

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4035635号
(P4035635)

(45) 発行日 平成20年1月23日(2008.1.23)

(24) 登録日 平成19年11月9日(2007.11.9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 7/04 (2006.01)

F I

A 6 1 B 7/04

N

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願平9-520469	(73) 特許権者	スリーエム カンパニー
(86) (22) 出願日	平成8年10月22日(1996.10.22)		アメリカ合衆国, ミネソタ 55144-
(65) 公表番号	特表2000-501953(P2000-501953A)		1000, セントポール, スリーエム セ
(43) 公表日	平成12年2月22日(2000.2.22)		ンター
(86) 国際出願番号	PCT/US1996/016936	(74) 代理人	弁理士 石田 敬
(87) 国際公開番号	W01997/019640	(74) 代理人	弁理士 下道 晶久
(87) 国際公開日	平成9年6月5日(1997.6.5)	(74) 代理人	弁理士 戸田 利雄
審査請求日	平成15年10月22日(2003.10.22)	(74) 代理人	弁理士 西山 雅也
(31) 優先権主張番号	08/563,186	(74) 代理人	弁理士 樋口 外治
(32) 優先日	平成7年11月27日(1995.11.27)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 理想ベルモードと理想振動板モードとを備える電子聴診器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電子聴診器において、
 患者の体内で発生する関心音を感知するためのマイクロフォン手段(102)と、
 関心音を受信するように作られ、少なくとも2つのスペクトル分離作動モードを備えるフ
 イルタ手段であって、
 関心音を受信し、それにより、第1エンファサイズド通過帯域のゲインが第1デエンファ
 サイズド通過帯域のゲインより約15dB以下で0dBを超える値だけ大きくなる、約2
 0～100Hzからの第1エンファサイズド通過帯域と約100～500Hzからの第1
 デエンファサイズド通過帯域とを含む全通過帯域に一致するベル作動モードを生成するベ
 ルモード手段(110)と、
 関心音を受信し、それにより、第2エンファサイズド通過帯域のゲインが第2デエンファ
 サイズド通過帯域のゲインより約15dB以下で0dBを超える値だけ大きくなる、約2
 0～200Hzからの第2デエンファサイズド通過帯域と約200～500Hzからの第
 2エンファサイズド通過帯域とを含む全通過帯域に一致する振動板作動モードを生成する
 振動板モード手段(108)と、
 を含むフィルタ手段と、
 作動モードを選択するためのモード選択手段(130)と、
 ユーザが聴取できるようにフィルタ処理音を再生するためのスピーカ手段(116)と、
 を具備する電子聴診器。

10

20

【請求項 2】

ユーザ調整可能音量つまみをさらに有し、当該ユーザ調整可能音量つまみの少なくとも 1 つの音量設定で、再生音の出力レベルが従来のアコースティック聴診器の出力レベルとほぼ同等である請求項 1 記載の電子聴診器。

【請求項 3】

前記フィルタ手段がさらに広帯域作動モードを備え、またさらに前記フィルタ手段が開心音を受信するための広帯域モード手段 (106) を含み、それにより約 20 ~ 2000 Hz から広帯域通過帯域を生成する請求項 1 記載の電子聴診器。

【請求項 4】

前記第 1 エンファサイズド通過帯域のゲインが、前記第 1 デエンファサイズド通過帯域のゲインより約 10 dB だけ大きい請求項 1 記載の電子聴診器。 10

【請求項 5】

前記第 2 エンファサイズド通過帯域のゲインが、前記第 2 デエンファサイズド通過帯域のゲインより約 10 dB だけ大きい請求項 1 記載の電子聴診器。

【請求項 6】

選択した作動モードを視覚表示するためのモード表示手段をさらに含む請求項 1 記載の電子聴診器。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

聴診器は、聴診音をモニタするために医師により使用されてきた。一般に聴診器は、ヘッドまたはチェストピースと、音伝達機構と、イヤープースアセンブリとによって構成されている。チェストピースは、聴診音を集めるため、患者の皮膚すなわち身体に近づけるか、または接触させることができるように作られている。音伝達機構によって、集められた音が 1 つのイヤープース、または双耳用イヤープースと呼ばれる一組のイヤープースに伝達されると、そこで医師または他の医療従事者がその音をモニタすることができる。最近では、少なくとも一部の音処理経路にエレクトロニクスを利用した聴診器も出てきている。こうした聴診器の多くは、たいてい検出装置内に配置されたマイクロフォンによって聴音を拾い上げるものであり、その検出装置の概観は、電気を用いない従来のアコースティック聴診器のチェストピースに類似している。マイクロフォンからの電気信号はその後、電子的に処理され、1 つまたは 2 つ以上のスピーカに送られる。電気信号はここで変換されて、医師が聴取できるよう聴音に戻される。もちろん、このように聴音に変換し直す機能を持つだけでなく、信号処理装置による聴診音の電子的解析またはディスプレイが可能なものもある。 20 30

