

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
6. Februar 2014 (06.02.2014)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/019662 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) A61N 1/04 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/002204

(22) Internationales Anmeldedatum:
25. Juli 2013 (25.07.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2012 106 893.3 30. Juli 2012 (30.07.2012) DE

(71) Anmelder: KARLSRUHER INSTITUT FÜR
TECHNOLOGIE [DE/DE]; Kaiserstraße 12, 76131
Karlsruhe (DE).

(72) Erfinder: STORK, Wilhelm; Im Kirschgarten 5, 76831
Impflingen (DE). FUHRHOP, Silvester; Westliche Karl-
Friedrich-Str. 196, 75172 Pforzheim (DE). LAMPARTH,
Stefan; Finkenschlagweg 1a, 76131 Karlsruhe (DE).
KIRST, Malte; Finkenschlagweg 1a, 76131 Karlsruhe
(DE).

(74) Gemeinsamer Vertreter: KARLSRUHER INSTITUT
FÜR TECHNOLOGIE; Innovationsmanagement,
Postfach 36 40, 76021 Karlsruhe (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME,
MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,
OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC,
SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN,
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

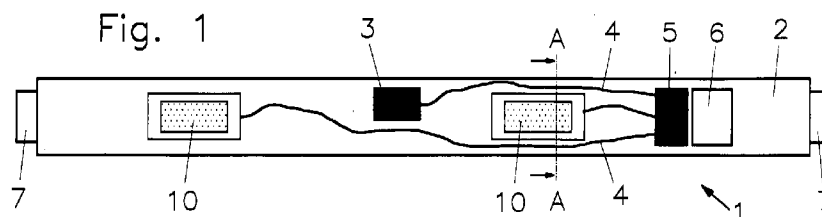
(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,
LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE,
SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

(54) Title: ELECTRODE AND MEASURING DEVICE FOR ACQUIRING BIOMEDICAL VITAL PARAMETERS

(54) Bezeichnung : ELEKTRODE UND MESSEINRICHTUNG ZUM ERFASSEN VON BIOMEDIZINISCHEN
VITALPARAMETERN



(57) Abstract: The present invention relates to a skin contact electrode (10) for acquiring biomedical vital parameters, having a first component (11) with a planar design formed from an electrically conductive material, wherein the first component (11) adjoins a second component (12), which is formed from an electrically insulating material. Together with the first component (11), said second component forms a component composite (10a), wherein the first component (11) has a more rigid design compared to the second component (12) and an outer edge (12a) of the component composite (10a) is only formed by the second component (12). Furthermore, the invention relates to a measuring device for acquiring biomedical vital parameters, comprising a support device (2) made of an elastic material, which is detachably connected to a data processing unit (6) and has at least one of the aforementioned skin contact electrodes (10), which can be electrically connected to the data processing unit (9).

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Hautkontakt-Elektrode (10) zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter, die eine flächig ausgebildete erste Komponente (11) aufweist, die aus einem elektrisch leitfähigen Material ausgebildet ist, wobei die erste Komponente (11) an einer zweiten Komponente (12) anliegt, die aus einem elektrisch isolierenden Material ausgebildet ist. Die zweite bildet mit der ersten Komponente (11) einen Komponentenverbund (10a), wobei die erste Komponente (11) relativ zu der zweiten Komponente (12) starrer ausgebildet ist und ein äußerer Rand (12a) des Komponentenverbundes (10a) nur durch die zweite Komponente (12) gebildet wird. Ferner betrifft die Erfindung eine Messeinrichtung zum

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



Erfassen biomedizinischer Vitalparameter mit einer Trageeinrichtung (2) aus einem elastischen Material, die mit einer Datenverarbeitungseinheit (6) lösbar verbunden ist und wenigstens eine mit der Datenverarbeitungseinheit (9) elektrisch verbindbare, vorgenannte Hautkontakt-Elektrode (10) aufweist.

ELEKTRODE UND MESSEINRICHTUNG ZUM ERFASSEN VON BIOMEDIZINISCHEN VITALPARAMETERN

Die Erfindung betrifft eine Hautkontakt-Elektrode zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter. Sie umfasst eine flächig ausgebildete erste Komponente, die aus einem elektrisch leitfähigen Material gebildet ist, sowie eine Messeinrichtung, um die Vitalparameter zu erfassen, und eine Trageeinrichtung aus einem elastischen Material, die mit einer Datenverarbeitungseinheit lösbar verbunden ist. Diese weist wenigstens eine mit der Datenverarbeitungseinheit elektrisch verbindbare Hautkontakt-Elektrode auf.

Zur Erfassung, Analyse, Übertragung und Rückmeldung von Vitalparametern eines Benutzers sind bisher Messeinrichtungen mit in einer Trageeinrichtung integrierten Elektroden bekannt, die dazu ausgelegt sind, den Herzschlag eines Benutzers zu erfassen. Vitalparameter sind hierbei Maßzahlen, die Grundfunktionen des menschlichen Körpers widerspiegeln; darunter fallen bspw. die Herzfrequenz, der Blutdruck, die Körpertemperatur und die Atemfrequenz. Ferner zählen dazu das Elektrokardiogramm (EKG) und die Elektroenzephalografie (EEG). Bekannte Arten von Trageeinrichtungen weisen neben den Elektroden als Sensoren zumindest eine Aufnahmeeinrichtung auf, die mit den Sensoren in Signalverbindung steht, um die Parameter zu erfassen.

Die aus dem Stand der Technik bekannten Trageeinrichtungen für lange Applikationsdauern sind als Brustgürtel ausgestaltet, oder in Kleidungsstücke integriert. Eine solche Trageeinrichtung ist aus der DE 10 2005 004 443 A1 bekannt, die Sensoren sind in einem Kleidungsstück, hier einem T-Shirt, integriert.

Aus dem Stand der Technik sind unterschiedliche Arten von Elektroden bekannt, wobei diese oft aus leitfähigen, flexiblen Folien bestehen. Diese leitfähigen Flächenmaterialien dienen einerseits als Elektrode und andererseits

als elektrische Zuleitungen zum Anschluss an die verarbeitende Elektronik, wie auch in der DE 11 2004 001 921 T5 offenbart ist, die eine Sensoranordnung zum Messen von Signalen an der Oberfläche der Haut beschreibt. Die Elektrodenoberflächen bzw. die elektrischen Zuleitungen, die für eine Übertragung eines Signals erforderlich sind, sind durch Beschichtung auf einem textilen Material eines Bekleidungsstückes oder eines Zubehörs befestigt und direkt auf der Haut zu tragen. Aus der DE 10 2009 052 615 A1 sind Flächenmaterialien zur elektrischen Verbindung bekannt. Die DE 10 2009 052 615 A1 beschreibt ferner ein Messaufnehmer für EKG-Signale mit einer Sendeeinheit und einem Brustgürtel aus einem elastischen Material, wobei an dem Brustgürtel mindestens drei Elektroden angebracht sind, die über einen Flächenleiter elektrisch mit einer Messelektronik in Verbindung stehen. Um die elektrische Zuleitung zum Körper des Benutzers hin zu isolieren, werden ebenfalls Folien eingesetzt. Die damit bedeckte Fläche ist insgesamt nicht dampfdurchlässig, was den Tragekomfort gerade bei Langzeitanwendungen wesentlich reduziert.

Die elektrisch leitfähigen Leiterstrukturen im Stand der Technik werden bisher mit Druckknöpfen kontaktiert. Aufgrund ihrer Größe sind die Anzahl der elektrischen Kontakte und die Anzahl der damit kontaktierbaren Zuleitungen begrenzt. Die Flächenleiter weisen zudem eine gewisse Mindestbreite auf, was die in Textil, vor allem die in einem Brustgurt platzierten Zuleitungen, weiterhin begrenzt. Das Einbringen von mehr als zwei parallel nebeneinander laufenden Leiterbahnen in der bisher verwendeten Technologie (Flächenleiter) ist aufgrund der Fertigungstoleranzen schwierig, wodurch auch die Anzahl der Elektroden beziehungsweise elektrischen Anschlüsse im Textil begrenzt sind.

Der Einsatz von Folien begrenzt die Dehnbarkeit der Trageeinrichtung im Bereich der flächigen Zuleitung stark. Dies ist insbesondere zu beachten, wenn, wie beim Stand der Technik zumeist der Fall, mehr als zwei Elektroden verwendet werden.

Neben Elektroden aus einer leitfähigen Folie werden für die medizinische Vitaldatenableitung Ag/AgCl-Elektroden eingesetzt. Wie auch in der DE 693 00 625 T2 beschrieben, bestehen diese Elektroden aus einem Substrat aus Ag/AgCl, das mittels eines selbstklebenden Randes auf die Haut des Benutzers angeklebt wird. Dieser Elektrodentyp weist eine geringe Haltbarkeit auf und ist nach einer Anwendung nicht mehr wiederverwendbar. Solche Elektroden haben zudem den Nachteil, dass es bei einer Tragezeit von mehr als 24 Stunden zu Hautaufweichungen und damit verbundenen Hautreizungen kommt.

Im Stand der Technik sind Messeinrichtungen zur Aufzeichnung von elektrophysiologischen Signalen mit flexiblen Trockenelektroden ausgestattet. Solche werden zum Beispiel in der CA 2 620 578 A1 beschrieben. Diese werden üblicherweise mit einer flexiblen, textilen Trageeinrichtung am Körper des Benutzers fixiert. Durch die Elektrodenflexibilität hat das Textil am Körper des Benutzers überall einen gleichmäßigen Anpressdruck. Um eine gute Signalqualität zu erreichen, ist es jedoch nötig, dass das Textil die Elektroden mit einem hohen Anpressdruck an den Körper presst. Dies ist auf die Dauer unangenehm und begründet den Wunsch, eines geringeren Anpressdrucks gerade aus ergonomischen Gesichtspunkten.

Nachteilig an den vorgenannten Elektroden ist neben einem schlechten Tragekomfort bei Langzeitanwendung die schlechte Signalqualität dieser Elektroden, da bei der Messung der Oberflächensignale von sich bewegendem Hautabschnitten Signalstörungen in Form von Bewegungsartefakten verursacht werden.

Bewegungsartefakte sind seit langem ein Problem bei der Messung bei der Langzeitelektrokardiogramm (EKG)-Überwachung von erkrankten Patienten und beim Belastungs-EKG und entstehen an der Grenzschicht zwischen Elektrode und Körperoberfläche, wobei sie die Qualität des abgeleiteten

Signals verringern und die Signalverwertung bzw. Weiterverarbeitung erschweren. Die Ursachen sind hauptsächlich Relativbewegungen zwischen Elektrode und Körperoberfläche, sowie Hautpotenziale, die durch Druckänderungen an der Körperoberfläche entstehen. Die störenden Potenziale sind im Randbereich größer als im Zentrum der elektrisch leitenden Elektrodenfläche, da Scherkräfte vermehrt im Randbereich auftreten. Eine Bewegung erzeugt eine externe Ausgabe auf dem Monitor, der entweder das gewünschte Biopotenzial maskiert oder die Grundlinie verschiebt, wodurch die Nützlichkeit der Elektrode, die Diagnose oder das klinische Instrument an sich reduziert wird.

