

(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
2012年2月2日(02.02.2012)



PCT



(10) 国際公開番号
WO 2012/014691 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/00 (2006.01) G06Q 50/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/066054
- (22) 国際出願日: 2011年7月14日(14.07.2011)
- (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 2010-167079 2010年7月26日(26.07.2010) JP
特願 2010-167078 2010年7月26日(26.07.2010) JP
特願 2010-167055 2010年7月26日(26.07.2010) JP
特願 2010-167054 2010年7月26日(26.07.2010) JP
特願 2011-144822 2011年6月29日(29.06.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について):
シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA)
[JP/JP]; 〒5458522 大阪府大阪市阿倍野区長池町
2番22号 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山本 義朗
(YAMAMOTO, Yoshiro). 松岡 憲弘(MATSUOKA,
Norihiko). 東 慎一郎(AZUMA, Shinichiro). 川田
倫久(KAWATA, Tomohisa).

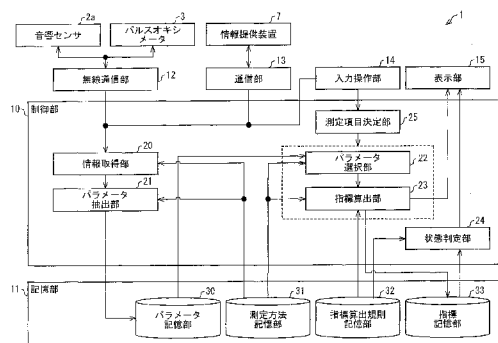
- (74) 代理人: 特許業務法人原謙三国際特許事務所
(HARAKENZO WORLD PATENT & TRADE-
MARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋2
丁目北2番6号 大和南森町ビル Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL,
PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア
(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: BIOMEASUREMENT DEVICE, BIOMEASUREMENT METHOD, CONTROL PROGRAM FOR A BIOMEASUREMENT DEVICE, AND RECORDING MEDIUM WITH SAID CONTROL PROGRAM RECORDED THEREON

(54) 発明の名称: 生体測定装置、生体測定方法、生体測定装置の制御プログラム、および、該制御プログラムを記録した記録媒体

[図1]



- 2a Sound sensor
3 Pulse oximeter
7 Information provision device
10 Control unit
11 Memory unit
12 Wireless communication unit
13 Communication unit
14 User-input unit
15 Display unit
20 Information acquisition unit
21 Parameter extraction unit
22 Parameter selection unit
23 Index computation unit
24 Condition determination unit
25 Measurement-item determination unit
30 Parameter memory unit
31 Measurement-method memory unit
32 Index-computation-rule memory unit
33 Index memory unit

(57) Abstract: Disclosed is an analysis device (1) characterized by the provision of an index computation unit (23) and a measurement-method memory unit (31). The index computation unit (23) uses one or more parameters, including a biological parameter obtained on the basis of biosignal information, to derive measurement-result information indicating the condition of an organism. The measurement-method memory unit (31) stores the following in association with each other: measurement items that the analysis device in question is capable of measuring; and parameter-specification information that specifies parameters used in measurement. The analysis device is further characterized in that the index computation unit (23) uses the parameter(s) specified in the parameter-specification information for a measurement item in order to derive measurement-result information for said measurement item.

(57) 要約: 本発明の解析装置(1)は、生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータを含む1以上のパラメータを用いて、生体の状態を示す測定結果情報を導出する指標算出部(23)と、自装置が測定可能な測定項目と、測定に用いるパラメータを指定するパラメータ指定情報とを対応付けて記憶する測定方法記憶部(31)とを備え、指標算出部(23)は、測定項目のパラメータ指定情報によって指定されたパラメータを用いて、該測定項目の測定結果情報を導出することを特徴としている。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

生体測定装置、生体測定方法、生体測定装置の制御プログラム、および、
該制御プログラムを記録した記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、生体の状態を測定する生体測定装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、センサを用いて生体をセンシングし、センサから得られた信号情報に基づいて、生体の状態を測定する技術が広く使われている。

[0003] 例えば、特許文献1には、ユーザの身体にセンサ（センサ装着用ヘッド）を装着し、該センサから得られる信号情報に基づいて、本体がユーザの複数のパラメータ（生体情報）を計測するという生体情報計測装置が開示されている。この生体情報計測装置は、装着されたセンサの装着部位を検出し、検出した装着部位にて計測可能なパラメータを選択したり、装着部位に応じて、センサから出力される信号情報の信号の増幅度を調節したりする。これにより、センサの装着部位や用途を限定することなく利用範囲の広い生体情報計測装置を実現している。

[0004] また、特許文献2には、複数のワイヤレス生体情報センサモジュールを用いて、時間と場所を選ばずに継続的なパラメータ（生体情報）を検知・収集するワイヤレス生体情報検知システムが開示されている。このワイヤレス生体情報検知システムでは、収集したパラメータを、他のセンサモジュールからのパラメータと比較することにより、身体の異常の有無を評価・判定している。

[0005] また、具体的には、例えば、咳症状の診断は、従来、患者の自己申告に基づいて診断され、客観的な評価がなされていなかった。

[0006] そこで、特許文献3に開示されているように、マイクロフォンを使って被験者の喉部からの音を検出し、検出した音に含まれる周波数帯域を解析する

ことにより咳を精度高く評価する検出装置が提案されている。

[0007] また、特許文献4には、被験者の音声をマイクロフォンで検出するとともに、被験者の体動を加速度計で検出し、上記音声と体動とに基づいて咳を検出する咳検出装置が開示されている。

[0008] あるいは、具体的には、例えば、睡眠時無呼吸症候群の簡易検査方法として、パルスオキシメトリー法やフローセンサ法が知られている。パルスオキシメトリー法は、血中酸素飽和度（ $S p O_2$ ）または脈拍を測定し、無呼吸の有無を調べる方法である。このような方法の一例が特許文献5および6に開示されている。

[0009] また、特許文献7に開示されているように、血中酸素飽和度と同時に呼吸音、いびき音、体動または体位を測定し、測定精度を高めることも行われている。また、口または鼻の気流を測定するフローセンサによる簡易検査方法も存在している。

[0010] また、特許文献5に記載の発明では、無呼吸の指標の変化と、それ以外の関連する生理学的指標（運動量、肥満情報、血圧など）の変化とを併せて表示することにより、無呼吸症候群の症状を改善するための療法を被験者が行う動機付けを行っている。

先行技術文献

特許文献

[0011] 特許文献1：日本国公開特許公報「特開2003-102692号公報（2003年4月8日公開）」

特許文献2：日本国公開特許公報「特開2005-160983号公報（2005年6月23日公開）」

特許文献3：日本国公開特許公報「特開2009-233103号公報（2009年10月15日公開）」

特許文献4：日本国公開特許公報「国際公開第2007/040022号パンフレット（2007年4月12日公開）」

特許文献5：日本国公開特許公報「特開2008-5964号公報（2008

年 1 月 1 7 日公開)」

特許文献6：日本国公開特許公報「特開 2 0 0 8 － 1 1 0 1 0 8 号公報（2 0 0 8 年 5 月 1 5 日公開）」

特許文献7：日本国公開特許公報「特開 2 0 0 9 － 2 4 0 6 1 0 号公報（2 0 0 9 年 1 0 月 2 2 日公開）」

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0012] しかしながら、従来の構成（特に、特許文献 1 および 2 など）では、装着部位に応じて測定不能だったパラメータを使わなかったり、得られた信号情報を装着部位に応じて補正したりするのみである。そのため、得られたパラメータの解析・認識処理を行うときに、情報が欠けたまま処理が行われたりするので、測定項目（測定の目的）に沿わず、精度の低い測定結果が出力されるという問題を生じる。測定結果が正確でなければ、最終的な判定がうまくいかない、あるいは、判定精度が低くなるという問題を招来することにもなる。

[0013] 本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、測定目的に応じて、適した方法で生体の状態を測定し、より精度の高い測定結果を導出する生体測定装置、生体測定方法、生体測定装置の制御プログラム、および、該制御プログラムを記録した記録媒体を実現することにある。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明の生体測定装置は、上記課題を解決するために、生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置であって、上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータを少なくとも含む 1 以上のパラメータを用いて、生体の状態を示す測定結果情報を導出する測定結果導出手段と、自装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いるパラメータを指定するパラメータ指定情報とを対応付けて記憶する測定方法記憶部とを備え、上記測定結果導出手段は、測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを用いて、該測定項目の測定結果

情報を導出することを特徴としている。

[0015] 上記構成によれば、生体測定装置は、測定方法記憶部に、測定項目と、パラメータ指定情報とを対応付けて記憶している。測定項目とは、自装置が実施できる測定の目的（生体のどのような状態を測定するのか）を示す、いわば、測定の種類である。パラメータ指定情報とは、当該測定項目に係る測定を実施する際に、上記測定結果導出手段が測定結果情報を導出するために用いるパラメータを指定する情報である。

[0016] そして、上記測定結果導出手段は、ある測定項目に係る測定を実施しようとするとき、その測定項目に対応付けられたパラメータ指定情報が指定するパラメータを用いて、生体の状態を示す測定結果情報を導出する。

[0017] 上記測定結果導出手段は、測定結果情報を導出するために、上記パラメータを1つ用いてもよいし、複数用いてもよいが、用いるパラメータの中には、生体から取得された生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータが少なくとも含まれている。

[0018] これにより、上記測定結果導出手段は、測定項目に対応付けられたパラメータを用いて測定結果情報を導出する。しかもそのパラメータには、生体の生体パラメータが必ず含まれている。したがって、測定の目的に応じて、目的に適ったパラメータを用いて生体の状態を測定するので、より精度の高い測定結果を導出することが可能となる。

[0019] 本発明の生体測定方法は、上記課題を解決するために、生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置における生体測定方法であって、上記生体測定装置には、該生体測定装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いる1以上のパラメータを指定するパラメータ指定情報とが対応付けて記憶されており、該パラメータ指定情報には、上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータが少なくとも1つ指定されており、測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを特定するステップと、上記特定するステップにて特定されたパラメータを用いて、上記測定項目に係る生体の状態を示す測定結果情報を

導出するステップとを含むことを特徴としている。

[0020] なお、上記生体測定装置は、コンピュータによって実現してもよく、この場合には、コンピュータを上記各手段として動作させることにより上記生体測定装置をコンピュータにて実現させる生体測定装置の制御プログラム、およびそれを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も、本発明の範疇に入る。

発明の効果

[0021] 本発明の生体測定装置は、上記課題を解決するために、生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置であって、上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータを少なくとも含む1以上のパラメータを用いて、生体の状態を示す測定結果情報を導出する測定結果導出手段と、自装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いるパラメータを指定するパラメータ指定情報とを対応付けて記憶する測定方法記憶部とを備え、上記測定結果導出手段は、測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを用いて、該測定項目の測定結果情報を導出することを特徴としている。

[0022] 本発明の生体測定方法は、上記課題を解決するために、生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置における生体測定方法であって、上記生体測定装置には、該生体測定装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いる1以上のパラメータを指定するパラメータ指定情報とが対応付けて記憶されており、該パラメータ指定情報には、上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータが少なくとも1つ指定されており、測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを特定するステップと、上記特定するステップにて特定されたパラメータを用いて、上記測定項目に係る生体の状態を示す測定結果情報を導出するステップとを含むことを特徴としている。

[0023] したがって、測定目的に応じて、適した方法で生体の状態を測定し、より精度の高い測定結果を導出することが可能になるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明の実施形態における解析装置（生体測定装置）の要部構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の実施形態における生体測定システムの構成を示す概略図である。

[図3A]解析装置の測定方法記憶部に記憶される情報のデータの構造を示す図である。

[図3B]解析装置の測定方法記憶部に記憶される情報のデータの構造を示す図である。

[図4]解析装置が、生体測定処理の開始の指示を受けてから、当該処理の測定結果を出力するまでの、該解析装置における主要部材間のデータの流れを説明する図である。

[図5]（a）～（d）は、無呼吸度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、無呼吸度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図6]（a）～（d）は、睡眠深度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、睡眠深度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図7]（a）～（d）は、喘息重症度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、喘息重症度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図8]（a）～（d）は、心臓活動度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、心臓活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図9]（a）～（d）は、消化器活動度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、消化器活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図10]（a）～（d）は、循環器活動度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、循環器活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図11]（a）～（d）は、咳重症度算出規則の具体例を示す図であり、（e）は、咳重症度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[図12]測定項目「1：無呼吸度測定」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図13]測定項目「2：睡眠状態測定」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図14]測定項目「3：喘息測定」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図15]測定項目「4：心臓モニタリング」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図16]測定項目「5：消化器モニタリング」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図17]測定項目「6：循環器モニタリング」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図18]測定項目「7：咳モニタリング」について、解析装置が生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示す図である。

[図19]解析装置が実行する生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図20]被験者の状態の長期的な傾向を測定結果として表示した例を示す図である。

[図21]本発明の他の実施形態における解析装置（生体測定装置）の要部構成を示すブロック図である。

[図22]解析装置のパラメータ属性記憶部に記憶される情報のデータ構造を示す図である。

[図23]解析装置が生体測定処理を実行することによって得られた測定結果を、表示部に表示するときの表示画面の一例を示す図である。

[図24]ユーザが算出式を設計するための設計画面の一例を示す図である。

[図25]本発明のさらに他の実施形態における解析装置（生体測定装置）の測定方法記憶部に記憶される情報のデータ構造を示す図である。

[図26]本発明の実施形態における解析装置の要部構成を示すブロック図である。

[図27]本発明の実施形態における生体測定システムの構成を示す概略図であ

る。

[図28]音響センサの要部構成を示すブロック図である。

[図29]音響センサ（もしくは、音響センサーまたは音センサ）の構成を示す断面図である。

[図30]表示部に表示される属性情報の入力画面の一例を示す図である。

[図31]測定方法記憶部に記憶される、属性情報とアルゴリズムとの対応関係を示す対応テーブルの具体例を示す図である。

[図32]測定方法記憶部に記憶される、各情報処理のアルゴリズムの具体例を示す図である。

[図33]表示部に表示される測定結果情報の出力画面の一例を示す図である。

[図34]本発明の一実施形態における解析装置の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図35]（a）および（b）は、正常心音であるが装着状態が悪い場合の、音響センサから採取された音データの波形を示す図である。

[図36]（a）および（b）は、図35の（a）および（b）に示す音データを高速フーリエ変換（FFT）処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。

[図37]（a）および（b）は、正常心音で装着状態が良好な（改善された）場合の、音響センサから採取された音データの波形、または、音源記憶部232に記憶される正常心音の標本となる音データの波形を示す図である。

[図38]（a）および（b）は、図37の（a）および（b）に示す音データをFFT処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。

[図39]（a）および（b）は、異常心音である場合の、音響センサから採取された音データの波形を示す図である。

[図40]（a）および（b）は、図39の（a）および（b）に示す音データをFFT処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。

[図41]本発明の他の実施形態における解析装置の要部構成を示すブロック図である。

[図42]装着位置情報記憶部に記憶される、「測定部位（および測定項目）」と「装着位置」との対応関係を示す対応テーブルの具体例を示す図である。

[図43]本発明の他の実施形態における表示部に表示される装着位置の入力画面の一例を示す図である。

[図44]本発明の他の実施形態における表示部に表示される装着位置の入力画面の一例を示す図である。

[図45]本発明の他の実施形態における解析装置の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図46]本発明のさらに他の実施形態における解析装置の要部構成を示すブロック図である。

[図47]本発明のさらに他の実施形態における解析装置において、音源記憶部に記憶されている音源データベースのデータ構造を示す図である。

[図48]本発明のさらに他の実施形態における解析装置の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図49]本発明の実施形態に係る生体測定システムにおいて、複数個の音響センサを用いた場合の装着例を示す図である。

[図50]本発明の他の実施形態における音響センサの要部構成を示すブロック図である。

[図51]本発明の他の実施形態における解析装置の属性情報記憶部に記憶される、複数の音響センサについての属性情報の具体例を示す図である。

[図52]本発明の実施形態に係る生体測定システムにおいて、複数個の音響センサを用いた場合の他の装着例を示す図である。

[図53]本発明のさらに他の実施形態における解析装置の装着位置推定部が収集したキャリア強度の情報の具体例を示す図である。

[図54]本発明のさらに他の実施形態における解析装置の属性情報記憶部に記憶される、装着位置推定部によって推定されたおおまかな装着位置を含む属

性情情報の具体例を示す図である。

[図55]本発明の一実施形態に係る症状検出装置の構成を示す概略図である。

[図56]上記症状検出装置における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図57]本発明の一実施例における実験結果を示す図である。

[図58]本発明の別の実施例における実験結果を示す図である。

[図59]図58に示す実験結果をグラフとして示した図である。

[図60]本発明の一実施形態に係る計測装置の構成を示す概略図である。

[図61](a)は最大値設定方法を説明するための図であり、(b)は最大振幅値に近づくにつれて変化する判定音の一例を示す図である。

[図62]上記計測装置における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図63]本発明の別の実施形態に係る計測装置の構成を示す概略図である。

[図64]上記計測装置における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 《実施形態1》

《実施形態1-1》

本発明の実施形態について、図面に基づいて説明すると以下の通りである。

[0026] 本発明の生体測定装置は、生体の状態をセンシングするセンサなどから生体信号情報を取得し、そこから得られるパラメータを用いて生体の様々な状態、症状を測定するものである。本実施形態では、生体測定装置の被検体となる生体の一例として、人間（以下、被験者と称する）の状態を、生体センサを用いてセンシングし、被験者の状態、症状を測定する。しかし、本発明の生体測定装置は、これに限定されず、人間以外の動物（例えば犬など）を被検体（生体）として扱い、動物の生体信号情報を取得して、動物の状態を測定することも可能である。

[0027] 本実施形態では、一例として、本発明の生体測定装置を、上記生体信号情報を取得する各種のセンサとは別体で設けられた、情報処理装置（パソコンなど）にて実現する場合について説明する。よって、本実施形態では、センサが取得した生体信号情報は、無線または有線の適宜の通信手段を介して生体測定装置に供給される。しかし、本発明の生体測定装置は、上記の構成に限定されず、上記センサ自体に内蔵して実現してもよい。

[0028] 〔生体測定システム〕

図2は、本発明の実施形態における生体測定システム100の構成を示す概略図である。本発明の生体測定システム100は、少なくとも、1以上の生体センサ（2～6および8）と、解析装置（生体測定装置）1とを含む構成となっている。さらに、図2に示すとおり、生体測定システム100は、被験者の測定に関わる各種の情報を提供する情報提供装置7が含まれていてもよい。

[0029] 生体センサは、被験者の状態をセンシングして、検出した生体信号情報を解析装置1に供給するものである。生体センサは、少なくとも一つあればよいが、図2に示すように、複数設けられていてもかまわない。図2に示す例では、生体センサとしては、被験者が発する音を検出する音響センサ2（音響センサ2a、2b）と、被験者の経皮的動脈血酸素飽和度（ SpO_2 ）を測定するパルスオキシメータ3と、被験者の脈波を検出する脈波センサ4と、被験者の体温を測定する体温計5と、被験者の体の動き（体動）を検出する加速度センサ6とが設けられている。さらに、被験者の心臓の電気的な活動を検出する心電計8が生体センサとして設けられていてもよい。各種センサは、自装置にて検出した生体信号情報（音、 SpO_2 、脈波、体温、加速度、心電図など）を解析装置1に対して送信する。

[0030] 例えば、音響センサ2a、2bは、被験者の体に装着され、当該被験者が発する音を検出する密着型のマイクロフォンである。音響センサ2の表面には粘着剤層が設けられており、この粘着剤層によって音響センサ2が被験者の体表面に装着される。音響センサ2の装着位置は、目的の音が効果的に拾

える箇所であればよく、例えば、被験者の呼吸音、咳音などを検出する音響センサ 2 a は気道付近に装着され、被験者の心音、心拍数などを検出する音響センサ 2 b は胸部左（被験者から見て）に装着される。

[0031] 音響センサ 2 a は、検出した呼吸音の音データを生体信号情報として解析装置 1 に送信する。音響センサ 2 b は、検出した心音の音データを生体信号情報として解析装置 1 に送信する。

[0032] パルスオキシメータ 3 は、赤色光、赤外光をそれぞれ出射する L E D を備え、これらの L E D からの出射光が被験者の指先を透過した結果生じる透過光の光量に基づいて、動脈血中酸素飽和度を計測する。さらに、脈拍数を計測してもよい。パルスオキシメータ 3 は、計測した $S p O_2$ と計測時間とを対応付けた測定データを生体信号情報として解析装置 1 に送信する。

[0033] 心電計 8 は、心臓の電氣的な活動を検出するものである。本実施形態では、他の生体センサと同様に、心電計 8 は、被験者の安静時の状態（心電図）を短時間計測するのではなく、日常生活の被験者の状態を連続的に計測する目的で使用される。したがって、心電計 8 としては、ホルター心電計を採用することが好ましい。ホルター心電計は、長時間（1 日 24 時間、もしくはそれ以上）に亘って、連続的に被験者の日常生活中心電図を計測することが可能である。心電計 8 は、被験者の体に装着する電極と計測器本体とから構成される。計測器本体は、各電極を制御し、各電極から得られた電気信号を分析し、心電図を作成する。さらに、本実施形態では、計測器本体は、解析装置 1 と通信する機能を有しており、作成した心電図のデータを生体信号情報として解析装置 1 に送信する。なお、心電計 8 は、被験者の日常生活に支障をきたさないように、小型かつ軽量で携帯性に優れた形状を有していることが好ましい。解析装置 1 は、心電計 8 から供給された心電図を分析して、心拍数、QRS 幅、などの心臓の活動状態を表すパラメータを抽出することができる。

[0034] 解析装置 1 は、上記生体センサから取得した生体信号情報に基づいて、被験者の状態を測定するものである。解析装置 1 は、取得した生体信号情報か

ら1または複数の、被験者に係る様々な情報を抽出する。そして、これらを、パラメータとして利用して生体測定処理にかけることにより、測定結果を得ることができる。

[0035] 本発明の解析装置1は、被験者のどのような状態を測定したいのかという測定の目的、すなわち、測定項目に応じて、上記生体測定処理に利用するパラメータを取捨選択することができる。このため、測定の目的に適った精度よい判定を実現することができる。

[0036] さらに、解析装置1は、上記生体測定処理における測定結果の精度を向上させるために、生体センサ以外の装置（情報提供装置7など）から取得した外部取得情報、および、自装置に直接入力された手動入力情報からパラメータを抽出して利用することができる。

[0037] ここで、上記生体センサの生体信号情報から得られるパラメータを「生体パラメータ」、また、上記外部取得情報または上記手動入力情報から得られるパラメータを「外的パラメータ」と称し、これらの用語は、両者を性質上区別する必要がある場合に用いる。

[0038] 生体パラメータは、被験者の生理状態を反映したものである。生体パラメータの具体例としては、例えば、音響センサ2が検出した音データ（生体信号情報）から取得される「音量」、「周波数」などが想定される。さらに、波形がパターン化される場合に、波形のパターンを分析することにより、波形の「有無」、「長短」、「回数」などが、生体パラメータとして抽出されてもよい。また、心電計8が検出した心電図（生体信号情報）からは、これには限定されないが、例えば、「心拍数」、「PP間隔」、「RR間隔」、「PQ時間」、「QRS幅」、「P波高さ」、「P波幅」、「S波高さ」、「S波幅」、「T波高さ」、「T波幅」などが、生体パラメータとして抽出されてもよい。

[0039] 外的パラメータは、上記生体パラメータが被験者の生理状態を反映したものであるのに対し、被験者の体外の環境条件を反映したものである。外的パラメータの具体例としては、例えば、生体センサの仕様情報（バージョン情

報、こういった情報を検出できる機能を持つのか、など）、上記生体センサの設置位置情報（胸部、腹部、背中、気道付近など）、上記被験者に関する被験者（被検体）情報（被験者の年齢、性別、睡眠時間、直前の食事時間、運動量、過去の疾患履歴など）、および、上記被験者が置かれた測定環境（気温、気圧、湿度など）が挙げられるが、これに限定されるものではない。

[0040] 解析装置 1 は、上記生体パラメータに、上記外的パラメータを適切に組み合わせて測定結果を導出することにより、測定の目的に適ったさらに精度よい判定を実現することが可能となる。以下では、この解析装置 1 の構成についてさらに詳細に説明する。

[0041] 〔解析装置 1 の構成〕

図 1 は、本発明の実施形態における解析装置 1 の要部構成を示すブロック図である。

[0042] 図 1 に示すとおり、本実施形態における解析装置 1 は、制御部 10、記憶部 11、無線通信部 12、通信部 13、入力操作部 14 および表示部 15 を備える構成となっている。

[0043] 無線通信部 12 は、生体測定システム 100 における各種生体センサと無線通信するものである。無線通信手段としては、Bluetooth（登録商標）通信、Wi-Fi 通信などの近距離無線通信手段を採用し、各種生体センサと直接近距離無線通信を行うことが想定される。あるいは、構内 LAN を構築し、これを介して各種生体センサと無線通信を行ってもよい。

[0044] なお、解析装置 1 は、生体センサと有線による通信を行う場合には、無線通信部 12 を備えていなくてもよいが、各生体センサと解析装置 1 との通信を無線で実現することが好ましい。無線通信にすることで、生体センサの被験者への装着が平易になり、測定環境下における被験者の行動に対する制約が減り、被験者のストレスや負担を低減できるからである。

[0045] 通信部 13 は、広域通信網を介して外部の装置（情報提供装置 7 など）と通信を行うものである。例えば、通信部 13 は、インターネットなどを介して、情報提供装置 7 と情報の送受信を行う。特に、解析装置 1 は、生体測定

処理に利用する外的パラメータを抽出するための外部取得情報を、通信部 13 を介して情報提供装置 7 から受信する。ここで、通信部 13 が取得する外部取得情報としては、特定の日の天気、気温、気圧、湿度や、利用する各生体センサの仕様情報などが想定される。例えば、仕様情報を参照することにより、解析装置 1 は、どの測定項目に応じてどの生体センサからのパラメータを利用するべきかを判断したり、あるいは、複数の生体センサを同時に利用するときの相性の良し悪しや、禁忌を把握したりすることができる。

[0046] 入力操作部 14 は、ユーザ（被験者自身あるいは測定を行う操作者を含む）が解析装置 1 に指示信号を入力するためのものである。入力操作部 14 は、複数のボタン（十字キー、決定キー、文字入力キーなど）で構成されるキーボード、マウス、タッチパネル、タッチセンサ、タッチペン、もしくは、音声入力部と音声認識部などの適宜の入力装置で構成される。本実施形態では、ユーザは、入力操作部 14 を用いて、これから開始する測定の目的（測定項目）の測定を行うのに必要な情報（手動入力情報）を解析装置 1 に直接入力する。例えば、入力操作部 14 を介して、被験者の年齢、性別、平均睡眠時間、測定日当日の睡眠時間、直近の食事時間、食事内容、運動量などの各パラメータが解析装置 1 に入力される。

[0047] 表示部 15 は、解析装置 1 が実行した生体測定処理の測定結果を表示したり、ユーザが解析装置 1 を操作するための操作画面を G U I（Graphical User Interface）画面として表示したりするものである。例えば、ユーザが、上述の各パラメータを入力するための入力画面を表示したり、ユーザが、測定項目を指定して測定の開始を指示するための操作画面を表示したり、実行した生体測定処理の測定結果を表す結果表示画面を表示したりする。表示部 15 は、例えば、L C D（液晶ディスプレイ）などの表示装置で構成される。

[0048] 制御部 10 は、解析装置 1 が備える各部を統括制御するものであり、機能ブロックとして、情報取得部 20、パラメータ抽出部 21、パラメータ選択部 22、指標算出部 23、状態判定部 24、および、測定項目決定部 25 を備えている。これらの各機能ブロックは、C P U（central processing unit

）が、ROM（read only memory）等で実現された記憶装置（記憶部１１）に記憶されているプログラムを不図示のRAM（random access memory）等を読み出して実行することで実現できる。

[0049] 記憶部１１は、制御部１０が実行する（１）制御プログラム、（２）OSプログラム、（３）制御部１０が、解析装置１が有する各種機能を実行するためのアプリケーションプログラム、および、（４）該アプリケーションプログラムを実行するときに読み出す各種データを記憶するものである。特に、記憶部１１は、解析装置１が実行する生体測定処理を実行する際に読み出す各種プログラム、データを記憶する。具体的には、記憶部１１には、パラメータ記憶部３０、測定方法記憶部３１、指標算出規則記憶部３２および指標記憶部３３が含まれる。

[0050] なお、解析装置１は、図示しない一時記憶部を備える。一時記憶部は、解析装置１が実行する各種処理の過程で、演算に使用するデータおよび演算結果等を一時的に記憶するいわゆるワーキングメモリであり、RAMなどで構成される。

[0051] 制御部１０の情報取得部２０は、生体測定処理に必要な各種情報を取得するものである。詳細には、情報取得部２０は、無線通信部１２を介して、生体センサから生体信号情報を取得する。また、情報取得部２０は、通信部１３を介して、情報提供装置７から外部取得情報を取得する。さらに、情報取得部２０は、入力操作部１４を介して自装置に入力された手動入力情報を取得する。例えば、情報取得部２０は、被験者の呼吸音の音データを生体信号情報として音響センサ２aから取得する。

[0052] さらに、情報取得部２０は、解析装置１が生体測定処理を実行するときの測定項目が決定している場合に、各生体センサと通信を行って、上記測定項目の測定に必要な生体センサが通信可能な状態（アクティブな状態）にあるか否かを確認してもよい。

[0053] パラメータ抽出部２１は、情報取得部２０によって取得された各種情報から、生体測定処理に用いるパラメータを抽出するものである。パラメータ抽

出部 2 1 は、上記生体センサから取得された生体信号情報から生体パラメータを抽出し、外部から取得された外部取得情報、あるいは、自装置に入力された手動入力情報から外部パラメータを抽出する。

[0054] 本実施形態では、パラメータ抽出部 2 1 は、デフォルトで指定されているパラメータを、決まった生体信号情報から抽出するように構成されている。例えば、音データからは「音量」と「周波数」とを抽出するように構成されている。しかし、測定項目に応じて、別途のパラメータが必要になる場合には、測定方法記憶部 3 1 を参照し、測定方法記憶部 3 1 に記憶されている抽出方法にしたがって、別途のパラメータを取得する。例えば、別途のパラメータとは、「○分間に検出された周波数のうちの最大値」などであり、より複雑な分析手順を経て抽出されるパラメータである。パラメータ抽出部 2 1 は、抽出した各パラメータを、取得した生体信号情報あるいは生体センサに対応付けてパラメータ記憶部 3 0 に記憶する。

[0055] 測定項目決定部 2 5 は、解析装置 1 が実行しようとする生体測定処理の測定の目的、すなわち、測定項目を決定するものである。測定項目の決定方法は、いくつか考えられる。最も簡素な構成としては、解析装置 1 が測定可能な測定項目を、表示部 1 5 を介してユーザに提示し、入力操作部 1 4 を介してユーザに選択させる構成が考えられる。測定項目決定部 2 5 は、ユーザに指定された測定項目の情報を解析装置 1 の各部に伝達する。

[0056] パラメータ選択部 2 2 は、ユーザによって指定された測定項目に応じて、該測定項目にかかる生体測定処理を実行するために必要なパラメータを選択するものである。パラメータ選択部 2 2 は、測定方法記憶部 3 1 に記憶されているパラメータ指定情報を参照し、指定された測定項目に合致するパラメータを選択する。

[0057] パラメータ選択部 2 2 の動作については、測定方法記憶部 3 1 のデータ構造に基づいて、後に詳述する。

[0058] 指標算出部 2 3 は、パラメータ選択部 2 2 によって選択されたパラメータを利用して、指定された測定項目に対応する指標を算出するものである。指

指標算出部 23 は、指標算出規則記憶部 32 に記憶されている指標算出規則のうち、指定された測定項目に対応するものを読み出し、該指標算出規則にしたがって、指定された測定項目の指標を算出する。

[0059] 例えば、指定された測定項目が「無呼吸度測定」であれば、指標算出部 23 は、指標算出規則記憶部 32 に記憶されている「無呼吸度算出規則」にしたがって、指標「無呼吸度」を算出する。上記指標算出規則のデータ構造については後述する。

[0060] 指標算出部 23 は、算出した指標を指標記憶部 33 に記憶する。なお、この指標が、定期的な測定によって定期的に算出される場合には、指標は、測定日時と被験者情報（被検体情報）とに関連付けて蓄積されてもよい。

[0061] 状態判定部 24 は、指標算出部 23 によって算出された指標に基づいて、被験者の状態を判定するものである。判定基準情報が、指標算出規則記憶部 32 に記憶されており、状態判定部 24 は、判定基準情報のしたがって、算出された指標に基づいて被験者の状態を判定する。例えば、状態判定部 24 は、測定項目に係る被験者の状態を、「正常」、「要注意」、「異常」の 3 段階評価で判定する。

[0062] 指標算出部 23 および状態判定部 24 が出力する測定結果、すなわち、指標および被験者の状態判定結果は、表示部 15 に出力される。これにより、測定結果をユーザに分かり易く提示することが可能となる。

[0063] パラメータ記憶部 30 は、パラメータ抽出部 21 によって抽出されたパラメータを記憶するものである。抽出されたパラメータは、パラメータ種別ごとに、解析装置 1 が識別可能なように管理される。パラメータ種別とは、例えば、「音量」、「周波数」などである。さらに、複数の被験者の測定を、複数の生体センサを用いて行う場合には、各パラメータは、被験者 ID ごと、生体センサ ID ごとに管理されることが望ましい。

[0064] 測定方法記憶部 31 は、生体測定処理に用いるパラメータの種別を、測定項目ごとに指定するパラメータ指定情報を記憶するものである。

[0065] さらに、測定方法記憶部 31 は、同じ種類の生体センサでも、測定項目に

応じて生体センサの装着位置が異なる場合には、測定項目ごと、かつ、生体センサの種別ごとに、装着位置指定情報を記憶しておいてもよい。これにより、解析装置１の各部は、測定項目が指定された場合に、生体センサが適切な位置に装着されていない、または、適切な位置に装着された生体センサと通信ができない、などのエラーを検知し対応することができる。

[0066] さらに、測定方法記憶部３１は、測定項目ごとに最終的に算出する指標を対応付けて記憶しておいてもよい。これにより、指標算出部２３は、測定項目が指定されると、何の指標を算出すべきかを認識することができる。例えば、測定項目「無呼吸度測定」が指定された場合には、それに対応する指標「無呼吸度」を算出すると認識する。

[0067] 測定方法記憶部３１に記憶されるデータのデータ構造については、図を参照しながら、後に詳述する。

[0068] 指標算出規則記憶部３２は、指標を算出するための指標算出規則を測定項目ごとに記憶するものである。指標算出規則は、選択されたパラメータを用いて指標を算出するまでの全工程についてのアルゴリズムを示すものである。例えば、測定項目「無呼吸度測定」が指定された場合には、指標算出部２３は、「無呼吸度算出規則」を指標算出規則記憶部３２から読み出し、そこに示されるアルゴリズムにしたがって、指標「無呼吸度」を算出することができる。さらに、指標算出規則記憶部３２には、測定項目ごとに、算出された指標に基づいて被験者の状態を判定するための判定基準情報が、対応付けて記憶されている。状態判定部２４は、例えば、指標「無呼吸度」が算出されると、無呼吸度の判定基準情報を参照し、その判定基準にしたがって、測定項目「無呼吸度測定」に関する、被験者の状態を判定する。

[0069] 指標算出規則記憶部３２に記憶されるデータのデータ構造については、図を参照しながら、後に詳述する。

[0070] 指標記憶部３３は、指標算出部２３が算出した指標を記憶するものである。指標の算出は、定期的に行われることが好ましく、また、算出された指標は、測定日時と被験者情報とに関連付けて記憶されることが好ましい。これ

により、同じ被験者の同じ指標について、経時的变化を観察することが可能となり、より正確に被験者の状態（特に、正常か異常か）について判定することができる。

[0071] 〔測定方法記憶部 31 について〕

図 3 A および図 3 B は、測定方法記憶部 31 に記憶される情報のデータ構造を示す図である。特に、図 3 A は、汎用的なパラメータに関するパラメータ指定情報と、装着位置指定情報と、対応する指標とについて、測定項目との対応関係を具体例を用いて示している。図 3 B は、特殊なパラメータに関するパラメータ指定情報と、測定項目との対応関係を具体例を用いて示している。

[0072] 図 3 A および図 3 B に示すとおり、パラメータ指定情報として、測定項目ごとに、必須のパラメータ（以下、必須パラメータ）と、精度向上を目的とする補助的なパラメータ（補助パラメータ）とが対応付けられている。同図に示す例では、“○”が必須パラメータを示し、“□”が補助パラメータを示す。

[0073] これにより、生体測定処理を実行する制御部 10 の各部（特に、パラメータ選択部 22）は、測定項目決定部 25 によって測定項目が決定されると、その決定された測定項目に基づいて、開始する生体測定処理に必要なパラメータを把握することができる。

[0074] 例えば、測定項目「1：無呼吸度測定」の生体測定処理を実行する場合には、各部は、波形有無、音量、波形長短、波形数のパラメータが必須であり、任意で SpO_2 および心拍数のパラメータを使用するということを認識できる。

[0075] さらに、本実施形態では、生体センサ（特に、音響センサ 2）は被験者の体のさまざまな位置に装着することが可能であるため、測定項目に適った精度よい測定を行うために、最適な装着位置が定まっていることが望ましい。そこで、図 3 A に示すとおり、装着位置指定情報が、測定項目ごとに対応付けて記憶されている。

[0076] 例えば、図3Aに示す例では、気道に音響センサを装着することを必須とすることによって、気道付近から集音できる呼吸音について、必須パラメータ（波形有無、音量、波形長短、波形数）を得るということを、制御部10の各部が認識できる。

[0077] さらに、図3Aに示すとおり、必要なパラメータを生体パラメータと外的パラメータとに分けて記憶しておくことにより、情報取得部20は、必要な情報を、生体センサから取得するべきか、情報提供装置7あるいはユーザ入力から取得するべきかを把握することができる。

[0078] なお、本実施形態では、一例として、あらかじめ利用する生体センサが決まっており（図2）、これらの生体センサと、抽出できるパラメータとの対応関係をあらかじめ以下のように把握しているものとする。

[0079] 音響センサ2a（装着位置は任意、装着位置指定情報によって指定される）の生体信号情報からは、波形有無、音量、周波数、波形長短、波形数のパラメータが抽出できる。音響センサ2aが左胸に装着されるときは、心拍数のパラメータを併せて抽出できてもよい。

[0080] 音響センサ2b（装着位置は左胸で固定）の生体信号情報からは、心拍数のパラメータが抽出できる。

[0081] パルスオキシメータ3（装着位置は指先で固定）の生体信号情報からは、 SpO_2 のパラメータが抽出できる。さらに、脈拍数のパラメータが抽出されてもよい。

[0082] 脈波センサ4（装着位置は任意、装着位置指定情報によって指定される）の生体信号情報からは、脈波伝播速度、脈拍数のパラメータが抽出できる。

[0083] 体温計5（装着位置は任意、装着位置指定情報によって指定される）の生体信号情報からは、体温、体温変化のパラメータが抽出できる。

[0084] 加速度センサ6（装着位置は任意、装着位置指定情報によって指定される）の生体信号情報からは、体動のパラメータが抽出できる。

[0085] 以上のとおり、音響センサ2a以外のセンサについても、抽出したい目的のパラメータによって、装着位置が一意に定まらない場合には、装着位置指

定情報によって最適な装着位置をあらかじめ定めておけばよい。つまり、装着位置指定情報は、図 3 A に示す例に限定されない。

[0086] 上記構成によれば、解析装置 1 の情報取得部 20 は、測定項目が決定されたときに、その測定に必要なパラメータを把握し、どの生体センサから生体情報信号を取得すべきかを認識することができる。また、生体センサの正しい装着位置を認識し、ユーザに提示することができる。

[0087] しかし、本発明の解析装置 1 の構成は、上記に限定されない。パラメータをどの生体センサから取得してくるのかなど、生体センサとパラメータとの対応関係を把握する必要がないユースケースでは、上記対応関係を定めておらずに、どの測定項目にはどのパラメータを使うかという、測定項目とパラメータとの対応関係のみを測定方法記憶部 31 において定めておいてもよい。これにより、解析装置 1 の構成を簡素化し、解析装置 1 の処理負荷を低減することができる。

[0088] さらに、図 3 A に示すとおり、測定方法記憶部 31 において、測定項目ごとに、その測定項目に関して算出できる指標の種類を対応付けて記憶しておいてもよい。これにより、指標算出部 23 は、測定項目が決定されたときに、どの指標を算出すべきかを認識することができる。

[0089] 図 3 B に示すとおり、本実施形態では、特定の測定項目について利用するパラメータについて、抽出方法を詳細に規定した特殊なパラメータを、測定項目ごとに関連付けて記憶しておいてもよい。

[0090] 例えば、測定項目「3：喘息測定」では、パラメータ「波形有無」を生体測定処理に用いる。しかし、特定周波数 100～200 Hz の波形に限定して、その波形有無をパラメータとして抽出する必要がある。

[0091] このように、多数の測定項目で用いられる汎用的なパラメータ「波形有無」に対して、周波数を限定した特殊なパラメータ「特定周波数 100～200 Hz の波形有無」を測定項目「3：喘息測定」に対応付けておく。

[0092] 上記構成によれば、パラメータ選択部 22 は、測定項目「3：喘息測定」の測定時には、特殊なパラメータ「特定周波数 100～200 Hz の波形有

無」が必要であると判断することができ、このパラメータが測定方法記憶部 31 に記憶されていない場合には、パラメータ抽出部 21 に対して、「特定周波数 100～200Hz の波形有無」を抽出するように要求することができる。

[0093] パラメータ抽出部 21 は、図 3 A および図 3 B に挙げられる、必要と想定されるすべてのパラメータを一気に抽出する構成としてもよい。あるいは、汎用的なパラメータおよび特殊なパラメータとともに、パラメータ選択部 22 の要求に応じて抽出する構成としてもよい。

[0094] しかしながら、上述のとおり、汎用性の高いパラメータ（図 3 A に示すパラメータ）をデフォルトで抽出し、必要なときにパラメータ選択部 22 からの要求に応じて特殊なパラメータ（図 3 B に示すパラメータ）を抽出する構成とすることが好ましい。

[0095] 上記構成によれば、抽出処理が無駄になる可能性が低い汎用的なパラメータについては、パラメータ選択部 22 がすぐにパラメータ記憶部 30 から取得することができる状態にしておくことができる。そして一方、特殊なパラメータについては、特定の測定項目でしか使われないので、必要に応じて抽出するため、抽出処理が無駄になることがない。

[0096] これにより、解析装置 1 の処理負荷を低減しつつ、処理効率を向上させることが可能となる。

[0097] [データフロー]

図 4 は、解析装置 1 が、生体測定処理の開始の指示を受けてから、当該処理の測定結果を出力するまでの、解析装置 1 における主要部材間のデータの流れを説明する図である。

[0098] 以下では、測定項目「1：無呼吸度測定」が選択されたケースを具体例として挙げて説明する。

[0099] 測定項目決定部 25 は、入力操作部 14 を介して生体測定処理の開始の指示を受け付けるとともに、ユーザが選択した測定項目の情報を受け付けて、測定項目を「1：無呼吸度測定」と決定する。測定項目決定部 25 は、決定

した測定項目 d 1 を、パラメータ選択部 2 2 と指標算出部 2 3 と状態判定部 2 4 とに伝達する。

[0100] パラメータ選択部 2 2 は、測定方法記憶部 3 1（図 3 A および図 3 B）を参照し、伝達された測定項目 d 1 に基づいて、必要なパラメータを特定し、特定したパラメータ、すなわち、波形（呼吸）有無 d 2、（呼吸）音量 d 3、波形（呼吸）長短 d 4、波形（呼吸）数 d 5、S p O₂ d 6、および、心拍数 d 7 を、パラメータ記憶部 3 0 から取得して、指標算出部 2 3 に供給する。本実施形態では、（呼吸の）波形有無 d 2 は、図 3 B に示すとおり、「10 秒以上呼吸が停止する回数」を示す。

このうち、S p O₂ d 6 および心拍数 d 7 は、任意の補助パラメータであるので、パラメータ記憶部 3 0 に記憶されていなければ、指標算出部 2 3 に供給されないこともある。

[0101] 指標算出部 2 3 は、伝達された測定項目 d 1 に基づいて、指標算出規則記憶部 3 2 から、指標算出規則を読み出す。ここでは、無呼吸度算出規則 d 8 を読み出す。無呼吸度算出規則 d 8 には、上述のパラメータ d 2 ~ d 7 を用いて、無呼吸度を算出するためのアルゴリズムが示されている。指標算出部 2 3 は、無呼吸度算出規則 d 8 にしたがって、パラメータ d 2 ~ d 7 を用いて、無呼吸度 d 9 を算出する。

[0102] 状態判定部 2 4 は、指標算出規則記憶部 3 2 から、算出された指標の判定基準情報を読み出す。ここでは、算出された無呼吸度 d 9 の判定基準情報 d 1 0 を読み出す。判定基準情報 d 1 0 は、無呼吸度 d 9 に基づいて、被験者の無呼吸に関する状態を判定するための判定基準を示す情報である。状態判定部 2 4 は、判定基準情報 d 1 0 にしたがって、無呼吸度 d 9 に基づいて、被験者の無呼吸に関わる状態または症状が、正常か、要注意か、異常かを判定し、状態判定結果 d 1 1 を出力する。

[0103] 無呼吸度 d 9 と状態判定結果 d 1 1 とを含む測定結果は、表示部 1 5 に出力され、表示される。これにより、ユーザは、指定した測定項目に係る測定結果を表示部 1 5 にて確認することができる。

[0104] なお、解析装置 1 が生体センサに内蔵されている場合などにおいて、解析装置 1 が表示部 15 を備えていない場合には、無呼吸度 d 9 などの複雑な情報を出力することができない。そこで、このような場合には、解析装置 1 が発光部を備え、緑、黄、赤など状態判定結果に応じて色分けした光を発光することにより状態判定結果 d 11 を通知してもよい。あるいは、発光部を、点灯、消灯、点滅などのパターンを状態判定結果に応じて使い分ける構成としてもよい。あるいは、音声出力部を備え、音声、あるいは、効果音などを状態判定結果に応じて使い分けることにより、状態判定結果 d 11 を通知してもよい。

[0105] 次に、無呼吸度算出規則 d 8 および判定基準情報 d 10 を記憶する指標算出規則記憶部 32 のデータ構造について、具体例を挙げてより詳細に説明する。

[0106] [指標算出規則記憶部 32 について]

図 5 ～図 11 は、指標算出規則記憶部 32 に記憶される指標算出規則および判定基準情報のデータ構造を示す図である。図 5 ～図 11 の各図は、図 3 A および図 3 B に示された 7 つの測定項目それぞれに対応する指標算出規則および判定基準情報の具体例を示している。

[0107] 図 5 の (a) ～ (d) は、無呼吸度算出規則の具体例を示す図であり、(e) は、無呼吸度の判定基準情報の具体例を示す図である。

[0108] 睡眠時無呼吸症候群とは、睡眠時、一定以上頻繁に、無呼吸または低呼吸の状態に陥る症状のことである。無呼吸の状態と判断する目安としては、口、鼻の気流が 10 秒以上停止すること、低呼吸の状態と判断する目安としては、10 秒以上換気量が 50 % 以上低下することであると考えられる。

[0109] このような無呼吸、低呼吸の状態を検出するためには、脳波、眼電図、頤筋筋電図による睡眠ステージ、口・鼻の気流、胸・腹部の動きによる呼吸パターン、パルスオキシメータによる経皮的動脈血酸素飽和度 (SpO_2) を分析することが考えられる。

[0110] そこで、本実施形態では、無呼吸度の判定材料として、呼吸の有無 (10

秒以上呼吸が止まる回数）、呼吸音の音量、呼吸の長短（呼気と吸気の時間的長さ）、単位時間あたりの呼吸数、 SpO_2 のパラメータを用いることとした。本実施形態における「無呼吸度」は、値が高いほど、睡眠時無呼吸症候群である可能性が高いことを示す。なお、無呼吸度の判定に用いるパラメータの例は、一例であり、上述した例に限定されるものではない。例えば、さらに、脈拍数のパラメータを用いてもよい。

[0111] 図5の（a）に示すとおり、無呼吸度算出規則には、パラメータ選択部22から得られたそれぞれのパラメータが、正常値、要注意値、異常値のいずれであるかを3段階評価するための対応関係が含まれている。図5の（a）に示す例では、この対応関係をテーブル形式にて表すが、これは一例であって、本発明を限定する意図はない。

[0112] パラメータごとに、3種類の閾値（IF値）が対応付けて記憶されており、その3種類のIF値は、それぞれ、正常、要注意、異常の3段階の評価結果（THEN値）に関連付けられている。すなわち、パラメータの値が、3つあるIF値のいずれの条件を満たすかによって、そのパラメータのTHEN値が決定する。

[0113] 例えば、パラメータ選択部22から供給された「10秒以上呼吸が停止する回数」を示す波形（呼吸）有無d2のパラメータが、「0回」の値を示す場合には、指標算出部23は、波形（呼吸）有無d2は、「正常」であると評価する（IF d2=0、THEN d2=正常）。同様に、指標算出部23は、供給されたd2～d7のすべてのパラメータについて3段階評価を行う。

[0114] なお、テーブルのIF値として格納される閾値は、同図に示す例に限定されず、医学的な根拠や経験に基づいて適宜の値が定められればよい。

[0115] 図5の（b）に示すとおり、無呼吸度算出規則には、3段階評価されたパラメータに評価に応じたスコアを付与するためのスコア情報が含まれている。図5の（b）に示す例では、スコア情報をテーブル形式にて表すが、これは一例であって、本発明を限定する意図はない。

- [0116] 図5の(b)に示すスコア情報にしたがって、指標算出部23は、必須パラメータについては、「正常」と評価されたパラメータに0、「要注意」と評価されたパラメータに1、「異常」と評価されたパラメータに2のスコアを付与する。すなわち、本実施形態では、必須パラメータについて無呼吸に関する異常項目が多ければ多いほどスコアの合計が高くなる。補助パラメータについては、「正常」、「要注意」、「異常」のパラメータに対し、それぞれ、0、0、1のスコアを付与する。
- [0117] 例えば、波形（呼吸）有無d2のパラメータが「正常」と評価された場合には、波形（呼吸）有無d2のパラメータは必須であるので、スコア「0」を付与する。
- [0118] 図5の(c)に示すとおり、無呼吸度算出規則には、パラメータごとに求められたスコアに対して付与する重み付け情報が含まれていてもよい。図5の(c)に示す例では、重み付け情報をテーブル形式にて表すが、これは一例であって、本発明を限定する意図はない。重み付けは、パラメータごとに対応付けて記憶される。重み付けの数値が大きいということは、そのパラメータが、当該指標を算出する上でより重要な、影響の大きい情報であるということを示す。
- [0119] 図5の(c)に示す例では、無呼吸度を算出する上で、「10秒以上呼吸が停止する回数」を示す波形（呼吸）有無d2が、最も考慮されるべき重要な情報であるので、重み付けが「4」と定められている。これに対し、あまり重要でないパラメータ、波形（呼吸）数、SpO₂、心拍数については、重み付けを付与しない、すなわち、重み付けを「1」と定めてもよい。
- [0120] 上述の「0」のスコアが付与された、波形（呼吸）有無d2のパラメータについては、「4」の重み付けを付与して、最終スコアが「 $0 \times 4 = 0$ 」となる。指標算出部23は、同様に、すべてのパラメータd2～d7について、「スコア×重み付け値＝最終スコア」を求める。
- [0121] 図5の(d)に示すとおり、無呼吸度算出規則には、各パラメータのスコアに基づいて、指標「無呼吸度」を算出するための算出式が含まれている。

図5の(d)の算出式は一例であって、本発明を限定する意図はない。

[0122] 図5の(d)に示す算出式にしたがって、指標算出部23は、上記パラメータd2～d7の最終スコアを合計して、無呼吸度を算出する。

[0123] さらに、指標算出規則記憶部32には、図5の(e)に示すとおり、指標「無呼吸度」に関して、被験者の状態を判定するための判定基準情報が記憶されている。図5の(e)に示す例では、判定基準情報をテーブル形式にて表すが、これは一例であって、本発明を限定する意図はない。

[0124] 図5の(e)に示すとおり、判定基準情報のテーブルにおいて、算出された無呼吸度の値に応じて、判定すべき状態判定結果が対応付けられている。状態判定部24は、図5の(e)に示す判定基準情報にしたがって、被験者の無呼吸に係る状態を判定する。例えば、無呼吸度が「3」と算出された場合には、状態判定部24は、当該被験者の無呼吸に係る状態は、「正常」と判定する。

[0125] なお、判定基準情報のテーブルには、この状態判定結果を表示する方法を規定する情報が対応付けられていてもよい。図5の(e)に示す例では、例えば、状態判定結果「正常」には、表示「緑」が対応付けられている。これは、状態判定結果を緑色の文字で表示したり、緑色のランプで通知したりすることを意味する。このように、状態判定結果が色分けして出力されることにより、ユーザは、より直感的に状態判定結果を理解することができる。

[0126] 図6の(a)～(d)は、睡眠深度算出規則の具体例を示す図であり、(e)は、睡眠深度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「睡眠深度」は、値が高いほど、眠りが深いことを示す。図6の(a)～(e)の各種情報に基づく、睡眠深度の算出手順、および、状態判定手順は、図6の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したがって、ここでは説明を繰り返さない。ただし、睡眠深度の判定では、異常の有無ではなく、眠りの浅さ、深さの判定が行われる。

[0127] 図7の(a)～(d)は、喘息重症度算出規則の具体例を示す図であり、

(e) は、喘息重症度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「喘息重症度」は、値が高いほど、喘息の症状が重いことを示す。図7の(a)～(e)の各種情報に基づく、喘息重症度の算出手順、および、状態判定手順は、図5の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したがって、ここでは説明を繰り返さない。

[0128] 図8の(a)～(d)は、心臓活動度算出規則の具体例を示す図であり、(e)は、心臓活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「心臓活動度」は、値が高いほど、心臓の活動が不安定で、異常であることを示す。図8の(a)～(e)の各種情報に基づく、心臓活動度の算出手順、および、状態判定手順は、図5の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したがって、ここでは説明を繰り返さない。

[0129] 図9の(a)～(d)は、消化器活動度算出規則の具体例を示す図であり、(e)は、消化器活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「消化器活動度」は、値が高いほど、消化器の活動が不安定で、異常であることを示す。図9の(a)～(e)の各種情報に基づく、消化器活動度の算出手順、および、状態判定手順は、図5の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したがって、ここでは説明を繰り返さない。

[0130] 図10の(a)～(d)は、循環器活動度算出規則の具体例を示す図であり、(e)は、循環器活動度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「循環器活動度」は、値が高いほど、循環器の活動が不安定で、異常であることを示す。図10の(a)～(e)の各種情報に基づく、循環器活動度の算出手順、および、状態判定手順は、図5の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したがって、ここでは重複する説明を繰り返さない。

[0131] なお、本実施形態では、循環器活動度を算出する上で、補助の外的パラメ

ータとして、被験者の年齢を用いてもよい。循環器（特に血管）の健康状態は、年齢に大きく左右されるため、被験者の年齢を考慮することにより、被験者の年齢に適した状態判定を行うことができる。

[0132] 例えば、図10の(a)に示す、必須パラメータ「脈波（伝播速度）」のIF値（閾値）を、被験者の年齢に合わせて可変にすることが考えられる。より具体的には、例えば、図10の(a)に示す、正常のIF値「1200 cm/s未満」、要注意のIF値「1200 cm/s以上1400 cm/s未満」、および、異常のIF値「1400 cm/s以上」が、それぞれ、「被験者年齢=30歳未満」のIF値であるとする、「被験者年齢=30歳以上40歳未満」である場合には、同図に示す上記IF値に「100」を加え、「被験者年齢=40歳以上50歳未満」である場合には、同図に示す上記IF値に「200」を加え、以降、被験者年齢が10歳上がるごとにさらに「200」ずつ数値を加算して、閾値を補正することが考えられる。つまり、被験者年齢が51歳の場合、正常のIF値「1600 cm/s未満」が適用される。

[0133] あるいは、例えば、図10の(c)に示すとおり、被験者の年齢に応じて、脈波（伝播速度）のパラメータの重み付け値を変更することにより、より精度よく循環器活動度を算出することができる。

[0134] さらに、本実施形態では、循環器活動度を算出する場合と同じパラメータを用いて、別の指標「動脈硬化度」を算出してもよい。指標算出規則記憶部32には、動脈硬化度算出規則として、動脈硬化度の算出式が別途記憶されている。

[0135] 図11の(a)～(d)は、咳重症度算出規則の具体例を示す図であり、(e)は、咳重症度の判定基準情報の具体例を示す図である。本実施形態における「咳重症度」は、値が高いほど、咳の症状が重く、異常である可能性が高いことを示す。図11の(a)～(e)の各種情報に基づく、咳重症度の算出手順、および、状態判定手順は、図5の(a)～(e)に基づく手順と比較して、使用するパラメータや閾値が異なる以外は同様である。したが

って、ここでは重複する説明を繰り返さない。

[0136] なお、本実施形態では、咳重症度を算出する上で、補助の外的パラメータとして、被験者の疾患履歴を用いてもよい。呼吸器系疾患の患者は特徴的な咳（特定の周波数の咳）を発することが多く、元々の呼吸器系疾患による咳の影響は、ここでは差し引かれなければならない。そこで、例えば、図 1 1 の（c）に示すとおり、被験者が呼吸器系疾患患者か否かに応じて、周波数のパラメータの重み付け値を変更することにより、より精度よく咳重症度を算出することができる。

[0137] 以上のとおり、指標算出部 2 3 は、測定項目に応じて選択されたパラメータを、測定項目に応じた指標算出規則にしたがって処理して指標を算出するので、測定項目に適った、より精度の高い生体測定処理を実施することが可能となる。

[0138] 〔測定結果表示例〕

図 1 2 ～図 1 8 は、解析装置 1 が生体測定処理を実行することによって得られた測定結果を、表示部 1 5 に表示するときの表示画面の一例を示す図である。

