

(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
14. September 2017 (14.09.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2017/152204 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/048 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/0484 (2006.01) A61N 1/05 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) A61N 1/372 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61N 1/36 (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/AT2017/060036

(22) Internationales Anmeldedatum:
21. Februar 2017 (21.02.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
A50189/2016 8. März 2016 (08.03.2016) AT

(72) Erfinder; und

(71) Anmelder : GUGER, Christoph [AT/AT]; Pellndorf 10,
4533 Piberbach (AT). EDLINGER, Günter [AT/AT];
Prankergasse 49, 8020 Graz (AT).

(74) Anwalt: WILDHACK & JELLINEK
PATENTANWÄLTE; Landstraßer Hauptstraße 50, 1030
Wien (AT).

(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, DJ, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,
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)

(54) Title: APPARATUS AND METHOD FOR ELECTROSTIMULATION OF A TEST SUBJECT

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR ELEKTROSTIMULATION EINES PROBANDEN

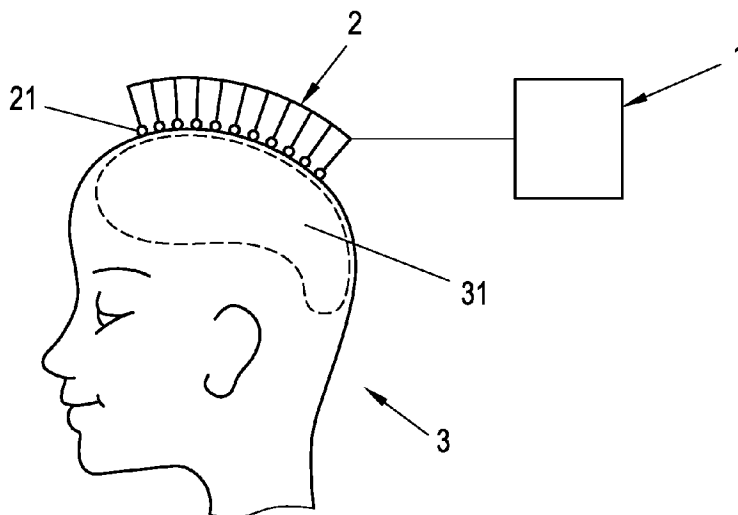


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a method and to an apparatus for electrostimulation of a test subject (3), wherein a number of electrodes (21) are placed on the brain (31) of a test subject, wherein the voltages present on the individual electrodes (21) are measured and analyzed after the delivery of the stimulus, wherein during a preselection based on said analysis, individual electrodes (21) are selected for the delivery of a stimulus, wherein one electrode (21) is selected from the individual preselected electrodes (21) and a stimulus is delivered to the brain (31) by means of said electrode (21). According to the invention, in the analysis using the measurement signals (M) during the preselection, the signals present on the electrodes (21) are examined, in particular exclusively examined, for the presence of signal power or signal energies in the range from 60 Hz to 1k Hz, in particular between 60 Hz and 180 Hz.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2017/152204 A1



Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Elektrostimulation eines Probanden (3) wobei eine Anzahl Elektroden (21) an das Gehirn (31) eines Probanden angelegt wird, wobei nach der Abgabe des Stimulus die an den einzelnen Elektroden (21) anliegenden Spannungen gemessen und analysiert werden, wobei im Rahmen einer Vorauswahl aufgrund dieser Analyse einzelne der Elektroden (21) für die Abgabe eines Stimulus ausgewählt werden, wobei aus den einzelnen vorausgewählten Elektroden (21) eine Elektrode (21) ausgewählt wird und mit dieser Elektrode (21) ein Stimulus auf das Gehirn (31) abgegeben wird. Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass die bei der Vorauswahl die Messsignale (M) verwendete Analyse die an den Elektroden (21) anliegenden Signale, insbesondere ausschließlich, auf das Vorliegen von Signalleistungen oder Signalenergien im Bereich von 60 Hz bis 1k Hz, insbesondere zwischen 60 Hz und 180 Hz, untersucht werden.

Vorrichtung und Verfahren zur Elektrostimulation eines Probanden

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Elektrostimulation einer Person umfassend eine Anzahl von das an das menschliche Gehirn anlegbaren Elektroden.

5

Bei einer Vielzahl von medizinischen Anwendungen ist es erforderlich, einzelne Regionen des Gehirns sowie deren zugehörige Funktionen zu identifizieren. Insbesondere kann es für bestimmte Anwendungen von Vorteil sein, Regionen des Gehirns zu erkennen, in denen konkrete motorische, auditorische, visuelle, sensorische oder andere Abläufe gesteuert werden.

10

Aus dem Stand der Technik sind Elektrostimulationsvorrichtungen bekannt, die eine Vielzahl von Elektroden aufweisen, die unmittelbar an das menschliche Gehirn angelegt werden. Im Zuge der aus dem Stand der Technik bekannten Vorgehensweise werden Regionen des menschlichen Gehirns analysiert, indem eine große Anzahl von Elektroden an das menschliche Gehirn angelegt wird. Anschließend werden an einzelne benachbart gelegene Elektroden Stimuli in Form von Spannungen angelegt, wodurch Stimuli in Form von elektrischen Strömen durch das menschliche Gehirn fließen. Diese Anregung führt dazu, dass der Proband, an dessen Gehirn die Elektroden angelegt sind, bestimmte Wahrnehmungen/Gedanken hat oder bestimmte Körperbewegungen durchführt. Um mit der aus dem Stand der Technik bekannten Maßnahme die Position bestimmter Gehirnareale zu identifizieren, die bestimmte Funktionen erfüllen, ist es erforderlich, sämtliche an das Gehirn angelegte Elektroden zu aktivieren bzw. zu stimulieren und anschließend die Reaktion des Probanden abzuwarten. Insbesondere kann es erforderlich sein, den Stimulus im Lauf der Anwendung zu verstärken, um eine Reaktion beim Probanden herbeizuführen. Dieses Vorgehen ist äußerst aufwendig und zeitintensiv und hat darüber hinaus den Nachteil, dass bei Probanden, die zu epileptischen Anfällen neigen, vermehrt epileptische Anfälle ausgelöst werden. Weiters kann es bei Kindern oder Patienten schwierig sein, richtige Wahrnehmungsbeschreibungen zu erhalten.

15

20

25

30

Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren zur Verfügung zu stellen, das insgesamt mit einer geringeren Anzahl von Stimuli auf das menschliche Gehirn auskommt und dennoch zur vorteilhaften Identifikation der Bereiche im menschlichen Gehirn, die für eine bestimmte Funktion zuständig sind, zu gewährleisten. Ebenso ist es Aufgabe der Erfindung, eine Vorrichtung zur Verfügung zu stellen, mit der auf rasche und einfache Weise Areale des menschlichen Gehirns, die für eine bestimmte Funktion zuständig sind, auffinden kann.

35

Die Erfindung löst diese Aufgabe bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1. Dabei ist bei einer Vorrichtung zur Elektrostimulation eines Probanden umfassend eine Anzahl von an das menschliche Gehirn anlegbaren Elektroden zum Auslösen bestimmter elektrischer Reize auf das menschliche Gehirn,

- wobei eine Steuereinheit umfassend eine Stimulationseinheit vorgesehen ist, mit der elektrische Stimuli an die einzelnen oder mehrere Elektroden anlegbar sind,

- wobei die Steuereinheit eine den Elektroden nachgeschaltete Messeinheit zur Bestimmung der an den einzelnen Elektroden anliegenden Spannungen aufweist,

- wobei die Steuereinheit eine Analyseeinheit aufweist, die die einzelnen mit Messelektroden erfassten Messsignale analysiert und im Rahmen einer Vorauswahl aufgrund dieser Analyse einzelne der Elektroden für die Abgabe eines Stimulus auswählt, und

- wobei die Steuereinheit eine, insbesondere vom Menschen betätigbare, Auswahl- und Betätigungseinheit zur Auswahl einer oder mehrerer Elektroden unter den von der Analyseeinheit vorausgewählten Elektroden sowie zur Abgabe eines vorgegebenen elektrischen Stimulus auf die derart ausgewählte(n) Elektrode(n) durch die Stimulationseinheit aufweist, die der Analyseeinheit nachgeschaltet ist und die der Stimulationseinheit vorgeschaltet ist,

vorgesehen dass die Analyseeinheit dazu ausgebildet ist, bei der Vorauswahl die Messsignale an den Messelektroden, insbesondere ausschließlich, auf das Vorliegen von Signalleistungen oder Signalenergien im Bereich von 60 Hz bis 1kHz, insbesondere zwischen 60 Hz und 180 Hz, zu untersuchen.

Ein besonders einfacher Überblick über die Analyseergebnisse wird erreicht, indem die Auswahl- und Betätigungseinheit eine Anzeigeeinheit aufweist, die die Elektroden sowie die von der Analyseeinheit ermittelten Analyseergebnisse, insbesondere die Vorauswahlergebnisse, aufgrund der Analyse für die einzelnen Elektroden an Positionen der Anzeigeeinheit graphische Visualisierungen der Analyseergebnisse darstellt.

Eine einfache Nachprüfung der vorab erzielten Analyseergebnisse ist möglich, indem

- die Auswahl- und Betätigungseinheit im Bereich der Anzeigeeinheit einzelne Auswahl- oder Betätigungselemente aufweist,

- die Auswahl- oder Betätigungselemente jeweils einer Elektrode zugeordnet sind und auf der Anzeigeeinheit im Bereich der Position angeordnet sind, an der die graphischen Visualisierungen für die betreffende Elektrode dargestellt sind, und

- die Auswahl- oder Betätigungselemente zur Auswahl der ihnen zugeordneten Elektrode für die Abgabe eines Stimulus oder zur Abgabe eines Stimulus mit der betreffenden Elektrode ausgebildet sind.

5 Eine besonders gezielte Stimulation bestimmter Gehirnbereiche kann erreicht werden, indem die Stimulationseinheit einen gleichstromfreien Stimulus auf die Elektroden appliziert.

10 Um das menschliche Gehirn möglichst wenig zu schädigen, kann vorgesehen sein, dass die Stimulationseinheit den Gleichanteil des Stroms des Stimulus begrenzt, und wobei insbesondere der Stromverlauf des Stimulus einen rechteckigen, dreieckigen oder sinusförmigen Verlauf aufweist.

15 Um eine automatische Analyse der Gehirnregionen zu erreichen, kann vorgesehen sein, dass eine Erfassungseinheit zur Erfassung der Reaktion des Probanden vorgesehen und an die Steuereinheit angeschlossen ist, wobei die Erfassungseinheit insbesondere durch ein Mikrophon zur Erfassung von Sprache des Probanden oder durch einen Detektor zur Erfassung von Bewegungen des Probanden oder für die Erfassung von elektro-

20 Um das Ansprechen einzelner Gehirnregionen bei unterschiedlichen Stimulusschwellenwerten zu ermöglichen und eine Überreizung des Gehirns zu vermeiden, kann vorgesehen sein, dass die Stimulationseinheit dazu ausgebildet ist, Stimuli unterschiedlicher, insbesondere ansteigender, Stärke und/oder Dauer auf die
25 einzelnen Elektroden zu applizieren.

Zur manuellen Stimulation kann dabei vorgesehen sein, dass die Stimulationseinheit dazu ausgebildet ist, die einzelnen Stimuli, insbesondere in ansteigender Reihenfolge, bei manueller Betätigung oder automatischer abzugeben.