Die Intensität von Bewegungsartefakten ist ungefähr antiproportional zur Feuchtigkeit, d.h. dem Elektrolyt zwischen Elektrodenoberfläche und Körperoberfläche, so dass diese Artefakte gerade bei trockenen Elektroden auftreten. Bei diesen wird die Feuchtigkeit zwischen Elektrode und Haut, um einen elektrischen Kontakt herzustellen, durch Schweißbildung erreicht. Im Randbereich der Elektrode verdunstet die Feuchtigkeit jedoch mehr als im Zentrum, weshalb dort eine geringere Feuchtigkeit vorherrscht. Dies hat zur Folge, dass die vorhandenen Randeffekte, sprich Bewegungsartefakte noch verstärkt werden.

Es ist daher zur Reduzierung der Bewegungsartefakte an der Elektronik und zu Verbesserung des Tragekomforts sinnvoll, den Anpressdruck an der Elektrode zu erhöhen und den dafür nötigen Anpressdruck des Tragetextils in allen Bereichen zu minimieren.

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der vorliegenden Erfindung daher die Aufgabe zugrunde, eine Elektrode zu schaffen, die es ermöglicht, elektrophysiologische Oberflächensignale mit hoher Signalqualität aufzunehmen und die eine lange Anwendungsdauer ermöglicht.

Die vorgenannte Aufgabe wird durch eine Elektrode zum Messen von bio-

medizinischen Vitalparametern mit den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs 1 gelöst.

Ferner ergibt sich für die Erfindung die Aufgabe, eine Messeinrichtung zu schaffen, die eine gute Ergonomie aufweist, sowie einfach und kostengünstig herstellbar ist.

Die vorgenannte Aufgabe wird durch eine Messeinrichtung mit einer erfindungsgemäßen Elektrode mit den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs 9 gelöst.

Weiterbildungen der Gegenstände sind in den Unteransprüchen ausgeführt.

Die Erfindung bezieht sich auf eine Hautkontakt-Elektrode zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter, die eine flächig ausgebildete erste Komponente aufweist, die aus einem elektrisch leitfähigen Material gebildet ist. Die erste Komponente liegt hierbei an einer zweiten Komponente an, die aus einem elektrisch isolierenden Material ausgebildet ist, und mit der ersten Komponente einen Komponentenverbund bildet. Die erste Komponente ist relativ zur zweiten Komponente starrer, wobei ein äußerer Rand des Komponentenverbundes nur durch die zweite Komponente gebildet wird.

Die erste Komponente der Elektrode ist vorzugsweise starr ausgebildet und von einer weichen zweiten Komponente umgeben. Starr bedeutet hierbei eine gewisse Festigkeit der ersten Komponente relativ zur zweiten Komponente und zur Trageeinrichtung selbst. Besonders bevorzugt sieht die Erfindung vor, dass die Elektrode auf einer Trägereinrichtung befestigbar ist, wobei der Komponentenverbund der Elektrode relativ zu der Trägereinrichtung starrer ausgebildet ist.

Die erste Komponente kann in unterschiedlichen Ausführungsformen vorliegen, wobei sie einstückig oder mehrteilig ausgebildet sein kann. Allen Aus-

führungsformen ist jedoch gleich, dass sie relativ zur zweiten Komponente starrer ausgebildet sind und keine Bewegung der angelegten Hautoberfläche als solche aufnehmen. Besonders bevorzugt kann die erste Komponente der Elektrode Metall, insbesondere Edelstahl oder Titan aufweisen. Diese Ausführungsform ist besonders hautfreundlich und eignet sich für Langzeitanwendungen. Auch können andere metallische Oberflächen mit glatter oder poröser Struktur verwendet werden, insbesondere leitfähiges Textil, das als Faserverbund leitfähige Gewebe, Gewirke oder Gestricke beinhalten.

In einer alternativen bevorzugten Ausführungsform kann vorgesehen sein, dass die erste Komponente eine flexible, leitfähige Folie oder leitfähiges Textil aufweist und die Folie oder das Textil an einer Auflagefläche mit einem zur Folie vergleichsweise starren Substrat verbunden ist, und hierdurch die erste Komponente bildet. Geeignete Materialien sind bspw. thermoplastisches Polyurethan (TPU), denen Karbon bzw. Kohle als leitendes Medium zugesetzt wurde, oder thermoplastische Elastomere (TPE) als Platten oder Folien sowie weitere thermisch verformbare Kunststoffe als Platten oder Folien. Auch können vulkanisierbare Kunststoffe eingesetzt werden.

Weiterhin kann bevorzugt vorgesehen sein, dass die erste Komponente aus zwei Folien-Lagen aufgebaut ist, wobei zwischen den beiden Lagen ein leitfähiges Textil eingepresst oder eingeklebt ist, das mit einer elektrischen Zuleitung elektrisch verbunden ist. Das Einkleben kann auch durch thermoplastische Verfahren erfolgen, wodurch vielmehr das leitfähige Gewebe zwischen den Thermoplasten eingeschmolzen wird. Die erste Komponente liegt dabei vollflächig auf der ersten Komponente auf. Die zweite Komponente ferner kann zum Erreichen einer insgesamt starren Elektrode auf dem Substrat vollflächig anliegend angeordnet sein. Das leitfähige Textil kann als versilberter, niederohmiger Leiter vorliegen. Die Ausführungsform der Elektrode ist angenehm zu tragen und kostengünstig herstellbar. Durch verschiedene Stärken der zweiten Komponente können beliebige Härten/Härtegrade der Elektrode eingestellt werden, um so das Optimum zwischen Ergonomie

und Signalqualität zu erreichen.

Bevorzugt ist vorgesehen, dass die zweite Komponente einen Haftreibungskoeffizienten zum Anhaften des Komponentenverbundes an biomedizinischer Haut umfasst. Die zweite Komponente weist vorteilhaft ein flexibles Material, vorzugsweise Silikon, auf. Die zweite Komponente ist somit als Haftrand ausgebildet, der zwar dazu geeignet ist zu haften, aber nicht klebt. Damit wird eine gute Anlage der Elektrode auf einem Hautabschnitt des Benutzers ermöglicht, wobei bei Relativbewegung zwischen Körper und Elektrode die elektrisch aktive Elektrodenfläche der ersten Komponente immer vollständig mit dem Körper in Kontakt steht. Durch die elektrische Isolierung des Haftrandes werden Signalstörungen im Bereich des Randes, wie z. B. Scherbelastungen und Bewegungsartefakte des über die elektrisch aktive Elektrodenfläche der ersten Komponente abgeleiteten elektrophysiologischen Signals, verhindert.

Besonders vorteilhaft können die ersten und zweiten Komponenten Haut-Anlageflächen aufweisen, die in einer Ebene liegend ausgebildet sind. Die erste und die zweite Komponente liegen damit plan mit ihrer Anlagefläche an der Haut des Benutzers an. Alternativ kann die Haut-Anlagefläche der ersten Komponente auch erhaben zur zweiten Komponente ausgebildet sein, wobei ein äußerer Rand des aus erster und zweiter Komponente bestehenden Komponentenverbundes von der zweiten Komponente gebildet werden kann und die erste Komponente relativ zur zweiten Komponente erhöht sein kann. In jedem Falle sind eine vollflächige Auflage der ersten Komponente und ein Anhaften der zweiten Komponente an der Haut des Benutzers gegeben.

Für eine gute Kontaktierung der Elektrode mit dem Hautabschnitt des Benutzers kann die Oberfläche der ersten Komponente eben ausgebildet sein oder regelmäßige oder unregelmäßig ausgebildete Erhebungen aufweisen. Ein Hautabschnitt kann trotz starker Behaarung oder anderen Hautuneben-

einheiten hierdurch gut kontaktiert werden.

Um einen Knickschutz der ersten Komponente zu erreichen, kann vorgesehen sein, dass die zweite Komponente einen Randabschnitt der ersten Komponente ganz oder teilweise umgreift. Alternativ kann auch ein seitlich ausgebildeter Schenkel von der zweiten Komponente umfasst sein. Die erste Komponente wird hierdurch nicht nur vor einem Abknicken geschützt, sondern auch randseitig elektrisch isoliert. Für ein angenehmes Tragegefühl und als Knickschutz kann der Rand der zweiten Komponente an einer der Haut-Anlagefläche abgewandten Seite abfallend ausgebildet sein, wobei die zweite Komponente zum Rand hin dünner ausgestaltet sein kann und damit biegsamer wird. Diese Form der zweiten Komponente kann durch einfaches Aufschmelzen mit der Trägereinrichtung entstehen, wobei das Material der zweiten Komponenten teilweise in das Material der Trägereinrichtung einsinkt und den Rand der ersten Komponente vollständig umschließt.

Eine elektrische Kontaktierung erfolgt mittels Löten, Schweißen oder (thermischem) Verkleben an der ersten Komponente vorzugsweise an ihrer Unterseite mittels eines Kabels, wobei dazu Lötflächen oder -nasen oder sonstige Befestigungsmittel an der ersten Komponente ausgebildet sein können. Ferner eignen sich auch andere einzeln isolierte elektrische Zuleitungen.

Werden elektrisch leitende thermoplastische Folien als aktive Elektrodenfläche eingesetzt, so kann die Zuleitung auch durch Einlegen und thermisches Verpressen ihres abisolierten Endes zwischen den thermoplastischen Folien mechanisch und elektrisch kontaktiert werden.

Eine erfindungsgemäße Messeinrichtung zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter umfasst eine Trageeinrichtung aus einem elastischen Material, die mit einer Datenverarbeitungseinheit bevorzugt lösbar verbunden ist und wenigstens eine mit der Datenverarbeitungseinheit elektrisch verbindbare Hautkontakt-Elektrode aufweist.

Die Elektrode kann wie oben beschrieben in unterschiedlichen Ausführungsformen vorliegen. Vorteilhaft ist die Elektrode durch die vergleichsweise starre erste Komponente des Komponentenverbundes wesentlich starrer als die zugrunde liegende Trageeinrichtung, die zumeist aus einem elastischen Material besteht. Die Körperoberfläche eines Benutzers ist im Hautanlagebereich stets konvex, wodurch die Elektrode die weicheren Körperoberflächen in einen bestimmten Bereich seiner Anlagefläche verformt. Durch die starre Elektrode wird die Trageeinrichtung zudem im Randbereich der Elektrode vom Körper abgehoben, wodurch sich der Anpressdruck im Bereich der aktiven Elektrodenfläche, d. h. der ersten Komponente erhöht.

