

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 9108/2002** (51) Int. Cl.⁸: **H04R 3/00** (2006.01),
(22) Anmeldetag: **24.05.2002** **H04R 25/00** (2006.01)
(43) Veröffentlicht am: **15.05.2007**

(30) Priorität:

24.05.2001 AU PR 5234 beansprucht.

(73) Patentanmelder:

HEARWORKS PTY LTD.
3002 EAST MELBOURNE (AU)

(54) **SPITZENWERT-ABGELEITETE ZEITSTEUER-STIMULATIONSSTRATEGIE FÜR EIN MEHRKANAL-COCHLEAR-IMPLANTAT**

(57) Binaurales Cochlear-Implantatsystem mit zwei Intracochlear-Im-plantaten zur Implantierung in den Schnecken eines Benutzers, wobei jedes Cochlear-Implantat eine Sprachverarbeitungsstrategie verwendet, bei der die elektrischen Reize dem relativen zeitlichen Auftreten der relevanten Audiosignale wie von jedem Ohr detektiert angepasst werden, so dass die interauralen Zeitverzögerungen zwischen den Audiosignalen an jedem Ohr in elektrischen Reizen an jedem Ohr im Wesentlichen beibehalten werden. Die Verarbeitungsstrategie beinhaltet Bandpassfilter des Audiosignals, Feststellen der Spitzen in und der Intensität von jedem Band, Priorisieren und Platzieren jeder Spitze in einem Puffer in Zeitschlitzten entsprechend dem relativen zeitlichen Auftreten jeder Spitze. Der Pufferausgang bildet die Basis für die Stimulus-Instruktionen.

AT 502 787 A2 2007-05-15

Zusammenfassung

Binaurales Cochlear-Implantatsystem mit zwei Intracochlear-Implantaten zur Implantierung in den Schnecken eines Benützers, wobei jedes Cochlear-Implantat eine Sprachverarbeitungsstrategie verwendet, bei der die elektrischen Reize dem relativen zeitlichen Auftreten der relevanten Audiosignale wie von jedem Ohr detektiert angepasst werden, so dass die interauralen Zeitverzögerungen zwischen den Audiosignalen an jedem Ohr in elektrischen Reizen an jedem Ohr im Wesentlichen beibehalten werden. Die Verarbeitungsstrategie beinhaltet Bandpassfilter des Audiosignals, Feststellen der Spitzen in und der Intensität von jedem Band, Priorisieren und Platzieren jeder Spitze in einem Puffer in Zeitschlitten entsprechend dem relativen zeitlichen Auftreten jeder Spitze. Der Pufferausgang bildet die Basis für die Stimulus-Instruktionen.

Technisches Gebiet

Die vorliegende Erfindung betrifft ein verbessertes Verfahren zur Erzeugung elektrischer Reize zur Anwendung für die neuralen Strukturen einer Cochlea und Einrichtungen zur Durchführung solcher Strategien.

Hintergrund der Erfindung

Cochlear-Implantat-Systeme funktionieren im Allgemeinen durch Empfangen eines Tonsignals, Verarbeitung des empfangenen Signals zur Extraktion von Informationen, welche als Basis für die Reize verwendet werden können, und zur Gewinnung der benötigten Reize zur Zuführung zu einer intracochlearen Elektrodenanordnung. Die Sprachverarbeitungsstrategie ist das Verfahren, welches zur Ermittlung verwendet wird, welche Information, die aus dem tonsignal gefiltert wird, als Basis für die Stimulation und einige der Eigenschaften des zum Einsatz kommenden Reizes verwendet werden soll.

Es gibt eine Anzahl von Sprachverarbeitungsstrategien, welche mittels mehrkanaliger Cochlear-Implantate eingeführt wurden, die Stimulationstaten verwendet haben, welche mit der wesentlichen Frequenz eines Sprechers abgeglichen sind. Hauptsächlich aus Energiegründen umfassten solche Strategien nur wenige Elektroden, und die Stimulation erfolgte mit einer geringen F0-Rate (wesentliche Frequenz- oder Wiederholungsrate).

Im Wesentlichen verwendeten solche Strategien einen Filterkanal, der zur Extraktion der Stimmlage des Sprachsignals bestimmt ist. Die Periodizität der Stimmlage wurde zur Einstellung der Stimulationsperiodizität für zwei oder drei Elektroden verwendet. Ein zweiter oder möglicherweise dritter Kanal wurde zur Ermittlung der Frequenz (Periodizität) und Amplitude (Energie) innerhalb eines Frequenzbandes ermittelt. Die Periodizität, welche aus den zweiten und/oder dritten Filtern ermittelt wurde, wurde verwendet, um auszuwählen, welche Elektrode für den zweiten und dritten Kanal zu stimulieren war. Die Periodizität der Stimulation dieser Kanäle war bei allen Kanälen die gleiche und wurde aus der Periodizität des Ausgabekanals aus dem F0-Filter er-

mittelt. In jedem Fall ermittelt die Amplitude des Ausgabesignals aus dem entsprechenden Filter die Amplitude der Stimulation in einem bestimmten Kanal.

Durch Fortschritte in der Technologie wurden schrittweise höhere Stimulationsraten in den 90igern möglich und die F0-Synchronreizung wurde durch „Hoch-“ Frequenzreizungs-Strategien wie beispielsweise SPEAK und CIS ersetzt, welche normalerweise bei einer Rate im Bereich von 250-3000 Hz pro Elektrode stimulieren.

Die SPEAK-Strategie, welche in US-A-5 597 380 beschrieben ist, (und die in einer Anzahl von Sprachprozessoren, welche von Cochlear Limited hergestellt sind, verwendet wird) verwendet eine größere Anzahl Analysefilter und stimuliert bei jeder Analyseperiode mehr Elektroden als die F0-Synchronstrategie. Während jeder Analyseperiode fragt die SPEAK-Strategie den Ausgang jeder der Anordnungen der Spektral-Analysefilter ab und die Stimulation wird nur auf jene Elektroden aufgebracht, die tonotopisch den ausgewählten Filtern mit der größten Amplitude entsprechen. In diesem Fall ist die Reizungsfrequenz jeder individuellen Elektrode variabel, abhängig von der Amplitude der Signale, entsprechend jeder Elektrode.

Die CIS-Strategie ist in US-A-4 207 441 beschrieben. Bei dieser Strategie gibt es n Elektroden, welche jeweils mit einem der n Filter verbunden sind. Jede Elektrode wird einmal pro Analyseperiode stimuliert, mit einer Intensität, welche der Amplitude des entsprechenden Filterkanals entspricht. Bei dieser Strategie wird die Analyseperiode vorher bestimmt, und dadurch ist die Stimulationsfrequenz jeder Elektrode mehr oder weniger festgelegt.

Vor kurzem wurde in PCT/AU00/00838 durch den vorliegenden Anmelder eine Strategie beschrieben, welche Stimulationsraten aus dem Eingangssignal filtert und eine Stimulierung verschiedener Elektroden bei verschiedenen Raten (das Multiratenschema) bereitstellt. Das Multiratenschema legt die Stimulationsrate und Amplitude für eine ausgewählte Elektrode gemäß den Messungen der Signaleigenschaften in dem entsprechenden Filterband fest und beschreibt ferner ein Zuteilungsschema zur Handhabung von Kon-

fliktzeiten der Stimulierung.

Das Multiratenschema ermittelt die Stimulationsrate in jedem Band durch Messen der Intervalle zwischen positiven Nulldurchgängen des gefilterten Signals ungeachtet dessen, wo sich während der Gesamtzeit die Nulldurchgänge ereignen. Dies soll dem Verwender eine Periodizitätsinformation bereitstellen. In dem Multiratenschema ist die Gesamtrate durch Glättung der Raten-schätzungen begrenzt, so dass die gesamte Zeitsteuerung der Ereignisse nicht erfaßt wird.

