

(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
27. Februar 2014 (27.02.2014)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/029865 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/067531

(22) Internationales Anmeldedatum:
23. August 2013 (23.08.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102012107838.6 24. August 2012 (24.08.2012) DE

(71) Anmelder: CORTEC GMBH [DE/DE]; Georges-Köhler-Allee 010, 79110 Freiburg (DE). ALBERT-LUDWIGS-UNIVERSITÄT FREIBURG [DE/DE]; Fahnenbergplatz, 79085 Freiburg (DE).

(72) Erfinder: SCHÜTTLER, Martin; Salzstrasse 15, 79098 Freiburg (DE). RICKERT, Jörn; Mathildenstraße 16, 79106 Freiburg (DE). HENLE, Christian; Georges-Köhler-Allee 102, 79110 Freiburg (DE). BALL, Tonio; Im

Etter 12, 79117 Freiburg (DE). RAAB, Markus; Hindenburg 24, 79102 Freiburg (DE).

(74) Anwalt: BETTINGER SCHNEIDER SCHRAMM PATENT- UND RECHTSANWÄLTE; Postfach 86 02 67, 81629 München (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, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: SENSOR DEVICE FOR DETECTION OF BIOELECTRICAL SIGNALS

(54) Bezeichnung : SENSOREINRICHTUNG ZUR DETEKTION BIOELEKTRISCHER SIGNALE

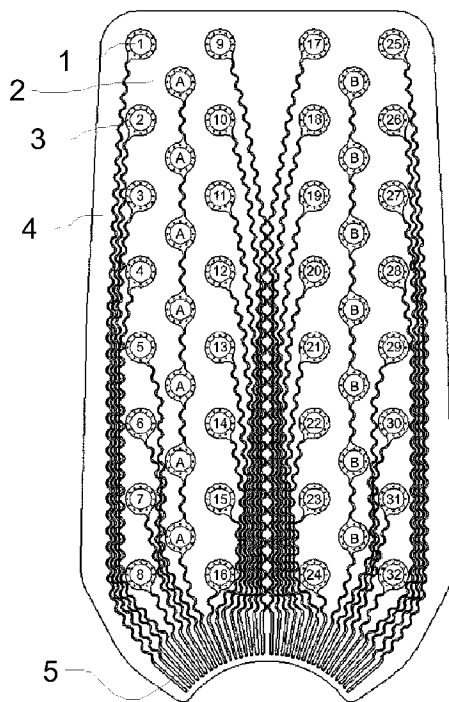


Fig. 1

(57) Abstract: Sensor device for detection of bioelectrical signals, in particular for implantation in or on a brain, wherein the sensor device comprises a first number of electrodes, which can be coupled to a biological organism, in particular to nerve cells of a nervous system, for tapping a first number of electrical potentials on the biological organism. According to the invention, the sensor device comprises means for supplying an averaged electrical reference potential. The averaged electrical reference potential is formed from a plurality of detected electrical potentials that are tapped on the biological organism.

(57) Zusammenfassung: Sensoreinrichtung zur Detektion bio elektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn, wobei die Sensoreinrichtung eine erste Anzahl von Elektroden, die mit einem biologischen Organismus, insbesondere Nervenzellen eines Nervensystems koppelbar sind, zum Abgreifen einer ersten Anzahl elektrischer Potenziale an dem biologischen Organismus umfasst. Erfindungsgemäß umfasst die Sensoreinrichtung Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials. Das gemittelte elektrische Referenzpotenzial wird aus mehreren detektierten elektrischen Potenzialen gebildet, die an dem biologischen Organismus abgegriffen werden.

WO 2014/029865 A1



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)

Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale

5

Gebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft eine Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn, insbesondere menschliches Gehirn.

10

Stand der Technik und Hintergrund der Erfindung

15 Es ist bekannt, bioelektrische Signale, etwa eines menschlichen Gehirns, mit Hilfe eines medizinischen Implantats zu detektieren bzw. aufzuzeichnen. Zur Detektion bioelektrischer Signale sind mindestens zwei elektrische Kontakte bzw. Elektroden notwendig, die an den biologischen Organismus angeschlossen werden bzw. mit dem biologischen Organismus gekoppelt werden. Mit einem der beiden Kontakte 20 wird das bioelektrische Signal in Form einer elektrischen Potenzialveränderung detektiert. Eine Detektion einer elektrischen Potenzialveränderung wird auch als „Ableiten eines Signals“ bezeichnet. Der andere der beiden Kontakte wird mit einem ruhenden, möglichst nicht veränderlichen elektrischen Potenzial im selben Organismus gekoppelt, sodass dieser Kontakt ein sogenanntes Referenzpotenzial 25 bereitstellt. Die Potenzialdifferenz zwischen den beiden elektrischen Kontakten bzw. die Änderung dieser Potenzialdifferenz bildet das zu detektierende bioelektrische Signal. Diese Art der Detektion bzw. Ableitung wird als monopolare Ableitung bezeichnet. Die monopolare Ableitung wird verwendet, wenn das bioelektrische Signal an nur einem einzelnen Kontakt detektiert werden soll.

