

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4410510号  
(P4410510)

(45) 発行日 平成22年2月3日(2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日(2009.11.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0428 (2006.01)

A 6 1 B 5/044 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 B

A 6 1 B 5/04 3 1 4 G

請求項の数 20 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2003-284671 (P2003-284671)	(73) 特許権者	500507146
(22) 出願日	平成15年8月1日(2003.8.1)		ジーイー・メディカル・システムズ・イン
(65) 公開番号	特開2004-65981 (P2004-65981A)		フォメーション・テクノロジーズ・インコ
(43) 公開日	平成16年3月4日(2004.3.4)		ーポレーテッド
審査請求日	平成18年7月27日(2006.7.27)		アメリカ合衆国・53223・ウィスコン
(31) 優先権主張番号	10/064,634		シン州・ミルウォーキー・ウエスト タワ
(32) 優先日	平成14年8月1日(2002.8.1)		ー アベニュー・8200
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100137545

弁理士 荒川 聡志

(74) 代理人 100105588

弁理士 小倉 博

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フィルタ補正心電図データをリアルタイム表示する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遅延が導入された波形データを処理し、該遅延の影響が克服又は軽減された波形データを表示装置に表示する方法(300)において、

表示領域を第1の部分(404)と、前記第1の部分(404)にすぐ隣接する第2の部分(402)とに配分することから成り、

前記第1の部分(404)は、判定された前記遅延にまでさかのぼる最も近い時点で受信されたデータから成る波形データの第1のセグメントを表示するために使用され、

前記第2の部分(402)は、波形データのその他の部分から成る波形データの第2のセグメントを表示するために使用され、

前記第1の部分(404)で表示されるデータには、部分基線補正のために連続変化振幅レベル調整が適用されており、前記第2の部分(402)で表示されるデータには、それ以上の振幅レベル調整を伴わない基線補正振幅調整が適用されている方法(300)。

【請求項 2】

前記基線調整は対称有限インパルス応答フィルタを介して適用される請求項1記載の方法(300)。

【請求項 3】

前記対称有限インパルス応答フィルタは約0.5秒から約3.0秒の時間遅延で所定のデータサンプルを中心としている請求項2記載の方法(300)。

【請求項 4】

波形データは、波形データが初めに前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) に現れ、その後、前記基線振幅調整を受けながら前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) を通ってスクローリングし、その後、それ以上の基線調整を適用されずに前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) に現れ、前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) を通ってスクローリングするように前記表示領域に沿ってスクローリングされる請求項 1 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 5】

前記表示領域の前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) がワイパーバーの一方の縁部に沿ってワイパーバーに従い、それに隣接して動くように、前記表示領域に沿ってワイパーバーがスクローリングされる請求項 1 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 6】

順次波形データサンプルをフィルタ補正し且つ表示する方法 ( 3 0 0 ) において、  
格納されている未補正データサンプルのシーケンスをシフトすること ( 3 0 2 ) と、  
新たな未補正データサンプルを受信し且つ格納すること ( 3 0 4 ) と、  
前記格納されている未補正データサンプル及び前記新たな未補正データサンプルを使用して基線推定補正を計算すること ( 3 0 6 ) と、  
格納されている補正済みデータサンプルのシーケンスをシフトし、その後、前記格納されている未補正データサンプルのうちの特定の 1 つに前記基線推定補正を適用することにより新たな補正済みデータサンプルを判定すること ( 3 0 8 ) と、  
前記格納されている未補正データサンプルのうちの前記特定の 1 つの後に続いて格納されている前記未補正データサンプルの各々と、前記新たな未補正データサンプルとに前記基線推定補正を適用することにより、一時表示データサンプルのシーケンスを作成すること ( 3 1 2 ) と、  
前記補正済みデータサンプルのシーケンス、前記新たな補正済みデータサンプル及び前記一時表示データサンプルのシーケンスを表示すること ( 3 1 4 ) から成る方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 7】

前記基線推定補正は対称有限インパルス応答フィルタにより実現される請求項 6 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 8】

前記格納されている未補正データサンプルのうちの前記特定の 1 つは前記格納されている未補正データサンプルの中の中央に位置している請求項 7 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 9】

前記基線推定補正は、前記新たな未補正データサンプルを受信し且つ格納することに関して約 0 . 5 秒から約 3 . 0 秒の遅延で適用される請求項 7 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 10】

前記波形データサンプルは心電図データを表現する請求項 6 記載の方法 ( 3 0 0 )。

【請求項 11】

被検体から E C G 信号を検出する一組の電極 ( 1 1 0 ) と、  
前記一組の電極 ( 1 1 0 ) により検出された前記 E C G 信号を調整する信号調整回路 ( 1 2 5 ) と、  
前記信号調整回路 ( 1 2 5 ) からの、遅延が導入された調整済み信号を処理するプロセッサ ( 1 3 0 ) と、  
前記プロセッサ ( 1 3 0 ) により生成された E C G 波形データを表示する表示装置 ( 1 3 5 ) とを具備し、前記表示装置 ( 1 3 5 ) は、  
第 1 の部分 ( 4 0 4 ) と、前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) にすぐ隣接する第 2 の部分 ( 4 0 2 ) とを有する表示領域を更に具備し、  
前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) は、判定された前記遅延にまでさかのぼる最も近い時点で受信されたデータから成る波形データの第 1 のセグメントを表示するために使用され、  
前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) は、波形データのその他の部分から成る波形データの第 2 のセグメントを表示するために使用され、

10

20

30

40

50

前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) で表示されるデータには、部分基線補正のために連続変化振幅レベル調整が適用されており、前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) で表示されるデータには、それ以上の振幅レベル調整を伴わない基線補正振幅調整が適用されている E C G システム。

【請求項 1 2】

前記基線調整は対称有限インパルス応答フィルタを介して適用される請求項 1 1 記載の E C G システム ( 1 0 0 )。

【請求項 1 3】

前記対称有限インパルス応答フィルタは約 0 . 5 秒から約 3 . 0 秒の時間遅延で所定のデータサンプルを中心としている請求項 1 2 記載の E C G システム ( 1 0 0 )。

【請求項 1 4】

前記波形データは、前記波形データが初めに前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) に現れ、その後、前記基線振幅調整を受けながら前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) を通ってスクローリングし、その後、それ以上の基線調整を適用されずに前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) に現れ、前記第 2 の部分 ( 4 0 2 ) を通ってスクローリングするように前記表示領域に沿ってスクローリングされる請求項 1 1 記載の E C G システム ( 1 0 0 )。

【請求項 1 5】

前記表示領域の前記第 1 の部分 ( 4 0 4 ) がワイパーバーの一方の縁部に沿ってワイパーバーに従い、それに隣接して動くように、前記表示領域に沿ってワイパーバーがスクローリングされる請求項 1 1 記載の E C G システム ( 1 0 0 )。

【請求項 1 6】

順次波形データサンプルをフィルタ補正し且つ表示するための機械読み取り可能なコンピュータプログラムコードと、

コンピュータに、

格納されている未補正データサンプルのシーケンスをシフトすること ( 3 0 2 ) と、

新たな未補正データサンプルを受信し且つ格納すること ( 3 0 4 ) と、

前記格納されている未補正データサンプル及び前記新たな未補正データサンプルを使用して基線推定補正を計算すること ( 3 0 6 ) と、

格納されている補正済みデータサンプルのシーケンスをシフトし、その後、前記格納されている未補正データサンプルのうちの特定の 1 つに前記基線推定補正を適用することにより新たな補正済みデータサンプルを判定すること ( 3 0 8 ) と、

前記格納されている未補正データサンプルのうちの前記特定の 1 つの後に続いて格納されている前記未補正データサンプルの各々と、前記新たな未補正データサンプルとに前記基線推定補正を適用することにより、一時表示データサンプルのシーケンスを作成すること ( 3 1 2 ) と、

