

(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  
5. Dezember 2013 (05.12.2013)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2013/178313 A1**

- (51) Internationale Patentklassifikation:  
*A61B 5/0408* (2006.01) *A61N 1/04* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/001217
- (22) Internationales Anmeldedatum:  
23. April 2013 (23.04.2013)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:  
20 2012 005 321.3 31. Mai 2012 (31.05.2012) DE
- (71) Anmelder: **APPLIED BIOMEDICAL SYSTEMS BV**  
[NL/NL]; Oxfordlaan 70, NL-6229 EV Maastricht (NL).
- (72) Erfinder: **HOUBEN, Richard**; Henri Dunantstraat 112,  
B-3620 Lanaken (BE). **LARIK, Vincent**;  
Kaalheidersteenweg 209, NL-6466 AE Kerkrade (NL).
- (74) Anwalt: **PATENTANWALTSKANZLEI  
GOTTSCHALD**; Am Mühlenturm 1, 40489 Düsseldorf  
(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, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(54) Title: DIAGNOSTIC PLASTER WITH TEXTILE BASE FOR CONNECTION WITH ELECTRONICS

(54) Bezeichnung : DIAGNOSEPLASTER MIT TEXTILER GRUNDLAGE ZUR VERBINDUNG MIT ELEKTRONIK

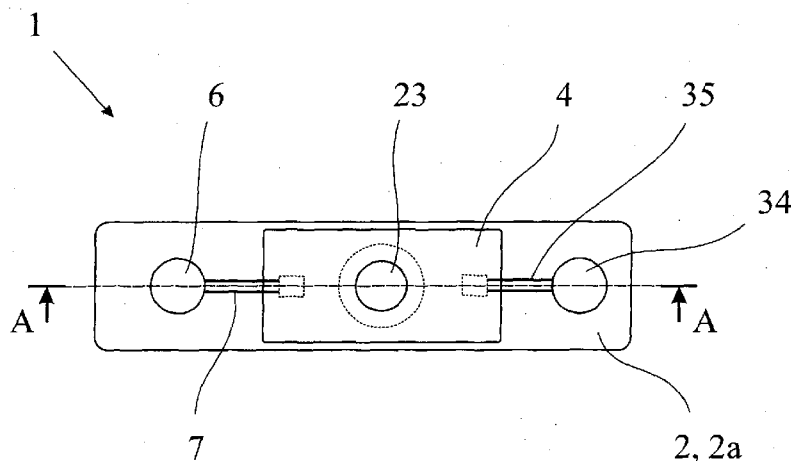


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a diagnostic plaster (1) comprising a base (2) with a connection structure (3) for a support (4) for electronic components (5) and an electrical wiring system, which wiring system comprises a first electrode area (6) and a first electrical connection (7) between the connection structure (3) and the first electrode area (6). According to the invention, the base (2) comprises a textile (2a) of a plurality of threads wherein the plurality of threads comprises at least one electrically conducting thread, which at least partially forms the wiring system.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Diagnoseplaster (1) umfassend eine Grundlage (2) mit einer Verbindungsstruktur (3) für einen Träger (4) für elektronische Bauteile (5) und einem elektrischen Leitungssystem, welches Leitungssystem eine erste Elektrodenfläche (6) und eine erste elektrische Verbindung (7) zwischen der Verbindungsstruktur (3) und der ersten Elektrodenfläche (6) umfasst. Es wird vorgeschlagen, dass die Grundlage

(2) ein Textil (2a) aus einer Mehrzahl von Garnen umfasst, wobei die Mehrzahl von Garnen mindestens ein elektrisch leitendes Leitungsgarn umfasst, welches zumindest teilweise das Leitungssystem bildet.

WO 2013/178313 A1

## Diagnosepflaster mit textiler Grundlage zur Verbindung mit Elektronik

Die Erfindung betrifft ein Diagnosepflaster mit den Merkmalen des Oberbegriffs  
5 von Anspruch 1.

Das hier gegenständliche Diagnosepflaster wird beispielsweise zur langfristigen  
Überwachung von biologischen Messwerten eingesetzt. Eine Reihe von Krank-  
heiten lassen sich anhand eines charakteristischen Verlaufs bestimmter physiolo-  
10 gischer Parameter erkennen. Dieser charakteristische Verlauf tritt aber häufig nur  
intermittierend und unregelmäßig auf. Bis die jeweilige Person nach dem Auftre-  
ten von Beschwerden einen Arzt oder eine Klinik aufgesucht hat, ist das Auftre-  
ten häufig schon abgeklungen und der physiologische Parameter wieder normali-  
siert. Es ist dann schwierig, eine Messung genau in dem Augenblick einzurich-  
15 ten, in dem der unregelmäßige Verlauf des physiologischen Parameters wieder  
auftritt, zumal zu diesem Zeitpunkt eine genaue Diagnose regelmäßig noch nicht  
feststeht.

Etwa aus der US 2009/0062670 A1 bekannte Diagnosepflaster, von denen die  
20 Erfindung ausgeht, können in so einer Situation auf der Haut des Patienten ange-  
bracht werden und ermöglichen grundsätzlich eine Erstellung der unter dem Be-  
griff ExG zusammengefassten Messdiagramme. Es handelt sich hierbei um einen  
Sammelbegriff für die jeweilige Aufzeichnung aller medizinisch relevanten bio-  
elektrischen Signale wie Elektrokardiogramm (EKG), Elektroenzephalogramm  
25 (EEG), Elektromyogramm (EMG) und jedweder anderen Aufzeichnung dieser  
Art. Diese aus dem Stand der Technik bekannten Diagnosepflaster umfassen ne-  
ben der Auflagefläche selbst auch ein elektronisches System. Die Aufzeichnung  
findet ununterbrochen über einen langen Zeitraum statt und wird auf dem Diag-  
nosepflaster selbst elektronisch gespeichert, bis die Daten an einen Zentralrech-  
30 ner übertragen werden, welcher eine umfassende Auswertung vornimmt und so-  
mit eine Diagnose ermöglicht.

Nachteilig an diesen bekannten Diagnosepflastern ist u.a., dass das elektrische  
System, insbesondere bestehend aus den Elektroden und den elektrischen Lei-  
35 tungen zu diesen, getrennt von der flexiblen Auflagefläche, welche die eigentli-  
che Klebewirkung an der Haut entfaltet, ausgeführt ist. Das ist einerseits proble-

matisch, weil dadurch alle diese genannten Komponenten nach der Herstellung der flexiblen Auflagefläche in einem separaten Schritt auf der flexiblen Auflagefläche angeordnet werden müssen, und andererseits nachteilig, weil durch die unvermeidliche elastische Beanspruchung der flexiblen Auflagefläche insbesondere die Leitungen entweder selbst elastisch beansprucht werden oder gar von der flexiblen Auflagefläche getrennt werden können. Denn diese elektrischen Leitungen sind regelmäßig für eine solche Zugbelastung nicht ausgelegt.

Folglich besteht das der Erfindung zugrundeliegende Problem darin, das aus dem Stand der Technik bekannte Diagnosepflaster derart auszugestalten und weiterzubilden, dass sowohl eine günstigere Herstellung als auch eine verbesserte Aufnahme von elastischer Belastung ermöglicht wird-

Das obige Problem wird bei einem Diagnosepflaster gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1 durch die Merkmale des kennzeichnenden Teils von Anspruch 1 gelöst.

Wesentlich ist die Erkenntnis, dass eine textile Grundlage, also ein elastisches Trägersubstrat, welche elektrisch leitende Fasern umfasst, zusammen mit einer Möglichkeit, auf dieser elastischen Grundlage einen robusteren Träger für elektronische Bauteile zu befestigen zu einer sowohl herstellungsgünstigen als auch belastbareren Konstruktion führt. Eine solche textile Grundlage – also derjenige Teil des Diagnosepflasters, welcher direkt an der Haut aufliegt - ist nicht nur deswegen vorteilhaft, weil sie die Verwirklichung guter Elastizitätseigenschaften und eine günstige Herstellung ermöglicht, sondern darüber hinaus auch die Bildung von elektrischen Leitungen und Elektrodenflächen in dem Textil selbst ermöglicht und zwar insbesondere dadurch, dass das Textil elektrisch leitende Garne umfasst, die genau diese Aufgaben übernehmen. Auf diese Weise gebildete Leitungen und Elektrodenflächen weisen dann die günstigen Elastizitätseigenschaften des Trägersubstrats in gleichem Maße auf und heben sich damit von Metalldrähten ab, welche einfach auf elastische Kunststoffe aufgeklebt wurden.

Andere elektronische Bauteile, wie etwa integrierte Schaltkreise oder ähnliche diskrete Bauelemente, welche nicht als Teil des textilen Trägersubstrats ausgebildet werden können, werden auf dem separaten Träger befestigt, welcher die erforderliche Stabilität aufweist und seinerseits auf dem textilen Substrat befes-

- tigt wird. Auf diese Weise kann eine optimale Aufteilung erreicht werden. Die zentralisierten elektronischen Komponenten, welche keiner Zugbelastung ausgesetzt werden sollten, haben eine relativ feste Unterlage. Gleichzeitig sind diejenigen elektrischen Verbindungen, welche sich außerhalb des zentralen Trägers verteilen und beispielsweise die elektrische Leitung zu den notwendigerweise beabstandeten Elektroden bilden, zumindest teilweise in das textile Trägersubstrat integriert, so dass sie ebenso wie dieses Dehnungsbeanspruchungen standhalten können.
- 10 Der Gegenstand der Unteransprüche 2 und 3 ist dabei auf die besonders vorteilhaften Ausführungsformen gerichtet, bei denen die besonders wichtigen Elektroden sowie die Leitungen zu diesen durch leitfähige Garne des Textils gebildet werden.
- 15 Der Gegenstand des Unteranspruchs 6 bietet den besonderen Vorteil, dass durch die mäandernde Anordnung der elektrisch leitfähigen Kettfäden, wozu die Leitungsgarne zählen, die effektive Oberfläche der leitfähigen Fäden erhöht wird, was das Bilden einer Elektrode durch diese Fäden erleichtert.
- 20 Regelmäßig sind bestimmte Komponenten eines Diagnosepflasters länger verwendbar als andere. So nutzen sich die elektronischen Bauteile im eigentlichen Sinne kaum ab, während das auf der Haut klebende Textil schnell verschmutzt und eine Batterie irgendwann ihre Energie vollständig abgegeben hat. Die Unteransprüche 8 bis 10 betreffen Diagnosepflaster, bei denen der Träger für die elektronischen Bauteile besonders einfach auf dem Textil befestigt und auch wieder entfernt werden können. Dies ermöglicht es nicht nur, den Träger mit den elektronischen Bauteilen mit verschiedenen textilen Substraten wiederzuverwenden, sondern erlaubt es auch, den Träger mit den elektronischen Bauteilen separat zur Untersuchung z.B. an eine Klink zu schicken.
- 30 Die Unteransprüche 11 bis 17 wiederum betreffen ein Diagnosepflaster mit einem Träger für die elektronischen Bauteile und beschreiben besonders vorteilhafte Anordnungen von elektronischen Bauteilen auf diesem Träger.
- 35 Die Unteransprüche 20 bis 24 charakterisieren die vorteilhafte Anbringung weiterer Komponenten auf dem Textil.