Als Alternative zur monopolen Ableitung ist auch die sogenannte bipolare Ableitung bekannt. Bei der bipolaren Ableitung kann die Referenzelektrode, die bei der monopolen Ableitung ein Referenzpotenzial bereitstellt, auch im elektrisch aktiven Bereich des biologischen Organismus angeordnet werden. Alternativ hierzu ist es bekannt, die Referenzelektrode wie bei der monopolen Ableitung im elektrisch passiven Bereich des biologischen Organismus anzuordnen und einen dritten elektrischen Kontakt vorzusehen, der im elektrisch aktiven Bereich angeordnet wird. Bei der bipolaren Ableitung mit zwei elektrischen Kontakten und einer Referenzelektrode wird die Potentialdifferenz zwischen den beiden elektrischen Kontakten bzw. zwischen den beiden elektrischen Kontakten und der Referenzelektrode gemessen.

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die monopolare Ableitung von bioelektrischen Signalen.

Der elektrische Kontakt, der im elektrisch aktiven Bereich des biologischen Organismus angeordnet ist, wird nachfolgend auch als Ableitkontakt bzw. Ableitelektrode bezeichnet. Der elektrische Kontakt, der ein Referenzsignal bzw. ein Referenzpotenzial bereitstellt, wird nachfolgend als Referenzkontakt bzw. Referenzelektrode bezeichnet.

Die aus dem Stand der Technik bekannte monopolare Ableitung ist jedoch nachteilig, denn die Anordnung der Ableitelektrode und Referenzelektrode relativ zueinander sollte zwei Anforderungen erfüllen, die allerdings weitgehend widersprüchlich sind.

Gemäß einer ersten Anforderung sollen die Ableitelektrode und die Referenzelektrode möglichst dicht beieinander liegen.

Eine möglichst geringe bzw. minimale Distanz zwischen der Ableitelektrode und der Referenzelektrode geht mit einer geringen elektrischen Impedanz zwischen

- 3 -

den beiden Elektroden einher, denn geringere Volumina biologischen Gewebes zwischen den beiden Kontakten stellen einen geringeren elektrischen Widerstand dar, als große Volumina. Proportional zum elektrischen Widerstand zwischen den beiden Elektroden entwickelt sich die Amplitude eines thermischen Rauschens, was die Qualität des abzuleitenden bzw. zu detektierenden bioelektrischen Signals negativ beeinflusst bzw. kompromittiert.

Darüber hinaus vermindert ein kleiner Abstand zwischen Ableitelektrode und Referenzelektrode die Fläche einer virtuellen Leiterschleife, die von den Elektrodenzuleitungen und dem Strompfad durch das biologische Gewebe (zwischen beiden Elektrodenkontakten) gebildet wird. Je größer die Fläche einer solchen Leiterschleife ist, desto größer ist die elektrische Spannung zwischen der Ableitelektrode und der Referenzelektrode, die sich durch Induktion bildet, wenn die Leiterschleife von einem magnetischen Wechselfeld durchströmt wird. Diese elektrische Spannung überlagert das zu detektierende bioelektrische Signal und kann es im ungünstigsten Fall vollständig maskieren oder elektronische Verstärker in den Sättigungsbereich bringen, was eine gegebenenfalls notwendige Verstärkung des schwachen bioelektrischen Signals verhindert. Quellen für ein magnetisches Wechselfeld können beispielsweise ein Netzstrom von 50 Hz, eine Diebstahl-Sicherungsanlage in Kaufhäusern, Radiofrequenz-Identifikationssysteme (RFID), oder dergleichen sein.

Gemäß einer zweiten Anforderung sollten die Ableitelektrode und die Referenzelektrode möglichst weit voneinander entfernt angeordnet sein.

Durch einen großen geometrischen Abstand zwischen der Ableitelektrode und der Referenzelektrode kann gewährleistet werden, dass das elektrische Potenzial der Referenzelektrode unabhängig von der Quelle des bioelektrischen Signals in der Nähe der Ableitelektrode ist. Dadurch kann die Potentialdifferenz zwischen der Ableitelektrode und der Referenzelektrode maximiert werden, sodass das bio-

- 4 -

elektrische Signal besser detektiert und ausgewertet werden kann und leichter von Störeinflüssen unterschieden werden kann.

Bei einer Referenzelektrode, die nahe an der Ableitelektrode angeordnet ist, entspricht die Charakteristik der Signalableitung einer bipolaren Ableitung, sodass dieser Ansatz zu einer Vermischung der bioelektrischen Signale, die von den beiden Kontakten abgeleitet werden, führt und im ungünstigsten Fall eine Detektion eines bioelektrischen Ereignisses verhindern. Denn wenn beide Kontakte (Referenzelektrode und Ableitelektrode) zeitgleich ein identisches bzw. nahezu identisches Signal detektieren ist die zu verstärkende elektrische Potenzialdifferenz Null bzw. nahezu Null.

Im Stand der Technik wird daher die Referenzelektrode in einiger Entfernung zur Ableitelektrode angeordnet, um eine gute Signalqualität und eine gute örtliche Selektivität zu erreichen, was jedoch voraussetzt, dass das Umfeld sehr störungsarm ist, was in den meisten Fällen nur unter Laborbedingungen möglich ist.

