

(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  
2015年10月8日(08.10.2015)



(10) 国際公開番号  
WO 2015/151508 A1

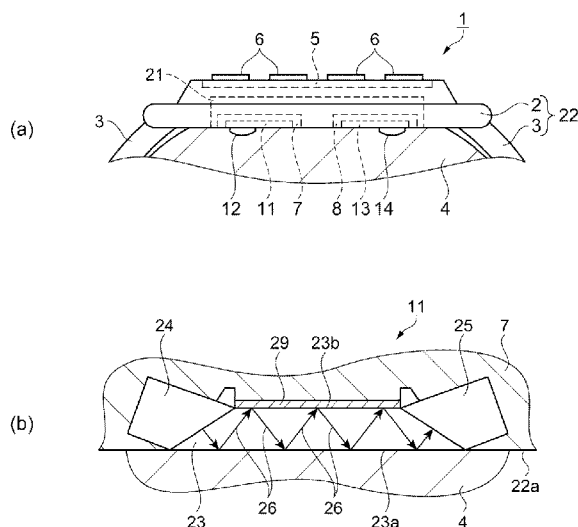
- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/1455 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/001849
- (22) 国際出願日: 2015年3月31日(31.03.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2014-077587 2014年4月4日(04.04.2014) JP
- (71) 出願人: セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1630811 東京都新宿区西新宿二丁目4番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 池邊 朋 (IKEBE, Tomo); 〒3928502 長野県諏訪市大和3丁目3番5号セイコーエプソン株式会社内 Nagano (JP).
- (74) 代理人: 渡辺 和昭, 外 (WATANABE, Kazuaki et al.); 〒3990785 長野県塩尻市広丘原新田80セイコーエプソン株式会社 知的財産本部内 Nagano (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:  
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: BIOLOGICAL MEASUREMENT APPARATUS AND BIOLOGICAL MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称: 生体計測装置および生体計測方法

[図2]



(57) Abstract: Provided is a biological measurement apparatus for measuring component concentrations in living bodies with good precision. The biological measurement apparatus is provided with: a first detection section (7) with a first infrared sensor (11), which irradiates infrared light (26) on an arm (4), receives infrared light (26) reflected by the arm (4) and outputs light intensity data, and a first force sensor (12) for detecting the force of contact between the first infrared sensor (11) and the arm (4); a second detection section (8) with a second infrared sensor (13) and a second force sensor (14); a holding section (22) for holding the first detection section (7) and the second detection section (8) so that the first infrared sensor (11) and the second infrared sensor (13) contact the arm (4); a pressing force assessment section for comparing the force with an assessment value to determine whether or not the force is within a specified range; and a component concentration-calculating unit for calculating blood sugar in the arm (4) using the light intensity data when the pressing force assessment section determines that the force of contact is within the specified range.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/151508 A1



---

精度良く生体の成分濃度を計測する生体計測装置を提供する。腕（４）に赤外光（２６）を照射し腕（４）に反射した赤外光（２６）を受信して光強度データを出力する第１赤外センサー（１１）と、第１赤外センサー（１１）と腕（４）との間の接触力を検出する第１力センサー（１２）と、を備える第１検出部（７）と、第２赤外センサー（１３）及び第２力センサー（１４）を備える第２検出部（８）と、第１赤外センサー（１１）及び第２赤外センサー（１３）が腕（４）に接触するように第１検出部（７）及び第２検出部（８）を保持する保持部（２２）と、力を判定値と比較し力が所定の範囲内にあるか否かを判定する押圧力判定部と、接触力が所定の範囲内にあると押圧力判定部が判定したときの光強度データを用いて腕（４）の血糖値を演算する成分濃度演算部と、を備える。

## 明 細 書

発明の名称：生体計測装置および生体計測方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、生体計測装置および生体計測方法に関するものである。

### 背景技術

[0002] 近赤外光や赤外光を用いて人体の血糖値、血圧脈拍を測定する方法が検討されている。例えば、ATR法 (Attenuated Total Reflection) を用いた血糖値の測定装置が特許文献1に開示されている。それによると、片面に反射膜が設置されたガラス板を用意する。そして、ガラス板において反射膜のない面を生体の皮膚に密着させる。ガラス板の一方の側面から赤外光を照射する。赤外光は皮膚と密着する面と反射膜との間で反射を繰り返しガラス板の他方の側面に到達する。他方の側面に到達した赤外光の光強度をセンサーにて検出する。

[0003] 検出した赤外光を分光してスペクトルデータを得る。生体の皮膚には毛細血管があり、皮膚に表面に照射する赤外光の一部が毛細血管に吸収される。特定の波長において吸収される赤外光と血液成分とは相関がある。従って、検出された特定の波長における光強度と被検査生体の血液成分濃度との間で相関がある。これによりATR法を用いて、例えば、血中グルコース濃度を検出することができる。

[0004] 腕に巻くベルトに光センサーが設置された測定装置が特許文献2に開示されている。それによると、測定装置本体にベルトが設置されている。ベルトを人体の腕に巻いて測定装置を固定する。そして、ベルトの腕側の面に光センサーが設置されている。腕に巻くベルトの長さを調整し、光センサーを肌に密着させて測定装置が用いられる。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：特開平11-188009号公報

特許文献2：特開2000-254105号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献1に示すATR法ではセンサー部が生体の皮膚に密着していないとき、赤外光の一部が毛細血管に吸収されない。このときには光強度データが生体の状態を反映していないため、正確な血液成分濃度を検出することができない。特許文献2に示す計測装置ではベルトが緩むと光センサーと腕との間に隙間ができる。そして、光センサーが検出する光強度が変動する。そこで、検出された光強度データが生体の状態を反映しているときの光強度データだけを活用して精度良く生体の成分濃度を計測することができる生体計測装置が望まれていた。

### 課題を解決するための手段

[0007] 本発明は、上述の課題を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

[0008] [適用例1]

本適用例にかかる生体計測装置であって、生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力する赤外センサー部と、前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出する接触力センサー部と、を備える複数の検出部と、前記赤外センサー部が前記生体に接触するように前記検出部を保持する保持部と、前記接触力を判定値と比較し前記接触力が所定の範囲内にあるか否かを判定する判定部と、前記接触力が所定の範囲内にあると前記判定部が判定したときの前記光強度データを用いて前記生体の成分濃度を演算する成分濃度演算部と、を備えることを特徴とする。

[0009] 本適用例によれば、生体計測装置は複数の検出部、保持部及び判定部を備えている。検出部は赤外センサー部及び接触力センサー部を備えている。保持部は赤外センサー部が生体に接触するように検出部を保持する。赤外センサー部は生体に赤外光を照射する。そして、赤外センサー部は生体で反射ま

たは散乱した赤外光を受信して光強度データを出力する。接触力センサー部は赤外センサー部と生体との間の接触力を検出する。そして、判定部が接触力を判定値と比較し接触力が所定の範囲内にあるか否かを判定する。

[0010] 赤外センサー部が生体から離れるとき赤外光は生体に吸光されない。従って、赤外センサー部は生体情報を反映した赤外光を精度良く受信することができない。また、赤外センサー部が生体を押圧しすぎるとき生体の血管が押圧されて表面近くの血流が阻害される。これにより、生体が計測に相応しくない状態となるので赤外センサー部が受信する光強度データは生体の状態を正しく反映していないデータとなる。

[0011] 判定部は赤外センサー部が生体を押圧する状態を判定している。そして、成分濃度演算部は赤外センサー部が出力する光強度データが生体の状態を反映しているときのデータを活用し、光強度データが生体の状態を反映していないときのデータを活用しないで生体の成分濃度を演算する。従って、生体計測装置は複数の赤外センサー部が出力する光強度データのうち生体の状態を反映しているときの光強度データだけを活用して精度良く生体の成分濃度を計測することができる。

[0012] [適用例 2]

上記適用例にかかる生体計測装置において、複数の前記赤外センサー部が出力した前記光強度データから演算された前記成分濃度の平均値を演算する平均値演算部を備えることを特徴とする。

[0013] 本適用例によれば、生体計測装置には複数の赤外センサー部が設置され、各赤外センサー部が光強度データを出力する。そして、平均値演算部が複数の赤外センサー部が出力する光強度データの平均を演算するので、外乱の影響を抑制して信頼性の高い成分濃度を計測することができる。

[0014] [適用例 3]

上記適用例にかかる生体計測装置において、複数の前記赤外センサー部は順次駆動されることを特徴とする。

[0015] 本適用例によれば、赤外センサー部は順次駆動される。これにより、複数

の赤外センサー部を同時に駆動するとき比べて、駆動にて消費される電力のピーク値を下げるができる。従って、電力を供給する能力を低くすることができる為、電源の容量を小さくすることができる。

[0016] [適用例 4]

上記適用例にかかる生体計測装置において、前記検出部は複数の前記接触力センサー部を備えることを特徴とする。

[0017] 本適用例によれば、検出部は赤外センサー部と複数の接触力センサー部とを備えている。そして、判定部は複数の接触力センサー部が出力する接触力を判定値と比較する。生体に対して赤外センサー部が傾くときには複数の接触力センサー部が腕から受ける接触力に差が生じる。これにより、赤外センサー部が生体に対して傾く状態も検出することができる。そして、赤外センサー部が生体に対して傾く状態で赤外センサー部が出力する光強度データは使用しない。従って、赤外センサー部が生体に対して傾かずに正しい姿勢となる状態のときに赤外センサー部が検出する反射光の光強度データを使用することができる。その結果、精度良く生体の情報を検出することができる。

[0018] [適用例 5]

本適用例にかかる生体計測装置であって、生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力する赤外センサー部と、前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出する接触力センサー部と、を備える複数の検出部と、前記赤外センサー部が前記生体に接触するように前記検出部を保持する保持部と、前記接触力を判定値と比較し前記接触力が所定の範囲内にあるか否かを判定する判定部と、前記接触力が所定の範囲内にあるときに前記赤外センサー部を駆動する制御を行う赤外センサー制御部と、前記光強度データを用いて前記生体の成分濃度を演算する成分濃度演算部と、を備えることを特徴とする。

[0019] 本適用例によれば、判定部は赤外センサー部が生体を押圧する状態を判定する。そして、赤外センサー制御部は赤外センサー部が生体を押圧する接触力が所定の範囲内にあるときに赤外センサー部を駆動する。従って、赤外セ

ンサー制御部は赤外センサー部が適切な光強度データを出力可能なときのみ赤外センサー部を駆動する。従って、生体計測装置は複数の赤外センサー部が出力する光強度データのうち生体の状態を反映しているときの光強度データだけを活用して精度良く生体の成分濃度を計測することができる。さらに、赤外センサー部を駆動する電力を無駄にしないので省資源で赤外センサー部を駆動することができる。

[0020] [適用例6]

本適用例にかかる生体計測方法であって、複数の赤外センサー部を生体に押圧し、前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出し、前記接触力が所定の範囲内にある前記赤外センサー部を駆動し、前記赤外センサー部は前記生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力し、前記光強度データから前記生体の成分濃度を演算することを特徴とする。

[0021] 本適用例によれば、複数の赤外センサー部が生体に押圧される。そして、各赤外センサー部は生体に赤外光を照射し生体で反射または散乱した赤外光を受信して光強度データを出力する。そして、光強度データを用いて生体の成分濃度が演算される。各赤外センサー部と生体との間の接触力が検出され、接触力が所定の範囲内にあるときに赤外センサー部が駆動される。従って、赤外センサー部が精度良く光強度データを検出可能なときのみ赤外センサー部は赤外光の反射光の光強度データを検出する。その結果、生体から反射した赤外光の光強度を精度良く検出することができる。

### 図面の簡単な説明

[0022] [図1]第1の実施形態にかかわり、(a)は、生体計測装置の構成を示す概略斜視図、(b)は、生体計測装置の構成を示す模式正面図、(c)は、生体計測装置の構成を示す模式側面図。

[図2] (a)は、生体計測装置の本体部を示す要部模式拡大側面図、(b)は、赤外センサーの構造を示す要部模式図、(c)は、力センサーの構造を示す要部模式拡大図。

[図3]生体計測装置の電気制御ブロック図。

[図4]生体計測方法のフローチャート。

[図5]生体計測方法を説明するための図。

[図6]生体計測方法を説明するための図。

[図7]生体計測方法を説明するための図。

[図8]第2の実施形態にかかわる力センサーの構造を示す要部模式拡大図。

[図9]第3の実施形態にかかわり、(a)は、本体部の構造を示す要部模式拡大図、(b)は、ベルト部の構造を示す要部模式拡大図。

[図10](a)～(c)は、生体計測方法を説明するための模式図。

[図11]検出部の配置を示す模式図。

[図12]検出部の配置を示す模式図。

[図13]第4の実施形態にかかわる赤外センサーの駆動タイミングを示すタイムチャート。

### 発明を実施するための形態

[0023] 本実施形態では、生体計測装置と、この生体計測装置を用いて非侵襲的に血糖値を測定する生体計測方法との特徴的な例について、図に従って説明する。以下、実施形態について図面に従って説明する。尚、各図面における各部材は、各図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各部材毎に縮尺を異ならせて図示している。

[0024] (第1の実施形態)

第1の実施形態にかかわる生体計測装置について図1～図3に従って説明する。図1(a)は、生体計測装置の構成を示す概略斜視図であり、図1(b)は、生体計測装置の構成を示す模式正面図である。図1(c)は、生体計測装置の構成を示す模式側面図である。図2(a)は生体計測装置の本体部を示す要部模式拡大側面図である。

[0025] 図1及び図2(a)に示すように、生体計測装置1は保持部としての本体部2と本体部2に設置された保持部としてのベルト部3を備えている。本体部2とベルト部3により筒状の形態となっている。そして、筒状となってい

る場所に人体の生体としての腕4が挿入されている。つまり、生体計測装置1は腕時計のように腕4に設置して用いられる。

[0026] 本体部2において腕4と反対側の面には表示装置5と入力装置6が設置されている。表示装置5は測定した血糖値等の情報を表示する部位である。表示装置5には液晶表示装置や有機EL (Electro Luminescence) 装置等を用いることができる。入力装置6は複数のスイッチ等により構成され、操作者は入力装置6を操作することにより各種の設定を行うことが可能になっている。