Bei Messungen bioelektrischer Signale mit zwei Elektroden hängt die Qualität der Messung regelmäßig von der Ausrichtung der Verbindung zwischen den Elektroden relativ zu dem tatsächlichen Signalpfad im Körper ab, dessen Verlauf  
5 nicht ohne weiteres bekannt ist. Das Diagnosepflaster gemäß dem Unteranspruch 26 mit drei Elektrodenflächen ermöglicht eine sehr gute Messung der gewünschten bioelektrischen Größe unabhängig von der Ausrichtung des Diagnosepflasters.

10 Im Folgenden wird die Erfindung anhand einer zwei Ausführungsbeispiele darstellenden Zeichnung näher erläutert. In der Zeichnung zeigt

- Fig. 1 eine Aufsicht auf ein erstes Ausführungsbeispiel eines vorschlagsgemäßen Diagnosepflasters,  
15
- Fig. 2 eine Seitenansicht des Diagnosepflasters gemäß Fig. 1,
- Fig. 3 einen Hautkontakt eines Diagnosepflaster gemäß Fig. 1,
- 20 Fig. 4a,b die Anordnung von Garnen in einem Gewebe, welches einen Teil eines vorschlagsgemäßen Diagnosepflasters bildet,
- Fig. 5a,b die Anordnung von Garnen in einem Gewebe wie in Fig. 4a,b mit einer mäandernden Anordnung der Kettfäden,  
25
- Fig. 6 die Bildung von Elektrodenflächen bei einem Gewebe mit zwei übereinander angeordneten textilen Schichten als Teil eines vorschlagsgemäßen Diagnosepflasters,
- 30 Fig. 7 schematisch die Anordnung von elektronischen Bauteilen auf einem Träger für ein vorschlagsgemäßes Diagnosepflaster,
- Fig. 8 eine Aufsicht auf ein zweites Ausführungsbeispiel eines vorschlagsgemäßen Diagnosepflasters.

Die in der Zeichnung dargestellten Diagnosepflaster sind – entweder für sich oder zusammen mit weiteren Diagnosepflastern mit dem gleichen Aufbau - für die Anbringung auf der Haut eines Patienten geeignet und dienen dazu, ein oder mehrere ExG-Daten zu messen und aufzuzeichnen. Zu den gemessenen Werten zählt insbesondere die Herzspannung, aus der dann ein EKG gebildet wird. Das Diagnosepflaster kann über einen längeren Zeitraum getragen werden und dient deshalb vor allem dazu, die relevanten physiologischen Werte des Patienten auch außerhalb einer Klinik und sogar bei dem Patienten zu Hause zu beobachten.

Neben der Messung von bioelektrischen Signalen kann das Diagnosepflaster auch stimulieren, etwa dem Patienten einen elektrischen Puls verabreichen. Das kommt etwa bei Patienten mit kranio-mandibulärer Dysfunktion in Betracht. So kann etwa das Diagnosepflaster ein – häufig unbewusst erfolgendes - Zähneknirschen des Patienten bemerken und als Reaktion einen elektrischen Puls aussenden. Der Puls wird vom Patienten wahrgenommen und führt dazu, dass das Zähneknirschen als Reaktion bewusst vermieden wird. Alternativ oder zusätzlich kann der verabreichte Puls auch direkt die bezweckte Muskelkontraktion auslösen.

Wie insbesondere in der Fig. 1 dargestellt ist, umfasst das vorschlagsgemäße Diagnosepflaster 1 eine Grundlage 2 mit einer Verbindungsstruktur 3 für einen Träger 4 für elektronische Bauteile. Die Grundlage 2 bildet das Substrat des Diagnosepflasters 1 und stellt diejenige Fläche des Diagnosepflasters 1 dar, welche mittelbar oder unmittelbar derart auf der Haut aufliegt, dass sie insbesondere eine elastische Verformung der Haut mit ausführt. Dabei kann die Grundlage 2 sowohl nur teilweise als auch auf ihrer gesamten Fläche mit der Haut verklebt sein.

Der Träger 4 ist dazu geeignet, dass elektronische Bauteile 5 auf ihm in der Art einer Platine befestigt werden können. Dabei wird sowohl eine mechanische als auch eine elektrische Verbindung zwischen der Grundlage 2 und dem Träger 4 hergestellt. Die Verbindungsstruktur 3 stellt dabei die auf der Seite der Grundlage 2 angeordneten Teile der Verbindung dar, welche mit entsprechenden Gegenständen auf dem Träger 4 zusammenwirken können. Dabei kann die Verbindungsstruktur 4 aus mehreren einzelnen und verteilten Komponenten bestehen, wobei unter diesen auch die Herstellung der mechanischen und der elektrischen Verbindung aufgeteilt sein kann. Mit anderen Worten kann die elektrische Ver-

bindung an einer anderen Stelle und von anderen Komponenten hergestellt werden als die mechanische Verbindung.

Die Grundlage umfasst weiter ein elektrisches Leitungssystem, welches Leitungssystem seinerseits eine erste Elektrodenfläche 6 und eine erste elektrische Verbindung 7 zwischen der Verbindungsstruktur 3 und der ersten Elektrodenfläche 6 umfasst.

Die erste Elektrodenfläche 6 dient grundsätzlich der mittelbaren oder unmittelbaren Erfassung von bioelektrischen Signalen, welche dann die Grundlage für die weitere Funktionalität des Diagnosepflasters 1 bilden. Ebenso gut kann die erste Elektrodenfläche 6 und jede weitere mögliche Elektrodenfläche auch für das Aussenden eines elektrischen Signals verwendet werden, und hier insbesondere zur Stimulation wie bereits beschrieben, so auch etwa zur Stimulation eines Organs. Hierbei kann ein und dieselbe Elektrodenfläche, damit auch die erste Elektrodenfläche 6, sowohl zur Erfassung eines bioelektrischen Signals als auch zur Stimulation geeignet sein. Dies gilt auch für etwaig vorhandene weitere Elektrodenflächen.

Erfindungsgemäß ist nun vorgesehen, dass die Grundlage 2 ein Textil 2a aus einer Mehrzahl von Garnen umfasst. Insbesondere kann die Grundlage 2 aus einem Textil 2a aus einer Mehrzahl von Garnen bestehen. Unter einem Textil im Sinne der Erfindung kann jedwedes Gewebe, Gewirke oder Gestricke aus einer Mehrzahl von Garnen sowie jedwede flächige Kombination dieser Textilarten verstanden werden.

Erfindungsgemäß umfasst ferner die Mehrzahl von Garnen mindestens ein elektrisch leitendes Leitungsgarn, welches zumindest teilweise das Leitungssystem bildet. Damit ist der von dem mindestens einen Leitungsgarn gebildete Teil des Leitungssystems ein integraler Bestandteil des Textils 2a und damit der Grundlage 2. Somit kann diese Teil des Leitungssystems in gleichem Maße und ebenso problemlos beansprucht werden wie das die Grundlage 2 bildende Textil 2a selbst. Jedwede Dehnung des Textils 2a wird also ohne weiteres von diesem Teil des Leitungssystems mitgemacht. Ein Ablösen dieses Teils des Leitungssystems von dem Textil 2a ist gleichzeitig praktisch ausgeschlossen.

Besonders bevorzugt ist es, dass das mindestens eine Leitungsgarn die elektrische Verbindung 7 zwischen der Verbindungsstruktur 7 und der ersten Elektrodenfläche 3 herstellt. Diese elektrische Verbindung 7 erstreckt sich notwendigerweise über eine verhältnismäßig lange Strecke, da die Elektroden des Diagnosepflasters für eine wirksame Messung einen gewissen Abstand voneinander haben müssen. Insofern ist es besonders sinnvoll, gerade diese lange elektrische Leitung in das Textil 2a zu integrieren und ihm damit die genannten vorteilhaften Eigenschaften zu verleihen.

In einer weiteren besonders bevorzugten Ausführungsform wird die erste Elektrodenfläche 3 zumindest teilweise von dem mindestens einen Leitungsgarn gebildet. In diesem Fall ist also die erste Elektrodenfläche 3 lediglich ein bestimmter flächiger Abschnitt der Grundlage 2, in dem elektrisch leitende Garne unter Einschluss des mindestens einen Leitungsgarns so angeordnet sind, dass auf der entsprechenden Seite der Grundlage 2 eine Elektrode entsteht. Damit gelten die vorhin für die elektrische Verbindung 7 beschriebenen Vorteile, die dadurch entstehen, dass die elektrische Verbindung 7 durch einen Teil des Textils 2a gebildet wird, ebenso und in gleichem Maße für die erste Elektrodenfläche 3.

Vorteilhafterweise ist die erste Elektrodenfläche 3 zur Kontaktierung menschlicher Haut eingerichtet. Damit stellt die erste Elektrodenfläche 3 auch eine Elektrode des Diagnosepflasters 1 in dem Sinne dar, dass sie selbst zur elektrisch leitenden Kontaktierung der Haut geeignet ist.

