

(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2015-512111

(P2015-512111A)

(43) 公表日 平成27年4月23日 (2015.4.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 6 F 17/14 (2006.01)	G O 6 F 17/14 A	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 C	5 B O 5 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

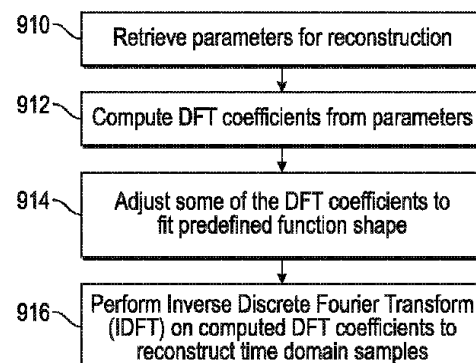
(21) 出願番号 特願2015-500610 (P2015-500610) (86) (22) 出願日 平成25年3月14日 (2013.3.14) (85) 翻訳文提出日 平成26年11月6日 (2014.11.6) (86) 国際出願番号 PCT/US2013/031332 (87) 国際公開番号 W02013/138591 (87) 国際公開日 平成25年9月19日 (2013.9.19) (31) 優先権主張番号 61/611,739 (32) 優先日 平成24年3月16日 (2012.3.16) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 13/800,754 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013.3.13) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 595020643 クゥアルコム・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 92 121-1714、サン・ディエゴ、モア ハウス・ドライブ 5775 (74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 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】 低サンプリングレートを有する様々なパルス幅信号の解析と再構築のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

システムと方法は、波形の離散型フーリエ変換の係数に所定の関数の形を適用するために、本明細書にて説明されている。波形は、少なくとも部分的に、心電図 (ECG) に基づき得る。所定の関数の形は、放物線状であり得、および、対数スケールにおいて定義され得る。所定の関数の形のアプリケーションは、より低いサンプリングレートにおいて生成されるべき、より正確な波形の再構築を許し得る。

FIG. 11



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧縮された最初の時間領域波形から時間領域波形を再構築する、コンピュータに実装された方法であって、

前記最初の時間領域波形の圧縮された形を定義しているパラメータをプロセッサにおいて、受信することと、

前記パラメータから、離散型フーリエ変換 (DFT) 係数をプロセッサで、生成することと、

所定の関数の形に、前記生成された DFT 係数の少なくとも幾つかの振幅を、より密着させるために、前記生成された DFT 係数の少なくとも幾つかの前記振幅を、前記プロセッサで、調整することと、

再構築された時間領域波形を生成するために、前記調整された DFT 係数を含む DFT 係数のセットにおいて、逆離散型フーリエ変換 (IDFT) を前記プロセッサで、実行することと、

を備える方法。

【請求項 2】

請求項 1 の方法であって、

前記最初の時間領域波形は、心電図 (ECG) 信号であり、前記所定の関数の形は、対数スケールにおける放物線状である

請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

請求項 1 の方法であって、

さらに、再構築のために、前記パラメータを導き出すこと、および、前記パラメータを記憶することを備える

請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

請求項 1 の方法であって、

前記パラメータは、前記最初の時間領域波形の時間領域サンプルから導き出された

請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

請求項 4 の方法であって、

前記時間領域サンプルは、120 Hz より少なく間隔をあけられる

請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

請求項 4 の方法であって、

前記パラメータは、前記最初の時間領域波形をモデル化するパルスのシリーズの各々の特徴を表し、

前記特徴は、少なくともピークの場合、ピークの振幅およびパルス幅を含む

請求項 4 記載の方法。

【請求項 7】

請求項 4 の方法であって、前記パラメータは、

MM は 2 K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域 ECG 信号の少なくとも MM の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、少なくとも 1 つのプロセッサにより、取得することと、

MM の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および、

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、導き出すことと、

10

20

30

40

50

を備える方法により導き出される請求項 4 記載の方法。

【請求項 8】

請求項 2 の方法であって、前記パラメータは、

MM は 2 K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域信号の少なくとも MM の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、少なくとも 1 つのプロセッサにより、取得することと、

MM の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および、

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、導き出すことと、
を備える方法により導き出される請求項 2 記載の方法。

【請求項 9】

請求項 1 の方法であって、

前記調整することは、

【数 1】

$$\text{adjusted } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

であって および は、前記所定の関数の形を特徴づけるパラメータである

公式により生成された DFT 係数の第 1 のセットを変換することを備える請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

請求項 9 の方法であって、

および は、

前記第 1 のセットとは異なる、生成された DFT 係数の第 2 のセットを使用して

【数 2】

$$\| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{\alpha, \beta\}$$

の公式を最小化することにより導き出される

請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

請求項 2 の方法であって、

前記調整することは、

【数 3】

$$\text{adjusted } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

であって および は、前記所定の関数の形を特徴づけるパラメータである

公式により生成された D F T 係数の第 1 のセットを変換することを備える請求項 2 記載の方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 の方法であって、
および

前記第 1 のセットとは異なる、生成された D F T 係数の第 2 のセットを使用して

【数 4】

$$\| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{a, b\}$$

10

の公式を最小化することにより導き出される

請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 の方法であって、前記パラメータは、

M M は 2 K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域 E C G 信号の少なくとも M M の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、少なくとも 1 つのプロセッサにより、取得することと、

20

M M の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および、

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、導き出すことと、

を備える方法により導き出される請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4】

処理装置であって、

最初の時間領域波形の圧縮された形を定義している、内部に記憶されたパラメータを有するメモリと、

30

パラメータを導き出すように、

前記パラメータから、離散型フーリエ変換 (D F T) 係数を生成するように、

所定の関数の形に、前記生成された D F T 係数の前記少なくとも幾つかの前記振幅を、より密着させるために、前記生成された D F T 係数の少なくとも幾つかの前記振幅を、調整するように、および

再構築された時間領域波形を生成するために、前記調整された D F T 係数を含む D F T 係数のセットにおいて、逆離散型フーリエ変換 (I D F T) を、実行するように

構成されたプロセッサと、

を備える処理装置。

40

【請求項 1 5】

請求項 1 4 の装置であって、

前記最初の時間領域波形は、心電図 (E C G) 信号であり、前記所定の関数の形は、対数スケールにおける放物線状である

請求項 1 4 記載の装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 の装置であって、

前記プロセッサは、前記パラメータを導き出し、および、前記メモリに前記パラメータを記憶するように、構成された

請求項 1 4 記載の装置。

50

【請求項 17】

請求項 16 の装置であって、
前記パラメータは、前記最初の時間領域波形の時間領域サンプルから導き出された請求項 16 記載の装置。

【請求項 18】

請求項 17 の装置であって、
前記時間領域サンプルは、120 Hz より少なく間隔をあけられる
請求項 17 記載の装置。

【請求項 19】

請求項 17 の装置であって、
前記パラメータは、前記最初の時間領域波形をモデル化するパルスのシリーズの各々の特徴を表し、
前記特徴は、少なくともピークの場所、ピークの振幅およびパルス幅を含む
請求項 17 記載の装置。

10

【請求項 20】

請求項 17 の装置であって、
前記プロセッサは、
MM は 2K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域 ECG 信号の少なくとも MM の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、取得することと、
前記 MM の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、決定することと、

20

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、導き出すことと、
を備える方法により前記パラメータを導き出すように構成された請求項 17 記載の装置。

【請求項 21】

請求項 15 の装置であって、
前記プロセッサは、
MM は 2K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域信号の少なくとも MM の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、取得することと、
前記 MM の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、決定することと、

30

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、前記少なくとも 1 つのプロセッサにより、導き出すことと、
を備える方法により前記パラメータを導き出すように構成された請求項 15 記載の装置。

【請求項 22】

請求項 14 の装置であって、
前記調整することは、

40

【数 5】

$$\text{adjusted } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{am^2 + \beta}$$

であって および は、前記所定の関数の形を特徴づけるパラメータである

50

公式により生成された D F T 係数の第 1 のセットを変換することを備える請求項 1 4 記載の装置。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 の装置であって、
および は、

前記第 1 のセットとは異なる、生成された D F T 係数の第 2 のセットを使用して
【数 6】

$$\| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{\alpha, \beta\}$$

10

の公式を最小化することにより導き出される
請求項 2 2 記載の装置。

【請求項 2 4】

請求項 1 5 の装置であって、
前記調整することは、
【数 7】

$$\text{adjusted } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

20

であって および は、前記所定の関数の形を特徴づけるパラメータである
公式により生成された D F T 係数の第 1 のセットを変換することを備える請求項 1 5 記載の装置。

【請求項 2 5】

請求項 2 4 の装置であって、
および は、

前記第 1 のセットとは異なる、生成された D F T 係数の第 2 のセットを使用して
【数 8】

30

$$\| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{\alpha, \beta\}$$

の公式を最小化することにより導き出される
請求項 2 4 記載の装置。

40

【請求項 2 6】

請求項 2 5 の装置であって、
前記プロセッサは、

M M は 2 K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域 E C G 信号の少なくとも M M の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、取得することと、

前記 M M の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および

50

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、導き出すことと、

を備える方法により前記パラメータを導き出すように構成された請求項 25 記載の装置。

【請求項 27】

請求項 14 の装置であって、

さらに、前記プロセッサに結合されたアンテナを備え、

前記プロセッサは、前記アンテナで無線にて前記パラメータを受信するように、および前記メモリにて前記パラメータを記憶するように構成されている

請求項 14 記載の装置。

【請求項 28】

請求項 27 の装置であって、加えて

ボディーに搭載可能なデバイスを備え、

前記ボディーに搭載可能なデバイスは、

E C G 電極と、

アナログ - デジタルコンバータと、

第 2 のアンテナと、および

第 2 のプロセッサと、

を備え、

前記第 2 のプロセッサは、前記 E C G 電極により生成された信号の時間領域サンプルを受信するように、前記時間領域サンプルから前記パラメータを導き出すように、および、前記第 2 のアンテナで前記パラメータを送信するように構成されている

