

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6600154号
(P6600154)

(45) 発行日 令和1年10月30日 (2019. 10. 30)

(24) 登録日 令和1年10月11日 (2019. 10. 11)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/0428 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 O B
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2015-92361 (P2015-92361)	(73) 特許権者	000112602
(22) 出願日	平成27年4月28日 (2015. 4. 28)		フクダ電子株式会社
(65) 公開番号	特開2016-209019 (P2016-209019A)		東京都文京区本郷 3-39-4
(43) 公開日	平成28年12月15日 (2016. 12. 15)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成30年4月20日 (2018. 4. 20)		弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(72) 発明者	山内 剛
			東京都文京区本郷 3-39-4 フクダ電 子株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号処理装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体信号の基線動揺および／またはノイズを抑制する生体信号処理装置であって、
 生体信号を取得する取得手段と、
 前記生体信号にモフォロジーフィルタを適用するフィルタ処理手段と、
 前記モフォロジーフィルタの構造要素長を決定する決定手段と、
 前記決定手段が決定した構造要素長を用いて前記フィルタ処理手段が前記モフォロジー
 フィルタを適用した生体信号を、前記モフォロジーフィルタを適用する前の生体信号から
 減算して出力する出力手段と、を有し、
 前記決定手段は、前記構造要素長を動的に決定することを特徴とする生体信号処理装置

10

【請求項 2】

前記決定手段は、同じ生体信号について得られる、複数の異なる構造要素長と前記減算
 の結果との関係に基づいて前記構造要素長を決定することを特徴とする請求項 1 記載の生
 体信号処理装置。

【請求項 3】

前記フィルタ処理手段が、前記生体信号の予め定められた単位ごとに前記モフォロジー
 フィルタを適用し、

前記決定手段が、前記単位ごとの前記減算の結果と、対応する前記構造要素長との関係
 に基づいて、前記構造要素長を決定することを特徴とする請求項 2 記載の生体信号処理装

20

置。

【請求項 4】

前記生体信号が周期性を有し、前記単位が、前記生体信号の周期に基づくことを特徴とする請求項 3 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 5】

前記生体信号を前記単位の連続する複数について平均した平均信号を生成する平均手段をさらに有し、

前記決定手段は、前記平均信号に対して得られる前記減算の結果と前記構造要素長との関係に基づいて前記構造要素長を決定することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 6】

前記決定手段は、前記減算の結果の変化が所定範囲内である構造要素長の区間に基づいて前記構造要素長を決定することを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置。

【請求項 7】

前記決定手段は、前記区間が複数検出された場合、最も短い構造要素長に対応する区間と次に短い構造要素長に対応する区間に対応する前記減算の結果の差分が閾値を超えるか否かを判定し、前記閾値を超えない場合には前記最も短い構造要素長に対応する区間に基づいて前記構造要素長を決定し、前記閾値を超える場合には前記次に短い構造要素長に対応する区間に基づいて前記構造要素長を決定することを特徴とする請求項 6 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 8】

前記生体信号のうち、前記決定手段が直前に前記構造要素長を決定した単位と次の単位との相関が予め定めた閾値を満たす場合、前記次の単位に対しては前記決定手段が直前に決定した前記構造要素長を用いることを特徴とする請求項 3 から 6 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置。

【請求項 9】

前記生体信号のうち、前記決定手段が直前に決定した前記構造要素長を用いて得られた前記減算の結果が予め定めた閾値未満の場合、前記直前に決定した前記構造要素長を変更しないことを特徴とする請求項 3 から 6 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置。

【請求項 10】

前記決定手段により前記構造要素長を決定する間に得られる前記減算の結果は前記構造要素長の決定に用いられ、前記決定手段によって決定された前記構造要素長に対応する前記減算の結果が、前記生体信号の基線動揺および/またはノイズを抑制した結果として用いられることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置。

【請求項 11】

前記モフォロジーフィルタが、オープニングフィルタとクロージングフィルタとから構成され、前記決定手段が、前記オープニングフィルタの構造要素長を決定した後、前記クロージングフィルタの構造要素長を決定することを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置。

【請求項 12】

生体信号にモフォロジーフィルタを適用するフィルタ処理手段を有し、生体信号の基線動揺および/またはノイズを抑制する生体信号処理装置の制御方法であって、

生体信号を取得する取得工程と、

前記モフォロジーフィルタの構造要素長を決定する決定工程と、

前記決定工程が決定した構造要素長を用いて前記フィルタ処理手段が前記モフォロジーフィルタを適用した生体信号を、前記モフォロジーフィルタを適用する前の生体信号から減算して出力する出力工程と、を有し、

前記決定工程は、前記構造要素長を動的に決定することを特徴とする生体信号処理装置の制御方法。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

コンピュータに、請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の生体信号処理装置が有する各手段の機能を実現させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体信号処理装置およびその制御方法に関し、特に生体信号に重畳したアーチファクトを減少させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば心電（ECG）信号、脈波信号、SpO₂ 信号、筋電信号のような生体信号を測定した場合、測定された生体信号には体動によるオフセットや外来ノイズなど（アーチファクト）が重畳している場合がある。そのため、解析などを行う前に、生体信号に重畳したアーチファクトの低減処理が行われる。

【0003】

この低減処理では、生体信号にアーチファクトを低減する特性を有するフィルタを適用するのが一般的である。フィルタには、アーチファクトを低減するだけでなく、生体信号の特徴を損なわないことも要求される。この 2 つの要求を満たすべく、特許文献 1 では、遅延対称 FIR フィルタを用いる構成が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 65981 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、FIR フィルタは線形フィルタであり、生体信号の周波数帯域と重複する周波数のアーチファクトを低減しようとするとき生体信号を歪ませてしまうという問題があった。これは線形フィルタの原理的な特性であり、回避することはできない。従って、生体信号を歪ませないことを優先するか、生体信号の周波数帯域と重複する周波数のアーチファクトの低減を優先するかを選択せざるを得なかった。