30 Zur automatisierten Stimulation kann vorgesehen sein, dass die Steuereinheit die Stimulationseinheit zur Abgabe von Stimuli in ansteigender Reihenfolge ansteuert, bis die Erfassungseinheit eine Reaktion des Probanden feststellt oder die Strombegrenzung erreicht wird.

35 Um einzelne Funktionen des menschlichen Gehirns vorteilhaft von der allgemeinen Aktivität des menschlichen Gehirns abgrenzen zu können, kann vorgesehen sein, dass

die Steuereinheit dazu ausgebildet ist, mittels der Analyseeinheit eine Basismessung durchzuführen, bei der der Proband eine Referenztätigkeit ausführt, und die dabei ermittelten Analyseergebnisse – der jeweiligen messenden Elektrode zugeordnet – als Referenzwerte oder Referenzsignal in einem Referenzspeicher abzuspeichern und zur
5 Verfügung zu halten, und

dass die Analyseeinheit eine Vergleichseinheit aufweist, die die einzelnen ermittelten Analysewerte mit den abgespeicherten Referenzwerten vergleicht, wobei das Analyseergebnis für jede einzelne Elektrode angibt, wie sehr sich die ermittelten Analysewerte von den der jeweiligen Elektrode zugeordneten Referenzwerten
10 unterscheiden.

Besonders vorteilhaft kann zur Aufnahme einzelner Spannungen und einzelnen Punkten des menschlichen Gehirns vorgesehen sein, dass die einzelnen Elektroden in einem Gitter oder mehreren Gittern angeordnet sind, wobei insbesondere die Elektroden
15 innerhalb des jeweiligen Gitters in einer vorgegebenen Struktur angeordnet sind, und/oder dass jede der Elektroden bis auf Randlelektroden eine vorgegebene Anzahl von Nachbarelektroden aufweist, die gegenüber der jeweiligen Elektrode an einer vorbestimmten Position angeordnet sind und/oder zueinander gleichen Abstand haben.

20 Besonders vorteilhaft kann bei den einzelnen Elektroden bzw. bei der Anordnung der Elektroden untereinander vorgesehen sein, dass

- a) die einzelnen Elektroden untereinander gleichartig ausgebildet sind, und/oder
- b) die einzelnen innerhalb eines Gitters angeordneten Elektroden untereinander gleichartig ausgebildet sind, und/oder
- 25 c) dass die Elektroden innerhalb eines Gitters in quadratischer oder sechseckiger Struktur angeordnet sind.

Eine Verbesserung der von den Elektroden ermittelten Spannungen kann erzielt werden, indem jeder der Elektroden ein separater Filter nachgeschaltet ist, der der Analyseeinheit
30 oder der Messeinheit vorgeschaltet ist und der dazu ausgebildet ist

- a) bei Vorliegen einer einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitenden oder unterschreitenden Signalenergie oder einer von einer Sollform um mehr als einen vorgegebenen Schwellenwert abweichenden Signalform das betreffende Signal zu unterdrücken und nicht an die Analyseeinheit weiterzuleiten, und/oder
- 35 b) Signalanteile unterhalb einer Grenzfrequenz von 1Hz bis 5Hz wegzufiltern, und/oder

c) den Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Elektroden, insbesondere nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode abzuziehen,

d) den, gegebenenfalls gewichteten, Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Nachbarelektroden der betreffenden Elektrode, insbesondere nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode abzieht, wobei in einem quadratischen Gitter von Elektroden als Nachbarelektroden insbesondere angesehen werden:

i) die vier unmittelbar an eine Elektrode angrenzenden Elektroden,

ii) die acht eine Elektrode umgebenden Elektroden, wobei gegebenenfalls die einzelnen Nachbarelektroden mit einem von ihrer Entfernung von der Elektrode abhängigen Gewichtungsfaktor gewichtet sind,

iii) diejenigen vier Elektroden innerhalb eines quadratischen Gitters deren eine Koordinatenposition von der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode um zwei abweicht, deren andere Koordinatenposition mit der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode übereinstimmt.

Eine besonders bevorzugte Weiterbildung der Erfindung, mit der in Echtzeit Messwerte erstellt werden können, sieht vor,

- dass die Analyseeinheit ausgebildet ist, für jede Elektrode laufend abgeleitete Messwerte zu erstellen, wobei innerhalb eines vorgegebenen Zeitraums erstellte Messwerte zu Fenstern, insbesondere mit einer Länge von 20 ms bis 2 Sekunden, zusammengefasst werden und

- dass die Analyseeinheit ausgebildet ist, insbesondere mittels FFT oder autoregressiver Modelle, wie vorzugsweise LMS, Recursive Least Square oder Kalman-Filtern von Ordnung 5 bis 50, die Signalenergie des Signals innerhalb des Fensters in einem Frequenzbereich mit einer unteren Frequenz von 60 Hz bis 100 Hz und einer oberen Frequenz in einem Frequenzbereich von 150 Hz bis 1 kHz zu ermitteln, und daraus ein Analysesignal zu erstellen, und gegebenenfalls im Rahmen der Basismessung ein Referenzsignal zu erstellen, und

- dass gegebenenfalls die Analyseeinheit Frequenzbereiche innerhalb des vorgegebenen Fensters, die in einem Bereich um die Netzfrequenz oder ein Vielfaches der Netzfrequenz liegen, nicht für die Bildung der Signalenergie heranzieht.

Zur vorteilhaften Detektion von zusammenhängenden Netzwerken sieht eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung vor, dass die Steuereinheit dazu ausgebildet ist, einen Stimulus im Bereich einer Elektrode, insbesondere mit einem Spannungstimulus mit

einer Frequenz zwischen 1Hz und 100 Hz, abzugeben, und dass die Steuereinheit dazu ausgebildet ist, nach der Abgabe des Stimulus an allen oder einer Anzahl von Elektroden

a) evozierte Potentiale im abgegebenen Signal der jeweiligen Elektrode zu detektieren, oder

5 b) die Bandleistung des abgegebenen Signals der jeweiligen Elektrode, insbesondere im Bereich zwischen 60Hz und kHz zu detektieren, und

dass die Steuereinheit derart alle Elektroden bzw die von den Elektroden erfassten Gehirnregionen darstellt, in denen aufgrund des Stimulus ein evoziertes Potential oder eine erhöhte Bandleistung im Bereich zwischen 60Hz und 1kHz besteht.

10

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung wird anhand der folgenden Zeichnungsfiguren näher dargestellt.

15

Fig. 1 zeigt eine Elektrodenanordnung 2 mit einer Anzahl von Elektroden, die an das Gehirn eines Probanden angelegt ist. Die Elektrodenanordnung ist an eine Steuereinheit angeschlossen. **Fig. 2** zeigt eine schematische Darstellung der Steuereinheit der **Fig. 1**.

20

Fig. 3 bis 5 zeigen unterschiedliche Filter zur Vorverarbeitung der Messsignale. **Fig. 6** zeigt die Erstellung von Fenstern aus den Messsignalen. **Fig. 7** zeigt die Bestimmung der Signalenergie für ein Fenster. **Fig. 8** zeigt schematisch die Anzeige auf einer Anzeigeeinheit.

25

In **Fig. 1** ist eine Vorrichtung zur Elektrostimulation des Gehirns 31 eines Probanden 3 dargestellt. Diese Vorrichtung umfasst eine Anzahl von an das menschliche Gehirn 31 anlegbaren Elektroden 21, die zu einer Elektrodenanordnung 2 zusammengefasst sind. Diese Elektrodenanordnung 2 ist an eine Steuereinheit 1 angeschlossen.

30

Grundsätzlich besteht bei den am menschlichen Gehirn anliegenden Elektroden 21 sowohl die Möglichkeit, einzelne Hirnströme über die Elektrode 21 zu messen und die so ermittelten Messsignale M auszuwerten. Andererseits besteht jedoch auch die Möglichkeit, über die Elektroden 21 elektrische Stimuli S an das menschliche Gehirn 31 abzugeben.

35

Die Elektroden 21 können entweder in einem Gitter oder in mehreren voneinander unabhängigen Gittern angeordnet sein, wobei die einzelnen Elektroden 21 innerhalb des jeweiligen Gitters in einer vorgegebenen Struktur angeordnet sind. Dabei ist vorteilhafterweise vorgesehen, dass jede der Elektroden 21 mit Ausnahme der Randelektroden eine vorgegebene Anzahl von Nachbarelektroden aufweist, wobei die

jeweiligen Nachbarelektroden 21 gegenüber der jeweiligen Elektrode 21 in einer vorbestimmten Position angeordnet sind. Innerhalb des Gitters weisen benachbarte Elektroden 21 vorzugsweise zueinander gleichen Abstand auf.

5 Besonders einfache Ausbildungen von Gittern können dadurch erzielt werden, dass die einzelnen Elektroden 21 untereinander gleichartig ausgebildet sind bzw. dass die einzelnen innerhalb eines Gitters angeordneten Elektroden 21 untereinander gleichartig ausgebildet sind. Innerhalb eines Gitters können die Elektroden 21 in quadratischer oder sechseckiger oder sonst regelmäßiger Struktur angeordnet sein.

10

Um die Geometrie der einzelnen Gitter richtig abbilden zu können, können unterschiedliche Verarbeitungsprogramme gewählt werden, die eine geometrische Abbildung des Elektrodengitters sowie eine lagerichtige Darstellung der einzelnen Elektroden ermöglichen.

15

Die in **Fig. 2** näher dargestellte Steuereinheit 1 umfasst eine Stimulationseinheit 11, die dazu in der Lage ist, elektrische Stimuli S an die einzelnen Elektroden 21 des menschlichen Gehirns 31 abzugeben. Darüber hinaus umfasst die Steuereinheit 1 auch eine den Elektroden 21 nachgeschaltete Messeinheit 12. Mit dieser Messeinheit 12
20 können einzelne an den Elektroden 21 anliegende Messsignale M in Form von Spannungen ermittelt und weiter verarbeitet werden. Die so ermittelten bzw. von der Messeinheit 12 gemessenen Messsignale M sind einer Analyseeinheit 13 zugeführt, die die einzelnen an den Messelektroden 21 anliegenden Messsignale M analysiert und aufgrund dieser Analyse eine Vorauswahl durchführt. Bei dieser Analyse werden einzelne
25 Elektroden 21, bei denen aufgrund der Analyse besondere Eigenschaften in den Signalen festgestellt wurden, für die Abgabe eines Stimulus S ausgewählt. Von Vorteil kann auch sein, umliegende Elektroden 21 mit einem Stimulus S zu beaufschlagen, um die Gehirnregion genauer untersuchen zu können. Eine solche Auswahl erfolgt vorzugsweise dadurch, dass die an den Elektroden 21 anliegenden Messsignale M darauf analysiert
30 werden, ob in einem bestimmten Frequenzbereich zwischen 60 Hz und 1 kHz, insbesondere zwischen 60 Hz und 170 Hz erhöhte Signalenergien vorhanden sind.

