

(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
22. Juli 2010 (22.07.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/081470 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/0478 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2010/000043

(22) Internationales Anmeldedatum:
19. Januar 2010 (19.01.2010)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2009 005 414.6
19. Januar 2009 (19.01.2009) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): CHARITÉ - UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN [DE/DE]; Schumannstr. 20/21, 10117 Berlin (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): CURIO, Gabriel [DE/DE]; Echtermeyerstrasse 15, 14167 Berlin (DE). NIKULIN, Vadim [RU/DE]; Moerchinger Strasse 54, 14169 Berlin (DE).

(74) Anwälte: BOEHMERT & BOEHMERT et al.; Hollerallee 32, 28209 Bremen (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,

AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (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, 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)

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

(54) Title: ELECTRODE SYSTEM FOR NON-INVASIVELY MEASURING BIOELECTRIC SIGNALS

(54) Bezeichnung : ELEKTRODENANORDNUNG ZUM NICHT-INVASIVEN MESSEN BIOELEKTRISCHER SIGNALE

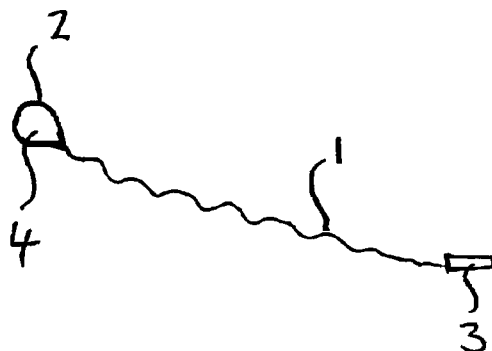


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to an electrode system for non-invasively measuring bioelectric signals, in particular an EEG electrode system, comprising at least one electric connecting line (1) and an electrode component (T), which is designed as a measuring and holding element and which is coupled to the electric connecting line (1).

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnung, bestehend wenigstens aus einer elektrischen Anschlussleitung (1) und einem als Mess- und Halteelement ausgeführten Elektrodenbauteil (T), das an die elektrische Anschlussleitung (1) gekoppelt ist.



WO 2010/081470 A1

Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale

Die Erfindung bezieht sich auf eine Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnung (EEG – Elektroenzephalografie).

Hintergrund der Erfindung

Derartige Elektrodenanordnungen ermöglichen die Messung bioelektrischer Signale an Lebewesen. In der Ausprägung als EEG-Elektrode werden sie eingesetzt, Gehirnströme zu messen. Sie sind in verschiedenen Ausführungsformen bekannt.

Zunächst ist es bekannt, EEG-Elektroden zum Durchführen einer Messung von Gehirnströmen in Halterungen anzuordnen, die ihrerseits an einer Kappe oder einer Netzstruktur gebildet sind. Die Kappe oder die Netzstruktur werden dem Probanden dann auf den Kopf gesetzt. Derartige Kappen oder Netze sind häufig aus einem gummiartigen Material gefertigt. Auch die Verwendung von elastischen Fasern zur Ausbildung einer Netzstruktur kann vorgesehen sein. Nachteil dieser Art der Anwendung von EEG-Elektroden ist es, dass die Kappe oder die Netzstruktur häufig einen Druck auf den Kopf des Patienten ausübt, was vom Träger als unangenehm empfunden wird und in einigen Fällen sogar zur Behinderung der Durchblutung im Kopf des Trägers führen kann. Darüber hinaus ist die Lage der EEG-Elektroden in der Kappe oder der Netzstruktur festgelegt und kann nicht verändert werden.

Es sind weiterhin EEG-Elektroden für eine nicht-invasive Anwendung bekannt, bei denen die am Kopf anzubringende Elektrodenanordnung einerseits ein Elektrodenbauteil, welches dem Erfassen der Messsignale dient, und andererseits Haltemittel umfasst, die zur Befestigung des Elektrodenbauteils am Kopf des Patienten dienen. Derartige Elektrodenanordnungen sind beispielsweise in den Dokumenten WO 01/01857 A1, US 6,640,122 B2 sowie WO 01/01856 A1 offenbart. Die Haltemittel dienen hierbei dazu, das Elektrodenbauteil an den Haaren des Patienten zu befestigen, um so das der Messung dienende Elektrodenbauteil in die Nähe der Kopfhaut und letztlich in Kontakt mit dieser zu bringen. Diese Art der Elektrodenanordnung ist regelmäßig von komplizierter Konstruktion und deshalb aufwendig in der Herstellung. Dem gleichen Bauprinzip folgt eine EEG-Elektrode aus dem Dokument US 4,067,321, bei

der eine elektrische Anschlussleitung an eine tellerförmige Elektrode angeschlossen ist. Zum Halten der Elektrode sind dann eine Isolierplatte sowie mehrere Beine an der Isolierplatte gebildet.

