

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4884474号
(P4884474)

(45) 発行日 平成24年2月29日(2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月16日(2011.12.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 11/00 (2006.01)

A 6 1 F 11/00 3 1 5

請求項の数 20 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-531563 (P2008-531563)
 (86) (22) 出願日 平成18年9月5日(2006.9.5)
 (65) 公表番号 特表2009-508607 (P2009-508607A)
 (43) 公表日 平成21年3月5日(2009.3.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2006/008650
 (87) 国際公開番号 W02007/033762
 (87) 国際公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)
 審査請求日 平成20年5月20日(2008.5.20)
 (31) 優先権主張番号 102005044628.0
 (32) 優先日 平成17年9月19日(2005.9.19)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)
 (31) 優先権主張番号 102005049507.9
 (32) 優先日 平成17年10月13日(2005.10.13)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 591037214
 フラウンホッフアーゲーゼルシャフト ツ
 ァ フェルダールング デア アンゲヴァ
 ンテン フォアシュンク エー. ファオ
 ドイツ連邦共和国 80686 ミュンヘ
 ン ハンザシュトラッセ 27 ツェー
 (74) 代理人 100079577
 弁理士 岡田 全啓
 (72) 発明者 エドラー ヘルント
 ドイツ連邦共和国 30419 ハノーフ
 ァー ヘメリングシュトラッセ 10
 (72) 発明者 ビュークナー アンドレアス
 ドイツ連邦共和国 30916 イゼンハ
 ーゲン キルヒャー フォーアフエルト
 16

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工内耳、人工内耳の制御信号を生成するための装置、組合せ信号を生成するための装置、及び組合せ信号、並びに対応する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

音声信号(310)に基づき組み合わせ信号(146)を生成するための装置(100)であって、

人工内耳(200; 342)を制御するように適合され、前記人工内耳に前記音声信号(110)の表現を生成するために実装された前記音声信号に基づく信号パラメータ(142)、を生成するための手段(130)と、

前記音声信号(110)と前記信号パラメータ(142)とを組み合わせ、前記組み合わせ信号(146)を得る信号コンバイナ(140)とを含み、

ここで、前記組み合わせ信号は、聴力障害のない人および人工内耳を有する人の双方ともに対して再生されうるように、

前記組み合わせ信号は、健常な聴覚系を有する人に対する再生のための前記音声信号および前記人工内耳を制御するように適合される前記信号パラメータの双方を含む、装置(100)。

【請求項 2】

前記音声信号(110)に基づき信号パラメータ(142)を生成するために前記手段(130)は、前記音声信号(110)の分析に基づいて前記人工内耳(200; 342)に対する入力情報として前記信号パラメータを生成するために実装された蝸牛パラメータ・エクストラクタを含む、請求項1に記載の装置(100)。

【請求項 3】

10

20

前記蝸牛パラメータ・エクストラクタは、前記音声信号（１１０）を人間の聴き取りシミュレーション・モデル（３７０）に入力して前記信号パラメータ（１４２）を計算するために実装されており、前記シミュレーション・モデルは、前記音声信号の分析を示す、請求項２に記載の装置（１００）。

【請求項４】

前記組み合わせ信号（１４６）を生成するために前記装置は、いろいろな音声信号コンテンツを含むいくつかの音声信号チャネルの形で前記音声信号（１１０）を受信するために実装され、前記装置は、前記音声信号の分析のため前記音声信号の少なくとも一つの音声信号チャネルを選択するために実装されたチャネル選択手段をさらに含み、前記音声信号の前記分析は前記音声信号チャネル群のサブセットにだけ適用される、請求項２または請求項３に記載の装置（１００）。

10

【請求項５】

前記組み合わせ信号（１４６）を生成するために前記装置は、フィルタされた音声信号を得るために、前記音声信号中のスピーチ信号を前記音声信号中のバックグラウンド・ノイズに比較して強調するように前記音声信号（１１０）をフィルタし、前記分析のために前記フィルタされた音声信号を使うように実装される、請求項２または請求項３に記載の前記装置（１００）。

【請求項６】

前記組み合わせ信号を生成するための前記装置は、アンテナを介して前記組み合わせ信号（１４６）を送るようになされた放送送信器として実装される、請求項１ないし請求項５のいずれかに記載の装置（１００）。

20

【請求項７】

前記信号パラメータ（１４２）は、前記音声信号（１１０）に基づいて人間の耳の基底膜の運動（３８８）を示す、請求項１ないし請求項６のいずれかに記載の装置（１００）。

【請求項８】

前記信号パラメータ（１４２）は、前記音声信号（１１０）に基づいて人間の耳の有毛細胞への刺激（３９２）を示す、請求項１ないし請求項７のいずれかに記載の装置（１００）。

【請求項９】

30

前記信号パラメータ（１４２）は、前記音声信号に基づいて人間の耳の聴神経への刺激インパルス（４０８）を示す、請求項１ないし請求項８のいずれかに記載の装置（１００）。

【請求項１０】

前記組み合わせ信号の第一部分は、健全な聴覚系を有する人に対する再生のための音声信号を示し、前記組み合わせ信号の第二部分は、前記信号パラメータを示すような、前記組み合わせ信号を生成するために形成される、請求項１ないし請求項９のいずれかに記載の装置。

【請求項１１】

前記装置は、前記信号パラメータを符号化し、そして、放送信号のために前記音声信号に副搬送波の第一群を関連付け、前記符号化された信号パラメータに副搬送波の第二群を関連付けるために形成される、請求項１ないし請求項１０のいずれかに記載の装置。

40

【請求項１２】

前記副搬送波の第一群の前記副搬送波および前記副搬送波の第二群の前記副搬送波は、前記同じ主搬送波に属する、請求項１１に記載の装置。

【請求項１３】

音声信号（４２０）と、前記音声信号の分析に基づき、人工内耳（２００；３４２）を制御するように適合され、前記人工内耳に前記音声信号（４２０）の表現を生成させるよう実装された信号パラメータ（４３０）とを有する組み合わせ信号（４００）であって、ここで、前記組み合わせ信号は、聴力障害のない人および人工内耳を有する人の双方と

50

もに対して再生されうるように、

前記組み合わせ信号は、健常な聴覚系を有する人に対する再生のための前記音声信号および前記人工内耳を制御するように適合される前記信号パラメータの双方を含む、組み合わせ信号（４００）。

【請求項１４】

前記信号パラメータ（４３０）は、前記音声信号（４２０）の分析に基づいており、前記人工内耳に対する入力情報を示す、請求項１３に記載の組み合わせ信号（４００）。

【請求項１５】

前記信号パラメータ（４３０）は、人間の聴き取りシミュレーション・モデル（３７０）内で生成される、前記シミュレーション・モデルの变量又は出力变量を示し、前記变量は前記音声信号（３１０）を表し、前記人間の聴き取りシミュレーション・モデル（３７０）が入力信号としての前記音声信号で刺激されたとき、前記变量が得られる、請求項１３または請求項１４に記載の組み合わせ信号（４００）。

【請求項１６】

前記信号パラメータ（４３０）は、前記音声信号（４２０）に基づいて人間の耳の基底膜の運動（３８８）を示す、請求項１３ないし請求項１５のいずれかに記載の組み合わせ信号（４００）。

【請求項１７】

前記信号パラメータ（４３０）は、前記音声信号（４２０）に基づいて人間の耳の有毛細胞への刺激（３９２）を示す、請求項１３ないし請求項１６のいずれかに記載の組み合わせ信号（４００）。

【請求項１８】

前記信号パラメータ（４３０）は、前記音声信号（４２０）に基づいて人間の耳の聴神経への刺激インパルス（４０８）を示す、請求項１３ないし請求項１７のいずれかに記載の組み合わせ信号（４００）。

【請求項１９】

音声信号に基づき組み合わせ信号を生成するための方法（６４０）であって、

ハードウェアまたはコンピュータを使用して、人工内耳を制御するように適合され、前記音声信号に基づいており、前記人工内耳が前記音声信号の表現を生成することを可能にする、前記音声信号による信号パラメータを生成する（６４８）ステップと、

ハードウェアまたはコンピュータを使用して、前記組み合わせ信号を得るために、前記音声信号と前記信号パラメータとを組み合わせる（６３４）ステップとを含み、

ここで、前記組み合わせ信号は、聴力障害のない人および人工内耳を有する人の双方ともに対して再生されうるように、

前記組み合わせ信号は、健常な聴覚系を有する人に対する再生のための前記音声信号および前記人工内耳を制御するように適合される前記信号パラメータの双方を含む、方法。

【請求項２０】

コンピュータ・プログラムをコンピュータで実行すると、請求項１９に記載の前記方法を実施するために適合されたプログラム・コードを含む、前記コンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、一般に、人工内耳、人工内耳の制御信号を生成するための装置、組合せ信号を生成するための装置及び組合せ信号、並びに対応する方法に関し、特に、人工内耳のための音声信号の送信及び格納に関する。

【背景技術】

【０００２】

本発明の理解を向上及び／又は容易にするため、まず、最初に人工内耳のオペレーションに関する基礎を以下に説明する。聴覚を完全喪失した患者は、多くの場合、内耳中に電

10

20

30

40

50

気インパルスによる音響刺激の生成を可能にする、いわゆる人工内耳を組み込む。より良い理解を得るため、図7aに人間の耳の概略図を示し、これには蝸牛が展開形で図示されている。図7aの概略図700から分かるように、音響刺激は、蝸牛の基底膜に振動を発生させ、これが有毛細胞及び関連する聴覚細胞の助力により神経パルスに変換される。健常な聴覚系では、蝸牛の中で、音声周波数は基底膜に沿った対応位置へと変換される。言い換えれば、入来音響の周波数に応じて、その周波数に対応する基底膜の部域が特に強く刺激される。

