

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6482117号
(P6482117)

(45) 発行日 平成31年3月13日(2019. 3. 13)

(24) 登録日 平成31年2月22日(2019. 2. 22)

(51) Int. Cl.

H04R 25/00

(2006.01)

F I

H04R 25/00

L

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2015-27305 (P2015-27305)
 (22) 出願日 平成27年2月16日(2015. 2. 16)
 (65) 公開番号 特開2016-152433 (P2016-152433A)
 (43) 公開日 平成28年8月22日(2016. 8. 22)
 審査請求日 平成29年12月22日(2017. 12. 22)

(73) 特許権者 504145283
 国立大学法人 和歌山大学
 和歌山県和歌山市栄谷930番地
 (74) 代理人 110000280
 特許業務法人サンクレスト国際特許事務所
 (72) 発明者 入野 俊夫
 和歌山県和歌山市栄谷930番地 国立大
 学法人和歌山大学内
 (72) 発明者 河原 英紀
 和歌山県和歌山市栄谷930番地 国立大
 学法人和歌山大学内

審査官 渡邊 正宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号処理装置及び方法並びに補聴特性の調整方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

信号処理装置であって、

各時点のフィルタ特性が変化する時変フィルタを生成し、生成された時変フィルタを用いて、時間的に変化する音信号である入力信号から出力信号を得る処理部を備え、

前記処理部は、第1聴者の圧縮特性が反映された第1聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第1聴覚的スペクトログラムと、第2聴者の圧縮特性が反映された第2聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第2聴覚的スペクトログラムと、の各時点の差分に基づいて、各時点の前記時変フィルタを生成するよう構成されている

信号処理装置。

【請求項 2】

第1聴者は、健聴者及び難聴者のうちのいずれか一方の聴者であり、

第2聴者は、健聴者及び難聴者のうちの他方の聴者である

請求項1記載の信号処理装置。

【請求項 3】

前記時変フィルタは、模擬難聴信号を生成する信号処理のためのフィルタである

請求項2記載の信号処理装置。

【請求項 4】

前記時変フィルタは、補聴信号を生成する信号処理のためのフィルタである

請求項 2 記載の信号処理装置。

【請求項 5】

前記第 1 聴覚フィルタバンク及び前記第 2 聴覚フィルタバンクは、ガンマチャープ聴覚フィルタバンクである

請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載の信号処理装置。

【請求項 6】

前記処理部は、前記時変フィルタとして、第 1 フィルタ及び第 2 フィルタを生成可能であるとともに、前記時変フィルタとして、第 1 フィルタ及び第 2 フィルタのうちユーザにより選択されたフィルタを用いて、入力信号から出力信号を得るよう構成され、

前記第 2 フィルタは、模擬難聴信号を生成する信号処理のためのフィルタであり、

前記第 1 フィルタは、補聴信号を生成する信号処理のためのフィルタである

請求項 2 記載の信号処理装置。

【請求項 7】

信号処理方法であって、

各時点のフィルタ特性が変化する時変フィルタを用いて、時間的に変化する音信号である入力信号から出力信号を得るステップと、

前記時変フィルタを生成するステップと、

を含み、

前記時変フィルタを生成する前記ステップは、第 1 聴者の圧縮特性が反映された第 1 聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第 1 聴覚的スペクトログラムと、第 2 聴者の圧縮特性が反映された第 2 聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第 2 聴覚的スペクトログラムと、の各時点の差分に基づいて、各時点の前記時変フィルタを生成することを含む

信号処理方法。

【請求項 8】

補聴特性に基づいて補聴信号処理を行う補聴器における前記補聴特性の調整方法であって、

音信号である入力信号に対して、模擬難聴信号を生成する信号処理及び補聴信号を生成する信号処理のうちのいずれか一方の信号処理を行って第 1 信号を得ること、

前記第 1 信号に対して、模擬難聴信号を生成する難聴信号処理及び補聴信号を生成する信号処理のうちの他方の信号処理を行って第 2 信号を得ること、

前記入力信号と前記第 2 信号との差が最小化されるように前記補聴特性を調整すること

を含む補聴特性の調整方法。

【請求項 9】

前記難聴信号処理は、請求項 3 記載の信号処理装置によって行われる

請求項 8 記載の補聴特性の調整方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、信号処理装置及び方法並びに補聴特性の調整方法に関する。

【背景技術】

【0002】

健聴者が難聴者の聞こえにくさを体験できる「模擬難聴」は、例えば、体験型学習や言語聴覚士の養成課程において有用である。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献 1】永江美沙貴 入野俊夫 西村竜一 河原英紀, " 模擬難聴実現のための逆圧縮特性処理とユーザインタフェース ", 日本音響学会 聴覚研究会資料 Vol. 4

10

20

30

40

50

4, No. 1, 2014 - 2

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

難聴には、外耳から内耳入口で生じる伝音性難聴と、内耳以降で生じる感応性難聴と、がある。さらに、感応性難聴には、内有毛細胞の劣化又は減少による聴神経系への伝達減少と、外有毛細胞系の劣化又は減少による圧縮特性劣化と、がある。外有毛細胞系は、入力音の大きさに応じて利得を調整し、基底膜をある程度一定の範囲内で振動させる非線形性の大きな増幅作用がある。この増幅作用は圧縮特性とも呼ばれる。圧縮特性は、入力音圧レベルが小さい場合には利得が大きく、音圧増加に伴い利得が減少する特性である。

10

【0005】

難聴は、上記のように複数の要因の複合として生じることがあるため、模擬難聴を実現するには、上記の各要因に対応した信号処理を適切に行う必要がある。上記の要因のうち、伝音性難聴及び聴神経系への伝達減少は、線形の損失であるため、線形の音圧減少で模擬することが比較的容易であるが、圧縮特性劣化は、非線形の損失であるため、圧縮特性劣化による難聴の正確な模擬は必ずしも容易ではない。

【0006】

非特許文献1は、圧縮特性劣化による難聴を模擬するため、健聴者の圧縮特性の逆特性（逆圧縮特性）によって、健聴者の圧縮特性を打ち消す模擬難聴音を生成することを開示している。非特許文献1では、健聴者の逆圧縮特性の程度を制御することによって、健聴者の圧縮特性と圧縮特性が完全に打ち消された特性との間の中間特性を作り出すことも開示している。すなわち、非特許文献1記載の技術は、健聴者の圧縮特性を全てキャンセルするか、又は健聴者の圧縮特性キャンセルの程度を制御するものであり、いずれの場合も健聴者の圧縮特性に基づいて難聴者の圧縮特性を模擬するものであった。