35

Der Messeinheit 12 kann für jede der Elektroden 21 jeweils ein separater Filter 12a, 12b nachgeschaltet sein. Dieser Filter 12a kann entweder im Signalweg vor der Messeinheit oder im Signalweg zwischen der Messeinheit 12 und der Analyseeinheit 13 angeordnet sein. Ist der Filter 12a vor der Messeinheit 12 angeordnet, kann der Filter 12a vorzugsweise als analoger Filter 12a ausgebildet sein. Im Signalweg zwischen der

Messeinheit 12 und der Analyseeinheit 13 kann der Filter 12b vorzugsweise als digitaler Filter 12b ausgebildet sein.

5 Eine mögliche Ausführungsform eines Filters 12a, 12b unterdrückt das betreffende Signal bei Vorliegen einer Signalenergie im Messsignal M, die einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitet oder unterschreitet oder bei einer Signalform des Messsignals M, die von einer vorgegebenen Sollform um mehr als einen vorgegebenen Schwellenwert abweicht. Dieses Signal wird in diesem Fall nicht an die Analyseeinheit 13, gegebenenfalls auch nicht an die Messeinheit 12 weitergeleitet.

10 Zusätzlich oder alternativ kann auch ein Filter 12a, 12b im Signalweg vor der Messeinheit 12 oder zwischen der Messeinheit 12 und der Analyseeinheit 13 angeordnet sein, der Signalanteile unterhalb einer vorgegebenen Grenzfrequenz wegfiltert. Diese Grenzfrequenz kann zwischen 0.1 Hz und 5 Hz gewählt werden.

15 Eine weitere Möglichkeit der Funktionsweise eines zusätzlichen oder alternativen Filters 12a, 12b besteht darin, den Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Elektroden 21 vom Messwert der betreffenden Elektrode 21 abzuziehen. Dies ermöglicht eine Unterdrückung von Einflüssen, die Spannungsschwankungen auf sämtlichen
20 Elektroden 21 verursachen. Sofern, wie dies im nachfolgenden Ausführungsbeispiel dargestellt wird, mehrere Gitter von Elektroden 21 verwendet werden, kann ein Filter 12a, 12b dazu ausgebildet sein, den Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte der Elektroden 21 nur innerhalb desselben Gitters von den einzelnen Messwerten der betreffenden Elektroden 21 abzuziehen.

25 Darüber hinaus kann die Nachbarschaft einzelner Nachbarelektroden 21u innerhalb der Elektrodenanordnung 2 bzw. innerhalb eines Elektrodengitters ausgenutzt werden, um Effekte in der Umgebung um eine Elektrode 21z auszublenden. Dabei besteht die Möglichkeit, einen Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller
30 Nachbarelektroden 21u einer betreffenden Elektrode 21 vom Messwert der Elektrode 21 abzuziehen, um auf diese Weise einen Filterwert zu ermitteln. Sofern das Elektrodengitter als quadratisches Elektrodengitter ausgebildet ist, das heißt die Elektroden 21 innerhalb eines Elektrodengitters jeweils eine rechte, eine linke, eine obere und eine untere Nachbarelektrode 21u enthalten, können bevorzugt folgende Filtermaßnahmen unter
35 Verwendung von Nachbarelektroden durchgeführt werden.

Der Mittelwert kann ermittelt werden durch Mittelung der unmittelbar an die jeweilige Elektrode 21z angrenzenden Elektroden 21u (**Fig. 3**). In diesem Fall wird der Filterwert errechnet, indem vom gemessenen Signalwert die Summe der gemessenen Signalwerte der Nachbarelektroden geteilt durch 4 abgezogen wird. Der so ermittelte Wert entspricht im Wesentlichen dem diskret ermittelten Laplace-Operator bzw. einem Vielfachen des diskret ermittelten Laplace-Operators.

Alternativ besteht auch die Möglichkeit, in einem quadratischen Elektrodengitter die acht eine Elektrode 21z umgebenden Nachbarelektroden 21u' für die Ermittlung des Mittelwerts heranzuziehen (**Fig. 4**). Dabei können diejenigen Nachbarelektroden 21u', die gegenüber der zentralen Elektrode 21z diagonal liegen, mit einem geringeren Gewichtungsfaktor gewichtet werden. Insbesondere kann dieser Gewichtungsfaktor vom Abstand der Nachbarelektroden abhängen, sodass diagonal liegende Nachbarelektroden 21u' mit einem Faktor 1 durch $\sqrt{2}$ schwächer gewichtet sind als unmittelbar anliegende Nachbarelektroden 21u'.

Darüber hinaus besteht auch die Möglichkeit, anstelle der vier unmittelbar an die Elektrode 21z angrenzenden Elektroden 21u diejenigen vier Elektroden 21u'' innerhalb eines quadratischen Gitters für die Bestimmung des Mittelwerts heranzuziehen, deren eine Koordinatenposition von der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode 21z um zwei abweicht, deren andere Koordinatenpositionen mit der betreffenden Koordinatenposition der Mittelelektrode übereinstimmt (**Fig. 5**).

Eine bevorzugte Funktionsweise der Analyseeinheit 13 wird im Folgenden näher dargestellt:

Die Analyseeinheit 13 ist dazu ausgebildet, für jede einzelne Elektrode 21 laufend abgeleitete und allenfalls gefilterte Messwerte zu verarbeiten, wobei innerhalb eines vorgegebenen Zeitraums erstellte Messwerte zu Fenstern zusammengefasst werden (**Fig. 6**). In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weisen diese Fenster F_1 , F_2 , F_3 eine Länge von 200 ms auf. Grundsätzlich ist es jedoch ohne weiteres möglich, auch Fenster mit einer Länge von 20 ms bis zu 15 Sekunden zu erstellen. Innerhalb dieser Fenster werden die Messwerte mit einer Abtastfrequenz von 1000-5000 Hz abgetastet.

Die Analyseeinheit 13 ist dazu ausgebildet, die Signalenergie des Signals innerhalb des Fensters in einem Frequenzbereich mit einer unteren Frequenz von zwischen 60 und 100 Hz und einer oberen Frequenz von zwischen 150 Hz bis 1 kHz zu ermitteln. Um jedes

Fenster F_1 , F_2 , F_3 mit einer vorgegebenen Dauer wird jeweils eine Signalenergie angegeben. Die Berechnung der Signalenergie kann beispielsweise mittels FFT oder mittels autoregressiver Modelle, wie beispielsweise LMS, Recursive Least Square oder Kalman-Filtern von Ordnung zwischen 5 und 100 ermittelt werden.

Für jedes Fenster F_1 , F_2 , F_3 steht jeweils ein Analysewert zur Verfügung, der die Signalenergie im betreffenden Fenster F_1 , F_2 , F_3 angibt. Die einzelnen Analysewerte werden zu einem Analysesignal A zusammengefasst, das für jedes Fenster jeweils einen Analysewert in Form der Signalenergie aufweist.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden Frequenzbereiche innerhalb eines vorgegebenen Frequenzfensters, die in einem Bereich um die Netzfrequenz oder ein Vielfaches der Netzfrequenz liegen, nicht für die Bildung der Signalenergie herangezogen. Dies kann beispielsweise bei einer Netzfrequenz von 50 Hz bevorzugt im Bereich des Doppelten der Netzfrequenz, das heißt im Bereich von 100 Hz erfolgen, wobei bei der Bestimmung der Signalenergie Energien im Bereich von zum Beispiel zwischen 95 Hz und 105 Hz ausgefiltert werden (**Fig. 7**).

Eine besonders bevorzugte Art der Analyse der einlangenden Messwerte kann vorgenommen werden, indem mittels einer Basismessung durchgeführt wird, bei der der Proband 3 eine geistige Referenztätigkeit ausführt, beispielsweise entspannt oder an nichts denkt. Mittels der einzelnen Elektroden 21 werden aus den Messsignalen M wie vorstehend dargestellt Analysewerte abgeleitet, wobei diese Werte den einzelnen Elektroden 21 zugeordnet werden und der Analyse der Analyseeinheit 13 unterzogen werden. Die aus den Messsignalen M abgeleiteten Analysewerte werden in einem Referenzspeicher 13a abgespeichert und in diesem zur Verfügung gehalten. Der Referenzspeicher 13a ist an die Analyseeinheit 13 angeschlossen. Die Analyseeinheit 13 verfügt darüber hinaus über eine Vergleichseinheit, die die an den Elektroden 21 ermittelten Spannungen bei konkreten geistigen Tätigkeiten ermittelt und daraus Analysewerte ableitet. Diese Werte werden mit den im Referenzspeicher 13a abgespeicherten Referenzwerten verglichen. Aufgrund des Vergleichs wird ein Analyseergebnis ermittelt, das für jede einzelne Elektrode 21 angibt, wie sehr sich die ermittelten Messsignale von den der jeweiligen Elektrode 21 zugeordneten Referenzwerten unterscheiden.

Besonders bevorzugt kann die Analyseeinheit 13 derart ausgebildet sein, dass sie aus dem bei der Basismessung erzeugten Signal die Signalenergie für die einzelnen

Zeitfenster, wie in **Fig. 8** dargestellt, ableitet und daraus ein Referenzsignal R erzeugt, das sie im Referenzspeicher 13a abspeichert. Im Zuge dieser Basismessung wird für jede einzelne Elektrode 21 ein separates Referenzsignal R abgespeichert, das angibt, welche elektrischen Signale vom Gehirn des Probanden 3 bei einer Referenztätigkeit abgegeben werden.

Die Analyseeinheit 13 ist ferner dazu ausgebildet, Koeffizienten k zu ermitteln, die für jede Elektrode 21 angeben, ob sich das vom Referenzsignal R abgeleitete Signal für die betreffende Elektrode 21 und das vom momentan erfassten Messsignal M abgeleitete Analysesignal A voneinander unterscheiden. Die Analyseeinheit 11 hält für eine Anzahl von Elektroden 21, insbesondere für alle Elektroden 21, einen solchen Koeffizienten k zur Verfügung. Besonders bevorzugt ist es möglich, dass die Analyseeinheit 13 die vorliegenden Koeffizienten k derart normiert, dass alle Koeffizienten k durch denselben maximalen Koeffizienten k_{\max} dividiert werden. Alternativ besteht auch die Möglichkeit, die einzelnen Koeffizienten k derart mit demselben Gewichtswert zu gewichten, dass die Summe aller Koeffizienten k aller Elektroden 21 einen vorgegebenen Wert, beispielsweise 1, hat.

Eine besonders bevorzugte Variante zur Bestimmung, ob sich ein Referenzsignal R von einem im Zuge einer weiteren Analyse ermittelten Analysesignal A unterscheidet, wird im Folgenden näher dargestellt. Hierfür werden jeweils diejenigen Werte für die Signalenergie herangezogen, die von der Analyseeinheit 13 im Rahmen der Basismessung für das Referenzsignal R ermittelt wurden einerseits und diejenigen Werte, die im Zuge der Analyse des jeweils aktuellen Messsignals S ermittelt wurden, wobei das so ermittelte Analysesignal A ebenfalls wiederum einzelne Werte für die Signalenergie für einzelne Zeitfenster F_1 , F_2 , F_3 zur Verfügung stehen. Es liegt also eine Anzahl von Signalenergien vor, die im Zuge der Basismessung ermittelt wurden sowie eine Anzahl von Signalenergien, die im Zuge der aktuellen Messung ermittelt wurden. In einem ersten Schritt werden Zahlenpaare erstellt, deren erster Wert die jeweilige Signalenergie im Zuge der Messung bzw. Basismessung ist und deren zweiter Wert angibt, ob die jeweilige Signalenergie aus der Messung oder aus der Basismessung stammt. Beispielsweise kann für den Fall, dass die Signalenergie aus der Basismessung stammt, der Wert -1 und für den Fall, dass die Signalenergie aus der Messung stammt, der Wert +1 vergeben werden. Die jeweils verwendeten Werte sind für die weiteren Berechnungen nicht erheblich, solange diese sich numerisch gut voneinander unterscheiden lassen.