[0139] 図 1 2 は、解析装置 1 が、測定項目「1：無呼吸度測定」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0140] 図 1 2 に示すとおり、測定結果として、少なくとも、指標算出部 2 3 が算出した指標（ここでは「無呼吸度 d 9」）と、状態判定部 2 4 が判定した状態判定結果 d 1 1 とが表示される。無呼吸度 d 9 および状態判定結果 d 1 1 は、ユーザにとって分かりやすい形式で表示されることが好ましく、文章で表示されてもよいし、さまざまな形式のグラフによって表示されてもよい。例えば、図 1 2 に示すように、文章およびレーダーチャート形式で、測定結果を表示することができる。

[0141] 図 1 2 に示すレーダーチャートでは、算出された指標を中央上方向の軸にとり、指標の算出に利用したパラメータをその他の方向の軸にとって、中心を 0、軸の外側を取り得る値の最大値として、各値に基づいて、軸上に点を

プロットする。このとき、各値の３段階評価を分かりやすくするために、「正常」、「要注意」、「異常」の領域を予め当該レーダーチャートにプロットしておいてもよい。

[0142] 算出された指標は、値が小さいほど、すなわち、チャートの中心に近いほど「正常」であることを示すので、中心に最も近い領域Ａが「正常」であり、中間の領域Ｂが「要注意」であり、外側の領域Ｃが、「異常」であることを示す。

[0143] しかし、利用するパラメータによっては、中間値が「正常」であり、値が小さすぎても大きすぎても「要注意」または「異常」となる性質のものがある。このようなパラメータについては、中心に最も近い領域Ａと、外側の領域Ｃとが「異常」を表し、中間の領域Ｂが「正常」を表すものとする。そして、領域Ａと領域Ｂの境界付近、および、領域Ａと領域Ｃとの境界付近が「要注意」を意味する。

[0144] 当然のことながら、各領域の境界位置は、指標の判定基準情報や、各パラメータのＩＦ値によって変化するので、中心から境界位置までの長さは、軸ごとにばらついてもよい。また、指標と各パラメータとをプロットする軸は、すべて同一平面上になくてもよく、表示領域が広ければ、複数のレーダーチャートを作成し表示してもよい。

[0145] さらに、全国平均値、理想値、同じ被験者の前回測定値などをプロットし、破線Ｄのように表示して、今回の測定結果（実線）と比較できるようにしてもよい。

[0146] さらに、情報取得部２０、パラメータ選択部２２および指標算出部２３は、測定方法記憶部３１を参照したときに得た各種情報を表示部１５に出力してもよい。例えば、図１２に示す例では、情報取得部２０は、測定項目「無呼吸度測定」の測定で使用した（通信した）生体センサの種別を示す情報１２０と、生体センサについて、装着位置指定情報によって装着位置が指定されていた場合に、該センサの装着位置を示す情報１２１とを表示する。パラメータ選択部２２は、測定項目「無呼吸度測定」について、必須パラメータ

として選択したパラメータの情報 1 2 2 と、補助パラメータとして選択したパラメータの情報 1 2 3 とを表示する。指標算出部 2 3 は、測定項目「無呼吸度測定」に対応する指標の情報 1 2 4 を表示する。

[0147] 図 1 3 は、解析装置 1 が、測定項目「2：睡眠状態測定」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0148] 図 1 4 は、解析装置 1 が、測定項目「3：喘息測定」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0149] 図 1 5 は、解析装置 1 が、測定項目「4：心臓モニタリング」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0150] 図 1 6 は、解析装置 1 が、測定項目「5：消化器モニタリング」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0151] 図 1 7 は、解析装置 1 が、測定項目「6：循環器モニタリング」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。本実施形態では、解析装置 1 の指標算出部 2 3 は、測定項目「6：循環器モニタリング」と同じパラメータを利用して、指標「動脈硬化度」を算出することができるので、切り替えボタン 1 7 0 を表示し、ユーザ操作に応じて、指標「動脈硬化度」に関するレーダーチャートに表示を切り替えてもよい。

[0152] 図 1 8 は、解析装置 1 が、測定項目「7：咳モニタリング」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0153] 上記構成によれば、ユーザは、表示部 1 5 に表示された情報を確認して、選択した測定項目に係る測定結果を平易に把握することができる。

[0154] 次に、ユーザが測定開始を指示してから、上記のように測定結果が表示されるまでの、解析装置 1 が実施する生体測定処理に係る一連の工程について説明する。

[0155] [生体測定処理フロー]

図 1 9 は、解析装置 1 が実行する生体測定処理の流れを示すフローチャー

トである。

[0156] 解析装置 1 に対して、入力操作部 14 を介して、被験者の測定を開始する旨の指示が入力されると（S 1 において Y E S）、次に、測定項目決定部 25 は、「測定項目」の入力を受け付ける（S 2）。例えば、ユーザが、測定項目「無呼吸度測定」を選択すると、測定項目決定部 25 は、開始する生体測定処理の測定項目を、「1：無呼吸度測定」と決定する。

[0157] 次に、情報取得部 20 は、測定方法記憶部 31 を参照し、決定された測定項目の測定を行うために必要なすべての生体センサが、アクティブであるか否かを確認する（S 3）。上述の例では、図 3 A のパラメータ指定情報および装着位置指定情報によれば、測定項目「1：無呼吸度測定」の生体測定処理を実施するためには、気道付近の波形有無、音量、波形長短および波形数が必須の生体パラメータであるということと、S p O₂ および心拍数が補助パラメータであるということが分かる。そこで、情報取得部 20 は、気道付近に装着される音響センサ 2 a、左胸に装着される音響センサ 2 b、および、パルスオキシメータ 3 のうち、少なくとも、音響センサ 2 a がアクティブであるか否かを確認する。

[0158] ここで、必須の生体センサが非アクティブである場合（S 3 において N O）、情報取得部 20 は、表示部 15 を介して、生体センサが非アクティブであって測定不可能であることをユーザに通知することが好ましい（S 4）。また、このとき、必要な生体センサの種類と、正しい装着位置（気道付近と左胸）とをユーザに分かり易い形で（例えば、図入りで）通知することがさらに好ましい。

[0159] 必要な生体センサがアクティブであることが確認されると（S 3 において Y E S）、それらの各生体センサから、情報取得部 20 は、生体信号情報を取得する（S 5）。上述の例では、情報取得部 20 は、少なくとも、音響センサ 2 a から気道付近の音データと、任意で、音響センサ 2 b から心音の音データと、パルスオキシメータ 3 から S p O₂ の測定データとを取得する。

[0160] さらに、情報取得部 20 は、情報提供装置 7 から外部取得情報（測定日の

気候、気温、湿度、気圧など）と、入力操作部 14 を介して手動入力情報（被験者 ID または被験者名、被験者の年齢、性別など）を必要に応じて取得してもよい（S6）。

[0161] 続いて、パラメータ抽出部 21 は、取得した生体信号情報から生体パラメータを抽出する（S7）。パラメータ抽出部 21 は、測定方法記憶部 31 を参照して、選択された測定項目「1：無呼吸度測定」で利用するパラメータだけを抽出してもよいし、図 3A に列挙されているパラメータのうち、抽出できるパラメータをすべて抽出しておいてもよい。さらに、パラメータ抽出部 21 は、上記外部取得情報および上記手動入力情報を取得した場合には、それらから外的パラメータを抽出する（S8）。パラメータ抽出部 21 は、抽出したパラメータをパラメータ記憶部 30 に記憶する。

[0162] 次に、パラメータ選択部 22 は、測定方法記憶部 31（図 3A および図 3B）を参照し、決定された測定項目について利用するパラメータをパラメータ記憶部 30 に記憶されたパラメータの中から選択する（S9）。上述の例では、パラメータ選択部 22 は、測定項目「1：無呼吸度測定」に対応付けられている、（気道の）波形有無、音量、波形長短、波形数、SpO₂ および心拍数のパラメータを選択する。パラメータ選択部 22 は、必要なパラメータをすべてパラメータ記憶部 30 から取得できたら（S10においてYES）、それを指標算出部 23 に供給する（S11）。

[0163] 続いて、指標算出部 23 は、選択された測定項目に対応する指標算出規則を指標算出規則記憶部 32 から読み出し（S12）、その指標算出規則にしたがって、測定項目の指標を算出する（S13）。上述の例では、測定項目「1：無呼吸度測定」に対応する「無呼吸度算出規則」（例えば、図 5 の（a）～（d））を読み出し、パラメータ選択部 22 から供給されたパラメータを用いて無呼吸度を算出する。算出された無呼吸度は、測定日や被験者 ID などとともに指標記憶部 33 に記憶される。

[0164] さらに、状態判定部 24 は、算出された指標に基づいて、被験者の状態を判定する（S14）。状態判定部 24 は、選択された測定項目に対応する判

定基準情報にしたがって判定を行う。上述の例では、測定項目「１：無呼吸度測定」に対応する判定基準情報（例えば、図５の（e））にしたがって、状態判定部２４は、上記被験者の無呼吸度が、正常か、要注意か、異常かを判定する。

[0165] 指標算出部２３は、算出した指標を、状態判定部２４は、行った判定の結果を表示部１５に出力する。表示部１５は、測定結果を表示し、ユーザに提示する（Ｓ１５）。測定結果とは、解析装置１が実行した、図１９に示す生体測定処理の一連の工程の実行結果であり、少なくとも、算出された指標および状態の判定結果を含む。さらに、利用したパラメータの情報やどのような指標を算出したのかなどの付属の情報が測定結果に含まれていてもよい。測定結果の表示例は、図１２～図１８に示したとおりである。

[0166] 一方、Ｓ１０において、パラメータ選択部２２は、パラメータ記憶部３０に必要なパラメータがそろっていないければ（Ｓ１０においてＮＯ）、測定方法記憶部３１に記憶されているパラメータ指定情報に基づいて、パラメータ抽出部２１に対し、必要なパラメータの抽出を指示することが好ましい（Ｓ１６）。例えば、図３Ｂのパラメータ指定情報によれば、「無呼吸度測定」には、波形有無に関しては、「１０秒以上呼吸が停止する回数」のパラメータが必要になるので、これを抽出するように、パラメータ選択部２２がパラメータ抽出部２１に対して要求する。パラメータ抽出部２１は、指示にしたがってパラメータを抽出し、パラメータ記憶部３０に記憶してパラメータ選択部２２に応答を返す。この方法によれば、解析装置１を、さまざまな測定項目に関して汎用性の高いパラメータはデフォルトで抽出する一方、特定の測定項目に関する特殊なパラメータは必要に応じて抽出する構成とすることができる。これにより、生体測定処理の処理負荷を低減し、処理効率を向上させることが可能となる。

[0167] なお、上述の例では、生体信号情報の取得と、パラメータの抽出とを、生体測定処理の開始の指示を受けてから実施する場合について説明したが、パラメータ抽出までの工程、すなわち、Ｓ３～Ｓ８の各工程は、開始の指示と

は無関係に、事前に（さらには定期的に）実行され、パラメータ記憶部 30 には常に必要なパラメータが蓄積されている方法でもよい。

[0168] 〔変形例－長期指標推移に基づく判定〕

上述の説明では、生体測定システム 100 において、解析装置 1 は、1 つの生体測定処理によって 1 つの指標を算出し、算出した 1 つの指標に基づいて被験者の状態を判定する構成であった。しかしながら、本発明の解析装置 1 の構成はこれに限定されない。

[0169] 例えば、解析装置 1 は、1 つの測定項目について、日時を変えて複数回測定を行い（すなわち、生体パラメータを反復して取得し）、指標を複数回算出してもよい。そして、解析装置 1 は、複数回算出された指標の統計値、または、経時的変化率などを求めることにより、被験者の状態を判定してもよい。この構成によれば、単発の測定による被験者の一時的な状態だけでなく、被験者の状態の長期的な傾向を把握することが可能となり、測定項目に適ったより精度の高い測定を実現することができる。

[0170] 長期的な傾向を計測するために、本発明の解析装置 1 は、測定方法記憶部 31 において、測定項目ごとに、対応する指標を繰り返し算出するタイミングを指定する反復測定指示情報を関連付けて記憶している。

[0171] ユーザがある測定項目を選択して、生体測定処理の開始を指示すると、図 1 に示す制御部 10 の各部は、測定方法記憶部 31 を参照し、測定項目決定部 25 によって決定された測定項目に対応付けられている反復測定指示情報を読み取り、測定のタイミングを認識する。反復測定指示情報は、例えば、「1 日 1 回のペースで 1 ヶ月分の指標を算出する」など、定期的に測定する時間間隔や、定期的に測定を行う期間が指定されている。あるいは、測定を行う時間帯がより詳細に定められていてもよい。

[0172] そして、制御部 10 の各部は、反復測定指示情報にしたがって、上述した生体測定処理を定期的に実行する。指標算出部 23 は、例えば、上述の例では、24 時間に 1 回のペースで算出した指標を、被験者 ID と測定日とに対応付けて指標記憶部 33 に 31 日間蓄積する。

[0173] 反復測定指示情報に定められた期間の指標が指標記憶部 33 に蓄積されると、状態判定部 24 は、蓄積された指標に基づいて、指示された測定項目に係る被験者の状態を判定する。上述の例では、1 ヶ月分の指標が蓄積されており、状態判定部 24 は、これらの値を用いて被験者の状態を判定する。このときの指標の処理方法や判定基準情報が、測定項目ごとに指標算出規則記憶部 32 に記憶されていてもよい。

[0174] 状態判定部 24 が行う処理としては、例えば、指標の値を縦軸に、時間を横軸にとった 2 次元のグラフに、指標の値をプロットして指標の推移を分析したり、指標の平均値・最大値・最小値・分散などの統計値を算出したりすることが考えられる。状態判定部 24 は、例えば、そのようにして得られた分析結果を標準値と比較するなどして、測定項目に係る、被験者の状態の判定（例えば、正常、要注意、異常の判定）を行う。

[0175] さらに、状態判定部 24 は、反復測定指示情報にしたがって過去に蓄積されている指標と、それ以降に単発で行われた生体測定処理によって得られた指標とを比較して、当該生体測定処理が実施された時点での被験者の最新の状態を判定してもよい。このように過去の値と比較することによって、現在の被験者の状態を精度よく判定することが可能となる。

[0176] この場合、例えば、測定方法記憶部 31 において、過去のどの期間の指標を比較対照に用いるのか、最新の指標とどのように比較を行うのかなどの分析方法が、測定項目ごとに、記憶されていればよい。

[0177] 図 20 は、被験者の状態の長期的な傾向を測定結果として表示した例を示す図である。

[0178] 図 20 に示すとおり、表示部 15 には、状態判定部 24 によって作成された、上記の 2 次元のグラフが測定項目ごとに表示されてもよい。これにより、ユーザは、被験者の 1 ヶ月間の指標の推移を平易に把握することができる。また、1 ヶ月間の指標の統計値に基づいて、1 ヶ月分の総合的な被験者の状態判定結果を表示してもよい。これにより、ユーザは、被験者の状態の長期的な傾向を平易に把握することができる。

[0179] なお、図20に示す2次元のグラフは、一例であって、これに限定されない。例えば、表示する横軸（時間）の範囲を必要に応じて変更できるようにしてもよい。例えば、計測期間を「1ヶ月」から「1年間」に変更することにより、1年間蓄積した被験者の指標に基づいて、1年間分の総合的な被験者の状態判定結果を表示することができる。図20に示すとおり、計測期間の選択肢ボタンを表示して、ユーザに選択されるようにすれば、ユーザは簡単な操作で計測期間を切り替えることができる。

[0180] 〔変形例－測定項目の特定〕

上述の説明では、解析装置1の測定項目決定部25は、入力操作部14を介してユーザから指定された測定項目を、これから実行する生体測定処理の目的となる測定項目として決定する構成であった。しかしながら、本発明の解析装置1の構成はこれに限定されない。

[0181] 例えば、アクティブな生体センサがいずれであるのかに応じて、測定項目決定部25が測定項目を特定したり、いくつかの候補に絞り込んでユーザに選択させたりするように、解析装置1を構成することができる。

[0182] 測定項目ごとに必要な生体センサの種別が決まっている。そこで、測定項目決定部25は、情報取得部20を介して、アクティブな生体センサを確認し、それらの生体センサからの生体信号情報を用いて実施できる測定の測定項目を特定する。ここで、測定項目が1つに特定できた場合は、測定項目決定部25は、その測定項目を、これから実行する生体測定処理の測定項目に決定する。一方、複数の測定項目が候補として残っている場合は、測定項目決定部25は、それらの測定項目のみを選択肢として表示部15に表示し、ユーザに選択させる。

[0183] ≪実施形態1－2≫

本発明の他の実施形態について、図21～図24に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の実施形態にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、上述の実施形態と重複する内容については説明を省略する。

[0184] 上述の実施形態では、本発明の生体測定装置（解析装置１）は、図１２～図１８の各図に示すとおり、パラメータの情報１２２およびパラメータの情報１２３によって、目的の測定項目に対応する指標を算出するためのパラメータの採否をユーザに通知するのみであった。

[0185] しかし、実際、解析装置１の内部において、各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさは、パラメータごとにばらついている。例えば、測定項目「無呼吸度測定」に対応する指標「無呼吸度」を算出する際には、図５の（ｂ）および（ｃ）の無呼吸度算出規則に示すとおり、パラメータ「波形有無」が「無呼吸度」の算出に与える影響が最も大きく、一方、パラメータ「心拍数」および「 $S p O_2$ 」が「無呼吸度」の算出に与える影響は他のパラメータに比べて小さい。パラメータが「必須」か「補助」かによってスコアが変化するし、各パラメータによって重み付けの値が変化するからである。

[0186] このように、指標を算出する上で、何のパラメータが重要視されるのかは区々であるので、測定結果をユーザに提示する際には、パラメータの採否だけではなく、指標が算出される際に、利用された各パラメータが与えた影響の大きさ（重要性）をユーザに明示することが好ましい。

[0187] 本実施形態では、解析装置１は、指標ごとに、算出時に利用する各パラメータが与える影響の大きさを、「優先度」などで表現してこれを「パラメータ属性」として管理し、各パラメータの「パラメータ属性」を、測定結果とともに通知する構成である。これにより、本実施形態に係る生体測定装置（解析装置１）は、より豊富な情報を有した測定結果をユーザに提供することが可能となり、ユーザの利便性を向上させるものである。

[0188] 〔解析装置１の構成〕

図２１は、本実施形態における解析装置１の要部構成を示すブロック図である。

[0189] 本実施形態にかかる解析装置１は、図１に示す解析装置１と比較して以下の点で異なっている。第１に、記憶部１１が、さらに、各パラメータのパラ

メータ属性を記憶するためのパラメータ属性記憶部 34 を有している点異なる。第 2 に、解析装置 1 の制御部 10 が、機能ブロックとして、さらに、パラメータ属性管理部 26 を有している点異なる。パラメータ属性管理部 26 は、パラメータ属性記憶部 34 に記憶されているパラメータ属性を管理するものである。

[0190] なお、解析装置 1 は、心電計 8 と無線通信し、心電計 8 から被験者の心電図を取得してもよい。

[0191] [パラメータ属性記憶部 34 について]

図 22 は、パラメータ属性記憶部 34 に記憶される情報のデータ構造を示す図である。

[0192] 本実施形態では、解析装置 1 のパラメータ属性管理部 26 は、指標の算出に与える影響の大きさを「パラメータ属性」として管理し、指標ごとの各パラメータのパラメータ属性をパラメータ属性記憶部 34 に記憶しておく。

[0193] 本実施形態では、パラメータ属性は、いくつかの要素によって構成される。図 22 に示すとおり、例えば、パラメータ属性は、「優先度」、「区分」、「重み付け」などの要素を含んでいる。さらに、パラメータ属性は、「信頼性」などの要素を含んでもよい。なお、図 22 に示すデータ構造は、一例であり、本発明のパラメータ属性のデータ構造を限定する意図はない。すなわち、指標の算出に与える影響の大きさ（パラメータ属性）は、上述した以外の別の要素によって、表現されてもよい。

[0194] 要素「区分」は、各パラメータを、「必須パラメータ」と「補助パラメータ」とに区別した場合に、いずれの区分に属するのかわかる情報である。例えば、図 22 に示す例では、測定項目「1：無呼吸度測定」において、指標「無呼吸度」を算出する際、パラメータ「波形有無」の区分は「必須」となっている。これは、指標「無呼吸度」を算出するためには、パラメータ「波形有無」は、必須のパラメータであることを示している。パラメータ属性管理部 26 は、要素「区分」が「必須」であるパラメータは、指標の算出に与える影響が大きく、「補助」であるパラメータは、指標の算出に与える影響

が小さいと認識する。

[0195] 要素「重み付け」は、図5～11の(c)に示すとおり、指標算出規則を構成する値である。具体的には、指標の算出式において、各々のパラメータについて得られたスコアの乗数となる。すなわち、パラメータ属性管理部26は、パラメータの「重み付け」の値が大きいほど、そのパラメータが指標の算出に与える影響は大きいと認識する。

[0196] 要素「信頼性」は、パラメータの値の確かさを示す情報である。「信頼性」の値が大きいほど、そのパラメータの値が正確である度合いが高いと考えられる。そのため、「信頼性」が高いパラメータが指標の算出に与える影響を大きくして、指標算出の精度を高めるべきであると考えられる。本実施形態では、「信頼性」の値は、予め決定されており固定されているものとする。なお、「信頼性」の値は、例えば、生体センサの精度などによって決定されればよい。例えば、装着環境、生活環境などによってノイズの影響を受け易い音響センサ2から得られるパラメータ「波形有無」、「音量」などについては、「信頼性」を低く見積もり、周囲からの影響が少ないパルスオキシメータ3から得られるパラメータ「SpO₂」については、「信頼性」を高く見積もることなどが考えられる。あるいは、パラメータ「心拍数」は、音響センサ2と心電計8との2つの生体センサから得られる生体信号情報に基づいて求められているため、より確かな値であることから、「信頼性」を高く見積もることが考えられる。

[0197] 要素「優先度」は、パラメータの指標の算出に与える影響の大きさを、直接的に表した値である。当然「優先度」が高いパラメータほど、指標の算出に与える影響が大きいパラメータであると理解される。パラメータ属性管理部26もこのように認識する。以上のように、パラメータの指標の算出に与える影響の大きさを直接的に要素「優先度」として表現し、ユーザに提示することにより、ユーザは、各パラメータの重要性を直感的に理解することが可能となる。

[0198] 本実施形態では、パラメータ属性管理部26は、要素「優先度」を、「高

」、「中」、「低」の３段階で表現する。「優先度；高」は、指標の算出に利用される全パラメータの中で、その指標の算出に与える影響が最も大きい（重要な）パラメータを示し、「優先度；低」は、その指標の算出に与える影響が最も小さい（重要でない）パラメータを示す。

[0199] また、本実施形態では、パラメータ属性管理部２６は、要素「優先度」を、他の要素に基づく総合評価によって決定してもよい。図２２に基づいて、指標「無呼吸度」について具体的に説明する。指標「無呼吸度」を算出する際に用いるパラメータの中で、要素「区分」が「必須」であり、要素「重み付け」の値が最も高いパラメータが、最も重要なパラメータであると考えられる。指標「無呼吸度」において、パラメータ「波形有無」がこれに該当する。したがって、パラメータ属性管理部２６は、指標「無呼吸度」のパラメータ「波形有無」に対して、「優先度；高」を設定する。また、反対に、要素「区分」が「補助」であり、要素「重み付け」の値が最も低いパラメータが、最も重要でないパラメータであると考えられる。そこで、パラメータ属性管理部２６は、指標「無呼吸度」のパラメータ「 SpO_2 」、「心拍数」に対して、「優先度；低」を設定する。そして、指標「無呼吸度」のその他のパラメータに「優先度；中」を設定する。なお、「優先度；高」および「優先度；低」のパラメータを一意に定める場合には、パラメータ属性管理部２６は、さらに、要素「信頼性」を加味して、１つのパラメータを「優先度；高」または「優先度；低」に設定してもよい。例えば、パラメータ属性管理部２６は、より信頼性が低い、パラメータ「 SpO_2 」のみを、指標「無呼吸度」における「優先度；低」に設定してもよい。

[0200] なお、要素「優先度」は、上述の３段階評価に限定されず、ユーザに直感的に理解される形態であれば、別の形態で表現されてもよい。例えば、パラメータ属性管理部２６は、重要なパラメータから順に、「１位」、「２位」、・・・と順位を「優先度」として付与してもよい。

[0201] 以上のようにして、パラメータ属性記憶部３４に記憶されているパラメータ属性は、パラメータ属性管理部２６によって管理され、常に、測定方法記

憶部 31 に記憶されているパラメータ指定情報（図 3 A、図 3 B）と、指標算出規則記憶部 32 に記憶されている指標算出規則（図 5 ～図 11）との間で整合性が保たれている。すなわち、パラメータ属性記憶部 34 に記憶されている各パラメータの要素「区分」または要素「重み付け」が変更された場合には、パラメータ属性管理部 26 は、パラメータ属性記憶部 34 に記憶されているパラメータ属性と整合するように、測定方法記憶部 31 のパラメータ指定情報、および、指標算出規則記憶部 32 の指標算出規則を更新する。

[0202] 図 23 は、本実施形態にかかる解析装置 1 が生体測定処理を実行することによって得られた測定結果を、表示部 15 に表示するときの表示画面の一例を示す図である。図 23 は、一例として、解析装置 1 が、測定項目「1：無呼吸度測定」について生体測定処理を実行したときに得られた測定結果を表示した例を示している。

[0203] 図 23 に示す測定結果は、図 12 に示す測定結果と比較して、以下の情報が付加されている。すなわち、指標「無呼吸度」の算出に利用したパラメータについての情報 122 および情報 123 は、パラメータの採否のみでなく、さらに、利用された各パラメータが指標の算出に与えた影響の大きさ（重要性）の情報を含んでいる。図 23 に示す例では、上記重要性は、一例として、各パラメータの要素「優先度」によってそのまま表現されている。

[0204] 解析装置 1 が測定項目「1：無呼吸度測定」の測定結果を表示するとき、パラメータ属性管理部 26 は、指標「無呼吸度」の算出に利用された各パラメータのパラメータ属性（ここでは、要素「優先度」）をパラメータ属性記憶部 34 から読み出し、図示しない表示制御部に供給する。上記表示制御部は、指標算出部 23 および状態判定部 24 から供給された算出結果および判定結果と、上記パラメータ属性とに基づいて、図 23 に示す測定結果画面を生成し、表示部 15 に表示する。

[0205] 本発明の解析装置 1 によれば、パラメータ属性管理部 26 が、算出時に利用する各パラメータが与える影響の大きさを「優先度」などのパラメータ属性で管理する。そして、指標が算出されたとき、その結果とともに、利用し

たパラメータの「優先度」を表示する。

[0206] これにより、ユーザは、測定項目「１：無呼吸度測定」の測定結果を、容易に理解可能な指標である「無呼吸度」という値で得ることができるとともに、この指標が算出される過程で、被験者の何のパラメータが重要視されたのかを要素「優先度」などを確認して容易に理解することができる。結果として、本実施形態に係る生体測定装置（解析装置１）は、より豊富な情報を有した測定結果をユーザに提供することが可能となり、ユーザの利便性を向上させるという効果を奏する。

[0207] 〔変形例－算出式の設計〕

上述の各実施形態において、パラメータ属性記憶部３４に格納されている、指標ごとのパラメータおよびその各パラメータのパラメータ属性は、予め設定されて記憶されているものである。

[0208] これに限定されず、パラメータ属性記憶部３４に記憶されているパラメータおよびパラメータ属性は、ユーザが任意に設定して記憶させるものであってもよいし、一旦記憶させたパラメータおよびパラメータ属性をユーザが任意に変更できるものであってもよい。

[0209] 図２４は、ユーザが算出式を設計するための設計画面の一例を示す図である。図２４は、一例として、測定項目「１：無呼吸度測定」について、指標「無呼吸度」を算出するための算出式を設計するための画面を示す。

[0210] ユーザは、表示部１５に表示された設計画面を、入力操作部１４を用いて操作する。そして、指標の算出に用いるパラメータを取捨選択したり、各パラメータのパラメータ属性を変更したりして、算出式の設計を行うことができる。図２４は設計画面の一具体例であって、本発明の解析装置１の構成を限定する意図はない。

[0211] 図２４を参照しながら、設計画面の操作方法を説明する。指標の算出に利用するパラメータの取捨選択は、各パラメータが一覧されているテーブルの行の削除ボタン９０および追加ボタン９１で行う。ユーザが、追加ボタン９１を選択（マウスでクリックするなど）したときは、指標の算出に利用でき

るパラメータの一覧が表示され、新しいパラメータを容易に追加できるようになっている。算出に利用しないパラメータについては、不要なパラメータの行の削除ボタン 90 を選択して、利用するパラメータから除外することができる。

[0212] そして、算出に利用するパラメータについて、ユーザは、各パラメータのパラメータ属性を編集することができる。例えば、ユーザが編集可能な要素のセルには、ドロップダウンフォームを設けることが考えられる。ユーザは、編集したい要素のセルを選択すると、リストボックス 92 を表示させることができる。リストボックス 92 には、その要素について設定可能な値が一覧表示される。ユーザは、その要素に設定したい値を選択して、所望の値をその要素に設定することができる。例えば、ユーザが、リストボックス 92 から「高」の値を選択すると、パラメータ「波形長短」の要素「優先度」は、「中」から「高」に変更される。

[0213] なお、すべての要素が編集可能である必要は無い。要素「信頼性」は、そのパラメータを導出する生体センサの性質に依存するものであるからユーザが編集できないような構成であってもよい。また、要素「信頼性」は、設計画面において非表示であってもよい。あるいは、ユーザが編集できる要素を「区分」および「重み付け」だけとし、「優先度」は、パラメータ属性管理部 26 によって、「区分」および「重み付け」（あるいは、さらに「信頼性」）に基づいて、自動で求められる構成であってもよい。あるいは、反対に、ユーザが編集できる要素を「優先度」だけとし、パラメータ属性管理部 26 が、「優先度」に基づいて、「区分」および「重み付け」を調節する構成であってもよい。

[0214] 編集された後のパラメータおよびパラメータ属性に基づいて、新たに特定される算出式を、図 24 に示すようにユーザに提示してもよい。具体的には、ユーザが更新ボタン 93 を選択すると、パラメータ属性管理部 26 が、編集後のパラメータおよびパラメータ属性に基づいて新しい算出式を組み立てて、所定の領域に表示する。測定項目についてある程度の知識を有するユー

ザであれば、表示された算出式を確認しながら、より適切なパラメータ、および、パラメータ属性の設定をより容易に行うことができる。

[0215] 「保存して終了」のボタン 94 が選択されると、パラメータ属性管理部 26 は、新たに設定された設定されたパラメータおよびパラメータ属性をパラメータ属性記憶部 34 に記憶して内容を更新する。さらに、パラメータ属性管理部 26 は、更新後のパラメータ属性記憶部 34 の内容と整合するように、測定方法記憶部 31 に記憶されているパラメータ指定情報と、指標算出規則記憶部 32 に記憶されている指標算出規則とを更新する。

[0216] ≪実施形態 1－3≫

本発明の他の実施形態について、図 25 に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の各実施形態にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、上述の各実施形態と重複する内容については説明を省略する。

[0217] 上述の各実施形態では、本発明の生体測定装置（解析装置 1）が、生体センサ（2～6 および 8）を採用して、具体的には、7 つの測定項目、「1：無呼吸度測定」、「2：睡眠状態測定」、「3：喘息測定」、「4：心臓モニタリング」、「5：消化器モニタリング」、「6：循環器モニタリング」および「7：咳モニタリング」を測定することができる例について説明した。上述の各実施形態では、特に、測定項目「4：心臓モニタリング」について、解析装置 1 は、指標「心臓活動度」を算出し、3 段階評価の測定結果を提供する構成であった。

[0218] 本実施形態にかかる解析装置 1 は、心電計 8 から取得される心電図に基づいて、測定項目「4：心臓モニタリング」に関し、さらに、詳細な測定を実施することができる構成である。具体的には、被験者の心臓の電氣的活動を監視、分析して、様々な種類の心疾患の危険度を測定できる構成である。

[0219] 図 25 は、測定方法記憶部 31 に記憶される情報のデータ構造を示す図である。図 25 に示すとおり、測定方法記憶部 31 には、解析装置 1 が測定可能な測定項目ごとに、パラメータ指定情報と、装着位置指定情報と、対応す

る算出可能指標とが対応付けて記憶されている。

[0220] パラメータ指定情報は、図3Aおよび図3Bに示すパラメータ指定情報と同様に、指標を算出するのに必要なパラメータを指定する情報である。例えば、解析装置1の指標算出部23が、測定項目「4-1：心疾患A」について、指標「心疾患A危険度」を算出する場合、指標算出部23が参照すべきパラメータは、「心拍数」、「RR間隔」、「PQ時間」、および、「P波高さ／幅」となる。これらの心臓に関する生体パラメータは、心電計8から供給される心電図より得られる生体パラメータである。

[0221] つまり、測定項目決定部25が、目的の測定項目が、測定項目「4-1：心疾患A」であると決定した場合には、パラメータ選択部22は、上記パラメータ指定情報に基づいて、「心拍数」、「RR間隔」、「PQ時間」、および、「P波高さ／幅」を利用するパラメータとしてパラメータ記憶部30から選択する。

[0222] なお、心電計8の各電極の装着位置が測定項目（診断したい心疾患）に応じて異なる場合には、測定項目ごとに装着位置指定情報を記憶しておいてもよい。本実施形態では、装着位置指定情報は、心電計8の各電極の装着位置パターン、つまり、誘導のタイプを特定する。これにより、解析装置1は、誘導のタイプ（電極装着位置のパターン）について、その異同を識別して、誘導タイプと紐付けて心電図を管理、分析し、目的の心疾患の危険度について、より精度の高い判定を行うことが可能となる。

[0223] 本実施形態では、指標算出規則記憶部32には、図示しないが、測定項目に対応する指標「心疾患A危険度」、「心疾患B危険度」、・・・ごとに、指標算出規則が記憶されている。

[0224] 指標算出部23は、指標算出規則記憶部32に記憶されている、目的の危険度を算出するための指標算出規則を読み出し、パラメータ選択部22によって選択された心電図から得られた生体パラメータを利用して指標（心疾患危険度）を算出する。

[0225] 状態判定部24は、算出された指標に基づいて、被験者の心疾患の危険度

を評価し、その測定結果を表示部 15 に出力する。本実施形態においても、パラメータ属性管理部 26 は、利用したパラメータごとの優先度を上記測定結果とともに表示部 15 に表示してもよい。

《実施形態 2》

さらに、本発明は、生体の状態を測定する生体測定装置に関するものであり、特に、生体音を収集し評価する生体測定装置に関するものである。

[0226] 〔背景技術〕

特許文献 1 には、ユーザの身体にセンサ装着用ヘッド（センサ）を装着し、該センサから得られる信号情報（生体信号情報／生体音信号情報）に基づいて、本体がユーザの複数の生体情報（パラメータ）を計測するという生体情報計測装置が開示されている。この生体情報計測装置は、装着されたセンサの装着部位を検出し、検出した装着部位にて計測可能なパラメータを選択したり、装着部位に応じて、センサから出力される生体信号情報の信号の増幅度を調節したりする。これにより、センサの装着部位や用途を限定することなく利用範囲の広い生体情報計測装置を実現している。

[0227] 特許文献 1 の生体情報計測装置では、生体情報を計測するためのセンサを、生体の手首や頭部に取り付けたり、首から吊り下げたりするなど、生体の身体の複数の箇所に装着することができる。ここで、特許文献 1 の技術では、生体に取り付けるセンサは、脈波・脈拍、GSR（Galvanic Skin Response）、皮膚温度、血糖値、加速度などのさまざまな生体情報をセンシングするために、複数種類用意される。

[0228] このように、特許文献 1 の生体情報計測装置によれば、複数種類のセンサによって、さまざまな生体情報が計測可能な装置を、身体のさまざまな場所に装着することができ、特定された部位に限らず、身体のそれぞれの装着部位に応じた生体情報の計測が可能となっている。

[0229] 〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、上記従来の構成では、さまざまな種類のセンサが用いられ、装着部位によっては、測定不能でパラメータ（生体情報）が得られないと

いう事態も想定される。そのため、装着される場所が悪ければ、情報が不完全なまま処理が行われる虞があり、精度の低い測定結果が出力されるという問題を生じる。測定結果が正確でなければ、最終的な判定がうまくいかない、あるいは、判定精度が低くなるという問題を招来することにもなる。

[0230] 本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、多種類のセンサに頼らずに、1種類のセンサを単数または複数用いてパラメータを収集することにより、装着部位の制約によって情報が不完全となる事態を回避して測定精度を向上させる生体測定装置を実現することにある。また、本発明のさらなる目的は、用いるセンサの属性情報に応じて、得られたパラメータの処理方法を異ならせることにより、測定精度を向上させつつ、多種類のセンサを用いて様々な測定項目を測定できるのと同様の効果をもたらす生体測定装置を実現することにある。

[0231] 《実施形態2-1》

本発明の実施形態について、図26～図40に基づいて説明すると以下のとおりである。

[0232] 本発明の生体測定装置は、生体の状態をセンシングするセンサなどから生体信号情報を取得し、そこから得られるパラメータを用いて被験者の様々な状態、症状を測定するものである。

[0233] 本実施形態では、生体の一例として、人間（以下、被験者と称する）の状態をセンシングする生体センサとして、被験者が発する音を取得する1つの音響センサを用いることとする。そして、本発明の生体測定装置を、上記音響センサとは別体で設けられた、可搬性、携帯性にすぐれた小型の情報処理装置にて実現する場合について説明する。よって、本実施形態では、センサが取得した生体信号情報は、無線または有線の適宜の通信手段を介して生体測定装置に供給される。しかし、これに限らず、本発明の生体測定装置は、パソコンなどの据え置き型の情報処理装置にて実現してもよい。また、本発明の生体測定装置は、上記の構成に限定されず、上記センサ自体に内蔵して実現してもよい。

[0234] さらに、本発明の生体測定装置は、人間以外の動物（例えば犬など）を生体として扱い、動物の生体音を取得して、動物の状態を測定することも可能である。

[0235] 〔生体測定システム〕

図 27 は、本発明の実施形態における生体測定システム 200 の構成を示す概略図である。本発明の生体測定システム 200 は、少なくとも、1つの音響センサ（生体音センサ）202 と、解析装置（生体測定装置）201 とを含む構成となっている。さらに、図 27 に示すとおり、生体測定システム 200 には、被験者の測定に関わる各種の情報を処理する外部装置 203 が含まれていてもよい。

[0236] 音響センサ 202 は、被験者の体に装着され、当該被験者が発する音を検出する密着型のマイクロフォンである。音響センサ 202 の表面には粘着剤層が設けられており、この粘着剤層によって音響センサ 202 が被験者の体表面に装着される。音響センサ 202 の装着位置は、目的の音が効果的に拾える箇所であればよい。例えば、被験者の呼吸音、咳音などを検出する目的では、音響センサ 202 は、気道、胸のあたりに装着され、被験者の心音、心拍数などを検出する目的では、胸部左（被験者から見て）に装着され、被験者の腹腔音を検出する目的では、腹部に装着される。

[0237] 音響センサ 202 は、被験者が発出した生体音を検出し、検出した生体音の音データを生体信号情報として解析装置 201 に送信する。例えば、図 27 に示す例では、胸部左に装着された音響センサ 202 は、検出した心音の音データを生体信号情報として解析装置 201 に送信する。音響センサ 202 から出力される音データを、生体信号情報の中でも特に、生体音信号情報と称する。

[0238] 図 28 は、音響センサ 202 の要部構成を示すブロック図である。図 28 に示すとおり、音響センサ 202 は、制御部 270、電力供給部 279、マイク部 280、無線通信部 281、および、粘着剤層 274 を備える構成となっている。

- [0239] 電力供給部 279 は、制御部 270、マイク部 280 および無線通信部 281 の各回路に電力を供給するものであり、一般的な畜電池で構成される。あるいは、電力供給部 279 は、AC アダプタなどへ有線接続する接続部で構成されてもよい。また、電力供給部 279 は、無線給電によるエネルギー供給を受けるシステムの場合、供給されたエネルギーを一時的に蓄えておくキャパシタなどで構成される。
- [0240] マイク部 280 は、被験者が発する生体音を採取するものである。
- [0241] 粘着剤層 274 は、音響センサ 202 が重力や衣服等の摩擦によって、被験者の体表面から脱落したり離れ過ぎたりしないようにするための装着機構であり、音響センサ 202 の外表面上に設けられる。粘着剤層 274 は、吸盤や吸着ジェル等によって実現され、体表面上に留まるための機能を提供する。
- [0242] 無線通信部 281 は、生体測定システム 200 における他の装置（解析装置 201、外部装置 203、あるいは、他の生体センサ）と無線通信するものである。無線通信手段としては、Bluetooth（登録商標）通信、Wi-Fi 通信などの近距離無線通信手段を採用し、各種の装置と直接近距離無線通信を行うことが想定される。あるいは、構内 LAN を構築し、これを介して各種装置と無線通信を行ってもよい。
- [0243] 特に、無線通信部 281 は、音響センサ 202 が採取した生体音信号情報を解析装置 201 に送信したり、解析装置 201 から送信された制御データを受信したりする。制御データは、解析装置 201 が、測定の開始や終了、測定条件の設定などを、音響センサ 202 に対して遠隔制御するための情報である。
- [0244] なお、音響センサ 202 と解析装置 201 とがケーブルを介して有線接続されていてもよく、この場合、音響センサ 202 は、無線通信部 281 の代わりに、ケーブルを介して有線通信を行う通信部を備え、通信部が、ケーブルを介して、解析装置 201 などとの間で、各種情報の送受信を実行する。
- [0245] 制御部 270 は、音響センサ 202 の各部を制御するものであり、センサ

用のマイクロコンピュータなどで実現される。制御部 270 は、A/D コンバータなどで実現されるアナログ／デジタル（A/D）変換部 277 を内蔵している。A/D 変換部 277 は、マイク部 280 が採取した生体音をデジタル化して音データを出力する。デジタル化された音データは、生体音信号情報として、無線通信部 281 を介して、解析装置 201 に送信される。

[0246] 図 29 は、音響センサ 202 の構成の一例を示す図であり、音響センサ 202 の構成を示す断面図である。同図に示すように、音響センサ 202 は、いわゆるコンデンサマイクロフォン方式の集音ユニットであり、円柱形状で一端面が開いた筐体部 271 と、筐体部 271 の開口面を閉塞するように筐体部 271 に密着したダイアフラム 273 とを備えている。また、音響センサ 202 は、第 1 変換部 275 および第 2 変換部としての A/D 変換部 277 を搭載した基板 278 と、第 1 変換部 275 および A/D 変換部 277 に電源を供給するバッテリーとしての電力供給部 279 を備えている。

[0247] 上述のマイク部 280 は、図 29 に示すとおり、ダイアフラム 273、第 1 変換部 275、および、空気室壁 276 によって実現されている。

[0248] ダイアフラム 273 の表面には粘着剤層 274 が設けられており、この粘着剤層 274 によって音響センサ 202 が被験者の体表面（H）に装着される。音響センサ 202 の装着位置は、目的の測定部位の音（心音、呼吸音、腹腔音など）が効果的に拾えるよう適宜定められる。

[0249] ダイアフラム 273 は、被験者が生体音を発すると、この生体音の波長に合わせて微小振動する。ダイアフラム 273 の微小振動は、上面及び下面が開いた円錐形状の空気室壁 276 を伝って第 1 変換部 275 に伝搬される。

[0250] 空気室壁 276 を介して伝えられえた振動は、第 1 変換部 275 によって電気信号に変換され、A/D 変換部 277 によってデジタル信号に変換されて、生体音信号情報として、解析装置 201 に送信される。

[0251] 解析装置 201 は、音響センサ 202 から取得した生体音信号情報に基づいて、被験者の状態を測定するものである。解析装置 201 は、取得した生

体音信号情報を生体測定処理にかけることにより測定結果を得ることができる。具体的には、生体測定処理は、１または複数の情報処理からなっている。解析装置２０１は、得られた生体音信号情報に対して、１または複数の情報処理を実行して、被験者の状態を示す測定結果情報を導出する。１または複数実行される「情報処理」とは、例えば、生体音信号情報（すなわち、音データ）を分析して測定に使う音データとしての品質の良し悪し判定する「品質判定処理」であったり、生体音信号情報から被験者に係る様々な情報（パラメータ）を抽出して、パラメータに基づいて被験者の状態を評価する「状態評価処理」であったりする。しかし、解析装置２０１が、測定結果情報を導出するために、生体音信号情報に対して実行する情報処理は、上記に限定されない。さらに、第３の情報処理、第４の情報処理・・・の各種情報処理が実行されてもよい。例えば、解析装置２０１は、「情報処理」として、さらに、生体音信号情報から解析に不要な雑音などの成分を除去する「雑音除去処理」を実行する機能を備えていてもよい。

[0252] 本発明の解析装置２０１は、１つの情報処理につき、幾通りものアルゴリズムを記憶している。この幾通りものアルゴリズムは、音響センサ２０２の属性情報ごとに用意されている。音響センサ２０２の属性情報とは、以下に限定する意図はないが、例えば、（１）音響センサ２０２が被験者の体のどこに装着されているか（以下、属性情報名は「装着位置」）、（２）音響センサ２０２で被験者の体の何の音を測定したいのか、すなわち、大まかな測定の目的（以下、属性情報名は「測定部位」）、および、（３）音響センサ２０２で被験者のどのような状態（具体的な症状）を測定したいのか、すなわち、詳細な測定の目的（以下、属性情報名は「測定項目」）などである。

[0253] したがって、解析装置２０１は、用いるセンサが音響センサの１種類であっても、音響センサ２０２の属性情報（装着位置、測定部位、測定項目）に応じて、１つの情報処理について、実行すべき処理のアルゴリズムを異ならせることが可能である。音響センサの１種類を用いるだけで、音響センサ２０２の装着位置や測定の目的に応じて、多様な生体測定処理を実現し、測定

の目的に適った測定結果情報を導出することができる。つまり、解析装置 201 は、属性情報に応じて、適したアルゴリズムを選択することができる。結果として、被験者の状態について判定の精度を向上させることが可能となる。

[0254] 解析装置 201 において、音響センサ 202 の属性情報はどのようにして決定されるのかについては、以下で詳しく説明するが、例えば、外部装置 203 を介してユーザが指定する属性情報が解析装置 201 に送信されることが想定される。

[0255] なお、本実施形態では、解析装置 201 は、情報処理「状態評価処理」を実行するにあたり、被験者に関する様々なパラメータを用いる。例えば、解析装置 201 は、測定結果の精度を向上させるために、音響センサ 202 以外の装置（外部装置 203 など）から取得した外部取得情報、および、解析装置 201 に直接入力された手動入力情報からパラメータを抽出して利用することができる。

[0256] ここで、音響センサ 202 などの各種生体センサから得られる生体（音）信号情報から得られるパラメータを「生体（音）パラメータ」、また、上記外部取得情報または上記手動入力情報から得られるパラメータを「外的パラメータ」と称し、これらの用語は、両者を性質上区別する必要がある場合に用いる。

[0257] 生体パラメータは、被験者の生理状態を反映したものである。生体パラメータの具体例としては、例えば、音響センサ 202 が検出した音データ（生体音信号情報）から取得される「音量」、「周波数分布」などが想定される。さらに、波形がパターン化される場合に、波形のパターンを分析することにより、波形の「間隔」、「周期」、「有無」、「長短」、「回数」などが、生体パラメータとして抽出されてもよい。

[0258] 外的パラメータは、上記生体パラメータが被験者の生理状態を反映したものであるのに対し、被験者の体外の環境条件を反映したものである。外的パラメータの具体例としては、例えば、生体センサの仕様情報（バージョン情

報、こういった情報を検出できる機能を持つのか、など）、上記生体センサの装着位置（胸部、腹部、背中、気道付近など）、上記被験者に関する被験者情報（年齢、性別、睡眠時間、直前の食事時間、運動量、過去の疾患履歴など）、および、上記被験者が置かれた測定環境（気温、気圧、湿度など）が挙げられるが、これに限定されるものではない。

[0259] 解析装置 201 は、上記生体パラメータに、上記外的パラメータを適切に組み合わせて測定結果情報を導出することにより、測定の目的に適ったさらに精度よい判定を実現することが可能となる。

[0260] 解析装置 201 は、上述のようにして、生体音信号情報に対して、1つ以上の情報処理を実行し、得られた測定結果情報を、解析装置 201 の表示部に表示するとともに、外部装置 203 に送信する。なお、解析装置 201 は、上記測定結果情報のみならず、音響センサ 202 から得た処理前の生体音信号情報（音データそのもの）を、外部装置 203 に転送する構成であってもよい。

[0261] 外部装置 203 は、解析装置 201 と通信して、解析装置 201 において実行される生体測定処理に係る各種情報をやり取りし、また、それらの情報を処理するものである。本実施形態の生体測定システム 200 において、外部装置 203 は、解析装置 201 と通信できればどのような装置であってもよい。例えば、外部装置 203 は、携帯電話機や PDA (Personal Digital Assistant) などの携帯端末装置 203 a、ノートパソコン 203 b、データ蓄積装置 203 c などで実現される。

[0262] 次に、上述した解析装置 201 の構成についてさらに詳細に説明する。

[0263] [解析装置 201 の構成]

図 26 は、本発明の実施形態における解析装置 201 の要部構成を示すブロック図である。

[0264] 図 26 に示すとおり、本実施形態における解析装置 201 は、制御部 210、記憶部 211、センサ通信部 212、入力操作部 214 および表示部 215 を備える構成となっている。また、解析装置 201 は、上述の各部の回

路に電力を供給する図示しない電力供給部を有する。なお、解析装置 201 は、通信部 213 を備えていてもよい。

[0265] センサ通信部 212 は、生体測定システム 200 における、音響センサ 202 などの各種生体センサと通信するものである。本実施形態では例えば、センサ通信部 212 は、無線通信手段にて実現される。無線通信手段としては、Bluetooth（登録商標）通信、WiFi 通信などの近距離無線通信手段を採用し、音響センサ 202 と直接近距離無線通信を行うことが想定される。あるいは、構内 LAN を構築し、これを介して音響センサ 202 と無線通信を行ってもよい。

[0266] なお、解析装置 201 のセンサ通信部 212 は、有線通信手段によって音響センサ 202 との通信を実現してもよい。ただし、音響センサ 202 と解析装置 201 との通信を無線で実現することが好ましい。無線通信にすることで、音響センサ 202 の被験者への装着が平易になり、測定環境下における被験者の行動に対する制約が減り、被験者のストレスや負担を低減できるからである。

[0267] 通信部 213 は、外部装置 203 などの各種外部装置と通信するものである。本実施形態では、例えば、通信部 213 は、広域通信網を介して外部の装置と通信を行う。通信部 213 は、構内 LAN またはインターネットなどを介して、外部の装置と情報の送受信を行う。例えば、解析装置 201 は、生体測定処理に利用する外的パラメータを抽出するための外部取得情報を、通信部 213 を介して、外部の情報提供装置から受信してもよい。ここで、通信部 213 が取得する外部取得情報としては、特定の日の天気、気温、気圧、湿度や、利用する各生体センサの仕様情報などが想定される。例えば、仕様情報を参照することにより、解析装置 201 は、どの測定項目に応じてどの生体センサからのパラメータを利用すべきかを判断したり、あるいは、複数の生体センサを同時に利用するときの組み合わせの条件や、禁忌を把握したりすることができる。あるいは、通信部 213 は、外部装置 203 に対してユーザから入力された測定開始の指示や、属性情報の選択を外部装置

203から受信してもよい。なお、通信部213は、無線通信手段、および、有線通信手段のいずれの手段で採用されてもよく、生体測定システム200の実施の形態に合わせて最適な手段が適宜採用される。

[0268] 入力操作部214は、ユーザ（被験者自身あるいは測定を行う操作者を含む）が解析装置201に指示信号を入力するためのものである。解析装置201が、図27に示すように小型の情報処理装置にて実現される場合には、入力操作部214は、数個のボタン（十字キー、決定キー、文字入力キーなど）、タッチパネル、タッチセンサ、もしくは、音声入力部と音声認識部などの適宜の入力装置で構成される。あるいは、解析装置201が据え置き型の情報処理装置にて実現される場合には、入力操作部214としては、上述の入力装置の他に、複数のボタン（十字キー、決定キー、文字入力キーなど）で構成されるキーボード、マウスなどの入力装置が採用されてもよい。本実施形態では、ユーザは、入力操作部214を用いて、測定の開始や終了の指示を入力したり、音響センサ202の装着位置、測定部位、測定項目などの属性情報を選択したりすることができる。さらに、ユーザは、入力操作部214を用いて、測定に必要な情報（手動入力情報）を解析装置201に直接入力してもよい。例えば、被験者の年齢、性別、平均睡眠時間、測定日当日の睡眠時間、直近の食事時間、食事内容、運動量などの各パラメータが解析装置201に入力される。

[0269] 表示部215は、解析装置201が実行した生体測定処理の測定結果を表示したり、ユーザが解析装置201を操作するための操作画面をGUI（Graphical User Interface）画面として表示したりするものである。例えば、ユーザが、上述の各パラメータを入力するための入力画面を表示したり、ユーザが、測定項目を指定して測定の開始を指示するための操作画面を表示したり、実行した生体測定処理の測定結果を表す結果表示画面を表示したりする。表示部215は、例えば、LCD（液晶ディスプレイ）などの表示装置で構成される。

[0270] 本実施形態では、解析装置201は、携帯可能な小型の情報処理装置で実

現されているため、解析装置 201 に備えられた入力操作部 214 および表示部 215 は、インターフェース部として入出力されるべき情報量に対して十分に対応できないことが考えられる。このような場合には、入力操作部 214 および表示部 215 を、ノートパソコン 203b やその他据え置き型の情報処理装置に備えられているインターフェース部にて実現することが好ましい。

[0271] 上記構成によれば、ノートパソコン 203b の表示部 215 に、上記操作画面を表示し、ノートパソコン 203b の入力操作部 214（キーボード、マウスなど）から、ユーザの指示を受け付ける。これにより、ユーザは、容易に、測定の開始や終了の指示を入力したり、音響センサ 202 の装着位置、測定部位、測定項目などの属性情報を選択したりすることができ、操作性が向上する。ノートパソコン 203b を介して入力された指示や属性情報は、構内 LAN を介して解析装置 201 の通信部 213 に送信される。また、ノートパソコン 203b の表示部 215 は、測定結果を表す結果表示画面を、解析装置 201 の表示部 215 よりも大きく表示することができ、測定結果についてより多くの情報をユーザに分かり易く提示することが可能となる。解析装置 201 が導出した測定結果情報は、構内 LAN を介して、解析装置 201 の通信部 213 からノートパソコン 203b に送信される。

[0272] 制御部 210 は、解析装置 201 が備える各部を統括制御するものであり、機能ブロックとして、情報取得部 220、属性情報決定部 221、アルゴリズム選択部 222、ならびに、情報処理部としての、品質判定部 223 および状態評価部 224 を備えている。これらの各機能ブロックは、CPU (central processing unit) が、ROM (read only memory)、NVRAM (non-Volatile random access memory) 等で実現された記憶装置（記憶部 211）に記憶されているプログラムを不図示の RAM (random access memory) 等に読み出して実行することで実現できる。

[0273] 記憶部 211 は、制御部 210 が実行する（１）制御プログラム、（２）OS プログラム、（３）制御部 210 が、解析装置 201 が有する各種機能

を実行するためのアプリケーションプログラム、および、（４）該アプリケーションプログラムを実行するときに読み出す各種データを記憶するものである。特に、記憶部２１１は、解析装置２０１が実行する生体測定処理を実行する際に読み出す各種プログラム、データを記憶する。具体的には、記憶部２１１には、音データ記憶部２３０、測定方法記憶部２３１、音源記憶部２３２および属性情報記憶部２３４が含まれる。

[0274] なお、解析装置２０１は、図示しない一時記憶部を備える。一時記憶部は、解析装置２０１が実行する各種処理の過程で、演算に使用するデータおよび演算結果等を一時的に記憶するいわゆるワーキングメモリであり、ＲＡＭなどで構成される。

[0275] 制御部２１０の情報取得部２２０は、生体測定処理に必要な各種情報を取得するものである。詳細には、情報取得部２２０は、センサ通信部２１２を介して、音響センサ２０２から生体音信号情報（音データ）を取得する。情報取得部２２０は、取得した音データを音データ記憶部２３０に格納する。情報取得部２２０は、音データを格納するとき、採取日時や被験者情報などを併せて格納してもよい。なお、情報取得部２２０は、取得したすべての音データを、音データ記憶部２３０に格納するのではなく、一旦、制御部２１０が参照する不図示のＲＡＭなどに入力することが好ましい。上記構成によれば、取得した音データに対するリアルタイム処理を実行することが可能となり、音データのすべてが必要でない場合に処理負荷を低減することができ、かつ、音データ記憶部２３０のメモリ容量を節約することが可能となる。

[0276] 属性情報決定部２２１は、解析装置２０１が実行しようとする生体測定処理において用いられる音響センサ２０２の属性情報を決定するものである。一例として、属性情報決定部２２１は、音響センサ２０２の装着位置、および、音響センサ２０２による大まかな測定の目的（測定部位）を決定する。詳細な測定の目的も定まる場合には、測定項目も併せて決定してもよい。属性情報の決定方法は、いくつか考えられる。

[0277] 本実施形態では、属性情報の入力画面を外部装置２０３の表示部２１５に

表示して、外部装置 203 の入力操作部 214 にてユーザに選択させる構成が考えられる。属性情報決定部 221 は、通信部 213 を介して、ユーザによって選択された属性情報を受信し、受信した内容に基づいて、ユーザによって指定された装着位置および測定部位（および測定項目）を決定する。

[0278] 図 30 は、表示部 215 に表示される属性情報の入力画面の一例を示す図である。図 30 に示すとおり、属性情報決定部 221 は、人体図 240 を表示部 215 に表示し、装着位置の選択を受け付ける。ユーザは、例えば、入力操作部（マウス）14 を操作して、人体図 240 上の所望の装着位置をクリックすることにより、音響センサ 202 の装着位置を指定することができる。図 30 に示す例では、指定された装着位置には、黒塗りの星印 242 が表示される。このように装着位置が指定されると、属性情報決定部 221 は、指定された星印 242 の位置に対応する装着位置（例えば、「正面－胸－左上」）を、属性情報「装着位置」として決定する。なお、属性情報決定部 221 は、想定されるすべての装着位置を候補として、白抜きの星印を表示してもよいし、装着位置をテキストにてリストにして表示してもよい。

