

(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
29. September 2016 (29.09.2016)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2016/151106 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61N 1/36 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/056636

(22) Internationales Anmeldedatum:
24. März 2016 (24.03.2016)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2015 104 614.8 26. März 2015 (26.03.2015) DE

(71) Anmelder: **MED-EL ELEKTROMEDIZINISCHE
GERÄTE GMBH** [AT/AT]; Fürstenweg 77a, 6020
Innsbruck (AT).

(72) Erfinder: **BAUMANN, Uwe**; Universitätsklinikum
Frankfurt, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,
Theodor-Stern-Kai 7, 60590 Frankfurt am Main (DE).
RADER, Tobias; HNO-Universitätsklinik,
Langenbeckstraße 1, 55131 Mainz (DE).

(74) Anwalt: **BOEHMERT & BOEHMERT
ANWALTSPARTNERSCHAFT MBB**; LUCKE,
Andreas, Pettenkoferstraße 20 - 22, 80336 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, 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).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR ELECTRIC STIMULATION WITH THE AID OF A COCHLEA-IMPLANT

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR ELEKTRISCHEN STIMULATION MIT HILFE EINES
COCHLEA-IMPLANTATS

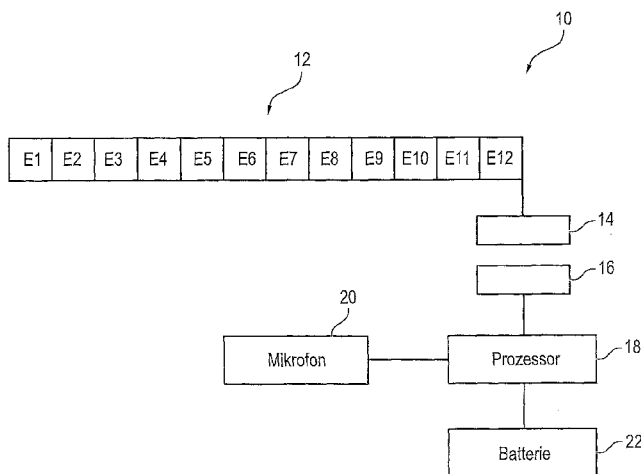


FIG. 1

18 Processor
20 Microphone
22 Battery

(57) Abstract: The invention relates to a device (10) and to a method for electric stimulation. Said device comprises a stimulator (12) which comprises a multi-channel electrode arrangement with several stimulation electrodes (E1 - E12). Said device also comprises a processor (18) which determines the pulse rate and the pulse amplitude for each stimulation electrode (E1 - E12), and which controls the electrode arrangement for releasing stimulation impulses of the determined pulse rate and pulse amplitude. Said processor (18) determines the pulse rate for each stimulation electrode (E1 - E12) dependent on the position in the cochlea. The invention also relates to a computer program product by means of which a data processing system determines the pulse rate for each stimulation electrode (E1 - E12) dependent on the actual position thereof.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung (10) und ein Verfahren zur elektrischen Stimulation. Es ist ein Stimulator (12) vorgesehen, der eine mehrkanalige Elektrodenanordnung mit mehreren Reizelektroden (E1 bis E12) umfasst. Ferner ist ein Prozessor (18) vorgesehen, der die Pulsrate und die Pulsamplitude für jede Reizelektrode (E1 bis E12) festlegt und der die Elektrodenanordnung zur

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



Veröffentlicht:

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

Abgabe von Stimulationsimpulsen der festgelegten Pulsrate und Pulsamplitude ansteuert. Der Prozessor (18) legt die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von ihrer Lage in der Cochlea fest. Ferner betrifft die Erfindung ein Computerprogrammprodukt, durch das ein Datenverarbeitungssystem die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von ihrer tatsächlichen Lage festlegt.

Vorrichtung und Verfahren zur elektrischen Stimulation mit Hilfe eines Cochlea-Implantats

5

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur elektrischen Stimulation mit einem Stimulator, der eine mehrkanalige Elektrodenanordnung mit mehreren Reizelektroden umfasst. Ferner legt ein Prozessor die Pulsrate und die Pulsamplitude für jede Reizelektrode fest und steuert die Elektrodenanordnung zur Abgabe von Stimulationspulsen mit der festge-
10 legten Pulsrate und Pulsamplitude an. Ferner betrifft die Erfindung ein Computerprogrammprodukt zur Festlegung der Ansteuerung jeder Reizelektrode einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung.

Bei der elektrischen Stimulation eines mit einem Cochlea-Implantat versorgten Patientenohres kann abhängig von der Lage der Elektrode eine individuelle Empfindung einer bestimmten Tonhöhe beim Patienten erreicht werden, wie dies beispielsweise aus dem Dokument Baumann, U.; Nobbe, A. (2006): The cochlear implant electrode-pitch function. In: Hear Res 213, S. 34-42. DOI: 10.1016/j.heares.2005.12.010. bekannt ist. Bei einem gesunden nicht hörgeschädigten Patienten werden in der Cochlea die von außen kommenden mechanischen
20 Schwingungen in neuronale Impulse umgewandelt, und zwar anatomisch geordnet nach Frequenz, d. h. nach der Tonhöhe. Hohe Frequenzen werden am äußeren Ende und tiefe Frequenzen am inneren Ende der Cochlea erfasst. Somit erfasst eine örtliche Auflösung die Tonhöhe, die vom Gehirn erfasst und weiter verarbeitet wird.

25 Beim Hören werden die von außen aufgenommenen Schallwellen durch die Bewegung des Steigbügels über das ovale Fenster auf Flüssigkeitskammern in der Cochlea übertragen. Durch die wellenartige Ausbreitung einer Verschiebung von Flüssigkeit aufgrund einer aufgenommenen Schallwelle kommt es zu einer wandernden Auslenkung der Basilarmembran, welche die Cochlea in zwei mit Perilymphe gefüllte Kammern teilt, die an der Helicotrema
30 verbunden sind. Auf der Basilarmembran befindet sich das cortische Organ mit Haarzellen. Bei Patienten mit einem Cochlea-Implantat wird versucht, eine der Toninformation entsprechende Tonempfindung zu erzeugen. Hierzu wird die in einer Schallschwingung bestehende Toninformation mit Hilfe eines Mikrofons erfasst und mit Hilfe einer Reizstrategie durch Stimulation entsprechender Reizelektroden einer implantierten mehrkanaligen Elektrodenan-

ordnung abgegeben. Mit Hilfe des Cochlea-Implantats werden somit akustische Signale in elektrische Reize überführt.

5 Ertaubte oder stark hörgeschädigte Patienten, die mit einem Cochlea-Implantat versorgt worden sind, können nur sehr eingeschränkt die Tonhöheninformation eines stimulierten akustischen Signals erkennen. Bei diesen Patienten ist die Fähigkeit der Unterscheidung von kleinen Tonhöhenveränderungen stark reduziert. Normal hörende Personen können Veränderungen der Frequenz im Allgemeinen auch unterhalb einem Prozent Unterschied erkennen. Patienten mit einem Cochlea-Implantat benötigen durchschnittlich mehr als 20% Frequenzunterschied, um einen Tonhöhenunterschied zu erkennen. Aus diesem Grund sind das Hören von Musik und die Erkennung prosodischer Sprachinformationen bei Patienten mit Cochlea-Implantat sehr stark eingeschränkt. Bekannte Reizstrategien zur Ansteuerung der Reizelektroden eines mehrkanaligen Cochlea-Implantats zur Übertragung eines akustischen Signals verwenden eine aus anatomischen Mittelwerten oder theoretischen und klinischen Untersuchungen ermittelte Verteilung der Frequenzbänder zu den Reizelektroden eines mehrkanaligen Cochlea-Implantats. Auch ist im Stand der Technik bekannt, die Stimulationsrate der Stimulationspulse von bis zu vier an der Spitze eines Elektrodenträgers liegenden apikalen Elektroden an die Signalfrequenz des akustischen Signal anzupassen. Es erfolgt hierbei eine Phasensynchronisation des elektrischen Stimulus mit der Phase des akustisch aufgenommenen Eingangssignals und somit eine verbesserte Abbildung der zeitlichen Feinstruktur des Signals. Jedoch zeigen Testergebnisse bei Patienten noch keine deutliche Verbesserung der Wahrnehmung von Tonhöhenunterschieden.

25 Aufgabe der Erfindung ist es, eine Vorrichtung und ein Verfahren zur elektrischen Stimulation anzugeben, durch die eine Abbildung der Tonhöheninformation bei Nutzern mit Cochlea-Implantaten verbessert ist. Ferner ist ein Computerprogrammprodukt anzugeben, durch das für jede Reizelektrode einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung eine geeignete Pulsrate festgelegt werden kann.

30 Die Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 14, ein Computerprogrammprodukt mit den Merkmalen des Anspruchs 15 und ein Verfahren zum Festlegen von Pulsraten zur Ansteuerung von Reizelektroden eines Cochlea-Implantates nach Anspruch 16 gelöst. Ein solches Verfahren zum Festlegen von Pulsraten kann einen Bestandteil eines Verfahrens zum patien-

tensspezifischen Konfigurieren eines Cochlea-Implantats bilden. Vorteilhafte Weiterbildungen sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

- 5 Durch eine Vorrichtung zur elektrischen Stimulation insbesondere durch das Festlegen der Pulsrate für jede Reizelektrode abhängig von ihrer Lage in der Cochlea kann bei Personen mit Cochlea-Implantaten die Abbildung der Tonhöheninformation, d. h. die Wahrnehmung der Tonhöheninformation, entscheidend verbessert werden, sodass auch relativ kleine Tonhöhenunterschiede wahrgenommen werden können. Darüber hinaus werden dadurch auch die Abbildung prosodischer Sprachinformation verbessert, wodurch auch das Sprachverstehen im
- 10 komplexen Störgeräuschen erleichtert und tonale Sprachen, wie z. B. Chinesisch, besser verstanden werden. Die jeweilige elektrische Stimulationsrate wird vorzugsweise für jede Reizelektrode in Abhängigkeit von den entsprechenden Einführwinkeln, d. h. von ihrer Einführtiefe festgelegt.
- 15 Vorzugsweise hat der Stimulator 8 bis 30, insbesondere 12 bis 25, Reizelektroden, beispielsweise 12, 16, 22 oder 25 Reizelektroden.

Vorteilhaft ist es, wenn der Stimulator zumindest einen Teil eines Cochlea-Implantats bildet.

- 20 Ferner ist es vorteilhaft, wenn der Prozessor die Reizelektroden mit der abhängig von ihrer Lage in der Cochlea festgelegten Pulsrate ansteuert. Dadurch kann auf einfache Weise eine gewünschte Tonhöheninformation stimuliert werden.

- Weiterhin ist es vorteilhaft, wenn der Prozessor für mindestens eine einer Reizelektrode zugeordnete Tonhöhe abhängig von der Amplitude einer für diese Tonhöhe zu stimulierenden Toninformation die Pulsamplitude der durch die Reizelektrode abzugebenden Stimulationspulse festlegt. Dadurch kann auch die Lautstärke einer zu stimulierenden Toninformation einfach festgelegt werden. Die Amplitude der zu stimulierenden Toninformation wird insbesondere abhängig von einer mit Hilfe einer Sensoreinrichtung, wie einem Mikrofon, erfassten
- 25 Geräusch ermittelt. Ferner kann jeder Reizelektrode ein Tonhöhenbereich bzw. ein Tonhöhenpektrum zugeordnet sein, wobei vorzugsweise der Mittelwert der Amplituden der für die Tonhöhen in diesem Tonhöhenbereich als Amplitude der zu stimulierenden Toninformation dient.
- 30

Der Prozessor kann die Pulsrate auf jede Reizelektrode einmal fest voreinstellen und somit festlegen. Alternativ kann der Prozessor die Pulsrate für die Reizelektrode zusätzlich abhängig von der Tonhöhe einer zu stimulierenden Tonfolge festlegen. Dadurch kann die Wahrnehmung der Tonhöhe einer zu stimulierenden Toninformation bei einer in Cochlea-
5 Implantat tragenden Person weiter verbessert werden. Ferner ist es vorteilhaft, wenn der Prozessor abhängig von der Tonhöhe einer zu stimulierenden Toninformation mindestens eine Reizelektrode zur Stimulation dieser Toninformation auswählt und mit der für diese Reizelektrode festgelegten Pulsrate zur Abgabe von Stimulationspulsen ansteuert. Dadurch kann die Toninformation eines Tons mit einer speziellen Tonhöhe weiter verbessert und/oder mehrere
10 Toninformationen gleichzeitig stimuliert werden.

Weiterhin ist es vorteilhaft, wenn die Elektrodenanordnung mehrere monopolare Reizelektroden umfasst. Dadurch können bekannte kostengünstige Elektrodenanordnungen bei der Vorrichtung eingesetzt werden.

