

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5476922号  
(P5476922)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 2 2

請求項の数 6 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2009-246211 (P2009-246211)  
 (22) 出願日 平成21年10月27日 (2009. 10. 27)  
 (65) 公開番号 特開2011-92236 (P2011-92236A)  
 (43) 公開日 平成23年5月12日 (2011. 5. 12)  
 審査請求日 平成24年10月3日 (2012. 10. 3)

(73) 特許権者 000002369  
 セイコーエプソン株式会社  
 東京都新宿区西新宿 2 丁目 4 番 1 号  
 (74) 代理人 100095728  
 弁理士 上柳 雅誉  
 (74) 代理人 100107261  
 弁理士 須澤 修  
 (74) 代理人 100127661  
 弁理士 宮坂 一彦  
 (72) 発明者 ▲高橋▼ 有亮  
 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  
 (72) 発明者 浦野 治  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 拍動検出装置及び拍動検出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人体の拍動に由来する拍動信号を検出する拍動検出装置であって、  
 前記拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出して出力する脈波センサーと、

人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーと、  
 前記第 1 脈波信号に基づいて適応線スペクトル強調器を用いて該第 1 脈波信号を第 1 信号と第 2 信号とに分離して、少なくとも該第 1 信号を含む第 2 脈波信号を出力する脈波信号フィルタリング部と、

前記体動信号に基づいて適応フィルターを用いて前記第 2 脈波信号中のノイズ信号を抽出するとともに、該第 2 脈波信号から該ノイズ信号を除去した前記拍動信号を出力する体動影響成分フィルタリング部と、を備え、

前記脈波信号フィルタリング部は、少なくとも前記第 1 信号または前記第 2 信号のいずれか一方に第 1 ゲイン係数を掛けて比率を変更し合算して前記第 2 脈波信号を生成するとともに、該第 2 脈波信号を出力する信号合成部を備えることを特徴とする拍動検出装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の拍動検出装置において、  
 前記脈波信号フィルタリング部は、  
 前記第 1 脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出する過大振幅検出部と、

10

20

前記過大振幅検出部の出力信号に基づいて前記第 1 ゲイン係数を第 2 ゲイン係数に切り替え、前記過大振幅検出部で所定の期間、前記第 1 脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出しない場合には、前記第 2 ゲイン係数を前記第 1 ゲイン係数に切り替えるゲイン設定切替部と、

を備えることを特徴とする拍動検出装置。

【請求項 3】

請求項 1 ~ 2 のいずれか一項に記載の拍動検出装置において、

前記第 1 信号には、心拍の信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれ、

前記第 2 信号には、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分が含まれることを特徴とする拍動検出装置。

10

【請求項 4】

拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出する脈波センサーを備えたコンピュータにより、人体の拍動に由来する拍動信号を検出するための拍動検出方法であって、

前記コンピュータは、前記第 1 脈波信号に基づいて適応線スペクトル強調器を生成して該第 1 脈波信号を第 1 信号と第 2 信号とに分離し、前記第 1 信号または前記第 2 信号に第 1 ゲイン係数を掛けて比率を変更し合算して第 2 脈波信号を生成し、該第 2 脈波信号を出力するステップを含むことを特徴とする拍動検出方法。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の拍動検出方法において、

前記脈波信号フィルタリングステップは、

前記第 1 脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出する過大振幅検出ステップと、

前記過大振幅検出ステップの出力信号に基づいて前記第 1 ゲイン係数を第 2 ゲイン係数に切り替え、前記過大振幅検出部で所定の期間、前記第 1 脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出しない場合には、前記第 2 ゲイン係数を前記第 1 ゲイン係数に切り替えるゲイン設定切替ステップと、

を含むことを特徴とする拍動検出方法。

30

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の拍動検出方法において、

前記コンピュータは、人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーを備え、

前記体動信号に基づいて適応フィルターを生成して前記第 2 脈波信号中のノイズ信号を抽出するとともに、該第 2 脈波信号から該ノイズ信号を除去した前記拍動信号を出力する体動影響成分フィルタリングステップを含むことを特徴とする拍動検出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、拍動検出装置及び拍動検出方法に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

拍動検出装置は、人体の心拍に由来する拍動を検出するための装置であって、例えば、腕や手指などに装着される脈波センサーからの信号（脈波信号）から、人体の体動の影響により発生する信号成分（体動影響信号）を雑音として除去し、心拍に由来する信号（拍動信号）のみを検出する装置である。

【0003】

光学式の脈波センサーを指、手首等へ装着するタイプの拍動検出装置では、指・手首自体の動きや指・手首近辺への衝撃により血流変動が発生するため、脈波センサーにノイズ

50

信号が混入する虞があった。このノイズ信号は心拍成分の信号よりも信号強度が高いため、脈拍を計測する処理（周波数解析）をする上で大きな阻害要因となるため、このようなノイズを確実に遮断しなければならない。特に、日常生活や運動をしながら継続的に（数秒に1度ごとに）脈拍を計測する拍動検出装置で「指を動かさないでください、ぶつけないでください」と使用条件に制限をつけると、ユーザービリティを大きく損なう虞があった。

#### 【0004】

図14に脈波信号データにおけるノイズ信号を示す。なお、各グラフの上段の曲線120p, 120qは脈波信号データの波形を、下段の棒グラフ122p, 122qは、高速フーリエ変換（FFT）による周波数解析結果を示す。図14（A）は、脈波信号データにノイズ信号が重畳されていない状態を示し、図14（B）は、脈波信号データにノイズ信号144, 146が重畳されている状態を示している。脈波センサーの近辺への衝撃、指・手首の動作により、心拍成分をかき消すようなセンサー出力信号が発生する。この大パワーの低周波成分は、脈拍の誤検出につながる虞がある。

10

#### 【0005】

パルスオキシメーターのような光学式で血流量変化を取得するセンサーは、もともと指の腹側や手のひら、爪など、動脈血流が皮膚近辺に多く分布する部位に装着することを前提としている。そのため、従来の多くの拍動検出装置では、脈波センサーを前記のような位置に設置する技術が提案されている（例えば、特許文献1参照）。また、外部装着センサーやセンサーケーブルを廃し、機器本体にセンサーを埋め込むようにすると、ユーザービリティが高まる。

20

#### 【0006】

また、複数のバンドフィルターを備え、その中から今の脈拍を示す周波数に近い周波数の信号を通過させるバンドフィルターを選んで、脈波センサーから得た信号にフィルターを掛けることで、ノイズ成分を除去しようとする技術が提案されている（例えば、特許文献2参照）。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0007】

【特許文献1】特開2005-198829号公報

30

【特許文献2】特開2007-54471号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0008】

しかしながら、特許文献1では、脈波センサーを指・手のひら・手首等へ装着するが、これらの部位は身体の中でも特に動きの多い部位である。そのため、次のような問題につながる。手の動きによるノイズとしては、拍動検出装置の装着者が手周辺の部位を動かすと、心拍による血流とは独立して別の血流の変化が発生し、脈波センサーがキャッチする信号にノイズとして入る。脈拍周波数解析を行う際に、このノイズの存在が邪魔になるケースがある。

40

#### 【0009】

また、手をぶつけることによるノイズとしては、拍動検出装置の装着者が、脈波センサー装着部位やその周辺部位を、物や装着者自身の別の身体部位へぶつけることによって、心拍による血流変動とは独立して別の血流の変化が発生する。脈波センサーはこの血流変化をキャッチするので、脈波センサー出力信号にノイズとして混入する。脈拍周波数解析を行う際に、このノイズの存在が邪魔になるケースがある。

#### 【0010】

なお、機器本体に脈波センサーを埋め込むようにする機器は、上記問題点による影響度が高い。その理由としては、次のように推測される。手首には尺骨、橈骨（トウコツ）などの骨と腱、筋肉が集まっており、指・手・手首を動かすことで腱や筋肉の形状が大きく

50

変化する際、血流の変化が生じる。動脈・静脈の血液の流れを見ると、動脈は、静脈よりも心拍による血流変化がより鮮明に現れるため、脈波センサー信号としても心拍のリズムがより明確に現れる。静脈の血流では、心拍の動きは見にくい。しかしながら、手首外側の皮下組織の組成として、動脈血管が少ない（若しくはより深いところにある）ため、脈波センサーで血流を捉えようとしたときに、心拍による血流変化よりも、外的な要因による血流変化のほうが支配的となる。そのため、手の動きや手周辺への衝撃が入ると心拍による血流変化が見えにくくなる虞がある。

#### 【 0 0 1 1 】

また、特許文献 2 では、H W 回路上でこのような処理を行うと I F 文による判定処理を多数実施しなければならず、処理時間・負荷の増加に繋がる。そのため、この技術を時計

10

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【 0 0 1 2 】

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、以下の形態又は適用例として実現することが可能である。

#### 【 0 0 1 3 】

〔適用例 1〕人体の拍動に由来する拍動信号を検出する拍動検出装置であって、前記拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出して出力する脈波センサーと、前記第 1 脈波信号に基づいて適応線スペクトル強調器を生成して該第 1 脈波信号を第 1 信号と

20

第 2 信号とに分離して、少なくとも該第 1 信号を含む第 2 脈波信号を出力する脈波信号フィルタリング部と、を備えたことを特徴とする拍動検出装置。

#### 【 0 0 1 4 】

脈波センサーから得られた第 1 脈波信号自体をリファレンス信号として、自己相関性のある信号成分（第 1 信号）とそれ以外の成分（第 2 信号）とに分離し、第 1 信号に基づいて脈拍の周波数解析処理を行う。具体的には、適応フィルターの一種である適応線スペクトル強調器を通すことで、自己相関性のある第 1 信号である心拍成分、歩行、ジョギングの腕振りにより生じる血流量変化のような定常的な信号成分と、自己相関性の無い第 2 信号である指・手首等を動かしたことによる血流変化成分、及び指・手首等をぶつけたことにより発生する血流変化成分のような非定常的、突発的な信号成分とに分離される。

30

#### 【 0 0 1 5 】

これによれば、第 1 信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。また、脈波センサーから得られた第 1 脈波信号を自己相関性のある信号成分とそれ以外の成分とに分離した後に脈波周波数解析を行うようにすることで、突発的なノイズ信号の影響を軽減できる。

#### 【 0 0 1 6 】

〔適用例 2〕上記拍動検出装置であって、前記脈波信号フィルタリング部は、前記第 1 信号と前記第 2 信号とに第 1 ゲイン係数を掛けて比率を変更し合算して前記第 2 脈波信号を生成するとともに、該第 2 脈波信号を出力する信号合成部を備えることを特徴とする拍

40

動検出装置。

#### 【 0 0 1 7 】

第 1 信号と第 2 信号との比率を変更し合算した信号を参照して拍動検出処理を行う。具体的には、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号 A} + h_2 \times \text{信号 B}$ （ゲイン係数は、 $h_1 = 1.0$ 、 $h_2 < 1.0$ ）とする。

#### 【 0 0 1 8 】

これによれば、衝撃による影響を軽減するとともに、拍動成分や体動成分の急変化への追従性を高めることができる。例えば、安静中の脈拍が 60 だった人が速いペースのジョギングを開始し、脈拍が 150 まで急上昇していくようなとき、適応フィルターの追従性が、脈拍の上昇より遅れてしまうと、適応フィルターは、急上昇中の心拍成分の信号を遮

50

断してしまう可能性がある。これを排除することができる。

【0019】

〔適用例3〕上記拍動検出装置であって、前記脈波信号フィルタリング部は、前記第1脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出する過大振幅検出部と、前記過大振幅検出部の出力信号により前記第1ゲイン係数を第2ゲイン係数に切り替えるゲイン設定切替部と、を備えることを特徴とする拍動検出装置。

【0020】

脈波センサーから出力された信号の振幅を監視し、一定振幅以上の振幅の信号が入力されてきた場合は、第1信号の出力を重視するようゲイン係数を変更する。具体的には、通常モード： $h1 = 1.0$ 、 $h2 = 0.5$ 、衝撃対応モード： $h1 = 1.2$ 、 $h2 = 0.0$ とする。

10

【0021】

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる（脈波周波数を特定しやすい）。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

【0022】

〔適用例4〕上記拍動検出装置であって、前記脈波信号フィルタリング部は、前記過大振幅検出部で脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出した場合には、前記適応線スペクトル強調器のフィルター更新処理を行わないことを特徴とする拍動検出装置。

【0023】

20

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる（脈波周波数を特定しやすい）。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

【0024】

〔適用例5〕上記拍動検出装置であって、前記ゲイン設定切替部は、前記過大振幅検出部で所定の期間、前記第1脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出しないと、前記第2ゲイン係数を前記第1ゲイン係数に切り替えることを特徴とする拍動検出装置。

【0025】

ゲイン係数を変更してから一定時間、脈波センサーから出力された信号が信号振幅の閾値を超えなかったときは、ゲイン係数をもとに戻す。

30

【0026】

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる（脈波周波数を特定しやすい）。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

【0027】

〔適用例6〕上記拍動検出装置であって、人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーと、前記体動信号に基づいて適応フィルターを生成して前記第2脈波信号中のノイズ信号を抽出するとともに、該第2脈波信号から該ノイズ信号を除去した前記拍動信号を出力する体動影響成分フィルタリング部を備えることを特徴とする拍動検出装置。

40

【0028】

脈波センサーから出力された信号の振幅を監視し、一定振幅以上の振幅の信号が入力されてきた場合は、適応フィルターのフィルター係数更新処理を行わず、フィルタリングを行う。

