

(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
2024年4月4日(04.04.2024)



(10) 国際公開番号

WO 2024/070878 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/034228
- (22) 国際出願日: 2023年9月21日(21.09.2023)
- (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 2022-157010 2022年9月29日(29.09.2022) JP
- (71) 出願人: 積水化学工業株式会社 (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5308565 大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 白坂 康之 (SHIRASAKA, Yasuyuki); 〒6180021 大阪府三島郡島本町百山2-1 積水化学工業株式会社内 Osaka (JP). 上西章太 (UENISHI, Akihiro); 〒3004247 茨城県つくば市和台32番地 積水化学工業株式

会社内 Ibaraki (JP). 松崎 純一 (MATSUZAKI, Jiyunichi); 〒3004247 茨城県つくば市和台32番地 積水化学工業株式会社内 Ibaraki (JP). 石井 徹哉 (ISHII, Tetsuya); 〒3004247 茨城県つくば市和台32番地 積水化学工業株式会社内 Ibaraki (JP).

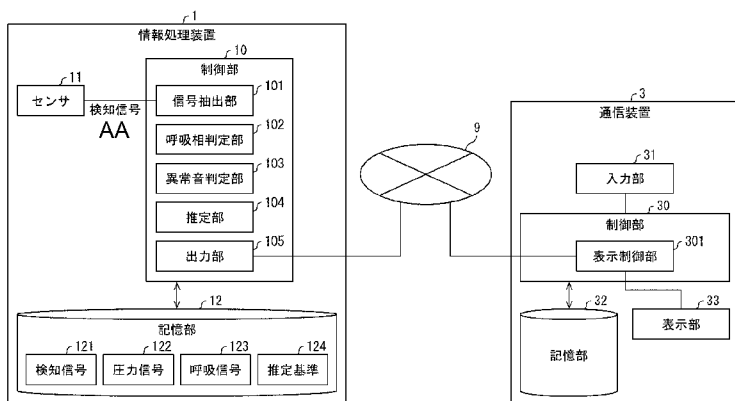
(74) 代理人: 弁理士法人 H A R A K E N Z O W O R L D P A T E N T & T R A D E M A R K (HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋2丁目北2番6号 大和南森町ビル Osaka (JP).

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU,

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

(54) 発明の名称: 情報処理システム、情報処理装置、制御方法、およびプログラム

図 5



- 1 Information processing device
- 3 Communication device
- 10, 30 Control unit
- 11 Sensor
- 12, 32 Storage unit
- 31 Input unit
- 33 Display unit
- 101 Signal extraction unit
- 102 Breathing phase determination unit
- 103 Abnormal sound determination unit
- 104 Estimation unit
- 105 Output unit
- 121 Detection signal
- 122 Pressure signal
- 123 Breathing signal
- 124 Estimation criteria
- 301 Display control unit
- AA Detection signal

(57) Abstract: An information processing system (100) extracts a pressure signal and a breathing signal from a detection signal output from a sensor (11) that detects a vibration emitted from the body of a subject, determines a breathing phase of the subject on the basis of variations in intensity of the pressure signal, and determines whether, on the basis of the breathing signal, a sound related to breathing includes an abnormal sound. The information processing system (100), if the sound related to breathing includes an abnormal sound, estimates whether the abnormal sound is being generated in the breathing phase of an exhalation interval or an inspiration interval.

WO 2024/070878 A1

LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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：

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))
-

(57) 要約：情報処理システム（100）は、対象者の胴体から発せられた振動を検知するセンサ（11）から出力される検知信号から圧力信号と呼吸信号とを抽出し、圧力信号の強度の変動に基づいて、対象者の呼吸相を判定し、呼吸信号に基づいて、呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する。情報処理システム（100）は、呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、異常音が呼気区間および吸気区間のいずれの呼吸相において発生しているのかを推定する。

明 細 書

発明の名称：

情報処理システム、情報処理装置、制御方法、およびプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、対象者が発する振動を検知する情報処理システム等に関する。

背景技術

[0002] 対象者が発する振動（呼吸に関連する音、心拍等を含む）を計測する多様な手法が開発されている。例えば、特許文献1には、睡眠中の対象者の少なくとも一つの呼吸パターンと少なくとも一つの心拍パターンの一方もしくは両方を非侵襲的に監視する技術が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：日本国特開2009-501557号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 対象者の呼吸に関連する音に含まれる異常音（捻髪音、水泡音等の副雑音を含む）の種類から、該対象者が有する疾患に関する情報が得られる。異常音の種類を特定するためには、その異常音が対象者の呼吸における呼気区間および吸気区間のどちらにおいて発生しているのかが重要となる場合がある。

課題を解決するための手段

[0005] 上記の課題を解決するために、本開示の態様1に係る情報処理システムは、対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサと、前記センサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、前記圧力信号の強

度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部と、を備える。

発明の効果

[0006] 本開示の一態様によれば、対象者の呼吸に関連する音に含まれている異常音が発生している呼吸相（呼気区間または吸気区間）を精度良く推定できる。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本発明の一実施形態に係る情報処理システムの構成の一例を示す概念図である。

[図2]上記情報処理システムの情報処理装置の概略構成の一例を示す図である。

[図3]上記情報処理システムの情報処理装置の概略構成の別の一例を示す図である。

[図4]上記情報処理システムの情報処理装置の概略構成の他の一例を示す図である。

[図5]上記情報処理システムの構成の一例を示す機能ブロック図である。

[図6]検知信号に含まれる各種信号を説明する図である。

[図7]異常音に含まれる副雑音の分類と、各副雑音に対応する代表的な症例とを説明する図である。

[図8]上記情報処理システムの構成が行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図9]上記情報処理システムの通信装置の表示部に表示される表示画面の一例を示す図である。

[図10]上記情報処理システムの構成の変形例を示す機能ブロック図である。

[図11]本発明の実施形態2に係る情報処理システムの構成の一例を示す機能

ブロック図である。

[図12]上記情報処理システムが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図13]上記情報処理システムの通信装置の表示部に表示される表示画面の一例を示す図である。

[図14]上記情報処理システムの構成の変形例を示す機能ブロック図である。

[図15]上記情報処理システムの構成の他の変形例を示す機能ブロック図である。

[図16]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の流れを示すフローチャートである。

[図17]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の具体例を示すグラフである。

[図18]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の結果を示すグラフである。

[図19]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の結果を示すグラフである。

[図20]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の具体例を示す図である。

[図21]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の具体例を示す図である。

[図22]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の具体例を示す図である。

[図23]本発明の実施形態3に係る情報処理システムが備える異常音判定部が行う処理の結果を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0008] [実施形態1]

以下、本開示の一実施形態について、図1～図10を参照しながら詳細に説明する。

[0009] (情報処理システム100の概要)

本開示の実施形態1に係る情報処理システム100は、対象者W1の胴体から発せられた振動を対象者W1に接触しない位置または対象者W1の胴体に接触する位置で検知するセンサから出力される検知信号に基づいて、対象者W1の呼吸に関連する音に含まれる異常音が、呼気区間および吸気区間のいずれの呼吸相において発生しているのかを推定するシステムである。

[0010] 本明細書において、「対象者」とは、典型的には、ベッド等に臥床する患者等の、医療関係者W2等によるモニタリングを要する者である。「検知信号」とは、対象者W1が発した振動を示す信号であり、センサから出力される生データ、該生データに対して増幅処理またはノイズ除去処理が施されたデータである。ノイズ除去処理は、例えば、生データの2000Hz以上の領域をフィルタリング処理することによって行われ得る。対象者W1の「胴体」の典型例は、対象者W1の胸部、腹部、および背中 of 少なくとも何れかであるが、これら以外であってもよい。

[0011] (情報処理システム100の構成)

まず、情報処理システム100の構成について、図1を用いて説明する。図1は、情報処理システム100の構成の一例を示す概念図である。

[0012] 図1に示すように、情報処理システム100は、情報処理装置1および通信装置3を備えていてもよい。情報処理システム100が備える情報処理装置1および通信装置3の数はそれぞれ1つであってもよいし、複数であってもよい。

[0013] 情報処理装置1は、対象者W1の胴体から発せられた振動を対象者W1に接触しない位置または対象者W1の胴体に接触する位置で検知するセンサ11(図5参照)から出力される、対象者W1の胴体から発せられた振動を示す検知信号を解析して、該対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が呼気区間および吸気区間のいずれの呼吸相において発生しているのかを推定し、推定結果を外部に出力する。

[0014] 情報処理装置1は、検知信号から抽出された呼吸信号に含まれる異常音を

示す異常音信号の周波数特性に関する情報を、推定結果と共に外部に出力してもよい。さらに、情報処理装置1は、異常音がどのような副雑音の種類であるかを推定した推定結果を外部に出力してもよい。さらに、情報処理装置1は、推定された副雑音の種類に対応する健康状態に関する情報を外部に出力してもよい。推定結果等の出力先は、典型的には、通信装置3である。通信装置3は、典型的には、医療関係者W2等が使用するコンピュータ、スマートフォン、タブレット端末等であり、例えばナースセンターに設置される。

[0015] 情報処理装置1は、さらに、呼吸信号に含まれる異常音に含まれる複雑音の種類を推定し、複雑音の種類を推定結果を外部（例えば、通信装置3）に出力してもよい。

[0016] センサ11は、対象者W1に接触しない位置または対象者W1の胴体に接触する位置に設置される。センサ11は、対象者W1が臥床するベッドに設置されてもよい。センサ11の設置位置は、マットレス下のベッドとマットレスの間であってもよく、マットレス上のベッドシートとマットレスとの間であってもよい。また、対象者W1が衣服を着用している場合、センサ11の設置位置は、ベッドの最上面であってもよい。これらの位置に設置するにあたり、センサ11は、典型的には、薄板状（シート状）に形成されることが好ましく、これにより、センサ11を様々な箇所に取り付けることができる。

[0017] 以上のように、情報処理システム100では、対象者W1に接触しない位置または対象者W1の胴体に接触する位置に設置されるセンサ11を用いるため、対象者W1は、所定の検知用エリアに居る必要がなく、また、所定の検知用の姿勢を取る必要がない。

[0018] なお、情報処理装置1および通信装置3は、直接接続されていてもよいし、図1に示すように、通信ネットワーク9を介して通信可能に接続されていてもよい。通信ネットワーク9の形態は限定されるものではなく、ローカルエリアネットワーク（LAN）でもよいし、インターネットでもよい。

[0019] また、情報処理システム100は、情報処理装置1および通信装置3に加えて、情報処理装置1および通信装置3と通信可能に接続されたサーバ装置（図示せず）を備えていてもよい。例えば、サーバ装置は、複数の情報処理装置1から送信される推定結果を、対象者W1毎に記憶し、管理する構成であってもよい。医療関係者W2等は、通信装置3を用いてサーバ装置にアクセスし、各対象者W1の推定結果を参照することが可能であってもよい。

[0020] （情報処理装置1の構成）

次に、情報処理装置1の外観および概略構成について、図2～図4、および図6を参照しながら、図5を用いて説明する。図5は、情報処理装置1の構成の一例を示す機能ブロック図である。

[0021] 図5に示すように、情報処理装置1は、センサ11、制御部10、および記憶部12を備えている。

[0022] [センサ11]

センサ11は、対象者W1に接触しない位置または対象者W1の胴体に接触する位置において、該対象者W1の胴体から発せられた振動を検知可能なセンサである。センサ11の種類は特に限定されるものではない。例えばセンサ11は圧電センサである。圧電センサをセンサ11として採用すれば、薄型化が容易になるため、対象者に不快感を抱かせる可能性を低減することができる。圧電センサとしては例えば、圧縮変形に対して電流が発生する圧電センサ、伸びの変形に対して電流が発生する圧電センサ、またはねじれの変形に対して電流が発生する圧電センサ等が挙げられる。より高精度に検知したい場合には、センサ11としては、圧縮変形によって電流が発生する圧電センサを適用することが好ましい。一方、周波数の低い信号をより高精度で検知したい場合には、センサ11として、発泡体を含む圧電センサを適用することが好ましい。

[0023] センサ11は、検知可能な振動の周波数帯が広いものであることが好ましい。これにより、周波数帯が異なる複数種類のセンサを配置する必要が無く、医療関係者W2による保守および管理が容易化され、利便性が向上する。

- [0024] 図2～図4は、情報処理装置1の概略構成の例を示す図である。図1に示すように、センサ11は、対象者W1が臥床するベッドにおける、胴体を支持する位置に設置されてもよい。センサ11がベッドに設置される場合、図2に示すように、センサ11は、薄板状（シート状）に形成されることが好ましい。または、図3に示すように、センサ11は、対象者W1が着座する椅子における、胴体を支持する位置に設置されてもよい。これにより、センサ11は、ベッドに臥床している状態、または椅子に着座している状態の自然な体勢の対象者W1の胴体から発された振動を検知することができる。
- [0025] センサ11がベッドに設置される場合、センサ11は、マットレス上のベッドシートとマットレスとの間に設置されてもよい。また、対象者W1が衣服を着用している場合、センサ11は、ベッドの最上面に設置されてもよい。
- [0026] その他、図4に示すように、センサ11は、対象者W1が着衣する衣服に設置されてもよい。図4の5001は、センサ11の衣服への設置例を示す。また、図4の5002および5003は、センサ11が設置された衣服を対象者W1が着衣した様子の一例を示す。図4の5001に示すように、センサ11は対象者W1が衣服を着衣した時にセンサ11が対象者W1の胸部側に位置するように衣服に設置されてもよい。また、図4の5003に示すように、センサ11は対象者W1が衣服を着衣した時にセンサ11が対象者W1の背中側に位置するように衣服に設置されてもよい。
- [0027] また、対象者W1が着衣する衣服に情報処理装置1のセンサ11が設置される場合、図4の5003に示すように、センサ11は、対象者W1が着衣する衣服（図4の符号X1）における、当該センサ11と胴体（図4の符号X2）とで衣服を挟む位置に設置されてもよい。この場合、対象者W1とセンサ11とを接触させることなく対象者W1が発した振動を検知することができる。また、上記の構成によれば、対象者W1がある場所から別の場所へ移動した場合であっても、対象者W1がセンサ11を備える衣服を着用していれば、対象者W1の胴体から発せられた振動を検知することができる。

[0028] センサ 1 1 は、1 または複数の検知領域を備えていてもよい。センサ 1 1 が複数の検知領域を備えている場合、センサ 1 1 は、複数の検知領域のそれぞれにおいて検知した検知信号を出力してもよい。センサ 1 1 が薄板状に形成される場合、複数の検知領域は、同一平面上に並んで配置されてもよい。例えば、図 2 の 3 0 0 1 に示す情報処理装置 1 は、検知領域 D を 1 つ備えるセンサ 1 1 を備えている。図 2 の 3 0 0 2 に示す情報処理装置 1 は、3 列に並ぶ検知領域 D 1 ~ D 3 を備えるセンサ 1 1 を備えている。図 2 の 3 0 0 3 に示す情報処理装置 1 は、4 行 3 列に並ぶ検知領域 D 1 a ~ D 3 d を備えるセンサ 1 1 を備えている。

[0029] 例えば、図 2 の 3 0 0 2 に示す情報処理装置 1 の場合、検知領域 D 1 ~ D 3 のそれぞれにおいて検知された検知信号が個別に出力される。同様に、図 3 の 3 0 0 3 に示す情報処理装置 1 の場合、検知領域 D 1 a ~ D 3 d のそれぞれにおいて検知された検知信号が個別に出力される。検知領域 D 1 a ~ D 3 d の各々は、例えば 1 0 c m 四方であってもよい。

[0030] 複数の検知領域を備える構成を採用すれば、各検知領域からの検知信号を個別に解析し、解析結果を相互比較することによって、対象者 W 1 の呼吸信号における異常音が発生している部位を正確に特定することが可能となる。

[0031] [制御部 1 0 および記憶部 1 2]

制御部 1 0 は、一例において、CPU (Central Processing Unit) であってもよい。制御部 1 0 は、記憶部 1 2 に記憶されているソフトウェアである制御プログラムを読み取って RAM (Random Access Memory) 等のメモリに展開して各種機能を実行する。図 5 に示すように、制御部 1 0 は、信号抽出部 1 0 1、呼吸相判定部 1 0 2、異常音判定部 1 0 3、推定部 1 0 4、および出力部 1 0 5 を備えている。なお、図 5 に示す記憶部 1 2 では、説明の簡略化のために、制御プログラムの図示を省略している。

[0032] 信号抽出部 1 0 1 は、センサ 1 1 から出力される検知信号を取得し、取得した検知信号からセンサ 1 1 に加わる圧力を示す圧力信号と、対象者 W 1 の呼吸に関連する音を示す呼吸信号を抽出する。

- [0033] センサ11は、対象者W1が発生源である多様な周波数域の振動を検知し得る。それゆえ、センサ11から出力される検知信号は、様々な周波数特性を有する複数の振動が互いに重なり合った信号である。一例において、センサ11は、周波数が0.1Hz以上1Hz以下である圧力信号と、周波数が20Hz以上1000Hz以下である呼吸信号とを取得することが可能であってもよい。なお、圧力信号と呼吸信号とは、周波数成分（スペクトル）に基づいて区別可能である。
- [0034] このように、情報処理装置1は、検知可能な振動の周波数帯が広いセンサ11を備えていてもよい。これにより、複数の異なる種類のセンサを情報処理装置1に配置する必要が無く、情報処理システム100を利用する医療関係者W2等による情報処理装置1の保守および管理が容易であるため、情報処理装置1の利便性が向上する。
- [0035] 信号抽出部101は、周知の周波数分離等の手法を検知信号に適用して、検知信号から圧力信号および呼吸信号を抽出してもよい。このことについて、図6を用いて説明する。図6は、検知信号に含まれる各種信号を説明する図である。図6に示すように、周波数分離することによって、検知信号は、周波数特性が異なる圧力信号および呼吸信号を抽出することが可能である。
- [0036] 信号抽出部101は、副雑音の種類各々の周波数に対応するバンドパスフィルタを用いて、検知信号から呼吸信号を抽出してもよい。後述するように、図7には、副雑音の種類各々の周波数が記載されている。例えば、検知信号から水泡音を抽出する場合には、250～500Hzに対応するバンドパスフィルタを用いて抽出してもよい。
- [0037] 信号抽出部101は、センサ11から取得した検知信号、検知信号から抽出した圧力信号および呼吸信号を、記憶部12に格納する（検知信号121、圧力信号122、および呼吸信号123）。これらの信号は、抽出元の検知信号が検出された時刻を示す時刻情報と共に記憶されてもよい。
- [0038] 呼吸相判定部102は、信号抽出部101で抽出した圧力信号の強度の変動に基づいて、対象者の呼気区間および吸気区間を判定する。例えば、圧