Gehirnstrommessungen werden nicht nur im medizinischen Umfeld genutzt. Vielmehr wurde deren Erfassung zum Beispiel auch im Arbeits- und Freizeitumfeld vorgeschlagen.

Zusammenfassung der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es, eine verbesserte Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale zu schaffen, die einfach in der Handhabung und mit geringem Aufwand herstellbar ist. Darüber hinaus soll der Tragekomfort für den Patienten verbessert werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnung, nach dem unabhängigen Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand von abhängigen Unteransprüchen.

Die Erfindung umfasst den Gedanken einer Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnung, bestehend wenigstens aus einer elektrischen Anschlussleitung und einem als Mess- und Halteelement ausgeführten Elektrodenbauteil, das an die elektrische Anschlussleitung gekoppelt ist.

Mit der vorgeschlagenen Elektrodenanordnung wird das im Stand der Technik insbesondere für EEG-Elektroden übliche Konstruktionsprinzip mit einem Elektrodenbauteil einerseits, welches zum Erfassen der Messsignale dient, und einem Haltemittel oder -bauteil andererseits, welches zur Befestigung des Elektrodenbauteils am Kopf des Patienten dient, auf überraschend einfache Weise überwunden. Vielmehr ist vorgesehen, dass das Elektrodenbauteil selbst als Mess- und Halteelement ausgeführt ist und so die Messfunktion erfüllt und darüber hinaus für eine haltelementfreie Befestigung am Kopf hergerichtet ist. Üblicherweise erfolgt die Befestigung des Elektrodenbauteils am Kopf dann mit Hilfe einer lokal aufzutragenden Paste, Creme oder Emulsion. Auch ein Gel kann verwendet werden. Der im Stand der Technik zusätzliche Material- und Herstellungsaufwand für die Haltemittel zur Aufnahme des E-

lektrodenbauteils, also beispielsweise die Kappe oder die Netzstruktur oder die Haltebauteile einzelner Elektroden, wird eingespart.

Mit Hilfe der geschaffenen Elektrodenanordnung ist weiterhin eine verbesserte Miniaturisierung im Zusammenhang mit Elektrodenanordnungen zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnungen, erreicht. Hiermit verbunden ist bevorzugt eine Gewichtsminde rung. Beim Einsatz als EEG-Elektrodenanordnung ist aufgrund der verbesserten Miniaturisierung eine erhöhte räumliche Abtastung der EEG-Potentialverteilung auf der Kopfhaut ermöglicht.

Über die elektrische Anschlussleitung werden die mittels des Elektrodenbauteils erfassten Messsignale einer Signalverarbeitung zugeführt, beispielsweise einer Signalverstärkung. Am hinsichtlich des Elektrodenbauteils distalen Ende der elektrischen Anschlussleitung kann ein Anschlussmittel gebildet sein, beispielsweise in Form eines Steckers. Im einfachsten Fall kann der Anschluss der elektrischen Anschlussleitung an die weiterführenden Signalverarbeitung aber auch über ein Drahtende der Anschlussleitung erfolgen.

Die geschaffene Elektrodenanordnung eignet sich insbesondere auch zur Verwendung in Verbindung mit einer so genannten Gehirn-Computer-Schnittstelle („*Brain-Computer-Interface*“). In experimentellen Untersuchungen wurde in diesem Zusammenhang gefunden, dass es in einer Online-Anwendung möglich war, die Position eines Cursors auf einem Computerbildschirm mit einer Genauigkeit von etwa 78 % zu steuern.

Im Rahmen von Feldversuchen wurde gefunden, dass die vorgeschlagene Elektrodenanordnung eine hohe Positionsstabilität am Kopf einer Testperson zeigt. Beschleunigungen von größer als 2,5 g ($g = 9,8 \text{ m / s}^2$) wurden getestet. Derartige Kopfbewegungen fanden mit weit größerer Beschleunigung als natürliche Kopfbewegungen statt. Die Elektrodenanordnung zeigte sich positionsstabil.