【0003】

図7bは、人工内耳に電極が組み込まれた人間の耳の概略図を示す。図7bの図例750から、人工内耳が、蝸牛内の基底膜に沿って異なった位置に配置された、いくつかの電極760を含んでいるのを見ることができる。したがって、適切なインパルス・パターンを電極760に加えることによって、粗なものではあるが、健常な聴覚系で生ずる刺激の近似を行うことができる。なお、通常、人工内耳は、一つの聴神経及び/又はいくつかの聴神経を直接刺激する。

【0004】

ここで、従来型の人工内耳は、音の聴取のためのマイクロホン、及び音響信号を適切な刺激インパルスに変換するための信号処理ユニットを含む。こういった人工内耳を使って患者が聞く音響の品質は、いくつかのファクタにより限界がある。一つには、埋め込む電極の数に制限があり、健常な耳の周波数分解能を実現することができない。さらに、単位時間あたりに発生させることのできるインパルスの数が、電極への送信パスによって強く制限される。最後に、通常、定められたバッテリー容量に起因し、十分な動作時間を達成するための電流供給の限界によって、信号処理ユニットの効率はさらに制限を受ける。

【0005】

人工内耳に対する従来式の信号処理について以下に説明する。現在、従来型の人工内耳は、最高22ヶまでの、電気インパルス（刺激）によって個別に作動できる電極を有する。電気インパルスの個々のインパルス強度が、聴覚細胞を介して脳に送られる刺激の強さを決定する。これら電極の位置が、それぞれある音のピッチまたは周波数に対応しており、これは、対応する場所すなわち電極の位置において、健常な聴覚系における蝸牛の基底膜に対応する最大アラインメントを得ることになる。したがって、従来型の信号処理ユニットでは、入来信号は、バンドパスフィルタによって対応する周波数部分に分割され、このために例えばフィルタバンクが必要とされる。異なった位置にある各電極に印加が必要なインパルス強度は、関連する周波数バンドにおける信号強度から導き出すことができる。

【0006】

従来型では、一度に一つの電極だけを刺激することが可能であり、制御は、例えば多重方式で、シーケンスに行われる。ここで、制御される電極のこのシーケンスは変更することができる。全電極を連続的に制御したとすれば、各個別の電極に対する全体的な刺激速度の限界に起因して、時間分解能が低くなりすぎることになる。したがって、ある時間区切りの中で、より少ない数の電極を、対応する信号強度に応じて選定する方法が開発された。一周期ごとの刺激が、全部でMヶの電極から選択されるNヶの電極に限定される場合、これは、いわゆるN of M手法であって、エース（ACE）（改良組み合わせ符号化法）ともいわれる。エースの詳細については、例えば、技術参照マニュアル「ACE Speech Coding Strategy（エースによるスピーチ符号化法）」（Nucleus Technical Reference Manual（ニュークリアス技術参照マニュアル）、Z43740第3版、Cochlear社、2002年12月）に記載されている。したがって、全体の刺激サイクル数がMインパルスからNインパルスに低減され、時間分解能の向上が得られる。従来はこの数値はM = 22及びN = 8である。

【0007】

N of M手法は、最高の信号強度の周波数範囲が、知覚上常に最重要とは限らないとい

10

20

30

40

50

う問題を含む。したがって、ハノーバー大学の情報技術研究所（ドイツ）とハノーバー聴覚センター（ドイツ）との協力によって改善の取り組みが進められ、これでは、電極の選定のため、音声符号化にも使われているような心理音響的モデルが使われる。ペース（PACE）（心理音響的改良組み合わせ符号化法）ともいわれるこの新しい方法に対しては既存の信号処理ユニットの演算能力でも十分対応できる。患者による実験は、前述のアプローチがスピーチ理解度を向上できることをさらに示している。

【0008】

図8は、音声信号を人工内耳にカップリングするための従来型の装置の概略図を示す。図8の概略図の全体を800で表す。概略図800は、音声信号源から人工内耳への音声信号の送信パスを表す。現在既存の音声信号のデジタル送信では、符号器820で音声信号810を符号化するのが一般的である。符号器は、例えば（放送）送信器の一部とされ、ハードウェア又はソフトウェア中に実現することができる。符号化された音声信号822は、無線送信の放送リンクを介して送信され、受信器830によって受信される。受信器において、通常、周波数変換とさらに復号化が行われる。受信器は、例えば放送受信器又はテレビジョン受信器とすることができる。ラジオ又はテレビジョン受信において、放送（ラジオ又はテレビジョン）受信器830から人工内耳834の信号処理ユニット850へ音響で伝達するのは簡単で利点のあるやり方である。この場合、音声信号は、放送受信器830によりスピーカ840を介して再生される。前述の場合、人工内耳は、スピーカ840により再生された復号化された音声信号を受信し、同信号を人工内耳中に配置された信号処理ユニット850に送るマイクロホン844を含む。信号処理ユニット850は、マイクロホン844から送信された音声信号に基づいて、聴神経の刺激のための刺激インパルスを発生させる。次いで該刺激インパルスを電極に加え、電極によりヒト患者の聴神経を刺激させることができる。

【0009】

さらに、場合によっては、復号化により生成された復号化された音声信号を直接人工内耳834に送信することが望ましい。こういった直接送信に対しては、例えば、誘導ループ860、862などを使い、これにより、送信が干渉ノイズの影響を受けないようにすることができる。放送受信器の代わりに、例えば携帯CDプレイヤー又はMP3プレイヤーなどの携帯再生装置を使う場合、通常、ケーブルを介して、音声信号及び/又は音響信号を人工内耳834の信号処理ユニット850に直接供給することができる。

【0010】

ここで要約すれば、従来型の人工内耳834は、放送受信器又はメディア・プレイヤーによって復号化された音声信号を受信するということである。しかしながら、この従来の考え方では、最適なスピーチ品質が保証されないことが示されている。

【0011】

【非特許文献1】F. Baumgarte（バウムガルテ）著、「Ein psychophysiologicals Gehoermodel zur Nachbildung von Wahrnehmungsschewllen fuer die Audio codierung」（Die essertation、ドイツ、ハノーバー大学論文、2000年2月）

【非特許文献2】T. Heinz（ハインズ）及びA. Brueckmann（ブリュクマン）著、「Using a physiological ear model for automatic melody transcription and sound source recognition（自動メロディ転写及び音源認識のための、生理的耳モデルの使用）」（AES総会、アムステルダム、2003年3月）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

したがって、本発明の目的は、人工内耳の作動に関する改良された概念を提供し、これにより、スピーチ理解度と人工内耳の複雑性との間の比率を、従来の人工内耳の作動概念

10

20

30

40

50

に比べ改善できるようにすることである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この目的は、請求項1に記載の人工内耳、請求項11に記載の人工内耳に対する制御信号を生成するための装置、請求項19に記載の音声信号に基づき組み合わせ信号を生成するための装置、請求項28に記載の組み合わせ信号、及び、請求項34ないし請求項37に記載の方法とコンピュータ・プログラムとによって達成される。

【0014】

本発明は、人工内耳を制御（ないし作動又は起動）するように適合され、音声信号に基いた及び／又は音声信号を表す人工内耳による音声信号の表現の生成を可能にする信号パラメータを処理する人工内耳を提供する。本発明の人工内耳は、信号パラメータを受信するために実装された受信インタフェースと、該信号パラメータに基づいて神経細胞刺激信号を生成するための該信号パラメータを処理する神経刺激手段とを含む。

10

【0015】

本発明は、人工内耳に、人工内耳により表現される音声信号を表す信号パラメータを受信するために実装された受信インタフェースを含めれば利点があるとの発見に基づく。本発明の中心となる概念によれば、人工内耳は、典型的には、音声信号を示す信号パラメータであって、音声信号自体よりもずっと効率的に人工内耳を制御するように適合された信号パラメータを処理することができる。人工内耳自体は、音声信号を人間の聴神経によって伝えることはできないが、比較的簡単な処理に基づき適合された信号パラメータから導き出せる神経細胞刺激信号により、聴神経を刺激させる。

20

【0016】

本発明により、人工内耳への入力信号として、音声信号自体に換えて該音声信号に基づく信号パラメータを使うことによって、人工内耳の使用における大幅な改善又は単純化がそれぞれ可能になる。人工内耳により受信される信号パラメータは、人工内耳の制御用として適合させておかねばならないが、人工内耳は、該信号パラメータに基づいて神経細胞刺激信号を発生させる際、音声信号自体に基づいて神経細胞刺激信号を発生させるのに必要とされるよりも大幅に少ない演算作業を行う必要があるだけである。より少ない演算作業量は、人工内耳のより低い電流消費がもたらされ、一定のバッテリー容量を持つ人工内耳に対し大幅に長期化された動作時間を保証することができる。

30

【0017】

他方では、一定の動作期間において、人間の聴神経の聴覚細胞と結合された電極の制御の改善を可能にするために、神経細胞刺激信号の計算に使われていたエネルギーを使うこともできる。

【0018】

さらに、人工内耳により、人工内耳を制御するように適合された信号を受信することによって、人工内耳の外部で信号パラメータの計算を行うことが可能になる。これによって、複雑な計算命令を使い信号パラメータを算定し、従来型の人工内耳に比べ向上したスピーチ理解度を実現することができる。