聴診器に電子回路を組み込むには、技術者にとって設計上、大きな問題があった。電子回路は、エネルギー、最も一般的にはバッテリーを必ず備える必要がある。通常、電子聴診器に使用されるバッテリーは、聴取の補助として使用するような小さな高エネルギー密度の電池を使用するものか、あるいは、一定寿命内で働く標準的な電池を選択使用および/または複数併用する装置であった。残念なことに、このような専用のバッテリーはどこでも入手できるものではなく、高価で廃棄しにくいものが多い。

さらに、電子聴診器はノイズ低減、信号増幅、帯域幅拡大、聴診音の可視表示化、各種周波数特性の選択といった多くの望ましい機能を備えることができるにもかかわらず、「違う」または「電子的な」音になる、あるいはある点で音を歪ませるという印象があることから、電子聴診器は広く受け入れられてこなかった。医療担当者は昔から従来のアコースティック聴診器を介して聞こえる音で聴診を行い、その音に基づいて診断を下してきたため、「違う」音になるものに取り替えるのは気が進まないということは理解できる。したがって、これまで以上に従来のアコースティック聴診器に似た音が聞こえ、なおかつ、電子聴診器でしか得られない望ましい付加的機能を有する電子聴診器を実現するための技術が求められている。 40

発明の開示

本電子聴診器は、ベルモードおよび振動板モードにおいて標準的なアコースティック聴診 50

器に匹敵する周波数特性を有し、なおかつ、信号増幅、ノイズ低減、帯域幅拡大、迅速なモード選択など、電子聴診器でしか得られない各機能を備えるように設計されている。本電子聴診器は、理想振動板モードおよび理想ベルモードを含む。理想振動板モードと理想ベルモードは各々、スペクトル分離されたエンファサイズド通過帯域を含む。

理想振動板モードと理想ベルモードは各々、デエンファサイズド通過帯域を含むこともできる。さらに、本電子聴診器は広帯域モードを含むこともできる。この広帯域モードにより、機械的な心臓弁音や肺音などに伴う高周波音を聴取することが可能となる。

理想ベルモードおよび理想振動板モードがスペクトル分離されていることによって、ユーザは様々な関心音

をより一層容易に聞き分けることができる。エンファサイズド周波数のスペクトル分離によって、振動板モードでは低周波音により高周波音のマスキングが低減され、ベルモードでは高周波音により低周波音のマスキングが低減される。理想振動板モードと理想ベルモードのデエンファサイズド周波数を保存するスペクトル分離により、ユーザは体内の様々な音をより一層容易に聞き分け、特定することができ、また全体的に電子聴診器の音質が、優れたアコースティック聴診器の音質に匹敵するとの印象も得られる。

【図面の簡単な説明】

各図面を通して同一の参照符号は同一の構成要素を示している。

図1は、本電子聴診器を示す図である。

図2は、好ましい電子聴診器の簡単なブロック図を示す図である。

図3A、図3Bおよび図3Cは、それぞれ広帯域モード、振動板モードおよびベルモードにおける好ましい電子聴診器の周波数特性を示す図である。

図4は、本電子聴診器の詳細な電気結線図を示す図である。

図5は、本電子聴診器の好ましいチェストピースを示す図である。

詳細な説明

電子聴診器は、従来のアコースティック聴診器と少なくとも同等の音響特性を備えるべきである。電子聴診器は、重量、感触、使い易さについても、従来のアコースティック聴診器と同等であるべきである。医師が最も有益に使用するために、聴診器は、患者の身体から最大限に明瞭な聴診音を得られ、また、それをあらゆる無関係な音から最大限に分離できるものであるべきである。さらに、電子聴診器は、聴診器を使用している周囲の状況から分離された音を提供しなければならない。

図1に示した電子聴診器10は、チェストピース12、または聴診器ヘッド、ヘッドセット14、および接続チューブ16から構成されている。双耳用アセンブリ14は、ユーザ、通常は医師または他の医療従事者の耳に適合するように作られた2つのイヤーチップ18および20を有する。チューブ22および24はそれぞれ、イヤーチップ18および20に音響的に結合されている。イヤーチップ18および20は、ユーザの耳管内を効果的に密閉し、環境ノイズを排除する。チューブ22および24と接続チューブ16との結合部に位置するエンクロージャ34には、スピーカ（図示せず）が備えられている。スピーカは、チェストピース12により拾い上げられ、電気領域に変換および処理された聴診音を、アコースティック領域に変換し直す。そこで、チューブ22および24がそれぞれイヤーチップ18および20にアコースティック音を伝達する。