【0029】

これによれば、適応線スペクトル強調器を構成する適応フィルターは、（衝撃対応モードにおいては）ノイズが混入した第1脈波信号をリファレンスとして係数更新されない。これにより、適応フィルター自体が衝撃的ノイズ信号を通過させてしまうことがなくなる（略通さない）ので、常にフィルター係数を更新していくように構成した適応フィルター

50

を用いる場合に比べて、より脈拍を検出しやすい状態を維持することができる。

【 0 0 3 0 】

〔適用例 7〕上記拍動検出装置であって、前記第 1 信号には、心拍の信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれ、前記第 2 信号には、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分が含まれることを特徴とする拍動検出装置。

【 0 0 3 1 】

これによれば、第 1 信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。

10

【 0 0 3 2 】

〔適用例 8〕人体の拍動に由来する拍動信号を検出する拍動検出装置であって、前記拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出して出力する脈波センサーと、人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーと、第 3 脈波信号に基づいて適応フィルタを生成して前記第 1 脈波信号を第 1 信号と第 2 信号とに分離し、少なくとも該第 1 信号を含む第 2 脈波信号を出力する脈波信号フィルタリング部と、前記体動信号に基づいて適応フィルタを生成して前記第 2 脈波信号中の前記ノイズ信号を抽出するとともに、該第 2 脈波信号から該ノイズ信号を除去した第 3 脈波信号を出力する体動影響成分フィルタリング部と、を含み、前記第 3 脈波信号を拍動信号として検出することを特徴とする拍動検出装置。

20

【 0 0 3 3 】

適応線スペクトル強調器が適応フィルタ係数を算出するときに参照する信号を、体動影響成分フィルタリング部を通過させた後の信号とする。これにより自己相関性のある第 1 信号である心拍成分のみと、自己相関性の無い第 2 信号である指・手首等を動かしたことによる血流変化成分、及び指・手首等をぶつけたことにより発生する血流変化成分のような非定常的、突発的な信号成分、及び歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により生じる定常的な血流変動成分とに分離される。

【 0 0 3 4 】

これによれば、より脈波周波数解析がより容易となる。

30

【 0 0 3 5 】

〔適用例 9〕上記拍動検出装置であって、前記第 1 信号には、心拍の信号成分が含まれ、前記第 2 信号には、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれることを特徴とする拍動検出装置。

【 0 0 3 6 】

これによれば、第 1 信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性をさらに軽減することができる。

40

【 0 0 3 7 】

〔適用例 10〕拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出する脈波センサーを備えたコンピューターにより、人体の拍動に由来する拍動信号を検出するための拍動検出方法であって、前記コンピューターは、前記第 1 脈波信号に基づいて適応線スペクトル強調器を生成して該第 1 脈波信号を第 1 信号と第 2 信号とに分離して、少なくとも該第 1 信号を含む第 2 脈波信号を出力する脈波信号フィルタリングステップを含むことを特徴とする拍動検出方法。

【 0 0 3 8 】

脈波センサーから得られた第 1 脈波信号自体をリファレンス信号として、自己相関性のある第 1 信号とそれ以外の第 2 信号とに分離し、第 1 信号に基づいて脈拍の周波数解析処

50

理を行う。具体的には、適応フィルターの一種である適応線スペクトル強調器を通すことで、自己相関性のある第1信号である心拍成分、歩行、ジョギングの腕振りにより生じる血流量変化のような定常的な信号成分と、自己相関性の無い第2信号である指・手首等を動かしたことによる血流変化成分、及び指・手首等をぶつけたことにより発生する血流変化成分のような非定常的、突発的な信号成分とに分離される。

#### 【0039】

これによれば、第1信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。また、脈波センサーから得られた第1脈波信号を自己相関性のある信号成分とそれ以外の成分とに分離した後に脈波周波数解析を行うようにすることで、突発的なノイズ信号の影響を軽減できる。

10

#### 【0040】

[適用例11] 上記拍動検出方法であって、前記脈波信号フィルタリングステップは、前記第1信号と前記第2信号とに第1ゲイン係数を掛けて比率を変更し合算して第2脈波信号を生成するとともに、該第2脈波信号を出力する信号合成ステップを含むことを特徴とする拍動検出方法。

#### 【0041】

第1信号と第2信号との比率を変更し合算した信号を参照して拍動検出処理を行う。具体的には、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号A} + h_2 \times \text{信号B}$  (ゲイン係数は、 $h_1 = 1.0$ 、 $h_2 < 1.0$ ) とする。

20

#### 【0042】

これによれば、衝撃による影響を軽減するとともに、拍動成分や体動成分の急変化への追従性を高めることができる。例えば、安静中の脈拍が60だった人が速いペースのジョギングを開始し、脈拍が150まで急上昇していくようなとき、適応フィルターの追従性が、脈拍の上昇より遅れてしまうと、適応フィルターは、急上昇中の心拍成分の信号を遮断してしまう可能性がある。これを排除することができる。

#### 【0043】

[適用例12] 上記拍動検出方法であって、前記脈波信号フィルタリングステップは、前記第1脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出する過大振幅検出ステップと、前記過大振幅検出ステップの出力信号により前記第1ゲイン係数を第2ゲイン係数に切り替えるゲイン設定切替ステップと、を含むことを特徴とする拍動検出方法。

30

#### 【0044】

脈波センサーから出力された信号の振幅を監視し、一定振幅以上の振幅の信号が入力されてきた場合は、第1信号の出力を重視するようゲイン係数を変更する。具体的には、通常モード： $h_1 = 1.0$ 、 $h_2 = 0.5$ 、衝撃対応モード： $h_1 = 1.2$ 、 $h_2 = 0.0$  とする。

#### 【0045】

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる(脈波周波数を特定しやすい)。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

40

#### 【0046】

[適用例13] 上記拍動検出方法であって、前記脈波信号フィルタリングステップは、前記過大振幅検出ステップが脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出した場合には、前記適応線スペクトル強調器のフィルター更新処理を行わないことを特徴とする拍動検出方法。

#### 【0047】

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる(脈波周波数を特定しやすい)。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

50

## 【 0 0 4 8 】

[ 適用例 1 4 ] 上記拍動検出方法であって、前記ゲイン設定切替ステップでは、前記過大振幅検出ステップで所定の期間、前記第 1 脈波信号に基づいて脈波変化が所定の閾値を超えて増大したことを検出しないと、前記第 2 ゲイン係数を前記第 1 ゲイン係数に切り替えることを特徴とする拍動検出方法。

## 【 0 0 4 9 】

ゲイン係数を変更してから一定時間、脈波センサーから出力された信号が信号振幅の閾値を超えなかったときは、ゲイン係数をもとに戻す。

## 【 0 0 5 0 】

これによれば、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる（脈波周波数を特定しやすい）。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

10

## 【 0 0 5 1 】

[ 適用例 1 5 ] 上記拍動検出方法であって、前記コンピューターは、人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーを備え、前記体動信号に基づいて適応フィルターを生成して前記第 2 脈波信号中のノイズ信号を抽出するとともに、該第 2 脈波信号から該ノイズ信号を除去した前記拍動信号を出力する体動影響成分フィルタリングステップを含むことを特徴とする拍動検出方法。

## 【 0 0 5 2 】

脈波センサーから出力された信号の振幅を監視し、一定振幅以上の振幅の信号が入力されてきた場合は、適応フィルターのフィルター係数更新処理を行わず、フィルタリングを行う。

20

## 【 0 0 5 3 】

これによれば、適応線スペクトル強調器を構成する適応フィルターは、（衝撃対応モードにおいては）ノイズ混入した第 1 脈波信号をリファレンスとして係数更新されない。これにより、適応フィルター自体が衝撃的ノイズ信号を通過させてしまうことが無くなる（略通さない）ので、常にフィルター係数を更新していくように構成した適応フィルターを用いる場合に比べて、より脈拍を検出しやすい状態を維持することができる。

## 【 0 0 5 4 】

[ 適用例 1 6 ] 上記拍動検出方法であって、前記第 1 信号には、心拍の信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれ、前記第 2 信号には、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分が含まれることを特徴とする拍動検出方法。

30

## 【 0 0 5 5 】

これによれば、第 1 信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。

## 【 0 0 5 6 】

[ 適用例 1 7 ] 拍動信号とノイズ信号とが混在した第 1 脈波信号を検出する脈波センサーと、人体の体動に伴う体動信号を検出して出力する体動センサーとを備えたコンピューターにより、人体の拍動に由来する拍動信号を検出するための拍動検出方法であって、前記コンピューターは、第 3 脈波信号に基づいて適応フィルターを生成して前記第 1 脈波信号を第 1 信号と第 2 信号とに分離して、少なくとも該第 1 信号を含む第 2 脈波信号を出力する脈波信号フィルタリングステップと、前記体動信号に基づいて適応フィルターを生成して前記第 2 脈波信号中の前記ノイズ信号を抽出するとともに、該第 2 脈波信号から該ノイズ信号を除去した第 3 脈波信号を出力する体動影響成分フィルタリングステップと、を含み、前記第 3 脈波信号を拍動信号として検出することを特徴とする拍動検出方法。

40

## 【 0 0 5 7 】

適応線スペクトル強調器が適応フィルター係数を算出するときに参照する信号を、体動

50



影響成分フィルタリング部を通過させた後の第3脈波信号とする。これにより自己相関性のある第1信号である心拍成分のみと、自己相関性の無い第2信号である指・手首等を動かしたことによる血流変化成分、及び指・手首等をぶつけたことにより発生する血流変化成分のような非定常的、突発的な信号成分、及び歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により生じる定常的な血流変動成分とに分離される。

【0058】

これによれば、より脈波周波数解析がより容易となる。

【0059】

[適用例18] 上記拍動検出方法であって、前記第1信号には、心拍の信号成分が含まれ、前記第2信号には、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれることを特徴とする拍動検出方法。

【0060】

これによれば、第1信号には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性をさらに軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】第1の実施形態に係る拍動検出装置の機能ブロック図。

【図2】第1の実施形態に係る過大振幅ノイズ除去部の処理ステップごとのブロック図。

【図3】第1の実施形態に係る拍動検出装置の拍動検出方法の流れ図。

【図4】第1の実施形態に係る拍動検出装置の構成を示す説明図(A)、本実施形態に係る拍動検出装置の脈波センサー近傍の断面図(B)。

【図5】第1の実施形態に係る拍動検出装置の装置本体を、リストバンドやケーブルなどを外した状態で示す平面図。

【図6】第1の実施形態に係る制御部近傍の概要構成ブロック図。

【図7】第1の実施形態に係る拍動検出装置を構成する脈波センサーが出力する通常モードにおける第1脈波信号データ(A)と、第1脈波信号データ(信号A)(B)と、第1脈波信号データ(信号B)(C)とを示す図。

【図8】過大振幅ノイズ除去部を使用しない場合の拍動信号データ(A)と、第1の実施形態に係る拍動検出装置を構成する過大振幅ノイズ除去部を使用した場合の拍動信号データ(B)を示す図。

【図9】第1の実施形態に係る拍動検出装置を構成する脈波センサーが出力する衝撃対応モードにおける第1脈波信号データ(A)と、第1脈波信号データ(信号A)(B)と、第1脈波信号データ(信号B)(C)とを示す図。

【図10】過大振幅ノイズ除去部を使用しない場合の拍動信号データ(A)と、第1の実施形態に係る拍動検出装置を構成する過大振幅ノイズ除去部を使用した場合の拍動信号データ(B)を示す図。

【図11】通常モードと衝撃対応モードとでゲイン係数を同じままにした場合の第2脈波信号データ(A)と、衝撃対応モードに入った後も適応フィルターの係数を更新し続けた場合の第2脈波信号データ(B)を示す図。

【図12】第2の実施形態に係る過大振幅ノイズ除去部の処理ステップごとのブロック図。

【図13】第2の実施形態に係る拍動検出装置を構成する脈波センサーが出力する第1脈波信号のデータ(A)と、過大振幅ノイズ除去部を使用しない場合の拍動信号データ(B)と、第2の実施形態に係る拍動検出装置を構成する過大振幅ノイズ除去部を使用した場合の拍動信号データ(C)を示す図。

【図14】ノイズが無い場合の脈拍信号データ(A)と、ノイズがある場合の脈拍信号データ(B)を示す図。

10

20

30

40

50

**【発明を実施するための形態】****【0062】**

(第1の実施形態)

以下に本実施形態を添付図面に基づいて説明する。

図1は、本実施形態に係る拍動検出装置2の機能ブロック図である。図2は、本実施形態に係る過大振幅ノイズ除去部(適応線スペクトル強調器)94の処理ステップごとのブロック図である。

**【0063】**

本実施形態に係る拍動検出装置2の脈波センサー10は、被験者の第1脈波信号を検出する。この第1脈波信号は、脈波信号取得部12で増幅・AD変換され、サンプリングされた後、バッファに記憶される。なお、本実施形態におけるサンプリング周波数は「16Hz」である。

10

**【0064】**

この第1脈波信号は、本来の拍動成分と、体動に基づく体動成分との和になる。バッファに記憶された第1脈波信号は、脈波信号遅延部14と差分計算部16と過大振幅検出部18とに出力される。

**【0065】**

脈波信号遅延部14は、第1脈波信号に遅延処理を施し、自己相関フィルター部20に出力する。

自己相関フィルター部20は、遅延処理された第1脈波信号にフィルター係数を乗算した自己相関フィルターを適用した信号A(第1信号)を差分計算部16と信号合成部22とに出力する。