Dabei wird regelmäßig ein elektrisch leitendes Klebemittel 8 zur Kontaktierung zwischen der ersten Elektrodenfläche 3 und der obersten Hautschicht 9 aufgetragen, wie in Fig. 3 dargestellt. Das Klebemittel 8 gewährleistet somit sowohl die mechanische Fixierung der ersten Elektrodenfläche 3 als auch den Bestand einer elektrisch leitfähigen Verbindung zwischen der ersten Elektrodenfläche 3 und der obersten Hautschicht 9. Bevorzugtes Material für das mindestens eine Leitungsgarn ist in diesem Fall Silber-Silberchlorid (Ag / AgCl). Weitere bevorzugte Materialien sind rostfreier Stahl und Silber.

Die erste Elektrodenfläche 3 kann aber auch – alternativ in einer anderen bevorzugten Ausführungsform - ihrerseits mit einer zusätzlichen, potentiell aus einem anderen Material bestehenden Struktur verbunden sein, welche die eigentliche

Elektrode darstellt und den eigentlichen elektrischen Kontakt mit der Haut herstellt. Eine solche zusätzliche Elektrode ist hier nicht dargestellt. In so einem Fall würde die erste Elektrodenfläche 3 keine unmittelbare Hautelektrode im eigentlichen Sinne bilden.

5

Eine weitere bevorzugte Möglichkeit besteht darin, dass die erste Elektrodenfläche 3 eine kapazitive Elektrode bildet. In so einem Fall besteht keine elektrisch leitende Verbindung zur obersten Hautschicht 9. Vielmehr besteht das erfasste Signal aus dem Verschiebungsstrom, welcher durch Umladungsvorgänge an der ersten Elektrodenfläche 3 erzeugt wird. Bevorzugte Materialien für die erste Elektrodenfläche sind in diesem Fall Polymere oder Polyamide mit Silberanteilen oder mit Kohlenstoff gefüllte Polyorganosiloxane.

10

Bevorzugt ist weiterhin, dass das Textil 2a ein Gewebe umfasst, wobei insbesondere das Textil 2a ein solches Gewebe sein kann, und dass das mindestens eine Leitungsgarn jeweils einen Kettfaden 10 und/oder einen Schussfaden 11 in dem Gewebe bildet. Ein beispielhafter Ausschnitt einer Anordnung von Kettfäden 10 und Schussfäden 11 ist in den Fig. 4a und 4b gezeigt, wobei die Fig. 4b Möglichkeiten zur Herstellung von elektrischen Kontaktflächen darstellt. Es können zu diesem Zwecke etwa die - hier beispielhaft - als elektrisch leitfähig angenommenen Kettfäden 10 entweder abschnittsweise ganz ohne Schussfäden 11 ausgeführt sein oder aber – ebenfalls abschnittsweise – überwiegend zu einer Seite der Schussfäden 11 verlaufen, anstelle jeden einzelnen Schussfaden zu kreuzen, wie in Fig. 4a dargestellt.

15

20

25

In jedem Fall sind regelmäßig nicht alle Kettfäden 10 oder Schussfäden 11 durch Leitungsgarne gebildet, so dass stets in dem Gewebe auch Kettfäden 10 und Schussfäden 11 vorhanden sind, welche nicht leitfähig sind. Auf diese wird aber nachstehend nicht mehr gesondert eingegangen.

30

Besondere Vorteile ergeben sich dann, wenn mindestens ein Kettfaden 10 in mäanderndem Verlauf in dem Gewebe angeordnet ist, wobei der mindestens eine Kettfaden 10 durch ein Leitungsgarn gebildet wird.

35

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform zeichnet sich dadurch aus, dass das Gewebe eine Mehrzahl von übereinander angeordneten textilen Schichten 12, 13

und das mindestens eine Leitungsgarn eine Mehrzahl von Leitungsgarnen umfasst, wobei in mindestens zwei der übereinander angeordneten textilen Schichten 12, 13 jeweils mindestens ein Leitungsgarn der Mehrzahl von Leitungsgarnen jeweils einen Kettfaden 10 und/oder einen Schussfaden 11 bildet.

5

Diese Art der Anordnung ist, schematisch und beispielhaft für zwei übereinander angeordnete textile Schichten 12, 13, in der Fig. 6 gezeigt. Der Einfachheit halber ist sowohl für die obere textile Schicht 12 als auch für die untere textile Schicht 13 nur jeweils ein Kettfaden 10 und ein Schussfaden 11 gezeigt. Wiederrum wird für beide Schichten 12, 13 angenommen, dass die Mehrzahl von Leitungsgarnen die dargestellten Kettfäden 10 bilden, welche somit elektrisch leitfähig sind.

10

Die Fig. 6 zeigt ferner die Bildung von zwei separaten und elektrisch voneinander getrennten Elektrodenstreifen 14, 15 auf dem Gewebe. Der erste gezeigte Elektrodenstreifen 14 wird auf herkömmliche Weise – wie etwa in Fig. 4b gezeigt – dadurch gebildet, dass der Kettfaden 10 der oberen textilen Schicht 12 in dem betreffenden Abschnitt überwiegend zu einer Seite des Schussfadens 11, in diesem Fall der nach oben gewandten Seite, angeordnet ist. Der zweite Elektrodenstreifen 15 hingegen wird dadurch gebildet, dass der Kettfaden 10 der unteren textilen Schicht 13 aus der Ebene der unteren textilen Schicht 13 heraus geführt und ebenfalls auf der nach oben gewandten Seite der oberen textilen Schicht 14 angeordnet wird. Auf diese Weise können mehrere voneinander unabhängige Leitungen in einem Gewebe mit ebenso unabhängigen Elektroden oder Kontaktflächen verwirklicht werden. Dadurch, dass jede dieser Leitungen gewissermaßen auf ihrer eigenen Ebene, entsprechend jeweils einer textilen Schicht 12, 13, verläuft, kann auch die Topologie dieser Leitungen von der jeweils anderen Leitung unbeeinflusst gewählt werden.

20

25

30

35

Interessant und mit besonderen Vorteilen verbunden ist ein vorschlagsgemäßes Diagnosepflaster, bei dem die Verbindungsstruktur 3 dazu geeignet ist, eine trennbare Verbindung mit dem Träger 4 herzustellen, wobei die trennbare Verbindung eine trennbare mechanische und/oder eine trennbare elektrische Verbindung umfasst. Vorzugsweise besteht die trennbare Verbindung aus einer trennbaren mechanischen und einer trennbaren elektrischen Verbindung. Indem der Träger 4 wieder von der Verbindungsstruktur 3 – und damit von dem Diagnosepflaster

ter 1 – getrennt werden kann, kann beispielsweise der Träger 4 und die auf ihm angebrachten elektronischen Bauteile 5 mit einem anderen Diagnosepflaster 1 wiederverwendet werden. Auch ist umgekehrt eine Wiederverwendung des Diagnosepflasters 1 mit einem anderen Träger 4 möglich. Ferner wird dadurch ein separater Transport des Trägers 4 erleichtert, etwa zu einer zentralen Auswertungseinheit.

Hierbei ist besonders bevorzugt, dass die trennbare Verbindung, insbesondere die trennbare mechanische Verbindung, so beschaffen ist, dass sie durch Ausübung einer Zugkraft an dem Träger 4 zerstörungsfrei getrennt werden kann. Da das Diagnosepflaster 1 mit seiner Grundlage 2 bestimmungsgemäß auf der Haut des Patienten befestigt wird, ist das Ergreifen des Trägers 4 und das Ausüben einer Zugkraft für den Patienten eine einfach auszuführende Bewegung. Zerstörungsfrei in diesem Sinne bedeutet nicht, dass jedwede Zerstörung irgendeiner Struktur vermieden wird. Vielmehr bedeutet zerstörungsfrei hier, dass sowohl die Verbindungsstruktur 3 als auch ihr Gegenstück auf dem Träger 4 so belassen werden, dass auf demselben Wege wie vor der Trennung eine erneute Verbindung mittels der Verbindungsstruktur 3 zwischen der Grundlage 2 und dem Träger 4 hergestellt werden kann. Ein Beispiel für eine solche Verbindung wäre eine Nähverbindung zwischen einer ersten Nahtaufnahme als Verbindungsstruktur 3 auf der Grundlage 2 und einer zweiten Nahtaufnahme auf dem Träger 4 als Gegenstück. Bei Ausüben einer Zugkraft auf den Träger 4 würde die Verbindung dadurch getrennt, dass die Naht selbst reißt, also zerstört wird. Jedoch bleiben hierbei beide Nahtaufnahmen unbeschädigt und können ebenso wie vor dem Herstellen der ersten Verbindung neuerlich für eine solche Verbindung verwendet werden.

Eine bevorzugte Ausführungsform sieht weiter vor, dass die Verbindungsstruktur 3 zur Herstellung einer Klettverbindung eingerichtet ist. Eine Klettverbindung stellt eine Art von Verbindung dar, welche besonders einfach herzustellen und auch wieder zu lösen ist. Grundsätzlich kommt jede kraft-, form- oder stoffschlüssige Verbindung hier in Betracht. Beispielhaft seien als bevorzugte Ausführungsformen eine Schnappverbindung, eine Schraubenverbindung, eine geschweißte Verbindung und eine Klebeverbindung genannt.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform umfasst das Diagnosepflaster 1 den Träger 4 für elektronische Bauteile, welcher Träger 4 an der Verbindungsstruktur 3 mit der Grundlage 2, insbesondere mit dem Textil 2, verbunden ist. Bei dieser Ausführungsform umfasst das bevorzugte Diagnosepflaster 1  
5 also auch den Träger 4 selbst, anstatt lediglich eine Verbindungsstruktur 3 zur Befestigung des Trägers 4 vorzusehen.

