

(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1月15日(15.01.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/004915 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/003652
- (22) 国際出願日: 2014年7月9日(09.07.2014)
- (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 2013-146148 2013年7月12日(12.07.2013) 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: ▲高▼▲橋▼ 有亮 (TAKAHASHI, Yusuke); 〒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: 上柳 雅登, 外(KAMIYANAGI, Masataka 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).

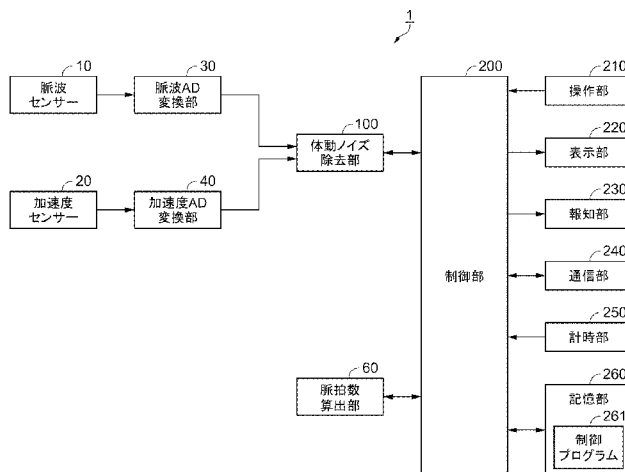
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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, 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: BIOMETRIC INFORMATION PROCESSING DEVICE AND BIOMETRIC INFORMATION PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 生体情報処理装置、生体情報処理方法



- 10 Pulse wave sensor
20 Acceleration sensor
30 Pulse wave AD conversion unit
40 Acceleration AD conversion unit
60 Pulse rate calculation unit
100 Body movement noise removal unit
200 Control unit
210 Operational unit
220 Display unit
230 Notification unit
240 Communication unit
250 Timing unit
260 Memory unit
261 Control program

(57) Abstract: Provided is a biometric information processing device which attenuates body movement noise that changes according to the various movement status of a subject and extracts a pulse wave with less noise. This biometric information processing device comprises multiple filters which have different filter properties and which detect a bi-signal that includes a pulse wave component and a body movement noise component, detect a body movement signal that correlates to the body movement noise component and separate the pulse wave component and body movement noise component in the biosignal on the basis of the body movement signal, and the device calculates, for each filter, a coefficient of correlation between the body movement signal and at least one of the pulse wave component and body movement noise component, and on the basis of the coefficient of correlation, determines the pulse wave component separated by any one of the filters as a pulse wave signal. According to this biometric information processing device, the pulse wave component in which a noise component is sufficiently attenuated can be selected from the pulse wave components extracted by the multiple filters.

(57) 要約:

[続葉有]



被験者の多様な運動状況に応じて変動する体動ノイズを減衰しノイズの少ない脈波を抽出する生体情報処理装置を提供すること。脈波成分および体動ノイズ成分を含む生体信号を検出し、体動ノイズ成分と相関する体動信号を検出し、生体信号に含まれる脈波成分および体動ノイズ成分を体動信号に基づいて分離するフィルターであって、フィルター特性が異なるフィルターを複数備え、フィルター毎に体動信号と脈波成分および体動ノイズ成分の少なくとも一つの相関係数を算出し、相関係数に基づいて、いずれか一つのフィルターを用いて分離した脈波成分を脈波信号として決定する生体情報処理装置。この生体情報処理装置によれば、複数のフィルターにより抽出された脈波成分からノイズ成分が十分に減衰された脈波成分を選択することができる。

明 細 書

発明の名称： 生体情報処理装置、生体情報処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、被験者の脈拍数を測定する生体情報処理装置および生体情報処理方法に関する。

背景技術

[0002] 従来から、被験者の腕などに装着して歩行やランニングなどの運動中に脈拍数を測定する脈拍計が知られている。脈拍計には脈波センサーが備えられ、被験者の血流量の変化を検知し生体信号を取得する。生体信号から脈波に相当する信号成分（脈波成分）を抽出し、脈拍数を求めている。生体信号には、脈波成分の他に被験者の運動中の体動に起因する体動成分も重畳されているため、脈拍計には、加速度センサーが更に備えられ、被験者の体動信号を検知して、生体信号から体動成分を推定して主たる脈波成分を抽出していた。体動成分を推定するために、例えば、特許文献1に記載の脈拍計においては、生体信号および体動信号のそれぞれにFFT（Fast Fourier Transform）処理を施し、生体信号の周波数成分から体動信号に対応する周波数成分を推定し、脈拍数に相当する周波数成分を選定していた。また、特許文献2に記載の信号抽出装置においては、FIR（Finite Impulse Response）フィルターによって構成された適応フィルターを用いて、体動信号から体動成分を推定し、生体信号から体動成分を減らし主たる脈波成分を抽出していた。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開平7－227383号公報

特許文献2：特開平11－276448号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献1および特許文献2に記載の装置では、被験者が

急に運動を開始した時などのように脈拍数の変化と体動の変動を伴う状況において、体動に起因するノイズ成分が、抽出された推定脈波成分に多く残留してしまう場合があった。ノイズ成分の残留の程度によっては、脈拍数に相当する周波数成分の特定に影響を与えるため、更なる改善が必要であった。詳しくは、特許文献1では、運動開始時など被験者が急に激しい動きをするような場合には、被験者の脈拍数の上昇を伴うため、脈拍数に相当する周波数成分が分散する。分散した脈拍数の周波数成分は、体動に起因するノイズ成分の周波数成分に紛れてしまうため、脈拍数の特定は困難で生体信号や体動信号以外の情報までも利用して脈拍数を推定する必要があった。このような状況を鑑みて、生体信号に含まれるノイズ成分の残留が更に低減された推定脈波成分を抽出する工夫が必要とされていた。また、特許文献2では、被験者による急激な運動開始とその後の運動中のような運動状況が変化する一連の場面において、適応フィルターにより抽出された推定脈波成分には部分的にノイズ成分が多く残留していることがあった。ノイズ成分が多く残留している部分において、脈拍数に相当する周波数成分の特定に影響を与えるため、更なる改善が必要であった。

このように、被験者の多様な運動状況の変化があっても、被験者の脈拍数をより正確に測定するために、ノイズ成分が十分に減衰された推定脈波成分を抽出する必要があった。

課題を解決するための手段

[0005] 本発明は、上述の課題の少なくとも一部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。

[0006] [適用例1] 本適用例に係る生体情報処理装置は、脈波成分および体動ノイズ成分を含む生体信号を検出する生体信号検出部と、体動信号を検出する体動信号検出部と、生体信号から脈波成分および体動ノイズ成分を体動信号に基づいて分離する体動ノイズ除去部と、を備え体動ノイズ除去部は、学習特性が異なる複数のフィルター部と、体動信号と複数のフィルター部からの出力信号との相関度合いを示す相関情報を算出する相関情報算出部と、相関

情報に基づいて複数のフィルタ一部からの出力信号を選択する選択部と、を備えることを特徴とする。

[0007] 本適用例によれば、学習特性が異なるフィルタ一部を複数備えることにより、被験者の多様な運動状況の各場面に対応した出力信号を複数得ることができる。複数の出力信号は体動信号と相関情報とに基づいて比較され、その中から、体動信号と相関度合いの高い体動ノイズ成分が算出されており、その体動ノイズ成分が十分に減衰された脈波成分を有する出力信号を選択することができる。つまり、被験者の多様な運動状況の変化があっても、体動ノイズ成分が十分に減衰された脈波成分を抽出することができる。

[0008] [適用例2] 学習特性は、体動信号の変動に対する追従特性を制御するステップサイズにより、学習特性を異ならしめるように構成することが好ましい。

[0009] 本適用例によれば、学習特性はステップサイズを含んでいるため、学習特性が異なる複数のフィルタ一部は、それぞれが体動信号の変動に対応した異なる追従特性を有している。従って、被験者の多様な運動状況における体動信号の変動に対応して最も追従して算出された体動ノイズ成分が減衰された脈波成分を選択することができる。

[0010] [適用例3] 相関情報算出部は、フィルタ一部からの出力信号毎に、相関情報を体動信号に基づいて算出し、選択部は、相関情報の絶対値が最小となるフィルタ一部からの出力信号を選択することが好ましい。

[0011] 本適用例によれば、選択部は、体動信号に対して最も相関の低い出力信号を選択することができる。従って、選択された出力信号は、体動ノイズ成分の残留が最も少ないと推定される出力信号（推定脈波成分）である。

[0012] [適用例4] 上記フィルタ一部からの出力信号は、脈波成分を推定する推定脈波信号であることが好ましい。

[0013] [適用例5] 相関情報算出部は、フィルタ一部からの出力信号毎と体動信号とに基づいて相関情報を算出し、選択部は、相関情報の絶対値が最大となるフィルタ一部からの出力信号を選択することが好ましい。

- [0014] 本適用例によれば、選択部は、体動信号に対して最も近い相関を表した出力信号を選択することができる。従って、選択された出力信号は、体動信号とそれに伴うノイズを最も倣ったと推定される信号（推定体動ノイズ成分）である。生体信号から当該体動ノイズ成分を分離することで得られる脈波成分は体動ノイズ成分を最も減衰できている。従って、体動ノイズ成分が十分に減衰されている脈波成分を選択することができる。
- [0015] [適用例 6] 上記フィルター部からの出力信号は、体動ノイズ成分を推定する推定体動ノイズ信号であることが好ましい。
- [0016] [適用例 7] 選択部は、選択した出力信号を出力したフィルター部の相関情報と、他のフィルター部の相関情報との差分が、所定の閾値を超えた場合、選択した出力信号を出力したフィルター部の学習特性を他のフィルターの学習特性に設定することが好ましい。
- [0017] 本適用例によれば、生体信号から推定体動ノイズ成分を適切に減衰させてきたフィルターの学習特性を、他の成果の出せていないフィルターに設定することにより、フィルター動作途中において各フィルター性能を適切なレベルに上げることができる。つまり、学習特性が設定された時点から、複数のフィルターは性能が横並びとなり、以降はそれぞれの学習特性に基づいた適応処理（学習処理）を行うことができる。従って、学習特性が異なる複数のフィルターのそれぞれのフィルターの性能が向上することで、学習特性の特徴が直接出力信号に反映され、更に精密に推定体動ノイズ成分が減衰された推定脈波成分を抽出できる。
- [0018] [適用例 8] 体動信号は、一軸方向あるいは互いに交差する少なくとも二軸方向の加速度信号を含み、各軸からの信号を順次体動信号として適用することが好ましい。
- [0019] 本適用例によれば、生体信号に重畳されている各軸方向の加速度信号などの体動信号を一つずつフィルターに適用することで、重畳されている信号に関係するノイズ成分を減衰させることができる。従って、生体信号に重畳されているノイズ成分を信号毎に減衰させることができ、ノイズ成分の少ない

推定脈波成分を抽出することができる。

[0020] [適用例 9] 体動信号は、生体信号の検出部位の押圧を示す接触圧信号を含んでいても良い。

[0021] 本適用例によれば、生体信号に更に重畳されている検出部位の押圧を示す接触圧信号などの体動信号をフィルターに適用することで、被験者の腕などに装着された生体情報処理装置の装着状態の変化などに起因するノイズ成分を減衰させることができる。

[0022] [適用例 10] 選択部で選択した信号に基づいて脈拍数を算出する制御部をさらに有しても良い。

[0023] 本適用例によれば、選択された信号はノイズ成分が減衰された推定脈波成分であるため、FFT処理などによる脈拍数算出処理において、脈拍を示す周波数の特定が容易になり、信頼性の高い脈拍数算出を提供できる。また、算出に要する時間が短縮し、係る消費電力を抑えることができる。

[0024] [適用例 11] 本適用例に係る生体情報処理方法は、脈波成分および体動ノイズ成分を含む生体信号を検出する生体信号検出工程と、体動信号を検出する体動信号検出工程と、生体信号から脈波成分および体動ノイズ成分を体動信号に基づいて分離するフィルター工程であって、学習特性が異なる複数のフィルター工程を用いて分離する体動ノイズ除去処理工程と、体動信号と複数のフィルター工程からの出力信号との相関度合いを示す相関情報を算出する相関情報算出工程と、相関情報に基づいて複数のフィルター工程からの出力信号を選択する選択工程と、を備えることを特徴とする。

[0025] 本適用例によれば、学習特性の異なる複数のフィルターを備えることで、それぞれの学習特性に基づいた体動ノイズ成分および脈波成分を算出することができる。また、体動信号と出力信号との相関情報に基づいて、複数のフィルターからの出力信号の中から、体動ノイズ成分が少ない出力信号を選択することができる。運動状況の変化の多い部分であっても、選択される出力信号は、複数のフィルターにより算出された出力信号の中で残留する体動ノイズ成分が最も少ない信号である。従って、被験者の多様な運動状況の変化

があってもノイズ成分が十分に除去された脈波成分を抽出ことができる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]脈拍計の正面図。

[図2] (a) 脈拍計の背面図、(b) 脈拍計の使用状態図。

[図3]脈波センサーの動作の説明図。

[図4]脈拍計の機能構成の一例を示すブロック図。

[図5]体動ノイズ除去部の機能構成の一例を示すブロック図。

[図6]適応フィルターの原理構成ブロック図。

[図7]適応フィルターの適用例（運動開始時）。

[図8]適応フィルターの適用例（運動安定時）。

[図9]脈拍計の制御プログラムの流れを示すフローチャート図。

[図10]体動ノイズ成分除去処理の流れを示すフローチャート図。

[図11]算出脈拍数の一例を示すグラフ。

[図12]実施形態2における体動ノイズ成分除去処理の流れを示すフローチャート図。

発明を実施するための形態

[0027] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照して説明する。尚、以下の各図においては、各層や各部材を認識可能な程度の大きさにするため、各層や各部材の尺度を実際とは異ならせしめている。

[0028] (実施形態1)

(生体情報処理装置の外観構成)

図1は、本実施形態における脈拍計の正面図である。生体情報処理装置としての脈拍計1は、リストバンド2を備え、ケース3には、時刻や脈拍計1の動作状態、各種生体情報（脈拍数、運動強度、カロリー消費量等）を文字や数字、アイコン等によって表示するための表示パネル4が配置されている。

[0029] また、ケース3の周部（側面）には脈拍計1を操作するための操作ボタン5が配置されている。脈拍計1は、例えば内蔵する二次電池を電源として動

作する。ケース３の側面には、外部の充電器と接続されて、内蔵二次電池を充電するための充電端子６が配設されている。

[0030] 図２（ａ）は脈拍計１の背面図であり、ケース３の背面から脈拍計１を見たときの外観図を示している。図２（ｂ）は脈拍計１の使用状態図であり、被験者の手首WRに装着された状態の脈拍計１の側面図を示している。

