

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6235608号
(P6235608)

(45) 発行日 平成29年11月22日(2017.11.22)

(24) 登録日 平成29年11月2日(2017.11.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 5/0452 (2006.01)

A 61 B 5/04

3 1 2 A

A61B 5/0456 (2006.01)

A 61 B 5/04

3 1 2 R

A61B 5/04 (2006.01)

A 61 B 5/04

Z DM

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号

特願2015-550172 (P2015-550172)

(86) (22) 出願日

平成25年12月13日 (2013.12.13)

(65) 公表番号

特表2016-505329 (P2016-505329A)

(43) 公表日

平成28年2月25日 (2016.2.25)

(86) 国際出願番号

PCT/IB2013/060923

(87) 国際公開番号

W02014/102653

(87) 国際公開日

平成26年7月3日 (2014.7.3)

審査請求日

平成28年12月9日 (2016.12.9)

(31) 優先権主張番号

PCT/CN2012/087984

(32) 優先日

平成24年12月31日 (2012.12.31)

(33) 優先権主張国

中国 (CN)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248

コーニングクレッカ フィリップス エヌ
ヴェKONINKLIJKE PHILIPS
N. V.オランダ国 5656 アーネー 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 100107766

弁理士 伊東 忠重

(74) 代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ECG信号の動きアーチファクトを低減する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ECG信号の動きアーチファクトを低減する方法であって、
取得ユニットにより、患者の連続測定されたECG信号から現在の拍動を取得するステップと、

第1の計算ユニットにより、前の平均値拍動と前記ECG信号の中の現在の拍動との相関係数を計算するステップと、

決定ユニットにより、前記相関係数に基づき前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動に割り当てられるべき重みを決定するステップと、

第2の計算ユニットにより、(i)前記前の平均値拍動、(ii)前記現在の拍動、及び(iii)前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動にそれぞれ割り当てられた前記の決定された重みに基づき、現在の平均値拍動を計算するステップであって、前記現在の平均値拍動は、前記ECG信号の中の前記現在の拍動よりも低減された動きアーチファクトを有する動きアーチファクトの低減された拍動を有する、ステップと、

を有する方法。

【請求項 2】

比較器により、前記相関係数を所定の係数と比較するステップ、を更に有する請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

減算ユニットにより、残差信号を得るために、前記現在の拍動から前記現在の平均値拍

10

20

動を減算するステップと、

フィルタユニットにより、 フィルタ済み信号を得るために、前記 E C G 信号の信号特性に基づき、 前記残差信号に対して区分的フィルタリングを実行するステップと、

加算ユニットにより、 変更された現在の拍動を得るために、前記現在の平均値拍動に前記フィルタ済み信号を加算して戻すステップと、

を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

抽出ユニットにより、 前記 E C G 信号から前記信号特性を抽出するステップであって、 前記信号特性は、(i) ノイズ包絡線、(i i) 相関情報、(i i i) P 波、Q R S 合成波及び T 波のピーク位置、並びに(i v) セグメント間隔を有する、 ステップと、

選択ユニットにより、 (i) P 波、Q R S 合成波及び T 波のうちの 1 つ、又は(i i) それらのいかなる組合せを、 処理されるべき現在の拍動として選択するステップと、 を更に有する請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 Q R S 合成波が前記処理されるべき現在の拍動として選択されることに応答して、 区分的フィルタリングを実行する前記ステップは、

識別ユニットにより、 前記信号特性に基づき、 Q R S セグメント並びに T 及び P セグメントを識別するサブステップと、

異なるフィルタにより、 それぞれ前記 Q R S 、 T 及び P セグメントに対してフィルタリングを実行するサブステップと、

を更に有する、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

導出ユニットにより、 前記 E C G 信号の中の所定数の連続する拍動から初期平均値拍動を導出するステップ、 を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記所定数の連続する拍動は、(i) 第 1 の所定数の連続する拍動と、(i i) 前記第 1 の所定数の連続する拍動の後に続く第 2 の所定数の連続する拍動と、 を有し、初期平均値拍動を導出する前記ステップは、

前記第 1 の所定数の連続する拍動から初期平均値拍動を導出するサブステップと、

前の初期平均値拍動と前記第 2 の所定数の連続する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数が所定の係数より大きいことに応答して、 前記初期平均値拍動を更新するサブステップと、

を更に有する、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

再開ボタンのユーザ操作に応答して、 前記 E C G 信号の中の所定数の連続する拍動から初期平均値拍動を導出する前記ステップを再開するステップ、 を更に有する請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

E C G 信号の動きアーチファクトを低減する装置であって、

患者の連続測定された E C G 信号から現在の拍動を取得する取得ユニットと、

前の平均値拍動と前記 E C G 信号の中の現在の拍動との相関係数を計算する第 1 の計算ユニットと、

前記相関係数に基づき前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動に割り当てられるべき重みを決定する決定ユニットと、

(i) 前記前の平均値拍動、(i i) 前記現在の拍動、及び(i i i) 前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動にそれぞれ割り当てられた前記の決定された重みに基づき、 現在の平均値拍動を計算する第 2 の計算ユニットであって、 前記現在の平均値拍動は、 前記 E C G 信号の中の前記現在の拍動よりも低減された動きアーチファクトを有する動きアーチファクトの低減された拍動を有する、 第 2 の計算ユニットと、