力信号の強度が増加傾向を示す区間を吸気区間、圧力信号の強度が減少傾向を示す区間を呼気区間として呼吸相を判定してもよい。

[0039] 異常音判定部103は、信号抽出部101で抽出した呼吸信号に基づいて、呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する。異常音判定部103は、下記(A1)～(A4)の少なくともいずれかの場合に、呼吸に関連する音に異常音が含まれていると判定してもよい。

[0040] (A1) 呼吸信号が異常音を示す所定の周波数特性を有する。

[0041] (A2) 呼吸信号の周波数帯毎に、予め定められた強度を超える信号が含まれる。

[0042] (A3) 呼吸信号における、異常呼吸時に検知される周波数帯において、予め定められた強度を超える信号が含まれる。

[0043] (A4) 呼吸信号における、正常呼吸時に検知される周波数帯における信号の強度と、異常呼吸時に検知される周波数帯における信号の強度との比が所定閾値以上である。

[0044] 上記(A1)における「所定の周波数特性」は、副雑音の各種が有する異なる周波数特性とする。例えば、図7に示すように水泡音は250～500Hz、捻髪音は500～1000Hz、笛音は400Hz以上、鼾は200～250Hzの周波数特性を有する。呼吸信号がこれらの周波数特性を有する場合には、呼吸に関連する音に異常音が含まれていると判定してもよい。

[0045] 上記(A2)における「周波数帯毎に予め定められた強度」は、例えば、200Hz未満の正常な呼吸音を取得した状態における100Hz付近の信号強度としてもよい。

[0046] 上記(A3)における「異常呼吸時に検知される周波数帯」は、例えば、200Hz未満の正常な呼吸音を取得した状態における200Hz付近としてもよい。「予め定められた強度」は、200Hz未満の正常な呼吸音を取得した状態における100Hz付近の信号強度としてもよい。

[0047] 上記(A4)における「所定閾値」は、例えば、200Hz未満の正常な呼吸音を取得した状態での100Hz付近の信号強度とする。200Hz付

近で該所定閾値と同等もしくはそれ以上の信号強度が検出された場合には、呼吸に関連する音に異常音が含まれていると判定してもよい。

[0048] 推定部104は、呼吸相判定部102の判定結果または異常音判定部103の判定結果に基づいて副雑音の種類を推定する。推定部104において副雑音の種類を推定は、異常音が呼気区間および吸気区間のいずれにおいて含まれるか、異常音を示す異常音信号の周波数、呼気区間または吸気区間における異常音の音圧変化、および、異常音が生じる時間間隔、の少なくとも一つに基づいて副雑音の種類を推定する。これらの推定は、記憶部12に格納されている推定基準124を参照している。

[0049] 推定基準124は、各種副雑音の特徴（発生区間、周波数特性、音圧変化、時間間隔など）の情報を含む。

[0050] さらに推定部104は、異常音信号の周波数を含む同一周波数帯の信号の強度における時間変動を平滑化した平滑化強度を算出し、平滑化強度に応じて、前記副雑音の種類を推定してもよい。

[0051] 平滑化処理の一例として、本実施形態では、積算平均化を行う。積算平均化は、計測された多数のデータを積算し平均化することで、信号に含まれるノイズを相殺し低減させることができる。本実施形態においては、計測時間の経過に伴い、異常音信号の周波数を含む同一周波数帯の信号の強度を積算平均化した平滑化強度を求めてもよい。また、平滑化処理の他の例としては、移動平均化などが挙げられる。これらの処理によって、精度良く且つ感度良く副雑音の種類を推定することができる。

[0052] 出力部105は、推定部104における推定結果および推定結果に基づく健康状態に関する情報を通信装置3に出力してもよい。出力する健康状態に関する情報は通信ネットワーク9を介して取得される情報であってもよいし、予め記憶部12に記憶されている情報であってもよい。

[0053] （通信装置3の構成）

続いて、通信装置3の構成について、図5を用いて説明する。通信装置3は、入力部31、制御部30、記憶部32、および表示部33を備えている

。

[0054] 入力部31は、キーボード、タッチパネル、およびマウス等であってもよい。制御部30は、記憶部32に記憶されているソフトウェアである制御プログラムを読み取ってRAM等のメモリに展開して各種機能を実行する。制御部30は、表示部33に各種情報を表示させる表示制御部301を備えている。

[0055] (異常音に含まれる副雑音と疾患の対応関係)

ここで、対象者W1の呼吸に関連する音に含まれる副雑音の種類を精度良く推定することが、対象者W1の健康状態に関する正確な情報を得るために重要である理由について具体例を挙げて説明する。図7は、副雑音の分類と、副雑音の各種に対応する代表的な症例とを説明する図である。

[0056] 副雑音は、呼吸に関連する音の異常音に含まれている音である。副雑音には、「ラ音」および「胸膜摩擦音」等が含まれている。「ラ音」には、断続性ラ音と連続性ラ音とがある。断続性ラ音は、水泡音および捻髪音を含んでおり、連続性ラ音は、笛音、鼾、ストライダー (stridor)、およびスクウオーク (squawk) を含んでいる。すなわち、副雑音は、対象者W1の水泡音、捻髪音、笛音、鼾、ストライダー (stridor)、スクウオーク (squawk)、および胸膜摩擦音の少なくともいずれかを含んでいる。

[0057] 水泡音および捻髪音は、いずれも断続性を有し、吸気区間において発生する、という特徴を有している。鼾は、連続性を有し、呼気区間および吸気区間の両方において発生する、という特徴を有している。笛音は、連続性を有し、呼気区間において発生する、という特徴を有している。

[0058] 対象者W1の呼吸に関連する音に水泡音が混入している場合、対象者W1は肺炎、肺胞出血、心不全、肺気腫等に罹患している可能性があり、捻髪音が混入している場合、対象者W1は肺炎等に罹患している可能性がある。対象者W1の呼吸に関連する音に笛音が混入している場合、対象者はCOPD (慢性閉塞性肺疾患)、および気管支喘息等に罹患している可能性があり、鼾が混入している場合、対象者W1は慢性気管支炎等に罹患している可能性

がある。

[0059] このように、対象者W1の呼吸に関連する音に基づいて、副雑音の種類を推定することができれば、対象者W1が罹患している可能性のある疾患を推定し、早期発見することが可能である。ただし、対象者W1の健康状態を精度良く診断するためには、圧力信号および呼吸信号に基づいて、まず対象者W1の呼気区間および吸気区間を精度良く推定し、いずれの呼吸相において異常音が生じているのかを推定する必要がある。異常音が生じている呼吸相が推定できれば、対象者W1の呼吸に関する音に含まれる副雑音の種類を精度良く推定することができる。本開示の情報処理システム100を採用すれば、対象者W1の圧力信号および呼吸信号から対象者W1の呼気区間および吸気区間を精度良く推定し、対象者W1の呼吸に関する音に含まれる異常音がどの種類の副雑音であるのかを精度良く推定することができる。よって、医療関係者等は、対象者の健康状態を高い精度で診断することができる。

[0060] (情報処理システム100が行う処理)

次に、情報処理システム100が行う処理の流れについて、図8を用いて説明する。図8は、情報処理システム100(例えば、情報処理装置1)が行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[0061] まず、信号抽出部101は、センサ11から出力される検知信号から、圧力信号と、呼吸信号とを抽出する(ステップS1)。

[0062] 次に、異常音判定部103は、信号抽出部101で抽出した呼吸信号に基づいて、呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する(ステップS2)。異常音が含まれていないと判定された場合(ステップS2にてNO)、処理はステップS1に戻る。

[0063] 異常音が含まれると判定された場合(ステップS2にてYES)、推定部104は、圧力信号に基づいて、異常音が呼気区間および吸気区間のいずれにおいて発生しているかを推定する(ステップS3)。

[0064] 推定部104はさらに、呼吸相判定部102、異常音判定部103、および記憶部12に格納されている推定基準124に基づいて異常音に含まれる

副雑音の種類を推定する（ステップS4）。

[0065] 出力部105（健康状態出力部）は、推定部104において推定された副雑音の種類と、推定部104において推定された副雑音の種類に応じて特定される対象者の健康状態に関する情報と、を出力する（ステップS5）。

[0066] なお、情報処理システム100が図8に示す各処理を実行するタイミングは任意に設定され得る。例えば、情報処理システム100は、図8に示す各処理を所定期間（例えば、1時間）毎に実行してもよいし、対象者の離床がセンサ11によって判定される度に実行してもよい。

[0067] （表示例）

対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合であって、情報処理装置1が情報処理装置1から、以下の（B1）～（B5）を取得した場合に、表示部33に示される画面表示について図9を用いて説明する。

[0068] （B1）該異常音が呼気区間および吸気区間のいずれの呼吸相において発生しているのかを推定した推定結果。

[0069] （B2）検知信号から抽出された呼吸信号。

[0070] （B3）異常音を示す異常音信号の周波数特性。

[0071] （B4）副雑音の種類を推定した推定結果。

[0072] （B5）健康状態に関する情報。

[0073] 図9は、情報処理システム100の通信装置3の表示部33に表示される表示画面の一例を示す図である。図9に示すように、表示部33には、対象者W1の呼吸信号の波形データを表示する領域R1、異常音を示す異常音信号の周波数特性および強度を示すソノグラフを表示する領域R2、および上記（B1）および（B4）に係る推定結果および上記（B5）に係る情報を表示する領域R3が表示されてもよい。図9に示す領域R3には、上記（B1）および（B4）に係る推定結果である「呼気区間の異常音：有（笛音）」および「吸気区間の異常音：無」と、上記（B5）に係る情報である「気管支喘息の疑い。」が表示されている。

[0074] （情報処理システム100の構成における変形例）

図10は、情報処理システム100の構成の変形例を示す機能ブロック図である。

[0075] 図10に示す情報処理システム100Aは、図5に示す情報処理システム100と比較して、情報処理装置1の制御部10が備えている推定部104を、外部装置である推定装置2に推定部201として備え、情報処理装置1Aの制御部10Aはそれを備えない点で相違する。推定装置2は、制御部20および記憶部22を備えている。さらに制御部20は、推定部201および出力部205を備えている。

[0076] 上述の変形に伴い、情報処理装置1Aにおいて出力部105は、呼吸相判定部102および異常音判定部103の判定結果を、通信ネットワーク9を介して推定装置2に出力する。

[0077] 推定部201は、出力部105が出力した判定結果および記憶部22に格納されている推定基準221を参照して副雑音の種類を推定および対象者W1の健康状態に関する情報を推定する。

[0078] 出力部205は、推定部201で推定された副雑音の種類および対象者W1の健康状態に関する情報を、通信ネットワーク9を介して通信装置3に出力する。

[0079] 情報処理システム100の構成は限定されるものではない。上述のように情報処理装置1が備える各部を外部装置として新たに設ける構成を採用してもよいし、1つの装置に集約する構成を採用してもよい。

[0080] [実施形態2]

本開示の他の実施形態について、以下に説明する。なお、説明の便宜上、上記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を繰り返さない。

[0081] (情報処理システム100Bの構成)

センサ11が複数の検知領域を備え、複数の検知領域のそれぞれにおいて検知した検知信号(以下、領域別検知信号)を解析する構成を採用した情報処理システム100Bについて、図11を用いて説明する。図11は、情報

処理システム100Bの構成の一例を示す機能ブロック図である。

[0082] 図11に示すように、情報処理システム100Bは、情報処理装置1Bおよび通信装置3を備えていてもよい。情報処理装置1Bは、複数の検知領域を備えるセンサ11、制御部10B、および記憶部12を備えている。制御部10Bは、信号抽出部101、呼吸相判定部102、異常音判定部103、推定部104、および出力部105に加え、発生部位推定部106を備えている。

[0083] 発生部位推定部106は、領域別検知信号の各々から抽出された呼吸信号に基づいて、対象者W1の体内における異常音の発生部位を推定する。

[0084] ここでは、発生部位推定部106を情報処理装置1Bが備える構成を例に挙げて説明したが、これに限定されない。例えば、発生部位推定部106を通信装置3あるいは図示しないサーバ装置が備えていてもよい。

[0085] (情報処理システム100Bが行う処理)

次に、情報処理システム100Bが行う処理の流れについて、図12を用いて説明する。図12は、情報処理システム100Bが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[0086] 信号抽出部101は、検知領域(例えば、図3に示す検知領域D1~D4)の各々から出力される領域別検知信号を取得して、各領域別検知信号から圧力信号および呼吸信号を抽出する(ステップS1a)。

[0087] 続いて、発生部位推定部106は、各領域別検知信号の各々から抽出された呼吸信号に基づいて、対象者W1の体内における異常音の発生部位を推定する(ステップS6)。例えば、発生部位推定部106は、異常音が最も多く含まれる呼吸信号が抽出された領域別検知信号を出力した検知領域の位置を特定し、特定した位置に近いことが推定される対象者の身体の部位を異常音発生部位として推定してもよい。

[0088] 次に、出力部105は、推定された異常音発生部位を示す異常部位情報を出力する(ステップS7)。

[0089] この構成を採用すれば、情報処理システム100Bは、対象者W1の呼吸

信号を精度良く計測するとともに、対象者W1の疾患に関連する異常音発生部位を特定することができる。例えば、出力された呼吸信号と異常音発生部位情報とを医療関係者等に提供すれば、医療関係者等は、対象者W1の健康状態に加え、対象者W1の身体のどの部位に異常が生じている可能性があるのかを高い精度で診断することができる。

[0090] (表示例)

対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合であって、情報処理装置1Bが情報処理装置1Bから、以下の(B1)～(B6)を取得した場合に、表示部33に示される画面表示について、図13を用いて説明する。

[0091] (B1) 該異常音が呼気区間および吸気区間のいずれの呼吸相において発生しているのかを推定した推定結果。

[0092] (B2) 検知信号から抽出された呼吸信号。

[0093] (B3) 異常音を示す異常音信号の周波数特性。

[0094] (B4) 副雑音の種類を推定した推定結果。

[0095] (B5) 健康状態に関する情報。

[0096] (B6) 異常部位情報。

[0097] 図13は、情報処理システム100Bの通信装置3の表示部33に表示される表示画面の一例を示す図である。図13に示すように、表示部33には、図9に示した領域R1～R3に加え、上記(B6)に係る対象者に関する異常部位情報を表示可能な領域R4がさらに表示されてもよい。図13に示す例では、領域R4における、対象者の身体の前面および背面を模した図の中に、異常音発生部位が楕円形のマークMとして示されている。

[0098] 例えば医療関係者等は、通信装置3に表示された表示を参照して、対象者の健康状態、対象者が離間している疾患の種類と疾患の部位、および、対象者に対する医学的介入の必要性について、適切に判断することができる。

[0099] (情報処理システム100Bの構成における変形例)

情報処理システム100Bの構成における変形例を図14、図15を用い

て説明する。

[0100] 図14は、情報処理システムの構成の変形例を示す機能ブロック図である。図14に示す情報処理システム100Cは、図11に示す情報処理システム100Bと比較して、情報処理装置1Bの制御部10Bが備えている推定部104および発生部位推定部106を、外部装置である推定装置2Aがそれぞれ推定部201および発生部位推定部202として備え、情報処理装置1Cの制御部10Cはそれらを備えない点で相違する。推定装置2Aは、制御部20Aおよび記憶部22を備えている。さらに制御部20Aは、推定部201および出力部205を備えている。

[0101] 上述の変形に伴い、情報処理装置1Cにおける出力部105は、呼吸相判定部102および異常音判定部103の判定結果および領域別検知信号の各々から抽出された呼吸信号を、通信ネットワーク9を介して推定装置2Aに出力する。

[0102] 推定装置2Aにおける出力部205は、推定部201の推定結果、対象者W1の健康状態に関する情報、および発生部位推定部202の推定結果を、通信ネットワーク9を介して通信装置3に出力する。

[0103] 図15は、情報処理システムの構成の他の変形例を示す機能ブロック図である。図15に示す情報処理システム100Dは、図11に示す情報処理システム100Bおよび図14に示す情報処理システム100Cを構成する構成要素の全てを情報処理装置1Dに備えている。さらに情報処理装置1Dは、センサ11、制御部10Dおよび記憶部12に加え、表示部13を備える。

[0104] 制御部10Dは、信号抽出部101、呼吸相判定部102、異常音判定部103、推定部104、出力部105、および発生部位推定部106に加え、表示部13に各種情報に表示させる表示制御部107を備える。表示部13は、一例として図13に示す表示画面を表示する。

[0105] 情報処理装置1Dは、通信ネットワーク9を介して少なくとも1つ以上の通信装置3と通信してもよい。例えば、表示部13において表示する情報を

複数の医療関係者W2がそれぞれ所有するスマートフォン、タブレット端末などの通信装置3においても表示してよい。

[0106] 図14に示す情報処理システム100Cおよび図15に示す情報処理システム100Dの構成は一例であってこのような構成に限定されない。情報処理システムを構成する各部を任意に外部装置として設けてもよい。

[0107] [実施形態3]

本開示の他の実施形態（実施形態3）について、以下に説明する。なお、説明の便宜上、上記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を繰り返さない。

[0108] （情報処理システム100Eの概要）

本開示の実施形態3に係る情報処理システム100Eは、対象者W1の呼吸に関連する音を示す呼吸信号に平均化処理を実行した結果に基づいて、呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する異常音判定部103Aを備えているシステムである。

[0109] （情報処理システム100Eの構成）

情報処理システム100Eは、上述した情報処理システム100～100Dにおいて、各情報処理装置1～1Dの異常音判定部103に代えて異常音判定部103Aを備えているシステムである。以下、情報処理システム100Eは、情報処理システム100の情報処理装置1が異常音判定部103に代えて異常音判定部103Aを備えているシステムを例に挙げて説明する。

[0110] （異常音判定部103Aが行う処理）

異常音判定部103Aが行う処理の流れについて、図16を用いて説明する。図16は、異常音判定部103Aが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[0111] まず、異常音判定部103Aは、センサから出力された検知信号から第1周波数以上の第1呼吸信号と、第2周波数以下の第2呼吸信号とを抽出する（ステップS10）。ここで第1呼吸信号および第2呼吸信号とは、対象者W1の心拍を表す周波数帯を含まない呼吸信号であればよい。すなわち、第

1周波数は対象者W1の心拍を表す周波数の上限値を超えていればよく、第2周波数は対象者W1の心拍を表す周波数の下限値を下回っていればよい。一般的に心拍を表す周波数は、年齢や生活習慣等によってことなるため、第1周波数および第2周波数は、対象者W1の年齢や生活習慣に応じて任意に設定可能であることが好ましい。例えば、第1周波数は、対象者W1が子供の場合には第1周波数は3Hz以上、対象者W1がアスリートである場合には1.5Hz以上、対象者W1が一般成人である場合には、2.0Hz以上と設定してもよい。第2周波数は、対象者W1の年齢や生活習慣を問わず1Hz以下と設定してもよい。これにより、対象者W1の呼吸に関連する音を表す呼吸信号から、心拍を表す周波数の信号を除くことができ、より精度高く異常音の有無を判定することができる。