Die Erfindung kann ferner vorsehen, dass die Hautkontakt-Elektrode mit ihrer Auflagefläche auf der Trageeinrichtung erhaben befestigt ist, so dass die Haut-Anlagefläche der ersten Komponente relativ zu einer Oberfläche der Trageeinrichtung erhöht ist. Auch kann sie zur körperzugewandten Seite der Trageeinrichtung eben ausgebildet sein. Nach dem Einbau liegt die elektrisch aktive Fläche dann nicht unterhalb der Oberfläche der Trageeinrichtung, wodurch diese insgesamt mit weniger Anpressdruck getragen werden kann, was eine deutliche Verbesserung des Tragekomforts bedeutet.

Es ist insbesondere vorgesehen, dass an der Trageeinrichtung zwei, drei oder mehr Hautkontakt-Elektroden, angebracht sein können, wobei wenigstens eine Hautkontakt-Elektrode an einem Abschnitt der Trageeinrichtung angeordnet ist, der an einen Rücken des Benutzers angelegt werden kann. Gerade für eine exakte EKG-Ableitung sind vier Elektroden notwendig. Bei mehr Elektroden können die restlichen für Messungen anderer Vitalparameter Verwendung finden. Es können auch die für das EKG genutzten Elektroden für die Erfassung anderer Vitaldaten doppelt genutzt werden. Je nach Position und Anordnung der Elektroden können hierdurch und aufgrund der Redundanz der Elektroden besonders robuste und exakte Messungen der Vitalparameter durchgeführt werden.

Neben einer Hautkontakt-Elektrode zum Erfassen von Vitalparametern, die mindestens vorgesehen ist, können weitere Sensoren vorgesehen sein, die in einer alternativen Ausführungsform insbesondere Beschleunigungssensoren sein können, die an oder innerhalb der Trageeinrichtung angeordnet sind. Die Messeinrichtung kann damit für viele verschiedene Messanwendungen von Vitalparametern eines Benutzers verwendet werden.

Die Messeinrichtung soll in der Lage sein, Vitalparameter eines Benutzers aufzunehmen, wobei mindestens das EKG abgeleitet werden kann. Durch das Verwenden mehrerer Elektroden werden redundante Signalkanäle erreicht, wodurch die Signalqualität weiter verbessert werden kann. Des Weiteren kann die Messeinrichtung insbesondere folgende Messungen vornehmen: Mit mindestens zwei Elektroden oder resistiven, induktiven oder kapazitiven Strukturen kann vorteilhaft eine Impedanz des Körpers oder eines Körperteils, wie des Thorax gemessen werden. Mittels eines Aktivitätssensors, insbesondere eines Beschleunigungssensors sind die körperliche Aktivität sowie die derzeitige Körperlage aufnehmbar. Eine Weiterbildung einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist ein Plethysmograph bzw. einen EDA-Sensor auf. So können neben EKG-Parametern auch die Pulstransit-Zeit oder der Blutdruck bzw. Blutdruckäquivalent aufgenommen werden. Es kann auch ein Sensor vorgesehen sein, der zur Temperaturmessung geeignet ist.

Zur Befestigung der Elektrode auf einer Messeinrichtung oder einer anderen Oberfläche ist erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Elektrode randseitig wenigstens einen Durchbruch aufweist, die zum Befestigen der Elektrode dient. Damit können unterschiedliche Verbindungsmittel eingesetzt werden, so kann umlaufend durch Nähen, Crimpen oder Kleben Elektrode mit einer Messeinrichtung verbunden werden. Vorzugsweise ist eine Vielzahl derartiger Durchbrüche im Rand der ersten Komponente vorgesehen, wobei es ist auch möglich, die zweite Komponente über den Randabschnitt der ersten

Komponente erstreckend auszubilden und die zweite Komponente in diesen Randbereichen und mittels der Durchbrüche mit einer unter der ersten Komponente liegenden thermoplastischen Verbindungslage zu verschmelzen. Ferner können weitere Befestigungsmittel, wie z. B. Schrauben, Nieten o. ä. vorgesehen sein, die in den Randbereich der ersten Komponente bzw. der Elektrode angeordnet werden.

Mittels der thermoplastischen Verbindungslage kann die Hautkontakt-Elektrode mit der Trageeinrichtung ganz oder teilweise verschmolzen werden. Eine dauerhafte, stoffschlüssige Verbindung wird hierdurch geschaffen. Weiterhin kann auch vorgesehen sein, dass die Elektrode nicht auf, sondern im Inneren der Trageeinrichtung fixiert wird.

Bevorzugte Abmessungen der Elektroden zeigen eine Dicke der Elektroden von 0,2 bis 3 mm. Dickere oder dünnere Elektroden können jedoch auch mit der Erfindung realisiert werden. In der ebenen Ausdehnung können die Elektroden beispielhaft die folgenden Abmessungen aufweisen: 2x2 cm, 3,5x4 cm, 4x6 cm, 5x7 cm, 7x9 cm. Es sind aber auch andere Abmessungen möglich.

Die Erfindung sieht vor, dass mit der Trageeinrichtung ein Körperteil eines Benutzers ganz oder teilweise umfasst werden kann. Dazu kann die Trageeinrichtung ein Brustgürtel, ein Armband, ein Fußband oder ein Armreif sein. Die Hautkontakt-Elektroden sind auch in Kleidungsstücken, insbesondere in Strümpfen, Handschuhen oder T-Shirts integrierbar. Gerade bei einer Ausgestaltung als Brustgürtel sieht die Trageeinrichtung zwei freie Enden vor, die mit einem Verschluss verbunden werden können. Der Verschluss kann so ausgeprägt sein, dass mit diesem eine Längenverstellung der Trageeinrichtung möglich ist.

Besonders bevorzugt sieht die Erfindung vor, dass die Trageeinrichtung aus einem Textil aus synthetischem Material ausgebildet ist. Das Textil kann als

Gewebe, Gestricke, Gewirke, insbesondere als netzartiger Kunststoff vorliegen. Neben synthetischen Materialien sind auch Naturmaterialien, wie Baumwolle einsetzbar. Aufgrund der Materialwahl ist die Trageeinrichtung zwischen den Elektroden hochflexibel ausgestaltet, wodurch erreicht werden kann, dass die Elektroden an Ort und Stelle bleiben und die Trageeinrichtung die durch Körperbewegung eingekoppelte Dehnung bzw. Stauchung aufnimmt. Besonders textile Materialien sind vorteilhaft maschinenwaschbar und weisen eine hohe Dampfdurchlässigkeit auf.

Um die Elektroden beziehungsweise die weitere Sensorik der Trageeinrichtung mit der Datenverarbeitungseinheit elektrisch und mechanisch zu verbinden, weist die Trageeinrichtung elektrische sowie mechanische Verbindungsmittel auf. Wenigstens ein Verbindungsmittel kann als mehrpoliger Stecker ausgebildet sein, der mit der wenigstens einen Hautkontakt-Elektrode und eventueller weiterer Sensorik mittels einzeln geführter Kabel oder eines Kabelbaums elektrisch verbunden ist. Damit kann die Anzahl der Zuleitungen und direkt die Anzahl der verwendbaren Sensoren und Elektroden erhöht werden, ohne die vorbenannten Nachteile zu erreichen. Ein derartiger Stecker ist platzsparend, vorteilhaft maschinenwaschbar sowie biokompatibel, insbesondere biotolerant. Er ist verpolgeschützt und seine Isolierung weist definierte Luft- und Kriechstrecken auf, was gerade im Medizinproduktbereich die entsprechenden Normforderungen erfüllt. Ferner kann er in einen Schlitz innerhalb der Trageeinrichtung thermisch fixiert oder festgenäht werden und dient neben einer elektrischen Kontaktierung gleichzeitig einer mechanischen Fixierung der Datenverarbeitungseinheit.

Der Stecker kann mit einem mechanischen Verbindungsmittel als Verriegelung ausgestattet sein, durch die ein versehentliches Lösen der Verbindung unterbunden wird. Eine weitere Verbindung zum Trägermaterial wird durch eine Verbindungsvorrichtung hergestellt, wobei diese zweite mechanische Verbindung sorgt für eine zusätzliche Fixierung der Datenverarbeitungseinheit. Diese Verbindung kann mittels Druckknöpfen oder Schnappverschlüs-

sen realisiert werden. Vorgesehen ist, dass in einer weiteren Ausführungsform das mechanisches Verbindungsmittel die Datenverarbeitungseinheit an einer dem elektrischen Verbindungsmittel gegenüberliegenden Seite der Datenverarbeitungseinheit an der Trageeinrichtung befestigt, wobei ein elektrisches Verbindungsmittel auf der anderen Seite randseitig der Datenverarbeitungseinheit angeordnet sein kann. Auch kann das mechanische Verbindungsmittel platzsparend unterhalb der Datenverarbeitungseinheit angeordnet sein. Dieses Verbindungsmittel kann eingeklebt, gecrimpt oder thermisch fixiert sein und bevorzugt als Druckknopf ausgebildet sein. In einer alternativen Ausführungsform kann das vorgenannte Verbindungsmittel auch als zweites, zusätzliches elektrisches Verbindungsmittel vorgesehen sein.

In einer weiteren Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Trageeinrichtung zur Aufnahme der Verkabelung doppelagig ausgebildet ist; darin können der Stecker und damit verbundene, einzelne elektrische Zuleitungen lose verwahrt werden. Die lose, schlauchförmige Verbindung reduziert parasitäre Einkopplungen in die Elektrodenleitungen, da die einzelnen Leiter sich nur unwesentlich gegeneinander bewegen und mit geringem Abstand zueinander geführt werden. Die Länge der Zuleitungen wird vorteilhaft bei einer starken Dehnung der Trageeinrichtung bestimmt. So bleibt die Trageeinrichtung um den Bereich der Elektroden bei Gebrauch elastisch.

Vorteilhaft wird durch die Verkabelung mittels einzelner elektrischer Leiter eine maximale Dampfdurchlässigkeit an allen Bereichen ermöglicht, angenommen unterhalb der Elektroden, da die einzelnen elektrischen Leiter lediglich Durchmesser im Millimeterbereich aufweisen. Ferner sind definierte Isolationswerte möglich, welche besonders relevant für Medizinprodukte sind. Diese Isolationswerte liegen vorzugsweise zwischen 60 V AC dauerhaft und bei 1500 V AC Spitzenwerten. Dehnbarkeit sowie Dampfdurchlässigkeit der Trageeinrichtung sind damit nur durch das dafür verwendete Material bestimmt. Bereiche der elektrischen Zuleitungen zu den einzelnen

Elektroden sowie der weiterer Sensorik haben keinen Einfluss auf Dehnbarkeit oder Dampfdurchlässigkeit.

