(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年5月7日(07.05.2020)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2020/090763 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 7/04 (2006.01) *A61B 5/08* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2019/042240

(22) 国際出願日： 2019年10月29日(29.10.2019)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(30) 優先権データ：
特願 2018-205536 2018年10月31日(31.10.2018) JP

(71) 出願人: パイオニア株式会社 (**PIONEER CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1130021 東京都文京区本駒込二丁目２８番８号 Tokyo (JP).

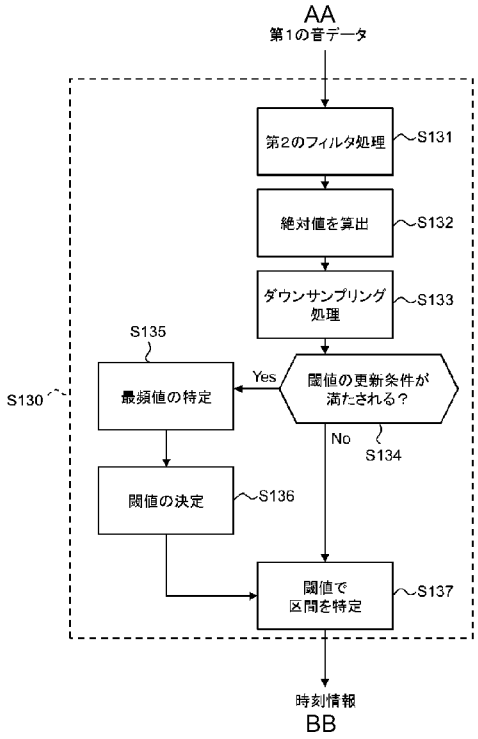
(72) 発明者: 小林 透(**KOBAYASHI Toru**); 〒3508555 埼玉県川越市山田２５番地１ パイオニア株式会社 川越事業所内 Saitama (JP). 亀谷 隆真(**KAMETANI Ryushin**); 〒3508555 埼玉県川越市山田２５番地１ パイオニア株式会社 川越事業所内 Saitama (JP).

(74) 代理人: 速水 進治, 外 (**HAYAMI Shinji** et al.); 〒1410031 東京都品川区西五反田７丁目９番２号 ＫＤＸ五反田ビル９階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,

(54) **Title:** PROCESSING DEVICE, SYSTEM, PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称： 処理装置、システム、処理方法、およびプログラム



S131 Perform second filtering process
S132 Calculate absolute value
S133 Perform downsampling process
S134 Is condition for threshold update satisfied?
S135 Specify mode value
S136 Determine thresholds
S137 Specify section using thresholds
AA First sound data
BB Time information

(57) **Abstract:** This processing device is provided with an acquisition unit and a section specification unit. The acquisition unit acquires sound data including respiratory sound. The section specification unit specifies a first section and/or a second section using threshold values for the values indicating amplitudes of sound data. The first section is a section in which respiration is estimated to be taking place, while the second section is a section between a plurality of the first sections. The values showing amplitudes indicate the magnitudes of vibrations in the sound data at the respective times. In addition,

WO 2020/090763 A1

[続葉有]

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

the section specification unit determines the threshold values on the basis of the sound data.

(57) 要約: 処理装置は、取得部、および区間特定部を備える。取得部は、呼吸音を含む音データを取得する。区間特定部は、第１区間と第２区間との少なくとも一方を、音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する。第１区間は呼吸が行われていると推定される区間であり、第２区間は複数の第１区間の間の区間である。振幅を示す値は音データの各時刻の振動の大きさを示す値である。そして区間特定部は、閾値を音データに基づいて決定する。

明　細　書

発明の名称 ： 処理装置、システム、処理方法、およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、処理装置、システム、処理方法、およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 医学分野において、患者の呼吸音量を測定することは重要である。たとえば、呼吸音量の減弱を捉えられれば、気胸等、異常の早期発見に役立つ。また、近年、電子聴診器等のセンサを用いて得た信号を解析し、呼吸状態等を推定する方法も提案されている。

[0003] 特許文献１には、生体の第一部位における生体音と第二部位における生体音とのパワ比や、特定の周波数帯における生体信号のパワ等を用いて、生体音特性を算出する技術が記載されている。

[0004] 特許文献２には、連続した呼吸音から呼気音を抽出し、呼気音の音圧を表す値等を用いて異常呼気音と疑わしき疑呼気音を検出することが記載されている。また特許文献２には、呼吸バンドセンサを被験者の胸部を巻くように取り付け、呼吸動作における胸部の膨張と収縮の変化を測定し、その測定結果を用いて呼気音を抽出することが記載されている。

[0005] 特許文献３には、圧電素子を備えるセンサの出力信号をデジタル化し、高域通過フィルタによってフィルタリングして生体の呼吸気流音信号とすることが記載されている。また、特許文献３には、呼吸気流音信号の振幅の大きさに基づいて吸気音および呼気音が発生している時間帯を特定することが記載されている。

[0006] 特許文献４には、バンドパスフィルタを用いて生体音から呼吸音を抽出することが記載されている。また、呼吸音のパワーパターンに基づいて呼吸区間を推定することが記載されている。なお、呼吸区間の推定には予め設定した閾値が用いられる。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：国際公開第２０１２／０６０１０７号

特許文献2：特開２０１２－２０５６９３号公報

特許文献3：特開２０１７－１６９６４７号公報

特許文献4：国際公開第２０１４／１０３１０７号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかし、センサで得られる信号には、呼吸音以外の生体音等の影響が含まれ、その影響には個人差もあるため、解析により正確な呼吸音量を得ることは容易ではなかった。

[0009] 本発明が解決しようとする課題としては、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出する技術を提供することが一例として挙げられる。

課題を解決するための手段

[0010] 請求項１に記載の発明は、

呼吸音を含む音データを取得する取得部と、

前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定部とを備え、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

前記区間特定部は、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理装置である。

[0011] 請求項１０に記載の発明は、

請求項１に記載の処理装置と、

センサとを備え、

前記取得部は、前記センサで検出された音を示す前記音データを取得する

システムである。

[0012] 請求項１１に記載の発明は、

呼吸音を含む音データを取得する取得ステップと、

前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定ステップとを含み、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

前記区間特定ステップでは、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理方法である。

[0013] 請求項１２に記載の発明は、

請求項１１に記載の処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラムである。

図面の簡単な説明

[0014] 上述した目的、およびその他の目的、特徴および利点は、以下に述べる好適な実施の形態、およびそれに付随する以下の図面によってさらに明らかになる。

[0015] [図1]第１の実施形態に係る処理装置の構成を例示する図である。

[図2]第１の実施形態に係る処理方法を例示するフローチャートである。

[図3]音データの一例を画像表示した図である。

[図4]第２の実施形態に係る処理装置およびシステムの構成を例示する図である。

[図5]第２の実施形態に係る処理装置で実行される処理方法を例示するフローチャートである。

[図6]区間特定ステップＳ１３０の処理内容を詳しく例示するフローチャートである。

[図7]（ａ）から（ｄ）は、第２の実施形態に係る、区間特定ステップＳ１３０の処理内容の例を説明するための図である。

[図8]第２の実施形態に係る、区間特定ステップＳ１３０の処理内容の例を説明するための図である。

[図9]（ａ）および（ｂ）は、第２の実施形態に係る、区間特定ステップＳ１３０の処理内容の例を説明するための図である。

[図10]処理装置を実現するための計算機を例示する図である。

[図11]第３の実施形態に係る処理装置およびシステムの構成を例示する図である。

[図12]複数のセンサの取り付け位置を例示する図である。

[図13]複数の部位の音量情報の表示例を示す図である。

[図14]第５の実施形態に係る処理装置およびシステムの構成を例示する図である。

[図15]複数の部位の音量情報の表示例を示す図である。

[図16]複数の部位の音量情報の表示例を示す図である。

[図17]比較例で算出された音量を示す値と、聴覚評価の結果との関係を示す箱ひげ図である。

[図18]実施例で算出された音量を示す値と、聴覚評価の結果との関係を示す箱ひげ図である。

[図19]聴覚評価の結果と比較例で算出された音量を示す値との関係を、ヒストグラムで示した図である。

[図20]聴覚評価の結果と実施例で算出された音量を示す値との関係を、ヒストグラムで示した図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。尚、すべての図面において、同様な構成要素には同様の符号を付し、適宜説明を省略する。

[0017] 以下に示す説明において、処理装置１０の各構成要素は、特に説明する場合を除き、ハードウエア単位の構成ではなく、機能単位のブロックを示している。処理装置１０の各構成要素は、任意のコンピュータのＣＰＵ、メモリ

、メモリにロードされたプログラム、そのプログラムを格納するハードディスクなどの記憶メディア、ネットワーク接続用インタフェースを中心にハードウエアとソフトウエアの任意の組合せによって実現される。そして、その実現方法、装置には様々な変形例がある。

[0018] （第１の実施形態）

図１は、第１の実施形態に係る処理装置１０の構成を例示する図である。本実施形態に係る処理装置１０は、取得部１１０、区間特定部１３０、および算出部１５０を備える。取得部１１０は、呼吸音を含む一以上の音データを取得する。区間特定部１３０は、第１区間と第２区間との少なくとも一方を特定する。第１区間は呼吸が行われていると推定される区間であり、第２区間は複数の第１区間の間の区間である。算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。

[0019] 図２は、第１の実施形態に係る処理方法を例示するフローチャートである。本方法は、取得ステップＳ１１０、区間特定ステップＳ１３０、および算出ステップＳ１５０を含む。取得ステップＳ１１０では、呼吸音を含む一以上の音データが取得される。区間特定ステップＳ１３０では、第１区間と第２区間との少なくとも一方が特定される。第１区間は呼吸が行われていると推定される区間であり、第２区間は複数の第１区間の間の区間である。算出ステップＳ１５０では、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの、呼吸音量を示す音量情報が算出される。

[0020] 本処理方法は、処理装置１０により実行可能である。

[0021] 呼吸音量の算出としてはたとえば、生体信号に特定の周波数成分を除去するフィルタ処理を行い、呼吸音成分を抽出した後の信号パワーを求める方法がある。しかし、呼吸音成分とその他の生体音成分（脈動、心音、血流音等）を分離するカットオフ周波数を一意に決定することは難しい。フィルタ処

理だけで呼吸音の抽出を行おうとする場合に適切なカットオフ周波数は、生体音を取得する部位の違いや、測定対象者の個人差によって異なるからである。

[0022] また、呼吸音成分の周波数帯域とその他の生体音成分の周波数帯域は、どの部位で検出した生体音においても互いに重なっている。一つの計測例では、頸部に取り付けたセンサで得られた生体音において、呼吸音成分が０Ｈｚから１５００Ｈｚまでの帯域に現れ、脈動および血流音成分が０Ｈｚから２００Ｈｚまでの帯域に現れた。また、胸部右上に取り付けたセンサで得られた生体音において、呼吸音成分が０Ｈｚから３００Ｈｚまでの帯域に現れ、心音成分が０Ｈｚから５００Ｈｚまでの帯域に現れた。胸部左上に取り付けたセンサで得られた生体音において、呼吸音成分が０Ｈｚから３００Ｈｚまでの帯域に現れ、心音成分が０Ｈｚから４００Ｈｚまでの帯域に現れた。そして、胸部右下に取り付けたセンサで得られた生体音において、呼吸音成分が０Ｈｚから３００Ｈｚまでの帯域に現れ、心音成分が０Ｈｚから３００Ｈｚまでの帯域に現れた。したがって、単に帯域を限定して信号パワーを求めても、他の成分の影響を避けられない。

[0023] 本実施形態に係る処理装置１０では、取得部１１０がたとえば生体に取り付けられたセンサから音データを取得する。区間特定部１３０は、第１区間と第２区間とを特定する。第１区間は、生体において息を吸うまたは息を吐くという動作が行われていると推定される区間である。そして、第２区間は第１区間と第１区間の間の区間である。より詳しくは、第２区間は第１区間以外の区間である。すなわち第２区間は、呼吸が行われていないと推定される区間であり、呼吸と呼吸の間で一時的に無呼吸となったと推定される区間である。なお、第２区間は必ずしも第１区間と第１区間との間にある必要は無い。たとえば、音データの端部が第２区間として特定されても良い。

[0024] 図３は、音データの一例を画像表示した図である。本図では、表示領域５０１に音データの時間波形が示されており、表示領域５０２に音データのスペクトログラムが示されている。スペクトログラムにおいて横軸は時刻（時

間）であり、縦軸は周波数であり、各周波数成分の強度が輝度で示されている。なお、時間波形の横軸とスペクトログラムの横軸は揃っている。また、第１区間として特定される区間を表示領域５０２において矢印で示している。一方、矢印が付されていない区間が第２区間である。このように、区間とは時刻範囲を示す。また、音データには互いに離間した複数の第１区間が存在し、互いに離間した複数の第２区間が存在する。

[0025] ここで、呼吸が行われていると推定される部分には、呼吸音成分とその他の生体音成分が含まれ、無呼吸と推定される部分にはその他の生体音成分のみが含まれると考えられる。したがって、呼吸が行われていると推定される部分のデータと、それ以外の部分のデータとを対比することにより、その他の生体音成分の影響が低減された音量情報を得ることができる。この様に算出された音量情報は、たとえば人が聴覚で聞き取る場合に感じる呼吸音の音量と、高い相関を持つ。このような音量情報を用いれば、たとえば生体の異常等をデータ処理により検知しやすくなり、たとえば診断の補助や、患者の様態のモニタリングに有益である。

[0026] 処理装置１０における詳しい処理内容は後述の第２の実施形態以降で詳しく説明する。

[0027] 以上、本実施形態によれば、算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。したがって、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができる。

[0028] （第２の実施形態）

図４は、第２の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０の構成を例示する図である。本実施形態に係る処理装置１０は、第１の実施形態に係る処理装置１０の構成を有する。図５は、第２の実施形態に係る処理装置１０で実行される処理方法を例示するフローチャートである。本実施形態に係る処理方法は第１の実施形態に係る処理方法の構成を有する。

[0029] 本実施形態に係るシステム２０は、処理装置１０とセンサ２１０とを備える。そして、取得部１１０は、センサ２１０で検出された音を示す音データを取得する。

[0030] 処理装置１０およびシステム２０の各構成要素について、以下に詳しく説明する。

[0031] センサ２１０は呼吸音を含む生体音を検出する。センサ２１０では生体音を示す電気信号が生成され、音データとして出力される。センサ２１０はたとえば、マイクロフォンまたは振動センサである。振動センサはたとえば変位センサ、速度センサ、または加速度センサである。マイクロフォンは生体音に起因した空気の振動を電気信号に変換する。この電気信号の信号レベル値は、空気の振動の音圧を示す。一方、振動センサは、生体音に起因した媒質（例えば、対象者の体表）の振動を電気信号に変換する。この電気信号の信号レベル値は、媒質の振動変位を直接的または間接的に示す。たとえば、振動センサがダイヤフラムを備える場合、媒質の振動がダイヤフラムに伝達され、ダイヤフラムの振動が電気信号に変換される。なお、電気信号はアナログ信号であっても良いしデジタル信号であっても良い。また、センサ２１０は、電気信号を処理する回路等を含んで構成されても良い。電気信号を処理する回路としてはたとえばＡ／Ｄ変換回路およびフィルタ回路が挙げられる。ただし、Ａ／Ｄ変換等は処理装置１０で行われても良い。

