

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5021577号
(P5021577)

(45) 発行日 平成24年9月12日 (2012.9.12)

(24) 登録日 平成24年6月22日 (2012.6.22)

| | | | | | |
|-------------------|------------------|------------|--|------|---|
| (51) Int.Cl. | | F I | | | |
| HO4R 25/00 | (2006.01) | HO4R 25/00 | | | N |
| HO4L 12/28 | (2006.01) | HO4L 12/28 | | 200M | |
| A61F 11/00 | (2006.01) | A61F 11/00 | | 300 | |

請求項の数 23 (全 12 頁)

| | |
|--|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2008-173843 (P2008-173843)</p> <p>(22) 出願日 平成20年7月2日 (2008.7.2)</p> <p>(65) 公開番号 特開2009-17557 (P2009-17557A)</p> <p>(43) 公開日 平成21年1月22日 (2009.1.22)</p> <p>審査請求日 平成20年7月2日 (2008.7.2)</p> <p>(31) 優先権主張番号 102007030745.6</p> <p>(32) 優先日 平成19年7月2日 (2007.7.2)</p> <p>(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)</p> <p>前置審査</p> | <p>(73) 特許権者 508199657</p> <p>シーメンス メディカル インストゥルメンツ プライベート リミテッド Siemens Medical Instruments Pte. Ltd. シンガポール国 シンガポール アヤーラジャール クレセント 06-08 ブロック 28 Block 28, Ayer Rajah Crescent No. 06-08, 139959 Singapore, Singapore</p> <p>(74) 代理人 100099483 弁理士 久野 琢也</p> |
|--|---|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチコンポーネント補聴器、マルチコンポーネント補聴器の補聴器部品およびマルチコンポーネント補聴器の駆動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の耳側または耳内に配置されて聴覚刺激の形成および/または増幅を行う第1の部品(1)と、該第1の部品へのデータ伝送のために少なくとも部分的および/または時間的に誘導式の無線通信コネクションを形成する少なくとも1つの第2の部品(2, 21)とを含むマルチコンポーネント補聴器において、

当該の補聴器内に含まれる少なくとも1つの障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を少なくとも、前記の誘導式の無線通信コネクションを介して行われるデータ伝送のあいだ所定の動作モードへ移行させる回路手段(6, 15, 26)が設けられており、当該の所定の動作モードでは少なくとも1つの障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機(3, 4, 23, 41)へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力される、

ことを特徴とするマルチコンポーネント補聴器。

【請求項 2】

補聴器の所定の部品から他の部品へデータを伝送しているあいだ、少なくとも1つの障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)の動作モードをイベント制御によって変更する回路手段(6, 15)が設けられている、請求項1記載の補聴器。

【請求項 3】

補聴器の所定の部品から他の部品へデータを伝送しているあいだ、少なくとも1つの障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)の動作モードを時間制御によ

て変更する回路手段(6, 20, 26, 40)が設けられている、請求項1または2記載の補聴器。

【請求項4】

患者の耳側または耳内に配置されて聴覚刺激の形成および/または増幅を行う2つの部品(1, 21)が設けられており、該2つの部品は両耳補聴器として機能し、該2つの部品間で無線のデータ交換を行う回路手段(3, 23)が設けられている、請求項1から3までのいずれか1項記載の補聴器。

【請求項5】

当該の補聴器内に含まれる複数の障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を少なくとも部品間でのデータ伝送のあいだ所定の動作モードへ移行させる回路手段(6, 15, 26)が設けられており、当該の所定の動作モードでは障害信号がデータ伝送に關与する受信機(3, 4, 23, 41)へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力される、請求項1から4までのいずれか1項記載の補聴器。

10

【請求項6】

データ伝送のあいだ補聴器に含まれる障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を前記所定の動作モードへ移行させる前記回路手段(6, 15, 26)は障害源の遮断手段を含む、請求項1から5までのいずれか1項記載の補聴器。

【請求項7】

データ伝送のあいだ補聴器に含まれる障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を前記所定の動作モードへ移行させる前記回路手段(6, 15, 26)は、障害源として作用するクロック制御される素子のクロックの変更手段および/または障害源へ供給される電力の変更手段および/または障害スペクトルを含む障害源に対する他の制御手段を含む、請求項1から6までのいずれか1項記載の補聴器。

20

【請求項8】

データ伝送のあいだ補聴器に含まれる障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を前記所定の動作モードへ移行させる前記回路手段は、当該の補聴器に含まれるスイッチングレギュレータ、ディスプレイ、クロック制御される回路または補聴器イヤホンの動作モードの遮断手段および/または動作モードの変更手段を含む、請求項1から7までのいずれか1項記載の補聴器。