20

**【0066】**

差分計算部16は、第1脈波信号から自己相関フィルターが適用された信号Aを減算して信号B(第2信号)を算出し、算出された残差データをフィルター係数更新部24と信号合成部22とに出力する。

**【0067】**

信号Aには、心拍の信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれる。信号Bには、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分が含まれる。

30

本実施形態では、信号Aには、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。

**【0068】**

過大振幅検出部18は、脈波信号が大きく増大するように変化する状態を検出し、フィルター係数更新部24とゲイン設定切替部26とに出力する。

**【0069】**

フィルター係数更新部24は、差分計算部16から入力された残差データにより定数が適宜算出され、算出された定数は自己相関フィルターにフィルター係数として出力される。また、脈波信号が大きく増大した場合もフィルター係数を更新して自己相関フィルターに出力する。

40

**【0070】**

ゲイン設定切替部26は、信号合成部22のゲイン係数を所定の値(第1ゲイン係数あるいは第2ゲイン係数)に強制的に設定する。ゲイン係数を変更してから一定時間、脈波センサーから出力された信号が信号振幅の閾値を超えなかったときは、ゲイン係数をもとに戻す。

本実施形態では、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる(脈波周波数を特定しやすい)。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

50

## 【0071】

信号合成部22は、信号Aと信号Bとゲイン係数とを用いて信号合成処理を行い、体動影響成分フィルタリング部28に第2脈波信号データを出力する。信号Aと信号Bとの比率を変更し合算した信号を参照して拍動検出処理を行う。具体的には、出力信号 =  $h_1 \times$  信号A +  $h_2 \times$  信号B（ゲイン係数は、 $h_1 = 1.0$ 、 $h_2 < 1.0$ ）とする。

本実施形態では、衝撃による影響を軽減するとともに、拍動成分や体動成分の急変化への追従性を高めることができる。例えば、安静中の脈拍が60だった人が速いペースのジョギングを開始し、脈拍が150まで急上昇していくようなとき、適応フィルターの追従性が、脈拍の上昇より遅れてしまうと、適応フィルターは、急上昇中の心拍成分の信号を遮断してしまう可能性がある。これを排除することができる。

10

## 【0072】

体動センサー30は、加速度センサー等によって構成され、被験者の体動信号を測定する。この体動信号は、体動信号取得部32で増幅・AD変換され、サンプリングされた後、バッファに記憶される。バッファに記憶された体動信号は、体動影響成分フィルタリング部28に出力される。

## 【0073】

体動影響成分フィルタリング部28は、図示しない適応フィルターと、減算器と、係数演算部とを備えている。適応フィルターは、FIRフィルターによって構成され、体動成分の予測値を算出する。次に、減算器は、第2脈波信号から予測値を減算する。次に、係数演算部において残差信号により定数が逐次算出され、算出された定数は適応フィルターに設定される。

20

本実施形態では、過大振幅ノイズ除去部94を構成する適応フィルターは、衝撃対応モードにおいては、ノイズが混入した第1脈波信号をリファレンスとして係数更新しないように構成する。これにより、適応フィルター自体が衝撃的ノイズ信号を通過させてしまうことがなくなる（略通さない）ので、常にフィルター係数を更新していくように構成した適応フィルターを用いる場合に比べて、より脈拍を検出しやすい状態を維持することができる。

## 【0074】

脈波周波数解析部34は、一連の拍動信号に対してFFT処理を施し、その周波数成分を求める。そして、これら周波数成分の中から最大のレベルを有する成分を脈波成分として抽出する。

30

## 【0075】

脈拍数算出部36は、脈波成分に係る周波数値に基づいて、1分間あたりの脈拍数を演算する。その後、図示しない表示部に演算された脈拍数を表示する。

## 【0076】

過大振幅ノイズ除去部94は、脈波信号遅延部14と差分計算部16と自己相関フィルター部20とフィルター係数更新部24と信号合成部22とで構成されている。

過大振幅ノイズ除去部94と過大振幅検出部18とゲイン設定切替部26とで脈波信号フィルタリング部を構成している。

## 【0077】

次に、図2において本実施形態に係る過大振幅ノイズ除去部94を処理ステップごとに説明する。

40

まず、脈波センサー10が検出した第1脈波信号をサンプリングして得た第1脈波信号データdには、検出すべき目的信号である拍動信号成分と体動に関連するノイズ成分とが含まれている。そこで、脈波センサー10からの第1脈波信号に基づく第1脈波信号データdを用いて脈波信号遅延部14で脈波信号遅延処理を行い（ステップS1）、その結果抽出された第1脈波信号データdに自己相関フィルター部20でフィルター係数を乗算した自己相関フィルターを適用して（ステップS2）、得た除去出力yを差分計算部16で第1脈波信号データdから減算し（ステップS3）、その残差データeを自己相関性の無い信号Bとするものである。また、残差データeは、フィルター係数更新部24に出力さ

50

れる。フィルター係数更新部 24 で残差データ e により定数が適宜算出され (ステップ S4)、算出された定数は自己相関フィルターに設定される。また、除去出力 y を自己相関性のある信号 A とするものである。

【0078】

その結果得られた信号 A と信号 B とをゲイン係数で調整し (ステップ S5)、その後、調整された信号 A と信号 B とを用いて信号合成処理を行い (ステップ S6)、その結果抽出された脈波信号を第 2 脈波信号データ d2 とするものである。

【0079】

そして、以降体動センサー 30 からの体動信号をサンプリングして得た体動信号データにフィルター係数を乗算した適用フィルターを適用して得た信号を体動影響信号、すなわちノイズの予測値として第 2 脈波信号データ d2 から減算し、その残差データを拍動信号とするものである。

10

【0080】

以下では、その脈波変化の検出方式や拍動を検出するまでの処理手順、あるいは適応フィルターの設定方式などに応じていくつかの実施形態を挙げる。

【0081】

図 3 は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 の拍動検出方法の流れ図であり、MPU38 (図 6 参照) が本実施例の拍動検出アルゴリズムにしたがって脈波信号フィルタリングステップ (ステップ S20 ~ ステップ S110) による第 2 脈波信号データ d2 と体動信号データとを処理して拍動信号を抽出し、最終的にその拍動信号に基づく脈拍数を液晶表示装置 42 (図 6 参照) に表示出力するまでの処理の流れ図を示している。

20

【0082】

まず、拍動検出装置 2 を装着した被験者が拍動検出装置測を開始するための所定のボタン操作を行うと、MPU38 は、第 1 脈波信号データ d と体動信号データとを RAM40 (図 6 参照) に書き込むことで取得する (ステップ S10)。

【0083】

次に、第 1 脈波信号データ d を遅延処理する (ステップ S20)。

【0084】

次に、参照サンプリング番号と全サンプル数との大小関係を判断する (ステップ S30)。参照サンプリング番号が全サンプル数より小さいか等しい場合は、ステップ S40 へ進む。参照サンプリング番号が全サンプル数より大きい場合は、ステップ S110 へ進む。

30

【0085】

次に、参照サンプリング番号が全サンプル数より小さいか等しい場合、第 1 脈波信号データ d に対して自己相関フィルター処理を施して、MPU38 は、除去出力 y (信号 A) を RAM40 に書き込むことで取得する (ステップ S40)。

【0086】

次に、第 1 脈波信号データ d と除去出力 y との差分を、MPU38 は、残差データ e (信号 B) を RAM40 に書き込むことで取得する (ステップ S50)。

【0087】

40

次に、過大振幅を検出したか判断する (ステップ S60)。過大振幅を検出した場合は、ステップ S70 へ進む。過大振幅を検出しない場合は、ステップ S80 へ進む。

【0088】

次に、過大振幅を検出した場合、衝撃対応モードの第 2 ゲイン係数を選択し、第 2 脈波信号データ d2 を計算する (ステップ S70)。

【0089】

次に、ステップ S30 に戻る。

【0090】

また、過大振幅を検出しない場合、一定時間経過したか判断する (ステップ S80)。一定時間経過した場合は、ステップ S90 へ進む。一定時間経過しない場合は、ステップ

50

S 7 0 へ進む。

【 0 0 9 1 】

次に、一定時間経過した場合、残差データ e をもとに、自己相関フィルター係数を更新する（ステップ S 9 0 ）。

【 0 0 9 2 】

次に、通常モードの第 1 ゲイン係数を選択し、第 2 脈波信号データ d 2 を計算する（ステップ S 1 0 0 ）。

【 0 0 9 3 】

次に、ステップ S 3 0 に戻る。

【 0 0 9 4 】

また、参照サンプリング番号が全サンプル数より大きい場合、M P U 3 8 は、第 2 脈波信号データ d 2 を R A M 4 0 に書き込むことで取得する（ステップ S 1 1 0 ）。M P U は、第 2 脈波信号データに対して体動除去適応フィルター処理を施して、拍動信号データを R A M 4 0 に書き込むことで取得する（ステップ S 1 2 0 ）。M P U は、拍動信号データに対して F F T 処理を施して、拍動を表現する周波数を特定し（ステップ S 1 3 0 ）、その周波数から脈拍数を計算する（ステップ S 1 4 0 ）。そして、計算した脈拍数を液晶表示装置 4 2 （図 6 参照）に表示出力する。被験者による拍動検出装置 2 への計測終了指示に相当する操作情報を受け取るまで以上の一連の処理（ステップ S 1 0 ～ S 1 4 0 ）を続ける。

【 0 0 9 5 】

（二つの信号処理モードについて）

通常モードは、衝撃等が無く、もともと安定的に脈拍を計測できている状態において、信号 A への重み付けを若干高め、信号 B への重み付けを若干低くするモードである。このモードの入っている間は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を構成するフィルター係数の更新処理を注目タップ（サンプリング）ごとに行っていく。ゲイン係数は、例えば、第 1 ゲイン係数である。

【 0 0 9 6 】

衝撃対応モードは、脈波センサー 1 0 の出力信号へ、安定的に脈拍を計測できていたときの成分とは別に衝撃的な信号が混入したときに、信号 A への重み付けをより高め、信号 B への重み付けを 0 にするモードである。衝撃検出から一定期間はこのモードで動作し、一定期間、再度衝撃を検出しない場合は、通常モードへ戻る。このモードの入っている間は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を構成するフィルター係数の更新処理を行わない。ゲイン係数は、例えば、第 2 ゲイン係数である。

【 0 0 9 7 】

図 4 （ A ）は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 の構成を示す説明図である。拍動検出装置 2 は、大別すると、腕時計構造を有する装置本体 4 4 と、この装置本体 4 4 に接続されるケーブル 4 6 と、このケーブル 4 6 の先端側に設けられた脈波センサー 1 0 と、を備えて構成されている。

【 0 0 9 8 】

ケーブル 4 6 の一端側にはコネクタース 4 8 が構成されている。このコネクタース 4 8 は、装置本体 4 4 の 6 時の側に構成されているコネクタ部 5 0 に対して着脱自在に構成されている。

【 0 0 9 9 】

装置本体 4 4 には、腕時計における 1 2 時方向から腕に巻きついてその 6 時方向で固定されるリストバンド 5 2 が設けられている。このリストバンド 5 2 によって、装置本体 4 4 は、腕に着脱自在に装着される。

【 0 1 0 0 】

図 4 （ B ）は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 の脈波センサー 1 0 近傍の断面図である。脈波センサー 1 0 は、センサー固定用バンド 5 4 によって遮光された状態で人差し指の根元から指関節までの間に装着されている。このように、脈波センサー 1 0 を指の根元

10

20

30

40

50

に装着することにより、ケーブル４６が短くて済むので、ケーブル４６は、ランニング中に邪魔にならない。また、掌から指先までの体温の分布を計測すると、寒いときには、指先の温度が著しく低下するのに対し、指の根元の温度は比較的低下しない。したがって、指の根元に脈波センサー１０を装着すれば、寒い日に屋外でランニングしたときでも、脈拍数などを正確に計測できるのである。

#### 【０１０１】

図５は、本実施形態に係る拍動検出装置２の装置本体４４を、リストバンド５２やケーブル４６などを外した状態で示す平面図である。図５において、装置本体４４は、樹脂製の時計ケース５６を備えている。時計ケース５６の表面側には、現在時刻や日付に加えて、走行時や歩行時のピッチ、及び脈拍数などの脈波情報などを表示するＥＬバックライト付きの液晶表示装置４２が設けられている。

10

#### 【０１０２】

液晶表示装置４２には、表示面の左上側に位置する第１セグメント表示領域５８、右上側に位置する第２セグメント表示領域６０、右下側に位置する第３セグメント表示領域６２、及び左下側に位置するドット表示領域６４が構成されており、ドット表示領域６４では、各種の情報をグラフィック表示可能である。

#### 【０１０３】

時計ケース５６の内部には、ピッチを求めるための体動センサー３０（図６参照）が内蔵されており、この体動センサー３０としては、加速度センサーなどを用いることができる。

20

#### 【０１０４】

また、時計ケース５６の内部には、各種の制御やデータ処理を行う制御部６６が設けられている。この制御部６６は、体動センサー３０による検出結果（体動信号）及び脈波センサー１０による検出結果（第１脈波信号）に基づいて平均脈拍数及び平均脈拍数に対する脈拍数ばらつきの時間変化などを求め、必要に応じて液晶表示装置４２で表示するとともに、送受信回路６８（図６参照）及びアンテナ部７０を介して管理センター（図示せず）に当該拍動検出装置２を特定するＩＤコードとともに、計測した各演算タイミングに対応する平均脈拍データ、平均脈拍データに対応する平均脈拍数に対する脈拍数のばらつきを表す脈拍ばらつきデータを送信する。