20

【0007】

しかし、健聴者の聴覚特性と難聴者の聴覚特性とでは、周波数特性（周波数選択性）が異なり、しかも周波数特性は音圧によって変化する。

非特許文献1記載の技術では、単に、健聴者の圧縮特性をキャンセルしているだけであるため、模擬された圧縮特性の周波数特性は、健聴者の聴覚特性の周波数特性の範囲内である。

30

【0008】

より正確な模擬のためには、難聴者等の聴覚特性をより適切に反映することが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

一の観点からみた本発明は、信号処理装置であって、各時点のフィルタ特性が変化する時変フィルタを生成し、生成された時変フィルタを用いて、時間的に変化する音信号である入力信号から出力信号を得る処理部を備え、前記処理部は、第1聴者の圧縮特性が反映された第1聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第1聴覚的スペクトログラムと、第2聴者の圧縮特性が反映された第2聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第2聴覚的スペクトログラムと、の各時点の差分に基づいて、各時点の前記時変フィルタを生成するよう構成されている信号処理装置である。

40

【0010】

他の観点からみた本発明は、信号処理方法であって、各時点のフィルタ特性が変化する時変フィルタを用いて、時間的に変化する音信号である入力信号から出力信号を得るステップと、前記時変フィルタを生成するステップと、を含む。前記時変フィルタを生成する前記ステップは、第1聴者の圧縮特性が反映された第1聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第1聴覚的スペクトログラムと、第2聴者の圧縮特性が反映された第2聴覚フィルタバンクに前記入力信号を通すことで得られた第2聴覚的スペクトログラムと、の各時点の差分に基づいて、各時点の前記時変フィルタを生成することを含む。

50

【 0 0 1 1 】

他の観点からみた本発明は、補聴特性に基づいて補聴信号処理を行う補聴器における前記補聴特性の調整方法であって、音信号である入力信号に対して、模擬難聴信号を生成する信号処理及び補聴信号を生成する信号処理のうちのいずれか一方の信号処理を行って第1信号を得ること、前記第1信号に対して、模擬難聴信号を生成する難聴信号処理及び補聴信号を生成する信号処理のうちの他方の信号処理を行って第2信号を得ること、前記入力信号と前記第2信号との差が最小化されるように前記補聴特性を調整すること、を含む補聴特性の調整方法である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 信号処理装置のブロック図である。

【 図 2 】 圧縮特性キャンセルの説明図である。

【 図 3 】 フィルタ生成のブロック図である。

【 図 4 】 ガンマチャープ聴覚フィルタバンクの特性図である。

【 図 5 】 入力信号から出力信号を生成する手法の説明図である。

【 図 6 】 補聴器のブロック図である。

【 図 7 】 補聴特性の調整のためのブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照しつつ、本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 1 4 】

[1 . 概要]

実施形態に係る信号処理装置 1 は、入力信号から出力信号として模擬音（模擬音信号）を生成する処理を行う。模擬音は例えば、模擬難聴音である。実施形態に係る信号処理装置 1 は、各時点のフィルタ特性が変化する時変フィルタを生成し、生成された時変フィルタを用いて、時間的に変化する音信号である入力信号から出力信号を得る処理部 1 1 を備える。

【 0 0 1 5 】

処理部 1 1 は、第 1 聴者の圧縮特性が反映された第 1 聴覚フィルタバンク（健聴者聴覚フィルタバンク）1 2 1 に入力信号を通すことで得られた第 1 聴覚的スペクトログラムと、第 2 聴者の圧縮特性が反映された第 2 聴覚フィルタバンク（難聴者聴覚フィルタバンク）1 2 2 に入力信号を通すことで得られた第 2 聴覚的スペクトログラムとを用いる。処理部 1 1 は、2 つの聴覚的スペクトログラムの各時点の差分に基づいて、各時点の時変フィルタを生成する。第 1 聴者は例えば健聴者であり、第 2 聴者は例えば難聴者である。

【 0 0 1 6 】

ここで、模擬難聴は、難聴者の聞こえ方を健聴者に体験させるための模擬難聴音を生成することによって実現される。模擬難聴音を生成するための信号処理は、第 1 聴者（例えば、難聴者）の聞こえ方を第 2 聴者（例えば、健聴者）に体験させるための模擬音を生成する処理であるといえることができる。したがって、第 1 聴者は、難聴者に限らず、健聴者であってもよく、第 2 聴者は、健聴者に限らず、難聴者であってもよい。本実施形態では、いずれの場合も、第 1 聴者及び第 2 聴者双方の特性が反映された適切な模擬音を生成することができる。

【 0 0 1 7 】

[2 . 信号処理装置]

図 1 に示す信号処理装置 1 は、インターネットなどのネットワーク 2 に接続されたコンピュータを有して構成されている。信号処理装置 1 を構成するコンピュータは、処理部 1 1 と記憶部 1 2 とを備えている。処理部 1 1 は、信号処理を行う。信号処理には、フィルタ生成処理 1 1 1、模擬音生成処理 1 1 2 など様々な処理が含まれる。処理部 1 1 が実行する処理は、記憶部 1 2 に格納されたコンピュータプログラム（図示省略）が処理部 1 1 によって実行されることで実現される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

信号処理装置 1 は、ネットワーク 2 に接続された端末装置 3 から送信された入力信号 5 を受信する。入力信号 5 は、時間的に変化する音信号である。信号処理装置 1 の処理部 1 1 は、入力信号 5 から出力信号 6 である模擬音信号を生成する。生成された出力信号 6 は、信号処理装置 1 から、ネットワーク 2 を介して、端末装置 3 へ送信される。出力信号 6 である模擬音信号は、例えば、難聴者の聞こえ方を健聴者が体験するための模擬難聴信号である。以下、模擬難聴信号を生成するための信号処理を模擬難聴信号処理という。

【 0 0 1 9 】

信号処理装置 1 の記憶部 1 2 には、健聴者聴覚フィルタバンク（第 1 聴覚フィルタバンク）1 2 1 及び難聴者聴覚フィルタバンク（第 2 聴覚フィルタバンク）1 2 2 と、が記憶される。 10

【 0 0 2 0 】

健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 は、健聴者圧縮特性を含めた健聴者聴覚特性を反映させた聴覚フィルタバンクである。難聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 は、難聴者圧縮特性を含めた難聴者聴覚特性を反映させた聴覚フィルタバンクである（圧縮特性が全くなくてもよい）。