【0006】

本発明はこのような従来技術の課題に鑑みなされたものであり、生体信号の周波数帯域と重複する周波数のアーチファクトの低減と、生体信号の歪み抑制とを両立できる生体信号処理装置およびその制御方法の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述の目的は、生体信号の基線動揺および／またはノイズを抑制する生体信号処理装置であって、生体信号を取得する取得手段と、生体信号にモフォロジーフィルタを適用するフィルタ処理手段と、モフォロジーフィルタの構造要素長を決定する決定手段と、決定手段が決定した構造要素長を用いてフィルタ処理手段がモフォロジーフィルタを適用した生体信号を、モフォロジーフィルタを適用する前の生体信号から減算して出力する出力手段と、を有し、決定手段は、構造要素長を動的に決定することを特徴とする生体信号処理装置によって達成される。

【発明の効果】

【0008】

以上の構成により、本発明によれば、生体信号の周波数帯域と重複する周波数のアーチファクトの低減と、生体信号の歪み抑制とを両立できる生体信号処理装置およびその制御方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の実施形態に係る生体信号処理装置の機能構成例を示すブロック図である。

【図 2】実施形態に係る生体信号処理装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 3】図 2 における構造要素長決定処理の詳細を説明するためのフローチャートである。

【図 4】構造要素長の決定方法の具体例を説明するための模式図である。

【図 5】実施形態と従来例に係るフィルタによる波形歪みの比較評価結果を示す図である。

【図 6】箱ひげ図の意味を説明するための模式図である。

【図 7】実施形態と従来例に係るフィルタによる波形歪みの比較評価結果を示す図である。

【図 8】実施形態と従来例に係るフィルタによる波形歪みの比較評価結果を示す図である。

【図 9】実施形態と従来例に係るフィルタによる基線動揺抑制効果の比較評価結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の例示的な実施形態について詳細に説明する。

(生体信号処理装置の構成)

図 1 は、本発明の実施形態に係る生体信号処理装置 1 0 0 の機能構成例を示すブロック図である。なお、本実施形態の生体信号処理装置 1 0 0 は生体信号の測定、記録機能を有しておらず、予め他の装置で測定、記録された生体信号に対して処理を行うものとする。しかし、本実施形態の生体信号処理装置 1 0 0 が生体信号を測定したり記録したりする装置の一部であってもよい。この場合、処理能力等の条件が許せば、生体信号の測定および/または記録と並行して以下の処理を行ってもよい。

【 0 0 1 1 】

記憶装置 1 9 0 は、予め測定された生体信号を保持する装置であり、例えば内蔵された不揮発性メモリ、SSD、ハードディスクドライブ等や、メモリカードやUSBメモリのような着脱可能な記憶装置であってよい。記憶装置 1 9 0 は生体信号処理装置 1 0 0 に内蔵されていなくてもよく、例えばネットワーク上のサーバなど、生体信号処理装置 1 0 0 が生体信号を取得可能であれば、装置の構成や場所は任意である。

【 0 0 1 2 】

I / F 部 1 2 0 は記憶装置 1 9 0 から生体信号を取得するためのインターフェースであり、記憶装置 1 9 0 の種類に応じた構成を有する。例えば記憶装置 1 9 0 がネットワーク上の装置であればネットワークインターフェースであり、記憶装置 1 9 0 がメモリカードであればカードリーダーであり、記憶装置 1 9 0 が外付けのハードディスクドライブであればUSB等のインターフェースである。

【 0 0 1 3 】

バッファメモリ 1 3 0 は I / F 部 1 2 0 を通じて記憶装置 1 9 0 から取得した生体信号を一時的に記憶する。バッファメモリ 1 3 0 は揮発性もしくは不揮発性の半導体メモリであってもよいし、ハードディスクドライブのような大容量の記憶装置であってもよい。

【 0 0 1 4 】

平均波形算出部 1 4 0 は、バッファメモリ 1 3 0 に記憶されている生体信号を所定期間にわたって平均して平均信号(平均波形)を算出し、フィルタ処理部 1 5 0 に供給する。平均波形算出部 1 4 0 は必須ではないが、平均波形算出部 1 4 0 があると、フィルタ処理部 1 5 0 が生体信号に適用するフィルタのパラメータを精度良く決定する上で有利である。

【 0 0 1 5 】

フィルタ処理部 150 はバッファメモリ 130 に記憶されている生体信号に、構造要素長決定部 160 が決定した長さの構造要素を用いたモフォロジーフィルタ処理を適用し、生体信号に重畳したアーチファクト成分の推定信号を生成する。フィルタ処理部 150 でフィルタ処理した生体信号は、構造要素長決定部 160、減算器 170、および減算器 180 に出力される。モフォロジーフィルタ処理の詳細については後述する。

【0016】

構造要素長決定部 160 は、フィルタ処理部 150 が生体信号に適用するモフォロジーフィルタで用いるべき構造要素長を、フィルタ処理部 150 でフィルタ処理された生体信号と元の生体信号とに基づいて決定する。構造要素長決定部 160 は、決定した構造要素長をフィルタ処理部 150 に設定する。構造要素長の決定方法の詳細については後述する。

10

【0017】

また、減算器 170 は、バッファメモリ 130 の出力と、フィルタ処理部 150 の出力との差分を求める。減算器 170 により、生体信号の同一区間について、フィルタ処理前とフィルタ処理後の差分信号が得られる。減算器 170 の出力は I/F 部 120 を通じて記憶装置 190 に出力されたり、生体信号処理装置 100 内で保存もしくは記録されたりする。

【0018】

減算器 180 は、平均波形算出部 140 の出力と、フィルタ処理部 150 の出力との差分を求める。減算器 180 により、生体信号の同一区間について、平均信号とフィルタ処理後の信号との差分信号が得られる。減算器 180 の出力は構造要素長決定部 160 に供給され、構造要素長の決定処理に用いられる。