Ein weiterer Vorteil der einzeln geführten elektrischen Zuleitungen innerhalb der Trageeinrichtung ist, dass eine größere Anzahl an Leitungen beziehungsweise dann auch Elektroden und Sensoren anschließbar wird. So können aus mehreren EKG-Ableitungen redundante Signalmessungen aufgenommen werden und die Signalqualität kann insgesamt weiter verbessert werden.

Die Datenverarbeitungseinheit weist eine Speichereinrichtung, mindestens einen Prozessor sowie eine Energieversorgung auf, wobei die Datenverarbeitungseinheit bevorzugt lösbar mit der Trageeinrichtung über den Stecker verbunden werden kann. Sie ist dadurch mobil und kann bei Bedarf von der Trageeinrichtung abgenommen werden, so dass die Trageeinrichtung selbst unabhängig von den elektronischen Komponenten gewaschen werden kann.

Eine Energieversorgung erfolgt mittels beispielsweise einer Batterie, wobei die Energieversorgung ebenfalls ein Modul zur Energiegewinnung aus der Umgebung, wie zum Beispiel eine Solarzelle, aufweisen kann.

Die Datenverarbeitungseinheit beinhaltet ferner eine Telemetrie-Einrichtung zur Kommunikation mit der Umgebung. So kann die Datenverarbeitungseinheit mit einer Netzwerkeinrichtung, einem herkömmlichen PC sowie mit dem Internet verbunden werden. Eine Verstärkerschaltung innerhalb der Datenverarbeitungseinheit sorgt für die Umsetzung und eine Vorverarbeitung der gemessenen Signale aus den Elektroden. Die Datenverarbeitungseinheit soll schließlich dazu ausgebildet sein, die GPS-Position des Benutzers beziehungsweise der Messeinrichtung festzustellen. Zum Erfassen weiterer Parameter kann die Datenverarbeitungseinheit weitere Sensoren aufweisen, z. B. Beschleunigungssensoren. Ferner können ein Datenspeicher und eine

Benutzerschnittstelle vorgesehen sein. So kann ein kleines Display angebracht sein, womit ein Benutzer mittels Bedienelementen Parameter wie Messzeiten der Messeinrichtung selbst einstellen kann.

Die Messeinrichtung hat damit die Vorteile, besonders flexibel sowie ergonomisch zu sein, wobei durch die erfindungsgemäßen Elektroden elektro-physiologische Oberflächensignale und damit biomedizinische Vitalparameter mit besonders hoher Signalqualität aufgezeichnet werden können. Bewegungsartefakte, die durch Körperbewegung des Benutzers entstehen, werden wesentlich reduziert, wenn nicht sogar ganz vermieden. Der mechanische Störungseintrag durch die Bewegung verändert in erster Näherung nur die Kontaktfläche des elektrisch inaktiven Randes, d. h. der zweiten Komponente. Die elektrisch aktive Fläche der ersten Komponente bleibt davon unbeeinflusst. Gerade durch die Form der Elektrode im Zusammenspiel mit der Trageeinrichtung wird ein optimaler Anpressdruck erreicht, der hinsichtlich der Messung optimal und gleichzeitig ergonomisch und bequem zu tragen ist.

Weitere Ausführungsformen, sowie einige der Vorteile, die mit diesen und weiteren Ausführungsformen verbunden sind, werden durch die nachfolgende ausführliche Beschreibung deutlich und besser verständlich. Unterstützend hierbei ist auch der Bezug auf die Figuren in der Beschreibung. Gegenstände oder Teile derselben, die im Wesentlichen gleich oder sehr ähnlich sind, können mit denselben Bezugszeichen versehen sein.

Dabei zeigen:

- Fig. 1** eine schematische Ansicht einer erfindungsgemäßen Messeinrichtung;
- Fig. 2** eine Draufsicht auf eine erste Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Elektrode;
- Fig. 3** eine Draufsicht auf eine alternative, zweite Ausführungsform der erfindungsgemäßen Elektrode;

- Fig. 4-7** Querschnitte durch verschiedene Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Elektrode;
- Fig. 8-11** Querschnitte durch verschiedene Ausführungsformen einer Befestigung der erfindungsgemäßen Elektrode;
- Fig. 12,13** Querschnitte durch ein an eine Haut eines Benutzers anliegende Trageeinrichtung mit erfindungsgemäßer Elektrode;
- Fig. 14** Perspektivische Seitenansicht der erfindungsgemäßen Messeinrichtung;
- Fig. 15-17** schematische Seitenansichten der erfindungsgemäßen Messeinrichtung.

In **Fig. 1** ist eine Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Messeinrichtung 1 dargestellt, die eine als Brustgurt gestaltete Trageeinrichtung 2 beinhaltet, die als Brustgurt in rechteckig länglicher Form ausgebildet ist. Die Trageeinrichtung 2 kann aus einem Textil oder einem anderen synthetischen Material bestehen, das eine gewisse Dampfdurchlässigkeit aufweist und gleichzeitig elastisch ist. Auf dem Brustgurt 2 sind an vorbestimmten Bereichen zwei Elektroden 10 sowie weitere Sensoren 3, wie z. B. ein Atemsensor, angeordnet.

Grundsätzlich gilt, dass, je mehr Elektroden 10 vorgesehen sind, desto robuster und genauer die Messung der Vitalparameter wird. Vorteilhaft können drei Elektroden 10 verwendet werden, um Messfehler und andere Störungen gering zu halten. Dabei sollten zwei Elektroden 10 im Brustbereich und eine Elektrode 10 im Rückenbereich des Benutzers angelegt werden.

Die Elektroden 10 und der Sensor 3 sind über Kabel 4 mit einem Stecker 5 elektrisch verbunden. Die Kabel 4 liegen als isolierte einzelne elektrische Leiter vor, die einzeln von zugehörigen Kontakten (z.B. Steckerpins, Federkontakte) zu den Elektroden 10 bzw. dem Sensor 3 geführt sind, wobei sie innerhalb der Trageeinrichtung 2 geführt sind, das dazu doppellagig ausgebildet ist, um die Verkabelung aufzunehmen. Sie sind nicht straff mit den je-

weiligen Enden verbunden, damit die Trageeinrichtung 2 in den Bereichen, in denen die Kabel 4 geführt sind, elastisch bleibt und eine Bewegung des Benutzers die Kontaktierung auch nicht beschädigt.

Der Trageeinrichtung 2 ist eine Datenverarbeitungseinheit 6 zugeordnet, die mit dem Stecker 5 lösbar verbindbar ist und als Messelektronik dient. Der Stecker 5 dient der Datenverarbeitungseinheit 6 dabei nicht nur als elektrische Verbindung zur Verkabelung, sondern auch als mechanische Fixierung, wozu er in die Trageeinrichtung 2 integriert ist, indem es eingenäht, geklebt oder thermisch fixiert ist. Für eine einfache Handhabung ist der Stecker 5 verpolgeschützt, d. h. die Datenverarbeitungseinheit 6 kann nicht seitenverkehrt eingesteckt werden.

Die Datenverarbeitungseinheit 6 beinhaltet neben einer Messschaltung in Form einer Verstärkerschaltung, einen Prozessor zur Signalverarbeitung, eine Speichereinrichtung, sowie eine Telemetrie-Einrichtung zur Kommunikation mit der Umgebung. Ferner weist die Datenverarbeitungseinheit 6 eine Batterie als mobile Energieversorgung auf. Es kann aber auch ein Modul zur Energiegewinnung aus der Umgebung, z. B. eine Solarzelle, eingebaut werden.

Die Elektroden 10 können ferner außer mit der Trageeinrichtung 2 mit anderen Einrichtungen verbunden werden und können beliebig eingesetzt werden. In einer weiteren Ausführungsform können die Elektroden 10 auch einzeln auf die Haut eines Benutzers aufgebracht und mittels geeigneter Verbindungsmittel elektrisch mit einer Messeinheit verbunden werden. Dies wird durch die erfindungsgemäße Elektrode 10 ermöglicht, die in unterschiedlichen Ausführungsformen vorliegen kann.

Die **Fig. 2** und **3** zeigen Draufsichten auf zwei ausgewählte Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Elektroden 10, die im Wesentlichen aus einem Komponentenverbund 10a mit zwei ineinander angeordneten, flächig

ausgebildeten Komponenten aufgebaut sind, wobei in **Fig. 2** eine erste Komponente 11 vollständig umfänglich von einer zweiten Komponente 12 umgeben ist. Die zweite Komponente 12 bildet einen Rand um die erste Komponente 11, dessen Breite je nach Abmessung der innen angeordneten ersten Komponente 11 variiert. Die erste Komponente 11 ist aus einem elektrisch leitenden Material hergestellt, wobei sowohl ein metallisches Blech als auch eine leitende Folie verwendbar ist. Die zweite Komponente 12 besteht aus einem elektrisch nichtleitenden Material wie bspw. thermoplastisches Polyurethan (TPU), andere Kunststoffe oder Silikon. Die erste Komponente 11 ist im Vergleich zur zweiten Komponente 12 starrer ausgebildet, wobei dadurch die gesamte Elektrode 10 starr ausgebildet ist, gerade im Vergleich zur darunterliegenden Trageeinrichtung 2.

Wenigstens eine der Haut-Anlageflächen 11c, 12c der Elektrode 10 ist im Wesentlichen rechteckig geformt, wobei auch andere geometrische Formen, wie rechteckig mit abgerundeten Ecken, oval, kreisförmig, oder auch dreieckig möglich sind. Die Elektroden 10 sind auf der Trageeinrichtung 2 befestigbar, indem in einem Randabschnitt 11a der ersten Komponente 11 ein Durchbruch 15 zur Befestigung der Elektrode 10 vorgesehen ist, wie in **Fig. 2** dargestellt. In der **Fig. 3** ist stattdessen ein thermoplastisches Substrat 14 unter der Elektrode 10 angeordnet, das mit der Elektrode 10 und der Trageeinrichtung 2 verklebbar bzw. verschmelzbar ist. Die Befestigungsarten werden im Weiteren Verlauf noch näher erläutert.

In den folgenden **Fig. 4 bis 7** sind unterschiedliche Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Elektrode 10 dargestellt und zeigen jeweils einen Querschnitt nach Schnitt A-A nach **Fig. 1**.