Aufgabe der Erfindung

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, Lösungen zum Ableiten bzw. zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere bioelektrischer Signale eines Gehirns, bereitzustellen, welche die aus dem Stand der Technik bekannten Nachteile zumindest teilweise vermeiden und welche eine Detektion von bioelektrischen Signalen unabhängig von der Anordnung der Elektroden relativ zueinander ermöglicht.

Erfindungsgemäße Lösung

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn,

nach dem unabhängigen Anspruch gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

Bereitgestellt wird demnach eine Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn, wobei die Sensoreinrichtung eine erste Anzahl von Elektroden, die mit einem biologischen Organismus, insbesondere Nervenzellen eines Nervensystems koppelbar sind, zum Abgreifen einer ersten Anzahl elektrischer Potenziale an dem biologischen Organismus umfasst. Erfindungsgemäß umfasst die Sensoreinrichtung Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials. Das gemittelte elektrische Referenzpotenzial wird aus mehreren detektierten elektrischen Potenzialen gebildet, die an dem biologischen Organismus abgegriffen werden.

Damit wird gewährleistet, dass die zu verstärkende elektrische Potenzialdifferenz nicht Null ist und auch bei ungünstigen Umgebungsbedingungen ein bioelektrisches Ereignis zuverlässig detektiert werden kann. Gegenüber der aus dem Stand der Technik bekannten monopolen Ableitung zeichnet sich die erfindungsgemäße Sensoreinrichtung durch ein vermindertes Rauschen und große Signalamplituden aus, was zu einer verbesserten Signalqualität führt. Ein weiterer Vorteil ist die verminderte Störempfindlichkeit, beispielsweise gegenüber Einkopplungen von elektromagnetischen Interferenzen, was zu einer verbesserten Zuverlässigkeit der erfindungsgemäßen Sensoreinrichtung führt.

Vorteilhaft ist es, wenn die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials in die Sensoreinrichtung integriert sind und mit der Sensoreinrichtung implantierbar sind.

Dadurch kann die an eine körperexterne Verarbeitungseinheit zu übertragende Informationsmenge erheblich reduziert werden, weil nur mehr ein gemitteltes elektrisches Referenzpotenzial übertragen werden muss und nicht mehrere einzel-

ne Referenzpotenziale, die von der körperexternen Verarbeitungseinheit gemittelt werden müssten.

Die Sensoreinrichtung kann eine erste Anzahl von Verstärkern, insbesondere Differenzverstärkern, umfassen, wobei ein erster Eingang eines jeden Differenzverstärkers jeweils mit einer Elektrode der ersten Anzahl von Elektroden und ein zweiter Eingang mit dem Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials verbunden sind.

10 Damit kann in vorteilhafter Weise eine Änderung der Potentialdifferenz zwischen einer Elektrode und dem gemittelten elektrischen Referenzpotenzial zu einer elektrisch leicht handhabbaren elektrischen Größe verstärkt werden.

In einer Ausgestaltung der Erfindung können die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials eine zweite Anzahl von Referenzelektroden umfassen, die galvanisch miteinander verbunden sind und die mit dem biologischen Organismus koppelbar sind.

Die Referenzelektrode, die aus der zweiten Anzahl von Referenzelektroden gebildet wird, kann so in unmittelbarer Nachbarschaft zu den Ableitelektroden angeordnet werden, sodass die Vorteile zweier möglichst dicht beieinander liegender Elektroden voll ausgenutzt werden können. Durch Bilden der Referenzelektrode aus einer Anzahl von Referenzelektroden wird verhindert, dass die Ableitcharakteristik einer bipolaren Ableitung entspricht. Die zweite Anzahl von Referenzelektroden kann örtlich nahe um eine Ableitelektrode verteilt angeordnet werden.

Jede Referenzelektrode der zweiten Anzahl von Referenzelektroden detektiert ein elektrisches Potenzial in ihrer unmittelbaren Nähe. Durch das galvanische bzw. elektrische Verbinden der einzelnen Referenzelektroden der zweiten Anzahl von Referenzelektroden werden die einzelnen detektierten Potenziale gemittelt. Dadurch wird das Referenzpotenzial unempfindlich gegen lokale bioelektrische

Signale, wobei die Referenzelektrode bzw. die zweite Anzahl von Referenzelektroden dennoch in direkter Nachbarschaft zur ersten Anzahl von Elektroden bzw. zu den Ableitelektroden angeordnet werden kann.

5 Die zu verstärkende Potenzialdifferenz zwischen dem gemittelten elektrischen Referenzpotenzial und einem elektrischen Potenzial an der Ableitelektrode ist damit groß und der Einfluss von Störgrößen, etwa thermisches Rauschen und magnetisch induzierte Spannung kann reduziert bzw. minimiert werden.

10 Die galvanischen Verbindungen zwischen den Referenzelektroden der zweiten Anzahl von Referenzelektroden kann eine mechanisch dehbare Verbindung umfassen. Dadurch wird verhindert, dass eine mechanische Dehnung eines Implantats, auf dem die Elektroden und die Leiterbahnen angeordnet sind, zu einem Leiterbahnbruch führen.