[0279] 属性情報決定部 221 は、測定部位の候補 243 を表示部 215 に表示し、測定部位の選択を受け付ける。ユーザは、入力操作部 214 を操作して、所望の測定部位をクリックすることにより、音響センサ 202 の測定部位を指定することができる。同様に、測定項目の候補 244 が表示部 215 に表示される。ユーザは、所望の測定項目をクリックし、音響センサ 202 の測定項目を指定することができる。属性情報決定部 221 は、ユーザによって選択された選択肢を、属性情報「測定部位」、「測定項目」として決定する。図 30 に示すとおり、測定の目的は、漠然と「心音」「呼吸音」「血流音」・・・のように、測定部位を選択することもできれば、さらに詳細に具体的な疾患名（測定項目）を選択することもできる。

[0280] 属性情報決定部 221 は、上述のとおり決定した属性情報をアルゴリズム選択部 222 に伝達する。さらに、属性情報決定部 221 は、決定した属性情報を不揮発的に記憶しておく場合には、決定した属性情報を属性情報記憶

部 2 3 4 に格納しておく。

[0281] アルゴリズム選択部 2 2 2 は、属性情報決定部 2 2 1 によって決定された属性情報に応じて、解析装置 2 0 1 の各種の情報処理部が実行すべきアルゴリズムを、複数通りある中から選択するものである。測定方法記憶部 2 3 1 には、各種の情報処理につき、幾通りものアルゴリズムが属性情報に対応付けて記憶されている。アルゴリズム選択部 2 2 2 は、測定方法記憶部 2 3 1 を参照し、決定された属性情報に基づいて、各情報処理部が実行すべきアルゴリズムを選択する。

[0282] 図 3 1 は、測定方法記憶部 2 3 1 に記憶される、属性情報とアルゴリズムとの対応関係を示す対応テーブルの具体例を示す図である。図 3 2 は、測定方法記憶部 2 3 1 に記憶される、各情報処理のアルゴリズムの具体例を示す図である。

[0283] 図 3 1 に示すとおり、解析装置 2 0 1 は、属性情報とアルゴリズムとの対応関係を示す情報を測定方法記憶部 2 3 1 に保持している。図 3 1 に示す例では、対応関係を示す情報は、対応テーブルとしてテーブル形式にて保持されているが、対応関係が維持されてさえいれば、どのようなデータ構造でもかまわない。

[0284] 図 3 1 に示す対応テーブルでは、装着位置かつ測定部位ごとにアルゴリズムのセットが対応付けられている。図 3 1 に示す例では、一例として、装着位置のバリエーションは 2 7 個、測定部位のバリエーションは 5 個であるので、 $27 \times 5 = 135$ 通りのアルゴリズムが予め用意されている。

[0285] アルゴリズム選択部 2 2 2 は、属性情報決定部 2 2 1 より伝達された装着位置と、測定部位とに基づいて、アルゴリズムを選択する。例えば、「装着位置」として「正面－胸－左上」が、「測定部位」として「心音」が選択された場合、アルゴリズム選択部 2 2 2 は、図 3 1 の対応テーブルを参照し、A 3 のアルゴリズムを選択する。

[0286] 図 3 2 は、選択された A 3 のアルゴリズムの具体例を示している。本実施形態では、解析装置 2 0 1 は、情報処理部として、品質判定部 2 2 3 と、状

態評価部 224 とがある。そこで、A3 のアルゴリズムには、品質判定部 223 が実行する品質判定処理のための、品質判定アルゴリズム A3 と、状態評価部 224 が実行する状態評価処理のための、状態評価アルゴリズム A3 とが少なくとも含まれる。ここで、解析装置 201 が、第 3 の情報処理部、第 4 の情報処理部を有している場合、それぞれが実行する情報処理についても、A3 のアルゴリズムが含まれる。

[0287] 図 32 に示す例では、A3 の品質判定アルゴリズムは、装着位置および測定部位ごとに 1 通りであるので、測定項目によらず共通である。この場合、アルゴリズム選択部 222 は、当該 A3 の品質判定アルゴリズムを選択し、このアルゴリズムにしたがって品質判定処理を実行するように品質判定部 223 に伝達する。

[0288] 図 32 に示す例では、A3 の状態評価アルゴリズムは、さらに、測定項目ごとに幾通りか用意されている。そこで、アルゴリズム選択部 222 は、決定された測定項目に基づいて、対応するアルゴリズムを選択する。例えば、「測定項目」として「僧帽弁開放音（疾患名：僧帽弁閉鎖不全）」がユーザによって選択された場合、アルゴリズム選択部 222 は、図 32 に示す A3 の状態評価アルゴリズムの中から、評価関数「 $f_1(x)$ 」と、閾値「6」とを含むアルゴリズムを選択する。アルゴリズム選択部 222 は、選択した上記アルゴリズムにしたがって状態評価処理を実行するように状態評価部 224 に伝達する。もし、測定項目が、属性情報決定部 221 によって決定されなかった場合には、アルゴリズム選択部 222 は、A3 のすべての状態評価アルゴリズムを実行するように、状態評価部 224 に指示してもよい。

[0289] 図 32 に示すとおり、対応テーブルにて一意に特定されたアルゴリズム（例えば、A3 のアルゴリズム）には、先に選択された品質判定アルゴリズムと対をなす状態評価処理アルゴリズムが測定項目ごとにそれぞれ用意されている。これにより、例えば、同じ心音を評価するアルゴリズム A3 であっても、状態評価処理アルゴリズムでは、その心雑音の特性（測定項目、または、対象疾患）ごとに異なるアルゴリズムが設けてある。このため、品質判定

部 2 2 3 は、1 種類の音響センサ 2 0 2 から取得される音データに基づいて、様々な疾患ごとの詳細な評価を行うことが可能である。

[0290] 品質判定部 2 2 3 は、品質判定処理を実行するものである。品質判定処理とは、音響センサ 2 0 2 から得られた生体音信号情報（すなわち、音データ）を分析して測定に使う音データとしての品質の良し悪し判定する処理であり、解析装置 2 0 1 が実行する生体測定処理に含まれる情報処理の 1 つである。品質判定部 2 2 3 は、アルゴリズム選択部 2 2 2 によって選択された品質判定アルゴリズムにしたがって、上記音データを処理する。そして、採取した音データが、あらかじめ決定された測定の目的を達成するのに十分な品質を備えているか否かを判定する。例えば、品質判定部 2 2 3 は、測定部位「心音」が選択されているのに、音データ中の心音の音量が不十分であれば、音データの品質は不十分であると判定する。品質判定部 2 2 3 は、音データの品質に対する判定結果を表示部 2 1 5 に出力してもよい。これにより、ユーザは、被験者に装着された音響センサ 2 0 2 の装着箇所や、装着状態を改善することができる。あるいは、品質判定部 2 2 3 の指示にしたがって、情報取得部 2 2 0 は、音響センサ 2 0 2 から音データを取得しなおしてもよい。品質判定部 2 2 3 は、品質が良好と判定した音データのみを、後工程の情報処理部（状態評価部 2 2 4 など）に引き渡す。上記構成によれば、音データが不完全な状態で、処理にかけられることを防止することができる。

[0291] 状態評価部 2 2 4 は、状態評価処理を実行するものである。状態評価処理とは、生体音信号情報から被験者に係る様々な情報（パラメータ）を抽出して、パラメータに基づいて被験者の状態を評価する処理であり、解析装置 2 0 1 が実行する生体測定処理に含まれる情報処理の 1 つである。状態評価部 2 2 4 は、アルゴリズム選択部 2 2 2 によって選択された状態評価アルゴリズムにしたがって、上記音データを処理する。そして、選択された測定項目にそって、測定結果情報を導出する。例えば、測定項目「僧帽弁開放音（疾患名：僧帽弁閉鎖不全）」が選択された場合、状態評価部 2 2 4 は、上記音データから様々なパラメータを抽出し、これらを評価関数「 $f_1(x)$ 」に

かけて、得られた値を閾値「6」と比較する。そして、比較結果に基づいて、僧帽弁閉鎖不全に関して異常の有無を評価する。さらに、状態評価アルゴリズムには、異常の有無にかかわらず、音データから心拍数を求める計算が含まれていてもよい。状態評価部224は、異常の有無の評価結果、心拍数、および、その他導出した情報を測定結果情報として、表示部215に出力する。

[0292] 図33は、表示部215に表示される測定結果情報の出力画面の一例を示す図である。図33に示すとおり、状態評価部224は、選択された測定項目に対する被験者の状態評価結果264を出力する。図33に示す例では、状態評価結果264には、選択された測定項目「僧帽弁開放音（疾患名：僧帽弁閉鎖不全）」に関し、被験者の状態が正常か、異常か（あるいは要注意、要経過観察など）の評価が含まれている。さらに、状態評価部224は、選択された属性情報（装着位置261、測定部位262および測定項目263）を表示してもよい。さらに、状態評価部224は、心拍数を求めた場合には、心拍数の算出結果および心拍数の異常の有無を心拍数情報265として表示部215に表示してもよい。さらに、状態評価部224は、状態評価処理の過程で音データから抽出した様々な生体パラメータの評価結果を表示部215に表示してもよい。例えば、図33に示すとおり、レーダチャート形式にして評価結果を表示することが考えられる。

[0293] なお、状態評価部224が出力した測定結果情報は、必要性や目的に応じて、外部装置203の各装置に送信され、外部装置203において、測定結果情報が表示されたり、蓄積されたり、あるいは、別の処理に用いられるりする。

[0294] 品質判定部223および状態評価部224の動作については、具体例を用いて後に詳述する。

[0295] [生体測定処理フロー]

図34は、本実施形態における解析装置201の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

- [0296] 解析装置 201 において、生体測定処理を実行するアプリケーションが起動されると、属性情報決定部 221 は、例えば、図 30 に示すような入力画面を表示部 215 に表示して、ユーザから属性情報の選択を受け付ける（S101）。属性情報決定部 221 は、入力操作部 214 を介して入力された選択肢に基づいて、属性情報「装着位置」、「測定部位」、および、「測定項目」を決定する（S102）。
- [0297] ここで、ユーザは、音響センサ 202 を、被験者の身体上において、S101 にて入力した装着位置と同じ位置に装着する。ユーザは、測定の準備が完了し、決定された属性情報で問題がなければ、図 30 に示す「測定開始」のボタンをクリックするなどして、測定の開始を解析装置 201 に指示する。なお、音響センサ 202 の装着のタイミングとしては、先に所定の装着箇所に音響センサ 202 を装着した後に、S101 の入力を行う順番であっても構わない。
- [0298] 入力操作部 214 を介して「測定開始」のボタンをクリックされると（S103 において YES）、アルゴリズム選択部 222 は、属性情報決定部 221 によって決定された「装着位置」および「測定部位」に対応する品質評価アルゴリズムを選択する（S104）。ここまでの、測定開始のための準備が終了し、解析装置 201 および音響センサ 202 は、生体測定処理の実行状態に遷移する。
- [0299] まず、音響センサ 202 が、被験者の生体音を採取する。情報取得部 220 は、音響センサ 202 から、上記生体音の音データ（生体音信号情報）を取得する（S105）。品質判定部 223 は、アルゴリズム選択部 222 によって選択された品質判定アルゴリズムにしたがって、S105 にて取得された音データの品質を判定する（S106）。例えば、S101 にて選択された測定部位の音が、一定以上の音量で該音データに含まれているのか否かなどを判定する。これにより、音響センサ 202 の装着位置または装着状態の適否、および、測定部位に基づいた生体音が高品質で測定できているか否かが判断される。

[0300] ここで、品質判定部223が、音データの品質が不十分であると判定した場合（S107においてNO）、品質判定部223は、装着位置または装着状態が良好でない旨のエラーメッセージを表示部215に表示して、ユーザに対し、音響センサ202の再装着を促してもよい（S108）。さらに、図30の人体図240を表示して、正しい装着位置をユーザに提示してもよい。

[0301] 一方、品質判定部223が、音データ（音響センサ202が再装着され、再取得された音データも含む）の品質が十分であると判定した場合（S107においてYES）、解析装置201は、詳細な健康情報を求めるための処理に移行する。すなわち、アルゴリズム選択部222は、S101にて選択された、装着位置、測定部位および測定項目に基づいて、状態評価アルゴリズムを選択する（S109）。そして、状態評価部224は、アルゴリズム選択部222によって選択された状態評価アルゴリズムにしたがって、S105にて取得された音データを処理して、被験者の状態を評価する（S110）。状態評価部224は、選択された測定項目に対応する被験者の状態を測定、評価し、これにより導出した測定結果情報を表示部215に出力する（S111）。測定結果情報は、例えば、図33に示す出力画面のように表示される。

[0302] 本実施形態における解析装置201の構成および、上記生体測定方法によれば、ユーザは簡便な入力操作に行うだけで、（1種類の）音響センサを用いて、様々な測定項目に沿って、精度よい測定を行うことが可能となる。特に、測定したい対象音（測定部位）が明確であり、そのための測定方法（装着位置）について、ある程度の知識を有するユーザに対しては、特に、効率的で利便性の高い生体測定システム200を実現することが可能となる。

[0303] [品質判定処理について]

次に、S106において品質判定部223が実行する品質判定処理について、具体例を用いて説明する。以下の説明では、属性情報決定部221が、装着位置を「正面－胸－左上」、測定部位を「心音」と決定している場合を

想定している。

[0304] 図35の(a)および(b)は、音響センサ202から採取された音データの波形を示す図である。結論から述べると、図35に示す音データの波形は、正常心音の波形であるが、音響センサ202の装着状態が悪いため、背景雑音が大きく、測定に用いる生体音信号情報の品質としては十分ではない波形の例を示している。図35の(a)は、10秒間の波形を示し、図35の(b)は、このうち、相対経過時間が4秒から5秒までの間の1秒間の波形を拡大したものを示す。図中の(1)は、心音のI音の波形を示し、(2)は、II音の波形を示す。

[0305] 品質判定部223は、選択された品質判定アルゴリズム（例えば、A3）にしたがって、まず、図35に示す音データの波形に対して、高速フーリエ変換（FFT）処理を行う。図36の(a)および(b)は、図35の(a)および(b)に示す音データをFFT処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。図36の(a)は、周波数0～25KHzの間の周波数スペクトルを示し、図36の(b)は、このうち、周波数0～200Hzの間の周波数スペクトルを拡大したものを示す。

[0306] 心音の特徴は、スペクトルが60～80Hzの帯域に集中している点である。この基準となる帯域を信号帯域と称し、測定部位ごとに予め定められているものとする。心音の信号帯域は、上述のとおり、60～80Hzである。

[0307] 図36の(b)に示すとおり、スペクトルが集中しているのは、60～80Hzの信号帯域である。これにより、品質判定部223は、採取された音データは、心音を含んでいると推定することができる。しかしながら、図36の(b)に示すとおり、この音データは、60～80Hzの信号帯域以外に、さらに、50Hz以下の帯域にも成分を多く含んでいる。品質判定部223は、信号帯域以外の帯域（例えば、50Hz以下の帯域）に存在する成分をノイズとして検出する。なお、解析装置201は、事前に採取したクリアな心音を音源とする音データを、標本として予め音源記憶部232に記憶

しておき、それとの比較によって、ノイズの有無を検出してもよい。なお、音源記憶部 232 は、標本の音データそのものを記憶するものであってもよいし、音データから所定の手順にて抽出された特徴量であってもよい。特徴量は、音データに対して事前に所定の処理を施して得られるものであってもよいし、音データに対して統計処理を施して得られた統計値を特徴量としたものであってもよい。ここで、音源記憶部 232 の記憶容量と、比較を実行する解析装置 201 の処理負荷とを考慮すれば、特徴量は音データそのものに比べてはるかにデータ容量が少ないので、音源記憶部 232 に記憶するのは、標本の音データそのものよりも該音データの特徴量の方が好ましく、解析装置 201 を、特徴量同士を比較する構成とすることが望ましい。

[0308] 続いて、品質判定部 223 は、上記品質判定アルゴリズムにしたがって、さらに、信号帯域（60～80 Hz）のスペクトルの成分の大きさを B_{signal} として求め、次に、上記信号帯域の成分に、該信号帯域以外の帯域の成分も加算した場合の大きさを B_{noise} として求める。そして、両者の比を求めることにより、音データの信号品質を表す SNR を算出する。すなわち、上記品質判定アルゴリズムは、次式

[0309] [数1]

$$SNR = \left| \frac{B_{signal}}{B_{noise}} \right|$$

[0310] （以下、式 1）を含んでおり、品質判定部 223 は、上記式 1 を用いて、採取された音データの品質を判定する。

[0311] 図 35 および図 36 に示す音データの例では、品質判定部 223 は、 B_{signal} を「465880448」と求め、 B_{noise} を「143968」と求め、最後に、SNR を、 $465880448 \div 143968 = 3236$ と算出する。

[0312] SNR の値は、大きい方が信号品質が良いと判断できる値である。本実施形態では、一例として、SNR の閾値を 10000 とし、SNR が 10000 以上の音データを、品質良好（測定可能）と判定し、SNR が 10000

未満の場合を、品質不十分（測定不可）と判定する。上記品質判定アルゴリズムは、以上のように信号品質を判定するための判定条件を含んでいる。

[0313] 上述したとおり、図35および図36に示す音データは、装着状態が不完全であったため、背景ノイズが多く、音データとしての品質は、測定結果情報を導出するには、不十分であった。品質判定部223は、選択された品質判定アルゴリズムにしたがって、図35および図36に示す音データのSNRを3236と算出し、閾値10000と比較する。比較結果は、「 $SNR = 3236 < \text{閾値} 10000$ 」となり、品質判定部223は、当該音データのSNRは閾値に達しておらず、よって、品質不十分と判定する。

[0314] この場合、品質判定部223は、表示部215に「音響センサ202の装着状態が不安定です。再装着して下さい。」などのメッセージを出力し、音響センサ202の再装着をユーザに対して促す。

[0315] 図37の(a)および(b)は、ユーザが音響センサ202を再装着した後に、音響センサ202から採取された音データの波形を示す図である。結論から述べると、図37に示す音データの波形は、装着状態が改められたために背景雑音が低減され、測定に用いる生体音信号情報の品質として十分良好な波形の例を示している。図37の(a)は、10秒間の波形を示し、図37の(b)は、このうち、相対経過時間が4秒から5秒までの間の1秒間の波形を拡大したものを示す。図中の(1)は、心音のI音の波形を示し、(2)は、II音の波形を示す。

[0316] 品質判定部223は、上述の手順と同様に、上記品質判定アルゴリズムにしたがって、図37に示す音データの波形に対して、FFT処理を実施する。図38の(a)および(b)は、図37の(a)および(b)に示す音データをFFT処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。図38の(a)は、周波数0~25KHzの間の周波数スペクトルを示し、図38の(b)は、このうち、周波数0~200Hzの間の周波数スペクトルを拡大したものを示す。

[0317] 品質判定部223は、求めた周波数スペクトルに基づいて、B s i g n a

I を「5 8 9 9 8 1 1 1 3」と求め、B n o i s e を「1 4 6 4 3」と求め、最後に、S N R を、 $5 8 9 9 8 1 1 1 3 \div 1 4 6 4 3 = 4 0 2 9 1$ と算出する。品質判定部 2 2 3 は、上記音データの S N R は、閾値 1 0 0 0 0 以上であると判断し、当該音データの品質は、十分であると判定する。

[0318] 上記では、S N R の閾値が、あらかじめ品質判定アルゴリズムに含まれているものとして説明したが、解析装置 2 0 1 の構成はこれに限定されない。例えば、品質判定アルゴリズムは、採取した音データと、音源記憶部 2 3 2 に記憶されている標本の音データとをマッチングする処理のアルゴリズムを含んでいてもよい。この場合、品質判定部 2 2 3 は、品質判定アルゴリズムにしたがって、採取した音データの周波数スペクトルと、音源記憶部 2 3 2 に記憶されている標本の音データの周波数スペクトルとを比較し、そのマッチングの度合いに基づいて、品質の適否を判定することができる。

[0319] [状態評価処理について]

次に、S 1 1 0 において状態評価部 2 2 4 が実行する状態評価処理について、具体例を用いて説明する。以下の説明では、属性情報決定部 2 2 1 が、装着位置を「正面－胸－左上」、測定部位を「心音」と決定し、測定項目を「僧帽弁開放音（僧帽弁閉鎖不全）」と決定している場合を想定している。

[0320] 図 3 9 の（a）および（b）は、音響センサ 2 0 2 から採取された音データの波形を示す図である。図 3 9 の（a）は、1 0 秒間の波形を示し、図 3 9 の（b）は、このうち、相対経過時間が 4 秒から 5 秒までの間の 1 秒間の波形を拡大したものを示す。図中の（1）は、心音の I 音の波形を示し、（2）は、II 音の波形を示す。図 3 9 に示す音データの波形は、図 3 7 に示す正常心音の波形と比べて、I 音と II 音との間に比較的大きな、雑音のような信号音 N が存在している。結論から述べると、図 3 9 に示す波形は、異常心音の典型例の一つであり、具体的には、僧帽弁閉鎖不全の（心臓の左心房と左心室の間にある僧帽弁の閉鎖が不完全である）被験者の心音波形の例を示している。

[0321] なお、この音データに対しては、状態評価部 2 2 4 が、測定項目「僧帽弁

開放音（僧帽弁閉鎖不全）」について状態評価処理を実施する前に、品質判定部 223 が品質の判定を行っている。図 40 の（a）および（b）は、図 39 の（a）および（b）に示す音データを F F T 処理にかけることによって得られた音データの周波数スペクトルを示す図である。図 40 の（a）は、周波数 0 ～ 2 5 K H z の間の周波数スペクトルを示し、図 40 の（b）は、このうち、周波数 0 ～ 2 0 0 H z の間の周波数スペクトルを拡大したものを示す。図 40 に示す例では、品質判定部 223 は、当該音データの S N R を、 $805504207 \div 25943 = 31049$ と算出し、信号品質は十分であると判定する。しかしながら、品質判定部 223 の一連の処理によって、得られた図 40 の周波数スペクトルと、音源記憶部 232 に記憶されている標本の音データの周波数スペクトル（例えば、図 38 の周波数スペクトル）とを比較しても、一見して異常心音と判断することは難しい。状態評価部 224 は、品質判定部 223 が用いた品質判定アルゴリズム異なる、状態評価アルゴリズムを用いて、測定項目「僧帽弁開放音（僧帽弁閉鎖不全）」について状態評価処理を実施する。

[0322] ここで、アルゴリズム選択部 222 によって選択される状態評価アルゴリズムは、上述した属性情報の例にしたがって、図 32 に示す、評価関数「 $f_1(x)$ 」および閾値「6」を含む A3 のアルゴリズムである。

[0323] そこで、状態評価部 224 は、選択された状態評価アルゴリズムに含まれる、次式

[0324] [数2]

$$f_1(x) = \frac{1}{\Delta t} \sum_{\Delta t} (A(x) - \overline{A(x)})^2$$

[0325] （以下、式 2）として示される、関数 $f_1(x)$ を計算する。

[0326] 具体的には、まず、状態評価部 224 は、図 39 の（b）に示すように、少なくとも心拍の 1 周期以上の音データを含む音データ列を $A(x)$ とし、 $A(x)$ において、I 音から II 音の時間間隔 T に対し、その前後 25% ずつを取り除いた区間 Δt を求める。そして、状態評価部 224 は、この区間 Δ

t の音データ列 A (x) の信号電力を、上記式 2 を用いて計算する。上記式 2 にしたがって、図 39 に示す音データについて、 $f_1(x)$ を求めると、12.6 となる。

[0327] 上記状態評価アルゴリズムには、 $f_1(x)$ の値が閾値 6 以上の場合に、僧帽弁閉鎖不全の異常ありと判定し、閾値 6 未満の場合に、異常なしと判定する判定条件が含まれている。

[0328] したがって、状態評価部 224 は、上記で求めた $f_1(x) = 12.6$ を、閾値 6 と比較して、 $f_1(x) \geq 6$ であると判断する。この判断に基づいて、状態評価部 224 は、図 39 に示す音データを採取した被験者の状態が「心音異常、特に、僧帽弁閉鎖不全の疑いあり」の状態であると評価する。状態評価部 224 が導出した状態評価結果は、例えば、図 33 に示す状態評価結果 264 として、表示部 215 に表示されるなどしてユーザに提示される。

[0329] 上記では、 $f_1(x)$ の閾値が、あらかじめ状態評価アルゴリズムに含まれているものとして説明したが、解析装置 201 の構成はこれに限定されない。例えば、状態評価アルゴリズムは、採取した音データと、音源記憶部 232 に記憶されている標本の音データとをマッチングする処理のアルゴリズムを含んでいてもよい。この場合、状態評価部 224 は、状態評価アルゴリズムにしたがって、採取した音データの $f_1(x)$ の値（図 39 の波形の場合「12.6」）と、音源記憶部 232 に記憶されている標本の音データの $f_1(x)$ の値（例えば、図 37 の波形が標本の波形だとすると、「0.02」）とを比較し、そのマッチング度合いに基づいて、品質の適否を判定することができる。

[0330] 上述の評価関数および閾値は、状態評価アルゴリズムの一例である。状態評価アルゴリズムは、これに限定されず、目的の疾患、あるいは、症状を検出するためのあらゆる数式、値を含むものである。これらの状態評価アルゴリズムは、医学的な知識、経験から適宜定められる。

[0331] 《実施形態 2-2》

本発明の解析装置 201 に関する他の実施形態について、図 4 1～図 4 5 に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の実施形態 2-1 にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0332] 上述の実施形態 2-1 では、測定開始準備段階で、ユーザが、属性情報、すなわち、装着位置、測定部位および測定項目の情報を手動で入力することにより、属性情報が決定される構成であった。実施形態 2-1 の構成は、測定の目的（測定部位または測定項目）が明確であり、そのための測定方法（装着位置）について、ある程度の知識を有するユーザに対して、特に有効な構成であるといえる。

[0333] 本実施形態 2-2 では、ユーザから測定の目的について入力を受け付けた後に、解析装置 201 が、音響センサ 202 の装着位置を特定し、測定の目的に応じて有効な装着位置を、ユーザに対して提示する構成について説明する。したがって、実施形態 2-2 の構成は、測定の目的は明確であるが、そのための測定方法（装着位置）について、知識を持たないユーザに対しても有効な構成であるといえる。

[0334] [解析装置 201 の構成]

図 4 1 は、本発明の実施形態における解析装置 201 の要部構成を示すブロック図である。図 2 6 に示す解析装置 201 と比べて、図 4 1 に示す解析装置 201 の構成上の異なる点は、属性情報決定部 221 が、音響センサ 202 の装着位置を自動で特定する装着位置特定部 250 を有している点と、記憶部 211 が、装着位置情報記憶部 233 を有している点である。

[0335] 装着位置特定部 250 は、ユーザから指定された測定の目的（測定部位または測定項目）に基づいて、適切な装着位置を特定するものである。

[0336] 装着位置情報記憶部 233 は、解析装置 201 が実施可能な測定における、測定部位および測定項目と、当該測定において有効な音響センサ 202 の装着位置との対応関係を示す情報を記憶するものである。

[0337] 装着位置特定部 250 は、装着位置情報記憶部 233 を参照することによ

り、指定された測定の目的に基づいて、有効な装着位置を特定することができる。

[0338] 本実施形態では、属性情報決定部 221 は、まず、図 30 に示す入力画面のうち、測定部位の候補 243 と、測定項目の候補 244 とを表示部 215 に表示し、測定部位（または、測定部位および測定項目）の選択を受け付ける。ユーザは、実施形態 2-1 と同様に、入力画面上のリストから、漠然と「心音」「呼吸音」「血流音」と測定対象音（測定部位）を選択することもできれば、さらに、詳細に具体的な疾患名（測定項目）を選択することもできる。

[0339] 属性情報決定部 221 によって、ユーザの選択が受け付けられ、測定部位（測定項目）が決定されると、次に、装着位置特定部 250 は、装着位置情報記憶部 233 を参照し、選択された測定部位（測定項目）に対応する装着位置を、候補として特定する。

[0340] 図 42 は、装着位置情報記憶部 233 に記憶される、「測定部位（および測定項目）」と「装着位置」との対応関係を示す対応テーブルの具体例を示す図である。

[0341] 図 42 に示すとおり、対応テーブルには、測定部位（測定項目）かつ装着位置ごとに、解析装置 201 が実施可能な情報処理のアルゴリズムが存在する場合には、そのアルゴリズムの識別子に対応付けて格納されている。図 42 に示す例では、心音と呼吸音についてのみ対応関係が格納されているが、その他の測定部位についても同様に装着位置ごとにアルゴリズムの存否が分かるように識別子が格納される。

[0342] 装着位置特定部 250 は、装着位置を特定するために、図 42 に示す対応テーブルを参照する。ここで、測定部位が「心音」と決定されている場合、上記対応テーブルによれば、測定項目がいずれであっても、音響センサ 202 の装着位置が「正面－胸」の、「右上」、「左上」、「右下」および「左下」の 4 箇所である場合のアルゴリズムしか用意されていない。したがって、装着位置特定部 250 は、測定部位「心音」に対応する有効な装着位置が

、「１：正面－胸－右上」、「２：正面－胸－左上」、「３：正面－胸－右下」、「４：正面－胸－左下」の４つであると特定することができる。

[0343] なお、本実施形態では、装着位置特定部２５０は、アルゴリズムの存否を知ることができれば十分であるので、アルゴリズムの識別子の代わりに単に存否を示すフラグが格納されているだけでもよい。測定部位（測定項目）かつ装着位置ごとにアルゴリズムの対応関係を示す情報は、アルゴリズム選択部２２２が参照するので、図４２に示す対応テーブルは、別途、測定方法記憶部２３１に記憶されている。

[0344] さらに、ある測定項目に関する測定において、その装着位置でのセンシングが特に重要、必須であるという場合には、装着位置の重要性を示すフラグ２９０が、アルゴリズムの存否のフラグに加えて格納されていることが好ましい。図４２に示す例では、フラグ２９０（黒塗りの星印）は、測定項目「僧帽弁閉鎖不全」の測定において、装着位置「正面－胸－左下」での音データの分析が特に重要であることを示している。装着位置特定部２５０は、フラグ２９０によって、測定項目ごとの装着位置の重要性を把握することができる。

[0345] 装着位置特定部２５０は、ユーザによって指定された測定部位（測定項目）に基づいて、装着位置の候補を特定すると、特定した装着位置の候補を再び表示部２１５に示し、装着位置の選択を受け付ける。

[0346] 図４３および図４４は、ユーザによって測定部位（測定項目）が指定された後、装着位置特定部２５０が装着位置を特定した後に表示部２１５に表示される装着位置の入力画面の一例を示す図である。図４３に示す例は、測定部位「心音」、測定項目「僧帽弁閉鎖不全」が選択されたときの、装着位置の入力画面を示している。図４４に示す例では、測定部位「呼吸音」が選択されたとき（測定項目は非選択のとき）の、装着位置の入力画面を示している。

[0347] 属性情報決定部２２１は、人体図２４０とともに、装着位置特定部２５０が特定した装着位置の候補を星印にて表示部２１５に表示して、装着位置の

選択を受け付ける。ユーザは、入力操作部（マウス）１４を操作して、表示された星印のいずれかをクリックすることにより、音響センサ２０２の装着位置を指定することができる。図４３および図４４に示す例では、白抜きの星印２４１は非選択の装着位置の候補を示し、黒塗りの星印２４２は選択された装着位置を示す。

[0348] 図４３および図４４に示すとおり、属性情報決定部２２１は、すでに決定している測定部位２４５、および、測定項目２４６の情報を表示してもよい。

[0349] また、図４２に示す例では、測定項目「僧帽弁閉鎖不全」と装着位置「正面－胸－左下」との組み合わせに対して、重要性を示すフラグ２９０が付与されていた。このため、装着位置特定部２５０は、心音の僧帽弁閉鎖不全に関する測定を行う場合に、図４３に示すとおり、装着位置「正面－胸－左下」でのセンシングを行うようにユーザを誘導するためのメッセージ２４７を、候補の星印とともに表示してもよい。これにより、指定された測定の目的にて、測定を実施するにあたり、必要な情報が得られないという事態を避けることができ、情報が不完全なまま測定が進行することを防止することができる。

[0350] 装着位置の候補の星印がクリックされると、属性情報決定部２２１は、選択された星印２４２の位置に対応する装着位置（例えば、「正面－胸－左上」）を、属性情報「装着位置」として決定する。その後、属性情報決定部２２１は、図４３および図４４に示すとおり、さらに、決定した装着位置での測定に関し、ガイダンス情報２４８を表示してもよい。

[0351] ユーザは、表示された内容を確認して問題なければ、選択した装着位置にしたがって被験者に音響センサ２０２を装着し、測定の準備が整えば、測定開始ボタンをクリックするだけでよい。

[0352] ここで、属性情報決定部２２１において、属性情報「装着位置」、「測定部位」、および、「測定項目」が確定し、アルゴリズム選択部２２２に伝達される（あるいは、属性情報記憶部２３４に格納される）。アルゴリズム選

択部 2 2 2 は、実施形態 2 - 1 に示したのと同様の手順で、図 4 2（または図 3 1）に示す対応テーブルを参照し、決定された属性情報「装着位置」、「測定部位」、および、「測定項目」に対応するアルゴリズム（品質判定アルゴリズムおよび状態評価アルゴリズム）を選択する。図 4 2 に示す対応テーブルが、測定方法記憶部 2 3 1 に記憶されている場合、図 4 3 に示す例では、アルゴリズム選択部 2 2 2 は、「装着位置：正面－胸－左上」、「測定部位：心音」、「測定項目：僧帽弁閉鎖不全」に基づいて、「アルゴリズム A 3 b」を選択する。

[0353] 以上のように測定開始準備が完了した後は、実施形態 2 - 1 と同様に、品質判定部 2 2 3 および状態評価部 2 2 4 の各々が、測定結果情報を導出するために各々の情報処理を、選択されたアルゴリズムにしたがって実行する。

[0354] 〔生体測定処理フロー〕

図 4 5 は、本実施形態における解析装置 2 0 1 の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[0355] 解析装置 2 0 1 において、生体測定処理を実行するアプリケーションが起動されると、属性情報決定部 2 2 1 は、測定部位および測定項目を入力するための入力画面を表示部 2 1 5 に表示して、ユーザから属性情報の選択を受け付ける（S 2 0 1）。属性情報決定部 2 2 1 は、入力操作部 2 1 4 を介して入力された選択肢に基づいて、属性情報「測定部位」（または、「測定部位」および「測定項目」）を決定する（S 2 0 2）。

[0356] 次に、装着位置特定部 2 5 0 は、装着位置情報記憶部 2 3 3 に記憶されている対応テーブルを参照し、決定された「測定部位」（および「測定項目」）に基づいて、有効な「装着位置」を特定する（S 2 0 3）。

[0357] そして、属性情報決定部 2 2 1 は、装着位置特定部 2 5 0 が特定した内容に基づいて、図 4 3 または図 4 4 に示すような装着位置入力画面を表示部 2 1 5 に表示して、ユーザから装着位置の選択を受け付ける（S 2 0 4）。ここで、ユーザによって装着位置の選択が行われると、属性情報決定部 2 2 1 は、選択された装着位置を、属性情報「装着位置」として決定する（S 2 0

5)。

[0358] 属性情報が決定され、入力操作部214を介して「測定開始」のボタンがクリックされると(S206においてYES)、実施形態2-1と同様に、アルゴリズムを選択する処理に移行する。本実施形態では、アルゴリズム選択部222は、S202にて属性情報決定部221によって決定された「測定部位」(および「測定項目」)と、S205にて決定された「装着位置」とに基づいて、対応するアルゴリズムを選択する(S104)。ここまでの、測定開始のための準備が終了し、解析装置201および音響センサ202は、生体測定処理の実行状態に遷移する(図34のS104以降の工程を実行する)。

[0359] 本実施形態における解析装置201の構成および、上記生体測定方法によれば、ユーザは、測定したい対象音や疾患が明確であるが、そのための測定方法(装着位置)について、知識が十分でなくとも、有効な装着位置を解析装置201から通知してもらうことにより、測定を実施することが可能となる。さらに、必須の装着位置や測定ガイダンスを表示することによって、ユーザに対し、測定のための知識を補完することができるので、知識の乏しいユーザに対しても利便性の高い生体測定システム200を実現することが可能となる。

[0360] ≪実施形態2-3≫

本発明の解析装置201に関する他の実施形態について、図46～図48に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の実施形態2-1および2-2にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0361] 上述の実施形態2-2では、測定開始準備段階で、ユーザが、属性情報として、測定部位および測定項目の情報を手動で入力することにより、装着位置がある程度絞り込まれ、属性情報が決定される構成であった。実施形態2-2の構成は、測定の目的が明確であるが、測定方法について知識を持たないユーザに対して、特に有効な構成であるといえる。

[0362] 本実施形態 2-3 では、ユーザは、属性情報の入力を一切行わずに、まず、被験者に音響センサ 202 を装着する。本実施形態では、所望する測定部位の周辺に適当に音響センサ 202 が装着されればよい。本実施形態では、装着された音響センサ 202 から取得される音データに基づいて、装着位置および測定部位を特定する構成について説明する。したがって、実施形態 2-3 の構成は、大まかな測定の目的と大まかな測定方法は明確であるが、詳細については知識を持たないユーザに対して有効な構成であるといえる。また、詳細な手動入力操作が不要となるので、測定開始準備段階のユーザ操作をさらに簡素化することができる。

[0363] [解析装置 201 の構成]

図 46 は、本発明の実施形態における解析装置 201 の要部構成を示すブロック図である。図 26 および図 41 に示す解析装置 201 と比べて、図 46 に示す解析装置 201 の構成上の異なる点は、属性情報決定部 221 が、さらに、測定部位特定部 251 および装着位置推定部 252 を有している点である。

[0364] 本実施形態では、まず、ユーザが被験者の身体上に音響センサ 202 を装着し、生体音の採取を行う。ここでの装着位置は、所望の測定部位に近い場所にユーザが適当に決めたもので構わない。その後、入力操作部 214 を介して、音データ取得の開始が指示されると、音響センサ 202 は音の採取を開始し、音響センサ 202 が検出した音データは、センサ通信部 212 を介して、情報取得部 220 に送信される。

[0365] 測定部位特定部 251 は、上述のようにして音響センサ 202 から取得された、被験者の生体音である音データを分析して、音データが被験者のどの測定部位の音を含んでいるのかを特定するものである。測定部位特定部 251 は、音源記憶部 232 に記憶されている標本の音データの特徴量と、取得した音データの特徴量とでマッチングを行うことにより、測定部位を特定する。測定部位特定部 251 が、音データからどのようにして測定部位を特定するのかについて、その処理の一例を以下に説明する。

[0366] 本実施形態では、測定部位特定部 251 は、取得された音データに対して、一例として、高速フーリエ変換（FFT）処理を実施し、上記音データに含まれる音成分の周波数スペクトルを求める。このようにして得られた周波数の分布には、対象音源の特徴が表れる。同様に、その他の「呼吸音」、「血流音」、「腹腔音」、「胎児心音」、および、その他の測定対象音について、その音の特徴を表す信号帯域（周波数分布）があらかじめ定められ、これが、測定部位ごとの特徴量として、測定部位に対応付けて音源記憶部 232 に格納されている。

[0367] 測定部位特定部 251 は、取得された音データの周波数スペクトルと、測定部位ごとの周波数分布とを比較して、取得された音データの周波数スペクトルの周波数分布と最も合致する周波数分布が対応付けられた測定部位を特定し、これを、取得された音データの測定部位と特定する。例えば、「心音」の標本の音データでは、スペクトルが 60～80 Hz の帯域に集中している。したがって、取得された音データのスペクトルが 60～80 Hz の帯域に集中している場合には、測定部位特定部 251 は、測定部位を「心音」と特定することができる。

[0368] 装着位置推定部 252 は、上述のようにして音響センサ 202 から取得された、被験者の生体音である音データを分析して、装着位置を推定するものである。装着位置推定部 252 は、音源記憶部 232 に記憶されている音源データベースを参照し、標本の音データと、取得した音データとでマッチングを行うことにより、装着位置を特定する。

[0369] 図 47 は、本実施形態に係る解析装置 201 において、音源記憶部 232 に記憶されている音源データベースのデータ構造を示す図である。音源記憶部 232 には、装着位置ごとに、老若男女を問わず集めた被験者データを基に作成した標準的な音データが記憶されており、さらに、その音データをどのように分析してマッチングを行うのかを記述した位置推定アルゴリズムが記憶されている。位置推定アルゴリズムは、共通のアルゴリズムが 1 つ用意されていてもよいが、図 47 に示すとおり、装着位置ごとに、音データとセ

ットで異なるアルゴリズムが用意されていることが好ましい。音データの波形は装着位置によって様々に異なるため、マッチング度合い（類似度）を評価する方法を、波形に応じて変える方が、より正確に装着位置を推定することになるからである。位置推定アルゴリズムは、主に、音データから特徴量を抽出するための特徴量抽出関数、特徴量同士をマッチングするための特徴量マッチング関数、マッチング度合い（類似度）に応じて、音データの一致／不一致を評価するためのマッチング度合い評価関数、および、マッチング度合い（類似度）に基づいて、採取された音データがその装着位置からの音であるという尤もらしさの指標を算出するための相関係数算出関数などで構成されている。なお、図47は、音源記憶部232は、標本の音データそのものを装着位置ごとに記憶しているデータ構造の例を示しているが、本発明の音源記憶部232のデータ構造はこれに限定されない。音源記憶部232は、上記音データに加えて、あるいは、上記音データに代えて、該音データから抽出される特徴量を装着位置ごとに記憶する構成であってもよい。

[0370] 装着位置推定部252は、採取された音データを、図47に示す装着位置ごとの標本の音データそれぞれと比較して、どの装着位置の音データと最も類似するのかを推定する。すなわち、装着位置推定部252は、採取された音データと標本の各音データとについて、位置推定アルゴリズムP1～P27にしたがって、マッチングを行い、尤もらしさの指標である相関係数を装着位置ごとに算出する。そして、例えば、P1～P27の関数群を計算した後、得られた相関係数が最も高かったのが、P3のアルゴリズムにしたがってマッチングを行ったときだとした場合、装着位置推定部252は、採取された音データは、
装着位置「正面－胸－左上」に装着されたときのものであると推定することができる。

[0371] なお、音源記憶部232に記憶されている音源データベースは、標本の音データと推定位置アルゴリズムのセットを、さらに、「測定部位」ごとに記憶しておくことが好ましい。つまり、測定部位「心音」の位置推定アルゴリ

ズム P 1 ～ P 2 7、「呼吸音」の位置推定アルゴリズム Q 1 ～ Q 2 7、・・・というように、測定部位ごとに、装着位置 2 2 7 箇所分の標本の音データと推定位置アルゴリズムとを格納しておく。

[0372] 上記データ構造によれば、さらに、測定部位の違いによる波形の違いを考慮して、音データのマッチングを行うことができるので、より正確に装着位置の推定を行うことが可能となる。しかし、装着位置推定部 2 5 2 が、音源データベースに記憶されている、P 1 ～ P 2 7、Q 1 ～ Q 2 7、・・・のすべての位置推定アルゴリズムを実施すると、処理負荷が膨大になるという問題がある。したがって、このような場合には、まず、測定部位特定部 2 5 1 が、採取された音データに対して測定部位の特定を行い、装着位置推定部 2 5 2 は、測定部位特定部 2 5 1 によって特定された測定部位についてのみ、位置推定アルゴリズムを実施する。例えば、測定部位特定部 2 5 1 が測定部位を「呼吸音」と特定した場合には、装着位置推定部 2 5 2 は、「呼吸音」に関連付けられた位置推定アルゴリズム Q 1 ～ Q 2 7 のみを実施して装着位置の推定を行えばよい。

[0373] 上記構成によれば、ユーザの操作は、被験者の身体上のおおよその位置に音響センサ 2 0 2 を装着して、音データを採取するのみでよい。後は、音データに基づいて、解析装置 2 0 1 の測定部位特定部 2 5 1 が、測定部位を特定し、装着位置推定部 2 5 2 が装着位置を推定する。これにより、ユーザの入力操作を省いて解析装置 2 0 1 が属性情報を決定し、解析装置 2 0 1 は、決定した属性情報に応じて精度よい測定を実施することができる。

[0374] なお、属性情報決定部 2 2 1 は、測定部位特定部 2 5 1 が特定した測定部位の情報を、図 4 3 の測定部位 2 4 5 のように表示し、装着位置推定部 2 5 2 が推定した装着位置の情報を、図 3 0 の人体図 2 4 0 および星印 2 4 2 のように表示して、ユーザに確認を求めることが好ましい。ユーザは、表示部 2 1 5 に提示された属性情報で問題が無ければ、測定開始ボタンをクリックする。これにより、属性情報決定部 2 2 1 は、属性情報「装着位置」および「測定部位」を確定させることができ、解析装置 2 0 1 は、属性情報に応じ

たより詳細な測定の実行に移行することができる。

[0375] 〔生体測定処理フロー〕

図48は、本実施形態における解析装置201の生体測定処理の流れを示すフローチャートである。

[0376] 解析装置201において、生体測定処理を実行するアプリケーションが起動されると、例えば、属性情報決定部221は、音響センサ202を用いて音データの採取を実施するようにユーザを促してもよい。ユーザは、とりあえず被験者の身体のどこかに音響センサ202を装着し生体音の検出を行う。音響センサ202が採取した音データを解析装置201に送信すると、情報取得部220は、送信された音データを取得する（S301）。

[0377] 測定部位特定部251は、取得された音データの特徴量（例えば、周波数分布）を、測定部位ごとに格納されている音データの特徴量と比較することにより、取得された音データの測定部位を特定する（S302）。すなわち、当該音データを採取した音響センサ202が、その部位の測定を目的としているのかを特定する。測定部位特定部251は、特定した測定部位の情報を表示部215に表示するなどして、ユーザに提示し確認を促す（S303）。

[0378] 続いて、装着位置推定部252は、測定部位特定部251によって特定された測定部位に基づいて、取得された音データの装着位置を推定する（S304）。具体的には、装着位置推定部252は、測定部位特定部251によって特定された測定部位について、装着位置ごとに格納されている標本の音データを音源記憶部232から読み出し、それらの標本の音データとセットになっている位置推定アルゴリズムにしたがって、取得された音データと標本の音データとのマッチングをそれぞれ行う。そして、最も高い相関係数が得られた位置推定アルゴリズムに対応している装着位置を、取得された音データの装着位置と推定する。すなわち、当該音データを採取した音響センサ202が、装着されている位置を推定する。装着位置推定部252は、推定した装着位置の情報を表示部215に表示するなどして、ユーザに提示し確

認を促す（Ｓ３０５）。

[0379] これにより、ユーザは、表示部２１５に表示された「測定部位」を確認して、おおまかな測定の目的を把握するとともに、目的の測定を達成するための正確な「装着位置」を把握することができる。表示部２１５に表示された「装着位置」と、実際に装着されている位置とにずれがある場合には、ユーザは、被験者に装着した音響センサ２０２の位置を、提示された「装着位置」に基づいて修正することができる。ユーザは、提示された内容に問題がなければ、図３０に示す測定開始ボタンをクリックするなどして生体測定処理の開始を解析装置２０１に対して指示する。ここで、属性情報決定部２２１は、さらに、測定項目の指定をユーザから受け付けてもよい。

[0380] 属性情報決定部２２１は、測定開始ボタンがクリックされるなど、ユーザの了解が得られた時点で（Ｓ３０６においてＹＥＳ）、属性情報を確定させる。以降は、実施形態２－１および２－２と同様に、アルゴリズムを選択する処理、および、測定結果情報を導出する処理に移行する。

[0381] 本実施形態における解析装置２０１の構成および、上記生体測定方法によれば、ユーザは、深い思慮無しに「とりあえず装着して測定できる」という利便性を享受することができる。また、１つの音響センサを、複数の対象音や複数の疾患に関する測定に用いる場合、一般的には、疾患ごとに装着箇所についての多くの知識をユーザに要求しなければならないが、本発明によれば、採取した音データに基づいて、ユーザが測定対象としたい音源や疾患を推定し、表示することができるため、ユーザの事前の知識を廃して、ユーザに対して利便性の高い生体測定システム２００を実現することが可能となる。

[0382] ≪実施形態２－４≫

本発明の解析装置２０１に関する他の実施形態について、図４９～図５１に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の実施形態２－１～２－３にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

- [0383] 上述の実施形態 2-1 ~ 2-3 では、生体測定システム 200 において、音響センサ 202 を 1 つ用いる場合を想定して説明したが、本発明の生体測定システム 200 は、これに限定されず、複数の音響センサ 202 を被験者に装着し、それぞれの音響センサ 202 の属性情報に応じて、それぞれ情報処理を行い、測定結果情報を導出してもよい。
- [0384] 図 49 は、本発明の実施形態に係る生体測定システム 200 において、複数個の音響センサ 202 を用いた場合の装着例を示す図である。
- [0385] 図 49 に示す例では、音響センサ 202 a、および、音響センサ 202 b の 2 個の音響センサ 202 が被験者に装着されている。なお、音響センサ 202 の装着位置および個数は、用途やコストに応じて変えることが可能である。
- [0386] 解析装置 201 は、音響センサ 202 a、b のそれぞれとセンサ通信部 212 を介して通信することができる。本実施形態では、解析装置 201 は、音響センサ 202 a および音響センサ 202 b を一意に識別することが可能である。
- [0387] 図 50 は、本実施形態における音響センサ 202 a、2 b の要部構成を示すブロック図である。図 28 に示す音響センサ 202 と比べて、図 50 に示す音響センサ 202 a、b の構成上の異なる点は、音響センサ 202 a、b が、さらに、個体識別装置 282 を備えている点である。
- [0388] 個体識別装置 282 は、解析装置 201 が各音響センサ 202 を一意に識別するための個体識別情報、すなわち、センサ ID を保持するものである。無線通信部 281 は、解析装置 201 と通信するときに、個体識別装置 282 に記憶されているセンサ ID を通信データのヘッダなどに追記する。解析装置 201 は、ヘッダに含まれているセンサ ID に基づいて、それぞれの音響センサ 202 を識別することができる。なお、個体識別装置 282 は、物理的あるいは論理的いずれの形態で実現されてもよい。例えば、個体識別装置 282 は、物理的なジャンパ配線で実現されてもよいし、EEPROM などの不揮発性メモリでもよい。あるいはマイコンなどで実現される制御部 2

70内のメモリの一部に含まれて実現されてもよい。

[0389] 上記センサIDによって、解析装置201は、音響センサ202を個別に識別することが可能となり、解析装置201は、各音響センサ202の属性情報を、音響センサ202ごとに、属性情報記憶部234にて個別に管理することができる。

[0390] 図51は、属性情報記憶部234に記憶される、複数の音響センサ202についての属性情報の具体例を示す図である。例えば、上述の実施形態2-1～2-3のいずれか、または、それらが組み合わせられた解析装置201の構成に基づいて、音響センサ202aの属性情報が、装着位置「正面－胸－左上」、測定部位「心音」と決定された場合には、属性情報決定部221は、図51に示すとおり、決定した装着位置「正面－胸－左上」および測定部位「心音」の情報を、音響センサ202aのセンサIDに対応付けて記憶する。同様に、音響センサ202bの属性情報が、装着位置「正面－胸－左上」、測定部位「呼吸音」と決定された場合には、属性情報決定部221は、装着位置「正面－胸－左上」および測定部位「呼吸音」の情報を、音響センサ202bのセンサIDに対応付けて記憶する。

[0391] アルゴリズム選択部222は、属性情報記憶部234に記憶されている属性情報に基づいて、音響センサ202a、202bのそれぞれについて、適用すべきアルゴリズムを個別に選択する。図51および図31に示す例に基づいて具体的に説明すると以下のとおりである。音響センサ202aは、左胸上部に装着され、心音の測定を目的とするものである。したがって、アルゴリズム選択部222は、音響センサ202aによって採取された音データに対しては、A3のアルゴリズムを選択する。一方、音響センサ202bは、同じ装着位置「左胸上部」ではあるが、測定部位「呼吸音」を測定することを目的としている。したがって、アルゴリズム選択部222は、音響センサ202bによって採取された音データに対しては、B3のアルゴリズムを選択する。例えば、心音の測定を目的とするアルゴリズムA3には、「雑音除去処理」として、採取した音データから、心音成分以外の音成分を雑音

とみなして除去するためのアルゴリズムが含まれていてもよい。また、呼吸音の測定を目的とするアルゴリズム B 3 には、「雑音除去処理」として、採取した音データから、呼吸音成分以外の音成分を雑音とみなして除去するためのアルゴリズムが含まれていてもよい。

[0392] 上述の構成によれば、同じ種類の音響センサ 202 を複数用いることによって、異なる測定部位（例えば、心音と呼吸音）の同時測定が可能となる。両方の測定部位に関して複数の疾患をもつ被験者であっても、測定を 1 回で済ませることが可能となり、したがって、測定時間の短縮を図ることができる。また、1 つの疾患に関する測定であっても、複数の測定部位について同時に測定を行うことにより、多点での同時の生体音収集が可能になる。よって、情報量を増やし、より精度の高い測定を実現することが可能となる。例えば、右肺、左肺、気管支の 3 箇所ですべて同時採音をすれば、その 3 つの音データを分析することにより、肺炎や気管支炎などの状態観察および測定に関し、精度の向上が達せられる。

[0393] 《実施形態 2-5》

本発明の解析装置 201 に関する他の実施形態について、図 52～図 54 に基づいて説明すると以下のとおりである。なお、説明の便宜上、上述の実施形態 2-1～2-4 にて説明した図面と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0394] 上述の実施形態 2-3 では、属性情報決定部 221 の装着位置推定部 252 が、位置推定アルゴリズムを駆使して、音響センサ 202 の装着位置を推定する構成について説明した。ここで、実施形態 2-4 に記載したとおり、音響センサ 202 が複数装着される場合には、装着位置推定部 252 は、音響センサ 202 ごとにそれぞれの装着位置を推定する。

[0395] 本実施形態 2-5 では、複数の音響センサ 202 が解析装置 201 と無線通信する際の信号を利用して、装着位置推定部 252 における装着位置の推定の精度および処理効率を向上させる構成について説明する。

[0396] 図 52 は、本発明の実施形態に係る生体測定システム 200 において、複

数個の音響センサ 202 を用いた場合の装着例を示す図である。

[0397] 図 5 2 に示す例では、音響センサ 202 a～d の 4 個の音響センサ 202 が被験者に装着されている。詳細には、音響センサ 202 a～c が被験者の前面に、音響センサ 202 d が被験者の背面に装着されている。音響センサ 202 の構成は、図 5 0 に示すとおりであるので、解析装置 201 は、4 個の音響センサ 202 を識別しつつ、それぞれと無線通信することができる。

[0398] 図 5 2 に示すとおり、音響センサ 202 a～d が生体音の検出を行っているとき、音響センサ 202 a～d と解析装置 201 との間で無線通信によるデータ信号の送受信が発生する。各音響センサ 202 a～d が、解析装置 201 から受ける無線信号のキャリア強度は、各音響センサ 202 a～d と解析装置 201 との物理的な距離に依存する。

[0399] そこで、本実施形態では、各音響センサ 202 a～d は、自装置（音響センサ 202）の無線通信部 281 にて解析装置 201 から信号を受信したときのキャリア強度を求めてこれを保持し、適宜、解析装置 201 に通知する構成となっている。さらに、各音響センサ 202 a～d は、他の音響センサ 202 が個別に解析装置 201 と無線通信している際の、他の音響センサ 202 から出力された信号の自装置におけるキャリア強度も求め、これを保持しておくことができる。例えば、音響センサ 202 a が解析装置 201 と無線通信を行っている場合、他の音響センサ 202 b～d は、音響センサ 202 a が送信した無線信号の、自装置におけるキャリア強度を、自装置の無線通信部 281 において各々求める。

[0400] 解析装置 201 の装着位置推定部 252 は、各音響センサ 202 a～d が求めたキャリア強度の情報を収集する。装着位置推定部 252 は、収集したキャリア強度の情報に基づいて、各音響センサ 202 a～d の相対的な位置関係を類推し、各音響センサ 202 の装着位置を推定する際の一助とする。

[0401] 図 5 3 は、装着位置推定部 252 が収集したキャリア強度の情報の具体例を示す図である。キャリア強度の情報は、属性情報が決定されるまで、不図示の一時記憶部に格納されている。なお、キャリア強度の情報は、記憶部 2

1 1 のいずれかの領域に不揮発的に記憶されていてもよい。ここでは、各装置（解析装置 2 0 1 および音響センサ 2 0 2）の配置は、一例として、図 5 2 に示すとおりであるとする。すなわち、解析装置 2 0 1 が、被験者の腰部にベルトのバックル付近で装着されており、音響センサ 2 0 2 a～c が、被験者の胸側に、音響センサ 2 0 2 d のみが背中側に装着されているものとする。

[0402] キャリア強度は、信号の発信源となる音響センサまたは解析装置（送信元）と、その信号を受けた音響センサ（受信元）との関係で、一意に定められている。例えば、受信元センサ I D 「音響センサ 2 0 2 a」に関連付けられている、4 つのキャリア強度「1 2 a」、「2 2 b a」、「2 2 c a」および「2 2 d a」は、それぞれ、音響センサ 2 0 2 a が、解析装置 2 0 1 から信号を受信したときの受信強度、音響センサ 2 0 2 b から信号を受信したときの受信強度、音響センサ 2 0 2 c から信号を受信したときの受信強度、および、音響センサ 2 0 2 d から信号を受信したときの受信強度を示す。

[0403] 音響センサ 2 0 2 a～c、および、解析装置 2 0 1 は、いずれも正面側に設置されている。そのため、例えば、キャリア強度 1 2 a～c は、キャリア強度 1 2 d と比較して、相対的にキャリア強度が大きい。キャリア強度 1 2 d が比較的小さいのは、音響センサ 2 0 2 d が、背中側に装着され、解析装置 2 0 1 との距離が離れているからである。すなわち、図 5 3 に示すキャリア強度テーブルにおいて、網掛けセルに記載されたキャリア強度は、相対的に大きな値を示すが、それ以外のセルに記載されたキャリア強度は、上記に比べると小さい値になる。また、網掛けセルに記載されたキャリア強度の中では、音響センサ 2 0 2 c と解析装置 2 0 1 との間のキャリア強度が相対的に大きく、他の音響センサ 2 0 2 a、2 b と比較して、解析装置 2 0 1 に近い位置に装着されていると推定できる。