Ob sich die Signale der Basismessung von den Signalen der aktuellen Messung gut unterscheiden lassen, kann durch den quadrierten Korrelationskoeffizienten r^2 einfach angegeben werden.

$$r^2 = \frac{\text{cov}(x, y)^2}{\text{var}(x)\text{var}(y)}$$

Die Anzahl der im Zuge der Basismessung ermittelten Signalenergien wird mit n_1 bezeichnet, die Anzahl der im Zuge der aktuellen Messung ermittelten Signalenergien wird mit n_2 bezeichnet. Eine einfachere Möglichkeit, numerisch effizient den Korrelationskoeffizienten zu bestimmen, liegt darin, die Summe der einzelnen Signalenergien X_i sowie die Summe der Quadrate der einzelnen Signalenergien getrennt danach, ob sie im Zuge der Basismessung oder im Zuge der aktuellen Messung ermittelt worden sind, einzeln abzuspeichern und vorrätig zu halten.

$$s_k := \sum_i x_i^{(k)}, \quad q_k := \sum_i x_i^{(k)2}$$

Die für die Berechnung des Korrelationskoeffizienten k erforderlichen Werte der Kovarianz $\text{cov}(x, y)$ sowie der Varianz $\text{var}(x)$ können aus den vorliegenden Summen und Quadratsummen wie folgt ermittelt werden:

$$\text{cov}(x, y) = \frac{s_1 - s_2}{n_1 + n_2} - \frac{(s_1 + s_2)(n_1 - n_2)}{(n_1 + n_2)^2} = 2 \frac{s_1 n_2 - s_2 n_1}{(n_1 + n_2)^2}$$

$$\text{var}(x) = \frac{q_1 + q_2}{n_1 + n_2} - \frac{(s_1 + s_2)^2}{(n_1 + n_2)^2}$$

$$\text{var}(y) = 1 - \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} = \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2}$$

Dadurch ergibt sich der Korrelationskoeffizient wie folgt:

$$r^2 = \frac{1}{n_1 n_2} \frac{(s_1 n_2 - s_2 n_1)^2}{(n_1 + n_2)(q_1 + q_2) - (s_1 + s_2)^2} = \frac{s_1^2/n_1 + s_2^2/n_2 - G}{q_1 + q_2 - G},$$

wobei ein Faktor G eingeführt werden kann, der zu einer numerischen Vereinfachung der Berechnung führt:

$$G := \frac{(s_1 + s_2)^2}{n_1 + n_2}$$

Die vorliegende Vorrichtung weist eine Auswahl- und Betätigungseinheit 14 auf, mit der eine oder mehrere Elektroden 21 unter den von der Analyseeinheit vorausgewählten Elektroden zur Abgabe eines vorgegebenen elektrischen Stimulus S ausgewählt werden können. Die Auswahl- und Betätigungseinheit 14 ist der Analyseeinheit 13 nachgeschaltet und der Stimulationseinheit 11 vorgeschaltet. Im vorliegenden bevorzugten Ausführungsbeispiel einer Auswahl- und Betätigungseinheit 14, das in **Fig. 8** dargestellt ist, weist die Auswahl- und Betätigungseinheit 14 eine Anzeigeeinheit 141 auf, die die Elektroden 21 sowie die von der Analyseeinheit 13 ermittelten Analyseergebnisse, insbesondere im vorliegenden Fall die aufgrund des Korrelationskoeffizienten k, vorzugsweise durch Schwellenwertvergleich ermittelten Vorauswahlergebnisse, aufgrund der Analyse für die einzelnen Elektroden 21 an Positionen 142 der Anzeigeeinheit in Form von graphischen Visualisierungen 143a, 143b darstellt. Die dargestellte Auswahl- und Betätigungseinheit 14 weist im Bereich der Anzeigeeinheit 141 einzelne Auswahl- und Betätigungselemente 144 für jede einzelne Elektrode 21 auf. Die Auswahl- und Betätigungselemente 144 sind jeweils einer Elektrode 21 zugeordnet und auf der Anzeigeeinheit 141 im Bereich der Position 142 angeordnet, an der auch die graphischen Visualisierungen 143a, 143b für die betreffende Elektrode 21 dargestellt sind. Die Auswahl- und Betätigungselemente 144 zur Auswahl der ihnen zugeordneten Elektrode 21 für die Abgabe eines Stimulus S oder zur Abgabe eines Stimulus S mit der betreffenden Elektrode 21 ausgebildet. Eine besonders bevorzugte Auswahl von Elektroden 21 durch die Auswahl und Betätigungseinheit 144 erfolgt, indem bei Auswahl einer Elektrode 21 jeweils eine benachbarte Elektrode 21 mit ausgewählt wird. Ein Stimulus S wird in Form eines Stroms zwischen den beiden so ausgewählten Elektroden 21 abgegeben. Ist von der Auswahl- und Betätigungseinheit 14 aufgrund der Analyse eine Elektrode 21 vorausgewählt, so schlägt die Auswahl- und Betätigungseinheit 14 eine zu dieser ausgewählten Elektrode 21 benachbarte Elektrode 21 zur Auswahl vor oder wählt diese von selbst aus. Bei Betätigung wird ein Stimulus S in Form eines Stroms zwischen

diesen beiden Elektroden 21 abgegeben. Von Vorteil ist auch, dass mehrere Elektroden 21 gleichzeitig oder rasch hintereinander stimuliert werden können, um den Effekt zu verstärken und das Mapping schneller zu machen.

5 Der abgegebene elektrische Stimulus S weist bevorzugterweise einen Gleichstromanteil auf, der unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwerts liegt. Dies kann entweder dadurch erfolgen, dass die Stimulationseinheit 11 einen gleichstromfreien Stimulus S auf die Elektroden 21 appliziert. Alternativ kann der Gleichstromanteil auch dadurch reduziert werden, indem der Stimulus 21 zeitlich begrenzt ist. In beiden Fällen können rechteckige
10 Impulse zur Stimulation verwendet werden, beispielsweise mit einer Dauer von 1 ms und einer Stromstärke von 10 mA.

Besonders vorteilhaft kann zur Stimulation mit unterschiedlichen Stimulationsschwellenwerten vorgesehen sein, dass die Stimulationseinheit 11 dazu
15 ausgebildet ist, Stimuli S unterschiedlicher und ansteigender Stärke auf die einzelnen Elektroden 21 zu applizieren. Die Stimulationseinheit 11 kann auch ausgebildet sein, die einzelnen Stimuli S bei manueller Betätigung abzugeben.

Alternativ besteht jedoch auch die Möglichkeit, dass Stimulationseinheit 11 zur Abgabe
20 Stimuli in ansteigender Reihenfolge angesteuert wird, bis eine Erfassungseinheit 22 eine Reaktion des Probanden 3 feststellt bzw. erfasst. Die Erfassungseinheit 22 ist an die Steuereinheit angeschlossen und kann beispielsweise durch ein Mikrofon zur Erfassung von Sprache des Probanden 3 oder durch einen Detektor zur Erfassung von Bewegungen des Probanden 3 ausgebildet sein. Die Erfassungseinheit 22 kann auch durch eine
25 manuelle Betätigung ersetzt werden, indem der Arzt die Reaktion des Probanden erfasst und die Stimulation entsprechend beendet.

Zusätzlich besteht noch die Möglichkeit, Entladungen nach der Stimulation (after discharges) zu detektieren. Diese werden durch die Elektrostimulation im Gehirn
30 ausgelöst und zeigen an, dass allenfalls ein epileptischer Anfall droht. In einem solchen Fall kann vorgesehen sein, dass der für die Elektrostimulation herangezogene Strom nicht weiter erhöht wird bzw. die Stimulation beendet wird. Durch eine Warnung wird der Arzt auf die After-discharges hingewiesen.

35 Sofern eine solche Entladung (after discharge) erkannt wird, besteht die Möglichkeit, weitere Stimuli abzugeben, um manuell einen epileptischen Anfall zu unterdrücken.

In einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung besteht die Möglichkeit, die einzelnen im Zuge der Analyse der Messsignale ermittelten Zwischenergebnisse oder die einzelnen Messdaten unmittelbar anzuzeigen.

5 Weiters besteht die Möglichkeit, eine Spektralinformation der ermittelten Rohmessdaten anzuzeigen, insbesondere um Störungen vorzeitig erkennen zu können. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, dass einzelne Elektroden, die nur schlechten Kontakt haben oder insgesamt schadhaft sind, von der Messung ausgeschlossen werden. Für solche Elektroden werden dann insgesamt keine Messdaten erhoben und es wird auch für solche
10 Elektroden keine Analyse durchgeführt.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung besteht die Möglichkeit, dass die Signalmasse beliebig ausgewählt bzw. auf einen beliebigen Spannungswert gelegt werden kann. Dies ist insbesondere vorteilhaft um zu vermeiden, dass eine
15 Messung unmöglich wird, wenn die während der Messung verwendete Masse störungsbehaftet ist.

Grundsätzlich besteht die Möglichkeit, dass eine Vielzahl unterschiedlicher geistiger Tätigkeiten dem Probanden vorgegeben werden können, beispielsweise die Lösung eines
20 Rubic Cubes, Hörübungen, das Benennen von Bildern, Kussbewegungen, Zungenbewegungen, Lesen, Rechnen, Erinnerungen etc. Hierbei besteht auch die Möglichkeit, dass unterschiedliche Tätigkeiten wiederholt werden können, um insgesamt eine bessere Qualität der Aufnahmen zu erlangen. Darüber hinaus besteht auch die Möglichkeit, dass die Qualität einzelner Aufnahmen angezeigt wird. Die Anzahl der
25 geistigen Tätigkeiten, die einem Menschen vorgegeben werden, braucht nicht notwendigerweise beschränkt zu sein. Es besteht auch die Möglichkeit, dass vom Probanden oder vom Versuchsleiter zusätzliche gedankliche Tätigkeiten vorgegeben werden.

30 Weitere Möglichkeiten, Messsignale bei unterschiedlichen Zuständen des menschlichen Gehirns zu erstellen, bestehen darin, den Körper taktil, auditorisch oder visuell zu stimulieren.

Darüber hinaus ist es auch möglich, einzelne Analyseergebnisse sowie die Gesamtheit
35 aller Analyseergebnisse am Ende der Messung auszudrucken und abzuspeichern.

Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, in den einzelnen abgespeicherten Ergebnissen zu vermerken, zwischen welchen Elektroden bzw. an welchen Elektroden automatische oder manuelle Stimulationen vorgenommen werden. Solche Stimulationen können in den einzelnen abgespeicherten oder ausgedruckten Messergebnissen vermerkt werden.

