

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-45793

(P2014-45793A)

(43) 公開日 平成26年3月17日 (2014.3.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 7/04 (2006.01)	A 6 1 B 7/04 X	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07 1 0 0	
	A 6 1 B 7/04 V	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 22 頁)		

(21) 出願番号 特願2012-188800 (P2012-188800)
 (22) 出願日 平成24年8月29日 (2012.8.29)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. Z I G B E E

(71) 出願人 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100095957
 弁理士 亀谷 美明
 (74) 代理人 100096389
 弁理士 金本 哲男
 (74) 代理人 100101557
 弁理士 萩原 康司
 (74) 代理人 100128587
 弁理士 松本 一騎
 (72) 発明者 浅田 宏平
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

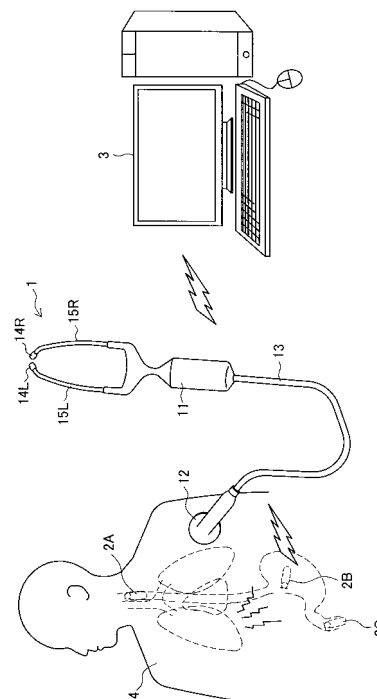
(54) 【発明の名称】 信号処理システム、信号処理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】診断に用いられる体内音をより効果的に取得することが可能な信号処理システム、信号処理装置及びプログラムを提供する。

【解決手段】体腔外において、体腔内の所定部位の第1のオーディオ信号を検出する第1の検出部と、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第2のオーディオ信号を検出する第2の検出部と、前記第1のオーディオ信号および前記第2のオーディオ信号に基づいて、第3のオーディオ信号を生成する生成部と、を備える、信号処理システム。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と、
体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部と、

前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号に基づいて、第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、
を備える、信号処理システム。

【請求項 2】

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入されるカプセル型医療装置である、請求項 1 に記載の信号処理システム。

【請求項 3】

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入される内視鏡型医療装置である、請求項 1 に記載の信号処理システム。

【請求項 4】

前記信号処理システムは、

複数の前記第 2 の検出部を備える、請求項 1 に記載の信号処理システム。

【請求項 5】

前記生成部は、前記第 1 の検出部と前記所定部位との間の距離と、前記第 2 の検出部と前記所定部位との間の距離とに基づいて、前記第 1 のオーディオ信号と前記第 2 のオーディオ信号との時間差を補正した上で、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、請求項 1 に記載の信号処理システム。

【請求項 6】

前記生成部は、時間差を補正した前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号から、前記所定部位が発するオーディオ信号を分離することで、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、請求項 5 に記載の信号処理システム。

【請求項 7】

前記信号処理システムは、

前記第 3 のオーディオ信号を符号化する符号化部と、

前記符号化部により符号化された第 3 のオーディオ信号を外部装置に送信する送信部と

をさらに備える、請求項 1 に記載の信号処理システム。

【請求項 8】

前記信号処理システムは、前記第 1 の検出部の位置に応じて、過去に前記外部装置が受信し蓄積した第 3 のオーディオ信号を前記外部装置から受信する受信部をさらに備える、請求項 7 に記載の信号処理システム。

【請求項 9】

前記信号処理システムは、前記生成部により生成した第 3 のオーディオ信号または前記受信部により受信した第 3 のオーディオ信号を再生する再生部をさらに備える、請求項 8 に記載の信号処理システム。

【請求項 10】

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と

前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部により検出された第 2 のオーディオ信号とに基づいて、第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、
を備える、信号処理装置。

【請求項 11】

前記信号処理装置は、電子聴診装置であって、

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入されるカプセル型医療装置である、請求項 10 に記載の信号処理装置。

【請求項 12】

前記信号処理装置は、電子聴診装置であって、

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入される内視鏡型医療装置である、請求項 10 に記載の信号処理装置。

【請求項 13】

前記生成部は、前記第 1 のオーディオ信号と、複数の前記第 2 の検出部により検出された複数の前記第 2 のオーディオ信号とに基づいて、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、請求項 10 に記載の信号処理装置。

10

【請求項 14】

前記生成部は、前記第 1 の検出部と前記所定部位との間の距離と、前記第 2 の検出部と前記所定部位との間の距離とに基づいて、前記第 1 のオーディオ信号と前記第 2 のオーディオ信号との時間差を補正した上で、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、請求項 10 に記載の信号処理装置。

【請求項 15】

コンピュータに、

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと、

体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出するステップと

20

、
前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号より、第 3 のオーディオ信号を生成するステップと、
を実行させるためのプログラム。

【請求項 16】

コンピュータに、

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと、

前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において検出された、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号とにより、第 3 のオーディオ信号を生成するステップと、
を実行させるためのプログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、信号処理システム、信号処理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

以前より、不整脈、心雑音、喘息等の診察のために体外から体内の音を聞くための聴診器が用いられていたが、近年、内視鏡の挿入部先端等に音声を検知するための手段を設け、体腔内の画像と共に、体内の音を検出するマイクロフォン付内視鏡が提案されている。

【0003】

40

具体的には、例えば下記特許文献 1 では、体腔内を撮像可能な内視鏡の挿入部先端まで導光する光ファイバに装着する光ファイバ・マイクロフォンを備える内視鏡装置が開示されている。また、下記特許文献 2 では、内視鏡挿入部先端に設けられたマイクロフォンで生成された音声信号を、TV モニタに送りそのスピーカーから音声を出力する内視鏡装置が開示されている。

【0004】

また、下記特許文献 3 では、骨伝導によって伝播される音声を集音可能な骨伝導方式のマイクロフォンと接続する内視鏡装置が開示されている。また、下記特許文献 4 では、挿入部の先端部にマイクロフォンを設けることで、体腔内の音波などの振動を正確に拾うことができる内視鏡装置が開示されている。

50

【 0 0 0 5 】

また、下記特許文献 5 では、内視鏡の挿入部先端に着脱可能なマイクユニットを備える内視鏡装置が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開昭 5 9 - 1 6 8 8 3 2 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開平 0 8 - 1 2 6 6 0 3 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 1 - 1 0 4 2 4 9 号 公 報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 0 5 - 8 7 2 9 7 号 公 報

【 特許文献 5 】 特開 2 0 0 6 - 1 5 8 5 1 5 号 公 報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

ここで、上述したいずれの内視鏡装置も、体腔内を撮像する想像部がメイン機能であって、体内音を検出するマイクロフォンは付屬的に設けられたものであった。したがって、マイクロフォンで生成された音声信号は、そのまま外部装置（体腔内の撮像画像を表示するテレビジョン等）に送られ、外部装置のスピーカーから音声として出力されるのみであった。また、体腔内で集音された体内音と、聴診器によって体腔外から集音された体内音との組み合わせについても、何ら開示されていなかった。

20

【 0 0 0 8 】

しかしながら、体内音は疾病判断には重要な要素であるので、病状の正確な把握、異常部（患部）の早期発見等のために、より正確な体内音を診断に用いることができるよう効果的に処理することが求められる。

【 0 0 0 9 】

そこで、本開示では、診断に用いられる体内音をより効果的に取得することが可能な信号処理システム、信号処理装置及びプログラムを提案する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本開示によれば、体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部と、前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号に基づいて、第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、を備える、信号処理システムが提供される。

30

【 0 0 1 1 】

また、本開示によれば、体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と、前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部により検出された第 2 のオーディオ信号とに基づいて、第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、を備える、信号処理装置が提供される。

40

【 0 0 1 2 】

また、本開示によれば、コンピュータに、体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出するステップと、前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号より、第 3 のオーディオ信号を生成するステップと、を実行させるためのプログラムが提供される。

【 0 0 1 3 】

また、本開示によれば、コンピュータに、体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと、前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において検出された、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号とにより、第 3 のオーディオ信

50

号を生成するステップと、を実行させるためのプログラムが提供される。

【発明の効果】

【0014】

以上説明したように本開示によれば、診断に用いられる体内音をより効果的に取得することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本開示の実施形態に係る集音システムの概要を説明するための説明図である。

