

(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
2017 年 1 月 12 日(12.01.2017)



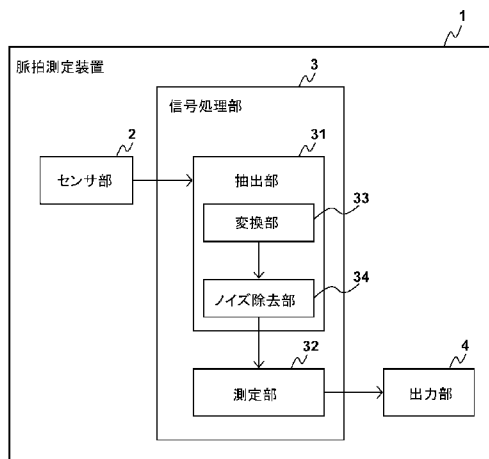
(10) 国際公開番号
WO 2017/006768 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) *A61B 5/01* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/068507
- (22) 国際出願日: 2016 年 6 月 22 日(22.06.2016)
- (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 2015-137571 2015 年 7 月 9 日(09.07.2015) JP
特願 2015-153156 2015 年 8 月 3 日(03.08.2015) JP
- (71) 出願人: K D D I 株式会社(KDDI CORPORATION) [JP/JP]; 〒1638003 東京都新宿区西新宿二丁目 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 鈴木 雅弘(SUZUKI, Masahiro); 〒3568502 埼玉県ふじみ野市大原二丁目 1 番 15 号株式会社 K D D I 研究所内 Saitama (JP). 上田 智章(UEDA, Tomoaki); 〒1450073 東京都大田区北嶺町 5 番 8 - 502 号株式会社フォスメガ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大塚 康德, 外(OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町 3 番 6 号紀尾井町パークビル 7 F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, 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),

[続葉有]

(54) Title: PULSE MEASURING DEVICE, WEARABLE TERMINAL, AND PULSE MEASURING METHOD

(54) 発明の名称: 脈拍測定装置、ウェアラブル端末及び脈拍測定方法



- 1 Pulse measuring device
- 2 Sensor unit
- 3 Signal processing unit
- 4 Output unit
- 31 Extraction unit
- 32 Measuring unit
- 33 Conversion unit
- 34 Noise removing unit

(57) Abstract: This pulse measuring device (1) is provided with: a temperature measuring means (2) for making contact with a human body to measure the temperature of a contact surface; and a processing means (3) for processing the result of the measurement by the temperature measuring means (2). The processing means (3) is provided with: an extraction means (31) for extracting changes in temperature that accompany pulsation on the basis of the result of the measurement; and a pulse measuring means (32) for measuring a pulse from the interval between the changes in temperature.

(57) 要約: 脈拍測定装置 (1) は、人体に接触し、接触面の温度を測定する温度測定手段 (2) と、前記温度測定手段 (2) による測定結果を処理する処理手段 (3) と、を備え、前記処理手段 (3) は、前記測定結果に基づき、脈動に伴う温度変化を抽出する抽出手段 (31) と、前記温度変化の間隔から脈拍を測定する脈拍測定手段 (32) と、を備えている。

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))

明 細 書

発明の名称：脈拍測定装置、ウェアラブル端末及び脈拍測定方法 技術分野

[0001] 本発明は、ユーザの脈拍を測定する脈拍測定装置、ウェアラブル端末及び脈拍測定方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、腕時計、指輪、眼鏡等のようにユーザが直接身に着けて持ち歩くことのできるコンピュータ（いわゆるウェアラブル端末）が着目されている。単に身に着けるだけでは小さなコンピュータを持ち歩くのと大差がないため、ウェアラブル端末に対しては、常に身に着けているという特徴を生かした応用技術が求められている。このような応用技術として、装着時にユーザの健康状態を自動的に記録するといったバイタルセンシング技術が考えられており、その一例として、脈拍測定が挙げられる。

[0003] 一般に、脈拍測定として、電極を生体に装着することによって計測された心電波形のピーク、例えばP波やR波等を用いて脈拍とほぼ等価な心拍数を検出する心電図法が知られている。また、手首、指、耳たぶ等の末梢血管に光を照射し、その反射光が血流及び吸光特性によって周期的に変動する光学的な変化から脈拍を検出する光電脈波法等が知られている。

[0004] 非特許文献1は、スポーツ心電誘導法における測定電極を着衣に埋め込み、着るだけで心拍測定ができる装置を開示している。また、特許文献1は、赤外線を照射するセンサを備える装置を耳介に装着することで心拍を測定する構成を開示している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2006-102161号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1：着るだけで生体情報の連続計測を可能とする機能素材”h i t

oe”の開発及び実用化について、インターネット [URL : https://www.nttdocomo.co.jp/info/news_release/2014/01/30_00.html]、＜平成27年6月5日検索＞

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 非特許文献1の構成は、体表面に電極を装着するため心拍を正確に測定することができるものの、人体に強く密着させる必要があるために拘束感や圧迫感といった不快感が伴う。また、着衣であるので洗濯が必要であるが耐久性の観点から洗濯回数が限られたりするため、使い勝手に難がある。また、特許文献1の構成では、発光素子の消費電力が大きいため、例えばウェアラブル端末のような小型の端末装置に用いた場合に、脈拍を常時測定し続けることが難しくなる。また、入れ墨等をしている場合には、色素が光を遮ってしまうため、反射光をうまく捉えられない場合もある。そのため、人体及び装置の双方に負担のかからない新たな手法による脈拍測定方法が望まれている。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明の一側面によると、脈拍測定装置は、人体に接触し、接触面の温度を測定する温度測定手段と、前記温度測定手段による測定結果を処理する処理手段と、を備え、前記処理手段は、前記測定結果に基づき、脈動に伴う温度変化を抽出する抽出手段と、前記温度変化の間隔から脈拍を測定する脈拍測定手段と、を備えている。

[0009] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]一実施形態による脈拍測定装置による脈拍の測定方法の概要を示す図。

- [図2]一実施形態による脈拍測定装置のハードウェア構成を示す図。
- [図3]一実施形態による脈拍測定装置の機能ブロック図。
- [図4]一実施形態による交流ノイズが重畳したアナログ生体信号を示す図。
- [図5]一実施形態によるFIFOメモリの仕組みを示す図。
- [図6]一実施形態による演算部での加算処理を示す図。
- [図7]一実施形態によるノイズ除去の説明図。
- [図8]一実施形態による脈拍測定方法のフローチャート。
- [図9]体温と脈拍との関係を示す実験データ例を示す図。
- [図10]一実施形態によるウェアラブル端末を示す図。
- [図11]一実施形態による脈拍測定装置の機能ブロック図。
- [図12]一実施形態による脈拍測定装置の機能ブロック図。
- [図13]一実施形態による合成部での処理を示す図。
- [図14]一実施形態によるウェアラブル端末を示す図。

発明を実施するための形態

[0011] <第一実施形態>

初めに、図1を参照して、本実施形態に係る脈拍測定装置の概要について説明する。図1は、脈拍測定装置による脈拍の測定方法を説明するための図である。図1に示すように、本実施形態による脈拍測定装置は、血管（動脈）が表面に近い人体部位（例えば、手首、首、足首等）における微小な体温変化を検出し、この微小な体温変化の間隔から脈拍を測定する。

[0012] 従来、人体の体温は、運動、時間（早朝や昼間等）、気温、食事、睡眠、女性の性周期、感情等で変化することが知られている。このような変化では、体温は、緩やかに上下するものであり、急激な変化はないものと思われていた。この点、本発明者らが、感度の高い温度センサを用いて人体温の変化を観測したところ、体温は、日常生活における緩やかな温度変化だけでなく、脈拍と相関性を持って瞬間的に上下している現象が確認できた。この現象は、心臓で温められた血液が測定部位に到達することで、当該測定部位において瞬間的な温度上昇が引き起こされ、また、その後の脈動までに放熱され

ることを繰り返すことで発生するものと推測される。

[0013] 本実施形態では、脈動に伴う瞬間的かつ微小な温度上昇を検出することで、脈拍を測定する。このとき、検出すべき温度変化は、微小（例えば、 0.01°C ～ 0.05°C 程度）であるためノイズの影響を受けやすい。そこで、本実施形態では、後述のノイズ除去を行うことで、微小な温度変化を検出可能にしている。

[0014] 図2は、本実施形態に係る脈拍測定装置1のハードウェア構成を示す図である。脈拍測定装置1は、センサ部2と信号処理部3と出力部4とを備えている。センサ部2は、人体に接触し、接触面の温度を測定する接触式の温度センサである。つまり、センサ部2は、温度測定部として動作する。ここで、心臓から送り出される血液は、心臓等で温められたのち全身をめぐるうちに温度が低下する。そのため、脈動（血液）に伴う温度上昇を測定する場合、血液の循環路の上流側（大動脈）で測定することが好ましく、センサ部2は、例えば、手首の内側（手の平側）の大動脈の近傍に配置される。

[0015] なお、センサ部2の種類は任意であるが、省電力及び低コストの観点に基づき、サーミスタ等の抵抗温度センサを用いることができる。抵抗温度センサは、温度に応じて変化するセンサの抵抗を測定することで、温度を測定するものであり、抵抗測定のための電流はわずか（ミリ～マイクロアンペア程度）である。よって、消費電力の大きい発光素子を用いる光電脈波法と比較して極めて低い電力で脈拍を測定することができる。もちろん、白金薄膜温度センサ等の高精度なセンサを用いることもできる。

[0016] 上述した様に、本実施形態では、体温の微小な上昇を検出することで脈拍を測定する。センサ部2としてサーミスタを用いる場合、このような微小な温度変化に反応できるように熱容量の小さい温度センサを用いることができる。また、センサ部2に体温以外の他（例えば、信号処理部3）の熱が伝わらないよう、センサ部2と信号処理部3との間に熱の移動を抑制する断熱部を設けることができる。なお、脈拍測定装置1には、必要に応じて不図示の放熱部を更に設けることができる。この放熱部は、脈動に伴い上昇したセン

サ部 2 の熱を吸収又は放出し、脈動の前後でセンサ部 2 の温度を略一定に保つ。

[0017] 信号処理部 3 は、センサ部 2 による測定結果、つまり、センサ部 2 が測定した温度（抵抗値）を処理して、脈動に伴い温度が上昇したタイミングの間隔から脈拍を測定する。アンプ 3 a は、センサ部 2 から入力されたアナログの生体信号（温度データ）を増幅し、出力する。なお、信号を増幅する必要がない場合には、アンプ 3 a は不要である。アンプ 3 a の増幅率は適宜任意に設定されるものであるが、センサ部 2 としてサーミスタを用いる場合には、センサ部 2 が測定した生体信号に商用電源ノイズが重畳する可能性があるため、ノイズが重畳した増幅後の生体信号が A/D コンバータ 3 b の入力レンジからはみ出さない程度の増幅率（例えば、100 倍程度に留める）にする。

[0018] A/D コンバータ 3 b は、アンプ 3 a から出力されたアナログ生体信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータ（デジタル生体信号）に変換する。通常、人体の脈拍は数 Hz であり、脈拍を検出するための測定としては数十 Hz 程度の帯域があれば十分であるため、サンプリング周波数は低速で足りる。また、標本化理論によりサンプリング周波数の半分が帯域であるため、低速なサンプリング周波数はローパスフィルタ（LPF）としても作動し、デジタルデータへの変換時に不要な高域周波数ノイズを除去することができる。

[0019] なお、センサ部 2 は省電力を目的として微小なセンシング電流を使用するため、センサ等の回路がアンテナとして機能し、電気配線や高圧送電線からの漏れ電流ノイズ（商用電源ノイズ）の影響を受けてしまう場合がある。商用電源ノイズは周期性ノイズであるため、一周期を加算平均すると正負足しあわされてゼロ又は一定の値になる。つまり、商用電源ノイズは、一周期分の移動平均をとることで簡単に除去することができる。そのため、例えば、デジタル生体信号の所定サンプル周期に対して 1 周期分の商用電源ノイズが重畳するように、サンプリング周波数を商用電源ノイズの周期に応じて設定