【請求項9】

遮断された障害源の機能損失を少なくとも短時間補償する回路手段が設けられている、請求項1から8までのいずれか1項記載の補聴器。

30

【請求項10】

前記遮断された障害源の機能損失を補償する回路手段は複数のコンデンサを含む、請求項9記載の補聴器。

【請求項11】

患者の耳側または耳内に配置されて聴覚刺激の形成および/または増幅を行う少なくとも1つの第1の部品(1)と、リモートコントローラまたはプログラミング装置の形態の少なくとも1つの第2の部品(2)とが設けられており、該2つの部品間に無線通信コネクションが形成される、請求項1から10までのいずれか1項記載の補聴器。

40

【請求項12】

少なくとも部分的および/または時間的に補聴器のいずれかの要素との誘導式の無線通信コネクションを形成する

マルチコンポーネント補聴器の補聴器部品において、

補聴器内に含まれる複数の障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)を少なくとも、前記の誘導式の無線通信コネクションを介して行われるデータ伝送のあいだ所定の動作モードへ移行させる回路手段(6, 15, 26)が設けられており、当該の動作モードでは少なくとも1つの障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力される手段である

ことを特徴とする補聴器部品。

50

【請求項 13】

データ伝送のあいだ、少なくとも1つの障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)の動作モードをイベント制御によって変更する回路手段(6, 15)が設けられている、請求項12記載の補聴器部品。

【請求項 14】

データ伝送のあいだ、少なくとも1つの障害源(8~10, 13, 17~19, 28~30, 33)の動作モードを時間制御によって変更する回路手段(6, 20, 26, 40)が設けられている、請求項12または13記載の補聴器部品。

【請求項 15】

当該の補聴器部品は、患者の耳側または耳内に配置され聴覚刺激の形成および/または増幅を行う部品(1)である、請求項12から14までのいずれか1項記載の補聴器部品。

10

【請求項 16】

当該の補聴器部品はマルチコンポーネント補聴器のリモートコントローラまたはプログラミング装置である、請求項12から14までのいずれか1項記載の補聴器部品。

【請求項 17】

各部品間で無線データ伝送を行う、請求項1記載のマルチコンポーネント補聴器の駆動方法において、

当該の補聴器内に含まれる少なくとも1つの障害源を少なくともデータ伝送のあいだ所定の動作モードへ移行させ、ここで当該の所定の動作モードでは少なくとも1つの障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力され、

20

補聴器の部品間に無線通信コネクションを形成する手段は誘導性の通信コネクションを形成する手段である

ことを特徴とするマルチコンポーネント補聴器の駆動方法。

【請求項 18】

イベント制御によって当該の補聴器の1つの部品からデータ伝送の問い合わせを送信することにより、当該の補聴器内に含まれる少なくとも1つの障害源をデータ伝送のあいだ前記所定の動作モードへ移行させ、少なくとも1つの障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力されるようにする、請求項17記載の方法。

30

【請求項 19】

時間制御によって当該の補聴器内に含まれる少なくとも1つの障害源をデータ伝送のあいだ前記所定の動作モードへ移行させ、少なくとも1つの障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力されるようにする、請求項17または18記載の方法。

【請求項 20】

当該の補聴器内に含まれる複数の障害源を各部品間でのデータ伝送のあいだ前記所定の動作モードへ移行させ、前記複数の障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力されるようにする、請求項17から19までのいずれか1項記載の方法。

40

【請求項 21】

当該の補聴器に含まれる少なくとも1つの障害源を少なくともデータ伝送のあいだ遮断する、請求項17から20までのいずれか1項記載の方法。

【請求項 22】

クロックの変更および/または障害源へ供給される電力の変更および/またはその他の障害スペクトルの制御により、当該の補聴器内に含まれる少なくとも1つの障害源を少なくともデータ伝送のあいだ前記所定の動作モードへ移行させ、該障害源による障害信号がデータ伝送に關与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力されるようにする、請求項17から21までのいずれか1項記載の方法。

50

【請求項 23】

当該の補聴器の部品間のデータ伝送を誘導式で行う、請求項 17 から 22 までのいずれか 1 項記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はマルチコンポーネント補聴器およびマルチコンポーネント補聴器の駆動方法に関する。本発明は特に補聴器の部品間でのデータ伝送に関する。