[0031] ケース３の背面には、被験者の手首WRなどにおける皮下組織（浅い部位）の血流の変化を検出して生体信号を出力する脈波センサー１０が配設されている。好適例として、脈波センサー１０は、光電脈波センサーであり、血流量の変化を光学的に検出するための機構を備えている。

[0032] 図３は、脈波センサー１０の構造の説明図であり、脈波センサー１０の内部構造をケース３の側面から見たときの拡大図である。脈波センサー１０は、ケース３の背面側に形成された円形底面を有する半球状の収納空間内に配置されている。そして、この収納空間内に、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）などの発光素子１２と、フォトトランジスターなどの受光素子１３とが内蔵されている。半球の内面は鏡面加工された反射面１１であり、半球の開口面側を下方とすると、受光素子１３および発光素子１２は、それぞれ基板１４の上面および下面に実装されている。

[0033] 発光素子１２によって被験者の手首WRの皮膚SKに向けて光Leが照射されると、その照射光Leの一部が皮下の血管BVで反射して半球内に反射光Lrとして戻ってくる。反射光Lrは、半球状の反射面１１において更に反射して、受光素子１３に上方から入射する。

[0034] この血管BVからの反射光Lrは、血液中のヘモグロビンの吸光作用により、血流量の変化を反映してその反射光強度が変動する。脈波センサー１０は、拍動よりも速い周期で発光素子１２を所定の周期で点滅させる。そして、受光素子１３は、発光素子１２の点灯機会毎に反射光Lrを受光し、その受光強度に応じた光電変換を行い、血流量の変化の信号として生体信号を出力する。脈波センサー１０は、例えば１２８Ｈｚの周波数で発光素子１２を点滅させる。

[0035] また、図 2 (a) に示すように、脈拍計 1 は、被験者の体動を検出するための加速度センサー 20 を内蔵している。加速度センサー 20 は、図 1 に示すように、例えば、ケース 3 のカバーガラス面の法線方向であって表示面側を正とする Z 軸、時計の 12 時方向を正とする上下方向を Y 軸、時計の 3 時方向を正とする左右方向を X 軸とする 3 軸の方向を有する加速度センサーである。

[0036] 脈拍計 1 を腕に装着した状態において、X 軸は、被験者の肘から手首に向かう方向と一致する。加速度センサー 20 は、X 軸、Y 軸、および Z 軸の 3 軸の加速度を検出し、少なくとも X 軸および Y 軸のそれぞれを順次体動信号として出力する。脈拍計 1 は、加速度センサー 20 によって検出された体動信号に基づいて、歩行やランニングなどに伴う被験者の周期的な体動（例えば、ピッチや腕の動きなど）を含む多様な運動時における体動を検出する。

尚、加速度センサー 20 は、3 軸の加速度センサーを有するセンサーとしているが、少なくとも 2 軸の加速度センサーを有したセンサーであれば良い。略直交する 2 軸の加速度センサーを備えていても良いし、立体的に交差する多軸の加速度センサーを備えていても良い。

[0037] (脈拍計の機能構成)

図 4 は、脈拍計の機能構成の一例を示すブロック図である。

脈拍計 1 は、脈波センサー 10、加速度センサー 20、脈波 A/D 変換部 30、加速度 A/D 変換部 40、脈拍数算出部 60、体動ノイズ除去部 100、制御部 200、操作部 210、表示部 220、報知部 230、通信部 240、計時部 250、記憶部 260 などから構成されている。

[0038] 脈波センサー 10 は、上述したように脈拍計 1 が装着された被験者の血流量の変化を計測するセンサーである。脈波センサー 10 は、身体組織への血流の流入によって生じる容積変化を生体信号として検出し、所定のゲインで増幅された生体信号を脈波 A/D 変換部 30 に出力する。

脈波 A/D 変換部 30 は、増幅されたアナログ形式の生体信号を所定のサンプリング時間間隔でサンプリングし、所定の分解能を有するデジタル信号に

変換する。そして、デジタル信号に変換された生体信号を体動ノイズ除去部 100 に出力する。

加速度センサー 20 は、上述したように脈拍計 1 が装着された被験者の体動を捉えるためのセンサーである。X 軸、Y 軸、および Z 軸の 3 軸方向に対する加速度信号を体動信号として検出する。体動信号は、所定のゲインで増幅され加速度 A/D 変換部 40 に出力される。

加速度 A/D 変換部 40 は、増幅されたアナログ形式の体動信号を所定のサンプリング時間間隔でサンプリングし、所定の分解能を有するデジタル信号に変換する。そして、デジタル信号に変換された体動信号を体動ノイズ除去部 100 に出力する。

尚、脈波センサー 10、脈波 A/D 変換部 30 が、生体信号検出部に相当し、加速度センサー 20、加速度 A/D 変換部 40 が体動信号検出部に相当する。

[0039] 体動ノイズ除去部 100 は、生体信号および体動信号を入力として、生体信号に含まれる脈波成分と体動ノイズ成分とを分離するフィルター回路である。フィルター回路は、適応フィルターを用いて体動信号から推定体動ノイズ成分を算出する。その後、生体信号から推定体動ノイズ成分を減衰することで、推定脈波成分が抽出される。適応フィルターは、学習特性の異なる 2 種類の適応フィルターを備え、それぞれから推定体動ノイズ成分および生体信号から推定体動ノイズ成分が減衰された推定脈波成分を出力信号として出力する。尚、体動ノイズ除去部 100 の詳細については後述する。

[0040] 制御部 200 は、MPU (Micro Processing Unit) や DSP (Digital Signal Processor) 等のプロセッサであり、記憶部 260 内に格納された制御プログラム 261 に基づいて、脈拍計 1 を構成する脈波センサー 10、加速度センサー 20、体動ノイズ除去部 100、操作部 210、表示部 220 などを含む各部を制御する。

[0041] 脈拍数算出部 60 は、体動ノイズ除去部 100 により出力された推定脈波成分から脈拍数を演算する機能部であり、制御部 200 により実行される制

御プログラム 261 の一部が実現する機能を構成部位とみなした仮定部位である。例えば、推定脈波成分に対して周波数分解処理（FFT 処理）を行い、各周波数の信号強度値を分析し脈波に相当する周波数スペクトルを特定する。そして、脈波の周波数スペクトルの周波数から脈拍数を算出する。脈拍数算出部 60 では、FFT 処理の過程において、入力した推定脈波成分にノイズが少ないと脈拍を呈する周波数をより特定し易い。

尚、図示しないが、体動信号を用いて被験者の運動状況を把握するピッチ（歩／分）、脈拍数あるいはピッチを用いて算出する運動強度（メッツ）および消費カロリーなどを算出する演算部も機能部として備えてもよい。

[0042] 操作部 210 は、ボタンスイッチ等を有して構成される入力装置であり、押下されたボタンの信号を制御部 200 に出力する。この操作部 210 の操作により、脈拍数の測定指示等の各種指示入力となされる。操作部 210 は図 1 の操作ボタン 5 に相当する。尚、操作部 210 の構成はこれに限定されるものではなく、複数の操作入力可能な構成であれば良く、表示パネル 4 がタッチパネル機能を備えていても良い。

[0043] 表示部 220 は、LCD（Liquid Crystal Display）等を有して構成され、制御部 200 から入力される表示信号に基づく各種表示を行う表示装置である。表示部 220 には、各種の生体情報（脈拍数、運動強度、消費カロリー等）が表示される。表示部 220 は、図 1 の表示パネル 4 に相当する。

[0044] 報知部 230 は、スピーカーや圧電振動子等を有して構成され、制御部 200 から入力される報知信号に基づく各種報知を行う報知装置である。例えば、アラーム音をスピーカーから出力させたり、圧電振動子を振動させたりすることで、被験者への各種報知を行う。

[0045] 通信部 240 は、制御部 200 の制御に従って、装置内部で利用される情報を PC（Personal Computer）等の外部の情報処理装置との間で送受信するための通信装置である。この通信部 240 の通信方式としては、所定の通信規格に準拠したケーブルを介して有線接続する形式や、クレイドルと呼ばれる充電器と兼用の中間装置を介して接続する形式、近距離無線通信を利用し

て無線接続する形式等、種々の方式を適用可能である。

[0046] 計時部 250 は、水晶振動子および発振回路でなる水晶発振器等を有して構成され、脈拍計 1 の時計機能、ストップウォッチ機能、生体情報や体動情報検出用のサンプリング時間の発生などの計時機能を有している。計時部 250 の計時時刻は、制御部 200 に随時出力される。

[0047] 記憶部 260 は、ROM (Read Only Memory) やフラッシュ ROM、RAM (Random Access Memory) 等の記憶装置によって構成され、脈拍計 1 の制御プログラム 261 や脈拍数算出部 60 の機能、運動強度算出機能、消費カロリー算出機能などの各種機能を実現するための各種プログラム、データ等を記憶している。また、各種処理の処理中データ、処理結果などを一時的に記憶するワークエリアを有する。

[0048] (体動ノイズ除去部の構成)

次に体動ノイズ除去部 100 の詳細を説明する。

図 5 は、体動ノイズ除去部の機能構成の一例を示すブロック図である。

体動ノイズ除去部 100 は、適応フィルタ A 110、適応フィルタ B 120、相関情報算出部 130、選択部 140 などから構成されている。適応フィルタ A 110 および適応フィルタ B 120 は、複数のフィルタ部に相当する。

体動ノイズ除去部 100 では、生体信号 D および体動信号としての第一軸信号 X 1 を入力信号とし、推定脈波成分 E 1 が出力される。第一軸信号 X 1 は、例えば、X 軸方向の加速度信号であり、推定脈波成分 E 1 は、X 軸方向の加速度に起因するノイズが減衰された信号成分である。更に、体動ノイズ除去部 100 では、推定脈波成分 E 1 および体動信号としての第二軸信号 X 2 を入力信号とし、推定脈波成分 E 2 が出力される。第二軸信号 X 2 は、例えば Y 軸方向の加速度であり、推定脈波成分 E 2 は、X 軸方向および Y 軸方向の加速度に起因するノイズが減衰された信号成分である。以下に詳細を説明する。

[0049] 適応フィルタ A 110 および適応フィルタ B 120 は、適応アルゴリ

ズムの学習特性が異なるフィルターである。

適応フィルターA 1 1 0では、生体信号Dおよび第一軸信号X 1が入力され、後述する学習特性を適応させながら推定体動ノイズ成分Y Aが算出され、生体信号Dと推定体動ノイズ成分Y Aとの差分が推定脈波成分E Aとして出力される。

適応フィルターB 1 2 0では、生体信号Dおよび第一軸信号X 1が入力され、適応フィルターA 1 1 0とは異なる学習特性に基づいて推定体動ノイズ成分Y Bが算出され、生体信号Dと推定体動ノイズ成分Y Bとの差分が推定脈波成分E Bとして出力される。

尚、適応フィルターA 1 1 0から出力される推定体動ノイズ成分Y Aおよび推定脈波成分E A、適応フィルターB 1 2 0から出力される推定体動ノイズ成分Y Bおよび推定脈波成分E Bは、複数のフィルター部からの出力信号に相当する。

[0050] 相関情報算出部1 3 0では、第一軸信号X 1と、推定脈波成分E Aと、推定脈波成分E Bとが入力され、第一軸信号X 1および脈波成分E Aの相関度合いを示す相関係数C Aと、第一軸信号X 1および推定脈波成分E Bの相関度合いを示す相関係数C Bとがそれぞれ算出され、選択部1 4 0へ出力される。尚、相関係数C Aおよび相関係数C Bは、相関情報に相当する。また、図5に記載されている推定体動ノイズ成分Y Aおよび推定体動ノイズ成分Y Bが相関情報算出部1 3 0に入力されている部分は、実施形態2において詳細を説明する。

選択部1 4 0では、推定脈波成分E Aと、推定脈波成分E Bと、相関係数C Aと、相関係数C Bとが入力され、相関係数C Aおよび相関係数C Bの比較結果に基づいて推定脈波成分E Aあるいは推定脈波成分E Bのいずれかが推定脈波成分E 1として出力される。相関係数の算出および比較の判定の詳細については後述する。

[0051] 選択部1 4 0により出力された推定脈波成分E 1は、生体信号Dに重畳されていた第一軸信号X 1に相関関係を有する推定体動ノイズ成分Y Aあるい

は Y B が減衰された推定脈波成分 E A あるいは E B である。第一軸信号 X 1 が、例えば X 軸方向であれば、被験者が脈拍計 1 を手首に装着してランニングなどの運動をしている状態で肘から手首の方向に発生した加速度信号である。従って、推定脈波成分 E 1 は肘から手首方向に発生した推定体動ノイズ成分が減衰された推定脈波成分になる。ランニングなどの腕の動きは、直線的な動きだけではないため、X 軸方向に加え、Y 軸方向の体動の変化も大きい。そのため、推定脈波成分 E 1 には、複数の方向に対する体動ノイズ成分が重畳されており、推定脈波成分 E 1 から Y 軸方向における体動ノイズ成分を低減する必要がある。

[0052] そこで、体動ノイズ除去部 100 は、更に、推定脈波成分 E 1 に残存する第二軸信号 X 2 に相関関係を有する体動ノイズ成分を低減する。第二軸信号 X 2 は、例えば Y 軸方向の信号である。推定脈波成分 E 1 および第二軸信号 X 2 を入力信号として、推定脈波成分 E 1 から第二軸信号 X 2 に関する推定体動ノイズ成分 Y A および Y B が適応フィルタ A 110 および適応フィルタ B 120 において算出され、推定脈波成分 E 1 に残存する第二軸信号 X 2 に相関関係を有する推定体動ノイズ成分 Y A および Y B を低減させた推定脈波成分 E A および E B が算出される。そして、相関情報算出部 130 において算出された相関係数 C A および相関係数 C B を用いて選択部 140 により選択された推定脈波成分 E 2 が出力される。推定脈波成分 E 2 は、体動信号 D から第一軸信号 X 1 および第二軸信号 X 2 の方向の体動ノイズ成分が除去された脈波成分を主成分とした信号であり、体動ノイズ除去部 100 から脈波信号として出力される。

このようにして、並列に配置された適応フィルタによるノイズ除去処理を、複数の加速度信号に基づいて順次実行することで、体動ノイズ成分を減衰させる性能を更に向上させることが可能となる。