[0404] 以上の結果を踏まえると、装着位置推定部 2 5 2 は、図 5 4 に示すとおり、各音響センサ 2 0 2 のおおまかな位置を特定することができる。上述の例では、例えば、音響センサ 2 0 2 d は、解析装置 2 0 1 から最も遠い背面の

どこかに装着されていると推定される。音響センサ 202c は、解析装置 201 から最も近い、正面腹部あたりに装着されていると推定される。音響センサ 202a および 202b は、音響センサ 202c、202d の間の距離で、正面胸部あたりに装着されていると推定される。各音響センサ 202 の測定部位は、上述の実施形態 2-1 ~ 2-3 に示す手順にて適宜決定される。

[0405] 装着位置推定部 252 は、図 54 に示す属性情報（特に装着位置）についての中間結果を属性情報記憶部 234 に格納し、実施形態 2-3 に示した位置推定アルゴリズムを実施して、より詳細な装着位置に書き換えることができる。

[0406] 以上のように、装着位置推定部 252 が、位置推定アルゴリズムを実施する前に、図 54 に示すとおり各音響センサ 202 の大まかな装着位置を推定することには、次のような利点がある。

[0407] 上述したとおり、実施形態 2-3 において、装着位置推定部 252 は、想定されている装着位置ごとに、位置推定アルゴリズム P1 ~ P27（測定部位が「心音」の場合）を順次、取得した音データに適用し、相関係数の最も高くなるアルゴリズムを特定する構成となっている。ここで、装着位置推定部 252 が、キャリア強度に基づいて、大まかな装着位置を推定しておけば、上記音データに適用すべき位置推定アルゴリズムを限定することができる。例えば、音響センサ 202d の装着位置を推定する場合、図 54 に示すとおり、事前に装着位置は「背面」と大まかに推定されている。この場合、装着位置推定部 252 は、位置推定アルゴリズム P1 ~ P27 のすべてを実行せずとも、背面の装着位置に対応する P16 ~ P27 のアルゴリズムに限定して実行するだけで済む。音響センサ 202a ~ c についても同様に、装着位置推定部 252 は、大まかに推定した位置関係に基づいて、それぞれの音データに適用する標本の音データと位置推定アルゴリズムの数を限定することができる。

[0408] 結果として、解析装置 201 の制御部 210 の処理負荷を大幅に低減することが可能となり、装着位置を推定するための処理の効率化を図ることがで

きる。

[0409] 《変形例》

上述の各実施形態では、生体の一例として人間（被験者）の状態をセンシングする生体センサを用いて、本発明の生体測定装置が、人間（被験者）の状態を測定する場合について述べた。しかしながら、本発明の生体測定装置は上記構成に限定されない。本発明の生体測定装置は、人間以外の動物（例えば犬など）を被検体（生体）として扱い、動物の生体音を取得して、動物の状態を測定することも可能である。この場合、図31、図32、図42、図47などに示す、属性情報とアルゴリズム、ならびに、音源データベースの対応テーブルは、被検体となる動物の性質等に応じて適宜構築される。例えば、被検体が犬の場合、犬特有の病状を検出するためのアルゴリズムや、標本となる犬の生体音データが用意される。

《実施形態3》

〔発明が解決しようとする課題〕

上記特許文献3の発明では、被験者が咳をしたかどうかの判定は、被験者が発する咳音のみに基づいているため、その判定精度は低い。

[0410] 一方、特許文献4の発明では、被験者が咳をしたかどうかの判定は、被験者が発する咳音および被験者の体動に基づいているが、被験者の体動は咳を発したとき以外のときでも生じるため、その判定精度（換言すれば、咳の検出精度）は必ずしも高くない。

[0411] 本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、本発明のさらなる目的は、生体（例えば、被験者）の状態を精度高く検出することができる生体測定装置を提供することにある。

[0412] 《実施形態3-1》

本発明の実施の一形態について図55～図59に基づいて説明すれば、以下のとおりである。本実施形態では、本発明の生体測定装置の一例として、咳の症状を検出する症状検出装置340について説明する。なお、本発明は、咳の症状を検出する症状検出装置に限定されず、くしゃみを検出する症状

検出装置など、被験者の状態を検出する他の検出装置として実現されてもよい。

[0413] また、以下の説明では、症状検出装置 340 の測定対象として人間（被験者）を想定しているが、本発明の生体測定装置は、人間以外の動物（例えば犬など）を測定対象としてもよい。すなわち、本発明の生体測定装置の測定対象は生体であると表現できる。

[0414] （症状検出装置 340 の構成）

図 55 は、症状検出装置 340 の構成を示す概略図である。同図に示すように、症状検出装置 340 は、解析装置（生体測定装置）301、音響センサー（生体音センサー）320 およびパルスオキシメータ（生体センサー）330 を備えている。

[0415] ＜音響センサー 320＞

音響センサー 320 は、被験者の胸などに装着され、当該被験者が発する咳音を検出する密着型のマイクロフォンである。音響センサー 320 として、例えば特開 2009-233103 号公報に記載の密着マイクロフォンを利用できる。図 29 は、音響センサー 320 の構成を示す断面図である。同図に示すように、音響センサー 320 は、いわゆるコンデンサマイクロフォン方式の集音ユニットであり、円柱形状で一端面が開口した筐体部 271 と、筐体部 271 の開口面を閉塞するように筐体部 271 に密着したダイアフラム 273 とを備えている。また、音響センサー 320 は、第 1 変換部 275 および第 2 変換部としての A/D 変換部 277 を搭載した基板 278 と、第 1 変換部 275 および A/D 変換部 277 に電源を供給する電力供給部 279 とを備えている。

[0416] ダイアフラム 273 の表面には粘着剤層 274 が設けられており、この粘着剤層 274 によって音響センサー 320 が被験者の体表面（H）に装着される。音響センサー 320 の装着位置は、例えば、胸、または喉の下方であり、咳音が効果的に拾える箇所であればよい。

[0417] ダイアフラム 273 は、患者が咳や呼吸、嚥下などを行うことにより生体

音を発すると、この生体音の波長に合わせて微小振動する。このダイアフラム 273 の微小振動は、上面及び下面が開口した円錐形状の空気室壁 276 を伝って第 1 変換部 275 に伝搬される。

[0418] 空気室壁 276 を介して伝えられえた振動は、第 1 変換部 275 によって電気信号に変換され、A/D 変換部 277 によってデジタル信号に変換されて、解析装置 301 の咳音判定部 303 に送信される。

[0419] このように、音響センサー 320 が検出した生体音は、生体音データ（生体音信号情報）として解析装置 301 の咳音判定部 303 へ出力される。音響センサー 320 は、所定の音量以上の生体音を検出した場合にのみ生体音データを解析装置 301 へ出力してもよいし、常時生体音データを出力してもよい。ただし、音響センサー 320 は、電力供給部 279 の電力で駆動しているため、消費電力を節約し、駆動時間を長くするためには、所定の音量以上の生体音を検出した場合にのみ生体音データを解析装置 301 へ出力する方が好ましい。

[0420] また、音響センサー 320 にタイマを内蔵し、生体音データに、当該生体音データを得た時刻を示す情報を含めてもよい。

[0421] 音響センサー 320 と解析装置 301 とは、通信可能に接続されていればよく、有線接続されていてもよいし、無線接続されていてもよい。また、音響センサー 320 に解析装置 301 が内蔵されていてもよい。

[0422] <パルスオキシメータ 330>

パルスオキシメータ 330 は、被験者の経皮的動脈血酸素飽和度を所定の時間間隔で測定する測定装置である。この経皮的動脈血酸素飽和度は、経皮的に測定した動脈血酸素飽和度であり、被験者が咳をすることによって変化する可能性のある当該被験者の生理的指標のひとつである。

[0423] 図 55 に示すように、パルスオキシメータ 330 は、センサー部 331 および本体 332 を備え、本体 332 は、表示部 333 および主制御部 334 を備えている。

[0424] センサー部 331 は、赤色光を出射する赤色 LED 331a、赤外光を出

射する赤外光LED 331b、およびこれらのLEDからの出射光が被験者の指先を透過した結果生じる透過光を受光する受光センサー331cを備えている。

[0425] 主制御部334は、解析装置301からの命令に従ってセンサー部331を制御するとともに、受光センサー331cが受光した赤色光および赤外光の透過光量の変動成分の比率から動脈血酸素飽和度を算出する。算出された経皮的動脈血酸素飽和度は、表示部333（例えば、液晶ディスプレイ）に表示されるとともに、解析装置301の測定装置制御部304へ測定データとして出力される。当該測定データでは、経皮的動脈血酸素飽和度の測定値と、当該測定値を得た時刻とが対応付けられている。

[0426] パルスオキシメータ330は、解析装置301の咳音判定部303が生体音データに咳音が含まれていると判定した場合に、経皮的動脈血酸素飽和度の測定を開始する。パルスオキシメータ330に常時測定させてもよいが、パルスオキシメータ330が内蔵する電池によって駆動する場合には、消費電力を節約し、駆動時間を長くするために、解析装置301から測定開始命令を受信した時のみ測定を行うことが好ましい。

[0427] パルスオキシメータ330と解析装置301とは、通信可能に接続されていればよく、有線接続されていてもよいし、無線接続されていてもよい。また、解析装置301はパルスオキシメータ330に内蔵されていてもよい。

[0428] <解析装置301>

解析装置301は、音響センサー320が生成した生体音データ（具体的には該生体音データから抽出される生体音パラメータ）と、パルスオキシメータ330が生成した経皮的動脈血酸素飽和度の測定データ（生体パラメータ）とを用いて被験者の咳を検出する。具体的には、解析装置301は、音響センサー320が被験者の咳音を検出したことを契機として、パルスオキシメータ330が測定した被験者の動脈血酸素飽和度の変化に基づいて咳の有無を検出する。

[0429] 生体音パラメータとは、被験者が発する音に関する情報の総称であり、音

量、音量の経時的変化、音の周波数などの情報を含み得るものである。より具体的には、生体音パラメータとは、被験者に装着された音響センサー 320 または被験者の周囲に配置された音響センサー 320 によって得られた生体音データから抽出され得る、当該被験者が発する音に関する情報である。

[0430] 以下では、音響センサー 320 から出力された生体音データ（生体音信号情報）を分析することによって得られる情報を生体音パラメータとして説明する。

[0431] また、生体パラメータとは、生体音パラメータとは異なるパラメータであり、被験者の生理状態を反映したパラメータである。本実施形態においては、生体パラメータは経皮的動脈血酸素飽和度である。

[0432] なお、生体パラメータは、生体音信号情報に基づくものでもよく、例えば、心臓音を分析することによって得られる心臓疾患の指標や、呼吸音を分析することによって得られる呼吸の程度を示す指標でもよい。

[0433] 本実施形態では、上述のように、パルスオキシメータ 330 において、受光量（生体信号情報）に基づいて経皮的動脈血酸素飽和度が算出され、算出された経皮的動脈血酸素飽和度が解析装置 301 へ出力される。そのため、解析装置 301 では生体信号情報を直接分析することは行わず、パルスオキシメータ 330 から生体パラメータを取得する。

[0434] 経皮的動脈血酸素飽和度以外の生体パラメータを用いる場合には、生体信号情報を分析することによって生体パラメータを取得してもよい。例えば、口または鼻における気流（生体信号情報）を分析することによって、呼吸に関する生体パラメータを取得してもよい。

[0435] 解析装置 301 は、主制御部 302、記憶部 307、操作部 308 および表示部 309 を備えており、主制御部 302 は、咳音判定部（生体音パラメータ取得手段、咳音推定手段）303、測定装置制御部（生体パラメータ取得手段）304、統計処理部 305 および症状検出部（検出手段）306 を備えている。

[0436] <咳音判定部 303>

咳音判定部 303 は、音響センサー 320 から出力された生体音データを取得し、当該生体音データに基づいて咳音の発生を推定する。すなわち、咳音判定部 303 は、生体音データに咳音が含まれているかどうかを判定する。この場合、生体音データを分析することによって咳音に関する生体音パラメータを取得すると見なすことができる。

[0437] 生体音データに咳音が含まれているかどうかの判定方法は、公知の方法を用いればよい。例えば、音信号の立ち上がり勾配および音信号の変化の時間幅を咳音の特徴として咳音の有無を判定してもよいし、特許文献 3 に記載のように複数の帯域信号を音声データから抽出し、抽出した帯域信号の対応関係から咳音の有無を判定してもよい。

[0438] また、咳音判定部 303 は、自身が利用可能なタイマ（不図示）を参照し、生体音データを取得した時刻（または、音響センサー 320 が生体音を検出した時刻）と、当該生体音データとを対応づけて記憶部 307 に記録する。

[0439] <測定装置制御部 304>

測定装置制御部 304 は、咳音判定部 303 が生体音データに咳音が含まれていると判定した場合に、パルスオキシメータ 330 の主制御部 334 に測定開始命令を出力する。この測定開始命令を受けてパルスオキシメータ 330 が経皮的動脈血酸素飽和度を測定し、その測定データが出力されると、測定装置制御部 304 は、当該測定データを取得し、統計処理部 305 へ出力する。上記測定開始命令は、所定の時間（例えば、20 秒間）経皮的動脈血酸素飽和度を測定することを命じるものであってもよいし、測定開始命令とは別に測定終了命令が出力されてもよい。

[0440] なお、生体音データに含まれる生体音に咳音が含まれているかどうかの判定を行わず、何らかの生体音が検出された場合に、測定装置制御部 304 がパルスオキシメータ 330 に測定を開始させてもよい。すなわち、測定装置制御部 304 は、生体音データに含まれる生体音が所定の条件（例えば、所定の音量以上）に合致する場合に、パルスオキシメータ 330 の測定データ

（すなわち、経皮的動脈血酸素飽和度の測定値）を取得してもよい。

[0441] <統計処理部 305>

統計処理部 305 は、時系列的に得られた経皮的動脈血酸素飽和度の測定値を統計処理する。例えば、統計処理部 305 は、音響センサー 320 によって生体音が検出された時点（生体音パラメータの変化時点）を基準とする所定期間における経皮的動脈血酸素飽和度の統計値（例えば、平均値、中央値など）を算出する。

[0442] より具体的には、上記統計値は、音響センサー 320 によって生体音が検出された時点を基準として設定された期間かつ約 20 秒間の期間における経皮的動脈血酸素飽和度の平均値である。例えば、上記統計値は、音響センサー 320 によって生体音が検出された時点から 20 秒間の経皮的動脈血酸素飽和度の平均値である。

[0443] 経皮的動脈血酸素飽和度は、同一被験者において常に一定であるわけではなく、時々によって変化し得るものである。また、測定された経皮的動脈血酸素飽和度には測定誤差が含まれていると考えられる。

[0444] そこで、音響センサー 320 が生体音を検出した時点を基準として、約 20 秒間の測定期間を定め、その測定期間内に得られた経皮的動脈血酸素飽和度の測定値を統計処理することによって、被験者が咳をしていない状態における経皮的動脈血酸素飽和度をより正確に算出できる。

[0445] 被験者が咳をしてから経皮的動脈血酸素飽和度が実際に変化するまでに 20 秒程度のタイムラグがあるため、生体音が検出された時点から 20 秒間の経皮的動脈血酸素飽和度の平均値を算出した場合でも、被験者が咳をする前の経皮的動脈血酸素飽和度を算出できる。

[0446] ただし、経皮的動脈血酸素飽和度の測定期間が、長すぎる場合には、咳の影響を受けて低下した経皮的動脈血酸素飽和度も平均値に含まれる可能性がある。特に咳をする間隔が短い場合には、この問題が生じやすい。そのため、経皮的動脈血酸素飽和度の測定期間は、10～30 秒間程度が好ましい。

[0447] 常に経皮的動脈血酸素飽和度を測定する構成では、生体音が検出された時

点より前の時点における経皮的動脈血酸素飽和度を上記統計値の算出に用いてもよい。例えば、生体音が検出された時点の前後 10 秒間の経皮的動脈血酸素飽和度の平均値を算出してもよい。

[0448] <症状検出部 306>

症状検出部 306 は、統計処理部 305 が算出した統計値と、所定の時点における経皮的動脈血酸素飽和度とを比較することによって、被験者による咳の発出状態および咳の重症度を検出する。

[0449] 具体的には、症状検出部 306 は、音響センサー 320 が生体音を検出した時点を経準とする所定期間における経皮的動脈血酸素飽和度の変化に基づいて被験者の咳を検出する。より具体的には、症状検出部 306 は、音響センサー 320 が生体音を検出した時点から 20 秒後の経皮的動脈血酸素飽和度の、上記時点から 20 秒間の経皮的動脈血酸素飽和度の平均値に対する低下率（変化率）に基づいて、咳の発出状態を検出する。

[0450] 咳をすることにより呼吸が不十分になった場合には、体内に取り込まれる酸素飽和度が低下し、その結果、動脈血中の酸素飽和度が低下する。咳を発してから経皮的動脈血酸素飽和度が低下するまでに約 20 秒かかる。それゆえ、咳をしていない状態における経皮的動脈血酸素飽和度の統計値（平均値）と、生体音が検出された時点から 20 秒後の経皮的動脈血酸素飽和度とを取得し、前者に対する後者の低下率を求めることで経皮的動脈血酸素飽和度の変化（低下）を精度高く検出できる。

[0451] なお、症状検出部 306 は、上記統計値と、咳によって経皮的動脈血酸素飽和度が低下すると推定される時点の経皮的動脈血酸素飽和度との比較結果に基づいて、咳の発出状態を検出すればよく、20 秒後というタイミングはあくまで一例である。

[0452] また、上記統計値と比較する経皮的動脈血酸素飽和度の測定値は、生体音が検出された時点を経準とする所定期間における、複数の経皮的動脈血酸素飽和度の測定値を統計処理した値であってもよい。例えば、症状検出部 306 は、生体音が検出された時点から 20 秒経過した時点と、生体音が検出さ

れた時点から25秒経過した時点との間の5秒間に取得された複数の経皮的動脈血酸素飽和度の統計値（例えば、平均値）を算出し、上記20秒間の統計値（咳の影響が出る前の値）と、上記5秒間の統計値（咳の影響が出た後の値）とを比較することにより、経皮的動脈血酸素飽和度の変化を検出してもよい。

[0453] また、本発明の検出手段は、生体音パラメータ（またはその経時的変化）と生体パラメータ（またはその経時的変化）とに基づいて被験者の状態を検出するものであればよく、咳を検出するものに限定されない。

[0454] <記憶部307>

記憶部307は、主制御部302が実行する（1）各部の制御プログラム、（2）OSプログラム、（3）アプリケーションプログラム、および、（4）これらプログラムを実行するときに読み出す各種データを記録するものである。記憶部307は、ハードディスク、フラッシュメモリなどの不揮発性の記憶装置によって構成される。

[0455] なお、生体音データおよび測定データを保存するために、脱着可能な記憶装置が解析装置301に備えられていてもよい。

[0456] <操作部308>

操作部308は、解析装置301に各種の設定値を入力したり、各種の命令を入力するための入力装置であり、例えば、入力ボタン、切り替えスイッチなどである。

[0457] <表示部309>

表示部309は、解析装置301の設定情報または解析結果などを表示するものであり、例えば、液晶ディスプレイである。

[0458] （症状検出装置340における処理の流れ）

次に症状検出装置340における処理（生体測定方法）の流れの一例について説明する。図56は、症状検出装置340における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[0459] まず、被験者の胸に装着された音響センサー320は、生体音のモニタリ

ングを継続的に行い（S401）、所定の音量以上の生体音を検出すると（S402にてYES）、当該生体音を含む生体音データを解析装置301の咳音判定部303へ出力する。

[0460] 咳音判定部303は、生体音データを受け取ると（生体音パラメータ取得ステップ）、この生体音データを受け取った時点の時刻である生体音検出時刻を記憶部307に記録するとともに、当該生体音データに咳音が含まれているかどうかを判定する（S403）。

[0461] 咳音判定部303が、生体音データに咳音が含まれていると判定した場合（S403にてYES）、測定装置制御部304は、パルスオキシメータ330の主制御部334に対して測定開始命令を出力する。

[0462] 主制御部334は、この測定開始命令を受信すると、センサ部331に経皮的動脈血酸素飽和度（SpO₂）の測定を所定の期間（例えば、20秒間）行わせ、得られた経皮的動脈血酸素飽和度の測定値と当該測定値を得た時刻とが対応付けられて含まれている測定データを解析装置301の測定装置制御部304へ順次出力する（S404）。なお、パルスオキシメータ330は、所定の測定期間において得られた測定値をまとめて解析装置301へ送信してもよい。

[0463] 一方、咳音判定部303が、生体音データに咳音が含まれていないと判定した場合（S403にてNO）、そのまま生体音のモニタリングを続行する（S401に戻る）。

[0464] パルスオキシメータ330が経皮的動脈血酸素飽和度の測定を開始した後、測定装置制御部304は、経皮的動脈血酸素飽和度の測定値を受け取ると（生体パラメータ取得ステップ）、当該測定値を記憶部307に順次格納する。

[0465] 統計処理部305は、記憶部307に記録された生体音検出時刻から20秒を経る間に測定された経皮的動脈血酸素飽和度の平均値を算出し、その平均値を症状検出部306へ出力する（S405）。

[0466] 症状検出部306は、生体音検出時刻から20秒後の経皮的動脈血酸素飽

和度の測定値を記憶部307から取得し、統計処理部305が算出した平均値に対する上記測定値の低下率を算出する(S406)。

[0467] 症状検出部306は、この低下率が0.1%以上であると判定すれば(S407にてYES)、重度の咳が発出されたと判定し、その判定結果を表示部309に表示するとともに記憶部307に格納する(S408)(検出ステップ)。

[0468] 一方、症状検出部306は、上記低下率が0.1%未満であると判定すれば(S407にてNO)、軽度の咳が発出されたと判定し、その判定結果を表示部309に表示するとともに記憶部307に格納する(S409)。

[0469] 記憶部307に格納された判定結果は、その後被験者によって再度確認することができるとともに、他の装置へ送信することができる。また、判定結果を脱着可能な記憶装置(メモリ)に格納してもよく、この場合、当該記憶装置を他の機器に装着することで当該機器において判定結果を利用できる。

[0470] (変更例)

解析装置301は、パルスオキシメータ330および音響センサー320と常時接続される必要はなく、パルスオキシメータ330の測定データおよび音響センサー320の生体音データが、パルスオキシメータ330および音響センサー320とは異なる情報記憶装置に格納され、この情報記憶装置から解析装置301へ測定データおよび生体音データが出力されてもよい。解析装置301をパーソナルコンピュータを用いて実現する場合にはこの構成を用いればよい。また、上記情報記憶装置は、他のパーソナルコンピュータが備える記憶装置(例えば、ハードディスク)であってもよいし、パルスオキシメータ330および/または音響センサー320に対して装着および脱着可能な記憶装置(メモリ)であってもよい。また、解析装置301は、他の情報記憶装置から生体音データおよび測定データを受信するための通信部を備えていてもよい。この通信部は、例えば、インターネット、LAN(local area network)等の通信ネットワークを介して通信を行うものである。

[0471] このように、他の情報記憶装置から生体音データおよび測定データを取得

する場合には、測定データにおいて、経皮的動脈血酸素飽和度の複数の測定値と、各測定値を得た時刻とが対応付けられていることが好ましい。また、生体音データには、当該生体音データが得られた時刻を示す情報が含まれていることが好ましい。

[0472] このように測定データおよび生体音データが得られた時刻の情報が当該データに含まれていることにより、咳が発生した時刻と経皮的動脈血酸素飽和度の経時的変化とを、測定時刻よりも後に対比することができ、咳が発生したかどうかの判定をリアルタイムで行う必要がなくなる。

[0473] また、解析装置301は、生体音に咳音が含まれているかどうかを判定しない場合には、音響センサー320から生体音データ（すなわち、音声データそのもの）を取得する必要は必ずしもなく、生体音を検出したことを示す生体音検出情報を音響センサー320から取得してもよい。この生体音検出情報に生体音を検出した時刻の情報が含まれていてもよいし、解析装置301が生体音検出情報を受信した時点で、その時点の時刻を当該生体音検出情報と対応づけて記憶部307に格納してもよい。この場合には、生体音検出情報を生体音パラメータと見なすことができる。

[0474] また、音響センサー320が検出する生体音は、咳音に限定されず、くしゃみに伴う音であってもよい。くしゃみをした場合にも動脈血酸素飽和度が低下する可能性があるため、咳の検出と同様にくしゃみの検出を行うことができる。

[0475] また、咳やくしゃみの他に、喘息など音の発生を伴う他の症状を検出してもよい。

[0476] （実施例1）

次に、実際に被験者の咳を検出した実施例について説明する。

[0477] 被験者の胸に音響センサー320を貼り付けて生体音のセンシングを継続的に行うとともに、経皮的動脈血酸素飽和度測定のためにパルスオキシメータ330としてコニカミノルタセンシング製PULSOX-300iを腕に装着し、そのセンサー部を指先に取り付けた。

[0478] 音響センサー 320 で検出した音から特定アルゴリズムにより咳音を検出し、同時に経皮的動脈血酸素飽和度の測定を継続的に行った。そして、音響センサー 320 が生体音を検出した時間 t (秒) から 15 秒間の平均値 (15 秒平均値) を算出し、その平均値に対する、 $t + 20$ (秒) における経皮的動脈血酸素飽和度 (リアルタイム値) の変化率を算出した。この変化率は、次の (1) 式で示されるものである。

[0479] (変化率) = (リアルタイム値) / (15 秒平均値) - 1.0 . . . (1)

上記変化率がプラスの数値の場合には増加率を意味し、マイナスの数値の場合には低下率を示す。

[0480] 図 57 は、実施例 1 の実験結果を示す図である。同図に示すように、 $t = 5 \sim 9$ の時点で咳音を検出され、その 20 秒後 ($t = 25 \sim 29$) に、15 秒平均値からの経皮的動脈血酸素飽和度の低下がみられた。その低下率は、いずれも 0.1 % 以上であるため、重度の咳であると判定された。

[0481] 実際に、 $t = 5 \sim 9$ の時点で咳が発生しており、発生した咳が確実に検出されていることが確かめられた。

[0482] また、 $t = 13, 14$ に咳音が発生していると判定されているが、 $t = 33$ において経皮的動脈血酸素飽和度は低下していないため、軽度の咳であると判定された。

[0483] しかし、実際には、 $t = 13, 14$ の時点では咳は検出されていない。これは、咳音検出のアルゴリズムによる誤判定が原因であると考えられる。すなわち、音響センサー 320 が拾った雑音を咳音であると判定したことが原因であると考えられる。

[0484] この場合でも、 $t = 13$ の 20 秒後の $t = 33$ 、および $t = 14$ の 20 秒後の $t = 34$ では経皮的動脈血酸素飽和度は低下していないため、重度の咳であるとは判定されず、軽度の咳という判定に留められている。この結果から、咳音検出のアルゴリズムのみに頼るよりも、経皮的動脈血酸素飽和度の変化を併せて考慮した方が、咳検出の精度が高まることが明らかとなった。

[0485] なお、上述のように軽度の咳には雑音を検出した場合も含まれる可能性があるため、経皮的動脈血酸素飽和度が 0.1% 以上低下した場合のみ咳が発生したと判定してもよい。このようなアルゴリズムにすれば、 $t = 13, 14$ における音は、咳によるものではないと判定される。

[0486] (実施例2)

次に、実施例1と同じ測定データを用いて、経皮的動脈血酸素飽和度の平均値を15秒間の平均値ではなく20秒間の平均値にした場合の実験結果について説明する。図58は、実施例2の実験結果を示す図である。また、図59は、図58に示す結果をグラフとして示した図である。

[0487] 図58および図59に示すように、経皮的動脈血酸素飽和度の20秒間の平均値を算出した場合でも、最終的な判定結果は実施例1と同じであるが、20秒間の平均値をとる方が、咳をしていない状態の経皮的動脈血酸素飽和度をよりバラつきが少なく算出できる。特に、動脈血酸素飽和度の変化が激しい状態の被験者の咳を検出する場合や、パルスオキシメータ330の測定精度が低い場合には、20秒以上の平均値をとることが好ましい。

[0488] (症状検出装置340の効果)

以上のように、症状検出装置340は、音響センサー320から出力された生体音データと、パルスオキシメータ330から出力された経皮的動脈血酸素飽和度の測定データとに基づいて、被験者の咳の有無（および咳の重症度）を判定する。経皮的動脈血酸素飽和度は、音を発する被験者の症状（すなわち、咳）によって変化する可能性のある当該被験者の生理的指標である。

[0489] つまり、症状検出装置340では、症状の検出を行うときに、当該症状によって発生する音（例えば、咳音）に関する情報（生体音パラメータ）のみを用いるのではなく、その症状に伴って変化する可能性のある、その他の生理的な生体パラメータ（例えば、経皮的動脈血酸素飽和度）の変化を共に検出する。

[0490] この構成により、症状を直接反映した生体音パラメータのみを利用する場

合よりも、当該症状の検出精度を高めることができる。

[0491] また、症状検出装置 340 では、定量的な解析が可能な経皮的動脈血酸素飽和度を第 2 のパラメータとして用いているため、経皮的動脈血酸素飽和度の変化率に応じて段階的に咳の重症度を判定できる。それゆえ、単に咳をしたかどうかの判定では得られない、咳の重症度という医学的に有用な情報を提供でき、医師による診断、治療等をより強力にサポートできると考えられる。

[0492] また、音響センサー 320 で咳の可能性のある音を検出した時のみ経皮的動脈血酸素飽和度測定を行うため、消費電力が少なくモバイル用途に適したシステムとなっている。

[0493] なお、特許文献 4 の発明では、被験者が咳をしたかどうかの判定を、被験者が発する咳音および被験者の体動に基づいて行っているが、被験者の体動を示す情報は上記生体パラメータではない。咳をしていない時にも被験者が体を動かすことは頻繁に起こるため、被験者の体動に基づいて咳の検出を行うことにより、咳の検出精度はさほど高まらない可能性がある。

《実施形態 4》

あるいは、本発明は、生体に装着する音センサの装着位置の適否を判定する判定装置および判定方法（測定位置判定装置、測定位置判定方法、制御プログラムおよび記録媒体）に関する。

[0494] [発明が解決しようとする課題]

上記従来の構成（特に、特許文献 5～7 など）では、血中酸素飽和度を測定するためにパルスオキシメータを使用しており、この場合指先にセンサを装着する。また、呼吸音を測定するためのセンサは鼻先に装着する。そのため、睡眠中に被験者が動いた場合には、センサが外れるなどの原因により正確な測定ができない可能性がある。

[0495] 呼吸音等の生体音を検出するセンサを胸に装着することにより上述の問題は解決するが、胸のどこに装着することが好ましいかが、医学的な知識に乏しいユーザには分かり難い場合がある。

[0496] 本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、生体音を検出する生体音センサの適切な装着位置を判定する測定位置判定装置を提供することにある。

[0497] ≪実施形態４－１≫

本発明の実施の一形態について図６０～図６２に基づいて説明すれば、以下のとおりである。本実施形態では、無呼吸状態を検出する計測装置（測定位置判定装置）４３０について説明するが、本発明は無呼吸状態を検出する計測装置に限定されず、被験者（生体）に装着され、生体音を検出する音センサを備える計測装置であればよく、無呼吸症以外の症状を検出する計測装置にも適用できる。

[0498] なお、以下の説明では、計測装置４３０は、被験者によって操作されるものとして説明するが、被験者以外の、医療関係者等のユーザによって操作されてもよい。

[0499] 計測装置４３０は、音センサ（生体音センサ）４２０の装着位置の好ましさを判定音などによって被験者に知らせることで、適切な位置に音センサ４２０を装着させるよう被験者を誘導するものである。図６０は、計測装置４３０の構成を示す概略図である。同図に示すように、計測装置４３０は、解析装置４０１および音センサ４２０を備えている。

[0500] ＜音センサ４２０＞

音センサ４２０は、被験者の胸などに装着され、当該被験者が発する呼吸音を検出する密着型のマイクロフォンである。音センサ４２０として、例えば特開２００９－２３３１０３号公報に記載の密着マイクロフォンを利用できる。図２９は、音センサ４２０の構成を示す断面図である。同図に示すように、音センサ４２０は、いわゆるコンデンサマイクロフォン方式の集音ユニットであり、円柱形状で一端面が開口した筐体部２７１と、筐体部２７１の開口面を閉塞するように筐体部２７１に密着したダイアフラム２７３とを備えている。また、音センサ４２０は、第１変換部２７５および第２変換部としてのＡ／Ｄ変換部２７７を搭載した基板２７８と、第１変換部２７５お

よびA／D変換部277に電源を供給する電力供給部279とを備えている。

[0501] ダイアフラム273の表面には粘着剤層274が設けられており、この粘着剤層274によって音センサ420が被験者の体表面(H)に装着される。音センサ420の装着位置は、例えば胸であり、呼吸音が効果的に拾える箇所であればよい。

[0502] ダイアフラム273は、患者が咳や呼吸、嚥下などを行うことにより生体音を発すると、この生体音の波長に合わせて微小振動する。このダイアフラム273の微小振動は、上面及び下面が開口した円錐形状の空気室壁276を伝って第1変換部275に伝搬される。

[0503] 空気室壁276を介して伝えられえた振動は、第1変換部275によって電気信号に変換され、A／D変換部277によってデジタル信号に変換されて、生体音データとして解析装置401の生体音抽出部403に送信される。

[0504] 音センサ420と解析装置401とは、通信可能に接続されていればよく、有線接続されていてもよいし、無線接続されていてもよい。ただし、無線接続する方が、配線が邪魔にならないため好ましい。また、音センサ420に解析装置401が内蔵されていてもよい。

[0505] また、音センサ420は、測定対象音が拾える箇所に装着されればよく、腹部音を拾う場合には、腹部に装着されればよい。

[0506] <解析装置401>

解析装置401は、音センサ420から送信された生体音データを用いて被験者の無呼吸状態を検出する。図60に示すように、解析装置401は、主制御部402、記憶部407、操作部408、表示部409およびスピーカ(報知部)410を備えており、主制御部402は、生体音抽出部(音データ取得手段)403、位置判定部(判定手段)404、症状検出部405およびデータ解析部406を備えている。

[0507] <生体音抽出部403>

生体音抽出部４０３は、音センサ４２０から送信された生体音データを受信し、その生体音データから測定対象となる生体音（測定対象音）を抽出する。本実施形態では、生体音抽出部４０３は、生体音データから呼吸動作を反映した低周波数（７Ｈｚ以下）の信号（呼吸音信号と称する）を抽出する。

[0508] <位置判定部４０４>

位置判定部４０４は、生体音抽出部４０３が取得した生体音データに基づいて音センサ４２０の装着位置の適否を判定する。より具体的には、位置判定部４０４は、生体音抽出部４０３が抽出した測定対象音を互いに比較することにより、音センサ４２０の適否を相対的に判定する（第１の判定方法）。または、位置判定部４０４は、生体音抽出部４０３が抽出した測定対象音の振幅を所定の基準値と比較した結果に基づいて音センサ４２０の装着位置の適否を判定する（第２の判定方法）。

[0509] （第１の判定方法）

第１の判定方法では、１つの音センサ４２０の装着位置を異ならせて最適な装着位置を探索する場合には、現時点の装着位置における測定対象音の振幅と、前回の装着位置における測定対象音の振幅とを比較する。そして、前回の振幅よりも現時点の振幅の方が大きい場合には、判定音の発生間隔をより短くし、逆の場合には判定音の発生間隔をより長くする。

[0510] また、装着位置の異なる複数の音センサ４２０からそれぞれ生体音データを受信してもよい。この場合、位置判定部４０４は、各生体音データから抽出された測定対象音を互いに比較し、振幅の最も大きい測定対象音が得られた音センサ４２０を特定する情報（音センサ４２０の番号など）を表示部４０９に表示する。

[0511] （第２の判定方法）

第２の判定方法では、位置判定部４０４は、予め段階的に定められた振幅の範囲（振幅レベル）と、生体音抽出部４０３が抽出した測定対象音の振幅とを比較し、測定対象音の振幅がどの振幅レベルに対応するのかを判定する

。そして、位置判定部404は、判定された振幅レベルに応じた判定音を出力するようスピーカ410を制御する。

[0512] 上記振幅レベルは、例えば、3段階設定されており、振幅が大きい順に判定音の間隔が短くなるよう設定されている。

[0513] 測定対象音の振幅と比較する基準値は1つでもよく、この基準値は、例えば、検出対象となる症状を検出するために必要な最低限度の振幅に相当する値である。

[0514] また、被験者によって発生する生体音の音量（振幅）は異なるため、被験者ごとに上記振幅の範囲または最大値を定めてもよい。そのために、好ましい振幅の範囲を設定するための基準値を決定する基準値設定モード、または振幅の最大値を設定する最大値設定モードを設けてもよい。

[0515] 図61の（a）は、最大値設定方法を説明するための図である。最大値設定モードでは、被験者は、人体450における音センサ420の装着位置を変更しながら生体音を音センサ420に拾わせる。生体音抽出部403は、音センサ420から送信された生体音データから順次生体音を抽出し、位置判定部404に出力する。位置判定部404は、受信した生体音の振幅を測定し、その振幅値を記憶部407に記憶する。

[0516] 最大値設定モードが終了すると、位置判定部404は、記憶部407に記憶した複数の振幅値のうち最大の振幅値を当該被験者の最大振幅値として記憶部407に記憶する。

[0517] 音センサ420の装着位置の適否を判定するとき、位置判定部404は、図61の（b）に示すように、音センサ420から出力された生体音の振幅の値が、上記最大振幅値に近づくにつれて判定音の間隔を短くする。図61の（b）は、最大振幅値に近づくにつれて変化する判定音の一例を示す図である。

[0518] 一方、基準値設定モードでは、例えば、被験者から取得した振幅値の最大値から所定値を引いた値を基準値とし、この基準値を超えているかどうかを被験者に報知する。

[0519] このような基準値（または最大値）設定機能を位置判定部４０４に持たせてもよいし、位置判定部４０４とは異なる基準値設定部（または最大値設定部）を設けてもよい。また、基準値（または最大値）設定モードを所定の時間だけ設け、所定の時間後に自動的に装着位置を判定する通常モードに移行させてもよい。

[0520] ＜症状検出部４０５＞

症状検出部４０５は、生体音抽出部４０３が抽出した測定対象音の振幅、発生パターンなどを解析することにより、特定の症状を検出する。本実施形態では、症状検出部４０５は無呼吸状態を検出する。例えば、症状検出部４０５は、所定の振幅以上の振幅を有する呼吸音が１０秒間以上検出されなかった場合に、無呼吸状態であると判定する。症状の検出結果は、当該症状を検出した日時の情報とともに検出記録データとして記憶部４０７に格納される。

[0521] なお、症状検出部４０５において、呼吸音の検出閾値を２段階に設定し、無呼吸状態と低呼吸状態とを区別して検出してもよい。無呼吸とは、口および鼻の気流が１０秒以上停止することを意味し、低呼吸とは、１０秒以上換気量が５０％以上低下する状態を意味している。

[0522] 計測装置４３０を無呼吸症候群以外の症状を検出する装置として実現する場合には、症状検出部４０５は、測定対象音から検出対象の症状を検出すればよい。例えば、心音から心臓弁膜症、先天性心疾患、心不全などの症状を検出してもよいし、呼吸音の異常音から気胸、気管支喘息、閉塞性肺疾患などの症状を検出してもよい。また、腹部音（腸雑音）から無腸雑音（腸閉塞症）、低腸雑音（機能衰退）、高腸雑音（機能亢進性腸雑音）などの症状を検出してもよい。高腸雑音の症状が見られた後、腸音が消えると非常に重症であり、腸組織の壊死につながる可能性がある。また、高腸雑音は病気に対する腸の反応として始まる。

[0523] 上述の各症状を症状検出部４０５において検出する方法は公知のものでよく、本発明の本質とは直接関係がないため、その説明は省略する。

[0524] <データ解析部406>

データ解析部406は、記憶部407に格納された検出記録データの中・長期的に解析し、被験者の症状の変化を示すグラフなどを作成する。データ解析部406の処理は、被験者の指示に従って随時行われてもよいし、定期的に行われてもよい。

[0525] 例えば、データ解析部406は、無呼吸状態の発生頻度の長期的な変化と、無呼吸症に関連する生理学的指標（体重、血圧、日中の過眠時間など）および／または被験者の生活習慣（運動量など）の変化とを併せてグラフ等により表示することにより、被験者の生活習慣の変化によって無呼吸症候群の症状がどの程度改善されたのかを示してもよい。上記生理学的指標および生活習慣に関する情報は、操作部408を介して被験者によって入力され、記憶部407に記憶されればよい。

[0526] また、データ解析部406は、被験者の指示に従って、指定された日の就寝中に何回無呼吸状態があったかなどの情報を、検出記録データを解析することによって生成してもよい。例えば、1時間に10秒以上呼吸が停止している状態が5～14回のときは軽症、15～29回のときは中等症、30回以上のときは重症というように、睡眠時無呼吸症候群の症状を段階別に示してもよい。無呼吸状態の回数は、表示部409において、数値、グラフ、表などの形式で表示されればよい。

[0527] なお、睡眠時無呼吸症候群は、「一晩（7時間）の睡眠中に10秒以上の無呼吸状態が30回以上起こる、または、睡眠1時間あたりの無呼吸数や低呼吸数が5回以上起こる」という症状が見られるものであると定義されている。

[0528] また、1時間あたりの無呼吸の回数と低呼吸の回数とを合わせた無呼吸・低呼吸指数（*apnea hypopnea index* ; AHI）が5以上であり、かつ日中の過眠などの症候を伴う場合に睡眠時無呼吸症候群とする定義もある。

[0529] また、この定義には当てはまらないものの、低呼吸状態を繰り返して不眠

を訴える場合があり、その場合には患者のいびきや歯ぎしりがひどい場合が多いため、「いびき・歯ぎしり不眠症」と呼ばれる。

[0530] <記憶部４０７>

記憶部４０７は、主制御部４０２が実行する（１）各部の制御プログラム、（２）OSプログラム、（３）アプリケーションプログラム、および、（４）これらプログラムを実行するときに読み出す各種データを記録するものである。記憶部４０７は、ハードディスク、フラッシュメモリなどの不揮発性の記憶装置によって構成される。

[0531] なお、生体音データを保存するために、脱着可能な記憶装置が解析装置４０１に備えられていてもよい。

[0532] <操作部４０８>

操作部４０８は、解析装置４０１に各種の設定値を入力したり、各種の命令を入力するための入力装置であり、例えば、入力ボタン、切り替えスイッチなどである。

[0533] <表示部４０９>

表示部４０９は、解析装置４０１の設定情報または解析結果などを表示するものであり、例えば、液晶ディスプレイである。

[0534] <スピーカ４１０>

スピーカ４１０は、ユーザに音センサ４２０の装着位置の適否を報知する報知部であり、位置判定部４０４の判定結果に応じた音（判定音と称する）を発することにより、音センサ４２０の装着位置の好ましさの程度をユーザに報知する。

[0535] この判定音は、音が発せられる間隔、音量または音色等によって装着位置の適否を示すものである。例えば、装着位置が好ましくない場合には判定音の間隔を長くし（「ピッ…、ピッ…、ピッ…」）装着位置が好ましい場合には判定音の間隔を短くしてもよい（「ピ、ピ、ピ」）。または、装着位置が好ましくない場合には判定音の音色を低くし、装着位置が好ましい場合には判定音の音色を高くしてもよい。または、装着位置の好ましさに応じて判定

音の音量またはメロディを変えてもよいし、音声により装着位置の好ましさを通知してもよい。

[0536] また、音センサ420から得られる生体音の振幅が、予め設定された最大振幅値に近づくにつれて判定音の間隔を短くしてもよい。

[0537] また、装着位置の好ましさを発光装置（例えば、発光ダイオード）の点灯パターンまたは発光色で示してもよい。また、表示部409において文字や図形によって装着位置の好ましさを示してもよい。また、装着位置の好ましさに応じて音センサ420を振動させてもよい。これらの場合、発光装置、表示部409または音センサ420が報知部となる。

[0538] また、スピーカ410を音センサ420に内蔵してもよい。

[0539] （計測装置430における処理の流れ）

次に計測装置430における処理の流れ（測定位置判定方法）の一例について説明する。図62は、計測装置430における処理の流れの一例を示すフローチャートである。ここでは、1つの音センサ420の装着位置を異ならせて最適な装着位置を探索する場合において、上述の第2の判定方法によって判定音の間隔を設定する構成について説明する。

[0540] 図62に示すように、まず、被験者の胸に装着された音センサ420は、生体音のモニタリングを継続的に行い（S501）、検出した生体音を含む生体音データを解析装置401の生体音抽出部403へ出力する。

[0541] 生体音抽出部403は、生体音データを受信すると（音データ取得ステップ）、当該生体音データから7Hz以下の信号（呼吸音信号）を抽出し、抽出した呼吸音信号を位置判定部404へ出力する（S502）。

[0542] 位置判定部404は、生体音抽出部403が抽出した呼吸音信号の振幅が、予め定められた振幅の範囲のいずれに含まれるかを判定し（判定ステップ）、判定した振幅の範囲に対応する判定音が出力されるようにスピーカ410を制御する（S503）。

[0543] そして、スピーカ410から位置判定部404が設定した判定音が出力される（S504）。

[0544] ここで、被験者が音センサ４２０の装着位置を変更した場合（Ｓ５０５にてＮＯ）、ステップＳ５０１からＳ５０４までの処理が繰り返される。

[0545] 被験者が音センサ４２０の装着位置を決定し（Ｓ５０５にてＹＥＳ）、無呼吸症のモニタリングを開始する命令を入力すると、生体音抽出部４０３は、生体音データから呼吸音信号の抽出を行い、抽出した呼吸音信号を症状検出部４０５へ出力する。症状検出部４０５は、受信した呼吸音信号に対して無呼吸症のモニタリングを開始する（Ｓ５０６）。

[0546] 症状検出部４０５は、所定の振幅以上の振幅を有する呼吸音信号が１０秒間以上検出されなかった場合に、無呼吸状態であると判定し（Ｓ５０７にてＹＥＳ）、その症状を検出した日時の情報および無呼吸状態が続いた時間を含む検出記録データを作成し、記憶部４０７に格納する（Ｓ５０８）。

[0547] その後、記憶部４０７に格納された検出記録データは、データ解析部４０６によって解析される。

[0548] （計測装置４３０の効果）

以上のように、計測装置４３０では、実際に音センサ４２０が検出した呼吸音に基づいて、音センサ４２０の適切な装着位置を判定し、音センサ４２０をどこに装着すればよいか分からない被験者に対して、装着位置の好ましさを知らせることができる。それゆえ、被験者がより正確に測定を行えるよう補助することができる。

[0549] 《実施形態４－２》

本発明の他の実施形態について図６３～図６４に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、実施形態４－１と同様の部材に関しては、同じ符号を付し、その説明を省略する。本実施形態の計測装置４４０は、心音および呼吸音から無呼吸状態を検出するものであり、音センサ４２０は、被験者が発する心音および呼吸音（複数種類の測定対象音）を検出するものである。

[0550] 音センサ４２０は、心音および呼吸音を検出するために胸と喉との間に装着されるが、その構成は、図２９に示したものと同様のものでよい。

[0551] 図63は、本実施形態の計測装置440の構成を示す概略図である。同図に示すように、計測装置440は、生体音抽出部403の代わりに生体音抽出部（音データ取得手段）441を備え、位置判定部404の代わりに位置判定部（判定手段）444を備えている。

[0552] <生体音抽出部441>

生体音抽出部441は、心音抽出部442および呼吸音抽出部443を備えている。

[0553] 心音抽出部442は、音センサ420から送信された生体音データを受信し、その生体音データから心音（心臓音）を抽出する。正常な心音の場合、固有の周波数として30Hzと70Hzとの2つの周波数を有しており、心音抽出部442は、これら30Hzおよび70Hzの信号を抽出する。

[0554] 呼吸音抽出部443は、生体音抽出部403と同様に生体音データから呼吸音を抽出する。

[0555] <位置判定部444>

位置判定部444は、生体音データに含まれる複数種類の測定対象音が所定の条件を満たしているかどうかに基づいて音センサ420の装着位置の適否を判定する。具体的には、位置判定部444は、心音抽出部442が抽出した心音の振幅が、心音について予め設定された基準値に達しているかどうか、および、呼吸音抽出部443が抽出した呼吸音の振幅が、呼吸音について予め設定された基準値に達しているかどうかに基づいて音センサ420の装着位置の適否を判定する。さらに、位置判定部444は、複数の装着箇所（または、装着箇所の異なる複数の音センサ420）における判定スコアを互いに比較し、より好ましい装着位置を判定する。

[0556] 例えば、判定スコアを3段階設定し、心音および呼吸音の振幅がともに基準値に達している場合をスコア「3」（最適）とし、一方のみ基準値に達している場合をスコア「2」とし、両方とも基準値に達していない場合をスコア「1」として、各スコアに対応する判定音をスピーカ410から出力できればよい。また、判定スコアは、4段階以上でもよく、心音および呼吸音の

振幅の基準値を、振幅の大きさに応じて、それぞれ複数段階設けてもよい。

[0557] または、位置判定部444は、判定スコアに応じて発光装置（例えば、LED（Light Emitting Diode））（不図示）の発光様式を異ならせてもよい。具体的には、例えば、心音および呼吸音それぞれに対して、判定スコアを2段階設定し、心音の判定スコアを示すLEDと、呼吸音の判定スコアを示すLEDとを設ける。そして、位置判定部444は、心音または呼吸音が基準値を超えた場合はLEDを緑色に点灯させ、基準値を超えていない場合は赤色に点灯させる。

[0558] そのため、心音および呼吸音の両方が基準値を超えている場合は、2つのLEDが緑色に点灯する。また、どちらか一方が基準値に達しない場合は、赤・緑または緑・赤のように点灯する。

[0559] また、実施形態4-1と同様に、被験者ごとに好ましい振幅の範囲を決めるための基準値を決定する基準値設定モード、または振幅の最大値を設定する最大値設定モードを設けてもよい。

[0560] <症状検出部405>

症状検出部405は、心音抽出部442が抽出した心音および呼吸音抽出部443が抽出した呼吸音の振幅、発生パターンなどを解析することにより、無呼吸状態（およびその程度）を検出する。無呼吸状態になれば、動脈血中の酸素飽和度が低下し、これに伴い心拍数が増加する。そのため、呼吸音が所定の基準値よりも小さくなり、かつ、心拍数が所定の基準値よりも増加した場合に無呼吸状態になっていると判定すればよい。

[0561] （計測装置440における処理の流れ）

次に計測装置440における処理の流れの一例について説明する。図64は、計測装置440における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[0562] 図64に示すように、まず、被験者の胸に装着された音センサ420は、生体音のモニタリングを継続的に行い（S601）、当該生体音を含む生体音データを解析装置401の生体音抽出部441へ出力する。

- [0563] 生体音抽出部441の心音抽出部442は、生体音データを受信すると、当該生体音データから30Hzおよび70Hzの信号（心音信号）を抽出し、抽出した心音信号を位置判定部444へ出力する（S602）。
- [0564] 一方、呼吸音抽出部443は、生体音データを受信すると、当該生体音データから7Hz以下の信号（呼吸音信号）を抽出し、抽出した呼吸音信号を位置判定部444へ出力する（S603）。
- [0565] 位置判定部444は、心音抽出部442が抽出した心音信号の振幅が、心音について予め設定された基準値に達しているかどうか、および、呼吸音抽出部443が抽出した呼吸音信号の振幅が、呼吸音について予め設定された基準値に達しているかどうかに基づいて判定音を設定し、その判定音を出力するようスピーカ410を制御する（S604）。
- [0566] そして、スピーカ410から位置判定部444が設定した判定音が出力される（S605）。
- [0567] ここで、被験者が音センサ420の装着位置を変更した場合（S606にてNO）、ステップS601からS605までの処理が繰り返される。このとき、位置判定部444は、各装着位置において算出した判定スコアを時系列に沿って記憶部407に格納し、ある時点の装着位置における判定スコアが、前回の装着位置における判定スコアよりも高い場合に、判定音の間隔を短くするなどにより、その旨を被験者に報知してもよい。逆に、ある時点の装着位置における判定スコアが、前回の装着位置における判定スコアよりも低い場合に、判定音の間隔を長くするなどにより、その旨を被験者に報知してもよい。
- [0568] 一方、被験者が音センサ420の装着位置を決定し（S606にてYES）、無呼吸症のモニタリングを開始する命令を入力すると、生体音抽出部403は、生体音データから心音信号および呼吸音信号の抽出を行い、抽出した信号を症状検出部405へ出力する。症状検出部405は、受信した心音信号および呼吸音信号から無呼吸状態の有無を判定する（S607）。
- [0569] 症状検出部405は、無呼吸状態が検出された場合に（S608にてYES

S)、無呼吸状態を検出した日時の情報および当該症状の程度を含む検出記録データを作成し、記憶部407に格納する(S609)。

[0570] 記憶部407に格納された検出記録データの利用方法は、実施形態4-1と同様のため、その説明を省略する。

[0571] (変更例)

計測装置440に2つの音センサ420を設け、一方の音センサ420で呼吸音を検出し、他方の音センサ420で心音を検出してもよい。この場合には、呼吸音検出用の音センサ420の装着位置の好ましさと、心音検出用の音センサ420の装着位置の好ましさを別々に判定し、被験者に報知する。呼吸音と心音とはその周波数が異なっているため、どちらの音を拾っているのかは、その周波数で区別できる。そのため、2つの音センサ420を呼吸音検出用と心音検出用とに区別する必要は必ずしもない。

[0572] また、計測装置440は、1つの音センサ420を用いて、心音から心臓病に関する疾患の有無またはその程度を測定するとともに、呼吸音から呼吸器に関する疾患の有無またはその程度を測定してもよい。すなわち、2種類の生体音から1種類の症状を検出してもよいし、2種類の生体音から2種類の症状を検出してもよい。

[0573] (計測装置440の効果)

以上のように、計測装置440では、1つの音センサ420で2種類の生体音を検出する場合でも、音センサ420の好ましい装着位置を被験者に知らせることができ、好ましい装着位置を知らない被験者でも適切な測定を行うことができる。

[0574] (その他の変更例)

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て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。

[0575] 例えば、本発明を、人間以外の動物に適用してもよく、ペットや家畜の病

状を検出するために用いてもよい。すなわち、本発明において生体音センサが装着される対象は、人間（被験者）に限定されず、人間を含めた生体である。

《本発明の構成》

以下の構成も本発明の範疇に入る。

[0576] （実施形態 1 について）

上記測定結果導出手段は、上記パラメータ指定情報によって指定された 1 以上のパラメータから、上記測定項目に係る生体の状態を示す指標を算出することが好ましい。

[0577] 上記構成によれば、測定項目に対応する測定結果が指標として出力される。このため、ユーザは、生体の状態を指標に基づいて平易に把握することができる。また、測定結果を指標で表すことで、ユーザは、測定結果についての分析、比較、管理などを容易に行うことができ、利便性が向上する。

[0578] 本発明の生体測定装置は、さらに、上記 1 以上のパラメータを用いて上記測定項目に対応する指標を算出するための指標算出規則を、指標ごとに記憶する指標算出規則記憶部を備え、上記指標算出規則は、各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさに基づいて定められた、各パラメータに掛ける重み付けの情報を含み、上記測定結果導出手段は、上記指標算出規則に従って、上記 1 以上のパラメータのそれぞれに定められた重み付けを付加して上記指標を算出してもよい。

[0579] 本発明の生体測定装置は、さらに、各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさを示すパラメータ属性を、上記指標ごとかつ上記パラメータごとに記憶するパラメータ属性記憶部を備え、上記指標算出規則に含まれる上記重み付けは、上記パラメータ属性が有するすべてまたは一部の情報と関連することが好ましい。

[0580] 上記構成によれば、各パラメータに付与される重み付けの値は、各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさの違いを正確に反映したものとなる。よって、測定結果導出手段は、上記指標算出規則（重み付け）に従っ

て、より精度よく指標を算出することが可能となる。

[0581] 本発明の生体測定装置は、さらに、当該生体測定装置に対してユーザから入力された、上記パラメータ属性を変更する指示にしたがって、上記パラメータ属性記憶部に記憶されたパラメータ属性を変更するパラメータ属性管理手段を備え、上記パラメータ属性管理手段は、上記パラメータ属性記憶部に記憶されたパラメータ属性の変更に伴い、上記指標算出規則に含まれる上記重み付けを変更することが好ましい。

[0582] 上記構成によれば、ユーザによってパラメータ属性が変更された場合に、その変更内容を、各パラメータに付与されている重み付けの値に反映することができる。よって、測定結果導出手段は、上記指標算出規則（重み付け）に従って、ユーザの意図どおりに、より精度よく指標を算出することが可能となる。

[0583] 上記測定方法記憶部は、さらに、上記測定項目ごとに、上記指標を繰り返し算出するタイミングを指定する反復測定指示情報を記憶し、上記測定結果導出手段は、上記反復測定指示情報が指定するタイミングにしたがって、反復して取得された生体信号情報に基づいて得られた生体パラメータを用いて指標を反復して算出することが好ましい。

[0584] 上記構成によれば、生体測定装置は、測定方法記憶部において、パラメータ指定情報のほかに、さらに、反復測定指示情報を、上記測定項目に対応付けて記憶している。反復測定指示情報とは、指標の算出を定期的に実行する場合の実行間隔、実行回数、実行期間、実行時間などの、算出のタイミングを指定する情報である。

[0585] 測定の種類によっては、1回の指標の算出のみでは、生体の状態を正確に測定、判定できないものもある。そこで、指標の算出のタイミングを、測定項目ごとに、反復測定指示情報によって指定することにより、測定の目的に適った測定方法にて、生体の測定を実施するように、測定結果導出手段の動作を制御することができる。

[0586] 上記測定結果導出手段によって反復して算出された指標に基づいて、測定

項目に係る生体の健康状態を評価する状態評価手段を備えていることが好ましい。

[0587] 上記構成によれば、状態評価手段は、反復して算出された複数の指標を用いて、生体の健康状態を精度よく評価することが可能となる。

[0588] 上記状態評価手段は、上記測定結果導出手段によって所定の時点で算出された指標を、上記測定結果導出手段によって反復して算出された複数の指標と比較することにより、生体の上記所定の時点における健康状態を評価することが好ましい。