[0032] 音データは、電気信号を示すデータであり、センサ２１０で得られた電気信号に基づく信号レベル値を時系列で示すデータである。すなわち、音データは音波の波形を表す。なお、一つの音データとは、時間的に一続きの音データを意味する。

[0033] また、センサ２１０はたとえば電子聴診器である。センサ２１０はたとえば測定者により対象者の生体のうち生体音を測定したい部位に押し当てられる、または貼り付けられる。本実施形態では、取得部１１０が、連続する一の音データのみを取得する例について説明する。

[0034] 取得部１１０は取得ステップＳ１１０において、たとえば音データをセン

サ２１０から取得する。この場合、取得部１１０はセンサ２１０で検出された音データをリアルタイムで取得することができる。ただし、予めセンサ２１０で測定され、記憶装置に保持された音データを、取得部１１０が読み出して取得しても良い。記憶装置は処理装置１０の内部に設けられていても良いし外部に設けられていても良い。処理装置１０の内部に設けられる記憶装置はたとえば後述する計算機１０００のストレージデバイス１０８０である。また、センサ２１０から出力され、処理装置１０内や処理装置１０以外の装置で変換処理等がされた音データを取得部１１０が取得しても良い。変換処理としてはたとえば増幅処理や、Ａ／Ｄ変換処理が挙げられる。

[0035] 取得部１１０は、生体音を含む音データをセンサ２１０からたとえば連続的に取得する。なお、音データの各信号レベル値は録音時刻と関連づけられる。音データにはセンサ２１０において時刻が関連づけられても良いし、音データがセンサ２１０からリアルタイムで取得される場合、取得部１１０が音データの取得時刻をその音データに関連づけてもよい。

[0036] 取得部１１０で取得された音データのうち、音量情報の算出対象とする音データを特に対象の音データとも呼ぶ。なお、本実施形態において、取得部１１０は一の音データのみを取得するため、取得された音データがすなわち対象の音データである。取得部１１０は、以降のステップＳ１２０、区間特定ステップＳ１３０、および算出ステップＳ１５０が行われている間も継続して音データの取得を行うことができる。取得された音データに対しては、冒頭部分から順に以下の処理が行われる。

[0037] 本図の例において、処理装置１０は、フィルタ処理部１２０をさらに備える。取得部１１０による音データの取得が開始されると、ステップＳ１２０が開始される。ステップＳ１２０においてフィルタ処理部１２０は、少なくとも対象の音データに対し、第１のフィルタ処理を行う。具体的にはフィルタ処理部１２０は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L1}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H1}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理を行う。第１のフィルタ処理ではたとえば、音データに対してフーリエ変換

を行い、周波数空間上でf_{L1}［Ｈｚ］以下の帯域およびf_{H1}［Ｈｚ］以上の帯域を除去する。その上で、逆フーリエ変換で時間軸波形に戻す。フーリエ変換はたとえば高速フーリエ変換（ＦＦＴ）である。ただし、第１のフィルタ処理は上記の例に限定されず、たとえばＦＩＲ（Finite Impulse Response）フィルタまたはＩＩＲ（Infinite Impulse Response）フィルタによる処理であっても良い。

[0038] 本図の例において、算出部１５０は、第１のフィルタ処理がされた後の対象の音データの第１部分および第２部分を用いて音量情報を算出する。ここで、$50 \leqq f_{L1} \leqq 150$が成り立つことが好ましく、また、$500 \leqq f_{H1} \leqq 1500$が成り立つことが好ましい。第１のフィルタ処理により、音データに含まれるノイズを除去することができる。なお、第１のフィルタ処理により呼吸音成分のみを抽出する必要は無い。第１のフィルタ処理後の音データには呼吸音以外の成分が含まれても良い。

[0039] 区間特定部１３０は、第１区間と第２区間との少なくとも一方を特定する。図４および図５の例において区間特定部１３０は、取得部１１０で取得された音データに基づいて第１区間と第２区間との少なくとも一方を特定する。ただし、区間特定部１３０は音データを用いずに第１区間と第２区間との少なくとも一方を特定してもよい。区間特定部１３０が区間を特定する方法については詳しく後述する。

[0040] さらに区間特定部１３０は、区間の特定結果に基づいて、第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成する。たとえば、区間特定部１３０が第１区間を特定する場合区間特定部１３０は第１時刻情報を生成し、区間特定部１３０が第２区間を特定する場合区間特定部１３０は第２時刻情報を生成する。なお、区間特定部１３０において非連続な複数の第１区間が特定された場合には、複数の第１時刻情報が生成される。また、区間特定部１３０において非連続な複数の第２区間が特定された場合には、複数の第２時刻情報が生成される。

[0041] 算出ステップＳ１５０において算出部１５０は、取得部１１０で取得され

た対象の音データのうち、第１領域におけるデータを用いて音量情報を算出する。第１領域とは、たとえば算出部１５０が本ステップを行う時点における直近の時間T_1の間の音を示す領域である。T_1は特に限定されないが、たとえば２秒以上３０秒以下である。

[0042] 上記した通り、算出部１５０は、区間特定部１３０で生成された第１時刻情報と第２時刻情報の少なくとも一方を用い、対象の音データの第１領域において第１部分と第２部分を特定する。

[0043] 区間特定部１３０が第１時刻情報および第２時刻情報を生成する場合、算出部１５０は、対象の音データの第１領域のうち第１時刻情報が示す時刻範囲の部分を第１部分とし、第１領域のうち第２時刻情報が示す時刻範囲の部分を第２部分とする。また、区間特定部１３０が第１時刻情報のみを生成する場合、算出部１５０は、第１領域のうち第１時刻情報が示す時刻範囲の部分を第１部分とし、第１領域のそれ以外の部分を第２部分とする。そして、また、区間特定部１３０が第２時刻情報のみを生成する場合、算出部１５０は、第１領域のうち第２時刻情報が示す時刻範囲の部分を第２部分とし、第１領域のそれ以外の部分を第１部分とする。

[0044] そして算出部１５０は、対象の音データの第１部分の強度である第１信号強度と、対象の音データの第２部分の強度である第２信号強度とを算出する。具体的にはたとえば、算出部１５０は、対象の音データの第１部分のＲＭＳ（root mean square）を第１信号強度として算出する。また、算出部１５０は対象の音データの第２部分のＲＭＳを第２信号強度として算出する。なお、算出部１５０はＲＭＳの代わりにpeak to peak 値等、他の指標を信号強度として算出しても良い。ただし、第１信号強度の算出方法と第２信号強度の算出方法は同様とする。

[0045] なお、処理範囲に第１部分が二つ以上含まれる場合、第１信号強度は、たとえば全ての第１部分を連続した一つの信号と見た場合の、信号強度を示す値である。また、処理範囲に第２部分が二つ以上含まれる場合、第２信号強度は、たとえば全ての第２部分を連続した一つの信号と見た場合の、信号強

度を示す値である。

[0046] そして算出部１５０は、第１信号強度と第２信号強度とを用いて対象の音データの音量情報を算出する。音量情報は他の機器等で測定される絶対的な音量（たとえばｄＢ　ＳＰＬ等）である必要は無い。音量情報は、少なくとも処理装置１０で得られた音量情報同士で比較可能な、相対的な値であればよい。

[0047] 具体的には算出部１５０は、第１信号強度の第２信号強度に対する比を特定する情報、および第１信号強度と第２信号強度との差を特定する情報の少なくとも一方を対象の音データの音量情報として算出する。ただし算出部１５０は、第１信号強度の第２信号強度に対する比を特定する情報を少なくとも音量情報として算出することが好ましい。そうすることで、音量情報を、通常の音量と同様にｄＢ単位で表記することができ、人の聴覚で感じる音量により近い情報とすることができる。第１信号強度の第２信号強度に対する比を特定する情報は、たとえば第１信号強度を第２信号強度で除した値、第２信号強度を第１信号強度で除した値、およびこれらの値のいずれかをデシベル表示した値のいずれかである。

[0048] 算出部１５０は同様にして、たとえば時間T_2毎に音量情報を算出する。T_2は特に限定されないが、たとえば１秒以上１０秒以下である。

[0049] 算出部１５０で算出された音量情報はたとえば表示装置に表示される。ここで、算出部１５０が対象の音データの音量情報を複数、時系列に算出し、複数の音量情報を時系列に示すグラフが表示装置に表示されても良い。ただし、音量情報は数値で表示されても良い。また、算出部１５０で算出された音量情報は、記憶装置に記憶されても良いし、処理装置１０以外の装置に対して出力されても良い。

[0050] 図６は、区間特定ステップＳ１３０の処理内容を詳しく例示するフローチャートである。また、図７（ａ）から図９（ｂ）は、本実施形態に係る、区間特定ステップＳ１３０の処理内容の例を説明するための図である。なお、図７（ａ）から図７（ｄ）、図９（ａ）、および図９（ｂ）において、横軸

は基準時刻からの経過時間を表示している。図６から図９（ｂ）を参照し、区間特定部１３０が区間を特定する方法の例について以下に詳しく説明する。

[0051] 区間特定部１３０は、区間特定ステップＳ１３０において、第１区間と第２区間との少なくとも一方を、第１の音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する。振幅を示す値は第１の音データの各時刻の振動の大きさを示す値である。そして区間特定部１３０は、閾値を第１の音データに基づいて決定する。

[0052] 取得部１１０で取得された音データには、第１の音データと対象の音データとが含まれる。ここで、第１の音データは区間の特定に用いられる音データであり、対象の音データは、音量情報の算出対象となる音データである。取得部１１０が一の音データのみを取得する場合、第１の音データと対象の音データはいずれもこの一の音データであり、取得部１１０における取得時において互いに同一である。本実施形態において、取得部１１０で取得される音データは頸部で取得された生体音のデータであることが好ましい。そうすれば、区間の特定をより正確に行うことができる。頸部やその近辺では、呼吸音成分が高い比率で検出できるからである。

[0053] 区間特定部１３０は、取得部１１０で取得された第１の音データに対しステップＳ１３１において第２のフィルタ処理を行う。第２のフィルタ処理ではたとえば、音データに対してフーリエ変換を行い、周波数空間上でf_{L2}［Ｈｚ］以下の帯域およびf_{H2}［Ｈｚ］以上の帯域を除去する。その上で、逆フーリエ変換で時間軸波形に戻す。フーリエ変換はたとえば高速フーリエ変換（ＦＦＴ）である。ただし、第２のフィルタ処理は上記の例に限定されず、たとえばＦＩＲフィルタまたはＩＩＲフィルタによる処理であっても良い。

[0054] 区間特定部１３０は第２のフィルタ処理を行った後の第１の音データに基づき、後述する最頻値を求める。第２のフィルタ処理は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L2}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H2}［

Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理である。ここで、１５０≦f_{L2}≦２５０が成り立つことが好ましく、また、５５０≦f_{H2}≦６５０が成り立つことが好ましい。第２のフィルタ処理により、第１の音データに含まれる呼吸音成分を主に抽出することができる。なお、第２のフィルタ処理により呼吸音成分のみを抽出する必要は無い。また、第２のフィルタ処理後の第１の音データには呼吸音以外の成分が含まれても良い。

[0055] 図７（ａ）は取得部１１０での取得時の第１の音データの波形を例示する図であり、図７（ｂ）は、図７（ａ）の波形に第２のフィルタ処理を施した後の波形を例示する図である。図７（ｂ）に矢印で示したように、第２のフィルタ処理により呼吸音成分が主に抽出される。

[0056] なお、取得部１１０で取得された第１の音データには、フィルタ処理部１２０によるステップＳ１２０の第１のフィルタ処理と、区間特定部１３０によるステップＳ１３１の第２のフィルタ処理との両方が行われても良い。ただし、第２のフィルタ処理の透過帯域の方が第１のフィルタ処理の透過帯域よりも狭い場合、第１のフィルタ処理の有無は区間の特定結果に影響しない。

[0057] 次いで、ステップＳ１３２において区間特定部１３０は、ステップＳ１３１で得られたデータの絶対値を算出する。すなわち、時系列データにおける各信号レベル値が絶対値に変換される。図７（ｃ）は図７（ｂ）のデータの絶対値を算出した結果を示す図である。

[0058] 次いで、ステップＳ１３３において、区間特定部１３０は、ステップＳ１３２で得られたデータに対しダウンサンプリング処理を行う。そうすることにより、図７（ｄ）のようにデータ波形の輪郭が得られる。そして、ダウンサンプリング処理により得られるデータの各データ点が、第１の音データの各時刻の振幅を示す値に相当する。区間特定部１３０はこのように第１の音データに少なくともダウンサンプリング処理を行って得られるデータに基づき、後述する最頻値を求める。ここで図７（ｄ）には、呼吸が行われていると推定される部分を下向き矢印で示し、呼吸が行われていないと推定される

部分を上向き矢印で示している。最終的に区間特定部１３０でこれらが識別できればよい。

[0059] 次いで、区間特定部１３０はステップＳ１３４において、予め定められた更新条件に基づき、閾値の更新（決定）を行うか否かを判定する。具体的には、たとえば、その第１の音データに対して一度も区間特定部１３０による閾値の決定がされていない場合、区間特定部１３０は更新条件が満たされると判定する。一方、その第１の音データに対して少なくとも一度、区間特定部１３０による閾値の決定がされている場合、区間特定部１３０は更新条件が満たされないと判定する。

[0060] 更新条件が満たされると判定された場合（ステップＳ１３４のＹｅｓ）、区間特定部１３０はステップＳ１３５に進み、閾値を定めるための処理を行う。一方、更新条件が満たされないと判定された場合（ステップＳ１３４のＮｏ）、区間特定部１３０はすでに定められた閾値を用いてステップＳ１３７を行う。

[0061] 区間特定部１３０が閾値を定める処理について以下に説明する。区間特定部１３０は、第１のデータにおいて振幅を示す値の最頻値を求める。具体的には、区間特定部１３０はステップＳ１３５において、第１の音データの振幅を示す値の、最頻値を求める。そのために区間特定部１３０は、第１の音データのうち所定の時刻範囲における各振幅を示す値の出現回数をカウントする。そして区間特定部１３０は、出現回数が最も多かった振幅を示す値を、最頻値として求める。所定の時刻範囲とは、たとえば取得部１１０が第１の音データを取得し始めてから、区間特定部１３０が本ステップを行う時点までの範囲であってもよいし、区間特定部１３０が本ステップを行う時点における直近の時間T_3であってもよい。T_3は特に限定されないが、たとえば２秒以上３０秒以下である。また、たとえばT_3はT_1と同じであってもよい。第１の音データを対象の音データとする場合、所定の時刻範囲の領域と上記した第１領域とを一致させても良い。

[0062] なお上記した通り、取得部１１０は記憶装置に保持された音データを読み

出して取得しても良い。その場合、たとえば区間特定部１３０は音データ全体を用いて最頻値の特定および閾値の決定を行っても良い。

[0063] 図８は、各振幅の出現回数を例示するヒストグラムである。このようなヒストグラムは、第１の音データを、横軸を振幅を示す値とし、縦軸を出現回数としたグラフに表したものに相当する。なお、振幅を示す値は上記の処理により得られる値に限らず、たとえばpeak to peak 値であっても良いし、規格化等がされた値であっても良い。

