

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-512293

(P2015-512293A)

(43) 公表日 平成27年4月27日(2015.4.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0452 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/04

テーマコード(参考)

3 1 2 C 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2015-503328 (P2015-503328)
 (86) (22) 出願日 平成25年3月15日 (2013.3.15)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年10月22日 (2014.10.22)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/032109
 (87) 國際公開番号 WO2013/148318
 (87) 國際公開日 平成25年10月3日 (2013.10.3)
 (31) 優先権主張番号 61/616,890
 (32) 優先日 平成24年3月28日 (2012.3.28)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 13/797,889
 (32) 優先日 平成25年3月12日 (2013.3.12)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 595020643
 クアアルコム・インコーポレイテッド
 Q U A L C O M M I N C O R P O R A T
 E D
 アメリカ合衆国、カリフォルニア州 92
 1 2 1 - 1 7 1 4 、サン・ディエゴ、モア
 ハウス・ドライブ 5 7 7 5
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔡田 昌俊
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 E C Gモニタリングのためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

EMGおよび/または動きアーチファクトに起因するノイズをECG信号から除去または低減するために、ECG信号を処理するための方法、システム、装置およびデバイス。前記デバイスのすべての態様に共通する新しいアルゴリズムは、近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するためにECG信号をウェーブレット分解することと、前記近似係数のセットのサブセットを二次多項式に局所的にフィットさせることと、前記局所的にフィットされた二次多項式によって前記近似係数のセットを調整することと、前記詳細係数のいくつかをゼロに設定することと、前記近似係数の変更されたセットおよび前記詳細係数の変更された複数のセットに基づいて低減されたノイズを有するECG信号を再構成することと、を含むことができる。

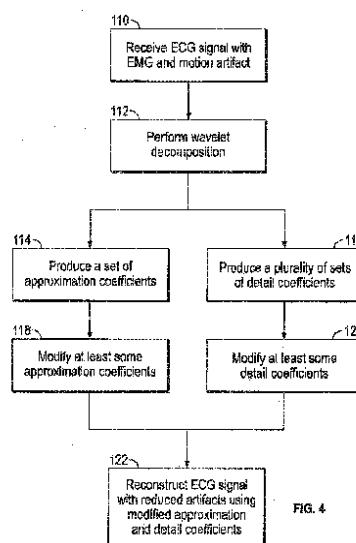


FIG. 4

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ECG 信号中のノイズを低減する、コンピュータによって実装される方法であって、近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するために、プロセッサによって ECG 波形をウェーブレット分解することと、

前記 ECG 波形の獲得の間の被検者の動きに起因するノイズを低減するために、プロセッサによって前記近似係数のセットを変更することと、を備える方法。

【請求項 2】

前記近似係数のセットを変更することは、二次多項式に前記近似係数の隣接するサブセットを局所的にフィットさせることを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

変更された近似係数のセットを生成するために、前記二次多項式の対応する値を引くことによって、前記近似係数のセットを調整することをさらに備える、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

詳細係数の D_1 、 D_2 、および D_3 のセットの値をゼロに設定することを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記 ECG 波形中の EMG 信号に起因するノイズを低減するために、ECG 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて分解の前記詳細係数をポジション閾値化することをさらに備える、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記ポジション閾値化された詳細係数は、詳細係数の D_4 および D_5 のセットを備える、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記変更された近似係数の導関数に少なくとも部分的に基づいて前記 ECG 波形の R 波の位置を決定することと、

前記 ECG 波形中の EMG 信号に起因するノイズを低減するために、前記 ECG 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて分解の詳細係数をポジション閾値化することと、をさらに備える、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 8】

前記近似係数のセットは、5 次レベルの近似係数を備える、請求項 1 乃至 4 および 6 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

ECG 信号処理装置であって、

近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するために、ECG 波形をウェーブレット分解することと、

前記 ECG 波形の獲得の間の被検者の動きに起因するノイズを低減するために、前記近似係数のセットを変更することと、

を行うように構成されたプロセッサを備える、装置。

【請求項 10】

前記プロセッサは、前記 ECG 波形中の EMG 信号に起因するノイズを低減するために、前記 ECG 信号の R 波に対する詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づく分解の詳細係数を、ポジション閾値化するようにさらに構成される、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記装置は、ECG 電極、A/D コンバータ、および被検者の体に取り付けるために構成されたアンテナを備える、請求項 9 または 10 に記載の装置。

【請求項 12】

ECG 信号中のノイズを低減する、コンピュータによって実装される方法であって、近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するために、プロセッサによっ

10

20

30

40

50

て E C G 波形をウェーブレット分解することと、

前記 E C G 波形中の E M G 信号に起因するノイズを低減するために、前記 E C G 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて分解の詳細係数を、ポジション閾値化することと、

を備える、方法。

【請求項 1 3】

前記 E C G 波形の獲得の間の被検者の動きに起因するノイズを低減するために、プロセッサによって前記近似係数のセットを変更することを、さらに備える、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記近似係数のセットを変更することは、二次多項式に前記近似係数の隣接するサブセットを局所的にフィットさせることを備える、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

E C G 信号処理装置であって、

近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するために、E C G 波形をウェーブレット分解することと、

前記 E C G 波形中の E M G 信号に起因するノイズを低減するために、前記 E C G 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて分解の詳細係数をポジション閾値化することと、

を行うように構成されたプロセッサを備える装置。

【請求項 1 6】

前記プロセッサは、前記 E C G 波形の獲得の間の被検者の動きに起因するノイズを低減するために、前記近似係数を変更するようにさらに構成されている、請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 7】

前記プロセッサは、二次多項式に近似係数の隣接するサブセットを局所的にフィットさせることによって、前記近似係数を変更するようにさらに構成されている、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記プロセッサは、前記二次多項式の対応する値を引くことによって前記近似係数のセットを調整することによって変更された近似係数のセットを生成するようにさらに構成されている、請求項 1 7 に記載の装置。

【請求項 1 9】

前記プロセッサは、近似係数の変更されたセットの導関数に少なくとも部分的に基づいて、前記 E C G 信号の R 波の位置を決定するようにさらに構成されている、請求項 1 8 に記載の装置。

【請求項 2 0】

前記装置は、E C G 電極、A / D コンバータ、および被検者の体に取り付けるために構成されたアンテナを備える、請求項 1 5 乃至 1 9 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 2 1】

E C G 信号を処理する、コンピュータによって実装される方法であって、

近似係数のセットおよび分解係数 (decomposition coefficient) の複数のセットを生成するために、プロセッサによって E C G 波形をウェーブレット分解することと、

二次多項式に前記近似係数の隣接するサブセットをプロセッサによって局所的にフィットさせることと、

変更された近似係数のセットを生成するために前記二次多項式を使用して前記近似係数を調整することと、

前記変更された近似係数のセットの導関数に少なくとも部分的に基づいて前記 E C G 信号の R 波の位置を決定することと、

変更された詳細係数の複数のセットを生成するために前記 E C G 信号の R 波に対する前

10

20

30

40

50

記述細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、前記詳細係数のいくつかをゼロに設定することによって、分解の詳細係数をプロセッサによってポジション閾値化することと、を備える方法。

【請求項 2 2】

前記変更された詳細係数の複数のセットおよび前記変更された近似係数のセットの少なくとも一部から、プロセッサによって前記 E C G 波形を再構成することをさらに備える、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記近似係数のセットは、5 次レベルの近似係数を備える、請求項 2 1 または 2 2 に記載の方法。

10

【請求項 2 4】

詳細係数の D_1 、 D_2 および D_3 のセットの値をゼロに設定することをさらに備える、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記ポジション閾値化された詳細係数は、詳細係数の D_4 、および D_5 のセットを備える、請求項 2 1 または 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 6】

E C G 信号中のノイズを低減するための装置であって、近似係数のセットおよび分解係数 (decomposition coefficient) の複数のセットを生成するために、E C G 波形をウェーブレット分解することと、

20

前記近似係数の隣接するサブセットを二次多項式に局所的にフィットさせることと、変更された近似係数のセットを生成するために、前記二次多項式を使用して、前記近似係数を調整することと、

前記変更された近似係数のセットの導関数に少なくとも部分的に基づいて、前記 E C G 信号の R 波の位置を決定することと、

変更された詳細係数の複数のセットを生成するために、前記 E C G 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、分解の詳細係数をポジション閾値化することと、

を行うように構成されたプロセッサを備える装置。

【請求項 2 7】

前記プロセッサは、前記変更された詳細係数の複数のセットおよび前記変更された近似係数のセットの少なくとも一部から、前記 E C G 波形を再構成するようにさらに構成されている、請求項 2 6 に記載の装置。

30

【請求項 2 8】

前記装置は、E C G 電極と、A / D コンバータ、および被検者の体に取り付けるために構成されたアンテナを備える、請求項 2 6 に記載の装置。

【請求項 2 9】

E C G 信号を処理するためのデバイスであって、近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するために、E C G 波形をウェーブレット分解するための手段と、

40

前記近似係数の隣接するサブセットを二次多項式に局所的にフィットさせるための手段と、

変更された近似係数のセットを生成するために、前記二次多項式を使用して、前記近似係数を調整するための手段と、

前記変更された近似係数のセットの導関数に少なくとも部分的に基づいて、前記 E C G 信号の R 波の位置を決定するための手段と、

変更された詳細係数の複数のセットを生成するために、前記 E C G 信号の R 波に対する前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、前記詳細係数のいくつかをゼロに設定することによって、分解の詳細係数をポジション閾値化するための手段と、