[0112] また、第1周波数は、音以外の振動等を表す信号を除去するために20Hz以上であることが好ましく、更にはハムを表す信号を除去するために60Hz以上であることが更に好ましい。第1呼吸信号および第2呼吸信号を抽出する方法は特に限定されないが、本実施形態においては、バンドパスフィルタ、ローパスフィルタ等を用いて第1呼吸信号および第2呼吸信号を抽出した。第1呼吸信号を抽出するためにバンドパスフィルタに代えてハイパスフィルタを用いることも可能であるが、デジタル処理で発生するエイリアシングを防止するため、本実施形態においてはバンドパスフィルタを採用した。

[0113] なお、上述した第1呼吸信号および第2呼吸信号は、信号抽出部101において抽出される呼吸信号および圧力信号に対応していてもよい。

[0114] 次に、異常音判定部103Aは、ステップS10において抽出した第1呼吸信号を所定の時間間隔で分割し、その各々についてパワースペクトルを算出する(ステップS11)。一例として、異常音判定部103Aは、第1呼吸信号を、呼吸相判定部102が判定した呼気区間および吸気区間、または、呼気区間と吸気区間とを合わせた呼吸区間に対応する単位区間に分割し、当該単位区間の各々においてパワースペクトルを算出してもよい。したがっ

て、第1呼吸信号を分割する所定の時間間隔は、各单位区間の時間間隔であってもよいし、任意に設定した時間間隔であってもよい。任意に設定する時間間隔は、0.1秒以上0.8秒以下であることは好ましく、より好ましくは0.1秒である。すなわち、1つの単位区間に対して複数のパワースペクトルが算出されてもよい。なお、以下においては、単位区間毎に第1呼吸信号のパワースペクトルを算出した場合を例に挙げて説明する。

[0115] 次に異常音判定部103Aは、後述する第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化処理において、起点とする時刻を決定する（ステップS12）。一例として、異常音判定部103Aは、ステップS10で抽出した第2呼吸信号から、第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化処理において、起点とする時刻を単位区間の各々について決定する。このとき、異常音判定部103Aは、ステップS10で抽出した第2呼吸信号から、予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を取り除く処理を行ってもよい。例えば、大振幅信号を前記標準振幅に変更した第2呼吸信号から起点とする時刻を決定してもよいし、大振幅信号を除いた第2呼吸信号から起点とする時刻を決定してもよい。

[0116] 次に異常音判定部103Aは、ステップS11において算出したパワースペクトルの平均化処理を行う（ステップS13）。一例として、異常音判定部103Aは、ステップS12において決定した各单位区間の起点とする時刻を合わせて、各单位区間の第1呼吸信号のパワースペクトルに平均化処理を実行する。このとき、異常音判定部103Aは、第1呼吸信号から予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を取り除く処理を行ってもよい。例えば、大振幅信号を前記標準振幅に変更した第1呼吸信号のパワースペクトルに平均化処理を実行してもよいし、大振幅信号を除いた第1呼吸信号のパワースペクトルに平均化処理を実行してもよい。なお、当該平均化処理において、第1呼吸信号のパワースペクトルを平均化する方法は特に限定されず、任意に決定することができる。第1呼吸信号のパワースペクトルを平均化する方法の具体例としては、パワースペクトルの縦軸（周波数軸）

の周波数ごとのパワー平均、パワースペクトルの移動平均、または、次のローパスフィルタ（ローパスII Rフィルタ）を用いた方法等が挙げられる。

[0117] 最後に、異常音判定部103Aは、第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化処理の結果に基づいて、対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する（ステップS14）。一例として、異常音判定部103Aは、パワースペクトルの分散と、前記第1呼吸信号のパワー平均の2乗との比が、所定閾値以上である場合、対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれていると判定する。

[0118] 異常音判定部103Aは、上述した処理に加えて、周波数ベース補正処理を行ってもよい。周波数ベース補正処理とは、パワースペクトルを3次元（周波数×振幅×時間）に表現したソノグラム各周波数において、時間的なオフセットを減ずる処理である。具体的には、ソノグラムの表示区間で周波数ごとに時間平均した値を減ずる処理や周波数毎に時間軸上にハイパスフィルタを作用させてオフセットを除く処理等がある。周波数ベース補正処理を行うことによって、ハムノイズやモーター雑音などの特定周波数に集中したノイズなどを取り除くことができる。これにより、ソノグラムにおいて呼吸による変化を際立たせることができるため、呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを視覚的に判断しやすくなる。

[0119] 本実施形態においては、上述した各処理（ステップS10～S14）を情報処理装置10Eの異常音判定部103Aが実行する場合を例に挙げたが、当該各処理を実行する主体は異常音判定部103Aに限定されない。例えば、新たに平均処理部を設けて、ステップS10を信号抽出部101、ステップS12を呼吸相判定部102、ステップS11及びステップS13を平均処理部、ステップS14を異常音判定部103Aが実行してもよい。

[0120] 以下、異常音判定部103Aの各処理をより詳細に説明する。

[0121] （パワースペクトルの算出（ステップS11））

第1呼吸信号のパワースペクトルを算出する処理について説明する。第1呼吸信号のパワースペクトルは、下記の処理を実行することによって算出さ

れる。

- [0122] (C 1) 第 1 呼吸信号を数列に変換する。
- [0123] (C 2) 信号セットを作成する。
- [0124] (C 3) 信号セットの各要素を窓関数で重み付けする。
- [0125] (C 4) 信号セットの各要素をフーリエ変換する。
- [0126] (C 5) 信号セットの各要素のパワースペクトルを算出する。
- [0127] (C 6) 特異値を除去する。
- [0128] (C 1) ~ (C 6) の各処理について、44.1 kHz でサンプリングされた第 1 呼吸信号を例に挙げて、図 17 を参照しながら説明する。図 17 は、第 1 呼吸信号のパワースペクトルを算出するために実施する処理を説明するための図である。
- [0129] まず、異常音判定部 103A は、44.1 kHz でサンプリングされた第 1 呼吸信号を数列 $y(n)$ に変換する (処理 (C 1))。
- [0130] 次に、第 1 呼吸信号を表す数列において、信号セットを作成する (処理 (C 2))。ここで作成する信号セットは、一例として、数列 $y(n)$ の開始点を所定数ずらした信号セットである。例えば、数列 $y(n)$ から開始点を 2048 個 (約 46 msec) ずつずらした、要素数が 8192 個 (約 186 msec) の信号セット Y_{8192} を作成する。
- [0131] 次に、信号セットの各要素を窓関数で重み付けする (処理 (C 3))。一例として、8192 個の要素の各々をハニング窓関数で重み付けした信号セット WY_{8192} を取得する。処理 (3) を模式的に表すと、図 17 の「a」に示すような第 1 呼吸信号を表すグラフが、図 17 の「b」に示すグラフのように変化する。
- [0132] 次に、窓関数で重み付けした各要素をフーリエ変換する (処理 (C 4))。一例として、信号セット WY_{8192} をフーリエ変換した CY_{8192} を取得する。ここで CY_{8192} は複素数データである。
- [0133] 次に、フーリエ変換した各要素のパワースペクトルを算出する (処理 (C 5))。一例として、 CY_{8192} の各要素の振幅を 2 乗してパワースペクトル

$P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ を取得する。図17の「c」は、第1呼吸信号のパワースペクトル $P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ を示す。

[0134] 最後に、第1呼吸信号のパワースペクトルから特異値を除去する処理を実施してもよい（処理（6））。一例として、特異値は、パルス性のノイズである。

[0135] 異常音判定部103Aは、処理（C1）～（C6）を実行することによって、パルス性のノイズが除去された第1呼吸信号のパワースペクトルを算出することができる。

[0136] （起点とする時刻の算出（ステップS12））

第2の呼吸信号から、第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化処理において起点とする時刻を決定する処理について説明する。当該起点とする時刻は、下記の処理を実行することによって決定される。

[0137] （D1）第2呼吸信号を数列に変換する。

[0138] （D2）ダウンサンプリングする。

[0139] （D3）デジタルフィルタをかける。

[0140] （D4）遅延補正したフィルタリング波形を作成する。

[0141] （D5）起点とする時刻を算出する。

[0142] （D1）～（D5）の各処理について、44.1kHzでサンプリングされた第2呼吸信号を例に挙げて説明する。

[0143] まず、異常音判定部103Aは、44.1kHzでサンプリングされた第2呼吸信号を数列 $x(n)$ に変換する（処理（D1））。

[0144] 次に、異常音判定部103Aは、データ量を減らすためにダウンサンプリングを行う（処理（D2））。一例として、第2呼吸信号をサンプリング間隔 N_{2048} （約46msec）で再サンプリングする。

[0145] 次に、ダウンサンプリングした第2呼吸信号を表す数列 $x(n)$ にデジタルフィルタをかける（処理（D3））。一例として、数列 $x(n)$ にIIRフィルタをかける。

[0146] 次に、デジタルフィルタをかけた第2呼吸信号を表す数列 $x(n)$ の遅延

を補正したフィルタリング波形を作成する（処理（D4））。一般的に信号に対してフィルタをかけると遅延が生じる。第2呼吸信号を表す数列 $x(n)$ は、上記処理（D3）のデジタルフィルタをかけることによって、対象者W1の実際の呼吸を表す音とずれが生じている。本処理では、このずれを補正したフィルタリング波形を作成する。

[0147] 次に、遅延を補正したフィルタリング波形に基づいて、第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化処理において起点とする時刻を決定する（処理（D5））。ここで起点とする時刻は、第2呼吸信号を表すフィルタリング波形において、呼吸相中のどの点であってもよいが、呼吸相中の同相の時点でないといけない。そのため、本実施形態においては、第2呼吸信号にIIRフィルタをかけたフィルタリング波形の遅延補正を行い、遅延補正後の波形における極値に対応する時刻を起点とする時刻として決定する。なお、処理D3において、第2呼吸信号に対してFIRフィルタをかけて反対称な波形を用いる場合には、振幅が0となる値に対応する時刻を起点とする時刻としてもよい。ただし、振幅が負から正に変わる点、もしくは、正から負に変わる点の何れかを選択する必要がある。

[0148] （具体例）

以下に異常音判定部103Aが出力する、第1呼吸信号のパワースペクトル、および、平均化処理を実行した第1呼吸信号のパワースペクトルの具体例について、図18および図19を用いて説明する。

[0149] 図18は、上述した第1呼吸信号のパワースペクトル $P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ の100番目～350番目のデータを表したスペクトルグラム（ソノグラム）である。当該スペクトルグラムでは、縦軸がパワースペクトルの密度、横軸が周波数、濃淡が振幅を表現している。図18に示すように、第1呼吸信号のパワースペクトルに平均化処理を実行し、更に周波数ベース補正を実行した場合（図18の右下図を参照）、対象者W1の呼吸に同期したような帯状の信号が確認できる。

[0150] 図19は、第1呼吸信号のパワースペクトルに平均化処理を実行した場合

のスペクトルグラムを示す。図19において、平均化処理は、異なる平均化のパラメータ α で設計された1次のローパスIIRフィルタを用いて行った。ここで、平均化のパラメータ α とは、1次のローパスIIRフィルタの極（ポール）である。換言すると、1次のローパスIIRフィルタのカットオフ周波数、すなわち、伝達関数が ∞ になる点を表す。このような平均化のパラメータ α の値は0のとき、平均化していないことを示し、平均化のパラメータ α の値は1のとき、全てを平均化したことを表す。図19に示すように、平均化のパラメータ α の値は、1に近づくほど対象者W1の呼吸に同期したような帯状の信号が確認できる。

[0151] （異常音判定部103Aの変形例）

上述した異常音判定部103Aは、平均化処理S12において、第1呼吸信号のパワースペクトルの平均化に加えて、 n 乗平均操作をした（ n は2以上の自然数）第1呼吸信号のパワースペクトルを線形結合する処理を実行してもよい。一例として、異常音判定部103Aは、 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ で表される第1呼吸信号のパワースペクトルの分散、又は、 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ を各单位区間について算出する。

[0152] （算出方法）

$\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ または $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値の算出方法について、図20～図22を用いて説明する。図20～図22は、第1呼吸信号が、周期 T_r のうち T_e の時間だけ同じ波形のパルス幅 Δt のパルス $A f(t)$ が複数発せられるパルス系列であると仮定した場合の算出方法を示す。ここで、 A はパルスの振幅である。発生するタイミングは T_e の期間中ランダムであり、平均 n (pulse/sec)の密度で発生するものとする。また、 T_e の開始時刻を τ_m とする。

[0153] 第1呼吸信号は、時刻 t_n ($n=1, 2, \dots$)でパルス $f(t-t_n)$ が観測されたパルス系列であると仮定する。この場合、図20～図22に示すように、下記の流れで $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ または $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値を算出する。

- [0154] (E 1) 第1呼吸信号を表すパルス系列をフーリエ変換する(式1)。
- [0155] (E 2) フーリエ区間内のエネルギーを算出する(式2~式3)。
- [0156] (E 3) フーリエ区間内のエネルギーの平均およびエネルギーの2乗平均を算出する(式4~式8)。
- [0157] (E 4) フーリエ区間内のエネルギーに基づいて、パワースペクトルのパワー平均及びパワーの2乗平均を算出する(式9~式10')。
- [0158] (E 5) $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ または $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値を算出する(式11~式15)。
- [0159] 捻髪音および通常音を表す呼吸信号のパワースペクトルの $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ である $V(\text{pow}(w))$ の値、および、 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ である $U(\text{pow}(w))$ の値を、上述した算出方法を用いて算出した結果について、図23を用いて説明する。図23は、捻髪音および正常音のモデルに上述の算出方法を適用した結果を示す図である。図23において、case 1は、振幅の大きな少数のパルスを含む捻髪音を表す呼吸信号の場合、case 2は、振幅の小さな多数のパルスを含む通常音を表す呼吸信号の場合を示す。
- [0160] 図23に示すように、case 1およびcase 2のパワースペクトルの平均の2乗を表す $\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値は、同じ値である。すなわち、呼吸信号のパワースペクトルの平均化では、捻髪音と通常音とを区別することが困難である。しかしながら、case 1およびcase 2の $V(\text{pow}(w))$ および $U(\text{pow}(w))$ の値をそれぞれ比較すると、 $V(\text{pow}(w))$ で10倍、 $U(\text{pow}(w))$ で100倍程度、値が異なる。したがって、 $V(\text{pow}(w))$ または $U(\text{pow}(w))$ の値を比較することによって捻髪音と通常音との区別が可能になる。
- [0161] したがって、異常音判定部103Aは、第1呼吸信号のパワースペクトルから算出する $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値と $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値とをそれぞれ、正常音を表す呼吸信号のパワースペクトルから算出した $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ の値と $\langle \text{p$

○ $w(w)^2 > -2 < p \circ w(w) >^2$ の値と比較することによって、より正確に対象者W1の呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定することができる。

[0162] [情報処理システムの変形例]

上述の各実施形態で説明した各処理の実行主体は任意であり、上述の例に限られない。例えば、図8および図12に示した各ステップ（制御方法）は、1または複数の情報処理装置が実行してもよい。つまり、図8および図12に示した各ステップ（制御方法）は、1つの情報処理装置が全てを実行してもよいし、複数の情報処理装置が分担して実行してもよい。

[0163] [ソフトウェアによる実現例]

情報処理システム100、100A~100D（以下、「システム」と呼ぶ）、情報処理装置1、1A~1D、および推定装置2、2A（以下、「装置」と呼ぶ）の機能は、当該システムおよび当該装置としてコンピュータを機能させるためのプログラムであって、当該システムおよび当該情報処理装置1の各制御ブロック（特に制御部に含まれる各部）としてコンピュータを機能させるためのプログラムにより実現することができる。

[0164] この場合、上記システムおよび上記装置は、上記プログラムを実行するためのハードウェアとして、少なくとも1つの制御装置（例えばプロセッサ）と少なくとも1つの記憶装置（例えばメモリ）を有するコンピュータを備えている。この制御装置と記憶装置により上記プログラムを実行することにより、上記各実施形態で説明した各機能が実現される。

[0165] 上記プログラムは、一時的ではなく、コンピュータ読み取り可能な、1または複数の記録媒体に記録されていてもよい。この記録媒体は、上記装置が備えていてもよいし、備えていなくてもよい。後者の場合、上記プログラムは、有線または無線の任意の伝送媒体を介して上記装置に供給されてもよい。

[0166] また、上記各制御ブロックの機能の一部または全部は、論理回路により実現することも可能である。例えば、上記各制御ブロックとして機能する論理

回路が形成された集積回路も本発明の範疇に含まれる。この他にも、例えば量子コンピュータにより上記各制御ブロックの機能を実現することも可能である。

[0167] また、上記各実施形態で説明した各処理は、AI（Artificial Intelligence：人工知能）に実行させてもよい。この場合、AIは上記制御装置で動作するものであってもよいし、他の装置（例えばエッジコンピュータまたはクラウドサーバ等）で動作するものであってもよい。

[0168] [付記事項]

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせ得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。

[0169] [まとめ]

以上のように、本開示の態様1に係る情報処理システムは、対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサと、前記センサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部と、を備える。

[0170] 対象者の身体に何らかの異常が生じている場合、該対象者の呼吸に関連する音に異常音が含まれることがある。呼吸に関連する音に含まれ得る異常音には複数の種類があることが知られており、異常音の種類から対象者の身体に生じた異常の種類が判断できる場合がある。

[0171] 呼吸には、空気を肺に取り込む吸気区間と肺から空気を排出する呼気区間

という呼吸相がある。異常音が発生している呼吸相が特定できれば、該異常音の種類を正確に特定することが可能となる。

[0172] 前記の構成によれば、情報処理システムは、対象者の胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から圧力信号と呼吸信号とを抽出する。情報処理システムは、圧力信号の強度の変動に基づいて、対象者の呼吸相（呼気区間および吸気区間）を判定し、呼吸信号に基づいて、呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する。呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、情報処理システムは、該異常音が呼気区間および吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する。

[0173] これにより、情報処理システムは、対象者の呼吸に関連する音に含まれる異常音が発生している呼吸相を、該対象者の胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号に基づいて精度良く推定することが可能である。例えば、医療関係者は、情報処理システムによる推定結果に基づいて、対象者の呼吸に関連する音に含まれる異常音の種類を特定し、対象者の身体に生じた異常の種類を判断することができる。

