

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2023-171663

(P2023-171663A)

(43)公開日 令和5年12月1日(2023.12.1)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/12

審査請求 有 請求項の数 16 O L 外国語出願 (全21頁)

(21)出願番号	特願2023-177625(P2023-177625)	(71)出願人	519235841
(22)出願日	令和5年10月13日(2023.10.13)		インターアコースティックス アー/エス
(62)分割の表示	特願2019-120630(P2019-120630)		デンマーク王国, 5 5 0 0 ミゼルフア
	)の分割		ート, アウディオメーター アレ 1
原出願日	令和1年6月28日(2019.6.28)	(74)代理人	100107766
(31)優先権主張番号	18180836.1		弁理士 伊東 忠重
(32)優先日	平成30年6月29日(2018.6.29)	(74)代理人	100070150
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 伊東 忠彦
		(74)代理人	100135079
			弁理士 宮崎 修
		(72)発明者	ラウエスン, セーレン
			デンマーク王国, 5 5 0 0 ミゼルフア
			ート, アウディオメーター アレ 1, イ
		(72)発明者	クリステンセン, ブーウ

最終頁に続く

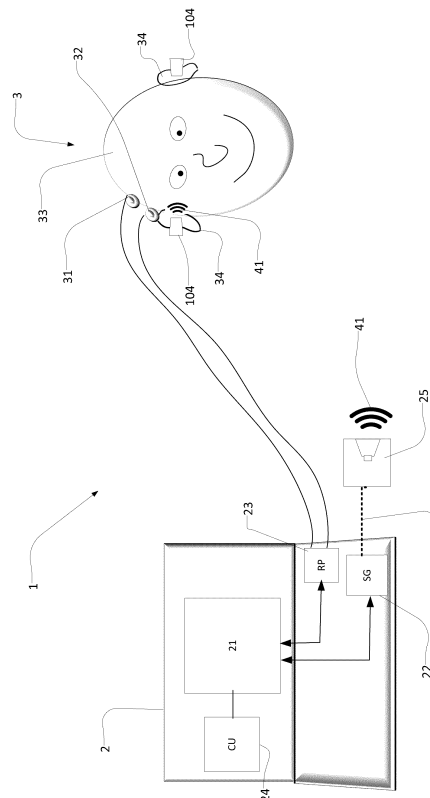
(54)【発明の名称】 発話信号を使つての幼児のための補聴器の有効確認のためのシステムおよび方法

(57)【要約】

【課題】補聴器のパフォーマンス、特に幼児におけるパフォーマンスを有効確認するためのシステムが開示される。

【解決手段】補聴器を介して子供に呈示される音に主観的に応答を提供することができない小さな子供に装着した後の補聴器のパフォーマンスの有効確認は、代わりに、補聴器によって雑音とみなされない、ASSRを誘発する発話刺激を生成するために変調された自然発生信号を使うことによって、客観的な方法で行なわれる。

【選択図】図2



10

20

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

聴力試験の少なくとも有効確認動作モードを実行するよう構成されたシステムであって、当該システムは：

診断装置と；

人の頭皮上に配置されるよう構成され、前記診断装置に接続されるよう構成された一つまたは複数の電極と；

前記診断装置に接続され、生成された音刺激を人の耳に伝送するよう構成された音発信装置とを有しており、

前記診断装置は：

人の頭皮に配置された前記一つまたは複数の電極から応答信号を受領するよう構成された記録プロセッサと；

前記診断装置の動作モードを制御するよう構成された制御ユニットと；

前記生成された音刺激を前記音発信装置に伝えるよう構成された信号生成器とを有しており、

有効確認動作モードにおいて、

前記信号生成器は、

人間からの自然発生発話として提供される自然発生音を記録し、および/またはかかる自然発生音の記録を受領し；

前記自然発生音の記録を前記信号生成器に入力するように構成され、

前記信号生成器は、前記自然発生音の前記記録から、前記記録の振幅および/または周波数変調を、前記の生成された音刺激として生成するよう構成され、該振幅および/または周波数変調の生成は、

前記自然発生音の前記記録をフィルタリングして複数の周波数サブバンドにし；

前記複数の周波数サブバンドのそれぞれを振幅および/または周波数変調し；

前記振幅および/または周波数変調されたサブバンドを組み合わせることで前記音刺激を形成することによって行われ、

前記自然発生音の前記記録は、前記診断装置を介して記録され、および/または補助装置から前記診断装置に有線または無線で伝送され、

前記信号生成器は、前記複数のサブバンドのうちの一つまたは複数のサブバンドについての振幅および/または周波数変調率を0に設定して、それにより該それぞれのサブバンドが前記音刺激を生成するときに修正されないようにし、

自然発生音は、人間の環境に自然に存在する未処理の発話信号として定義される、システム。

**【請求項 2】**

前記音発信装置が、前記有効確認動作モードにおいて、前記人の耳または両耳に配置されるよう構成された一つまたは複数の補聴器として構成される、請求項 1 記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記音発信装置がラウドスピーカーとして構成され、前記ラウドスピーカーは、前記診断装置に接続されており、一つまたは複数の補聴器に対する周囲の環境に配置されており、前記ラウドスピーカーは、前記生成された音刺激を前記信号生成器から受け取り、前記生成された音刺激を人の耳に配置されるよう構成された前記一つまたは複数の補聴器に対して再生するよう構成されている、請求項 1 記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記有効確認動作モードにおいて、前記診断装置は、前記生成された音刺激を前記一つまたは複数の補聴器に、前記補聴器を介しておよび/または外部のラウドスピーカーを介して伝送するよう構成されており、前記補聴器（単数または複数）は前記伝送された生成された音刺激を前記人の耳において呈示し、

前記診断装置は、前記人の頭皮に配置された前記一つまたは複数の電極からの前記応答

10

20

30

40

50

信号を記録するよう構成されており、前記応答は聴性誘発応答（AER）として提供される、

請求項 2 または 3 記載のシステム。

【請求項 5】

前記記録された自然発生音は前記信号生成器において受領され、前記診断装置は前記記録された自然発生音を：

- ・前記記録された自然発生音を、異なる変調レートを有する複数の変調器関数を用いた振幅および/または周波数変調によって処理し；
- ・複数の変調器関数を用いた振幅および/または周波数変調によって処理された、前記の変調された記録された自然発生音のそれぞれを、その後、前記記録された自然発生音の変調のそれぞれについて選択された複数の周波数サブバンドのうちの一つによって、フィルタリングし；
- ・前記振幅および/または周波数変調された周波数サブバンドを組み合わせ、前記音刺激を形成すること

によって処理するよう構成されている、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記振幅および/または周波数変調された周波数サブバンドは、所定の値と揃うように大きさにおいて調整される、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

前記自然発生音は国際音声試験信号（ISTS）である、請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 8】

前記診断装置が、前記複数の周波数サブバンドのうちの一つまたは複数の周波数サブバンドについての振幅および/または周波数変調率を 0 に設定して、それにより該それぞれの周波数サブバンドを修正されないままにするよう調整されるよう構成される、請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 9】

第一の伝送では、前記音刺激の周波数帯域全体が補聴器（単数または複数）に対して再生され、指定された周波数サブバンド内の前記電極からの応答の検出に際して、該特定の周波数サブバンドは 0 に設定され（オフにされ）、それにより応答が検出されたその特定の周波数帯域を前記音刺激から除去する、請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 10】

前記所定の値の集合が、前記周波数サブバンドの任意のものにおける国際音声試験信号（ISTS）の諸帯域パワーの集合として提供される、または前記所定の値の集合が、前記記録された自然発生音の諸帯域パワーとして提供される、請求項 6 記載のシステム。

【請求項 11】

前記自然発生音は、少なくとも、500Hz、1kHz、2kHz および 4kHz の中心周波数を有する 4 つの周波数帯域に帯域通過フィルタリングされる、請求項 1 または 5 記載のシステム。

【請求項 12】

前記電極から記録される前記応答信号が聴性定常反応（ASSR）である、請求項 1 ないし 11 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 13】

前記周波数サブバンドのそれぞれは、前記周波数サブバンドのそれぞれについて異なる変調レートを有する変調器関数を用いて振幅および/または周波数変調される、請求項 1 ないし 12 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 14】

前記変調器関数が正弦波として構成される、請求項 13 記載のシステム。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