[0027] 本体部2において腕4を向く側の面には検出部としての第1検出部7及び検出部としての第2検出部8が設置されている。さらに、ベルト部3において腕4を向く側の面には検出部としての第3検出部9及び検出部としての第4検出部10が設置されている。第1検出部7には赤外センサー部としての第1赤外センサー11と接触力センサー部としての第1力センサー12が設置され、第2検出部8には赤外センサー部としての第2赤外センサー13と接触力センサー部としての第2力センサー14が設置されている。

[0028] 第3検出部9には赤外センサー部としての第3赤外センサー15と接触力センサー部としての第3力センサー16が設置され、第4検出部10には赤外センサー部としての第4赤外センサー17と接触力センサー部としての第4力センサー18が設置されている。本体部2の内部には制御部21が設置されている。制御部21は表示装置5、入力装置6、第1検出部7～第4検出部10を制御する。他にも、本体部2には図示しない電池やブザーを備えている。

[0029] ベルト部3には調整部3aが設置されている。調整部3aはベルト部3の長さを調整可能になっている。操作者は生体計測装置1を腕4に装着した後で調整部3aを操作する。そして、第1検出部7～第4検出部10が腕4に接触するようにベルト部3の長さを操作者が調整する。ベルト部3は金属製であり複数の板ばねが連結した構造となっている。これによりベルト部3は伸縮する。本体部2及びベルト部3により保持部22が構成されている。第

1 赤外センサー 11～第4 赤外センサー 17 及び第1 カセンサー 12～第4 カセンサー 18 は腕4 に接触するように保持部 22 に保持されている。

[0030] 図2 (b) は、赤外センサーの構造を示す要部模式図である。図2 (b) に示すように、第1 赤外センサー 11 は板状のプリズム 23 を備えている。プリズム 23 は対向する一対の側面が斜面となっている。一方の斜面には第1 発光装置 24 が設置され、他方の斜面には第1 受光装置 25 が設置されている。プリズム 23 の材質は赤外光を透過する材料であればよく、例えば、ZnSe、Ge、Si等を用いることができる。

[0031] 第1 発光装置 24 はLED (Light Emitting Diode) 等を備え、第1 発光装置 24 はプリズム 23 の内部に向けて赤外光 26 を照射する。第1 受光装置 25 は分光器及びフォトダイオードを備えている。第1 受光装置 25 は赤外光 26 を所定の波長に分光し各波長の光強度を電気信号に変換する。分光器は回折格子、凹面鏡、スリットを組み合わせ構成されている。分光器は鏡を回転させて、所定の波長の光がスリットを通過するようにして分光する。スリットを通過した赤外光 26 はフォトダイオードにより電気信号に変換される。

[0032] プリズム 23 において腕4 と接触する面を第1面 23aとし、第1面 23aと対向する面を第2面 23bとする。第1面 23aと第2面 23bとは平行に配置されている。第2面 23bには反射膜 29が設置されている。反射膜 29は銀等の反射率の高い金属を用いるのが好ましい。第1 発光装置 24 が照射する赤外光 26 は第1面 23aに向かって進行する。赤外光 26 は第1面 23aにて腕4の表面を照射し、腕4の表面で反射する。反射した赤外光 26 は反射膜 29に向かって進行し反射膜 29にて反射する。このように赤外光 26 は第1面 23aにおける腕4の表面と第2面 23bとの間で反射を繰り返して第1 受光装置 25 に向かって進行する。

[0033] 赤外光 26 が第1面 23aにて反射する毎に所定の波長の赤外光 26 の一部が腕4内の毛細血管に吸収される。これにより、赤外光 26 は所定の波長の光強度が低下する。第1 受光装置 25 に到達した赤外光 26 は分光され電

気信号に変換される。電気信号は光強度データに対応する信号である。つまり、第1赤外センサー11は腕4に赤外光26を照射し腕4に反射した赤外光26を受信して光強度データを出力する。そして、第2赤外センサー13～第4赤外センサー17は第1赤外センサー11と同様の構造となっており同様の機能を備えている。

[0034] 保持部22において腕4を向く側の面を接触面22aとするとき接触面22aは第1面23aと略同一平面上に設置されている。従って、通常では第1面23aは腕4と接触するように保持部22が第1赤外センサー11～第4赤外センサー17を保持している。

[0035] 図2(c)は、力センサーの構造を示す要部模式拡大図である。図2(c)に示すように、第1力センサー12はセンサー本体部12bと突起部としての押圧突起12aとを備えている。センサー本体部12bには圧電素子が内蔵されており、圧電素子はセンサー本体部12bと押圧突起12aとに挟まれた構造となっている。押圧突起12aがセンサー本体部12bに向けて押圧されるとき、圧電素子に力が加わる。そして、圧電素子は力の微分値に対応する電圧を発生して出力する。従って、圧電素子が出力する電圧を用いて第1力センサー12に加わる圧力を検出することができる。

[0036] 第1赤外センサー11及び第1力センサー12は保持部22に保持され腕4と接触する。第1赤外センサー11と第1力センサー12とは近い場所に設置されているので、腕4が第1赤外センサー11に加える圧力と腕4が第1力センサー12に加える圧力とは略同じ圧力となっている。そして、第1力センサー12に加わる押圧力を検出することにより第1赤外センサー11に加わる押圧力を検出することができる。従って、第1力センサー12は第1赤外センサー11と腕4との間で押圧し合う力を検出することができる。

[0037] 押圧突起12aは保持部22の接触面22aより腕4側に突出している。接触面22aはプリズム23の第1面23aと略同一の面である。従って、押圧突起12aは第1赤外センサー11より腕4側に突出する。これにより、第1赤外センサー11と腕4とが離れた状態のときにも押圧突起12aは

腕４と接触することができる。従って、第１力センサー１２は第１赤外センサー１１と腕４とが接触しているか否かを確実に検出することができる。第２力センサー１４～第４力センサー１８は第１力センサー１２と同様の構造であり同様の機能を備えている。

[0038] 図３は生体計測装置の電気制御ブロック図である。図３に示すように、生体計測装置１の制御部２１はプロセッサとして各種の演算処理を行うCPU30（演算処理装置）と各種情報を記憶するメモリ３１とを有する。

[0039] 赤外センサー駆動装置３２、第１力センサー１２～第４力センサー１８、表示装置５及び入力装置６が入出力インターフェイス３３及びデータバス３４を介してCPU30に接続されている。赤外センサー駆動装置３２は第１赤外センサー１１の第１発光装置２４及び第１受光装置２５を駆動する装置である。他にも、赤外センサー駆動装置３２は第２赤外センサー１３の第２発光装置３５及び第２受光装置３６を駆動する。他にも、赤外センサー駆動装置３２は第３赤外センサー１５の第３発光装置３７及び第３受光装置３８を駆動する。他にも、赤外センサー駆動装置３２は第４赤外センサー１７の第４発光装置４１及び第４受光装置４２を駆動する。

[0040] 赤外センサー駆動装置３２はCPU30から指示信号を入力して第１発光装置２４～第４発光装置４１を点灯する。そして、赤外センサー駆動装置３２は第１受光装置２５～第４受光装置４２を駆動し第１受光装置２５～第４受光装置４２が出力する各波長における光強度を入力する。赤外センサー駆動装置３２は測定したスペクトル等からなる光強度データをCPU30に出力する。

[0041] 入力装置６には複数のスイッチの他に外部機器から各種の設定情報を入力するインターフェイスを備えている。そして、生体計測装置１は入力装置６を介して外部装置から生体成分を抽出するときに用いるデータ等を入力することができる。

[0042] メモリ３１は、RAM、ROM等といった半導体メモリーや、外付けのハードディスク、CD-ROMといった外部記憶装置を含む概念である。機

能的には、生体計測装置 1 における動作の制御手順が記述されたプログラムソフト 4 3 を記憶する記憶領域が設定される。さらに、第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 が出力するスペクトルのデータである光強度データ 4 4 を記憶するための記憶領域も設定される。他にも、第 1 カセンサー 1 2 ~ 第 4 カセンサー 1 8 が検出する第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 と腕 4 との間で押圧し合う力のデータである押圧力データ 4 5 を記憶するための記憶領域が設定される。

[0043] 他にも、押圧力データ 4 5 を用いて CPU 3 0 が押圧力を判定するときのデータである力判定データ 4 6 を記憶するための記憶領域が設定される。他にも、押圧力データ 4 5 を用いて CPU 3 0 が光強度データ 4 4 を補正するときに用いるデータである補正表データ 4 7 を記憶するための記憶領域が設定される。補正表データ 4 7 は腕 4 が第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 を押圧する押圧力に対する光強度データ 4 4 の補正量との関係を示すデータである。他にも、CPU 3 0 が血液の成分濃度を演算するとき用いるデータや計測した成分濃度データである生体成分データ 4 8 を記憶するための記憶領域が設定される。さらに、CPU 3 0 のためのワークエリアやテンポラリファイル等として機能する記憶領域やその他各種の記憶領域が設定される。

[0044] CPU 3 0 はメモリー 3 1 内に記憶されたプログラムソフト 4 3 に従って、第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 が出力するデータを用いて血液成分を検出するための制御を行うものである。具体的な機能実現部として CPU 3 0 は赤外センサー駆動装置 3 2 に第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 を駆動させる指示を行う赤外センサー制御部 4 9 を有する。さらに、第 1 カセンサー 1 2 ~ 第 4 カセンサー 1 8 に第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 と腕 4 との間の押圧力を検出させる指示を行うカセンサー制御部 5 0 を有する。さらに、第 1 赤外センサー 1 1 ~ 第 4 赤外センサー 1 7 が検出した光強度データ 4 4 を用いて血液成分濃度を演算する成分濃度演算部 5 1 を有する。

[0045] さらに、CPU30は押圧力データ45を用いて光強度データ44を補正する演算を行う補正部としての補正演算部52を有する。さらに、CPU30は生体成分データ48及び血液成分濃度の平均値を演算する平均値演算部53を有する。さらに、CPU30は押圧力データ45と力判定データ46とを用いて光強度データ44を利用するか否かを判断する判定部としての押圧力判定部54を有する。

[0046] 次に、上述した生体計測装置1を用いて血液成分濃度を計測する生体計測方法について図4～図7にて説明する。図4は、生体計測方法のフローチャートであり、図5～図7は生体計測方法を説明するための図である。

[0047] 図4のフローチャートにおいて、ステップS1は装置設置工程に相当し、腕4に生体計測装置1を設置する工程である。この工程では第1検出部7～第4検出部10が腕4を押圧するように生体計測装置1を設置する。これにより、保持部22が第1赤外センサー11～第4赤外センサー17を腕4に接触させる。次にステップS2に移行する。ステップS2は押圧力検出工程に相当する。この工程は、第1力センサー12～第4力センサー18が第1赤外センサー11～第4赤外センサー17と腕4との間で押圧し合う力である押圧力を検出する工程である。次にステップS3に移行する。ステップS3は力判定工程に相当し、検出した押圧力が判定値内にあるかを判定する工程である。押圧力の幾つかが判定値内にあり腕4と第1赤外センサー11～第4赤外センサー17のいずれかが腕4と互いに押圧していると判定するとき、ステップS4に移行する。総ての押圧力が判定値内になく腕4と第1赤外センサー11～第4赤外センサー17と腕4とが互いに押圧していないと判定するとき、ステップS2に移行する。

[0048] ステップS4は赤外光検出工程に相当する。この工程では赤外センサー駆動装置32が第1赤外センサー11～第4赤外センサー17のうち腕4と押圧し合う赤外センサーを駆動する。そして、駆動された赤外センサーが腕4に赤外光26を照射する。腕4に反射した赤外光26を第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が受信して反射光のスペクトルである光強度デー

タ44を出力する工程である。次にステップS5に移行する。ステップS5は補正工程に相当する。この工程は、押圧力データ45及び補正表データ47を用いて光強度データ44を補正する工程である。次にステップS6に移行する。ステップS6は血糖値演算工程に相当する。この工程は、補正した光強度データ44から血糖値を演算する工程である。次にステップS7に移行する。

[0049] ステップS7は平均値演算工程に相当する。この工程は、血糖値の平均値を演算する工程である。次にステップS8に移行する。ステップS8は表示工程に相当する。この工程は、演算した血糖値の平均値を表示装置5に表示する工程である。次にステップS9に移行する。ステップS9は終了判断工程に相当し、測定を終了するか継続するかを判断する工程である。計測を継続するときステップS2に移行する。計測を終了するとき生体を計測する工程を終了する。

[0050] 次に、図5～図7を用いて、図4に示したステップと対応させて、生体計測方法を詳細に説明する。図5(a)はステップS1の装置設置工程に対応する図である。図5(a)に示すように、操作者は生体計測装置1を腕4に装着する。そして、操作者は調整部3aを操作してベルト部3の長さを調整する。そして、操作者は第1検出部7～第4検出部10を腕4に押圧させて密着させる。保持部22により第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が腕4に接触される。このとき、ベルト部3が腕4を締め付けないようにして腕4の血管内の血流がよどみなく流動する程度に操作者はベルト部3の長さを調整する。

[0051] 図5(b)～図5(e)はステップS2の押圧力検出工程及びステップS3の力判定工程に対応する図である。各図において縦軸は力センサーが検出した押圧力を示し、図中上側が下側より大きな力になっている。横軸は時間の経過を示し図中左から右へ時間が推移する。ステップS2では力センサー制御部50が第1力センサー12～第4力センサー18に押圧力を検出する指示を出力する。第1力センサー12～第4力センサー18は腕4から受け

る押圧力を押圧力データ45としてメモリー31に記憶させる。図5(b)に示す第1力推移線55は第1力センサー12が検出した押圧力の推移を示している。

[0052] メモリー31には力判定データ46が記憶されている。力判定データ46は下側判定値46a及び上側判定値46bを含む。押圧力判定部54は押圧力と下側判定値46aとを比較する。そして、押圧力が下側判定値46aより小さいとき押圧力不足と判断する。さらに、押圧力判定部54は押圧力と上側判定値46bとを比較する。そして、押圧力が上側判定値46bより大きいとき押圧力過多と判断する。

