

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7645563号
(P7645563)

(45)発行日 令和7年3月14日(2025.3.14)

(24)登録日 令和7年3月6日(2025.3.6)

(51)国際特許分類 F I
 A 6 1 B 5/1455(2006.01) A 6 1 B 5/1455
 A 6 1 B 5/01 (2006.01) A 6 1 B 5/01 2 5 0

請求項の数 5 (全18頁)

(21)出願番号	特願2023-173274(P2023-173274)	(73)特許権者	521332350 まちなかMEセンター株式会社 沖縄県豊見城市字名嘉地61番地1上原 アパート200号
(22)出願日	令和5年10月4日(2023.10.4)	(74)代理人	100129986 弁理士 森田 拓生
(65)公開番号	特開2025-21376(P2025-21376A)	(72)発明者	熊川 哲 沖縄県豊見城市字名嘉地61番地1上原 アパート200号 まちなかMEセンタ ー株式会社内
(43)公開日	令和7年2月13日(2025.2.13)	(72)発明者	長井 裕 沖縄県豊見城市字名嘉地61番地1上原 アパート200号 まちなかMEセンタ ー株式会社内
審査請求日	令和5年10月10日(2023.10.10)	審査官	村田 泰利
(31)優先権主張番号	特願2023-125152(P2023-125152)		
(32)優先日	令和5年7月31日(2023.7.31)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体情報測定装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象動物の直腸に挿入して測定する棒状の測定部と、測定によって得られたデータを演算処理する処理部と、処理部による演算データを信号出力する出力部と、を備えた生体情報測定装置であって、

前記測定部は、棒状に伸長するシャフト部と、シャフト部の軸先に設けた、先膨らみ状の頭部からなる先端膨らみ部と、から構成され、

先端膨らみ部の特定の周方向に、直腸内壁に接触して検出値を検知する光学センサと温度センサとを並べて備え、

前記処理部は、直腸壁に接触させた光学センサと温度センサの各センサの検出値によって異常測定状態の有無を判別し、この判別結果を各センサの検出値と共に、前記演算データとして、前記出力部に信号出力させることを特徴とする、生体情報測定装置。

10

【請求項2】

前記測定部の先端膨らみ部の特定の周方向に平面又は緩曲面からなる測定面を形成してなり、この測定面に、直腸内壁の血流成分をターゲットとした反射型パルスオキシセンサと温度センサとを軸方向に並べて備えたことを特徴とする、請求項1に記載の生体情報測定装置。

【請求項3】

直腸内組織の血管の酸素飽和度又は組織酸素飽和度を断続的又は連続的に所定時間に亘って測定する連断続測定機能を有し、タイムコードと共に測定値を保存することで、光学セ

20

ンサの検知値が一定変動パターンの所定の閾値範囲内に収まるかどうかを判別して、体動や姿勢変更による波形の乱れを判別することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 4】

前記測定部と有線又は無線接続された報知部をさらに具備し、前記報知部は、前記出力部によって信号出力された演算データを、有線又は無線接続によって受信し、前記センサ検出値を表示するとともに、異常測定状態の判別結果を音、光、又は表示による報知手段で報知することを特徴とする、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 5】

凸状の回転体ないし長球体の頭部からなると共に、光学センサ、温度センサからなる接触型センサ群を内蔵した先端膨らみ部と、棒状に伸長するシャフト部とが、アタッチメント構造によって当接接合し、又は取り外し可能に組み合わされることを特徴とする、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

動物、家畜、を含む生物個体ごとの生体情報を検知する生体情報の測定装置に関する。特に、犬や猫のペットをはじめとする哺乳類の飼育動物を対象生物個体として含む。

【背景技術】

【0002】

従来の近赤外線脳酸素モニターは、手術中のモニタリング用として使用されることが主となっている。具体的な使用方法は頭部の皮膚上にセンサを張り付け、センサ直下約 2 ~ 3 cm の部位の組織酸素飽和度を非侵襲的（経皮的）に評価する。心臓血管麻酔における近赤外線脳酸素モニターの使用指針では、『近赤外線分光法を用いた脳酸素モニター（近赤外線脳酸素モニター）は連続的かつ非侵襲的に脳内の酸素需給バランスが予測可能なため、心臓血管手術において頻用されている。脳低灌流を早期に発見し対応することで予防可能な脳障害を軽減することが可能と考えられる』と記載されている。

【0003】

しかしながら、健常成人の脳の組織酸素飽和度の正常値は 58% ~ 82%、または 70% ± 10% とされており、絶対値の正常範囲が広い。なぜ絶対値の正常範囲が広く設定されているかという点、被測定者の個人差による影響があるためである。具体的には、個人の頭蓋骨の厚さ、髄液等の体液の量、皮下の血流に個人差があり、被測定者によって測定誤差が生じるとされている。

【0004】

例えば特許文献 1 に記載されるような、従来の頭部の皮膚上にセンサを張り付けることで測定する近赤外線脳酸素モニターにおいて、測定値は相対値として評価され、手術中の時間経過とともに、同一条件、同一患者の数値が何パーセント低下または上昇したかで評価を行う。そのため、測定した値を絶対値として測定値自体を評価するか、或いは測定値の正常・異常を判断することは困難であった。

【0005】

また、被測定者の個人差による影響により、センサの貼付け位置が前回と若干異なる場合や、貼付け方が異なる場合、患者さんの姿勢が異なる場合や測定者によっても測定値が変動するため、測定誤差が生じて測定値の再現性が悪い、という課題があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【文献】特許第 6452896 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

そこで本発明では、測定した値を絶対値として測定値自体を評価するか、或いは測定値の正常・異常を判断することが可能であり、また測定条件や測定対象ないし測定者によっても測定値が変動しにくく測定値の再現性を確保できる生体情報測定装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記課題を解決すべく以下の手段を講じている。なお、以下の構成名称に続けて記載する数字又は数字とアルファベットの文字列は図面における構成を理解するために便宜的に示す符号であり、それ自体に意味又は限定する意図を含むものではない。

10

【 0 0 0 9 】

[1] (直腸密着状態の判別による誤検出排除)

対象動物の直腸に挿入して測定する棒状のフレキシブルシャフト 1 からなる測定部 (パルスオキシメーター) と、測定部の測定によって得られたデータを演算処理する処理部と、処理部による演算データを信号出力する出力部と、を備えた測定装置であって、

前記測定部は、フレキシブルシャフトの特定の周方向に、直腸内壁に接触検知する、直腸内壁の血流成分をターゲットとした光学センサ (反射型パルスオキシセンサ) 1 1 0 S と温度センサ 1 1 0 T とからなる接触型センサ群を、互いに共通する特定の周方向 (軸方向面視において、軸周りの特定の位相方向) を向くように軸方向に並べて備え、

前記処理部は、各センサの検出値 (拍動ピークの特定の可否、ピーク値が所定の閾値範囲内にあるかどうか、心電図波形と同期すべき一定リズムになっているか、温度センサの検出値が正常値かどうか) によって異常測定状態の有無を判別し、この判別結果を各センサの検出値と共に、前記演算データとして、前記出力部に信号出力し、出力部にて音、光、画像または文字または色の表示または変化、振動などにより出力させることを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

なお、フレキシブルシャフトと出力部とは一体構造又は連結構造によって物理的に接続された形態でもよいし、或いは、フレキシブルシャフトと出力部とが非接続状態であって有線又は無線接続によって検出値ないし出力信号を受信するものでもよい。後述の実施例 1、2 はフレキシブルシャフトと、表示部を有した出力部とが一体構成されて表示部の筐体が挿入時の操作ハンドルの役割を果たしている。一方、後述の実施例 3 (図 1 0、図 1 1) はフレキシブルシャフトと、表示部を有した出力部とがコード状の伝送線 2 8 を介したコードのコネクタ構造 2 8 c によって連結構成される。

