

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5054698号
(P5054698)

(45) 発行日 平成24年10月24日(2012.10.24)

(24) 登録日 平成24年8月3日(2012.8.3)

(51) Int.Cl. F I
H04R 25/00 (2006.01)
H04R 25/00 L
H04R 25/00 J

請求項の数 37 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2008-535897 (P2008-535897)	(73) 特許権者	500011045
(86) (22) 出願日	平成17年10月17日(2005.10.17)		ヴェーデクス・アクティーセルスカプ
(65) 公表番号	特表2009-512375 (P2009-512375A)		デンマーク国、デーケー-3540、リ
(43) 公表日	平成21年3月19日(2009.3.19)		ング、ニューモーレヴェイ6
(86) 国際出願番号	PCT/EP2005/055305	(74) 代理人	100080322
(87) 国際公開番号	W02007/045271		弁理士 牛久 健司
(87) 国際公開日	平成19年4月26日(2007.4.26)	(74) 代理人	100104651
審査請求日	平成20年5月29日(2008.5.29)		弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100114786
			弁理士 高城 貞晶
		(72) 発明者	ノルダン・モルテン・アフェルバーク
			デンマーク国、デーケー-2700 ブル
			ーンシューイ、ファンゲレデット 3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 補聴器フィッティング方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも一つの周波数帯域に対して、

通気路を備えるイヤプラグを有する装着補聴器について、上記装着補聴器から出力される音が上記装着補聴器に入力し、かつ上記装着補聴器の増幅器によって増幅されて再び上記装着補聴器にループバックする経路であるループ経路のゲインを表すループ・ゲインを測定し、

少なくとも上記通気路の直径に関するパラメータを含むベント・パラメータであって、多数の所定ループ・ゲインと上記測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットをもたらすベント・パラメータを有効ベント・パラメータとして決定することによって、上記装着補聴器の有効ベント・パラメータを推定し、

上記推定された有効ベント・パラメータに対応する補正ゲインを、上記ベント・パラメータに対応して補正ゲインを記憶するテーブルおよび上記ベント・パラメータに対応して補正ゲインを規定するゲイン関数の少なくともいずれか一方にしたがって算出し、

算出された上記補正ゲインによって補聴器ゲインを補正する、

補聴器ゲインのフィッティング方法。

【請求項2】

上記ループ・ゲインは、上記装着補聴器に対する入力信号の周波数スペクトルと上記装着補聴器の出力信号の比として定義される、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

10

20

上記ループ・ゲインが、上記装用補聴器の出力トランスデューサを通じて音圧を生成し、かつ上記通気路の外部開口から一定の距離離れたところで音圧を計測するフィードバック検査によって提供される、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

上記補正ゲインは、少なくとも上記通気路からの音漏れによって生じるゲインを表すベント効果を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

上記補正ゲインは、上記通気路を直接に通る、周囲環境から鼓膜の中央までの伝達から生じる音声の増幅を表す直接伝達ゲインを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

上記方法が複数の周波数帯域において実行される、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

上記装着補聴器を複数の音響要素を備えた音響システムとしてモデル化し、
上記複数の音響要素を備えた音響システムについてのモデル化ループ・ゲインを算出するステップをさらに含む、
請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

上記複数の音響要素のそれぞれが、レシーバ、音響管、外耳道、鼓膜、通気路、または通気路出口と補聴器マイクロフォンの間の距離を含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

少なくとも一つの周波数帯域について補聴器ユーザの聴覚閾値レベルを測定するステップを含む、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

上記聴覚閾値レベルに基づいて上記補聴器ゲインを算出し、
上記算出された補聴器ゲインに上記補正ゲインを加算することによって、上記補聴器ゲインが補正される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

上記聴覚閾値レベルは装着オーディオグラムによって測定されるものであり、
上記測定装着オーディオグラムを上記補正ゲインによって補正する、請求項 9 または 10 に記載の方法。

【請求項 12】

上記補聴器ゲインが、上記補正装着オーディオグラムに基づいて算出される、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

上記所定ループ・ゲインが、多数のベント・パラメータを用いてシミュレートされる、請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

上記ベント・パラメータが、ベント直径、ベント長、外耳道における挿入深さ、または外耳道容積のうちの一つまたは組合わせである、請求項 1 から 13 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 15】

補聴器タイプおよび／または規定のベント・パラメータにしたがって、事前算出テーブルの中から選択可能な、上記所定ループ・ゲインおよび補正ゲインが使用される、請求項 1 から 14 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 16】

複数のベント・パラメータおよび使用補聴器タイプにしたがって個々に算出される上記所定ループ・ゲインおよび補正ゲインが使用される、請求項 1 から 14 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 17】

10

20

30

40

50

コンピュータ上で実行されるときに、請求項 1 から 16 のいずれか一項に記載の方法を実行可能なプログラム・コードを含む、コンピュータ・プログラム。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のコンピュータ・プログラムが記録された、コンピュータ読取可能な記録媒体。

【請求項 19】

請求項 1 から 16 のいずれか一つに記載の方法を実行するように構成された補聴器をフィッティングする、システム。

【請求項 20】

請求項 1 から 16 のいずれか一項記載の方法を実行するように構成されている、補聴器 10。

【請求項 21】

補聴器ゲインをフィッティングするために補聴器に接続可能なコンピュータ・システムであって、

通気路を備えるイヤプラグを有する装着補聴器について、上記装着補聴器から出力される音が上記装着補聴器に入力し、かつ上記装用補聴器の増幅器によって増幅されて再び上記装着補聴器にループバックする経路であるループ経路のゲインを表すループ・ゲインを測定するプログラム部分、

少なくとも上記通気路の直径に関するパラメータを含むベント・パラメータであって、多数の所定ループ・ゲインと上記測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットをもたらすベント・パラメータを有効ベント・パラメータとして決定することによって、上記装着補聴器の有効ベント・パラメータを推定するプログラム部分、 20

上記推定された有効ベント・パラメータに対応する補正ゲインを、上記ベント・パラメータに対応して補正ゲインを記憶するテーブルおよび上記ベント・パラメータに対応して補正ゲインを規定するゲイン関数の少なくともいずれか一方にしたがって算出するプログラム部分、

算出された上記補正ゲインによって補聴器ゲインを補正するプログラム部分、

を含む実行可能なプログラム・コードを備えている、コンピュータ・システム。

【請求項 22】

上記ループ・ゲインを上記装着補聴器に対する入力信号の周波数スペクトルと上記補聴器の出力信号の比として算出するプログラム部分を含む、請求項 21 に記載のコンピュータ・システム。 30

【請求項 23】

上記装用補聴器の出力トランスデューサを通じて音圧を生成し、かつ上記通気路の外部開口から一定の距離離れたところで音圧を計測するフィードバック検査を実行し、上記フィードバック検査の結果から算出されるループ・ゲインを使用するプログラム部分をさらに備えている、請求項 21 または 22 のいずれかに記載のコンピュータ・システム。

【請求項 24】

上記補正ゲインは、少なくとも上記通気路からの音漏れによって生じるゲインを表すベント効果を含む、請求項 21 から 23 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。 40

【請求項 25】

上記補正ゲインは、上記通気路を直接に通る、周囲環境から鼓膜の中央までの伝達から生じる音声の増幅を表す直接伝達ゲインを含む、請求項 21 から 24 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 26】

上記複数のプログラム部分が複数の周波数帯域について実行される、請求項 21 から 25 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 27】

上記装着補聴器を複数の音響要素からなる音響システムとしてモデル化するプログラム部分と、 50

上記複数の音響要素を備えた音響システムについてモデル化ループ・ゲインを算出するプログラム部分を含む、

請求項 21 から 26 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 28】

上記複数の音響要素のそれぞれが、レシーバ、音響管、外耳道、鼓膜、通気路、または通気路出口と上記補聴器マイクロフォンの間の距離を含む、請求項 27 に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 29】

少なくとも一つの周波数帯域について補聴器ユーザの聴覚閾値レベルを測定するプログラム部分をさらに備えている、請求項 21 から 28 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。

10

【請求項 30】

上記聴覚閾値レベルに基づいて上記補聴器ゲインを算出するプログラム部分、および上記算出された補聴器ゲインに上記補正ゲインを加算することによって上記補聴器ゲインを補正するプログラム部分をさらに備えている、請求項 29 に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 31】

装着オーディオグラムによって上記聴覚閾値レベルを測定するように構成された手段をさらに備え、

上記補正ゲインによって上記測定装着オーディオグラムを補正するプログラム部分をさらに備えている、請求項 29 または 30 のいずれかに記載のコンピュータ・システム。

20

【請求項 32】

上記補聴器ゲインを算出する上記プログラム部分が、上記補正装着オーディオグラムに基づいて上記補聴器ゲインを算出するプログラム・コードを備えている、請求項 31 に記載のコンピュータ・システム。

【請求項 33】

多数のベント・パラメータを用いて上記所定ループ・ゲインをシミュレートするプログラム部分をさらに備えている、請求項 21 から 32 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 34】

上記ベント・パラメータが、ベント直径、ベント長さ、外耳道における挿入深さ、または外耳道容積の一つまたは組合わせである、請求項 21 から 33 のいずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項 35】

上記システムによって記憶された事前算出テーブルの中から補聴器タイプおよび／または規定のベント・パラメータにしたがって選択可能な、上記所定ループ・ゲインおよび補正ゲインが使用される、請求項 21 から 34 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 36】

使用される補聴器タイプを読取るプログラム部分、

ベント・パラメータを測定するプログラム部分、

上記測定ベント・パラメータと使用補聴器タイプにしたがって、上記所定ループ・ゲインおよび補正ゲインを個々に算出するプログラム部分をさらに備えている、請求項 21 から 35 のいずれか一項に記載のシステム。

40

【請求項 37】

補聴器が補聴器ユーザの外耳道内に挿入され、かつ上記補聴器が上記システムに電氣的に接続されるフィッティングのときに、上記実行可能なプログラム・コードが実行される、請求項 21 から 36 のいずれか一項に記載のコンピュータ・システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、包括的には補聴器の分野に関し、特に個々の補聴器についての未知の伝達