[0064] そして、区間特定部１３０はステップＳ１３６において、最頻値よりも大きい閾値を定める。具体的には、ヒストグラムにおいて、極小値をとる一以上の振幅を示す値のうち、最頻値に最も近い振幅を示す値が閾値とされる。なお、ヒストグラムにおける最頻値は、極大値をとる複数の振幅を示す値のうち最も小さい振幅を示す値となる。図８のグラフでは、出現回数が最大となる点５０５、および複数の極小値に丸印が付されている。本図の例においてこの点５０５をとる振幅を示す値が最頻値である。そして、極小値のうち最も低振幅側の極小値５０６をとる振幅を示す値が閾値として決定される。最頻値は、主に無呼吸区間に対応する振幅を示す値であると考えられる。したがって、このように閾値を決定することで、無呼吸区間とそれ以外の区間とを識別可能な閾値が得られる。また、この閾値は取得部１１０で取得された音データを用いて得られるため、生体音の個人差によらず、高精度な区間特定が実現する。なお、閾値は上記の例に限られない。たとえば閾値は、ヒストグラムにおいて低振幅側から２番目または３番目の極小値をとる振幅を示す値であっても良いし、点５０５の隣の極大値をとる振幅を示す値であっても良い。

[0065] ステップＳ１３６において閾値が決定されると、または、ステップＳ１３４で更新条件が満たされないと判定されると、ステップＳ１３７において、区間特定部１３０は以下の第１処理および第２処理の少なくとも一方を行う。第１処理は、第１の音データの内、少なくとも振幅を示す値が閾値を超える区間を、第１区間として特定する処理である。一方、第２処理は、第１の

音データの内、少なくとも振幅を示す値が閾値未満である区間を、第２区間として特定する処理である。なお、閾値に一致する区間は第１区間に含めてもよいし、第２区間に含めてもよい。

[0066] 具体的には区間特定部１３０は、ステップＳ１３３の処理が行われた第１の音データに対して、閾値を適用し、連続して振幅を示す値が閾値を超える区間を一つの第１区間とする。一方、連続して振幅を示す値が閾値未満となる区間を一つの第２区間とする。なお、区間特定部１３０は、第１区間と第２区間の一方のみを特定しても良い。その場合、残りの区間が他方の区間となる。

[0067] 図９（ａ）は図７（ｄ）のグラフの閾値未満の点に丸印を付したものである。図９（ｂ）は、図９（ａ）のうち、小振幅側を拡大して示している。また、図９（ｂ）には、閾値を示す直線が付されている。

[0068] 区間特定部１３０は新たに取得された音データに対する区間特定を、たとえば時間T_4毎に行う。T_4は特に限定されないが、たとえば１秒以上１０秒以下である。なお、T_4は上記したT_2以下であることが好ましい。

[0069] なお、区間特定部１３０は区間特定の度に閾値を決定しても良い。また、算出部１５０が音量情報の算出を行う度に、区間特定部１３０は区間特定を行っても良い。たとえば、同一の時間範囲の音データを処理対象として、閾値の決定、区間の特定、および音量情報の算出が行われてもよい。

[0070] また、区間特定部１３０は他の方法で区間を特定しても良い。たとえば、予め定められた閾値を用いて同様に区間の判定を行っても良い。また、区間特定部１３０は対象の人物の胸部等に取り付けられたバンドセンサの出力に基づいて区間を特定しても良い。たとえばバンドセンサは、呼吸時の胸のふくらみや動きを検出することができる。

[0071] 処理装置１０の各機能構成部は、各機能構成部を実現するハードウエア（例：ハードワイヤードされた電子回路など）で実現されてもよいし、ハードウエアとソフトウエアとの組み合わせ（例：電子回路とそれを制御するプログラムの組み合わせなど）で実現されてもよい。以下、処理装置１０の各機

能構成部がハードウエアとソフトウエアとの組み合わせで実現される場合について、さらに説明する。

[0072] 図１０は、処理装置１０を実現するための計算機１０００を例示する図である。計算機１０００は任意の計算機である。例えば計算機１０００は、SoC（System On Chip）、Personal Computer（PC）、サーバマシン、タブレット端末、又はスマートフォンなどである。計算機１０００は、処理装置１０を実現するために設計された専用の計算機であってもよいし、汎用の計算機であってもよい。

[0073] 計算機１０００は、バス１０２０、プロセッサ１０４０、メモリ１０６０、ストレージデバイス１０８０、入出力インタフェース１１００、及びネットワークインタフェース１１２０を有する。バス１０２０は、プロセッサ１０４０、メモリ１０６０、ストレージデバイス１０８０、入出力インタフェース１１００、及びネットワークインタフェース１１２０が、相互にデータを送受信するためのデータ伝送路である。ただし、プロセッサ１０４０などを互いに接続する方法は、バス接続に限定されない。プロセッサ１０４０は、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）、又は FPGA（Field-Programmable Gate Array）などの種々のプロセッサである。メモリ１０６０は、RAM（Random Access Memory）などを用いて実現される主記憶装置である。ストレージデバイス１０８０は、ハードディスク、SSD（Solid State Drive）、メモリカード、又は ROM（Read Only Memory）などを用いて実現される補助記憶装置である。

[0074] 入出力インタフェース１１００は、計算機１０００と入出力デバイスとを接続するためのインタフェースである。例えば入出力インタフェース１１００には、キーボードやマウスなどの入力装置や、ディスプレイ装置などの出力装置が接続される。また、入出力インタフェース１１００には、ディスプレイ装置と入力装置を兼ねたタッチパネル等が接続されてもよい。

[0075] ネットワークインタフェース１１２０は、計算機１０００をネットワークに接続するためのインタフェースである。この通信網は、例えば LAN（Local

Area Network）やWAN（Wide Area Network）である。ネットワークインタフェース１１２０がネットワークに接続する方法は、無線接続であってもよいし、有線接続であってもよい。

[0076] ストレージデバイス１０８０は、処理装置１０の各機能構成部を実現するプログラムモジュールを記憶している。プロセッサ１０４０は、これら各プログラムモジュールをメモリ１０６０に読み出して実行することで、各プログラムモジュールに対応する機能を実現する。

[0077] センサ２１０はたとえば、計算機１０００の入出力インタフェース１１００に、またはネットワークを通じてネットワークインタフェース１１２０に、接続される。

[0078] 以上、本実施形態によれば、第１の実施形態と同様、算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。したがって、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができる。

[0079]（第３の実施形態）

図１１は、第３の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０の構成を例示する図である。本実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０は、以下に説明する点を除いて第２の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０とそれぞれ同様である。

[0080] 本実施形態に係るシステム２０は、複数のセンサ２１０を備え、本実施形態に係る取得部１１０は、複数のセンサ２１０で検出された音を示す複数の音データを取得する。複数のセンサ２１０はたとえば同一人物の生体の複数の部位において生体音を検出する。そして取得部１１０は、同一人物の生体の複数の部位において同時に検出された生体音の音データを取得することができる。また、取得部１１０は、少なくとも一部の録音時刻が互いに重なる複数の音データを取得することができる。なお、取得部１１０は複数の人物の生体音の音データをさらに取得しても良いが、少なくとも区間特定部１３

０および算出部１５０による処理は人物毎に行われる。また、取得部１１０は、互いに録音時刻が重ならない複数の音データを取得してもよいが、少なくとも区間特定部１３０および算出部１５０による処理は、一の音データ毎または、少なくとも一部の録音時刻が互いに重なる複数の音データ毎に行われる。

[0081] 図１２は、複数のセンサ２１０の取り付け位置を例示する図である。本図の例において、センサ２１０は部位Ａから部位Ｄに取り付けられる。たとえば処理装置１０は、音データの取得に先立ち、ユーザによるセンサ２１０の取り付け部位を示す情報の入力を受け付ける。具体的には、生体を示す図が、センサ２１０の取り付け部位の候補と共に表示装置に表示され、ユーザは候補のうち各センサ２１０を取り付ける位置をマウス、キーボードまたはタッチパネル等の入力装置を用いて指定する。各センサ２１０で取得される音データには、部位を示す情報が関連づけられる。

[0082] 本実施形態において、区間特定部１３０は、第２の実施形態において説明した様に、第１の音データに基づき第１の区間および第２の区間の少なくとも一方を特定する。すなわち、取得部１１０で取得された複数の音データには対象の音データおよび第１の音データが含まれる。ここで、対象の音データは一つに限られない。そして以下では、対象の音データが少なくとも第１の音データとは異なる第２の音データを含む例について説明する。すなわち、第１の音データで特定された区間に基づいて、第２の音データの音量情報が算出される。なお、第２の音データは複数存在しても良い。

[0083] たとえば第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１のセンサ２１０によって検出された音を示す。そして、第２の音データは、人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２のセンサ２１０によって検出された音を示す。ここで、第１の位置が頸部に位置するか、第１の位置が第２の位置よりも頸部に近いことが好ましい。そうすれば、区間の特定をより正確に行うことができる。たとえば図１２の例において、部位Ａで得られる音データが第１の音データであることが好ましい。たと

えば区間特定部１３０は、各音データに関連づけられた部位を示す情報に基づいて、取得部１１０で取得された複数の音データのうち、いずれを第１の音データとするかを選択する。

[0084] 本実施形態に係る取得ステップＳ１１０およびステップＳ１２０は、それぞれ取得部１１０およびフィルタ処理部１２０により、第２の実施形態と同様に行われる。

[0085] そして、本実施形態に係る区間特定部１３０は、区間特定ステップＳ１３０において、第２の実施形態と同様、第１の音データにおける第１区間と第２区間との少なくとも一方を特定する。そして、第１の音データに基づいて第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成する。

[0086] また、本実施形態に係る算出部１５０は、算出ステップＳ１５０において、第２の実施形態と同様、第１時刻情報および第２時刻情報の少なくとも一方を用いて、各対象の音データの第１部分と第２部分とを特定する。そうすることで、対象の音データに含まれる第２の音データにおいても、呼吸が行われていると推定される第１区間とそれ以外の第２区間とを特定できる。

[0087] さらに算出部１５０は、各対象の音データについて、第２の実施形態と同様、音量情報を算出する。そうすることで、部位毎の音量情報を得ることができる。なお、算出部１５０は、取得部１１０で取得された全ての音データを対象の音データとしても良いし、ユーザにより指定された部位に対応する音データのみを対象の音データとしても良い。

[0088] 図１３は、複数の部位の音量情報の表示例を示す図である。本図の例において、複数の部位の音量情報はそれぞれ部位との対応が分かる状態で表示される。具体的には、部位を示すマップにおいて音量情報に基づき、音量を示す数値が表示される。加えて、音量を示す数値が時系列にグラフに示される。なお、本図のグラフにおいて、横軸はそれぞれ基準時刻からの経過時間を表示しており、複数の部位間で同期している。なお、グラフの軸のスケールは、ユーザが必要に応じて拡大または縮小したり、平行移動させたりできて

よい。

[0089] なお、対象の音データは、第１の音データをさらに含んでも良い。また、本実施形態では対象の音データが少なくとも第１の音データとは異なる第２の音データを含む例について説明したが、対象の音データは、第１の音データのみを含んでも良い。第１の音データの音量情報も上記と同様に算出可能である。

[0090] 以上、本実施形態によれば、第１の実施形態と同様、算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。したがって、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができる。

[0091]（第４の実施形態）

第４の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０は、区間特定部１３０および算出部１５０の処理内容を除いて第３の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０とそれぞれ同様である。

[0092] 本実施形態に係る取得部１１０は、第３の実施形態に係る取得部１１０と同様、複数のセンサ２１０で検出された音を示す複数の音データを取得する。そして、区間特定部１３０は、取得された複数の音データのうち二以上の音データのそれぞれにおいて第１区間と第２区間とを特定する。すなわち本実施形態において、区間特定部１３０は、取得部１１０で取得された複数の音データのうち二以上の音データを、第１の音データとして用いる。二以上の第１の音データを用いて区間を特定することにより、区間特定の正確さを高めることができる。

[0093] なお、第２の実施形態に係る区間特定ステップＳ１３０と同様に閾値が第１の音データに基づいて決定される場合、区間特定部１３０は、区間を特定する第１の音データ毎に閾値を決定する。

[0094] 区間特定部１３０は、区間を特定した全ての第１の音データにおいて第１区間とされた時刻範囲、または、区間を特定した全ての第１の音データにお

いて第２区間とされた時刻範囲を示す第３時刻情報を生成する。

[0095] ここで、二以上の第１の音データには、頸部で検出された音データまたは、複数の音データのうち最も頸部に近い位置で検出された音データが含まれることが好ましい。そうすれば、区間の特定をより正確に行うことができる。

[0096] そして算出部１５０は、第３時刻情報を用いて各対象の音データの第１部分と第２部分とを特定する。具体的には、第３時刻情報が全ての第１の音データにおいて第１区間とされた時刻範囲を示す情報である場合、算出部１５０は各対象の音データのうち第３時刻情報が示す時刻範囲の部分を第１部分とし、それ以外の部分を第２部分とする。一方、第３時刻情報が全ての第１の音データにおいて第２区間とされた時刻範囲を示す情報である場合、算出部１５０は各対象の音データのうち第３時刻情報が示す時刻範囲の部分を第２部分とし、それ以外の部分を第１部分とする。

[0097] 対象の音データには第１の音データが含まれても良いし含まれなくても良い。また、対象の音データには、第１の音データとは異なる第２の音データが含まれても良いし、含まれなくても良い。

[0098] さらに算出部１５０は、各対象の音データについて、第２の実施形態と同様、音量情報を算出する。そうすることで、部位毎の音量情報を得ることができる。

[0099] 以上、本実施形態によれば、第１の実施形態と同様、算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。したがって、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができる。

[0100] くわえて、本実施形態によれば、区間特定部１３０は、二以上の音データのそれぞれにおいて第１区間と第２区間とを特定する。したがって、区間特定の正確さを高めることができる。

[0101] （第５の実施形態）

図１４は、第５の実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０の構成を例示する図である。本実施形態に係る処理装置１０およびシステム２０は、以下に説明する点を除いて第２から第４の実施形態の少なくともいずれかと同様である。

[0102] 本実施形態において、処理装置１０は推定部１７０をさらに備える。推定部１７０は算出部１５０で算出された音量情報に基づいて、生体音が検出された人物の状態を推定する。以下に詳しく説明する。

[0103] たとえば算出部１５０は、第２から第４の実施形態の少なくともいずれかと同様にして複数の対象の音データの音量情報を算出する。

[0104] 図１５および図１６はそれぞれ、複数の部位の音量情報の表示例を示す図である。

[0105] 算出部１５０が音量情報を算出すると、推定部１７０は算出部１５０から算出された音量情報を取得する。各音量情報には、部位を示す情報が関連づけられている。推定部１７０はたとえば、各部位の音量情報が示す音量の、時間あたりの低下率を算出する。そして、低下率が予め定められた基準値を上回る場合、呼吸が弱くなっていると推定する。その場合推定部１７０は、たとえば図１５に示すように呼吸が弱くなっていることを示す表示または通知を行う。なお、推定部１７０は、予め定められた数以上の部位において音量の低下率が高くなった場合に、呼吸が弱くなっていると推定しても良い。また、推定部１７０は、予め定められた長さにわたり音量の低下率が高くなった場合に、呼吸が弱くなっていると推定しても良い。

