



(10) **DE 10 2013 214 049 A1** 2015.01.22

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2013 214 049.5**
(22) Anmeldetag: **17.07.2013**
(43) Offenlegungstag: **22.01.2015**

(51) Int Cl.: **H04R 25/02 (2006.01)**
A61N 1/378 (2006.01)
A61F 2/18 (2006.01)

(71) Anmelder:
Universität Rostock, 18055 Rostock, DE

(74) Vertreter:
**Patentanwälte Bressel und Partner mbB, 10785
Berlin, DE**

(72) Erfinder:
Salomon, Ralf, Prof. Dr., 18119 Rostock, DE;
Warmuth, Ralf, Dipl.-Ing., 18209 Bad Doberan, DE

(56) Ermittelte Stand der Technik:

PAU, Hans Wilhelm [u.a.]: Electromyographical recording of the electrically elicited stapedius reflex via a bipolar hook electrode. In: Otology and Neurotology, 30, 2009, 1, 1-6. - ISSN 1537-4505

PIETSCH, Markus; Fakultät für Humanmedizin der Medizinischen Hochschule Hannover: Die Registrierung der Stapediusreflex-Schwelle zur Objektivierung der Anpassung eines Cochlea-Implantats. S. 1-82. Dissertation

RAMIREZ, A. [u.a.]: Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation. In: Journal of Theoretical Biology, 267, 2010, 4, 546-553. - ISSN 1095-8541

WALKOWIAK, Adam [u.a.]: Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: Assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users. In: ORL, 74, 2011, 4, 189-195. - ISSN 1423-0275

KOCI, V.; STEPHAN, K.: Early changes of electrical stapedius reflex threshold over time in patients supplied with CI. In: 8th EFAS Congress / 10th Congress of the German Society of Audiology, 2007, 1-2.

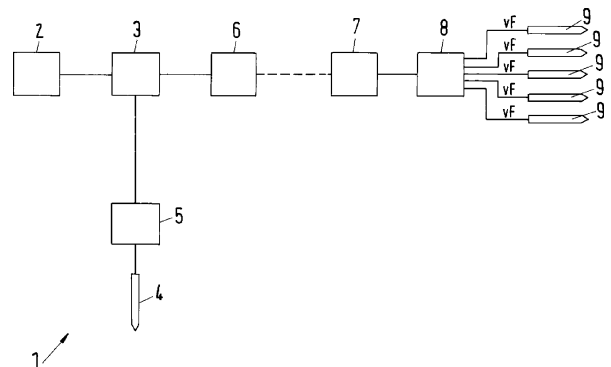
LUEDER, Marian [u.a.]: SRD - Towards a system for the in-situ detection of the stapedius reflex.. In: IEEE Workshop On. 2011, 2011, 29-34.

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung (1) und ein Verfahren zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors (vF) für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode (9) eines Cochlea-Implantats, wobei eine Intensität eines akustischen Signals bestimmt wird, welches von einem Mikrophon (2) des Cochlea-Implantats empfangen wird, wobei in Abhängigkeit der Intensität eine Soll-Aktivität eines Stapediusmuskels bestimmt wird, wobei eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels bestimmt wird, wobei in Abhängigkeit eines Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität der mindestens eine Verstärkungsfaktor (vF) eingestellt wird.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode eines Cochlea-Implantats.

[0002] Durch Geburtsdefekte und/oder Beschädigung der Haarzellen in der Gehörschnecke (Cochlea) können Menschen taub sein/werden, obwohl der verbleibende Teil der akustischen Signalverarbeitungskette, bestehend u.a. aus Trommelfell, Gehörknöchelchen, Hörnerv und Gehirn, intakt ist. Um diese Gehörlosigkeit zu überwinden, kann solchen Menschen ein Cochlea-Implantat implantiert werden. Ein derartiges Cochlea-Implantat besteht in der Regel aus einem Mikrofon, einem Sprachprozessor, einer ersten (äußeren) Spule, einer zweiten (inneren) Spule sowie einem implantierten Teil, der verschiedene Elektroden umfasst. Die Elektroden, die auch als Stimulationselektroden bezeichnet werden können, umgehen geschädigte Haarzellen, die aufgrund von beschädigten Haaren mechanische Schwingungen der Innenohrflüssigkeit nicht mehr an ihren Zellkörper weiterleiten können, und stimulieren den Hörnerven direkt.