を有する装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記相関係数を所定の係数と比較する比較器、を更に有する請求項9に記載の装置。

【請求項 11】

残差信号を得るために、前記現在の拍動から前記現在の平均値拍動を減算する減算ユニットと、

フィルタ済み信号を得るために、前記 E C G 信号の信号特性に基づき、前記残差信号に対して区分的フィルタリングを実行するフィルタユニットと、

変更された現在の拍動を得るために、前記現在の平均値拍動に前記フィルタ済み信号を加算して戻す加算ユニットと、

を更に有する請求項9に記載の装置。

10

【請求項 12】

前記 E C G 信号から前記信号特性を抽出する抽出ユニットであって、前記信号特性は、(i) ノイズ包絡線、(i i) 相関情報、(i i i) P 波、Q R S 合成波及び T 波のピーク位置、並びに(i v) セグメント間隔を有する、抽出ユニットと、

(i) P 波、Q R S 合成波及び T 波のうちの 1 つ、又は(i i) それらのいかなる組合せを、処理されるべき現在の拍動として選択する選択ユニットと、

を更に有する請求項11に記載の装置。

【請求項 13】

前記選択ユニットが、前記 Q R S 合成波を前記処理されるべき現在の拍動として選択することに応答して、前記装置は、

20

前記信号特性に基づき、Q R S セグメント、並びに T 及び P セグメントを識別する識別ユニット、

を更に有し、

前記フィルタリングユニットは、それぞれ、前記 Q R S セグメントのための低域通過フィルタ及び高域通過フィルタの第 1 のグループと、T 及び P セグメントのための低域通過フィルタ及び高域通過フィルタの第 2 のグループと、を有する、請求項12に記載の装置。

【請求項 14】

前記 Q R S セグメントのための低域通過フィルタ及び高域通過フィルタの前記第 1 のグループ並びに低域通過フィルタ及び高域通過フィルタの前記第 2 のグループは、カットオフ周波数が異なる、請求項13に記載の装置。

30

【請求項 15】

前記取得ユニットにより取得するステップ、前記第 1 の計算ユニットにより計算するステップ、前記決定ユニットにより決定するステップ、及び前記第 2 の計算ユニットにより計算するステップは、單一チャネルの E C G 信号に適用される、請求項1に記載の方法。

【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動きアーチファクト除去技術に関し、特に、E C G 信号の動きアーチファクトを低減する方法及び装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

生理学的信号、例えば心電図（E C G）信号は、相当量のノイズを含み得る。例えば、筋肉活動、動きアーチファクト等により導入される雑音は、通常、急速な波状の変位として現れ、特に動きの最中に、E C G の読み取りを困難にする。

【0003】

これに関して、米国特許第 6 2 1 6 0 3 1 B 1 号は、アーチファクトを含む E C G における信号を強化する装置を提案する。この装置は、Q R S 合成の始めから T 波の終わりまでの所定数の E C G 信号拍動の曲線形状を評価し、その結果を用いて平均値拍動を設定する平均値ユニットを有し、E C G 信号の平均値拍動を実際の拍動から減算して残差信号を得

50

る減算ユニットと、残差信号を高域 - 低域通過フィルタリングして、加算ユニットにおいて平均値拍動が加算されるフィルタ済み信号を提供するF I R フィルタユニットと、を更に有する。

【 0 0 0 4 】

米国特許第6216031B1号の原理は、平均値ユニットを利用して連続E C G サイクルの平均化に基づき平均値拍動を計算すること、及び残差信号を取り扱うためにL P (低域通過) 及びH P (高域通過) フィルタを利用して筋肉ノイズと基準ワンダ(wander)ノイズの両方を除去することである。この方法は、結果として生じるE C G 信号の信号対雑音比 (signal - to - noise ratio : S N R) をある程度向上するが、依然として幾つかの許容できない欠点を有する。

10

【 0 0 0 5 】

さらに、米国特許第6216031B1号では、通常のL P / H P フィルタリングスキルはノイズを除去するために使用される。例えば、残差信号は、筋肉ノイズを低減するために低域通過フィルタにより、及び基準ワンダを低減するために高域通過フィルタにより、フィルタリングされる。フィルタのカットオフ周波数は、残差信号の残りのP波及びV P B の許容できない歪みを回避する値に設定される。両方のフィルタは、フィルタ済み残差信号の遅延が一定且つ信号と独立であるという利点を有する有限インパルス応答フィルタである。しかし、特に突然のE C G 形態変化の場合に、許容できないノッチが現れる場合もある。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

したがって、許容できないノッチを取り扱うために、一方で歪みを回避しE C G 信号のS N R を更に向上するために、E C G 信号の動きアーチファクトを低減する改良された方法及び装置を提供することは有利である。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様によると、E C G 信号の動きアーチファクトを低減する方法であって、患者の連続測定されたE C G 信号から現在の拍動を取得するステップと、前の平均値拍動と前記E C G 信号の中の現在の拍動との相関係数を計算するステップと、前記相関係数に基づき前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動に割り当てるべき重みを決定するステップと、前記前の平均値拍動、前記現在の拍動、及びそれらの前記重みに基づき、現在の平均値拍動を計算するステップと、を有する方法が提案される。