Ein weiterer Faktor, welcher nicht durch frühere Sprachverarbeitungsstrategien berücksichtigt wurde, sind die interaurativen Zeitverzögerungen des binauralen Hörens. Mit den bisher entwickelten Strategien wurden Filterbankverfahren verwendet, welche die Trägerphase in jedem Band verwerfen und (bestenfalls) die Tonumfangsmodulationen in dem Band erhalten. Es ist jedoch bei normalem Hören oft der Fall, dass wenigstens bei niedrigen Frequenzen die Trägerphasenunterschiede zwischen den zwei Ohren ein wichtiger Hinweis sind. Ferner können bei festgelegten Abtaststratenstrategien, wie beispielsweise SPEAK und CIS, asynchrones Abtasten selbst des Tonumfangs an den beiden Ohren inkonsistente Pegelhinweise zwischen den beiden Ohren einbeziehen.

Es gibt eine Anzahl an Studien, welche auf dem Nutzungsgebiet, welches mit binauralem Hören verbunden ist, unternommen wurden, beispielsweise:

Bronkhorst, A.W., und Plomp, R., 1988, „The effect of head-induced interaural time und level differences on speech intelligibility in noise“, Journal of the Acoustical Society of America, 83, 1508-1516.

Bronkhorst, A.W., und Plomp, R., 1988, „Binaural speech intelligibility in noise for hearing-impaired listeners“, Journal of the Acoustical Society of America, 86, 1374-1383.

Carhart, R., 1965, „Monaural and binaural discrimination against competing sentences“, International Audiology, 4, 5-10.

Dirks, D.D. und Wilson, R.H., 1969, „The effect of spatially separated sound sources on speech intelligibility“, Journal of Speech and Hearing Research“, 12, 5-38.

Hausler, R., Colburn, S., und Marr, E., 1983, „Sound Localization in Subjects with Impaired Hearing“, Acta Otolaryngologica, Supplement 400.

Hawley, M.L., Litovsky, R.Y., Colburn, H.S., 1999, „Speech Intelligibility and localization in a multi-source environment“, Journal of the Acoustical Society of America, 105, 3564-3448.

Licklider, J.C.R., 1948, „The influence of interaural phase upon the masking of speech by white noise“, Journal of the Acoustical Society of America, 20, 150-159.

MacKeith, N.W., und Coles, R.R., 1971, „Binaural advantages in hearing of speech“, Journal of Laryngology and Otology, 85, 213-232.

Peissig, J. und Kollmeier., B., 1997, „Directivity of binaural noise reduction in spatial multiple noise-source arrangements for normal hearing and impaired listeners“, Journal of the Acoustical Society of America, 105, 1660-1670.

Rayleigh, L., 1907, „On our perception of sound direction“, Philosophical Magazine, 13, 214-232.

Sayers, B.M., 1964, „Acoustic-image lateralization judgements with binaural tones“, Journal of the Acoustical Society of America, 36, 923-926.

Searle, C.L., Braida, L.D., Davis, M.F., und Colburn, H.S., 1976, „Model for auditory localization“, Journal of the Acoustical Society of America, 60, 1164-1175.

Wightman, F., und Kistler, D.J., 1992, „The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization“, Journal of the Acoustical Society of America, 91, 1648-1661.

Es wird allgemein anerkannt, dass das Hören mit beiden Ohren im Gegensatz zum Hören mit einem Ohr bei normalen Zuhörern eine verbesserte Sprachverständlichkeit von Schall als auch die Fähigkeit zur besseren Ermittlung der Schallrichtung ermöglicht. Studien mit normal hörenden und hörgeschädigten Zuhörern haben gezeigt, dass der Unterschied des binauralen Verständlichkeitslevels (BILD) eine Funktion sowohl der interauralen Pegelunterschiede (ILD) als auch der interauralen Zeitverzögerungen (ITD) ist. Zugleich wurde gezeigt, dass die Lokalisierung in der horizontalen Ebene eine Funktion ist, welche primär von ILD- und ITD-Hinweisen an den zwei Ohren abhängig ist.

Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Sprachverarbeitungsstrategie bereitzustellen, welche eine verbesserte temporale Information für einen Benützer eines Cochlear-Implantats bereitstellt.

Zusammenfassung der Erfindung

Die vorliegende Erfindung stellt im weitesten Sinne eine Sprachverarbeitungsstrategie bereit, bei welcher die Zeit der Reizung für eine bestimmte Elektrode im Wesentlichen auf die temporäre Spitze in der Filterausgabe entsprechend dieser Elektrode abgestimmt wird. Dadurch wird dem Benutzer die Zeitsteuerungsinformation für das entsprechende Schallsignal - und nicht lediglich die Amplitude oder Periodizität des Signals - vermittelt.

Im Wesentlichen konzentriert sich die vorliegende Erfindung auf die Nutzung des Auftretens von Spitzen in dem Bandpass-gefilterten Signal des detektierten Schalls zum Diktieren der auf die Cochlea aufgebrachten Stimulation. Durch Konzentration auf das Auftreten von Spitzen in dem Bandpass-gefilterten Signal kann die Zeit der Reizung zur Stimulierung an den zeitpositiven Spitzen eingestellt werden, die in jedem Band auftreten, und stellt eine verbesserte zeitliche Genauigkeit der Stimulierung bereit, indem sichergestellt wird, dass die Amplitude der ermittelten Spitzen zum geeigneten Zeitpunkt vorhanden ist. Dies ermöglicht es, dass die zeitliche Information in dem Signal

besser bewahrt wird, wodurch dem Benützer eine verbesserte Echtzeitstimulierung bereitgestellt wird.

Als Konsequenz der durchgeführten Vorgehensweise kann die vorliegende Erfindung Informationen über eine Mehrzahl an Signalen in jedem Filterband besser übertragen. Dies steht im Gegensatz zu den meisten Schallverarbeitungsschemen, welche Informationen von jedem Band mit einer einzelnen Stimulationsrate darstellen, umfassend die Multiraten-Strategie, welche die Nulldurchgangsinformationen von allen Signalen in dem Band mittelt. Der mögliche Vorteil ist, dass der Zuhörer Obertöne aus mehreren Schallquellen besser voneinander trennen kann, selbst wenn die Komponenten in jedem Filterband vermischt sind. Dies kann beispielsweise bei der Trennung von zeitgleichen Sprechern helfen.

In einer praktischen Ausführungsform mit nicht zeitgleicher Stimulierung ist es wichtig, dass alle Bänder nicht zeitgleich stimuliert werden können und innerhalb der Gesamtraten-Begrenzungen bestehender Cochlear-Implantateinrichtungen durch Begrenzung der Stimulationsrate in jeder Elektrode bleiben. In einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird dies innerhalb eines jeden Bandes durch Spezifizierung einer minimal tolerierten Abweichung der Spitzen erreicht. Wenn die Spitzen in einem Band näher beieinander liegen als das minimale Intervall erlaubt, wird nur die höchste Spitze beibehalten.

Dieses Verfahren der Begrenzung stellt sicher, dass die Stimulierung der beibehaltenen Spitzen synchron mit dem Eingangsaudiosignal bleibt, im Gegensatz zu der Vorgehensweise der Sättigung der Stimulationsrate bei einem festgelegten Wert, wie dies bei vielen anderen Strategien der Fall ist.

Um eine gleichzeitige Stimulierung auf mehreren Kanälen bei nicht-simultanen Einrichtungen zu verhindern, wird ebenso ein Zuteilungsschema für den Fall benötigt, dass zeitgleich in zwei oder mehreren Bändern Spitzen auftreten. Das Zuteilungsschema gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung löst solche Konflikte auf eine Art und Weise, welche die zeitliche Verzerrung in den Frequenzbändern minimiert, in welchen der Zuhörer sensibler für feine zeitliche Information ist, und beson-

ders interaurale Zeitverzögerungen (ITDs) bei der Fein-Zeitsteuerung.

