

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6469075号  
(P6469075)

(45) 発行日 平成31年2月13日 (2019. 2. 13)

(24) 登録日 平成31年1月25日 (2019. 1. 25)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 B 5/0452 (2006. 01)**

A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

**A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)**

A 6 1 B 5/04 3 1 2 U

**A 6 1 B 5/0428 (2006. 01)**

A 6 1 B 5/04 3 0 0 Z

A 6 1 B 5/04 3 1 0 B

請求項の数 12 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-504782 (P2016-504782)  
 (86) (22) 出願日 平成26年3月17日 (2014. 3. 17)  
 (65) 公表番号 特表2016-517712 (P2016-517712A)  
 (43) 公表日 平成28年6月20日 (2016. 6. 20)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/059876  
 (87) 国際公開番号 WO2014/155230  
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)  
 審査請求日 平成29年3月13日 (2017. 3. 13)  
 審判番号 不服2018-14607 (P2018-14607/J1)  
 審判請求日 平成30年11月2日 (2018. 11. 2)

早期審理対象出願

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (74) 代理人 100163809  
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ECGモーションアーチファクト除去に対する装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者から取得された ECG 信号におけるモーションアーチファクトを低減する装置において、

前記 ECG 信号を受信し、前記 ECG 信号から平均値拍動を計算する計算ユニットと、  
 前記 ECG 信号及び前記 ECG 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて残差信号  
 を取得する第 1 の取得ユニットと、

1 以上のカットオフ周波数を用いて前記残差信号のフィルタリングを実行するフィルタ  
 リングユニットと、

前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動を使用して修正された ECG 信  
 号を取得する第 2 の取得ユニットと、

前記患者の動作状態を表す加速度信号を使用して前記残差信号をフィルタリングする前  
 記フィルタリングユニットの前記 1 以上のカットオフ周波数を決定する決定ユニットと、  
 を有し、

前記フィルタリングの前記 1 以上のカットオフ周波数が、前記加速度信号の信号周波数  
 を有し、

前記フィルタリングユニットが、前記加速度信号の前記信号周波数をブロックするよう  
 に前記決定ユニットにより決定されたカットオフ周波数を持つバンドストップフィルタを  
 有する、

装置。

10

20

**【請求項 2】**

前記加速度信号の前記信号周波数が、前記加速度信号の 2 つの連続したピーク値の間の時間間隔によって決定される、請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 3】**

前記フィルタリングの前記 1 以上のカットオフ周波数が、前記加速度信号のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する N の周波数を有する、請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 4】**

N が [ 1 , 1 0 ] の範囲内である、請求項 3 に記載の装置。

**【請求項 5】**

N が、3 である、請求項 4 に記載の装置。

**【請求項 6】**

前記装置が、

前記加速度信号を基準信号として使用して前記 E C G 信号の適応フィルタリングを実行する適応フィルタ、  
を有し、

前記計算ユニットが、前記適応フィルタリングされた E C G 信号を前記 E C G 信号として受信し、前記適応フィルタリングされた E C G 信号から前記平均値拍動を計算し、

前記第 1 の取得ユニットが、前記 E C G 信号としての前記適応フィルタリングされた E C G 信号及び前記適応フィルタリングされた E C G 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて前記残差信号を取得する、  
請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 7】**

前記第 1 の取得ユニットが、

前記残差信号を取得するように前記 E C G 信号から前記平均値拍動を減算する減算ユニット、  
を有する、請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 8】**

前記第 2 の取得ユニットが、

前記修正された E C G 信号を取得するように前記平均値拍動に前記フィルタリングされた残差信号を加算し戻す加算ユニット、  
を有する、請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 9】**

患者から取得された E C G 信号におけるモーションアーチファクトを低減する方法において、前記方法が、

E C G 信号センサから前記 E C G 信号を受信するステップと、

前記 E C G 信号から平均値拍動を計算するステップと、

前記 E C G 信号及び前記 E C G 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて残差信号を取得するステップと、

加速度センサから取得された前記患者の動作状態を表す加速度信号を受信するステップと、

前記加速度信号を使用してフィルタリングユニットの 1 以上のカットオフ周波数を決定するステップと、

前記 1 以上のカットオフ周波数を用いる前記フィルタリングユニットを使用して前記残差信号をフィルタリングするステップと、

前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動に基づいて修正された E C G 信号を取得するステップと、

を有し、

前記 1 以上のカットオフ周波数が、前記加速度信号の信号周波数を有し、

前記フィルタリングユニットが、前記加速度信号の前記信号周波数をブロックするよう

10

20

30

40

50

に前記決定ユニットにより決定されたカットオフ周波数を持つバンドストップフィルタを有する、  
方法。

【請求項 10】

前記加速度信号の前記信号周波数が、前記加速度信号の 2 つの連続したピーク値の間の時間間隔によって決定される、  
請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 1 以上のカットオフ周波数を決定するステップが、  
前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する N の周波数を決定すること、  
を有する、請求項 9 に記載の方法。 10