前記補正済みデータサンプルのシーケンス、前記新たな補正済みデータサンプル及び前記一時表示データサンプルのシーケンスを表示すること ( 3 1 4 ) から成る方法 ( 3 0 0 ) を実現させるための複数の命令とを具備する記憶媒体。

【請求項 1 7】

前記基線推定補正は対称有限インパルス応答フィルタにより実現される請求項 1 6 記載の記憶媒体。

【請求項 1 8】

前記格納されている未補正データサンプルのうちの前記特定の 1 つは前記格納されている未補正データサンプルの中の中央に位置している請求項 1 7 記載の記憶媒体。

【請求項 1 9】

前記基線推定補正は、前記新たな未補正データサンプルを受信し且つ格納することに関して約 0 . 5 秒から約 3 . 0 秒の遅延で適用される請求項 1 7 記載の記憶媒体。

【請求項 2 0】

前記波形データサンプルは心電図データを表現する請求項 1 6 記載の記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

## 【 0 0 0 1 】

本開示は一般にフィルタ補正波形データをリアルタイム表示する方法に関し、特に、フィルタ補正心電図データをリアルタイム表示する方法及び装置に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

心臓サイクルの心電図（ E C G ）は患者の身体の表面に配置された複数対の感知電極で検出され、左右の心房及び心室の周期的な P Q R S T 電気活性化シーケンスにより特徴づけられる反復波形である。 P Q R S T シーケンスは順次起こる心房の脱分極及び収縮、並びにその後にかかる心室の脱分極及び収縮と関連しており、連続する P Q R S T 複合体が基線又は等電位領域により分離されている。

10

## 【 0 0 0 3 】

図 1 に示すように、 P Q R S T 電気活性化シーケンスは、心房の脱分極及び収縮を示す P 波で始まる。次に、心室の脱分極及び収縮を示す Q R S 複合体が続く。 S T セグメント時間遅延の終了時の T 波は心室の再分極と関連している。 1 対の感知電極で全く損なわれていない A - V 活性化が検出される P Q R S T 電気活性化シーケンスの形状は正しく予測可能である。正常な心拍数の範囲内で順次起こる P 波、 R 波及び T 波は、通常、身体表面に装着され、脱分極波に関して正しく方向づけされている電極により記録される外部 E C G を目視検査することにより容易に認識される。 P 波及び R 波は、適切に配置された感知電極対と結合されたモニタ又は治療投与装置のセンス増幅器により容易に感知される。

## 【 0 0 0 4 】

20

通常、 E C G の S T セグメントの振幅は、感知電極対の配置に応じて、基線にごく近いが、又は P Q R S T シーケンスの間で感知される信号の等電位振幅にごく近い。心筋虚血の期間中、 S T セグメントの振幅は（心臓に対する E C G 感知電極の位置どりに応じて）基線から高められるか、又は押し下げられる。それらの S T セグメント偏倚は目視検査により容易に認識できる。

## 【 特許文献 1 】特開平 0 7 - 1 2 0 5 0 2 号公報

## 【 発明の開示 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 5 】

しかし、 E C G 信号は、通常、低周波雑音（例えば、心拍数より低い速度で起こる呼吸に起因する雑音など）の影響を受け、その結果、基線ドリフトを生じる。そのような影響によって、特に複数の E C G 波形が同時に提示されるような表示装置においては、 E C G 波形を読み取ることが困難になる。現在、基線ドリフトを強力に除去するフィルタ補正技法が存在しているが、これも E C G 波形の一部（例えば、 S T セグメント）を歪ませる結果を招き且つ / 又は表示の提示に遅延を導入する。フィルタ補正技法が歪みを最小にすること又は遅延を排除することを目標にするならば、通常はその代償として基線を強力に補正するという目標が失われてしまう。従って、 E C G 波形及び複合体の表示に遅延を導入せずに、 E C G 波形及び複合体の安全性を維持しつつ、基線ドリフト及び低周波雑音を補償することが可能であるのが望ましい。

30

## 【 課題を解決するための手段 】

40

## 【 0 0 0 6 】

従来の技術の以上述べた欠点及び欠陥、並びにその他の欠点及び欠陥は、波形データを表示装置に表示する方法により克服又は軽減される。一実施例では、方法は、表示領域を第 1 の部分と、第 1 の部分にすぐ隣接する第 2 の部分とに配分することを含む。第 1 の部分は、判定された遅延周期にまでさかのぼる最も近い時点で受信されたデータから成る波形データの第 1 のセグメントを表示するために使用される。第 2 の部分は、波形データのその他の部分から成る波形データの第 2 のセグメントを表示するために使用される。第 1 の部分で表示されるデータには、部分基線補正のために連続変化振幅レベル調整が適用されており、一方、第 2 の部分で表示されるデータには、それ以上の振幅レベル調整を伴わない基線補正振幅調整が適用されている。

50

## 【 0 0 0 7 】

別の面においては、順次波形データサンプルをフィルタ補正し且つ表示する方法は、格納されている未補正データサンプルのシーケンスをシフトすることと、次に、新たな未補正データサンプルを受信し且つ格納することを含む。格納されている未補正データサンプル及び新たな未補正データサンプルを使用して基線推定補正が計算される。次に、格納されている補正済みデータサンプルのシーケンスがシフトされ、格納されている未補正データサンプルのうちの特定の1つに基線推定補正を適用することにより新たな補正済みデータサンプルが判定される。格納されている未補正データサンプルのうちの特定の1つの後に続いて格納されている未補正データサンプルの各々と、新たな未補正データサンプルとに基線推定補正を適用することにより、一時表示データサンプルのシーケンスが作成される。次に、補正済みデータサンプルのシーケンス、新たな補正済みデータサンプル及び一時表示データサンプルのシーケンスがそれぞれ表示される。

10

## 【 0 0 0 8 】

更に別の面においては、心電図（ECG）システムは、被検体からECG信号を検出する一組の電極と、一組の電極により検出されたECG信号を調整する信号調整回路とを含む。プロセッサは、信号調整回路からの調整済み信号を処理するために使用される。加えて、プロセッサにより生成されたECG波形データを表示する表示装置は、第1の部分と、第1の部分にすぐ隣接する第2の部分とを有する表示領域を更に含む。第1の部分は、判定された遅延周期にまでさかのぼる最も近い時点で受信されたデータから成る波形データの第1のセグメントを表示するために使用され、一方、第2の部分は、波形データのその他の部分から成る波形データの第2のセグメントを表示するために使用される。第1の部分で表示されるデータには、部分基線補正のために連続変化振幅レベル調整が適用されており、第2の部分で表示されるデータには、それ以上の振幅レベル調整を伴わない基線補正振幅調整が適用されている。

20

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 0 9 】

図面を参照すると、いくつかの図において同様の要素は同じ図中符号により示されている。

## 【 0 0 1 0 】

ここでは、フィルタ補正心電図データをリアルタイム表示する方法及び装置が開示される。簡単に言えば、遅延領域の絶えず調整されているDCレベル部分を生成するために、遅延対称有限インパルス応答フィルタ（FIR）が実現される。これにより、表示の第1の部分が波形データ全体のうちの、絶えずレベル調整され、部分的に補正された基線を有する、より最新の部分を特徴とする連続スクローリング表示が提供される。加えて、表示の第2の部分は、波形データ全体のうちの、一定振幅でスクロールする実質的に補正された基線を有するより以前の部分を特徴とする。この技法の結果、表示されるECG波形のSTセグメントは歪みを生じないままである。

30

## 【 0 0 1 1 】

一実施例では、対称FIRは、実際には、2秒をわずかに超える総幅を有する三角形インパルス応答であるように設計されている。従って、フィルタ補正の前に約1秒の遅延が実現され、それにより、表示領域の絶えず調整されているDCレベル部分（すなわち、第1の部分）は表示の右側にあって、約1秒の表示距離をカバーしている。しかし、この遅延は約0.5秒から約3.0秒までのより広い時間範囲にわたって実現されても良い。従来は、ECGシステムの場合、新たなデータは表示領域の右縁部に導入され、それより古いデータは左方向に向かって表示領域をスクローリングする。基線補正を実現するために、表示領域の第1の部分は画面再生時間のたびに完全にペインティングし直されるが、これに対し、表示領域の第2の部分に示されているデータは再生時間のたびに一定数の画素ずつ単純にスクローリングされる（すなわち、左へシフトされる）だけである。このような表示は、垂直再生周期ごとに画面全体をペインティングし直すことが可能である（毎秒、約70回）最新のコンピュータビデオ表示装置では可能である。