Weiter bevorzugt umfassen die elektronischen Bauteile 5 auf dem Träger 4 einen elektronischen Speicher, welcher insbesondere zur Speicherung der erfassten Daten und/oder von aus diesen Daten berechneten Werten oder Signalen eingerichtet ist.  
10

Die Fig. 7 zeigt schematisch eine mögliche Anordnung von elektronischen Bauteilen 5 auf dem Träger 4, anhand welcher Darstellung nachstehend weitere bevorzugte Ausführungsbeispiele erläutert werden sollen.  
15

Besondere Vorteile ergeben sich beispielsweise dadurch, dass die elektronischen Bauteile 5 eine elektronische Signalverarbeitungseinheit 16 umfassen, welche auf dem Träger 4 befestigt und dazu eingerichtet ist, über die erste Elektrodenfläche 6 ein bioelektrisches Signal zu empfangen und zu verarbeiten. Dieses bioelektrische Signal wird von der ersten Elektrodenfläche 6 über die erste elektrische Verbindung 7 an die Verbindungsstruktur 3 übermittelt. Unter einem bioelektrischen Signal sind insbesondere die im Hinblick auf die Erstellung eines ExG - gemäß der eingangs aufgestellten Definition - relevanten Signale zu verstehen.  
20  
25

Vorzugsweise ist die elektronische Signalverarbeitungseinheit 16 dazu eingerichtet, über die erste Elektrodenfläche 6 ein von einem Implantat erzeugtes Signal zu empfangen und zu verarbeiten. Ein solches Implantat kann beispielsweise ein Herzschrittmacher, ein implantierbarer Kardioverter/Defibrillator (ICD) oder eine implantierbare Vorrichtung zur Verabreichung eines Medikaments sein. Es kann sich hierbei einerseits um ein Signal handeln, welches von dem Implantat speziell an das Diagnosepflaster ausgesandt wird. Ein solches Signal könnte etwa Zustandsinformationen des Implantats wie einen Batteriestand übertragen, wodurch eine Ferndiagnose oder Fernwartung des Implantats ermöglicht wird.  
30  
35 Andererseits kann es sich aber auch um eine durch das Implantat bewirkte Ver-

änderung eines bioelektrischen Signals handeln, welches von der elektronischen Signalverarbeitungseinheit 16 empfangen und weiterverarbeitet wird. So könnte etwa die zur Erstellung eines EKG gemessene Spannungskurve charakteristisch durch ein von dem Implantat gesendetes Signal überlagert werden, was insbesondere bei Herzschrittmachern regelmäßig der Fall ist. Zur Erfassung eines Signals von einem Implantat wird vorzugsweise das Diagnosepflaster 1, auf dem Körper des Patienten über dem Implantat oder in dessen Umgebung angebracht.

Bei einer solchen elektronischen Signalverarbeitungseinheit 16 kann es sich bevorzugt um einen speziellen anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreis (ASIC) handeln.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform handelt es sich bei der elektronischen Signalverarbeitungseinheit 16 um eine Datenverarbeitungseinheit 16a. Hierunter ist insbesondere ein Mikroprozessor wie etwa ein Mikrocontroller oder ein digitaler Signalprozessor (DSP) zu verstehen, auf dem dann entsprechende Programme ablaufen können.

Wie in der Fig. 7 dargestellt kann die elektronische Signalverarbeitungseinheit 16 aus den einzelnen funktionalen Blöcken eines Analog-Digital-Umsetzers (ADU) 17, eines Erkennungsblocks 18 und anwendungsspezifischer Software 19 bestehen. Weitere in der Fig. 7 dargestellte und bevorzugt vorhandene elektronische Bauteile 5 auf dem Träger sind ein Front-End 20 für die Erfassung der bioelektrischen Signale sowie eine Signalaufbereitungseinheit 21 und ein Modul 22 zur Erkennung eines fehlenden Elektrodenkontakts, was dem Fall entspricht, dass sich eine Elektrode von der Haut gelöst hat. Die Ausgangsdaten der Signalaufbereitungseinheit 21 werden von dem ADU 17 weiterverarbeitet.

Zu den weiteren bevorzugt vorhandenen und auf der Aufnahmeeinrichtung 4 befestigten elektronischen Bauteilen 5 gehören ein oder mehrere Tastsensoren 23, welche ein Eingabemittel für den Patienten darstellen. Mit der Berührung eines solchen Tastsensors kann der Patient beispielsweise den Beginn einer Messung veranlassen und diese auch wieder beenden. Das kann insbesondere dann sinnvoll sein, wenn eine Messung (nur) in bestimmten Situationen oder bei Auftreten bestimmter Symptome sinnvoll ist.

Weiter umfassen die elektronischen Bauteile 5 bevorzugt einen akustischen Signalgeber 24 und/oder einen optischen Signalgeber 25. Mit diesen kann der Patient über verschiedene Ereignisse informiert werden. Dies kann einerseits Informationen über das Diagnosepflaster 1 betreffen, wie etwa dem Hinweis, dass die Speicherkapazität für Messdaten erreicht wird oder der Energievorrat zur Neige geht. In beiden Fällen kann ein Auswechseln des ganzen Diagnosepflasters oder von Teilen desselben notwendig sein. Andererseits kann der Patient auch über seinen eigenen Zustand dergestalt informiert werden, dass er durch dieses Signal zur Einnahme eines Medikaments, zum Aufsuchen einer Klinik oder auch nur zum Einstellen eines bestimmten Verhaltens, z.B. unbewusstem Zähneknirschen, aufgefordert wird.

Darüber hinaus kann auch ein GSM-Modul 20 zur Datenübertragung über ein Mobilfunknetz, eine innerkörperliche Kommunikationseinheit 21 zur Signalübertragung an weitere Diagnosepflaster auf demselben Patienten und ein Modul 22 zur Kontrolle der Energieversorgung zu den auf der Aufnahmeeinrichtung 4 befestigten elektronischen Bauteilen 7 gehören.

Weiterhin zeichnet sich eine besonders bevorzugte Ausführungsform dadurch aus, dass die Mehrzahl von Garnen mindestens ein elektrisch leitendes Antennengarn umfasst, welches dazu eingerichtet ist, als Antenne, vorzugsweise im Radiofrequenzband, zu dienen. Damit ist nicht nur das Leitungssystem ganz oder teilweise in das Textil 2a integriert, sondern auch eine Antenne für eine Datenübertragung. Mit dieser Antenne kann beispielsweise mit anderen baugleichen Diagnosepflastern kommuniziert werden, wodurch auch die Messungen an verschiedenen Stellen des Körpers zusammengefasst werden können. Insbesondere kann eine solche Messung, welche sich auf mehrere Diagnosepflaster 1 und ihre Elektroden stützt, zur Erstellung eines Vektorkardiogramms (VKG) verwendet werden.

Für eine solche Kommunikation über Antenne können auch spezielle elektronische Bauteile 5 auf dem Träger 4 vorgesehen sein wie etwa ein GSM-Modul 26 oder ein Kommunikationsbaustein 27 für ein sogenanntes BodyLAN. Hierbei steht das Akronym LAN für den aus der Computertechnik bekannten Begriff des Local Area Network, also einem lokalen Netzwerk. Der Begriff BodyLAN meint damit also ein lokales Netzwerk, welches sich den menschlichen Körper selbst

zur Übertragung zu Nutze macht. Es handelt sich hierbei also um eine Art der Datenübertragung, bei der das Signal den menschlichen Körper, auf dem das Diagnosepflaster 1 angebracht ist, selbst als Übertragungsmedium nutzt.

5 Besonders bevorzugt ist in diesem Zusammenhang insbesondere, dass die Datenverarbeitungseinheit 16a dazu eingerichtet ist, ein Signal basierend auf dem empfangenen bioelektrischen Signal über das Antennengarn zu übertragen. Auf diesem Weg kann nicht nur mit anderen Diagnosepflastern 1 sondern auch mit einem externen Auslesegerät kommuniziert werden, an das etwa die bisher er-

10 fassten Daten zwecks umfassender Auswertung übertragen werden können.

Alternativ oder zusätzlich kann die Datenverarbeitungseinheit 16a dazu eingerichtet sein, ein Signal an etwaige Implantate des Patienten zu übertragen. Auch dies geschieht vorzugsweise über das genannte Antennengarn. Mit einem sol-

15 chen Signal können verschiedene Kommandos, so etwa zur Einstellung unterschiedlicher Betriebsparameter wie etwa der Signalfrequenz, an das Implantat übertragen werden.

Nach einer weiteren bevorzugten Ausführungsform sind die Datenverarbeitungseinheit 16a und die erste Elektrodenfläche 6 dazu eingerichtet, dass die Daten-

20 verarbeitungseinheit 16 ein Signal über die erste Elektrodenfläche 6 übertragen kann. Ein solches Signal kann ebenfalls an ein anderes Diagnosepflaster 1 auf dem Patienten oder auch an ein etwaiges Implantat im Patienten gerichtet sein.

25 Vorzugsweise umfasst der Träger 4 eine Kunststoffleiterplatte.

Ein Diagnosepflaster 1 wie es hier gegenständlich ist weist regelmäßig eine elektrische Energiequelle oder auch ein anderes vergleichbares elektrisches Bauteil auf. In diesem Zusammenhang ist es besonders bevorzugt, dass ein elektrisches Bauteil 28, insbesondere eine elektrische Energiequelle 28a, auf der

30 Grundlage 2, insbesondere auf dem Textil 2a, befestigt ist. Die elektrische Energiequelle 28a versorgt dabei vor allem die elektronischen Bauteile 5 mit einer Versorgungsspannung und damit mit elektrischer Energie. Hierbei können die elektronischen Bauteile auch ein Spannungsregelungsmodul 29 umfassen, welches dazu eingerichtet ist, die von der elektrischen Energiequelle 28 bereitge-

35 stellte Energieversorgung zu regeln.

Bei der elektrischen Energiequelle 28a kann es sich etwa um eine Batterie handeln. Diese ist also bevorzugt nicht wie die elektronischen Bauteile 5 auf dem Träger 4 angeordnet, sondern unmittelbar auf dem Textil 2a selbst. Ebenso wie  
5 das Textil 2a und im Gegensatz zu dem Träger 4 und den darauf befindlichen elektronischen Bauteilen 5 nutzt sich die elektrische Energiequelle 28a relativ schnell ab, so dass es ggf. zusammen mit dem Textil 2a entsorgt werden kann, nachdem der Träger 4 abgetrennt wurde.