[0053] （適応フィルタの構成）

次に図 6 を用いて適応フィルタ A 110 および適応フィルタ B 120 の詳細について説明する。

図6は、適応フィルターの原理構成ブロック図である。

適応フィルター150は、適応フィルターA110および適応フィルターB120の原理構成である。適応フィルター150は、体動ノイズ算出部151、減算部152、フィルター係数設定部153などから構成される。また、適応フィルター150は、推定脈波成分E、推定体動ノイズ成分Y、体動信号Xなどに基づいてフィルター係数Hを更新しながら推定脈波成分Eと推定体動ノイズ成分Yとを分離するフィルターである。体動ノイズ算出部151では、体動信号Xとフィルター係数Hとが積和演算され、体動ノイズ成分Yが算出される。減算部152では、生体信号Dから体動ノイズ成分Yが減算され、脈波成分Eが出力される。フィルター係数設定部153では、脈波成分Eと、生体ノイズ成分Yと、体動信号Xとからフィルター係数Hが算出され、体動ノイズ算出部151に出力される。

[0054] (適応フィルターの演算処理)

次に、適応フィルターの演算処理について説明する。

生体信号Dおよび体動信号Xは、所定のサンプリング周期で検出された時系列に並ぶ離散データである。生体信号Dのデータ列を $d(i)$ 、体動信号Xのデータ列を $x(i)$ で表す。また、算出された体動ノイズ成分Yのデータ列を $y(i)$ 、脈波成分Eのデータ列を $e(i)$ 、フィルター係数Hのデータ列を $h(i)$ で表す。引数 i は、データ列の引数として用いられる値である。データ列は時系列に並ぶデータであるため、引数 i が大きい方が時間が進行したデータである。引数 i の最大値は所定期間分の間に蓄積されたデータ数である。引数 i が同じ値であるデータは、略同じタイミングで検出されたデータ、および略同じタイミングで算出されたデータである。また、引数 i に対し引数 $i-1$ のデータは時間が後退したデータであり、1サンプル過去のサンプル値である。体動ノイズ成分Yを例にすると、 $y(i)$ に対して L サンプル分前までのデータは $y(i-1)$ 、 $y(i-2)$ 、 $\dots$ 、 $y(i-L)$ である。

[0055] 次に、適応フィルター150を構成する数式を上述のデータ列を用いて説

明する。

数式（１）は、引数 i 番目の体動ノイズ成分 $y(i)$ を求める数式である。フィルター係数 $h(k)$ と体動信号 $x(i-k)$ との積を k を $1 \sim L$ まで増加させながら L 回分加算する。体動信号 $x(i-k)$ は、 L サンプル分前までの体動信号である。また、 L は適応フィルターにおけるフィルター長と等しく、フィルターのタップである。

$$y(i) = \sum [h(k) \cdot x(i-k)] \quad k = 1 \sim L \cdots \text{数式 (1)}$$

[0056] 数式（２）は、引数 i 番目の脈波成分 $e(i)$ を求める数式である。生体信号 $d(i)$ から数式（１）により算出された $y(i)$ を減算することにより脈波成分 $e(i)$ を算出することができる。

$$e(i) = d(i) - y(i) \cdots \text{数式 (2)}$$

[0057] （適応フィルターの学習特性）

数式（３）は、フィルター係数 $h(k)$ を更新する数式である。既に算出されている右辺の各変数の値を計算した値を、左辺の $h(k)$ に代入しフィルター係数 $h(k)$ が更新される。右辺は、ステップサイズ μ と脈波成分 $e(i)$ と体動ノイズ成分 $y(i-k)$ とを乗算しフィルター係数 $h(k)$ に加算して算出される。右辺のフィルター係数 $h(k)$ の値が定まっていない場合などは、予め設定された値などが設定される。ステップサイズ μ については後述する。

$$h(k) = h(k) + \mu \cdot e(i) \cdot y(i-k) \quad k = 1 \sim L \cdots \text{数式 (3)}$$

更新されたフィルター係数 $h(k)$ は、次の体動ノイズ成分 $y(i+1)$ を算出するために数式（１）に代入される。所定期間の最後に算出されたフィルター係数 $h(k)$ は、次の所定期間のフィルター係数 $h(k)$ の値として設定される。但し、適応フィルターの出力結果が算出された相関係数値の判定により必要とされた場合は、他方の適応フィルターのフィルター係数 $h(k)$ を、次の所定期間のフィルター係数 $h(k)$ の値として設定しても良

い。尚、フィルター係数 $h(k)$ は、フィルターの学習特性に相当する。

このようにして、 $h(1) \sim h(L)$ の L 個のフィルター係数が更新される。更新されたフィルター係数 $h(k)$ は、フィルターの学習特性を決定付ける係数であり、体動信号 X の変動に追従した体動ノイズ成分 Y を生成できるかどうかを左右する係数である。

[0058] ステップサイズ μ は、数式 (3) の右辺に見られるように、フィルター係数 $h(k)$ を決定付けるパラメーターであり、固定値または後述する数式 (4) のように式で求められても良い。ステップサイズ μ の値の大きさを調整することで、体動信号 X の変化に対する追従性能とノイズの減衰性能を相対的に制御することができる。つまり、大きい値に設定すると、体動信号 X の変化に対する追従性能の高いフィルターとなり、一方でノイズの減衰性が低くなる。そして、小さい値に設定するとノイズの減衰性能が高いフィルターになる一方で体動信号 X の変化に対する追従性能が低くなる。適応フィルター A 1 1 0 および適応フィルター B 1 2 0 では、それぞれのステップサイズ μ が異なる大きさの値に設定されている。

[0059] ステップサイズ μ を数式 (4) のように算出しても良い。ステップサイズ μ は、固定値 α を体動信号 $x(i-k)$ を二乗した総和と固定値 β とを加算した値で除算した値である。固定値 α および固定値 β の値を変更することで、ステップサイズ μ の数値の大きさを調整することができる。

$$\mu = \alpha / [\beta + \sum x^2(i-k)] \quad k=1 \sim L \quad \dots \text{数式 (4)}$$

ステップサイズ μ を体動信号のパワーで正規化することにより、ステップサイズ μ の体動信号に対する依存性を吸収している。

数式 (4) を用いた場合は、適応フィルター A 1 1 0 および適応フィルター B 1 2 0 において、それぞれが固定値 α および固定値 β を保持しており、異なる値が設定されている。

[0060] このようにして、適応フィルター A 1 1 0 および適応フィルター B 1 2 0 に、異なるステップサイズ μ が設定されることで、数式 (3) および数式 (1) を経て体動ノイズ成分 $y(i)$ も異なる情報として算出される。具体的

には、ステップサイズ μ は、数値が大きくなると、算出される体動ノイズ成分 $y(i)$ は、運動の周期性が急に变化した時などに、その変化後の運動周期に応じた周波数特性へとより早く追従できる傾向にある。つまり、短時間に上昇する体動信号に対する追従性能が高い。反対にステップサイズ μ の数値が小さくなると、算出される体動ノイズ成分 $y(i)$ は、運動の周期性が安定しているときなどに、体動信号 $x(i)$ および体動信号 $x(i)$ の応答成分を推定し、数式(2)より算出された脈波成分 $e(i)$ では、ノイズ成分が十分に減衰される傾向にある。つまり、運動の周期性が安定した体動信号に対するノイズ成分の減衰性能が高い。

このようにして追従性および減衰性を制御することができる学習特性を有する適応フィルタを構築することができる。尚、ステップサイズ μ の数値と、適応フィルタを適応した信号成分の傾向の関連性については、理論的な仮説に基づいて、実際に複数の被験者により様々な運動状況を繰り返し得られた実験データを分析して導出されている。

[0061] (適応フィルタおよび学習特性の作用)

図7および図8は、適応フィルタの適用例を示したグラフである。図7と図8は被験者の運動(ランニング)中に測定した実験に基づいて導出されたシミュレーションデータである。図7は、被験者の運動開始時を想定した信号データとその処理結果であり、図8は被験者の運動時間経過後に定常的に同じピッチでランニングをしている最中を想定した信号データとその処理結果である。また、適応フィルタA110のステップサイズ μ の値は、適応フィルタB120のステップサイズ μ の値よりも大きい値が設定されている。

生体信号501は、生体信号検出部により検出された生体信号Dである。縦軸は生体信号Dの波形の変位を表すAD値であり、横軸は測定時間(秒)である。以降、信号および信号成分の波形を示すグラフは同様な座標軸を有する。

体動信号502は、体動信号検出部により検出された体動信号XでありX

軸方向の加速度データである。生体信号 501 では、0～約 8 秒の間では波形の変位が約 420～600 の範囲に周期的に現れており、約 8～16 秒の間では波形の変位が約 250～780 の範囲に振幅の大きな波形で現れている。体動信号 502 の波形では、0～約 8 秒の時点までの波形は略直線であり、約 8～16 秒の間では波形の変位が約 320～700 の範囲に周期的に現れており、8 秒間に 10 回のピーク（約 700）が現れている。これらの波形は単純運動開始の前後におけるセンサー信号をシミュレートしたものである。

脈波成分（理論値）503 は、ノイズが含まれていない脈波成分をシミュレーションして算出した理論値である。

[0062] 推定体動ノイズ成分 504、推定脈波成分 505、および推定脈波成分 506 は、いずれも適応フィルター A110 を適用した結果である。推定体動ノイズ成分 507、推定脈波成分 508、および推定脈波成分 509 は、適応フィルター B120 を適用した結果である。推定脈波成分 506 および推定脈波成分 509 のグラフは、推定脈波成分を F F T 処理し周波数毎にパワースペクトル値を表したグラフであり、縦軸はパワースペクトル値の強さ、横軸は周波数（H z）である。

推定体動ノイズ成分 504 は、体動信号 502 から適応フィルター A110 を適用して算出された推定体動ノイズ成分である。推定体動ノイズ成分 507 は、体動信号 502 から適応フィルター B120 を適用して算出された推定体動ノイズ成分である。推定体動ノイズ成分 504 は、約 8～16 秒の間では波形の変位が約 350～740 の範囲にあり、体動信号 502 に比べ波形の変位に変化が見られる。推定体動ノイズ成分 507 は、約 9 秒から波形の変位が現れ出し、徐々に増幅し 16 秒の近傍では約 420～590 の変位が現れている。

[0063] 推定脈波成分 505 は、生体信号 501 から推定体動ノイズ成分 504 を減算して得られた波形であり、推定脈波成分 508 は、生体信号 501 から推定体動ノイズ成分 507 を減算して得られた波形である。推定脈波成分 5

08は、約8～16秒の間では波形の変位が約320～770の範囲に変化した波形が現れている。推定脈波成分505は、約8～16秒の間では波形の変位が約460～580の狭い範囲に周期的に現れており、推定脈波成分508と比較すると安定した波形になっている。

推定脈波成分506は、推定脈波成分505のパワースペクトル値を表しており、推定脈波成分509は、推定脈波成分508のパワースペクトル値を表している。推定脈波成分506および推定脈波成分509において両方とも最も強い基線が周波数1.625Hzである。周波数1.625Hzは、脈波成分（理論値）503の周波数成分においても最も強い基線を示している（図示しない）ため、脈波成分と考えられる。推定脈波成分509には周波数約1.3Hzの近傍と周波数約2.7Hzの近傍に比較的強い基線が残っている。これらの周波数は、体動信号502の周波数成分においても強い基線を示しており（図示しない）、体動ノイズ成分が残留したものである。推定脈波成分506には、周波数約1.3Hzの近傍と周波数約2.7Hzの近傍には強い基線が現れていないので、体動ノイズ成分の残留が少ないことがわかる。

[0064] 以上のように、被験者の運動開始時においては、推定脈波成分506を算出した適応フィルターA110が、適応フィルターB120よりも体動ノイズ成分をより減衰できていることが確認できる。

[0065] 次に図8を用いて被験者の運動時間経過後を想定した信号データに対する適応フィルターの適用例について説明する。グラフの配置および種類は図7と同じであり、生体信号511は検出された生体信号D、体動信号512は検出された体動信号Xであり、脈波成分（理論値）513は、脈波成分をシミュレーションして算出した理論値である。推定体動ノイズ成分514、推定脈波成分515、および推定脈波成分516は、いずれも適応フィルターA110を適用した結果であり、推定体動ノイズ成分517、推定脈波成分518、および推定脈波成分519は、適応フィルターB120を適用した結果である。また、測定時間は16秒間で0～16秒の間、運動状況を略維

持しながら測定している。

生体信号 5 1 1 では、波形の変位が約 2 5 0 ～ 7 8 0 の範囲で変動している波形が現れている。体動信号 5 1 2 では、波形の変位が約 3 2 0 ～ 7 0 0 の範囲に周期的に現れており、1 6 秒間に 2 1 回のピーク（約 7 0 0）が現れている。この波形は、1 6 秒の間に腕振り間隔を 7 8 回／分のペースでピッチでは約 1 5 6（歩／分）のペースでランニングを継続している状況をシミュレーションした信号データである。

[0066] 適応フィルタ A 1 1 0 を適用して算出された推定体動ノイズ成分 5 1 4 は、波形の変位が約 2 8 0 ～ 7 5 0 の範囲に変動した波形が現れている。適応フィルタ B 1 2 0 を適用して算出された推定体動ノイズ成分 5 1 7 は、波形の変位が約 3 5 0 ～ 6 9 0 の範囲に周期的に現れおり、推定体動信号 5 1 2 とピーク回数も同じ 2 1 回であり、波形の形状も類似している。推定脈波成分 5 1 5 は、波形の変位が約 4 8 0 ～ 5 7 0 の比較的狭い範囲に周期的に現れている。推定脈波成分 5 1 8 は、波形の変位が約 4 2 0 ～ 6 0 0 の範囲に周期的に現れている。推定脈波成分 5 1 5 および推定脈波成分 5 1 8 の波形を脈波成分（理論値） 5 1 3 と比較すると、推定脈波成分 5 1 8 の方が脈波成分（理論値） 5 1 3 と波形の形状が類似している。

推定脈波成分 5 1 6 および推定脈波成分 5 1 9 のパワースペクトル値では、パワースペクトル分布形状は両方とも類似しており、両方とも最も強い基線の周波数は約 1. 6 8 7 H z である。しかし、推定脈波成分 5 1 9 の方が推定脈波成分 5 1 6 よりもメインローブに対するサイドローブの割合が小さい。つまり、推定脈波成分 5 1 9 の方が推定脈波成分 5 1 6 よりもノイズ成分が低減されている。

[0067] 以上のように、被験者の運動時間経過後においては、推定脈波成分 5 1 9 を算出した適応フィルタ B 1 2 0 が、適応フィルタ A 1 1 0 よりも体動ノイズ成分が低減されていることが確認できる。

このように、運動開始時のような運動の周期性が急に变化した体動信号に対しては、ステップサイズ μ の値を大きくした学習特性を有する適応フィル

ターが、体動ノイズ成分を十分に減衰させた推定脈波成分を抽出している。そして、運動継続時のような運動の周期性が安定している体動信号に対しては、ステップサイズ μ の値を小さくした学習特性を有する適応フィルタが体動ノイズ成分を十分に減衰させた推定脈波成分を抽出している。