In **Fig. 4** ist dargestellt, dass die erste Komponente 11 im Schnitt zu einer Mittelachse achssymmetrisch stufenförmig ausgebildet ist, wobei freie Schenkel 11a Randbereiche definieren, auf denen die zweite Komponente 12 angeordnet ist. Ferner sind Endabschnitte 11b mit der zweiten Kompo-

nente 12 umfasst, so dass sie vor Beschädigungen und Abknicken geschützt sind.

Ein Randabschnitt 12a der zweiten Komponente 12 ist ferner zur Seite hin abfallend ausgebildet, so wird ein fließender Übergang zwischen Elektrode und Trageeinrichtung erreicht, wodurch die Elektrode 10 ergonomisch auf die Haut eines Benutzers auflegbar ist. Die erste Komponente 11 in dieser Ausführungsform besteht aus Metall und ist aus einem dünnen Blech tiefgezogen. Die Schenkel 11a dienen hierbei zum Befestigen der zweiten Komponente 12, die sicher und dauerhaft aufgeklebt werden kann.

Die erste Komponente 11 und die zweite Komponente 12 sind relativ zueinander angeordnet, so dass ihre Haut-Anlageflächen 11c, 12c in einer Ebene liegen; es ist keine Lücke zwischen den Komponenten 11, 12 vorgesehen. Damit ist die Oberfläche der Elektrode 10 plan und kann vollständig an der Haut eines Benutzers anliegen.

Die Elektrode 10 ist an einer Unterseite der ersten Komponente 11 mittels eines elektrischen Verbindungsmittels, wie einer elektrischen Zuleitung 13 mit der Messelektronik verbunden, wobei die elektrische Zuleitung 13 mittels Löten, Schweißen oder Verkleben an der ersten Komponente 11 verbindbar ist. Über eine Auflagefläche 10b ist die Elektrode an eine Trageeinrichtung 2 anbringbar.

In der **Fig. 5** ist eine weitere Elektrode 10 dargestellt, die einer Schnittdarstellung der Elektrode 10 nach Fig. 3 entspricht. Die erste Komponente 11 ist aus einer flexiblen, leitfähigen Elektrodenfläche 14a gefertigt, wie beispielsweise einer leitfähigen Folie, wie bspw. TPU-basierte Folien, denen Karbon bzw. Kohle als leitendes Medium zugesetzt wurde oder leitfähigem Textil, wie bspw. Geweben, Gestricken und Gewirken. Die zweite Komponente 12 ist aus elektrisch isolierendem Material ausgebildet und umgibt die erste Komponente 11 wiederum randseitig vollständig, sei es in einer Ansicht von oben (Fig. 3) oder seitlich (Fig. 5).

Um eine Starrheit der ersten Komponente 11 zu erreichen, ist an der Unterseite der leitfähigen Elektrodenfläche 14a ein starres Substrat 14b angeordnet, auf das die Elektrodenfläche 14a und die zweite Komponente 12 aufgeklebt sind. Die Elektrodenfläche 14a und das Substrat 14b bilden hierbei die erste Komponente 11. Das Substrat 14b kann aus einem thermoplastischen Material ausgebildet sein, wodurch die Komponenten 11, 12 miteinander an ihren anliegenden Flächen und mit der Trageeinrichtung 2 aufschmelzbar oder anklebbar sind. Die Haut-Anlageflächen 11c, 12c liegen wiederum in einer Ebene, wodurch die erste Komponente 11 vollumfänglich von der zweiten Komponente 12 umgeben ist. Eine elektrische Kontaktierung 13 erfolgt wiederum an der Elektrodenfläche 14a.

Ferner ist in **Fig. 6** eine Weiterbildung der Elektrode 10 aus **Fig. 5** gezeigt, wobei die zweite Komponente 12 nicht randseitig nur auf dem Substrat 14b, sondern über deren Ränder hinaus ausgebildet ist, und diese damit seitlich umgreift. Im Schnitt ist die zweite Komponente 12 teilweise im Bereich der Ränder des Substrats 14b abfallend ausgebildet. Dies rührt daher, dass die zweite Komponente 12 thermisch behandelt wird und durch temporäres Aufschmelzen in ihrem Randbereich 12a an Höhe verliert. In einem dem Benutzer zugewandten Abschnitt ist die zweite Komponente 12 plan mit der ersten Komponente 11 ausgebildet, so dass die Anlageflächen 11c, 12c der beiden Komponenten 11, 12 in einer Ebene zu liegen kommen.

In der **Fig. 7** ist bei einer alternativen Elektrode 10 die erste Komponente 11 durch einen mehrlagigen Aufbau gebildet, wobei eine obere Lage 16 und eine untere Lage 17 randseitig miteinander verbunden sind. Die Lagen 16, 17 bestehen aus leitfähigen, flexiblen Folien. Zwischen den beiden Lagen 16, 17 ist ein leitfähiges Textil 18 vorgesehen, das mit der elektrischen Zuleitung 13 elektrisch verbunden ist und zwischen der oberen Lage 16 und der unteren Lage 17 eingepresst ist. Um die Starrheit zu erreichen ist als unterste Lage der ersten Komponente 11 wiederum ein Substrat 14b vorgesehen.

Zum Stabilisieren und Verfestigen der ersten Komponente 11 ist die zweite Komponente 12 vollflächig auf ein Substrat 14b angeordnet. Die Lagen 16, 17, 18 wer-

den hierauf aufgeklebt bzw. aufgeschmolzen. Um die so gefertigte Elektrode 11 mit der Trageeinrichtung 2 zu verbinden und die Elektrode 10 steifer auszugestalten, ist ferner eine thermoplastische Verbindungslage 19 vorgesehen. Auf diese erstreckt sich insbesondere die zweite Komponente 12 vollflächig.

In den **Fig. 8 bis 11** sind verschiedene Befestigungsvarianten der erfindungsgemäßen Elektrode 10 auf der Trageeinrichtung 2 dargestellt.

In **Fig. 8** ist die erfindungsgemäße Elektrode 10, wie sie in Fig. 4 dargestellt ist, auf der Oberfläche der Trageeinrichtung 2 aufgeklebt. Die Trageeinrichtung 2 weist eine körperabgewandte Seite 2a und eine körperabgewandte Seite 2b auf. Die Auflagefläche 10b liegt hierbei vollflächig der körperzugewandten Seite 2a auf der Trageeinrichtung 2 an. Dazu werden die unterseitigen Bereiche der Elektrode 10 durch eine dauerhafte, wasserunlösliche und temperaturbeständige Verbindung, insbesondere eine thermoplastische Verklebung, mit der Trageeinrichtung 2 verbunden. Die Elektrode 10 ist damit erhaben auf der Trageeinrichtung 2 befestigt, so dass die Haut-Anlagefläche 11c der ersten Komponente 11 relativ zu der körperzugewandten Seite 2a der Trageeinrichtung 2 erhöht ist. Nach dem Einbau liegt die elektrisch aktive Fläche dann nicht unterhalb der Oberfläche körperzugewandten Seite 2a der Trageeinrichtung 2, wodurch diese insgesamt mit weniger Anpressdruck getragen werden kann.

Die Kontaktierung der ersten Komponente 11 kann in einem vorherigen Montageschritt erfolgen, wobei die elektrische Zuleitung 13 durch einen kleinen Schlitz oder anderweitige Öffnung in der Trageeinrichtung 2 geführt werden kann. Die elektrische Zuleitung 13 ist mit dem Kabel 6 mittels Löten oder Crimpen verbunden oder ist mit dem Kabel 6 einstückig ausgebildet, wobei das Kabel 6 zum Herstellen einer elektrischen Verbindung an dem zu befestigenden freien Ende einen bestimmten Abschnitt abisoliert ist. Damit die elektrische Verbindung durch Dehnen der Trageeinrichtung 2 nicht abreißt, kann sie an der Unterseite der ersten Komponente 11 zusätzlich gesichert sein. Die Trageeinrichtung 2 ist doppelagig ausgebildet, wobei die elektrischen Zuleitungen bzw. Kabel 6 einzelnen innerhalb der doppelten Lage

liegen und so vor äußeren Einflüssen sowie Beschädigungen geschützt sind.

In **Fig. 9** ist eine auf der Trageeinrichtung 2 erhöht ausgebildete Elektrode 10 dargestellt, wobei unterhalb der ersten Komponente 11 die Verbindungslage 19 angeordnet ist. Die erste Komponente 11 weist ferner eine Vielzahl an Durchbrüchen 15a auf, wobei in der Darstellung der Fig. 9 nur ein Durchbruch 15a gezeigt ist. Über den Durchbruch 15a ist die zweite Komponente 12 aufgelegt. Der Randbereich 11b wird von der zweiten Komponente 12 seitlich umfasst und erstreckt sich darüber hinaus derart, dass die zweite Komponente 12 mit ihrer Unterseite auf einer Oberseite der Verbindungslage 19 aufliegt. Zusammen mit diesem Abschnitt ist der Durchbruch 15a für eine formschlüssige Befestigung des Schenkels 11a mit der Verbindungslage 19 nutzbar, indem die zweite Komponente 12 an ihren Überlappstellen mit der thermoplastischen Verbindungslage 19 mittels einer Wärmebehandlung zusammenschmelzbar ist. Die Verbindungslage 19 ist ferner in einem Arbeitsschritt mit der körpergewandten Seite 2a der Trageeinrichtung 2 teilweise oder vollflächig verschmelzbar. Dadurch wird die Elektrode 10 an der Trageeinrichtung 2 abschnittsweise stoffschlüssig und damit dauerhaft verbunden. Die Auflagefläche 10b liegt hierbei vollflächig auf der Trageeinrichtung an.

Fig. 10 zeigt eine alternative Befestigung der Elektrode 10 an der Trageeinrichtung 2. Die erste Komponente 11 weist in ihren seitlich ausgebildeten Schenkeln 11a Mittel zur Befestigung an einer Verbindungsstelle 15 auf. Die Randabschnitte 12a der zweiten Komponente 12 sind dazu schmaler ausgestaltet, so dass ein randseitiger Überstand des Randabschnitts 11b frei bleibt. Dieser Überstand ist mit einem Rand 2c der Trageeinrichtung 2 umfasst und an der Verbindungsstelle 15 durch Nähen, Verkleben oder durch andere Arten der Verbindungsmittel mit dem Rand 2a verbunden. Die Trageeinrichtung 2 umgreift hierbei die Randabschnitte 11b der ersten Komponente 11 und bringt dadurch einen zusätzlichen Schutz. Die Verkabelung ist in dem zwischen Material der Trageeinrichtung 2 und der Unterseite der Elektrode 10 gebildeten Zwischenraum untergebracht.