[0053] 押圧力が下側判定値46a以上であり上側判定値46b以下であるとき押圧力判定部54は押圧力が適正であると判断する。第1力推移線55において押圧力が適正なときを第1適正区間56とする。そして、第1力推移線55において押圧力が押圧力不足または押圧力過多のとき第1不適正区間57とする。

[0054] 図5(c)に示す第2力推移線58は第2力センサー14が検出した押圧力の推移を示している。押圧力判定部54は押圧力を下側判定値46a及び上側判定値46bと比較する。第2力推移線58において押圧力が適正なときを第2適正区間61とする。そして、第2力推移線58において押圧力が押圧力不足または押圧力過多のとき第2不適正区間62とする。

[0055] 図5(d)に示す第3力推移線63は第3力センサー16が検出した押圧力の推移を示している。押圧力判定部54は押圧力を下側判定値46a及び上側判定値46bと比較する。第3力推移線63において押圧力が適正なときを第3適正区間64とする。そして、第3力推移線63において押圧力が押圧力不足または押圧力過多のとき第3不適正区間65とする。

[0056] 図5(e)に示す第4力推移線66は第4力センサー18が検出した押圧力の推移を示している。押圧力判定部54は押圧力を下側判定値46a及び上側判定値46bと比較する。第4力推移線66において押圧力が適正なときを第4適正区間67とする。そして、第4力推移線66において押圧力が

押圧力不足または押圧力過多のとき第4不適正区間とする。図中第4力推移線66には第4不適正区間に該当する区間がないので表示されていない。

[0057] 第1不適正区間57、第2不適正区間62、第3不適正区間65及び第4不適正区間では表示装置5に検出部が「検出不良」であること表示しても良い。さらに、ブザーから音を出して操作者に調整を促しても良い。

[0058] そして、第1力センサー12～第4力センサー18が検出した押圧力が総て不適正であるときにはステップS2とステップS3とを繰り返す。第1力センサー12～第4力センサー18が検出した押圧力の幾つかが適正であるときにはステップS4に移行する。

[0059] 図6(a)及び図6(b)はステップS4の赤外光検出工程に対応する図である。ステップS4において赤外センサー制御部49は第1赤外センサー11～第4赤外センサー17を駆動する指示信号を赤外センサー駆動装置32に出力する。赤外センサー制御部49は検出した押圧力が適正である力センサーに対応する赤外センサーを駆動する。つまり、第1力センサー12が検出した押圧力が適正であるときには第1赤外センサー11を駆動し、第2力センサー14が検出した押圧力が適正であるときには第2赤外センサー13を駆動する。第3力センサー16が検出した押圧力が適正であるときには第3赤外センサー15を駆動し、第4力センサー18が検出した押圧力が適正であるときには第4赤外センサー17を駆動する。つまり、各力センサーが適正区間となっているときにのみ対応する赤外センサーを駆動する。

[0060] 第1適正区間56では、図6(a)に示すように、赤外センサー駆動装置32は第1発光装置24を点灯し、第1発光装置24は赤外光26をプリズム23に照射する。プリズム23内では第1面23aに密着する腕4の表面と第2面23bとの間で赤外光26が反射を繰り返して第1受光装置25まで進行する。赤外光26は第1面23aにおいて腕4の表面を照射する。そして、一部の波長の赤外光26は腕4の毛細血管にて血液に吸収される。

[0061] 第1受光装置25では波長毎の光強度を検出する。その結果、図6(b)に示すように赤外光26のスペクトルが出力される。図中縦軸は光強度を示

し、図中上側は下側より強い光強度となっている。横軸は波長を示し図中右側が左側より長い波長となっている。光強度分布線68は各波長における赤外光26の光強度を示している。光強度分布線68において波長が920nm及び988nmの場所では光強度が小さくなっている。この波長では、赤外光26が毛細血管の血液に吸収されている。そして、血中のグルコース濃度が高い程赤外光26が吸収される。

[0062] 同様に、第2適正区間61では第2赤外センサー13が駆動され赤外光26のスペクトルが出力される。第3適正区間64では第3赤外センサー15が駆動され赤外光26のスペクトルが出力される。第4適正区間67では第4赤外センサー17が駆動され赤外光26のスペクトルが出力される。

[0063] 図6(c)はステップS5の補正工程に対応する図である。ステップS5では補正演算部52が光強度分布線68を補正する。メモリ31には補正表データ47が記憶されている。図6(c)に示す補正曲線69は補正表データ47のテーブルを示す曲線である。補正表データ47は第1力センサー12～第4力センサー18が検出する押圧力と第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が検出したスペクトルを補正する補正量との関係を示している。そして、補正曲線69は押圧力と第1赤外センサー11が検出する光強度との関係に基づいて設定された曲線になっている。図中縦軸は補正係数を示し、図中上側は下側より補正係数が大きくなっている。横軸は押圧力を示し、図中右側は左側より押圧力が大きくなっている。補正係数が大きい程補正量が大きくなる関係になっている。

[0064] 補正曲線69を第1区間70a、第2区間70b、第3区間70c、第4区間70d、第5区間70eに分けて説明する。第1区間70aは押圧力が下側判定値46aより小さい区間であり、プリズム23の第1面23aと腕4との接触が不安定な区間である。従って、ステップS4の赤外光検出工程が行われないので、補正曲線69は設定されていない。

[0065] 第2区間70bでは第1赤外センサー11が毛細血管の血液による赤外光26の吸収を検出することが可能であるが、第1赤外センサー11と腕4と

が押圧し合う押圧力が少ない区間である。第2区間70bでは押圧力が大きくなる程毛細血管の血液による赤外光26の吸収が大きくなる区間である。この区間では押圧力が小さくなる程補正係数を大きくする。

[0066] 第3区間70cは、押圧力が適正であり第1赤外センサー11が毛細血管の血液による赤外光26の吸収を適切に検出することができる区間である。この区間では、光強度分布線68の補正を小さくする。

[0067] 第4区間70dは、第1赤外センサー11が毛細血管の血液による赤外光26の吸収を検出することが可能であるが、毛細血管が押圧されて血液が少なくなる区間である。第1赤外センサー11が腕4に押圧される程血液が少なくなり赤外光26の吸収が少なくなる。従って、この区間では押圧力が大きくなる程補正係数を大きくする。

[0068] 第5区間70eでは第1赤外センサー11が毛細血管の血液による赤外光26の吸収を検出することが不安定である区間である。従って、ステップS4の赤外光検出工程が行われないので、補正曲線69は設定されていない。

[0069] ステップS5では補正演算部52が押圧力と補正曲線69から補正係数を算出して光強度分布線68に積算する。操作者が腕4を動かすとき腕4と生体計測装置1との相対位置が移動する。このとき第1赤外センサー11と腕4とが押し合う押圧力が変動する。そして、補正演算部52が押圧力と補正曲線69とを用いて光強度分布線68を補正する。従って、押圧力が変動するときにも精度の良い光強度分布線68を得ることができる。さらに、第2赤外センサー13～第4赤外センサー17にて検出されたスペクトルについても同様に補正演算部52が押圧力と補正曲線69から補正係数を算出して光強度分布線に積算する。

[0070] ステップS6の血糖値演算工程では成分濃度演算部51が光強度分布線68を補正した値を用いて血糖値を算出する。所定の波長における光強度と血糖値との関係を示す光強度対血糖値相関テーブルが生体成分データ48に記憶されている。成分濃度演算部51は光強度対血糖値相関テーブルと光強度分布線68とを用いて血糖値を演算する。このときの血糖値は血液中のグル

コース量を示している。尚、血糖値の演算には PLS 回帰分析法 (Partial Least Squares Regression) を適用してさらに精度良く演算してもよい。

[0071] 血糖値の演算結果は生体成分データ 48 としてメモリー 31 に記憶される。そして、計測を終了した後で生体計測装置 1 からパーソナルコンピュータ等の外部機器に血糖値のデータを送信することが可能になっている。従って、パーソナルコンピュータに設置されたプログラムにより血糖値の推移を分析することができる。

[0072] 図 7 (a) 及び図 7 (b) はステップ S7 の平均値演算工程に対応する図である。図 7 (a) において、縦軸は計測した血糖値を示し、図中上側が下側より血糖値が高くなっている。横軸は計測時間の推移を示し、図中時間は左側から右側に推移する。そして、○印のプロットは第 1 赤外センサー 11 が検出したスペクトラムを用いて算出した血糖値の計測値の例を示している。□印のプロットは第 2 赤外センサー 13 が検出したスペクトラムを用いて算出した血糖値の計測値の例を示している。▽印のプロットは第 3 赤外センサー 15 が検出したスペクトラムを用いて算出した血糖値の計測値の例を示している。△印のプロットは第 4 赤外センサー 17 が検出したスペクトラムを用いて算出した血糖値の計測値の例を示している。

[0073] 平均値演算部 53 は計測できなかったときのデータを用いずに、計測できたときの血糖値のデータのみを用いて単純平均の演算を行う。第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 の赤外センサーがスペクトラムを検出したときには 4 つの計測値の平均を演算する。例えば、第 1 赤外センサー 11 及び第 4 赤外センサー 17 がスペクトラムを検出し、第 2 赤外センサー 13 及び第 3 赤外センサー 15 は駆動されないときには 2 つの計測値の平均を演算する。そして、平均値演算部 53 は血糖値推移線 71 を算出する。

[0074] 図 7 (b) は血糖値の分布を示すヒストグラムである。縦軸は度数である。横軸は血糖値を示し図中右側が左側より血糖値が高くなっている。血糖値のデータは第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 が検出したスペク

トラムを用いて計測された血糖値である。平均値演算部 53 は単純移動平均の演算を行う。データ数は特に限定されないが本実施形態では例えば、最大データ数を 50 個としている。データ数が最大データ数より少ないときには、計測したデータの平均値を演算する。データ数が 50 個以上のときには、計測した時刻が現在時刻に近い 50 個のデータの平均値 72 を演算する。従って、新しいデータが計測されたときには平均値 72 が更新される。

[0075] 図 7 (c) はステップ S8 の表示工程に対応する図である。図 7 (c) に示すように、ステップ S8 において、表示装置 5 に計測した結果が表示される。表示装置 5 には演算した血糖値のプロットと血糖値推移線 71 とが表示される。さらに、現在時刻に近い平均値の値が表示される。

[0076] ステップ S9 の終了判断工程では、操作者が血糖値の測定を継続するか終了するかを判断する。終了するときには入力装置 6 を押して終了することを指示する。CPU 30 は入力装置 6 の信号を入力して計測するプログラムを停止する。以上の工程により、生体計測工程を終了する。

[0077] 上述したように、本実施形態によれば、以下の効果を有する。

(1) 本実施形態によれば、第 1 カセンサー 12 ~ 第 4 カセンサー 18 は第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 と腕 4 との間で押圧し合う力を検出する。そして、押圧力判定部 54 が力を下側判定値 46a 及び上側判定値 46b と比較し力が所定の範囲内にあるか否かを判定する。

[0078] 第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 が腕 4 から離れるとき赤外光 26 は腕 4 に吸光されない。従って、第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 は血糖値の情報を反映した赤外光 26 を精度良く受信することができない。また、第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 が腕 4 を押圧しすぎるとき腕 4 の血管が押圧されて表面近くの血流が阻害される。これにより、腕 4 が計測に相応しくない状態となるので第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 が受信する光強度データは腕 4 の血液の状態を正しく反映していないデータとなる。

[0079] 押圧力判定部 54 は第 1 赤外センサー 11 ~ 第 4 赤外センサー 17 の各赤

外センサーが腕4を押圧する状態を判定している。そして、第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が出力する光強度データが腕4の血管を流れる血液の計測に適しているときには成分濃度演算部51は光強度データを活用して血糖値を演算する。そして、第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が出力する光強度データが腕4の血管を流れる血液の計測に適していないときには成分濃度演算部51は光強度データを活用しない。従って、生体計測装置1は第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が出力する光強度データのうち腕4の血液の状態を反映しているときの光強度データだけを活用する為、精度良く血糖値を計測することができる。

[0080] (2) 本実施形態によれば、生体計測装置1には第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が設置され、各赤外センサーが光強度データを出力する。そして、平均値演算部53は第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が出力する光強度データの平均を演算するので、外乱の影響を抑制して信頼性の高い血糖値を計測することができる。

[0081] (3) 本実施形態によれば、押圧力判定部54は第1赤外センサー11～第4赤外センサー17が腕4を押圧する状態を判定する。そして、赤外センサー制御部49は生体を押圧する力が所定の範囲内にある赤外センサーを駆動する。従って、赤外センサー制御部49は適切な光強度データを出力可能な赤外センサーのみ駆動する。従って、生体計測装置1は複数の赤外センサーが出力する光強度データのうち生体の状態を反映しているときの光強度データだけを活用して精度良く生体の成分濃度を計測することができる。さらに、赤外センサーを駆動する電力を無駄にしないので省資源で赤外センサーを駆動することができる。

[0082] (第2の実施形態)

次に、生体計測装置の一実施形態について図8の力センサーの構造を示す要部模式拡大図を用いて説明する。

本実施形態が第1の実施形態と異なるところは、図2(c)に示した押圧突起12aの一部が弾性体となっている点にある。尚、第1の実施形態と同

じ点については説明を省略する。

[0083] すなわち、本実施形態では、図8に示すように力センサー74はセンサー本体部74bを有し、センサー本体部74bの腕4側には押圧突起74aが設置されている。センサー本体部74bには圧電素子が内蔵されており、圧電素子はセンサー本体部74bと押圧突起74aとに挟まれた構造となっている。押圧突起74aの腕4側には弾性体としての突起先端部74cが設置されている。腕4が力センサー74を押圧する押圧力は突起先端部74cを介して力センサー74を押圧する。

[0084] 突起先端部74cの材質は弾性体であり、弾力性を有している。突起先端部74cの材質は弾性体であれば良く特に限定されない。シリコンゴム、合成ゴム、天然ゴムの他金属製のコイルばね等を用いることができる。本実施形態では例えば、突起先端部74cの材質にシリコンゴムを採用している。

[0085] 上述したように、本実施形態によれば、以下の効果を有する。

(1) 本実施形態によれば、突起先端部74cは弾性体を有している。従って、突起先端部74cが触れている感触に腕4が過敏になることを抑制することができる。

[0086] (第3の実施形態)