[0174] 本開示の態様2に係る情報処理システムは、上記態様1において、前記異常音判定部は、前記呼吸信号が予め定められた周波数特性を有する場合、前記呼吸信号の周波数帯毎に、予め定められた強度を超える信号が含まれる場合、前記呼吸信号における、予め定められた周波数帯において、予め定められた強度を超える信号が含まれる場合、および、前記呼吸信号における、正常呼吸時に検知される周波数帯における信号の強度と、前記予め定められた周波数帯における信号の強度との比が、所定閾値以上である場合、の少なくともいずれかにおいて、前記呼吸に関連する音に前記異常音が含まれると判定してもよい。

[0175] 前記の構成によれば、情報処理システムは、対象者の、呼吸信号の周波数特性、呼吸信号の強度、および、正常呼吸時の呼吸信号と予め定められた周波数帯における信号との比、の少なくともいずれかを、異常音の有無の判定に用いる。これにより、情報処理システムは、呼吸に関連する音に含まれる

異常音を正確に判定することができる。

- [0176] 本開示の態様3に係る情報処理システムは、上記態様1または2において、前記異常音は副雑音を含み、前記推定部は、前記異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて含まれるかに基づいて、前記副雑音の種類を推定してもよい。
- [0177] 前記の構成によれば、異常音が呼気区間および吸気区間のいずれにおいて含まれるかに基づいて、副雑音の種類を推定する。呼吸に関連する音に加え、呼気区間および吸気区間のいずれかにおいて発生しているのかを考慮することにより、副雑音の種類を精度良く推定することができる。
- [0178] 本開示の態様4に係る情報処理システムは上記態様3において、前記推定部は、前記異常音を示す異常音信号の周波数に応じて、前記副雑音の種類を推定してもよい。
- [0179] 副雑音は種類によって異なる周波数特性を有する。前記の構成によれば、異常音を示す異常音信号の周波数に基づいてより高い信頼性で副雑音の種類を推定することができる。
- [0180] 本開示の態様5に係る情報処理システムは、上記態様1から4の何れか1態様において、前記推定部は、前記異常音信号の周波数を含む同一周波数帯の信号の強度における時間変動を平滑化した平滑化強度を算出し、前記平滑化強度に応じて、前記副雑音の種類を推定する。
- [0181] 異常音信号の周波数を含む所定の周波数帯の信号の強度に対して平滑化処理を施すことにより、信号に含まれるノイズを相殺し低減させることができる。前記の構成によれば、情報処理システムは、精度良く且つ感度良く副雑音の種類を推定することができる。
- [0182] 本開示の態様6に係る情報処理システムは、上記態様3～5の何れか1態様において、前記推定部は、前記呼気区間または前記吸気区間における、前記異常音の音圧変化、および、前記異常音が生じる時間間隔に応じて、前記副雑音の種類を推定してもよい。
- [0183] 例えば、水泡音は「ゴロゴロ」、「ブツブツ」という低音であり、捻髪音

は「バリッバリッ」という高音である。水泡音および捻髪音は、いずれも断続性を有し、吸気区間において発生する、という特徴を有している。鼾は「ポーポー」という低音であり、連続性を有し、呼気区間および吸気区間の両方において発生する、という特徴を有している。笛音は「ピーピー」という高音であり、連続性を有し、呼気区間において発生する、という特徴を有している。すなわち、副雑音は、その種類に応じて、（１）呼気区間および吸気区間のいずれにおいて発生するのかが異なり、（２）発生する時間間隔（すなわち、連続性か、断続性か）が異なっている。

[0184] 前記の構成によれば、情報処理システムは、呼気区間または吸気区間における、異常音の音圧変化、および、異常音が生じる時間間隔に応じて、副雑音の種類を推定する。これにより、情報処理システムは、副雑音の種類を精度良く推定することができる。

[0185] 本開示の態様 7 に係る情報処理システムは、上記態様 3～6 の何れか 1 態様において、推定された前記副雑音の種類に応じて特定される前記対象者の健康状態に関する情報を出力する健康状態出力部をさらに備えていてもよい。

[0186] 前記の構成によれば、情報処理システムは、副雑音の発生に関連する健康状態に関する情報（例えば、疾患または病変についての情報）対象者に出力することができる。例えば、出力された健康情報を参照した医療関係者は、対象者への医学的介入を早期に開始することができる。

[0187] 本開示の態様 8 に係る情報処理システムは、上記態様 1～7 の何れか 1 態様において、前記圧力信号の周波数は、 0.1 Hz 以上 1 Hz 以下であってもよい。

[0188] 前記の構成によれば、周波数特性に基づいて検知信号から圧力信号を抽出することができる。

[0189] 本開示の態様 9 に係る情報処理システムは、上記態様 1～8 の何れか 1 態様において、前記呼吸信号の周波数は、 20 Hz 以上 1000 Hz 以下であってもよい。

- [0190] 前記の構成によれば、周波数特性に基づいて検知信号から呼吸信号を抽出することができる。
- [0191] 本開示の態様10に係る情報処理システムは、上記態様1～9の何れか1態様において、前記対象者に接触しない位置で前記振動を検知する前記センサは、前記対象者が着衣する衣服における、前記センサと前記胴体とで前記衣服を挟む位置に設置される、または、前記対象者が臥床するベッドまたは前記対象者が着座する椅子における、前記胴体を支持する位置に設置されてもよい。
- [0192] 前記の構成によれば、センサは、対象者に接触しない位置または対象者の胴体に接触する位置において、胴体から発せられた振動を検知することができる。つまり、対象者は所定の検知用エリアに居る必要がなく、また、所定の検知用姿勢を取る必要がない。例えば、衣服を着用している対象者が、椅子にもたれかかる状態や、ベッドに寝転ぶ状態であるときは、対象者とセンサとが自ずと接近するため、対象者の胴体から発せられた振動を精度良く検知することができる。
- [0193] 本開示の態様11に係る情報処理システムは、記態様1～10の何れか1態様において、前記胴体は、少なくとも前記対象者の胸部を含んでいてもよい。
- [0194] 前記の構成によれば、対象者の呼吸器から発した振動をより精度良く検知することができる。
- [0195] 本開示の態様12に係る情報処理システムは、記態様1～11の何れか1態様において、前記センサは薄板状であってもよい。
- [0196] 前記の構成によれば、センサを様々な箇所に取り付けることができる。例えば、対象者が着用する衣服等に取り付けるも可能である。
- [0197] 本開示の態様13に係る情報処理システムは、記態様1～12の何れか1態様において、前記センサは圧電センサを含んでいてもよい。
- [0198] 前記の構成によれば、センサを薄型化することが容易になるため、対象者に不快感を抱かせる可能性を低減することができる。

- [0199] 本開示の態様 1 4 に係る情報処理システムは、記態様 1 ~ 1 3 の何れか 1 態様において、前記センサは、前記検知信号を出力する複数の検知領域を備え、前記信号抽出部は、前記複数の検知領域の各々から出力される領域別検知信号の各々から、前記圧力信号および前記呼吸信号を抽出してもよい。
- [0200] 前記の構成によれば、情報処理システムは、複数の検知領域の各々から出力される領域別検知信号の各々から、圧力信号および呼吸信号を抽出する。これにより、情報処理システムは、対象者の胴体から発せられた振動を、当該振動の発生場所の近くの検知領域で検知することができる。よって、情報処理システムは、対象者の胴体から発せられた振動をより精度良く検知することができる。
- [0201] 本開示の態様 1 5 に係る情報処理システムは、上記態様 1 4 において、前記領域別検知信号の各々から抽出された前記呼吸信号に基づいて、前記対象者の体内における異常音発生部位を推定する部位推定部をさらに備えてもよい。
- [0202] 前記の構成によれば、情報処理システムは、領域別検知信号の各々から抽出された呼吸信号に基づいて、対象者の体内における異常音発生部位を推定する。これにより、対象者の身体のどの部位に異常（例えば炎症）が生じている可能性があるのか、を推定することができる。
- [0203] 本開示の態様 1 6 に係る情報処理システムは、上記態様 3 ~ 7 の何れか 1 態様において、前記信号抽出部は、前記副雑音の種類各々の周波数に対応するバンドパスフィルタを用いて、前記検知信号から前記呼吸信号を抽出してもよい。
- [0204] 副雑音は種類によって特有の周波数特性を有しているため、副雑音の種類各々の周波数に対応するバンドパスフィルタを用いれば、検知信号から呼吸信号を抽出可能である。
- [0205] 本開示の態様 1 7 に係る情報処理装置は、対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信

号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、前記に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部と、を備える。この構成によれば、上記態様 1 に係る情報処理システムと同様の効果を奏する。

[0206] 本開示の態様 18 に係る情報処理装置は、対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、を備え、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部を備える外部装置に対して、前記呼吸相判定部による判定結果、および前記異常音判定部による判定結果を出力する出力部をさらに備える。この構成によれば、上記態様 1 に係る情報処理システムと同様の効果を奏する。

[0207] 本開示の態様 19 に係る制御方法は、1 または複数の情報処理装置より実行される制御方法であって、対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出ステップと、前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定ステップと、前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定ステップと、前

記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定ステップと、を含む。この構成によれば、上記態様1に係る情報処理システムと同様の効果を奏する。

[0208] 本開示の態様20に係るプログラムは、前記態様1に記載の情報処理システムとしてコンピュータを制御するためのプログラムであって、前記信号抽出部、前記呼吸相判定部、前記異常音判定部、および前記推定部としてコンピュータを機能させるためのプログラムである。この構成によれば、上記態様1に係る情報処理システムと同様の効果を奏する。

[0209] 本開示の態様21に係る情報処理システムは、上記態様1～18の何れか1態様において、前記異常音判定部は、前記呼気区間および前記吸気区間のそれぞれに対応する、または、前記呼気区間と前記吸気区間とを合わせた呼吸区間に対応する単位区間について、前記検知信号に含まれる第1周波数以上の第1呼吸信号のパワースペクトルを算出し、前記呼吸信号に含まれる第2周波数以下の第2呼吸信号から、前記パワースペクトルの平均化処理において起点とする時刻を前記単位区間毎に決定し、前記単位区間の各々に前記パワースペクトルにおける前記起点を合わせて前記平均化処理を行った結果に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する。

[0210] 前記の構成によれば、呼吸信号から不要な周波数帯の信号を除去して平均化処理を行うため、対象者の呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かをより精度高く判定することができる。

[0211] 本開示の態様22に係る情報処理システムは、上記態様21において、前記判定処理は、前記平均化処理において、前記パワースペクトルの分散と、前記第1呼吸信号のパワー平均の2乗との比が所定閾値以上である場合、前記呼吸に関する音に異常音が含まれていると判定する。

[0212] 前記の構成によれば、異常音が含まれているか否かを精度高く判定ことができ、且つ、類似している異常音を区別することができる。

[0213] 本開示の態様23に係る情報処理システムは、上記態様21において、前

記第1呼吸信号および前記第2呼吸信号の少なくともいずれかが予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を含んでいる場合、前記大振幅信号の振幅を前記標準振幅に変更して前記平均化処理を行う。

[0214] 前記の構成によれば、複雑な処理を簡略化することができる。これにより、対象者の呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを精度高く判定しつつ、かつ、効率的に判定することができる。

[0215] 本開示の態様24に係る情報処理システムは、上記態様21において、前記第1呼吸信号および前記第2呼吸信号の少なくともいずれかが予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を含んでいる場合、前記単位区間から当該大振幅信号を除いて前記平均化処理を行う。

[0216] 前記の構成によれば、複雑な処理を簡略化することができる。これにより、対象者の呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを精度高く判定しつつ、かつ、効率的に判定することができる。

[0217] 本開示の態様25に係る情報処理システムは、上記態様21において、 n 乗平均操作（ n は2以上の自然数）をした前記パワースペクトルの線形結合によって算出された値に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する。

[0218] 前記の構成によれば、平均化処理では正常音と区別することができないような呼吸信号であっても精度高く判定することができる。

符号の説明

- [0219] 1、1A、1B、1C、1D 情報処理装置
- 2、2A 推定装置
- 3 通信装置
- 11 センサ
- 100、100A、100B、100C、100D 情報処理システム
- 101 信号抽出部
- 102 呼吸相判定部
- 103 異常音判定部

104、201 推定部

105、205 出力部（健康状態出力部）

106、202 発生部位推定部

請求の範囲

- [請求項1] 対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサと、
- 前記センサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、
- 前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、
- 前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、
- 前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部と、を備える情報処理システム。
- [請求項2] 前記異常音判定部は、
- 前記呼吸信号が予め定められた周波数特性を有する場合、
- 前記呼吸信号の周波数帯毎に、予め定められた強度を超える信号が含まれる場合、
- 前記呼吸信号における、予め定められた周波数帯において、予め定められた強度を超える信号が含まれる場合、および、
- 前記呼吸信号における、正常呼吸時に検知される周波数帯における信号の強度と、前記予め定められた周波数帯における信号の強度との比が、所定閾値以上である場合、
- の少なくともいずれかにおいて、前記呼吸に関連する音に前記異常音が含まれると判定する、
- 請求項1に記載の情報処理システム。
- [請求項3] 前記異常音は副雑音を含み、
- 前記推定部は、前記異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて含まれるかに基づいて、前記副雑音の種類を推定する、

請求項 1 に記載の情報処理システム。

[請求項4] 前記推定部は、前記異常音を示す異常音信号の周波数に応じて、前記副雑音の種類を推定する、

請求項 3 に記載の情報処理システム。

[請求項5] 前記推定部は、

前記異常音信号の周波数を含む同一周波数帯の信号の強度における時間変動を平滑化した平滑化強度を算出し、

前記平滑化強度に応じて、前記副雑音の種類を推定する、
請求項 4 に記載の情報処理システム。

[請求項6] 前記推定部は、前記呼気区間または前記吸気区間における、前記異常音の音圧変化、および、前記異常音が生じる時間間隔に応じて、前記副雑音の種類を推定する、

請求項 3 に記載の情報処理システム。

[請求項7] 推定された前記副雑音の種類に応じて特定される前記対象者の健康状態に関する情報を出力する健康状態出力部をさらに備える、

請求項 3 に記載の情報処理システム。

[請求項8] 前記圧力信号の周波数は、 0.1 Hz 以上 1 Hz 以下である、

請求項 1 に記載の情報処理システム。

[請求項9] 前記呼吸信号の周波数は、 20 Hz 以上 1000 Hz 以下である、

請求項 1 に記載の情報処理システム。

[請求項10] 前記対象者に接触しない位置で前記振動を検知する前記センサは、前記対象者が着衣する衣服における、前記センサと前記胴体とで前記衣服を挟む位置に設置される、または、

前記対象者が臥床するベッドまたは前記対象者が着座する椅子における、前記胴体を支持する位置に設置される、

請求項 1 に記載の情報処理システム。

[請求項11] 前記胴体は、少なくとも前記対象者の胸部を含む、

請求項 1 に記載の情報処理システム。

- [請求項12] 前記センサは薄板状である、
請求項1に記載の情報処理システム。
- [請求項13] 前記センサは圧電センサを含む、
請求項1に記載の情報処理システム。
- [請求項14] 前記センサは、前記検知信号を出力する複数の検知領域を備え、
前記信号抽出部は、前記複数の検知領域の各々から出力される領域別検知信号の各々から、前記圧力信号および前記呼吸信号を抽出する、
請求項1に記載の情報処理システム。
- [請求項15] 前記領域別検知信号の各々から抽出された前記呼吸信号に基づいて、
前記対象者の体内における異常音発生部位を推定する発生部位推定部をさらに備える、
請求項14に記載の情報処理システム。
- [請求項16] 前記信号抽出部は、前記副雑音の種類 of 各々の周波数に対応するバンドパスフィルタを用いて、前記検知信号から前記呼吸信号を抽出する、
請求項3に記載の情報処理システム。
- [請求項17] 対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、
前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、
前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、
前記に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部と、を備える情報処理装置。

- [請求項18] 対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出部と、
- 前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定部と、
- 前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定部と、
- を備え、
- 前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定部を備える外部装置に対して、前記呼吸相判定部による判定結果、および前記異常音判定部による判定結果を出力する出力部をさらに備える情報処理装置。
- [請求項19] 1 または複数の情報処理装置より実行される制御方法であって、
- 対象者に接触しない位置または前記対象者の胴体に接触する位置で前記胴体から発せられた振動を検知するセンサから出力される検知信号から、前記センサに加わる圧力を示す圧力信号と、前記対象者の呼吸に関連する音を示す呼吸信号と、を抽出する信号抽出ステップと、
- 前記圧力信号の強度の変動に基づいて、前記対象者の呼気区間および吸気区間を判定する呼吸相判定ステップと、
- 前記呼吸信号に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する異常音判定ステップと、
- 前記呼吸に関連する音に異常音が含まれている場合、該異常音が前記呼気区間および前記吸気区間のいずれにおいて発生しているのかを推定する推定ステップと、を含む制御方法。
- [請求項20] 請求項1に記載の情報処理システムとしてコンピュータを制御するためのプログラムであって、前記信号抽出部、前記呼吸相判定部、前

記異常音判定部、および前記推定部としてコンピュータを機能させるためのプログラム。

[請求項21]

前記異常音判定部は、

前記呼気区間および前記吸気区間のそれぞれに対応する、または、前記呼気区間と前記吸気区間とを合わせた呼吸区間に対応する単位区間について、前記検知信号に含まれる第1周波数以上の第1呼吸信号のパワースペクトルを算出し、

前記呼吸信号に含まれる第2周波数以下の第2呼吸信号から、前記パワースペクトルの平均化処理において起点とする時刻を前記単位区間毎に決定し、

前記単位区間の各々に前記パワースペクトルにおける前記起点を合わせて、前記平均化処理を行った結果に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれるか否かを判定する、

請求項1に記載の情報処理システム。

[請求項22]

前記異常音判定部は、前記平均化処理において、パワースペクトルの分散と、前記第1呼吸信号のパワー平均の2乗との比が、所定閾値以上である場合、前記呼吸に関する音に異常音が含まれていると判定する、

請求項21に記載の情報処理システム。

[請求項23]

前記第1呼吸信号および前記第2呼吸信号の少なくともいずれかが予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を含んでいる場合、前記大振幅信号の振幅を前記標準振幅に変更して前記平均化処理を行う、

請求項21に記載の情報処理システム。

[請求項24]