30

【 0 0 0 8 】

したがって、この方法によると、重み決定が相関計算に基づくので、現在の拍動波形と前の平均値拍動との間の相関に従って、異なる重みが前の平均値拍動及び現在の拍動に動的に割り当たられる。言い換えると、相関が高い場合、より大きな重みが現在の拍動に割り当たられる。その他の場合、より小さな重み、ゼロ値重みでさえ割り当たられる。これは、現在の拍動が平均拍動と相関していないこと、及び平均拍動の更新のために用いられないことを意味する。

40

【 0 0 0 9 】

したがって、前の平均値拍動、現在の拍動、及び前記拍動の各々に割り当たる固定重みに基づき平均値拍動を計算する従来の方法と比べて、本発明による方法は、2つの拍動の間の相関に基づき、正確なE C G 形態変化を把握でき、結果として向上したフィルタリング効果をもたらす適応型重み決定方法を採用し、患者の動きに起因するアーチファクトが除去できるようにする。

【 0 0 1 0 】

ここで、当業者は、アーチファクトを含むE C G において信号を向上する方法では、平均値拍動は、E C G 信号の実際のフィルタリングを開始する前に、初期平均値拍動として計算され又は経験的に決定されるべきであることを容易に理解できる。

50

【0011】

E C G 信号をフィルタリングする方法が始まると、1番目の現在の拍動の処理の間に、初期平均値拍動が前の平均値拍動として用いられ、1番目の現在の平均値拍動を計算するために1番目の現在の拍動と結合され、メモリに格納される。次に、1番目の現在の平均値拍動は、1番目の現在の拍動から減算され、これら2つの拍動が相關する場合、残差信号が得られ、残差信号はフィルタリングされてフィルタ済み信号を得る。最後に、フィルタ済み信号は、1番目の現在の平均値拍動に加算されて戻され、変更された1番目の現在の拍動を得る。

【0012】

次に、2番目の現在の拍動を処理する間、格納された1番目の現在の平均値拍動は前の平均値拍動として用いられ、2番目の現在の平均値拍動を計算するために、2番目の現在の拍動と結合され、メモリに格納される。次に、2番目の現在の拍動が前の平均拍動と関連する場合、2番目の現在の平均値拍動は、2番目の現在の拍動から減算されて、残差信号を得る。残差信号はフィルタリングされて、フィルタ済み信号を得る。最後に、フィルタ済み信号は、2番目の現在の平均値拍動に加算されて戻され、変更された2番目の現在の拍動を得る。処理動作は、最終的にE C G 信号が全て処理されフィルタリングされるまで、このように続く。

【0013】

留意すべきことに、前の平均値拍動と現在の拍動との間の相関は、相関係数であっても良いが、当業者により容易に理解されるように、これに限定されない。

【0014】

本発明による方法の一例では、前の平均値拍動と現在の拍動との間の相関係数が計算された後に、前の平均値拍動及び現在の拍動に割り当てられるべき重みは、経験的に又はルックアップテーブルでマッピングすることにより、決定されても良い。しかしながら、この方法の好適な例は、相関係数を所定の係数、つまり所定の相関閾と比較するステップを更に有しても良い。相関係数が所定の係数よりも大きい場合、大きな重みが現在の拍動に割り当てられる。その他の場合、前の平均値拍動は、より小さな重み又はゼロ値重みを割り当てられる。

【0015】

本発明による方法の一例では、方法は、残差信号を得るために、前記現在の拍動から前記現在の平均値拍動を減算するステップと、フィルタ済み信号を得るために、前記E C G 信号の信号特性に基づき、前記残差信号に対して区分的フィルタリングを実行するステップと、変更された現在の拍動を得るために、前記現在の平均値拍動に前記フィルタ済み信号を加算して戻すステップと、を更に有しても良い。一例では、信号特性は、E C G 信号から取得されても良く、P波、Q R S合成波、及びT波のピーク位置、セグメント間隔、ノイズ包絡線、平均拍動との相関情報を含んでも良い。

【0016】

方法の更なる例では、Q R S合成波が処理されるべき拍動として選択される場合、区分的フィルタリングを実行するステップは、E C G 波の中のQ R Sセグメント、T及びP波セグメントを信号特性に基づき識別するサブステップと、信号勾配変化及び計算された相関係数に基づきノイズ包絡線を推定するサブステップと、異なるフィルタを用いることによりそれぞれ異なるセグメントに対してフィルタリングを実行するサブステップと、を更に有しても良い。

【0017】

残差信号に対して共通フィルタリングを実行する従来の方法と比べて、本発明の好適な例に従う方法は、残差信号の区分的フィルタリングを採用して、ノイズ低減の効果を向上してS N R を向上し、及び重要な特徴が歪まないことを保証する。

【0018】

ここで、用語「区分的フィルタリング」は、例えば、Q R S合成波が処理されるべき拍動として選択される場合、現在の拍動信号特性、E C G 形態のピーク位置及び間隔情報に

10

20

30

40

50

基づき、1つのフィルタグループが1つのQRSセグメントのために用いられ、別のフィルタグループがT及びPセグメントのために用いられることを意味する。

【0019】

残差信号を得るために現在の平均値拍動を現在の拍動から減算することは、現在の拍動が平均拍動と相關する場合に適用される。その他の場合、現在の拍動は例えば残差信号の中に保存でき、異なるグループの区分的フィルタリングがECG特徴を正確に保持するために適用できる。この状況では、相關しない拍動のために用いられる区分的フィルタのグループは、相關する拍動のために用いられるものとは完全に異なる。平均値拍動の計算は主要な要因であり、得られる最終ECG信号に大きな影響を与えるので、初期平均値拍動の計算は、特に重要である。通常の慣行では、初期平均値拍動は、通常の人々の通常の拍動を参照することにより経験的に決定でき、予め格納できる。10