#### 【０１０５】

この場合において、制御部６６には、計時回路も構成されているため、通常時刻なども液晶表示装置４２に表示可能となっている。

30

#### 【０１０６】

また、時計ケース５６の外周部には、入力装置７２（図６参照）を構成し、時刻合わせや表示モードの切り換えなどの外部操作を行うためのボタンスイッチ７４～８２が設けられている。また、時計ケース５６の表面には、同じく、入力装置７２を構成する、大きめのボタンスイッチ８４、８６が構成されている。

#### 【０１０７】

拍動検出装置２の電源は、時計ケース５６に内蔵されているボタン形の小型の電池８８であり、ケーブル４６は、電池８８から脈波センサー１０に電力を供給するとともに、脈波センサー１０の検出結果を時計ケース５６の制御部６６に入力している。

40

#### 【０１０８】

拍動検出装置２では、その機能を増やすに伴って、装置本体４４を大型化する必要がある。しかしながら、装置本体４４には、腕に装着されるという制約があるため、装置本体４４を腕時計における６時及び１２時の方向に向けては拡大できない。

#### 【０１０９】

そこで、本実施形態では、装置本体４４には、３時及び９時の方向における長さ寸法が６時及び１２時の方向における長さ寸法よりも長い横長の時計ケース５６を用いてある。

#### 【０１１０】

この場合において、リストバンド５２は、３時の方向側に偏った位置で接続しているた

50

め、リストバンド５２から見ると、腕時計における９時の方向には、３時の方向とは異なり張出部分９０が設けられている。したがって、横長の時計ケース５６を用いたわりには、手首を自由に曲げることができ、また、転んでも手の甲を時計ケース５６にぶついたりすることもない。

【０１１１】

時計ケース５６の内部において、電池８８に対して９時の方向には、ブザー用の偏平な圧電素子９２が配置されている。電池８８は、圧電素子９２に比較して重いため、装置本体４４の重心位置は、３時の方向に偏った位置にある。この重心が偏っている側にリストバンド５２が接続しているので、装置本体４４を腕に安定した状態で装着できる。また、電池８８と圧電素子９２とを平面方向に配置してあるため、装置本体４４を薄型化できる。これとともに、図示しないが、裏面部に電池蓋を設けることによって、利用者は、電池８８を簡単に交換できる。

10

【０１１２】

また、時計ケース５６の内部には、管理センターと通信を行うためのアンテナ部７０が設けられている。

【０１１３】

図６は、本実施形態に係る制御部６６近傍の概要構成ブロック図である。

制御部６６は、大別すると、脈波センサー１０からの入力結果に基づいて脈拍数などを求める脈波データ処理部９６と、体動センサー３０からの入力結果に基づいてピッチを求めるピッチデータ処理部９８と、動作クロック信号を生成するクロック生成部１００と、制御部全体を制御するコントロール部１０２と、が構成されている。

20

【０１１４】

脈波データ処理部９６は、大別すると、脈波信号増幅回路１０４と、脈波波形整形回路１０６と、を独自に備え、ピッチデータ処理部９８と共有してＡ／Ｄ変換回路１０８を備えている。

【０１１５】

脈波信号増幅回路１０４は、脈波センサー１０の出力である第１脈波信号を増幅して脈波増幅信号をＡ／Ｄ変換回路１０８及び脈波波形整形回路１０６に出力する。

【０１１６】

脈波波形整形回路１０６は、脈波増幅信号の波形整形を行ってコントロール部１０２に出力する。

30

【０１１７】

Ａ／Ｄ変換回路１０８は、脈波増幅信号のＡ／Ｄ変換を行って脈波データとしてコントロール部１０２に出力する。

【０１１８】

ピッチデータ処理部９８は、大別すると、体動信号増幅回路１１０と、体動波形整形回路１１２と、を独自に備え、上述したように脈波データ処理部９６と共有してＡ／Ｄ変換回路１０８を備えている。

【０１１９】

体動信号増幅回路１１０は、体動センサー３０の出力である体動信号を増幅して体動増幅信号をＡ／Ｄ変換回路１０８及び体動波形整形回路１１２に出力する。

40

【０１２０】

体動波形整形回路１１２は、体動増幅信号の波形整形を行ってコントロール部１０２に出力する。

【０１２１】

Ａ／Ｄ変換回路１０８は、体動増幅信号のＡ／Ｄ変換を行って体動データとしてコントロール部１０２に出力する。

【０１２２】

クロック生成部１００は、大別すると、発振回路１１４及び分周回路１１６を備えている。

50

## 【 0 1 2 3 】

発振回路 1 1 4 は、水晶発振器などを備え、コントロール部 1 0 2 にクロック信号を基準動作クロックとして供給するとともに、クロック信号から計時用クロック信号を生成させるべく、分周回路 1 1 6 に供給する。

## 【 0 1 2 4 】

分周回路 1 1 6 は、供給されたクロック信号を分周して、各種の計時用クロック信号を生成してコントロール部 1 0 2 に供給する。

## 【 0 1 2 5 】

コントロール部 1 0 2 は、大別すると、MPU 3 8 と、RAM 4 0 と、ROM 1 1 8 と、を備えており、MPU 3 8 には上述した液晶表示装置 4 2 の他、入力装置 7 2、送受信回路 6 8、及びアンテナ部 7 0 が接続されている。

10

## 【 0 1 2 6 】

MPU 3 8 は、ROM 1 1 8 内に格納された制御プログラムに基づいて制御部 6 6 全体、ひいては、拍動検出装置 2 全体を制御する。

## 【 0 1 2 7 】

RAM 4 0 は、脈波データ、体動データを含む各種データを一時的に格納し、作業領域として用いられる。

## 【 0 1 2 8 】

ROM 1 1 8 は、MPU 3 8、ひいては、拍動検出装置 2 全体を制御するための制御プログラムを予め格納している。

20

## 【 0 1 2 9 】

上記実施形態において、拍動検出装置 2 における脈波信号フィルタリング部、フィルター係数設定部は、上記 MPU 3 8 が第 1 脈波信号データ d と体動信号データを所定のプログラムを処理することで実現される。例えば、脈波信号フィルタリング部の要部は、FIR フィルターなどによって構成される適用フィルターを用いて第 2 脈波信号から体動に相関するノイズ成分を除去することで拍動を検出するものであり、その適応フィルターは、MPU 3 8 が所定のプログラムを実行することで実現されるデジタルフィルターである。

## 【 0 1 3 0 】

(一般的な適応フィルター処理との違いについて)

一般的に言われる適応フィルター処理は、残差データ e を最小化する(もしくは閾値以下にする)まで繰り返し処理を行うものである。それに対して、本実施形態で取り上げている適応フィルター、及び、従来からの体動成分除去の適応フィルターは、適応ノッチフィルターとも呼ばれるものである。ノッチフィルターは、入力信号の中に含まれる余計な信号と、必要とする信号とを分離するフィルターである。そして適応ノッチフィルターは、そのフィルター特性を、欲しい信号に合わせてリアルタイムに可変させていく機能を備えたフィルター(すなわち(適応)していく)である。

30

## 【 0 1 3 1 】

(適応ノッチフィルターの処理を体動除去アルゴリズムに適用した場合)

第 1 脈波信号の中から加速度信号と相関性のある除去出力 y が適応フィルターから出力されるので、適応フィルターに入力する前の信号からこの除去出力 y を引き算すると、心拍成分の残差データ e を取り出すことができる。

40

## 【 0 1 3 2 】

適応フィルターによるフィルタリング計算処理は、次のような計算処理である。

$$Y[i] = \{h[k] * Y[i - k]\} \quad (i = 1 \sim n, k = 1 \sim n)$$

$$E[i] = d[i] - Y[i] \quad (i = 1 \sim n)$$

## 【 0 1 3 3 】

適応フィルターの係数を更新する処理としては、例えば LMS アルゴリズムを用いることができる。

$$h[k] = h[k] + \mu * E[i] * Y[i - k] \quad (i = 1 \sim n, k = 1 \sim n)$$

## 【 0 1 3 4 】

50



なお、 $n$ ：フィルター長（配列サイズ）、例えば、フィルター長を64として第1脈波信号・加速度信号を64サンプルごとにフィルター処理を行っている（フィルター長＝デジタル信号のサンプル数）。 $i$ ： $n$ サンプルのうち、計算処理中のサンプル番号（ $i = 1 \sim n$ ）、 $Y[i]$ ：第1脈波信号の中の加速度信号と相関性の高い成分（ $i = 1 \sim n$ ）、 $d[i]$ ：第1脈波信号データ（センサー出力）（ $i = 1 \sim n$ ）、 $E[i]$ ：心拍信号データ（ $i = 1 \sim n$ ）、 $h[k]$ ：フィルター係数の配列（ $k = 1 \sim n$ ）、 $\mu$ ：ステップサイズ、大きな数値をとれば参照信号の変化に対する追従性の高いフィルターとなる。小さい値にすると追従性は落ちるがフィルターの安定度が増す。

#### 【0135】

以上の処理を、サンプル番号  $i = 1 \sim 64$  に対して行くと、心拍信号データの波形  $E[1] \sim E[64]$  を得ることができる。 10

#### 【0136】

以下に、一般的な適応ノッチフィルターにおける処理順序を示す。

```
for i = 1 to n {
  for k = 1 to n {
    (サンプル1に対するフィルタリング計算処理)
  }
  for k = 1 to n {
    (フィルター係数更新処理)
  }
}
```

20

#### 【0137】

（適応ノッチフィルターの処理を、本実施形態に係る過大振幅ノイズ除去部94に導入した場合）

以下のような計算処理となり、第1脈波信号の中から自己相関性の高い信号（つまり、突発的に入ってきたノイズを含まない信号）を得ることができる。

#### 【0138】

適応フィルターによるフィルタリング計算処理は、次のような計算処理である。

$Y[i] = \{h[k] * Y[i - k - 1]\}$  ( $i = 1 \sim n$ 、 $k = 1 \sim n$ ) (-1は遅延処理分) 30

$E[i] = d[i] - Y[i]$  ( $i = 1 \sim n$ )

#### 【0139】

適応フィルターの係数を更新する処理としては、例えばLMSアルゴリズムを用いることができる。

$h[k] = h[k] + \mu * E[i] * Y[i - k]$  ( $i = 1 \sim n$ 、 $k = 1 \sim n$ )

#### 【0140】

なお、 $n$ ：フィルター長（配列サイズ）、例えば、フィルター長を64として第1脈波信号・加速度信号を64サンプルごとにフィルター処理を行っている（フィルター長＝デジタル信号のサンプル数）。 $i$ ： $n$ サンプルのうち、計算処理中のサンプル番号（ $i = 1 \sim n$ ）、 $Y[i]$ ：第1脈波信号の中の自己相関性の高い成分（信号A）（ $i = 1 \sim n$ ）、 $d[i]$ ：第1脈波信号データ（センサー出力）（ $i = 1 \sim n$ ）、 $E[i]$ ：心拍信号の中から自己相関性の低い成分（信号B）（ $i = 1 \sim n$ ）、 $h[k]$ ：フィルター係数の配列（ $k = 1 \sim n$ ）、 $\mu$ ：ステップサイズ、大きい数値をとれば参照信号の変化に対する追従性の高いフィルターとなる。小さい値にすると追従性は落ちるがフィルターの安定度が増す。 40

#### 【0141】

以上のサンプル入力数(64個)に対して行くと、自己相関性の高い信号波形Aを  $Y[1] \sim Y[64]$  として得ることができる。

#### 【0142】

以下に、一般的な適応ノッチフィルターにおける処理順序を示す。 50

```

for i = 1 to n {
  for k = 1 to n {
    ( サンプル 1 に対するフィルタリング計算処理 )
  }
  for k = 1 to n {
    ( フィルター係数更新処理 )
  }
}

```

#### 【 0 1 4 3 】

図 7 ~ 図 1 1 は、上記拍動検出装置 2 における信号処理前と後について、それぞれ信号波形と F F T 処理による周波数解析結果を示すグラフである。各グラフの上段の曲線 1 2 0 a ~ 1 2 0 l は、各サンプリング時点におけるデータを時系列にしたがってプロットした点を繋げて得た信号波形で、グラフの横軸は時間軸となる。また、グラフの下段の棒グラフ 1 2 2 a ~ 1 2 2 l は周波数解析結果であり横軸は周波数となる。そして、これらの図では、静止状態にある人が突然走り出すといった、体動が急激に増大するように変化する状況において拍動を検出しようとした過程が示されている。なお、これらの図に示した信号波形 1 2 0 a ~ 1 2 0 l や周波数解析結果 1 2 2 a ~ 1 2 2 l は、上記実施形態と同じハードウェアにおいて、M P U 3 8 に図 2 に示した拍動検出処理アルゴリズムに基づく処理を実行させて得たものである。

