

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6745762号
(P6745762)

(45) 発行日 令和2年8月26日 (2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月6日 (2020.8.6)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 Z DMC
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 H

請求項の数 24 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2017-117509 (P2017-117509)	(73) 特許権者	390019839
(22) 出願日	平成29年6月15日 (2017.6.15)		三星電子株式会社
(65) 公開番号	特開2018-952 (P2018-952A)		S a m s u n g E l e c t r o n i c s
(43) 公開日	平成30年1月11日 (2018.1.11)		C o . , L t d .
審査請求日	令和2年6月12日 (2020.6.12)		大韓民国京畿道水原市靈通区三星路129
(31) 優先権主張番号	62/356,164		129, S a m s u n g - r o , Y e o n
(32) 優先日	平成28年6月29日 (2016.6.29)		g t o n g - g u , S u w o n - s i , G
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		y e o n g g i - d o , R e p u b l i c
			o f K o r e a
(31) 優先権主張番号	15/264,333	(74) 代理人	110000051
(32) 優先日	平成28年9月13日 (2016.9.13)		特許業務法人共生国際特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
早期審査対象出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 実時間信号分割及び基準点整列フレームワークを提供するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

使用者から少なくとも1つのチャネルを通じて受信された第1信号に対する信号タイプを決定する段階と、

前記使用者の動きをモニタリングする段階と、有し、

前記モニタリングする段階で、前記モニタリングされた動きが予め設定された閾値よりも低い場合、

前記第1信号から第2信号を提供する段階と、

前記第2信号を分割して第1信号セグメント及び第2信号セグメントを形成する段階と、

前記信号タイプに基づいて、前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントを処理し、前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定する段階と、を含み、

前記基準点を決定する段階は、

前記信号タイプが B C G (b a l l i s t o c a r d i o g r a p h y) 信号であると決定された場合、

前記第1信号セグメントから第1イベント位置を決定し、前記第1信号セグメントに対する前記基準点として前記第1イベント位置を識別する段階と、

前記第2信号セグメントから1つ以上の隣接点を前記第1信号セグメントに対する前記基準点にマッチングさせる段階と、

前記 1 つ以上の隣接点の中の 1 つを前記第 1 信号セグメントに対する前記基準点に対応する前記第 2 信号セグメントに対する基準点として選択し、前記基準点を利用して第 3 信号を生成する段階と、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記基準点は、極大及び極小の中の 1 つを決定することによって前記第 1 信号セグメント及び前記第 2 信号セグメントの各々に対して決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 信号が ECG (electrocardiogram) 信号又は PPG (photoplethysmogram) 信号であると決定された場合、前記第 1 信号は前処理されないため、前記第 2 信号は、前記第 1 信号と同様に提供され、前記信号タイプが BCG 信号であると決定された場合、前記第 2 信号は、時間 - ドメイン (time-domain) 処理及び時間 - 周波数 (time-frequency) 処理の中の 1 つで前記第 1 信号を前処理することによって前記第 2 信号が提供されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 4】

前記時間 - ドメイン処理は、帯域通過フィルタリングを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

20

前記時間 - 周波数処理は、ウェーブレット係数再構成を含むことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 信号を受信するために前記少なくとも 1 つのチャンネルの中の 1 つの選択を確定する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 信号の一部を格納する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 1 信号セグメント及び前記第 2 信号セグメントを形成するために、TDE (time delay embedding) ビート検出及び適応形閾値 (adaptive thresholding) ビート検出の中の 1 つを使用する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

第 1 信号セグメントと第 2 信号セグメントとをマッチングさせるために類似性マッチング技術を使用する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記類似性マッチング技術は、DTW (dynamic time warping) 方法及び相関方法の中の少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

40

前記 DTW 方法に確率関数を適用して前記第 1 信号セグメント及び前記第 2 信号セグメントの部分に他の加重値を割当する段階をさらに含むことを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記第 3 信号が予め設定された閾値よりも低ければ、前記使用者から前記第 1 信号を受信するための新しいチャンネルを選択する段階をさらに含み、

前記少なくとも 1 つのチャンネルの中の任意のチャンネルは、前記新しいチャンネルであることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

使用者から第 1 信号を獲得するように構成された少なくとも 1 つのセンサと、

50

診断プロセッサと、を含み、

前記少なくとも1つのセンサは、少なくとも1つのチャンネルを有し、前記第1信号は、前記少なくとも1つのチャンネルの中の1つのチャンネルから受信され、そして、前記少なくとも1つのセンサの中の少なくとも1つは、使用者の動きをモニタリングするように構成され、

前記診断プロセッサは、

前記モニタリングされた動きが予め設定された閾値よりも低い場合、

前記第1信号の信号タイプを決定し、

前記第1信号から第2信号を提供し、

前記第2信号を分割して第1信号セグメント及び第2信号セグメントを形成し、

前記信号タイプに基づいて、前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントを処理し、前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定し、

前記第1信号がBCG(ballistocardiography)信号であると決定された場合、前記診断プロセッサは、

前記第1信号セグメントから第1イベント位置を決定し、前記第1信号セグメントに対する前記基準点として前記第1イベント位置を識別し、

前記第2信号セグメントから1つ以上の隣接点を前記第1信号セグメントに対する前記基準点にマッチングさせ、

前記1つ以上の隣接点の中の1つを前記第1信号セグメントに対する前記基準点に対応する前記第2信号セグメントに対する基準点として選択し、前記基準点を利用して第3信号を生成することを特徴とするシステム。

【請求項14】

前記使用者の身体位置情報を格納するように構成されたメモリをさらに含み、前記身体位置情報は、前記少なくとも1つのセンサによってモニタリングされる信号から前記診断プロセッサによって決定されることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記基準点は、極大及び極小の中の1つを決定することによって前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントの各々に対して決定されることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項16】