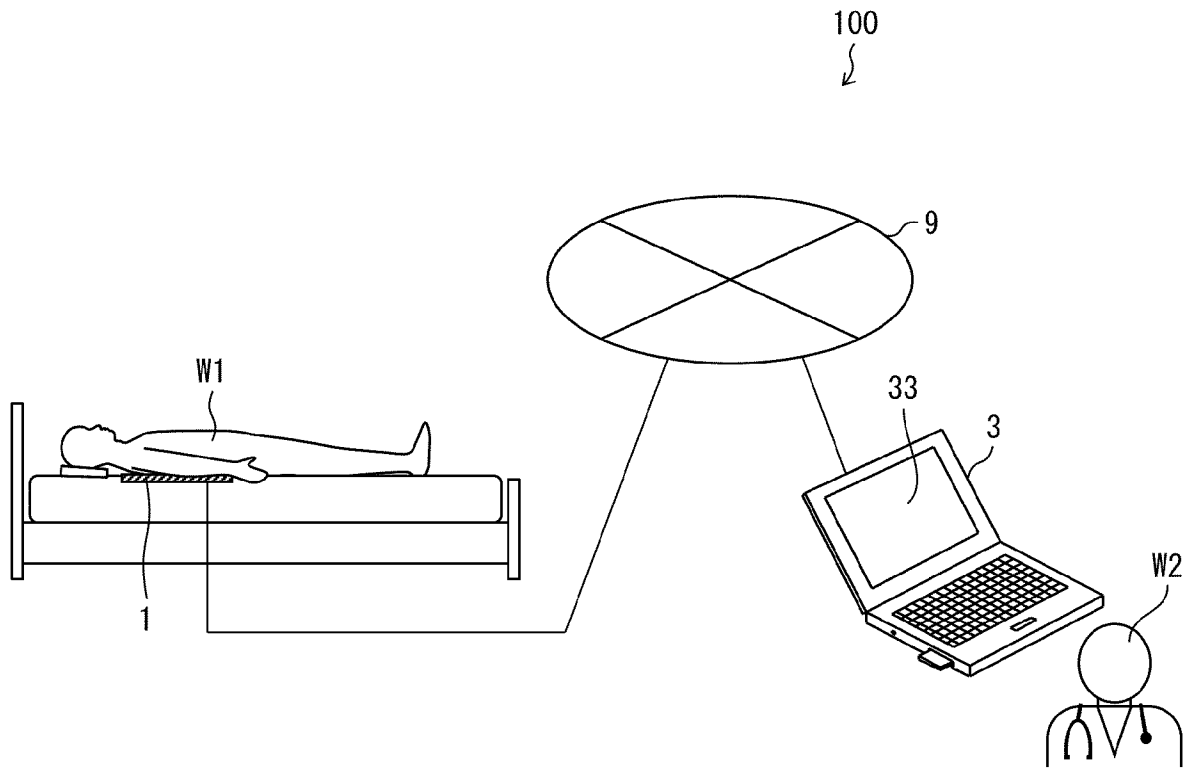
前記第1呼吸信号および前記第2呼吸信号の少なくともいずれかが予め定められた標準振幅よりも大きい振幅の大振幅信号を含んでいる場合、当該大振幅信号を除いて前記平均化処理を行う、

請求項21に記載の情報処理システム。

[請求項25] n 乗平均操作（ n は2以上の自然数）をした前記パワースペクトルの線形結合によって算出された値に基づいて、前記呼吸に関連する音に異常音が含まれているか否かを判定する、請求項21に記載の情報処理システム。

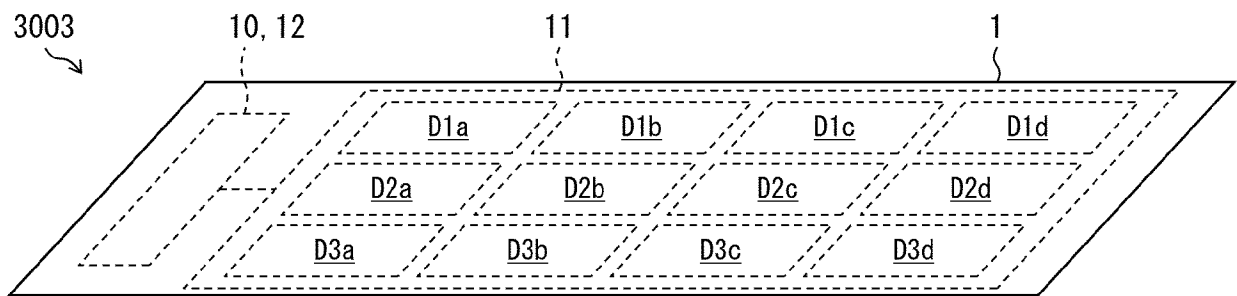
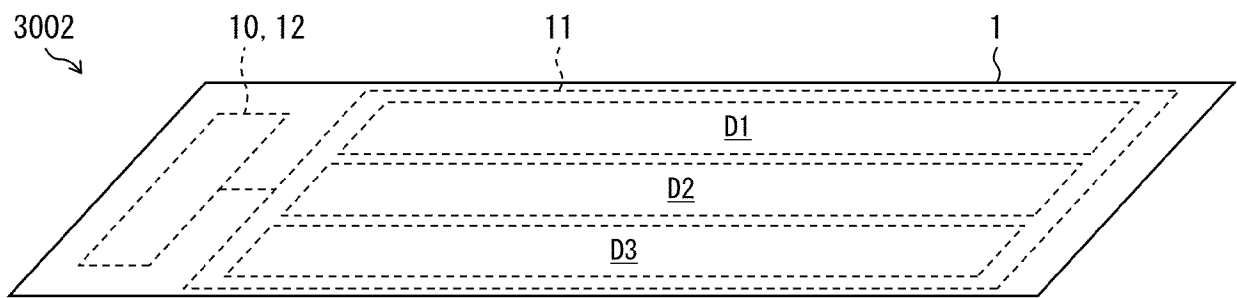
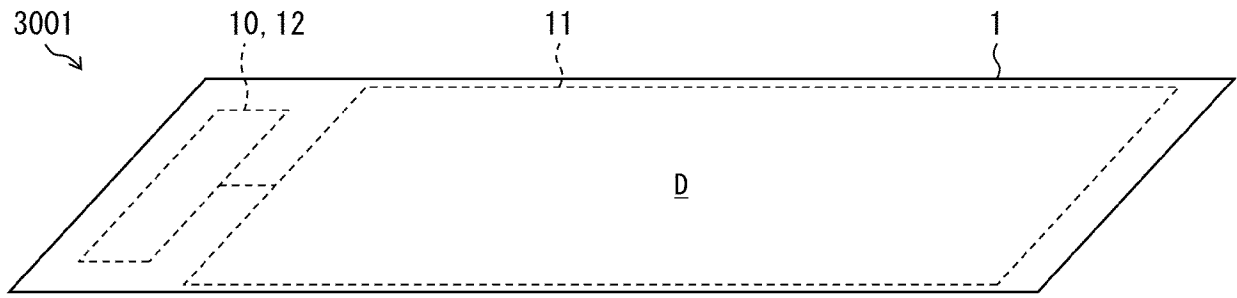
[図1]

図 1



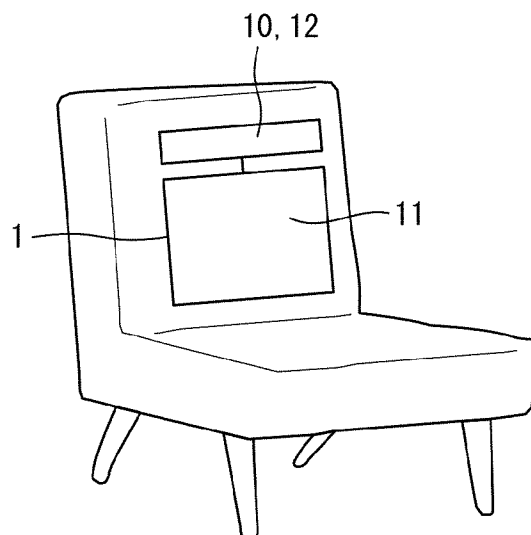
[図2]

図 2

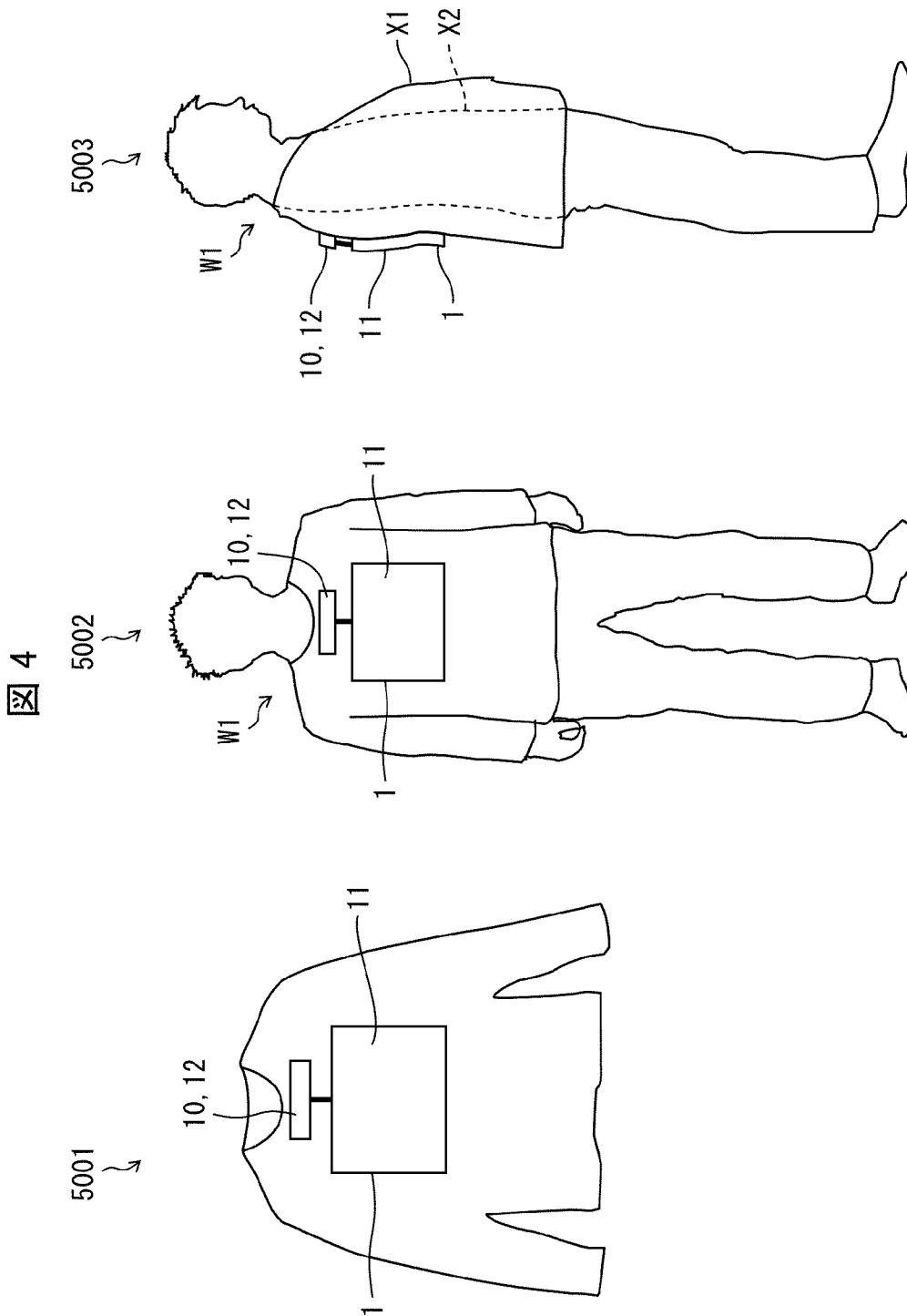


[図3]

図 3



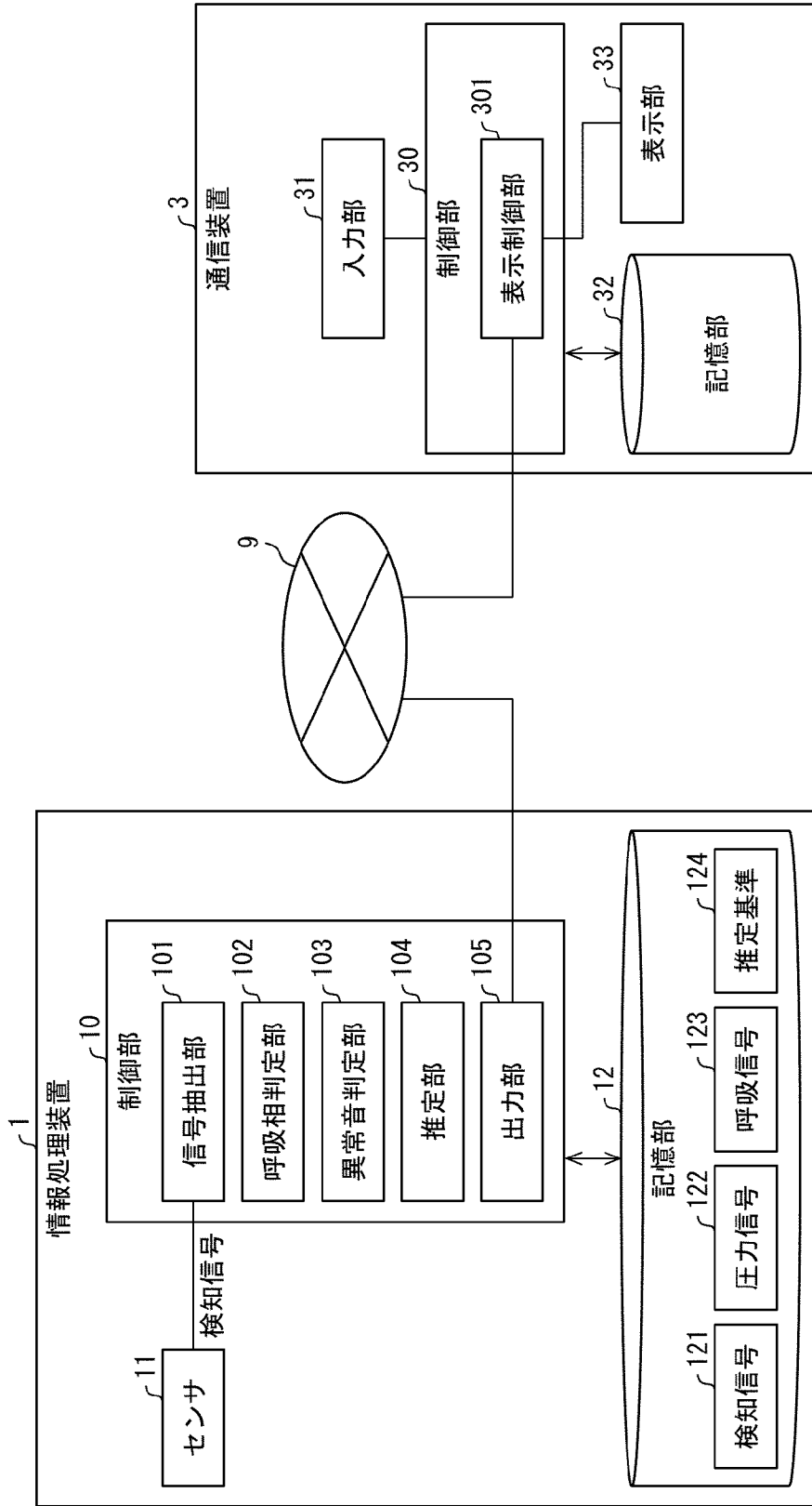
[図4]



[図5]

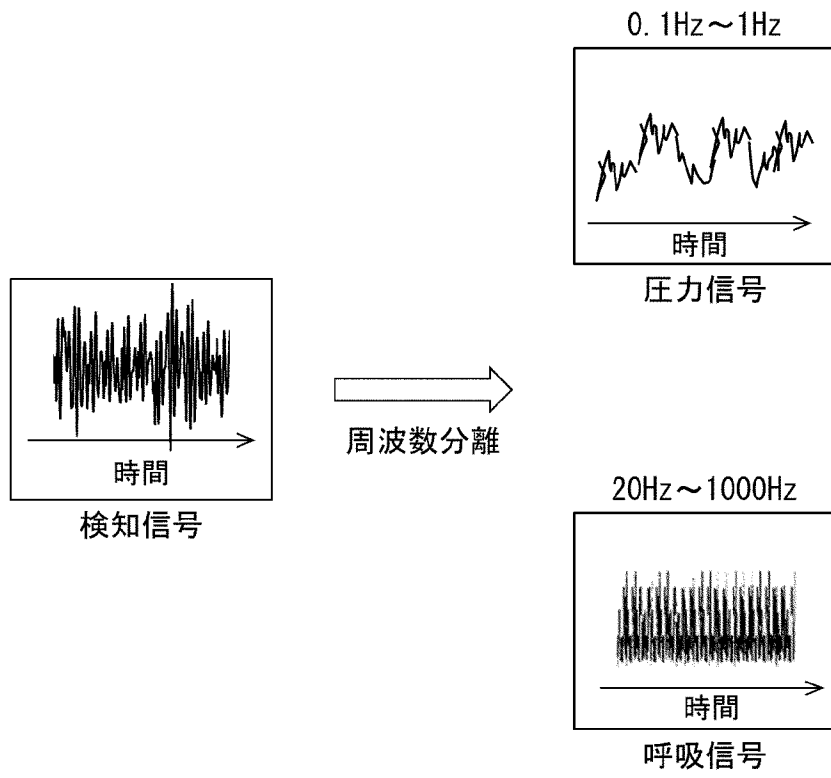
100

図 5



[図6]