【0020】

しかしながら、本発明による方法の一例では、方法は、ECG信号の中の所定数の連續する拍動から、初期平均値拍動を導出するステップを更に有しても良い。初期平均値拍動は患者自身に対して実行される測定から導出されるので、このように得られる平均値拍動の精度は向上され得る。

【0021】

方法の更なる例では、所定数の連續する拍動は、第1の所定数の連續する拍動と、第1の所定数の連續する拍動の後に続く第2の所定数の連續する拍動と、を有する。方法の好適な例では、初期平均値拍動を導出するステップは、第1の所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出するサブステップと、前の初期平均値拍動と第2の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数が所定の係数より大きいときにのみ、初期平均値拍動を更新するサブステップと、を更に有する。20

【0022】

以上から分かるように、本発明の方法の準備手順では、つまり、初期平均値拍動の計算中に、初期平均値拍動は、前の初期平均値拍動と第2の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数が所定の係数より大きい場合にのみ、初期平均値拍動を更新するステップを導入することにより、注意深く有效地にされる。

【0023】

言い換えると、所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出する従来の方法は、平均化又は幾つかの算術アルゴリズムにより第1の所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出するステップにのみ関連する。しかしながら、本発明による方法は、初期平均値拍動を効率化し更新するために、第2の所定数の連續する拍動を更に利用する。そして、前の初期平均値拍動と第2の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数は、初期平均値拍動を更新するためにも用いられる。30

【0024】

このように、初期平均値拍動は、より正確に導出でき、したがって、このように得られる平均値拍動の精度は向上でき、並びに、最終フィルタ済みECG信号は一層正確になり、ECG信号のSNRは更に向上できる。

【0025】

本発明の別の態様によると、ECG信号の動きアーチファクトを低減する装置であって、患者の連続測定されたECG信号から現在の拍動を取得する取得ユニットと、前の平均値拍動と前記ECG信号の中の現在の拍動との相関係数を計算する第1の計算ユニットと、前記相関係数に基づき前記前の平均値拍動及び前記現在の拍動に割り当たるべき重みを決定する決定ユニットと、前記前の平均値拍動、前記現在の拍動、及びそれらの前記重みに基づき、現在の平均値拍動を計算する第2の計算ユニットと、を有する装置が提案される。

【0026】

上述のように、前の平均値拍動、現在の拍動、及び固定重みに基づき平均値拍動を計算する従来の装置と比べて、本発明による装置は、2つの拍動の間の相関に基づき結果とし40

て良好なフィルタリング効果をもたらす適応型重み決定方法を採用し、患者の動きに起因するアーチファクトが除去できるようにする。

【0027】

本開示の種々の態様及び特徴は、以下に更に詳細に記載される。本発明の上述の及び他の態様は、本願明細書に記載される実施形態から明らかであり、それらの実施形態を参照して教示される。

【図面の簡単な説明】

【0028】

本発明は、実施形態及び図面の参照を組み合わせて、以下に詳細に記載及び説明される。

10

【図1】本発明による方法のフローチャートである。

【図2】本発明による方法の変形のフローチャートである。

【図3】本発明による方法の別の変形のフローチャートである。

【図4】本発明による方法の更に別の変形のフローチャートである。

【図5】本発明による装置のブロック図である。

【図6】本発明の方法を用いることにより、どのように動きアーチファクトがECG信号から除去されるかを示す。図中の同じ参照符号は、同様の又は対応する特徴及び/又は機能を示す。

【発明を実施するための形態】

【0029】

20

本発明は、特定の実施形態に関して及び特定の図面を参照して記載されるが、本発明は、これらに限定されず、添付の請求の範囲によってのみ限定される。記載の図面は、単に説明であり、非限定的である。図中、要素のうちの幾つかの大きさは、誇張され、説明目的のために縮尺通りではない。

【0030】

図1は、本発明の一実施形態によるECG信号の動きアーチファクトを低減する方法10のフローチャートである。図1に示す方法10は、現在の拍動のフィルタリングのために用いられるべき現在の平均拍動を計算する改良された方法を教示する。具体的には、この方法は、前の平均値拍動及び現在の拍動の間の相関係数に基づき、前の平均値拍動及び現在の拍動に割り当てるべき重みの適応型及び動的決定を採用すること、及び現在の平均値拍動の計算が前の平均値拍動、現在の拍動、及びそれらの重みに基づき実行されること、を特徴とする。

30

【0031】

以下に、方法10の詳細が、特に図5と関連して記載される。図5は、図1に示す方法10を実施する装置50のブロック図である。

【0032】

図5から分かるように、本発明の一実施形態によりECG信号の動きアーチファクトを低減する装置50は、取得ユニット51と、第1の計算ユニット52と、決定ユニット53と、第2の計算ユニット54と、を有する。

【0033】

40

先ず、患者にあるECGセンサは、患者のECG信号を連続的に測定しても良い。得られたECG信号は、取得ユニット51に入力される。取得ユニット51は、受信したECG信号から現在の拍動を取得しても良い(図1のステップ11)。