50

関数 (unknown transfer functions) を推定する方法およびシステムに関する。さらにこの発明は、推定されたベント・パラメータ (an estimated vent parameter) を用いて補聴器を調節またはフィッティングする方法およびシステムに関するもので、より詳細には伝送線路理論を用いて実施される測定 (計測) (a performed measurement with transmission line theory) をモデリングして補聴器のベスト・フィット音響モデル (the best fit acoustic model) を推定することによって、補聴器ゲインをフィッティング (調節, 調整) する, コンピュータ実行方法およびコンピュータ・システムに関する。

【背景技術】

【0002】

耳の中または耳の上に取付けることを意図した補聴器が、この技術分野において知られている。

10

【0003】

WO 03/034784-A1号には、システムの一部が補聴器ユーザの外耳道に音を伝えることを意図されており、この部分が外耳道にベント (a vent) または通気管 (ventilation canal) を提供し、これにより補聴器ユーザをときに不快にさせることで知られる閉塞効果 (occlusion effect) の発生を減少させる、そのようなデジタル補聴器システムが記載されている。

【0004】

補聴器の音響特性 (acoustic properties), すなわち動作ゲイン (actual gain) の決定において、補聴器ユーザの個々の外耳道形状は、通気管の寸法と相互作用する。

20

【0005】

たとえシール・プラグを備えた補聴器を使用しても、個々の外耳道の形状のために、外耳道壁と補聴器のイヤプラグとの間に漏れ (leakage) が生じ、補聴器の音響特性に影響が生じることがある。このような漏れは、ユーザの個々の外耳道形状に通常適合する、特注のイヤ・プラグやたとえばシリコン製の柔軟性イヤ・プラグを備えた補聴器を使用しても、生じる可能性がある。

【0006】

補聴器のフィッティング (調節, 調整) は、通常、オーディオロジストによるフィッティング・セッション (fitting session) のときに行われ、このフィッティングでは補聴器ユーザの所定周波数帯域 (複数) における聴覚閾値レベル (複数) が測定され、周波数範囲に対する適切な補聴器ゲインが決定される。オーディオグラムを記録することによって、聴力損失の周波数依存測定、またはいわゆる聴覚閾値レベル (HTL) (hearing threshold level) を測定 (計測) することができる。オーディオグラムとは聴力検査 (hearing test) のグラフ表示である。オーディオグラムの記録では、補聴器ユーザが音を聞取るために必要とされる最低限の音響レベルが、様々な周波数ごとに、各耳に対して示される。この検査において使用される音は、スピーカ (loudspeakers) または補聴器のような装置によって生成されて、聴覚閾値における鼓膜の音圧も測定される。

30

【0007】

その後、補聴器によって提供されるべき必要ゲインが、上記オーディオグラムおよび他のフィッティング・ルール (fitting rules) に基づいて算出される。しかしながら、実際に補聴器を使用するときの音圧または耳の中の他の音響特性、および補聴器の実際のゲインに影響を与える漏れ (a leakage) の存在、さらには通気管 (ベント) の存在についてさえ、補聴器の実際のゲインの算出 (計算) の際に考慮されていない。このように、実際に補聴器を耳に取付けているユーザの個々の外耳道の音響特性に基づいて補聴器ゲインを算出していないことが、現状の補聴器フィッティング手順における問題となっている。

40

【0008】

したがって、聴覚障害者それぞれの外耳道にあるときの補聴器の音響特性を考慮して、補聴器をフィッティングする改良技術が求められている。

【発明の開示】

【0009】

50

今日の補聴器は、個々人の解剖学的差異および個々人の補聴器プラグに関係なく、あらゆる個人をカバーする理想的条件のもとで、ユーザに対してフィッティングがなされている。この理想的条件は、個別のプラグを装着した個々の耳が、平均的な耳を模したカプラに取付けられた標準のイヤプラグと同様に機能すると仮定することによって、得られている。しかしながら、平均的な耳というものは存在せず、たとえ今日におけるフィッティングが所定のゲインについて適正な推定を行うとしても、現実的にはいくつかの矛盾が残る。したがって、この発明は、個々のフィッティングを高精度に実現することができる方法およびシステムを提供することを目的とする。

【0010】

この発明はさらに、補聴器のフィッティング能力、または考えられるあらゆる補聴器特性に関する設定の調整能力を高める方法およびシステムを提供することを目的とする。

10

【0011】

より詳細には、この発明は、補聴器ユーザの個々の外耳道の形状と補聴器の形状の相互作用を考慮に入れた、補聴器ゲインのフィッティング方法およびシステムを提供することを目的とする。

【0012】

この発明はさらに、いわゆる装着（現場）オーディオグラム（in-situ audiogram）を記録するときに、測定された聴覚閾値を補正することを目的とする。

【0013】

この発明はまた、音響環境を考慮に入れた補正聴覚閾値を用いて、補聴器に必要なゲインを算出することを目的とする。

20

【0014】

この発明の第1の態様によると、装着補聴器（in-situ hearing aid）の音響特性を測定し、多数の所定音響特性（a number of predetermined acoustic properties）と測定音響特性（the measured acoustic property）の間のベスト・フィット（最適にフィッティングしているもの）（the best fit）によって等価補聴器構成（equivalent hearing aid configuration）を推定し、上記推定等価補聴器構成から得られる少なくとも一つの音響特性を決定する、補聴器のフィッティング方法が提供されている。提案の方法は、耳の周囲および／または内部の音響環境を探索し（probing）、補聴器の個々の音響効果を最適化するのに必要と考えられる補正を推定することによって、個々のフィッティングを高精度に実現する。この発明の最も顕著で一般的な利点は、上記方法によって個々の装着補聴器に関する未知の音響特性（複数）および伝達関数（複数）の推定が可能になることである。これらの推定された関数（複数）は、フィッティングのため、または他の何らかの補聴器特性の設定の調節のために、使用することができる。

30

【0015】

この発明の第2の態様によると、補聴器ゲインのフィッティング方法が提供される。この方法は、少なくとも一つの周波数帯域について、装着補聴器のループ・ゲインを測定し、多数の所定ループ・ゲインと測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットを提供するベント・パラメータを有効ベント・パラメータとして決定することによって、補聴器の有効ベント・パラメータ（effective vent parameter）を推定し、上記有効ベント・パラメータに基づいて補正ゲインを算出し、上記補正ゲインによって上記補聴器ゲインを補正するものである。この態様によると、装着伝達関数（装着時の伝達関数）の測定値（the measured measurement of the in-situ transfer function）はループ・ゲインである。上記ループ・ゲインは、フィードバック検査（feedback test）を用いて測定してもよい。所定の補聴器伝達関数の蓄積（pool）は、測定される装着伝達関数、ベント効果および直接伝達ゲインを反復する、任意のシミュレートされたフィードバック検査（any simulated feedback test）となる。たとえば、さまざまな補聴器構成（different hearing aid configurations）は、この態様にしたがって、さまざまなベント・パラメータ（複数）によって、表わされる。

40

【0016】

50

上記所定ループ・ゲインは、モデル化データ (modeled data)、実験データ、推定値、またはこれらの任意の組合わせに基づくものであってもよい。所定のループ・ゲイン (複数)、対応するベント効果 (複数) (vent effects) および直接伝達ゲイン (複数) (direct transmission gain) は、計算の高速化のために、テーブル (複数) (tables) に格納しておくことができる。

【0017】

この発明の別の態様によると、補聴器ゲインをフィッティングする、補聴器に接続可能なコンピュータ・システムが提供されている。このコンピュータ・システムは、一般にフィッティングのときに用いられる。フィッティングすべき補聴器は、補聴器ユーザの外耳道に挿入されて、フィッティング手順を実行する実行可能なプログラム・コードを備えた
10
上記コンピュータ・システムに接続される。上記コンピュータ・システム上で実行される上記プログラム・コードは、装着補聴器のループ・ゲインを測定 (計測) するプログラム部分、多数の所定ループ・ゲインと測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットを提供するベント・パラメータを有効ベント・パラメータとして決定することによって、上記補聴器の有効ベント・パラメータを推定するプログラム部分、上記有効ベント・パラメータに基づいて補正ゲインを算出するプログラム部分、上記補正ゲインによって上記補聴器ゲインを補正するプログラム部分を含む。このフィッティング手順は、少なくとも一つの関連周波数帯域について実行される。

【0018】

この発明にしたがう方法およびコンピュータ・システムによると、一の周波数帯域における推定有効ベント・パラメータの音響特性を考慮に入れたフィッティング手順を提供することができ、未知のベント効果の手段によって (by means of a vent effect that would be otherwise unknown)、決定された補聴器ゲインを補正することができる。
20

【0019】

したがって、存在し得るベントを含む漏れ経路を有する補聴器のような音響システムの伝達関数の単一測定値 (a single measurement) と、レシーバ・タイプ、音響管 (sound canal) の寸法、外耳道サイズ、挿入深さ、中耳特性、ベントの長さ、およびベント開口と補聴器マイクロフォン間の距離などの装着補聴器システムの音響特性に関する多くの条件とに基づいて、この発明にしたがう方法およびシステムは、伝送線路理論を使用して、多数のシミュレートされた装着補聴器の中から、ユーザによって装着されている実際の装着補聴器システムに最も類似した一つを選択する。測定 (measurement) とシミュレーション (simulation) との間のベスト・フィットが得られるように一または複数のパラメータが変更される伝送線路理論を用いて実施される測定のモデリングによる、装着補聴器の
30
ベスト・フィット音響モデルの推定 (the estimation of the best fit acoustic model) に基づいて、全体的なベスト・フィット音響システムが明らかにされ、その結果、補聴器の任意の伝達関数の算出が可能になる。上記伝達関数は、初期補聴器ゲインを補正する補正ゲインの算出に用いられる有効ベント・パラメータを提供する。補正された補聴器ゲインは、補聴器の推定されたベスト・フィット音響モデルに必要なゲインを提供するゲイン値となる。