15

Ferner ist es vorteilhaft, wenn die Vorrichtung eine Bilderzeugungseinheit hat, die mindestens ein Bild mindestens einer in einen Patientenkörper implantierten Reizelektrode ermittelt. Die Bilderzeugungseinheit kann das Bild insbesondere mit Hilfe eines radiografischen Verfahrens ermitteln, insbesondere durch planares Röntgen, Computertomographie, digitale Vo-
20 lumentomographie oder Magnetresonanztomographie.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn für jede Reizelektrode abhängig von deren tatsächlicher Position in der Cochlea die zu erwartende Tonhöhenempfindung bestimmt wird. Die zu erwartende Tonhöhenempfindung kann insbesondere mit Hilfe einer mathematischen Funktion
25 berechnet werden.

Ferner ist es vorteilhaft, die Position der Reizelektrode als Einführwinkel zu ermitteln. Dadurch ist eine einfache Ortsbestimmung und Ortsangabe der Position jeder Reizelektrode möglich.

30

Weiterhin ist es vorteilhaft, wenn ausgehend von der für jede Reizelektrode ermittelten Position eine Basistonotopieanordnung ermittelt wird. Unter Tonotopie wird dabei die erste Hauptstufe der Schallanalyse in der Cochlea bezeichnet, in der die von außen kommenden mechanischen Schwindungen in neuronale Impulse umgewandelt werden.

Die ermittelte Basistonotopieanordnung für alle Reizelektroden wird auch als Basistonotopiekarte bzw. Basistonotopiemap bezeichnet. Besonders vorteilhaft ist es, wenn der Prozessor die Reizrate jeder einzelnen Reizelektrode individuell ermittelt und festlegt, so dass am jeweiligen Stimulationsort die in der Basistonotopieanordnung angegebene Tonhöhenempfindung erzeugt wird. Dadurch kann eine einfache Ansteuerung der Reizelektroden derart erfolgen, dass eine gewünschte Tonhöhenempfindung auch für Tonhöhen erzeugt werden kann, denen keine Reizelektrode unmittelbar zugeordnet ist sondern mehrere Reizelektroden zum Erzeugen der Tonhöhenempfindung angesteuert werden.

Insbesondere kann der Prozessor die Tonhöhenempfindung durch eine gewichtete parallele Stimulation benachbarter Reizelektroden erzeugen. Dadurch ist insbesondere die Stimulation einer Tonhöhenempfindung einer beliebigen gewünschten Tonhöhe relativ einfach möglich.

Zusätzlich oder alternativ kann der Prozessor die Pulsamplitude durch eine gewichtete parallele Stimulation benachbarter Reizelektroden festlegen. Dadurch wird eine übermäßig starke Punktstimulation an nur einer Elektrode, insbesondere bei großen Lautstärken, verhindert. Dies ist zudem energiesparend. Unter einer gewichteten parallelen Stimulation wird insbesondere eine geeignete Ansteuerung benachbarter Elektroden mit unterschiedlichen Amplituden angesehen. Ferner kann der Prozessor nach Festlegung der Pulsrate und/oder der Pulsamplitude prüfen, ob eine lokale Überhöhung eines durch die Reizelektroden erzeugten elektrischen Feldes eine zu laute Empfindung erzeugt. Der Prozessor kann dann die Pulsamplitude und/oder die Anzahl der Pulse bei einer festgestellten Überhöhung reduzieren.

Ferner ist es vorteilhaft, wenn für jede Reizelektrode ein Vergleich der ermittelten Ist-Position der Reizelektrode mit einer festgelegten Soll-Position der Reizelektroden erfolgt und wenn der Prozessor für jede Reizelektrode ausgehend von einem durch die ermittelte Abweichung der Ist-Position von der Soll-Position einen Korrekturwert ermittelt und mit Hilfe des Korrekturwerts die von der Elektrode abzugebende Pulsrate ausgehend von der für die Sollposition festgelegten Pulsrate festlegt.

Ein zweiter Aspekt der Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ansteuerung von Reizelektroden einer Elektrodenanordnung eines Stimulators, bei dem die Pulsrate und die Pulsamplitude für jede Reizelektrode festgelegt wird und bei dem die Elektrodenanordnung zur Abgabe der

festgelegten Pulsrate und Pulsamplitude angesteuert wird. Die tatsächliche Lage jeder Reizelektrode wird ermittelt und die Pulsrate für jede Reizelektrode abhängig von ihrer ermittelten Lage in der Cochlea festgelegt. Insbesondere ist die Elektrodenanordnung mit den Reizelektroden in den Patientenkörper implantiert. Hierdurch ist eine verbesserte Stimulation der Tonhöhe einer zu stimulierenden Toninformation möglich.

Ein dritter Aspekt betrifft ein Computerprogrammprodukt umfassend Befehle und Daten in codierter Form, die nach Laden der Programmdateien ein Datenverarbeitungssystem veranlassen, die Pulsrate für jede Reizelektrode einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung abhängig von ihrer tatsächlichen Lage in der Cochlea festzulegen. Die Datenverarbeitungsanlage kann dabei ein Prozessor einer Vorrichtung zur Stimulation von Toninformationen bei einer Person mit einem implantierten Cochlea-Implantat sein. Mit Hilfe eines solchen Computerprogrammprodukts können die Reizelektroden mit einer Pulsrate angesteuert werden, durch die eine verbesserte Stimulation einer Tonhöheninformation möglich ist.

Bei allen Aspekten der Erfindung wird erreicht, dass bei Personen mit einem Cochlea-Implantat eine der normalen Tonotopie entsprechenden Tonhöhenempfindungen erreicht wird.

Weitere Merkmale und Vorteile ergeben sich aus der folgenden Beschreibung, die die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen im Zusammenhang mit beigefügten Figuren näher erläutert.

Es zeigen:

Figur 1 ein Blockschaltbild einer Vorrichtung zur Stimulation;

Figur 2 ein vereinfachtes Röntgenbild mit der Markierung der Position von insgesamt zwölf Reizelektroden eines Cochlea-Implantats mit zusätzlichen Hilfslinien zur Bestimmung des Insertionswinkels einer ersten Reizelektrode E1 eingezeichnet sind;

- Figur 3 die schematische Darstellung der Positionen der Reizelektroden des Cochlea-Implantats nach Figur 2 mit weiteren Hilfslinien zur Bestimmung des Insertionswinkels der ersten Reizelektrode E1;
- 5 Figur 4 das Röntgenbild nach Figur 2 mit zusätzlichen Hilfslinien zur Bestimmung des Insertionswinkels einer zweiten Reizelektrode E12 eingezeichnet sind;
- 10 Figur 5 eine schematische Darstellung der Reizelektroden nach Figur 4 mit Hilfslinien zur Bestimmung des Insertionswinkels der Elektrode E12;
- 15 Figur 6 ein Diagramm mit einer Darstellung der subjektiven Einschätzung der Tonhöhe abhängig vom Elektrodenort und der Pulsrate als arithmetisches Mittel von Versuchsmessungen bei acht Personen mit Cochlea-Implantat, wobei E1 die apikalste Elektrode ist;
- 20 Figur 7a bis 7k Darstellungen mit jeweils einem Testergebnis eines Tonhöhenvergleichsexperiments von insgesamt 11 einseitig ertaubten Testpersonen mit Cochlea-Implantat;
- Figur 8 ein Diagramm mit der ermittelten mittleren Tonhöhenfunktion im Vergleich zu einer für Normalhörende geltende Referenzfunktionen;
- 25 Figur 9 ein Diagramm der Gegenüberstellung des Sprachverstehens von kantonesischen Lauten in einem Vergleich von konventioneller Ansteuerung eines Cochlea-Implantats und eine Ansteuerung mit zeitlicher Feinstruktur; und
- 30 Figur 10 ein Diagramm mit Ergebnissen eines Tonhöhenregelungsexperiments ohne Anpassung der Reizrate.

In Figur 1 ist ein schematisches Blockschaltbild einer Vorrichtung 10 zur Stimulation der Cochlea eines Patienten zum Erzeugen einer Tonwahrnehmung bei einer hörgeschädigten oder tauben Person. Die Vorrichtung hat einen Stimulator 12, der im vorliegenden Ausführ-

rungsbeispiel zwölf Elektroden E1 bis E12 sowie eine Ansteuerschaltung zum Ansteuern der Elektroden E1 bis E12 zur Abgabe von Stimulationsimpulsen umfasst. Der Stimulator 12 ist über eine Empfangsspule 14 und eine Sendespule 16 mit einem digitalen Sprachprozessor 18 gekoppelt. Die Sendespule 16 und die Empfangsspule 14 dienen zur drahtlosen Signal- und Energieversorgung zwischen dem Prozessor 18 und dem Stimulator 12. Die Elektroden E1 bis E12 sind zusammen mit der Ansteuerschaltung des Stimulators 12 in die Cochlea des Patienten implantiert. Der Stimulator 12 mit den Elektroden E1 bis E12 wird auch als Cochlea-Implantat bezeichnet. Darüber hinaus ist die Empfangsspule 14 in den Kopf des Patienten implantiert.

Der Prozessor 18 ist mit einem Mikrofon 20 gekoppelt und wird über eine Batterie 22 mit Energie versorgt. Das Mikrofon 20, der Prozessor 18 und die Batterie 22 sowie die Sendespule 16 sind üblicherweise außen am Kopf des Patienten angeordnet. Übliche Empfangsspulen 14 und Sendespulen 16 umfassen jeweils einen Magnet, durch die die Sendespule 16 und die Empfangsspule 14 in einer für eine Kopplung der Sendespule 16 und der Empfangsspule 14 erforderlichen Lage gehalten werden. Der Prozessor 18 verarbeitet die mit Hilfe des Mikrofons 20 erfasste Toninformation und legt sowohl die Pulsrate als auch die Pulsamplitude für jede Reizelektrode E1 bis E12 fest und steuert die Elektrodenanordnung mit den Elektroden E1 bis E12 des Stimulators 12 zur Abgabe entsprechender Stimulationspulse an. Erfindungsgemäß legt der Prozessor 18 die Pulsrate für jede Reizelektrode E1 bis E12 abhängig von ihrer tatsächlichen Lage, d.h. abhängig von ihrer tatsächlichen Position in der Cochlea fest. Hierzu wird die tatsächliche Position jeder Reizelektrode nach dem Implantieren des Stimulators 12 in den Körper des Patienten exakt ermittelt. Hierzu wird insbesondere ein Bild der Cochlea mit den implantierten Elektroden E1 bis E12 erfasst, beispielsweise mit Hilfe eines radiografischen bildgebenden Verfahren, wie beispielsweise planaren Röntgen, Computertomographie, digitale Volumentomographie oder Magnetresonanztomographie. Ausgehend von einem aufgenommenen Bild kann dann die Position jeder Elektrode E1 bis E12 mit Hilfe einer geeigneten Bildverarbeitungssoftware automatisch bestimmt oder manuell aus dem aufgenommenen Bild ermittelt werden. Die Position wird für jede Elektrode E1 bis E12 insbesondere als Einführwinkel angegeben, der die Insertionstiefe der jeweiligen Elektrode in der Cochlea angibt. Die Aufnahme des Bildes erfolgt nach der Implantierung der Elektrodenanordnung E1 bis E12 in den Patienten. Zur Verbesserung der Bestimmung der Position jeder Elektrode in der Cochlea können auch mehrere Bilder erfasst und ausgewertet werden.

Figur 2 zeigt ein Röntgenbild der Cochlea mit insgesamt zwölf durch Kreise markierte Positionen der Elektroden E1 bis E12 des Stimulators 12, die das postoperativ aufgenommen worden ist. Insbesondere kann das Bild auch als modifizierter Seenver's view, digitale Volumentomographie des Felsenbeins oder als hoch aufgelöste Computertomographie des Felsenbeins mit Verwendung von geeigneten Rekonstruktionsverfahren zur hochgenauen Abschätzung des Einführwinkels ermittelt werden. Der Nullpunkt des Insertionswinkels wird über den Schnittpunkt eines Elektrodenträgers der Elektroden E1 bis E12 mit der Verbindungslinie des Superiorbogengangs SSC zum Vestibulum bestimmt, wie dies in den Dokumenten Cohen, L. T.; Xu, J.; Xu, S. A.; Clark, G. M. (1996): Improved and simplified methods for specifying positions of the electrode bands of a cochlear implant array. In: *Am J Otol* 17, S. 859-65, online verfügbar unter <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8915414>; und Xu, J.; Xu, S. A.; Cohen, L. T.; Clark, G. M. (2000): Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. In: *Am J Otol* 21, S. 49-56; online verfügbar unter <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10651435> erläutert ist. Der Nullpunkt dient als geometrische Nullreferenz wie dies auch im Dokument Boex, C.; Baud, L.; Cosendai, G.; Sigrist, A.; Kos, M. I.; Pelizzone, M. (2006): Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO* 7, S. 110-24. DOI: 10.1007/s10162-005-0027-2 erläutert ist. Dieser Schnittpunkt entspricht dem runden Fenster RW der Cochlea und definiert bei Insertion des Stimulators in das runde Fenster RW die 0-Grad-Referenzlinie für die in der apikalen Windung AW angeordneten Elektroden E1bis E6. Als Drehzentrum des Insertionswinkels wird der Mittelpunkt M* der apikalen Windung AW definiert. Für die basale Windung BW der Cochlea wird der Mittelpunkt M in das Zentrum der basalen Elektroden E7 bis E12 gelegt. Die Verbindung zwischen dem Mittelpunkt M* und dem Schnittpunkt definiert eine sogenannte 720-Grad-Linie, wie dies auch in den Dokumenten Verbist, B. M.; Skinner, Margaret W.; Cohen, L. T.; Leake, P. A.; James, C.; Boex, C. et al. (2010): Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea. In: *Otol Neurotol* 31, S. 722-30. DOI: 10.1097/MAO.0b013e3181d279e0 und Boex, C.; Baud, L.; Cosendai, G.; Sigrist, A.; Kos, M. I.; Pelizzone, M. (2006): Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 7, S. 110-24. DOI: 10.1007/s10162-005-0027-2 erläutert ist. Die mit SSC gekennzeichnete Position gibt den Superiorbogengang an. Wie aus Figur 3 hervorgeht, beträgt der Insertionswinkel der Elektrode E1 in diesem konkreten Ausführungsbeispiel 461,2 Grad.