【0034】

第1の計算ユニット52は、取得ユニット51に結合され、ECG信号の前の平均値拍動と現在の拍動との間の相関係数を計算できる(図1のステップ12)。

【0035】

用語「前の平均値拍動」は、この分野における通常の知識及び本願における詳細な説明に基づき、当業者により明らかに理解されるだろう。

【0036】

50

前述のように、平均値拍動は、E C G信号の実際のフィルタリングの開始前に、初期平均値拍動として計算され又は経験的に決定されるべきである。

【0037】

E C G信号をフィルタリングする方法が始まると、1番目の現在の拍動のフィルタリングの間に、初期平均値拍動が前の平均値拍動として用いられ、1番目の現在の平均値拍動を計算するために1番目の現在の拍動と結合され、メモリに格納される。次に、1番目の現在の平均値拍動は、1番目の現在の拍動から減算され、これら2つの拍動が相關する場合、残差信号が得られ、残差信号はフィルタリングされてフィルタ済み信号を得る。最後に、フィルタ済み信号は、1番目の現在の平均値拍動に加算されて戻され、変更された1番目の現在の拍動を得る。

10

【0038】

次に、2番目の現在の拍動をフィルタリングする間、格納された1番目の現在の平均値拍動は前の平均値拍動として用いられ、2番目の現在の平均値拍動を計算するために、2番目の現在の拍動と結合され、メモリに格納される。次に、2番目の現在の拍動が平均拍動と関連する場合、2番目の現在の平均値拍動は、2番目の現在の拍動から減算されて、残差信号を得る。残差信号はフィルタリングされて、フィルタ済み信号を得る。最後に、フィルタ済み信号は、2番目の現在の平均値拍動に加算されて戻され、変更された2番目の現在の拍動を得る。処理動作は、最終的にE C G信号が全て処理されフィルタリングされるまで、このように続く。

【0039】

平均拍動の現在の拍動からの減算及びそれへの加算は、現在の拍動と平均拍動とが相關している状況で適用される。その他の場合、現在の拍動は、例えば残差信号に保存され、次にフィルタリングされて、ノイズが除去されている出力を生成しても良い。

20

【0040】

さらに、この方法では、前の平均値拍動と現在の拍動との間の相関は、相関係数であっても良いが、これに限定されない。例えば、相関は、当業者により容易に理解されるように、振幅誤差の平均二乗値又はその両方、等であっても良い。

【0041】

決定ユニット53は、第1の計算ユニット52に結合され、前の平均値拍動及び現在の拍動に割り当たるべき重みを、相関係数に基づき決定しても良い(図1のステップ13)。

30

【0042】

例えば、前の平均値拍動と現在の拍動との間の相関係数が計算された後に、前の平均値拍動及び現在の拍動に割り当たるべき重みは、経験的に又はルックアップテーブルでマッピングすることにより、決定されても良い。

【0043】

次に、決定ユニット53に結合される第2の計算ユニット52は、前の平均値拍動、現在の拍動、及びこれらの拍動に割り当たるべき重みに基づき、現在の平均値拍動を計算するために用いられる(図1のステップ14)。

【0044】

この方法10を用いると、重み決定が相関計算に基づくので、現在の拍動波形と前の平均値拍動との間の相関に従って、異なる重みが前の平均値拍動及び現在の拍動に動的に割り当たられる。言い換えると、相関が高い場合、より大きな重みが現在の拍動に割り当たられる。その他の場合、より小さな重み又はゼロ値重みを割り当たられる。

40

【0045】

したがって、前の平均値拍動、現在の拍動、及び固定重みに基づき平均値拍動を計算する従来の方法と比べて、本発明による方法10は、2つの拍動の間の相関に基づき結果としてE C G形態変化の良好な追跡及び良好なフィルタリング効果をもたらす適応型重み決定方法を採用し、患者の動きに起因するアーチファクトが除去できるようにする。

【0046】

50

図2～4は、本発明によるECG信号の動きアーチファクトを低減する方法10の幾つかの可能な変形を示す。

【0047】

図2に示すように、この方法の好適な例では、方法は、相関係数を所定の係数、つまり所定の相関閾と比較するステップ15を更に有しても良い。

【0048】

例えば、相関係数CCRは、相関計算ユニットにより計算され、現在のサイクルが既存の平均サイクルと大きく相関しているか否かを示す所定の相関閾値と比較される。

$\max(CCR) > \text{閾}$ 大きく相関する

その他 大きく相関しない

10

相関係数が所定の係数よりも大きい場合、大きな重みが現在の拍動に割り当てられる。他の場合、現在の拍動は、より小さな重み又はゼロ値重みを割り当てられる。

【0049】

図3は、本発明の更なる実施形態によるECG信号の動きアーチファクトを低減する方法10のフローチャートである。

【0050】

図3に示すように、この方法10の好適な例では、方法は、現在の平均値拍動が前の平均値拍動、現在の拍動、及びそれらの重みに基づき計算された後に、現在の平均値拍動を現在の拍動から減算して残差信号を得るステップ16を更に有しても良い。現在の拍動が平均拍動と相関しないとき、現在するステップ16は適用されず、拍動は例えば残差信号の中に直接保存される。

