



SUOMI – FINLAND
(FI)

PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS
PATENT- OCH REGISTERSTYRELSEN



FI000119716B

(12) PATENTTIJULKAISU
PATENTSKRIFT

(10) FI 119716 B

(45) Patentti myönnetty - Patent beviljats

27.02.2009

(51) Kv.lk. - Int.kl.

A61B 5/0408 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

(21) Patentihakemus - Patentansökning

20002304

(22) Tekemispäivä - Ingivningsdag

18.10.2000

(24) Alkuperä - Löpdag

18.10.2000

(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig

19.04.2002

(73) Haltija - Innehavare

1 •Polar Electro Oy, Professorintie 5, 90440 Kempele, SUOMI - FINLAND, (FI)

(72) Keksijä - Uppfinnare

1 •Nissilä, Seppo, Käpykuusentie 28, 90240 Oulu, SUOMI - FINLAND, (FI)

(74) Asiamies - Ombud

Kolster Oy Ab, Iso Roobertinkatu 23, 00120 Helsinki

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning

Elektrodirakenne ja sykemittausjärjestely

Elektrodkonstruktion och anordning för pulsmätning

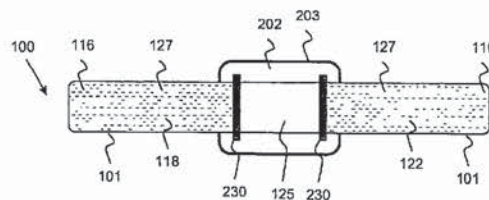
(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer

FI 934012 A, EP 0142372 A1, EP 0760224 A1, EP 0922434 A1, US 4129125 A, US 4989607 A1, US 5314389 A, US 5511553 A, US 5702753 A, WO 93/00857 A1

(57) Tiivistelmä - Sammandrag

eksintö kohdistuu elektrodirakenteeseen ja sykemittausjärjestelyyn EKG-signaalin mittaamiseksi henkilön rintakehän iholta. Elektrodirakenne (100) käsittää henkilön rintakehän ihoa (102) vasten asettuvan nauhamaisen rakenneosan (101), joka materiaaaliltaan taipuisa, pehmeä ja ihonpinnan mukaisesti muotoutuva. Elektrodirakenteen (100) päissä on elektrodit (118, 122). Elektrodirakenteen sisäpinta (116) on tartuntapinta elektrodirakenteen (100) kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle (102). Elektrodirakenne (100) käsittää myös elektrodeihin (118, 122) yhteydessä olevat EKG-käsittelyvälineet (200), joilla mitataan EKG-signaalin aiheuttama potentiaaliero elektrodien välillä ja muodostetaan sykeinformatio mitatun potentiaalieron perusteella. Elektrodirakenteeseen (100) kuuluu vielä lähetin sykeinformatioa lähettämiseksi rannevastanottoimeen (110), jossa on näyttö (112) sykeinformatioa näyttämiseksi.

Uppfinningen avser en elektrodkonstruktion och ett pulsmättningsarrangemang för mätning av en EKG-signal på bröstorgans hud på en person. Sagda elektrodkonstruktion (100) omfattar en bandlik konstruktionsdel (101), som ligger an mot bröstorgans hud (102) på personen, och som till sitt material är böjligt, mjukt och som formar sig efter hudens yta. I ändarna på sagda elektrodkonstruktion (100) finns elektroder (118, 122). Den inre ytan (116) av sagda elektrodkonstruktion utgörs av en fästningsyta för fästning av sagda elektrodkonstruktion (100) på bröstorgans hud (102) på personen. Sagda elektrodkonstruktion (100) omfattar även till sagda elektroder (118, 122) i förbindelse varande EKG-behandlingsdon (200), med vilka mätes den av EKG-signalen förorsakade potentialskillnaden mellan sagda elektroder, samt bildar en pulsinformation på basen av sagda uppmätta potentialskillnad. Till sagda elektrodkonstruktion (100) hör ytterligare en sändare för sändning av sagda pulsinformation till en handledsmottagare (110), i vilken finns ett indikeringsdon (112) för indikering av sagda pulsinformation.



Elektrodirakenne ja sykemittausjärjestely

Keksinnön ala

Keksinnön soveltamisalana on sydämen sykeinformaatiota non-invasiivisesti mittaava laite, erityisesti liikunnan ja urheilun yhteydessä käytettävä sykemittari.

Keksinnön tausta

Sydämen lyöntitiheyden mittaaminen on kiinnostava sovellusalue liikuntasuorituksen yhteydessä. Lyöntitiheyden eli sykkeen perusteella saadaan tietoa esimerkiksi henkilön rasitustasosta, palautumisesta ja kunnon kehittymisestä, jolloin harjoitteiden ja levon suhdetta voidaan paremmin tarkkailla ja suunnitella.

Sykkeiden mittaaminen henkilön iholta tehdään sydämen lyönnistä aiheutuvan elektrokardiograafisen (EKG) signaalin perusteella. Lisätietoa EKG:stä on saatavissa tähän viitteeksi otettavasta lähteestä: Guyton, Arthur C.: Human Physiology and Mechanisms of Disease. Third edition. W.B. Saunders Company 1982. ISBN 4-7557-0072-8. Luku 13: The Electrocardiogram. Elektrokardiograafinen signaali on sydämen lyönnistä aiheutuva sähkömagneettinen signaali, joka havaitaan mittaushenkilön keholla. Signaalin mittaaminen tehdään elektrodien avulla, jotka elektrodit ovat kontaktissa vartaloon ainakin kahdessa pisteessä. Polarisaatiovektorilla lähinnä sydäntä oleva elektrodi toimii käytännössä usein varsinaisena mittauselektrodina toisen elektrodin tarjotessa maapotentiaalin, johon mittauselektrodin mittaamaa jännitettä ajan funktiona verrataan.

Sykemittarin rintakehälle asetettavat elektrodit on tunnetusti sovitettu vyömäiseen rakenteeseen eli niin kutsuttuun elektrodivyöhön. Tällöin elektrodivyö on ihmisen rintakehän ympärille kiristettävä rengasmaisen koko rintakehän ympäröivä kiinnitysväline. Eräs tällainen rakenne esitetään kuviossa 1. Elektrodivyöt ovat tunnetusti rakenteeltaan sen kaltaisia, että vyön keskiosassa on elektroniikkayksikkö, jonka molemmilla puolilla on elektrodi. Elektrodit mittaavat sydämen lähettämää sähköistä pulssia ja lähettävät mittaustuloksensa elektroniikkayksikölle elektrodin ja elektroniikkayksikön yhdistävän liitännän kautta. Elektrodivyön sisältämät komponentit, kuten elektroniikkayksikkö ja elektrodit on yleensä päällystetty muovilla tai kumilla komponenttien suojaamiseksi esimerkiksi kosteutta vastaan. Elektrodivyön

rakenteesta riippuen elektroniikkayksikkö usein käsittää myös välineet lähettää sähköinen pulssi analogisena purskeena esimerkiksi ranteessa olevaan vastaanotin- ja näyttöyksikköön. Vaihtoehtoisesti elektrodivyö voi sisältää itsessään välineet tallentaa ja näyttää sähköiset pulssit.