を備えるデバイス。

50

【請求項 3 0】

前記変更された詳細係数の複数のセットおよび前記変更された近似係数のセットの少なくとも一部から、前記 ECG 波形を再構成するための手段をさらに備える、請求項 29 に記載のデバイス。

【請求項 3 1】

前記近似係数は、5 次レベルの近似係数を備える、請求項 29 または 30 に記載のデバイス。

【請求項 3 2】

前記ポジション閾値化された詳細係数は、詳細係数の D_4 および D_5 のセットを備える、請求項 29 または 30 に記載のデバイス。

10

【発明の詳細な説明】**【関連出願の相互参照】****【0 0 0 1】**

[0001] 本出願は、2012 年 3 月 28 日付で提出された米国出願 No. 61/616890、および、2013 年 3 月 12 日付で提出された米国出願 No. 13/797889 に対する優先権を請求しており、これら両方は、参照によって全体が本書に明らかに含まれる。

【技術分野】**【0 0 0 2】**

[0002] 本開示は、ECG モニタリング、および、より具体的には、ECG 信号中のノイズを低減するために前記 ECG 信号を処理するためのシステム、方法、およびデバイスに関わる。

20

【背景技術】**【0 0 0 3】**

[0003] 心電図 (Electrocardiograms) (ECG) は、心臓によって発生されるインパルスを示す電気信号である。ECG 信号および波形は、図 1 に見られるように、P、QRS、T 波 (the P, QRS, and T waves) によって特徴付けられており、心房および心室収縮と、心筋の弛緩 (the atrial and ventricular contraction and relaxation of the heart muscle) の間に生成される。図 1 は、比較的破損またはノイズの無い (relatively free of any corruption or noise)、典型的な ECG 信号 10 の一例を示す。ECG 信号 10 は、特有の P 波 12、Q 波 14、R 波 16、S 波 18、および T 波 20 の特徴を示す。ECG 信号は、心臓の外部の領域では、被検者 (the subject) の皮膚に取り付けられた電極 (electrodes) を使用して、取得されることができる。これら電極は、電極の一方の面上の接着剤 (adhesive) を使用して、皮膚に貼られることができる。そして、前記電極は、心臓中の、および心臓の周りの電気的活動から信号を取得することができる。「ECG 信号」および「信号」の用語は、ECG 電極のアナログ出力に、および、例えば A/D コンバータを使用して生成された処理済みのまたは未処理のサンプル値データ・ポイント (a processed or unprocessed sampled data points) に、言及することができる。アナログ信号、および / または、サンプル値データ・ポイントは、フィルタにかけられる。そして、前記信号は、さらに処理され、記憶され、および / または、前記信号を表示するように構成されたデバイスに送信または転送されることができる。

30

【0 0 0 4】

[0004] 電力線干渉、動きアーチファクト (motion artifacts)、および筋電図 (electromyogram) (EMG) 信号を含むアーチファクトは、「ノイズ (noise)」によって ECG 信号を破損させ、特徴検出アルゴリズム (feature detection algorithms) の性能に影響を及ぼす。それは、更に、臨床医の正確な診断に影響を及ぼす。動きおよび EMG アーチファクトは、被検者の動き、および心臓の近くの他の筋肉の電気的活動によって、頻繁に発生するものである。破損された ECG 信号 (例えば、動きおよび EMG アーチファクトを有する ECG 信号) は、図 2 および図 3 において見られることがある。図 2 において最も顕著である破損された ECG 信号中の長期のノイズは、被検者の動きによって

40

50

典型的に引き起こされ、動きアーチファクト (a motion artifact) と称される。図2及び図3の両方に示されている、破損されたECG信号中のより高い周波数歪み (Higher frequency distortion) は、心臓の周りの、すなわち心臓の近くの筋肉の電気的活動によって引き起こされることができる。このタイプの歪みは、EMGアーチファクト (EMG artifacts) と称される。

【発明の概要】

【0005】

[0005] 本発明のシステム、方法、およびデバイスは、いくつかの態様をそれぞれ有し、これらのうちの何れも、単独でその好ましい属性を担うものではない。後続する特許請求の範囲によって示される本発明の範囲を限定することなく、ここでいくつかの特徴が簡潔に説明される。この説明を考慮した後に、また、特に「詳細な説明」と題されたセクションを読んだ後に、当業者であれば、どのように本発明の特徴が、心臓以外の筋肉活動 (non-cardiac muscle activity) 及び被検者の動き (subject motion) に起因するECG信号中のノイズを低減することを含む利点を提供するかを、理解するであろう。

10

【0006】

[0006] 一態様では、ECG信号中のノイズを低減するためにECG信号を処理するための方法が、提供される。前記方法は、アーチファクトを含むECG信号をウェーブレット分解すること (wavelet decomposing)、近似係数 (approximation coefficients) の1つのセットと詳細係数 (detail coefficients) の複数のセットとを生成すること、を含む。前記近似係数は、変更され (modified)、動きアーチファクトを除去し得る。前記近似係数は、前記近似係数の隣接したサブセットを、最初に二次多項式に局所的にフィットさせること (first locally fitting) によって、変更され得る。前記近似係数が二次多項式に局所的にフィットされた (locally fitted) 後に、近似係数のオリジナルのセットは、対応する近似係数から二次多項式を引くことによって前記局所的にフィットされた二次多項式によって、調整されることができ、結果として変更された近似係数のセットを生成する。前記詳細係数は、前記ECG信号からEMGアーチファクトを除去するために使用されることができる変更された詳細係数の複数のセットを生成するために、閾値化され得る。前記閾値化は、ポジション閾値化 (position thresholding) であり得、前記ECG信号のR波に対する (with respect to an R wave) 前記詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、前記詳細係数のいくつかをゼロに設定することによって、実行され得る。他の実装では、前記方法は、前記変更された近似係数および閾値化された詳細係数から前記ECG信号を再構成し、結果として、前記オリジナルのECG信号と比較して低減されたノイズを有するECG信号を生成することを、更に含む。

20

【0007】

[0007] 他の態様では、ECG信号中のノイズを低減するようにECG信号を処理するためのシステムまたは装置が、提供される。前記システムまたは装置は、ノイズを含むECG信号をウェーブレット分解し、近似係数の1つのセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するように構成されたプロセッサを含む。前記プロセッサは、さらに、近似係数および/または詳細係数を変更する (modify) ように構成されている。他の実装では、前記プロセッサは、さらに、変更された近似係数および閾値化された (例えば、変更された) 詳細係数から、前記ECG信号を再構成し、結果として、オリジナルのECG信号と比較して低減されたノイズを有するECG信号を生成するように構成されることがある。さらなる他の実装では、前記システムまたは装置は、ECG電極 (ECG electrodes)、A/Dコンバータ、および被検者の体に取り付けるために構成されたアンテナをさらに含む。

30

【0008】

[0008] 他の態様では、前記ECG信号中のノイズを低減するようにECG信号を処理するためのデバイスが、提供される。前記デバイスは、近似係数の1つのセットと詳細係数の複数のセットを生成するようにECG信号をウェーブレット分解し、前記近似係数のセットを変更し、および前記詳細係数を閾値化する (thresholding) ための手段を含む。

40

50

一実装では、前記デバイスは、変更された近似係数と閾値化された（例えば、変更された）詳細係数から、前記 E C G 信号を再構成するための手段をさらに含むことができる。

【0009】

[0009] 本開示において説明される方法、システム、およびデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはそれらの任意の組み合わせにおいて実装され得る。ハードウェアにおいて実装される場合、装置は、集積回路、プロセッサ、離散ロジック、またはそれらの任意の組み合わせとして実現され得る。ソフトウェアにおいて実装される場合、ソフトウェアは、1つ以上のプロセッサ、例えばマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路（A S I C）、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（F P G A）、または、デジタル信号プロセッサ（D S P）において実行され得る。前記方法、システムおよびデバイスを実行するソフトウェアは、最初に、コンピュータ可読媒体において記憶され、プロセッサにおいてロードされ且つ実行され得る。

10

【0010】

[0010] 従って、本開示は、プロセッサでの実行時において、プロセッサに、E C G 信号の受信時に、近似係数の1つのセットと詳細係数の複数のセットを生成するように前記 E C G 信号をウェーブレット分解し、近似係数のセットを変更し、前記詳細係数を閾値化して、前記 E C G 信号中のノイズを低減することを行わせる命令を備えた、コンピュータ可読記憶媒体をさらに考慮する。

20

【0011】

[0011] 本開示の1つまたは複数の態様の詳細は、添付図面および以下の説明において記述される。この開示の中で説明される技術の他の特徴、目的、および利点は、説明、図面、および特許請求の範囲から明らかになるであろう。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】[0012] 図1は、特徴的なP、Q R SおよびT波を有する典型的なE C G信号または波形の一例を示す。

30

【図2】[0013] 図2は、EMGおよび動きアーチファクトによって破損されたE C G信号の一例を示す。

【図3】[0014] 図3は、EMGおよび動きアーチファクトによって破損されたE C G信号の一例を示す。

【図4】[0015] 図4は、EMGおよび/または動きアーチファクトによって引き起こされるノイズを除去し、または低減するためにE C G信号を処理するための方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。

【図5】[0016] 図5は、近似係数を変更する方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。

【図6】[0017] 図6は、詳細係数の少なくともいくつかをゼロに設定することによって詳細係数を変更することの方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。

【図7】[0018] 図7は、ノイズを除去し、または低減するためにE C G信号を処理するための方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。