請求項 14 記載の装置。

【請求項 29】

請求項 28 の装置であって、

前記第 2 のプロセッサは、

M M は 2 K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域信号の少なくとも M M の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、取得することと、

前記 M M の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、導き出すことと、

を備える方法により前記パラメータを導き出すように構成された請求項 28 記載の装置。

【請求項 30】

非一時的な、コンピュータ可読記憶媒体であって、

実行されたときに、

最初の時間領域波形の圧縮された形を定義しているパラメータを前記プロセッサにおいて、受信することと、

前記パラメータから、離散型フーリエ変換 (D F T) 係数を前記プロセッサで、生成することと、

所定の関数の形に、前記生成された D F T 係数の少なくとも幾つかの振幅を、より密着させるために、前記生成された D F T 係数の前記少なくとも幾つかの振幅を、前記プロセッサで、調整することと、

再構築された時間領域波形を生成するために、前記調整された D F T 係数を含む D F T 係数のセットにおいて、逆離散型フーリエ変換 (I D F T) を前記プロセッサで、実行することと、

を備える方法を前記プロセッサに実行させることを可能にする命令を備える非一時的なコンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 31】

請求項 30 の記憶媒体であって、
さらに、再構築のために、前記パラメータを導き出すこと、および、前記パラメータを記憶する方法を備える

請求項 30 記載の記憶媒体。

【請求項 32】

請求項 31 の記憶媒体であって、
前記パラメータを導き出すことは、

MM は 2K を超えるものであり、N 個のサンプルの時間領域 ECG 信号の少なくとも MM の離散型フーリエ変換係数のシリーズを、取得することと、

前記 MM の離散型フーリエ変換係数を用いて消滅多項式の K 個のルートを、決定することと、

前記決定されたルートに、少なくとも部分的に基づき、K 個のパルスの位置および幅を導き出すこと、および

前記 K 個のパルスの各々に対し、対称および非対称な振幅の 1 つまたは両方を、導き出すことと、

を備える

請求項 31 記載の記憶媒体。

【請求項 33】

請求項 30 の記憶媒体であって、

前記調整することは、

【数 9】

$$\text{adjusted } \hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{\alpha m^2 + \beta}$$

であって および は、前記所定の関数の形を特徴づけるパラメータである、
公式により生成された DFT 係数の第 1 のセットを変換することを備える

請求項 30 記載の記憶媒体。

【請求項 34】

請求項 33 の記憶媒体であって、

および は、

前記第 1 のセットとは異なる、生成された DFT 係数の第 2 のセットを使用して

【数 10】

$$\| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{a, b\}$$

の公式を最小化することにより導き出される

請求項 33 記載の記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願に対する相互参照

[0001] 本出願は、その全体が、その全体における引用によりそれぞれ本明細書に組み込まれる、2012年3月16日に提出された米国仮出願第 61/611,739 号と 2013年3月13日に提出された米国出願第 13/800,754 号の優先権を主張する

。

【 0 0 0 2 】

[0002] 本開示は、波形の離散型フーリエ変換の係数に所定の関数の形を適合するためのシステムと方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

[0003] 信号のパラメータ化は、シグナルプロセッシング、ストレージ、送信、および解析において広く使われている。おそらく、最も一般的であるのは、ナイキスト速度サンプリングの使用であり、連続的な時間領域の信号は、離散した時間におけるサンプルされた信号値のセットにより表される。最初の連続的な信号が、最大限でもサンプリングレートの半分に限られたバンドでありさえすれば、サンプルのセットは、例えばシンク補間アルゴリズム (sinc interpolation algorithm) を使用して完全な信号を再構築するために使用され得る。この共通の例において、信号は、離散パラメータ、サンプル値のセットにより再構築され、それは、最初の信号を完全に再構築するために任意の時に記憶され、送信され、使用され得る。

【 0 0 0 4 】

[0004] より最近、実際的関心のいくつかの非バンド限定信号が、別の方法にてパラメータ化されている。しかしながら、これらの信号は、任意に大きな周波数要素を包含しており、それらは、単位時間に対する「革新の比率 (rate - of - innovation)」を限定する特徴によりモデル化され、最初の信号が、再構築され得るように、信号は値の限定されたセットにてパラメータ化され得る。当時の解決すべき問題は、最初の信号からパラメータ値の適切なセットをどのようにして導き出すか、および、導き出されたパラメータのみを用いて完全な信号を再構築するために処理をどのようにして逆転するかであった。信号解析に基づく革新の有限速度 (Finite Rate of Innovation) (FRI) の先行技術は、そのような一つの信号解析の方法であり、以下の参考文献に表されている。

【 0 0 0 5 】

- [1] M. Vetterli, P. Marziliano, T. Blu, "Sampling Signals with Finite Rate of Innovation", IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 50, no. 6, pp. 1417 - 1428, June 2002;
- [2] T. Blu, P.L. Dragotti, M. Vetterli, P. Marziliano, and L. Coulot, "Sparse Sampling of Signal Innovations: Theory, Algorithms, and Performance Bounds", IEEE Signal Processing Magazine, vol. 25, no.2, pp. 31 - 40, March 2008;
- [3] Y. Hao, P. Marziliano, M. Vetterli, T. Blu, "Compression of ECG as a Signal with Finite Rate of Innovation", Proc. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, September 1 - 4, 2005, pp. 7564 - 7567;
- [4] Marziliano, M. Vetterli and T. Blu, "Sampling and Exact Reconstruction of Bandlimited Signals With Additive Shot Noise," IEEE Transactions on Information Theory, vol. 52, No. 5, pp. 2230 - 2233, May 2006.

この方法において、波形または波形の派生物は、疑似周期内の信号区分の境界のために、信号の特性またはマーカーを定義するために用いられるディラック関数 (Dirac functions) (本質的に無限に狭いパルス) の位置および振幅を特定されるために解析される。信号または信号の断片は、その次に、適切な波形またはスプライン (spline) を用いて再構築され得る。従来技術にて表わされているこれらのモデルは、(ディラック FRI モデル (Dirac - FRI model) と呼ばれ得る) パルスの種類、振幅および期間 (疑似周期信号に対し) 内の場所に対し、2つのパラメータに限定され、再構築のためそれらは単一のパルス波形に限定される。このようにして、これらのモデルは、変動幅のパルスを含む信号をパラメータ化するそれらの能力に限定される。

【 発明の概要 】

【 0 0 0 6 】

10

20

30

40

50

【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。この考察の熟考の後、および特に「詳細な説明」と表題をつけられたセクションを読んだ後、本発明の特徴が、変動幅のパルスを含むシステム応答または信号をパラメータ化および定義するモデルを含む利点をどのように提供するか理解するであろう。パラメータは、信号を定義し得、それゆえ、最初の信号の圧縮されたバージョン (compressed version) として使用され得る。信号の圧縮されたバージョンとしてのパラメータの記憶は、より少ない記憶領域を必要とし、より記憶効率のよい信号の記憶としている。

【0007】

【0006】 一つの実装において、圧縮された最初の時間領域波形から時間領域波形を再構築する、コンピュータに実装された方法は、最初の時間領域の波形の圧縮された形を定義しているパラメータをプロセッサにより受信すること、パラメータから離散型フーリエ変換 (discrete Fourier transform (DFT)) 係数をプロセッサにより生成すること、所定の関数の形に、生成された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、より密着させるために、生成された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、プロセッサで調整すること、再構築された時間領域波形を生成するために、調整された DFT 係数を含む DFT 係数のセットにおいて、逆離散型フーリエ変換 (inverse discrete Fourier transform (IDFT)) をプロセッサで実行すること、を備える。いくつかの実装において、所定の関数の形は、対数スケールにおいて放物線状である。いくつかの実装において、波形は、少なくとも一部において心電図 (electro-cardiogram (ECG)) に基づいている。いくつかの実装において、パラメータは、最初の信号の時間領域のサンプルから導き出されており、時間領域のサンプルは、120 Hz より少なく、間隔をあけられ得る。

【0008】

【0007】 別の態様において、実行装置は、内部に記憶された最初の時間領域の波形の圧縮された形を定義しているパラメータを有するメモリを備え、パラメータを読みだすように構成されているプロセッサは、パラメータから離散型フーリエ変換の係数を発生し、および、所定の関数の形に、発生された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、より適合させるために、発生された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、調整する。プロセッサは、また、再構築された時間領域波形を生み出すために、調整された DFT 係数を含む DFT 係数のセットにおける逆離散型フーリエ変換 (inverse discrete Fourier transform (IDFT)) 実行するように構成されている。

【0009】

【0008】 別の態様において、非一時的なコンピュータ可読媒体は、開示されており、最初の時間領域の波形の圧縮された形を定義しているパラメータをプロセッサにおいて受信すること、パラメータから離散型フーリエ変換 (discrete Fourier transform (DFT)) 係数をプロセッサで発生すること、所定の関数の形に、発生された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、より適合させるために、発生された DFT 係数の少なくともいくつかの振幅を、プロセッサで調整すること、再構築された時間領域波形を生み出すために、調整された DFT 係数を含む DFT 係数のセットにおける逆離散型フーリエ変換 (inverse discrete Fourier transform (IDFT)) をプロセッサで実行すること、を備える方法を、実行されたときプロセッサに実行することを引き起こす命令を備える。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1A】 【0009】 図1Aは、ローレンツのパルスの合計を伴うECG波形の再構築を説明している図。