【0019】

40

さらに、人工内耳を持つ複数の患者に対し、信号パラメータを集約して計算することができるので、従来型のシステムに比べ、ハードウェア・オーバーヘッドが削減される。また一方、本発明によれば、各個別の人工内耳は、適合された信号パラメータを受信するために実装された一つの受信インタフェースと、該信号パラメータから神経細胞刺激信号を導き出すための一つの神経刺激手段とを含める必要があるだけである。また一方で、音声信号自体を処理するため、従来人工内耳に包含されている複雑な信号処理手段を省略することができる。したがって、最大可能なスピーチ理解度を可能としながら、低廉な人工内耳を実現することができよう。

【0020】

それとは別に、信号パラメータに対する受信インタフェースを備える本発明の人工内耳

50

の実装は標準化することができ、同一の聴き取り適合化された信号パラメータを使って、いろいろな製造メーカーの人工内耳が作動するようにできることに注意されたい。

【 0 0 2 1 】

本発明は、音声信号に基づく人工内耳に対する制御信号を生成するための装置をさらに提供する。人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の装置は、音声信号を分析するための蝸牛パラメータ・エクストラクタを含み、該エクストラクタは、音声信号の分析に基づき人間の聴き取りシミュレーション・モデルを使って、人工内耳に対する入力情報として信号パラメータを生成するために実装される。本発明の装置は、該信号パラメータを人工内耳に送信する送信インタフェースをさらに含む。さらに、該本発明の装置は、人工内耳が組み込まれた耳の外部に配置されるように実装される。

10

【 0 0 2 2 】

人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の装置の主たる着想は、人体に組み入れられていない及び／又は人体外部で動作するよう実装された外部装置によって、人工内耳に対する入力情報として信号パラメータを計算することである。したがって、該本発明の装置には、信号パラメータを人工内耳に送信するための送信インタフェースがさらに備えられる。

【 0 0 2 3 】

人工内耳に対する制御信号を生成するための装置によって抽出された信号パラメータが、複数の人工内耳を制御するために使用される。さらに、人工内耳に対する制御信号を生成する装置を体の外部に配置することによって、はるかに高い演算能力を備えることが可能になり、人間の聴き取りシミュレーション・モデルを使って、人工内耳に対する入力情報を処理することができる。例えば、望ましくは、基底膜の運動による蝸牛の機械的振動刺激を示すなどのシミュレーション・モデルを使うことにより、良好なスピーチ理解度とともに極めてリアルスティックな聴覚印象を可能にする、人工内耳による聴神経の刺激を実現することができる。

20

【 0 0 2 4 】

本発明は、音声信号に基づいて組み合わせ信号を生成する装置をさらに提供し、該装置は、人工内耳を制御するのに適し及び／又は人工内耳による音声信号の表現を生成するように適合された音声信号に基づく信号パラメータを生成する手段と、音声信号と信号パラメータとを組み合わせ、組み合わせ信号を得る信号コンバイナとを備える。

30

【 0 0 2 5 】

音声信号とさらに人工内耳を制御するように適合された信号パラメータとを含む組み合わせ信号の形成は、非常に多数の人に対して音声信号を利用することを可能にすることが示されている。本発明の装置により形成される組み合わせ信号を、聴力障害のない人及び人工内耳を有する人の双方とも、ほとんど苦勞なしに再生することができる。信号コンバイナを使った組み合わせ信号の生成は、人工内耳は、受当な場合、双方の信号、すなわち音声信号自体と音声信号に基づく信号パラメータとの双方を使うことを可能にさせる。この場合、人工内耳は、例えば、神経細胞刺激信号の算定のため、信号パラメータによって十分な精度で示されていない情報部分だけを音声信号自体から計算しなければならないだけである。したがって、組み合わせ信号を生成する本発明の装置は、信号処理に関して処理量の軽減された人工内耳を作製することを可能にする。

40

【 0 0 2 6 】

さらに、組み合わせ信号を生成するための本発明の装置は、音声信号自体を処理する従来型の人工内耳と、受信インタフェースが信号パラメータを受信するために実装されている本発明の人工内耳との双方に対する信号の提供を可能にする。これについては、人工内耳が、例えば、組み合わせ信号から信号パラメータを抽出するために実装することができる。したがって、組み合わせ信号の生成は、本発明の概念と従来型の手段とに可能かつ最善な互換性を持たせることを可能にする。

【 0 0 2 7 】

さらに、組み合わせ信号は、例えば放送局によるなど特に効率性の高い送信に適してい

50

ることに注意されたい。

【 0 0 2 8 】

本発明は、音声信号と、人工内耳の制御に対して適した及び／又は人工内耳による音声信号の表現を生成するように適合された信号パラメータと、を有する組み合わせ信号自体をさらに提供する。

【 0 0 2 9 】

本発明は、前述した装置と類似の対応方法及びコンピュータ・プログラムをさらに提供する。該方法及びコンピュータ・プログラムは、前述の装置と同様な利点を提供する。

【 0 0 3 0 】

以下に、添付の図面を参照しながら、本発明の好適な実施形態についてさらに詳しく説明する。

10

図 1 a は、本発明の第一実施形態による、音声信号に基づき、組み合わせ信号を生成するための本発明の装置のブロック図を示す。

図 1 b は、本発明の第二実施形態による、組合せ信号に基づき、信号パラメータを供給するための本発明の受信器のブロック図を示す。

図 2 は、本発明の第三実施形態による、本発明の人工内耳のブロック図を示す。

図 3 a は、本発明の第四実施形態による、放送送信前又は格納の前の信号分析から人工内耳に至る本発明の送信連鎖の概略図を示す。

図 3 b は、人間の聴き取りシミュレーションの処理の流れと、該シミュレーションから得られた中間及び最終結果の概略図を示す。

20

図 4 は、本発明の第五実施形態による、本発明の組み合わせ信号の概略図を示す。

図 5 は、本発明の第六実施形態による、人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の手段のブロック図を示す。

図 6 a は、本発明の第七実施形態による、人工内耳を作動するための本発明の方法のフローチャートを示す。

図 6 b は、本発明の第八実施形態による、組み合わせ信号を生成するための本発明の方法のフローチャートを示す。

図 6 c は、本発明の第九実施形態による、人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の方法のフローチャートを示す。

図 7 a は、人間の耳の概略図を示す。

30

図 7 b は、人工内耳の電極を組み込んだ人間の耳の概略図を示す。

図 8 は、音声信号を人工内耳中にカップリングするための従来型の装置の概略図を示す。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 1 】

以下に、図 1 a、1 b、及び 2 を参照しながら、音声信号の代わりに、人工内耳を制御（ないし作動又は起動）するように適合された信号パラメータを、人工内耳に供給するという本発明の概念を実現するための構成要素として使うことのできる装置について説明する。

【 0 0 3 2 】

40

図 1 a は、本発明の第一実施形態による、組み合わせ信号を生成するための本発明の装置のブロック図を示す。図 1 a に示される装置は、その全体が 1 0 0 として示されている。該本発明装置 1 0 0 は、音声信号 1 1 0 を受信するために実装されている。本発明の装置 1 0 0 は、音声信号に基づく信号パラメータ 1 4 2 を生成するための手段 1 3 0 をさらに含み、該信号パラメータは、人工内耳を制御するように適合されており、人工内耳が演算のためのオーバーヘッドをほとんど要しない仕方でも音声信号の表現を生成することを可能にする。

【 0 0 3 3 】

本発明装置 1 0 0 は、音声信号 1 1 0 と、信号パラメータ生成手段 1 3 0 により生成された信号パラメータ 1 4 2 とを組み合わせる、信号コンバイナ 1 4 0 をさらに含む。した

50

がって、該信号コンバイナ 140 は、音声信号 110 と信号パラメータ 142 とが組合された組み合わせ信号 146 を生成する。

【0034】

図 1b は、組み合わせ信号に基づいて信号パラメータを供給するための本発明の手段のブロック図をさらに示す。図 1b の装置は、その全体が 150 として示されている。装置 150 は、少なくとも一つの音声信号と該音声信号に基づいており人工内耳を制御するように適合された信号パラメータとを含む信号、及び / 又は組み合わせ信号 160 を受信するように実装される。装置 150 は、音声信号と関連する信号パラメータとから成る組み合わせ信号を含む受信信号 160 から、チャンネルを選択するよう実装されたチャンネル選択手段 164 を任意的に含む。言い換えれば、チャンネル選択手段 164 は、受信信号 160 に包含される複数のチャンネルから選択したチャンネルを信号パラメータ・エクストラクタ 168 に送る。信号パラメータ・エクストラクタ 168 は、受信信号 160 に包含され、同エクストラクタに供給された組み合わせ信号 174 から、信号パラメータ 172 を抽出するために実装される。信号パラメータ・エクストラクタ 168 は、望ましくは、(組み合わせ信号を含む) 受信されたデータストリーム 174 から一部のデータストリーム 174 を抽出するために実装されたデータ分離手段を含む。本発明の装置 150 は、信号パラメータ 172 を受信し、これに基き、信号パラメータ送信信号 190 を生成するために実装された、信号パラメータ送信手段 180 をさらに含む。ここで、該信号パラメータ送信手段は、信号パラメータ 172 に対し、チャンネル符号化及び / 又はソース符号化を適用することができる。該信号パラメータ送信手段は、望ましくは、該信号パラメータ送信信号 190 が無線送信に適するような信号パラメータ送信信号 190 を生成するために、さらに実装することができる。信号パラメータ送信信号 190 を、例えば、人工内耳とのカップリングの生成を可能にするため用いる誘導ループを制御するのに適するよう生成することができる。また一方、該信号パラメータを、遠方電磁界カップリングを使う無線放送用に、さらに実装することもできる。このために、信号パラメータ送信手段 180 は、搬送周波数を変換する手段及び変調手段を含めることができる。しかしながら、該信号パラメータ送信信号 190 は、信号パラメータ 172 の有線送信用として実装することもできる。