次に、生体計測装置の一実施形態について図9～図12を用いて説明する。図9(a)は本体部の構造を示す要部模式拡大図である。図9(b)はベルト部の構造を示す要部模式拡大図である。図10(a)～図10(c)は、生体計測方法を説明するための模式図である。本実施形態が第1の実施形態と異なるところは、検出部に複数の力センサーが設置されている点にある。尚、第1の実施形態と同じ点については説明を省略する。

[0087] すなわち、本実施形態では、図9(a)に示すように生体計測装置78は本体部79を備え、本体部79の腕4側には第1検出部80及び第2検出部81が設置されている。そして、第1検出部80では第1力センサー12と接触力センサー部としての第1副力センサー82とが第1赤外センサー11とならんで配置されている。第1力センサー12及び第1副力センサー82

は第1赤外センサー11の長手方向に離れて配置されている。同様に、第2検出部81では第2力センサー14と接触力センサー部としての第2副力センサー83とが第2赤外センサー13とならんで配置されている。第2力センサー14及び第2副力センサー83は第2赤外センサー13の長手方向に離れて配置されている。

[0088] 第1検出部80が腕4から離れるとき、第1力センサー12及び第1副力センサー82が検出する押圧力が小さくなる。第1検出部80が傾くとき、第1力センサー12と第1副力センサー82とのうち一方が検出する押圧力が小さくなる。このとき、第1赤外センサー11は腕4から離れる危険性がある。従って、第1力センサー12及び第1副力センサー82の出力を用いて第1赤外センサー11が腕4に接触しているか否かを確実に検出することができる。第2検出部81は第1検出部80と同様の構造になっている。従って、第2力センサー14及び第2副力センサー83の出力を用いて第2赤外センサー13が腕4に接触しているか否かを確実に検出することができる。

[0089] 図9(b)に示すように、ベルト部3の腕4側には第3検出部84及び第4検出部85が設置されている。そして、第3検出部84では第3力センサー16と接触力センサー部としての第3副力センサー86とが第3赤外センサー15とならんで配置されている。第3力センサー16及び第3副力センサー86は第3赤外センサー15の長手方向に離れて配置されている。同様に、第4検出部85では第4力センサー18と接触力センサー部としての第4副力センサー87とが第4赤外センサー17とならんで配置されている。第4力センサー18及び第4副力センサー87は第4赤外センサー17の長手方向に離れて配置されている。

[0090] 第3検出部84及び第4検出部85は第1検出部80と同様の構造になっている。従って、第3力センサー16及び第3副力センサー86の出力を用いて第3赤外センサー15が腕4に接触しているか否かを確実に検出することができる。さらに、第4力センサー18及び第4副力センサー87の出力

を用いて第4赤外センサー17が腕4に接触しているか否かを確実に検出することができる。

[0091] 次に、第1検出部80を用いた生体計測方法を説明する。図10(a)、図10(b)はステップS2の押圧力検出工程及びステップS3の力判定工程に対応する図である。図10(a)において縦軸は第1力センサー12が検出した押圧力を示し、図中上側が下側より大きな力になっている。横軸は時間の経過を示し図中左から右へ時間が推移する。第1主力推移線88は第1力センサー12が検出した押圧力の推移の例を示している。

[0092] 押圧力判定部54は第1力センサー12が検出する押圧力と下側判定値46aとを比較する。さらに、押圧力判定部54は第1力センサー12が検出する押圧力と上側判定値46bとを比較する。第1主力推移線88において押圧力が適正なときが第1主適正区間89とする。そして、第1主力推移線88において押圧力が押圧力不足または押圧力過多のとき第1主不適正区間90とする。

[0093] 同様に、図10(b)において縦軸は第1副力センサー82が検出した押圧力を示し、図中上側が下側より大きな力になっている。横軸は図10(a)と同じであり説明を省略する。第1副力推移線91は第1副力センサー82が検出した押圧力の推移の例を示している。押圧力判定部54は第1副力センサー82が検出する押圧力と下側判定値46aとを比較する。さらに、押圧力判定部54は第1副力センサー82が検出する押圧力と上側判定値46bとを比較する。第1副力推移線91において押圧力が適正なときが第1副適正区間92とする。そして、第1副力推移線91において押圧力が押圧力不足または押圧力過多のとき第1副不適正区間93とする。

[0094] 図10(c)はステップS3の力判定工程及びステップS5の補正工程に対応する図である。図10(c)において縦軸は押圧力を示し、図中上側が下側より大きな力になっている。横軸は時間の経過を示し図中左から右へ時間が推移する。ステップS3において押圧力判定部54は第1主適正区間89であり且つ第1副適正区間92である区間を演算して第1適正区間56と

する。そして、第1適正区間56以外の区間を第1不適正区間57とする。つまり、第1力センサー12が検出する押圧力と第1副力センサー82が検出する押圧力とがともに下側判定値46a以上であり上側判定値46b以下のときに押圧力が適正であると判定する。第1主力推移線88及び第1副力推移線91の例では、第1副適正区間92が第1主適正区間89に含まれているので、第1適正区間56は第1副適正区間92と同じ区間となっている。

[0095] ステップS5において、平均値演算部53は第1力センサー12が検出した押圧力と第1副力センサー82が検出した押圧力との平均値である押圧力平均値を演算する。押圧力平均値推移線94は第1主力推移線88と第1副力推移線91との平均を演算した推移線となっている。そして、押圧力平均値推移線94と補正曲線69とを用いて光強度分布線68を補正する。つまり、第1赤外センサー11が腕4から押圧される押圧力には第1力センサー12が検出する押圧力と第1副力センサー82が検出する押圧力の平均値を適用する。これにより、第1赤外センサー11が腕4から押圧される押圧力を精度良く検出することができる。

[0096] 第2検出部81、第3検出部84及び第4検出部85は第1検出部80と同じ構造となっている。そして、ステップS3では押圧力判定部54は第1適正区間56及び第1不適正区間57を演算した方法と同様の方法で第2検出部81、第3検出部84及び第4検出部85の適正区間と不適正区間を演算する。

[0097] ステップS5では平均値演算部53は押圧力平均値推移線94を演算した方法と同様の方法で第2検出部81、第3検出部84及び第4検出部85の押圧力平均値推移線を演算する。そして、演算した押圧力平均値推移線と補正曲線69とを用いて光強度分布線68を補正する。以降の工程は第1の実施形態と同じであり説明を省略する。

[0098] 図11及び図12は検出部の配置を示す模式図である。図11(a)において、生体計測装置78の本体部79には腕4の長手方向に対して直交する

方向に第1検出部80及び第2検出部81がならんで設置されている。第1検出部80では腕4の長手方向に対して直交する方向に第1力センサー12及び第1副力センサー82が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向を回転軸にして第1検出部80が傾く状態を検出することができる。同様に、第2検出部81でも腕4の長手方向に対して直交する方向に第2力センサー14及び第2副力センサー83が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向を回転軸にして第2検出部81が傾く状態を検出することができる。

[0099] 図11(b)において、生体計測装置78のベルト部3には腕4の長手方向に対して直交する方向に第3検出部84及び第4検出部85がならんで設置されている。第3検出部84では腕4の長手方向に対して直交する方向に第3力センサー16及び第3副力センサー86が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向を回転軸にして第3検出部84が傾く状態を検出することができる。同様に、第4検出部85では腕4の長手方向に対して直交する方向に第4力センサー18及び第4副力センサー87が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向を回転軸にして第4検出部85が傾く状態を検出することができる。

[0100] 次に、生体計測装置78と検出器の配置が異なる生体計測装置95を説明する。図11(c)において、生体計測装置95の本体部96では制御部21を挟んで腕4の長手方向に第1検出部80及び第2検出部81がならんで設置されている。第1検出部80では腕4の長手方向に第1力センサー12及び第1副力センサー82が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第1検出部80が傾く状態を検出することができる。同様に、第2検出部81でも腕4の長手方向に第2力センサー14及び第2副力センサー83が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第2検出部81が傾く状態を検出することができる。

[0101] 図12(a)において、生体計測装置95のベルト部3には調整部3aの

図中上側に第3検出部84及び第4検出部85が設置されている。そして、調整部3aの図中下側には検出部としての第5検出部97及び検出部としての第6検出部98が設置されている。

[0102] 第3検出部84及び第4検出部85は腕4の長手方向にならんで設置されている。第3検出部84では腕4の長手方向に第3力センサー16及び第3副力センサー86が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第3検出部84が傾く状態を検出することができる。同様に、第4検出部85でも腕4の長手方向に第4力センサー18及び第4副力センサー87が並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第4検出部85が傾く状態を検出することができる。

[0103] 第5検出部97及び第6検出部98は腕4の長手方向にならんで設置されている。第5検出部97には赤外センサー部としての第5赤外センサー99、接触力センサー部としての第5力センサー100及び接触力センサー部としての第5副力センサー101が設置されている。第5赤外センサー99は第1赤外センサー11と同様のセンサーであり、第5力センサー100及び第5副力センサー101は第1力センサー12と同様のセンサーである。第5力センサー100及び第5副力センサー101は腕4の長手方向に並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第5検出部97が傾く状態を検出することができる。

[0104] 同様に、第6検出部98には赤外センサー部としての第6赤外センサー102、接触力センサー部としての第6力センサー103及び接触力センサー部としての第6副力センサー104が設置されている。第6赤外センサー102は第1赤外センサー11と同様のセンサーであり、第6力センサー103及び第6副力センサー104は第1力センサー12と同様のセンサーである。第6力センサー103及び第6副力センサー104は腕4の長手方向に並んで配置されている。この形態では、腕4の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第6検出部98が傾く状態を検出することができる。

[0105] 腕4の長手方向と直交する方向を回転軸に対して生体計測装置95が傾くとき、第1検出部80と第2検出部81とのうち一方の検出部が血糖値を検出することができる。さらに、第3検出部84と第4検出部85とのうち一方の検出部が血糖値を検出することができる。さらに、第5検出部97と第6検出部98とのうち一方の検出部が血糖値を検出することができる。腕4が振じられる動作をするときにも第1検出部80～第6検出部98のうちいずれかの検出部が血糖値を検出することができる。従って、生体計測装置95はロバスト性を高くすることができる。

[0106] 次に、生体計測装置78及び生体計測装置95と検出器の配置が異なる生体計測装置105を説明する。図12(b)において、生体計測装置105の本体部106には第1検出部80、第2検出部81及び第3検出部84が設置されている。第1検出部80、第2検出部81及び第3検出部84は制御部21を中心にした同心円上に配置されている。そして、制御部21を中心にして第1検出部80と第2検出部81が成す角度は120度であり、制御部21を中心にして第1検出部80と第3検出部84が成す角度は120度になっている。

[0107] この形態では、第2検出部81及び第3検出部84を用いて腕4の長手方向を回転軸にして本体部106が傾く状態を検出することができる。さらに、第1検出部80～第3検出部84を用いて腕4の長手方向と直交する方向を回転軸にして本体部106が傾く状態を検出することができる。従って、本体部106がどちらの方向に傾いても傾いたことを検出することができる。

[0108] 図12(c)において、生体計測装置105では調整部3aには図中右側に第4検出部85が設置されている。ベルト部3には調整部3aの図中上側に第5検出部97が設置され、調整部3aの図中下側には第6検出部98が設置されている。そして、第5検出部97及び第6検出部98はベルト部3において図中左側に位置している。

[0109] 第4検出部85では腕4の長手方向に第4力センサー18及び第4副力セ

ンサー 87 が並んで配置されている。第 5 検出部 97 では腕 4 の長手方向に第 5 カセンサー 100 及び第 5 副カセンサー 101 が並んで配置されている。第 6 検出部 98 では腕 4 の長手方向に第 6 カセンサー 103 及び第 6 副カセンサー 104 が並んで配置されている。この形態では、腕 4 の長手方向に対して直交する方向を回転軸にして第 4 検出部 85、第 5 検出部 97 及び第 6 検出部 98 が傾く状態を検出することができる。

[0110] 腕 4 の長手方向と直交する方向を回転軸にして生体計測装置 105 が傾くとき、第 1 検出部 80～第 6 検出部 98 のいずれかの検出部が血糖値を検出することができる。さらに、腕 4 が振じられる動作をするときにも第 1 検出部 80～第 6 検出部 98 のうちいずれかの検出部が血糖値を検出することができる。従って、生体計測装置 105 はロバスト性を高くすることができる。

[0111] (第 4 の実施形態)

次に、生体計測装置の一実施形態について図 13 を用いて説明する。図 13 は赤外センサーの駆動タイミングを示すタイムチャートである。本実施形態が第 1 の実施形態と異なるところは、各検出部が順次計測を行う点にある。尚、第 1 の実施形態と同じ点については説明を省略する。

[0112] 図 13 において、縦軸は第 1 赤外センサー 11～第 4 赤外センサー 17 を示し横軸は時間の推移を示す。図中時間は左側から右側へ推移する。矢印線は各センサーが駆動するタイミングを示している。ステップ S4 の赤外光検出工程において第 1 赤外センサー 11～第 4 赤外センサー 17 が駆動される。このとき、まず、第 1 赤外センサー 11 が駆動される。第 1 赤外センサー 11 の駆動が終了したとき、次に、第 2 赤外センサー 13 が駆動される。第 2 赤外センサー 13 の駆動が終了したとき、次に、第 3 赤外センサー 15 が駆動される。第 3 赤外センサー 15 の駆動が終了したとき、次に、第 4 赤外センサー 17 が駆動される。第 4 赤外センサー 17 の駆動が終了したとき、次に、第 1 赤外センサー 11 が駆動される。この様に、第 1 赤外センサー 11～第 4 赤外センサー 17 は順次駆動される。

[0113] 1つの赤外センサーが駆動している時間と並行して赤外センサーの検出結果を用いて演算が行われる。つまり、ステップS4とステップS5～ステップS8とが並行して行われる。

[0114] 上述したように、本実施形態によれば、以下の効果を有する。

(1) 本実施形態によれば、赤外センサーは順次駆動される。これにより、複数の赤外センサーを同時に駆動するとき比べて、駆動する電力のピーク値を下げるができる。従って、電力を供給する能力が低くすることができる為、電源の容量を小さくすることができる。