【請求項 12】

前記方法が、  
前記平均値拍動を計算する前に、基準信号として前記加速度信号を用いて前記 ECG 信号を適応フィルタリングするステップ、  
を有し、

前記平均値拍動が、前記適応フィルタリングされた ECG 信号から計算され、  
前記残差信号が、前記適応フィルタリングされた ECG 信号及び前記適応フィルタリングされた ECG 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて取得される、  
請求項 9 に記載の方法。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生理学的信号を処理するモーションアーチファクト除去技術に関し、より具体的には、患者動作又は運動による ECG 信号モーションアーチファクトを低減する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ECG（心電図）信号は、身体表面に取り付けられた電極を使用して患者の身体から取得される。前記患者の動作により引き起こされる電極 皮膚インピーダンスの変化により、モーションアーチファクトが、前記 ECG 信号に導入される。 30

【0003】

"Motion Artifact Reduction in Electrocardiogram Using Adaptive Filter"のタイトルの下で文献に開示されるように、対象の動作を検出するのに三軸加速度計を使用するポータブル ECG レコーダが、提案され、三軸加速度信号が、前記モーションアーチファクトを相殺するように適応フィルタに対する基準信号として使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、ECG 信号の、信号対雑音比（SNR）又は信号対雑音及び干渉比（SINR）のような、品質を改良することを目標とする。より具体的には、ECG 信号におけるモーションアーチファクトを低減することを目標とする。 40

【課題を解決するための手段】

【0005】

一態様において、本発明の一実施例は、患者の ECG 信号におけるモーションアーチファクトを低減する装置を提供し、前記装置は、前記 ECG 信号から平均値拍動を計算するように構成される計算ユニットと、前記 ECG 信号及び前記 ECG 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて残差信号（residual signal）を取得するように構成される第 1 の取得ユニットと、1 以上のカットオフ周波数を用いて前記残差信号のフィルタリングを 50

実行するように構成されるフィルタリングユニットと、前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動に基づいて修正されたECG信号を取得するように構成される第2の取得ユニットと、前記患者の動作状態を表す加速度信号に基づいて前記フィルタリングの前記1以上のカットオフ周波数を決定するように構成される決定ユニットとを有する。

【0006】

前記患者の動作により引き起こされるモーションアーチファクトは、前記ECG信号の許容不可能な歪を引き起こし、誤診を引き起こすことさえありうる。

【0007】

前記ECG信号から前記モーションアーチファクトを除去するために、前記モーションアーチファクトにより導入される干渉が、前記患者の前記動作状態を表す加速度信号を使用して対処される。前記フィルタリングの前記カットオフ周波数と前記患者の前記動作状態との間の対応関係が、構築される。

10

【0008】

したがって、これは、前記患者の動作により導入される周波数成分を特定のブロックする可能性を提供する。これにより、前記ECG信号における前記モーションアーチファクトは、低減され、前記ECG信号の品質は、改良され、これは、誤診の低減にも寄与する。

【0009】

一実施例において、前記フィルタリングの前記1以上のカットオフ周波数は、前記加速度信号の信号周波数を有する。

20

【0010】

特定の環境下で、例えば前記患者が歩いている又は走っている場合に、前記加速度信号は、周期的な信号と見なされうる。前記加速度信号の信号周波数は、前記ECG信号に深刻な干渉を導入する周波数成分に対応すると見なされる。したがって、前記加速度信号の信号周波数をブロックすることは、前記ECG信号における前記モーションアーチファクトを低減することができる。

【0011】

一実施例において、前記加速度信号の信号周波数は、前記加速度信号の2つの連続したピーク値の間の時間間隔によって容易に決定されることができる。

【0012】

30

前記加速度信号の信号周波数は、計算コストを大幅に増加することなしに容易に決定されることができるので、この実施例のコスト節約実現は、予測可能である。

【0013】

他の実施例において、前記フィルタリングの前記1以上のカットオフ周波数は、前記加速度信号のパワースペクトルの上位Nのパワーエネルギーに対応するNの周波数を有する。

【0014】

前記モーションアーチファクトの帯域幅は、特に前記患者が歩いている又は走っている場合に前記ECG信号の帯域幅と重複するので、前記ECG信号から前記モーションアーチファクトの全ての周波数成分を除去することは、可能ではない。しかしながら、当業者は、前記加速度信号のパワースペクトル内の最も強力なパワーエネルギーを持つ周波数成分が、前記ECG信号に最も深刻な干渉をもたらし、したがって、前記ECG信号から前記加速度信号のパワースペクトルの上位Nのパワーエネルギーに対応する周波数成分のみを除去することが、大幅に実際的かつ有意義であると理解する。