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass das Elektrodenbauteil mit wenigstens einer Befestigungsöffnung gebildet ist. Mit Hilfe der Befestigungsöffnung ist das Elektrodenbauteil nach einer möglichen Ausgestaltung für seine Haltefunktion ausgestaltet. Beim Befestigen des Elektrodenbauteils am Kopf des Patienten dringt in die Befestigungsöff-

nung die lokal aufgetragene Creme, Paste oder Emulsion ein, wodurch eine ausreichende lokale Fixierung des Elektrodenbauteils erreicht wird.

Bei einer zweckmäßigen Ausgestaltung der Erfindung kann vorgesehen sein, dass das Elektrodenbauteil aus einem elektrisch leitfähigen Material gebildet ist. Insbesondere ein Drahtmaterial kann vorgesehen sein. Als Drahtmaterial kommen beispielsweise das Material Ag/AgCl, Karbonfasern oder andere elektrisch leitfähige Materialien zum Einsatz. In einer Ausgestaltung der Erfindung weist das für die Drahtelektrode verwendete Drahtmaterial einen äußeren Durchmesser von etwa 0.2mm bis etwa 0.7mm, bevorzugt von etwa 0.3mm bis etwa 0.6mm auf. Hierdurch wird eine ausreichende Sensitivität für die Signalerfassung unterstützt.

Eine vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass das Elektrodenbauteil mit einem schleifenförmigen Elektrodenabschnitt gebildet ist. Das Elektrodenbauteil kann in einer Ausgestaltung als geschlossene Schleife gebildet sein. Beispielsweise ist der schleifenförmige Elektrodenabschnitt als Drahtschleifenabschnitt hergestellt.

Bevorzugt sieht eine Fortbildung der Erfindung vor, dass der schleifenförmige Elektrodenabschnitt einen äußeren Durchmesser zwischen etwa 1mm und etwa 3mm, bevorzugt zwischen etwa 1mm und etwa 2mm aufweist.

Bei einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung kann vorgesehen sein, dass das Elektrodenbauteil mit einem hakenförmigen Elektrodenabschnitt gebildet ist. Ein äußerer Durchmesser des hakenförmigen Elektrodenabschnitts kann zwischen etwa 1mm und etwa 3mm, bevorzugt zwischen etwa 1mm und etwa 2mm betragen. Bei der Ausbildung als EEG-Elektrodenanordnung ermöglicht die vorgesehene Dimensionierung sowohl eine optimierte Positionierung auf dem behaarten Kopf wie auch eine deutlich erhöhte räumliche Abtastung der Potentialverteilung.

Eine Weiterbildung der Erfindung kann vorsehen, dass die elektrische Anschlussleitung aus einem flexiblen Drahtmaterial gebildet ist. Das flexible Drahtmaterial weist vorzugsweise eine äußere elektrische Isolierung auf. Bei dem Drahtmaterial handelt es sich beispielsweise um Kupfer. Bevorzugt ist das flexible Drahtmaterial als einadriges Material gebildet. Der äußere Durchmesser des flexiblen Drahtmaterials beträgt in einer bevorzugten Ausgestaltung

weniger als etwas 70µm, bevorzugt weniger als etwa 50µm. Bei der Ausbildung als EEG-Elektrodenanordnung ermöglicht die Ausgestaltung für den Tragekomfort einerseits eine Minimierung des Gewichts sowie andererseits eine optische 'Unauffälligkeit' der Messung, da derartige Drahtmaterial visuell unauffällig im Haar platziert werden kann.

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die elektrische Anschlussleitung mit einer Länge von wenigstens etwa 30cm. Zweckmäßig ist die elektrische Anschlussleitung in einer Weiterbildung mit einer Länge von höchstens etwa 100cm gebildet.

Bei einer zweckmäßigen Ausgestaltung der Erfindung kann vorgesehen sein, dass ein Gesamtgewicht für die elektrische Anschlussleitung und das Elektrodenbauteil geringer als etwa 50mg, bevorzugt geringer als etwa 40mg und weiter bevorzugt geringer als etwa 30mg ist.

Eine vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass das Elektrodenbauteil haft- oder klebemittelfrei gebildet ist. Im Unterschied hierzu ist es aus dem Stand der Technik bekannt, dass Elektrodenbauteil und/oder die elektrische Anschlussleitung mit Haft- oder Klebemittel zu versehen, um die Befestigung am Kopf des Patienten zu unterstützen, was jedoch häufig zu Verklebungen mit Kopfharen führt.

Bevorzugt sieht eine Fortbildung der Erfindung vor, dass die elektrische Anschlussleitung haft- oder klebemittelfrei gebildet ist.

Einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung sieht eine Einwegartikel-Ausführung vor.

Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele der Erfindung

Die Erfindung wird im Folgenden anhand von bevorzugten Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf Figuren einer Zeichnung näher erläutert. Hierbei zeigen:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung einer Elektrodenanordnung mit einer elektrischen Anschlussleitung und einem hieran gekoppelten Elektrodenbauteil,
- Fig. 2 eine schematische Darstellung eines hakenförmigen Elektrodenbauteils,
- Fig. 3 eine graphische Darstellung für gemessene EEG-Signale und
- Fig. 4 eine graphische Darstellung von zeitabhängigen EEG-Signalen.

Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung einer Elektrodenanordnung, die im gezeigten Ausführungsbeispiel als EEG-Elektrodenanordnung ausgeführt ist. Bei der EEG-Elektrodenanordnung ist an eine elektrische Anschlussleitung 1 endseitig ein Elektrodenbauteil 2 gekoppelt. Das Elektrodenbauteil 2 ist in der dargestellten Ausführung als eine EEG-Drahtelektrode mit Schleifenform ausgestaltet. In einer praktischen Realisierung wurde als Drahtmaterial ein Ag/AgCl-Draht verwendet mit einem äußeren Durchmesser des Elektrodenbauteils 2 von etwa 3mm. Die elektrische Anschlussleitung 1 wurde aus einem Kupferdraht hergestellt, welcher eine äußere elektrische Isolierung aufweist. Die Länge der elektrischen Anschlussleitung 1 betrug etwa 50cm. Der äußere Drahtdurchmesser betrug etwa 50µm.

Gemäß Fig. 1 ist an die elektrische Anschlussleitung 1 weiterhin ein Verbinder 3 gekoppelt, welcher dazu dient, die EEG-Elektrodenanordnung an eine Signalverarbeitung anzukoppeln, beispielsweise einen Signalverstärker.

Bei der nicht-invasiven Anwendung der EEG-Elektrodenanordnung wird am Kopf des Patienten lokal eine Creme, eine Paste, eine Emulsion oder ein Gel aufgetragen, in welches dann das als Mess- und Halteelement ausgeführte Elektrodenbauteil 2 gedrückt wird. In einer weiteren vorteilhaften Ausführung kann das Elektrodenbauteil 2 mit einem Geltropfen versehen und mittels eines Applikators auf die Kopfhaut aufgebracht. Jeweils dringt die lokal aufgetragene Substanz dann in eine Befestigungsöffnung 4 in dem Elektrodenbauteil 2 ein, wodurch dieses befestigt wird. Über die Substanz wird ein elektrisch leitender Kontakt zwischen dem Elektrodenbauteil 2, welches die Funktion einer Messelektrode erfüllt, und der Kopfhaut des Patienten hergestellt, sodass Gehirnströme erfasst werden können. Ein gleichartiger Einsatz der EEG-Elektrodenanordnung kann bei Tierversuchen vorgesehen sein.

Eine gleichartige Elektrodenanordnung kann für die Messung anderer bioelektrischer Signale vorgesehen sein, zu denen zum Beispiel das Elektromyogramm, das Elektrokardiogramm, das Elektrookulogramm, das Elektrogastrogramm und die galvanische Hautreaktion gehören.

Fig. 2 zeigt eine schematische Darstellung eines anderen Elektrodenbauteils 20, welches als Mess- und Halteelement mit einer hakenförmigen Gestalt ausgeführt ist. Die Befestigungsöffnung 4 ist nur teilweise umschlossen, bevorzugt zu wenigstens etwa 2/3. Die hakenförmige

Gestalt unterstützt die Befestigungsfunktion zusätzlich, da Kopfhare leichter in die Befestigungsöffnung 4 eintreten können.

Die oben unter Bezugnahme auf Fig. 1 als eine Ausgestaltung beschriebene EEG-Elektrodenanordnung wurde genutzt, um Gehirnströme zu messen. Die Messergebnisse sind in den Fig. 3 und 4 dargestellt.

Fig. 3 zeigt eine graphische Darstellung von gemessenen spontanen EEG-Signalen bei geschlossenen Augen des Patienten. Kurve 100 wurde mit einer Standard-EEG-Elektrode aufgenommen. Zum Erfassen der Kurve 200 wurde die oben unter Bezugnahme auf Fig. 1 als bevorzugte Ausführungsform beschriebene EEG-Elektrode eingesetzt. Im Bereich der Frequenz von 10Hz ergibt sich ein ausgeprägtes Maximum, der so genannte Alpharhythmus, welcher in den Kurven 100 und 200 sehr ähnlich ist. Die bei höheren Frequenzen auftretenden Unterschiede der Kurven 100 und 200 beruhen auf der nicht ganz exakten Übereinstimmung der Messpositionen der Elektroden.