15

Als vorteilhaft hat sich herausgestellt, wenn die galvanischen Verbindungen zwischen den Referenzelektroden mäanderförmige Leiterbahnen umfassen.

20 In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung sind die Referenzelektroden so relativ zu den Elektroden (Ableitelektroden) angeordnet, dass die Abstände zwischen einer Referenzelektrode und den direkt benachbarten Elektroden im Wesentlichen gleich groß sind.

25 In einer Ausgestaltung der Erfindung kann die erste Anzahl von Elektroden größer sein als die zweite Anzahl von Referenzelektroden.

30 In einer Ausgestaltung der Erfindung können die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials eine erste Anzahl von ersten elektrischen Widerständen umfassen, wobei jede Elektrode mit jeweils einen der ersten elektrischen Widerstände verbunden ist und die ersten elektrischen Widerstände

- 8 -

ihrerseits in einem Knotenpunkt miteinander verbunden sind, der das gemittelte elektrische Referenzpotenzial bereitstellt.

Das elektrische Referenzpotenzial wird durch die an den Ableitelektroden detektierten elektrischen Potenziale gebildet, sodass keine Referenzelektroden zum Bereitstellen eines Referenzpotenzials vorgesehen werden müssen. Damit können sämtliche Elektroden zum Ableiten von bioelektrischen Signalen verwendet werden.

Der Knotenpunkt kann über einen zweiten elektrischen Widerstand mit dem Massepotenzial der Versorgungsspannung der Differenzverstärker verbunden sein. Dadurch kann sichergestellt werden, dass der Arbeitsbereich der Verstärker bzw. der Differenzverstärker nahe an dem Referenzpotenzial liegt. Alternativ kann der Knotenpunkt über den zweiten elektrischen Widerstand auch mit einer anderen Masse verbunden sein, etwa mit Gehäusemasse oder mit der Masse der Platine.

Die ersten elektrischen Widerstände, die mit der ersten Anzahl von Elektroden verbunden sind, können hochohmig ausgestaltet sein.

In einer Ausgestaltung der Erfindung können die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials eine Elektrode umfassen, wobei das gemittelte elektrische Referenzpotenzial durch eine Mittelung über die Zeit des an dieser Elektrode detektierten elektrischen Potenzials gebildet wird.

25

Kurzbeschreibung der Figuren

Weitere Einzelheiten und Merkmale der Erfindung sowie konkrete Ausführungsbeispiele der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung in Verbindung mit der Zeichnung. Es zeigt:

30

- Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel der Erfindung in Form einer Elektrodenmatte, die in oder auf ein Gehirn implantiert werden kann und auf der eine Anzahl von Ableitelektroden und eine Anzahl von Referenzelektroden aufgebracht sind; und
- 5 Fig. 2 eine alternative Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Sensoreinrichtung, bei der keine eigenen Referenzelektroden notwendig sind.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

10

Fig. 1 zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel der Erfindung in Form einer Elektrodenmatte, auf der eine Anzahl von Elektroden bzw. Ableitelektroden 1 (die Ableitelektroden sind hier von 1 bis 32 durchnummeriert) und zwei Referenzelektroden 2 (die Referenzelektroden sind mit den Buchstaben A und B gekennzeichnet) angeordnet sind.

15

Die Ableitelektroden 1 sind jeweils über Leiterbahnen 3 mit Anschlüssen verbunden, die sich im Anschlussbereich 5 der Elektrodenmatte befinden. Gemäß Fig. 1 sind auf der Elektrodenmatte zwei Referenzelektroden 2 (A und B) angeordnet, wobei jede Referenzelektrode aus sieben Einzelkontakten gebildet wird, die über

20

Leiterbahnen miteinander verbunden sind.

Die Ableitelektroden 1, die Referenzelektroden 2, die Leiterbahnen der Ableitelektroden 1 und die die Einzelkontakte der Referenzelektroden verbindenden Leiterbahnen sind in ein elektrisch isolierendes Substrat der Elektrodenmatte eingebettet. Das elektrisch isolierende Substrat weist in den Bereichen der Ableitelektroden bzw. der Einzelkontakte der Referenzelektroden Öffnungen auf, sodass die Ableitelektroden und die Einzelkontakte der Referenzelektroden mit einem biologischen Organismus, etwa mit den Nervenzellen eines Nervensystems gekoppelt werden können.

25

30

In dem hier gezeigten Ausführungsbeispiel sind die Leiterbahnen mäanderförmig ausgestaltet, sodass eine mechanische Dehnung der Elektrodenmatte möglich ist, ohne dass die Gefahr eines Leiterbahnbruches besteht.