40

【0015】

有利には、Nは、[1, 10]の範囲内である。本発明の一実施例において、Nは3である。

【0016】

Nが3である実施例において、前記モーションアーチファクトのほとんどが前記ECG信号から除去されることが予測され、したがって、前記ECG信号の達成される品質は、応用シナリオのほとんどにおいてその要件を満たすことができる。

50

## 【 0 0 1 7 】

有利には、前記装置は、前記加速度信号を用いて前記 E C G 信号の適応フィルタリングを実行するように構成される適応フィルタを更に有し、前記計算ユニットは、前記適応フィルタリングされた E C G 信号から前記平均値拍動を計算するように構成され、前記第 1 の取得ユニットは、前記適応フィルタリングされた E C G 信号及び前記適応フィルタリングされた E C G 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて前記残差信号を取得するように構成される。

## 【 0 0 1 8 】

換言すると、前記適応フィルタは、基準信号として前記加速度信号を使用して前記 E C G 信号の適応フィルタリングを実行する。したがって、前記モーションアーチファクトの一部は、前記 E C G 信号から除去されることができ、生の E C G 信号より少ないモーションアーチファクトが前記フィルタリングされた E C G 信号内に存在すべきである。したがって、前記適応フィルタの追加の使用は、前記 E C G 信号の品質を更に改良しうる。

## 【 0 0 1 9 】

他の態様において、本発明の一実施例は、患者の E C G 信号を取得する装置を提供し、前記装置は、患者の前記 E C G 信号を取得する第 1 の感知ユニットと、前記患者の動作状態を表す加速度信号を取得する第 2 の感知ユニットと、前記第 1 の感知ユニット及び前記第 2 の感知ユニットに接続された本発明の第 1 の態様による前記患者の前記 E C G 信号におけるモーションアーチファクトを低減する装置とを有する。

## 【 0 0 2 0 】

他の態様において、本発明の一実施例は、患者の E C G 信号におけるモーションアーチファクトを低減する方法を提供し、前記方法は、前記 E C G 信号から平均値拍動を計算するステップと、前記 E C G 信号及び前記 E C G 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて残差信号を取得するステップと、1 以上のカットオフ周波数を用いて前記残差信号のフィルタリングを実行するステップと、前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動に基づいて修正された E C G 信号を取得するステップと、前記患者の動作状態を表す加速度信号に基づいて前記フィルタリングの前記 1 以上のカットオフ周波数を決定するステップとを有する。

## 【 0 0 2 1 】

一実施例において、前記決定するステップは、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度信号の信号周波数を決定するステップを有し、他の実施例において、前記決定するステップは、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度信号のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する N の周波数を決定するステップを有する。

## 【 0 0 2 2 】

本発明の上記の及び他の目的及びフィーチャは、添付の図面と併せて検討される以下の詳細な説明から明らかになる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 3 】

【 図 1 】従来技術によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

【 図 2 】本発明の一実施例によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

【 図 3 】本発明の他の実施例によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

【 図 4 】本発明の一実施例による E C G 信号を取得する装置のブロック図を示す。

【 図 5 】本発明の一実施例による患者の E C G 信号におけるモーションアーチファクトを低減する方法のフローチャートを示す。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 4 】

上記の図面を通して、同様の参照番号は、同様の、類似の又は対応するフィーチャ又は

10

20

30

40

50

機能を示すと理解される。

【0025】

ここで本発明の実施例、図に示される1以上の例が、参照される。前記実施例は、本発明の説明の目的で提供され、本発明の限定として意図されない。例えば、一実施例の一部として図示又は記載されたフィーチャは、更なる実施例をもたらすように他の実施例とともに使用されてもよい。本発明が、本発明の範囲及び精神内に入るこれら及び他の修正例及び変形例を含むことが意図される。

【0026】

図1は、従来技術によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

10

【0027】

図1を参照すると、モーションアーチファクトを低減する装置100は、計算ユニット110、第1の取得ユニット120、フィルタリングユニット130、及び第2の取得ユニット140を有する。

【0028】

計算ユニット110は、前記ECG信号から平均値拍動を計算するように構成される。

【0029】

特に、計算ユニット110において、前記平均値拍動は、連続したECGサイクルの平均化に基づいて計算されてもよい。当業者は、他のアルゴリズムが計算ユニット110に対して使用されてもよいと理解しうる。

20

【0030】

第1の取得ユニット120は、前記ECG信号及び前記ECG信号から計算された前記平均値拍動に基づいて残差信号を取得するように構成される。したがって、前記ECG信号及びそこから計算された前記平均値拍動は、第1の取得ユニット120の入力部に提供される。

【0031】

加えて、第1の取得ユニット120は、前記残差信号を取得するように前記ECG信号から前記平均値拍動を減算する減算ユニットを有してもよい。当業者は、第1の取得ユニット120が、前記残差信号を取得するのに他のアルゴリズムを採用してもよいと理解しうる。第1の取得ユニット120の出力部において取得される前記残差信号は、フィルタ