(例えば、商用電源ノイズの一周期の整数倍)する。この構成により、商用電源ノイズを簡単に除去することができる。

[0020] また、標本化理論から、サンプリング周波数の $1/2$ の帯域幅の外側の周波数成分は、折り返し雑音としてあらわれる。この折り返し雑音は、移動平均によるカットオフ周波数に基づいて除去することができる。このとき、商用電源ノイズの周波数と折り返し雑音が生じる帯域とが大きくかけ離れていれば、相互に影響することがない。そこで、サンプリング周波数を、例えば、商用電源周波数(50Hz)の16倍の800Hzとすることで、折り返し雑音が生じる帯域(400Hz)を商用電源ノイズの周波数(50Hz)に対して大きく異ならせることができ、商用電源ノイズ及び折り返し雑音を除去することができる。なお、サンプリング周波数を800Hzとした場合、50Hzの商用電源ノイズは、デジタル生体信号の16サンプル周期に対して1周期分が重畳することになる。

[0021] F I F Oメモリ3cは、A/Dコンバータ3bでデジタルデータに変換されたデジタル生体信号を格納する。F I F Oメモリ3cは、商用電源ノイズ周波数の整数倍のクロック信号毎に、当該整数倍の数に分割された1周期分のデジタル生体信号を順に格納して更新される。本実施形態においては、商用電源ノイズの周波数が50Hz、サンプリング周波数が800Hzであるので、アナログ生体信号をサンプリングして生成されたデジタル生体信号が順に、1秒間に800回、F I F Oメモリ3cに格納される。

[0022] ここで、F I F Oメモリ3cは、所定個数分のデータを一定時間幅分だけ蓄積を行い、最初に到着したデータを一定時間経過後に取り出していくメモリであって、新しいデータが格納されると古いデータは削除される。図4は、商用電源ノイズが重畳したアナログ生体信号、及びアナログ生体信号をA/Dコンバータ3bでサンプリングして得られたデジタル生体信号(d1～d17)を示している。

[0023] A/Dコンバータ3bは、アナログ生体信号を所定のサンプリング周波数でデジタル生体信号に変換する。なお、図4に示す例では、商用電源ノイズ

の1／8周期ごとにアナログ生体信号をサンプリングすることにより、デジタル生体信号が得られている。また、図4は、アナログ生体信号に比べて商用電源ノイズのレベルが高い場合の例を示している。

[0024] 図5に示すように、FIFOメモリ3cには、商用電源ノイズの1周期分の16個のデジタル生体信号データが順に格納される。図5に示すように、FIFOメモリ3cに、商用電源ノイズが重畳したデジタル生体信号d1～d16が格納されている状態で、商用電源ノイズが重畳したデジタル生体信号d17をA/Dコンバータ3bが出力した場合、FIFOメモリ3cは、最も古い商用電源ノイズが重畳したデジタル生体信号d1を削除し、商用電源ノイズが重畳したデジタル生体信号d17を新たに格納する。

[0025] 図2に戻り、演算部3dは、FIFOメモリ3cに格納されている、商用電源の周波数で1周期分のデジタル生体信号を移動平均することで、商用電源ノイズ等のノイズを除去する。ここで、移動平均の算出方法について説明する。FIFOメモリ3cに格納されるデジタル生体信号を d_n で表すものとする。ここで、 n は0以上の整数であってFIFOメモリ3cに入力された順を示すものとする。FIFOメモリ3cに1周期分のデジタル生体信号が格納されると、演算部3dは、FIFOメモリ3cに格納されているデジタル生体信号 $d_0 \sim d_{15}$ を加算した加算結果 Sum_0 を算出し保存する。

[0026] そして、FIFOメモリ3cに新たなデジタル生体信号d16が入力されると、FIFOメモリ3cは、デジタル生体信号d0を出力して、デジタル生体信号d16を格納する。FIFOメモリ3cが更新されると、演算部3dは、更新されたFIFOメモリ3cに格納されているデジタル生体信号 $d_1 \sim d_{16}$ を加算した加算結果 Sum_1 を算出し保存する。このように、新たなデジタル生体信号がFIFOメモリ3cに入力されて、更新される度に、演算部3dは、加算結果 Sum_x ($x=0, 1, \dots$) を算出し保存する。

[0027] しかしながら、FIFOメモリ3cが更新される度に、FIFOメモリ3cに格納されているデジタル生体信号を加算すると、演算負荷が大きくなってしまう。そこで、FIFOメモリ3cの更新前及び更新後の差分と、前回

のFIFOメモリ3cの加算結果とから、更新後の加算結果を算出する構成とすることができる。

[0028] 図6を用いて具体的な処理について説明する。なお、図6では、FIFOメモリ3cには、既に、デジタル生体信号d0～d15が格納されているとする。FIFOメモリ3cにデジタル生体信号d0～d15が格納されているときには、加算結果130にはd0～d15を累積加算した値Sum0が入っている。A/Dコンバータ3bから新たなデジタル生体信号d16が入力されると、まず、演算器141で、前回の加算結果Sum0と入力されたデジタル生体信号d16とを加算する。次に、FIFOメモリ3cにd16が入力されると、FIFOメモリ3cはデジタル生体信号d0を出力し、デジタル生体信号d16を新たに格納する。そして、演算器142で、演算器141から出力されたSum0+d16からFIFOメモリ3cから出力されたデジタル生体信号d0を減算して、更新後の加算結果Sum1を算出する。

[0029] 演算部3dでは、こうして得られた加算結果を、FIFOメモリ3cに格納されているデジタル生体信号の数で除算することで、移動平均を算出し、デジタル生体信号に含まれるノイズを除去する。ここで、移動平均は、直近のn個のデータを平均し、その平均値を代表値として用いるフィルタであり、一種のローパスフィルタである。本実施形態では、サンプリング周波数800Hzにおける16点の移動平均を用いており、カットオフ周波数は約22Hz ($=0.443 \times 800\text{Hz} / 16$) となる。

[0030] 上述のように、正弦波である商用電源ノイズは、一周期分の移動平均により除去することができる。また、サンプリング周波数が800Hzである場合、折り返し雑音は400Hz以上の帯域にあらわれるため、移動平均に伴うカットオフ周波数により除去することができる。この場合において、折り返し雑音の400Hz以上の帯域と商用電源ノイズの周波数(50Hz)とは大きくかけ離れているため、相互に影響することがなく、両ノイズを除去することができる。

- [0031] なお、本実施形態において、A/Dコンバータ3bは、 $\Sigma\Delta$ 変調方式を用いた $\Sigma\Delta$ 型とすることができる。これは、例えば、フラッシュ型や逐次比較型であると、量子化誤差を持つためにノイズ除去を行ってもノイズが残留することがあるためである。逐次比較型のA/Dコンバータを用いた場合、量子化ノイズはn個の加算で $1/\sqrt{n}$ になるのでノイズが残留してしまう。これに対して、 $\Sigma\Delta$ 型のA/Dコンバータでは、常に変換累積誤差（積分の結果）が1未満になるような性質があるので、同じ演算を行っても、量子化ノイズを $1/n$ にすることができるので、良好な測定波形が得られる。
- [0032] 演算部3dでは、ノイズを除去したデジタル生体信号（温度データ）に対して、ピーク検出処理を行い、瞬間的かつ微小な温度上昇が起きたタイミングを脈動のタイミングとして検出する。また、演算部3dは、脈動に伴う温度上昇が起きたタイミングの間隔（いわゆるR-R間隔）から脈拍数を算出する。
- [0033] 出力部4は、信号処理部3が測定した脈拍数を出力する。出力部4の出力態様は任意であり、出力部4は、例えば、測定した脈拍数を表示、印刷、外部機器に送信等する。
- [0034] 図3は、脈拍測定装置1の機能ブロック図である。抽出部31は、センサ部2が測定した温度（アナログデータ）から脈動に伴う温度変化を抽出するため、変換部33及びノイズ除去部34を含んで構成される。変換部33は、主として図2のアンプ3a及びA/Dコンバータ3bに対応し、センサ部2のアナログの測定結果（アナログ生体信号）を、除去対象のノイズ周波数の整数倍のサンプリング周波数でデジタル変換する。例えば、東日本では、商用電源が50Hzであるので、変換部33は、除去対象である商用電源ノイズの16倍のサンプリング周波数（800Hz）で、アナログ生体信号をデジタル生体信号に変換する。一方、西日本では、商用電源が60Hzであるので、変換部33は、商用電源ノイズ（60Hz）の13倍のサンプリング周波数（780Hz）で、アナログ生体信号をデジタル生体信号に変換する。もちろん、西日本であってもサンプリング周波数を800Hz（商用電

源ノイズの13.333・・・倍)としてもよく、この場合には、13個の移動平均をとることでノイズを除去する。この場合、商用電源ノイズによる影響を完全には除去できないものの、脈動に伴う温度変化は十分に検出することができる。なお、除去対象となる商用電源周波数の切り替え(東日本、西日本の切り替え)は、手動で行う構成とすることができる。或いは、センサ部2を切り離してノイズレベルだけを比較することで商用電源周波数を判断し切り替える構成とすることができる。さらには、GPS等の測位情報を利用して切り替える構成とすることもできる。

[0035] ノイズ除去部34は、主として図2のFIFOメモリ3c及び演算部3dに対応し、変換部33が変換したデジタルの測定結果(デジタル生体信号)を、ノイズ周波数とサンプリング周波数との倍率に応じた数で移動平均することで、センサ部2の測定結果に対してノイズ除去を行う。具体的には、ノイズ除去部34は、正弦波である商用電源ノイズを、移動平均をとり正負足しあわせることで除去するとともに、折り返し雑音を、移動平均に伴うカットオフ周波数により除去する。

[0036] 上述したように、サンプリング周波数800Hzで16点の移動平均を用いた場合には、カットオフ周波数は約22Hzとなる。この点、ノイズ状況に応じて移動平均の点数を整数倍することとしてもよく、例えば、サンプリング周波数800Hzにおける32点の移動平均を用いることで、約11Hz($=0.443 \times 800 \text{ Hz} / 32$)のカットオフ周波数を得ることができる。この場合であっても、脈拍の測定に必要な周波数帯は通過させることができ、脈拍を正確に測定することができる。

[0037] ところで、脈拍の測定のために検知するのは人体の温度であるため、人体温が取り得る温度範囲から外れる温度は、温度ノイズとして除去することができる。そこで、ノイズ除去部34は、図7のグラフ90に示すように、センサ部2が測定した温度のうち、人体温が取り得る所定の温度範囲(例えば、34℃～40℃)から外れる温度をノイズとして扱い、処理対象から除去することができる。

[0038] また、脈動に伴う温度変化は微小であるため、図7のグラフ91に示すように、センサ部2が測定した現在の体温から所定の温度範囲（例えば、 $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ 程度）を処理対象として、当該範囲から外れる温度をノイズとして扱うこととしてもよい。これにより、更なる低雑音化を実現することができる。なお、脈動の際に体温は上昇することから、現在の体温から、所定の温度範囲の上限までの幅と下限までの幅とを異ならせる（より詳細には、上限までの幅の方を大きくする）こととしてもよい。また、脈動に伴う体温の上昇は、概ね一定であるため、前回の脈動時に上昇した体温の上昇度合いに基づいて、所定の温度範囲を設定（例えば、前回脈動時に上昇した温度 $\pm \alpha$ ）することとしてもよい。

[0039] 図3に戻り、抽出部31は、変換部33がデジタル変換し、ノイズ除去部34がノイズを除去した測定結果から、脈動に伴う温度変化を抽出する。具体的には、抽出部31は、測定結果に対してピーク検出処理を実行し、体温が最大になったタイミングを抽出する。

[0040] なお、一度脈拍が測定できた後は、脈拍の間隔から体温が最大になるタイミングを予測することができる。そこで、抽出部31は、省電力のため、測定した脈拍の間隔に応じて温度変化の抽出を休止、即ち、温度変化の抽出を間欠的に行うこととしてもよい。この場合において、温度変化の抽出を行う期間は、除去対象のノイズの1周期分の期間を少なくとも含むこととする。