【図2】第1の実施形態に係るカプセルの構成を示した説明図である。

【図3】第1の実施形態に係る信号処理部の内部および周辺の構成を示した説明図である。
10

【図4】第1の実施形態に係る聴診装置の構成を示した説明図である。

【図5】第1の実施形態に係る信号処理部の内部および周辺の構成を示した説明図である。
10

【図6】第1の実施形態に係る集音システムの動作処理を示すシーケンス図である。

【図7】第1の実施形態に係るカプセル、集音部、および目的部位の位置関係を説明するための説明図である。

【図8】第1の実施形態に係る双方参照型ノイズリダクション部による時間差補正処理の一例を説明するための説明図である。

【図9】第1の実施形態に係る目的音抽出部による目的音生成処理の一例を説明するための説明図である。
20

【図10】第2の実施形態に係る集音システムの動作処理を示すシーケンス図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0017】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 本開示の一実施形態に係る信号処理システムの概要
30

2. 各実施形態

2-1. 第1の実施形態

(2-1-1) カプセルの構成

(2-1-2) 聴診装置の構成

(2-1-3) 動作

(2-1-4) 効果

2-2. 第2の実施形態

(2-2-1) 動作

(2-2-2) 効果

3. まとめ
40

【0018】

<< 1. 本開示の一実施形態に係る信号処理システムの概要 >>

本開示は、一例として[2-1. 第1の実施形態]～[2-2. 第2の実施形態]において詳細に説明するように、多様な形態で実施され得る。また、各実施形態による集音システム(信号処理システム)は、

A. 体腔外において、体腔内の所定部位の第1のオーディオ信号(体腔外信号)を検出する第1の検出部(集音部12)と、

B. 体腔内において、当該体腔内の所定部位の第2のオーディオ信号(体腔内信号)を検出する第2の検出部(カプセル2)と、

C. 前記第1のオーディオ信号および前記第2のオーディオ信号に基づいて、第3のオー
50

ディオ信号（目的信号）を生成する生成部（信号処理部 130）と、
を備える。

【0019】

以下では、まず、このような各実施形態において共通する集音システムの基本構成について、図1～2を参照して説明する。

【0020】

図1は、本開示の実施形態に係る集音システムの概要を説明するための説明図である。図1に示したように、集音システムは、聴診装置1、被検体4に飲み込まれる等して体内に導入されるカプセル型医療装置2（以下、カプセル2とも称す）、および外部装置3を含む。なお、集音システムは、複数のカプセル2（2A、2B、2C）を含んでもよい。また、カプセル2は、通信機能を有し、体外の聴診装置1とデータの送受信を行うことが可能である。そして、聴診装置1も同様に通信機能を有し、外部装置3とデータの送受信を行うことが可能である。

10

【0021】

また、図1に示したように、聴診装置1は、本体部11、集音部12、ケーブル13、イヤー部14、および耳管部15を含む。集音部12は、体表面に接触することで、体腔外において体内音を集音する。そして、ケーブル13は、集音部12が集音した体内音を本体部11に伝達する。一方で、カプセル2は、体腔内において体内音を集音する。そして、カプセル2は、体腔内において集音した体内音を、カプセル2との通信機能を有する本体部11に送信する。

20

【0022】

本体部11は、カプセル2が体腔内において集音した体内音と、集音部12が体腔外において集音した体内音とを組み合わせ、観測対象である所定部位（目的部位）の音（目的音）を生成する。耳管部15L、15Rは、本体部11が生成した目的音をイヤー部14L、14Rに伝達する。そして、イヤー部14L、14Rは、耳管部15L、15Rにより伝達された目的音を出力する。

【0023】

なお、本明細書において、体内音とは、体内で発生する音であって、例えば心音、呼吸音、脈拍、および腸音等を示す。また、目的部位とは、例えば心臓、肺、腸管等の内臓を示す。

30

【0024】

また、本体部11は、生成した目的音を外部装置3に送信し、外部装置3に目的音を記録させてもよい。また、聴診装置1は、外部装置3に蓄積されている過去の目的音を受信して再生することもできる。

【0025】

以下、このような本開示による集音システムについて複数の実施形態を挙げて詳細に説明する。なお、以下に説明する各実施形態において、本開示による第1の検出部（集音部12）を有する信号処理装置の一例として、電子聴診装置を用いる。また、本開示による第2の検出部の一例としてカプセル型医療装置を用いるが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、第2の検出部は、内視鏡型医療装置であってもよい。また、図1に示したように、本開示による外部装置3の一例としてPC（Personal Computer）を示したが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、外部装置3は、サーバ、スマートフォン、PDA（Personal Digital Assistants）、ノートPC、携帯電話、携帯用音楽再生装置、携帯用映像処理装置または携帯用ゲーム機器等であってもよい。

40

【0026】

<<2. 各実施形態>>

<2-1. 第1の実施形態>

本実施形態によれば、カプセル2が体腔内において集音した体内音と、聴診装置1が体腔外において集音した体内音とを組み合わせることで、体腔内の目的部位が発した目的音

50

をより鮮明に生成することが可能である。以下、図 2 ~ 5 を参照し本実施形態による集音システムに含まれるカプセル 2 および聴診装置 1 の構成を順次説明する。

【 0 0 2 7 】

[2 - 1 - 1 . カプセル 2 の構成]

カプセル 2 は、上述したように、被検体 4 の体腔内において、体内音を集音し、聴診装置 1 に送信する。このとき、カプセル 2 は、集音した体内音に対して所定の信号処理を行った上で送信してもよい。例えば、体内音の観測対象として所定部位や臓器などの目的部位が特定されている場合、他の部位や臓器から発せられる音は不要なノイズとなる。そこで、不要なノイズを低減して S / N 比 (s i g n a l / n o i s e : 信号雑音比) を向上させるために、カプセル 2 は、集音した体内音に対する信号処理として、帯域制限等を行ってもよい。このような帯域制限等の信号処理を行うカプセル 2 の構成について、図 2 を参照して説明する。

10

【 0 0 2 8 】

図 2 は、第 1 の実施形態に係るカプセル 2 の構成を示した説明図である。図 2 に示したように、カプセル 2 は、集音部 2 0、アンプ 2 1、ADC (A n a l o g D i g i t a l C o n v e r t e r) 2 2、信号処理部 2 3、および通信部 2 4 を有する。

【 0 0 2 9 】

(集音部)

集音部 2 0 は、マイクロフォンとしての機能を有する。集音部 2 0 は、体腔内において、体内音を集音 (検出) し、オーディオ信号として出力する検出部である。また、集音部 2 0 は、指向性を有し、目的部位方向からの音声のみを集音してもよい。なお、以下では、集音部 2 0 が検出したオーディオ信号を、体腔内信号と称する。

20

【 0 0 3 0 】

(アンプ)

アンプ 2 1 は、オーディオ信号を増幅する機能を有する。アンプ 2 1 は、集音部 2 0 から出力された体腔内信号を増幅して出力する。

【 0 0 3 1 】

(ADC)

ADC 2 2 は、アナログ電気信号をデジタル電気信号に変換する電子回路である。ADC 2 2 は、アンプ 2 1 から出力された体腔内信号を、アナログ信号からデジタル信号に変換して出力する。

30

【 0 0 3 2 】

(信号処理部)

信号処理部 2 3 は、オーディオ信号に対して所定の信号処理を行う機能を有する。信号処理部 2 3 は、ADC 2 2 から出力された体腔内信号に対して所定の信号処理を行い、出力する。信号処理部 2 3 は、例えば DSP (D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s o r)、または MPU (M i c r o - P r o c e s s i n g U n i t) 等の演算装置により実現されてもよい。ここで、図 3 を参照し、信号処理部 2 3 の具体的な構成について詳細に説明する。

【 0 0 3 3 】

40

図 3 は、第 1 の実施形態に係る信号処理部 2 3 の内部および周辺構成を示した説明図である。図 3 に示したように、信号処理部 2 3 は、帯域制限デジタルフィルタ部 2 3 1、ノイズリダクション部 2 3 2、D - r a n g e 制御処理部 2 3 3、およびオーディオ信号エンコーダ部 2 3 5 を含む。また、カプセル 2 は、さらにセンサ群 2 5 および現在位置推定部 2 6 を含む。

【 0 0 3 4 】

(センサ群)