- 5 Tavallisesti elektrodivyöt ovat rakenteeltaan sellaisia, että elektrodivyön komponentteja päällystävä kuminen tai muovinen tukirakenne on suhteellisen jäykkä. Tällaiset elektrodivyöt soveltuvat yleensä huonosti pitkäaikaiseen yhtämittaiseen käyttöön, ja ne aiheuttavat helposti hiertymiä iholle. Elektrodivyön vyömäinen rakenne myös rajoittaa sen optimaalista sijoittamista
- 10 oleellisesti sydämen kohdalle ihmisillä, joilla rintakehän alueella on runsaasti lihas- tai muuta kudoserakennetta. Myös hoikille aikuisille ja lapsille jäykkä elektrodivyö on käytössä hankala, koska se ei taivu riittävästi kapean rintakehän omaavan ihmisen vartalon mukaan. Eräissä tunnetun tekniikan mukaisissa ratkaisuissa on lähestytty siten, että elektroniikkayksikön ja
- 15 elektrodin välinen muovinen tukirakenne on tehty haitarimaiseksi, jolloin elektrodivyön taipuminen saadaan aikaan välittömästi elektroniikkayksikön ulkopuolelta. Tällainen ratkaisu kuitenkin vähentää ainoastaan elektrodivyön taivutusjäykkyyttä, koska elektrodivyö on edelleen rengasmaisen ja rintakehän ympärille kiinnitettävä.

- 20 Tunnetun tekniikan mukaiseen ratkaisuun sisältyy vakava haitta: jäykkä elektrodivyö on vaikea sijoittaa rintakehälle optimaalisesti parhaan mittatuloksen saavuttamiseksi erityisesti pitkäaikaisessa yhtämittäisessä käytössä, jolloin elektrodivyö myös helposti aiheuttaa iholle hiertymiä.

Keksinnön lyhyt selostus

- 25 Keksinnön tavoitteena on toteuttaa parannettu elektrodirakenne ja sykemittausjärjestely sydämen sähköisen sykesignaalin mittaamiseksi henkilön keholta siten, että yllä mainitut ongelmat saadaan ratkaistua. Tämä saavutetaan seuraavaksi esitettävällä elektrodirakenteella EKG-signaalin mittaamiseksi henkilön rintakehän iholta, joka elektrodirakenne käsittää nauhamaisen rakenneosan, jossa on henkilön rintakehän ihoa vasten asettuva sisäpinta ja sille vastakkainen ulkopinta, ja jonka elektrodirakenteen ensimmäisessä päässä on ensimmäinen elektrodi ja elektrodirakenteen toisessa päässä on toinen elektrodi, ja joka elektrodirakenne on sovitettu mittaamaan EKG-signaalin aiheuttamaa potentiaalieroja ensimmäisen elektrodin
- 30 ja toisen elektrodin välillä, elektrodirakenteen sisäpinta on tartuntapinta elektrodirakenteen kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle, joka elektro-
- 35

dirakenne käsittää elektrodien yhteydessä olevan elektroniikkayksikön sykeinformaation muodostamiseksi elektrodeilla mitatun EKG-signaalin perusteella. Elektroniikkayksikkö on sovitettu koteloon, jolloin kotelo käsittää yhden tai useamman tartuntaelimen elektroniikkayksikön liittämiseksi elektro-

5 dirakenteen nauhamaiseen rakenneosaan, jotka tartuntaelimet sijaitsevat elektroniikkayksikön kotelon henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla, ja jotka tartuntaelimet muodostavat elektrodien ja elektroniikkayksikön välisen sähköisen kytkennän.

Keksinnön kohteena on myös sykemittausjärjestely EKG-signaalin

10 mittaamiseksi henkilön rintakehän iholta, joka sykemittausjärjestely käsittää henkilön rintakehälle asetettavan elektrodirakenteen ja rannevastaanotin-yksikön, joka elektrodirakenne käsittää nauhamaisen rakenneosan, jossa on henkilön rintakehän ihoa vasten asettuva sisäpinta ja sille vastakkainen ulko-

15 elektrodi ja elektrodirakenteen toisessa päässä on toinen elektrodi, ja joka elektrodirakenne on sovitettu mittaamaan EKG-signaalin aiheuttamaa potentiaali-eroa ensimmäisen elektrodin ja toisen elektrodin välillä, jolloin elektrodira-

20 kenne edelleen käsittää elektrodien yhteydessä olevat EKG-käsittelyvälineet mitata EKG-signaalin aiheuttama potentiaali-ero ensimmäisessä ja toisessa elektrodissa ja muodostaa sykeinformaatio mitatun potentiaali-eron perusteella, ja joka elektrodirakenne käsittää edelleen lähettimen sykeinformaation lähettämiseksi rannevastaanottoon, joka rannevastaanotin käsittää vastaan-

25 ottimen elektrodirakenteelta lähetetyn sykeinformaation vastaanottamiseksi, rannevastaanottimen edelleen käsittäessä näytön sykeinformaation näyttämiseksi, elektrodirakenteen sisäpinta on tartuntapinta elektrodirakenteen kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle, elektrodirakenteen elektrodien yhteydessä olevat EKG-käsittelyvälineet käsittävät elektroniikkayksikön syke-

30 informaation muodostamiseksi elektrodeilla mitatun EKG-signaalin perusteella. Elektroniikkayksikkö on sovitettu koteloon, jolloin kotelo käsittää yhden tai useamman tartuntaelimen elektroniikkayksikön liittämiseksi elektrodirakenteen nauhamaiseen rakenneosaan, tartuntaelimet sijaitsevat elektroniikkayksikön kotelon henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla, tartuntaelimet muo-

35 dostavat elektrodien ja elektroniikkayksikön välisen sähköisen kytkennän.

Keksinnön edulliset suoritusmuodot ovat epäitsenäisten patent-

35 tivaatimusten kohteena.

Keksinnön mukaisessa ratkaisussa käytettävä elektrodirakenne on tarkoitettu asetettavaksi käyttäjän rintakehän iholle. Elektrodirakenteen nauhamainen rakenneosa on eräässä suoritusmuodossa materiaaaliltaan taipuisa, pehmeä ja ihonpinnan mukaisesti muotoutuva, jolloin se on käytössä miellyttävä ja huomaamaton eikä aiheuta hiertymiä ja soveltuu siten hyvin myös pitkäaikaiseen käyttöön EKG-mittauksessa. Eräässä toteutusmuodossa elektrodirakenteen nauhamainen rakenneosa on yhtenäinen, jolloin siihen on integroitu molemmat elektrodit ja niiden kiinnitysväline. Elektrodirakenteen nauhamainen rakenneosa on kertakäyttöinen ja valmistuskustannuksiltaan edullinen.

10 Malliltaan se on esimerkiksi laastarimallinen tarra.

Elektrodirakenteen ensimmäisessä päässä on ensimmäinen elektrodi ja elektrodirakenteen toisessa päässä on toinen elektrodi. Elektrodirakenteen ensimmäinen elektrodi ja toinen elektrodi ovat sähköisesti toisistaan eristetyt potentiaalieron mittaamisen mahdollistamiseksi elektrodien välillä. Sykesignaalin optimaaliseksi mittaamiseksi ensimmäisen ja toisen elektrodin tulee sijaita riittävän kaukana toisistaan sydämen lyönnin aiheuttaman sähköisen EKG-signaalin havaitsemiseksi. Tällöin elektrodit on edullisesti sijoitettu elektrodirakenteen päihin. Elektrodeja voi luonnollisesti olla enemmänkin kuin mainitut kaksi.