【図1B-1】 図1B-1は、ローレンツのパルスの合計を伴うECG波形の再構築を説明している図。

【図1B-2】 図1B-2は、ローレンツのパルスの合計を伴うECG波形の再構築を説明している図。

10

20

30

40

50

【図 1 C】図 1 C は、ローレンツのパルスの合計を伴う E C G 波形の再構築を説明している図。

【図 2】[0010] 図 2 は、変動幅パルスを含む波形をパラメータ化する方法のフローチャート

【図 3】[0011] 図 3 は、E C G 波形のスペクトルのグラフ

【図 4】[0012] 図 4 は、図 2 の方法にて発生されたパラメータを用いた信号再構築の方法のフローチャート

【図 5】[0013] 図 5 は、V P W - F R I パラメータを用いた信号の再構築と最初の時間領域信号を比較しているグラフ

【図 6】[0014] 図 6 は、周波数領域において図 5 の時間領域信号を比較するグラフ

【図 7 A】[0015] 図 7 A は、最初の時間領域 E C G 波形と、ダウンサンプル (downsample) されたデータを用いた波形の再構築を説明している図

【図 7 B】図 7 B は、最初の時間領域 E C G 波形と、ダウンサンプル (downsample) されたデータを用いた波形の再構築を説明している図

【図 8】[0016] 図 8 は、周波数領域において図 7 A と 7 B の時間領域波形を比較しているグラフ

【図 9】[0017] 図 9 は、再構築に使用される調整された周波数領域波形と図 7 A の周波数領域波形を比較しているグラフ

【図 1 0 A】[0018] 図 1 0 A は、最初の時間領域の E C G 波形と、調整された図 9 の周波数領域波形を用いた波形の再構築を説明する図

【図 1 0 B】1 0 B は、最初の時間領域の E C G 波形と、調整された図 9 の周波数領域波形を用いた波形の再構築を説明する図

【図 1 1】[0019] 図 1 1 は、D F T 係数調整を含む信号再構築の方法のフローチャートである。

【図 1 2 A】[0020] 図 1 2 A は、本開示の信号パラメータ化を利用したシステムの実施態様を説明する図

【図 1 2 B】図 1 2 B は、本開示の信号パラメータ化を利用したシステムの実施態様を説明する図

【図 1 2 C】図 1 2 C は、本開示の信号パラメータ化を利用したシステムの実施態様を説明する図

【図 1 3】[0021]図 1 3 は、本開示の信号パラメータ化を利用したシステムの実施態様を説明する図

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 1】

[0022] 新規なシステム、装置、および方法の様々な態様が添付の図面と参照とともに以下に、より十分に表されている。教示は、多数の異なった形にて具体化され得、本開示を通して示された特定の構成または、機能に限定されたものと解釈されるべきでない。むしろ、これらの態様は、本開示が徹底的で完全であり、当業者に本開示の範囲を十分に伝達することになるように提供される。本明細書の教示に基づき、当業者は、開示の範囲は、単独で実装されているか、または発明の任意の他の態様と組み合わせられているかにかかわらず、本明細書で開示された新規のシステム、装置および方法の任意の態様をカバーするように意図されていると理解すべきである。例えば、今後本明細書で述べられる態様の任意の数を使用して、装置が実装され、または方法が実施されうる。加えて、発明の範囲は、他の構造、機能、あるいは今後本明細書で述べられる発明の様々な態様以外のまたはそれらの態様に加えた構造および機能を使用して実施されるそのような装置または方法をカバーするように意図される。本明細書にて開示される任意の態様は、請求項の 1 または複数の要素にて具体化されることが、理解されるべきである。

【0 0 1 2】

[0023] 特定の態様が本明細書に表されるが、これらの態様の多くの変形および置換が、本開示の範囲内に収まる。好ましい態様の何らかの利益および利点が述べられるが、本

10

20

30

40

50

開示の範囲は、特定の利益、使用、または、目的に限定されることを意図していない。むしろ、本開示の態様は、異なるシステムに、広く適用できることを意図されており、それらの幾つかは、好ましい態様の下記の記述および図中における例を手段として説明されている。詳細な説明および図面は、限定ではなく、単に開示を説明するものにすぎず、本開示の範囲は、添付の特許請求の範囲およびその同等物によって定義される。

【 0 0 1 3 】

[0024] 本開示の方法は、多様なシステムに適用され得る。例えば、本開示は、心電図（ECG）データベースのような信号ストレージデータベースに特に適用され得る。一態様において、本明細書の方法は、パラメータ化されたECG信号と、そのときのECGデータベースにおけるそれらのパラメータを記憶することに使用され得る。これは、データを記憶するために必要とされる金額配分が大きく削減されるため、ECG信号を記憶するために必要とされるリソースおよびコストを大きく削減し得る。そのようなECG信号データベースは、患者の処置と評価のために使用される情報を提供する。さらに、病院は、患者の医療記録の記憶の一部として、そのようなECGデータベースを要求し得る。このように、本明細書にて表されているシステムおよび方法は、医療分野に有益であると証明し得る。

【 0 0 1 4 】

[0025] 本明細書に記載されている多数の方法は、モデルのパルス形状の非対称と幅を定義するモデルにおけるパラメータを取り入れる（introducing）ことによって、従来技術の困難を克服し、FRI解析の方法論および数学を拡張する。加えて、本開示は、データからこれらのパラメータを推定する解析を実行するための手段を定義する。それは、重複するパルス（モデルにおいて複合ポール（complex poles）により定義された）の合計として波形を表すことができる4つのパラメータパルスモデル（four-parameter pulse model）にFRIのモデルを一般化し、それらのそれぞれは、場所、対称な成分振幅、非対称な成分振幅および幅により特性化される。この一般化（generalization）により提供された加えられた自由度は、モデル化され得る信号のクラスとレンジを大いに拡張し、それは、波形セグメントの連結よりもむしろ、パルスの重複を表現することを許す。

【 0 0 1 5 】

[0026] 本明細書に記載されたパラメータ化モデルを概算する信号は、情報の可変パルス幅有限速度（Variable Pulse - Width Finite Rate of Information）（すなわちVPW - FRI）信号と呼ばれ得る。信号のこのクラスの例は、図1Aにおいて説明されるようにECG波形における心臓の鼓動である。この図に見られるように、心臓の鼓動の構造は、そのPQRSTのコンポーネントにより定義される。それらのコンポーネントの場所、大きさおよび形は、心臓の身体的働きに関する重大な情報を伝達する。VPW - FRIモデルにおいて、波形は、ローレンツ（コーシー分布としても知られる）のパルスの合計としてモデル化され得、その各々は、対称および非対称な成分を含んでいる。

【 数 1 】

$$x(t) = \sum_{k=1}^K \frac{1}{\pi} \frac{c_k a_k + d_k (t - t_k)}{a_k^2 + (t - t_k)^2} \quad (1)$$

【 0 0 1 6 】

[0027] このモデルにおいて、波形は、それぞれの1つは、添え字kにより示されたKパルスから形成されたと考えられ、それぞれの1つは、センターポジション t_k 、幅またはダンピング係数 a_k 、対称なパルス成分に対する振幅 c_k および非対称なパルス成分に対する振幅 d_k より定義される。信号をモデル化するのに使用されるローレンツのパルスの数は、信号の特質に依拠する。6つまたは7つのパルスモデルが使用された場合、特にモデル化されたECG波形が比較的大量のノイズを有しているとき、いくつかのケースに

において、より強固な結果が発見されたが、ECG波形に対し、5つのKを使用することが、臨床的有意性のあるP, Q, R, SおよびT特性を再生するために概して適切であると発見された。

【0017】

[0028] いくつかの波形に対し、非対称な振幅 d_k は、ゼロにセットされ得、それは波形をモデル化するのに使用されるパラメータの数を減少する。このことはECG波形について可能であるが、一般に結果は、正確さがより少なくなる。

【0018】

[0029] 図1Bは、方程式1において説明された5つのローレンツのパルスの形を説明しており、そのパラメータは、下記に表された方法を使用して、図1Aの最初の波形から限定されている。図1Bにおけるパルスの合計が、図1Cに示されている。図1Cが、図1Aの最初の信号のよい再生であることが見られる。この方法において、図1Aからの信号は、図1Bおよび方程式1の5つのローレンツのパルスの各々に対する4つのパラメータ(c, d, a, およびt)、20のパラメータにより正確にパラメータ化されている。

10

【0019】

[0030] 他のパラメータ化技術と同様に、方法は、最初の時間領域データから所望のパラメータを導き出すことが必要とされ、それは、対象に結合された電極から出力されたアナログ電気信号の取得の間に取り込まれた離散波形サンプルの典型的なシリーズである。サンプリングレートは、変化し得るが、P, Q, R, SおよびTの波形特性を含む関心のおおよそ0.75 - 1.5秒の期間を上回って、波形のおおよそ100 - 500時間領域サンプルを発生し、おおよそ120 - 360Hzであり得る。100 - 500の最初の波形サンプル数値の代わりに20パラメータの数値に波形をパラメータ化することは、5 - 25の要因によりデータの圧縮を生み出し得ることを理解されるべきである。

20

【0020】

[0031] 時間領域におけるパルスパラメータの導出を実行することは可能であるが(例えば、サンプル時間において方程式1により発生された数値と実際のサンプル値との間の相違を最小化する5つのパルスの各々に対しa, t, c, およびd値を見つけるための回帰分析を使用することによって)、重要なコンピュータによる、および正確さの利点が、周波数領域におけるパラメータ導出の実行から生じる。

【0021】

30

[0032] 図2は、周波数領域におけるVPWFRIパラメータを導出するための信号解析の1つの方法のフロー図である。この実施において、方法はブロック210において開始し、最初の時間領域サンプルにおける離散型フーリエ変換(DFT)が実行される。方法は、ブロック212において続け、上記されたパルスパラメータを抽出するための更なる解析のためにMMの正極性周波数DFT係数が選択される。これらのステップは、また、図3にグラフを使って説明され、それは、360Hzにてサンプルされた時間領域ECG波形に適合されたDFTアルゴリズムから発生されたECG周波数スペクトルを示している。図3において見られるように、そのようなスペクトルは典型的には、0Hz周辺に振動減衰領域を、周波数が60または70Hzに増えるにしたがってスペクトルのエネルギーが減衰する推移領域を含んでいる。-70dB周辺のノイズフロアは、また、約70Hzを超える周波数において図3において見られる。ECG波形の詳細は、振動領域における周波数と減衰比率および推移領域の形状の詳細に影響を及ぼす。