学習特性のステップサイズ μ に異なる値を設定することで、運動の周期性の変化や安定した多様な状況に対応することができる。ただし、単一の学習特性では多様な状況に対応して体動ノイズ成分を十分に減衰させた推定脈波成分を抽出することができない。そこで、学習特性の異なる複数の適応フィルタを備え、それぞれからの出力信号（推定脈波成分や推定体動ノイズ成分）の中からどの信号を選択するか、について相関係数を用いて判定する。相関係数は、体動信号 X と適応フィルタからの出力信号との相関関係の度合いを示す指標である。

[0068] （相関係数による判定）

次に、相関係数の詳細について説明する。相関係数は、図5に示した相関情報算出部130により算出される係数であり、適応フィルタA110の出力信号に基づいて相関係数 C_A が、適応フィルタB120の出力信号に基づいて相関係数 C_B が算出される。

適応フィルタA110および適応フィルタB120によって算出されたそれぞれの推定脈波成分 E_A および E_B は体動信号 X に係るノイズ成分が減衰された信号成分であるため、体動信号 X との相関度合いが弱い方が、体動ノイズ成分がより十分に減衰されている。相関度合いは、相関係数を用いて判定される。相関係数は、数式(5)～(8)により算出される。数式(5)～(8)では、データ列1を $d_1(i)$ およびデータ列2を $d_2(i)$ とし、相関係数 C が求められる。また、 d_{1m} はデータ列1の平均値、 d_{2m} はデータ列2の平均値である。 i は自然数であり1からデータ数 n までの数値である。 V_x 、 V_y 、および V_{xy} は、媒介変数である。

$$V_x = \sum [d_1(i) - d_{1m}]^2 \quad i = 1 \sim n \quad \cdots \text{数式(5)}$$

$$V_y = \sum [d_2(i) - d_{2m}]^2 \quad i = 1 \sim n \quad \cdots \text{数式(6)}$$

$$V_{xy} = \sum \{ [d1(i) - d1m] \cdot [d2(i) - d2m] \} \quad i = 1 \sim n \quad \dots \text{数式 (7)}$$

$$C = V_{xy} / (\sqrt{V_x} \cdot \sqrt{V_y}) \quad \dots \text{数式 (8)}$$

適応フィルタ A110 により算出された推定脈波成分 E A および体動信号 X のデータ列を、データ列 1 およびデータ列 2 として数式 (5) ~ (8) に適用し相関係数が求められる。求められた相関係数を C A とする。適応フィルタ B120 により算出された推定脈波成分 E B および体動信号 X のデータ列を数式 (5) ~ (8) に適用し求められた相関係数を C B とする。相関係数は -1 ~ +1 の範囲を有し、0 に近いほど相関度合いが弱く、+1 および -1 に近いほど相関度合いが強い。従って、相関係数 C A と相関係数 C B との大きさ (絶対値) を比較して小さい方の推定脈波成分が選択される。選択された推定脈波成分の方が選択されなかったものに比べ体動ノイズ成分が十分に減衰されている。また、選択された推定脈波成分を出力した適応フィルタの学習特性が、選択されなかったものよりも体動信号 X に適して体動ノイズ成分を減衰させている。

このようにして、体動信号 X が、運動の周期性の変化や安定状態などのいずれの状況であっても、複数備えられた適応フィルタから出力された推定脈波成分の中から相関係数を用いて、体動信号 X に適してノイズを減衰させた推定脈波成分を選択することができる。

[0069] (脈拍計の制御プログラム)

図 9 は、脈拍計の制御プログラムの処理の流れを示すフローチャート図である。以降、図 9 を中心に適宜、図 4 ~ 図 6 を交えて説明する。尚、以下のフローは、生体情報処理方法に相当し、記憶部 260 に格納されている制御プログラム 261 に基づいて、制御部 200 が記憶部 260 を含む各部を制御することにより実行される。また、制御プログラム 261 の実行により、脈波センサー 10、加速度センサー 20、脈波 A/D 変換部 30、加速度 A/D 変換部 40、脈拍数算出部 60、および体動ノイズ除去部 100 を含む各機能部の機能が実現される。

[0070] ステップS500では、脈波センサー10および加速度センサー20による生体信号および体動信号検出の準備が行われる。詳しくは、まず計時部250のリアルタイムクロックを用いてタイマーを設定する。タイマーは少なくとも、脈波センサー10、加速度センサー20、脈波AD変換部30、および加速度AD変換部40のサンプリング周期を設定する。また、脈拍数を算出する所定期間を設定する。例えば1～6秒間などの時間を設定すると、1～6秒に一回脈拍数を算出する。

[0071] ステップS510では、生体信号Dが検出される。詳しくは、脈波センサー10により生体信号を所定期間分検出し、アナログ信号の生体信号を脈波AD変換部30によりデジタル信号の生体信号Dに変換する。尚、ステップS510は、生体信号検出工程に相当する。

ステップS520では、体動信号が検出される。詳しくは、加速度センサー20により体動信号を所定期間分検出し、アナログ信号の体動信号を加速度AD変換部40によりデジタル信号の体動信号Xに変換する。体動信号Xは、加速度センサー20により検出されるX軸、Y軸、Z軸方向の加速度信号の中からX軸方向およびY軸方向の加速度信号を検出する。ここでは、X軸方向を第一軸方向X1とし、Y軸方向を第二軸方向X2とする。尚、ステップS520は、体動信号検出工程に相当する。

[0072] ステップS530では、生体信号Dと体動信号として第一軸信号X1とが体動ノイズ除去処理S10の入力として設定される。詳しくは、検出した生体信号Dと、体動信号Xから第一軸信号X1を選択し、次に行なわれる体動ノイズ除去処理S10への入力信号とする。体動ノイズ除去処理S10では、生体信号Dから第一軸信号X1に基づいて算出された推定体動ノイズ成分を減衰処理する。

ステップS10は、体動ノイズ成分を減衰するためのサブルーチンプログラムであり、生体信号Dから体動信号Xを用いて体動ノイズ成分を減衰する処理が行われ、推定脈波成分が出力される。当該サブルーチンプログラムは、機能部としての体動ノイズ除去部100の機能を実現するプログラムであ

り、適応フィルタA 1 1 0、適応フィルタB 1 2 0、相関情報算出部 1 3 0、選択部 1 4 0の各機能を含む。当該サブルーチンプログラムの詳細については後述する。

ステップS 5 4 0では、第一軸信号X 1および第二軸信号X 2の両方の体動信号を用いた体動ノイズ除去処理S 1 0が行われたか確認される。第一軸信号X 1および第二軸信号X 2の両方の処理が終了した場合は（Y e s）、ステップS 5 5 0に進む。第一軸信号X 1のみが処理されている場合は（N o）、ステップS 5 6 0に進み第二軸信号X 2に対する処理に進む。

[0073] ステップS 5 5 0では、体動ノイズ除去処理S 1 0から出力された推定脈波成分E 2が出力信号とされる。詳しくは、体動ノイズ除去処理S 1 0により、生体信号Dに重畳されていた第一軸信号X 1および第二軸信号X 2に基づいてノイズ成分は十分に減衰された推定脈波成分E 2が出力される。

ステップS 5 6 0では、推定脈波成分E 1と体動信号として第二軸信号X 2とが体動ノイズ除去処理S 1 0の入力として設定される。詳しくは、生体信号Dから第一軸信号X 1に係るノイズ除去が減衰された推定脈波成分E 1と第二軸信号X 2とを選択し、次に行なわれる体動ノイズ除去処理S 1 0への入力信号とする。体動ノイズ除去処理S 1 0では、推定脈波成分E 1から第二軸信号X 2に基づいて算出された推定体動ノイズ成分を減衰処理する。

[0074] ステップS 5 7 0は、脈拍数を算出するためのサブルーチンプログラムであり、体動ノイズ除去処理S 1 0の出力信号である推定脈波成分E 2を用いて脈拍数を算出する。詳しくは、F F T処理を行い脈拍数に相当する周波数成分を特定する。特定された周波数成分から脈拍数を算出する。当該サブルーチンプログラムは、機能部としての脈拍数算出部6 0の機能を実現するプログラムである。F F T処理の過程において、推定脈波成分E 2にノイズが少ないと脈拍を呈する周波数をより特定し易い。

[0075] ステップS 5 8 0では、脈拍測定を終了するか否かを判定する。詳しくは、ステップS 5 0 0～S 5 7 0およびステップS 1 0の間で、被験者によって計測終了である旨の操作ボタン5（図1）が押下されていた場合（Y e s

）は、制御プログラム261の体動ノイズ除去処理および脈拍数測定処理を含む処理を終了する。押下されていない場合（No）は、ステップS20に進み、次の所定期間に検出する生体信号から体動ノイズ除去処理および脈拍数測定処理を含む処理を行う。

[0076] （体動ノイズ除去処理のサブルーチンプログラム）

図10は、体動ノイズ除去処理の流れを示すフローチャート図である。以降、図10を中心に適宜、図4～図6、図9を交えて説明する。尚、以下のフローは、体動ノイズ除去処理工程に相当し、記憶部260に格納されている制御プログラム261の一部であるサブルーチンプログラムとして、制御部200が記憶部260を含む各部を制御することにより実行される。また、制御プログラム261のフローにおけるステップS60（体動ノイズ除去処理）から呼び出されるサブルーチンプログラムである。

[0077] ステップS30では、体動ノイズ除去処理のサブルーチンプログラム実行の準備が行われる。サブルーチンプログラムで使われる変数や記憶領域の初期化などが行われる。

[0078] ステップS40～S60およびステップS70～S90は、並列処理される処理群である。それぞれの処理群は、ステップS30が実行終了した後に開始され、それぞれの処理群が終了すると、ステップS100が開始される。並列処理は、制御プログラム261による疑似マルチタスク構造を採用して実現しても良いし、制御部200に複数のMPUやDSPを搭載し処理を分担させて実現しても良い。尚、ステップS40～S58およびステップS70からS88は、フィルター工程に相当し、ステップS60およびステップS90は、相関情報算出工程に相当する。

[0079] ステップS40では、信号抽出処理に用いるフィルターとして適応フィルターAが選択される。詳しくは、フィルター係数設定部153に適応フィルターAの学習特性を有するステップサイズAを含むフィルター係数Aを設定する。

ステップS45では、所定の期間分、たとえばフィルターのタップ数分の

繰り返し処理の前処理が行われる。詳しくは、例えば、4秒分といった所定のサンプル数の出力信号を得るまで、ステップS45～S58の間の処理を繰り返す。フィルターのタップ数は、適応フィルター係数Aの数と一致する。

ステップS50では、生体信号Dから推定生体ノイズ成分YAおよび推定脈波成分EAが分離される。詳しくは、体動信号Xおよびフィルター係数Aを用いて推定体動ノイズ成分YAを算出する。生体信号Dから推定体動ノイズ成分YAの差分をとって、推定脈波成分EAを算出する。

ステップS55では、フィルター係数Aが更新される。詳しくは、ステップサイズAを体動信号Xを利用して算出し、ステップサイズAと推定体動ノイズ成分YAと算出された推定脈波成分EAとを用いてフィルター係数Aを更新する。フィルター係数Aはタップサイズの数分算出される。

ステップS58は、所定の期間分、たとえばフィルターのタップ数分の繰り返しを終了される。フィルターのタップ数分の処理をステップS45～S58まで繰り返すまでは、ステップS45に進み、タップ数分の処理が終了したら次のステップS60に進む。

[0080] ステップS60では、体動信号Xおよび推定脈波成分EAの相関係数CAが算出される。詳しくは、相関情報算出部130では、体動信号Xおよび適応フィルターAから出力される推定脈波成分EAを入力している。体動信号Xおよび推定脈波成分EAを数式(5)～数式(8)に適用し相関係数CAを算出する。尚、適応フィルターAから出力される推定脈波成分EAは、フィルター部からの出力信号に相当する。

ステップS70～S90では、ステップS40～S60と同様の手順で適応フィルターBを用いて処理される。また、適応フィルターBでは、適応フィルターBのフィルター係数設定部153に適応フィルターAの学習特性とは異なるステップサイズBを含むフィルター係数Bを設定する。その過程で、推定脈波成分EB、推定体動ノイズ成分YB、フィルター係数B、相関係数CBを含む各種データが生成される。

[0081] ステップS 1 0 0では、相関係数C Aの絶対値と相関係数C Bの絶対値とが比較される。詳しくは、ステップS 6 0およびS 9 0で算出された相関係数は、推定脈波成分と体動信号の相関係数であるため、推定脈波成分が体動信号と相関が弱い方が、体動ノイズ成分をより減衰できたことになる。従って、相関係数の絶対値が小さい方がより体動ノイズが少ない脈波成分を算出できている。相関係数C Aの絶対値が相関係数C Bの絶対値以下であれば（Y e s）、推定脈波成分E Aが体動信号Xとの相関が低いとされ、ステップS 1 1 0に進み、超えていれば（N o）、推定脈波成分E Bが体動信号Xとの相関が低いとされステップS 1 4 0に進む。

[0082] ステップS 1 1 0では、推定脈波成分E Aが体動ノイズ除去処理の出力信号と選択される。詳しくは、ステップS 1 0 0において推定脈波成分E Aが体動信号Xと相関が低いため、推定脈波成分E Aは体動信号Xとそれに伴うノイズがより減衰されている信号成分である。つまり、適応フィルタAにより算出された推定脈波成分E Aの方が、適応フィルタBにより算出された推定脈波成分E Bよりもノイズ成分が少ない。選択部1 4 0は、適応フィルタAの出力信号である推定脈波成分E Aを体動ノイズ除去処理の出力信号と選定する。選定された推定脈波成分E Aが、ステップS 5 7 0の脈拍数を算出するサブルーチンに入力され、当該推定脈波成分E Aに基づいて脈拍数が算出される。

[0083] ステップS 1 2 0では、相関係数C Aおよび相関係数C Bの差の絶対値が所定の閾値P rより大きいか判定される。詳しくは、相関係数C Aと相関係数C Bとの差分が大きい場合（所定の閾値P rを超えた場合）は、相関度合いが乖離しているため、適応フィルタBの精度が上がらずフィルタ係数Bの調整が必要である。従って、相関度合いが所定の閾値P rよりも大きければ（Y e s）、適応フィルタBの調整が必要とされ、ステップS 1 3 0に進み、所定の閾値P r以下であれば、ステップS 1 7 0に進む。

[0084] ステップS 1 3 0では、フィルタ係数C Aが適応フィルタBに設定される。詳しくは、フィルタ係数設定部1 5 3において、ステップS 7 0に

において設定されるフィルター係数 C_B の値を、ステップS55において更新された最新のフィルター係数 C_A の値に設定する。具体的には、適応フィルターBのフィルター係数を算出する数式(3)の $h(k)$ の設定値として最初に用いられる $h(1) \sim h(L)$ にフィルター係数 C_A の値を代入する。