【0020】

この発明のまた別の態様によると、補聴器ゲインのフィッティング方法が提供されている。この方法は、少なくとも一つの周波数帯域について実行されるものであり、補聴器ユーザの外耳道内における補聴器のループ・ゲインを測定し、モデル化ループ・ゲインと測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットをもたらしベント・パラメータを決定することによって、上記補聴器の有効ベント・パラメータを推定し、推定された有効ベント・パラメータに基づいてベント効果を決定し、決定されたベント効果の手段によって補正補聴器ゲインを提供するものである。
40

【0021】

この発明のまた別の態様によると、補聴器ゲインをフィッティングする、補聴器に接続可能なコンピュータ・システムが提供されている。このコンピュータ・システムは、一般
50

にフィッティングのときに用いられる。フィッティングすべき補聴器は聴覚障害者の外耳道に挿入され、さらにフィッティング手順を実行する実行可能なプログラム・コードを有する上記コンピュータ・システムに接続される。上記コンピュータ・システム上で実行される上記プログラム・コードは、補聴器ユーザの外耳道内の補聴器のループ・ゲインを測定するプログラム部分、モデル化ループ・ゲインと測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットをもたらしベント・パラメータを決定することによって、補聴器の有効ベント・パラメータを推定するプログラム部分、推定有効ベント・パラメータに基づいてベント効果値を決定するプログラム部分、決定されたベント効果によって補正補聴器ゲインを提供するプログラム部分を含む。このフィッティング手順も、少なくとも一つの関連周波数帯域について実行される。

10

【0022】

この発明のさらなる態様によると、上記ベント・パラメータは、ベント直径によって十分に規定（定義）されるが（defined）、さらなる態様では、ベント長さ、ベント・インダクタンス、ベント容積、またはベント形状もしくは漏れについて他の数学的組合わせ（other mathematical combinations of the vent geometry or leak）によって、表すことができる。

【0023】

また、補聴器ゲインの補正が、聴覚閾値から補聴器ゲインを算出する規定のフィッティング・ルール（the prescribed fitting rule）に依存しないことは、さらなる利点である。

20

【0024】

また、この発明が、耳甲介密着型プラグから耳に挿入される音響管に及ぶ任意のタイプのイヤプラグまたはイヤシェルの備えた、BTE、ITE、CICを含む全ての既知のタイプの補聴器に適用できることが、さらなる利点である。

【0025】

さらなる利点は、個々の物理的なベント・サイズ、漏れ量、挿入深さ、外耳道サイズ等の特定の知識がなくても、ベント効果および直接伝達ゲインを評価かつ推定することができることである。これらのベント効果および直接伝達ゲインなどのゲイン関数は測定され、さもないと2つの異なる音源および2つの異なるイヤプラグ（開放および閉鎖ベント）を含む4つの音圧測定が要求される。

30

【0026】

この発明にしたがう方法が、物理的ベント・サイズを用いてベントをモデル化することによって得られるよりも、より正確な推定ベント効果を提供することが、さらなる利点である。これは、たとえば外耳道形状における差異が、フィードバック検査等において測定される伝達関数、ひいては有効ベント・パラメータに、反映されるためである。

【0027】

プラグと耳道との間の非制御リーク（制御されていない漏れ）（uncontrolled leakage）をクリニックにおいて判断するのはとても難しい。この発明の別の利点は、シミュレートされたベント・パラメータを最適化するときに、音響的におおよそベントと同様に作用する任意の漏れが、有効パラメータ中に含まれることである。たとえば、漏れの存在によって有効ベントが短くまたは広くされよう（shorter or wider）。このことは、補聴器をユーザに対してフィッティングするときに、この発明が非制御リークを考慮していることを意味する。

40

【0028】

ベント効果と直接音伝達を考慮すると（considering the vent effect and the direct sound transmission）、ベント直径、ベント長さ、外耳道への挿入深さ、および外耳道容積等のパラメータは同様の作用（similar influence）を有しており、換言すれば、これらのパラメータはベント効果の遮断周波数を変える。したがって、これらのいずれのパラメータも、原則的にベント・パラメータとして使用することができる。しかしながら、ベント直径が最も重要な影響を有しており、かつ最も直観的に使用されるので、一実施形

50

態では、このパラメータをベント・パラメータとして使用するのが好ましい。

【0029】

一実施形態では、ベント直径をベント・パラメータとして使用すると、たとえ漏れが存在しなくても、物理的なベント直径と等価直径との間の差異を含む可能性がある。それにもかかわらず、装着補聴器の推定ベント効果は、シミュレートされた耳の仮定形状に関わらず、ほぼ同一である。これは、測定ループ・ゲインとシミュレートされたループ・ゲインとの間のベスト・フィットが、測定ベント効果とシミュレートされたベント効果との間のベスト・フィットと同等になるという事実によるものである。したがって、装着補聴器の物理的パラメータとシミュレートされた音響システムの仮定パラメータとの間に起こり得る矛盾は、少なくとも部分的には、可変ベント・パラメータで説明される。

10

【0030】

フィッティングにおけるベント補正の適用は、注文されるイヤプラグまたはシェルのうち、ベントを有していないものは数パーセントだけであるという事実があるため、妥当である。換言すると、注文されたイヤプラグまたはシェルの大多数がベント（ベントイングとも呼ばれる）を有しているので、この発明は大多数の補聴器ユーザに対する、より正確なフィッティングを可能にし、したがって、この発明は広範囲の聴覚障害者の聴力向上に的確に貢献することができる。

【0031】

この発明のまた別の態様によると、上記方法はさらに、装着補聴器を複数の音響要素からなる音響システムとして規定することによって、モデル化伝達関数を算出するステップを備えている。

20

【0032】

この態様の特定の実施形態によると、上記方法は、周波数依存伝送マトリクス（frequency dependent transmission matrices）によって音響システムの要素を表すことで、外耳道内の補聴器を規定する上記音響システムをモデル化することによって、モデル化ループ・ゲインをシミュレーションし、上記伝送マトリクスに上記音響システムを規定する単一伝送マトリクス（a single transmission matrix）を乗じ、上記単一伝送マトリクスを用いて上記音響システムについて少なくとも一つの伝達関数を算出するものである。上記音響システムは、振幅補正フィルタ、デジタル・アナログ変換器（DAC）、補聴器レシーバ、音響管、外耳道、鼓膜、通気管（ベント）、およびベント出口から補聴器マイクロフォンへの放射、ならびにこれらの各音響特性を含むことができる。

30

【0033】

さらなる態様によると、この発明の方法およびシステムは、補聴器ユーザの少なくとも一つの聴覚閾値レベル（HTL）を測定するステップを含む。このような測定は、周波数依存聴力損失記録として、種々の周波数についてHTLを記録することによって行われる。聴覚閾値レベルをユーザの耳の中の補聴器で直接測定する場合、オーディオグラムは装着オーディオグラム、または装着フィッティング（in-situ audiogram, or in-situ fitting）とも呼ばれる。装着フィッティングは、補聴器が現実的な音響条件のもとでフィッティングされるという利点を有しているので、補聴器が日常の使用でどのように機能することになるかをイメージしやすくすることができる。しかしながら、装着オーディオグラムも、例えばベント直径等の有効ベント・パラメータに基づくベント効果を考慮に入れていないので、装着オーディオグラムもまた、ベント効果を補正する必要がある。したがって、この発明の一態様では、有効ベント・パラメータに基づいて上記装着オーディオグラムを補正する方法およびシステムが提供される。漏れ経路を有する音響システムの伝達関数を測定し、種々のベント・パラメータに関する伝達関数をシミュレートすることによってベスト・フィット有効ベント・パラメータを決定し、上記有効ベント・パラメータを用いて補正ゲインを算出し、上記補正ゲインを用いて上記装着オーディオグラムを補正する。

40

【0034】

別の態様によると、ユーザの補聴器に関する補正補聴器ゲインは、ユーザの測定された聴覚閾値レベルから補聴器ゲインを得、その後推定有効ベント直径にしたがうベント効果

50

を考慮に入れて、補聴器が耳に取り付けられたときのゲインをもたらすベント効果値を加算することによって上記補聴器ゲインを補正して算出される。通常、ベントはレシーバの出口から伝達された音声信号を減衰してマイクロフォンの入口に戻すので、ベント効果値は負のゲイン量である。

【0035】

別の態様によると、この発明にしたがう方法およびシステムはさらに、推定有効ベント・パラメータに基づく周波数依存直接音伝達 (a frequency dependent direct sound transmission) の決定と、この決定された直接音伝達によって補正された補聴器ゲインの提供とを行う。

【0036】

10

この発明の別の態様によると、伝送線路理論を用いて実施される測定をモデリングすることによって装着補聴器のベスト・フィット音響モデルを推定する方法およびシステムが提供され、一または複数のパラメータが、測定とシミュレーションとの間のベスト・フィットをもたらすように変更される。そうすることにより、全体的なベスト・フィット音響システムが明らかになり、補聴器の任意の伝達関数の算出が可能になる。

【0037】

さらなる態様では、この発明は請求項19および20に記載のコンピュータ・プログラムおよびコンピュータ・プログラム製品を提供する。

【0038】

また別の態様では、この発明は請求項21および22に記載の補聴器をフィッティングするシステムおよび補聴器を提供する。

20

【0039】

この発明のさらなる特定の変形例は、さらなる従属請求項で規定される。

【0040】

この発明の他の態様および利点は、例としてこの発明の原則を例示する添付図面と関連させた、以下の詳細な説明からより明らかになるであろう。

【0041】

この発明は、以下の詳細な説明を、同一符号が同一の構造要素を表す添付図面と併せることによって、容易に理解されよう。

【実施例】

30

【0042】

この発明の説明と関連して使用される用語を定義しておく。

【0043】

漏れ経路 (the leakage path) は、音響管出口の面から耳の外側まで (またはその逆) の全音響経路 (the complete acoustic path) として定義される。上記漏れ経路は、制御される漏れ (被制御リーク) (a controlled leak) (たとえば、ベント) と、外耳道とプラグとの間の制御されない漏れ (非制御リーク) (an uncontrolled leak) を含む。