30

【 0 0 1 1 】

また、各センサを同じ向きに並べて軸方向に配置することで、腸壁の挿入方向の連続面の温度、血流を測ることができ、各センサの測定値の相関性が確保されることで、異常測定状態の判別の精度を確保することができる。

【 0 0 1 2 】

[2] 前記フレキシブルシャフトと有線又は無線接続された報知部をさらに (一体構造または別構造体として) 具備し、

前記報知部は、前記出力部によって信号出力された演算データを、有線又は無線接続によって受信し、前記センサ検出値を表示するとともに、異常測定状態の判別結果を音、光、又は表示による報知手段で報知することを特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

異常測定状態を (別端末の報知装置 / 一体型ディスプレイに) 報知する報知 (表示または音) 部にて報知する。異常測定状態を音、光、又は表示による報知手段で報知することで、誤ったデータ認識を防ぐとともに、フレキシブルシャフトの挿入作業者に測定状態の調整を促すことができる。

【 0 0 1 4 】

なお図 1 ~ 6 に開示する実施例では、フレキシブルシャフトと一体型の表示部兼操作部を備えた報知部を備える。ほかに、フレキシブルシャフトに処理部、出力部、データ送信

50

部を内蔵し、対応する受信部を内蔵した報知部と、表示部とを備えたものでもよい。また、フレキシブルシャフトにデータ送信部を内蔵し、処理部、出力部、報知部をシャフトとは別に備えたものでもよい。

【 0 0 1 5 】

(接触型センサ群)

フレキシブルシャフトの側面には、接触型センサ群を同じ周方向すなわち特定の側方向を向くように、軸方向に並べて配置している。実施例では光学センサ 1 1 0 S、温度センサ 1 1 0 S の組み合わせからなるが、さらに圧力センサを組み合わせてもよい。相関性があると考えられる各センサの測定値に基づき、異常測定状態にあるかどうかを総合判定する。

10

【 0 0 1 6 】

[3] (測定と評価) S P O 2 センサ S P O 2

直腸内組織の微小血管の酸素飽和度又は組織酸素飽和度を断続的又は連続的に所定時間に亘って測定する連断続測定機能を有し、タイムコードと共に測定値を保存することで、S P O 2 検知値が一定変動パターンの所定の閾値範囲内に収まるかどうかを判別して、体動や姿勢変更による波形の乱れを判別することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

(連断続測定機能)

ここで連断続測定機能とは、酸素飽和度又は組織酸素飽和度を断続的又は連続的に所定時間に亘って測定する機能要素であって、例えば後述の実施例のように、直腸内壁の血流成分をターゲットとした光学センサ(例えば、反射型パルスオキシセンサ) 1 1 0 S が該当する。後述の実施例では、血液中の酸素飽和度を測定する光学センサ 1 1 0 S たる反射型光学センサをフレキシブルシャフト 1 の先端付近の測定面に設けており、この反射型光学センサによって、直腸内壁の血流の酸素飽和度を連続的に所定時間に亘って測定する。

20

【 0 0 1 8 】

但し、光学センサで測定箇所(動脈中の組織酸素飽和度(静脈血も含めた値))を測定するものも含まれる。前記「酸素飽和度又は組織酸素飽和度を測定する機能要素」には、酸素飽和度の測定に基づいて対象生体物の所定部位の組織酸素飽和度を推定演算するもの、もしくは組織酸素飽和度の測定に基づいて対象生体物の所定部位の酸素飽和度を推定演算するもの、の両方が含まれる。実施例では測定箇所(直腸)の酸素飽和度を出力するが、腸又は脳の組織酸素飽和度を推定演算して出力するもの、或いはこれらを切り替えて出力するものでもよい。この場合、直腸内組織の微小血管の酸素飽和度に基づいて組織酸素飽和度を断続的又は連続的に所定時間に亘って測定する連断続測定機能、といえる。

30

【 0 0 1 9 】

(T M P 測定と S P O 2 測定の同時測定による複合判別)

接触温度測定によって、一定温度状態にあるかどうかを判別する。直腸温度が一定状態かどうかによって S P O 2 測定の適正性を判別でき、その他疾患の有無、肺機能の異常も検出することができる。また、H R , T M P のみの変動によって心機能の評価を行うことができる。例えば、拍動ピークの特定の可否、ピーク値が所定の閾値範囲内にあるかどうか、心拍が一定リズムになっているかによって、心機能や肺機能の異常を検出することができる。

40

【 0 0 2 0 】

[4] (測定面 1 1 F)

フレキシブルシャフトの特定の周方向に平面又は緩曲面で形成した平坦な測定面 1 1 F に、直腸内壁の血流成分をターゲットとした光学センサ 1 1 0 S と温度センサ 1 1 0 T とを軸方向に並べて備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

平面又は緩曲面で形成した測定面 1 1 F を腸壁に安定して接触させることができる。また、測定面 1 1 F 上に軸方向に並べることで密着面の S P O 2 及び温度を正確に測定できる。なお実施例の符号 1 1 0 T が温度センサ、1 1 0 S が光学センサであるが、順を逆にした

50

配置例、或いは、軸方向に直交したいわゆる横並びに並べた配置例もあり得る。

【 0 0 2 2 】

[5] (シャフト断面形状を限定・アタッチメントを限定)

凸状の回転体ないし長球体の頭部 1 1 1 を先部に有すると共に、光学センサ 1 1 0 S , 温度センサ 1 1 0 T からなる接触型センサ群を側部に内蔵した先端膨らみ部 1 1 と、棒状に伸長するシャフト部 1 2 とが、アタッチメント構造 1 2 1、1 2 2 によって当接接合し、又は取り外し可能に組み合わせられることを特徴とする。

シャフト部 1 2 の軸先に先端膨らみ部 1 1 を設けた形状にし、かつ、先端膨らみ部 1 1 の先部を弾頭型頭部にすることで、直腸壁を傷つけずにスムーズに挿入できる。また先端膨らみ部 1 1 によって、腸の収斂を促し、腸壁への密着性が向上する。

10

【 0 0 2 3 】

上記のほか、以下の態様に使用することができる。

【 0 0 2 4 】

[6] 測定結果の記録プログラム 検査用アプリ (測定結果を飼い主と共有する) の態様 (図 6、7)

飼い主用アプリから飼い主情報 (ペットの個体データ、特徴) を入力、医療用アプリから測定データと検査記録を入力、サーバーを通じて各情報を各アプリから相互にアクセス可能としたシステムであって、データ推移、時刻の記録による統計値 (当該動物の平均値、平常時データ挙動) の表示、電子カルテとの紐づけによる検索と出力が可能となることを特徴とする。検査データの情報共有が可能となる。(モニタリング情報として利用することもできる。なお、ほかの測定装置 (超音波画像装置、血液検査装置)、写真とのデータ連動システムにすることも可能である。)

20

【 0 0 2 5 】

[7] 属性データとの連動態様 (図 6) システム

対象動物の属性データ、個別データなどのパーソナルデータ P D の入力によって、正常値の範囲を判別するための閾値を自動設定することもできる。また対象動物の過去又は現在の病歴や持病、怪我や手術歴などの治療データ、去勢データ、といった医療データ M D の入力によって、正常値の範囲を判別するための閾値を自動設定することもできる。図 6 に示すシステムではこれらの各データを取得データの蓄積データと共にサーバー 4 に保管し、各端末の処理部 (5、2 8) にてデータを総管理して表示させるようにしている。

30

【 0 0 2 6 】

[8] (入院、来院情報)

前記システムにおいては、医療データとして、対象個体の所定の症状に対する入院情報ないし病院或いは施設への来院情報を設定するステップをさらに具備し、入院時ないし来院時のデータ、及び、自宅時のデータに区別して出力し、また、他の属性グループの値との数値比較によるアラート検出するものとしてもよい (図 6)。

【 0 0 2 7 】

(統計データとの比較)