[0589] 上記構成によれば、状態評価手段は、単発で実施された測定により得られた指標を、反復して実施された測定により得られた複数の指標と比較することによって、単発で測定が実施された時点での、生体の健康状態を評価する。

[0590] これにより、上記時点での生体の健康状態を、過去の履歴に基づいて評価することが可能となり、より精度よい状態判定を実施することができる。

[0591] 上記測定方法記憶部は、上記パラメータ指定情報におけるパラメータを、測定に必須のパラメータと、測定に用いることが好ましい補助のパラメータとに区別して記憶することが好ましい。

[0592] 上記構成によれば、上記測定結果導出手段は、用いるパラメータを、必須のパラメータと、補助のパラメータとを区別することができる。上記測定結果導出手段は、すべてのパラメータがそろわなくても、必須のパラメータさえあれば、測定項目に適う、一定の精度を保った測定結果情報を導出する一方、補助のパラメータがある場合には、当該測定項目に適う、さらに、精度の高い測定結果情報を導出することができる。

[0593] 上記パラメータには、上述したとおり、上記生体の生理状態を反映した上記生体パラメータがあり、さらに、それとは別に、上記生体の体外の環境条件を反映した外的パラメータとがあってもよい。そして、上記測定方法記憶部は、上記パラメータ指定情報におけるパラメータを、上記生体パラメータと、上記外的パラメータとに区別して記憶してもよい。

[0594] 上記構成によれば、上記測定結果導出手段は、測定項目に対応するパラメータとして、上記生体パラメータ以外にも、上記外的パラメータを用いて測定結果情報を導出することができる。生体の状態は、生体の体外の環境条件が影響することもあるので、そのような状態を測定したい場合には、外的パラメータを用いることにより、さらに精度よく生体の状態を測定することが可能となる。

[0595] 上記外的パラメータは、上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサの仕様情報、上記生体センサの設置位置情報、上記生体に関する被検体情報、および、上記生体が置かれた測定環境に関する環境情報の少なくとも1つを含み、上記測定方法記憶部は、1以上の上記生体パラメータと1以上の上記外的パラメータとの組み合わせを上記パラメータ指定情報として上記測定項目に対応付けて記憶してもよい。

[0596] 上記構成によれば、上記測定結果導出手段は、生体パラメータに加えて、生体センサの仕様情報、上記生体センサの設置位置情報、上記生体に関する被検体情報、および、上記生体が置かれた測定環境に関する環境情報などの外的パラメータを用いて測定結果情報を導出する。つまり、上述のような外的要因が生体の状態に影響を与える場合でも、それらを考慮して、より正確な測定結果情報を導出することができる。したがって、さらに精度よく生体の状態を測定することが可能となる。

[0597] 上記生体パラメータには、生体の体内で生じる変化を示すパラメータと、生体の体外に現れる変化を示すパラメータとが含まれることが好ましい。

[0598] 生体の状態を測定する際に、上記生体の生理状態を反映した生体パラメータとしては、体内で生じる変化を示すパラメータが専ら用いられる。しかしながら、さらに、生体の体外に現れる変化を示すパラメータを用いることにより、生体の生理状態をさらに詳細に分析することが可能となり、生体の状態を正確に測定し、より精度よい測定結果情報を導出することが可能となる。

[0599] 体内で生じる変化を示すパラメータの一例としては、体内で発生する（臓

器の)音の周波数や、経皮的動脈血酸素飽和度などが想定される。また、体外に現れる変化を示すパラメータの一例としては、生体の体動(加速度センサなどで測定される)などが想定される。

[0600] 上記測定結果導出手段が用いる、1つ以上の上記生体パラメータは、1つの生体信号情報の分析により得られるものであってよい。

[0601] つまり、1つの生体信号情報から得られた複数種類の生体パラメータを用いて測定結果の導出が行われてもよい。

[0602] 上記測定結果導出手段が用いる、1つ以上の上記生体パラメータは、複数の生体信号情報の分析により得られるものであってよい。

[0603] つまり、複数種類の生体信号情報から得られた複数種類の生体パラメータを用いて測定結果の導出が行われてもよい。

[0604] 上記生体測定装置は、上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサと通信する通信部を備えていてもよい。

[0605] 上記構成によれば、生体測定装置は、通信部を介して生体センサから生体信号情報を取得し、取得した生体信号情報から生体パラメータを得ることができる。

[0606] あるいは、上記生体測定装置は、上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサに内蔵されていてもよい。

[0607] 上記構成によれば、生体測定装置は、生体センサに内蔵され、自装置が取得した生体信号情報から直接生体パラメータを得ることができる。

[0608] (実施形態2について)

本発明の生体測定装置は、上記課題を解決するために、生体に装着された生体音センサから取得された生体音信号情報に対し、1つ以上の情報処理を実行して、生体の状態を示す測定結果情報を導出する生体音処理手段と、上記生体音処理手段が実行する情報処理ごとに、生体音センサの属性情報とアルゴリズムとを対応付けて記憶する測定方法記憶部と、1つの情報処理について、上記測定方法記憶部に記憶されているアルゴリズムのうち、上記生体に装着された生体音センサの属性情報に対応付けられたアルゴリズムを選択

する選択手段とを備え、上記生体音処理手段は、上記選択手段によって選択されたアルゴリズムに従って、上記生体音信号情報に対して上記情報処理を実行することを特徴としている。

[0609] 上記構成によれば、生体が発する生体音が生体音信号情報として生体測定装置に入力されると、生体音処理手段が、該生体音信号情報に1つ以上の情報処理を実行して、生体の状態を示す測定結果情報を導出する。

[0610] ここで、生体測定装置は、測定方法記憶部において、1つの情報処理につき、生体音センサの属性情報ごとに、1以上のアルゴリズムを対応付けて記憶している。そこで、選択手段は、上記生体に実際に装着されている生体音センサの属性情報を取得し、その属性情報に対応付けられたアルゴリズムを選択する。選択手段は、情報処理が複数ある場合には、情報処理ごとに、上記属性情報に合ったアルゴリズムを選択する。

[0611] 上記生体音処理手段は、選択手段によって選択されたアルゴリズムにしたがって、上記情報処理を実行し、測定結果情報を導出する。

[0612] これにより、測定結果情報を導出するための情報処理の内容を、生体に実際に装着されている生体音センサの属性情報に合わせて異ならせることができる。つまり、多種類のセンサに頼ることなく、多様な測定を実施することができる。そして、生体音センサから得られた生体音信号情報に多様なアルゴリズムを適用することができるので、情報が不完全なまま測定が進行するという不都合を回避して、多様な測定を精度よく実施することができる。

[0613] 上記属性情報は、上記生体に装着された生体音センサの装着位置を含み、上記選択手段は、上記生体に装着された生体音センサの装着位置に対応するアルゴリズムを上記測定方法記憶部から選択することが好ましい。

[0614] 上記構成によれば、選択手段は、生体音信号情報が得られると、該生体音信号情報を取得した生体音センサについての、生体の身体上の装着位置を属性情報として考慮して、最適なアルゴリズムを選択する。

[0615] これにより、生体音センサの装着位置の違いに応じて、生体音信号情報に施す処理を異ならせることが可能となる。つまり、生体音処理手段は、生体

音センサが装着された位置に適したアルゴリズムを適用して測定結果情報を導出することができる。よって、装着位置の制約によって情報が不完全となる事態を回避して測定精度を向上させることが可能となる。

[0616] 上記属性情報は、上記生体音センサの感知対象となる、生体の測定部位を含み、上記選択手段は、上記生体に装着された生体音センサの測定部位に対応するアルゴリズムを、上記測定方法記憶部から選択することが好ましい。

[0617] 生体が発する生体音の種類は、生体の体内の部位ごとに様々であり、生体音信号情報に含まれるどの音に着目するのかによって、導出される測定結果情報は様々なものとなる。したがって、選択手段が、上記生体音センサが感知対象とする生体の部位（測定部位）を考慮して、アルゴリズムを選択すれば、生体音処理手段は、測定の目的に適った情報処理を実施し、精度のよい測定結果情報を導出することが可能となる。

[0618] 上記属性情報は、上記生体音センサの測定目的として、生体の何の状態を測定するのかを示す測定項目を含み、上記選択手段は、上記生体音センサによって測定される測定項目に対応するアルゴリズムを、上記測定方法記憶部から選択することが好ましい。

[0619] 生体音信号情報に対して様々な観点から分析を行い、その分析手法を異ならせることによって、生体の様々な状態を測定することが可能である。したがって、選択手段が、生体の何の状態を測定するのかというより詳細な測定の目的（すなわち、測定項目）を考慮して、アルゴリズムを選択すれば、生体音処理手段は、測定の目的に適った情報処理を実施し、精度のよい測定結果情報を導出することが可能となる。

[0620] 上記生体に装着されるべき生体音センサの装着位置を、上記属性情報として特定する装着位置特定手段を備え、上記装着位置特定手段は、自装置に入力された、上記生体音センサの感知対象となる、生体の測定部位、および、上記生体音センサの測定目的として、生体の何の状態を測定するのかを示す測定項目の少なくともいずれか一方に基づいて、上記生体音センサの装着位置を特定し、上記選択手段は、上記装着位置特定手段によって特定された装

着位置に対応するアルゴリズムを上記測定方法記憶部から選択してもよい。

[0621] 上記構成によれば、まず、生体測定装置に対して、（１）上記生体音センサが感知対象とする生体の部位（測定部位）の情報、および、（２）生体の何の状態を測定するのかというより詳細な測定の目的（測定項目）の情報のうちの、少なくともいずれか一方が入力される。装着位置特定手段は、自装置に入力された測定部位および測定項目のうちの少なくともいずれか一方に基づいて、上記生体音センサの装着位置を特定する。自装置に入力された測定部位および測定項目は、ユーザが何を測定したいのかを示す、いわば測定の目的を示している。生体音センサをどこに装着するのがよいのかは、測定の目的に応じて様々である。上記装着位置特定手段は、測定の目的に適した生体音センサの装着位置を割り出す。選択手段は、装着位置特定手段が特定した装着位置に基づいて、その装着位置に適したアルゴリズムを選択することができる。

[0622] これにより、ユーザが指定するのは測定の目的のみとなる。したがって、多様な測定を精度よく実施する本発明の生体測定装置を、測定の目的は明確であるがその目的を達成するための測定手法が分からないユーザに対しても利用可能とすることができる。

[0623] 上記装着位置特定手段によって特定された装着位置を表示する表示部を備えていることが好ましい。

[0624] 上記構成によれば、ユーザは、表示部に表示された装着位置を目視で確認することが可能となり、生体音センサの正しい装着位置を容易に理解することが可能となる。

[0625] 上記生体に装着された生体音センサから取得された生体音信号情報に基づいて、上記生体音センサの感知対象となる生体の測定部位を、上記属性情報として特定する測定部位特定手段を備え、上記選択手段は、上記測定部位特定手段によって特定された測定部位に対応するアルゴリズムを上記測定方法記憶部から選択してもよい。

[0626] 上記構成によれば、生体音センサから取得された生体音信号情報に基づい

て、測定部位特定手段が測定部位を特定する。よって、ユーザが、測定部位を生体測定装置に入力するという作業を行わなくても、測定部位を考慮して適切なアルゴリズムが選択される。

[0627] よって、ユーザ操作を簡素化することができ、ユーザの利便性を向上させることが可能となる。

[0628] 本発明の生体測定装置は、さらに、装着位置ごとに生体音センサから予め取得された標本となる生体音信号情報を、該装着位置に関連付けて記憶する音源記憶部と、上記生体に装着された生体音センサの装着位置を、上記属性情報として推定する装着位置推定手段とを備え、上記装着位置推定手段は、上記生体に装着された生体音センサから取得された生体音信号情報と、上記音源記憶部に記憶されている標本の生体音信号情報とを比較することにより、上記生体音センサの装着位置を推定し、上記選択手段は、上記装着位置推定手段によって推定された装着位置に対応するアルゴリズムを上記測定方法記憶部から選択してもよい。

[0629] 上記構成によれば、音源記憶部には、想定される装着位置ごとに、標本の生体音信号情報が記憶されている。装着位置推定手段は、生体音センサから取得された生体音信号情報を、音源記憶部に記憶されている標本の生体音信号情報一つ一つと比較していき、その比較結果に基づいて上記生体音センサの装着位置を推定する。例えば、比較の結果、取得された生体音信号情報と類似する標本の生体音信号情報が見つかった場合、その標本の生体音信号情報がその装着位置の音であるのかを見れば、取得された生体音信号情報の装着位置を推定することができる。上記選択手段は、推定された装着位置を考慮して適切なアルゴリズムを選択する。

[0630] ユーザは測定の目的を入力する必要もなく、その目的を達成するための測定手法を知っている必要もない。よって、測定手法が分からないユーザに対しても利用可能とすることができるとともに、ユーザ操作を簡素化し利便性を向上させることも可能である。

[0631] なお、上記音源記憶部に記憶される生体音信号情報は、生体音がデジタル

化された音データそのものであってもよいし、該音データに対して事前に所定の処理を施して得られた特徴量であってもよいし、音データに対して統計処理を施して得られた統計値を特徴量としたものであってもよい。

[0632] 上記装着位置推定手段によって推定された装着位置を表示する表示部を備えていることが好ましい。

[0633] 上記構成によれば、ユーザは、表示部に表示された装着位置を目視で確認することが可能となり、生体音センサのより正しい装着位置を容易に理解し、装着位置を改めることが可能となる。

[0634] 上記生体音処理手段は、上記情報処理として、上記生体音信号情報が、生体の状態を示す測定結果情報を導出するために十分な音声品質を備えているか否かを判定する品質判定処理を実行するものであり、上記選択手段は、上記測定方法記憶部に記憶されている上記品質判定処理のアルゴリズムのうち、上記生体音センサの属性情報に対応付けられたアルゴリズムを選択することが好ましい。

[0635] 上記構成によれば、生体音処理手段は、選択されたアルゴリズムにしたがって、品質判定処理を実施することができる。よって、生体音処理手段は、生体音センサの属性情報に応じて、適切に品質の判定を行うことが可能となる。

[0636] 例えば、このような品質判定処理の結果を用いれば、品質が不十分な生体音信号情報のまま測定が進行するという不都合を回避することが可能となり、結果として、測定精度を向上させることが可能となる。

[0637] 上記生体音処理手段は、上記情報処理として、上記生体音信号情報を分析し、得られたパラメータに基づいて生体の状態を評価する状態評価処理を実行するものであり、上記選択手段は、上記測定方法記憶部に記憶されている上記状態評価処理のアルゴリズムのうち、上記生体音センサの属性情報に対応付けられたアルゴリズムを選択することが好ましい。

[0638] 上記構成によれば、生体音処理手段は、選択されたアルゴリズムにしたがって、状態評価処理を実施することができる。よって、生体音処理手段は、

生体音センサの属性情報に応じて、適切に生体の状態の評価を行うことが可能となる。結果として、精度よい測定結果情報を導出することができる。

[0639] 上記生体に装着された複数の生体音センサから、通信部を介して、上記生体音信号情報を生体音センサごとに取得する生体音取得手段を備え、上記選択手段は、各生体音センサの属性情報に基づいて、上記生体音取得手段によって取得された生体音信号情報ごとに、アルゴリズムを選択してもよい。

[0640] 上記構成によれば、生体に装着された複数の生体音センサのそれぞれから、生体音信号情報が取得されると、選択手段は、それぞれの生体音センサの属性情報を考慮して、それぞれの生体音信号情報に適用するアルゴリズムを選択することができる。

[0641] これにより、多点同時測定を実施した場合でも、各生体音信号情報に対して、それぞれ、異なる最適なアルゴリズムが適用され処理が行われる。したがって、装着部位の制約によって情報が不完全となる事態を回避するとともに、多様な測定を同時に実施することができ、結果として、多種類のセンサに頼らずに、多様な測定を精度よく行うことが可能となる。

[0642] 上記生体に装着された複数の生体音センサから、通信部を介して、上記生体音信号情報を生体音センサごとに取得する生体音取得手段を備え、上記装着位置推定手段は、上記通信部が各生体音センサから上記生体音信号情報を受信するときの信号強度に基づいて、自装置と各生体音センサとの位置関係を推定し、推定した位置関係に基づいて、比較対象となる標本の生体音信号情報を限定し、上記選択手段は、生体音センサごとに推定された装着位置に基づいて、上記生体音取得手段によって取得された各生体音信号情報に適用するアルゴリズムをそれぞれ選択することが好ましい。

[0643] 上記構成によれば、上述の装着位置推定手段が、標本との比較によって、複数の生体音センサのそれぞれの装着位置を推定する。ここで、装着位置推定手段は、複数の生体音信号との通信によって発生する信号の強度を考慮して、自装置と各生体音センサとの位置関係を推定する。装着位置推定手段は、生体音センサとの位置関係がある程度推定できれば、音源記憶部に記憶さ

れている標本のすべてについて比較を行わないで済む。すなわち、装着位置推定手段は、推定した位置関係に該当する装着位置の標本に限定してマッチングを行う。

[0644] これにより、装着位置推定手段が実施するマッチングの処理負荷を大幅に削減し、生体測定装置の処理効率を高めることが可能となる。

[0645] 上記生体測定装置は、上記生体から上記生体音信号情報を取得する生体音センサと通信する通信部を備えていてもよい。

[0646] 上記構成によれば、生体測定装置は、通信部を介して生体音センサから生体音信号情報を取得し、取得した生体音信号情報を処理することができる。

[0647] あるいは、上記生体測定装置は、上記生体から上記生体音信号情報を取得する生体音センサに内蔵されていてもよい。

[0648] 上記構成によれば、生体測定装置は、上記生体音センサに内蔵され、自装置が取得した生体音信号情報を直接処理することができる。

[0649] 本発明の生体測定方法は、上記課題を解決するために、生体に装着された生体音センサから取得された生体音信号情報を処理することにより、生体の状態を測定する生体測定装置における生体測定方法であって、上記生体測定装置には、上記生体音信号情報に対して実行される情報処理ごとに、生体音センサの属性情報と、アルゴリズムとが対応付けて記憶されており、1つの情報処理について記憶されているアルゴリズムのうち、上記生体に装着された生体音センサの属性情報に対応付けられたアルゴリズムを選択する選択ステップと、上記選択ステップにて選択されたアルゴリズムに従って、上記生体音信号情報に対して上記情報処理を実行するステップとを含むことを特徴としている。

[0650] なお、上記生体測定装置は、コンピュータによって実現してもよく、この場合には、コンピュータを上記各手段として動作させることにより上記生体測定装置をコンピュータにて実現させる生体測定装置の制御プログラム、およびそれを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も、本発明の範疇に入る。

[0651] したがって、多種類のセンサに頼らずに、多様な測定を精度よく行うことが可能になるという効果を奏する。

[0652] (実施形態3について)

本発明に係る生体測定装置は、上記の課題を解決するために、生体から取得された生体音信号情報に基づく生体音パラメータを取得する生体音パラメータ取得手段と、上記生体音信号情報または上記生体から取得された他の生体信号情報に基づく、上記生体音パラメータとは異なる生体パラメータを取得する生体パラメータ取得手段と、上記生体音パラメータと上記生体パラメータとに基づいて上記生体の状態を検出する検出手段とを備えていることを特徴としている。

[0653] 本発明に係る生体測定方法は、上記の課題を解決するために、生体の状態を測定する生体測定装置における生体測定方法であって、生体から取得された生体音信号情報に基づく生体音パラメータを取得する生体音パラメータ取得ステップと、上記生体音信号情報または上記生体から取得された他の生体信号情報に基づく、上記生体音パラメータとは異なる生体パラメータを取得する生体パラメータ取得ステップと、上記生体音パラメータと上記生体パラメータとに基づいて上記生体の状態を検出する検出ステップとを含むことを特徴としている。

[0654] 上記の構成によれば、検出手段は、生体音パラメータ取得手段が取得した生体音パラメータと、生体パラメータ取得手段が取得した生体パラメータとに基づいて生体の状態を検出する。

[0655] 生体音パラメータは、生体から取得された生体音信号情報（例えば、咳音）から得られるパラメータである。生体パラメータは、上記生体音パラメータとは異なるパラメータであり、生体の生体音信号情報または生体の他の生体信号情報から得られる別のパラメータである。

[0656] このように本発明の生体測定装置は、生体音パラメータに加え、生体の他の生体パラメータを用いて生体の状態を検出するため、生体の状態を検出する精度を高めることができる。

- [0657] また、上記生体パラメータは、上記生体の生理状態を反映したものであることが好ましい。
- [0658] 上記の構成により、生体音パラメータに加え、生体の生理状態を反映した生体パラメータを用いて生体の状態を検出するため、生体の状態を検出する精度を高めることができる。
- [0659] また、上記検出手段は、上記生体音パラメータおよび上記生体パラメータの経時的変化に基づいて生体の状態を検出することが好ましい。
- [0660] 上記の構成により、生体の状態の経時的な変化を検出することができる。
- [0661] また、上記検出手段は、上記生体音パラメータが変化した時点を基準とする所定期間における、上記生体パラメータの変化に基づいて生体の状態を検出することが好ましい。
- [0662] 上記の構成によれば、生体音パラメータが変化した時点から所定の期間内に生体パラメータが変化したかどうかに基づいて生体の状態が検出される。
- [0663] それゆえ、生体音パラメータが変化してから生体パラメータが変化するまでの間にタイムラグがある場合でも、生体の状態変化を精度高く検出できる。
- [0664] また、上記生体音信号情報が所定の条件に合致する場合に、上記生体パラメータ取得手段は、上記生体パラメータを取得し、上記検出手段は、上記生体の状態を検出することが好ましい。
- [0665] 上記の構成によれば、生体パラメータは、生体音信号情報が所定の条件に合致する場合に取得されるため、生体パラメータを継続的に取得する構成よりも消費電力を節約できる。
- [0666] また、上記生体パラメータ取得手段は、上記生体パラメータとして、少なくとも経皮的動脈血酸素飽和度を取得することが好ましい。
- [0667] また、上記検出手段は、上記生体による咳の発出状態を検出してもよい。
- [0668] 上記の構成によれば、少なくとも経皮的動脈血酸素飽和度が生体パラメータとして取得され、生体音パラメータと、少なくとも経皮的動脈血酸素飽和度とに基づいて生体の咳の発出状態が検出される。

- [0669] 生体が発する音（または生体の周囲の音）には、咳以外の音も含まれる可能性があり、音が発生したからといって、その音が咳音であるとは言い切れない。
- [0670] 一方、咳をすれば、その間は呼吸ができないため、動脈血の酸素飽和度が低下する可能性が高い。それゆえ、生体が発する音と、動脈血酸素飽和度の変化とを共に検出することにより、生体の咳を精度高く検出できる。
- [0671] また、上記検出手段は、上記咳の発出状態として、該咳の重症度を併せて検出することが好ましい。
- [0672] 上記の構成により、咳をしたかどうかの検出に加え、その咳の重症度が併せて検出されるため、生体の状態をより正確に示すことができる。
- [0673] また、上記検出手段は、上記生体音パラメータの変化時点を基準とする所定期間における上記経皮的動脈血酸素飽和度の統計値と、上記変化時点から所定時間経過した時点の経皮的動脈血酸素飽和度との比較結果に基づいて、咳の発出状態を検出することが好ましい。
- [0674] 経皮的動脈血酸素飽和度は、同じ生体でもその時々で変化するため、経皮的動脈血酸素飽和度を咳の検出に用いる場合には、咳をした時点の近傍の時点における、咳をしていない状態での経皮的動脈血酸素飽和度を取得することが好ましい。
- [0675] 上記の構成によれば、生体音パラメータの変化時点を基準とする所定期間における経皮的動脈血酸素飽和度の統計値（例えば、咳音が検出されてから所定時間が経過するまでの間に測定された経皮的動脈血酸素飽和度の平均値）と、生体音パラメータの変化時点から所定時間経過した時点の経皮的動脈血酸素飽和度とを比較することにより、生体パラメータの変化が検出される。
- [0676] それゆえ、咳をしていない状態の経皮的動脈血酸素飽和度を上記統計値として算出し、咳をすることによって変化した経皮的動脈血酸素飽和度を所定時間後の経皮的動脈血酸素飽和度として取得することができる。この両者を比較することで、咳に伴う経皮的動脈血酸素飽和度の変化をより正確に検出

できる。

[0677] また、上記生体音パラメータの変化時点を基準とする所定期間における上記経皮的動脈血酸素飽和度の統計値とは、該変化時点から少なくとも20秒間の経皮的動脈血酸素飽和度の平均値であることが好ましい。

[0678] 少なくとも20秒間の経皮的動脈血酸素飽和度を平均することにより、咳をしていない状態における経皮的動脈血酸素飽和度の変化や測定誤差の影響を少なくすることができる。

[0679] また、上記検出手段は、上記変化時点から20秒後の経皮的動脈血酸素飽和度の、上記経皮的動脈血酸素飽和度の平均値に対する変化率に基づいて、咳の発出状態を検出することが好ましい。

[0680] 咳を発してから経皮的動脈血酸素飽和度が変化（低下）するまでに約20秒かかる。それゆえ、咳をしていない状態における経皮的動脈血酸素飽和度の平均値と、生体音パラメータの変化時点から20秒後の経皮的動脈血酸素飽和度とを取得し、前者に対する後者の変化率を求めることで生体パラメータとしての経皮的動脈血酸素飽和度の変化を精度高く検出できる。

[0681] また、上記生体音信号情報に基づいて咳音の発生を推定する咳音推定手段を備え、上記生体パラメータ取得手段は、上記咳音推定手段が、上記咳音の発生を推定した場合にのみ、上記経皮的動脈血酸素飽和度を取得することが好ましい。

[0682] 上記の構成によれば、咳音推定手段が、咳音の発生を推定した場合にのみ、経皮的動脈血酸素飽和度を取得するため、継続的に経皮的動脈血酸素飽和度を取得する構成よりも消費電力を節約できる。

[0683] また、上記生体から上記生体音信号情報を取得する生体音センサー、および、上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサーのうち、少なくとも生体音センサーと通信する通信部を備えていることが好ましい。

[0684] 上記の構成によれば、通信部は、生体音センサーおよび生体センサーのうち、少なくとも生体音センサーと通信する。それゆえ、生体音センサーまたは生体センサーから生体（音）信号情報を通信により取得できる。

[0685] また、上記生体から上記生体音信号情報を取得する生体音センサーに内蔵されている生体測定装置も本発明の技術的範囲に含まれる。

[0686] また、コンピュータを、上記生体測定装置の各手段として機能させるための制御プログラムおよび当該制御プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も本発明の技術的範囲に含まれる。

[0687] それゆえ、生体の状態を検出する精度を高めることができるという効果を奏する。

[0688] (実施形態4について)

本発明に係る測定位置判定装置は、上記の課題を解決するために、生体に装着され、当該生体が発する少なくとも1種類の測定対象音を検出する生体音センサが検出した測定対象音を含む音データを取得する音データ取得手段と、上記音データ取得手段が取得した音データに基づいて上記生体音センサの装着位置の適否を判定する判定手段とを備え、上記音データ取得手段は、異なる装着位置の上記生体音センサから複数の音データを取得し、上記判定手段は、上記音データ取得手段が取得した複数の音データに含まれる測定対象音を互いに比較することにより、上記装着位置の適否を相対的に判定することを特徴とすることを特徴としている。

[0689] 本発明に係る測定位置判定方法は、上記の課題を解決するために、生体に装着され、当該生体が発する少なくとも1種類の測定対象音を検出する生体音センサが検出した測定対象音を含む音データを取得する音データ取得ステップと、上記音データ取得ステップにて取得された音データに基づいて上記生体音センサの装着位置の適否を判定する判定ステップとを含み、上記音データ取得ステップにおいて、異なる装着位置の上記生体音センサから複数の音データを取得し、上記判定ステップにおいて、上記音データ取得ステップで取得した複数の音データに含まれる測定対象音を互いに比較することにより、上記装着位置の適否を相対的に判定することを特徴としている。

[0690] 上記の構成によれば、生体が発する少なくとも1種類の測定対象音を検出する生体音センサが生体に装着され、音データ取得手段は、上記生体音セン

サが検出した測定対象音の音データを取得する。異なる装着位置の生体音センサが検出した測定対象音の複数の音データを取得する。判定手段は、音データ取得手段が取得した複数の音データに含まれる測定対象音を互いに比較することにより生体音センサの装着位置が適当かどうかを判定する。

[0691] それゆえ、生体音センサをどこに装着すればよいか分からないユーザに対して、装着位置が適当かどうかを報知することができる。

[0692] また、上記判定手段は、上記音データが示す測定対象音の振幅を所定の基準値と比較した結果に基づいて上記装着位置の適否を判定することが好ましい。

[0693] 上記の構成によれば、ある装着位置における測定対象音の振幅を基準値と比較することにより、その装着位置の適否が判定される。

[0694] それゆえ、生体音センサを装着した位置が一箇所の場合でも、その装着位置が好ましいものであるかどうかをユーザに報知することができる。

[0695] また、上記生体音センサは、上記生体が発する複数種類の測定対象音を検出するものであり、上記判定手段は、上記音データに含まれる複数種類の測定対象音に基づいて上記装着位置の適否を判定することが好ましい。

[0696] 上記の構成によれば、1つの生体音センサによって同時に複数種類の生体音を検出する。判定手段は、生体音センサが検出した複数種類の測定対象音に基づいて装着位置の適否を判定する。例えば、複数種類の測定対象音が所定の条件を満たしているかどうかに基づいて装着位置の適否を判定する。

[0697] それゆえ、測定対象音が複数存在している場合でも、好ましい装着位置をユーザに報知できる。

[0698] また、上記音データ取得手段は、装着位置の異なる複数の上記生体音センサからそれぞれ得られる複数の音データを取得することが好ましい。

[0699] 上記の構成によれば、複数の生体音センサが生体に装着され、各生体音センサから音データが出力される。音データ取得手段は、このように出力された複数の音データを取得する。そして判定手段は、取得された複数の音データに含まれる測定対象音を互いに比較することにより、どの装着位置がより

好ましいかを相対的に判定する。

[0700] それゆえ、ユーザは生体音センサを複数の位置に試しに装着することで、どの位置がより好ましいか（または、最も好ましいか）を知ることができ、適切な装着位置を簡便に知ることができる。

[0701] また、上記判定手段は、上記複数種類の測定対象音の振幅が、測定対象音の種類に対応する所定の基準値に達しているかどうかに基づいて上記装着位置の適否を判定することが好ましい。

[0702] 上記の構成によれば、測定対象音の振幅に関する所定の基準値が、測定対象音の種類に応じて設定されており、生体音センサが検出した各測定対象音の振幅が所定の基準値に達しているかどうかで装着位置の適否が判定される。

[0703] それゆえ、測定対象音が複数存在している場合でも、各測定対象音の振幅を基準として好ましい装着位置をユーザに報知できる。

[0704] また、上記判定手段の判定結果を報知する報知部をさらに備えることが好ましい。

[0705] 上記の構成により、判定手段の判定結果をユーザに報知できる。

[0706] また、コンピュータを、上記測定位置判定装置の各手段として機能させるための制御プログラムおよび当該制御プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も本発明の技術的範囲に含まれる。

[0707] それゆえ、生体音センサをどこに装着すればよいか分からないユーザに対して、装着位置が適当かどうかを報知することができるという効果を奏する。

《補足》

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て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。

[0708] （実施形態 1 について）

なお、本発明は、以下のようにも表現できる。

[0709] すなわち、本発明は、ユーザの身体情報を計測する身体情報計測手段と、前記計測手段（生体センサ 2～6、8）に対応する属性情報（計測対象、計測情報、計測手段の情報、計測手段の位置情報など）に基づいて、計測対象（測定項目）に対する指標を導出する導出手段を備えた身体情報測定装置である。

[0710] また、上記身体情報測定装置において、前記属性情報（パラメータ）は、計測情報（身体情報）、計測手段の情報、装着位置情報を含むことが好ましい。

[0711] また、前記属性情報は、前記計測対象に基づいて選択されるものである。

[0712] また、前記属性情報は、前記指標の精度を向上させるための補助属性情報（補助パラメータ）を含むことが好ましい。

[0713] また、前記身体情報測定装置は、前記計測対象に基づいて、前記属性情報（必須パラメータ）と前記補助属性情報を選択することが好ましい。

[0714] （実施形態 2 について）

例えば、解析装置 201 は、実施形態 2-2 における装着位置特定部 250（図 41）、ならびに、実施形態 2-3 における測定部位特定部 251 および装着位置推定部 252（図 46）をすべて備えてもよい。上記構成によれば、入力操作部 214 を介して、装着位置、測定部位、測定項目のすべての属性情報がユーザによって指定された場合には、属性情報決定部 221 は、ユーザの入力にしたがって属性情報を決定し、測定部位（および測定項目）のみが指定された場合には、装着位置特定部 250 が装着位置を特定し、いずれの属性情報も入力されなかった場合には、測定部位特定部 251 が測定部位を特定して、装着位置推定部 252 が装着位置を推定する。したがって、ユーザを選ばず（ユーザに専門知識を要求せず）に、ユーザの知識量に応じて利便性および操作性の高い生体測定システム 200 を提供することができる。

[0715] また、上述の各実施形態では、音源記憶部 232 に記憶される生体音信号

情報は、生体音がデジタル化された音データそのものとして説明したが、本発明はこれに限定されない。生体音信号情報は、音データおよび／または音データから得られる特徴量で構成されてもよい。すなわち、解析装置 201 の音源記憶部 232 は、生体音信号情報として、上記音データに加えて、あるいは、上記音データに代えて、該音データから抽出される特徴量を記憶する構成であってもよい。特徴量とは、上記音データに対して事前に所定の処理を施して得られた情報であってもよいし、音データに対して統計処理を施して得られた統計値を特徴量としたものであってもよい。すなわち、採取された生体音信号情報と、音源記憶部 232 に記憶されている標本の生体音信号情報とを解析装置 201 が比較することは、音データそのものを比較することを含んでいてもよいし、音データを分析して得られた特徴量同士を比較することを含んでいてもよい。

[0716] (従来技術の課題と本発明の効果)

センサを用いて被験者をセンシングし、センサから得られた信号情報に基づいて、被験者の状態を測定する場合、特許文献 1 に記載されているような多種類のセンサを一つの測定装置内に構成する必要は必ずしもない。1 種類のセンサを 1 つ用いて、測定箇所を変えて、測定することで必要な生体情報が得られる場合もあるし、本発明の実施形態 2-4 または実施形態 2-5 に記載したように、1 種類のセンサを複数用いて多点を同時測定することで得られる場合もある。

[0717] 例えば、生体から発せられる音に着目した場合、呼吸器や心臓からの生体音を同時多点的に測定することは非常に有意である。従来から医師が患者を診察する場合においても、胸部と上背部の広い面積の呼吸音を聴診する必要があり、聴診器を全身の 10 箇所以上に順々に当てて聴診を行っている。

[0718] たとえ、医師を介さない、個人的に身体の状態を測定するための健康モニタ装置であっても、呼吸状態をモニタするためには、医師の行為に則した複数箇所の測定が望まれる。しかしながら、そのような聴診器を医師と同じように、ユーザが自ら測定すべき箇所に順々に当てる方法では、医療知識

の乏しいユーザが行う際には、測定精度を十分に保って測定を行うことは大変難しく、たとえ慎重に行ったとしても、長時間の測定が必要になることは想像に難くない。

[0719] さらに特許文献 1 に記載の技術では、生体情報計測装置内に、脈波・脈拍、GSR、皮膚温度、血糖値、加速度などの複数の計測手段が含まれているが、本願発明のように、生体音を取得するための音響センサは想定されていない。

[0720] また仮に、生体音ではなく、ユーザ身体上の多点の脈波を、特許文献 1 に記載による装置で測定する場合でも、複数の装置を全身に装着しなければならないが、脈波測定には必要のないGSR、温度センサ、血糖値センサ、加速度センサなどが装備されているため、装置自体が大きくなり装着性に問題が生じると共に、不必要なセンサに支払うコストが懸念される。

[0721] 特許文献 1 に記載の技術では、身体装着ベルトによって、手首や、頭部や、首から吊り下げるなどの装着を可能にしているが、例えば、心音や呼吸音などの生体音を測定するための音響センサを生体情報計測装置内に新たに設けようとした場合、胸囲を取りまく身体装着ベルトが必要であり、この場合、ユーザが一人では装着が困難なことが考えられる。また、センサの装着箇所にズレがあり正しく生体情報の計測ができなかった場合、その位置を何度か修正する動作は、ユーザにとって非常に使い勝手が悪い。さらに、肺の左右前後の位置から生体音を計測する場合は、身体装着ベルトを何重にも巻く必要があり、現実的には非常に多くの困難をユーザに招く虞がある。

[0722] 上記課題を解決するため、本発明の生体測定システム 200 においては、生体音マイクとデジタル化し外部へ出力する音響センサと、単数、ないし複数個の同音センサからの生体音データを収集し、解析し、評価するユニットと、ユニットから出力される生体音データを解析して得られた健康情報を受信し、あるいはユニットに対して生体音測定のための設定情報を入力する外部装置とを用いる。

[0723] 本発明によれば、音響センサを、図 28 および図 29 に記載するとおり、

マイクから得られた生体音情報をデジタル化して出力するだけの機能に限定して構成することができる。これにより、音響センサを安価で、小型化して実現することが可能となり、ユーザに容易な装着性を提供する。また、音響センサは安価であるため、複数個を用意することは、ユーザにとって負担にならない。この場合、同時多点の生体音測定を行えるため、測定精度の向上と測定時間の短縮が図れる。また、上述したとおり、解析装置 201 が音響センサの正しい装着箇所を案内するので、知識が乏しいユーザに対しても使いやすく、広い層のユーザに生体音をモニタする生体測定システム 200 を提供できる。

[0724] さらに、本発明によれば、漠然と装着したい場所に音響センサを装着するだけで、解析装置 201 が、取得した音データから、どの生体音を対象として解析、評価を行うかを判断して、測定結果情報を出力するため、ユーザに深い知識を要求しない。

[0725] また得られた音データから、装着位置と、測定対象音（測定部位）とを特定することで、更に詳しい解析のために必要な、音響センサのより正確な装着位置を、解析装置 201 がユーザに提案するので、測定精度が改善される。

[0726] なお、本発明は、以下のようにも表現できる。

[0727] すなわち、本発明は、音データ（生体音信号情報）と前記音データに基づいた属性情報から音データの処理を選択する選択手段を備えた音モニタリング装置（解析装置 201 または外部装置 203）である。

[0728] また、前記属性情報は前記音データを測定した測定部位の情報であってもよい。

[0729] また、前記属性情報は前記音データの測定パラメータであってもよい。

[0730] また、前記音データの処理は前記音データの品質を判定する処理を含んでもよい。

[0731] また、前記音データの処理は前記音データの音源（測定部位）を特定する処理を含んでもよい。

[0732] また、前記音データの処理は前記属性情報に位置情報がない場合に前記音データを測定した測定部位を特定する処理を含んでいてもよい。

[0733] なお、前記測定パラメータは心音、呼吸音、血流音、腹腔音などである。

[0734] また、前記音データは音センサで取得する。

[0735] さらに、前記音データは複数の音センサ（音響センサ 202）で取得してもよい。

[0736] さらに、前記音センサは外部装置（解析装置 201 または外部装置 203）と通信する手段を備えていてもよい。

[0737] さらに、前記外部装置は前記選択手段と前記音データの処理結果を表示する表示手段を備えていることが好ましい。

[0738] 上述の本発明の音モニタリング装置による情報に基づいて被験者の健康状態（正常 or 異常）を提示する健康状態モニタリング装置（生体測定システム 200）も本発明の範疇に入る。

[0739] （実施形態 3 について）

なお、本発明は、以下のようにも表現できる。

[0740] すなわち、本発明は、音響センサーにより検出された音データと経皮的動脈血酸素濃度の変化の両方のデータから、咳を検出する咳検出センサーである。

[0741] また、上記咳検出センサーは、20 秒以上の経皮的動脈血酸素濃度平均値からの変化を検出することが好ましい。

[0742] また、上記咳検出センサーは、音響センサーの値と 20 秒後から 20 秒以上の経皮的動脈血酸素濃度の平均値との相関から咳の検出を検出することが好ましい。

[0743] また、上記咳検出センサーは、音響センサーで咳と推定する音を検出したときのみ経皮的動脈血酸素濃度の計測を行うことが好ましい。

[0744] また、本発明は、音データを含む複数のパラメータから被験者の状態を検出する検出装置であるとも表現できる。

[0745] また、上記検出装置は、前記パラメータの任意の期間の変化から前記被験者

の状態を検出することが好ましい。

[0746] また、上記検出装置は、前記パラメタの相関から前記被験者の状態を検出することが好ましい。

[0747] また、上記検出装置は、前記音データが任意の条件に合致する場合に前記パラメタの計測を行い前期被験者の状態を検出することが好ましい。

[0748] また、前記パラメタは経皮的動脈血酸素濃度を含むことが好ましい。

[0749] また、前記被験者の状態は咳である。

[0750] また、上記検出装置は、20秒以上の前記経皮的動脈血酸素濃度平均値からの変化から咳を検出することが好ましい。

[0751] また、上記検出装置は、前記音データと、20秒後の前期経皮的動脈血酸素濃度の20秒以上の平均値との相関から咳を検出することが好ましい。

[0752] また、上記検出装置は、前記音データで咳と推定する音を検出したときのみ前記経皮的動脈血酸素濃度の計測を行うことが好ましい。

[0753] また、前記パラメタは、音センサを含む1つないし複数のセンサで検出されたデータであることが好ましい。

[0754] また、前記音センサは、検出したい被験者の状態に応じて人体の任意の位置に装着されることが好ましい。

[0755] (実施形態4について)

なお、本発明は、以下のようにも表現できる。

[0756] すなわち、本発明の身体情報計測装置は、特定の健康状態を観察するために最適な測定位置を取得する手段を備えることを特徴としている。

[0757] また、上記身体情報計測装置は、自装置に備えられた手段の検出値を蓄積し、その検出値が最大である位置を最適な測定位置とすることが好ましい。

[0758] また、複数の取得手段を備えることにより健康状態の観察精度を高めることが好ましい。

[0759] また、上記身体情報計測装置は、自装置により取得されたデータを蓄積することにより状態変化を表示することが好ましい。

[0760] また、上記身体情報計測装置は、自装置により取得されたデータと入力し

た行動情報により健康状態の改善度を表示することができることが好ましい。
。

[0761] また、上記身体情報計測装置は、就寝中に無呼吸の状態が何度あったかを提示することが好ましい。

[0762] また、上記身体情報計測装置は、体重または日中の過眠等の入力を受け付けることが好ましい。

《ソフトウェアによる実現例》

最後に、解析装置 1 の各ブロック、特に、情報取得部 20、パラメータ抽出部 21、パラメータ選択部 22、指標算出部 23、状態判定部 24、測定項目決定部 25、および、パラメータ属性管理部 26 は、ハードウェアロジックによって構成してもよいし、次のように CPU を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

[0763] また、解析装置 201 の各ブロック、特に、属性情報決定部 221、アルゴリズム選択部 222、品質判定部 223 および状態評価部 224 は、ハードウェアロジックによって構成してもよいし、次のように CPU を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

[0764] また、上述した症状検出装置 340 の各ブロック、特に解析装置 301 の主制御部 302 は、ハードウェアロジックによって構成してもよいし、次のように CPU を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

[0765] また、上述した計測装置 430 および計測装置 440 の各ブロック、特に解析装置 401 の主制御部 402 は、ハードウェアロジックによって構成してもよいし、次のように CPU を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

[0766] すなわち、解析装置 1、解析装置 201、症状検出装置 340、計測装置 430 および計測装置 440 は、各機能を実現する制御プログラムの命令を実行する CPU (central processing unit)、上記プログラムを格納した ROM (read only memory)、上記プログラムを展開する RAM (random access memory)、上記プログラムおよび各種データを格納するメモリ等の記憶装

置（記録媒体）などを備えている。そして、本発明の目的は、上述した機能を実現するソフトウェアである解析装置１、解析装置２０１、症状検出装置３４０、計測装置４３０および計測装置４４０の制御プログラムのプログラムコード（実行形式プログラム、中間コードプログラム、ソースプログラム）をコンピュータで読み取り可能に記録した記録媒体を、上記解析装置１、解析装置２０１、症状検出装置３４０、計測装置４３０および計測装置４４０に供給し、そのコンピュータ（またはＣＰＵやＭＰＵ）が記録媒体に記録されているプログラムコードを読み出し実行することによっても、達成可能である。

[0767] 上記記録媒体としては、例えば、磁気テープやカセットテープ等のテープ系、フロッピー（登録商標）ディスク／ハードディスク等の磁気ディスクやＣＤ－ＲＯＭ／ＭＯ／ＭＤ／ＤＶＤ／ＣＤ－Ｒ等の光ディスクを含むディスク系、ＩＣカード（メモリカードを含む）／光カード等のカード系、あるいはマスクＲＯＭ／ＥＰＲＯＭ／ＥＥＰＲＯＭ／フラッシュＲＯＭ等の半導体メモリ系などを用いることができる。

[0768] また、解析装置１、解析装置２０１、症状検出装置３４０、計測装置４３０および計測装置４４０を通信ネットワークと接続可能に構成し、上記プログラムコードを、通信ネットワークを介して供給してもよい。この通信ネットワークとしては、特に限定されず、例えば、インターネット、イントラネット、エキストラネット、ＬＡＮ、ＩＳＤＮ、ＶＡＮ、ＣＡＴＶ通信網、仮想専用網（virtual private network）、電話回線網、移動体通信網、衛星通信網等が利用可能である。また、通信ネットワークを構成する伝送媒体としては、特に限定されず、例えば、ＩＥＥＥ１３９４、ＵＳＢ、電力線搬送、ケーブルＴＶ回線、電話線、ＡＤＳＬ回線等の有線でも、ＩｒＤＡやリモコンのような赤外線、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）、８０２．１１無線、ＨＤＲ、携帯電話網、衛星回線、地上波デジタル網等の無線でも利用可能である。なお、本発明は、上記プログラムコードが電子的な伝送で具現化された、搬送波に埋め込まれたコンピュータデータ信号の形態でも実現され得る

。

産業上の利用可能性

[0769] 本発明に係る生体測定装置（解析装置）は、被験者の状態を精度高く測定することができるため、医療機関における患者のモニタリング装置、または家庭における自己診断用の健康機器などに適用できる。

[0770] 本発明に係る生体測定装置（解析装置）は、人々の健康状態を把握するための測定装置、すなわち、健康機器の一つとして、特に、生体音を測定する目的に、広く社会において使用されるものである。また、慢性的な心疾患、呼吸器、循環器疾患の患者に対する症状の観察という用途だけでなく、健康な人に対しても病気の予防するという観点から健康状態を把握する手段として広く用いられるものである。

[0771] あるいは、本発明に係る測定位置判定装置（解析装置）は、生体音センサの好ましい装着位置をユーザに知らせることができるため、専門的知識を有さない一般のユーザが扱う診断装置、健康管理装置などに適用できる。

符号の説明

- [0772] 1 解析装置（生体測定装置）
2 a 音響センサ（生体センサ）
2 b 音響センサ（生体センサ）
3 パルスオキシメータ（生体センサ）
4 脈波センサ（生体センサ）
5 体温計（生体センサ）
6 加速度センサ（生体センサ）
7 情報提供装置
8 心電計（生体センサ）
10 制御部
11 記憶部
12 無線通信部（通信部）
13 通信部（通信部）

- 1 4 入力操作部
- 1 5 表示部
- 2 0 情報取得部
- 2 1 パラメータ抽出部
- 2 2 パラメータ選択部
- 2 3 指標算出部（測定結果導出手段）
- 2 4 状態判定部（状態評価手段）
- 2 5 測定項目決定部
- 2 6 パラメータ属性管理部（パラメータ属性管理手段）
- 3 0 パラメータ記憶部
- 3 1 測定方法記憶部
- 3 2 指標算出規則記憶部
- 3 3 指標記憶部
- 3 4 パラメータ属性記憶部
- 1 0 0 生体測定システム
- d 1 測定項目
- d 2 波形有無
- d 3 音量
- d 4 波形長短
- d 5 波形数
- d 7 心拍数
- d 8 無呼吸度算出規則
- d 9 無呼吸度
- d 1 0 判定基準情報
- d 1 1 状態判定結果
- 2 0 1 解析装置（生体測定装置）
- 2 0 2 音響センサ（生体音センサ）
- 2 0 2 a 音響センサ（生体音センサ）

- 202b 音響センサ（生体音センサ）
- 202c 音響センサ（生体音センサ）
- 202d 音響センサ（生体音センサ）
- 203 外部装置
 - 203a 携帯端末装置
 - 203b ノートパソコン
 - 203c データ蓄積装置
- 210 制御部
 - 211 記憶部
 - 212 無線通信部（通信部）
 - 213 通信部
 - 214 入力操作部
 - 215 表示部
- 220 情報取得部（生体音取得手段）
 - 221 属性情報決定部
 - 222 アルゴリズム選択部（選択手段）
 - 223 品質判定部（生体音処理手段）
 - 224 状態評価部（生体音処理手段）
- 230 音データ記憶部
 - 231 測定方法記憶部
 - 232 音源記憶部
 - 233 装着位置情報記憶部
 - 234 属性情報記憶部
- 200 生体測定システム
 - 270 制御部
 - 271 筐体部
 - 273 ダイアフラム
 - 274 粘着剤層

- 2 7 5 第 1 変換部
- 2 7 6 空気室壁
- 2 7 7 A／D 変換部
- 2 7 8 基板
- 2 7 9 電力供給部
- 2 8 0 マイク部
- 2 8 1 無線通信部
- 2 8 2 個体識別装置
- 2 5 0 装着位置特定部（装着位置特定手段）
- 2 5 1 測定部位特定部
- 2 5 2 装着位置推定部（生体音処理手段）
- 3 0 1 解析装置（生体測定装置）
- 3 0 2 主制御部
- 3 0 3 咳音判定部（咳音推定手段、生体音パラメータ取得手段）
- 3 0 4 測定装置制御部（生体パラメータ取得手段）
- 3 0 5 統計処理部
- 3 0 6 症状検出部（検出手段）
- 3 0 7 記憶部
- 3 0 8 操作部
- 3 0 9 表示部
- 3 2 0 音響センサー（生体音センサー）
- 3 3 0 パルスオキシメータ（生体センサー）
- 3 3 1 センサー部（生体センサー）
- 3 3 2 本体
- 3 3 3 表示部
- 3 3 4 主制御部
- 3 4 0 症状検出装置（生体測定装置）
- 4 0 1 解析装置（測定位置判定装置）

- 4 0 2 主制御部
- 4 0 3 生体音抽出部
- 4 0 4 位置判定部（判定手段）
- 4 0 5 症状検出部
- 4 0 6 データ解析部
- 4 0 7 記憶部
- 4 0 8 操作部
- 4 0 9 表示部（報知部）
- 4 1 0 スピーカ（報知部）
- 4 2 0 音センサ（生体音センサ）
- 4 3 0 計測装置（測定位置判定装置）
- 4 4 0 計測装置（測定位置判定装置）
- 4 4 0 計測装置
- 4 4 1 生体音抽出部
- 4 4 2 心音抽出部
- 4 4 3 呼吸音抽出部
- 4 4 4 位置判定部（判定手段）
- 4 5 0 人体（被験者）

請求の範囲

[請求項1] 生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置であって、

上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータを少なくとも含む1以上のパラメータを用いて、生体の状態を示す測定結果情報を導出する測定結果導出手段と、

自装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いるパラメータを指定するパラメータ指定情報とを対応付けて記憶する測定方法記憶部とを備え、

上記測定結果導出手段は、

測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを用いて、該測定項目の測定結果情報を導出することを特徴とする生体測定装置。

[請求項2] 上記測定結果導出手段は、

上記パラメータ指定情報によって指定された1以上のパラメータから、上記測定項目に係る生体の状態を示す指標を算出することを特徴とする請求項1に記載の生体測定装置。

[請求項3] 上記1以上のパラメータを用いて上記測定項目に対応する指標を算出するための指標算出規則を、指標ごとに記憶する指標算出規則記憶部を備え、

上記指標算出規則は、各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさに基づいて定められた、各パラメータに掛ける重み付けの情報を含み、

上記測定結果導出手段は、

上記指標算出規則に従って、上記1以上のパラメータのそれぞれに定められた重み付けを付加して上記指標を算出することを特徴とする請求項2に記載の生体測定装置。

[請求項4] 各パラメータが上記指標の算出に与える影響の大きさを示すパラメ

ータ属性を、上記指標ごとかつ上記パラメータごとに記憶するパラメータ属性記憶部を備え、

上記指標算出規則に含まれる上記重み付けは、上記パラメータ属性が有するすべてまたは一部の情報と相関することを特徴とする請求項3に記載の生体測定装置。

[請求項5] 当該生体測定装置に対してユーザから入力された、上記パラメータ属性を変更する指示にしたがって、上記パラメータ属性記憶部に記憶されたパラメータ属性を変更するパラメータ属性管理手段を備え、

上記パラメータ属性管理手段は、

上記パラメータ属性記憶部に記憶されたパラメータ属性の変更に伴い、上記指標算出規則に含まれる上記重み付けを変更することを特徴とする請求項4に記載の生体測定装置。

[請求項6] 上記測定方法記憶部は、さらに、

上記測定項目ごとに、上記指標を繰り返し算出するタイミングを指定する反復測定指示情報を記憶し、

上記測定結果導出手段は、

上記反復測定指示情報が指定するタイミングにしたがって、反復して取得された生体信号情報に基づいて得られた生体パラメータを用いて指標を反復して算出することを特徴とする請求項2から5までのいずれか1項に記載の生体測定装置。

[請求項7] 上記測定結果導出手段によって反復して算出された指標に基づいて、測定項目に係る生体の健康状態を評価する状態評価手段を備えていることを特徴とする請求項6に記載の生体測定装置。

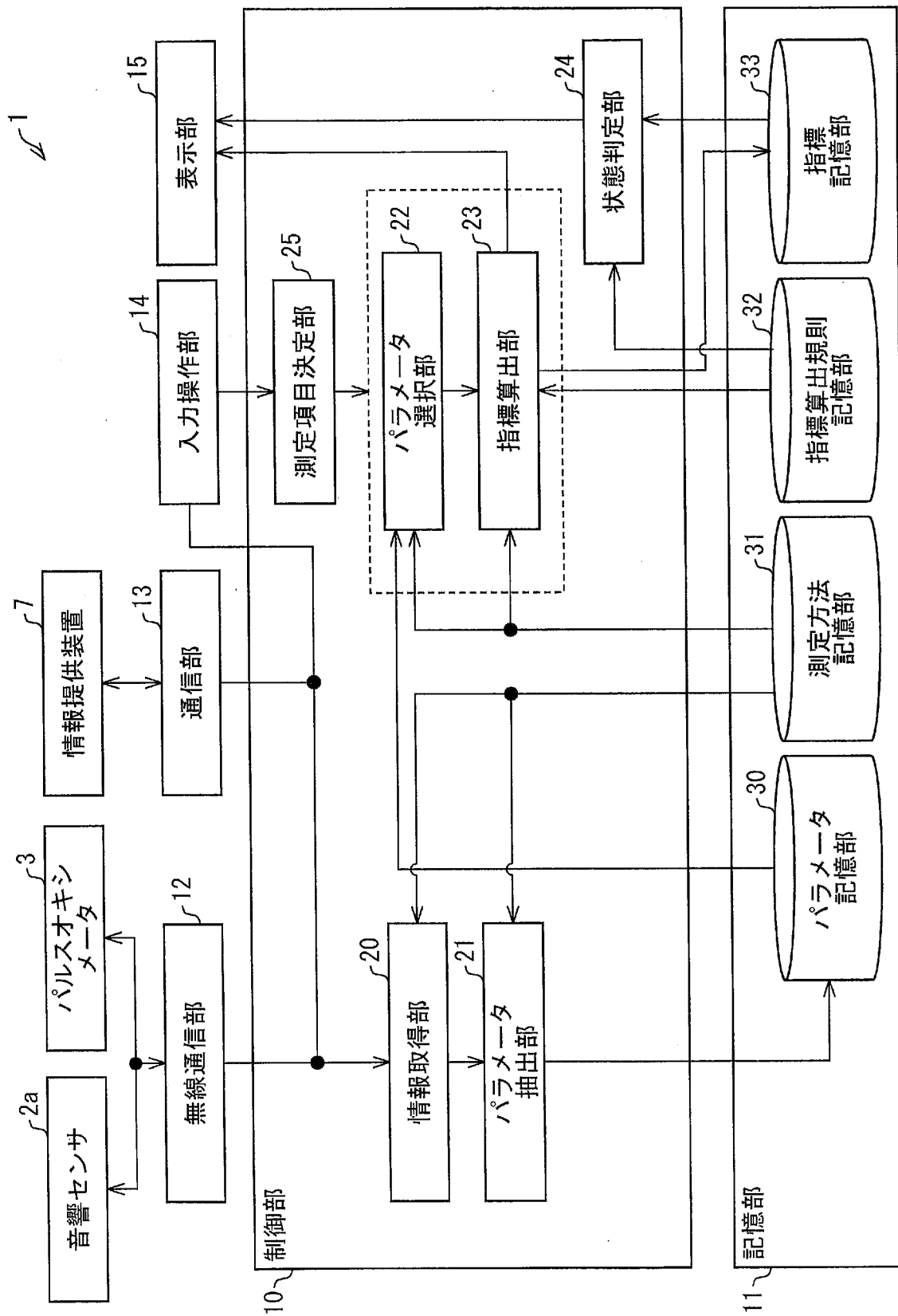
[請求項8] 上記状態評価手段は、

上記測定結果導出手段によって所定の時点で算出された指標を、上記測定結果導出手段によって反復して算出された複数の指標と比較することにより、生体の上記所定の時点における健康状態を評価することを特徴とする請求項7に記載の生体測定装置。