[0085] ステップS140～ステップS160では、ステップS110～S130と同様な手順で、適応フィルターBを対象として処理される。その過程で、選択部140は、推定脈波成分 E_B を選択し、体動ノイズ除去処理の出力信号とする。そして、相関係数 C_B の絶対値および相関係数 C_A の絶対値の差が所定の閾値 P_r を超えた場合は、フィルター係数 C_B が適応フィルターAの値に設定される。尚、ステップS100～S160は、選択工程に相当する。詳しくは、フィルター係数設定部153に適応フィルターAの学習特性を有するステップサイズAを含むフィルター係数Aを設定する。なお、上記では相関係数の差分と閾値とを比較してフィルター係数の設定を制御するように構成したが、たとえば、各フィルターの相関係数の比、たとえば C_A/C_B を計算してこれを閾値と比較するように構成しても良い。

[0086] 以上のように、学習特性の異なる適応フィルターA110および適応フィルターB120を用いてそれぞれに算出された推定脈波成分 E_A および推定脈波成分 E_B を体動信号 X と比較し、より相関関係の低い推定脈波成分を出力すべき信号として選択している。従来の一つの適応フィルターを用いて算出された推定脈波成分では、体動信号の状況によって一時的に十分には体動ノイズを減衰させられない状態となることがあったが、所定期間毎に複数の適応フィルターによる抽出結果から、よりノイズ成分が少ない脈波成分を抽出することができる。

また、選定された推定脈波成分を算出した適応フィルターで算出されたフィルター係数を、相関係数の差分が所定の閾値を超えていれば、選定されなかった推定脈波成分を算出した適応フィルターのフィルター係数に設定する。

これにより、選択されなかった推定脈波成分を算出した適応フィルター性

能を上げることができる。つまり、フィルター係数が適応フィルターに設定された時点から、両方の適応フィルターの性能が横並びとなり、以降はそれぞれの学習特性に基づいた適応処理（学習処理）を行うことができる。従って、学習特性が異なる複数のフィルターのそれぞれのフィルター性能が向上し、学習特性の特徴が直接反映され、更に精密に推定体動ノイズが減衰された推定脈波成分を抽出できる。

尚、本実施形態では適応フィルターを２種類備えるとして説明しているが、３種類以上の複数の異なる学習特性を有する適応フィルターを備えても良い。

[0087] (効果)

次に、図１１を用いて本実施形態を適用した脈拍計１の効果の一例を説明する。

図１１は、算出脈拍数の一例を表すグラフである。図１１におけるグラフの横軸は、経過時間（秒）であり、縦軸は脈拍数（b p m）（beats per minute）である。グラフは、本実施例における適応フィルターA 1 1 0および適応フィルターB 1 2 0を備えた脈拍計１が示した脈拍数L 1（点線）、従来のひとつの適応フィルターで構成された脈拍計が示した脈拍数L 2（一点鎖線）、および、被験者の心拍数L 3（実線）である。心拍数L 3は、ホルター心電計等で計測された心拍数である。尚、脈拍数は、体動ノイズ除去部１００（図４）により選択された推定脈波成分を脈拍数算出部６０（図４）により算出した数値である。

被験者は、０～約６０秒までは心拍数L 3が約８５～９０b p mの間を安定しており、脈拍数L 1および脈拍数L 2においても略近い値を示している。被験者は、約６０秒から運動を開始している。運動開始後から心拍数L 3は、約６０～１２０秒の間に山形の曲線を描きながら脈拍数９０b p mから１３０b p mまで急激に上がっている。脈拍数L 2は、約６０～１２０秒の間は脈拍数約８５～９０b p mを示しており、実際の心拍数L 3に追従できていない。従来の脈拍計に搭載されていた適応フィルターでは、運動状況の

変化による体動ノイズ成分を十分に減衰できず、脈波成分の基線を判別できなかった結果である。

脈拍数 L_1 は、約60～120秒の間は実際の心拍数 L_3 の曲線の近傍を大体同じように推移している。更に、約120秒以降についても運動負荷に応じて徐々に脈拍数を約130bpmから約150bpmに増加しており、心拍数 L_3 と大体同じ推移を示している。脈拍数 L_1 は、約60～120秒の間は適応フィルターA110による推定脈波成分が選択され、約120秒以降は適応フィルターB120による推定脈波成分が選択され、脈拍数が算出された結果である。

本実施形態における脈拍数 L_1 は、計測中全般に亘り実際の心拍数 L_3 が推移する曲線の近傍にあり、被験者の心拍数に近い数値が算出できている。つまり、脈拍数の算出に使われた推定脈波成分が、FFT処理の過程で脈波の周波数成分を強く示す基線を有しており、更にノイズ成分が少なかったということがわかる。

このように、実際の脈拍計1に搭載して検証した結果、被験者の運動状況の変化に応じて変動する体動ノイズ成分を十分に減衰した推定脈波成分が抽出され、実際の心拍数と近い脈拍数を算出できている。

[0088] (実施形態2)

次に、実施形態2について、図12を中心に、適宜各図を交えて説明する。

図12は、実施形態2における体動ノイズ成分除去処理の流れを示すフローチャート図である。本実施形態は、実施形態1における体動ノイズ成分除去処理の流れを示すフロー（図10）の一部が異なる。尚、以下のフローは、生体情報処理方法に相当し、記憶部260に格納されている制御プログラム261に基づいて、制御部200が記憶部260を含む各部を制御することにより実行される。

実施形態1では、相関係数算出工程としてのステップS60およびステップS90において、体動信号 X と推定脈波成分 E_A または推定脈波成分 E_B

との相関係数を算出していたのに対し、本実施形態では、ステップS 2 6 0 およびステップS 2 9 0 として、推定体動ノイズ成分Y Aまたは推定体動ノイズ成分Y Bと体動信号Xとの相関係数を算出している点が異なる。また、実施形態1では、選択工程の一部の処理としてのステップS 1 0 0において、「相関係数C Aの絶対値が相関係数C Bの絶対値以下ならば」という判定が、本実施形態のステップS 3 0 0では、「相関係数C Aの絶対値が相関係数C Bの絶対値以上ならば」という判定になっている点が異なる。

[0089] ステップS 2 6 0では、推定体動ノイズ成分Y Aおよび体動信号Xの相関係数C Aが算出される。詳しくは、相関情報算出部1 3 0には、体動信号Xおよび適応フィルタA 1 1 0の出力である推定体動ノイズ成分Y Aが入力される。体動信号Xおよび推定体動ノイズ成分Y Aを数式(5)～数式(8)に適用し相関係数C Aを算出する。

[0090] ステップS 2 9 0では、推定体動ノイズ成分Y Bおよび体動信号Xの相関係数C Bが算出される。詳しくは、相関情報算出部1 3 0には、体動信号Xおよび適応フィルタB 1 2 0の出力である推定体動ノイズ成分Y Bが入力される。体動信号Xおよび推定体動ノイズ成分Y Bを数式(5)～数式(8)に適用し相関係数C Bを算出する。

[0091] ステップS 3 0 0では、相関係数C Aの絶対値と相関係数C Bの絶対値とが比較される。詳しくは、ステップS 2 6 0およびS 2 9 0で算出された相関係数は、推定体動ノイズ成分と体動信号との相関係数であるため、推定体動ノイズ成分および体動信号の相関が強い方が、体動ノイズをより追従して算出できたことになる。従って、相関係数の絶対値が大きい方が体動ノイズに追従した推定体動ノイズ成分を算出できており、抽出される推定脈波成分も体動ノイズの残留は少なくなる。従って、相関係数C Aの絶対値が相関係数C Bの絶対値以上であれば(Y e s)、推定脈波成分E Aの方が体動ノイズを少ないため、ステップS 1 1 0に進み、推定脈波成分E Aを出力信号と選択する。未満であれば(N o)、推定脈波成分E Bが体動ノイズを少なく算出されており、ステップS 1 4 0に進み、推定脈波成分E Bを出力信号と

して選択する。

[0092] 以上述べたように、本実施形態では、相関係数を算出する対象を体動信号および推定体動ノイズ成分として、推定脈波成分を選択することによっても、実施形態１と同様な効果を得ることができる。

また、本実施形態は実施形態１と組み合わせて用いられても良い。例えば、適応フィルタを３つ以上備え、３つの適応フィルタから１つを排除するために、実施形態１による相関係数の判定を適用し、残りの２つの適応フィルタを本実施形態の相関係数による判定を適用することによって、更にノイズ成分を減衰させた推定脈波成分を抽出することができる可能性がある。

[0093] 尚、本発明は上述した実施形態に限定されず、上述した実施形態に種々の変更や改良などを加えることが可能である。変形例を以下に述べる。

[0094] (変形例１)

上述の実施形態では、体動信号検出部に加速度センサー２０を備える構成であったが、この構成に限定されるものではなく、接触圧センサーを備え、検出される接触圧変位量信号を体動信号に含める構成であっても良い。詳しくは、接触圧センサーは、脈拍計１を腕に装着した状態で、脈波センサー１０の腕接触面側に隣接し配設され、脈波センサー１０と腕の間に生じる物理的な押圧の変位量を測定するセンサーである。主に手の握り開きの動作や脈拍計１の腕装着状態のずれなどを接触圧変位量信号として検出する。

このような接触圧変位量信号に基づいて、推定脈波成分の抽出処理を行うことによって、生体信号に重畳されている手の握り開きの動作や腕装着状態のずれなどの体動ノイズ成分を減衰させることができる。

[0095] (変形例２)

上述の実施形態および変形例では、適応フィルタのフィルタ係数の算出式を数式（３）としていたが、数式（９）を用いてフィルタ係数の更新をしても良い。

$$h(k) = h(k) + \mu \cdot e(i) / [p(i-k) / \sum p^2(i-k)]$$

$$k = 1 \sim L \quad \cdots \text{数式 (9)}$$

数式 (9) において、 $p(i-k)$ は、アフィン射影法に基づいて体動信号の遅延信号 $x(i-k)$ から算出される係数であり、数式 (10) により算出される。

$$p(i-k) = x(i-k) + \left[\left\{ \sum x[(i-k) \cdot x(i-k-1)] \right\} / \left[\sum x^2(i-k-1) \right] \right] \cdot x(i-k) \quad k = 1 \sim L \quad \cdots \text{数式 (10)}$$

また、更にフィルター係数の更新にあたっては、上述の実施形態および変形例に限らず、異なる演算式を伴う別の数式であっても良い。例えば、LMS、nLMS、などのアルゴリズムであっても良い。少なくとも2種類以上の適応アルゴリズムや学習特性を有する適応フィルターを用いることと、フィルター係数 $h(k)$ のタップ数 (L の値) が同じであれば良い。但し、フィルター係数のタップ数は、フィルター係数を別の適応フィルターに設定する処理を含めない場合は、同じタップ数でなくても良い。これらにより、推定体動ノイズ成分の算出方法が多様になり、変動する体動信号に追従できる推定体動ノイズ成分を算出できる可能性が広がり、結果としてノイズを最小限に抑えた推定脈波成分を抽出することができる。

[0096] (変形例3)

上述の実施形態および変形例では、X軸、Y軸、Z軸方向の加速度信号を適応フィルターに適用する順番については規定していなかったが、X軸、Y軸、Z軸の3軸において動きの大きい軸から順番に適応フィルターを適用しても良い。詳しくは、まず、体動信号検出部において、各軸方向の加速度信号の変化量の総和を算出し記憶する。体動ノイズ除去部100に入力する体動信号を変化量の総和が大きい軸方向の加速度信号から順に適用させ、生体信号から各軸方向の体動ノイズを除去していく。加速度信号の変化量の総和は、被験者の動きを表した値であるため、生体信号に重畳された影響の大きな体動ノイズ成分から除去することができる。

更に、図5に示す選択部140により出力された推定脈波成分を評価し、

他の体動信号によるノイズ除去処理が必要か判別する処理を加えても良い。詳しくは、最初の体動信号に基づいて抽出された推定脈波成分に基本周波数が存在し、基本周波数とそれを除くノイズ成分との比が所定の値以上である場合、または相関係数による判定で所定の相関度合い以上の高い相関が出た場合に次の体動信号によるノイズ除去処理をしないで、選択された推定脈波成分を出力信号として選択する。

これらによれば、まず、体動信号を動きの大きな軸方向の加速度から入力させることにより、生体信号から主要な体動ノイズ成分が除去される。次に、出力された推定脈波成分を評価することで十分にノイズが減衰されていると判断されれば、推定脈波成分は全ての方向の体動信号の除去処理をせずとも十分にノイズの減衰ができています。従って、被験者の運動状況が一定の軸方向の運動である場合は、推定脈波成分抽出処理の時間が節約され高速処理と消費電力を抑えることができる。また、被験者の運動状況が複合的な複数軸方向の運動である場合は、軸毎に推定脈波成分を抽出する処理を繰り返すことで重畳されている多軸のノイズ成分を減衰することができる。

尚、体動信号は加速度信号だけに限らず、接触圧センサーによる接触圧変位量信号でも良く、またそれに限らず生体信号に重畳されているノイズと相関関係を示す信号であれば良い。

符号の説明

[0097] 1…脈拍計、2…リストバンド、3…ケース、4…表示パネル、5…操作ボタン、6…充電端子、10…脈波センサー、11…反射面、12…発光素子、13…受光素子、14…基板、20…加速度センサー、30…脈波AD変換部、40…加速度AD変換部、60…脈拍数算出部、100…体動ノイズ除去部、110…適応フィルターA、120…適応フィルターB、130…相関情報算出部、140…選択部、150…適応フィルター、151…体動ノイズ算出部、152…減算部、153…フィルター係数設定部、200…制御部、210…操作部、220…表示部、230…報知部、240…通信部、250…計時部、260…記憶部、261…制御プログラム。

請求の範囲

- [請求項1] 脈波成分および体動ノイズ成分を含む生体信号を検出する生体信号検出部と、
- 体動信号を検出する体動信号検出部と、
- 前記生体信号から前記脈波成分および前記体動ノイズ成分を前記体動信号に基づいて分離する体動ノイズ除去部と、を備え
- 前記体動ノイズ除去部は、学習特性が異なる複数のフィルタ一部と、
- 前記体動信号と前記複数のフィルタ一部からの出力信号との相関度合いを示す相関情報を算出する相関情報算出部と、
- 前記相関情報に基づいて前記複数のフィルタ一部からの出力信号を選択する選択部と、
- を備えることを特徴とする生体情報処理装置。
- [請求項2] 前記学習特性は、前記体動信号の変動に対応した追従特性を制御するステップサイズを含むことを特徴とする請求項1に記載の生体情報処理装置。
- [請求項3] 前記相関情報算出部は、前記フィルタ一部からの前記出力信号毎に、前記相関情報を前記体動信号に基づいて算出し、前記選択部は、前記相関情報の絶対値が最小となる前記フィルタ一部からの出力信号を選択することを特徴とする請求項1または2に記載の生体情報処理装置。
- [請求項4] 前記フィルタ一部からの前記出力信号は、前記脈波成分を推定する推定脈波信号であることを特徴とする請求項3に記載の生体情報処理装置。
- [請求項5] 前記相関情報算出部は、前記フィルタ一部からの前記出力信号毎と前記体動信号とに基づいて前記相関情報を算出し、前記選択部は、前記相関情報の絶対値が最大となる前記フィルタ一部からの出力信号を選択することを特徴とする請求項1または2に記載の生体情報処理装