正常な測定データのみを記録し、

臨時で検査測定する腸内挿入検査装置 (パルスオキシメーター) を、前回以前の測定データ (または同種の動物のデータ) を蓄積して、蓄積されたデータの統計処理システムと併用し、

40

腸内挿入検査装置 (パルスオキシメーター) によって少なくとも脈拍数、直腸温度を測定し、統計データと比較して推定直腸温度の算出処理又は脈拍数の誤差確認に用いてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 8 】

上記手段によって、特定個体の測定状態をアラートするための報知手段を講じることで、測定した値を絶対値として測定値自体を評価するか、或いは測定値の正常・異常を判断することが可能となった。また、測定条件や測定対象ないし測定者によっても測定値が変動しにくく測定値の再現性を確保できる生体情報測定装置を提供することが可能となった。

50

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】実施例1の生体情報測定装置の正面図(a)、背面図(b)、底面図(c)、左側面図(d)および右側面図(e)

【図2】実施例1の生体情報測定装置のA-A部破断斜視図

【図3】図1の構成のうちカバー及びアタッチメントを取り外した分解正面図

【図4】図3のB-B断面図(右)、C-C断面図(左)

【図5】実施例1の生体情報測定装置の側面使用状態例、および平面使用状態例

【図6】実施例2の生体情報測定装置及びこれを含む測定システムの構成説明図

【図7】実施例の生体情報測定装置による表示例およびデータ構成例

10

【図8】実施例の生体情報測定装置による判定データの連続表示例(正常状態、異常状態)

【図9】判定データの統計表示例(異常状態の拡大表示を併表示)

【図10】実施例3の生体情報測定装置の斜視図(a)、使用状態説明図(b)

【図11】実施例3の生体情報測定装置及び端末の正面図

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、本発明を実施するための形態例について、実施例として示す各図とともに説明する。

【0031】

(装置構成)

20

本発明の生体情報測定装置は、対象動物の直腸に挿入して測定する棒状のフレキシブルシャフト1からなる測定部(パルスオキシメーター)と、測定部の測定によって得られたデータを演算処理する処理部2と、処理部による演算データを信号出力する出力部(処理部2に内蔵)と、を備えた測定装置である(図1)。

【0032】

(測定部(フレキシブルシャフト1からなるパルスオキシメーター))

測定部は、対象動物の直腸に挿入可能な、棒状のフレキシブルシャフト1からなる。フレキシブルシャフトの特定の同じ周方向には、直腸内壁に接触検知する(直腸内壁の血流成分をターゲットとした)光学センサ(反射型パルスオキシセンサ)110Sと温度センサ110Tとが、互いに共通する特定の周方向を向くように軸方向に並べて備えられる(図1a)。ここで、互いに共通する特定の周方向とは、図1dのような軸方向面視において、軸周りの特定の位相方向(図1dにおいて符号31の引き出し線の方向)をいう。

30

【0033】

(フレキシブルシャフト1)

フレキシブルシャフト1は凸状の回転体ないし長球体の頭部111を先部に有すると共に、接触型センサ群を側部に内蔵した先端膨らみ部11と、棒状に伸長するシャフト部12とが、軸方向に連なって一体的に構成される(図1, 2, 5, 6等)。フレキシブルシャフトの中心部の一部区間には弾性変形可能な軸棒100Aが内蔵される。

【0034】

弾性変形可能なフレキシブル性を有したシャフト部12の軸先に先端膨らみ部11を設けた、先膨らみ状の棒状形状にし、かつ、先端膨らみ部11の先部を弾頭型頭部に行っている。先端膨らみ部は、図2にハッチングで示すように、軸断面形状が部分円形、具体的には、所定の直径の上部三分の一範囲をその直径と垂直にカットした、略三分の二円形からなる。また、断面円形の中心部には軸棒100Aが内蔵され、軸棒100Aに沿って測定部の各センサによる測定信号の伝送線が固定され、各センサから処理部まで有線接続される。先端膨らみ部の先部は、先端に向かって丸く窄まった、凸状の回転体ないし長球体、例えばレッドラウンドノーズの弾頭型頭部様の形状からなる(図1等)。

40

【0035】

(アタッチメント構造)

図3に示す実施例では先端膨らみ部11の基部とシャフト部12の先部にそれぞれ、互

50

いに対応するアタッチメント構造 1 2 1、アタッチメント構造 1 2 2 が設けられ、一方のアタッチメント構造 1 2 1 と他方のアタッチメント構造 1 2 2 の端面同士を当接させ、一方のアタッチメント構造 1 2 1 の係止突起 1 2 1 C、他方のアタッチメント構造 1 2 2 の係止溝 1 2 2 D とを係止させるように一方向に回転させることで、アタッチメント構造同士が当接接合して組み合わせ状態となる。この組み合わせ状態は、特定方向に相互回転させることで取り外し可能である（図 3）。

【 0 0 3 6 】

（カバー部 3）

実施例ではさらに、アタッチメント構造全体から他方のアタッチメント構造 1 2 2 に接続された処理部 2 の一部までを一体的に覆うカバー部 3 が設けられる。カバー部 3 は、シャフト部 1 2 を内部に挿通可能な筒体 3 1 と、処理部 2 の直方体の先部に嵌め込み可能な枠体 3 2 とが接続して一体的に成形された EVA 樹脂などの弾性変形可能な樹脂成形体からなる。

10

【 0 0 3 7 】

（接触型センサ群）

フレキシブルシャフトの先端膨らみ部 1 1 には、特定の周方向に平面又は緩曲面で形成すると共に、当該面の周囲をアール状の縁取り部に成形した平坦な測定面 1 1 F を設け、そしてこの平坦な測定面 1 1 F に、直腸内壁の血流成分をターゲットとした光学センサ 1 1 0 S と温度センサ 1 1 0 T からなる「接触型センサ群」を、同じ周方向すなわち特定の側方向を向くように、軸方向に並べて配置している。実施例では光学センサ 1 1 0 S、温度センサ 1 1 0 S の組み合わせからなるが、さらに圧力センサを組み合わせてもよい。相関性があると考えられる各センサの測定値に基づき、異常測定状態にあるかどうかを総合判定する。

20

【 0 0 3 8 】

平面又は緩曲面で形成した測定面 1 1 F と、その周囲のアール状の縁取り部によって、測定面を腸壁に安定して接触させることができる。また、測定面 1 1 F 上に軸方向に並べることで密着面の S P O 2 温度を正確に測定できる。

【 0 0 3 9 】

なお実施例の符号 1 1 0 T が温度計、1 1 0 S が光学センサであるが、順を逆にした配置例、或いは、軸方向に直交したいわゆる横並びに並べた配置例もあり得る。

30

【 0 0 4 0 】

（光学センサ 1 1 0 S）

光学センサ 1 1 0 S としては、反射型又は透過型いずれかの光学センサを使用することができる。これは光の透過率/反射率の違いを利用して、複数の波長の発光を受光センサで受光し、反射光/透過光の光強度と波長を測定することで、センサに接している直腸内壁の動脈、静脈の各血流の反射信号の光の透過率を比較測定するものである。実施例では反射型パルスオキシセンサを用いており、光学センサによって動脈血か静脈血かを判別するとともに、動脈血の酸素飽和度を測定する原理によって心電図波形を取得する。

【 0 0 4 1 】

（異常測定状態の検知）

異常測定状態の検知（異常状態の有無の判別）とは、直腸への密着状態異常（便などの光干渉、または腸壁への密着力の大きさが正常測定の範囲内にあるかどうか）、或いは、不意の体動発生による測定異常（体動によって測定できない状態かどうか）を判別する。

40

【 0 0 4 2 】

検出値（拍動ピークの特定の可否（値がとれない）、ピーク値が所定の閾値範囲内にあるかどうか、心拍と同期すべき一定リズムになっているか（急激な上下降による値の単位時間変動））を判別する。例えば、接触不良による脈拍のアンダーカウント（低い値による測定不能状態）、必要以上の体動による値の異常、時間変化による測定値の不連続性（ダブルカウントによる、心拍数の急激な異常値）が挙げられる。例えば、1 秒前後の単位時間変化（変動量）が通常時の 2 倍以上であることは明らかな異常の単位時間変化量であ