40

【図8】[0019] 図8は、ノイズによって破損されたE C G信号と、ノイズを低減するように処理された後の前記E C G信号との比較の一例を示す。

【図9】[0020] 図9は、ノイズによって破損されたE C G信号と、ノイズを低減するように処理された後の前記E C G信号との比較の一例を示す。

【図10】[0021] 図10は、ノイズによって破損されたE C G信号と、ノイズを低減するように処理された後の前記E C G信号との比較の一例を示す。

【図11】[0022] 図11は、前記E C G信号中のノイズを除去し、または低減するようにE C G信号を処理するためのシステム、装置、またはデバイスの一実装の機能プロック図を示す。

【図12A】[0023] 図12Aは、前記E C G信号中のノイズを除去し、または低減するようにE C G信号を処理するためのシステム、装置、またはデバイス一実装の機能プロッ

50

ク図を示す。

【図12B】[0024] 図12Bは、前記ECG信号中のノイズを除去し、または低減するようにECG信号を処理するためのシステム、装置、またはデバイスー実装の機能ブロック図を示す。

【詳細な説明】

【0013】

[0025] 本書で説明される新しい方法およびシステムは、ECG信号中のノイズを低減するためにECG信号を処理することに関わる。一実装に従えば、ECG信号を処理するための方法が提供される。この方法は、近似係数の1つのセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するためにECG信号をウェーブレット分解することと、近似係数および/または詳細係数を変更することとを含む。いくつかの実装では、前記方法は、変更された近似係数、および/または、変更された（例えば、ポジション閾値化された）詳細係数からECG信号を再構成することを、さらに含む。以下にさらに説明されるように、これら変更(modifications)の実装は、複数のECG信号中の共通のノイズ源を低減するときに、非常に有効である。

10

【0014】

[0026] ウェーブレット分解(Wavelet decomposition)は、各々が詳細な信号を定義する逐次近似法(successive approximations)における差によって、徐々に低い分解能で(at progressively lower resolutions)信号を近似することを含む。ウェーブレット分解は、近似係数の1つのセットと詳細係数の複数のセットとを生成する。n次の次数(n^{th} order)に分解することは、n次レベルの(n^{th} level)近似係数 A_n と、詳細係数の複数のセット $D_1 - D_n$ を生成する。生成された近似係数は、離散点(discrete points)において、近似関数(approximation functions)の値(例えば、分解後の近似された信号)を示す。詳細係数は、離散点において、逐次近似関数の値の差を示す。ウェーブレット分解は、Mallat, Sの「A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation」(IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. 11, pp. 674-693, July 1989)によって説明されている。この全体の内容は、参照によって本書に組み込まれる。ウェーブレット分解の一般的な方法は周知であるが、下記の係数処理の方法は、従来実施されていない。

20

【0015】

[0027] 図4は、前記ECG信号からノイズを除去または低減するために、ECG信号を処理する方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。ブロック110において、少なくともEMGおよび/または動きアーチファクトを有し得るECG信号が、受信される。ブロック112において、ウェーブレット分解が、ブロック110において受信されたECG信号に実施される。ブロック112のウェーブレット分解は、ブロック114において示されている近似係数の1つのセットと、ブロック116において示されている詳細係数の複数のセットとを生成する。ブロック114および116は、別個の動作ではないが、ブロック112のウェーブレット分解の結果である。ブロック114の近似係数は、離散点においてブロック112で決定された最後の近似関数の値(the value of the last approximation function)(例えば、分解後の近似信号)を示す。ブロック116の詳細係数は、離散点における逐次近似関数間の差を示す。ブロック114および116の近似係数および詳細係数が変更されない場合、実質的に、ブロック112において受信されるオリジナルのECG信号が、これらの係数から再構成されることができる。

30

【0016】

[0028] ブロック118において、ブロック114からの近似係数の少なくともいくつかが、変更される。いくつかの実装では、ブロック118における変更は、ベースライン(baseline)から近似係数の平均の偏位(average excursion)を低減する。好ましくは、ブロック118における変更は、特に、データ・セット中にあるR波より長い時間スケールを有する偏位(excursion)のために、ベースラインから平均の偏位を減じることを含むことができる。いくつかの実装では、この方法で変更された近似係数は、ブロック1

40

50

10において受信されたオリジナルのECG信号と比較して低減された動きアーチファクトを有するECG信号をブロック122において再構成するために使用されることがある。1つの適切なアルゴリズムが、図5を参照して下記に説明される。

【0017】

[0029] ブロック120において、ブロック116からの前記詳細係数の少なくともいくつかが、変更され、複数の変更された詳細係数を生成する。信号中のノイズを低減するための閾値化の1つの周知の形態が、「マグニチュード閾値化 (magnitude thresholding)」であり、ここにおいて、信号のウェーブレット分解の詳細係数は、それらのマグニチュードに少なくとも部分的に基づいて（例えば、詳細係数が、閾値マグニチュード (the threshold magnitude) より大きい、またはこれより小さいマグニチュードを有するか否かに基づいて）、閾値化される（例えば、ゼロに設定される）。この技術が、さらに、ここで説明される方法の内容においていくつかの詳細係数を変更するために使用され得るが、ECG信号中のノイズ低減が、「ポジション閾値化」とここで称される方法を使用して有効に成し遂げられることが分かっている。「ポジション閾値化」とは、詳細係数の1つのセット内で、時間内に (in time)、これらの位置に少なくとも部分的に基づいて、いくつかの詳細係数を変更することを含む。図6を参照して以下により詳細に説明されるように、変更を決定するために使用される位置は、信号中のR波の位置に関わり得る。いくつかの実装では、R波からの所定の距離以上の詳細係数が、ゼロに設定され、これに対して、R波から所定の距離より小さいかまたは同等である詳細係数は、変化されないままである。さらに、いくつかの実装では、詳細係数のより下位レベルのセットのすべての詳細係数 (all detail coefficients of lower order sets of detail coefficients)、例えば、D₁、D₂、および / または、D₃は、ゼロに設定されることができる。この変更動作の1つの特定の実装は、下記により詳細に述べられる。（例えば、詳細係数のすべてのセットをゼロに設定すること、または、ポジション閾値化することによって）いくつかの詳細係数が変更された後の詳細係数の複数のセットは、変更された詳細係数を構成する。いくつかの実装では、変更された詳細係数は、ブロック110において受信されたオリジナルのECG信号と比較して低減されたEMGアーチファクトを有するECG信号をブロック122において再構成するために使用されることがある。

【0018】

[0030] ブロック122において、低減されたアーチファクトを有するECG信号は、近似係数と詳細係数とを使用して再構成され、これらの近似係数および / または詳細係数の少なくともいくつかは、変更されている。いくつかの実装では、ECG信号は、変更されていない近似係数（例えば、実質的にはブロック114からのような近似係数）と、少なくともいくつかの詳細係数がブロック120に従ってゼロにセットされている詳細係数と、を使用して、再構成されることができる。いくつかの実装では、ECG信号は、変更されていない詳細係数（例えば、実質的にブロック116からのような詳細係数）と、少なくともいくつかの近似係数がブロック118に従って変更されている近似係数と、を使用して、再構成されることができる。ブロック122において再構成されたECG信号は、動きアーチファクト、および / または、EMGアーチファクトを低減または除去したものであることができる。

【0019】

[0031] 図5は、近似係数の少なくともいくつかを変更する方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。ブロック210において、近似係数のセットA_Kが、ECG信号から計算され、ここにおいて、Kは、近似係数を計算するために使用される分解の次数 (order) を示すことができる。ブロック212において、近似係数のセットA_Kに局所的にフィットされた二次多項式が算出され、フィットされた多項式に存在する局所的にフィットされたポイントの1つのセット (a set of locally fitted points)

10

20

30

40

【数1】

 \tilde{A}_K

【0020】

(以下、 A^{\sim}_K と記載)を生成する。局所的にフィットさせることは、(図1に示されているように)前記ECG信号の顕著な波の特徴(例えば、PQRST波)からほとんど寄与しないで(with little contribution from the prominent wave features (e.g., the PQRST waves))、(図2に示されているように)局所的にフィットされたポイント A^{\sim}_K が動きアーチファクトの特徴に一般的にフィットさせられるように、局所的に重み付けされた方法(locally weighted method)を使用して為されることができる。ブロック214において、各々計算された A^{\sim}_K は、変更された近似係数

10

【数2】

 \hat{A}_K

【0021】

(以下、 A^{\wedge}_K と記載)のセットを生成するために、対応するオリジナルの A_K から引かれる。いくつかの実装では、ブロック214において算出された、変更された近似係数 A^{\wedge}_K のセットは、低減された、または除去された動きアーチファクトを有するECG信号を再構成するために使用されることができる。前記方法、および上記の方法の動作の任意の組み合わせが、ほぼ実時間において、例えば、ECG信号が被検者から得られたときに、実施されることができる。