40

【0022】

[0033] 解析のために選択されたMMのDFT係数のセットは、0Hzの正側に位置し、少なくとも $2K + 1$ の隣接したDFT係数値を含んでいる。下記の、より詳細において表された抽出方法のため、係数のセットは、さらに下記に表されたように、抽出を実行するために使用される方法に起因して0Hzを横切り及ぶことができないため、正側周波数係数が、選択される。下記に表された抽出方法は、また、入力として少なくとも $2K + 1$ の数値を必要とするが、しかしながら、この数を超えて活用された場合、ノイズの存在における結果の安定性および正確性は、改善される。ECG波形に対し $K = 5$ (例えば5パ

50

ルスモデル)の場合、最小の11ではなく、少なくとも25または30 DFT係数であることが、数MMに対し、役立つことが発見されている。選択された係数のセットは、0 Hz付近から振動領域を含み、しかも、少なくとも推移領域の幾つかをカバーするために、広がるべきである。

【0023】

[0034] 図2に戻って参照し、ブロック214において、パルス幅およびパルスの位置のパラメータ a_k と t_k は、選択されたDFT係数の少なくともいくつかから計算される。各パルスのダンピング係数(パルス幅係数とも呼ばれる) a_k および、時間 t_k を抽出するために、方法は、ブロック210のDFTは、方程式1の関数形を有するサンプルされた時間領域信号から発生されると仮定する。サンプルされたそのようなローレンツのパルスの合計のDFT係数は、方程式2において示されるように、減衰する正弦極性の合計の形に追従する。

【数2】

$$\hat{X}(m) = \sum_{k=1}^K b_k e^{-(2\pi/\tau)a_k|m| - j(2\pi/\tau)t_k m} \quad \text{for } m = -\frac{N}{2}, \dots, 0, \dots, \frac{N}{2}-1 \quad (2)$$

10

20

【0024】

ここで

$$b_k = c_k - j d_k \quad \text{正の } m \text{ に対し}$$

$$b_k = c_k + j d_k \quad \text{負の } m \text{ に対し}$$

$$= N / F_s$$

ここで F_s は、時間領域サンプリング周波数で、 N は、関心の期間内に取得された時間領域サンプルの数である。

【0025】

[0035] 最初の信号のDFTが、方程式2の関数形であると仮定される場合、消滅フィルタ(annihilating filter)は、パラメータ a_k および t_k に関連したルート(root)を有し構築され得る。サンプルされた信号(ノイズであると思われる)のパラメータを導き出すことの、この数学的な問題を解決するための技術は、開発されて、周知となっており、信号は、指数関数的に減衰された振動の合計である。例えば、プロニアルゴリズム(Prony algorithm)のような、スペクトルの解析技術は、消滅多項式(annihilating polynomial)を構築でき、そのルート(root)を見つけることができるものとして知られる。他のスペクトルの解析技術は、ESPRITのような消滅多項式(annihilating polynomial)のルート(root)を見つけるためにまた使用され得る。上記のようにそのような技術は、ディラックFRI法(Dirac-FRI method)のような同じような目的のために使用されてきた。しかしながら、そのような方法を使用するための過去の試みは、概して、正および負の周波数の両者を含むDFT係数を使用する。パルスが、可変幅を有すると仮定されたとき、しかしながら、これは、方程式2から見られるように不連続を提示し、例えばプロニアルゴリズム(Prony algorithm)は、解析の領域内で変化する指数関数ウェイト(exponential weight)で曲線をモデル化しない。この問題を解決する1つの方法は、時間領域信号のスペクトルが、共役の対称であること、および、0 Hzのスパンのアルゴリズムにおいて使用される係数は必要とされないことを認識することによる。プロニ法(Prony method)の状態を満足するために、正のみまたは負のみ(所望の場合、0を加え)のスペクトルの要素を使用することができる。スペクトル解析における消滅多項式(annihilator polynomial)の複素根は、次にパルス回数(pulse times)に加え、モデルにおいて、ダンピング係数を決定するための情報を提供する。付加的な利点は、プロニ法(Prony method)に供給された周波数要素は、 $m = 0$ においてスタートする必要がないとの

30

40

50

認識により得られる。実際のアプリケーションから取得されるデータは、しばしば、D C オフセットにより改悪されており、解析における $m = 0$ の期間、およびいくつかの場合において、 $m = 1$ の期間を避けることは有益であり得る。

【 0 0 2 6 】

[0036] 上記されたスペクトル解析技術の1つが、この方法に適用された時、この多項式は K 個のルートを有し、それは（極形式において）

【 数 3 】

$$z_k = e^{-(2\pi/\tau)a_k} e^{j(2\pi/\tau)t_k} \quad k=1, \dots, K \quad (3) \quad 10$$

【 0 0 2 7 】

[0037] ルートの大きさおよび位相は、次のように見られる。

【 数 4 】

$$|z_k| = e^{-(2\pi/\tau)a_k} \quad \angle z_k = \frac{2\pi}{\tau} t_k \quad (4) \quad 20$$

【 0 0 2 8 】

[0038] これらのルートより、パルスの位置 t_k が計算され得る。

【 数 5 】

$$t_k = (\tau/2\pi) \bullet \angle z_k \quad \text{for } k=1, \dots, K \quad (5)$$

30

【 0 0 2 9 】

ここで t_k は、サンプル（0 から $N - 1$ ）におけるパルスの位置であり、 z_k の角度はラジアン（0 から 2π ）におけるものである。

【 0 0 3 0 】

[0039] ダンピング係数 a_k は、以下の関係により、ルートの大きさに関連する。

【 数 6 】

$$a_k = -(\tau/2\pi) \ln |z_k| \quad (6) \quad 40$$

【 0 0 3 1 】

[0040] ダンピング係数およびパルス回数を見つけた後、図 2 のブロック 2 1 6 において、対称および非対称の振幅パラメータが、ブロック 2 1 0 において最初の時間領域信号から生成された D F T 係数に方程式 2 により生成されるために、D F T 係数に適合した線形回帰を用いて抽出される。

【 0 0 3 2 】

[0041] これを達成するために、線形方程式のセットは、方程式 2 におけるモデルによ

50

り表された数値と、入力データから $X(m)$ の L の値のセットを一致させることにより定義され得る。このセットは、係数を前もって選択された M のいくつかまたは全て、または、任意の他の $m = 0$ に対する L の値の選択であり得る。 K の信号値の最小および K の方程式 ($L = K$) は、 b_k の値を取得するために反転 (または、最小二乗反転) され得るマトリクス方程式を形づくるのに必要とされる。実行において、さらなる信号の値が概して使用され、 b_k の値は、最小二乗法により決定される。

【 0 0 3 3 】

[0042] 線形方程式の上記のセットは、次のように表され得る。

【数 7】

$$\hat{X}\{m\} = \sum_{k=1}^K b_k e^{-(2\pi/\tau)a_k m - j(2\pi/\tau)t_k m} = \sum_{k=1}^K b_k z_k^{-m} \quad m \geq 0 \quad (7a)$$

10

where:

$$z_k = e^{(2\pi/\tau)a_k + j(2\pi/\tau)t_k}, b_k = c_k - jd_k$$

【 0 0 3 4 】

[0043] 定義づけ

【数 8】

20

$$G = [z_k^{-m}] \quad (L \times K \text{ matrix}) \quad (7b)$$

【数 9】

$$b = [b_k] \quad (K \times 1 \text{ column vector}) \quad (7c)$$

30

【数 1 0】

$$x = [X\{m\}] \quad (L \times 1 \text{ column vector}) \quad m = \{\text{set of } L \text{ freq samples}\} \quad (7d)$$

40

【 0 0 3 5 】

[0044] c に対する解は、下記のように表され得る。

【数 1 1】

$$Gb = x \quad (7e)$$

【数 1 2】

$$b = \text{inv}(G)x \quad (7f)$$

【0036】

ここで、 $\text{inv}(G)$ は、マトリクス G の最小二乗 (Moore - Penrose) 疑似反転である。

【0037】

[0045] この方法により、列ベクトル $[b]$ の要素が決定されるとき、各々、 b_k の実数部は、パルス k の対称な振幅 c_k であり、 b_k の虚数部は、パルス k の非対称な振幅 d_k である。

【0038】

[0046] すべてのパラメータ a_k 、 t_k 、 c_k および d_k が計算された後、将来の信号再構築のためにブロック 218 にてパラメータは記憶される。このモデルが、適用されたとき、各々のパルスごとに 4 つの数値 (プラス、潜在的に付加的な DC シフトパラメータ) に完全な波形が圧縮され得、5 パルスのために、波形は、従来のナイキスト速度サンプリング方法が使用された場合に、波形の描写 (representative) として記憶される時間領域 (または周波数領域) の数値の数より大幅に少ない 20 または 21 の数値のみである。

【0039】

[0047] 図 4 は、記憶されたパラメータからの信号再構築のフロー図である。この実施において、記憶されたパラメータ a_k 、 t_k 、 c_k および d_k は、ブロック 410 において回収される。記憶されたパラメータから、ブロック 412 において正の m 周波数指標に対する DFT 係数は、方程式 2 をおおよび回収されたパラメータを用いて計算される。負の m 周波数指標に対する係数は、方程式 2 により生成された正の m の数値の複素共役を取ることにより計算され得る。ブロック 414 において、逆離散型フーリエ変換 (IDFT) は、最初の時間領域の信号を表す時間領域の数値のセットを生成し DFT 係数において実行される。代替の再構築方法が、時間領域において使用され得、パラメータ a_k 、 t_k 、 c_k および d_k が、時間領域データを直接生成するために方程式 1 に当てはめられることが理解されよう。この場合において、最初の信号が任意の著しい DC オフセットを有する場合に、変えられた周期的な方程式 1 のバージョンを使用することに注意されるべきである。この複雑な状態は、図 4 の周波数領域の再構築が利用された場合、提示されない。