【背景技術】

【0002】

補聴器は、第一に、聴取に難を有する患者ができるかぎり自然な聴覚を得られるよう、一般に医学的な聴覚器官の機能障害を補償するために用いられる。ここで、他の医学的補助手段と同様に、補聴器もその着用者（ユーザ）に不便をかけずにその機能を満足できるようになっていなければならない。着用者の被る不利益として、まず、補聴器の重量が不適當であったり、補聴器を着用することによって運動が制限されたりすることが挙げられる。また、顔または頭部の近傍に配される医学的補助手段であるから、外観的な点も特に重要である。これは特に、補聴器を着用した患者が周囲に対して補聴器による聴覚障害の補償を隠しておきたい場合に浮かび上がる問題である。

【0003】

前述した種々の要求から、少なくとも耳の近傍に着用される補聴器部品について、重量およびかさの低減が目指されてきた。しかし、補聴器部品のサイズ低減にはこんにちの補聴器の高い複雑性および高い機能性から限界があり、そのために補聴器は複数の部品（コンポーネント）へ分割されるようになってきている。ここで補聴器の個々の機能は付加装置または耳に着用される部品から独立した他の部品に搭載される。搭載された機能を利用するには、患者の耳に配置される部品とその他の場所に分離して配置できる部品とのあいだで少なくとも部分的に通信を行う必要がある。特に、こんにちの補聴器に課される快適性への要求から、補聴器の個々の部品間の通信はふつう無線で行われる。このことは、耳側または耳内に配置される複数の部品を含み、これら複数の部品が通信コネクションを利用している補聴器についても当てはまる。

【0004】

独国公開第 102004047759 号明細書には、困難な状況すなわち障害信号を有する環境において有効信号の伝送および増幅を改善する補聴器が記載されている。ここでは、第 1 の補聴器着用者の着用している第 1 の補聴器と第 2 の補聴器着用者の着用している第 2 の補聴器とのあいだで信号を伝送することが提案されている。伝送される信号は散乱パラメータ、音場特性値またはオーディオ信号を含んでいる。また、第 1 の補聴器と第 2 の補聴器とのあいだの信号伝送を別の補聴器着用者の着用している少なくとも 1 つの第 3 の補聴器を介して行うこともできる。この場合には第 3 の補聴器が中継局の機能を果たすのである。

【0005】

本発明で云う補聴器とは、患者の耳側または耳内に配置される少なくとも 1 つの部品のほか、当該の部品と少なくとも部分的および/または時間的に通信を行う部品を含むマルチコンポーネントの補聴器システムであると理解されたい。後者の部品は患者の耳から独立に配置することもできるし、両耳装置として患者の耳側または耳内に配置される別の部品を含むこともできる。この意味では、補聴器の各部品は、音響技術者のもとでのフィッティングの際に、適切なプログラミング装置を用いてそれぞれの着用者の個人的要求に適合される。また、患者自身または他の人員が音響技術者から独立に補聴器の所定のパラメータを適合化ないし調整するための付加装置を設けてもよい。

【0006】

無線通信のコンセプトを採用すると、誘導性結合によりエネルギーを供給することのできるシステムをのぞき、マルチコンポーネント補聴器の各部品に固有のエネルギー源を設けな

10

20

30

40

50

ければならないことになる。患者の耳側または耳内に直接に着用される部品については、冒頭に述べた要求から、エネルギーもできるかぎり小さく軽くなくてはならないが、その一方で、補聴器の機能を長時間にわたって保証して頻繁にメンテナンスを導入しなくて済むようにするために、十分なエネルギー容量が準備されるべきである。このため、補聴器、特に少なくとも耳側または耳内に直接に着用される部品はふつうエネルギー消費がきわめて小さくなるように構成される。このことは、医学的補助手段としての機能の維持、ならびに、個々の補聴器部品間での通信の実現についても云える。こうした通信に対しては、マルチコンポーネント補聴器の個々の部品間での誘導性の無線データ伝送の規格が確立されている。

【 0 0 0 7 】

耳の近傍に着用される部品から適切な受信機を備えた機器（例えば中継局、プログラミング装置またはリモートコントローラの形態の付加装置）へ誘導的にデータを無線伝送する際には、通常使用されるバッテリーの容量、電圧およびピーク電流耐性が小さいため、耳の近傍に着用される部品の最大送信出力がきわめて制限されるという問題が発生する。このため送信機の到達範囲も相応に小さい。特にこんにち慣用されている誘導性のシステムでは、通常使用されている近接領域において、送信機からの距離に応じて電界強度が大幅に低下することが重大な問題である。したがって、公知の誘導性システムでは、耳の近傍に着用される部品から受信機までの距離は約 30 cm となるように構成されている。受信機での有効信号のレベルが小さいため、きわめて電力の乏しい障害源でさえ伝送品質に大きく影響し、伝送されるデータの識別を阻害してしまう。