[0106] また、推定部１７０はたとえば、生体のうち互いに対称的な位置において検出された生体音を示す二つの音データの差を算出する。そして、推定部１７０は、差の大きさが予め定められた基準値を上回る場合、気胸の疑いがあると推定する。また、差が正であるか負であるかに基づいて、左右どちらの肺に気胸の疑いがあるかを推定する。このように推定部１７０は算出された複数の音量情報に基づいて異常呼吸音の音源の位置を推定してもよい。その上で推定部１７０は、たとえば図１６に示すように気胸の疑いがある旨およ

び、推定される位置を示す表示または通知を行う。なお、推定部１７０は、予め定められた長さにわたり差の大きさが基準値を上回る場合に、呼吸が弱くなっていると推定しても良い。

[0107] 本実施形態に係る処理装置１０も、図１０に示すような計算機１０００を用いて実現可能である。

[0108] 以上、本実施形態によれば、第１の実施形態と同様、算出部１５０は、対象の音データのうち第１区間に基づいて定められる第１部分と対象の音データのうち第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、対象の音データの呼吸音量を示す音量情報を算出する。したがって、生体音のデータから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができる。

[0109] くわえて、本実施形態によれば、処理装置１０は算出部１５０で算出された音量情報に基づいて、生体音が検出された人物の状態を推定する推定部１７０を備える。したがって、患者等の様態をモニタできる。

実施例

[0110] 以下、本実施形態を、実施例を参照して詳細に説明する。なお、本実施形態は、これらの実施例の記載に何ら限定されるものではない。

[0111] ２２名の被験者で４部位（頸部、胸部右上、胸部左上、および胸部右下）の生体音を測定して音データを得た。そして、得られた音データを再生し、呼吸音が聞こえるか否かの聴感評価を行った。聴感評価においては、呼吸音が全く聞こえない場合を「０」、かろうじて聞こえる場合を「１」、良く聞こえる場合を「２」とした。

[0112] 一方、実施例と比較例のそれぞれの方法で音データを処理し、音量を示す値を算出した。そして、算出された値と、聴感評価の結果を比較した。

[0113] 比較例では、音データに対してカットオフ周波数を４００Ｈｚとするハイパスフィルタ処理を行った。その上で、ＲＭＳを算出し、ＲＭＳをデシベル表示した値を、音量を示す値とした。なお、０ｄＢ＝１ｄｉｇｉｔとした。

[0114] 実施例では、第２の実施形態で説明した通り音量を示す値を算出した。具体的には、各音データに基づいて閾値を定め、区間を特定した。また、f_{L1}

を１００Ｈｚとし、f_{H1}を１０００Ｈｚとした第１のフィルタ処理を施した音データの、各区間のＲＭＳを算出した。そして、第１区間のＲＭＳを第２区間のＲＭＳで除した値をデシベル表示した値を、音量を示す値とした。すなわち、第２区間のＲＭＳを０ｄＢとした。なお、閾値の決定、区間の特定および音量を示す値の算出は、音データ毎に独立して行った。

[0115] 図１７および図１８はそれぞれ、比較例および実施例で算出された音量を示す値と、聴覚評価の結果との関係を示す箱ひげ図である。また、図１９は、聴覚評価の結果と比較例で算出された音量を示す値との関係を、ヒストグラムで示した図である。図２０は、聴覚評価の結果と実施例で算出された音量を示す値との関係を、ヒストグラムで示した図である。図１７および図１９に示すように、比較例では、評価１の音データと評価０の音データの違いが音量の違いとして適切に現れなかった。一方、図１８および図２０に示すように、実施例では、音量を示す値の大小が、評価０、評価１、および評価２と良く相関しており、評価０の音データと評価１の音データも、音量を示す値で明確に識別できた。このように、実施例の方法で、聴覚評価の結果と相関が高い値を音量として算出できた。したがって、実施例の方法で、音データから、人の聴覚で感じる音量と近い呼吸音量を算出することができることが確認された。

[0116] 以上、図面を参照して本発明の実施形態について述べたが、これらは本発明の例示であり、上記以外の様々な構成を採用することもできる。たとえば、上述の説明で用いたフローチャートでは、複数の工程（処理）が順番に記載されているが、各実施形態で実行される工程の実行順序は、その記載の順番に制限されない。各実施形態では、図示される工程の順番を内容的に支障のない範囲で変更することができる。また、上述の各実施形態は、内容が相反しない範囲で組み合わせることができる。

[0117] 以下、参考形態の例を付記する。

１－１． 呼吸音を含む一以上の音データを取得する取得部と、

呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第

２区間との少なくとも一方を特定する区間特定部と、

対象の前記音データのうち前記第１区間に基づいて定められる第１部分と前記対象の音データのうち前記第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、前記対象の音データの、呼吸音量を示す音量情報を算出する算出部とを備える処理装置。

１－２．　１－１．に記載の処理装置において、

前記算出部は、

前記対象の音データの前記第１部分の強度である第１信号強度と、前記対象の音データの前記第２部分の強度である第２信号強度とを算出し、

前記第１信号強度と前記第２信号強度とを用いて前記対象の音データの前記音量情報を算出する処理装置。

１－３．　１－２．に記載の処理装置において、

前記算出部は、前記第１信号強度の前記第２信号強度に対する比を特定する情報を前記対象の音データの前記音量情報として算出する処理装置。

１－４．　１－１．から１－３．のいずれか一つに記載の処理装置において、

少なくとも前記対象の音データに対しフィルタ処理を行うフィルタ処理部をさらに備え、

前記算出部は、前記フィルタ処理された後の前記対象の音データの前記第１部分および前記第２部分を用いて前記音量情報を算出し、

前記フィルタ処理部は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L1}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H1}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理を行い、

$50 \leqq f_{L1} \leqq 150$が成り立ち、

$500 \leqq f_{H1} \leqq 1500$が成り立つ処理装置。

１－５．　１－１．から１－４．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを

取得し、

前記区間特定部は、第１の前記音データに基づいて前記第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と前記第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成し、

前記算出部は、前記第１時刻情報および前記第２時刻情報の少なくとも一方を用いて、前記対象の音データの前記第１部分と前記第２部分とを特定し、

前記対象の音データは、少なくとも前記第１の音データとは異なる第２の前記音データを含む処理装置。

１－６．　１－５．に記載の処理装置において、

前記第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１の前記センサによって検出された音を示し、

前記第２の音データは、前記人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２の前記センサによって検出された音を示し、

前記第１の位置は頸部に位置する、または、前記第１の位置は前記第２の位置よりも頸部に近い処理装置。

１－７．　１－１．から１－４．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定部は、

二以上の前記音データのそれぞれにおいて前記第１区間と前記第２区間とを特定し、

前記二以上の音データの全てにおいて前記第１区間とされた時刻範囲、または前記二以上の音データの全てにおいて前記第２区間とされた時刻範囲を示す第３時刻情報を生成し、

前記算出部は、前記第３時刻情報を用いて前記対象の音データの前記第１部分と前記第２部分とを特定する処理装置。

１－８．　１－５．から１－７．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記算出部は、複数の前記対象の音データの前記音量情報を算出し、

算出された前記複数の音量情報に基づいて異常呼吸音の音源の位置を推定する推定部をさらに備える処理装置。

１－９．　１－１．から１－８のいずれか一つに記載の処理装置と、

センサとを備え、

前記取得部は、前記センサで検出された音を示す前記音データを取得するシステム。

２－１．　呼吸音を含む一以上の音データを取得する取得ステップと、

呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を特定する区間特定ステップと、

対象の前記音データのうち前記第１区間に基づいて定められる第１部分と前記対象の音データのうち前記第２区間に基づいて定められる第２部分とを用いて、前記対象の音データの、呼吸音量を示す音量情報を算出する算出ステップとを含む処理方法。

２－２．　２－１．に記載の処理方法において、

前記算出ステップでは、

前記対象の音データの前記第１部分の強度である第１信号強度と、前記対象の音データの前記第２部分の強度である第２信号強度とを算出し、

前記第１信号強度と前記第２信号強度とを用いて前記対象の音データの前記音量情報を算出する処理方法。

２－３．　２－２．に記載の処理方法において、

前記算出ステップでは、前記第１信号強度の前記第２信号強度に対する比を特定する情報を前記対象の音データの前記音量情報として算出する処理方法。

２－４．　２－１．から２－３．のいずれか一つに記載の処理方法において、

少なくとも前記対象の音データに対しフィルタ処理を行うフィルタ処理ステップをさらに含み、

前記算出ステップでは、前記フィルタ処理された後の前記対象の音データの前記第１部分および前記第２部分を用いて前記音量情報を算出し、

前記フィルタ処理ステップでは、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L1}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H1}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理を行い、

$50 \leqq f_{L1} \leqq 150$が成り立ち、

$500 \leqq f_{H1} \leqq 1500$が成り立つ処理方法。

２－５．　２－１．から２－４．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記取得ステップでは、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定ステップでは、第１の前記音データに基づいて前記第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と前記第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成し、

前記算出ステップでは、前記第１時刻情報および前記第２時刻情報の少なくとも一方を用いて、前記対象の音データの前記第１部分と前記第２部分とを特定し、

前記対象の音データは、少なくとも前記第１の音データとは異なる第２の前記音データを含む処理方法。

２－６．　２－５．に記載の処理方法において、

前記第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１の前記センサによって検出された音を示し、

前記第２の音データは、前記人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２の前記センサによって検出された音を示し、

前記第１の位置は頸部に位置する、または、前記第１の位置は前記第２の位置よりも頸部に近い処理方法。

２－７．　２－１．から２－４．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記取得ステップでは、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定ステップでは、

二以上の前記音データのそれぞれにおいて前記第１区間と前記第２区間とを特定し、

前記二以上の音データの全てにおいて前記第１区間とされた時刻範囲、または前記二以上の音データの全てにおいて前記第２区間とされた時刻範囲を示す第３時刻情報を生成し、

前記算出ステップでは、前記第３時刻情報を用いて前記対象の音データの前記第１部分と前記第２部分とを特定する処理方法。

２－８．　２－５．から２－７．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記算出ステップでは、複数の前記対象の音データの前記音量情報を算出し、

算出された前記複数の音量情報に基づいて異常呼吸音の音源の位置を推定する推定ステップをさらに含む処理方法。

３－１．　２－１．から２－８．のいずれか一つに記載の処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラム。

４－１．　呼吸音を含む音データを取得する取得部と、

前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定部とを備え、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

前記区間特定部は、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理装置。

４－２．　４－１．に記載の処理装置において、

前記区間特定部は、

前記音データにおいて前記振幅を示す値の最頻値を求め、

前記最頻値よりも大きい前記閾値を定め、

前記音データの内、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値を超える区間を、前記第１区間として特定する第１処理、および、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値未満である区間を、前記第２区間として特定する第２処理の少なくとも一方を行う処理装置。

４－３．　４－２．に記載の処理装置において、

前記閾値は、前記音データを、横軸を前記振幅を示す値とし縦軸を出現回数としたグラフに表したとき、極小値をとる一以上の前記振幅を示す値のうち、前記最頻値に最も近い前記振幅を示す値である処理装置。

４－４．　４－３．に記載の処理装置において、

前記音データを前記グラフに表したとき、前記最頻値は、極大値をとる複数の前記振幅を示す値のうち最も小さい前記振幅を示す値である処理装置。

４－５．　４－２．から４－４．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記区間特定部は、フィルタ処理を行った後の前記音データに基づき、前記最頻値を求め、

前記フィルタ処理は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L2}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H2}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理であり、

$150 \leqq f_{L2} \leqq 250$が成り立ち、

$550 \leqq f_{H2} \leqq 650$が成り立つ処理装置。

４－６．　４－２．から４－５．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記区間特定部は、前記音データに少なくともダウンサンプリング処理を行って得たデータに基づき、前記最頻値を求める処理装置。

４－７．　４－１．から４－６．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定部は、

前記複数の音データに含まれる第１の前記音データにおける前記第１区間と前記第２区間との少なくとも一方を特定し、

前記第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と前記第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成し、

前記複数の音データに含まれる前記音データであって、前記第１の音データとは異なる第２の前記音データの前記第１区間および前記第２区間を前記第１時刻情報と前記第２時刻情報との少なくとも一方に基づき特定する処理装置。

４－８．　４－７．に記載の処理装置において、

前記第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１の前記センサによって検出された音を示し、

前記第２の音データは、前記人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２の前記センサによって検出された音を示し、

前記第１の位置は頸部に位置する、または、前記第１の位置は前記第２の位置よりも頸部に近い処理装置。

４－９．　４－１．から４－６．のいずれか一つに記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定部は、

二以上の前記音データのそれぞれにおいて前記第１区間と前記第２区間とを特定し、

前記二以上の音データの全てにおいて前記第１区間と特定された時刻範

囲、または前記二以上の音データの全てにおいて前記第２区間と特定された時刻範囲を示す第３時刻情報を生成する処理装置。

４－１０．　４－１．から４－９．のいずれか一つに記載の処理装置と、

センサとを備え、

前記取得部は、前記センサで検出された音を示す前記音データを取得するシステム。

５－１．　呼吸音を含む音データを取得する取得ステップと、

前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定ステップとを含み、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

前記区間特定ステップでは、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理方法。

５－２．　５－１．に記載の処理方法において、

前記区間特定ステップでは、

前記音データにおいて前記振幅を示す値の最頻値を求め、

前記最頻値よりも大きい前記閾値を定め、

前記音データの内、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値を超える区間を、前記第１区間として特定する第１処理、および、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値未満である区間を、前記第２区間として特定する第２処理の少なくとも一方を行う処理方法。

５－３．　５－２．に記載の処理方法において、

前記閾値は、前記音データを、横軸を前記振幅を示す値とし縦軸を出現回数としたグラフに表したとき、極小値をとる一以上の前記振幅を示す値のうち、前記最頻値に最も近い前記振幅を示す値である処理方法。

５－４．　５－３．に記載の処理方法において、

前記音データを前記グラフに表したとき、前記最頻値は、極大値をとる複

数の前記振幅を示す値のうち最も小さい前記振幅を示す値である処理方法。

５－５．　５－２．から５－４．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記区間特定ステップでは、フィルタ処理を行った後の前記音データに基づき、前記最頻値を求め、

前記フィルタ処理は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L2}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H2}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理であり、

$150 \leqq f_{L2} \leqq 250$が成り立ち、

$550 \leqq f_{H2} \leqq 650$が成り立つ処理方法。

５－６．　５－２．から５－５．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記区間特定ステップでは、前記音データに少なくともダウンサンプリング処理を行って得たデータに基づき、前記最頻値を求める処理方法。

５－７．　５－１．から５－６．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記取得ステップでは、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定ステップでは、

前記複数の音データに含まれる第１の前記音データにおける前記第１区間と前記第２区間との少なくとも一方を特定し、

前記第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と前記第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成し、

前記複数の音データに含まれる前記音データであって、前記第１の音データとは異なる第２の前記音データの前記第１区間および前記第２区間を前記第１時刻情報と前記第２時刻情報との少なくとも一方に基づき特定する処理方法。