- 5 Die Einzelkontakte der Referenzelektrode 2 sind so zwischen den Ableitelektroden 1 angeordnet, dass sie jeweils immer einen im Wesentlichen gleich großen Abstand zu den Ableitelektroden 1 aufweisen. Durch die galvanische Verbindung der Einzelkontakte einer Referenzelektrode 2 werden die an den einzelnen Einzelkontakten detektierten Potenziale gemittelt, sodass an dem Anschluss einer Referenzelektrode ein gemittelt
- 10 referenzpotenzial bereitgestellt wird. Vorteilhaft ist hierbei, dass nur mehr ein Anschlusskontakt bereitgestellt werden muss, um etwa das gemittelte Referenzpotenzial an eine körperexterne Verarbeitungseinheit zu übertragen. Die Anzahl der an eine körperexterne Verarbeitungseinheit zu übertragenden Signale kann so erheblich reduziert werden. Das bereitgestellte gemittelte Referenzpotenzial kann verwendet werden, um zwischen dem gemittelten Referenzpotenzial und einem an einer Ableitelektrode 1 detektierten elektrischen Potenzial eine elektrische Potenzialreferenz zu detektieren und diese gegebenenfalls mit Hilfe eines Verstärkers, etwa Differenzialverstärker, zu verstärken.
- 15
- 20 Weil die Einzelkontakte der Referenzelektroden 2 zu jeder Ableitelektrode 1 jeweils einen unterschiedlichen Abstand aufweisen, ist gewährleistet, dass die aus den Einzelkontakten gebildete Referenzelektrode unempfindlich gegen lokale bioelektrische Signale im Bereich einer einzelnen Ableitelektrode ist. Wie aus Fig. 1 ersichtlich, ist dennoch gewährleistet, dass an jeder Ableitelektrode 1 in unmittelbarer Nachbarschaft ein Einzelkontakt einer Referenzelektrode 2 angeordnet ist, sodass die Eingangs genannte Anforderung, nach der eine Ableitelektrode und eine Referenzelektrode möglichst dicht beieinander liegen sollen, erfüllt ist. Weil jeder Einzelkontakt einer Referenzelektrode 2 einen verschiedenen Abstand zu einer bestimmten Ableitelektrode aufweist, ist jedenfalls für den am weitesten zur Ableitelektrode beabstandeten Einzelkontakt der Referenzelektrode 2
- 25
- 30

die Eingangs genannte zweite Anforderung erfüllt, nach der eine Referenzelektrode und eine Ableitelektrode möglichst weit voneinander entfernt liegen sollen.

Selbstverständlich sind auch andere Varianten einer Anordnung von Ableitelektroden und Referenzelektroden auf einer Elektrodenmatte möglich, als die in Fig. 1
5 gezeigte spaltenförmige Anordnung.

Ebenso können auch mehr oder weniger als die in Fig. 1 gezeigten 32 Ableitelektroden und mehr oder weniger als die in Fig. 1 gezeigten sieben Einzelkontakte der
10 Referenzelektroden oder auch mehr als zwei Referenzelektroden vorgesehen sein.

Fig. 2 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn.

15

Gezeigt ist in Fig. 2 ein Neun-Kanal-Elektrodenarray, welches neun Ableitelektroden E1 bis E9 aufweist. Ferner weist die in Fig. 2 gezeigte Sensoreinrichtung für jeden Kanal einen Verstärker bzw. Differenzverstärker V1 bis V9 auf. Die Ableitelektroden E1 bis E9 sind jeweils über einen Kontakt direkt mit einem ersten Eingang jeweils eines Differenzverstärkers V1 bis V9 gekoppelt. Ferner sind
20 alle Ableitelektroden E1 bis E9 über jeweils einen hochohmigen Widerstand R1 bis R9 miteinander verbunden. Beispielsweise können Widerstände von etwa 10 M Ω vorgesehen sein.

Der Verbindungspunkt bzw. Knotenpunkt der elektrischen Widerstände R1 bis R9 bildet die Referenz für sämtliche Differenzverstärker V1 bis V9, d.h., an dem Knotenpunkt der elektrischen Widerstände R1 bis R9 wird ein Referenzpotenzial für die Differenzverstärker abgegriffen. Aus elektrischer Sicht entspricht das an dem Knotenpunkt der elektrischen Widerstände R1 bis R9 abgegriffene elektrische Potenzial dem Durchschnittspotenzial aller Ableitelektroden E1 bis E9.
30

- 12 -

Um sicherzustellen, dass der Arbeitsbereich der Verstärker V1 bis V9 nahe an dem Referenzpotenzial liegt, wird der Knotenpunkt bzw. Verbindungspunkt über einen zweiten elektrischen Widerstand, der beispielsweise im Bereich einiger $k\Omega$ liegen kann, mit dem Massepotenzial der Versorgungsspannung der Differenzverstärker V1 bis V9 verbunden. Alternativ kann der zweite elektrische Widerstand auch mit einer anderen Masse verbunden sein.

Nach Verstärkung der jeweiligen Potenzialdifferenzen liegen an den Ausgängen A1 bis A9 der Differenzverstärker die von den Ableitelektroden E1 bis E9 detektierten Signale in verstärkter Form vor.