[0003] Während der zur Implantation notwendigen Operation besteht eine wesentliche Aufgabe in der Erstkalibrierung des implantierten Teils und des Sprachprozessors. Hierbei wird u.a. für jede vorhandene Stimulationselektrode ein individueller Verstärkungsfaktor eingestellt. Dies ist notwendig, da Übertragungscharakteristika durch physiologische Variationen von Patient zu Patient variieren. Nach dem Stand der Technik wird eine solche Erstkalibrierung noch während der Operation durchgeführt und basiert im Wesentlichen auf einer elektrischen Stimulation der Cochlea durch eine Stimulationselektrode sowie auf einer visuellen Beobachtung des so genannten Stapediusmuskels durch den Operateur. Dies ist z.B. in der Druckschrift H. Pau et. al., "Electromyographical recording of the electrically elicited stapedius reflex via a bipolar hook electrode," *Otology & Neurotology*, vol. 30, no. 1, pp. 1–6, Jan. 2009 beschrieben. Eine Kontraktion des Stapediusmuskels korreliert mit einer individuellen akustischen Schmerzgrenze und führt bei einem gesunden Ohr zu einer merklichen Dämpfung von eingehenden Schallwellen, die durch eine Versteifung der Gehörknöchelchen hervorgerufen wird. Dies ist z.B. in der Druckschrift A. Walkowiak et. al., "Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users.," *ORL; Journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 73, no. 4, pp. 189–95, Jan. 2011 beschrieben. Die Erstkalibrierung kann hierbei während der Operation durchgeführt werden, da der be-

schriebene Stapediusreflex auch unter Narkose funktioniert.

[0004] Durch permanent stattfindende physiologische Prozesse unterliegen Eigenschaften der elektrischen Signalübertragung einer ständigen Veränderung, wodurch eine regelmäßige Nachkalibrierung, in etwa alle drei Monate, der Verstärkungsfaktoren der einzelnen Stimulationselektroden notwendig ist. Dies ist z.B. in der Druckschrift V. Koci, "Early Changes of Electrical Stapedius Reflex Threshold over Time in Patients Supplied with CI," *Audiology*, pp. 1–2, 2007 beschrieben. Eine solche Anpassung muss bisher jedoch jedes Mal ambulant durchgeführt werden.

[0005] Eine große Herausforderung bei der Analyse des Stapediusreflexes resultiert aus der Größe und Lage des Stapediusmuskels. Er ist nur wenige Millimeter groß und in einer Knochenhöhle hinter dem Ohr angeordnet. Bereits das Freilegen dieses Stapediusmuskels, die für die visuelle Beobachtung bei der bisherigen Kalibrierung notwendig ist, ist für einen Operateur schwer und mit dem Risiko einer Verletzung, insbesondere des Gesichtsnervs, verbunden.

[0006] Während der Erstkalibrierung wird der Verstärkungsfaktor einer Stimulationselektrode so lange variiert, bis der Operateur diejenige Schwelle findet, die gerade zum Kontrahieren des Stapediusmuskels führt. Dies ist z.B. in der Druckschrift M. Pietsch, "Die Registrierung der Stapediusreflex-Schwelle zur Objektivierung der Anpassung eines Cochlea Implantats," Hannover, 2007 beschrieben. Hierbei wird davon ausgegangen, dass es sich um ein sogenanntes Null-Eins Verhalten handelt, der Stapediusmuskel also entweder kontrahiert oder nicht kontrahiert ist.

[0007] Aus der Pau et al., "Electromyographical Recording of the Electrically Elicited Stapedius Reflex via a Bipolar Hook Electrode" *Otology & Neurotology*, 30:1–6, 2008, *Otology & Neurotology, Inc.* sind kleinste Elektroden bekannt, mittels derer man Aktionspotenziale von Muskeln erfassen kann. Somit können auch Aktionspotenziale des Stapediusmuskels, die dieser während einer Aktivität erzeugt, erfasst werden.

[0008] Aus der Biologie ist bekannt, dass es sich bei dem Stapediusmuskel um einen quergestreiften Skelettmuskel handelt.

[0009] Die Lüder et al., "SRD – Towards a System for the In-Situ Detection of the Stapedius Reflex", *IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (SSCI 2011)*, pp. 29–34, ISBN: 978-1-4244-9910-6, Paris, Frankreich, April 2011 ist weiter ersichtlich, dass die elektrische Stimulation des Stapediusmuskels durch neuronale Signale nicht in der angenommenen Null-Eins Form, sondern in kontinuier-

licher Form, also beispielsweise mit zunehmender Intensität ansteigend, erfolgt.

[0010] Aus verschiedenen experimentellen Versuchen (siehe auch Lüder et al.) ist bekannt, dass am Stapedius ableitbare Aktionspotenziale qualitativ denjenigen von großen Skelettmuskeln ähneln.

[0011] Es stellt sich das technische Problem, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode eines Cochlea-Implantats zu schaffen, die insbesondere eine (Nach-)Kalibrierung des Verstärkungsfaktors ermöglichen, wobei die (Nach-)Kalibrierung vereinfacht und ein Verletzungsrisiko für den Patienten reduziert wird.

[0012] Die Lösung des technischen Problems ergibt sich durch die Gegenstände mit den Merkmalen der Ansprüche 1 und 9. Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0013] Vorgeschlagen wird ein Verfahren zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode eines Cochlea-Implantats.