[0041] 測定部32は、主として図2の演算部3dに対応し、抽出部31が抽出した温度変化の間隔から脈拍を算出する脈拍測定部として動作する。具体的には、測定部32は、体温が最大になったタイミングの時間間隔をR-R間隔として捉え、このR-R間隔から脈拍数を算出する。

[0042] 続いて、脈拍測定装置1における脈拍測定方法について説明する。図8は、脈拍測定方法のフローチャートである。まず、S1において、センサ部2は、人体との接触面における温度（体温）を測定し、アンプ3aに出力する。なお、アンプ3aを備えない場合には、センサ部2は、測定した温度をA/Dコンバータ3bに直接出力する。続いて、S2において、アンプ3aが

センサ部 2 から取得した温度（アナログ生体信号）を増幅すると、A/D コンバータ 3 b は、増幅されたアナログ生体電気信号を、除去対象のノイズ周波数に応じたサンプリング周波数でデジタル変換する。変換されたデジタル生体信号は、S 3 で、FIFO メモリ 3 c に格納される。

[0043] 続いて、S 4 において、演算部 3 d は、センサ部 2 が測定した温度に対してノイズ除去を行う。具体的には、演算部 3 d は、FIFO メモリ 3 c に格納されているデジタル生体信号の移動平均を算出することで商用電源ノイズを除去し、同時に移動平均に伴う LPF により折り返し雑音を除去する。続いて、S 5 において、演算部 3 d は、ノイズを除去したデジタル生体信号に対してピーク検出処理を行い、脈動に伴う温度が上昇したタイミングを抽出する。その後、ステップ S 6 において、演算部 3 d は、温度のピークの間隔から脈拍数を算出し、処理を終了する。

[0044] 続いて、本発明者らが行った実験の結果について説明する。本発明者らは、人体の体温をサーミスタで測定し、脈拍と体温との関係性について検証した。図 9 は、人体の体温と脈拍との関係を示すグラフである。図 9 において、縦軸は、サーミスタが出力した電圧の相対値を示し、横軸は、時間を示す。なお、縦軸の電圧が低いほど温度が高いことを示している。

[0045] 図 9 に示すように、人体の体温は日常生活における緩やかな温度変化だけでなく、脈動に伴い微小ながら瞬間的に上昇することがわかった。また、この微小な温度上昇は、実験結果に示すように検出することができるため、温度上昇のタイミングの間隔から被検者の脈拍を測定することができる。

[0046] 以上のように脈拍測定装置 1 では、センサ部 2 が接触している測定部位の温度変化の間隔から人体の脈拍を測定する。このような温度変化は、動脈の近傍であれば検出することができるため、脈拍測定装置 1 では、例えば、手首や足首等にセンサ部 2 を接触させていれば足りる。よって、本実施形態の脈拍測定装置 1 は、人体の行動を一切抑制せず、かつ、拘束感や圧迫感を与えることもない。また、温度測定に要する電力は極めてわずかであるため、従来の光電脈波法と比較して極めて低い電力で脈拍を測定することができる。

。

[0047] また、センサ部２の測定結果を商用電源ノイズの周波数の１周期で移動平均することで、商用電源ノイズを除去することができる。また、センサ部２の測定結果のうち、人体温が取り得る温度範囲から外れる温度を処理対象外とすることで、ノイズを除去することができる。このとき、人体温が取り得る温度範囲をセンサ部２が測定した被検者の体温に基づいて設定することで、更なる低雑音化を実現することができる。

[0048] また、測定した脈拍の間隔に応じて、温度変化の抽出を間欠的に行うことで、更なる低消費電力化が期待できる。即ち、測定結果から温度変化を抽出する処理には一定の電力を消費してしまう。この処理は、脈動のタイミングに合わせて行えば足りるため、一度測定した脈拍の間隔に基づいて、当該処理を間欠的に行うことで、不要な期間における処理を省略することができる。これにより、更なる低消費電力化を実現できる。なお、センサ部２による温度測定に要する電力は極めてわずかであるため、センサ部２による温度測定は、常時行うこととしてもよく、また、間欠的に行うこととしてもよい。

[0049] 続いて、本実施形態による脈拍測定装置１を備えたウェアラブル端末について説明する。図１０の参照符号９２に示す様に、ウェアラブル端末は、手首に装着される腕時計型の端末であり、表示画面及びタッチパネルが重畳された表示部１０１と、ウェアラブル端末を手首に固定するためのベルト１０２とを含む。図１０の参照符号９３に示す様に、ベルト１０２の内側には、センサ部２が設けられている。ウェアラブル端末において、センサ部２は、装着しているユーザの手首（動脈近傍）に接触し、ユーザの体温を測定する。ウェアラブル端末では、センサ部２が測定した体温を監視し、脈動に伴う微小な温度変化を検出することで、ユーザの脈拍を測定する。

[0050] なお、センサ部２は、ユーザの体温のみに反応することが好ましく、ウェアラブル端末では、例えば表示部１０１などの他の機器からセンサ部２の熱の移動を防止する断熱部（不図示）を設けることが好ましい。同様に、脈動の前後においてセンサ部２の温度を略一定に保つために、脈動に伴い蓄積し

たセンサ部２の熱を放出する放熱部（不図示）を設けることが好ましい。例えば、腕時計型のウェアラブル端末において、表示部１０１（時計）の近傍にセンサ部２を配置する場合、表示部１０１と、センサ部２（必要に応じて放熱部）との間に、断熱部を設けることとしてもよい。

[0051] ウェアラブル端末では、測定した脈拍数を表示部１０１に表示することで、装着中のユーザに対して自身の脈拍数を報せることができる。なお、センサ部２では、ユーザの体温も測定していることから、表示部１０１では、脈拍数だけでなく体温等のバイタルデータを表示することもできる。この点、参照符号９４に示す例では、表示部１０１には、ユーザの脈拍数、脈拍波形、現体温が表示されている。

[0052] 以上説明したウェアラブル端末では、ユーザがバンドを装着しているだけで、脈拍等のバイタルデータを容易に取得することができるため、ユーザの行動を一切抑制することがない。また、温度測定に要する電力は極めてわずかであるため、低消費電力で脈拍を測定することができる。

[0053] なお、ウェアラブル端末の一例として、腕時計型の端末を例示しているが、本発明は、これに限られるものではない。ウェアラブル端末は、ユーザの動脈近傍に接触可能であればよく、例えば、首、肘、膝、足首等を保護するサポーター等であってもよく、また、眼鏡型の端末であってもよい。なお、眼鏡型の端末である場合、例えば、ユーザの耳周辺に接触する眼鏡フレームのモダン部分やユーザのこめかみ周辺に接触する眼鏡フレームのテンプル部分等に、センサ部２を設けることで、ユーザの体温を測定することができる。

[0054] また、本実施形態では、ノイズ除去部３４の実現方法の一例として、ＦＩＦＯメモリ３ｃを示している。この点、ノイズ除去部３４は、商用電源ノイズ及び折り返し雑音などのノイズを除去できればよく、ＦＩＦＯメモリ３ｃとは別の任意のノイズ除去手段を設けることでノイズ除去を行うこととしてもよい。

[0055] また、除去するノイズも商用電源ノイズ及び折り返し雑音だけでなく、熱

雑音（ジョンソンノイズ）などの各種のノイズも合わせて除去することが好ましい。例えば、ランダムノイズである熱雑音を除去する場合、熱雑音自体には相関性がないため、ノイズ除去部 34 は、センサ部 2 の測定結果を時間軸に沿って比較し、その比較結果に基づいて熱雑音を抽出して、除去する。具体的には、ノイズ除去部 34 は、センサ部 2 の測定結果を複数の期間に分割し、それぞれの測定結果と比較する。その結果、例えば、ある期間の測定結果にのみ所定の周波数範囲内の信号があらわれる場合に、当該信号を除去することで、熱雑音を除去することができる。なお、所定の周波数範囲とは、脈拍の検出に必要な周波数以上の周波数範囲である。

[0056] また、ノイズ除去部 34 は、比較の結果、2 以上の期間の測定結果に共通して所定の周波数範囲内の信号があらわれる場合に、当該信号を除去することで、熱雑音を除去することができる。なお、所定の周波数範囲とは、脈拍の検出に必要な周波数以上の周波数範囲である。

[0057] <第二実施形態>

続いて、第二実施形態について第一実施形態との相違点を中心に説明する。図 11 は、本実施形態による脈拍測定装置 1 の機能ブロックである。図 3 に示す第一実施形態による脈拍測定装置 1 は、1 つのセンサ部 2 を有するものであったが、本実施形態による脈拍測定装置 1 は、複数のセンサ部 2 a から 2 n を有する。なお、以下の説明においてセンサ部 2 a ~ 2 n を纏めてセンサ部 2 と呼ぶものとする。本実施形態において、センサ部 2 は、同じ人体部位（血管）の複数の異なる接触面それぞれで温度を測定する。より具体的には、センサ部 2 a ~ 2 n は、脈拍測定装置 1 が測定対象の血管に接触する部分に設けられる。このとき、装着状態がずれた場合に測定対象の血管をカバー可能なように、センサ部 2 は、当該血管が延びる方向に対して直交する方向の複数の位置で測定を行う構成とすることができる。

[0058] 本実施形態において、抽出部 31 は、センサ部 2 で取得した複数の測定結果のそれぞれに対してピーク検出処理を実行し、体温が最大になったタイミングを抽出する。このとき、抽出部 31 は、センサ部 2 が取得した複数の測

定結果を比較演算することで、脈拍測定の精度を向上させることができる。例えば、複数のセンサ部 2 が温度上昇を検出していないにもかかわらず、1 つのセンサ部 2 が温度上昇を検出している場合、抽出部 3 1 は、それぞれの測定結果を比較することで、当該 1 つのセンサ部 2 が検出した温度上昇が脈動とは関係のないことを特定することができる。抽出部 3 1 が、温度情報が脈動とは関係ないと特定した測定結果をタイミングの抽出に用いないことで、脈拍測定の精度が向上する。

[0059] また、抽出部 3 1 は、センサ部 2 a が測定した温度と、他のセンサ部 2 b が測定した温度との差分に基づいて、温度変化を抽出してもよい。例えば、センサ部 2 a が手首の内側に接触する位置に設けられており、センサ部 2 b が手首の外側に接触する位置に設けられているとする。この場合、センサ部 2 a は、血管の近くに位置しているので、脈動に応じて温度が変化しやすい。他方で、センサ部 2 b は、血管から遠いため、脈動に応じて温度が変化しにくい。そこで、センサ部 2 a の測定結果からセンサ部 2 b の測定結果を減算することにより、センサ部 2 a 及びセンサ部 2 b に共通するノイズを除去し、センサ部 2 a で検出された脈動に応じた温度上昇を抽出することができ、脈拍測定の精度が向上する。

[0060] また、ウェアラブル端末では、ユーザが装着している最中に装着状態がずれてしまうこともある。装着状態がずれてしまうとセンサ部 2 とユーザの接触状態もずれてしまうため、ずれの前後で、脈拍の測定に適したセンサ部 2 が異なることになる。そこで、抽出部 3 1 は、センサ部 2 a が検出した体温の最大値が、センサ部 2 a が直前のタイミングで検出した体温の最大値と異なり、他のセンサ部 2 b が直前に検出した体温の最大値とほぼ一致している場合、脈拍測定装置 1 の装着状態がずれたと判定する。この場合、抽出部 3 1 は、他のセンサ部 2 b が直前に体温の最大値を検出したタイミングを、ずれが生じる前の脈動のタイミングとして抽出し、センサ部 2 a で検出した体温の最大値を検出したタイミングを、ずれが生じた後の脈動のタイミングとして抽出してもよい。このようにすることで、脈拍測定装置 1 は、装着状態