【 0 0 2 1 】

聴覚フィルタバンクは、中心周波数が異なる複数の聴覚フィルタの集合である。人の聴覚特性は、複数の聴覚フィルタの集合によって表すことができる。これは、耳に入力される音の周波数によって、振動が最大となる基底膜の場所が変化することに対応したものである。本実施形態において、聴覚フィルタバンクとしては、ガンマチャープ聴覚フィルタバンクが用いられる。ガンマチャープ聴覚フィルタについては後述する。 20

【 0 0 2 2 】

信号処理装置 1 は、入力信号 5 の受信に先立って、端末装置 3 から送信された健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 及び難聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 を受信し、それらの聴覚フィルタバンク 1 2 2 を記憶部 3 に記憶させる。

【 0 0 2 3 】

なお、健聴者聴覚特性として標準的な健聴者又は難聴者の聴覚特性を用いる場合、健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 又は難聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 を端末装置 3 から受信する必要はなく、信号処理装置 1 の記憶部 3 に予め標準的な健聴者又は難聴者の聴覚特性を示す聴覚フィルタバンク 1 2 1 , 1 2 2 を記憶させておけばよい。 30

【 0 0 2 4 】

また、端末装置 3 は、健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 及び難聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 そのものを信号処理装置 1 へ送信する必要はなく、健聴者又は難聴者の聴覚特性の測定結果を送信してもよい。この場合、信号処理装置 1 が、聴覚特性の測定結果に基づいて聴覚フィルタバンク 1 2 1 , 1 2 2 を構成し、その聴覚フィルタバンク 1 2 1 , 1 2 2 を記憶部 3 に記憶させればよい。

【 0 0 2 5 】

端末装置 3 は、例えば、パーソナルコンピュータ、スマートフォン、タブレット端末である。端末装置 3 は、音を端末装置 3 へ入力して入力信号を得るためのマイクロフォン 3 a と、出力信号（模擬難聴信号）を音として出力するためのスピーカ 3 b と、を備えている。例えば、健聴者であるユーザは、マイクロフォン 3 a を介して、音声を端末装置 3 へ入力することができ、入力した音声に対応する模擬難聴音をスピーカ 3 b から聞くことができる。これにより、健聴者が、難聴者の聞こえ方を体験することができる。 40

【 0 0 2 6 】

[3 . ガンマチャープ聴覚フィルタ]

ガンマチャープ聴覚フィルタは、圧縮特性を模擬（モデリング）するのに適したフィルタである。図 2 は、圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ（c G C）の特性を示している。圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ（c G C）は、受動的ガンマチャープ（p G C）と、音圧（ゲイン）のレベルに依存して高周波数側へ移行する高域通過非対称関数（H P - A 50

F ; High - Pass Asymmetric Function) と、の掛け合わせによって、利得の特性がレベル依存するフィルタである。なお、図 2 において、受動的ガンマチャープ (p G C) の特性は細実線で示し、高域通過非対称関数 (H P - A F) の特性は破線で示し、圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ (c G C) の特性は太実線で示した。

【 0 0 2 7 】

図 2 において点線で示す高域通過非対称関数 (H P - A F) は、その特性曲線が、音圧の増加とともに、図 2 (a) の右向き矢印で示すように移動する関数である。したがって、音圧が増加すると、圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ (c G C) の特性曲線は、図 2 (a) の下向き矢印で示すように、ピークが低下する。すなわち、利得が減少する。

10

このように、圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタでは、健聴者の圧縮特性を模擬することができる。

【 0 0 2 8 】

[4 . 圧縮特性キャンセル]

より正確な模擬難聴信号を生成するには、非線形の損失である圧縮特性劣化の模擬が必要となる。以下では、圧縮特性のキャンセルの考え方について、図 3 を用いて簡単に説明する。なお、線形の損失は音圧減衰によって模擬できる。

【 0 0 2 9 】

図 3 に示す健聴者 N H の特性は、入力音圧が 7 0 d B よりも小さい範囲では、特性曲線の傾きが比較的緩やかであるのに対し、入力音圧が 8 0 d B 以上では、特性曲線の傾きが大きくなっており、非線形の圧縮特性を持つことがわかる。一方、難聴者 H I の特性は、入力音圧が 7 0 d B よりも小さい範囲でも、特性曲線の傾きが比較的大きく、圧縮特性が劣化していることがわかる。

20

【 0 0 3 0 】

圧縮特性劣化を模擬するには、健聴者 N H の圧縮特性をキャンセルすればよい。非特許文献 1 では、図 2 に示すように健聴者 N H の圧縮特性をキャンセルするため、音信号である入力信号に、健聴者の圧縮特性の逆特性 (逆圧縮特性) を掛ける信号処理を行い、模擬難聴音を生成する。

健聴者 N H が模擬難聴音を聞くことは、健聴者 N H の特性に逆圧縮特性を加えた特性を持つ者が元の入力信号を聞くことと等価になる。健聴者 N H の特性に逆圧縮特性を加えた特性は、難聴者特性と等価になるはずであるため、健聴者 N H が模擬難聴音を聞くことは、難聴者 H I が元の入力信号を聞くことと等価になる。

30

【 0 0 3 1 】

例えば、図 2 (a) に示す圧縮特性の逆の特性を実現するには、図 2 (b) に示すように、高域通過非対称関数 (H P - A F) の特性曲線が、音圧の増加とともに、図 2 (b) の左向き矢印で示すように移動するようにすればよい。この場合、音圧が増加すると、圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ (c G C) の特性曲線は、図 2 (b) の上向き矢印で示すように、ピークが大きくなる。すなわち、利得が増加する。これにより、逆圧縮特性が実現できる。

【 0 0 3 2 】

ただし、健聴者の聴覚特性と難聴者の聴覚特性とでは、周波数特性が異なる。したがって、健聴者 N H の圧縮特性を基準にして健聴者の圧縮特性を、単なる逆圧縮特性によってキャンセルするだけでは、難聴者の聴覚特性の周波数特性が十分に反映されないことがある。

40

【 0 0 3 3 】

[5 . フィルタ生成処理]

以下では、難聴者の聴覚特性をより正確に反映した、より高品質の模擬難聴音を生成するのに好適なフィルタの生成処理 1 1 1 について説明する。図 4 に示すように、処理部 1 1 は、時間的に変化する入力信号 $s(t)$ を、記憶部 1 2 に記憶されている健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 に通し、健聴者の聴覚的スペクトログラム (A u d i t o r y S p