10 Darauf aufbauend ist es besonders bevorzugt, dass das elektrische Bauteil 28 über mindestens ein elektrisch leitendes Spannungsversorgungsgarn der Mehrzahl von Garnen mit dem Träger 4 verbunden ist. Auf diese Weise kann etwa die Versorgungsspannung von der elektrischen Energiequelle an die elektronischen Bauteile 5 auf dem Träger 4 geführt werden. Dabei kann die erforderliche elektrische Verbindung insbesondere auch über die Verbindungsstruktur 3 hergestellt  
15 werden.

Weiterhin ist besonders bevorzugt, dass das elektrische Bauteil (28) über eine Schweißverbindung, insbesondere eine Laser-Schweißverbindung, auf der  
20 Grundlage 2, insbesondere auf dem Textil 2a, befestigt ist. Darüber hinaus kommen hier bevorzugt auch alle Arten von Verbindungen in Betracht, welche bereits im Zusammenhang mit der Verbindung zwischen der Grundlage 2 und dem Träger 4 mittels der Verbindungsstruktur 3 erörtert wurden.

25 Besondere Vorteile ergeben sich, wenn das elektrische Bauteil 28 zwischen der Grundlage 2 und dem Träger 4 angeordnet ist. Erstens sind damit keine langen Leitungen zwischen dem elektrischen Bauteil 28 und der Verbindungsstruktur 3 erforderlich. Zweitens ist damit das elektrische Bauteil 28 zu beiden Seiten vor einer unmittelbaren Berührung geschützt, und zwar auf der einen Seite durch die  
30 Grundlage 2 und auf der anderen Seite durch den Träger 4.

Eine weitere besonders bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass auf der Grundlage 2, insbesondere auf dem Textil 2a, ein Sensor 30 für Temperatur angeordnet ist. Entweder dieser Sensor 30 oder ein oder mehrere weitere Sensoren  
35 31 können zusätzlich oder alternativ auch eine Beschleunigung, einen elektrischen Widerstand, hier insbesondere den von der Hautfeuchtigkeit abhängigen

Hautwiderstand, oder einen Umgebungsdruck erfassen. Diese erfassten Werte werden dann über einen jeweils eigenen Front-End 32 und eine eigene Signalaufbereitungseinheiten 33 verarbeitet, bevor sie schließlich an die Signalverarbeitungseinheit 16 weitergeleitet werden und dort den Analog-Digital-Umsetzer 27 speisen. Auf diese Weise können auch physiologische Parameter oder Parameter der Umgebung, welche nicht in Form einer Spannung erfasst werden können, dennoch erfasst, weiterverarbeitet und mit allen anderen vorhandenen Daten in Korrelation gesetzt werden. Auf diese Weise kann einerseits ein umfassenderes und genaueres Bild vom Zustand des Patienten gewonnen werden, was dann die genaue Diagnose erleichtert. Andererseits kann auch bei einer bestimmten Kombination von bioelektrischen Signalen des Patienten und Umgebungsparametern ein Signal an den Patienten gegeben werden, wodurch er zu einer bestimmten Handlung aufgefordert wird. Denkbar wäre es zum Beispiel, die Einnahme eines Medikaments anzuzeigen, wenn der Umgebungsluftdruck außerhalb eines bestimmten Bereiches liegt und gleichzeitig ein bestimmtes bioelektrisches Signal des Herzen gemessen wird.

Vorteilhaft ist es auch, wenn das elektrische Leitungssystem eine zweite Elektrodenfläche 34 und eine zweite elektrische Verbindung 35 zwischen der Verbindungsstruktur 3 und der zweiten Elektrodenfläche 34 umfasst. Denn bei der Erfassung bestimmter bioelektrischer Signal ist es vorteilhaft oder sogar notwendig, dass diese an zwei Stellen gemessen werden. In so einem Fall können – entsprechend dieser Ausführungsform - auch bei dem Diagnosepflaster 1 zwei oder mehr räumlich beabstandet angeordnete Elektroden vorgesehen sein, wodurch sich eine entsprechende Anzahl von Elektrodenflächen 6, 34 ergibt. Die dann zweite elektrische Verbindung 35 zwischen der Verbindungsstruktur 3 und der zweiten Elektrodenfläche 34 wird dann ebenfalls bevorzugt durch mindestens ein Leitungsgarn der Mehrzahl von Garnen hergestellt.

Eine bevorzugte Ausführungsform eines solchen Diagnosepflasters 1 zeichnet sich dadurch aus, dass das elektrische Leitungssystem eine dritte Elektrodenfläche 36 umfasst, wobei die erste Elektrodenfläche 6, die zweite Elektrodenfläche 34 und die dritte Elektrodenfläche 36 ein Dreieck bilden, vorzugsweise ein gleichseitiges Dreieck bilden. Dies entspricht dem zweiten dargestellten Ausführungsbeispiel, welches in der Fig. 8 wiedergegeben ist. Bei der Messung von bioelektrischen Signalen mit zwei Messpunkten hängt die Messqualität wesent-

lich von der Ausrichtung der beiden Messpunkte ab. So müssen zur optimalen  
Messung mit zwei Elektroden diese im wesentlichen senkrecht zu dem zu messen-  
den Feld oder längs der zu messenden Spannung angeordnet sein. Dieser genaue  
Verlauf und die sich daraus ergebende optimale Anordnung sind aber schon al-  
5 lein aus der unterschiedlichen Anatomie eines jeden Patienten nicht ohne weite-  
res zu ermitteln.

Diese Abhängigkeit lässt sich bei der Messung mit drei Elektroden und also bei  
einem vorschlagsgemäßen Diagnosepflaster 1 mit drei Elektrodenflächen 6, 34,  
10 36 vermeiden. Eine Anordnung mit drei Elektrodenflächen 6, 34, 36 bewirkt eine  
Rotationsinvarianz des Diagnosepflasters 1, da es – beispielsweise bei der Erfas-  
sung einer Herzspannung - auf die Ausrichtung des Diagnosepflasters 1 gegen-  
über der Achse des elektrischen Felds des Herzens nicht mehr ankommt.

15 Denn der zweidimensionale Vektor – in eine der Körperoberfläche entsprechen-  
den Ebene - als den sich die Messgröße gedacht werden kann, kann bei drei  
Elektroden über zwei Messungen über jeweils zwei Elektroden vollständig re-  
konstruiert werden und zwar unabhängig von der Ausrichtung eines solchen Di-  
agnosepflasters 1. Es reicht aus, dass die drei Elektrodenflächen 6, 34, 36 ein  
20 Dreieck bilden, was bereits dadurch erreicht wird, dass sie nicht auf einer Linie  
liegen. Auf die Form der Grundlage 2 kommt es hierbei in keiner Weise an.

Auf diese Weise ist ein solches Diagnosepflaster 1 zur Anwendung zuhause und  
alleine durch den Patienten besonders gut geeignet, da keine Überwachung der  
25 richtigen Ausrichtung des Diagnosepflasters 1 durch einen Arzt oder einen  
Krankenpfleger mehr notwendig ist.

Bevorzugt ist dabei jede Seitenkante dieses Dreiecks etwa gleich lang.

30 Ferner ist ein auf diese Weise mittels eines Diagnosepflasters 1 gemäß der Dar-  
stellung der Fig. 8 ermittelter Vektor als Grundlage für das Erstellen eines Vek-  
torkardiogramms besonders gut geeignet.

Bei einer solchen Anordnung kann ein fehlender oder unzureichender Kontakt  
35 einer einzelnen der drei Elektrodenflächen 6, 34, 36 auch besonders einfach fest-

gestellt werden, da bei einer korrekten Messung die Spannungssumme über alle drei Seiten des somit aufgespannten Dreiecks Null ergeben muss.

5 Ebenso kann eine Ausführungsform gewählt werden, bei der das Diagnosepflaster eine ganze Matrix von Elektrodenflächen aufweist, so etwa insgesamt fünf- undzwanzig Elektrodenflächen, welche in einer Matrix aus fünf Spalten und fünf  
10 Paaren von Elektrodenflächen vorgesehen sein. Diese Matrix an Elektrodenflächen kann auch durch eine Mehrzahl von Diagnosepflastern mit jeweils weniger Elektrodenflächen statt durch ein einzelnes Diagnosepflaster gebildet werden. Durch die bereits beschriebene Möglichkeit der Kommunikation unter den einzelnen Diagnosepflastern kann eine Auswertung der sich aus dieser Anordnung ergebenden entsprechenden Matrix von Messwerten entweder auf dem Diagnosepflaster selbst oder auf einem Diagnosepflaster der Mehrzahl von Diagnosepflastern erfolgen. Alternativ kann diese Auswertung auch auf einem Zentralrechner erfolgen, auf den die Messdaten entweder während der Messung selbst oder nach abgeschlossener Messung übertragen werden. Zur Analyse dieser Messdaten können dann bevorzugt Algorithmen und Datenverarbeitungsverfahren aus dem Gebiet der Bildanalyse angewandt werden.

20

25

## Patentansprüche

1. Diagnosepflaster (1) umfassend  
- eine Grundlage (2) mit einer Verbindungsstruktur (3) für einen Träger (4)  
5 für elektronische Bauteile (5) und einem elektrischen Leitungssystem, welches  
Leitungssystem eine erste Elektrodenfläche (6) und eine erste elektrische Ver-  
bindung (7) zwischen der Verbindungsstruktur (3) und der ersten Elektrodenflä-  
che (6) umfasst,  
dadurch gekennzeichnet, dass  
10 die Grundlage (2) ein Textil (2a) aus einer Mehrzahl von Garnen umfasst,  
wobei die Mehrzahl von Garnen mindestens ein elektrisch leitendes Leitungs-  
garn umfasst, welches zumindest teilweise das Leitungssystem bildet.
2. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das  
15 mindestens ein Leitungsgarn die elektrische Verbindung (7) zwischen der Ver-  
bindungsstruktur (4) und der ersten Elektrodenfläche (3) herstellt.
3. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass  
20 die erste Elektrodenfläche (3) zumindest teilweise von dem mindestens einen  
Leitungsgarn gebildet wird.
4. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekenn-  
zeichnet, dass die erste Elektrodenfläche (3) zur Kontaktierung menschlicher  
25 Haut eingerichtet ist.
5. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekenn-  
zeichnet, dass  
- das Textil (2a) ein Gewebe umfasst und  
- das mindestens eine Leitungsgarn jeweils einen Kettfaden (10) und/oder ei-  
30 nen Schussfaden (11) in dem Gewebe bildet.
6. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass min-  
destens ein Kettfaden (10) in mäanderndem Verlauf in dem Gewebe angeordnet  
ist, wobei der mindestens eine Kettfaden (10) durch ein Leitungsgarn gebildet  
35 wird.

7. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Gewebe eine Mehrzahl von übereinander angeordneten textilen Schichten (12, 13) und das mindestens eine Leitungsgarn eine Mehrzahl von Leitungsgar-  
5 nen umfasst, wobei in mindestens zwei der übereinander angeordneten textilen Schichten (12, 13) jeweils mindestens ein Leitungsgarn der Mehrzahl von Leitungsgarnen jeweils einen Kettfaden (10) und/oder einen Schussfaden (11) bildet.
- 10 8. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungsstruktur (3) dazu geeignet ist, eine trennbare Verbindung mit dem Träger (4) herzustellen, wobei die trennbare Verbindung eine trennbare mechanische und/oder eine trennbare elektrische Verbindung umfasst, vorzugsweise aus einer trennbaren mechanischen und einer trennbaren elektrischen Verbindung besteht.
- 15 9. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die trennbare Verbindung, insbesondere die trennbare mechanische Verbindung, so beschaffen ist, dass sie durch Ausübung einer Zugkraft an dem Träger (4) zerstörungsfrei getrennt werden kann.
- 20 10. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungsstruktur (3) zur Herstellung einer Klettverbindung eingerichtet ist.
- 25 11. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Diagnosepflaster (1) den Träger (4) für elektronische Bauteile (5) umfasst, welcher Träger (4) an der Verbindungsstruktur (3) mit der Grundlage (2), insbesondere mit dem Textil (2a), verbunden ist.
- 30 12. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronischen Bauteile (5) eine elektronische Signalverarbeitungseinheit (16) umfassen, welche auf dem Träger (4) befestigt und dazu eingerichtet ist, über die erste Elektrodenfläche (6) ein bioelektrisches Signal zu empfangen und zu verarbeiten.

13. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronische Signalverarbeitungseinheit (16) dazu eingerichtet ist, über die erste Elektrodenfläche (6) ein von einem Implantat erzeugtes Signal zu empfangen und zu verarbeiten.
- 5
14. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronische Signalverarbeitungseinheit (16) eine Datenverarbeitungseinheit (16a) ist.
- 10
15. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 12 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronischen Bauteile (5) einen Tastsensor (23) umfassen.
16. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 12 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronischen Bauteile (5) einen akustischen Signalgeber (24) und/oder einen optischen Signalgeber (25) umfassen.
- 15
17. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Mehrzahl von Garnen mindestens ein elektrisch leitendes Antennengarn umfasst, welches dazu eingerichtet ist, als Antenne, vorzugsweise im Radiofrequenzband, zu dienen.
- 20
18. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Datenverarbeitungseinheit (16a) dazu eingerichtet ist, ein Signal basierend auf dem empfangenen bioelektrischen Signal über das mindestens ein Antennengarn zu übertragen.
- 25
19. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (4) eine Kunststoffleiterplatte umfasst.
- 30
20. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass ein elektrisches Bauteil (28), insbesondere eine elektrische Energiequelle (28a), auf der Grundlage (2), insbesondere auf dem Textil (2a), befestigt ist.

21. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass das elektrische Bauteil (28) über mindestens ein elektrisch leitendes Spannungsversorgungsgarn der Mehrzahl von Garnen mit dem Träger (4) verbunden ist.
- 5 22. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 20 oder 21, dadurch gekennzeichnet, dass das elektrische Bauteil (28) über eine Schweißverbindung, insbesondere über eine Laser-Schweißverbindung, auf der Grundlage (2), insbesondere auf dem Textil (2a), befestigt ist.
- 10 23. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 20 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das elektrische Bauteil (28) zwischen der Grundlage (2) und dem Träger (4), insbesondere zwischen dem Textil (2a) und dem Träger (4), angeordnet ist.
- 15 24. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass auf der Grundlage (2), insbesondere auf dem Textil (2a), ein Sensor (24, 25) für Temperatur und/oder Beschleunigung und/oder elektrischen Widerstand und/oder Umgebungsdruck angeordnet ist.
- 20 25. Diagnosepflaster (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass das elektrische Leitungssystem eine zweite Elektrodenfläche (34) und eine zweite elektrische Verbindung (35) zwischen der Verbindungsstruktur (3) und der zweiten Elektrodenfläche (34) umfasst.
- 25 26. Diagnosepflaster (1) nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das elektrische Leitungssystem eine dritte Elektrodenfläche (36) umfasst, wobei die erste Elektrodenfläche (6), die zweite Elektrodenfläche (34) und die dritte Elektrodenfläche (36) ein Dreieck bilden, vorzugsweise ein gleichseitiges Dreieck bilden.