がずれた場合の脈拍測定の精度を向上させることができる。

[0061] 本実施形態において、脈拍測定装置 1 は、測定部位の近傍に複数センサ部 2 a～2 n を配置しているため、センサ部 2 a～2 n 間での差分を取ることで、一つのセンサ部 2 を用いて脈拍を測定する場合よりも精度を向上させることができる。例えば、一つのセンサ部 2 においてパルスロスした場合であっても他のセンサ部 2 においてサポートすることができ一つのセンサ部 2 を用いて脈拍を測定する場合よりも精度よく脈拍を測定することができる。また、装着者の動作により脈拍測定装置 1 の装着状態がずれた場合には、装着状態がずれる前とは異なるセンサ部 2 が測定部位の温度を測定することになるため、脈拍を測定することができる。その結果、脈拍測定装置 1 によれば、人体及び装置の双方に大きな負担がかからず、また、装着状態がずれてしまったとしても脈拍を継続して測定することができる。

[0062] <第三実施形態>

続いて、続いて、第三実施形態について第二実施形態との相違点を中心に説明する。第二実施形態の脈拍測定装置 1 は、センサ部 2 a～2 n が測定した複数のアナログ生体信号のそれぞれをデジタル変換し、それぞれに対してノイズ除去を行うものである。したがって、センサ部 2 の数に応じて処理負担が増大してしまう。そこで、本実施形態の脈拍測定装置 1 は、複数のセンサ部 2 a～2 n が測定した複数のアナログ生体信号を合成し、合成後のアナログ生体信号に対してデジタル変換やノイズ除去等を行うことで、処理負担を軽減する。

[0063] 図 1 2 は、本実施形態の脈拍測定装置 1 の機能ブロック図である。図 1 1 に示す第二実施形態による脈拍測定装置 1 との相違点は、センサ部 2 からの複数のアナログ生体信号を合成する合成部 3 5 を設けたことである。

[0064] 合成部 3 5 は、主として図 2 のアンプ 3 a が対応し、センサ部 2 それぞれの測定結果（アナログデータ）を合成する。ここで、図 1 3 を参照して、合成部 3 5 による測定結果の合成について説明する。なお、図 1 3 では、センサ部 2 a の測定結果を測定結果 2 0 a とし、センサ部 2 a とは異なる他のセ

ンサ部 2 b の測定結果を測定結果 2 0 b とし、また、測定結果 2 0 a と測定結果 2 0 b とを合成した結果を合成測定結果 2 1 としている。また、図 1 3 では、説明を簡易にするため、2 つの測定結果 2 0 a, 2 0 b のみを合成し、その他のセンサ部 2 による測定結果を省略している。また、図 1 3 では、装着者の脈動がタイミング t 1、t 2、t 3 において生じているものとする。

[0065] ウェアラブル端末では、装着者に意識させずに脈拍を測定可能であることが好ましく、装着者の動作に応じて装着状態がずれてしまったとしても正確な脈拍を測定可能にする必要がある。図 1 3 の参照符号 8 0 では、測定結果 2 0 a として示すように、センサ部 2 a は、タイミング t 1、t 3 において、脈動に伴う温度上昇を検出しているものの、タイミング t 2 では、装着状態のずれにより脈動に伴う温度上昇を検出できていない。一方、測定結果 2 0 b として示すように、センサ部 2 b は、装着状態がずれた結果、センサ部 2 a が脈動に伴う温度上昇を検出できていないタイミング t 2 において、脈動に伴う温度上昇を検出している。

[0066] このような場合に、センサ部 2 a の測定結果 2 0 a のみから脈拍を測定すると、脈拍の間隔が「 $t_3 - t_1$ 」のように本来よりも長く算出されてしまう。そこで、合成部 3 5 は、センサ部 2 a の測定結果 2 0 a とセンサ部 2 b の測定結果 2 0 b とを合成し、合成測定結果 2 1 とする。これにより、脈動がタイミング t 1、t 2、t 3 において行われていることを検出することができ、正確な脈拍を測定することができる。また、合成測定結果 2 1 に対してのみデジタル変換等の処理を行えばよいため、処理負担を軽減することができる。

[0067] ここで、センサ部 2 a ~ 2 n それぞれの信号レベルが異なる場合において単純に合成すると、信号レベルが低いセンサ部 2 の測定結果が埋もれてしまう。この点、参照符号 8 1 において、測定結果 2 0 b は、測定結果 2 0 a が検出できていないタイミング t 2 において脈動に伴う温度上昇を検出できているものの、その信号レベルは低い。このような場合に、測定結果 2 0 a 及

び測定結果20bを合成したのでは、タイミングt2における温度上昇の検出が埋もれてしまい、結果、誤った脈拍を測定してしまうことになる。

[0068] そこで、合成部35は、信号レベルが閾値である所定レベル以下の測定結果20bを増幅してから、測定結果20aと増幅後の測定結果20b'とを合成する。その結果、参照符号81に示すように、タイミングt2における温度上昇を検出できている合成測定結果21が得られ、脈動に伴う温度上昇のタイミングt1, t2, t3から正確な脈拍を測定することができる。

[0069] この際、合成部35は、センサ部2a~2nが接触する位置に基づいて複数の測定結果に重みづけし、重みづけした後の複数の測定結果を合成してもよい。例えば、センサ部2aが手首の内側に接触する位置に設けられており、センサ部2bが手首の外側に接触する位置に設けられているとする。この場合、センサ部2aの方が血管に近いので、センサ部2aの測定結果20aは、センサ部2bの測定結果20bよりも信頼性が高いと考えられる。そこで、合成部35は、測定結果20aに、測定結果20bよりも大きな重み係数を乗算し、乗算して得られた値と測定結果20bの値とを加算してもよい。

[0070] また、センサ部2a、2bの性能や周囲の状況によっては、測定結果に直流成分が加わり、参照符号82に示すように、測定結果20a及び測定結果20bがゼロ点からずれてしまうことがある。このような場合に、測定結果20a及び測定結果20bを単に合成したのでは、脈動に伴う温度上昇が埋もれてしまい、誤った脈拍を測定してしまうことになる。

[0071] そこで、合成部35は、測定結果20a及び測定結果20bの直流成分を除去（オフセット）してから、直流成分除去後の測定結果20a''及び測定結果20b''を合成する。その結果、参照符号82に示すように、タイミングt1, t2, t3における温度上昇を検出できている合成測定結果21が得られ、正確な脈拍を測定することができる。

[0072] 以上、本実施形態では、センサ部2が取得する複数の測定結果を合成した合成測定結果から脈拍を測定するため、複数の測定結果のそれぞれに対して

デジタル変換等の処理を行う必要がなく、処理負担を軽減することができる。この場合においても、装着者の動作により脈拍測定装置 1 の装着状態がずれたとしても、他のセンサ部 2 で測定部位の温度変化を検出できているため、脈拍を測定することができる。その結果、第 2 実施形態の脈拍測定装置 1 によれば、装置の負担を更に軽減しつつ、装着状態がずれも脈拍を測定することができる。

[0073] なお、第二実施形態及び第三実施形態では、複数のセンサ部 2 a ~ 2 n を同じ人体部位の異なる位置に接触させるものとした。しかしながら、複数のセンサ部 2 a ~ 2 n を異なる人体部位に接触させる形態であっても良い。例えば、センサ部 2 a を、手首の血管の位置に接触させ、他のセンサ部 2 b を、腕の血管の位置に接触させる構成とすることもできる。

[0074] このように複数のセンサ部 2 a ~ 2 n を異なる人体部位に接触させる場合、それぞれのセンサ部 2 において体温の最大値が検出されるタイミングがずれることがある。そこで、抽出部 3 1 は、センサ部 2 a において体温の最大値が検出されるタイミングと、センサ部 2 b において体温の最大値が検出されるタイミングとの差に基づいて、センサ部 2 a の測定結果又はセンサ部 2 b の測定結果を補正してもよい。

[0075] また、脈拍測定装置 1 が、第三実施形態のように合成部 3 5 を有する場合、合成部 3 5 は、抽出部 3 1 が上記の補正をした後に複数の測定結果を合成することにより、タイミングのずれの影響が除去された測定結果を生成することができる。なお、合成部 3 5 が複数の測定結果を合成する前に、抽出部 3 1 は、複数の測定結果の最大値の大きさが所定の範囲に入るように、複数の測定結果を増幅又は減衰させてもよい。

[0076] なお、複数のセンサ部 2 a ~ 2 n を互いに離れた位置に設ける場合、複数のセンサ部 2 a ~ 2 n のそれぞれは、測定結果を無線で信号処理部 3 に送信するように構成することができる。例えば、センサ部 2 a 及び信号処理部 3 は、手首に設けられており、センサ部 2 b が腕に設けられている場合、近距離間で情報の送受信が可能な無線通信方式を用いて、センサ部 2 b から信号

処理部 3 に測定結果を送信してもよい。なお、第一実施形態の様に 1 つのセンサ部 2 を使用する場合においても、センサ部 2 が測定結果を無線により信号処理部 3 に送信する構成とすることもできる。

[0077] 以上、複数のセンサ部 2 を異なる人体部位に接触させることで、一つの人体部位のセンサ部 2 の装着状態が悪いような場合でも、他の人体部位のセンサ部 2 の測定結果を利用できる。したがって、一つの人体部位におけるセンサ部 2 の装着状態に問題がある場合でも脈拍を測定することができる。

[0078] 続いて、複数のセンサ部 2 a ~ 2 n を備えた脈拍測定装置 1 を有するウェアラブル端末の一例について説明する。第一実施形態と同様に、ウェアラブル端末は、手首に装着される腕時計型の端末であり、表示画面及びタッチパネルが重畳された表示部 101 と、ウェアラブル端末を手首に固定するためのベルト 102 とを含む。しかしながら、図 14 に示すように、ベルト 102 の内側には、複数のセンサ部 2 a ~ 2 d が設けられている。これらセンサ部 2 は、ウェアラブル端末 100 の装着状態がずれた場合であっても、確実に脈動に伴う温度変化を検出するために複数設けられるものであり、上述のように測定対象の血管が延びる方向に直交する方向に並んで配置される。参照符号 95 で示す様に、本例では、ベルト 102 の表示部 101 側（手首の外側）にセンサ部 2 a、2 b が配置され、参照符号 96 で示す様に、ベルト 102 の表示部 101 と対向する側（手首の内側）にセンサ部 2 c、2 d が配置され、手首の血管の温度を複数のセンサ部 2 の何れかで確実に測定することとしている。なお、センサ部 2 の実際の個数は 4 つに限られず、2 つ以上の任意の数とすることができる。また、図 14 では、複数のセンサ部 2 を血管が延びる方向と直交する方向に並べて配置している。しかしながら、血管が延びる方向にも複数のセンサ部 2 を配置することもできる。

[0079] なお、複数のセンサ部 2 のうちの、少なくとも 2 以上のセンサ部 2 の測定結果において、熱雑音が重畳している場合には、ノイズ除去部 34 は、比較結果に基づいて少なくとも 2 以上の測定結果において相関性がある所定の周波数範囲内の信号（言い換えると、少なくとも 2 以上の測定結果において共

通してあらわれる所定の周波数範囲内の信号)を抽出することができる。そして、ノイズ除去部34は、2以上のセンサ部2の間で相関性がある当該周波数範囲内の信号だけを取り出して、除去することで、熱雑音を除去することができる。なお、所定の周波数範囲とは、脈拍の検出に必要な周波数以上の周波数範囲である。

[0080] また、例えば、複数のセンサ部2のうちの、ある一つのセンサ部2の測定結果にのみ、熱雑音が重畳している場合には、比較結果に基づいて、他のセンサ部2の測定結果と相関性のない所定の周波数範囲内の信号を抽出する構成とすることもできる。そして、ノイズ除去部34は、当該周波数範囲内の信号だけを取り出して、除去することで、熱雑音を除去することができる。なお、所定の周波数範囲とは、脈拍の検出に必要な周波数以上の周波数範囲である。