【 0 0 0 8 】

しかも、補聴器の主要な部品およびデータ受信のために構成された付加装置は構造に起因して電磁放出を発生し、誘導性システムの伝送区間の直接近傍に存在する個々の部品間でデータを伝送する場合、当該の電磁放出が障害源として作用する。特に、アクティブとなっている受信機およびアクティブとなっている受信コイルの近傍ではこれが顕著である。こうした障害源は、例えば、クロック制御される電圧制御回路のインダクタンス、あるいは、クロック制御される全ての電子回路に対する給電線路および出力線路である。こうした電子回路として例えばディスプレイの制御回路が挙げられる。ディスプレイを備えた機器は全体として強いエミッタンスを発生させる。したがって、本来の補聴器すなわち耳の近傍に着用される部品においては補聴器のイヤホンそのものが障害源となりうる。

【 0 0 0 9 】

ここで、障害源として作用する素子群を遮蔽することが知られている。障害磁場を効果的に遮蔽するには、 μ メタルボックスなどの大面積の素子を使用する必要がある。しかし、耳側または耳内に着用される部品にはそのような素子を配置できるスペースは存在しないし、重量の点から見ても受け入れられない。

【 0 0 1 0 】

また、受信コイルから障害源として作用する素子群、特に耳側または耳内に着用される部品までの距離については、十分に大きくすることはできない。耳の直接近傍に着用されない付加装置においても種々の機能を最小寸法の装置に高度に集積する傾向にあり、使用される素子群の体積や素子相互の距離をできるかぎり小さくしなければならない。

【 0 0 1 1 】

補聴器の各部品における送信コイル、受信コイルおよび全ての障害源の局所的配置が固定であって、少なくともデータ伝送のあいだ既知となっているとすると、受信コイルを基本的に障害場の最小値の予測される箇所に配置することができる。例えば制御すべきコイルおよび/または障害場を直交に配向することが知られている。また、定義された対向場を形成することにより局所的に障害場を補償することも知られている。しかしこのようにすると構成される機器のサイズの低減ひいては設計の自由度が大幅に制限される。

【特許文献 1】独国公開第 1 0 2 0 0 4 0 4 7 7 5 9 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

本発明の課題は、マルチコンポーネント補聴器の個々の部品間で確実にデータ伝送を行い、その際に従来技術の欠点を回避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】

【 0 0 1 3 】

この課題は、請求項 1 記載の特徴を有するマルチコンポーネント補聴器および請求項 1 3 記載の特徴を有するマルチコンポーネント補聴器の補聴器部品により解決される。請求項 2 ~ 1 2 には本発明のマルチコンポーネント補聴器の有利な実施形態が示されている。請求項 1 4 ~ 1 7 には本発明の補聴器部品の有利な実施形態が示されている。課題はまた、請求項 1 8 記載の特徴を有するマルチコンポーネント補聴器の駆動方法により解決される。請求項 1 9 ~ 2 4 には本発明のマルチコンポーネント補聴器の駆動方法の有利な実施形態が示されている。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

本発明は、少なくともデータ伝送のあいだ、識別された障害源を、所定の動作モードすなわち障害信号がデータ伝送に関与する 1 つまたは複数の受信機へ通常動作モードに比べて減衰された状態で入力される動作モードへ移行させるというコンセプトに基づいている。障害源の動作モードの変更とは、障害源の短時間の遮断を含むが、障害源の送信特性を変更するのみにとどめ、データ伝送のあいだ障害源として作用する素子の機能を保持してもよい。こうした変更は、障害源に供給される電力の低減または障害スペクトルの変更による障害電力の低減を含む。このことはクロック制御される素子においてはクロックの変更に関連する。

20

【 0 0 1 5 】

補聴器の部品間での無線データ伝送、特に誘導性データ伝送のための典型的な方法は、本発明においては、少なくとも 1 つの送信機の動作時点が正確に既知となるように適合化される。当該の時点で少なくとも 1 つの障害源が前述した動作モードへ移行され、これにより送信信号の受信およびデータ伝送が容易となる。

【 0 0 1 6 】

本発明による最小限の構成のマルチコンポーネント補聴器は次のようなものである。患者の耳側または耳内に配置されて聴覚刺激の形成および/または増幅を行う少なくとも 1 つの第 1 の部品と、この第 1 の部品へのデータ伝送のために少なくとも部分的および/または時間的に無線通信コネク션을形成する少なくとも 1 つの第 2 の部品とを含むマルチコンポーネント補聴器において、当該の補聴器内に含まれる少なくとも 1 つの障害源を少なくともデータ伝送のあいだ所定の動作モードへ移行させる回路手段が設けられており、当該の所定の動作モードでは少なくとも 1 つの障害源による障害信号がデータ伝送に関与する受信機へ通常動作モードに比べて少なくとも減衰されて入力されることが特徴とされる。

