

(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
26. November 2015 (26.11.2015)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/177080 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/0484 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
A61B 5/048 (2006.01) A61B 5/12 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) G06K 9/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2015/060866

(22) Internationales Anmeldedatum:
18. Mai 2015 (18.05.2015)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2014 007 647.4 23. Mai 2014 (23.05.2014) DE

(71) Anmelder: HOCHSCHULE FÜR TECHNIK UND
WIRTSCHAFT DES SAARLANDES [DE/DE];
Goebenstrasse 40, 66117 Saarbrücken (DE).
TECHNISCHE UNIVERSITÄT KAISERSLAUTERN
[DE/DE]; Gottlieb-Daimler-Str. 47, 67663 Kaiserslautern
(DE).

(72) Erfinder: STRAUSS, Daniel; An der Steinkaul 7, 66129
Saarbrücken (DE). CORONA-STRAUSS, Farah; An der
Steinkaul 7, 66129 Saarbrücken (DE). STEIDL, Gabriele;
In der Kette 33, 55276 Oppenheim (DE).

(74) Anwalt: NOBIS, Wolfgang; Patentanwalt, Fritz-Häuser-
Str. 29, 71522 Backnang (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, 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: METHOD AND ARRANGEMENT FOR INCREASING THE SIGNAL-TO-NOISE RATIO OF EVOKED AND
EVENT-RELATED POTENTIALS IN THE RECORDINGS OF A NEURONAL ACTIVITY

(54) Bezeichnung : VERFAHREN UND ANORDNUNG ZUR VERGRÖßERUNG DES SIGNAL-RAUSCHABSTANDES VON
EVOZIERTEN UND EREIGNISKORRELIERTEN POTENZIALEN IN DEN ABLEITUNGEN EINER NEURONALEN
AKTIVITÄT

(57) Abstract: The invention specifies a method and an associated arrangement for increasing the signal-to-noise ratio of evoked
potential signals and event-related potential signals of a neuronal activity. The method comprises the following steps: – transforming
single sweep signals of the neuronal activity for obtaining current phases of the single sweep signals from an original time interval, –
providing a time representation of the current phases in a 2D single sweep matrix, – changing the current phases in such a way that
the circular variance along at least one phase track in the 2D single sweep matrix is reduced, and – performing a back transformation
with the modified current phases into the original time interval for forming phase-regularized single sweep signals. The invention
offers the advantage that the signal-to-noise ratio of evoked potential signals and event-related potential signals of a neuronal activity
is significantly improved by the phase regularization.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung gibt ein Verfahren und eine zugehörige Anordnung zur Vergrößerung des Signal-
Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität an. Das
Verfahren weist folgende Schritte auf: - eine Transformation von Einzelsweep-Signalen der neuronalen Aktivität zur Gewinnung
von Momentanphasen der Einzelsweep-Signale aus einem originalen Zeitbereich, - eine zeitliche Darstellung der Momentanphasen
in einer 2D- Einzelsweep-Matrix, - eine Änderung der Momentanphasen derart, dass die zirkuläre Varianz entlang mindestens einer
Phasenspur in der 2D-Einzelsweep-Matrix verringert wird, und - eine Rücktransformation mit den geänderten Momentanphasen in
den originalen Zeitbereich zur Bildung von phasenregularisierten Einzelsweep-Signalen. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass
durch die Phasenregularisierung das Signal-Rauschverhältnis von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-
Signalen einer neuronalen Aktivität deutlich verbessert wird.

WO 2015/177080 A1

Beschreibung

Verfahren und Anordnung zur Vergrößerung des Signal-
Rauschabstandes von evozierten und ereigniskorrelierten
5 Potenzialen in den Ableitungen einer neuronalen Aktivität

Gebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur
10 Vergrößerung des Signal-Rauschabstands bei evozierten und
ereigniskorrelierten Potenzialen in den Ableitungen einer
neuronalen Aktivität, beispielsweise des Gehirns.

Hintergrund der Erfindung

15 Evozierte und ereigniskorrelierte Potenziale sind ein
etabliertes Werkzeug der objektiven neurologischen
Diagnostik. Weltweit werden in Kliniken verschiedenster
Fachrichtungen täglich viele medizinische Entscheidungen
20 aufgrund von evozierten und ereigniskorrelierten Potenzialen
gefällt. Evozierte und ereigniskorrelierte Potenziale (EP und
EKP) bezeichnen Potenzialunterschiede bzw. Wellenformen im
Elektroenzephalogramm (EEG), die entweder durch Reizung eines
Sinnesorgans bzw. eines peripheren Nervs ausgelöst werden
25 oder mit kognitiven Prozessen, wie beispielsweise
Aufmerksamkeit oder Sprachverarbeitung, korreliert sind. Mit
dem Begriff EKP werden im Folgenden evozierte,
ereigniskorrelierte und induzierte Potenziale
zusammengefasst.

30 EKPs haben im EEG eine sehr kleine Amplitude von einigen
wenigen μV . Um daher die EKPs im ereignisunabhängigen
Spontan-EEG mit einer Amplitude von etwa 50 bis 100 μV
sichtbar machen zu können, müssen die gemessenen EEG-Signale
35 mit Hilfe von Methoden der Signalanalyse ausgewertet werden.
Dazu werden im einfachsten Fall mehrere Realisierungen eines
EKPs gemittelt. Das Spontan-EEG wird dabei als stochastisches
Störsignal betrachtet, das von dem Reiz oder dem kognitiven

Prozess unabhängig und dessen Mittelwert Null ist. Hingegen sind die interessierenden EKPs zeitlich an den Reiz bzw. dem kognitiven Prozess gekoppelt.

- 5 Das EKP zeigt nach jedem Reiz bzw. kognitiven Prozess nahezu den gleichen Verlauf. Durch die wiederholte Darbietung eines Reizes bzw. die Wiederholung eines kognitiven Prozesses und die Mittelung des nachfolgenden EEG-Segments strebt die unabhängige Aktivität gegen Null, während das EKP aufsummiert
10 wird. Die Anzahl der in der Praxis notwendigen Realisierungen hängt von dem Signal-Rausch-Verhältnis ab und ist je nach Sinnesmodalität und physikalischen Charakteristika verschieden. Bei beispielsweise einem durch Lichtblitze ausgelösten Potenzial genügen etwa 50 Reize, während zur
15 Messung der frühen akustischen Hirnstammpotenziale etwa 1000 bis 2000 Reize dargeboten werden müssen. Die Auswertung der EKPs berücksichtigt die Form der Welle, die Wellenhöhe (Amplitude) und die Laufzeit (Latenz).
- 20 Je nachdem, wie lange nach einem Ereignis eine Komponente im EEG auftritt, kann man diese verschiedenen Gehirnregionen zuordnen. Grob gilt folgende Einteilung: frühe Komponenten (0 bis 10 ms), mittlere Komponenten (10 bis 50 ms) und späte oder langsame Komponenten (50 bis 1000 ms).
- 25 Um die Signalauswertung der EKPs zu verbessern, werden seit einiger Zeit Methoden der Signalanalyse verwendet. Mit ihnen lassen sich beispielsweise Veränderungen in den Schwingungsstärken (Zeit-Frequenz-Analyse, Wavelet-Analyse),
30 in der Synchronisation oder in der Kohärenz über die Einzelmessungen nachweisen. Vielversprechend ist die Analyse der Momentanphase von EKPs für verschiedene neurodiagnostische Anwendungen. Beispielsweise wird in F. Corona-Strauss et al. „Phase Stability Analysis of Chirp
35 Evoked Auditory Brainstem Response by Gabor Frame Operators“, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 17, No. 6, December 2009 ein signifikanter Vorteil der Momentanphasenanalyse belegt.

Momentanphasen haben eine zirkulare Verteilung, die für eine statistische Auswertung die Anwendung der linearen Statistik verbietet. Zur Auswertung kommt daher die zirkulare Statistik, im Englischen auch „directional statistic“ genannt, zum Einsatz. Die Tatsache, dass 0° und 360° identische Winkel sind, hat zur Folge, dass beispielsweise 180° nicht der richtige Mittelwert von 2° und 358° sein kann. Daraus folgt, dass für einige Datentypen, wie zum Beispiel für zeitlich periodische, besondere mathematische Verfahren erforderlich sind. Beispielsweise müssen für die Mittelwertsbildung trigonometrische Funktionen verwendet werden.