【0040】

[0048] このアプローチの利用を説明するため、VPW - FRI モデルおよび、本開示により定義された解析方法である図 5 および 6 は、MIT / BIH のデータベースから取得された実際の心臓の鼓動波形の解析の結果を示している。図 5 において、最初の時間領域データは、点線にて示されており、上記された方法 (例えば図 4 のブロック 414 における) からの再構築の出力は、実線にて示されている。図 6 において、最初の信号の DFT (最初に 360 Hz においてサンプルされた) は、点線にて示されており、図 4 のブロック 412 において方程式 2 を用いた方法により発生された DFT 係数は、実線にて示されている。

【0041】

[0049] 信号処理の上記方法は、120 Hz またはそれを超えるような比較的高いレートでサンプルされた ECG 波形に対し非常によく動作する。実際には、しかしながら、記憶された時間領域サンプルは、しばしばより低い周波数を有し、時々、例えば 60 Hz に至るダウンサンプル (downsample) になる。より低い周波数でサンプルされたデータが使われる時、VPW - FRI アルゴリズムは、波形の全ての重要な特徴を正確に再生し得ない。このことは、図 7A および 7B に説明されており、入力データが 360 Hz の最初の

データではなく、代わりに解析および再構築に 6 における 1 つのみの最初のサンプルが使用された、60 Hz のサンプル周波数で取り除かれたデータセットであるときの、図 7 A の波形の V P W - F R I 再構築および最初の 360 Hz でサンプルされた E C G 波形を示している。図 7 B に見られるように、R のピークは、振幅において強いオーバーシュートを有し、図 7 A における小さい S のピークは、本質的に図 7 B において不存在である。

【0042】

[0050] 図 8 は、周波数領域における図 7 A の最初の波形と図 7 B の再構築された波形の差異を説明している。図 8 において、点線は、最初の 360 Hz でサンプルされた波形の D F T を示している。実線は、60 Hz のサンプルセットから V P W - F R I パラメータの抽出を生じている、例えば図 4 のブロック 412 において、方程式 2 により発生された D F T 係数を示している。実際のスペクトルと再構築されたスペクトル間の狂いは、約 30 Hz を超え大きくなる（サンプリング周波数 60 Hz に対応している）。一般的に、30 から 100 Hz までの周波数に対し、再構築は振幅を多く見積もりすぎる。これは、図 7 A および 7 B の時間領域データにおいて見られるオーバーシュートおよび損なわれた S のピークを発生する。

【0043】

[0051] ダウンサンプルされた最初のデータで信号再構築を改善するために、対数スケールにおいて、E C G 波形の D F T 係数の振幅が、60 ~ 100 Hz において基本的に信号がノイズになるまで約 10 ~ 15 Hz 上の推移領域において、放物線状の関数形状を追尾する傾向にあることが、観察されてきた（対数スケールにおいて）。この領域は、図 8 における 812 を意味する。しかしながら、異なる E C G 波形は、この領域でより広いまたはより狭い放物線状の形状を有し得、通常この放物線状の形状を示す E C G 波形の上へまたは下へ変化させられ得る。

【0044】

[0052] この観察は、それらが一般的に観察された放物線状の形状を追尾するように、入力データサンプル周波数より高い周波数に対応した m の指標に対し方程式 2 により出力された D F T 係数の大きさを調整することにより、うまく利用され得る。調整のために使用する適切な、2 次多項式（second order polynomial）を見つけるために、入力サンプル周波数の約 15 Hz に対応した推移領域における再構築された D F T データの対数は、 $m^2 +$ の形のパラメータ化された放物線に合致する。この領域は、図 8 に示されたおよそライン 814 からライン 816 へ拡張する。これは、再構築の処理における方程式 2 から出力された最初の D F T 係数が、実際のデータの D F T をよく追尾するスペクトルの領域である。放物線は、0 Hz において中心となるので、線形の期間の必要性はなく、放物線は下方に開いているので、係数は負でありえる。パラメータ および は、方程式 2 により発生された D F T 係数の振幅と、方程式 8 において示されるように公式 $\log X[m] = m^2 +$ により発生された D F T 係数の振幅との差異を最小化する および の数値を見つけることにより決定され得、 $X[m]$ は、図 8 の線 814 と 816 の間の領域において方程式 2 により生成された D F T の大きさである。

【数 13】

$$\operatorname{argmin} \| \log X[m] - \alpha m^2 - \beta \|^2 \text{ over } \{\alpha, \beta\} \quad (8)$$

【0045】

[0053] 一度パラメータ および が決定された後、方程式 2 により生成された D F T 係数の大きさは、最初の D F T 係数が、スペクトルをうまく再生しないサンプル周波数上の領域において（位相を変えることなく）調整され得る。このように、入力サンプル周波数上の、周波数に対応した D F T 係数に対し、D F T 係数は、方程式 9 に応じて変更され

得る。

【数 1 4】

$$\hat{X}[m] = \frac{\hat{X}[m]}{|X[m]|} e^{am^2 + \beta} \quad (9)$$

【 0 0 4 6 】

10

[0054] この生成の結果は、グラフを使って図 9 および 10 において説明されている。図 9 において、最初の方程式 2 の出力から変更された D F T 係数のセットが、説明されている。図 9 の実線は、線 8 1 4 によって示された 0 H z から約 3 0 H z にいたるまでの領域に対する方程式 2 から出力された D F T 係数のグラフである。線 1 0 1 6 によって示された 3 0 H z から約 1 0 0 H z (もしくは超えて) にいたるまでの D F T 係数に対し、方程式 9 によって変化されたように、方程式 2 によって出力された D F T 係数である振幅を、D F T 係数は、有している。D F T は、今度は 1 0 0 H z またはそれを超える全行程の 1 5 H z と 3 0 H z の間で定義された放物線状の形状を追尾する。実際には、6 0 を超え 8 0 H z の D F T 係数は、再構築においてほとんど影響しない。図 1 0 A は、図 7 A に示されていると同様に、3 6 0 H z にてサンプルされた最初の時間領域波形を示している。図 1 0 B は、図 9 の実線の D F T において I D F T を実行することによって生成された時間領域波形を示している。3 0 H z から上方の修正で、図 1 0 B において、R のピークのオーバーシュートが取り除かれ、今度は S のピークが再生されていることが見られる。

20

【 0 0 4 7 】

[0055] 図 1 1 は、この修正方法を説明しているフローチャートである。概して、それは、上記で表現された付加的な修正ステップとともに、図 4 の流れを追尾する。また、図 4 の参照とともに上記で表現されたように、記憶されたパラメータ a_k 、 t_k 、 c_k および d_k が、ブロック 1 1 1 0 において回収される。記憶されたパラメータから、ブロック 1 1 1 2 において、正の m の周波数指標に対する D F T 係数は、方程式 2 および回収されたパラメータを用いて計算される。負の m の周波数指標に対する係数は、方程式 2 により生成された正の m の数値の複素共役を取ることにより再度計算され得る。ブロック 1 1 1 4 において、D F T 係数のいくつかは、所定の関数の形に合致させるために調整される。E C G 波形に対し、放物線状の関数の形状は、適切に発見される。他の波形ソースに対し、異なる関数の形状が割り当てられる。ブロック 1 1 1 6 において、逆離散型フーリエ変換 (I D F T) は、最初の時間領域信号を提供する時間領域の数値セットを生成し D F T 係数において実行される。

30

【 0 0 4 8 】

[0056] 図 2 の参照とともに上記に表現されたデータ解析の過程の間に、およびのパラメータは生成されることが理解されよう。この実施において、放物線状カーブの合致は、方程式 2、適切な および を生成すること、および、次に他の V P W - F R I パラメータに沿ってこれらの数値を記憶することを用いて抽出された V P W - F R I パラメータ a 、 t 、 c および d から D F T 係数を生成することにより実行され得る。これは、再構築の間、放物線状カーブの合致を実行する必要を除外する。

40

【 0 0 4 9 】

[0057] 上記された方法は、幅広い種類のシステムにおいて実施され得る。図 1 2 A は、V P W - F R I 法を実行するように構成された 1 つのデバイスのブロック図を説明している。デバイスはプロセッサ 1 2 1 0 を含み得る。プロセッサ 1 2 1 0 はまた、中央処理ユニット (C P U) とも称され得る。読取専用メモリ (R O M) とランダムアクセスメモリ (R A M) との両方を含みうるメモリ 1 2 1 2 は、命令およびデータをプロセッサ 1 2 1 0 に提供する。メモリ 1 2 1 2 の一部は、不揮発性ランダムアクセスメモリ (N V R A

50

M) も含み得る。プロセッサ 1 2 1 0 は通常、メモリ 1 2 1 2 内に記憶されたプログラム命令に基づいて、論理および算術動作を実行する。メモリ 1 2 1 2 内の命令は、本明細書に記載された V P W - F R I モデルの方法を実行するために実行可能であり得る。例えば、メモリ 1 2 1 2 内の命令は、図 2 , 4 および 1 1 に示すように波形の解析および / または再構築のための信号処理のステップのシーケンスを実行するためにプロセッサ 1 2 1 0 により実行可能であり得る。