Fig. 4 zeigt eine graphische Darstellung für gemessene evozierte EEG-Signale. Es sind Hochfrequenzoszillationen gezeigt, die mittels Stimulation des rechten Median-Nerves ausgelöst werden. Die Gehirnstromantwort von weniger als etwa 150nV wurde für etwa 30ms erfasst. Die Kurve 300 zeigt die Messung mit Hilfe einer Standard-EEG-Elektrode. Zum Erfassen der Kurve 400 wurde wiederum die oben unter Bezugnahme auf Fig. 1 als Ausführungsbeispiel genannte EEG-Elektrode eingesetzt. Es ergibt sich ein nahezu identisches Signalrauschverhalten. Der Zeitpunkt Null bezieht sich auf den Augenblick der Stimulation.

Die in der vorstehenden Beschreibung, den Ansprüchen und der Zeichnung offenbarten Merkmale der Erfindung können sowohl einzeln als auch in beliebiger Kombination für die Verwirklichung der Erfindung in ihren verschiedenen Ausführungen von Bedeutung sein.

Ansprüche

1. Elektrodenanordnung zum nicht-invasiven Messen bioelektrischer Signale, insbesondere EEG-Elektrodenanordnung, bestehend wenigstens aus einer elektrischen Anschlussleitung (1) und einem als Mess- und Halteelement ausgeführten Elektrodenbauteil (2; 20), das an die elektrische Anschlussleitung (1) gekoppelt ist.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodenbauteil (2; 20) mit wenigstens einer Befestigungsöffnung (4) gebildet ist.
3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodenbauteil (2; 20) aus einem elektrisch leitfähigen Material gebildet ist.
4. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodenbauteil (2) mit einem schleifenförmigen Elektrodenabschnitt gebildet ist.
5. Anordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der schleifenförmige Elektrodenabschnitt einen äußeren Durchmesser zwischen etwa 1mm und etwa 3mm, bevorzugt zwischen etwa 1mm und etwa 2mm aufweist.
6. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodenbauteil (20) mit einem hakenförmigen Elektrodenabschnitt gebildet ist.
7. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrische Anschlussleitung (1) aus einem flexiblen Drahtmaterial gebildet ist.
8. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrische Anschlussleitung (1) mit einer Länge von wenigstens etwa 30cm gebildet ist.

9. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Gesamtgewicht für die elektrische Anschlussleitung (1) und das Elektrodenbauteil (2; 20) geringer als etwa 50mg, bevorzugt geringer als etwa 40mg und weiter bevorzugt geringer als etwa 30mg ist.
10. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodenbauteil (2; 20) haft- oder klebemittelfrei gebildet ist.
11. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrische Anschlussleitung (1) haft- oder klebemittelfrei gebildet ist.
12. Anordnung nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Einwegartikel-Ausführung.