【0044】

音響システム (the acoustic system) は、音が伝播することができ、一般的に音響発生器から始まって音または振動センサで終わる、一連の音響要素 (the series of acoustic elements) として定義される。

40

【0045】

音響要素 (the acoustic element) は、音響特性が同一であるブロック状要素 (block-wise elements) として定義される。音響要素は、レシーバのような音響発生器 (sound generators)、チューブ、通気管または外耳道のようなサウンド・メディエータ (sound mediators)、中耳のような集中インピーダンス (lumped impedances)、および放射インピーダンス (radiation impedance)、その他のものを含む。それぞれの要素は、 2×2 周波数依存伝送マトリクス (2×2 frequency transmission matrix) によって、数学的に表される。

【0046】

50

伝送線路理論 (transmission line theory) は、円筒状チューブまたはレシーバのような音響要素によって音響システムの全体を記述する数学的方法である。伝送線路理論では、生じうる分岐 (possible branches) が考慮されて、音源からセンサに至る音響経路に沿う伝送マトリクス (the transmission matrices) を乗算することによって、一の場合から他の場所に至る伝達関数が算出される。その結果得られる全体の伝送マトリクスは、音響システムの終端インピーダンス (the last impedance) (たとえば、鼓膜または放射インピーダンス) において終端し、音響システム全体を記述する。

【0047】

伝達関数 (the transfer function) は、音響システムに対する入力周波数スペクトルと、音響システムの所定の場所において測定される出力信号の比として定義される。入力および出力信号は、いずれも電氣的、機械的または音響的なものである。伝達関数は、全伝送マトリクス (the total transmission matrix) および終端インピーダンス (the termination impedance) から算出される。音響システムには、制限のない数の種々の伝達関数が存在し得る。

【0048】

有効ベント・パラメータ (the effective vent parameter) は、あらゆる被制御リークおよび／または非制御リーク (any controlled and/or uncontrolled leakage) の記述に用いられる任意のパラメータによって、表わされる。有効ベント・パラメータは、任意形状のベントの一寸法、たとえば円筒状ベントのベント直径、矩形状ベントのベント高さまたは幅、ベント長さ、またはベント容積もしくはベント・インダクタンスなどの寸法の組合わせ (combinations of the dimensions such as vent volume or vent inductance, etc), その他によって、定義される。このパラメータは、補聴器の実際の通気管 (the actual ventilation canal) と、外耳道壁と補聴器のイヤプラグとの間の漏れとの結合力 (the jointed forces) とほぼ同一の音響特性を提供するように、決定される。

【0049】

ベント直径は、ベント長、挿入深さ、および残外耳道容積 (the residual ear canal volume) と、ベント効果および直接音について (on the vent effect and the direct sound) 同様の効果を有しており、かつ最も直感的に使用することができるので、ベント直径をベント・パラメータとして使用するのが好ましい。

【0050】

ベント効果 (the vent effect) は鼓膜における音圧として定義され、補聴器レシーバ、ならびに所定のベント直径および長さを有するイヤプラグをそれぞれ装着した耳に関して密閉された外耳道 (a sealed ear canal) によって生じる。ベント効果はシミュレーションして、たとえば特定の可能なベント直径のゲイン値 (利得値) のテーブルを作成することができる。ベント効果は各周波数のゲイン値として表すことができ、さらに補聴器において使用する任意の数の周波数帯域について算出することができる。

【0051】

直接音伝達 (direct sound transmission) は鼓膜における音圧として定義することができ、同一の音源によって生じる外部ベント開口における音圧に関して耳の外側の音源によって生じる。直接音伝達の値 (単数または複数) (value or values) は直接伝達ゲイン (direct transmission gain) とも呼ばれる。さらに、直接伝達ゲイン (direct transmission gain) も、音響システムをモデリングすることによってシミュレーションすることができる。以下では、直接伝達ゲインという用語を用いる場合、補聴器ゲインを補正する伝達関数を表す。

【0052】

ループ・ゲイン (loop gain) (ループ利得) は、漏れ経路 (leakage path) を含む音響システムを通して伝達される、音の装着測定値 (in-situ measurement of sound) を表す。ループ・ゲインはいわゆるフィードバック検査によって測定され、通常は最大補聴器ゲイン (maximum hearing aid gain) を推定するフィッティング・ルーチンにおいて、日常的に行われる。したがって、この発明による方法はさらなる操作や測定を必要としない

10

20

30

40

50

(not require any additional manoeuvres or measurements) という利点があり、この発明による方法およびシステムが提供するフィッティング手順において用いられる有効ベント・パラメータを、的確に推定することができる。

【0053】

補聴器パラメータ（複数）（hearing aid parameters）は、補聴器ゲイン、周波数帯域数、振幅補正フィルタなど、補聴器の様々な特性（any feature）を定義するパラメータ（複数）である。この特性には、フィードバック除去、ノイズ低減、圧縮等が含まれる。

【0054】

物理的補聴器構成（構造）（physical hearing aid configuration）は、レシーバのタイプ、チューブ構成、外耳道、鼓膜、ベント等を含む、耳に対する音響結合の寸法（dimensions of the acoustic coupling to the ear）とともに、シグマ・デルタ変換器、フィルタ等を含む、補聴器特性の電氣的構成を定義する。

10

【0055】

音響特性または伝達関数という用語は、未知の個々の補聴器の特性を定義するためにも用いられ、この特性はフィッティングのためまたは他の補聴器特性の設定を調節するために用いられる。音響特性または伝達関数の例としては、ループ・ゲイン、または他の何らかのフィードバック測定結果が挙げられる。

【0056】

等価補聴器構成（equivalent hearing aid configuration）とは、多数の音響特性と、それぞれ測定された音響特性との間のベスト・フィット（最適合）（best fit）をもたらす構成である。

20

【0057】

以下、この発明の広範囲な態様を、特定の実施形態を参照して説明する。任意のユーザが装着している装着補聴器の測定が実行され、かつ補聴器伝達関数の所定のトライアルの蓄積（pool of predetermined trials）と比較される方法に関する。所定の蓄積（predetermined pool）には、可能な物理的補聴器構成のいくつかを具現化する、多数の所定伝達関数の組（a number of sets of predetermined transfer functions）が含まれる。これらの種々の所定伝達関数の一つは、測定された装着補聴器の伝達関数と同様である。測定された装着補聴器の伝達関数と、対応する所定伝達関数のそれぞれの誤差（error）が算出され、最小誤差をベスト・フィットと定義する（the least error defines the best fit）。このベスト・フィットは、特定の物理的補聴器構成を表し、これに対して任意の他の伝達関数を決定することができる。このようにすることによって、装着補聴器のあらゆる伝達関数（any transfer function）を、たった一つの伝達関数の測定値（measurement of only one transfer function）から推定することができる。

30

【0058】

装着伝達関数（the in-situ transfer function）の測定は、外耳道の内部、イヤプラグまたはチューブに沿う内部、補聴器の内部、または外耳および耳介の周辺の音を測定する、任意のプロブ・センサ（probe sensor）によって実行することができる。プロブ・センサは、振動、音などを検知することができるものであり、補聴器または外部装置の一部とすることができる。測定される音の発生源は、補聴器レシーバ、外部音源または補聴器ユーザの声であろう。補聴器のフィードバック検査を例にすることができる。

40

【0059】

補聴器伝達関数の所定のトライアルによる蓄積（the pool of predetermined trials of hearing aid transfer functions）は、測定、推定、またはシミュレーションを通して確立することができる。重要なことは、一組の伝達関数は、それぞれの物理的な補聴器構成に対して決定されることであり、換言すると、それぞれ伝達関数が一組の物理的な補聴器構成について決定されることである。これらの伝達関数の一つは、装着伝達関数の測定を反復しなければならない（must replicate）。これらの伝達関数トライアルの例には、測定された伝達関数を用いて、ベント効果、直接伝達ゲイン、閉塞効果等をフィッティング（調節）するフィードバック検査が含まれる。

50

【0060】

所定トライアルが測定 (measurements) によって行われる特定の実施形態では、例えば、「平均的な」耳を持つ人物に、様々な特性の多数のプラグを挿入して、それぞれのプラグの装着測定を繰返す測定を行うことによって行うことができる。同様に、他の関連する伝達関数が各プラグについて測定される。

【0061】

所定トライアルが推定 (estimates) によって行われる別の実施形態では、関連する伝達関数を推測するために、経験的観測等を用いた文献からのテーブルを使用して (by using tables from the literature, using empirical experience or other) 行うことができる。

10

【0062】

所定トライアルがシミュレーション (simulations) によって行われる別の実施形態では、例えば伝送線路理論 (transmission line theory) を用いて、音響システムのあらゆる部分をできるだけ細かくモデリングして、ベント直径等の特定の代表的なパラメータを変化させることによって行うことができる。このようにすることで、原理的にあらゆる伝達関数を算出することができる。

【0063】

物理的補聴器構成 (physical hearing aid configuration) は、レシーバ・タイプ、チューブ構成、外耳道、鼓膜、ベント等を含む耳に対する音響結合寸法 (dimensions of the acoustic coupling) と、シグマ・デルタ変換器、フィルタ等を含む補聴器特性の電気的構成 (electrical configuration) の両方によって、決定される。

20

【0064】

次に、図7aおよび図7bを参照して、この発明の実施形態を説明する。図7aおよび図7bは、等価補聴器構成 (equivalent hearing aid configuration) から派生する推定伝達関数または音響特性をいかにして得るかを説明するものである。ステップ810において装着補聴器の音響伝達関数が測定される。音響伝達関数は、例えば、図815において示されているような測定フィードバック検査である。たとえばベント直径が異なるN個の補聴器構成のそれぞれについて、それぞれの検査がステップ820においてシミュレーションされる。図825は、そのようなシミュレーションされたフィードバック検査の結果を示すものである。測定伝達関数によるベスト・フィットをもたらしシミュレート検査の補聴器構成は、等価補聴器構成を規定する。図825において、等価補聴器構成としての等価ベント直径は 1.9 mm^2 である。ステップ830において、上記等価補聴器構成から推定伝達関数が決定される。この例では、決定される伝達関数は図835において示されているようなベント効果である。図845でさらに示されるように、この発明によって、等価補聴器構成から直接音伝達等の任意のさらなる推定伝達関数を得ること、したがって、未知の補聴器の任意の伝達関数または音響特性を、決定することができる (ステップ840)。