40

50

## 【 0 0 1 2 】

まず初めに図 2 を参照すると、本開示の一実施例を実施するのに適する E C G システム 1 0 0 の一例が示されている。システム 1 0 0 は、例えば、臨床環境において使用されるか、あるいはおそらくは患者の心臓の生理的負荷試験の間に使用されると考えられる。一実施例では、システム 1 0 0 は複数の電極 1 1 0 から成る電極セット 1 0 5 を含み、それらの電極は標準形 E C G 電極、すなわち、可能であれば患者の胸体の前部、側部及び後部の各領域をカバーするように装着される電極のアレイであっても良い。電極 1 1 0 は互いに別個に機能するが、可撓性バンド又はその他の構造を形成するように物理的に一体に張り付けられていても良い。

## 【 0 0 1 3 】

加えて、システム 1 0 0 は、電極をシステムコントローラ 1 2 0 に接続する一組のリード 1 1 5 を更に含む。システムコントローラ 1 2 0 は信号調整回路 1 2 5 と、プロセッサ 1 3 0 とを含む。信号調整回路 1 2 5 はリード 1 1 5 からのアナログ信号を入力として受信し、調整済みデジタル信号を出力としてプロセッサ 1 3 0 に供給する。プロセッサ 1 3 0 は調整済み信号を処理して、後にプロセッサ 1 3 0 に接続されている表示装置 1 3 5 及び / 又はプリンタなどの出力装置 1 4 0 に提供される出力結果を生成する。負荷試験の用途に使用される場合、プロセッサ 1 3 0 は、傾斜及び歩行速度がプログラム可能であるランニングマシン 1 4 5 などの運動用装置をケーブル 1 5 0 を介して供給される制御信号によって更に制御しても良い。同様に、長時間（例えば、24 時間）にわたりリードからの信号を記録するために、アンビュラトリーシステムのオプションの記録装置 1 5 5 が使用されても良い。その場合、システムコントローラ 1 2 0 が記録データを処理できるように、記録装置 1 5 5 はシステムコントローラ 1 2 0 に接続される。

## 【 0 0 1 4 】

先に述べた通り、従来の方法でフィルタ補正された E C G データのリアルタイム表示に関連する問題が存在しており、それをかなり簡略化した例によって特定して例示する。そこで、図 3 ( a ) 及び図 3 ( b ) を参照すると、R Q S 複合体の一般的形状を模倣した周期的三角形インパルス的一对の波形表示が示されている。図中に指示するように、上方の波形は方形波雑音により妨害された生信号を表し、下方の波形は 0 . 0 3 7 H z 高域フィルタによりフィルタ補正された後の同じ信号（同様に方形波雑音による妨害を受けている）を表す。図から見て取れるように、0 . 0 3 7 H z フィルタは三角形パルスの保全性を維持しているが、波形をその基線レベルに戻すことに関して応答が遅くなっている。図 3 ( b ) に示すように、方形波雑音が除去された場合、波形は基線の下まで降下しており、上方の基線まで戻るのが遅くなっている。

## 【 0 0 1 5 】

これに対し、0 . 5 9 7 H z 高域フィルタを使用した場合には、図 3 ( c ) 及び図 3 ( d ) に示すように、基線への復帰ははるかに速くなる。しかし、このフィルタは、三角形パルスの立ち上がり端を立ち上がり端の始めのレベルより低くなるまで下げることににより、立ち下がり端を歪ませることにも気づくであろう。残念ながら、このような歪みの結果、実際の E C G の読みが不正確に解釈されることも起こりうるであろう。従って、この特定の型の波形の強力なフィルタ補正は応答時間が遅い場合と同じように望ましくない。更に別の種類のフィルタ補正技法は、図 3 ( e ) 及び図 3 ( f ) に示すような、放物線基線補正と呼ばれる技法である。図からわかる通り、放物線基線補正は 0 . 5 9 7 H z 高域フィルタほど多くの歪みを発生させないが、波形を基線に戻すことに関してもそれほど強力ではない。

## 【 0 0 1 6 】

従って、本発明の一実施例によれば、心電図データなどのフィルタ補正データをリアルタイム表示する方法及び装置が開示される。そこで図 4 を参照すると、本発明のフィルタ補正及び表示技法の原理を示す概略図が示されている。ディスプレイバッファ 2 0 0 は、図 2 の表示装置 1 3 5 などに表示されるべき最も近い時点の E C G 波形を含む。単なる例ではあるが、E C G データは每秒 2 4 0 サンプルの速度の 6 秒ディスプレイバッファに合

10

20

30

40

50

わせて構成されており、ある任意の瞬時に合計で 1 4 4 0 のデータサンプルが表示されることになる。これより長い持続時間又は短い持続時間の波形信号が表示される場合、あるいは異なるサンプリング速度が使用される場合には、一度に表示されるデータサンプルの総数が異なってくることは自明である。

#### 【 0 0 1 7 】

図 4 に示すように、合わせて 1 4 4 0 個のデータサンプルは  $D_t$  から  $D_{t-1439T}$  と指示されている。最も新しく表示されたデータサンプルは  $D_t$  であり（ディスプレイバッファ 2 0 0 の右端にある）、最も古くから表示されていたデータサンプルは  $D_{t-1439T}$  である（ディスプレイバッファの左端にある）。尚、 $T$  は約 4 . 1 7 ミリ秒のサンプル周期を表し、 $t$  は現在時間を表す。この実施例では、表示は新たな入力サンプルが利用可能になるのと同じ速度で再生されると仮定する。

10

#### 【 0 0 1 8 】

ディスプレイバッファ 2 0 0 に加えて、基線補正データを格納し且つシフトするためにフィルタ補正データバッファ 2 0 2 が使用される。フィルタ補正データバッファ 2 0 2 の基線補正データは、ディスプレイバッファ 2 0 0 の対応する記憶場所へ直接に送り出される。表示装置 1 3 5 の第 2 の部分での表示及びスクローリングに使用されるのはこの基線補正データである。フィルタ補正データバッファ 2 0 2 のデータサンプルは  $Y_{t-256T}$  から  $Y_{t-1439T}$  と指示されており、これは基線補正データのうちで最も古いデータが約 1 . 0 6 秒の遅延の後に表示されることを意味している。フィルタ補正データバッファ 2 0 2 のすぐ右側に、 $Y_{t-255T}$  と指示されるサンプルデータを保持する記憶要素 2 0 4 がある。フィルタ補正データバッファ 2 0 2 に到達する前に生サンプルデータに対して重み付き平均基線調整が実行されるのはここである。最後に、F I R フィルタにより使用される最も近い時点の 5 1 1 個のフィルタ補正前のデータサンプルを格納し且つ（その後に）シフトするためにフィルタ補正前データバッファ 2 0 6 が使用される。従って、フィルタ補正前データバッファ 2 0 6 に含まれているデータサンプルは  $X_t$  から  $X_{t-510T}$  と指示されており、 $X_t$  は最も新しい未補正入力サンプルを表し、 $X_{t-510T}$  は最も古い未補正入力サンプルを表す。

20

#### 【 0 0 1 9 】

対称 F I R フィルタは、画面再生のたびに平均基線推定を計算するために、サンプル  $X_{t-255T}$  を中心とする 5 1 1 個のフィルタ補正前サンプルの全てを使用する。次に、計算された基線推定  $B$  をデータサンプル  $X_{t-255T}$  から減算して、先に述べた通り、 $D_{t-255T}$  としてディスプレイバッファへ直接に送り出される  $Y_{t-255T}$  を生成する。更に、計算された基線推定  $B$  は最も近い時点の 2 5 5 個のサンプル（ $D_t$  から  $D_{t-254T}$ ）を表示するときにも使用される。これは、表示装置 1 3 5 の右側の表示領域の絶えず調整されている D C レベル部分（すなわち、第 1 の部分）に含まれるデータであり、約 1 秒の表示距離をカバーしている。