能動的な意図的な応答を提供することができない人についての聴力試験の有効確認モードを実行する方法であって、当該方法は：

前記人の頭皮上に一つまたは複数の電極を配置する段階と；

人間からの自然発生発話として提供される自然発生音を記録し、および/またはかかる自然発生音の記録を受領する段階と；

前記自然発生音の前記記録から、前記記録の振幅および/または周波数変調を、生成された音刺激として生成する段階であって、該振幅および/または周波数変調の生成は、

前記自然発生音の前記記録をフィルタリングして複数の周波数サブバンドにし、

前記複数の周波数サブバンドのそれぞれを振幅および/または周波数変調し、ここで、前記複数のサブバンドのうちの一つまたは複数のサブバンドについての振幅および/または周波数変調率が0に設定されて、それにより該それぞれのサブバンドが前記音刺激を生成するときに修正されないようにし、

前記振幅および/または周波数変調されたサブバンドを組み合わせて前記音刺激を形成することによって行われる、段階と；

前記生成された音刺激を前記人の耳に伝送する段階と；

前記一つまたは複数の電極から応答信号を受領する段階とを含む、

方法。

#### 【請求項16】

能動的な意図的な応答を提供することができない人についての聴力試験の有効確認モードを実行するように構成された診断装置であって、当該診断装置は：

前記人の頭皮に配置された一つまたは複数の電極から応答信号を受領するよう構成された記録プロセッサと；

前記診断装置の動作モードを制御するよう構成された制御ユニットと；

生成された刺激を前記音発生装置に伝えるよう構成された信号生成器とを有しており、

有効確認動作モードにおいて、前記診断装置は、

人間からの自然発生発話として提供される自然発生音を記録し、および/またはかかる自然発生音の記録を受領する段階と；

前記自然発生音の前記記録を、音刺激を生成するよう前記信号生成器に入力する段階と；

前記生成された音刺激を前記人の耳に伝送する段階とを実行するよう構成されており、

前記信号生成器は、前記自然発生音の前記記録から、前記記録の振幅および/または周波数変調を、前記の生成された音刺激として生成するよう構成され、該振幅および/または周波数変調の生成は、

前記自然発生音の前記記録をフィルタリングして複数の周波数サブバンドにし、

前記複数の周波数サブバンドのそれぞれを振幅および/または周波数変調し、ここで、前記複数のサブバンドのうちの一つまたは複数のサブバンドについての振幅および/または周波数変調率が0に設定されて、それにより該それぞれのサブバンドが前記音刺激を生成するときに修正されないようにし、

前記振幅および/または周波数変調されたサブバンドを組み合わせて前記音刺激を形成することによって行われる、

診断装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本開示は、試験対象者から能動的な意図的な応答が得られないときに試験対象の人の耳への音呈示によって補聴器パフォーマンスの客観的な有効確認を実行するよう構成された聴覚診断システムに関する。より詳細には、本開示は、人の頭皮からの聴性誘発反応の指標によって、特に乳児および幼児における、補聴器パフォーマンスの有効確認を可能にする診断装置および方法を含むシステムに関する。

10

20

30

40

50

## 【背景技術】

## 【0002】

出生後早期に実施される聴力スクリーニングにより聴力障害の可能性があると診断された子供は、聴力障害の原因と存在する聴力障害の程度を評価するために、さらなる診断試験に照会される。特に聴力障害の程度を評価することが重要であり、聴力によって引き起こされる神経活動の測定から聴力障害の程度を示す試験が開発されてきた。一つの課題は、小さな子供 正常な聴力であれ、聴力が低下したり失われたりした子供であれ は、音が聞こえるか否かについての答えを身体的に提供することができないということであり、そのため、代わりに客観的な神経学的試験が実行される。そのような試験には、種々の試験のうちでも、聴性脳反応（ABR）または聴性定常反応（ASSR）のような誘発電位 10  
と呼ばれる聴覚に関係した脳活動の測定が含まれる。そのような試験では、脳から聴性誘発反応を生じるよう設計された刺激が子供の耳に伝えられ、子供の頭皮に配置された電極が、その刺激から生じる脳反応を記録する。聴覚の種々の周波数で与えられるこれらの応答から、各周波数についての聴力障害の度合いを聴力図で評価することができ、聴力図データによって示される測定された聴力障害を補償するように補聴器をプログラムすることができる。同様の試験に用いられる他の型の刺激信号は、皮質聴性誘発電位（CAEP）試験である。これらの信号は、m、g、tのような音素と呼ばれるいくつかの異なる発話音として構成され、これらはさまざまなレベルでスピーカーを通じて呈示される。これらの音に対する誘発反応は、電極を介して記録される頭部の表面から記録され、コンピュータ 20  
で分析される。このように、CAEP試験信号は、単に音素だけを含む信号であり、継続する発話として構成されていない。より詳細には、CAEP測定において刺激として使用される音素は短い発話断片である。

## 【0003】

測定された聴力障害を補償するように補聴器をプログラムすると、補聴器によって提供される補償は、聴力障害が正しく補償され、子供が補聴器を通じて再生される関連する音を実際に聞くことができることを確認するために、検証され、さらに有効確認されなければならない。検証（verification）プロセスは、補聴器が人の耳において生成する音の客観的な推定値を提供することをねらいとする。このプロセスは、補聴器が意図され、プログラムされたとおりに機能することを保証するものである。しかしながら、補聴器が意図したとおりに機能していること（たとえば、所定の目標利得などを満たすこと）が保証 30  
されたときは、その後、補聴器パフォーマンスが実際に聴力障害者のニーズにも合致しているかどうかについて、より主観的な評価を行なうことが必要である。この手順は有効確認〔バリデーション〕（validation）と呼ばれる。伝統的に、この有効確認プロセスでは、ある音、音のレベル、雑音などが聴覚障害者のニーズを満たしているかどうかを評価するために、聴覚障害者が口頭または他の身体的反応を能動的に提供しなければならない（すなわち「主観的評価」）。子供に対して再生された音に回答して子供は意図的に話したり表現したりすることができないことがありうるので、子供、特に乳児や非常に幼い子供に装着するときは、子供の耳に対して再生された音に対するこれらの身体的応答または反応が十分に評価されることができない。よって、増幅設定の有効性は他の手段によって 40  
評価されるべきである。子供にとって、現在の方法は子供の理解および能動的な参加に依存しており、そのようなことは幼い子供や乳幼児を考えれば当たり前のことではない。

## 【先行技術文献】

## 【非特許文献】

## 【0004】

【非特許文献1】Wouter A. Dreschler, Hans Verschuure, Carl Ludvigsen & Soeren Westermann (2001) ICRA Noises: Artificial Noise Signals with Speech-like Spectral and Temporal Properties for Hearing Instrument Assessment: Ruidos ICRA: Senates de ruido artificial con espectro similar al habla y propiedades temporales para pruebas de instrumentos auditivos, Audiology, 40:3, 148-157, DOI: 50

10.3109/00206090109073110

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、試験対象者、たとえば聴力障害のある小さな子供から主観的な身体的、口頭または能動的な意図的応答を得ることができないときに、補聴器の「主観的」な聴力パフォーマンスの評価および有効確認を可能にするシステム、方法およびツールを提供する必要がある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示は、たとえば、聴力障害の治療を受けている子供から能動的な意図的応答が期待できないときに、聴覚ケア専門家がその子供にとっての補聴器のパフォーマンスを客観的に有効確認することを可能にするシステム、方法およびツールを提供する。システムは、聴力試験を実行するよう構成され、人、たとえば小さな子供が補助された状態にあるとき（すなわち、子供が補聴器を着用しているとき）の聴力を評価するために有効確認モードが使用される。そのような客観的評価を実行するために、システムは、試験対象の人の頭皮上に配置されるように構成された一つまたは複数の電極を有し、該一つまたは複数の電極は診断装置に接続されるよう構成される。この文脈における「試験対象の人」、「聴覚障害者」または試験対象者を表わす他の類似の用語は、主に、刺激信号に対して意図的な身体的反応を提供できない小さな子供に関係していることを注意しておくべきである。しかしながら、身体的または口頭で意思を表現することが困難な他の聴覚障害者を含めることもできる。同様に、「補聴器」は、人工内耳、骨アンカー型補聴器などを含む任意の聴覚補綴デバイスであると理解されるべきである。