20

【0051】

さらに、方法10は、ECG信号の信号特性に基づき、残差信号に区分的フィルタリングを実行してフィルタ済み信号を得るステップ17を更に有する。ステップ17の後に、方法は、ステップ18を更に有しても良い。ステップ18では、現在の平均値拍動は、フィルタ済み信号に加算されて戻され、拍動が平均拍動と相関するとき変更された現在の拍動を得る。その他の場合、上記の加算するステップは省略される。このように、図1に示す方法10で得られる現在の平均値拍動は、ECG信号の実際のフィルタリングにおいて利用され、最終的に、動きアーチファクトがECG信号から除去されることを達成する。

【0052】

30

一例では、信号特性は、ECG信号から取得されても良く、P波、QRS合成波、及びT波のピーク位置、並びにセグメント間隔を含んでも良い。

【0053】

方法10の更なる例では、QRS合成波が処理されるべき拍動として選択される場合、区分的フィルタリングを実行するステップ17は、信号特性に基づきQRSセグメント、T及びP波セグメント、ノイズ包絡線を、及び平均拍動との相関を識別するサブステップと、異なるフィルタを用いることによりそれぞれ異なるセグメントに対してフィルタリングを実行するサブステップと、を更に有しても良い。

【0054】

40

残差信号に共通フィルタリングを実行する従来の方法と比べて、図3に示す本発明の好適な例による方法10は、残差信号の区分的フィルタリングを採用して、ECGのSNRを向上し、動きアーチファクトの除去された信号においてもECG特徴が歪められない今まであることを保証する。

【0055】

ここで、用語「区分的フィルタリング」は、例えば、QRS合成波が処理されるべき拍動として選択される場合、現在の拍動信号特性、つまりピーク位置、間隔情報、ECG形態のノイズエンベロップメント、及び平均拍動との相関情報に基づき、LP及びHPフィルタの1つのグループが1つのQRSセグメントのために用いられ、LP及びHPフィルタの別のグループがT及びPセグメントのために用いられるることを意味する。図3に示す方法10の一例によると、QRSセグメントのための低域通過フィルタ及び高域通過フィ

50

ルタの第1のグループと、他のセグメントのための低域通過フィルタ及び高域通過フィルタの第2グループとは、カットオフ周波数が異なっても良い。しかしながら、当業者に容易に理解されるように、2つのフィルタグループは、信号特性に従って特に選択される限り、他のパラメータが異なっても良い。

【0056】

このように、拍動特性に基づく区分的L P / H P フィルタリングは、Q R S遷移間の急な変化に起因するノッチを扱うために用いることができる。したがって、E C G信号のS N Rは有意に向上できる。さらに、同時に、重要なE C G特徴は、完全に維持できる。

【0057】

例えば、20 Hz、40 Hz、又は60 Hzカットオフ周波数を有するゼロ位相順及び逆低域通過フィルタは、以下の差分関数と共に用いられても良い。 10

【0058】

【数1】

$$y(n) = b(1)x(n) + b(2)x(n-1) + \cdots + b(n_b)x(n-(n_b-1)) - a(2)y(n-1) - \cdots - a(n_a)y(n-(n_a-1))$$

ここで、

【0059】

【数2】

$$b(i), a(j), i = 1 \dots n_b, j = 1 \dots n_a$$

20

はフィルタ係数である。

【0060】

高域通過フィルタは、以下の差分関数を有するF I Rフィルタにより実施される。NのオーダはN = 1000になるよう選択される。異なるフィルタリング要件に従って、異なるカットオフ周波数を実現するために、異なるオーダ値のNが選択できる。

【0061】

【数3】

$$y_{n-\frac{N}{2}} = x_{n-\frac{N}{2}} - \frac{x_n + x_{n-1} + \dots + x_{n-N+1}}{N}$$

30

提案する高域通過フィルタの構造により、一定の遅延

【0062】

【数4】

$$\frac{N-1}{2}$$

が区分的フィルタ済み信号に導入される。したがって、適正なアーチファクトの除去された信号を得るために、平均値拍動をフィルタ済み信号に加算して戻すとき、加算演算の位置を補償するために、一定の遅延が考慮されるべきである。フィルタリング処理に含まれる遅延を低減するために、異なる種類のH P フィルタ、例えば平坦な通過帯域を有するバターワース(butterworth)フィルタが用いられても良い。 40

【0063】

以上は本発明の方法及び装置で用いられるフィルタの幾つかの例を示したが、異なるフィルタ係数及び異なるカットオフ周波数を有する他のフィルタが特定用途に従って用いられても良いことが、当業者により容易に理解できる。

【0064】

図4は、本発明の更に別の実施形態によるE C G信号の動きアーチファクトを低減する方法10のフローチャートである。図3及び図4に示す方法10の間の唯一の相違点は、図4では、E C G信号から信号特性を取得するステップ19と、P波、Q R S合成波及びT波又はそれらのいかなる組合せのうちの1つを処理されるべき拍動として選択するステ 50