30

#### 【 0 0 2 0 】

次に図 5 を参照すると、本発明の方法が新たな E C G 波形データを受信し、新たなデータを最も近い時点のデータサンプルと共に表示するプロセスを表す流れ図 3 0 0 が示されている。ブロック 3 0 2 から始まり、フィルタ補正前データバッファ 2 0 6 に先に格納されていた 5 1 1 個のフィルタ補正前データサンプルをシフトする（ $X_{t-510T}$  にある以前の最も古いサンプルは排除される）。これで、ブロック 3 0 4 に示すように、新たな未補正 E C G データサンプルがフィルタ補正前データバッファ 2 0 6 の  $X_t$  に受け入れられるための経路がクリアになる。

40

#### 【 0 0 2 1 】

最も新しい E C G サンプルが  $X_t$  に受け入れられると、ブロック 3 0 6 に示すように、5 1 1 個の現在フィルタ補正前サンプルから新たな基線推定が計算される。これは、コンボリューション式  $B = F I R_{lowpass} * X_{t-nT}$  ( $n = 0$  から 5 1 0) により表現されても良い。次に、ブロック 3 0 8 で、フィルタ補正データバッファ 2 0 2 の先のデータサンプル（合わせて 1 1 8 4）をシフトオーバーして、 $Y_{t-255T}$  と指示されるサンプルデータを保持

50

する記憶要素 204 からシフトアウトされたデータサンプルを受け入れるための余地をあける。これにより、記憶要素 204 はクリアされて、新たに計算された基線推定 B に基づいて最前の補正サンプルを受け入れる。このとき、先に述べた通り、 $Y_{t-255T} = X_{t-255T} - B$  である。このステップはブロック 310 に示されている。同様に先に述べた通り、方法はブロック 312 へ進み、最新の 255 個のフィルタ補正前データサンプル（すなわち、 $X_t$  から  $X_{t-254T}$ ）から B を減算することにより、それらのデータサンプルから追加の「一時」表示サンプルを作成する。最後に、ブロック 314 では、ディスプレイバッファ 200 にロードされた更新済みの 1185 個の補正サンプルと、255 個の一時表示サンプルを使用して、表示領域全体を再生する。ディスプレイバッファ 200 にロードされたデータサンプル  $D_{t-nT}$  の供給源は次のように記述される。

【0022】

$$D_{t-nT} = X_{t-nT} - B \quad (n \text{ が } 0 \text{ から } 254 \text{ の場合})$$

$$D_{t-nT} = Y_{t-nT} \quad (n \text{ が } 255 \text{ から } 1439 \text{ の場合})$$

以上説明した方法の効果は、波形が表示に沿ってスクロールされている間に波形の動いている動画を観測することにより最も良く理解される。図 6 (a) 及び図 6 (b) は、図 3 (a) ~ 図 3 (f) で使用した三角形インパルス / 方形波妨害例にデータ表示方法を適用した場合の成果をある程度実例として説明している。図からわかるであろうが、基線補正は実際には生信号における方形波の立ち上がり端の前に始まっており、従って、最初の基線の上方向へのシフトはフィルタ補正前波形の上方向へのシフトのほぼ半分であるにすぎない。これは、表示の補正ポイントの前後に起こるフィルタ補正前データサンプルを使用する対称 FIR フィルタを介する遅延基線補正の結果である。また、基線に戻るのに要する時間は、信号の歪みを伴わないだけで、強力な 0.597 Hz フィルタ（図 3 (c) 及び図 3 (d)）と比較して好都合である。

【0023】

三角形インパルス波形に加えられる低周波ランダム雑音の例を更に現実に即した形で図 7 (a) ~ 図 7 (c) に示す。図 7 (a) は、フィルタ補正前生信号に対する 0.037 Hz フィルタの性能を示す。図示されるように、0.037 Hz フィルタは基線補正をごくわずかにしか改善しておらず、フィルタ補正信号からのインパルスはフィルタ補正前生信号より基線にごくわずかに近づいているだけである。図 7 (b) では、0.597 Hz フィルタはランダム雑音をはるかに良く基線補正しているが、この場合にも、三角形 QSR インパルス自体の歪みは大きくなっている。同様に、図 7 (c) に示す放物線補正技法は基線補正と信号の歪みを相殺させてはいるが、依然として希望するほど強力ではない。

【0024】

これに対し、ランダム雑音に対して本発明の方法を適用した成果を図 8 (a) から図 8 (h) に示すが、これらの図は、波形が時間の経過に伴ってスクロールされる間にコンピュータの表示画面から取り出した順次画像である。このデモンストレーションプログラムにおいては、コンピュータ表示画面は第 1 の部分 404 と、破線 406 により第 1 の部分 404 から分離された第 2 の部分 402 とに分割されている。尚、コンピュータ表示画面の第 1 の部分と第 2 の部分との間に示される実際の時間分割は、その性質上、単なる例であり、先に説明した特定の 1440 サンプル表示には必ずしも対応しないことを理解すべきである。むしろ、図 8 (a) から図 8 (h) の意義は第 1 の部分と第 2 の部分とで表示技法が異なるということにある。

【0025】

図 8 (a) は、所持時間  $t_0$  に撮影された第 1 の画像であり、表示の右側に第 1 の生信号三角形インパルス (0) が現れている。表示画面の第 1 の部分 404 には、これに対応する、'(0) とラベル付けされたフィルタ補正インパルスが示されている。表示画面の第 2 の部分 402 は従来のように波形データをスクロールし、第 1 の部分 404 は連続 DC レベル補正を行っている。

【0026】

図 8 (b) は、時間  $t_1$  で取り出された画面ショットである。図示されるように、基線

10

20

30

40

50



に関する  $'(0)$  の位置は時間  $t_0$  (想像線で示されている) から下方へ移動することにより変化している。これは、表示の第 1 の部分 404 の中で能動的基線補正が行われていることを反映している。特に、破線 406 を中心として、対称 FIR フィルタ補正により特定基線補正が判定される。しかし、表示の第 2 の部分 402 では、単にスクローリングしているだけであるので、時間に関するフィルタ補正信号の振幅変化は見られない。時間  $t_2$  で取り出された次の順次ショットを図 8 (c) に示す。(ここで、図の間の特定の時間間隔は必ずしも等間隔の期間として設定されておらず、図 8 の例は単に実例を示すという性質を持っているにすぎないことに注意すべきである。) この場合にも、 $'(0)$  の位置は  $t_1$  及び  $t_0$  における位置と比較して基線に関してわずかに下がり続けている。表示を  $t_0$  と  $t_2$  の間でリアルタイムで観測したならば、インパルス  $'(0)$  は右から左へ移動する間に降下するように見えるであろう。同時に、フィルタ補正波形が右から左へ移動する間に、第 2 の部分 402 に位置するフィルタ補正波形の部分には振幅変化は全く存在しないであろう。

10

#### 【0027】

次に図 8 (d) を参照すると、時間  $t_3$  で、表示の第 1 の部分 404 の対応するフィルタ補正インパルス  $'(1)$  と共に、生信号波形に新たなインパルス  $(1)$  が現れている。この時間までに、 $'(0)$  は第 2 の部分 402 までスクロールオーバーし終わっており、表示に沿ったスクロール時間の残り部分の間にそれ以上の振幅補正を受けることはない。一方、時間  $t_4$  で取り出された図 8 (e) においては、インパルス  $'(1)$  は  $t_3$  と  $t_4$  の間の基線に関して上昇している。この時間中、 $'(0)$  は表示の第 2 の部分 402 に位置しているため、その振幅位置を変化させなかったことがわかるであろう。