20

【0022】

[0032] いくつかの実装では、ブロック212の局所的にフィットさせることは、Cleveland, W.の「Robust Locally Weighted Regression and Smoothing Scatterplots」(Journal of the American Statistical Association, vol. 74, pp. 829-836, Dec. 1979)において説明されている、局所的に重み付けされた散布図平滑化(LOWESS)アルゴリズム(locally weighted scatterplot smoothing (LOWESS) algorithm)を使用して果たされることができる。いくつかの実装では、多項式が、セット A_K からの近似係数、および直接隣接した所定数の近似係数(a predetermined number of approximation coefficients immediately adjacent)(例えば、近似係数の前後の所定数の係数)によって定義されるサブセットによって、近似係数のサブセットに局所的にフィットされる。局所的にフィットさせることのために使用される近似係数のサブセットは、局所的にフィットさせることのための時間周期的な期間(time period span)を定義する。局所的にフィットさせることのために使用する時間周期的な期間(例えば、局所的にフィットさせることのためのセグメントとして使用する近似係数の数(the number of approximation coefficients))は、ECG波形と比較して比較的長くあるべきであるが、フィットさせることにおいて前記ECG波形の特徴の影響を最小限にするために、動きアーチファクトと比較して比較的短い。いくつかの実施形態では、例えば、約100乃至500msの時間周期的な期間(例えば、信号データの100乃至500msを示す近似係数のサブセット)は、近似係数のサブセットを局所的にフィットさせることのために使用され得、約200msがいくつかの実装において適切であることが、分かっている。

30

【0023】

[0033] 多項式にフィットさせるためのサブセット内の各係数の相対的重み(「近接重み(proximity weight)」)が、前記係数のサブセットの中心に対する前記係数の近さに少なくとも部分的に基づき得(例えば、近似係数のサブセットの中心点からの係数の距離に少なくとも部分的に基づき得)、ここにおいて、前記中心により近い係数が、フィットさせることにおいてより大きな重みを与えられる(accorded greater weight in the fitting)。いくつかの実装において、近似係数のサブセットが二次多項式(「最初の局所的

40

50

にフィットされる多項式 (first locally fit polynomial)」)に局所的にフィットされた後、新しい重みの値 (「残りの重み (residual weight)」) が、最初の局所的にフィットされる多項式において対応するポイントと近似係数との間の差に基づいてサブセットにおいて、各近似係数に与えられる。ここにおいて、前記最初の局所的にフィットされる多項式により近い係数は、より大きな重みを与えられる。前記サブセット内の各係数に関する残りの重みに少なくとも部分的に基づいて、前記係数のサブセットは、二次多項式 (「第 2 の局所的にフィットされる多項式(second locally fit polynomial)」) に再度局所的にフィットさせられる。フィットのためのこの残りの重みづけを使用することが、所望の ECG 信号のフィットに対する寄与を抑圧し、前記フィットに、より長期の動きアーチファクトを近くで追跡するように強制する (forcing the fit to follow the longer period motion artifacts closely)。いくつかの実装では、このアルゴリズムは、各サブセットに関する最後の局所的にフィットされる多項式を計算するために、2 回以上繰り返され得る。好ましくは、このアルゴリズムは、各サブセットのための最後の局所的にフィットされる多項式を計算するように、2 回繰り返される。いくつかの実装では、このアルゴリズムは、近似係数のセット A_K において各近似係数のために実施される (例えば、サブセットは、 A_K 内の各近似係数についてこのアルゴリズムを使用して定義され、且つ局所的にフィットさせられる)。 A_{-K} のセットにおける二次多項式のポイントの各々は、近似係数のオリジナルのセット A_K から対応するポイントにおいて中心に置かれたサブセットのための最後の局所的にフィットされる多項式の値によって、決定され得る。いくつかの実装では、変更された近似係数のセット A^K は、前記近似係数のオリジナルのセット A_K から二次多項式のポイントのセット A_{-K} をひくことによって、前記二次多項式のポイントのセット A_{-K} により前記近似係数のオリジナルのセット A_K を調整することによって、生成される。変更された近似係数のセットは、低減された動きアーチファクトを有する ECG 信号を再構成するために使用されることができる。

【0024】

[0034] 図 6 は、詳細係数の少なくともいくつかをゼロに設定することによって詳細係数を変更する方法の一実装に関する、プロセス・フロー図を示す。ブロック 310において、詳細係数の D_1 乃至 D_K セットは、ECG 信号から計算され、ここにおいて、 K は、詳細係数を計算するために使用される分解の次数 (the order of decomposition) を示すことができる。ブロック 312において、詳細係数の D_1 乃至 D_N セットは、ゼロに設定されることができる。前記 ECG 信号を得るために使用されるサンプリング周波数に依存して、詳細係数の下位レベルのセット (lower level sets) (例えば、 D_1 、 D_2 、および D_3) は、前記 ECG 波形に関わる重要な情報を記憶し得ない。従って、いくつかの実装では、サンプリング周波数および / または他の要因に依存して、詳細係数の D_1 乃至 D_N セットが、前記 ECG 波形に関わるいかなる重要な情報を失うことなく、ゼロに設定されることができる。ブロック 314において、セット D_{N+1} 乃至 D_K の詳細係数のいくつかは、R 波の位置 (例えば R 「ピーク」 (R "peak")) に対するこれらの位置に少なくとも部分的に基づいてゼロに設定されることができる。ブロック 312 および / または 314においてゼロに設定された少なくともいくつかの詳細係数を有する詳細係数のセットは、変更された詳細係数のセットを備える。変更された詳細係数のセットは、EMG アーチファクトの無い ECG 信号を再構成するために使用されることができる。

【0025】

[0035] いくつかの実装では、いくつかの詳細係数がポジション閾値化を使用してブロック 314においてゼロに設定され、ここにおいて、R 波のピークから所定の距離より大きい詳細係数が、ゼロに設定され、前記所定の距離より小さいかこの距離と同じ詳細係数は、変わらないままである。例えば、詳細係数のセット D_K および R 波の位置 $R_K[i]$ (ここにおいて、 i は、処理される信号によってスパンされる時間周期において別個の R 波の各々を識別するインデックスである) について、 $4 D_K$ のデータ・ポイントである、または $R_K[i]$ からほとんど離れていない、 D_K のすべての詳細係数 (all detail coefficients of D_K that are $4 D_K$ data points or less away from $R_K[i]$) が、変更され

10

20

30

40

50

ず、一方で、 $R_K[i]$ から離れている 4 データ・ポイントより大きい全ての詳細係数 (all detail coefficients more than 4 data points away from $R_K[i]$) が、ゼロに設定される。いくつかの実装では、詳細係数をポジション閾値化する距離 (例えば、変更ブロック 314において使用される R から離れたデータ・ポイントの数 (the number of data points away from R)) が、ECG 波形の最大期間、および、閾値化されるべき詳細係数のセットにおける ECG の幅に、少なくとも部分的に基づいて、導出されることができる。この距離は、さらに、前記 ECG 信号から前記詳細係数が計算されたその ECG 信号のサンプリング周波数に少なくとも部分的に基づいて、変わることができる。いくつかの実装では、この距離は、実験的に決定されることができる。ポジション閾値として使用するための前記距離 (例えば、ポイントの数 (number of points)) は、詳細係数の異なるレベルのセット (例えば、 D_5 係数に関わる 4 ポイントの閾値 (a threshold of 4 points for D_5 coefficients) と、 D_4 係数に関わる 3 ポイントの閾値) に関して、異なり得る。(ブロック 312において詳細係数のすべてのセットをゼロに設定することによって、または、ブロック 314においてポジション閾値化することによって) いくつかの詳細係数がゼロに設定された後の詳細係数の複数のセットは、変更された詳細係数のセットを構成する。変更された詳細係数を生成するために、ブロック 312 および 314 は、互いに独立して実行されることが可能、および、両方が実行される必要は無いことが、理解されるだろう。いくつかの実装では、変更された詳細係数のセットは、低減されたまたは除去された EMG アーチファクトを有する ECG 信号を再構成するために使用されることがある。前記方法、および、上記の方法の動作の任意の組み合わせが、ほぼ実時間で実行されることが可能であることが、理解されるだろう。

【0026】

[0036] 図 7 は、ノイズを除去または低減するために ECG 信号を処理するための方法の一実装に関わるプロセス・フロー図を示す。ブロック 410において、EMG および/または動きアーチファクトを含み得る ECG 信号が得られる。ブロック 412において、ウェーブレット分解が、ブロック 410 からの ECG 信号を分解するために使用される。いくつかの実装では、例えば、前記 ECG 信号は、5 次に至るまで (up to the 5th order) ウェーブレット分解される。いくつかの実装では、しかしながら、ECG 信号は、上記のとおり、多かれ少なかれ (lesser or greater order)、例えば n 次に至るまで、分解されることが可能である。この分解は、例えば、双直交 5.5 ウェーブレット (a Biorthogonal 5.5 wavelet) を使用して、果たされることが可能である。5 次に至るまでの ECG 信号のウェーブレット分解は、5 次レベルの近似係数 (5th level approximation coefficients) と、詳細係数の複数のセット D_1 乃至 D_5 (a plurality of sets of detail coefficients D_1 - D_5) とを生成するだろう。上記のとおり、ウェーブレット分解は、詳細信号 (例えば、詳細係数) を定義する逐次近似法における差によって、徐々に低い分解能で (at progressively lower resolutions)、信号を近似することを含む。このように、セット A_5 内の近似係数は、離散点において、5 次の近似関数の値 (例えば、5 次に至るまで分解した後の近似信号) に対応し、詳細係数 D_1 乃至 D_5 は、逐次オーダーの近似関数間の差 (the difference between the approximation functions of successive orders) を示す。

【0027】

[0037] ブロック 414において、二次多項式が、局所的にフィットされた多項式ポイント

【数 3】

\tilde{A}_5

【0028】

(以下、 A_5 と記載) のセットを生成するために、近似係数 A_5 のセットに局所的にフィットされる。いくつかの実装では、前記二次多項式は、前記局所的にフィットされたポ