置。

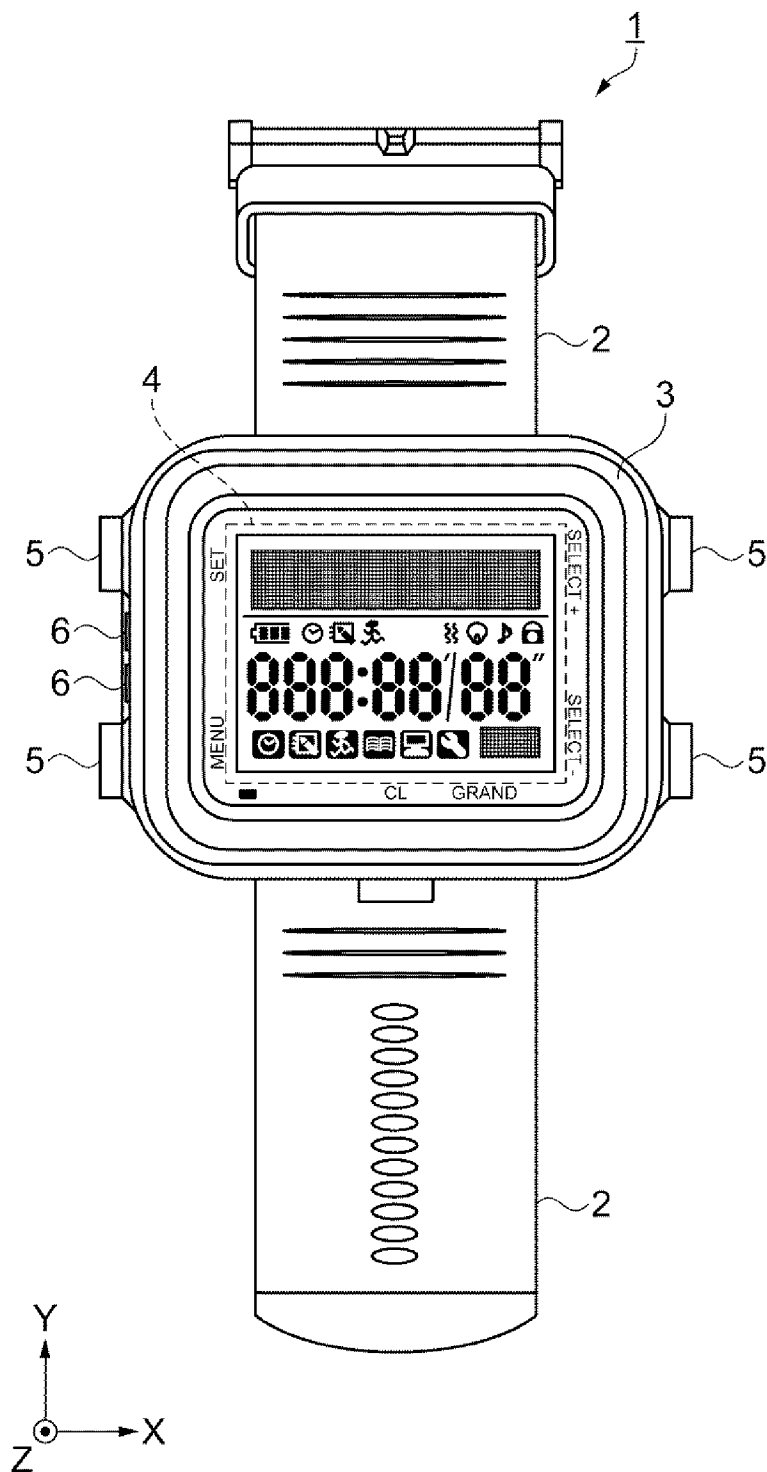
- [請求項6] 前記フィルタ一部からの前記出力信号は、前記体動ノイズ成分を推定する推定体動ノイズ信号であることを特徴とする請求項5に記載の生体情報処理装置。
- [請求項7] 前記選択部は、選択した前記出力信号を出力した前記フィルタ一部の前記相関情報と、他の前記フィルタ一部の前記相関情報との差分が、所定の閾値を超えた場合、前記選択した前記出力信号を出力した前記フィルタ一部の前記学習特性を前記他のフィルタの前記学習特性に設定することを特徴とする請求項1乃至6のいずれか一項に記載の生体情報処理装置。
- [請求項8] 前記体動信号は、一軸方向あるいは互いに交差する少なくとも二軸方向の加速度信号を含み、各軸からの信号を順次前記体動信号として適用することを特徴とする請求項1乃至7のいずれか一項に記載の生体情報処理装置。
- [請求項9] 前記体動信号は、前記生体信号の検出部位の押圧を示す接触圧信号を含むことを特徴とする請求項1乃至8のいずれか一項に記載の生体情報処理装置。
- [請求項10] 前記選択部で選択した信号に基づいて脈拍数を算出する制御部をさらに有することを特徴とする請求項1乃至9のいずれか一項に記載の生体情報処理装置。
- [請求項11] 脈波成分および体動ノイズ成分を含む生体信号を検出する生体信号検出工程と、
体動信号を検出する体動信号検出工程と、
前記生体信号から前記脈波成分および前記体動ノイズ成分を前記体動信号に基づいて分離するフィルタ工程であって、学習特性が異なる複数の前記フィルタ工程を用いて分離する体動ノイズ除去処理工程と、
前記体動信号と前記複数のフィルタ工程からの出力信号との相関

度合いを示す相関情報を算出する相関情報算出工程と、

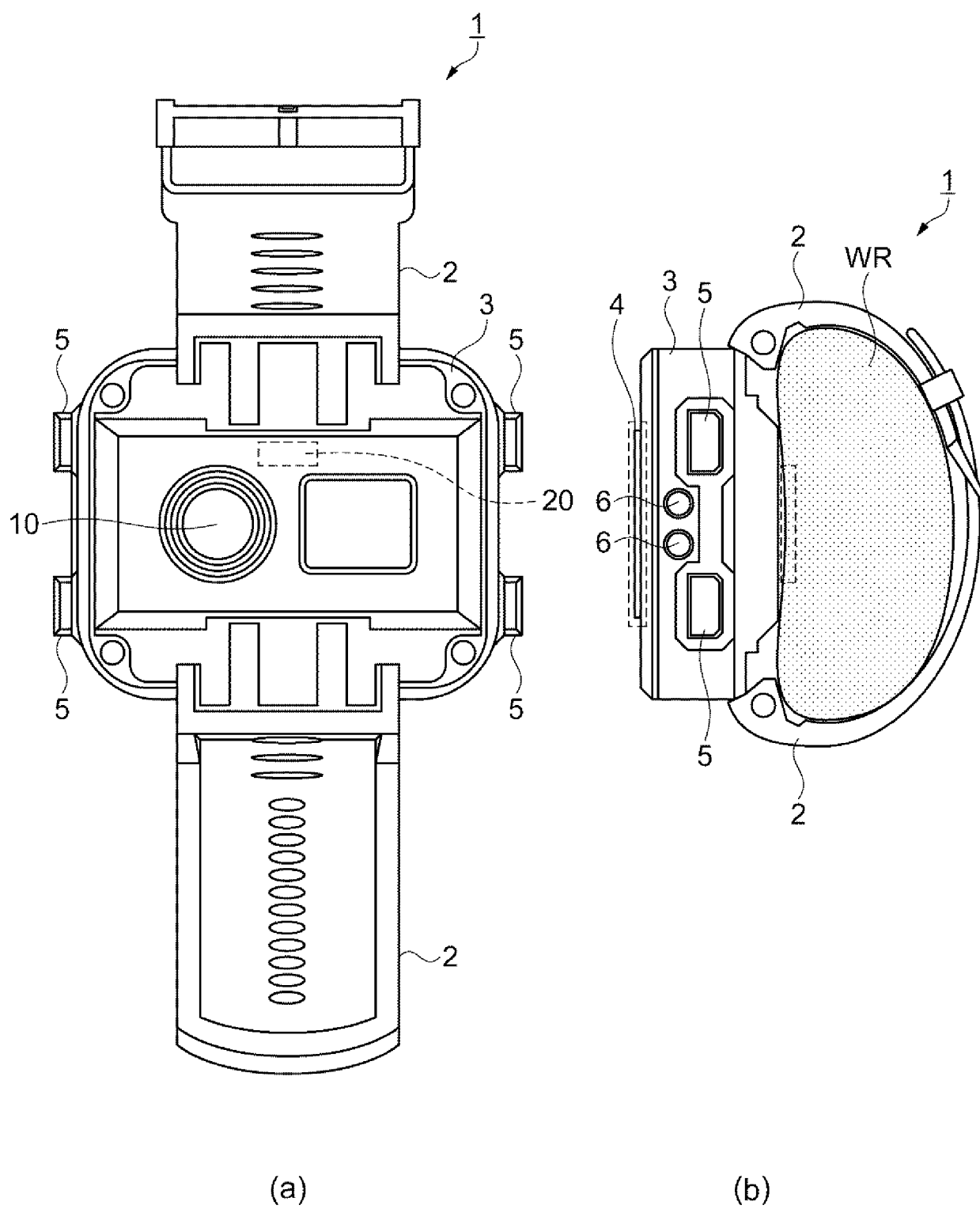
前記相関情報に基づいて前記複数のフィルター工程からの出力信号
を選択する選択工程と、

を備えることを特徴とする生体情報処理方法。

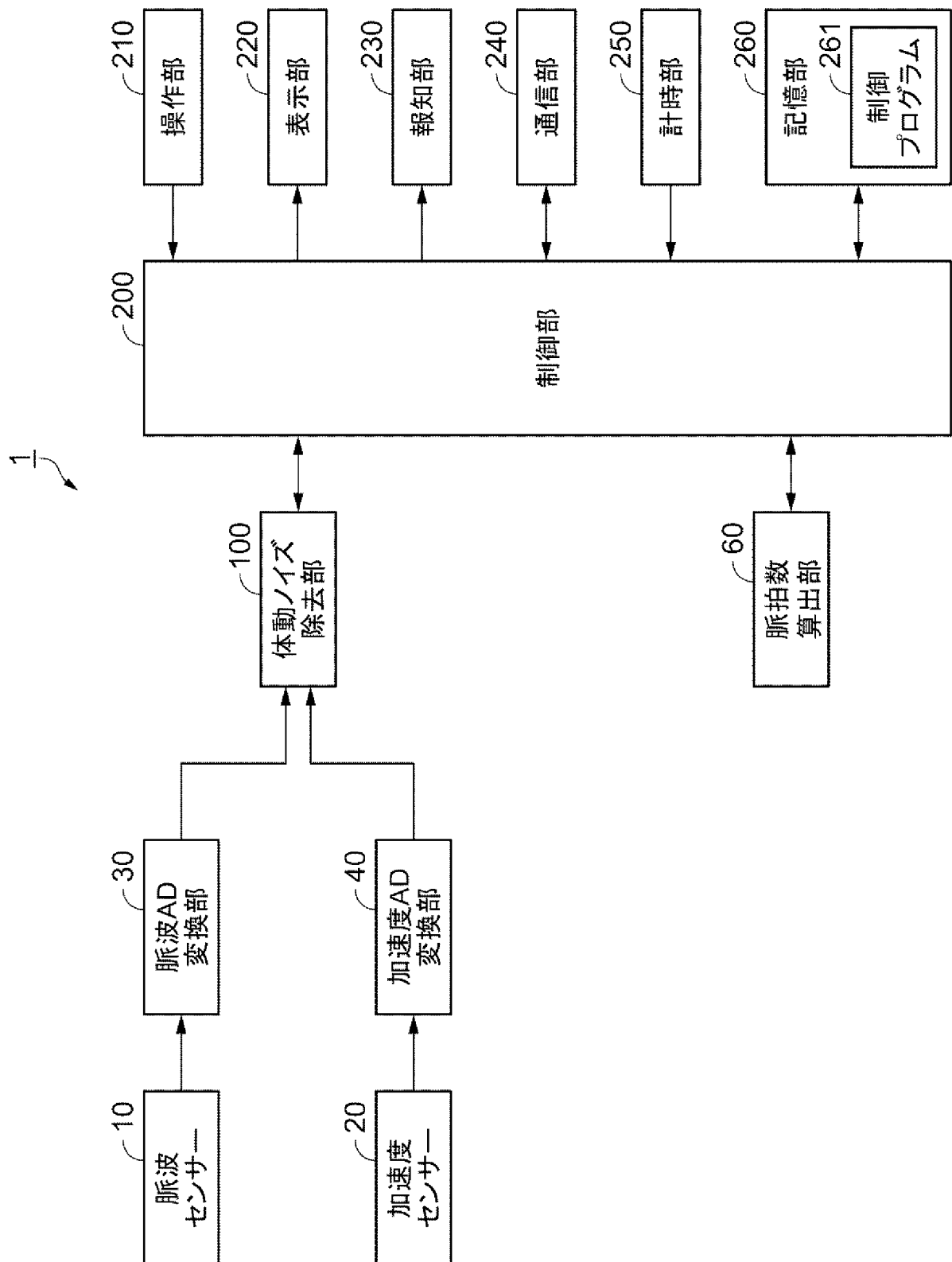
[図1]