センサ群 2 5 は、例えば圧力センサ、触覚センサ、撮像センサ、加速度センサ、または pH センサ等により構成され、カプセル 2 の周辺の体腔内部の状態を検知する。

【 0 0 3 5 】

50

(現在位置推定部)

現在位置推定部 2 6 は、センサ群 2 5 により検知された各センサ値 (p H 値等) に基づいて、カプセル 2 が現在どの部位、どの内臓内にいるのかを推定し、推定結果を現在位置情報として出力する。なお、本明細書において、位置は絶対位置を指すものとして説明するが、被検体 4 の所定部位または所定の装置等からの相対位置としてもよい。

【 0 0 3 6 】

(通信部)

通信部 2 4 は、データを無線で送受信する機能を有する。例えば、通信部 2 4 は、信号処理部 2 3 から出力された体腔内信号、現在位置推定部 2 6 から出力された現在位置情報、およびセンサ群 2 5 が出力したセンサ値等を無線送信する。また、通信部 2 4 は、集音部 2 0 から集音され、アンプ 2 1 および A D C 2 2 を介した体腔内信号、現在位置情報およびセンサ値等を無線送信してもよい。なお、通信部 2 4 の通信方式は特に限定せず、例えば W i F i 、 B l u e t o o t h (登録商標) 、 Z i g B e e 等であってもよい。

【 0 0 3 7 】

(帯域制限デジタルフィルタ部)

帯域制限デジタルフィルタ部 2 3 1 (D i g i t a l F i l t e r : 以下、帯域制限 D F 部とも称する) は、所定の周波数帯域のオーディオ信号を低減または通過させる機能を有する。帯域制限 D F 部 2 3 1 は、A D C 2 2 から出力された体腔内信号のうち、所定の周波数帯域を通過させることで、S / N 比を向上させることができる。また、帯域制限 D F 部 2 3 1 は、B P F (B a n d - P a s s F i l t e r) 、L P F (L o w - P a s s F i l t e r) 、および H P F (H i g h - P a s s F i l t e r) 等がデジタル化されたものであって、急峻なフィルタや、直線位相フィルタ等の高精度な制御が可能となる。

【 0 0 3 8 】

(ノイズリダクション部)

ノイズリダクション部 2 3 2 (N o i s e R e d u c t i o n : 以下、N R 部 2 3 2 とも称す) は、所定のノイズ成分をカットする機能を有する。N R 部 2 3 2 は、帯域制限 D F 部 2 3 1 から出力された体腔内信号から所定のノイズ成分をカットする。本実施形態においては、例えば心音に着目したい観測時において、検出された体腔内信号内に血流音等の連続定常的な音が入っている場合、N R 部 2 3 2 は、この血流音をノイズとして扱い、血流音をカットすることが可能である。具体的には、N R 部 2 3 2 は、一定期間の集音記録および周波数解析の結果に基づいて、ノイズ (ここでは血流音) を推測し、これを観測期間内のオーディオ信号から周波数軸上で減算する S S (S p e c t r u m S u b t r a c t i o n) 等の手法を用いてもよい。

【 0 0 3 9 】

(D - r a n g e 制御処理部)

D - r a n g e 制御処理部 2 3 3 は、オーディオ信号の音量の幅を制御する機能を有する。D - r a n g e 制御処理部 2 3 3 は、N R 部 2 3 2 から出力された体腔内信号の音量の幅を制御することで、後述のエンコーダ部 2 3 5 の処理リソースの負担や、通信部 2 4 による伝送容量を低減する。その結果、カプセル 2 の回路規模や消費電力が低減するので、カプセル 2 はより小型化され、カプセル 2 を飲み込む被検体 4 の負担をも低減される。

【 0 0 4 0 】

(オーディオ信号エンコーダ部)

オーディオ信号エンコーダ部 2 3 5 (以下、エンコーダ部 2 3 5 とも称す) は、オーディオ信号を符号化する機能を有する。エンコーダ部 2 3 5 は、D - r a n g e 制御処理部 2 3 3 から出力された体腔内信号を符号化して出力する。符号方式は特に限定せず、例えば M P 3 (M P E G A u d i o L a y e r - 3) 、または A A C (A d v a n c e d A u d i o C o d i n g) 等であってもよい。また、エンコーダ部 2 3 5 の符号方式は、通信部 2 4 の通信方式に応じた適切な符号方式であってもよい。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

なお、カプセル 2 は、上記説明したように、観測対象とする目的部位を特定する情報、目的部位の位置情報、信号処理部 2 3 による信号処理を設定する設定情報等の情報（パラメータ）に基づいて、集音および信号処理を行う。このようなパラメータは、例えば、カプセル 2 が被検体 4 の体内に導入される前に設定されていてもよい。他にも、カプセル 2 が被検体 4 の体内に導入された後に、外部から無線通信を介してパラメータが設定されてもよい。

【0042】

[2 - 1 - 2 . 聴診装置 1 の構成]

以上、カプセル 2 の構成について説明した。次に、図 4 ~ 5 を参照して、聴診装置 1 の構成について説明する。

10

【0043】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る聴診装置 1 の構成を示した説明図である。図 4 に示したように、聴診装置 1 の本体部 1 1 は、アンプ 1 1 0、ADC 1 2 0、信号処理部 1 3 0、通信部 1 4 0、およびアンプ 1 7 0 を有する。

【0044】

(アンプ、ADC)

アンプ 1 1 0 および ADC 1 2 0 は、アンプ 2 1 および ADC 2 2 と同様の機能を有し、集音部 1 2 から出力されたオーディオ信号（以下、体腔外信号とも称す）の増幅およびデジタル信号への変換を行い、出力する。アンプ 1 7 0 は、アンプ 2 1 と同様の機能を有し、後述の信号処理部 1 3 0 から出力される体腔外信号や目的信号を増幅して出力する。

20

【0045】

(信号処理部)

信号処理部 1 3 0 は、カプセル 2 が検出した体腔内信号（体腔内において集音した体内音の信号）、および集音部 1 2 が検出した体腔外信号（体腔外において集音した体内音の信号）を組み合わせ、目的信号（目的音の信号）を生成する。信号処理部 1 3 0 は、信号処理部 2 3 と同様に、例えば DSP (Digital Signal Processor)、または MPU (Micro - Processing Unit) 等の演算装置により実現されてもよい。ここで、図 5 を参照し、信号処理部 1 3 0 の具体的な構成について詳細に説明する。

【0046】

30

図 5 は、第 1 の実施形態に係る信号処理部 1 3 0 の内部および周辺の構成を示した説明図である。図 5 に示したように、信号処理部 1 3 0 は、帯域制限デジタルフィルタ部 1 3 1、ノイズリダクション部 1 3 2、D - range 制御処理部 1 3 3、双方参照型ノイズリダクション部 1 3 4、およびエンコーダ部 1 3 5 を含む。また、本体部 1 1 は、センサ群 1 5 0 および現在位置推定部 1 6 0 をさらに含む。

【0047】

(センサ群)

センサ群 1 5 0 は、例えば集音部 1 2 に設けられる触覚センサ、加速度センサ、ジャイロセンサ等により構成され、集音部 1 2 の周辺の状態を検知する。また、センサ群 1 5 0 は、本体部 1 1 に設けられるカメラ、赤外線センサ、深度センサ等により構成され、集音部 1 2 の周辺の状態を俯瞰的に検知してもよい。

40

【0048】

(現在位置推定部)

現在位置推定部 1 6 0 は、センサ群 1 5 0 により検知された各センサ値（赤外線センサおよび触覚センサによる検知結果等）に基づいて、集音部 1 2 が現在体表面のどの位置に接触しているのかを推定し、推定結果を現在位置情報として出力する。

【0049】

(通信部)

通信部 1 4 0 は、通信部 2 4 と同様の機能を有する。より詳しくは、通信部 1 4 0 は、データを受信する受信部 1 4 1 としての機能およびデータを送信する送信部 1 4 2 として

50

の機能を有する。

【0050】

(受信部)

受信部141は、カプセル2から受信した体腔内信号およびカプセル2の現在位置情報を、双方参照型ノイズリダクション部134に出力する。また、受信部141は、外部装置3から受信した過去の体腔外信号、体腔内信号、および目的信号を、双方参照型NR部134に出力してもよい。なお、本実施形態では、一例として受信部141が送信部142と共に本体部11に配設される例を示したが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、受信部141は送信部142と分離した状態で、集音部12に配設されてもよい。この場合、受信部141は、よりカプセル2に近い位置でカプセル2からデータを受信することができる。