30

【0032】

フィルタリングユニット130は、固定のカットオフ周波数を用いて前記残差信号のフィルタリングを実行するように構成される。例えば、フィルタリングユニット130は、筋肉雑音を低減するローパスフィルタと、基線変動を低減するハイパスフィルタとを有してもよい。当業者は、フィルタリングユニット130が、バンドパスフィルタと見なされてもよいと理解しうる。例えば、前記バンドパスフィルタは、0.05Hz乃至250Hzの範囲を取る帯域幅を持ちうる。他のカットオフ周波数は、前記残差信号の周波数帯域を制限するように前記バンドパスフィルタに対して採用されうる。

【0033】

フィルタリングユニット130の出力部において取得される前記フィルタリングされた残差信号は、第2の取得ユニット140の入力部にフィードされる。第2の取得ユニット140は、前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動に基づいて修正されたECG信号を取得するように構成され、したがって、前記ECG信号から計算された前記平均値拍動も、第2の取得ユニット140の入力として提供される。

40

【0034】

特に、第2の取得ユニット140は、修正されたECG信号を取得するように前記平均値拍動に前記フィルタリングされた残差信号を加算し戻すように構成された加算ユニットを有してもよい。当業者は、第2の取得ユニット140が、前記修正されたECG信号を取得するのに他のアルゴリズムを採用してもよいと理解しうる。

50

## 【 0 0 3 5 】

既存の解決法において、平均値拍動計算の設計及びローパス／ハイパスフィルタの設計の両方が、最終的なフィルタリングされた信号に対して大きな影響を持つ。特に速い走行速度を持つ運動の場合に、前記既存の解決法に対して、まだいくらかの雑音が存在する。

## 【 0 0 3 6 】

図 2 は、本発明の一実施例によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

## 【 0 0 3 7 】

図 2 を参照すると、装置 2 0 0 は、計算ユニット 2 1 0、第 1 の取得ユニット 2 2 0、フィルタリングユニット 2 3 0、第 2 の取得ユニット 2 4 0 及び決定ユニット 2 5 0 を有する。

10

## 【 0 0 3 8 】

計算ユニット 2 1 0、第 1 の取得ユニット 2 2 0 及び第 2 の取得ユニット 2 4 0 は、図 1 に関連して記載されたものと同様であり、したがって、これらの繰り返しの記載は、省略される。

## 【 0 0 3 9 】

本発明の前記実施例において、フィルタリングユニット 2 3 0 の 1 以上のカットオフ周波数は、前記患者の動作状態を表す加速度信号に基づいて決定ユニット 2 5 0 により決定される。

## 【 0 0 4 0 】

20

前記加速度信号は、患者の体表面に付着された電極上に配置された加速度計センサを使用して取得されうる。A / D コンバータは、前記加速度計センサのアナログ加速度信号をデジタル信号に変換するのに使用されうる。当業者は、サンプリングされた加速度信号が、まだ前記電極の動作、したがって前記患者の動作状態を表すと理解しうる。

## 【 0 0 4 1 】

本発明の一実施例において、決定ユニット 2 5 0 により決定される前記 1 以上のカットオフ周波数は、前記加速度信号の信号周波数を有する。

## 【 0 0 4 2 】

前記加速度信号は、前記患者の動作状態を表すので、前記加速度信号の信号周波数は、前記 ECG 信号に深刻な干渉を導入する周波数成分に対応すると見なされる。フィルタリングユニット 2 3 0 の前記カットオフ周波数として前記加速度信号の信号周波数を使用することは、特に、前記導入されたモーションアーチファクトを低減する。

30

## 【 0 0 4 3 】

本発明の一実施例において、決定ユニット 2 5 0 において、前記加速度信号の信号周波数は、前記加速度信号の 2 つの連続するピーク値の間の時間間隔によって単純に決定されることができる。特に、前記加速度信号の前記ピーク値の出現の時点が、記録され、前記加速度信号の信号周波数は、連続して記録された前記時点に基づいて決定されうる。当業者は、前記加速度信号の信号周波数を決定する他の方法が採用されてもよいと理解しうる。

## 【 0 0 4 4 】

40

当業者は、前記加速度信号の周波数成分の一部が、前記 ECG 信号の周波数スペクトルと重複する可能性があり、前記周波数成分の一部が、当技術分野の様々な方法を使用して前記 ECG 信号から除去されることができると理解しうる。前記実施例の以下の記載において、提案された装置は、前記 ECG 信号のスペクトルと重複する前記加速度信号の周波数成分を除去することに集中する。

## 【 0 0 4 5 】

有利には、決定ユニット 2 5 0 は、前記加速度信号の決定された信号周波数が所定の範囲内である場合にのみ、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度信号の前記信号周波数を決定する。例えば、前記所定の範囲は、毎分 30 - 300 回の心拍数に対応する、0.5 Hz - 5 Hz でありうる。この範囲内の前記加速度信号の周波数成