30

【 0 0 1 7 】

障害源の遮断ないし障害電力の低減または障害スペクトルの操作により、正確に定義された時点で、一時的にはあるが、補聴器の受信側部品（例えば付加装置）の受信状況が大幅に改善される。その際に、障害源の動作モードの変更が短い時間のみであれば、通常動作モードにおける個々の部品の出力はほとんど損なわれず、補聴器の通常動作モードからの偏差は知覚されない。

40

【 0 0 1 8 】

所定のケースでは、障害源の動作モードの変更によって、補聴器の通常動作モードからの偏差が知覚可能な閾値を上回ることがある。ただし例えば、補聴器の耳近傍に着用される部品から付加装置へのデータ伝送は補聴器のふつうの適用分野ではきわめてまれにしか発生しないケースであり、プログラマによる調整において補聴器データが読み出されるときまたはリモートコントローラによるステータスの問い合わせが行われるときなどのみであるので、これに関連して知覚される出力制限は許容可能である。このように、短時間の

50

補聴器イヤホンの遮断または付加装置のディスプレイユニットの遮断は障害作用をほとんど有さない。

【0019】

有利には、遮断された障害源の機能損失を少なくとも短時間だけ補償する手段が設けられる。例えば、スイッチングレギュレータにおいて、充分な大きさに設計された支持コンデンサにより中止時間における橋絡が行われる。

【0020】

有利には、補聴器のうち、無線通信コネクションが存在しているあいだ受信機の近傍に位置する全ての部品間でのデータ伝送において、識別された障害源の動作モードの変更ないし識別された障害源の遮断が行われる。受信側部品および送信側部品の双方で障害源の動作モードを遮断ないし変更することにより、送信機と受信機とのあいだの距離が小さい場合に近接領域で発生する受信障害も、受信側部品に作用する受信機内での干渉も、低減または排除できる。こうして、構造に起因して個々の部品間にきわめて小さな距離しか存在しない場合のデータ伝送においても、障害が効果的に回避される。

【実施例】

【0021】

本発明を実施例に則して詳細に説明する。

【0022】

図1には2つの部品から成る本発明の補聴器の基本回路図が示されている。補聴器の2つの部品とは、患者の耳に着用される音圧増幅のための補聴器部品1、ならびに、この補聴器部品1の個々の音響パラメータを調整する付加装置2である。音響パラメータの調整は例えば患者自身がリモートコントローラを用いて行うことができる。図示されていない選択手段として、付加装置は補聴器の調整を行う音響技術者用のプログラミング装置であってもよい。

【0023】

調整を行うために、補聴器部品1と付加装置2とのあいだのデータ伝送の通信が必要となる。データ伝送のあいだ、付加装置2は耳に着用される補聴器部品1の近傍、特に補聴器部品1に存在するデータ伝送手段の到達範囲内に位置するように配置される。有利にはデータ伝送は誘導性データ伝送区間を介して無線により行われる。このために、耳に着用される補聴器部品1と付加装置2とに、送受信機として利用されるコイル3, 4が少なくとも1つずつ設けられる。耳に着用される補聴器部品1はさらに受信素子群5, 制御ユニット6および送信素子群7を含む。受信のときには、コイル3に到来する信号はまず受信素子群5へ供給され、そこで相応に処理され、利用可能な出力信号の形態で制御ユニット6へ供給される。制御ユニット6では種々の形態の信号処理が行われる。これにより受信信号は補聴器の機能にとって有効な形態で利用できるようになる。また、制御ユニット6は識別された個々の障害源8~10の動作モードを変更する手段を有する。こうした障害源として、特に、スイッチングレギュレータなどのクロック制御される部品または高周波数領域の放射を発生する傾向にある他の素子が挙げられる。これらの部品は補聴器の音響伝送区間を直接に構成する素子である。音響伝送区間は、主として、マイクロフォン11, 増幅器12および着用者の耳に配置される形態のスピーカ13を含む。スピーカ13も同様に障害源として作用する。障害源の識別は、素子の仕様に基づいて、または、補聴器の設計製造の際の相応の測定によって行われる。付加装置2は受信素子群14, 制御ユニット15, 送信素子群16および他の障害源17~19を含む。特に障害源19はディスプレイである。