5

Eine weitere Ausführungsform erlaubt, kortikale Netzwerke zu erkennen, indem eine bekannte Gehirnregion mittels zweier Elektroden (21) stimuliert wird, vorzugsweise mit 1-50 Hz. Bei allen anderen Elektroden werden evozierte Potentiale berechnet und gegebenenfalls visualisiert werden. Diese können durch ereignisbezogene Mittelung mit

10 Trend- und Baselinekorrektur ermittelt werden. Der Vorteil liegt darin, dass mit dieser Vorgehensweise nur eine einzige Region, beispielsweise die Brocas Area stimuliert werden braucht, um das gesamte Sprachnetzwerk des Gehirns zu erkennen. Als Grundlage dient dazu das high-gamma-Mapping, um eine bestimmte Gehirnregion zu erkennen, die anschließend elektrisch stimuliert wird, um das Netzwerk zu erkennen.

15

Eine weitere Besonderheit liegt darin, dass neben dem evozierten Potential oder anstelle des evozierten Potentials auch die Bandleistung im Bereich von 60-1000 Hz berechnet werden kann, um auf diese Weise kortikale Netzwerke, wie beispielsweise das Sprachnetzwerk, durch High-Gamma Analyse zu detektieren.

20

Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Elektrostimulation eines Probanden (3) umfassend eine Anzahl von an das menschliche Gehirn (31) anlegbaren Elektroden (21) zum Auslösen bestimmter elektrischer Reize auf das menschliche Gehirn (31),

- wobei eine Steuereinheit (1) umfassend eine Stimulationseinheit (11) vorgesehen ist, mit der elektrische Stimuli (S) an die einzelnen oder mehrere Elektroden (21) anlegbar sind,

- wobei die Steuereinheit (1) eine den Elektroden (21) nachgeschaltete Messeinheit (12) zur Bestimmung der an den einzelnen Elektroden (21) anliegenden Spannungen aufweist,

- wobei die Steuereinheit (1) eine Analyseeinheit (13) aufweist, die die einzelnen mit Messelektroden (21) erfassten Messsignale analysiert und im Rahmen einer Vorauswahl aufgrund dieser Analyse einzelne der Elektroden (21) für die Abgabe eines Stimulus auswählt, und

- wobei die Steuereinheit (1) eine, insbesondere vom Menschen betätigbare, Auswahl- und Betätigungseinheit (14) zur Auswahl einer oder mehrerer Elektroden (21) unter den von der Analyseeinheit (13) vorausgewählten Elektroden (21) sowie zur Abgabe eines vorgegebenen elektrischen Stimulus (S) auf die derart ausgewählte(n) Elektrode(n) (21) durch die Stimulationseinheit (11) aufweist, die der Analyseeinheit (13) nachgeschaltet ist und die der Stimulationseinheit (11) vorgeschaltet ist,

dadurch gekennzeichnet, dass

die Analyseeinheit (13) dazu ausgebildet ist, bei der Vorauswahl die Messsignale (M) an den Messelektroden, insbesondere ausschließlich, auf das Vorliegen von Signalleistungen oder Signalenergien im Bereich von 60 Hz bis 1kHz, insbesondere zwischen 60 Hz und 180 Hz, zu untersuchen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswahl- und Betätigungseinheit (14) eine Anzeigeeinheit (141) aufweist, die die Elektroden (21) sowie die von der Analyseeinheit (13) ermittelten Analyseergebnisse, insbesondere die Vorauswahlergebnisse, aufgrund der Analyse für die einzelnen Elektroden (21) an Positionen (142) der Anzeigeeinheit (141) graphische Visualisierungen der Analyseergebnisse darstellt (143a, 143b).

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet,

- dass die Auswahl- und Betätigungseinheit (14) im Bereich der Anzeigeeinheit (141) einzelne Auswahl- oder Betätigungselemente (144) aufweist,

- dass die Auswahl- oder Betätigungselemente (144) jeweils einer Elektrode (21) zugeordnet sind und auf der Anzeigeeinheit (141) im Bereich der Position (142) angeordnet sind, an der die graphischen Visualisierungen (143a, 143b) für die betreffende Elektrode (21) dargestellt sind, und

5 - dass die Auswahl- oder Betätigungselemente (144) zur Auswahl der ihnen zugeordneten Elektrode (21) für die Abgabe eines Stimulus (S) oder zur Abgabe eines Stimulus (S) mit der betreffenden Elektrode (21) ausgebildet sind.

10 4. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswahl- und Betätigungseinheit (14) die Auswahl einer von der Analyseeinheit (13) vorausgewählten Elektroden (21) sowie einer zu dieser benachbarten Elektroden (21) ermöglicht, und die Stimulationseinheit (11) dazu ausgebildet ist, einen Stimulus (S) in Form eines Stroms zwischen den beiden Elektroden (21) abzugeben,

15 wobei insbesondere der Gleichstromanteil des zwischen den benachbarten Elektroden (21) als Stimulus (S) fließenden Stroms unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwerts liegt, vorzugsweise

a) indem die Stimulationseinheit (11) einen gleichstromfreien Stimulus (S) auf die Elektroden (21) appliziert, oder

20 b) indem die Stimulationseinheit (11) den Gleichanteil des Stroms des Stimulus (S) begrenzt, und wobei insbesondere der Stromverlauf des Stimulus einen rechteckigen, dreieckigen oder sinusförmigen Verlauf aufweist.

25 5. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Erfassungseinheit (22) zur Erfassung der Reaktion des Probanden (3) vorgesehen und an die Steuereinheit (1) angeschlossen ist, wobei die Erfassungseinheit (22) insbesondere durch ein Mikrophon zur Erfassung von Sprache des Probanden (3) oder durch einen Detektor zur Erfassung von Bewegungen des Probanden (3) oder für die Erfassung von elektro-physiologischen Signalen ausgebildet ist.

30 6. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit (11) dazu ausgebildet ist, Stimuli (S) unterschiedlicher, insbesondere ansteigender, Stärke und/oder Dauer auf die einzelnen Elektroden (21) zu applizieren, wobei insbesondere,

35 a) die Stimulationseinheit (11) dazu ausgebildet ist, die einzelnen Stimuli (S), insbesondere in ansteigender Reihenfolge, bei manueller Betätigung oder automatischer abzugeben, oder

b) die Steuereinheit (1) die Stimulationseinheit (11) zur Abgabe von Stimuli (S) in ansteigender Reihenfolge ansteuert, bis die Erfassungseinheit (22) eine Reaktion des Probanden (3) feststellt oder die Strombegrenzung erreicht wird

5 7. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit dazu ausgebildet ist, mittels der Analyseeinheit (13) eine Basismessung durchzuführen, bei der der Proband (3) eine Referenztätigkeit ausführt, und die dabei ermittelten Analyseergebnisse – der jeweiligen messenden Elektrode (21) zugeordnet –
10 als Referenzwerte oder Referenzsignal in einem Referenzspeicher (13a) abzuspeichern und zur Verfügung zu halten, und
dass die Analyseeinheit (13) eine Vergleichseinheit aufweist, die die einzelnen ermittelten Analysewerte mit den abgespeicherten Referenzwerten vergleicht, wobei das Analyseergebnis für jede einzelne Elektrode (21) angibt, wie sehr sich die ermittelten Analysewerte von den der jeweiligen Elektrode (21) zugeordneten Referenzwerten
15 unterscheiden.

8. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die einzelnen Elektroden (21) in einem Gitter oder mehreren Gittern angeordnet sind, wobei insbesondere die Elektroden (21) innerhalb des jeweiligen Gitters in einer
20 vorgegebenen Struktur angeordnet sind, und/oder dass jede der Elektroden (21) bis auf Randelektroden eine vorgegebene Anzahl von Nachbarelektroden (21) aufweist, die gegenüber der jeweiligen Elektrode an einer vorbestimmten Position angeordnet sind und/oder zueinander gleichen Abstand haben.

25 9. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass
a) die einzelnen Elektroden (21) untereinander gleichartig ausgebildet sind, und/oder
b) die einzelnen innerhalb eines Gitters angeordneten Elektroden (21) untereinander gleichartig ausgebildet sind, und/oder
c) dass die Elektroden (21) innerhalb eines Gitters in quadratischer oder sechseckiger
30 Struktur angeordnet sind.

10. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass jeder der Elektroden (21) ein separater Filter (12a, 12b) nachgeschaltet ist, der der Analyseeinheit (13) oder der Messeinheit (12) vorgeschaltet ist und der dazu ausgebildet
35 ist
a) bei Vorliegen einer einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitenden oder unterschreitenden Signalenergie oder einer von einer Sollform um mehr als einen

vorgegebenen Schwellenwert abweichenden Signalform das betreffende Signal zu unterdrücken und nicht an die Analyseeinheit weiterzuleiten, und/oder

b) Signalanteile unterhalb einer Grenzfrequenz von 1Hz bis 5Hz wegzufiltern, und/oder

c) den Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Elektroden (21), insbesondere nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode (21) abzuziehen,

d) den, gegebenenfalls gewichteten, Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Nachbarelektroden (21u, 21u', 21u'') der betreffenden Elektrode (21z), insbesondere nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode (21z) abzieht, wobei in einem quadratischen Gitter von Elektroden (21) als Nachbarelektroden (21) insbesondere angesehen werden:

i) die vier unmittelbar an eine Elektrode (21z) angrenzenden Elektroden (21u),

ii) die acht eine Elektrode (21z) umgebenden Elektroden (21u'), wobei gegebenenfalls die einzelnen Nachbarelektroden (21u') mit einem von ihrer Entfernung von der Elektrode abhängigen Gewichtungsfaktor gewichtet sind,

iii) diejenigen vier Elektroden (21u'') innerhalb eines quadratischen Gitters deren eine Koordinatenposition von der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode (21z) um zwei abweicht, deren andere Koordinatenposition mit der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode (21z) übereinstimmt.

11. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

- dass die Analyseeinheit (13) ausgebildet ist, für jede Elektrode (21) laufend abgeleitete Messwerte zu erstellen, wobei innerhalb eines vorgegebenen Zeitraums erstellte Messwerte zu Fenstern (F_1 , F_2 , F_3), insbesondere mit einer Länge von 20 ms bis 2 Sekunden, zusammengefasst werden und

- dass die Analyseeinheit (11) ausgebildet ist, insbesondere mittels FFT oder autoregressiver Modelle, wie vorzugsweise LMS, Recursive Least Square oder Kalman-Filtern von Ordnung 5 bis 50, die Signalenergie des Signals innerhalb des Fensters (F_1 , F_2 , F_3) in einem Frequenzbereich mit einer unteren Frequenz von 60 Hz bis 100 Hz und einer oberen Frequenz in einem Frequenzbereich von 150 Hz bis 1 kHz zu ermitteln, und daraus ein Analysesignal (A) zu erstellen, und gegebenenfalls im Rahmen der Basismessung ein Referenzsignal zu erstellen, und

- dass gegebenenfalls die Analyseeinheit (13) Frequenzbereiche innerhalb des vorgegebenen Fensters (F_1 , F_2 , F_3), die in einem Bereich (X) um die Netzfrequenz (f_N) oder ein Vielfaches der Netzfrequenz ($2f_N$) liegen, nicht für die Bildung der Signalenergie heranzieht.