【 0 0 5 0 】

[0058] プロセッサ 1 2 1 0 は、リモート信号ストレージ 1 2 2 0 またはローカル信号ストレージ 1 2 1 8 から、時間領域において入力信号の N 個 (ここで N は正の実数) のサンプルを受信するように構成され得る。さらに、プロセッサ 1 2 1 0 は、上記したように周波数領域で変換係数 $X(m)$ を発生させるため D F T アルゴリズムを利用して N 個のサンプルを変換し得る。代替として、信号ストレージは、最初の時間領域信号の D F T 係数を記憶し得、およびこれらは、プロセッサ 1 2 1 0 により実行されるアルゴリズムに対して始点として使用され得る。変換係数 (プロセッサ 1 2 1 0 により発生されたか、または受信されたかの)、特に、正の周波数に関連した係数のセットであるサブセット M M は、プロセッサ 1 2 1 0 により選択され得る。変換係数のサブセット M M は、次に、V P W - F R I パラメータを定義するためにプロセッサにより使用され得る。これらのパラメータは、次に、信号ストレージ 1 2 1 8 または 1 2 2 0 において最初のデータの圧縮されたバージョンとして記憶され得る。最初のデータは、次に、他の場所へ捨てられるか記憶される。プロセッサは、また、信号記憶メモリ 1 2 1 8 または 1 2 2 0 から V P W - F R I パラメータを回収するように構成され得る。プロセッサは、次に、上記の方法を用いて D F T 係数を発生し得、時間領域波形を再構築するために発生された D F T 係数において I D F T を実行し得る。ディスプレイ 1 2 1 4 またはプリンタのような出力デバイスは、最初のまたは、再構築された時間領域データを表示するために使用され得る。

【 0 0 5 1 】

[0059] 信号ストレージメモリ 1 2 1 8 および / または 1 2 2 0 は、E C G 信号データベースを備え得る。プロセッサ 1 2 1 0 は、次に、それらを入力 E C G 信号として使用し得、V P W - F R I アルゴリズムを使って計算されたパラメータとして記憶し得る。そのようなパラメータとしての E C G 信号の記憶は、そのような E C G 信号を保管するのに必要なメモリ割り当てを減少し得る。図 1 2 A のシステムは、例えば、病院において、患者の医療的な経緯の記録の一部として E C G 信号を効果的に保管するために採用され得る。

【 0 0 5 2 】

[0060] 図 1 2 A において、分離した構成要素の番号が説明されているが、当業者なら、1 つまたは複数の構成要素が、組み合わせられ得、または一般に実装され得ることを認識するであろう。さらに、図 1 2 A において説明されている構成要素の各々は、複数の分離した要素を用いて実装され得る。

【 0 0 5 3 】

[0061] 図 1 2 B および 1 2 C は、地理的に分離し得る異なるプロセッサ 1 2 1 0 が、信号解析および信号再構築を分離して実行し得ることを説明しているブロック図である。図 1 2 B において、プロセッサ 1 2 1 0 は、プロセスの信号解析部分を実行することに専念させられている。このプロセッサは、時間領域サンプルを取得し、および V P W - F R I パラメータを生成する。図 1 2 C において、プロセッサは、再構築することに専念させられている。このプロセッサは、入力として V P W - F R I パラメータを取得し、および、出力として再構築された時間領域サンプルを生成する。

【 0 0 5 4 】

[0062] 図 1 3 は、上記された方法が実装され得る他のシステムを説明している。このシステムにおいて、パッチ E C G モニタ (patch ECG monitor) 1 3 0 0 は、E C G 電極 1 3 1 2 を包含し、および、例えば歩行可能な心臓病患者のモニタリングデバイスのような対象に接着剤で搭載されている。電極からの信号は、信号の時間領域サンプルを生成する A / D コンバータ 1 3 1 4 へ送られる。これらのサンプルは、上記されたパルス幅、時

間および対称、非対称な振幅のV P W - F R Iパラメータを生成するように構成されている信号処理回路1316に送られる。これらは、携帯電話、タブレット、または他の可搬電子システムのようなモバイルデバイス1340にアンテナ1318を介してワイヤレスにて送られ、それは、アンテナ1342を介してパラメータを受信し、およびパラメータをモバイルデバイス1340における信号処理回路1344へ送る。上記したように、信号処理回路は、また、上記された再構築の間のカーブの合致のために、およびパラメータを生成し、およびそれらをモバイルデバイス1340に送り得る。パッチ1300の要素が、同じ物理基板と一緒に搭載されることを必要とせず、様々な方法にて分裂され得ることが理解されよう。

【0055】

10

[0063] モバイルデバイス1340における信号処理回路1344は、モバイルデバイス1340において計算されるかまたはパッチモニタ1300から受信されたとパラメータおよびV P W - F R Iパラメータを用いてE C G波形を再構築するように構成され得る。再構築された信号は、ディスプレイ1346に表示され、および、モバイルデバイスにおけるキーパッド/タッチスクリーン1348で操作され得る。モバイルデバイスは、また、物理学者等による再調査や、記憶のために、インターネットのような外部のネットワークに再構築された波形および/またはパラメータのどちらかを送信するように構成され得る。

【0056】

[0064] ボディーに搭載されたシステム1300は、できるだけ小電力で使用されるため、オンボディーシステム1300からモバイルデバイス1340へ送信されなければならないデータの量を最小化すること、およびA / Dコンバータのサンプリング周期を最小化することが有利である。上記された方法により提供された正確な再構築および圧縮が、オンボディーシステム1300により消費される電力を削減できる。

20

【0057】

[0065] 本明細書にて開示された実施と関連付けて説明される様々な実例となる論理、論理ブロック、モジュール、およびアルゴリズムステップは、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施され得る。ハードウェアおよびソフトウェアの互換性は、概して機能性の点から説明され、様々な実例となる要素、ブロック、モジュール、回路、および上記で説明されたステップで説明されている。このような機能が、ハードウェアまたはソフトウェアで実施されるか、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。

30

【0058】

[0066] 本明細書にて開示された態様に関連付けて説明された様々な実例となる論理、論理ブロック、モジュール、および回路を実施するために使用されるハードウェアならびにデータ処理装置は、汎用単一チップのプロセッサまたは汎用マルチチップのプロセッサ、デジタル信号プロセッサ(D S P)、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)、あるい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論理、離散ハードウェアコンポーネント、または本明細書にて説明された機能を実行するために設計された、それらの任意の組合せで実施または実行され得る。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、コントローラ、マイクロコントローラ、またはステートマシン(state machine)であり得る。プロセッサはまた、例えば、D S Pとマイクロプロセッサの組み合わせ、複数のマイクロプロセッサ、D S Pコアと連携した1つまたは複数のマイクロプロセッサ、あるいは任意の他のこのような構成であるコンピューティングデバイスの組み合わせとして実装され得る。いくつかの実施では、特定のステップおよび方法は、所与の機能に特有である回路により実行され得る。

40

【0059】

[0067] 1つまたは複数の状態では、説明された機能は、本明細書で開示された構造、およびこれらの構造的均等物を含む、ハードウェア、デジタル電子回路、コンピュータソ

50

フトウェア、ファームウェアまたはこれらの任意の組み合わせで実装され得る。本明細書で説明される主題の実施はまた、データ処理装置による実行のための、またはデータ処理装置の動作を制御するためのコンピュータ記憶媒体で符号化された、1つまたは複数のコンピュータプログラム、つまりコンピュータプログラムの命令の1つまたは複数のモジュール、として実施されることができる。

【0060】

[0068] ソフトウェアで実装されるとき、機能は、コンピュータ可読媒体上の1つまたは複数の命令またはコードとして、記憶または送信され得る。本明細書に開示される方法またはアルゴリズムのステップは、コンピュータ可読媒体上に存在しうるプロセッサ実行可能なソフトウェアモジュールに実装され得る。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された任意の媒体を含むコンピュータ記憶媒体および通信媒体の両方を含む。記憶媒体は、コンピュータによりアクセスされう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、そのようなコンピュータ可読媒体は、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、コンピュータによりアクセスされうるRAM、ROM、EEPROM、CD-ROM、または他の光ディスク記憶デバイス、磁気ディスク記憶デバイス、または他の磁気記憶デバイス、あるいは任意の他の媒体を含み得る。また、任意の接続は、コンピュータ可読媒体と適切に名づけられることができる。本明細書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、デジタル汎用ディスク(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、通常、ディスク(disk)は、データを磁氣的に再生し、一方、ディスク(disc)はデータをレーザーで光学的に再生する。上記の組み合わせもまた、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うる、機械可読媒体およびコンピュータ可読媒体上で、1つの、または任意の組み合わせの、またはセットのコードおよび命令として存在し得る。

【0061】

[0069] 本開示にて説明される実装への様々な変更は、当業者にとって容易に明らかであり、および、本明細書で定義される一般的な原理は、本開示の精神または範囲から逸脱することなく他の実装に適用され得る。これにより、本開示は、本明細書にて示される実装に限定されるように意図されず、本明細書にて開示される請求項、原理および新規な特徴と一致する最も広い範囲を与えられることとなる。「例示的」という言葉は、もっぱら本明細書では、「例、事例、または実例としての供給」を意味し、使用される。「例示的な」ものとして、本明細書にて説明される実施は、他の実施に対して、必ずしも、好ましいまたは利点があるものと解釈されるものではない。

【0062】

[0070] 別個の実施に照らして本明細書で説明された、ある特徴もまた、単一の実施で組み合わせで実施されることができる。反対に、単一の実施に照らして説明された様々な特徴もまた、多重の実施で別個に、または任意の適したサブコンビネーションで実施されることができる。さらに、特徴はある組み合わせで作用するように上記で説明され、および最初でもそのように特許請求され得るが、特許請求される組み合わせからの1つまたは複数の特徴は、いくつかの場合では、その組み合わせから削除され得、特許請求される組み合わせは、サブコンビネーション、またはサブコンビネーションのバリエーションに向けられ得る。