５－８．　５－７．に記載の処理方法において、

前記第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１の前記センサによって検出された音を示し、

前記第２の音データは、前記人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２の前記センサによって検出された音を示し、

前記第１の位置は頸部に位置する、または、前記第１の位置は前記第２の位置よりも頸部に近い処理方法。

５－９．　５－１．から５－６．のいずれか一つに記載の処理方法において、

前記取得ステップでは、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定ステップでは、

二以上の前記音データのそれぞれにおいて前記第１区間と前記第２区間とを特定し、

前記二以上の音データの全てにおいて前記第１区間と特定された時刻範囲、または前記二以上の音データの全てにおいて前記第２区間と特定された時刻範囲を示す第３時刻情報を生成する処理方法。

６－１．　５－１．から５－９．のいずれか一つに記載の処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラム。

[0118] この出願は、２０１８年１０月３１日に出願された日本出願特願２０１８－２０５５３６号を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

請求の範囲

[請求項1] 呼吸音を含む音データを取得する取得部と、

前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定部とを備え、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

前記区間特定部は、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理装置。

[請求項2] 請求項１に記載の処理装置において、

前記区間特定部は、

前記音データにおいて前記振幅を示す値の最頻値を求め、

前記最頻値よりも大きい前記閾値を定め、

前記音データの内、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値を超える区間を、前記第１区間として特定する第１処理、および、少なくとも前記振幅を示す値が前記閾値未満である区間を、前記第２区間として特定する第２処理の少なくとも一方を行う処理装置。

[請求項3] 請求項２に記載の処理装置において、

前記閾値は、前記音データを、横軸を前記振幅を示す値とし縦軸を出現回数としたグラフに表したとき、極小値をとる一以上の前記振幅を示す値のうち、前記最頻値に最も近い前記振幅を示す値である処理装置。

[請求項4] 請求項３に記載の処理装置において、

前記音データを前記グラフに表したとき、前記最頻値は、極大値をとる複数の前記振幅を示す値のうち最も小さい前記振幅を示す値である処理装置。

[請求項5] 請求項２から４のいずれか一項に記載の処理装置において、

前記区間特定部は、フィルタ処理を行った後の前記音データに基づき、前記最頻値を求め、

前記フィルタ処理は、低周波数側のカットオフ周波数をf_{L2}［Ｈｚ］とし、高周波数側のカットオフ周波数をf_{H2}［Ｈｚ］とするバンドパスフィルタ処理であり、

$150 \leqq f_{L2} \leqq 250$が成り立ち、

$550 \leqq f_{H2} \leqq 650$が成り立つ処理装置。

［請求項6］ 請求項２から５のいずれか一項に記載の処理装置において、

前記区間特定部は、前記音データに少なくともダウンサンプリング処理を行って得たデータに基づき、前記最頻値を求める処理装置。

［請求項7］ 請求項１から６のいずれか一項に記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定部は、

前記複数の音データに含まれる第１の前記音データにおける前記第１区間と前記第２区間との少なくとも一方を特定し、

前記第１区間の時刻範囲を示す第１時刻情報と前記第２区間の時刻範囲を示す第２時刻情報との少なくとも一方を生成し、

前記複数の音データに含まれる前記音データであって、前記第１の音データとは異なる第２の前記音データの前記第１区間および前記第２区間を前記第１時刻情報と前記第２時刻情報との少なくとも一方に基づき特定する処理装置。

［請求項8］ 請求項７に記載の処理装置において、

前記第１の音データは、人体の表面または内部の、第１の位置に設けられた第１の前記センサによって検出された音を示し、

前記第２の音データは、前記人体の表面または内部の、第２の位置に設けられた第２の前記センサによって検出された音を示し、

前記第１の位置は頸部に位置する、または、前記第１の位置は前記

第２の位置よりも頸部に近い処理装置。

[請求項9] 請求項１から６のいずれか一項に記載の処理装置において、

前記取得部は、複数のセンサで検出された音を示す複数の前記音データを取得し、

前記区間特定部は、

二以上の前記音データのそれぞれにおいて前記第１区間と前記第２区間とを特定し、

前記二以上の音データの全てにおいて前記第１区間と特定された時刻範囲、または前記二以上の音データの全てにおいて前記第２区間と特定された時刻範囲を示す第３時刻情報を生成する処理装置。

[請求項10] 請求項１に記載の処理装置と、

センサとを備え、

前記取得部は、前記センサで検出された音を示す前記音データを取得するシステム。

[請求項11] 呼吸音を含む音データを取得する取得ステップと、

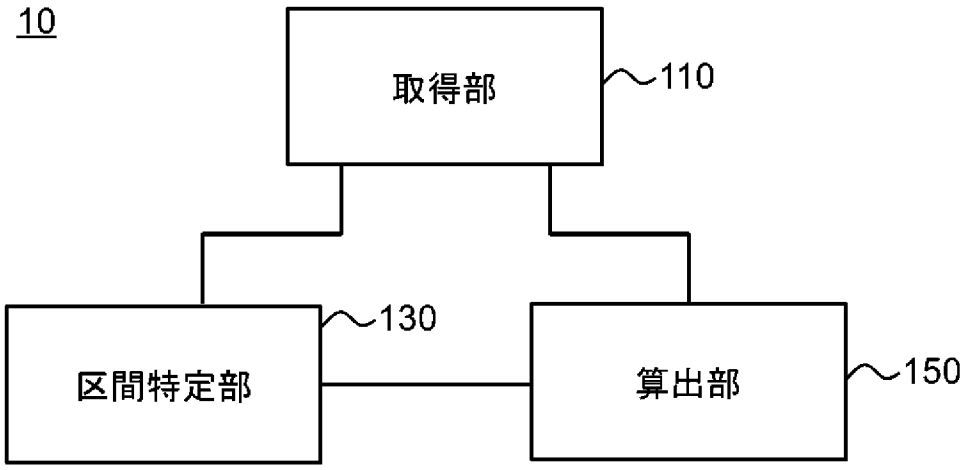
前記音データにおける呼吸が行われていると推定される第１区間と複数の前記第１区間の間の第２区間との少なくとも一方を、前記音データの振幅を示す値についての閾値を用いて特定する区間特定ステップとを含み、

前記振幅を示す値は前記音データの各時刻の振動の大きさを示す値であり、

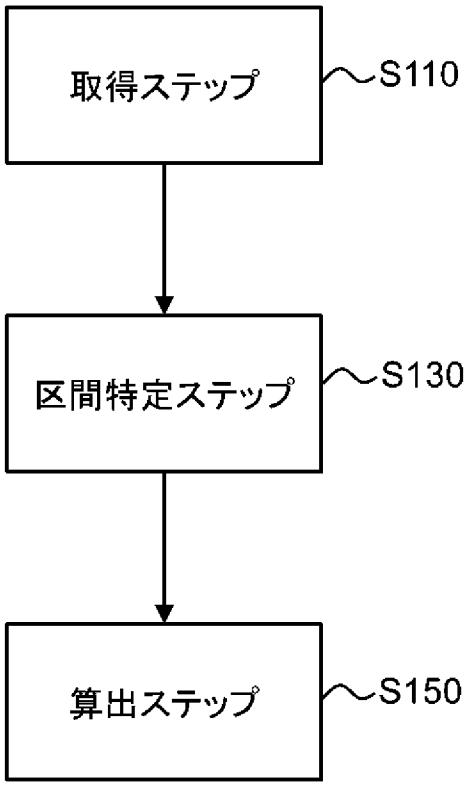
前記区間特定ステップでは、前記閾値を前記音データに基づいて決定する処理方法。

[請求項12] 請求項１１に記載の処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラム。

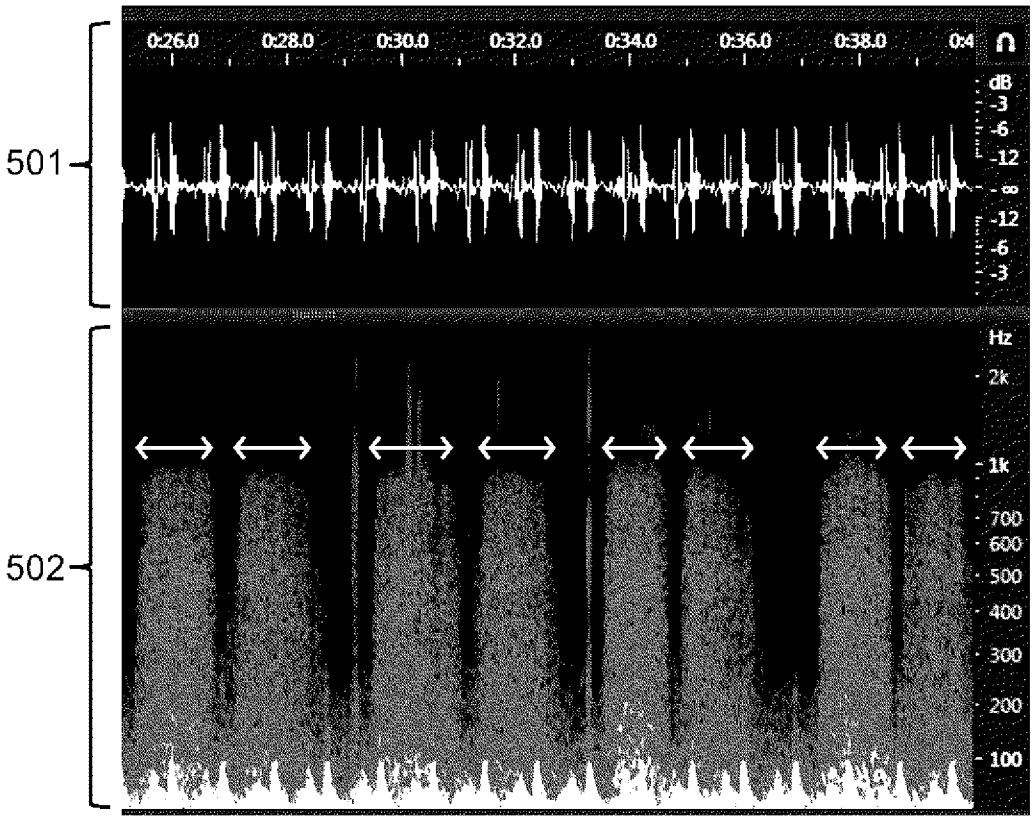
[図1]


10
取得部
110
区間特定部
130
算出部
150

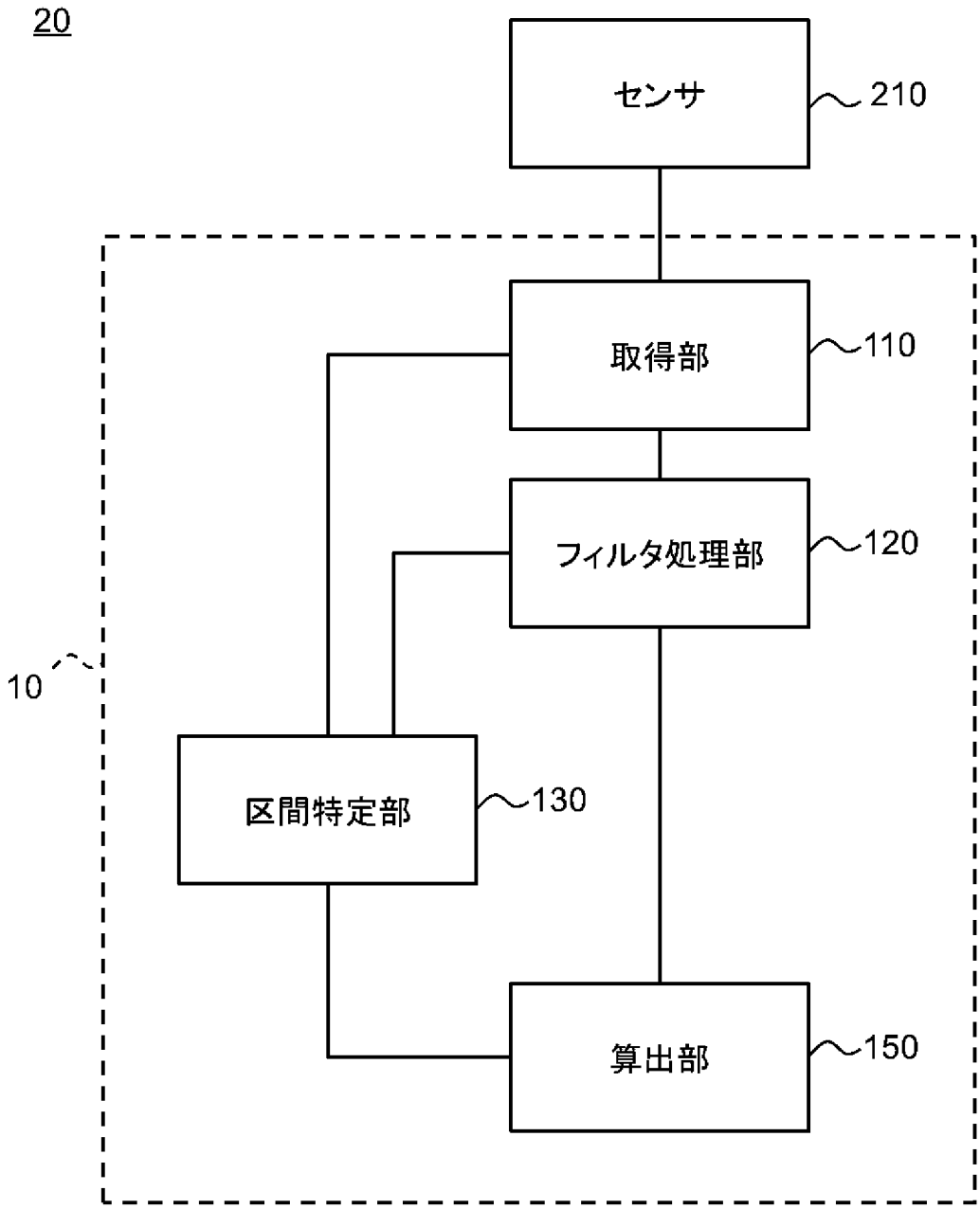
[図2]