[0014] Hierbei umfasst ein zu implantierender Teil des Cochlea-Implantats mindestens eine, vorzugsweise jedoch eine Vielzahl von, Stimulationselektrode(n). Die Stimulationselektrode(n) ist/sind hierbei derart angeordnet, dass mittels der Stimulationselektrode(n) Nervenenden in der Cochlea stimulierbar sind. Dies ermöglicht eine Stimulation mittels elektrischer Impulse von Nerven oder Nervenfasern, die der akustischen Informationsübertragung dienen. Die Stärke oder Intensität der Anregung, also der elektrischen Stimulation, der vorhergehend angeführten Zellen, kann in Abhängigkeit eines oder durch einen Verstärkungsfaktor(s) eingestellt werden. Hierbei gilt, dass je höher der Verstärkungsfaktor ist, desto stärker ist die Anregung bei gleichem Eingangssignal.

[0015] In dem vorgeschlagenen Verfahren wird eine Intensität eines akustischen Signals bestimmt. Das akustische Signal wird von einem Mikrofon des Cochlea-Implantats empfangen. Somit bezeichnet das akustische Signal ein externes akustisches Signal, welches durch das Cochlea-Implantat in ein entsprechendes elektrisches Signal umgewandelt werden und an das Gehirn des Implantatträgers weitergeleitet werden soll. Die Intensität beschreibt hierbei z.B. eine Lautstärke des akustischen Signals.

[0016] Weiter wird in Abhängigkeit der Intensität eine Soll-Aktivität des Stapediusmuskels bestimmt. Die Soll-Aktivität kann z.B. über einen vorbekannten Zusammenhang zwischen Intensität und Soll-Aktivität bestimmt werden. Beispielsweise kann ein

funktioneller Zusammenhang zwischen Intensität und Soll-Aktivität, beispielsweise in Form einer Sollkurve, durch einen Experten, beispielsweise einen Arzt, festgelegt und, z.B. in einer Speichereinrichtung, gespeichert werden.

[0017] Weiter wird eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels bestimmt. Die Aktivität kann insbesondere eine elektrische Aktivität sein. Insbesondere kann die elektrische Aktivität in Form einer zeitlichen Änderung eines Potentials des Gewebes oder zumindest eines Teils des Gewebes des Stapediusmuskels gegenüber einem Referenzpotential bestimmt werden.

[0018] Die Soll-Aktivität und die tatsächliche Aktivität können hierbei z.B. durch mindestens einen Parameter, der die elektrische Aktivität, insbesondere die zeitliche Änderung des Potentials, charakterisiert, gegeben sein.

[0019] In Abhängigkeit eines Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität wird dann der mindestens eine Verstärkungsfaktor eingestellt.

[0020] Insbesondere kann der mindestens eine Verstärkungsfaktor erhöht werden, wenn die tatsächliche Aktivität geringer als die Soll-Aktivität ist. Selbstverständlich kann der Verstärkungsfaktor erniedrigt werden, wenn die tatsächliche Aktivität größer als die Soll-Aktivität ist.

[0021] Hierdurch ergibt sich in vorteilhafter Weise, dass der mindestens eine Verstärkungsfaktor in Abhängigkeit eines Hörempfindens des Patienten, welches durch die Aktivität des Stapediusmuskels erfassbar ist, erfolgt. Dies wiederum ermöglicht in vorteilhafter Weise eine patientenspezifische Einstellung des Verstärkungsfaktors. Auch ist für das vorgeschlagene Verfahren in vorteilhafter Weise keine z.B. operative Freilegung des Stapediusmuskels notwendig. Dies verringert das Verletzungsrisiko für den Implantatträger. Insgesamt wird eine (Nach-)Kalibrierung des Cochlea-Implantats vereinfacht, wodurch die Hörqualität für den einzelnen Implantatträger verbessert wird.

[0022] In einer weiteren Ausführungsform wird die tatsächliche Aktivität in Abhängigkeit eines zeitlichen Verlaufs von Aktionspotentialen des Stapediusmuskels bestimmt. Beispielsweise kann die tatsächliche Aktivität in Abhängigkeit einer Frequenz von Aktionspotentialen und/oder einer maximalen Amplitude von Aktionspotentialen des Stapediusmuskels bestimmt werden.

[0023] Dies ermöglicht in vorteilhafter Weise eine signaltechnisch robuste und zuverlässige Charakterisierung der tatsächlichen Aktivität.

[0024] In einer weiteren Ausführungsform wird die tatsächliche Aktivität mittels mindestens einer Elektrode erfasst. Beispielsweise kann die tatsächliche Aktivität mittels einer Oberflächenelektrode oder einer invasiv eingebrachten Elektrode erfasst werden. Invasiv eingebrachte Elektroden umfassen beispielsweise Nadelelektroden oder so genannte Hakenelektroden.

[0025] Somit können in vorteilhafter Weise existierende Verfahren und Vorrichtungen zur Erfassung einer Muskelaktivität im vorgeschlagenen Verfahren verwendet werden.

[0026] In einer weiteren Ausführungsform wird die tatsächliche Aktivität in Abhängigkeit einer Hüllkurve der Aktionspotenziale bestimmt. Die Hüllkurve kann beispielsweise durch einen Hüllkurvendetektor oder Hüllkurvendemodulator generiert werden.

