://dx.doi.org/10.1016/j.compbiomed.2016.11.008
Received 7 September 2016; Received in revised form 7 November 2016; Accepted 9 November 2016
0010-4825/ © 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Lin et al. [8] proposed a method to classify teeth on bitewing images. After tooth segmentation, the length and width ratio and crown size were used as features to classify each tooth as a molar or premolar by using a support vector machine. They achieved an overall classification accuracy of 98% when using 47 images containing 369 teeth. Hosntalab et al. [10] proposed a multi-stage technique for the classification and numbering of teeth on multi-slice CT images. The 3 step process included the segmentation of tooth regions using a variation level set, feature extraction of the wavelet-Fourier descriptor, and classification of teeth into 4 groups using a supervised classifier. Using this technique, they achieved high classification accuracies above 94% for 804 teeth from 30 CT cases [10].

In this study, as a component of automated dental chart filing system, we investigated an automated method for classifying tooth types on dental cone-beam CT images using a deep convolutional neural network (DCNN). Since the success of Krizhevsky et al. [11] in the ImageNet 2012 competition, DCNNs have shown their outstanding ability in object recognition and natural image classification. The application of DCNNs to medical images has been increasingly investigated by many groups that have achieved certain degrees of success [12–17]. However, a successful application procedure has not yet been established, and to our knowledge DCNNs have only been applied to dental image processing in one study. Wang et al. [18] reported the comparison of dental radiography analysis algorithms for the grand challenges held in IEEE International Symposium on Biomedical Imaging 2015, in which Ronneberger et al. employed u-shaped deep convolution neural network for segmentation of bitewing radiographs for caries detection. In this preliminary study, we investigated the utility of a DCNN in classifying teeth into 7 types by using rectangular regions of interest (ROIs), each of which enclosed a tooth from an axial slice.

2. Material and methods

2.1. Image dataset

The images used in this study were obtained using two dental CT units, namely Veraviewepocs 3D (J.Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) and Alphard VEGA (Asahi Roentgen Ind. Co., Ltd., Kyoto, Japan), which were used to acquire images in 33 and 19 cases, respectively. The images were obtained from Asahi University Hospital, Gifu, Japan. The diameter of the field of view ranged from 51 to 200 mm, and the voxel resolution ranged from 0.1 to 0.39 mm. The institutional review boards of Gifu University and Asahi University approved the study protocol.

In general, medical CT images employ Hounsfield units for representing the gray levels. However, in dental cone beam CT images, gray levels are not standardized. Therefore, in this study, the window level and window width were manually adjusted to have an appearance similar to the model image, in which the dental region was clearly visualized. The average window level was 701 ± 461 and the average window width was 1338 ± 973 for 12-bit images. The gray level was then reduced to 8 bits prior to DCNN training and testing. From the 52 cases, 5 cases each from the two imaging systems were randomly selected and used as the evaluation dataset, and the remaining were used as the training dataset. For examining a sampling effect, the test dataset was sampled 3 times, and the training and testing were repeated.

2.2. ROI extraction

For both the training and test cases, the smallest bounding box enclosing each tooth was manually placed on the CT volume. From the bounding box, all axial slices excluding the upper and lower 20% were used as the training and test ROIs. As this was a preliminary investigation, the ROIs affected by metal artifacts were not included in this study. The number of ROIs obtained from a single tooth ranged from 19 to 171, with an average of 46. The 7 tooth types included the central incisors, lateral incisors, canines, first and second premolars, and first and second molars. The third molars were excluded from this study because of the small number of samples. Fig. 1 shows an example of the dental chart with different tooth types. The total number of ROIs extracted from the CT volumes was 6653, 6766, 7928, 5794, 3346, 2116, and 2657, respectively, for each of the abovementioned 7 tooth types. For the test cases, all ROIs were used for evaluation. The number of test ROIs for the 7 tooth types in each of the 3 samplings is listed in Table 1. For training the DCNN, the number of samples was balanced to the minimum number of ROIs in the 7 tooth types by random sampling. The number of the training ROIs in the 3 samplings was 11354, 12572, and 12985. Fig. 2 shows the extracted sample ROIs.

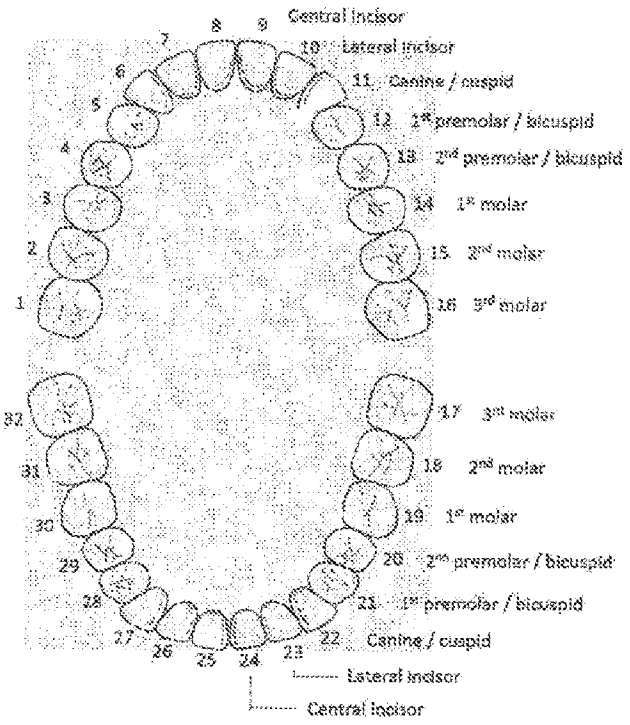


Fig. 1. Dental chart and tooth types.

2.3. Data augmentation

A small number of training cases can often leads to overtraining. Because the number of training cases in our dataset was limited, the training data were augmented by image manipulation [11,19], and the results with and without data augmentation were compared. One method that we investigated in this study was image rotation. Another method was intensity transformation by gamma correction defined as follow:

$$y = I_{max} \left(\frac{x}{I_{max}} \right)^{1/\gamma},$$

where x and y are the input and output pixel values, respectively, and Imax is the maximum pixel value, which is 255 for the input image. For the image rotation, the ROIs were extracted by rotating the CT volume from −10 to +10° in 5° steps along the x-y plane and replacing the bounding box. This resulted in a sample size 5 times the original sample size. For intensity transformation, γ values of 0.75 and 1.5 were applied, thereby increasing the number of samples by a factor of 3. The sample images are shown in Fig. 3.

Pg. 235

Table 1
Numbers of test ROIs for seven tooth types in 3 random samplings.

	Central incisor	Lateral incisor	Canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
Set 1	1169	1148	1369	991	716	493	497
Set 2	1277	1238	1419	966	639	819	388
Set 3	1208	1264	1425	938	401	260	344

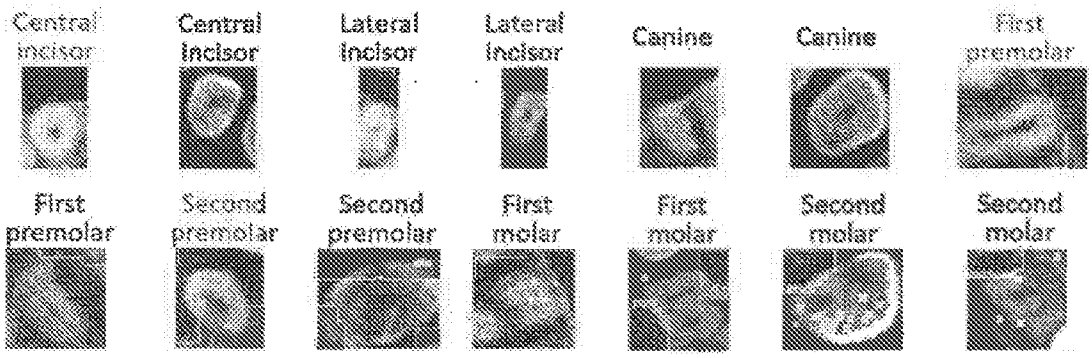


Fig. 2. Regions of interest including single tooth extracted from axial slices.

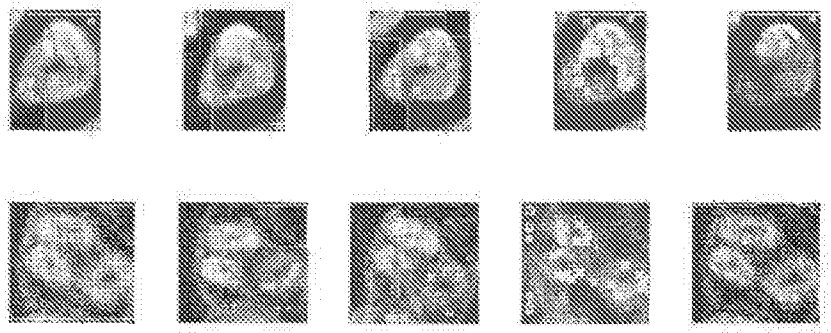


Fig. 3. Samples created by rotation and intensity transformation. (from left to right: original, 10° rotation, −10° rotation, high intensity (γ=1.5), and low intensity (γ=0.75)) images).

2.4. Network architecture

In this study, we employed the AlexNet [11] architecture. The AlexNet, which was proposed by Hinton et al., had won the first place in the ImageNet Large Scale Visual Recognition Challenge 2012 [20], with an exceptional recognition performance. The network can be used from Caffe [21], which is the deep learning framework developed by members mainly working at the Berkeley Vision and Learning Center. The AlexNet architecture is shown in Fig. 4. Our input images were grayscale images with 227×227 pixels, and the network consisted of 5 convolution and 3 max pooling layers. The filter size, the number of filters, and stride for each layer are specified in Fig. 4. Each convolution layer is followed by a rectified linear unit (ReLU). In the last layers, all the units are fully connected to output probabilities for 7 classes using the softmax function. In the actual training, the AlexNet employs dropout [11], in which some unit activations in the fully connected layers are randomly set to zero, so that these connection weights would not be updated to prevent overfitting. As in the original model, we employed a dropout rate of 50%. For increasing the learning speed, the network uses minibatch updates, in which gradient decent computation and updates are carried out for a group of samples. In this study, we set the batch size as 100. The number of training epochs was set to 30, in which one epoch corresponds to the training of all samples once. The base learning rate was set to 0.01, and was decreased by factor of 10 after every 10 epochs. The momentum was 0.9 as in the original network. The training time with 194775 ROIs was approximately 2.5 h when using a GeForce GTX TITAN X GPU (NVIDIA Corporation).

3. Experimental results

A DCNN was employed to classify each ROI into 7 tooth types. We compared the classification results using training dataset A without data augmentation, dataset B with image rotation, dataset C with intensity transformation, and dataset D with both image rotation and intensity transformation. The number of training samples in these datasets is listed in Table 2. The original hand-cropped ROIs had different sizes. These images were resized to 256×256 pixels automatically prior to being randomly cropped to 227×227 pixels as they were input to Caffe. We compared the results for the four resizing methods provided by DIGITS, which are (i) crop, (ii) squash, (iii) fill, and (iv) half crop half fill. Fig. 5 shows the images resized using the four methods.

The classification accuracies for the different datasets and resizing methods are presented in Table 3. For all the resizing methods, the classification accuracy improved on including the rotated and window-adjusted samples in the training. Among the resizing methods, the fill method provided the best classification accuracy with dataset D in random sampling 3. However, it was not always the best method for other datasets, and the differences among the different methods were negligible.

Table 4 shows the confusion matrix for the result of dataset D and resizing method (iii) in sample set 3. The most number of misclassifications occurred for neighboring teeth, i.e., a tooth type was misclassified as its neighboring tooth type. For example, the lateral incisors were misclassified as central incisors and the first premolars as the second premolars.

SNSDOCID: <XP_____28610769A__1_>

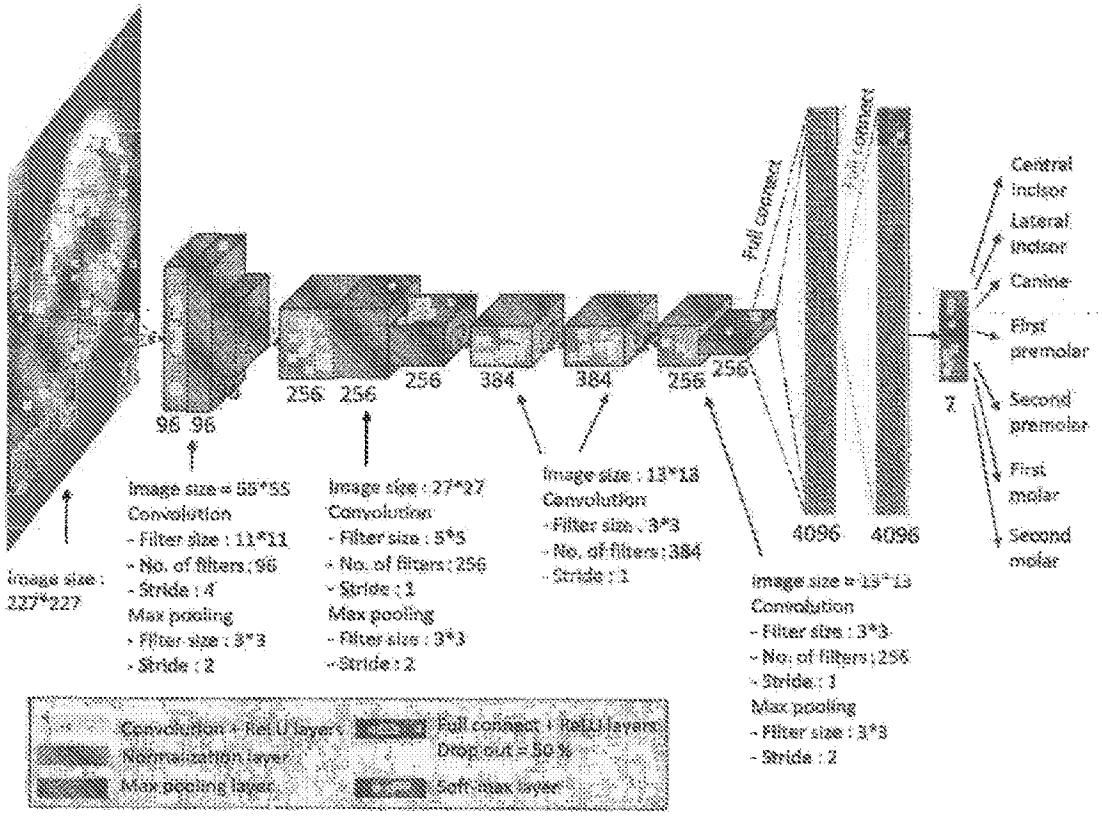


Fig. 4. An illustration of AlexNet architecture applied for dental images.

Table 2
Numbers of training ROIs by data augmentation.

	Dataset A (original)	Dataset B (rotation)	Dataset C (intensity transformation)	Dataset D (rotation and intensity transformation)
Random set 1	11854	56770	84062	170310
Random set 2	12572	62860	87716	188580
Random set 3	12585	64925	88956	194775

4. Discussion

Using the DCNN, most teeth could be correctly classified to one of the 7 tooth types. One of the advantages of this method is that it does not require the precise tooth segmentation as might be required for the conventional feature-based classification. Because the convolution with the pooling process is robust enough to withstand image shift, it is possible to automatically recognize and classify tooth type from the larger, whole dental regions.

Deep learning in general is considered to require a large number of training samples. In this study, despite the limited number of cases, the

Table 3
Classification accuracies (%) for with and without data augmentation datasets and different resizing methods.

	Random set	(i) Crop	(ii) Squash	(iii) Fill	(iv) Half crop half fill
Dataset A	1	78.5	82.0	79.9	80.7
	2	81.8	84.1	82.9	83.7
	3	78.3	84.4	83.9	82.5
	Average	79.4	83.5	83.6	82.3
Dataset B	1	79.8	84.0	82.5	82.9
	2	85.0	87.4	86.9	87.1
	3	82.3	86.6	86.2	84.6
	Average	82.2	86.0	84.9	84.9
Dataset C	1	80.7	85.6	84.2	83.6
	2	84.1	87.8	87.4	88.3
	3	85.7	89.1	89.1	85.2
	Average	83.5	87.5	86.9	85.7
Dataset D	1	82.3	86.0	86.8	86.5
	2	86.5	89.1	88.7	89.6
	3	86.9	90.5	91.0	90.2
	Average	85.2	88.5	88.8	88.4



Fig. 5. Images created by different resizing methods. (From left to right: original image, images by crop, squash, fill, and half crop half fill methods).

BNSDOCID: <XP_____29810769A__1_>

Table 4
Confusion matrix of classification result for Dataset D with fill resizing method.

	Central Incisor	Lateral Incisor	Canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar	2nd molar
Central incisor	1180 (96.8%)	40 (3.3%)	2 (0.2%)	1 (0.1%)	1 (0.1%)	0	0
Lateral incisor	150 (12.3%)	1056 (86.6%)	13 (1.1%)	4 (0.3%)	0	0	6 (0.5%)
Canine	9 (0.6%)	93 (6.5%)	1295 (90.9%)	18 (1.3%)	2 (0.1%)	0	8 (0.6%)
First premolar	1 (0.1%)	6 (0.6%)	19 (2.0%)	859 (91.6%)	50 (5.3%)	2 (0.2%)	1 (0.1%)
Second premolar	0	0	0	33 (3.2%)	962 (93.3)	6 (1.3%)	0
First molar	0	0	0	0	0	222 (96.9%)	8 (3.1%)
Second molar	1 (0.3%)	8 (2.3%)	0	11 (3.2%)	13 (3.8%)	9 (2.6%)	302 (87.8%)

classification accuracy was relatively high (above 80%) even without data augmentation. By increasing the number of samples by using rotation and intensity transformation, the classification performance was further improved. One of the characteristics of dental cone-beam CT images is the variation in image quality. Therefore, including samples with different contrasts was effective in improving the overall classification performance. For the same type of teeth, individual variations in growth directions and spatial relationships with neighboring teeth are large. Including the rotated image samples was, therefore, expected to contribute to increasing the classification accuracy.

Among the four resizing methods, the fill method (iii) provided the best accuracy for dataset D; however, for the other datasets, the squash method (ii) provided the best accuracy. The slight differences in accuracies indicate that the effect of the resizing methods is small, and that the DCNN is robust enough to withstand small image distortion.

In this study, we classified teeth into 7 types for possible application in automated filing of dental charts. In contrast, Hosntalab et al. [10] classified teeth into 4 types by first segmenting each tooth with manual correction, if needed, and applying a 3-layered neural network using wavelet-Fourier features. They obtained a classification accuracy of above 94%. We tested our DCNN for the 4-class classification by using dataset D with the fill method and obtained a classification accuracy of 94.4%. Although the result cannot be directly compared, we infer that a similar classification accuracy can be achieved using the DCNN without the need for precise tooth segmentation.

Wang et al. [18] compared computer algorithms for 2 challenges on dental radiography analysis. One was to identify anatomical landmarks on lateral cephalograms and to classify anatomical types based on the landmarks for diagnosis and orthodontic treatment. The second challenge was to segment seven tooth structures on bitewing radiographs. For the tooth segmentation, Ronneberger et al. employed a U-shaped deep convolutional neural network which includes layers of contracting (downsampling) convolution followed by layers of deconvolution (upsampling). Lee et al. employed a random forest to first predict the probabilities of tooth structure classes for each pixel, and post-processing to output final classes. Although the purpose and image modality are different from those in the current study, such techniques can be used for tooth segmentation and classification for forensic identification purposes.

One of the limitations of this study was the small amount of evaluation data. Another was that the slice images were evaluated independently. Cross-sectional tooth images at certain levels are likely more difficult to classify than those at other levels, such as the ones at the crown and root levels. We expect that the classification accuracy can be improved by combining the results for a tooth, or by applying 3D convolution. Therefore, we plan on investigating the effect of 3D training when additional cases are obtained in the future.

In this preliminary investigation, we excluded the ROIs affected by metal artifacts. We expect that the classification of tooth types for such images would be difficult even if these cases were included in the training samples. An effective preprocessing method for decreasing the effect of metal artifact is needed for such cases.

5. Conclusion

We have investigated the utility of the DCNN for classifying of tooth types on dental cone-beam CT. By increasing the number of training samples by rotation and intensity transformation, the classification performance was improved and a high accuracy of 91.0% was achieved. The 7-tooth-type classification result can be effectively used for automatic preparation of dental charts, which may be useful in forensic identification.

Conflict of interest

None declared.

Acknowledgement

This study was partly supported by a Grant-in-Aid for Scientific Research (B) (No. 26293402) by Japan Society for the Promotion of Science and a Grant-in-Aid for Scientific Research on Innovative Areas (Multidisciplinary Computational Anatomy, No. 26108005) by Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

References

[1] J.D. Wood, Forensic dental identification in mass disasters: the current status, J. Calif. Dent. Assoc. 42 (2014) 379–383.
[2] D. Sabic, D. Hindbo, A review of dental biometrics from tooth feature extraction and matching techniques, Int. J. Sci. Res. 3 (2014) 2720–2722.
[3] T.D. Ruder, V.A. Thali, S.N.S. Rashbid, S.T. Mund, S.J. Thali, C.M. Hatch, A.M. Christensen, S. Schmitt, G. Gotsmann, Validation of post mortem dental CT for Shrader Index identification, J. Forensic Radiol. Imaging 3 (2015) 20–30.
[4] A.K. Jain, H. Chen, Matching of dental X-ray images for human identification, Pattern Recognit. 37 (2004) 1519–1532.
[5] J. Zhou, M. Abdel-Mottaleb, A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images, Pattern Recognit. 38 (2005) 2132–2142.
[6] S. Tohnak, A. Mehnert, M. Mahoney, S. Crozier, Dental identification system based on unwrapped CT images, in: Proceedings of the International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009, pp. 8549–8552.
[7] D.A. Fredericks, R.B. Sandhu, D.C. Collard, Generation of intra-oral 3D images from cone beam computed tomography volumes for dental forensic image comparison, J. Forensic Sci. 59 (2014) 1610–1618.
[8] P.L. Lin, Y.H. Lai, P.W. Huang, An effective classification and numbering system for dental bitewing radiographs using teeth region and contour information, Pattern Recognit. 43 (2010) 1380–1392.
[9] A.Z. Arifin, M. Hadi, A. Yuniarti, W. Kuswiadi, A. Fuddi, E.R. Astuti, Classification and numbering on posterior dental radiography using support vector machine with mesiodistal neck detection, in: Joint International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and International Symposium on Advanced Intelligent Systems, 2012, pp. 482–486.
[10] M. Hosntalab, R.A. Zoroofi, A.A. Tehrani-Fard, G. Shirani, Classification and numbering of teeth in multi-slice CT images using wavelet-Fourier descriptor, Int. J. CARS 5 (2010) 237–249.
[11] A. Krizhevsky, I. Sutskever, G.E. Hinton, ImageNet classification with deep convolutional neural network, in: Advances in Neural Information Processing Systems, NIPS, vol. 25, 2012, pp. 1106–1114.
[12] M. Kallenberg, K. Petersen, M. Nielsen, A.Y. Ng, P. Diao, C. Igel, C.M. Vachon, K. Holland, R.R. Winkel, N. Karssemeijer, M. Lillholm, Unsupervised deep learning applied to breast density segmentation and mammographic risk scoring, IEEE Trans. Med. Imaging 35 (2016) 1322–1331.
[13] A.A.A. Setio, F. Ciompi, G. Litjens, P. Gerke, C. Jacobs, S.J. van Riel, M.M.W. Wille, M. Naqibullah, C.I. Sanchez, B. van Ginneken, Pulmonary nodule detection in CT images: false positive reduction using multi-view convolutional networks, IEEE Trans. Med. Imaging 35 (2016) 1160–1169.

Pg. 238
BMSDOCID: <XP_____29910799A_1_>

[14] M. Anthimopoulos, S. Christodoulidis, L. Ebner, A. Christe, S. Mougiakakou, Lung pattern classification for interstitial lung diseases using a deep convolutional neural network, IEEE Trans. Med. Imaging 35 (2016) 1207–1216.
[15] H.R. Roth, L. Lu, J. Liu, J. Yao, A. Seff, K. Cherry, L. Kim, R.M. Summers, Improving computer-aided detection using convolutional neural networks and random view aggregation, IEEE Trans. Med. Imaging 35 (2016) 1170–1181.
[16] E.M. Cha, L. Dalrymple, R.P. Xenakis, K.F. Chen, S.M. Ouellette, R.H. Cohan, Urinary bladder segmentation in CT urography using deep-learning convolutional neural network and level sets, Med. Phys. 43 (2016) 1882–1896.
[17] A. Teramoto, H. Fujita, O. Yamamuro, T. Tamaki, Automated detection of pulmonary nodules in PET/CT images: ensemble false-positive reduction using a convolutional neural network technique, Med. Phys. 43 (2016) 2821–2827.
[18] C.W. Wang, C.T. Huang, J.H. Lee, C.H. Li, S.W. Chang, M.J. Siao, T.M. Lai, B. Ibragimov, T. Vrtovec, O. Ronneberger, P. Fischer, T.F. Cootes, C. Lindner, A benchmark for comparison of dental radiography analysis algorithms, Med. Image Anal. 31 (2016) 63–76.
[19] G.E. Hinton, N. Srivastava, A. Krizhevsky, I. Sutskever, R.R. Salakhutdinov, Improving neural networks by preventing co-adaptation of feature detectors, arXiv, 2012. (2207.0580).
[20] O. Russakovsky, J. Deng, H. Su, J. Krause, S. Satheesh, S. Ma, Z. Huang, A. Karpathy, A. Khosla, M. Bernstein, A.C. Berg, L. Fei-Fei, ImageNet large scale visual recognition challenge, Int. J. Comput. Vis. 115 (2015) 211–252.
[21] Y. Jia, E. Shelhamer, J. Donahue, S. Karayev, J. Long, R. Girshick, S. Guadarrama, T. Darrell, Caffe: Convolutional architecture for fast feature embedding, arXiv, 2014, 1408.5093.

BNSDOCID: <XP_____2991078A_1_>

Tooth labeling in cone-beam CT using deep convolutional neural network for forensic identification

Yuma Miki[a], Chisako Muramatsu[*a], Taisuro Hayashi[b], Xiangrong Zhou[a], Takeshi Hara[a], Akitoshi Katsumata[c], Hiroshi Fujita[a]
[a]Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu 501-1194, Japan
[b]Media Co. Ltd., 3-26-6 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan
[c]Department of Oral Radiology, Asahi University School of Dentistry, 1851 Hozumi, Mizuho, Gifu 501-0296, Japan

ABSTRACT

In large disasters, dental record plays an important role in forensic identification. However, filing dental charts for corpses is not an easy task for general dentists. Moreover, it is laborious and time-consuming work in cases of large scale disasters. We have been investigating a tooth labeling method on dental cone-beam CT images for the purpose of automatic filing of dental charts. In our method, individual tooth in CT images are detected and classified into seven tooth types using deep convolutional neural network. We employed the fully convolutional network using AlexNet architecture for detecting each tooth and applied our previous method using regular AlexNet for classifying the detected teeth into 7 tooth types. From 52 CT volumes obtained by two imaging systems, five images each were randomly selected as test data, and the remaining 42 cases were used as training data. The result showed the tooth detection accuracy of 77.4% with the average false detection of 5.8 per image. The result indicates the potential utility of the proposed method for automatic recording of dental information.

Keywords: Tooth detection, tooth classification, dental cone-beam CT, dental forensic identification, deep convolutional neural network, fully convolutional network

1. INTRODUCTION

Dental information can be employed for forensic identification in large scale earthquakes and tsunami disasters. Forensic dentistry is useful because dental information can be used when body damages are severe, and antemortem x-ray images are more easily accessible than DNA. For dental personal identification, a text record documenting the dentition state, called a dental chart, is usually employed. In general, the dental chart is filed by dentists; however, most dentists are not experienced in recording the dental charts for corpses, and the task can be psychologically challenging. Such work may cause misfiling of records and psychological disorders. In addition, filing dental charts may be a time consuming work when the number of subjects is large.

In order to reduce the risk of mental damage and assist efficient identification, some groups have proposed computerized method to automatically match antemortem and postmortem dental x-ray images [1, 2]. In these methods, antemortem images were searched by matching the tooth contour information. Other groups have proposed computerized methods for detecting and/or numbering teeth on dental x-ray images for automatic filing of dental charts [3-7]. Nassar et al. [3] studied tooth numbering method on bitewing and periapical images. They proposed a two-step method in which the first step comprises tooth separation and classification into 4 tooth types. In the second step, the classification result was used to number teeth. Similarly, Yuniarti et al. [4] first isolated each tooth on bitewing and panoramic images, classified molars and premolars, and numbered these two types of teeth with pattern modification.

Momeni et al. [5] and Hosntalab et al. [6] proposed a three-step method for numbering teeth on CT images. The three steps include segmentation, feature extraction, and classification of teeth into four types. In their method, each tooth was

*chisa@fjt.info.gifu-u.ac.jp; phone +81-58-230-6518; fax +81-58-230-6514

Medical Imaging 2017: Computer-Aided Diagnosis, edited by Samuel G. Armato III, Nicholas A. Petrick,
Proc. of SPIE Vol. 10134, 1013435 · © 2017 SPIE · CCC code: 1605-7422/17/$18 · doi: 10.1117/12.2254932

Pg. 240

precisely segmented, and wavelet-Fourier descriptors were obtained for tooth classification by a supervised classifier. On the other hand, Duy et al. [7] proposed an approach to separate teeth into 16 subregions on CT images without precise segmentation, which were then classified as regions with existing or missing tooth. This method can be considered an initial step for numbering teeth.

We have previously investigated a computerized method to classify tooth types on dental cone-beam CT using convolutional neural network (CNN) [8]. Figure 1 shows an axial slice of a cone-beam dental CT with targeted 7 tooth types. In our previous study, smallest boxes enclosing individual teeth on axial slices were extracted, and these regions of interest (ROIs) were classified into the 7 tooth types by CNN employing AlexNet [9] architecture. The ROIs were obtained manually. In this study, we investigated a method to automatically locate tooth regions using a fully convolutional network (FCN) developed for face recognition, which is called deep dense face detector (DDFD) [10].