50

分は、前記 E C G 信号のスペクトルと完全に重複するので、当技術分野のアプローチを使用してこれらを除去することは難しい。それどころか、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数は、非線形ベースで決定されるので、提案された装置は、前記患者の動作により導入される前記モーションアーチファクトを低減するのに利点を示す。

【 0 0 4 6 】

フィルタリングユニット 2 3 0 は、前記加速度信号の前記信号周波数を特定のブロックするように、カットオフ周波数が決定ユニット 2 5 0 により決定される、バンドストップフィルタを有してもよい。前記フィルタは、前記フィルタリングされた残差信号の遅延が一定であり、信号に独立であるという利点を持つ有限インパルス応答 ( F I R ) であってもよい。

10

【 0 0 4 7 】

本発明による装置の動作は、本発明の範囲に対する限定と見なされるべきではない特定の例に関連して以下に記載される。

【 0 0 4 8 】

応用シナリオは、前記患者が、0.6 m の歩幅及び 2.16 km / h の歩行速度で歩いているものとして与えられる。

【 0 0 4 9 】

決定ユニット 2 5 0 において、前記加速度信号の前記信号周波数は、ストライド周波数に対応する 1 Hz として決定されうる。決定ユニット 2 5 0 は、前記所定の範囲内であるので、1 Hz としてフィルタリングユニット 2 3 0 の前記カットオフ周波数を決定する。

20

【 0 0 5 0 】

フィルタリングユニット 2 3 0 は、前記ストライド周波数に対応する周波数成分を特定のブロックするように、1 Hz の周波数成分をブロックするように構成される。

【 0 0 5 1 】

本発明の他の実施例において、フィルタリングユニット 2 3 0 は、図 1 に関連して上に記載された筋肉雑音を低減する前記ローパスフィルタ及び基線変動を低減する前記ハイパスフィルタを更に有する。代わりに、前記ローパスフィルタ及び前記ハイパスフィルタの組み合わせは、筋肉雑音及び他のアーチファクトの両方を低減する単一のバンドパスフィルタにより置き換えられることができる。例えば、0.05 Hz 乃至 250 Hz の範囲を取る帯域幅を持つバンドパスフィルタが、採用されることができる。当業者は、前記バンドパスフィルタの特定の帯域幅が、ここでは例示目的のみで記載され、他の範囲の帯域幅が、使用されてもよく、請求項に規定される本発明の範囲内であると見なされるべきである。

30

【 0 0 5 2 】

他の実施例において、フィルタリングユニット 2 3 0 において、前記バンドストップフィルタは、筋肉雑音及び他のアーチファクトを低減するフィルタと組み合わせられてもよい。当業者は、上記の応用シナリオに対して、フィルタリングユニット 2 3 0 が、2 つのバンドパスフィルタと見なされてもよいと理解しうる。特に、フィルタリングユニット 2 3 0 は、

$$\text{フィルタ} = \left\{ \begin{array}{l} \text{FIR1, } 0.05\text{Hz} < \text{帯域幅} < 1\text{Hz} \\ \text{FIR2, } 1\text{Hz} < \text{帯域幅} < 250\text{Hz} \end{array} \right\}.$$

40

と表されてもよい。

【 0 0 5 3 】

本発明の他の実施例において、決定ユニット 2 5 0 により決定される前記 1 以上のカットオフ周波数は、前記加速度信号のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する N の周波数を有する。

【 0 0 5 4 】

50

前記モーションアーチファクトの帯域幅は、前記患者が歩いている又は走っている場合に、前記 E C G 信号の帯域幅と重複するので、前記 E C G 信号から前記モーションアーチファクトの全ての周波数成分を除去することは、可能ではない。しかしながら、当業者は、前記加速度信号のパワースペクトル内の最も強力なパワーエネルギーを持つ周波数成分が、前記 E C G 信号に最も深刻な干渉を起こし、したがって、前記 E C G 信号から前記加速度信号のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する周波数成分のみを除去することが、大幅に実際的かつ有意義であると理解すべきである。

【 0 0 5 5 】

有利には、N は、[ 1 , 1 0 ] の範囲内である。本発明の一実施例において、N は 3 である。以下、本発明は、N が 3 である実施例に関連して記載される。

10

【 0 0 5 6 】

前記加速度信号のパワースペクトルは、前記サンプリングされた加速度信号に F F T 変換を適用することにより取得されることができる。当業者は、他のアプローチが、前記加速度信号のパワースペクトルを取得するように使用されてもよいと理解すべきである。前記パワースペクトルの具体的な計算は、ここには更に記載されない。