[0027] Weiter kann die tatsächliche Aktivität zusätzlich in Abhängigkeit einer Signalfilterung bestimmt werden. Beispielsweise kann hierbei eine Tiefpass-, Hochpass- oder Bandpass-Filterung erfolgen. Grenzfrequenzen einer entsprechenden Filterung können hierbei vorbestimmt sein oder durch einen externen Benutzer vorgegeben werden.

[0028] Die tatsächliche Aktivität kann beispielsweise als Amplitude der Hüllkurve bestimmt werden. Die Abhängigkeit der Amplitude der Hüllkurve der Aktionspotenziale von der Stärke oder Intensität der Anregung, die beispielsweise in Form einer Amplitude gegeben sein kann, durch das Cochlea-Implantat kann hierbei typischerweise durch eine sigmoidale Funktion, beispielsweise durch eine atan-Funktion, beschrieben werden. Dies ist in der Veröffentlichung A. Ramírez et. al., "Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation," *Journal of Theoretical Biology*, vol. 267, no. 4, pp. 546–553, Dec. 2010 beschrieben.

[0029] Hierdurch ergibt sich in vorteilhafter Weise eine einfache Bestimmung der tatsächlichen Aktivität.

[0030] In einer bevorzugten Ausführungsform wird der Verstärkungsfaktor zusätzlich abhängig von der Intensität des akustischen Signals eingestellt.

[0031] In diesem Fall kann der Verstärkungsfaktor durch eine Funktion gegeben sein oder beschrieben werden, wobei die Funktion einen Zusammenhang zwischen dem Verstärkungsfaktor und der Intensität des akustischen Signals beschreibt. In der einfachsten Form ist der Verstärkungsfaktor für alle Intensitäten des akustischen Signals konstant, wobei dieser konstante Wert dann in Abhängigkeit des Unterschieds zwischen Soll-Aktivität und tatsächlicher Aktivität neu eingestellt wird. Alternativ kann jedoch der Verstärkungsfaktor auch von der Intensität des akus-

tischen Signals beziehungsweise von der Differenz zwischen Intensitäten des akustischen Signals, welche über einen bestimmten Zeitraum bestimmt werden, abhängig, z.B. linear oder exponentiell abhängig, sein.

[0032] Somit kann also in einem ersten Schritt ein intensitätsabhängiger Verstärkungsfaktor bestimmt werden, wobei dieser Verstärkungsfaktor in einem zweiten Schritt abhängig von dem Unterschied zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität des Stapediusmuskels neu eingestellt werden kann.

[0033] Dies ermöglicht in vorteilhafter Weise eine lautstärkenabhängige Anpassung, die wiederum eine Hörqualität für den Implantatträger verbessert.

[0034] In einer bevorzugten Ausführungsform ist einer Intensität des akustischen Signals oder einem Bereich von Intensitäten des akustischen Signals ein intensitätsspezifischer Verstärkungsfaktor zugeordnet, wobei ausschließlich der intensitätsspezifische Verstärkungsfaktor in Abhängigkeit des Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität des Stapediusmuskels eingestellt wird. Dies kann also zu einer nichtlinearen Verstärkung führen, wodurch in vorteilhafter Weise ein effektiv nutzbarer Lautstärkebereich für die akustische Signalverarbeitung durch das Cochlea-Implantat vergrößert werden kann.

[0035] In einer weiter bevorzugten Ausführungsform ist ein Betrag einer Änderung des Verstärkungsfaktors in einem vorbestimmten Zeitintervall kleiner als ein oder gleich einem maximal zulässiger/n Betrag. Dies bedeutet, dass der Verstärkungsfaktor nur um ein vorbestimmtes begrenztes Maß, beispielsweise um einen vorbestimmten Prozentsatz, erhöht oder verringert werden kann. Dies führt also dazu, dass auch bei einem großen Unterschied zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität keine zu starke Veränderung des mindestens einen Verstärkungsfaktors erfolgt.

[0036] Dies wiederum ermöglicht in vorteilhafter Weise eine Vermeidung von Irritationen des Implantatträgers, da sich dieser plötzlich auf eine starke Änderung des subjektiven Hörempfindens einstellen muss. Vielmehr kann durch die Begrenzung der Änderung auf eine maximal zulässige Änderung ein "langsames" Anpassen des Verstärkungsfaktors erfolgen.

[0037] In einer weiteren Ausführungsform wird der mindestens eine Verstärkungsfaktor mit einer vorbestimmten Frequenz neu eingestellt. Beispielsweise kann der Verstärkungsfaktor einmal pro Tag neu eingestellt werden. Somit kann es bei einem großen Unterschied zwischen einer Soll-Aktivität und einer tatsächlichen Aktivität mehrere Tage dauern, bis der

Verstärkungsfaktor einen entsprechenden Zielwert erreicht hat. Existieren mehrere intensitätsspezifische Verstärkungsfaktoren für eine Stimulationselektrode, so kann selbstverständlich jeder dieser intensitätsspezifischen Verstärkungsfaktoren mit der vorbestimmten Frequenz neu eingestellt werden. Existieren mehrere Stimulationselektroden, so können deren Verstärkungsfaktor(en) ebenfalls mit der vorbestimmten Frequenz neu eingestellt werden.