10

20

【0007】

客観的有効確認モードで使用される刺激信号を生成するために、システムはさらに、診断装置に接続され、生成された音刺激を人の補助された耳に伝送するよう構成された音発信装置を有する。さらに、診断装置は少なくとも有効確認モードに設定され、音刺激を伝送し、聴力試験から受領される応答データを記録および処理するために、前記診断ツールは、生成された刺激を前記音発信装置に伝送するよう構成された信号生成器と、試験対象者の頭皮に配置された一つまたは複数の電極から応答信号を受領するよう構成された記録プロセッサと、前記診断装置の動作モードを制御するよう構成された制御ユニットとを有しており、有効確認用の動作モードにおいて、前記信号生成器は、前記音刺激を生成し、生成された音刺激を前記音発信装置に伝送するよう構成され、生成された音刺激は、振幅および/または周波数変調された自然発生音として構成される。

30

【0008】

換言すれば、診断装置と、人の脳からの聴性誘発反応を記録するよう構成された一つまたは複数の電極とを含むシステムが提供される。診断装置は、自然発生音から生成される刺激を伝送するよう構成される。自然発生音は、診断ツールに入力されるか、または診断ツールのサウンド・プロセッサ内にすでに提供されており、自然発生音は振幅および/または周波数変調され、こうして自然発生音から周波数および/または振幅変調された刺激を生成する。そのような振幅および/または周波数変調された自然発生音を使うことによって作り出すことのできる音刺激は、聴性脳応答を誘発でき、同時に、単に「発話のよう」であるだけでなく、実際にたとえば発話信号から生成されたものであり、よって、聴性誘発反応を検出するために使用される既知の型の発話様の刺激よりも歪みが少ない。

40

【0009】

したがって、自然発生音（naturally occurring sound）の定義は、人間の環境に自然に存在する音であって、いかなる機械、コンピュータ、プロセッサ等によっても処理されていないものと解釈すべきである。本願では、自然とは、「（人工に対し）自然に存在するまたは自然によって形成される」を意味する。よって、自然発生音は、人間が話す発話信号、鳥の鳴き声、犬の吠え声、子供の遊び声、ライブ音楽、ピアノ音楽などであ

50

ることができる。換言すれば、自然発生音は、発話の場合には「継続的な発話」と解釈されるが、これは、聴取者が個々の単語および文を識別することができる話されるダイアログの連続音として定義される。このように、このセットアップで使用される刺激は、好ましい実施形態では、周波数および/または振幅変調された、継続的な発話のような自然発生音である。この刺激は、たとえば、CAEP（先に説明した刺激として使用される発話の断片）とは対照的に、継続的な発話を含む刺激であり、継続的な発話の単に選択された断片（音素）だけではない。

【0010】

好ましい実施形態では、検出される聴性誘発反応は、聴性定常反応（ASSR）またはエンベロープ追跡応答（EFR）であることを注意しておくべきである。

10

【0011】

より詳細には、補聴器の「主観的」パフォーマンスの有効性が評価され、試験対象者、たとえば聴力障害のある小さな子供から主観的な身体的、口頭または能動的な意図的反応が得られないとき、試験刺激は、子供の耳の背後に配置された一つまたは複数の補聴器によって発話として分類されるほど十分に発話様であることが重要である。本明細書に記載されるアプリケーションは、耳内型の補聴器にも同様に使用できることを注意しておくべきである。通常使用される聴性誘発反応刺激は、補聴器に呈示されるとき、補聴器によって雑音として処理され、よって、有効確認プロセスのミスリーディングな結果につながる可能性がある。その代わりに、本開示によれば、発話のような自然発生音を提供し、およびこの自然発生音の周波数および/または振幅変調されたバージョンを生成して、補聴器によって雑音だとみなされない聴性誘発反応刺激が生成できることが見出された。このように、補聴器の有効確認プロセスにおいて、そのような刺激が補聴器に呈示され、補聴器によって修正されたり刺激から除去されたりしない刺激信号の成分を含む。たとえば標準的なチャープ刺激についてはそうになってしまう。このように、補聴器試験の有効確認段階において、自然発生信号、たとえば発話に基づく周波数および/または振幅変調された刺激を提供することにより、補聴器利得および信号処理機能の選択に関して補聴器の「主観的」パフォーマンスを客観的かつ正確に評価するよう、試験対象者の脳から聴性誘発反応を得ることが可能である。

20

【0012】

下記では、生成される音刺激は、自然発生音（先の定義を参照）、好ましくは発話信号を振幅および/または周波数変調して、信号中に必要な聴性誘発成分を作り出したものに純粋に基づいた音刺激であると理解されるべきであることを注意しておくべきである。

30

【0013】

自然発生音に基づく生成された刺激を補聴器に伝送するために、ある実施形態では、前記音発信装置は、前記診断装置の有効確認モードにおいて試験対象者の耳または両耳に配置される前記一つまたは複数の補聴器として構成されてもよい。このように、ある実施形態では、生成される音刺激は、補聴器を介して補聴器使用者の耳に直接伝達されてもよい。

【0014】

より好ましい実施形態では、音発信装置は、ラウドスピーカーとして構成される。ラウドスピーカーは、この実施形態では、診断装置に接続されており、前記一つまたは複数の補聴器に関して外部に配置される。外部に配置されるとは、ラウドスピーカーが、補聴器に対する周囲の環境に位置していると解釈されるべきである。すなわち、この実施形態におけるラウドスピーカーは、「試験室」において、患者/子供に配置された補聴器からある距離離れて配置されてもよい。ラウドスピーカーは、生成された音刺激を信号生成器から受け取り、生成された音刺激を人の耳に配置された一つまたは複数の補聴器に対して再生するように構成される。音刺激をラウドスピーカーを介して補聴器に呈示することによって、ユーザーの耳に呈示された音が補聴器において通常の仕方で処理されることを確実にする。このように、前記音がユーザーの耳に呈示されると、実際の発話信号に関して日常生活で使用されるのと同じ補聴器処理がなされ、音刺激が自然発生音から生成されると

40

50

いう事実のため、音は、補聴器によって雑音とはみなされず、よって、実質的に全周波数内容とともに、ユーザーの耳に、実際の発話のために十分な増幅をもって、伝送される。次いで、自然発生音に適用された振幅および/または周波数変調が、聴性脳反応を誘発するように作用し、かかる聴性脳反応が補聴器使用者の頭皮に配置された電極によって記録されうる。

【0015】

提案された刺激が発話様であるばかりでなく、実際に自然に発生する信号、たとえば発話に基づくという事実は、有効確認試験の表面的妥当性を、臨床医および試験対象の子供の親/養護者の両方に対して裏付けるといった追加的な利点を有する。このように、有効確認モードでは、診断ツールは、生成された音刺激を補聴器を介してまたは外部に配置されたラウドスピーカーを介して一つまたは複数の補聴器に伝達するように構成され、それにより、補聴器は、伝達された生成された音刺激を人の耳において呈示し、その結果、聴性誘発反応が、生成され、頭皮に配置された電極によって記録される。記録された誘発反応は、聴性定常反応 (ASSR: auditory steady state response) のような聴性誘発反応 (AER: auditory evoked response) として診断装置に伝送される。

10

【0016】

振幅および/または周波数変調で処理される自然発生音は、好ましくは、試験される子供の試験環境において記録された音である。すなわち、ある実施形態では、音刺激は、診断装置に入力される自然発生音の記録から生成される。すなわち、たとえば、子供の親が外部マイクロフォンに話しかけてもよく、それにより親の発話が記録され、音刺激生成への入力として使用される。このように、自然発生音は、ある実施形態では人間からの発話として提供され、記録された自然発生音は、診断装置に有線または無線で伝送される。診断装置において、音刺激生成器は、記録された人間の発話を処理して、記録された自然発生音の振幅および/または周波数変調を生成し、その結果生じる音刺激が、上記のように、ラウドスピーカーにまたは試験対象の子供の補聴器に直接伝送される。たとえば親からの発話を記録する可能性を可能にすることにより、補聴器を装着した、聴力障害について試験される子供が、たとえば複数の異なる話者の声から構築されうる人工生成された発話信号 (たとえば、国際音声試験信号 (ISTS: international speech test signal)) ではなく、子供の母親または父親などの声を呈示されることを確実にする。ISTS信号は、国際的に認められた試験信号であり、聴覚器具の技術的評価およびプローブマイクロフォン測定に使用されうるものである。ISTS siは、リミックスとセグメンテーションに起因して了解不能な発話の自然な記録に基づく。これに対し、子供が呈示される声は、可能な限り子供の通常の日常生活に近いものであり、同時に、子供の母親または父親は、有効確認試験の間、補聴器装着の直接の結果として、自分たちの声を子供がどのように聞くことができるかを実際に経験することができる。