20

【0019】

制御部 110 は例えば MPU のようなプログラマブルプロセッサである。不揮発性メモリに記憶された制御プログラムを揮発性メモリに展開して実行し、他の機能ブロックの動作を制御することにより、後述する処理を始めとした生体信号処理装置 100 の処理全体を制御ならびに管理する。なお、平均波形算出部 140、フィルタ処理部 150、および構造要素長決定部 160 の少なくとも一部を、制御部 110 がソフトウェアを実行することにより実現してもよい。

【0020】

なお、図 1 には記載していないが、生体信号処理装置 100 はユーザが各種の指示や設定を入力するための操作部や、生体信号処理装置 100 の動作状態や各種情報を表示するための表示部などを有してもよい。操作部はスイッチ、ボタン、キーボード、マウス、タッチパネル等の入力デバイスの 1 つ以上を備え、表示部は液晶表示装置 (LCD) や LED などを用意してよい。

30

【0021】

(全体動作)

図 2 は、本実施形態の生体信号処理装置 100 の全体的な動作を示すフローチャートである。

S101 で制御部 110 は、処理対象の生体信号が記録されたデータファイルを I/F 部 120 を通じて記憶装置 190 から取得する。なお、ここで取得するのはデータファイルの全体であっても一部であってもよく、取得量は例えばバッファメモリ 130 の空き容量とデータファイルの大きさに応じて制御部 110 が適宜決定すればよい。S101 で取得するデータファイルは、例えば操作部を通じてユーザから指定されたものであってもよいし、記憶装置 190 に存在するデータファイルから、予め定められた条件によって制御部 110 が自動的に決定したものであってもよい。予め定められた条件とは、例えばファイル名 (または拡張子) や作成日時に関するものであってもよい。

40

【0022】

S103 で制御部 110 は、S101 で取得したデータファイルに含まれる生体信号をバッファメモリ 130 に記憶 (格納) する。なお、生体信号は予め定められた条件 (ピッ

50

ト数およびサンプリングレート)でA/D変換されたデジタルデータとしてデータファイルに記録されているものとする。

【0023】

S105で制御部110は平均波形算出部140に対し、平均波形算出処理の開始を指示する。平均波形算出部140は、バッファメモリ130に記憶された生体信号のうち、古い方から予め定められた連続する複数周期分、あるいは所定時間分を切り出し、平均することにより、平均波形(平均信号)を生成する。例えば生体信号が心電図信号のように周期性を有する場合、平均波形算出部140は予め設定されている条件に基づいて生体信号の周期を判別し、1周期ごとの生体信号に分割してから各周期の生体信号を加算平均して平均波形を算出する。周期性を有する生体信号の場合、平均波形算出部140は特定の
10 特徴点を基準として位置合わせして加算したのち平均波形を算出する。特徴点は例えば心電信号であればR波のピークであってよい。周期性のない生体信号の場合、所定時間を1周期として平均波形を算出すればよい。

【0024】

なお、平均波形算出部140は、1周期ごとに分割した生体信号のうち、最も古いものを除いて内部で記憶しておき、次に平均波形を算出する際に再利用してもよい。この場合、次に平均波形を算出する際、平均波形算出部140は、バッファメモリ130から平均波形の算出に用いられていない最新の1周期分の生体信号を読み込み、記憶されている生体信号との平均波形を算出する。

【0025】

例えば、6周期分の平均波形を生成する場合、最初に1~6周期目の生体信号の平均波形を生成した際、2~6周期目の生体信号を記憶しておく。次に平均波形を算出する際にはバッファメモリ130から7周期目の生体信号を読み出し、記憶していた2~6周期目の生体信号とともに平均波形を算出したら、2周期目の生体信号を破棄し、3~7周期目の生体信号を記憶する。以後同様にして、1周期分の生体信号をバッファメモリ130から読み出し、記憶されている5周期分との平均信号を算出したら、最も古い周期の生体信号をバッファメモリ130から読み出した生体信号で置き換える。これにより、平均波形の算出ごとに6周期分を読み込んで1周期ごとの生体信号に分割する手間を省くことができる。
20

平均波形算出部140は、算出した平均波形をフィルタ処理部150および減算器180に出力する。
30

【0026】

S107で制御部110は、フィルタ処理部150と構造要素長決定部160とを用いた構造要素長決定処理を行い、フィルタ処理部150において生体信号に適用するモフォロジーフィルタで用いる構造要素長を構造要素長決定部160で決定する。そして、制御部110は、決定した構造要素長を構造要素長決定部160によってフィルタ処理部150に設定させる。この処理については後で詳細に説明する。

【0027】

S109で制御部110は、バッファメモリ130から処理単位(例えば1周期分や所定時間分)の生体信号を読み出し、フィルタ処理部150に供給する。そして、S111
40 で制御部110は、供給した生体信号に対し、フィルタ処理部150でフィルタ処理を行わせる。S113で制御部110は、フィルタ処理部150の出力する、フィルタ処理された生体信号と、バッファメモリ130から読み出した、フィルタ処理された区間の生体信号とを減算器170に供給する。

【0028】

なお、S109でバッファメモリ130から読み出した信号を遅延して減算器170に供給することで、減算器170に同じ区間についての元信号とフィルタ処理後の信号が供給されるように構成してもよい。

【0029】

減算器170はバッファメモリ130から供給される生体信号(元信号)から、フィル
50

タ処理部 150 の出力する生体信号（フィルタ処理後の信号）を減算し、アーチファクトを低減した生体信号を出力する。制御部 110 は、減算器 170 が出力する生体信号を例えば I/F 部 120 を通じて記憶装置 190 に返送もしくは格納したり、解析装置など、フィルタ処理後の生体信号を取り扱う他の装置へ出力したりすることができる。

【0030】

S115 で制御部 110 は、S111 でフィルタ処理した生体信号が、バッファメモリ 130 に一時記憶された生体信号の終わりを含んでいたかどうか、換言すればバッファメモリ 130 に一時記憶された生体信号を全てフィルタ処理したかどうかを判定する。制御部 110 は未処理の生体信号がバッファメモリ 130 に残っていれば処理を S105 に戻し、未処理の生体信号がバッファメモリ 130 に残っていなければ処理を S117 に進める。