20 Edullisen toteutusmuodon mukaisesti elektrodirakenteen sisäpinta on tartuntapinta elektrodirakenteen kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle. Eräs edullinen tapa toteuttaa tartuntapinta ja elektrodit on toteutusmuoto, jossa elektrodirakenteen nauhamaisen rakenneosan päissä olevat elektrodit on muodostettu sähköä johtavasta tartunta-aineesta. Näin tartunta-aine kiinnittää

25 elektrodirakenteen henkilön rintakehän iholle. Eräässä toisessa toteutusmuodossa elektrodirakenteen ensimmäinen elektrodi ja toinen elektrodi muodostuvat elektrodirakenteen kummassakin päässä elektrodin kohdalla olevasta sähköä johtavasta kalvosta, jonka henkilön ihon pintaa vasten asettuvalla sisäpinnalla on sähköä johtava tartunta-aine. Tartunta-aine on edullisesti sähköä johtava liima. Edelleen kolmas tapa toteuttaa elektrodit ja tartuntapinta on toteutusmuoto, jossa elektrodirakenteen ensimmäinen elektrodi ja toinen elektrodi muodostuvat elektrodirakenteen kummassakin päässä elektrodin kohdalla olevasta sähköä johtavasta kalvosta, jolloin elektrodirakenteen kummassakin

30 päässä olevan elektrodin leveys on nauhamaisen rakenneosan leveyttä kaapeampi. Nauhan ulkoreunoilla elektrodin ympärillä nauhan sisäpinnalla on tartunta-aine, jolla elektrodirakenne kiin-

35



nitetään käyttäjän iholle. Tällöin tartunta-aineen ei tarvitse olla sähköä johtava. Koska elektrodirakenteen sisäpinta on henkilön ihon pintaa kohden tuleva osa elektrodirakennetta, sijaitsevat elektrodit edullisesti nauhan sisäpinnalla. Elektrodirakenne voi olla muotoiltu myös siten, että elektrodit sijaitsevat osittain tai
 5 kokonaan sekä nauhan sisä- että ulkopinnalla. Edelleen elektrodirakenne voi olla muotoiltu siten, että elektrodit sijaitsevat nauhan sisäpinnalla, mutta niistä on liityntäpinnat myös nauhan ulkopinnalle.

Elektrodirakenteeseen kuuluu osana elektrodeihin yhteydessä oleva elektroniikkayksikkö. Elektroniikkayksikkö on elektrodirakenteen nauhamai-
 10 seen osaan yhdellä tai useammalla tartuntaelimellä liitettävä elektroniikka-komponentti. Elektrodirakenteen elektrodit ovat yhteydessä elektroniikkayksikköön. Elektroniikkayksikössä on EKG-käsittelyvälineet, joilla mitataan EKG-signaalin aiheuttama potentiaaliero ensimmäisessä ja toisessa elektrodissa ja elektrodien mittaamista sykesignaaleista muodostetaan arvio havaituille sydämen lyöntiajanhetkille ja edelleen havaittujen lyöntiajanhetkien perusteella
 15 lasketaan sydämen syke. Lisäksi elektroniikkayksikköön kuuluu lähetin sykeinformaation lähettämiseksi rannevastaanottimeen, jossa on vastaanotin elektrodirakenteelta lähetetyn sykeinformaation vastaanottamiseksi ja näyttö sykeinformaation näyttämiseksi.

20 Rannevastaanotin sijaitsee esimerkiksi käyttäjän ranteessa pidettävässä kellomaisessa laitteessa kuten sykemittarissa tai rannetietokoneessa. Tällöin elektrodirakenteen ja sykemittarin välinen informaation siirto tehdään tunnettuja tapoja käyttäen, kuten esimerkiksi yhdysjohdon välityksellä, optisesti tai sähkömagneettisesti. Näyttö sykeinformaation näyttämiseksi sijaitsee
 25 edullisesti kyseisessä toteutusmuodossa niinikään rannevastaanottimessa.

Elektroniikkayksikkö on edullisesti sovitettu koteloon, joka käsittää yhden tai useamman tartuntaelimen elektroniikkayksikön liittämiseksi elektrodirakenteen nauhamaiseen rakenneosaan. Tartuntaelimet sijaitsevat edullisim-
 30 min elektroniikkayksikön kotelon henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla. Tartuntaelimet ovat edullisesti rakenteeltaan keskusyksikön kotelossa olevat kiinnityshahlot, saranoitu puristava klipsi tai vastaava. Tartuntaelimissä tai keskusyksikön kotelossa on sähköä johtavat liitäntäelimet, joiden kautta elektrodeilla mitattava EKG-signaali johdetaan elektrodeilta elektroniikkayksikölle.

Keksinnön etuna on myös elektrodirakenteen huomaamattomuus, vaivattomuus ja hyvä soveltuvuus hyvinkin pitkäaikaiseen käyttöön tunnettuihin ratkaisuihin verrattuna.

Kuvioiden lyhyt selostus

5 Keksintöä selitetään seuraavassa lähemmin viitaten oheisiin piirustuksiin, joissa

kuvio 1 esittää henkilön rintakehälle asetettua tunnetun tekniikan mukaista lähetinelektrodivyötä ja ranteeseen asennettua vastaanotinyksikköä,

10 kuvio 2 esittää keksinnön mukaista henkilön rintakehälle asetettua erään toteutusmuodon mukaista sykemittausjärjestelyä,

kuvio 3 esittää keksinnön mukaisen elektrodirakenteen erästä toteutusmuotoa sen ulkopinnan puolelta nähtynä,

kuvio 4 esittää kuvion 3 mukaisen elektrodirakenteen sen sisäpinnan puolelta nähtynä,

15 kuvio 5 esittää kuvion 3 mukaisen elektrodirakenteen sen poikittais-suunnasta nähtynä,

kuvio 6 esittää kuvion 3 mukaisen elektrodirakenteen nauhamaisen osan,

20 kuvio 7 esittää keksinnön mukaisen elektrodirakenteen erästä toista toteutusmuotoa sen sisäpinnan puolelta nähtynä,

kuvio 8 esittää kuvion 7 mukaisen elektrodirakenteen nauhamaisen osan,

kuvio 9 esittää kuvion 7 mukaisen elektrodirakenteen sen poikittais-suunnasta elektrodin kohdalta nähtynä,

25 kuvio 10 esittää keksinnön mukaisen elektrodirakenteen erästä toteutusmuotoa sen sivusuunnasta nähtynä,

kuvio 11 esittää keksinnön mukaisen elektrodirakenteen keskusyksikön erään toteutusmuodon sen poikittaissuunnasta nähtynä ja

30 kuvio 12 esittää keksinnön erään sovellusmuodon mukaista laitejärjestelyä sykkeen muodostamiseksi.

Keksinnön yksityiskohtainen selostus

Keksintöä selostetaan seuraavassa eräiden edullisten toteutusmuotojen avulla viitaten oheisiin kuvioihin 2-12.

35 Kuviossa 2 on esitetty henkilö, jonka sydämen sykettä mitataan rintakehälle 102 asetettavan elektrodirakenteen 100 avulla. Sykkeen mittaus

tapahtuu elektrodirakenteessa 100 olevien kahden tai useamman elektrodin 118,122 avulla, joiden välille muodostuu mitattavissa oleva potentiaaliero sydämen lyödessä.

Esitetty elektrodirakenne 100 käsittää nauhamaisen rakenneosan 101.