20

30

【0017】

別の実施形態では、自然発生音は、コンピュータまたは別の外部装置を介して記録され、その後、診断ツールに送信されてもよい。すなわち、記録された自然発生音、好ましくは発話信号の音刺激生成は、診断ツール内で実行されてもよいが、コンピュータ、携帯電話のアプリまたは類似のデバイスのような診断ツールの外部のデバイス内で実行されてもよい。このように、音刺激生成 (記録された音の処理) が行なわれる媒体とは独立して、記録された自然発生信号に対して行なわれる処理ステップは同じである。

40

【0018】

このように、ある実施形態では、記録された自然発生音は、音信号生成器において (たとえば、診断ツールまたは信号を処理することができる他の媒体において) 受領され、記録された自然発生音は、以下のステップで処理される。第一に、記録された自然発生音は、フィルタリングされて複数の周波数サブバンドにされ、第二に、複数の周波数サブバンドのそれぞれは、独立して振幅および/または周波数変調され、第三のステップでは、振幅および/または周波数変調されたサブバンドが組み合わせられて音刺激を形成する。こうして、自然な記録された音、好ましくは発話信号は、異なる周波数サブバンドに分割され

50

、音刺激によって聴覚の全周波数範囲の複数の、より狭い範囲が同時に試験できるようにする。このように、各帯域は周波数および/または振幅変調され、各サブバンドが、聴性誘発反応、好ましくは聴性定常反応を誘起することができる成分を含むことを確実にする。

#### 【0019】

代替的に好ましい実施形態では、記録された自然発生音は、音信号生成器において（たとえば、診断ツールまたは信号を処理することができる他の媒体において）受領され、記録された自然発生音は、以下のステップで処理される。第一に、記録された自然発生音は、異なる変調レートを有する複数の変調器関数によって周波数または振幅変調され、

- ・第二に、前記複数の振幅および/または周波数変調された記録された自然発生音のそれぞれは、その後、記録された自然発生音の変調のそれぞれについて選択された複数の周波数サブバンドのうちの一つによって、フィルタリングされ；
- ・さらに、振幅および/または周波数変調されたサブバンドが組み合わされて、前記音刺激を形成する。

10

#### 【0020】

上記の各代替について、より詳細には、振幅および/または周波数変調された周波数サブバンドは、所定の一組の値と揃うように大きさにおいて調整されてもよい。これは、サブバンドの大きさが、問題となっている各刺激サブバンドの所望される試験目標レベルに従っていることを保証するため、または生成される刺激が自然の発話信号に似ていることを保証するためである。後者のアプローチは、1) 補聴器が刺激を雑音としてではなく発話として処理することをさらに確実にすること、および2) 有効確認試験が実際に、補聴器が使用されるときに本物の発話信号が聞こえるか否かを示すことを確実にすること、の二つの目的に役立つ。

20

#### 【0021】

よって、ある実施形態では、所定の一組の値は、任意の周波数サブバンドにおける標準化された発話試験信号 (standardized speech test signal) の諸帯域パワーの集合として提供されるか、あるいは所定の一組の値は、記録された自然発生音の諸帯域パワーとして提供される。ある実施形態における標準化された発話試験信号は、国際音声試験信号 (ISTS)、または、たとえば、ICRA 1話者雑語 (1-talker babble) (非特許文献1) であってもよいと解釈されるべきである。このようにして、自然発生音から生成される音刺激が、通常の発話信号に似る十分な大きさを有し、それにより、実際の発話入力を表わす聴性誘発反応を引き起こすと同時に、補聴器が、刺激信号全体を雑音としてではなく発話として処理することを確実にすることができる。

30

#### 【0022】

上記の実施形態のいずれにおいても、標準化された発話信号も信号生成器への入力信号として使用できることを注意しておくべきである。

#### 【0023】

記録された音またはたとえば標準化された発話信号である自然発生音の周波数および/または振幅変調のため、信号は、クリーンな発話信号と比べていくらか歪んでいることがある。しかしながら、結果として得られる刺激の発話内容を改善するために、音刺激を生成する処理ステップは、前記複数のサブバンドのうちの一つまたは複数のサブバンドについての振幅および/または周波数変調率を0に設定して、それぞれのサブバンドを修正されないままにするようにするさらなるステップを含んでもよい。これは、事実上、周波数および/または振幅変調が、発話内容が修正されずにそのまま残される特定のサブバンドに影響を及ぼさないことを保証する。これは、刺激が本物の発話（に非常に近いもの）であるという点を強制するために有利でありうる。本物である（本物に近い）ことは、有効確認試験を実施する臨床医と同様に、試験対象の子供の両親/保護者のカウンセリングに関して、提案される有効確認方法の潜在的に重要な特徴である。

40

#### 【0024】

システムは、聴性誘発反応、好ましくは聴性定常反応が、試験対象者、好ましくは小さ

50

な子供の頭皮に配置された電極による測定から検出されうるように構成される。このように、システムは、有効確認モードの診断ツールが、補聴器を介した子供の耳への音刺激の伝達を制御するよう構成される。刺激信号は、試験されるサブバンド周波数すべてについて応答が測定されるまで、または無益性の理由（すなわち、長引く試験をしても検出が期待されない）で試験が打ち切られるまで、連続的に伝達される。よって、ある実施形態では、診断ツールは、第一の送信を制御するよう構成され、ここで、音刺激の周波数帯域全体が補聴器に対して再生される。特定の周波数サブバンド内の電極からの応答を検出すると、その特定の周波数サブバンドはオフにされ（すなわち0に設定され）、刺激から応答が検出されるその特定の周波数サブバンドを除去する。これは、まだ検出されていない周波数サブバンドの検出を妨げうる刺激帯域相互作用、または蝸牛における励起の広がりを最小にするために行なわれる。こうして、残りのサブバンド誘発反応が、より速く検出できる。こうして、電極からの応答が特定の周波数について検出されるたびに、この周波数に関する個別のサブバンドはオフにされ、刺激信号の残りの周波数内容が補聴器を介して小さな子供の耳に呈示される。

10

#### 【0025】

原理的には、記載されたセットアップにおいて任意の周波数について試験できる。しかしながら、聴力障害を特徴付けるために最も興味深い周波数がこのアプリケーションの主要な焦点である。よって、ある実施形態では、自然発生音は帯域通過フィルタリングされて、500Hz、1kHz、2kHzおよび4kHzの中心周波数を有する4つの1オクターブ幅の周波数サブバンドにされてもよい。

20

#### 【0026】

好ましくは、各サブバンドは、各サブバンドについて異なる変調レートを有する変調器関数によって振幅および/または周波数変調されてもよい。これにより、それぞれの刺激サブバンドからの聴性誘発反応を周波数領域で分離することができる。

#### 【0027】

一般に、本明細書においてより詳細に記載されるように、自然発生音から音刺激を生成するために適用される変調器関数のそれぞれは、正弦波として構成されることが好ましい。

#### 【0028】

さらに、このアプリケーションについての最も興味深い聴性誘発反応は、すでに示唆されているように、聴性定常反応であり、それが、電極から記録される応答信号が聴性定常反応（ASSR）であることが好ましい理由である。

30

#### 【0029】

本開示の実施形態は、添付の図面との関連で参照される以下の詳細な説明から最もよく理解されうる。図面は、明確のために概略的であり、簡略化されており、請求項の理解を改善するための詳細を示すにすぎず、他の詳細は省略される。全体を通じて、同じ参照符号は、同一のまたは対応する部分に対して使用される。各実施形態の個々の特徴はそれぞれ、他の実施形態の任意の特徴または全特徴と組み合わせられてもよい。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0030】