前記第1信号がECG(electrocardiogram)信号又はPPG(photoplethysmogram)信号であると決定された場合、前記診断プロセッサは、前記第1信号を前処理しないように構成されているため、前記第2信号は、前記第1信号と同様に提供され、前記第1信号がBCG信号であると決定された場合、前記診断プロセッサは、時間-ドメイン(time-domain)処理及び時間-周波数(time-frequency)処理の中の1つで前記第1信号を前処理することによって前記第2信号を提供するように構成されることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項17】

前記時間-ドメイン処理は、帯域通過フィルタリングを含み、前記時間-周波数処理は、ウェーブレット係数再構成を含むことを特徴とする請求項16に記載のシステム。

【請求項18】

前記診断プロセッサは、少なくとも1つのセンサから第1信号を受信するためのチャンネルの選択を確定するように構成されることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項19】

第1の信号の少なくとも一部を格納するように構成されたメモリをさらに備えることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項20】

前記診断プロセッサは、前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントを形成するために、TDE(time delay embedding)ビート検出及び適応形

10

20

30

40

50

閾値 (adaptive_thresholding) ビート検出の中の1つを使用するように構成されていることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項21】

前記診断プロセッサは、第1信号セグメントと第2信号セグメントとをマッチングさせるために類似性マッチング技術を使用するように構成されていることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【請求項22】

前記類似性マッチング技術は、DTW (dynamic time warping) 方法及び相関方法の中の少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項21に記載のシステム。

10

【請求項23】

前記診断プロセッサは、前記DTW方法に確率関数を適用して前記第1信号セグメント及び前記第2信号セグメントの部分に他の加重値を割当するように構成されていることを特徴とする請求項22に記載のシステム。

【請求項24】

前記診断プロセッサは、前記第3信号が予め設定された閾値よりも低ければ、前記使用者から前記第1信号を受信するための少なくとも1つにセンサからチャネルを選択するように構成されていることを特徴とする請求項13に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は使用者の生体信号の測定に係り、さらに具体的には、実時間信号分割 (real-time signal segmentation) 及び基準点整列フレームワーク (fiducial points alignment framework) を提供するシステム及び方法に係る。

【背景技術】

【0002】

携帯用電子機器においては何れの場合にも、生体信号をモニタする着用型 (wearable) センサ装置が望む生体信号を正確に検出することが望ましい。しかし、使用者の動き、検出された信号の複雑性、及び検出された信号内の雑音は、生体信号の正確な検出を往々にして困難にする。

30

従来のビート (拍動、beat) 検出方法は通常、多様なタイプの測定センサからの健康測定結果 (例えば、心臓拍動、呼吸数) を決定するのに使用される。この測定センサは、例えばBCG (ballistocardiography、心弾動図) 信号、PPG (photoplethysmogram、光電式容積脈波図) 信号、ECG (electrocardiogram、心電図) 信号、GSR (galvanic skin response、電気皮膚反応) 信号及び生体インピーダンス信号のような多様なタイプのセンサ信号を測定する。このような従来のビート検出方法は正確な検出性能を提供できず、雑音が含まれた信号 (noisy signal、以下、「雑音信号」という) 上の特徴点 (feature points) を高い信頼度をもって識別できない。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許出願14/928,072

【特許文献2】米国特許出願15/168,531

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、生体信号の正確なビート検出を可能にする実時間信号分割 (セグメン

50

ーション、segmentation) 及び基準点整列フレームワークを提供するシステム及び方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

例示的な実施形態は、使用者から少なくとも1つのチャンネルを通じて受信された第1信号に対する信号タイプを決定する方法を含み、ここで第1信号は使用者の生体信号である。第2信号は第1信号から提供され、第2信号は第1信号セグメント及び第2信号セグメントを形成するように分割される。

【0006】

第1信号セグメント及び第2信号セグメントは信号タイプに基づいて処理されて第1信号セグメント及び第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定する。信号タイプが第1タイプである場合、基準点は第1信号セグメント及び第2信号セグメントの各々に対して直接決定される。信号タイプが第2タイプである場合、第1イベント位置は第1信号セグメントから決定され、第1イベント位置は第1信号セグメントに対する基準点として識別される。

【0007】

第2信号セグメントからの1つ以上の隣接点は第1信号セグメントに対する基準点とマッチングされ、隣接点の中で1つは第1信号セグメントに対する基準点に対応する第2信号セグメントに対する基準点として選択される。その次に、基準点を使用して第3信号が生成される。

【0008】

他の例示的な実施形態は実行される時、コンピューティングシステムによって動作を制御するようにする機械実行可能命令を格納する非一時的機械読出し可能媒体を含み、前記命令は使用者から少なくとも1つのチャンネルを通じて受信された第1信号の信号タイプを決定する。第1信号は使用者の生体信号である。第2信号は第1信号から提供され、第2信号は第1信号と異なるか、或いは第1信号と実質的に同一である。第2信号は第1信号セグメント及び第2信号セグメントを形成するように分割されることができる。その後、第1信号セグメント及び第2信号セグメントは信号タイプに基づいて処理されて第1信号セグメント及び第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定し、第3信号は基準点を使用して生成される。

【0009】

その他の例示的な実施形態は使用者から第1信号を獲得するように構成された少なくとも1つのセンサを含むシステムを含み、ここで、センサは少なくとも1つのチャンネルを有し、第1信号はチャンネルの中で1つのチャンネルを通じて受信される。診断プロセッサは第1信号の信号タイプを決定し、第1信号から第2信号を提供し、第1信号セグメント及び第2信号セグメントを形成するように第2信号を分割し、信号タイプに基づいて、第1信号セグメント及び第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定する。