10

20

30

40

50

イント A ~ 5 が、(図 2 に示されるように、) 動きアーチファクトの特徴に一般的にフィットされ、(図 1 に示されるように) E C G 信号の特徴(例えば、Q R S 波複合(the Q R S wave complex))にはフィットされないように、近似係数のセットに局所的にフィットされる。このことは、例えば、上記のように、データ・セットにおける E C G 波形の時間周期よりも長い時間周期のスパンを有するサブセットを局所的にフィットさせることによって、達成されることがある。いくつかの実施形態では、二次多項式は、図 5 の説明において上記に詳しく説明されたアルゴリズムを使用して近似係数のセットにフィットされる。ブロック 416において、局所的にフィットされた二次多項式ポイント A ~ 5 は、変更された近似係数のセット A ^ K を得るために、近似係数 A 5 のセットから引かれる。

【0029】

[0038] ブロック 418において、R 波の位置は、A ^ K の導関数(the derivative)に少なくとも部分的に基づいて決定される。いくつかの実装では、R 波の位置は、A ^ K の導関数を振幅閾値化する(amplitude thresholding)ことによって、決定されることがある。前記 R 波の位置は、E C G 波形の任意の特徴/波の最大の導関数を有するべきであるので、この方法が使用されることがある。R 波の位置を決定するために使用する特定の振幅閾値(amplitude threshold)は、A ^ K の導関数の平均および標準偏差(mean and standard deviation)に少なくとも部分的に基づくことができる。前記閾値は、平均プラス 1.5 倍の標準偏差(mean plus 1.5 times the standard deviation)である場合、オリジナルの信号において、各 R 波に対する A ^ K の残りのセットに、典型的に 1 ポイントがあるだろう(there will typically be one point in the remaining set of A ^ K for each R wave in the original signal)。いくつかの実装では、R 波の位置は、従来技術で既知の他の任意の方法を使用して、または実験的に、決定されることがある。

【0030】

[0039] ブロック 420において、D 4 および D 5 の詳細係数の少なくともいくつかが、ブロック 418において決定されるように、R 波の位置に対する詳細係数の時間位置(time position)に少なくとも部分的に基づいて、変更されることがある。いくつかの実装では、例えば、詳細係数の D 4 および D 5 セットにおける詳細係数は、ブロック 418において決定されるような R 波の位置に少なくとも部分的に基づいて、それらが R 波からの所定の距離より大きい場合に、ゼロに設定される。いくつかの実装では、D 4 および D 5 の詳細係数の少なくともいくつかは、実質的に、図 6 の説明において上記に説明されたように、ポジション閾値化され、例えば、R 波の位置に対して詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、ゼロにセットされる。ブロック 422において、D 1 乃至 D 3 の詳細係数は、ゼロにセットされる。

【0031】

[0040] ブロック 424において、E C G 波形は、ブロック 416において得られる変更された近似係数、および/または、ブロック 420 および/または 422 において得られる変更された詳細係数に少なくとも部分的に基づいて、再構成される。いくつかの実装では、再構成された E C G 信号または波形は、ブロック 410 において得られるオリジナルの E C G 信号と比較して低減されたまたは除去された動き、および/または E M G アーチファクトを有することができる(例えば、E C G 信号が、低減された、または除去されたノイズを有することができる)。前記方法、および上記の方法の動作の任意の組み合わせは、ほぼ実時間で実行されることが、理解されるだろう。

【0032】

[0041] 図 8 は、図 2 のオリジナルの信号と、これがノイズを低減するために処理された後の図 2 の信号とを示す。前記オリジナルの(破損された)E C G 信号は、大きな動きアーチファクトと、E M G アーチファクトにとって特徴的な信号全体にわたる高周波数ノイズ(high-frequency noise)とを有する。この図によって示されるように、P Q R S T 波は、アーチファクトを除去または低減するように処理した後の E C G 信号において、より識別しやすい。信号におけるベースライン変動(baseline wander)が、LOWESS

10

20

30

40

50

フィッティング手順によって有効に除去されることが判る。このLOWESSフィッティング手順は、動きアーチファクトを除去するために多項式によって全体のオリジナルの信号スパンをフィットする (fit the entire original signal span with a polynomial) ように試みるカーブ・フィッティング法 (curve fitting techniques) によって成し遂げることが難しいことが判っている。

【0033】

[0042] 図9は、多くのノイズを有する図3のオリジナルの信号と、ノイズを低減するために処理された後の図3の信号とを示す。図8に示されているように、ECG波形580のP、Q、SおよびT波は、アーチファクトを除去するための処理前のECG信号においては識別しにくく、アーチファクトを除去または低減するために処理されたECG信号においては識別しやすい。

10

【0034】

[0043] 図10は、図9のブロック580を非常に詳細に示しており、ノイズによって破損されたECG信号とノイズを低減するために処理された後のECG信号との比較を示している。図8および図9に示されているように、ECG波形580のP、Q、SおよびT波は、アーチファクトを除去するための処理前のECG信号においては識別しにくく、アーチファクトを除去または低減するために処理されたECG信号においては識別しやすい。図10は、さらに、ECG信号の読み取りまたは分析の際に関連することができる、QRS幅のような、ECG波形580のさまざまな時間セグメントを示している。

20

【0035】

[0044] 図11は、ECG信号510中のノイズを低減または除去するためにECG信号510を処理するためのシステム、装置、またはデバイスの1つの実装の機能ブロック図を示す。いくつかの実装では、EMGおよび/または動きアーチファクトを有するECG信号510は、実時間データ獲得 (real-time data acquisition) 512、例えば、被検者に取り付けられた1つ以上の電極によって、獲得されることができる。実時間データ獲得によって獲得される信号は、信号を処理し、例えば信号の時間ドメイン・サンプルを生成することができるA/Dコンバータ514に送信されることができる。前記ECG信号510は、さらに、データベース516から、インターネット518から、または、従来技術において既知であるその他任意のソースまたは記憶媒体から、獲得されることができる。

30

【0036】

[0045] そして、前記ECG信号は、装置520に送信、または転送される。ここにおいて、ECG信号は、デバイス522のI/O(入力/出力)モジュールによって受信される。I/Oデバイス522は、例えば、アンテナ、データ・ポート、または、従来技術において既知であるその他任意のデバイスであることができる。前記信号は、EMG、および/または、動きアーチファクトを除去し、または低減するために、前記ECG信号を処理するように構成されているプロセッサ526に送信、または転送されることができる。下記に説明されるように、プロセッサ526は、例えば、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、または、特定用途向け集積回路を含む、従来技術において既知である様々なプロセッサ、またはこれらのプロセッサの任意の組み合わせであることができる。プロセッサ526は、近似係数のセットおよび詳細係数の複数のセットを生成するように前記ECG信号510をウェーブレット分解することを含む、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の1つ、または任意の組み合わせを実施するように構成され得る。プロセッサ526は、近似係数および/または詳細係数を変更するようにさらに構成され得る。いくつかの実装では、プロセッサ526は、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の1つまたはこれらの任意の組み合わせを使用して係数を変更するように構成され得る。前記処理動作は、二次多項式ポイントを生成するために近似係数に二次多項式を局所的にフィットさせることと、変更された近似係数を得るために近似係数から前記局所的にフィットされた二次多項式ポイントを引くことと、前記変更された近似係数の導関数に少なくとも部分的に基づいてR波の位置を決定することと、詳細係数のいくつかのセットをゼ

40

50

口に設定することと、および／または、変更された詳細係数を得るために前記 ECG 信号の R 波に対する詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、いくつかの詳細係数をポジション閾値化することと、を含む。プロセッサ 526 は、さらに、変更された近似係数および／または変更された詳細係数から低減された、または除去された動き、および／または E MG アーチファクトによって、ECG 信号 530 を再構成するように構成され得る。前記システムがソフトウェアとして実装される場合、前記プロセッサは、メモリ 524 において保存され得る（例えば、モジュールの形態の）命令またはコードを使用して、これらの機能を実施するようにプログラムされ得る。メモリ 524 は、コンピュータによってアクセスされ得る任意の記憶媒体であり得る。処理の前、間、および／または、後に、前記 ECG 信号、および、例えば、近似係数のセットまたは変更された近似係数を含むこの任意の一部は、メモリ 524 に送信または転送されてこれに記憶され得、および、プロセッサ 526 による使用のために、メモリ 524 から取得され得る。プロセッサ 524 による前記 ECG 信号 510 の処理の後に、前記処理された ECG 信号は、I/O モジュールまたはデバイス 528 に送信または転送され得る。

10

【0037】

[0046] 処理の後、プロセッサ 524 によって実施される動作または方法に依存して、前記 ECG 信号 510 は、低減された、または除去された E MG および／または動きアーチファクト 530 を有する ECG 信号であり得る。いくつかの実装では、低減された E MG および／または低減された動きアーチファクト 530 を有する ECG 信号は、読み取り、および／または分析されることができるように、前記 ECG 信号 530 を表示するように構成されたディスプレイ 532 に送信または転送されることができる。ECG 信号 530 は、さらに、記憶、および／または、次の送信のために、インターネット 534 に、または、データベース 536 に、送信または転送され得る。図 11 に示されているシステム、装置、またはデバイスの任意の部分が、ほぼ実時間で、上記に詳しく説明された任意の機能またはタスクを実施するように構成されることができ、例えば、信号は、データベース 516、インターネット 518 から受信されるときに、または実時間データ獲得 512 によって得られるときに、処理される。