- 5 Se on edullisesti yhtenäinen nauha 101, jossa on henkilön rintakehän ihoa 102 vasten asettuva sisäpinta 116 ja sille vastakkainen ulkopinta 120. Elektrodirakenteen 100 ensimmäisessä päässä on ensimmäinen elektrodi 118 ja elektrodirakenteen 100 toisessa päässä on toinen elektrodi 122. Elektrodirakenteen 100 ensimmäinen elektrodi 118 ja toinen elektrodi 122 ovat sähköisesti
- 10 toisistaan eristetyt nauhassa 101 elektrodien välillä olevalla eristävällä vyöhykkeellä 125 potentiaalieron mittaamisen mahdollistamiseksi elektrodien välillä. Ensimmäisen elektrodin 118 ja toisen elektrodin 122 välille syntyy siis mitattavissa oleva potentiaaliero eli EKG-signaali, jota elektrodirakenteella 100 mitataan.

- 15 Elektrodirakenteen sisäpinta 116 on tartuntapinta, jonka avulla elektrodirakenne 100 kiinnitetään henkilön rintakehän iholle 102. Elektrodirakenteen 100 nauha 101 on materiaaliltaan taipuisa, pehmeä ja ihonpinnan mukaisesti muotoutuva. Nauhan 101 materiaali voi olla esimerkiksi muovia, tekstiilikuitua, niiden yhdistelmää tai jotain vastaavaa materiaalia. Nauha 101 on
- 20 edullisesti kertakäyttöinen.

- Erään toteutusmuodon mukaisesti, kuten kuvioissa 7-9, elektrodirakenteen 100 elektrodit 118,122 on muodostettu nauhan 101 sisäpinnalle 116 nauhan 101 kumpaankin päähän sähköä johtavasta tartunta-aineesta 127. Tartunta-aine 127 on edullisesti sähköä johtava liima, kuten sähköä johtava
- 25 Solgel tai johtava silikoniliima.

- Erään toisen toteutusmuodon mukaisesti, kuten kuvioissa 3-6, elektrodirakenteen 100 elektrodit 118,122 muodostuvat elektrodirakenteen 100 kummassakin päässä elektrodin 118,122 kohdalla olevasta sähköä johtavasta kalvosta 119, joka on esimerkiksi metallia, sähköä johtavaa muovia tai
- 30 vastaavaa sähköä johtavaa materiaalia. Tällöin elektrodirakenteen 100 kummassakin päässä olevan elektrodin 118,122 leveys voi olla nauhamaisen rakenneosan 101 levyinen tai sen leveyttä kapeampi. Kalvo 119 voi tällöin koskettaa suoraan henkilön ihon pintaa 102 tai kalvon 119 henkilön ihon pintaa vasten asettuvalla sisäpinnalla 116 voi olla sähköä johtava tartunta-aine 127.
- 35 Tartunta-aine 127 on edullisesti sähköä johtava liima, kuten johtava Solgel tai johtava silikoniliima. Mikäli elektrodin 118,122 leveys on nauhamai-

sen rakenneosan 101 leveyttä kapeampi, voidaan nauhan 101 ulkoreunoilla nauhan sisäpinnalla elektrodien 118,122 ulkopuolella käyttää tartunta-ainetta 127, jonka 127 ei tarvitse olla sähköä johtavaa.

Koska elektrodirakenteen 100 sisäpinta 116 on henkilön ihon pintaa
 5 kohden tuleva osa elektrodirakennetta 100, sijaitsevat elektrodit 118,122 edullisesti nauhan 101 sisäpinnalla 116. Elektrodirakenne 100 voi olla muotoiltu myös siten, että elektrodit 118 ja 122 sijaitsevat osittain tai kokonaan sekä nauhan sisäpinnalla 116 että ulkopinnalla 120. Edelleen elektrodirakenne 100 voi olla muotoiltu siten, että elektrodit 118,122 sijaitsevat nauhan sisäpinnalla
 10 116, mutta niistä on liityntäpinnat myös nauhan 101 yläpinnalle 120.

Elektrodirakenteeseen 100 kuuluu kuvioden 2,3,4,7,10 ja 11 mukaisesti myös elektrodeihin 118,122 yhteydessä oleva keskusyksikkö 202. Keskusyksikkö 202 on erillinen elektroniikkaosa, joka liitetään elektrodirakenteen 100 nauhamaiseen osaan 101 yhdellä tai useammalla tartuntaelimeillä 230. Elektroniikkayksikkö 202 on sovitettu koteloon 203, joka käsittää
 15 yhden tai useamman tartuntaelimen 230 elektroniikkayksikön 202 liittämiseksi elektrodirakenteen 100 nauhamaiseen rakenneosaan 101. Tällöin tartuntaelimet 230 edullisesti sijaitsevat elektroniikkayksikön 202 kotelon 203 henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla.

20 Elektrodirakenteen 100 elektrodit ovat sähköisesti johtavassa yhteydessä keskusyksikköön 202. Yhteys toteutetaan edullisesti siten, että tartuntaelimet 230 muodostavat elektrodien 118,122 ja elektroniikkayksikön (202) välisen sähköisen kytkennän. Tartuntaelimet 230 ovat rakenteeltaan keskusyksikön kotelossa olevat kiinnityshahlot, saranoitu puristava klipsi tai
 25 vastaava. Tartuntaelimissä 230 tai keskusyksikön 202 alapinnalla on sähköä johtavat liitäntäelimet, joiden kautta elektrodeilla 118,122 mitattava EKG-signaali johdetaan elektrodeilta 118,122 keskusyksikölle 202.

Keskusyksikössä 202 on EKG-käsittelyvälineet, joilla mitataan EKG-signaalin aiheuttama potentiaaliero ensimmäisen ja toisen elektrodin välillä ja
 30 elektrodien mittaamista sykesignaaleista muodostetaan sykeinformaatio käsittelemällä sykepulssin, sykevälien tunnistuksen ja laskennan tai syketaajuuden eli sykkeen. Lisäksi keskusyksikköön 202 kuuluu lähetin 208 sykeinformaation lähettämiseksi rannevastaanottoimeen 110, jossa on vastaanotin keskusyksiköltä 202 lähetetyn sykeinformaation vastaanottamiseksi ja näyttö 112 sykeinformaation näyttämiseksi käyttäjälle.
 35

Rannevastaanotin 110 sijaitsee käyttäjän ranteessa pidettävässä kellomaisessa laitteessa kuten sykemittarissa tai rannetietokoneessa. Tällöin elektrodirakenteen 100 ja sykemittarin välinen informaation siirto 108 tehdään tunnettuja tapoja käyttäen, kuten esimerkiksi yhdysjohdon välityksellä, optisesti tai sähkömagneettisesti. Näyttö 112 sykeinformaation näyttämiseksi sijaitsee edullisesti kyseisessä toteutusmuodossa niinkään rannevastaanottimessa 110.

Edullisesti mitattava EKG-signaali prosessoidaan eli suodatetaan, vahvistetaan ja tunnistetaan tunnettuja menetelmiä käyttäen elektrodirakenteessa 100 siten, että EKG-signaalista pystytään tunnistamaan sydämen lyönnit lähetettäväksi vastaanotinyksikköön 110. Sydämen lyönnin tunnistamisessa elektrodirakenne 100 mittaa elektrodien välistä potentiaalieroja tai jännitettä. Sykkeen tunnistus perustuu esimerkiksi sydänsignaalista tunnistettavaan QRS-kompleksiin, jossa kirjaimet Q, R ja S viittaavat sydämen sähköisen aktivaation aiheuttamiin potentiaalivaiheisiin sähkösignaalissa. Eräässä toteutusmuodossa QRS:n tunnistus voidaan tehdä sovitettujen suodattimien avulla, jolloin elektrodirakenteessa verrataan mallikompleksia mitattuun QRS-kompleksiin ja vertailun ollessa tietyn kynnsarvon ylittävä, hyväksytään mitattu kompleksi sydämen lyönniksi.