[0115] 尚、本実施形態は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想内で当分野において通常の知識を有する者により種々の変更や改良を加えることも可能である。変形例を以下に述べる。

(変形例1)

前記第1の実施形態では、第1受光装置25が分光する機能を備えていた。これに限らず、第1発光装置24が所定の波長の赤外光26を照射するようにしても良い。そして、第1受光装置25は分光せずに光強度を検出するようにしても良い。例えば、第1発光装置24は発光する波長の異なる複数のLEDを備えても良い。そして、発光するLEDを切り替えて赤外光26の波長を切り換えて発光させても良い。さらに、回折格子を用いて波長をシフトさせても良い。各種の方法を用いて所定の波長の赤外光26を発光させても良い。

[0116] (変形例2)

前記第1の実施形態では、第1発光装置24の波長に対する赤外光26の強度分布を配慮しなかった。補正演算部52は第1発光装置24の波長に対する赤外光26の強度分布に対応して第1赤外センサー11が検出した光強度分布線68のデータを補正してもよい。血液成分の計測値の精度を向上させることができる。

[0117] (変形例3)

前記第1の実施形態では、第1受光装置25が光強度分布線68のデータ

を出力した。第1受光装置25は所定の波長の光強度のみを検出するようにしてもよい。検出する赤外光26の波長の種類を減らすことにより第1受光装置25は短時間に所定の波長の光強度を出力することができる。

[0118] (変形例4)

前記第1の実施形態では、本体部2の内部に制御部21が収納された。制御部21が本体部2の内部に収納しきれないときには、制御部21の一部または全部を本体部2とは別体の電子装置に収納してもよい。そして、この電子装置と本体部2とを有線または無線にて通信しても良い。これにより、製造し易い生体計測装置1にすることができる。

[0119] (変形例5)

前記第1の実施形態では、血糖値を計測した。分析する赤外光26の波長を変えて他の成分濃度を計測しても良い。他にも、複数の場所に赤外光26を照射して血流の脈波を検出して脈拍や血圧を計測しても良い。

[0120] (変形例6)

前記第1の実施形態では、赤外センサー制御部49は第1適正区間56においてのみ第1赤外センサー11を駆動させた。常時、第1赤外センサー11を駆動しても良い。そして、第1適正区間56における光強度データ44のみを採用しても良い。第1赤外センサー11の制御を容易にすることができる。

[0121] (変形例7)

前記第1の実施形態では、補正演算部52が光強度分布線68を補正した。補正の影響が小さいときには補正を省略しても良い。プログラムソフト43のデータを少なくすることができる。尚、変形例1～変形例7の内容は第2の実施形態～第4の実施形態にも適用しても良い。

[0122] (変形例8)

前記第3の実施形態では、第1検出部80～第6検出部98が2つの力センサーを備えていた。各検出部が備える力センサーの個数は3個以上でもよい。さらに、精度良く検出部が腕4に接触する状態を検出することができる。

## [0123] (変形例9)

前記第3の実施形態では、各検出部における力センサーがならば方向が揃えてあった。力センサーがならば方向は検出部毎に変えても良い。ベルト部3が変形し易い形態に合わせて力センサーを配置しても良い。力センサーが各検出部の傾きを検出し易くなるので精度良く生体情報を計測することができる。

**符号の説明**

[0124] 1, 78, 95, 105…生体計測装置、2…保持部としての本体部、3…保持部としてのベルト部、4…生体としての腕、7…検出部としての第1検出部、8…検出部としての第2検出部、9…検出部としての第3検出部、10…検出部としての第4検出部、11…赤外センサー部としての第1赤外センサー、12…接触力センサー部としての第1力センサー、13…赤外センサー部としての第2赤外センサー、14…接触力センサー部としての第2力センサー、15…赤外センサー部としての第3赤外センサー、16…接触力センサー部としての第3力センサー、17…赤外センサー部としての第4赤外センサー、18…接触力センサー部としての第4力センサー、26…赤外光、51…成分濃度演算部、53…平均値演算部、54…判定部としての押圧力判定部、74…力センサー、82…接触力センサー部としての第1副力センサー、83…接触力センサー部としての第2副力センサー、86…接触力センサー部としての第3副力センサー、87…接触力センサー部としての第4副力センサー、97…検出部としての第5検出部、98…検出部としての第6検出部、99…赤外センサー部としての第5赤外センサー、100…接触力センサー部としての第5力センサー、101…接触力センサー部としての第5副力センサー、102…赤外センサー部としての第6赤外センサー、103…接触力センサー部としての第6力センサー、104…接触力センサー部としての第6副力センサー。

## 請求の範囲

- [請求項1] 生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力する赤外センサー部と、前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出する接触力センサー部と、を備える複数の検出部と、
- 前記赤外センサー部が前記生体に接触するように前記検出部を保持する保持部と、
- 前記接触力を判定値と比較し前記接触力が所定の範囲内にあるか否かを判定する判定部と、
- 前記接触力が所定の範囲内にあると前記判定部が判定したときの前記光強度データを用いて前記生体の成分濃度を演算する成分濃度演算部と、を備えることを特徴とする生体計測装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の生体計測装置であって、
- 複数の前記赤外センサー部が出力した前記光強度データから演算された前記成分濃度の平均値を演算する平均値演算部を備えることを特徴とする生体計測装置。
- [請求項3] 請求項1または2に記載の生体計測装置であって、
- 複数の前記赤外センサー部は順次駆動されることを特徴とする生体計測装置。
- [請求項4] 請求項1～3のいずれか一項に記載の生体計測装置であって、
- 前記検出部は複数の前記接触力センサー部を備えることを特徴とする生体計測装置。
- [請求項5] 生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力する赤外センサー部と、前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出する接触力センサー部と、を備える複数の検出部と、
- 前記赤外センサー部が前記生体に接触するように前記検出部を保持する保持部と、

前記接触力を判定値と比較し前記接触力が所定の範囲内にあるか否かを判定する判定部と、

前記接触力が所定の範囲内にあるときに前記赤外センサー部を駆動する制御を行う赤外センサー制御部と、

前記光強度データを用いて前記生体の成分濃度を演算する成分濃度演算部と、を備えることを特徴とする生体計測装置。

[請求項6]

複数の赤外センサー部を生体に押圧し、

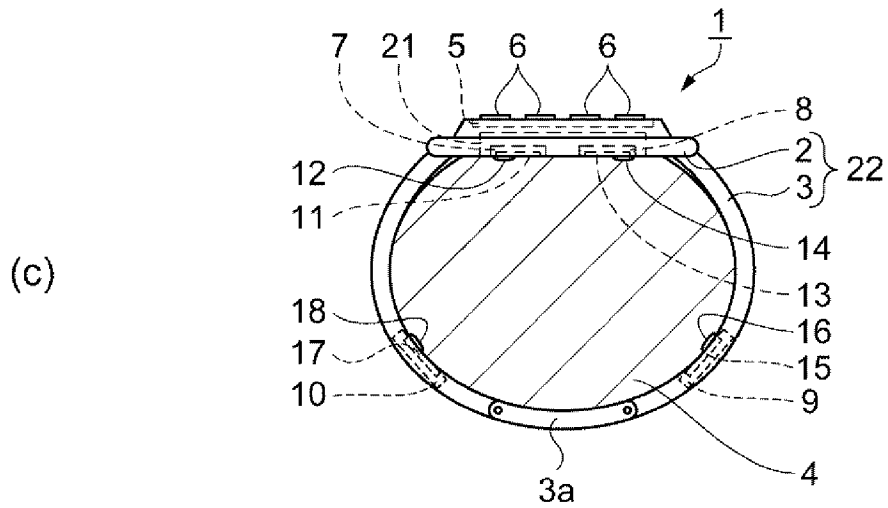
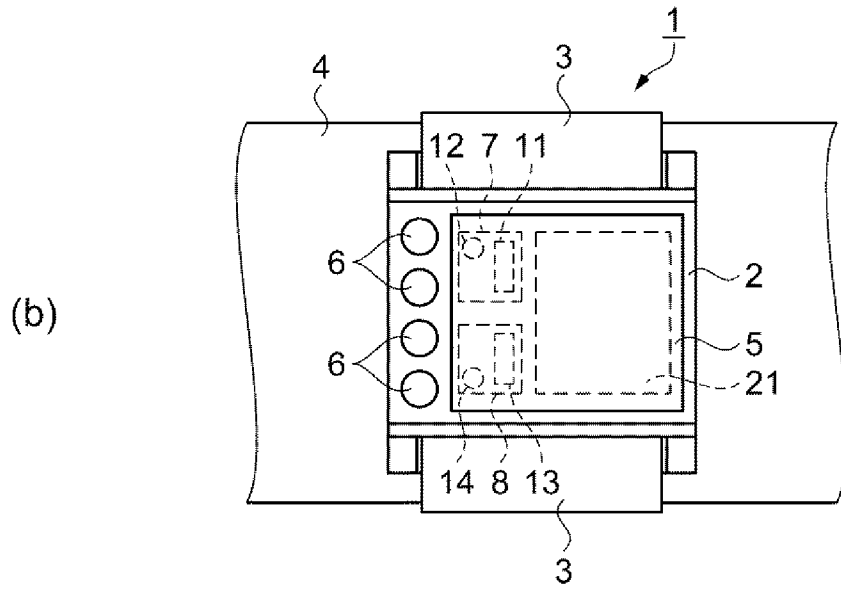
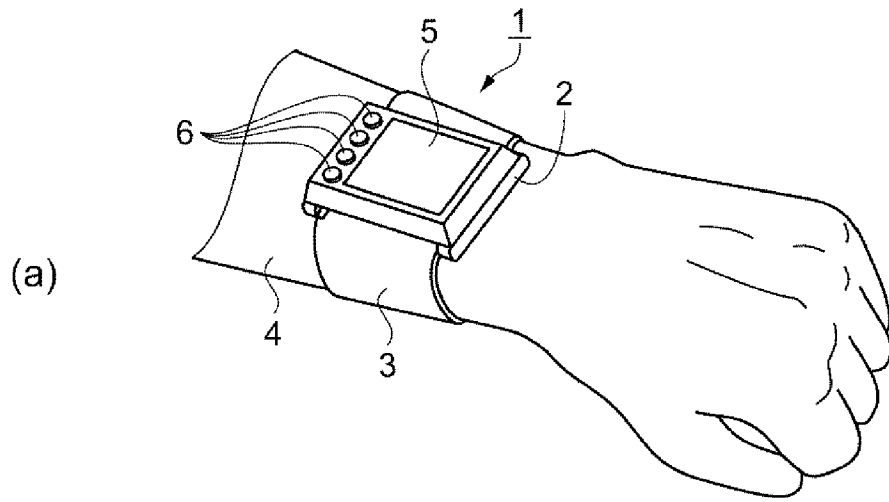
前記赤外センサー部と前記生体との間の接触力を検出し、

前記接触力が所定の範囲内にある前記赤外センサー部を駆動し、

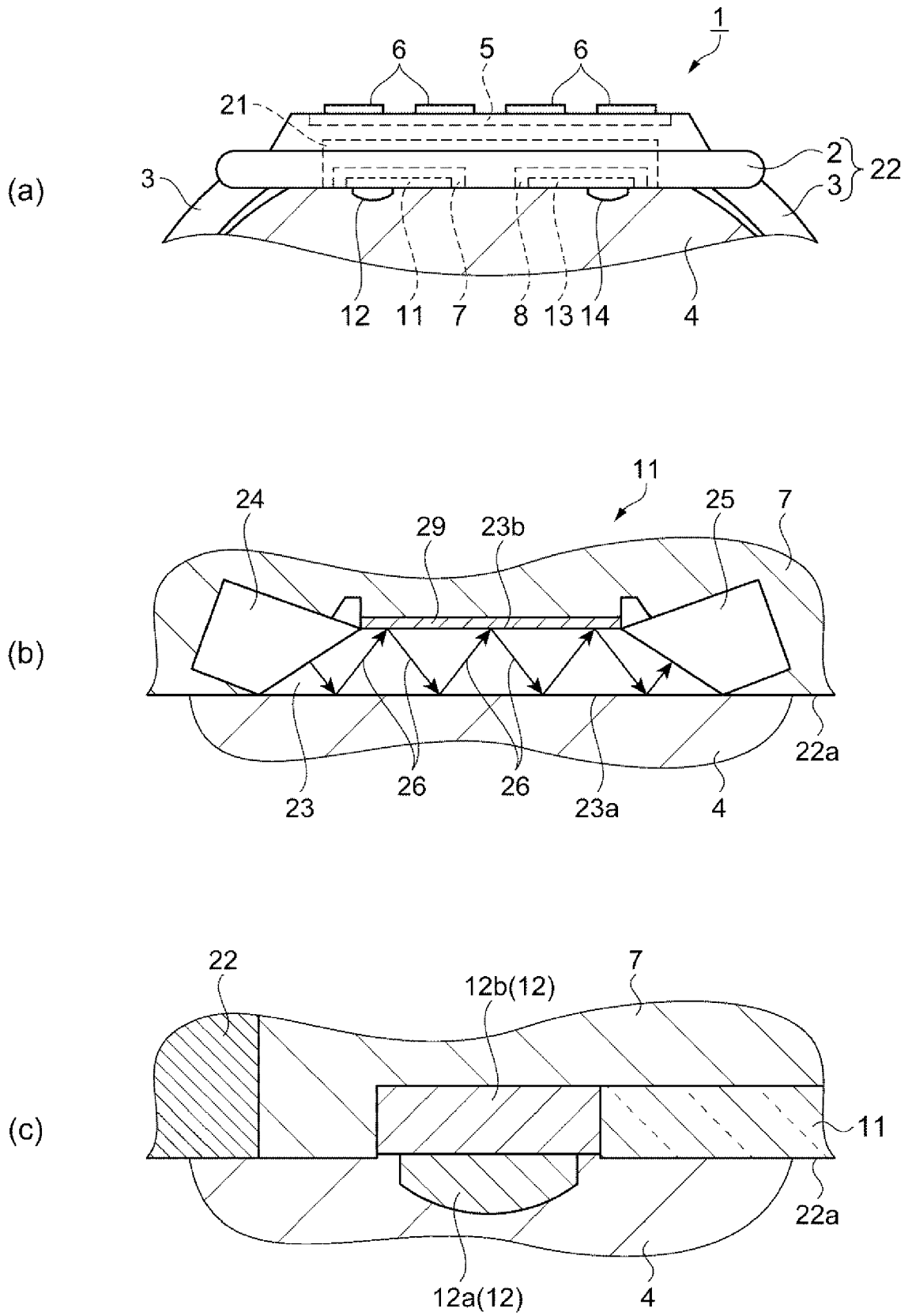
前記赤外センサー部は前記生体に赤外光を照射し前記生体で反射または散乱した前記赤外光を受信して光強度データを出力し、