【0010】

信号タイプが第1タイプである場合、診断プロセッサは第1信号セグメント及び第2信号セグメントの各々に対する基準点を決定することができる。信号タイプが第2タイプである場合、診断プロセッサは第1信号セグメントから第1イベント位置を決定し、第1イベント位置を第1信号セグメントに対する基準点として識別することができる。その次に、診断プロセッサは第2信号セグメントからの1つ以上の隣接点を第1信号セグメントに対する基準点にマッチングさせ、前記1つ以上の隣接点の中で1つを前記第1信号セグメントに対する前記基準点に対応する前記第2信号セグメントに対する前記基準点として選択する。第3信号は基準点を使用して生成される。

【0011】

本発明の他の実施形態は使用者から少なくとも1つのチャンネルを通じて第1信号を受信する段階及び前記第1信号に基づいて第2信号を提供する段階を含む方法である。第2信号は複数の信号セグメントを形成するように分割され、少なくとも1つのイベント位置は

10

20

30

40

50

複数の信号セグメントの各々に対して決定されることができる。複数の信号セグメントの中で隣接する信号セグメントに対する少なくとも1つのイベント位置は特徴整列のためにマッチングされることができ、第3信号は特徴整列の結果を使用して提供される。

【0012】

説明された一部の実施形態は2つの信号セグメントを有する例であるが、信号セグメントの数は2つを超過することができる。

【0013】

追加的な様相は提示された例示的な実施形態の以下の説明又は実施形態で説明される。

【発明の効果】

【0014】

10

このような構成を有する本発明の方法及びシステムは、実時間信号分割及び基準点整列フレームワークを提供するので、特に生体信号の正確なビート検出を可能にする。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の一実施形態に係る電子装置を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る電子装置のハイレベルブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態に係る通信ネットワークの電子装置を示した図面である。

【0016】

【図4】(A)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロット(plot)の例である。

(B)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロットの例である。

20

(C)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロットの例である。

(D

)は、本発明の一実施形態に係るECGプロットの例である。

(E)は、本

発明の一実施形態に係るPPGプロットの例である。

【図5】本発明の実施形態に係って入力信号を処理するための例示的なフローチャートである。

【0017】

【図6】(A)は、本発明の一実施形態に係って分割されたBCGプロットの例である。

(B)は、本発明の一実施形態に係って分割されたBCGプロットの例である。

(C)は、本発明の一実施形態に係って分割されたBCGプロットの例である。

(D)は、本発明の一実施形態に係って分割されたECGプロットの例である。

30

(E)は、本発明の一実施形態に係って分割されたPPGプロットの例である。

【図7】本発明の一実施形態に係るフィルタリングされたPPG波形の例である。

【図8】本発明の一実施形態に係るフィルタリングされたPPG波形に対する時間遅延されたプロットの波形の例である。

【図9】本発明の一実施形態に係る二変量(bi-variate)ガウシアン基盤のDTW(dynamic time warping)輪郭に対するダイヤグラムの例である。

【0018】

【図10】(A)は、本発明の一実施形態に係るBCG波形に対する点点マッチングを示す例示図である。

(B)は、本発明の一実施形態に係って除去された残余

40

点とBCGマッチングの比較を示す例示図である。

【0019】

【図11】(A)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロットの特徴点を図示する。

(B)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロットの特徴点を図示する。

(C)は、本発明の一実施形態に係るBCGプロットの特徴点を図示する。

(D)は、本発明の一実施形態に係るECGプロットの特徴点を図示する。

(E)は、本発明の一実施形態に係るPPGプロットの特徴点を図示する。

【図12】本発明の一実施形態に係るビート位置補間のための例示的な波形である。

50

【発明を実施するための形態】**【0020】**

本発明の1つ以上の実施形態の長所及び特徴は実施形態に対する次の詳細な説明及び添付図面を参照することによってより容易に理解されることができる。

【0021】

これと関連して、本実施形態は本明細書に記載された説明に限定されることと解釈されなければならない。むしろ、これら実施形態は例として提供されることによって本開示が完全に完成され、本実施形態の概念を当業者に完全に伝達できるように例として提供される。添付された請求の範囲は本発明の一部の実施形態を説明する。

【0022】

明細書の全文にわたって同一の参照符号は同一の構成要素を称する。本明細書で使用された敘述的又は技術用語を含む全ての用語は当業者に自明な意味を有することと解釈されなければならない。言語の進化によって用語が曖昧な意味を有する場合、先行事例又は新技術が出現する場合、本開示で使用された用語の意味は本開示で使用及び/又は定義によって先ず明確にならなければならない。追加説明が必要であれば、当該技術分野の通常の技術者が開示の時に開示の脈絡に用語を理解したので、用語は明確になる。

【0023】

部分が構成要素を“含む”又は“含んでいる”は場合、それに反する特定説明が無ければ、他の構成要素をさらに含むことができる。本明細書の実施形態で“ユニット”という用語は特定機能を遂行するソフトウェアコンポーネント又はハードウェアコンポーネントを意味する。ハードウェア構成要素は、例えばFPGA (field-programmable gate array) 又はASIC (application-specific integrated circuit) を含むことができる。

【0024】

ソフトウェアコンポーネントはアドレス可能な格納媒体で実行可能コードによって使用される実行可能コード及び/又はデータを称することができる。従って、ソフトウェア構成要素は、例えば客体指向ソフトウェア構成要素、クラス構成要素、及び作業構成要素であり、プロセス、機能、属性、手続、サブルーチン、プログラムコードセグメント、ドライバ、ファームウェア、マイクロコード、回路、データ、データベース、データ構造、テーブル、配列又は変数を含むことができる。