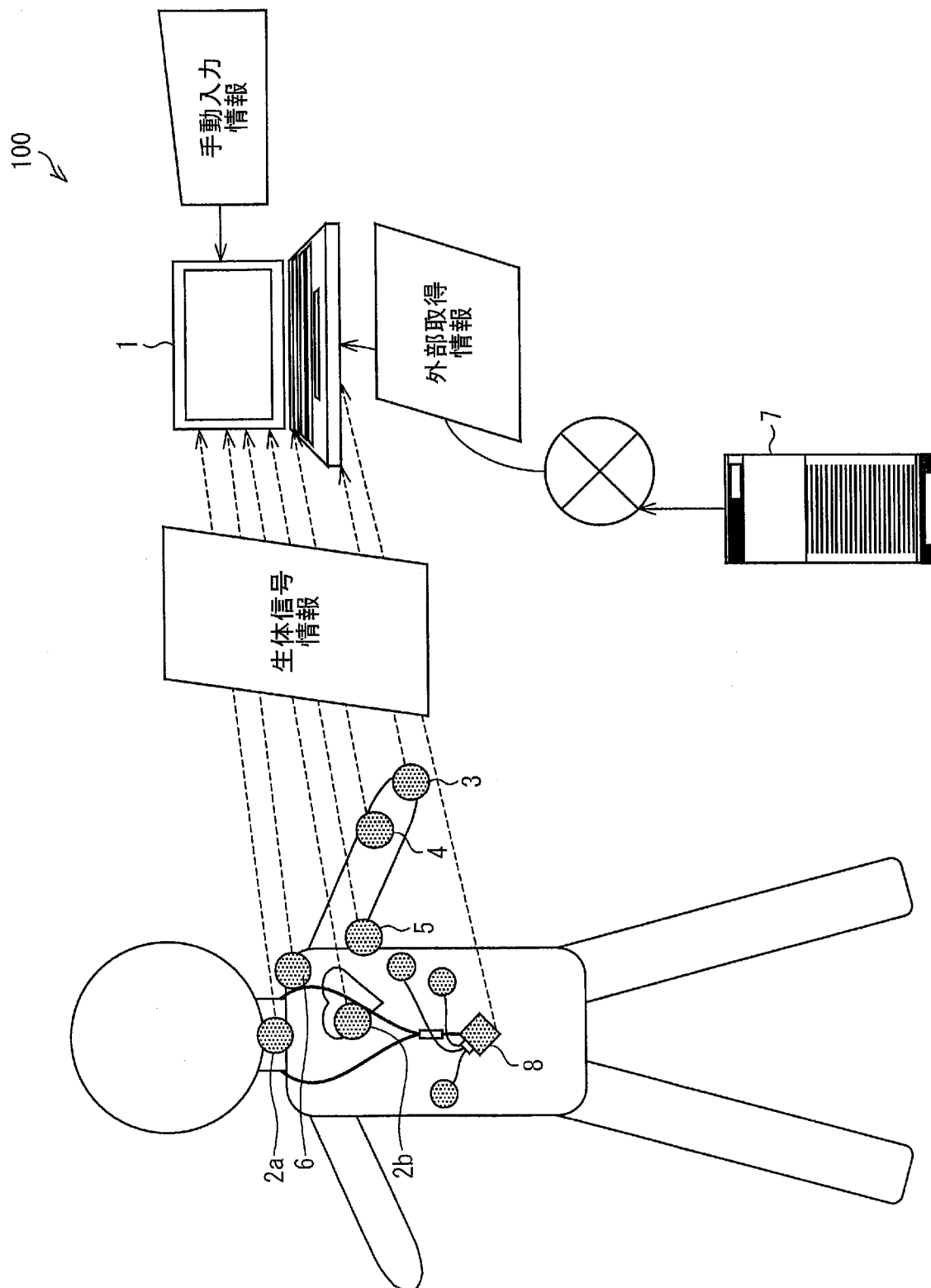
- [請求項9] 上記測定方法記憶部は、
 上記パラメータ指定情報におけるパラメータを、測定に必須のパラメータと、測定に用いることが好ましい補助のパラメータとに区別して記憶することを特徴とする請求項1から8までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項10] 上記パラメータには、上記生体の生理状態を反映した上記生体パラメータと、上記生体の体外の環境条件を反映した外的パラメータとがあり、
 上記測定方法記憶部は、
 上記パラメータ指定情報におけるパラメータを、上記生体パラメータと、上記外的パラメータとに区別して記憶することを特徴とする請求項1から9までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項11] 上記外的パラメータは、
 上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサの仕様情報、上記生体センサの設置位置情報、上記生体に関する被検体情報、および、上記生体が置かれた測定環境に関する環境情報の少なくとも1つを含み、
 上記測定方法記憶部は、
 1以上の上記生体パラメータと1以上の上記外的パラメータとの組み合わせを上記パラメータ指定情報として上記測定項目に対応付けて記憶することを特徴とする請求項10に記載の生体測定装置。
- [請求項12] 上記生体パラメータには、生体の体内で生じる変化を示すパラメータと、生体の体外に現れる変化を示すパラメータとが含まれることを特徴とする請求項1から11までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項13] 上記測定結果導出手段が用いる、1つ以上の上記生体パラメータは、1つの生体信号情報の分析により得られることを特徴とする請求項1から12までのいずれか1項に記載の生体測定装置。

- [請求項14] 上記測定結果導出手段が用いる、1つ以上の上記生体パラメータは、複数の生体信号情報の分析により得られることを特徴とする請求項1から12までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項15] 上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサと通信する通信部を備えていることを特徴とする請求項1から14までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項16] 当該生体測定装置は、上記生体から上記生体信号情報を取得する生体センサに内蔵されていることを特徴とする請求項1から14までのいずれか1項に記載の生体測定装置。
- [請求項17] 生体から取得された生体信号情報を用いて、生体の状態を測定する生体測定装置における生体測定方法であって、
上記生体測定装置には、該生体測定装置が測定可能な測定項目と、該測定項目の測定に用いる1以上のパラメータを指定するパラメータ指定情報とが対応付けて記憶されており、該パラメータ指定情報には、上記生体信号情報に基づいて得られる生体パラメータが少なくとも1つ指定されており、
測定項目に対応する上記パラメータ指定情報によって指定されたパラメータを特定するステップと、
上記特定するステップにて特定されたパラメータを用いて、上記測定項目に係る生体の状態を示す測定結果情報を導出するステップとを含むことを特徴とする生体測定方法。
- [請求項18] コンピュータを、請求項1から16までのいずれか1項に記載の生体測定装置の各手段として機能させるための制御プログラム。
- [請求項19] 請求項18に記載の制御プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

[図1]



[図2]

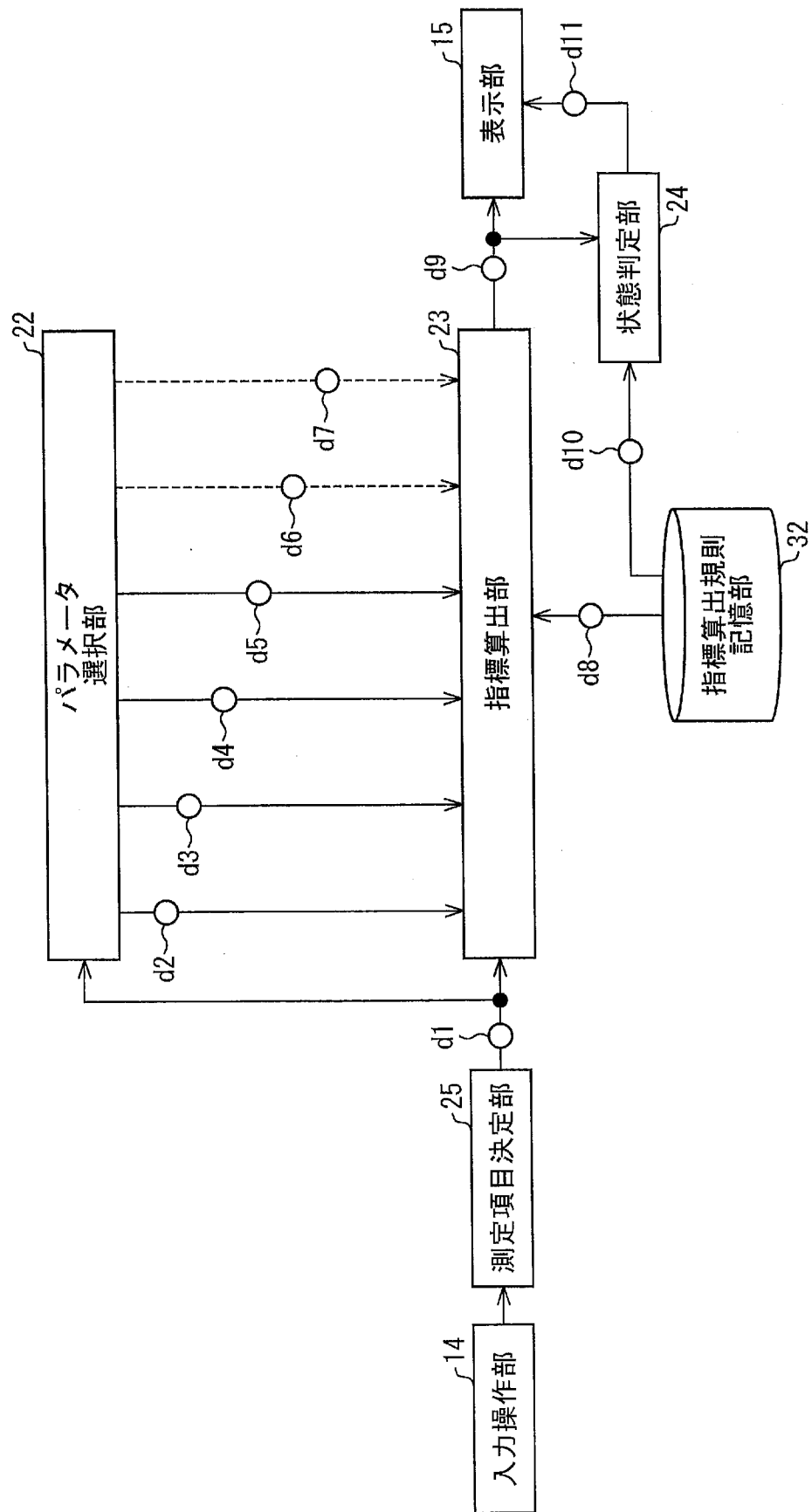


○ 必須パラメータ
□ 補助パラメータ

[図3B]

パラメータ指定情報(2)						
測定項目	波形有無		周波数	波形長短		体動(加速度)
	10秒以上呼吸が 停止する回数を パラメータとして 抽出する	特定周波数100~ 200Hzの波形有無を パラメータとして 抽出する		特定周波数300、 400、500Hzの波形 有無をパラメータ として抽出する	1分おきに、周波数 の最大強度をパラ メータとして抽出 する	特定周波数100~ 200Hzの波形長短を パラメータとして 抽出する
1 無呼吸度測定	○					
2 睡眠状態測定						○
3 喘息測定		○	○	○		
4 心臓モニタリング						
5 消化器モニタリング			○			
6 循環器モニタリング						
7 咳モニタリング		○				○
：	：	：	：	：	：	：
：	：	：	：	：	：	：

[図4]



[図5]

(a)	パラメータ区分	パラメータ	IF値		
	必須	波形(呼吸)有無	0	1	2～
	必須	(呼吸)音量	* * db～	##～* * db	～## db
	必須	波形(呼吸)長短	1. 2～3秒	1～1. 2秒、3～5秒	～1秒、5秒～
	必須	波形(呼吸)数	10～25	6～10、25～30	～6、30～
	補助	SpO ₂	98～100	95～98	～95
	補助	心拍数	#～*	※～#、*～&	～※、&～
	THEN値		正常	要注意	異常

(b)	THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
	正常	0	0
	要注意	1	0
	異常	2	1

(c)	パラメータ	重み付け
	波形(呼吸)有無	4
	(呼吸)音量	2
	波形(呼吸)長短	2
	波形(呼吸)数	1
	SpO ₂	1
	心拍数	1

(d)	算出式	無呼吸度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----	---------------------------

(e)	無呼吸度	状態判定	表示
	0～5	正常	緑
	6～10	要注意	黄
	11～	異常	赤

[図6]

(a)	パラメータ区分	パラメータ	IF値		
	必須	波形(呼吸)有無	0	—	1～
	必須	(呼吸)音量	##db～	* * ～# #db	～* * *db
	必須	波形(呼吸)長短	～1.5秒	1.5～2秒	2秒～
	必須	波形(呼吸)数	21回以上	16～20回	15回以下
	必須	体動	5～	2～4	0～1
	補助	体温変化	プラスに変化	変化無し	マイナスに変化
	THEN値		浅い	中間	深い

(b)	THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
	浅い	0	0
	中間	1	0
	深い	2	1

(c)	パラメータ	重み付け
	波形(呼吸)有無	1
	(呼吸)音量	1
	波形(呼吸)長短	1
	波形(呼吸)数	1
	体動	15
	体温変化	5

(d)	算出式	睡眠深度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----	---------------------------

(e)	睡眠深度	状態判定	表示
	0～10	浅め	緑
	11～25	普通	黄
	26～	深め	赤

[図7]

(a)	パラメータ区分	パラメータ	IF値		
	必須	波形(呼吸)有無	0	1	2～
	必須	(呼吸)音量	##db～	*～##db	～*db
	必須	周波数	300Hz～	0～100、200～300Hz	100～200Hz
	必須	波形(呼吸)長短	～30ms	30～100ms	100ms～
	必須	波形(呼吸)数	10～25	6～10、25～30	～6、30～
	必須	SpO ₂	98～100	95～98	～95
	補助	心拍数	#～*	※～#、*～&	～※、&～
	THEN値		正常	要注意	異常

(b)	THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
	正常	0	0
	要注意	1	0
	異常	2	1

(c)	パラメータ	重み付け
	波形(呼吸)有無	5
	(呼吸)音量	1
	周波数	3
	波形(呼吸)長短	3
	波形(呼吸)数	1
	SpO ₂	3
	心拍数	1

(d)	算出式	喘息重症度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----	----------------------------

(e)	喘息重症度	状態判定	表示
	0～10	正常(症状無しor軽度)	緑
	11～20	要注意(症状中度)	黄
	21～	異常(症状重度)	赤

[図8]

(a)

パラメータ区分	パラメータ	IF値		
必須	音量	##db～	* * ～ ##db	～ * * db
必須	周波数	～50Hz	50～75Hz	75Hz～
必須	波形数	0～1	2～3	4～
補助	心拍数	55～70	50～55、70～80	～50、80～
THEN値		正常	要注意	異常

(b)

THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
正常	0	0
要注意	1	0
異常	2	1

(c)

パラメータ	重み付け
音量	1
周波数	3
波形数	3
心拍数	2

(d)

算出式	心臓活動度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	----------------------------

(e)

心臓活動度	状態判定	表示
0～3	正常	緑
4～7	要注意	黄
8～	異常	赤

[図9]

(a)

パラメータ区分	パラメータ	IF値		
必須	音量	##db～	*～##db	～*db
必須	周波数	～300Hz	300～350Hz	350Hz～
必須	波形数	0	1	2～
THEN値		正常	要注意	異常

(b)

THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
正常	0	0
要注意	1	0
異常	2	1

(c)

パラメータ	重み付け
音量	1
周波数	3
波形数	3

(d)

算出式	消化器活動度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----------------------------

(e)

消化器活動度	状態判定	表示
0～1	正常	緑
2～4	要注意	黄
5～	異常	赤

[図10]

(a)

パラメータ区分	パラメータ	IF値		
必須	音量	##db～	**～##db	～**db
必須	周波数	～50Hz	50～75Hz	75Hz～
必須	波形(呼吸)数	0～1	2～3	4～
必須	心拍数	55～70	50～55、70～80	～50、80～
必須	脈波(伝播速度)	～1200cm/s	1200～1400cm/s	1400cm/s～
THEN値		正常	要注意	異常

(b)

THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
正常	0	0
要注意	1	0
異常	2	1

(c)

パラメータ		重み付け
(呼吸)音量		1
周波数		4
波形(呼吸)数		4
心拍数		3
脈波(伝播速度)	被験者年齢：*歳以上	1
	被験者年齢：*歳未満	2

(d)

算出式	循環器活動度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----------------------------

(e)

循環器活動度	状態判定	表示
0～5	正常	緑
6～10	要注意	黄
11～	異常	赤

[図11]

(a)	パラメータ区分	パラメータ	IF値		
	必須	波形(呼吸)有無	0	1	2～
	必須	(呼吸)音量	##db～	**～##db	～**db
	必須	周波数	右記以外	350Hz	300、400、500Hz
	必須	波形(呼吸)長短	～30ms	30～100ms	100ms～
	必須	波形(呼吸)数	10～25	6～10、25～30	～6、30～
	必須	体動	0～0. 1G	0. 1～0. 2G	0. 2G～
	必須	SpO ₂	98～100	95～98	～95
	THEN値		正常	要注意	異常

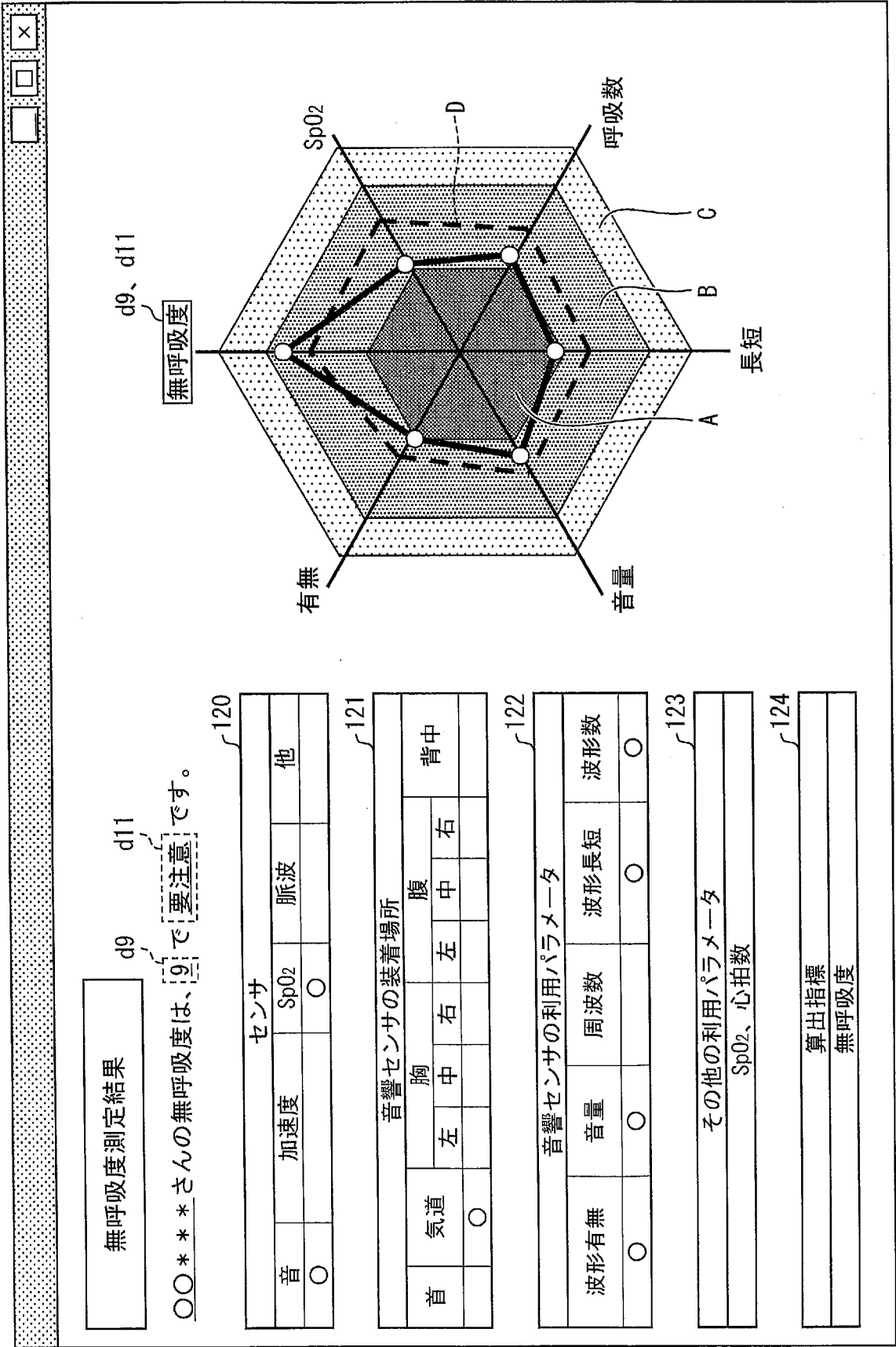
(b)	THEN値	スコア(必須)	スコア(補助)
	正常	0	0
	要注意	1	0
	異常	2	1

(c)	パラメータ	重み付け	
	波形(呼吸)有無	5	
	(呼吸)音量	1	
	周波数	健常者	5
		呼吸器疾患あり	3
	波形(呼吸)長短	3	
	波形(呼吸)数	1	
	体動	3	
	SpO ₂	1	

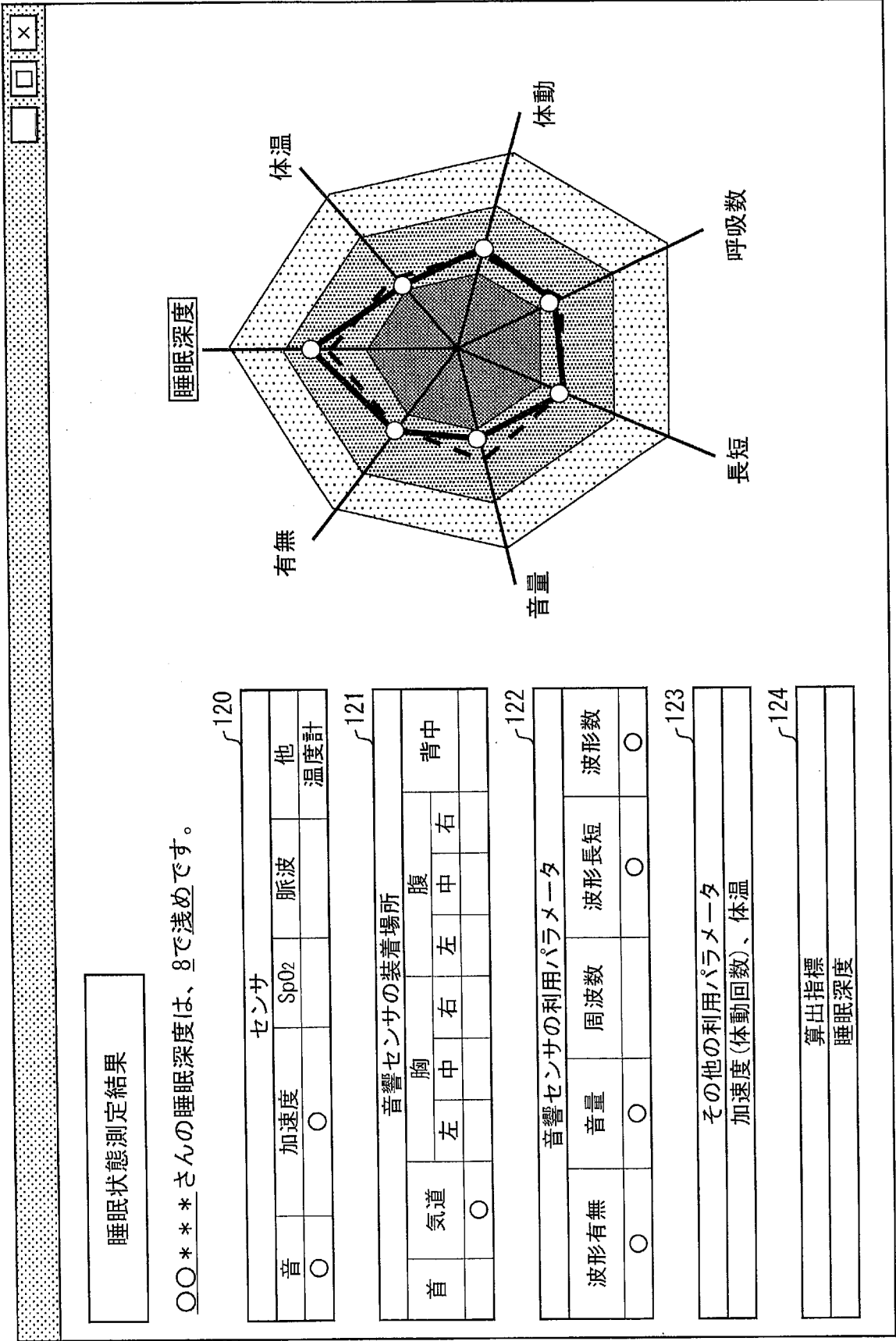
(d)	算出式	咳重症度＝各パラメータの(スコア×重み付け)の総和
-----	-----	---------------------------

(e)	咳重症度	状態判定	表示
	0～7	正常(症状無しor軽度)	緑
	8～14	要注意(症状中度)	黄
	15～	異常(症状重度)	赤

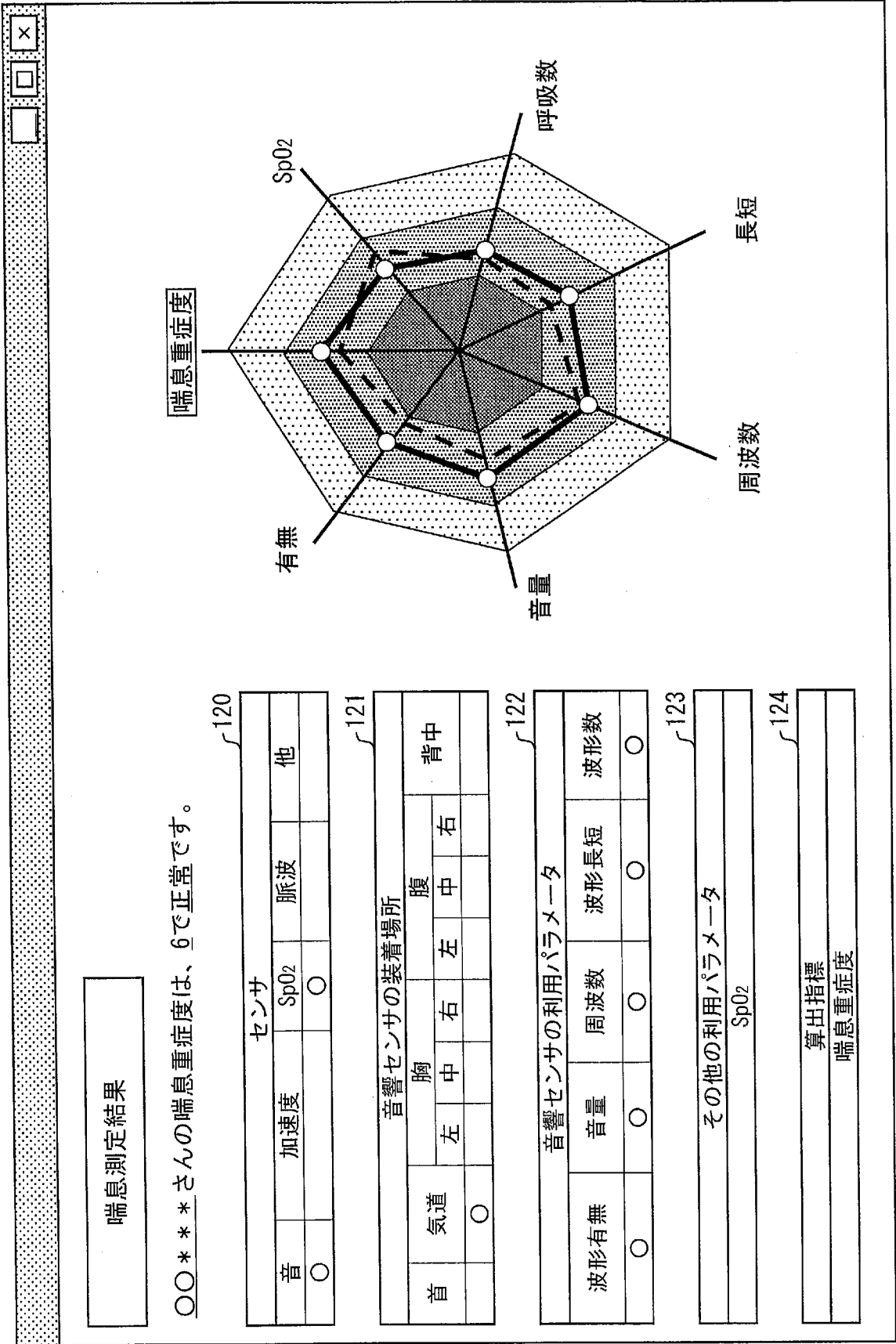
[図12]



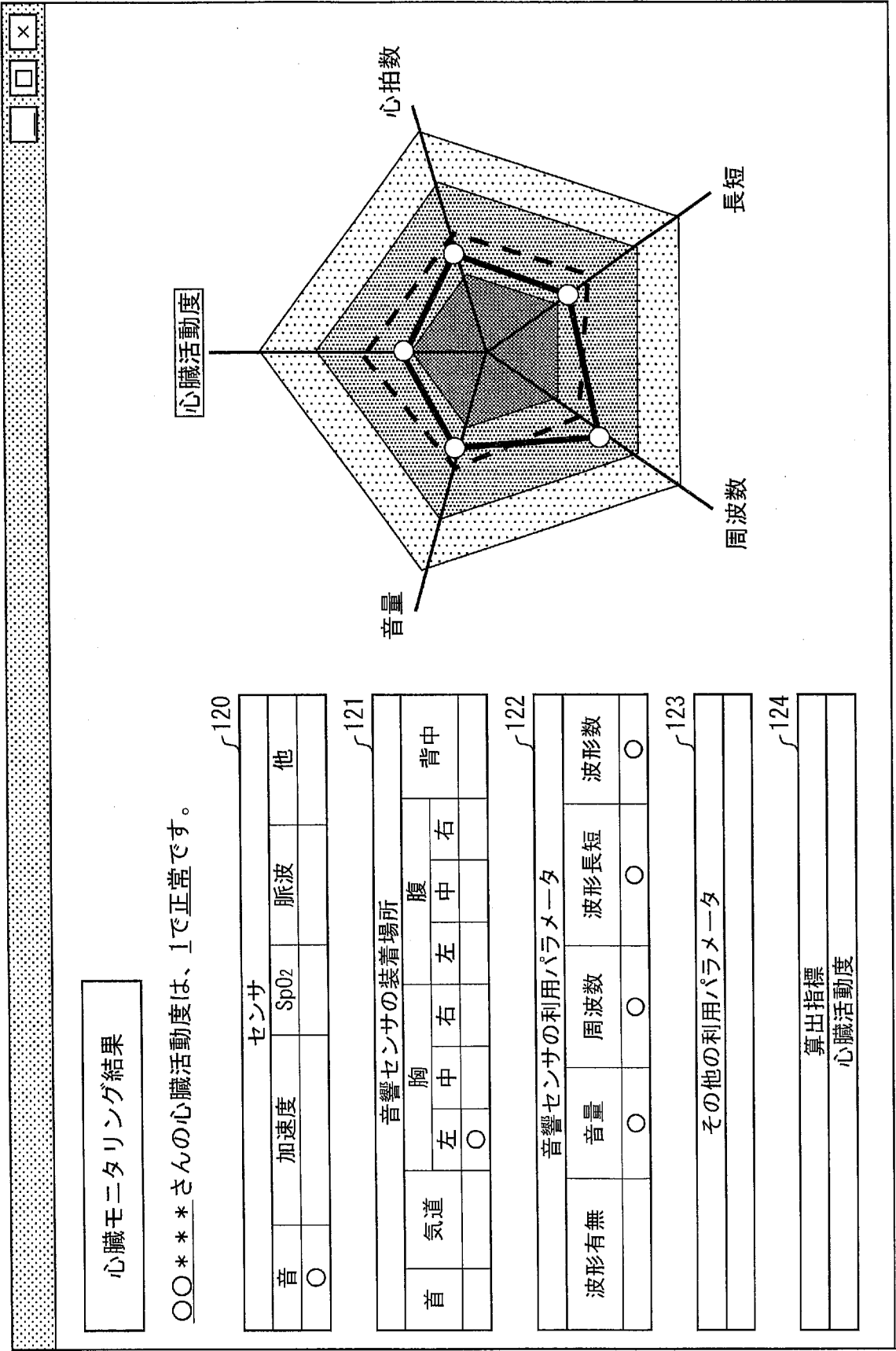
[図13]



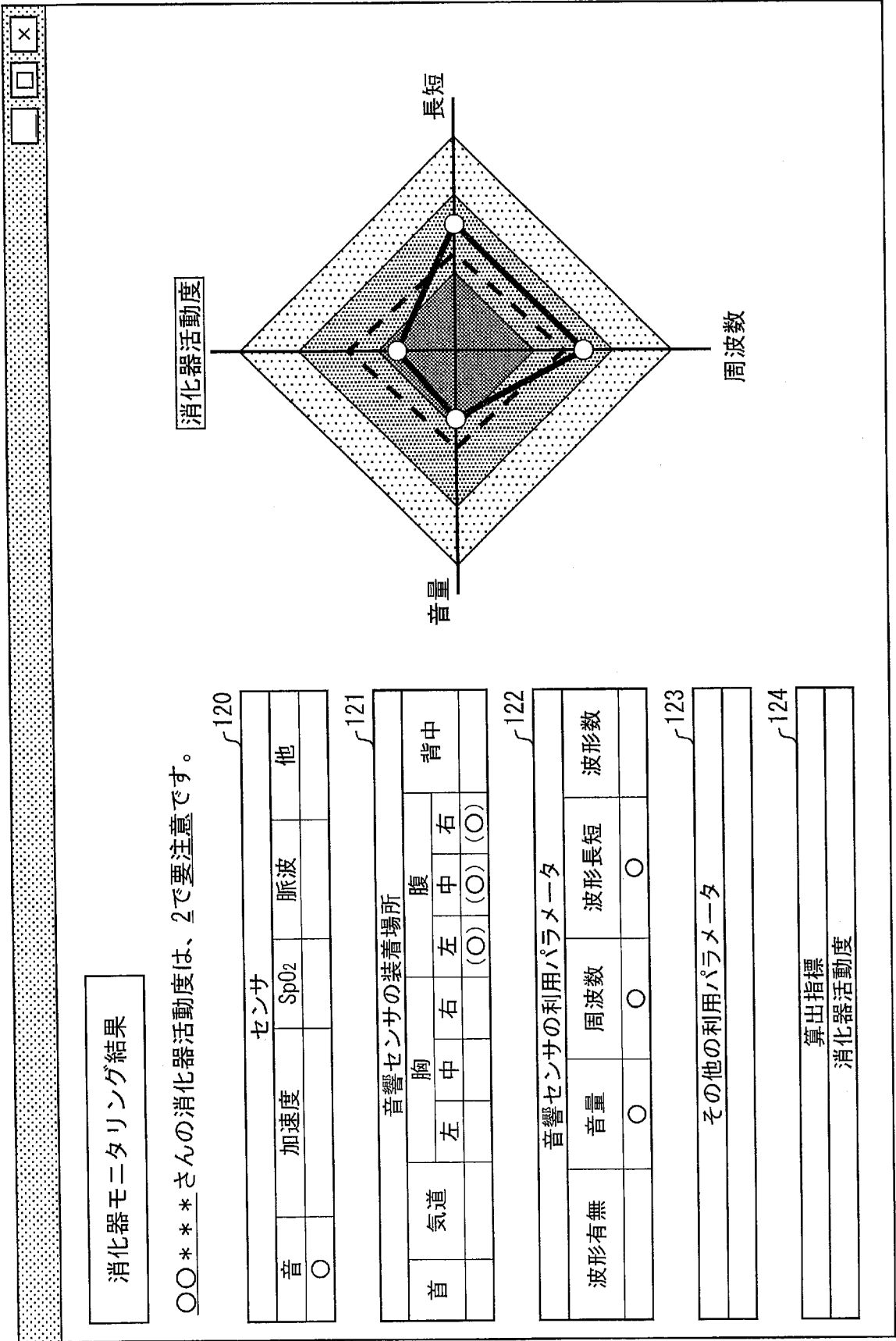
[図14]



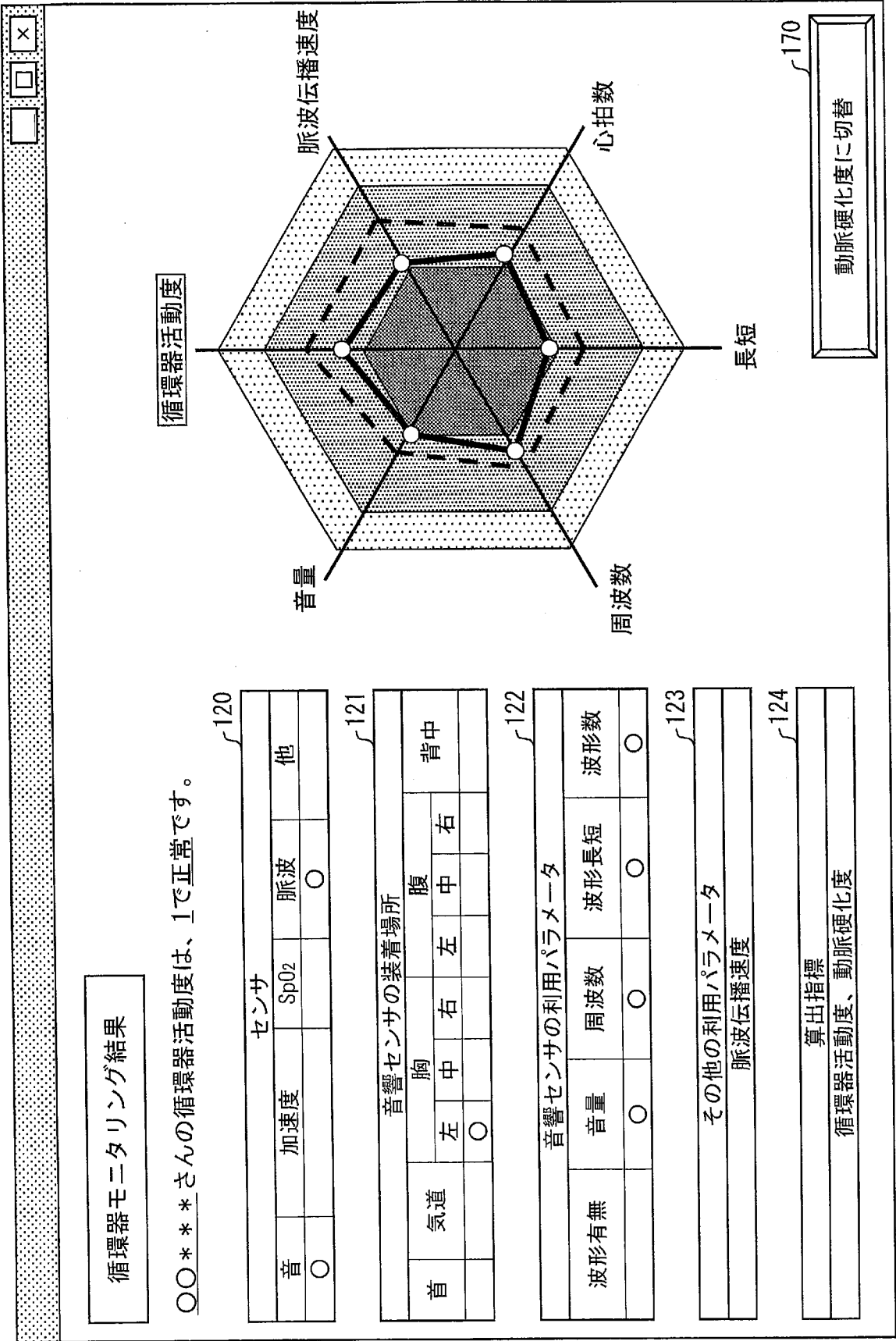
[図15]



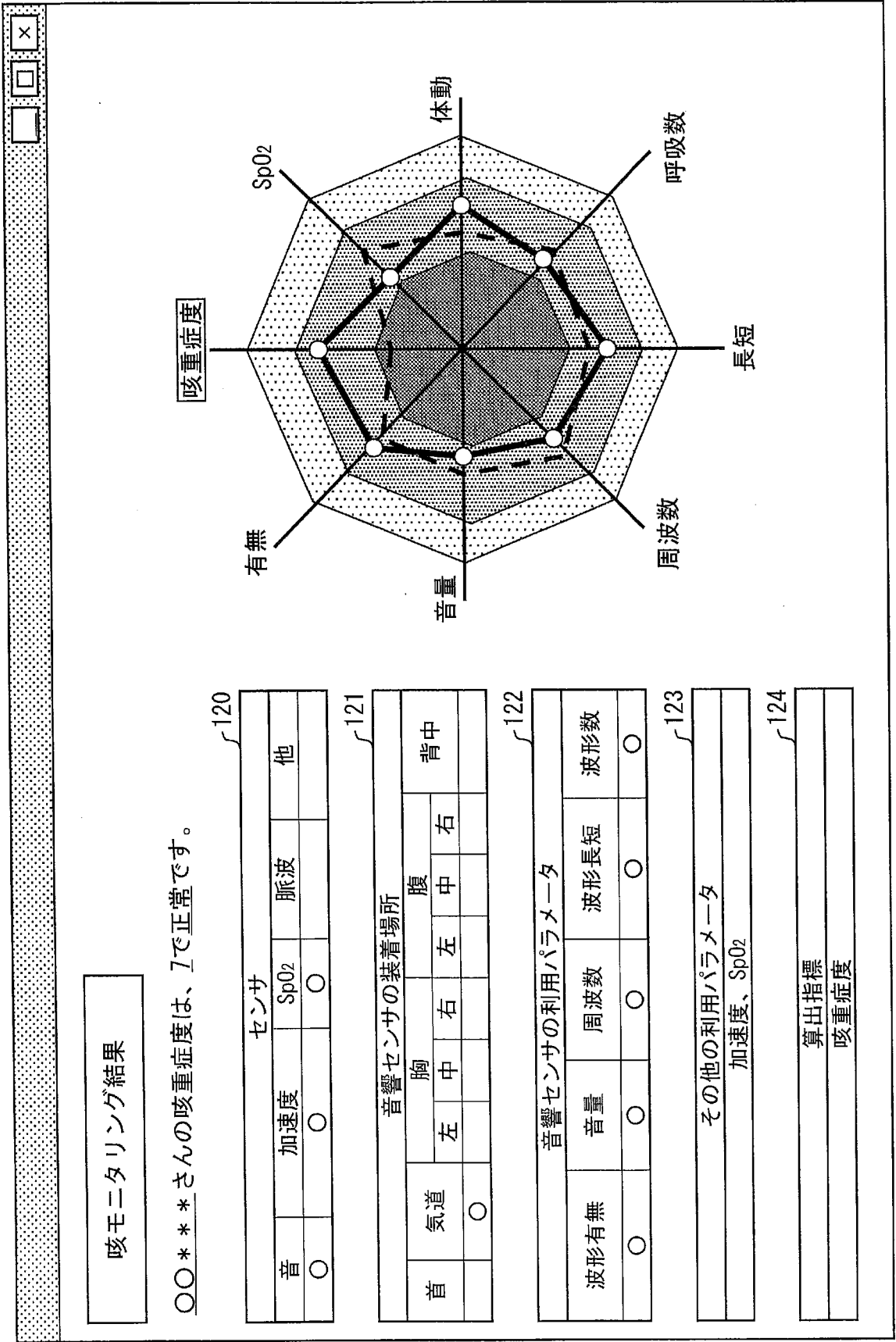
[図16]



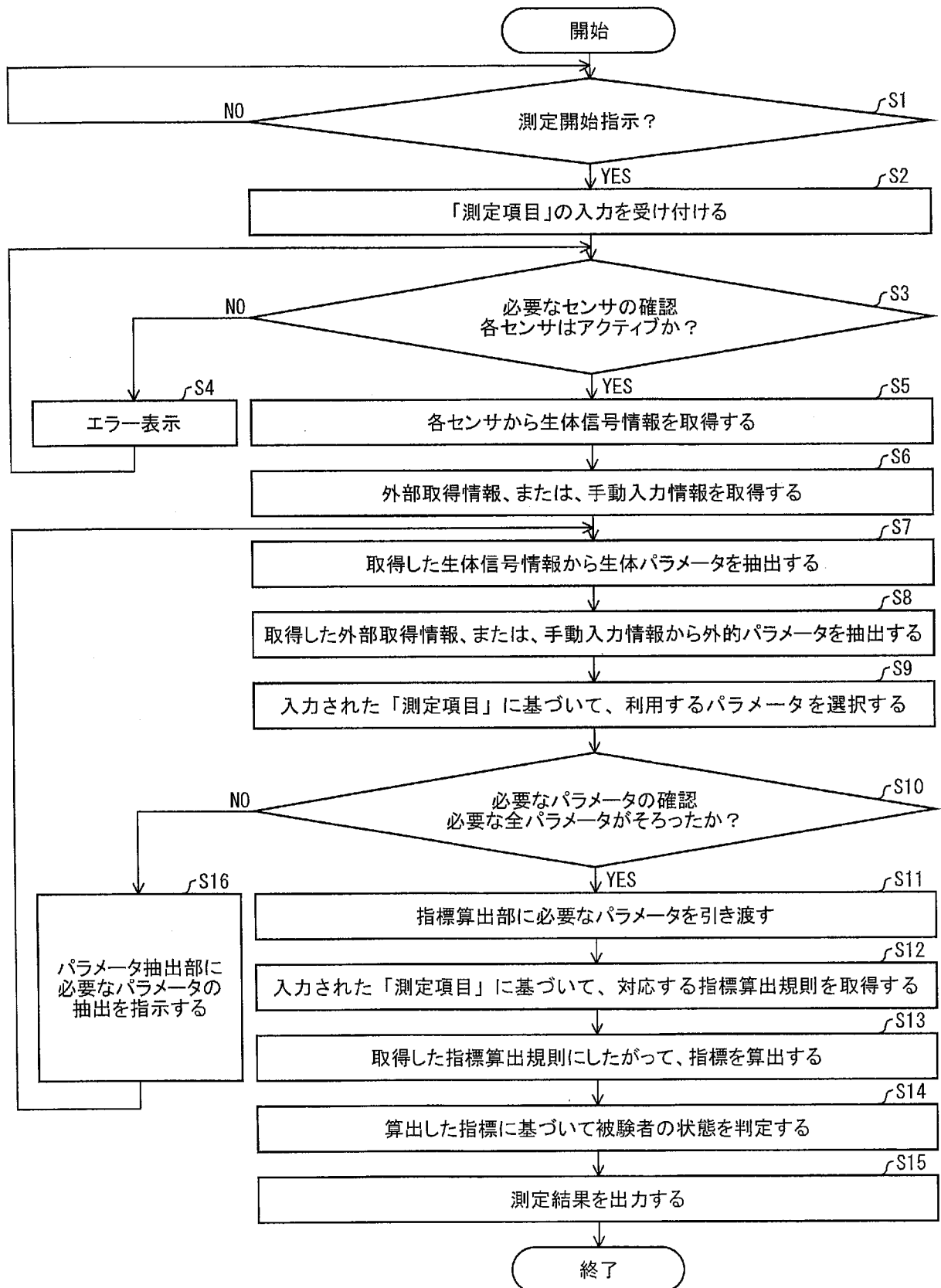
[図17]



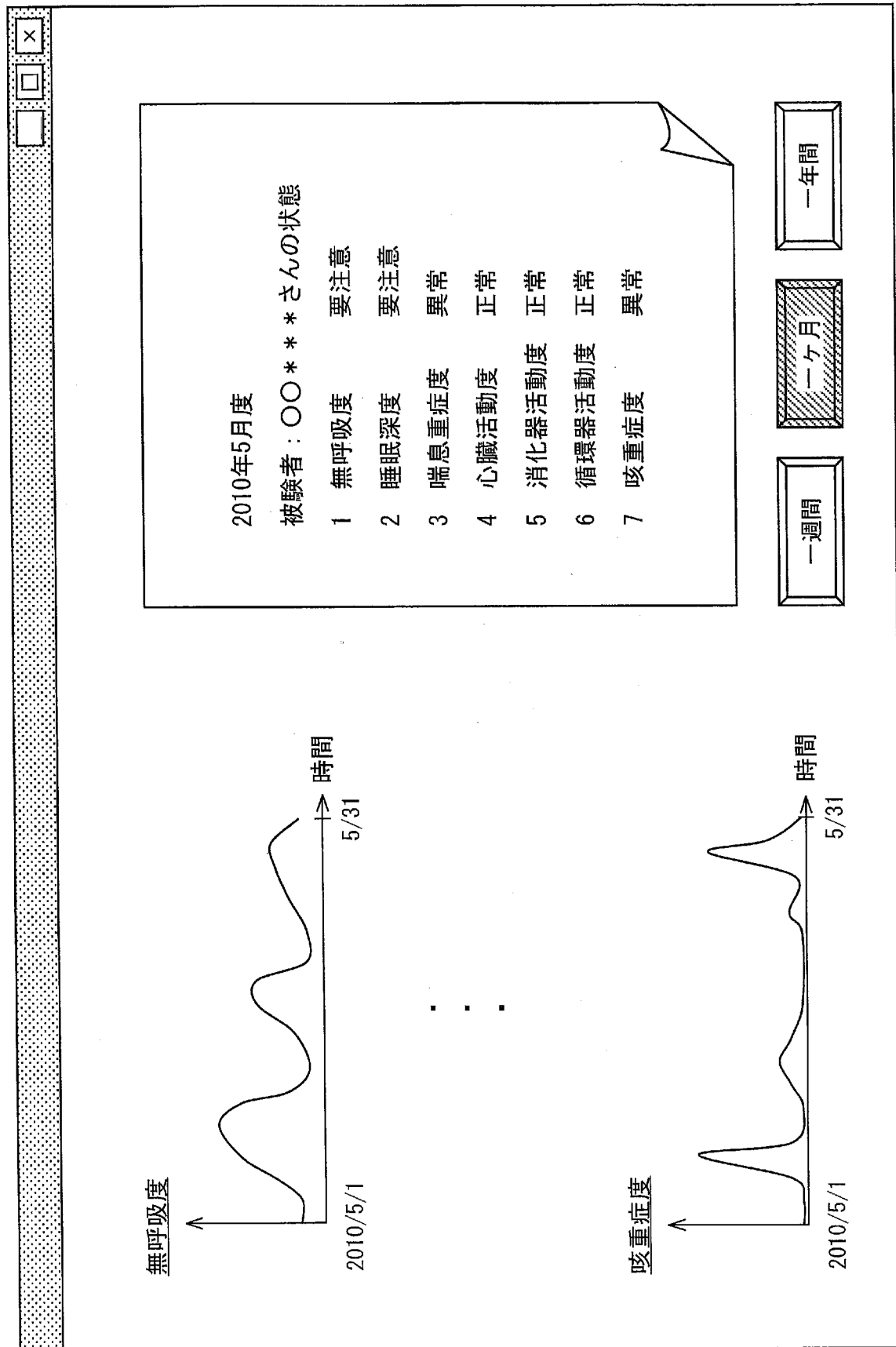
[図18]



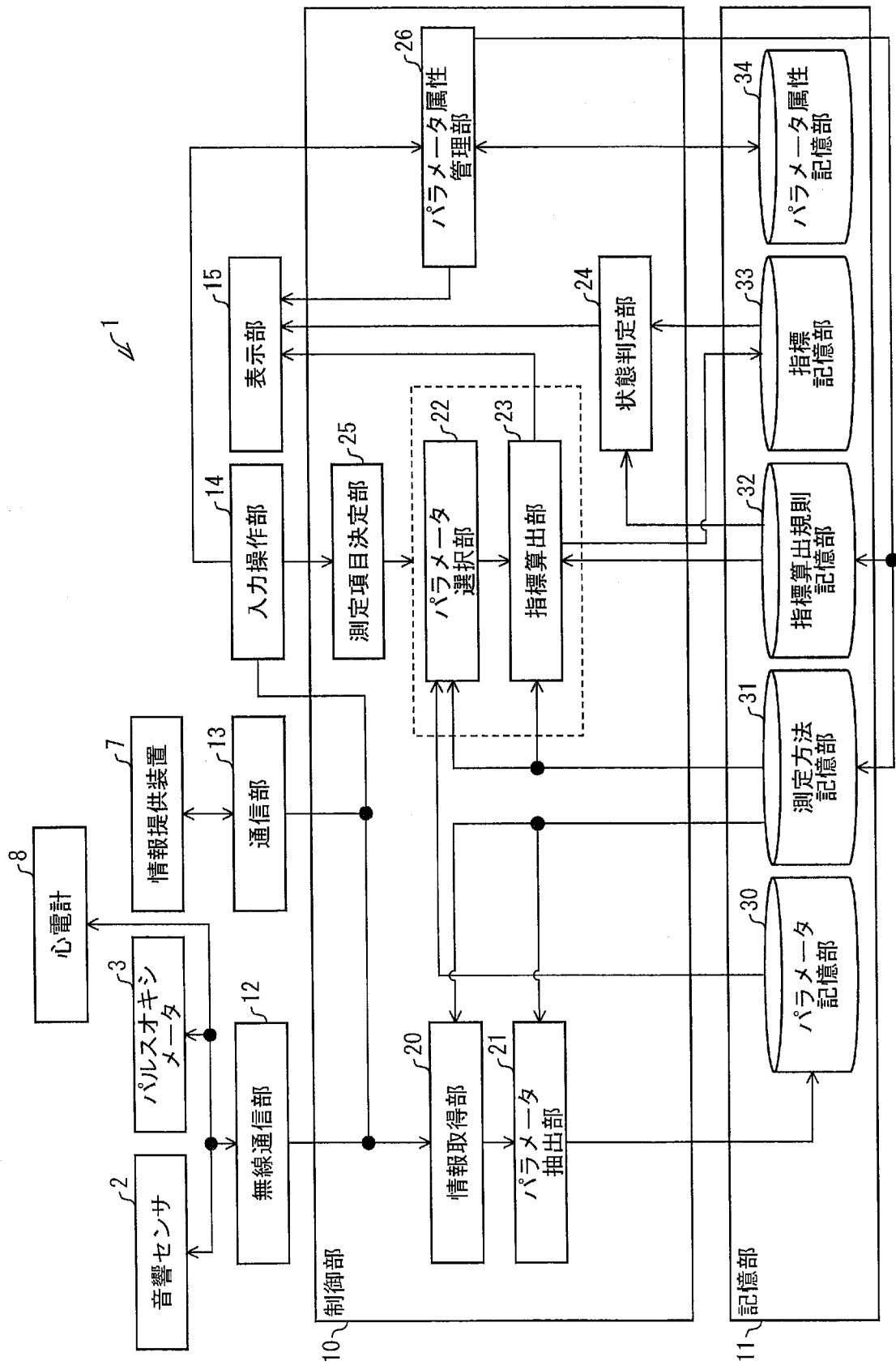
[図19]



[図20]



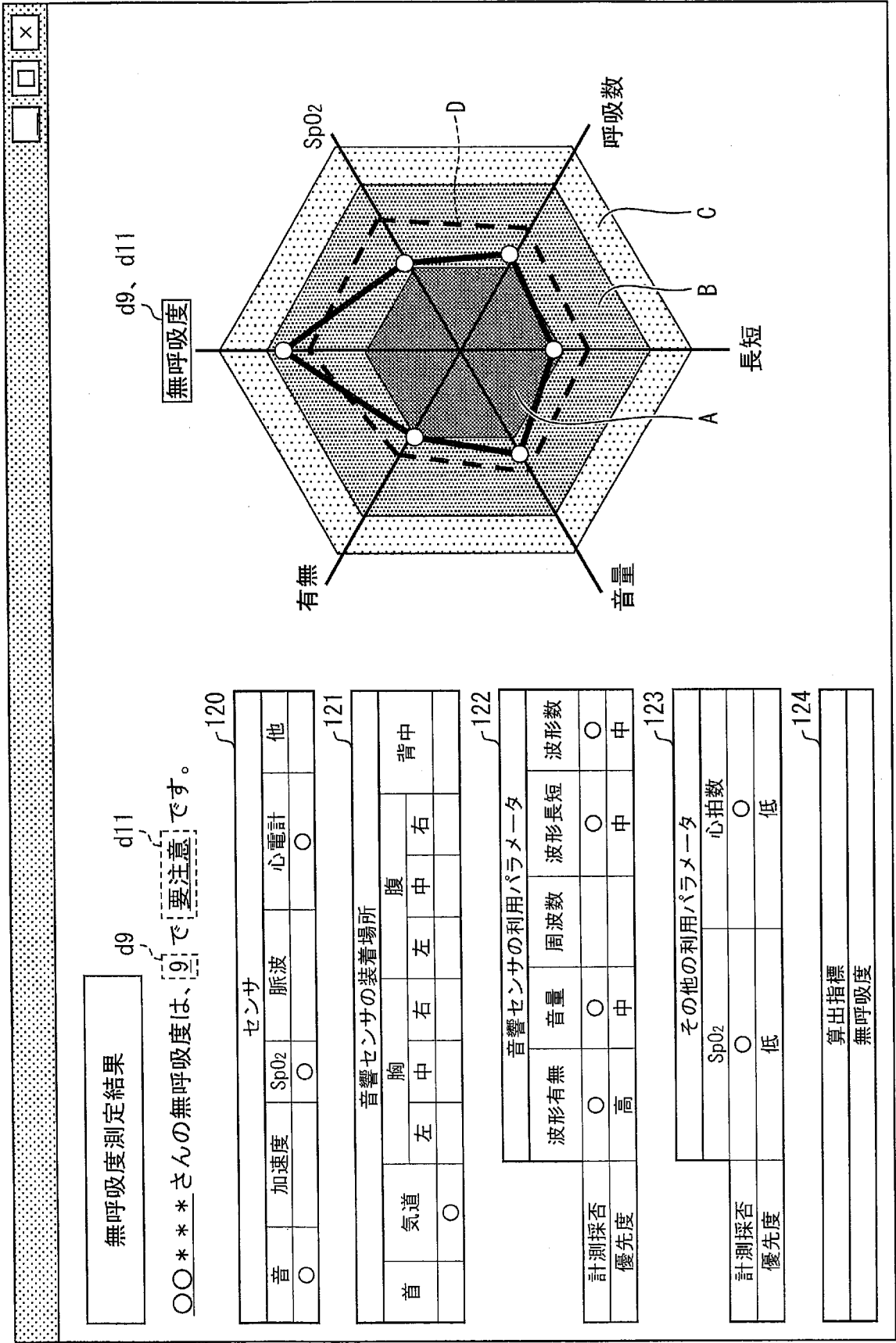
[図21]



[図22]

測定項目	パラメータ名	パラメータ属性			
		優先度	区分	重み付け	信頼性
1: 無呼吸度測定 「無呼吸度」	波形有無	高	必須	4	2
	音量	中	必須	2	1
	波形長短	中	必須	2	2
	波形数	中	必須	1	2
	SpO ₂	低	補助	1	3
	心拍数	低	補助	1	4
	:	:	:	:	:
測定項目	パラメータ名	パラメータ属性			
		優先度	区分	重み付け	信頼性
2: 睡眠状態測定 「睡眠深度」	波形有無	中	必須	1	2
	音量	中	必須	1	1
	波形長短	中	必須	1	2
	波形数	中	必須	1	2
	体動	高	必須	15	3
	体温変化	低	補助	5	3
	:	:	:	:	:
測定項目	パラメータ名	パラメータ属性			
		優先度	区分	重み付け	信頼性
3: 喘息測定 「喘息重症度」	.	.	.	.	.
	.	.	.	.	.
	.	.	.	.	.
	:	:	:	:	:
.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.