[0081] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0082] 本願は、2015年7月9日提出の日本国特許出願特願2015-137571及び2015年8月3日提出の日本国特許出願特願2015-153156を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 人体に接触し、接触面の温度を測定する温度測定手段と、
前記温度測定手段による測定結果を処理する処理手段と、
を備え、
前記処理手段は、
前記測定結果に基づき、脈動に伴う温度変化を抽出する抽出手段と、
前記温度変化の間隔から脈拍を測定する脈拍測定手段と、
を備える脈拍測定装置。
- [請求項2] 前記抽出手段は、
前記測定結果を、除去対象の交流ノイズの周期で移動平均することで、前記測定結果のノイズ除去を行う除去手段を、さらに備えており、
前記抽出手段は、前記除去手段によるノイズ除去後の前記測定結果から前記温度変化を抽出する、請求項1に記載の脈拍測定装置。
- [請求項3] 前記除去手段は、人体温が取り得る温度範囲から外れる温度を前記測定結果から除去することで、前記測定結果のノイズ除去を行う、
請求項2に記載の脈拍測定装置。
- [請求項4] 前記除去手段は、前記温度測定手段が測定した体温を含む所定の温度範囲を、前記人体温が取り得る前記温度範囲として設定する、
請求項3に記載の脈拍測定装置。
- [請求項5] 前記所定の温度範囲は、前記抽出手段が抽出した直前の脈動に伴う温度変化に基づき定められる、
請求項4に記載の脈拍測定装置。
- [請求項6] 前記抽出手段は、前記脈拍測定手段が測定した前記脈拍の間隔に応じて、前記温度変化の抽出を行う、
請求項1から5の何れか1項に記載の脈拍測定装置。
- [請求項7] 前記処理手段と前記温度測定手段との間の熱の移動を抑制する断熱

手段、

を更に備える請求項 1 から 6 の何れか 1 項に記載の脈拍測定装置。

[請求項8] 前記温度測定手段の熱を放出する放熱手段、

を更に備える請求項 1 から 7 の何れか 1 項に記載の脈拍測定装置。

[請求項9] 前記温度測定手段は、複数の接触面それぞれで温度を測定する請求項 1 から 8 の何れか 1 項に記載の脈拍測定装置。

[請求項10] 前記複数の接触面それぞれで前記温度測定手段が取得した複数の測定結果を合成して合成測定結果を求める合成手段を更に備え、

前記抽出手段は、前記合成測定結果に基づき前記温度変化を抽出する、

請求項 9 に記載の脈拍測定装置。

[請求項11] 前記合成手段は、前記測定結果のうち、レベルが閾値より小さい測定結果を増幅して合成する、

請求項 10 に記載の脈拍測定装置。

[請求項12] 前記合成手段は、前記接触面に基づき前記測定結果に重みづけして合成する、

請求項 10 又は 11 に記載の脈拍測定装置。

[請求項13] 前記抽出手段は、前記複数の接触面それぞれで前記温度測定手段が取得した複数の測定結果の差分に基づいて前記温度変化を抽出する、

請求項 9 に記載の脈拍測定装置。

[請求項14] 前記温度測定手段は、前記測定結果を無線で前記処理手段に送信する、

請求項 1 から 13 の何れか 1 項に記載の脈拍測定装置。

[請求項15] 請求項 1 から 14 の何れか 1 項に記載の脈拍測定装置を備えるウェアラブル端末。

[請求項16] 人体の脈拍を測定する脈拍測定方法であって、

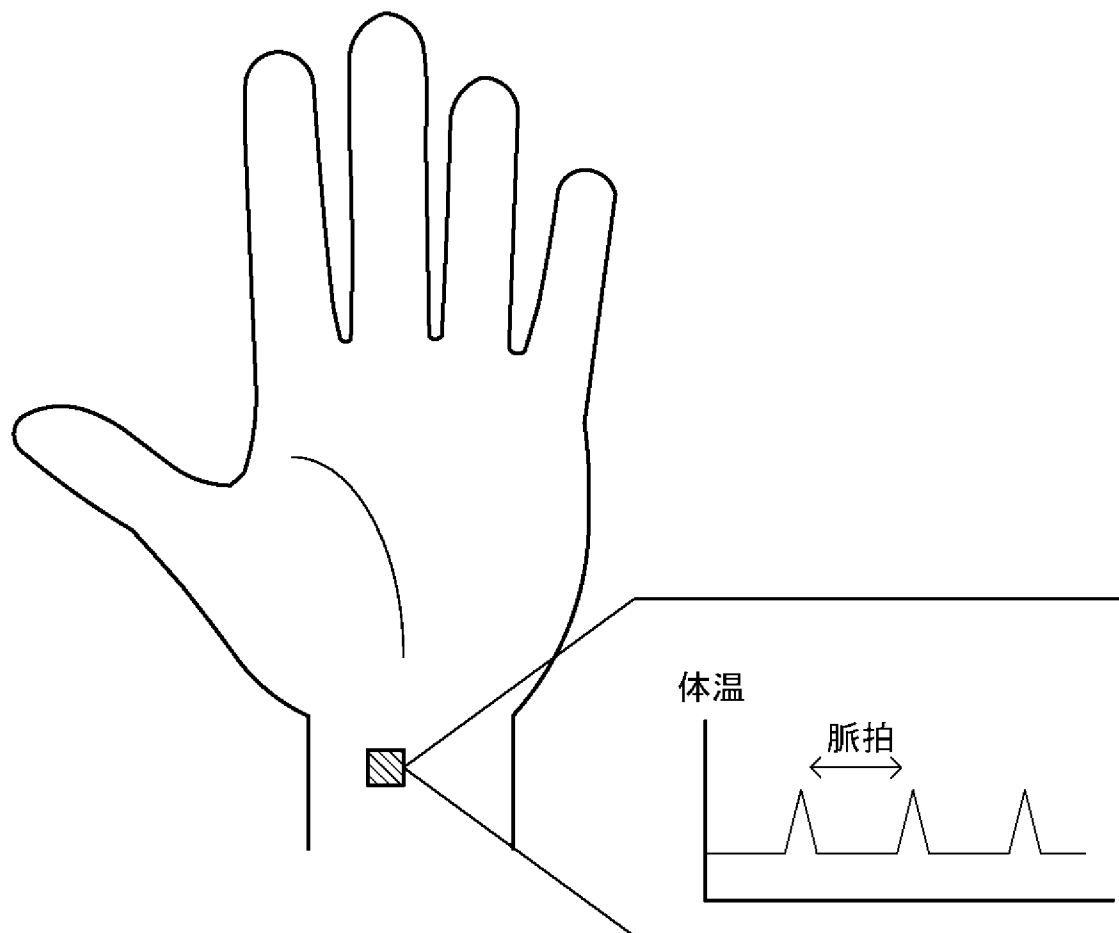
人体の温度を測定するステップと、

測定した前記温度から、脈動に伴う温度変化を抽出するステップと

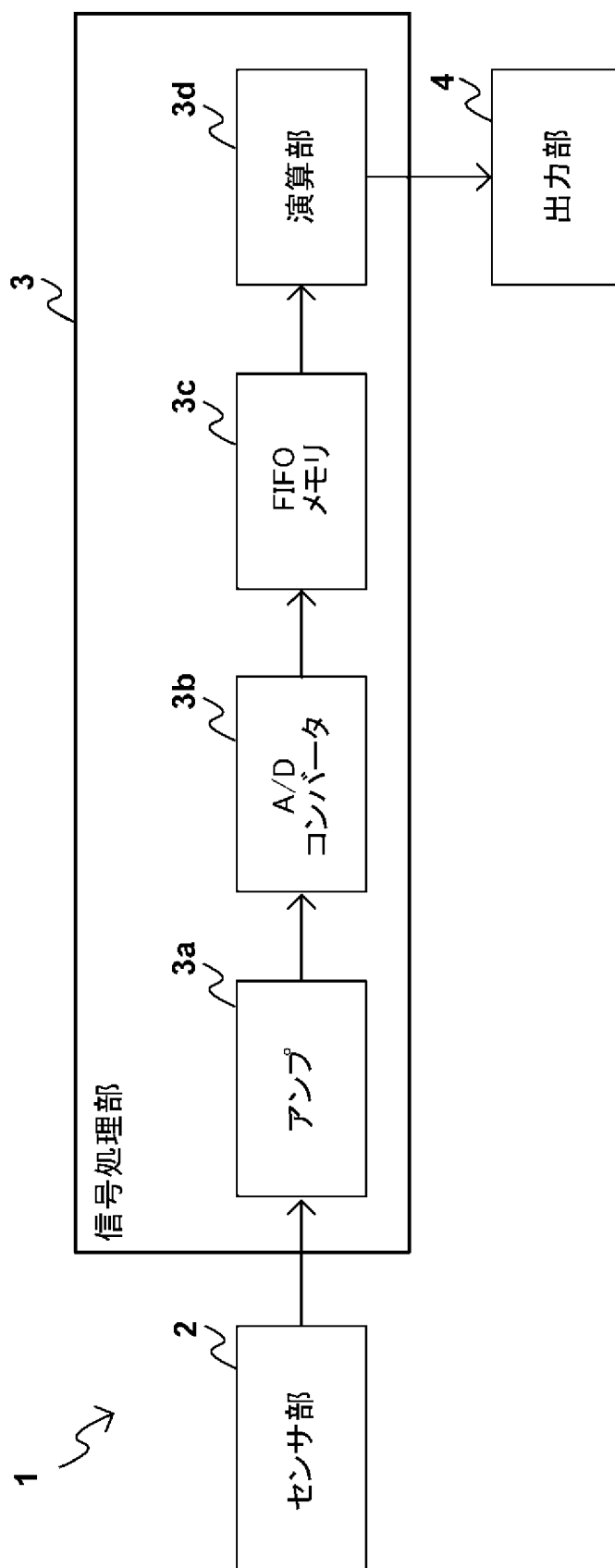
、

抽出した温度変化の間隔から脈拍を測定するステップと、
を含む脈拍測定方法。

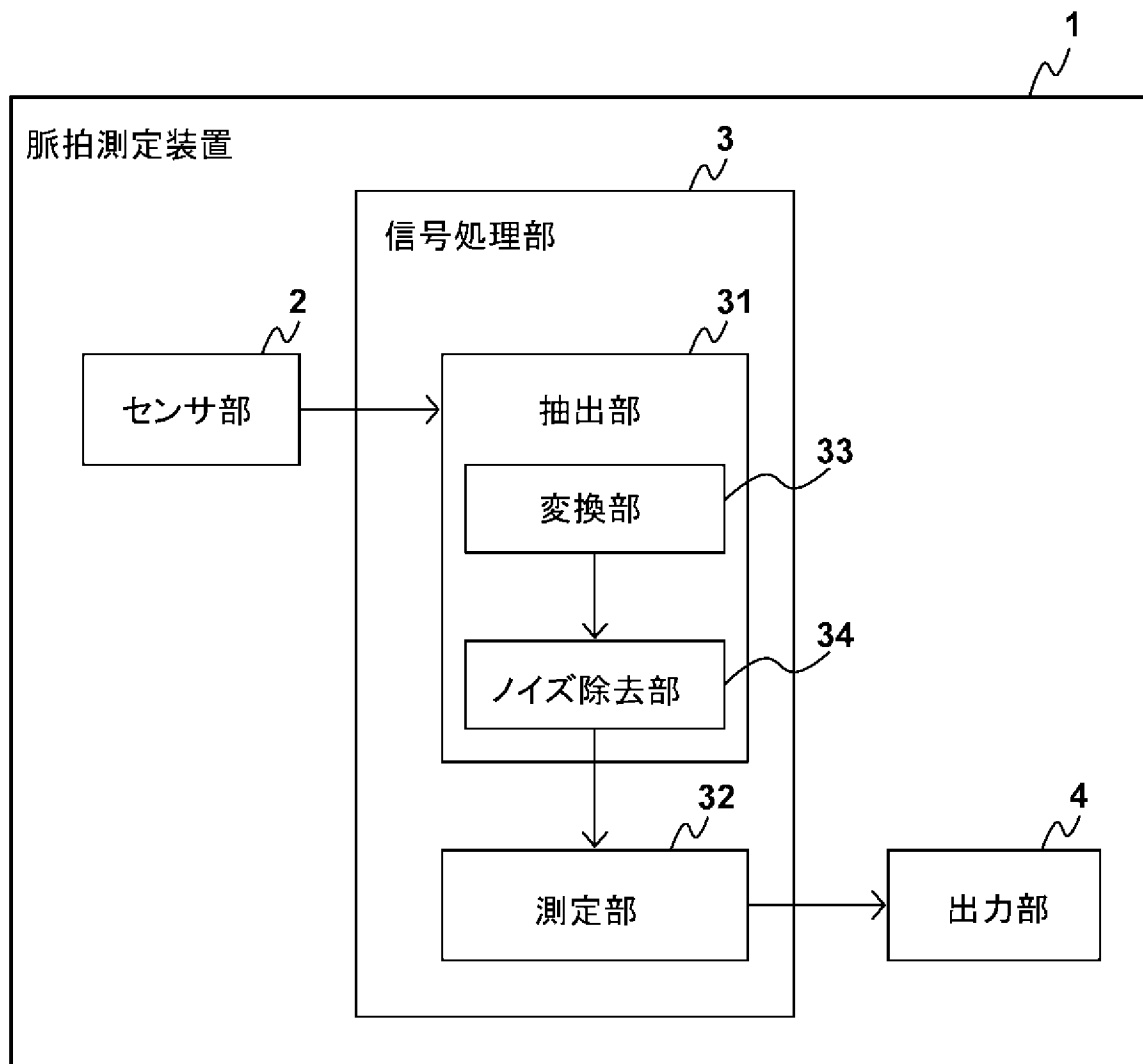
[図1]