10

【0031】

S117 で制御部 110 は、バッファメモリ 130 に記憶された生体信号の続きが記憶装置 190 に残っているかどうか、換言すれば処理対象のデータファイルに記録された生体信号を全て処理したかどうかを判定する。制御部 110 は未処理の生体信号がデータファイルに残っていれば、処理を S101 に戻し、未処理の生体信号がデータファイルに残っていなければ、処理対象のデータファイルについての処理を終了する。

【0032】

（フィルタ処理の詳細）

次に、フィルタ処理部 150 が適用するフィルタ処理について説明する。

20

上述の通り、本実施形態のフィルタ処理部 150 は、アーチファクトを低減するフィルタ処理を、モフォロジーフィルタ（モルフォロジーフィルタとも呼ばれる）を用いて行う。モフォロジーフィルタは非線形フィルタであり、オープニングフィルタとクロージングフィルタの組み合わせからなるため、オープン - クロージングフィルタもしくはクローズ - オープニングフィルタと呼ばれることもある。

【0033】

モフォロジーフィルタは処理対象に対して特定形状の構造要素を移動させ、処理対象に含まれる構造要素の集合を求める演算を行うフィルタであり、主に画像処理で輪郭の平滑化や孤立点除去などに用いられている。

【0034】

30

モフォロジーフィルタの構造要素として、原点を中心に持つ長さ l ($l > 0$) の窓を考え、処理を行う入力信号系列を $x(i)$ (i は整数かつ 1) とする。

以下の P_1 に示す最小値を選択する処理（エロージョン）に続いて、 P_2 に示す最大値を選択する処理（ダイレーション）を適用する処理がオープニング (P_3) である。また、 P_2 に示すダイレーションの適用に続いて P_1 に示すエロージョンを適用する処理がクロージング (P_4) である。オープン - クロージングフィルタは、オープニングの適用に続いてクロージングを適用するフィルタ (P_6) である。また、クローズ - オープニングフィルタは、クロージングの適用に続いてオープニングを適用するフィルタである。

【数 1】

$$\text{Erosion: } P_1(i) = \min_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} x(i-t)$$

$$\text{Dilation: } P_2(i) = \max_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} x(i-t)$$

$$\text{Opening: } P_3(i) = \max_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} P_1(i-t)$$

$$\text{Closing: } P_4(i) = \min_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} P_2(i-t)$$

$$P_5(i) = \max_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} P_3(i-t)$$

$$\text{Open - Closing: } P_6(i) = \min_{-\frac{l}{2} \leq t \leq \frac{l}{2}} P_5(i-t)$$

10

20

【0035】

オープニングフィルタは生体信号において基線より上の部分に作用し、クロージングフィルタは生体信号において基線より下の部分に作用する。本実施形態のフィルタ処理部150は、処理対象の生体信号に対し、オープニングフィルタとクロージングフィルタを同じ回数(1回以上)ずつ適用する。ここでは、フィルタ処理部150は、オープニングフィルタを1回適用したのち、クロージングフィルタを1回適用するオープン・クロージングフィルタであるものとする。

【0036】

(構造要素長の決定処理の詳細)

30

次に、図3に示すフローチャートを用いて、図2のS107で実施する構造要素長決定処理についてさらに説明する。

まず、S1091で制御部110は、構造要素長決定部160を通じ、フィルタ処理部150に構造要素長の初期値を設定する。構造要素長の初期値は処理対象の生体信号の特性に応じて定めることができる。例えば生体信号が心電信号の場合、QT間隔(msec)の一般的な下限値からマージンを考慮してさらに小さくした値を初期値として定めることができる。ここでは、生体信号が心電信号であり、構造要素長の初期値を1(msec)に対応するサンプル数とする。以下では便宜上、サンプル数を対応する時間で表現する場合がある。

【0037】

S1093で制御部110は、S105で平均波形算出部140が生成した平均波形に対し、フィルタ処理部150でオープニングフィルタを適用させる。そして、S1095において、構造要素長決定部160は、減算器180の出力する、元信号(平均波形)とフィルタ処理後の信号とのサンプルごとの差の2乗和を算出し、現在の構造要素長に対する残差として記憶し、算出終了を制御部110に通知する。

40

【0038】

S1097において制御部110は、現在の構造要素長が予め定めた最大値より小さいか判定し、最大値より小さければ処理をS1099に、最大値であれば処理をS1101に進める。

【0039】

S1099で制御部110は、現在の構造要素長を所定量増加することで更新し、更新

50

後の構造要素長を、構造要素長決定部 160 を通じてフィルタ処理部 150 に設定し、処理を S1093 に戻す。例えば構造要素長の更新時の増加量は 1 m s e c であってよい。このように、構造要素長が予め定めた最大値に達するまで、構造要素長を順次増加させながら、それぞれの構造要素長について元信号とフィルタ処理後の信号との残差を算出する。

【0040】

予め定めた最大値の構造要素長までの残差の算出が完了すると、S1101 で制御部 110 は、構造要素長決定部 160 に対し、構造要素長を決定させる。構造要素長決定部 160 は、構造要素長と残差との関係から、フィルタ処理部 150 に設定する構造要素長を決定する。

10

【0041】

まず S1101 で構造要素長決定部 160 は、残差が一定とみなせる構造要素長の区間のうち、所定以上の幅を有する区間を検出する。ここで、一定とは所定範囲内に変動が収まっていることを意味し、厳密に同一であることに限定されない。従って、S1101 で構造要素長決定部 160 は、予め定められた構造要素長の変化量（例えば 30 m s e c）以上にわたって、残差の変動が予め定めた範囲内に収まっている区間を検出する。