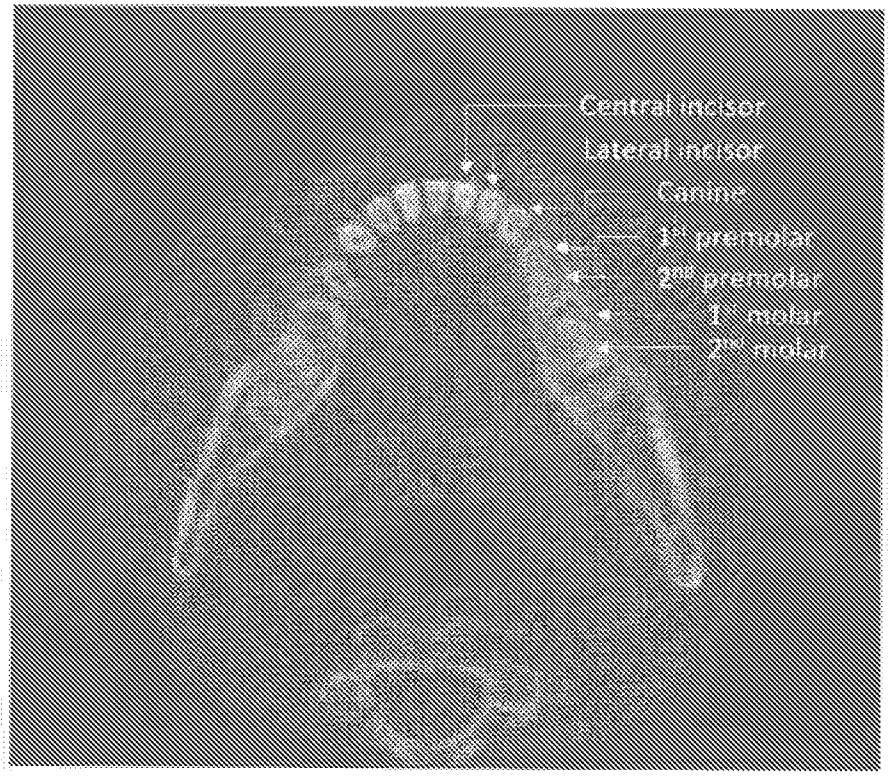


Figure 1. Dental cone-beam CT slice with seven tooth types. 3rd molar was not included for analysis because of the small number of samples.

2. METHODS

2.1 Overview

Farfade et al. proposed a face recognition method using FCN which is based on AlexNet but its inner product layers were converted to convolutional layers [3]. A heat-map responding to faces, or objects of interest, is output by the network, and bounding boxes are detected based on the heat-map. We applied this technique to the tooth detection task in this study.

First, the smallest boxes enclosing single teeth are manually extracted from axial slices as foreground training samples. For background samples, box regions were randomly obtained from extra dental regions. Using these samples, regular AlexNet was trained to classify between two groups.

SPIE/DOC/D: <XP_____8108888A_1_>

After the training, inner product layers were converted into convolutional layers by reshaping the weight parameters to design FCN. By transforming the network, the heat-map of tooth probability was obtained which was then used to locate bounding boxes.

2.2 Sample extraction

From axial slices of dental cone-beam CTs, a square bounding box was located on each tooth as shown in Fig. 2. These boxes became foreground samples. Boxes were randomly located on regions excluding the tooth areas as background samples. The original AlexNet and DDFD take input images of 256 x 256 pixels, which were randomly cropped to 227 x 227 pixels to reduce overfitting before entered to the first layer. In this study, the first layer was adjusted to take images of 128 x 128 pixels, which were similarly cropped to 113 x 113 pixels considering the size of teeth. Therefore, each training sample was resized to 128 x 128 pixels. After data augmentation by shifting boxes pixel by pixel for foreground samples, the total number of training samples was 122,222 boxes.

2.3 Pre-training

A CNN was trained to classify boxes into foreground and background samples. The regular AlexNet was employed for this task. AlexNet comprises 5 convolutional layers, 3 pooling layers, and 3 fully connected layers. The detail of the architecture can be found elsewhere [9].

2.4 Box detection

FCN-AlexNet was constructed by converting the trained fully connected layers to convolutional layers as shown in Fig. 3. By this process, images with any size can be input to the network, and their resulted heat-maps can be output. In this study, an original axial slice of a dental CT was input to the FCN-AlexNet, which output the heat-map responding to the tooth regions. In providing the input images, slice images were magnified by 2 so that the tooth regions on the slices were approximately in 113 x 113 pixel range, which was the size of the cropped training samples. Each pixel value on the output heat-map corresponds to the probability of being a part of tooth regions. Using this result, those having above 95% confidence were considered as tooth regions, and bounding boxes were placed. For combining the overlapped boxes, non-maximum suppression module (NMS) with two strategies called NMS-max and NMS-ave [10] were employed.

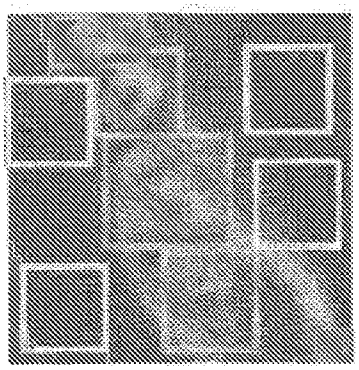


Figure 2. Training samples cropped from a CT slice. Green and orange boxes correspond to foreground and background samples, respectively.

3. IMAGE DATASET

Dental cone-beam CT volumes used in this study were obtained with two CT units: 33 cases imaged with Veraviewpocs3D (J.Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) and 19 cases obtained with Alphard VEGA (Asahi Roentgen Ind. Co., Ltd., Kyoto, Japan). Spatial resolution ranged from 0.1 to 0.39 mm, and the field of view ranged from 51 to 200 mm.

Because dental cone-beam CT images do not employ Hounsfield units, pixel values are not standardized. Therefore, we selected a model case and manually set the window level and window width so that the dental region is clearly visualized. Window settings of all other cases were adjusted so that the intensity levels appear similar to that of the model image. For standardizing the size of teeth, pixel size was unified to 0.125 mm by linear interpolation/extrapolation.

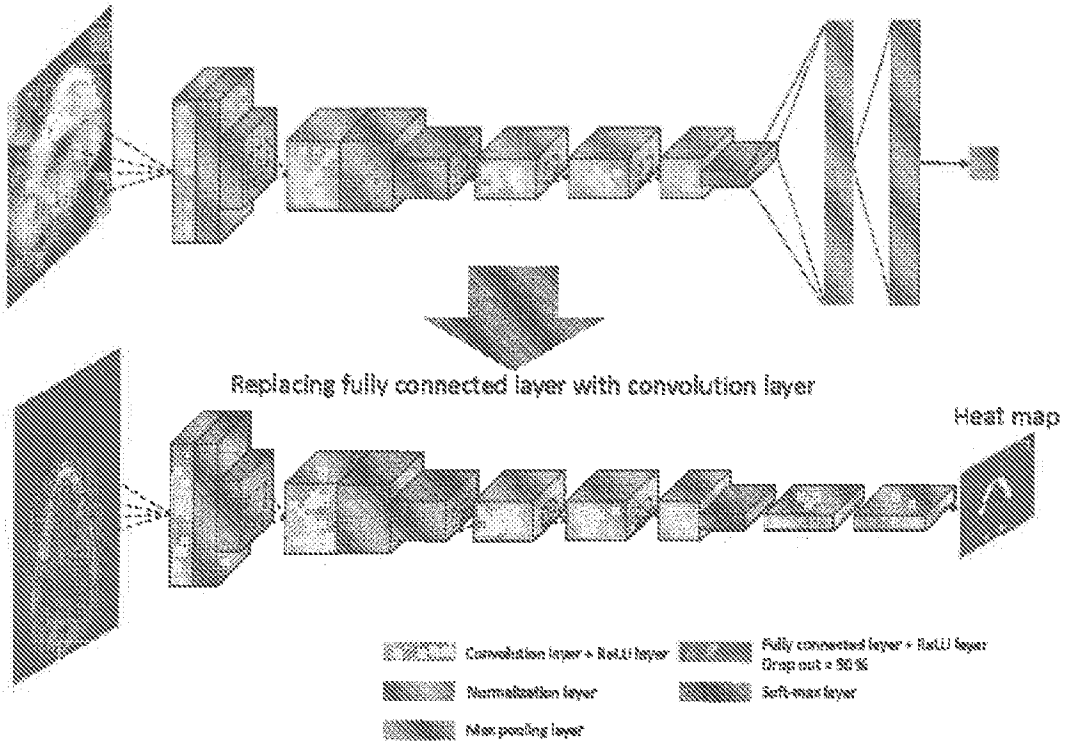


Figure 3. Network conversion from AlexNet with fully connected layers to FCN-AlexNet.

4. RESULTS

Out of 52 cases, 42 cases were employed for training and remaining 10 cases were used for testing by random sampling. As a preliminary investigation, from the 10 cases, six slices near the center of teeth that were not strongly affected by metal artifact were selected for testing the proposed network. For evaluation, a box including more than 2/3 of a tooth region and not including more than 2/3 of the neighboring teeth was considered as positive detection, and others were considered false positive detections.

The result is shown in Table 1. The average detection rate was 77.4% with 5.8 false positives per image. When true positive detection boxes were applied to the tooth-type classification network trained in our previous study [8], the average classification accuracy was 77.1%. The classification accuracy was lower than in the previous study (91.0%). This result may be due to the impreciseness of the detected bounding boxes and a small number of test samples.

Figure 4 shows an example of detection result. In some cases, a tooth was separately detected by two boxes, and neighboring teeth were detected together in one box. The possible reason may be that small teeth such as incisors and large teeth such as molars were trained together in one network. In addition, interdental spaces are very narrow in frontal teeth, and it could be difficult to detect adjacent teeth separately. Such misdetection could be improved by including a preprocessing method for separating nearby teeth.

BNSDOCID: <XP_____8606666A_1_>

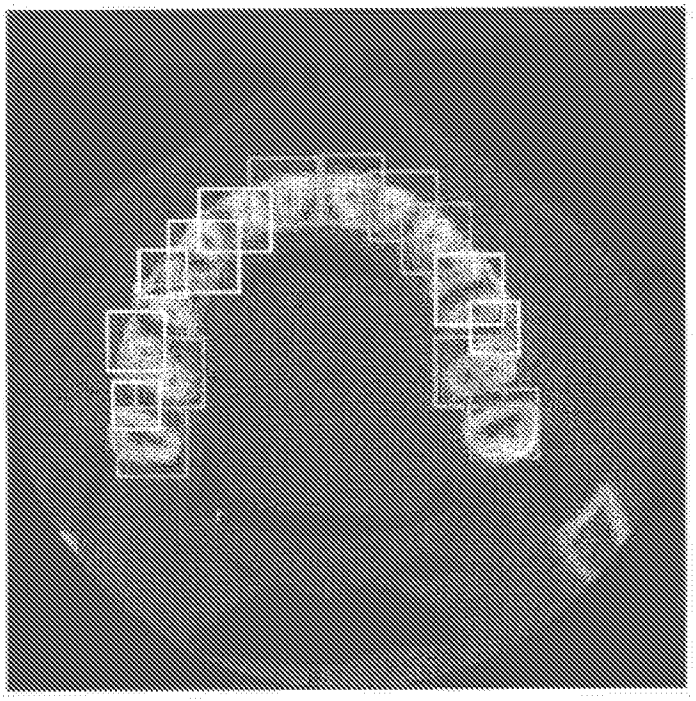


Figure 4. The result of tooth detection. Green and yellow boxes correspond to true and false detections, respectively.

Table 1. Tooth detection result for each test slice. The average detection rate was 77.4% with 5.8 false positive detection boxes per image. (TP: true positives, FP: false positives)

	Number of Teeth	Number of Detected box	TP	FP	Detection rate[%]
Case 1	16	16	14	2	87.5
Case 2	18	18	10	8	62.5
Case 3	14	18	10	8	71.4
Case 4	14	16	9	7	64.3
Case 5	12	17	12	5	100
Case 6	14	16	11	5	78.6

5. CONCLUSION

We investigated an application of CNN with a full convolution architecture for detection of tooth regions on dental cone-beam CT slices. As the preliminary study with a small number of test samples, the average detection rate was 77.4% with 5.8 false positives per image. Using the detected boxes as input data for tooth classification CNN, the classification

accuracy was 77.1%. These results indicate a potential usefulness of the proposed method for tooth localization and classification on dental cone-beam CT images. Optimization of network architecture and inclusion of preprocessing and post-processing techniques will be investigated in the future work.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was partly supported by a Grant-in-Aid for Scientific Research (B) (No. 26293402) by Japan Society for the Promotion of Science and a Grant-in-Aid for Scientific Research on Innovative Areas (Multidisciplinary Computational Anatomy, No. 26108005) by Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

REFERENCES

[1] Jain, A. K. and Chen, H., "Matching of dental X-ray images for human identification," Pat. Recogn. 37, 1295-1305 (2015).
[2] Zhou, J. and Abdel-Mttaleb, M., "A content based system for human identification based on bitewing dental X-ray images," Pat. Recogn. 38, 2132-2142 (2005).
[3] Nassar, D. E., Abaza, A., Li, X., and Ammar, H., "Automatic construction of dental charts for postmortem identification," IEEE Transactions on Information Forensics and Security 3, 234-246 (2008).
[4] Yuniarti, A., Nugroho, A. S., Amaliah, B., and Arifin, A. Z., "Classification and numbering of dental radiographs for an automated human identification system," TELKOMNIKA 10, 137-146 (2012).
[5] Momeni, M. and Zoroofi, R. A., "Automated dental recognition by wavelet descriptors in CT multi-slices data," Int J CARS 3, 533-542 (2008).
[6] Hosntalab, M., Zoroofi, R. A., Tehrani-Fard, A. A., and Shirani, G., "Classification and numbering of teeth in multi-slice CT images using wavelet-Fourier descriptor," Int J CARS 5, 237-249 (2010).
[7] Duy, N. T., Lamecker, H., Kainmueller, D., and Zachow, S., "Automatic detection and classification of teeth in CT data," MICCAI 7510, 609-616 (2012).
[8] Miki, Y., Muramatsu, C., Hayashi, T., Zhou, X., Hara, T., Katsumata, A., and Fujita, H., "Classification of teeth in cone-beam CT using deep convolutional neural network," Computer in Biology and Medicine 80, 24-29 (2017).
[9] Krizhevsky, A., Sutskever, I., and Hinton, G. E., "ImageNet classification with deep convolutional neural network," In: Advances in Neural Information processing Systems 25, 1106-1114 (2012).
[10] Farfade, S. S., Saberian, M., and Li, L. J., "Multi-view face detection using deep convolutional neural networks," In: Proc. ACM on Int Conf Multimedia Retrieval 2015, 643-650 (2015).

SNSDOCID: <XP_____60686865A_1_>

Detection and Classification of Dental Caries in X-ray Images Using Deep Neural Networks

Ramzi Ben Ali, Ridha Ejbali and Mourad Zaied
REGIM-Lab.: REsearch Groups in Intelligent Machines, University of Sfax, ENIS,
Sfax, Tunisia
E-mail: {ramzi.benali.tn, ridha.ejbali, mourad.zaied}@ieee.org

Abstract—Dental caries, also known as dental cavities, is the most widespread pathology in the world. Up to a very recent period, almost all individuals had the experience of this pathology at least once in their life. Early detection of dental caries can help in a sharp decrease in the dental disease rate. Thanks to the growing accessibility to medical imaging, the clinical applications now have better impact on patient care. Recently, there has been interest in the application of machine learning strategies for classification and analysis of image data. In this paper, we propose a new method to detect and identify dental caries using X-ray images as dataset and deep neural network as technique. This technique is based on stacked sparse auto-encoder and a softmax classifier. Those techniques, sparse auto-encoder and softmax, are used to train a deep neural network. The novelty here is to apply deep neural network to diagnosis of dental caries. This approach was tested on a real dataset and has demonstrated a good performance of detection.

Keywords-dental X-ray; classification; Deep Neural Networks; Stacked sparse auto-encoder; Softmax.

I. INTRODUCTION

The radiographs are essential to establish a good diagnosis and identify several problems that are impossible to visualize otherwise.

In orthodontics, dental radiography that is used frequently is the panoramic shot which offers a good "overview" of the teeth and jaws and provides the essential information for screening and diagnosis of several conditions and problems which can be detected at an early age.

Dental caries is an infectious disease. The enamel of the tooth is the first affected. A cavity forms in the tooth and then the decay spreads in depth. If the cavity is not treated, the hole expands and decay can affect the dentin (layer under the enamel) [1]. Pain is beginning to be felt, especially with the hot, cold or sweet things. Decay can affect the pulp of the tooth. We then speak about a toothache. Finally, a dental abscess may appear when the bacteria attack the periodontal ligament, the bone or the gum.

Cavities are very frequent. More than nine out of ten people would have had, at least one, tooth decay. In France, more than a third of 6 year-old children and more than half of 12 year-old children have been affected by this infection. In Canada, 57 percent of children aged between 6 and 12 years have had at least one tooth decay [2].

Dental radiography is an important element in the oral health follow up. It comes in addition to the visual examination done by the dentist. The x-ray allows dentist to "see" what is happening inside of the teeth and bones, thanks to x-rays of low intensity which can cross these structures. The types of radiography most common used by the dentist are: the retro-alveolar, the bite-wing, the panoramic radiograph [3].

The machine learning is defined as the ability to make an agent learn how to take a decision on the basis of observations [4]. In the biomedical context, the action of this agent is reflected by additional information to assist the dentists in making his decision. The patient management is found assigned to several steps, either at the level of diagnosis, of the treatment choice, or also in the surgical intervention. In the framework of this paper, the agent under focus has a role to classify biomedical images by machine learning with the intention of discovering clinically pertinent pathology patterns. These classification operations are based on decision-making tool. However, the inter patients variability poses many challenges for the traditional classification algorithms. These have for the most part been configured and parameterized on small data sets or on a very specific cohort.

During the last decade, the representations learning, a sub-domain of the machine learning, has experienced a huge comeback particularly in the computer vision domain. These representations algorithms have especially allowed crossing a significant step with regards to the objects recognition [7] and to speech recognition [8]. In machine learning, the model of Artificial Neural Networks (ANN) is a valuable tool. Although the ANN, was invented close to sixty years ago, it still remains an area of active research. Recently, with the deep learning, ANN has in fact allowed to dramatic improvements in many applications fields such as the computer vision. The increasing amount of available data and the computing power have made it easier to train high capacity models such as deep learning. However, the inherent difficulties involved in training such models, as an example the local minima, still have an important impact. The deep learning thus aims to find solutions through adding some regularization or improving the optimization. Unsupervised pre-training or dropout are examples of such solutions.

Our contribution is as follows: we propose a system of detection and classification of dental caries in X-ray images using deep neural network. This system can be very useful

Copyright (c) IARIA, 2016. ISBN: 978-1-61208-498-8

for dentists to classify dental X-ray images into tooth decay or normal tooth images. A stacked sparse auto-encoder and a softmax classifier [8] are used in our deep neural network.

This paper will be structured as follows: Section 2 presents the recent work. In Section 3, we will describe our methodology and demonstrate how to train and classify tooth images with deep neural networks with a stacked sparse auto-encoder and a softmax classifier. In Section 4, we will give some results of testing experiments. Finally, Section 5 concludes this paper.

II. Related work

Primarily, the detection of dental caries has been a visual process, principally based on visual-tactile examination and radiographic examination [1]. In the recent literature, several techniques have been developed for the detection of dental caries. Kositbowornchai et al. [9] developed a neural network to detect artificial dental caries using images from a charged coupled device (CCD) camera and intra-oral digital radiography. The main disadvantage of this method is that the evaluation of the system was done using teeth with artificial carries, which are completely different from naturally affected ones. Saravanan et al. [10] developed a new method to detect dental caries in its early stage using histogram and power spectral analysis. In this method, the detection of tooth cavities is done based on the region of concentration of pixels with regard to the histogram and based on the magnitude values with regard to the spectrum. The main drawback of this study is that this method depends only on the intensity of pixels. Berdouses et al. [11] developed a computer-aided automated methodology for the detection and classification of occlusal caries from photographic color images. This method is based on the segmentation of photographic color images.

Even though there are many methods for caries detection in early stage, it is still necessary to develop accurate carries detection method to help dentist.

The problem of the classical approach of forms recognition is that it is very difficult to build a good characteristics extractor and that it must be readjusted for each new application. The deep learning is a class of methods whose principles are known since the end of 1980s, but whose use was really generalized since approximately 2012.

One of the perspectives of the techniques of deep learning is the replacement of work which still is relatively laborious by algorithmic models of supervised learning, non-supervised (i.e., not requiring specific knowledge of the problem studied) or by techniques of extraction of hierarchical characteristics.

The idea is very simple: the training system consists of a series of modules, each one represent a processing step. Each module can be trained, with adjustable parameters similar to the weight of the linear classifiers. The system is trained end-to-end: to each example, all the parameters of all the modules are adjusted to approximate the output produced by the system of the desired output. The deep qualifying term comes from the arrangement of these modules in successive layers [12].

To be able to train the system in this way, it must be known in which direction and how much to adjust each parameter of each module. For this, it is necessary to calculate a gradient. The calculation of this gradient is done by the method of back-propagation, practised since mid-1980s. A deep architecture can be viewed as a multilayer network of simple elements, similar to the linear classifiers, inter-connected by training weight. This is what is called a neural network multi-layers.

The advantage of deep architectures stems from their capacity to learn to represent the world in a hierarchical manner. As all layers can be trained, no need to build a characteristics extractor by hand. The training will do it [13]. In addition, the first layers extract some simple characteristics and after that the following layers will combine to form more and more complex concepts.

III. Methodology

In this section, we will describe and motivate how to train and classify tooth images with deep neural networks with multiple hidden layers. Multiple hidden layers neural networks can be very useful in solving classification problems with complex data, such as images. Each layer can learn features at a different level of abstraction. We will use, in our deep neural, stacked sparse auto-encoders for features extraction and a softmax layer to classify the teeth images.

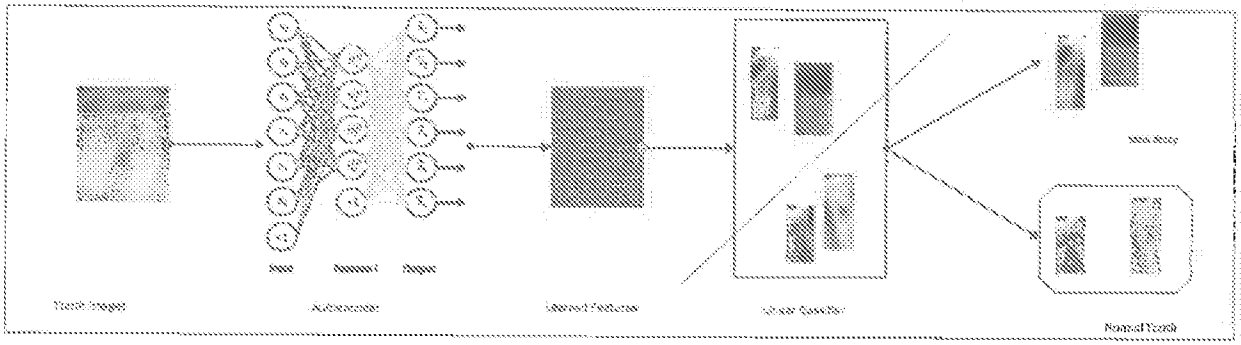


Figure 1. Shematization of our deep neural networks architecture

Copyright (c) IARIA, 2018. ISBN: 978-1-61208-688-6

A. Stacked Sparse Auto-Encoder

A stacked auto-encoder is a neural network consisting of multiple layers of sparse auto-encoders in which the outputs of each layer is wired to the inputs of the successive layer [14].

In our work, we choose to use stacked sparse auto-encoder (SSAE) in our deep neural network. The size of tooth image is 64-by-64 pixels. The SSAE is trained, in an unsupervised fashion, in order to extract hidden features.

We begin by the training of the first auto-encoder without use of labels. The size of the input vector in the training data of the first auto-encoder is 4096 nodes. It will be minimized into 300 nodes in the first hidden layer. In the second step, we train another auto-encoder using data as the encoding of the inputs data provided by the previous auto-encoder. In this step, also, we decrease the size of the hidden representation to 150, so that the encoder in the second auto-encoder learns an even smaller representation of the input data. We repeat this step according to the number of the desired layers.

This method trains the parameters of each layer individually while freezing parameters for the remainder of the model. To produce better results, after this phase of training is complete, fine-tuning using back-propagation can be used to improve the results by tuning the parameters of all layers at the same time.

B. Softmax layer

The softmax classifier (SMC) is important in the field of machine learning because it can map a vector to a probability of a given output in binary classification. Softmax classifier is a supervised model which uses a logistic regression defined as:

$$h_\theta = \frac{1}{1 + \exp(-\theta^T x)}$$

Where θ represents a vector of weight, and x is a vector of input values learned by the previous SSAE.

In the softmax function, we suppose that the labels were binary: $y(i) \in \{0,1\}$. We used this classifier to distinguish between decayed teeth and normal teeth. The SMC's parameter θ was trained to minimize the cost function. The output of this classifier, as we can see in Fig. 1, is two classes: decayed teeth or normal teeth.

As we can see in Fig. 3, our diagram of the stacked network is formed by the encoders from three auto-encoders and the softmax layer.

IV. EXPERIMENTAL RESULTS AND DISCUSSION

In this section we report the results of testing experiments we carried out to evaluate our deep neural network to classify dental X-ray images. The data set of images was collected from many dentists.

The aim of this work is to classify dental X-ray images into decayed or normal teeth images. So, we have used 1/3 of images for training each class and the rest of other images in the dataset were used for the classification test [14].

The size of input images is 64-by-64 pixels which is an entry vector having as dimension 4096. The images have been adjusted in such way that the value of the pixels is between 0 and 1. For each image, there are two possible labels, corresponding to decayed or normal teeth images.

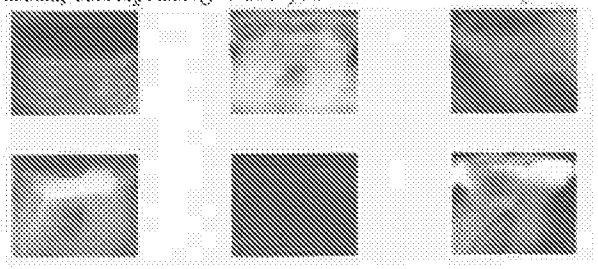


Figure 2. Some Dental X-ray images of our data set

As we can see in Fig. 2, we can view some of the images after loading the training data.

For this experience, all considered networks have a hidden layer containing 3 units and a layer of output. The structure of the different auto-encoders, as we can see in Fig. 3, is chosen in a consistent manner. Each experience has been repeated 20 times, with 500 iterations for the training and 400 iterations for the final learning.

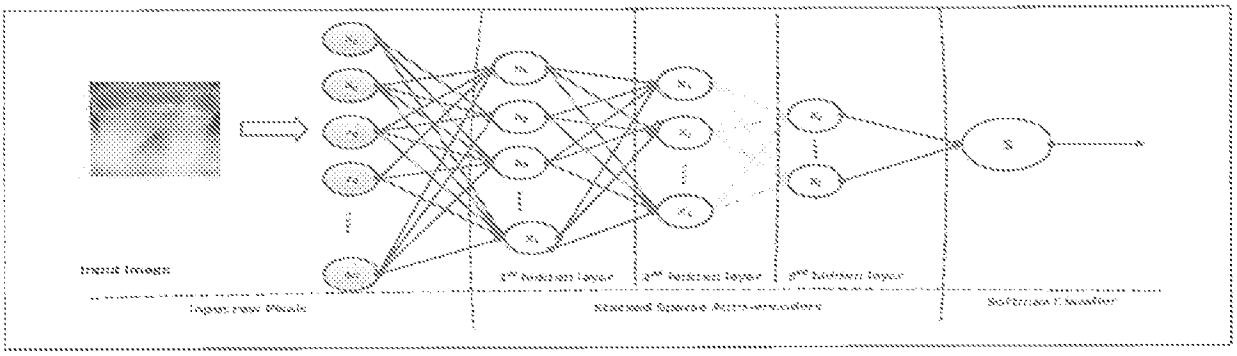


Figure 3. Schematization of stacked auto-encoder and a softmax classifier is to classify dental X-ray images into tooth decay or normal tooth images

Copyright (c) IARIA, 2016. ISBN: 978-1-61208-498-5

BNSDOCID: <XP_____8848875A_1_>

To measure the quality of our classification system, we perform the result by the confusion matrix (Table 1). The classification test of our deep neural networks shows very good performance with a rate that reaches 97%.

TABLE I. QUALITATIVE RESULT OF OUR CLASSIFICATION APPROACH

Accuracy 97%		Target Class		
		Tooth Decay	Normal Tooth	Class prediction
Output Class	Tooth Decay	48 %	1%	98%
	Normal Tooth	2%	49%	96.1%
	Class recall	96%	98%	

In this Table, 48% of all tooth images are correctly classified as decayed teeth. Similarly, 49% cases are correctly classified as normal teeth. 1% of all images are incorrectly classified as decayed teeth. Similarly, 2% of all data are incorrectly classified as normal teeth. Out of teeth decay predictions, 98% are correct, and for the normal teeth predictions, 96.1% are correct. For all teeth decay cases, 96% are correctly predicted as decayed teeth. For all normal teeth cases, 98% are correctly classified. Overall, 97% of the predictions are correct.

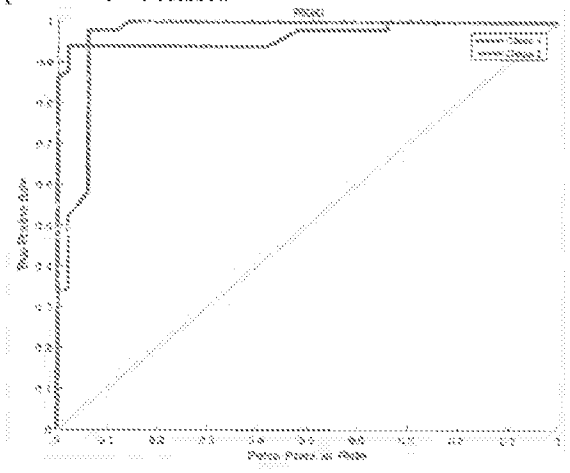


Figure 4. ROC Curve

Fig. 4 illustrates the performance of our classifier model by showing the TPR (True Positive Rate) against the FPR (False Positive Rate) for different threshold values.

V. CONCLUSION

In this paper, a deep neural network using Stacked Sparse Auto-encoder framework is presented for classification of dental X-ray images. The aim of this work is to classify dental X-ray images into decayed or normal teeth images.

In this work, we have used stacked sparse auto-encoder containing three hidden layers and a softmax classifier.

The conclusion we can draw from our experiments is: in comparison with the classic approach to random initialization of the network weight, this method promotes a convergence of the network to a better local minimum as well in classification with regression. This method gives a good result, as approved in Table 1. However, the accuracy and reliability of our results can be improved using a larger dental database.

The implementation of training strategies on really deep structures with several hidden layers is a future extension of this work.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to acknowledge the financial support of this work by grants from General Direction of Scientific Research (DGRST), Tunisia, under the ARUB program.

REFERENCES

[1] M. B. Dunia1, J. Rodrigues, and A. Lussi, "Traditional and Novel Caries Detection Methods", Contemporary Approach to Dental Caries, Eds Ming-Yu Li, Chapter 6, 2012.

[2] C Badet and B Richard, " Dental caries", EMC-Dentisterie, pp. 40-48, 2004.

[3] R. Ben Ali, R. Ejbali, and M. Zaied, " GPU-based Segmentation of Dental X-ray Images using Active Contours Without Edges", 15th International Conference on Intelligent Systems Design and Applications, pp. 505 -- 510, 2015.

[4] R. M. El Demanhoury, K. S. Fakhruddin, and M. A. Awad, "Effectiveness of teaching International Caries Detection and Assessment System II and its e-learning program to freshman dental students on occlusal caries detection," European journal of dentistry , pp. 493--497, 2014.

[5] A. Vashishth, B. Kaushal, and A. Srivastava, " Caries Detection Technique for Radiographic and Intra Oral Camera Images," International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE), pp. 2231-2307, Volume-4, Issue-2, 2014.