実施形態、特徴および/または技術的效果は、以下に記載する図面から明らかであり、それらを参照して解明される。

40

【図1】本開示のある実施形態によるシステムのさまざまな部分を示す図である。

【図2】本開示のある実施形態によるシステムの部分を示す図である。

【図3】図1によるシステムのさまざまな部分を示す図である。ここで、自然発生音は、たとえば、母親から子供への発話として記録される。

【図4】図2によるシステムのさまざまな部分を示す図であり、ここで、自然発生音は、たとえば、母親から子供への発話として記録される。

【図5】時間領域における発話信号の例を示す。

【図6】図5の発話信号の周波数スペクトルを示す。

50

【図 7】変調関数および該変調関数を図 5 の発話信号に適用する結果として生じる信号を示す。

【図 8】図 7 の変調信号の周波数スペクトルを示す。

【図 9】ASSR 発話刺激を生成する方法の好ましい実施形態を概略的に示す。

【図 10】国際標準化された発話信号の帯域通過フィルタリングされたバージョンの例示的な変調パワーを示す。

【図 11】4 帯域の変調された国際標準化された発話信号の帯域通過フィルタリングされたバージョンの例示的な変調パワーを示す。

【図 12】国際標準化された発話信号の長期の 1 オクターブ・パワースペクトルおよび 4 つの成分帯域のそれぞれの振幅を調整した後の、4 帯域の変調された国際標準化された発話信号を示す。

【発明を実施するための形態】

【0031】

最初に図 1 を参照すると、本開示のある実施形態によるシステムのさまざまな部分の図が示されている。図 1 に見られるように、システム 1 は、診断装置 2、一つまたは複数の電極 3 1、3 2 および音発信装置 4 を有する。さらに、図 1 は、診断有効確認モードにあるシステム 1 のセットアップを示している。このモードでは、子供 3 が音発信装置 4 を介して音刺激を呈示され、頭皮 3 3 に一つまたは複数の電極 3 1、3 2 を配置されて、システムは聴力試験、特に、子供の聴力障害を補償できる補聴器のパフォーマンスを評価する有効確認試験を実行しうる。

【0032】

図のように、一つまたは複数の電極 3 1、3 2 は、試験対象の子供 3（または他の聴力障害のある試験対象者）の頭皮 3 3 上に配置されるよう構成され、診断装置 2 に（たとえばワイヤ 4 2 を介して、または代替的に無線的に）接続されるように構成される。図 1 に示した実施形態では、音発信装置 4 は、診断装置 2 に接続されたプローブとして構成され、音刺激 4 1 を子供 3 の耳に伝えるよう構成される。音刺激 4 1 は、実施形態の以下の記述において明白なように、診断装置 2 内またはその外部で生成されうる。

【0033】

診断ツール 2 は、より詳細には、少なくとも有効確認モードに設定されるよう設定される。よって、診断ツール 2 は、一つまたは複数の動作モードを制御するよう構成された制御ユニット 2 4 を有していてもよいが、このアプリケーションのためには、有効確認モードについては、たとえば子供に補聴器を取り付けた後に補聴器のパフォーマンスを有効確認することに照らして、より詳細に考察する。さらに、診断ツールは、生成された刺激を音発信装置 4 に伝えるよう構成された信号生成器（SG）2 2 を有する。子供 3 の頭皮 3 3 に配置された電極 3 1、3 2 から得られる応答を記録するために、診断装置は、電極 3 1、3 2 によって得られた応答を入力として受ける記録プロセッサ（RP）2 3 を備えて構成される。よって、診断ツール 2 は、ユーザー、たとえば聴覚ケアの専門家、医師または他の専門家によって制御されるように構成され、かかるユーザーは、試験する、スクリーニングする、そして本願にとって最も重要なところではたとえば聴力障害のある小さな子供に装着する補聴器を有効確認する意図を有するユーザーである。明白となるであろうように、診断ツールは、有効確認モードになるよう制御されるとき、信号生成器 2 2 に音刺激を生成させ、生成された音刺激を音発信装置 4 に伝送させるように構成される。ここで、生成される音刺激は、振幅および/または周波数変調された自然発生音として構成される。

【0034】

ここでいくつかの注意点を述べておくべきだろう。第一に、音刺激は診断ツール内で生成されうるが、その外部で生成されてもよいことを注意しておくべきである。第二に、音発信装置は、図 1 に概略的に示されるようなプローブであってもよいが、同様に図 2 に示されるようなラウドスピーカーであってもよい。加えて、耳に放出される音は、好ましくは、音が耳に呈示される前に、補聴器によって実行される処理に対応する処理スキームを

10

20

30

40

50

受けるべきであることを注意しておくべきである。このように、好ましい実施態様では、試験対象の子供は耳に補聴器を配置され、補助器を介して耳に音が放出されるべきである。音がラウドスピーカーを介して呈示されるときは、一時には一方の耳が試験され、試験されていない耳にはたとえば、フォーム耳栓 (foam ear-plug) で塞ぐべきである。

#### 【0035】

一般に、本明細書に記載のシステムでは、聴覚障害を有し、子供の耳に送られる信号に対する応答を与えることができない子供について、補聴器のパフォーマンスを評価することができる。このように、本システムによって提供されるこの客観的有効確認セットアップが許容する刺激は、補聴器によって処理されたときに雑音とはみなされず、子供の脳を活性化し、刺激が誘発する聴性定常反応を電極が記録できる。現在の有効確認方法は単に、異なる刺激を呈示されたときに子供が表わす顔の変化、雑音または同様の自発的な身体的変化に依存しているが、このシステムおよび方法は、試験対象の子供からの顔の表情などに基づく主観的評価ではなく、補聴器のパフォーマンスの客観的評価を許容する。

10

#### 【0036】

以下では、種々のシステム・セットアップをより詳細に説明し、最後に、自然発生音、好ましくは発話に基づいていてもよい音刺激を生成する方法について説明する。各実施形態の対応する特徴は、さまざまな実施形態の以下の説明において同じ番号を付されることを注意しておく。

#### 【0037】

ここで図2を参照して、システムの好ましいセットアップについて説明する。ここで、セットアップは、多少なりとも図1の実施形態に関連して説明したようなものであり、相違点は、音発信装置が、ラウドスピーカー25として構成され、それが診断ツール2に有線または無線で接続され、生成された音刺激41を放出するという点にある。この実施形態では、子供3がパフォーマンスを評価すべき補聴器(単数または複数)104を着用している。図2によるセットアップでは、先に説明したように、一時には片方の耳のみが試験され、その間、第二の耳は栓をしておくことが好ましい。よって、このセットアップでは、診断ツール2は、制御ユニット24を介して有効確認モード21に設定され、振幅および/または周波数変調された自然発生信号として構成される音刺激を生成するように構成される。生成された刺激は、ラウドスピーカー25に無線または有線で伝送され、ラウドスピーカー25が音刺激41を放出する。発せられた音刺激は、補聴器104によってピックアップされ、補聴器設定に従って通常どおりに音刺激を処理し、次いで、音刺激を子供3の耳34に放出する。

20

30

#### 【0038】

放出された音刺激は、聴性定常反応(ASSR)として知られる脳応答を誘発し、これは子供3の頭皮33に配置された電極31、32によってピックアップされる。電極31、32によってピックアップされたASSR信号は、診断装置2に送信され、応答が存在するか否かを検出するために検出スキームが使用される。ここでの、そして記載される他のすべての実施形態についての重要な留意点は、音刺激は、通常発話と同様の仕方で補聴器によって処理され、同時に、ASSRを誘発することができるということである。

#### 【0039】

図3に示される別の実施形態では、先の実施形態で説明される特徴のほとんどが存在し、それぞれの番号がそれに付されている。図3では、音刺激が自然発生音の記録から生成される実施形態が示されている。ここで、自然発生音は、記録装置5を介して記録される発話信号7として構成される。記録された発話信号7は、たとえば有線または無線伝送などの伝送線路51を介して診断装置2に入力される。診断装置2において、記録された発話信号7は音刺激生成器22に入力され、音刺激生成器22は、発話の振幅および/または周波数変調を生成する。これは、図3に示されているプローブを介して、または好ましくは図4の実施形態に示されているように、ラウドスピーカー25および補聴器104を介して子供3に送達される音刺激41を生成する。たとえば母親の声のような親の声が記録され、処理され、周波数および/または振幅変調された刺激信号として使用されるこ