取得ステップ
S110
区間特定ステップ
S130
算出ステップ
S150

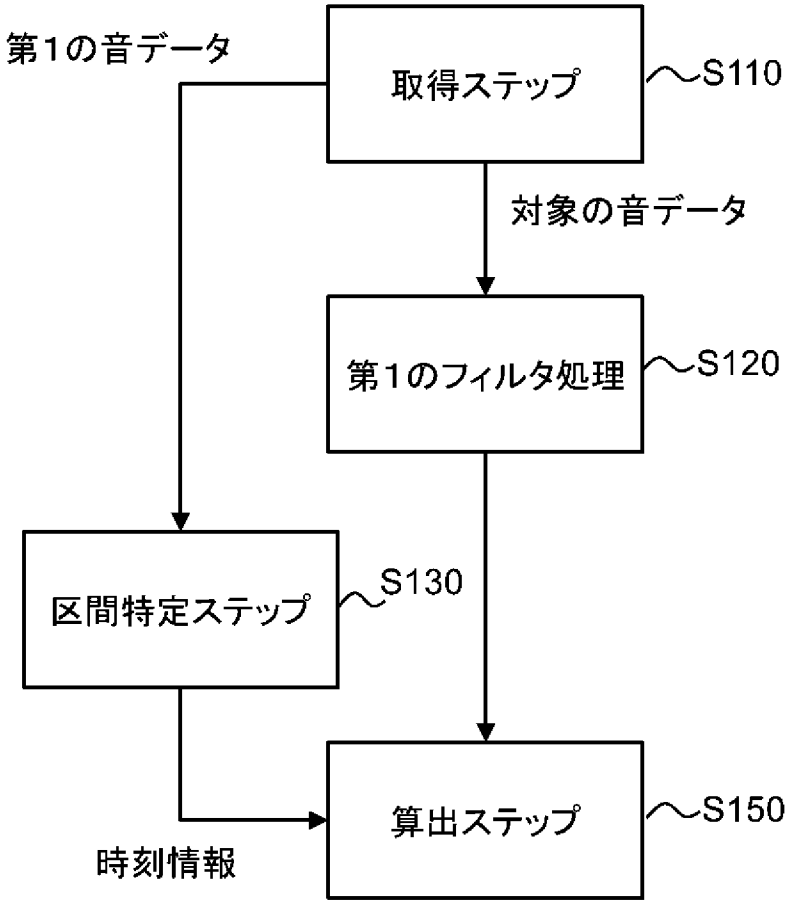
[図3]


501
502
0:26.0
0:28.0
0:30.0
0:32.0
0:34.0
0:36.0
0:38.0
dB
-3
-6
-12
-∞
-12
-6
-3
Hz
2k
1k
700
600
500
400
300
200
100

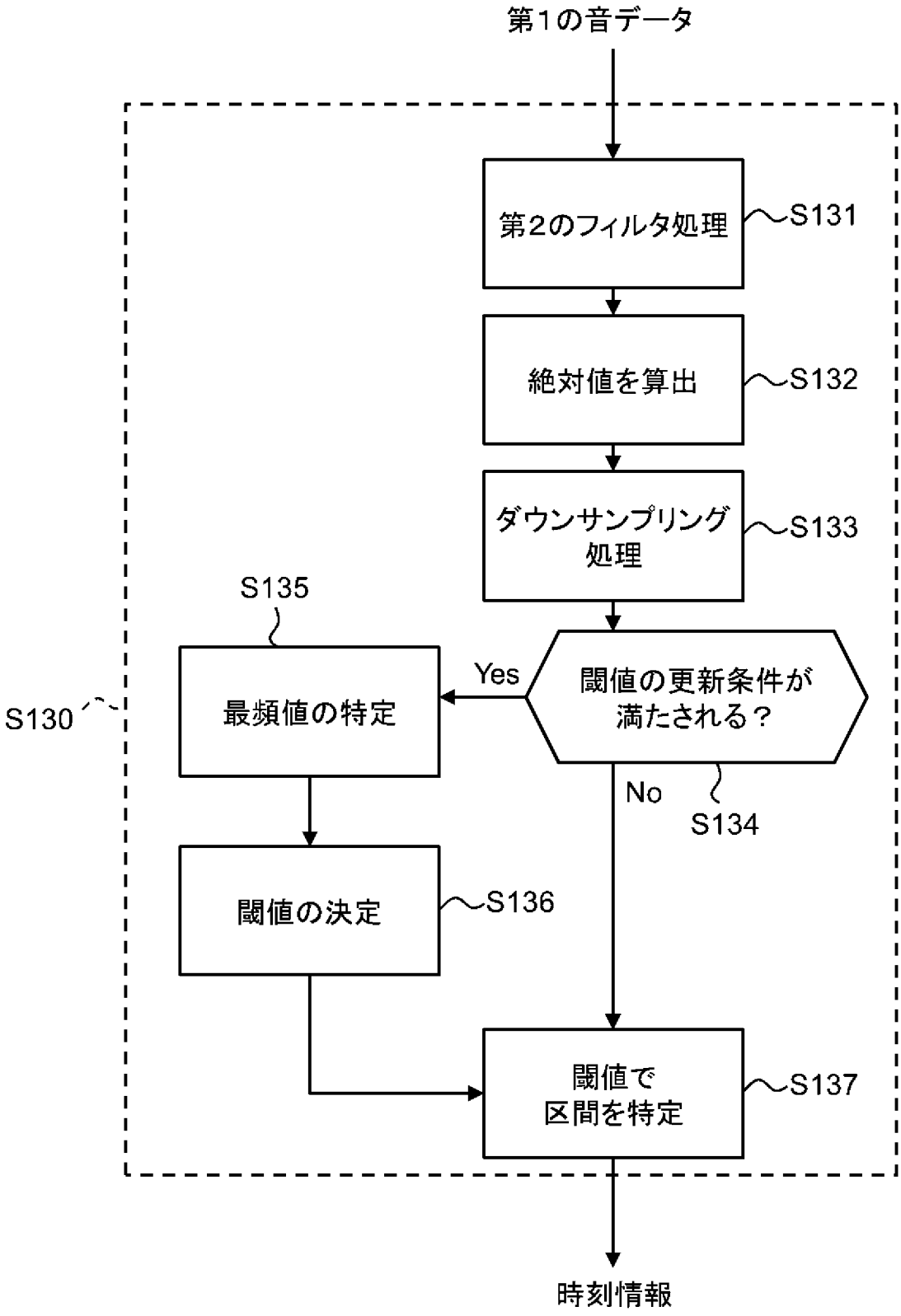
[図4]



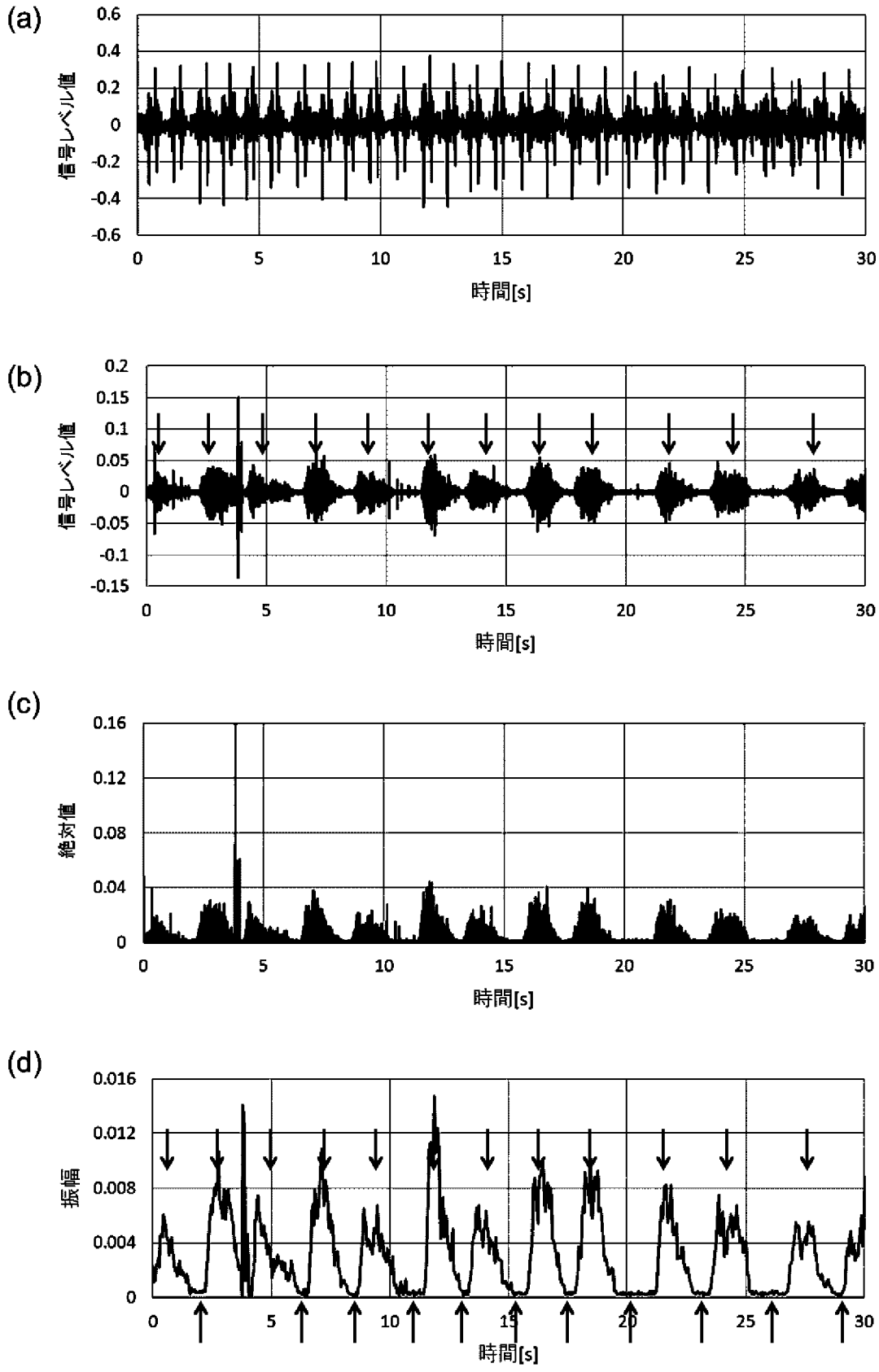
[図5]


第1の音データ
取得ステップ
S110
対象の音データ
第1のフィルタ処理
S120
区間特定ステップ
S130
算出ステップ
S150
時刻情報

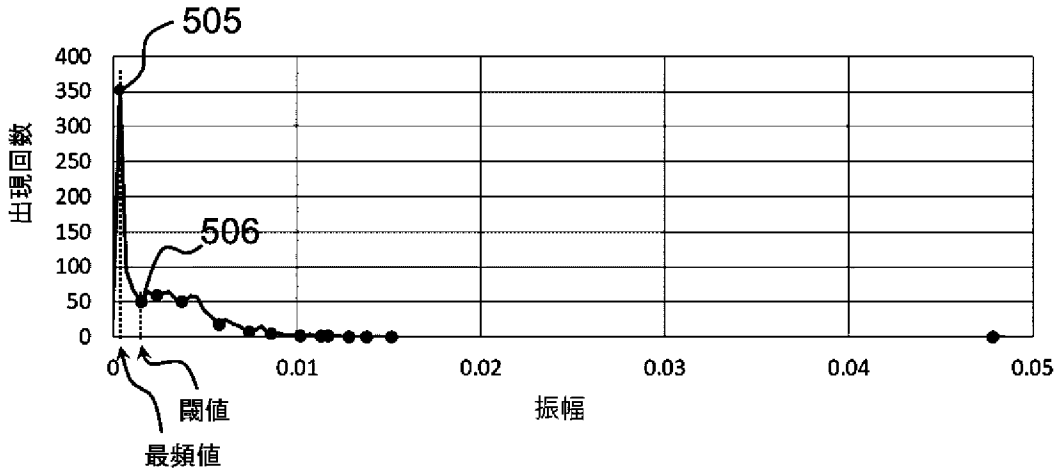
[図6]


第1の音データ
第2のフィルタ処理
S131
絶対値を算出
S132
ダウンサンプリング処理
S133
S135
閾値の更新条件が満たされる？
Yes
最頻値の特定
S130
No
S134
閾値の決定
S136
閾値で区間を特定
S137
時刻情報

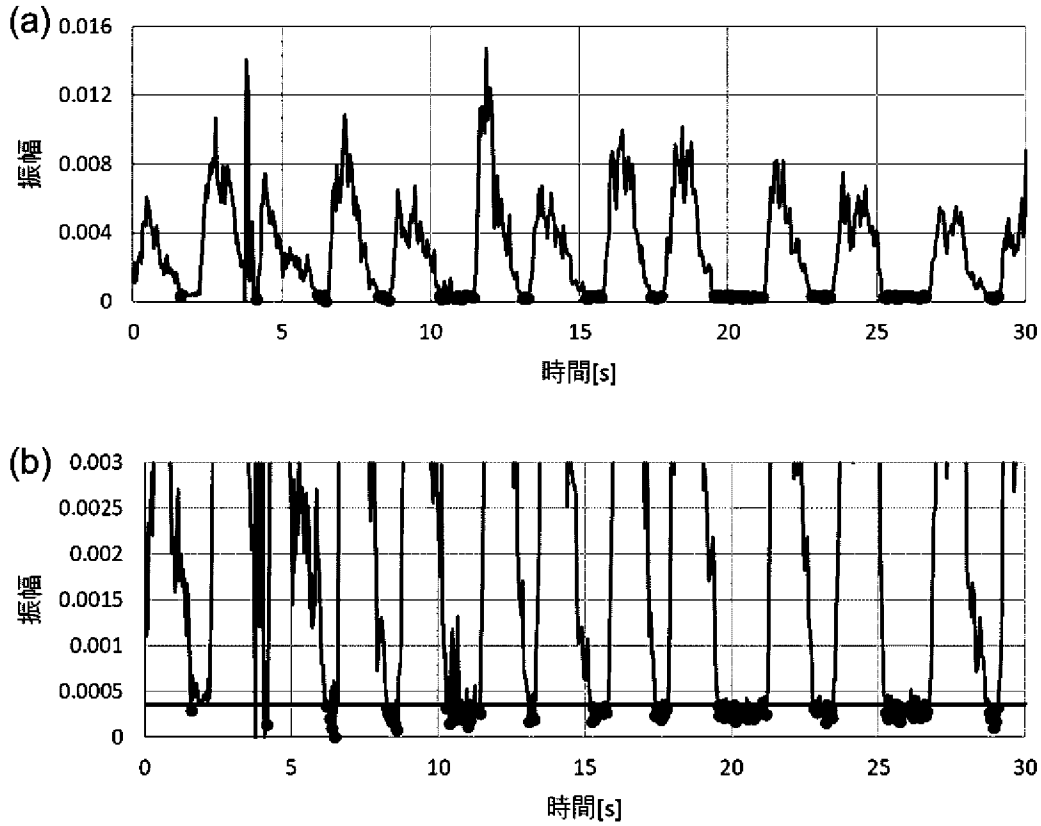
[図7]


(a)
信号レベル値
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]
(b)
信号レベル値
0.2
0.15
0.1
0.05
0
-0.05
-0.1
-0.15
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]
(c)
絶対値
0.16
0.12
0.08
0.04
0
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]
(d)
振幅
0.016
0.012
0.008
0.004
0
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]