10

【0051】

(送信部)

送信部142は、後述のエンコーダ部135から出力された目的信号、および現在位置推定部160から出力された集音部12の現在位置情報を外部装置3に無線送信する。また、送信部142は、後述のD-range制御処理部133が出力した体腔外信号と、受信部141から出力された体腔内信号およびカプセル2の現在位置情報とを、外部装置3に無線送信してもよい。また、送信部142は、集音部12から集音され、アンプ110およびADC120を介した体腔外信号および集音部12の現在位置情報を外部装置3に送信してもよい。さらに、送信部142は、上述のカプセル2における集音および信号処理に用いるパラメータを、カプセル2に送信してもよい。なお、本実施形態では、通信部140が外部装置3と無線通信する例を説明するが、有線通信であってもよい。

20

【0052】

(帯域制限デジタルフィルタ部)

帯域制限デジタルフィルタ部131(以下、帯域制限DF部131とも称す)は、帯域制限DF部231と同様の機能を有する。ノイズリダクション部132(以下、NR部132とも称す)は、NR部232と同様の機能を有する。D-range制御処理部133は、D-range制御処理部233と同様の機能を有する。そして、帯域制限DF部131、NR部132およびD-range制御処理部133は、集音部12が出力した体腔外信号に対して、帯域制限DF部231、NR部232およびD-range制御処理部233と同様の信号処理を行う。

30

【0053】

(双方参照型ノイズリダクション部)

双方参照型ノイズリダクション部134(以下、双方参照型NR部134とも称す)は、複数のオーディオ信号を用いて所定の音源からのオーディオ信号のS/N比を向上させて抽出する機能を有する。本実施形態においては、双方参照型NR部134は、受信部141により受信した体腔内信号と、帯域制限DF部131から出力された体腔外信号とを組み合わせ、目的信号を生成して出力する。なお、双方参照型NR部134は、体腔内信号と体腔外信号とを組み合わせる際に、現在位置推定部160から出力された集音部12の現在位置情報および受信部141から出力されたカプセル2の現在位置情報を用いる。

40

【0054】

(オーディオ信号エンコーダ部)

オーディオ信号エンコーダ部135(以下、エンコーダ部135とも称す)は、エンコーダ部235と同様の機能を有し、双方参照型NR部134から出力されたオーディオ信号を符号化して出力する。

【0055】

以上、聴診装置1の本体部11の各構成について詳細に説明した。なお、本体部11は、上記説明した以外に、体腔外信号、体腔内信号、または目的信号の少なくともいずれかを記憶する記憶部、各種設定を行う操作入力部、および聴診装置1の動作電力を蓄電する

50

バッテリー等を含んでもよい。

【 0 0 5 6 】

また、聴診装置 1 は、カプセル 2 と同様に、観測対象とする目的部位を特定する情報、目的部位の位置情報等の情報（パラメータ）に基づいて、集音および信号処理を行う。このような聴診装置 1 およびカプセル 2 で用いるパラメータは、操作入力部により設定されてもよい。他にも、目的部位は、集音部 1 2 の位置に最も距離が近い、又は正面に位置する内臓であるとして、集音部 1 2 の位置に応じて自動的に聴診装置 1 が設定してもよい。

【 0 0 5 7 】

また、聴診装置 1 は、体腔外信号、体腔内信号または目的信号を取得した際に記憶部に記憶させて、後の任意のタイミングでこれらの信号を外部装置 3 に送信してもよい。

10

【 0 0 5 8 】

また、記憶部は、例えば半導体メモリ、磁気ディスク、または光ディスクなどによって構成され、聴診装置 1 が機能するために必要な各種のデータを格納してもよい。そして、聴診装置 1 は、記憶部に格納されたプログラムを読み出して実行することによって動作してもよい。

【 0 0 5 9 】

[2 - 1 - 3 . 動作]

以上、本実施形態に係る集音システムの構成を説明した。続いて、図 6 ~ 9 を参照し、本実施形態に係る集音システムの動作を説明する。

【 0 0 6 0 】

20

図 6 は、第 1 の実施形態に係る集音システムの動作処理を示すシーケンス図である。図 6 に示したように、聴診装置 1 は、ひとつ以上のカプセル 2 が集音した体内音を用いて、目的音を再生し得る。

【 0 0 6 1 】

まず、ステップ S 1 0 4 で、送信部 1 4 2 は、体腔内に導入されたカプセル 2 に対してオーディオ信号の送信指示およびパラメータを送信し、通信部 2 4 により受信される。ここでのパラメータとは、上述のカプセル 2 における集音および信号処理に用いるパラメータである。

【 0 0 6 2 】

なお、送信部 1 4 2 は、体腔内に導入されたひとつ以上のカプセル 2 のうち、体外に位置する集音部 1 2 に最も近い位置に存在するカプセル 2 に、送信指示を送信してもよい。他にも、送信部 1 4 2 は、集音部 1 2 の位置から所定距離の範囲に存在するカプセル 2 に、送信指示を送信してもよい。以下では、送信部 1 4 2 が、カプセル 2 A および 2 B に送信指示を送信した例を説明する。

30

【 0 0 6 3 】

続いて、ステップ S 1 0 8 で、集音部 1 2 は、体腔外から体内音を集音する。そして、ステップ S 1 1 2 で、信号処理部 1 3 0 は、集音部 1 2 が集音した体内音に対して信号処理を行う。具体的には、信号処理部 1 3 0 は、集音部 1 2 が出力した体腔外信号に対して、帯域制限 D F 部 1 3 1 による帯域制限、N R 部 1 3 2 によるノイズ成分のカット、D - r a n g e 制御処理部 1 3 3 による音量の幅の制御を行う。

40

【 0 0 6 4 】

そして、聴診装置 1 から送信指示を受信したカプセル 2 A は、送信指示に付加されているパラメータが示す目的部位を対象として、体内音の集音および信号処理を行う。より詳しくは、ステップ S 1 0 8 A で、集音部 2 0 は、体腔内において体内音を集音する。そして、ステップ S 1 1 2 A で、信号処理部 2 3 は、集音部 2 0 が集音した体内音に対して信号処理を行う。具体的には、信号処理部 2 3 は、集音部 2 0 が出力した体腔内信号に対して、帯域制限 D F 部 2 3 1 による帯域制限、N R 部 2 3 2 によるノイズ成分のカット、D - r a n g e 制御処理部 2 3 3 による音量の幅の制御を行う。

【 0 0 6 5 】

カプセル 2 B によるステップ S 1 0 8 B および S 1 1 2 B における動作は、カプセル 2

50

Aについて上記説明したステップS 1 0 8 AおよびS 1 1 2 Aと同様であるので、ここでの説明は省略する。

【0066】

その後、ステップS 1 1 6で、カプセル2 Aおよび2 Bは、聴診装置1に対して体腔内信号およびパラメータを送信し、受信部1 4 1により受信される。ここでのパラメータとは、カプセル2の現在位置情報、カプセル2の周辺の状態を示すセンサ値、集音部2 0が集音した時刻である。

【0067】

続いて、ステップS 1 2 0で、聴診装置1は、S 1 1 2でD - r a n g e制御処理部1 3 3が出力した体腔外信号と、ステップS 1 1 6で受信部1 4 1が受信した体腔内信号およびパラメータとを、外部装置3に対して送信する。ここでのパラメータとは、集音部1 2およびカプセル2の現在位置情報、ならびに集音部1 2および集音部2 0が集音した時刻である。

10

【0068】

そして、ステップS 1 2 4で、聴診装置1は、信号生成処理を行う。詳しくは、双方参照型NR部1 3 4が、時間差補正処理と目的音生成処理とを行う。時間差補正処理とは、双方参照型NR部1 3 4は、S 1 1 2でD - r a n g e制御処理部1 3 3が出力した体腔外信号と、ステップS 1 1 6で受信部1 4 1が受信した体腔内信号との時間差を補正して同期させる処理である。また、目的音生成処理とは、時間差補正処理により同期した体腔外信号と体腔内信号から、目的信号を分離する処理である。なお、時間差補正処理および目的音生成処理については、後に詳細に説明する。