#### 【 0 1 4 4 】

図 7 ~ 図 1 1 の各グラフは、1 6 H z のサンプリング周波数で 1 6 秒間に取得された信号についての波形 1 2 0 a ~ 1 2 0 l と周波数解析結果 1 2 2 a ~ 1 2 2 l が示されており、図 7 は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 を構成する脈波センサー 1 0 が出力する通常モードにおける第 1 脈波信号データ d と、第 1 脈波信号データ d ( 信号 A ) と、第 1 脈波信号データ d ( 信号 B ) とを示す図である。それぞれ脈波センサーから出力された第 1 脈波信号データ d とその第 1 脈波信号データ d の信号 A 及び信号 B とを示している。例えば、測定環境は、運動終了後で安静中であり、測定結果は、脈拍値「9 7」と算出されたものである。図 7 ( A ) は、第 1 脈波信号データ d の波形 1 2 0 a を示している。図 7 ( B ) は、体動信号データと適応フィルター係数 ( h ) とをもとに生成した信号のデータを示しており、図 7 ( A ) に示した第 1 脈波信号データ d の信号 A である。例えば、ゲイン係数は、「1 . 0」である。図 7 ( C ) は、図 7 ( A ) の第 1 脈波信号データ d からこの信号 A を減算した信号 B 成分を示している。例えば、ゲイン係数は、「1 . 0」である。

#### 【 0 1 4 5 】

図 8 は、脈拍判定処理結果を示した。図 8 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合の拍動信号データ ( 図 1 の従来例のフロー参照 )、図 8 ( B ) は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 を構成する過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用した場合の拍動信号データを示す図である。ここで、信号処理前の第 1 脈波信号データ d は、図 7 ( A )、( B ) に示した波形 1 2 0 a , 1 2 0 b , 1 2 0 c と同様である。図 8 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合の拍動信号データの波形 1 2 0 d と周波数解析結果 1 2 2 d とを示しており、図 8 ( B ) は、本実施形態に係る拍動検出アルゴリズムによる信号処理結果である拍動信号データの波形 1 2 0 e と周波数解析結果 1 2 2 e とである。

#### 【 0 1 4 6 】

図 8 ( B ) に用いた第 1 脈波信号データ d の信号 A と信号 B との合成出力は、例えば、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号 A} + h_2 \times \text{信号 B}$  ( ゲイン係数は、 $h_1 = 1 . 0$ 、 $h_2 = 0 . 5$  ) である。図 8 ( A ) と、図 8 ( B ) とを比べると、例えば、S N 指標で見た改良結果は、( 脈基線前後 3 本のスペクトル値の合計 ) / ( 全スペクトル値の合計 ) のパーセントを用いて、この指標値が大きくなるということは、より脈拍を示すスペクトルが際立つため、脈拍の特定がしやすくなったということになる。

#### 【 0 1 4 7 】

図 8 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合で 3 3 . 7 % である。脈判

定に用いた最終的な信号である体動影響除去後の信号は、脈波センサーの出力信号に略等しいものである。また、図 8 ( B ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用した場合で 3 7 . 8 % である。脈判定に用いた最終的な信号である体動影響除去後の信号は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 の出力信号に略等しいものである。本実施形態を適用することで脈拍を示すスペクトルが際立ち、脈拍に由来する周波数を特定することができる。

#### 【 0 1 4 8 】

図 9 は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 を構成する脈波センサー 1 0 が出力する衝撃対応モードにおける第 1 脈波信号データ d と、第 1 脈波信号データ d ( 信号 A ) と、第 1 脈波信号データ d ( 信号 B ) とを示す図である。図 9 ( A ) は、第 1 脈波信号データ d の波形 1 2 0 f には、体動に由来するノイズ成分が重畳し、FFT 処理による周波数解析結果 1 2 2 f を見ても拍動を示す周波数成分を特定することができない。図 9 ( B ) は、体動信号データと適応フィルタ係数 ( h ) とをもとに生成した信号のデータを示しており、図 9 ( A ) に示した第 1 脈波信号データ d の信号 A である。例えば、ゲイン係数は、「 1 . 0 」である。図 9 ( C ) は、図 9 ( A ) の第 1 脈波信号データ d からこの信号 A を減算した信号 B を示している。例えば、ゲイン係数は、「 1 . 0 」である。

#### 【 0 1 4 9 】

図 1 0 は、脈拍判定処理結果を示した。図 1 0 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合の拍動信号データ ( 図 1 の従来例のフロー参照 )、図 1 0 ( B ) は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 を構成する過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用した場合の拍動信号データを示す図である。ここで、信号処理前の第 1 脈波信号データ d は、図 9 ( A ) 、 ( B ) に示した波形 1 2 0 f , 1 2 0 g , 1 2 0 h と同様である。図 1 0 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合の拍動信号データの波形 1 2 0 i と周波数解析結果 1 2 2 i を示しており、図 1 0 ( B ) は、本実施形態に係る拍動検出アルゴリズムによる信号処理結果である拍動信号データの波形 1 2 0 j と周波数解析結果 1 2 2 j である。

#### 【 0 1 5 0 】

図 1 0 ( B ) に用いた第 1 脈波信号データ d の信号 A と信号 B との合成出力は、例えば、衝撃ノイズの無い区間は、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号 A} + h_2 \times \text{信号 B}$  ( 第 1 ゲイン係数は、 $h_1 = 1 . 0$ 、 $h_2 = 0 . 5$  ) であり、衝撃ノイズのある区間は、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号 A} + h_2 \times \text{信号 B}$  ( 第 2 ゲイン係数は、 $h_1 = 1 . 0$ 、 $h_2 = 0 . 0$  ) である。

本実施形態では、衝撃対応モードは、衝撃的信号への耐性が強くなる ( 脈波周波数を特定しやすい )。また通常モードは、ある程度衝撃への耐性ももちつつ、脈拍・体動の急変化にも対応しやすい状態を維持できる。

#### 【 0 1 5 1 】

図 1 0 ( A ) と、図 1 0 ( B ) とを比べると、例えば、SN 指標で見た改良結果は、図 1 0 ( A ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合で 1 2 . 7 % である。脈判定に用いた最終的な信号である体動影響除去後の信号は、脈波センサーの出力信号に略等しいものである。また、図 1 0 ( B ) は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用した場合で 2 7 . 4 % である。脈判定に用いた最終的な信号である体動影響除去後の信号は、過大振幅ノイズ除去部 9 4 の出力信号に略等しいものである。本実施形態を適用することで脈拍を示すスペクトルが際立ち、脈拍に由来する周波数を特定することができる。

#### 【 0 1 5 2 】

図 1 1 は、ゲイン係数による第 1 脈波信号データ d を示した。図 1 1 ( A ) は、通常モードと衝撃対応モードとで、ゲイン係数を同じままにした場合の第 2 脈波信号データ d 2、図 1 1 ( B ) は、衝撃対応モードに入った後も適応フィルタの係数を更新し続けた場合の第 2 脈波信号データ d 2 を示した。ここで、信号処理前の第 1 脈波信号データ d は、図 9 ( A ) 、 ( B ) に示した波形 1 2 0 f , 1 2 0 g , 1 2 0 h と同様である。図 1 1 ( A ) は、通常モードと衝撃対応モードとで、ゲイン係数を同じままにした場合の第 2 脈波信号データ d 2 の波形 1 2 0 k と周波数解析結果 1 2 2 k を示しており、図 1 1 ( B ) は、衝撃対応モードに入った後も適応フィルタの係数を更新し続けた場合の第 2 脈波信号

データ d 2 の波形 1 2 0 1 と周波数解析結果 1 2 2 1 である。

【 0 1 5 3 】

図 1 1 ( A ) に用いた第 1 脈波信号データ d の信号 A と信号 B との合成出力は、例えば、出力信号 =  $h_1 \times \text{信号 A} + h_2 \times \text{信号 B}$  ( ゲイン係数は、 $h_1 = 1.0$ 、 $h_2 = 0.5$  ) で固定である。但し、信号 B 成分は、 $h_2 = 0.5$ 、すなわち、もとの信号レベルの半分にはなっているものの信号に載ってしまっているもので、さらに、 $h_2$  を 0 にするか、もっと小さい値にすることで、過小評価することが望ましい。このときの S N 値は、 $19.1\%$  である。

【 0 1 5 4 】

図 1 1 ( B ) ではサンプリング時間の経過とともに、適応フィルタが信号 B 成分へも適応していつてしまう。フィルタ係数を計算で更新する単位値である、ステップサイズを小さくとれば、信号 B の混入を穏やかにすることもできる。但し、脈拍数が変化していくときに、そのトレンド変化についていけず、信号 A をも遮断してしまう可能性が高まる。このときの S N 値は、 $14.2\%$  である。

【 0 1 5 5 】

本実施形態では、信号 A には、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性を軽減することができる。また、脈波センサー 10 から得られた第 1 脈波信号を自己相関性のある信号成分とそれ以外の成分とに分離した後に脈波周波数解析を行うようにすることで、突発的なノイズ信号の影響を軽減できる。

また、従来の体動除去用の適応フィルタでも除去することのできなかつた、指・手首等の動作によるノイズ信号、指・手首付近の衝突によるノイズ信号を除去することができる。さらに、心拍成分とは無関係な強度の高い信号が除去されていることで、脈拍の周波数解析処理上、脈拍を示す周波数成分の特定が容易になる ( 脈拍を検出しやすくなる ) 。

【 0 1 5 6 】

( 第 2 の実施形態 )

図 1 2 は、本実施形態に係る拍動検出装置 2 における拍動検出方法を処理ステップごとのブロック図である。図 1 3 は、上記拍動検出装置 2 を構成する脈波センサー 10 が出力する第 1 脈波信号のデータ ( A ) と、過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用しない場合の拍動信号データ ( B ) と ( 図 1 の従来例のフロー参照 )、本実施形態に係る拍動検出装置 2 を構成する過大振幅ノイズ除去部 9 4 を使用した場合の拍動信号データ ( C ) を示す図である。なお、本実施形態において、第 1 の実施形態と同様の構成に関しては、同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 5 7 】

本実施形態では、過大振幅ノイズ除去部 9 4 のリファレンス信号として体動影響成分フィルタリング部 2 8 通過後の拍動信号データ ( 第 3 脈波信号 ) を入力していることに特徴がある。本実施形態に係る拍動検出方法には、図 1 2 に示すように、第 1 の実施形態における各処理ステップ ( ステップ S 1 ~ ステップ S 6 ) に加え、体動影響成分フィルタ処理の出力信号である拍動信号データを過大振幅ノイズ除去部 9 4 のリファレンス信号として出力している ( ステップ S 7 ) 。

【 0 1 5 8 】

図 1 3 ( A ) は、脈波センサー 10 が出力してきた第 1 脈波信号データ d の波形と、FFT 処理による周波数解析結果を示している。脈波センサー 10 が出力してきた第 1 脈波信号データ d の波形 1 2 0 m には、心拍、周期的体動の信号に加え、突発的なノイズ信号 1 2 8 が混入している。FFT 処理による周波数解析結果 1 2 2 m で見ると、ピーク 1 3 0、1 3 2、1 3 4 のように強いパワーを持つスペクトルが認められる。例えば、ピーク 1 3 0 は、突発的信号データのスペクトル、ピーク 1 3 2 は、体動信号データのスペクトル、ピーク 1 3 4 は、心拍成分のスペクトルであると考えられる。

【 0 1 5 9 】

図 1 3 ( B ) は、従来の体動除去アルゴリズムで信号処理した場合の拍動信号データの

10

20

30

40

50

波形と、FFT処理による周波数解析結果を示している。拍動信号データの波形120nには、心拍、周期的体動の信号に加え、突発的なノイズ信号136が混入している。FFT処理による周波数解析結果122nで見ると、図13(A)のピーク132に相当する周波数帯の信号は除去できているが、ピーク130に相当する周波数帯の信号は、カットしきれずにピーク138として残存してしまっている。

#### 【0160】

図13(C)は、図12に示す処理ブロック図の処理を適用した場合の拍動信号データの波形と、FFT処理による周波数解析結果を示している。拍動信号データの波形120oには、突発的なノイズ信号が混入していない。FFT処理による周波数解析結果122oで見ると、図13(A)のピーク130, 132に相当する周波数帯の信号は両方ともカットされ、ピーク142の周波数帯つまり図13(A)のピーク134の周波数帯の信号のみ残っていることがわかる。

10

#### 【0161】

本実施形態では、図12に示す処理ブロック図に示すとおり、過大振幅ノイズ除去部94のリファレンス信号として体動影響成分フィルタリング部28通過後の拍動信号データを入力している。これにより、最終的に体動除去された後の信号と相関性の高い信号のみを、過大振幅ノイズ除去部94の出力として得ることができる。また、より脈波周波数解析がより容易となる。

#### 【0162】

信号Aには、心拍の信号成分が含まれる。信号Bには、指、手首等を動かしたことによる血流変化、及び指、手首等をぶつけたことにより発生する血流変化のような非定常的、突発的な信号成分と、歩行、ジョギング中の腕振りのような運動により発生する血流変化のような定常的な信号成分と、が含まれる。

20

本実施形態では、信号Aには、信号レベルの高い衝撃的なノイズが低減されているため、脈拍の周波数解析を行ったときに、脈拍を示す周波数成分を特定する処理を行う際、脈拍の誤検出や検出失敗の可能性をさらに軽減することができる。