【0042】

S1103 で構造要素長決定部 160 は、検出された区間に対応する残差の差の、サンプルあたりの値が閾値を超えているか否か判定する。なお、区間が 3 つ以上検出されていれば、対応する構造要素長の短いものから 2 つについて判定する。区間に対応する残差は、例えば区間内の残差の平均値であってよい。構造要素長決定部 160 は、サンプルあたりの残差が閾値を超えていれば処理を S1105 へ、閾値以下であれば S1107 へ処理を進める。また区間が 1 つしか検出されていない場合も処理を S1107 に進める。

20

【0043】

ここでの閾値は例えば 50 μ V とする。この閾値は、生体信号の測定精度や、記録や表示を行うスケールを勘案して定めることができる。例えば、一般的な心電図の記録または表示を行うスケールにおいて、50 μ V は 0.5 mm に相当し、0.5 mm の差を視覚的に判別することは困難である。

【0044】

S1105 で構造要素長決定部 160 は、対応する構造要素長が長い区間に基づいて構造要素長を決定する。

30

S1107 で構造要素長決定部 160 は、対応する構造要素長が短い区間に基づいて構造要素長を決定する。

S1105 および S1107 で構造要素長決定部 160 は、例えば、区間の開始点に対応する構造要素長（すなわち、区間に対応する最短の構造要素長）を、オープニングフィルタに設定する構造要素長として決定する。

【0045】

構造要素長の変化に対して残差の変化が一定とみなせる区間においては、構造要素長を変えても効果に変化がない。一方で、構造要素が長すぎると基線動揺の低減効果が小さくなり、構造要素が短すぎると波形を歪ませるという特性がある。従って、残差の変化が十分小さい範囲では、構造要素長を短く設定することで、波形を歪ませずに基線動揺の低減効果を最大限実現するようにする。一方、構造要素長の変化に対して残差の変化が一定とみなせる区間が複数検出された場合、区間に対応する残差の差が大きければ、短い構造要素長を用いた場合には波形歪みが生じている可能性が高い。従って、構造要素長決定部 160 は長い構造要素長に対応する区間から構造要素長を決定する。

40

【0046】

ここで、構造要素長の決定方法の具体例を、図 4 を用いて説明する。図 4 は、構造要素長の初期値を 1 m s e c、最大値を 500 m s e c とした場合の、構造要素長と残差との関係例を示す図である。なお、ここで構造要素長の初期値を 1 m s e c としているのは便宜上であって、実際にはこのように小さな値を初期値とする必要はない。

50

【 0 0 4 7 】

図 4 の例では、3 0 m s e c 以上の構造要素長の変化に対して残差が一定と見なせる区間として、区間 A と区間 B が検出されている。そして、各区間に対応する残差 の差は d である。 d はサンプルごとの差分の 2 乗和の差であるため、S 1 1 0 3 で構造要素長決定部 1 6 0 は、 d の平方根を、残差を求めた区間に含まれるサンプル数 (m とする) で割った (d) / m を閾値と比較する。そして、S 1 1 0 5 では、区間 B の開始位置に対応する候補点 2 の構造要素長が、S 1 1 0 7 では、区間 A の開始位置に対応する候補点 1 の構造要素長が、それぞれオープニングフィルタに設定する構造要素長として決定される。

【 0 0 4 8 】

オープニングフィルタの構造要素長がこのようにして決定されると、決定された構造要素長をフィルタ処理部 1 5 0 のオープニングフィルタに設定する。そして、オープニングフィルタの構造要素長と同様にして、クロージングフィルタの構造要素長も決定する。なお、クロージングフィルタの構造要素長を決定する際には、S 1 0 9 3 で、オープニングフィルタ処理後の平均波形に対してクロージングフィルタを適用する。また、S 1 0 9 5 で残差を求める際の元信号として、平均波形算出部 1 4 0 が出力する平均波形の代わりにオープニングフィルタを適用した平均波形を用いる。

【 0 0 4 9 】

なお、生体信号が心電信号のように基線の上側で連続する区間と下側で連続する区間の長さに差がある場合、S 1 1 0 3 の判定に用いる閾値を、オープニングフィルタの構造要素長を決定する場合と、クロージングフィルタの構造要素長を決定する場合とで変えることができる。具体的には、例えば心電信号のように、基線の上側で連続する区間が基線の下側で連続する区間に対して有意に長い場合、クロージングフィルタの構造要素長を決定する場合の閾値は、オープニングフィルタの構造要素長を決定する場合よりも小さくすることができる。

【 0 0 5 0 】

このようにして、本実施形態では、オープニングフィルタで用いる構造要素長と、クロージングフィルタで用いる構造要素長とを別個に、かつ動的に設定ならびに更新する。そのため、特徴的な形状の生体信号 (例えばブルガダ症候群や右脚ブロックに係る心電図信号) に対しても、低歪みと良好なアーチファクトの除去とを実現できる。

【 0 0 5 1 】

ただし、オープニングフィルタとクロージングフィルタのそれぞれについて例えば生体信号の一周期ごとに動的に決定すると計算量が多くなるため、条件に応じて更新頻度を少なくしてもよい。

例えば、

- ・今回算出した平均波形と直前に算出した平均波形との相関が予め定めた閾値を満たす場合 (相関が十分に高いと判定される場合) や、
- ・直前に算出した構造要素長を用いて算出した残差 が予め定めた閾値未満の場合

は、構造要素長の算出 (更新) をスキップして、直前に算出した構造要素長を変更せずに用いるようにしてもよい。例えば 2 つの平均波形の差分 (サンプル値の差分 2 乗和) が閾値未満である場合に両者の相関が十分に高いと判定することができる。

【 0 0 5 2 】

(評価例)

図 5 に、異常心電図の一例としてのブルガダ型の心電図 (I, II, V1-V6 の 8 誘導) の 2 0 例について、

- ・従来法 1 (遅延対称 F I R フィルタ (DF512))、
- ・従来法 2 (構造要素長が固定のモフォロジーフィルタ (固定法))、
- ・本実施形態の方法 (適応的な構造要素長を有するモフォロジーフィルタ (適応法))