20

【0069】

その後、ステップS 1 2 8で、聴診装置1は、双方参照型NR部1 3 4が生成した目的信号に基づいて目的音を再生する。より詳しくは、アンプ1 7 0が双方参照型NR部1 3 4から出力された目的信号を増幅し、イヤー部1 4 Rおよび1 4 Lがアンプ1 7 0により増幅された目的信号を目的音として再生する。

【0070】

次に、ステップS 1 3 2で、聴診装置1は、外部装置3に対して目的信号およびパラメータを送信する。より詳しくは、エンコーダ部1 3 5が双方参照型NR部1 3 4から出力された目的信号を符号化し、送信部1 4 2がエンコーダ部1 3 5により符号化された目的信号を外部装置3に対して送信する。ここでのパラメータとは、集音部1 2およびカプセル2の現在位置情報、ならびに集音部1 2および集音部2 0が集音した時刻である。なお、ステップS 1 3 2は、ステップS 1 2 8より前に実行されてもよい。

30

【0071】

最後に、ステップS 1 3 6で、外部装置3は、ステップS 1 2 0およびS 1 3 2において聴診装置1より受信した目的信号およびパラメータを記憶する。

【0072】

(時間差補正処理)

以下では、ステップS 1 2 4における双方参照型NR部1 3 4による時間差補正処理について、詳細に説明する。まず、図7を参照して、集音部1 2が集音した体内音とカプセル2が集音した体内音との間に時間差が生じる要因について説明する。

40

【0073】

図7は、第1の実施形態に係るカプセル2、集音部1 2、および目的部位の位置関係を説明するための説明図である。図7に示したように、集音部1 2、カプセル2 Aおよび2 Bは、目的部位4 0までの距離がそれぞれ異なり得る。また、目的部位4 0と聴診装置1、カプセル2 Aおよび2 Bとの間には、筋肉、体液、内臓、骨、皮膚等が異なった構成で存在し得る。

【0074】

一般的に、音声は、音源まで距離や音源との間に存在する物質の材質等に応じて伝導性が変化する。従って、集音部1 2が集音した体内音と、カプセル2 Aが集音した体内音、

50

カプセル 2 B が集音した体内音には、目的部位 4 0 までの距離や材質等に応じた時間差が発生する。そこで、双方参照型 N R 部 1 3 4 は、目的部位 4 0 までの距離や材質等に応じて音声の時間差を補正して同期させる。ここで、双方参照型 N R 部 1 3 4 は、目的部位 (4 0) までの距離を絶対位置情報によって、材質をカプセル 2 の周辺の状態を示すセンサ値によって推定する。

【 0 0 7 5 】

このような時間差補正処理の具体例について、以下図 8 を参照して説明する。

【 0 0 7 6 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る双方参照型 N R 部 1 3 4 による時間差補正処理の一例を説明するための説明図である。図 8 に示したように、双方参照型 N R 部 1 3 4 は、時間差算出部 1 3 6 としての機能と、時間差補正部 1 3 7 としての機能と、目的音抽出部 1 3 8 としての機能を有する。

10

【 0 0 7 7 】

時間差算出部 1 3 6 は、現在位置推定部 1 6 0 が出力した集音部 1 2 の現在位置情報と、カプセル 2 A および 2 B から受信したカプセル 2 A および 2 B 現在位置情報と、目的部位の位置情報とに基づいて、各オーディオストリーム間の時間差を算出する。時間差補正部 1 3 7 は、まず、集音部 1 2、カプセル 2 A および 2 B が集音した体内音のオーディオストリームをバッファリングする。そして、時間差補正部 1 3 7 は、時間差算出部 1 3 6 が算出した時間差に応じたストリーム位置から各オーディオストリームを読み出し目的音抽出部 1 3 8 に出力する。

20

【 0 0 7 8 】

なお、上記では、時間差算出部 1 3 6 は、オーディオストリームをバッファリングした後に、時間差に応じたストリーム位置から各オーディオストリームを読み出すとしたが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、時間差算出部 1 3 6 は、バッファリングの際に、時間差に応じたストリーム位置に各オーディオストリームを書き込んでもよい。

【 0 0 7 9 】

このようにして、時間差算出部 1 3 6 および時間差補正部 1 3 7 は、体腔外信号と体腔内信号との時間差を補正して同期させる。続いて、目的音抽出部 1 3 8 が目的音を抽出および生成する。

【 0 0 8 0 】

30

(目的音生成処理)

以下では、ステップ S 1 2 4 における双方参照型 N R 部 1 3 4 による目的音生成処理について、具体例を用いて詳細に説明する。

【 0 0 8 1 】

例えば、聴診装置 1 による体腔外信号 T、カプセル 2 A による体腔内信号 C₁ およびカプセル 2 B による体腔内信号 C₂ を、心音 X、呼吸音 Y およびどちらにも分類できないノイズ N が混在する信号として、以下のように表す。

【 0 0 8 2 】

聴診装置 1 による体腔外信号 T = A₀ · X + B₀ · Y + N₀ ... (数式 1)

カプセル 2 A による体腔内信号 C₁ = A₁ · X + B₁ · Y + N₁ ... (数式 2)

カプセル 2 B による体腔内信号 C₂ = A₂ · X + B₂ · Y + N₂ ... (数式 3)

40

【 0 0 8 3 】

ここで、A (A₀、A₁、A₂) および B (B₀、B₁、B₂) を係数とする。

【 0 0 8 4 】

なお、係数 A および B は、音源から各集音部への伝達関数として捉えてもよい。係数 A についてより詳しく説明すると、係数 A₀、A₁、A₂ を、心臓位置から、それぞれ集音部 1 2、カプセル 2 A および 2 B、の位置へ向けた伝達関数として捉えてもよい。係数 A₀、A₁、A₂ は心臓位置から各集音部の位置までの音の伝導性を周波数特性で示すものであり、各集音部の位置および伝達経路の材質によって定まるものである。

【 0 0 8 5 】

50

具体的に、係数 A_0 、 A_1 、 A_2 は、経験則、またはシミュレーションによって、心臓から各位置への音の伝導特性を推定される。他にも、センサ群 25 により検知されたセンサ値によって推定されてもよい。また、被検体 4 が手術のために開腹した場合に、心臓や肺などの目的部位となりえる部位と、胃管や腸管などのカプセル 2 が通過し得る部位との間の伝達関数を測定し、後に係数 A として用いてもよい。

【0086】

また、より簡易には、係数 A_0 、 A_1 、 A_2 は、伝達経路の音の伝導性が未知であっても、心臓位置から各集音部の位置までの距離、音の減衰度合および距離による時間遅延により定まる。

【0087】

係数 B は、係数 A について説明した上記と同様であるので、ここでの説明は省略する。

【0088】

また、 N_0 、 N_1 、 N_2 は、例えばノイズ発生源となる部位を特定した上で、過去にカプセル 2 がノイズ発生源付近を通過した時に集音した体内音をとしてもよい。

【0089】

上述のように、 A 、 B および N が既知である、または別手段により算出することができる場合は、目的音抽出部 138 は、上記数式 1 - 3 の逆行列を求める、または連立方程式を解く等により、 X および Y を算出することができる。

【0090】

一方で、双方参照型 NR 部 134 は、 A 、 B および N を未知としたままで、ブラインド音源分離、ブラインド信号源分離、主成分分析、独立成分分析等の多様な音源分離の手法、またはこれらの組み合わせによって、 X および Y を算出することもできる。

【0091】

(より簡易な目的音生成処理)

また、目的音抽出部 138 は、上述の目的音生成処理と比較して、より簡易に目的音を抽出できる場合がある。まず、説明の簡略化のため、聴診装置 1 による体腔外信号 T 、カプセル 2 による体腔内信号 C_1 を、心音 X およびノイズ N が混在する信号として、以下のように表す。

【0092】

聴診装置 1 による体腔外信号 $T = A_0 \cdot X + N_0 \quad \dots$ (数式 4)

カプセル 2 A による体腔内信号 $C_1 = A_1 \cdot X + N_1 \quad \dots$ (数式 5)

【0093】

このとき、ノイズ N の周波数分布特性が心音 X と明らかに異なる場合には、目的音抽出部 138 は、 $(T - \alpha C_1)$ としたときに、体腔外信号 T からノイズ N の周波数分布特性が相殺されるような α を求めることで、 S/N 比よく心音 X を抽出することができる。このような α は、 $\{(A_0 - \alpha A_1)X + (N_0 - \alpha N_1)\}$ について、 $(N_0 - \alpha N_1)$ を最小化し得る。