【0024】

図示の補聴器は、補聴器部品1内のコイル3が送信機として動作している時点が付加装置2において正確に既知となるように構成されている。このために通信プロトコルは補聴器部品1がつねに付加装置2からの問い合わせに応じてしかデータを送信せず、自律的に伝送を開始することがないように定められている。付加装置2は補聴器部品1へ所望のデータを伝送せよという要求の形態の問い合わせを送信する。この付加装置2には給電部が

10

20

30

40

50

ら相応の高さの送信電力が供給される。付加装置 2 の送信素子群 16 の送信電力が高いことにより、補聴器部品 1 内の障害源 8 ~ 10, 13 および付加装置 2 内の障害源 17 ~ 19 が変わらずに駆動されていても、当該の要求が補聴器部品 1 によって確実に識別されることが保証される。問い合わせと同時に、制御ユニット 6, 15 は障害源 8 ~ 10, 13, 17 ~ 19 の動作モードの変更（この実施例では遮断）をトリガする。補聴器部品 1 から付加装置 2 へデータを伝送しているあいだ、送信側の補聴器部品 1 においても受信側の付加装置 2 においても、データの送受信に直接必要ない全ての障害源 8 ~ 10, 13, 17 ~ 19 が、データ伝送の期間、例えば 50 ms にわたって、遮断される。補聴器部品 1 は専ら付加装置 2 からのデータ送信の要求に応答するのみである。このようにして、障害源 8 ~ 10, 13, 17 ~ 19 についてイベント制御式の動作モードの変更が確実に行われ、補聴器の部品 1, 2 間でのデータ伝送のあいだ障害影響が低減される。

10

【0025】

これに代えて、適当な障害源を遮断するのではなく、短時間だけ所定の動作状態へ移行させることもできる。この動作状態では、場合によってはエネルギー的に不利となりうるが、受信機にとって臨界的とならない周波数領域の障害放射を発生するバッテリー駆動の補聴器部品 1 のエネルギー消費を短時間だけ増大する。また、通信コネクシオンの品質が改善され、付加装置 2 が補聴器部品 1 へデータを伝送する場合、障害源 8 ~ 10, 13, 17 ~ 19 が障害の少ない動作状態へ移行される。

【0026】

本発明を適用するには、少なくとも 1 つの障害源を、通常動作モードに比べて障害信号が減衰された状態でデータ伝送に関与する受信機へ入力される動作モードへ移行させれば充分である。これは、データ伝送のあいだ、前述の個々の障害源が臨界的な障害を有効信号から区別することが困難な障害信号の形態で送信する場合に行われる。有利には、データ伝送に関与する受信機の到達範囲内で識別された全ての障害源が当該の動作モードへ移行される。

20

【0027】

図 2 には本発明のデータ伝送部を備えた両耳補聴器の基本回路図が示されている。両耳補聴器は音圧増幅のための 2 つの個別の補聴器部品 1, 21 を有しており、これらの部品はそれぞれ補聴器着用者の耳に着用される。各補聴器部品のあいだでデータ交換のために通信が形成される。これは、一方では規則的に行うべきパラメータ補償およびステータス問い合わせの必要性から、他方では所定の補聴器機能を実現するために相互に距離を置いて配置された少なくとも 2 つのマイクロフォンの共同作用が必要となるという物理的条件から生じる。この種の補聴器部品間での通信はふつう外部の付加装置によるパラメータ設定よりも短い時間間隔で行われる。音圧増幅のために 2 つの独立した補聴器部品が存在する場合、これらには一般に対称に構成されてそれぞれ個別のエネルギー供給部が設けられている。つまり各補聴器部品には制限された容量の小さなバッテリーのみが設けられる。この場合、補聴器部品の一方に通信タスクが割り当てられ、他方の補聴器部品よりも著しく高いエネルギー消費が生じるというのは不都合である。なぜなら、このようにすると一方の補聴器部品のバッテリーが早期に枯渇し、本発明の目指す目的に矛盾するからである。

30

【0028】

このため、本発明の両耳補聴器には個々の補聴器部品内に対称に通信手段が配置されている。つまり、各補聴器部品 1, 21 に同じ通信コネクシオンの維持手段ないし形成手段がデータ交換のために設けられている。この通信コネクシオンの維持手段の動作に必要な通信プロトコルも各部品に対称に構成されている。各補聴器部品 1, 21 には送受信機として利用されるコイル 3, 23 が設けられている。補聴器部品 1, 21 はさらに受信素子群 5, 25, 制御ユニット 6, 26 および送信素子群 7, 27 を含む。個々の素子群の結合の形態は前述した実施例と同様に行われる。また、制御ユニット 6, 26 は識別された個々の障害源 8 ~ 10, 28 ~ 30 の動作モードを変更する手段を有する。各補聴器部品 1, 21 はさらに、マイクロフォン 11, 31, 増幅器 12, 32 および音圧形成出力ユニットとしてのスピーカ 13, 33 を備えた音響伝送区間を含む。