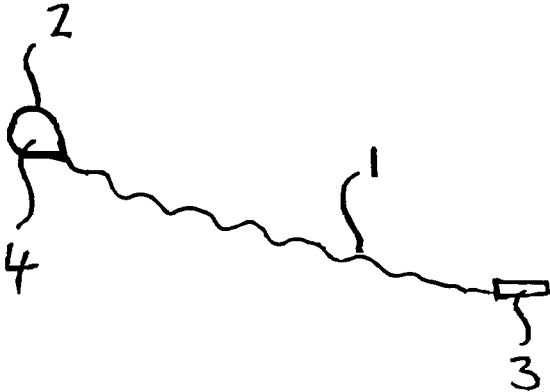


Fig. 1

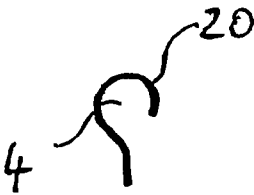


Fig. 2

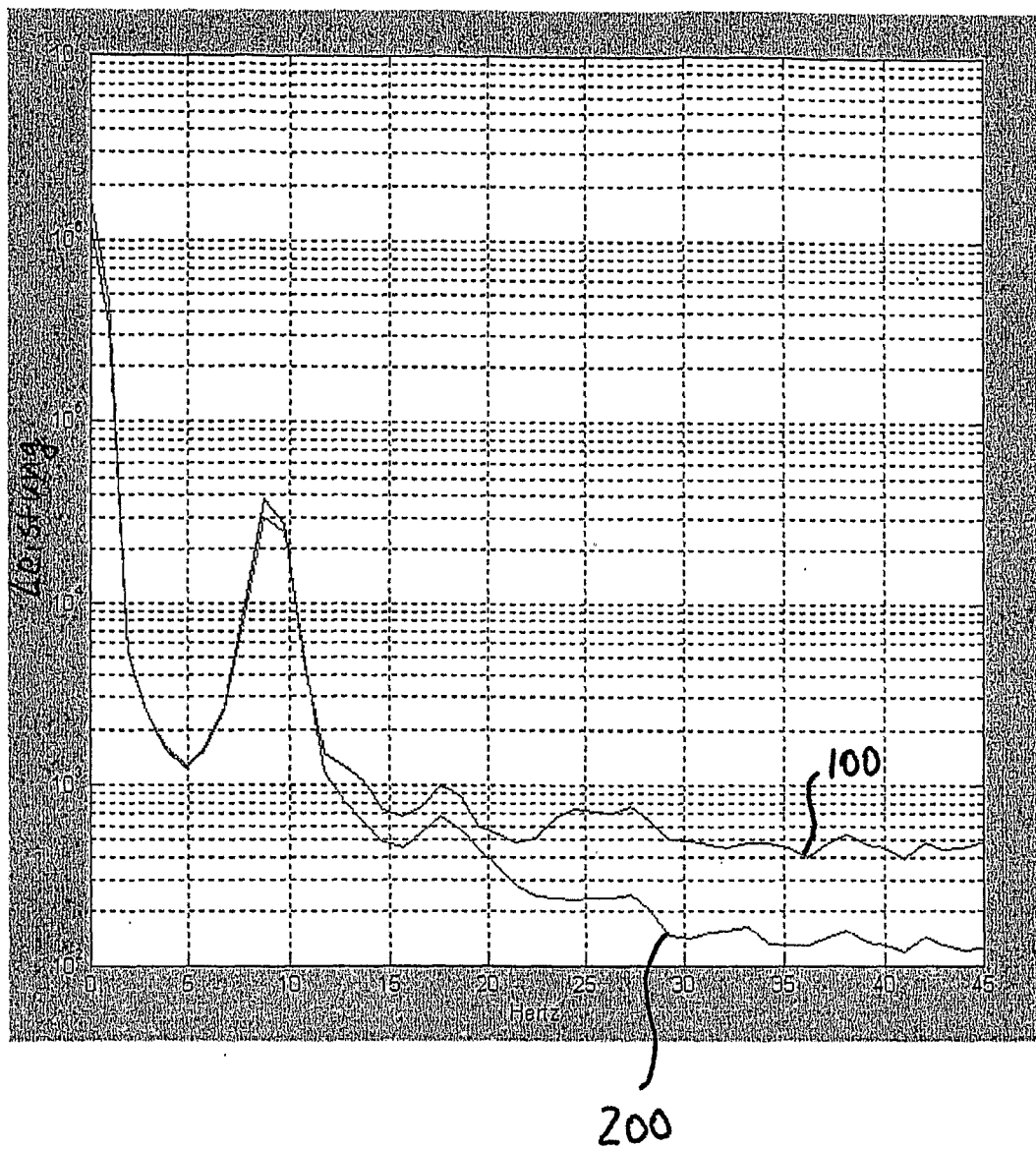


Fig. 3

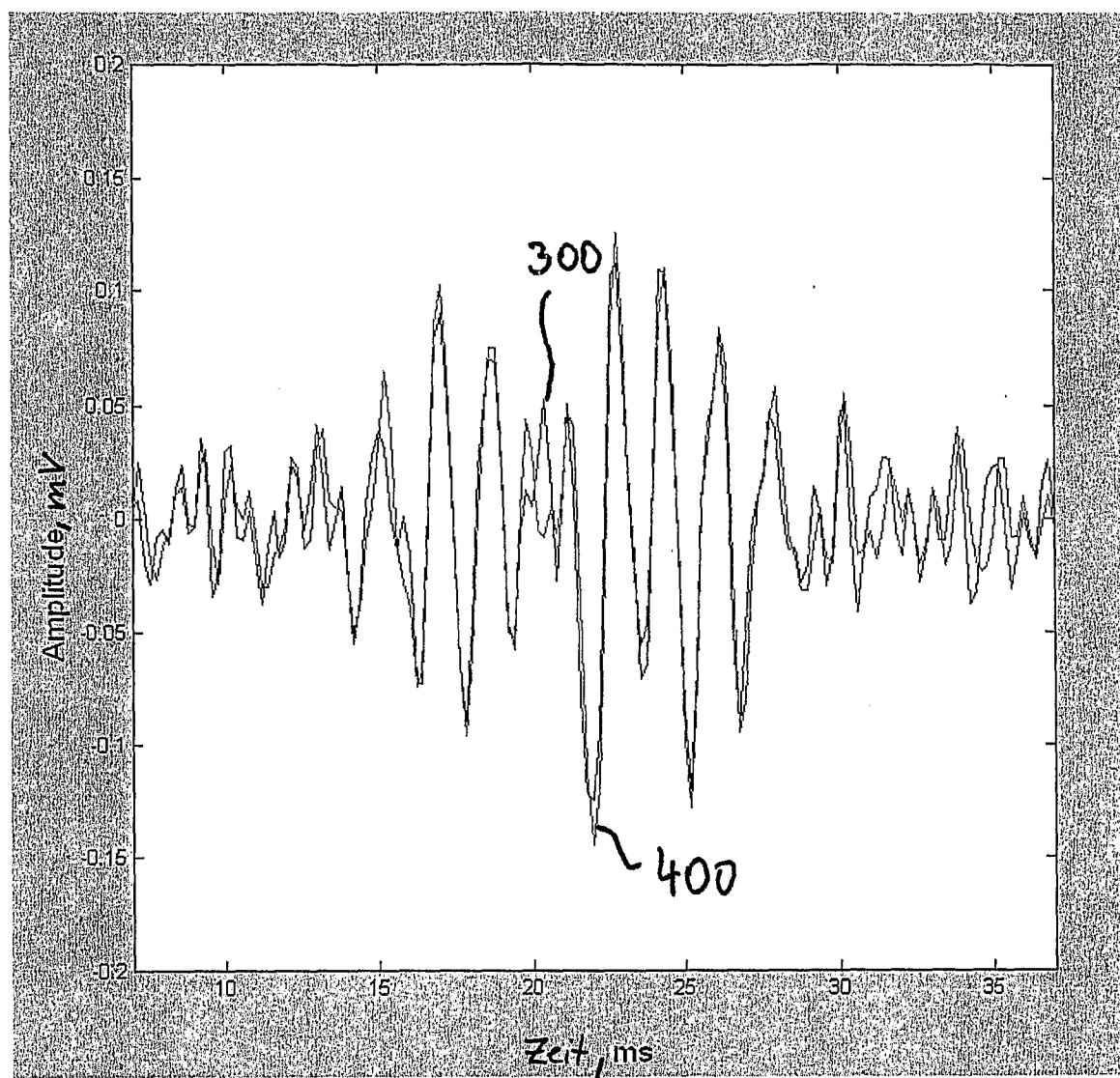


Fig. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/DE2010/000043

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/0478

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 practical, search terms used)

EPO-Internal, BIOSIS, COMPENDEX, INSPEC, 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	G.D. ALLEN, J.F. LUBKER, AND D.T. TURNER: "Adhesion to Mucous Membrane for Electromyography" JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, vol. 2, 1973, page 391, XP002581276 page 391, left-hand column, paragraph 2 - column 3, paragraph 2 figures A,B ----- -/-	1-5,7-12

☒ 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 document 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

6 May 2010

Date of mailing of the international search report

26/05/2010

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

Völlinger, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/DE2010/000043