50

ectrogram) $A_{NH}(n, E_i)$ を得る。なお、 t は時間である。

聴覚的スペクトログラムは、聴覚フィルタバンクから出力された信号の一定時間（例えば 5ms）ごとの rms (root mean square) 値をとることにより得られる。

【0034】

同様に、処理部 11 は、入力信号 $s(t)$ を、記憶部 12 に記憶されている難聴者聴覚フィルタバンク（第 2 聴覚フィルタバンク）122 に通し、難聴者の聴覚的スペクトログラム $A_{HI}(n, E_i)$ を得る。

【0035】

ここで、 n は n 番目のフレーム時刻を示し、 n は整数である。フレームは一定の時間間隔 Δt を持つ。すなわち、聴覚的スペクトログラムにおける時刻は、 $t_n = n \times \Delta t$ で示される。 E_i は i 番目の周波数チャネルの ERB_N 番号 (Equal Rectangular Bandwidth number) であり、 i は整数である。

【0036】

健聴者聴覚フィルタバンク 121 によって得られる聴覚的スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ は、時間的に変化する入力信号 $s(t)$ を、音として健聴者が聞いた時の聞こえ方の時間的な変化を示す。同様に、難聴者聴覚フィルタバンク 122 によって得られる聴覚的スペクトログラム $A_{HI}(n, E_i)$ は、時間的に変化する入力信号 $s(t)$ を、音として難聴者が聞いた時の聞こえ方の時間的な変化を示す。図 4 のスペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ において、横軸は時間軸 n であり、縦軸は周波数軸 E_i である。図 4 のスペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ は白黒画像であるが、実際にはカラー画像であり、画像中の色彩が音の振幅（パワー）の大きさを示す。

【0037】

処理部 11 は、さらに、各フレーム時刻 n において、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の差分を求める処理 301 を行う。処理 301 の理解の容易のため、図 4 に示す処理 301 の枠内に、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ における、あるフレーム時刻 n での聴覚的スペクトラム 301a を示した。この聴覚的スペクトラム 301a において、横軸は周波数軸 E_i であり、縦軸は振幅軸である。図 4 に示す聴覚的スペクトラム 301a において網掛部分は、あるフレーム時刻 n における両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の差分を表している。

【0038】

図 4 に示す聴覚的スペクトラム 301a からわかるように、健聴者と難聴者とは聴覚特性の周波数特性が異なるため、同じ音を聞いた場合であっても、健聴者と難聴者とは、周波数 E_i - 振幅特性曲線の形状は異なる。また、聴覚特性における周波数特性は音圧によって変化するため、入力信号 $s(t)$ の音圧が時間的に変化することに対応して、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の差分（網掛部分）も、時間的に変化する。

【0039】

本実施形態の処理部 11 は、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の差分を、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の比として得る。

出力信号として模擬難聴信号を生成する模擬難聴信号処理が行われる場合には、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の比は、 $A_{HI}(n, E_i)$ の $A_{NH}(n, E_i)$ に対する比 $R(n, E_i)$ として計算される。計算式は下記のとおりである。

$$R(n, E_i) = A_{HI}(n, E_i) / A_{NH}(n, E_i)$$

【0040】

上記の式で求めた $R(n, E_i)$ を、そのまま、 $R(n, E_i)$ として用いても

10

20

30

40

50

良いが、生成される模擬難聴信号の精度を高めるには、 $R_r(\omega_n, E_i)$ を補正して $R(\omega_n, E_i)$ とするのが好ましい。 $R_r(\omega_n, E_i)$ を求めるために用いた両スペクトログラム $A_{NH}(\omega_n, E_i)$ 、 $A_{HI}(\omega_n, E_i)$ は、それぞれ、圧縮特性をかけた後の値となっているため、圧縮特性の逆特性に相当する分を補正すると、生成される模擬難聴信号の精度を高めることができる。

【0041】

補正のための変換関数を C^{-1} とすると、 $R_r(\omega_n, E_i)$ から $R(\omega_n, E_i)$ を求める式は、以下で表される。

$$R(\omega_n, E_i) = C^{-1}[R_r(\omega_n, E_i)]$$

【0042】

変換関数 C^{-1} としては、第一次近似として恒等関数を用いてもよいが、健聴者（模擬難聴音の聴者）の逆圧縮特性を示す関数を用いると、生成される模擬難聴信号の精度を高めることができる。健聴者の逆圧縮特性としては、例えば、非特許文献1に示す $f_{rel}^{(H)}$ から求まる逆圧縮特性を用いることで、模擬難聴信号の精度を高めることができる。

【0043】

変換関数 C^{-1} は、生成される模擬難聴信号の精度が高くなるように算出されるものであってもよい。例えば、変換関数 C^{-1} として、適切な関数（初期関数）を設定しておき、以下の1)～4)の処理を繰り返し実行することで、模擬難聴信号の精度を高めても良い。なお、初期関数としては、健聴者の逆圧縮特性を示す関数（例えば、非特許文献1に示す $f_{rel}^{(H)}$ から求まる逆圧縮特性）を用いることができる。

1) 変換関数 C^{-1} によって得られた $R(\omega_n, E_i)$ を用いて、後述の手法で模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を生成する。

2) 生成された模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を、健聴者聴覚フィルタバンク121に通し、模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を聞いた健聴者の聴覚的スペクトログラムを得る。

3) 上記2)で得た健聴者の聴覚的スペクトログラムと、入力信号 $s(t)$ を難聴者聴覚フィルタバンク122に通して得られた難聴者の聴覚的スペクトログラム $A_{HI}(\omega_n, E_i)$ と、の誤差を求める。この誤差は、模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を聞いた健聴者の聞こえ方と、入力信号 $s(t)$ を聞いた難聴者の聞こえ方と、の差を示す。

4) 上記3)で求めた誤差を最小化するように、変換関数 C^{-1} を調整する。

【0044】

$R(\omega_n, E_i)$ は、ある時点 ω_n における、両スペクトログラム $A_{NH}(\omega_n, E_i)$ 、 $A_{HI}(\omega_n, E_i)$ のパワーの違いを示すパワースペクトラムとなる。すなわち、 $R(\omega_n, E_i)$ は、各時点 ω_n において、健聴者と難聴者の聞こえ方の違いを示すスペクトラムとなっている。

