Différentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire

F. Duret, B. Pélissier

Sans aucun doute, l'un des apports majeurs de la science moderne à la dentisterie au cours des dernières décennies est de lui avoir permis d'accéder aux traitements informatiques et à leurs multiples applications. La numérisation des formes dentaires est le passage obligé, qu'elle ait pour but le diagnostic ou la thérapeutique. Elle permet au praticien d'analyser, de stocker, de reproduire, de modifier et même de réparer virtuellement l'organe dentaire de manière quasi illimitée. Plus encore, la numérisation permet à la dentisterie de bénéficier de tous les progrès qu'apporte l'informatique actuelle et future, c'est dire l'importance de cette révolution. Le présent article essaye de recenser et d'expliquer les procédures de numérisation 3D statiques, hors rayon X, appliquées à la dent ou à toutes les arcades qu'il s'agisse d'une opération effectuée au laboratoire de prothèse ou dans le cabinet dentaire. Utilisant un modèle ou travaillant directement dans la bouche du patient, nous expliquons les méthodes avec lesquelles il est possible aujourd'hui d'obtenir un fichier complet et épuré prêt à être traité par l'ordinateur.

© 2010 *Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.*

Mots clés : CFAO ; CAD-CAM ; Empreinte optique ; Numérisation ; Instrumentation ; Dentisterie

Plan

- **Introduction** 1
- **Classification–Recherche de définition** 1
  - Recherche d'une nouvelle définition de l'empreinte 1
- **Méthodes d'empreinte statique en CFAO dentaire** 2
  - Historique 2
  - Définition de la méthode de prise d'empreinte en dentisterie 2
  - Méthode chimicomanuelle 2
  - Méthode par contact mécanique 2
  - Méthodes optiques 4
- **Méthodes de réception et de traitement d'image en CFAO dentaire** 12
  - Échantillonage de l'empreinte 12
  - Codage de l'empreinte 13
  - Restauration de l'empreinte 13
  - Extraction et reconnaissance des paramètres 14
- **Image positive et image négative** 15
- **Conclusion** 15

Introduction

Différentes méthodes d'empreinte peuvent être utilisées pour mesurer l'anatomie dentaire en trois dimensions qu'il s'agisse d'une dent ou d'une arcade complète. Pour la plupart, elles permettent de mesurer cette partie du corps dans l'espace en ayant recours à des moyens chimiques (empreinte traditionnelle), mécaniques (palpage) ou ondulatoires (ultra-sons, rayons X [RX] ou optique dans le visible). Ces différentes méthodes de mesure, appelées aussi d'empreinte en dentisterie, fournissent au professionnel une information réelle ou virtuelle allant de la simple reproduction (modèle) jusqu'à la connaissance de la position spatiale de chaque point constituant la surface de nos dents et de leur environnement.

Les nouvelles méthodes de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) dentaire ont révolutionné notre approche de l'empreinte en introduisant l'optique et l'informatique pour effectuer ces mesures. Si dans la plupart des cas, elles sont simples à mettre en œuvre, il faut comprendre que lorsqu'il s'agit de faire ces mesures en bouche, les critères ne sont plus les mêmes et les méthodes deviennent plus complexes.

Étant donné que l'empreinte apporte l'information qu'utilise le système de CFAO pour réaliser la fonction pour laquelle il a été conçu (analyse, diagnostic, reconstitution prothétique, etc.), la connaissance de son fonctionnement, de ses performances et de ses limites est très importante.

La CFAO, pour se réaliser, fait appel à l'empreinte traditionnelle (travail sur modèle), l'empreinte par contact (palpage) ou l'empreinte sans contact (empreinte optique). Ce sont ces techniques que nous allons expliquer. Nous avons exclu les méthodes permettant d'analyser dans l'espace les mouvements ou les couleurs de ces surfaces, mesures nécessitant de développer les notions de corrélation spatiale et/ou temporelle travaillant en quatre dimensions. Nous avons aussi exclu les méthodes par transparence (RX, imagerie par résonance magnétique [IRM], etc.).

Classification–Recherche de définition

Recherche d'une nouvelle définition de l'empreinte

Faire l'empreinte d'un objet, par exemple en utilisant des méthodes optiques, repose sur un principe de base extrêmement simple, presque philosophique, que nous avons décrit à de nombreuses reprises. Un objet placé dans un champ lumineux crée une perturbation de la lumière. L'empreinte est donc une perturbation imposée à la lumière. Si nous pouvons mesurer cette perturbation (de manière absolue ou relative) nous

sommes capables de mesurer la forme de l'objet car c'est sa surface (ou une surface interne dans le cas des RX ou des ultrasons) qui crée cette perturbation. Il en va de même de toute forme d'empreinte : faire une empreinte traditionnelle, c'est perturber la surface de notre pâte d'empreinte et cette perturbation represente la forme de l'objet. Une empreinte est donc une perturbation. Toute technique d'analyse d'une perturbation est applicable à la dentisterie si l'on veut connaître la surface de nos objets dentaires.

Toutes les méthodes de mesure 3D reposent sur ce même principe : comment décrypter et mesurer la perturbation qu'impose un objet à un espace connu et stable (non perturbé). Nous appelons vecteur d'empreinte la partie analysant (analysable) cette perturbation [1, 2].

Ce vecteur peut être une pâte d'empreinte, un micropalpeur ou un champ électromagnétique (mesure optique). Le choix du vecteur n'est pas limitatif. Il depend uniquement de l'état de la science au moment où est effectuée l'analyse.

Si nous utilisons une pâte d'empreinte, le vecteur est la pâte elle-même. La mesure de cette perturbation est, dans la plupart des cas, la restitution sous forme d'un modèle en plâtre. La mesure n'est pas quantifiée ou métrique mais se présente sous une forme matérielle palpable et reproductive : le modèle lui-même [3].

Si nous utilisons un palpeur, le vecteur est la mesure du déplacement du bras venant en contact avec un point de l'objet mesuré. La mesure est donc quantifiée sous forme métrique, c'est-à-dire que nous connaissons la position de chaque point constituant la surface de l'objet par rapport à un point de référence choisi dans le champ de mesure. La mesure est relative [4].

Si nous utilisons un champ électromagnétique, par exemple la lumière, le vecteur porteur de l'information est le rayonnement. La mesure est là encore quantifiée et transformable en données numériquement exploitables grâce à des capteurs par exemple de type *charge coupled device* (CCD) ou *complementary metal oxide semiconductor* (Cmos). La mesure peut être absolue ou relative suivant la méthode mise en œuvre [1, 2].

Nous pouvons donc définir l'empreinte dentaire de la manière suivante : une prise d'empreinte dentaire est la mise en œuvre d'une méthode capable de mesurer une perturbation et de la restituer sous une forme utilisable, palpable, visible, voire métrique. Elle doit conduire à mettre ces informations à la disposition de l'opérateur qu'il soit prothésiste ou dentiste.

■ Méthodes d'empreinte statique en CFAO dentaire

Historique

La mesure tridimensionnelle d'un objet en dentisterie est un acte très ancien. On a trouvé des moulages, mesure 3D par excellence en dentisterie, datant de plusieurs dizaines de siècles avant J.-C. [5].

En dentisterie, nous savons que Fauchard [6] proposait déjà la cire d'abeille associée à la paraffine comme moyen d'empreinte unitaire mais que c'est à partir de 1850 [7] que la méthode s'est généralisée avec le porte-empreinte en métal et le plâtre (1846), voire la gutta-percha ou le sten's (1856). Ensuite, se sont développées différentes techniques faisant appel à différents matériaux mais utilisant toujours un support matériel [8], ce qui a conduit souvent à confondre la définition de l'empreinte dentaire avec un catalogue de produits élastiques malléables.

Les premières mesures optiques sont apparues entre 1968 et 1973 [9, 10] et celles utilisant un palpeur mécanique dans les années 1980 [11].

Définition de la méthode de prise d'empreinte en dentisterie

Pour coller aux règles scientifiques, la CFAO dentaire a obligé la remise en cause de la définition « d'empreinte » trop vague et inexacte au profit de celle de « mesure dentaire ».

Une méthode de prise d'empreinte dentaire est une mesure tridimensionnelle. C'est le moyen de disposer d'une copie la plus conforme possible de la forme dentaire sur laquelle s'applique notre travail.

Plus qu'une simple représentation, une empreinte doit être comprise comme étant une mesure dans l'espace d'une surface composée de points élémentaires plus ou moins gros suivant la précision désirée par l'opérateur. Chacun des points constituant cette surface est connu par des valeurs qui peuvent aller d'une simple représentation de sa position spatiale X, Y, Z à une définition en quatre dimensions, voire plus, comme les informations chromatiques ou temporelles. Ces valeurs définissant les points, donc la surface qu'ils composent, peuvent être accessibles et mesurées (connues) par l'opérateur (méthode par contact mécanique et ondulatoire) ou inconnues métriquement mais malgré tout utilisables dans l'application visée (méthode chimicomanuelle).

Dans tous les cas, quelle que soit sa forme, l'empreinte ou mesure dentaire permet son utilisation dans un système de production approprié.

Certes, les points de la surface constituant une empreinte en alginate ne sont pas connus métriquement parlant par l'opérateur, mais ils peuvent être utilisés jusqu'à la réalisation d'une couronne sans aucune restriction. À l'inverse, une méthode de mesure ondulatoire lui permet non seulement son utilisation, mais en plus, il en a les valeurs métriques.

Certaines méthodes de CFAO utilisent les informations issues de méthodes dites par transparence (faux 3D du scanner ou vrai 3D de l'IRM pour l'implantologie), mais l'empreinte tridimensionnelle en CFAO utilise essentiellement aujourd'hui :

- la méthode par contact surfacique (ou chimicomanuelle) ;
- la méthode par contact ponctuel (ou par palpage mécanique) ;
- la méthode par contact ondulatoire (ou par réflexion).

Méthode chimicomanuelle [3-12]

C'est la méthode traditionnelle pratiquée aujourd'hui dans la plupart des cabinets dentaires et laboratoires. Elle est utilisée en CFAO pour transmettre les informations à utiliser jusqu'à un centre équipé d'un appareil de CFAO. Elle fait donc partie intégrante de la CFAO.

Dans cette technique, l'information est portée par l'objet de mesure lui-même en 3D sous forme analogique : le modèle. Il est réalisé dans un matériau de couleur, de dureté et de texture particulièrement bien reconnaissable par l'appareil de mesure du centre de CFAO.

L'empreinte chimicomanuelle doit être comprise, dans notre esprit, comme un support de mémoire matérialisé physiquement. Chaque point de cette surface porte une information (X, Y, Z) par rapport à l'un quelconque des autres points. Le nombre de points, donc la résolution du modèle, est fonction de sa granulométrie et de celle de la pâte d'empreinte.

En CFAO, le choix des matériaux se fait dans le respect des caractéristiques du capteur de l'appareil parmi une multitude de possibilités (hydrocolloïdes, etc.) bien connues des utilisateurs et décrites dans de nombreux ouvrages, articles et thèses.

La mesure est donc matérialisée par l'empreinte dans la pâte. Sa destruction ou sa dégradation se traduit par une perte partielle ou totale d'information. Il en est de même du modèle, sur lequel est transmise l'information mesurée. Ce modèle, en général en plâtre, peut être défini comme une zone de stockage plus stable de la mesure sous une forme analogique au même titre qu'un disque dans un ordinateur est capable de mémoriser une information numérique.

Méthode par contact mécanique

Communément appelée méthode par palpage, la méthode par contact a fait l'objet de plusieurs brevets dont celui de Becker [13] et de quelques réalisations spectaculaires en dentisterie. Hormis les procédés bien connus de Procera® [14-16], DCS

Medit Ex-1012, Page 2

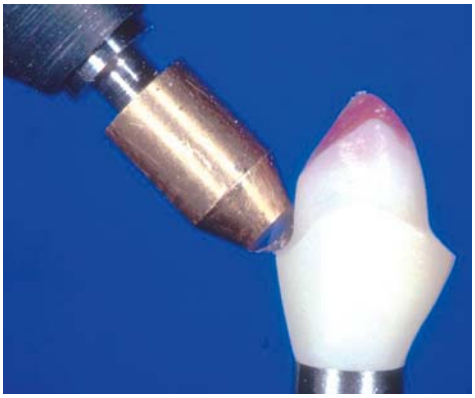


Figure 1. Dans cet exemple (Procera®) nous voyons clairement à gauche l'extrémité du bras du palpeur portant la bougie, elle-même terminée par une bille venant en contact avec la dent (à droite). Cette bille, de par sa forme ou son volume, limite quelquefois la forme clinique des préparations.

Titan [17], Celay® [18] ou Cadim® [19], aucun des autres systèmes présentés utilisant le palpage n'a réellement fait l'objet d'application dentaire (Fig. 1).

Principe de la méthode

Le modèle à mesurer est placé sur un plateau théoriquement indéformable. Une potence (ou pontique), fixée sur le plateau supporte une pointe de mesure. À l'extrémité de cette pointe (ou stylet) est fixé le palpeur qui a souvent une forme sphérique (appelée bille). Le contact sur le modèle se fait par l'intermédiaire de la bille. Ce contact provoque le déclenchement de la mesure de sa position spatiale. Le fait d'utiliser une bille parfaitement sphérique et connue permet de reporter la position du point mesuré (détecté) au point correspondant au centre de la bille.

C'est le déplacement de la bille par l'opérateur, grâce aux mouvements de la potence et du bras articulé, qui permet de connaître la position de chaque point touché sur la surface du modèle. Cette mesure se fait toujours de manière relative par rapport à une référence (0.0.0.) reconnue avant le démarrage de la mesure.

La surface d'un objet est ainsi définie par une suite de points dont on connaît la position en X, Y et Z par rapport à la référence (0.0.0.).

Le fait de discriminer une surface en un ensemble de points, opération appelée échantillonnage, obligea très vite les chercheurs, qui voulaient reconstituer un modèle, à relier ces points entre eux et à construire des surfaces à partir des lignes obtenues.

Précision de la méthode

La méthode de palpage est d'autant plus précise :

- que le nombre de points discrétisés et reliés est important ;
- que le palpeur « ou bougie » possède une grande sensibilité ;
- que l'objet est invariant dans sa position spatiale durant la mesure ;
- qu'une mesure est répétée plusieurs fois.

En industrie, il est relativement courant aujourd'hui d'avoir des précisions de mesure proches de 0,5 à 1 µm et de pouvoir effectuer 20 mètres de mesures à la minute si la surface n'est pas trop complexe.

Application de la méthode en dentisterie

Deux types de mesures par contact mécanique sont utilisés en dentisterie aujourd'hui : la lecture universelle et la lecture à la volée.

Lecture universelle

Le palpeur est capable de transmettre automatiquement les données X, Y et Z en continu. Le capteur informe et permet à l'ordinateur de relever en rafale les coordonnées des points touchés. Dans un système élaboré, cette information est envoyée simultanément accompagnée par le retour en arrière de la bille afin qu'elle se positionne pour la mesure suivante.

Figure 2. Le système Cadim® possède un support interchangeable pouvant accueillir le modèle seul, le modèle portant la reconstitution en cire ou la préforme usinée pour effectuer les vérifications de qualité du travail après usinage.

Ces lectures continues par balayage ou scanning sont appliquées en dentisterie. Elles ont été développées à partir de 1998 de façon magistrale par la société Nobel Biocare dans le système Procera® [14-16] et ses quatres générations de palpeurs. Plus modeste mais intéressant, ce système se retrouve dans le système Cadim® de la société japonaise Advance [19].

C'est indiscutablement à Andersson que l'on doit l'introduction de ce mode de lecture en dentisterie clinique (Fig. 2).

Lecture à la volée

Les palpeurs n'ont pas de déplacement ou de rappel automatique. Les tables de lecture ont un système de bras articulé, souple à manipuler, que l'on déplace manuellement vers le point à mesurer. Le senseur électronique enregistre la prise de contact du palpeur avec le modèle. L'intérêt de ce système est important en dentisterie, car il répond à des exigences qu'impose la complexité de nos surfaces dentaires.

La lecture à la volée est relativement simple à réaliser. Le senseur est très sensible au contact (en dessous de 0.0IN). On le tient dans la main et on le déplace le long du modèle en gardant (semi-automatique) ou non le contact avec la surface de ce dernier. La géométrie du bras articulé supportant la bougie étant connue, la mesure du déplacement est parfaitement estimable.

La lecture à la volée a fait l'objet de trois développements en dentisterie, le système de Rekow en association avec la firme Bego [20], le système Celay® [18] et le système DCS Titan dans sa première version (Berlin 1987) [21].

C'est à Mushabac [22] et à Becker [13] que l'on doit l'introduction de ces deux modes de lecture endobuccale en dentisterie (Fig. 3, 4).

Adaptation de la méthode

Il est souvent astucieux d'associer à une tête de lecture un plateau diviseur (mobile) sur lequel est placé le modèle. Ce plateau a pour fonction essentielle de tourner ou de se déplacer entraînant le modèle à mesurer et accélérant tout en simplifiant le processus de lecture. S'il existe un axe de symétrie comme l'axe d'insertion d'une couronne sur sa préparation, il est possible d'automatiser complètement la lecture (Procera®).

Limites de la méthode

Malheureusement, ces palpeurs par contact mécanique ont un certain nombre de désavantages.

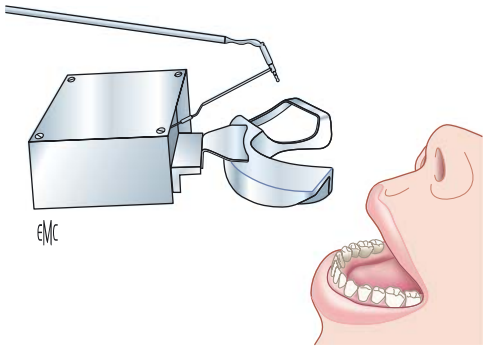


Figure 3. Les travaux de Mushabac (Chicago) ont directement influencé les chercheurs intéressés par la technique de lecture à la volée (extrait du brevet de Mushabac).

Figure 4. Le palpeur Bego « à la volée »

La vitesse d'acquisition ne dépasse pas 10 points par minute à la volée et une centaine en mode automatique. Il est courant de dépasser 5 minutes avec un système DCS Titan 1re génération et 2 à 3 minutes avec le Procera® si l'on veut garder un minimum de précision.

Ils ne peuvent pas mesurer des détails dont la dimension est inférieure au rayon de la bille. Cette caractéristique explique souvent les consignes de préparation données aux opérateurs, en particulier au niveau de l'épaulement et de la surface occlusale. Il est pratiquement impossible d'enregistrer un épaulement. Celui-ci est modélisé comme un chanfrein.

Il est nécessaire d'utiliser des matériaux résistants. La fragilité de la cire dentaire ou la souplesse de la pâte d'empreinte rendent imprécises les mesures.

Il est difficile de savoir, dans des lectures à la volée, si tous les points ont été saisis. C'est pour cette raison que deux solutions ont été proposées en dentisterie :

- la première consiste à recouvrir l'objet d'une poudre blanche que le stylet retire au moment du contact (méthode Celay®) [18]. Une zone non enregistrée reste blanche. Dans la Figure 5 du système Celay®, nous voyons que le palpeur déplacé manuellement se rapproche progressivement des sillons qui sont encore recouverts d'une couche « blanche et poudreuse » témoignant que le système n'a pas encore lu cette zone ;
- la deuxième consiste à faire une représentation globale de la zone à saisir sous forme d'un quadrillage. Le passage sur un point se traduit par le remplissage du carré élémentaire (DCS Titan). Bego avait affiné le système en proposant deux couleurs, l'une correspondant à un seul passage et l'autre à deux passages (ou plus) afin d'augmenter la précision par moyennage des valeurs.

Figure 5. Système Celay®.

Méthodes optiques

La mesure ou empreinte dentaire peut suivre une autre voie, comme nous l'avons vu en introduction, en utilisant les procédés ondulatoires. Cette technologie est appelée couramment empreinte optique [1, 2, 23-25].

Principe de la méthode

Dans tous les cas de mise en œuvre de l'empreinte optique en dentisterie, quel que soit le niveau de sophistication de la méthode utilisée, le principe consiste à mesurer la perturbation que crée le volume dentaire étudié sur un système ondulatoire connu et stable. La déstabilisation, la dérive ou la déformation du système rayonnant, est l'image représentative et mesurable de la géométrie de l'objet dentaire mesuré.

Le principe général de cette méthode consiste à projeter un point, une ligne, voire une surface plus ou moins complexe sur les formes dentaires et à mesurer la déformation imposée à cette projection.

Suivant que nous avons un système permettant la libération lente ou rapide du capteur (ou plusieurs capteurs travaillant en synchrone), nous aurons à notre disposition un système de mesure statique (identique à un appareil photo 3D) ou dynamique (identique à une caméra 3D).

Pour mettre en œuvre cette méthode, sont en général utilisés [26] :

- des émetteurs de lumière incohérents, chromatiquement connus ou cohérents (laser) ou des émetteurs d'onde se situant hors du domaine de la lumière visible (ultrasons, etc.) ;
- des capteurs ou récepteurs spécifiques du rayonnement émetteur utilisé, ayant pour fonction de retrouver et de mettre sous forme de valeur utilisable la perturbation provoquée par l'objet. Cela peut être des analyseurs d'intensité (voire de phase), de temps ou de longueur d'onde. L'information libérée par le capteur étant sous diverses formes (électrique, optique, etc.), mais rarement numérique en dentisterie, on parle d'information analogique ;
- des convertisseurs permettant de décrypter la perturbation analogique transmise par le capteur et de la convertir en valeur numérique. Ce sont donc des convertisseurs analogiques/numériques ;
- des filtres et algorithmes de traitement de l'image ayant pour fonction de formater les valeurs numériques dans un système compréhensible par les systèmes de CAO comme le format universel « STL ».

D'une manière générale, la tendance veut que l'on déplace de plus en plus les traitements et les filtres en amont du système de conversion pour des raisons de rapidité de traitement de l'information (Cmos).

L'algorithmique de traitement de l'image reste un élément essentiel de la précision, du compactage et de la représentation

Medit Ex-1012, Page 4

des données. C'est au niveau de ce traitement qu'une information peut perdre de sa qualité et apparaître « lissée » comme un alginate que l'on aurait passé sous l'eau. C'est aussi à ce niveau que sont indexées à chaque point de la surface analysée les valeurs numériques de leurs coordonnées X, Y et Z. Ces valeurs sont ensuite transmises sous forme brute ou épurée au système de CAO qui en assure une représentation (ou modélisation) visible et accessible.

Précision de la méthode [27, 28]

La prise d'empreinte optique a une précision dépendant directement d'un certain nombre d'éléments matériel et logiciel dont les plus importants sont en dentisterie :

- le type de rayonnement (type de réflexion à la surface d'une dent ou d'un modèle) ;
- les conditions expérimentales (température, humidité, lumière ambiante) ;
- la qualité de l'émetteur/récepteur (degré de résolution et vitesse d'intégration) ;
- la sophistication des systèmes de traitement d'image ;
- si elle existe au niveau du traitement : sophistication de la corrélation des vues.

La précision peut aller de 0,01 à 100 µm. En dentisterie, aujourd'hui, la quasi-totalité des méthodes assure une précision de l'ordre de 5 à 10 µm. C'est le choix de la méthode et la qualité des éléments mis en œuvre qui font que l'on augmente et diminue en aval cette précision initiale.

Application de l'empreinte optique en dentisterie

L'empreinte optique ou méthode sans contact (ou par contact ondulatoire) se divise classiquement en quatre grandes familles :

- directe (absolue) par triangulation (lumière structurée ou non) ;
- directe par temps de vol (ultrason ou laser) ;
- indirecte (relative) en lumière non structurée (lumière du jour, etc.) ;
- indirecte en lumière active ou structurée (lumière focalisée ou cohérente).