Elektrodirakenteen 100 mittaama sykeinformaatio välitetään telemetrisesti 108 ranteessa pidettävään kellomaiseen vastaanotinyksikköön 110, kuten sykemittariin, rannetietokoneeseen tai vastaavaan. Tällöin elektrodirakenne 100 käsittää lähettimen sykeinformaation lähettämiseksi vastaanotinyksikköön 110, joka puolestaan käsittää vastaanottimen informaation vastaanottamiseksi. Esimerkiksi telemetrisen induktiivisen lähetyksen tapauksessa lähetin ja vastaanotin käsittävät kelan, jolloin lähetys tapahtuu yhtenä tai useampana magneettisena pulssina kutakin sydämen lyöntiä kohden. Magneettisina pulssina tapahtuvan lähetyksen 108 sijasta elektrodirakenteen 100 elektrodien mittaama sykesignaali-informaatio voidaan välittää vastaanotinyksikköön 110 esimerkiksi optisesti, RF-lähetyksenä, yhdysjohdon välityksellä tai vastaavalla muulla tunnetulla tavalla.

Eräässä suoritusmuodossa vastaanotinyksikkö 110 käsittää syöttövälineet 114 komentojen antamiseksi laitteistolle. Komennot voivat olla esimerkiksi komentoja aloittaa/lopettaa sykkeen mittausta, sykerajojen asetus, valolähteen aktivointi tai muita vastaavia sykemittareissa olevia toimintoja. On selvää, että tarvittavat komennot voidaan välittää elektrodirakenteelle vas-

taavasti yhteyttä 108 käyttäen kuin on kuvattu edellä sykeinformaation lähetystapauksessa elektrodirakenteelta 100 vastaanotinyksikölle 110. Vastaanotinyksikkö 100 käsittää eräässä suoritusmuodossa näytön 112 muodostetun sykeinformaation näyttämiseksi. Sykeinformaatiolla tarkoitetaan tässä sydämen lyöntitiheydestä muodostettua tai urheilusuoritukseen sykkeen kautta liittyvää informaatiota, kuten esimerkiksi syke/minuutti, sykevarianssi, asetetut sykerajat tai urheilusuorituksen kesto tietyllä sykealueella.

EKG-signaalin voimakkuus ihmisen iholla vaihtelee pääosin vektorilla, jonka maksimiarvo saavutetaan vektorin alkupisteessä oikean olkapään kohdalla ja minipiste vektorin loppupisteessä vasemmassa kantapäässä. Maksimaalinen EKG-signaali saadaan pääsääntöisesti ihmiseltä mitattua asettamalla elektrodit mainitun vektorin päätepisteisiin.

Kuviossa 12 on esitetty keksinnön erään edullisen suoritusmuodon mukaisen laiteratkaisun rakenne, jossa kaikki sykkeen mittaukseen, prosessointiin ja näyttämiseen vaadittavat rakenteet ja toiminnot ovat rintakehän iholla olevassa elektrodirakenteessa 100. Elektrodirakenteella 100 ja erityisesti siihen kuuluvilla elektrodeilla 118, 122 mitataan EKG-signaali käyttäjän iholta ja välitetään signaalit EKG:n käsittely-yksikköön 200. EKG:n käsittely-yksikössä 200 suoritetaan tarvittavia signaalinkäsittelyoperaatioita EKG-signaalille kuten suodatusta ja vahvistusta. Käsittely-yksikössä 200 edelleen suoritetaan sykkeen detektointi EKG-signaalista tunnistamalla esimerkiksi QRS-kompleksin R-piikki voimakkaimpana signaalissa tai tunnistamalla sovitettujen suodattimien avulla QRS-kompleksin ajoituskohta. Muodostetut sykeilmaisut välitetään elektrodirakenteen 100 toimintaa koordinoivaan keskusyksikköön 202, joista sykeilmaisusta saadaan laskettua syketiheys. Sydämen lyöntitiheyden eli sykkeen perusteella voidaan muodostaa keskusyksikköön 202 yhteydessä olevassa laskentayksikössä 206 muita laskennallisia suureita eli sykeinformaatiota. Sykeinformaatiolla tarkoitetaan tässä siis esimerkiksi syketiheyttä, sykkeen varianssia, sykkeen muutosnopeutta, sykerajaa tai vastaavaa suurta. Sykemittarina toimiva elektrodirakenne 100 käsittää edelleen syöttövälineet 114 syöttötietojen antamiseksi, kuten esimerkiksi sykkeen mittauksen aloitus- ja lopetusajanhetkien osoittamiseksi. Syöttövälineet 114 voidaan toteuttaa esimerkiksi painonappeina, kosketuspintana näytöllä, puheohjauksena tai muulla vastaavalla tavalla. Elektrodirakenne 100 käsittää edelleen muistin 204, koostuen lyhytaikaisesta RAM-muistista sykeinformaation ja vastaavan tallentamiseen, sekä tarvittavien ohjelmien tallennukseen tarkoitettua ROM-muistista.

Laiteosissa, kuten esimerkiksi keskussyksikössä 202, laskentayksikössä 206 ja valvontayksikössä tarvittavat välineet toteutetaan edullisesti ohjelmallisesti yleiskäyttöisellä mikroprosessorilla, mutta myös erilaiset laitteistototeutukset ovat mahdollisia, esimerkiksi erillisistä logiikkakomponenteista rakennettu piiri tai yksi tai useampi ASIC (Application Specific Integrated Circuit).

Vaikka keksintöä on edellä selostettu viitaten oheisten piirustusten mukaisiin esimerkkeihin, on selvää ettei keksintö ole rajoittunut niihin, vaan sitä voidaan monin tavoin muunnella oheisten patenttivaatimusten esittämän keksinnöllisen ajatuksen puitteissa.