50

る。

【0043】

温度センサ110Tは、センサに接している体組織の温度をサーモメータにより測定するものであり、サーモメータの測定値が正常範囲にあるかどうか、及び単位時間変化量によって、測定の安定性を判別する。例えば、対象動物によって明らかな異常の測定値、或いは1秒前後の単位時間変化が明らかな異常の単位時間変化量はあらかじめ入力設定しておき、この設定値を超えた場合に異常測定状態であることを判別することができる。

【0044】

(不意の体動)

異常測定状態の原因としては不意の体動、異物混在があげられる。動物は保定の必要性、姿勢の違い、しっぽによる固定不備などにより、測定者が意図しない不意の体動が生じた状態となる。この状態では適正なSPO₂測定を行うことができない。これに対応して本発明では先端膨らみ部の特定の周方向に略平面からなる当接測定用の平坦な測定面11Fを形成し、この平坦な測定面11Fを直腸壁に押し当てるように処理部本体2を操作し、先端膨らみ部の膨らんだ平坦な測定面11Fを腸壁へ密着させるようにして測定する(図5)。これにより、不意の体動があった場合でも正常測定状態を維持しやすいものとしている。なお、直腸で測ることで、そもそも光干渉、色素沈着、体毛の影響による測定エラーが生じない。

10

【0045】

本発明の処理部は、フレキシブルシャフトに組み込まれた反射型パルスオキシセンサ(光学センサ110S)によって得られた心電図波形が所定の歪み範囲内の規則的な時間変動を繰り返しているかどうかを分析して正常測定状態を判別するステップを有する。これは、不整脈がない限り、体動や便干渉のない正常測定状態では心電図波形と同期する、という原理を利用している。

20

【0046】

(処理部)

処理部は、測定部の測定によって得られたデータを演算処理する部分であって、実施例の処理部は薄型直方体形状の処理部本体2に内蔵され、この処理部本体2はフレキシブルシャフト1と一体に構成される。前記演算処理として、直腸密着状態の判別による誤検出排除を行うこと、すなわち、各センサの検出値によって異常測定状態の有無を判別することを特徴とする。実施例では薄型直方体形状の処理部本体2にさらに出力部を内蔵する。実施例の処理部本体2は内部に処理部と出力部を内蔵し、かつ、正面に処理データを液晶表示する表示部21と、認証データの取得部23と、異常状態を報知するピーカー(図示せず)を備える。端部側面にはスイッチ25、及び、ロックボタンと設定ボタンを兼ねた2つのボタン24が設けられる。背面には内蔵電池及びメモリを交換するためのつまみ付きの蓋板26が組み込まれる。

30

【0047】

異常測定状態の有無の判別は、例えば、拍動ピークの特定の可否、ピーク値が所定の閾値範囲内にあるかどうか、心電図波形と同期すべき一定リズムになっているか、温度センサの検出値が正常値かどうかによって行う。

40

【0048】

より具体的には、直腸内組織の微小血管の組織酸素飽和度を断続的又は連続的に所定時間に亘って測定する連断続測定機能を有し、タイムコードと共に測定値を保存することで、SPO₂センサ検出値が一定変動パターンの所定の閾値範囲内に収まるかどうかを判別して、体動や姿勢変更による波形の乱れを判別する。

【0049】

(同調性に基づく推定ステップ)

異常測定状態の判別においては、SPO₂と温度の値変化の同調性に基づく、正常測定状態の推定ステップを含めることができる。一般に、SPO₂と温度の値の変化には相関性がある。SPO₂と温度の値の変化の相関性を判断することで、正常測定状態にあるこ

50

とを判別できる。また、体温の変動と連動しない心拍変化に基づき、異常測定状態にあることを判別できる。すなわち、体温の変動は炎症によるものが一般的であり、心拍も連動して高くなるはずであるが、連動していない場合は測定状態の異常のおそれがある。一方、体温が正常であるにもかかわらず、心拍（循環機能）、S P O 2（肺機能）のいずれかのみが異常値であれば、正常測定状態にある可能性が高いと判別できる。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示すような送信部、サーバーによるデータ自動蓄積機能を備えたシステムにおいては、図 7 に示すように、各時刻におけるデータ 2 1 P 1 , 2 1 P 2 を連続データからなるデータセット D S U 1 , D S U 2 、 . . . としてデータセット状態で経時順に蓄積することができる。このとき、異常測定判別データ 2 1 P 2 の含まれるタイムコード P 2 を自動記録し、このタイムコードはデータセットから除外したエラーデータ D S E として、前記経時順のデータセットのデータ構造部内に保存する。正常測定状態のデータセットを短時間動画として再生表示することもできるし、正常測定状態のデータセットのみを抽出して連続再生することもできる。

10

【 0 0 5 1 】

また、予め対象動物に応じた正常値の範囲のデータを入力しておき、S P O 2、心拍、温度のいずれか 2 つ以上が正常値から明らかに離れているときは、動物の保定状態、測定装置の挿入状態の異常状態と判別することができる。この正常値の範囲のデータとして、対象動物のパーソナルデータ P D の入力や医療機関での治療データ M D の入力に基づく変換データを利用してもよい（図 6）。

20

【 0 0 5 2 】

（ T M P 測定と S P O 2 測定の同時測定による複合判別 ）

接触温度測定によって、一定温度状態にあるかどうかを判別する。直腸温度が一定状態かどうかによって S P O 2 測定の適正性を判別できる。その他疾患の有無、肺機能の異常も検出することができる。

【 0 0 5 3 】

また、H R , T M P のみの変動によって心機能の評価を行うことができる。例えば、拍動ピークの特定の可否、ピーク値が所定の閾値範囲内にあるかどうか、心拍が一定リズムになっているかによって、心機能や肺機能の異常を検出することができる。

【 0 0 5 4 】

（組織酸素飽和度の推定演算）

将来的な技術利用可能性として、前記連続測定機能の測定評価に基づいて、脳の局所混合血酸素飽和度及び/または組織酸素飽和度)を推定演算することも可能である。また検出脈拍と同期させて、局所組織の酸素需給バランスの変化、局所の灌流状態や代謝、血流状態を評価し、評価結果を表示部に表示する。

30

【 0 0 5 5 】

本発明の組織酸素飽和度 (S t O 2 , r S O 2) は、抹消部位表面ではなく、体内臓器の動脈血成分と静脈血成分と毛細血管成分とを含めた混合血をターゲットとして測定するため、直腸の局所混合血酸素飽和度及び/または組織酸素飽和度を推定演算することが可能である。

40

【 0 0 5 6 】

（出力部）

出力部は、処理部による判別結果をセンサ検出値と共に、前記演算データとして、前記出力部に信号出力（音、光、画像または文字または色の表示または変化、振動などにより出力）させる。実施例の出力部はフレキシブルシャフト 1 と一体構成された薄型直方体の処理部本体 2 に内蔵された送信部 2 7 と、処理部本体 2 の正面に備えた、報知部である表示部 2 1 とからなる。表示部 2 1 は正常状態の点灯表示または異常状態の点滅表示によって判別結果を報知する。図 1、図 3、図 6、図 7 等に示す表示例では、表示部 2 1 内には、ハート型マークからなる判別結果表示 2 0 1 , 測定日時と時刻のタイムコード 2 0 2 , 体温 T E P の測定値 2 0 3 , 心拍数 H R の測定値 2 0 4 , S P O 2 の測定値 2 0 5 が並ん

50

で表示される。報知部は、前記フレキシブルシャフトと有線又は無線接続される。そして報知部は、前記出力部によって信号出力された演算データを、有線又は無線接続によって受信し、前記センサ検出値を出力部の表示部又は発音部から出力表示する。