ツップ 20 と、を更に有することである。

【0065】

このように、生 ECG 信号は、上述のように、QRS 位置及びセグメント間隔のような信号特性を得るために処理される。次に、関連する信号特性は、現在の信号テンプレートを分類するために現在の信号テンプレートユニットへ送信されても良い。異なる方式の複数のテンプレート（QRS テンプレート、T テンプレート、及び QRS-T テンプレート）は、動きアーチファクトの除去された ECG 信号の追跡を向上するために用いられても良い。これは、ECG 診断のためのより正確な特徴抽出をもたらす。テンプレートは、所定の長さを有し、中央の最も視覚的に明確な追跡の部分をこれらのテンプレートの中の整列のための基準部分として有する。入って来る ECG 信号の信号間隔は変化するが、提案する複数のテンプレート、及び先に議論した動的に決定される重みは、ECG 信号が更新された平均値拍動テンプレートにより完全に追跡されることを保証する。
10

【0066】

前述のように、平均値拍動は、ECG 信号の実際のフィルタリングの開始前に、初期平均値拍動として計算され又は経験的に決定されるべきである。

【0067】

平均値拍動の計算は主要な要因であり、得られる最終 ECG 信号に大きな影響を与えるので、初期平均値拍動の計算は、特に重要である。通常の慣行では、初期平均値拍動は、通常の人々の通常の拍動を参照することにより経験的に決定できる。

【0068】

しかしながら、本発明による方法 10 の好適な例では、方法は、ECG 信号の中の所定数の連續する拍動から、初期平均値拍動を導出するステップを更に有しても良い。初期平均値拍動は患者自身に対する測定から導出されるので、このように得られる平均値拍動の精度は向上され得る。
20

【0069】

方法の更なる好適な例では、所定数の連續する拍動は、2つの部分、つまり第 1 の所定数の連續する拍動と、第 1 の所定数の連續する拍動の後に続く第 2 の所定数の連續する拍動と、を有しても良い。したがって、方法の好適な例では、初期平均値拍動を導出するステップは、第 1 の所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出するサブステップと、前の初期平均値拍動と第 2 の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数が所定の係数より大きいときにのみ、初期平均値拍動を更新するサブステップと、を更に有しても良い。
30

【0070】

以上から分かるように、本発明の方法の準備手順では、つまり、初期平均値拍動の計算中に、初期平均値拍動は、前の初期平均値拍動と第 2 の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数が所定の係数より大きいときにのみ、初期平均値拍動を更新するステップを導入することにより、注意深く有効にされる。

【0071】

言い換えると、所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出する従来の方法は、平均化又は幾つかの算術アルゴリズムにより第 1 の所定数の連續する拍動から初期平均値拍動を導出するステップにのみ関連する。しかしながら、本発明による方法 10 は、初期平均値拍動を有効化し更新するために、第 2 の所定数の連續する拍動を更に利用する。ここで、前の初期平均値拍動と第 2 の所定数の連續する拍動の中の現在の拍動との間の相関係数は、初期平均値拍動を更新するためにも用いられる。
40

【0072】

このように、初期平均値拍動は、より正確に導出でき、したがって、このように得られる平均値拍動の精度は向上でき、並びに、最終フィルタ済み ECG 信号は一層正確になり、ECG 信号の SNR は更に向上できる。

【0073】

さらに、本発明の方法 10 の好適な例によると、方法は、必要な場合には、ECG 信号
50

の中の所定数の連続する拍動から、初期平均値拍動を導出するステップを再開するステップを更に有しても良い。言い換えると、フィルタ済み ECG 信号が酷く悪化し、その S/N がもはや良好でない場合、装置 50 のユーザは、初期平均値拍動を導出するステップを再開するためにボタン等を操作しても良く、ECG 信号の新しいフィルタリングステップが開始されるようにしても良い。このように、フィルタ済み ECG 信号は適時補正される。

【 0 0 7 4 】

図 6 は、本発明の方法を用いることにより、どのように動きアーチファクトが ECG 信号から除去されるかを示す。

【 0 0 7 5 】

図 6 に示すように、S1 は患者から受診された元の又は生の ECG 信号を表し、S2 は現在の平均値拍動を現在の拍動から減算することにより得られた残差信号を表し、S3 は ECG 信号の信号特性に基づき区分的フィルタリングの行われたフィルタ済み残差信号を表し、S4 は現在の平均値拍動をフィルタ済み信号に加算して戻すことにより変更された現在の拍動（つまり、動きアーチファクトの除去された信号）を表す。さらに、図 6 に示す期間 T は、初期平均値拍動が ECG 信号の中の所定数の連続する拍動から導出される期間を表す。

【 0 0 7 6 】

図 6 に明らかに分かるることは、本発明の方法 10 により、患者の動きに起因する ECG アーチファクトが低減され、したがって ECG 信号の S/N が有意に向上されていることである。

【 0 0 7 7 】

図 5 は本発明による装置 50 の基本ブロック図を示すが、関連する方法のステップを実行するために、図 2 ~ 4 に示したステップを含む上述の方法 10 の各ステップに対応するユニットが存在しても良いことが当業者により容易に理解できる。例えば、図 2 に示す方法 10 に従って、本発明による装置 50 は、相関係数を所定の係数と比較する比較器を更に有しても良い。例えば、図 3 に示す方法 10 に従って、本発明の装置 50 は、残差信号を得るために現在の平均値拍動を現在の拍動から減算する減算ユニットと、フィルタ済み信号を得るために ECG 信号の信号特性に基づき残差信号に対して区分的フィルタリングを実行するフィルタユニットと、変更された現在の拍動を得るためにフィルタ済み信号を現在の平均値拍動に加算して戻す加算ユニットと、を更に有しても良い。