[0038] Die Erfassung der Intensität des akustischen Signals und der Vergleich zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität können jedoch mit einer höheren Frequenz, insbesondere permanent, erfolgen. Somit kann beispielsweise ein Mittelwert des Unterschieds zwischen Soll-Aktivität und tatsächlicher Aktivität bestimmt werden, wobei der Verstärkungsfaktor in Abhängigkeit dieses Mittelwerts eingestellt wird.

[0039] Weiter vorgeschlagen wird eine Vorrichtung zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode eines Cochlea-Implantats.

[0040] Die Vorrichtung umfasst mindestens ein Mikrofon und mindestens eine Steuer- und Auswerteeinrichtung.

[0041] Mittels des Mikrofons ist ein akustisches Signal empfangbar. Erfindungsgemäß umfasst die Vorrichtung mindestens ein Mittel zur Erfassung einer tatsächlichen Aktivität eines Stapediusmuskels. Mittels des Mittels zur Erfassung ist eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels erfassbar. Weiter ist, z.B. mittels der Steuer- und Auswerteeinrichtung, eine Intensität des akustischen Signals und in Abhängigkeit der Intensität eine Soll-Aktivität des Stapediusmuskels bestimmbar. Weiter ist die tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels bestimmbar.

[0042] Weiter ist in Abhängigkeit eines Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität der Verstärkungsfaktor einstellbar.

[0043] Der Unterschied kann hierbei beispielsweise als Differenz oder als Verhältnis zwischen Soll-Aktivität und tatsächlicher Aktivität bestimmt werden.

[0044] Das Mikrofon, das Mittel zur Erfassung sowie die Steuer- und Auswerteeinrichtung können hierbei daten- und/oder signaltechnisch verbunden sein.

[0045] Die vorgeschlagene Vorrichtung ist also derart ausgebildet, dass in vorteilhafter Weise die Durchführung eines der vorhergehend erläuterten Verfahren durch die Vorrichtung ermöglicht wird.

[0046] Selbstverständlich kann die Steuer- und Auswerteeinrichtung der erfindungsgemäßen Vorrich-

tung in eine Steuer- und Auswerteeinrichtung, die beispielsweise als Mikrocontroller ausgebildet sein kann, eines Cochlea-Implantats integriert werden. Auch das beschriebene Mikrofon kann ein Mikrofon des Cochlea-Implantats sein.

[0047] Die Vorrichtung kann weiter die mindestens eine Stimulationselektrode des Cochlea-Implantats umfassen. Auch kann die Vorrichtung mindestens eine Speichereinrichtung umfassen, in der z.B. ein Zusammenhang zwischen Intensität und Soll-Aktivität, z.B. in Form einer Funktion, einer Kennlinie oder einer Datenbank, gespeichert ist. Auch kann in der mindestens einen Speichereinrichtung oder einer weiteren Speichereinrichtung ein Zusammenhang zwischen Intensität und einem intensitätsspezifischen Verstärkungsfaktor gespeichert sein.

[0048] In einer weiteren Ausführungsform ist das Mittel zur Erfassung einer tatsächlichen Aktivität des Stapediusmuskels als Elektrode ausgebildet.

[0049] Hierdurch ergibt sich in vorteilhafter Weise eine einfache und zuverlässige Erfassung der Aktivität des Stapediusmuskels.

[0050] Die Erfindung wird anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Die Figuren zeigen:

[0051] Fig. 1 ein schematisches Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung und

[0052] Fig. 2 ein beispielhafter Verlauf einer sigmoidalen Funktion.

[0053] Nachfolgend bezeichnen gleiche Bezugszeichen Elemente mit gleichen oder ähnlichen technischen Merkmalen.

[0054] In Fig. 1 ist ein schematisches Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung **1** dargestellt. Die Vorrichtung **1** umfasst ein Mikrofon **2**. Das Mikrofon **2** dient zum Empfangen und zur Erfassung von externen akustischen Signalen. Weiter umfasst die Vorrichtung **1** eine Steuer- und Auswerteeinrichtung **3**. Diese kann beispielsweise einen Sprachprozessor eines Cochlea-Implantats, welches die Vorrichtung **1** umfasst, ausbilden.

[0055] Weiter umfasst die Vorrichtung **1** eine Elektrode **4** zur Erfassung einer elektrischen Aktivität eines nicht dargestellten Stapediusmuskels eines Implantatträgers. Eine Auswerteeinrichtung **5** erzeugt hierbei die Aktivität repräsentierende elektrische Signale und leitet diese an die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** weiter.

[0056] Weiter umfasst die Vorrichtung **1** eine Sendeeinrichtung **6**. Die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** ist hierbei signal- und/oder datentechnisch mit dem

Mikrofon **2**, der Auswerteeinrichtung **5** und der Sendeeinrichtung **6** verbunden.