Genauer gesagt, verwendet die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ein Schema, bei welchem in der Niederfrequenzregion, beispielsweise bei bis zu etwa 1500 Hz, Stimulierungen von Niederfrequenz zu Hochfrequenz Priorität gegeben wird, bis die Spitze in dem Hochfrequenzband ein spezifiziertes Verhältnis größer ist als die des Niederfrequenzbandes, beispielsweise doppelt so hoch. Bei Frequenzen über etwa 1500 Hz werden niedrige Frequenzspitzen einfach gegenüber hohen priorisiert. Wenn sich Konflikte ereignen, werden die Spitzen mit niedrigerer Priorität zeitlich zu dem nächsten möglichen Stimulationsintervall entweder vorwärts oder rückwärts verschoben. Nur wenn alle nahen Zeiten mit vorher festgesetzten Spitzen mit höherer Priorität besetzt sind und die benötigte Zeitverschiebung einen spezifizierten Grenzwert überschreitet, löscht das Schema die Spitze und verwendet sie nicht für die Stimulierung. Durch sorgfältiges Einstellen der Anzahl an Bändern und Einstellen geeigneter Grenzwerte können Spitzen in Niederfrequenzbändern sehr genau beibehalten werden und selbst bei höheren Bändern (wo Zuhörer nicht so sensibel für zeitliche Achtungssignale sind) sollte es selten der Fall sein, dass alle Spitzen gelöscht werden. Es sollte darauf hingewiesen werden, dass bei Verwendung von Einrichtungen, welche zur simultanen Stimulierung geeignet sind, das Zuteilungsschema bei der Erfindung ohne Probleme ausgelassen werden kann.

Die vorliegende Erfindung kann für Benützer mit nur einem einzigen Cochlear-Implantat von Vorteil sein und hat ferner eine spezifische Anwendung auf Patienten mit binauralem Cochlear-Implantat, die ein Cochlear-Implantat in jedem Ohr haben. Im binauralem Fall hilft die Erfindung dabei, Ankunftsunterschiede zwischen beiden Ohren genau beizubehalten, und in solchen Fällen müsste die Strategie der vorliegenden Erfindung bei jedem Ohr angewendet werden.

Aus der begrenzten Anzahl an Veröffentlichungen bezüglich der Benützer von bilateralen Implantaten ist ersichtlich, dass sowohl die verbesserte Fähigkeit zur Ermittlung der Schallrichtung

in horizontaler Ebene als auch das Verstehen der Sprache bei räumlich getrennten Tönen bei Menschen mit Implantaten dazu führt, dass sie zwei Einrichtungen statt einem verwenden (van Hoesel und Clark, 1999, „Speech results with a bilateral multi-channel cochlear implant for spatially separated signal and noise“, Aust. J. Audiol, 21, 23-28; van Hoesel, Ramsden und O'Driscoll, 2002, „Sound-direction identification, interaural time delay discrimination und speech intelligibility advantages in noise for a bilateral cochlear implant user“, Ear Hear., April 2002; van Hoesel und Tyler, „Speech perception, localization and lateralization with bilateral cochlear-implant users“ - übermittelt an J.Acoust.Soc.Am., 2002). Ein großer Anteil dieser Vorteile wird jedoch derzeit aus interauralen Gradunterschieden hergeleitet, und es ist zu diesem Zeitpunkt nicht offensichtlich, wieviel zusätzliche Vorteile aus der interauralen Zeitsteuerungsinformation hergeleitet werden können. Normal hörende Zuhörer profitieren deutlich sowohl aus ILDs und ITDs. Der potentielle Beitrag von ITDs für Benutzer von Cochlear-Implantaten hängt sowohl von der Fähigkeit der Schallkodierungsstrategie ab, um die Information in der Umwandlung von akustischer zu elektrischer Stimulierung beizubehalten, als auch von der Fähigkeit des Zuhörers zur Verwendung der Information in den elektrischen Impulsen. Die vorliegende Erfindung zielt im Besonderen auf das Erstere ab.

Obwohl frühere Studien durch van Hoesel und Clark (1997) gezeigt haben, dass manche Benutzer von bilateralen Implantaten eine sehr schlechte ITD-Sensibilität (etwas 0,5 ms oder weniger) haben, hat eine neuere Studie von van Hoesel und Tyler (übermittelt 2002) gezeigt, dass andere eine durchschnittlich gute ITD-Sensibilität von 100-150µs oder manchmal sogar besser aufweisen. Obwohl dies nicht so gut wie normales Hören ist, sind Verzögerungen dieser Größenordnung aus Signalen in tagtäglichen Szenarien vorhanden, wenn diese bei über etwa 10 Grad von der Mitte liegen. Dieselbe Studie zeigt ferner, dass bei nicht modulierten Impulsfolgen, diese Sensibilität bei Stimulierungsraten über ein paar hundert Hz viel schlechter wird. Bei Stimulationsraten von 800 pps zeigten die Studien, dass die ITD-Sensibilität jedoch wesentlich durch Anwendung einer Modulation von 50 Hz verbessert werden könnte. In diesem Fall wurde sowohl der „Trä-

ger" als auch der Tonumfang simultan in einem Ohr verzögert. Frühe Anzeichen sind vielmehr, dass, wenn der Träger (d.h. Stimulations-Fein-Zeitsteuerung) festgelegt gehalten wird und nur der Tonumfang in einem Ohr verzögert wird, die ITD-Sensibilität vergleichbar mit der Verzögerung der gesamten Stimulierung ist. Dies wäre aus der schlechten ITD-Sensibilität gegenüber mit hoher Rate übertragenen nicht modulierten Impulsfolgen zu erwarten. Die Folgerung ist, dass selbst bei bestehenden Festraten-Strategien die Zuhörer eine durchschnittlich gute ITD-Sensibilität gegenüber Tonsignalumfängen zeigen. Jedoch ist im normalen Hörfall die Tonumfangsinformation bei hohen Frequenzen wichtig, während bei niedrigeren Frequenzen die Feinzeitsteuerung der Signale wichtiger wird. Tatsächlich ist das normale Hörsystem im Wesentlichen sensibler gegenüber den ITDs in der Feinzeitsteuerung, besonders zwischen 800 und 1000 Hz, als es gegenüber den Tonumfangs-ITDs von Hochfrequenzsignalen ist. Die vorliegende Erfindung versucht diesen Aspekt durch bessere Kodierung der Feinzeitsteuerung von ITDs zusätzlich zu den Tonumfangs-ITDs zu lösen.

Es ist auch zu beachten, dass bei vielen Testpersonen monaurale Abstandsempfindungen die elektrischen Impulsraten über ein paar hundert Hertz sättigen und dass dies ein Hinweis darauf ist, dass das System des Zuhörers unfähig zur Übermittlung temporärer Information über jene Raten hinaus ist. Dies kann der Grund dafür sein, dass in bilateralen ITD-Studien Testpersonen eine schlechte ITD-Sensibilität gegenüber Signalen mit temporalen Variationen, welche schneller als ein paar hundert Hertz sind, gezeigt haben. Dieses Ergebnis bedeutet, dass die vorliegende Erfindung effektiver ist als bestehende Ansätze nur für Signale, welche das niedrige Zeit-Raten-Kriterium erfüllen.

Nun folgt eine Anzahl an Details, welche die vorliegende Erfindung mit früheren Versuchen vergleicht.