In D. J. Strauss et al „Denoising of single-trial matrix representations using 2D nonlinear diffusion filtering“, Journal of Neuroscience Methods, 185: 284–292, 2010 wird beschrieben, wie aktuelle 2D Verfahren der Bildverarbeitung zur Verbesserung der Darstellung von EKPs genutzt werden können. Der Kern des 2D Ansatzes besteht dabei darin, eine Matrix-Darstellung von Einzelsweep-Signalen mit EKP zu verwenden, wie sie in **Fig. 1** dargestellt ist.

Fig. 1 zeigt links oben die Amplitude A in mV mehrere abgeleitete Einzelsweeps in Abhängigkeit der Zeit t in s. Einzelsweeps sind einzelne Antworten auf einen beispielsweise auditiven Burst-Reiz, wobei N die Nummer des Sweeps bezeichnet. Rechts unten zeigt **Fig. 1** das gemittelte Potenzial aus 100 Einzelsweeps, das häufig zur Analyse von späten auditorischen EKPs eingesetzt wird. Rechts oben zeigt **Fig. 1** Einzelsweeps in einer Matrix angeordnet. Dabei ist die normierte Amplitude in Graustufen kodiert, von schwarz (= 0) bis weiß (= 1). Die Spur der dominanten N1 und P2 Welle dieses Potenzials sind deutlich zu erkennen. Informationen über Latenz- und Amplitudenvariationen können im Gegensatz zu dem gemittelten Potenzial aus der Einzelsweep -Matrix entnommen werden.

In der Offenlegungsschrift DE 10 2011 114 045 A1 wird beispielhaft beschrieben, wie Phasenspuren in Matrixdarstellungen von Momentanphasen sichtbar werden.

- 5 In **Fig. 2** sind auditorisch evozierte Einzelsweeps in Matrixdarstellung, die aus einem Auditory Streaming Experiment gewonnen wurden, dargestellt. Dabei müssen Zielsilben in Babble Noise erkannt werden. Das Erkennen der Zielsilbe wird durch das Drücken eines Knopfes quittiert. In
10 dem oberen Diagramm der **Fig. 2** sind Einzelsweeps N in Abhängigkeit der Zeit t in ms als elektroenzephalografische Antwort auf die Zielsilben dargestellt. In dem unteren Diagramm der **Fig. 2** sind die Einzelsweeps N absteigend nach der Reaktionszeit sortiert. Besonderes für spätere
15 Komponenten (P300) sind deutlich komplexe 2D Strukturen zu erkennen, die teilweise beispielsweise mit Verhaltensparametern korrelieren, wie die geordnete Spur im P300 Bereich in dem Diagramm der **Fig. 2** zeigt.
- 20 Neben der beschriebenen 2D-Matrixdarstellung, ergeben sich diese Spuren auch für die Momentanphase, wie in **Fig. 3** für die Einzelsweeps N in Abhängigkeit der Zeit t in ms dargestellt ist. Zu sehen sind die Momentanphasen der Einzelsweepmatrix aus dem unteren Diagramm der **Fig. 2** mit
25 einer nach der Reaktionszeit sortierten EKP Einzelsweep-Sequenz (= Vielzahl von Einzelsweeps) für eine Darstellung im Zeitbereich, wobei die Phase in Graustufen dargestellt ist (schwarz = $-\pi$, weiß = $+\pi$). Die sich ergebende direktionale Phasenspur ist mit einer weißen Linie gekennzeichnet.
- 30 Phasenspuren werden definiert durch ähnliche Phasenwerte in der durch N Sweeps sich ergebenden Struktur in der bezüglich der Momentanphase transformierten Version der Einzelsweep-Matrixdarstellung.
- 35 Die Auswertung von EKPs kann unter anderem auch für die Einstellung von Hörgeräten verwendet werden. Beispielsweise offenbart die Offenlegungsschrift DE 10 2009 060 093 A1 ein Verfahren und eine Anordnung zur automatischen, rekursiven

Anpassung eines von einer Person getragenen Hörgeräts. Die Anordnung umfasst eine Stimuli-Generatoreinheit, die an das Hörgerät einen akustischen Reiz abgibt, und eine Signalerfassungseinheit mit einem Sensor, die eine neuronale Aktivität des Gehirns aufgrund des akustischen Reizes erfasst. Die Anordnung umfasst des Weiteren eine Rechen- und Steuereinheit, die ein Maß der Höranstrengung aus der erfassten neuronalen Aktivität ermittelt und daraus Änderungen von Hörgeräteparametern bestimmt, sowie eine Hörgerätesteuereinheit, die die Hörgeräteparameter ändert. Die Rechen- und Steuereinheit veranlasst wiederholt die Stimuli-Generatoreinheit zum Abgeben eines Hörreizes und die Hörgerätesteuereinheit zum Ändern eines Hörgeräteparameters, bis das Maß der Höranstrengung einen vorgebbaren Schwellwert unterschreitet. Dadurch können auf sehr robuste und verlässliche Weise Hörgeräte objektiv und automatisch angepasst werden.

Wegen der oben beschriebenen Kleinheit der Amplitude der EKPs im EEG spielt das Signal-Rauschverhältnis eine wichtige Rolle. Eine Vergrößerung des Signal-Rauschverhältnisses würde die Erfassung und Analyse von EKPs deutlich verbessern.

Zusammenfassung der Erfindung

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren, ein digitales Speichermedium, ein Computerprogramm und eine Anordnung anzugeben, die das Signal-Rauschverhältnis bei der Erfassung von evozierten und ereigniskorrelierten Potenzialen in der Ableitung von neuronalen Aktivitäten des Gehirns verbessern.

Gemäß der Erfindung wird die gestellte Aufgabe mit dem Verfahren, dem digitalen Speichermedium, dem Computerprogramm und der Anordnung gemäß der unabhängigen Patentansprüche gelöst.

Erdfindungsgemäß werden die Momentanphasen von Einzelsweep-Signalen einer 2D-Einzelsweep-Matrix vor einer Rücktransformation in den Zeitbereich so verändert, dass die zirkuläre Varianz entlang mindestens einer Phasenspur in der 2D-Einzelsweep-Matrix verringert wird.

Die Erfindung beansprucht ein Verfahren zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität. Das Verfahren weist folgende Schritte auf:

- eine Transformation von N Einzelsweep-Signalen der neuronalen Aktivität zur Gewinnung von Momentanphasen der Einzelsweep-Signale aus einem originalen Zeitbereich,
- eine zeitliche Darstellung der Momentanphasen in einer 2D-Einzelsweep-Matrix,
- eine Änderung der Momentanphasen derart, dass die zirkuläre Varianz entlang mindestens einer Phasenspur in der 2D-Einzelsweep-Matrix verringert wird, und
- eine Rücktransformation mit den geänderten Momentanphasen in den originalen Zeitbereich zur Bildung von N phasenregularisierten Einzelsweep-Signalen.

Die Erfindung bietet den Vorteil, dass durch die Phasenregularisierung das Signal-Rauschverhältnis von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität deutlich verbessert wird.

In einer Weiterbildung des Verfahrens wird die Änderung der Momentanphasen durch eine Änderung des Real- und Imaginärteils der komplex transformierten Einzelsweep-Signale erzielt.

In einer weiteren Ausführungsform weist das Verfahren nach der Transformation folgende Schritte auf:

- eine Extraktion der Phaseninformation der transformierten Einzelsweep-Signale (auch mit erstellten Projektionen bezeichnet) zur Bildung der Momentanphasen und

- eine Speicherung von zu den Momentanphasen korrespondierenden Betragswerten.

D.h. ein analytisches Signal, das mit Betrag und Phase darstellbar ist, wird gebildet und gespeichert.

5

Des Weiteren weist das Verfahren nach der Änderung der Momentanphasen folgenden Schritt auf:

- ein Zusammenführen der geänderten Momentanphasen mit den gespeicherten Betragswerten.

10

Zusammenführen bzw. Zusammenfassen bzw. Kombination mit Absolutwerten sind in der komplexen Signalverarbeitung Synonyme für die Bildung eines komplexen Signals (eines analytischen Signals) aus Betrag und Phase durch

15 Multiplikation oder aus Real- und Imaginärteil durch Addition.

In einer weiteren Ausbildung weist das Verfahren noch folgenden zusätzlichen Schritt auf:

- 20 - eine Mittelung der phasenregularisierten Einzelsweep-Signale zu einem resultierenden evozierten Potenzial-Signal oder zu einem resultierenden ereigniskorrelierten Potenzial-Signal.