20

#### 【0028】

次に時間  $t_5$  の図 8 (f) に目を向けると、 $'(1)$  は第 1 の部分 404 から第 2 の部分 402 へほぼ移行しようとする時点で、 $t_4$  のときの位置から大きく降下したことが見て取れる。加えて、表示の最も右側の部分に新たなインパルス  $'(0)$  (及び  $'(2)$ ) が現れている。更に、 $'(0)$  の振幅位置は更に左へ移動する間に同じままであったことがわかるであろう。次に、 $t_6$  で取り出された図 8 (g) には、第 1 の部分 404 にとどまっている間の  $'(2)$  の下方基線補正移動が示されている。この場合にも、第 2 の部分 402 にある  $'(1)$  及び  $'(0)$  は共に基線に関してシフトしていない。最後に、図 8 (h) は時間  $t_7$  で取り出された画面ショットであり、 $'(2)$  は第 2 の部分 402 へスクロールオーバーする前に上方へ引き戻されたことがわかる。この時点で、第 1 の部分 404 に新たな波形  $'(3)$  が現れており、 $'(0)$  は表示の左側から完全に消え去っている。このように、図 8 (a) から図 8 (h) を検討すると、表示の第 1 の部分 404 における「ホイップ状」補正動作を理解する手段が得られる。

30

#### 【0029】

最後に、図 9 (a) から図 9 (e) に示す実際の ECG 波形に本発明の方法を適用した結果と、先に説明した従来のフィルタ補正技法を適用した結果を比較する。図 9 (a) には、3 つの個別の ECG 生信号の読みが示されており、ランダム雑音は実際には下の 2 つの波形を互いに交差させている。図 9 (b) では、下の 2 つの波形は依然として交差しているので、同じランダム雑音は 0.037 Hz 高域フィルタによって有効に補正されていない。図 9 (c) では、0.597 Hz 高域フィルタは下の 2 つの波形のもつれをほぐすことにより強力な基線補正を実行しているが、この場合にも、信号の歪みにより ECG の解釈ミスを引き起こす可能性がある。図 9 (d) では、放物線基線補正は 0.037 Hz フィルタと同様に相対的に有効ではない。しかし、図 9 (e) は、本発明の方法が ECG を歪ませずに基線ドリフトを除去するのに最も有効であることを示している。

40

#### 【0030】

以上説明した方法の適用範囲は全てのリアルタイム心臓モニタ、非侵入電気生理学 (EP) システム、運動負荷試験装置、除細動器、並びにリアルタイムリズムモード及び CRT 又は LCD 表示装置を伴う ECG チャートを含む。しかし、データフィルタ補正及び表示技法は ECG データの表示に限定されず、一般に、例えば、血量計データ、血圧データ

50

又は地質／地震データなどの波形データをリアルタイムで表示することが望まれるどのようなシステムにも適用できるであろう。

【 0 0 3 1 】

更に、本発明の技法はスクローリング波形表示のみに限定されず、「ワイパーバー」表示と組み合わせても使用できる。ワイパーバー表示においては、通常、幅の狭い垂直のバーが表示画面を横切るように左から右へ移動し、最も近い時点の波形データはバーの左側にすぐ隣接してバーの動きに追従する。バーが画面の右端に達すると、バーは表示の左側に戻るように回り込み、その後、バーの右側の古いデータを消去する。この種の表示では、ワイパーバーは、（例えば）データが絶えずレベル調整されて、部分的に基線を補正する１秒トレーリングウィンドウを有することができるであろう。画面に残っているデータは基線補正され、最終的に消去される前にそれ以上はレベル調整されない。

10

【 0 0 3 2 】

ここで開示した発明をコンピュータ又はコントローラで実現されるプロセス並びにそれらのプロセスを実施するための装置の形態で具現化できることは理解されるであろう。また、本発明は、フレキシブルディスク、ＣＤ－ＲＯＭ、ハードドライブ、又はその他の何らかのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体などの実在する媒体において具現化される命令を含むコンピュータプログラムコードの形態でも実現可能であり、そのようなコンピュータプログラムコードがコンピュータ又はコントローラにロードされ、実行されるとき、コンピュータは本発明を実施するための装置となる。本発明は、例えば、記憶媒体に格納され、コンピュータ又はコントローラにロードされ且つ／又はコンピュータ又はコントローラにより実行されるにせよ、あるいは電氣的配線又はケーブルを介する、光ファイバを介する、又は電磁放射線を介するなどの何らかの送信媒体を介して送信されるにせよ、コンピュータプログラムコード又は信号の形態で具現化されても良く、その場合、コンピュータプログラムコードがコンピュータにロードされ、実行されるとき、コンピュータは本発明を実施するための装置となる。汎用マイクロプロセッサで実現される場合、コンピュータプログラムコードセグメントが特定の論理回路を作成するためにマイクロプロセッサを構成する。

20

【 0 0 3 3 】

本発明を好ましい一実施例を参照して説明したが、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変更を実施できること及び実施例の要素を等価の要素と置き換えても差し支えないことは当業者には理解されるであろう。更に、本発明の本質的な範囲から逸脱せずに特定の状況又は材料を本発明の教示に適合させるために数多くの変形を実施できるであろう。従って、本発明は本発明を実施するために最良であると考えられる態様として開示された特定の実施例に限定されるのではなく、本発明は添付の特許請求の範囲の範囲内に入るあらゆる実施例を含む。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】ＥＣＧ波形を表す概略図。

【図 2】本開示の一実施例を実施するのに適するＥＣＧシステムの一例の概略ブロック線図。

40

【図 3（a）】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 3（b）】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 3（c）】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 3（d）】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 3（e）】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

50

【図 3 ( f )】方形波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 4】本発明の一実施例に従ったデータフィルタ補正及び表示技法の一例を示す概略図。

【図 5】図 4 に示すデータフィルタ補正及び表示技法を更に示す流れ図。

【図 6 ( a )】方形波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 6 ( b )】方形波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 7 ( a )】ランダム低周波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

10

【図 7 ( b )】ランダム低周波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 7 ( c )】ランダム低周波雑音妨害に適用される従来のデータフィルタ補正技法を示す波形表示。

【図 8 ( a )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( b )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( c )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

20

【図 8 ( d )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( e )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( f )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( g )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

【図 8 ( h )】ランダム低周波雑音妨害に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果を示す波形表示。

30

【図 9 ( a )】同じ実 E C G データの反復例に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果と、従来の技法を適用した結果とを比較した波形表示。

【図 9 ( b )】同じ実 E C G データの反復例に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果と、従来の技法を適用した結果とを比較した波形表示。

【図 9 ( c )】同じ実 E C G データの反復例に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果と、従来の技法を適用した結果とを比較した波形表示。

【図 9 ( d )】同じ実 E C G データの反復例に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果と、従来の技法を適用した結果とを比較した波形表示。

【図 9 ( e )】同じ実 E C G データの反復例に本発明によるデータフィルタ補正及び表示技法を適用した結果と、従来の技法を適用した結果とを比較した波形表示。