【0035】

図 2 は、本発明の第三実施形態による、本発明の人工内耳のブロック図を示す。図 2 に描かれた人工内耳は、その全体が 200 として示されている。人工内耳 200 は、人工内耳を制御するために適合され、音声信号に基づいており、人工内耳が、音声信号の表現を生成することを可能にする信号パラメータを受信するために実装された受信インタフェース 210 を含む。受信インタフェース 210 は、信号パラメータ受信信号 212 を受信し、これに基づき信号パラメータ 214 を導き出すために実装される。この受信インタフェース 210 は、信号パラメータ受信信号 212 を無線で受信するための受信誘導ループ又はアンテナとカップリングするために実装される。しかしながら、これに換えて、受信インタフェース 210 は、有線方式で送信されてくる信号パラメータ受信信号 212 を受信するために、ライン受信器を含む。受信インタフェース 210 には、信号パラメータ受信信号 212 から信号パラメータ 214 を導き出すために実装された、周波数変換手段、復調器、チャンネル復号器、及び / 又はソース復号器を、任意的にさらに含めることができる。

【0036】

さらに、受信インタフェース 210 は、信号パラメータ受信信号 212 中に包含される情報の一部だけを信号パラメータ 214 として送る選択手段を含めることができる。この選択手段は、信号パラメータ受信信号 212 中に包含されるいくつかのチャンネルのうち一つだけを処理するために実装することができる。さらに、該選択手段は、信号パラメータを、信号パラメータ受信信号 212 中に追加して含めることが可能な音声信号部分から分離し、これにより、受信インタフェース 210 の出力端に信号パラメータだけを出力することができるように実装することができる。

【0037】

10

20

30

40

50

人工内耳 200 は、信号パラメータ 214 を受信し、処理し、該信号パラメータ 214 に基づき神経細胞刺激信号 230 を発生させるよう実装された神経刺激手段 220 をさらに含めることができる。神経刺激手段は、神経細胞刺激信号 230 が人工内耳 200 の電極を励起し、人工内耳 200 を担持する人の聴神経を刺激するために適合するように実装される。神経細胞刺激信号 230 は、人工内耳 200 を担持する人が、神経細胞刺激信号 230 によって該担持者の聴神経が刺激されることにより、信号パラメータ 214 の元となる音声信号の聴覚印象を得るように神経刺激手段 220 によって計算される。

【0038】

図 3 a は、本発明の第四実施形態による、音声信号の放送送信又は格納の前の信号分析において、人工内耳に至る本発明の送信連鎖の概略図を示す。図 3 a の概略図は、その全体が 300 として示されている。

10

【0039】

送信連鎖 300 は、入力情報として音声信号 310 を受信する。最初に、ここでは、ラジオ信号 310 の放送送信が行われると仮定する。音声信号の最も効率的送信、及び、同時に、人工内耳を装着する人に非常に良好なスピーチ理解度を保証するため、音声信号 310 は、放送送信の前に信号分析 314 に送られる。信号分析 314 において、音声信号 310 の信号パラメータ 318 が抽出され、人工内耳を制御するように適合させることができる。図示された実施形態において、信号分析 314 は、人間の聴き取りシミュレーション・モデルの中で又はその出力に生ずる少なくとも一つの変量を示す信号パラメータ 318 を抽出する。言い換えれば、信号分析 314 の範囲において、音声信号 310 が入力として人間の聴き取りシミュレーション・モデルに供給され、該聴き取りモデルの中で生じる（適切な）物理的変量を示す信号パラメータ 318 が選択される。使用可能なモデルに関するさらなる詳細が、図 3 b を参照しながら以下にさらに詳しく説明される。

20

【0040】

信号分析 314 において得られた信号パラメータは、次いで任意的な符号化 322 に供給される。符号化 322 は、例えば、電気通信で周知のソース符号化及び／又はチャネル符号化を含めることができる。したがって、符号化 322 を使う場合、放送送信 328 に対して利用可能な符号化された信号パラメータ 324 が得られる。

【0041】

したがって、本発明のアプローチによると、人工内耳を装着する人に対する放送送信のスピーチ理解度及び／又は知覚される音の品質の向上のために、送信器側での信号処理が用いられる。このアプローチでは、放送送信の送信器側では高い処理パワーを備えることができる、という事実を利用する。したがって、信号分析 314 によって信号パラメータ 318 が得られ、これを前処理されたデータとして使うことができる。したがって、得られた前処理済みデータ 318 は、符号化された信号パラメータ 324 を得るために、符号化 322 の範囲において適切に符号化され、次いで放送送信 328 のステップにおいて、該符号化された信号パラメータ 324 をサイド情報の放送信号と一緒に送信することができる。この放送送信 328 の範囲において送信される放送信号は、望ましくは、音声信号 310 とその符号化された信号パラメータ 324 とを含む。

30

【0042】

なお、特にデジタル送信される放送プログラムでは、実際の音響及び／又は画像信号に一つ又はいくつかのサイド情報を容易に付加することができることに注意されたい。さらに、放送送信 328 の範囲で、音声信号 310 とこれから抽出された信号パラメータ 318 とから成る組み合わせ信号を送信することができ、音声信号 110 に基づく組み合わせ信号 146 の生成については、図 1 a を参照しながら既に説明した。

40

【0043】

加えて、放送送信 328 は、送信の信頼性を向上するため、周波数変換、変調、及び／又はチャネル符号化をさらに含めることができる。

【0044】

さらに、符号化された信号パラメータ 324 は、いろいろな仕方で、（任意に符号化さ

50

れた) 音声信号 310 との組合せが可能であることに注意されたい。デジタル信号送信の範囲において、例えば、第一ビット群は、ビットフレーム内の符号化された音声信号 310 と関連付けられ、第二ビット群は、該ビットフレーム内の符号化された信号パラメータ 324 に関連付けることができる。この関連付けは、静的に、あるいは、符号化された音声信号及び符号化された信号パラメータ 324 のデータ量に応じて動的に行うことができる。さらに、放送送信 328 において、副搬送波の第一群を(できる限り符号化された) 音声信号 310 に関連付け、さらに、副搬送波の第二群を符号化された信号パラメータ 322 に関連付けることができ、副搬送波の第一群の該副搬送波及び副搬送波の第二群の該副搬送波は、同じ主搬送波に属する。さらなる実施形態において、相異なる搬送周波数を使って(できる限り符号化された) 音声信号 310 と符号化された信号パラメータ 324 とを送ることが可能である。

10

【0045】

さらに、受信側において符号化された音声信号 310 と符号化された信号パラメータ 324 とを再度分離できるかぎりにおいて、他のどのような送信方法でも(できる限り符号化された) 音声信号 310 及び符号化された信号パラメータ 324 の送信に適していることに注意されたい。

【0046】

要約すれば、本発明の送信側での信号処理は、基本的には以下のタスクを遂行するといふことができる。

- ・ ソフトウェアの人間の聴き取りシミュレーション・モデルを使った音声信号 310 及び/又は音響信号の分析 314、

20

- ・ 人工内耳の効率的制御に適したパラメータ(信号パラメータ 318 と明示される)の抽出、及び

- ・ サイド情報としてのパラメータ 318 の効率的送信のためのパラメータ 318 の符号化 322。

【0047】

放送送信の場合、本発明の送信連鎖 300 は、受信器 330 をさらに含む。受信器 330 は、放送送信 328 の範囲において送信された放送送信信号 332 を受信し、さらに、プログラム選択手段を使って、放送送信信号 332 に基づいて受信対象の送信情報を選択するために実装される。このプログラム選択手段 334 は、符号化された信号パラメータ 324 と一緒に、受信対象の(受当な場合、符号化された) 音声信号 310 として送信され受信器 330 によって受信された複数の放送送信信号 332 から、所定のチャンネルを選択することができる。プログラム選択手段 334 は、特定の周波数範囲をフィルタリングし、及び/又は特定の時間スロットを選択し、及び/又は放送送信信号 332 中の特定のコードで符号化された信号部分を選択することによって、対応する選択を遂行することができる。プログラム選択手段 334 は、符号化された信号パラメータ 324 を含む信号 336 をその出力端に生成するために実装される。プログラム選択手段 334 の出力端における信号 336 には、(例えば組み合わせ信号の形で) 符号化された音声信号 310 をもさらに任意的に含めることができる。受信器 330 は、人工内耳 342 に送信するため信号 336 を処理するために実装された、ここに図示されていない、信号送信手段をさらに含む。例えば、受信器 330 が、アンテナ 337 を制御するための送信信号を供給することによって、プログラム選択手段 334 によって供給された信号 336 を人工内耳 342 へ放送送信できるように受信器 330 を実装することができる。同様に、受信器 330 を、人工内耳 342 への信号 336 の送信を可能にするために配置された誘導ループ 338 への入力を行うように実装することができる。これに換えて、受信器 330 は、人工内耳 342 への有線接続を介して、符号化された信号パラメータ 324 を有する信号 336 の送信を可能にするラインドライバをさらに含めることができる。

30

40

【0048】

図示した実施形態において、人工内耳 342 は、受信器 330 によりプログラム選択手段 344 の出力端に供給される信号 336 に基づいた、インプラント受信信号 344 を受

50

信するために実装することができる。このために、人工内耳 3 4 2 は、例えば、符号化された信号パラメータ 3 2 4 を包含するインプラント受信信号 3 4 4 を受信する受信アンテナ 3 4 6 を含むことができる。この追加又は代替として、人工内耳 3 4 2 は、インプラント受信信号 3 4 4 を受信するインプラント誘導ループ 3 4 8 を含むことができる。さらに、人工内耳は、任意的に、受信器 3 3 0 のプログラム選択手段 3 3 4 からの接続ケーブルを介して、インプラント受信信号 3 4 4 として信号 3 3 6 を受信するために実装されたライン・レシーバを含めることができる。