による波形歪みの比較評価結果を示す。なお、固定法における構造要素長は、心電図における一般的な Q T の長さに鑑み、4 0 0 m s e c とした。

【0053】

具体的には、元信号（フィルタ適用なし）と各フィルタ適用後の信号について、R波のピーク位置の後50～150msec間の区間（ST-T区間）について、2msecごとに51点のサンプルを取得し、元信号との振幅差（絶対値）および相関係数を求める。そして、求めた振幅差（すなわち、誤差）と相関係数について比較評価する。

【0054】

図5（a）は、誤差の分布を箱ひげ図で示すとともに、各群間についての、Wilcoxonの符号付順位和検定結果についてRyan法で補正した多重比較検定結果を示している。図5（a）に示すように、各群は有意水準1%の検定において有意な差を有している。

【0055】

図6は、箱ひげ図の意味を説明するための模式図である。箱ひげ図の箱は、51サンプルの各々についての差分を降順にソートした際の第3四分位数を上側ヒンジ、第1四分位数を下側ヒンジで表す。箱の中の水平線は第2四分位数（中央値）を表す。また、上下のひげは、ソートした値の最大値および最小値からそれぞれ5%内側の値を表す。ただし、上側のひげの最大値は、箱の高さ（すなわち、上側ヒンジと下側ヒンジの差）を d とすると、 $(上側ヒンジ + 1.5d)$ とする。同様に、下側のひげの最小値は $(下側ヒンジ - 1.5d)$ とする。

【0056】

箱の大きさ d が小さいほど、誤差の分布が小さい（値が安定している）ことを示し、また、中央値が小さいほど、元信号とフィルタ処理後の信号の誤差が小さいことを意味する。従って、箱の大きさ d が小さく、かつ中央値が小さい方が、元波形を歪ませないフィルタ処理であることになる。このような観点から図5（a）を参照すると、本実施形態による、適用的な構造要素長を用いるモフォロジーフィルタが、最も好ましい処理結果を実現していることがわかる。

【0057】

図5（b）は、モフォロジーフィルタの構造要素長を固定した場合（固定法）と、適応的に設定する場合（適応法）との誤差の分布を示している。固定法はかなり広範囲に誤差が分布しているのに対し、適応法では誤差が0に近い、かつ狭い範囲に分布していることがわかる。

【0058】

図5（c）は固定法と適応法とについて、元信号との相関係数の分布を示している。適応法において相関係数が1付近にほとんど集中しているのに対し、固定法ではばらつきがあるのがわかる。

【0059】

図7および図8は、異常心電図の他の例として、右脚ブロックの心電図および心筋梗塞の心電図について、図5と同様の評価を行った例を示している。これらの例では適応法においてもブルガダ型の心電図より誤差が大きくなっているが、それでもFIRフィルタや固定構造要素長のモフォロジーフィルタを用いる方法よりは良好な結果が得られている。

【0060】

このように、適応的な構造要素長を有するモフォロジーフィルタを用いることで、フィルタ処理による波形歪みを抑制できることが示された。次に、適応的な構造要素長を有するモフォロジーフィルタによる基線動揺の除去効果について検討する。

【0061】

ここでは、MIT-BIH心電図データベースにおける基線動揺が大きな心電図として、MIT 101およびMIT 108を用い、固定法（構造要素長400msec）と適応法の比較評価例について説明する。

【0062】

心電図の各心拍について、R波ピークから前100msecの区間について、20msecの窓を用いた分散を、2msecずつR波頂点方向に窓を移動させながら順次求める。そして、最小の分散値が得られた区間の平均振幅値を求める。

【 0 0 6 3 】

このようにして心電図の各心拍で算出した平均振幅値の最小値を基準値として、各心拍の平均振幅値と基準値との差を基線動揺として算出し、基線動揺の大きさに応じて図9(a)に示す、MRFIT (Multiple Risk Factor Intervention Trial)基準における心電図のアーチファクト評価グレードに分類する。分類結果を図9(b)に示す。

【 0 0 6 4 】

図 9 に示すように、本実施形態に係る適応法は、固定法と同等以上の基線動揺抑制効果が得られていることがわかる。つまり、図 5 ~ 図 8 の評価と図 9 の評価とから、適応法は固定法よりも波形歪みを抑制しながら、固定法と同等以上の基線動揺抑制効果を実現できることがわかる。

【 0 0 6 5 】

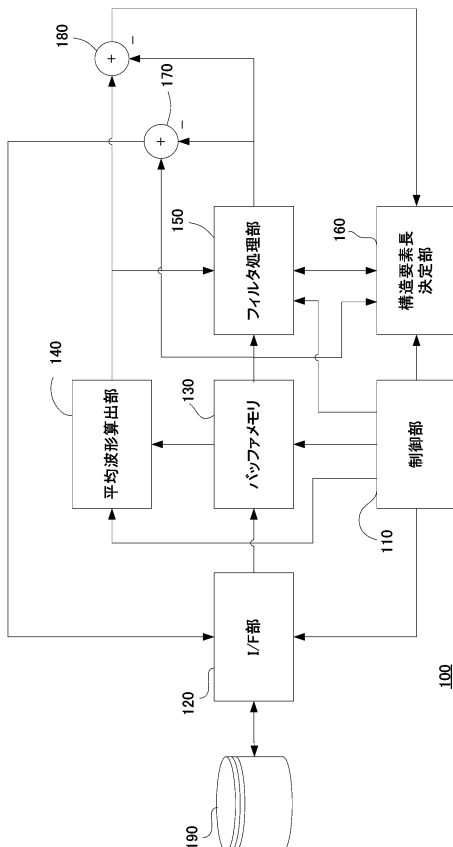
以上説明したように、本実施形態によれば、モフォロジーフィルタを用いて生体信号の基線動揺および／またはノイズを抑制する生体信号処理装置において、モフォロジーフィルタの構造要素長を動的に設定するようにした。そのため、固定的な構造要素長を用いる従来の構成に対し、生体信号の周波数帯域と重複する周波数のアーチファクトの低減と、生体信号の歪み抑制とを両立できる。特に、異なる構造要素長を用いた際のフィルタ処理前後の生体信号の残差の変化に基づいて最適な構造要素長を決定することで、より適切なフィルタ処理を実現することができる。