25 In einer weiteren Ausführungsform erfolgt eine isotrope oder anisotrope Glättung, Regularisierung oder Filterung der Betragswerte.

30 In einer weiteren Ausprägung erfolgt die Änderung der Momentanphasen durch ein isotropes oder anisotropes Regularisierungs- oder Glättungsverfahren.

In einer Weiterbildung werden die N Einzelsweep-Signale vorgebar systematisch aufgeteilt, aufgeteilt verändert und
35 aufgeteilt rücktransformiert und die Kohärenz oder Korrelation der aufgeteilt ermittelten phasenregulierten Einzelsweep-Signale wird ermittelt.

In einer weiteren Ausbildung handelt es sich bei der Transformation um eine Hardy-Raum Projektion.

Die Erfindung beansprucht auch ein digitales Speichermedium mit elektronisch auslesbaren Steuersignalen, die so mit einem programmierbaren Computer oder digitalen Signalprozessor zusammenwirken können, dass das erfindungsgemäße Verfahren ausgeführt wird.

Die Erfindung beansprucht auch ein Computerprogramm mit Programmcodemitteln, um alle Verfahrensschritte gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren durchzuführen, wenn das Programm auf einem Computer oder einem digitalen Signalprozessor ausgeführt wird.

15

Außerdem beansprucht die Erfindung eine Anordnung zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität, aufweisend:

- 20 - eine Stimuli-Generatoreinheit, die ausgebildet ist, mindestens einen Reiz darzubieten,
- eine Signalerfassungseinheit mit mindestens einem Sensor, die ausgebildet ist, eine neuronale Aktivität aufgrund des Reizes zu erfassen, und
- 25 - einer Rechen- und Steuereinheit, die ausgebildet und programmiert ist, das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9 auszuführen.

Weitere Besonderheiten und Vorteile der Erfindung werden aus den nachfolgenden Erläuterungen mehrerer Ausführungsbeispiele anhand von schematischen Zeichnungen ersichtlich.

Es zeigen:

- 35 Fig. 1: eine 2D-Matrixdarstellung von Einzelsweep-Signalen,
- Fig. 2: auditorisch evozierte Einzelsweep-Signale in einer 2D-Matrixdarstellung,

- Fig. 3: Momentanphasen einer 2D Einzelsweep-Matrixdarstellung geordnet nach der Reaktionszeit,
Fig. 4: ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstands von
5 evozierten oder ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen in einem EEG,
Fig. 5: Momentanphasen einer 2D Einzelsweep-Matrixdarstellung mit und ohne Rauschminderung,
Fig. 6: eine Darstellung von 250 gemittelten Einzelsweep-Signalen mit 30 dB HL Stimulation mit und ohne
10 Reduktion des Phasenrauschens,
Fig. 7: eine Darstellung von 500 gemittelten, auditorisch evozierten Einzelsweep-Signalen mit 30 dB HL Stimulation mit und ohne Reduktion des
15 Phasenrauschens,
Fig. 8: eine Darstellung von 750 gemittelten, auditorisch evozierten Einzelsweep-Signalen mit 30 dB HL Stimulation mit und ohne Reduktion des Phasenrauschens,
20 Fig. 9: eine Darstellung von 1000 gemittelten, auditorisch evozierten Einzelsweep-Signalen mit 30 dB HL Stimulation mit und ohne Reduktion des Phasenrauschens, und
Fig. 10: ein Blockschaltbild einer Anordnung zur
25 Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität.

30 Detaillierte Beschreibung mehrerer Ausführungsbeispiele

Fig. 4 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstands von evozierten oder ereigniskorrelierten Potenzialen in den Ableitungen einer
35 neuronalen Aktivität. Aus dem EEG einer Testperson mit evozierten Potenzial-Signalen und/oder ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen wird im ersten Schritt 100 eine

Einzelversuchsmatrix mit N Einzelsweep-Signalen durch
Triggerung des EEG gebildet.

Auf jede Zeile der Einzelversuchsmatrix wird im Schritt 101
5 eine Fast Fourier Transformation (FFT) angewandt. Im
folgenden Schritt 102 wird ein interessierendes Frequenzband
extrahiert und das Differenzspektrum für jede Zeile
gespeichert. Beispielsweise wird vom Originalspektrum das
interessierende Frequenzband abgezogen.

10

Anschließend wird im Schritt 103 das analytische Signal jeder
einzelnen Zeile ermittelt, woraus sich auch die
Momentanphasen ergeben. Das heißt, negative Frequenzen werden
gleich Null gesetzt, positive Frequenzen des extrahierten
15 Bandes werden mit zwei multipliziert und anschließend darauf
eine inverse FFT angewandt. Die mit dem Rahmen 200
eingefassten Schritte 101 bis 103 kann als eine Hardy-Raum
Projektion angegeben werden.

20

In dem Schritt 104 erfolgt zur Rauschminderung eine
Phasenregulierung der Momentanphase der analytischen Signale,
d.h. jeder Zeile der Einzelsweepmatrix. Dabei wird ein
isotropes oder anisotropes Regularisierungs- oder
Glättungsverfahren zur Reduktion der zirkulären Varianz
25 entlang von Phasenspuren in der Einzelsweepmatrix verwendet.
Die Phasenregulierung wird in **Fig. 4** durch den Rahmen 201
hervorgehoben.

25

In dem Schritt 105 wird die so phasenregulierte
30 Einzelsweepmatrix mit den zugehörigen Absolutwerten aus
Schritt 103 zusammengefasst, darauf eine FFT angewandt und
das Differenzspektrum aus Schritt 102 hinzuaddiert, so dass
ein kombiniertes Spektrum der phasenregulierten Zeilen
(analytische Signale) erzielt wird. Auf diese so gewonnen
35 Zeilen wird im schritt 106 eine inverse FFT angewandt (zur
Gewinnung des analytischen Signals können die negativen
Frequenzen wieder zu Null gesetzt werden). Die mit dem Rahmen

35

202 eingefassten Schritte 105 und 106 stellen die Rückprojektion in den originalen Zeitbereich dar.

Im abschließenden Schritt 107 wird der Mittelwert des
5 Realteils der so entauschten Einzelsweep-Signale im Zeitbereich gebildet und das resultierende entauschte evozierte Potenzial-Signal oder das resultierende ereigniskorrelierte Potenzial-Signa beispielsweise auf einem Bildschirm angezeigt. Anschließend wird zur EEG-Messung
10 zurück gesprungen und für die nächsten N Einzelsweep-Signale das Verfahren mit den Schritten 100 bis 107 durchgeführt. Das Ergebnis jedes weiteren Verfahrensdurchlaufs wird mit den vorher ermittelten Ergebnissen gemittelt und wieder dargestellt.

15 Andere Algorithmen als die oben beschriebene FFT basierte Hilbert Transformation sind für die Extraktion der Frequenzbänder und Hardy-Raum Projektionen bzw. die Extraktion der Momentanphasen ebenfalls möglich.

20 Beispielsweise können Gabor Frames, komplexe Wavelets, eine Hilbert Transformation ohne FFT und eventuell auch Vorfilterungen zum Einsatz kommen.

Die gemessenen Einzelsweep-Signale können auch aufgeteilt und
25 aufgeteilt dem beschriebenen Verfahren unterzogen werden. Anschließend kann die Kohärenz oder Korrelation der so getrennt ermittelten Mittelwert-Signale bestimmt werden. Beispielsweise können gerade und ungerade Einzelsweep-Signale getrennt ausgewertet werden.

30 **Fig. 5** zeigt zwei Diagramme der Momentanphasen in Matrixdarstellung für 100 gemessene Einzelsweep-Signale in Abhängigkeit der Zeit t in Millisekunden. Die Graustufen der Diagramme geben den Wert der Momentanphase an, wobei die
35 Farbe „schwarz“ für „-Pi“ und die Farbe „weiß“ für „+Pi“ steht. Das linke Diagramm der **Fig. 5** zeigt die Momentanphasen ohne Phasenregulierung und das rechte Diagramm zeigt die mit einem Verfahren nach **Fig. 4** entauschten Momentanphasen.