Das Multiratenschema ermittelt die Rate der Stimulierung in jedem Band durch Messen von Intervallen zwischen positiven Nulldurchgängen des gefilterten Signals ungeachtet dessen, wo sich in der absoluten Zeit die Nulldurchgänge ereignen. Da das vorherige Multiratenschema auch ein Glätten der Ratenschätzungen vor-

schlag, gehen weitere absolute Zeiten der Ereignisse verloren. Die vorliegende Erfindung schätzt die Raten nicht, sondern stimuliert auf positiven Spitzen in dem Signal zu dem Zeitpunkt, wo sie tatsächlich auftreten (unter Berücksichtigung einer festgelegten Verarbeitungsverzögerung).

Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet ferner die Spitzenwertgrößen, welche zu dem gegebenen Zeitpunkt vorhanden sind, um sicherzustellen, dass der gesamte Stimulierungstonumfang für jedes Band genau ist. Es ist zu erkennen, dass andere Energiemaßnahmen bezogen auf den Spitzen-Zeitpunkt verwendet werden könnten, beispielsweise ein ausschnittbegrenzter Effektivwert um die Spitze. Die Spitzen des Tonumfangs oder des Trägers könnten verwendet werden. Solche Ausführungsformen sind in dem Begriff Spitzengröße, wie in der Beschreibung und den Ansprüchen verwendet, umfasst. Die wichtige Aufgabe ist, dass die Messung auf den Spitzen-Zeitpunkt bezogen ist. In der Multiraten-Anwendung würde die Anordnung der Spitzengrößen-Impulse bei Nulldurchgängen die zeitliche Information verzerren, da das Signal tatsächlich keine Energie zu dem Nulldurchgangszeitpunkt hat und da die relative Zeitsteuerung der Spitzen und Nulldurchgänge für arbiträre Signale nicht konstant bleibt. Die vorliegende Erfindung verbessert daher die zeitliche Information durch Darstellung von Spitzenwertgrößen-Impulsen zu jenem Zeitpunkt, zu dem sie tatsächlich auftreten.

Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unterscheidet sich auch von der vorherigen Multiratenstrategie, die Anzahl elektrischer Impulse für dasselbe Signalsegment, welches durch jedes der Schemen zugeführt wird. Da das Multiraten-schema einen elektrischen Impuls pro gemessenem Ratenintervall verwendet (positiv gehender Nulldurchgang, abgeleitet) und das neue Schema positive Spitzen verwendet, sind bei den meisten arbiträren Signalen die Anzahl der Nulldurchgänge und positiven Spitzen nicht gleich, so dass eine unterschiedliche Anzahl an elektrischen Impulsen pro Signalsegment zugeführt wird.

Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt auch, verglichen mit der Multiratenstrategie, ein neues und erfinderisches Ratenbegrenzungsverfahren bereit. Bei der Multi-

ratenstrategie ist die Gesamtrate durch Runden der Raten-schätzungen begrenzt, was wie vorher erwähnt zu einem Verlust der absoluten Zeitsteuerung der Vorgänge führt, und was bei hohen Raten tatsächlich alle Nulldurchgangsraten mit den Reizraten dekorreliert. Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet eine spezifizierte Begrenzung auf der erlaubten Beabstandung zwischen den Spitzen in einem Band, um zeitliche Intervalle von bis zu 700 Mikrosekunden zu ermöglichen, um Frequenzen dorthin erstrecken, wo eine zeitliche Abgrenzung am höchsten ist, und entspricht annähernd den Gehörnerv-Absolut-Refraktärzeiten.

Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unterscheidet sich auch von dem früheren Multiratenschema dadurch, dass ein neues und erfinderisches Verfahren zur Handhabung von Konflikten zwischen simultanen Reiz-Spitzen in mehrfachen Bändern verwendet wird. Das Multiratenschema verwendete ein Ordnungssystem bei den Stimulationen gemäß einer Amplitude und verschob Bänder mit niedriger Amplitude auf bis zu 5 Stimulierungen später. Die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ordnet die Stimulierungen gemäß der Frequenz, wobei in den Bändern mit niedriger Frequenz zusätzliche Amplitudenabwägungen gemacht werden. Dieses neue Verfahren wurde wegen Beobachtungen in der Literatur entwickelt, dass die zeitliche Sensibilität und besonders die binaurale Sensibilität unter 1500 Hz am Besten ist. Siehe beispielsweise Klump & Eady, 1956, „Some measurements of interaural time difference thresholds“, JASA 28, Seiten 859-860. In der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden niedrigere Prioritätsimpulse um bis zu 2 Reizintervalle zeitlich nach vorne oder hinten verschoben.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

Eine bevorzugte Ausführung der vorliegenden Erfindung wird nun unter Bezugnahme auf die beiliegenden Figuren beschrieben, in denen:

Fig. 1 eine typische Cochlear-Implantateinrichtung zeigt;

Fig. 2 ein Blockschema für den Signalfluss in der Sprachverarbeitungsstrategie gemäß einer Ausführung der vorliegenden Er-

findung veranschaulicht;

Fig. 3 den mit der Berechnung der Spitzenwerte des Signals gemäß einer Ausführung der Erfindung verbundenen Code zeigt;

Fig. 4 den Hauptcode gemäß einer Ausführung der Erfindung, enthaltend die vorgeschlagene Zuteilmethode, zeigt; und

Fig. 5 ein Flussdiagramm ist, das schematisch das im Code der Figuren 4 und 5 verkörperte Verfahren veranschaulicht.

Detaillierte Beschreibung

In Figur 1 ist ein typisches Cochlear-Implantat gezeigt, welches aus einer äußeren Komponente mit einem Sprachprozessor 1 und einer inneren Komponente mit einem implantierten Empfänger und einer Stimuliereinheit 6 sowie einem Intracochlear-Array 10 besteht. Die externe Komponente weist weiters ein Mikrofon 2 auf, das in einem mit dem Sprachprozessor 1 gezeigt ist. In dieser Darstellung ist der Sprachprozessor so angeordnet, dass er hinter das Ohr passt, wobei das Mikrofon damit integriert ist. Alternative Versionen können ebenso ins Auge gefasst werden, wobei der Sprachprozessor am Körper getragen und gesondert mit dem Mikrofon verbunden wird, und auch, dass der Sprachprozessor und das Mikrofon dem Patienten implantiert werden. Die vorliegende Erfindung ist auf alle diese Alternativen anwendbar, und es sollte erkennbar sein, dass eine Binauralversion dieser Strategie auch möglich ist und im Allgemeinen zwei unabhängige Einheiten mit einem Mikrofon hinter jedem Ohr beinhalten würde.

In einer solchen Einrichtung oder in solchen Einrichtungen werden Umgebungstöne von einem Mikrofon 2 detektiert, und ein umgewandeltes Signal wird dadurch erzeugt, welches für den Umgebungsschall repräsentativ ist. Dieessoreinheit 1 verarbeitet dieses umgewandelte Signal gemäß einer Anzahl von Strategien (die Strategie der vorliegenden Erfindung wird nachstehend mehr im Detail erläutert werden), und auf Basis dieser Verarbeitung werden Reizströme zwischen den Elektroden des Intracochlear-Arrays 10 angelegt. Beispielsweise können in einer „monopolaren“ Art von Stimulation Reizströme zum Fließen zwischen einer Elektrode des Elektroden-Arrays 10 und einer Extracochlear-Elektrode 115 veranlasst werden. In der Basilarmembran 8 aufgenommene Nervenentladungen werden zum zentralen Nervensystem des Trägers durch den Gehörnerv 9 geleitet.

Im Fall, dass ein Reizstrom zwischen einer Apicalelektrode, z.B. der Elektrode 111, und einer Extracochlear-Elektrode 115 fließt, wird eine Hörempfindung mit niedrigerer Tonhöhe vom Träger der Prothese A genommen als im Fall, dass ein Reizstrom zwischen der Basalelektrode 107 und der Extracochlear-Elektrode 115 fließt, und zwar wegen der tonotopischen Anordnung der Schnecke.