Im gezeigten Ausführungsbeispiel sind die Elektroden E1 bis E6 in der apikalen Windung AW angeordnet und die Elektroden E7 bis E12 in der basalen Windung BW. Grundsätzlich ist E1 die apikalste Elektrode und E12 die basalste Elektrode. Die restlichen Elektroden E2 bis E11 sind vorzugsweise relativ gleich verteilt dazwischen angeordnet. Durch die individuelle Form der Cochlea eines Patienten und die konkrete Einführtiefe kann nicht grundsätzlich festgelegt werden, welche Elektroden in der basalen bzw. apikalen Windung angeordnet sind. Die konkrete Lage der Elektroden E1 bis E12 und die Zuordnung der Elektroden E1 bis E12 zur basalen Windung BW und apikalen Windung AW wird mit Hilfe des Röntgenbildes oder eines anderen geeigneten Verfahrens ermittelt.

Bei dem nach der schematischen Darstellung nach Fig.5 ermittelten Insertionswinkel der Elektrode E12 ausgehend von dem in Fig.4 gezeigten Röntgenbild beträgt der Insertionswinkel 7,7 Grad.

Die Winkelberechnung ist ausgehend von dem in dem zuvor erwähnten Dokument Boex, C. et al. beschriebenen Verfahren durchgeführt worden. Hierbei orientiert sich der ermittelte Insertionswinkel immer am runden Fenster RW sowohl bei der basalen Windung BW als auch bei der apikalen Windung AW. Daher ist der Winkel einmal im und einmal entgegen dem Uhrzeigersinn ermittelt worden. Erforderlichenfalls wird der ermittelte Insertionswinkel von 360° abgezogen.

Aus dem Dokument Stakhovskaya, O.; Sridhar, D.; Bonham, B. H.; Leake, P. A. (2007): Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. In: *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO* 8, S. 220-33. DOI: 10.1007/s10162-007-0076-9 ist eine mathematische Formel bekannt, die den Zusammenhang zwischen der Entfernung vom runden Fenster und dem Elektroden-Insertionswinkels x für zwei verschiedene Stimulationsorte in der Scala Tympany angibt.

$$y(x) = Ae^{-Bx} + C$$

(Formel 1)

$y(x)$ gibt dabei die prozentuale Länge der Entfernung vom runden Fenster in Bezug auf die Gesamtlänge des für die Tonübertragung relevanten Bereichs der Cochlea im Wertebereich zwischen 0% und 100 % an.

5 Die Parametersätze werden wie folgt gewählt:

y_{SG} : $A = -99,3$; $B = 0,004$; $C = 105$ für das Spiralganglien (SG)
 y_{OC} : $A = -110$; $B = 0,002$; $C = 115$ für das Cortische Organ (OC)

10 Da sich in der Regel die implantierte Elektrodenanordnung 12 in der Scala Tympany zwischen dem Cortischen Organ und dem Spiralganglien befindet, wird für jede Elektrodenwinkelposition x_i der Mittelwert $y_m(x_i)$ von den Parametersätzen y_{SG} und y_{OC} wie folgt berechnet:

$$y_m(x_i) = \frac{y_{SG}(x_i) + y_{OC}(x_i)}{2}$$

(Formel 2)

15

Anschließend wird mit Hilfe der aus Dokument Greenwood, D. D. (1961): Critical Bandwidth and the Frequency Coordinates of the Basilar Membrane. In: *J Acoust Soc Am* 33 (10), S. 1344–1356, bekannten Formel für jede Elektrodenposition x_i eine diesem Ort angepasste Stimulationsrate $F(x_i)$ in Hertz berechnet:

20

$$F(x_i) = D * (10^{a(1-y_m(x_i))/100} - k)$$

(Formel 3)

Vorzugsweise werden die Parameter $D = 165,4$; $a = 2,1$; $k = 0,88$ festgelegt.

25 Die Kopplung der Auslösung eines Aktionspotenzials des Hörnervs an die Phase des elektrischen Stimulationspulses (Synchronisation) ist abhängig von der Stimulationsrate, d.h. von der Pulsrate. Aufgrund der Refraktärzeit der Spiralganglienzellen des Hörnervs nimmt die Synchronisation bereits oberhalb einer Stimulationsfrequenz von 300 Hz ab. Dieses Verhalten ist auch in Figur 6 zu beobachten. Die Steigerung der Stimulationsrate oberhalb 300 pps führt
 30 zu keiner deutlichen Erhöhung der Tonhöhenempfindung. Aus diesem Grund ist eine Unter-
 setzung der Stimulationsrate an Elektrodenpositionen x_i mit höheren Stimulationsraten sinnvoll. Einerseits lässt sich auf diese Weise der für den Betrieb der Stimulation benötigte Ener-

giebedarf reduzieren, andererseits ist der technische Aufwand zur Generierung der Pulsmuster geringer. Zur Bestimmung des Untersetzungsfaktors n wird Formel 4 verwendet. Die nach Formel 3 bestimmte Stimulationsrate $F(x_i)$ wird hierbei durch einen Divisor f_u geteilt und das Ergebnis aufgerundet um einen ganzzahligen Untersetzungsfaktor n zu ermitteln. Nach Formel 5 errechnet sich dann eine angepasste Stimulationsrate $F'(x_i)$, die unterhalb oder gleich f_u liegt. Der Parameter f_u wird entsprechend der individuellen Refraktärzeit des Hörnervs angepasst und kann beispielsweise 1500 Hz betragen.

$$n = \text{ceil} \left[\frac{F(x_i)}{f_u} \right]$$

mit $\text{ceil}()$ als Aufrundungsfunktion.

(Formel 4)

$$F'(x_i) = \left\lfloor \frac{F(x_i)}{n} \right\rfloor$$

(Formel 5)

Beispiel $F(x_i)$ und $F'(x_i)$ für ein Implantat mit $n = 12$ Elektroden und $f_u = 1500$ Hz:

Elektrode i	Einführungswinkel x_i [Grad]	$F(x_i)$ [Hz]	$F'(x_i)$ [Hz]
E1	461,2	283,5	283,5
E2	410,0	378,6	378,6
E3	366,1	492,7	492,7
E4	271,0	933,2	933,2
E5	223,9	1341,7	1341,7
E6	183,6	1890,7	945,4
E7	176,7	2011,9	1005,9
E8	153,7	2494,9	1247,5
E9	115,8	3663,9	1221,3

E10	59,2	7055,2	1411,0
E11	25,7	10983,5	1372,9
E12	7,7	14206,4	1420,6

In der vorstehenden Tabelle sind die Insertionswinkel bzw. Einführwinkel der Elektroden E1 bis E12 nach den Figuren 2 bis 5 angegeben. Zusätzlich ist die für den jeweiligen ermittelten Einführwinkel ermittelte individuelle Pulsrate angegeben.

5

Die erfindungsgemäße Vorgehensweise zur Festlegung der individuellen Pulsrate für jede Elektrode E1 bis E6 wurde bei 11 einseitig ertaubten Testpersonen mit einem Cochlea-Implantat erprobt. Hierbei wurde eine nachfolgend beschriebene Testmethode verwendet. Hierbei ist die Elektrode E1 die apikalste Elektrode.

10

Die mittels der erfindungsgemäßen Festlegung einer Stimulationsfrequenz für jede der Elektroden E1 bis E6 abhängig von ihrer tatsächlichen Lage in der Cochlea parametrisierte elektrische Stimulation des mit einem Cochlea-Implantat versorgten Ohres erzeugte eine individuelle Tonhöhenempfindung einer bestimmten Tonhöhe bei den Testpersonen. Diese Tonhöhenempfindung wurde in einem Experiment mit den Testpersonen durch das im Dokument Baumann, U.; Nobbe, A. (2006): The cochlear implant electrode-pitch function. In: *Hear Res* 213, S. 34-42. DOI: 10.1016/j.heares. 2005.12.010 beschriebene Tonhöhen-einregel-Verfahren bestimmt. Die Aufgabe der Testpersonen war hierbei, die Frequenz (Tonhöhe) eines akustischen Sinuston-Stimulus am Gegenohr gegenüber der Wahrnehmung mit Hilfe des Cochlea-Implantates derart einzuregeln, dass die akustisch stimulierte Empfindung an dem normalhörenden Ohr mit der wahrgenommenen Tonhöhe des elektrischen Stimulus am mit dem Cochlea-Implantat versorgten Ohr übereinstimmt.

15

20

Es wurde für jeden Probanden an jeweils sechs apikalen Elektroden E1 bis E6 mit Hilfe des erfindungsgemäßen Verfahrens die Stimulation vorgegeben. Der Tonhöhenvergleich wurde für jede Elektrode insgesamt sechsmal wiederholt. Hierbei wurde die akustische Startfrequenz am normalhörenden Ohr randomisiert im Bereich zwischen 80 Hz und 8000 Hz ausgewählt, wobei diese jeweils 3-mal oberhalb und 3-mal unterhalb der durch die erfindungsgemäße Vorgehensweise festgelegten Pulsrate der Stimulationspulse lag. Die Testperson wurde angewiesen, die Frequenz des akustischen Stimulus über einen Drehknopf eines Drehimpulsgebers

25

30

so zu ändern, dass die durch den akustischen Stimulus erzeugte Tonhöhenempfindung mit der durch den elektrischen Stimulus erzeugten Tonhöhenempfindung möglichst genau übereinstimmte. Die Testperson signalisierte die Übereinstimmung durch das Drücken des Drehknopfes. Am Drehknopf befand sich keinerlei Markierung, welche für die Reproduktion einer Einstellung ermöglicht hätte.

Zur Ansteuerung der einzelnen Elektroden E1 bis E6 wurde zur Durchführung des oben erläuterten Tests ein spezielles Cochlea-Implantat Interface, nämlich die Research Interface Box II, (RIB II) des Institute for Ion and Applied Physics, Innsbruck, Österreich, verwendet. Diese wurde zur direkten Kontrolle von Implantaten des Gerätetyps SONATA_{TI100} und CONCERTO Implantate verwendet. Details über die Research Interface Box II sind in Bahmer, A.; Peter, O.; Baumann, U. (2008): Recording of electrically evoked auditory brainstem responses (E-ABR) with an integrated stimulus generator in Matlab. In: *Journal of neuroscience methods* 173, S. 306-14. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2008.06.012 beschrieben.

Die Ergebnisse der durchgeführten Tests eines Tonhöhen-Einregel-Hörversuches mit den 11 Testpersonen sind in den Figuren 7a bis 7k in insgesamt 11 Diagrammen gezeigt, wobei das Testergebnis einer Testperson jeweils in einem Diagramm dargestellt ist. Jeder Datenpunkt in den Diagrammen repräsentiert das Ergebnis des Tonhöhenvergleichs einer Elektrode E1 bis E6, wobei dieser durch die Ermittlung des Medians aus sechs Wiederholungen mit randomisierten Startfrequenzen des akustischen Vergleichstons bestimmt wurde. An der X-Achse sind die nach der erfindungsgemäßen Vorgehensweise ermittelten elektrischen Pulsraten für die sechs apikalsten Elektroden E1 bis E6 des Cochlea-Implantats dargestellt. Die Ergebnisse zeigen im Vergleich zu bisherigen Untersuchungen mit anderen Pulsraten wesentlich kleinere intra-individuelle Streuungen, was auf die Ausprägung eines salienten Tonhöheneindrucks durch die mit den erfindungsgemäß ermittelten Pulsraten angesteuerten Elektroden schließen lässt. Alle Daten lassen sich individuell durch eine lineare Regression mit teils sehr großer Übereinstimmung annähern. So wurde eine Übereinstimmung mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 > 0,9$ erreicht. Die in den Diagrammen nach den Figuren 7a bis 7k eingezeichneten Linien zeigen jeweils die lineare Regression des Testergebnisses der jeweiligen Testperson.

Figur 8 stellt die Mediane der eingeregelter Vergleichstonhöhe aller Versuchspersonen abhängig von dem ermittelten Einführwinkel im Vergleich zu der aus dem Dokument Greenwood, D. D. (1961): Critical Bandwidth and the Frequency Coordinates of the Basilar Memb-

rane. In: *J Acoust Soc Am* 33 (10), S. 1344–1356 bekannten Funktion nach Greenwood dar. Die für insgesamt 66 Elektroden dargestellten Ergebnisse zeigen eine hohe Übereinstimmung mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,85$, die bisher in keiner anderen Vorgehensweise erreicht wurde.