En CFAO dentaire, ne sont utilisées aujourd'hui que les méthodes directes par triangulation en lumière structurée et indirectes en lumière structurée active et/ou focalisée. Cela ne veut pas dire que ces technologies représentent le meilleur choix, mais qu'elles répondent aux besoins actuels des utilisateurs en termes de temps et de coût.

Nous décrivons donc spécifiquement des méthodes par triangulation et par focalisation (où l'on trouve la méthode de projection d'un point, d'une ligne ou d'un masque).

Méthode directe par triangulation [29]

La méthode par triangulation est la plus ancienne et la plus utilisée en métrologie. Elle est absolue car elle donne la valeur de la mesure directement au moment de l'analyse.

Le principe de base consiste à placer un récepteur, un deuxième récepteur (ou un émetteur) et l'objet aux sommets d'un triangle épipolaire. Un plan étant défini par trois points, la triangulation ramène donc un problème spatial (3D) à un problème de géométrie plane (2D).

Si l'on utilise deux récepteurs (yeux ou... caméras) on parle de stéréovision en lumière non structurée (méthode utilisée par les mammifères pour relever le relief) ; si l'on place un récepteur (caméra) et un projecteur de lumière à la place du deuxième récepteur, on parle de méthode par triangulation active en lumière structurée.

Il est possible d'augmenter le nombre de récepteurs et/ou le nombre de projecteurs de lumière structurée dans la configuration stéréo en lumière active ou passive. Ce principe est utilisé dans de nombreux montages actuels [29]. Ceci a pour avantage d'augmenter significativement la précision, la résolution et la rapidité de la captation des données. Cela a pour inconvénient d'augmenter le coût et le temps de leur traitement.

Presque tous les scanners dentaires utilisent cette méthode. Les uns ont un émetteur et un récepteur alors que les plus sophistiqués multiplient les émetteurs et les récepteurs pour acquérir plus vite les informations et recouvrir des zones de contre-dépouille.

Méthode par triangulation sans lumière structurée : la stéréovision [30]. Cette méthode consiste à enregistrer deux images d'un même objet à partir de deux points d'observation différents situés au sommet d'un triangle. C'est le principe de la vision binoculaire de l'œil humain. Il est possible de travailler en temps réel (2 caméras) ou en temps différé (1 seule caméra ou l'objet que l'on déplace).

Malheureusement, les logiciels restent très complexes et l'optique imprécise pour des objets de la préparation d'une dent ou d'une arcade situés à moins de 50 cm du récepteur. Par ailleurs, la forme d'une dent étant aléatoire mais régulière, la correspondance des images est donc difficile à réaliser en dentisterie sans l'intervention du cerveau humain ou d'un calculateur relativement puissant ou de la projection de points de repères complémentaires comme une croix ou une grille dans le champ balayé.

Pourtant, certains systèmes stéréométriques ont été développés en dentisterie. Des essais ont été réalisés en dentisterie par Butcher [31] avec un certain succès [32]. Mais cette méthode reste trop lente et trop complexe à mettre en œuvre en pratique courante. Ces expériences nous ont permis de constater que la précision découlant d'une mesure stéréoscopique en lumière non structurée n'était pas compatible avec la précision requise pour une empreinte dentaire (entre 250 et 400 µm) (Fig. 6).

Méthode par triangulation en lumière structurée. La résolution du problème de précision est très différente si nous travaillons avec une lumière structurée, c'est-à-dire si nous éclairons (projetons) sur l'arcade ou sur la dent une lumière soigneusement choisie. C'est la position du point lumineux visualisé sur l'objet qui est mesurée et non pas un point de l'objet. L'objet n'existe plus en lui-même, c'est la lumière qui apparaît à sa surface qui est mesurée.

La méthode la plus classique consiste à projeter un simple point et à le suivre avec la caméra alors qu'il balaye la dent. Pour aller plus vite, on a recours à la projection de plusieurs points formant une ligne, voire un ensemble de lignes parallèles de largeur variable. Quelle que soit la forme (ou matrice) de la lumière projetée, le problème revient toujours à un calcul de triangulation plus ou moins complexe (le point, l'émetteur du point et le récepteur).

Il va de soi que la couleur de l'objet définissant la réflexion est très importante. Elle doit être la plus uniforme possible (surface lambertienne). Si nous avons affaire à une surface brillante (spéculaire), nous devons recouvrir la dent d'une couche mate nuisant malheureusement à la précision du système. Il est préférable d'utiliser des matériaux de reconstitution (ou des modèles) d'aspect mat, mais ceci est évidemment impossible en bouche. Aujourd'hui, le choix de lumières fluorescentes ou phosphorescentes arrive à s'affranchir de cet inconvénient.

Projection d'un point [33-35]. C'est indiscutablement la méthode la plus utilisée en CFAO dentaire. On la retrouve dans la plupart des systèmes comme le Cercom, le Lava™ de première génération, le système GN1 (Fig. 7).

Principe du procédé : il est possible de déterminer les coordonnées (X, Y et Z) d'un point lumineux sur une surface à l'aide d'un logiciel relativement simple de mesure de triangulation. La source de lumière est de préférence une diode-laser collimatée afin de pouvoir déplacer sur la dent une tâche lumineuse ayant un diamètre inférieur ou égal à 20 µm. Le déplacement se fait à l'aide, par exemple, d'un galvanomètre pour des questions de rapidité ou à l'aide d'une table de déplacement motorisée précise à quelques micromètres près mais plus lente.

Lecture et précision de l'image : l'image du point lumineux est lue sur une barrette ou une matrice CCD ou sur une diode PSD (*position sensitive diode*). L'avantage de cette méthode est qu'il est possible de trouver facilement le centre de gravité

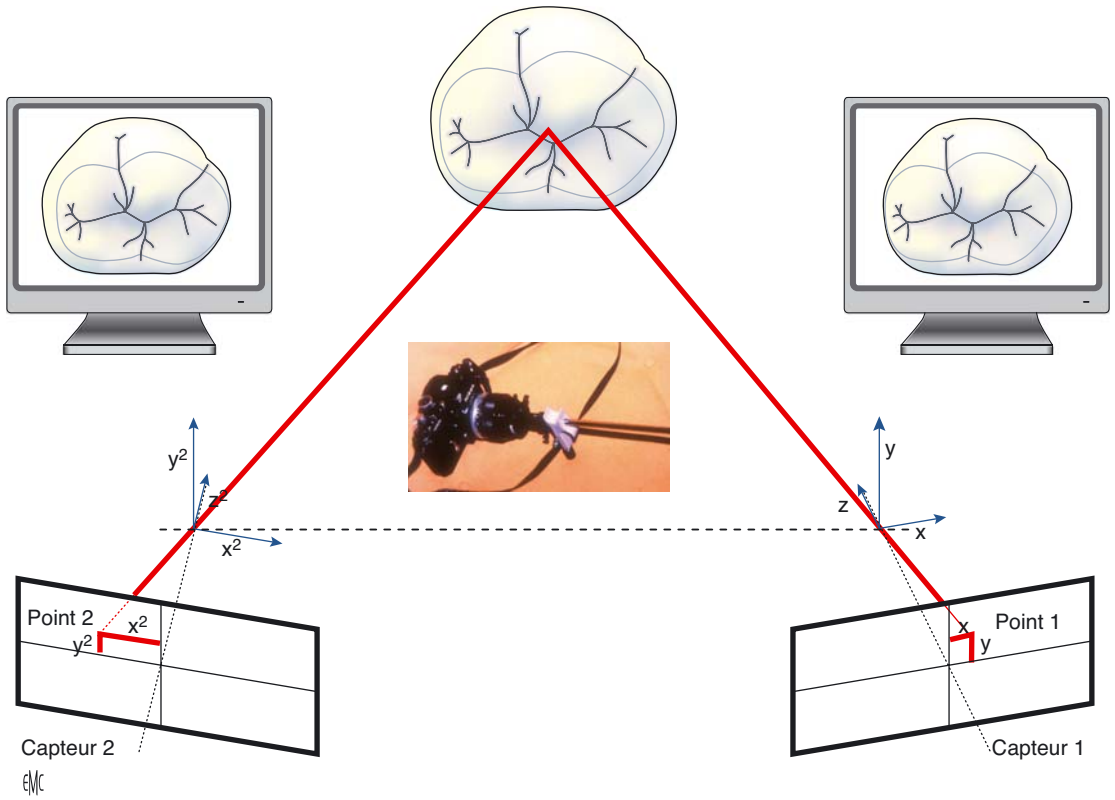


Figure 6. Dans la méthode par triangulation sans lumière structurée, ou stéréovision, l'image est double et légèrement décalée comme le font les deux yeux de l'homme. Plusieurs auteurs ont essayé de réaliser ce type de montage en dentisterie, comme le montre l'endoscope Nikon de Rekow, mais ceci sans grand succès.

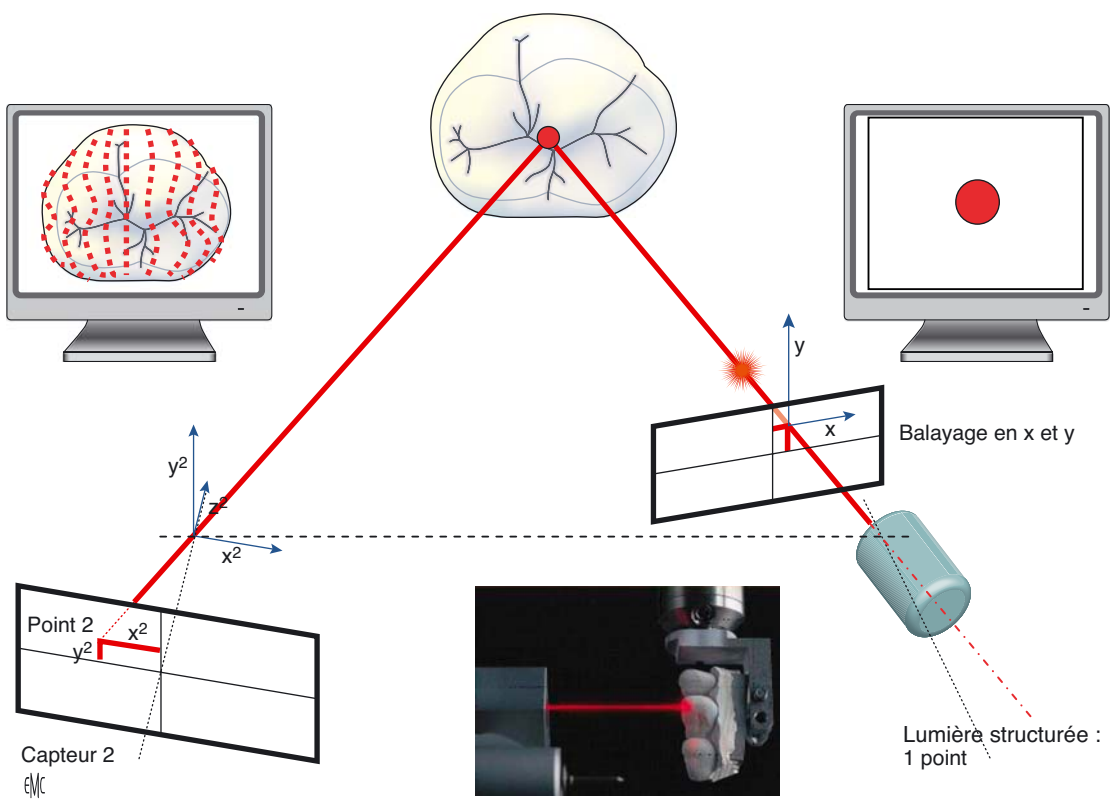


Figure 7. Lors de la projection d'un point en triangulation par lumière structurée, méthode simple par définition, le balayage peut prendre plusieurs minutes, ce qui rend très difficile son utilisation en bouche.

d'une tache image de lumière donc de remonter par trigonométrie aux coordonnées X, Y et Z d'un point image très petit (de l'ordre de 1 à 5 µm). Cette méthode est économique et sa précision de l'ordre de 5 µm en dentisterie.

Limitations connues de cette méthode :

- l'inconvénient majeur de ces méthodes est ce que l'on appelle le problème du point non visible ou de l'ombre portée. Plus l'angle entre la source de lumière et la caméra est

Medit Ex-1012, Page 6

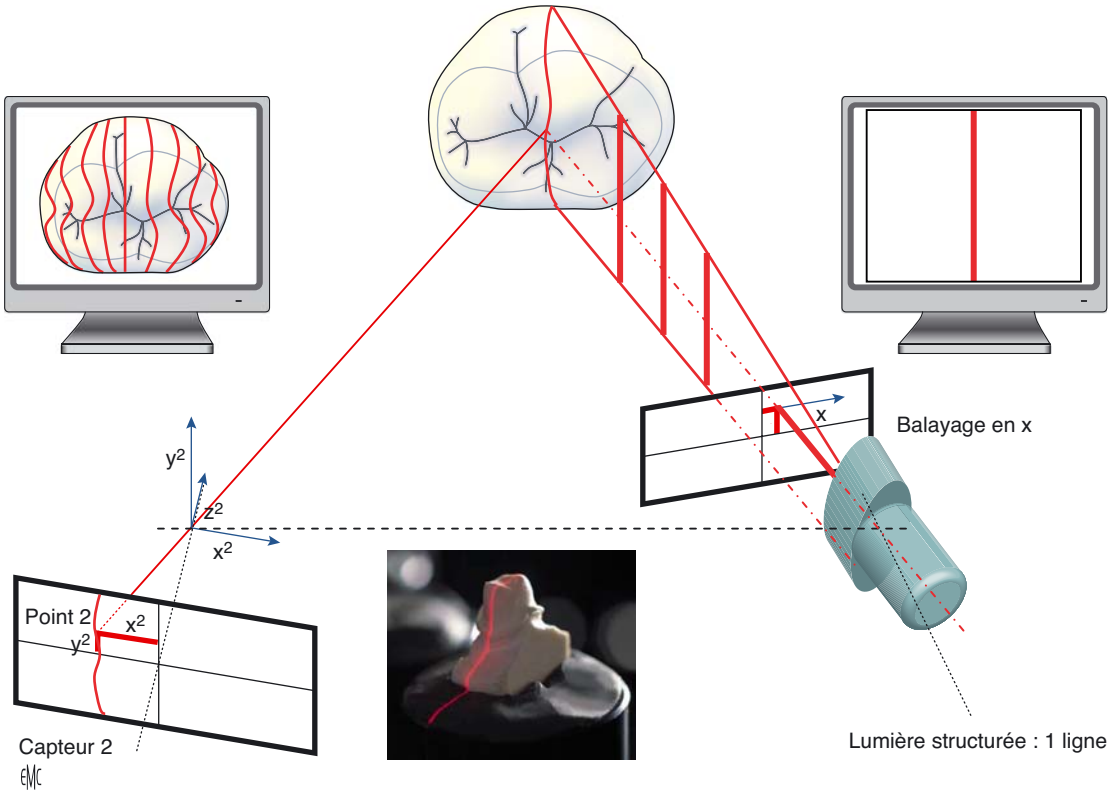


Figure 8. Dans la projection d'une ligne, qui n'est que la multiplication des points, la lecture est plus rapide mais encore insuffisante pour l'utiliser en bouche. Cette méthode, comme la précédente, est très utilisée par les scanners d'empreinte en dentisterie.

grand et plus la méthode est précise mais plus on augmente le risque de l'ombre portée. En dentisterie, un compromis pour cet angle se situe entre 6° et 10° ;
- l'objet doit être très stable durant la lecture ;
- la réflexion de la lumière doit être régulière ;
- la tache lumineuse doit être réduite ou permettre une recherche de son centre ;
- les mouvements de balayage doivent être connus et contrôlables en temps réel.

Mais le plus grand reproche que nous puissions faire à ce système en dentisterie est le temps nécessaire à la lecture (plusieurs minutes). Il est impossible d'utiliser cet appareil en bouche car le balayage est trop lent et la fixation de la caméra impossible sur les dents.

Projection d'une ligne [36, 37]. Le principe de base est strictement le même mais la mise en œuvre est légèrement différente.

La projection d'une ligne grâce à une fente de lumière ou d'un ensemble de diodes collimatées peut être comprise comme la projection de *n* points rapprochés. La réflexion peut être lue sur un CCD ou un c-MOS. Les mêmes algorithmes sont utilisés que pour un seul point. Cette scanographie (d'où le terme de scanner dentaire) de la surface est d'autant plus efficace qu'elle se fait dans une enceinte close sans lumière parasite. Il s'agit d'un balayage bidimensionnel ligne à ligne.

L'intérêt de ce procédé est de permettre une acquisition plus rapide mais elle ne l'est pas encore assez pour permettre une prise en bouche. En revanche, ce procédé est utilisé dans de nombreux systèmes dentaires en laboratoire, comme le système Precident de DCS, car le temps de lecture dépasse rarement 1 minute (Fig. 8).

On retrouve les mêmes limites que dans la projection d'un point.

Méthode par projection d'un masque [38]. On projette sur le modèle, une grille régulière appelée masque ou trames, composée de (*n*) lignes à pas variables composées de (*n*) points codés.

Ces masques sont généralement composés de trames noires/blanches ayant un pas connu. Durant l'acte de mesure, la projection va du pas de valeur la plus grande, grossière, à la plus fine, précise, afin de repérer sur l'objet les lignes que l'on projette.

Ces trames sont horizontales et codées binairement :
- la valeur 1 est attribuée pour une ligne éclairée ;
- la valeur 0 est attribuée pour l'interligne sombre.

Chaque point composant la surface de l'objet est donc soit lumineux (valeur 1) soit noir (valeur 0) suivant la séquence du balayage. De ce codage variable des points issus d'une trame à pas variables connus est déduite une information permettant de repérer la position spatiale de chaque point de la surface analysée.

L'image du modèle ainsi éclairée est reprise sur le CCD ou le C-mos dont les lignes sont aussi dans un plan horizontal. Une séquence de masques définit une direction unique, et la séquence d'image correspondante a pour fonction de permettre de retrouver le point commun à toute la séquence correspondante.

Le nombre d'images nécessaires à acquérir est diminué, mais on est obligé de calculer la troisième dimension de manière indirecte en associant l'ensemble des images captées. Mathématiquement, le principe de calcul est toujours le même, c'est-à-dire celui de la triangulation décrit pour un point (Fig. 9).

Cette méthode, décrite pour la première fois en 1981 par Altschuler [39], est utilisée entre autres dans les systèmes Girrbach [40], Lava™ de première génération [41] ou Everest [42].

Méthode indirecte en lumière active ou structurée

Méthodes par interférométries (moiré optique et électronique). Le principe de ces méthodes est de projeter un réseau périodique sur la surface de l'objet analysé et de l'observer au travers d'un deuxième réseau. Ce réseau périodique peut être macroscopique, on parle alors de moiré optique ou microscopique, voire ondulatoire, et l'on se rapproche des méthodes interférométriques [26].

Dans les deux cas, de l'interférence entre ces deux réseaux microscopiques d'amplitude naît un phénomène ondulatoire macroscopique permettant de remonter indirectement, c'est-à-dire de manière relative, aux coordonnées X, Y et Z de chaque point observé sur la dent ou l'arcade.

Ces méthodes sont à rapprocher des méthodes de triangulation, car le dispositif utilisé et en particulier le montage des éléments optiques se caractérisent encore par l'angulation entre

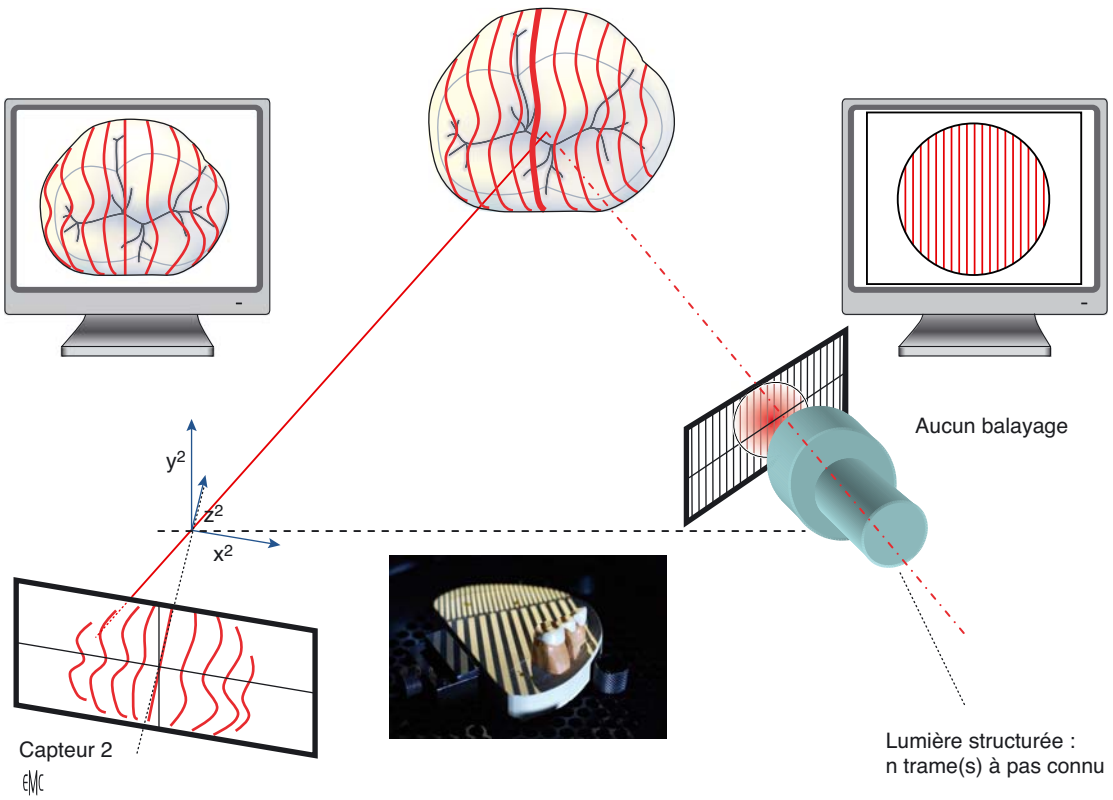


Figure 9. La projection d'une trame ou grille, à pas variables, est la méthode la plus utilisée par les scanners dentaires. Elle est envisageable en bouche car elle est très rapide mais elle ne résout pas les problèmes de zones non connexes, ce qui complique significativement l'assemblage des vues si l'objet n'est pas fixé par rapport au système de lecture.

l'émission et la réception des ondes lumineuses. En revanche, d'un point de vue purement mathématique, cette méthode est différente de la triangulation dans la mesure où l'information de la mesure en Z est donnée par l'interférence de deux réseaux ondulatoires ou macroscopiques (appelés autrefois grilles) projetés et observés sur l'objet.

Il existe une multitude de montages optiques utilisant le principe du moiré mais seulement trois sont utilisés en dentisterie : le moiré optique (Garancière [43-45]), la phase profilométrie carrée (Cerec® [46]) et la phase profilométrie sinusoïdale ou phase *shifting* (Hennson [47]), ces deux dernières techniques pouvant être en projection parallèle (Cerec®) ou en projection conique (Duret system).

Moiré optique [48, 49]. L'aspect moiré optique macroscopique est obtenu par superposition de deux réseaux ou grilles microscopiques neutres. Pour l'obtenir, nous superposons deux réseaux ou trames et c'est l'interférence lumineuse résultant du passage entre les réseaux qui crée cet effet. Elle est due à une modification de la phase. Une modification infime de cette phase se traduit par un effet macroscopique très visible présenté en dentisterie pour la première fois par l'Université du Michigan en 1968. Pour information, la fameuse expérience de Michelson et Morley, à l'origine de la relativité restreinte d'Einstein, a exploité cette propriété de grossissement que produit l'effet moiré.