30

【0065】

次に、推定ベント・パラメータを用いた補聴器ゲインのフィッティングの改良方法に関するこの発明の一態様を、特定の実施形態を参照して説明する。

40

【0066】

たとえば、鼓膜音圧およびベントの音響的影響、ベントを通じて直接伝達される音量、またはフィードバックのリスクに関する情報をもたらし、補聴器の非測定の未知の音響伝達関数 (unmeasured otherwise unknown acoustic transfer functions) を評価する方法およびシステムが提供される。説明する方法およびシステムは、特注の音響管 (custom sound canal)、ベント、および中耳特性を含む外耳道形状を備えた装着補聴器のフィッティングに、特に適用することができる。

【0067】

漏れ経路の特定形状パラメータに関する情報 (information about a specific geometry parameter of the leakage path) は、漏れ経路を含む音響システムにおける伝達関数

50

の測定を経ることによって得ることができる。図 4 a, 図 4 b および 図 4 c は, 算出される伝達関数 (複数) の例を示している。

【0068】

漏れ経路の形状に対応するパラメータに関する情報の取得は, 音響システム全体を構成するさまざまな部分のパラメータおよび/または音響特性の仮定または測定 (assumptions or measurements) によって行われる。これらの部分は, モデル化された音響システムにおいてシミュレートされ, ここでは音響システムの各部分が音響要素 (acoustic element) によって表わされる。このモデルは, シミュレートされた音響システムが測定された音響システムを部分ごとに表すように, かつシミュレートされた伝達関数が測定された伝達関数に対応するように, 構築 (作成) される。少なくとも一つのパラメータ (例えばベント直径) は任意 (自由) であり, シミュレーション・データと測定データとのベスト・フィットをもたらす最適化パラメータとして用いられる。最適にフィッティングされた, シミュレートされた音響システムを用いることによって, シミュレートされた音響システム中のあらゆる伝達関数を, フィッティング手順等において算出および実行することができる。

10

【0069】

図 1 は, この発明の第一実施形態にしたがう補聴器ユーザの補聴器ゲインをフィッティングするフィッティング手順のフローチャート 100 を示している。フィッティング手順は, 好ましくは, 聴力損失の程度および他のユーザの要求に対して補聴器をフィッティングして調整するときに, たとえばオーディオロジストの管理下または監視下において行われるコンピュータ実行方法 (computer implemented method) である。

20

【0070】

最初のステップ 110 において, 漏れ経路を含む装着補聴器の伝達関数が測定され, 漏れ経路を含む補聴器を, その音響特性によって音響システムとして決定する。別の実施形態では, これは, ユーザの外耳道に実際に取付けられている補聴器の最大可能ループ・ゲイン (the maximum possible loop gain) を測定することによって実行される。ループ・ゲインの測定は, 特定の周波数についてフィードバックが起こる前の最大ゲイン量を決定する, いわゆる測定フィードバック検査を実行することによって行うことができる。

【0071】

次に, ステップ 120 において, モデル化伝達関数と測定伝達関数との間のベスト・フィットをもたらす, 有効ベント・パラメータとしてのベント・パラメータ値を決定することによって, 補聴器の有効ベント・パラメータが推定される。他の実施形態では, 上記有効ベント・パラメータは, 所定のループ・ゲインと測定ループ・ゲインとの間のベスト・フィットをもたらすベント直径を決定することによって推定される, 有効ベント直径 (effective vent diameter) である。モデル化ループ・ゲインは, 仮想 (仮定) ベント直径についてさまざまな値を持つ音響システムのモデルをシミュレートすることによって決定される。次に, 所定のループ・ゲイン値またはモデル化ループ・ゲイン値は, 各周波数について測定ループ・ゲインと等しい, すなわち最良にフィッティングするモデル化ループ・ゲインに対応するベント直径を決定するために, 測定ループ・ゲインと比較され, その結果は有効ベント・パラメータとして推定される。したがって, 推定される有効ベント直径は, 補聴器に存在する可能性がある通気管のみならず, 補聴器を挿入したユーザの外耳道の実際状況から生じる他の漏れ, さらに音響特性も, 考慮に入れられる。

30

40

【0072】

ステップ 130 において, 有効ベント・パラメータに基づいて, 補正ゲインが算出される。推定有効ベント直径を用いた実施形態では, ベント効果は補正ゲインとして算出される。ベント効果は, 補聴器のレシーバの出口からマイクロフォンの入口に戻る減衰 (ダンピング) を規定する, 推定有効ベント直径または形状に基づく (負の) ゲイン量である。

【0073】

次にステップ 140 において, 補聴器は補正ゲインを用いて補正される。このような補正された補聴器ゲインは, 補聴器および補聴器ユーザの個々の外耳道の形状の両方の音響

50

特性が考慮に入れられて、補聴器のフィッティングに用いられる。ベント効果を決定する実施形態では、補聴器ゲインは決定されたベント効果の手段によって補正され、特定の周波数または特定の周波数範囲についての補正補聴器ゲインを提供する。

【0074】

補正すべき補聴器ゲインは、一実施形態では、聴力損失を補償するのに必要なゲインとして、オーディオグラムのような聴力検査から得られる。一実施形態では、オーディオグラムはフィッティングの際にも記録される。他の実施形態では、聴力損失を補償する初期補聴器ゲインは、別のセッション、たとえば、聴力損失を初めて評価するオーディオグラム計測のときに、既に得られているものである。

【0075】

図2は、ユーザの外耳道350に挿入されている補聴器300に入出力装置および接続手段270を介して接続される、コンピュータ・システムのブロック図200を概略的に示している。コンピュータ・システム200は、この発明の実施形態にしたがうフィッティング手順を実行するように構成されている。コンピュータとして構成される場合、ワーキング・メモリ220に記憶されているコンピュータ実装フィッティング手順プログラム245を処理する処理装置230、および、たとえばテーブル215に種々のベント直径と周波数についてのモデル化ループ・ゲイン値を記憶している記憶装置210を備えている。

【0076】

補聴器300は、入力音響信号を電気信号に変換するマイクロフォンのような入力トランスデューサ310、補聴器の電子機器を構成し、かつフィッティング・ルールおよび補聴器の適用可能ゲインにしたがってマイクロフォン310からの電気信号を処理するさまざまな回路要素から構成される、電気出力信号を生成する増幅器305、ならびに電気出力信号を出力音響信号に変換して、外耳道350を介してユーザの鼓膜355に伝達する出力トランスデューサ320を備えている。補聴器300はさらに、通気管340を備えたイヤ・プラグ330を備えている。当業者には、補聴器、特に補聴器プラグとユーザの生体構造が概略的に示されていることが理解されよう。図2では、実際の通気管に加えて、有効ベント直径全体に寄与する、外耳道壁350とイヤプラグ330との間の、さらなる漏れ口345も示されている。

【0077】

一実施形態では、システム200は、コンピュータとして構築される場合、好ましくは、表示画面および少なくとも一つの入力装置をさらに備え、例えばオーディオグラム、入力パラメータ、およびオーディオロジストがフィッティング手順を管理するための指示などを表示する。フィッティング手順プログラム245がシステム200によって起動されると、フィッティング手順プログラムは、電気入力をレシーバまたは増幅器に与えることによって測定フィードバック検査を実行し、出力トランスデューサ320を通じて音圧を生成し、かつベント340の外部開口から一定の距離離れたところでの音圧を計測する。測定されたループ・ゲイン値250は次にワーキング・メモリ220に記憶され、テーブル215に記憶されているモデル化ループ・ゲイン値の手段によって、有効ベント直径を推定するために用いられる。推定された有効ベント直径値255はワーキング・メモリ220に記憶され、ワーキング・メモリ220に同様に記憶されるベント効果値260を得るために用いられる。オーディオグラムから得られる、聴力損失の補償に必要な補聴器ゲイン値がベント効果値によって補正され、補正された補聴器ゲイン値265が生成される。各周波数範囲について補正された補聴器ゲイン値は、たとえばデータ交換のために、補聴器300をシステム200に接続する電気ケーブルである伝達手段270を介して、補聴器300にアップロードされる。その後、補正ゲイン値は、増幅出力信号を生成するために増幅器305によって用いられて聴力損失を補償することができ、さらにその後ではフィッティング・ルールとユーザの個人的な聴力所感にしたがって、補聴器のさらなる微調整が行われる。

【0078】

図4 aから図4 cを参照して、伝送線路理論を用いて実施される測定をモデル化することによる、装着補聴器のベスト・フィット音響モデルの推定について説明する。

【0079】

図4 aは、ベント効果のモデリングのための伝達関数の等価回路(an equivalent circuit of the transfer function for modeling of the vent effect)を原理的に示している。ベント効果は、ベント415を備えたイヤプラグ455と音響的に密閉されたイヤプラグとの間のdB差として算出され、外耳道440内のイヤプラグ455に通気管が通されているときの鼓膜445における音圧変化の主な原因となる。密閉状態は理論上の状態であって測定されず、漏れはここでは無関係である。チューブ450を通じて供給される音の音圧変化(矢印参照)は、マイクロフォン425によって示される、鼓膜445の中央において算出される。各伝達関数は等価回路図410によって表すことができる。

10

【0080】

図4 bは、矢印で示されるように、ベント通気管開口415の外部からマイクロフォン425で示される鼓膜445の中央まで直接に伝達される音声についての直接伝達ゲインのモデリングのための伝達関数の等価回路を、原理的に示すものである。直接伝達ゲインは、ベント415を直接に通る、周囲環境から鼓膜445の中央までの伝達から生じる音声の増幅である。各伝達関数は等価回路図420によって表すことができる。