5

Im Unterschied zu den Testergebnissen bei einer Ansteuerung der Elektroden E1 bis E12 mit einer mit Hilfe der erfindungsgemäßen Vorgehensweise festgelegten Pulsrate ist in Figur 6 ein im Dokument Nobbe, A. (2004): Pitch perception and signal processing in electric hearing. HNO-Heilkunde. Ludwig-Maximilians-Universität München. Dissertation bereits veröffentlichtes Diagramm mit der subjektiven Einschätzung der Tonhöhe von insgesamt acht Testpersonen mit einem Cochlea-Implantat abhängig vom Elektrodenort gezeigt. Die Elektrode E1 ist dabei apikal und die Elektrode E10 basal angeordnet. Die für die Elektroden E1, E3, E7 und E10 im Diagramm angegebenen Werte sind Mittelwerte der acht Testpersonen. Auf der X-Achse ist dabei die applizierte Pulsrate, mit der die jeweilige Elektrode E1 bis E10 angesteuert worden ist, und auf der Y-Achse die geschätzte Tonhöhe eingezeichnet. Dieses Diagramm zeigt, dass die Tonhöhenempfindung abhängig von der Pulsrate und vom Ort der Elektrode E1 bis E10 in der Cochlea ist.

10

15

20

25

30

Figur 9 zeigt ein in dem Dokument Schatzer, R. (2010): Novel concepts for stimulation strategies in cochlear implants. Dissertation. University of Innsbruck, Innsbruck. Faculty of Mathematics, Computer Science and Physics bereits veröffentlichtes Diagramm mit Testergebnissen eines mit 12 Testpersonen zum Sprachverstehen von kantonesischen Lauten durchgeführten Tests, wobei die korrekte Spracherkennung von Testpersonen mit konventionell angesteuerten Cochlea-Implantaten und Probanden mit einer im Stand der Technik bekannten verbesserten Ansteuerung des Cochlea-Implantats gegenübergestellt wurden. Das Diagramm nach Figur 9 zeigt in der rechten Spalte eine Gruppenauswertung, aus der hervorgeht, dass die verbesserte Ansteuerung der Elektroden im Stand der Technik keine Verbesserung gegenüber der konventionellen Ansteuerung der Elektroden gebracht hat. Die im Stand der Technik bekannte verbesserte Ansteuerung der Elektroden beruht auf einer zeitlichen Feinstruktur, die auch als TFS bezeichnet wird. Im Unterschied hierzu wird durch die in Figur 7 gezeigte Verbesserung der Tonhöhenwahrnehmung aufgrund der erfindungsgemäßen Ansteuerung der Elektroden eine erheblich verbesserte Tonwahrnehmung erreicht, die auch zu einer Verbesserung der Identifikation von kantonesischen Tönen führt.

Figur 10 zeigt ein Diagramm mit Ergebnissen eines Tonhöhenregelungsexperiments, wie es auch zum Ermitteln der Tonhöhenwahrnehmung in Verbindung mit Figur 7 erläutert worden ist, wobei keine Anpassung der Reizrate an die Position der Elektrode in der Cochlea erfolgt ist. Die Probanden sind in diesem Diagramm mit CI1, CI2, PE3, EAS4, EAS5, EAS6, EAS7 und EAS8 bezeichnet. Bei der Testperson CI1 wurden zwölf Einregelungstests, bei der Testperson CI2 zwei Einregelungstests, bei der Testperson PE3 ein Einregelungstest, bei der Testperson EAS4 sechs Einregelungstests, bei der Testperson EAS5 21 Einregelungstests, bei der Testperson EAS6 19 Einregelungstests, bei der Testperson EAS7 sechs Einregelungstests und bei der Testperson EAS8 sieben Einregelungstests durchgeführt. Die auf der y-Achse eingezeichneten eingestellten Frequenzen schwanken hierbei insbesondere bei den Versuchspersonen CI1, EAS6 und EAS8 stark, so dass eine relativ schlechte Tonhöhenwahrnehmung bei für die Elektroden unabhängig von deren Position festgelegten Pulsraten festzustellen ist.

Bekannte Verfahren zur Ansteuerung von Reizelektroden eines Cochlea-Implantats berücksichtigen nicht die konkrete individuelle Position der einzelnen Reizelektroden E1 bis E12 in der Cochlea bei der Erzeugung der Stimulationspulse. Bei der erfindungsgemäßen Vorgehensweise erfolgt erstmals eine individuelle Ermittlung der Pulsrate für jede einzelne Reizelektrode E1 bis E12 abhängig von den nach der Implantation der Reizelektroden E1 bis E12 gewonnenen Positionsdaten oder Positionsinformationen. Durch die erfindungsgemäße Vorgehensweise ergibt sich im Unterschied zu aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren eine nahe an der Normalfunktion liegende Tonotopie der Tonhöhenempfindung eines Patienten mit Cochlea-Implantat, wie dies in den Figuren 7a bis 7k und Figur 8 gezeigt ist.

Bekannte Ansteuerungen der Reizelektroden mit einer festen Reizrate erzeugen hingegen nur eine sehr unpräzise Tonhöhenempfindung bei Patienten mit Cochlea-Implantat, wie dies in Verbindung mit Figur 10 erläutert wurde. Diese Streuung der Tonhöhenempfindung konnte nachweislich für Testpersonen durch die erfindungsgemäße Vorgehensweise reduziert werden, wie dies aus den Figuren 7a bis 7k hervorgeht. Hierdurch kann bei Personen mit Cochlea-Implantat die Qualität der Abbildung von Musiksignalen und Sprache deutlicher erfolgen und wird den Genuss von Musik oder das Verstehen von katonesischen Lauten überhaupt erstmals für Personen mit Cochlea-Implantaten möglich. Darüber hinaus verbessert sich auch das Sprachverstehen bei Störgeräuschen. Auch die Übertragung von prosodischer Information kann im Vergleich zu bekannten Ansteuerverfahren von Reizelektroden verbessert werden.

Bezugszeichenliste

	10	Vorrichtung
	12	Stimulator
5	14	Empfangsspule
	16	Sendespule
	18	Prozessor
	20	Mikrofon
	22	Batterie
10	E1 bis E12	Reizelektroden
	M, M*	Mittelpunkt
	BW	basale Windung
	AW	apikale Windung
	SSC	Superiorbogengang
15	RW	rundes Fenster

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur elektrischen Stimulation,
5 mit einem Stimulator (12), der eine mehrkanalige Elektrodenanordnung mit mehreren Reizelektroden (E1 bis E12) umfasst,
mit einem Prozessor (18), der die Pulsrate und die Pulsamplitude für jede Reizelektrode (E1 bis E12) festlegt und der die Elektrodenanordnung zur Abgabe von Stimulationspulsen der festgelegten Pulsrate und Pulsamplitude ansteuert, dadurch gekennzeichnet,
10 zeichnet,
dass der Prozessor (18) die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von ihrer Lage in der Cochlea festlegt.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Stimulator (12) einen
15 Teil eines Cochlea-Implantats bildet.
3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) die Reizelektroden (E1 bis E12) mit der festgelegten Pulsrate ansteuert.
20
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) abhängig von der Amplitude einer zu stimulierenden Toninformation die Pulsamplitude der durch die Reizelektroden (E1 bis E12) abzugebenden Stimulationspulse festlegt.
25
5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) abhängig von der Tonhöhe einer zu stimulierenden Toninformation mindestens eine Reizelektrode (E1 bis E12) zur Stimulation dieser Toninformation auswählt und mit der für diese Reizelektrode (E1 bis E12) festgelegter Pulsrate
30 zur Abgabe von Stimulationspulsen ansteuert.
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) zusätzlich abhängig von der Tonhöhe einer zu stimulierenden Toninformation festlegt.

- 5 7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenanordnung mehrere monopolare Reizelektroden (E1 bis E12) umfasst.
8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass für jede Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von deren Position in der Cochlea die zu erwartende Tonhöhenempfindung bestimmt wird.
- 10 9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Position der Reizelektrode (E1 bis E12) als Einführwinkel ermittelt wird.
- 15 10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ausgehend von der für jede Reizelektrode (E1 bis E12) ermittelte Position eine Basis-Tonotopie-Anordnung ermittelt wird.
- 20 11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) die Reizrate jeder einzelnen Reizelektrode (E1 bis E12) individuell derart steuert, dass am jeweiligen Stimulationsort die ausgehend von der Basis-Tonotopie-Anordnung bestimmte Tonhöhenempfindung erzeugt wird.
- 25 12. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) die Pulsamplitude durch eine gewichtete parallele Stimulation benachbarter Reizelektroden (E1 bis E12) festlegt.
- 30 13. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Prozessor (18) nach Festlegung der Pulsrate und/oder Pulsamplitude prüft, ob eine lokale Überhöhung des elektrischen Feldes eine zu laute Empfindung erzeugt, wobei der Prozessor (18) die Anzahl der Pulse bei einer festgestellten Überhöhung reduziert.
14. Verfahren zur Ansteuerung von Reizelektroden einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung eines Stimulators,

bei dem die Pulsrate und die Pulsamplitude für jede Reizelektrode (E1 bis E12) festgelegt wird,

und bei dem die Elektrodenanordnung zur Abgabe der festgelegten Pulsrate und Pulsamplitude angesteuert wird, dadurch gekennzeichnet,

5 dass die tatsächliche Lage jeder Reizelektrode (E1 bis E12) in der Cochlea ermittelt wird, und

dass die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von ihrer ermittelten Lage in der Cochlea festgelegt wird.

10 15. Computerprogrammprodukt, umfassend Befehle und Daten in codierter Form, die nach dem Laden der Programmdateien ein Datenverarbeitungssystem (18) veranlassen, die Pulsrate für jede Reizelektrode (E1 bis E12) einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung abhängig von ihrer jeweiligen tatsächlichen Lage in der Cochlea festzulegen.

15 16. Verfahren zum Festlegen von Pulsraten zur Ansteuerung von Reizelektroden einer mehrkanaligen Elektrodenanordnung eines Stimulators (16) eines Cochleaimplantates, mit den folgenden Schritten:

- 20 - Ermitteln der tatsächlichen Lage einer Elektrode (E1 bis E12) eines implantierten Stimulators (12) in der Cochlea, und
- Bestimmen einer Pulsrate zur Ansteuerung dieser Elektrode in Abhängigkeit von der ermittelten tatsächlichen Lage.

25 17. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem die tatsächliche Lage einer Elektrode (E1 bis E12) mithilfe eines radiografischen Verfahrens ermittelt wird, insbesondere durch planares Röntgen, Computertomografie, digitale Volumetomografie oder Magnetresonanztomografie.

30 18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, bei dem die tatsächliche Lage der Reizelektrode (E1 bis E12) in der Cochlea als Einführwinkel ermittelt wird.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, bei dem für die besagte Reizelektrode (E1 bis E12) abhängig von deren Position in der Cochlea die zu erwartende Tonhöhenempfindung bestimmt wird.
- 5 20. Verfahren nach Anspruch 19, bei dem die zu erwartende Tonhöhenempfindung mithilfe einer mathematischen Funktion aus der ermittelten Lage der Reizelektrode (E1 bis E12) berechnet wird.
- 10 21. Verfahren nach Anspruch 19 oder 20, bei dem die Pulsrate für eine bestimmte Reizelektrode (E1 bis E12) entsprechend der Frequenz der aus der tatsächlichen Lage in der Cochlea abgeleiteten, zu erwartenden Tonhöhenempfindung gewählt wird, oder so gewählt wird, dass die Frequenz der aus der tatsächlichen Lage der Cochlea abgeleiteten zu erwartenden Tonhöhenempfindung einem ganzzahligen Vielfachen der Pulsrate entspricht.
- 15 22. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 21, bei dem ausgehend von der für jede Reizelektrode (E1 bis E12) ermittelten Position eine Basis-Tonotopie-Anordnung ermittelt wird.