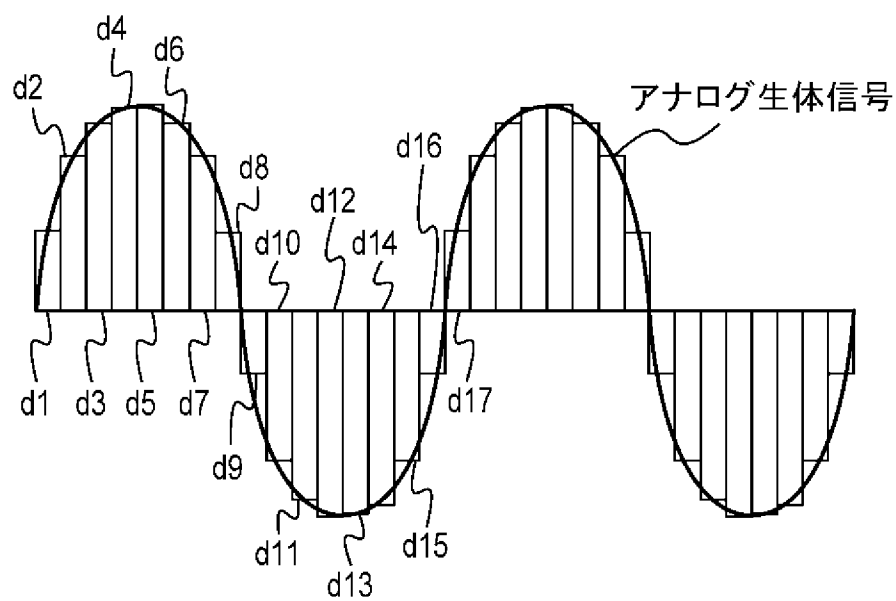
[図2]



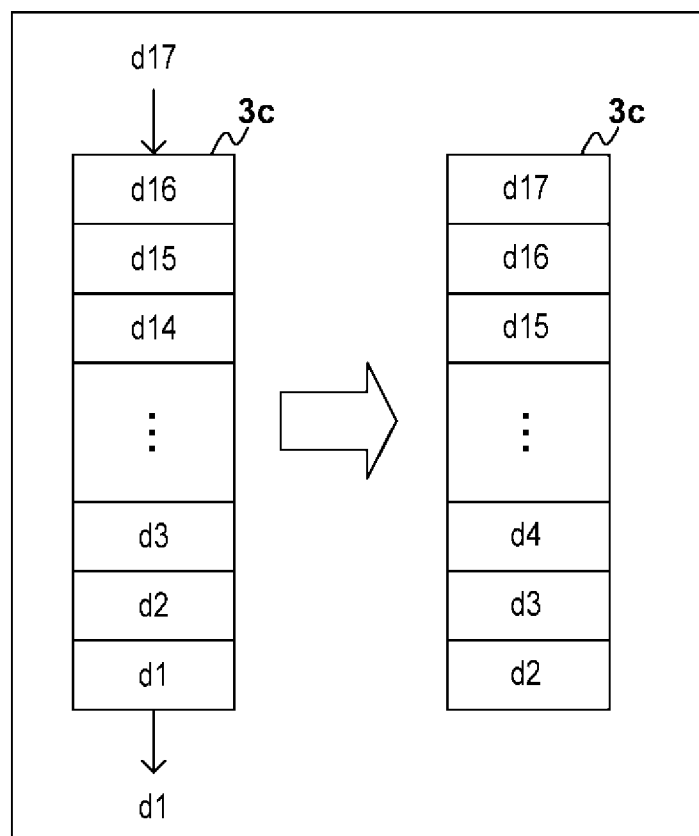
[図3]



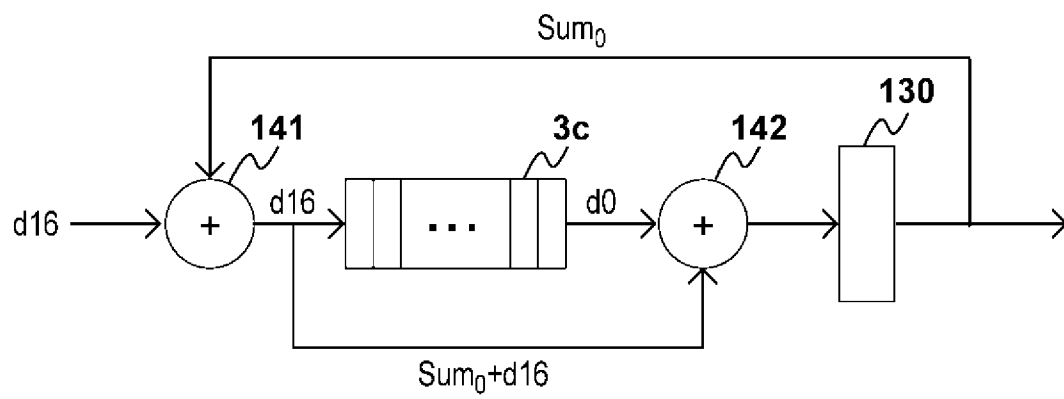
[図4]



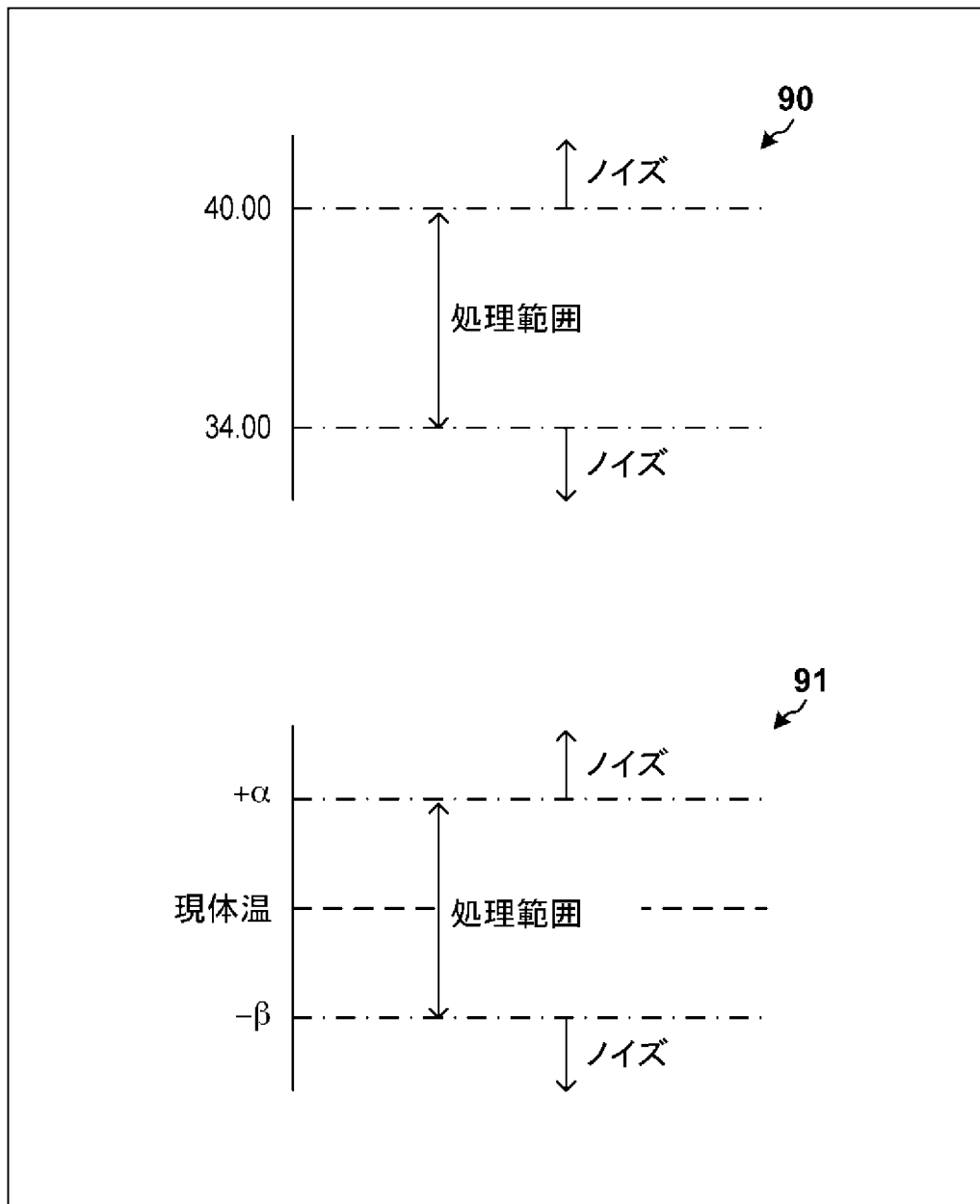
[図5]



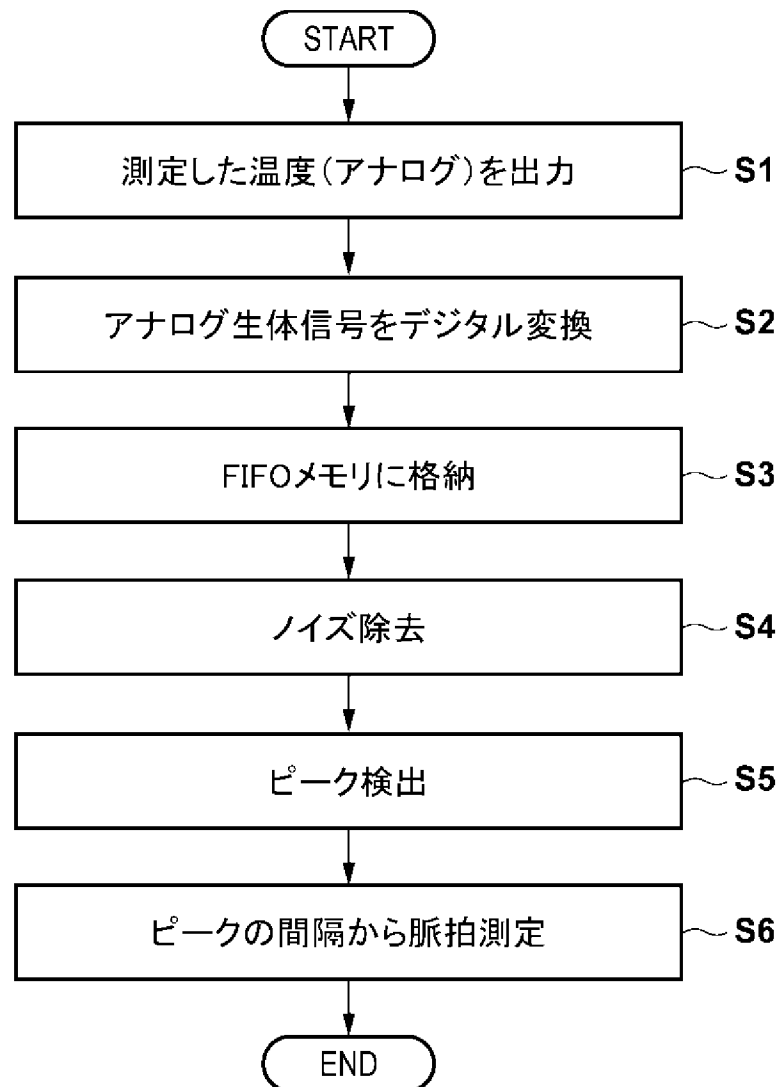
[図6]