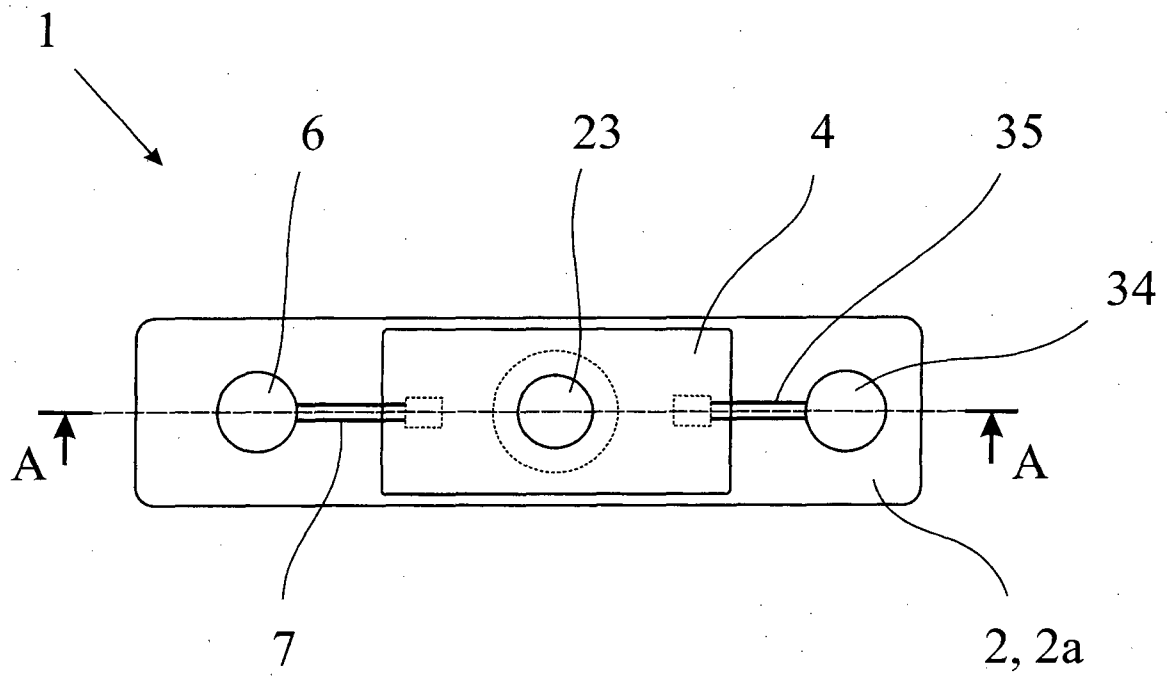


Fig. 1

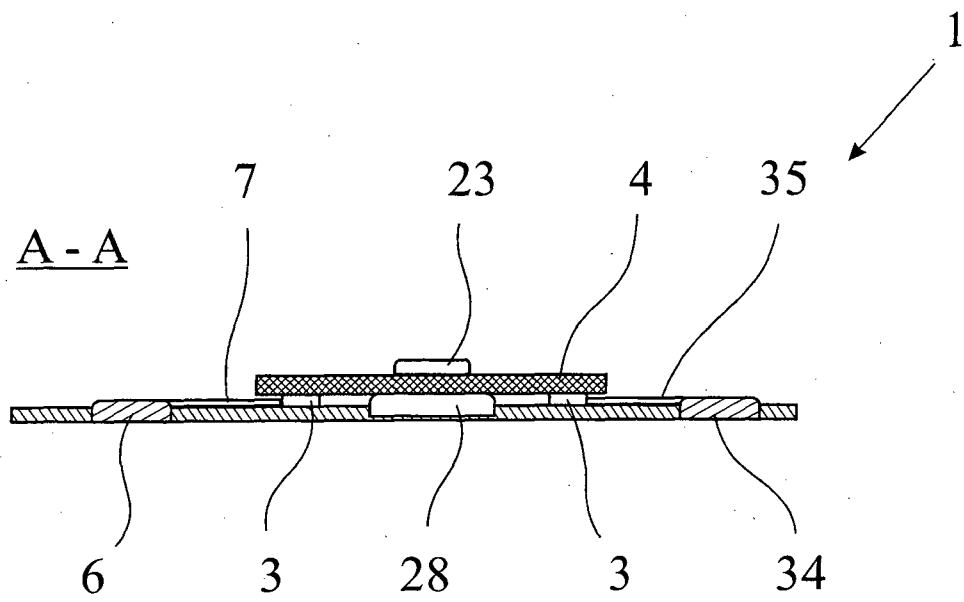


Fig. 2

3/8

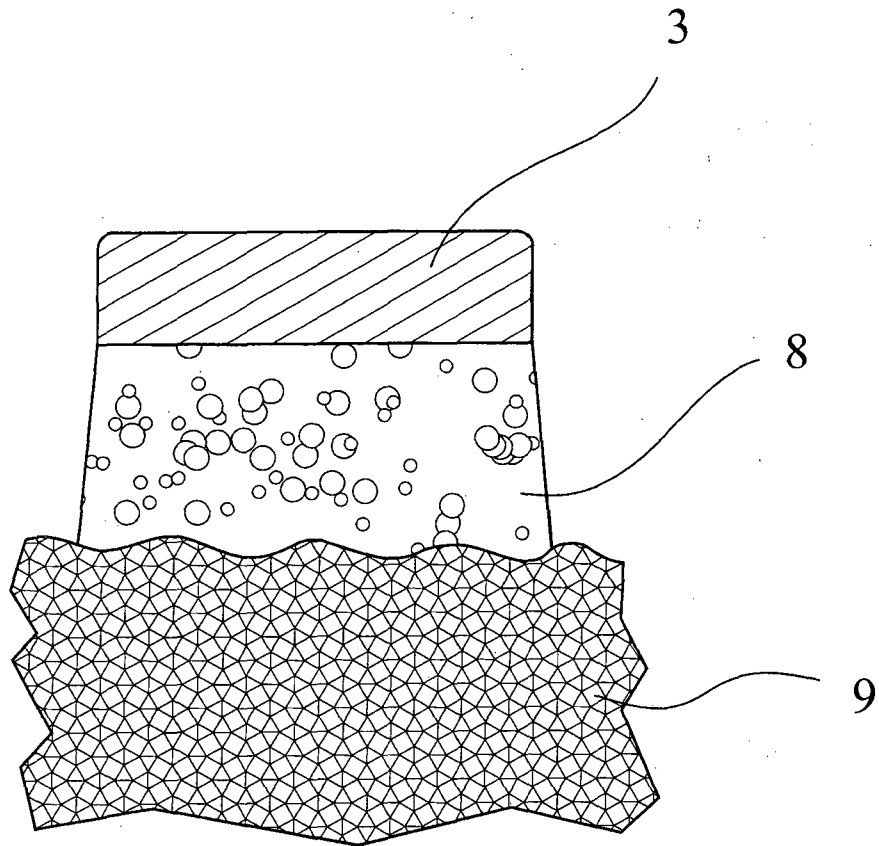


Fig. 3



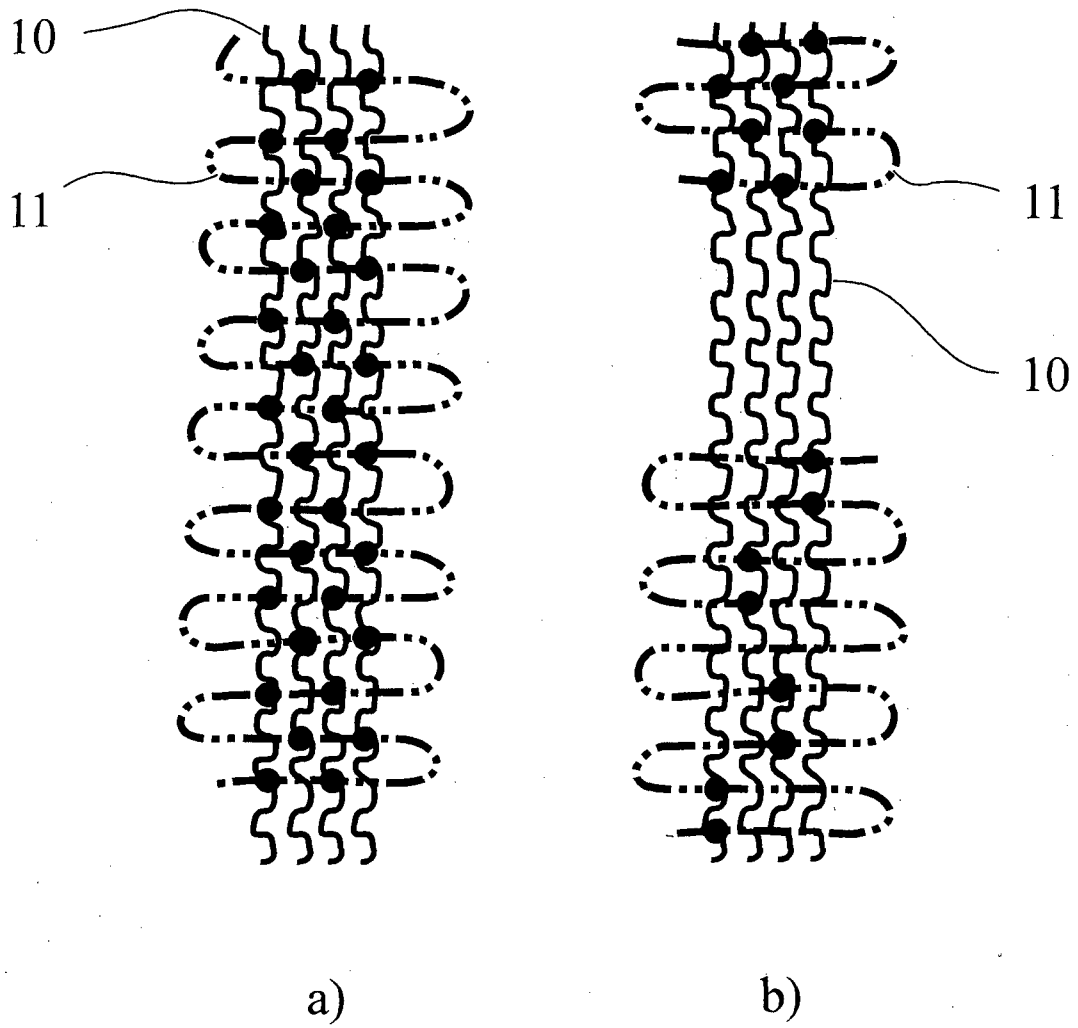


Fig. 5

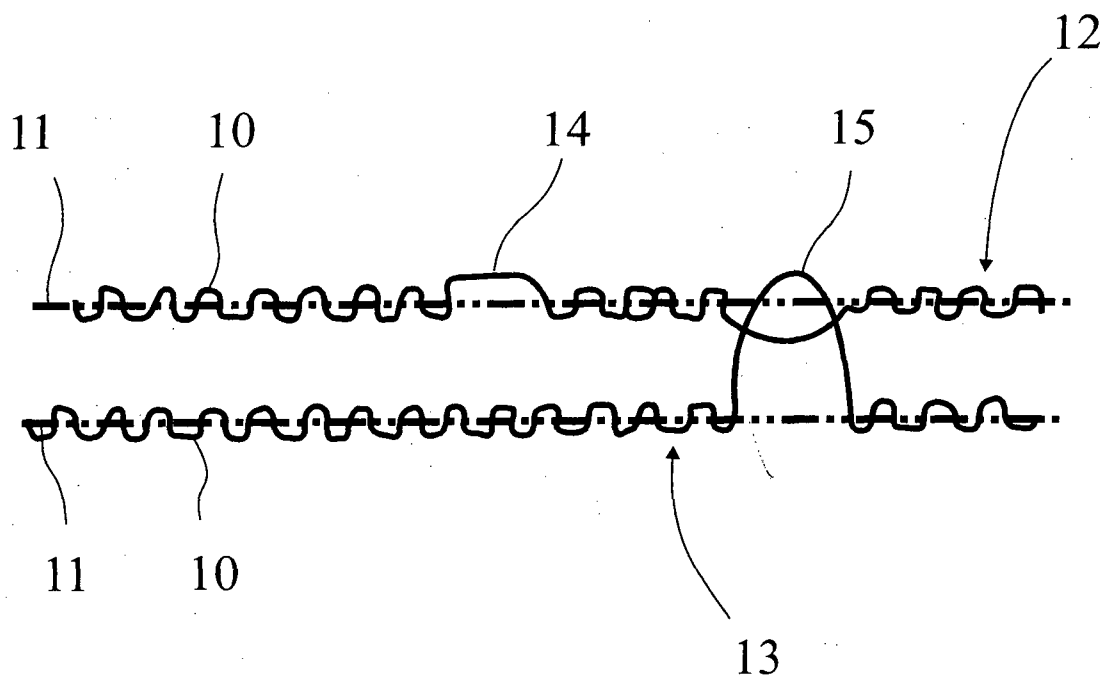


Fig. 6

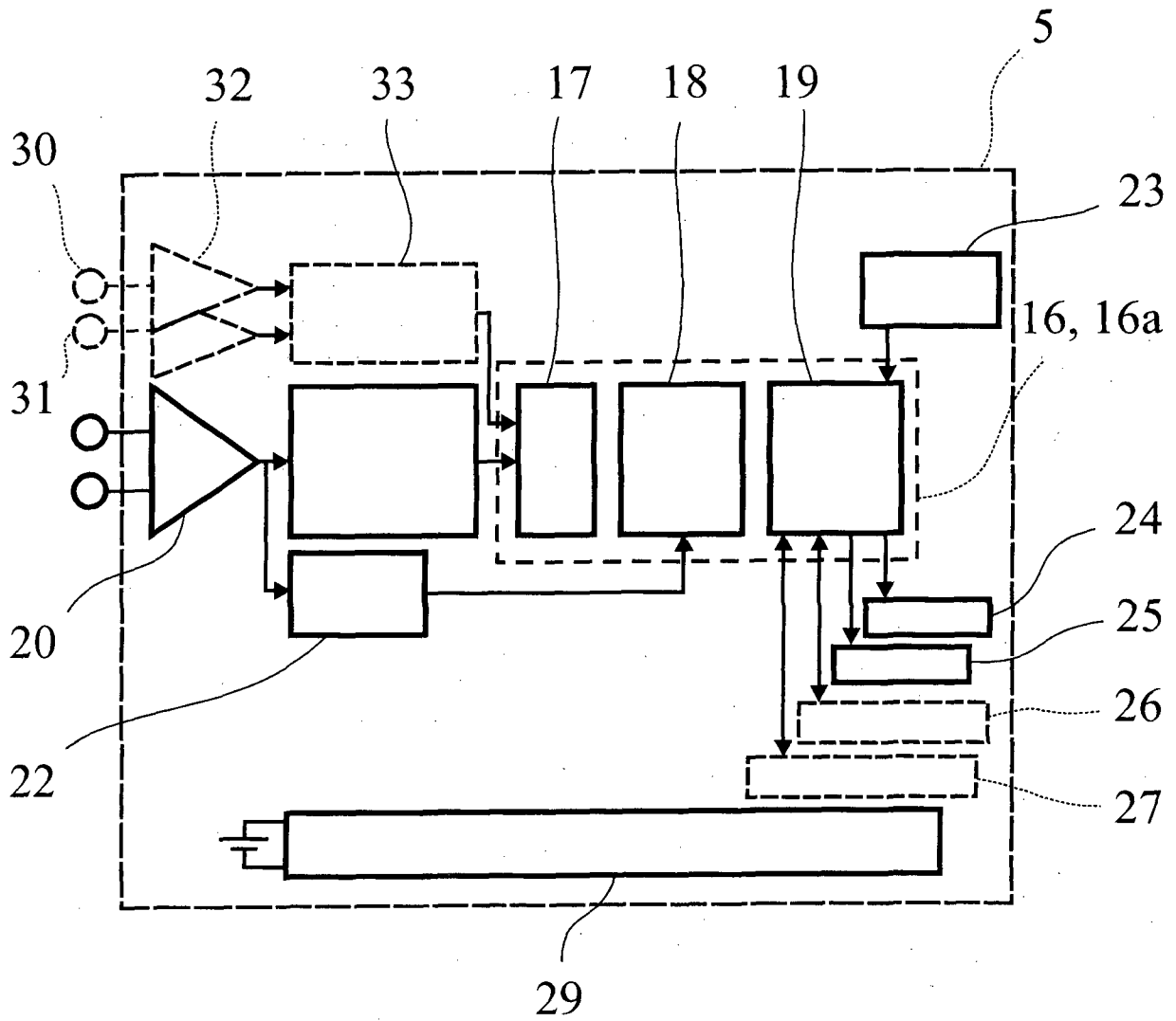


Fig. 7

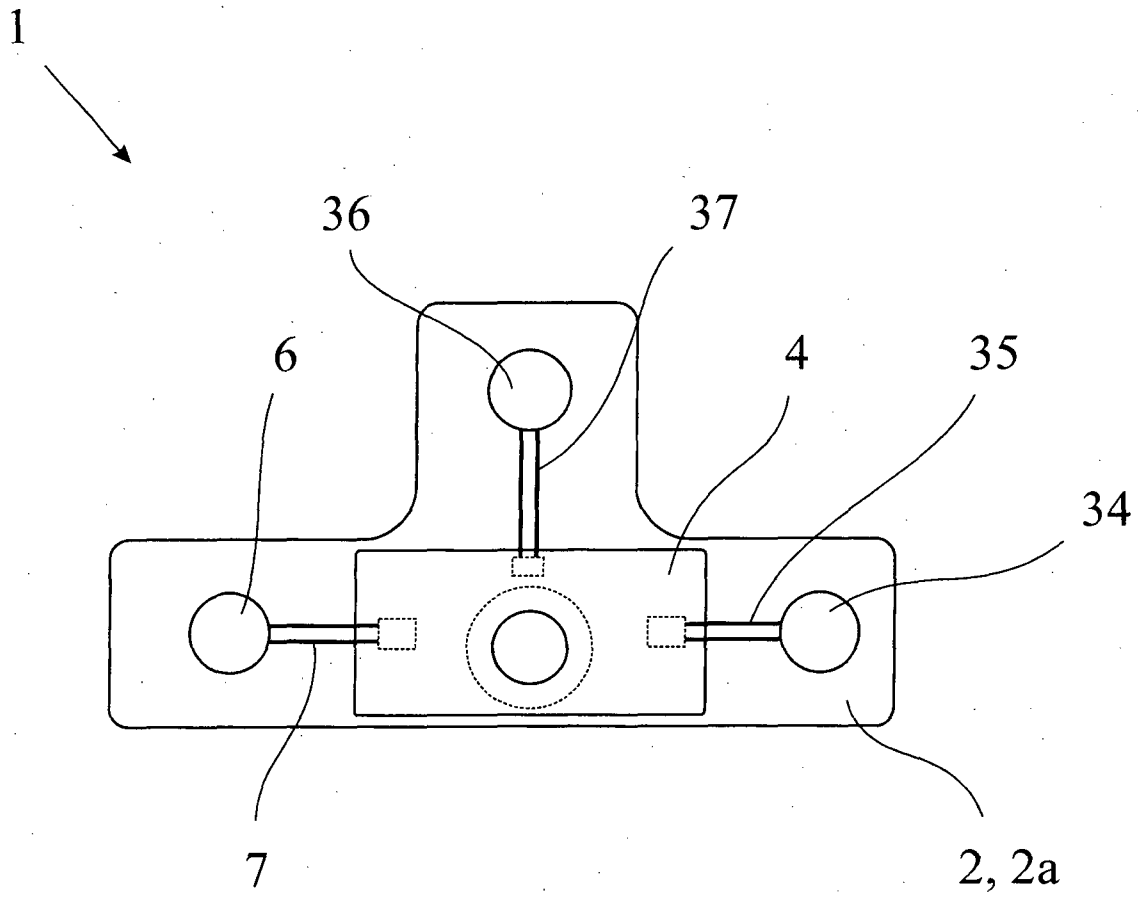


Fig. 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2013/001217

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. A61B5/0408  
ADD. 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

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	US 2010/234715 A1 (SHIN SEUNG-CHUL [KR] ET AL) 16 September 2010 (2010-09-16) paragraphs [0059], [0063], [0064], [0070], [0079], [0084]; figures 1,4,5,10,11	1-26
X	EP 2 407 096 A1 (CECOTEPE ASBL [BE]) 18 January 2012 (2012-01-18) paragraphs [0028], [0031] - [0033], [0036], [0039]; figure 1	1-26
A	US 2008/119707 A1 (STAFFORD GARY ASHLEY [US]) 22 May 2008 (2008-05-22) paragraphs [0018] - [0031]; figures 1-3	1-26
	-/--	

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 <b>26 June 2013</b>	Date of mailing of the international search report <b>05/07/2013</b>
--	---

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 <b>Mecking, Nikolai</b>
--	---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2013/001217

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>JERALD YOO ET AL: "An Attachable ECG Sensor Bandage with Planar-Fashionable Circuit Board", WEARABLE COMPUTERS, 2009. ISWC '09. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 4 September 2009 (2009-09-04), pages 145-146, XP031529967, ISBN: 978-0-7695-3779-5 the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-26
A	<p>KR 2009 0008786 A (XIUSOLUTION CO LTD [KR]) 22 January 2009 (2009-01-22) the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-26

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2013/001217
---

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010234715 A1	16-09-2010	KR 100863064 B1	13-10-2008
		US 2010234715 A1	16-09-2010
		WO 2009020274 A1	12-02-2009
EP 2407096 A1	18-01-2012	CA 2804331 A1	19-01-2012
		EP 2407096 A1	18-01-2012
		EP 2593002 A1	22-05-2013
		WO 2012007384 A1	19-01-2012
US 2008119707 A1	22-05-2008	AU 2007309070 A1	02-05-2008
		CA 2667305 A1	02-05-2008
		CN 101528282 A	09-09-2009
		EP 2083878 A2	05-08-2009