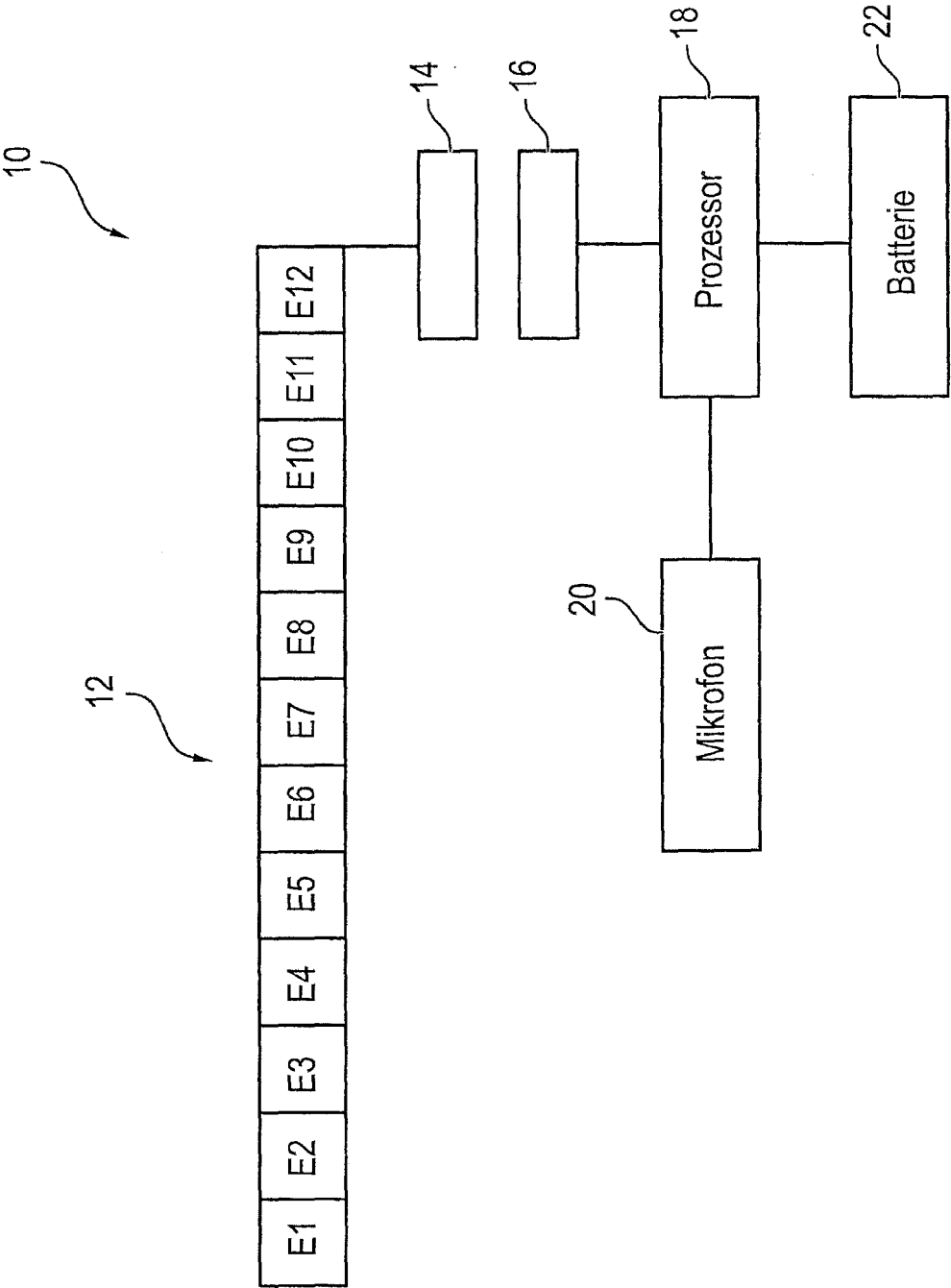


FIG. 1

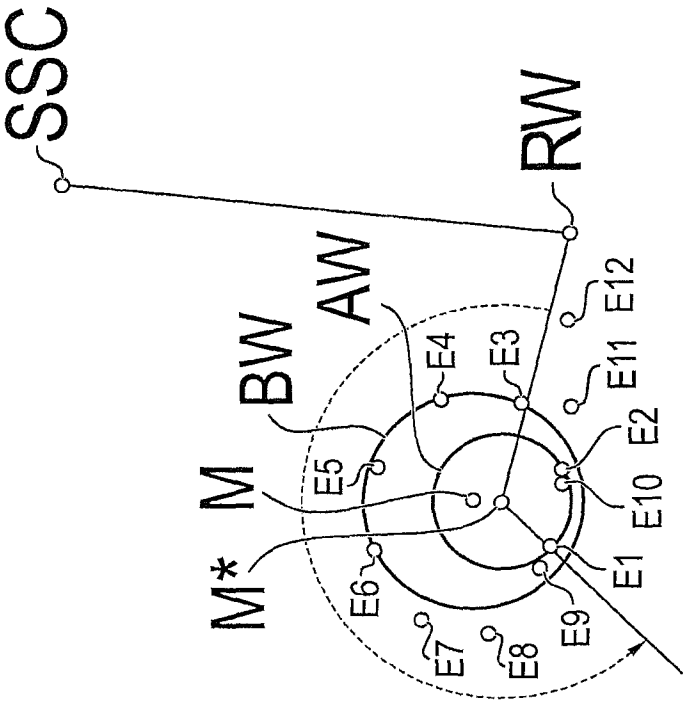


FIG. 3

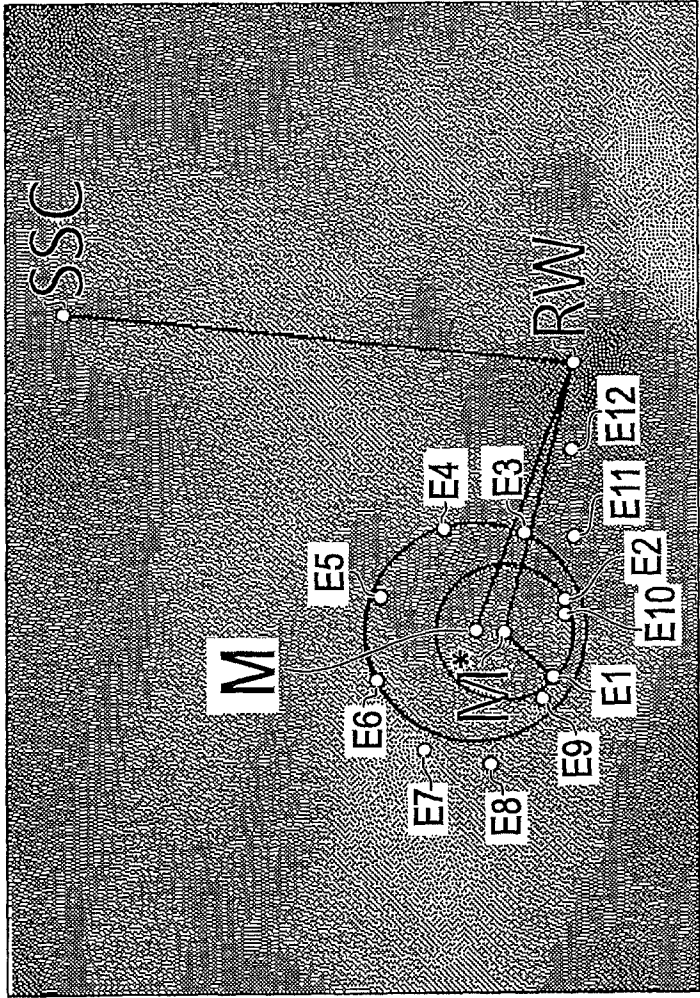


FIG. 2

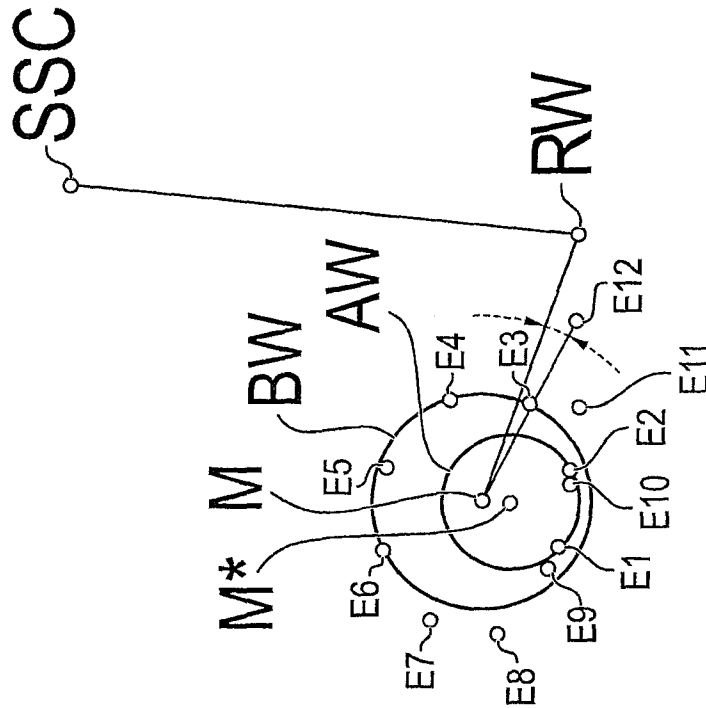


FIG. 5

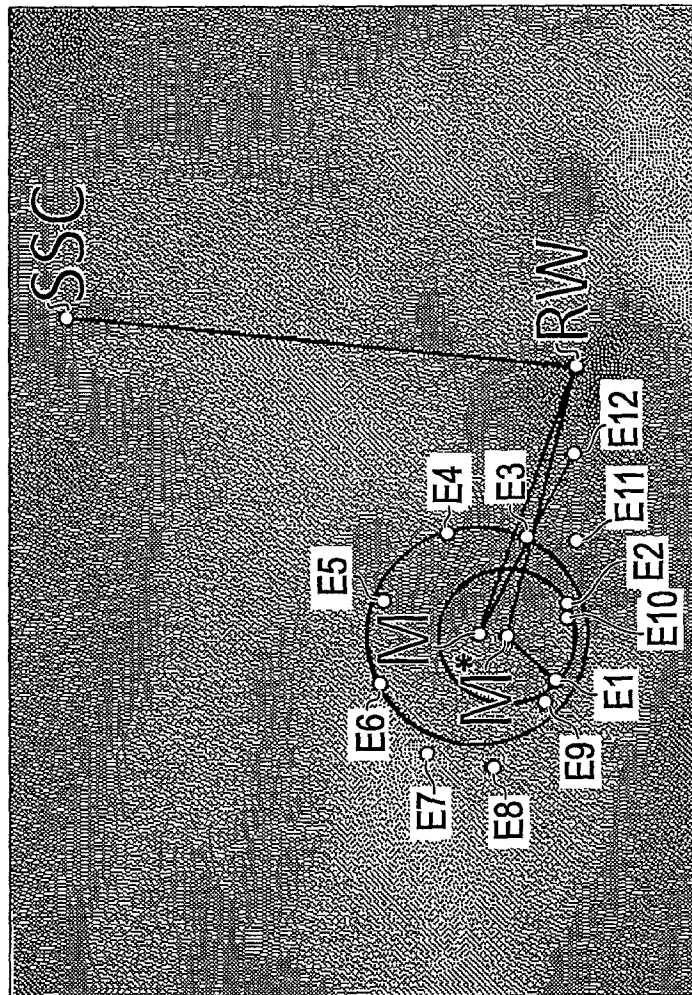


FIG. 4