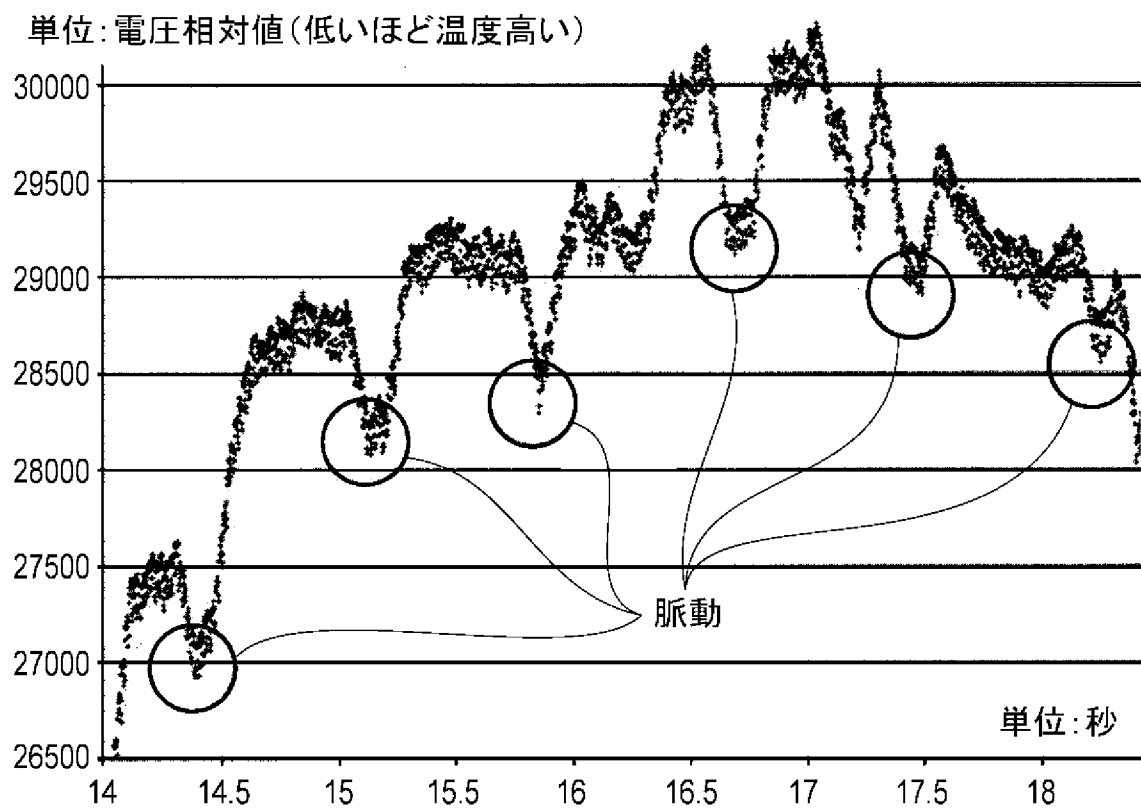
[図7]



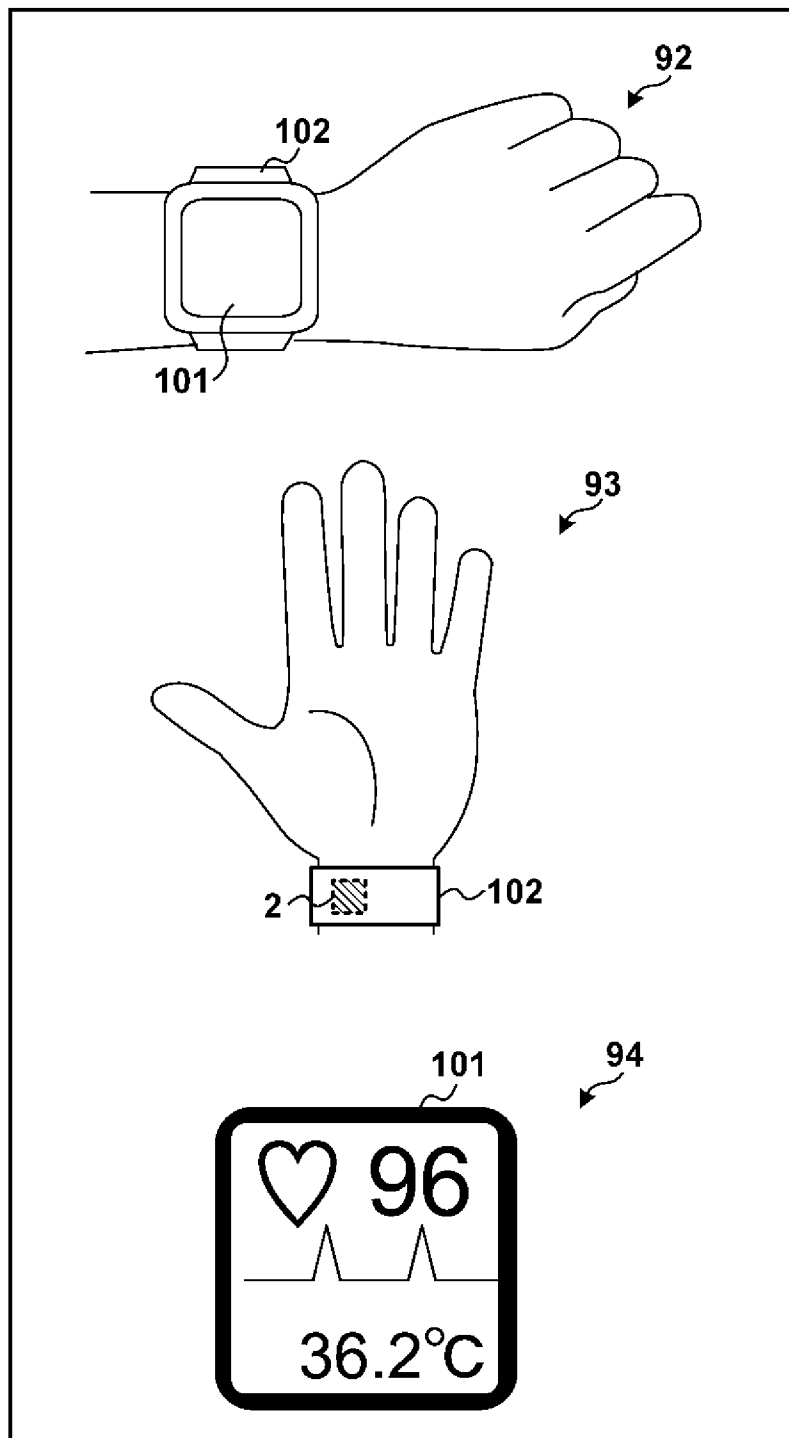
[図8]



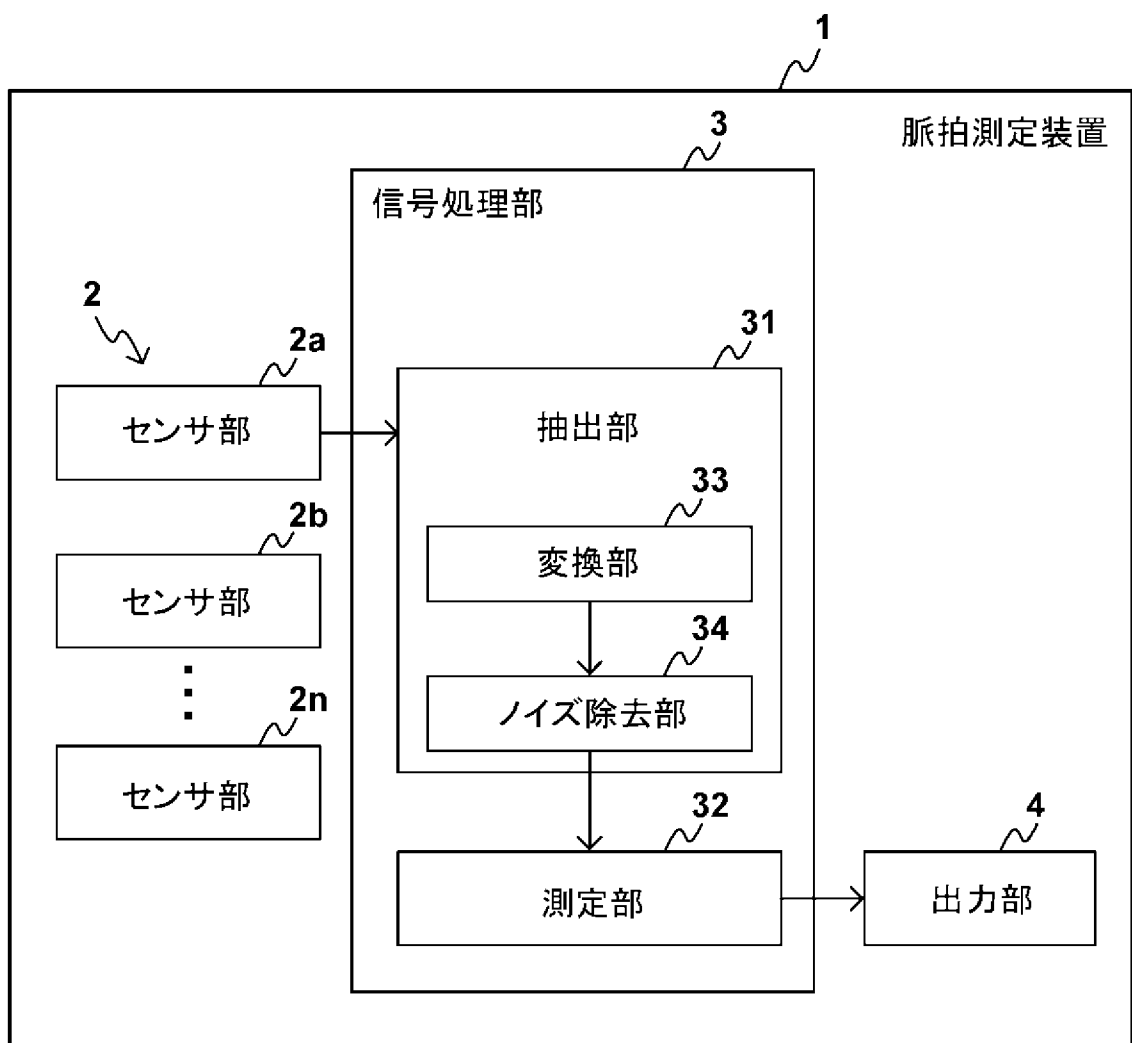
[図9]