		JP 2010507457 A	11-03-2010
		RU 2009119430 A	27-11-2010
		US 2008119707 A1	22-05-2008
		US 2012190952 A1	26-07-2012
		WO 2008051924 A2	02-05-2008
KR 20090008786 A	22-01-2009	NONE	

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/0408 ADD. A61N1/04		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTER GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole ) A61B		
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	US 2010/234715 A1 (SHIN SEUNG-CHUL [KR] ET AL) 16. September 2010 (2010-09-16) Absätze [0059], [0063], [0064], [0070], [0079], [0084]; Abbildungen 1,4,5,10,11 -----	1-26
X	EP 2 407 096 A1 (CECOTEPE ASBL [BE]) 18. Januar 2012 (2012-01-18) Absätze [0028], [0031] - [0033], [0036], [0039]; Abbildung 1 -----	1-26
A	US 2008/119707 A1 (STAFFORD GARY ASHLEY [US]) 22. Mai 2008 (2008-05-22) Absätze [0018] - [0031]; Abbildungen 1-3 ----- -/--	1-26
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> 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	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts	
26. Juni 2013	05/07/2013	
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  Mecking, Nikolai	

## C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>JERALD YOO ET AL: "An Attachable ECG Sensor Bandage with Planar-Fashionable Circuit Board",  WEARABLE COMPUTERS, 2009. ISWC '09.  INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE,  PISCATAWAY, NJ, USA,  4. September 2009 (2009-09-04), Seiten  145-146, XP031529967,  ISBN: 978-0-7695-3779-5  das ganze Dokument</p>	1-26
A	<p>-----</p> <p>KR 2009 0008786 A (XIUSOLUTION CO LTD [KR]) 22. Januar 2009 (2009-01-22)  das ganze Dokument</p> <p>-----</p>	1-26

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/001217

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2010234715 A1	16-09-2010	KR 100863064 B1 US 2010234715 A1 WO 2009020274 A1	13-10-2008 16-09-2010 12-02-2009
-----			
EP 2407096 A1	18-01-2012	CA 2804331 A1 EP 2407096 A1 EP 2593002 A1 WO 2012007384 A1	19-01-2012 18-01-2012 22-05-2013 19-01-2012
-----			
US 2008119707 A1	22-05-2008	AU 2007309070 A1 CA 2667305 A1 CN 101528282 A EP 2083878 A2 JP 2010507457 A RU 2009119430 A US 2008119707 A1 US 2012190952 A1 WO 2008051924 A2	02-05-2008 02-05-2008 09-09-2009 05-08-2009 11-03-2010 27-11-2010 22-05-2008 26-07-2012 02-05-2008
-----			
KR 20090008786 A	22-01-2009	KEINE	
-----			