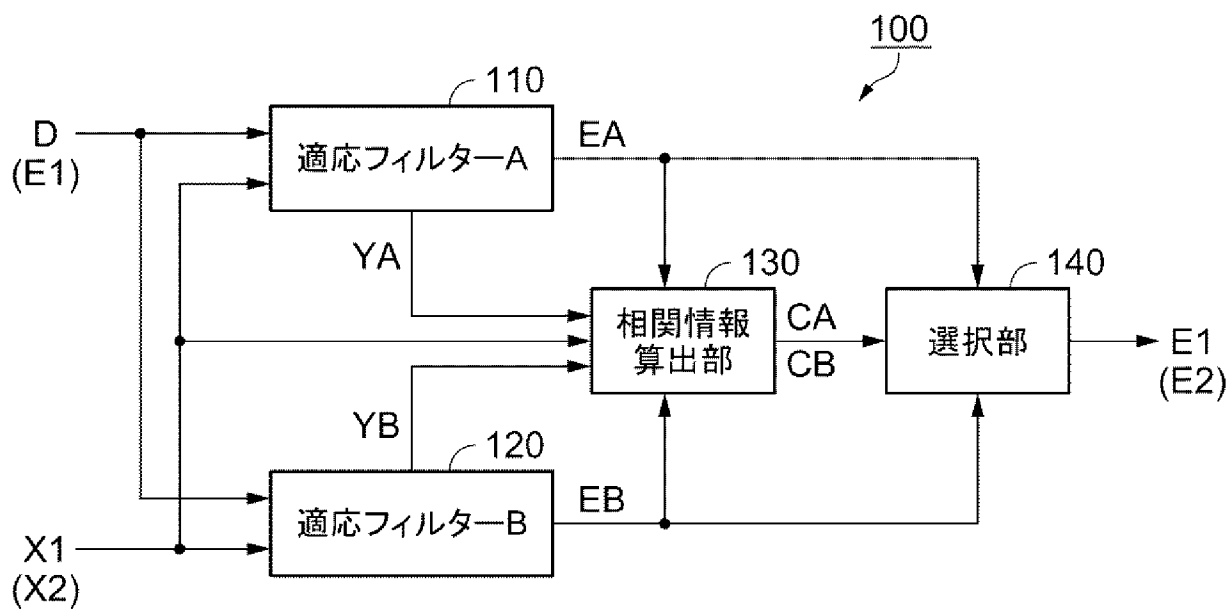
[図2]



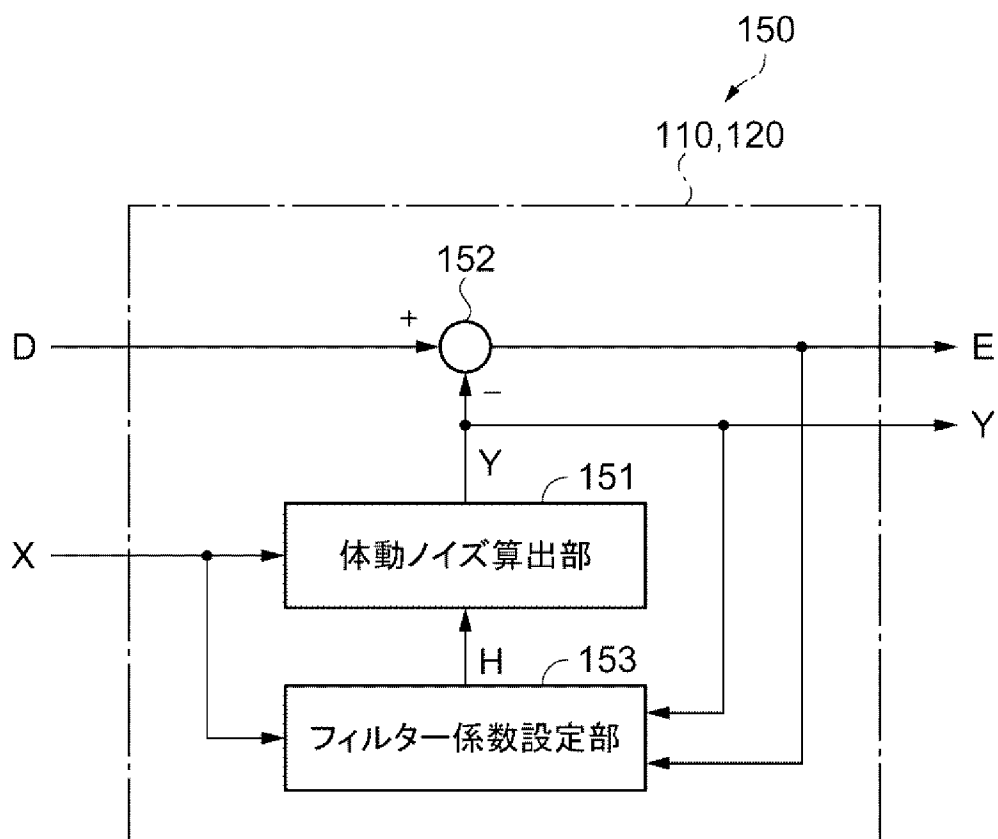
[図4]



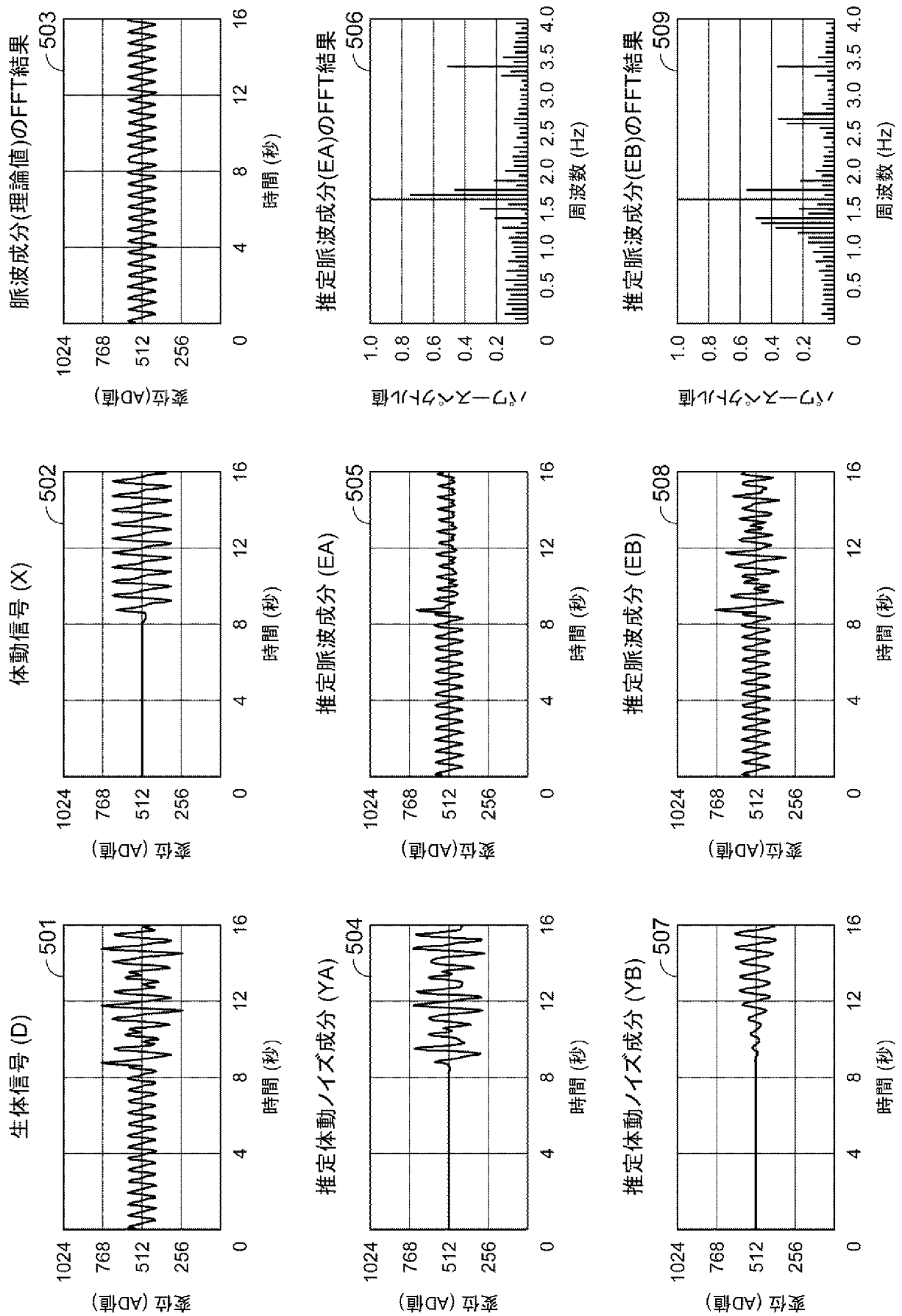
[図5]



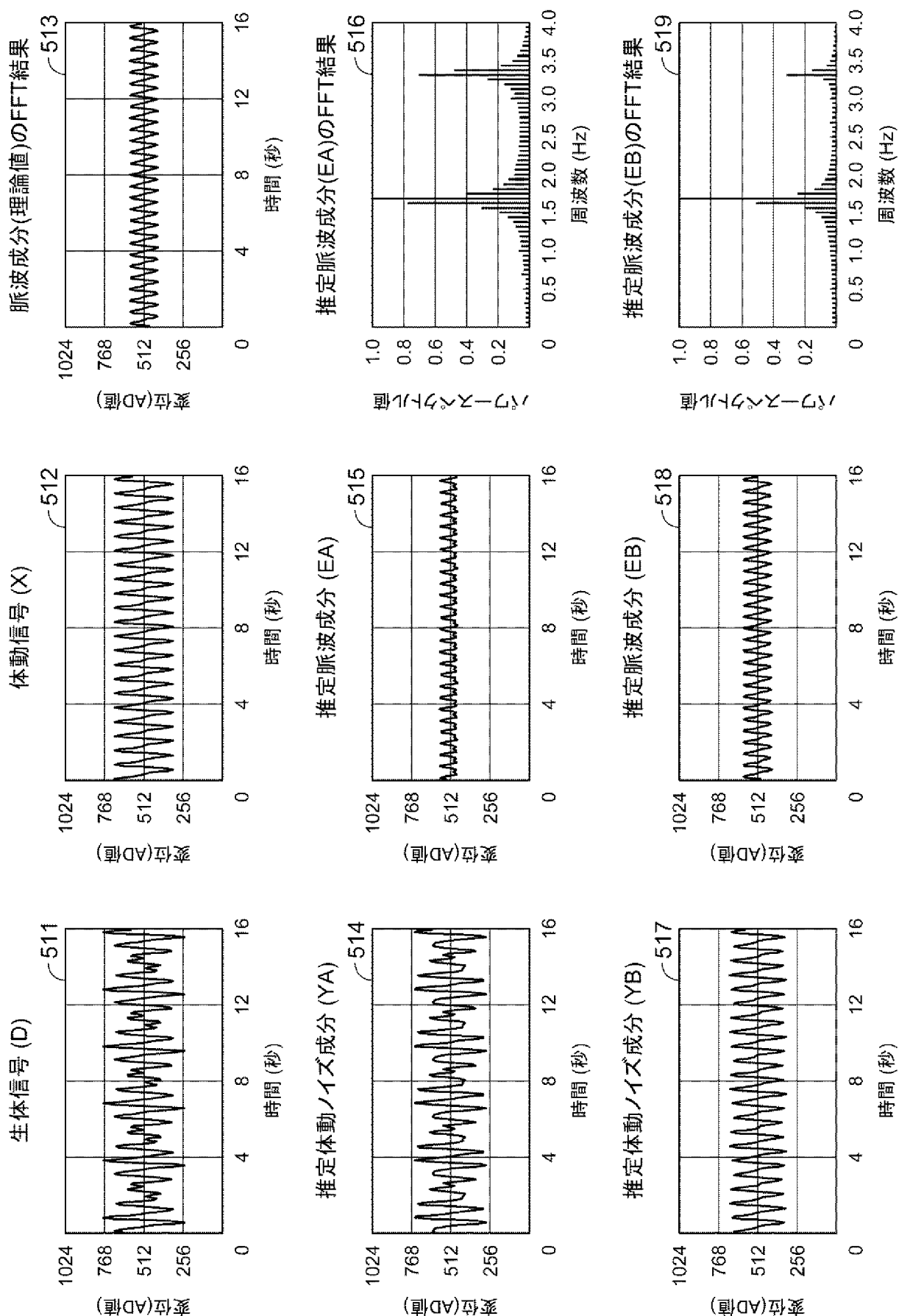
[図6]



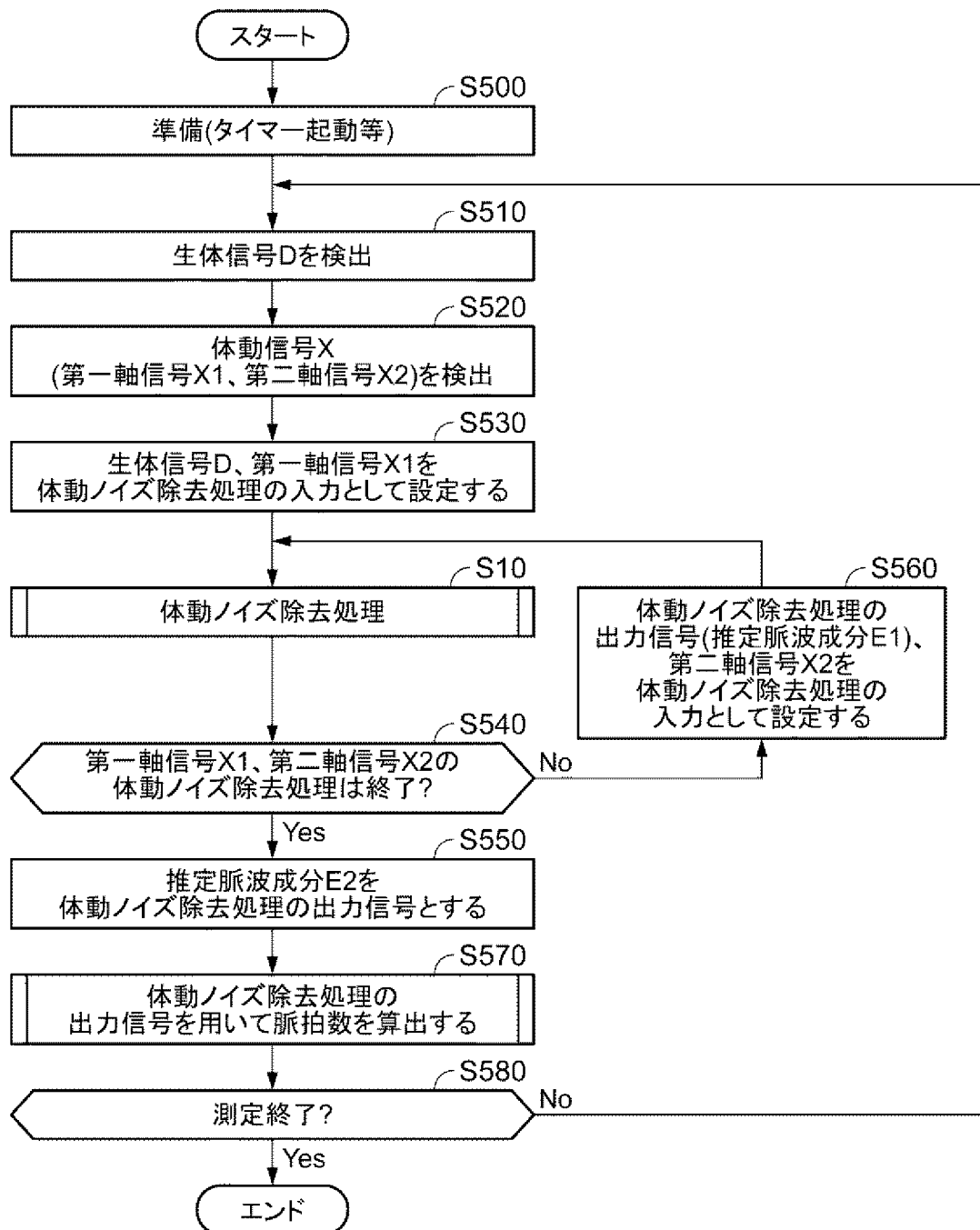
[図7]