【 0 0 6 6 】

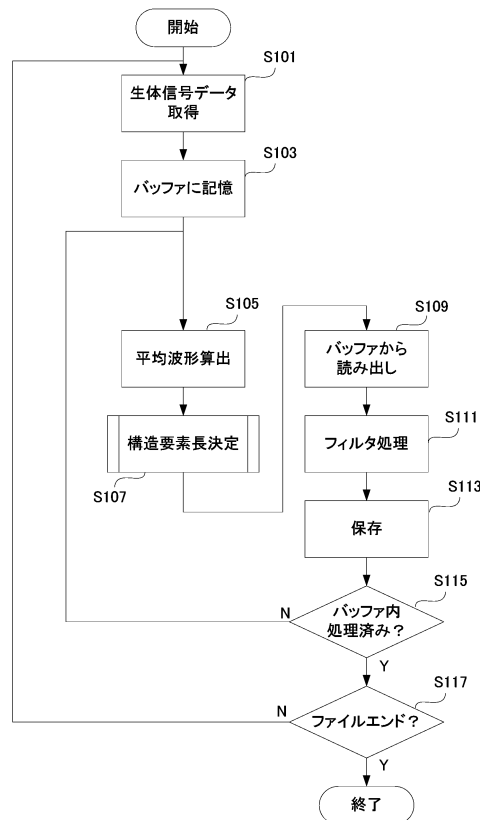
(他 の 実 施 形 態)

本発明は、上述の実施形態に係る処理を、システム又は装置のコンピュータにおける１つ以上のプロセッサによって実施させるプログラムとしても実現可能である。従って、このようなプログラムや、プログラムを記録したコンピュータ可読記録媒体もまた本発明を構成する。また、上述の実施形態に係る処理を、ハードウェア（例えばＡＳＩＣやプログラマブルロジックなど）を用いて実施することもできる。