聴診器10の好ましい音伝達機構は、電子的システムである。電子的音伝達機構100の簡単なブロック図を図2に示す。音伝達機構100は、少なくとも1つのマイクロフォン102を含み、このマイクロフォンは体内からの聴診音を受け取り、この聴診音を電気信号に変換する音響変換器として機能する。他の実施例では、聴診器は2つまたは3つ以上のマイクロフォンを有する場合もあるが、当該システムは図示の都合上、1つのマイクロフォンで説明する。この電気信号は、プリアンプ/ハイパスフィルタ104により増幅およびフィルタ処理される。本電子聴診器の好ましい実施例は、ベルモードおよび振動板モードにおいて標準的なアコースティック聴診器に匹敵する周波数特性を有し、なおかつ、信号増幅、ノイズ低減、帯域幅拡大、迅速なモード選択など、電子聴診器でしか得られない各機能を備えるように設計されている。好ましい実施例では、フィルタTF1 106

10

20

30

40

50

、TF2 108およびTF3 110により、本電子聴診器の3つの異なる作動モードを選択することができる。さらに他のフィルタおよび/またはモードが、本発明の範囲を逸脱することなしに追加される可能性がある。標準的なアコースティック聴診器に匹敵する周波数特性は、フィルタTF2 108およびTF3 110により実現される。フィルタTF2 108は、標準的なアコースティック聴診器の振動板モードに匹敵し、フィルタTF3 110は標準的なアコースティック聴診器のベルモードに匹敵する。フィルタTF1 106は、広帯域周波数特性を備え、これにより、機械的心臓弁などにより生じるような高周波音を含む広範囲の周波数をユーザが聴取できる。こうした音はほとんどのアコースティック聴診器では聴取できない高周波域で発生することがある。

パワー/モードスイッチ130は、回路への電源投入とモード選択を、いずれも1回の操作で実施できるスイッチである。モードインジケータ134は、聴診器の今現在の作動モードをユーザに視覚表示する。スイッチングロジック132は、パワー/モードスイッチ130に接続されており、電子スイッチ112を制御する。電子スイッチは、ユーザへの出力を形成するためにどのフィルタが使用されているかを決定する。パワーアンプ114はフィルタ処理信号を受信し、その信号はスピーカ116を介してユーザに出力される。実施例によってはスピーカ116が1つ、2つ、または3つ以上のスピーカを含む場合があるが、本発明の範囲から逸脱するものではないことを理解されるものとする。

聴診器100の電力は、バッテリー装置124により供給される。一般に入手可能なAAAバッテリー、特にアルカリ電池が好ましい。バッテリー電力低下検知/停止回路126は、利用できるバッテリー電力を監視し、バッテリー電力が低下した時にはバッテリーインジケータ128で電力低下を示す。バッテリーの電圧が所定レベル(例えば1V)未満になると、バッテリー電力低下検知/停止回路126が本聴診器への電力供給を遮断する。

バッテリー装置の寿命を長引かせるため、事前選択時間にわたり本聴診器が使用されると、自動停止回路118が聴診器の電力供給を自動的に遮断する。ある実施例では、聴診器への電源投入後、事前選択時間が経過すると、自動停止回路が電力供給を遮断する。もしくは、最後にモードを変更した時から事前選択時間が経過すると、自動停止回路が電力供給を遮断する。電圧調整器122は、バッテリー電圧をさらに高い電圧(3.0Vが好ましい)へDC-DC変換し、聴診器の回路に供給される電圧を調整およびフィルタ処理する。

図3A、図3Bおよび図3Cは、それぞれフィルタTF1 106、TF2 108およびTF3 110の好ましい周波数特性を示す。フィルタTF2 108およびTF3 110はそれぞれ、理想振動板モードおよび理想ベルモードを備える。フィルタTF1 106は、付加的広帯域モードを備える。

理想ベルフィルタTF3 110の周波数特性を、図3Cに示す。理想振動板フィルタTF2 108の周波数特性を、図3Bに示す。図3Bおよび図3Cに示すように、また以下でさらに詳細に説明するように、フィルタTF2 108およびTF3 110の周波数特性は、好ましくスペクトル分離されている。フィルタTF1 106の周波数特性は、図3Aに示すように、広帯域周波数特性を備える。広帯域モードは、広いスペクトル帯域内にある体内音および他の高周波音を通す。

理想的なベルモードおよび振動板モードは、生物学的関心音の周波数範囲全体を対象とすべきである。心音、呼吸音、胎音、コロトコフ音、および他の生物学的関心音の周波数は、約20~2000Hzの周波数範囲全体にわたり存在する。ユーザが様々な周波数の関心音をより一層容易に聞き分けることができるように、理想ベルモードおよび理想振動板モード各々がこの周波数範囲全体の別の部分をエンファサイズする。