【0063】

[0071] 類似して、動作は、特定の順序で図面に書き描かれる一方で、このことが、所望の結果を達成するために、実行されるそのような動作が、示された特定の順序でまたは連続した順序で実行されること、または全ての説明された動作が実行されることを要求するものとして理解されるべきではない。さらに、図面は、フロー図の形式において1つまたは複数の例示のプロセスを図的に描かれ得る。しかしながら、描かれていない他の動作

は、図的に説明される例示のプロセスに組み込まれ得る。例えば、1つまたは複数の付加的な動作が、前に、後に、同時にまたは任意の説明された動作の間に、実行され得る。ある環境では、マルチタスクおよび平行処理は利点があることがあり得る。さらに、上記で説明された実施における様々なシステム要素の分離が、全ての実施の中でそのような分離を要求することとして理解されるべきではなく、説明されたプログラム要素およびシステムは、概して、単一のソフトウェア製品に共に集積され得、または多重のソフトウェア製品にパッケージされ得ると理解されるべきである。加えて、他の実施は、以下の請求項の範囲内である。いくつかの場合では、請求項に列挙された動作は、異なる順序で実行され得、それでもなお所望の結果を達成する。

【図 1 A】

図 1A

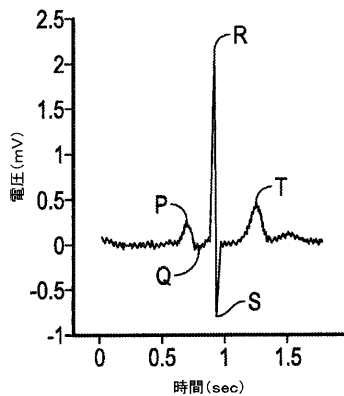


FIG. 1A

【図 1 B - 1】

図 1B-1

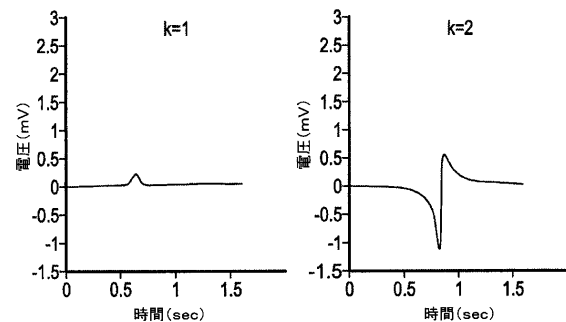


FIG. 1B-1

【図 1 B - 2】

図 1B-2

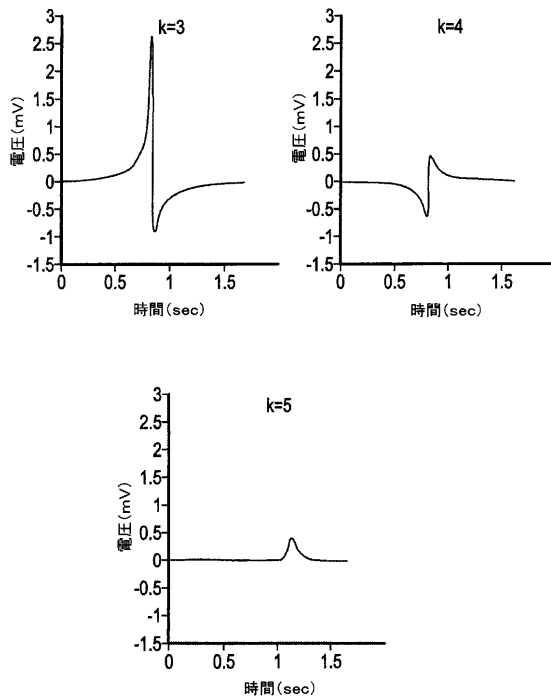


FIG. 1B-2

【図 1 C】

図 1C

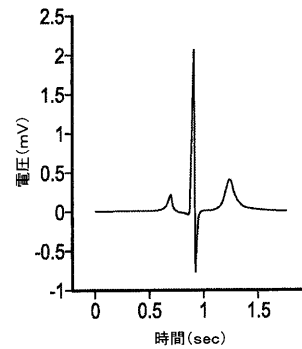


FIG. 1C

【図 2】

図 2

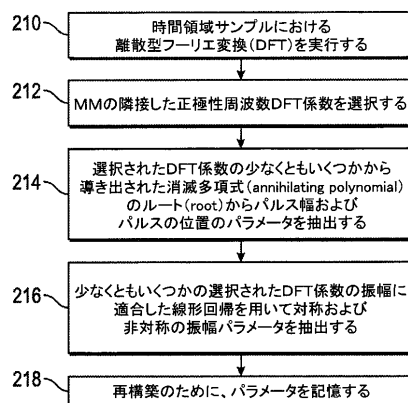


FIG. 2

【図 3】

図 3

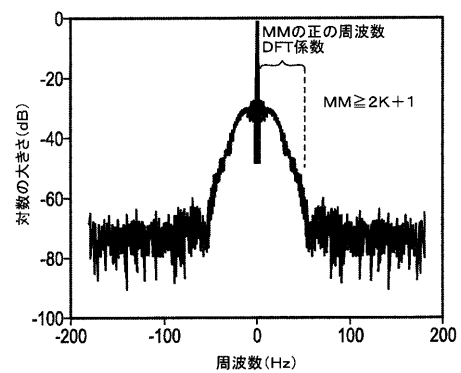


FIG. 3

【 図 4 】

図 4

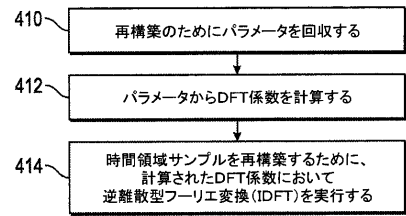


FIG. 4

【 図 5 】

図 5

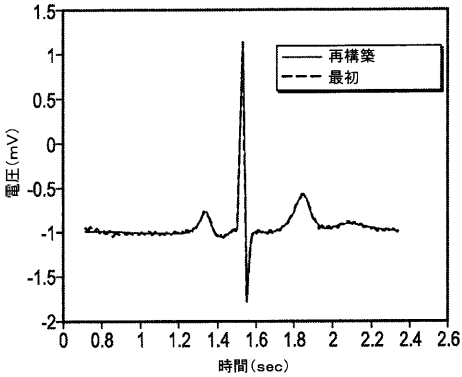


FIG. 5

【 図 6 】

図 6

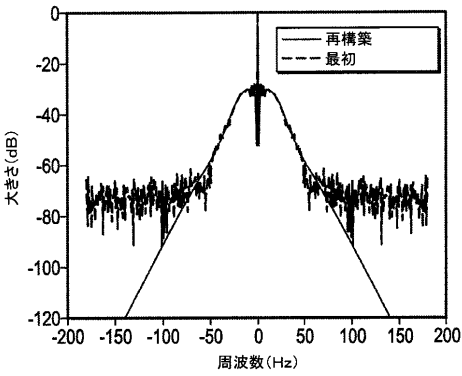


FIG. 6

【 図 7 A 】

図 7A

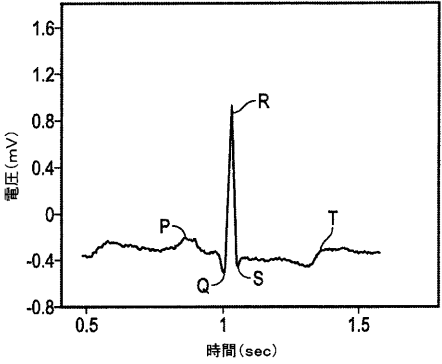


FIG. 7A

【図 7 B】

図 7B

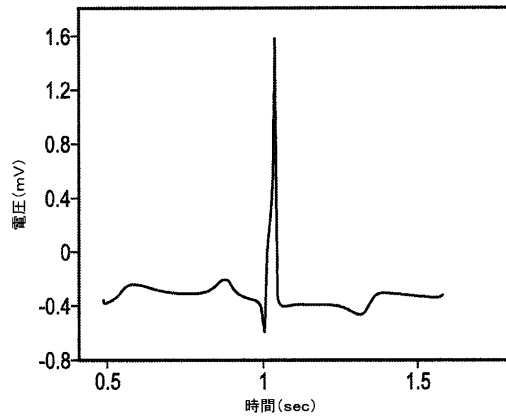


FIG. 7B

【図 8】

図 8

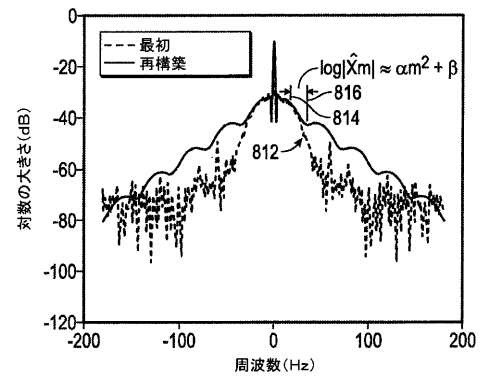


FIG. 8

【図 9】

図 9

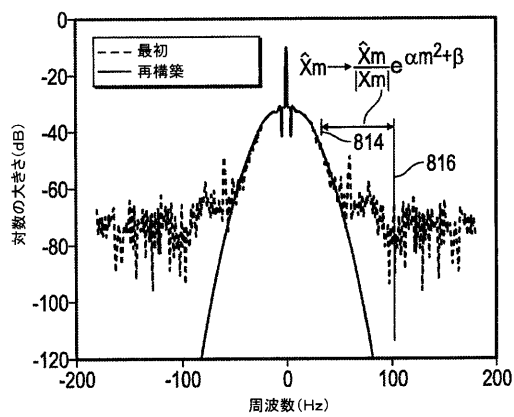


FIG. 9

【図 10 A】

図 10A

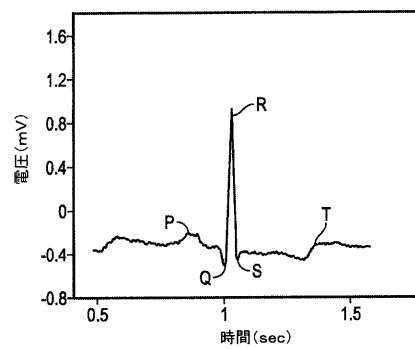


FIG. 10A

【図 10 B】

図 10B

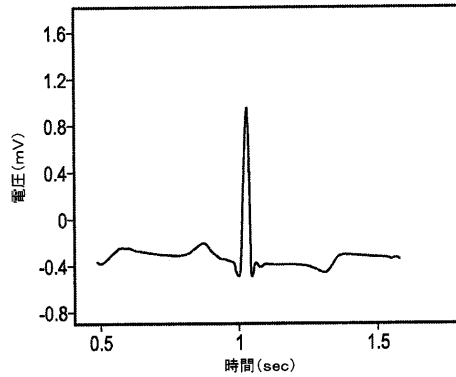


FIG. 10B

【図 11】

図 11

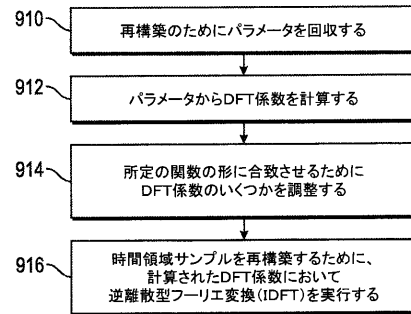


FIG. 11

【図 12 A】

図 12A

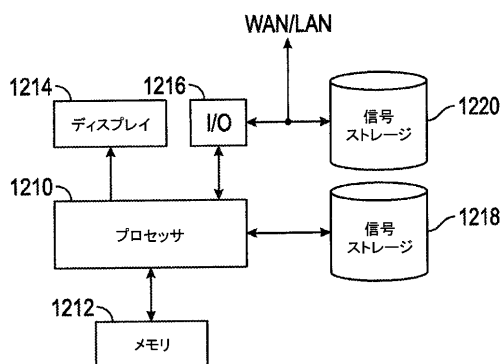


FIG. 12A

【図 12 B】

図 12B

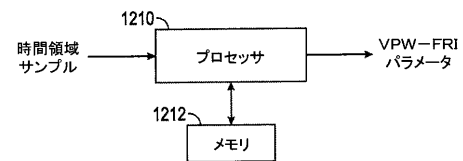


FIG. 12B

【図 12 C】

図 12C

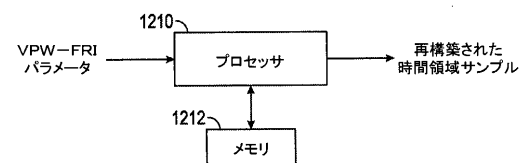


FIG. 12C

【図 13】

図 13

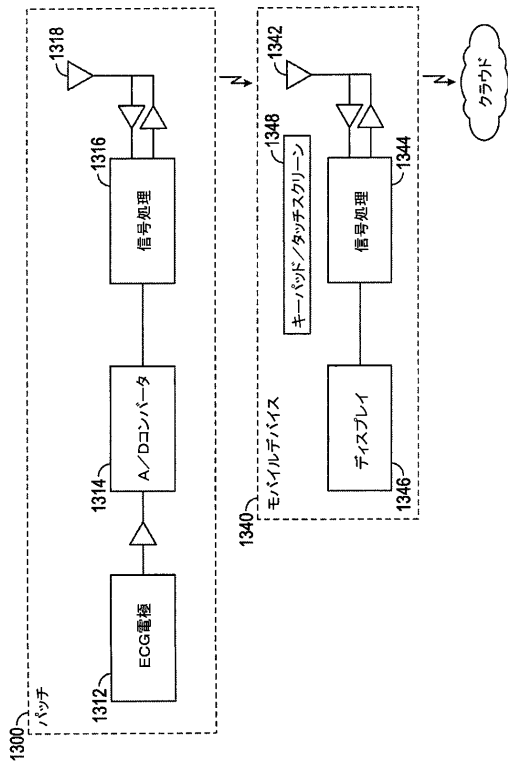


FIG. 13

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2013/031332

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06F17/14 H03M7/30 A61B5/00 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) G06F H03M 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) EP0-Internal, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X, P	Baechler G: "Sensing ECG signals with Variable Pulse Width Finite Rate of Innovation", Master's Thesis, Communication Systems, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland, 16 March 2012 (2012-03-16), XP055120865, Retrieved from the Internet: URL: http://infoscience.epfl.ch/record/185238/files/thesis.pdf [retrieved on 2014-05-30] title page; page iii section 1.1.1 sections 2.2 and 3.2.2 section 3.3.2 -/--	1-34
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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
18 August 2014		22/08/2014
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
		Domingo Vecchioni, M

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/031332

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
L	-& Anonymous: "Sensing ECG signals with variable pulse width finite rate of innovation", EPFL Infoscience record, 26 February 2014 (2014-02-26), XP055122033, Retrieved from the Internet: URL: http://infoscience.epfl.ch/record/185238 [retrieved on 2014-06-06] the whole document	
A, P	QUICK R F ET AL: "Extension of FRI for modeling of electrocardiogram signals", 2012 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 28 AUGUST - 1 SEPTEMBER 2012, SAN DIEGO, CA, USA, 28 August 2012 (2012-08-28), pages 2909-2912, XP055053558, DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346572 ISBN: 978-1-42-444120-4 the whole document	1-34