【0081】

図4 cは、レシーバ(図示略)の電気入力から、マイクロフォン435で測定される外部ベント開口から例えば2cmの距離における音圧までのループ・ゲインの、音響部分についてのモデリングのための伝達関数の等価回路を、原理的に示すものである。レシーバによって提供される音圧は、チューブ450によって鼓膜445に供給される(矢印参照)。各伝達関数は等価回路図430によって表すことができる。

20

【0082】

次に、実施形態にしたがう他の方法を説明する。初めに、聴覚閾値レベル(HTL)が各周波数において測定されてオーディオグラムに記録され、例えば1000Hzで40dBの聴力損失が示される。次に、フィードバックなしで最大可能な補聴器ゲインを決定するために、フィッティングのときに必ず実行される測定フィードバック検査(a measured feedback test)を行うことによって、ループ・ゲインが測定される。

【0083】

30

モデル化ループ・ゲイン(the modeled loop gain)は、事前のシミュレーション・プロセスにおいて、伝送線路理論を用いて算出することができる。モデル化フィードバック検査(the modeled feedback test)において、音響システムは、音響システム全体をモデリングすることによって、例えば15個の周波数帯域においてシミュレートされる。音響システムのモデリングは、音響システムのパラメータに関する入力または推定によって行われる。モデリングで使用するべきパラメータは、例えば、レシーバ・タイプ、音響管の寸法、外耳道サイズおよび形状、補聴器の挿入深さ、中耳特性、通気管の長さ、ベント開口と補聴器マイクロフォンの距離などである。これらのパラメータは、レシーバ・タイプのように既知であるか、または母集団(例えば、子供、男性または女性など)の平均値が採られる。このようにして、この発明は、BTE(耳掛け形)、ITE(耳穴形)、CIC(外耳道形)等のさまざまな補聴器タイプに関する補正を実現することができる。

40

【0084】

この発明の一実施形態では、モデルではさまざまな補聴器タイプの標準パラメータが用いられ、そのような方法では事前に算出されたテーブルの使用が可能であるので、計算時間や必要な計算パワーが少なくなる。他の実施形態では、モデリングおよびシミュレーション計算は、個々のパラメータを考慮に入れた正確なモデルを得るために、個々に適応されたパラメータを適用することによって(by application of individually adapted parameters)、実行される。

【0085】

モデル化音響システムのシミュレーションは、種々の値のベント・パラメータについて

50

(を用いて)、実行される。シミュレーションの結果は、各周波数帯域におけるベント・パラメータの多数の値について、モデル化ループ・ゲイン値からなるテーブルとされる。テーブルの参照は、モデル化ループ・ゲイン値と測定ループ・ゲイン値を比較することによって、モデル化フィードバック検査と測定フィードバック検査の間のベスト・フィットをもたらすベント・パラメータの値を特定するために、実行される。ベント・パラメータの特定されたベスト・フィット値は、有効ベント・パラメータとして規定される。

【0086】

特定された有効ベント・パラメータに基づいて、モデル化フィードバック検査に適用されたのと同じパラメータと有効ベント・パラメータを用いて、ベント効果が算出される。一実施形態では、各周波数帯域におけるベント効果の算出についても、事前に算出された

10

【0087】

オーディオグラムは、しばしば、聴力検査用の音の生成のために補聴器に代えてスピーカ (loudspeakers) を使用して記録されるので、オーディオグラムをベント効果にしたがって補正する必要はない。しかしながら、装着オーディオグラムが聴力検査に使用される場合、装着フィッティング・システムは、通常、密閉型イヤプラグ (a sealed ear plug) を用いて検査が行われることを想定しているので、装着オーディオグラムを補正する必要がある

20

【0088】

次のステップでは、測定された聴覚閾値レベルと聴力損失を補償するために適用可能なフィッティング基準 (rules) にしたがって、補聴器ゲインが算出される。

【0089】

ベント効果に加えて、モデル化フィードバック検査に適用されたのと同じパラメータと、各々の周波数帯域における有効ベント・パラメータを用いて、直接伝達ゲインも算出される。ここでも、さまざまな補聴器タイプに関する標準パラメータを使用することは、事前に算出された値の使用が可能になるため好都合であるが、一実施形態では、個々に適応されたパラメータを適用することによって、算出を直接行うこともできる。

30

【0090】

ベント効果にしたがって特に低周波数音圧がベントによって低減されるので、聴力ゲインがベント効果によって補正されると、聴力損失の補償に十分なゲインが提供される。補聴器ゲインは、決定された直接音伝達にしたがって、対応する直接伝達ゲインによってさらに補正される。特に、ある人物の低周波数における聴力損失が限られている場合、ベントを介して直接伝達された音が補聴器音と混合されて、干渉が生じる。したがって、補聴器ゲインは、ベント効果だけでなく、直接伝達ゲインについても補正する必要がある。一実施形態では、補聴器ゲインの補正は、ベント効果と直接伝達された音の影響、2つの音源の干渉の可能性、ならびに音源や音の混合の回避方法を注意深く考慮することによって行われる。

40

【0091】

次に、図5aから図5cおよび図6aから図6cは、この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示している。図5aから図5cは、ベント効果を用いて装着オーディオグラムがどのように補正されるか (how the in-situ audiogram is corrected for the vent effect) を段階的に説明するものである。図6aから図6cは、ベント効果および直接音を用いて、補聴器ゲインがどのように補正されるかを段階的に説明するも

50

のである。

【0092】

以下の例では、測定フィードバック検査が、漏れ経路を含む測定伝達関数として適用される。ベント・パラメータはここではベント直径とする。算出される伝達関数にはベント効果および直接伝達ゲインが含まれる。

【0093】

個々の方法ステップは、このステップの測定結果またはシミュレーション結果の各図とともに示されている。図のすべてのデータは周波数に依存しており、以下でフローチャートを説明する際に使用する例は、250 Hzでの測定に焦点を当てている。

【0094】

第1群のステップ510から550では、聴力損失が測定され、測定値がベント効果を用いて補正される。ステップ510では、装着オーディオグラムが測定されて、聴覚障害者の聴覚閾値レベルが得られる。この例では、装着オーディオグラムを用いた聴力損失の測定によって、図515において、250 Hzでは、HTL（聴覚閾値レベル）測定 = 30 dB HL（聴力レベル）となっている。次のステップ520では、フィードバック検査が測定され、各周波数帯域のループ・ゲインが図525に示されている。フィードバック検査ではまた、ステップ530において、N個の異なるベント直径についてもシミュレーションされる。測定フィードバック検査と、シミュレーションされたフィードバック検査の一つとの間のベスト・フィットは、実際の通気管および外耳道における漏れと最等価の有効ベント直径（the effective vent diameter with the best equivalent of the actual ventilation canal and the leakage in the ear canal）を規定する。この例では、等価ベント直径は1.9 mmである（図535）。等価ベント直径に基づいて、ステップ540においてベント効果が算出される。シミュレートされた周波数依存ベント効果が図545に示されている。次に、このベント効果を用いて装着オーディオグラムがステップ550において補正される。補正装着オーディオグラムが図555に示されている。

【0095】

ステップ510から550に規定する方法を用いて、250 Hzでのベント効果がベント効果 = -10 dBと推定される（図545における250 Hz参照）。これは、補聴器が耳の中で生成する音が、期待値よりも10 dB低いことを意味している。したがって聴覚閾値を測定するときの鼓膜における実際の音圧は

$HTL_{補正} = HTL_{測定} + \text{ベント効果} = 30 + (-10) = 20 \text{ dB HL}$
である。

【0096】

したがって、これが補正聴覚閾値（the corrected hearing threshold）となる。

【0097】

第2群のステップ560から590では、ステップ550および図555で提供されるような補正聴覚閾値を用いて、補聴器において必要とされるゲインが算出される。さらに、このゲインがベント効果を用いて補正される。他の実施形態では、装着オーディオグラムに代えてオーディオグラムが使用される場合、この方法はオーディオグラムによって記録された聴覚閾値に基づいて、ステップ550から始まる。

【0098】

ステップ560では、補正装着オーディオグラムに基づいて、50%フィッティング基準（50% fitting rule）を使用して、補正装着オーディオグラムまたは未補正標準オーディオグラム（non-corrected normal audiogram）に基づいて、補聴器ゲインを算出する。ここでは例として使用され、もちろん任意の他のフィッティング基準であり得る50%フィッティング基準は、聴力損失の50%補償を表しており、図565に示すように、250 Hzでの聴力損失が20 dBであり、実ゲインGリアルは次のようになる。

$$G_{リアル} = HTL_{補正} \times 50\% = 20 \times 0.5 = 10 \text{ dB}$$

【0099】

装着補聴器は、聴力損失の測定およびベント効果の推定時の設定と同じ音響環境で使用

10

20

30

40

50

することになるので、補聴器はベント効果＝－10 dBだけ再生出力音響レベルを低く推定することも知られている。これを補うため、すなわち必要な10 dBの実ゲイン（the needed real life gain of 10 dB）を得るために、補聴器ゲイン G_{ha} は、ステップ570において、ベント効果によって次のようにさらに補正される。

$$G_{ha} = HTL_{補正} \times 50\% - \text{ベント効果} = 20 \times 0.5 - (-10) = 20 \text{ dB}$$

【0100】

同様にして、ベント効果が考慮に入れられていない場合、30 dB HLの誤った聴覚閾値が生じることになり、15 dBの必要ゲインを招くことがわかる。このゲイン設定が補聴器に適用されると、ベント効果によって結果的に生じるゲインが5 dBとなり、必要以下となる。

【0101】

さらにまた、補聴器の直接音伝達（伝送）ゲイン（the direct sound transmission gain）がステップ580において算出されて、図585に示されている。直接音伝達を補償するために、直接音が補聴器を介した音と比較されて、比較可能な場合に測定が行われる。その結果、補聴器ゲインがベント効果と直接音伝達を用いて補正され、補聴器に適用できるようになる。このように、測定された聴覚閾値のみならずベント効果にも基づいて、補聴器を個々にフィッティングすることができる方法およびシステムが提供される。