Patenttivaatimukset

1. Elektrodirakenne EKG-signaalin mittaamiseksi henkilön rintakehän iholta, joka
 - elektrodirakenne (100) käsittää nauhamaisen rakenneosan (101),
 - 5 jossa on
 - henkilön rintakehän ihoa (102) vasten asettuva sisäpinta (116) ja sille vastakkainen ulkopinta (120), ja jonka
 - elektrodirakenteen (100) ensimmäisessä päässä on ensimmäinen elektrodi (118) ja elektrodirakenteen (100) toisessa päässä on toinen elektrodi
 - 10 (122), ja joka elektrodirakenne (100) on sovitettu mittaamaan EKG-signaalin aiheuttamaa potentiaalieroja ensimmäisen elektrodin (118) ja toisen elektrodin (122) välillä,
 - elektrodirakenteen sisäpinta (116) on tartuntapinta elektrodirakenteen (100) kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle (102),
 - 15 joka elektrodirakenne (100) käsittää elektrodeihin (118,122) yhteydessä olevan elektroniikkayksikön (202) sykeinformaation muodostamiseksi elektrodeilla mitatun EKG-signaalin perusteella,
 - t u n n e t t u siitä, että elektroniikkayksikkö (202) on sovitettu koteloon (203), jolloin kotelo (203) käsittää yhden tai useamman tartuntaelimen
 - 20 (230) elektroniikkayksikön (202) liittämiseksi elektrodirakenteen (100) nauhamaiseen rakenneosaan (101),
 - jotka tartuntaelimet (230) sijaitsevat elektroniikkayksikön (202) kotelon (203) henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla,
 - ja jotka tartuntaelimet (230) muodostavat elektrodien (118,122) ja
 - 25 elektroniikkayksikön (202) välisen sähköisen kytkennän.
2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) nauhamainen rakenneosa (101) on materiaaaliltaan taipuisa, pehmeä ja ihonpinnan mukaisesti muotoutuva yhtenäinen nauha (101).
- 30 3. Patenttivaatimuksen 1 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) ensimmäinen elektrodi (118) ja toinen elektrodi (122) ovat sähköisesti toisistaan eristetyt.
4. Patenttivaatimuksen 1 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) elektrodit (118,122) on muodostettu sähköä johtavasta tartunta-aineesta (127).
- 35

5. Patenttivaatimuksen 1 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) ensimmäinen elektrodi (118) ja toinen elektrodi (122) muodostuvat elektrodirakenteen (100) kummassakin päässä elektrodin (118,122) kohdalla olevasta sähköä johtavasta kalvosta (119).

5 6. Patenttivaatimuksen 5 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) kummassakin päässä olevan elektrodin (118,122) leveys on nauhamaisen rakenneosan leveyttä kapeampi.

7. Patenttivaatimuksen 5 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodin (118,122) kohdalla henkilön ihon pintaa vasten asetu-
10 tuvalla sisäpinnalla (116) on sähköä johtava tartunta-aine (127).

8. Patenttivaatimuksen 4 tai 7 mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että tartunta-aine (127) on sähköä johtava liima.

9. Jonkin edellisen patenttivaatimuksen mukainen elektrodirakenne, t u n n e t t u siitä, että elektrodirakenteen (100) nauhamainen raken-
15 neosa (101) on kertakäyttöinen.

10. Sykemittausjärjestely EKG-signaalin mittaamiseksi henkilön rintakehän iholta, joka

- sykemittausjärjestely käsittää henkilön rintakehälle (102) asetet-
tavan elektrodirakenteen (100) ja rannevastaanotinyksikön (110), joka

20 - elektrodirakenne (100) käsittää nauhamaisen rakenneosan (101), jossa on

- henkilön rintakehän ihoa (102) vasten asettuva sisäpinta (116) ja sille vastakkainen ulkopinta (120), ja jonka

25 - elektrodirakenteen (100) ensimmäisessä päässä on ensimmäinen elektrodi (118) ja elektrodirakenteen (100) toisessa päässä on toinen elektrodi (122), ja joka

- elektrodirakenne (100) on sovitettu mittaamaan EKG-signaalin aiheuttamaa potentiaaaliero ensimmäisen elektrodin (118) ja toisen elektrodin (122) välillä, jolloin

30 - elektrodirakenne (100) edelleen käsittää elektrodeihin (118, 122) yhteydessä olevat EKG-käsittelyvälineet (200) mitata EKG-signaalin aiheut-
tama potentiaaaliero ensimmäisessä ja toisessa elektrodissa ja muodostaa sy-
keinformaatio mitatun potentiaaalieron perusteella, ja joka

35 - elektrodirakenne (100) käsittää edelleen lähettimen sykeinfor-
maation lähettämiseksi rannevastaanottimeen (110), joka rannevastaanotin
(110) käsittää vastaanottimen elektrodirakenteelta (100) lähetetyn syke-



informaation vastaanottamiseksi, rannevastaanottimen (100) edelleen käsittäessä näytön (112) sykeinformaation näyttämiseksi,

- elektrodirakenteen sisäpinta (116) on tartuntapinta elektrodirakenteen (100) kiinnittämiseksi henkilön rintakehän iholle (102),

- 5 - elektrodirakenteen (100) elektrodeihin (118, 122) yhteydessä olevat EKG-käsittelyvälineet (200) käsittävät elektroniikkayksikön (202) sykeinformaation muodostamiseksi elektrodeilla mitatun EKG-signaalin perusteella,

tunnettu siitä, että

- 10 - elektroniikkayksikkö (202) on sovitettu koteloon (203), jolloin kotelo (203) käsittää yhden tai useamman tartuntaelimen (230) elektroniikkayksikön (202) liittämiseksi elektrodirakenteen (100) nauhamaiseen rakenneosaan (101),

- tartuntaelimet (230) sijaitsevat elektroniikkayksikön (202) kotelon (203) henkilön ihon pintaa vasten osoittavalla pinnalla,

- tartuntaelimet (230) muodostavat elektrodien (118,122) ja elektroniikkayksikön (202) välisen sähköisen kytkennän.

11. Patenttivaatimuksen 10 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että elektrodirakenteen (100) nauhamainen rakenneosa (101) on materiaaaliltaan taipuisa, pehmeä ja ihonpinnan mukaisesti muotoutuva yhtenäinen nauha (101).

12. Patenttivaatimuksen 10 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että elektrodirakenne (100) käsittää ensimmäisen elektrodin (118) ja toisen elektrodin (122) välillä olevan sähköisesti eristävän osan (125) ensimmäisen elektrodin (118) ja toisen elektrodin (122) sähköiseksi eristämiseksi toisistaan.

13. Patenttivaatimuksen 10 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että elektrodirakenteen (100) elektrodit (118,122) ovat sähköä johtavaa tartunta-ainetta (127).

14. Patenttivaatimuksen 10 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että elektrodirakenteen (100) ensimmäinen elektrodi (118) ja toinen elektrodi (122) muodostuvat elektrodirakenteen (100) kummassakin päässä elektrodin (118,122) kohdalla olevasta sähköä johtavasta kalvosta (119).

15. Patenttivaatimuksen 14 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että elektrodirakenteen (100) kummassakin päässä olevan elektrodin (118, 122) leveys on nauhamaisen rakenneosan leveyttä kapeampi.

16. Patenttivaatimuksen 14 mukainen elektrodirakenne, tunnettu siitä, että elektrodin (118, 122) kohdalla henkilön ihon pintaa vasten asettavalla sisäpinnalla (116) on sähköä johtava tartunta-aine (127).

17. Patenttivaatimuksen 13 tai 16 mukainen sykemittausjärjestely, tunnettu siitä, että tartunta-aine (127) on sähköä johtava liima.



Patentkrav

1. Elektrodkonstruktion för mätning av en EKG-signal från bröstkorgens hud hos en person, vilken

- elektrodkonstruktion (100) omfattar en bandformig komponent
5 (101) med

- en inre yta (116) som placeras mot bröstkorgens hud (102) hos en person och en i förhållande till denna motsatt yttre yta (120), och vilken

- elektrodkonstruktionens (100) första ända uppvisar en första elektrod (118) och elektrodkonstruktionens (100) andra ända en andra elektrod (122),
10 och vilken elektrodkonstruktion (100) är anordnad att mäta en av EKG-signalen förorsakad potentialskillnad mellan den första elektroden (118) och den andra elektroden (122),

- elektrodkonstruktionens inre yta (116) är en kontaktyta för att fästa elektrodkonstruktionen (100) på bröstkorgens hud (102) hos en person,

15 vilken elektrodkonstruktion (100) omfattar en elektronikenhet (202) som står i förbindelse med elektroderna (118, 122) för att bilda pulsinformation på basis av den med elektroderna uppmätta EKG-signalen,

k ä n n e t e c k n a d av att elektronikenheten (202) är anordnad i ett hölje (203), varvid höljet (203) omfattar ett eller flera griporgan (230) för att
20 ansluta elektronikenheten (202) till elektrodkonstruktionens (100) bandformiga komponent (101),

vilka griporgan (230) är belägna på den yta av elektronikenhetens (202) hölje (203) som är vänd mot personens hudytan,

och vilka griporgan (230) bildar en elektrisk koppling mellan elektro-
25 derna (118, 122) och elektronikenheten (202).

2. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a d av att elektrodkonstruktionens (100) bandformiga komponent (101) är ett till materialet böjligt, mjukt och enhetligt band (101) som formas enligt hudytan.

3. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a d av
30 att elektrodkonstruktionens (100) första elektrod (118) och andra elektrod (122) är elektriskt isolerade från varandra.

4. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a d av att elektrodkonstruktionens (100) elektroder (118, 122) är bildade av ett bindemedel (127) som leder elektricitet.

35 5. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a d av

att elektrodkonstruktionens (100) första elektrod (118) och andra elektrod (122) består i elektrodkonstruktionens (100) vardera ända av en folie (119) som leder elektricitet vid elektroden (118, 122).

6. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 5, k ä n n e t e c k n a d av att bredden av elektroden (118, 122) i elektrodkonstruktionens (100) vardera ända är smalare än den bandformiga komponentens bredd.

7. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 5, k ä n n e t e c k n a d av att på den inre ytan som placeras mot personens hudyta vid elektroden (118, 122) finns ett bindemedel (127) som leder elektricitet.

8. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 4 eller 7, k ä n n e t e c k n a d av att bindemedlet (127) är ett lim som leder elektricitet.

9. Elektrodkonstruktion enligt något av de föregående patentkraven, k ä n n e t e c k n a d av att elektrodkonstruktionens (100) bandformiga komponent (101) är av engångstyp.

10. Pulsmättningsarrangemang för mätning av en EKG-signal från bröstorgans hud hos en person, vilket

- pulsmättningsarrangemang omfattar en elektrodkonstruktion (100) som placeras på personens bröstorg (102) och ett armbandsmottagarenhet (110), vilken

- elektrodkonstruktion (100) omfattar en bandformig komponent (101) med

- en inre yta (116) som placeras mot bröstorgans hud (102) hos personen och en i förhållande till den motsatt yttre yta (120), och vilken

- elektrodkonstruktionens (100) första ända uppvisar en första elektrod (118) och elektrodkonstruktionens (100) andra ända uppvisar en andra elektrod (122), och vilken

- elektrodkonstruktion (100) är anordnad att mäta en av EKG-signalen förorsakad potentialskillnad mellan den första elektroden (118) och den andra elektroden (122), varvid

- elektrodkonstruktionen (100) vidare omfattar EKG-behandlingsmedel (200) i anslutning till elektroderna (118, 122) för att mäta den av EKG-signalen förorsakade potentialskillnaden i den första och andra elektroden och bilda pulsinformation på basis av den uppmätta potentialskillnaden, och vilken

- elektrodkonstruktion (100) vidare omfattar en sändare för sändning av pulsinformation till en armbandsmottagare (110), vilken armbandsmottagare (110) omfattar en mottagare för mottagning av pulsinformation som sänts från

elektrodkonstruktionen (100), vilken armbandsmottagare (100) vidare omfattar en skärm (112) för att visa pulsinformation, en,

- elektrodkonstruktionens inre yta (116) är en kontaktyta för att fästa elektrodkonstruktionen (100) på bröstorgans hud (102) hos en person,

5 - EKG-behandlingsmedlen (200) i anslutning till elektrodkonstruktionens (100) elektroder (118, 122) omfattar en elektronikenhet (202) för att bilda pulsinformation på basis av den med elektroderna uppmätta EKG-signalen,

k ä n n e t e c k n a t av att

10 - elektronikenheten (202) är anordnad i ett hölje (203), varvid höljet (203) omfattar ett eller flera griporgan (230) för att ansluta elektronikenheten (202) till elektrodkonstruktionens (100) bandformiga komponent (101),

- griporganen (230) är belägna på den yta av elektronikenhetens (202) hölje (203) som är vänd mot personens hudytan,

15 - griporganen (230) bildar en elektrisk koppling mellan elektroderna (118, 122) och elektronikenheten (202).

11. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k n a t av att elektrodkonstruktionens (100) bandformiga komponent (101) är ett till materialet böjligt, mjukt och enhetligt band (101) som formas enligt hudytan.

20 12. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k n a t av att elektrodkonstruktionen (100) omfattar en elektriskt isolerande del (125) mellan den första elektroden (118) och den andra elektroden (122) för att isolera den första elektroden (118) och den andra elektroden (122) elektriskt från varandra.

25 13. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k n a t av att elektrodkonstruktionens (100) elektroder (118, 122) är av ett bindemedel (127) som leder elektricitet.

30 14. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k n a t av att elektrodkonstruktionens (100) första elektrod (118) och andra elektrod (122) består i elektrodkonstruktionens (100) vardera ända av en folie (119) som leder elektricitet vid elektroden (118, 122).

15. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 14, k ä n n e t e c k n a t av att bredden av elektroden (118, 122) i elektrodkonstruktionens (100) vardera ända är smalare än den bandformiga komponentens bredd.

35 16. Elektrodkonstruktion enligt patentkrav 14, k ä n n e t e c k n a t av att på den inre ytan (116) som placeras mot personens hudytan vid elektro-

den (118, 122) finns ett bindemedel (127) som leder elektricitet.

17. Pulsmättningsarrangemang enligt patentkrav 13 eller 16, k ä n -
n e t e c k n a t av att bindemedlet (127) är ett lim som leder elektricitet.