【0025】

“ユニット”によって提供される機能は追加のコンポーネント及び“ユニット”に分けられる。

【0026】

以下、添付された図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。これと関連して、本実施形態は他の形態を有し、ここに説明された説明に限定されることと解釈されなければならない。

【0027】

以下の説明で、公知された機能又は構成は不必要な細部事項として実施形態を曖昧にしないように詳細に説明しない。

【0028】

本発明の多様な実施形態は対応する特徴点を識別するための信号イベント検出及び周期的又は擬似周期的 (pseudo-periodic) 信号の基準点 (fiducial points) 整列に対する実時間フレームワーク (real-time framework) を開示する。多様な実施形態は信号最適化、信号再構成、TDE (time-delay embedding、時間遅れ埋込み) ビート (beat) 検出、及びDTW (適応式動的時間ワープ、adaptive dynamic time warping) の中で1つ以上を含む。多様な実施形態は形態変化、高い雑音レベル、及び/又は信号アーティファクト (artifacts、人為的なゴミ・キズ) に強い。従って、多様な実施形態が睡眠/無呼吸診断、血圧診断、心拍変動 (heart rate var

10

20

30

40

50

i a b i l i t y、H R V) 診断、呼吸数変動 (r e s p i r a t i o n r a t e v a r i a b i l i t y、R R V) 診断、心臓不整脈検出、及び動作認識の中で1つ以上に適用されることができる。

【0029】

多様な実施形態は反復的なパターンを有する信号に対する実時間信号分割及び整列フレームワークを開示する。多様な実施形態は(例えば、加速度計のような低電力動きセンサから測定された)BCG信号、(例えば、使用者の手首上の光学センサから測定された)PPG信号、(例えば、着用型装置から得られた)ECG信号、(例えば、GSRセンサから得られた)GSR信号、及び生体インピーダンス信号を含む生理的データ信号を受信し、分析することができる。

10

【0030】

図1は本発明の一実施形態に係る電子装置を示す図面である。図1を参照すれば、使用者着用型装置 (u s e r - w e a r a b l e d e v i c e) 100のような電子装置はディスプレイ102、プロセッサ110、112、センサモジュール120、バッテリー130、バンド140、及びクラスプ142を含む。センサモジュール120はセンサ122、124を含む。プロセッサ110又はプロセッサ112は診断プロセッサと称され、命令語を実行する。従って、診断プロセッサは、例えばデジタル信号プロセッサ(DSP)、コントローラ(MCU)、特定用途 (u s e - s p e c i f i c) プロセッサ、汎用プロセッサ等である。説明の便宜上、診断プロセッサは、多様なハードウェア(上記又は以下に説明されるもの)の組合せを一般的に指す。

20

【0031】

使用者着用型装置100は手首に着用されるが、本発明の多様な実施形態は必ずしもこれに限定されない。使用者着用型装置100は、例えば腕(前腕、肘又は上腕の周辺)、脚、胸、(ヘッドバンドのように)頭、(ネックレスのように)喉、そして耳などの身体の他の部分に装着されるように設計できる。使用者着用型装置100は、例えばスマートフォン、ラップトップ、又は病院又は医院の多様な医療装置などの他の電子装置と通信できる。これについては図3と関連してより詳細に説明される。

【0032】

ディスプレイ102は、使用者及び/又は他の人が見るために使用者の身体からモニタリングされる生体信号を出力する。モニタリングされる信号は生体信号又は生体測定データである。モニタリングされる信号は例えば、心臓(脈拍)速度、脈拍形態(パターン)、パルス間隔(脈拍間隔)、呼吸(息)数及び血圧である。ディスプレイ102は、また、例えば生体の状態及び診断結果のみならず、使用者着用型装置100の使用又は他の測定装置の使用に際して使用者又は他の人に対する指示を出力する。

30

【0033】

プロセッサ110はセンサモジュール120内のセンサを通じてモニタリングされた信号を受信する。センサモジュール120は、例えば使用者着用型装置100が使用者によって着用される時、使用者の手首から信号を獲得するのみならず、使用者の身体位置、動作等を示す他の情報提供できるセンサ122、124を含む。センサ122及び/又は124は、例えば加速度計、光学センサ、ジャイロメータ等である。プロセッサ112はセンサ122、124を制御し、センサ122、124によってモニタリングされる信号を処理する。本発明の多様な実施形態では、プロセッサ110がプロセッサ112の機能をも遂行する場合がある。また、本発明の多様な実施形態では、センサの数は互いに異なる場合がある。

40

【0034】

センサ122は、例えばパルス(拍動)に関連する情報をモニタリングするのに使用される加速度計又は動きセンサである。センサ124はセンサ122と類似であるか、又は、例えば使用者の体温を測定する温度計などの他のタイプのセンサである。多様な実施形態は異なる数のセンサモジュールを含み得る。例えば、一部の実施形態は単一のセンサモジュールのみを有する反面、他の実施形態は2つ以上のセンサモジュールを含む。

50

【 0 0 3 5 】

バッテリー 1 3 0 は使用者着用型装置 1 0 0 に電力を供給するように構成される。バッテリー 1 3 0 は有線充電システム又は無線充電システムを使用して充電される。バンド 1 4 0 は手首周囲に巻き付けられ、使用者着用型装置 1 0 0 がクラスプ 1 4 2 を利用して手首に固定される。

【 0 0 3 6 】

図 2 は本発明の一実施形態に係る電子装置のハイレベルブロック図である。図 2 にはディスプレイ 1 0 2、プロセッサ 1 1 0、センサモジュール 1 2 0、及びバッテリー 1 3 0 が示されている。ディスプレイ 1 0 2 への出力は、例えばプロセッサ 1 1 0 によって制御される。ディスプレイ 1 0 2 は、例えばボタン、ダイヤル、タッチスクリーン、マイクロフ