好ましい実施例では、理想振動板モードおよび理想ベルモードは各々が、エンファサイズド通過帯域およびデエンファサイズド通過帯域を含む全通過帯域を有する。理想振動板モードでは、好ましいエンファサイズド通過帯域は約200~500Hzの範囲にあり、好ましいデエンファサイズド通過帯域は約20~200Hzの範囲にある。理想ベルモードでは、好ましいエンファサイズド通過帯域は約20~100Hzの範囲にあり、好ましいデエンファサイズド通過帯域は約100~500Hzの範囲にある。エンファサイズド通過帯域とデエンファサイズド通過帯域とを区別するため、エンファサイズド通過帯域の相

10

20

30

40

50

対振幅がデエンファサイズ通過帯域の相対振幅よりも大きいことが好ましい。

理想振動板モードは、一部の低周波音を保存しながら高周波音をエンファサイズする。このようにして、理想振動板モードは、低周波音により高周波音（心雑音など）のマスクングを最小限に抑える。図3Bに示すように、約200～500Hzの範囲の周波数はエンファサイズされ、約20～200Hzの範囲の周波数は保存されるが振幅が低下する。理想振動板モードで約200～500Hzの範囲の周波数をエンファサイズするため、エンファサイズ通過帯域の相対振幅は、結果としての差をユーザが知覚できるほど、デエンファサイズ通過帯域の相対振幅よりも十分に大きく、またデエンファサイズ通過帯域の減衰は、ユーザがデエンファサイズ周波数をまだ聴取できるほど十分に小さい。この目的のため、エンファサイズ通過帯域の相対振幅は、デエンファサイズ通過帯域よりも約5～15dB大きい範囲にあるときが適切であり、好ましい相対振幅は約10dBである。

10

反対に、理想ベルモードは一部の高周波音を保存しながら低周波音をエンファサイズする。このようにして、理想ベルモードは、より高い周波数に存在する他の音による低周波音の音響心理学的「マスクング」を最小限に抑え、診療聴診上の必要を支援することができる。図3Cに示すように、約20～100Hzの範囲の周波数はエンファサイズされ、約100～500Hzの範囲の周波数は保存されるが振幅が低下する。理想ベルモードで約20～100Hzの範囲の周波数をエンファサイズするため、エンファサイズ通過帯域の相対振幅は、結果としての差をユーザが知覚できるほど、デエンファサイズ通過帯域の相対振幅よりも十分に大きく、またデエンファサイズ通過帯域の減衰は、ユーザがデエンファサイズ周波数をまだ聴取できるほど十分に小さい。この目的のため、エンファサイズ通過帯域の相対振幅は、デエンファサイズ通過帯域よりも約5～15dB大きい範囲にあるときが適切であり、好ましい相対振幅は約10dBである。

20

理想ベルモードおよび理想振動板モードでは、約500～1000Hzの範囲における減衰は約12dB/オクターブであり、約1000Hzを超える範囲では約18dB/オクターブである。人の耳は高い周波数の方に敏感であるため、比較的大きな減衰を有するとしても、理想ベルモードおよび理想振動板モードでは、ユーザは約500Hzを超える周波数範囲に存在する音も聴取することができる。低周波数の手の震え、外部ノイズ、電子ノイズなどの他の環境音による体内音の汚染を無くすため、理想ベルモードおよび理想振動板モードでの全通過帯域は約20～1000Hzに、広帯域モードでは約20～2000Hzに制限されている。

30

図3Bおよび図3Cに示すように、理想ベルモードおよび理想振動板モードの周波数特性の「クロスオーバー」周波数は、約100～200Hzの範囲にある。この範囲における6～12dB/オクターブの相対減衰が、他の同時存在音およびスペクトル隣接音による診断上重要な音のマスクングを抑止するために好ましい。

理想振動板モードおよび理想ベルモードにおけるエンファサイズ通過帯域およびデエンファサイズ通過帯域によって、電子聴診器の理想ベルモードおよび理想振動板モードがスペクトル分離される。理想ベルモードおよび振動板モードのスペクトル分離により、ユーザが様々な関心音をより一層容易に聞き分けることができる。理想振動板モードおよび理想ベルモードのデエンファサイズ周波数を保存したデエンファサイズ周波数のスペクトル分離によって、全体的に本電子聴診器の音質が、一般に狭帯域機器ではない優れたアコースティック聴診器の音質に匹敵するとの印象が得られる。それぞれ理想振動板モードおよび理想ベルモードにより提供される高周波音または低周波音のマスクングの低減は、関心音がより一層明瞭になることを意味し、より一層有効なスクリーニングおよび診断につながる。