【 0 0 5 7 】

(表示部 2 1)

表示部 2 1 は、体温、心拍の測定値を数値で表示すると共に時間変化に基づく各波形を連続表示する(図 8、9)。各波形にデータ未取得部(204GE)又は波形不連続部(205GE)があった時は、その時間帯 202 における区間 ER を異常測定状態と判別し、異常測定判別結果を示す「Error」の文字からなるエラー表示 207 を点灯または点滅表示する(図 8b)。

10

【 0 0 5 8 】

測定状態の判別結果は、データとして出力部に出力させる。出力画面においては、図 9 のように、正常測定状態「M」または異常測定状態「E」のいずれかの文字表示を切り替えてもよい。また図 7 のように、ハート型マークのマーク内点灯の有無を切り替えてもよい。また各波形の表示においては、図 9 のように、過去の波形の短縮表示 MR の一部指定区間 MSR 部分のデータ詳細を、横軸を拡げた拡大表示 SR として並列表示してもよい。

【 0 0 5 9 】

心拍数(SPO2の上下変動)が図 8a のように一定のリズムにおける時間変化に規則性がみられており、かつ時間変化量又は変化加速度が閾値内にあるときは正常表示を行う(図 8a、図 9 の DS1、DS2)。ただし、体温の変動量が異常なとき、或いは不整脈によるリズム異常(閾値外の時間変化量)があるときは異常判別表示を行う(図 9 の DSE)。

20

【 0 0 6 0 】

(別端末の報知装置/一体型ディスプレイに)報知する報知(表示または音)部

なお図 1 ~ 6 に開示する実施例では、フレキシブルシャフトと一体型の表示部兼操作部を備えた報知部を備える。ほかに、フレキシブルシャフトに処理部、出力部、データ送信部を内蔵し、対応する受信部を内蔵した報知部と、表示部とを備えたものでもよい。また、フレキシブルシャフトにデータ送信部を内蔵し、処理部、出力部、報知部をシャフトとは別に備えたものでもよい。

【 0 0 6 1 】

(システム構成)

図 6 に示す本発明の測定システムは、実施例 2 の生体情報測定装置と、送受信データを保存するサーバー 4 と、サーバーのデータを処理する処理装置(2, 28, 5)と、処理内容を出力する出力装置(21, 281, 51, 61)とを備えてなるシステムである(図 6)。生体動物の所有者つまり患者が所有する端末 61 と、医療機関や治療医師つまり医療従事者が所有する端末 5 とが、サーバを介してデータ連携される。

30

【 0 0 6 2 】

(緊急性判定と報知)

このような測定システムにおいては、正常測定状態において、緊急治療を要するような体の状態の変化を知ることができる。緊急性判定の判定結果が出たときは、報知部にて音又は/及び点滅によって報知すると共に、図 6 の利用者端末、医師端末などのデータ連携可能な表示部又は処理部に緊急信号を出力するといったデータ連携及び起動アプリケーションの自動連携を行うことが好ましい。

40

【 0 0 6 3 】

(実施例 2 の測定装置 100 (パルスオキシメーター))

図 6 に示す実施例 2 の測定装置は、弾性変形可能な円錐台型のフレキシブル部 12B が処理部本体 2 の側面に固定され、フレキシブル部 12B の先に、棒状のシャフト部 12 と先端膨らみ部 11 とが一体成形された先端部品が固定される。先端膨らみ部 11 は弾頭状の頭部のうち所定の軸区間に、透過性の筒状部品 110 が着脱可能に組み込まれており、この筒状部品 110 の一側面が平坦な測定面 11F に成形されると共にその内部に温度センサ 110T と光学センサ 110S とが周方向近傍に並んで収容される。

50

【 0 0 6 4 】

具体的には、先端膨らみ部 1 1 の所定の周方向には平坦な測定面 1 1 F が形成され、この平坦な測定面 1 1 F の一部領域が透過性の筒状部品 1 1 0 によって組込み構成され、筒状部品 1 1 0 による測定面 1 1 F の透過性部分の内部に、測定面 1 1 F の法線方向を測定方向とするセンサ群（温度センサ 1 1 0 T と光学センサ 1 1 0 S ）が横並びで近接して収容される。測定後は、筒状部品 1 1 0 を取り外したり別の部品に組み替えて使用することもできる。

【 0 0 6 5 】

また、実施例 2 の測定装置は、矩形板形状からなる処理部本体 2 の正面に生体情報の読み取りセンサ 2 3 が設けられ、対象動物の識別情報又はマイクロチップ情報を読み取ることができる。処理部本体 2 はまた、無線送信機 2 7 が埋め込まれており、取得データはデータ連携設定された出力端末 2 8 へリアルタイムで送信され、出力端末 2 8 の表示部 2 8 1 に取得データを処理した処理データが再生可能に表示される。処理データとは、例えば図 8 に示す連続表示の処理データや図 9 に示す統計表示の処理データであり、これらは処理端末によって編集及び記録されると共にサーバ 4 にも蓄積され、各端末の表示部にて再生可能に表示される。

【 0 0 6 6 】

（実施例 3 の測定装置）

図 1 0、図 1 1 に示す実施例 3 の測定装置は、弾性変形可能な円錐台型のフレキシブル部 1 2 B が薄型ボックス状の処理部本体 2 の側面に固定され、フレキシブル部 1 2 B の先に、棒状のシャフト部 1 2 と先端膨らみ部 1 1 とが一体成形された先端部品が固定される。また、処理部本体の基部側には伝送線 2 8 が接続され、その先のコネクタ構造 2 8 C によって出力部兼操作部である端末 3 0 が連結される。端末 3 0 はアプリケーションソフトによって処理部本体 2 からの出力データを処理し、測定状態の正常表示 3 0 1（図柄の点灯又は点滅表示）及び 3 0 5（文字の色付き表示又は点滅表示）、S P O 2 値 3 0 2、心拍数 3 0 4、体温 3 0 3、これらのタイムチャートグラフ表示 3 0 6（心拍数のタイムチャートグラフ）、3 0 7（タイムチャート目盛）といった測定内容を表示画面 3 1 に表示し、或いはアラートの音又は振動を発する。

【 0 0 6 7 】

（従来製品との比較）

一般的に、脳の組織酸素飽和度を測定する医療機器は、近赤外線脳酸素モニターと呼ばれており、経皮的動脈血酸素飽和度のみを測定する、従来のパルスオキシメーターとは明確に区別される。なお、前記組織酸素飽和度または局所混合血酸素飽和度とは、微小血管（細動脈・細静脈・毛細血管）の酸素飽和度を指している。また従来のパルスオキシメーターが測定している経皮的動脈血酸素飽和度（S P O 2）の多くは、末梢部位（指先・耳・舌・鼻等）の動脈血のみをターゲットとしている。しかしながら、従来の酸素飽和度及び組織酸素飽和度の測定では、蛍光灯等による光干渉等による影響があるため、測定環境によって測定誤差が発生する可能性がある。また、経皮へのセンサの取り付け方や取付け位置によって測定誤差が生じ、測定値の再現性にもとる場合がある。

【 0 0 6 8 】

前記従来製品に対し、本発明では、上記従来の測定の問題に対応した新たな生体情報測定装置を提案する。この生体情報測定装置：パルスオキシメーターは、体表に比較的近く、軽度の侵襲で到達が可能な臓器である直腸または結腸に、直接的にセンサを挿入して面接触させ、酸素飽和度（S P O 2）及び組織酸素飽和度（いわゆる S T O 2、ないし R S O 2）の測定、いわゆる直腸測定を行うものである。

【 0 0 6 9 】

（直腸測定のメリット）

臓器（例えば食道・胃・直腸・結腸等）にセンサを直接接触させて組織酸素飽和度（いわゆる S T O 2、ないし R S O 2）を測定する連続測定的機能は、体表面にセンサを貼って S t O 2 を測定する場合と比較して、被測定者の骨や体液等による個人差による影響を