前記光強度データから前記生体の成分濃度を演算することを特徴とする生体計測方法。

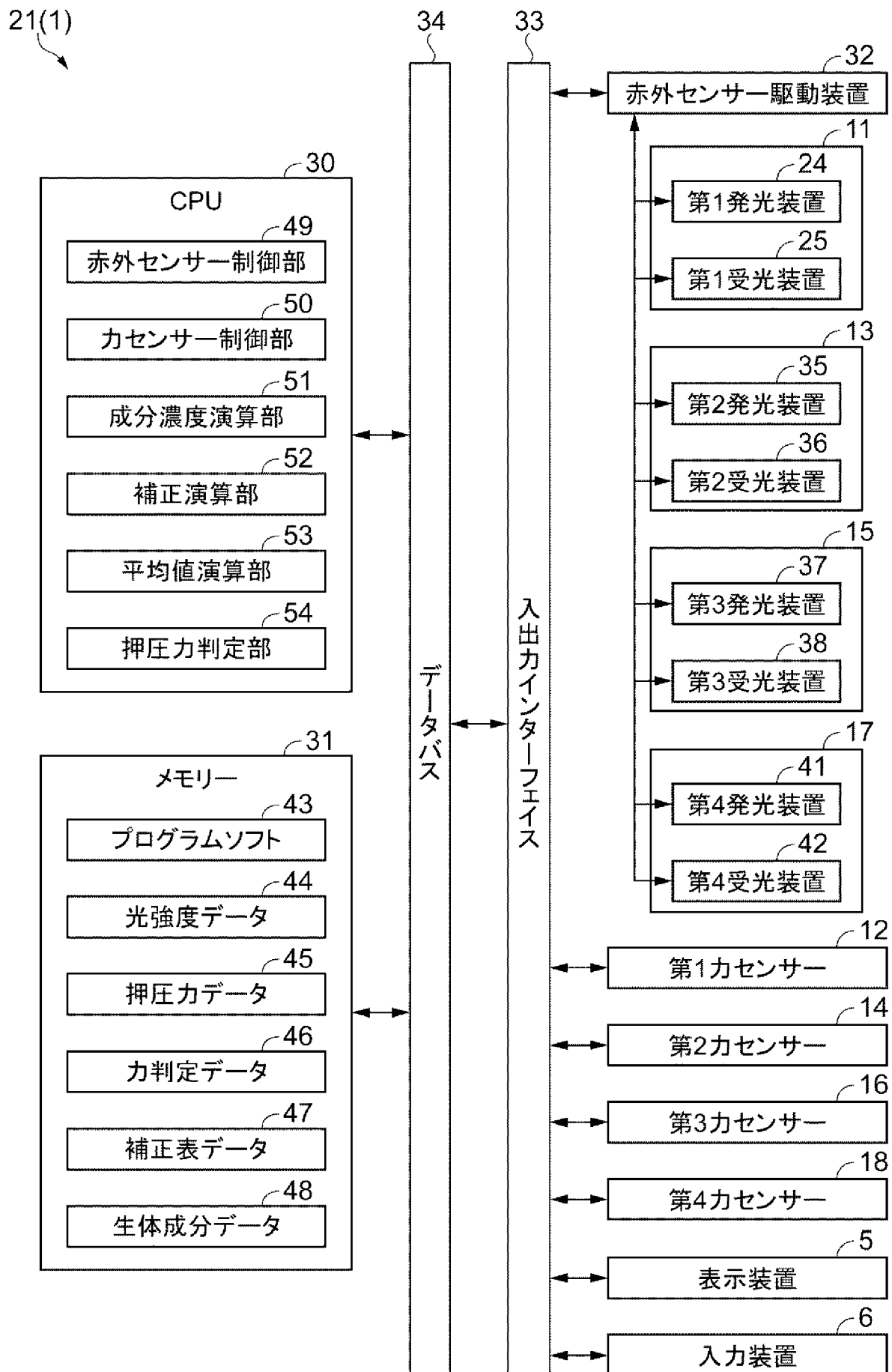
[図1]



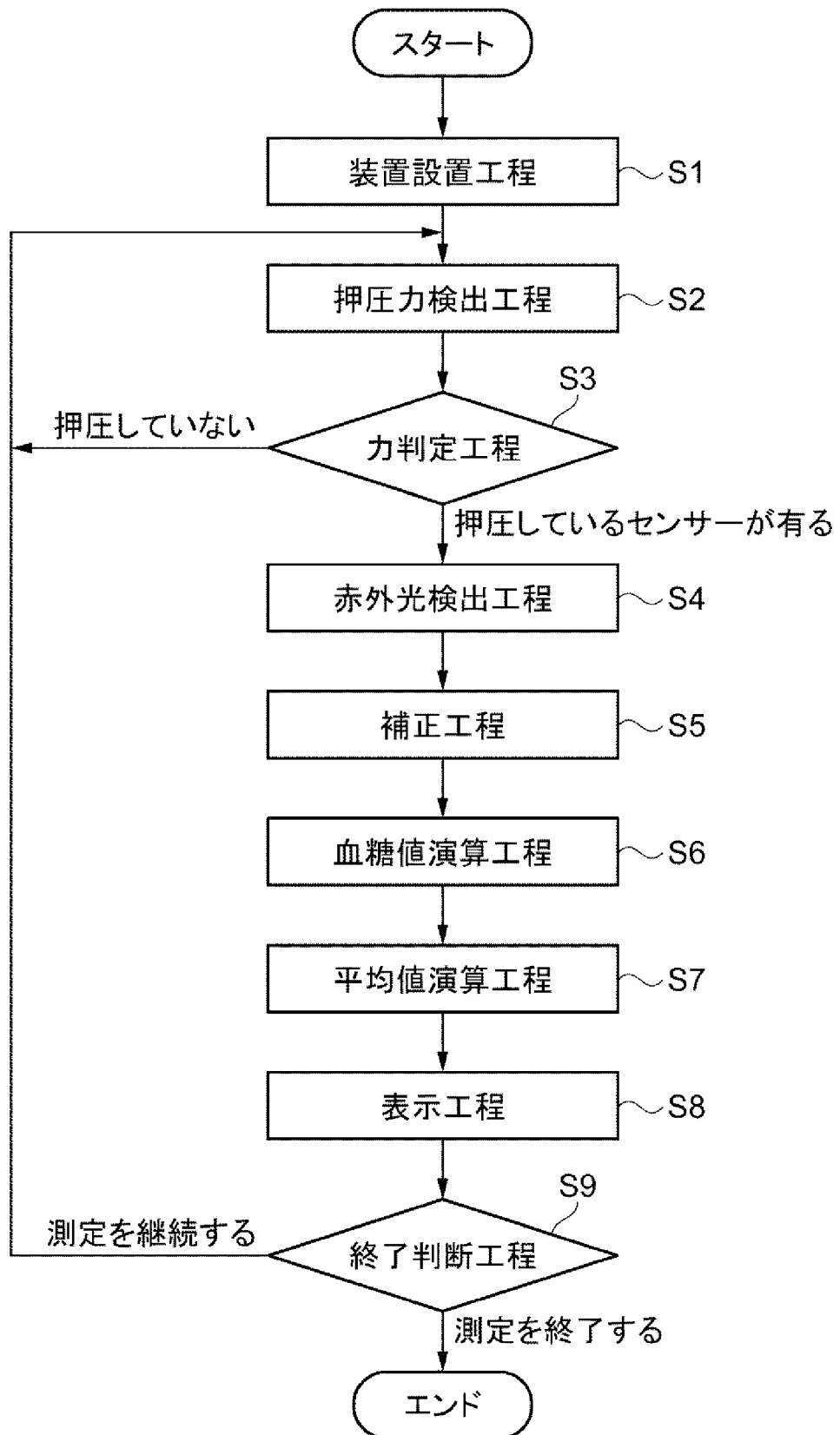
[図2]



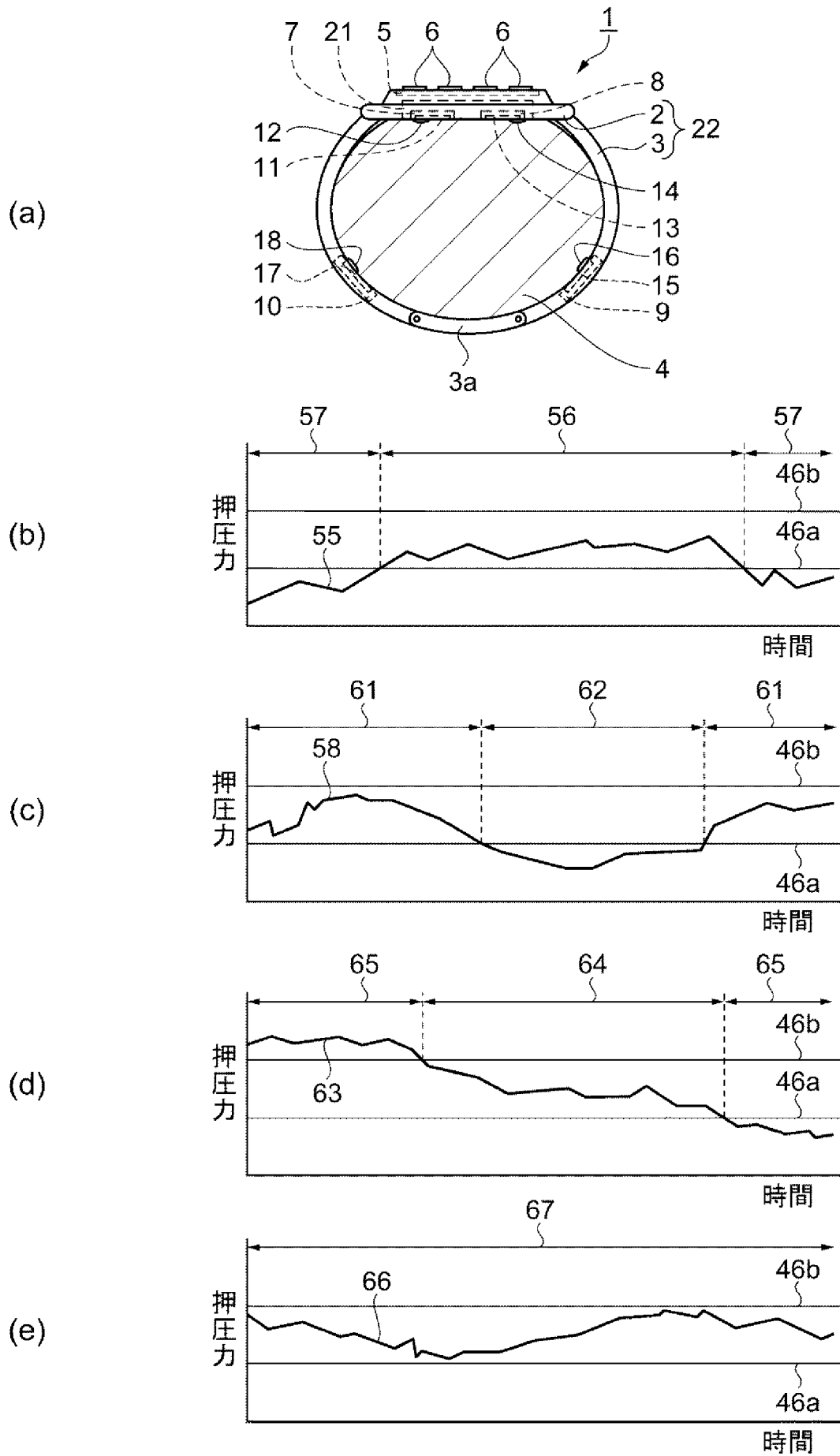
[図3]



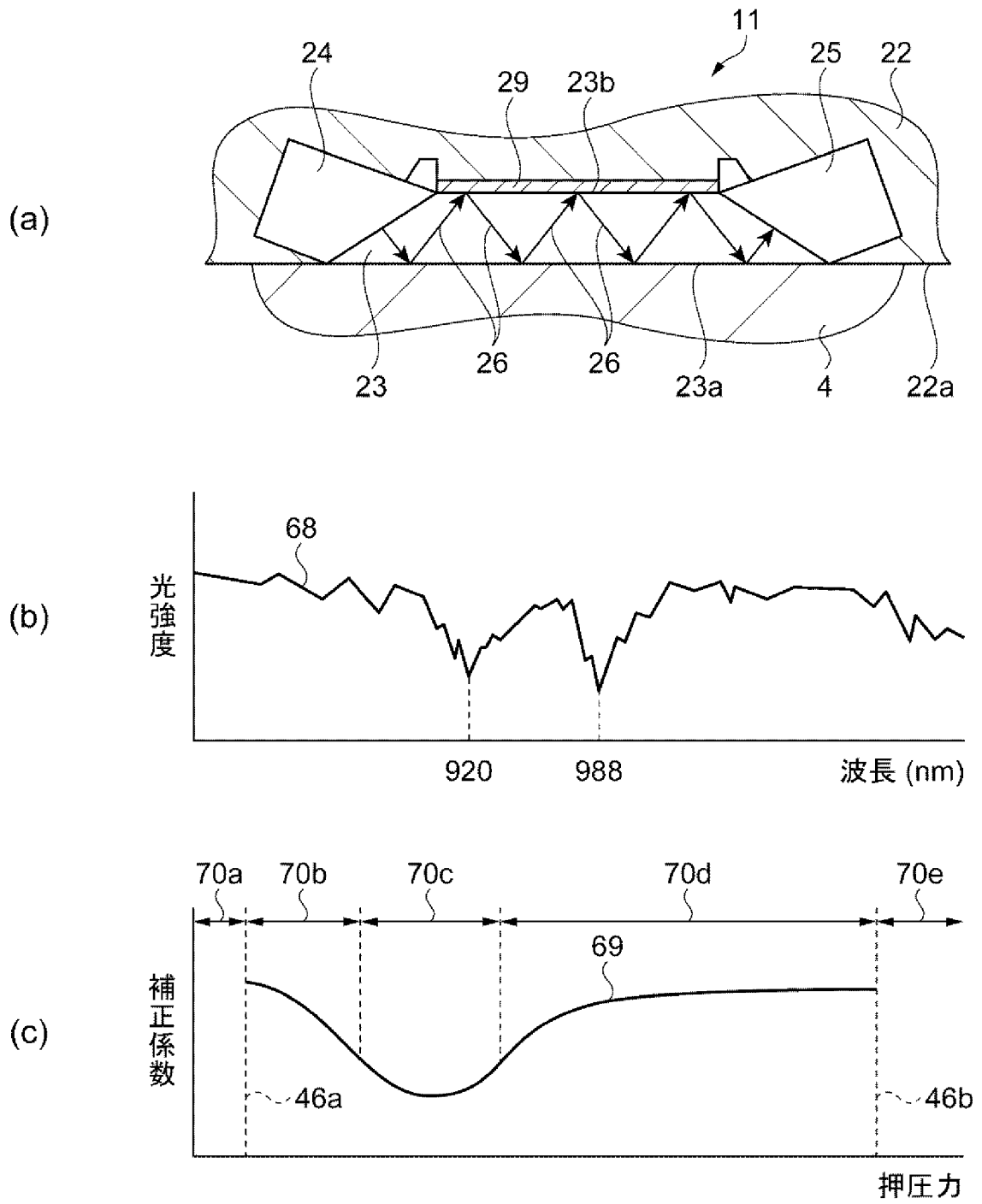
[図4]