【 0 0 4 9 】

人工内耳 3 4 2 は、復号器 3 5 0 においてインプラント受信信号 3 4 4 を復号化し、復号化された信号パラメータ 3 5 2 を得るために実装される。人工内耳 3 4 2 は、復号化された信号パラメータ 3 5 2 が、送信器側の信号分析 3 1 4 で得られた信号パラメータ 3 1 8 と一致するよう実装される。また一方、任意的に、送信器側で供給された信号パラメータ 3 1 8 の実サブセットだけが復号化された信号パラメータ 3 5 2 として供給されるように、人工内耳 3 4 2 及び / 又は関連する復号器 3 5 0 を実装することができる。

【 0 0 5 0 】

さらに、人工内耳 3 4 2 は、復号化された信号パラメータ 3 5 2 に基づいて、適切な電極を介して人間（又は動物）の聴神経の神経細胞を刺激させるために実装された神経細胞刺激信号及び / 又は神経細胞刺激インパルス 3 5 6 を生成するために実装される。

【 0 0 5 1 】

要約すれば、したがって、本発明の人工内耳 3 4 2 の信号処理手段は、次の 2 ステップを実施せねばならないだけであることに注意されたい。

- ・ サイド情報（放送送信 3 2 8 における放送送信信号 3 3 2 に加えられている）を復号化するステップ 3 5 0、及び

- ・ 受信されたパラメータ 3 5 2 を刺激インパルス 3 5 6 に変換するステップ 3 5 4。

【 0 0 5 2 】

なお、人工内耳 3 4 2 の機能は、図 2 を参照して説明した人工内耳 2 0 0 の機能とおおむね一致することに注意されたい。符号化された信号パラメータ 3 2 4 の復号化が既に受信器 3 3 0 内で実施されている場合、この復号器 3 5 0 は任意的なものとなる。したがって、この場合には、符号化されていない信号パラメータを、無線又は有線で人工内耳 3 4 2 に直接送信することができる。さらに、放送送信 3 2 8 の範囲において生成され、符号化された信号パラメータ 3 2 4 を包含するサイド情報を、放送送信 3 2 8 において得られた、符号化された音声信号 3 1 0 を包含する主信号から分離するように、人工内耳 3 4 2 を実装することができることに注意されたい。この場合、受信器 3 3 0 内の対応する機能を省略することができる。

【 0 0 5 3 】

それとは別に、本発明の人工内耳 3 4 2 は、任意的に、プログラム選択手段 3 3 4 の機能に対応する機能を有するプログラム選択手段を含めることができる。したがって、人工内耳 3 4 2 は、任意的に、放送送信 3 2 8 において生成された放送送信信号 3 3 2 を直接受信することができる。ここで決定的に重要なことは、人工内耳 3 4 2 が、該人工内耳を制御するように適合され、望ましくは、人間の聴き取りシミュレーション・モデルの内部状態変量又は出力変量として生成され、（できる限り符号化された）信号パラメータ 3 2 4 を包含する信号を受信するために実装されていることである。

【 0 0 5 4 】

さらに、放送送信 3 2 8 に換えて、符号化された信号パラメータ 3 2 4 を記憶媒体に格納 3 6 4 することができる。記憶媒体は、例えば、半導体メモリ、あるいは、例えば、RAMメモリ、ROMメモリ、PROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、FLASHメモリ、CDROM、DVD、マグネティックバンドなどの光又は磁気記憶媒体、あるいは、揮発性又は非揮発性の情報格納に適した他の任意の記憶手段とすることができる。ここで、プレイヤーが受信器 3 3 0 に対応する役割をし、該装置は格納 3 6 4 中に、使用記憶媒体に蓄えられていた情報を読み出すために実装され、この情報は、符号化

された信号パラメータ 3 2 4 を含み、該装置は、前記で説明した仕方で、該符号化された信号パラメータ 3 2 4 を人工内耳 3 4 2 に送信する。このプレイヤーは、格納 3 6 4 中に使用された記憶媒体から所定の情報を選択するために実装することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、格納 3 6 4 中には、有用な情報として例えば符号化された信号パラメータ 3 2 4 だけを格納することができることに注意されたい。しかしながら、他方では、符号化された信号パラメータとは別に、音声信号 3 1 0 を符号化された形で記憶媒体に含めることができる。この場合、音声信号自体の再生、さらに、該音声信号に属する信号パラメータ 3 2 4 の両方の再生に対し、同じ記憶媒体を使うことができる。ここで、対応再生手段（プレイヤー）又は人工内耳 3 4 2 のいずれかを、記憶媒体に包含される組み合わせデータから符号化された信号パラメータ 3 2 4 を抽出するよう実装することができる。

10

【 0 0 5 6 】

したがって、前記で放送送信について説明したのと同じやり方で、人工内耳を装着する人用に特に適合された携帯プレイヤーを使って、音声信号 3 1 0 及び / 又は音響信号を格納及び / 又は再生することができることに注意されたい。ここで、媒体に対応する格納 3 6 4 は、サイド情報の送信に対応する役割をし、媒体は、例えばメモリカード又はデータ CD とすることができる。ここで、プレイヤーともいう再生手段は、例えば、人工内耳の信号処理ユニットに対し、符号化された信号パラメータ 3 2 4 を示し及び / 又は提示するための符号化されたデータを供給する必要があるだけである。前述したように、人工内耳 3 4 2 の信号処理ユニットは、神経細胞刺激信号 3 5 6 を生成させるために、この後のさらなる処理を行う。

20

【 0 0 5 7 】

受信器 3 3 0 及び / 又は再生手段（プレイヤー）から人工内耳 3 4 2 への接続として、デジタル制御データ（すなわち符号化された信号パラメータ 3 2 4 ）のケーブル接続又は誘導送信を用いることができる。対応送信ユニットを使い受信器 3 3 0 及び / 又は再生手段を拡張し、対応受信ユニットを使い人工内耳 3 4 2 を拡張することによって、符号化された信号パラメータ 3 2 4 の送信に無線リンクを使用することもできる。

【 0 0 5 8 】

本発明の概念によりスピーチ理解度のどの位大きく向上できるかについて、人工内耳 3 4 2 の制御に適合された適切な信号パラメータの使用が多大な影響を持つので、以下に、どのように信号パラメータ 3 1 8 が生成されるかについて、詳しく説明する。既に人工内耳を埋め込んでいる患者に対する知覚音の品質の向上は、基礎となる音声信号に基づく神経細胞刺激信号を発生させる際の信号処理の改善によってだけ達成可能であることが判明している。これについては、コンピュータ・シミュレーション・モデルは、健全な聴覚系の神経細胞の刺激を模すことができ、人工内耳が、単一の聴覚系の聴神経に対するコンピュータ・シミュレーション・モデルに基づいて予期されるものにできるだけ類似した刺激を生成するように、刺激インパルス及び / 又は神経細胞刺激信号の強さとシーケンスを選択できることが示されている。しかしながら、適切なシミュレーション・モデルは、高い演算オーバーヘッドを必要とし、現時点では、当該シミュレーション・モデルを人工内耳の信号処理手段に組み込むことが不可能であることも示されている。

30

40

【 0 0 5 9 】

言い換えれば、従来型の人工内耳に対する改善の大きな可能性は、神経細胞刺激信号 3 5 6 を発生させる際に、ソフトウェアの人間の聴き取りシミュレーション・モデルを使うことにある。これについては、ソフトウェア・シミュレーション・モデルは耳の生理機能を強く反映しており、該ソフトウェア・シミュレーション・モデルは、音声信号 3 1 0 及び / 又は音響信号が健全な聴覚系において生成する振動処理を、高い精度で模擬できることが望ましい。典型的な、適したソフトウェア・シミュレーション・モデルが、F . B a u m g a r t e (バウムガルテ) の論文「E i n p s y c h o p h y s i o l o g i s c h e s G e h o e r m o d e l z u r N a c h b i l d u n g v o n W a h r n e m u n g s s c h e w l l e n f u e r d i e A u d i o c o d i e r u n g」(

50

D i e s s e r t a t i o n、ドイツ、ハノーバー大学論文、2000年2月)に記載されている。振動を神経信号に変換するモデルを使った前述のソフトウェア・シミュレーション・モデルの改良版は、聴神経の神経作用をシミュレートすることさえできる。これに関する詳細については、T. Heinz (ハインズ) 及び A. Brueckmann (ブリュックマン) の「Using a physiological ear model for automatic melody transcription and sound source recognition (自動メロディ転写及び音源認識のための、生理的耳モデルの使用)」(AES 総会、2003年3月、アムステルダム)を参照することができる。

【0060】

10

このようなシミュレーション・モデルは、健全な聴覚系の神経作用を電気刺激によってできるだけ正確に模擬した、電極の選択及び制御の方法を可能にするので、人工内耳342の電極の選択及び制御に対して大きな助力となる。こういったシミュレーション・モデルは、ソフトウェア又はハードウェアに実装することはできるが、非常に大きな演算オーバーヘッドを必要とし、従来型の(人工内耳中の)信号処理ユニットの演算能力では、この用途に不十分である。