[6] Y. Bengio, A. Courville, and P. Vincent, "Representation learning : A review and new perspectives.", IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, pp. 580-587, 2013

[7] A. Krizhevsky, I. Sutskever, and G. E. Hinton, "Imagenet classification with deep convolutional neural networks", In NIPS, pp. 1097--1105, 2012.

[8] J. Xu, L. Xiang, Q. Liu, H. Gilmore, J. Wu, J. Tang, and A. Madabhushi," Stacked Sparse Autoencoder (SSAE) for Nuclei Detection on Breast Cancer Histopathology Images," *IEEE Trans Med* ol. 35, issue 1, pp. 119-130, 2016

[9] S. Kositbowornchai,S. Siriteptawee,S. Plermkamon,S. Bureerat, D. Chetchotsak, "Anartificial neural network for detection of simulated dental caries, Int.J.Comput.Assist.Radiol.Surg., pp. 91--96, 2006.

[10] T Saravanan, MS Raj, K Gopalakrishnan, "Identification of Early Caries in Human Tooth Using Histogram and Power Spectral Analysis", Middle-East Journal of Scientific Research, pp. 871-875, 2014.

[11] E. D. Berdouses, G. D. Koutsouri, E.P. Tripolitti, G. K. Matsopoulos, C. J. Oulis, and D. I. Fotiadis. A computer-aided automated methodology for the detection and classification of occlusal caries from photographic color images. Comput Biol Med., pp.119--135, 2015

[12] N. Srivastava, G. Hinton, A. Krizhevsky, I. Sutskever, and R. Salakhutdinov, "Dropout : A simple way to prevent neural networks from overfitting", The Journal of Machine Learning Research, vol. 15, no. 1, pp. 1929--1958, 2014.

[13] D. Kumar, A. Wong, and D. A. Clausi, "Lung nodule classification using deep features in ct images," Computer and Robot Vision (CRV), 2015 12th Conference on, pp. 133--138, 2015..

[14] X. Zhang, H. Dou, T. Ju, Jun Xu, and S. Zhang, "Fusing Heterogeneous Features from Stacked Sparse Autoencoder for Histopathological Image Analysis", IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2015.

Copyright (c) IARIA, 2016. ISBN: 978-1-61208-488-9

BNSOOOID: <XP_____8844227SA__1_>

[15] A. B. Bad, I. B. M. Asma, M. S. M. Rahim, and R. Kalivaai. "Computer-Aided Dental Caries Detection System from X-Ray Images", in Computational Intelligence in Information Systems Springer. International Publishing, pp.233-243, 2015.

Copyright (c) IARIA, 2018. ISBN: 978-1-61208-666-8

BVIXXXCD: <xF_____R6402764A_1.>

ResearchGate

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: https://www.researchgate.net/publication/267821630

Knowledge discovery in panoramic X-rays for postmortem identification

Article · January 2010

CITATIONS
0

READS
17

5 authors, including:



Vinicius Tragante
deCODE genetics, Inc.
100 PUBLICATIONS 950 CITATIONS
SEE PROFILE



Hendrik Blockeel
University of Leuven
410 PUBLICATIONS 6,366 CITATIONS
SEE PROFILE

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Learning Relational Latent Representation with Clustering View project



Genetic associations View project

All content following this page was uploaded by Vinicius Tragante on 02 March 2015.

The user has requested enhancement of the downloaded file

BNSDOCID: <XP_____5546226\9A__1_>

Knowledge discovery in panoramic X-rays for postmortem identification

Tom Van de Wiele [a] Vinicius Tragante do Ó [a] Hendrik Blockeel [a]

Ricardo Henrique Alves da Silva [b]

[a] *Departement Computerwetenschappen, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium*
[b] *Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Brazil*

Abstract

The estimated age and sex of an unknown person are important indicators in post mortem identification. In this study models are built for estimating these indicators automatically using panoramic X-rays. The used filtered dataset contains 303 images where the age group (7 groups) and sex is known. Two different techniques for extracting the features from the images are compared: automatic extraction (AE) and principal component analysis (PCA). To improve the quality of the prediction, feature selection is applied afterwards. This was done using both filter and wrapper techniques. The wrapper technique makes use of evolutionary algorithms. A novel evolutionary technique, adaptive binary continuous particle swarm optimization (ABCPSO) is introduced. The obtained results from the novel technique are comparable to the best studied standard evolutionary techniques, and present superior performance in some cases although not statistically significant. The results show that when the optimal subset of features is used the sex prediction reaches an average accuracy of 63.1% (AE) and 73.9% (PCA). For age prediction the adapted average accuracy is 34.5% and 36.0%, respectively. The Naive Bayes classifier produced the best results among five well known classifiers.

1 Introduction

Identity, by definition, is the ensemble of characteristics that allow the individualization of a person or an object, distinguishing it from any other person or object[1]. Identification is the act by which the identity of an individual is established, and it is unquestionable the value of *postmortem* human identification, since social relations and/or civil, administrative, commercial and legal demands claim this form of recognition.

By knowing that the main external factors that can limit the retrieval of information starting from the remainings of a body, and also restrict the whole process of human identification, are the elements present or associated to decomposition or physical agents (such as mutilations, fire, explosions, among others), the dental structure, capable of being evaluated with radiographic images, comes as an important element in this identification task and in Criminology, due to the high probability that the dental characteristics are never the same in any two persons, and also due to the high degree of physical and chemical resistance of the dental structure[2]–[4].

According to Mincer *et al.* (2008), the panoramic radiograph allows the visualization of all the teeth, jaw, mandible and some face bones, that is, the whole maxilomandibular complex, in a single picture. This technique presents several advantages, such as: symmetry of the images, a complete overview of the lower face, ease of generation of such images, lack of film in the oral cavity, lower dose of radiation and exposition time if compared to the complete intraoral radiographic exam[5].

However, this technique also presents several disadvantages: image distortion, as all structures are put in the same layer; the difficulty of performing such exam *postmortem*, regarding the position of the body and differences in density (due to the absence of some tissues and structure). However, the panoramic technique has been reasonably developed, and it is already possible to know in advance the magnification of each X-Ray equipment.

BNSDOCID: <KP_____5846226&A__1_>

Manual radiograph comparison is highly time-consuming and requires high levels of ability and accuracy. With this in mind, the comparison of dental records via computer systems emerges as the most adequate method for manipulation of big volumes of information, keeping accuracy, consistency and low cost[6].

We present in this paper a comparison between evolutionary algorithms and also different classifiers in the task of finding relevant attributes for determining gender and age group based on panoramical radiographs, using two different techiques for attribute generation: Automatic Extracion (AE) via Image Processing techniques, based on general guidelines provided by forensic odontology experts, and Principal Component Analysis. The panoramic radiograph samples used in the current study belong to the Service of the Kernel for Culture and Extension Support in Odontological Diagnosis [Serviço do Núcleo de Apoio a Cultura e Extensão em Diagnóstico Odontológico (NACEDO), original name] from the School of Dentistry of Ribeirão Preto of the University of São Paulo (FORP-USP), and is an ensemble of radiographs taken with two different X-Ray equipments: Ortophos-Siemens®(Sirona Dental), analogical, and Veraviewepocs Digital Panoramic®(J. Morita Co.), digital. The analogical radiographs were digitalized with a professional Epson®Scanner.

2 Methodology

This work consists of three main parts. In the first part the images are preprocessed. This transformation ensures a uniform positioning of all images. In this part each input image is also enhanced to facilitate the detection of features. After detection of the features in the second part the found features are finally selected. In this step only the most relevant features for prediction of the sex and age are retained.

2.1 Preprocessing

Preprocessing of the images is twofold. In the first step the input image is transformed to a standard format which makes the automatic extraction of the features applicable. Afterwards the transformed image is enhanced by applying two image filters.

Automatic conversion to the standard format consists of four actions. All non-grayscale images are transformed to grayscale values in the first step. Then the vertically oriented images are rotated to obtain a uniform orientation. The last two steps consist of centralising the image around its vertical axis of symmetry and resizing the image to the standard pixel dimensions(500×945 pixels).

In order to make detections easier, an image enhancing step was performed. This comes down to the improvement of two characteristics: luminance and contrast. Two filters are used to obtain this: the INDANE filter[7] and the image sharpening filter[8]. First the INDANE filter is applied to the original image. The image sharpening filter is then applied to the obtained image.

2.2 Feature extraction

Two different techniques for automatic feature extraction are applied. The first technique, Automatic Extraction (AE), extracts the features by parsing the panoramic X-ray for the regions of interest. Based on the pixels representing these regions of interest, the features are calculated afterwards. The second technique calculates the features immediately based on the image itself using Principal Component Analysis (PCA). PCA is a well known transformation whereas the used AE is a novel approach. An overview of the feature extraction is presented in Figure 1.

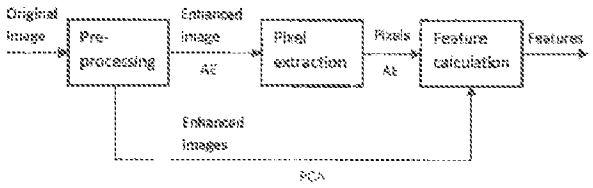


Figure 1: Overview of the feature extraction

BNSDOCID: <XP_____5546226SA__I_>

2.2.1 Automatic extraction(AE)

In the automatic extraction of the features two regions of interest are considered: the chin line and the teeth. These regions are located by parsing the edges of the enhanced images. The canny filter[9] is chosen for the edge detection because of its good properties for detecting true weak edges. Features are then calculated for both the chin and the teeth using the location of the regions of interest (ROI).

2.2.2 Principal Component Analysis(PCA)

The second used technique for extracting features automatically is the Principal Component Analysis (PCA)[10]. It is a technique that is applied in several domains as it is able to reveal underlying structures in complex datasets using analytical solutions from linear algebra[11]. The idea is to represent a dataset using a limited number of relevant components, the principal components. When the dataset consists of facial images, these principal components are called *eigenfaces*.Based on the information from the AE the principal components are calculated for the 303 selected images by first applying the INDANE - and then the image sharpening filter. The 24 most significant eigenfaces are used as the features from the PCA. This number was chosen to be equal to the number of features in AE in order to be able to compare the results.

2.3 Feature selection

Feature selection is the selection of the relevant features for determination of a certain property. It is a technique that is applied in many fields such as data mining, machine learning, pattern recognition and signal processing[12]. When the number of involved features is huge, feature selection will be necessary. Also when there is a limited number of features it is an appropriate step when not all features are relevant. Previous works[12]–[13] on datasets with a limited number of feanures (<30) showed that feature selection was able to improve the accuracy of the prediction.

Algorithms for feature selection fall into two broad categories: wrappers, which use the learning algorithm itself to evaluate the usefulness of features; and filtersm which evaluate features according to heuristics based on general characteristics of the data[13]. Techniques from both categories are applied and results are compared.

2.3.1 Filter feature selection

Filter methods operate independently of any learning algorithm. Undesirable features are filtered out of the data before induction starts. Filters typically make use of all the available training data when selecting a subset of features. This approach has proven to be much faster than wrappers and hence can be applied to large data sets containing many features. Since they are more general, they can be used with any learner, unlike the wrapper, which must be re-run when switching from one learning algorithm to another. The problem with this approach is that there is no guarantee that the selected features will produce good results in combination with the used classifier.

Two well known filter techniques are used: the Fisher criterium[14] and the ReliefF algorithm[15].

2.3.2 Wrapper feature selection

Wrapper feature selection, on the other hand, evaluates the fitness of the features using the classifier itself. For every considered subset, the classifier needs to be retrained and its estimated global accuracy must be recalculated. In general, this approach yields better results than the filter methods because the search for an appropriate subset is guided by the generation process[16]. The main disadvantages of this approach are the high computational cost and the specific selection of the features for one classifier.

Evolutionary techniques The generation of the features is done using a variety of evolutionary and alternative algorithms. Genetic Algorithms(GA)[17]–[19] and Particle Swarm Optimization(PSO) techniques [12][16][18][20] have been used several times for this purpose. These methods search for an optimal subset in the binary search space with 2^N possible subsets, being N the number of features. With 24 features, exhaustive search in this search space would be too time consuming. In this work we use genetic, particle swarm and alternative search methods.

8NSDOCID: <XP_____5548226SA__1_>

The standard genetic algorithm[21](SGA) is used, as well as some extensions. The first three insert random immigrants[22] (GARIS for the low rate:2% and GARIL for the high rate:30% of random immigrants) into the population. Two of them have a fixed number of random immigrants whereas the third[23] (SSORIGA) makes use of a dynamic rate. The last genetic algorithm makes use of a dynamic population size[24](VPGA).

As the particle swarm algorithms were originally constructed for continuous problems, an adaptation must be made to be able to represent binary values. The first used version of the PSO algorithm makes use of the standard algorithm (SPSO), in which all continuous values are converted to their corresponding binary values when the subsets are evaluated. As with the use of this technique all of the members of the swarm tend to converge to the same local optimum after a few generations, an improved binary continuous PSO was developed: ABCPSO. The last used PSO[25] represents the particles directly in a binary way(BPSO). In this implementation the represented binary representations are determined in each generation using a biased random process.

Two alternative search methods are considered: a hybrid PSO-GA algorithm[24](HGAPSO) and a random search process(RS). The hybrid algorithm makes use of both the standard GA and the ABCPSO. Every 5th generation a hybrid process takes place, and the information from both techniques is exchanged.

Adaptive binary continuous particle swarm optimization(ABCPSO) The proposed algorithm is the standard continuous PSO algorithm with 3 extensions. All particles have a range of [0,1] in all their dimensions and the corresponding binary value is equal to 1 when the continuous value is greater than 0.5, and 0 otherwise. Every dimension represents one feature.

Every particle X_i is represented by a point in the D-dimensional search space: $X_i = (x_{1,i}, x_{2,i}, ..., x_{N,i})^T$ in the standard PSO algorithm. In the initial generation random vectors are chosen within the search space. The best visited position for each particle X_i is stored in the vector $P_i = (p_{1,i}, p_{2,i}, ..., p_{N,i})^T$. The best visited position by the entire swarm is also taken into account. This point is represented by $P_g = (p_{1,g}, p_{2,g}, ..., p_{N,g})^T$. These two vectors are initialized to the random initial vectors in the first generation. The positions of all particles are adapted every generation according to the speed vector V. This vector is also determined randomly in the first generation. The adaption of the speed and position vector for each particle goes as follows:

$$V_i = w * V_i + c_1 * r() * (P_i - X_i) + c_2 * r() * (P_g - X_i)$$
$$X_i = X_i + V_i$$

This means that the new position is the old position added with the new speed. The speed is calculated using three factors:

- **Inertion** The inertion factor w is used to control the influence of the previous speed. The choice of this factor is a trade-off between local and global exploration of the particles. A high inertion factor facilitates global exploration while a lower value for w stimulates local exploration.
- **Personal factor** Every particle is attracted by its personal best position. This, in combination with the inertion, guarantees continuous exploration throughout the algorithm.
- **Social factor** The last part of the speed equation ensures that all particles are attracted by the best visited position so far.

Furthermore, there are two constants in the speed equation: c_1 a c_2 and a random function $r()$, which generates a random number in the interval [0,1]. The constants determine the magnitude of the attraction to the local and global maxima and are chosen as in[27]. In that work both constants are 1.49445 and the inertion factor is $0.5 + \frac{r()}{2}$.

An important advantage of this algorithm is the simplicity of the operations. The population size is kept constant and every particle survives from the first till the last generation. In each generation every particle is adapted with a rather simple equation.

When the evaluation of the function values is slow(which is the case in this work), the efficiency of the algorithm is less important and extensions can be made without a significant loss of time. Three extensions are made:

BNSDOCID: <XP_____5548288A_1_>

1. **Random immigrants** – The first extension is based on the random immigrants introduced in the genetic algorithm. When the new positions of the particles are calculated, the worst 10% of the particles are replaced by random particles. The aim of this extension is to increase the diversity in the population while there is no loss of information about the best members of the population.

2. **Repulsion** – This extension aims to increase the diversity in the population and is based on the natural movement of particles in a swarm. In order to avoid collision, the particles undergo a process of mutual repulsion after calculation of the new position. All couples are compared mutually, and if the Manhattan distance between the particles is lower than a certain threshold (here $\frac{\#features}{4}$), both particles are repelled in relation to each other. This happens in the opposite direction with a Manhattan distance of $min(\frac{\#features}{4}, \frac{\#features}{20*distance^2})$.

3. **Local exploration** – The addition of the previous two extensions increases the diversity in the population but reduces the capacity of local exploration around the provisional maximum. To enable local exploration the population is split into two independent swarms every X generations (here 5). After these X generations the information of both swarms is combined and a new split of the population is calculated.

   The first swarm (which contains 90 % of the particles in this work) executes the previously described standard PSO algorithm with the extensions of random immigrants and repulsion. The remaining randomly chosen part performs local exploration around the provisional best point in the search space. In this second swarm there are no random immigrants or repulsive forces. The previous speeds are randomized and the global and local bests are set to the provisional best point. In this way a randomized exploration around the maximum is guaranteed. The norm of the previous speeds is determined by the distribution of the particles. It is set to the mean distance from the provisional optimum to the best 5% of the population.

   Despite the repulsion in the major part of the total swarm, convergence is still possible. Every X generations the two swarms are merged and the global maximum is set to the best value of both swarms. After calculation of the initial speeds for the new second swarm, the particles of the previous second swarm are put back to their previous positions such as their previous local best positions. This way the variation of those particles is restored.

2.3.3 Evaluation of the subsets

Evaluation of the subsets is performed using stratified K-fold cross validation. K is chosen to be 10 which is a rather high value. This ensures that a large part of the dataset can be used to train the classifier. Before the start of each run the images are selected in such a way that all considered classes have equal sizes. This ensures an unbiased prediction. The accuracy of a single prediction is 1 if the predicted class equals the actual class of the image and 0 otherwise. When the age class is predicted an adapted accuracy is used. A wrong prediction of an age by 1 age group is assigned an accuracy of $\frac{1}{4}$ when the actual age group is not the highest or the lowest age group and $\frac{1}{2}$ otherwise.

Five well known classifiers are compared: naive bayes, decision trees, 3 nearest neighbors, neural networks and support vector machines.

3 Results

3.1 Comparison of classifiers and evolutionary algorithms

To compare the classifiers, both the filter and wrapper approaches are used with all the classifiers to select the features of varying search spaces (by changing the selected images). Among all the classifiers, the naive bayes method resulted in the best accuracies in general. A comparison of all evolutionary techniques can be seen in table 1.

This table represents the results of applying all evolutionary techniques on 50 different search spaces for each used classifier. The population size(10) and number of generations(20) are chosen to be small. This way the techniques can be compared before they converge. All search spaces consist of the sex prediction using the features from the AE. Two indicators for the quality of the techniques are used. The first is the average function value of the best member of the population in all 250 simulations. The other indicator

BNSDOCID: <XP_____5545259A__1_>

represents the number of victories of each technique for a given search space and classifier. All technique(s) that obtain the best function value are considered victorious. It is very important to note that all considered evolutionary techniques have a comparable number of evaluations. All of them have a fixed number of generations and all but one have a fixed population size. The limits for the initial and maximal population in the genetic algorithm with variable population size are chosen in such a way that the number of evaluations is close to the number of evaluations in the other techniques.

The best five techniques(ranked on the average maximal function value) are retained for further simulations, these are underlined in table 1. All of the selected evolutionary techniques have a comparable average function value and number of victories. The developed ABCPSO improved the performance of the standard binary continuous PSO significantly. The binary PSO on the other hand produced the best results overall.

Table 1: Comparison of evolutionary techniques

Technique	Average maximal evaluation	Victories	Rank
SGA	.619	33	5
GARIS	.611	29	7
GARIL	.616	25	6
SSORIGA	.625	32	4
VPGA	.601	6	8
SPSO	.593	1	9
ABCPSO	.626	39	3
BPSO	.638	52	1
HGAPSO	.632	45	2
RS	.592	3	10

3.2 Used subsets

The results are compared for all the considered feature selection methods. Evaluation of the subsets of each size S where S varies from 1 to 24 features are plotted for all four sex/gender – AE/PCA couples. The subset of size S contains only those S features with the best evaluated function values. In the case of wrapper feature selection this function value is the number of times each feature is selected in the optimal subset of a run. 20 runs are used with a population size of 25 and 50 generations for all of the 5 best evolutionary techniques.

The results of sex prediction can be found in Figure 2. The results of the age prediction are displayed in Figure 3. In both images the results using the features from the AE are displayed on the left part. The results for the predictions using the features from the PCA are shown on the right.

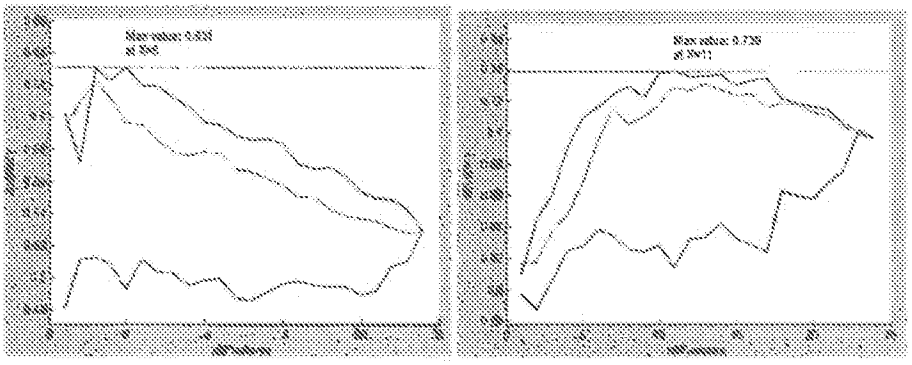


Figure 2: Sex prediction using AE (left) and PCA (right). The red color represents the Fisher method, Black is used for ReliefF and Blue stands for the Wrapper approach. The ReliefF method needs more attributes in order to achieve better performance. The Wrapper method obtains the best results overall.

BNSDOCID: <XP_____5546226BA__I_>

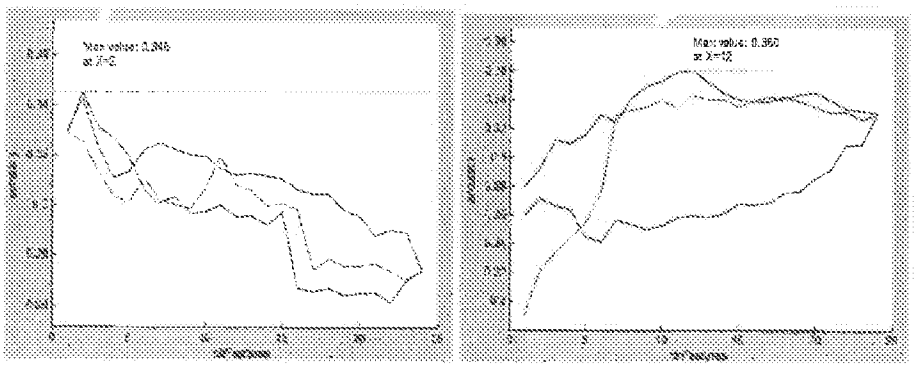


Figure 3: Age prediction using AE (left) and PCA (right). The red color represents the Fisher method, Black is used for ReliefF and Blue stands for the Wrapper approach. In most not all attributes are important for reaching a better accuracy, varying between 1 (Fisher with AE) and 24 (Relief F with PCA) for the optimal number of attributes.

4 Discussion

The obtained results show that the wrapper approach yields better results in 3 of the 4 considered predictions. At least one of the subsets generated by the filter techniques comes close to the predictive accuracy of the optimal subset generated by the wrapper approach in all of the 4 considered predictions. When using the wrapper approach there is only a marginal improvement, but at a very high computational cost, that doesn't compensate the gain in performance.

Another remark is the fact that the optimal subsets contain a lot more features when the eigenfaces are used. The reason for this is the higher number of irrelevant features in the features from the automatic extraction, despite these being suggested by the experts. The explanation for that is the difficulty in extracting exactly the parts that the experts point, since the quality of the radiographs varies, and not all the points suggested were detected by the algorithms.

The optimal subsets have an estimated predictive accuracy of 74% for sex prediction and 36% for the age group prediction. Better results are obtained for both sex- and age prediction when the eigenfaces are used as features, what implies that PCA is a suitable method for extracting useful information from radiographs. In the sequence of this work other types of radiographs will be investigated, since other parts of human faces can also be useful in the task of human identification.

References

[1] G. Arbenz, *Identidade e identificação: conceitos gerais*, In: Medicina Legal e Antropologia Forense. Rio de Janeiro: Atheneu, 1998. p.105-127.

[2] R. Oliveira, E. Daruge, L. Galvão, A. Tumang, *Contribuição da odontologia legal para a identificação "post-mortem"*, Rev Bras Odontol 1998; 55(2): 117-22.

[3] H. Mincer, J. Chaudhry, J. Blankenship, E. Turner, *Postmortem dental radiography*, J Forensic Sci 2008; 56(2):405-7.

[4] R. Silva, S. Carvalho, A. Sales-Peres, C. Lopes-Junior, *A utilização de imagens na identificação humana em odontologia legal*, Radiol Bras 2009; 42(2):125-30.

[5] M. Oliveira, M. Correia, J. Barata, *Aspectos relacionados ao emprego da radiografia panorâmica em pacientes infantis*, Rev Fac Odontol Porto Alegre 2006; 47:15-9.

[6] Nassar DEM, Ammar HH. A neural network system for matching dental radiographs. Pattern Recognition 2007; 40: 65-79.

BNSDOCID: <XP_____5548223694A__1_>

[7] L. Tao, V. Asari *An Integrated Neighborhood Dependent Approach for Nonlinear Enhancement of Color Images*, Proceedings of the International Conference on Information Technology: Coding and Computing, 2004.

[8] *imfilter*, in Matlab Web Server Manual, 27 April 2010, available at http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/images/imfilter.html.

[9] J. Canny, *A computational approach to edge detection*, in IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1986.

[10] A. Miranda, Y Le Borgne, G. Bontempi, *New Routes from Minimal Approximation Error to Principal Components*, Neural Processing Letters, Springer, Volume 27, Number 3, 2008.

[11] Wikipedia, *Principal component analysis*, on Wikipedia 2 May 2010, available at http://en.wikipedia.org/wiki/Principal_component_analysis.

[12] X. Wang, J. Yang, X. Teng, W. Xia, R. Jensen, *Feature selection based on rough sets and particle swarm optimization*, in Pattern Recognition Letters 28 (2007) 459471.

[13] M. Hall, *Correlation-Based Feature Selection for Discrete and Numeric Class Machine Learning*, Proceedings of the 17th International Conference on Machine Learning (2000) 359-366.

[14] R. Duda, P. Hart, *Pattern classification and scene analysis*, Wiley, 1973.

[15] I. Kononenko, S. Hong, *Attribute Selection for Modeling*, In: Future Generation Computer Systems, ISSN 0167 - 739X, 13 (2-3), 181-195, 1997.

[16] Y. Liu, Z. Qin, Z. Xu, X. He, *Feature Selection with Particle Swarms*, in Computational and Information, Heidelberg: Springer-Verlag (2004) 425430.

[17] M. Dash, H. Liu, *Feature Selection for Classification*, in Intelligent Data Analysis, 1 (1997) 131-156.

[18] Y. Saeys, I. Inza, P. Larrañaga, *A review of feature selection techniques in bioinformatics*, in Bioinformatics, 19 (2007) 25072517.

[19] H. Vafaie, I. Imam, *Feature selection methods: genetic algorithms vs. greedy-like search*, Proceedings of International Conference on Fuzzy and Intelligent Control Systems (1994).

[20] L. Chuang, H. Chang, C. Tu, C. Yang, *Improved binary PSO for feature selection using gene expression data*, in Computational Biology and Chemistry, 32 (2008), 2938.

[21] J. Holland, *Adaptation in natural and artificial systems*, Ann Arbor, MI: University of Michigan Press.

[22] J. Grefenstette. Genetic algorithms for changing environments. *Parallel Problem Solving from Nature*, Amsterdam, 2 (1992) 137-144.

[23] V. Tragante, R. Tinós, *Control of the number of random imigrants in genetic algorithms for protein structure prediction*, in Proceedings of the 11th Annual conference on Genetic and evolutionary computation, 2009.

[24] X. Shi, Y. Liang, H. Leeb, C. Lub, L. Wang, *An improved GA and a novel PSO-GA-based hybrid algorithm*, in Information Processing Letters, 93 (2005) 255-261.

[25] R. Eberhart, Y. Shi, *Comparison between Genetic Algorithms and Particle Swarm Optimization*, Evolutionary Programming VII (1998), Lecture Notes in Computer Science 1447, 611-616. Springer.

[26] J. Kennedy, R. Eberhart, *A Discrete Binary Version of the Particle Swarm Optimization*, in Proc. Of the conference on Systems, Man, and Cybernetics SMC97, 1997 4104-4109.

[27] R. Eberhart, Y. Shi, *Tracking and optimizing dynamic systems with particle swarms*, in Proceedings of Congress on Evolutionary Computation. 2001, Seoul.

BNSDOCID: <XP_____S6482283A__i_>

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle
Bureau international

(43) Date de la publication internationale
6 mai 2016 (06.05.2016)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2016/066651 A1

(51) Classification internationale des brevets :
C07D 471/04 (2006.01) *G06T 7/00* (2006.01)
A61K 31/437 (2006.01) *A61C 7/00* (2006.01)
A01N 43/40 (2006.01) *A61C 9/00* (2006.01)
A61P 31/10 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/EP2015/074896

(22) Date de dépôt international :
27 octobre 2015 (27.10.2015)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :

1460310	27 octobre 2014 (27.10.2014)	FR
1460315	27 octobre 2014 (27.10.2014)	FR
1552277	19 mars 2015 (19.03.2015)	FR

(71) Déposant : **H43 DEVELOPMENT** [LU/LU]; 124, boulevard de la Pétrusse, L-2330 Luxembourg (LU).

(72) Inventeurs : **SALAH, Philippe**; 18, rue Edouard Vaillant, F-93170 Bagnolet (FR). **AYACHE, William**; 18, rue Ancelle, F-92200 Neuilly-sur-Seine (FR). **DEBRAUX, Laurent**; 57, rue des Cascades, F-75020 Paris (FR). **GHYSELINCK, Guillaume**; 41, rue d'Arleux, F-59169 Cantin (FR). **PELLISSARD, Thomas**; 5, rue de la famille Solomon, F-95190 Goussainville (FR).

(74) Mandataire : **CABINET NONY**; 3, rue de Penthièvre, F-75008 Paris (FR).

(81) États désignés *(sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible)* : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés *(sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible)* : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— *avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))*

(54) Title : METHOD FOR MONITORING DENTITION

(54) Titre : PROCEDE DE CONTROLE DE LA DENTITION

(57) Abstract : The invention relates to a method for monitoring a property of the appearance of the teeth of a patient, said method including the following consecutive steps: A) acquiring, by means of a first acquisition apparatus, at least one first two-dimensional image of said teeth and of a first reference gauge, referred to as "initial image"; B) acquiring, by means of a second acquisition apparatus, at least one second two-dimensional image of said teeth and of a second reference gauge having the same appearance as the first reference gauge, referred to as "updated image"; C) standardising the initial and updated images such that the representations of the first and second reference gauges on the standardised initial and updated images have the same appearance; D) before or after step C, marking the same region of the teeth on the initial and updated images; and E) comparing the appearance of said region in the standardised initial and updated images.