40

50

【 0 0 2 9 】

図2の補聴器においても、通信プロトコルは、一方の補聴器部品内のコイルが送信機として動作している時点が他方の補聴器部品に正確に既知となるように構成されている。ただし、前述した実施例とは異なり、同期は、問い合わせおよび応答によるイベント制御によってではなく、時間制御によって行われる。このために、制御ユニット6, 26には付加的に時間情報の形成手段、例えばタイマ回路20, 40が設けられる。この手段は少なくとも規則的な間隔で時間信号を制御ユニット6, 26へ伝達する。制御装置6, 26へ伝達される時間信号によって相応に同期を取れば、2つの補聴器部品1, 21で正確に同時に種々のデータ伝送のための通信コネクションが形成される。ここで、通信コネクションが存在している期間においては、本発明の方法により、既知の障害源8~10, 13, 28~30, 33の動作モードの変更が行われる。これにより、障害源8~10, 13, 28~30, 33はデータ伝送に関与する受信機への障害信号の入力が減衰される動作モードへ移行する。したがって、2つの補聴器部品1, 21間での通信は障害影響なしに行われる。つまり、送信電力が小さくても、伝送すべきデータの伝送について高い確実性が得られる。

10

【 0 0 3 0 】

図3にはデータ通信に適した付加装置を備えた本発明の両耳補聴器の基本回路図が示されている。図3の実施例では前述した2つの実施例の利点が統合されている。すなわち、当該の補聴器は一方では補聴器着用者の耳に配置される2つの個別の補聴器部品1, 21を含み、他方では補聴器部品21との通信コネクションを形成する付加装置2を含む。2つの補聴器部品1, 21間の通信コネクションは時間に依存して周期的に形成される。また時間に依存して、識別された障害源8~10, 13, 28~30, 33の動作モードの変更も行われる。付加装置2と補聴器部品21とのあいだの通信は、問い合わせおよび応答によるイベント制御によって行われる。ここで、少なくとも問い合わせはつねに付加装置2から送出され、高い送信電力で伝達される。またイベント制御での問い合わせにより、識別された障害源17~19, 28~30, 33の動作モードの変更も行われる。

20

【 0 0 3 1 】

補聴器のうち問い合わせを行う部品が主として付加装置2であるならば、通信コネクションの開始は高い送信電力で伝達される問い合わせによって行うのが有利である。付加装置2には十分なエネルギー貯蔵量が設けられているし、通信コネクションの形成は規則的かつきわめて頻繁に行わなければならないわけではないからである。

30

【 0 0 3 2 】

通信コネクションの形成をきわめて頻繁に、しかも規則的に行わなければならない場合には、通信コネクションの形成と同時に関連する障害源の動作モードを変更すると有利である。多くのエネルギーを消費する問い合わせ信号の送信は通信を行う補聴器部品1, 21のエネルギーのハウスキーピングに対して大きな負荷をかけるからである。

【 0 0 3 3 】

図示の実施例では、補聴器部品21には付加的な送受信コイル41が設けられ、この送受信コイルを介して付加装置2との通信が行われる。図示されていない別の実施例として、付加装置2と耳の近傍に着用される補聴器部品1とのあいだの通信を同一のコイル23を介して実現してもよい。また、耳の近傍に配置される2つの補聴器部品1, 21に外部の付加装置2との通信コネクションを形成する通信形成手段を設けてもよい。これにより付加装置2に例えばリモートコントローラまたはプログラミング装置を介して直接にアクセスすることができる。このようにして補聴器部品1, 21を直接に補聴器着用者の要求に適合させることができ、その際にも補聴器部品1, 21間の通信コネクションを介してパラメータを伝送する必要がない。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 2つの部品から成る本発明の補聴器の基本回路図である。