Aus **Fig. 11** ist eine Weiterbildung der Ausführungsform der **Fig. 10** dargestellt,

wobei die erste Komponente 11 auf der thermoplastischen Verbindungslage 19 verklebt ist. Die zweite Komponente 12 umfasst die erste Komponente 11 randseitig und umgreift die Randabschnitte 11b. Zur Halterung der ersten Komponente 11 auf der Verbindungslage 19 ist die zweite Komponente 12 randseitig mit der Verbindungslage 19 verschmolzen, d. h. stoffschlüssig verbunden. Die Ränder 2a der Trageeinrichtung 2 umgreifen die Randabschnitte 12a der zweiten Komponente 12 und sind mit diesen damit durch Verschmelzen oder Verkleben stoffschlüssig verbindbar.

Die **Fig. 12 und 13** zeigen eine auf der Trageeinrichtung 2 angebrachte Elektrode 10, wobei die Trageeinrichtung 2 von einem Benutzer angelegt ist. Die Elektrode 10 berührt hierbei mit ihrer elektrisch aktiven Oberfläche einen Hautabschnitt 20 des Benutzers. In **Fig. 12** ist der Benutzer in Ruhe und bewegt sich nicht. Der Hautabschnitt 20 hat mit der Trageeinrichtung 2 zwei Berührungspunkte 21a, 21b und ist dazwischen konvex geformt, wobei die Elektrode 10, insbesondere die Haut-Anlageflächen 11c, 12c der ersten Komponente 11 und der zweiten Komponenten 12, auf dem Hautabschnitt 20 plan aufliegen. Zwischen den Berührungspunkten 21a, 21b erstrecken sich Abschnitte 22a, 22b. Bewegt sich der Benutzer, wird auch die Trageeinrichtung 2 mitbewegt, wobei die Elektrode 10 durch die haftende zweite Komponente 12 an Ort und Stelle verbleibt. Durch die im Vergleich zur Trageeinrichtung 2 starre Elektrode 10 werden die Abschnitte 22a, 22b am Rand 12a der Elektrode 10 vom Körper abgehoben, wodurch sich der Anpressdruck im Bereich der aktiven Elektrodenfläche, d. h. der ersten Komponente 11 erhöht. Daher kann die Trageeinrichtung 2 insgesamt mit weniger Anpressdruck getragen werden, wodurch sich der Tragekomfort verbessert.

Die Abschnitte 22a, 22b werden bei Bewegung verkürzt oder verlängert; in diesem Fall wird Abschnitt 22a verkürzt und Abschnitt 22b verlängert. Der an der zweiten Komponente 12 anliegende Hautabschnitt 20 bewegt sich ebenfalls, wobei auf der dem Abschnitt 22a zugewandten Seite ein leichtes Abheben bzw. auf der anderen, dem Abschnitt 22b zugewandten Seite ein erhöhter Anpressdruck auf den Hautabschnitt 20 entsteht. Die erste Komponente 11 ist hier jedoch keiner der Bewegun-

gen unterworfen. Der dort anliegende Hautabschnitt 20 bleibt in seiner Position. Bewegungsartefakte werden hierdurch reduziert, wenn nicht sogar vollständig verhindert.

In **Fig. 14** ist eine perspektivische Ansicht der erfindungsgemäßen Messeinrichtung 1 dargestellt. Auf der Trageeinrichtung 2 ist die Datenverarbeitungseinheit über dem Stecker 5 elektrisch und mit einer Verbindungsvorrichtung 23 mechanisch an die Trageeinrichtung 2 befestigt, wobei die Verbindungsvorrichtung 23 in die Datenverarbeitungseinheit eingeklebt, eingecrimpt oder thermisch fixiert ist.

Fig. 15 zeigt eine Seitenansicht der Messeinrichtung 1 in teilweisem Schnitt. Der Stecker 5 ist aus einem Steckteil 5a der Datenverarbeitungseinheit 6 und aus einem Buchsenteil 5b ausgebildet, wobei letzterer in der Trageeinrichtung 2 fixiert ist. Die Verbindungseinrichtung ist als Druckknopf 23 ausgebildet, der mit einem Gegenstück 24 befestigt ist, das an der körperabgewandten Seite 2b der Trageeinrichtung 2 angeordnet ist und mit dieser fest verbunden ist. Der Druckknopf 23 ist randseitig der Datenverarbeitungseinheit 6 an einer zum Stecker 5 gegenüberliegenden Seite angeordnet. Diese Verbindung kann zusätzlich auch als zusätzlicher, zweiter elektrischer Kontakt ausgebildet sein. Innerhalb der Trageeinrichtung 2 sind die Zuleitungen 4 lose geführt, wobei sie um die Verbindungsstelle des Druckknopfes 23 mit seinem Gegenstück 24 herumgeführt sind.

In **Fig. 16** ist der Druckknopf 23 hier nicht neben, sondern unterhalb der Datenverarbeitungseinheit 6 in einem Randbereich angebracht. Dies reduziert den Platzbedarf Datenverarbeitungseinheit 6 als Ganzes.

Die **Fig. 17** stellt eine Variante der **Fig. 15** dar, wobei das Gegenstück 24 innerhalb der Trageeinrichtung 2 an der Unterseite der körperzugewandten Seite 2a angeordnet ist.

BEZUGSZEICHENLISTE

1	Messeinrichtung
2	Trageeinrichtung
2a	körperabgewandte Seite der Trageeinrichtung
2b	körperzugewandte Seite der Trageeinrichtung
2c	Rand
3	Sensor
4	elektrische Leitung
5	Stecker
5a	Steckteil
5b	Buchsenteil
6	Datenverarbeitungseinheit
7	Verschluss
10	Elektrode
10a	Komponentenverbund
10b	Auflagefläche
11	erste Komponente
11a	Schenkel
11b	Randabschnitt
11c	Anlagefläche erste Komponente
12	zweite Komponente
12a	Rand
12c	Anlagefläche zweite Komponente
13	elektrische Zuleitung
14a	leitfähige Elektrodenfläche
14b	Substrat
15	Verbindungsstelle
15a	Durchbruch
16	obere Lage
17	untere Lage

18	leitfähiges Textil
19	Verbindungsmittel
20	Hautoberfläche eines Benutzers
21a, b	Berührungspunkte
22a, b	Abschnitte Trageeinrichtung
23	Druckknopf
24	Gegenstück

ANSPRÜCHE

1. Hautkontakt-Elektrode (10) zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter, die eine flächig ausgebildete erste Komponente (11) aufweist, die aus einem elektrisch leitfähigen Material gebildet ist,
dadurch gekennzeichnet, dass
die erste Komponente (11) an einer zweiten Komponente (12) anliegt, die aus einem elektrisch isolierenden Material ausgebildet ist, und mit der ersten Komponente (11) einen Komponentenverbund (10a) bildet, wobei die erste Komponente (11) relativ zu der zweiten Komponente (12) starrer ausgebildet ist und ein äußerer Rand (12) des Komponentenverbundes (10a) nur durch die zweite Komponente (12) gebildet wird.
2. Hautkontakt-Elektrode nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Elektrode (10) auf einer Trägereinrichtung (2) befestigbar ist, wobei der Komponentenverbund (10a) der Elektrode (10) relativ zu der Trägereinrichtung (2) starrer ausgebildet ist.
3. Hautkontakt-Elektrode nach Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet, dass
die zweite Komponente (12) einen Haftreibungskoeffizienten zum Anhaften des Komponentenverbundes (10a) an einer Hautoberfläche aufweist, wobei die zweite Komponente (12) ein flexibles Material, vorzugsweise thermoplastisches Polyurethan oder Silikon, aufweist.
4. Hautkontakt-Elektrode nach Anspruch 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, dass
die erste Komponente (11) Metall, insbesondere Edelstahl, und/oder eine flexible, leitfähige Folie und/oder ein leitfähiges Textil aufweist.

5. Hautkontakt-Elektrode nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Folie oder das Textil an einer Auflagefläche (10b) mit einem zur Folie oder zum Textil vergleichsweise starren Substrat (14) verbunden ist.
6. Hautkontakt-Elektrode nach Anspruch 4 oder 5,
dadurch gekennzeichnet, dass
die erste Komponente (11) aus zwei Folien-Lagen (16, 17) aufgebaut ist, wobei zwischen den beiden Lagen (16, 17) ein leitfähiges Textil (18) eingepresst oder eingeklebt ist, das mit einer elektrischen Zuleitung (13) elektrisch verbunden ist.
7. Hautkontakt-Elektrode nach zumindest einem der Ansprüche 1 bis 6,
dadurch gekennzeichnet, dass
die ersten und zweiten Komponenten (11, 12) Haut-Anlageflächen (11c, 12c) aufweisen, die in einer Ebene liegend ausgebildet sind.
8. Hautkontakt-Elektrode nach zumindest einem der Ansprüche 1 bis 7,
dadurch gekennzeichnet, dass
die zweite Komponente (12) einen Randabschnitt (11b) und/oder einen seitlich ausgebildeten Schenkel (11a) der ersten Komponente (11) ganz oder teilweise umgreift.
9. Messeinrichtung zum Erfassen biomedizinischer Vitalparameter mit einer Trageeinrichtung (2) aus einem elastischen Material, die mit einer Datenverarbeitungseinheit (6) lösbar verbunden ist und wenigstens eine mit der Datenverarbeitungseinheit (9) elektrisch verbindbare Hautkontakt-Elektrode (10) aufweist,
dadurch gekennzeichnet, dass
die wenigstens eine Hautkontakt-Elektrode (10) nach zumindest einem der Ansprüche 1 bis 8 ausgebildet ist.

10. Messeinrichtung nach Anspruch 9,
dadurch gekennzeichnet, dass
an der Trageeinrichtung (2) wenigstens zwei Hautkontakt-Elektroden (10), vorzugsweise zumindest drei Hautkontakt-Elektroden (10) angebracht sind, wobei wenigstens eine Hautkontakt-Elektrode (10) an einem Abschnitt der Trageeinrichtung (2) angeordnet ist, der an einen Rücken des Benutzers anlegbar ist.
11. Messeinrichtung nach Anspruch 9 oder 10,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Hautkontakt-Elektrode (10) mit der Trageeinrichtung (2) mittels einer thermoplastischen Verbindungslage (19) ganz oder teilweise verschmolzen ist.
12. Messeinrichtung nach zumindest einem der Ansprüche 9 bis 11,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Hautkontakt-Elektrode (10) mit ihrer Auflagefläche (10b) auf der Trageeinrichtung (2) erhaben befestigt ist, so dass die Haut-Anlagefläche (11c) der ersten Komponente (11) relativ zu einer Oberfläche der Trageeinrichtung (2) eben oder erhöht ist.
13. Messeinrichtung nach zumindest einem der Ansprüche 9 bis 12,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Trageeinrichtung (2) ein Gewebe, Gestricke oder Gewirke aus synthetischem Material aufweist.
14. Messeinrichtung nach zumindest einem der vorgenannten Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Trageeinrichtung (2) ausgebildet ist ein Körperteil eines Benutzers ganz oder teilweise zu umfassen, wobei die Trageeinrichtung (2) ein Brustgürtel und/oder ein Armband, ein Armreif, ein Fußband und/oder ein Kleidungsstück, insbesondere ein Strumpf ist.