(57) Abrégé : L'invention concerne un procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes successives suivantes: A) acquisition, au moyen d'un premier appareil d'acquisition, d'au moins une première image bidimensionnelle desdites dents et d'une première jauge de référence, dite « image initiale »; B) acquisition, au moyen d'un deuxième appareil d'acquisition, d'au moins une deuxième image bidimensionnelle desdites dents et d'une deuxième jauge de référence présentant un même aspect que la première jauge de référence, dite « image actualisée »; C) normalisation des images initiale et actualisée de manière que les représentations des première et deuxième jauges de référence sur les images initiale et actualisée normalisées présentent un même aspect; D) avant ou après l'étape C, repérage d'une même région des dents sur les images initiale et actualisée; E) comparaison de l'aspect de ladite région sur les images initiale et actualisée normalisées.

WO 2016/066651 A1

PROCEDE DE CONTROLE DE LA DENTITION

Domaine technique

La présente invention concerne un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme et/ou de l'aspect de dents d'un patient et un programme informatique pour la mise en œuvre de ce procédé.

Etat de la technique

Il est souhaitable que chacun fasse régulièrement contrôler sa dentition, notamment afin de vérifier que la position et/ou la forme et/ou l'aspect de ses dents n'évolue pas défavorablement.

Lors d'un traitement orthodontique, cette évolution défavorable peut notamment conduire à modifier le traitement. Après un traitement orthodontique, cette évolution défavorable, appelée « récidive », peut conduire à une reprise d'un traitement. Enfin, de manière plus générale et indépendamment de tout traitement, chacun peut souhaiter suivre les déplacements éventuels et/ou le changement de forme et/ou d'aspect de ses dents.

Classiquement, les contrôles sont effectués par un orthodontiste ou un dentiste qui seuls disposent d'un appareillage adapté. Ces contrôles sont donc coûteux. En outre, les visites sont contraignantes.

US 2009/0291417 décrit un procédé permettant de créer, puis de modifier des modèles tridimensionnels, notamment pour la fabrication d'appareils orthodontiques.

Un objectif de la présente invention est de répondre, au moins partiellement, aux problèmes susmentionnés.

Résumé de l'invention

L'invention fournit un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

a) réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade, de préférence d'au moins une arcade du patient, ou « modèle de référence initial » et, de préférence, pour chaque dent, définition, à partir du modèle de référence initial, d'un modèle de référence tridimensionnel numérique de ladite dent, ou « modèle de dent » ;

b) acquisition d'au moins une image bidimensionnelle des arcades du patient, dite « image actualisée », dans des conditions d'acquisition réelles ;

c) analyse de chaque image actualisée et réalisation, pour chaque image actualisée, d'une carte actualisée relative à une information discriminante ;

d) optionnellement, détermination, pour chaque image actualisée, de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e) recherche, pour chaque image actualisée, d'un modèle de référence final correspondant au positionnement et/ou à la forme des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, la recherche étant de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé, et

f) pour chaque modèle de dent, comparaison des positionnements dudit modèle de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, dit « modèle de référence final », afin de déterminer le déplacement des dents entre les étapes a) et b), et/ou
comparaison des formes du modèle de référence initial et du modèle de référence obtenu à l'issue des étapes précédentes, dit « modèle de référence final », afin de déterminer la déformation et/ou le déplacement de dents entre les étapes a) et b).

Comme on le verra plus en détail dans la suite de la description, un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme de dents selon l'invention permet, à partir d'une simple image des dents, prise sans pré-positionnement précis des dents par rapport à l'appareil d'acquisition d'images, par exemple d'une photographie prise par le patient, d'évaluer avec précision le déplacement et/ou la déformation des dents depuis la réalisation du modèle de référence initial. Cette évaluation peut en outre être effectuée par un simple ordinateur, un serveur ou un téléphone mobile.

De préférence, l'étape e) comporte

- une première opération d'optimisation permettant de rechercher des conditions d'acquisition virtuelles correspondant au mieux aux conditions d'acquisition réelles dans un modèle de référence à tester déterminé à partir du modèle de référence initial, et

- une deuxième opération d'optimisation permettant de rechercher, en testant une pluralité de dits modèles de référence à tester, le modèle de référence correspondant au mieux au positionnement et/ou à la forme des dents du patient lors de l'acquisition de l'image actualisée à l'étape b).

De préférence, une première opération d'optimisation est effectuée pour chaque test d'un modèle de référence à tester lors de la deuxième opération d'optimisation.

De préférence, la première opération d'optimisation et/ou la deuxième opération d'optimisation, de préférence la première opération d'optimisation et la deuxième opération d'optimisation mettent en œuvre une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence un recuit simulé.

De préférence, l'étape e) comporte les étapes suivantes :

e1) définition d'un modèle de référence à tester comme étant le modèle de référence initial puis,

e2) suivant les étapes suivantes, test de conditions d'acquisition virtuelles avec le modèle de référence à tester afin d'approximer finement lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e21) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

e22) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence à tester dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

e23) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant, au moins partiellement, ladite information discriminante ;

e24) comparaison des cartes actualisée et de référence de manière à déterminer une valeur pour une première fonction d'évaluation, ladite valeur pour la première fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes actualisée et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant lesdites conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester déterminées à la dernière occurrence de l'étape e21) ;

e25) si ladite valeur pour la première fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification des conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape e22) ;

e3) détermination d'une valeur pour une deuxième fonction d'évaluation, ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation dépendant des différences entre les cartes actualisée et de référence dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles et résultant de la dernière occurrence de l'étape e2), ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche d'un modèle de référence approximant la forme et/ou le positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée avec plus d'exactitude que ledit modèle de référence à tester utilisé à la dernière occurrence de l'étape e2), et si ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification du modèle de référence à tester par déformation du modèle de référence à tester et/ou par déplacement et/ou déformation d'un ou plusieurs modèles de dents, puis reprise à l'étape e2).

Un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme de dents selon l'invention peut encore comporter une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- à l'étape a), on détermine un plan d'occlusion suivant les opérations suivantes :
  I. détermination des points du modèle de référence initial qui appartiennent à une arcade et qui sont à une distance de l'autre arcade qui est inférieure à une distance prédéterminée, de préférence à une distance inférieure à 3 mm de l'autre arcade, dits « points de contact » ;
  II. optionnellement, filtrage d'une partie des points de contact, de préférence de manière que le nombre de points de contact appartenant à l'arcade supérieure soit identique au nombre de points de contact appartenant à l'arcade inférieure, de préférence en éliminant les points d'une arcade les plus éloignés de l'autre arcade ;

III. régression linéaire, de préférence par la méthode des moindres carrés, sur l'ensemble des points de contact restant de manière à déterminer le plan d'occlusion ;

- à l'étape a), on effectue les opérations suivantes :
  - i. projection, dans un plan d'occlusion, des points de contact entre les dents des arcades supérieure et inférieure du patient, les points de contact et/ou le plan d'occlusion étant de préférence déterminés, suivant les étapes I à III ;
  - ii. détermination du barycentre des projections desdits points de contact et création d'un référentiel, dans le plan d'occlusion, centré sur ledit barycentre ;
  - iii. détermination, dans ledit référentiel, de la fonction parabolique, présentant le plus grand coefficient de corrélation avec l'ensemble des projections des points de contact ;
  - iv. rotation de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et reprise de l'opération précédente *iii* jusqu'à ce que l'ensemble des projections des points de contact ait parcouru un secteur déterminé, de préférence supérieur à 90°, supérieur à 180°, voire d'environ 360° ;
  - v. identification du coefficient de corrélation le plus élevé pour l'ensemble des positions angulaires de l'ensemble des projections des points de contact autour du barycentre, et de l'axe de la fonction parabolique correspondante ;
  - vi. détermination d'un plan longitudinal médian du modèle de référence initial, ledit plan passant par ledit axe et étant perpendiculaire au plan d'occlusion ;

- à l'étape a), on délimite au moins partiellement un modèle de dent en suivant les opérations suivantes :
  - i'. détermination, au moins partielle, des bords gingivaux intérieur et extérieur de l'arcade de la dent concernée, de préférence par analyse des variations de l'orientation de la surface du modèle de référence initial ;
  - ii'. projection, dans le plan d'occlusion, des bords gingivaux intérieur et extérieur ;

iii'. identification des déformations des projections des bords gingivaux intérieur et extérieur correspondant aux régions interdentaires, les sommets de ces déformations étant appelés « point de rapprochement » (dans une région interdentaire, les deux projections présentent chacune une pointe, les deux pointes pointant sensiblement l'une vers l'autre, l'extrémité d'une pointe étant un point de rapprochement) ;

iv'. détermination du plus court chemin, à la surface du modèle de référence initial, entre deux points de rapprochement de bords gingivaux intérieur et extérieur, respectivement, d'une région interdentaire, de préférence par une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé, ledit plus court chemin délimitant au moins partiellement un modèle de dent ;

- une image actualisée est acquise moins de 7 jours après l'étape a), puis les étapes c) à f) sont mises en œuvre à partir de cette image actualisée ;
- l'intervalle de temps entre les étapes a) et b) ou entre les étapes A et B peut être supérieur à 1 semaine, à 2 semaines, à 1 mois, à 2 mois ou à 6 mois ;
- à l'étape b), on utilise un appareil d'acquisition porté à la main (et en particulier qui n'est pas immobilisé, par exemple au moyen d'un support reposant sur le sol) et/ou la tête du patient n'est pas immobilisée ;
- on utilise un appareil individuel choisi dans le groupe formé par un appareil photo connecté, une montre intelligente, une tablette numérique, un scanner 3D portable et un ordinateur couplé un système d'acquisition d'images, telle une webcam ou un appareil photo numérique, pour mettre en œuvre l'étape b) et, de préférence au moins une des étapes, de préférence toutes les étapes c) à f) ;
- à l'étape b), on utilise un écarteur comportant une, de préférence plus de deux marques de repérage, de préférence non alignées, et, de préférence, on utilise la représentation des marques de repérage sur l'image actualisée pour
  - à l'étape c), redécouper l'image et/ou,
  - à l'étape d), évaluer grossièrement les conditions d'acquisition réelles ;
- à l'étape c), l'information discriminante est choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une

information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets et des combinaisons de ces informations ;

- à l'étape c), l'information discriminante est une information discriminante optimale obtenue au moyen d'un procédé d'optimisation selon l'invention, décrit ci-après ;
- à l'étape d), on utilise des données fournies par l'appareil d'acquisition et, de préférence, concernant son orientation ;
- à l'étape e2), les conditions d'acquisition virtuelles recherchées comprennent des paramètres de calibration de l'appareil d'acquisition mis en œuvre à l'étape b) ;
- on met en œuvre une optimisation par une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé pour :
  - à l'étape a), déterminer au moins partiellement un bord gingival délimitant un modèle de dent, et/ou
  - à l'étape e2), rechercher les conditions d'acquisition virtuelles correspondant aux conditions d'acquisition réelles, et/ou
  - à l'étape c), rechercher un modèle de référence correspondant à l'image actualisée ;
- ladite méthode métaheuristique est choisie dans le groupe formé par
  - les algorithmes évolutionnistes, de préférence choisie parmi: les stratégies d'évolution, les algorithmes génétiques, les algorithmes à évolution différentielle, les algorithmes à estimation de distribution, les systèmes immunitaires artificiels, la recomposition de chemin Shuffled Complex Evolution, le recuit simulé, les algorithmes de colonies de fourmis, les algorithmes d'optimisation par essaims particulaires, la recherche avec tabous, et la méthode GRASP ;
  - l'algorithme du kangourou,
  - la méthode de Fletcher et Powell,
  - la méthode du bruitage,
  - la tunnelisation stochastique,
  - l'escalade de collines à recommencements aléatoires,
  - la méthode de l'entropie croisée, et
  - les méthodes hybrides entre les méthodes métaheuristiques citées ci-dessus ;

- à partir de la comparaison à l'étape f), on produit une cartographie faisant apparaître les changements de forme du modèle de référence initial et/ou le déplacement d'un ou plusieurs modèles de dent ;
- l'information discriminante utilisée pour la carte actualisée et/ou pour la carte de référence est, préalablement à cette utilisation, optimisée au moyen d'un procédé d'optimisation selon l'invention décrit ci-après, comportant des étapes C1. à C3., l'image acquise étant l'image actualisée ou l'image de référence, respectivement, et le modèle de référence étant le modèle de référence initial ou le modèle de référence à tester, respectivement.

L'invention concerne aussi l'utilisation d'un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention pour

- détecter une récidive, et/ou
- déterminer une vitesse d'évolution d'un changement de positionnement des dents, et/ou
- optimiser la date de prise de rendez-vous chez un orthodontiste ou un dentiste, et/ou
- évaluer l'efficacité d'un traitement orthodontique, et/ou
- évaluer l'évolution du positionnement de dents vers un modèle théorique correspondant à un positionnement déterminé des dents, en particulier un positionnement amélioré des dents, et/ou
- en dentisterie.

Le procédé peut notamment être mis en œuvre pendant un traitement orthodontique, notamment pour en contrôler le déroulement, l'étape a) étant mise en œuvre moins de 3 mois, moins de 2 mois, moins de 1 mois, moins d'une semaine, moins de 2 jours après le début du traitement, c'est-à-dire après la pose d'un appareil destiné à corriger le positionnement des dents du patient, dit « appareil de contention actif ».

Le procédé peut être également mis en œuvre après un traitement orthodontique, pour vérifier que le positionnement des dents n'évolue pas de façon défavorable (« récidive »). L'étape a) est alors de préférence mise en œuvre moins de 3 mois, moins de 2 mois, moins de 1 mois, moins d'une semaine, moins de 2 jours après la fin du traitement, c'est-à-dire après la pose d'un appareil destiné maintenir les dents en position, dit « appareil de contention passif ».

Dans un mode de réalisation, pour contrôler exclusivement le déplacement des dents, on considère que les modèles de dents sont indéformables lors de l'étape e). En particulier, à l'étape e3), le modèle de référence à tester ne peut être modifié que par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents.

L'invention concerne aussi l'utilisation d'un procédé de contrôle de la forme de dents selon l'invention pour :

- visualiser et/ou mesurer et/ou détecter une plaque dentaire, et/ou un début de carie, et/ou une microfissure, et/ou une usure, par exemple résultant de bruxisme ou de la mise en œuvre d'un appareil orthodontique, actif ou passif, notamment en cas de rupture ou de détachement d'un arc orthodontique ;
- visualiser et/ou mesurer et/ou détecter un changement de volume, en particulier lors de la croissance des dents ou suite à une intervention d'un dentiste ou d'un orthodontiste, par exemple un dépôt de colle à la surface des dents ;
- évaluer l'opportunité d'un traitement interceptif, avant tout traitement orthodontique, notamment pour évaluer l'intérêt d'un traitement orthodontique.

Dans un mode de réalisation, pour contrôler exclusivement la déformation des dents, on considère, lors de l'étape e), que les modèles de dents sont fixes, c'est-à-dire ne se sont pas déplacés entre les étapes a) et b). En particulier, à l'étape e3), le modèle de référence à tester ne peut être modifié que par déformation d'un ou plusieurs modèles de dents.

La comparaison des formes du modèle de référence initial et du modèle de référence final afin de déterminer la déformation de dents entre les étapes a) et b) peut en particulier résulter d'une comparaison de la forme d'un ou plusieurs modèles de dent dans le modèle de référence initial et dans le modèle de référence final.

L'invention concerne encore un procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes successives suivantes :

A. acquisition, au moyen d'un premier appareil d'acquisition, d'au moins une première image bidimensionnelle desdites dents et d'une première jauge de référence, dite « image initiale » ;
B. acquisition, au moyen d'un deuxième appareil d'acquisition, d'au moins une deuxième image bidimensionnelle desdites dents et d'une deuxième jauge de

référence présentant un même aspect que la première jauge de référence, dite « image actualisée » ;

C. normalisation des images initiale et actualisée de manière que les représentations des première et deuxième jauges de référence sur les images initiale et actualisée normalisées présentent un même aspect ;

D. avant ou après l'étape C., repérage d'une même région des dents sur les images initiale et actualisée ;

E. comparaison de l'aspect de ladite région sur les images initiale et actualisée normalisées.

Un procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents selon l'invention comporte de préférence une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- l'intervalle de temps entre les étapes A. et B. est supérieur à 1 semaine ;
- le premier appareil d'acquisition et/ou le deuxième appareil d'acquisition sont des appareils photo et/ou des téléphones mobiles ;
- les acquisitions aux étapes A. et/ou B. sont effectuées sous l'éclairage d'un flash ;
- les jauges de référence utilisées pour chacune des étapes A. et B. présentent un même aspect ;
- les jauges de référence utilisées pour chacune des étapes A. et B. sont fixées sur un écarteur dentaire ;
- les acquisitions aux étapes A. et/ou B. sont effectuées au moyen d'un kit d'acquisition selon l'invention, décrit ci-après ;
- les jauges de référence utilisées pour chacune des étapes A. et B. sont des marques de repérage ;
- le premier appareil d'acquisition et/ou le deuxième appareil d'acquisition comporte un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour repérer, en temps réel, la ou les marques de repérage sur l'écarteur, analyser sa ou leurs positions et/ou dimensions, en particulier les positions relatives de plusieurs marques de repérage et, en conséquence, fournir une information, de préférence lumineuse ou sonore, de manière à informer l'utilisateur dudit appareil d'acquisition ;

- à l'étape D., le repérage comprend une comparaison d'informations discriminantes communes aux deux images initiale et actualisée, puis une identification de la position de ladite région par rapport aux dites informations discriminantes communes ;
- à l'étape D., le repérage de la région sur les images initiale et/ou actualisée comprend une recherche de conditions d'acquisition virtuelles dans lesquelles le premier et/ou deuxième appareil d'acquisition, respectivement, aurait acquis ladite image initiale et/ou actualisée, respectivement, en observant un modèle de référence tridimensionnel numérique des arcades du patient.
- à l'étape D., le repérage de la région sur les images initiale et/ou actualisée comprend la mise en œuvre d'un procédé d'évaluation des conditions d'acquisition réelles selon l'invention, décrit ci-après.

L'invention concerne également un kit d'acquisition, notamment pour la mise en œuvre d'une étape b), A. ou B., ledit kit d'acquisition comportant :

- un écarteur dentaire destiné à être placé dans la bouche d'un patient et comportant une marque de repérage ;
- un appareil d'acquisition d'images comportant ;
  - un écran de visualisation,
  - une mémoire informatique contenant des informations sur des conditions d'acquisition cibles,
  - un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour afficher simultanément, sur ledit écran, une image acquérable et une référence, ladite référence étant dans une position telle que, lorsque la marque de repérage correspond à la référence sur l'écran, l'appareil d'acquisition respecte les conditions d'acquisition cibles.

Un kit d'acquisition selon l'invention peut notamment être mis en œuvre à l'étape b) d'un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme des dents selon l'invention, ou aux étapes A. et/ou B. d'un procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents, et plus généralement pour tout procédé comportant une évaluation des conditions d'acquisition d'une image.

Comme on le verra plus en détail dans la suite de la description, un kit d'acquisition selon l'invention permet en particulier de positionner l'appareil d'acquisition dans une position

qui correspond sensiblement à une position prédéterminée, par exemple considérée comme optimale pour le contrôle souhaité. Un kit d'acquisition selon l'invention permet donc d'améliorer considérablement la rapidité du traitement des informations pour la mise en œuvre des procédés de contrôle selon l'invention.

Un kit d'acquisition selon l'invention présente de préférence une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- l'appareil d'acquisition est un téléphone mobile ;
- la référence est choisie dans le groupe constitué par
  - un point,
  - une forme géométrique, de préférence un cercle, un carré, un rectangle ou une ligne,
  - une zone colorée de la même couleur que ladite marque de repérage,
  - une forme identique à la forme de ladite marque de repérage,
  - une forme complémentaire à la forme de ladite marque de repérage, en particulier pour constituer une forme ayant un sens, comme une forme géométrique, une lettre ou un texte, un dessin, ou un motif, et
  - leurs combinaisons ;
- l'écarteur comporte plusieurs marques de repérage non alignées et, de préférence coplanaires ;
- la marque de repérage est disposée de manière que, lorsqu'elle correspond à ladite référence sur l'écran, elle est à moins de 1 cm d'un bord de l'écran.

L'invention concerne aussi un procédé d'acquisition d'une image bidimensionnelle d'une partie d'une arcade dentaire, ou d'une arcade dentaire ou des deux arcades dentaires d'un patient au moyen d'un kit d'acquisition selon l'invention, notamment pour la mise en œuvre d'une étape b), A. et/ou B.. Ce procédé est remarquable en ce qu'il comporte les étapes successives suivantes :

(a) détermination de conditions d'acquisition cibles, par exemple en fonction d'un traitement à appliquer, en particulier d'un traitement orthodontique, et détermination de conditions de correspondance adaptées pour qu'une mise en correspondance d'une marque de repérage de l'écarteur avec une

référence affichée sur l'écran de l'appareil d'acquisition résulte dans l'application des conditions d'acquisition cibles;

(b) programmation de l'appareil d'acquisition de manière à afficher la référence dans une position telle que ladite mise en correspondance résulte en l'application des conditions d'acquisition cibles ;

(c) mise en place de l'écarteur dans la bouche du patient ;

(d) positionnement de l'appareil d'acquisition de manière à faire correspondre la marque de repérage et la référence et ainsi appliquer les conditions d'acquisition cibles ;

(e) acquisition de l'image acquérable dans le positionnement de l'appareil d'acquisition adopté à l'étape précédente.

Les conditions d'acquisition cibles sont les conditions permettant un positionnement adapté de l'appareil d'acquisition, de préférence un positionnement optimal de l'appareil d'acquisition pour acquérir l'image. De préférence, les conditions d'acquisition cibles sont donc déterminées en fonction des dents à observer.

De préférence un procédé d'acquisition selon l'invention est mis en œuvre pour les étapes des procédés de contrôle selon l'invention nécessitant l'acquisition d'une image bidimensionnelle d'une partie d'une arcade ou d'une arcade dentaire ou des deux arcades dentaires d'un patient, en en particulier pour les étapes b).

De préférence, le cycle des étapes (a) à (e) est répété plusieurs fois, de préférence plus de deux fois, voire plus de trois fois, avec des conditions d'acquisition cibles différentes.

Par exemple, pour mesurer le déplacement d'une dent, des premières conditions d'acquisition cibles pourront correspondre à un positionnement à 40 cm de l'écarteur, en face et à hauteur de l'écarteur. Des deuxièmes et troisièmes conditions d'acquisition cibles pourront correspondre à un positionnement à 40 cm de l'écarteur, à hauteur de l'écarteur, à 45° à droite et à gauche du plan sagital, respectivement.

De préférence, les étapes (c), (d) et (e) sont exécutées par une personne sans formation universitaire à l'orthodontie et/ou en dehors de tout cabinet médical, de dentisterie ou d'orthodontie, et/ou sans recours à un dispositif de stabilisation mécanique de l'appareil d'acquisition et/ou sans recours à d'autres appareils qu'un téléphone mobile et/ou sans recours à une jauge étalon de calibration.

L'invention concerne aussi un procédé d'optimisation d'une information discriminante extraite d'une image bidimensionnelle des arcades dentaires d'un patient, dite « image acquise », au moyen d'un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade du patient, ou d'une arcade ou des deux arcades du patient ledit procédé comportant les étapes suivantes :

C1. évaluation de la qualité de l'information discriminante et d'un seuil de qualité, filtrage de manière à ne retenir que de l'information discriminante présentant une qualité supérieure au seuil de qualité, et définition de « l'information discriminante à tester » comme étant l'information discriminante retenue ;

C2. test d'une concordance entre l'information discriminante à tester et ledit modèle de référence ;

C3. évaluation du résultat du test, et en fonction de ladite évaluation :

- ajout d'information discriminante non retenue à l'information discriminante à tester et/ou suppression d'information discriminante dans l'information discriminante à tester, puis reprise à l'étape C2. ou,
- définition de l'information discriminante optimale comme étant l'information discriminante à tester.

De préférence, un procédé d'optimisation selon l'invention comporte encore une ou plusieurs des caractéristiques optionnelles suivantes :

- l'information discriminante est choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets, et les combinaisons de ces informations ;
- l'étape C2. comporte les étapes suivantes :
  - recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant, de préférence de manière optimale, des conditions d'acquisition réelles dans lesquelles ladite image acquise a été acquise et observation du modèle de référence dans lesdites conditions d'acquisitions virtuelles de manière à obtenir une image de référence ;
  - traitement de l'image acquise et de l'image de référence pour réaliser au moins une carte acquise et une carte de référence, respectivement, lesdites cartes acquise et de référence représentant de ladite information discriminante ;

- comparaison des cartes acquise et de référence de manière à déterminer un degré de concordance, le résultat du test de l'étape C2. dépendant, de préférence étant égal audit degré de concordance ;

- la recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant des conditions d'acquisition réelles comporte les étapes suivantes :
  01) optionnellement, détermination de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles, de préférence par analyse de la représentation, sur l'image acquise, d'un écarteur utilisé lors de l'acquisition de l'image acquise;
  02) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;
  03) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence observé dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester ;
  04) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant ladite information discriminante ;
  05) comparaison des cartes acquise et de référence de manière à déterminer une valeur pour une fonction d'évaluation, ladite valeur pour la fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes acquise et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;
  si ladite valeur pour la fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification desdites conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape 03) ;
  sinon, évaluation des conditions d'acquisition réelles par lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

- la détermination de l'information discriminante à ajouter et/ou à ajouter à l'étape C3. résulte de la mise en œuvre d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste.

L'invention concerne aussi un procédé d'évaluation des conditions d'acquisition réelles d'une image bidimensionnelle des dents d'un patient, dite « image acquise », ledit procédé comportant les étapes suivantes :

001) réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade, de préférence d'une arcade, de préférence des deux arcades du patient ;

002) analyse de l'image acquise et réalisation d'une carte relative à une information discriminante, dite « carte acquise » ;

003) recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant lesdites conditions d'acquisition réelles, de préférence suivant les étapes 01) à 05).

Une ou plusieurs des caractéristiques, éventuellement optionnelles, de l'étape a) sont applicables à l'étape 001). En particulier, le modèle de référence peut être préparé, par un scan, à partir de mesures effectuées sur les dents du patient ou sur un modèle physique de ses dents, par exemple un modèle en plâtre.

Une ou plusieurs des caractéristiques, éventuellement optionnelles, de l'étape c) sont applicables à l'étape 002).

L'invention concerne également :

- un programme d'ordinateur, et en particulier un applicatif spécialisé pour téléphone mobile, comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution d'une ou plusieurs, de préférence toutes les étapes b) à f) ou A. à E. ou C1 à C3, lorsque ledit programme est exécuté par un ordinateur,
- un support informatique sur lequel est enregistré un tel programme, par exemple une mémoire ou un CD-ROM, et
- un appareil personnel, en particulier un téléphone mobile ou une tablette, dans lequel est chargé un tel programme.

L'invention concerne aussi un système comportant

- un scanner tridimensionnel apte à mettre en œuvre l'étape a) d'un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme de dents selon l'invention, ou une étape 001).
- un appareil personnel, de préférence un téléphone mobile, chargé avec un programme selon l'invention.

Définitions

Par « patient », on entend toute personne pour laquelle un procédé est mis en œuvre afin d'en contrôler les dents, que cette personne soit malade ou non, ou que cette personne soit en cours de traitement ou non.

Par « professionnel des soins dentaires », on entend un dentiste, un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie.

Par « dentiste », on entend un dentiste ou un assistant dentaire travaillant sous la responsabilité d'un dentiste.

Par « dentition », on entend les deux arcades dentaires du patient.

Une image d'une arcade est bien entendu une représentation partielle de cette arcade.

On appelle "téléphone mobile" un appareil de moins de 500 g, doté d'un capteur lui permettant de capturer des images, capable d'échanger des données avec un autre appareil éloigné de plus de 500 km du téléphone mobile, et capable d'afficher lesdites données, et notamment lesdites images.

Pour un procédé de contrôle du positionnement des dents, les « conditions d'acquisition » précisent la position et l'orientation dans l'espace d'un appareil d'acquisition d'images relativement aux dents du patient ou à un modèle de dents du patient, et de préférence la calibration de cet appareil d'acquisition d'images.

La « calibration » d'un appareil d'acquisition est constituée par l'ensemble des valeurs des paramètres de calibration. Un paramètre de calibration est un paramètre intrinsèque à l'appareil d'acquisition (à la différence de sa position et de son orientation) dont la valeur influence l'image acquise. Par exemple, l'ouverture de diaphragme est un paramètre de calibration qui modifie la profondeur de champ. Le temps d'exposition est un paramètre de calibration qui modifie la luminosité (ou « l'exposition ») de l'image. La distance focale est un paramètre de calibration qui modifie l'angle de vue, c'est-à-dire le degré de « zoom ». La « sensibilité » est un paramètre de calibration qui modifie la réaction du capteur d'un appareil d'acquisition numérique à la lumière incidente.

De préférence, les paramètres de calibration sont choisis dans le groupe formé par l'ouverture de diaphragme, le temps d'exposition, la distance focale et la sensibilité.

Le "plan d'occlusion" est le plan qui fournit la meilleure corrélation linéaire avec l'ensemble des points de contact entre les dents de l'arcade supérieure d'une part et les dents de l'arcade inférieure d'autre part.

Le "plan longitudinal médian" est le plan sensiblement vertical lorsque le patient tient la tête droite, qui sépare de manière sensiblement symétrique des parties droite et gauche de chaque arcade.

Une « tablette » est un ordinateur portable à écran tactile.

Un scanner 3D est un appareil permettant d'obtenir une représentation en trois dimensions d'un objet.

Par "image", on entend une image en deux dimensions, comme une photographie. Une image est formée de pixels.

Une image « acquérable » ("preview") est l'image que l'appareil d'acquisition peut enregistrer à un instant donné. Pour un appareil photo ou un téléphone, c'est l'image qui apparaît sur l'écran lorsque l'applicatif d'acquisition de photo ou de vidéo est en fonctionnement.

Une "information discriminante" est une information caractéristique qui peut être extraite d'une image (*"image feature"*), classiquement par un traitement informatique de cette image.

Une information discriminante peut présenter un nombre variable de valeurs. Par exemple, une information de contour peut être égale à 1 ou 0 selon qu'un pixel appartient ou non à un contour. Une information de brillance peut prendre un grand nombre de valeurs. Le traitement de l'image permet d'extraire et de quantifier l'information discriminante.

Des conditions d'acquisition sont dites "virtuelles" lorsqu'elles correspondent à une simulation dans laquelle l'appareil d'acquisition serait dans lesdites conditions d'acquisition (positionnement et de préférence calibration théoriques de l'appareil d'acquisition).

Par "comprenant un" ou "comportant un" ou "présentant un", on entend "comportant au moins un", sauf indication contraire.

Dans les différents procédés décrits, les références des étapes sont identiques si ces étapes sont similaires ou identiques.