20

【0038】

[0047] 図 12A は、ECG 信号中のノイズを除去または低減するために ECG 信号を処理するためのシステム、装置、またはデバイス 610（以下、「デバイス 610」と記載）の一実装の機能ブロック図を示す。デバイス 610 は、ECG 電極 612 を含むことができ、これは、被検者から ECG 信号を獲得するために使用されることができる。ECG 電極 612 は、信号を獲得するために、例えば、前記電極 612 の一表面上の接着剤を使用して、被検者に取り付けられることができる。電極 612 は、例えば、被検者の心臓の外側の領域の近くの、被検者の皮膚上に、取り付けられることができる。電極 612 によって獲得される信号は、電極 612 によって獲得される信号の時間ドメイン・サンプルを生成するように構成されることができる A/D コンバータ 614 に、送信または転送されることができる。A/D コンバータ 614 によって生成される時間ドメイン・サンプルは、電極 612 によって獲得されるような、E MG および／または動きアーチファクトを有する ECG 信号 616 を表したもの（representation）である。E MG および／または動きアーチファクトを有する ECG 信号 616 は、前記 E MG および／または動きアーチファクトを除去または低減するために処理するためのプロセッサ 618 に、送信されることができる。

30

【0039】

[0048] 以下に説明されるように、プロセッサ 618 は、例えば汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、または特定用途向け集積回路を含む、従来技術において既知である様々なプロセッサ、またはこれらの任意の組み合わせであることができる。プロセッサ 618 は、近似係数のセット、および詳細係数の複数のセットを生成するために前記 ECG 信号 616 をウェーブレット分解することを含む、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の 1 つ、またはこれらの任意の組み合わせを実施するように構成され得る。プロ

40

50

セッサ 618 は、近似係数および／または詳細係数を変更するようにさらに構成され得る。いくつかの実装では、プロセッサ 618 は、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の 1 つまたは、これらの任意の組み合わせを使用して係数を変更するように構成され得る。前記処理動作は、二次多項式ポイントを生成するために近似係数に二次多項式を局所的にフィットさせることと、変更された近似係数を得るために近似係数から前記局所的にフィットされた二次多項式ポイントを引くことと、前記変更された近似係数の導関数に少なくとも部分的に基づいて R 波の位置を決定することと、詳細係数のいくつかのセットをゼロに設定することと、および／または、変更された詳細係数を得るために前記 ECG 信号の R 波に対する詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、いくつかの詳細係数をポジション閾値化することと、を含む。プロセッサ 618 は、さらに、変更された近似係数および／または変更された詳細係数から低減された、または除去された動き、および／または EMG アーチファクトを有する ECG 信号 620 を再構成するように構成され得る。前記システムがソフトウェアとして実装される場合、前記プロセッサは、プロセッサ 618 によってアクセス可能なメモリにおいて保存され得る（例えば、モジュールの形態の）命令またはコードを使用して、これらの機能を実施するようにプログラムされ得る。前記低減された EMG および／または動きアーチファクト 620 を有する処理された ECG 信号は、I/O モジュールまたはデバイス 622 に送信することができる。そして、I/O 622 は、ECG 信号 620 の表示、記憶、送信、または更なる処理の目的で ECG 信号 620 を受信するように構成されている任意のデバイス、装置、またはストレージに、ECG 信号 620 を送信することができる。デバイス 610 は、ほぼ実時間で上記に詳細に説明された機能およびタスクを実施するように構成されていることが、理解されるだろう。

10

20

30

40

【0040】

[0049] 図 12B は、前記 ECG 信号中のノイズを除去し、または低減するように ECG 信号を処理するためのシステム、装置、またはデバイス一実装の機能ブロック図を示す。いくつかの実装では、図 12B のシステム、装置、またはデバイスは、移動式 ECG 監視システム (ambulatory ECG monitoring system) であることができる。前記システムは、獲得システム、装置、またはデバイス 710（以下、「デバイス 710」と記載）、例えば、パッチ ECG モニタ (a patch ECG monitor) を含むことができる。前記パッチ ECG モニタは、ECG 電極 712、A/D コンバータ 714、プロセッサまたは信号処理回路 718、およびアンテナ 720 を含むことができる。前記 ECG 電極 712 は、被検者に、例えば、前記電極の一側面上の接着剤を使用して被検者の皮膚上に、取り付けられることができ、被検者から ECG 信号（例えば、ロー・サンプル・データ・ポイント (raw sampled data points)）を獲得するように構成されることができる。そして、前記電極によって獲得される信号は、A/D コンバータに転送されることができ、A/D コンバータは、EMG および／または動きアーチファクトを有する ECG 信号 716 の時間ドメイン・サンプルを生成するように構成されることができる。ECG 信号 716 は、電極によって獲得される信号を処理するように構成されたプロセッサまたは信号処理回路 718 に送信することができる。

50

【0041】

[0050] 下記に説明されるように、プロセッサ 718 は、例えば汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、または特定用途向け集積回路を含む、従来技術において既知の任意の様々なプロセッサまたはこれらの組み合わせであることができる。プロセッサ 718 は、近似係数のセット、および詳細係数の複数のセットを生成するために前記 ECG 信号 716 をウェーブレット分解することを含む、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の 1 つ、またはこれらの任意の組み合わせを実施するように構成され得る。プロセッサ 718 は、近似係数、および／または、詳細係数を変更するようにさらに構成され得る。いくつかの実装では、プロセッサ 718 は、上記に詳しく説明された処理動作のうちの任意の 1 つ、または、これらの任意の組み合わせを使用して係数を変更するように構成され得る。前記処理動作は、二次多項式ポイントを生成するために近似係数に二次多項式を局

所的にフィットさせることと、変更された近似係数を得るために近似係数から前記局所的にフィットされた二次多項式ポイントを引くことと、前記変更された近似係数の導関数に少なくとも部分的に基づいてR波の位置を決定することと、詳細係数のいくつかのセットをゼロに設定することと、および／または、変更された詳細係数を得るために前記ECG信号のR波に対する詳細係数の位置に少なくとも部分的に基づいて、いくつかの詳細係数をポジション閾値化することと、を含む。プロセッサ718は、さらに、変更された近似係数および／または変更された詳細係数から低減された、または除去された動き、および／またはEMGアーチファクトを有するECG信号726を再構成するように構成され得る。代替として、プロセッサ718は、ECG信号716のさらなる処理を実施するために、アンテナを介して他のシステム、装置、またはデバイス730に送信されるECG信号716を、処理または圧縮するように構成されることができる。

10

【0042】

[0051] 前記処理されたECG信号716またはこの信号の圧縮されたバージョンは、アンテナを介して、システム、装置、またはデバイス730（以下「デバイス730」と記載）にワイヤレスで送信することができる。デバイス730は、モバイル・デバイス、例えば、携帯電話、タブレット、または、アンテナ722を介してデータを受信し、プロセッサまたは信号処理回路724にデータを転送する他の携帯用電子システムであることができる。プロセッサ724は、低減された、または除去されたEMG、および／または、動きアーチファクト726を有するECG信号を生成するために、前記ECG信号716からEMG、および／または、動きアーチファクト716を低減、または、除去するように、上記に詳しく説明された新しいアルゴリズムの処理動作のすべて、またはこれらの任意の組み合わせを実施するように構成されることができる。デバイス730は、前記ECG信号726を表示するように構成されたディスプレイ728を含み得る。ディスプレイ728は、モバイル・デバイス上のキーパッド／タッチスクリーンによって、ECG信号726を操作するように構成され得る。デバイス730は、さらに、身体検査による再検査（review by a physical）、記憶などのために、インターネットのような外部ネットワークに、波形、またはこれの圧縮されたバージョンを送信するように構成され得る。

20

【0043】

[0052] 図12Bに示されているシステム、装置、またはデバイスの構成要素が、同じ物理的基板に、一緒に取り付けられる必要は無いが、デバイス710および730の前述の動作および機能を実施するために、様々な方法で分配され（be split up）得ることが、理解されるだろう。デバイス710および730は、上記に詳しく説明された機能およびタスクをほぼ実時間で実施するように構成されることが、理解されるだろう。

30

【0044】

[0053] ここに開示された実装と関連して説明されている様々な例示的なロジック、論理的ブロック、モジュール、アルゴリズム動作が電子ハードウェア、コンピュータ・ソフトウェア、または両方の組み合わせとして実装され得る。ハードウェアとソフトウェアとの互換性は、概して機能性に関して説明され、上記の様々な例示的な構成要素、ブロック、モジュール、回路、および操作において示されている。このような機能が、ハードウェアとして実装されるか、あるいはソフトウェアとして実装されるかは、特定のアプリケーションおよびシステム全体に課せられる設計制約に依存する。

40

【0045】

[0054] ここに開示された態様に関連して説明された様々な例示的なロジック、論理的ブロック、モジュール、および回路を実装するために使用されるハードウェアおよびデータ処理装置は、汎用单一チップまたはマルチ・チップ・プロセッサ、デジタル信号プロセッサ（DSP）、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ（FPGA）、または他のプログラマブル論理デバイス、離散ゲートまたはトランジスタ・ロジック、離散ハードウェア・コンポーネント、または、ここに説明される機能を実施するように設計されたこれらの任意の組み合わせによって実装または実施され得る。汎用プロセッサは、マイクロプロセッサ、または任意の従来のプロセッサ、コン

50

トローラ、マイクロコントローラ、またはステート・マシンであり得る。プロセッサは、さらに、コンピューティング・デバイスの組み合わせ、例えば、DSPとマイクロプロセッサとの組み合わせ、複数のマイクロプロセッサ、DSPコアと併用しての1つまたは複数のマイクロプロセッサ、またはその他任意のそのような構成のもの、として実装され得る。いくつかの実装では、特定の動作および方法は、所定の機能に特有の回路によって実施され得る。