10

【 0 0 3 7 】

プロセッサ 1 1 0 は CPU 2 0 0、メモリ 2 1 0、入/出力 (I O) インタフェイス 2 2 0、通信インタフェイス 2 3 0、電源管理ユニット (P M U) 2 4 0、分解モジュール (d e c o m p o s i t i o n m o d u l e) 2 5 0、再構成モジュール (r e c o n s t r u c t i o n m o d u l e) 2 6 0、及び帯域通過フィルタ 2 7 0 を含む。本実施形態では、プロセッサ 1 1 0 がこれらの多様な装置を含むが、他の実施形態では、相異なる機能が相異なってグループ化される他のアーキテクチャを使用できる。例えばグループ化は、異なる集積回路チップ内になされる。又は、例えばグループ化は、 I O インタフェイス 2 2 0 と通信インタフェイス 2 3 0 とを一緒に結合し、又は、分解モジュール 2 5 0 と再構成モジュール 2 6 0 とを一緒に結合する。

20

【 0 0 3 8 】

C P U 2 0 0 はセンサモジュール 1 2 0 の動作を制御するだけでなく、センサモジュール 1 2 0 からモニタリングされた信号を受信する。C P U 2 0 0 はメモリ 2 1 0 内の命令語を実行することによって、センサモジュール 1 2 0 からのモニタリングされた信号を処理し、ディスプレイ 1 0 2 上に処理された信号をディスプレイし、ディスプレイ 1 0 2 からの入力を受信し、 I O インタフェイス 2 2 0 又は通信インタフェイス 2 3 0 を通じて多様な装置とインタフェイスするなどの動作を介して使用者着用型装置 1 0 0 を制御する。 I O (入出力) インタフェイス 2 2 0 は C P U 2 0 0 によって例えばディスプレイ 1 0 2 とインタフェイスするために使用される。

30

【 0 0 3 9 】

プロセッサ 1 1 2 は、相異なる実施形態では他のアーキテクチャを使用して動作できる。例えばプロセッサ 1 1 2 は、実行する命令語を格納するためにメモリ 2 1 0 を使用し、又はプロセッサ 1 1 2 は、命令語を格納するメモリ (図示されない) をその内部に含む。一部の実施形態が独立したプロセッサ 1 1 0、1 1 2 を有するが、多様な実施形態は必ずしもこれに限定されない。1つのプロセッサ 1 1 0 が使用者着用型装置 1 0 0 の機能を制御する場合も、又は使用者着用装置 1 0 0 に対して多数のプロセッサがある場合もあり得る。

【 0 0 4 0 】

メモリ 2 1 0 は不揮発性メモリ 2 1 6 及び揮発性メモリ 2 1 8 を含む。オペレーティングシステム (O S) 及びアプリケーションは不揮発性メモリ 2 1 6 に格納される。本開示の多様な実施形態は、設計及び/又は具現に依存する相異なるメモリアーキテクチャを使用できる。

40

【 0 0 4 1 】

通信インタフェイス 2 3 0 は、例えば U S B (登録商標)、ブルートゥース (登録商標)、N F C (登録商標) (N e a r F i e l d C o m m u n i c a t i o n)、及び W i F i (登録商標) などの有線又は無線プロトコルを通じて使用者着用型装置 1 0 0 の、他の装置との通信を可能にする。P M U 2 4 0 は外部電源からの電力受信、バッテリー 1 3 0 充電、及び使用者着用型装置 1 0 0 の相異なる部分に対する電力割当を制御する。

【 0 0 4 2 】

50

分解モジュール 250 は時間 - 周波数変換を利用して、例えば BCG 信号のような入力信号を複数の周波数帯域に分解する機能を遂行する。再構成モジュール 260 は、例えば分解モジュール 250 からの分解された信号を再構成して BCG 信号などの原 (original) 信号からの望む成分を精製 (refine) しアクセスする機能を遂行する。信号の分解及び再構成は、上記特許文献 1 に詳細に説明されており、その全体が本発明において参照により統合される。帯域通過フィルタ 270 は信号から特定の周波数成分を選択・抽出するのに使用される。

【0043】

図 3 は本発明の一実施形態に係る通信ネットワークの電子装置を示した図面である。図 3 を参照すれば、使用者着用型装置 100 及びスマートフォン 300 が示されている。使用者着用型装置 100 は図 2 に示された通信インタフェース 230 を利用してスマートフォン 300 と通信する。通信は通信信号 302 を通じて行われ、通信は使用者着用型装置 100 とスマートフォン 300 との間において直接的に行われるか、又は、使用者着用型装置 100 とスマートフォン 300 との間において他の要素を含んで行われる。

【0044】

使用者着用型装置 100 のアプリケーション 214 の中で 1 つは、スマートフォン 300 が使用者着用型装置 100 の少なくとも一部の動作を制御することを可能にする。例えば、使用者着用型装置 100 が、プロセッサ 110 による処理の結果をディスプレイ 102 に出力し、及び/又は同一の結果をスマートフォン 300 にも伝送することを可能にする。また、使用者は使用者着用型装置 100 又はスマートフォン 300 の中で何れか 1 つにおいてオプションを選択できる。オプションは、例えば使用者着用型装置 100 による生体信号モニタリングプロセスを開始するか、又は生体信号モニタリングプロセスを停止させる。

【0045】

スマートフォン 300 はさらに大きいディスプレイを含むので、使用者が着用型装置 100 よりもスマートフォン 300 で結果を見るというオプションを更に容易に選択できよう。しかし、スマートフォン 300 は一般的には、使用者着用型装置 100 の動作に必要なとしない。