40

図3Aに示すように、広帯域モードは、通過帯域内の全周波数にわたって類似のゲインを有しつつ、100Hz未満ではわずかに（例えば3～5dB）デエンファシスが施されているような、広い音帯域を備えるのが好ましい。広帯域モードは、従来のアコースティック聴診器では得られない特性を備えており、不自然な心臓弁などから発生する一部の高周波音などの音をユーザが聴取することができる。こうした音は、従来のアコースティック

50

聴診器では聴取できない。最初のスクリーニングでは広帯域モードで聴診を始め、ユーザが最も関心のある周波数範囲を特定した後に、理想ベルモードまたは振動板モードを選択することができる。さらに、広帯域モードは、外部コンピュータによりデータ収集する場合やディスプレイ装置を併用する場合に好ましいと思われる。データ収集システムは、ソフトウェアで様々な周波数特性を選択することができ、これら各種の特性をディスプレイおよび操作することができる。音声の再生および操作も可能である。こうした用途では、より一層広い帯域幅を通るため、広帯域モードが良いと思われる。しかし、データ収集システム、ディスプレイ、音声再生などは、理想振動板モード、理想ベルモード、および広帯域モードのいずれでも使用できることは理解されるものとする。

上記の各作動モードは、明確に異なり、かつ有益な音処理モードを提供する。理想ベルモードおよび振動板モードは、従来の聴診器よりもスペクトル分離性が良く、このためユーザが様々な関心音をより一層容易に聞き分けることができる。従来のアコースティック聴診器は通常、アコースティック共鳴が存在するため、ベルノ振動板クロスオーバー帯域外の均一な相対減衰が欠如している。また、従来のアコースティック聴診器でベルモードと振動板モードとを切り替えるには、一般に空気弁のエンゲージやチェストピースの反転などに手を大きく動かす必要があった。これに対し、本発明の様々な転送機能は、簡単かつ容易に操作できるパワーノモードスイッチ130により迅速に選択することができる。したがって、ベルモードと振動板モードの切り替えのためにチェストピースの位置を変える必要がない。さらに、広帯域モードでは、発せられるあらゆる体内音を聴取することができ、また当該モードは、例えばコンピュータによるデータ収集およびディスプレイ装置との併用、あるいはアンプやスピーカ装置の併用にも望ましい。最後に、体内音のフィルタリングは電子的に行なわれるため、初期の非電子的な組立てと比べて、製造工程がより一層精密で、かつ再現性がある。

第4図は、本電子聴診器のさらに詳細な電気概略図を示す。電氣的な聴診音は、マイクロフォン102から受信され、作動アンプIC3の一部分と関連回路部品とから成るプリアンプノハイパスフィルタ104に入力される。信号は次にフィルタTF1 106、TF2 108およびTF3 110それぞれに入力される。必要な場合には、フィルタTF1 106の低周波数特性を調節するために、コンデンサーC4を使用してもよい。デジタルフィルタ（例えば、有限インパルス応答(FIR)フィルタ）、デジタル信号処理(DSP)方式のフィルタ、またはアナログフィルタセクションで、フィルタリングは行なわれる。好ましい実施例では、フィルタTF2 108およびTF3 110はいずれも、二次均一ゲインアナログフィルタを使用することが好ましく、この二次セクションからの信号はアナログ総和レジスタ(TF2 108にはR37およびR41、TF3 110にはR3およびR1)と組み合わせられる。二次均一ゲインアナログフィルタは、望ましい転送機能を実現するための、とりわけ簡単かつ経済的な方法である。このような均一ゲインセクションは非常に鋭いカットオフを有し、また長いフィルタ素子連鎖内での望ましくない「ゲインビルドアップ」を防止することもでき、これにより非線形飽和作用および歪みが起こる可能性を低減する。二次フィルタは、望ましくない環境ノイズ（例えば、声、空調器ノイズなど）の存在を最小限に抑える。これまでに使用されていた低次フィルタ（通常は単極だけを有する）は、「環境ノイズ」汚染を無くすには有効ではなかった。また、これまでのフィルタ回路では単純なローパスまたはハイパス効果の実現が目的とされており、本発明のような整形転送機能が目的ではなかった。

本聴診器の全周波数特性は、マイクロフォン、スピーカ、チューブなど他の部品による影響も受ける。本聴診器の全周波数特性に望ましくない影響を及ぼす可能性のあるこれらに対しては、レジスタR1、R3、R37およびR41を調整して、これら他の部品により生じる変動を補償することができる。こうした調整によって、全体的な周波数特性がフィルタの特性に近づく。

電子スイッチ112は、3つのフィルタ出力のうちのどれがパワーアンプ114に届いているか判定する。電子スイッチ112は、Philips社の部品番号74LV4066Dのカッドアナログスイッチを使用するのが好ましい。電子スイッチ112は、順次スイ