【0102】

次に、モデル化伝達関数を算出する方法のフローチャート700を示す図3を参照して、この発明のさらなる実施形態にしたがう方法を説明する。まず、音響要素（acoustic elements）705がモデル化すべき装着補聴器の部分となる要素として選択される。そして、装着補聴器が、ステップ710においてこれらの音響要素705からなる音響システムとして規定される。ステップ720において、音響要素に音響システムを規定する単一伝送マトリクスが乗算される。ステップ730において、単一伝送マトリクスがシミュレートされ、その結果が所定のループ・ゲイン740とされる。シミュレーション中、ベント・パラメータとしての単一パラメータが音響要素内で変更されて、たとえばN個の異なるベント・パラメータの値について伝達関数を受取る。このようにモデル化伝達関数は、ベスト・フィットする伝達関数を決定するステップにおいて、使用することができる。

【0103】

この発明の代替的な実施形態では、補聴器ゲインのフィッティング方法が提供されている。上記方法は、少なくとも一つの周波数帯域について実行される、漏れ経路を含む装着補聴器の伝達関数を測定するステップと、モデル化伝達関数と測定伝達関数との間のベスト・フィットをもたらしベント・パラメータの値を有効ベント・パラメータとして決定することによって、補聴器の有効ベント・パラメータを推定するステップと、上記有効ベント・パラメータに基づいて補正ゲインを算出するステップと、上記補正ゲインによって上記補聴器ゲインを補正するステップを含む。

【0104】

この方法を実行するコンピュータ・システムは、通常フィッティングのときに用いられる。フィッティングすべき補聴器が補聴器ユーザの外耳道に挿入され、さらにフィッティング手順を実行する実行可能なプログラム・コードを有する上記コンピュータ・システムに接続される。上記コンピュータ・システム上で実行されるプログラム・コードは、漏れ経路を含む装着補聴器の伝達関数を測定するプログラム部分と、モデル化伝達関数と測定伝達関数との間のベスト・フィットをもたらしベント・パラメータの値を有効ベント・パラメータとして決定することによって、補聴器の有効ベント・パラメータを推定するプログラム部分と、上記有効ベント・パラメータに基づいて補正ゲインを算出するプログラム部分と、上記補正ゲインによって上記補聴器ゲインを補正するプログラム部分を含む。このフィッティング手順は、多数の周波数帯域について実行することもできる。

【0105】

上述の特徴の適切なすべての組み合わせは、たとえそれらの組み合わせが明確に説明されていなくても、この発明に属すると取り扱われる。

【0106】

この発明の実施形態にしたがう方法およびシステムは、例えば補聴器のフィッティングのときに、オーディオロジストによって使用されるパーソナル・コンピュータやワークステーションのような、任意の適切なデータ処理システムで実行することができる。この発明にしたがう方法は、この明細書に説明される実施形態にしたがう方法を実行する実行可能なプログラム・コードを含むコンピュータ・プログラムで実行することもできる。クライアント・サーバ環境が使用される場合、この発明の実施形態は、この発明にしたがうシステムを具現化し、この発明にしたがう方法を実行するコンピュータ・プログラムのホストとなるリモート・サーバ・コンピュータを含む。他の実施形態では、この発明にしたがうコンピュータ・プログラムを記憶するコンピュータ読取可能な記憶媒体、例えばフロッピー・ディスク、メモリー・スティック、CD-ROM、DVD、フラッシュメモリ、または他の何らかの適切な記憶媒体等のようなコンピュータ・プログラム製品が提供される。

10

【0107】

さらなる実施形態では、プログラム・コードはデジタル補聴器のメモリやコンピュータ・メモリに記憶され、補聴器自体またはそのCPUのような処理装置によって、または他の何らかの適切な処理装置や説明した実施形態にしたがう方法を実行するコンピュータによって、実行することができる。

【0108】

この発明の原理をその実施形態で説明および例示したが、この発明がそのような原理から逸脱することなく、配置や詳細を変更することができることは、当業者には明らかである。この発明の範囲内の変更および修正は、その精神を逸脱することなくなされることができ、この発明はそのようなすべての変更および修正を含む。

20

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】この発明の第一実施形態にしたがう方法のフローチャートである。

【図2】この発明の別の実施形態にしたがうシステムの概略ブロック図である。

【図3】この発明の一実施形態にしたがって、伝達関数をモデリングする方法のフローチャートである。

【図4a】この発明の実施形態に関連して測定および算出された伝達関数を示す。

【図4b】この発明の実施形態に関連して測定および算出された伝達関数を示す。

30

【図4c】この発明の実施形態に関連して測定および算出された伝達関数を示す。

【図5a】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、装着オーディオグラムがベント効果を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

【図5b】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、装着オーディオグラムがベント効果を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

【図5c】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、装着オーディオグラムがベント効果を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

【図6a】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、補聴器ゲインがベント効果および直接音を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

【図6b】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、補聴器ゲインがベント効果および直接音を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