【0046】

図 4 A 乃至図 4 E は本発明の一実施形態に係り、ECG、BCG、及びPPGの、生の擬似周期信号 (raw pseudo-periodic signals) の多様なプロット (plots) を図示する。図 4 A、図 4 B、及び図 4 C は BCG プロットの例であり、図 4 D は ECG プロットの例であり、図 4 E は PPG プロットの例である。図面に示されたように、擬似周期信号の信号複雑性は多様である。これらの信号に対して高信頼性の精度を提供するイベント検出方法に関する本開示の多様な実施形態が以下で説明される。

【0047】

図 5 は本発明の実施形態に係り、入力信号を処理するための例示的なフローチャートである。図 5 を参照すれば、フローチャート 500 は本例示的なシステムによる信号分割及び基準点検出処理を説明する。処理される信号は、例えば図 1 に示された使用者着用型装置 100 のような着用型装置から受信される。使用者着用型装置 100 はセンサモジュール 120 を通じて生体信号を検出する。

【0048】

段階 502 で、1 つ以上のセンサが存在すれば、本例示的なシステムは生体信号モニタリングのためのセンサを選択する。選択されるセンサは、色々な判断基準の中でも例えば、信号の鮮明度、望む生体信号のタイプ、生体信号をモニタリングするのに必要である電力、などの基準に依存する。相異なる基準が他の実施形態に対しては使用され得る。相異なるセンサは相異なる信号タイプを提供するが、ここで信号タイプは一般的に、“クリーン (clean)” 信号を提供する第 1 信号タイプ及び“雑音信号”を提供する第 2 信号タイプとして列挙される。“雑音信号”は、その後の処理に先立って、望ましくない信号

10

20

30

40

50

成分を除去するために前処理 (pre-process) される必要がある。例えば、ECG 及び PPG 信号は第 1 信号タイプ (“クリーン” 信号) と称され、BCG は第 2 信号タイプ (“雑音信号”) と称される。これは段階 512 と関連してさらに説明される。

【0049】

段階 504 で、センサモジュール 120 上の加速度計のようなセンサは使用者の動き (motion) をモニタリング/検出する。一部の生体信号は使用者の動きによって影響を受けないが、他のモニタリングされた生体信号は使用者が実質的に停止状態である時、さらに良い信号を提供する。例えば、BCG 及び PPG 信号は使用者が実質的に停止状態である時、より信頼性ある信号を提供する。従って、BCG 又は PPG 信号が要求される時、使用者の動きが所定の閾値レベル以上であれば、プロセスは段階 504 にループバックする。使用者の動きが所定の閾値レベルより低ければ、センサからの生体信号が処理のために受け入れられ、プロセスは段階 506 に進行する。段階 504 で使用者の動きをモニタリングすることは本開示の一部の実施形態に対して選択的であることを注意しなければならない。

10

【0050】

段階 506 で、選択すべき多重チャネルがある実施形態で、本例示的なシステムは望ましい信号候補を決定するためにチャネルを選択する。例えば、加速度計及びジャイロメータのような測定センサが BCG 信号を提供する場合、チャネル候補は、加速度計の 3 つの軸の各々に対する出力、加速度計の大きさ、及び 1 つのチャネルを選択できる多数のチャネルに対するジャイロメータの多重出力を含む。しかし、本開示の多様な実施形態はこれに制限される必要はない。

20

一実施形態によれば、本例示的なシステムは信号品質向上の目的のために信号混合 (signal fusion) のようにチャネルを結合して新しいチャネルを形成してチャネルの数を更に増加できる。本例示的なシステムは、例えば再現率 (recurrence rate) 分析、周波数スペクトルで優位 (又は優勢な) 周波数の決定、及びエントロピー分析の中で 1 つ以上に基づいてチャネルを選択する。例えば、BCG チャネル選択のためにスペクトル分析を使用する時、優勢な周波数成分のより高い電力比率は、測定された信号のより良い決定のみならず、アーティファクト (artifacts、人為的なゴミ・キズ) の抑制を呈する。また、多様な実施形態は、オプションとしてチャネル選択を有する。例えば、ただ 1 つのチャネル入力のみがある場合、チャネル選択は必要としない。

30

【0051】

段階 508 で、本例示的なシステムはセンサの選択されたチャネルから生の信号 (raw signal) を受信する。段階 510 で、本例示的なシステムはフレームワークの将来の再初期化の際に使用できるにメモリ 210 に、例えば身体の姿勢及び方向のような身体位置情報を格納する。

【0052】

段階 512 で、本例示的なシステムは段階 506 においてチャネル選択プロセスが存在するか否かによって、(段階 508 で) 選択されたチャネルからの、又は測定センサからの直接的な、生の信号を前処理 (pre-process) する。例えば、本例示的なシステムは、時間 - 周波数 (time-frequency) 処理技術及び/又は時間 - ドメイン (time-domain) 処理技術のような技術を使用することによって、呼吸アーティファクト (artifacts) 及び高周波攪乱 (high frequency disturbances) を除去するために BCG 信号を前処理する。時間 - 周波数処理技術は特に、ウェーブレット係数再構成 (wavelet coefficient reconstruction) を含み、時間 - ドメイン処理技術は特に、帯域通過フィルタリングを含む。

40

【0053】

一実施形態は、例えば実質的に 0.5 - 3.5 Hz の望ましい通過周波数帯域を有する帯域通過フィルタを使用して生の BCG 信号をフィルタリングする。帯域通過フィルタリ

50

ングは図2に示された帯域通過フィルタ270を通じるか、例えば、プロセッサ112又はCPU200のような1つ以上の診断プロセッサを使用するデジタル信号処理を通じて遂行される。使用者からの信号が比較的クリーン信号であると判別されれば、段階512での前処理は選択的である。