[図23]



保存して終了

保存せずに終了

□

×

無呼吸度測定用算出式の設計

パラメータ名	パラメータ属性			
	優先度	区分	重み付け	信頼性
波形有無	高	必須	▼ 4	▼ 2
音量	中	必須	▼ 2	▼ 1
波形長短	中	必須	▼ 2	▼ 2
波形数	高	必須	▼ 1	▼ 2
SpO ₂	中	補助	▼ 1	▼ 3
心拍数	低	補助	▼ 1	▼ 4
▽	▽	▽	▽	▽

保存して終了

保存せずに終了

□

×

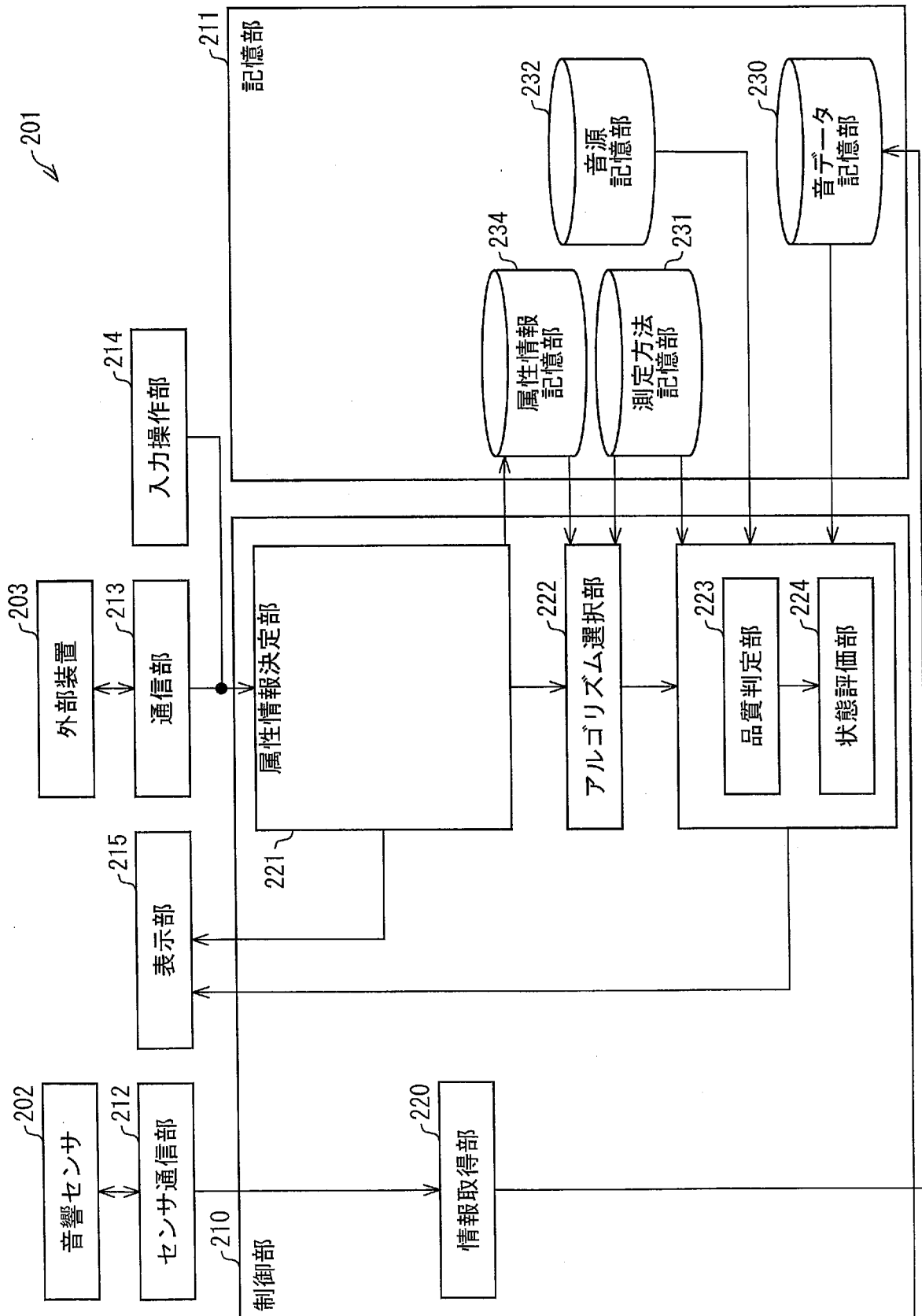
無呼吸度算出式

更新

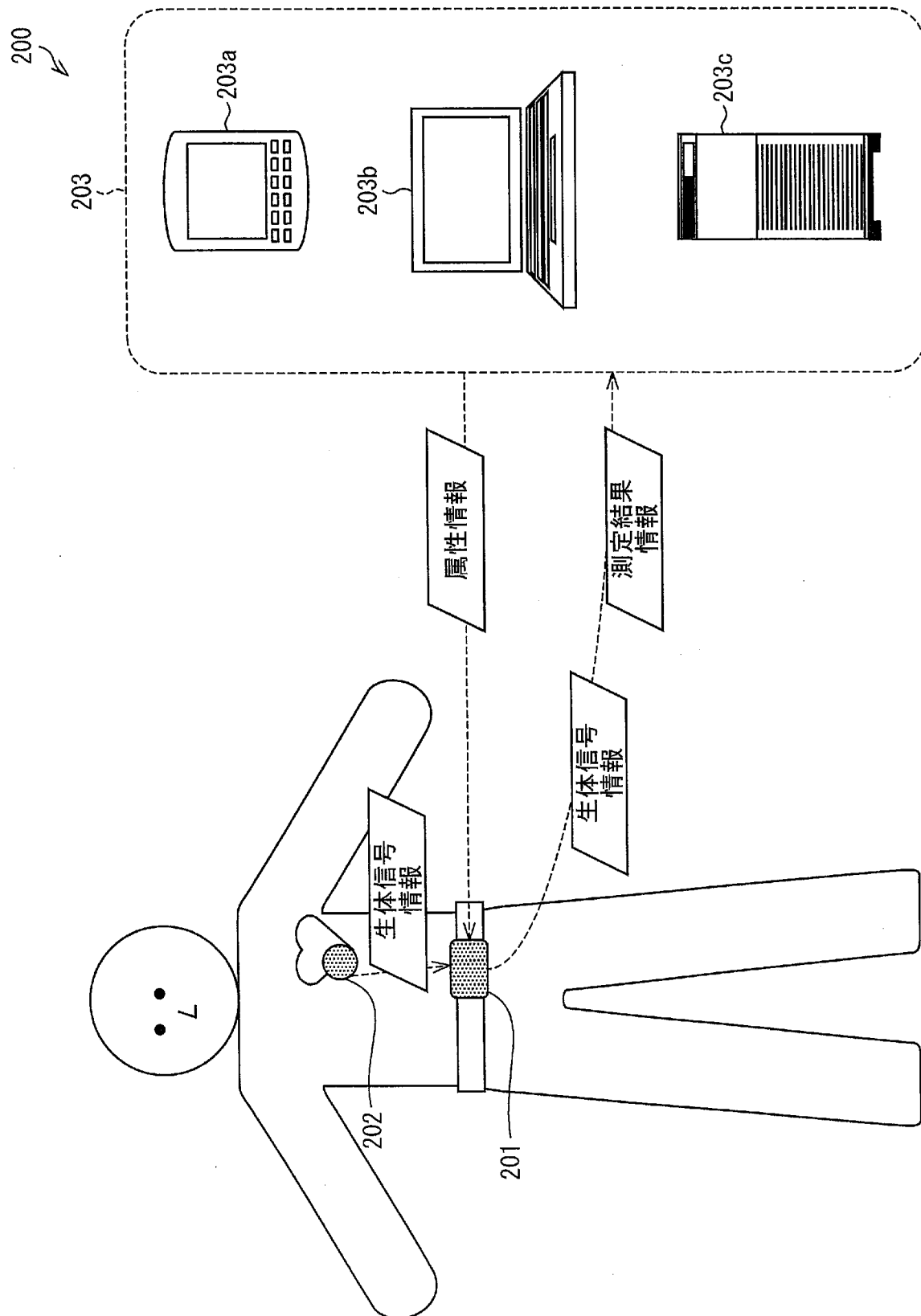
無呼吸度 = {波形有無のスコア (必須) × 重み付け 4} + {音量のスコア (必須) × 重み付け 2} + {波形長短のスコア (必須) × 重み付け 2} + {波形数のスコア (必須) × 重み付け 1} + {SpO₂のスコア (補助) × 重み付け 1} + {心拍数のスコア (補助) × 重み付け 1}

[illegible]

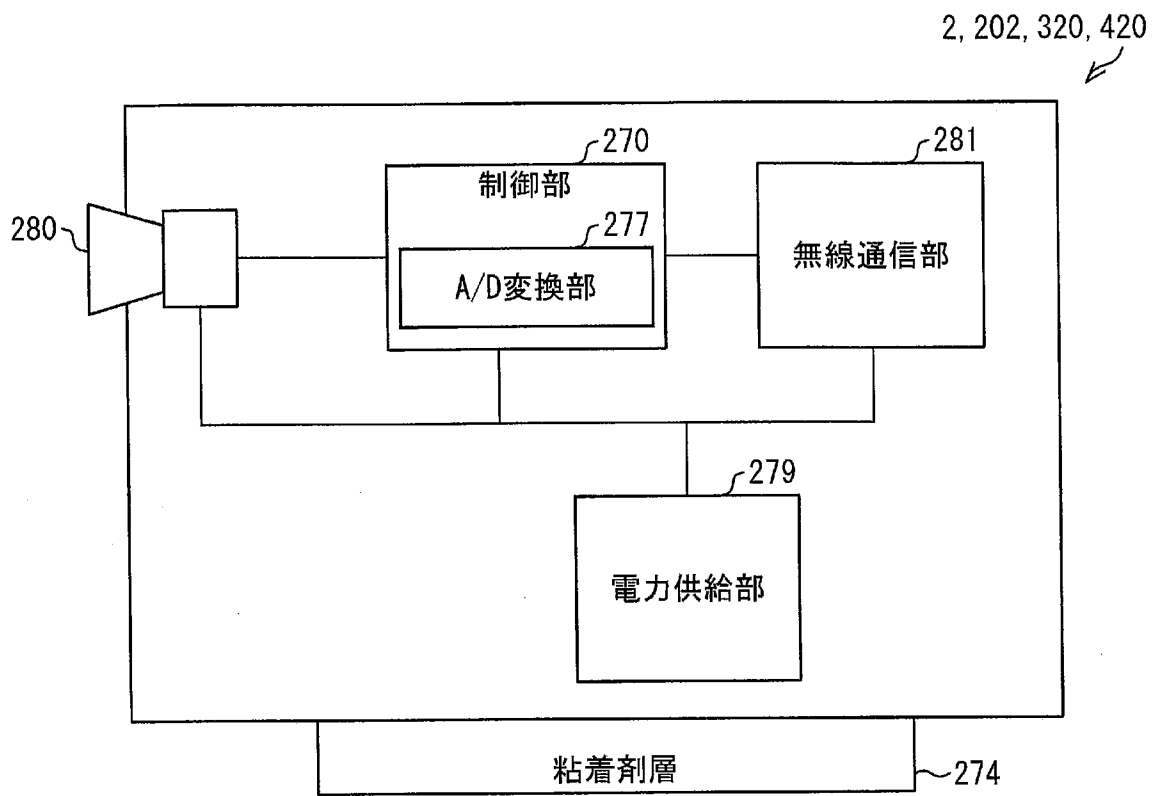
[図26]



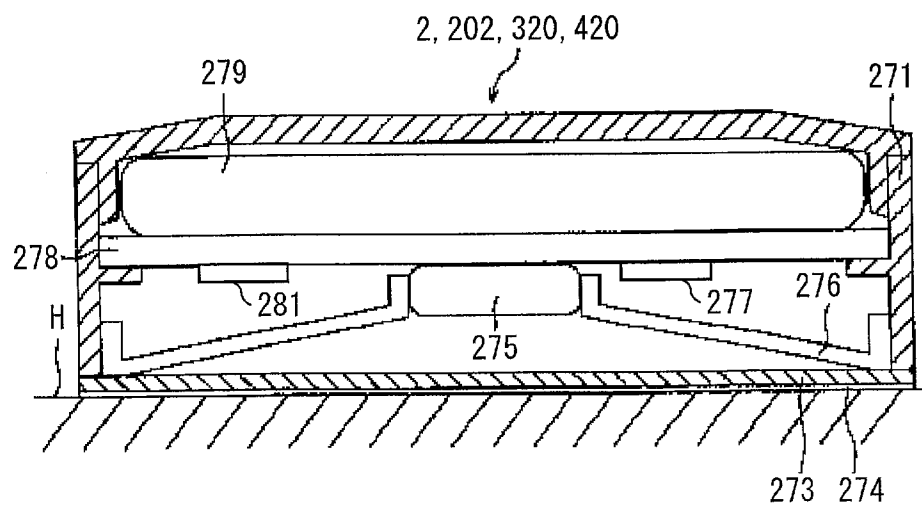
[図27]



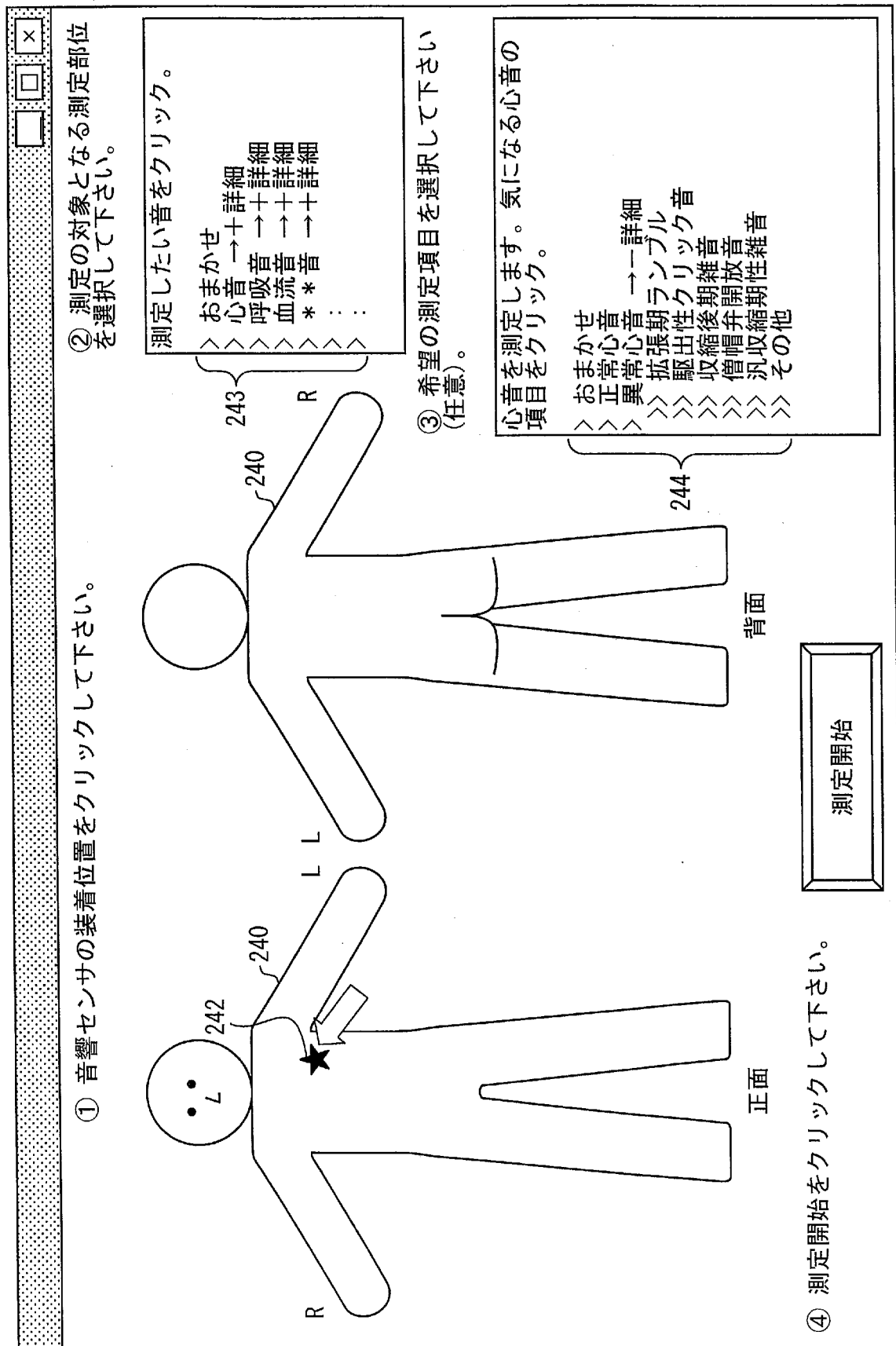
[図28]



[図29]



[図30]



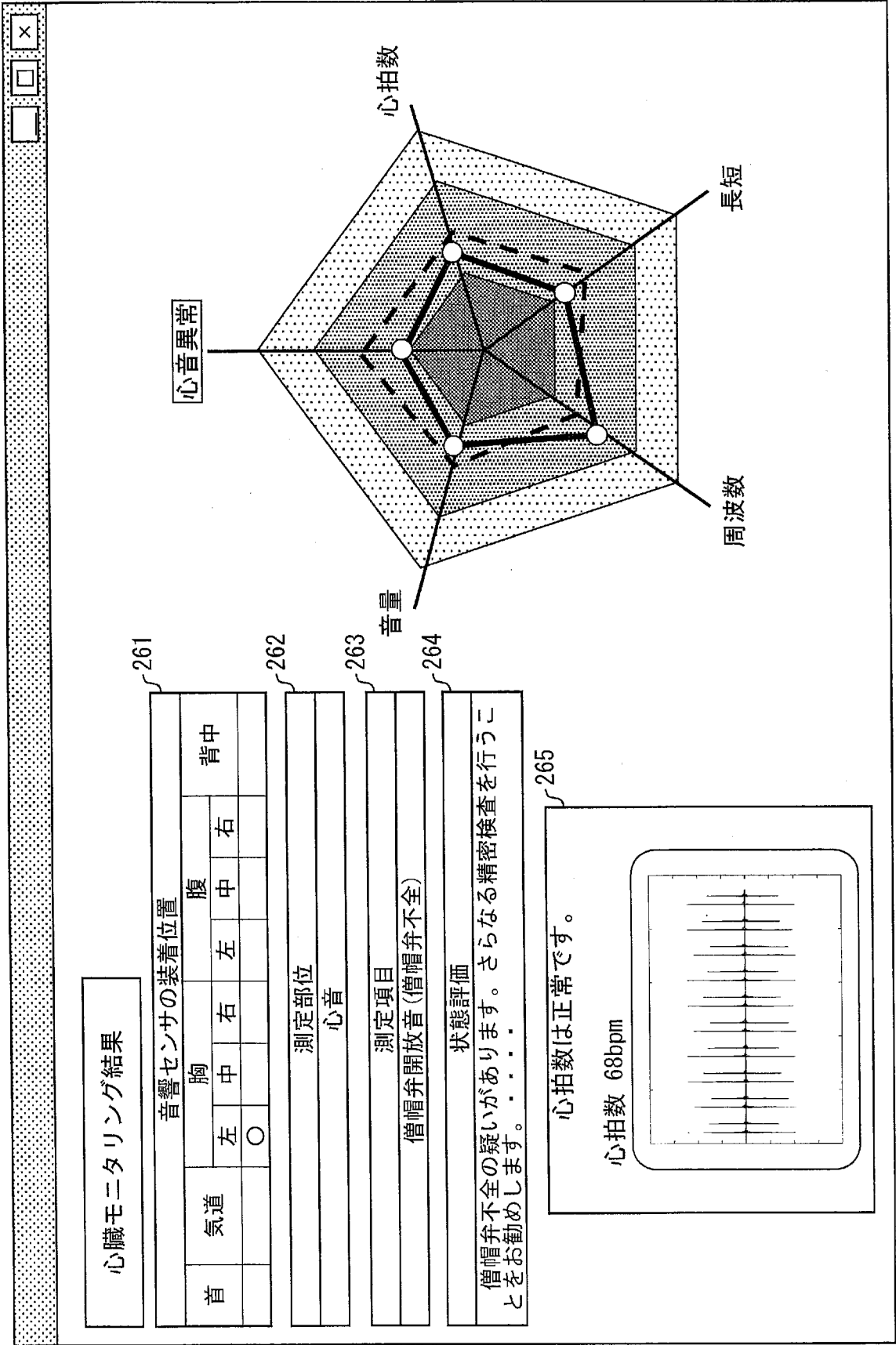
[図31]

				測定部位				
				心音	呼吸音	血流音	腹腔音	胎児心音
装着位置	正面	胸	右上	A1	B1	C1	D1	E1
			中心上	A2	B2	C2	D2	E2
			左上	A3	B3	C3	D3	E3
			右下	A4	B4	C4	D4	E4
			中心下	A5	B5	C5	D5	E5
			左下	A6	B6	C6	D6	E6
		腹	右上	A7	B7	C7	D7	E7
			中心上	A8	B8	C8	D8	E8
			左上	A9	B9	C9	D9	E9
			右下	A10	B10	C10	D10	E10
			中心下	A11	B11	C11	D11	E11
			左下	A12	B12	C12	D12	E12
		下腹部	右	A13	B13	C13	D13	E13
			中心	A14	B14	C14	D14	E14
			左	A15	B15	C15	D15	E15
	背面	背中	右上	A16	B16	C16	D16	E16
			中心上	A17	B17	C17	D17	E17
			左上	A18	B18	C18	D18	E18
			右下	A19	B19	C19	D19	E19
			中心下	A20	B20	C20	D20	E20
			左下	A21	B21	C21	D21	E21
		腰	右上	A22	B22	C22	D22	E22
			中心上	A23	B23	C23	D23	E23
			左上	A24	B24	C24	D24	E24
			右下	A25	B25	C25	D25	E25
			中心下	A26	B26	C26	D26	E26
			左下	A27	B27	C27	D27	E27

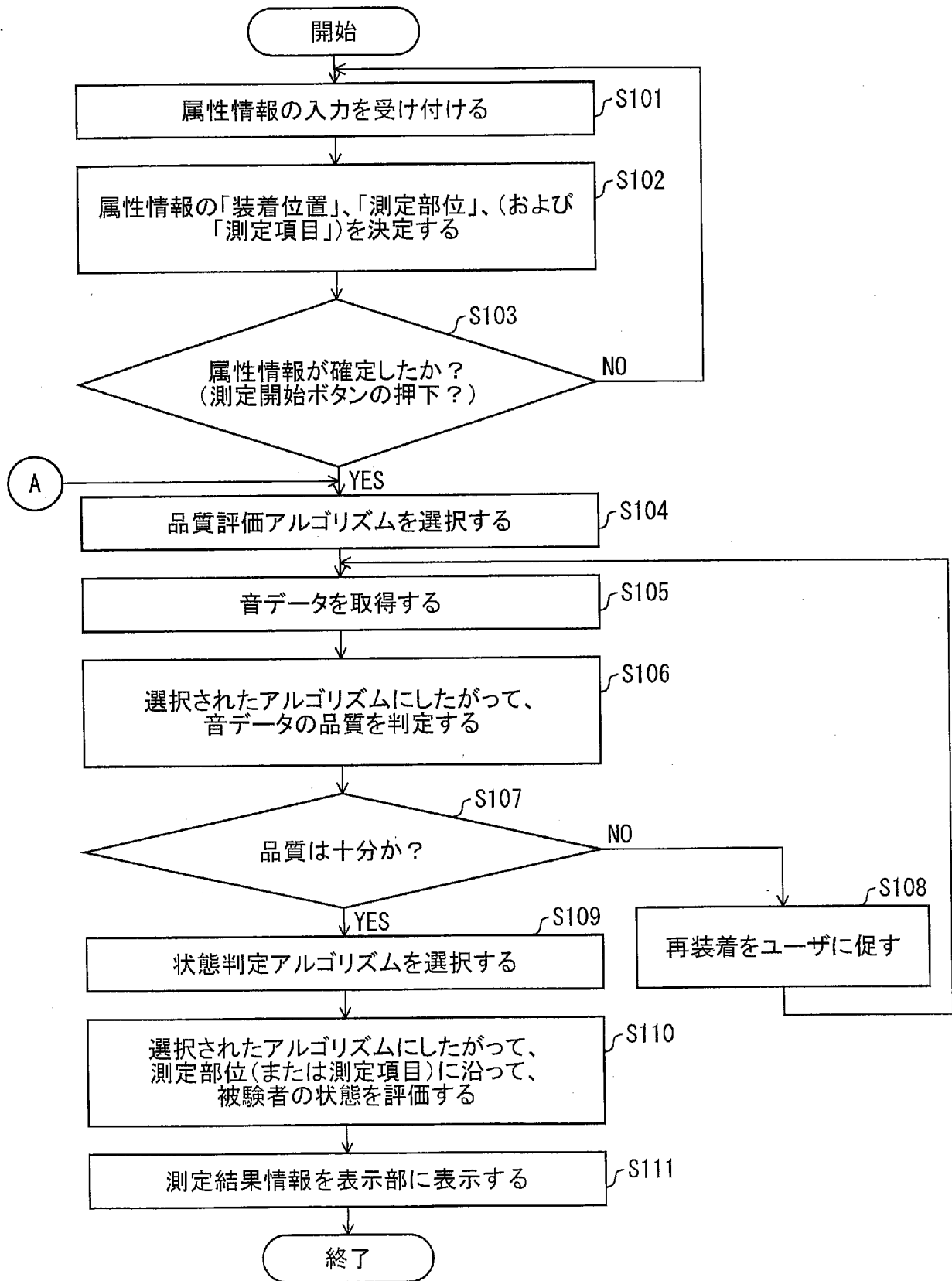
[図32]

A3				
測定項目	品質判定 アルゴリズム	状態評価アルゴリズム		〇〇処理 アルゴリズム
		評価関数	閾値	
僧帽弁開放音 (僧帽弁閉鎖不全)	評価関数、閾値など	$f1(x)$	6	...
疾患2		$f2(x)$	α	...
疾患3		$f3(x)$	β	...
疾患4		$f4(x)$	γ	...
疾患5		$f5(x)$	δ	...
:	:	:	:	:

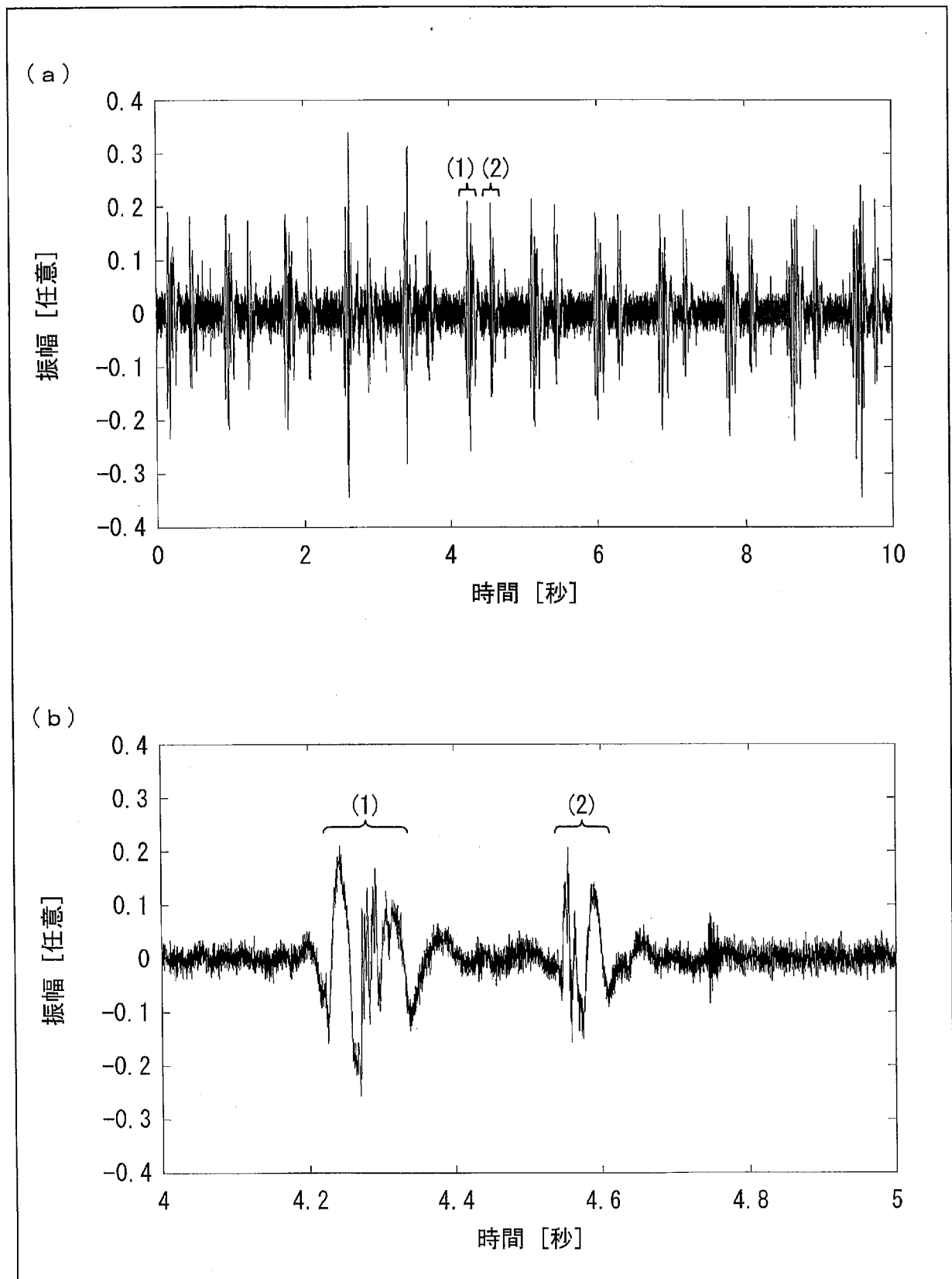
[図33]



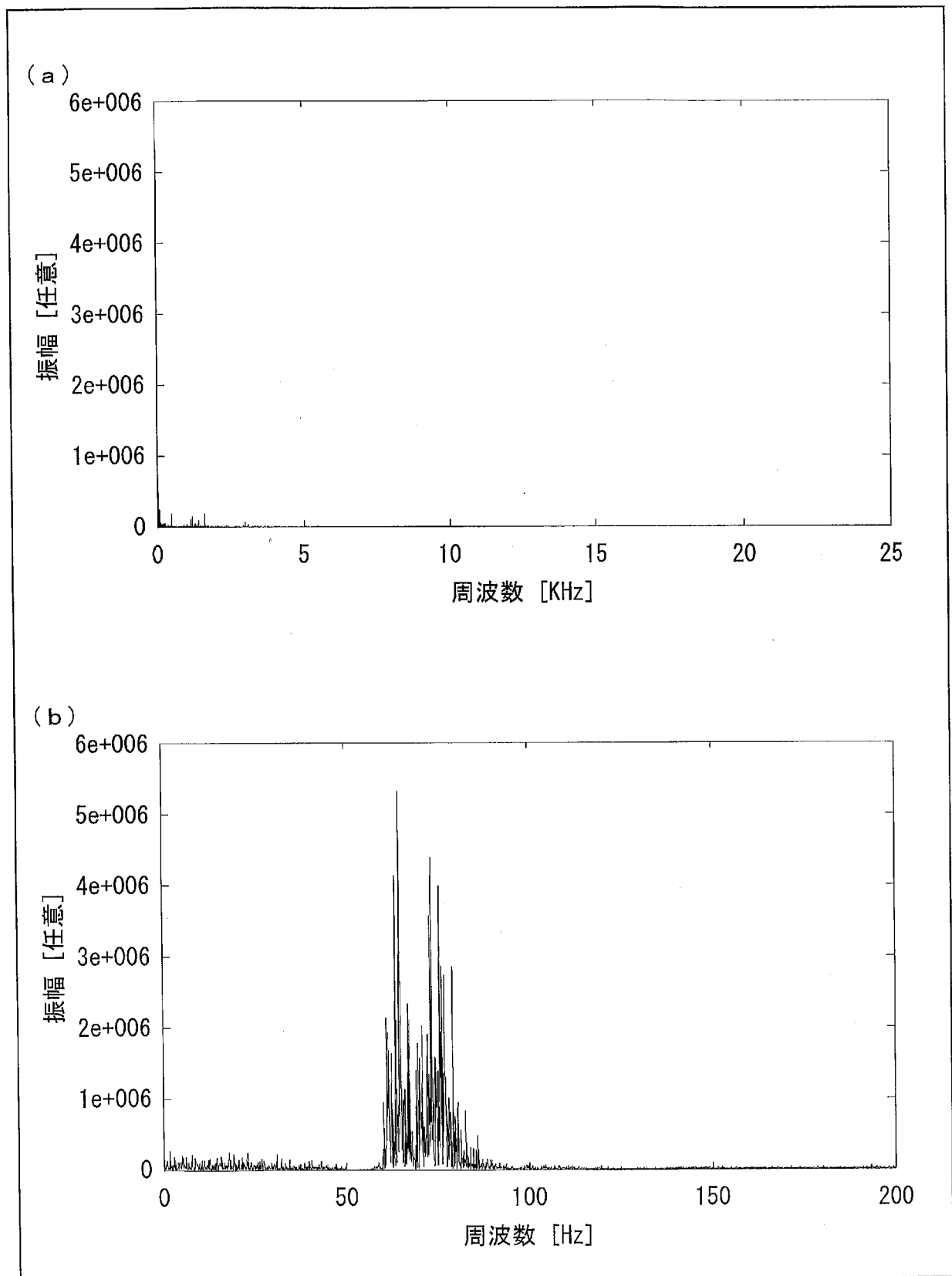
[図34]



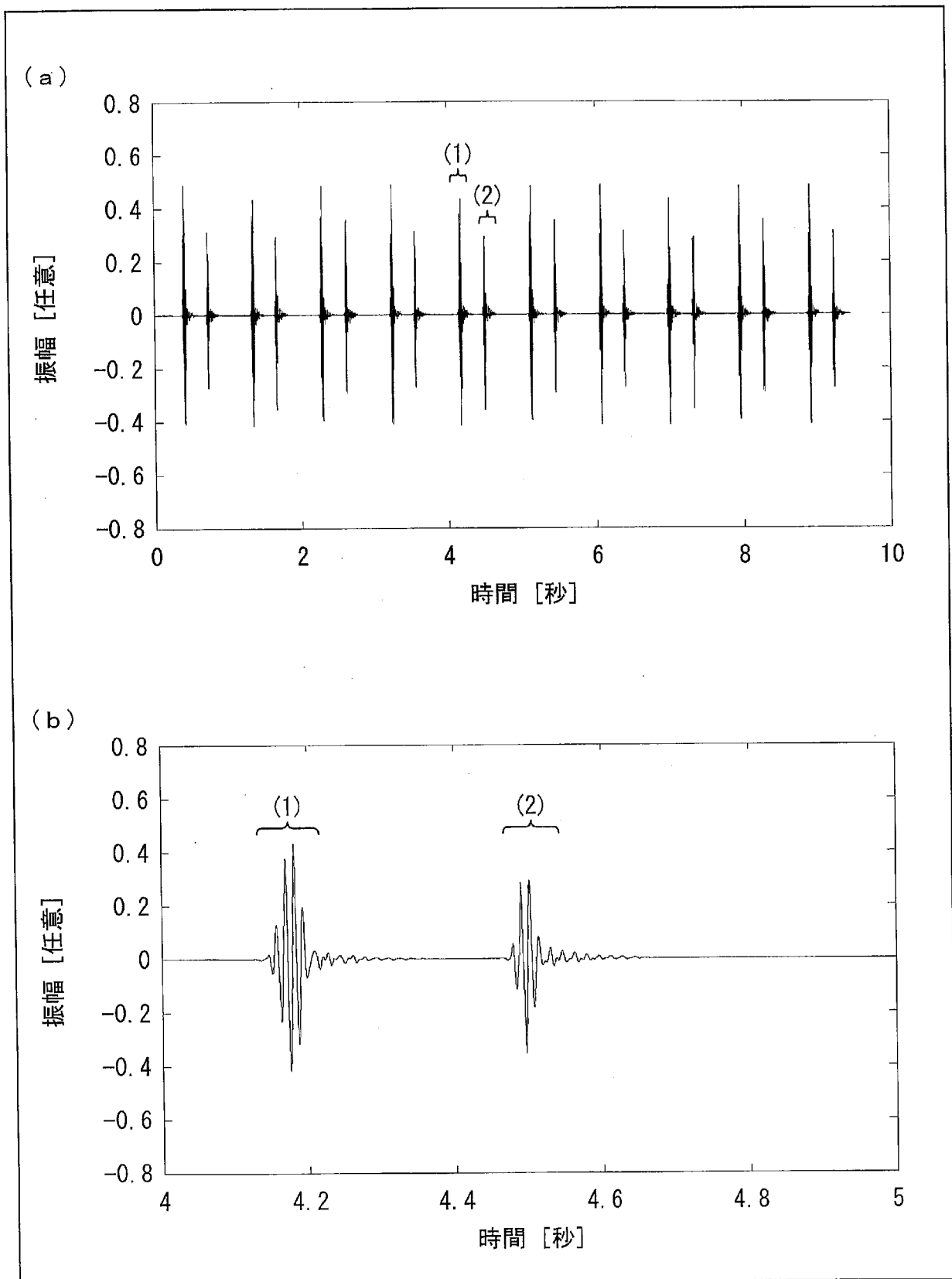
[図35]



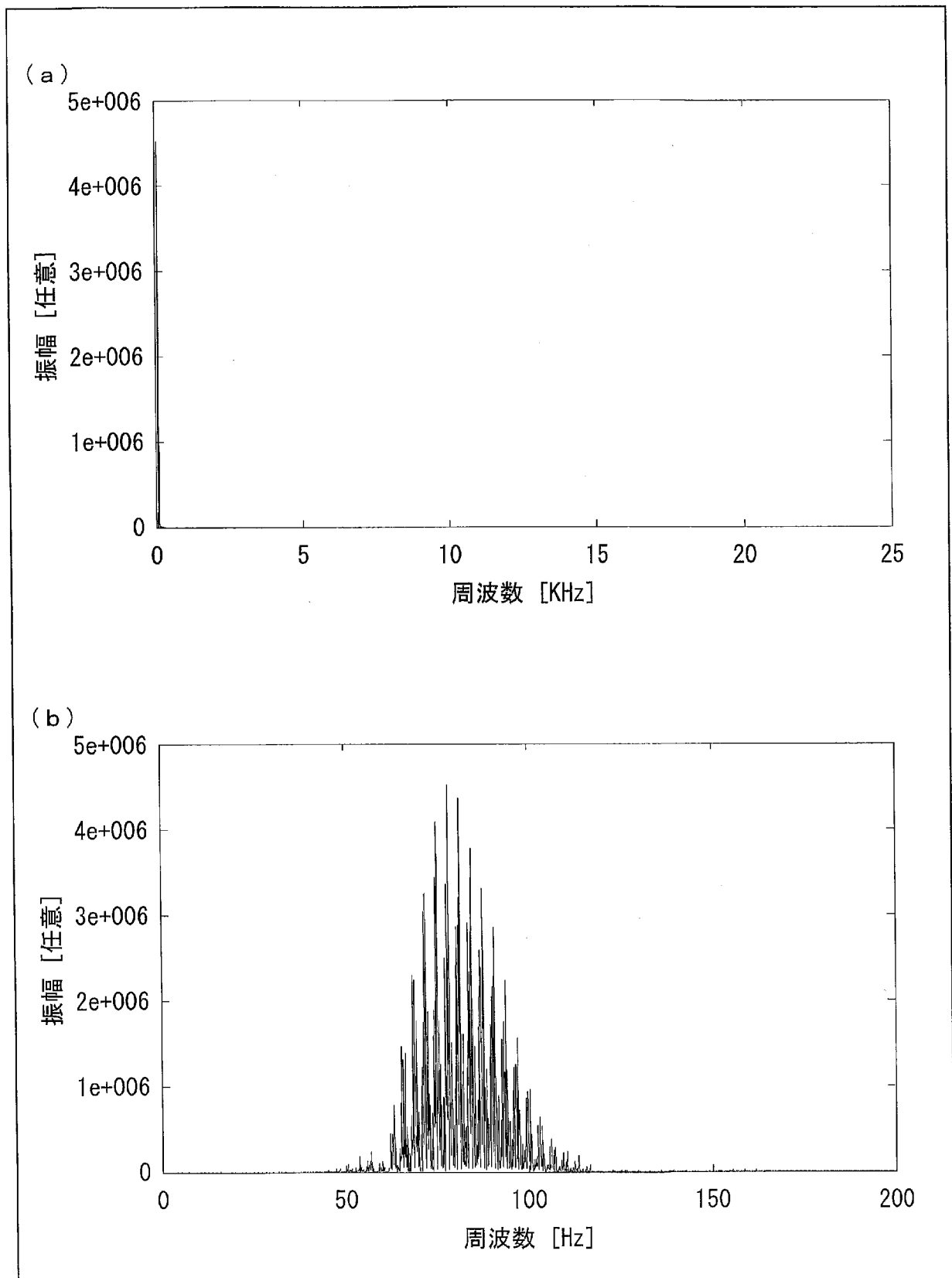
[図36]



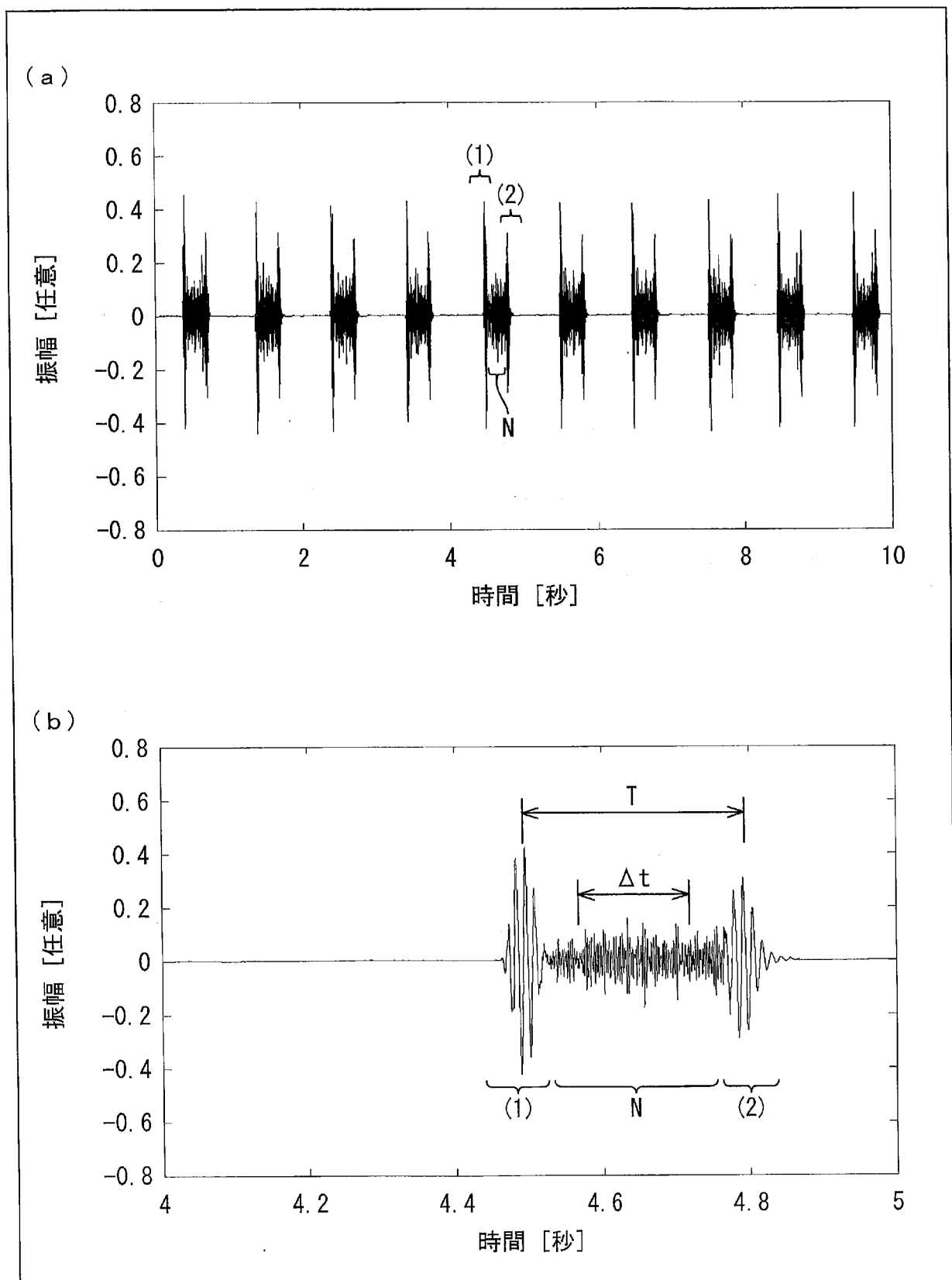
[図37]



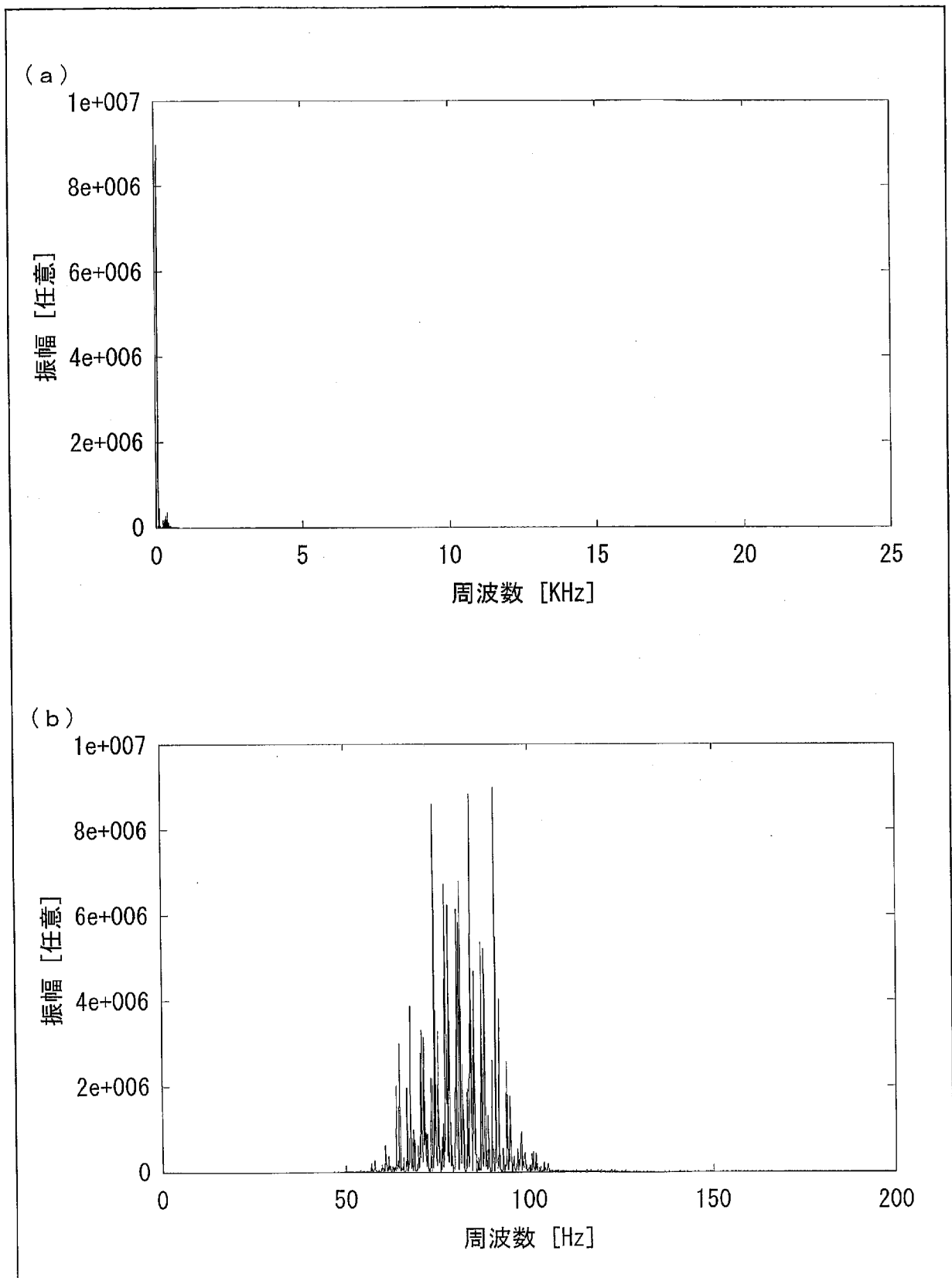
[図38]



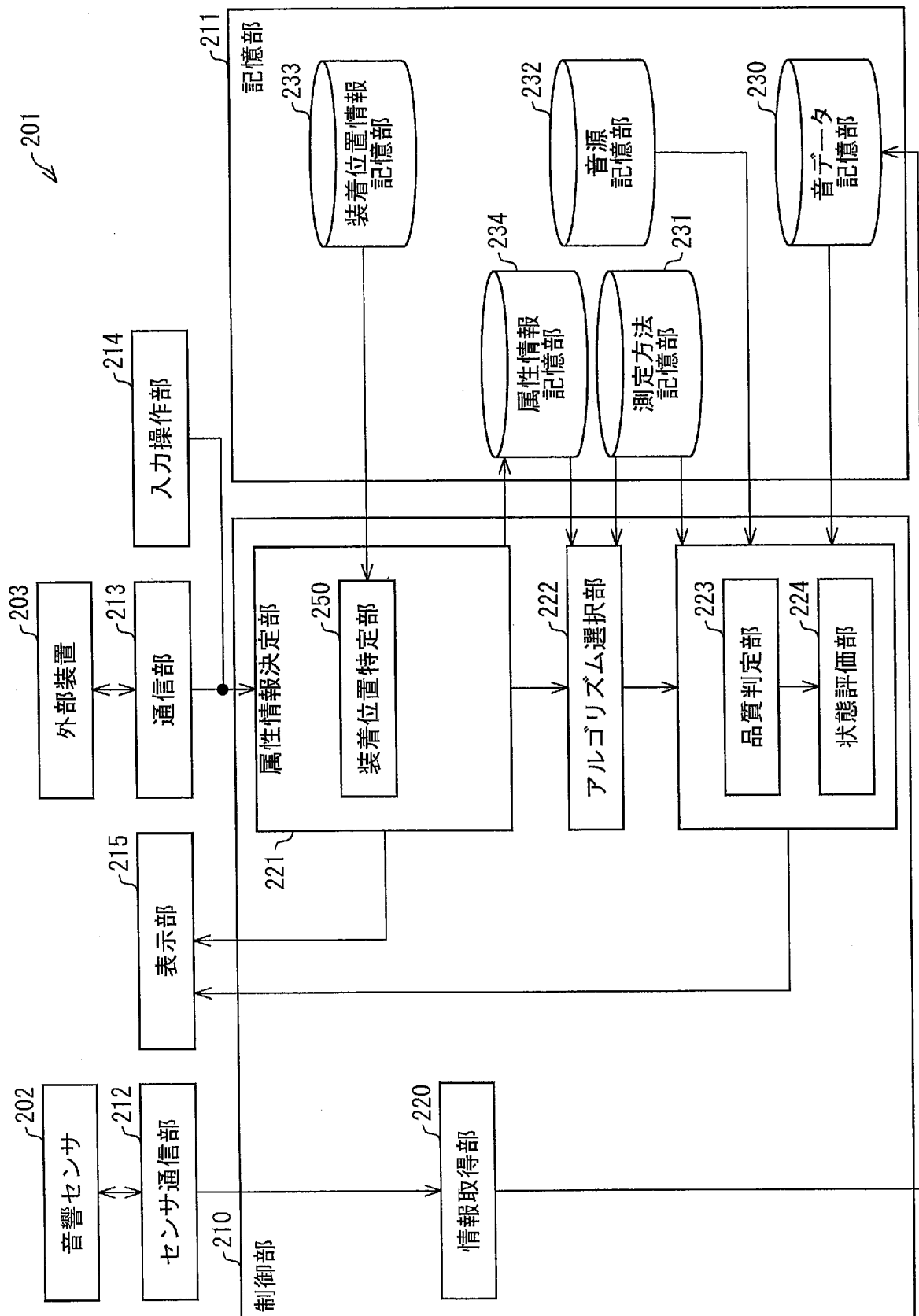
[図39]



[図40]



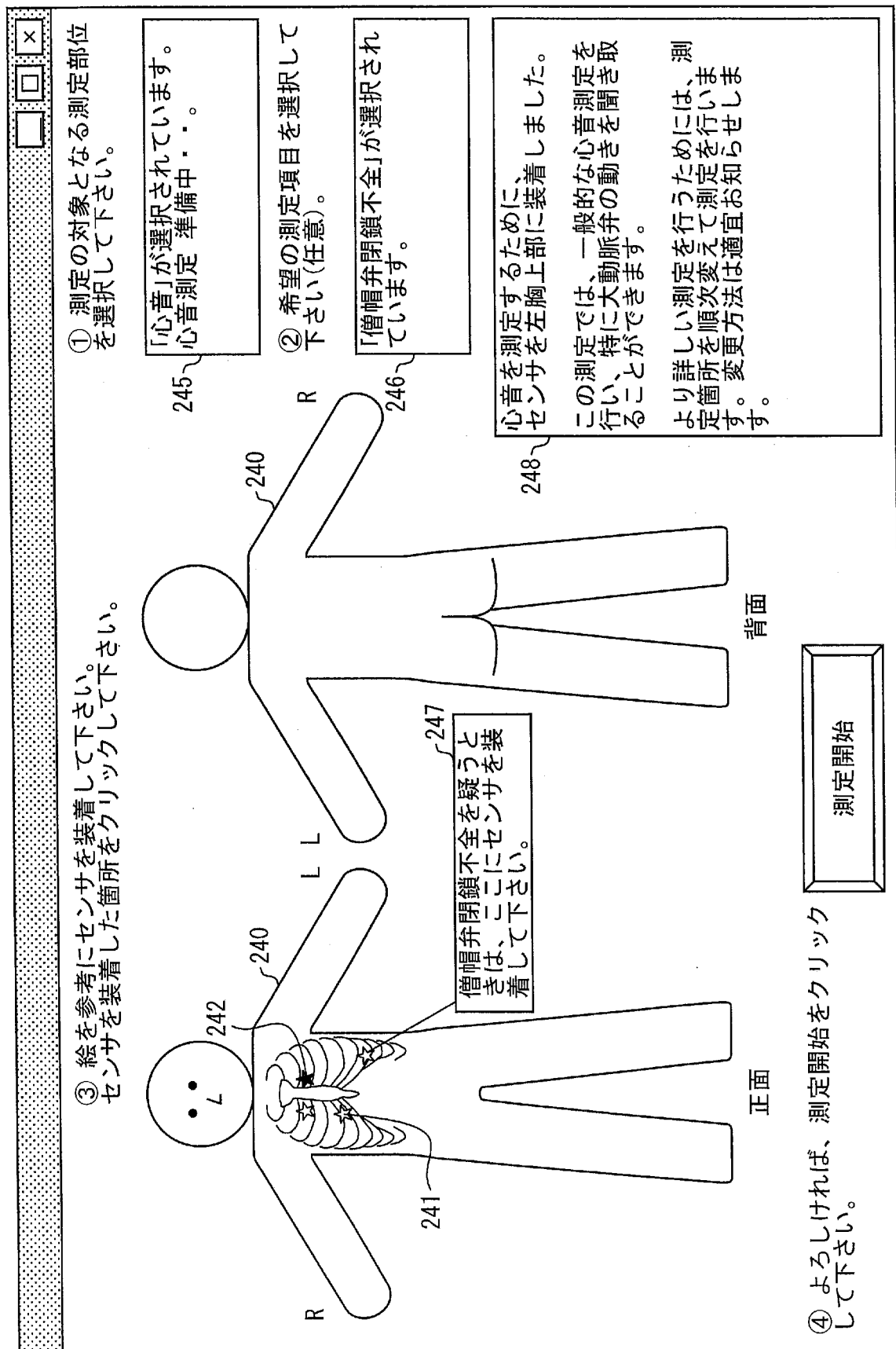
[図41]