【0046】

[0055] 1つまたは複数の態様では、説明された機能は、本明細書に開示されている構造、およびこれの構造的な同等物を含むハードウェア、デジタル電子回路、コンピュータ・ソフトウェア、ファームウェアにおいて、または、これらの任意の組み合わせにおいて、実装され得る。本明細書で説明される主題の実装は、さらに、データ処理装置の動作を制御するために、または、データ処理装置による実行のために、コンピュータ記憶媒体において符号化される、1つまたは複数のコンピュータ・プログラム、例えば、コンピュータ・プログラム命令の1つまたは複数のモジュールとして、実装されることができる。

10

【0047】

[0056] ソフトウェアで実装される場合には、機能は、コンピュータ可読媒体上で1つまたは複数の命令またはコードとして格納または送信され得る。ここに開示されている方法またはアルゴリズムの動作は、コンピュータ可読媒体上にあり得るプロセッサ実行可能ソフトウェア・モジュールにおいて、実装され得る。コンピュータ可読媒体は、1つの場所から別の場所へコンピュータ・プログラムを転送することを可能にすることができる任意の媒体を含む通信媒体およびコンピュータ記憶媒体の両方を含む。記憶媒体は、コンピュータによってアクセスされ得る任意の利用可能な媒体であり得る。限定ではなく例として、このようなコンピュータ可読媒体は、RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM、または他の光ディスク記憶装置、磁気ディスク記憶装置、または他の磁気記憶デバイス、または、命令またはデータ構造の形態で所望のプログラム・コードを記憶するために使用され、コンピュータによってアクセスされ得るその他の任意の媒体を含み得る。さらに、任意の接続は、コンピュータ可読媒体と厳密には称され得る。ここで使用されるような、ディスク(disk)およびディスク(disc)は、コンパクト・ディスク(CD)、レーザー・ディスク(登録商標)、光ディスク、デジタル多目的ディスク(DVD)、フロッピー(登録商標)ディスクおよびブルーレイ(登録商標)ディスクを含み、ここでディスク(disks)は、通常磁気的にデータを再生し、一方ディスク(discs)は、レーザーを用いて光学的にデータを再生する。上記の組み合わせは、さらに、コンピュータ可読媒体の範囲内に含まれるべきである。加えて、方法またはアルゴリズムの動作は、コンピュータ・プログラム製品に組み込まれ得る、機械可読媒体およびコンピュータ可読媒体上で、コードおよび命令の1つまたは任意の組み合わせ、または、セットとして存在し得る。

20

【0048】

[0057] 本開示で説明された実装に対する様々な変更は、当業者にとって容易に明らかになり得、また、ここで定義される一般的な原理は、本開示の範囲または精神から逸脱することなく他の実装に適用され得る。このように、本開示は、ここに示された実装に限定されることは意図していないが、ここに開示された請求項、原理および新規な特徴と一致する最も広い範囲が付与されるべきである。「例示的」という用語は、本明細書では、「例、事例、または実例としての役割を果たす」という排他的な意味で使用される。「例示的」なものとしてここに説明される任意の実装は、必ずしも、他の実装よりも好ましい、または利点を有するものと解釈されるべきではない。

30

【0049】

[0058] 別個の実装との関連で本明細書に説明される複数の特定の特徴は、さらに、1つの実装において、組み合わせて実装されることができる。逆に、1つの実装との関連で説明される様々な特徴は、さらに、複数の実装において別個に実装されるか、任意の適切なサブコンピネーションで、実装されることができる。さらに、特徴が特定の組み合わせで作用するように上記に説明され、および、さらにこのように最初に請求され得るが、請

40

50

求項の組み合わせからの1つ以上の特徴が、いくつかの場合、組み合わせから削除され、請求される組み合わせが、サブコンビネーションに、またはサブコンビネーションの変形例に、向けられ得る。

【0050】

[0059] 同様に、動作が、特定の順序で図に示されているが、このような動作が特定の順序または連続した順序で実施されること、または、全ての示されている動作が所望の結果を得るように実施されることを必要とする、と理解されるべきではない。さらに、図面は、フロー図の形態で1つ以上の実例プロセスを概略的に示し得る。しかしながら、示されていない他の動作が、概略的に示されている実例プロセスに組み込まれることができる。例えば、1つまたは複数の異なる動作は、示されている任意の複数の動作の前、後、同時、または間ににおいて実施することができる。特定の環境において、マルチタスク、および並行プロセスが、有効であり得る。さらに、上記に説明される実装における様々なシステム構成要素の分離が、全ての実装においてこのような分離が必要であると理解されるべきではなく、および、説明されるプログラム構成要素およびシステムは、一般的に、単一のソフトウェア製品において統一され、複数のソフトウェア製品において一括されることができる、と理解されるべきである。加えて、他の実装は、特許請求の範囲の範囲内にある。いくつかの場合では、請求項に記載されている動作は、異なる順序で実施され、さらに所望の結果を得ることができる。