[0057] Weiter umfasst die Vorrichtung **1** eine Empfangseinrichtung **7**, eine Steuereinrichtung **8** und Stimulationselektroden **9**. Die Empfangseinrichtung **7** empfängt die von der Sendeeinrichtung **6** ausgesendeten Signale und überträgt diese an die Steuereinrichtung **8**. Diese stellt in Abhängigkeit der übertragenen Signale Verstärkungsfaktoren vF der Stimulationselektroden **9** ein.

[0058] Die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** bestimmt eine Intensität des akustischen Signals, welche durch das Mikrofon **2** erfasst wird. Weiter bestimmt die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels in Abhängigkeit der von der Auswerteeinrichtung **5** übertragenen Signale, die den von der Elektrode **4** erfassten Signalen entsprechen oder diese kodieren.

[0059] Die tatsächliche Aktivität wird von der Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** mit einer Soll-Aktivität verglichen. Hierzu kann beispielsweise eine Differenz zwischen der tatsächlichen Aktivität und der Soll-Aktivität oder ein Verhältnis zwischen der tatsächlichen Aktivität und der Soll-Aktivität bestimmt werden. Die Soll-Aktivität kann beispielsweise durch die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** in Abhängigkeit der Intensität des akustischen Signals bestimmt werden.

[0060] In Abhängigkeit des Unterschieds kann dann ein oder können mehrere Verstärkungsfaktoren vF der Stimulationselektroden **9** verändert werden. Somit bestimmt die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** also das Vorzeichen und die Höhe einer Veränderung eines Verstärkungsfaktors vF . Hierbei kann der Betrag der Änderung auf einen maximal zulässigen Betrag begrenzt werden. Über die Sendeeinrichtung **6** überträgt die Steuer- und Auswerteeinrichtung **3** diese Informationen an die Steuereinrichtung **8**, die dann die Verstärkungsfaktoren vF entsprechend verändert.

[0061] In Fig. 2 ist ein exemplarischer Zusammenhang zwischen einer ersten Amplitude A einer Stimulation und einer weiteren Amplitude m der tatsächlichen Aktivität dargestellt. Hierbei ist eine Intensität der Anregung durch die erste Amplitude A dargestellt. Die Intensität oder Stärke der tatsächlichen Aktivität ist durch die weitere Amplitude m dargestellt.

[0062] Der Verlauf der weiteren Amplitude m über verschiedene erste Amplituden A ist in Form einer Hüllkurve H dargestellt, wobei die Hüllkurve H einen sigmoidalen Verlauf aufweist. Die Hüllkurve H kann insbesondere eine Hüllkurve H der Aktionspotenziale des Stapediusmuskels sein, insbesondere eine Hüllkurve H über Amplituden der Aktionspotenziale.

Bezugszeichenliste

1	Vorrichtung
2	Mikrofon
3	Steuer- und Auswerteeinrichtung
4	Elektrode
5	Auswerteeinrichtung
6	Sendeeinrichtung
7	Empfangseinrichtung
8	Steuereinrichtung
9	Stimulationselektrode
vF	Verstärkungsfaktor
A	erste Amplitude
m	weitere Amplitude
H	Hüllkurve

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- H. Pau et. al., "Electromyographical recording of the electrically elicited stapedius reflex via a bipolar hook electrode," *Otology & Neurotology*, vol. 30, no. 1, pp. 1–6, Jan. 2009 [0003]
- A. Walkowiak et. al., "Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users.," *ORL; Journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, vol. 73, no. 4, pp. 189–95, Jan. 2011 [0003]
- V. Koci, "Early Changes of Electrical Stapedius Reflex Threshold over Time in Patients Supplied with CI," *Audiology*, pp. 1–2, 2007 [0004]
- M. Pietsch, "Die Registrierung der Stapediusreflex-Schwelle zur Objektivierung der Anpassung eines Cochlea Implantats," Hannover, 2007 [0006]
- Pau et al., "Electromyographical Recording of the Electrically Elicited Stapedius Reflex via a Bipolar Hook Electrode" *Otology & Neurotology*, 30:1–6, 2008 [0007]
- Lüder et al., "SRD – Towards a System for the In-Situ Detection of the Stapedius Reflex", *IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (SSCI 2011)*, pp. 29–34, ISBN: 978-1-4244-9910-6, Paris, Frankreich, April 2011 [0009]
- A. Ramírez et. al., "Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation," *Journal of Theoretical Biology*, vol. 267, no. 4, pp. 546–553, Dec. 2010 [0028]