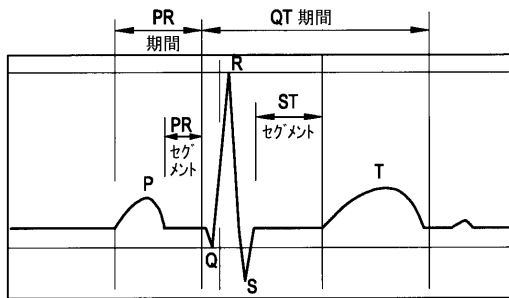
40

【符号の説明】

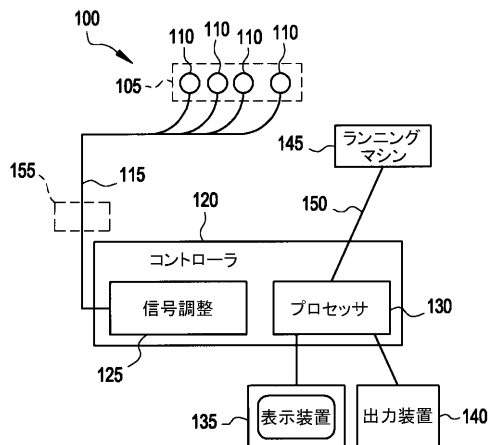
【 0 0 3 5 】

1 0 0 ... E C G システム、1 0 5 ... 電極セット、1 1 0 ... 電極、1 1 5 ... リード、1 2 0 ... システムコントローラ、1 2 5 ... 信号調整回路、1 3 0 ... プロセッサ、1 3 5 ... 表示装置、1 4 0 ... 出力装置、1 4 5 ... ランニングマシン、1 5 0 ... ケーブル、1 5 5 ... 記録装置、2 0 0 ... ディスプレイバッファ、2 0 2 ... フィルタ補正データバッファ、2 0 4 ... 記憶要素、2 0 6 ... フィルタ補正前データバッファ、4 0 2 ... ( 表示の ) 第 2 の部分、4 0 4 ... 第 1 の部分