【0061】

図3bを参照しながら、以下に典型的シミュレーション・モデルが、さらに詳しく説明される。図3bは、該シミュレーション・モデルで得られる人間の聴覚系の処理フローとその中間及び最終結果との概略図を示す。図3bの図例はその全体が370として示されている。音声信号372は、シミュレーション・モデル370に対する入力信号としての役割を果たす。該音声信号372に基づいて、第一ステップ374において外耳での機械的音響変換が評価され、これにより鼓膜の刺激(excitation)376を算定することができる。第二ステップ378において、耳小骨を経由する音響伝達が計算され、これより、鼓膜の刺激376から、中耳と蝸牛との間の前庭窓の刺激380を計算することができる。第三ステップ382において、蝸牛の流体力学的な振動刺激384が計算される。第四ステップ386において、蝸牛の振動刺激384から、基底膜の運動388を算定することができる。第五ステップ390において、基底膜の運動388から不動毛の偏位(deflection)392が判断される。次いで、不動毛の偏位392に基づき、第六ステップ394において、有毛細胞中のカルシウム濃度396を計算することができる。次に、第七ステップ398において、カルシウム濃度396を使って伝達物質の伝達物質放出速度400が計算される。第八ステップ402において、伝達物質放出速度400に基づき、神経伝達物質小胞の放出を表す神経伝達物質小胞放出度404が導き出される。最後に、第九ステップ406において、神経伝達物質小胞放出度404から神経の活動パターン408を導き出すことができる。この神経活動パターン408は、(人間又は動物の)健全な聴覚系において起こる聴神経の神経細胞の作用の近似を示す。したがって、神経活動パターン408は、人工内耳342による聴神経の最善可能なシミュレーションについての情報を得るのに非常に適している。

20

30

【0062】

なお、シミュレーション・モデル370の中のいくつかのステップ、374、378、382、386、390、394、398、402、406は、対応する中間結果を計算せずにこれらを組み合わせることができることに注意されたい。言い換えれば、図例370に示された中間ステップの計算をせず、いくつかのステップを単純化された一つのステップで処理することができる。

40

【0063】

さらに、望ましくは、本発明の概念の応用のための信号パラメータとして、概略図370に示された処理フローのこういった中間結果が使われ、音声信号に基づいてこれらの計算をするのに、該音声信号に基き神経細胞刺激信号356を計算するのに要する全体の演算オーバーヘッドの少なくとも50%が必要となることに注意されたい。言い換えれば、望ましくは、信号パラメータに基づく神経細胞刺激信号の計算が、音声信号に基づく信号

50

パラメータの計算よりも低い演算オーバーヘッドを必要とするように、信号パラメータを選定する。

【 0 0 6 4 】

さらに、信号パラメータとして使われるこのような内部状態変量を、相異なる電極配置、及び／又は音声信号 3 1 0 からの神経細胞刺激信号 3 5 6 の計算において相異なるシミュレーション・メカニズムを備えた、相異なる複数の人工内耳の間で共用できれば有利であることは自明である。

【 0 0 6 5 】

これに関し、蝸牛の振動刺激 3 8 4 は、中耳と蝸牛との間の前庭窓を介した、蝸牛の中に包含される流体の刺激を示し、これは信号パラメータによって有利に示すことができることが示されている。言い換えれば、蝸牛の振動刺激を示すように信号パラメータ 3 1 8 を選定することができる。

10

【 0 0 6 6 】

さらに、基底膜の運動及び／又は偏位 3 8 8 を信号パラメータ 3 1 8 が示せば、同様に有利である。したがって、信号パラメータ 3 1 8 は、例えば、基底膜に沿って異なった位置での基底膜の刺激の強度を示すことができる。この偏位を、位置座標の関数として、直接に、あるいは異なる線形又は非線形に変換された方法で示すことができる。したがって、信号パラメータは、基底膜の刺激を位置及び時間の関数として示すことができる。

【 0 0 6 7 】

さらなる好適な実施形態において、信号パラメータ 3 1 8 は、基底膜の相異なる位置に配置された、いくつかの不動毛の偏位 3 9 2 を示す。前記同様、信号パラメータは、不動毛の偏位を直接に又は変換された形で示すことができる。

20

【 0 0 6 8 】

同様に、信号パラメータ 3 1 8 が、カルシウム濃度 3 9 6、伝達物質放出速度 4 0 0 又は神経伝達物質小胞放出度 4 0 4 を示せば有利である。

【 0 0 6 9 】

さらなる実施形態では、信号パラメータ 3 1 8 が、いくつかの聴神経の刺激を特徴付ける神経活動パターン 4 0 8 を直接示すことが望ましい。この場合、信号パラメータ 3 1 8 は、人工内耳 3 4 2 が神経細胞を刺激させるために供給する必要がある個別の刺激インパルスについての直接情報を表す。

30

【 0 0 7 0 】

シミュレーション・モデル 3 7 0 の前述の内部状態変量のどれが信号パラメータ 3 1 8 として使われるかに応じて、信号パラメータ 3 1 8 により示される、聴き取りモデル 3 7 0 の内部状態変量から、人工内耳に適した神経細胞刺激信号を発生させるのは、該人工内耳 3 4 2 の役割である。神経活動パターン 4 0 8 及び／又は神経細胞刺激信号を信号パラメータとして直接送信するのではなく、望ましくは、基底膜の運動 3 8 8 又は不動毛の偏位 3 9 2 を示すパラメータを送信する方が、そうすれば、相異なる電極配置を有する人工内耳群にとって、より小さな演算オーバーヘッドを使って信号パラメータから神経細胞刺激信号を導き出すことができるので殊に有利であることが判明している。したがって、基底膜の運動 3 8 8 又は有毛細胞の刺激 3 9 2 の記述によって、標準化に適した、個々の人工内耳に左右されないモデリングが可能となり、個々の人工内耳 3 4 2 は、神経細胞刺激信号の計算のための全演算オーバーヘッドの比較的小さな部分を実施する必要があるだけとなる。

40

【 0 0 7 1 】

さらに、信号分析 3 1 4 は、音声信号 3 1 0 の前処理をさらに含めることができる。したがって、人間の聴き取りを示すシミュレーション・モデルを実際に適用する前に、符号化された信号パラメータ 3 2 4 の放送送信 3 2 8 及び格納 3 6 4 の双方の面から、音声信号及び／又は音響信号 3 1 0 を、人工内耳 3 4 2 の制御のため最適化しておくことができる。

【 0 0 7 2 】

50

例えば、信号分析 3 1 4 の範囲でのラジオ・ドラマの処理において、不必要にスピーチ理解度に影響しないようにするために、バックグラウンド・ノイズ又はバックグラウンド・ミュージックを除去することができる。このため、信号分析手段 3 1 4 は、例えば、音声信号 3 1 0 に包含されるスピーチ信号を強調し、非スピーチ信号を減衰するフィルタを含めることができる。

【 0 0 7 3 】

さらに、信号分析手段 3 1 4 は、音声信号 3 1 0 がマルチチャネル信号の形で提供される場合、該音声信号 3 1 0 の個別チャネルを選択する選択手段を含めることができる。これに関連して、音響調整卓のように、全体の音声信号 3 1 0 から人工内耳 3 4 2 の装着者（担持者）に適切な信号チャネルだけを選択することができる。したがって、本発明の概念により、音声信号 3 1 0 の前処理の範囲において、音声信号パラメータ 3 2 4 の形で、人工内耳 3 4 2 の装着者に対し、最適化された音声信号 3 1 0 についての情報を提供することができる。

【 0 0 7 4 】

図 4 は、本発明の第五実施形態による、本発明の組み合わせ信号の概略図を示す。図 4 の図例はその全体が 4 0 0 として示されている。本発明の組み合わせ信号は、ここでは複数のビット 4 1 0 によって象徴的に描かれている。組み合わせ信号 4 0 0 の第一部分 4 2 0 は、例えば、符号化された又は符号化されない形で、健常な聴覚系を有する人に対する再生のための音声信号を示す。また一方、組み合わせ信号の第二部分 4 3 0 は、符号化された又は符号化されない形で、人工内耳によって組み合わせ信号 4 0 0 の第一部分 4 2 0 が表している音声信号の表現を生成するために、人工内耳を制御するのに適した及び / 又は適合された信号パラメータを示す。組み合わせ信号 4 0 0 の第二部分 4 3 0 に包含される信号パラメータは、例えば、人間の聴き取りシミュレーション・モデル 3 7 0 が音声信号によって鼓動されたとき生じる、基底膜の運動及び / 又は基底膜の偏位 3 8 8 を示すことができる。同様に、組み合わせ信号の第二部分 4 3 0 は、聴き取りモデル（例えば聴き取りモデル 3 7 0 ）における有毛細胞の刺激を示すことができる。同じやり方で、組み合わせ信号 4 0 0 の第二部分 4 3 0 は、例えば、患者の聴神経への対応刺激によって基となる音声信号に対応する聴取印象を与える、刺激インパルスを示すことができる。

【 0 0 7 5 】

なお、本発明の組み合わせ信号の第一部分 4 2 0 及び第二部分 4 3 0 の双方とも任意のやり方で符号化することができることに注意されたい。例えば、組み合わせ信号 4 0 0 の第一部分 4 2 0 及び / 又は組み合わせ信号 4 0 0 の第二部分 4 3 0 は、ソース符号化またはチャンネル符号化を含めることができる。それとは別に、組み合わせ信号 4 0 0 の第一部分 4 2 0 及び第二部分 4 3 0 に共通のソース符号化又は共通のチャンネル符号化を含めることも可能である。組み合わせ信号 4 0 0 の第一部分 4 2 0 及び組み合わせ信号 4 0 0 の第二部分 4 3 0 を、例えば、一つの送信手段の異なるチャネルを使い、時間調整された仕方では送信することができる。さらに、組み合わせ信号 4 0 0 の 2 つの部分 4 2 0 、 4 3 0 を同一の通信チャネルの相異なる搬送波又は副搬送波に分離することもできる。さらにまた、組み合わせ信号の第一部分 4 2 0 及び第二部分 4 3 0 を、時間分割多重化方式又は周波数多重化方式により時間調整された仕方では送信することができる。第一部分 4 2 0 及び第二部分 4 3 0 の個別ビットをさらにインタリーブすることができる。しかしながら、本発明の組み合わせ信号 4 0 0 の実質的な特質は、組み合わせ信号の第一部分 4 2 0 及び第二部分 4 3 0 の時間調整された送信であり、各種の変調方式及びビット分割を使用できることである。