Brève description des figures

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront encore à la lecture de la description détaillée qui va suivre et à l'examen du dessin annexé dans lequel :

- la figure 1 représente un logigramme illustrant la mise en œuvre d'un procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme de dents selon l'invention,
- la figure 2 représente un exemple de modèle de référence initial,
- la figure 3 illustre le traitement effectué pour déterminer le plan d'occlusion,
- la figure 4 (4a-4d) illustre l'étape nécessaire pour déterminer les modèles de dent dans un modèle de référence,
- la figure 5 (5a-5d) illustre l'acquisition d'images actualisées, ainsi que l'opération de découpage,
- la figure 6 (6a-6b) illustre le traitement d'une image actualisée permettant de déterminer le contour des dents,
- la figure 7 illustre schématiquement la position relative de marques de repérage 12 sur des images actualisées 14_1 et 14_2 d'un écarteur 10, selon la direction d'observation (trait interrompu),
- la figure 8 représente une cartographie résultant de la mise en œuvre d'un procédé de contrôle de la forme de dents d'un patient selon l'invention,
- la figure 9 représente un logigramme illustrant la mise en œuvre d'un procédé de contrôle de l'aspect de dents selon l'invention,
- la figure 10 représente un logigramme illustrant la mise en œuvre d'un procédé de d'optimisation d'une information discriminante selon l'invention, et
- la figure 11 représente, sur une image acquise, une carte de référence établie pour une information de reflet, et
- les figures 12a et 12b illustrent deux vues d'un modèle tridimensionnel avec deux distances focales différentes.

Description détaillée d'un procédé de contrôle du positionnement des dents

Un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention comporte les étapes mentionnées ci-dessus.

A l'étape a), un modèle de référence initial des arcades, ou d'une partie des arcades du patient est créé (voir figure 2).

Le modèle de référence initial est un modèle numérique en trois dimensions des arcades du patient, par exemple du type .stl ou .Obj, .DXF 3D, IGES, STEP, VDA, ou Nuages de points. Avantageusement, un tel modèle, dit « 3D », peut être observé selon un angle quelconque.

Pour le suivi d'un traitement orthodontique, le modèle de référence initial est de préférence préparé au début du traitement. Le modèle de référence initial peut correspondre à un positionnement des dents du patient avant le traitement ou à un positionnement des dents du patient que le traitement se propose d'atteindre. Dans ce cas, le modèle de référence initial est classiquement calculé à partir d'un premier modèle tridimensionnel correspondant au positionnement des dents du patient avant le traitement.

Pour le contrôle de la récidive, le modèle de référence initial est de préférence préparé moins de six mois, de préférence moins de trois mois, de préférence encore moins d'un mois après la fin du traitement orthodontique, généralement immédiatement après la fin du traitement. Il correspond ainsi à un positionnement sensiblement optimal des dents.

Le modèle de référence initial peut être également préparé indépendamment de tout traitement, par exemple parce que le patient souhaite surveiller les mouvements de ses dents.

Le modèle de référence initial peut être préparé à partir de mesures effectuées sur les dents du patient ou sur un modèle physique de ses dents, par exemple un modèle en plâtre.

Le modèle de référence initial est de préférence créé au moyen d'un appareil professionnel, par exemple au moyen d'un scanner 3D, de préférence mis en œuvre par un professionnel de la santé, par exemple par un orthodontiste ou un laboratoire d'orthodontie. Dans un cabinet d'orthodontie, le patient ou le modèle physique de ses dents peuvent être avantageusement disposés dans une position précise et l'appareil professionnel peut être perfectionné. Il en résulte un modèle de référence initial très précis. Le modèle de référence initial fournit de préférence une information sur le positionnement des dents avec une erreur inférieure à 5/10 mm, de préférence inférieure à 3/10 mm, de préférence inférieure à 1/10 mm.

Orientation du modèle de référence initial :

De préférence, on détermine l'orientation du modèle de référence initial dans l'espace, et notamment, de préférence, le plan d'occlusion et le plan longitudinal médian.

Le plan d'occlusion et le plan longitudinal médian peuvent être déterminés manuellement, de manière approximative. Les inventeurs ont cependant découvert des procédés permettant de déterminer ces plans par traitement informatique.

De préférence, le modèle de référence est un modèle des arcades bouche fermée, c'est-à-dire dans une position dans laquelle des dents de l'arcade supérieure sont en contact avec des dents de l'arcade inférieure.

Classiquement, le modèle de référence initial fourni par un scanner tridimensionnel permet de distinguer l'arcade supérieure de l'arcade inférieure. Généralement, le modèle est fourni sous la forme de deux fichiers correspondant respectivement à ces arcades, et comportant des données permettant de positionner les modèles de ces arcades l'un par rapport à l'autre dans la position d'occlusion.

De préférence, pour estimer les points de contact entre les dents des arcades supérieure et inférieure, on détermine l'ensemble des points du modèle de l'arcade supérieure et de l'arcade inférieure qui sont à une distance inférieure à une limite prédéterminée, cette limite étant de préférence inférieure à 3 mm, de préférence d'environ 2 mm. Tous les autres points de ces modèles sont ensuite ignorés, ce qui conduit à la représentation de la figure 3b. Une régression linéaire permet alors de déterminer le plan d'occlusion (« plan 1 » sur la figure 3c).

Le modèle de référence initial peut ainsi être orienté suivant le plan d'occlusion (Fig. 3d).

Si le modèle de référence initial ne comporte pas de données permettant de positionner les arcades supérieure et inférieure l'une par rapport à l'autre, on utilise de préférence un mordu d'occlusion faisant apparaître les points de contact entre les dents supérieures et les dents inférieures, puis on repositionne les modèles des arcades supérieure et inférieure par rapport à ce mordu d'occlusion.

Le plan longitudinal médian est perpendiculaire au plan d'occlusion, mais son orientation n'est pas connue.

De préférence, on procède de la manière suivante pour déterminer l'orientation du plan longitudinal médian :

On considère des axes [Ox) et [Oy) dans le plan d'occlusion, le point O étant le barycentre des projections normales des points de contact sur le plan d'occlusion.

- Dans ce référentiel (xOy), on recherche la courbe, de préférence parabolique, présentant le plus grand coefficient de corrélation avec l'ensemble desdites projections.

- L'ensemble des projections des points de contact est ensuite déplacé dans le plan d'occlusion, par rotation autour du point O, et on recommence l'étape précédente à partir de cette nouvelle position angulaire des projections des points de contact.

Le cycle des opérations précédentes est poursuivi, de préférence jusqu'à avoir fait tourner l'ensemble des points de contact de 360° autour du barycentre O. On compare ensuite les coefficients de corrélation correspondant aux différentes orientations de l'ensemble des points de contact. L'axe de la courbe qui conduit au coefficient de corrélation le plus élevé est alors considéré comme inclus dans le plan longitudinal médian, ce qui permet de définir exactement l'orientation de ce dernier.

L'orientation dans l'espace du modèle de référence initial est ainsi parfaitement déterminée, de manière rapide.

Création des modèles de dent

Dans le modèle de référence initial, une partie qui correspond à une dent, ou « modèle de dent », est délimitée par un bord gingival qui peut être décomposé en un bord gingival intérieur (du côté de l'intérieur de la bouche par rapport à la dent), un bord gingival extérieur (orienté vers l'extérieur de la bouche par rapport à la dent) et deux bords gingivaux latéraux. Les bords gingivaux correspondent à des régions dans lesquelles l'orientation de la surface définie par le modèle de référence initial subit des modifications de fortes amplitudes. Ces variations d'orientation peuvent être identifiées selon des techniques connues, par exemple en identifiant les changements de direction de la normale à la surface modélisée. La figure 4a représente une vue du modèle de référence initial traitée pour faire apparaître ces changements de direction. La figure 4b montre le bord gingival intérieur qui peut être extrait par l'analyse de l'image de la figure 4a.

Plusieurs vues du modèle de référence initial sont ainsi analysées, ce qui permet de déterminer les bords gingivaux intérieur et extérieur en trois dimensions, comme représenté sur la figure 4c.

Par ailleurs, en projection dans le plan d'occlusion, les contours gingivaux intérieur et extérieur d'une arcade se rapprochent de part et d'autre d'une dent. Pour déterminer un bord gingival latéral d'une dent, on recherche le plus court chemin, sur la surface du modèle de référence initial, entre les deux points des bords gingivaux intérieur et extérieur ainsi rapprochés et qui se font sensiblement face. La recherche du plus court chemin entre deux points sur un modèle tridimensionnel fait appel à des techniques d'optimisation bien

connues. De préférence, cette recherche résulte d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence d'un recuit simulé.

Deux bords gingivaux latéraux adjacents et les parties des bords gingivaux intérieur et extérieur qui connectent ces bords gingivaux latéraux permettent ainsi de délimiter une dent au niveau de la gencive. En tenant compte du fait qu'une dent s'étend depuis le contour gingival vers le plan d'occlusion, il est ainsi possible de déterminer les parties du modèle de référence initial qui correspondent aux différentes dents (« modèles de dent »). La figure 4d représente l'ensemble des modèles de dent d'une arcade.

Le modèle de référence initial peut être stocké dans une base de données centralisée, regroupant les modèles de référence initiaux d'une pluralité de patients. Cette base de données peut être physiquement installée dans un établissement spécialisé. Elle peut être également installée dans un laboratoire ou un cabinet d'orthodontie, ce qui limite les transferts d'informations confidentielles.

Dans un mode de réalisation, le modèle de référence initial est remis au patient. De préférence, un fichier informatique correspondant au modèle de référence initial est enregistré sur un support amovible, par exemple sur une clé USB ou sur une carte électronique, de préférence sur un téléphone mobile, une tablette ou un ordinateur portable du patient, et en particulier sur l'appareil personnel qui sera de préférence utilisé aux étapes b) et suivantes. De préférence, le patient ou un professionnel des soins dentaires charge le modèle de référence initial dans ledit appareil individuel ou le met à disposition pour chargement dans ledit appareil individuel. Le patient charge de préférence le modèle de référence initial à partir d'internet.

Dans un mode de réalisation préféré, le modèle de référence n'est pas remis au patient. De préférence, le modèle de référence est seulement rendu disponible à un établissement spécialisé pour mettre en œuvre les étapes c) à f). Il peut rester stocké dans l'établissement dans lequel il a été réalisé à l'étape a) et où, de préférence, les étapes c) à f) sont mises en œuvre.

A l'étape b), on prend une image actualisée d'une partie d'une arcade, d'une arcade ou des arcades au moyen d'un appareil d'acquisition d'images. L'étape b) est de préférence réalisée par le patient ou un proche du patient, mais peut être réalisée par un dentiste.

Moment de l'acquisition

De préférence, l'image actualisée est prise après un intervalle de temps Δt après l'étape a). L'intervalle de temps Δt peut être prédéterminé. Il peut être constant, quelle que soit l'occurrence du procédé, c'est-à-dire que cet intervalle concerne la première exécution du procédé ou une exécution ultérieure. Il peut être variable, et dépendre par exemple des résultats obtenus suite à une exécution antérieure du procédé. En particulier, pour le contrôle de la récidive, l'intervalle de temps Δt peut être d'autant plus court que cette exécution a permis de détecter une dérive importante.

Dans un mode de réalisation préféré, l'intervalle de temps Δt est déterminé par l'orthodontiste, en fonction d'un planning des contrôles. En fonction de l'évolution de la position des dents, l'orthodontiste peut modifier ce planning et modifier en conséquence l'intervalle de temps Δt. Dans un mode de réalisation, le procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention est exécuté plusieurs fois, les intervalles de temps entre chaque exécution pouvant être identiques ou différents. Les intervalles des temps entre deux exécutions successives peuvent être tous déterminés avant la première exécution pour correspondre à un planning de contrôles élaboré par l'orthodontiste.

L'intervalle de temps Δt peut être également indéterminé et dépendre par exemple de décisions du patient. Par exemple, la création d'une image actualisée peut être effectuée à l'occasion d'un rendez-vous chez le dentiste ou à tout moment lorsque le patient le souhaite, voire indépendamment de tout traitement orthodontique.

L'intervalle de temps Δt est de préférence déterminé pour correspondre à une évolution potentiellement significative du positionnement des dents.

Par exemple, pour le contrôle de la récidive, l'intervalle de temps Δt est de préférence inférieur à trois mois lors de la première année après le traitement. Après cette première année, l'intervalle de temps Δt est de préférence supérieur à un mois, voire supérieur à six mois ou supérieur à douze mois. En particulier pour la détection d'une dérive des dents, un intervalle de temps compris entre six mois et dix-huit mois est adapté.

De préférence, au moins un rappel informant le patient de la nécessité de créer une image actualisée est adressé au patient. Ce rappel peut être sous forme papier ou, de préférence, sous forme électronique, par exemple sous la forme d'un courriel, d'une alerte automatique de l'applicatif spécialisé mobile ou d'un SMS. Un tel rappel peut être envoyé par le cabinet ou le laboratoire d'orthodontie ou par le dentiste ou par l'applicatif spécialisé mobile du patient, par exemple.

Dans un mode de réalisation préféré, une image actualisée est acquise avant que les dents n'aient pu se déplacer significativement, sensiblement au même moment que la création du modèle de référence initial, de préférence moins de 7 jours, moins de 3 jours, moins de 1 jour après l'étape a), c'est-à-dire avant que les dents n'aient pu se déplacer significativement. La mise en œuvre du procédé avec cette image actualisée permet avantageusement de vérifier que le procédé ne conduit à la détection d'aucune différence entre les modèles de référence initial et final, et donc fonctionne correctement.

Dans un mode de réalisation, l'image actualisée peut être acquise avant la création du modèle de référence initial. Par exemple, les étapes a) et b) peuvent être effectuées à la fin et au début d'un traitement orthodontique, respectivement. Il est ainsi notamment possible d'évaluer l'efficacité du traitement en l'absence de modèle 3D en début de traitement. L'intervalle de temps $\Delta t'$ séparant les étapes a) et b) dans ce mode de réalisation peut notamment prendre les valeurs décrites ci-dessus pour Δt.

Appareil d'acquisition d'images

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images est un appareil personnel couramment disponible dans le commerce, par exemple un téléphone mobile, un appareil photo dit « connecté », une montre dite « intelligente », ou « smartwatch », ou une tablette ou un ordinateur personnel, fixe ou portable, comportant un système d'acquisition d'images, comme une webcam ou un appareil photo, de préférence un appareil photo numérique. Même si l'image actualisée peut en particulier être créée par un dentiste, elle l'est de préférence par le patient lui-même ou par un de ses proches.

En particulier, l'image actualisée peut être créée par une personne qui n'a pas de connaissances particulières en orthodontie, et en particulier qui ne possède aucun diplôme d'orthodontie ou de dentisterie.

De préférence, le même appareil d'acquisition est utilisé pour prendre toutes les images actualisées.

L'appareil d'acquisition d'images pèse de préférence moins de 3 kg, moins de 2 kg, moins de 1 kg, moins de 500 g, de préférence moins de 300 g.

L'étape b) peut donc avantageusement être réalisée à distance de l'étape a), c'est-à-dire dans un lieu différent de celui dans lequel est réalisée l'étape a), en particulier à plus de 50 m, plus de 100 m, plus de 1 km du lieu où est réalisée l'étape a), en particulier hors cabinet

orthodontique. Dans un mode de réalisation, l'étape b) n'est pas réalisée dans un cabinet dentaire, un cabinet d'orthodontie ou un laboratoire d'orthodontie, sauf, éventuellement, lors d'une séance destinée à former le patient.

De préférence, l'image actualisée est une photographie, en particulier une photographie panoramique. Dans un mode de réalisation, l'image actualisée est extraite d'un film.

Dans un mode de réalisation préféré, le procédé utilise plusieurs images actualisées pour disposer d'au moins une représentation de chaque dent, de préférence au moins trois images actualisées correspondant à une vue de face, une vue à droite et une vue à gauche des dents du patient.

De préférence, à l'étape b), on prend au moins une image actualisée en position bouche fermée et au moins une image actualisée en position bouche ouverte. L'image bouche fermée permet avantageusement d'identifier les déplacements relatifs entre les deux arcades. L'image actualisée bouche ouverte permet avantageusement de bien identifier les contours des dents, sans que les dents de l'arcade supérieure ne viennent masquer les dents de l'arcade inférieure ou réciproquement.

Des images actualisées peuvent être prises soit pour l'arcade supérieure, soit pour l'arcade inférieure, soit, de préférence, pour les deux arcades, en tout ou partie.

Plusieurs images similaires (représentant sensiblement les mêmes dents) peuvent être également utiles afin de rechercher le meilleur score. En fonction des conditions d'acquisition, une information discriminante pourra en particulier conduire à des scores différents selon l'image actualisée utilisée.

De préférence, on utilise un écarteur dentaire lors de l'étape b), comme représenté sur les figures 5a et 5c. La première fonction de l'écarteur est d'écarter les lèvres afin d'améliorer la visibilité des dents. De préférence, un écarteur est remis au patient, par exemple lors d'un rendez-vous avec son orthodontiste ou son dentiste.

L'appareil d'acquisition d'images fournit de préférence des images en couleurs, et/ou des images infrarouges de la bouche du patient, voire du visage du patient. Les images en couleurs représentent de préférence la bouche du patient avec les couleurs réelles de cette bouche. Les images infrarouges permettent avantageusement de faire apparaître les dents avec un excellent contraste.

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images comporte un applicatif spécialisé permettant de mettre en œuvre l'étape b), mais aussi, de préférence, des étapes suivantes, de préférence l'ensemble des étapes suivantes. De préférence encore, cet applicatif gère des rappels et informe le patient de la nécessité de créer une image actualisée.

De préférence, l'applicatif spécialisé est chargé dans l'appareil d'acquisition d'images à partir d'un support physique comme une clé USB ou un CD-ROM, ou est téléchargé sur internet ou par voie hertzienne. Dans un mode de réalisation, l'applicatif spécialisé est fourni au patient par le cabinet et/ou le laboratoire d'orthodontie. Il peut en particulier prendre la forme d'un applicatif du type de ceux couramment téléchargés sur les iPhones de la marque Apple® ou les appareils de toutes marques mettant en œuvre les systèmes d'exploitation Android® ou tout autre système d'exploitation.

L'appareil d'acquisition d'images comporte de préférence un appareil photo ou une caméra vidéo ou infrarouge, que l'utilisateur, par exemple le patient ou un de ses proches, positionne au moyen d'un viseur ou d'un écran, avant de l'actionner.

Moyens détrompeurs et kit d'acquisition

Un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention ne requiert pas un positionnement précis de l'appareil d'acquisition d'images par rapport aux dents.

Dans un mode de réalisation, aucune contrainte de positionnement permettant d'assurer une disposition de l'appareil d'acquisition d'images à moins de 30 cm, moins de 20 cm, de 10 cm ou moins de 5 cm d'un emplacement déterminé n'est imposée.

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images comporte cependant des moyens détrompeurs facilitant son positionnement approximatif par rapport au patient avant l'acquisition de l'image actualisée.

L'utilisateur peut être guidé par des messages écrits et/ou vocaux pour l'acquisition. Par exemple, l'appareil personnel peut annoncer « prenez une photo de face », émettre un signal pour informer l'utilisateur que la photo est acceptable ou qu'au contraire, il doit refaire une photo, annoncer « prenez une photo de droite », de préférence en affichant une flèche pour orienter l'utilisateur, etc. La fin du processus d'acquisition peut être également annoncée par l'appareil. L'appareil peut également aider au positionnement, par exemple par des messages visuels (par exemple par affichage de flèches), et/ou sonores (comme une

succession de bips dont la fréquence augmente à mesure que le positionnement de l'appareil s'améliore), et/ou écrits et/ou vocaux (« plus haut », plus bas », etc.).

Les moyens détrompeurs peuvent en particulier comporter des références qui apparaissent sur le viseur ou l'écran. Les références peuvent par exemple comporter une ligne destinée à être alignée avec la direction générale de la jointure entre les dents supérieures et les dents inférieures lorsque les dents sont serrées par le patient, et/ou une ligne verticale destinée à être alignée avec la jointure entre les deux incisives supérieures. Les références peuvent également faire référence à d'autres parties du patient. Par exemple, elles peuvent être constituées par des marques correspondant à la position des yeux ou prendre la forme d'un contour dans lequel doit être positionné la bouche ou le visage du patient.

La ou les références sont de préférence "immobiles" sur l'écran, c'est-à-dire qu'elles ne se déplacent pas sur l'écran lorsque l'appareil d'acquisition est en mouvement.

Dans un mode de réalisation préféré, la ou les références correspondent chacune à une marque de repérage portée par un référentiel rapporté sur le patient, c'est-à-dire que le patient ne présentait pas avant la mise en œuvre du procédé, de préférence portée par un écarteur dentaire. Un référentiel peut être également une pièce mordue par le patient.

La marque de repérage peut présenter une surface supérieure à 0,5 mm^2, de préférence supérieure à 1 mm^2, de préférence supérieure à 2 mm^2, de préférence supérieure à 5 mm^2, de préférence supérieure à 10 mm^2, voire supérieure à 20 mm^2, voire supérieure à 30 mm^2, et/ou inférieure à 50 mm^2.

De grandes dimensions conférées à une marque de repérage ou une multiplication des marques de repérage permettent avantageusement d'améliorer la précision du positionnement de l'appareil d'acquisition.

Les marques de repérage peuvent être identiques ou différentes.

Les marques de repérage peuvent être notamment différentes selon leur position, par exemple selon qu'elles sont en partie supérieure ou en partie inférieure du référentiel, et en particulier de l'écarteur, ou à droite ou à gauche du référentiel, et en particulier de l'écarteur.

La marque de repérage peut être identique ou différente de la référence correspondante. Elle est de préférence de forme géométrique, par exemple un point, un ou plusieurs traits,

par exemple parallèles, une étoile, un cercle, un oval, un polygone régulier, notamment un carré, un rectangle ou un losange.

La marque de repérage peut être également une image, une lettre, un chiffre ou une séquence de lettres et/ou de chiffres.

La marque de repérage est de préférence d'une couleur différente de la surface de l'écarteur qui l'environne, de préférence de manière à offrir un contraste élevé.

Une marque de repérage peut être visible ou invisible à l'œil nu, pourvu qu'elle apparaisse sur l'écran de l'appareil d'acquisition.

Pour améliorer la précision, les marques de repérage sont de préférence écartées les unes des autres de manière que, lorsqu'elles correspondent à leurs références respectives sur l'écran, au moins des première et deuxième marques de repérage soient à moins de 3 cm, de préférence moins de 2 cm, de préférence moins de 1 cm, de préférence moins de 0,5 cm, de premier et deuxième bords, respectivement, de l'écran. Les premier et deuxième bords sont de préférence des bords opposés de l'écran.

La marque de repérage peut présenter une ou plusieurs dimensions et/ou une forme et/ou une couleur identique(s) ou différente(s) de celle(s) de la référence correspondante.

La « correspondance » d'une référence et d'une marque de repérage est une disposition prédéfinie de l'une par rapport à l'autre. Elle indique un positionnement particulier de l'appareil d'acquisition par rapport à la marque de repérage. La correspondance dépend de la nature de la référence et de la marque de repérage. La situation prédéfinie, qui correspond à des conditions d'acquisition cibles, peut notamment être une superposition, totale ou partielle, une juxtaposition, ou un alignement de la référence et de la marque de repérage.

La superposition exacte de la référence et de la marque de repérage permet non seulement déterminer la direction vers laquelle l'objectif de l'appareil d'acquisition doit pointer et/ou la distance entre l'appareil d'acquisition et l'écarteur, mais aussi, si la référence et/ou la marque de repérage sont asymétriques, l'orientation de l'appareil d'acquisition autour de cette direction.

Les dimensions et/ou les surfaces d'une marque de repérage et de la référence correspondante et/ou la distance entre plusieurs marques de repérage et entre des

références correspondantes peuvent être utilisées pour régler la distance entre l'appareil d'acquisition et les arcades.

La référence peut être par exemple

- une ligne fixe, sur laquelle l'utilisateur doit par exemple aligner des marques de repérage,
- une forme, de préférence asymétrique, correspondant à la forme d'une marque de repérage à superposer, par exemple un point que l'utilisateur doit par exemple superposer à la marque de repérage, ou un cercle dans lequel l'utilisateur doit par exemple placer la marque de repérage,
- une forme colorée correspondant à la couleur d'une marque de repérage à superposer,
- une forme complémentaire à la forme d'une marque de repérage, de préférence de manière que la mise en correspondance de la marque de repérage et de la référence conduise à une forme ayant un sens, comme une forme géométrique, une lettre ou un texte, un dessin, ou un motif, par exemple.

Dans un mode de réalisation préféré, les références sont définies, au moins partiellement, à partir d'informations fournies par le modèle de référence initial. Par exemple, suivant les principes de la « réalité augmentée », la référence peut être une vue du modèle de référence initial, par exemple une vue de face ou une vue de droite ou une vue de gauche du modèle de référence initial, rendue visible, en transparence, sur l'écran de l'appareil d'acquisition d'images lors de l'acquisition. Il est ainsi très facile pour le patient de superposer approximativement une telle vue avec les dents qu'il doit prendre en photo.

Dans un mode de réalisation préféré, l'acquisition est effectuée au moyen d'un kit d'acquisition selon l'invention comportant :

- un écarteur dentaire, de préférence en un matériau biocompatible, comportant une marque de repérage ;
- un appareil d'acquisition d'images, de préférence du type décrit ci-dessus, comportant un écran de visualisation d'une image acquérable, et un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour afficher au moins une référence sur ledit écran, ladite référence étant de préférence immobile sur l'écran, et disposée dans une position dite "position de correspondance" dans laquelle, lorsque la marque de repérage correspond à la

référence sur l'écran, l'image acquérable représente l'écarteur sous un angle de vue et/ou à une distance prédéterminé(e)(s).

Un kit selon l'invention permet avantageusement une acquisition d'images sans avoir recours à une personne spécialisée, notamment un orthodontiste. L'acquisition d'images peut être en particulier effectuée par le patient lui-même ou par un de ses proches, avec un simple téléphone portable, n'importe où, et en particulier en dehors d'un cabinet médical, dentaire ou d'orthodontie.

En outre, l'appareil d'acquisition d'images n'a pas besoin d'être stabilisé mécaniquement, par exemple au moyen d'un trépied ou par intégration dans un appareil posé sur le sol.

Bien entendu, un kit d'acquisition ne permet pas un positionnement très précis de l'appareil d'acquisition par rapport aux dents.

En particulier, la précision du positionnement de l'écarteur par rapport aux dents est limitée. La personne qui crée les images positionne également l'appareil d'acquisition d'images de manière approximative, en dépit de la mise en correspondance de la marque de repérage par rapport à la référence sur l'écran. Comme on le verra plus en détails dans la suite de la description, le traitement des images ne nécessite cependant pas une grande précision du positionnement de l'appareil d'acquisition au moment où les images sont acquises.

A la différence de la technique antérieure, par exemple décrite dans WO2006/065955, il n'est notamment pas nécessaire, au moment de l'acquisition d'images, d'utiliser des marques de repérage dont le positionnement est parfaitement défini par rapport aux dents, en particulier parce qu'elles ont été fixées sur les dents elles-mêmes ou parce qu'elles résultent d'une modification locale, à un endroit précis, d'une dent, par exemple par laser. La possibilité d'acquérir les images avec une précision limitée constitue un avantage considérable, puisqu'elle rend possible cette acquisition en tout lieu et par toute personne. Le patient n'a en particulier plus besoin de se déplacer chez l'orthodontiste.

De préférence, aucune mesure sur les dents n'est effectuée pour disposer l'appareil d'acquisition dans la position de correspondance.

De préférence, aucune marque de repérage correspondant à une référence apparaissant sur l'écran n'est fixée directement sur les dents ou sur la gencive ou sur une arcade dentaire du patient.

L'appareil d'acquisition peut être en particulier un téléphone mobile et le programme peut être un applicatif spécialisé pour téléphone mobile.

L'écarteur peut présenter les caractéristiques des écarteurs utilisés jusqu'à présent. Il comporte classiquement un support muni d'un rebord s'étendant autour d'une ouverture et agencé de manière que les lèvres du patient puissent y reposer en laissant les dents du patient apparaître à travers ladite ouverture (figure 5a et figure 5c).

Le support, par exemple en plastique, présente de préférence une forme sensiblement plane et un poids inférieur à 500 g, de préférence inférieur à 300 g. L'ouverture est de préférence ménagée sensiblement au centre du support. La surface de l'ouverture est de préférence supérieure à 15 cm^2, supérieure à 30 cm^2, supérieure à 40 cm^2, supérieure à 50 cm^2, et/ou inférieure à 100 cm^2, inférieure à 80 cm^2, inférieure à 60 cm^2.

De préférence, comme représenté sur la figure 5a, l'écarteur comporte plusieurs marques de repérage, de préférence non alignées, de préférence coplanaires.

De préférence, l'écarteur comporte au moins trois marques de repérage et le programme d'ordinateur permet d'afficher sur l'écran de l'appareil d'acquisition une ou plusieurs références correspondantes.

Dans un mode de réalisation, le positionnement de l'appareil d'acquisition d'images résulte de la seule mise en concordance de références apparaissant sur l'écran dudit appareil d'acquisition avec des marques de repérage correspondantes, de préférence avec des marques de repérage d'un écarteur dentaire.

Dans un mode de réalisation, la ou les références qui apparaissent sur l'écran sont déterminées en fonction du patient et/ou du traitement thérapeutique. Autrement dit, le programme d'ordinateur est paramétré en fonction du patient afin que les images acquises correspondent spécifiquement aux besoins du patient. Avantageusement, au moment de l'acquisition des images, l'appareil d'acquisition est donc positionné dans une position sensiblement optimale au regard des particularités du patient et/ou du traitement thérapeutique appliqué.

Comme on le verra plus en détails dans la suite de la description, les marques de repérage de l'écarteur ont de préférence plusieurs fonctions. Elles permettent d'abord de guider le positionnement de l'appareil d'acquisition d'images au moment de l'acquisition des images, au moyen de références correspondantes apparaissant sur l'écran de l'appareil d'acquisition.

Elles permettent également, à l'étape c), un redécoupage des images actualisées. Enfin, les marques de repérage de l'écarteur, qui apparaissent sur les images, permettent, à l'étape d), de déterminer grossièrement des conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles, ce qui permet d'accélérer le traitement informatique.

Les étapes c) et suivantes sont de préférence réalisées soit sur un appareil personnel du patient, de préférence avec l'appareil utilisé à l'étape b), soit avec un applicatif chez un professionnel des soins dentaires, soit avec un serveur tiers dédié.

A l'étape c), chaque image actualisée est analysée de manière à réaliser, pour chaque image actualisée, une carte actualisée relative à au moins une information discriminante.

Redécoupage

L'analyse de l'image peut comporter un redécoupage de l'image actualisée afin d'isoler la partie pertinente, en particulier pour supprimer, au moins partiellement, de l'image actualisée les éléments qui n'ont pas fait l'objet du modèle de référence initial, comme le nez ou les yeux du patient ou l'écarteur. Ce redécoupage, ou « croppage », est facilité par la représentation de marques de repérage sur l'image actualisée.

En particulier, de préférence, comme représenté sur les figures 5a et 5c, l'écarteur 10 porte au moins trois marques de repérage 12 non alignées. Si l'écarteur est en plusieurs parties, par exemple classiquement en deux parties, chaque partie porte de préférence au moins trois marques de repérage non alignées.