#### 【符号の説明】

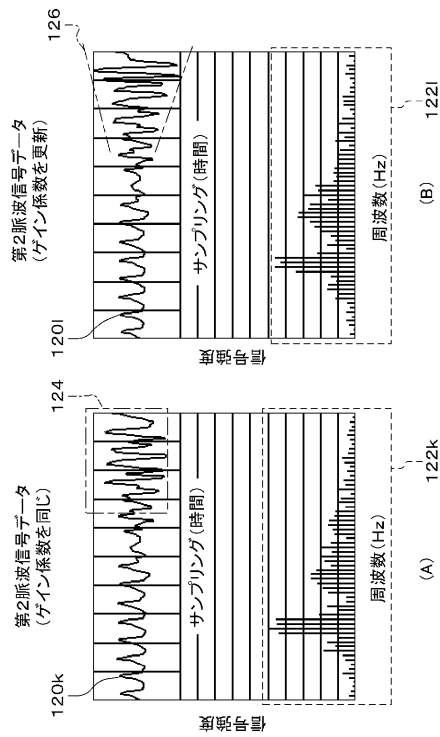
#### 【0163】

2...拍動検出装置 10...脈波センサー 12...脈波信号取得部 14...脈波信号遅延部 16...差分計算部 18...過大振幅検出部 20...自己相関フィルター部 22...信号合成部 24...フィルター係数更新部 26...ゲイン設定切替部 28...体動影響成分フィルタリング部 30...体動センサー 32...体動信号取得部 34...脈波周波数解析部 36...脈拍数算出部 38...MPU 40...RAM 42...液晶表示装置 44...装置本体 46...ケーブル 48...コネクタースピース 50...コネクタ部 52...リストバンド 54...センサー固定用バンド 56...時計ケース 58...第1セグメント表示領域 60...第2セグメント表示領域 62...第3セグメント表示領域 64...ドット表示領域 66...制御部 68...送受信回路 70...アンテナ回路 72...入力装置 74~86...ボタンスイッチ 88...電池 90...張出部分 92...圧電素子 94...過大振幅ノイズ除去部(適応線スペクトル強調器) 96...脈波データ処理部 98...ピッチデータ処理部 100...クロック生成部 102...コントロール部 104...脈波信号増幅回路 106...脈波波形整形回路 108...A/D変換回路 110...体動信号増幅回路 112...体動波形整形回路 114...発振回路 116...分周回路 118...ROM。