10

20

30

40

50

ッティング回路 132 により制御され、当該回路はパワー／モードスイッチ 130 により制御される。パワー／モードスイッチ 130 は 1 つの押しボタンスイッチであるのが好ましく、スイッチング回路 132 と組み合わせることにより、聴診器への電源投入、モード選択、聴診器の電源遮断を 1 つの押しボタンスイッチで行なうことができる。スイッチング回路 132 はデュアル D フリップフロップ IC 8、トランジスタ Q2 および Q3、および関連回路部品を含むのが好ましく、当該スイッチング回路がパワー／モードスイッチ 130 の押し下げを追跡し、スイッチ 112 に適切な連続的制御を与える。モードインジケータ 134 は、3 つの高性能 LED と関連回路部品から成り、その各々が、フィルタ回路 TF1 106、TF2 108、または TF3 110 が備える 3 つの作動モード、それぞれ広帯域モード、振動板モード、またはベルモードのいずれか 1 つを指示するのが好ましい。

10

選択されたフィルタ信号は、1000 Hz ローパスフィルタを通過し、電子ノイズを減衰し、さらに環境ノイズの振幅を低減する。パワーアンプ 114 は低電力音声増幅器であり、差動スピーカ出力をスピーカ 116 に供給する。パワーアンプには、Motorola 社の部品番号 MC34119「低電力音声増幅器」を使用するのが好ましい。

回路の電力供給には、1 つの一般に入手可能な AAA バッテリー 124 を使用するのが好ましい。電圧調整器 122 はバッテリーからの電力、またフィルタからの電力も DC - DC 変換し、回路に供給された電圧を調整する。好ましい実施例では、電圧調整器 122 は、Micro Linear 社の部品番号 ML4890 の「高性能ローリプルブースト調整器」を使用した集積回路である。

20

電圧調整器 122 は、AAA バッテリーからの広範囲の電圧（エネルギー）で、また 1.0 V 程度の、場合によっては 0.8 V 程度の低い電圧で、あるいはバッテリーの品質低下または棚ざらし老化に伴う様々な電力範囲で、の作動が可能である。電圧調整器 122 は、音質およびゲインがバッテリー状態や電圧の影響を受けないように、聴診器に一定の電圧を供給する。したがって、本聴診器は、バッテリー電源の寿命末期に非常に有効となる。電圧調整器 122 はさらに、DC - DC 変換器、バッテリー、またはバッテリー接続装置から発生するスイッチングノイズおよびリプルノイズ、また本聴診器の音質に悪影響を及ぼし得るその他のノイズを分離するパッファおよびフィルタとしても機能する。

他の実施例では、電圧調整器 122 は、DC - DC ステップアップ変換器を線形調整器に直列に接続して使用する。DC - DC 変換機は、線形調整器を駆動して、調整済み出力のスイッチングノイズおよびリプルノイズを低減する。この実施例では、電圧調整器 122 の出力ノイズが 5 mV にまで効果的に低減される。このように、線形調整器は、音質およびゲインがバッテリー状態や電圧の影響を受けないように、聴診器に一定のフィルタ処理電圧を供給する。

30

可変レジスタ R19 により、ユーザは、聴診器を介して聴取する体内音の音量を調節することができる。可変レジスタ R19 により得られる中間範囲のゲインはほぼ均一である（すなわち、アコースティック聴診器とは異なり、入力信号の増幅も減衰もない）。このため、少なくとも 1 つの音量設定で、出力レベルが従来のアコースティック聴診器とほぼ同等であるような聴覚範囲の性能を、電子聴診器で実現することができる。ユーザの関心音聴取力をさらに高めるため、可変レジスタ R19 によって、振幅、したがってスピーカ 116 の信号出力の音量を、増大（増幅）または沈静（減衰）することができる。

40

バッテリー電力低下検知／停止回路 126 には、Seko 社の部品番号 S-8051 ANR-NB の 1.15 V 検電器を使用するのが好ましい。この検電器は、関連回路部品と組み合わせて、バッテリー 124 の出力電力をモニターするものである。電力レベルの低下（例えば、好ましい実施例で 1.15 V 未満）が検知されると、バッテリー電力低下ライト 128 が点灯して、バッテリー電力が低下していること、またバッテリーを交換した方がよいことをユーザに知らせる。他の実施例では、バッテリー電圧が 1.0 V 未満になると、バッテリー電力低下検知／停止回路 126 が聴診器への電力供給を遮断する。

自動停止回路 118 は、事前選択時間にわたり聴診器が使用されない場合に、自動的に聴診器への電力供給を遮断する。カウンター IC 7 は、トランジスタ Q1 を介してパワー／