15. Messeinrichtung nach zumindest einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Trageeinrichtung (2) Verbindungsmittel aufweist, wobei wenigstens ein Verbindungsmittel elektrischen und mechanischen Kontakt herstellt und als Stecker (5) ausgebildet ist, der mit der wenigstens einer Hautkontakt-Elektrode (10) mittels einzeln geführter Kabel (4) elektrisch verbunden ist.

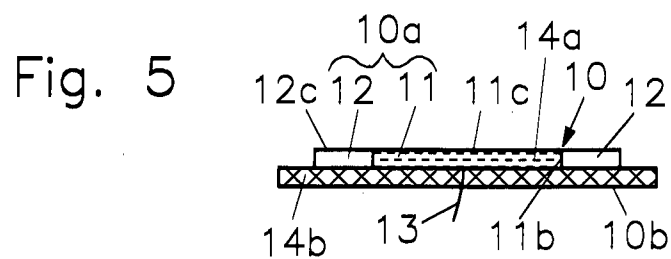
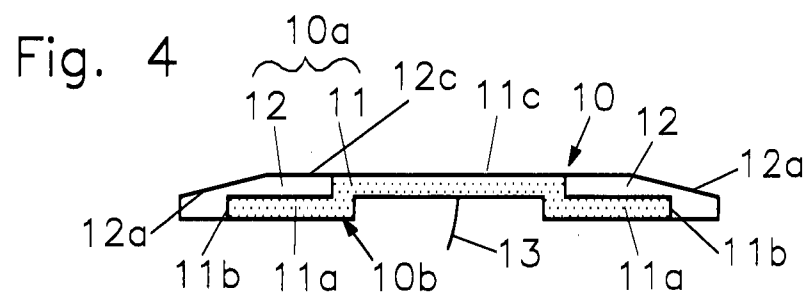
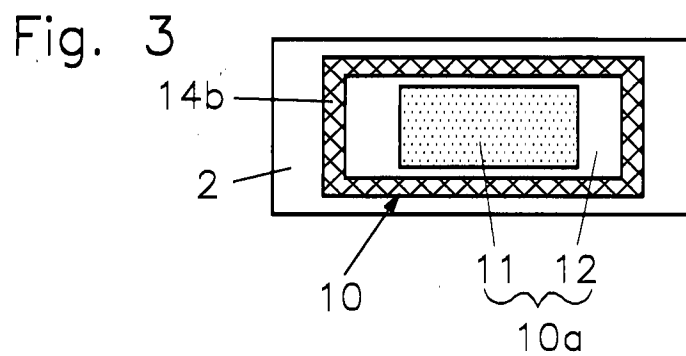
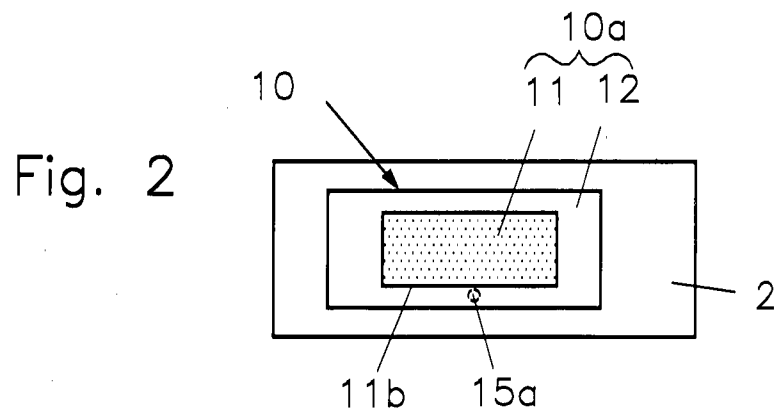
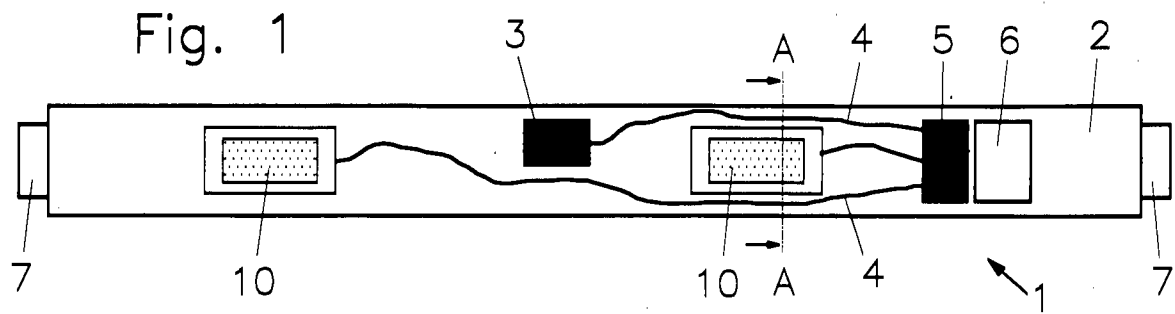