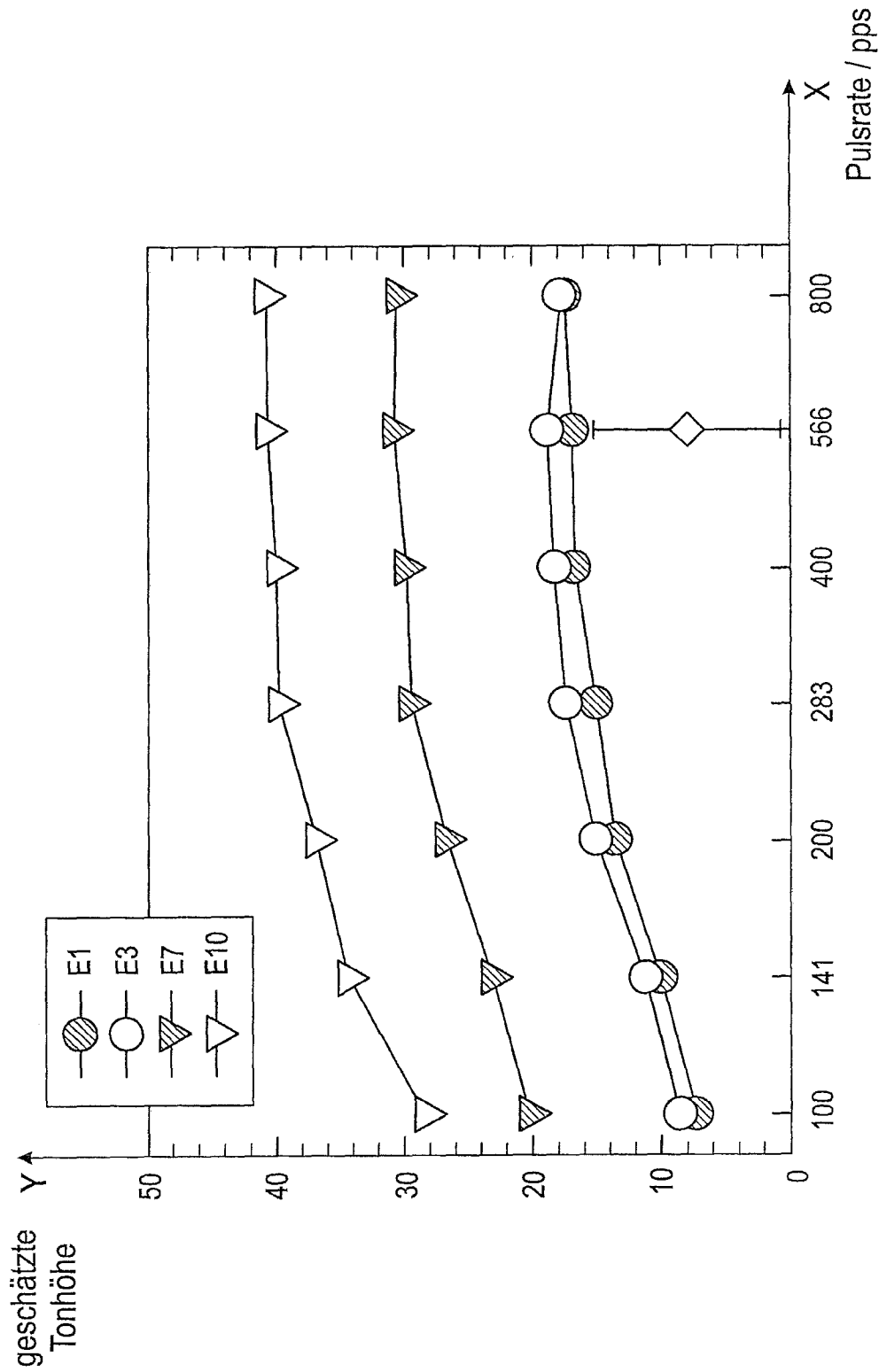


FIG. 6

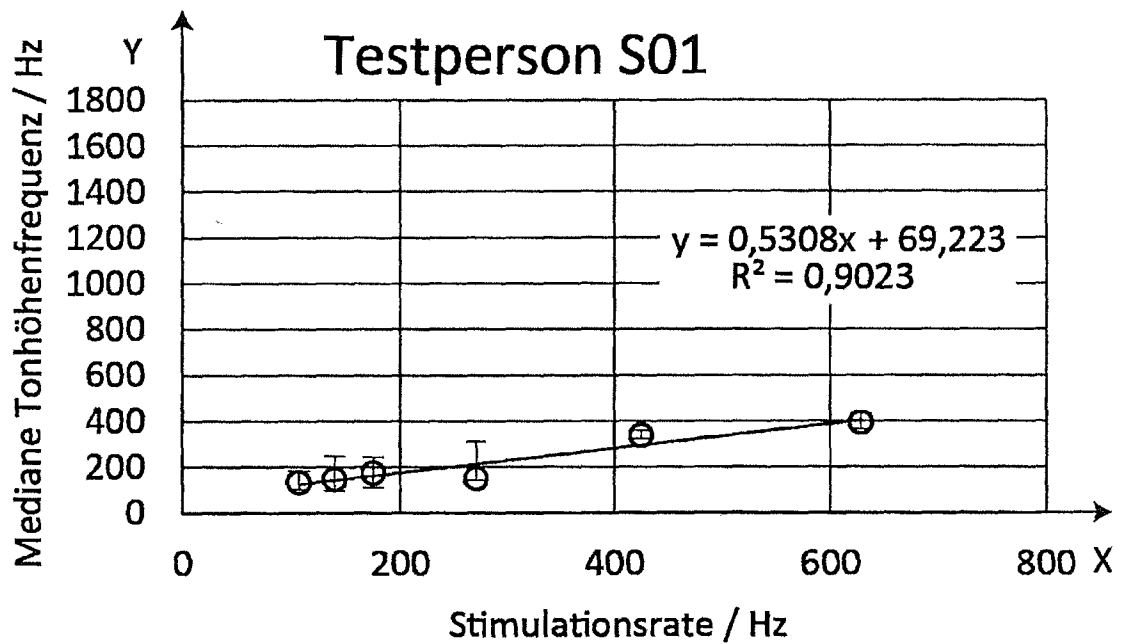


FIG. 7a

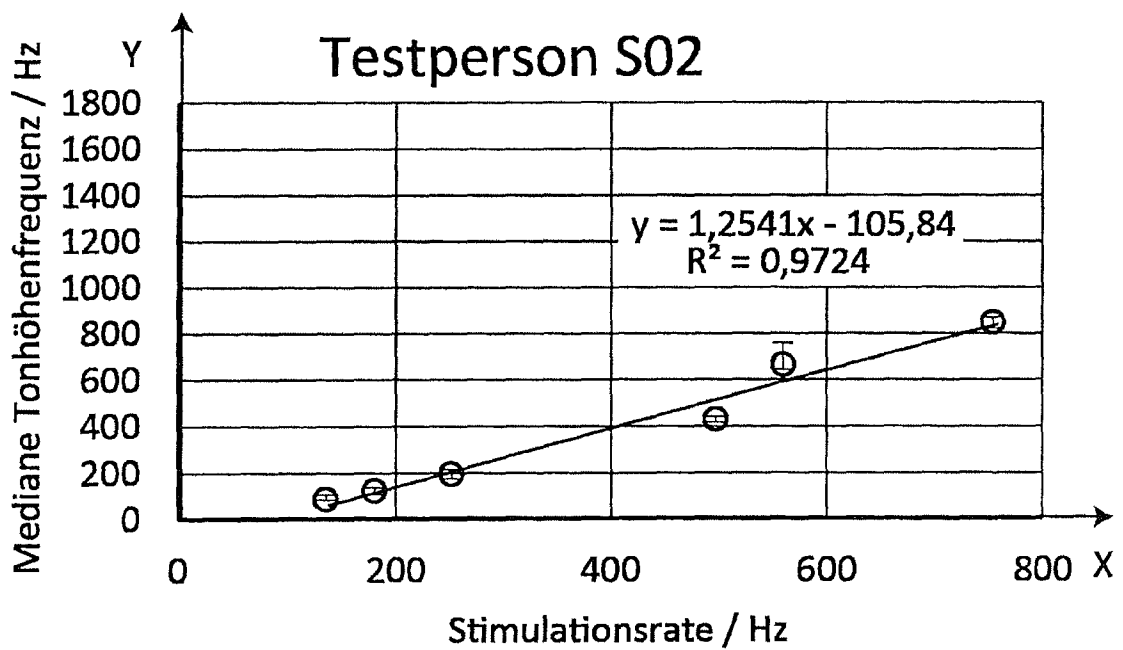


FIG. 7b

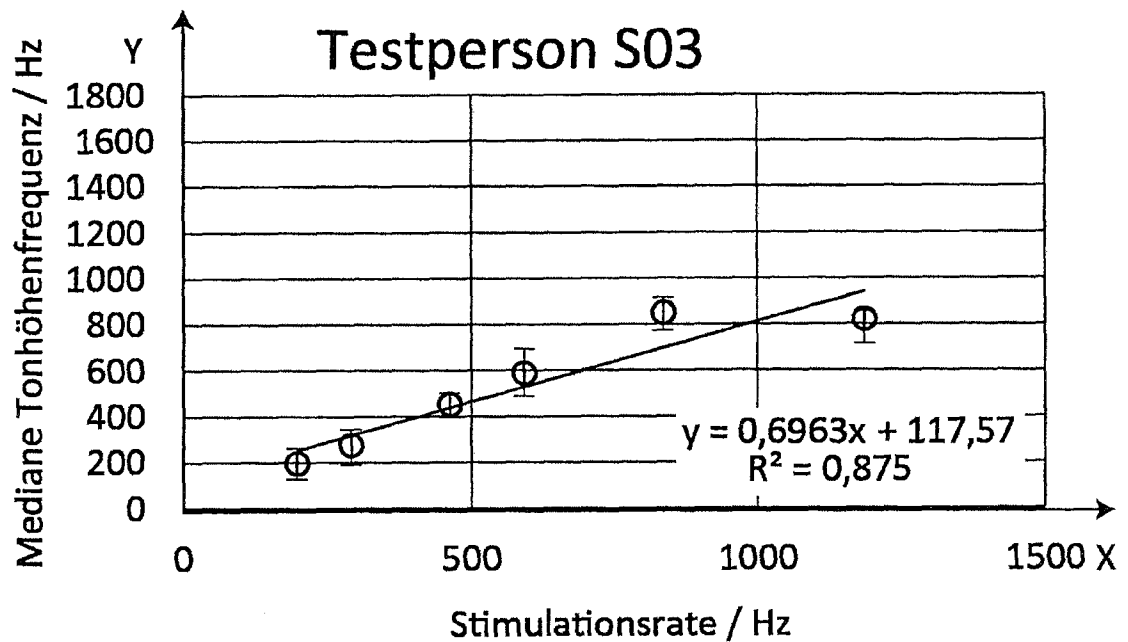


FIG. 7c

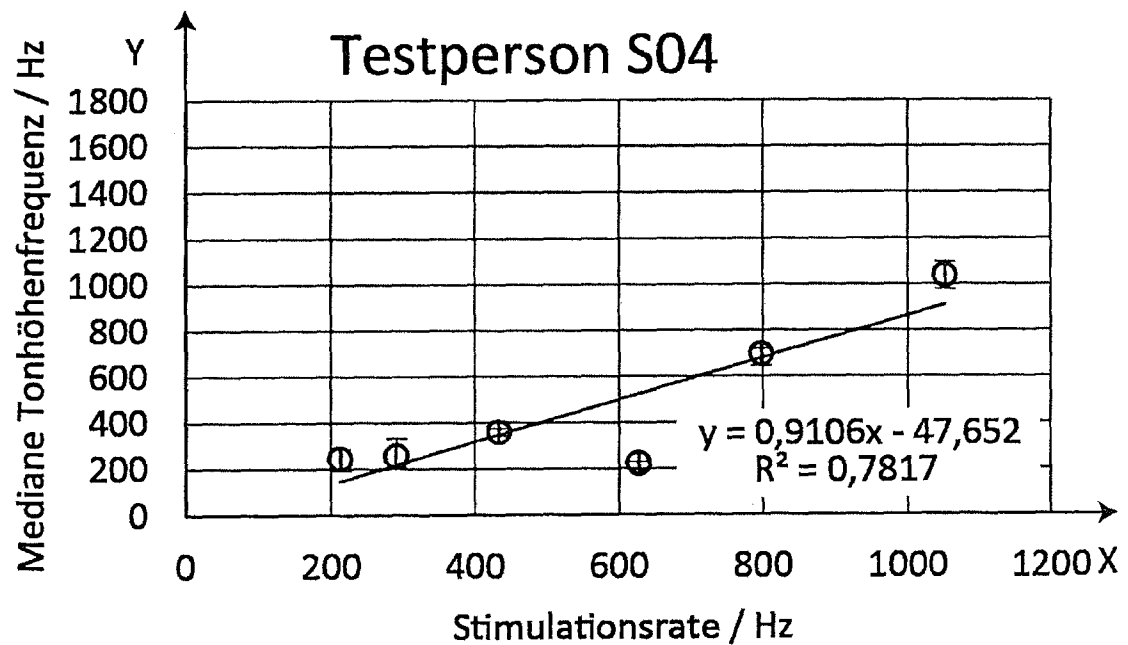


FIG. 7d