【 0 0 5 7 】

決定ユニット 2 5 0 は、前記加速度信号の上位 3 つの F F T 振幅を持つ周波数成分に対応する 3 つの周波数を決定しうる。例えば、 $f_0$  は、最も大きいパワーエネルギーを持つ周波数であり、 $f_1$  は、二番目に大きいパワーエネルギーを持つ周波数であり、 $f_2$  は、前記加速度信号のパワースペクトルの三番目に大きいパワーエネルギーを持つ周波数である。下付き添え字は、前記パワースペクトル内の前記周波数成分の前記パワーエネルギーのランキングを識別するのに使用され、これは、前記周波数の値のランキングを表さない。例えば、一実施例において、 $f_0$ 、 $f_1$  及び  $f_2$  の間の関係は、 $f_1 < f_0 < f_2$  を示しうる。

20

【 0 0 5 8 】

フィルタリングユニット 2 3 0 は、これらの周波数、すなわち  $f_0$ 、 $f_1$  及び  $f_2$  をブロックするように構成される。当業者は、フィルタリングユニット 2 3 0 が、3 つのバンドパスフィルタを有すると見なされてもよいと理解しうる。この実施例において、前記フィルタは、F I R フィルタである。特に、フィルタリングユニット 2 3 0 は、

$$\text{フィルタ} = \left\{ \begin{array}{lll} \text{FIR1, } 0\text{Hz} < & \text{帯域幅} & < f_1 \\ \text{FIR2, } f_1 < & \text{帯域幅} & < f_0 \\ \text{FIR3, } f_0 < & \text{帯域幅} & < f_2 \end{array} \right\}$$

30

と表されてもよい。

【 0 0 5 9 】

他の実施例において、フィルタリングユニット 2 3 0 は、図 1 に関連して上に記載された筋肉雑音及び基線変動を低減する帯域幅を持つ前記フィルタと組み合わせられてもよい。0 . 0 5 H z <  $f_1$  <  $f_0$  <  $f_2$  < 2 5 0 H z を仮定すると、フィルタリングユニット 2 3 0 は、以下のように規定された 4 つのバンドパスフィルタを有すると見なされうる。

40

$$\text{フィルタ} = \left\{ \begin{array}{l} \text{FIR1, } 0.05\text{Hz} < \text{帯域幅} < f_1 \\ \text{FIR2, } f_1 < \text{帯域幅} < f_0 \\ \text{FIR3, } f_0 < \text{帯域幅} < f_2 \\ \text{FIR4, } f_2 < \text{帯域幅} < 250\text{Hz} \end{array} \right\}.$$

## 【 0 0 6 0 】

10

図 3 は、本発明の他の実施例によるモーションアーチファクトを低減する装置のブロック図を示す。

## 【 0 0 6 1 】

図 3 に示されるように、装置 3 0 0 は、計算ユニット 2 1 0、第 1 の取得ユニット 2 2 0、フィルタリングユニット 2 3 0、第 2 の取得ユニット 2 4 0、決定ユニット 2 5 0 及び適応フィルタ 2 6 0 を有する。

## 【 0 0 6 2 】

計算ユニット 2 1 0、第 1 の取得ユニット 2 2 0、フィルタリングユニット 2 3 0、第 2 の取得ユニット 2 4 0 及び決定ユニット 2 5 0 は、図 2 に関連して記載されたものと同様である。図 2 及び図 3 に示される実施例の間の差は、図 3 において、計算ユニット 2 1 0 及び第 1 の取得ユニット 2 2 0 に対する入力信号として生の ECG 信号の代わりに適応

20

フィルタリングされた ECG 信号が使用されるという事実にある。

## 【 0 0 6 3 】

適応フィルタ 2 6 0 は、前記加速度信号を用いて前記 ECG 信号の適応フィルタリングを実行するように構成される。適応フィルタ 2 6 0 は、再帰的最小二乗 (RLS) フィルタ、最小二乗平均 (LMS) フィルタ又は当業者が思いつく他のフィルタでありうる。

## 【 0 0 6 4 】

基準信号として前記加速度信号を使用して、適応フィルタ 2 6 0 は、前記 ECG 信号の適応フィルタリングを実行する。したがって、前記 ECG 信号における前記モーションアーチファクトの一部は、除去されることができる。

30

## 【 0 0 6 5 】

図 3 に示される実施例において、計算ユニット 2 1 0 は、前記適応フィルタリングされた ECG 信号から前記平均値拍動を計算するように構成され、第 1 の取得ユニット 2 2 0 は、前記適応フィルタリングされた ECG 信号及び前記適応フィルタリングされた ECG 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて前記残差信号を取得するように構成される。

## 【 0 0 6 6 】

本発明の前記実施例において前記生の ECG 信号の代わりに前記フィルタリングされた ECG 信号を使用することは、前記 ECG 信号における前記モーションアーチファクトを低減し、前記 ECG 信号の品質を改良することができる。

40

## 【 0 0 6 7 】

当業者は、本発明によるモーションアーチファクトを低減する装置が、FPGA、CPU、DSP ユニット又は他の手段により実装されてもよいと理解しうる。

## 【 0 0 6 8 】

他の態様において、本発明の一実施例は、患者の ECG 信号を取得する装置を更に提供する。図 4 は、本発明の一実施例による ECG 信号を取得する装置のブロック図を示す。