Nous avons développé ce principe optique et mis au point les deux premiers prototypes connus de caméra de prise d'empreinte endobuccale avec Thomson CSF [50] en 1978 que nous avons présentés en 1983 aux entretiens de Garancière. Ce montage optique a été remplacé en 1984 par le procédé de phase *shifting* dans la méthode d'empreinte du système de CFAO présenté à l'Association dentaire française (ADF) en 1985. En effet, la précision de la méthode du moiré optique n'était pas suffisante (100 µm) et la qualité de la mesure dépendait trop de la couleur du modèle ou des dents en bouche.

Comme le montrent les Figures 9 et 10, l'interférence optique entre deux ondes ayant traversé une trame régulière fait apparaître de véritables courbes de niveau à la surface de notre dent. Cet effet obtenu par interférométrie est dû à la différence qui existe entre l'onde incidente, non déformée par l'objet et l'onde réfléchie ayant mémorisé sa forme. L'effet est très simple à obtenir et est particulièrement spectaculaire.

Moiré électronique. Le moiré électronique, ou interférence profilométrique, est une méthode largement utilisée en dentisterie. Elle permet de saisir le volume d'un objet en moins de 1/10e de seconde avec une précision de quelques micromètres. Par ailleurs, elle est indépendante de la couleur du modèle ou de la dent.

Cette méthode mérite donc une attention toute particulière. Nous savons aujourd'hui qu'il existe quatre méthodes de projections électroniques dont trois au moins sont utilisées en dentisterie :

- la profilométrie par codage de phase ;
- la chromatie profilométrique ;
- le codage numérique profilométrique ;
- la profilométrie par transformée de Fourier.

Phase shifting ou méthode par codage de phases (profilométrique) [46, 47]. Ceci concerne la méthode de phases par codage profilométrique. Elle est très importante en dentisterie car elle a fait l'objet de deux grands développements : l'un historique car il correspond à l'invention de la CFAO dentaire (système Hennson/Duret) et l'autre le plus vendu aujourd'hui dans l'histoire de cette CFAO en dentisterie (le système Cerec®/Moermann-Brandestini) (Fig. 11).

La différence entre le système Cerec® et le système Duret est que, dans le premier, la phase a une forme carrée non divergente simplifiant le software de façon remarquable alors que le second a une projection conique d'un profil sinusoïdal compliquant le software, mais permettant d'analyser une image plus large et de manière plus précise.

En dehors de ces distinctions, impliquant le montage matériel, les logiciels et le traitement des données, le concept de base reste le même.

Principe du décodage des phases : nous mesurons les différentes intensités lumineuses résultant du décalage de phase en un même point entre le rayon laser utilisé sur un plan de référence défini en usine (calibration) et mémorisé dans la

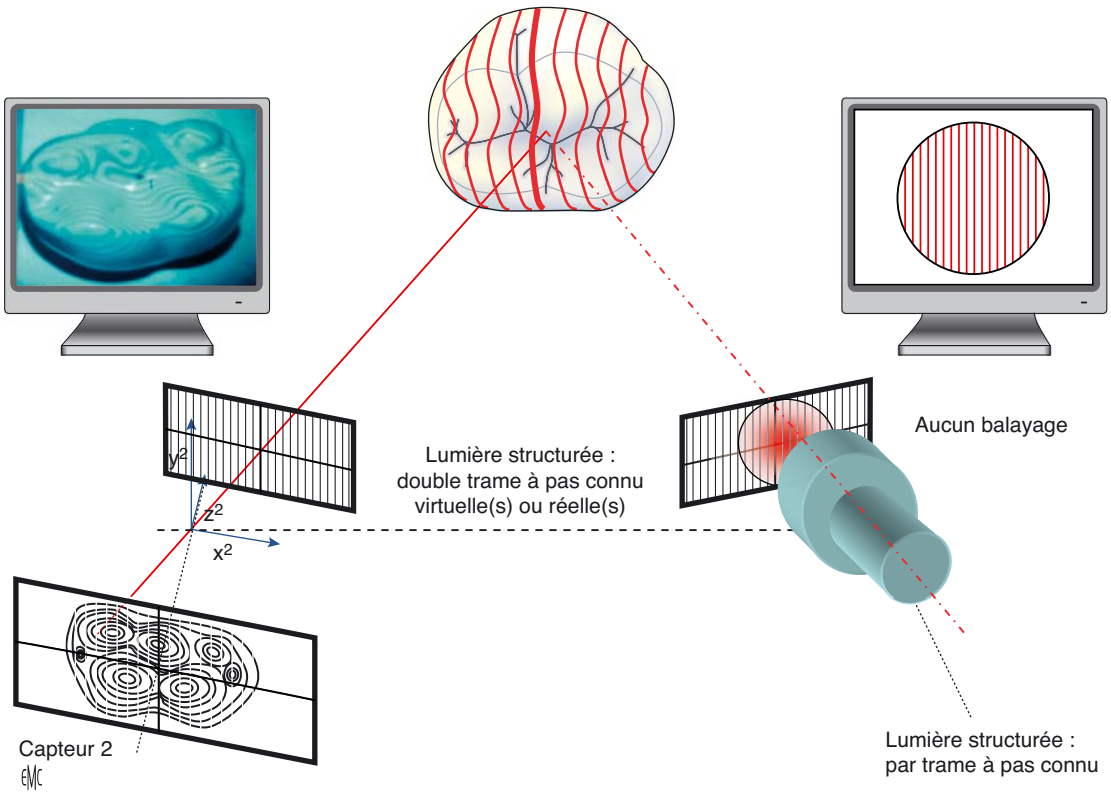


Figure 10. La méthode de moiré optique fut historiquement la première méthode utilisée en bouche, en dentisterie. Ce fut aussi la première méthode utilisée sur modèle. Elle est rapide mais sa dépendance à la couleur des objets analysés la fit abandonner au profit des méthodes par interférométrie. Elle met en jeux deux trames qui font apparaître de véritables courbes de niveau sur le modèle étudié.

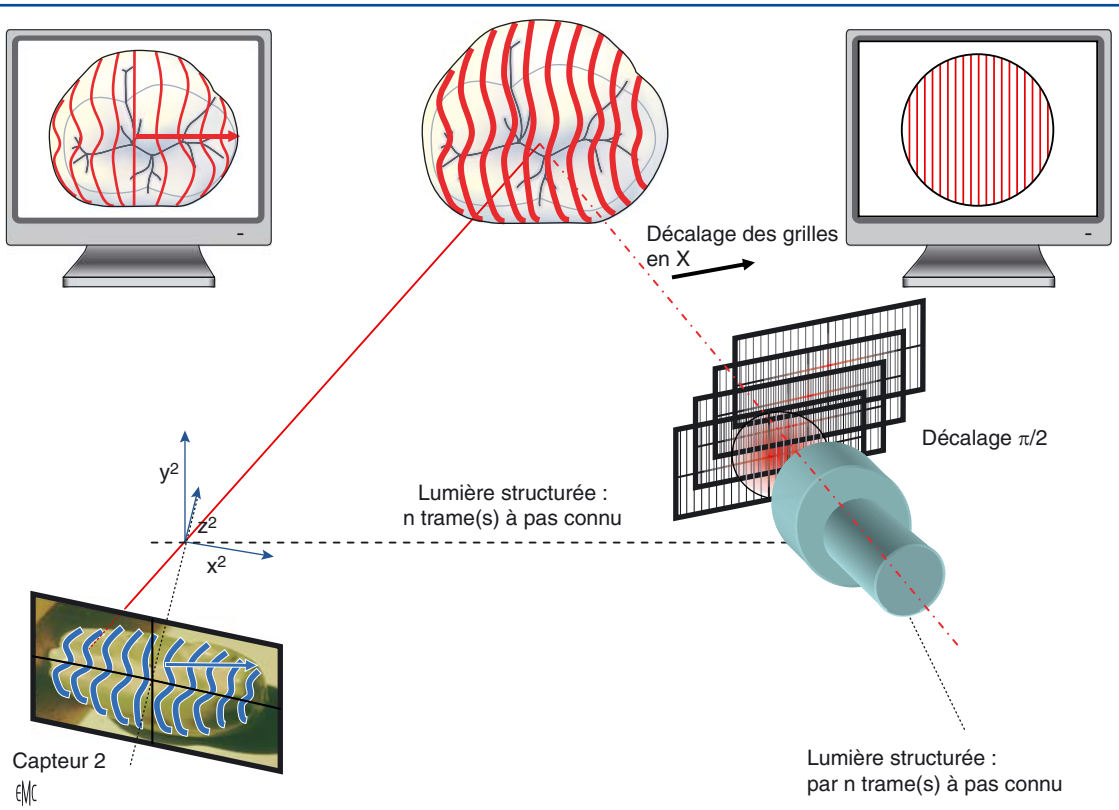


Figure 11. Profilométrie par décalage de trames en projection parallèle (Cerec®) ou conique (Hennson-Duret). Devant la source lumineuse fixe, en général laser, est placée une grille à pas connus qui se déplace suivant un temps court et une valeur connue (par exemple π/2).

caméra et la phase de ce même rayonnement au moment où celui-ci a frappé la dent. La différence de phase (prenant l'apparence d'une différence d'intensité à un pas près), entre le rayon de référence et les différents rayons frappant ce point de la dent pendant le mouvement de la trame, nous permet de retrouver la distance entre le plan de référence calibré en usine et la surface mesurée dans la bouche. Il est alors possible au software de remonter à la valeur Z recherchée pour ce point (les

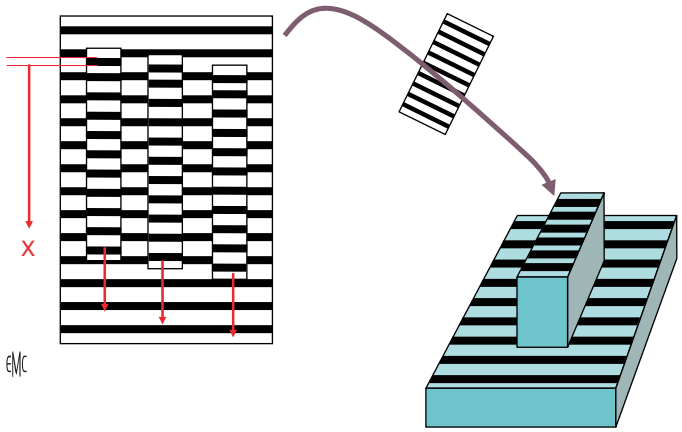


Figure 12. Principe du décalage de phase. Observation du décalage (Π) et du nombre de lignes de trame (de phase) en fonction de la hauteur de l'objet, de la valeur du décalage de la trame en X et de l'inclinaison de sa surface (projection conique).

valeurs X et Y sont données par la géométrie du capteur CCD ou CMos). Il s'agit donc d'une méthode relative.

Pour des questions de simplicité, et compte tenu que plus la distance entre l'objet et la caméra est grande, moins la lumière est forte, on mesure la variation de la phase en mesurant la variation de l'intensité du rayon (plus intense = plus proche ; moins intense = plus loin) (Fig. 12).

La calibration des caméras en usine est évidemment très importante. Elle consiste entre autres à corréler la phase et l'intensité mesurée sur un plan de référence donnant une valeur Zo de référence. C'est pour cette raison qu'il ne faut jamais interchanger des caméras sans les calibrer par software.

Pour corréler l'intensité, la phase et la distance Z, nous nous trouvons face à une équation à trois inconnues (phase, amplitude et offset dans le langage optique) obligeant à projeter sur l'objet au minimum quatre phases différentes nous permettant de recueillir quatre images, donc quatre intensités différentes sur le même point de l'objet. Grâce à ces quatre informations d'intensité, nous pouvons résoudre l'équation à trois inconnues. Il est alors possible de remonter à la valeur du Z que nous recherchons. Comme nous connaissons la position X et Y du point éclairé sur la trame du capteur matriciel (CCD), nous avons les trois coordonnées spatiales X, Y et Z du point.

Pour projeter ces quatre phases différentes (ou plus) connues par rapport à la phase de référence mémorisée, nous décalons la trame (carrée pour le Cerec® ou sinusoïdale pour le Hennson) d'une valeur connue et mesurons l'intensité pour chacune des quatre positions. C'est pour cela que cette méthode s'appelle « méthode par décalage de phase, en $\pi/2$, π, $3\pi/2$ et 2π ».

Limite de la méthode : la clé du système réside dans la qualité de l'analyse de la phase lumineuse, donc de la visibilité de l'intensité lumineuse émise et reçue en chaque point de l'image (pixel des CCD). Pour augmenter la précision, une bonne méthode consiste à analyser la même image « *n* » fois en projetant un codage déphasé où « *n* » est le plus élevé possible. Rappelons que dans cette méthode, plus on augmente le nombre d'analyses au niveau du point, plus la méthode est précise, mais plus on risque de bouger durant et entre les prises de vues.

Un deuxième élément important est la qualité de la réflexion sur l'objet pour avoir une bonne mesure de l'intensité lumineuse. Cette réflexion doit être la plus uniforme possible, quelle que soit la couleur de l'objet. Les dents étant d'une couleur variable, il est logique d'avoir recours à une couche uniforme blanche que l'on appelle *coating* et qui est projetée sur l'objet avant de mesurer les intensités.

Un troisième élément important est l'apparition des zones dites « non connexes ». S'il n'y a pas de continuité entre deux zones de mesure, le système ne peut pas savoir si ces zones se trouvent dans une même altitude à un pas de trame près (à une courbe de niveau près). On parle de risque de « saut de phase ». Pour remédier à ce problème, les systèmes disposent aujourd'hui de repérages mathématiques complexes, mais pas toujours performants. Ceci explique en partie le recours à la numérotation chromatique des franges.

Le quatrième élément à prendre en compte est l'angle formé entre la projection de la lumière et sa reprise (réflexion). Cet angle crée des ombres empêchant toutes mesures. Comme plus cet angle est grand et plus la mesure est précise, mais plus l'ombre portée est grande, il faut chercher le meilleur compromis. Il est de 4° pour le Cerec® et de 7° pour le Hennson (Fig. 13, 14).

Enfin, nous savons qu'un autre moyen d'augmenter la qualité de l'empreinte est d'augmenter la qualité discriminatoire des pixels du CCD. Il est donc logique de réduire leur surface, la mesure de l'intensité donc le calcul de la phase se faisant à leurs niveaux. Ceci explique la « course aux pixels » que nous connaissons aujourd'hui.

Profilométrie chromatique [51]. Ce principe est illustré dans la Figure 15 du système Pro 50. Nous projetons sur l'objet un faisceau lumineux sous la forme d'un spectre de longueur d'onde dans le visible (450 à 800 nanomètre). Pour cela, nous projetons notre lumière sur un prisme et nous répartissons les différentes longueurs d'onde sur l'objet. Au lieu d'avoir une succession de lignes blanches et noires comme dans la projection d'un masque, nous avons des lignes de couleurs différentes.

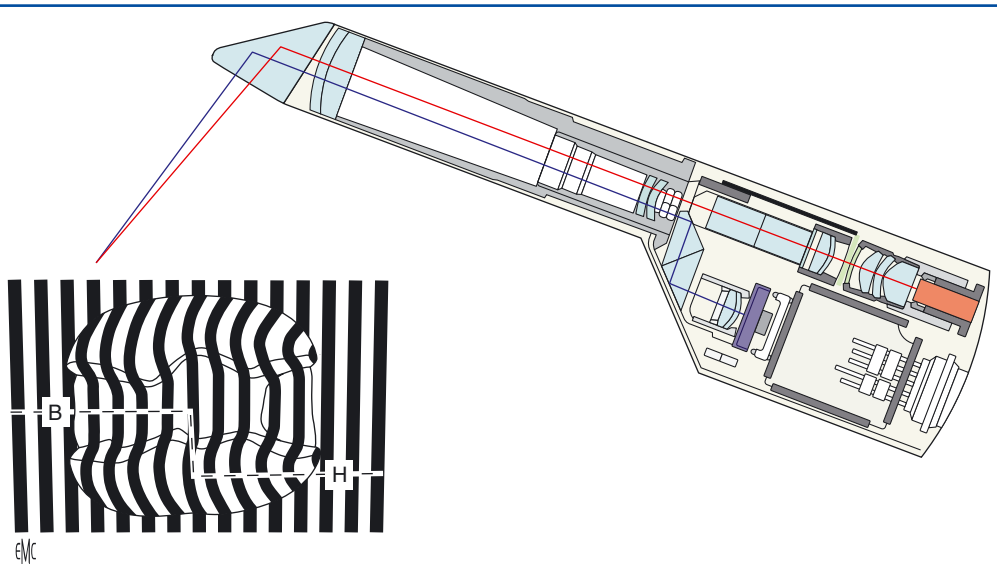


Figure 13. Caméra endobucale de Cerec® 2 (profilométrie à projection parallèle) (Sirona®/Moermann).

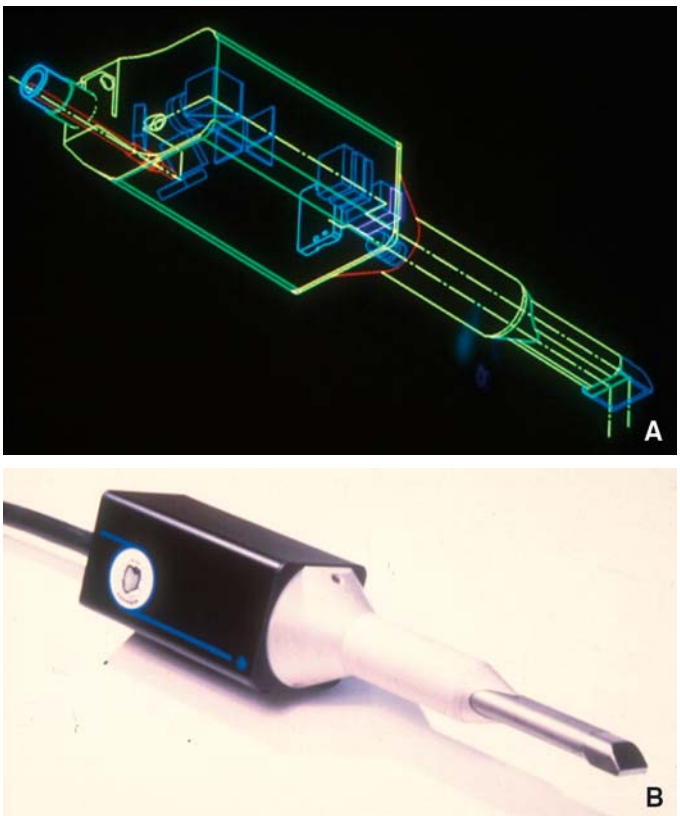


Figure 14. Caméra Hennson-Duret (profilométrie à projection conique).

Figure 15. Mesure d'empreinte par profilométrie chromatique (Système Pro50) (A, B).

Il est donc possible de retrouver le profil des sections de l'objet dans les profils chromatiques observés par la caméra en évitant facilement les sauts de phase.

Chaque pixel de l'image observée par le capteur solide CCD ou C-mos est caractérisé par l'analyse chromatique qu'il peut effectuer (X et Y dans le plan). Cette identification permet, en comparant la position et la répartition chromatique de la lumière incidente à celle de référence, de retrouver l'angle d'inclinaison de la surface élémentaire (pixel) qui est équivalente à la fonction x/f.

Cette méthode, utilisée par le système Pro 50, est facile à mettre en œuvre mais elle est très dépendante de la qualité du spectre de lumière blanche qui traverse le prisme et de l'aspect spéculaire des surfaces de réflexion du modèle. Par ailleurs, son temps de prise est relativement long (plusieurs secondes) et sa précision dépasse rarement 50 micromètres.

Méthode de profilométrie par transformée de Fourier. Comme dans la phase profilométrie, cette méthode utilise la projection d'une trame ou grille périodique sur l'objet, mais sans aucun phénomène de glissement de phase ou de modification de la forme de la trame à l'exception de sa périodicité.

Il existe plusieurs méthodes de filtrage et de convolution utilisant cette transformée célèbre ou d'autres proches comme la transformée de Walsh-Hadamard ou celle de Karhunen-Loeve. Ces méthodes se basent sur un jeu de filtres mathématiques cherchant à extraire des données d'intensité variable due aux fréquences de trame pixel par pixel, les références en Z.

Ces méthodes ne sont pas utilisées en dentisterie malgré leur simplicité de mise en œuvre avec les outils mathématiques et électroniques disponibles aujourd'hui. Elle mérite d'être rappelée aux futurs chercheurs.

Méthode dite par temps de vol ou « time of flight »

Parmi les méthodes permettant de connaître en temps réel la position tridimensionnelle d'un point dans l'espace, nous avons vu qu'il était possible de mettre en œuvre des méthodes de triangulation comme la stéréovision ou la projection sur l'objet d'une lumière active structurée sous la forme d'un simple point ou d'une interférométrie complexe. Nous avons aussi constaté que l'un des principes fondamentaux à respecter dans ces méthodes était l'existence d'un angle entre l'axe optique du (ou des) réflecteur(s).

Le problème majeur découlant de ce montage géométrique, est que, quelle que soit la méthode de triangulation adoptée ou de décalage de phase, l'objet observé est toujours différent de l'objet recevant l'émission lumineuse (à un angle près) et ceci se traduit par la création de zones d'ombres pas toujours détectables par l'observateur.

La méthode dite par temps de vol, ou *time of flight*, a le très gros avantage de permettre de supprimer cet angle de projection/réflexion en confondant l'axe optique d'émission et celui de réception. Il n'y a plus de problème lié à l'angulation (ombrages, correction parallaxe, etc.).

Nous la citons pour mémoire, car elle n'est pas encore utilisée en lecture tridimensionnelle, c'est-à-dire en empreinte optique dentaire.

S'il existe de nombreuses applications de visualisation utilisant le temps de vol par échographie en dentisterie (analyse de l'articulation temporomandibulaire [ATM], des glandes salivaires et même visualisation des canaux dentaires), compte tenu des promesses qu'elle permet d'espérer dans notre métier, il nous a semblé important de citer le temps de vol comme méthode à part entière de la CFAO dentaire, et en particulier son application la plus élaborée ou *optical coherence tomographie* (OCT) basée sur l'analyse des échos successifs qui ne manquera sans doute pas de faire son apparition dans des temps à venir.

Méthode de focalisation-défocalisation non colinéaire ou Active Wavefront Sampling (AWS) de Rohaly [52, 53]

Très récemment, et devant l'importance croissante de la CFAO dentaire en cabinet, les plus grands groupes industriels se sont rapprochés des développements qui avaient été menés dans les années 1970-1980. Ce sont surtout les développements d'une caméra capable de prendre les vues directement en bouche, sans passer par les modèles qui ont motivé un regain d'intérêt pour la recherche et développement en la matière.

Ce qui différencie la première application (prise de vue sur modèle) de la deuxième (prise de vue en bouche) est essentiellement la rapidité que doit assurer la prise de référence X, Y et Z. En effet, la vitesse de prise de l'ensemble des points de mesure doit être supérieure aux mouvements naturels du patient, soit inférieure à 1/20e–1/30e de seconde avec une précision égale ou supérieure à 20 µm.

Comme nous l'avons vu, seulement deux méthodes jusqu'en 2007 permettaient d'approcher cette performance ; il s'agissait de l'interférométrie en décalage de phase utilisée par le système Hennson (Duret), puis le Cerec®. Très récemment, l'équipe du

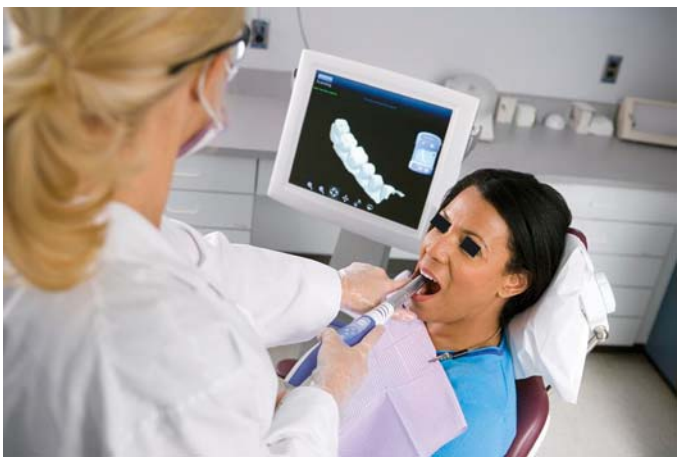


Figure 16. Caméra endobuccale du Lava™ COS de 3M.