Die vorliegende Erfindung wird nun unter Bezugnahme auf eine spezifische Ausführung beschrieben. Es wird jedoch einzusehen sein, dass die vorliegende Erfindung auf verschiedene Arten, mit geeigneten Abwandlungen, um zum fraglichen Cochlear-Implantationssystem zu passen, ausgeführt werden kann.

In Figur 2 ist ein Blockschema des gesamten Signalflusses vom Mikrofon zum Implantat für die vorliegende Erfindung gezeigt. Die Basisfunktion eines Sprachprozessors ist, ein Audiosignal von einem Mikrofon 20 aufzunehmen und in Entsprechung zu einer besonderen Sprachcodierungs-Strategie zu verarbeiten, um ein Signal, typisch ein HF-Signal, zu erzeugen, das eine Stimulationsinformation für ein Implantat enthält.

Wie vorstehend erwähnt werden Umgebungstöne vom Mikrofon 20 detektiert, und dadurch wird ein umgewandeltes Signal erzeugt, das für den Umgebungsschall repräsentativ ist. Der Audio-Vorprozessor 21 verstärkt im Wesentlichen das sehr schwache Signal, das vom Mikrofon empfangen wird, auf einen Pegel, der vom übrigen Signalverarbeitungssystem leicht verarbeitet werden kann. Wenn die Töne sehr gedämpft sind, kann eine beträchtliche Verstärkung (Gewinn) erforderlich sein, und wenn die Töne laut sind, wird eine niedrigere Verstärkung benötigt. Das Ausmaß der Verstärkung, die auf den Schall angewandt wird, wird vom Benutzer über seine Empfindlichkeitssteuerung in Verbindung mit einer automatischen Verstärkungssteuerung oder einer automatischen Empfindlichkeitssteuerung gesteuert, welche im System vorgesehen ist. Da die Funktion eines Audio-Vorprozessors in der Technik bekannt und für das Verständnis der vorliegenden Erfindung nicht von Bedeutung ist, wird dieses Merkmal nicht weiter beschrieben.

Die nächste Stufe im Signalverarbeitungsablauf ist die Filterbank 22. Die Filterbank besteht im Wesentlichen aus einem Satz von Bandpassfiltern, die den Eingangsfrequenzbereich des Systems abdecken. Die Frequenzgrenzen beruhen auf kritischen Bändern, die grob linear unterhalb von 1000 Hz beabstandet und

oberhalb von 1000 Hz logarithmisch beabstandet sind. Jedes Filter ist einem Kanal zugeordnet, so dass die Anzahl der Filter gleich der Anzahl der Kanäle ist. Ein Bandpassfilter lässt Signale in einem Frequenzband passieren, wogegen andere Frequenzen gesperrt werden. Es ist wünschenswert, dass die Anzahl der Filterbänder (Kanäle) im Hinblick darauf programmierbar ist, dass verschiedene Strategien verschiedene Anzahlen von Filtern verwenden und die Anzahl der verfügbaren Kanäle von der Art der Stimulation abhängt, wie z.B. einpolig, gemeinsame Erde usw. Eine Filterbank wird üblicherweise so gesehen, dass sie im Betrieb kontinuierlich eine Gruppe von N parallelen, kontinuierlichen Ausgangssignalen vorsieht.

Die nächste Stufe in der Signalverarbeitung ist die Abtast- und Auswahlstufe 23. Im Allgemeinen tastet in dieser Stufe die eingesetzte Sprachverarbeitungsstrategie jedes der Filterbank-Ausgangssignale ab und bestimmt eine Sequenz von Reiz-Frames. Die vorliegende Erfindung betrifft genau diesen Abtast- und Auswahlprozess, und dies wird nachstehend mehr im Einzelnen erläutert werden. Die nächste Stufe in der Signalverarbeitung ist die Lautstärken-Anstiegsfunktion (LGF-Loudness Growth Function) 24, die im Wesentlichen auf ein Amplituden-Mapping (Abbildung) bezogen ist. Diese Stufe übernimmt die Information vom Abtast- und Auswahlblock 23 und bildet sie auf das Patienten-Elektroden-Array ab. Für jeden ausgewählten Reiz wählt sie die Elektrode, die dieser Frequenz zugeordnet ist, und setzt die Reizamplitude auf einen Pegel, der zwischen dem Benutzer-Schwellenwert und Komfort-Pegeln liegt, um die Lautstärke dieser Frequenzkomponente zu repräsentieren. In modernen Systemen sind die Abbildung, der Schwellenwert und die Komfort-Pegel spezifisch für den jeweiligen Benutzer, und sie werden entweder durch einen automatischen Prozess oder durch ein Verfahren mit audiologischen Messungen individuell bestimmt.

Die letzte Stufe der Signalverarbeitung ist der HF-Kodierer 25, welcher die Information des verarbeiteten Signals aufnimmt, das dem Patienten-Elektroden-Array präsentiert wird, und es in einen Code umwandelt, der zum implantierten Empfänger/Stimulator für eine nachfolgende Stimulation durch die Elektroden des implantierten Elektroden-Arrays übertragen werden kann. Es wird verständlich sein, dass der letztere Prozess sich etwas von z.B. einer insgesamt implantierten Ausführung oder einer fest ver-

drahteten Ausführung unterscheidet.

Die Strategie der bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung, die in der Abtast- und Auswahlstufe 23 angewandt wird, wird im Zusammenhang mit einer einfachen, einseitigen Version dieses Schemas mit zehn IIR-Filterbändern (IIR-Filter-Infinite Impulse Response Filter - rekursives Filter oder IIR-Filter) beschrieben, jedes ungefähr 2 bis 3 kritische Bänder breit und insgesamt ungefähr 200 bis 7000 Hz überspannend, welche zur Herleitung von Reizparametern für zehn feste Elektroden benützt werden. Die Filter des beschriebenen Systems wurden zur Erzielung einer zusammengesetzten Welligkeit von weniger als 2 dB und mit 18 dB-Absenkungen jenseits der Grenzfrequenzen ausgelegt. Die Abtastrate im beschriebenen Code beträgt ungefähr 16000 Hz. es ist zu ersehen, dass die vorstehenden Parameter ausgewählt wurden, um die Beschreibung der vorliegenden Erfindung zu unterstützen, und dass Abänderungen dieser Parameter und dieser Art von Ausführung innerhalb des Rahmens der Erfindung erfolgen können.

Nach der Audio-Vorverarbeitungsstufe wird das Signal dann durch eine Filterbank mit zehn IIR-Filterbändern geleitet, welche das Signal in zehn Bänder gemäß den vorher festgelegten Frequenzgrenzen aufsplittet. Das gefilterte Bandpasssignal aus jedem der Bandpassfilter wird danach analysiert, um die Spitzenwerte in einem gegebenen Band zu berechnen, und das Bandpasssignal wird danach durch die Spitzenwerte, die es enthält, ersetzt. Dies wird gemäß dem Programmcode von Figur 3 durchgeführt, der als CALCPEAKS („Spitzenberechnungs“-Routine bezeichnet wird. Diese Routine führt weiters eine „canreinstate“-Variable („Kann-wiederherstellen-Variable“) ein, die alle Spitzen verfolgt, die vorübergehend auf Null gesetzt wurden, da sie zu nahe an einer Nachbarspitze lagen. Dies kommt vor, da die vorliegende Erfindung kein Glätten der Frequenz-Abschätzungen vorsieht, um die Gesamtrate zu begrenzen, sondern vielmehr eine besonders angegebene Grenze für den erlaubten Abstand zwischen Spitzen in einem Band anwendet. Dieser wird gewählt, um zeitliche Intervalle bis zu ungefähr 700 μ s zu erlauben, um Frequenzen zu überbrücken, wo eine zeitliche Unterscheidung am Besten ist, und entspricht auch ungefähr den Gehörnerv-Unempfindlichkeitszeiten. Durch Verfolgen dieser Variable kann der Spitzenwert wiederhergestellt werden, sollte die Nach-

barspitze selbst auf Null gesetzt werden.