12. Vorrichtung, insbesondere nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (1) dazu ausgebildet ist, einen Stimulus im Bereich einer Elektrode (21), insbesondere mit einem Spannungsstimulus mit einer Frequenz zwischen 1Hz und 100 Hz, abzugeben, und dass die Steuereinheit dazu ausgebildet ist, nach der Abgabe des Stimulus an allen oder einer Anzahl von Elektroden (21)

a) evozierte Potentiale im abgegebenen Signal der jeweiligen Elektrode zu detektieren, oder

b) die Bandleistung des abgegebenen Signals der jeweiligen Elektrode, insbesondere im Bereich zwischen 60Hz und kHz zu detektieren, und

dass die Steuereinheit (1) derart alle Elektroden (21) bzw die von den Elektroden (21) erfassten Gehirnregionen darstellt, in denen aufgrund des Stimulus ein evoziertes Potential oder eine erhöhte Bandleistung im Bereich zwischen 60Hz und 1kHz besteht.

13. Verfahren zur Elektrostimulation eines Probanden (3) wobei eine Anzahl Elektroden (21) an das Gehirn (31) eines Probanden angelegt wird,

- wobei die an den einzelnen Elektroden (21) anliegenden Spannungen gemessen und analysiert werden,

- wobei im Rahmen einer Vorauswahl aufgrund dieser Analyse einzelne der Elektroden (21) für die Abgabe eines Stimulus ausgewählt werden,

- wobei aus den einzelnen vorausgewählten Elektroden (21) eine Elektrode (21) ausgewählt wird und mit dieser Elektrode (21) ein Stimulus auf das Gehirn (31) abgegeben wird,

dadurch gekennzeichnet, dass

die bei der Vorauswahl die Messsignale (M) verwendete Analyse die an den Elektroden (21) anliegenden Signale, insbesondere ausschließlich, auf das Vorliegen von Signalleistungen oder Signalenergien im Bereich von 60 Hz bis 1kHz, insbesondere zwischen 60 Hz und 180 Hz, untersucht werden.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die im Zuge der Vorauswahl ausgewählten Elektroden (21) graphisch dargestellt werden.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Stimulus in Form eines Stroms zwischen der ausgewählten Elektrode (21) und einer zu dieser Elektrode (21) benachbarten Elektroden (21) abgegeben wird,

wobei insbesondere der Gleichstromanteil des zwischen den benachbarten Elektroden (21) als Stimulus (S) fließenden Stroms unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwerts liegt, vorzugsweise

a) Stimulus (S) gleichstromfrei ist, oder

5 b) der Gleichanteil des Stroms des Stimulus (S) begrenzt ist, und wobei insbesondere der Stromverlauf des Stimulus einen rechteckigen, dreieckigen oder sinusförmigen Verlauf aufweist.

10 16. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktion des Probanden (3) erfasst wird, insbesondere durch ein Mikrofon zur Erfassung von Sprache des Probanden (3) oder durch einen Detektor zur Erfassung von Bewegungen des Probanden (3) oder für die Erfassung von elektro-physiologischen Signalen.

15 17. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass Stimuli (S) in ansteigender, Stärke und/oder Dauer auf die einzelnen Elektroden (21) appliziert werden, wobei insbesondere,

a) die einzelnen Stimuli (S), insbesondere in ansteigender Reihenfolge, bei manueller Betätigung oder automatischer abgegeben werden, oder

20 b) die Stimuli (S) in ansteigender Reihenfolge abgegeben werden, bis die Erfassungseinheit (22) eine Reaktion des Probanden (3) feststellt oder ein maximaler Stimulus erreicht wird oder eine Strombegrenzung erreicht wird.

25 18. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass eine Basismessung durchgeführt wird, bei der der Proband (3) eine Referenzfähigkeit ausführt, und die dabei ermittelten Analyseergebnisse der jeweiligen messenden Elektrode (21) zugeordnet werden und als Referenzwerte oder Referenzsignal abgespeichert und zur Verfügung gehalten werden, und

30 dass die einzelnen ermittelten Analysewerte mit den abgespeicherten Referenzwerten verglichen werden, wobei für jede einzelne Elektrode (21) ermittelt wird, wie sehr sich die ermittelten Analysewerte von den der jeweiligen Elektrode (21) zugeordneten Referenzwerten unterscheiden.

35 19. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die einzelnen Elektroden (21) in einem Gitter oder mehreren Gittern angeordnet sind, wobei insbesondere die Elektroden (21) innerhalb des jeweiligen Gitters in einer vorgegebenen Struktur angeordnet sind, und/oder dass jede der Elektroden (21) bis auf Randlelektroden

eine vorgegebene Anzahl von Nachbarelektroden (21) aufweist, die gegenüber der jeweiligen Elektrode an einer vorbestimmten Position angeordnet sind und/oder zueinander gleichen Abstand haben.

5 20. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass
a) die einzelnen Elektroden (21) untereinander gleichartig ausgebildet sind, und/oder
b) die einzelnen innerhalb eines Gitters angeordneten Elektroden (21) untereinander
gleichartig ausgebildet sind, und/oder
c) dass die Elektroden (21) innerhalb eines Gitters in quadratischer oder sechseckiger
10 Struktur angeordnet sind.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die einzelnen Messwerte der Elektroden (21) gefiltert werden, wobei
a) bei Vorliegen einer einen vorgegebenen Schwellenwert überschreitenden oder
15 unterschreitenden Signalenergie oder einer von einer Sollform um mehr als einen vorgegebenen Schwellenwert abweichenden Signalform das betreffende Signal unterdrückt wird und nicht an die Analyseeinheit weitergeleitet wird, und/oder
b) Signalanteile unterhalb einer Grenzfrequenz von 1Hz bis 5Hz weggefiltert werden, und/oder
20 c) der Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Elektroden (21), insbesondere nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode (21) abgezogen wird,
d) der, gegebenenfalls gewichtete, Mittelwert aller gleichzeitig gemessenen Signalwerte aller Nachbarelektroden (21u, 21u', 21u'') der betreffenden Elektrode (21z), insbesondere
25 nur innerhalb desselben Gitters, vom Messwert der betreffenden Elektrode (21z) abgezogen wird, wobei in einem quadratischen Gitter von Elektroden (21) als Nachbarelektroden (21) insbesondere angesehen werden:
i) die vier unmittelbar an eine Elektrode (21z) angrenzenden Elektroden (21u),
ii) die acht eine Elektrode (21z) umgebenden Elektroden (21u'), wobei gegebenenfalls die
30 einzelnen Nachbarelektroden (21u') mit einem von ihrer Entfernung von der Elektrode abhängigen Gewichtungsfaktor gewichtet sind,
iii) diejenigen vier Elektroden (21u'') innerhalb eines quadratischen Gitters deren eine Koordinatenposition von der betreffenden Koordinatenposition der Elektrode (21z) um zwei abweicht, deren andere Koordinatenposition mit der betreffenden
35 Koordinatenposition der Elektrode (21z) übereinstimmt.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 21, dadurch gekennzeichnet,

- dass für jede Elektrode (21) laufend abgeleitete Messwerte erstellt werden, wobei innerhalb eines vorgegebenen Zeitraums erstellte Messwerte zu Fenstern (F_1 , F_2 , F_3), insbesondere mit einer Länge von 20 ms bis 2 Sekunden, zusammengefasst werden und
- dass, insbesondere mittels FFT oder autoregressiver Modelle, wie vorzugsweise LMS, Recursive Least Square oder Kalman-Filtern von Ordnung 5 bis 50, die Signalenergie des Signals innerhalb des Fensters (F_1 , F_2 , F_3) in einem Frequenzbereich mit einer unteren Frequenz von 60 Hz bis 100 Hz und einer oberen Frequenz in einem Frequenzbereich von 150 Hz bis 1 kHz ermittelt wird, und daraus ein Analysesignal (A) erstellt wird, und gegebenenfalls im Rahmen der Basismessung ein Referenzsignal erstellt wird, und
- dass gegebenenfalls Frequenzbereiche innerhalb des vorgegebenen Fensters (F_1 , F_2 , F_3), die in einem Bereich (X) um die Netzfrequenz (f_N) oder ein Vielfaches der Netzfrequenz ($2f_N$) liegen, nicht für die Bildung der Signalenergie herangezogen werden.

23. Verfahren, insbesondere nach einem der Ansprüche 13 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass ein Stimulus im Bereich einer Elektrode (21), insbesondere ein Spannungstimulus mit einer Frequenz zwischen 1Hz und 100 Hz, abgegeben wird, und dass nach der Abgabe des Stimulus an allen oder einer Anzahl von Elektroden (21)

a) evozierte Potentiale detektiert werden, oder

b) durch Analyse der Bandleistung, insbesondere im Bereich 60Hz und kHz detektiert werden, und

derart alle Elektroden (21) bzw die von den Elektroden (21) erfassten Gehirnregionen dargestellt und/oder zur Verfügung gehalten werden, in denen aufgrund des Stimulus ein evoziertes Potential oder eine erhöhte Bandleistung im Bereich zwischen 60Hz und 1kHz ermittelt wurde.

24. Datenträger, auf dem ein Computerprogramm zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 13 bis 23 abgespeichert ist.