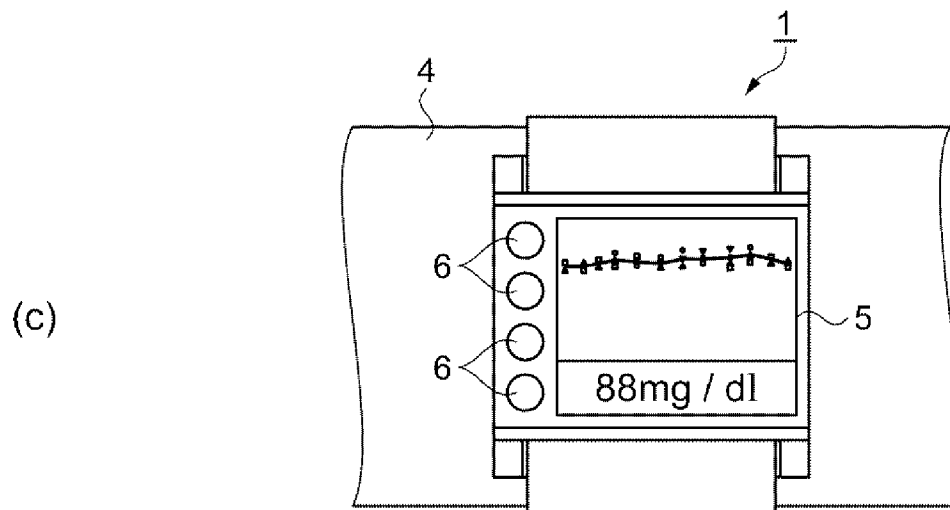
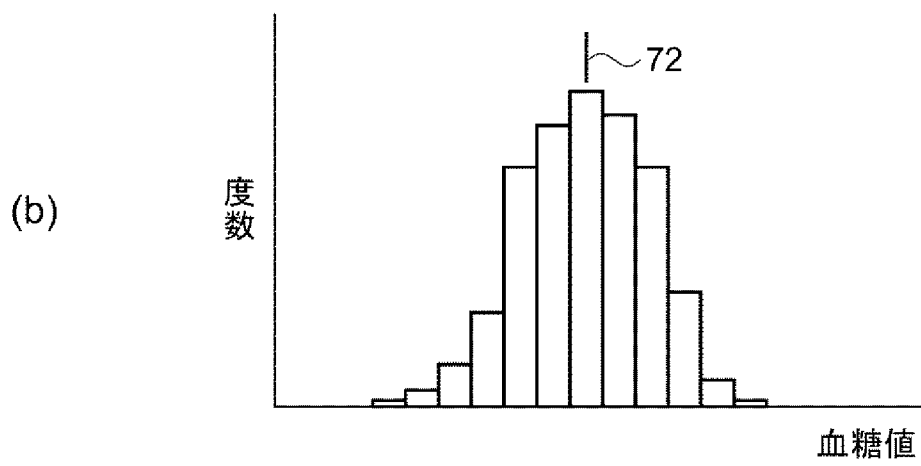
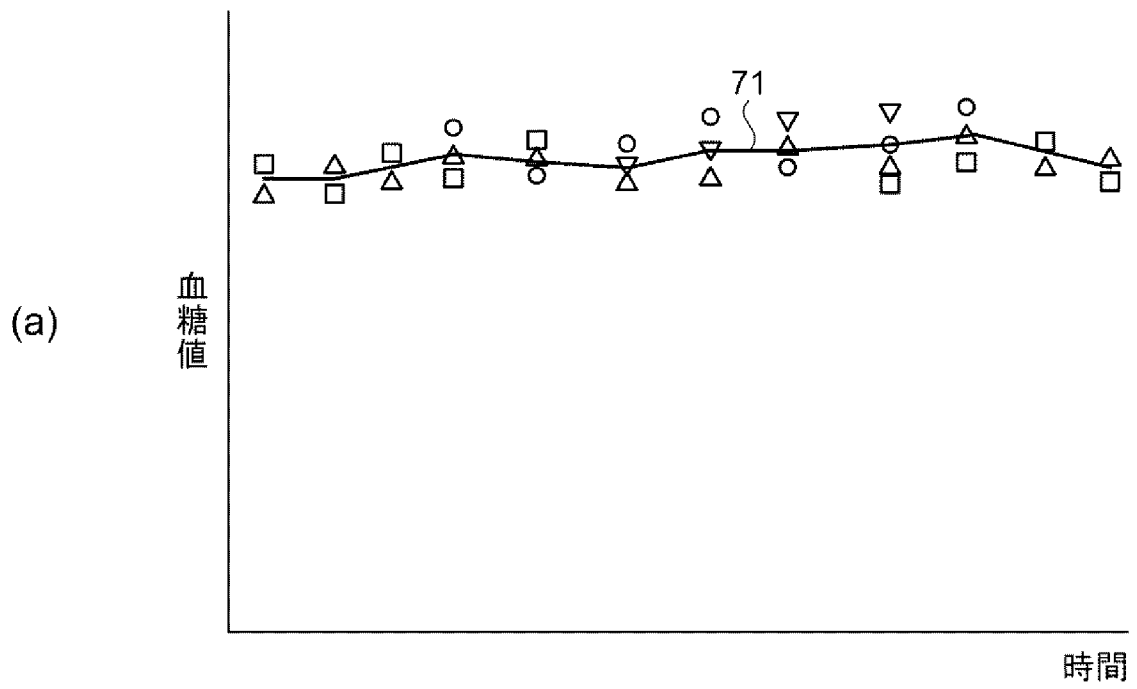
[図5]



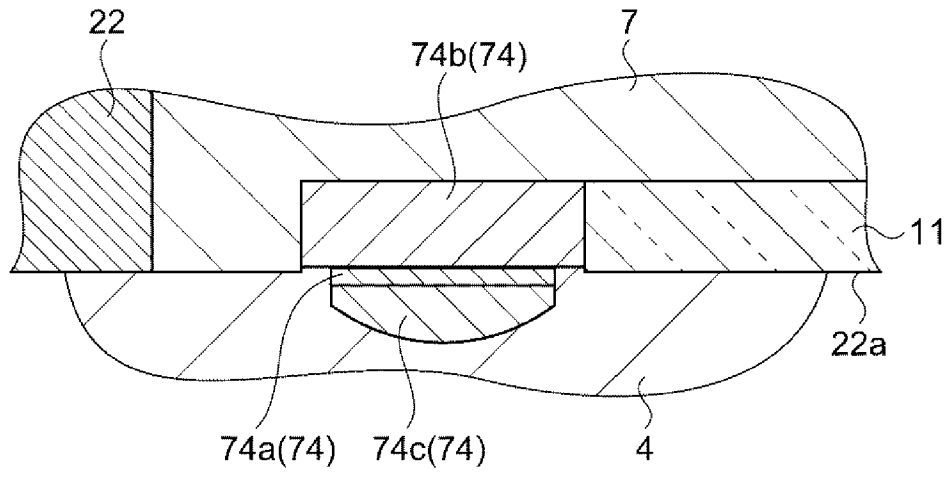
[図6]



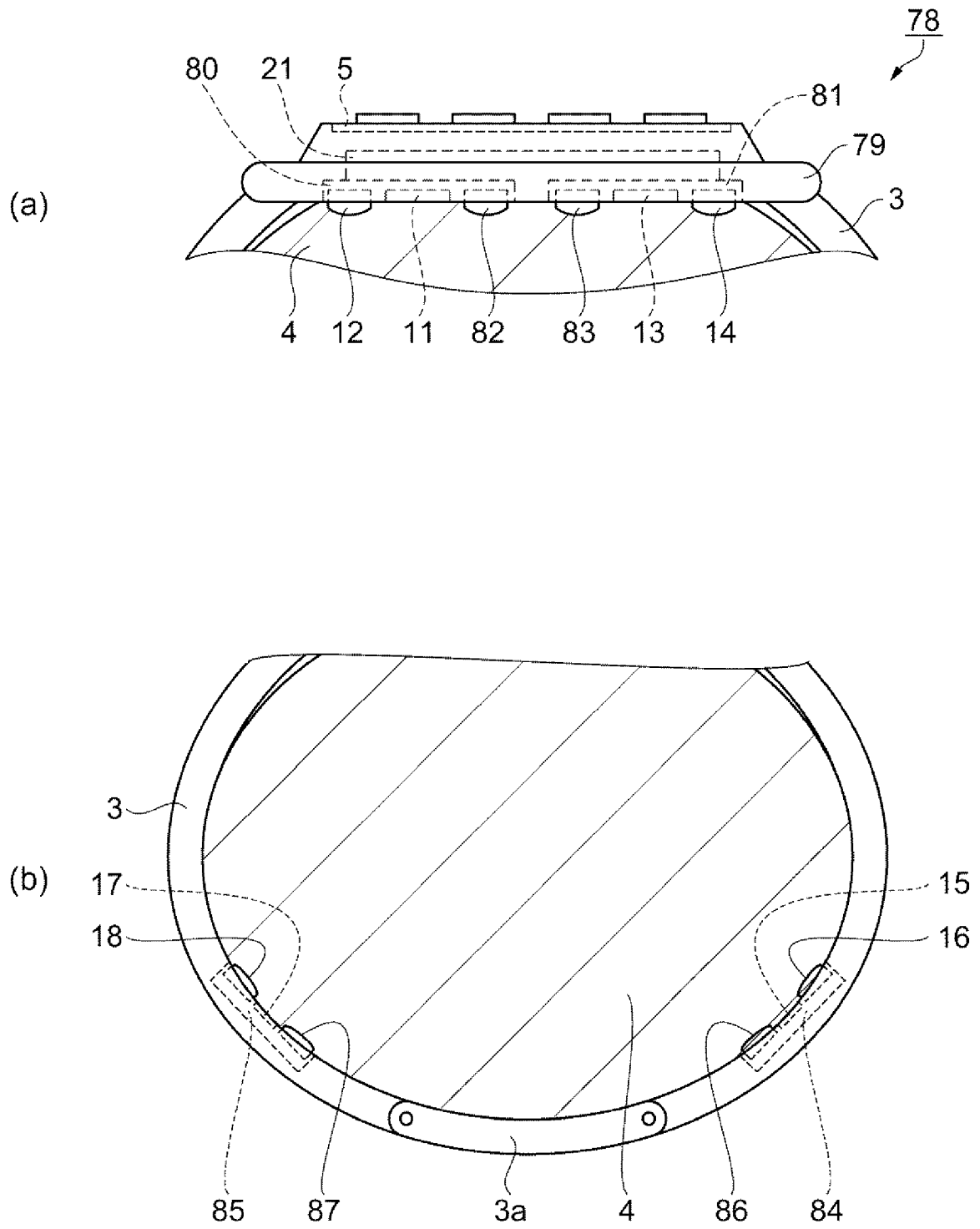
[図7]