【 図 2 】 データ伝送手段を備えた両耳補聴器の基本回路図である。

50

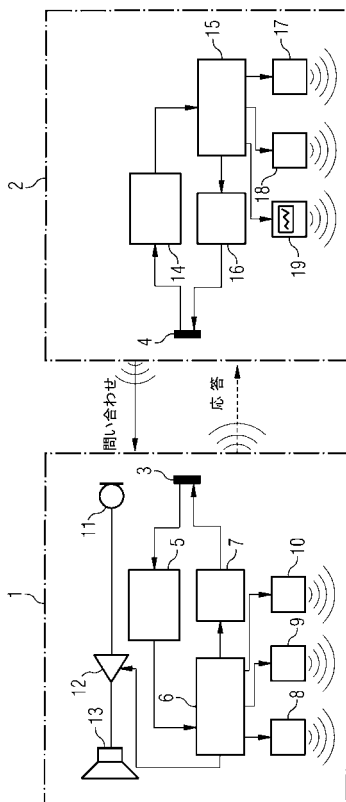
【図3】データ通信に適した付加装置を備えた両耳補聴器の基本回路図である。

【符号の説明】

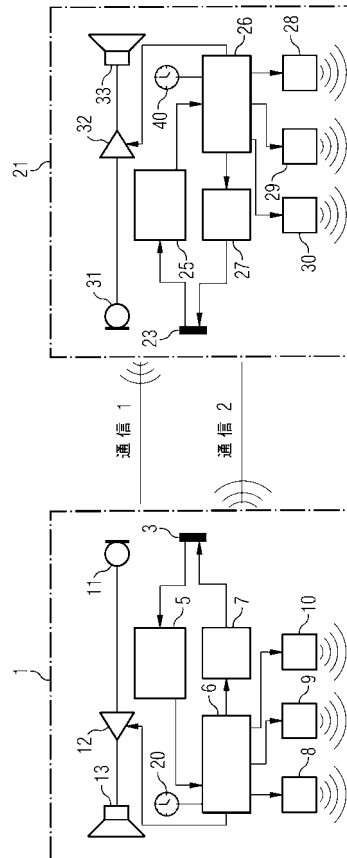
【0035】

1, 21 補聴器部品、 2 付加装置、 3, 4, 23 コイル、 5, 14, 25 受信素子群、 6, 15, 26 制御ユニット、 7, 16, 27 送信素子群、 8 ~ 10, 13, 17 ~ 19, 28 ~ 30, 33 障害源、 11, 31 マイクロフォン、 12, 32 増幅器

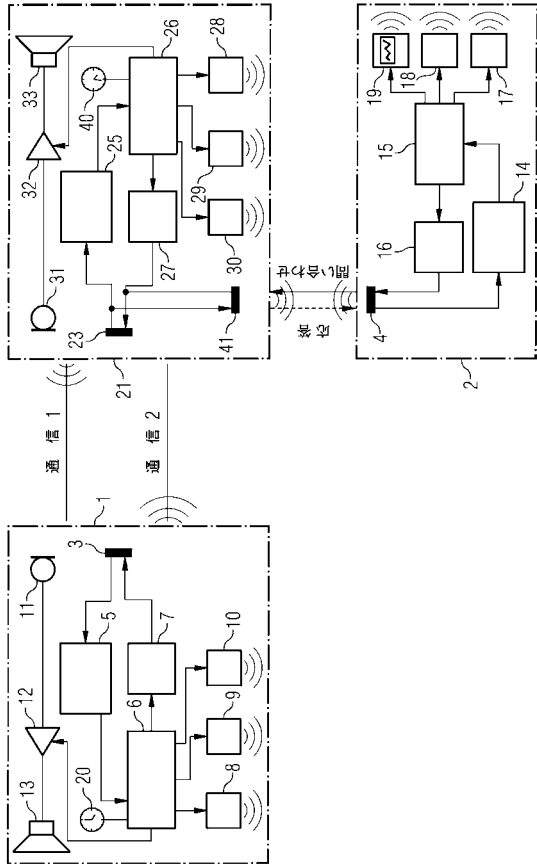
【図1】



【図2】



【図 3】



フロントページの続き

- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス=ラインハルト
- (72)発明者 ミハイル ボグスラフスキー
ドイツ連邦共和国 コーブルク オイベンシュトラッセ 44アー
- (72)発明者 フォルカー ゲブハルト
ドイツ連邦共和国 ノインキルヒェン アム ブラント アム オクセンアンガー 12
- (72)発明者 ゴットフリート リュッケール
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ディートリヒシュトラッセ 9

審査官 吉 澤 雅博

- (56)参考文献 特表2004-535082(JP,A)
特開2004-242315(JP,A)
特開平08-275297(JP,A)
特開2007-088787(JP,A)
特開平07-015390(JP,A)
特開平06-214682(JP,A)
特開2006-217063(JP,A)
特開平06-083616(JP,A)
特表2004-519317(JP,A)
実開昭63-031700(JP,U)
特開2006-105630(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R 25/00
A61F 11/00
H04L 12/28