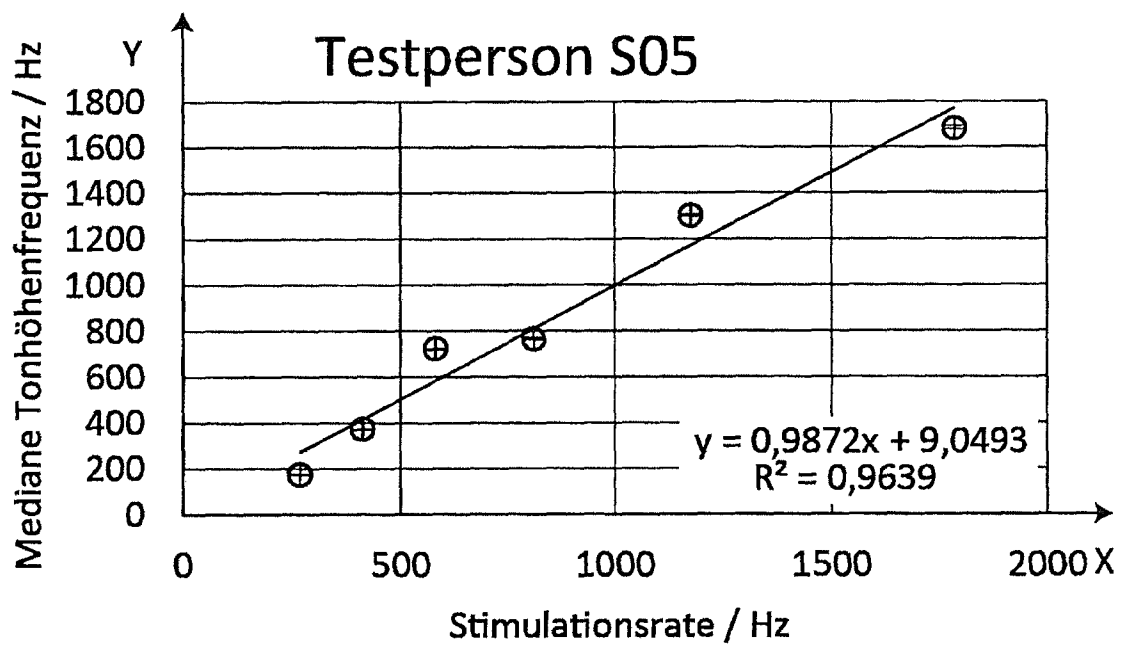


FIG. 7e

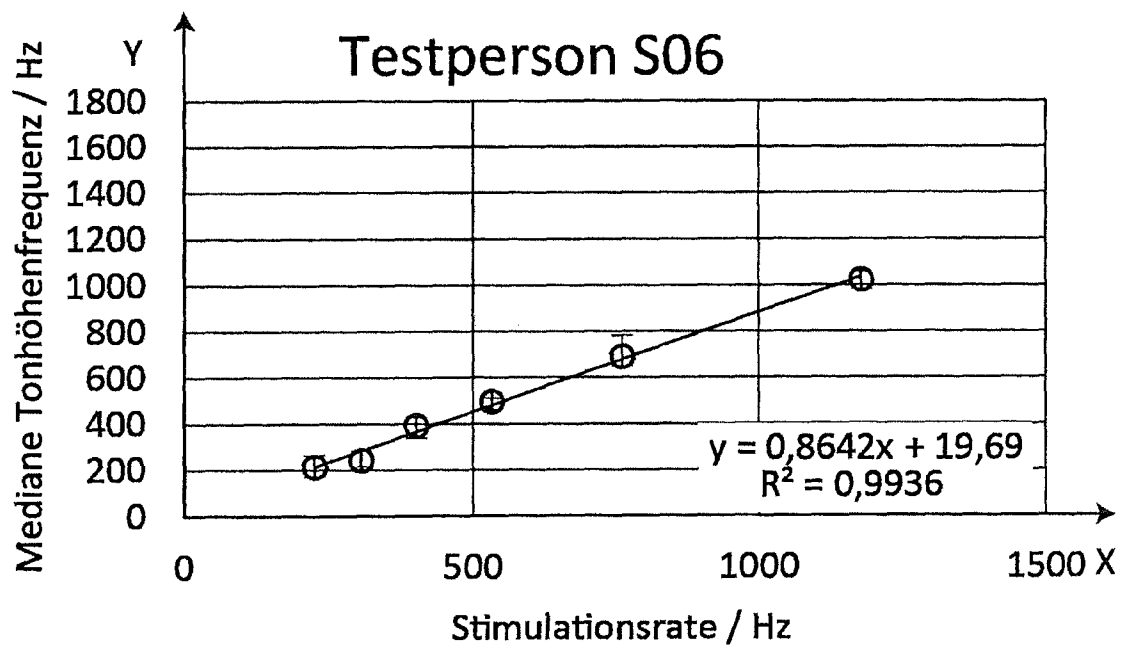


FIG. 7f

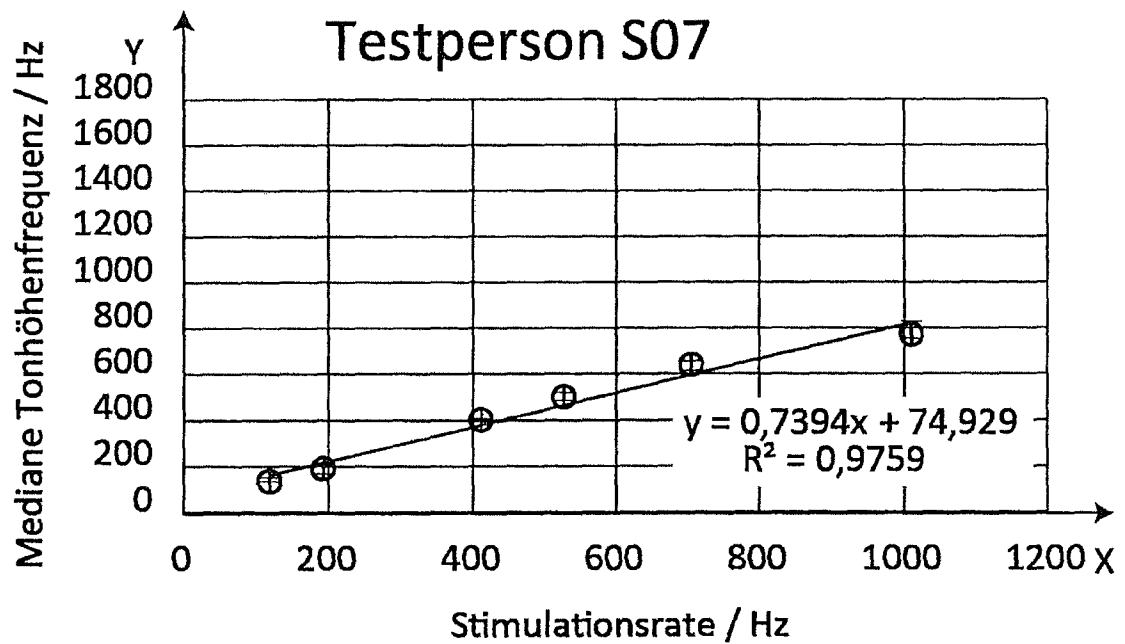


FIG. 7g

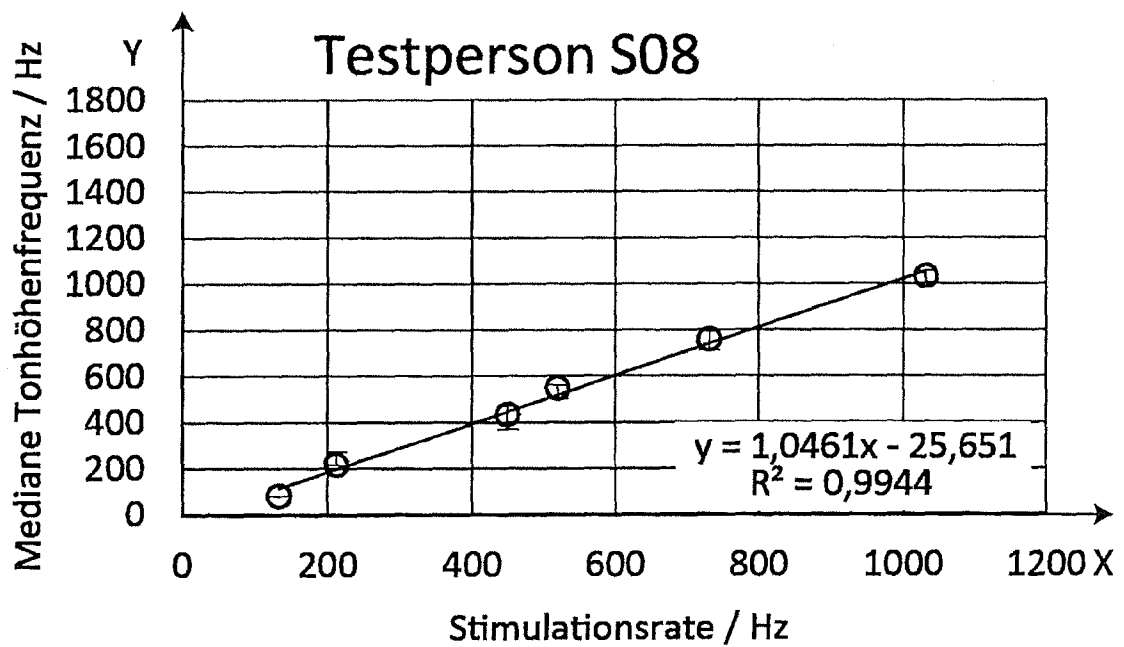


FIG. 7h

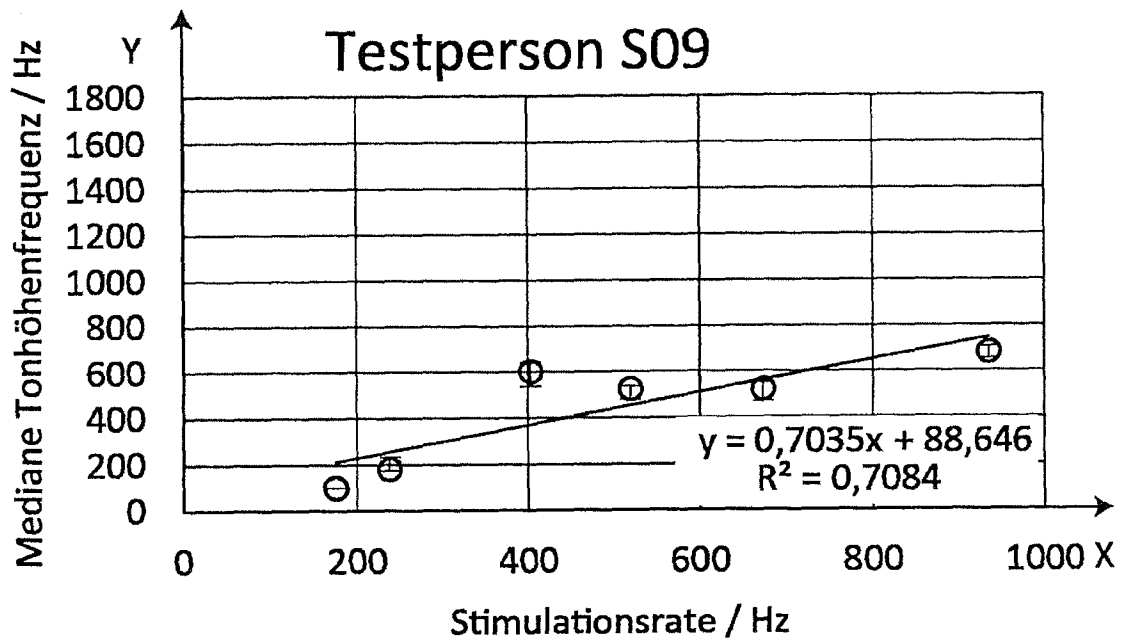


FIG. 7i