A	OUAMRI A ET AL: "ECG compression method using Lorentzian functions model", DIGITAL SIGNAL PROCESSING, vol. 17, no. 1, 2 December 2006 (2006-12-02), pages 319-326, XP005724191, ISSN: 1051-2004, DOI: 10.1016/J.DSP.2006.07.003 sections 1-3 sections 5.1, 5.2; figures 1-3	1-34
A	Naït-Ali A: "Compression of physiological signals" In: "Compression of Biomedical Images and Signals", 2008, ISTE and John Wiley & Sons, XP055121451, pages 129-153, sections 6.1, 6.4.3 section 6.4.4.1.1 section 6.4.4.2 section 6.4.5, paragraphs 1, 2	1-34
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/031332

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	NIRANJAN U ET AL: "ECG component delineation by Prony's method", SIGNAL PROCESSING, vol. 31, no. 2, March 1993 (1993-03), pages 191-202, XP026671027, ISSN: 0165-1684, DOI: 10.1016/0165-1684(93)90065-I [retrieved on 1993-03-01] sections 1-3, 6.1 -----	1-34
A	CLIFFORD G D ET AL: "Model-based filtering, compression and classification of the ECG", INTERNATIONAL JOURNAL OF BIOELECTROMAGNETISM, vol. 7, no. 1, 2005, pages 158-161, XP055094653, ISSN: 1456-7857 sections 1, 2.1, 2.2 -----	1-34
A	MAGGS J E ET AL: "Generality of deterministic chaos, exponential spectra, and Lorentzian pulses in magnetically confined plasmas", PHYSICAL REVIEW LETTERS, vol. 107, no. 18, 185003, October 2011 (2011-10), XP055121534, ISSN: 0031-9007, DOI: 10.1103/PhysRevLett.107.185003 page 2 and 3: equation (3), figures 1-3 -----	1-34
A	KING F W: "Efficient numerical approach to the evaluation of Kramers-Kronig transforms", JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA B, vol. 19, no. 10, October 2002 (2002-10), pages 2427-2436, XP055122017, ISSN: 0740-3224, DOI: 10.1364/JOSAB.19.002427 section 5: equations (55) and (56) -----	1-34
A	BLOOR D ET AL: "Optical properties of bis (p-Toluene Sulphonate) diacetylene - II. Low-temperature spectra", PHYSICA STATUS SOLIDI, vol. 39, 1997, pages 607-614, XP055122046, section 2.1, paragraphs 1 and 2; equation (1) ----- -/--	1-34

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/031332

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	HAO Y ET AL: "Compression of ECG as a signal with Finite Rate of Innovation", 27TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (IEEE-EMBS 2005), 1-4 SEPTEMBER 2005, SHANGHAI, CHINA, September 2005 (2005-09), pages 7564-7567, XP010908229, DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616262 ISBN: 978-0-7803-8741-6 cited in the application sections I-IV	1-34
T	----- BAECHLER G ET AL: "Finite rate of innovation based modeling and compression of ECG signals", 2013 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ACOUSTICS, SPEECH AND SIGNAL PROCESSING (ICASSP 2013), 26-31 MAY 2013, VANCOUVER, CANADA, 26 May 2013 (2013-05-26), pages 1252-1256, XP032508088, ISSN: 1520-6149, DOI: 10.1109/ICASSP.2013.6637851 [retrieved on 2013-10-18] the whole document	
T	----- Nair A et al: "Multichannel ECG analysis using VPW-FRI", 10th International Conference on Sampling Theory and Applications (SampTA2013), 1-5 July 2013, Bremen, Germany, 1 July 2013 (2013-07-01), pages 125-128, XP055120861, Retrieved from the Internet: URL:http://www.eurasip.org/Proceedings/Ext/SampTA2013/papers/p125-nair.pdf [retrieved on 2014-05-30] the whole document -----	

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, RS, 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, ID, 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 ベーチェラー、ジル
スイス国、シーエイチ - 1 7 5 6 オナン・エフアール、ルット・ドウ・ラ・ピエラ - ファタ 3
1

(72)発明者 ホルマティ、アリ
スイス国、シーエイチ - 1 0 2 2 ルナン、シャバンヌ - ブレ - ルナン、シュマン・ドウ・ベルジ
ユ 1 0

Fターム(参考) 4C027 AA02 KK03
5B056 BB12