【 0 0 7 6 】

それとは別に、本発明の組み合わせ信号 4 0 0 は、任意のデータ担体に格納することができる。

【 0 0 7 7 】

図 5 は、本発明の第六実施形態による、人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の装置のブロック図を示す。図 5 のブロック図は、その全体が 5 0 0 として示されて

いる。本発明の装置 500 は、音声信号 510 を受信するよう実装される。音声信号 510 は、音声信号を分析し該音声信号の分析に基づき人工内耳への入力情報として信号パラメータ 530 を生成するために実装された、蝸牛パラメータ・エクストラクタ 520 に供給される。蝸牛パラメータ・エクストラクタ 520 は、人間の聴き取りシミュレーション・モデルを用いて音声信号 510 の分析を行うために実装される。この信号パラメータ 530 は、該シミュレーション・モデルを適用した際の間中間結果又は最終結果である。シミュレーション・モデルとして、例えば図 3b に例示されたシミュレーション・モデル 370 を選定し、蝸牛パラメータ・エクストラクタ 520 を、シミュレーション・モデル 370 の少なくとも一部を処理、及び / 又は、シミュレーション・モデル 370 で説明した 384、388、392、396、400、404、408 の少なくとも一つの間中間結果を算定し、同結果を信号パラメータ 530 によって示すように実装することができる。

10

【0078】

言い換えれば、蝸牛を適切に実装することによって、信号パラメータ 530 は、例えば、蝸牛の振動刺激 384、基底膜の運動 388、不動毛の偏位 392、カルシウム濃度 396、伝達物質放出速度 400、神経伝達物質小胞放出度 404、又は神経活動パターン 408 を示す。

【0079】

装置 500 は、信号パラメータ 530 を人工内耳に送信するための送信インタフェース 540 をさらに含む。該送信インタフェースを無線式又は有線式に実装し、これに、例えば、アンテナ、ラインドライバ、又は送信誘導ループを含めることができる。

20

【0080】

さらに、装置 500 は、望ましくは、人工内耳が組み込まれた耳の外部に配置及び / 又は外部で作動するために実装されることに注意されたい。通常、装置 500 には高い演算パワーを含め、音声信号に基づく神経細胞刺激信号の計算に必要な演算パワーの 50 % を上回るパワーを備えるように実装できるので、このことは有利である。したがって、人工内耳は、装置 500 より低い演算パワーを含める必要があるだけとなる。この作業の分担によって、人工内耳が低いパワーしか消費せず、したがって、人体に埋め込めるように十分に小さくすることを確実にできる。したがって、望ましくは人体にしっかりと結合するように実装される人工内耳に対し、望ましくは、装置 500 を人体から離すことができる。

【0081】

30

人工内耳が、例えば、外耳、又は中耳及び内耳を含めた人間の耳の聴覚チャネルに完全に組み込まれるように実装されるのに対し、装置 500 は、望ましくは、人体から引き離し可能で生体干渉が生じないように実装される。

【0082】

それとは別に、装置 500 が、電話及び / 又は電話の一部として実装されることが望ましい。言い換えれば、本発明は、装置 500 を包含する電話をさらに含む。この場合、本発明の装置 500 は、音声信号 510 として電話音声信号を受信し、該信号は、従来型の電話の中のスピーカ及び / 又は受信器の組込み器に供給されることになる。さらに、前述のアプリケーションの送信インタフェース 540 は、望ましくは、信号パラメータ 530 を人工内耳に送信するために、誘導ループを制御するように実装される。本発明の装置 500 を電話に組み込むことによって、人間の聴き取りシミュレーション・モデルに基づく、本発明の音声信号 510 の分析により、電話で会話をする際のスピーチ理解度を大きく向上できることが示されている。従来方式の電話信号自体が既に比較的低品質なので、従来型の電話と従来型の人工内耳と使う場合、人工内耳を有する患者にとって、電話で送られてくるメッセージを理解するのは非常に困難である。これに対し、本発明の蝸牛パラメータ・エクストラクタ 520 を電話に組み込むことによって、電話の送信品質を信号パラメータ 530 の提供として検討することができる。それとは別に、本発明の組み合わせは、人工内耳のユーザ及び / 又は装着者に対し、ユーザ快適性に関し大きな利点を提供する。

40

【0083】

50

本発明は、人工内耳を制御するように適合された信号パラメータを、人工内耳に供給するという本発明の概念を実現する複数の方法をさらに含む。

【0084】

図6aは、本発明の第七実施形態による、本発明の人工内耳を作動するための本発明のある方法のフローチャートを示す。該実施形態では、人工内耳は、該人工内耳を制御するように適合され音声信号に基づいており、該人工内耳による該音声信号の表現を生成するのを可能にする信号パラメータを処理するように本発明の方途で実装されることを前提とされている。本発明の第七実施形態による本発明の方法は、その全体が600として示されている。方法600は、人工内耳を制御するのに適した信号パラメータを受信する第一ステップ610を含み、該パラメータは、音声信号を表し人工内耳による該音声信号の表現の生成を可能にする。本発明の方法600は、神経細胞刺激信号を生成するための該信号パラメータを処理する第二ステップ620をさらに含む。

10

【0085】

図6bは、本発明の第八実施形態による、組み合わせ信号を生成するための本発明の方法のフローチャートを示す。図6bに例示された方法は、その全体が640として示されている。本発明の方法640は、入力変量として音声信号644を受信する。方法640は、前記で既に詳細を説明したように、音声信号に基づいて信号パラメータ650を生成する第一ステップ648を含む。第二ステップ654は、音声信号644と、それに関連する信号パラメータ650とを組み合わせ、組み合わせ信号658を得る工程をさらに含む。

20

【0086】

図6cは、人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の方法のフローチャートをさらに示す。図6cに例示された方法は、その全体が660として示されている。方法660は、入力信号として音声信号664を受信する。第一ステップ670は、該音声信号664に属する信号パラメータを得るために、人間の聴き取りシミュレーション・モデルを使って音声信号を分析する工程を含む。第二ステップ680は、得られた信号パラメータを人工内耳に送信する工程をさらに含む。

【0087】

なお、前述の方法600、640、660については、本発明の装置に関連して前記で既に説明した全ての特質に拡張して適用することができることに注意されたい。

30

【0088】

さらに、本発明の概念をコンピュータ・プログラムによって実施することができる。状況に応じ、本発明の概念又は方法をハードウェア又はソフトウェアに実装することができる。この実装を、例えば、フロッピー（登録商標）ディスク、CD、DVD又はフラッシュ記憶媒体などの、電氣的に可読の制御信号を備えたデジタル記憶媒体に行い、プログラム可能なコンピュータ・システムと協働させて本発明の方法を実施させることができる。したがって、一般に本発明は、コンピュータ・プログラム製品がコンピュータで実行されると本発明の方法を実施する、マシン可読の担体に格納されたプログラム・コードを有し、該コンピュータ・プログラム製品からも成る。言い換えれば、コンピュータ・プログラムがコンピュータで実行されると方法を実施するプログラム・コードを有する該コンピュータ・プログラムとして、実現することができる。

40

【0089】

要約すれば、したがって、本発明は、人工内耳における神経細胞刺激信号の発生に対する従来の概念の不利点を克服することができると言える。例えば、従来式のラジオ又はTVの受信、又は携帯メディア・プレイヤーによる音声信号の再生など従来方式のアプリケーションにおいて、音声信号及びノイズ又は音響信号は、実際は、健常な聴覚系を持つ人のために生成されたものであり、これを人工内耳に信号処理ユニットによって（神経信号に）変換しなければならない。さもなくば、TVを見ている場合において、全体的理解を向上するために、付加された字幕が使用されるだけである。

【0090】

50

したがって、本発明の基本的着想は、音声信号及び／又は音響信号の送信及び／又は格納における信号処理の最大の部分は、各個別の人工内耳の信号処理ユニットがこれを行う必要はなく、もっと強力なプロセッサ群を使って実施できるということである。デジタル放送送信においては、送信器側で処理された対応信号（信号パラメータともいう）もサイド情報として送信することができる。これにより、（人工内耳の）信号処理ユニットは、より低い演算オーバーヘッドを使って該サイド情報から刺激インパルスを導き出すことができる。適宜に、こういった処理済み信号を格納する携帯プレイヤーを作製することができる。こうして、例えば、音声ブックなどの対応音響担体を生成する際、又は家庭用コンピュータで、既存のMP3プレイヤーに対する符号化と同様なやり方で前記変換を行うことができる。

10

【0091】

放送送信器中の、又はメディア製作における中央信号処理については、望ましくは生成されたサイド情報が普遍的に使用可能なように考慮することができる。すなわち、サイド情報は、いろいろなタイプの人工内耳を制御できるような状態である必要がある。さらに、人工内耳の個々の装着者が、各自のさらなる処理の最適化を可能とする必要がある。また一方、信号処理の個別の最適化を行えるアプリケーションも可能である。例えば、携帯プレイヤーの媒体への書き込みをするための、各人が構成可能なPCソフトウェアを実装することができる。