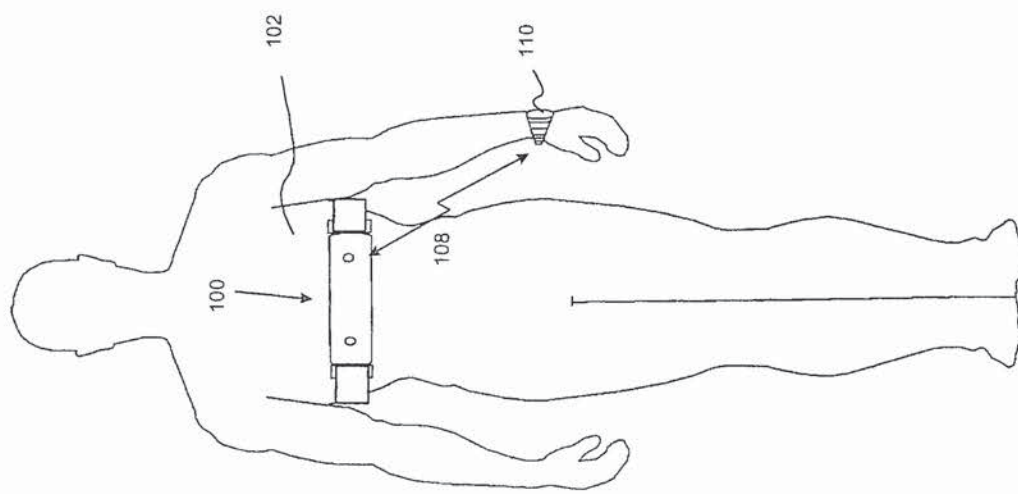


FIG.1

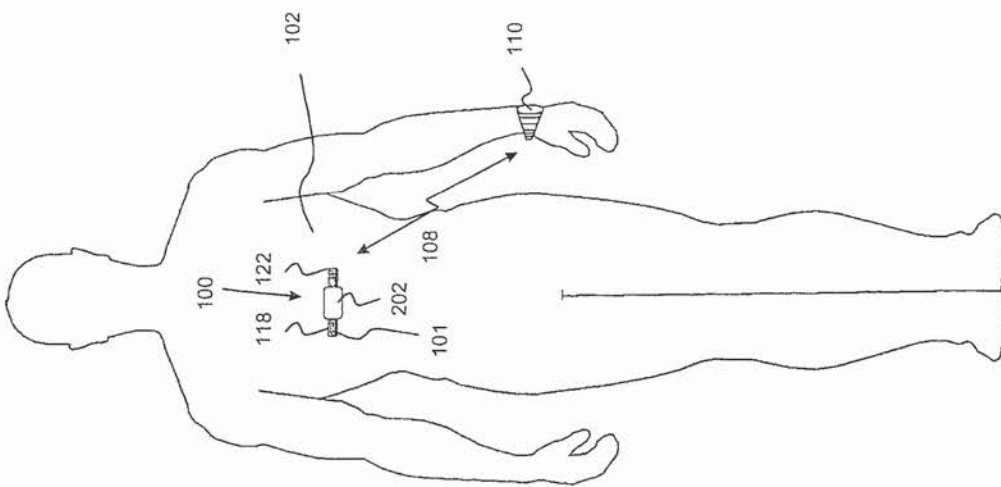


FIG.2

13103 00000

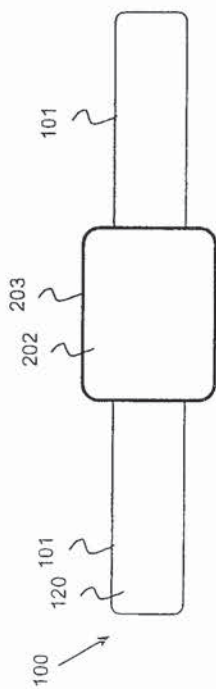


FIG. 3

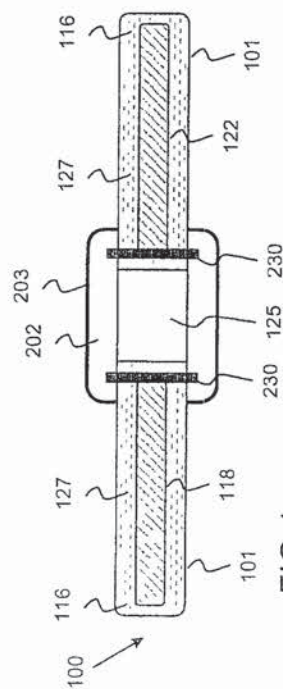


FIG. 4

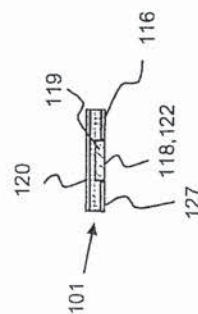


FIG. 5

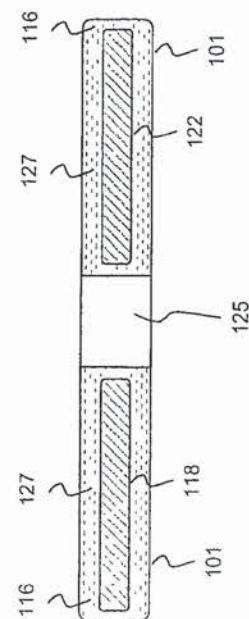


FIG. 6

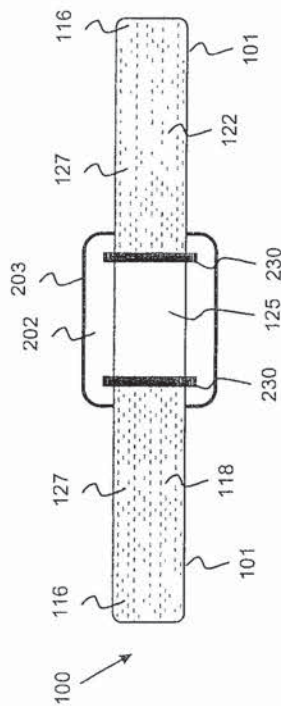


FIG. 7

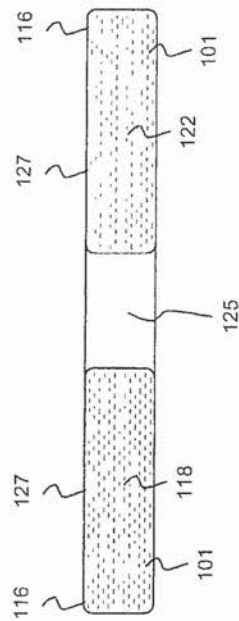


FIG. 8

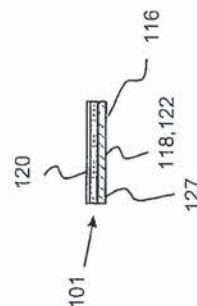


FIG. 9

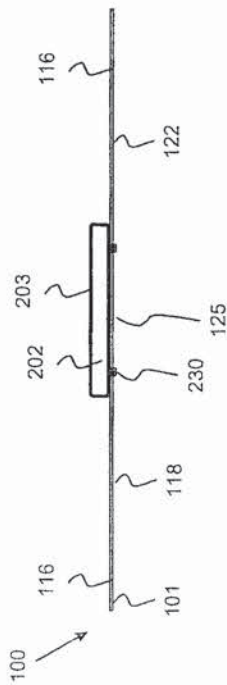


FIG. 10

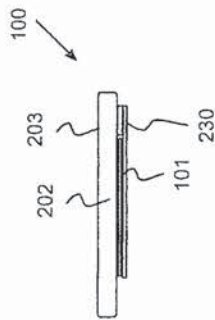


FIG. 11

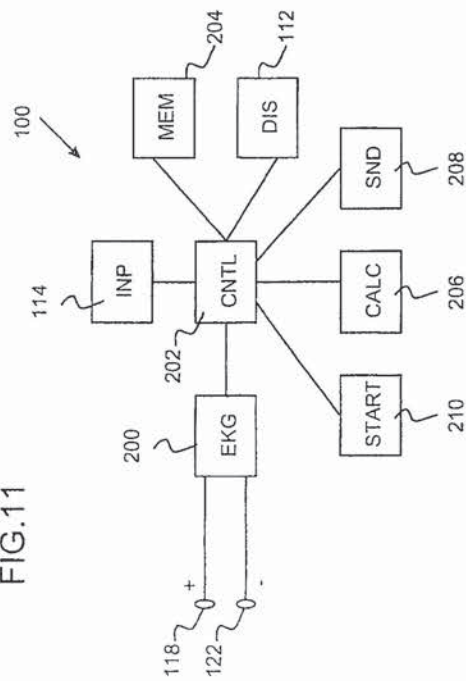


FIG. 12