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	YOSHIDA K ET AL: "EMG approach to assessing tongue activity using miniature surface electrodes." JOURNAL OF DENTAL RESEARCH OCT 1982 LNKD-PUBMED:6956594, vol. 61, no. 10, October 1982 (1982-10), pages 1148-1152, XP002581277 ISSN: 0022-0345 page 1148, left-hand column, last paragraph - page 1149, right-hand column, paragraph 2 page 1151, left-hand column, paragraph 4 figures 1-3	1-3,6-12
X	US 4 319 579 A (CARTMELL JAMES V) 16 March 1982 (1982-03-16) column 1, lines 20-39 column 2, line 54 - column 3, line 40 figure 4	1-4,7,8, 10,11
X	DE 198 28 287 A1 (UNIVERSITAETSKLINIKUM FREIBURG [DE]) 30 December 1999 (1999-12-30) column 2, lines 13-26	1,3,7,8, 10-12
X	US 4 155 354 A (RASMUSSEN STEEN B [DK]) 22 May 1979 (1979-05-22) column 1, lines 15-35 column 3, lines 25-61 figures 1,2,5	1,7,8, 11,12
X	US 2008/221422 A1 (RANTALA BORJE [FI]) 11 September 2008 (2008-09-11) paragraph [0017] figure 1	1,3,7,8, 11,12
X	US 2008/139911 A1 (CHANDRASEKARAN SHANKAR [IN] ET AL) 12 June 2008 (2008-06-12) paragraph [0005] paragraphs [0024], [0025] paragraph [0028] paragraph [0031] paragraphs [0039], [0040] figures 3,7,8	1,7,8, 10-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/DE2010/000043