50

モードスイッチ 130 に接続されている。聴診器に電源投入する度に、カウンタ IC 7 がリセットされ、事前選択時間に相当する数までのカウントアップが開始される。他の実施例では、パワー/モードスイッチ 130 を押す度に、カウンタ IC 7 がリセットされ、事前選択時間に相当する数までのカウントアップが開始される。好ましい実施例での事前選択時間は約 3 分である。好ましい実施例では、Q 1 を介してカウンタ出力 Q 13 を電圧調整器 122 の停止ピンに接続する。カウンタがカウントアップしてしまうと、出力 Q 13 がハイになり、電圧調整器 122 が停止され、回路からの電力供給が遮断される。

第 5 図は、好ましい聴診器チェストピース 12 を示す。チェストピース 12 は中央隆起部 26、押込み把持面 28 および 30 を含むのが好ましい。当該押込み把持面に、突起縁 28 および 31 ならびに面 32 を組み合わせることにより、押込みくぼみが形成され、これによってユーザが親指とその他の 1 本または 2 本以上の指とを用いて安全かつ容易に、また快適にチェストピースを把持することができる。好ましい聴診器チェストピース 12 については、同一日付で出願された、同時係属出願であり通例譲渡の米国特許出願「人間工学的聴診器チェストピース」に詳しく述べられている。これは、ここでは引例として記載している。

10

チェストピース 12 は、パワー/モードスイッチ 130 と、上記のように聴診器の音量を調節するための回転式調節つまみ 58 とを含む。モードインジケータ 134 は、LED 62、64 および 66 であるのが好ましい。もしくは、モードインジケータ 134 は、電力消費量をさらに低減するため、小さな LCD または他のタイプの表示画面である。LED 62、64 および 66 はそれぞれ、好ましい 3 つの作動モード、理想振動板モード、理想ベルモード、および広帯域モード各々の 1 つと関連している。聴診器の今現在の作動モードに関連した LED 62、64 または 66 が点灯して、聴診器の今現在の作動モードについてユーザに視覚表示する。

20

典型的な実施例を図示する目的で、特定の実施例について図示および説明したが、技術精通者には、各種の変更および/または同目的を達成するために考えられる相応の使用例が、ここに図示および説明された特定の実施例に代わることがあることは理解されるであろう。別の機器実施例が、ここに図示および説明された特定の実施例に代わる可能性があることは理解されるものとする。回路は、例えば、1 つのハイブリッドまたはモノリシック集積回路を使用する場合がある。技術精通者は、本発明が各種の使用例で利用できることを容易に認めるであろう。本使用法は、ここで述べた好ましい実施例のあらゆる応用または変化形態に対応するものである。したがって、本発明は、請求項およびそれと同等の記載により定められるものとする。