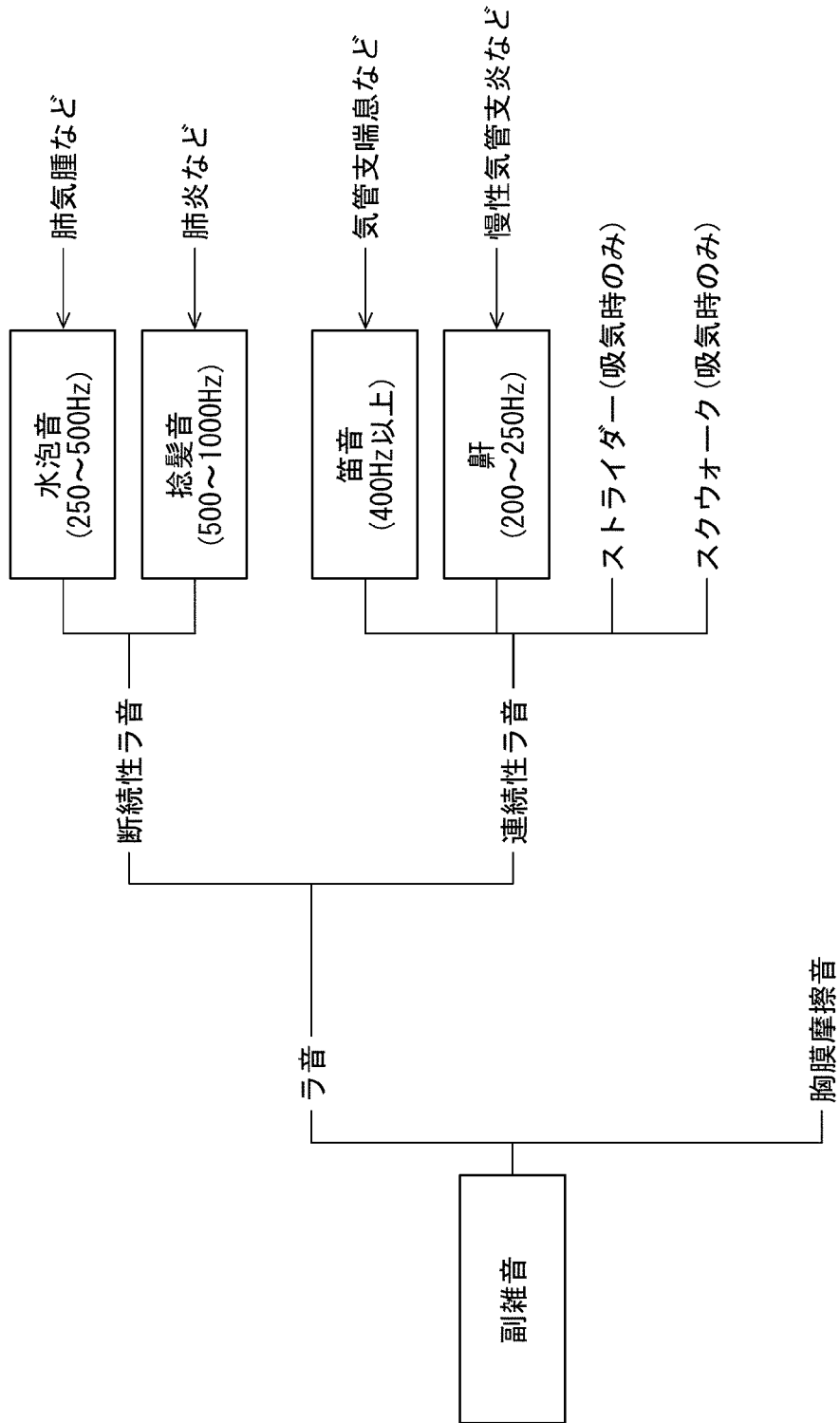
図 6



[図7]

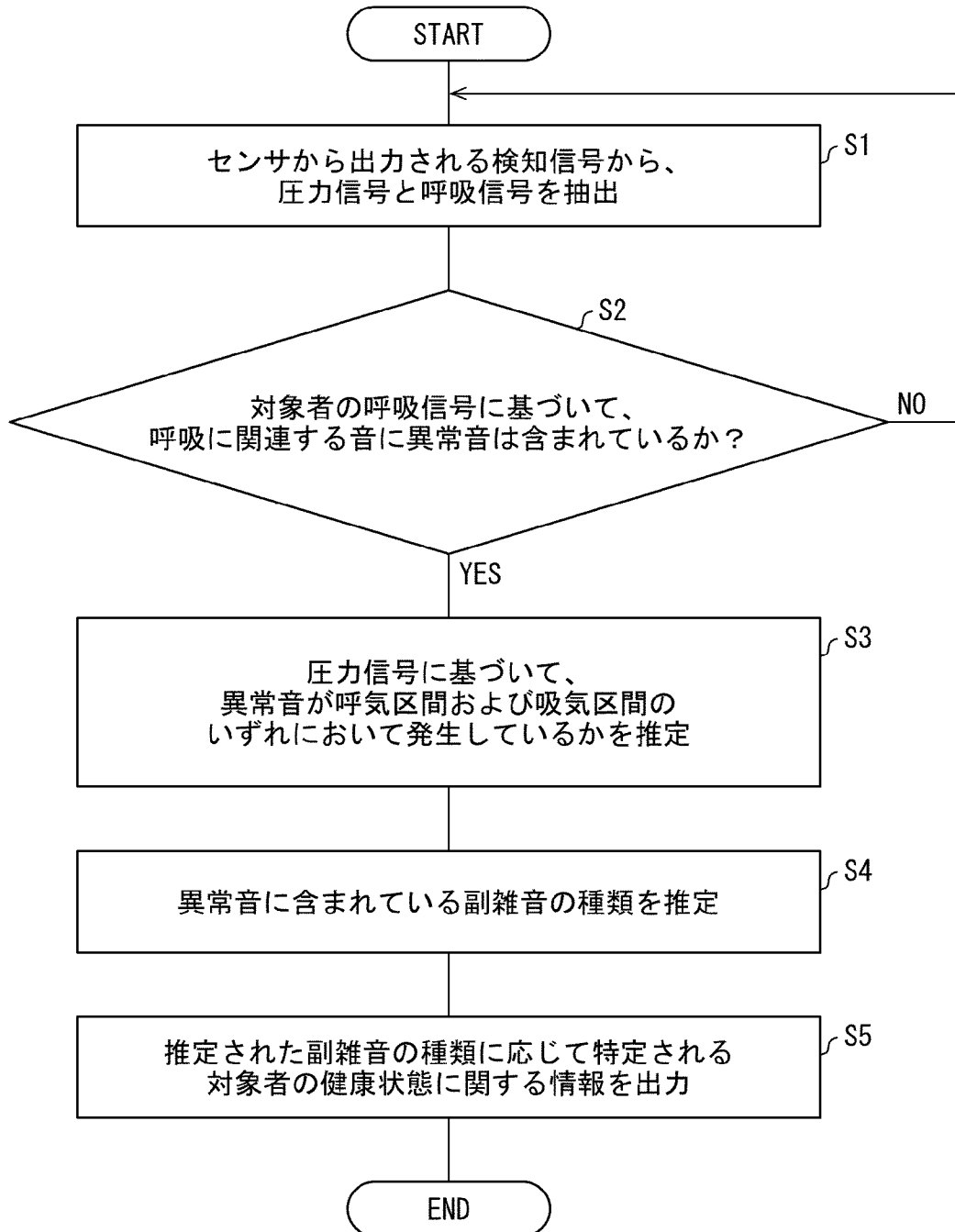
副雑音に対応する代表的な症例

図7



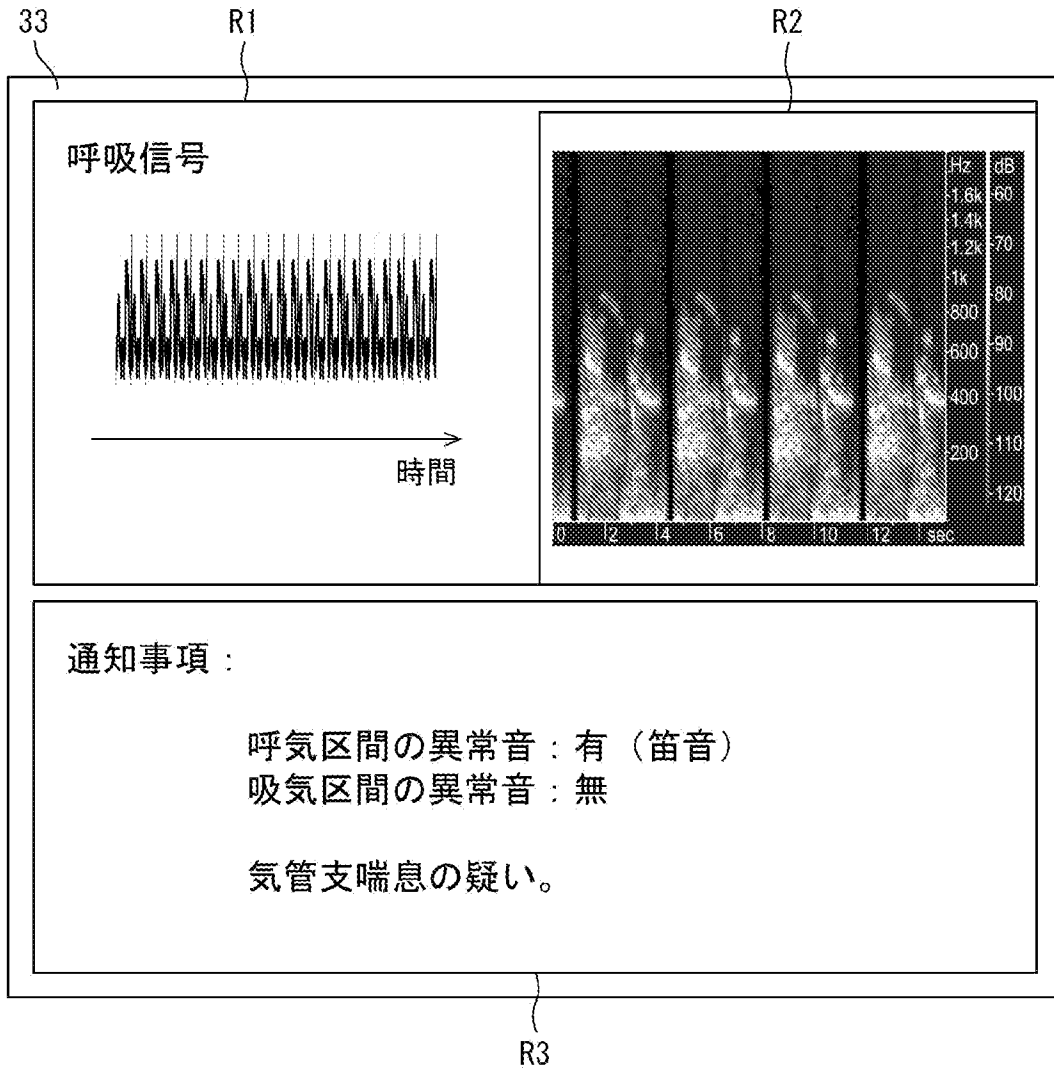
[図8]

図 8



[図9]

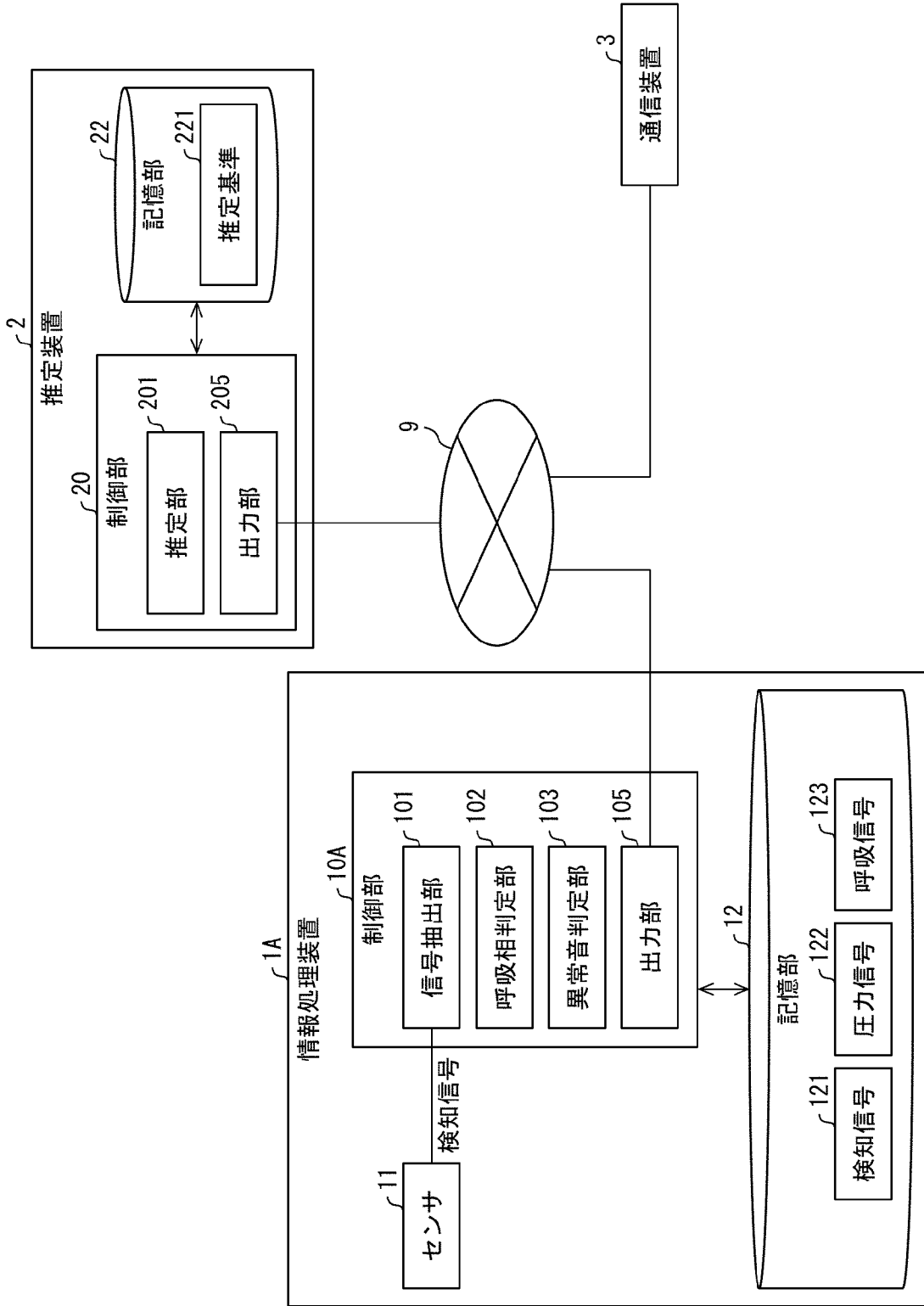
図 9



[図10]

100A

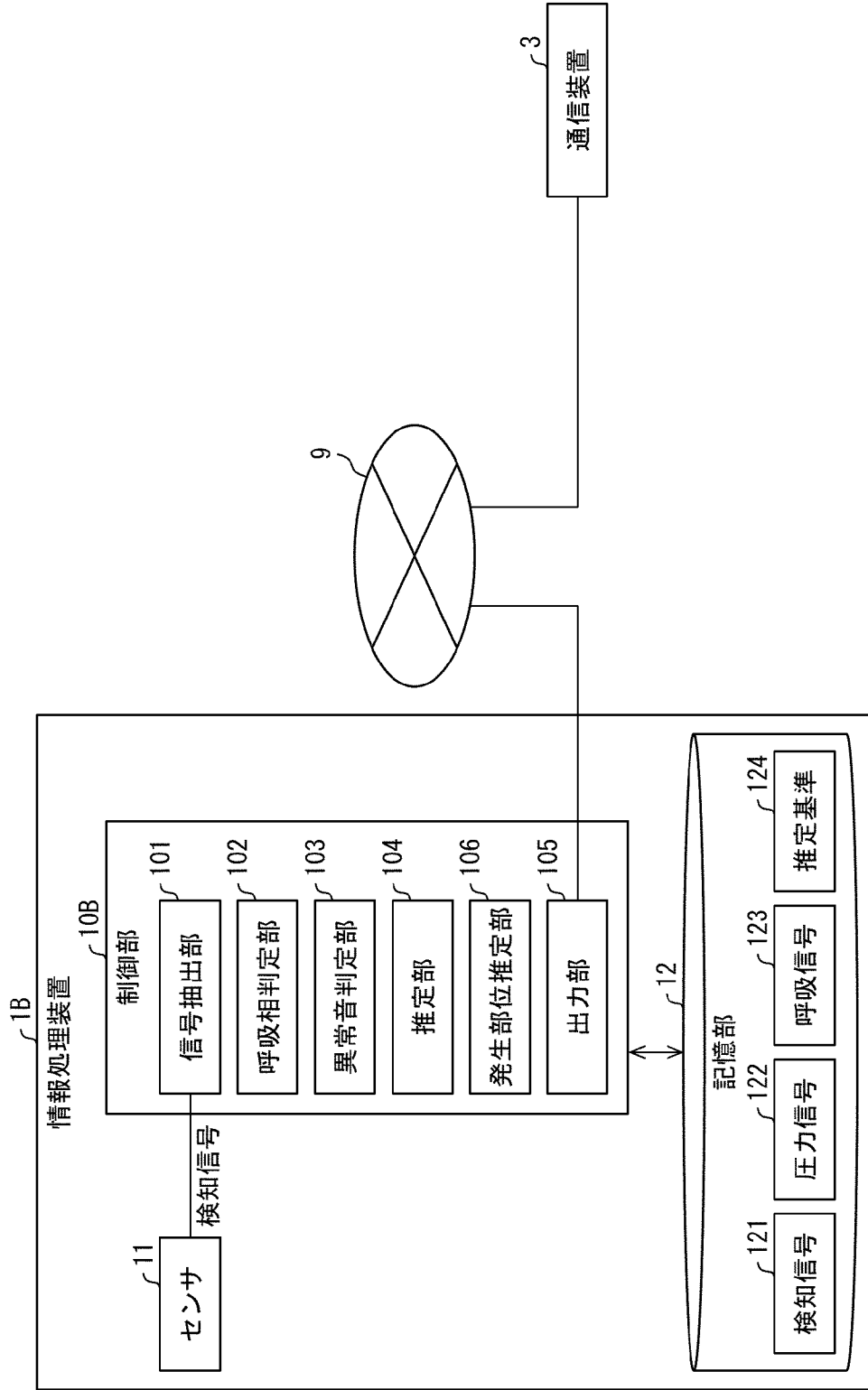
図 10



[図11]