La forme d'une marque de repérage, par exemple une forme asymétrique, peut être également utilisée pour repérer la position de l'écarteur sur l'image actualisée.

De préférence, les marques de repérage présentent des formes et/ou des couleurs facilitant leur identification sur une image actualisée. Par exemple, elles peuvent être de couleur noire alors que le reste de l'écarteur est de couleur blanche.

Dans un mode de réalisation, les marques de repérage présentent des formes et/ou des couleurs permettant de les identifier individuellement. Par exemple, elles peuvent être chacune de couleur différente.

L'identification des marques de repérage sur l'image actualisée permet d'identifier la zone de l'image actualisée contenant les éléments ayant fait l'objet du modèle de référence

initial, c'est-à-dire les dents et les gencives. L'image actualisée peut alors être rognée en conséquence. La comparaison des figures 5a et 5b, ou 5c et 5d, illustre l'effet du redécoupage sur une image actualisée.

Carte actualisée

Une carte actualisée représente une information discriminante dans le référentiel de l'image actualisée. Par exemple, la figure 6b est une carte actualisée relative au contour des dents obtenue à partir de l'image actualisée de la figure 6a.

L'information discriminante est de préférence choisie dans le groupe constitué par une information de contour, une information de couleur, une information de densité, une information de distance, une information de brillance, une information de saturation, une information sur les reflets et des combinaisons de ces informations.

L'homme de l'art sait comment traiter une image actualisée pour faire apparaître l'information discriminante. Ce traitement comporte par exemple l'application de masques ou de filtres bien connus, fournis avec des logiciels de traitement d'images. De tels traitements permettent par exemple de détecter les régions de fort contraste pour déterminer des contours.

Ces traitements comprennent notamment une ou plusieurs des méthodes connues et préférées suivantes, à savoir :

- par application d'un filtre Canny, notamment pour rechercher des contours en utilisant l'algorithme de Canny ;
- par application d'un filtre Sobel, notamment pour calculer des dérivées au moyen de l'opérateur étendu de Sobel;
- par application d'un filtre de Laplace, pour calculer le laplacien d'une image;
- par détection tâches sur une image (« Blobdetecor ») ;
- par application d'un seuil (« Threshold ») pour appliquer un seuil fixe à chaque élément d'un vecteur ;
- par redimensionnement, en utilisant des relations entre les zones de pixels (« Resize(Area) ») ou des interpolations bi-cubiques sur l'environnement des pixels ;
- par érosion de l'image au moyen de d'un élément spécifique structurant ;
- par dilatation, de l'image au moyen de d'un élément spécifique structurant ;

- par retouche, en particulier en utilisant des régions au voisinage de la zone restaurée ;
- par application d'un filtre bilatéral ;
- par application d'un flou gaussien ;
- par application d'un filtre d'Otsu, pour rechercher le seuil qui minimise la variance intra-classes ;
- par application d'un filtre A*, pour rechercher un chemin entre des points ;
- par application d'un seuil adaptatif (« Adaptive Threshold ») pour appliquer un seuil adaptatif à un vecteur ;
- par application d'un filtre d'égalisation d'un histogramme d'une image en nuances de gris en particulier;
- par détection de flou ("BlurDetection"), pour calculer l'entropie d'une image en utilisant son laplacien ;
- par détection de contours (« FindContour ») d'une image binaire ;
- par remplissage de couleurs ("FloodFill"), notamment pour remplir un élément connecté avec une couleur déterminée.

Les méthodes non limitatives suivantes, bien qu'elles ne soient pas préférées, peuvent être également mises en œuvre :

- par application d'un filtre "MeanShift", de manière à trouver un objet sur une projection de l'image ;
- par application d'un filtre « CLAHE », pour « Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization » ;
- par application d'un filtre « Kmeans", pour déterminer le centre de clusters et de groupes d'échantillons autour de clusters ;
- par application d'un filtre DFT, de manière à effectuer une transformation de Fourier discrète, directe ou inverse d'un vecteur ;
- par calcul de moments ;
- par application d'un filtre « HuMoments » pour calculer des invariants de Hu invariants ;
- par calcul de l'intégrale d'une image ;
- par application d'un filtre Scharr, permettant de calculer une dérivée de l'image en mettant en œuvre un opérateur de Scharr ;
- par recherche de l'enveloppe convexe de points ("ConvexHull") ;

- par recherche de points de convexité d'un contour ("ConvexityDefects") ;
- par comparaison de formes (« MatchShapes ») ;
- par vérification si des points sont dans un contour (« PointPolygonTest ») ; Par détection des contours Harris (« CornerHarris ») ;
- par la recherche des valeurs propres minimales de matrices de gradients, pour détecter les coins ("CornerMinEigenVal ») ;
- par application d'une transformée de Hough pour trouver des cercles dans une image en nuances de gris (« HoughCircles ») ;
- par "Active contour modeling" (traçage du contour d'un objet à partir d'une image 2D potentiellement « bruitée » ;
- par calcul d'un champ de forces, appelées GVF ("gradient vector flow"), dans une partie de l'image ;
- par classement en cascade (« CascadeClassification ») ;
- par « Deepleraning ».

De préférence, l'information discriminante est optimisée au moyen d'un procédé d'optimisation selon l'invention comportant des étapes C1 à C3.

A l'étape optionnelle d), on détermine, de manière grossière, les conditions d'acquisition réelles lors de l'étape b). Autrement dit, on détermine au moins la position relative de l'appareil d'acquisition d'images au moment où il a pris l'image actualisée (position de l'appareil d'acquisition dans l'espace et orientation de cet appareil). L'étape d) permet avantageusement de limiter le nombre de tests sur des conditions d'acquisition virtuelles lors de l'étape e), et permet donc d'accélérer considérablement l'étape e).

On utilise de préférence une ou plusieurs règles heuristiques. Par exemple, de préférence, on exclut des conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées à l'étape e), les conditions qui correspondent à une position de l'appareil d'acquisition d'images derrière les dents ou à une distance des dents supérieure à 1 m.

Dans un mode de réalisation préféré, comme illustré sur la figure 7, on utilise des marques de repérage représentées sur l'image actualisée, et en particulier des marques de repérage 12 de l'écarteur, pour déterminer une région de l'espace sensiblement conique délimitant des conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées à l'étape e), ou "cône de test".

Précisément, on dispose de préférence au moins trois marques de repérage 12 non alignées sur l'écarteur 10, par exemple, et on mesure précisément leurs positions relatives sur l'écarteur.

Les marques de repérage sont ensuite repérées sur l'image actualisée, comme décrit précédemment. De simples calculs trigonométriques permettent de déterminer approximativement la direction selon laquelle l'image actualisée a été prise. Un cône orienté selon cette direction, dont le sommet est au niveau de l'écarteur et dont le demi-angle au sommet est de préférence inférieur à 10°, de préférence inférieur à 5°, par exemple de 3° peut alors être défini comme "cône de test". Le demi-angle au sommet correspond à un degré d'incertitude. Plus le demi-angle au sommet est petit, plus grande est la probabilité que les conditions d'acquisition virtuelles correspondant aux conditions d'acquisition réelles soient hors du cône de test.

Par exemple, lorsque l'image actualisée est prise perpendiculairement au plan des trois marques de repérage sur l'écarteur, on peut en déduire que l'appareil d'acquisition était sensiblement dans un cône de test dont l'axe est sensiblement perpendiculaire à ce plan lors de la prise de l'image actualisée. Si les positions relatives des trois marques de repérage sur l'image actualisée sont différentes de celles que les marques de repérage occupent sur l'écarteur, l'axe du cône de test dans lequel est limitée la recherche du positionnement de l'appareil d'acquisition lors de l'acquisition de l'image actualisée est incliné par rapport au plan des marques de repérage, comme représenté sur la figure 7.

Dans un mode de réalisation particulier, comme illustré sur les figures 5a et 5c, l'écarteur comporte des parties gauche et droite indépendantes, qui comportent chacune au moins trois marques de repérage, de préférence au moins quatre marques de repérage. Un cône de test gauche peut être ainsi déterminé au moyen des marques de repérage de la partie gauche et un cône de test droit peut être déterminé au moyen des marques de repérage de la partie droite de l'écarteur. Les conditions d'acquisition virtuelles susceptibles d'être testées peuvent être ensuite limitées à des positions de l'appareil d'acquisition dans l'espace appartenant à ces deux cônes de test. On peut aussi considérer que la meilleure évaluation de la position de l'appareil d'acquisition correspond à la position moyenne entre la meilleure position dans le cône de test gauche et la meilleure position dans le cône de recherche droit.

La position des marques de repérage sur l'image actualisée permet également d'évaluer l'assiette de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée. Par exemple, si on sait que deux marques de repérage sont sensiblement alignées selon une direction horizontale lors de l'acquisition de l'image actualisée, la direction de la droite contenant ces deux points sur l'image actualisée fournit une indication sur l'orientation de l'appareil d'acquisition dans les conditions d'acquisition réelles.

Enfin, la taille et la surface des marques de repérage sur l'image actualisée ou leur espacement peuvent permettre d'évaluer la distance entre l'appareil d'acquisition d'images et les dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, et donc de réduire le cône de test à un tronc de cône.

A l'étape optionnelle d), on peut également utiliser des données fournies par l'appareil d'acquisition et concernant son orientation, par exemple des données gyroscopiques.

De préférence, à l'étape d), on détermine, de manière grossière, la calibration de l'appareil d'acquisition réelle lors de l'étape b).

La façon dont chaque paramètre de calibration agit sur l'image acquise est bien connue. En particulier, le fonctionnement d'un appareil d'acquisition peut être classiquement modélisé de manière à pouvoir tester une calibration particulière sur l'image acquise. Les inventeurs ont inversé un tel modèle, sans difficulté technique particulière, afin que par l'analyse de la représentation de l'écarteur, il soit possible d'évaluer grossièrement la calibration de l'appareil d'acquisition lors de l'étape b).

Par exemple, le rapport entre la surface des marques de repérage sur l'image actualisée et la surface de l'image actualisée permet d'évaluer la distance focale de l'appareil d'acquisition lors de l'étape b). La représentation d'une marque de repérage dont on connait les caractéristiques optiques permettent d'évaluer le temps d'exposition et la sensibilité.

Dans un mode de réalisation préféré, une marque de repérage est un relief qui ne s'étend pas exclusivement dans le plan général de l'écarteur, correspondant à un plan parallèle au frontal (ou coronal). De préférence, une marque de repérage est un relief qui s'étend dans un plan sensiblement perpendiculaire au plan général de l'écarteur. Le relief peut en particulier présenter la forme d'une languette qui, lorsque l'écarteur est dans sa position de service, s'étend vers le fond de la bouche.

L'analyse de la représentation de ce relief permet avantageusement d'évaluer la profondeur de champ. Alternativement, deux marques de repérage qui ne sont pas dans un même plan frontal peuvent être utilisées à cet effet.

L'étape d) ne permet qu'une évaluation grossière des conditions d'acquisition réelles. L'étape d) permet cependant de déterminer un ensemble restreint de conditions d'acquisition virtuelles susceptibles de correspondre aux conditions d'acquisition réelles, et, dans cet ensemble, des conditions d'acquisition virtuelles constituant le meilleur point de départ pour l'étape e1) décrite ci-après.

L'étape d) permet également de détecter des images actualisées inadaptées pour la poursuite du procédé, par exemple une image actualisée qui ne ferait pas apparaître les marques de repérage. De préférence, le procédé est alors repris à l'étape c) avec une nouvelle image actualisée.

Bien entendu, les différentes méthodes pouvant être mises en œuvre à l'étape d) peuvent être combinées.

L'objectif de l'étape e) est de modifier le modèle de référence initial jusqu'à obtenir un modèle de référence final qui corresponde à l'image actualisée. Idéalement, le modèle de référence final est donc un modèle de référence tridimensionnel numérique à partir duquel l'image actualisée aurait pu être prise si ce modèle avait été réel.

On teste donc une succession de modèles de référence « à tester », le choix d'un modèle de référence à tester étant de préférence dépendant du niveau de correspondance des modèles de référence « à tester » précédemment testés avec l'image actualisée. Ce choix est de préférence effectué en suivant un procédé d'optimisation connu, en particulier choisi parmi les procédés d'optimisation métaheuristiques, de préférence évolutionnistes, en particulier dans les procédés de recuit simulé.

A l'étape e1), on détermine que le modèle de référence à tester est le modèle de référence initial lors de la première exécution de l'étape e2).

A l'étape e2), on commence par déterminer des conditions d'acquisition virtuelles à tester, c'est-à-dire une position et une orientation virtuelles susceptibles de correspondre à la position et l'orientation réelles de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée, mais aussi, de préférence, une calibration virtuelle susceptible de correspondre à la calibration réelle de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée.

Les premières conditions d'acquisition virtuelles à tester peuvent être aléatoires. De préférence, elles sont choisies dans l'ensemble limité déterminé à l'étape d), et de préférence encore, correspondent à des conditions d'acquisition virtuelles correspondant, d'après l'étape d), aux conditions d'acquisition virtuelles les plus prometteuses, c'est-à-dire constituant le meilleur tremplin pour approcher, le plus rapidement possible, les conditions d'acquisition réelles (étape e21)).

On configure ensuite virtuellement l'appareil d'acquisition d'images dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester afin d'acquérir une image de référence du modèle de référence dans ces conditions d'acquisition virtuelles à tester. L'image de référence correspond donc à l'image qu'aurait prise l'appareil d'acquisition d'images s'il avait été placé, par rapport au modèle de référence à tester, et optionnellement calibré dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester (étape e22)).

Si l'image actualisée a été prise au même moment que le modèle de référence a été réalisé, et si les conditions d'acquisition virtuelles sont exactement les conditions d'acquisition réelles, l'image de référence est donc exactement superposable à l'image actualisée. Les différences entre l'image actualisée et l'image de référence résultent d'erreurs dans l'évaluation des conditions d'acquisition virtuelles (si elles ne correspondent pas exactement aux conditions d'acquisition réelles) et de déplacements des dents entre l'étape b) et le modèle de référence à tester.

Pour comparer les images actualisée et de référence, on compare l'information discriminante sur ces deux images. Plus précisément, on réalise, à partir de l'image de référence, une carte de référence représentant l'information discriminante (étape e23)).

Les cartes actualisée et de référence, portant toutes les deux sur la même information discriminante, sont ensuite comparées et on évalue la différence entre ces deux cartes au moyen d'un score. Par exemple, si l'information discriminante est le contour des dents, on peut comparer la distance moyenne entre les points du contour des dents qui apparait sur l'image de référence et les points du contour correspondant qui apparaît sur l'image actualisée, le score étant d'autant plus élevé que cette distance est faible.

De préférence, les conditions d'acquisition virtuelles comprennent les paramètres de calibration de l'appareil d'acquisition. Le score est d'autant plus élevé que les valeurs des paramètres de calibration testées sont proches des valeurs des paramètres de calibration de l'appareil d'acquisition utilisé à l'étape b). Par exemple, si l'ouverture de diaphragme

testée est éloignée de celle de l'appareil d'acquisition utilisé à l'étape b), l'image de référence présente des régions floues et des régions nettes qui ne correspondent pas aux régions floues et aux régions nettes de l'image actualisée. Si l'information discriminante est le contour des dents, les cartes actualisée et de référence ne représenteront donc pas les mêmes contours et le score sera faible.

Le score peut être par exemple un coefficient de corrélation.

Le score est ensuite évalué au moyen d'une première fonction d'évaluation. La première fonction d'évaluation permet de décider si le cyclage sur l'étape e2) doit être poursuivi ou stoppé. La première fonction d'évaluation peut par exemple être égale à 0 si le cyclage doit être stoppé ou être égale à 1 si le cyclage doit se poursuivre.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut dépendre du score atteint. Par exemple, il peut être décidé de poursuivre le cyclage sur l'étape e2) si le score ne dépasse pas un premier seuil. Par exemple, si une correspondance exacte entre les images actualisée et de référence conduit à un score de 100%, le premier seuil peut être, par exemple, de 95%. Bien entendu, plus le premier seuil sera élevé, meilleure sera la précision de l'évaluation des conditions d'acquisition virtuelles si le score parvient à dépasser ce premier seuil.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut également dépendre de scores obtenus avec des conditions d'acquisition virtuelles testées précédemment.

La valeur de la première fonction d'évaluation peut également dépendre de paramètres aléatoires et/ou du nombre de cycles de l'étape e2) déjà effectués.

En particulier, il est possible qu'en dépit de la répétition des cycles, on ne parvienne pas à trouver des conditions d'acquisition virtuelles qui soient suffisamment proches des conditions d'acquisition réelles pour que le score atteigne ledit premier seuil. La première fonction d'évaluation peut alors conduire à la décision de quitter le cyclage bien que le meilleur score obtenu n'ait pas atteint ledit premier seuil. Cette décision peut résulter, par exemple, d'un nombre de cycles supérieur à un nombre maximal prédéterminé.

Un paramètre aléatoire dans la première fonction d'évaluation peut également autoriser la poursuite de tests de nouvelles conditions d'acquisition virtuelles, bien que le score apparaisse satisfaisant.

Les fonctions d'évaluation classiquement utilisées dans les procédés d'optimisation métaheuristiques, de préférence évolutionnistes, en particulier dans les procédés de recuit simulé, peuvent être utilisées pour la deuxième fonction d'évaluation.

Si la valeur de la première fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de poursuivre le cyclage sur l'étape e2), on modifie les conditions d'acquisition virtuelles testées (étape e25)) et on recommence un cycle (étape e2)) consistant à réaliser une image de référence et une carte de référence, puis à comparer cette carte de référence avec la carte actualisée pour déterminer un score.

La modification des conditions d'acquisition virtuelles correspond à un déplacement virtuel dans l'espace et/ou à une modification de l'orientation et/ou, de préférence, à une modification de la calibration de l'appareil d'acquisition. Cette modification peut être aléatoire, à condition cependant que les nouvelles conditions d'acquisition virtuelles à tester appartiennent toujours à l'ensemble déterminé à l'étape d). La modification est de préférence guidée par des règles heuristiques, par exemple en favorisant les modifications qui, d'après une analyse des précédents scores obtenus, apparaissent les plus favorables pour augmenter le score.

Les figures 12a et 12b illustrent par exemple l'effet d'une modification des conditions d'acquisition virtuelles, en l'occurrence d'une modification de la distance focale, sur l'image de référence.

Le cyclage sur e2) est poursuivi jusqu'à ce que la valeur de la première fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de sortir de ce cyclage et de poursuivre à l'étape e3), par exemple si le score atteint ou dépasse ledit premier seuil.

L'optimisation des conditions d'acquisition virtuelles à l'étape e2) est de préférence effectuée en utilisant une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence un algorithme de recuit simulé. Un tel algorithme est bien connu pour l'optimisation non linéaire.

Si on a quitté le cyclage sur l'étape e2), sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, par exemple sans que le score ait pu atteindre ledit premier seuil, le procédé peut être arrêté (situation d'échec) ou repris à l'étape c) avec une nouvelle information discriminante et/ou avec une nouvelle image actualisée. Le procédé peut être également poursuivi avec les conditions d'acquisition virtuelles correspondant au meilleur score atteint. Un avertissement peut être émis afin d'informer l'utilisateur de l'erreur sur le résultat.

Si on a quitté le cyclage sur l'étape c2) alors qu'un score satisfaisant a pu être obtenu, par exemple parce que le score a atteint, voire dépassé ledit premier seuil, les conditions d'acquisition virtuelles correspondent sensiblement aux conditions d'acquisition réelles.

De préférence, les conditions d'acquisition virtuelles comprennent les paramètres de calibration de l'appareil d'acquisition. Le procédé conduit permet ainsi d'évaluer les valeurs de ces paramètres sans qu'il soit nécessaire de connaître la nature de l'appareil d'acquisition ou son réglage. L'étape b) peut donc être réalisée sans précaution particulière, par exemple par le patient lui-même au moyen de son téléphone portable.

En outre, la recherche de la calibration réelle est effectuée en comparant une image actualisée avec des vues d'un modèle de référence initial dans des conditions d'acquisition virtuelles que l'on teste. Avantageusement, elle ne nécessite pas que l'image actualisée fasse apparaître une jauge étalon de calibration, c'est-à-dire une jauge dont on connaît précisément les caractéristiques permettant déterminer la calibration de l'appareil d'acquisition.

WO2006/065955, incorporé par référence, décrit l'utilisation d'images pour fabriquer des modèles tridimensionnels dans le domaine des traitements orthodontiques. Cependant, ce document ne décrit pas de procédé permettant d'utiliser de simples photographies, présentant classiquement des images partielles des dents, des portions d'image floues et des reflets variables, prises généralement de manière non simultanée, sans avoir besoin de sélectionner des points remarquables sur les images, et avec un appareil d'acquisition dont la calibration n'est pas connue.

Dans un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention, les images actualisées ne servent pas à créer un modèle tridimensionnel actualisé totalement nouveau, mais seulement à modifier le modèle de référence initial, très précis. Un modèle tridimensionnel actualisé totalement nouveau créé à partir de simples photographies prises sans précautions particulières serait en particulier trop imprécis pour qu'une comparaison avec le modèle de référence initial puisse conduire à des conclusions sur le déplacement des dents.

Des différences peuvent subsister entre les conditions d'acquisition virtuelles déterminées et les conditions d'acquisition réelles, en particulier si des dents se sont déplacées entre les étapes a) et b). La corrélation entre les images actualisée et de référence peut alors être

encore améliorée en reprenant l'étape e2), le modèle de référence à tester étant alors modifié par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents (étape e3)).

La recherche du modèle de référence approximant au mieux le positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée peut être effectuée comme la recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux les conditions d'acquisition réelles (étape e2)).

En particulier, le score est évalué au moyen d'une deuxième fonction d'évaluation. La deuxième fonction d'évaluation permet de décider si le cyclage sur les étapes e2) et e3) doit être poursuivi ou stoppé. La deuxième fonction d'évaluation peut par exemple être égale à 0 si le cyclage doit être stoppé ou être égale à 1 si le cyclage doit se poursuivre.

La valeur de la deuxième fonction d'évaluation dépend de préférence du meilleur score obtenu avec le modèle de référence à tester, c'est-à-dire des différences entre les cartes actualisée et de référence, dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles.

La valeur de la deuxième fonction d'évaluation peut également dépendre du meilleur score obtenu avec un ou plusieurs modèles de référence testés précédemment.

Par exemple, il peut être décidé de poursuivre le cyclage si le score ne dépasse pas un deuxième seuil minimal. La valeur de la deuxième fonction d'évaluation peut également dépendre de paramètres aléatoires et/ou du nombre de cycles des étapes e2) et e3) déjà effectués.

Les fonctions d'évaluation classiquement utilisées dans les procédés d'optimisation métaheuristiques, de préférence évolutionnistes, en particulier dans les procédés de recuit simulé, peuvent être utilisées pour la deuxième fonction d'évaluation.

Si la valeur de la deuxième fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de poursuivre le cyclage sur les étapes e2) et e3), on modifie le modèle de référence à tester et on recommence un cycle (étapes e2) et e3)) avec le nouveau modèle de référence à tester.

La modification du modèle de référence à tester correspond à un déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents. Cette modification peut être aléatoire. La modification est de préférence guidée par des règles heuristiques, par exemple en favorisant les modifications qui, d'après une analyse des précédents scores obtenus, apparaissent les plus favorables pour augmenter le score.

De préférence, on recherche le déplacement d'un modèle de dent qui a le plus fort impact sur le score, on modifie le modèle de référence à tester en déplaçant ce modèle de dent, puis on poursuit le cyclage sur les étapes e2) et e3) de manière à optimiser le score. On peut ensuite rechercher, parmi les autres modèles de dent, celui qui a le plus fort impact sur l'amélioration du score, et à nouveau rechercher le déplacement optimal de cet autre modèle de dent sur le score. On peut poursuivre ainsi avec chaque modèle de dent.

Ensuite, il est possible de reprendre un cycle sur l'ensemble des modèles de dent et de poursuivre ainsi jusqu'à l'obtention d'un score supérieur à au deuxième seuil. Bien entendu, d'autres stratégies peuvent être utilisées pour déplacer un ou plusieurs modèles de dent dans le modèle de référence à tester et rechercher le score maximal.

Le cyclage sur les étapes e2) et e3) est poursuivi jusqu'à ce que la valeur de la deuxième fonction d'évaluation indique qu'il est décidé de sortir de ce cyclage et de poursuivre à l'étape f), par exemple si le score atteint ou dépasse ledit deuxième seuil.

La recherche d'un modèle de référence avec un cyclage sur les étapes e2) et e3) pour rechercher les positions des modèles de dent qui optimisent le score est de préférence effectuée en utilisant une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence un algorithme de recuit simulé. Un tel algorithme est bien connu pour l'optimisation non linéaire.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, par exemple sans que le score ait pu atteindre ledit deuxième seuil, le procédé peut être arrêté (situation d'échec) ou repris à l'étape c) avec une nouvelle information discriminante et/ou avec une nouvelle image actualisée.

S'il est décidé de relancer le procédé à l'étape c) à partir d'une autre information discriminante et/ou d'une autre image actualisée parce que le premier seuil ou le deuxième seuil n'a pas été atteint, le choix de la nouvelle information discriminante et/ou de la nouvelle image actualisée peut dépendre des scores obtenus précédemment, afin de favoriser l'information discriminante et/ou l'image actualisée qui, au regard de ces scores, apparaissent les plus prometteuses.

Une nouvelle information discriminante, obtenue par exemple par combinaison d'autres informations discriminantes déjà testées, peut être utilisée. Le cas échéant, il peut être également demandé d'acquérir une ou plusieurs nouvelles images actualisées. De préférence, on fournit des indications permettant de guider le positionnement de l'appareil

d'acquisition pour la capture de cette nouvelle image actualisée. Par exemple, on peut indiquer au patient qu'il devrait prendre une photo de la partie droite de son arcade inférieure.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) sans qu'un score satisfaisant ait pu être obtenu, le procédé peut être également poursuivi avec le modèle de référence et les conditions d'acquisition virtuelles correspondant au meilleur score atteint. Un avertissement peut être émis afin d'informer l'utilisateur de l'erreur sur le résultat.

Si on a quitté le cyclage sur les étapes e2) et e3) alors qu'un score satisfaisant a pu être obtenu, par exemple parce que le score a atteint, voire dépassé ledit deuxième seuil, les conditions d'acquisition virtuelles correspondent sensiblement aux conditions d'acquisition réelles et les modèles de dents dans le modèle de référence obtenu (dit « modèle de référence final ») sont sensiblement dans la position des dents du patient au moment de l'étape b).

Le cyclage sur les étapes e2) et e3) permet avantageusement d'améliorer l'évaluation des paramètres de calibration de l'appareil d'acquisition à l'étape b).

A l'étape f), on compare le modèle de référence final, résultant de l'optimisation par déplacement des modèles de dents, avec le modèle de référence initial. Le modèle de référence final correspond sensiblement à l'image actualisée. La comparaison de l'étape f) permet donc d'observer les différences entre le positionnement des dents à l'étape a) (modèle de référence initial) et lors de l'acquisition de l'image actualisée (étape b)). Le procédé permet ainsi de déterminer précisément, pour chacune des dents, les mouvements entre ces deux étapes.

En répétant les étapes b) et suivantes, il est également possible d'évaluer la vitesse d'évolution de la position des dents, et ainsi de mesurer, par exemple, l'efficacité d'un traitement orthodontique. Un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention peut par exemple être utilisé pour suivre à distance l'évolution d'un traitement orthodontique, et ainsi optimiser les rendez-vous des patients chez leurs orthodontistes.

Dans un mode de réalisation préféré, le procédé de contrôle selon l'invention est mis en œuvre plusieurs fois pour un même patient, de préférence successivement avec plusieurs informations discriminantes, de préférence plus de 2, plus de 3, plus de 5 informations discriminantes pour chaque image actualisée et/ou avec plusieurs images actualisées, de préférence plus de 2, plus de 3, plus de 5 images actualisées. L'évaluation du déplacement

d'une dent peut être ainsi affinée en tenant compte des différents scores obtenus. La comparaison de ces scores permet également, le cas échéant, d'écarter les informations discriminantes et/ou les images actualisées insatisfaisantes.

En fonction du déplacement mesuré, une information pratique peut être générée. Si le déplacement est faible, cette information pratique peut être qu'aucune action n'est à engager. Au contraire, si une ou plusieurs dents se sont sensiblement déplacées, l'information peut être de planifier une visite chez le dentiste ou l'orthodontiste. De préférence, l'information pratique dépend du degré de déplacement des dents. Dans un mode de réalisation, un rendez-vous peut être automatiquement pris chez le dentiste ou l'orthodontiste, en fonction de l'amplitude et/ou de la nature des déplacements détectés.

Dans un mode de réalisation, l'information pratique est utilisée pour modifier l'intervalle de temps après lequel le patient devra être averti qu'une nouvelle image actualisée doit être créée.

Dans un mode de réalisation, l'appareil individuel permet d'afficher des images, voire une séquence d'images montrant le positionnement des dents à différentes dates. Ces images peuvent être présentées sous la forme d'une animation, par exemple sous la forme d'un diaporama ou d'un film.

De préférence, l'appareil d'acquisition d'images est un téléphone qui permet de transmettre les résultats obtenus par la mise en œuvre du procédé, de préférence de manière sécurisée.

La communication peut être par exemple effectuée, au moins en partie, par la voie hertzienne, de préférence suivant au moins un protocole choisi parmi les protocoles edge, 3G, 4G, udmsa, hpdmsa, bluetooth, et wifi, ou par tout autre protocole, adapté aux équipements mobiles ou nomades, par synchronisation filaire avec l'ordinateur personnel, ou par transmission optique.

Comme cela apparaît clairement à présent, un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention permet un contrôle précis et efficace du positionnement des dents du patient, sensiblement sans contrainte pour le patient. En particulier, de simples photographies prises sans précaution particulière, par exemple avec un téléphone mobile, suffit. Le patient peut donc facilement mettre en œuvre ce procédé.

Description détaillée d'un procédé de contrôle de la forme des dents

L'invention concerne également un procédé de contrôle de la forme de dents d'un patient. A l'étape a), la définition des modèles de dents n'est cependant pas indispensable pour ce contrôle.

De préférence, à l'étape e), on recherche, pour chaque image actualisée, un modèle de référence final correspondant à la forme des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée, la recherche étant de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé, en particulier au moyen d'une des méthodes métaheuristiques décrites précédemment.

De préférence, comme décrit pour l'étape e), cette recherche comporte deux boucles d'optimisation imbriquées.

Lors de la première opération d'optimisation, on optimise d'abord, dans un modèle de référence à tester qui est initialement le modèle de référence initial, des conditions d'acquisition virtuelles qui correspondent au mieux aux conditions d'acquisition réelles. En particulier, on recherche la position virtuelle de l'appareil d'acquisition par rapport au modèle de référence à tester qui offre la vue de ce modèle de référence à tester, c'est-à-dire l'image de référence, qui est la plus proche de l'image actualisée.

De préférence, comme décrit précédemment, on recherche également une calibration virtuelle susceptible de correspondre à la calibration réelle de l'appareil d'acquisition lors de la capture de l'image actualisée.