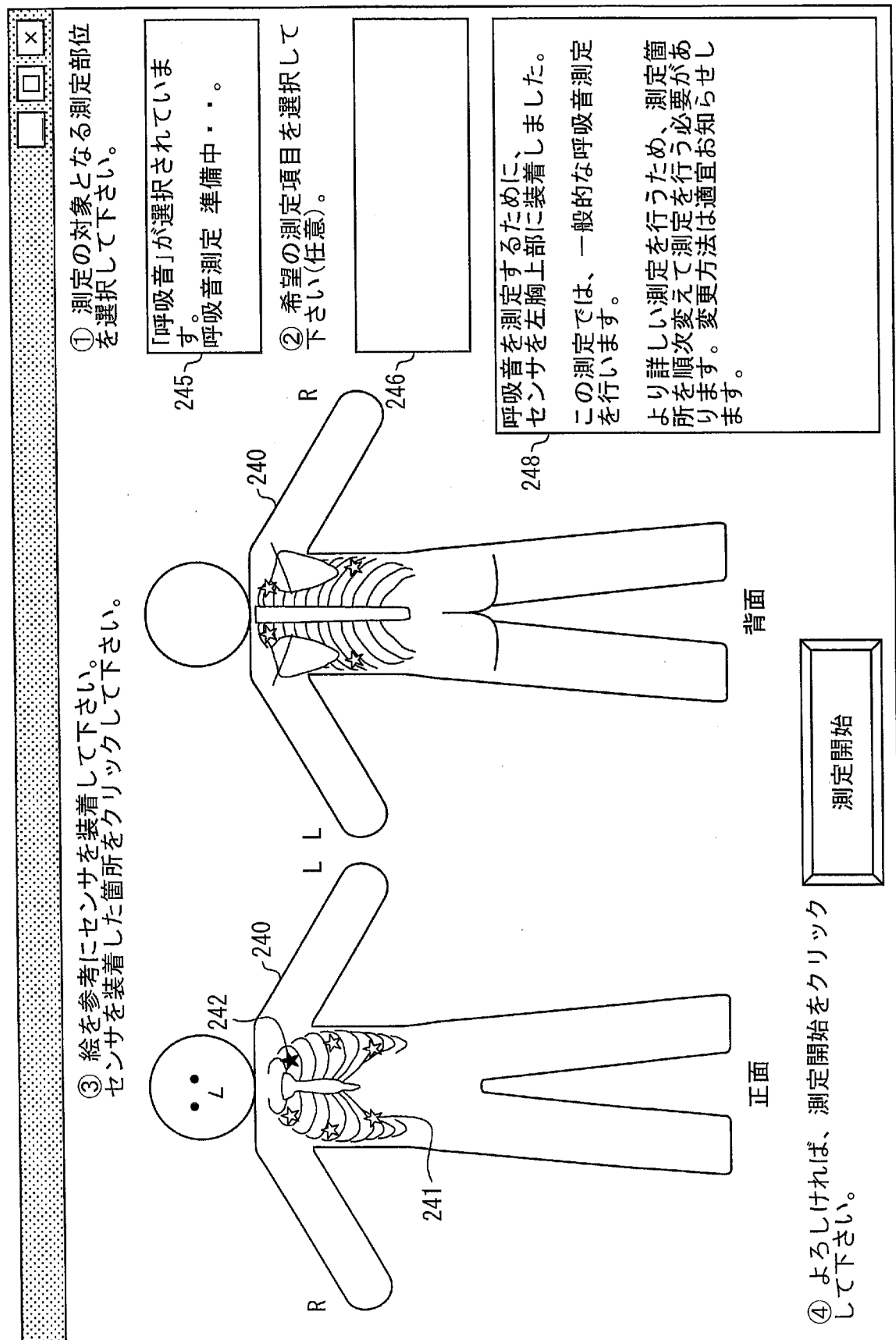
[図42]

				測定部位/測定項目				
				心音			呼吸音	
				一般	僧帽弁閉鎖不全	心筋症	一般	副雑音
装着位置	正面	胸	右上	A1a	A1b	A1c	B1a	B1b
			中心上					
			左上	A3a	A3b	A3c	B3a	B3b
			右下	A4a	A4b	A4c	B4a	B4b
			中心下					
			左下	A6a	★ A6b	A6c	B6a	B6b
		腹	右上		290		B7a	B7b
			中心上					
			左上				B9a	B9b
			右下					
			中心下					
			左下					
		下腹部	右					
			中心					
			左					
	背面	背中	右上				B16a	B16b
			中心上					
			左上				B18a	B18b
			右下				B19a	B19b
			中心下					
			左下				B21a	B21b
		腰	右上					
			中心上					
			左上					
			右下					
			中心下					
			左下					

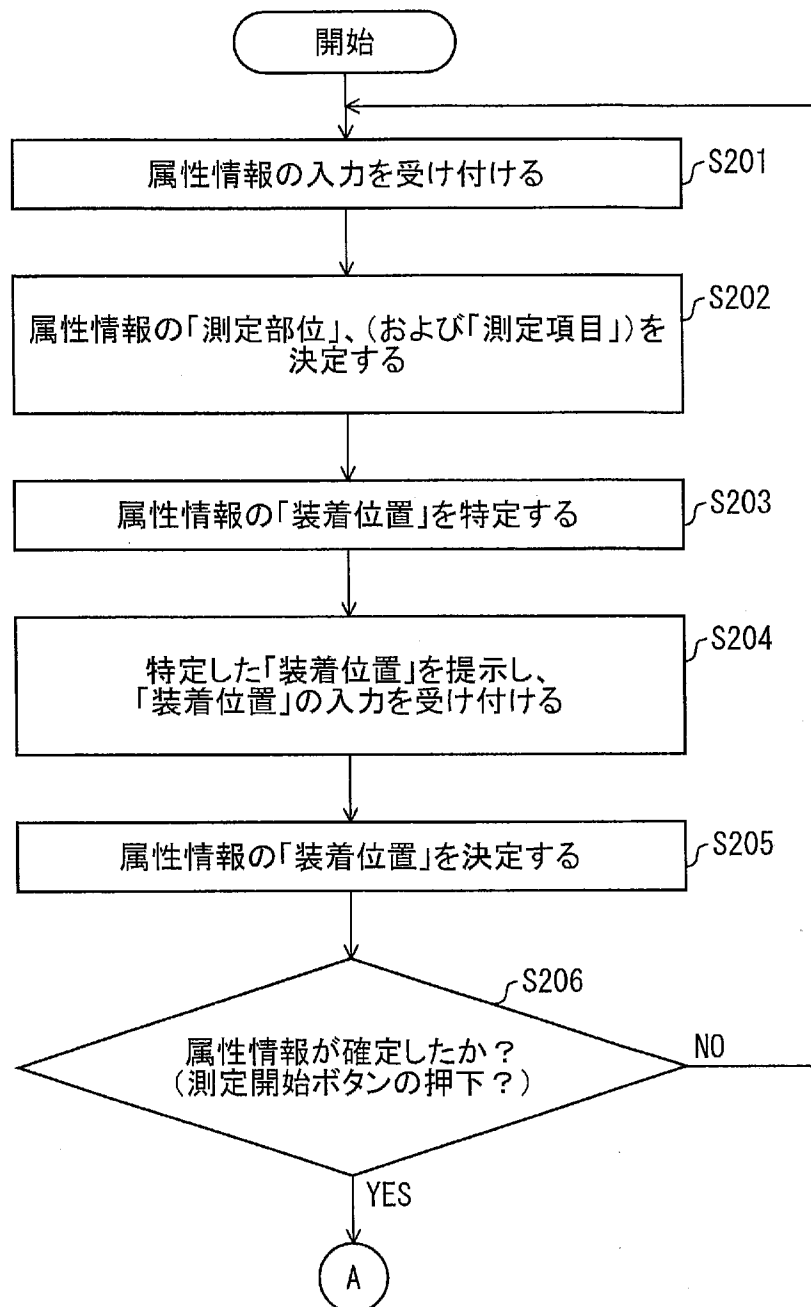
[図43]



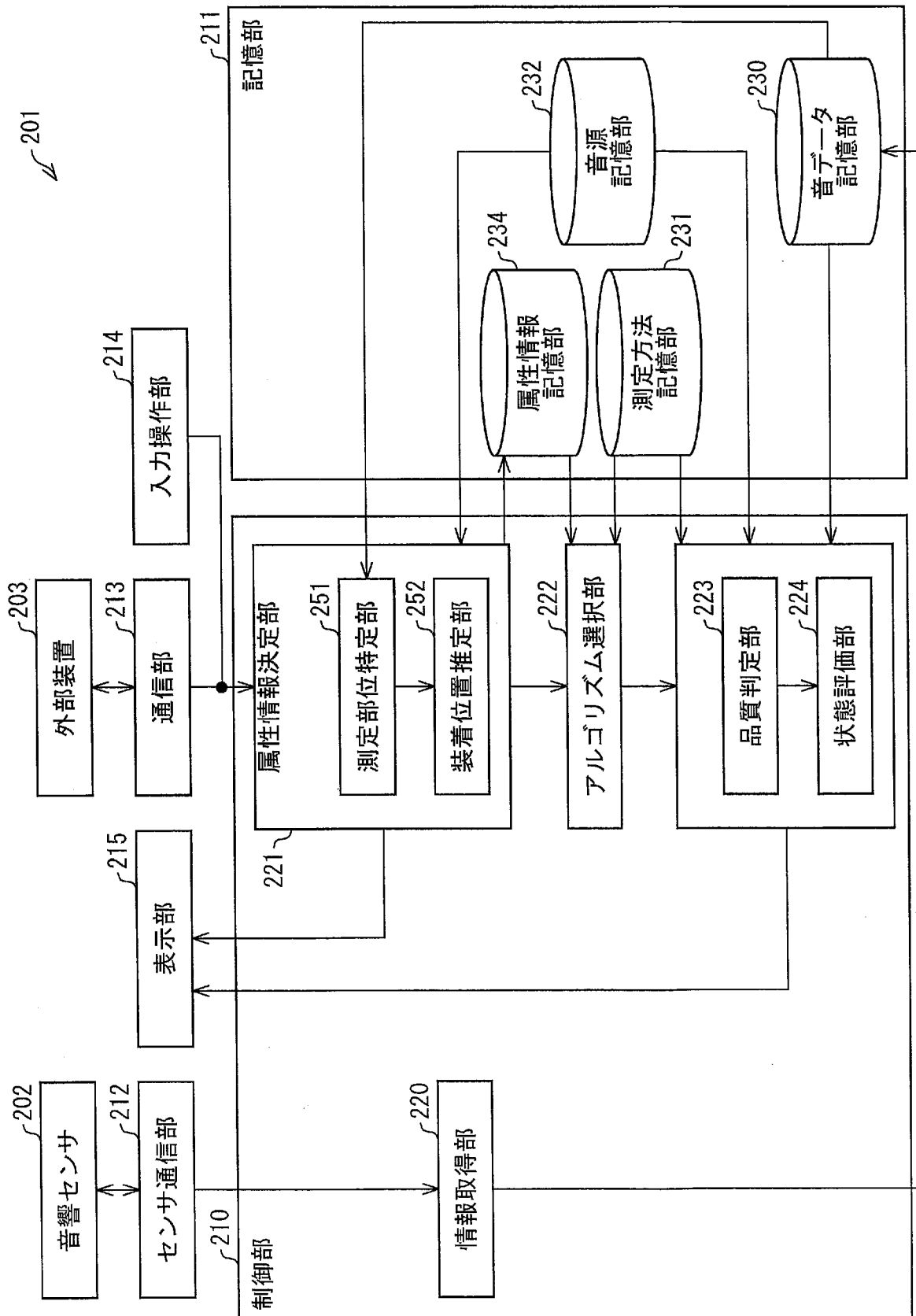
[図44]



[図45]



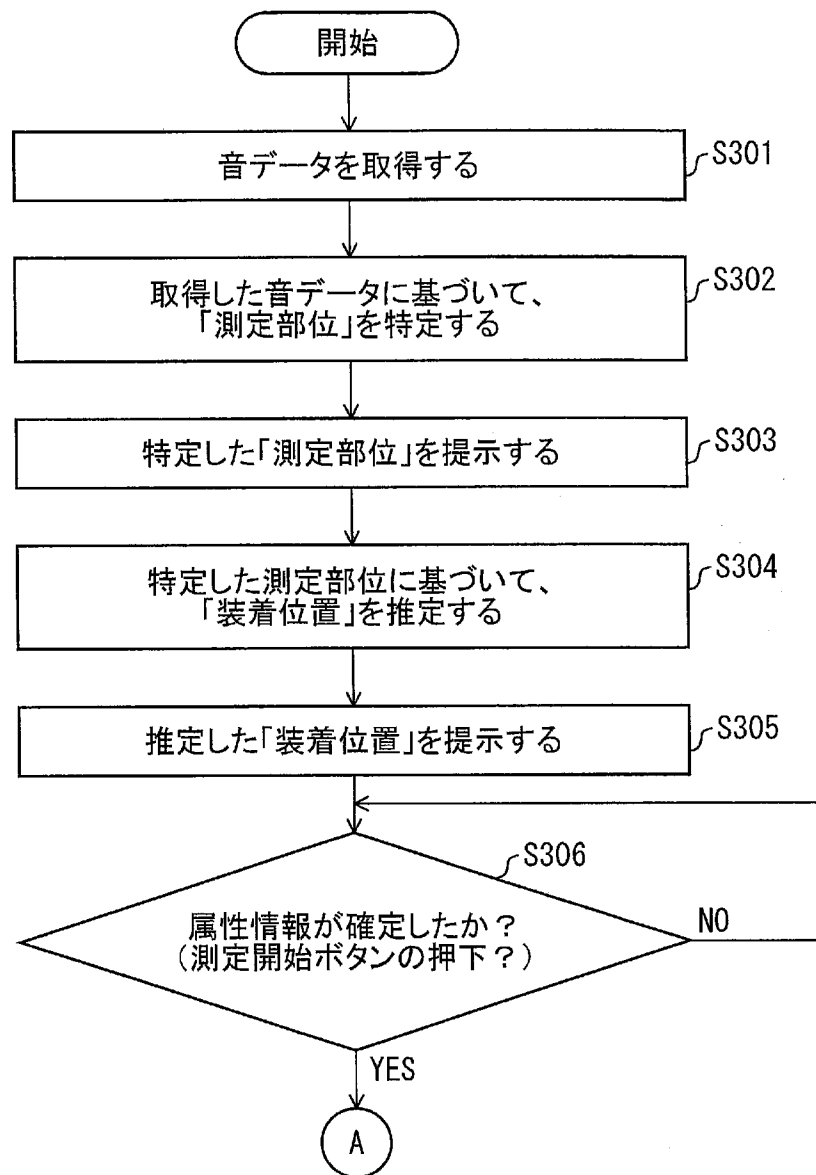
[図46]



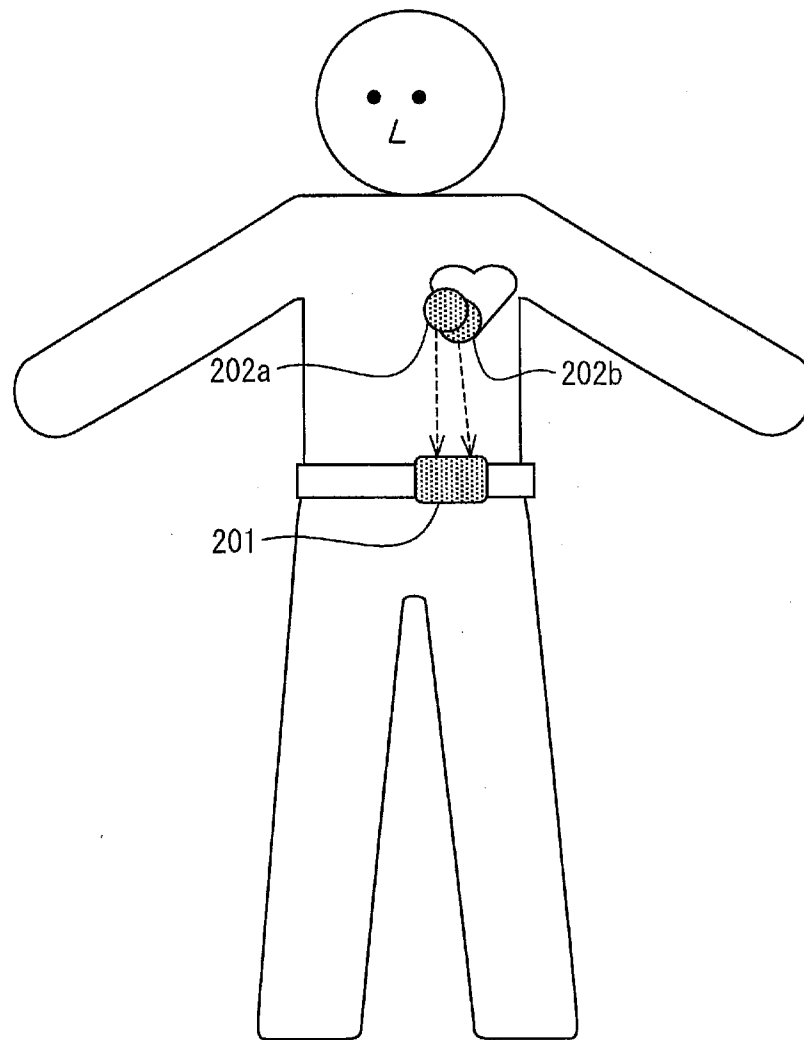
[図47]

				測定部位			
				心音		呼吸音	**音
				音源	位置推定 アルゴリズム	...	...
装着位置	正面	胸	右上	音データ.mp3	P1	...	...
			中心上	音データ.mp3	P2	...	...
			左上	音データ.mp3	P3	...	...
			右下	音データ.mp3	P4	...	...
			中心下	音データ.mp3	P5	...	...
			左下	音データ.mp3	P6	...	...
		腹	右上	音データ.mp3	P7	...	...
			中心上	音データ.mp3	P8	...	...
			左上	音データ.mp3	P9	...	...
			右下	音データ.mp3	P10	...	...
			中心下	音データ.mp3	P11	...	...
			左下	音データ.mp3	P12	...	...
		下腹部	右	音データ.mp3	P13	...	...
			中心	音データ.mp3	P14	...	...
			左	音データ.mp3	P15	...	...
	背面	背	右上	音データ.mp3	P16	...	...
			中心上	音データ.mp3	P17	...	...
			左上	音データ.mp3	P18	...	...
			右下	音データ.mp3	P19	...	...
			中心下	音データ.mp3	P20	...	...
			左下	音データ.mp3	P21	...	...
		腰	右上	音データ.mp3	P22	...	...
			中心上	音データ.mp3	P23	...	...
			左上	音データ.mp3	P24	...	...
			右下	音データ.mp3	P25	...	...
			中心下	音データ.mp3	P26	...	...
			左下	音データ.mp3	P27	...	...

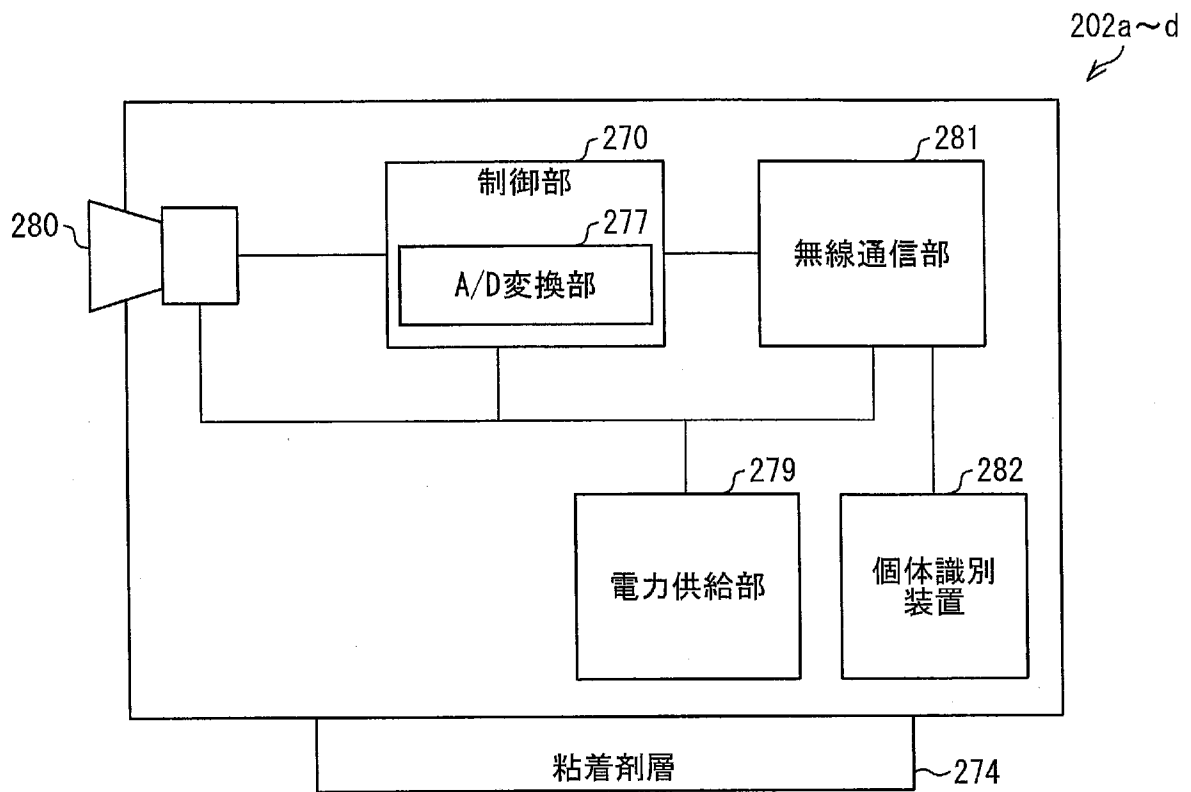
[図48]



[図49]



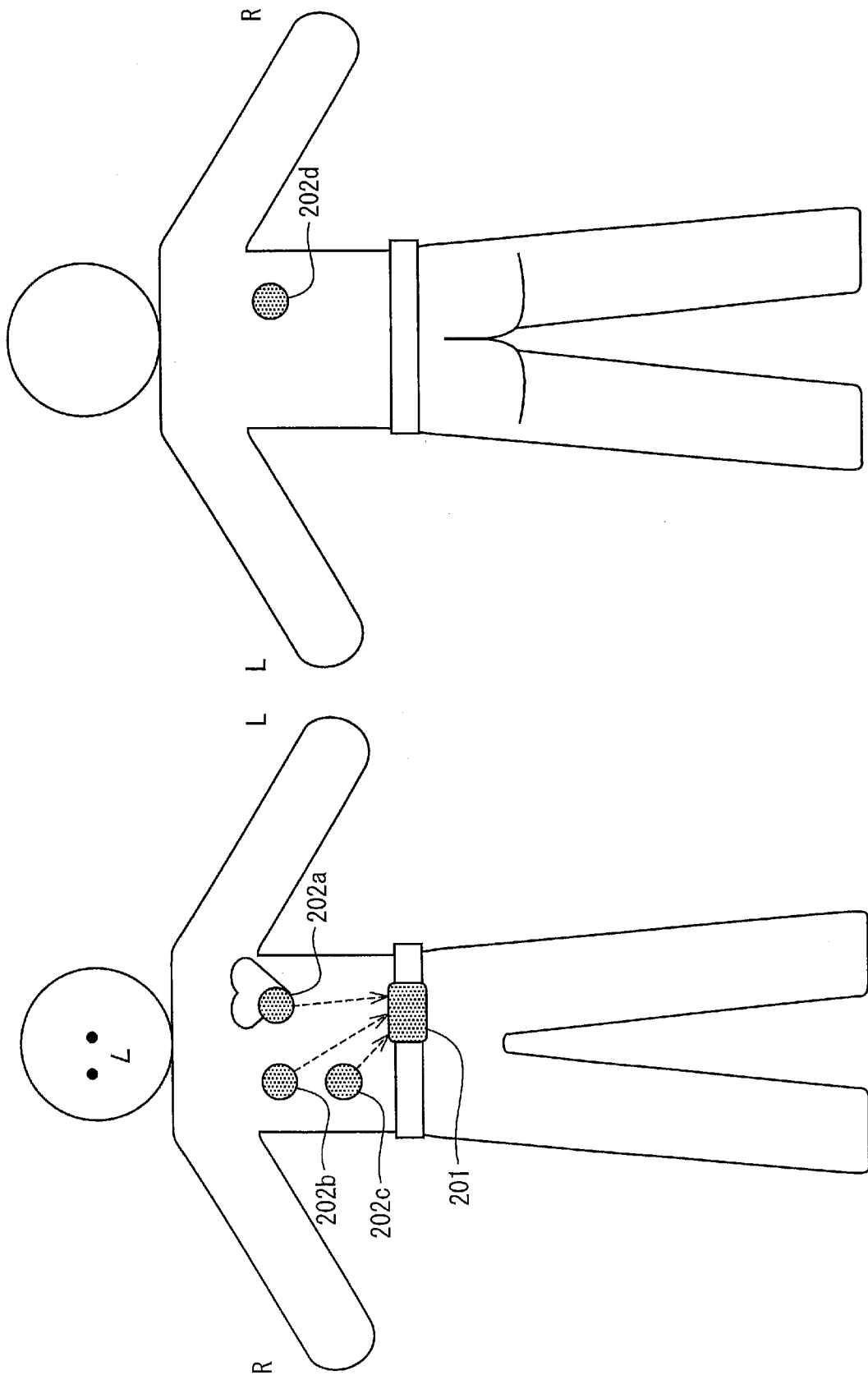
[図50]



[図51]

センサID	装着位置	測定部位
音響センサ202a	正面－胸－左上	心音
音響センサ202b	正面－胸－左上	呼吸音

[図52]



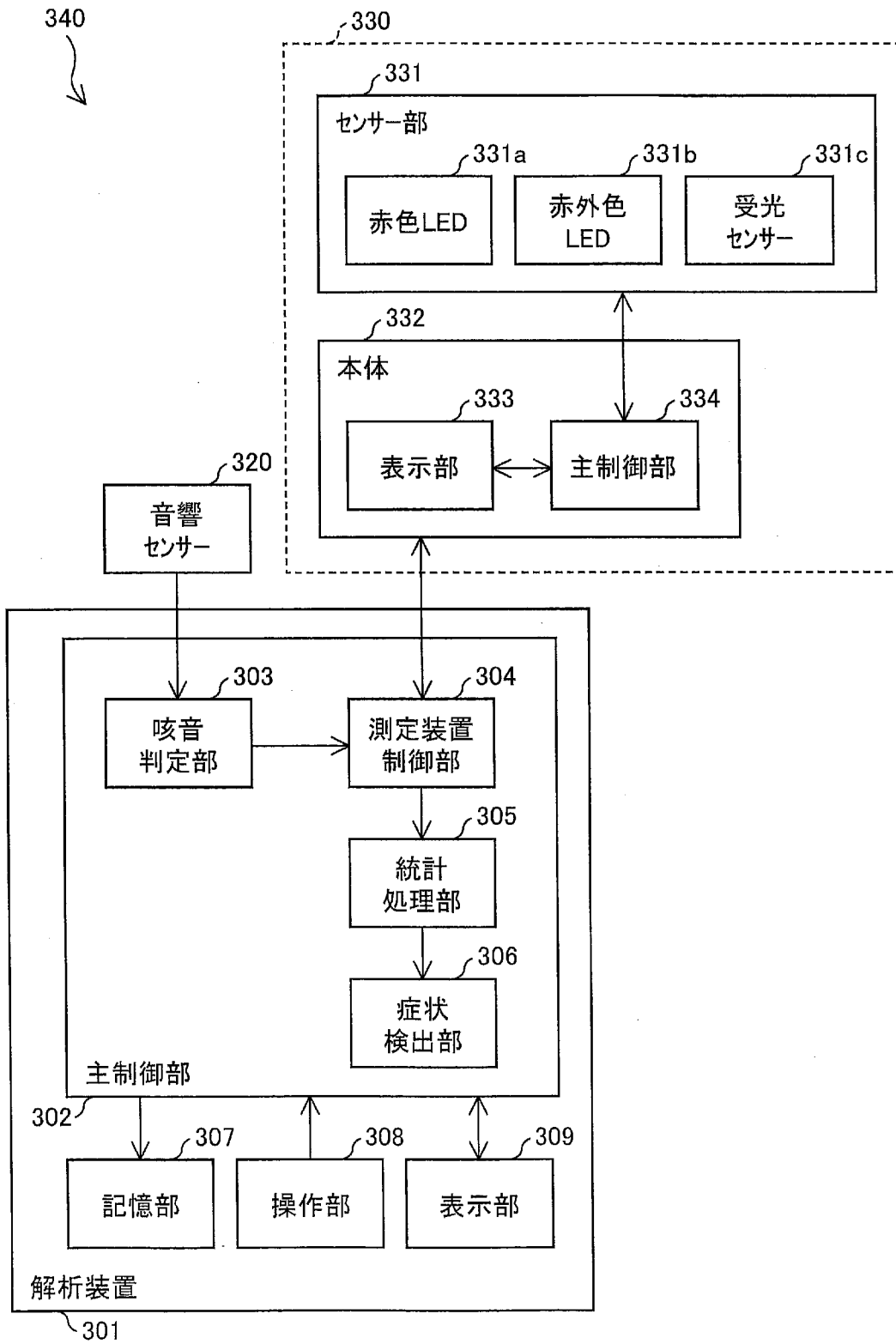
[図53]

受信元 センサID	送信元			
	解析装置201	音響センサ202a	音響センサ202b	音響センサ202c
音響センサ202a	12a	—	22ba	22ca
音響センサ202b	12b	22ab	—	22cb
音響センサ202c	12c	22ac	22bc	—
音響センサ202d	12d	22ad	22bd	22cd
				—

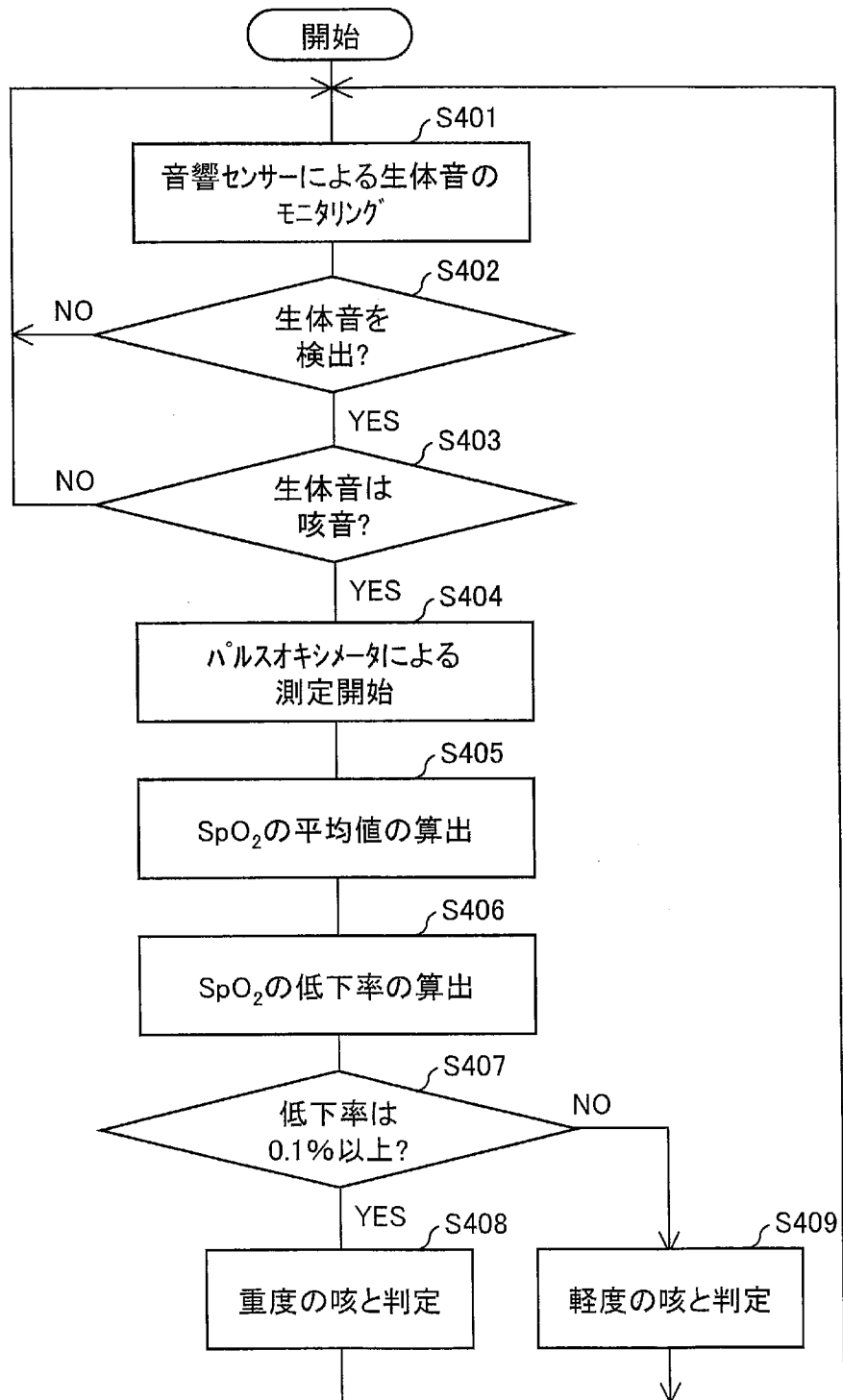
[図54]

センサID	装着位置	測定部位
音響センサ202a	正面胸	心音
音響センサ202b	正面胸	心音
音響センサ202c	正面腹	心音
音響センサ202d	背面	心音

[図55]



[図56]



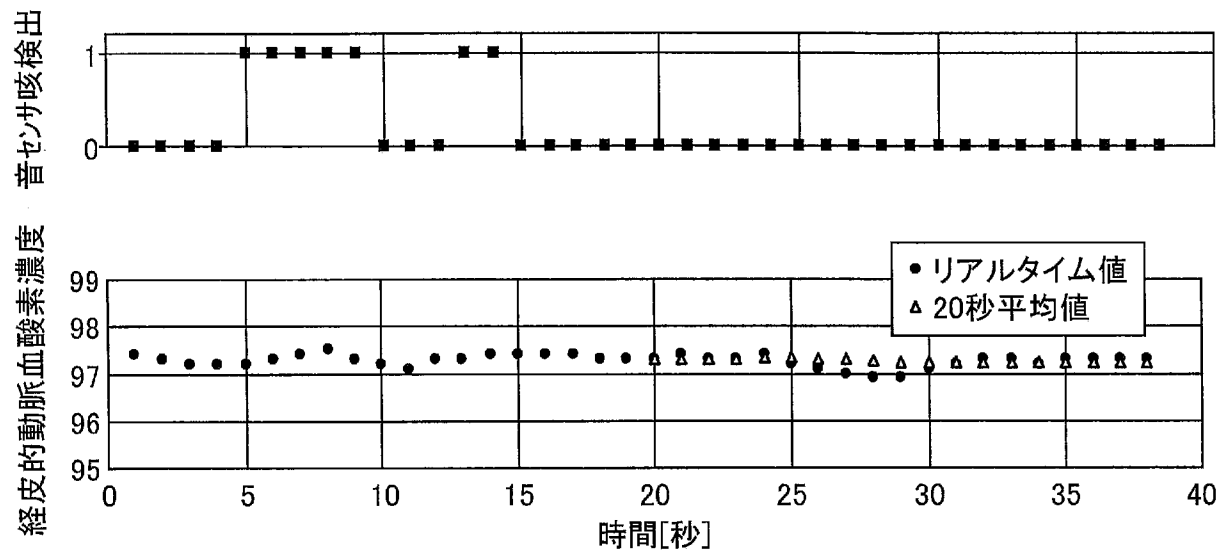
[図57]

時間[秒]	経皮的動脈血酸素濃度[%]			音響センサー 咳様音検出 (1:検出、 0:非検出)	咳検出 (1:重症、 0:軽症)
	リアルタイム値 A	15秒平均値 C	15秒平均値 からの変化 A/C-1		
1	97.4			0	-
2	97.3			0	-
3	97.2			0	-
4	97.2			0	-
5	97.2			1	-
6	97.3			1	-
7	97.4			1	-
8	97.5			1	-
9	97.3			1	-
10	97.2			0	-
11	97.1			0	-
12	97.3			0	-
13	97.3			1	-
14	97.4			1	-
15	97.4	97.30	0.10%	0	-
16	97.4	97.30	0.10%	0	-
17	97.4	97.31	0.10%	0	-
18	97.3	97.31	-0.01%	0	-
19	97.3	97.32	-0.02%	0	-
20	97.3	97.33	-0.03%	0	-
21	97.4	97.33	0.07%	0	-
22	97.3	97.33	-0.03%	0	-
23	97.3	97.31	-0.01%	0	-
24	97.4	97.32	0.08%	0	-
25	97.2	97.32	-0.12%	0	1
26	97.1	97.32	-0.23%	0	1
27	97	97.30	-0.31%	0	1
28	96.9	97.27	-0.38%	0	1
29	96.9	97.24	-0.35%	0	1
30	97.1	97.22	-0.12%	0	-
31	97.2	97.21	-0.01%	0	-
32	97.3	97.20	0.10%	0	-
33	97.3	97.20	0.10%	0	0
34	97.2	97.19	0.01%	0	0
35	97.3	97.19	0.11%	0	-
36	97.3	97.19	0.12%	0	-
37	97.3	97.19	0.12%	0	-
38	97.3	97.19	0.12%	0	-

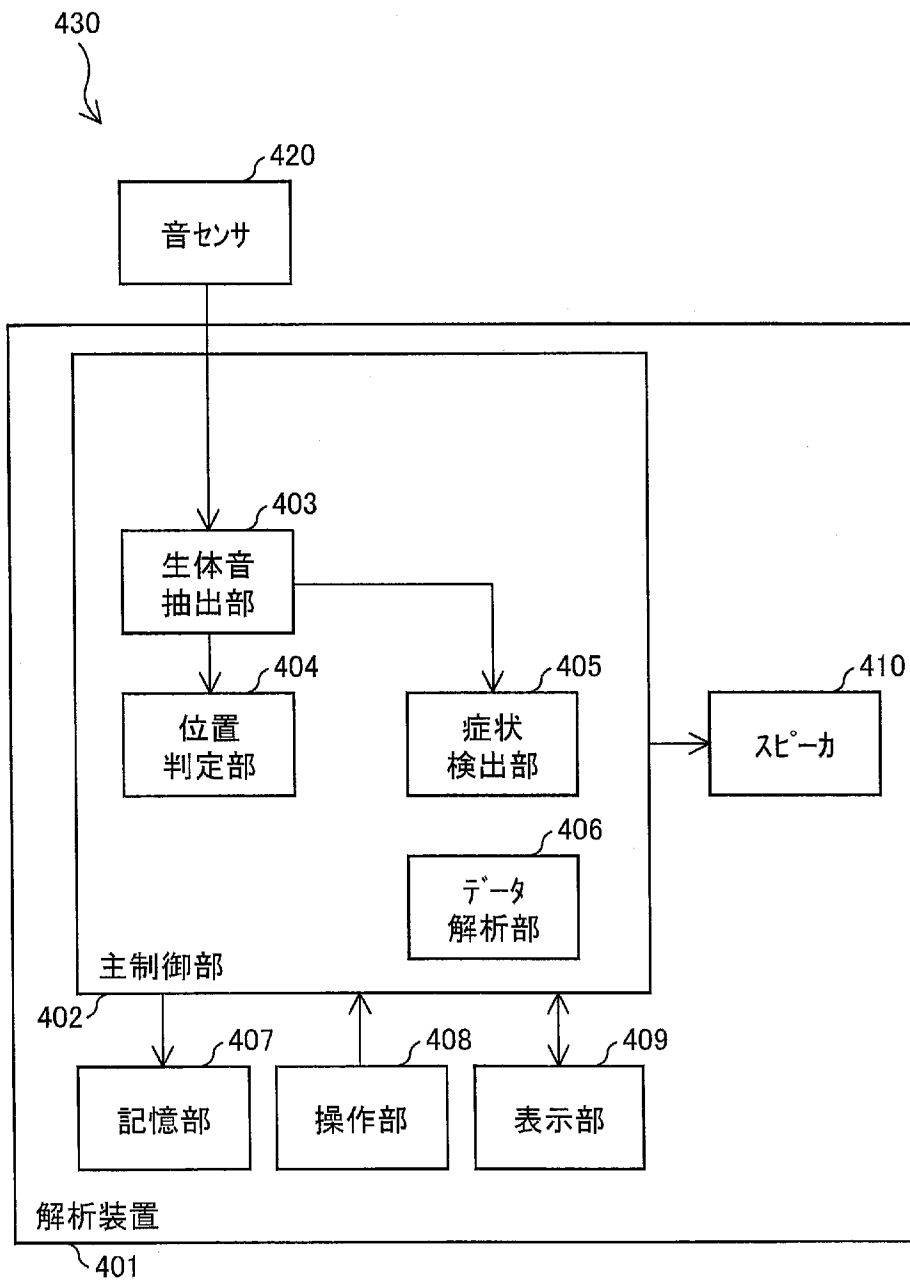
[図58]

時間[秒]	経皮的動脈血酸素濃度[%]			音響センサー 咳様音検出 (1: 検出、 0: 非検出)	咳検出 (1: 重症、 0: 軽症)
	リアルタイム値	20秒平均値	20秒平均値 からの変化		
1	97.4	-	-	0	-
2	97.3	-	-	0	-
3	97.2	-	-	0	-
4	97.2	-	-	0	-
5	97.2	-	-	1	-
6	97.3	-	-	1	-
7	97.4	-	-	1	-
8	97.5	-	-	1	-
9	97.3	-	-	1	-
10	97.2	-	-	0	-
11	97.1	-	-	0	-
12	97.3	-	-	0	-
13	97.3	-	-	1	-
14	97.4	-	-	1	-
15	97.4	-	-	0	-
16	97.4	-	-	0	-
17	97.4	-	-	0	-
18	97.3	-	-	0	-
19	97.3	-	-	0	-
20	97.3	97.31	-0.01%	0	-
21	97.4	97.31	0.09%	0	0
22	97.3	97.31	-0.01%	0	0
23	97.3	97.32	-0.02%	0	0
24	97.4	97.33	0.08%	0	0
25	97.2	97.33	-0.13%	0	1
26	97.1	97.32	-0.22%	0	1
27	97	97.30	-0.30%	0	1
28	96.9	97.27	-0.38%	0	1
29	96.9	97.25	-0.35%	0	1
30	97.1	97.24	-0.14%	0	0
31	97.2	97.25	-0.05%	0	0
32	97.3	97.25	0.06%	0	0
33	97.3	97.25	0.06%	0	0
34	97.2	97.24	-0.04%	0	0
35	97.3	97.23	0.07%	0	0
36	97.3	97.23	0.08%	0	0
37	97.3	97.22	0.08%	0	0
38	97.3	97.22	0.08%	0	0

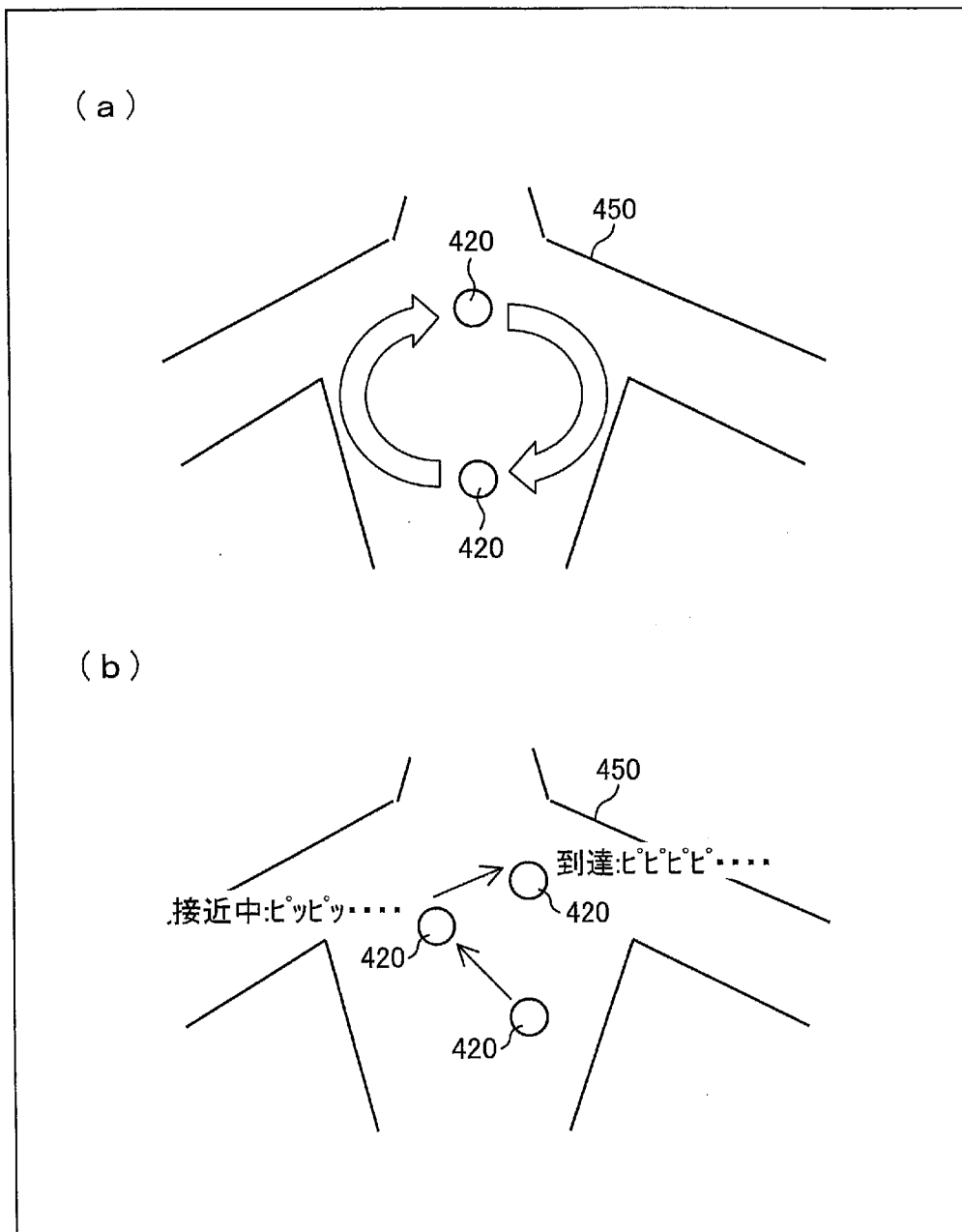
[図59]



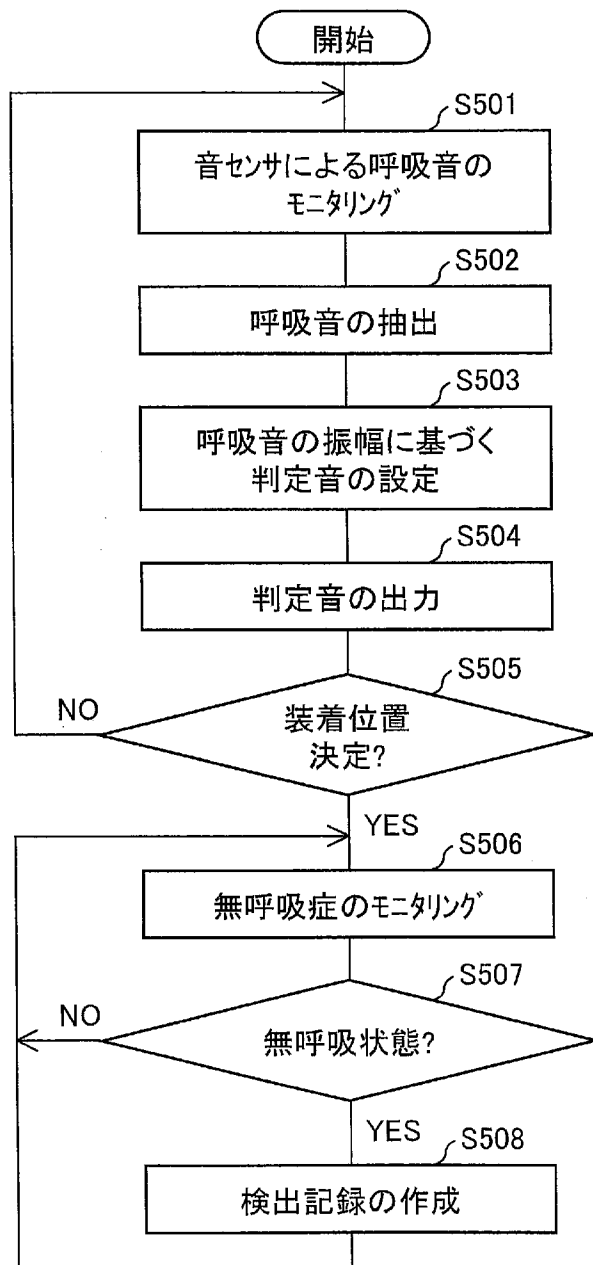
[図60]



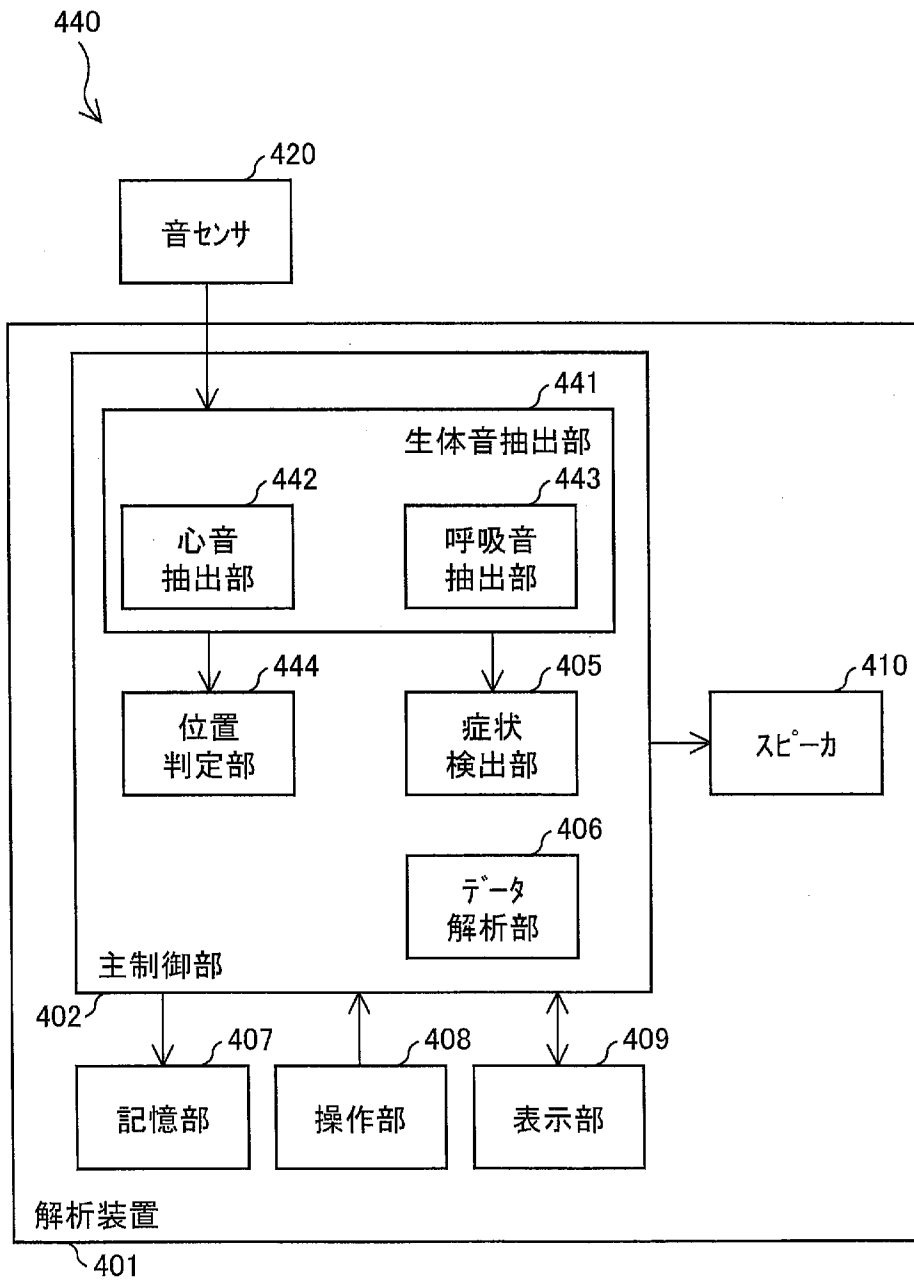
[図61]



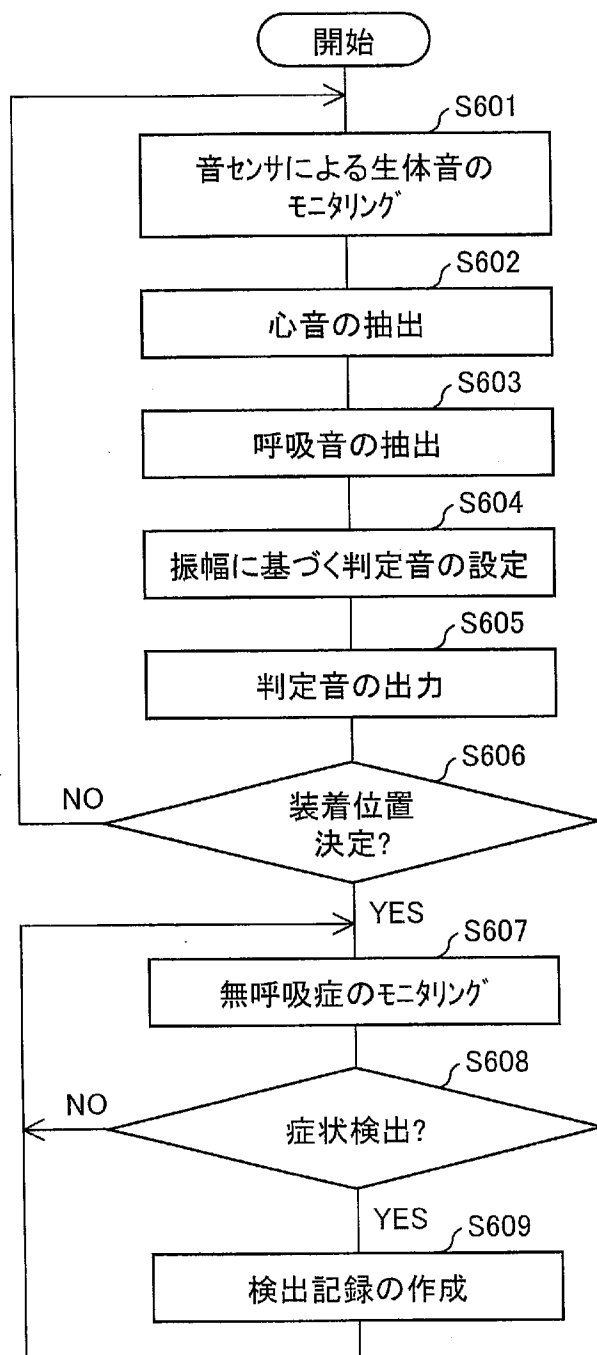
[図62]



[図63]



[図64]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066054

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/00(2006.01) i, G06Q50/00(2006.01) i

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)

A61B5/00, G06Q50/00

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

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.
X	JP 2006-31190 A (NTT Data Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006),	1-5, 9-16, 18, 19
Y	entire text; all drawings (particularly, abstract; fig. 4; paragraphs [0027], [0084] to [0091]) (Family: none)	6-8
X	JP 2002-56099 A (NTT-ME Corp.), 20 February 2002 (20.02.2002),	1, 2, 10-16, 18, 19
Y	entire text; all drawings (Family: none)	3-9
Y	JP 2006-510451 A (Cardiac Pacemakers, Inc.), 30 March 2006 (30.03.2006), entire text; all drawings & US 2004/0122297 A1 & US 2009/0105554 A1 & EP 1581903 A & WO 2004/059551 A2	6-8

☒ 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
29 July, 2011 (29.07.11)Date of mailing of the international search report
09 August, 2011 (09.08.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066054

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 63-75878 A (Toshiba Corp.), 06 April 1988 (06.04.1988), entire text; all drawings (Family: none)	6-8
A	JP 2008-176434 A (Hitachi Medical Corp.), 31 July 2008 (31.07.2008), entire text; all drawings (Family: none)	3-5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066054

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 17
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claim 17 pertains to a diagnostic method for a human body, and thus relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provision of PCT Rule 39.1(iv). (continued to extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions in claims 1-16, 18 and 19 is considered to be equivalent to the matter set forth in claim 1.

However, the search revealed that the matter set forth in claim 1 is not novel, since said matter is disclosed in the following documents cited in this international search report.

As a result, the matter set forth in claim 1 is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence, since said matter does not make a contribution over the prior art.

Consequently, it is obvious that the inventions in claims 1-16, 18 and 19 do not comply with the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066054

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

It cannot be considered from the current statements in claim 17 that the device obviously performs decision.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/00(2006.01)i, G06Q50/00(2006.01)i

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（I P C））

Int.Cl. A61B5/00, G06Q50/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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
X Y	JP 2006-31190 A（株式会社エヌ・ティ・ティ・データ）2006.02.02, 全文全図（特に、要約、図4、【0027】、【0084】～【0091】など参照） （ファミリーなし）	1-5, 9-16, 18, 19 6-8
X Y	JP 2002-56099 A（株式会社エヌ・ティ・ティ・エムイー）2002.02.20, 全文全図（ファミリーなし）	1, 2, 10-16, 18 , 19 3-9

☒ 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矛盾するものではなく、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

2 9 . 0 7 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 9 . 0 8 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

多田 達也

2 Q

3 0 1 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 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 2006-510451 A (カーディアック・ペースメーカーズ・インコーポレーテッド) 2006.03.30, 全文全図 & US 2004/0122297 A1 & US 2009/0105554 A1 & EP 1581903 A & WO 2004/059551 A2	6-8
Y	JP 63-75878 A (株式会社東芝) 1988.04.06, 全文全図 (ファミリーなし)	6-8
A	JP 2008-176434 A (株式会社日立メディコ) 2008.07.31, 全文全図 (ファミリーなし)	3-5

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 17 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項17は人体の診断方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
現在の請求項17の記載では、装置が判断を行っていることが明らかとはいえない。

2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項1－16、18、19に係る発明の共通の事項は、請求項1に記載された事項と等価であると認められる。

しかしながら、調査の結果、請求項1に記載された事項は、下記の国際調査にあげた文献に、開示されているから、新規でないことが明らかとなった。

結果として、請求項1に記載された事項は先行技術の域を出ないから、PCT規則13.2の第2文の意味において、この事項は特別な技術的特徴ではない。

よって、請求項1－16、18、19に係る発明は発明の単一性の要件を満たしていないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。