Die Ausführungsform gemäß Fig. 2 hat den Vorteil, dass sämtliche Elektroden der Sensoreinrichtung zum elektrischen Ableiten bzw. zur Detektion von bioelektrischen Signalen verwendet werden können. Es müssen keine eigenen bzw. zusätzlichen Referenzelektroden vorgesehen werden, denn die Ableitelektroden E1 bis E9 werden in Kombination mit den elektrischen Widerständen R1 bis R9 auch als Referenzelektroden verwendet, wobei die Ableitelektroden E1 bis E9 über die Widerstände R1 bis R9 zu einer einzelnen Referenzelektrode zusammengeschaltet sind. Dadurch kann die auf einer Elektrodenmatte zur Verfügung stehende Fläche optimal ausgenutzt werden, da anstelle von separaten Referenzelektroden bzw. Elektrodenkontakten einer Referenzelektrode zusätzliche Ableitelektroden angeordnet werden können.

Die hier gezeigte Sensoreinrichtung ist insbesondere vorgesehen, um in oder auf ein Gehirn implantiert zu werden und dort insbesondere mit Nervenzellen eines Nervensystems gekoppelt zu werden.

Bezugszeichen:

	1	Elektroden bzw. Ableitelektroden 1 bis 32
5	2	Referenzelektroden A und B
	3	Leiterbahnen
	4	elektrisch isolierendes Substrat
	5	Anschlussbereich
	E1 bis E9	Elektroden bzw. Ableitelektroden
10	R1 bis R9	elektrische Widerstände
	R10	elektrischer Widerstand zum Massepotenzial der Verstärker
	V1 bis V9	Verstärker (Differenzverstärker)
	A1 bis A9	Anschlüsse (Elektrodensignale nach Verstärkung)

Patentansprüche

5

1. Sensoreinrichtung zur Detektion bioelektrischer Signale, insbesondere zur Implantation in oder auf ein Gehirn, wobei die Sensoreinrichtung eine erste Anzahl von Elektroden (1), die mit einem biologischen Organismus, insbesondere Nervenzellen eines Nervensystems koppelbar sind, zum Abgreifen einer ersten Anzahl elektrischer Potenziale an dem biologischen Organismus umfasst,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Sensoreinrichtung Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials umfasst.

15

2. Sensoreinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials in die Sensoreinrichtung integriert sind und mit der Sensoreinrichtung implantierbar sind.

20

3. Sensoreinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine erste Anzahl von Differenzverstärkern umfasst, wobei ein erster Eingang eines jeden Differenzverstärkers jeweils mit einer Elektrode (1) und ein zweiter Eingang mit dem Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials verbunden sind.

25

4. Sensoreinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials eine zweite Anzahl von Referenzelektroden (2)

umfassen, die galvanisch miteinander verbunden sind und die mit dem biologischen Organismus koppelbar sind.

- 5 5. Sensoreinrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die galvanischen Verbindungen mechanisch dehbare Verbindungen umfassen.
6. Sensoreinrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die galvanischen Verbindungen mäanderförmige Leiterbahnen umfassen.
- 10 7. Sensoreinrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Referenzelektroden (2) so relativ zu den Elektroden (1) angeordnet sind, dass die Abstände zwischen einer Elektroden (1) und den Referenzelektroden im Wesentlichen verschieden sind.
- 15 8. Sensoreinrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Anzahl größer ist als die zweite Anzahl.
9. Sensoreinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Bereitstellen eines gemittelten elektrischen Referenzpotenzials eine erste Anzahl von ersten elektrischen Widerständen umfassen, wobei jede Elektrode (1) mit jeweils einen der ersten elektrischen Widerstände verbunden ist und die ersten elektrischen Widerstände ihrerseits in einem Knotenpunkt miteinander verbunden sind, der das gemittelte elektrische Referenzpotenzial bereitstellt.
- 20 25 10. Sensoreinrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die ersten elektrischen Widerstände hochohmig sind.