【0094】

なお、心音 X が低域のみである場合には、伝達関数における時間遅延要素は無視できるため、 A_0 、 A_1 をそれぞれの音量を示すゲイン値として、 $(A_0 - \alpha A_1)$ をスカラー値として捉えることができる。ここで、診断に用いる体内音としては、波形形状および時間推移等が重視されるため、目的音抽出部 138 は $(A_0 - \alpha A_1)$ を算出しなくてもよい。

【0095】

このような α を求める具体例について、以下図 9 を参照して説明する。

【0096】

図 9 は、第 1 の実施形態に係る目的音抽出部 138 による目的音生成処理の一例を説明するための説明図である。図 9 に示したように、まず、所定の α を用いて $(T - \alpha C_1)$ を算出する。そして、 α を逐次変更させながら、 S/N 比よく心音 X を抽出することができる最適な α を探索する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 7 】

目的音抽出部 1 3 8 は、心音 X の周波数分布特性が既知である場合、心音 X の中心となる帯域を通過するような B P F (B a n d - P a s s F i l t e r) によって目的音期待成分を算出する。一方で、目的音抽出部 1 3 8 は、心音 X の中心となる帯域を遮断する B E F (B a n d E l i m i n a t i o n F i l t e r) によって、ノイズ音期待成分を算出する。

【 0 0 9 8 】

そして、目的音抽出部 1 3 8 は、B P F および B E F からの出力信号を、それぞれ平均化して信号 Q および R を算出する。その後、目的音抽出部 1 3 8 は、信号 Q および R を評価して最適な α を探索する。具体的には、目的音抽出部 1 3 8 は、 α を逐次変更させるシーケンス制御を行いながら、信号 Q を最大化し信号 R を最小化するような最適な α を算出する。

10

【 0 0 9 9 】

なお、信号 Q を最大化する α と信号 R を最小化する α とが一致しない場合がある。この場合は、例えば、双方に重み付けを行い最適な α を算出する。また、最適な α は時間経過によって変化する可能性があるため、目的音抽出部 1 3 8 は、最適な α を算出後所定の時間経過後に、再度最適な α を算出してもよい。

【 0 1 0 0 】

また、以上説明した例では、聴診装置 1 による体腔外信号およびカプセル 2 A による体腔内信号の引き算を時間軸上で行うとしたが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、当該引き算を、周波数軸上で S S (S p e c t r u m S u b t r a c t i o n) として実行してもよい。具体的には、目的音抽出部 1 3 8 は、心音 X が支配的な信号 (体腔内信号または体腔外信号) とノイズ N が支配的な信号との周波数軸上の差分により、心音 X を抽出してもよい。

20

【 0 1 0 1 】

(補 足)

なお、上記説明した例では、双方参照型 N R 部 1 3 4 は、カプセル 2 において信号処理が行われた体腔内信号を、同様に信号処理を行った体腔外信号に組み合わせるとしたが、本開示はかかる例に限定されない。例えば、カプセル 2 は、信号処理を行っていない、または帯域制限等の最小限の信号処理のみを行った体腔内信号を聴診装置 1 に送信してもよい。そして、聴診装置 1 は、カプセル 2 から受信した体腔内信号に対して、N R 部 1 3 2 および D - r a n g e 制御処理部 1 3 3 等を介して信号処理を行った上で、双方参照型 N R 部 1 3 4 により体腔外信号と組み合わせてもよい。

30

【 0 1 0 2 】

[2 - 1 - 4 . 効果]

以上説明したように、本実施形態に係る集音システムは、体腔内において集音した体内音と、体腔外から集音した体内音とを組み合わせることで、体腔内の目的部位が発した目的音をより鮮明に取得することが可能である。また、体腔外における集音部 1 2 と体腔内における集音部 2 0 とは、目的部位までの距離、周辺の状態、集音方向等が異なるため、双方参照型 N R 部 1 3 4 は、独立性の高い音声の組み合わせによって、目的音を S / N 比よく抽出することができる。

40

【 0 1 0 3 】

また、カプセル 2 は、体腔内において体内音を集音するので、体表面に集音部をあてて体腔外から体内音を集音する一般的な聴診器よりも、より鮮明に体内音を取得することができる。従って、本実施形態に係る集音システムは、体腔外から集音した複数の体内音を組み合わせることで目的音を抽出する比較例と比較して、より鮮明に目的音を抽出することができる。

【 0 1 0 4 】

このように、本実施形態によれば、不整脈、心雑音、喘鳴、腸雑音等の異常音等の、診断に用いられる体内音をより鮮明に取得することで、心臓、肺、腸管の異常部位の早期発

50

見等が可能となり、医療技術が革新的に進歩する。

【0105】

また、聴診装置1は、体内音の観測者（医者）が従来使い慣れた一般的な聴診器と同様の形状である。従って、観測者は、直観的に聴診装置1を使用することが可能である。

【0106】

< 2 - 2 . 第2の実施形態 >

本実施形態によれば、外部装置3が過去に記録した音声を、聴診装置1が再生することが可能である。本実施形態の構成は、[2 - 1 - 1 . カプセル2の構成] [2 - 1 - 2 . 聴診装置1の構成] において説明した通りであるので、ここでの説明は省略する。以下では、図10を参照し、本実施形態の動作を説明する。

10

【0107】

[2 - 2 - 1 . 動作]

図10は、第2の実施形態に係る集音システムの動作処理を示すシーケンス図である。

【0108】

まず、ステップS204で、送信部142は、外部装置3に対してオーディオ信号の送信指示およびパラメータを送信する。ここでのパラメータとは、目的部位を特定する情報、目的部位の位置情報、再生対象となる過去の時刻等の情報である。

【0109】

続いて、ステップS208で、外部装置3は、聴診装置1に対してオーディオ信号およびパラメータを送信する。ここでのオーディオ信号とは、過去に聴診装置1より受信した目的信号、体腔外信号または体腔内信号またはこれらの組み合わせである。また、パラメータとは過去に聴診装置1が当該オーディオ信号を送信した時点における、聴診装置1およびカプセル2の位置、時刻等の情報である。

20

【0110】

最後に、ステップS212で、聴診装置1は、外部装置3より受信したオーディオ信号を再生する。このとき、受信したオーディオ信号に何ら信号処理を行わずに再生してもよい。他にも、聴診装置1は、双方参照型NR部134により、受信したパラメータに基づいて、受信した体腔外信号および体腔内信号に対して上述の信号処理を行った上で、目的音として再生してもよい。

【0111】

[2 - 2 - 2 . 効果]

上記説明したように、本実施形態によれば、聴診装置1は外部装置3が過去に記録した音声を再生することができる。このため、観測者は、体内音を繰り返し聴いて、より良好な診断を行うことができる。また、体内音の観測者は、過去の体内音と現在の体内音とを比較して診断を行うことができる。

30

【0112】

また、聴診装置1は、目的信号だけでなく、双方参照型NR部134による信号処理が行われていない体腔内信号および体腔内信号を、受信して再生することができる。従って、信号処理が行われていない体内音が、後から病理の原因究明に必要な場合であっても、聴診装置1およびカプセル2は再度の集音を行う必要が無い。

40

【0113】

< 3 . まとめ >

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

【0114】

例えば、上記実施形態では、心臓、肺、腸管等の内臓を目的部位とし、血流音をノイズとしたが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、聴診装置1およびカプセル2は、

50

血管を目的部位とし、心臓、肺、腸管等の内臓が発する音をノイズとして、血流音を抽出および生成してもよい。

【 0 1 1 5 】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と

、
体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部と、

前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号に基づいて、第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、
を備える、信号処理システム。

10

(2)

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入されるカプセル型医療装置である、前記 (1) に記載の信号処理システム。

(3)

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入される内視鏡型医療装置である、前記 (1) に記載の信号処理システム。

(4)

前記信号処理システムは、

20

複数の前記第 2 の検出部を備える、前記 (1) ~ (3) のいずれか一項に記載の信号処理システム。

(5)

前記生成部は、前記第 1 の検出部と前記所定部位との間の距離と、前記第 2 の検出部と前記所定部位との間の距離とに基づいて、前記第 1 のオーディオ信号と前記第 2 のオーディオ信号との時間差を補正した上で、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、前記 (1) ~ (4) のいずれか一項に記載の信号処理システム。

(6)

前記生成部は、時間差を補正した前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号から、前記所定部位が発するオーディオ信号を分離することで、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、前記 (5) に記載の信号処理システム。