従って、センサのタイプは、また前処理が必要であるか否かを決定するのに使用される。例えば、ECGセンサ又はPPGセンサからの信号は前処理される必要がない。他の実施形態は、使用されるセンサに関わらず、信号が前処理される必要がない程度に十分にクリーンであるか否かを決定する。同様に多様な実施形態は、通常はクリーン信号を生成するセンサが使用される場合にも信号が前処理される必要があることを決定できる。

【0054】

10

段階514で、本例示的なシステムは例えば、帯域通過フィルタリングされた信号のように前処理された信号を発生する。他の実施形態で、本例示的なシステムは生のBCG信号を周波数帯域に分解する。例えば、BCG信号は5レベルのドビシ・ウェーブレット(Daubechies5 wavelet)を使用して100Hzのサンプリングレートで分解される。第2周波数帯域乃至第5周波数帯域からのウェーブレット係数は大部分の心臓拍動情報を担うと考慮される。超低周波(very low frequency、VLF)帯域は呼吸信号であると看做される。マザー(mother)ウェーブレット及び分解設定(例えば、分解レベルの数)は本開示の範囲を逸脱せずに、類似の結果を達成するように調整できることに留意しなければならない。

【0055】

20

本例示的なシステムは以後、エネルギーエントロピを分解された信号周波数帯域に適用することによって分解されたBCG信号を再構成するためにウェーブレット係数の再構成を利用する。再構成されたBCG信号は高調波成分及びアーティファクト曖昧性が無いという向上された基本反復パターンを有する。再構成されたBCG信号は段階514で前処理された信号として示される。本実施形態では分解されたBCG信号を再構成するためにエネルギーエントロピを使用するが、本開示の多様な実施形態は必ずしもこのように制限されない。また、分解されたBCG信号を再構成するために他の技術が使用できる。

【0056】

2016年5月31日付に出願された特許文献2、“Method and Apparatus for Heart Rate and Respiration Rate Estimation Using Low Power Sensor”は、BCG信号を多数の周波数帯域に分解し、BCG信号を再構成するシステム及び方法を開示し、本明細書において参照により統合される。

30

【0057】

段階516で、本例示的なシステムはフィルタリングアウトされた(filtered-out)周波数成分を段階512から受信し、例えば、以後の分析のためにフィルタリングアウトされた周波数成分をメモリ210に格納する。本例示的なシステムは別途、フィルタリングアウトされた低周波成分を分析して、例えば呼吸数のみならず、吸い込む息及び吐き出す息の開始を推定する。フィルタリングアウトされた高周波成分は、別途、例えば生体認識のために使用される。

40

【0058】

段階518で、本例示的なシステムは、例えば時間遅延挿入(time delay embedding、TDE)ビート検出に基づいて、信号イベント分割(signal event segmentation)のために前処理された信号をさらに処理する。TDE接近法(アプローチ)は与えられた信号の多様な形態学的(morphological)変化に対して安定で崩れにくい(robust)ビート位置(beat locations)を低い計算費用で以って生成できる。TDEアプローチはサンプル地点を遅延された地点に対してプロットする(plotting)ことによって信号を2次元空間にマッピングする。適応形閾値(adaptive_thresholding)ビート検出がまた信号イベント分割に対して使用できる。これは図6A乃至図8を

50

参照してさらに説明される。

【0059】

段階520で、本例示的なシステムはイベント位置に対して分割された信号を処理し、実時間特徴の整列は(段階508からの)生の信号を使用して段階522で遂行する。段階518から段階522までの処理は2015年10月30日に出願された上記特許文献1、“Method for Low-Power-Consumption, Robust Estimation of Cardiovascular Periodicity, Contour Analysis, and Heart Rate”により詳細に開示されている。本出願は時間遅延基盤ビート検出のためのシステム及び方法を説明し、本明細書において参照により統合される。

10

【0060】

例えば、相関方法(correlation method)及び/又は動的時間ワーピング(dynamic time warping、DTW)方法のような、実時間特徴整列(real_time_feature_alignment)のために多様な類似性マッチング技術(similarity matching techniques)が使用できる。例えば、DTWは、2つの連続してクリップされたセグメント(clipped segments)の時間的類似性パターンをマッチングする(match)のに使用される。DTW距離は与えられた2つのシーケンスの間の最適のマッチングを決定するための類似性の指標(indicator)を提供する。

【0061】

20

一実施形態によれば、確率関数はDTW方法に適用されてセグメントの中心付近に近い主な特徴地点により大きい加重値を割当し、ノイズとして解釈されるエッジ地点に、より小さい加重値を割当する。これにより整列性能の信頼度及び精度は、さらに向上できる。これは後に図9に示される。確率関数はソフトマックス(softmax)関数、エントロピー、及びモジュラス(modulus)距離を含むが、これに限定されない。

【0062】

段階524で、本例示的なシステムは段階522の実時間特徴整列からの出力を使用して信号品質信頼度の指標を決定する。DTWからの整列レベルは信号品質の信頼度の指標として使用される。例えば、整列レベルは、整列された信号を生成するために整列された2つの事前整列された(pre-aligned)信号のより短いセグメントの長さに対する前記整列された信号の長さの比率である。さらに高い整列レベルは2つの連続的なセグメントがより高い類似性を有することを示す反面、より低い整列レベルは信号がより大きい形態学的変動を有することを示す。

30

信号品質信頼度の指標が所定の閾値より低ければ、プロセスはチャンネル選択のために段階506に進行し、段階510で再初期化をもたらす。

【0063】

段階526で、例えば、睡眠診断(sleeping diagnosis)、血圧診断、心拍変動(heart rate variability、HRV)診断、呼吸数変化(respiration rate variability、RRV)診断、不整脈識別/無呼吸、及び動き認識において、心拍(パルス)速度、脈拍形態(波形)、脈拍間隔(ビート間隔)、呼吸(息)数、及び血圧などの測定に際して使用するために本例示的なシステムは、(段階508からの)生の信号から精製されたイベント位置/基準点、及び/又は、(段階522からの)実時間特徴整列出力を生成する。