40

50

とのできるシステム・セットアップを提供することにより、早期から子供3が既知の声を聞き、同時に、両親が、子供が自分の声を聞くことができることを実際に経験することが保証される。

#### 【0040】

含意されているように、図4の実施形態は、図3に関連して説明したような同様の設定を示すが、図4の実施形態では、図2に関連しても説明したように、音刺激41がラウドスピーカーを介して補聴器104に呈示される。こうして、このシステム・セットアップでは、親6（母親として図示されている）は、マイクロフォン5によって記録される発話信号7を提供する。信号は、診断装置2に有線または無線で送信され（51）、診断装置において、音刺激生成器22が、聴性定常反応のような脳応答を誘発するために使用される音刺激41を生成する。残りのプロセスは前述の実施形態で説明されたものと同様であり、よって、さらに詳細に述べることはしない。図2の実施形態に関連しても説明したように、このセットアップにおいて、一時には一方の耳のみが試験され、その間、第二の耳は塞がれていることが好ましい。

10

#### 【0041】

上記の実施形態で説明したシステム・セットアップのそれぞれについて、診断装置がコンピュータとして概略的に示されていることに注意しておくべきである。しかしながら、このことが限定であるべきではなく、診断装置が、同様に、同じ機能が組み込まれている専用のハンドヘルドまたは卓上型の診断装置によって構成されてもよいことが理解される。

20

#### 【0042】

加えて、ASSR信号を誘発する音刺激を生成するために使用される自然発生音は、標準化された発話信号であってもよく、それは診断装置2のメモリに記憶される。

#### 【0043】

もう一つの注では、たとえば、図2および図4に関連して説明したように、記録された発話信号の場合、この記録された発話信号は、診断ツールの補助装置で処理され、次いで、必要な処理（下記で説明する）を受けた後に、診断装置のメモリまたは前記信号生成器に入力されて、自然発生発話信号を生成でき、発話刺激が補聴器によって雑音として分類されることなく脳内のASSR信号を誘発することを可能にする特徴を有することを注意しておくべきである。

30

#### 【0044】

これまで、システムの診断有効確認モードでセットアップされたシステムについて詳細に説明してきた。以下では、ASSR誘発刺激として使用できる自然発生音、好ましくは発話を生成するのに必要な自然発生音の実際の処理について詳細に説明する。

#### 【0045】

最初に図5および図6を参照すると、発話7などの自然発生音の時系列が、その周波数スペクトル71とともに示されている。本明細書に記載のシステムにおいてそのような発話信号が使われることが好ましいのは、発話が聴覚にとって最も重要だからである。よって、図5に示される発話信号は、たとえば、図2および図4に示されるような記録された発話信号であることができる。あるいはまた、たとえば、診断装置に記憶されている標準化された発話信号であってもよい。

40

#### 【0046】

図7では、発話信号の振幅変調がどのように行なわれうるかが示されている。すなわち、ASSR誘発刺激が発話信号 $g(t)$ から生成されるのは、発話信号 $g(t)$ に正弦波振幅変調を乗算することによって、式(1)に与えられるような刺激を生成することによってであってもよい。

#### 【0047】

$$s(t) = [1 + \cos(2 \ f_R t)] \cdot g(t) \quad (1)$$

ここで、 $f_R$ は「反復レート (repetition rate)」または変調周波数 (modulation frequency)、たとえば90Hzである。周波数領域では、これは式(2)および図8に示さ

50

れる図に対応し、

$$S(f) = G(f) + (1/2)[G(f - f_R) + G(f + f_R)] \quad (2)$$

ここで、SとGはそれぞれsとgのスペクトル、fは周波数である。この例では、発話信号は、発話信号の周波数範囲全体にわたって振幅変調される。

【0048】

しかしながら、ある好ましい実施形態では、発話信号（すなわち、自然発生音）は、発話信号生成器において（発話の記録から、またはたとえば前述したようなメモリから）受領される。一般的に言えば、記載される実施形態のすべてについて、発話信号（すなわち、自然発生信号）は、ASSR刺激となるよう、図9に示されるように修正されることを理解しておくべきである。自然発生音の振幅および/または周波数変調は、二つの代替的な仕方で実行されうる。

10

【0049】

図9に示される好ましい第一の代替では、音刺激41は、以下のステップで音信号生成器において生成される。第一に、記録された自然発生音（発話7など）は、異なる変調レート（modulation rate）を有する複数の変調器関数221、222、223、224で周波数または振幅変調される（220）。

第二に、前記複数の振幅および/または周波数変調された記録された自然発生音221、222、223、224のそれぞれは、記録された自然発生音の変調221、222、223、224のそれぞれについて選択された複数の帯域通過フィルタ225、226、227、228の一つによってフィルタリングされ、さらに、振幅および/または周波数変調されたサブバンドは組み合わせられて（229）前記音刺激41を形成する。

20

【0050】

より詳細には、システム・セットアップとの関係において、記録された発話信号7は、信号生成器22に入力される（記載された他の実施形態を参照）。信号生成器において、発話信号7は、たとえば異なる変調レートを有する4つの変調器関数221、222、223、224を用いて振幅または周波数変調される（220）。これにより、異なる刺激サブバンド（後述）に関する記録された聴性誘発反応が、周波数領域において分離できることが保証される。発話信号7が、図9に示されるように、たとえば4つの変調器関数221、222、223、224によって変調された場合、4つの変調された発話信号のそれぞれがフィルタリング・プロセス230に入力される。このフィルタリング・プロセスでは、個々の変調された発話信号221、222、223、224のそれぞれについて、特定の帯域通過フィルタ225、226、227、228が選択される。これにより、変調された発話信号の4つのサブバンドが、対応する特定の周波数範囲で聴力を試験する目的で生成されることが保証される。サブバンドはその後加算され（229）（すなわち、組み合わせられ）、記述されたセットアップにおいてASSRを検出するために使用される発話ASSR刺激を生成する。上述のように、このようにして生成された発話ASSR刺激は、好ましくは補聴器を介して、図2および図4に関連して説明したラウドスピーカーのようなスピーカーによって、耳に伝送される。

30

【0051】

第二の代替法（より詳細には図示されていない）では、自然発生音（すなわち発話）は、発話信号生成器において、以下のステップで処理される。

40

第一に、発話信号が、複数の対応する帯域通過フィルタによって複数の周波数サブバンドにフィルタリングされる。

第二に、前記複数の周波数サブバンドは、振幅および/または周波数変調される。すなわち、各サブバンドが振幅および/または周波数変調される。これにより、発話信号の異なる周波数または振幅変調されたサブバンドが生成され、それが最終段階で組み合わせられて、前記音刺激を形成する。

【0052】

好ましい第一の代替では、本発明の周波数固有の実施形態は、

【数1】

50

$$s(t) = \sum_{i=1}^I h_{BPi} * [(1 + A_i \cos(2\pi f_{Ri}t))g(t)]$$

によって案出されることができる。ここで、 $g(t)$ は自然発生信号、好ましくは発話であり、 $h_{BPi}(t)$ は1個の帯域通過フィルタのインパルス応答であり、 $*$ は畳み込みを表わし、 $f_{Ri}$ は1個の異なる変調周波数であり、 $A_i$ は1個の変調深度である。

【0053】

第二の代替については、本発明の周波数固有の実施形態は、発話信号を1個のサブバンド  $g_i(t) = h_{BPi}(t) * g(t)$  に分離し、各サブバンドについて異なる反復レートで独立して振幅変調を課すこと、たとえば

【数2】

$$s(t) = \sum_{i=1}^I (1 + A_i \cos(2\pi f_{Ri}t))g_i(t)$$

によって案出されることができる。

【0054】

異なる変調パターンは、周波数領域において、周波数変調された発話信号  $S(f)$  に、より多くのサブバンドを追加することにより、または、たとえば  $0 < A < 1$  および  $N > 0$  であるとして、時間領域において異なる変調器関数、たとえば  $[1 + A \cdot \cos(2\pi f_{Ri}t)]^N$  を使うことによって、より浅いまたはより鋭いピークの変調パターンを生成することによって、生成されうることを注意しておくべきである。