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4319579	A	16-03-1982	NONE	
DE 19828287	A1	30-12-1999	NONE	
US 4155354	A	22-05-1979	CA 1084120 A1 DE 2712816 A1 DK 138776 A FR 2345981 A1 GB 1575364 A SE 7703375 A	19-08-1980 13-10-1977 30-09-1977 28-10-1977 17-09-1980 30-09-1977
US 2008221422	A1	11-09-2008	DE 102008012201 A1 GB 2447354 A	11-09-2008 10-09-2008
US 2008139911	A1	12-06-2008	CN 101194831 A DE 102007059310 A1 JP 2008142541 A	11-06-2008 31-07-2008 26-06-2008

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2010/000043

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/0478
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, BIOSIS, COMPENDEX, INSPEC, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	G.D. ALLEN, J.F. LUBKER, AND D.T. TURNER: "Adhesion to Mucous Membrane for Electromyography" JOURNAL OF DENTAL RESEARCH, Bd. 2, 1973, Seite 391, XP002581276 Seite 391, linke Spalte, Absatz 2 - Spalte 3, Absatz 2 Abbildungen A,B ----- --/--	1-5,7-12

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

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

"E" älteres Dokument, 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 anderen 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

6. Mai 2010

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

26/05/2010

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

Völlinger, Martin

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2010/000043

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	YOSHIDA K ET AL: "EMG approach to assessing tongue activity using miniature surface electrodes." JOURNAL OF DENTAL RESEARCH OCT 1982 LNKD-PUBMED:6956594, Bd. 61, Nr. 10, Oktober 1982 (1982-10), Seiten 1148-1152, XP002581277 ISSN: 0022-0345 Seite 1148, linke Spalte, letzter Absatz - Seite 1149, rechte Spalte, Absatz 2 Seite 1151, linke Spalte, Absatz 4 Abbildungen 1-3	1-3,6-12
X	US 4 319 579 A (CARTMELL JAMES V) 16. März 1982 (1982-03-16) Spalte 1, Zeilen 20-39 Spalte 2, Zeile 54 - Spalte 3, Zeile 40 Abbildung 4	1-4,7,8, 10,11
X	DE 198 28 287 A1 (UNIVERSITAETSKLINIKUM FREIBURG [DE]) 30. Dezember 1999 (1999-12-30) Spalte 2, Zeilen 13-26	1,3,7,8, 10-12
X	US 4 155 354 A (RASMUSSEN STEEN B [DK]) 22. Mai 1979 (1979-05-22) Spalte 1, Zeilen 15-35 Spalte 3, Zeilen 25-61 Abbildungen 1,2,5	1,7,8, 11,12
X	US 2008/221422 A1 (RANTALA BORJE [FI]) 11. September 2008 (2008-09-11) Absatz [0017] Abbildung 1	1,3,7,8, 11,12
X	US 2008/139911 A1 (CHANDRASEKARAN SHANKAR [IN] ET AL) 12. Juni 2008 (2008-06-12) Absatz [0005] Absätze [0024], [0025] Absatz [0028] Absatz [0031] Absätze [0039], [0040] Abbildungen 3,7,8	1,7,8, 10-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2010/000043

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 4319579	A	16-03-1982	KEINE		
DE 19828287	A1	30-12-1999	KEINE		
US 4155354	A	22-05-1979	CA	1084120 A1	19-08-1980
			DE	2712816 A1	13-10-1977
			DK	138776 A	30-09-1977
			FR	2345981 A1	28-10-1977
			GB	1575364 A	17-09-1980
			SE	7703375 A	30-09-1977
US 2008221422	A1	11-09-2008	DE	102008012201 A1	11-09-2008
			GB	2447354 A	10-09-2008
US 2008139911	A1	12-06-2008	CN	101194831 A	11-06-2008
			DE	102007059310 A1	31-07-2008
			JP	2008142541 A	26-06-2008