Massachusetts Institute of Technology (MIT) (Boston) a proposé une nouvelle et intéressante alternative dérivée de la défocalisation-focalisation dynamique décrite originellement en 1982 par Abranson, puis par Rioux en 1985.

Principe de la focalisation-défocalisation dynamique. Le principe, utilisé dans le microscope confocal, consiste à projeter sur l'objet une tache de lumière au travers d'une lentille mobile dans l'axe optique, et de calculer le mouvement de cette lentille pour passer de la vue floue à la vue nette. Si nous avons une bonne référence et connaissons la transcription mouvement de la lentille/distance à l'objet, à chaque point analysé par la tache correspond une distance Z lentille-objet.

Dans le système de Rohaly, le montage est plus complexe, car il doit être fait en bouche (rapide) et sur une surface importante (matricielle) (Fig. 16).

Pour répondre à ces deux exigences, il a mis au point un système composé de trois capteurs, face à un disque composé de trois trous, et dont les trois trajets optiques résultants ne sont pas colinéaires. La lentille frontale focalise la lumière de LED qui l'entoure successivement sur l'un des trous dont le diamètre correspond (à une focale près) au diamètre minimal de la partie d'arcade éclairée lorsqu'elle est au foyer de la lentille de focalisation (celle qui se déplace). L'un des trois capteurs CCD correspondants enregistre l'image lorsque l'intensité de la lumière est maximale, car ceci correspond à la meilleure position de l'arcade dans le plan de focalisation du capteur. Le fait que les trois faisceaux ne soient pas colinéaires crée un effet stéréoscopique permettant la reconstitution 3D. Nous avons donc une association de la méthode de focalisation-défocalisation et la méthode stéréoscopique pour remonter à la valeur Z (le X, Y étant donnés par la place sur le capteur CCD).

Le système ainsi conçu prend 20 vues par secondes et 10 000 points par vue. Pour une arcade, il est courant de travailler 120 secondes, donc de faire environ 2 400 vues et de mesurer 24 millions de points, ce qui assure une précision de 10 µm environ.

■ Méthodes de réception et de traitement d'image en CFAO dentaire [54-57]

La deuxième partie d'une prise d'empreinte correspond à la phase dite de traitement du signal qui peut être un traitement analogique (coulée du plâtre dans l'empreinte) ou un traitement numérique d'image dans le cas de la CFAO par empreinte par palpage ou optique.

Durant cette deuxième étape sont recueillies les informations issues de la déformation du signal telles que définies dans le premier chapitre et leurs mises en forme pour qu'elles soient exploitables par l'étape de diagnostic puis de conception conduisant à la thérapeutique recherchée comme l'est la prothèse dentaire.

Nous décomposons classiquement cette étape en cinq phases successives :
- l'échantillonnage ;
- le codage ;
- la restauration ;
- l'extraction des paramètres ;
- la reconnaissance.

Le traitement du signal a pour fonction essentielle de marier deux fonctions diamétralement opposées dans le respect des données à traiter : la quantité et la qualité de l'information.

Échantillonage de l'empreinte

C'est le nombre de points élémentaires en provenance de l'objet que décèle le capteur de l'information. Ce nombre « d'informations » est un nombre dépendant totalement de la méthode d'empreinte choisie.

Pour bien comprendre le sens de cette mesure, il faut accepter que quel que soit le mode d'empreinte choisi, nous avons affaire au même phénomène : la surface dentaire est composée de points suffisamment proches pour donner l'illusion d'une surface continue. L'échantillonnage consiste à définir la surface à accorder à chaque point. Par exemple, pour un modèle en plâtre la surface est fonction de la granulométrie du matériau ; plus elle est fine et plus l'empreinte est précise. En micropalpage cela dépend du nombre de points relevés et en empreinte optique du nombre de pixels (ou points élémentaires d'image) du capteur.

Un échantillonneur est d'autant plus précis qu'il relève un nombre élevé de points par unité de surface ou qu'il est capable d'effectuer une discrimination dans le pixel lui-même. En revanche, il faut se rappeler que chaque point est semblable à son voisin et que ne rentre pas à ce niveau la moindre de ces discriminations (ou discrétisation en langage informatique).

On appelle résolution de l'empreinte le nombre de points élémentaires définissant une unité de surface (à ne pas confondre avec la précision qui est la connaissance du volume minimal dans lequel il est possible de connaître la position d'un point dans l'espace par rapport à une référence fixe et commune).

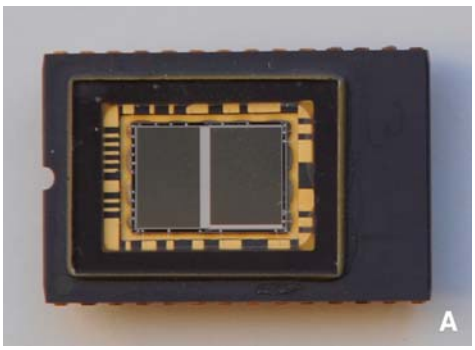
En CFAO dentaire existent deux types de capteur [58-61] :
- les capteurs mécaniques (magnétiques, optiques, etc.) présents dans les bras et la pointe des microcapteurs pour mesurer les mouvements d'angles et permettre d'en déduire le déplacement de la bougie de palpage ;
- les capteurs optroniques (CCD, Cmos ou *photo diode array* [PDA]) présents dans les caméras de lecture d'empreinte et mesurant l'intensité (voire la longueur d'onde) du rayonnement se réfléchissant sur la surface de l'objet que nous mesurons. Ces capteurs sont sous le contrôle de cartes électroniques dites de traitement d'images chargées de récupérer l'information point à point (Fig. 17).

Le CCD est le composant le plus connu et le plus répandu dans les systèmes de CFAO dentaire. Il est composé en sa surface de très nombreux petits points d'analyse que l'on appelle pixels (points élémentaires images) chargés en électricité. Dans chacun de ces petits points (ou puits de potentiel) se trouve une surface sensible au nombre de photons venant la frapper. Plus ce nombre de photons est élevé, plus il est vidé de sa charge et plus il faut le re-remplir pour qu'il soit près pour l'image suivante. On mesure l'intensité de la lumière reçue par un pixel en calculant la quantité d'électricité qu'il faut remettre pour qu'il revienne à sa valeur initiale (on parle de re-remplir les puits de potentiel).

Le CCD effectue donc une conversion photonique/électrique, puis, électrique/numérique si on calcule numériquement la quantité d'électricité à rajouter. Il y a donc conversion analogique/digitale rendant l'information issue de la mesure de la forme de l'objet exploitable par un ordinateur.

Les Cmos, variante du CCD, sont des CCD ayant des systèmes de prétraitement du signal inclus dans le hardware (en général en couches profondes), ce qui permet d'accélérer les calculs et l'accès aux données numériques, mais fixe définitivement cette part de traitement.

Medit Ex-1012, Page 12



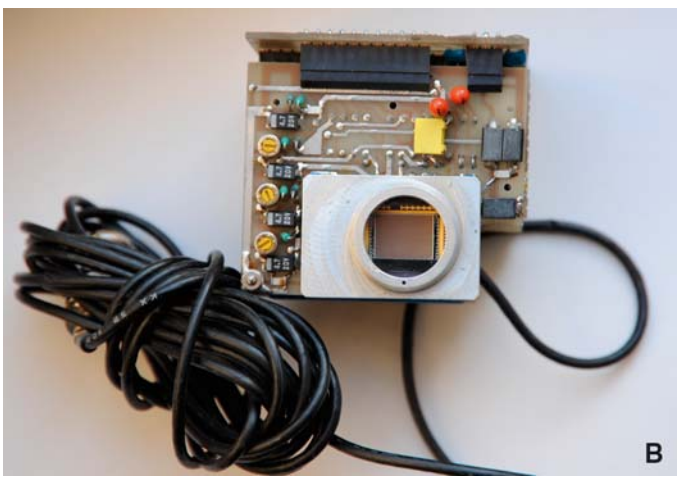


Figure 17. Un capteur CCD de première génération (512 000 pixels) (A) avec sa zone mémoire visible et le capteur CCD actuel (qui peut dépasser les 26 millions de pixels) (B).

Les PDA fonctionnent selon un principe assez proche (différence de potentiel), mais sont moins sensibles que les CCD. Elles ont un niveau de saturation plus élevé que les CCD, les rendant moins précises mais plus souples d'utilisation.

Codage de l'empreinte

L'opération appelée codage de l'empreinte consiste à attribuer à chaque pixel une valeur X et Y correspondant à sa position à la surface du capteur, donc sur l'image 2D de l'objet capté et une valeur Z tirée de la valeur de l'intensité mesurée dans le puit de potentiel, fonction du nombre de photons qui viennent frapper sa surface.

Chaque capteur (comme le CCD) a des caractéristiques définissant son efficacité :

- sa vitesse de transfert (d'où son nom français « dispositif à transfert de charge ») qui correspond à la vitesse avec laquelle l'information du pixel (X, Y et Z) est transmise dans la mémoire de la carte image. Cette valeur correspondant au transfert de modulation peut être augmentée en resserrant les lignes, mais elle oblige à un contrôle éventuel de l'élévation de température pouvant nuire à la précision ;
- sa sensibilité à la longueur d'onde, car les capteurs sont plus performants dans le visible (hormis le rayonnement dans le rouge et le bleu) ;
- son pouvoir séparateur ou dynamique correspondant au nombre de niveaux d'intensité (appelés niveaux de gris) qu'il est capable de discriminer.

Ce signal rentre dans un convertisseur (numériseur) qui transforme un signal continu en une série de couples (position/temps, intensité) et qui, grâce à un comparateur attribue une valeur de référence numérique au signal mesuré. Il sort donc du numériseur une série de chiffres (X, Y et Int.) correspondant à chaque pixel. Cette liste est stockée dans une mémoire et ordonnée correctement sous le contrôle d'un GENLOCK ou « générateur d'horloges bloquées ». C'est sur cette série que doit agir le filtrage pour éviter de surcharger le calculateur et le débarrasser des artefacts de mesure.

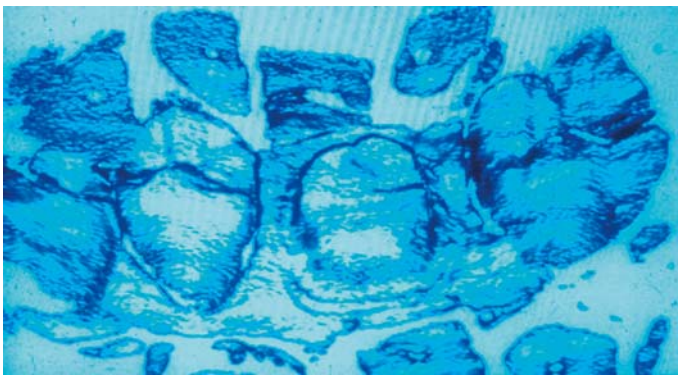


Figure 18. Exemple de nuage de points d'une vue endobuccale de préparation d'une molaire (Blouin-Duret 1984). On remarque les points qui servaient de référence de corrélation des vues.

Le filtrage de l'information est une étape du codage qui consiste à sélectionner, diminuer, voire compresser l'information. Il existe de nombreux moteurs de compression à vocation générale dont certains filtres sont spécifiques à la dentisterie. Parmi les moteurs généraux nous citons :

- les réductions de dynamique (on passe de 4 000 à 500 niveaux de discrimination des gris) ;
- les codages de plage ou les seuils de tolérance réunissant sous un même symbole les valeurs proches. La convolution ou la squelettisation des images rentre dans ce type de filtrage comme sa variante dite par codage différentiel qui consiste à étudier la variation relative de l'information en s'appuyant sur une donnée commune très présente et non plus sur les informations en elles-mêmes ;
- il peut aussi être utilisé des filtres très connus comme les transformées de Fourier, d'Hadamard ou Karhunen-Loeve qui décomposent un signal complexe en une somme de signaux plus simples (appelés harmoniques et exprimés de façon sinusoïdale dans la transformée de Fourier) ;
- d'autres simplifications bien connues sont celles ramenant un ensemble de points à des formes simples (vecteurs, fonctions, volumes connus), comme par exemple définir un nuage de points proches d'un cube simplement par ses huit points de sommets ou définir des formes en ballon par son centre et son rayon, des triangles ou des arcs (Fig. 18).

En CFAO dentaires, il s'agit d'être très prudent dans le choix des filtres. Il faut savoir que si certaines zones peuvent être simplifiées, d'autres comme les angles correspondant aux chanfreins ou aux épaulements dans la préparation à la hauteur de la ligne de finition ne doivent pas être « lavées ».

Restauration de l'empreinte

Cette étape consiste à simplifier l'information, à éliminer les points aberrants ou inutiles et à reconstruire l'objet en retrouvant, par exemple, les surfaces invisibles.

Cette opération est marquée par deux opérations successives.

Corrélation des vues

La corrélation des vues permet d'inscrire dans un même référentiel un ensemble de vues prises sous des angles et des grossissements différents. Plusieurs méthodes sont utilisées, mais les plus repandues en dentisterie sont les suivantes.

Corrélation mécanique

L'objet de l'analyse est fixé sur un support mobile évoluant suivant des axes précis et prédéterminés faisant en sorte que ce modèle dentaire se déplace à une distance connue séparant la caméra de lecture et le point mesuré prédéterminé dans le logiciel de restauration (Everest ou GN1). Il est donc facile de connaître le grandissement et l'angle de vue, car ils sont définis par les organes hardware mécaniques du montage.

Corrélation optique

Elle peut se faire aujourd'hui en dentisterie selon trois critères différents.

Corrélation sur des points imposés à l'image : nous plaçons dans le champ de lecture des images planes ou volumétriques que le logiciel reconnaît automatiquement ou que l'opérateur indique dans le champ visualisé. Il va de soi qu'un minimum de trois repères communs doivent se trouver dans chaque vue à corréler.

La reconnaissance manuelle est une méthode très connue, car elle fut longtemps la voie suivie pour corréler les vues stéréoscopiques. Un exemple intéressant a été appliqué en 1982 en dentisterie par la société Hennson : la corrélation se faisait sur des surfaces avec en leur centre un point noir, mais le problème était les vues rasantes qui empêchaient une bonne squelettisation du point de corrélation. Aussi, en 1984, cette société proposa d'utiliser des sphères (appelée sphères de corrélation) de diamètre connu par le logiciel. L'avantage de la sphère était que quel que soit l'angle de vue ou le grandissement, le centre de la sphère, réel point de corrélation, se retrouvait facilement par le calcul fait à partir de la calotte sphérique observée par la caméra.

De même, il est possible aussi de se repérer sur des lignes prédéfinies, comme par exemple tracer sommairement ou avec précision une partie de ligne de finition, une zone de cuspide ou un sillon de surface occlusale. Le logiciel s'appuie sur notre repérage sur chacune des vues (il faut là encore que la zone repérée soit commune à chaque vue). Cette méthode a été reprise de nombreuses fois en dehors de la dentisterie.

Corrélation sur la reconnaissance automatique sur des points évidents, mais non repérés par l'opérateur comme le sommet d'une église : cette méthode a été longtemps développée pour la stéréoscopie mais ce n'est que récemment qu'elle a été étendue à la dentisterie. Elle a le gros avantage d'être totalement automatique. Le principe est de retrouver des objets ou des images évidentes (épaulements) communes à deux vues ou des masses importantes de points comme le sommet des cuspides diluant le risque d'erreur. Cette méthode est en plein développement aujourd'hui. Nous avons réalisé de nombreuses corrélations sur des dents sans indiquer de zones particulières avec un grand succès dans les années 1995 à l'University Southern California (USC) (Fig. 19) [62, 63].

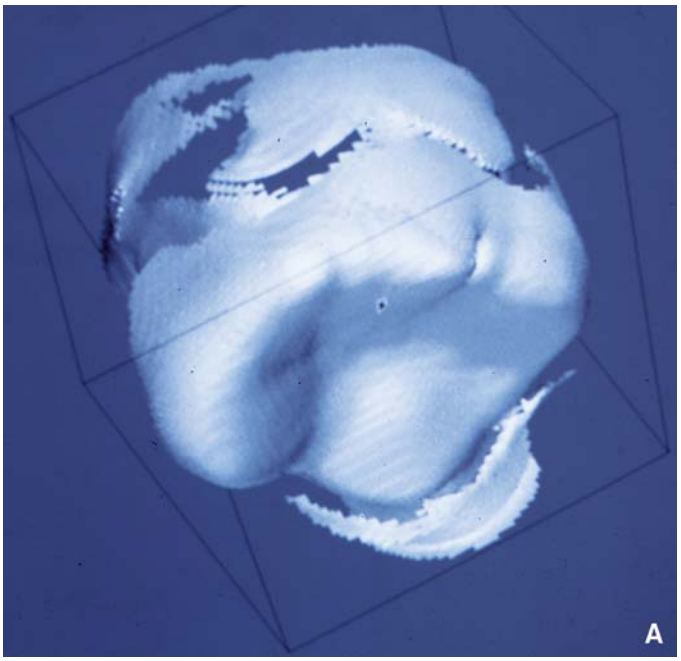
Corrélation par chevauchement des images : le principe est de prendre une multitude de vues, comme un film, et de les corréler les unes derrière les autres. Point n'est besoin de reconnaître des points spécifiques de l'image, il suffit, si l'on peut dire, qu'au moins 30 % de la surface de l'image soit commune avec la suivante. Statistiquement, un bon logiciel de reconnaissance de formes peut corréler ce type de vues. Cette méthode a été récemment introduite en dentisterie par différents systèmes de CFAO pour l'orthodontie (ne nécessitant pas la même précision que la reconstitution prothétique). C'est une méthode pleine d'avenir, pour ne pas dire la méthode présentant le plus d'intérêt pour le futur du fait de l'extension du développement des caméras dynamiques endobuccales.

Quelle que soit la méthode utilisée, il faut savoir que la corrélation des vues augmente la résolution mais dégrade la précision (effet de flèche, de courbure, de tonneau). Cette dégradation est modulable, car l'imprécision naît d'un effet de croisement de surface. Si l'on détermine la ligne de croisement, il est possible d'indexer chaque point d'un mouvement de levier pour diminuer cette erreur.

La corrélation des vues est le facteur pénalisant et limitant la précision de la lecture tridimensionnelle. C'est pour cette raison que très peu de systèmes, hormis le système Hennson-Duret, ont corrélé les vues avant les années 2000.

Compactage des données

Selon un codage utilisable par les stations de CFAO choisies, il s'agit de disposer les points selon un mode, un ordre ou un langage compatible avec les logiciels de CFAO ou les langages d'usinage si l'on ne souhaite pas passer par une modélisation CFAO. Le mode de présentation le plus connu et le plus historique est le *z-buffer* qui consiste à disposer les points selon un ordre (x et y) défini par un quadrillage de base (comme les cases d'un jeu de dame) et une élévation dans la troisième dimension suivant l'information en z.



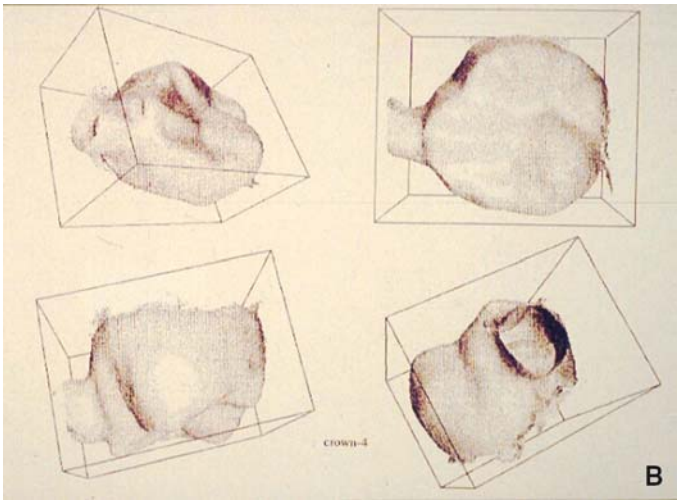


Figure 19. Deux exemples de corrélation automatique ajustée sur les cuspides, avant et après l'action du software de reconnaissance (University Southern California. Médioni-Duret 1995).

Cette méthode a un avantage en dentisterie : par principe elle supprime les contre-dépouilles. Ceci est aussi un inconvénient en termes de précision car cette modélisation diminue l'information en la filtrant sur un critère dépendant de l'axe moyen choisi pour la modélisation de la valeur de z.

Extraction et reconnaissance des paramètres

Présente dans les premiers systèmes de CFAO dentaire, l'extraction des paramètres devient de plus en plus automatique. Il s'agit d'indiquer certains éléments de la morphologie dentaire pouvant aider à la modélisation, mais aussi à la construction de la future couronne [64].

Il est courant aujourd'hui d'indiquer la ligne de finition et éventuellement les zones de contact. Dans des systèmes moyennement sophistiqués, sont indiqués les sillons et les sommets des cuspides pour aider au placement occlusal. Dans les systèmes performants, ces recherches sont complètement automatisées et l'intervention se fait au niveau de l'étage de CAO [65]. Ces indications se font sur des images vidéo ou en pseudo-modélisation. Ce sont souvent des représentations sommaires spécifiques des développeurs du système utilisé ou de la représentation basique comme le *z-buffer* déjà décrit.

Medit Ex-1012, Page 14

Image positive et image négative

Il paraît intéressant de rappeler, avant de clore ce chapitre, la notion d'images positives et d'images négatives. Ce rappel nous permet de nous rapprocher des analyses qui traitent de l'occlusion numérique dépendant directement de la CFAO dentaire.

Il est très simple, toute proportion gardée, pour un logiciel de retourner une empreinte comme on retourne un gant. Il est donc possible de faire une prise de vue dans une empreinte traditionnelle sans être obligé d'avoir recours à la coulée du modèle.

Si cela a l'avantage de limiter les causes d'erreur, cela a le terrible inconvénient de présenter des zones de contre-dépouille au-delà de la ligne des plus grands contours, zone pas toujours accessible à la lecture optique ou pouvant entraîner des effets d'ombre projetée. Ceci explique pourquoi nous avons si peu recours à ce type de lecture.

En revanche, cette méthode est largement utilisée depuis plus de 25 ans [66] pour le relevé de l'occlusion statique (Duret system, Cerec®, Lava™, GN1, etc.). Il suffit de faire un mordu, correspondant à la position de l'occlusion choisie cliniquement et de faire l'empreinte optique en veillant à avoir une vision des éléments permettant la corrélation avec les dents antagonistes (sphères, morceaux de cuspide, lignes de finition). Le logiciel transforme la vue négative du mordu en vue positive illustrant au mieux les formes des dents antagonistes puis, en utilisant les élément de corrélation, rapproche dans un référentiel commun « dents adjacentes et dents antagonistes », offrant à l'utilisateur un seul objet virtuel, ensemble double réunissant des arcades partielles ou totales dites « en position d'occlusion statique » dans le langage de la CFAO dentaire.

Conclusion

Comme nous venons de le voir, il existe depuis l'apparition des nouvelles technologies, une seule définition possible de la prise d'empreinte : ce n'est pas une empreinte mais une mesure du volume dentaire rapporté à un même référentiel, soit le plâtre lui-même, soit le départ du palpeur, soit un référentiel optique virtuel lié à la calibration du système optique et qui peut être donné de manière absolue ou relative.