Der Hauptcode von Figur 4 füllt dann einen „Totalstimulations“-Puffer durch Addieren der Spitzen in jedem Kanal in den Gesamtpuffer, beginnend mit dem niedrigsten Frequenzkanal. Wenn eine Kollision auftritt und der vom neuen Kanal verlangte Zeitschlitz bereits im Gesamtpuffer gefüllt ist, werden die neuen und alten Kanäle hinsichtlich Frequenz und Amplitude nach den folgenden Regeln verglichen. Für niedrige Frequenzbänder 1 bis 4 („Kanäle“ im Code) hat niedrig gegenüber hoch Priorität, es sei denn die Intensität der Spitze im höheren Frequenzband ist zumindest zweimal so groß wie die niedrigere Frequenz. Der Puls mit der höheren Priorität wird im „Gesamtpuffer“ im richtigen Zeitschlitz platziert. Jener mit der niedrigeren Priorität wird bis zum nächsten freien Schlitz, bis zu zwei Zeitschlitz nach links oder rechts vom gegebenen Schlitz, mitgeführt. Ein alternativer und vielleicht genauerer, jedoch rechnerisch aufwendigerer Lösungsansatz besteht beim Bewegen des Pulses mit niedrigerer Priorität darin, die Priorität mit Nachbarschlitz zu vergleichen, anstatt bloß nach dem nächsten freien Schlitz Ausschau zu halten, in dem er untergebracht wird.

Für die Kanäle 5 und darüber wird, da diese Kanäle weniger wichtig für die interaurale Zeitverögerungs-Wahrnehmung sind und weniger genaue Zeitinformation enthalten können, da das Spitzen-nähen-Begrenzungskriterium hohe Frequenzen mehr als niedrige Frequenzen beeinträchtigt, das Intensitätskriterium ausgeschlossen und es wird nur die Frequenz-Priorität angewandt. Dadurch wird vermieden, dass Hochfrequenz-Spitzen die wichtigere Zeitkodierung der Niederfrequenz-Spitzen verzerren, selbst wenn sie eine größere Amplitude haben.

Figur 5 zeigt in einer schematischen Übersicht die Arbeitsweise dieser Ausführung der Erfindung. Die Filterbank 22 gibt am Ausgang einen Satz von Signalen entsprechend den interessierenden, vorher definierten Bändern ab. Diese Signale werden dann je bei 30 analysiert, um die Spitzen in jedem Band zu detektieren, mit eingeschlossen die Zeit der Spitze und ihre Intensität. Bei 31 wird der Ausgang eines jeden Bandes analysiert, um festzustellen, ob irgendwelche Spitzen außerhalb der Annahmeparameter fallen. Die Parameter können beispielsweise einen Minimum-Intensitätsschwellenwert enthalten oder ein auf die zulässige Nähe der Spitzen im selben Band bezogenes Kriterium.

Wenn eine der Spitzen als diesen Parametern nicht entsprechend verworfen wird, führt der Prozess eine Schleife durch, um eine neue Berechnung durchzuführen, sobald diese Spitze unterdrückt wurde.

Bei 32 werden die Ausgänge aller Bänder priorisiert, und zwar gemäß den vorstehend im Detail beschriebenen Kriterien. Auf der Basis dieser Priorität werden die Spitzenwerte in dem Puffer 33 platziert. Jede Spitze wird in einem spezifischen Zeitschlitz t_1 , t_2 usw. platziert. Die Zeitschlitze werden entsprechend den oben erläuterten Kriterien ausgewählt. Bei 34 werden die Spitzen im Puffer nacheinander der Lautstärken-Anstiegsfunktion 24 in der Zeitschlitz-Reihung unterworfen, was das Signal wie vorstehend beschrieben weiter verarbeitet.

Es sollte erkannt werden, dass auch eine binaurale Version dieser Strategie als möglich ins Auge gefasst wird, und sie würde zwei unabhängige Einheiten mit einem Mikrofon hinter jedem Ohr beinhalten. Für optimale zweiseitige Ergebnisse kann die Abtastung bei den zwei Mikrofonsignalen in diesem Fall synchronisiert werden müssen. Wenn dies jedoch nicht sichergestellt wird, ist der Fehler wahrscheinlich kleiner als

$(1/\text{Abtastfrequenz})$, was gewöhnlich in der Größenordnung von zehntel Mikrosekunden ist (zumindest eine Größenordnung kleiner als der Stimulationszeitfehler in Verbindung mit einer nicht-synchronisierten festen Rate oder bilateralen Mehrfrequenz-Strategien). Es wird erwähnt, dass die Spitzenposition und das Kodierschema in jedem Fall nur innerhalb eines Abtast-Stimulations-Intervalls genau ist. Der Vorteil der Nicht-Synchronisation der zwei Seiten liegt darin, dass dann eine Hinter-dem-Ohr-(BTE - behind the ear)-Ausführung ohne Verbindung zwischen den zwei Seiten möglich ist.

Es wird erkannt werden, dass die vorliegende Erfindung ein breites Schema betrifft, welches in verschiedenen Formen ausgeführt werden kann. Variationen und Hinzufügungen zum Basisschema, wie dargelegt, sind möglich und zu erwarten.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von Reizen zur Verwendung in einem Cochlear-Implantat, mit den Schritten:

Empfangen eines Audiosignals und dessen Verarbeitung um Signale innerhalb jedes einer Gruppe von Frequenzkanälen zu definieren;

Bestimmen der Spitzen in jedem Signal, einschließlich der Zeit jeder Spitze und ihrer Intensität;

Priorisieren jeder der Spitzen gemäß einem vorherbestimmten Instruktionen-Set;

Platzieren jeder Spitze in der Prioritäts-Ordnung in einem Puffer in einem Zeitschlitz entsprechend der Zeit der Spitze in jedem Kanal; und

Ausgeben eines Daten-Satzes zur Verwendung beim Erzeugen von Reiz-Instruktionen aus dem Puffer.

2. Cochlear-Implantateinrichtung mit

einem Filter zum Empfangen eines Audiosignals und dessen Verarbeiten, um Signale innerhalb jedes einer Gruppe von Frequenzkanälen zu definieren;

Verarbeitungsmitteln, angepasst zum Bestimmen von Spitzen in jedem der Signale, einschließlich der Zeit jeder Spitze und ihrer Intensität, und zum Priorisieren jedes Kanals in Ansprechen auf ein vorherbestimmtes Instruktionen-Set;

welche Verarbeitungsmittel weiters jede Spitze in der Prioritäts-Ordnung in einem Puffer platzieren, so dass jede Spitze in einem Zeitschlitz entsprechend der Zeit der Spitze im Kanal platziert wird, wobei der Ausgang des Puffers zum Erzeugen von Reiz-Instruktionen für die Einrichtung verwendet wird.