【0045】

続いて、処理部11は、 $R(\omega_n, E_i)$ の周波数軸 E_i を、フーリエスペクトルの線形周波数軸 f_j に周波数変換する処理302を行う。すなわち、処理部11は、 $R(\omega_n, E_i)$ を、変換関数 F によって、 $R(\omega_n, f_j)$ に変換する処理302を行う。変換関数 F は公知のものを採用できる。変換式は下記のとおりである。

$$R(\omega_n, f_j) = F[R(\omega_n, E_i)]$$

【0046】

処理部11は、時刻 ω_n における両スペクトログラム $A_{NH}(\omega_n, E_i)$ 、 $A_{HI}(\omega_n, E_i)$ の差分を示すパワースペクトラム $R(\omega_n, f_j)$ に基づいて、時刻 ω_n における時変フィルタ $r_{mp}(\omega_n, t)$ を生成する処理303を行う。時変フィルタは、フィルタ特性が時間的に変化するフィルタである。処理部11は、各時点 ω_n における時変フィルタ（インパルス応答） $r_{mp}(\omega_n, t)$ を、対応する各時点 ω_n における $R(\omega_n, f_j)$ に基づいて求める。本実施形態では、時変フィルタは、最小位相フィルタである。処理部11は、最小位相フィルタ $r_{mp}(\omega_n, t)$ を、変換関数 F^{-1} によって、パワースペクトラム $R(\omega_n, f_j)$ から求める。変換関数 F^{-1} は公知のものを採用できる。変換式は下記のとおりである。

10

20

30

40

50

$$r_{mp}(n, t) = F^{-1} [R(n, f_j)]$$

【0047】

以上の処理によって、各時点 n における最小位相フィルタ（最小位相インパルス応答） $r_{mp}(n, t)$ が得られる。以上の処理によって得られたインパルス応答 $r_{mp}(n, t)$ は、健聴者と難聴者のスペクトrogram $A_{NH}(n, E_i)$, $A_{HI}(n, E_i)$ の差分が反映されているため、時間フレームごとの健聴者の聴覚特性と難聴者の聴覚特性との違いが反映されたインパルス応答 $r_{mp}(n, t)$ となる。また、各時点それぞれのインパルス応答が求められているため、時々刻々と変化する特性を近似的な時変フィルタとして、入力信号 $s(t)$ に適用することが可能である。

【0048】

[6 . 模擬音（模擬難聴音）生成処理]

以上のようにして得られた最小位相フィルタ $r_{mp}(n, t)$ は、健聴者 NH が難聴者 HI の聞こえ方を体験するための模擬難聴信号を生成する信号処理（模擬音生成処理；模擬難聴音生成処理）112 に用いられる。

【0049】

図5に示すように、処理部11は、入力信号 $s(t)$ から模擬難聴信号となる出力信号を得るために、入力信号 $s(t)$ を、フレームごとのパケット信号 $s_w(n, t)$ に分解する。すなわち、入力信号 $s(t)$ を、ハニング窓 $h(n, t)$ で窓掛けをして、フレームごとのパケット信号 $s_w(n, t)$ にする。このとき、フレームシフト τ として、ハニング窓長を、フレームシフト τ の2倍の 2τ とする。これにより、複数のパケット信号 $s_w(n, t)$ をそのまま足し合わせると、元の入力信号 $s(t)$ に完全に戻る。

【0050】

n 番目のフレームのパケット信号 $s_w(n, t)$ は、以下のように表される。

$$s_w(n, t) = h(n, t) \cdot s(t)$$

【0051】

処理部11は、パケット信号 $s_w(n, t)$ に、インパルス応答 $r_{mp}(n, t)$ を畳み込み、時変信号 $s_r(n, t)$ を求める。

つまり、処理部11は、以下の演算を行う。

$$s_r(n, t) = s_w(n, t) * r_{mp}(n, t)$$

【0052】

処理部11は、求めた複数の時変信号 $s_r(n, t)$ を、それらの開始時刻を正確に合わせて足し合わせることで、出力信号である模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を求める。この模擬難聴音信号 $S_{HIS}(t)$ は、時々刻々と変化する健聴者と難聴者の聴覚特性が反映されたものとなる。したがって、健聴者が、模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を音として聞くことで、信号処理に起因する歪や雑音が少ない状態で、難聴者の聞こえにくさを体験することができる。

【0053】

[7 . 模擬難聴の利用の仕方]

健聴者が難聴者の聞こえにくさを体験できる「模擬難聴」は、例えば、体験型学習や言語聴覚士の養成課程において役立つ。また、模擬難聴は、耳鼻咽喉科の臨床において、患者（難聴者）の特性を把握する手段として活用できる。さらに、模擬難聴は、患者（難聴者）と家族（健聴者）との面談において、医師等が、患者の聞こえ方を家族に説明する際に活用できる。また、音を提示する必要がある製品（IT関連製品や家電製品）において、難聴者から健聴者まで多様なユーザに対応できるような音の提示方法を開発する場面で有用である。

【0054】

実施形態に係る信号処理装置1は、ネットワーク上のサーバとして構成されているため、ユーザは、信号処理装置1を有していなくても、ネットワーク経由で、手軽に模擬難聴を活用することができる。

【0055】

10

20

30

40

50

[8 . 補聴器]

[8 . 1 補聴信号処理]

前述の模擬難聴信号処理の一部を変更することで、補聴器で行われる補聴信号処理も実現できる。補聴信号処理は、補聴器に入力された入力信号（音信号）から難聴者に与えられる補聴信号 $S_{AID}(t)$ を生成する処理である。

【 0 0 5 6 】

補聴信号処理を行うには、模擬難聴信号処理において両スペクトrogram $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の比をとる式の分母分子を逆転させればよい。

すなわち、補聴信号処理のためのフィルタ生成処理では、両スペクトrogram $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の比は、 $A_{NH}(n, E_i)$ の $A_{HI}(n, E_i)$ に対する比 $R_{AID}(n, E_i)$ として計算される。計算式は下記のとおりである。

$$R_{AID_r}(n, E_i) = A_{NH}(n, E_i) / A_{HI}(n, E_i)$$

【 0 0 5 7 】

上記の式で求めた $R_{AID_r}(n, E_i)$ を、そのまま、 $R_{AID}(n, E_i)$ として用いても良いが、 $R_{AID_r}(n, E_i)$ を補正して $R_{AID}(n, E_i)$ とするのが好ましい。