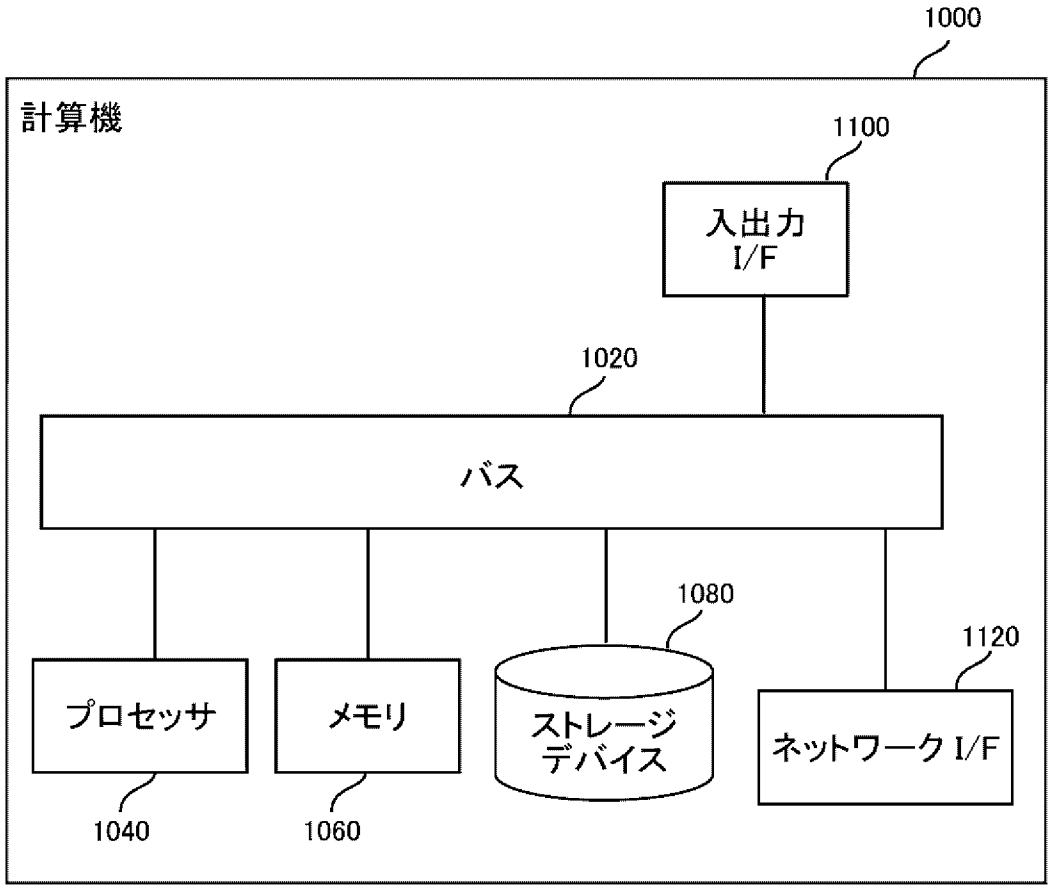
[図8]


505
506
出現回数
400
350
300
250
200
150
100
50
0
0
0.01
0.02
0.03
0.04
0.05
閾値
最頻値
振幅

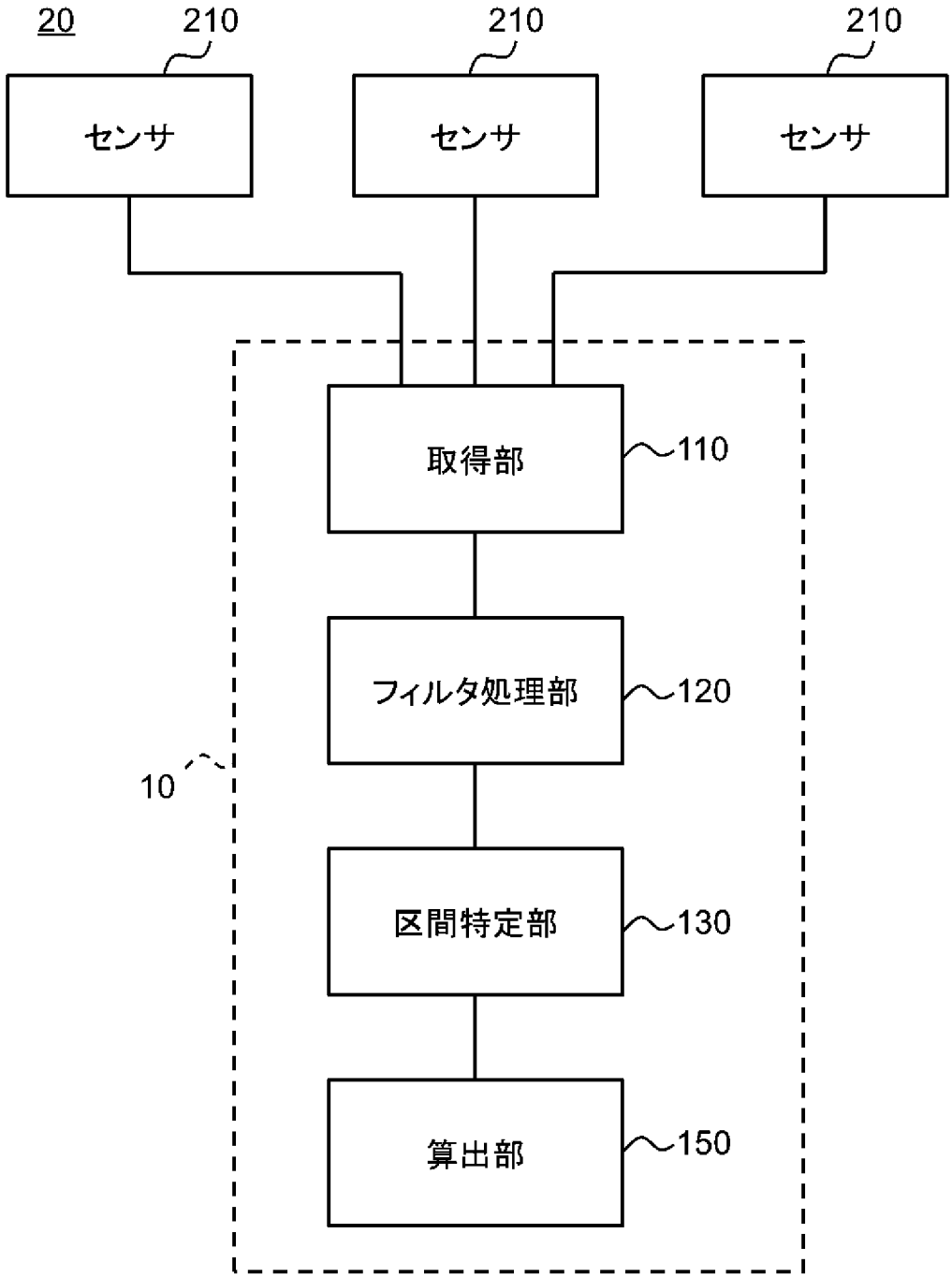
[図9]


(a)
0.016
0.012
0.008
0.004
0
振幅
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]
(b)
0.003
0.0025
0.002
0.0015
0.001
0.0005
0
振幅
0
5
10
15
20
25
30
時間[s]

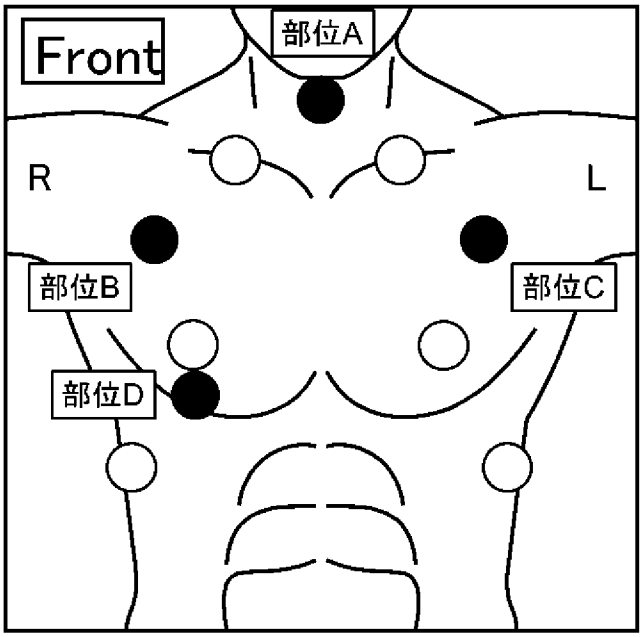
[図10]


1000
計算機
1100
入出力
I/F
1020
バス
1080
1120
プロセッサ
メモリ
ストレージ
デバイス
ネットワーク I/F
1040
1060

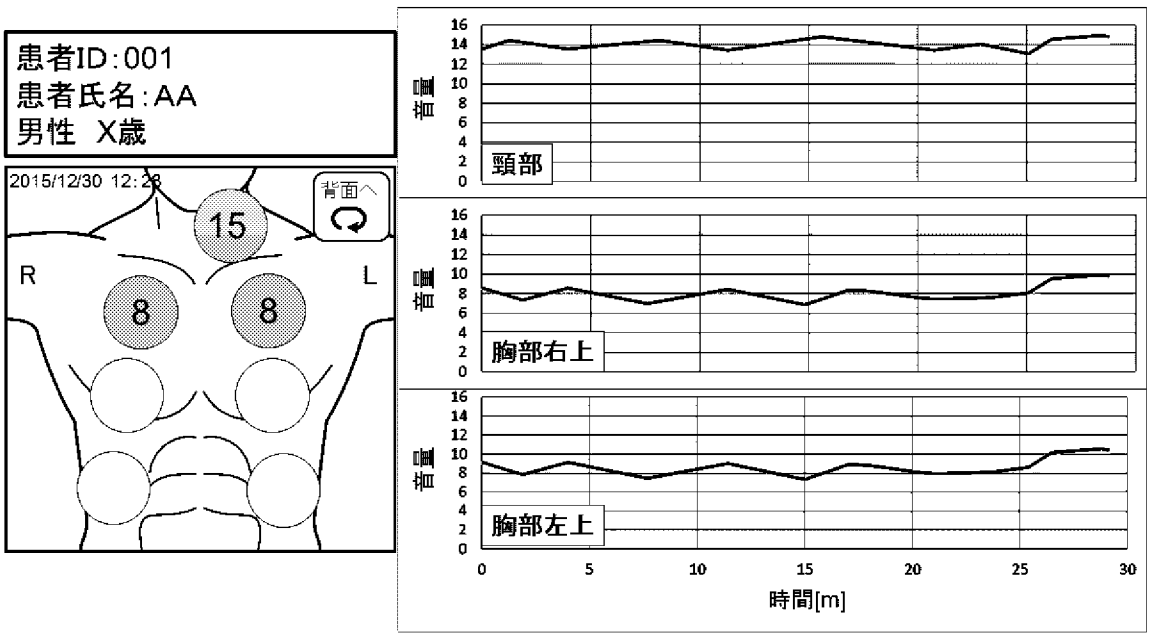
[図11]


20
210
210
210
センサ
センサ
センサ
取得部
110
フィルタ処理部
120
10
区間特定部
130
算出部
150

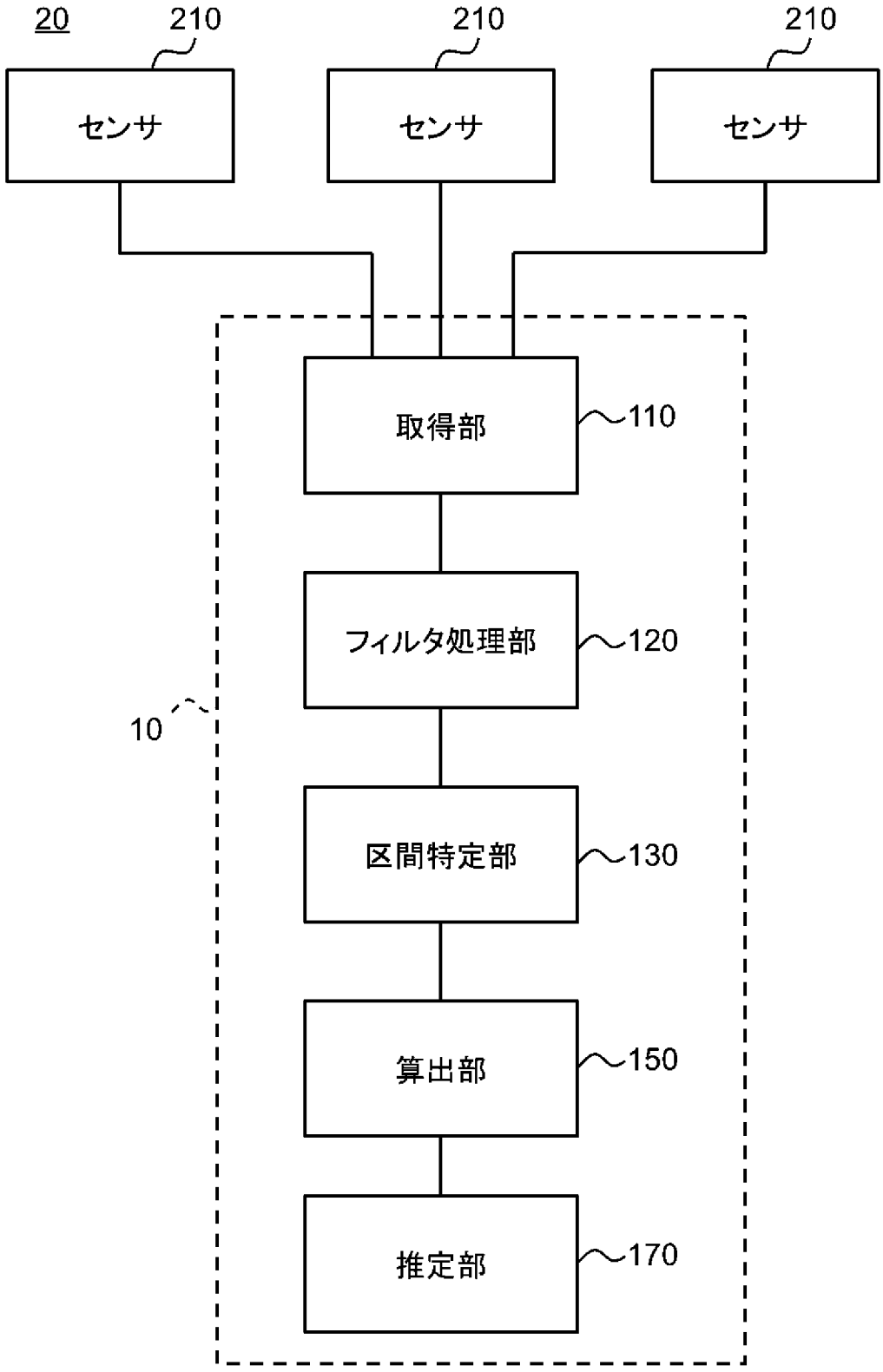
[図12]