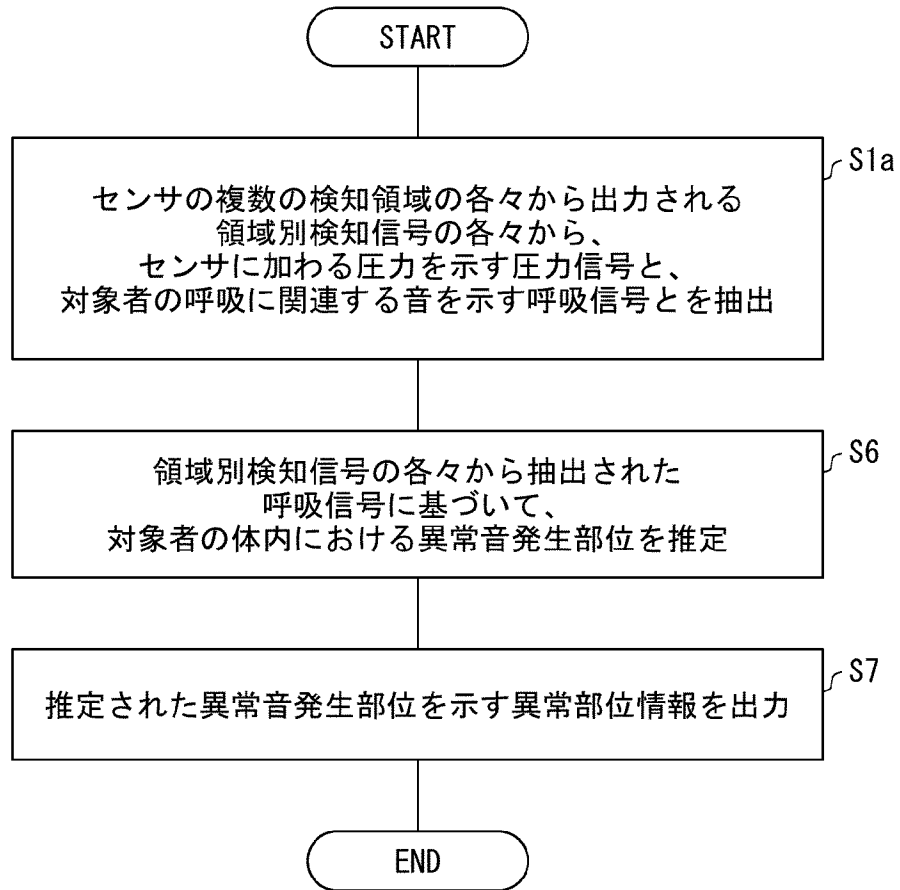
100B

図 11



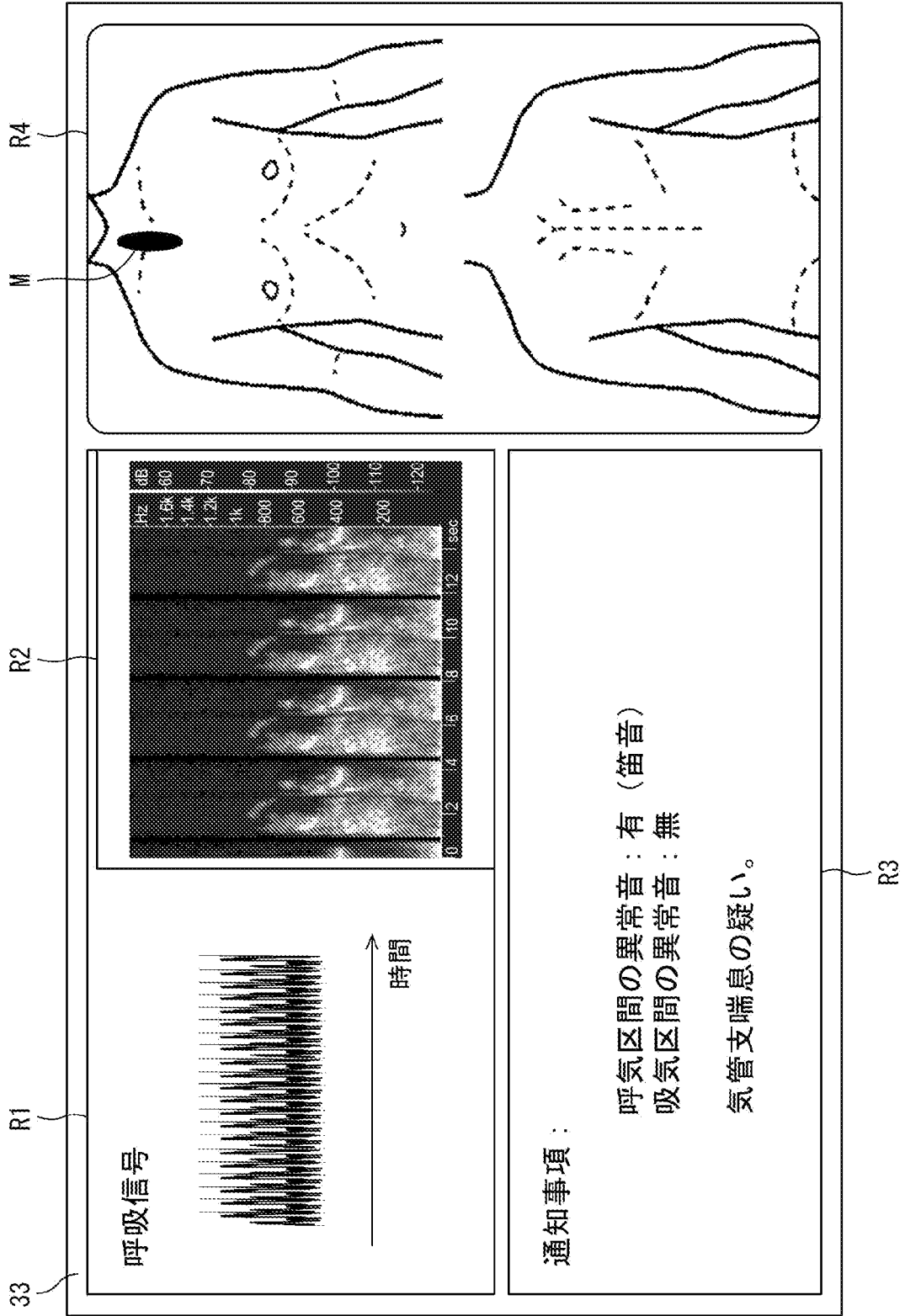
[図12]

図 12



[図13]

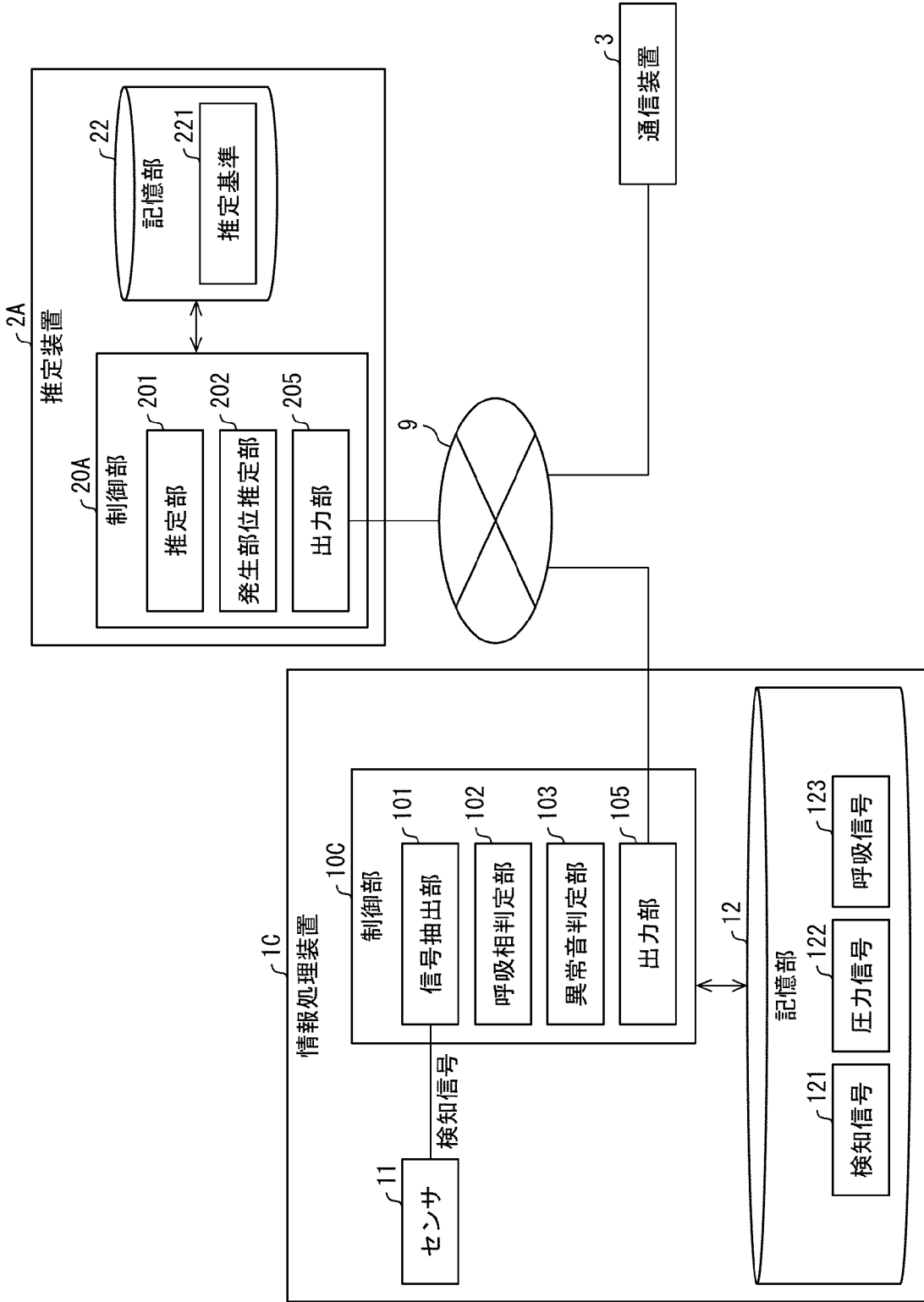
図 13



[図14]

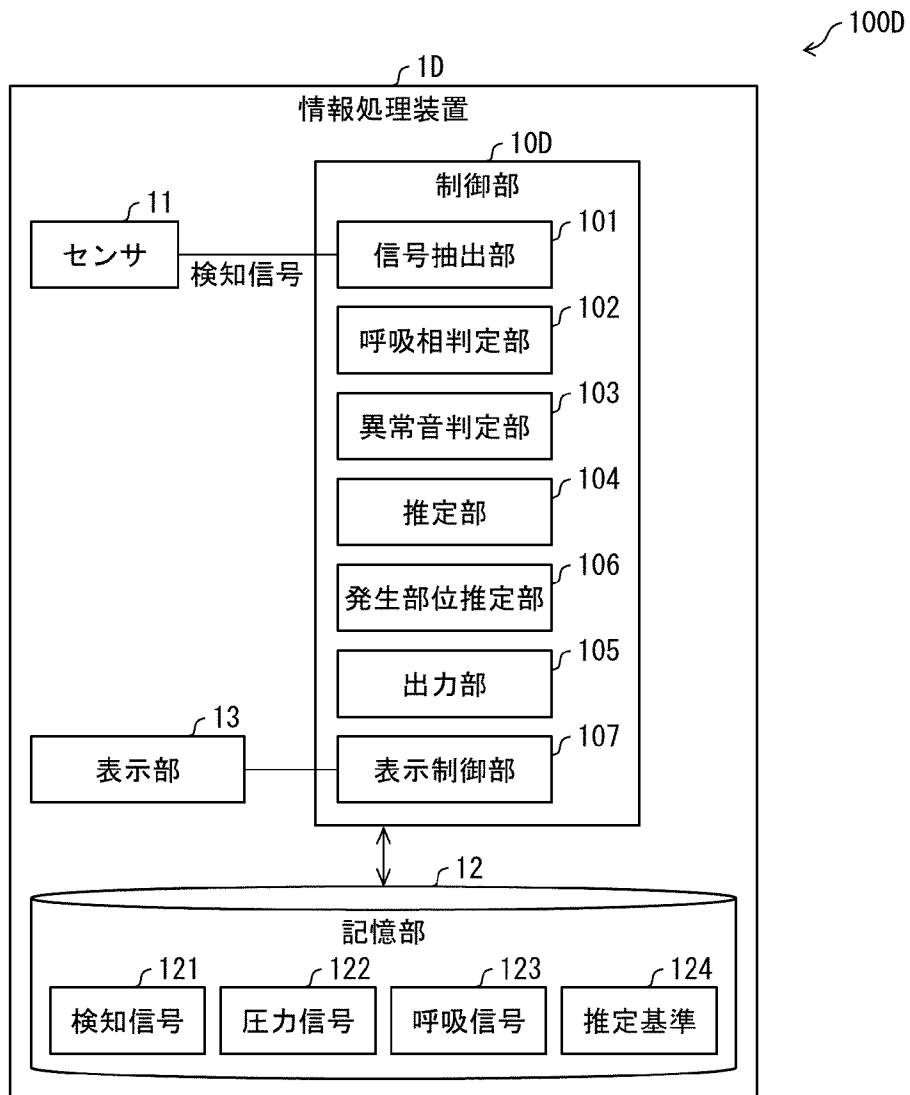
100C

図 14



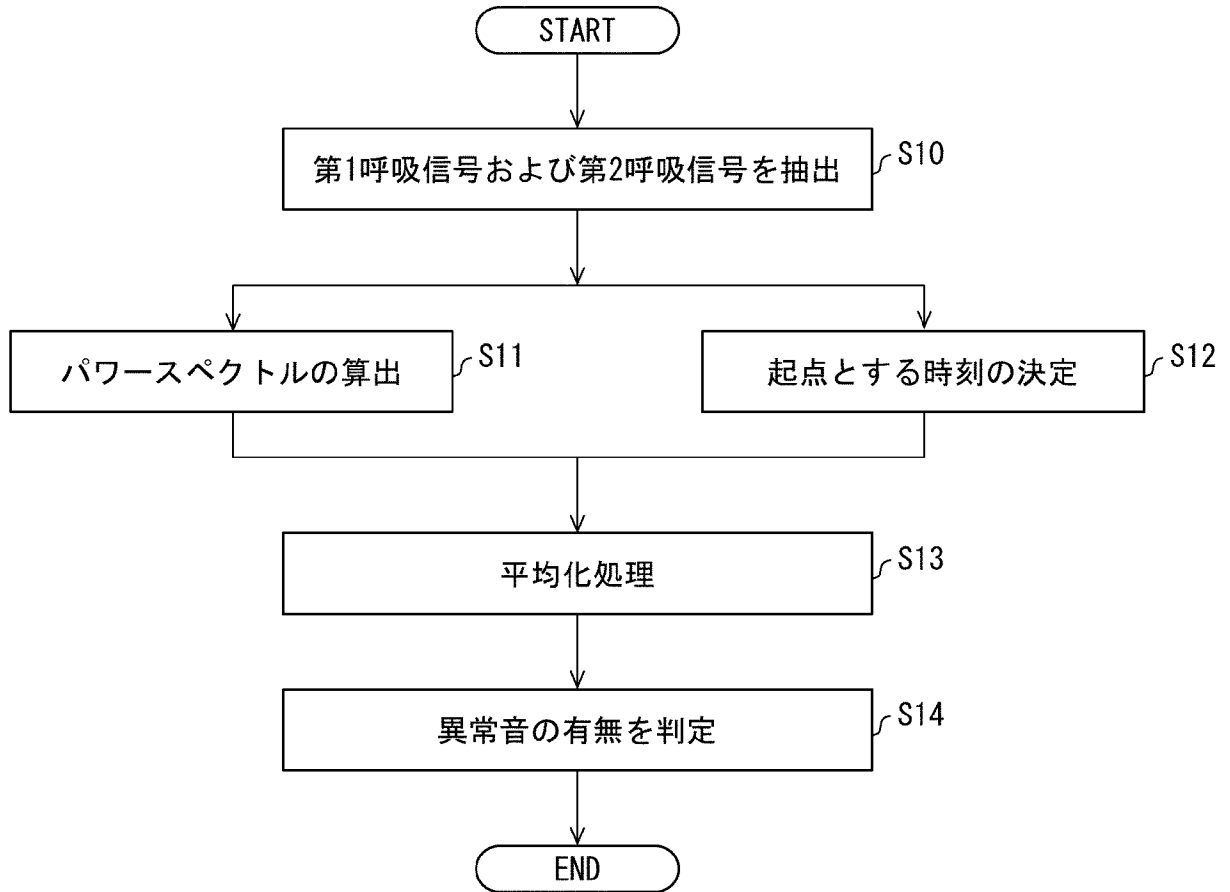
[図15]

図 15



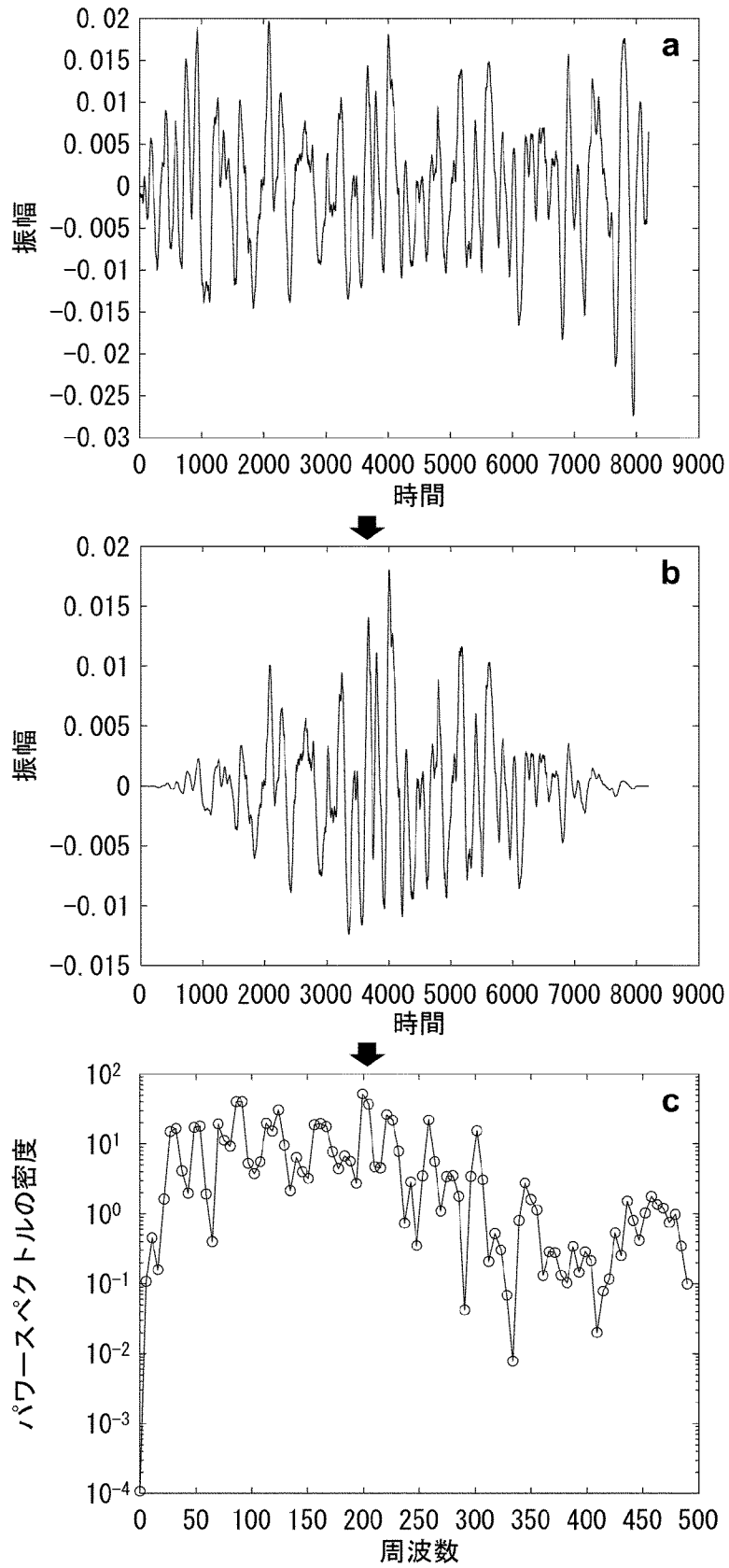
[図16]