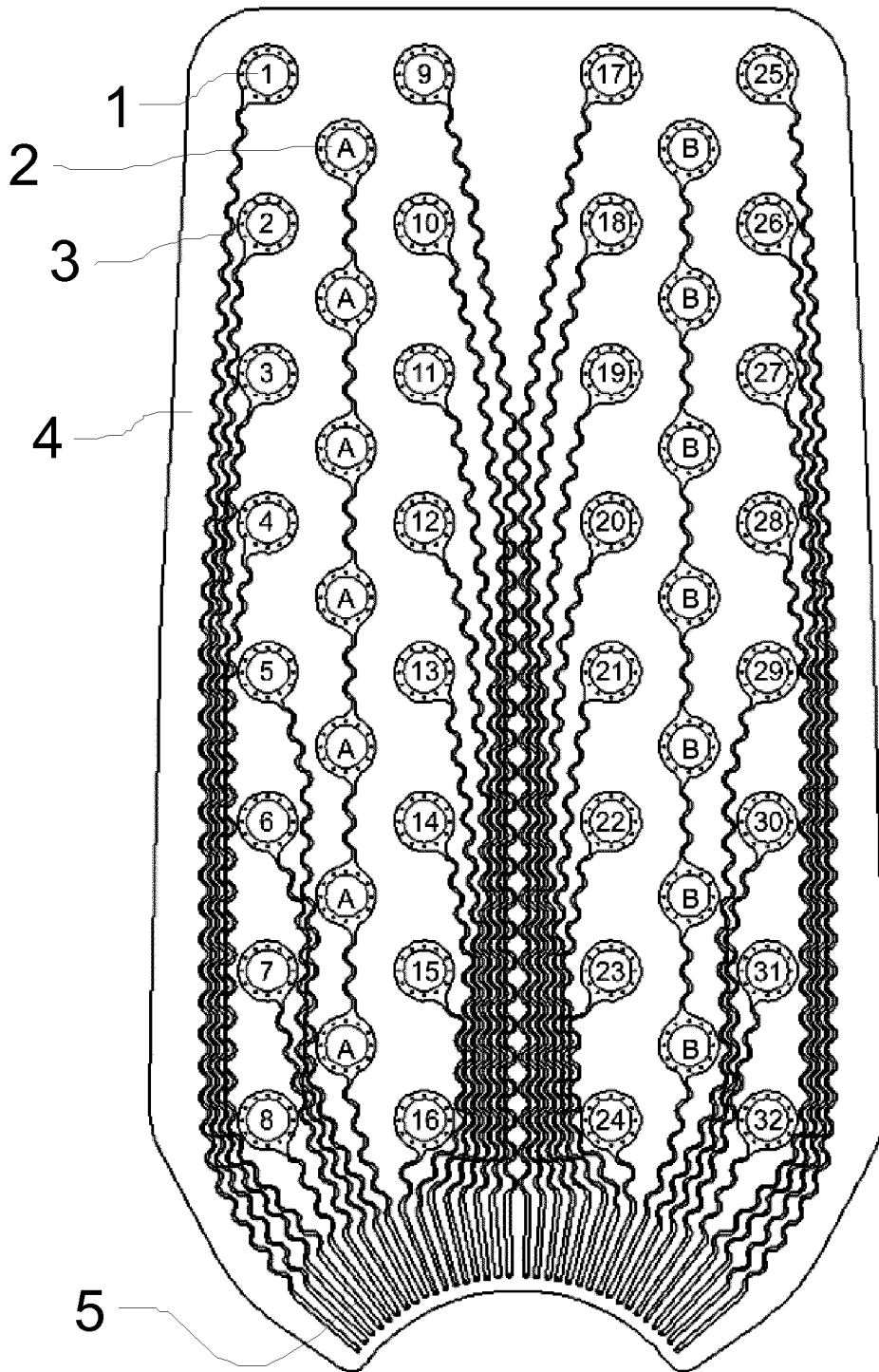


Fig. 1

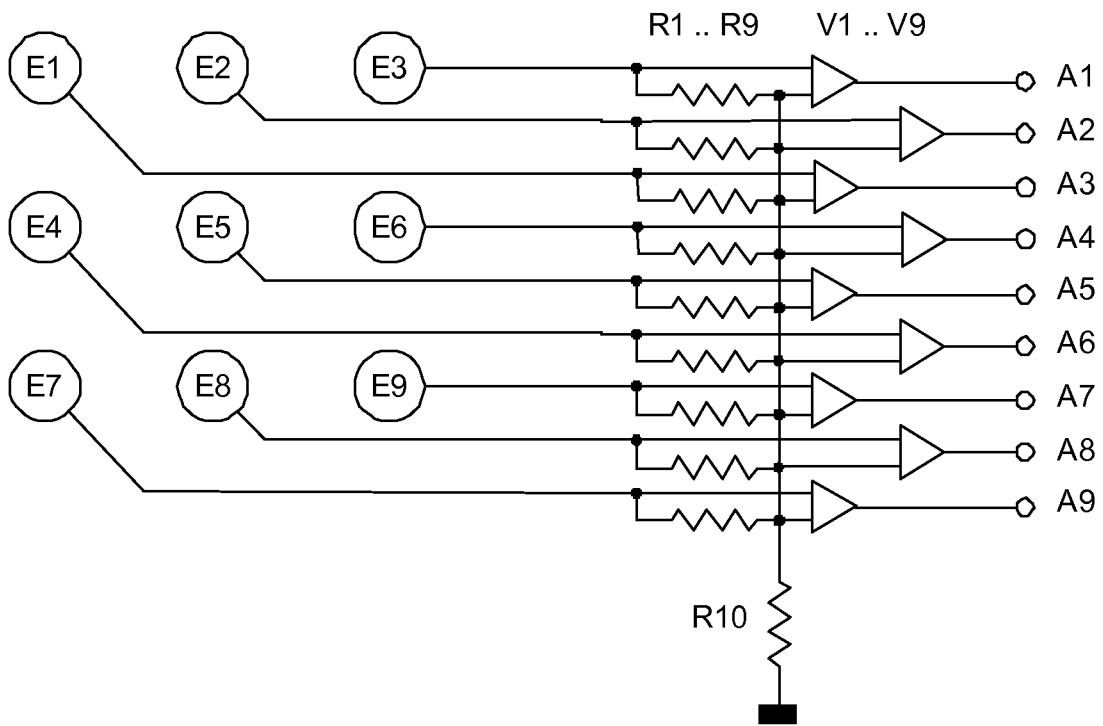


Fig. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/067531

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/00
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
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 5 178 161 A (KOVACS GREGORY T A [US]) 12 January 1993 (1993-01-12)	1-4,8
Y	column 1, line 5 - column 10, line 57; figures 1,4D,6	5-7,9,10
Y	----- DE 20 2010 015346 U1 (OSYPKA PETER [DE]) 3 March 2011 (2011-03-03) paragraph [0021]; figure 5	5,6
Y	----- US 5 715 821 A (FAUPEL MARK L [US]) 10 February 1998 (1998-02-10) the whole document	7
Y	----- US 2012/123232 A1 (NAJARIAN KAYVAN [US] ET AL) 17 May 2012 (2012-05-17) paragraph [0171]; figure 22A	9,10
	----- -/--	