## 【 0 0 6 9 】

図 4 に示されるように、ECG 信号を取得する装置 4 0 0 は、第 1 の感知ユニット 4 1 0、第 2 の感知ユニット 4 2 0 及び装置 4 3 0 を有する。

## 【 0 0 7 0 】

50

第1の感知ユニット410は、患者の前記ECG信号を取得するように構成される。本発明の一実施例において、第1の感知ユニット410は、複数の電極として実装される。動作において、これらの電極は、患者の体表面に付着される。特別な化学物質が、前記取得されるECG信号の品質を改良するように前記電極と前記体表面との間で使用されてもよい。

【0071】

当業者は、第1の感知ユニット410が、後の処理に対して前記ECG信号を準備するように信号調整回路を更に有する。A/Dコンバータ及びフィルタは、前記信号調整回路に含まれてもよい。当業者は、第1の感知ユニット410の他の実装も可能であると理解しうる。

10

【0072】

第2の感知ユニット420は、前記加速度信号を取得するように構成される。本発明の一実施例において、第2の感知ユニット420は、前記第1の感知ユニット上に配置された又は前記患者の体表面に個別に付着された加速度計センサとして実装される。

【0073】

当業者は、第2の感知ユニット420が、前記取得された加速度信号に対処する信号調整回路を有してもよいと理解しうる。第2の感知ユニット420内の前記信号調整回路は、第1の感知ユニット410内のものと同様である。第2の感知ユニット420の他の実装が、採用されてもよい。

【0074】

20

装置430は、入力として前記ECG信号及び前記加速度信号を受信するように第1の感知ユニット410及び第2の感知ユニット420と接続される。装置430は、前記患者の前記ECG信号における前記モーションアーチファクトを低減するように上で述べられた本発明の第1の態様によって構成される。

【0075】

当業者は、装置400が、ポータブルECGレコーダであることができる。

【0076】

他の態様において、本発明の一実施例は、患者のECG信号におけるモーションアーチファクトを低減する方法を更に提供する。図4は、モーションアーチファクトを低減する方法のフローチャートを示す。

30

【0077】

図5に示されるように、前記方法は、S510、S520、S530、S540、及びS550のステップを有する。

【0078】

ステップS510において、平均値拍動が、前記ECG信号から計算される。

【0079】

ステップS520において、残差信号が、前記ECG信号及び前記ECG信号から計算された前記平均値拍動に基づいて取得される。

【0080】

ステップS530において、前記残差信号のフィルタリングが、1以上のカットオフ周波数を用いて実行される。

40

【0081】

ステップS540において、修正されたECG信号が、前記フィルタリングされた残差信号及び前記平均値拍動に基づいて取得される。

【0082】

ステップS550において、前記フィルタリングの前記1以上のカットオフ周波数が、前記患者の動作状態を表す加速度信号に基づいて決定される。

【0083】

提案された前記方法を使用して、前記患者の動作により導入された前記モーションアーチファクトに対応する周波数成分を特定のブロックすることが、可能である。したがっ

50

て、前記 E C G 信号における前記モーションアーチファクトは低減され、前記 E C G 信号の品質は改良され、これは、誤診の低減にも寄与する。

【 0 0 8 4 】

本発明の一実施例において、ステップ S 5 5 0 は、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度信号の前記信号周波数を決定することを更に有してもよい。

【 0 0 8 5 】

本発明の一実施例において、ステップ S 5 5 0 は、前記加速度信号の 2 つの連続したピーク値の間の時間間隔によって前記加速度信号の前記信号周波数を決定することを更に有する。

【 0 0 8 6 】

本発明の他の実施例において、ステップ S 5 5 0 は、前記フィルタリングの前記カットオフ周波数として前記加速度信号のパワースペクトルの上位 N のパワーエネルギーに対応する N の周波数を決定することを更に有する。

【 0 0 8 7 】

有利には、ステップ S 5 1 0 の前に、前記方法は、前記加速度信号を用いて前記 E C G 信号の適応フィルタリングを実行するステップを更に有する。この場合、ステップ S 5 1 0 において、前記平均値拍動は、前記適応フィルタリングされた E C G 信号から計算され、ステップ S 5 2 0 において、前記残差信号は、前記適応フィルタリングされた E C G 信号及び前記適応フィルタリングされた E C G 信号から計算された前記平均値拍動に基づいて取得される。

【 0 0 8 8 】

前記適応フィルタの追加の使用は、前記 E C G 信号の品質を更に改良しうる。

【 0 0 8 9 】

上記の方法を実行するコンピュータ実行可能命令のセットが、更に提案される。前記命令は、上で開示された方法のステップを実行するように、計算ユニット 2 1 0、第 1 の取得ユニット 2 2 0、フィルタリングユニット 2 3 0、第 2 の取得ユニット 2 4 0、決定ユニット 2 5 0 及び適応フィルタ 2 6 0 内にあることができる。