Lors de la deuxième opération d'optimisation, on modifie ensuite le modèle de référence à tester, on relance le première l'opération d'optimisation, puis on recommence ces deux opérations jusqu'à trouver le modèle de référence à tester et la position virtuelle de l'appareil d'acquisition qui permettent d'obtenir l'image de référence qui est la plus proche de l'image actualisée.

Ces opérations sont similaires à celles décrites pour le procédé de contrôle du positionnement des dents et les caractéristiques optionnelles de ce dernier contrôle sont optionnellement applicables.

Cependant, suivant le procédé de contrôle du positionnement des dents décrit précédemment, la modification du modèle de référence résulte d'un déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents. Aucune déformation des modèles de dent ou du modèle de référence initial n'est nécessaire.

Pour contrôler la forme des dents, la modification du modèle de référence résulte d'une modification de la forme du modèle de référence à tester, en particulier d'un ou plusieurs modèles de dents. Aucun déplacement des modèles de dent n'est nécessaire.

Bien entendu, il est préférable d'effectuer les deux types de modifications du modèle de référence à tester afin de déterminer un modèle de référence final qui tienne compte à la fois du déplacement des dents et de leur déformation.

Par exemple, on peut mettre en œuvre une troisième opération d'optimisation portant sur le déplacement des dents et encadrant les deux premières opérations d'optimisation, la deuxième optimisation portant sur la forme des modèles de dent ou du modèle de référence à tester. Il est également possible de ne mettre en œuvre que les deux premières opérations d'optimisation, en modifiant, éventuellement simultanément, la forme et la position des modèles de dents lors de la deuxième opération d'optimisation.

On peut aussi mettre en œuvre une troisième opération d'optimisation portant sur la forme des modèles de dent ou du modèle de référence à tester et encadrant les deux premières opérations d'optimisation, la deuxième opération d'optimisation portant sur le déplacement des modèles de dents. Par exemple, on recherche d'abord un modèle de référence final « à tester » tenant compte, au mieux, du déplacement des modèles de dent, le modèle de référence final à tester correspondant au modèle de référence final d'une étape e) d'un procédé de contrôle du positionnement des dents décrit précédemment, puis on recherche si une déformation du modèle de référence final à tester peut conduire à une meilleure concordance (« matching ») avec l'image actualisée. Pour cette recherche, on déforme le modèle de référence final à tester, on recommence les deux premières opérations d'optimisation, puis, en fonction de la concordance obtenue, on arrête la recherche ou on la poursuit en effectuant une nouvelle déformation du modèle de référence final à tester et en relançant une exécution des deux premières opérations d'optimisation.

De préférence, la première opération d'optimisation et/ou la deuxième opération d'optimisation et/ou la troisième opération d'optimisation, de préférence la première opération d'optimisation et la deuxième opération d'optimisation et la troisième opération d'optimisation mettent en œuvre une méthode métaheuristique, de préférence évolutionnistes, de préférence un recuit simulé, en particulier d'une des méthodes métaheuristiques citées précédemment.

De préférence, pour contrôler la déformation des dents, l'étape e) comporte

- une première opération d'optimisation permettant de rechercher des conditions d'acquisition virtuelles correspondant au mieux aux conditions d'acquisition réelles dans un modèle de référence à tester déterminé à partir du modèle de référence initial, et
- une deuxième opération d'optimisation permettant de rechercher, en testant une pluralité de dits modèles de référence à tester, le modèle de référence correspondant au mieux à la forme des dents du patient lors de l'acquisition de l'image actualisée à l'étape b), de préférence correspondant au mieux à la forme et au positionnement des dents du patient lors de l'acquisition de l'image actualisée à l'étape b).

De préférence, une première opération d'optimisation est effectuée pour chaque test d'un modèle de référence à tester lors de la deuxième opération d'optimisation.

L'étape e) peut notamment comporter les étapes suivantes :

e'1) définition du modèle de référence à tester comme étant le modèle de référence initial puis,

e'2) suivant les étapes suivantes, test de conditions d'acquisition virtuelles avec le modèle de référence à tester afin d'approximer finement lesdites conditions d'acquisition réelles ;

e'21) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

e'22) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence à tester dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

e'23) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant ladite information discriminante ;

e'24) comparaison des cartes actualisée et de référence de manière à déterminer une valeur pour une première fonction d'évaluation, ladite valeur pour la première fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes actualisée et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant lesdites conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester déterminées à la dernière occurrence de l'étape e'21) ;

e'25) si ladite valeur pour la première fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, reprise à l'étape e'21) en modifiant les conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

e'3) sinon détermination d'une valeur pour une deuxième fonction d'évaluation, ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation dépendant des différences entre les cartes actualisée et de référence dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux lesdites conditions d'acquisition réelles et résultant de la dernière occurrence de l'étape e'2), ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche d'un modèle de référence approximant la forme, et éventuellement le positionnement des dents lors de l'acquisition de l'image actualisée avec plus d'exactitude que ledit modèle de référence à tester utilisé à la dernière occurrence de l'étape e'2), et

si ladite valeur pour la deuxième fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification du modèle de référence à tester par déformation d'un ou plusieurs modèles de dents, ou du modèle de référence à tester, et éventuellement par déplacement d'un ou plusieurs modèles de dents, puis reprise à l'étape e'2).

A l'issue de ce procédé, on aboutit à un modèle de référence à tester, dit « modèle de référence final », qui correspond au modèle de référence initial déformé pour correspondre au mieux à l'image actualisée.

La comparaison des modèles de référence initial et actualisé comprend la comparaison des coordonnées spatiales des points des surfaces définies par ces deux modèles de référence. On peut ainsi en déduire les modifications de forme éventuelles entre l'étape a) et l'étape b).

De préférence, on produit une cartographie de la dent faisant apparaître les changements de forme. De préférence, comme représenté sur la figure 8, la couleur d'une zone de la cartographie est fonction de l'ampleur de changement de forme de cette zone. La cartographie de la figure 8 fait en particulier apparaître une zone 16 indiquant une rupture d'une dent.

Bien entendu, le procédé de contrôle de la forme de dents d'un patient peut être utilisé pour détecter une addition ou une soustraction de matière, mais aussi une déformation à volume constant. Ce procédé permet également de détecter des déplacements de dents, même sans modèle de dents. Cependant, en l'absence de modèle de dent, il ne permet pas de distinguer les déformations des dents d'une part et les déplacements des dents d'autre part.

Description détaillée d'un procédé de contrôle de l'aspect des dents

Le contrôle de l'évolution de la couleur de dents à partir de photographies prises dans des positions de l'appareil photo ou dans des environnements lumineux différents montre que cette comparaison ne permet pas d'évaluer une évolution de l'aspect de ces dents.

Un tel contrôle de la couleur des dents nécessite donc des précautions particulières, notamment pour définir avec précision la position de l'appareil photo et son environnement lumineux.

Il existe donc un besoin pour un procédé permettant de contrôler la couleur, et plus généralement une propriété d'aspect, des dents de manière plus simple, et notamment en évitant ces précautions particulières.

Un objectif de l'invention est de répondre à ce besoin.

L'invention fournit un procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes A. à E. décrites ci-dessus, représentées sur la figure 9.

Comme on le verra plus en détail dans la suite de la description, ce procédé permet d'évaluer si l'aspect, en particulier la couleur d'une ou plusieurs des dents a été modifié, même lorsque les conditions d'acquisition des photographies de dents d'un patient ne sont pas prédéfinies, par exemple parce que les photographies ont été prises dans un environnement lumineux ou dans une position quelconque de l'appareil d'acquisition, en particulier par le patient.

Par « propriété d'aspect », on entend une propriété relative à l'apparence. La propriété d'aspect peut être en particulier choisie dans le groupe constitué par la couleur, l'opalescence, la fluorescence, la brillance (« gloss »), la transparence, et les combinaisons de ces propriétés.

Par « aspect », on entend une valeur ou un ensemble de valeurs permettant de quantifier une propriété d'aspect. Sauf indication contraire, les « aspects » mentionnés dans la présente description concernent la propriété d'aspect que le procédé permet de contrôler.

Etapes A. et B.

Les étapes A. et B. peuvent être réalisées comme l'étape b) décrite ci-dessus.

Les étapes A. et B. sont de préférence réalisées par le patient ou un proche du patient, mais peuvent être réalisées par un dentiste.

L'intervalle de temps entre ces étapes peut être celui décrit ci-dessus entre les étapes a) et b), par exemple supérieur à 1 semaine, à 2 semaines, à 1 mois ou à 3 mois.

Le premier appareil d'acquisition peut être identique ou différent du deuxième appareil d'acquisition. Il peut être un appareil d'acquisition choisi parmi ceux pouvant être utilisés pour l'étape b), notamment un appareil photo ou un téléphone mobile.

De préférence, les acquisitions aux étapes A. et/ou B. sont effectuées en ayant recours à un flash. Les résultats en sont améliorés. De préférence, l'image initiale et/ou actualisée est surexposée.

Les jauges de référence utilisées pour chacune des étapes A. et B. présentent un même aspect. De préférence, lors de chacune des étapes, elles sont disposées dans la même position par rapport aux dents du patient.

De préférence, des écarteurs dentaires sont utilisés pour chacune des étapes A. et B.. Ces écarteurs peuvent être identiques ou différents. De préférence la jauge de référence est portée par un écarteur pour au moins une des étapes A. et B., de préférence pour chacune des étapes A. et B.. De préférence, même si les écarteurs utilisés pour chacune des étapes A. et B. sont différents, les jauges de référence sont disposées sur les écarteurs dans la même position par rapport à l'ouverture 14 de l'écarteur qui laisse apparaître les dents du patient (figure 5a).

De préférence, la jauge de référence est disposée sur l'écarteur de manière à être à proximité des dents dont la propriété d'aspect doit être contrôlée. De préférence, la jauge de référence est disposée à moins de 3 cm, de préférence moins de 2 cm, de préférence moins de 1 cm de la partie de l'écarteur destinée à être introduite dans la bouche du patient.

De préférence, chaque écarteur comporte plusieurs jauges de référence, identiques ou différentes. De préférence, plusieurs jauges de référence différentes d'un même écarteur présentent des aspects différents. Les conclusions tirées de la comparaison des images normalisées peuvent être avantageusement plus riches.

Une jauge de référence peut être par exemple un point repérable sur l'écarteur et dont l'aspect est connu, par exemple dont les paramètres de couleur L*, et/ou a* et/ou b*, mesurés selon la norme NF ISO 7724, sont connus. La jauge de référence peut être notamment une marque de repérage d'un écarteur tel que décrit ci-dessus.

Les conditions d'acquisition précisent la position dans l'espace et/ou l'orientation de l'appareil d'acquisition par rapport à l'écarteur.

Pour améliorer la précision du contrôle d'aspect, il est préférable que les conditions d'acquisition soient sensiblement les mêmes aux étapes A. et B.. Par exemple, il est préférable que les deux images soient prises sensiblement de face. De préférence, l'appareil d'acquisition d'images utilisé pour au moins une, de préférence pour chacune des étapes A. et B. comporte des moyens détrompeurs facilitant son positionnement par rapport au patient avant l'acquisition de l'image.

Les moyens détrompeurs interagissent de préférence avec des marques de repérage disposées sur l'écarteur. De préférence, l'appareil d'acquisition est programmé de manière à, en temps réel, repérer les marques de repérage sur l'écarteur, analyser leurs positions relatives ou leurs dimensions et, en conséquence, informer l'utilisateur de l'appareil d'acquisition afin qu'il modifie en conséquence la position de l'appareil d'acquisition par rapport aux dents du patient.

Ces moyens détrompeurs peuvent présenter une ou plusieurs des caractéristiques des moyens détrompeurs décrits ci-dessus pour l'étape b).

De préférence, pour au moins une, de préférence pour chacune des étapes A. et B. on utilise un kit d'acquisition selon l'invention et, de préférence, un procédé d'acquisition comportant des étapes (a) à (e). De préférence, les conditions d'acquisition cibles sont les mêmes dans la mémoire des premier et deuxième appareils d'acquisition de sorte que l'appareil d'acquisition guide son utilisateur pour que les images initiale et actualisée soient prises dans des conditions d'acquisition sensiblement identiques.

De préférence, les conditions d'acquisition cibles sont déterminées en fonction des dents dont la propriété d'aspect est à contrôler. Par exemple, les conditions d'acquisition cibles correspondent de préférence à une prise d'image face au patient pour un contrôle portant sur une incisive et elles correspondent de préférence à une prise d'image latérale pour un contrôle portant sur une molaire.

Etape C.

L'étape C. consiste à normaliser, c'est-à-dire « corriger » l'image initiale et/ou l'image actualisée de manière que, après correction, les représentations de la jauge de référence sur ces images présentent un même aspect. La jauge de référence n'ayant pas changé d'aspect entre les étapes A. et B., les différences d'aspect éventuelles présentées par les représentations des dents sur les images initiale et actualisée normalisées correspondent donc à des différences d'aspect réelles sur lesdites dents.

On recherche d'abord la jauge de référence sur l'image initiale et sur l'image actualisée. Une simple analyse d'image suffit à cet effet.

La normalisation peut être effectuée sur l'image initiale seulement afin de modifier la représentation de la jauge de référence pour que son aspect soit identique à celui de la représentation de ladite jauge de référence sur l'image actualisée. La normalisation peut être alternativement effectuée sur l'image actualisée seulement afin de modifier la représentation de la jauge de référence pour que son aspect soit identique à celui de la représentation de ladite jauge de référence sur l'image initiale. Enfin la normalisation peut être effectuée sur l'image actualisée et sur l'image initiale afin de modifier les représentations des jauges de référence pour que leurs aspects soient identiques à celui d'une jauge étalon.

La normalisation d'une image est une technique bien connue dans le domaine du traitement d'images. La balance de blancs est un exemple de normalisation d'images.

Etape D.

Avant ou après l'étape C., il convient d'identifier, sur chacune des images initiale et actualisée, une région des dents dont on souhaite évaluer l'évolution d'aspect.

L'utilisation de marques de repérage ou de jauges de référence est possible, mais reste imprécise. De préférence, les images initiale et actualisée sont analysées afin de représenter une information discriminante, du type de celles décrites ci-dessus, par exemple le contour des dents.

L'analyse des images initiale et actualisée peut comporter une ou plusieurs caractéristiques de l'étape c), notamment relatives à la nature de l'information discriminante et au traitement pour déterminer l'information discriminante. L'information discriminante est de

préférence optimisée au moyen d'un procédé d'optimisation comportant des étapes C1 à C3.

On recherche alors des informations discriminantes communes aux deux images initiale et actualisée.

Les informations discriminantes communes aux deux images initiale et actualisée peuvent alors servir de référentiel pour localiser ladite région sur ces deux images. Par exemple, le contour des gencives peut présenter une succession de « pointes » entre les dents. Ce contour dépend des dents considérées et peut donc servir de référentiel.

Dans un mode de réalisation perfectionné, les images initiale et actualisée sont repérées par rapport à un modèle de référence, de préférence réalisé conformément à l'étape a) (modèle de référence initial) ou résultant de la mise en œuvre d'un procédé de contrôle de la forme et/ou du positionnement des dents selon l'invention (modèle de référence final).

Ce repérage peut être effectué comme décrit ci-dessus pour repérer l'image actualisé dans le cadre des procédés de contrôle de la forme et/ou du positionnement des dents. A la différence de ces procédés, la modification du modèle de référence initial pour parvenir au modèle de référence final est cependant optionnelle.

Pour repérer une image par rapport au modèle de référence, il suffit de rechercher les conditions d'acquisition virtuelles dans lesquelles l'appareil d'acquisition aurait acquis ladite image en observant ledit modèle de référence. Cette recherche est de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, telle que celles décrites ci-dessus.

Pour cette recherche, on utilise de préférence un procédé d'évaluation des conditions d'acquisition réelles selon l'invention, décrit ci-après. Ce procédé est de préférence mis en œuvre pour chacune des images initiale et actualisée au moyen du modèle de référence. Il permet de « projeter » ces images sur le modèle de référence et donc de repérer un point de ces images sur le modèle de référence.

Une région des dents dont on souhaite évaluer l'évolution d'aspect peut ainsi être identifiée avec une grande précision sur chacune des images initiale et actualisée.

Etape E.

Il est alors possible de mesurer les aspects de ladite région sur chacune des images initiale et actualisée et de les comparer afin de détecter et évaluer des différences de la propriété d'aspect.

Un procédé de contrôle de l'aspect des dents selon l'invention peut être utilisé à des fins thérapeutiques ou non thérapeutiques. Il peut en particulier être utilisé pour :

- détecter et/ou mesurer un changement de couleur des dents ou l'apparition et/ou l'évolution de tâches sur les dents, ou détecter et/ou mesurer une calcification des dents;
- vérifier les effets sur l'aspect des dents d'une habitude alimentaire ou d'une hygiène alimentaire ou d'un traitement, par exemple d'un traitement de blanchiment, ou d'un produit, notamment d'un dentifrice, en particulier pour blanchir les dents ou pour lutter contre la calcification ou l'apparition de tâches.

Par exemple, un procédé de contrôle de l'aspect des dents selon l'invention peut être utilisé pour vérifier les effets sur l'aspect des dents du mâchage d'un chewing-gum ou de l'ingestion de café ou de thé, ou de la consommation de tabac ou de drogue, ou du brossage des dents.

Dans un mode de réalisation préféré, il suffit au patient de prendre régulièrement des photographies avec son téléphone mobile pour constituer des images actualisées. De préférence, grâce à un applicatif chargé dans ce téléphone, il peut ensuite comparer les aspects des dents sur ces photographies.

Dans un mode de réalisation, l'applicatif normalise les photographies afin de les rendre comparables, puis propose une visualisation dynamique des photographies corrigées, par exemple sous la forme d'un diaporama ou d'un film.

Description détaillée d'un procédé d'évaluation de conditions d'acquisition réelles

Notamment pour la mise en œuvre d'un procédé de contrôle de la forme, du positionnement et/ou de l'aspect de dents selon l'invention ou pour optimiser la qualité d'une l'information discriminante, l'invention fournit un procédé d'évaluation, à partir d'une image bidimensionnelle des arcades dentaires d'un patient, dite « image acquise », des conditions d'acquisition réelles (position de l'appareil d'acquisition dans l'espace, orientation de cet appareil, et, de préférence, calibration de l'appareil d'acquisition) de ladite image acquise, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

001) réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade du patient, de préférence d'une arcade, de préférence de deux arcades du patient,

002) analyse de l'image acquise et réalisation d'une carte relative à une information discriminante, dite « carte acquise » ;

003) recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant, de manière optimale, lesdites conditions d'acquisition réelles, suivant les étapes 01) à 05) suivantes :

01) optionnellement, détermination de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles, de préférence par analyse de la représentation, sur l'image acquise, d'un écarteur utilisé lors de l'acquisition de l'image acquise ;

02) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

03) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence observé dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

04) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant de ladite information discriminante ;

05) comparaison des cartes acquise et de référence de manière à déterminer une valeur pour une fonction d'évaluation, ladite valeur pour la fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes acquise et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

06) si ladite valeur pour la fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification desdites conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape 03) ;

sinon, évaluation des conditions d'acquisition réelles par lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester.

De préférence, les conditions d'acquisition réelles à évaluer comprennent un ou plusieurs des paramètres de calibration suivants : l'ouverture de diaphragme, le temps d'exposition, le temps d'exposition, la distance focale et la sensibilité.

Dans le procédé d'évaluation, la modification apportée aux conditions d'acquisition virtuelles à tester à l'étape 06) est de préférence effectuée au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé, de préférence au moyen d'une des méthodes métaheuristiques citées précédemment.

Un procédé d'évaluation selon l'invention est de préférence utilisé à chaque fois qu'il est nécessaire d'évaluer les conditions d'acquisition réelles d'une image. Cette image, qui peut en particulier être une image actualisée acquise lors d'une étape b) ou B. ou une image initiale acquise lors d'une étape A., est appelée « image acquise ».

La réalisation du modèle de référence à l'étape 001) peut comporter une ou plusieurs des caractéristiques, même optionnelles, de l'étape a).

L'acquisition de l'image acquise peut comporter une ou plusieurs des caractéristiques, même optionnelles, de l'étape b). De préférence, elle met en œuvre un kit d'acquisition selon l'invention, et de préférence un procédé d'acquisition selon l'invention.

L'étape 01) de détermination des conditions d'acquisition virtuelles grossières peut comporter une ou plusieurs des caractéristiques, même optionnelles, de l'étape c).

Les étapes 02) à 06) peuvent comporter une ou plusieurs des caractéristiques, même optionnelles, des étapes e21) à e25), respectivement.

Description détaillée d'un procédé d'optimisation d'une information discriminante

Un procédé d'optimisation ou de "sélection" d'une information discriminante selon l'invention est destiné à améliorer la fiabilité d'une information discriminante initiale extraite d'une image bidimensionnelle des arcades dentaires d'un patient, ou « image acquise », notamment d'une image initiale issue d'une étape A. ou d'une image actualisée issue d'une étape B. ou b), acquise dans des conditions d'acquisition réelles. "L'optimisation" de l'information discriminante est donc une sélection d'informations discriminantes, suivant une démarche itérative, de manière à sélectionner de l'image l'information discriminante la plus pertinente pour contrôler au mieux le positionnement et/ou la forme des dents du patient.

Ce procédé repose sur un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade du patient, en particulier d'un modèle de référence initial d'une étape a).

Comme illustré sur la figure 10, il comporte les étapes suivantes :

C1. évaluation de la qualité de l'information discriminante initiale et d'un seuil de qualité, filtrage de manière à ne retenir que de l'information discriminante initiale, de préférence toute l'information discriminante initiale présentant une qualité supérieure au seuil de qualité, et définition de « l'information discriminante à tester » comme étant l'information discriminante retenue ;

C2. test de la concordance (en anglais « matching ») entre l'information discriminante à tester et le modèle de référence ;

C3. en fonction du résultat et d'une fonction d'évaluation du résultat du test :

- ajout d'information discriminante non retenue à l'information discriminante à tester et/ou suppression d'information discriminante dans l'information discriminante à tester, puis reprise à l'étape C2. ou,
- définition de l'information discriminante optimale comme étant l'information discriminante à tester.

L'information discriminante peut être notamment une quelconque des informations discriminantes décrites précédemment. A titre d'exemple, l'information discriminante peut être une information de contour.

L'information discriminante initiale résulte classiquement de l'analyse de l'image acquise, comme décrit pour l'étape c).

Les procédés selon l'invention qui utilisent une telle information discriminante initiale mettent en œuvre des optimisations qui fournissent de meilleurs résultats si l'information discriminante est à la fois abondante et de bonne qualité. Un objectif du procédé d'optimisation est donc d'améliorer la qualité de l'information discriminante initiale.

A l'étape C1., on évalue la qualité de l'information discriminante initiale. Dans l'exemple d'un contour, l'analyse du contraste fournit par exemple des informations plus ou moins fiables : une zone de fort contraste peut être assimilée à une zone correspondant à un contour avec une probabilité élevée et la qualité des points de cette zone sera donc élevée. Au contraire, une zone de faible contraste, par exemple une zone floue, peut être assimilée à une zone correspondant à un contour avec une probabilité faible et la qualité des points de cette zone sera donc faible. Dans cet exemple, la probabilité pour un point de l'image acquise d'appartenir au contour peut être choisie comme indicateur de la « qualité » de l'information discriminante.

Un seuil de qualité est utilisé pour filtrer l'information discriminante initiale. Si le seuil de qualité est élevé, l'information discriminante retenue suite au filtrage sera peu nombreuse, mais très fiable. Si le seuil de qualité est faible, l'information discriminante retenue sera abondante, mais peu fiable. Dans l'exemple d'une information de contour, l'analyse de l'image conduira alors à retenir des « faux » points de contour, c'est-à-dire, des points qui,

du fait de l'analyse, seront considérés par erreur comme appartenant au contour des dents et des gencives.

Dans un mode de réalisation préféré, le seuil de qualité est élevé afin de ne retenir que de l'information discriminante à tester très fiable.

A l'étape C2., on teste la concordance, c'est-à-dire que l'on détermine un degré de concordance, entre l'information discriminante à tester et le modèle de référence.

De préférence, on réalise une carte « acquise » de l'information discriminante à tester résultant du traitement de l'image acquise.

De préférence, on procède ensuite suivant les étapes 01) à 06), et en particulier les étapes suivantes :

02) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

03) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence observé dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

04) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant de l'information discriminante ;

05) comparaison des cartes acquise et de référence de manière à déterminer une valeur pour une fonction d'évaluation, ladite valeur pour la fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes acquise et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

06) si ladite valeur pour la fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification desdites conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape 03) ;

sinon, évaluation des conditions d'acquisition réelles par lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester.

A l'étape 04), le traitement de l'image de référence permet de réaliser une carte de référence représentant de ladite information discriminante. Les critères de sélection de l'information discriminante représentée sur la carte de référence peuvent être identiques ou différents de ceux utilisés pour sélectionner l'information discriminante à tester.

De préférence, l'information discriminante représentée sur la carte de référence est sélectionnée avec les mêmes critères que l'information discriminante à tester.

Dans l'exemple d'un contour, le traitement de l'image de référence peut consister à retenir les points de l'image de référence correspondant à un contour avec une probabilité élevée.

La probabilité pour un point de l'image de référence d'appartenir au contour peut être déterminée comme pour le traitement de l'image acquise et également servir d'indicateur de la qualité de l'information discriminante. Le seuil de qualité peut être également identique à celui utilisé pour le traitement de l'image acquise. Le contour représenté sur la carte de référence est alors similaire à celui représenté sur la carte acquise, et en particulier présente une longueur sensiblement identique.

Les étapes 01) à 06) permettent de déterminer, avec le modèle de référence, des conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles de l'image acquise. L'observation du modèle de référence dans ces conditions d'acquisition virtuelles fournit donc une vue qui correspond au mieux à l'image acquise. La recherche des conditions d'acquisition virtuelles se fonde cependant sur l'information discriminante à tester. Le degré de correspondance dépend donc de l'information discriminante à tester. Plus la qualité et la quantité de l'information discriminante à tester sont élevées, meilleur est le degré de correspondance entre la vue du modèle de référence dans les conditions d'acquisition virtuelles et l'image acquise, et plus élevé est le degré de concordance entre l'information discriminante à tester et le modèle de référence.

Le degré de concordance peut être par exemple mesuré par l'inverse de l'écart entre

- la carte de référence relative à l'image du modèle de référence observé dans les conditions d'acquisition virtuelles approximant au mieux les conditions d'acquisition réelles en conséquence de l'exécution des étapes 01) à 06), et
- la carte « acquise » représentant l'information discriminante à tester correspondant à l'image acquise

pondéré par la quantité d'information discriminante à tester.

Pour un contour par exemple, le degré de concordance peut être le rapport du nombre de points qui appartiennent à la fois au contour de la carte de référence et au contour de la carte acquise, sur le nombre de points total du contour de la carte acquise, ou le produit de l'inverse de la distance moyenne entre les contours représentés sur lesdites cartes acquise et de référence, et de la longueur du contour représenté sur la carte acquise.

L'approximation « au mieux » des conditions d'acquisition réelles à partir d'une information discriminante à tester peut être évaluée par un résultat ou « score », par

exemple par le degré de concordance. Le cycle des étapes C2. et C3. a pour but d'optimiser ce résultat en agissant sur l'information discriminante à tester.

Cette optimisation est analogue à celle mise en œuvre pour les procédés de contrôle du positionnement et/ou de la forme des dents. Ces procédés agissent cependant sur le modèle de référence initial, par déplacement des modèles de dents et/ou par déformation du modèle de référence, alors que le procédé d'optimisation de l'information discriminante agit sur l'information discriminante utilisée pour établir la carte acquise.

L'opération effectuée à l'étape C3. est déterminée par une fonction d'évaluation du résultat du test de l'étape C2.. De préférence, la fonction d'évaluation prend en considération des résultats obtenus lors de cycles C2.-C3. précédents.

En particulier, le procédé peut être arrêté si la fonction d'évaluation indique que la poursuite de cycles C2.-C3. ne permet pas d'améliorer le résultat, par exemple parce que un ou plusieurs cycles C2.-C3. n'ont pas permis de l'améliorer ou n'ont pas permis de l'améliorer significativement. L'information discriminante testée lors du cycle C2.-C3. ayant conduit au meilleur résultat est alors considérée comme optimale.

Sinon, un nouveau cycle C2.-C3. peut être lancé, après modification de l'information discriminante à tester. La modification à apporter à l'information discriminante qui vient d'être testée peut consister en un ajout ou en une suppression d'information discriminante.

Un ajout d'information discriminante peut par exemple être décidé si le dernier résultat est le meilleur obtenu jusqu'alors et si, d'après la fonction d'évaluation, le résultat peut être encore amélioré. De préférence, l'information discriminante ajoutée est celle qui, parmi l'information discriminante non retenue à l'étape C1. et qui n'a pas encore été testée, présente la meilleure qualité.

Par exemple, lorsque l'information discriminante est une information de contour, l'ajout d'information discriminante peut consister à ajouter des points de l'image non retenus initialement, encore jamais ajoutés et dont la qualité, telle qu'évaluée à l'étape C1., est la plus élevée, c'est-à-dire dont l'ajout est le plus susceptible d'améliorer le résultat du test de l'étape C2..

Une suppression d'information discriminante peut par exemple être décidée si le dernier résultat est pire que le précédent. En particulier, l'information discriminante ajoutée lors du cycle précédent peut être supprimée et un ajout d'une autre information discriminante peut être effectué, comme décrit précédemment.

La détermination de l'information discriminante à ajouter et/ou à supprimer peut être aléatoire. Cependant, de préférence, elle résulte de la mise en œuvre d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, de préférence par recuit simulé, de préférence du type de celles décrites ci-dessus.

Exemple

A titre d'exemple, la figure 11 représente, superposée à l'image acquise, une carte de référence relative à une information de reflet (information discriminante).

L'image acquise, de préférence acquise au moyen d'un kit d'acquisition selon l'invention, est une photographie prise dans une position et une orientation particulières de l'appareil photo. Cette position et cette orientation constituent les conditions d'acquisition réelles de l'image acquise.

L'homme de l'art sait que, sur l'image acquise, plus la luminosité d'un point est élevée, plus la probabilité que ce point appartienne à une zone de reflet est élevée. La luminosité peut donc servir d'indicateur de la « qualité » de l'information de reflet.

Le filtrage à l'étape C1. peut consister à ne retenir que les zones de l'image acquise qui présentent une luminosité supérieure à un seuil de qualité, par exemple de 70%.

La carte acquise représente ces zones, qui constituent l'information discriminante à tester.

A l'étape C2., on procède de préférence selon les étapes 01) à 06) pour tester si les zones retenues concordent avec l'observation du modèle de référence.

A l'étape 01), on analyse l'image acquise pour évaluer grossièrement les conditions d'acquisition réelles par des conditions d'acquisition virtuelles. Cette évaluation résulte de préférence d'une analyse de la position et/ou de la forme de la représentation, sur l'image acquise, de marques de repérage d'un écarteur utilisé lors de l'acquisition.

Les conditions d'acquisition virtuelles évaluées grossièrement peuvent constituer les « conditions d'acquisition virtuelles à tester » à l'étape 02).