3. Binaurales Cochlear-Implantat-System mit zwei Intracochlear-Implantaten, angepasst zur Implantation in den Gehörschnecken eines Benützers, wobei jedes der Cochlear-Implantate eine Sprachverarbeitungsstrategie benützt, bei der die elektronischen Reize an die relative Zeitsteuerung der relevanten Audiosignale, wie in jedem Ohr detektiert, angepasst werden, so dass die interauralen Zeitverzögerungen zwischen den Audiosignalen an jedem Ohr im Wesentlichen in elektrischen Reizen an jedem Ohr erhalten werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem das vorherbestimmte Instruktionen-Set ein Zuteilungsschema enthält, das anzuwenden ist, wenn Spitzen auf mehr als einem Kanal innerhalb der selben Abtast-Periode auftreten, welches Zuteilungsschema derart ist, dass bis zu einem vorherbestimmten Frequenzkanal niedrige Frequenzkanälen gegenüber hohen Frequenzkanälen priorisiert werden, es sei denn der höhere Frequenzkanal hat eine Amplitude, die um einen vorherbestimmten Betrag größer ist als der niedrige Kanal, und wobei Kanäle, die höher als der vorherbestimmte Kanal sind, nur auf der Basis von niedrigen Frequenzkanälen vor den hohen Frequenzkanälen priorisiert werden, und wobei, wenn kein geeigneter Zeitschlitz für Kanäle mit niedriger Priorität verfügbar ist, die Spitze dieses Kanals verworfen wird.

5. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem das vorherbestimmte Instruktionen-Set eine Ratenbegrenzungsmethode enthält, wobei ein minimales Zeitintervall zwischen zwei Spitzen in jedem Kanal angegeben wird und innerhalb des Intervalls auftretende Spitzen verworfen werden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Ausgangsdaten derart sind, dass Reize an Elektroden in einer Ordnung präsentiert werden, die der Ordnung der entsprechenden Spitzen im Audiosignal entspricht.

7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem die Reize weiters mit einer relativen Zeitsteuerung präsentiert werden, die im Wesentlichen dem zeitlichen Auftreten der entsprechenden Spitzen im Audiospektrum entspricht.

8. Verfahren zum Erzeugen von Reizen zur Verwendung in einem Cochlear-Implantat mit den Schritten:

Empfangen eines Audiosignals und dessen Verarbeitung, um Signale innerhalb jedes einer Gruppe von Frequenzkanälen zu definieren;

Bestimmen der Spitzen in jedem Signal, einschließlich der Zeit einer jeden Spitze und ihrer Intensität;

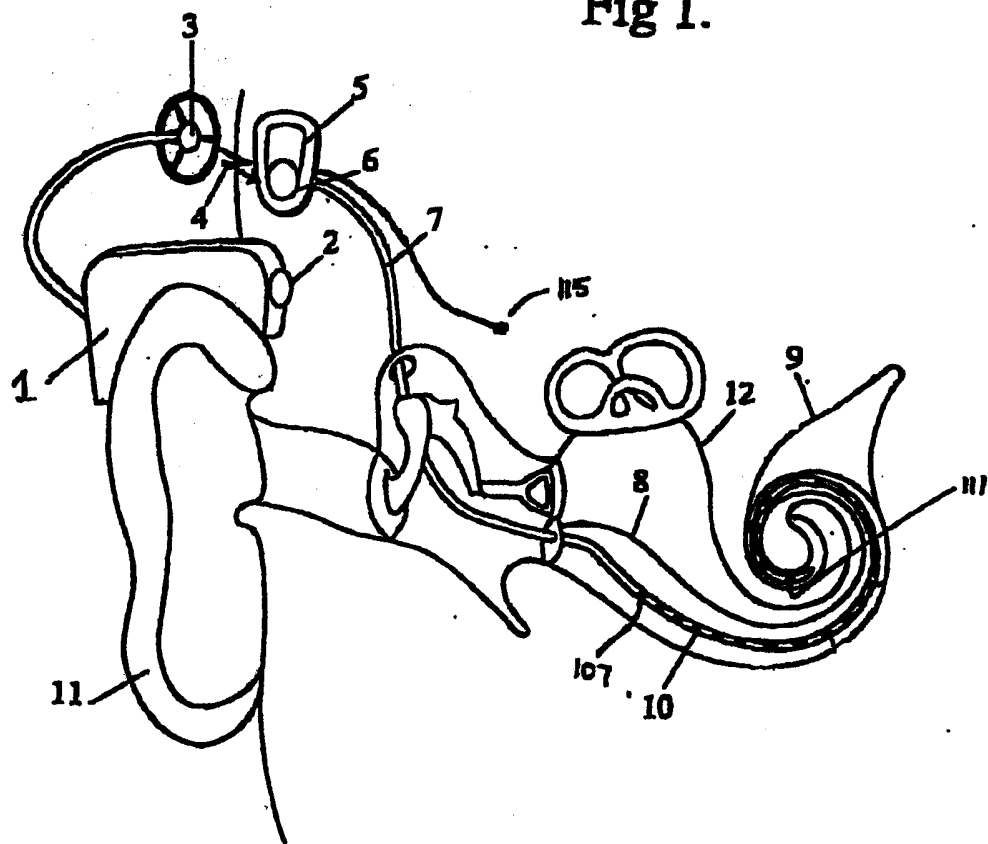
Anwenden eines Zuteilungsschemas, wenn Spitzen in mehr als einem Kanal innerhalb derselben Abtastperiode auftreten; und

Ausgeben eines Satzes von Daten zur Verwendung bei der Erzeugung von Reizinstruktionen aus dem Pufferspeicher,

dadurch gekennzeichnet, dass das Zuteilungsschema derart funktioniert, dass bis zu einem vorherbestimmten Frequenzkanal niedrige Frequenzkanäle gegenüber hohen Frequenzkanälen priorisiert werden, es sei denn, der höhere Frequenzkanal hat eine Amplitude, die um einen vorherbestimmten Betrag größer ist als der niedrigere Kanal, und wobei Kanäle, die höher sind als der vorherbestimmte Kanal, nur auf der Basis von niedrigen Frequenzkanälen vor hohen Frequenzkanälen priorisiert werden, und wobei, wenn kein geeigneter Zeitschlitz für Kanäle mit niedrigerer Priorität verfügbar ist, die Spitze in diesem Kanal verworfen wird.

9. Verfahren nach Anspruch 6, welches weiters einen Ratenbegrenzungsschritt enthält, der nach Bestimmen der Spitzen angewandt wird, wobei ein minimales Zeitintervall zwischen Spitzen am Kanal spezifiziert wird und Spitzen, die innerhalb des Intervalls auftreten, verworfen werden.

Fig 1.



06.10.90

3/7

CALCPEAKS ROUTINE

```
function [peak2] = calcpeaks (y,N)
lastpeak=1;
peak2=zeros(1,N);
currelnstate=100000; % Einige # > Puffer Länge = kann nicht beliebige
relnstateval=0;      % wieder herstellen
for i=2:N-1
    if (y(i)>0) & ((y(i-1)<y(i)))
        % jetzt Schwellwert setzen > 0 (Geräusch
        % Untergrenze 1/2000)
        % andere Spitze gefunden
        if (y(i+1)<y(i))
            if i-lastpeak<10
                % (Eventuell einen vor diesem wieder einsetzen)
                peak2(lastpeak)=0;
                peak2(i)=y(i);
                if i-currelnstate > 10
                    peak2(currelnstate)=y(currelnstate);
                    currelnstate=1;
                end
            end
            lastpeak=i;
        end
    else
        peak2(i)=y(i);
        lastpeak=i;
        currelnstate=lastpeak; % habe Wiedereinsetzungsoption unterbrochen
        % (nur bei nahen Spitzen relevant)
    end
end
end
peak2(N-1)=0;
peak2(N)=0;
```

Fig. 3

% N = Länge des Eingangssignals

```

peak=zeros(1,N);           % Dies ist der gesamte Stimulationspuffer
shift1=zeros(1,10);
shift2=zeros(1,10);
peakchan=zeros(1,N);        % Auflistung des jeder Spitze entsprechenden Kanals
peakoff=zeros(1,N);         % Auflistung der Abweichung des Spitzenwerts vom Sollwert
                              % (nur für STATS)

for ch=1:10
    % Priorität von niedrigem zu hohem Band
    % niedrigster Kanal trägt als erstes zum gesamten Zwischenspeicher bei
    % hat also keine Kollisionen, etc.
    switch ch
    case 1, y=y1;