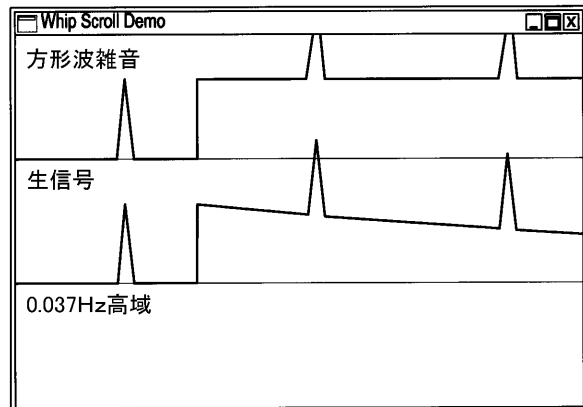
【図 1】



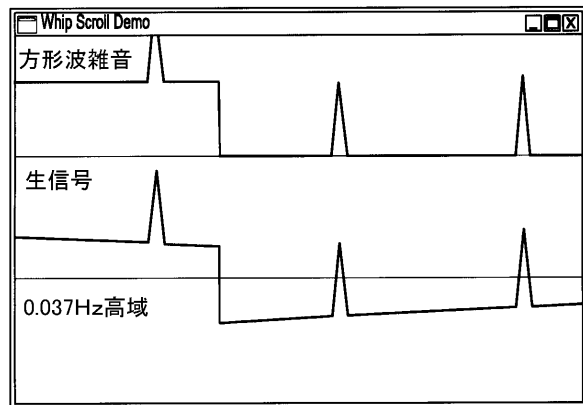
【図 2】



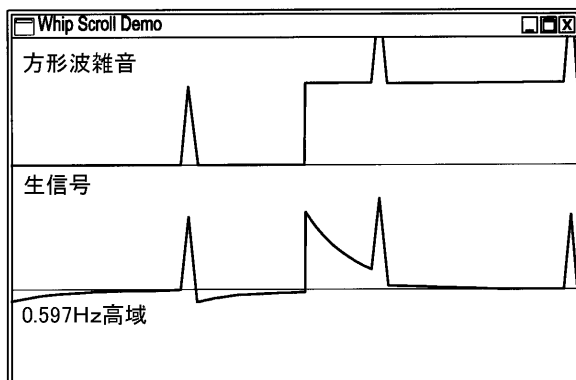
【図 3 ( a )】



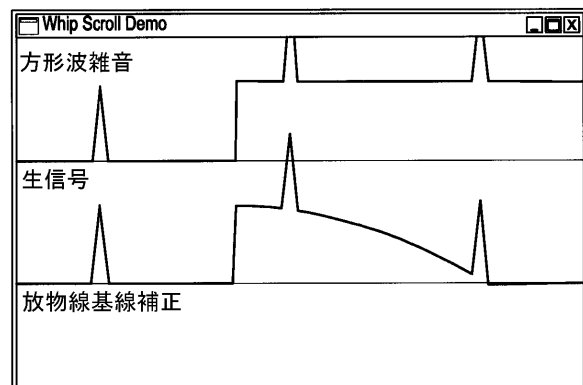
【図 3 ( b )】



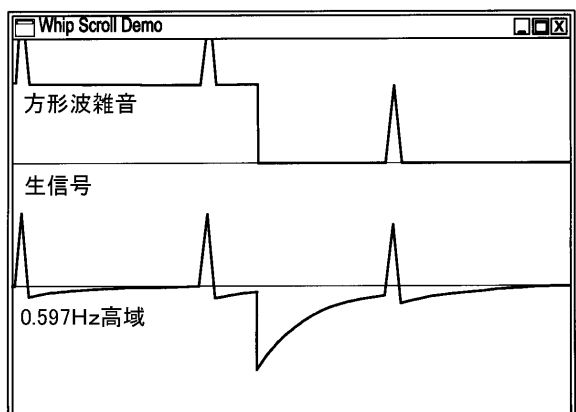
【図 3 ( c )】



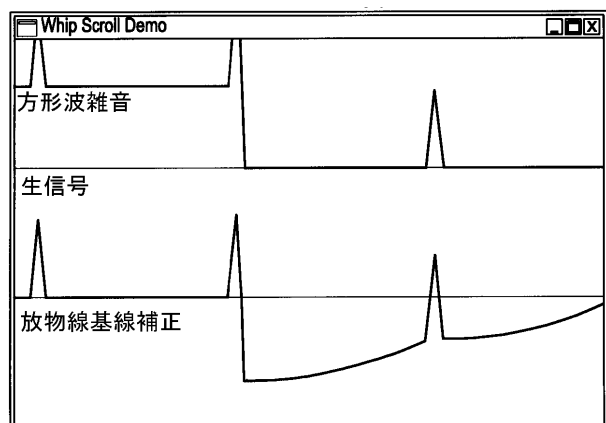
【図 3 ( e )】



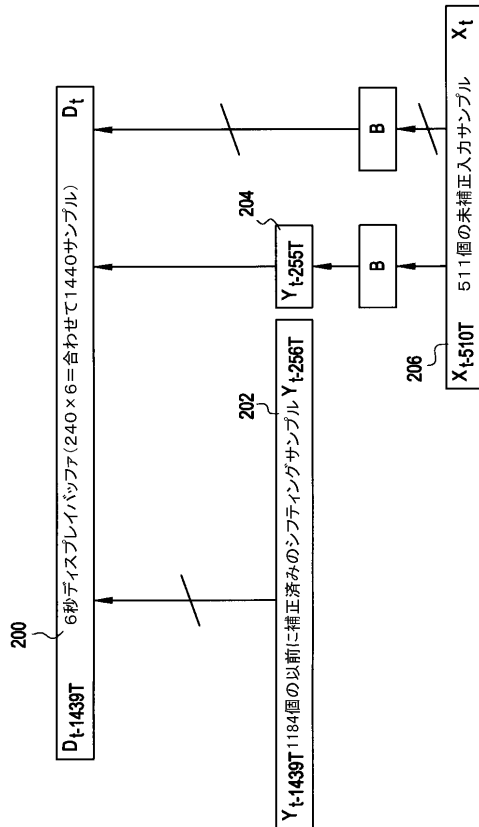
【図 3 ( d )】



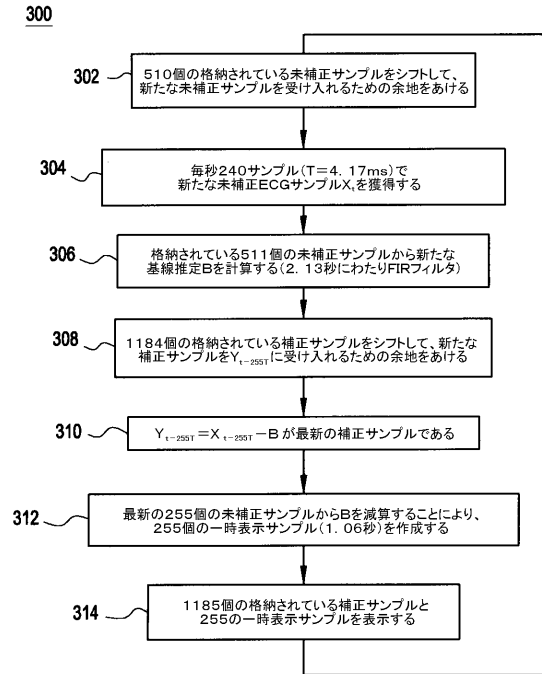
【図 3 ( f )】



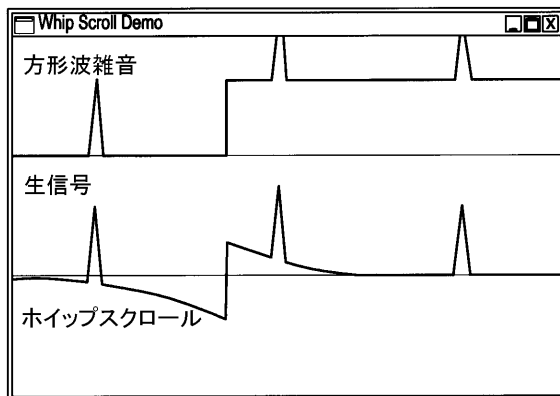
【図 4】



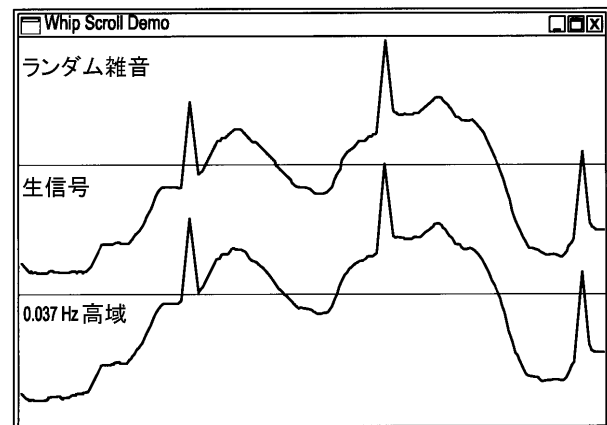
【図 5】



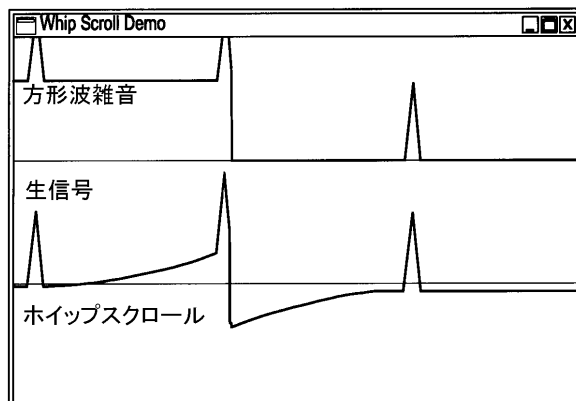
【図 6 ( a )】



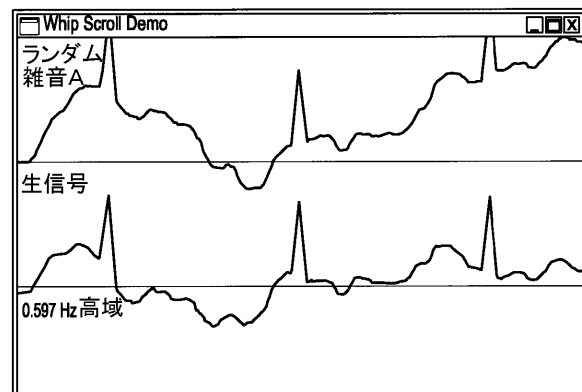
【図 7 ( a )】



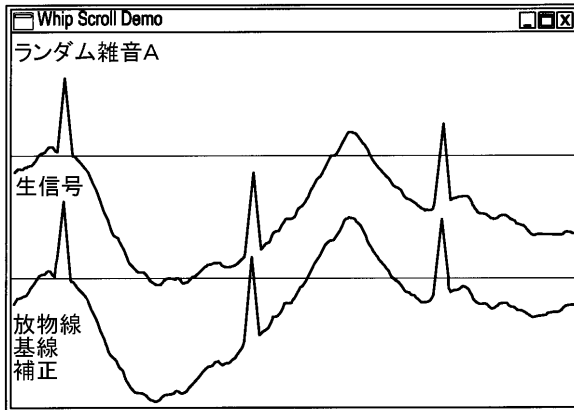
【図 6 ( b )】



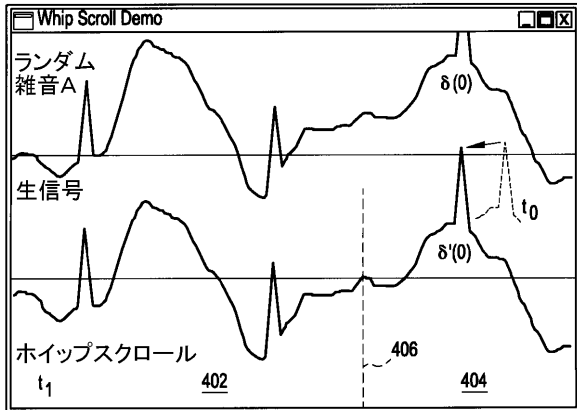
【図 7 ( b )】



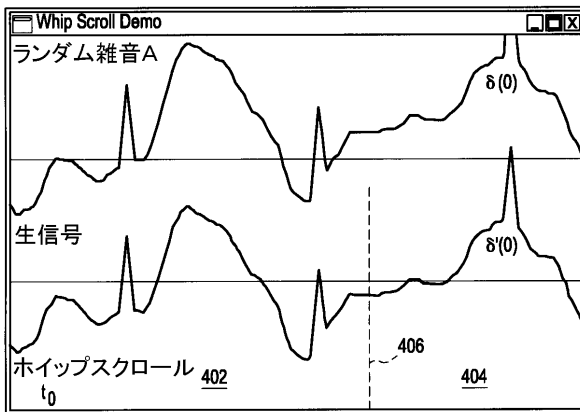
【図 7 ( c ) 】



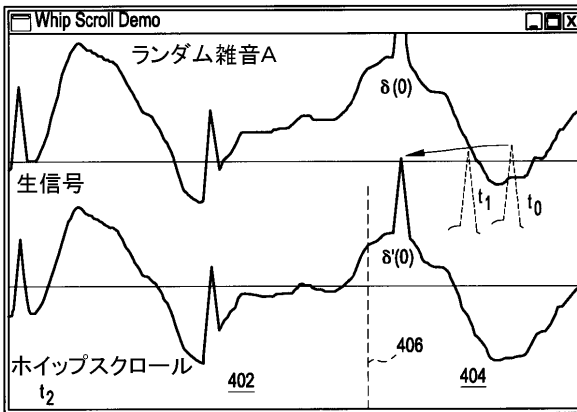
【図 8 ( b ) 】



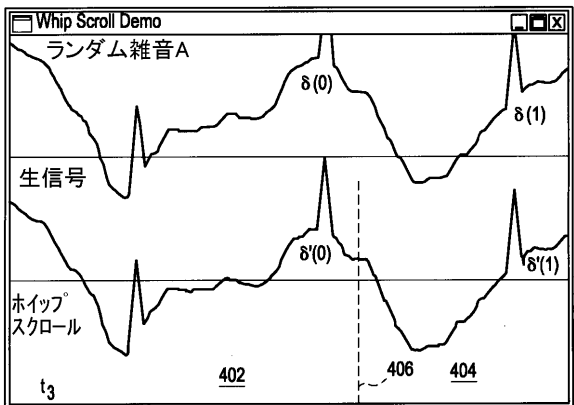
【図 8 ( a ) 】