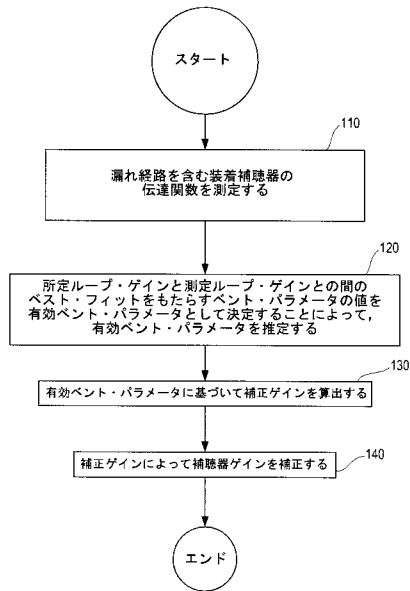
40

【図6c】この発明のさらなる実施形態にしたがう方法のフローチャートを示し、補聴器ゲインがベント効果および直接音を用いてどのように補正されるかを段階的に説明する。

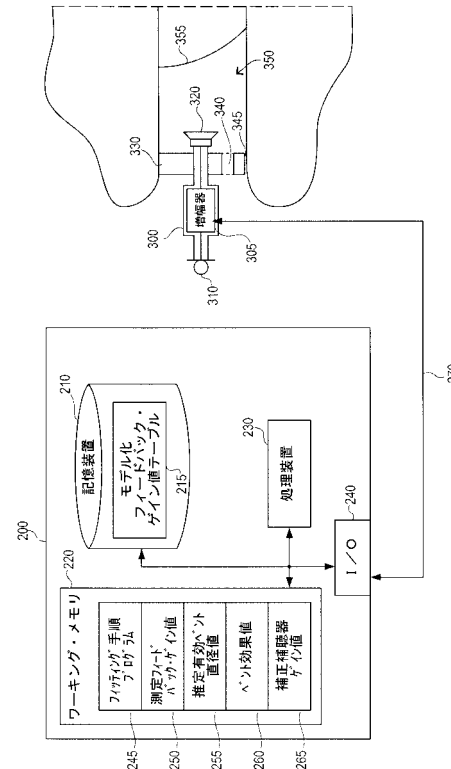
【図7a】この発明の一実施形態にしたがう方法のフローチャートを示す。

【図7b】この発明の一実施形態にしたがう方法のフローチャートを示す。

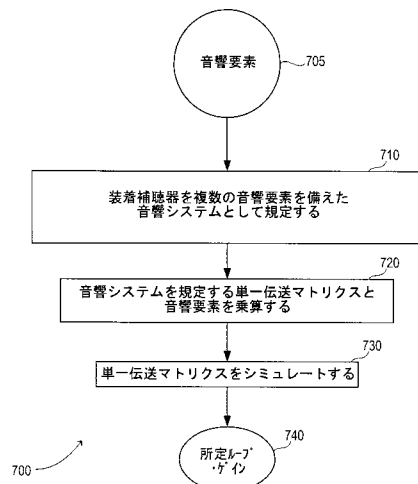
【図 1】



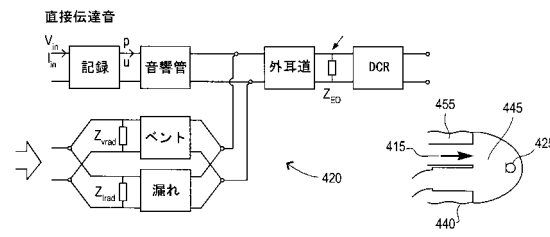
【図 2】



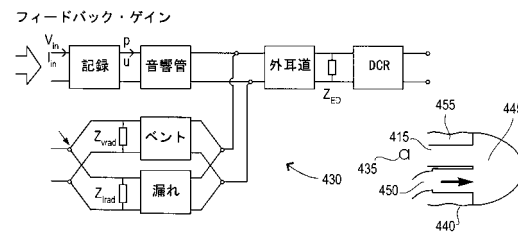
【図 3】



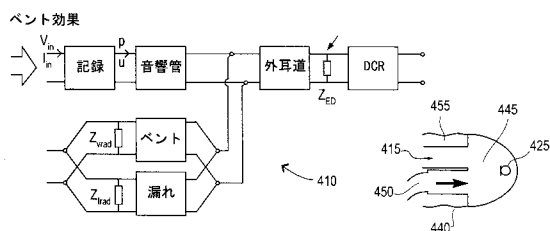
【図 4 b】



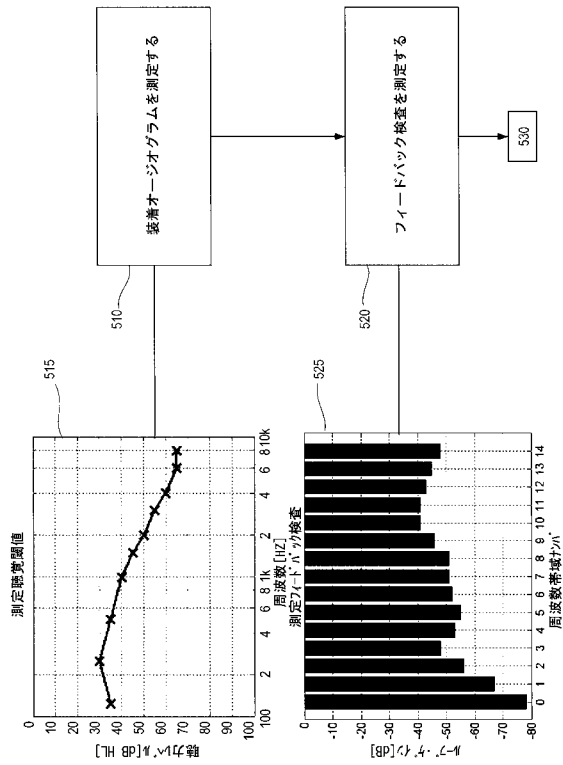
【図 4 c】



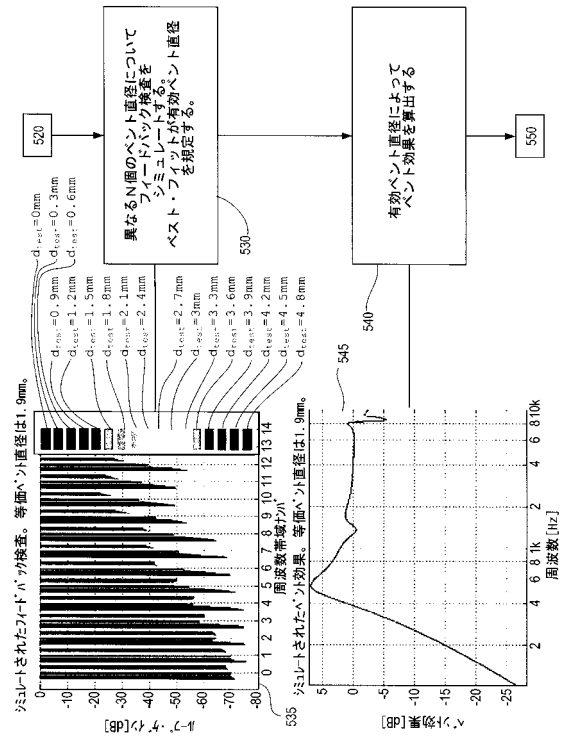
【図 4 a】



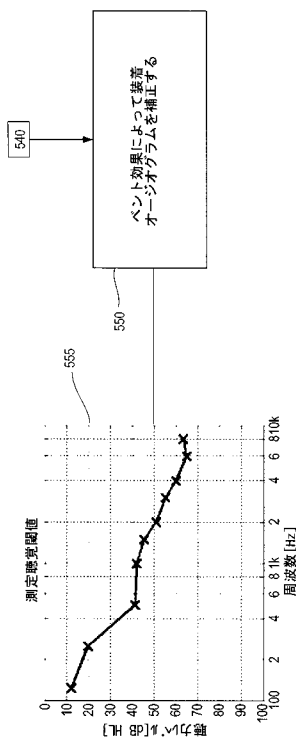
【図 5 a】



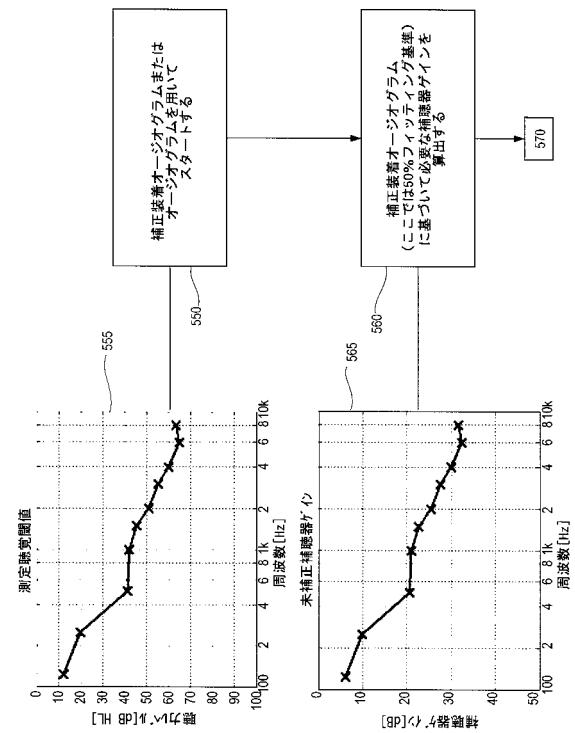
【図 5 b】



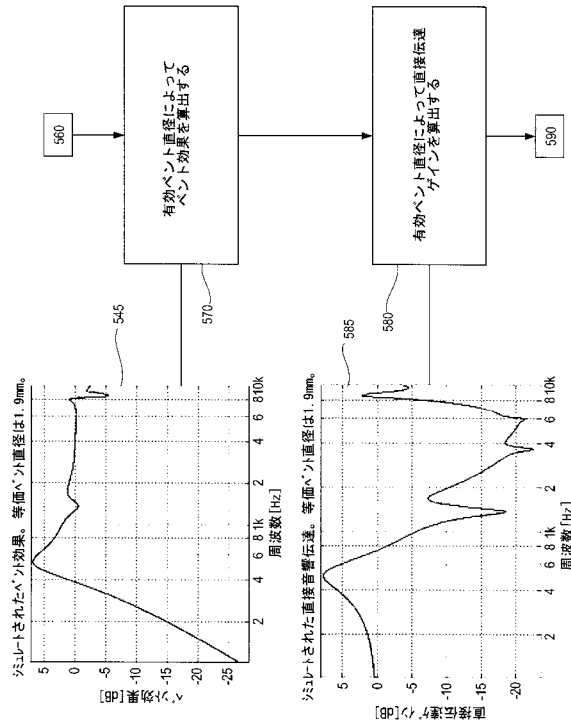
【図 5 c】



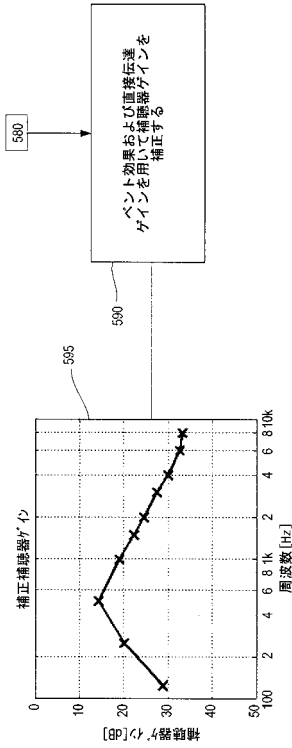
【図 6 a】



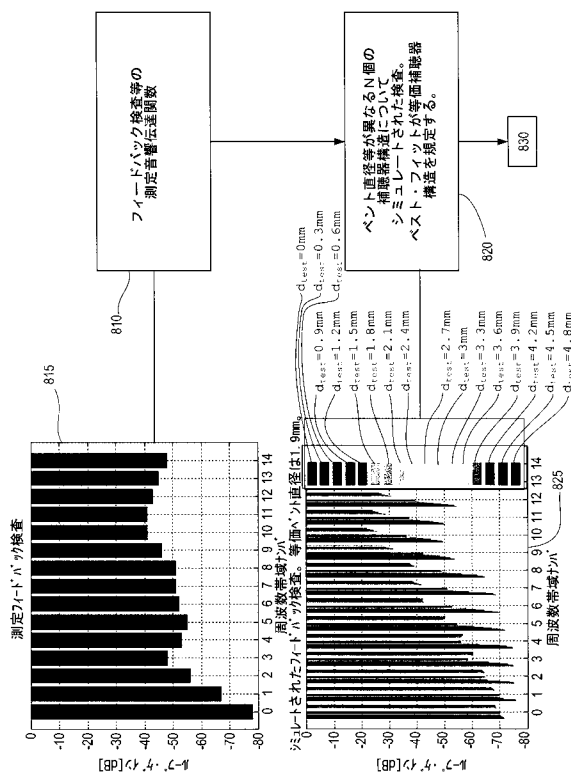
【図 6 b】



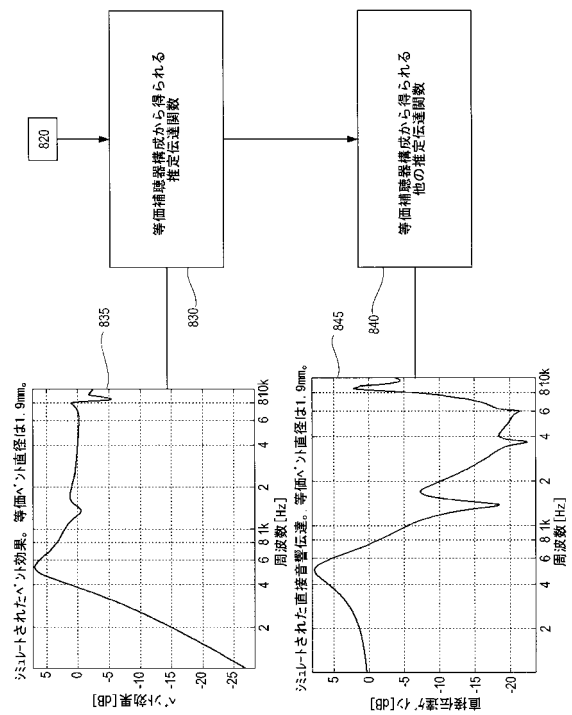
【図 6 c】



【図 7 a】



【図 7 b】



フロントページの続き

- (72)発明者 イェスセン・アンデルス・ホルム
デンマーク国, デーケー—2600 グロストラップ, クファエデハフェン 51
- (72)発明者 テプホルム・ヤーン
デンマーク国, デーケー—2840 ホルテ, パラディスファンゲット 17

審査官 ▲吉▼澤 雅博

- (56)参考文献 特表2002-530033 (JP, A)
特開平10-191497 (JP, A)
特開2004-297304 (JP, A)
特開平8-37697 (JP, A)
特開2002-204500 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H04R 25/00