Front
部位A
R
L
部位B
部位C
部位D

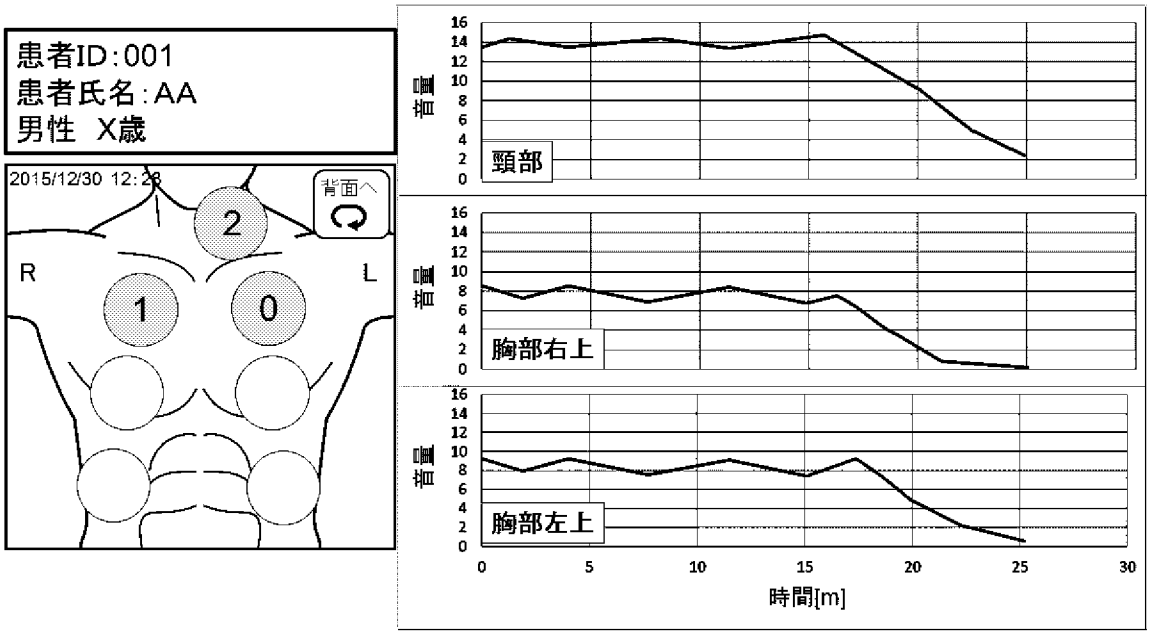
[図13]


患者ID:001
患者氏名:AA
男性 X歳
2015/12/30 12:28
背面へ
15
R
L
8
8
音量
頸部
胸部右上
胸部左上
0
2
4
6
8
10
12
14
16
0
5
10
15
20
25
30
時間[m]

[図14]

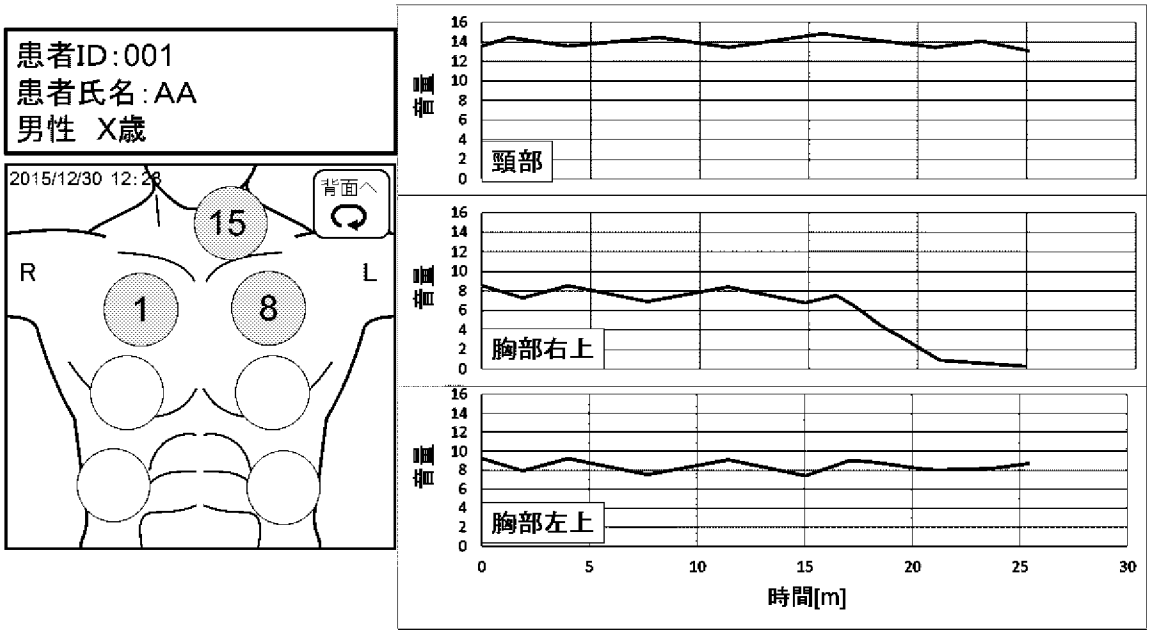

20
210
210
210
センサ
センサ
センサ
取得部
110
フィルタ処理部
120
10
区間特定部
130
算出部
150
推定部
170

[図15]



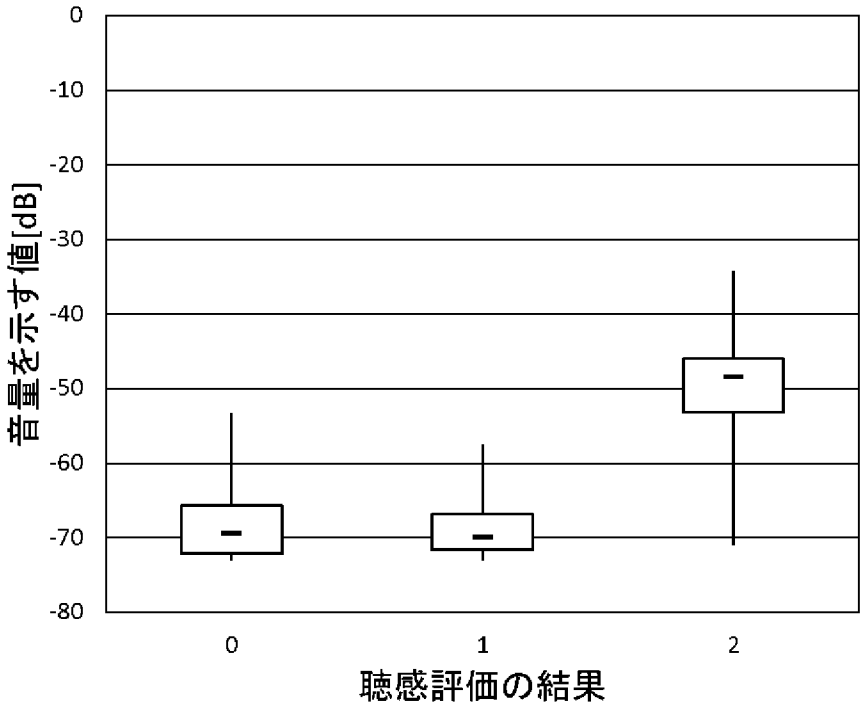
呼吸が弱くなっています

[図16]

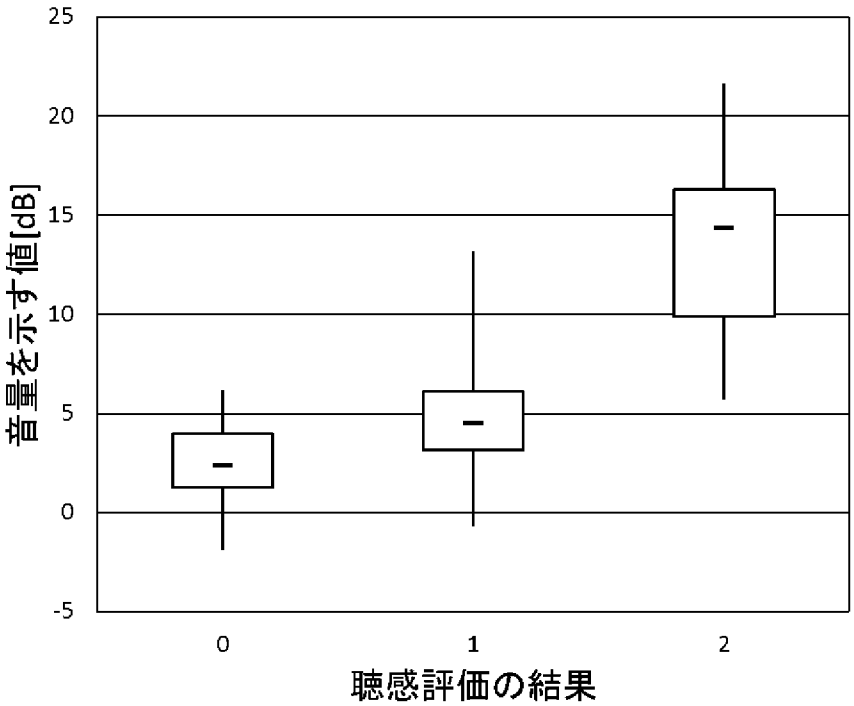


右肺に気胸の疑いがあります

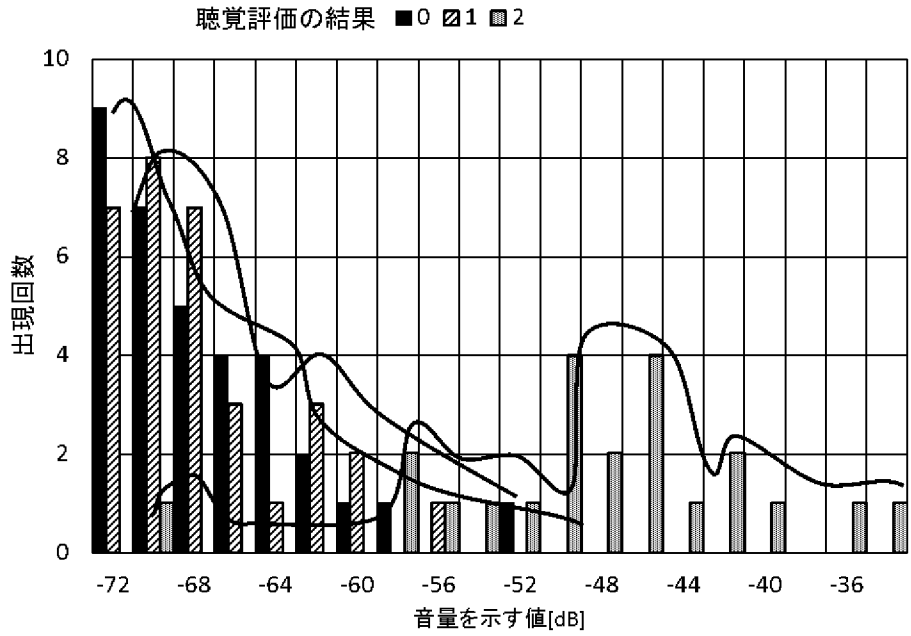
[図17]


0
-10
-20
-30
-40
-50
-60
-70
-80
音量を示す値[dB]
0
1
2
聴感評価の結果

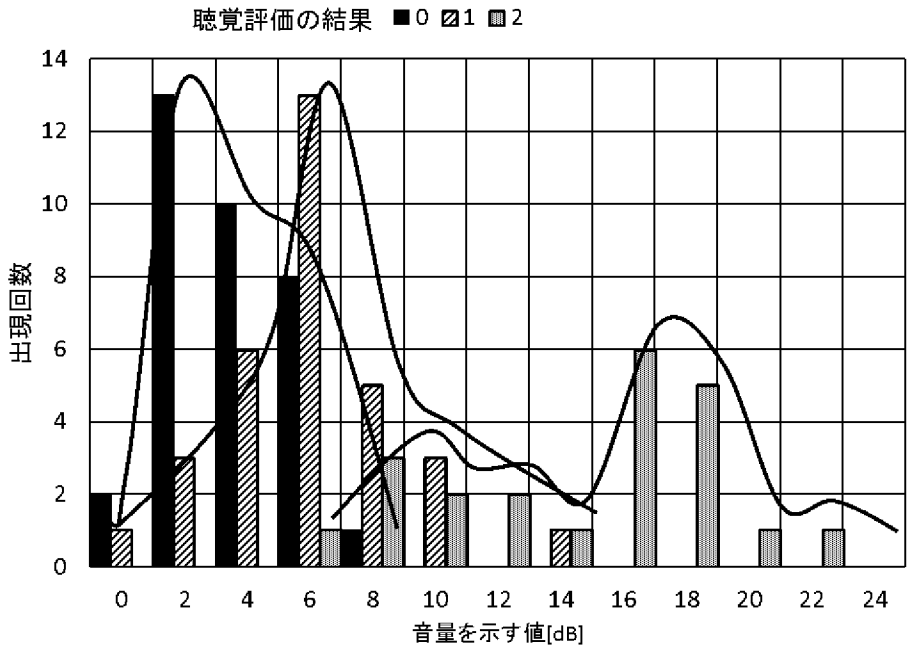
[図18]


25
20
15
10
5
0
-5
音量を示す値[dB]
0
1
2
聴感評価の結果

[図19]


聴覚評価の結果 ■0 ▨1 ▩2
出現回数
0
2
4
6
8
10
-72
-68
-64
-60
-56
-52
-48
-44
-40
-36
音量を示す値[dB]

[図20]


聴覚評価の結果 ■0 ▨1 ▩2
出現回数
0
2
4
6
8
10
12
14
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20
22
24
音量を示す値[dB]

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/042240

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B 7/04(2006.01)i; A61B 5/08(2006.01)i
FI: A61B7/04 A; A61B5/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B7/00-7/04; A61B5/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2013-202101 A (FUJITSU LTD.) 07.10.2013 (2013-10-07) paragraphs [0034]-[0036], fig. 3-4	1, 7-12 2-6
Y A	JP 2013-106906 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 06.06.2013 (2013-06-06) paragraphs [0054]-[0072]	1, 7-12 2-6
Y	WO 2012/060107 A1 (PANASONIC CORP.) 10.05.2012 (2012-05-10) abstract, claim 16, paragraphs [0002]-[0003]	7-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
14 January 2020 (14.01.2020)	28 January 2020 (28.01.2020)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2019/042240

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2013-202101 A	07 Oct. 2013	US 2013/0261485 A1 paragraphs [0053]-[0056], fig. 3-4 EP 2644096 A1	
JP 2013-106906 A	06 Jun. 2013	US 2014/0323919 A1 paragraphs [0080]-[0098] WO 2013/077118 A1 DE 112012004904 T CN 103945762 A	
WO 2012/060107 A1	10 May 2012	US 2012/0283598 A1 abstract, claim 6, paragraphs [0002]-[0003] EP 2636369 A1	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2019/042240

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 7/04(2006.01)i; A61B 5/08(2006.01)i
FI: A61B7/04 A; A61B5/08

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B7/00-7/04; A61B5/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２０年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2013-202101 A (富士通株式会社) 07.10.2013 (2013-10-07) [0034]-[0036]、図3-4	1,7-12
A		2-6
Y	JP 2013-106906 A (オムロンヘルスケア株式会社) 06.06.2013 (2013-06-06) [0054]-[0072]	1,7-12
A		2-6
Y	WO 2012/060107 A1 (パナソニック株式会社) 10.05.2012 (2012-05-10) 要約、請求項16、[0002]-[0003]	7-9

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
"A" 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
"E" 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
"L" 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
"O" 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
"P" 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
"T" 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
"X" 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
"Y" 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
"&" 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
14.01.2020	28.01.2020

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
門田　宏 2Q 9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2019/042240

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2013-202101 A	07.10.2013	US 2013/0261485 A1 [0053]-[0056]、Figs.3-4 EP 2644096 A1	
JP 2013-106906 A	06.06.2013	US 2014/0323919 A1 [0080]-[0098] WO 2013/077118 A1 DE 112012004904 T CN 103945762 A	
WO 2012/060107 A1	10.05.2012	US 2012/0283598 A1 Abstract、claim.6、 [0002]-[0003] EP 2636369 A1	