【 0 0 5 8 】

補正のための変換関数を C^{-1} とすると、 $R_{AID_r}(n, E_i)$ から $R_{AID}(n, E_i)$ を求める式は、以下で表される。

$$R_{AID}(n, E_i) = C^{-1}[R_{AID_r}(n, E_i)]$$

【 0 0 5 9 】

変換関数 C^{-1} としては、第一次近似として恒等関数を用いてもよいし、難聴者（補聴音の聴者）の逆圧縮特性を示す関数を用いてもよい。

【 0 0 6 0 】

変換関数 C^{-1} は、生成される補聴信号の精度が高くなるように算出されるものであってもよい。例えば、変換関数 C^{-1} として、適切な関数（初期関数）を設定しておき、以下の 1) ~ 4) の処理を繰り返し実行することで、補聴信号の精度を高めても良い。なお、初期関数としては、難聴者の逆圧縮特性を示す関数を用いることができる。

1) 変換関数 C^{-1} によって得られた $R(n, E_i)$ を用いて、補聴信号 $S_{AID}(t)$ を生成する。

2) 生成された補聴信号 $S_{AID}(t)$ を、難聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 に通し、補聴信号 $S_{AID}(t)$ を聞いた難聴者の聴覚的スペクトrogramを得る。

3) 上記 2) で得た難聴者の聴覚的スペクトrogramと、入力信号 $s(t)$ を健聴者聴覚フィルタバンク 1 2 1 に通して得られた健聴者の聴覚的スペクトrogram $A_{HI}(n, E_i)$ と、の誤差を求める。この誤差は、補聴信号 $S_{AID}(t)$ を聞いた難聴者の聞こえ方と、入力信号 $s(t)$ を聞いた健聴者の聞こえ方と、の差を示す。

4) 上記 3) で求めた誤差を最小化するように、変換関数 C^{-1} を調整する。

【 0 0 6 1 】

補聴信号処理において、その他の処理は、模擬難聴信号処理と同様である。これにより、模擬難聴信号処理における模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ に代えて、劣化した難聴者の特性を健聴者特性にするために補う補聴信号 $S_{AID}(t)$ が得られる。補聴器に、このような補聴信号処理を行う信号処理装置 1 を具備させることで、難聴者と健聴者の聴覚特性が反映された補聴器が得られる。

【 0 0 6 2 】

ここで、 $A_{NH}(n, E_i)$ の $A_{HI}(n, E_i)$ に対する比を求める際に、雑音除去処理が行われても良い。雑音除去処理としては、例えば、スペクトラム減算法を採用できる。以下、スペクトラム減算法を行ってから $R_{AID}(n, E_i)$ を求める手法について説明する。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

ここでは、入力信号 $S(t)$ には雑音成分 $n(t)$ が加算的に重畳しているものとする。また、雑音成分 $n(t)$ だけが生じている区間だけの平均的な健聴者 NH の聴覚的スペクトログラム $N_{NH}(n, E_i)$ がわかっているものとする。この場合、健聴者 NH の聴覚的スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ から、雑音の聴覚的スペクトログラム $N_{NH}(n, E_i)$ をスペクトル減算することにより、健聴者 NH の強調された聴覚的スペクトログラム $A_{NHh}(n, E_i)$ が得られる。

【0064】

強調された聴覚的スペクトログラム $A_{NHh}(n, E_i)$ は、以下の式で求められる

$$A_{NHh}(n, E_i) = \max \{ A_{NH}(n, E_i) - N_{NH}(n, E_i), 0 \}$$

ここで、 α は減算の割合を示し、 β は $A_{NHh}(n, E_i)$ がとりうる最小値を示す。 \max は、最大値を求める関数であり、例えば、 $\max \{ a, b \}$ であれば、 a, b のうち大きい方の値が選択される。 \max 関数及び β によって、減算が行われても $A_{NHh}(n, E_i)$ が最小値 β よりも小さくなることが防止される。

【0065】

$A_{NH}(n, E_i)$ の $A_{HI}(n, E_i)$ に対する比を求める際に、 $A_{NH}(n, E_i)$ に代えて、雑音が除去され強調された聴覚的スペクトログラム $A_{NHh}(n, E_i)$ を用いることで、雑音の影響を低減できる。

【0066】

[8.3 補聴器の具体的構成]

図6は、信号処理装置1を備えた補聴器100の一例を示している。この信号処理装置1の処理部11は、前述の補聴信号処理及び模擬難聴信号処理を選択的に実行することができる。すなわち、この補聴器は、模擬音として補聴音を出力することもできるし、模擬音として模擬難聴音を出力することもできる。

【0067】

前述のように、補聴信号処理及び模擬難聴信号処理では、両スペクトログラム $A_{NH}(n, E_i)$ 、 $A_{HI}(n, E_i)$ の比のとり方が異なる結果、生成される時変フィルタの特性が異なる。そこで、図6の処理部11は、第1フィルタ生成処理111a及び第2フィルタ生成処理111bという2つのフィルタ生成処理を行うことが可能である。

【0068】

第1フィルタ生成処理111aは、補聴信号 $S_{AID}(t)$ を生成する補聴信号処理のための第1フィルタ(最小位相フィルタ $r_{mp}(n, t)$) を生成する処理である。第2フィルタ生成処理111bは、模擬難聴信号 $S_{HIS}(t)$ を生成する補聴信号処理のための第2フィルタ(最小位相フィルタ $r_{mp}(n, t)$) を生成する処理である。各処理111a、111bの詳細は、前述のとおりである。

【0069】

図6の模擬音生成処理112では、図1の模擬音生成処理112と同様に、生成されたフィルタを用いて、入力信号から模擬音が生成される。図6の模擬音生成処理112では、第1フィルタを用いる場合には、出力信号として補聴信号を生成し、第2フィルタを用いる場合には、出力信号として模擬難聴信号を生成する。

【0070】

図6の処理部11は、出力信号の生成に用いられるフィルタを選択するフィルタ選択処理113を行う。模擬音生成処理112では、フィルタ選択処理113により選択されたフィルタを出力信号の生成に用いる。フィルタ選択処理113は、補聴器100に備わった選択部(例えば、スイッチ)150のユーザ操作に基づいて行われる。例えば、ユーザが、補聴信号処理が行われるように選択部150を操作した場合、フィルタ選択処理113では、第1フィルタが選択される。また、ユーザが、模擬難聴信号処理が行われるように選択部150を操作した場合、フィルタ選択処理113では、第2フィルタが選択される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