Ces trois techniques définissent trois grandes catégories de prises d'empreinte pour le clinicien : la prise d'empreinte traditionnelle, la prise d'empreinte par palpation et la prise d'empreinte optique. Chacune de ces méthodes a ses avantages et ses inconvénients, mais il est certain que seule la prise d'empreinte optique s'impose... avant d'être elle-même battue en brèche par une méthode que nous ne connaissons pas encore.

Il faut aussi se rappeler que dans ce chapitre, au milieu d'une multitude de techniques de métrologie, n'ont été évoquées que les méthodes d'empreinte appliquées aujourd'hui à la dentisterie. Ces méthodes sont suffisamment précises pour permettre une mesure à quelques dizaines de micromètres près, tant en précision qu'en résolution. Elles répondent donc complètement à un besoin imposé par la clinique, à la réalisation des prothèses.

Les progrès énormes qui ont été faits en traitement d'image permettent de préserver la précision des mesures résultant de l'empreinte, mais nous devons admettre que de gros progrès restent à faire dans le domaine de la corrélation des vues pour avoir une empreinte complète.

La naissance de la prise d'empreinte optique dynamique, maîtrisant la corrélation des vues en augmentant le flot des mesures et leurs cadences répond à ce problème et permet d'introduire définitivement le concept d'empreinte optique en bouche directement dans les cabinets dentaires tel que nous l'avions imaginé 40 ans en arrière [67].

Cet article a fait l'objet d'une prépublication en ligne : l'année du copyright peut donc être antérieure à celle de la mise à jour à laquelle il est intégré.

Références

[1] Duret F. Empreinte optique. [thèse], faculté d'odontologie-Université Claude Bernard, Lyon, 1973. 400p.

[2] Duret F. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice de cabinet. *Cah Prothese* 1985;**50**: 73-109.

[3] Bugugnani R, Landez C. *Les empreintes en prothèse conjointe*. Paris: éditions Cahiers de prothèses; 1979 (543p).

[4] Bassière M, Gaignebet E. *Métrologie générale*. Paris: Dunod; 1966 (517p).

[5] Ring ME. *Dentistry, an illustrated history*. St Louis: CV Mosby; 1985 (320p).

[6] Fauchard P. *Le chirurgien dentiste, ou traité des dents*. Paris: Mariette; 1746 (494 p).

[7] Preiswerk G. *Atlas-manuel de prothèse dentaire et buccale*. Paris: Baillière et fils; 1998 (415p).

[8] Serre D, Pouysségur V. Matériaux à empreinte. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-064-A-10, 1998 : 14p.

[9] Altschuler B. *Holodontography: an introduction to dental laser holography*. Texas: AFSC SAM; 1973 (28p).

[10] Pryputniewicz C, Burston J, Bowley W. Determination of arbitrary tooth deplacements. *J Dent Res* 1978;**57**:663-74.

[11] Beaufils P. Les MTT à structure portique. *Mesures* 1994;**668**:84-90.

[12] Apap M. J'ai essayé: spéciales empreintes. *Clinic* 2004;**25**(HS):5-66.

[13] Andersson M. Procera: a new system for fabrication of artificial dental crowns. In: *Prosthetic dentistry*. Umea University; 1996. p. 123p.

[14] Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989;**47**:279-86.

[15] Samama Y, Ollier J. *Système Procera*, Coll. Réussir. Paris: Quintessence International; 2002 (87p).

[16] Hoa D. Le système Procera. [thèse, UFR d'Odontologie], Montpellier 1, 2006. 156p.

[17] Schlegel A, Besimo C, Donath K. The *in vitro* study of the marginal fit accuracy of computer-milled titanium crowns. II. A histological-morphometric marginal-gap analysis. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;**101**:1409-14.

[18] Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The Celay system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont* 1994;**7**:434-9.

[19] Miyzaki T. New dental CAD/CAM system for posterior restoration. *Jpn Dent Tech* 1998;**672**:113-9.

[20] Rekow D. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J Am Dent Assoc* 1991;**122**:43-8.

[21] Zaborsky J. DCS System for the production of crowns and bridges. In: *ICC. symposium on ceramics*. Berlin: Quintessence; 1989.

[22] Mushabac DR. Dental prob. US Pat, 1980. 4 182 312.

[23] Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO histoire vécue, le temps des pionniers. *Inf Dent* 2007(29):1659-62.

[24] Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO : le temps des démonstrations. *Inf Dent* 2007(29):1663-8.

[25] Duret F. B. Duret B, Pelissier B. CFAO : futur prometteur. *Inf Dent* 2007(29):1704-12.

[26] Duret F. L'empreinte optique ou la cybernétique odontologique. *Dent News* 1984;**40**:32-54.

[27] Duret F. The sopha CAD/CAM: 2 years of research in USC school of dentistry. In: Preston J, editor. *International conference on computers in clinical dentistry*. Houston: Quintessence; 1992. p. 179-85.

[28] Levy P, et al. La CFAO dentaire : numéro spécial. *Le fil dentaire* 2010; **51**:3-66.

[29] Bernard A, Remy S, Ris G. Etat de l'art des systèmes de numérisation 3D. In: *Numérisation 3D*. Paris: Actes des conférences numérisation 3D; 2002. p. 10-26.

[30] Bruhat G. *Optique*. Paris: Masson; 1992.

[31] Butcher G, Stephen C. The reflex optical Potter. *Br Dent J* 1981;**151**: 304-5.

[32] Williams AG. The Switzerland and Minnesota developments in Cad/Cam. *J Dent Pract Adm* 1987;**4**:50-4.

[33] Nguyen HC. Le *system LAVA* de 3M Espe [thèse, UFR Odontologie], Université Montpellier 1, 2008. 206p.

[34] Bunemann J. Réalisation d'un bridge céramo-céramique en oxyde de zirconium avec le nouveau système FAO Cercon. *ATD* 2002;**13**:75-84.

[35] Duret F, Pelissier B, Ogura HLE. GN 1 ou le *dental Cad/Cam* de GC. *Quintessenz Zahntech* 2001;**27**:1028-33.

[36] Graber G, Besimo C. Le système céramique performant DCS. *ATD* 1995;**6**:309-13.

[37] Rathke A. *High-Tech-Plattform fur Zahntechnik: Technologische und klinisched Vorbereitung fur ein integriertes Computergestutztes System-ein aktuelle Standorbestimmung (Cad. esthetics)*. Berlin: Quintessence; 2002 (p. 162–9).
[38] Duret F. Procédé de reconnaissance tridimensionnelle de formes d'objets tels que d'organes en médecine ou en chirurgie dentaire. In: *Brevet n°84.05173*. INPI editor; 1984. p. 16.
[39] Altschuler B, Taboada J. The numerical stereo camera. *SPIE* 1981;**1**: 15-24 (Proceeding of conference Washington).
[40] Goupil A, Oget D, Grynfas S. Avec digident : une avancée technologique remarquable. *Tech Dent* 2003;**200**:154-60.
[41] Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;**4**:195-206.
[42] Elsaghir T. La CFAO: le Système Everest. [thèse, UFR Odontologie], Université Montpellier 1, 2008. 146p.
[43] Duret F. L'empreinte optique, système de traitement d'image en dentisterie. In: Iries R, editor. *L'analyse et le traitement des images biomédicales*. Beynes: Association pour l'information et la recherche en informatique, électronique et statistiques; 1982. p. 285-95.
[44] Duret F, Termoz C. Method of and apparatus for making prosthesis, especially a dental prosthesis. United States patent 4663720, 1980. 7p.
[45] Duret F. L'empreinte optique: quand l'ordinateur se fait prothésiste. *Tonus Dent* 1983;**16**(1):13-5.
[46] Moermann W, Brandestini M. *Die CEREC Computer Reconstruction*. Berlin: Quintessenz Binliothek; 1989 (231p).
[47] Duret F, Blouin J. Process and apparatus for taking a medical cast. US patent Office; 1987. (n°4.952.149). 12p.
[48] Pfeiffer J. Dental Cad/Cam technologies: the optical impression (1). *Int J Comput Dent* 1998;**1**:29-33.
[49] Pfeiffer J. Dental Cad/Cam technologies: the optical impression (2). *Int J Comput Dent* 1998;**1**:65-72.
[50] Bernier F, Bergemann H. Capteurs optiques: les dispositifs à transfert de charge (DTC). *Electron Industr* 1982;**28**:67.
[51] Guillaume A. PRO50 (Cynovad). *Tech Dent* 2001;**5**:12.
[52] Rohaly J, Hart DP, Brukilacchio TJ. Three-channel camera systems with non-collinear apertures. USA patent 7.372.642. 2006.
[53] Boerjes J, Schiessel SK. Digital dentistry. USA patent 2007/084727, 2006.
[54] Duret F, Blouin J, Duret B. Bases fondamentales dans la conception et la fabrication assistées par ordinateur de prothèses dentaires. *Quest Odonto-stomatol* 1985;**39**:197-216.
[55] Goulette F. Traitement de nuage de points 3D denses: quels logiciels pour quelles applications ? In: *Numérisation 3D*. Paris: Actes des conférences numérisation 3D; 2002. p. 31.
[56] Nalwa VS. *A guided tour of computer vision*. Reading: Addison-Wesley Publishing; 1993 (361p).
[57] Jain A, Flynn PJ. *Three dimensional object recognition systems*. Amsterdam: Elsevier; 1993 (470p).
[58] Mayé P. *Optoélectronique industrielle*. Paris: Dunod; 2001 (364p).
[59] Benson B. Television camera. In: Fink D, Christiansen D, editors. *Electronics engineers Handbook*. New York: McGraw-Hill; 1989.
[60] Powell NR. Frequency and phase (Angle) modulators. In: Fink D, Christiansen D, editors. *Electronics engineers Handbook*. New York: McGraw-Hill; 1989.
[61] Duret F, Termoz C. Dispositif photosensible et empreinte optique en dentisterie. In: *L'analyse et le traitement des images biomédicales. Tours*. 1982.
[62] La Duret F. CFAO dentaire : six ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985. *Actual Odontol Stomatol* 1991;**175**:431-54.
[63] Chi-Keung T, Medioni G, Duret F. Automatic, accurate surface model interference for dental CAD/CAM. National Sciences Foundation, IRI-94231441 University of Southern California; 1996.
[64] Margerit J. Application des lasers en chirurgie dentaire. [thèse], Odontologie, Montpellier 1, 1975. 52p.
[65] Duret F, Blouin J. *Rapport odontologique : la CFAO dentaire*. D ANVAR éditeur; 1987 (269p). in : www. françois.duret-com, n° 97 & n° 101.
[66] Duret F, Pelissier B. *Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO : concepts cliniques*. Paris: SNPMD; 2005 (132p).
[67] Duret F. Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques. *Cah Prothese* 1985;**50**:65-71.

Pour en savoir plus

HandyScan 3D: innovation, technologie, succès. 2007. http://www. handyscan3d.com.

F. Duret (francois.duret798@orange.fr).
Château de Tarailhan, 11560 Fleury d'Aude, France.

B. Pélissier.
UFR d'odontologie de Montpellier I, 545, avenue du Professeur-Jean-Louis-Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Duret F., Pélissier B. Différentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Médecine buccale, 28-740-R-10, 2010.

Disponibles sur www.em-consulte.com

Arbres décisionnels · Iconographies supplémentaires · Vidéos / Animations · Documents légaux · Information au patient · Informations supplémentaires · Auto-évaluations · Au quotidien

Different dental CAD / CAM impression methods

F. Duret, B. Pélissier

Undoubtedly, one of the major contributions of modern science in dentistry, in recent decades, is allowing him to access data processing and their multiple applications. The digitization of dental forms is a necessary must, whether intended diagnosis or therapeutic. It allows the practitioner to analyze, store, reproduce, modify and even virtually repair the dental organ in an almost unlimited way. Moreover, digitization enables dentistry to benefit from all the progress brought by the current and future IT, it shows the importance of this revolution. This article tries to identify and explain the static 3D scanning procedures, excluding X-ray, applied to the tooth or all of the arches whether performed in the laboratory of prosthesis or in the dental practice. Using a model or working directly in the patient's mouth, we explain the methods with which it is now possible to obtain a completed and clean file ready to be processed by the computer.

© 2010 Elsevier Masson SAS. All rights reserved

Keywords: CFAO; CAD-CAM; Optical impression; Digitization; Instrumentation Dentistry

Plan

- **Introduction** 1
- **Classification – Definition search** 1
  - Search for a new definition of the impression 1
- **Static impression methods in dental CAD/CAM** 2
  - History 2
  - Definition of the impression taking in Dentistry 2
  - Manual chemical method 2
  - Mechanical contact method 2
  - Optical Methods 4
- **Image receiving and images processing in dental CAD/CAM** 12
  - Impressions sampling 12
  - Encoding the impression 13
  - Restoration of the impression 13
  - Extraction and recognition of parameters 14
- **Positive and negative image** 15
- **Conclusion** 15

Introduction

Different methods of impression can be used to measure dental anatomy in three dimensions whether a tooth or a full arch. For the most part, they are used to measure this part of the body in space by using chemical means (conventional impression), mechanical (scanning) or wave (ultrasound, X-rays [RX] optical or visible light). These different measurement methods, also called impressions acquisitions methods in dentistry, provide professional real or virtual information from simple reproduction (model) to the knowledge of the spatial position of each point constituting the surface of our teeth and their environment.

New methods of design and manufacturing computer-aided (CAD / CAM) revolutionized our impression approach by introducing optics and computing to perform these measurements. While in most cases, they are simple to implement, we must understand that when it comes to carry out these measures in the mouth, the criteria are no longer the same and methods become more complex.

Since the impression provides information used by the CAM system to perform the function for which it was designed (analysis, diagnosis, prosthetic reconstruction, etc.), knowledge of its operation, its performance and its limits is very important.
To achieve this, CAD / CAM uses the conventional impression (work on model), the contact impression (probing) or the impression without contact (optical impression). These are the techniques we will explain. We have excluded the methods allowing to analyze in space, the movements or the colors of these surfaces, measures requiring to develop the concepts of spatial correlation and / or time working in four dimensions. We also excluded the methods by transparency (RX, magnetic resonance imaging [MRI), etc.).

Classification — Definition search

Search for a new definition of the impression

Taking an impression of an object, for example using optical methods, is based on an extremely simple, almost philosophical basic principle, we have described many times.

An object placed in a bright field creates a disturbance of the light. The impression is therefore a disturbance imposed on the light.

If we can measure this disturbance (in absolute or relative terms) we are able to measure the shape of the object because it is the surface (or inner surface in the case of RX or ultrasound) creating the disturbance. The same goes for any form of impression: to make a conventional impression is to disturb the surface of our impression paste and this disturbance represents the shape of the object. An impression is therefore a disturbance. Any tecnical analysis of a disturbance is applicable to dentistry if 'one wants to know the surface of the dental objects.

All 3D measurement methods are based on this same principle: how to decrypt and measure the disturbance that an object imposes on a known and stable space (undisturbed). We call imression vector the analyzing part (analysable) this disturbance. [1-2]

This vector can be an impression paste, a micopalper or an electromagnetic field (optical measurement). Vector choice is not limiting. It only depends on the state of science when is performed the analysis.

If we use an impression paste, the vector is the paste itself. The measurement of this disturbance is, in most cases, the restitution in the form of a plaster model.T he measure is not quantified or metric but is in a palpable and reproductive material form: the model itself. [3].

If we use a probe, the vector is the measure of the arm movement coming into contact with a point of the measured object. The measurement is thus quantified in metric form. That is to say that we know the position of each point constituting the surface of the object with respect to a chosen reference point in the measurement field. The measurement is relative [4].

If we use an electromagnetic field, for example light, the vector carrying the information is radiation. The measurement is again quantified and converted into digitally exploitable data through sensors such as *Charge Coupled Device* (CDD) or *Complementary Metal Oxide Semiconductor* (Cmos). The measurement can be absolute or relative depending on the implementation method [1 – 2].

So we can define the dental impression as follows: a dental impression is the implementation of a method capable of measuring a disturbance and restoring it in a usable form, palpable, visible or metric.It must lead to making this information available to the operators, be they prosthetist or dentist

Static impression methods in dental CAD/CAM

History

The three-dimensional measurement of an object in dentistry is a very old act. Dating back tens of centuries BC, casts were found; admirable 3D measurement in dentistry. [5].

In dentistry, we know that Fauchard [6] already proposed beeswax associated with paraffin as a means of unit single impression, but it was from 1850 [7] that the method became widespread with the metal impression tray and dental plaster (1846), or gutta percha or sten's (1856). Then, were developed different techniques using various materials but still using a material support [8], which often led to confusion between the definition of the dental impression and a catalog of malleable elastic products. The first optical measurements appeared between 1968 and 1973 [9-10] and those using a mechanical sensor in the 1980s. [11]

Definition of the impression taking in Dentistry

To fit the scientific rules, dental CAD/CAM has called into question the too broad and inaccurate definition of "impression" in favor of "dental measurement". A method of dental impression taking is a three-dimensional measurement. This is the way to have a most consistent copy of the dental form on which our work is applied. More than a simple representation, an impression is to be understood as a measure in the space of a surface composed of elementary points more or less large depending on the desired accuracy by the operator.

Each of the points constituting this surface is known by values that can range from a simple representation of its spatial position X, Y, Z to a four-dimensional definition, or even more, such as chromatic or temporal information. These values defining the points, and therefore the surface they compose, can be accessible and measured (known) by the operator (mechanical contact method and undulatory) or metrically unknown but still usable in the intended application (chemical-manual method).

In any case, whatever its form, the dental impression or dental measurement allows its use in an appropriate production system.

Of course, the points of the surface constituting an alginate impression are not known, metrically speaking, by the operator, but they can be used until the completion of a crown without any restriction. Conversely, a wave measuring method not only allows him to use it, but in addition, he has the metric values.

Some CAD / CAM methods use information from so-called transparency methods (false 3D scanner or real 3D MRI for implantology), but today the three-dimensional impression in CAD/ CAM essentially uses:

- The method by surface contact (or chemical manual method);
- The method by point contact (or by mechanical probing);
- The method by wave contact (or by reflection).

Chemical Manual method [3-12]

This is the conventional method practiced today in most dental practices and laboratories. It is used in CAD / CAM to transmit information to be used to a center equipped with a CAD / CAM device.

It is therefore an integral part of CAD / CAM.I n this technique, information is carried in 3D by the measuring object itself- in an analog form: the model. Made of a colored material, ists hardness and texture are particularly recognizable by the measuring device of the CAD / CAM center.

The manual chemical fingerprint must be understood, in our mind, as a physically materialized memory medium. Each point of this surface carries information (X, Y, Z) with respect to any of the other points. The number of points, therefore the resolution of the model, depends on its particle size and that of the impression paste.

In CAD / CAM, the choice of materials is done in compliance with the sensor characteristics of the device among a multitude of possibilities (hydrocolloids, etc.) well known to users and described in many books, articles and theses.

The measurement is thus materialized by the impression in the impression paste. Its destruction or degradation results in a partial or total loss of information. It is the same for the model, on which the measured information is transmitted. This model, generally made of plaster, can be defined as a more stable storage area of the measurement in an analog form just as a disk in a computer is able to memorize digital information.

Mechanical contact method

Commonly known as the probing method, the contact method has been the subject of several patents, including that of Becker [13] and some spectacular achievements in dentistry.

Apart from the well-known processes of Procera © [14-16], DCS Titan [17], Celay [18] or Cadim © [19], none of the other systems presented, using probing, has not really been the subject of dental application (Image 1).

Optical Methods

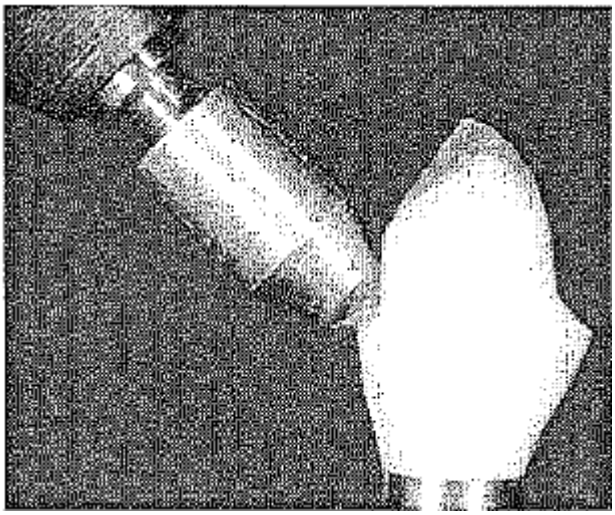


Image 1. In this example (Procera ©) we clearly see, on the left, the end of the arm of the probe bearing the candle, itself ended by a ball coming into contact with the tooth (right). This ball, by its shape or its volume, sometimes limits the clinical form of the preparations

Principle of the method

The model to be measured is placed on a theoretically indeformable tray (platter). A bracket (or pontics) attached to the tray supports a measuring tip. At the end of this tip (or stylus) is fixed the probe which often has a spherical shape (called ball). The contact on the model is via the ball. This contact triggers the measurement of its spatial position. The fact of using a perfectly spherical ball and known allows to postpone the position of the measured point (detected) at the point corresponding to the center of the ball.

It is the movement of the ball by the operator, through the movement of the Pontic and the articulated arm, which allows to know the position of each point touched on the model surface. This measure is still relatively with respect to a reference (0.0.0.). Recognized before the start of the measurement.

The surface of an object is thus defined by a sequence of points of known position in X, Y and Z relative to the reference (0.0.0.).

The fact of discriminating a surface in a set of points, called sampling operation, quickly forced researchers, who wanted to rebuild a model, to connect these points together and to build surfaces from the obtained lines.

Precision of the method

The probing method is all the more precise:

- That the number of discretized and connected points is important;
- That the probe "or candle" has great sensitivity;
- That the object is invariant in its spatial position during the measurement;
- That a measurement is repeated several times.

In industry it is quite common today to have measurement accuracy close to 0.5 to 1 micron and can perform measurements 20 meters per minute if the surface is not too complex.

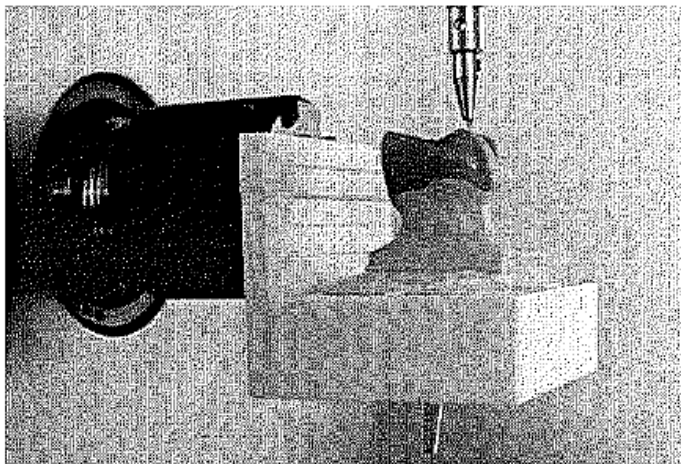


Image 2. The Cadim © system has an interchangeable stand for the model alone, the model carrying wax reconstitution or the machined preform to carry out the quality checks of the work after machining.

Applying the method in dentistry

Two types of mechanical contact measurements are used in dentistry today: universal reading and 'on-the-fly' reading.

Universal reading

The probe is able to automatically transmit the data X, Y and Z continuously. The sensor informs and allows the computer to continuously record the coordinates of the points affected. In an elaborate system, this information is sent simultaneously accompanied by the return of the ball so that it is positioned for the next measurement.

These continuous readings by scans or scanning are applied in dentistry. They were developed from 1998 in a masterful way by the company Nobel Biocare in the system Procera © [14-16] and its four generations of probes. More modest but interesting, this system is found in the Cadim© system of the Japanese company Advance [19].