Fig. 6 bis **Fig. 9** zeigen Diagramme von gemittelten, auditorisch evozierten Einzelsweep-Signalen mit 30 dB HL Stimulation, wobei die Einzelsweep-Signale experimentell mit einem Verfahren nach **Fig. 4** und einer Anordnung nach **Fig. 10** an einer Testperson ermittelt wurden. Die durchgezogenen Kurven zeigen jeweils die Mittelwerte mit einer Reduktion des Phasenrauschens. Die gestrichelten Kurven zeigen im Vergleich dazu jeweils die Mittelwerte ohne Reduktion des Phasenrauschens. Eine nennenswerte Aktivität ist bei einer derartigen Reizung zwischen 14 ms und 18 ms zu erwarten. Im Algorithmus nach **Fig. 4** wird $N=10$ gesetzt.

Diverse Verfahren zur isotropen oder anisotropen Regularisierung von zirkulären Varianzen sind aus dem Bereich der Optik und Bildverarbeitung bekannt.

In **Fig. 5** werden 250 Einzelsweep-Signale ausgewertet, in **Fig. 6** 500, in **Fig. 7** 750 und **Fig. 9** 1000. In allen Diagrammen ist deutlich zu erkennen, dass durch das „Entrauschen“ der Momentanphasen eine deutliche Signalverbesserung erreicht wird. Schon bei 250 Einzelsweep-Signalen ist dies signifikant sichtbar.

Fig. 10 zeigt ein Blockschaltdiagramm einer Anordnung zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität. Mit einer Stimuli-Generatoreinheit 1 werden auditorische Reize (Stimuli) einer Testperson 2 mittels Kopfhörern 6 dargeboten. Mit einer EEG-Einheit, umfassend eine Signalerfassungseinheit 3 mit Sensoren 5, wird die neuronale Aktivität des Gehirns aufgrund des dargebotenen Reizes erfasst (sogenannte Ableitungen der EKPs).

Mit einer Rechen- und Steuereinheit 4 wird das oben beschriebene Verfahren zur Rauschminderung durchgeführt. Auf

einem Bildschirm 7 wird der Mittelwert des Realteils der so entauschten Einzelsweep-Signale im Zeitbereich dargestellt.

Bezugszeichenliste

1	Stimuli-Generatoreinheit
2	Testperson
3	Signalerfassungseinheit
4	Rechen- und Steuereinheit
5	Sensor
6	Kopfhörer
7	Bildschirm
100	Bildung einer Einzelversuchsmatrix
101	FFT
102	Extraktion eines Frequenzbands und Bildung eines Differenzspektrum
103	Momentanphasengewinnung
104	Phasenregularisierung
105	Kombination mit Absolutwerten
106	inverse FFT
107	Mittelung und Darstellung
200	Hardy-Raum Projektion
201	Phasenregulierung
202	Rückprojektion in den Zeitbereich
A	Amplitude
N	Nummer des Einzelsweep-Signals
t	Zeit

Patentansprüche

1. Verfahren zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von
evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten

- 5 Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität, durch:
- eine Transformation von Einzelsweep-Signalen der neuronalen Aktivität zur Gewinnung von Momentanphasen der Einzelsweep-Signale (200) aus einem originalen Zeitbereich,
 - 10 - eine zeitliche Darstellung der Momentanphasen in einer 2D-Einzelsweep-Matrix (103),
 - eine Änderung der Momentanphasen derart, dass die zirkuläre Varianz entlang mindestens einer Phasenspur in der 2D-Einzelsweep-Matrix verringert wird (201), und
 - 15 - eine Rücktransformation mit den geänderten Momentanphasen in den originalen Zeitbereich zur Bildung von phasenregularisierten Einzelsweep-Signalen (202).

2. Verfahren nach Anspruch 1,

- 20 **dadurch gekennzeichnet,**
dass die Änderung der Momentanphasen durch eine Änderung des Real- und Imaginärteils der komplex transformierten Einzelsweep-Signale erreicht wird.

25 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,

gekennzeichnet durch:

nach der Transformation,

- eine Extraktion der Phaseninformation aus den transformierten Einzelsweep-Signalen zur Bildung der
- 30 Momentanphasen (103) und
- eine Speicherung von zu den Momentanphasen korrespondierenden Betragswerten.

4. Verfahren nach Anspruch 3,

35 **gekennzeichnet durch:**

nach der Änderung der Momentanphasen,

- ein Zusammenführen der geänderten Momentanphasen mit den gespeicherten Betragswerten (105).

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch:

- eine Mittelung der phasenregularisierten Einzelsweep-Signale zu einem resultierenden evozierten Potenzial-Signal oder zu einem resultierenden ereigniskorrelierten Potenzial-Signal (107).

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5,

gekennzeichnet durch:

- eine isotrope oder anisotrope Glättung, Regularisierung oder Filterung der Betragswerte.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Änderung der Momentanphasen durch ein isotropes oder anisotropes Regularisierungs- oder Glättungsverfahren erfolgt.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Einzelsweep-Signale vorgebbar systematisch aufgeteilt, aufgeteilt verändert und aufgeteilt rücktransformiert werden und eine Kohärenz oder Korrelation der aufgeteilt ermittelten phasenregulierten Einzelsweep-Signale ermittelt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet,

dass es sich bei der Transformation um eine Hardy-Raum Projektion handelt.

10. Digitales Speichermedium mit elektronisch auslesbaren Steuersignalen, die so mit einem programmierbaren Computer oder digitalen Signalprozessor zusammenwirken können, dass das Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche ausgeführt wird.

11. Computerprogramm mit Programmcodemitteln, um alle Verfahrensschritte gemäß einem der Ansprüche 1 bis 9 durchzuführen, wenn das Programm auf einem Computer oder einem digitalen Signalprozessor ausgeführt wird.

5

12. Anordnung zur Vergrößerung des Signal-Rauschabstandes von evozierten Potenzial-Signalen und ereigniskorrelierten Potenzial-Signalen einer neuronalen Aktivität, aufweisend:

- eine Stimuli-Generatoreinheit (1), die ausgebildet ist, mindestens einen Reiz darzubieten,
- eine Signalerfassungseinheit (3) mit mindestens einem Sensor (5), die ausgebildet ist, eine neuronale Aktivität aufgrund des Reizes zu erfassen, und
- einer Rechen- und Steuereinheit (4), die ausgebildet und programmiert ist, das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9 auszuführen.