A l'étape 03), en observant le modèle de référence à partir de conditions d'acquisition virtuelle à tester, on obtient une image de référence.

A l'étape 04), comme représenté sur la figure 11, on peut projeter, sur l'image de référence, des vecteurs (traits noirs 20), tous de même longueur, perpendiculaires aux faces du modèle de référence. Les cercles 22 représentent ces vecteurs lorsqu'ils sont observés selon leur longueur. La carte de référence est ainsi constituée par ces traits noirs 20 et cercles 22.

L'homme de l'art sait que les cercles 22 correspondent normalement à des zones de l'image correspondant à des reflets. Sur la carte de référence, l'information discriminante, à savoir l'information de reflet, est donc représentée par les traits noirs 20 et par les cercles 22, l'inverse de la longueur des traits noirs pouvant servir d'indicateur de la « qualité » de l'information de reflet sur la carte de référence, un cercle correspondant à une longueur nulle, et donc à une qualité maximale.

A l'étape 05), une comparaison des cartes acquise et de référence peut par exemple consister à vérifier si les traits 20 et les cercles 22 sont à l'intérieur de zones de la carte acquise (qui correspondent initialement à une luminosité supérieure à 70%). La fonction d'évaluation peut être par exemple le rapport R entre

- la différence entre le nombre de cercles 22 et le nombre de traits qui sont à l'intérieur de zones de l'image acquise et
- le nombre total de cercles 22.

La décision peut être de poursuivre la recherche en modifiant les conditions d'acquisition virtuelles à tester jusqu'à atteindre un maximum pour la fonction d'acquisition.

A l'étape 06), si ce maximum est considéré comme atteint, on sort de la boucle des étapes 03) à 06). Sinon, on détermine, de préférence au moyen d'une méthode métaheuristique, de préférence évolutionniste, une modification à apporter aux conditions d'acquisition virtuelles à tester et on reprend l'étape 03).

A la sortie des étapes 03) à 06), le rapport R est donc maximal, pour cette image acquise, par exemple de 95%. Ce rapport R représente alors le résultat du test de concordance effectué à l'étape C2..

A l'étape C3, ce résultat est évalué au moyen d'une fonction d'évaluation.

Cette fonction d'évaluation détermine de préférence si le résultat est optimal ou non. Si le résultat est considéré optimal, par exemple parce qu'aucun meilleur résultat ne peut plus être obtenu après plusieurs cycles des étapes C2. – C3., on considère que les zones de la carte acquise correspondante constituent une information discriminante optimale.

Sinon, on modifie la carte acquise, par exemple en ajoutant des points de l'image acquise, par exemple en ajoutant des points qui présentent une luminosité supérieure à 71%. Cet ajout conduit à l'ajout de cercles dans les zones de la carte acquise, ce qui améliore le rapport R, mais aussi à l'ajout de traits noirs, ce qui dégrade le rapport R. Réciproquement, il est possible d'extraire les points qui présentent une luminosité supérieure à 69%. Cet suppression conduit à la suppression de cercles dans les zones de la carte acquise, ce qui

dégrade le rapport R, mais aussi à la suppression de traits noirs, ce qui améliore le rapport R.

La modification à apporter est de préférence guidée par une méthode métaheuristique de préférence évolutionniste.

A partir de la nouvelle carte acquise, qui définit l'information discriminante à tester, on reprend à l'étape C2..

Le cyclage des étapes C2. et C3. peut être poursuivi jusqu'à déterminer un résultat optimal. L'information discriminante à tester est alors considérée comme optimale.

Comme cela apparaît clairement à présent, un procédé d'optimisation d'une information discriminante selon l'invention permet de construire une information discriminante de bonne qualité et abondante. En particulier, il permet, à partir d'un contour initial partiel, mais de bonne qualité, de construire progressivement un contour plus complet mais toujours de bonne qualité.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation décrits ci-dessus et représentés.

En particulier, sauf indication contraires, les caractéristiques optionnelles décrites dans le cadre d'une étape d'un premier procédé selon l'invention sont applicables dans le cadre d'une étape analogue ou portant la même référence d'un deuxième procédé selon l'invention.

Le procédé de contrôle du positionnement et/ou de la forme des dents peut être mis en œuvre successivement pour chacune des deux arcades ou simultanément pour les deux arcades. En outre, pour ces procédés, plusieurs appareils différents peuvent être mis en œuvre. Par exemple, l'acquisition peut être effectuée avec un téléphone mobile et les étapes suivantes avec un ordinateur fixe.

Enfin, le patient n'est pas limité à un être humain. En particulier, un procédé de contrôle du positionnement de dents selon l'invention peut être utilisé pour un autre animal.

REVENDICATIONS

1. Procédé de contrôle d'une propriété d'aspect de dents d'un patient, ledit procédé comportant les étapes successives suivantes :
   A. acquisition, au moyen d'un premier appareil d'acquisition, d'au moins une première image bidimensionnelle desdites dents et d'une première jauge de référence, dite « image initiale » ;
   B. acquisition, au moyen d'un deuxième appareil d'acquisition, d'au moins une deuxième image bidimensionnelle desdites dents et d'une deuxième jauge de référence présentant un même aspect que la première jauge de référence, dite « image actualisée » ;
   C. normalisation des images initiale et actualisée de manière que les représentations des première et deuxième jauges de référence sur les images initiale et actualisée normalisées présentent un même aspect ;
   D. avant ou après l'étape C., repérage d'une même région des dents sur les images initiale et actualisée ;
   E. comparaison de l'aspect de ladite région sur les images initiale et actualisée normalisées.

2. Procédé selon la revendication précédente, dans lequel l'intervalle de temps entre les étapes A. et B. est supérieur à 1 semaine.

3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le premier appareil d'acquisition et/ou le deuxième appareil d'acquisition sont des appareils photo et/ou des téléphones mobiles, les acquisitions aux étapes A. et/ou B. étant effectuées sous l'éclairage d'un flash.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les acquisitions aux étapes A. et/ou B. sont effectuées au moyen d'un kit d'acquisition comportant :
   - un écarteur dentaire destiné à être placé dans la bouche d'un patient et comportant une marque de repérage ;
   - un appareil d'acquisition d'images comportant
     - un écran de visualisation,

- une mémoire informatique contenant des informations sur des conditions d'acquisition cibles,
- un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour afficher simultanément, sur ledit écran, une image acquérable et une référence, ladite référence étant dans une position telle que, lorsque la marque de repérage correspond à la référence sur l'écran, l'appareil d'acquisition respecte les conditions d'acquisition cibles.

5. Procédé selon la revendication immédiatement précédente, dans lequel les conditions d'acquisition cibles sont déterminées en fonction des dents dont la propriété d'aspect est à contrôler.

6. Procédé selon l'une quelconque des deux revendications immédiatement précédentes, dans lequel les acquisitions aux étapes A. et B. sont effectuées au moyen de kits d'acquisition dans lesquels les conditions d'acquisition cibles sont identiques.

7. Procédé selon l'une quelconque des trois revendications immédiatement précédentes, dans lequel le premier et/ou le deuxième appareil d'acquisition comporte un programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour repérer, en temps réel, la ou les marques de repérage sur l'écarteur, analyser sa ou leurs positions ou dimensions et, en conséquence, fournir une information.

8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape D., le repérage comprend une comparaison d'informations discriminantes communes aux deux images initiale et actualisée, puis une identification de ladite région par rapport aux dites informations discriminantes communes.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape D., le repérage de ladite région sur les images initiale et/ou actualisée comprend une recherche de conditions d'acquisition virtuelles dans lesquelles le premier appareil d'acquisition et/ou le deuxième appareil d'acquisition, respectivement, aurait acquis ladite image initiale et/ou actualisée en observant un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade du patient.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, à l'étape D., le repérage de la région sur l'image initiale et/ou actualisée, dite « image acquise »,

comprend la mise en œuvre d'un procédé d'évaluation des conditions d'acquisition réelles de l'image acquise, ledit procédé comportant les étapes suivantes :

001) réalisation d'un modèle de référence tridimensionnel numérique d'au moins une partie d'une arcade du patient ;

002) analyse de l'image acquise et réalisation d'une carte relative à une information discriminante, dite « carte acquise » ;

003) recherche des conditions d'acquisition virtuelles approximant, de manière optimale, lesdites conditions d'acquisition réelles, suivant les étapes 01) à 05) suivantes :

01) optionnellement, détermination de conditions d'acquisition virtuelles grossières approximant lesdites conditions d'acquisition réelles, de préférence par analyse de la représentation, sur l'image acquise, d'un écarteur utilisé lors de l'acquisition de l'image acquise;

02) détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester;

03) réalisation d'une image de référence bidimensionnelle du modèle de référence observé dans les conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

04) traitement de l'image de référence pour réaliser au moins une carte de référence représentant de ladite information discriminante ;

05) comparaison des cartes acquise et de référence de manière à déterminer une valeur pour une fonction d'évaluation, ladite valeur pour la fonction d'évaluation dépendant des différences entre lesdites cartes acquise et de référence et correspondant à une décision de poursuivre ou de stopper la recherche de conditions d'acquisition virtuelles approximant les conditions d'acquisition réelles avec plus d'exactitude que lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester ;

06) si ladite valeur pour la fonction d'évaluation correspond à une décision de poursuivre ladite recherche, modification desdites conditions d'acquisition virtuelles à tester, puis reprise à l'étape 03) ;

sinon, évaluation des conditions d'acquisition réelles par lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester.

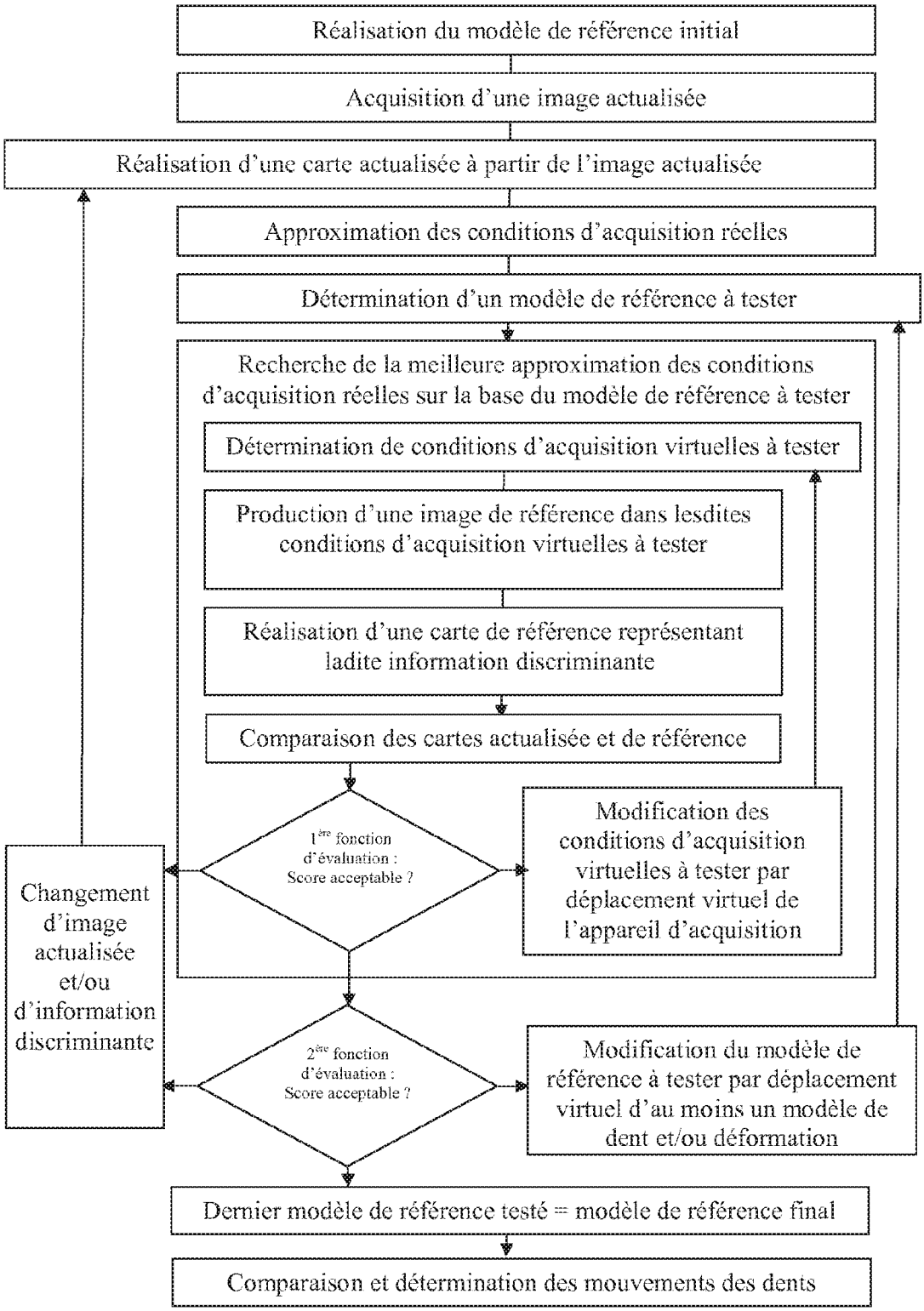

Réalisation du modèle de référence initial
Acquisition d'une image actualisée
Réalisation d'une carte actualisée à partir de l'image actualisée
Approximation des conditions d'acquisition réelles
Détermination d'un modèle de référence à tester
Recherche de la meilleure approximation des conditions d'acquisition réelles sur la base du modèle de référence à tester
Détermination de conditions d'acquisition virtuelles à tester
Production d'une image de référence dans lesdites conditions d'acquisition virtuelles à tester
Réalisation d'une carte de référence représentant ladite information discriminante
Comparaison des cartes actualisée et de référence
1ère fonction d'évaluation : Score acceptable ?
Modification des conditions d'acquisition virtuelles à tester par déplacement virtuel de l'appareil d'acquisition
Changement d'image actualisée et/ou d'information discriminante
2ère fonction d'évaluation : Score acceptable ?
Modification du modèle de référence à tester par déplacement virtuel d'au moins un modèle de dent et/ou déformation
Dernier modèle de référence testé = modèle de référence final
Comparaison et détermination des mouvements des dents

Fig. 1

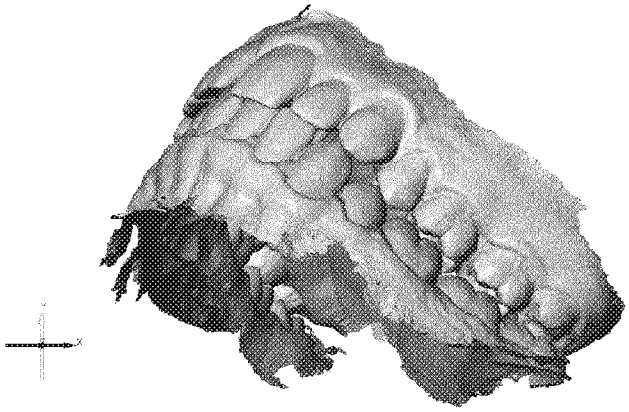


Fig.2

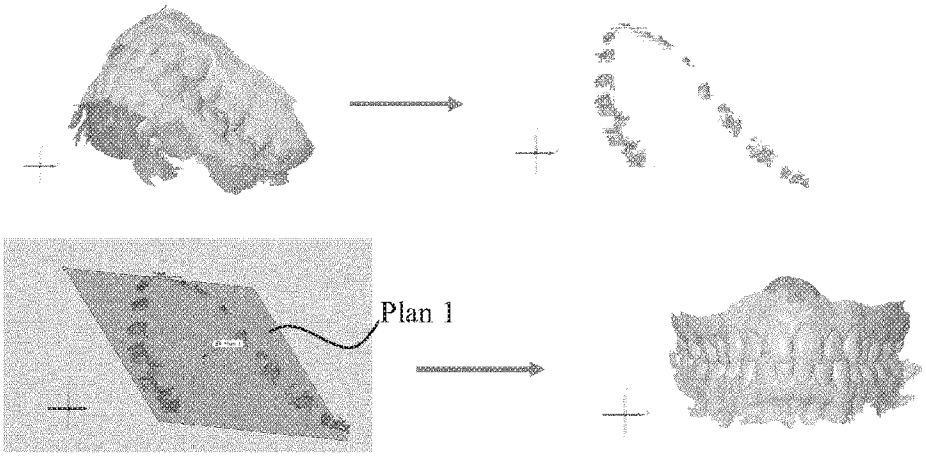


Fig.3

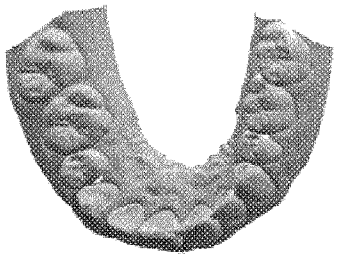


Fig. 4a

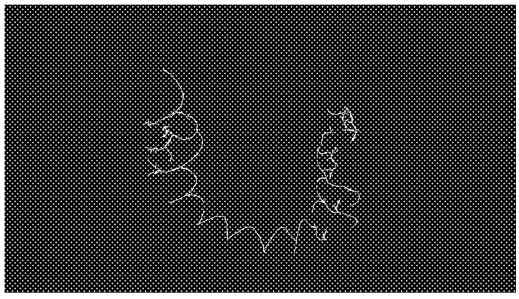


Fig. 4b



Fig. 4c

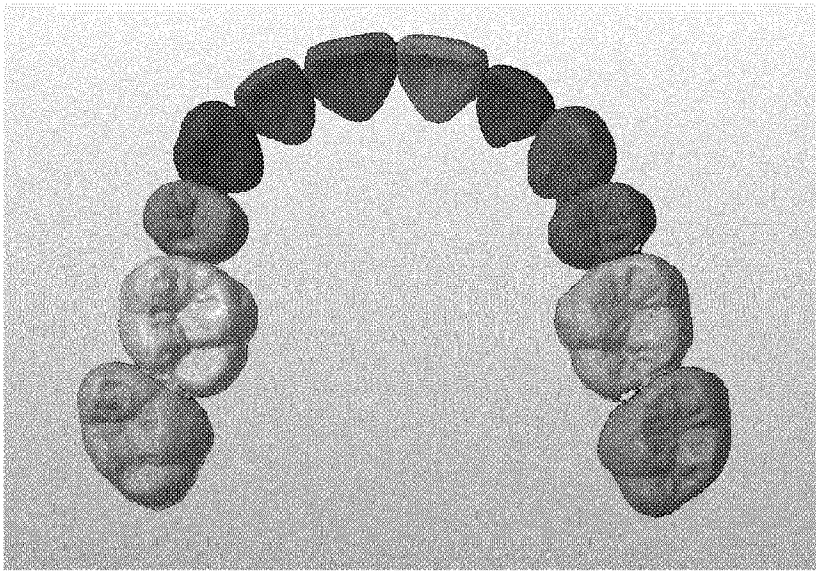


Fig. 4d

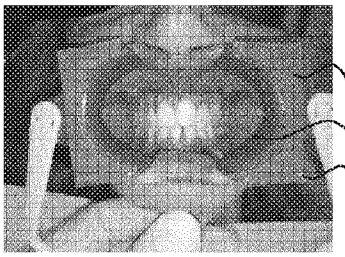


Fig. 5a

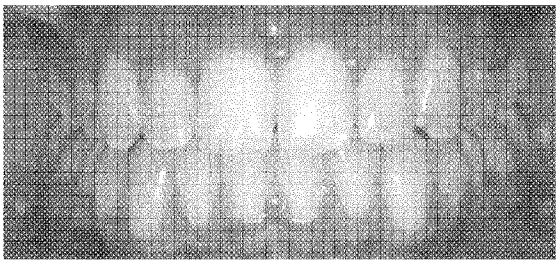


Fig. 5b

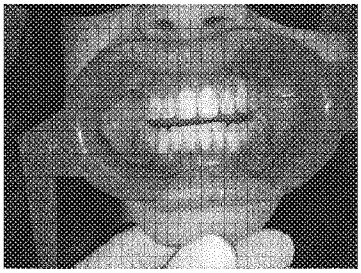


Fig. 5c

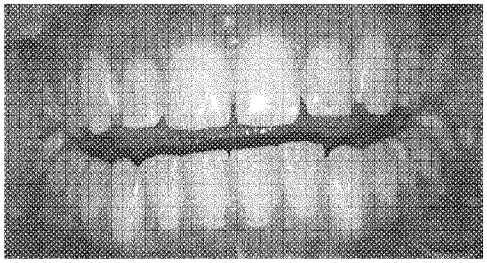


Fig. 5d



Fig. 6a

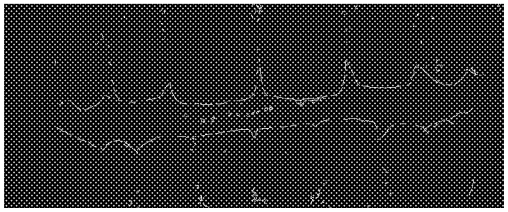


Fig. 6b

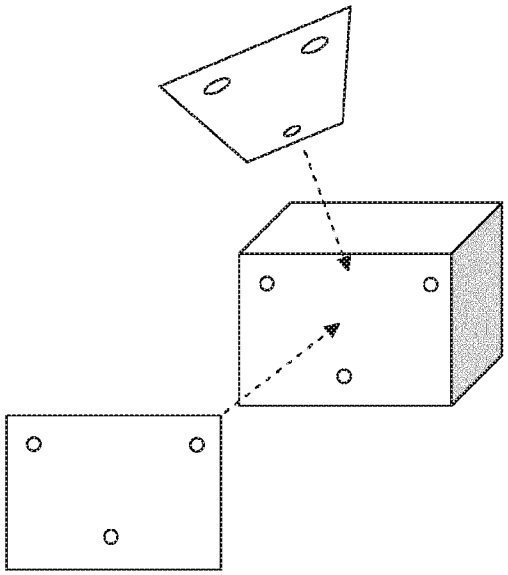


Fig. 7

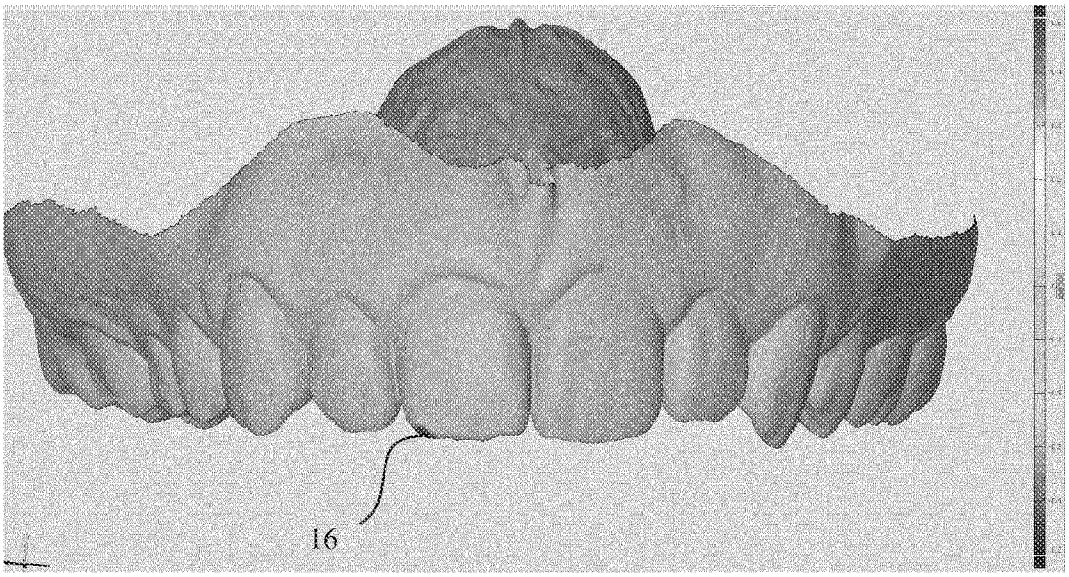


Fig. 8

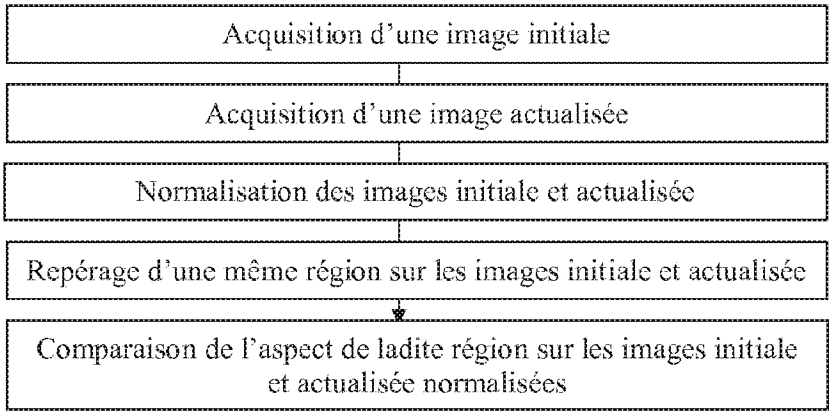


Fig. 9

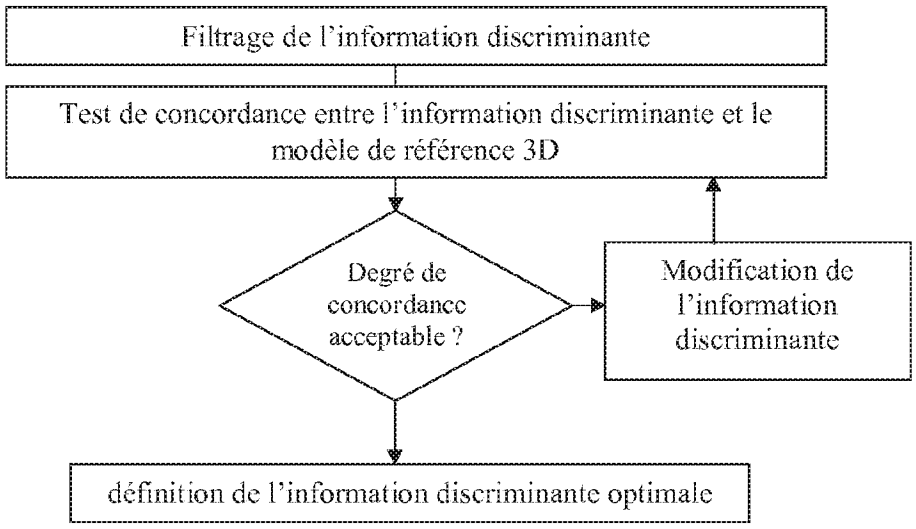


Fig. 10

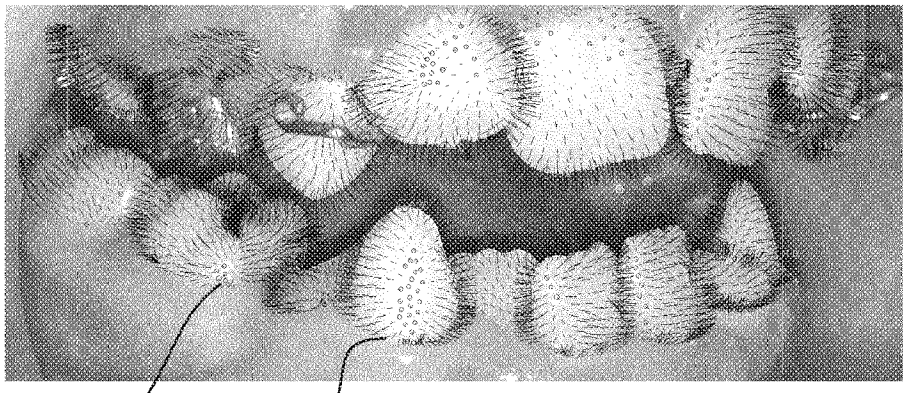


Fig. 11

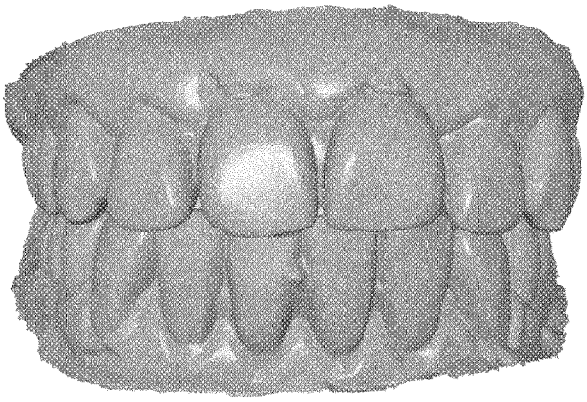


Fig. 12a

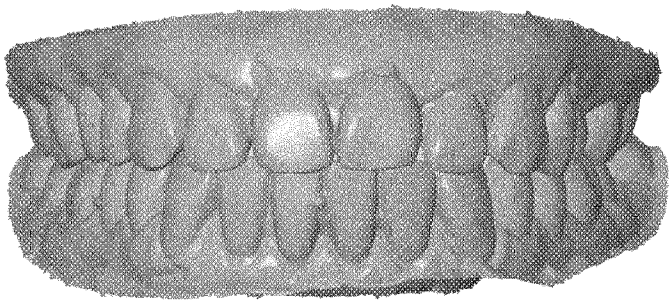


Fig. 12b

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/074896

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. C07D471/04 A61K31/437 A01N43/40 A61P31/10 G06T7/00
A61C7/00 A61C9/00
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
C07D A61K A61N A61P G06T A61C

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 01/51005 A2 (BRITESMILE INC [US]) 19 July 2001 (2001-07-19) page 4, line 1 - page 6, line 10 page 21, lines 7-19 page 22, lines 1-3	1-10
A	WO 2006/065955 A2 (ORTHOCLEAR HOLDINGS INC; WEN HUAFENG [US]) 22 June 2006 (2006-06-22) paragraphs [0032], [0034], [0057], [0058], [0060], [0061]	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
17 December 2015	12/01/2016

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Kerner, Bodo

6

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2015/074896

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0151005 A2	19-07-2001	AU 4900601 A	24-07-2001
		BR 0016969 A	15-07-2003
		CA 2396913 A1	19-07-2001
		EP 1250105 A2	23-10-2002
		JP 2003523232 A	05-08-2003
		MX PA02006862 A	05-04-2004
		NO 20023369 A	09-09-2002
		PL 364876 A1	27-12-2004
		US 2005084826 A1	21-04-2005
		WO 0151005 A2	19-07-2001
WO 2006065955 A2	22-06-2006	NONE	

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°
PCT/EP2015/074896

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
INV. C07D471/04 A61K31/437 A01N43/40 A61P31/10 G06T7/00
A61C7/00 A61C9/00
ADD.
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
C07D A61K A61N A61P G06T A61C

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO 01/51005 A2 (BRITESMILE INC [US]) 19 juillet 2001 (2001-07-19) page 4, ligne 1 - page 6, ligne 10 page 21, lignes 7-19 page 22, lignes 1-3 -----	1-10
A	WO 2006/065955 A2 (ORTHOCLEAR HOLDINGS INC; WEN HUAFENG [US]) 22 juin 2006 (2006-06-22) alinéas [0032], [0034], [0057], [0058], [0060], [0061] -----	1-10

☐ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
17 décembre 2015	12/01/2016

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale	Fonctionnaire autorisé
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Kerner, Bodo

6

Formulaire PCT/ISA/210 (deuxième feuille) (avril 2005)