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 5 December 2013	Date of mailing of the international search report 13/12/2013
---	---

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 Schöffmann
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/067531

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 446 921 A1 (CORTEC GMBH [DE]) 2 May 2012 (2012-05-02) the whole document	1,2,4,8
X	----- US 6 597 954 B1 (PLESS BENJAMIN D [US] ET AL) 22 July 2003 (2003-07-22) the whole document -----	1-4,7,8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2013/067531

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 5178161	A	12-01-1993	US 5178161 A	12-01-1993
			US 5314495 A	24-05-1994

DE 202010015346	U1	03-03-2011	NONE	

US 5715821	A	10-02-1998	AU 4407996 A	26-06-1996
			CA 2207330 A1	13-06-1996
			EP 0796058 A1	24-09-1997
			JP H11503333 A	26-03-1999
			US 5697369 A	16-12-1997
			US 5715821 A	10-02-1998
			WO 9617547 A1	13-06-1996

US 2012123232	A1	17-05-2012	NONE	

EP 2446921	A1	02-05-2012	DE 102010043029 A1	03-05-2012
			EP 2446921 A1	02-05-2012

US 6597954	B1	22-07-2003	US 6597954 B1	22-07-2003
			US 2004153129 A1	05-08-2004
			US 2006224216 A1	05-10-2006

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/00 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE 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 5 178 161 A (KOVACS GREGORY T A [US]) 12. Januar 1993 (1993-01-12)	1-4,8
Y	Spalte 1, Zeile 5 - Spalte 10, Zeile 57; Abbildungen 1,4D,6	5-7,9,10
Y	DE 20 2010 015346 U1 (OSYPKA PETER [DE]) 3. März 2011 (2011-03-03) Absatz [0021]; Abbildung 5	5,6
Y	US 5 715 821 A (FAUPEL MARK L [US]) 10. Februar 1998 (1998-02-10) das ganze Dokument	7
Y	US 2012/123232 A1 (NAJARIAN KAYVAN [US] ET AL) 17. Mai 2012 (2012-05-17) Absatz [0171]; Abbildung 22A	9,10
	-/--	
<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		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
5. Dezember 2013		13/12/2013
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 Schöffmann

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 2 446 921 A1 (CORTEC GMBH [DE]) 2. Mai 2012 (2012-05-02) das ganze Dokument	1,2,4,8
X	US 6 597 954 B1 (PLESS BENJAMIN D [US] ET AL) 22. Juli 2003 (2003-07-22) das ganze Dokument	1-4,7,8

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/067531

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5178161 A	12-01-1993	US 5178161 A	12-01-1993
		US 5314495 A	24-05-1994

DE 202010015346 U1	03-03-2011	KEINE	

US 5715821 A	10-02-1998	AU 4407996 A	26-06-1996
		CA 2207330 A1	13-06-1996
		EP 0796058 A1	24-09-1997
		JP H11503333 A	26-03-1999
		US 5697369 A	16-12-1997
		US 5715821 A	10-02-1998
		WO 9617547 A1	13-06-1996

US 2012123232 A1	17-05-2012	KEINE	

EP 2446921 A1	02-05-2012	DE 102010043029 A1	03-05-2012
		EP 2446921 A1	02-05-2012

US 6597954 B1	22-07-2003	US 6597954 B1	22-07-2003
		US 2004153129 A1	05-08-2004
		US 2006224216 A1	05-10-2006

专利名称(译)	用于检测生物电信号的传感器装置		
公开(公告)号	EP2887860A1	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	EP2013774080	申请日	2013-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	科塔克公司		
申请(专利权)人(译)	CORTEC GMBH ALBERT - 路德维希安大学弗莱堡		
当前申请(专利权)人(译)	CORTEC GMBH ALBERT - 路德维希安大学弗莱堡		
[标]发明人	SCHUTTLER MARTIN RICKERT JORN HENLE CHRISTIAN BALL TONIO RAAB MARKUS		
发明人	SCHÜTTLER, MARTIN RICKERT, JÖRN HENLE, CHRISTIAN BALL, TONIO RAAB, MARKUS		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04004 A61B5/0478 A61B5/04001 A61B5/6868		
优先权	102012107838 2012-08-24 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于检测生物电信号的传感器装置，特别是用于植入脑内或脑上的传感器装置，其中传感器装置包括第一数量的电极，其可以耦合到生物有机体，特别是神经系统的神经细胞，用于攻丝生物有机体上的第一数量的电势。根据本发明，传感器装置包括用于提供平均电参考电位的装置。平均电参考电位由在生物有机体上分接的多个检测到的电势形成。