30

(7)

前記信号処理システムは、

前記第 3 のオーディオ信号を符号化する符号化部と、

前記符号化部により符号化された第 3 のオーディオ信号を外部装置に送信する送信部と

、
をさらに備える、前記 (1) ~ (6) のいずれか一項に記載の信号処理システム。

(8)

前記信号処理システムは、前記第 1 の検出部の位置に応じて、過去に前記外部装置が受信し蓄積した第 3 のオーディオ信号を前記外部装置から受信する受信部をさらに備える、前記 (7) に記載の信号処理システム。

40

(9)

前記信号処理システムは、前記生成部により生成した第 3 のオーディオ信号または前記受信部により受信した第 3 のオーディオ信号を再生する再生部をさらに備える、前記 (8) に記載の信号処理システム。

(1 0)

体腔外において、体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出する第 1 の検出部と

、
前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出する第 2 の検出部により検出された第 2 のオーディオ信号とに基づいて、

50

第 3 のオーディオ信号を生成する生成部と、
を備える、信号処理装置。

(1 1)

前記信号処理装置は、電子聴診装置であって、

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入されるカプセル型医療装置である、前記 (1 0) に記載の信号処理装置。

(1 2)

前記信号処理装置は、電子聴診装置であって、

前記第 2 の検出部は、体腔内に導入される内視鏡型医療装置である、前記 (1 0) に記載の信号処理装置。

10

(1 3)

前記生成部は、前記第 1 のオーディオ信号と、複数の前記第 2 の検出部により検出された複数の前記第 2 のオーディオ信号とに基づいて、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、前記 (1 0) ~ (1 2) のいずれか一項に記載の信号処理装置。

(1 4)

前記生成部は、前記第 1 の検出部と前記所定部位との間の距離と、前記第 2 の検出部と前記所定部位との間の距離とに基づいて、前記第 1 のオーディオ信号と前記第 2 のオーディオ信号との時間差を補正した上で、前記第 3 のオーディオ信号を生成する、前記 (1 0) ~ (1 3) のいずれか一項に記載の信号処理装置。

(1 5)

20

コンピュータに、

体腔外において、当該体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと

、

体腔内において、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号を検出するステップと

、

前記第 1 のオーディオ信号および前記第 2 のオーディオ信号より、第 3 のオーディオ信号を生成するステップと、

を実行させるためのプログラム。

(1 6)

コンピュータに、

30

体腔外において、当該体腔内の所定部位の第 1 のオーディオ信号を検出するステップと

、

前記第 1 のオーディオ信号と、体腔内において検出された、当該体腔内の所定部位の第 2 のオーディオ信号とにより、第 3 のオーディオ信号を生成するステップと、

を実行させるためのプログラム。

【符号の説明】

【 0 1 1 6 】

1 聴診装置

1 1 本体部

1 2 集音部

40

1 3 ケーブル

1 4 イヤー部

1 5 耳管部

1 1 0 アンプ

1 3 0 信号処理部

1 3 1 帯域制限デジタルフィルタ部 (帯域制限 D F 部)

1 3 2 ノイズリダクション部 (N R 部)

1 3 3 D - r a n g e 制御処理部

1 3 4 双方参照型ノイズリダクション部 (双方参照型 N R 部)

1 3 5 オーディオ信号エンコーダ部 (エンコーダ部)

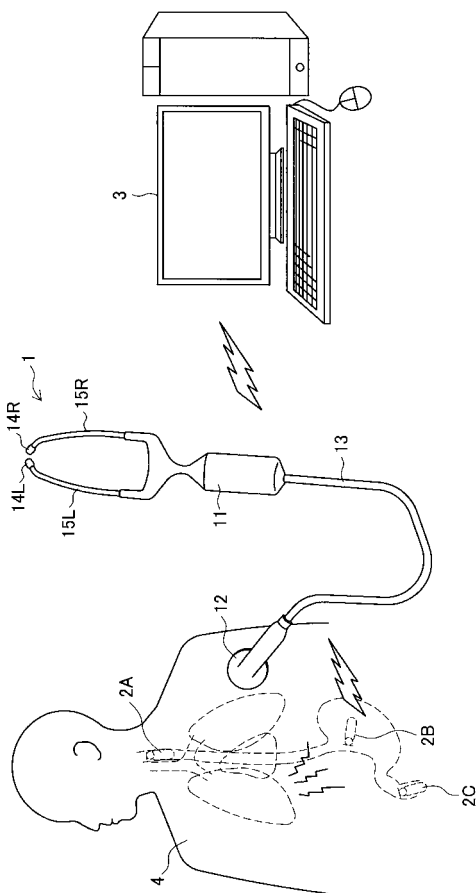
50

- 1 3 6 時間差算出部
- 1 3 7 時間差補正部
- 1 3 8 目的音抽出部
- 1 4 0 通信部
- 1 4 1 受信部
- 1 4 2 送信部
- 1 5 0 センサ群
- 1 6 0 現在位置推定部
- 1 7 0 アンプ
- 2 カプセル（カプセル型医療装置）
- 2 0 集音部
- 2 1 アンプ
- 2 2 A D C
- 2 3 信号処理部
- 2 4 通信部
- 2 5 センサ群
- 2 6 現在位置推定部
- 2 3 1 帯域制限デジタルフィルタ部（帯域制限 D F 部）
- 2 3 2 ノイズリダクション部（N R 部）
- 2 3 3 D - r a n g e 制御処理部
- 2 3 5 オーディオ信号エンコーダ部（エンコーダ部）
- 3 外部装置
- 4 被検体
- 4 0 目的部位