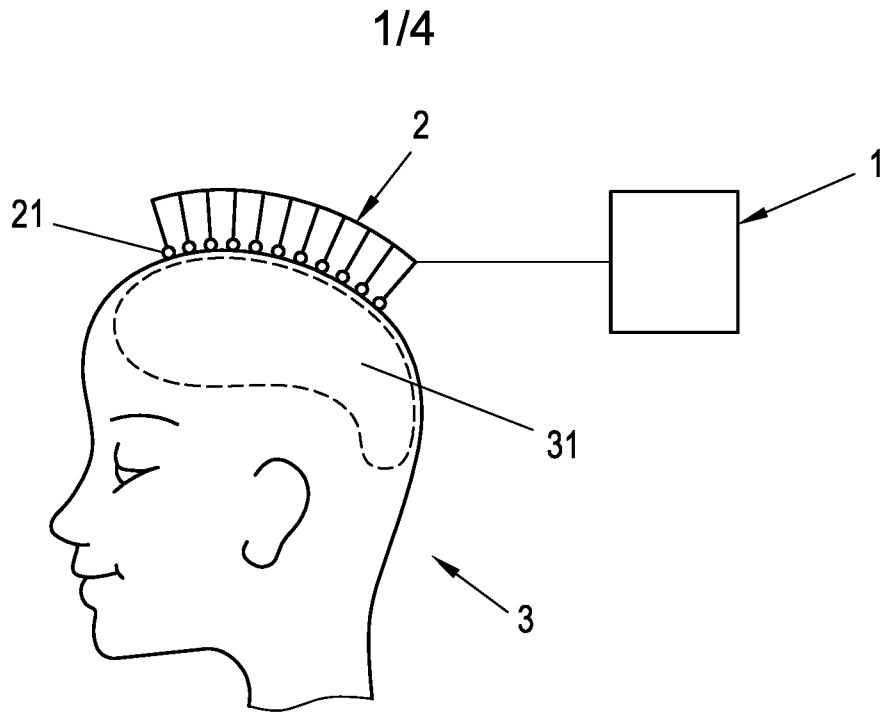


Fig. 1

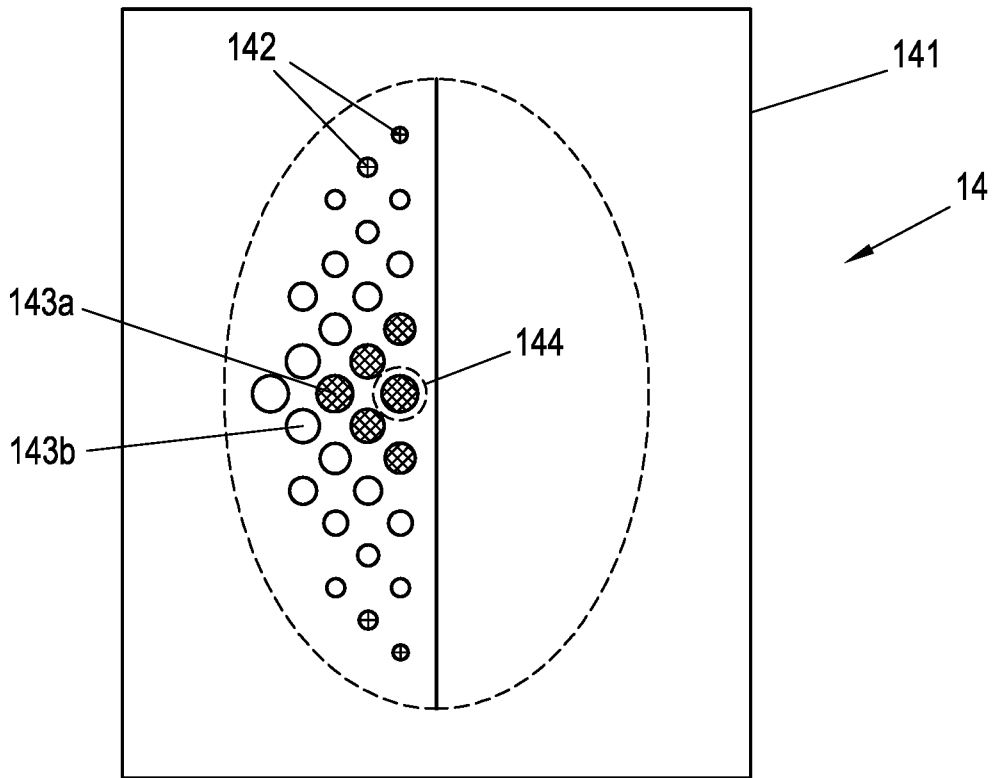


Fig. 8

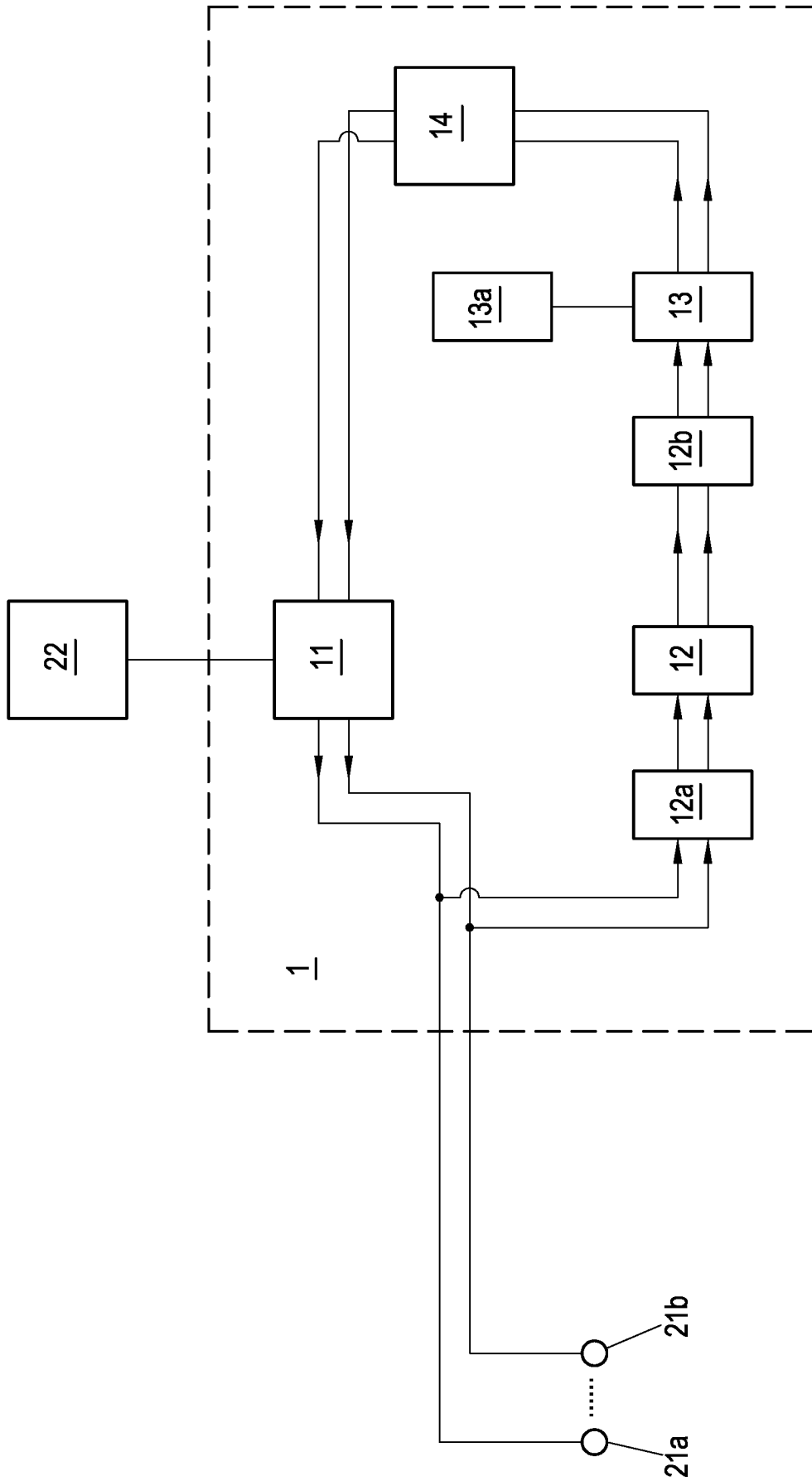


Fig. 2

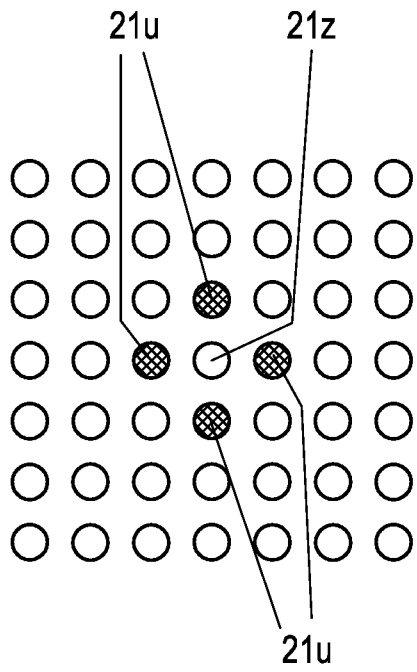


Fig. 3

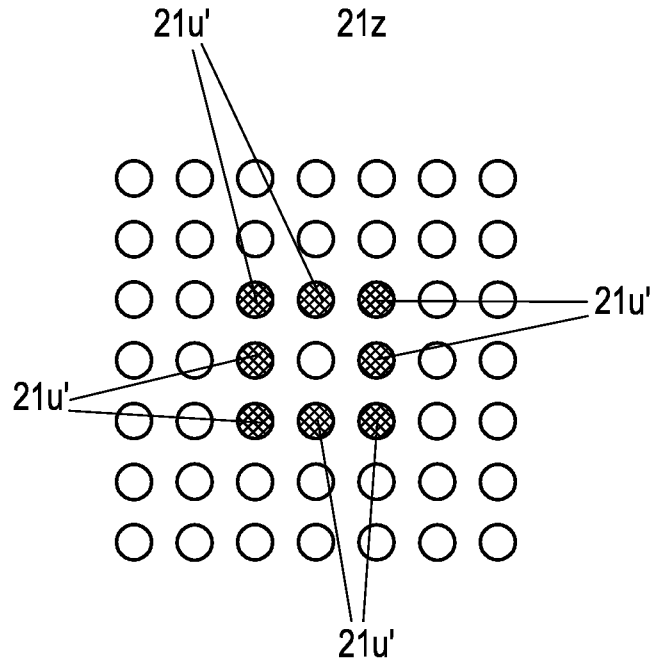


Fig. 4

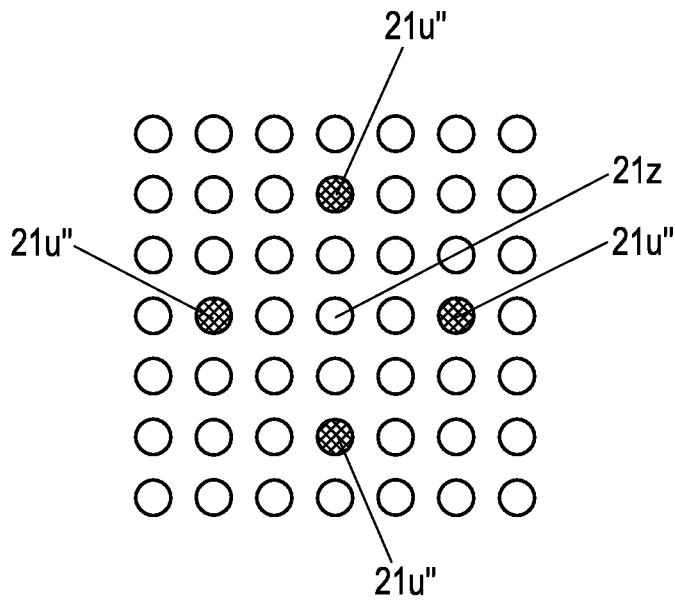


Fig. 5

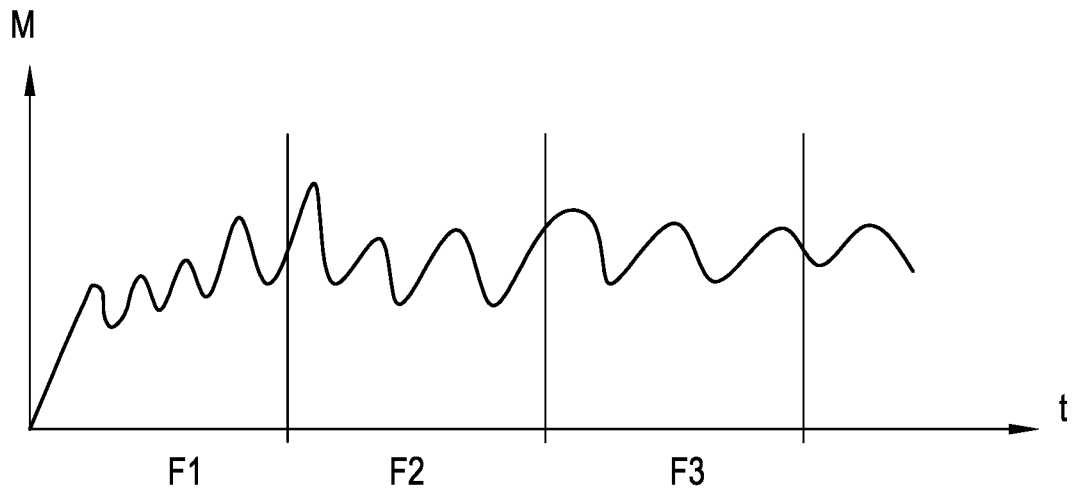


Fig. 6

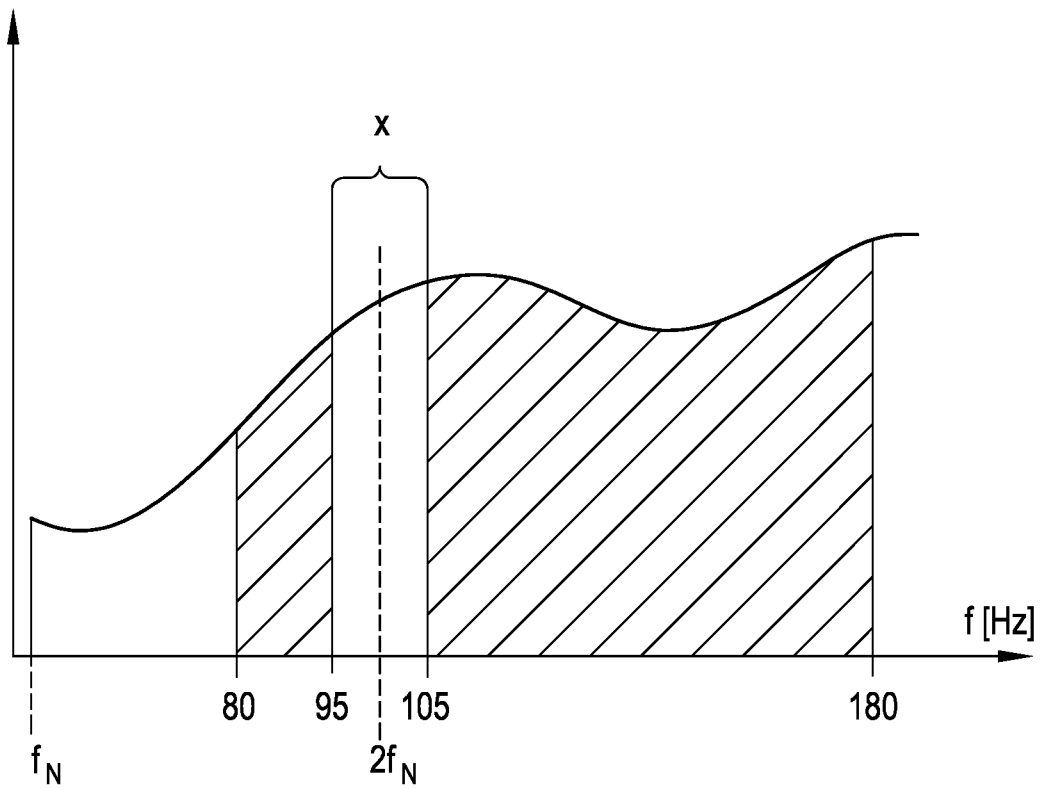


Fig. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/AT2017/060036

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER					
INV.	A61B5/048	A61B5/0484	A61B5/00	A61B5/04	A61N1/04
	A61B5/0478	A61N1/05	A61N1/372		
ADD.	A61N1/36				
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC					

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B A61N

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2011/264165 A1 (MOLNAR GABRIELA C [US] ET AL) 27 October 2011 (2011-10-27) paragraphs [0027], [0046] - [0047], [0078] - [0114], [0134] - [0135], [0172] - [0174], [0188] - [0190]; figures 1,4-5,8-9 paragraphs [0243], [0262], [0285], [0334]	1-24
A	US 2009/082691 A1 (DENISON TIMOTHY J [US] ET AL) 26 March 2009 (2009-03-26) paragraphs [0048], [0050], [0085], [0108], [0201], [0276], [0294]; figure 5b	1,13
	----- -/--	

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 18 May 2017	Date of mailing of the international search report 20/06/2017
--	--

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 Kronberger, Raphael
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/AT2017/060036

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/095097 A1 (DRONGELEN WIM VAN [US]) 18 July 2002 (2002-07-18) paragraphs [0021], [0026] - [0030]; figures 1-5 -----	1,13
A	US 2012/253421 A1 (GLINER BRADFORD EVAN [US] ET AL) 4 October 2012 (2012-10-04) paragraphs [0030] - [0034]; figures 1-3,4a-4l, -----	1,13
A	WHEELER JESSE J ET AL: "An implantable 64-channel neural interface with reconfigurable recording and stimulation", 2015 37TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC), IEEE, 25 August 2015 (2015-08-25), pages 7837-7840, XP032812000, DOI: 10.1109/EMBC.2015.7320208 [retrieved on 2015-11-04] the whole document -----	1,13
A	US 2002/147411 A1 (LUTZ WILLIAM J [US] ET AL) 10 October 2002 (2002-10-10) paragraphs [0014], [0019], [0023]; claims 3,9; figures 1-3 -----	1,13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/AT2017/060036

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011264165	A1	27-10-2011	AU 2011245691 B2 10-10-2013
			BR 112012027638 A2 09-08-2016
			CN 103002947 A 27-03-2013
			EP 2563463 A1 06-03-2013
			JP 5889282 B2 22-03-2016
			JP 2013527784 A 04-07-2013
			US 2011264165 A1 27-10-2011
			WO 2011136870 A1 03-11-2011

US 2009082691	A1	26-03-2009	CN 101848677 A 29-09-2010
			EP 2200692 A2 30-06-2010
			US 2009082691 A1 26-03-2009
			WO 2009042172 A2 02-04-2009

US 2002095097	A1	18-07-2002	NONE

US 2012253421	A1	04-10-2012	AU 2002340189 A1 10-06-2003
			AU 2008246220 A1 11-12-2008
			CA 2463751 A1 30-05-2003
			EP 1438100 A1 21-07-2004
			US 2004158298 A1 12-08-2004
			US 2007032834 A1 08-02-2007
			US 2009093862 A1 09-04-2009
			US 2011208264 A1 25-08-2011
			US 2012253421 A1 04-10-2012
			WO 03043690 A1 30-05-2003

US 2002147411	A1	10-10-2002	US 2002147411 A1 10-10-2002
			WO 02082992 A1 24-10-2002

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/AT2017/060036

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES					
INV.	A61B5/048	A61B5/0484	A61B5/00	A61B5/04	A61N1/04
	A61B5/0478	A61N1/05	A61N1/372		
ADD.	A61N1/36				
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC					

B. RECHERCHIERTE GEBIETE
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B A61N

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