10

15

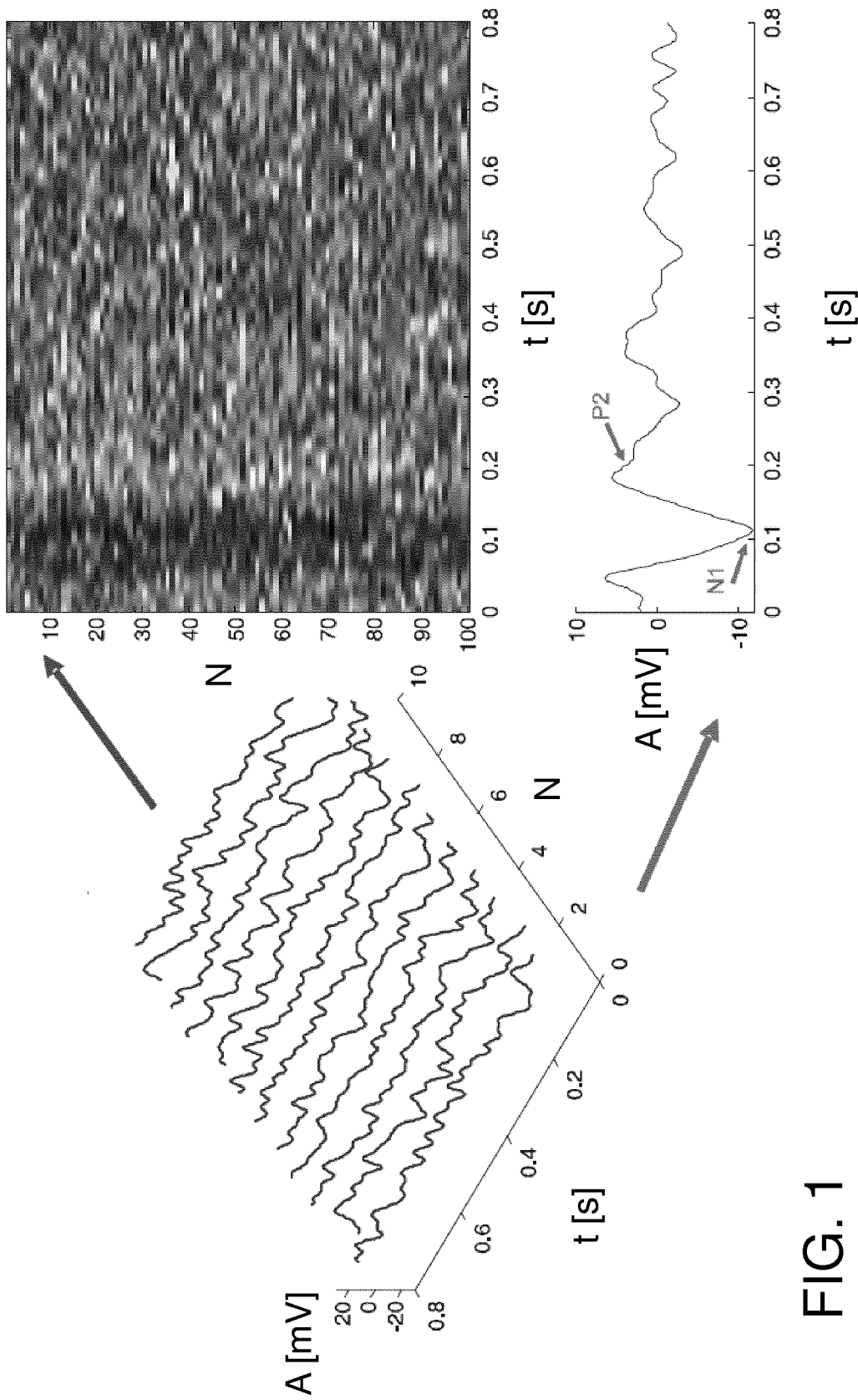


FIG. 1

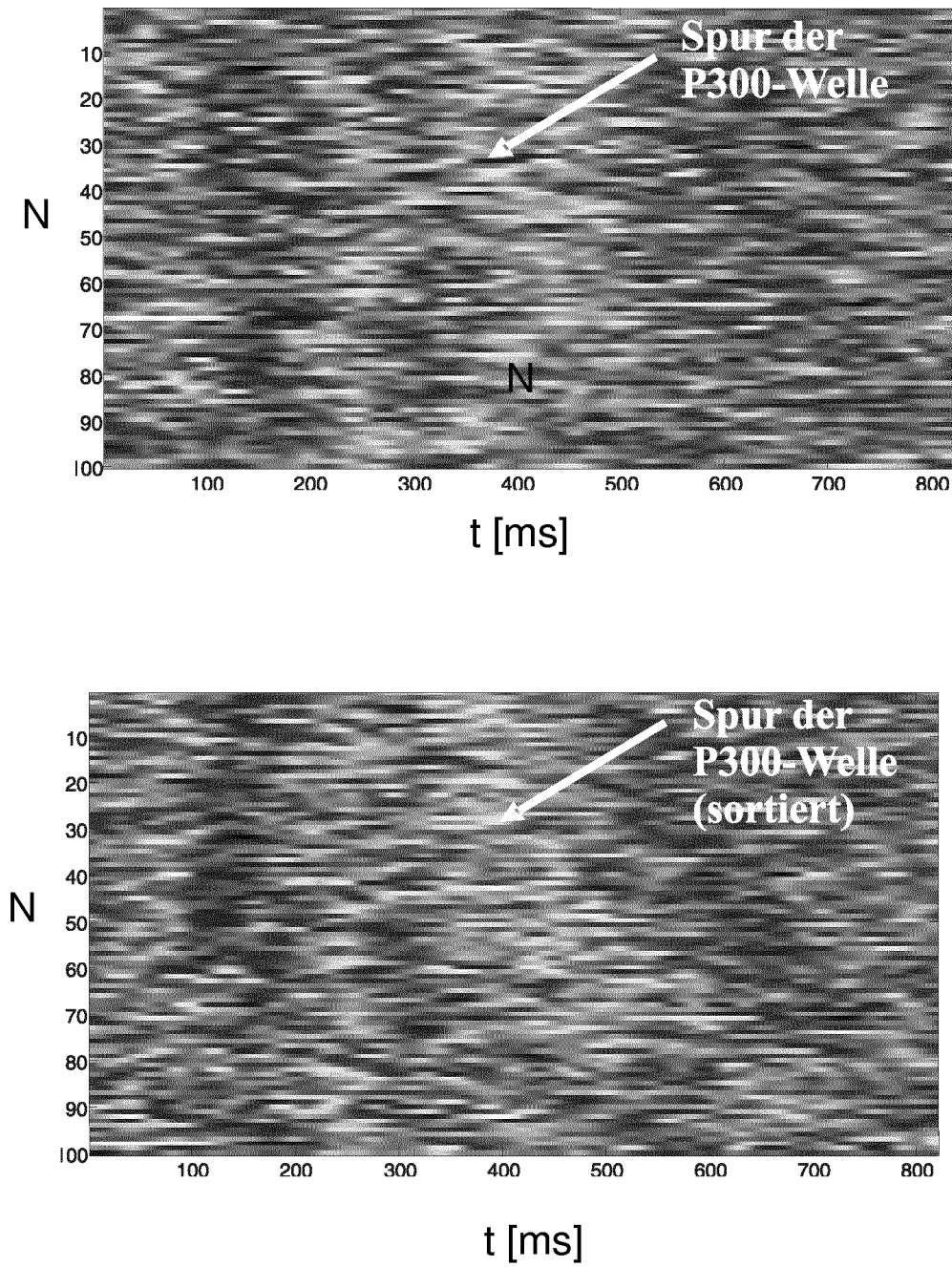


FIG. 2

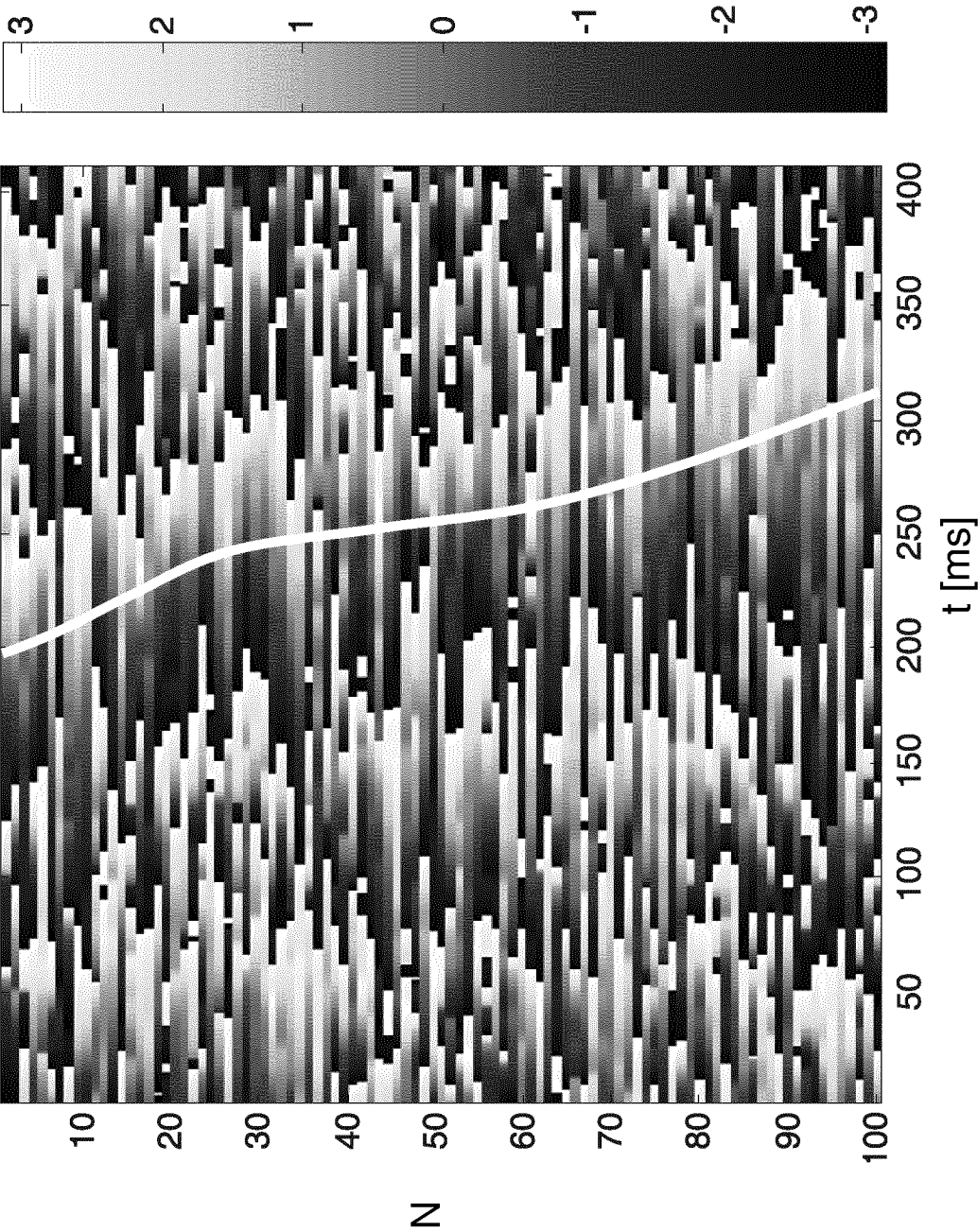


FIG. 3

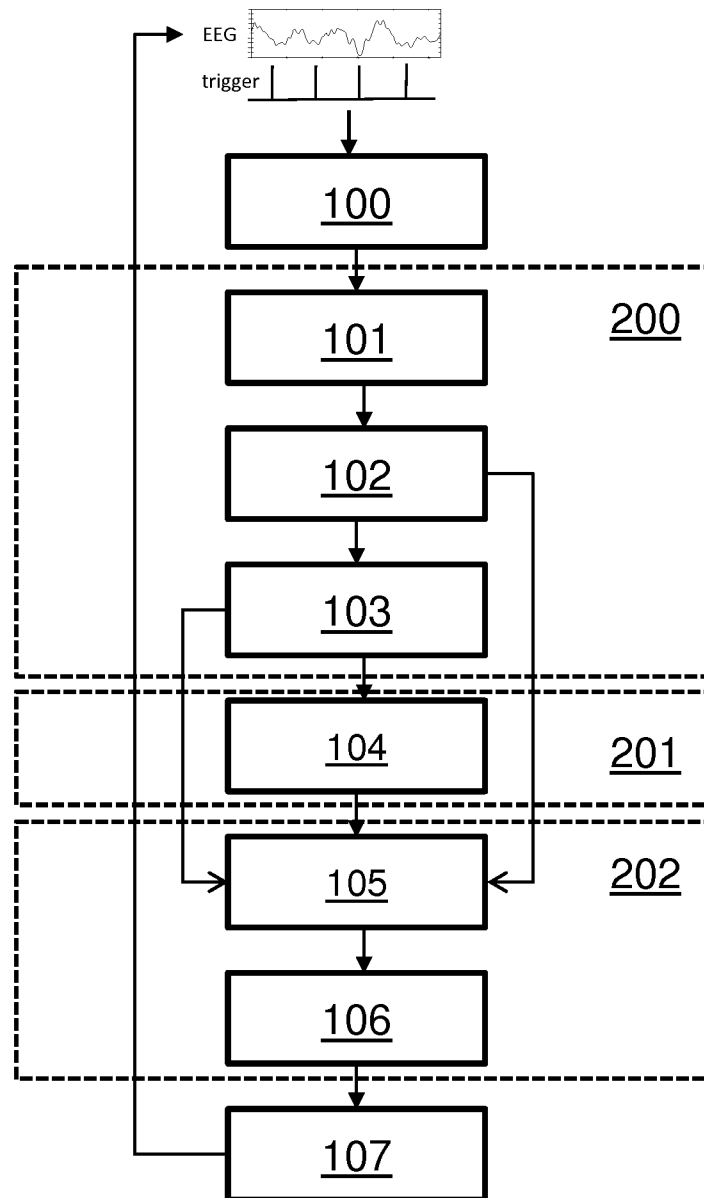


FIG. 4

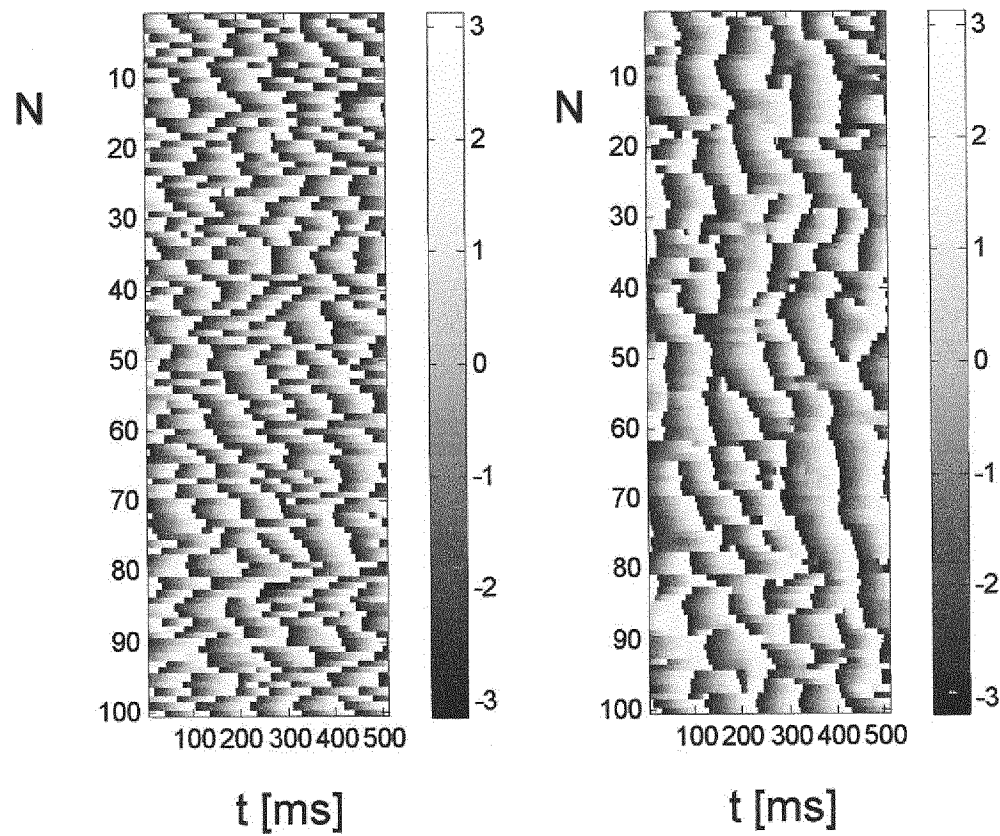


FIG. 5

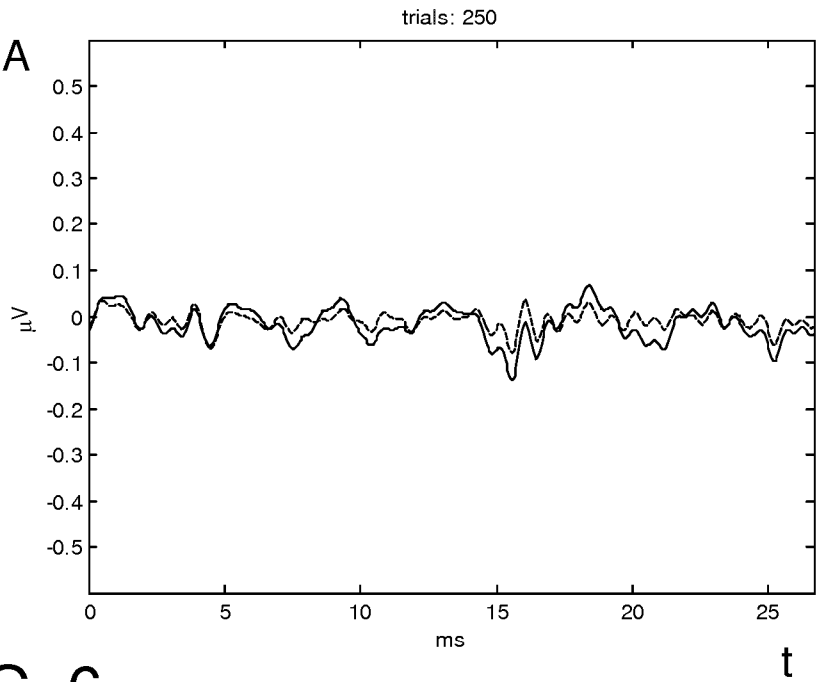


FIG. 6

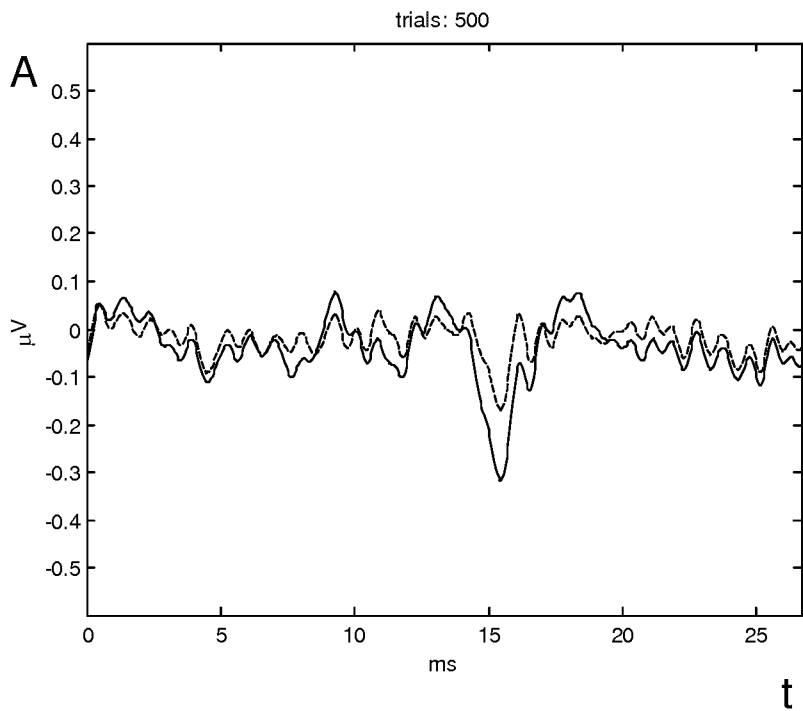


FIG. 7

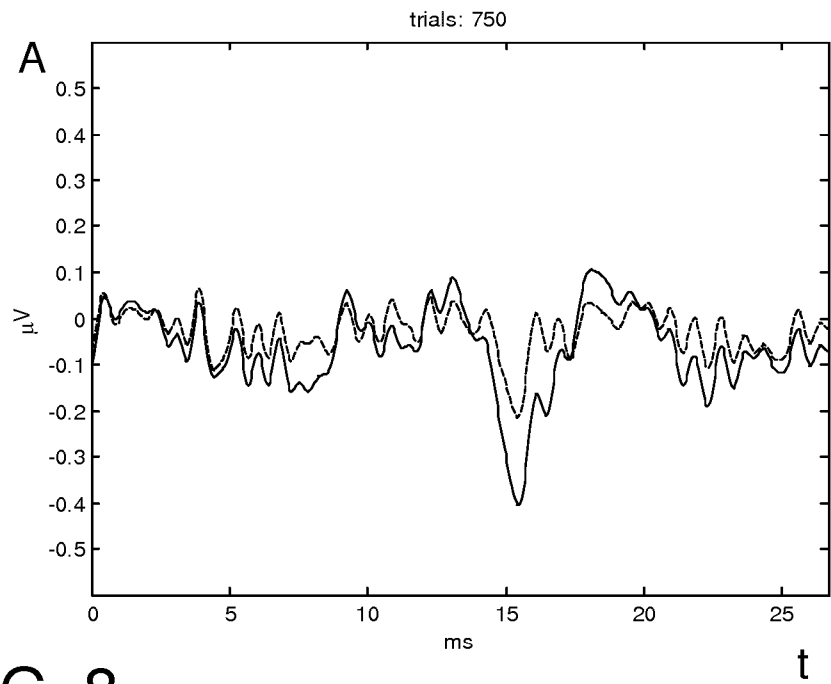


FIG. 8

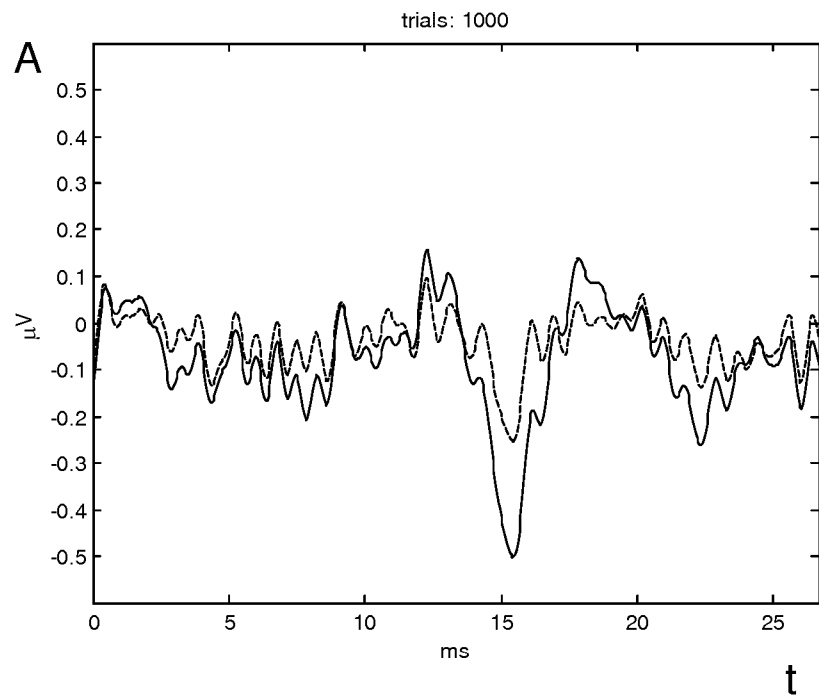


FIG. 9

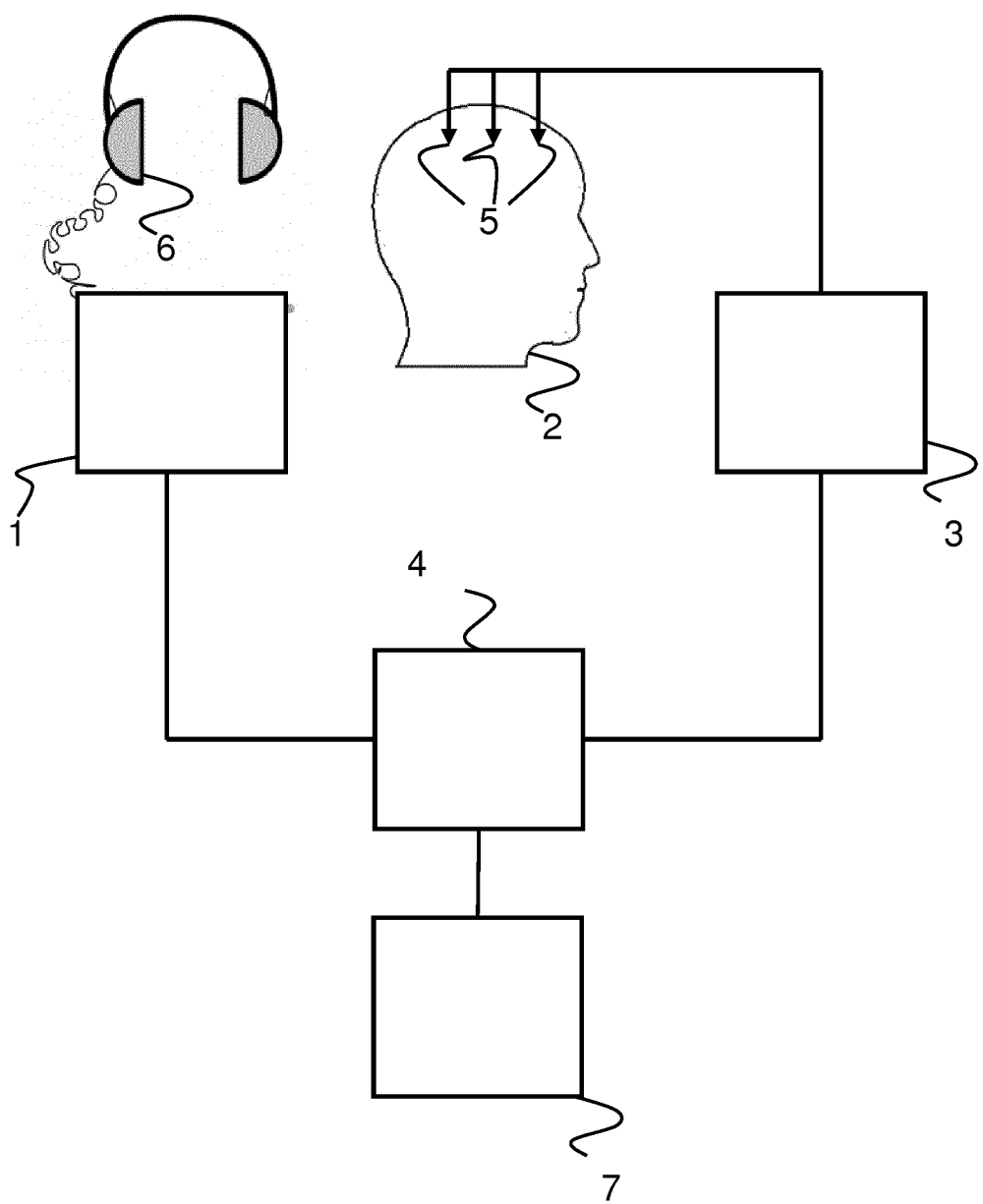


FIG. 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/060866

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/0484 A61B5/048 A61B5/00 A61B5/16
ADD. A61B5/12 G06K9/00

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

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

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ISMET SAHIN ET AL: "A Discrete Fourier Transform method for alignment of visual evoked potentials", COMPUTATIONAL INTELLIGENCE IN BIOINFORMATICS AND COMPUTATIONAL BIOLOGY (CIBCB), 2010 IEEE SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 2 May 2010 (2010-05-02), pages 1-3, XP031709532, ISBN: 978-1-4244-6766-2 page 1, right-hand column, lines 20-24 page 2, left-hand column, lines 4, 5, 10, page 3, left-hand column, lines 3, 12 figures 1, 2 ----- -/--	1,3-8, 10,11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

31 July 2015

Date of mailing of the international search report

07/08/2015

Name and mailing address of the ISA/

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