図 16



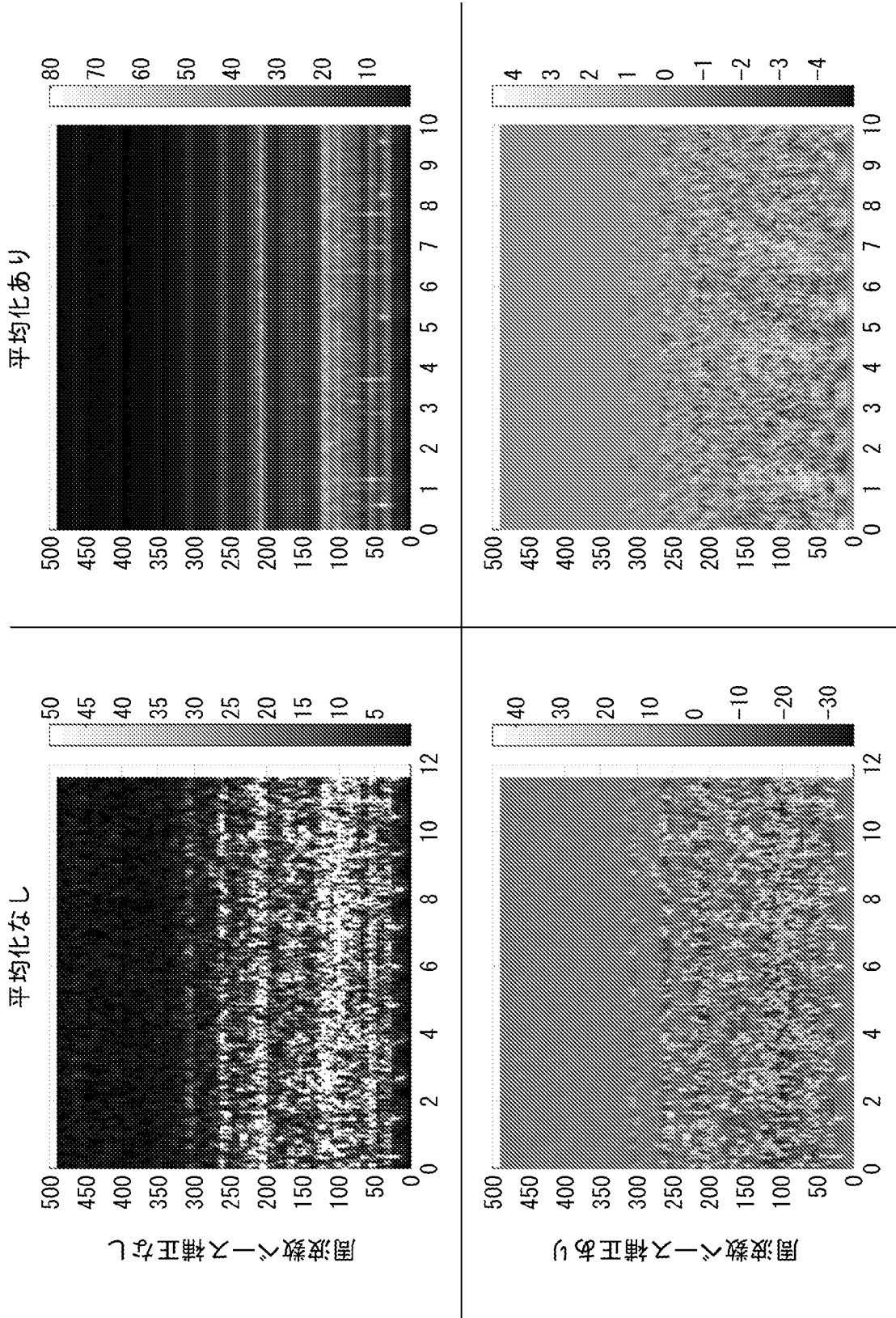
[図17]

図 17



[図18]

図 18



[図19]

図 19

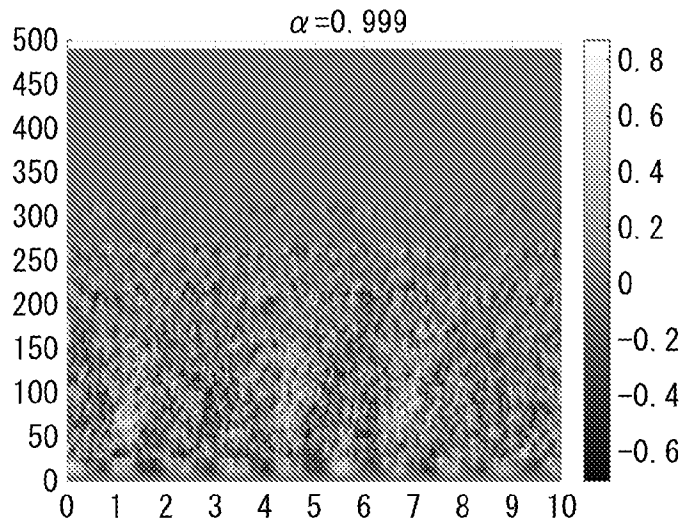
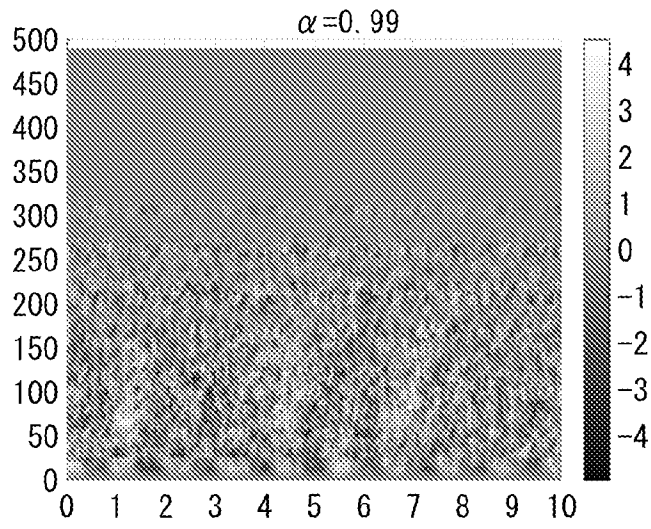
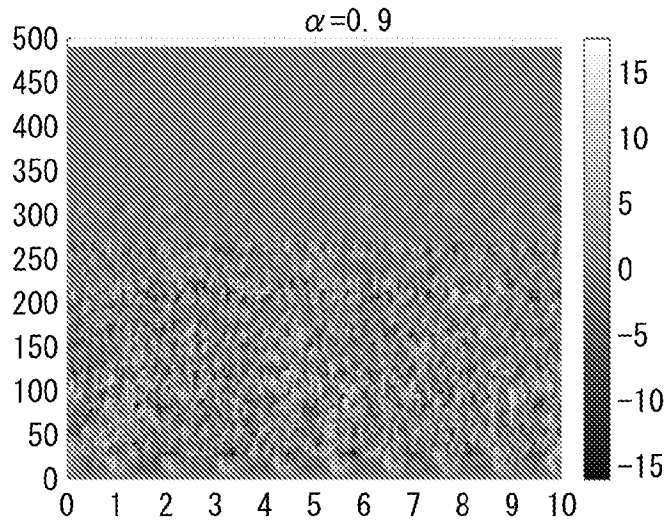


図 20

図 20

時刻 $t_n(n=1,2,\dots)$ でパルス $f(t-t_n)$ が観測されるとする。

ここで、

$$f(t) = 1/(2\pi) \int_{-\infty}^{\infty} F(w)e^{jw t} dw$$

とフーリエ成分 $F(w)$ であらわされるものとする。

観測される波形は

$$g(t) = \sum_n f(t-t_n)$$

となり、フーリエ成分はフーリエ変換の時間を T として

$$\begin{aligned} G(w) &= \int_0^T g(t)e^{-jw t} dt = \sum_n \int_0^T f(t-t_n)e^{-jw t} dt = \sum_n e^{jw t_n} \int_{-t_n}^{T-t_n} f(t-t_n)e^{-jw(t-t_n)} d(t-t_n) \\ &= \sum_n e^{jw t_n} \int_0^T f(t)e^{-jw t} dt \quad (\because f(t)=0 \text{ } t < 0 \text{ であり、ほとんどが } t \geq T-t_n \text{ で } 0) \\ &= F(w) \sum_n \exp(jw t_n) \end{aligned}$$

式 1

となる。

フーリエ区間内でのエネルギーは

$$\begin{aligned} \text{Energy} &= \int_0^T g(t)^2 dt = (1/(2\pi)^2) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(w)G(w') \int_0^T e^{j(w+w')t} dt dw dw' \\ &= (1/(2\pi)^2) \int_{-\infty}^{\infty} dw dw' G(w)G(w') e^{j(w+w')T/2} (T/2) (\sin((w+w')T/2)/((w+w')T/2)) \\ &= (1/(2\pi)^2) \int_{-\infty}^{\infty} dw dw' G(w)G(w') e^{j(w+w')T/2} 2\pi \delta(w+w') \quad (\because a \sin(ax)/(ax) \rightarrow \pi \delta(x)) \\ &= 1/(2\pi) \int_{-\infty}^{\infty} G(w)G(-w) dw = 1/(2\pi) \int_{-\infty}^{\infty} |G(w)|^2 dw \quad (\because g(t) \text{ は実数}) \end{aligned}$$

式 2

ここで、単位角周波数あたりのエネルギーとして以下の量を定義する。

$$E(w) = |G(w)|^2 / (2\pi)$$

式 3

[図21]

[図 21]

式3に式1を代入して

$$E(w) = 1/(2\pi) |F(w) \sum_n \exp(jwt_n)|^2 = 1/(2\pi) |F(w)|^2 \sum_{nm} e^{jw(tn-tm)}$$

式4

$$E(w)^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w) \sum_n \exp(jwt_n)|^2 = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 \sum_{nmn'm'} e^{jw(tn+tn'-tm'-tm')}$$

式5

次にこれらの量の平均値 $\langle E(w) \rangle$ 、 $\langle E(w)^2 \rangle$ を計算する。(平均値は $\langle \rangle$ で囲む)

$$\langle E(w) \rangle = 1/(2\pi) |F(w)|^2 \langle \sum_{nm} e^{jw(tn-tm)} \rangle$$

$$= 1/(2\pi) |F(w)|^2 (\langle \sum_{n=m} e^{jw(tn-tm)} \rangle + \langle \sum_{n \neq m} e^{jw(tn-tm)} \rangle)$$

式6

$$= 1/(2\pi) |F(w)|^2 (\langle \sum_{n=m} 1 \rangle + \langle \sum_{n \neq m} e^{jwtn} \rangle \langle \sum_{m'} e^{jw'tm'} \rangle)$$

($\because n \neq m$ なので t_n と $t_{m'}$ は独立。よって平均の積になる。)

$$\langle \sum_m e^{jw'tm} \rangle = \sum_m \int_0^T e^{jw'tm} dt = 1/(jw) e^{jwT/2} (e^{jwT/2} - e^{-jwT/2}) = 2 e^{jwT/2} \sin(wT/2)$$

w は区間 T でのフーリエ成分であるから $w=2\pi/T \times$ 整数とあらわされるので、 $\sin(wT/2) = \sin(\pi \times \text{整数}) = 0$ よって、 $\langle \sum_m e^{jw'tm} \rangle = 0$ となる。(*)

また、 $\langle \sum_{n=m} 1 \rangle$ はフーリエ区間中の平均パルス数であり、これを N_{pulse} とする。

よって、

$$\langle E(w) \rangle = 1/(2\pi) |F(w)|^2 N_{\text{pulse}}$$

次に $\langle E(w)^2 \rangle$ を計算する。式5より

$$\langle E(w)^2 \rangle = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 \langle \sum_{nmn'm'} e^{jw(tn+tn'+tm'-tm')} \rangle$$

$$\langle \sum_{nmn'm'} e^{jw(tn+tn'+tm'-tm')} \rangle = \langle \sum_{n=m=n'=m'} e^{jw(tn+tn'+tm'-tm')} \rangle + \langle \sum_{\substack{n=m \neq n'=m' \\ n \neq m' \neq n'=m}} e^{jw(tn+tn'+tm'-tm')} \rangle + \langle \text{上記以外の和} \rangle$$

第1項

$$= \langle \sum_{n=m=n'=m'} e^{jw(tn+tn'+tm'-tm')} \rangle = \langle \sum_n 1 \rangle = N_{\text{pulse}}$$

第2項 + 第3項

$$= \langle \sum_{\substack{n=m \neq n'=m' \\ n \neq m' \neq n'=m}} 1 \rangle + \langle \sum_{\substack{n=m \neq n'=m' \\ n \neq m' \neq n'=m}} 1 \rangle = 2 \langle \sum_{n=m} 1 \rangle = 2N_{\text{pulse}}$$

\langle 上記以外の和 \rangle にはほかの3変数のいずれとも異なる番号の時刻が因数として存在し、それは独立であるので、因数 $\langle \sum_m e^{jw'tm} \rangle$ がかかると、(*)よりこの量は0なので、 \langle 上記以外の和 \rangle の各項は0になり

\langle 上記以外の和 $\rangle = 0$ である。

よって、

$$\langle E(w)^2 \rangle = 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (N_{\text{pulse}} + 2N_{\text{pulse}})$$

式8

[図22]

図 22

つぎにより、エネルギーより一般的なパワー平均<pow(w)>とその分散を計算する。V(pow(w))=<pow(w)²>-<pow(w)>²
 式7のエネルギーは時間Tでの平均エネルギーなので、平均パワーはn_{pulse}を単位時間当たりの平均パルス数として
 <pow(w)>
 =<E(w)>/T=1/(2π)|F(w)|²N_{pulse}/T
 =1/(2π)|F(w)|²n_{pulse}

$$\begin{aligned} <pow(w)^2> &= <E(w)^2>/T^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (N_{pulse} + 2N_{pulse}^2) / T^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (n_{pulse} / T + 2n_{pulse}^2) \end{aligned}$$

したがって分散は

$$\begin{aligned} V(pow(w)) &= <pow(w)^2> - <pow(w)>^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (N_{pulse} + N_{pulse}^2) / T^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 (n_{pulse} / T + n_{pulse}^2) \end{aligned}$$

また、分散とは異なるが類似の量U(pow(w))を次のように定義する。

$$\begin{aligned} V(pow(w)) &= <pow(w)^2> - 2<pow(w)>^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 N_{pulse} / T^2 \\ &= 1/(2\pi)^2 |F(w)|^4 n_{pulse} / T \end{aligned}$$

次に平均化による情報の劣化を検討する。

$$f(t) = A \delta(t) \quad (A > 0)$$

とすると、

$$F(w) = \int_{-0}^T A \delta(t) e^{-j\omega t} dt = A$$

なので、

$$\begin{aligned} <pow(w)>^2 &= 1/(2\pi)^2 A^4 N_{pulse}^2 / T^2 \\ V(pow(w)) &= 1/(2\pi)^2 A^4 (N_{pulse} + N_{pulse}^2) / T^2 \\ U(pow(w)) &= 1/(2\pi)^2 A^4 N_{pulse} \end{aligned}$$

となる。式13を<pow(w)>でなく、<pow(w)>²としているのは式14、式15と比較が容易になるためである。

式9
式9'

式10
式10'

式11
式11'

式12
式12'

式13
式14
式15

[図23]

図 23

	case1	case2
T[sec]	0.100	0.100
A[√J]	1	0.1
n _{pulse} [pulse/sec]	1	100
N _{pulse} [pulse]	0.1	10
$\langle \text{pow}(w) \rangle >^2$ [W ² /Hz ²]	0.025	0.025
V(pow(w)) [W ² /Hz ²]	0.279	0.028
U(pow(w)) [W ² /Hz ²]	0.253	0.003

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/034228

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/08(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i FI: A61B5/08; A61B5/00 G		
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) A61B5/06 - 5/22; A61B5/00 - 5/01		
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 1971-2023 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023		
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	WO 2021/112131 A1 (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.) 10 June 2021 (2021-06-10) paragraphs [0039]-[0090], fig. 1-18	1-20
A	paragraphs [0039]-[0090], fig. 1-18	21-25
Y	WO 2018/124173 A1 (AMI INC.) 05 July 2018 (2018-07-05) paragraphs [0048], [0049], fig. 5, 7	1-20
A	paragraphs [0048], [0049], fig. 5, 7	21-25
Y	JP 2021-159311 A (TS TECH CO., LTD.) 11 October 2021 (2021-10-11) paragraphs [0043], [0044]	1-20
A	paragraphs [0043], [0044]	21-25
A	JP 2015-42293 A (TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC.) 05 March 2015 (2015-03-05) paragraphs [0045]-[0054]	21-25
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 15 November 2023		Date of mailing of the international search report 28 November 2023
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/034228

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO	2021/112131	A1	10 June 2021	US 2023/0000394 A1 paragraphs [0057]-[0109], fig. 1-18 EP 4070724 A1	
WO	2018/124173	A1	05 July 2018	US 2019/0313943 A1 paragraphs [0053]-[0054], fig. 5, 7	
JP	2021-159311	A	11 October 2021	(Family: none)	
JP	2015-42293	A	05 March 2015	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/08(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i FI: A61B5/08; A61B5/00 G		
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）） A61B5/06 - 5/22; A61B5/00 - 5/01 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 - 2023年 日本国実用新案登録公報 1996 - 2023年 日本国登録実用新案公報 1994 - 2023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	WO 2021/112131 A1（積水化学工業株式会社）10.06.2021（2021 - 06 - 10） [0039]-[0090]、図1-18	1-20
A	[0039]-[0090]、図1-18	21-25
Y	WO 2018/124173 A1（AMI株式会社）05.07.2018（2018 - 07 - 05） [0048]-[0049]、図5,7	1-20
A	[0048]-[0049]、図5,7	21-25
Y	JP 2021-159311 A（テイ・エス テック株式会社）11.10.2021（2021 - 10 - 11） [0043]-[0044]	1-20
A	[0043]-[0044]	21-25
A	JP 2015-42293 A（株式会社豊田中央研究所）05.03.2015（2015 - 03 - 05） [0045]-[0054]	21-25
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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 15.11.2023	国際調査報告の発送日 28.11.2023	
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） 富永 昌彦 2Q 4461 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/JP2023/034228

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2021/112131 A1	10.06.2021	US 2023/0000394 A1 [0057]-[0109], Figs.1-18 EP 4070724 A1	
WO 2018/124173 A1	05.07.2018	US 2019/0313943 A1 [0053]-[0054], Figs.5,7	
JP 2021-159311 A	11.10.2021	(ファミリーなし)	
JP 2015-42293 A	05.03.2015	(ファミリーなし)	