Patentansprüche

1. Verfahren zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors (vF) für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode (9) eines Cochlea-Implantats, wobei eine Intensität eines akustischen Signals bestimmt wird, welches von einem Mikrofon (2) des Cochlea-Implantats empfangen wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass in Abhängigkeit der Intensität eine Soll-Aktivität eines Stapediusmuskels bestimmt wird, wobei eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels bestimmt wird, wobei in Abhängigkeit eines Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität der mindestens eine Verstärkungsfaktor (vF) eingestellt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die tatsächliche Aktivität in Abhängigkeit eines zeitlichen Verlaufs von Aktionspotenzialen des Stapediusmuskels bestimmt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die tatsächliche Aktivität mittels mindestens einer Elektrode (4) erfasst wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die tatsächliche Aktivität in Abhängigkeit einer Hüllkurve (H) der Aktionspotenziale bestimmt wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Verstärkungsfaktor (vF) zusätzlich abhängig von der Intensität des akustischen Signals eingestellt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass einer Intensität des akustischen Signals oder einem Bereich von Intensitäten des akustischen Signals ein intensitätsspezifischer Verstärkungsfaktor (vF) zugeordnet ist, wobei ausschließlich der intensitätsspezifische Verstärkungsfaktor (vF) eingestellt wird.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Betrag einer Änderung des Verstärkungsfaktors (vF) in einem vorbestimmten Zeitintervall kleiner als ein oder gleich einem maximal zulässiger/n Betrag ist.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass der mindestens eine Verstärkungsfaktor (vF) mit einer vorbestimmten Frequenz neu eingestellt wird.
9. Vorrichtung zur Einstellung mindestens eines Verstärkungsfaktors (vF) für die Ansteuerung einer Stimulationselektrode (9) eines Cochlea-Implantats, wobei die Vorrichtung (1) mindestens ein Mikrofon (2) und mindestens eine Steuer- und Auswerteeinrichtung (3) umfasst, wobei mittels des Mikrofons (2)

ein akustisches Signal empfangbar ist, wobei eine Intensität des akustischen Signals bestimmbar ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung mindestens ein Mittel zur Erfassung einer tatsächlichen Aktivität eines Stapediusmuskels umfasst, wobei mittels des Mittels zur Erfassung einer tatsächlichen Aktivität eine tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels erfassbar ist, wobei in Abhängigkeit der Intensität eine Soll-Aktivität des Stapediusmuskels bestimmbar ist, wobei weiter die tatsächliche Aktivität des Stapediusmuskels bestimmbar ist, wobei in Abhängigkeit eines Unterschieds zwischen der Soll-Aktivität und der tatsächlichen Aktivität der mindestens eine Verstärkungsfaktor (vF) einstellbar ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Mittel zur Erfassung einer tatsächlichen Aktivität des Stapediusmuskels als Elektrode (4) ausgebildet ist.