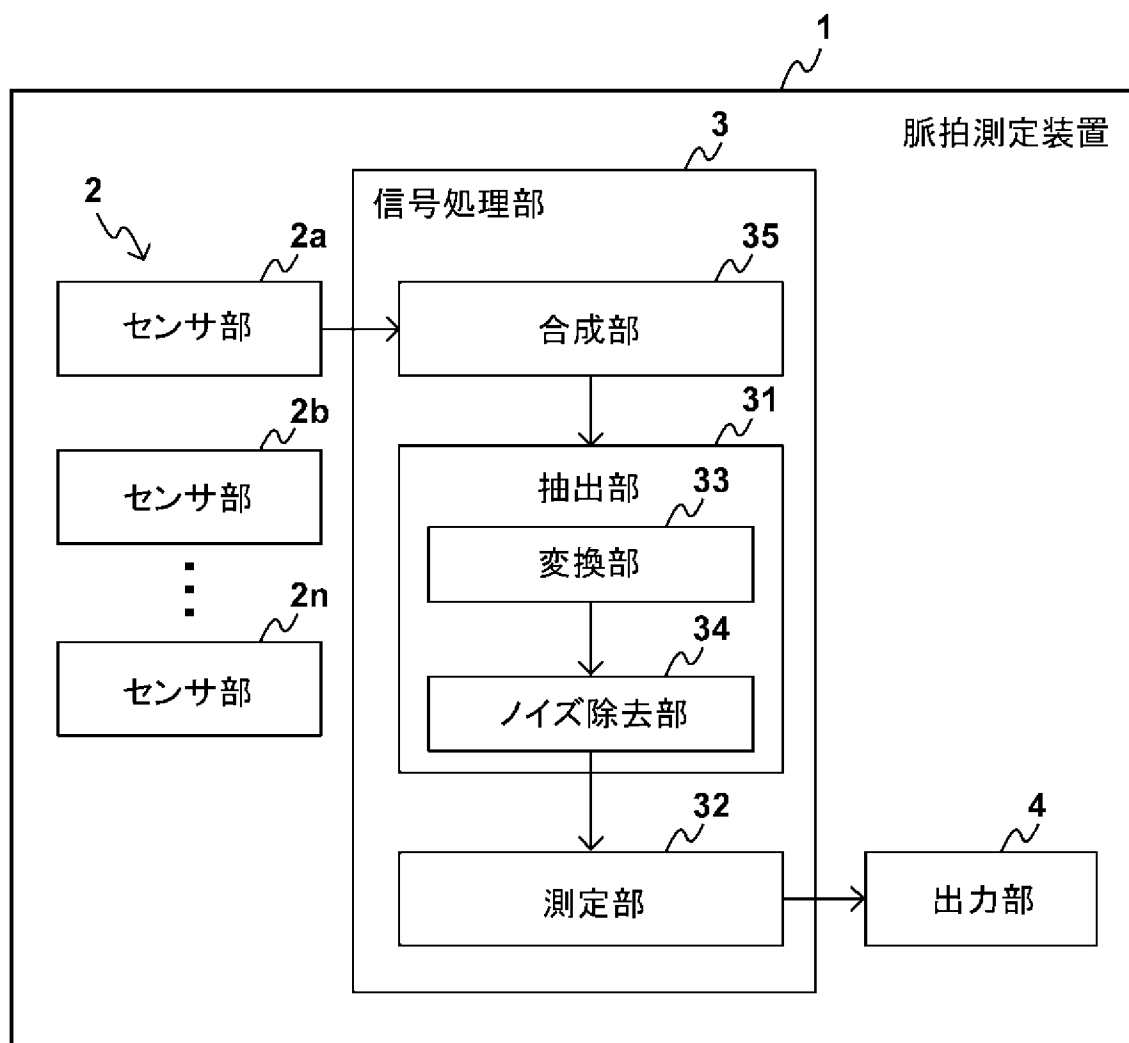
[図10]



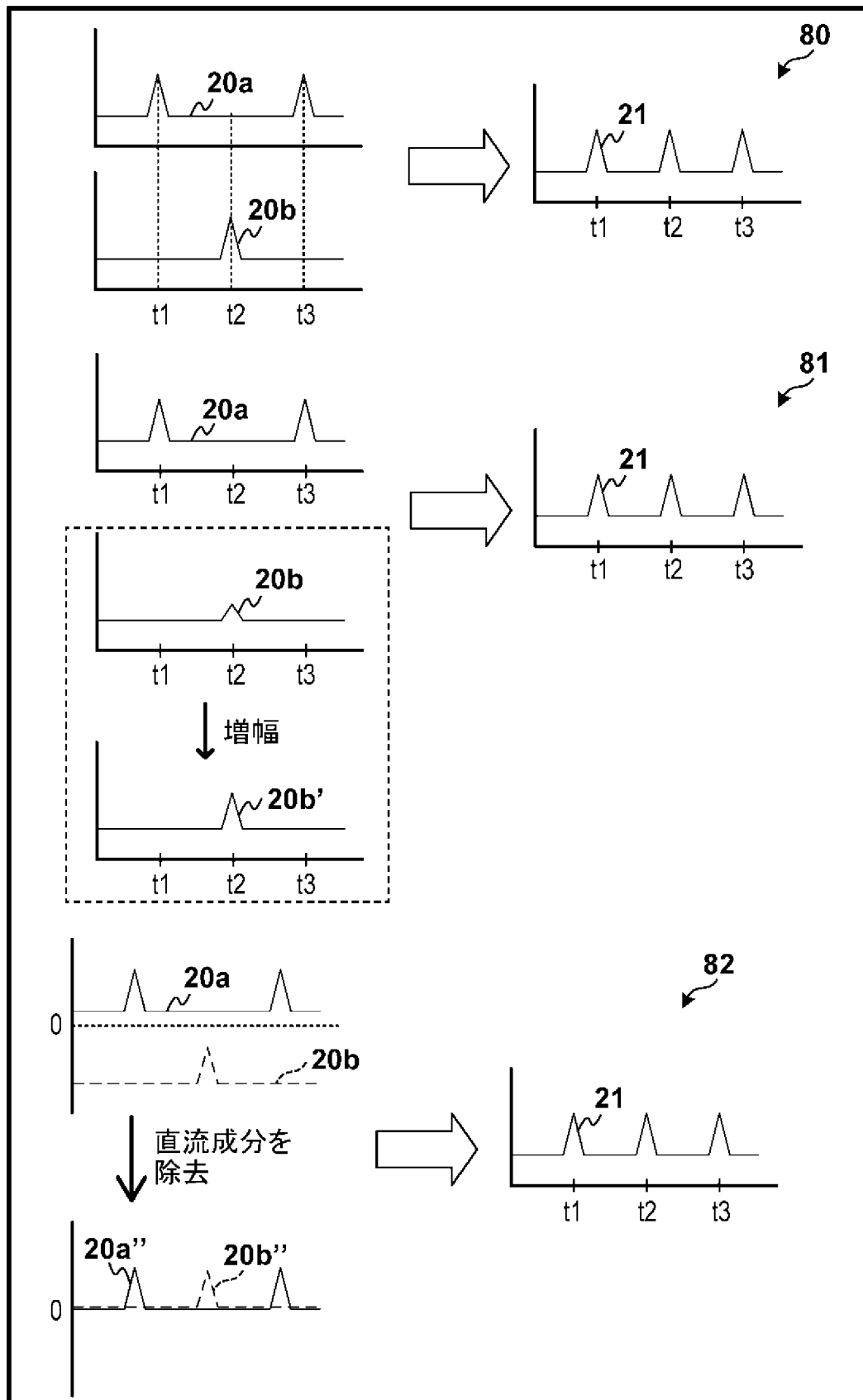
[図11]



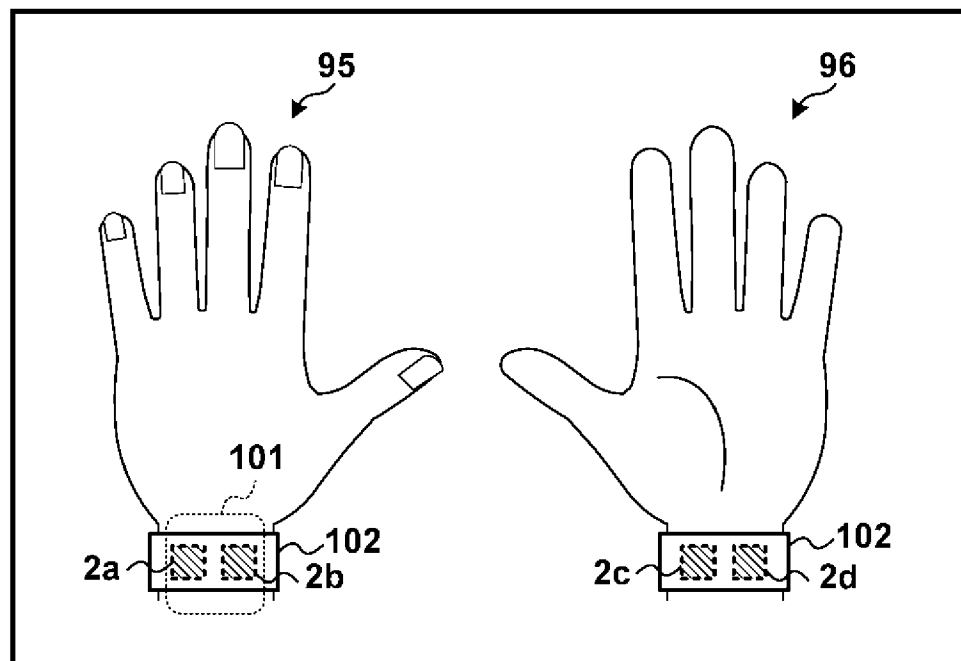
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/068507

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/01(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) A61B5/0245, A61B5/01 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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2005-519666 A (Welch Allyn, Inc.), 07 July 2005 (07.07.2005), paragraphs [0053] to [0054], [0061]; fig. 3 & US 2003/0171655 A1 paragraphs [0060] to [0061], [0068]; fig. 3 & CA 2478377 A	1-10,12-16 11
Y	JP 2011-133300 A (Seiko Epson Corp.), 07 July 2011 (07.07.2011), paragraphs [0033] to [0036]; fig. 2 & US 2011/0158284 A1 paragraphs [0057] to [0060]; fig. 2 & CN 102106724 A	1-10,12-16
☒ 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 August 2016 (29.08.16)		Date of mailing of the international search report 13 September 2016 (13.09.16)
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/JP2016/068507

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 2001-422 A (Fuji Xerox Co., Ltd.), 09 January 2001 (09.01.2001), paragraphs [0024] to [0025] (Family: none)	2-5
Y	JP 2008-245943 A (Citizen Holdings Co., Ltd.), 16 October 2008 (16.10.2008), paragraph [0161] (Family: none)	2-5
Y	JP 2009-279076 A (Masahiro YOSHIKAWA), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraphs [0014] to [0030] (Family: none)	3-5
Y	JP 2004-528085 A (Welch Allyn, Inc.), 16 September 2004 (16.09.2004), paragraphs [0022], [0045] to [0047]; fig. 7 to 10 & US 2002/0143257 A1 paragraphs [0024], [0074] to [0076]; fig. 7 to 10 & CA 2442937 A	12
Y	JP 3819877 B2 (Toshiba Corp.), 13 September 2006 (13.09.2006), paragraph [0037] (Family: none)	13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/01(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. A61B5/0245, A61B5/01

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で利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 A	JP 2005-519666 A（ウェルチ・アリン・インコーポレーテッド） 2005.07.07, 段落 [0053] - [0054], [0061], 図3 & US 2003/0171655 A1, 段落 [0060] - [0061], [0068], 図3 & CA 2478377 A	1-10, 12-16 11
Y	JP 2011-133300 A（セイコーエプソン株式会社）2011.07.07, 段落 [0033] - [0036], 図2 & US 2011/0158284 A1, 段落 [0 057] - [0060], 図2 & CN 102106724 A	1-10, 12-16

☒ 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

29.08.2016

国際調査報告の発送日

13.09.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/JP）

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）

遠藤 直恵

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3701

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2001-422 A (富士ゼロックス株式会社) 2001.01.09, 段落 [0024] - [0025] (ファミリーなし)	2-5
Y	JP 2008-245943 A (シチズンホールディングス株式会社) 2008.10.16, 段落 [0161] (ファミリーなし)	2-5
Y	JP 2009-279076 A (吉澤 昌宏) 2009.12.03, 段落 [0014] - [0030] (ファミリーなし)	3-5
Y	JP 2004-528085 A (ウェルチ・アリン・インコーポレーテッド) 2004.09.16, 段落 [0022]、[0045] - [0047]、図7-10 & US 2002/0143257 A1, 段落 [0024]、[0074] - [0076]、図7-10 & CA 2442937 A	12
Y	JP 3819877 B2 (株式会社東芝) 2006.09.13, 段落 [0037] (ファミリーなし)	13