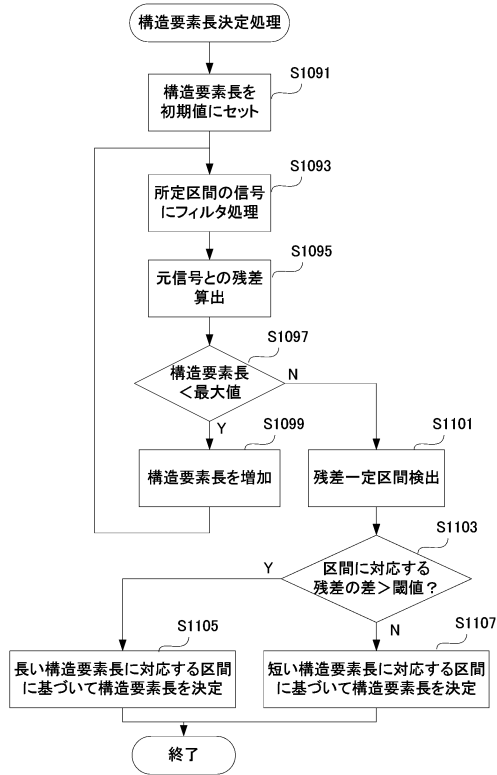
【 図 1 】



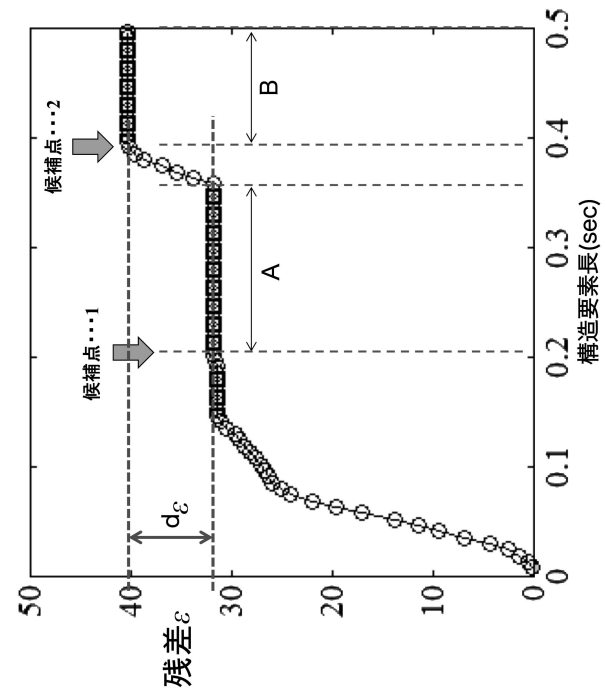
【圖 2】



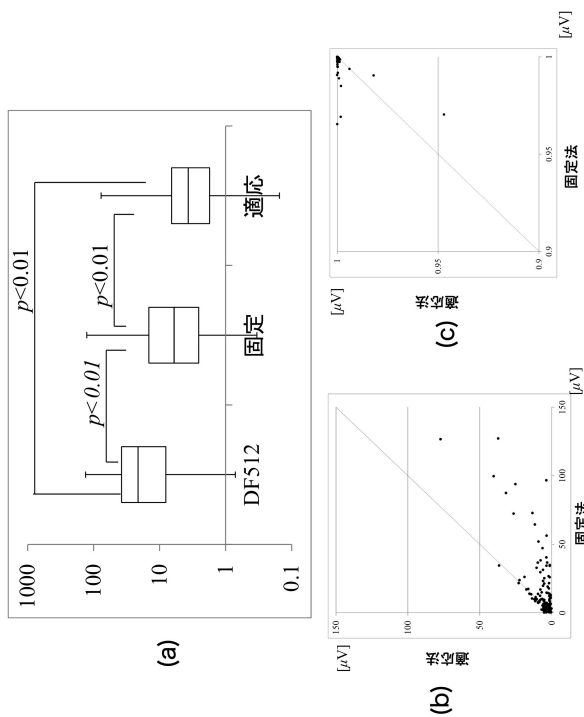
【図3】



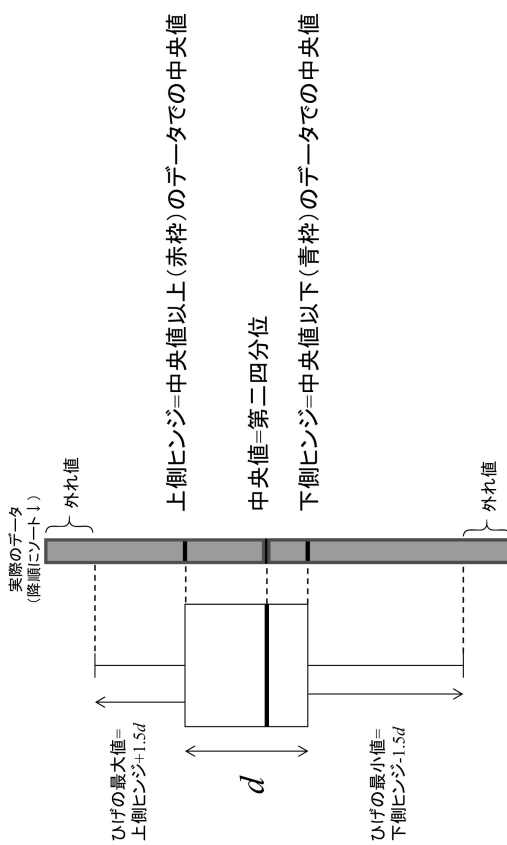
【図4】



【図5】



【図6】



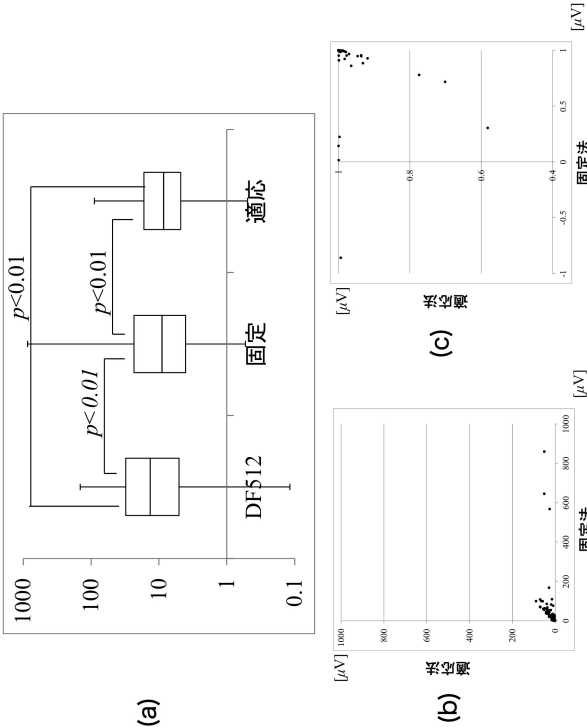
グレード	基線変動(μV)
1	≤175
2	≤250
3	≤350
4	≤350
5	>350

【 図 9 】

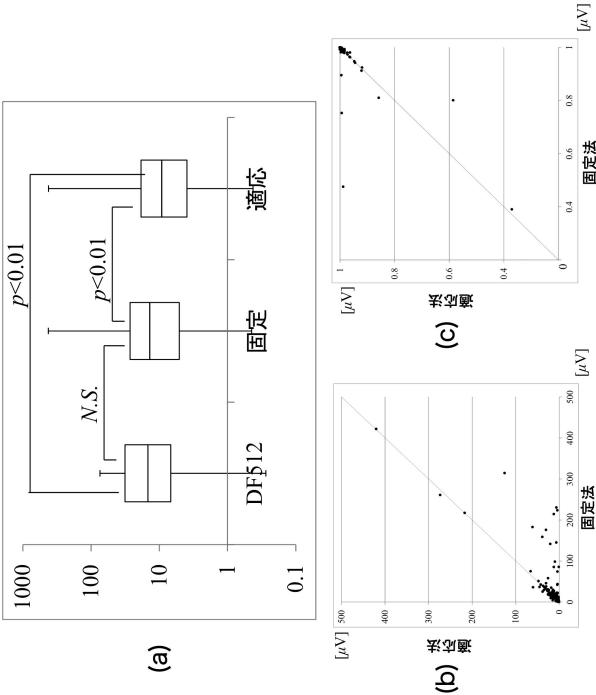
	グレード1	グレード2	グレード3	グレード4	グレード5
101	元波形	1802	14	3	6
	適応法	1840	0	0	0
	固定法	1840	0	0	0
108	元波形	1001	321	107	60
	適応法	1492	65	16	20
	固定法	1499	58	18	126

数値は拍数

【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 澤田 匠

東京都文京区本郷3 - 39 - 4 フクダ電子株式会社内

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開2007 - 020878 (JP, A)

米国特許出願公開第2005 / 0234361 (US, A1)

特開2007 - 141052 (JP, A)

特表2009 - 513193 (JP, A)

特開2004 - 008380 (JP, A)

SEDAAGHI, Mohammad Hosein, Morphological ECG Signal Pre-processing with More Efficient Baseline Drift Removal, IASTED 2003, 2003年

山内剛, モフォロジカル信号処理を利用した心電図基線動除去フィルタの開発, 日本生体医工学会大会プログラム・論文集, 2011年, 50th

TAOULI, S. A., Review Noise and baseline wandering suppression of ECG signals by morphological filter, Journal of Medical Engineering & Technology, 2010年, Vol.34, No. 2, 87-96

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/00

A61B5/02 - 5/053

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)