Authorized officer

Meyer, Wolfgang

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/060866

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2004/100766 A2 (GEORGE MASON INTELLECTUAL PROP [US]; KRUGLIKOV STEPAN [US]; SCHIFF STE) 25 November 2004 (2004-11-25) page 2, lines 24-27 page 7, lines 1-7 page 9, lines 1-4 page 16, lines 17-24 -----	1,2,5, 9-12
A	WO 2006/034024 A2 (EVEREST BIOMEDICAL INSTR [US]; CAUSEVIC ELVIR [US]; JACQUIN ARNAUD [US] 30 March 2006 (2006-03-30) page 4, line 26 - page 5, line 8 -----	8
A	US 4 705 049 A (JOHN ERWIN R [US]) 10 November 1987 (1987-11-10) the whole document -----	1-12
A	MARATHE AMAR R ET AL: "Sliding HDCA: Single-Trial EEG Classification to Overcome and Quantify Temporal Variability", IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATIONENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, NEW YORK, NY, US, vol. 22, no. 2, 1 March 2014 (2014-03-01), pages 201-211, XP011542181, ISSN: 1534-4320, DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2304884 [retrieved on 2014-03-05] the whole document -----	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/060866

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2004100766	A2	25-11-2004	EP 1624798 A2 15-02-2006
			US 2009062676 A1 05-03-2009
			WO 2004100766 A2 25-11-2004
WO 2006034024	A2	30-03-2006	EP 1788937 A2 30-05-2007
			US 2008262371 A1 23-10-2008
			WO 2006034024 A2 30-03-2006
US 4705049	A	10-11-1987	NONE

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV. A61B5/0484	A61B5/048	A61B5/00
ADD. A61B5/12	G06K9/00	A61B5/16