10

20

30

40

50

少なく出来、組織酸素飽和度であっても絶対値として評価できる可能性がある。また、 $S t O_2'$ や $S P O_2'$ は $S t O_2$ や $S P O_2$ と比較して、センサを測定部に挿入して測定するため、センサの取付けや取り付け位置による測定者による測定誤差が生じにくく、測定値の再現性が高くなる可能性がある。再現性に影響するのは、臓器内の内容物や便によりセンサが汚れ、測定誤差が発生する可能性がある。同時に、直接的にセンサを臓器に接触させる位置が体内のため、光干渉等の測定環境による測定誤差も無くすることが出来る。

【0070】

（本発明の血流ターゲット、評価演算処理の具体例）

従来製品と比べて、本発明で測定する組織酸素飽和度（いわゆる $S t O_2$ 、 $R S O_2$ ）は動脈血成分に加えて、静脈血成分、毛細血管成分も含めた混合血をターゲットとしており、一部の組織の酸素飽和度を計測することにより、局所組織の酸素需給バランスの変化、局所の灌流状態や代謝、血流状態を評価することが目的となっている。

10

【0071】

（他の局所の酸素飽和度（ $S P O_2$ ）との比較）

本発明は、直腸以外の部位（指先、頭部の体表面測定など）の測定装置との組み合わせによって、局所の酸素飽和度（ $S P O_2'$ ）から全身の酸素飽和度（ $S P O_2$ ）を推定することも可能である。例えば、舌表面で測定した $S P O_2$ 測定値（ $S P O_2'$ ）と、直腸で測定した $S P O_2$ 測定値（ $S P O_2''$ ）とを併測定することで、各値・値の挙動の違いを比較したり、比較値を新たなパラメータ：酸素飽和度比較値として利用したりすることができる。

20

【0072】

$S t O_2'$ の値と $S P O_2'$ の値を比較する以外にも $S P O_2'$ と $S P O_2$ を同時に測定し、値と動脈波形を比較する方法がある。 $S P O_2'$ が $S P O_2$ よりも低い場合には、測定部（例えば食道・胃・直腸・結腸等）の動脈血における出血や虚血、血流低下等を推測することが出来る。 $S t O_2'$ と $S P O_2'$ の値の比較、 $S P O_2'$ と $S P O_2$ の値と動脈波形を比較することで、測定部位や周辺臓器の異常を推定し、CT検査や超音波検査を行うかどうかの判断に利用することが可能である。

【0073】

<本発明の基本的特徴>

本発明の基本的特徴として以下が抽出される。

30

（1）対象動物の直腸に挿入して測定するフレキシブルシャフトを有する測定装置（パルスオキシメーター）であって、フレキシブルシャフト側面の平坦側面上に、直腸内壁の血流成分をターゲットとした反射型パルスオキシセンサと温度センサを近接して並べた点（図1）。直腸挿入に適した形状、排せつ物の混入による影響を受けにくい。

（2）直腸内組織の微小血管の組織酸素飽和度を測定して、局所組織の酸素需給バランスの変化、局所の灌流状態や代謝、血流状態を評価し、次にこの評価に基づいて、脳の局所混合血酸素飽和度及び/または組織酸素飽和度を推定演算する点。

単なる酸素飽和度ではなく組織酸素飽和度を演算するため、低血圧時や動脈の拍動が弱い、ない状態でも計測できる。また、直腸組織の測定値から脳組織の酸素飽和度を推定演算するため、従来の抹消部位測定よりも信頼性が高い。

40

（3）本発明の酸素飽和度または組織酸素飽和度（ $S t O_2$ 、 $r S O_2$ ）は抹消部位表面ではなく体内臓器の動脈血成分と静脈血成分と毛細血管成分とを含めた混合血をターゲットとして測定する点。組織酸素飽和度は細静脈成分や毛細血管成分を含んだ測定値のため、組織内の微小出血などの静脈、毛細管異常も判別できる。また拍動ごとに測定値が出るので、バラツキを補正する処理によって対象生物個体の健常時の測定情報を取得することができる。

【0074】

<本発明の効果>

本発明は、特定個体の測定状態をアラートするための報知手段を講じることで、測定状

50

態の異常によるデータの誤認識を回避することができるパルスオキシメーター、或いは測定システムを提供することが可能となった。具体的には、以下のパルスオキシメーターのメリットを生かすことができる。

- ・酸素飽和度は低血圧時や動脈の拍動が弱い(ない)状態での計測は困難となるが、組織酸素飽和度は測定が可能である。

- ・組織酸素飽和度は細静脈成分や毛細血管成分を含んだ測定値のため、酸素飽和度では反映されにくい組織内の微小出血などに対しても測定することが可能となる。

- ・直腸内圧を検出する形状、直腸内に留置しやすい形状(値が安定していて、かつ測定動物に抵抗されにくいので、活動中の動物の検査(診察)に適している)。特に、比較的細い弾性シャフトの先端部が扁平旧型に膨らんだ構造(バルーン形状)であるため、麻酔深度をモニタリングするのに好適である。また、余分な痛みの発生を検出して体動事故を予兆することもできる。

10

【0075】

<直腸肛門内圧検査への利用>

本発明のパルスオキシメーターを用いて、痛みを感じている状態の検出、または便失禁の診断のために行われる直腸肛門内圧検査の評価を行うことができる。

【0076】

(入院・来院情報)

本発明の測定装置を備えた測定システムの処理方法として、対象個体の所定の症状に対する入院情報ないし病院或いは施設への来院情報を設定するステップをさらに具備し、入院時ないし来院時のデータ、及び、自宅時のデータに区別して出力することができる。

20

【0077】

(術前術後データのグループ記録)

対象個体の所定の症状に対する施術情報を保存し、対象個体の術前又は術後経過期間における安静時データを前記症状の属性データとしてグループ記録するステップをさらに具備する。

例えば、属性グループ「既往歴」「術歴」「術前後」「避妊前後」を組み合わせることで、術後経過の状態判断ができる。

【0078】

(アラート出力)

送信データが予め設定した上限値、下限値、平均値を超えるか否かを判別し、値を超えたことを検出した場合はアラート出力を行う。

30

【0079】

本システムでは、データ取得の際、或いはサーバーへのデータ蓄積の際、パーソナルデータPDに基づく個体機識別を行うことが好ましい。

【0080】

また、データ蓄積又は測定の差異、マイクロチップ番号を使用した個体識別との照合を行う照合部を有することが好ましい。例えば処理部本体2において、生体動物のマイクロチップデータを取得認証する読取り部23と読取りデータを照合する照合部を備え、サーバー4におけるデータ保管又は出力処理部による出力処理の際に、パーソナルデータPD、治療データMDとの紐づけを行い、生体の個体識別情報、例えばマイクロチップ番号の照合ステップを介在させることができる。

40

【0081】

(アラート後の飼い主-主治医の通信回線記録)

測定データの取得の際は、飼い主端末61、主治医又は病院端末5へ前記測定結果又は判別結果の出力を行うと共に、正常データ判別時であってデータ異常による緊急状態報知においては、文字情報チャットまたは通話通信回線を確保して回線使用可能表示を行い、回線使用後の通信記録を行うシステムにすることもできる。

【0082】

直腸温度の推定：常時装着するウェアラブル送信機と腸内挿入検査装置(パルスオキシ

50

メーター)を併用してデータ処理を行うシステムとすることもできる。対象の生物個体に一時的に腸内挿入する腸内挿入検査装置(パルスオキシメーター)のデータを、当該生物個体に常時装着したウェアラブル送信機に出力し、ウェアラブル送信機を通じた出力部を備えたシステムとすることができる。

【0083】

測定装置(パルスオキシメーター)によって少なくとも脈拍数、直腸温度を測定し、推定直腸温度の算出処理又は脈拍数の誤差を表示し得る。例えば直腸温度の最高温度該当時刻、最低温度該当時刻と、表皮温度の最高温度該当時刻、最低温度該当時刻とが一致すると仮定して、直腸温度を推定する。