Fig. 6

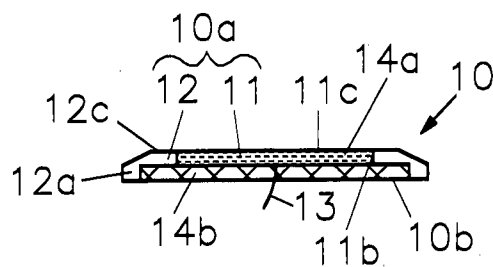


Fig. 7

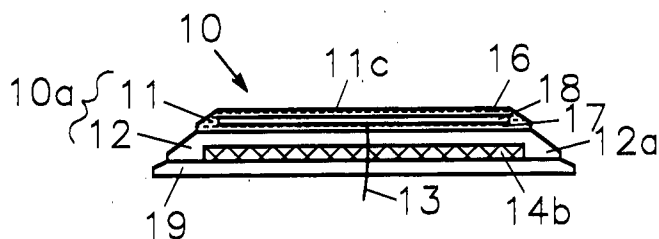


Fig. 8

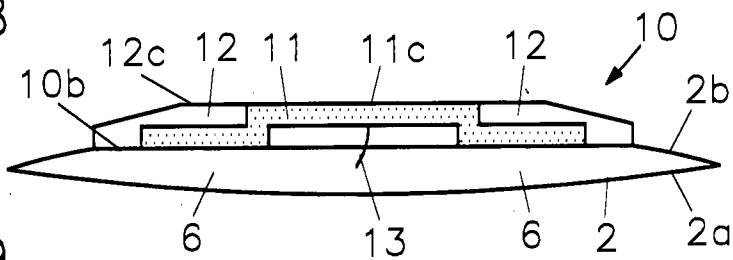


Fig. 9

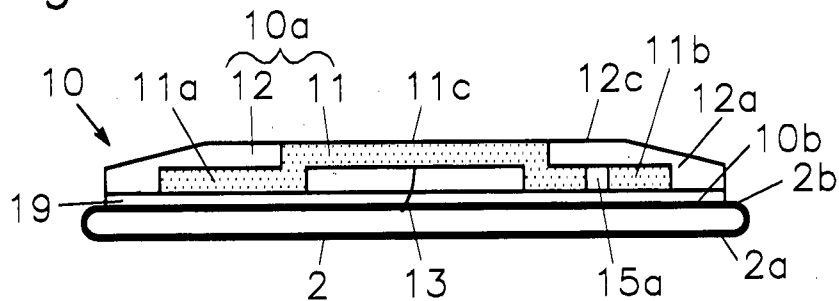


Fig. 10

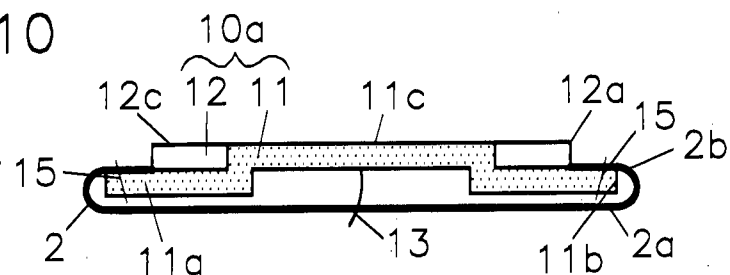


Fig. 11

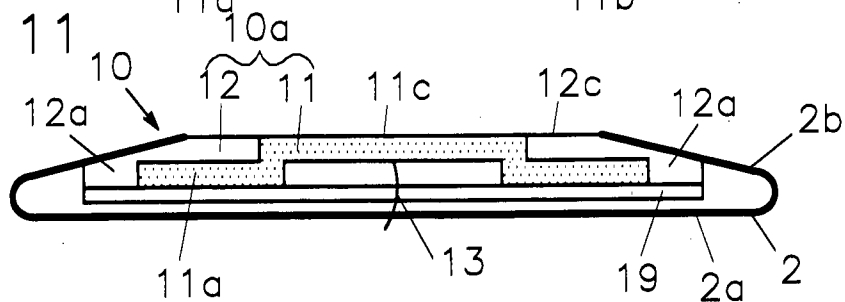


Fig. 12

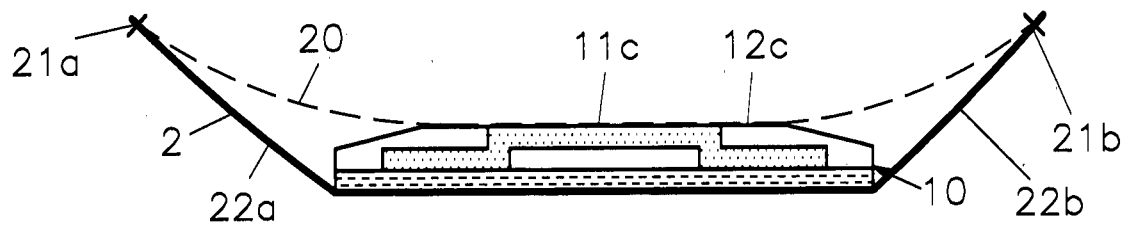


Fig. 13

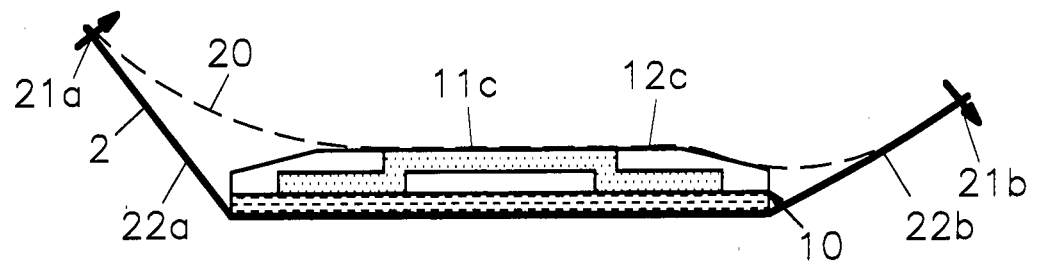


Fig. 14

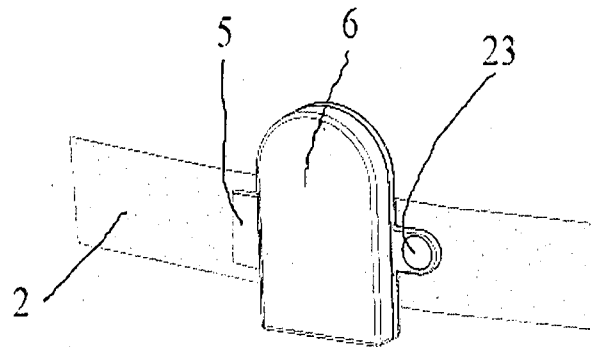


Fig. 15

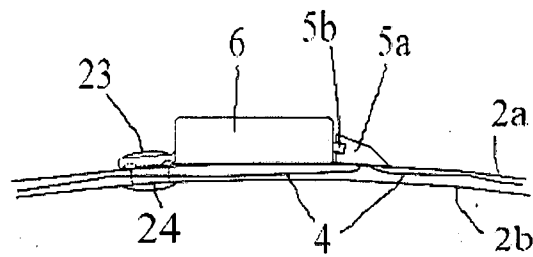


Fig. 16

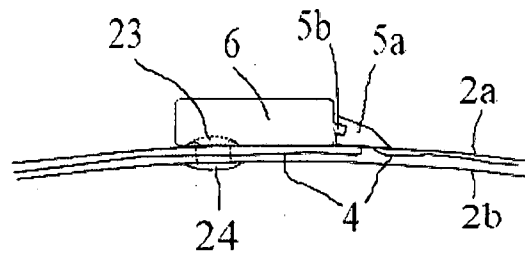
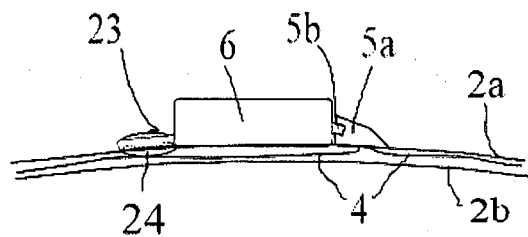


Fig. 17



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2013/002204

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/0408 A61B5/00
 ADD. A61B5/04 A61N1/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 062 529 A1 (SENTRIX TECHNOLOGY LTD [CN]) 27 May 2009 (2009-05-27)	1-4,6,7, 9,10,12, 14,15 8,11,13
Y	column 1, lines 3, 4, 8 column 2, lines 19, 20, 56, 58 column 3, lines 1, 10-16, 25, 27, 49-51 column 4, lines 8-10, 37, 41-43 figures 1, 2	
X	US 2010/185077 A1 (CHANG CHENG-HUNG [TW] ET AL) 22 July 2010 (2010-07-22) paragraphs [0014], [0016], [0020], [0023], [0029], [0030] figure 1A	1,4,5
	----- -/--	



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 December 2013

Date of mailing of the international search report

12/12/2013

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Meyer, Wolfgang

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/002204

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 3 989 036 A (SASAMORI SOICHIRO) 2 November 1976 (1976-11-02) column 2, lines 53, 54 figure 1 -----	8
Y	EP 2 368 940 A1 (IDT TECHNOLOGY LTD [CN]) 28 September 2011 (2011-09-28) page 4, lines 20, 24, 45, 46 -----	11,13
A	WO 03/082103 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE] 9 October 2003 (2003-10-09) the whole document -----	1-15
A	K-P HOFFMANN ET AL: "Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring", 2007 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY : [EMBC '07] ; LYON, FRANCE, 22 - 26 AUGUST 2007 ; [IN CONJUNCTION WITH THE BIENNIAL CONFERENCE OF THE SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICAL (SFGB, 22 August 2007 (2007-08-22), pages 5739-5742, XP031337529, ISBN: 978-1-4244-0787-3 the whole document -----	1-15
A	WO 2011/083441 A1 (YUEN PAUL ANTHONY [CN]) 14 July 2011 (2011-07-14) the whole document -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2013/002204

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
EP 2062529	A1	27-05-2009	EP	2062529 A1		27-05-2009
			US	2009137892 A1		28-05-2009

US 2010185077	A1	22-07-2010	TW	201028128 A		01-08-2010
			US	2010185077 A1		22-07-2010

US 3989036	A	02-11-1976	NONE			

EP 2368940	A1	28-09-2011	EP	2368940 A1		28-09-2011
			US	2011230749 A1		22-09-2011

WO 03082103	A1	09-10-2003	AT	384474 T		15-02-2008
			AU	2003206096 A1		13-10-2003
			CN	1642477 A		20-07-2005
			DE	60318827 T2		22-01-2009
			EP	1494580 A1		12-01-2005
			JP	4460306 B2		12-05-2010
			JP	2005521457 A		21-07-2005
			US	2005119701 A1		02-06-2005
			WO	03082103 A1		09-10-2003

WO 2011083441	A1	14-07-2011	CN	102858236 A		02-01-2013
			EP	2521485 A1		14-11-2012
			US	2013131460 A1		23-05-2013
			WO	2011083441 A1		14-07-2011

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B5/0408 A61B5/00

ADD. A61B5/04 A61N1/04

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B A61N

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 2 062 529 A1 (SENTRIX TECHNOLOGY LTD [CN]) 27. Mai 2009 (2009-05-27)	1-4,6,7, 9,10,12, 14,15
Y	Spalte 1, Zeilen 3, 4, 8 Spalte 2, Zeilen 19, 20, 56, 58 Spalte 3, Zeilen 1, 10-16, 25, 27, 49-51 Spalte 4, Zeilen 8-10, 37, 41-43 Abbildungen 1, 2	8,11,13
X	US 2010/185077 A1 (CHANG CHENG-HUNG [TW] ET AL) 22. Juli 2010 (2010-07-22) Absätze [0014], [0016], [0020], [0023], [0029], [0030] Abbildung 1A	1,4,5
	----- -/-	



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

2. Dezember 2013

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

12/12/2013

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Meyer, Wolfgang

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 3 989 036 A (SASAMORI SOICHIRO) 2. November 1976 (1976-11-02) Spalte 2, Zeilen 53, 54 Abbildung 1	8
Y	EP 2 368 940 A1 (IDT TECHNOLOGY LTD [CN]) 28. September 2011 (2011-09-28) Seite 4, Zeilen 20, 24, 45, 46	11,13
A	WO 03/082103 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE] 9. Oktober 2003 (2003-10-09) das ganze Dokument	1-15
A	K-P HOFFMANN ET AL: "Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring", 2007 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY : [EMBC '07] ; LYON, FRANCE, 22 - 26 AUGUST 2007 ; [IN CONJUNCTION WITH THE BIENNIAL CONFERENCE OF THE SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICÂL (SFGB, 22. August 2007 (2007-08-22), Seiten 5739-5742, XP031337529, ISBN: 978-1-4244-0787-3 das ganze Dokument	1-15
A	WO 2011/083441 A1 (YUEN PAUL ANTHONY [CN]) 14. Juli 2011 (2011-07-14) das ganze Dokument	1-15

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/002204

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 2062529 A1	27-05-2009	EP 2062529 A1	27-05-2009
		US 2009137892 A1	28-05-2009
US 2010185077 A1	22-07-2010	TW 201028128 A	01-08-2010
		US 2010185077 A1	22-07-2010
US 3989036 A	02-11-1976	KEINE	
EP 2368940 A1	28-09-2011	EP 2368940 A1	28-09-2011
		US 2011230749 A1	22-09-2011
WO 03082103 A1	09-10-2003	AT 384474 T	15-02-2008
		AU 2003206096 A1	13-10-2003
		CN 1642477 A	20-07-2005
		DE 60318827 T2	22-01-2009
		EP 1494580 A1	12-01-2005
		JP 4460306 B2	12-05-2010
		JP 2005521457 A	21-07-2005
		US 2005119701 A1	02-06-2005
		WO 03082103 A1	09-10-2003
WO 2011083441 A1	14-07-2011	CN 102858236 A	02-01-2013
		EP 2521485 A1	14-11-2012
		US 2013131460 A1	23-05-2013
		WO 2011083441 A1	14-07-2011

专利名称(译)	用于获取生物医学重要参数的电极和测量装置		
公开(公告)号	EP2879578A1	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	EP2013747641	申请日	2013-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社KIT		
申请(专利权)人(译)	作者：卡尔斯鲁厄理工学院 (KIT)		
当前申请(专利权)人(译)	作者：卡尔斯鲁厄理工学院 (KIT)		
[标]发明人	STORK WILHELM FUHRHOP SILVESTER LAMPARTH STEFAN KIRST MALTE		
发明人	STORK, WILHELM FUHRHOP, SILVESTER LAMPARTH, STEFAN KIRST, MALTE		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/04 A61N1/04		
CPC分类号	A61B5/0408 A61B5/01 A61B5/02125 A61B5/04085 A61B5/0533 A61B5/0535 A61B5/1118 A61B5/6804 A61B5/6831 A61B2562/0215 A61B2562/125		
优先权	102012106893 2012-07-30 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于获取生物医学生命参数的皮肤接触电极 (10) , 其具有由导电材料形成的具有平面设计的第一部件 (11) , 其中第一部件 (11) 邻接第二部件 (12) , 由电绝缘材料制成。与第一组分 (11) 一起, 所述第二组分形成组分复合物 (10a) , 其中第一组分 (11) 与第二组分 (12) 和组分的外边缘 (12a) 相比具有更刚性的设计。复合物 (10a) 仅由第二组分 (12) 形成。此外, 本发明涉及一种用于获取生物医学生命参数的测量装置, 包括由弹性材料制成的支撑装置 (2) , 该支撑装置可拆卸地连接到数据处理单元 (6) 并且具有至少一个上述皮肤接触电极 (10) 可以电连接到数据处理单元 (9) 。