【0092】

前述した概念又は方法それぞれの変形を使って、電話で話す際のスピーチ品質を向上させることができる。この場合、人工内耳の装着者のため特に作製された電話装置が、話し手から入来する信号の処理を取り入れることができる。固定された装置が使われる場合においては、該装置がこれらの複雑な信号処理ステップを取り入れ、前述したように、人工内耳の信号処理ユニットは、同様に復号化と変換とを実施する必要があるだけである。したがって、本発明の概念を電話に有益に適用できることが分かる。

20

【0093】

したがって、本発明の概念は、人工内耳を有する患者に対するスピーチ品質及び／又はスピーチ理解度の明確な向上を可能にする。さらに、人工内耳内部に必要な演算オーバーヘッドがはっきり削減され、人工内耳が、より低い熱発生とより低い電流消費とを含むようにすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0094】

【図1a】本発明の第一実施形態による、音声信号に基づき、組み合わせ信号を生成するための本発明の装置のブロック図を示す。

【図1b】本発明の第二実施形態による、組合せ信号に基づき、信号パラメータを供給するための本発明の受信器のブロック図を示す。

【図2】本発明の第三実施形態による、本発明の人工内耳のブロック図を示す。

【図3a】本発明の第四実施形態による、放送送信前又は格納の前の信号分析から人工内耳に至る本発明の送信連鎖の概略図を示す。

【図3b】人間の聞き取りシミュレーションの処理の流れと、該シミュレーションから得られた中間及び最終結果の概略図を示す。

40

【図4】本発明の第五実施形態による、本発明の組み合わせ信号の概略図を示す。

【図5】本発明の第六実施形態による、人工内耳に対する制御信号を生成するための本発明の手段のブロック図を示す。

【図6a】本発明の第七実施形態による、人工内耳を作動するための本発明の方法のフローチャートを示す。

【図6b】本発明の第八実施形態による、組み合わせ信号を生成するための本発明の方法のフローチャートを示す。

【図6c】本発明の第九実施形態による、人工内耳に対する制御信号を生成する本発明の方法のフローチャートを示す。

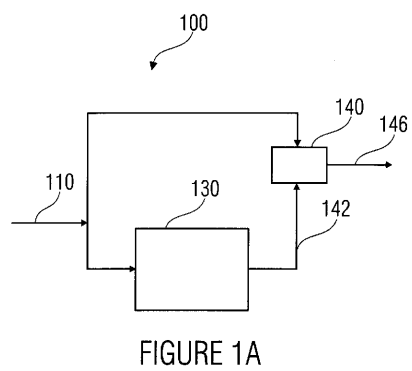
50

【図 7 a】人間の耳の概略図を示す。

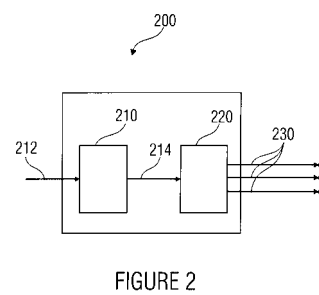
【図 7 b】人工内耳の電極を組み込んだ人間の耳の概略図を示す。

【図 8】音声信号を人工内耳中にカップリングするための従来型の装置の概略図を示す。

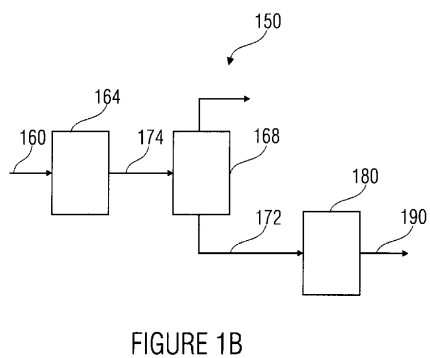
【図 1 a】



【図 2】



【図 1 b】



【図 3 a】

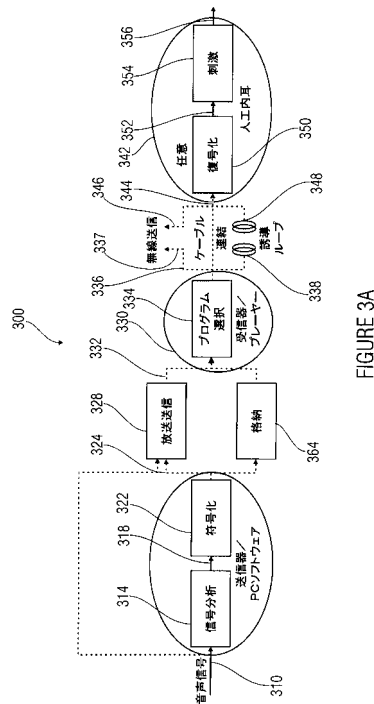
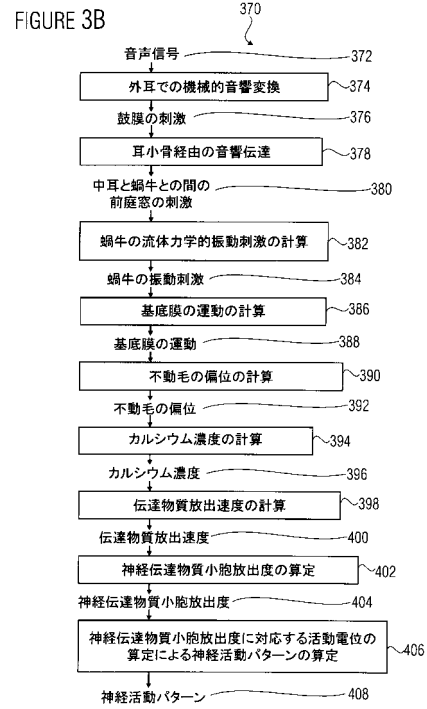


FIGURE 3A

【図 3 b】



【図 4】

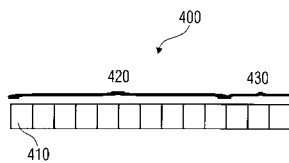


FIGURE 4

【図 6 a】

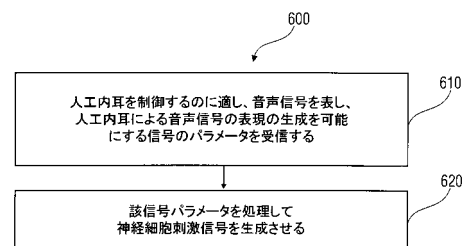


FIGURE 6A

【図 5】

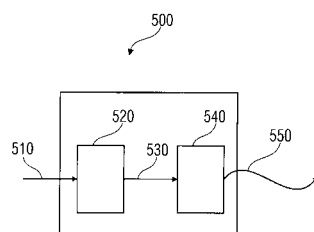


FIGURE 5

【図 6 b】

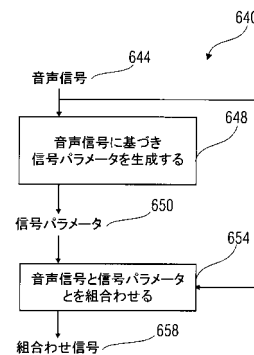


FIGURE 6B

【図 6 c】

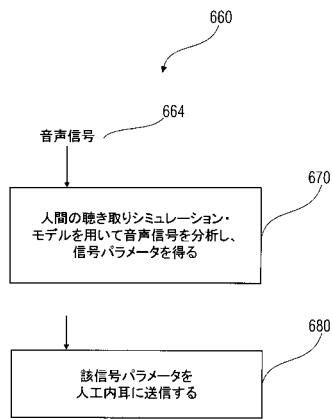


FIGURE 6C

【図 7 a】

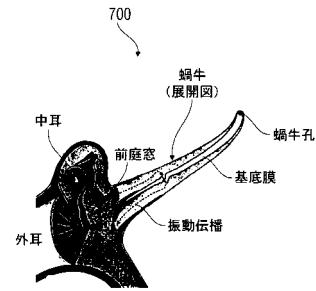


FIGURE 7A

【図 7 b】

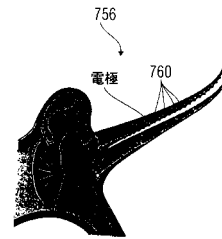


FIGURE 7B

【図 8】

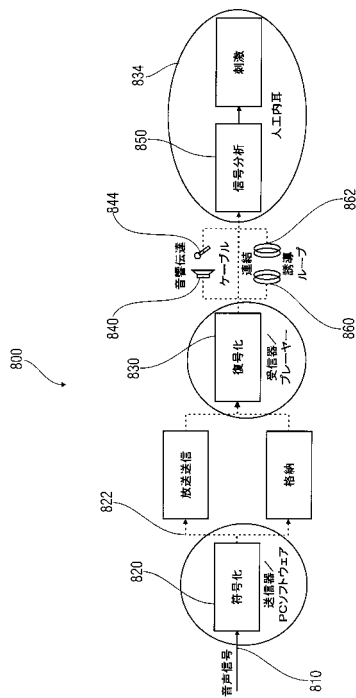


FIGURE 8

フロントページの続き

(72)発明者 ノゲイラ ウォルド

ドイツ連邦共和国 3 0 4 5 1 ハノーファー フェッセンシュトラーセ 3 6 アー

(72)発明者 クレフェンツ フランク

ドイツ連邦共和国 6 8 1 5 9 マンハイム ラインフォーアラントシュトラーセ 1 0

審査官 見目 省二

(56)参考文献 米国特許第 0 6 2 4 9 7 0 4 (U S , B 1)

特開 2 0 0 4 - 2 0 7 8 2 1 (J P , A)

特開平 0 9 - 0 0 8 7 5 2 (J P , A)

特表 2 0 0 4 - 5 0 0 7 8 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61F 11/00