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2011/264165 A1 (MOLNAR GABRIELA C [US] ET AL) 27. Oktober 2011 (2011-10-27) Absätze [0027], [0046] - [0047], [0078] - [0114], [0134] - [0135], [0172] - [0174], [0188] - [0190]; Abbildungen 1,4-5,8-9 Absätze [0243], [0262], [0285], [0334]	1-24
A	US 2009/082691 A1 (DENISON TIMOTHY J [US] ET AL) 26. März 2009 (2009-03-26) Absätze [0048], [0050], [0085], [0108], [0201], [0276], [0294]; Abbildung 5b	1,13
A	US 2002/095097 A1 (DRONGELEN WIM VAN [US]) 18. Juli 2002 (2002-07-18) Absätze [0021], [0026] - [0030]; Abbildungen 1-5	1,13
	----- -/--	

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

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :	"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
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist	"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	"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
"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)	"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist
"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	

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
18. Mai 2017	20/06/2017

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 Kronberger, Raphael
--	--

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 2012/253421 A1 (GLINER BRADFORD EVAN [US] ET AL) 4. Oktober 2012 (2012-10-04) Absätze [0030] - [0034]; Abbildungen 1-3,4a-4l, -----	1,13
A	WHEELER JESSE J ET AL: "An implantable 64-channel neural interface with reconfigurable recording and stimulation", 2015 37TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC), IEEE, 25. August 2015 (2015-08-25), Seiten 7837-7840, XP032812000, DOI: 10.1109/EMBC.2015.7320208 [gefunden am 2015-11-04] das ganze Dokument -----	1,13
A	US 2002/147411 A1 (LUTZ WILLIAM J [US] ET AL) 10. Oktober 2002 (2002-10-10) Absätze [0014], [0019], [0023]; Ansprüche 3,9; Abbildungen 1-3 -----	1,13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/AT2017/060036

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2011264165 A1	27-10-2011	AU 2011245691 B2	10-10-2013
		BR 112012027638 A2	09-08-2016
		CN 103002947 A	27-03-2013
		EP 2563463 A1	06-03-2013
		JP 5889282 B2	22-03-2016
		JP 2013527784 A	04-07-2013
		US 2011264165 A1	27-10-2011
		WO 2011136870 A1	03-11-2011

US 2009082691 A1	26-03-2009	CN 101848677 A	29-09-2010
		EP 2200692 A2	30-06-2010
		US 2009082691 A1	26-03-2009
		WO 2009042172 A2	02-04-2009

US 2002095097 A1	18-07-2002	KEINE	

US 2012253421 A1	04-10-2012	AU 2002340189 A1	10-06-2003
		AU 2008246220 A1	11-12-2008
		CA 2463751 A1	30-05-2003
		EP 1438100 A1	21-07-2004
		US 2004158298 A1	12-08-2004
		US 2007032834 A1	08-02-2007
		US 2009093862 A1	09-04-2009
		US 2011208264 A1	25-08-2011
		US 2012253421 A1	04-10-2012
		WO 03043690 A1	30-05-2003

US 2002147411 A1	10-10-2002	US 2002147411 A1	10-10-2002
		WO 02082992 A1	24-10-2002

专利名称(译)	用于电刺激测试对象的装置和方法		
公开(公告)号	EP3426143A1	公开(公告)日	2019-01-16
申请号	EP2017707751	申请日	2017-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	微阁CHRISTOPH GUNTER EDLINGER		
申请(专利权)人(译)	微阁, CHRISTOPH EDLINGER, GUNTER		
当前申请(专利权)人(译)	微阁, CHRISTOPH EDLINGER, GUNTER		
[标]发明人	GUGER CHRISTOPH EDLINGER GUNTER		
发明人	GUGER, CHRISTOPH EDLINGER, GÜNTER		
IPC分类号	A61B5/048 A61B5/0484 A61B5/00 A61B5/04 A61N1/04 A61B5/0478 A61N1/05 A61N1/372 A61N1/36		
CPC分类号	A61B5/04004 A61B5/04014 A61B5/0478 A61B5/048 A61B5/0484 A61B5/4064 A61B5/7203 A61B5/7217 A61B5/725 A61B5/7475 A61B2562/0209 A61B2562/046 A61N1/0456 A61N1/0476 A61N1/0531 A61N1/36185 A61N1/37247		
优先权	2016050189 2016-03-08 AT		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于电刺激测试对象(3)的方法和装置,其中多个电极(21)放置在测试对象的脑(31)上,其中存在于各个电极上的电压(在刺激的递送之后测量和分析图21),其中在基于所述分析的预选期间,选择单独的电极(21)用于递送刺激,其中从单独的预选电极中选择一个电极(21)(21)通过所述电极(21)将刺激传递到大脑(31)。根据本发明,在预选期间使用测量信号(M)的分析中,检查电极(21)上存在的信号,特别是仅检查信号功率或信号能量的存在,范围为60. Hz至1kHz,特别是60Hz至180Hz之间。