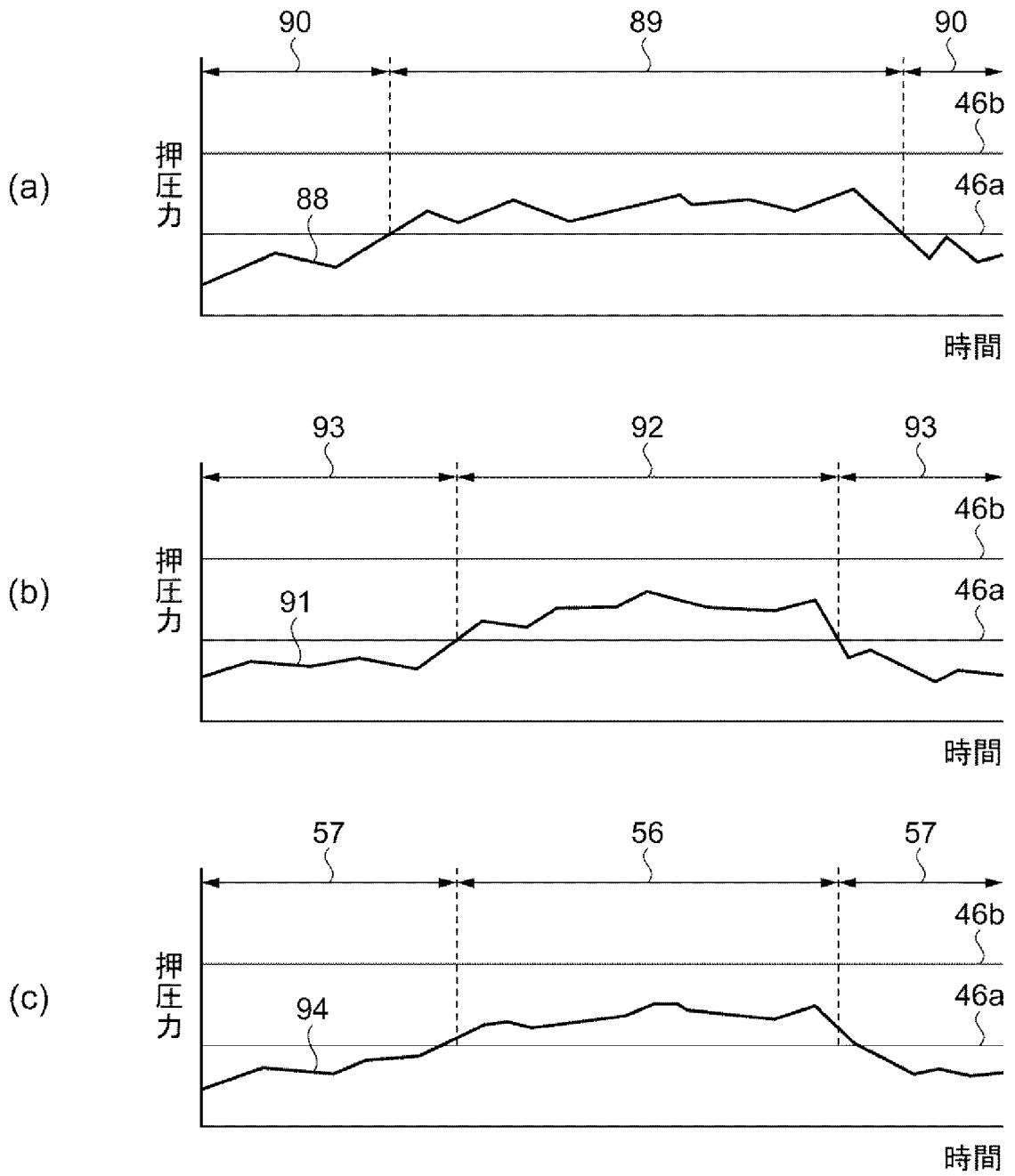
[図8]



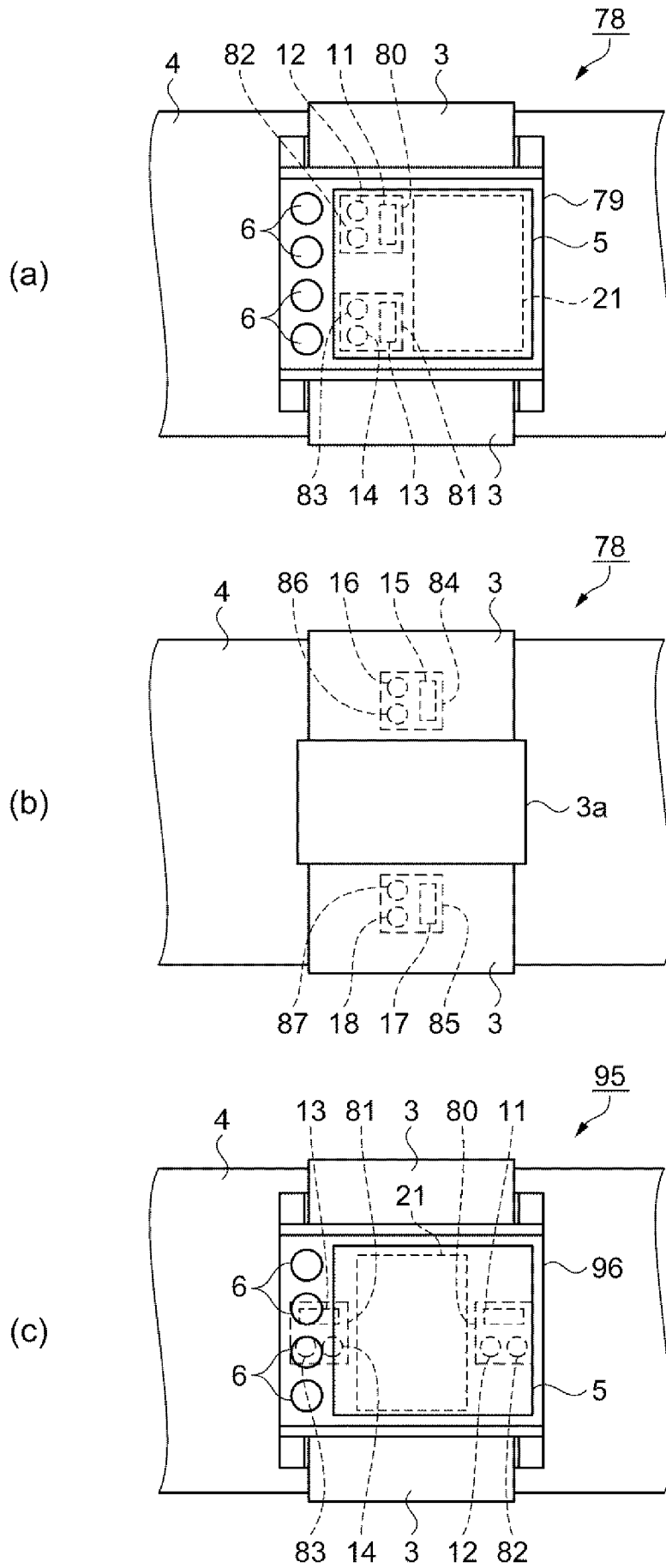
[図9]



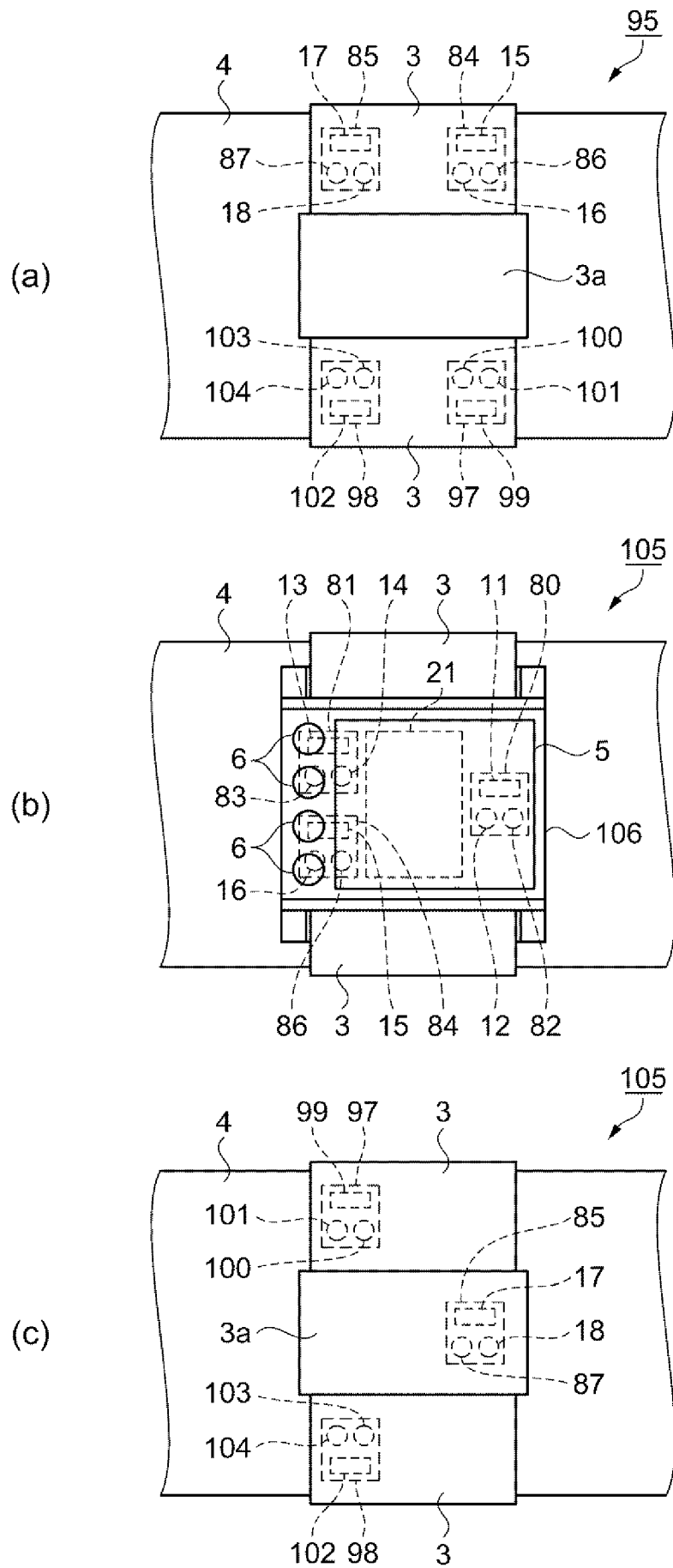
[図10]



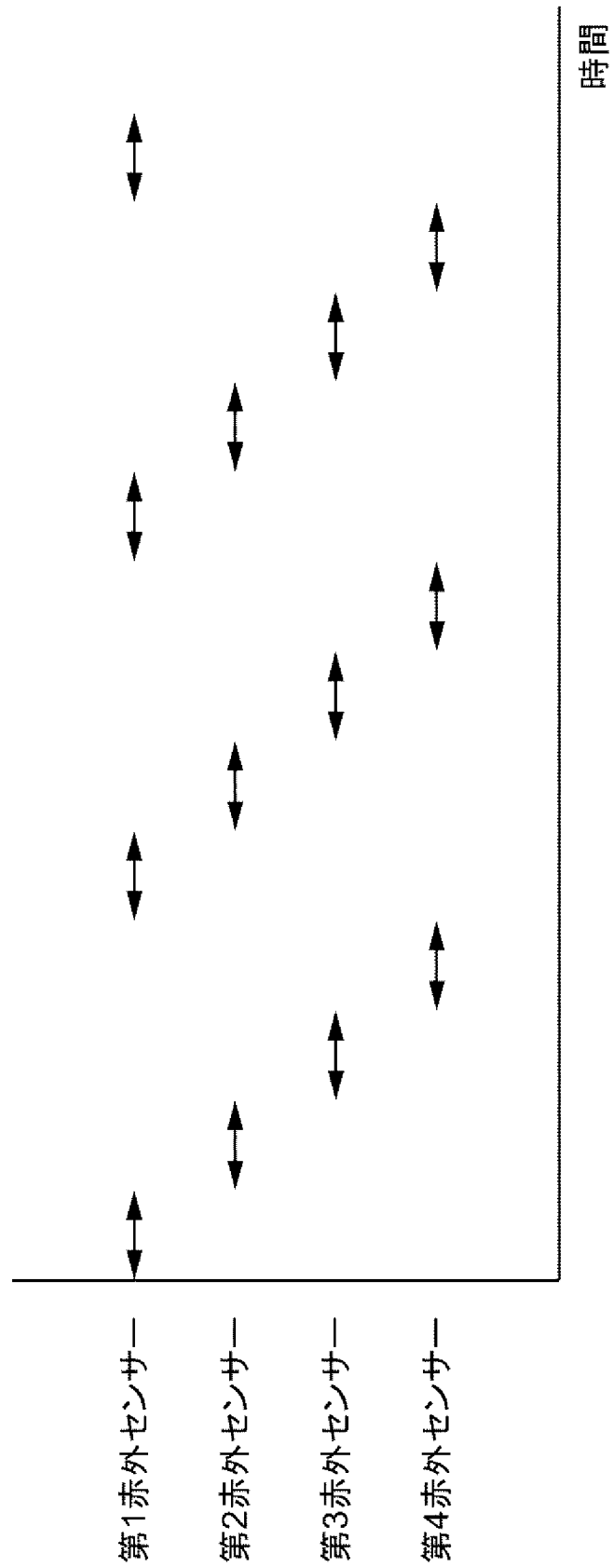
[図11]



[図12]



[図13]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2015/001849

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
A61B5/1455(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)  
A61B5/1455, A61B10/00

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2000/057793 A1 (Hitachi Medical Corp.), 05 October 2000 (05.10.2000), description, page 11, line 4 to page 15, line 15; page 53, line 22 to page 55, line 14; fig. 1 to 3, 44 & JP 2006-341115 A                      & JP 2009-233374 A & JP 4484373 B2                          & US 2006/0184044 A1 & US 7039454 B1	1-6
Y	JP 2004-298408 A (Olympus Corp.), 28 October 2004 (28.10.2004), paragraphs [0007] to [0008], [0021], [0025] (Family: none)	1-6

Further documents are listed in the continuation of Box C.                       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 10 June 2015 (10.06.15)	Date of mailing of the international search report 23 June 2015 (23.06.15)
--	---

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

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2015/001849

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 2003-111750 A (Shimadzu Corp.), 15 April 2003 (15.04.2003), abstract; paragraphs [0018] to [0020] (Family: none)	1-6
Y	JP 10-248829 A (Hitachi, Ltd.), 22 September 1998 (22.09.1998), abstract (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/1455(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 (IPC))

Int.Cl. A61B5/1455, A61B10/00

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2000/057793 A1 (株式会社日立メディコ) 2000.10.05, 明細書第11頁第4行-第15頁第15行, 第53頁第22行-第55頁第14行, 図1-3, 44 & JP 2006-341115 A & JP 2009-233374 A & JP 4484373 B2 & US 2006/0184044 A1 & US 7039454 B1	1-6
Y	JP 2004-298408 A (オリンパス株式会社) 2004.10.28, 【0007】 - 【0008】, 【0021】, 【0025】 (ファミリーなし)	1-6

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

10.06.2015

国際調査報告の発送日

23.06.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
 郵便番号100-8915  
 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)

門田 宏

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9224

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 2003-111750 A (株式会社島津製作所) 2003. 04. 15, 【要約】 , 【0018】 - 【0020】 (ファミリーなし)	1-6
Y	JP 10-248829 A (株式会社日立製作所) 1998. 09. 22, 【要約】 (フ ァミリーなし)	1-6