It is indisputable to Andersson that we owe the introduction of this mode of reading in clinical dentistry (Image 2).

'on-the-fly' reading

The probes have no movement or automatic recall (return). The reading tables have an articulated arm system, flexible to handle, that is manually moved towards the point to be measured. The electronic sensor records the first contact of the probe with the model. The advantage of this system is important in dentistry, because it meets the requirements imposed by the complexity of our tooth surfaces

'On-the-fly' reading is relatively easy to perform. The sensor is very sensitive during contact (below 0.0IN). It is held in the hand and moved along the model keeping (semi-automatic) or not the contact with the surface of the latter. The geometry of the articulated arm supporting the candle being known, the measurement of displacement is perfectly estimable.

The 'on-the-fly' reading has been the subject of three developments in dentistry: The Rekow system in association with the Bego company [20], The Celay© system [18] and The DCS Titan system in its first version (Berlin 1987) [21].

We owe to Mushabac [22] and Becker [13] the introduction of these two modes of oral endoscopic reading in dentistry (Images 3, 4).

Adaptation of the method

Often it is clever to associate with a reading head a divider tray (mobile) on which is placed the model.
The essential function of this tray is to rotate or move causing the model to measure, accelerating while simplifying the reading process.
If there is an axis of symmetry as the insertion axis of a crown on its preparation, it is possible to completely automate the reading (Procera ©).

Limits of the method

Unfortunately, these probes using mechanical contact have a number of disadvantages.

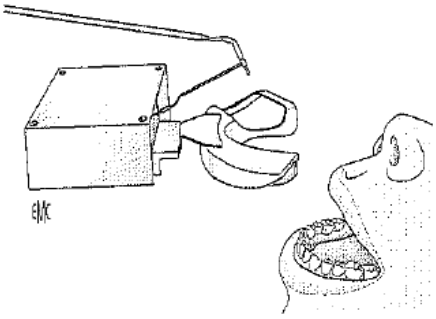


Image 3. The work of Mushabac (Chicago) directly influenced researchers interested in the 'on-the-fly' reading technique (from the Mushabac patent).

Image 4. The BEGO « 'on-the-fly'» probe.

The acquisition speed does not exceed 10 points per minute on-the-fly and a hundred in automatic mode. It is common to exceed 5 minutes with a DCS Titan 1st generation system and 2 to 3 minutes with the Procera© if you want to keep a minimum of precision.
They cannot measure the details of a size smaller than the radius of the ball. This characteristic often explains the preparation instructions given to the operators, in particular at the level of the shoulder and the occlusal surface. It is virtually impossible to register a shoulder. It is modeled as a chamfer. It is necessary to use resistant materials. The fragility of dental wax or flexibility of the impression dough make measurements imprecise.
It is difficult to know in 'on-the-fly' readings, if all points have been included.

For this reason two solutions have been proposed in dentistry:

- The first consists in covering the object with a white powder that the stylet removed upon contact (Celay© method) [18]. An unrecorded area remains white. In image 5 of the Celay© system, we see that the probe, manually moved , gradually approaches the furrows that are still covered with a "white powder" layer indicating that the system has not yet read this zone;
- The second consists in a global representation of the area to take the form of a grid. The passage on a point results in the filling of the elementary square (DCS Titan). Bego refined the system by offering two colors, one corresponding to a single pass and the other to two passes (or more) in order to increase the accuracy by averaging values.

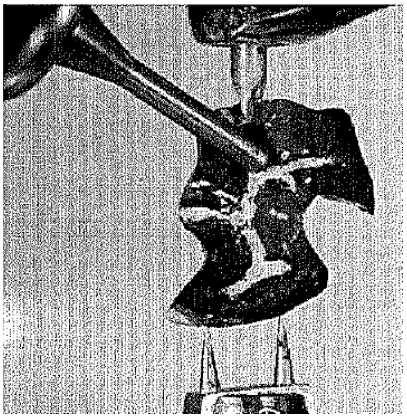


Image 5. CELAY© System

Optical methods

Measuring or dental impression may follow another path, as we saw in the introduction, using wave processes.
This technology is commonly called optical impression [1, 2, 23-25].

Principle of the method

In all cases of implementation of the optical impression in dentistry, whatever the level of sophistication of the method used, the principle is to measure the disturbance created by the dental volume studied on a known and stable wave system. The destabilization, the drift or the deformation of the radiating system, is the representative and measurable image of the geometry of the measured dental object.
The general principle of this method is to project a point, a line, even a more or less complex surface on the dental forms and to measure the deformation imposed on this projection. According that we have a system enabling the slow or fast release of the sensor (or more sensors working in synchronous mode), we will have at our disposal a static measurement system (similar to a 3D camera) or dynamic (the same as a 3D camera).
To implement this method, are generally used [26]:

- Incoherent light emitters, chromatically known or coherent (laser) or wave emitters outside the visible light range (ultrasound;
- Sensors or receivers specific to the emitting radiation used, whose function is to retrieve and set in the form of a usable value the disturbance caused by the object. This can be intensity (or even phase), time or wavelength analyzers. The information released by the sensor being in various forms (electrical, optical, etc.), but rarely digital in dentistry, we talk about analogical information;
- Converters to decrypt the analog disturbance transmitted by the sensor and convert it to a numerical value. So these are analog / digital converters;

- Image processing filters and algorithms whose function is to format the numeric values in a comprehensible system by CAD systems, such as the "STL" universal format.

In general, the trend is that we move more and more treatments and filters upstream of the conversion system for reasons of information processing speed (Cmos).

Algorithmic image processing remains an essential element of precision, compaction and representation of data. It is in this process that information can lose its quality and appear "smooth" as an alginate that could have gone under water. It is also at this level that are indexed to each point of the analyzed surface the numerical values of their X, Y and Z. These values are then transmitted in raw or purified form to the CAD system that provides a representation (or modeling) visible and accessible.

Precision of the method [27, 28]

The optical impression is accurate directly dependent on a number of hardware and software elements, the most important are, in dentistry:

- The type of radiation (type of reflection on the surface of a tooth or a model);
- The experimental conditions (temperature, humidity, ambient light);
- The quality of the transmitter / receiver (degree of resolution and speed of integration);
- The sophistication of image processing systems
- And, if it exists in the processing: the sophistication of the correlation of views.

Accuracy may range from 0.01 to 100 µm. In dentistry today, almost all methods ensures an accuracy of about 5 to 10 microns. It is the choice of the method and the quality of the elements implemented who do that this initial precision is increased and decreased downstream.

Applying optical impression in dentistry

The optical impression or method without contact (or wave contact) is classically divided into four main families:

- Direct (absolute) by triangulation (structured light or not); direct time of flight (ultrasound or laser);
- Indirect (relative) non-structured light (daylight, etc.);
- Indirect in active or structured light (focused or coherent light).

Today, in dental CAD / CAM, only direct methods are used by structured and indirect light triangulation in active and / or focused structured light. This does not mean that these technologies represent the best choices, but they meet the current needs of users in terms of time and cost. Therefore we specifically describe methods by triangulation and focusing (where there are the method of projection of a point, a line or a mask).

Direct method by triangulation [29]

The triangulation method is the oldest and most widely used in metrology. It is absolute because it gives the value of the measurement directly during the analysis.
The basic principle is to place a receiver, a second receiver (or transmitter) and the object at the vertices of a triangle pole ear. A plane being defined by three points, the triangulation thus reduces a spatial (3D) to a planar geometry problem (2D).

If two receivers (eyes or ... cameras) are used, we speak about stereovision in unstructured light (a method used by mammals to measure the relief);
If we put a receiver (camera) and a light projector instead of the second receiver, it is called active triangulation method in structured light.

It is possible to increase the number of receivers and / or the number of structured light projectors in the stereo configuration in active or passive light. This principle is used in many current installations [29]. This has the advantage of significantly increasing the accuracy, resolution and speed of data capture. This has the disadvantage of increasing the cost and time of their treatment.

Almost all dental scanners use this method. Some have a transmitter and a receiver while the more sophisticated multiply transmitters and receivers to acquire the information faster and cover areas of undercutting.

Triangulation method in unstructured light: stereovision [30].

This method consists of recording two images of the same object from two different observation points located at the top of a triangle. This is the principle of binocular vision of the human eye. It is possible to work in real time (2 cameras) or in deferred time (1 single camera or the object that we move).

Unfortunately, the software is very complex and the optics imprecise regarding objects of the preparation of a tooth or an arch located less than 50 cm from the receiver. Moreover, the shape of a tooth being random but regular, the correspondence of images is difficult to perform in dentistry without the intervention of the human brain or a relatively powerful computer or complementary data point's projection as a cross or a grid in the scanned field.

Yet some stereo metric systems have been developed in dentistry. Tests have been conducted in dentistry by Butcher [31] with some success [32]. [32]. But this method is too slow and too complex to implement in daily practice. These experiences have shown that accuracy under a stereoscopic measurement in unstructured light we was not compatible with the accuracy required for a dental impression (between 250 and 400 microns) (Image 6).

Triangulation method in structured light.

The resolution of the problem of accuracy is very different if we work with structured light, that is to say, if we light (project) on the arch or on the tooth a carefully chosen light. This is the position of the luminous point displayed on the object being measured and not a point of the object. The object no longer exists in itself, it is the light that appears on the surface which is measured.
The most conventional method is to project a simple point and follow it with the camera as it scans the tooth. To go faster, we use the projection of several points forming a line or a set of parallel lines of varying width. Whatever the form (or matrix) of the projected light, the problem still involves a calculation of more or less complex triangulation (the point, the emitter of the point and the receiver).

It goes without saying that the color of the object defining the reflection is very important. It must be as uniform as possible (Lambertian surface). If we are dealing with a glossy (specular) surface, we have to cover the tooth with a matte layer, which unfortunately affects the accuracy of the system. It is preferable to use restorative materials (or models) of matte appearance, but this is obviously impossible in the mouth. Today, the choice of fluorescent or phosphorescent lights manages to overcome this drawback.

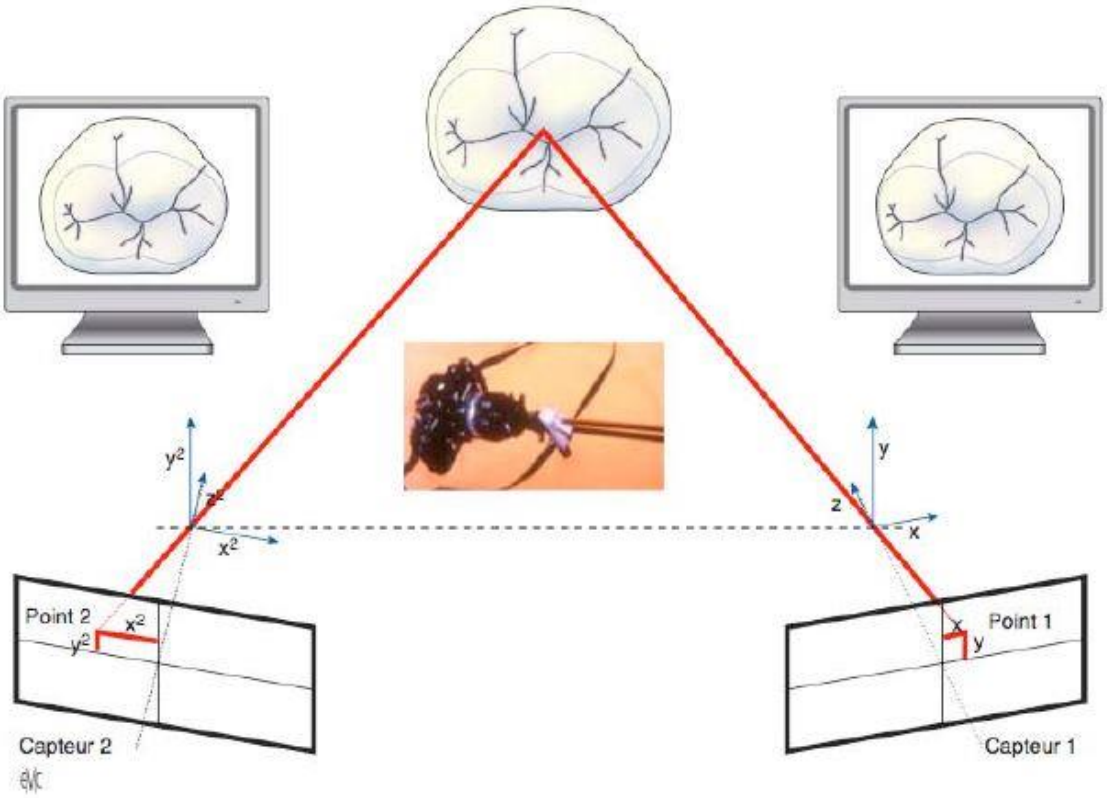


Image 6 In the triangulation method without structured light, or stereovision, the image is double and slightly shifted as do the two human eyes. Several authors have tried to perform this type of dentistry assembly, as shown in the Nikon endoscope Rekow, but this without much success.

Projection of a point [33 - 35].
This is indisputably the most used method in dental CAD CAM. It is found in most systems as Cercom, Lava TM first generation, GNI system. (Image 7).

Principle of the process
It is possible to determine the coordinates (X, Y and Z) of a luminous point on a surface using a relatively simple triangulation measurement software. The light source is preferably a collimated laser diode in order to be able to move on the tooth a patch of light having a diameter equal or less than 20 µm. The displacement is done using, for example, a galvanometer for reasons of speed or using a motorized movement table accurate to a few micrometers but slower.

Reading and precision of the image
The image of the luminous point is read on a bar or a CCD matrix or a diode PSD (position sensitive diode).The advantage of this method is that you can easily find the center of gravity of an image patch of light and thus trace back by trigonometry the X, Y and Z coordinates of a very small image point (of the order of 1 to 5 µm).This method is economical and its precision is about 5 microns in dentistry.

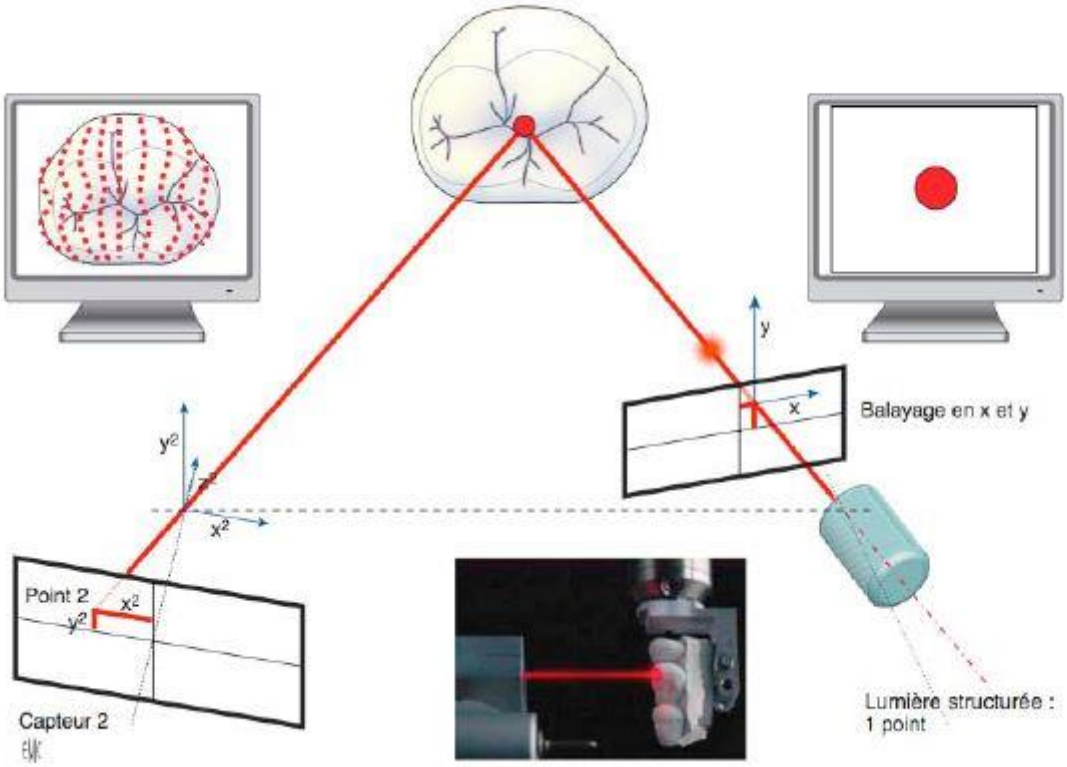


Image 7. When projecting a point in triangulation by structured light, simple method per se, scanning may take several minutes, making it very difficult to use in the mouth

Known limitations of this method:

- The major disadvantage of these methods is what is called the problem of the non-visible point or the shadow. The larger the angle between the light source and the camera, the more accurate is the method, but the greater is the risk of the drop shadow. In dentistry, a compromise for this angle is between 6 ° and 10 °;
- The object must be very stable during the reading;
- The reflection of light should be steady;
- The patch of light should be reduced or enable a search of its center;
- Scanning movements must be known and controllable in real time.

But the biggest complaint we can make to this dentistry system is the time required for reading (several minutes). It is impossible to use this device in the mouth because the scan is too slow and the fixation of the camera impossible on the teeth.

Projection of a line [36 – 37].
The basic principle is exactly the same but the implementation is slightly different. The projection of a line through a slit of light or a set of collimated diodes can be understood as the projection of n points close together. The reflection can be read on a CCD or a Cmos. The same algorithms are used for a single point. This scan (hence the term dental scanner) of the surface is all the more effective that it is done in a closed enclosure without stray light. This is a two-dimensional line-to-line scan.

The advantage of this method is to allow faster acquisition but it is not enough yet to allow a taking in the mouth. However, this process is used in many dental laboratory systems such as DCS system Precident because the playing time I rarely exceeds minute (Image. 8). We find the same limitations as in the projection of a point.

Mask projection method [38].
We project on the model, a regular grid called mask or frames, composed of (*n*) lines with variable steps composed of (*n*) coded points. These masks are usually composed of black / white frames with a known pitch. During the act of measurement, the projection goes from the largest value step, coarse, to the finest value, precise, in order to locate, on the object, the projected lines.
These frames are horizontal and binary coded:

• The value 1 is assigned for an illuminated line;
• The value 0 is assigned for the dark line spacing.

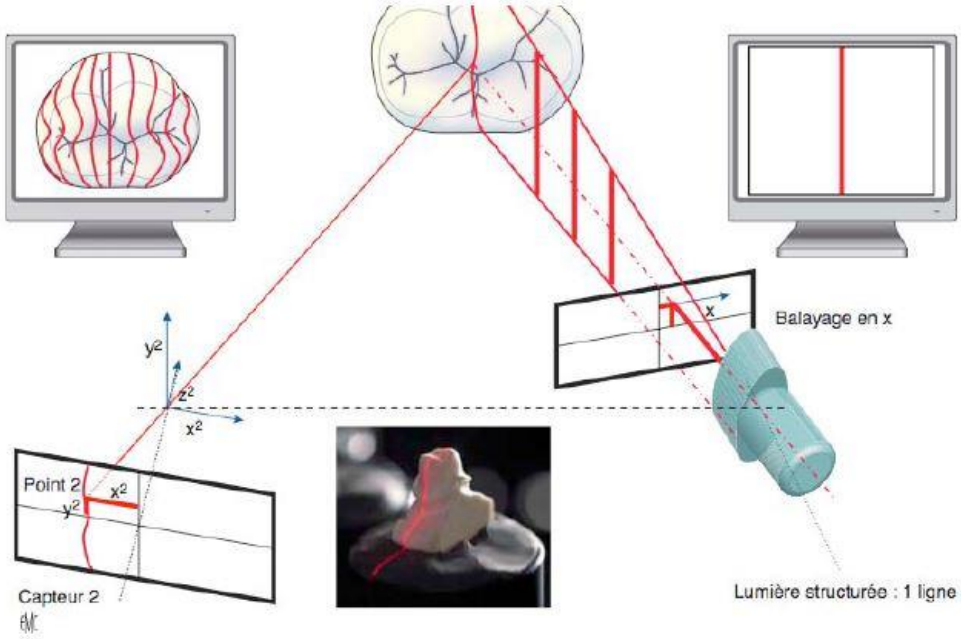


Image 8. In the projection of a line, which is only the multiplication of the points, the reading is faster but still insufficient to use it in the mouth. This method, like the previous one, is widely used by dental impression scanners

Each point composing the surface of the object is therefore either luminous (value 1) or black (value 0) according to the sequence of the scan. From this variable coding of the points coming from a known variable pitch frame, information is deduced making it possible to locate the spatial position of each point of the analyzed surface.
The image of the thus illuminated model is repeated on the CCD or C-MOS whose lines are also in a horizontal plane.

A sequence of masks defines a single direction, and the function of the corresponding image sequence is to make it possible to find the point common to the entire corresponding sequence.
The number of images necessary to acquire is diminished, but we are obliged to calculate the third dimension indirectly by associating all the captured images. Mathematically, the calculation principle is always the same, that is to say the one of triangulation described by one point (Image 9). This method, described for the first time in 1981 by Altschuler [39], is used, inter alia, in Girrbach [40], LavaTM first generation [41] or Everest] [42] systems

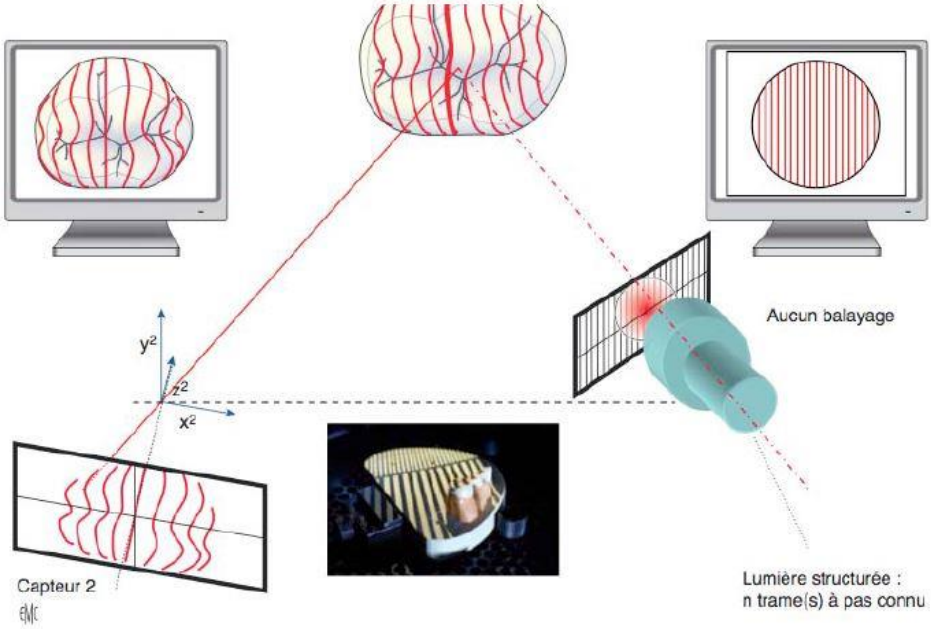


Image 9 The projection of a frame or grid, with variable pitch, is the dental scanners most commonly used method. It is possible in the mouth because it is very quick but it does not solve the problems of non-related areas, which significantly complicates the views assembly if the object is not fixed with respect to the reading system.

Indirect method in active or structured light

Interferometry methods (optical and electronic moiré). The principle of these methods is to project a periodic network on the surface of the analyzed object and to observe it through a second network. This periodic network can be macroscopic, it is called optical or microscopic moiré, or even wave, and we are getting closer to interferometric methods [26]

In both cases, from the interference between these two microscopic networks of amplitude occurs a macroscopic wave phenomenon allowing to go up indirectly, that is to say relatively, to the X, Y and Z coordinates of each observed point on the tooth or the arch. These methods are similar to triangulation methods, because the device used and in particular the mounting of the optical elements are still characterized by the angulation between the emission and the reception of light waves.