```

Fig. 4

```

case 2, y=y/2;
case 3, y=y/3;
case 4, y=y/4;
case 5, y=y/5;
case 6, y=y/6;
case 7, y=y/7;
case 8, y=y/8;
case 9, y=y/9;
case 10, y=y/10;
end

peak2=calcpeaks(y,N);

for i=1:N
    if peak2(i) > 0 & peak2(i) > 0 % Kollision
        if ch < 5 & peak2(i) >= (2*peak2(i)) % im T-Sinn, erhalte den Platz der
            % größten @ Kollision
            if peak(i+1) == 0
                peak(i+1) = peak2(i); %nimmt alten Wert wie er jetzt kollidierte mit
                peak(i) = peak2(i); %bewege neuen Spitzenwert in "alten" Puffer
                peak2(i) = 0;
                peakchan(i+1) = peakchan(i);
                peakchan(i) = ch;
                peakcoeff(i+1) = peakcoeff(i) + 1;
            elseif peak(i-1) == 0
                peak(i-1) = peak2(i); %nimmt alten Wert wie er jetzt kollidierte mit
                peak(i) = peak2(i); %bewege neuen Spitzenwert in "alten" Puffer
                peak2(i) = 0;
                peakchan(i-1) = peakchan(i);
                peakchan(i) = ch;
                peakcoeff(i+1) = peakcoeff(i) - 1;
            elseif peak(i+2) == 0
                peak(i+2) = peak2(i); %nimmt alten Wert wie er jetzt kollidierte mit
                peak(i) = peak2(i); %bewege neuen Spitzenwert in "alten" Puffer
                peak2(i) = 0;
                peakchan(i+2) = peakchan(i);
                peakchan(i) = ch;
                peakcoeff(i+2) = peakcoeff(i) + 2;
            elseif peak(i-2) == 0
                peak(i-2) = peak2(i); %nimmt alten Wert wie er jetzt kollidierte mit
                peak(i) = peak2(i); %bewege neuen Spitzenwert in "alten" Puffer
                peak2(i) = 0;
                peakchan(i-2) = peakchan(i);
                peakchan(i) = ch;
                peakcoeff(i-2) = peakcoeff(i) - 2;
            else
                peak(i) = peak2(i); %Neuer Spitzenwert nimmt seinen Platz ein
                peak2(i) = 0;
                unresolved(ch) = unresolved(ch) + 1;
            end
        else
            % Verschiebe neuen Puls
            % (belasse den alten auf seinem Platz)
            if peak(i+1) == 0
                peak2(i+1) = peak2(i);
                peak2(i) = 0;
                peakcoeff(i+1) = 1;
                peakchan(i+1) = ch;
            end
        end
    end
end

```

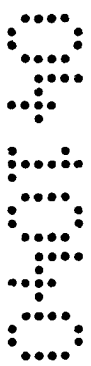
Fig. 4a

```

elseif peak(i-1)==0
    peak2(i-1)=peak2(i);
    peak2(i)=0;
    peakoff(i-1)=-1;
    peakchan(i-1)=ch;
elseif peak(i+2)==0
    peak2(i+2)=peak2(i);
    peak2(i)=0;
    peakoff(i+2)=2;
    peakchan(i+2)=ch;
elseif peak(i-2)==0
    peak2(i-2)=peak2(i);
    peak2(i)=0;
    peakoff(i-2)=-2;
    peakchan(i-2)=ch;
else
    peak2(i)=0;
end
end
end
for i=1:N
    if peak2(i)>0 & peakoff(i)==0 % Statistik über kollisionsfreie Fälle
        peakchan(i)=ch;
    end
end
end
peak=peak+peak2;
end
end

```

Fig. 4b



7/7

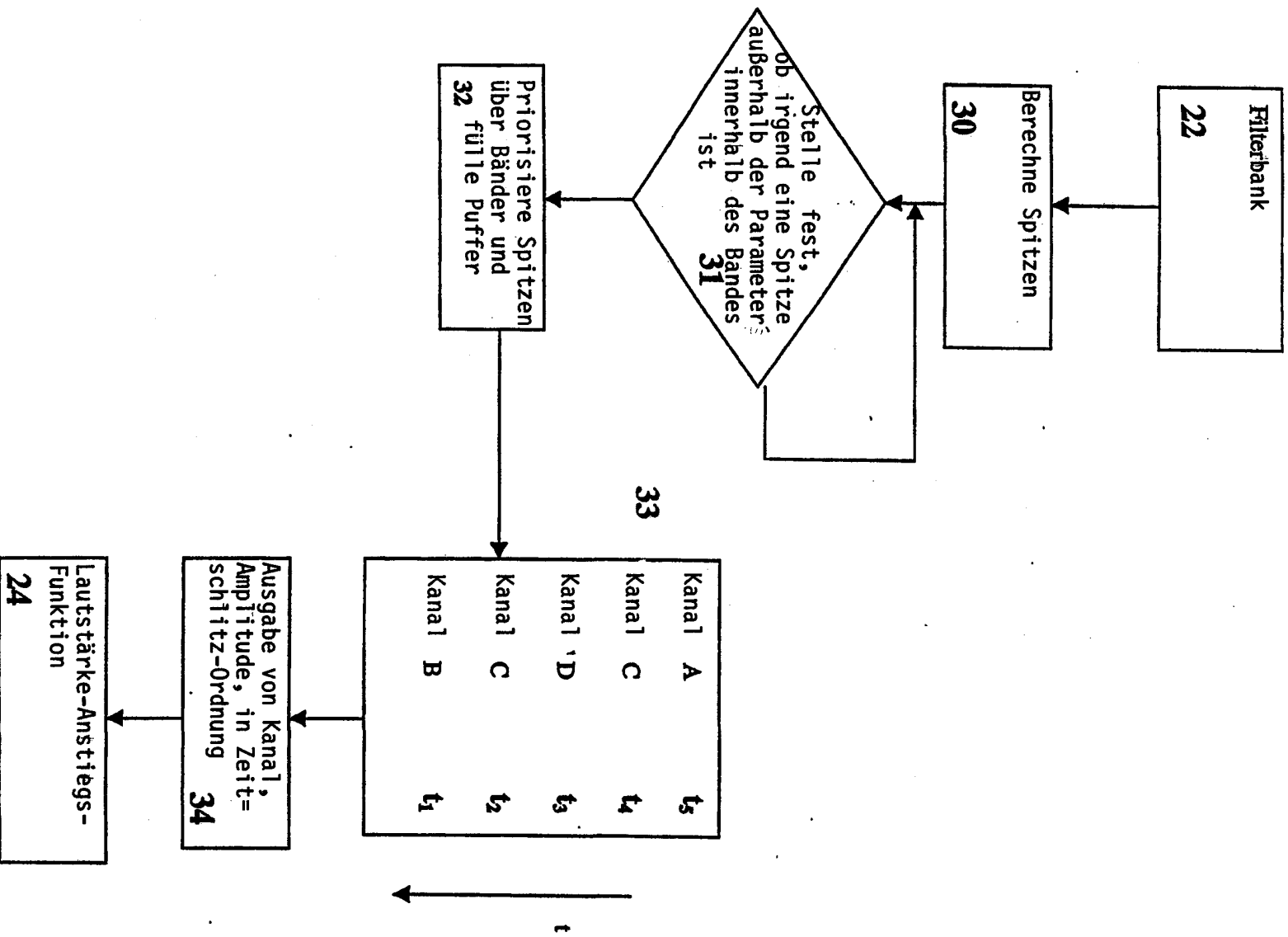


Fig. 5