【 0 0 7 8 】

装置 50 に含まれるユニットについて、一例では、装置 50 自体は、CPU 及びメモリを有するパーソナルコンピュータ、シングルチップマイクロコンピュータ、又は単に CPU（つまり処理ユニット）であっても良い。したがって、それに含まれる個々のユニットは、ソフトウェア又はコンピュータ可読命令として実装されても良い。

【 0 0 7 9 】

しかしながら、当業者により容易に理解されるように、個々のユニットはハードウェアエンティティであっても良い。言い換えると、装置 50 は、別個のハードウェアモジュールを有しても良い。ユニットの各々は、單一プロセッサ又は複数のプロセッサにより実装されても良い。

【 0 0 8 0 】

留意すべきことに、本発明で示される方法のステップは、上述のステップに限定されるべきではない。請求される本発明の種々の態様はこれらの特定の詳細事項とは別の他の例でも実施できることが当業者に明らかである。

【 0 0 8 1 】

さらに、当業者により容易に理解できるように、幾つかの手段を列挙する装置クレームでは、これらの手段のうちの幾つかは、1 つの同じハードウェアアイテムにより実施できる。特定の量が相互に異なる従属請求項に記載されるという事実は、これらの量の組合せが有利に用いることが出来ないことを示すものではない。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

留意すべきことに、上述の実施形態は、本発明を限定するのではなく、当業者は添付の請求の範囲から逸脱することなく代替の実施形態を考案できる。請求項中、括弧内に記載された如何なる参照符号も、請求項を制限すると見なされるべきではない。用語「有する（comprising）」は、請求項及び説明中に列挙された以外の要素又はステップの存在を排除するものではない。要素の前にある単数を表す語（「a」、「an」）は、このような要素の複数の存在を排除しない。複数のユニットを列挙しているシステムの請求項では、これらの複数のユニットは、1つの同一のハードウェア及び／又はソフトウェアアイテムにより実装することができる。第1、第2、第3等の語の使用は、如何なる順序も示さない。これらの語は、名称として解釈されるべきである。

10

【 図 1 】

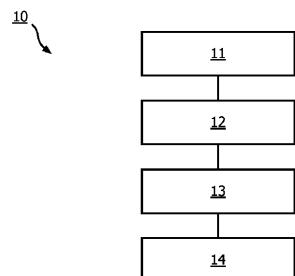


FIG. 1

【 図 2 】

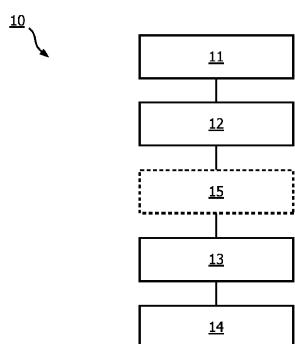


FIG. 2

【 図 3 】

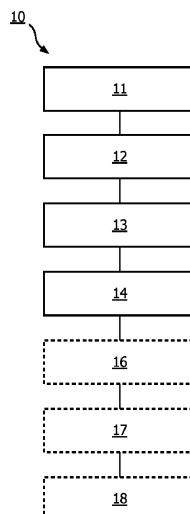


FIG. 3

【図4】

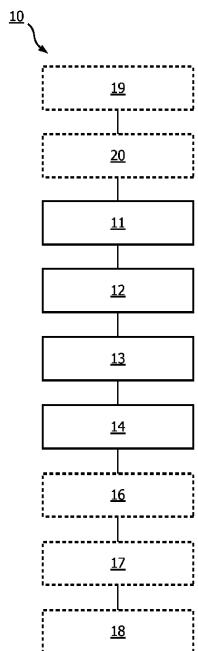


FIG. 4

【図5】

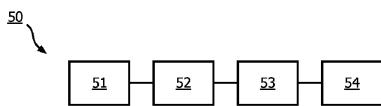


FIG. 5

【図6】

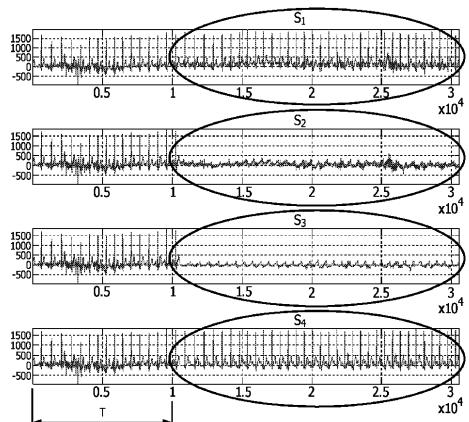


FIG. 6

フロントページの続き

(74)代理人 100091214
弁理士 大貴 進介

(72)発明者 ワン , ジン
オランダ国 , 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン , ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 ジャオ , ダン
オランダ国 , 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン , ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 シ , チェン
オランダ国 , 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン , ハイ・テク・キャンパス 5

(72)発明者 チェン , シーヤン
オランダ国 , 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン , ハイ・テク・キャンパス 5

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 特表2007-535392 (JP, A)
米国特許出願公開第2008/0194978 (US, A1)
特開2012-071018 (JP, A)
米国特許出願公開第2012/0078123 (US, A1)
米国特許出願公開第2008/0183093 (US, A1)
米国特許第06216031 (US, B1)
米国特許第05259387 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4 5 2

A 6 1 B 5 / 0 4 5 6