【0084】

体温測定と同様に、直腸で酸素飽和度の測定を行うことが出来れば、手間の削減と測定値の安定性、再現性を両立できる。

【0085】

(測定原理)

光学センサには、発光センサと受信センサで対象血管を挟んで酸素飽和度を測定する透過型と、対象血管を挟まない反射型の2通りがある。本発明では反射型のパルスオキシメーターを備え、その近傍に温度センサを備える。シャフト形状を先太り型にし、この先太り部分にセンサを備えることでより確実な測定を行うことができる。

【0086】

上記のほか、フレキシブルシャフト1の構成材は具体的には、弾性変形可能な軸棒100Aの周りに、EVA樹脂などの弾性樹脂からなるカバー部3をオーバーコート又は着脱不能に皮着させた素材からなるものとしてもよい。或いは、フレキシブルシャフト1の構成材として、金属材料(形状記憶合金または復帰用バネ材を介在させた棒体)からなる軸棒100Aを芯材とし、芯材の周りに被着体の外皮材を被着させてもよい。フレキシブルシャフト1のシャフト部の基部又は先端部、或いは先端膨らみ部11との境界部、或いは被着体又は芯材の軸方向の一部分には、擦じれを自動解消できる自在回転機構、或いは芯材だけの軸周り方向を回転させる芯材軸回転操作機構を備えていてもよい。

【0087】

なお本発明は、上記実施例に限定されることなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、構成の一体化、別体化又は要素数の増減など、種々の変更又は公知要素との組合せ、一部要素の置換が可能である。例えば処理部本体又はそのうちの処理装置、表示装置を別構成としたり、処理部による処理と出力部による出力、報知部による報知を管理装置内で同時に行い、予め設定した関係端末ヘリアルタイムで出力したりするものでもよい。また異なる生体動物の取得情報を蓄積し、生体動物の種別ごとの統計データとして処理するものとしてもよい。

【符号の説明】

【0088】

1 フレキシブルシャフト

11 先端膨らみ部

11F 測定面

111 弾頭型頭部

12 シャフト部

121 122 アタッチメント構造

21 表示部(出力部)

201, 206, 207 報知部(判別結果表示)

110S 光学センサ(反射型パルスオキシセンサ)