図 6 の補聴器 1 0 0 によれば、通常の使用時は、難聴者が、補聴信号処理が行われる状態で補聴器 1 0 0 を装着することで、補聴音を聞くことができる。また、難聴者の家族などが、その難聴者の聞こえにくさを体験したい場合には、選択部 1 5 0 を操作して、模擬難聴信号処理が行われる状態で補聴器 1 0 0 を装着することで、模擬難聴音を聞くことができる。

【 0 0 7 2 】

なお、図 6 の信号処理装置 1 に関して、説明を省略した点については、図 1 の信号処理装置 1 と同様である。

【 0 0 7 3 】

[9 . 補聴特性の調整方法]

図 7 は、模擬難聴信号処理 4 0 1 を用いた、補聴器の補聴特性の調整方法を示している。なお、ここでの補聴器は、前述の補聴信号処理を行うものである必要はなく、一般的な従来の補聴器でもよい。

【 0 0 7 4 】

補聴器は、設定された補聴特性 4 0 2 a に基づいて補聴信号処理 4 0 2 を行うものである。補聴特性（補聴パラメータ）4 0 2 a は、個々の難聴者の特性にできるだけ正確に合わせた値に調整されることが望まれる。図 7 では、補聴特性 4 0 2 a の適切な調整のため、模擬難聴信号処理 4 0 1 が用いられる。模擬難聴信号処理 4 0 1 は、調整対象の補聴器の使用者である難聴者の聴覚特性が反映された反聴者聴覚フィルタバンク 1 2 2 を用いて行われる。

【 0 0 7 5 】

図 7 に示す調整方法では、入力信号（音信号）が、模擬難聴信号処理 4 0 1 によって処理される。模擬難聴信号処理 4 0 1 によって入力信号（音信号）から生成された模擬難聴音（模擬難聴信号；第 1 信号）を、補聴信号処理 4 0 2 に与えると、補聴信号処理 4 0 2 によって、元の入力信号の再現信号（第 2 信号）が生成される。

【 0 0 7 6 】

模擬難聴信号処理 4 0 1 は、補聴信号処理 4 0 2 とは逆の特性を有する処理であるから、補聴特性 4 0 2 a が適切に調整されていれば、再現信号は、元の入力信号と一致するはずである。差分器 4 0 3 によって、再現信号の入力信号に対する誤差を求め、その誤差を最小化するように補聴特性 4 0 2 a を調整する補聴特性調整処理 4 0 4 を行う。これにより、入力信号と再現信号とができるだけ一致するように補聴特性 4 0 2 a が調整される。

また、模擬難聴信号処理 4 0 1 が、本実施形態の模擬難聴信号処理である場合、難聴者の聴覚特性がより正確に反映されるため有利である。

【 0 0 7 7 】

図 7 では、模擬難聴信号処理 4 0 1、補聴信号処理 4 0 2 の順で処理が行われるが、入力信号に対してまず補聴信号処理 4 0 2 を行って、補聴信号処理 4 0 2 によって得られた第 1 信号に対して模擬難聴信号処理 4 0 1 を行って再現信号（第 2 信号）を得ても良い。

【 0 0 7 8 】

なお、図 7 の補聴信号処理 4 0 2 は、調整対象の補聴器によって行われても良いし、図 7 に示す全ての処理が行える信号処理装置 1 によって行われても良い。前者の場合、補聴信号処理 4 0 2 を除く図 7 に示すよりが信号処理装置 1 によって行われる。後者の場合、補聴器を用いることなく補聴特性が調整されるため、信号処理装置 1 によって調整された補聴特性が、後ほど補聴器に設定される。

【 0 0 7 9 】

[1 0 . 付言]

本発明は、前述の実施形態に限定されるものではなく、様々な変形が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

1 信号処理装置

10

20

30

40

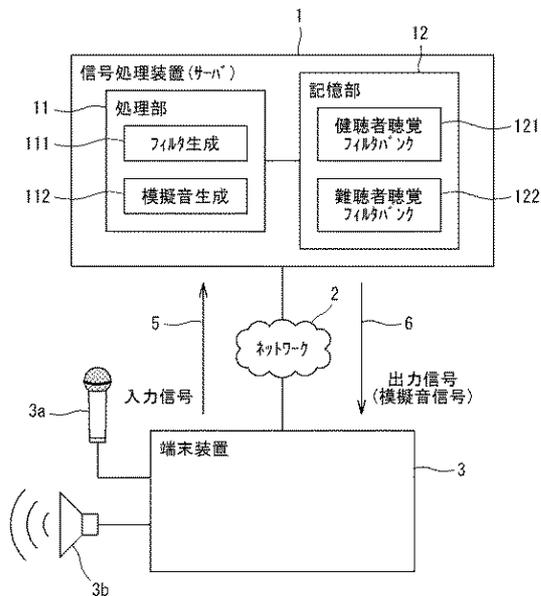
50

- 2 ネットワーク
- 3 端末装置
- 5 入力信号
- 6 出力信号
- 1 1 処理部
- 1 2 記憶部
- 1 0 0 補聴器
- 1 1 1 フィルタ生成処理
- 1 1 1 a 第1フィルタ生成処理
- 1 1 1 b 第2フィルタ生成処理
- 1 1 2 模擬音生成処理
- 1 1 3 フィルタ選択処理
- 1 2 1 健聴者聴覚フィルタバンク
- 1 2 2 難聴者聴覚フィルタバンク
- 1 5 0 選択部
- 3 0 1 差分を求める処理
- 3 0 2 周波数変換処理
- 3 0 3 時変フィルタ生成処理
- 4 0 1 模擬難聴信号処理
- 4 0 2 補聴信号処理
- 4 0 2 a 補聴特性
- 4 0 3 差分器
- 4 0 4 補聴特性調整処理