10

【図1】

図1

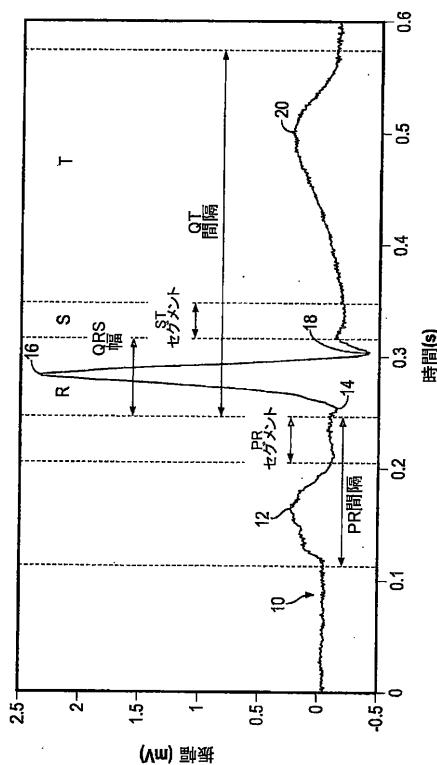


FIG.1

【図2】

図2

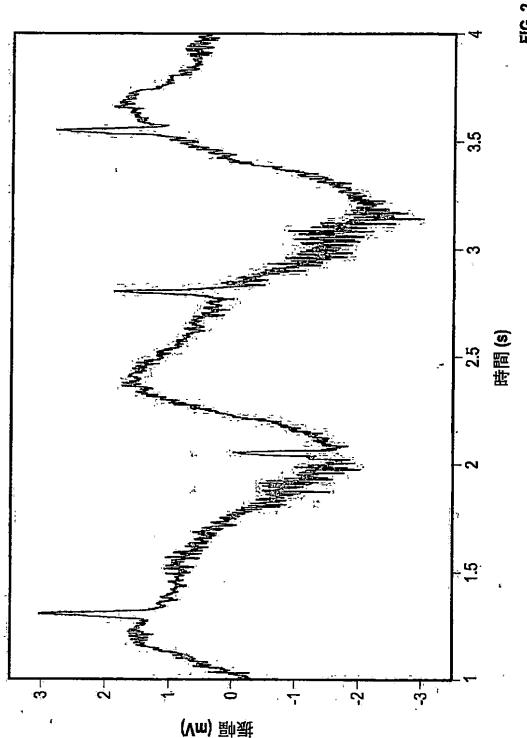


FIG.2

【図3】

図3

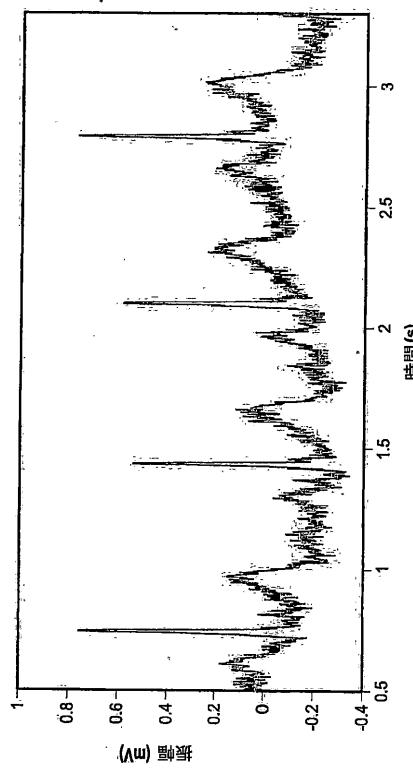


FIG. 3

【図4】

図4

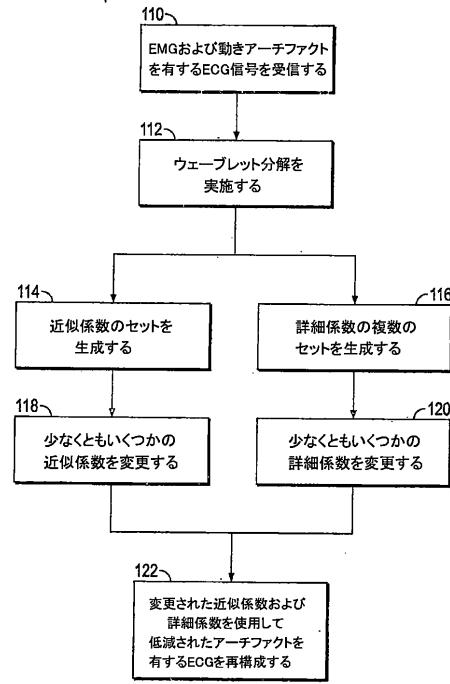


FIG. 4

【図5】

図5

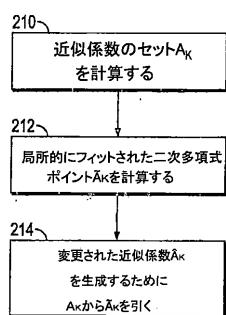


FIG. 5

【図7】

図7

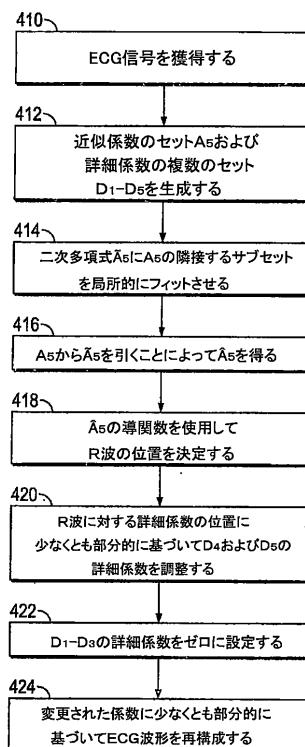


FIG. 7

【図6】

図6

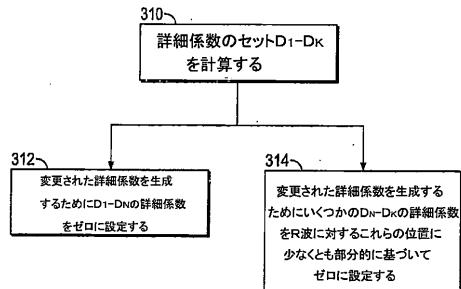


FIG. 6

【図 8】

図 8

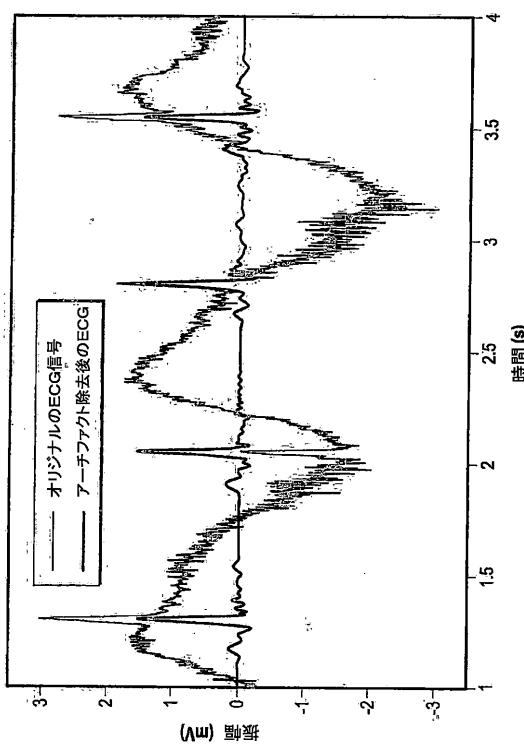


FIG. 8

【図 9】

図 9

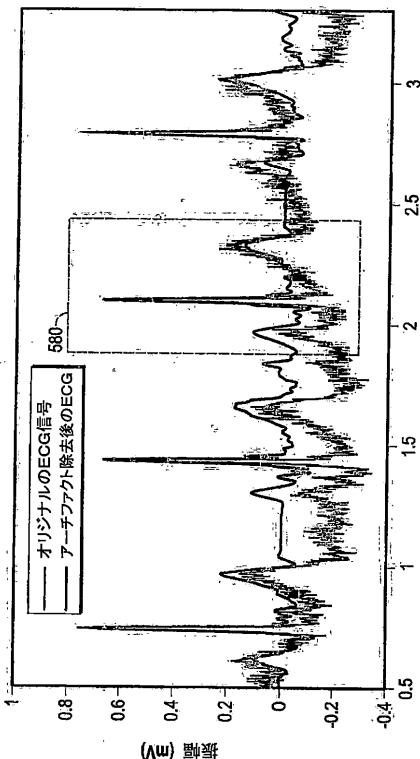


FIG. 9

【図 10】

図 10

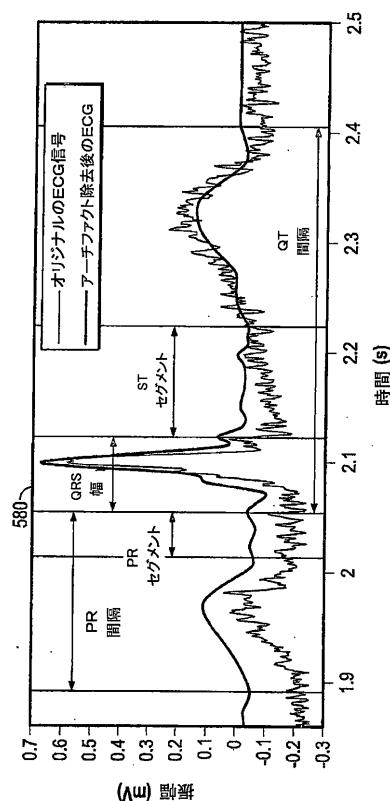


FIG. 10

【図 11】

図 11

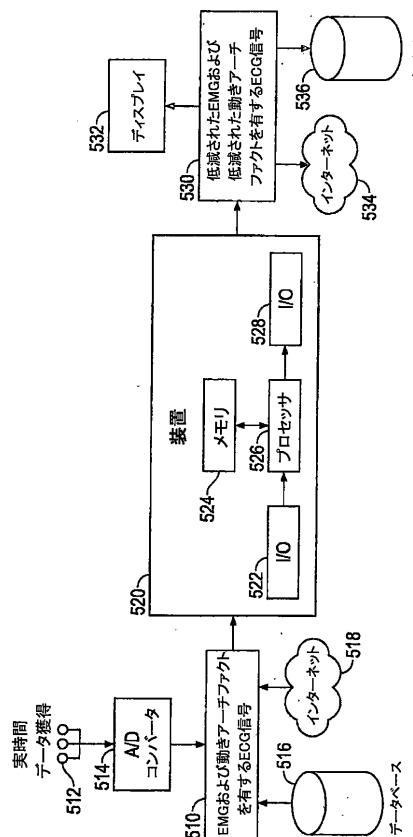


FIG. 11

【図 12A】

図 12A

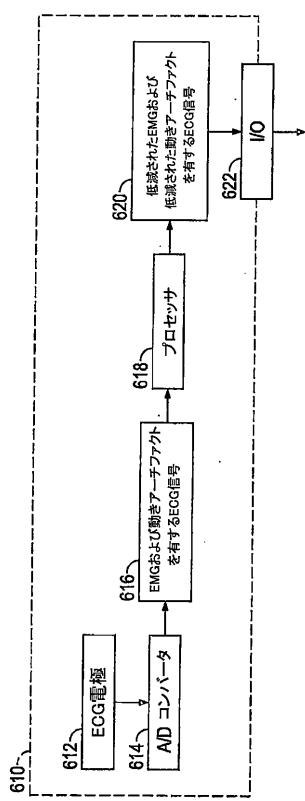


FIG. 12A

【図 12B】

図 12B

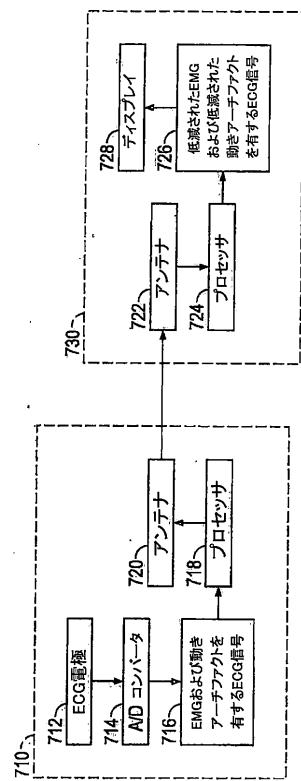


FIG. 12B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2013/032109

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452
ADD.

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)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ERGUN ERGELEBI: "Electrocardiogram signals de-noising using lifting-based discrete wavelet transform", COMPUTERS IN BIOLOGY AND MEDICINE, vol. 34, no. 6, 1 September 2004 (2004-09-01), pages 479-493, XP055063232, ISSN: 0010-4825, DOI: 10.1016/S0010-4825(03)00090-8 the whole document -----	1-32
A	US 2008/167567 A1 (BASHOUR C ALLEN [US] ET AL) 10 July 2008 (2008-07-10) paragraph [0017] - paragraph [0022] ----- -/-	1-32

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

Date of mailing of the international search report

23 May 2013

29/05/2013

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hooper, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2013/032109

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003/185408 A1 (CAUSEVIC ELVIR [US] ET AL) 2 October 2003 (2003-10-02) paragraph [0026] - paragraph [0031] paragraph [0039] - paragraph [0059] paragraph [0128] - paragraph [0198] -----	1-32

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2013/032109

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008167567 A1	10-07-2008	US 2008167567 A1 US 2012173470 A1	10-07-2008 05-07-2012
US 2003185408 A1	02-10-2003	US 2003185408 A1 US 2006233390 A1	02-10-2003 19-10-2006

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(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,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),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,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,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,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(74)代理人 100153051

弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805

弁理士 井関 守三

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 マルジリアノ、ピナ

シンガポール国、637664 シンガポール、ナンヤン・クレッセント 96、ナンバー02-13

(72)発明者 ナイル、アムリシュ

シンガポール国、798775 シンガポール、ロロン・タンガム 93エー

F ターム(参考) 4C027 AA02 CC02 FF00 FF01 GG11