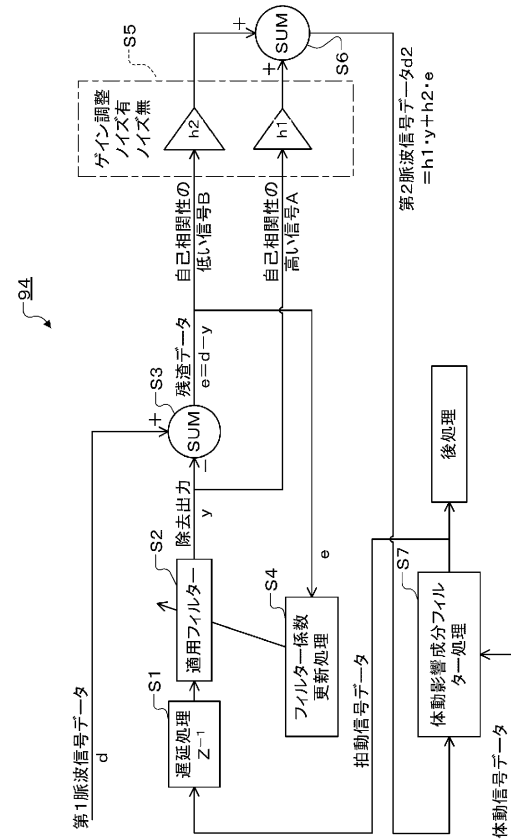
30

40

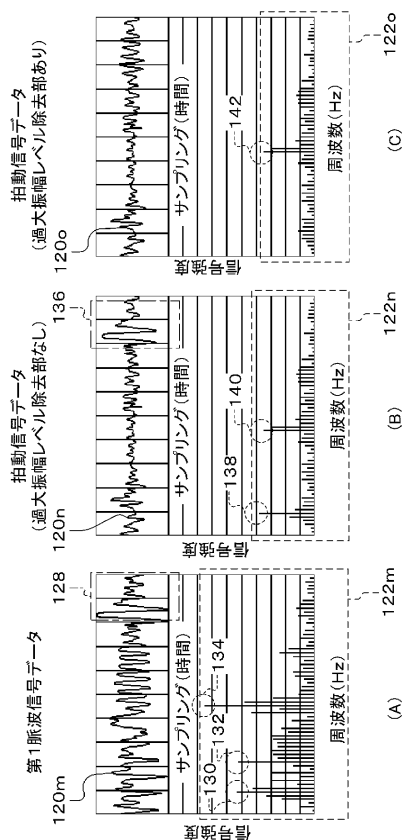
【図 1 1】



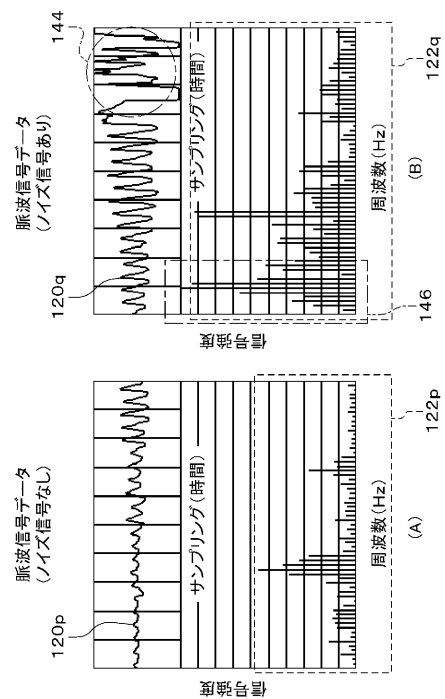
【図 1 2】



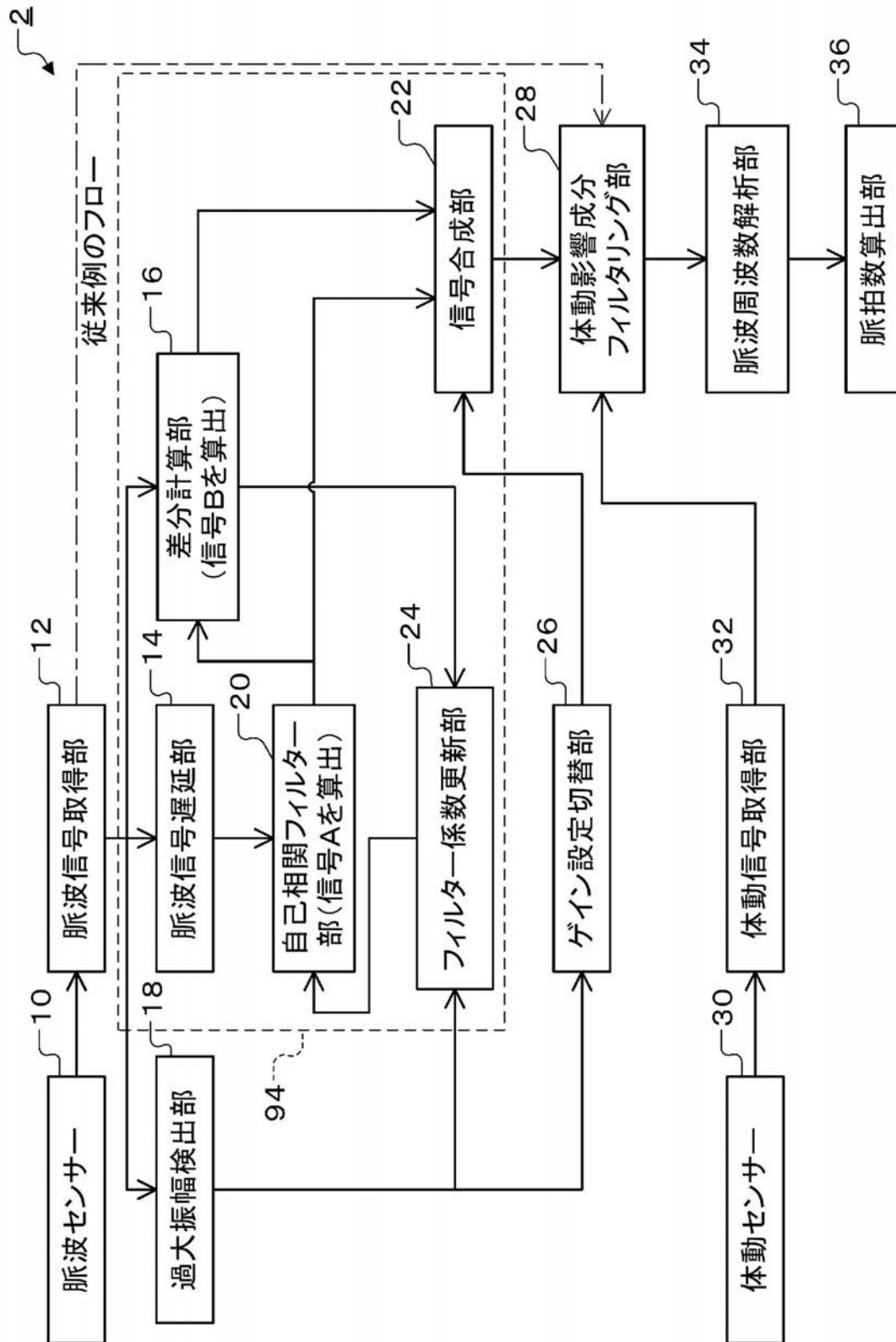
【図 1 3】



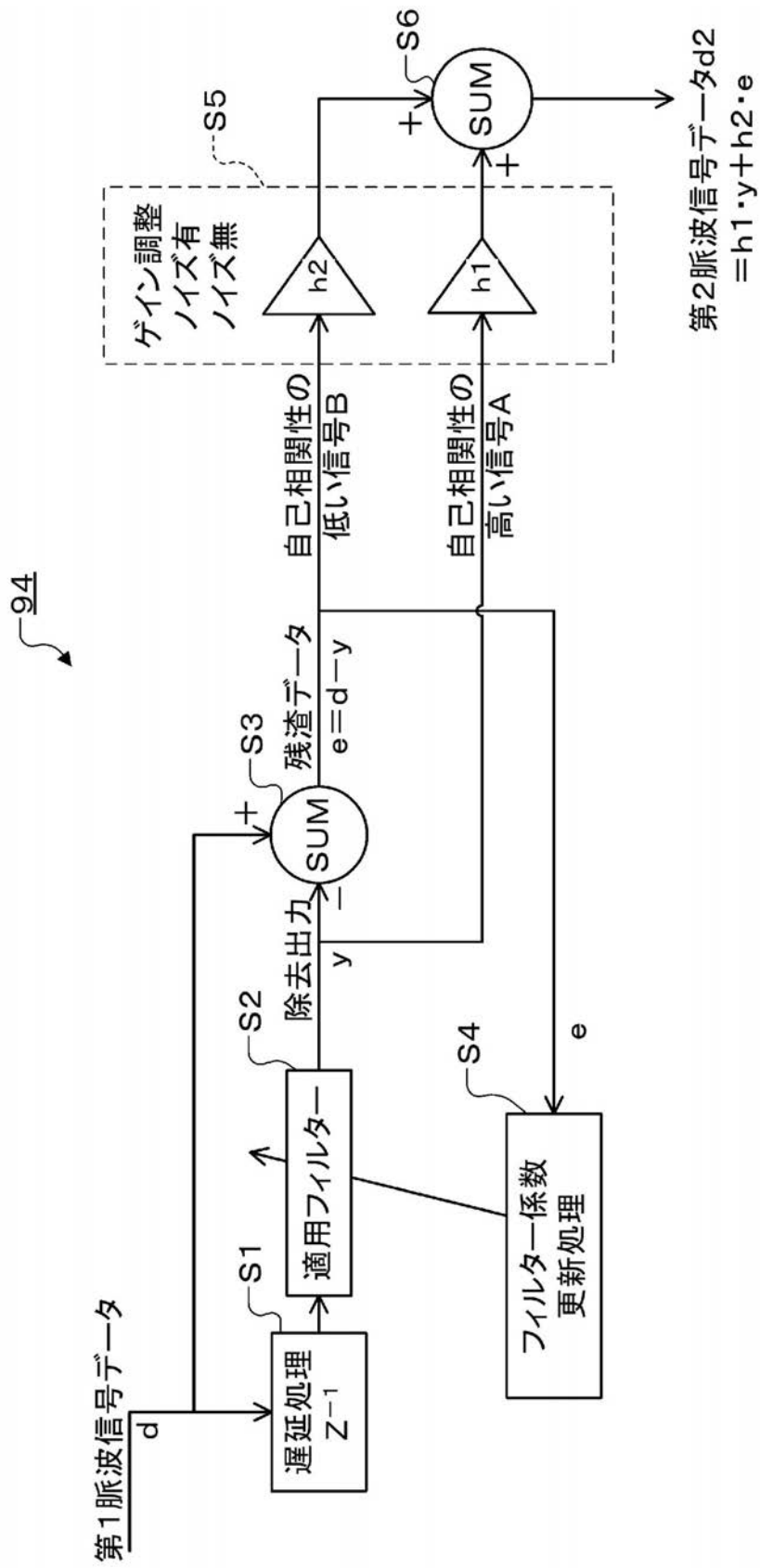
【図 1 4】



【図1】

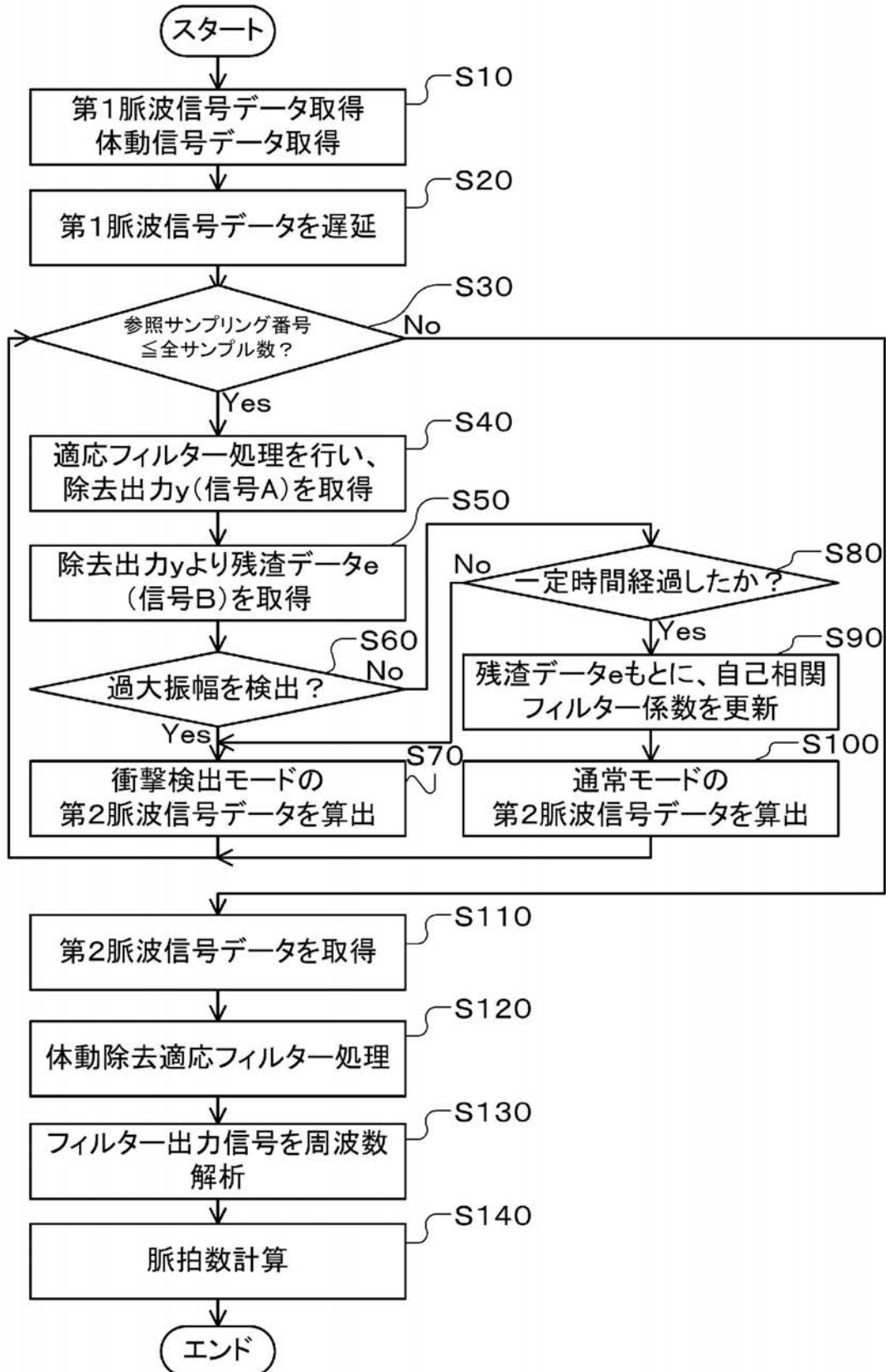


【図2】

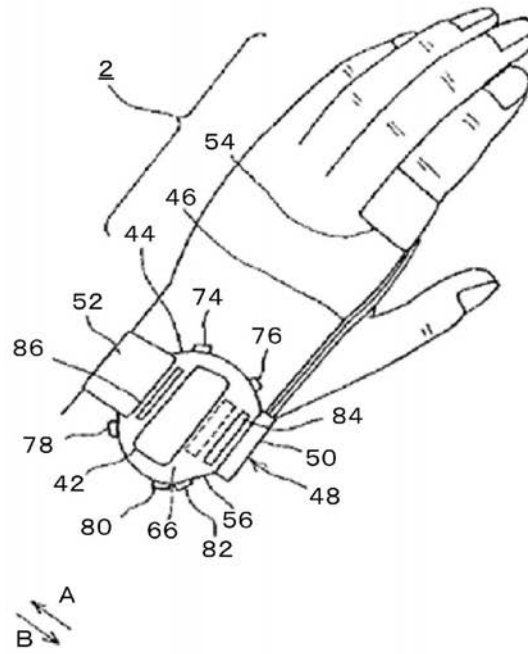




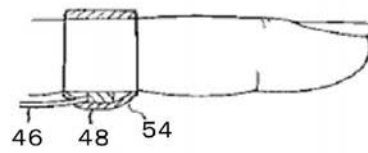
【図3】



【図4】

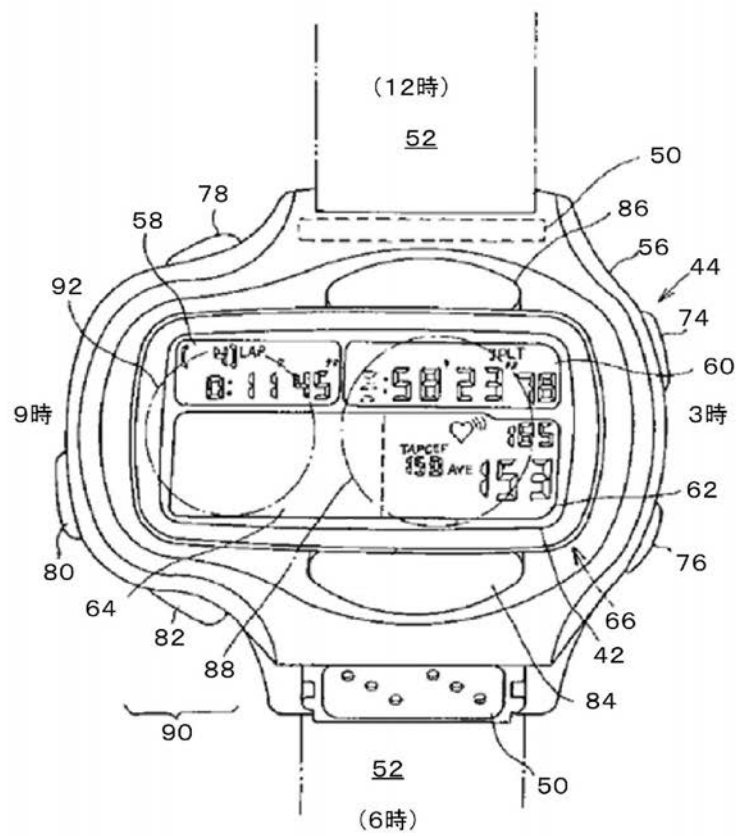


(A)

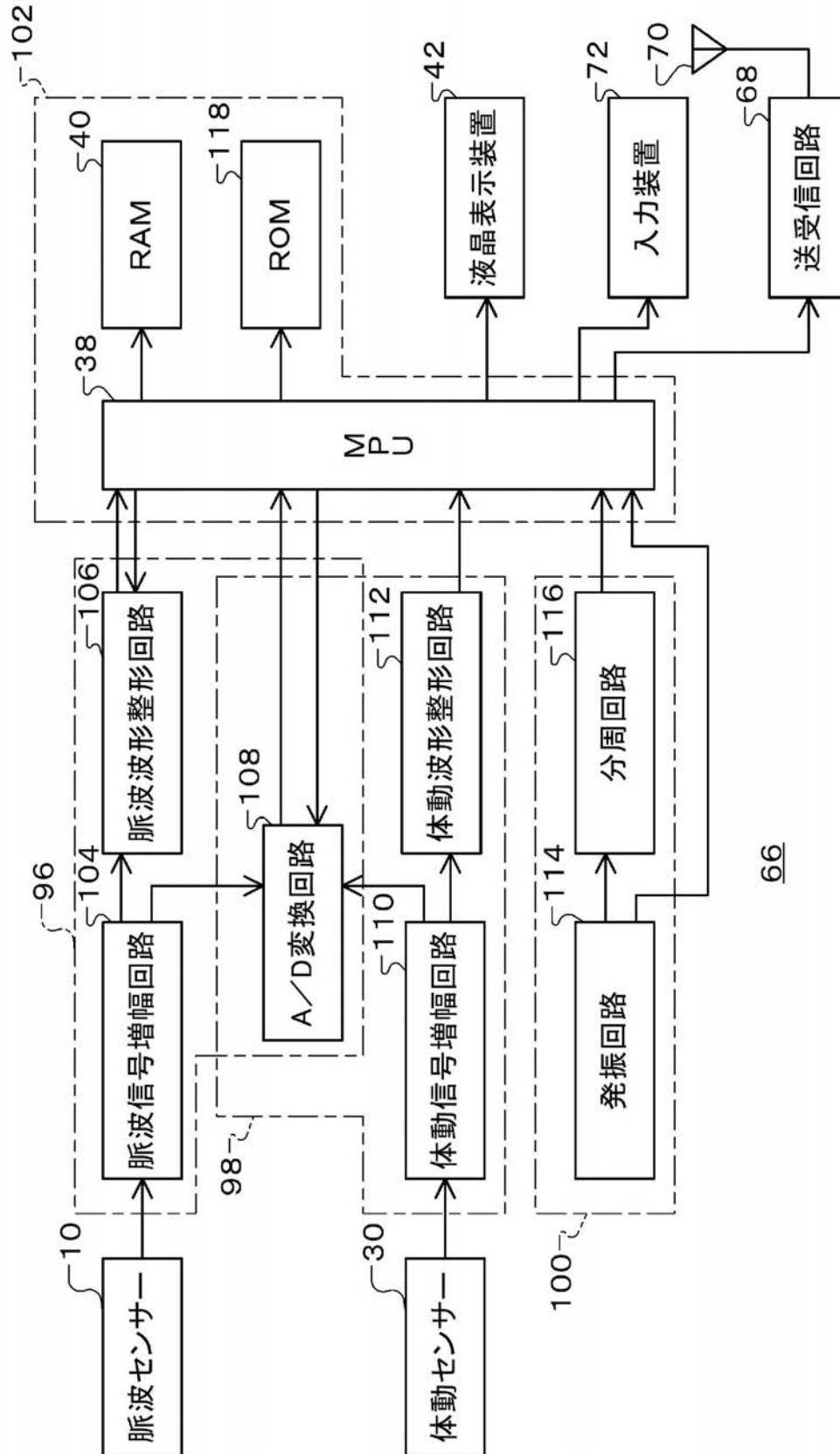


(B)