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

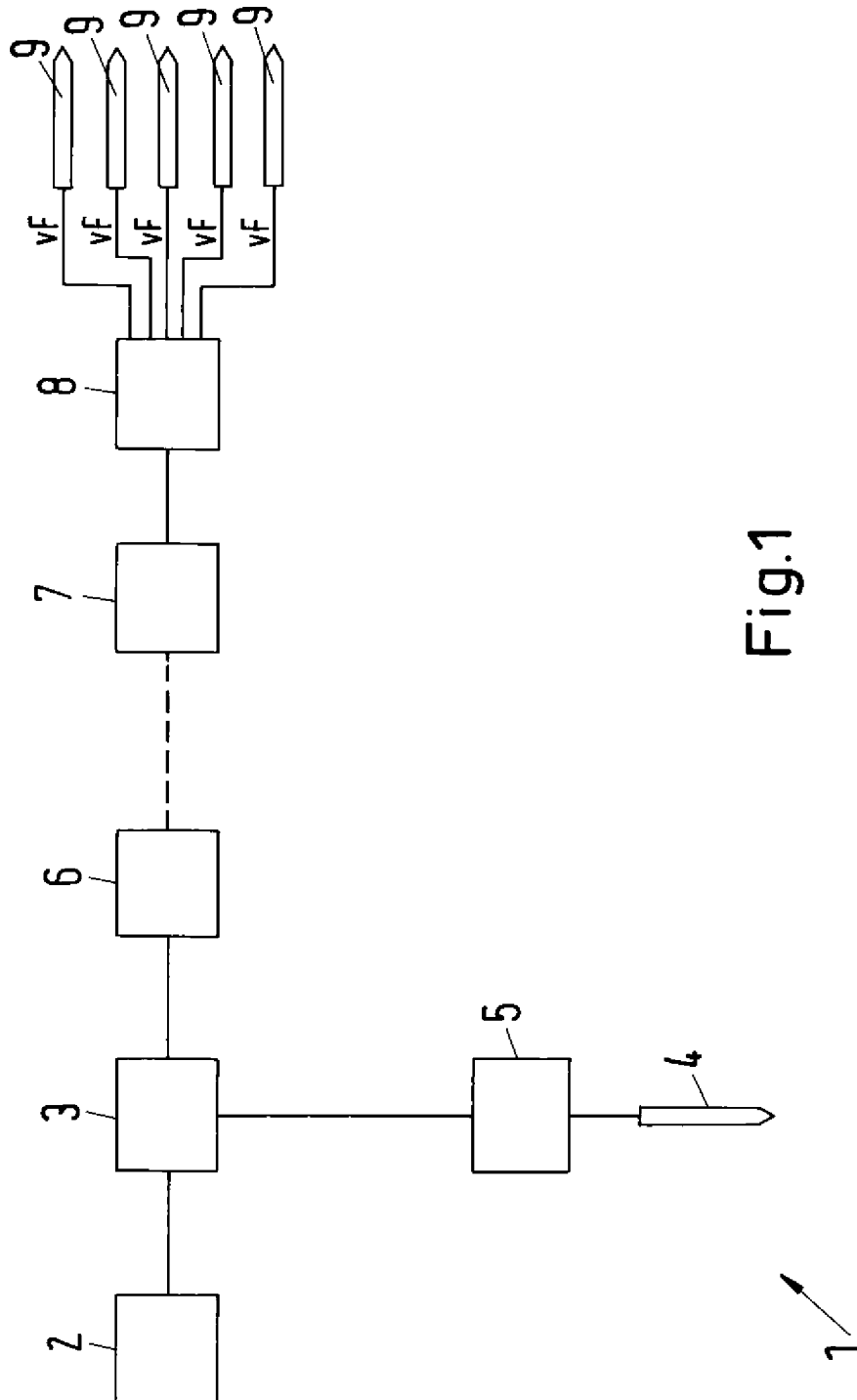


Fig.1

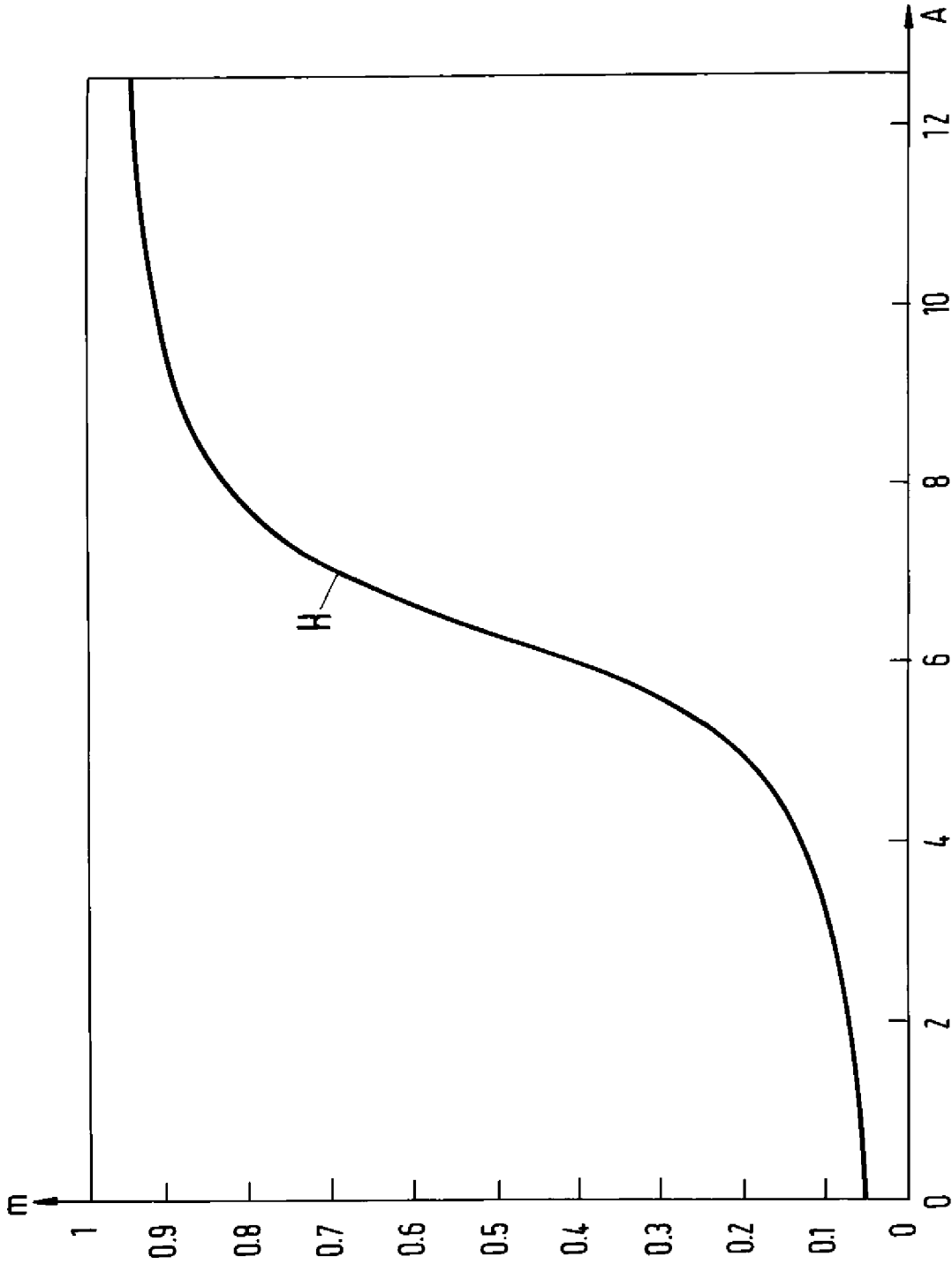


Fig.2