【0055】

周波数サブバンドの周波数および/または振幅変調で処理した後に、生成された音刺激がもとの発話信号に十分に近いことを保証するために、振幅および/または周波数変調された刺激は、一組の所定の値に整列するように絶対値において調整される。これは、好ましくは、組み合わせられた刺激の各帯域通過フィルタリングされた成分のレベルを、上述の二つの代替についてそれぞれ下記のように調整することによって行なわれる。

【数3】

$$s(t) = \sum_{i=1}^I B_i h_{BPi} * [(1 + A_i \cos(2\pi f_{Ri}t))g(t)]$$

$$s(t) = \sum_{i=1}^I B_i (1 + A_i \cos(2\pi f_{Ri}t))g_i(t)$$

【0056】

ここで、値  $B_i$ 、 $i = 1, \dots, I$  は前述の一組の所定の値である。例として、図12は、国際標準化発話信号の長期1オクターブ・パワースペクトルおよび4帯域変調国際標準化発話信号の、二つの1オクターブ帯域スペクトルの間の整合を得るために、四つの成分帯域の各帯域の振幅  $B_i$ 、 $i = 1, \dots, 4$  を調整した後のものを示す。

【0057】

同様に、図示しないが、変調された修正された自然発生発話信号は、発話内容が実際の未修正の記録された発話信号に対応することを保証するよう、帯域パワーにおいて調整されてもよい。

【0058】

振幅変調された発話信号（ISTS信号など）の、既知の信号に対する利点は、補聴器の

10

20

30

40

50

分類アルゴリズムにとって決定的になる、発話の重要な特性を維持することである。補聴器における信号分類のために使われる発話の最も重要な特性の一つは変調パワーである。変調パワースペクトルは、信号のエンベロープを推定し、エンベロープのフーリエ変換をとることによって決定される。開示された方法が発話信号の変調パワー構造をどのように保存するかの例示として、図13および図14の例が提供される。図13および14は、もとのISTSおよび4帯域変調ISTSの両方について1/3オクターブ幅の周波数帯で計算された変調スペクトルを示す。後者については、ISTSは、500Hz、1kHz、2kHzおよび4kHzを中心とする4つの1オクターブ幅の周波数帯域にフィルタリングされ、各帯域はそれぞれ90.82Hz、97.66Hz、88.87Hzおよび92.77Hzで100%振幅変調された。図13および図14の結果は、もとのISTSと4帯域変調ISTSとの間の変調スペクトルに対するわずかな変化を示すだけである。もとの発話（または他の任意の搬送波信号）の音質は、振幅変調によって影響を受けるが、刺激は容易に認識される。

10

**【0059】**

刺激生成のさらなるステップにおいて、一つまたは複数のサブバンドが修正されずに残されてもよいことを注意しておくべきである。それにより、発話信号のより自然な音質が維持される。このように、処理ステップにおいて、前記複数のサブバンドのうちの一つまたは複数についての振幅および/または周波数変調率(modulation factor)は、前記各サブバンドを修正されないままにするよう、0に設定される。

**【0060】**

応答を検出すると、応答が検出される特定の周波数サブバンドが、ある実施形態では0に設定される(すなわちオフにされる)ことを注意しておくべきである。それにより、その応答が検出される特定の周波数帯が刺激から除去される。これは、音刺激における未検出の周波数サブバンドからのより強い寄与を許容し、潜在的には、残りの複数の周波数サブバンドについて、より速い検出レートを許容する。こうして、聴覚範囲全体を評価するためにすべての必要な反応が検出されるまで、刺激は子供の耳に呈示される。

20

**【0061】**

まとめると、本発明者らが、補聴器によって雑音とみなされないASSRを誘発する発話刺激を生成するために、たとえば変調された自然発生のおよび/または記録された発話信号を使うことによって、客観的な仕方で補聴器のパフォーマンスを有効確認する方法をもたらしたことは明らかであるはずである。

30

**【0062】**

使用される場所の「a」、「an」および「the」は、別段の明示の記載がない限り、複数をも含む(すなわち、「少なくとも一つの」という意味をもつ)ことが意図されている。用語「含む」、「有する」、「含んでいる」および/または「有している」は、本明細書で使用される場合、記載された特徴、整数、ステップ、動作、要素および/または構成要素の存在を特定するが、一つまたは複数の他の特徴、整数、ステップ、動作、要素、構成要素および/またはそれらのグループの存在または追加を排除しないことがさらに理解されるであろう。また、ある要素が別の要素に「接続」または「結合」されていると言われる場合、該他の要素に直接接続または結合されることができるが、別段の明示の記載がない限り、介在要素が存在していてもよいことが理解されるであろう。さらに、本明細書で使用される「接続される」または「結合される」は、無線で接続または結合されることを含みうる。本明細書中で使用される場所では、用語「および/または」は、関連付けられたリストされたアイテムの一つまたは複数の任意の、あらゆる組み合わせを含む。開示される方法のステップは、別段の明示の記載がない限り、本明細書に記載される厳密な順序に限定されるものではない。

40

**【0063】**

本明細書全体を通じて「一実施形態」または「ある実施形態」または「側面」または「...てもよい」または「...できる」として含まれる特徴への言及は、その実施形態に関連して記載される特定の特征、構造または特性が、開示の少なくとも一つの実施形態に含まれることを意味することを理解しておくべきである。さらに、特定の特征、構造または特性

50

は、本開示の一つまたは複数の実施形態において適宜組み合わせられてもよい。上記の記述は、当業者が本明細書に記載されるさまざまな側面を実施できるようにするために提供されている。これらの側面に対するさまざまな修正が当業者には容易に明白であり、本明細書で定義される一般的な原理は、他の側面に適用されうる。

【0064】

特許請求の範囲は、本明細書に示された側面に限定されることは意図されておらず、特許請求の範囲の言辞と整合する完全な範囲を与えられるべきであり、ここで、単数形での要素への言及は、そのように具体的に記載されない限り「一つでありかつ一つのみ」を意味することは意図されておらず、むしろ「一つまたは複数」を意味することが意図されている。別段の明示の記載がない限り、用語「いくつかの」は、一つまたは複数を用いる。