【図5】

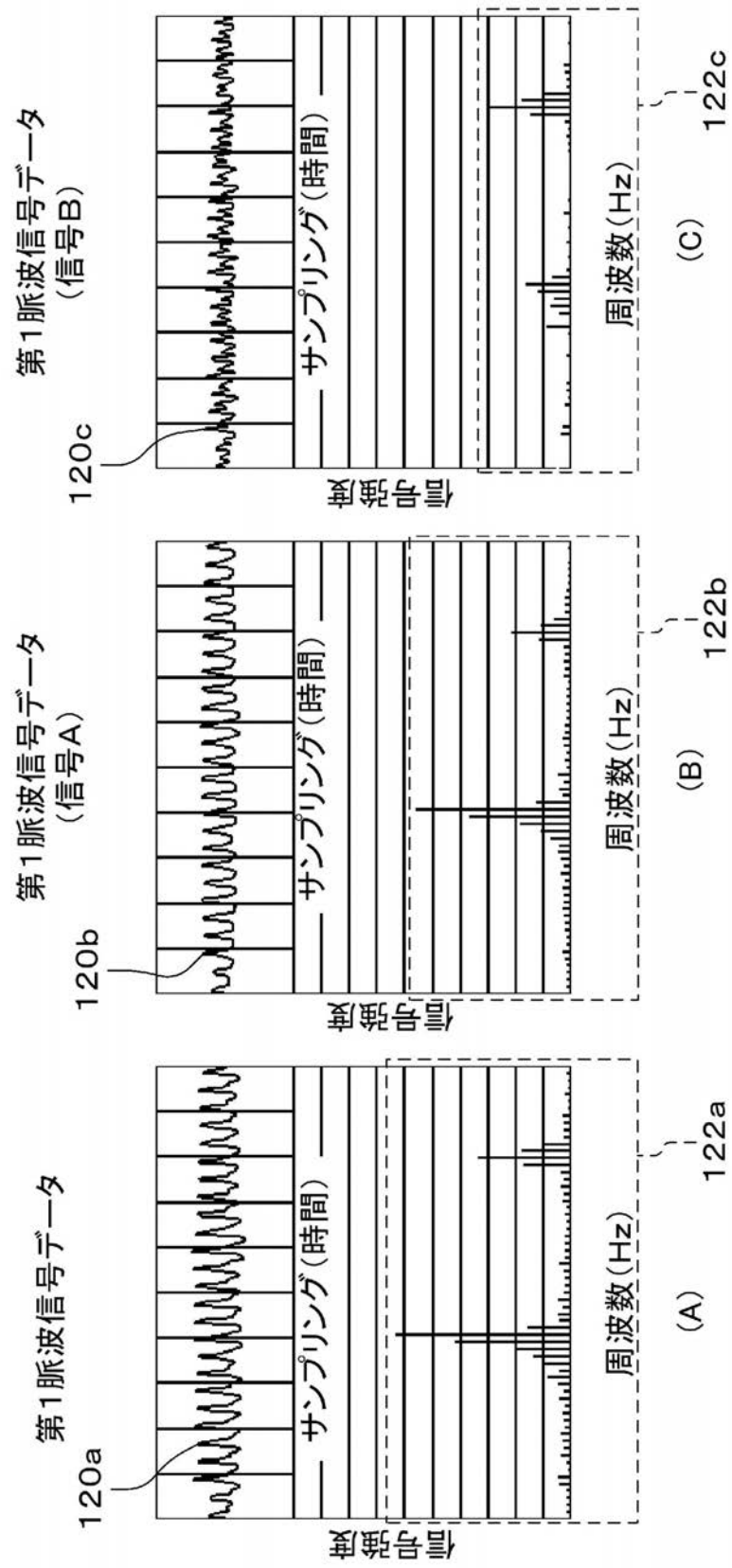


【図6】

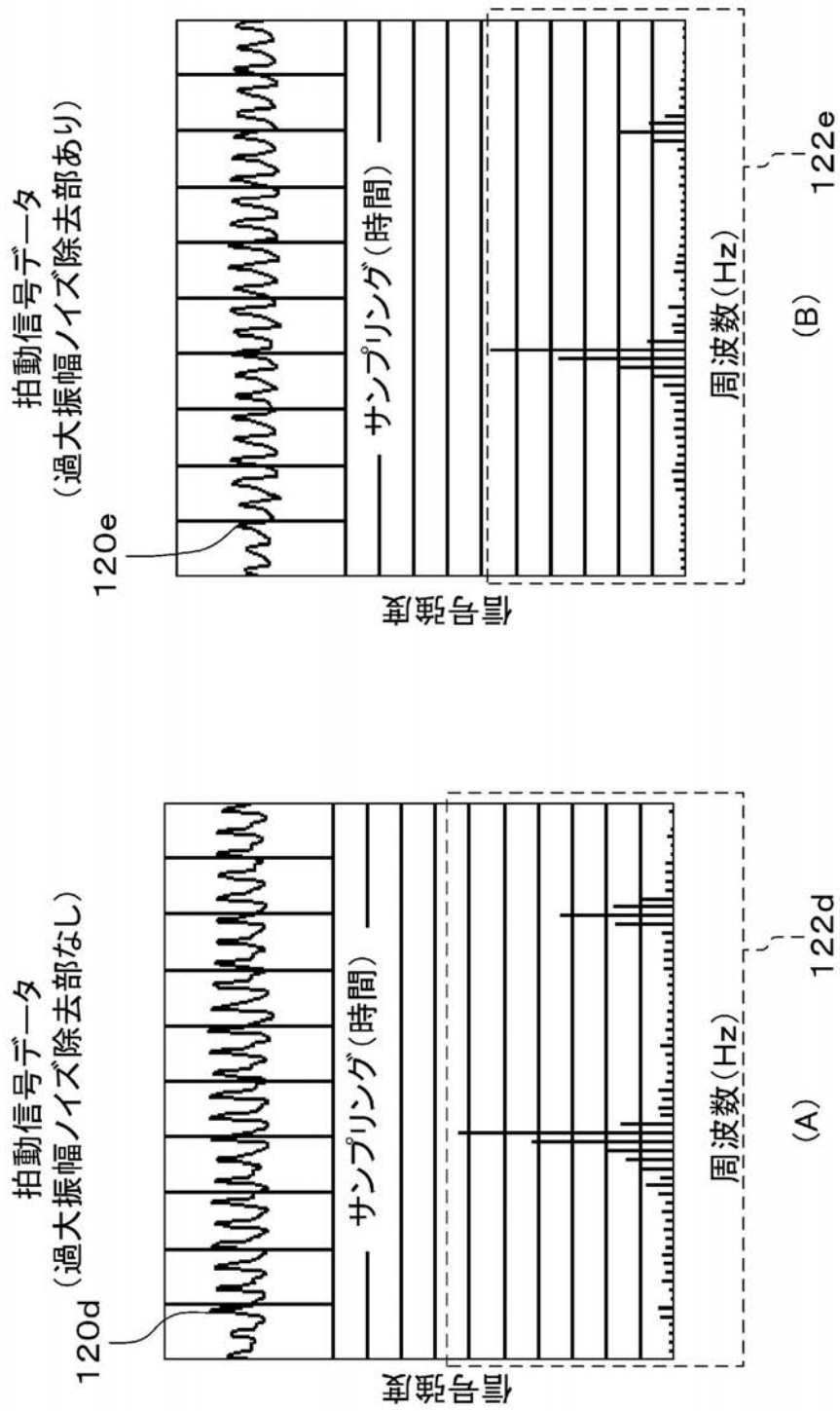


66

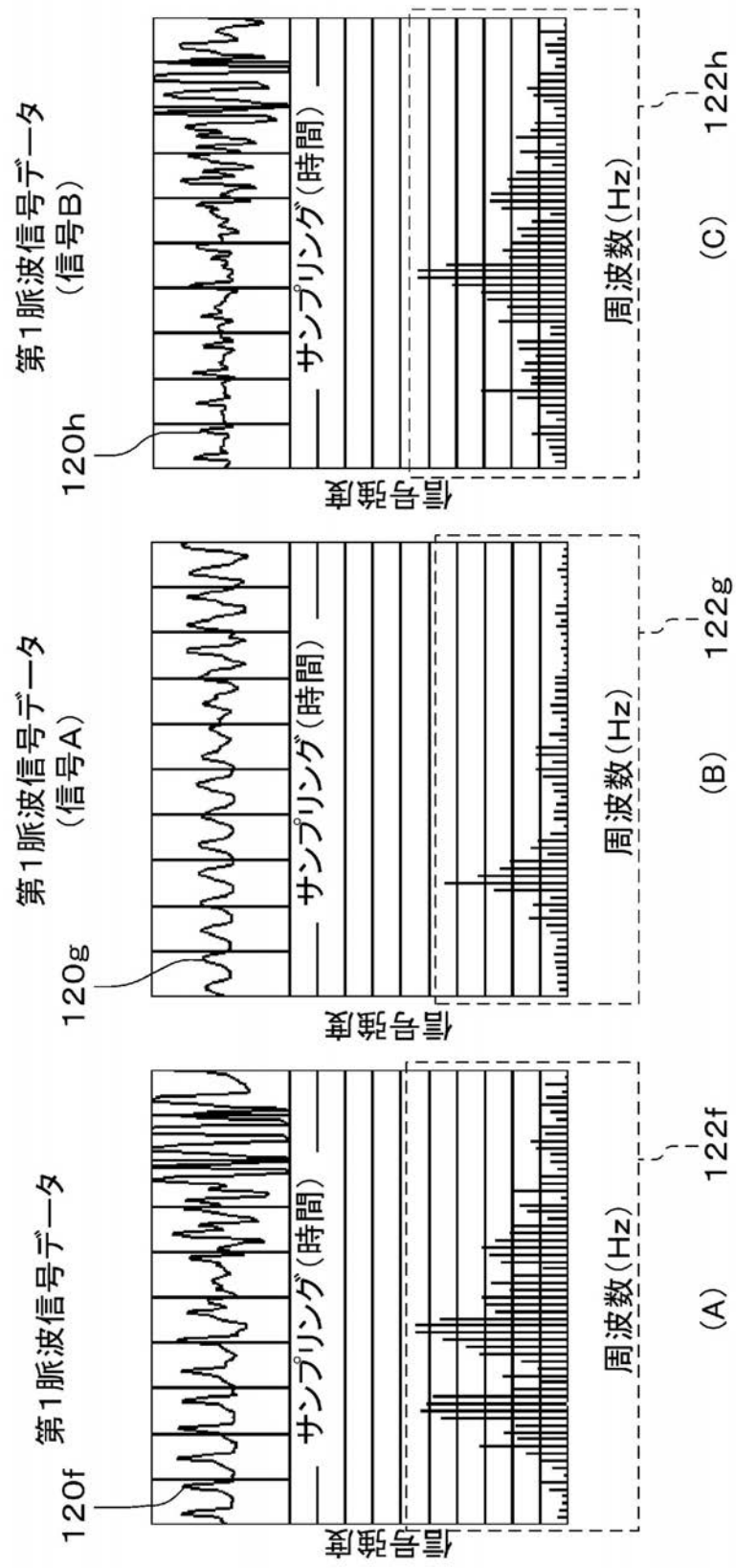
【図7】



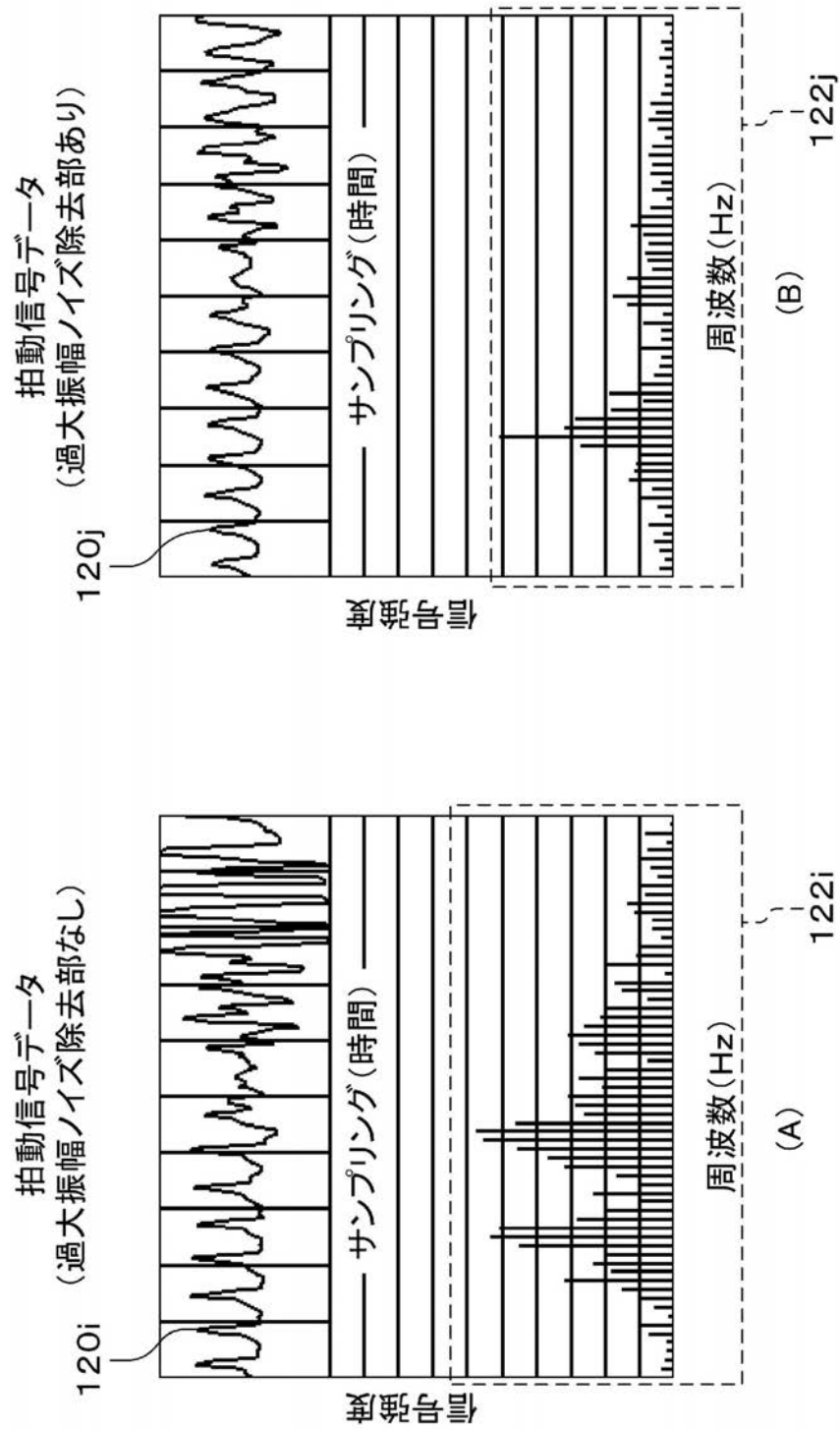
【図 8】



【図9】



【図 10】





---

フロントページの続き

審査官 南川 泰裕

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 0 2 6 9 4 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 0 0 8 9 0 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 0 2 8 1 5 7 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 1 3 1 4 2 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 1 9 5 5 9 0 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 2 7 6 4 4 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 1 9 9 7 1 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 2 2 4 0 5 5 ( J P , A )  
今井 文吾, 塩澤 成弘, 牧川 方昭, 光電脈波計測における加速度センサを用いた体動アーチファクトの除去, 生体医工学 : 日本エム・イー学会誌, 日本, 社団法人日本生体医工学会, 2 0 0 6 年 3 月 1 0 日, 第44巻第1号, pp.148-155  
小須田 司, 青島 一郎, 体動アーチファクトに強い脈拍計測技術の開発, マイクロメカトロニクス, 日本, 社団法人日本時計学会, 2 0 0 4 年 9 月 1 0 日, 第48巻第3号, pp.42-51

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 3