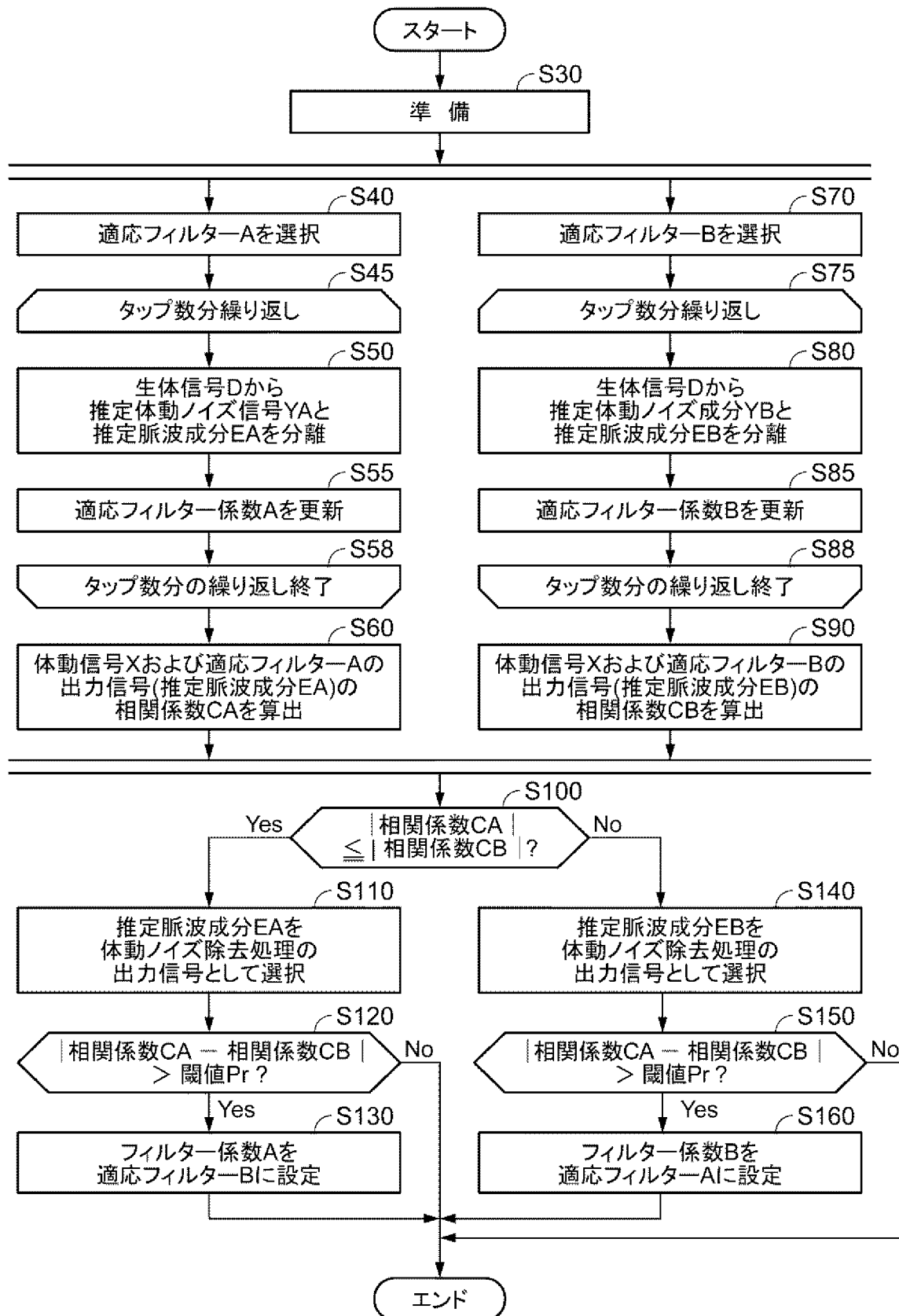
[図8]



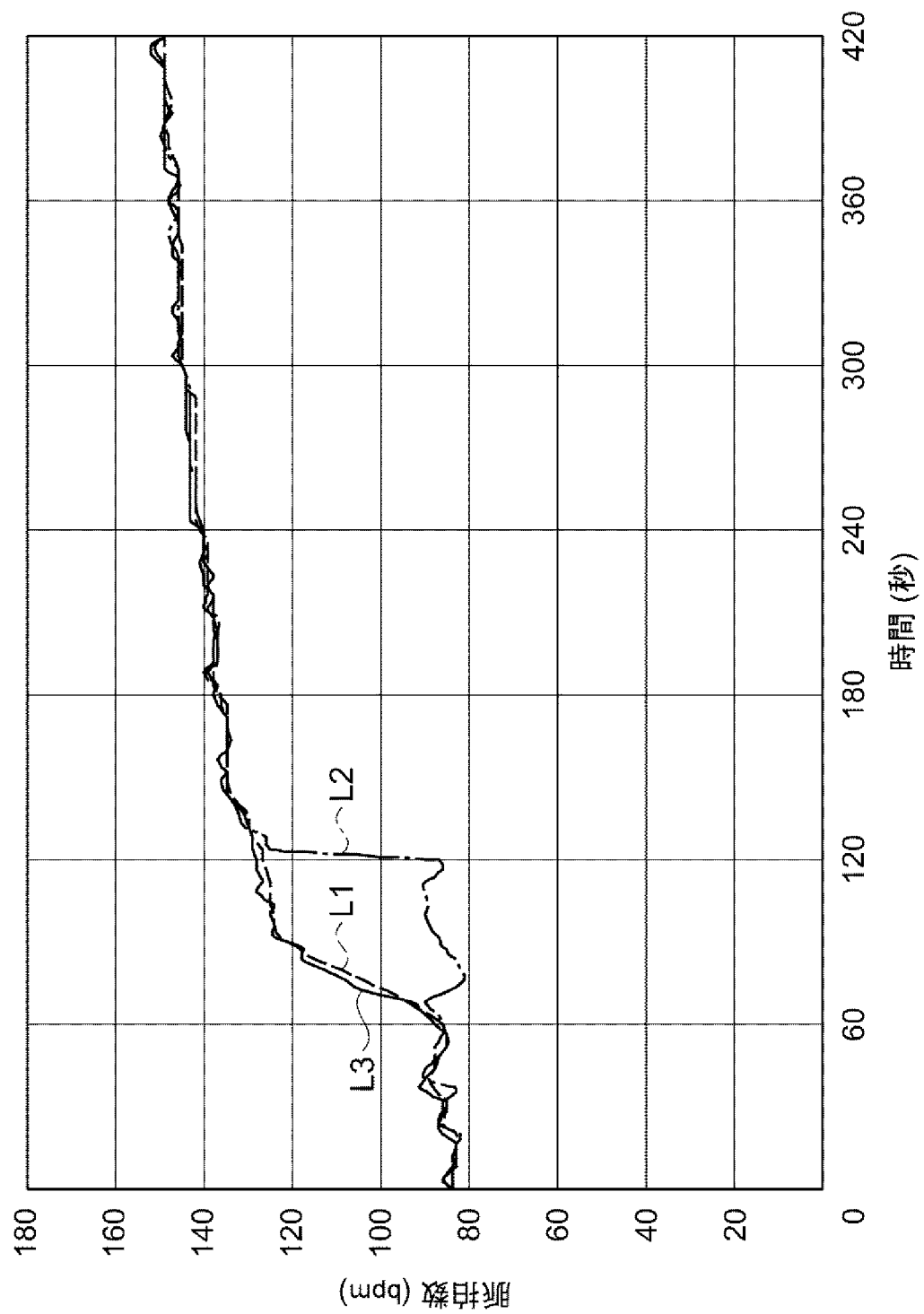
[図9]



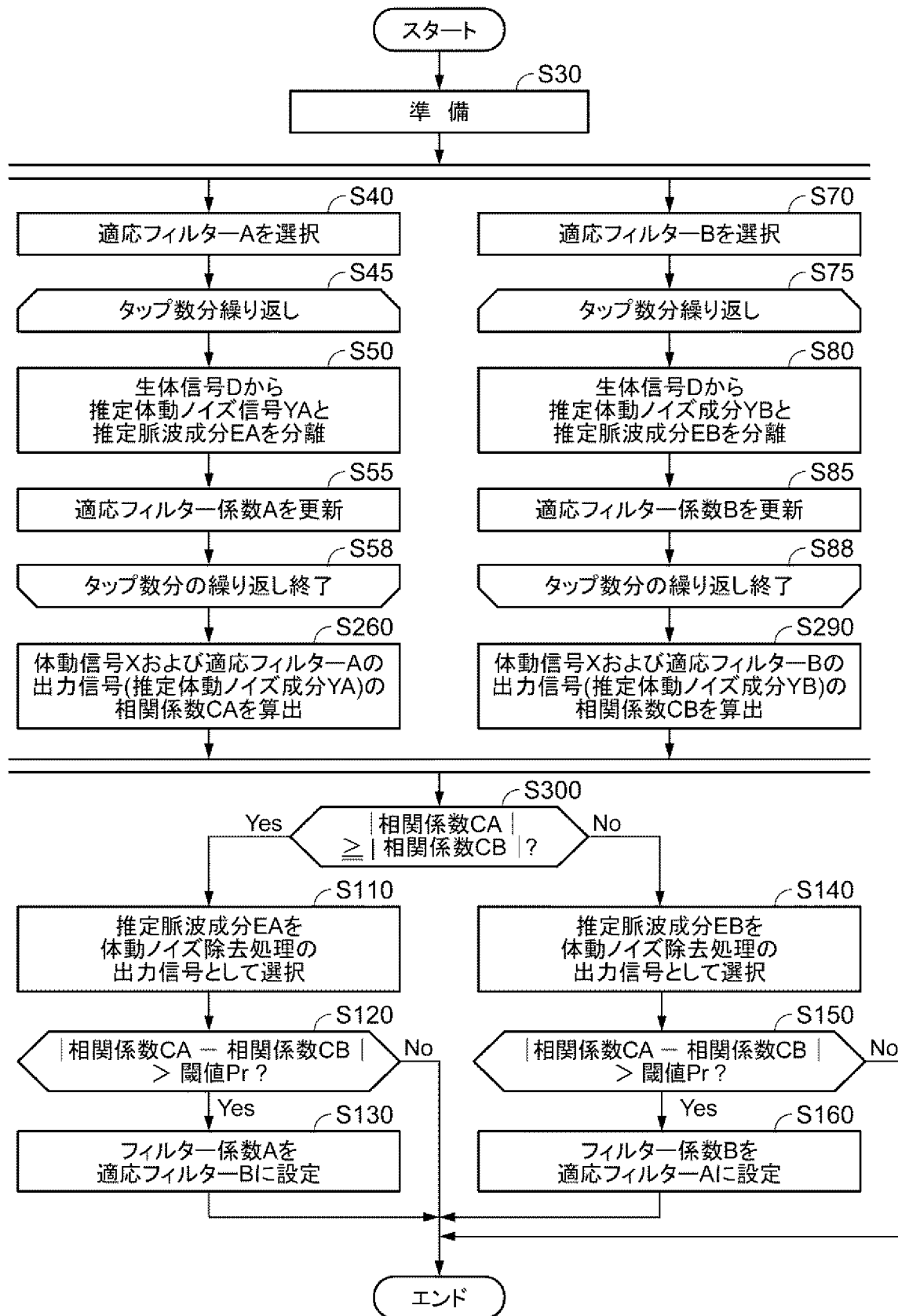
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/003652

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245(2006.01) i, A61B5/11(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/22

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-276448 A (Seiko Epson Corp.), 12 October 1999 (12.10.1999), claims 1, 2; paragraphs [0007] to [0013]; fig. 1, 17 (Family: none)	1-11
A	JP 2012-176196 A (Seiko Epson Corp.), 13 September 2012 (13.09.2012), claim 1; paragraphs [0049], [0054]; fig. 1 & US 2012/0220881 A1 & EP 2491856 A1 & CN 102648847 A	1-11
A	JP 2011-92236 A (Seiko Epson Corp.), 12 May 2011 (12.05.2011), claim 6; paragraphs [0015], [0140] to [0154], [0161]; fig. 12 & US 2011/0098582 A1	2

☒ 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
02 October, 2014 (02.10.14)

Date of mailing of the international search report
14 October, 2014 (14.10.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/003652

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-94222 A (Seiko Epson Corp.), 20 May 2013 (20.05.2013), paragraph [0025] (Family: none)	8
A	JP 2012-157423 A (Seiko Epson Corp.), 23 August 2012 (23.08.2012), claim 1; paragraphs [0008], [0039] to [0043] (Family: none)	1-11
A	JP 2005-160640 A (Denso Corp.), 23 June 2005 (23.06.2005), claim 19 & US 2005/0075553 A1	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/00-5/22

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	1971-2014年
日本国実用新案登録公報	1996-2014年
日本国登録実用新案公報	1994-2014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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

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
A	JP 11-276448 A（セイコーエプソン株式会社）1999. 10. 12, 【請求項1】【請求項2】【0007】-【0013】【図1】【図17】（ファミリーなし）	1-11
A	JP 2012-176196 A（セイコーエプソン株式会社）2012. 09. 13, 【請求項1】【0049】【0054】【図1】 & US 2012/0220881 A1 & EP 2491856 A1 & CN 102648847 A	1-11

☒ 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

02. 10. 2014

国際調査報告の発送日

14. 10. 2014

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号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）

野田 洋平

2 Q

3 2 1 0

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
A	JP 2011-92236 A (セイコーエプソン株式会社) 2011.05.12, 【請求項6】【0015】【0140】－【0154】【0161】【図12】 & US 2011/0098582 A1	2
A	JP 2013-94222 A (セイコーエプソン株式会社) 2013.05.20, 【0025】 (ファミリーなし)	8
A	JP 2012-157423 A (セイコーエプソン株式会社) 2012.08.23, 【請求項1】【0008】【0039】－【0043】 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2005-160640 A (株式会社デンソー) 2005.06.23, 【請求項19】 & US 2005/0075553 A1	1-11