【 0 0 9 0 】

本発明は、図面に示される実施例を参照して記載されるが、本発明が、ハードウェア及びソフトウェアのいかなる組み合わせをも含む多くの代替的な形式で実施されうると理解されるべきである。加えて、いかなる適切なサイズ、形状又はタイプの材料、要素、コンピュータプログラム要素、コンピュータプログラムコード、又はコンピュータプログラムモジュールも、使用されることができる。

【 0 0 9 1 】

コンピュータプログラムコードの文脈で論じられるが、前記モジュールが、ハードウェア回路、コンピュータプログラムコード、又はハードウェア回路及びコンピュータプログラムコードのいかなる組み合わせでも実施されうると理解されるべきである。

【 0 0 9 2 】

上記の実施例が、本発明を限定するのではなく、むしろ説明するために与えられることに注意すべきであり、当業者が容易に理解するように、修正例及び変形例が、本発明の精神及び範囲から逸脱することなしに用いられてもよいと理解されるべきである。このような修正例及び変形例は、本発明及び添付の請求項の範囲内であると見なされる。本発明の保護範囲は、添付の請求項により規定される。加えて、請求項内の参照番号のいずれも、請求項に対する限定と解釈されるべきではない。動詞「有する」及びその活用形の使用は、請求項に記載された要素又はステップ以外の要素又はステップの存在を除外しない。要素又はステップに先行する不定冠詞「1つの」は、複数のこのような要素又はステップの存在を除外しない。

10

20

30

40

【図 1】

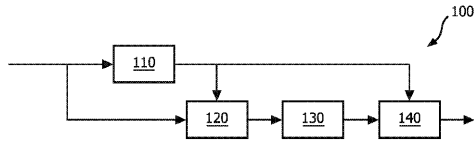


FIG. 1

【図 2】

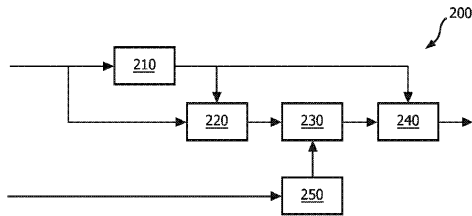


FIG. 2

【図 3】

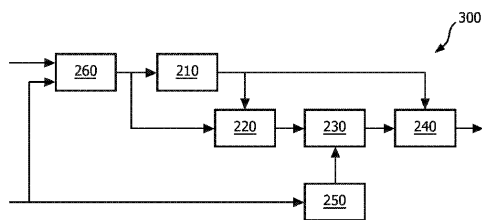


FIG. 3

【図 4】

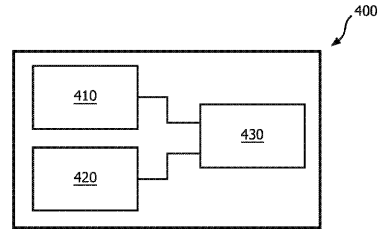


FIG. 4

【図 5】

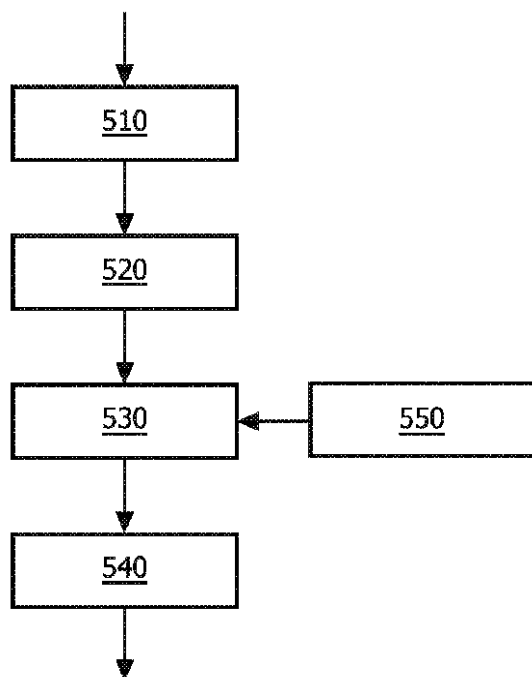


FIG. 5

## フロントページの続き

- (72)発明者 ワン ジン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ザオ ダン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 シー チェン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 リー ウェイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

## 合議体

審判長 伊藤 昌哉

審判官 渡戸 正義

審判官 信田 昌男

## (56)参考文献 米国特許第6216031(US,B1)

特許第3627243(JP,B2)

Jin-Ho Kim, Optimized adaptive filter-set for wearable wireless ECG system, 2011 6th International Conference on Computer Sciences and Convergence Information Technology (ICC IT), 2011年, p.107-110

M.A.D. Raya, Adaptive noise cancelling of motion artifact in stress ECG signals using accelerometer, Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint, 2002年, p.1756-1757

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/04-5/0496