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	ISMET SAHIN ET AL: "A Discrete Fourier Transform method for alignment of visual evoked potentials", COMPUTATIONAL INTELLIGENCE IN BIOINFORMATICS AND COMPUTATIONAL BIOLOGY (CIBCB), 2010 IEEE SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 2. Mai 2010 (2010-05-02), Seiten 1-3, XP031709532, ISBN: 978-1-4244-6766-2 Seite 1, rechte Spalte, Zeilen 20-24 Seite 2, linke Spalte, Zeilen 4, 5, 10, Seite 3, linke Spalte, Zeilen 3, 12 Abbildungen 1, 2 ----- -/-	1,3-8, 10,11
☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
31. Juli 2015		07/08/2015
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Meyer, Wolfgang

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2004/100766 A2 (GEORGE MASON INTELLECTUAL PROP [US]; KRUGLIKOV STEPAN [US]; SCHIFF STE) 25. November 2004 (2004-11-25) Seite 2, Zeilen 24-27 Seite 7, Zeilen 1-7 Seite 9, Zeilen 1-4 Seite 16, Zeilen 17-24 -----	1,2,5, 9-12
A	WO 2006/034024 A2 (EVEREST BIOMEDICAL INSTR [US]; CAUSEVIC ELVIR [US]; JACQUIN ARNAUD [US] 30. März 2006 (2006-03-30) Seite 4, Zeile 26 - Seite 5, Zeile 8 -----	8
A	US 4 705 049 A (JOHN ERWIN R [US]) 10. November 1987 (1987-11-10) das ganze Dokument -----	1-12
A	MARATHE AMAR R ET AL: "Sliding HDCA: Single-Trial EEG Classification to Overcome and Quantify Temporal Variability", IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATIONENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, NEW YORK, NY, US, Bd. 22, Nr. 2, 1. März 2014 (2014-03-01), Seiten 201-211, XP011542181, ISSN: 1534-4320, DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2304884 [gefunden am 2014-03-05] das ganze Dokument -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2015/060866