However, from a purely mathematical point of view, this method is different from triangulation as the information of the measurement in Z is given by the interference of two or macroscopic wave Networks (formerly called grids) projected and observed on the object.

There is a great variety of optical assemblies using the principle of moiré but only three are used in dentistry: The optical moiré (Garancière [43-45]), the square profilometry phase (Cerec© [46]) and the sinusoidal profilometry phase or Phase shifting (Hennson [47]), these last two techniques being able to be in parallel projection (Cerec©) or in conical projection (Duret system).

Optical Moiré [48 – 49].

The macroscopic optical moiré aspect is obtained by superposition of two neutral microscopic networks or grids. To get it, we overlay two networks or frames and it is the light interference resulting from the transition between the networks that creates this effect. It is due to a change of phase. A tiny change in this phase results in a highly visible macroscopic effect introduced in dentistry for the first time by the University of Michigan in 1968. For information, the famous experiment of Michelson and Morley, at the origin of the restricted relativity of Einstein, exploited this property of magnification that produces the moiré effect.

We have extended this optical principle and developed the first two known camera prototypes of intraoral impression taking with Thomson CSF [50] in 1978, which we presented in 1983 to Garancière's interviews. This optical assembly was replaced in 1984 by the phase shifting process in the impression method of the CAM/CAM system presented to the French Dental Association (ADF) in 1985. In fact, the accuracy of the optical moiré method was not sufficient (100 µm) and the quality of the measurement depended too much on the color of the model or of the teeth in the mouth

As shown in Images 9 and 10, the optical interference between two waves that have crossed a regular frame shows true contour lines on the surface of our tooth.

This effect obtained by interferometry is due to the difference between the incident wave, undeformed by the object, and the reflected wave having memorizd its shape.

The effect is very easy to obtain and particularly Spectacular.

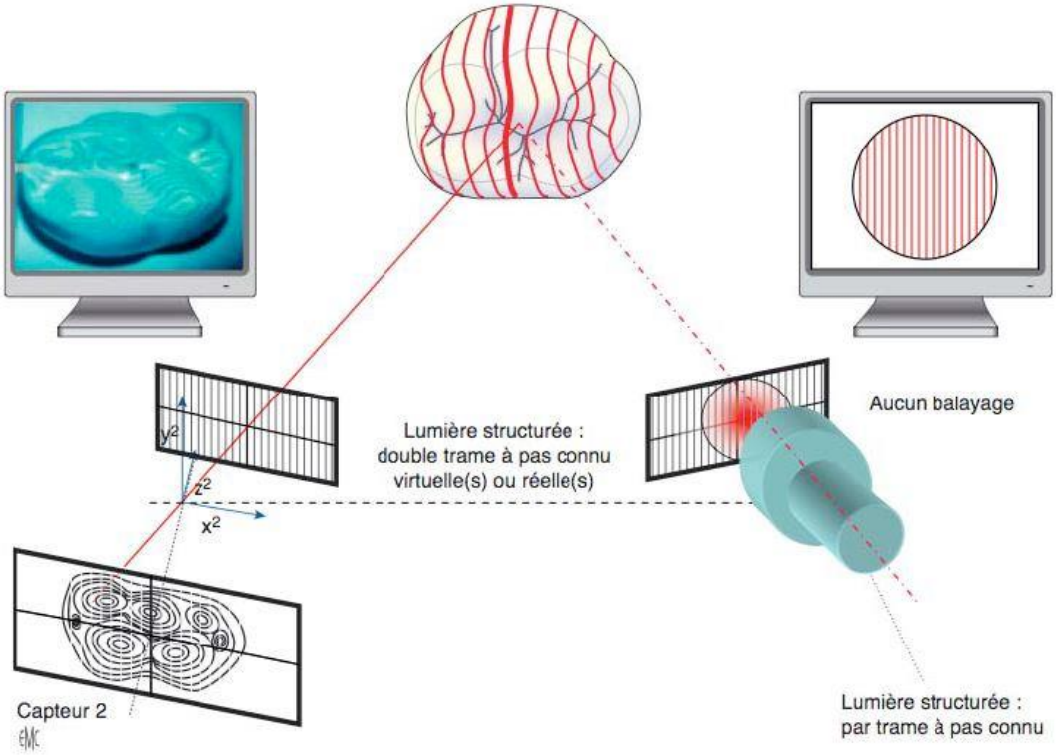


Image 10. The optical moiré method was historically the first method used in the mouth, in dentistry. It was also the first method used on model. It is quick but its dependence on the color of the scanned objects that made it abandoned in favor of interferometry methods. It puts into action two frames that show real contour lines on the studied model.

Electronic Moiré.
Electronic moire, or profilometric interference, is a widely used method in dentistry. It captures the volume of an object in less than 1 / 10th of a second with an accuracy of a few micrometers. Moreover, it is independent of the color of the model or the tooth.
This method therefore deserves special attention. We now know that there are four methods of electronic projections which at least three are used in dentistry:

- phase coded profilometry;
- profilometric chromatization;
- profilometric digital coding;
- Fourier transform profilometry.

Phase shifting or method by phase coding (profilometric) [46 – 47].
This concerns the phase method by profilometric coding. It is very important in dentistry because it was the subject of two major developments:
The historical one because it corresponds to the invention of dental CAD / CAM (Hennson / Duret system)
And the other, the most sold today in the history of this CAD / CAM in dentistry (the Cerec© / Moermann-Brandestini system) (Image 11).

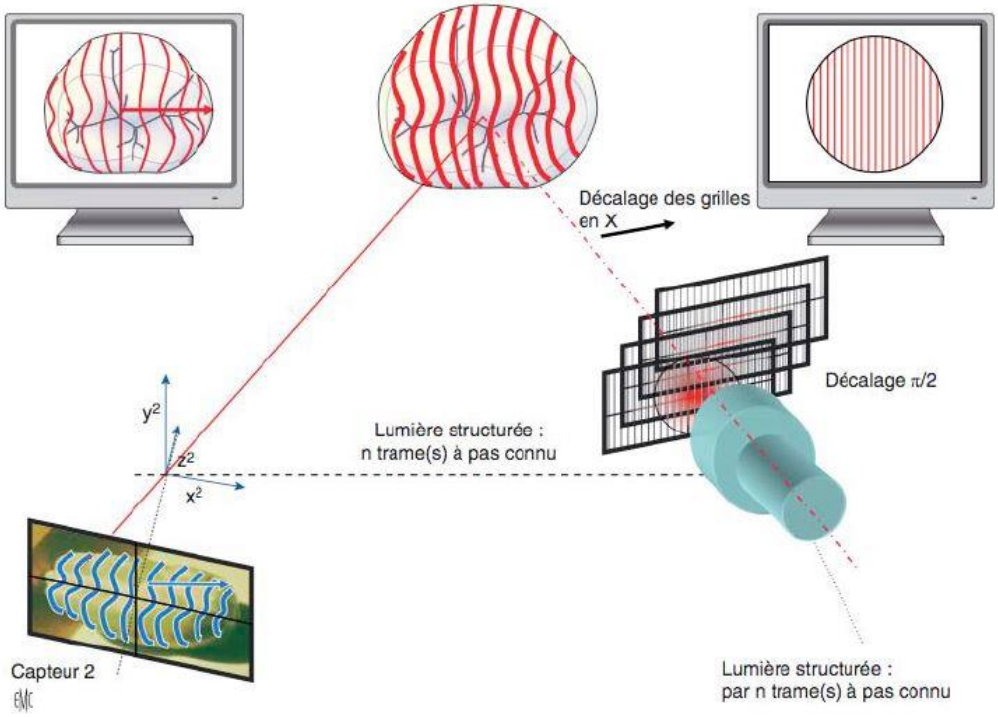


Image 11 Parallel projection (Cerec ©) or conical (Hennson-Duret) frame offset profilometry.
In front of the fixed light source, in general laser, is placed a known step grid which moves according to a short time and a known value (for example $\pi/2$).

The difference between the Cerec© system and the Duret system is that, in the first, the phase has a non divergent square shape remarkably simplifying the software while the second has a conical projection of a sinusoidal profile complicating the software, but making it possible to analyze a larger image and more accurately.
Apart from these distinctions, involving hardware editing, software and data processing, the basic concept remains the same.
Principle of phase decoding: we measure the different light intensities resulting from the phase shift at the same point between the laser beam used on a factory defined (calibration) reference plane and stored in the camera and the phase of this same radiation at the same time while hitting the tooth. The difference in phase (assuming the appearance of a difference of intensity at approximately a step), between the reference ray and the different rays striking this point of the tooth during the movement of the weft, allows us to recover the distance between the reference plane calibrated in the factory and the measured surface in the mouth. It is then possible for the software to trace the desired Z value for this point (the X and Y values are given by the geometry of the CCD sensor or C-MOS). It is therefore a relative method.
For simplicity's sake, and given that the greater the distance between the object and the camera is great, less light is strong, the variation of the phase is measured by measuring the variation of the ray intensity (more intense = closer, less intense = further)) (Image. 12).
The factory calibration of cameras is obviously very important. It consists inter alia in correlating the phase and the intensity measured on a reference plane providing a reference value Z0. It is for this reason that we must never interchange cameras without calibrate them by software

For correlating the intensity, phase, and the Z distance, we are facing an equation with three unknowns (phase, amplitude, and offset in the optical language) requiring to be projected onto the object at least four different phases allowing us to collect four images, so four different intensities on the same point of the objectbjet.

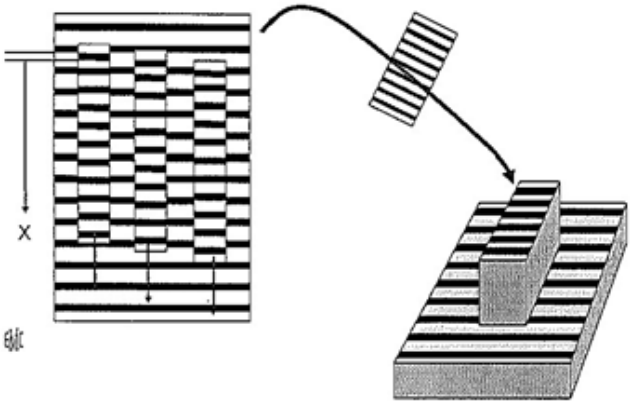


Image 12 Principle of the offset phase. offset (H) and the number of raster lines (phase) observation depending on the height of the object, the value of the offset of the frame X and the inclination of its surface (cone beam).

Thanks to these four intensity information, we can solve the equation with three unknowns. It is possible to trace the value of Z we seek.
As we know the X and Y position of the illuminated point on the frame of the matrix sensor (CCD), we have the three spatial coordinates X, Y and Z of the point. For projecting the four phases (or more) known relative to the stored reference phase, we shift the frame (square for the Cerec © or sinusoidal for Hennson) of a known value and measure the intensity for each of the four positions.This is why this method is called "phase offset method, in $\pi/2$, π, 3 $\pi/2$ and 2 π ».

Limits of the method:
The system key is the quality of the analysis of the light phasethus the visibility of the light intensity emitted and received at each point on the image (CCD pixel). To increase the precision, a good method is to analyze the same image "n" times by projecting a coding of phase where "n" is the highest possible.Recall that in this method, the greater the number of analyzes at the point, the more the method is accurate, but the more it may move during and between shots.

A second important element is the quality of the reflection on the object to have a good measure of the luminous intensity. This reflection must be as uniform as possible, regardless of the color of the object.
The teeth being of a variable color, it makes sense to use a white uniform layer called coating and which is projected onto the object before measuring the intensities.

A third important element is the appearance of so-called "unrelated" zones. If there is no continuity between two measurement zones, the system can not know if these zones are at the same altitude at almost a single frame rate (at almost a curve of level). We talk about risk of "phase shift".
To remedy this problem, the systems now have complex mathematical trails, but not always effective.
This partly explains the use of the chromatic numbering of the fringes.

The fourth element to be considered is the angle formed between the projection of the light and its resumption (reflection). This angle creates shadows preventing any measurement. As more this angle is larger and more precise is the measurement, but the longer the shadow is. You have to look for the best compromise. It is 4 ° for Cerec © and 7 ° for Hennson (Images. 13, 14).
Finally, we know that another way to increase the quality of the impression is to increase the discriminatory quality of the CCD pixels. It makes senses to reduce their surface, the measure of the intensity, therefore the calculation of the phase being done at their levels.This explains the "race to the pixels" that we know today.

Chromatic profilometry [51].
This principle is illustrated in Image 15 of the Pro50 system.
We project on the object a light beam in the form of a spectrum of wavelength in the visible (450 to 800 nm). For this, we project our light on a prism and distribute the different wavelengths on the object.
Instead of having a series of black and white lines as in the projection of a mask we have lines of different colors

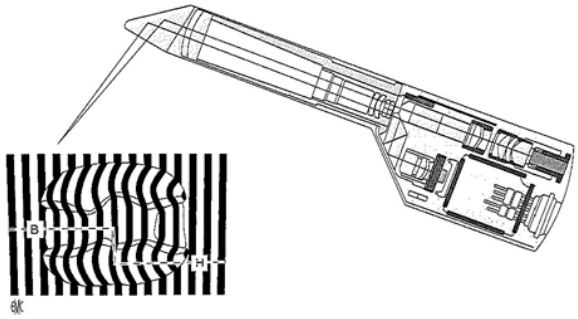


Image 13 Cerec© 2 intra oral camera (parallel projection Profilometry) (Sirona©/Moermann).

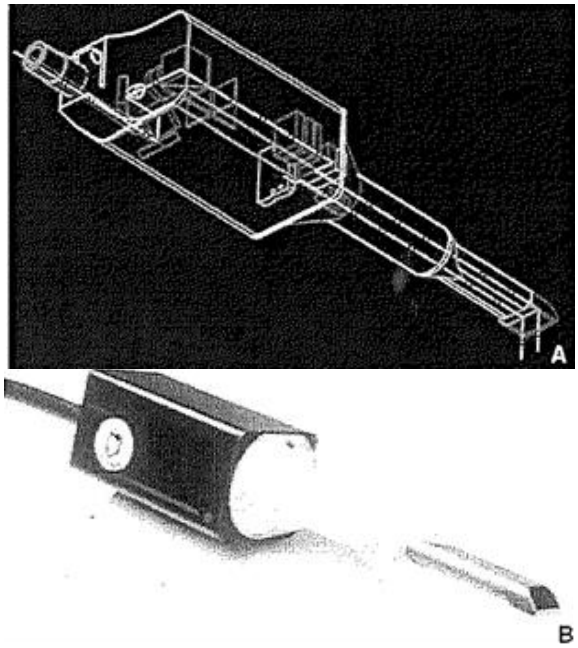


Image 14 Hennson-Duret Camera (conical projection profilometry).

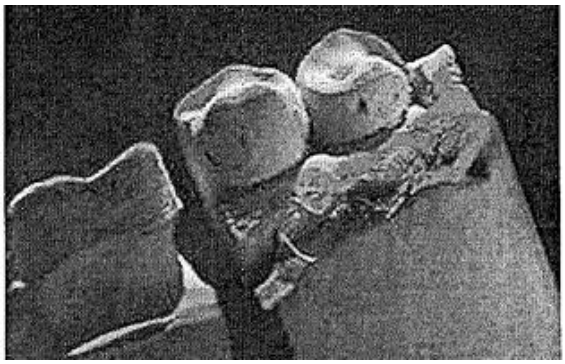


Image 15 Impression measurement by chromatic profilometry (Pro50 system) (A, B).

It is therefore possible to find the profile of the sections of the object in the chromatic profiles observed by the camera by easily avoiding phase shifts.
Each pixel of the image observed by the solid CCD sensor or C-mos is characterized by the chromatic analysis it can perform (X and Y in the map). This identification allows, by comparing the position and the chromatic distribution of the incident light to that of reference, to find the angle of inclination of the elementary area (pixel) that is equivalent to the function x / f.
This method, used by the Pro50 system is easy to implement but it is very dependent on the quality of the white light spectrum that passes through the lens (prism) and specular appearance of the model reflecting surfaces. Moreover, its setting time is relatively long (several seconds) and its accuracy rarely exceeds 50 micrometers.

Fourier transform profilometry method.

As in the profilometry phase, this method uses the projection of a periodic grid or frame on the object, but without any phenomenon of phase slip or change in the shape of the frame, except its periodicity.
There are several methods of filtering and convolution using this famous transform or other relatives such as the Walsh-Hadamard Transform (WHT) or the Karhunen-Loeve Transform. These methods are based on a mathematical filter set seeking to extract variable intensity data due to the frame frequency pixel per pixel, the Z references.
These methods are not used in dentistry despite their simplicity of implementation with the mathematical and electronic tools available today. It deserves to be reminded to future researchers.

« Time of flight »Method

Among the methods allowing to know in real time the three-dimensional position of a point in space, we have seen that it is possible to implement triangulation methods such as stereovision or the projection of an active light structured on the object in the form of a single point or complex interferometry.
We also found that one of the basic principles to be followed in these methods was the existence of an angle between the optical axis of the reflector (s).
The major problem arising from this geometric montage is that, whatever the method adopted triangulation or phase shift, the observed object is always different from the object receiving the light output (at approximately an angle) and this results in the creation of not always detectable shadow areas by the observer..
The so-called time of flight method has the great advantage of allowing to remove this angle of projection / reflection by confusing the optical emission and the reception axis. There is no problem with angulation (shading, parallax correction, etc.).

We mention it for the record because it is not yet used in three-dimensional reading, that is to say in dental optical impression.

If there are many visualization applications using flight time by ultrasound in dentistry (analysis of the temporomandibular joint [ATM], salivary glands and even visualization of dental canals), given the promises it offers hope in our business, it seemed important to mention the flight time as a full method of dental CADCAM, and in particular its most elaborate application or *Optical Coherence Tomography (OCT)* based on the analysis of successive echoes that will undoubtedly not fail to appear in the future.

Non collinear focus-defocus method
or Rohaly's Active Wavefront Sampling (AWS) [52 – 53]

Very recently, and given the growing importance of dental CADCAM in practice, the largest industrial groups have approached developments that had been carried out in 1970-1980 years. Especially the development of a camera capable of taking the views directly in the mouth, without going throught the models, which prompted a renewed interest in research and development in this field.
What differentiates the first application (model shooting) of the second (mouth shooting) is substantially the speed with which the X, Y and Z reference points must be obtained. Indeed, the setting speed of all the measuring points must be greater than the natural movements of the patient, ie less than 1 / 20th - 1 / 30th of a second with a precision equal to or greater than 20 µm.
As we have seen, only two methods up to 2007 allowed us to approach this performance; it was the phase shift interferometry used by the Hennson system (Duret), then the Cerec ©.
Most recently, the team from the Massachusetts Institute of Technology (MIT) (Boston) has proposed a new and interesting alternative derived from the dynamic defocus-focus originally described in 1982 by Abranson, then Rioux in 1985.

Principle of dynamic focus-defocusing.
The principle, used in the confocal microscope, is to project a path of light through a moving lens in the optical axis onto the object, and to calculate the movement of this lens to move from the fuzzy view to the view net.If we have a good reference and know the movement of the lens transcription / distance to the object, regarding each point analyzed by the patch exists a Z distance lens-object..
In the Rohaly system, the assembly is more complex, because it must be done in the mouth (fast) and on a large surface (matrix) (Image 16).

Image 16 3M Lava ™ COS Intraoral Camera

To meet these two requirements, he has developed a system composed of three sensors, facing a disk composed of three holes, and whose three optical paths result are not collinear.
The front lens focuses the LED light which successively surrounds on one of the holes whose diameter corresponds (at approximately a focal distance) to the minimum diameter of the illuminated arch portion when it is in the focus of the focusing lens (the one that moves). One of the three CCDs sensors corresponding records the image when the light intensity is maximum, because this corresponds to the best position of the arc in the sensor focal plane. The fact that the three beams are not collinear creates a stereoscopic effect allowing 3D reconstruction. We therefore have a combination of the method of focusing and defocusing and stereoscopic method to trace the value Z (X, Y being given by the place on the CCD). The well designed system takes 20 frames per second and 10,000 points per view. For an arch, it

is common to work 120 seconds, so to make about 2400 views and measure 24 million points, which ensures an accuracy of approximately 10µm.

Image-receiving and images processing Methods in dental CAD/CAM

The second part of an impression acquisition corresponds to the so-called signal processing phase, which can be an analog processing (pouring of the plaster in the impression) or a digital image processing in the case of the CFAO by imprint probing or optical.
During this second step are collected the information from the deformation of the signal as defined in the first chapter and their formatting so that they can be used by the diagnostic step then design leading to the desired therapy as is the dental prosthesis.
We typically decompose this stage in five phases:

- The sampling ; •
- The coding ;
- The restoration ;
- The parameters extraction ;
- The recognition.

Signal processing has the essential function to combine two diametrically opposed functions in compliance with the data to be processed: the quantity and quality of information.

Impression sampling

This is the number of elementary points from the object detected by the information sensor. This number of information "is a number totally dependent on the chosen impression method. To understand the meaning of this measure, we must accept that whatever impression mode chosen, we are dealing with the same phenomenon: the tooth surface is composed of points sufficiently close to give the illusion of a continuous surface. Sampling consists of defining the area to be allocated to each point. For example, for a plaster model the surface is a function of the particle size of the material; the finer it is, the more accurate the impression is. In micropalpage, it depends on the number of points taken and regaring optical impression on the number of pixels (or elementary image points) of the sensor.
A sampler is more accurate that it reports a high number of points per unit area or is able to discriminate the pixel itself. On the other hand, we must remember that each point is similar to its neighbor, and that at this level any such discrimination does not take place (or discretization in computer language).
The resolution of the impression is the number of elementary points defining a unit of surface (not to be confused with the precision which is the knowledge of the minimum volume in which it is possible to know the position of a point in space by reference to a fixed and common reference).
In dental CAD / CAM there are two types of sensor [58-61]:

- The mechanical sensors (magnetic, optical, etc.) present in the arm and the tip of the micro-sensors for measuring the movements of angles and allow to deduce the displacement of the plug probe
- The optronic sensors (CCD, C-Mos or photo diode array [PDA]) present in the impression reading cameras and measuring the intensity (or even the wavelength) of the radiation reflected on the surface of the object that we measure. These sensors are controlled by so-called image processing electronic cards in charge of gathering the data point-to-point (Image 17).

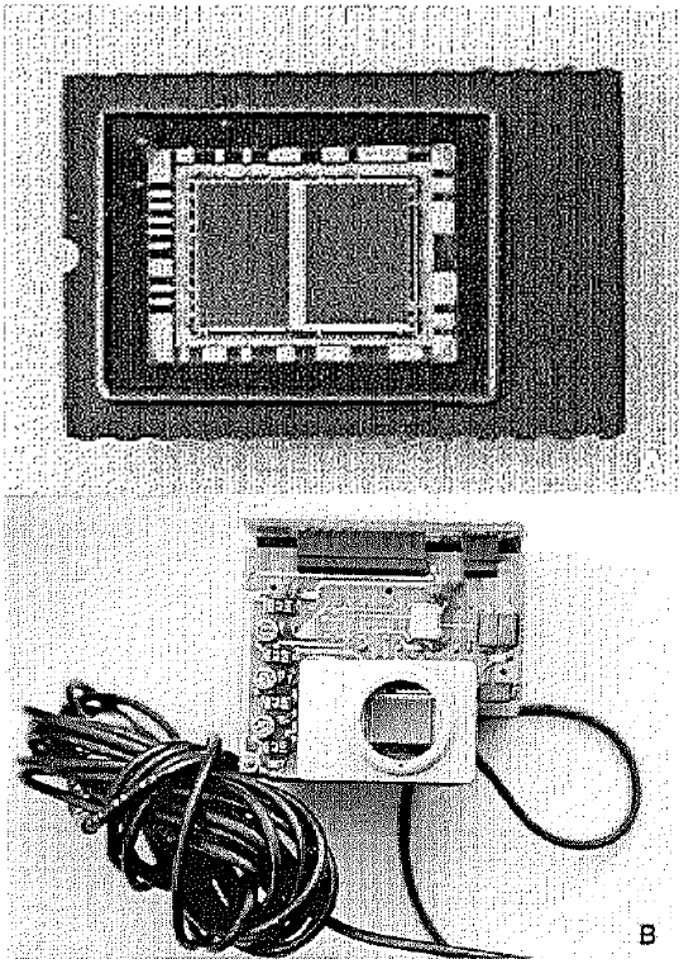


Image 17. A first-generation CCD sensor (512,000 pixels) (A) with its visible memory area and the current CCD sensor (which can exceed 26 million pixels) (B).