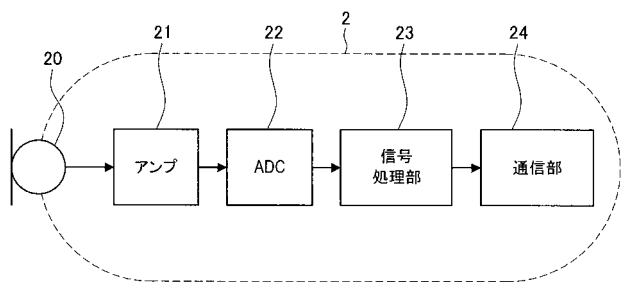
10

20

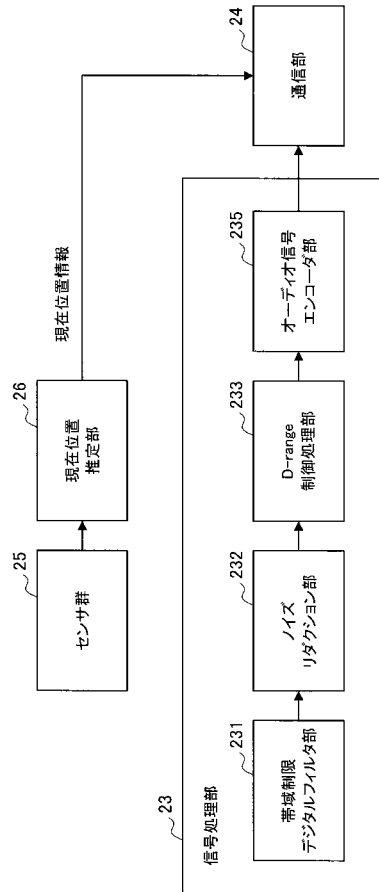
【 図 1 】



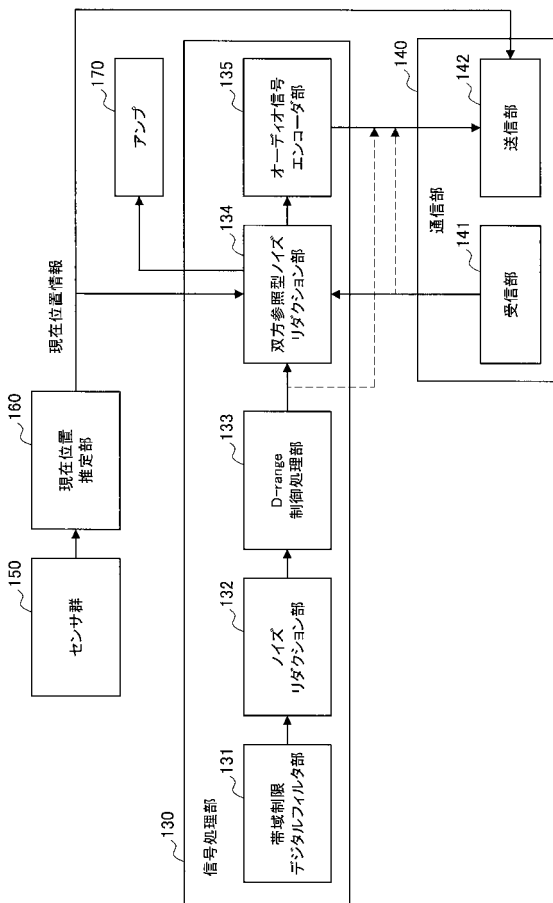
【 図 2 】



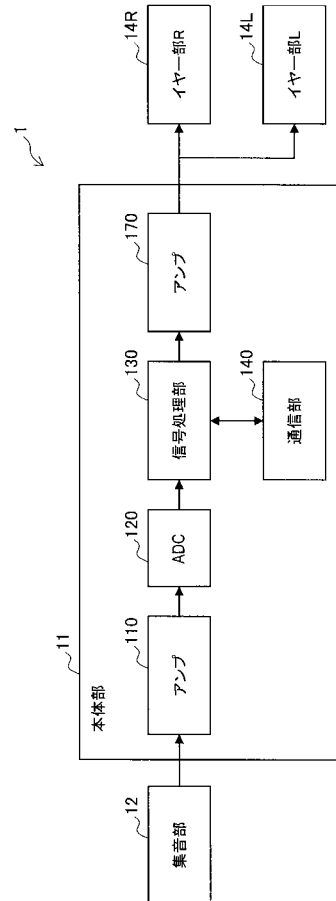
【図 3】



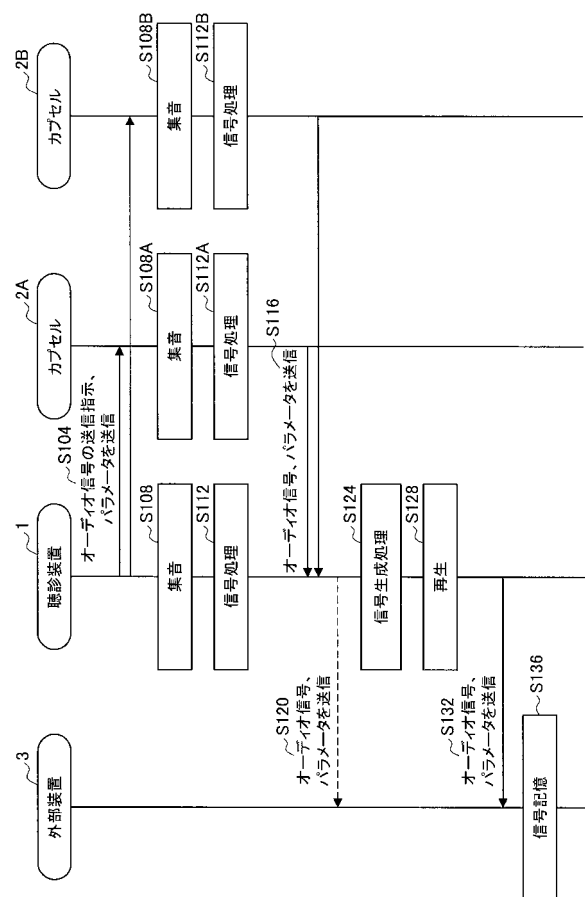
【図 5】



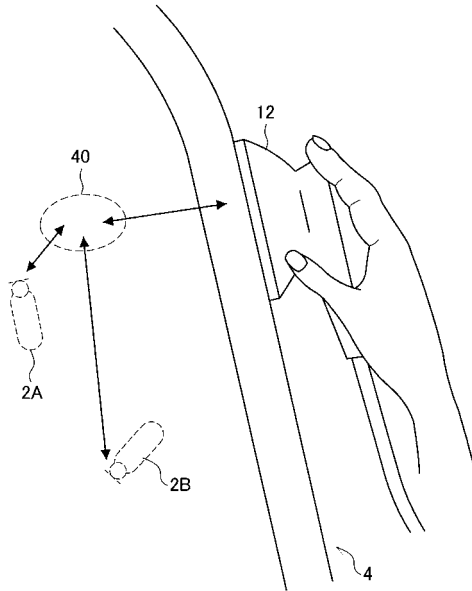
【図 4】



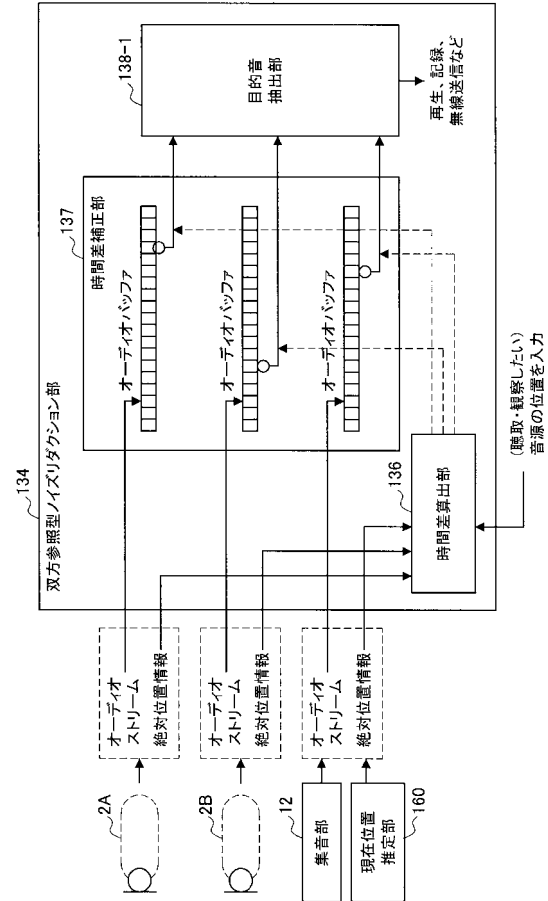
【図 6】



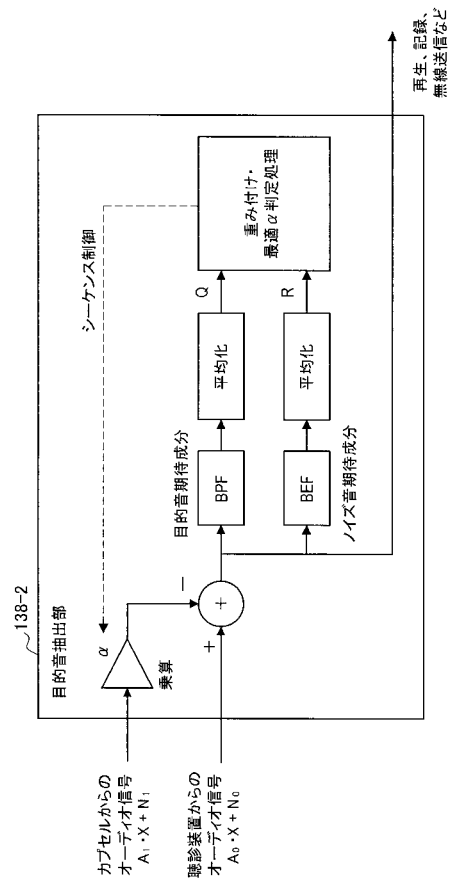
【図 7】



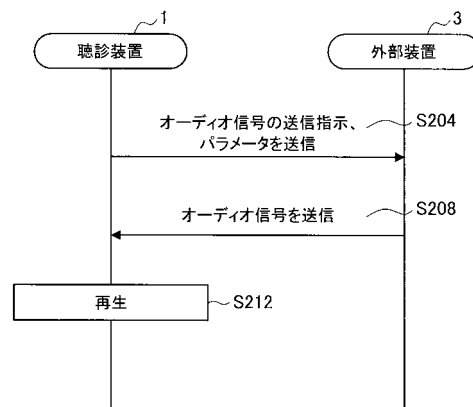
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐古 曜一郎
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 中村 隆俊
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 丹下 明
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 迫田 和之
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 荒谷 勝久
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 竹原 充
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 渡邊 一弘
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 花谷 博幸
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 甲賀 有希
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 大沼 智也
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- F ターム(参考) 4C038 CC03 CC06 CC09
4C161 AA21 DD07 FF14 HH51 JJ17 JJ19