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2004100766	A2	25-11-2004	EP 1624798 A2 15-02-2006
			US 2009062676 A1 05-03-2009
			WO 2004100766 A2 25-11-2004

WO 2006034024	A2	30-03-2006	EP 1788937 A2 30-05-2007
			US 2008262371 A1 23-10-2008
			WO 2006034024 A2 30-03-2006

US 4705049	A	10-11-1987	KEINE

专利名称(译)	用于增加神经元活动记录中的诱发和事件相关电位的信噪比的方法和装置		
公开(公告)号	EP3145401A1	公开(公告)日	2017-03-29
申请号	EP2015727570	申请日	2015-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	Hochschule的皮草TECHN & WIRTSCHAFT萨尔州DES 凯撒斯劳滕工业大学		
申请(专利权)人(译)	Hochschule的FÜRTECHNIK UND WIRTSCHAFT萨尔州DES 工业大学KAISERSLAUTERN		
当前申请(专利权)人(译)	Hochschule的FÜRTECHNIK UND WIRTSCHAFT萨尔州DES 工业大学KAISERSLAUTERN		
[标]发明人	STRAUSS DANIEL CORONA STRAUSS FARAH STEIDL GABRIELE		
发明人	STRAUSS, DANIEL CORONA-STRUSS, FARAH STEIDL, GABRIELE		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/048 A61B5/00 A61B5/16 A61B5/12 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/0484 A61B5/121 A61B5/16 A61B5/7203 A61B5/7253 A61B5/7278 G06K9/0051		
代理机构(译)	NOBIS , WOLFGANG		
优先权	102014007647 2014-05-23 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种用于增加诱发电位信号和神经元活动的事件相关电位信号的信噪比的方法和相关装置。该方法包括以下步骤：- 转换神经元活动的单个扫描信号，以从原始时间间隔获得单个扫描信号的当前相位，- 提供2D单扫描矩阵中的当前相位的时间表示，- 改变电流相位以这样的方式减小沿2D单扫描矩阵中的至少一个相轨道的圆形方差，以及- 利用修改的电流相位执行反向变换到原始时间间隔中以形成相位正则化的单个扫描信号。本发明提供的优点是，通过相位正则化显著改善了诱发电位信号的信噪比和神经元活动的事件相关电位信号。