30

【図 1】

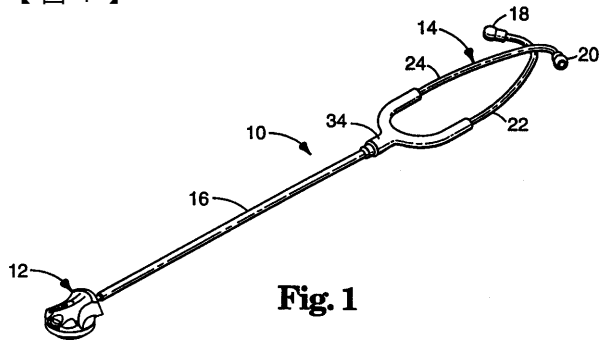


Fig. 1

【図 2】

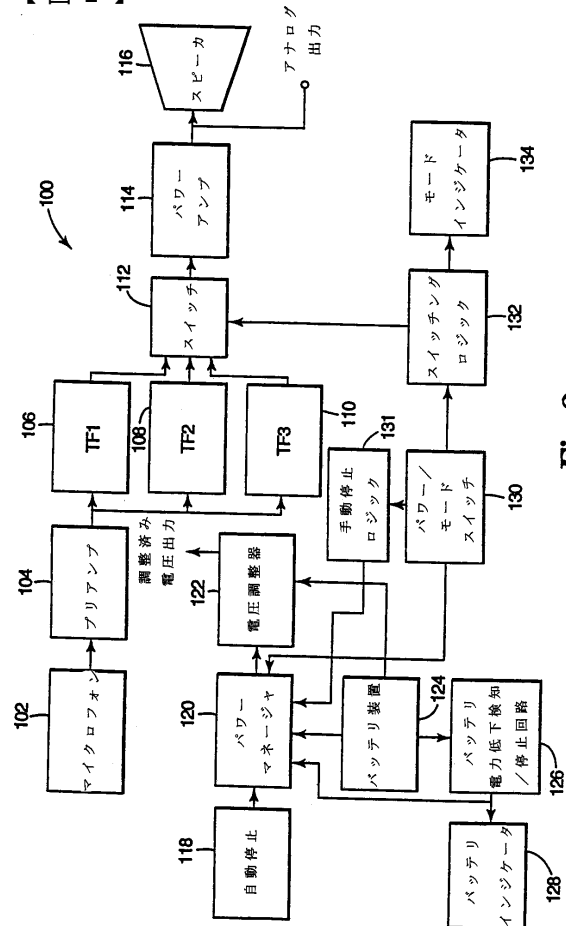


Fig. 2

【図 3 A】

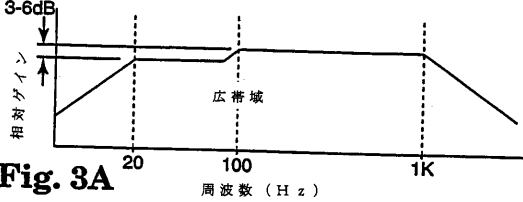


Fig. 3A

【図 3 B】

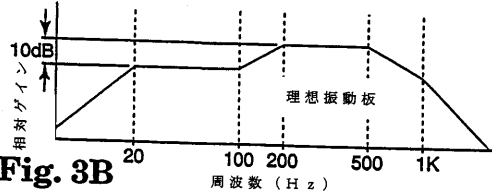


Fig. 3B

【図 3 C】

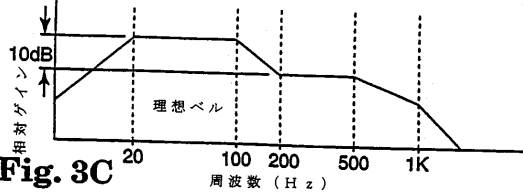


Fig. 3C

【図 4】

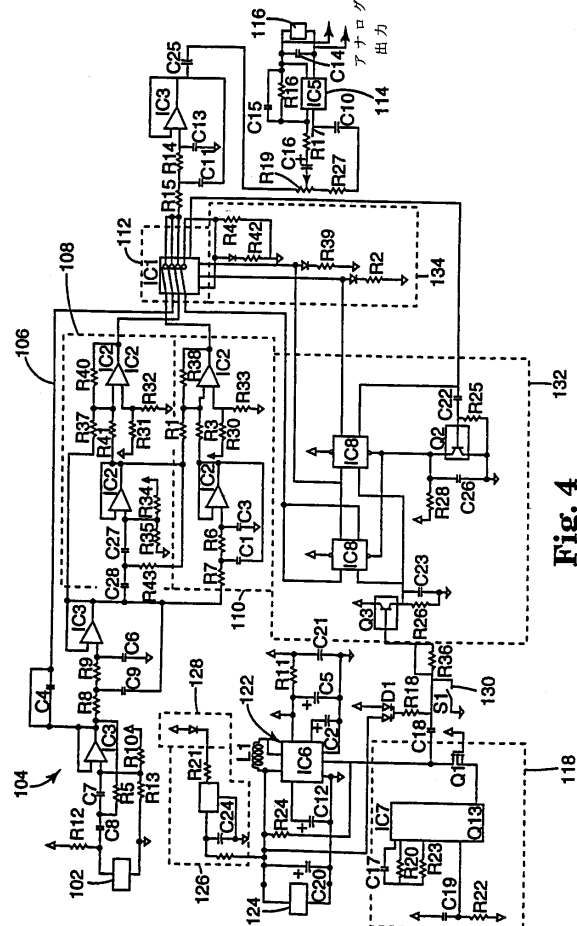


Fig. 4

【 図 5 】

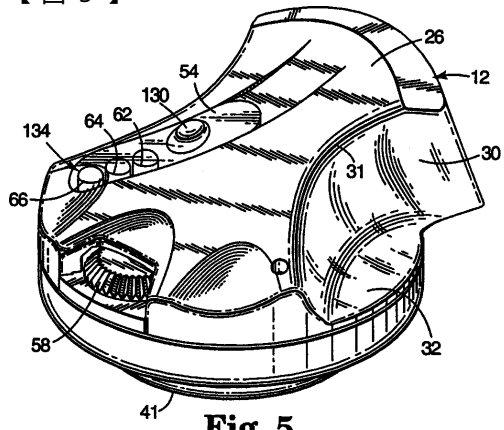


Fig. 5

フロントページの続き

- (72)発明者 ダイケン, アラン, ピー.
アメリカ合衆国, ミネソタ 5 5 1 3 3 3 4 2 7, セントポール, ポスト オフィス ボックス
3 3 4 2 7
- (72)発明者 ダフレスネ, ジョエル, アール.
アメリカ合衆国, ミネソタ 5 5 1 3 3 3 4 2 7, セントポール, ポスト オフィス ボックス
3 3 4 2 7
- (72)発明者 ハルス, ダニエル, ブイ.
アメリカ合衆国, ミネソタ 5 5 1 3 3 3 4 2 7, セントポール, ポスト オフィス ボックス
3 3 4 2 7

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 特開平06-181920(JP, A)
特開昭62-148653(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 7/04