CCD is the best known and most common component in dental CADCAM systems. It is made in the surface of many very small analysis points called pixels (picture elements elementary) charged with electricity. In each of these small points (or well of potential) is a surface sensitive to the number of photons coming to hit it. The higher this number of photons, the more it is emptied of its charge and the more it must be refilled to be close to the next imageThe intensity of the light received by a pixel is measured by calculating the amount of electricity that must be reset so that it returns to its initial value (we are talking about re-filling the welles of potential).
The CCD thus performs a photonic / electrical conversion, and then, electrical / digital if we calculate digitally the amount of electricity to be added.So there are analog / digital conversion making the information from the measurement of the shape of the object usable by a computer.
C-Mos, variations of the CCD, are CCD having signal preprocessing systems included in the hardware (usually deep layers) which accelerates calculations and access to digital data, but definitely fixes this part of treatment.

PDAs operate on a fairly close principle (potential difference), but are less sensitive than CCDs. They have a higher saturation level than CCDs, making them less accurate but more flexible to use.

Impression encoding

The operation called impression encoding consists in assigning each pixel an X and Y value corresponding to its position on the surface of

the sensor, therefore on the 2D image of the captured object and a value Z drawn from the value of the intensity measured in the well of potential, function of the number of photons which come to strike its surface.
Each sensor (suche as CCD) has characteristics defining its effectiveness:

- Its transfer speed (hence its French name "charge transfer device"/"Dispositif à transfert de charge") which corresponds to the speed of the transmission of the information of the pixel (X, Y and Z) in the memory of the image card. This value corresponding to the modulation transfer can be increased by tightening the lines, but it requires a possible control of the temperature rise that can affect accuracy
- Its sensitivity to the wavelength, because the sensors are more efficient in the visible (except the radiation in the red and the blue);
- Its separating or dynamic power corresponding to the number of intensity levels (called gray levels) that it is able to discriminate.

This signal enters a converter (digitizer), which converts a DC signal (digital continuous signal) into a series of pairs (position / time, intensity) and which, through a comparator assigns a numerical reference value to the measured signal. It therefore leaves the digitizer a series of numbers (X, Y and Int.) corresponding to each pixel. This list is stored in a memory and properly ordered under the control of a genlock or "locked clocks generator". It is on this series that must act filtering to avoid overloading the computer and to rid it of measuring artefacts.

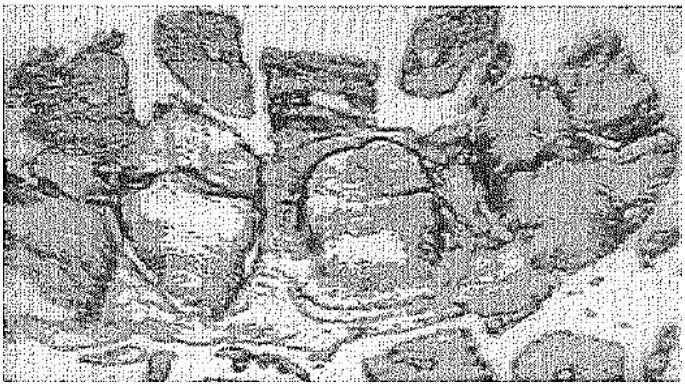


Image 18. Point cloud example of an intraoral view of the preparation of a molar (Blouin-Duret 1984). We note the points that served as reference correlation views.

Information filtering is a coding step that consists of selecting, decreasing or even compressing the information. There are many general purpose compression engines with some filters specific to dentistry. Among the general compression engines we can mention:

- Dynamics reductions (going from 4000 to 500 levels of gray discrimination);
- Range encodings or tolerance thresholds that combine the same closest values under the same symbol. The convolution or skeletonization of images fits into this type of filteringas its so-called differential coding variant which consists in studying the relative variation of the information based on a very strong common data and no longer on the information itself;
- Very known filters such as Fourier transform, Hadamard or Karhunen-Loeve that decompose a complex signal into a sum of simple signals (called harmonics and expressed sinusoidally in the Fourier transform) can be also used;
- Other well-known simplifications are those bringing a set of points to simple shapes (vectors, functions, known volumes) such as defining a points cloud close to a cube simply by its eight vertex points or defining balloon shapes through its center and radius, triangles or arches (Image 18).

In dental CAD / CAM, we must be very careful in the selection of filters. It should be known that if certain areas can be simplified,others such as angles corresponding to chamfers or shoulders in the preparation at the height of the finishing line does not have to be "washed".

Impression restoration

This step consists in simplifying the information, eliminating the aberrant or needless points and reconstructing the object by finding, for example, the invisible surfaces. This operation is marked by two successive operations.

Correlation of views

The correlation of views allows you to enter into a single repository a set of views taken from different angles and different magnifications.
Several methods are used, but the most widespread in dentistry are the following.

Mechanical correlation
The object of the analysis is fixed on a mobile support evolving according to precise and predetermined axes ensuring that this dental model moves at a known distance from the reading camera and the predetermined measured point in the recovery software (or Everest GNI). It is therefore easy to know the magnification and angle of view, as they are defined by the hardware mechanical assembly organs.

Optical correlation
It can be done today in dentistry according to three different criteria. Correlation on points imposed on the image: we place in the reading field flat or volumetric images that the software automatically recognizesor that the operator indicates in the displayed field. Clearly a minimum of three common references must be in each view to be correlated.
The manual recognition is a well known method, because it was for a long time the way followed to correlate stereoscopic views. An interesting example was applied in 1982 in dentistry by Hennson: the correlation was done on surfaces with a black dot in their center, but the problem was the grazing views that prevented a good skeletonization of the correlation point. Also, in 1984, this company proposed to use spheres (called a correlation spheres) of diameter known by the software. The advantage of the sphere was that whatever the angle of view or the magnification, the center of the sphere, real correlation point, was easily found by the calculation made from the spherical cap observed by the camera.
Similarly, it is also possible to find oneself on predefined lines, for example, to sketch briefly or precisely a part of finishing line, a cusp zone or an occlusal surface groove. The software is based on our location on each of the views (again, it is necessary that the marked area is common to each view).
This method has been repeated many times outside of dentistry.
Correlation on the automatic recognition of the obvious points, but not identified by the operator as the top of a church: this method has been developed for a long time for stereoscopy but has been extended to dentistryonly recently. It has the great advantage of being completely automatic. The idea is to find objects or obvious image (shoulders) common to both views and large masses of points like the top of the cusps diluting the risk of error. This method is booming today. We performed many correlations on teeth without indicating particular areas with great success in the years 1995 at University Southern California (USC) (Image 19) [62, 63].

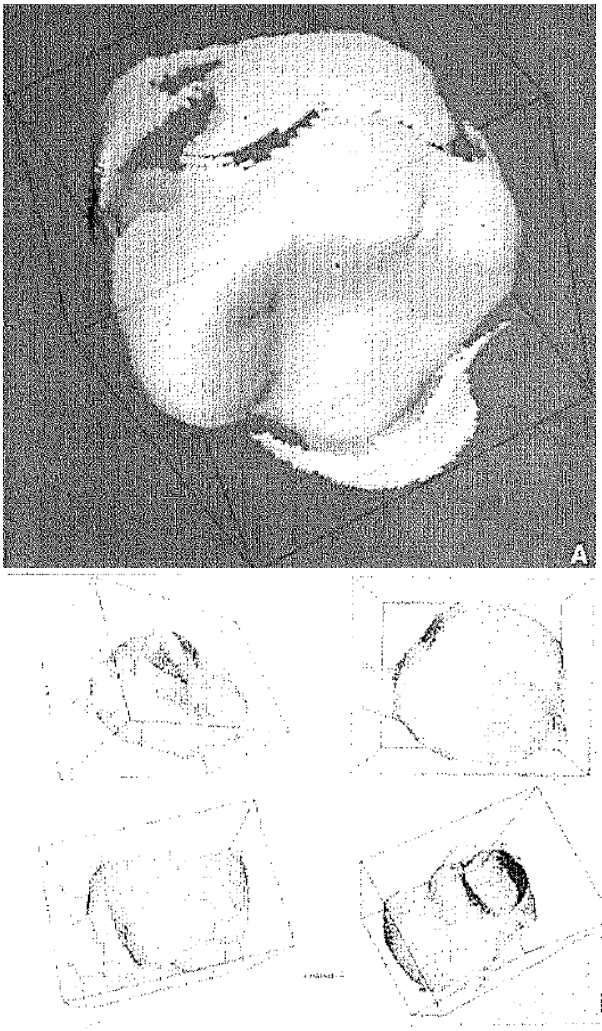


Image 19. Two examples of automatic correlation adjusted on the cusps, before and after the action of the recognition software (University Southern California; Médioni-Duret 1995).

Correlation by overlapping images:

Le principe est de prendre une multitude de vues, comme un film, et de les corréler les unes derrière les autres. Point n'est besoin de reconnaître des points spécifiques de l'image, il suffit, si l'on peut dire, qu'au moins 30 % de la surface de l'image soit commune avec la suivante. Statistiquement, un bon logiciel de reconnaissance de formes peut corréler ce type de vues. Cette méthode a été récemment introduite en dentisterie par différents systèmes de CFAO pour l'orthodontie (ne nécessitant pas la même précision que la reconstitution prothétique). C'est une méthode pleine d'avenir, pour ne pas dire la méthode présentant le plus d'intérêt pour le futur du fait de l'extension du développement des caméras dynamiques endobuccales.
Quelle que soit la méthode utilisée, il faut savoir que la corrélation des vues augmente la résolution mais dégrade la précision (effet de flèche, de courbure, de tonneau). Cette dégradation est modulable, car l'imprécision naît d'un effet de croisement de surface. Si l'on détermine la ligne de croisement, il est possible d'indexer chaque point d'un mouvement de levier pour diminuer cette erreur.
La corrélation des vues est le facteur pénalisant et limitant la précision de la lecture tridimensionnelle. C'est pour cette raison que très peu de systèmes, hormis le système Hennson-Duret, ont corrélé les vues avant les années 2000.

Data Compaction

According to an usable coding by the selected CAD / CAM stations, the points must be put according to a mode, an order or a compatible CAD /CAM software language or machining languages, if you do not wish to go through a CAD / CAM modeling. The best-known and most historical mode of presentation is the z-buffer which consists of arranging the points in an order (x and y) defined by a base grid (like the squares of a checkers game) and a rise in the third dimension following the z information.

This method has an advantage in dentistry: in principle, it removes undercuts. This is also a disadvantage in terms of accuracy because this model reduces information by filtering on a criterion dependent on the mean axis selected for modeling the value of z.

Extraction and recognition of parameters

Present in the first dental CADCAM systems, extraction of parameters becomes increasingly automated. This is to indicate some elements of dental morphology that can help to modeling, but also to the construction of the future crown. [64].
Today, it is common to indicate the finish line and possibly the contact areas. In moderately sophisticated systems, furrows and cusp tops are given to help with occlusal placement. In high-performance systems, this research is completely automated and the intervention is done at the level of the CAD stage [65]. These indications are done on video images or in pseudo-modeling. These are often specific summary representations of the developers of the system used or the basic representation as the z-buffer already described.

Positive image and negative image

It seems interesting to recall, before closing this chapter, the concept of positive images and negative images. This reminder helps us closer analysis that address the digital occlusion directly dependent on the dental CAD/CAM. It is very simple, relatively speaking, for a software to turn an impression as we turn a glove inside out. It is therefore possible to make a shooting in a traditional impression without going through the model casting.

If this has the advantage of limiting the causes of error, it has the terrible disadvantage of having undercut areas beyond the line of the biggest outline, an area that is not always accessible for optical reading or that can cause shadow effects. This explains why we have so little use of this type of reading.
However, this method is widely used for over 25 years [66] to determine the static occlusion (Duret system, Cerec@, Lava™, GNI, etc.). It is enough to make a bite, corresponding to the position of the occlusion clinically chosen and to take the optical impression by ensuring to have a vision of the elements allowing the correlation with the opposing teeth (spheres, pieces of cusp, finishing lines).

The software transforms the negative view of the bite into a positive view that best illustrates the forms of the opposing teeth and, using the correlation elements, brings together in a common reference "adjacent teeth and opposing teeth", offering the user a single object virtual, a double set combining partial or total arches called "in a position of static occlusion" in the language of dental CAD / CAM.

Conclusion

As we have just seen, since the emergence of new technologies, there has been only one possible definition of impression taking: it is not an impression but a measure of dental volume related to the same reference system, either the plaster itself, or the departure of the probe, or a virtual optical reference linked to the calibration of the optical system and which can be given in an absolute or relative manner.

These three techniques define three great categories of impression taking for the clinician: conventional impression taking, impression taking by palpation and optical impression taking. Each of these methods has its advantages and disadvantages, but it is certain that only optical impression taking is needed ... before being itself undermined by a method that we do not know yet.

We must also remember that in this chapter, in the midst of a multitude of metrology techniques, only the current impression methods applied to dentistry have been mentioned.These methods are precise enough to allow a measure to tens of micrometers close, both in accuracy than resolution.So they respond completely to a need imposed by the clinic to the achievement of prostheses.

The enormous progress that has been made in image processing can preserve measurement accuracy resulting from the impression, but we must admit that much progress remains to be done in the area of the correlation of views for a complete impression.

The birth of the dynamic optical impression, mastering the correlation of views by increasing the flow of measurements and their rates addresses this issue and allows definitively introducing the concept of optical impression in the mouth directly in dental practices as we had imagined 40 years ago [67].

This article has been online prepublished: the year of the copyright may be earlier than the update that is integrated.

References

[1] Duret F. Empreinte optique. [Thèse], faculté d'odontologie-Université Claude Bernard, Lyon, 1973. 400p

[2] Duret F. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l' exercice de cabinet. *Cah Prothese* 1985;50: 73-109.

[3] Bugugnani R, Landez C. *Les empreintes en prothèse conjointe*. Paris: éditions Cahiers de prothèses; 1979 (543p)

[4] Bassière M, Gaignebet E. *Métrologie générale*. Paris: Dunod; 1966 (517p).

[5] Ring ME. *Dentistry, an illustrated history*. St Louis: CV Mosby; 1985 (320p).

[6] Fauchard P. *Le chirurgien-dentiste, ou traité des dents*. Paris: Mariette; 1746 (494 p).

[7] Preiswerk G. *Atlas-manuel de prothèse dentaire et buccale*. Paris: Baillière et fils; 1998 (415p).

[8) Serre D, Pouysségur V. Matériaux à empreinte. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-064-A-IO, 1998 : 14p.

[9] Altschuler B. *Holodontography: an introduction to dental laser holography*. Texas: AFSC SAM; 1973 (28p).

[10] Pryputniewicz C, Burston J, Bowley W, Determination of arbitrary tooth deplacements. *J Dent Res* 1978;57:663-74.

[11] Beaufils P. Les MTT à structure portique. *Mesures* 1994;668:84-90.

[12] Apap M. J'ai essayé : spéciales empreintes. *Clinic* 2004;25(HS):5-66

[13] Andersson M. Procera: a new system for fabrication of artificial dental crowns. In: *Prosthetic dentistry*. Umea University; 1996. p. 123p.

[14] Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results With titanium crowns fabricated With machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989;47:279-86.

[15] Samama Y, Ollier J. *Système Procera*, Coll. Réussir. Paris: Quintessence International; 2002 (87p).

[16] Hoa D. Le système Procera. [Thèse, UFR d'Odontologie], Montpellier 1, 2006. 156p.

[17] Schlegel A, Besimo C, Donath K. The *in vitro* study of the marginal fit accuracy of computer-milled titanium crowns. II. A histological morphometric marginal-gap analysis. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991; 101:1409-14

[18] Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R. The Celay system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont* 1994; 7:434-9

[19] Miyzaki T. New dental CAD/CAM system for posterior restoration. *Jpn Dent Tech* 1998; 672:113-9

[20] Rekow D. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *I Am Dent Assoc* 1991; 122:43-8

[21] Zaborsky J. DCS System for the production of crowns and bridges. In*: ICC. Symposium on ceramics*. Berlin: Quintessence; 1989.

[22] Mushabac DR. Dental prob. US Pat, 1980.4 182 312.

[23] Duret F. Duret B, Pelissier B. CFAO histoire vécue, le temps des pionniers. *Inf Dent* 2007(29): 1659-62.

[24] Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO : le temps des démonstrations. *Inf Dent* 2007(29) :1663-8

[25] Duret F. B. Duret B, Pelissier B. CFAO : futur prometteur. *Inf Dent* 2007(29) :1704-12

[26] Duret F. L'empreinte optique ou la cybernétique odontologique. *Dent News* 1984; 40:32-54

[27] Duret F. The sopha CAD/CAM: 2 years of research in USC school of dentistry. In: Preston J, editor. *International conference on computers in clinical dentistry*. Houston: Quintessence; 1992. p. 179-85.

[28] Levy P, et al. La CFAO dentaire : numéro spécial. *Le fil dentaire* 2010;51:3-66.

[29] Bernard A, Remy S, Ris G. Etat de l'art des systèmes de numérisation 3D. In: *Numérisation 3D*. Paris: Actes des conférences numérisation 3D; 2002. p. 10-26,

[30] Bruhat G. *Optique*. Paris: Masson; 1992.

[31] Butcher G. Stephen C. The reflex optical Potter. *Br Dent J* 1981; 151: 304-.5.

[32] Williams AG- The Switzerland and Minnesota developments in Cad/Cm. *J DentPract Adm* 1987 ;4 :50-4

[33] Nguyen HC. *Le system LAVA* de 3M Espe [Thèse, UFR Odontologie], Université 1, 2008. 206p.

[34] Bunemann J. Réalisation d'un bridge céramo-céram_ique en oxyde de zirconium avec le nouveau système FAO Cercon. *ATD 2002*:13:75-84.

[35] Duret F, Pelissier B, Ogura HLE. GN I ou *le dental Cad/Cam* de GC. *Quintessenz Zahntech* 2001 ; 27:1028-33.

[36] Graber G, Besimo C. Le système céramique performant DCS. *ATD 1995* ; 6 :309-13

[37] Rathke A. *High-Tech-Plattform fur Zahntechnik: Technologische und klinisched Vorbereitung fur ein integriertes Computergestutztes Systenz-ein aktuelle Standorbestimmung (Cad. esthetics).* Berlin: Quintessence; 2002 (p. 162—9).

[38] Duret F. Procédé de reconnaissance tridimensionnelle de formes d'objets tels que des organes en médecine ou en chirurgie dentaire. In: *Brevet* N° 84.05173. INPI editor; 1984. p. 16.
[39) Altschuler B, Taboada J. The numerical stereo camera. *SPIE 1981*; 1: 15-24 (Proceeding of conference Washington).
(40] Goupil A, Oget D, Grynfas S. Avec digident : une avancée technologique remarquable. *Tech Dent 2003*; 200: 154-60.
(41] Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic Zr02 crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001 ; 4:195-206.
{42] Elsaghir T. La CFAO: le Système Everest. [Thèse. UFR Odontologie], Université Montpellier 1, 2008. 146p.
[43] Duret F. L'empreinte optique, système de traitement d'image en dentisterie. In: Iries R, editor. *L'analyse et le traitement des images biomédicales*. Beynes: Association pour l'information et la recherche en informatique, électronique et statistiques; 1982. p. 285-95.
[44] Duret F, Termoz C. Method of and apparatus for making prosthesis, especially a dental prosthesis. *United States patent* 4663720, 1980. 7p.
[45] Duret F. L'empreinte optique: quand l'ordinateur se fait prothésiste. *Tonus Dent* 1983; 16(1):13-5
[46) Moermann W, Brandestini M. *Die CEREC Computer Reconstruction*. Berlin: Quintessenz Bibliothek; 1989 (231 p).
[47] Duret F, Blouin J. Process and apparatus for taking a medical cast. *US patent Office*; 1987. (# 4.952.149). 12p.
[48] Pfeiffer J. Dental Cad/Cam technologies: the optical impression (1). *Int J Comput Dent* 1998; 1:29-33
[49] Pfeiffer J. Dental Cad/Cam technologies: the optical impression (2). *Int J Comput Dent* 1998 ; 1 :65-72
[50] Bernier F. Bergemann H. Capteurs optiques: les dispositifs à transfert de charge (DTC). *Electron Industr* 1982; 28:67
[51) Guillaume A. PRO50 (Cynovad). *Tech Dent* 2001; 5:12
[52) Rohaly J, Hart DP, Brukilacchio TJ. Three-channel camera systems with non-collinear apertures. *USA patent* 7.372.642. 2006.
[53) Boerjes J, Schiessel SK. Digital dentistry *USA patent* 2007/084727, 2006.
[54] Duret F, Blouin J, Duret B. Bases fondamentales dans la conception et la fabrication assistées par ordinateur de prothèses dentaires. *Quest Odonto„stomatol* 1985 ; 39 :197-216.
[55] Goulette F. Traitement de nuage de points 3D denses: quels logiciels pour quelles applications ? In: *Numérisation 3D*. Paris: Actes des conférences numérisation 3D; 2002. p. 31.
[56] Nalwa VS. *A guided tour of computer vision*. Reading: Addison-Wesley Publishing; 1993 (361 p).
[57] Jain A, Flynn PJ. *Three dimensional object recognition systems*. Amsterdam: Elsevier; 1993 (470p).
[58] Mayé P. *Optoélectronique industrielle*. Paris: Dunod; 2001 (364p).
[59] Benson B. Television camera. In: Fink D, Christiansen D, editors. *Electronics engineers Handbook*. New York: McGraw-Hill; 1989.
[60] Powell NR. Frequency and phase (Angle) modulators. In: Fink D, Christiansen D, editors. *Electronics engineers Handbook*. New York: McGraw-Hill; 1989.
[61] Duret F, Termoz C. Dispositif photosensible et empreinte optique en dentisterie. In: *L'analyse et le traitement des images biomédicales*. *Tours*. 1982.
[62] Duret F. La CFAO dentaire : six ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985. *Actual Odontol Stomatol* 1991; 175:431-54.
(63] Chi-Keung T, Medioni G, Duret F. Automatic, accurate surface model interference for dental CAD/CAM. *National Sciences Foundation, IRI-94231441* University of Southern California; 1996.
[64] Margerit J. Application des lasers en chirurgie dentaire. [Thèse], Odontologie, Montpellier 1, 1975. 52p.
[65] Duret F, Blouin J. *Rapport odontologique* : *la CFAO dentaire*. D ANVAR éditeur; 1987 (269p). In : www. françois.duret.com, no 97 & n° 101.
[66] Duret E Pelissier B. *Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO : concepts cliniques*. Paris: SNPMD; 2005 (132p).
[67] Duret F. Vers un nouveau symbolisme pour la réalisation de nos pièces prothétiques. *Cah Prothese* 1985; 50:65-71.

For more information

HandyScan 3D: innovation, technologie. Succès. 2007.
http://www. handyscan3d.com