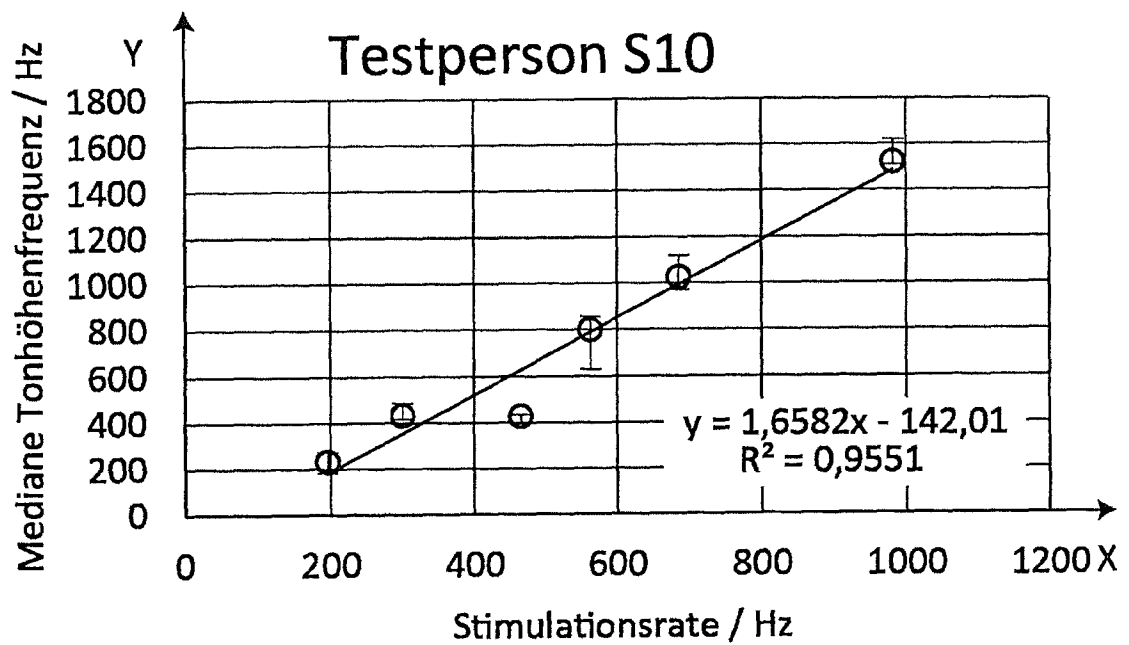


FIG. 7j

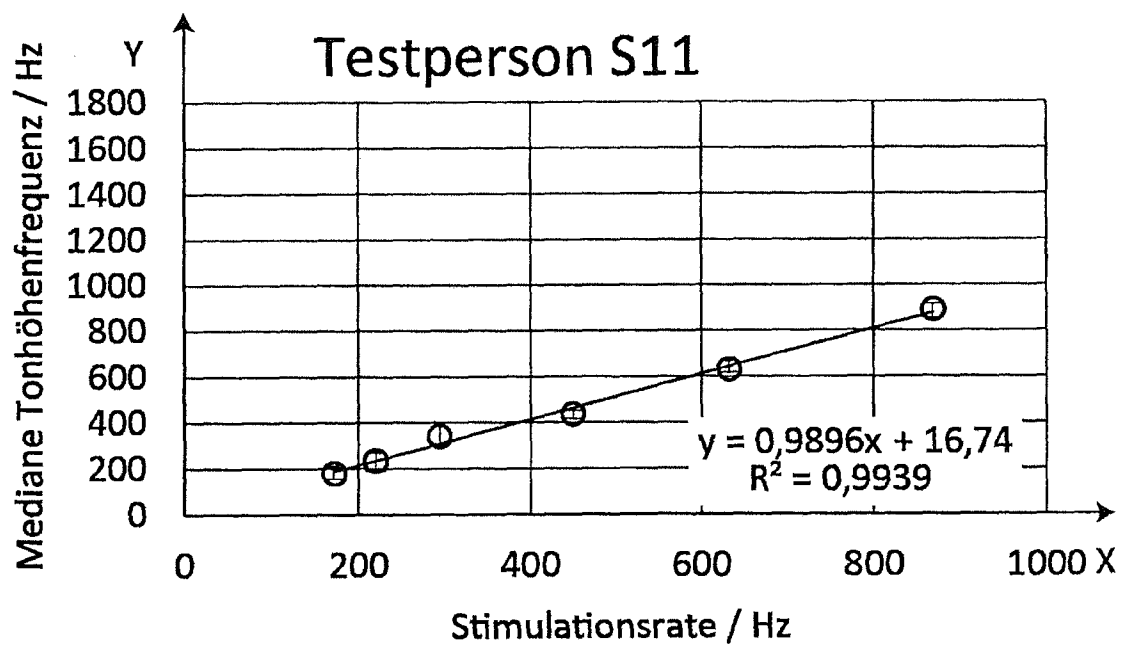


FIG. 7k

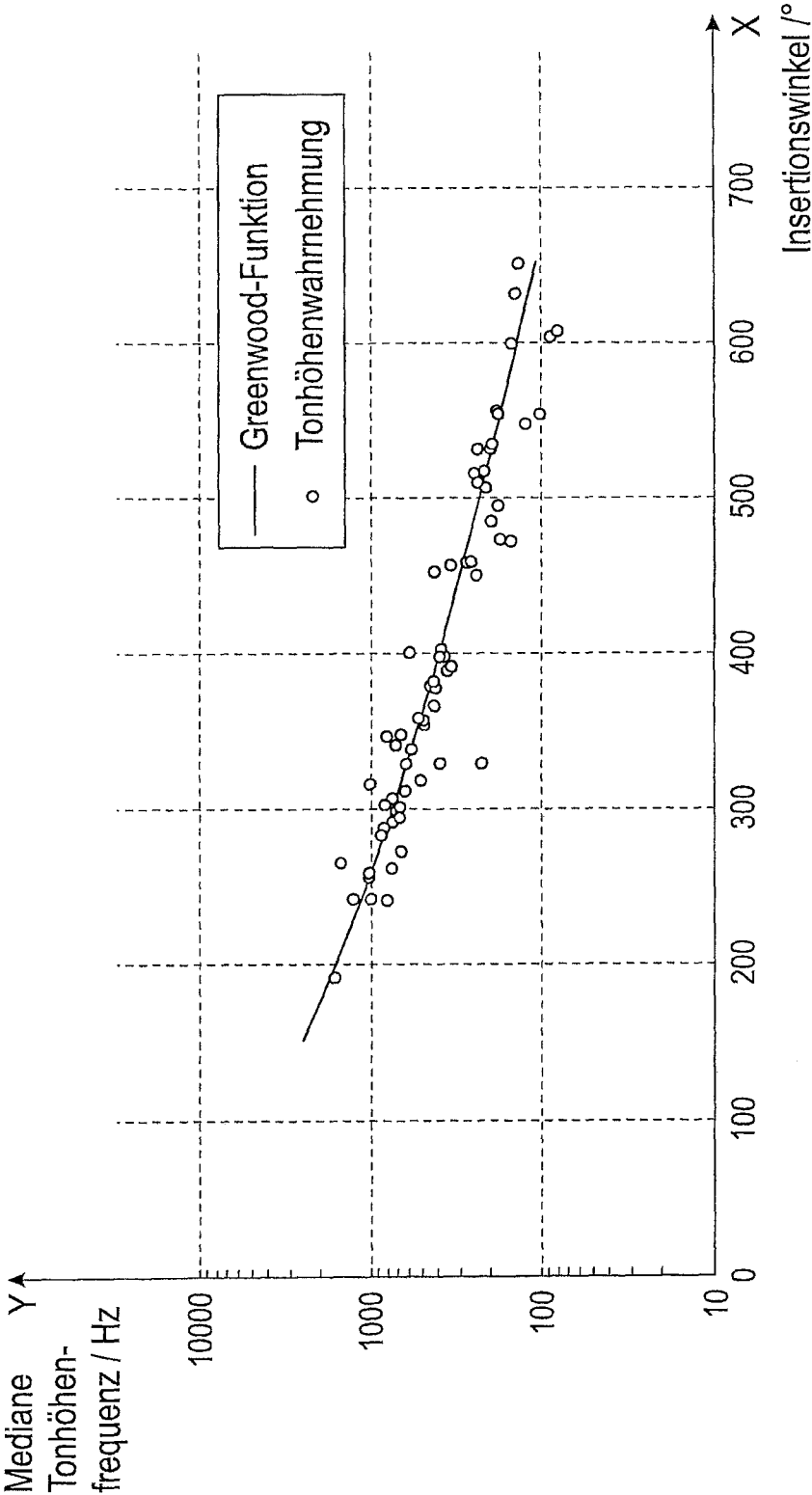


FIG. 8

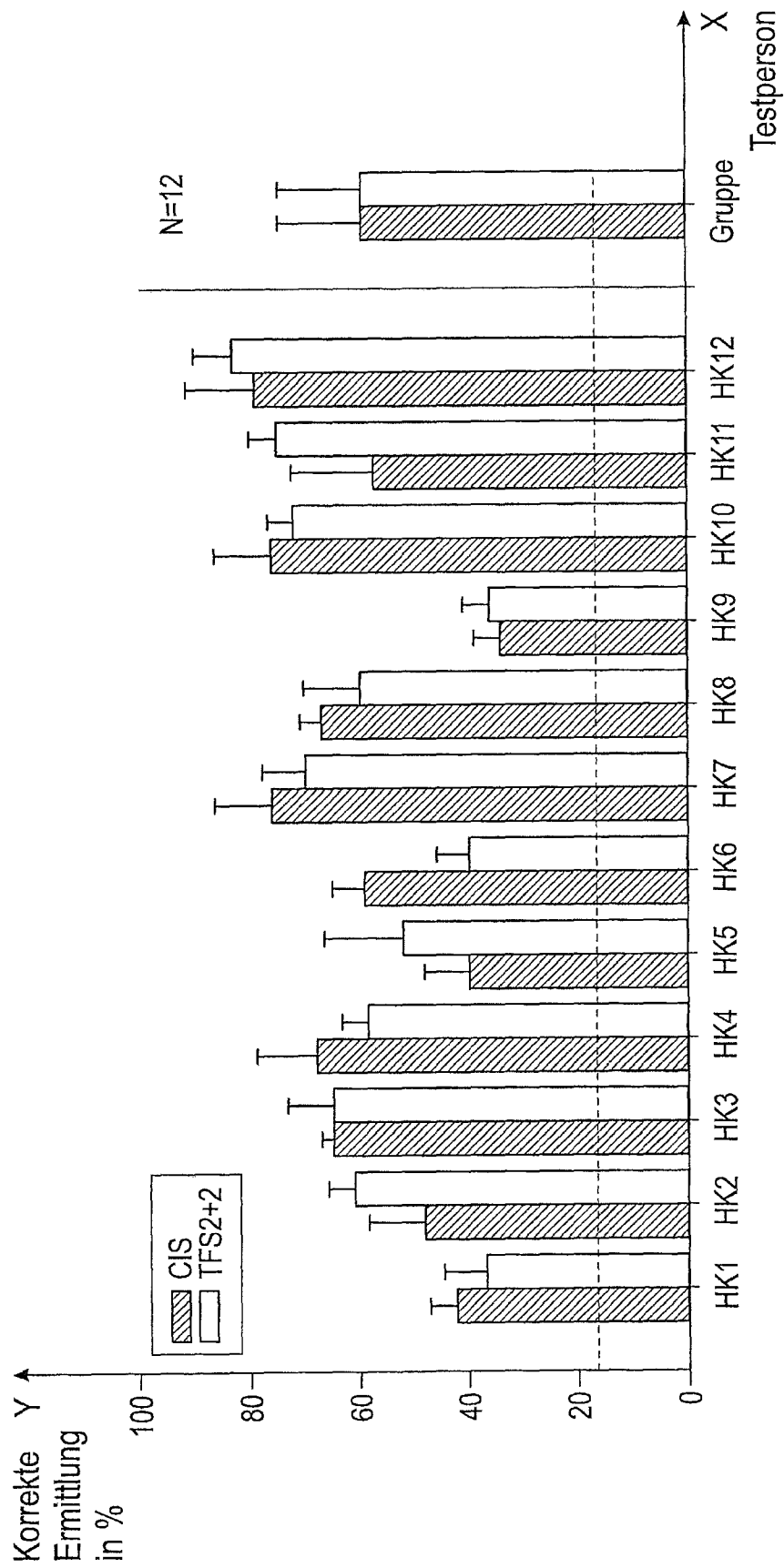


FIG. 9

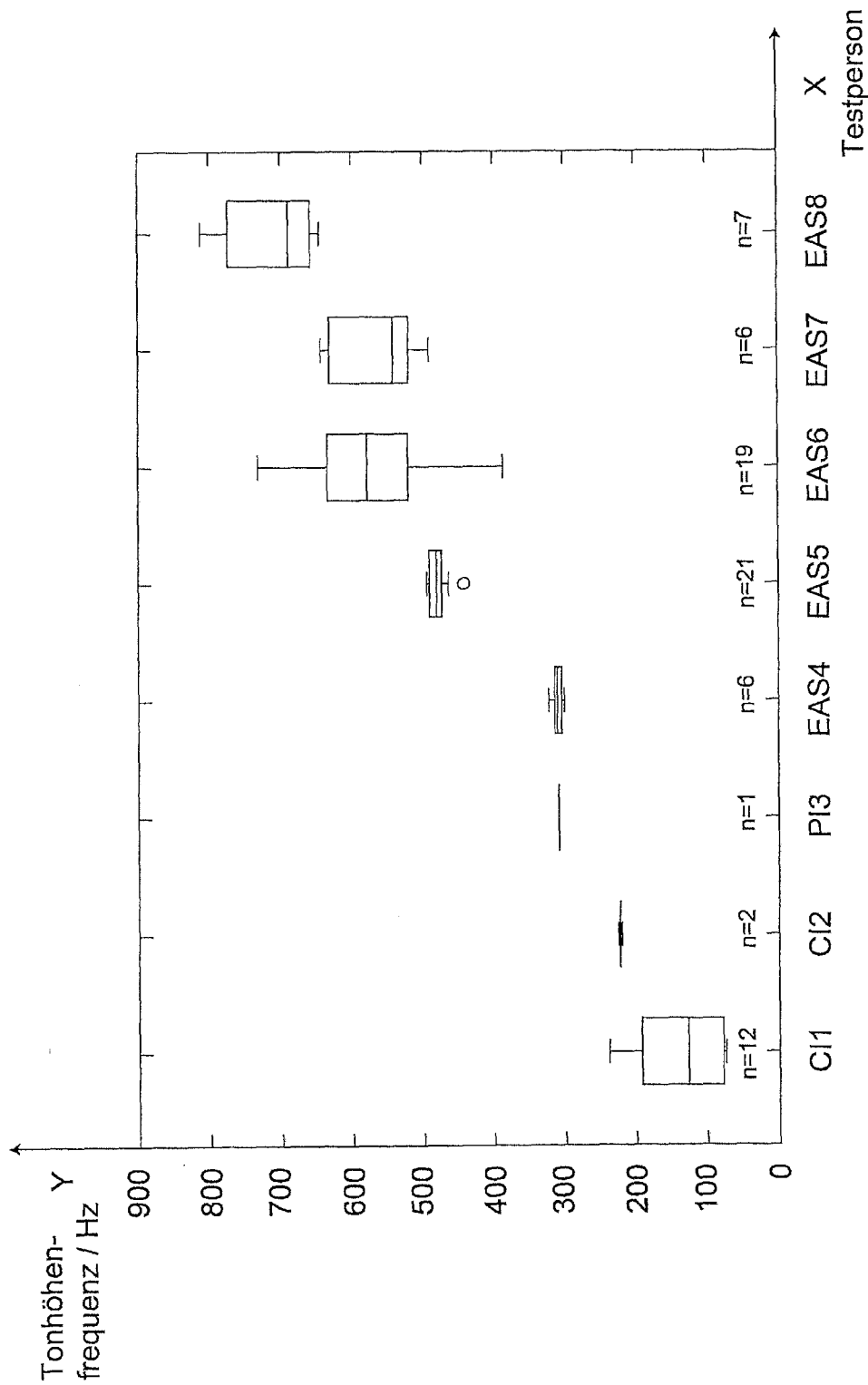


FIG. 10