110T 温度センサ

100 生体情報測定装置

202 タイムコード

2 処理部本体

10

20

30

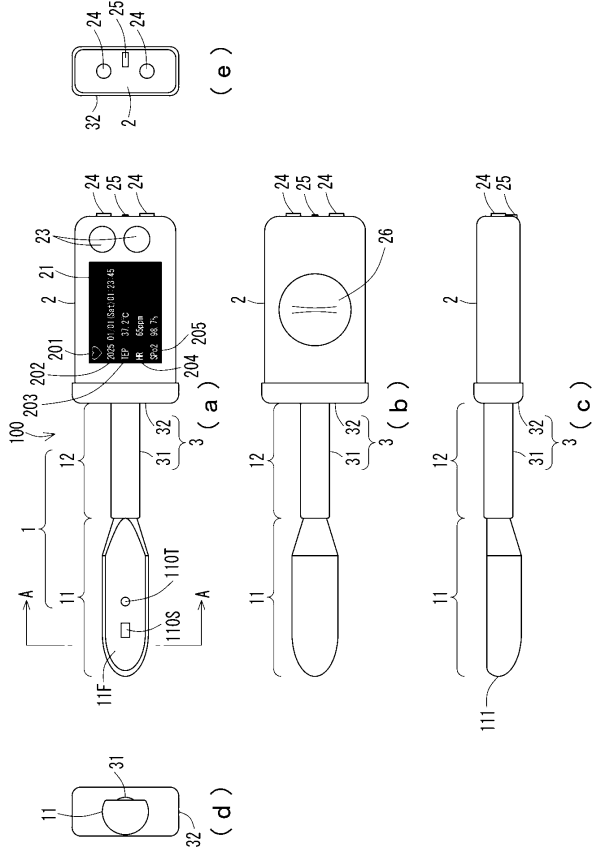
40

50

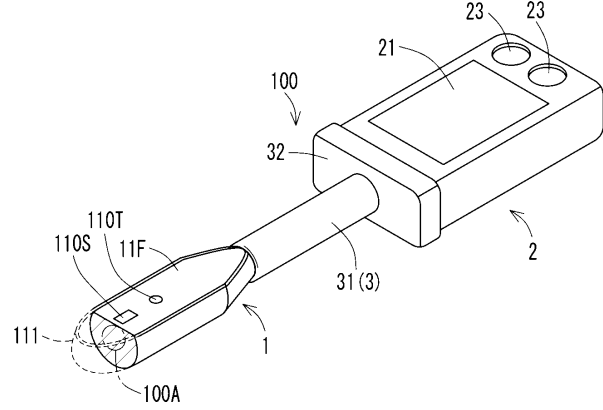
3 カバー部

【図面】

【図 1】



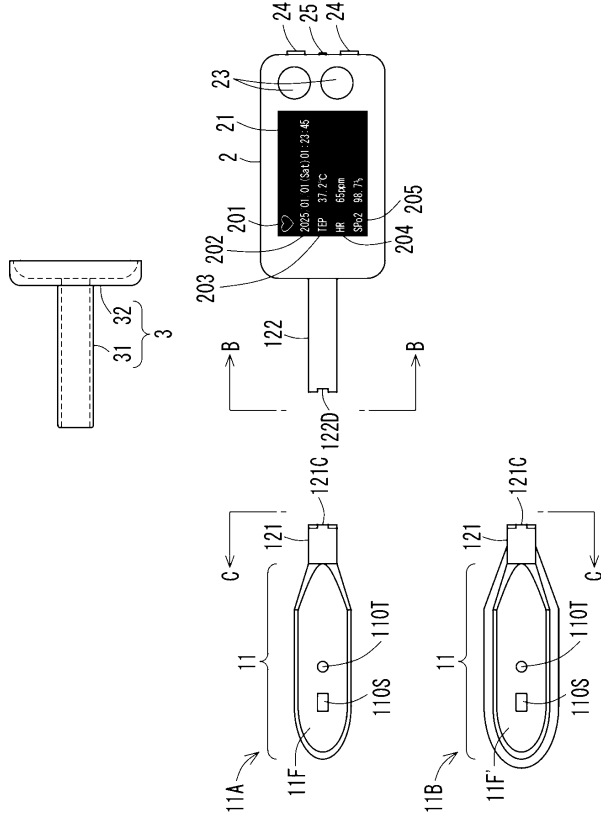
【図 2】



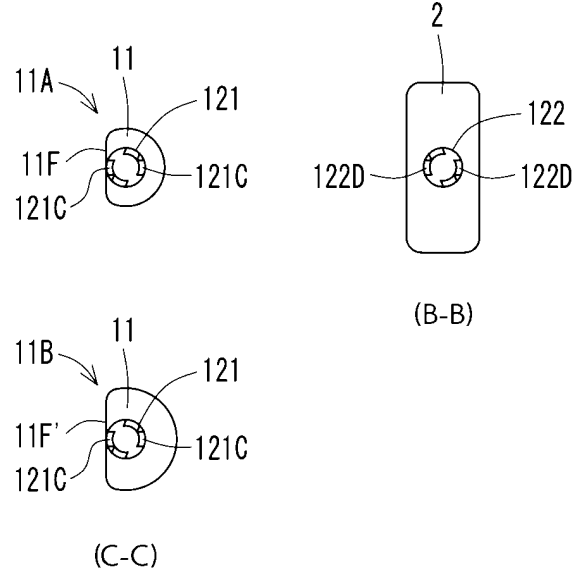
10

20

【図 3】



【図 4】

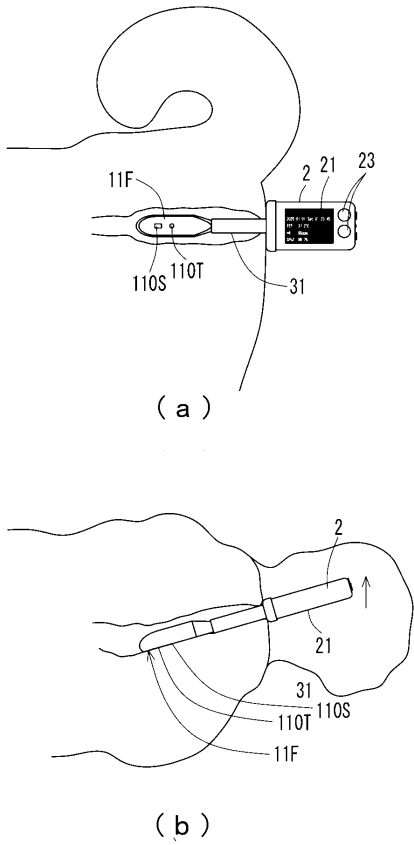


30

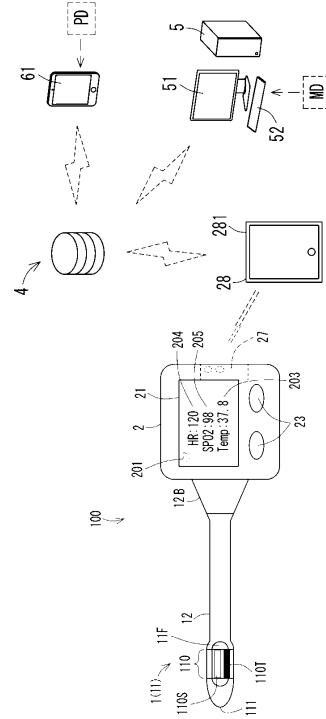
40

50

【図5】



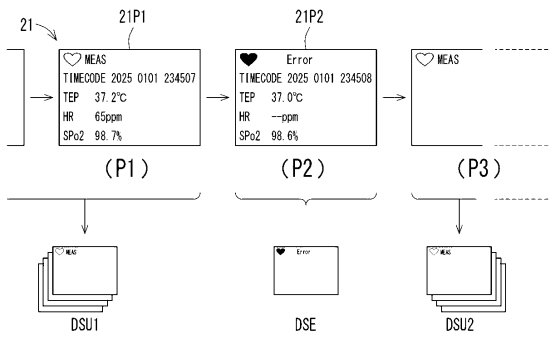
【図6】



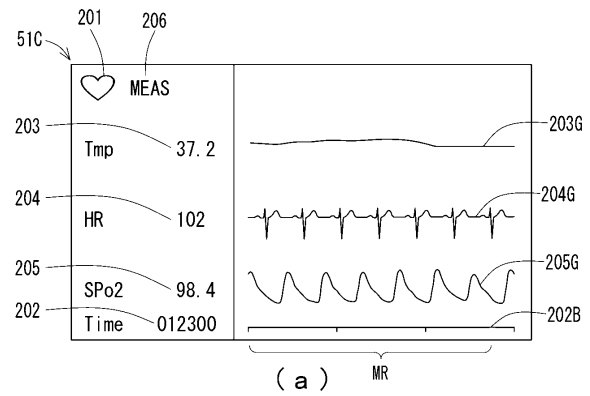
10

20

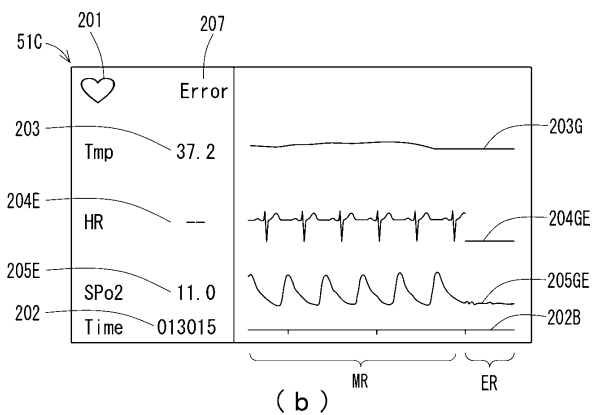
【図7】



【図8】



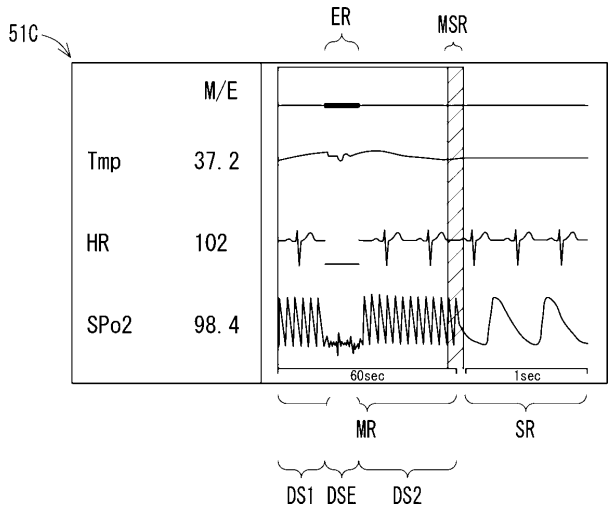
30



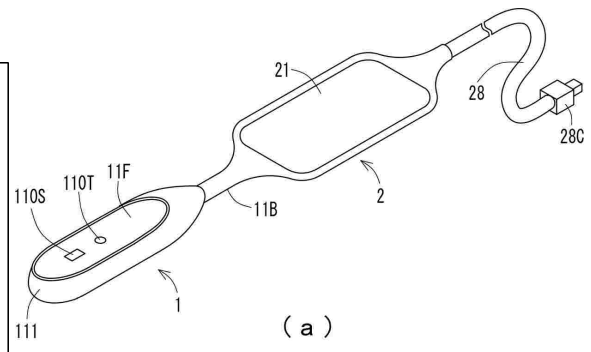
40

50

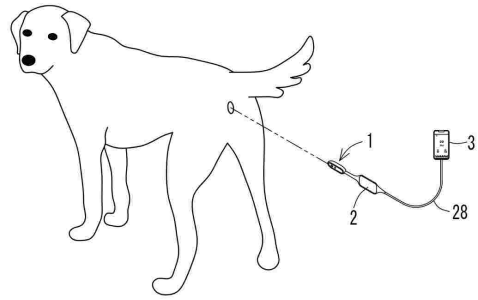
【 9 】



【 1 0 】



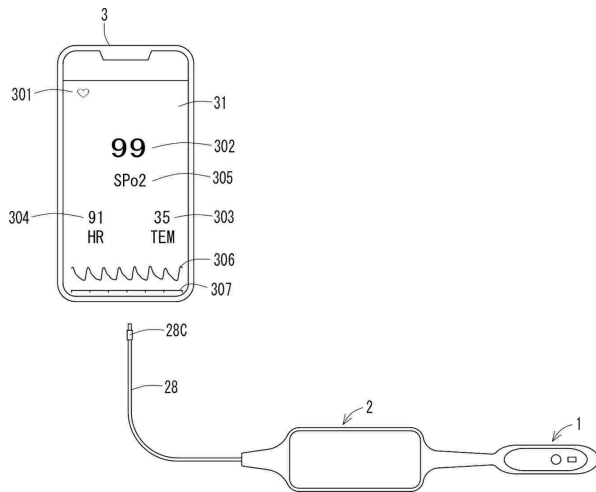
10



20

(b)

【 1 1 】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 中国実用新案第202015167(CN, U)
米国特許出願公開第2020/0384287(US, A1)
特開2017-000382(JP, A)
特開2004-290436(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0100595(US, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/06 - 5/22
A61B 5/00 - 5/01
G01K 1/00 - 19/00