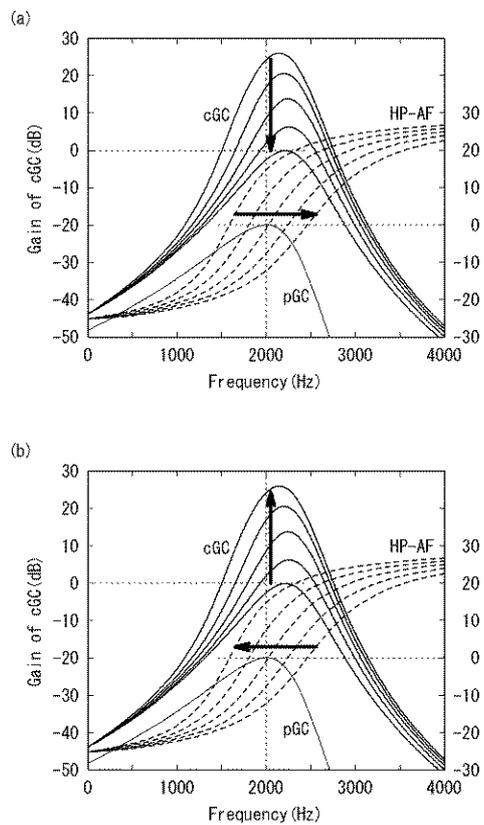
10

20

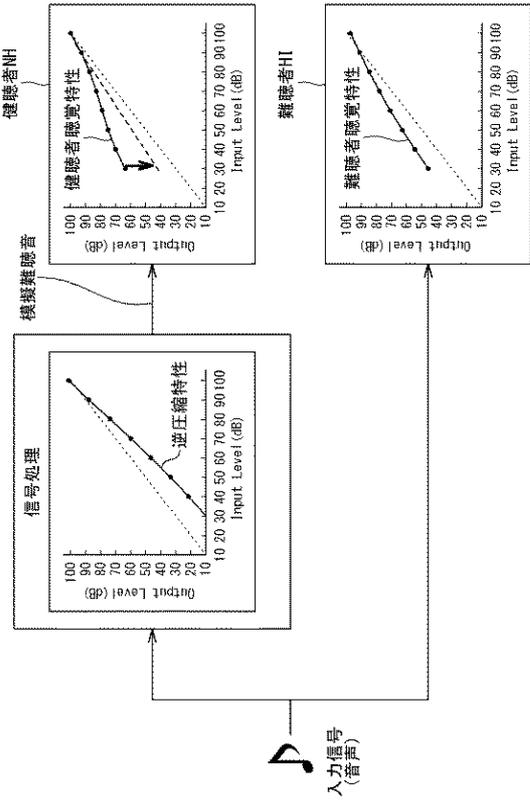
【図1】



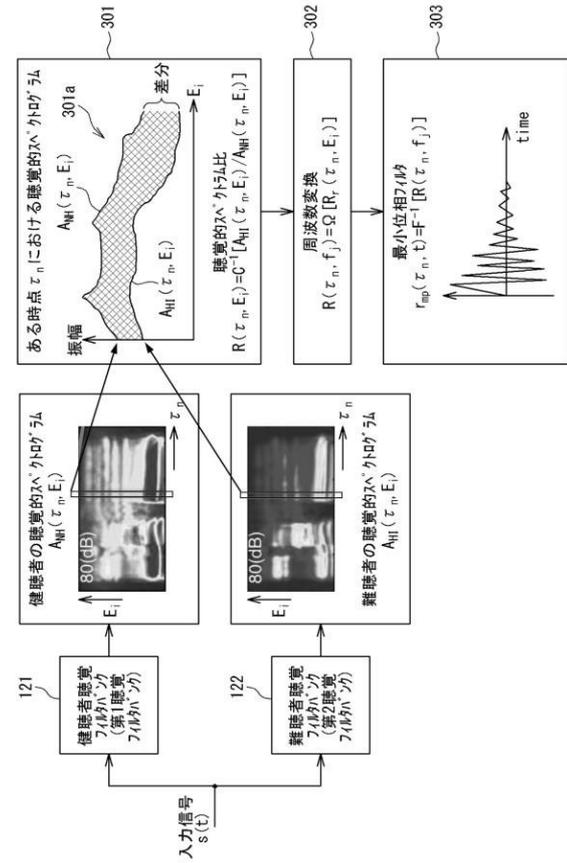
【図2】



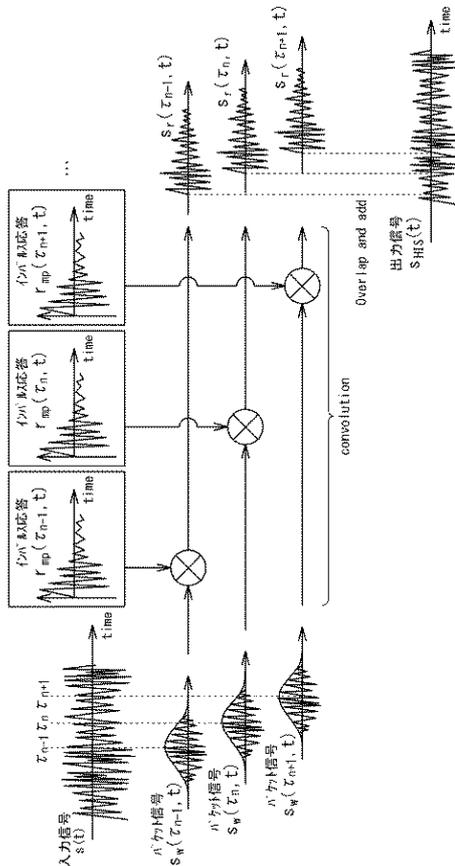
【図3】



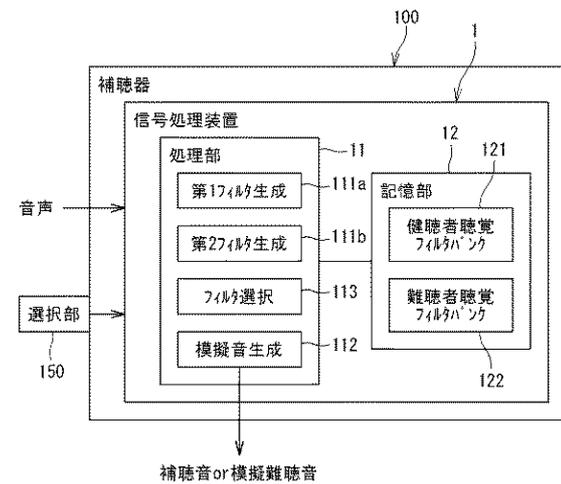
【図4】



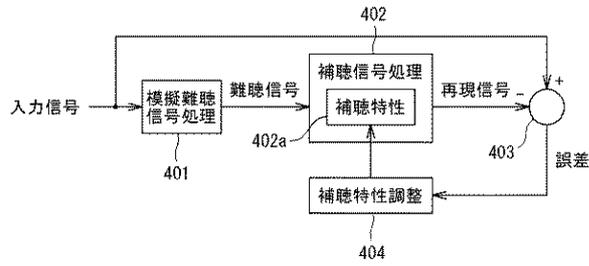
【図5】



【図6】



【 図 7 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-200257(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04R 25/00 - 25/04