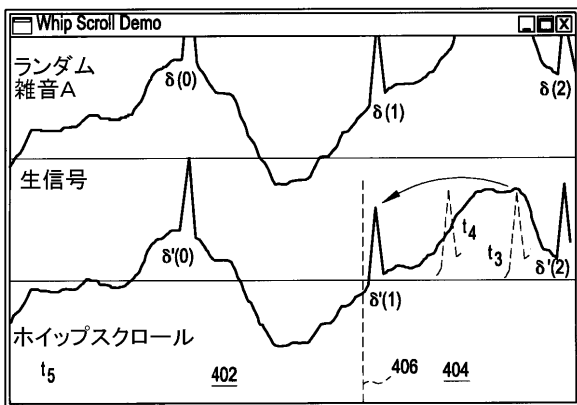
【図 8 ( c ) 】



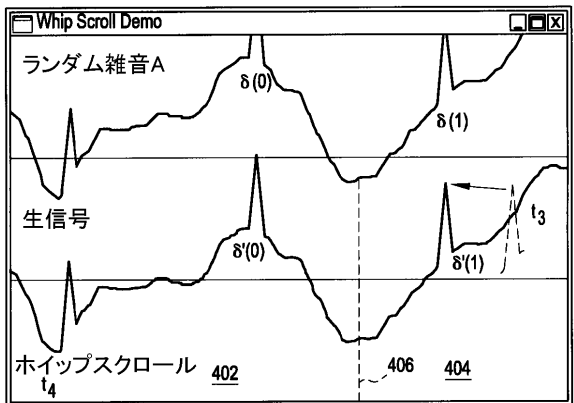
【図 8 ( d ) 】



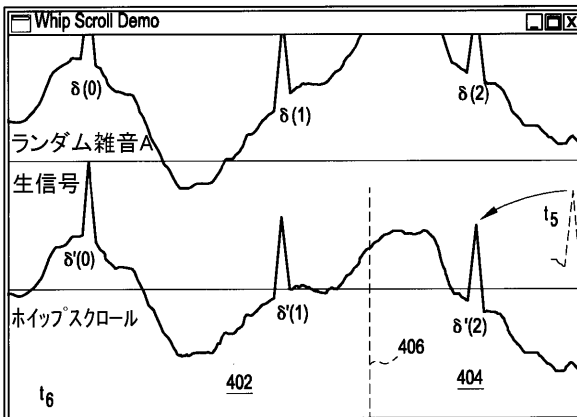
【図 8 ( f ) 】



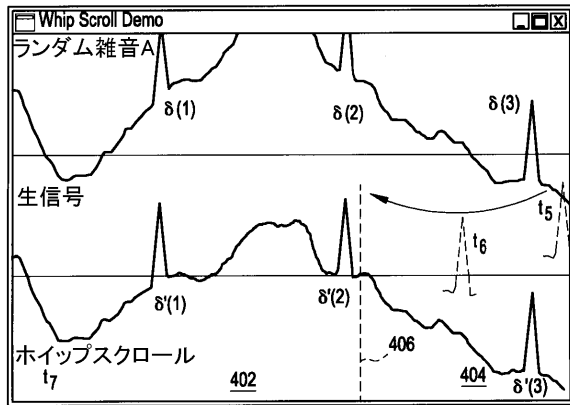
【図 8 ( e ) 】



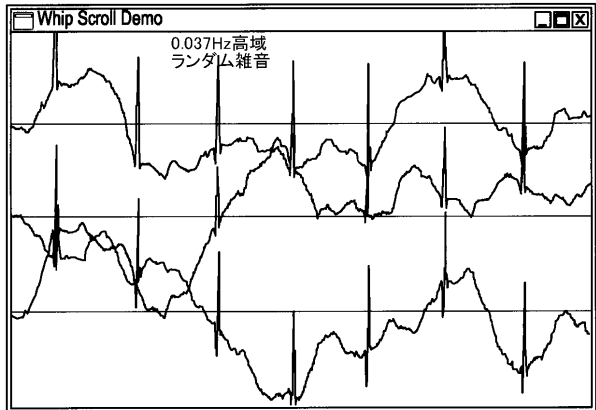
【図 8 ( g ) 】



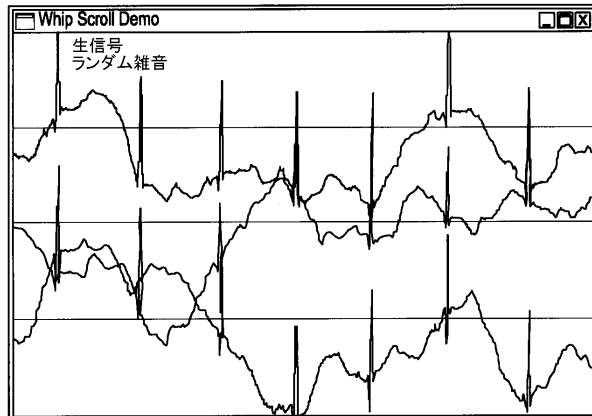
【図 8 ( h )】



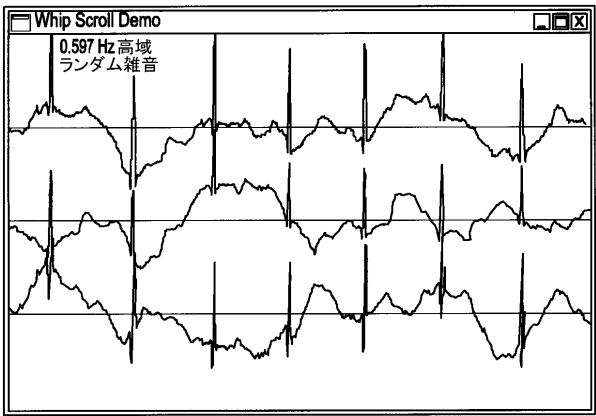
【図 9 ( b )】



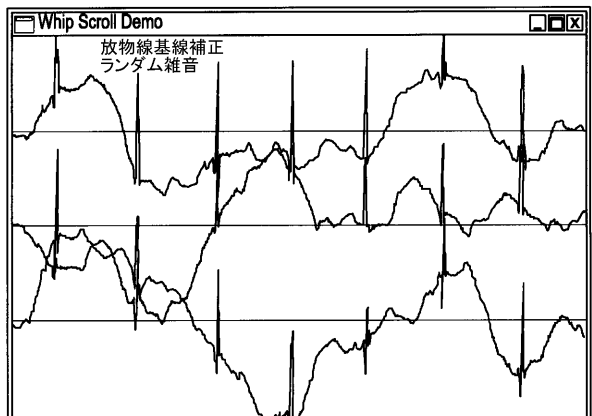
【図 9 ( a )】



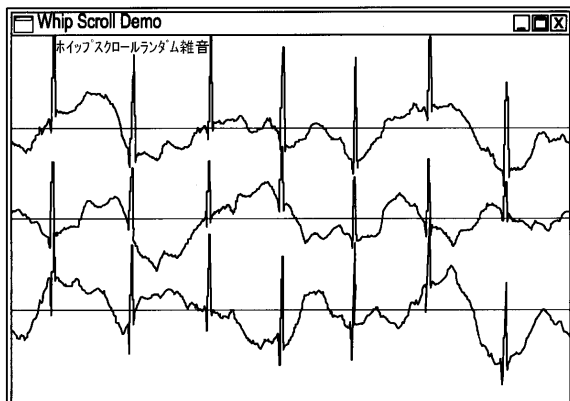
【図 9 ( c )】



【図 9 ( d )】



【図 9 ( e )】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ドナルド・ユージーン・ブロードニック  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、シダーバーグ、リンデン・ストリート、エヌ75・ダブリュ  
7115番

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平09-051880(JP, A)  
特開平05-176906(JP, A)  
特開平05-123395(JP, A)  
特開平09-192112(JP, A)  
特開平07-120502(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/0428  
A61B 5/044