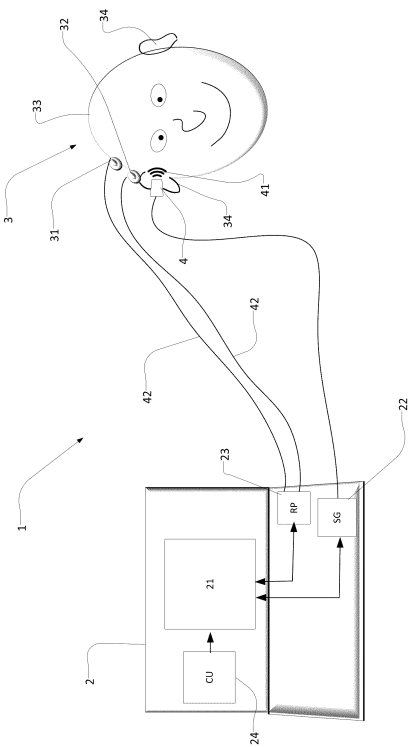
10

【0065】

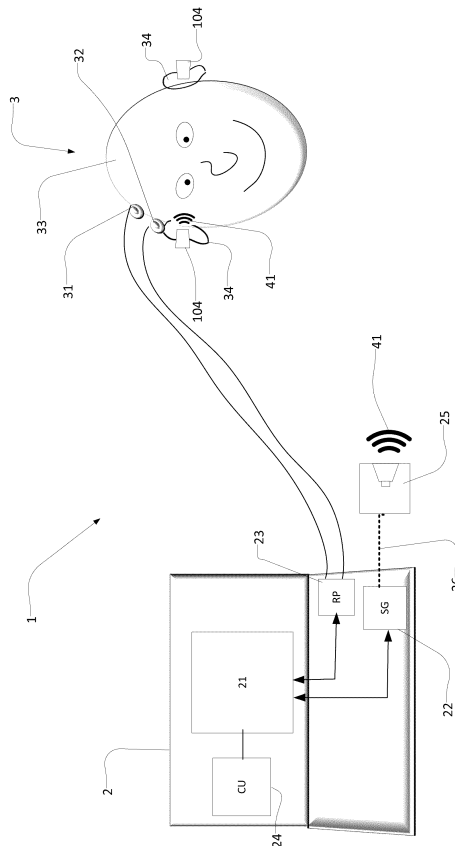
したがって、範囲は、付属の請求項に基づいて判断されるべきである。

【図面】

【図1】



【図2】



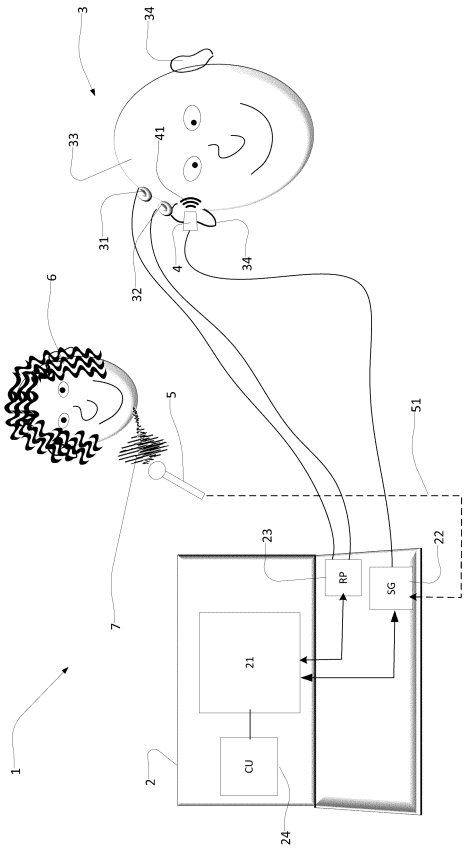
20

30

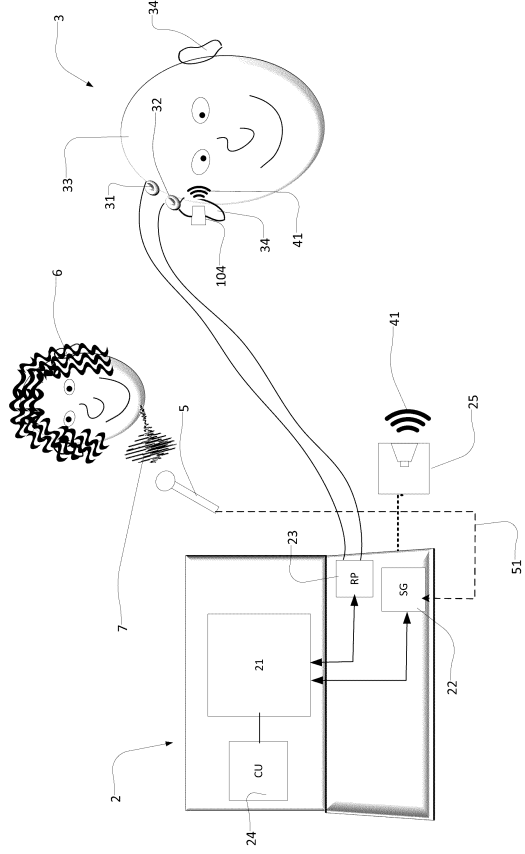
40

50

【 図 3 】



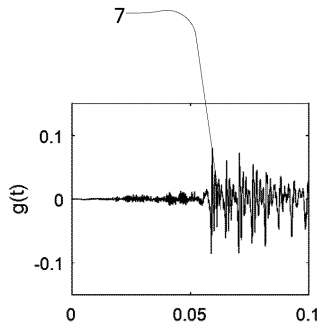
【 図 4 】



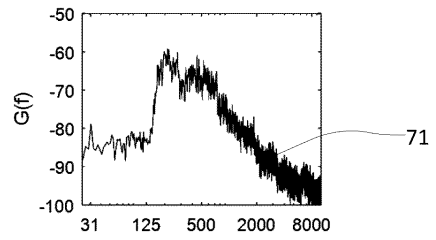
10

20

【 図 5 】



【 図 6 】

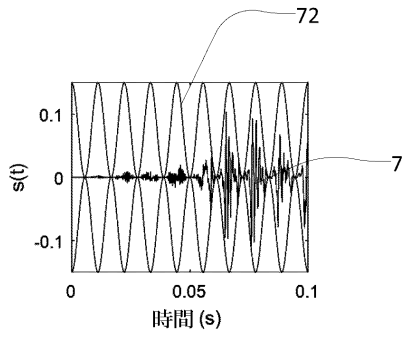


30

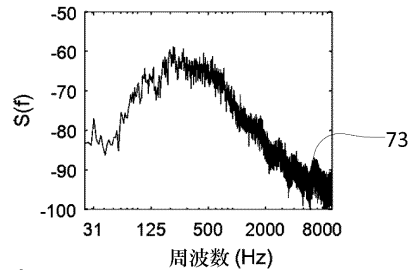
40

50

【 図 7 】

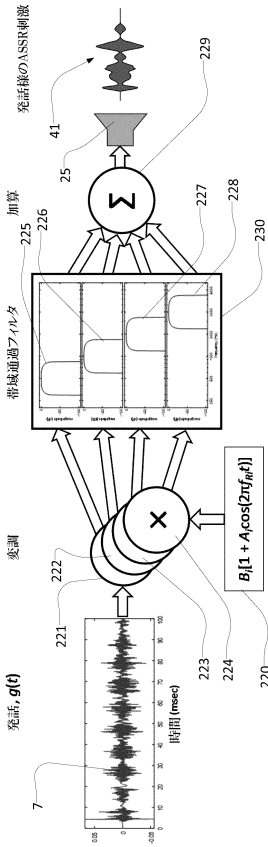


【 図 8 】

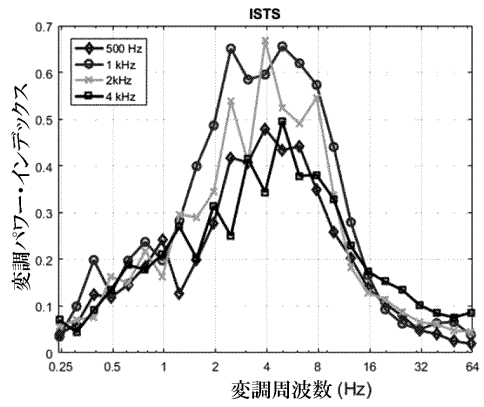


10

【 図 9 】



【 図 10 】



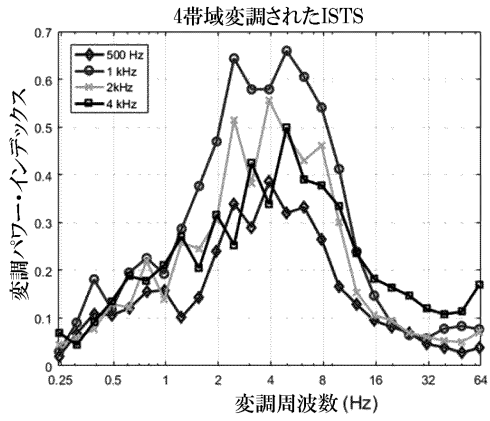
20

30

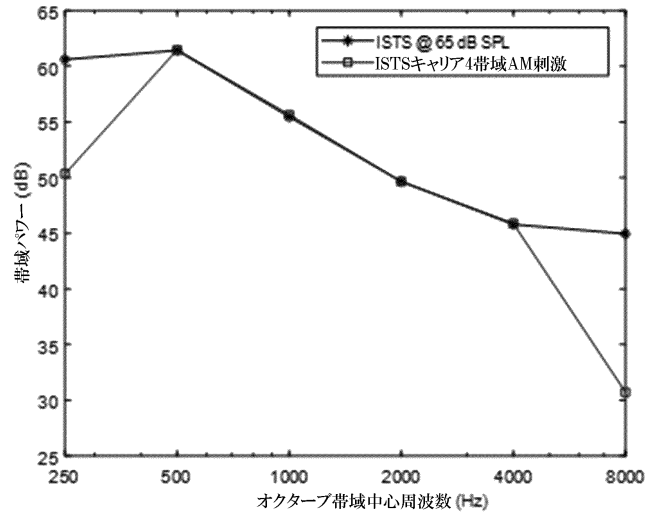
40

50

【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



10

20

30

40

50

【 外国語明細書 】

2023171663000017.pdf

---

フロントページの続き

デンマーク王国, 5 5 0 0 ミゼルフアート, アウディオメーター アレ 1, インターアコースティックス アー/エス内