40

【0064】

一実施形態は以上、図5に示されたフローチャートを用いて説明されたが、多様な実施形態は他のフローを示し、機能を追加し、又は機能を除去する他のプロセスを使用できると理解されなければならない。例えば、多様な実施形態は、段階502でセンサから受信された信号のタイプに従って段階522で整列を選択的に遂行する。段階502で受信された信号が、例えばPPG又はECGセンサを経由する場合、特徴の整列のための必要性が無い場合もある。従って、セグメント(segment)に対するイベント位置は他の

50

セグメントとは独立的に決定され、このイベントはそのセグメントに対する基準点である。しかし、段階502で受信された信号が、例えばBCGセンサを経由する場合、各セグメントに対する基準点を決定する際に説明されたように、段階522で特徴整列が遂行される。何れの場合にも、出力信号は決定された基準点から生成される。

【0065】

本発明の多様な実施形態は、イベント位置及び/又は基準点を決定するために、例えば極小(local minima)又は極大(local maxima)を使用する。

【0066】

図6A乃至図6Eは本発明の一実施形態に係り、分割された多様なプロット(plots)の例を図示する。図4A乃至図4Eに示された信号プロットに各々対応する図6A乃至図6Eを参照すれば、信号プロットの各々は破線で表示されたように分割されている(segmented)。分割(segmentation)は、例えば図5の段階518で処理されたプロセスの結果である。

【0067】

図6A乃至図6Cは多様な信号ソースに対してTDEビート検出を使用する信号分割結果のBCG波形である。図6DはTDEビート検出を使用する信号分割結果を有するECG波形である。図6EはTDEビート検出を使用する信号分割結果を有するPPG波形である。他の実施形態で、信号イベント分割(例えば、BCG信号に対する)は適応形閾値(adaptive_thresholding)ビート検出アプローチを使用することによって遂行される。この信号は後続段階のためにTDEビート位置(図6A乃至図6Eの破線で示される)を使用してセグメントにさらにクリップ(clip)されてもよい。

【0068】

図7は一実施形態に係るフィルタリングされたPPG信号の例示的な波形を図示する。ここでx軸、y軸には各々、相対時間t、信号の大きさ(相対値)PPG(t)が割当てられる。フィルタリングされたPPG信号PPG(t)は、例えば図5の段階514のプロセスの結果である。

【0069】

図8は一実施形態に係るフィルタリングされたPPG信号の時間遅延プロットの例示的な波形を図示する。判定ライン(decision line)804(図8で破線の対角線で表示される)は交差点を識別するために使用される。交差点は図6の破線で図示されたTDE分割位置(イベント位置)である。

【0070】

図8は一実施形態に係る観測データの時系列(time-series)に対応する位相軌跡(phase trajectory)の例示的な2次元再構成のグラフを図示する。例示的なトレース(trace)800は2次元再構成の幾つかのサイクルを図示する。x軸及びy軸に対するベクトル802の軌跡は、45°角度で座標空間原点(0、0)を通過する判定ライン804(又は光線)との交差点に対して評価される。ベクトル802は判定ライン804に沿って幾つの点で所望の判定ライン804と交差する。矢印806、808は軌道(orbit)の方向を示す。ベクトル(802)が特定の方向(例えば、図8の左側から右側へ)で判定ライン804と交差する時点の各々はサイクル(cycle)又は周期(period)の開始を示す。2次元再構成のために、所望の判定ラインは1次元である。

【0071】

一例として、図7で、相対時間 $t = 0$ での大きさは -1.056×10^5 であり、相対時間 $t = 50$ での大きさは -1.062×10^5 である。以下、簡単にするために指数部を省略すると、 $t = 0$ での信号の大きさ(相対値)PPG(0)は -1.056 であり、相対時間 $t = 50$ での信号の大きさは -1.062 である。これが図8にマッピングされる。ここで、トレース800の終点にある点810は座標 $(-1.056, -1.062)$ を有する。図8のトレース800は時間tにおけるPPG信号の大きさPPG(t)をx座標として使用し、遅延された時間 $(t + d)$ でPPG信号の大きさPPG(t + d)

をY座標として使用してプロット (p l o t) される。ここで、相対遅延 d はこの例では 50 である。

【 0 0 7 2 】

図 9 は二変量ガウシアン (b i - v a r i a t e G a u s s i a n) 基盤の D T W 輪郭 (c o n t o u r) に対する例示的なダイアグラムを図示する。二変量分布が D T W 行列 (m a t r i x) に適用されている。図 9 には比較すべき 2 つのセグメント 9 0 2、9 1 2 が図示されている。ガウシアン曲線 9 0 4、9 1 4 は、比較のためにより重く加重されるべきセグメント 9 0 2、9 1 2 の部分を各々示す。図示されたように、中心部分がより重く加重され、端部がより軽く加重される。二変量ガウシアン輪郭 9 2 0 は 2 つのセグメント 9 0 2、9 1 2 に対して注目すべき領域を示す。

10

【 0 0 7 3 】

図 1 0 A 及び図 1 0 B は一実施形態に係る B C G 分割マッチング結果の例示的な波形を図示する。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 A は本発明の実施形態に係る B C G 波形に対する時点別マッチングを示す例示図である。図 1 0 A は、本発明の D T W 方法を使用した、2 つの連続的な B C G セグメントに対する D T W グラフィック性能の一例を提示するものであり、重要な特徴、特に (心臓) 収縮波形がペア毎に正確に識別され、エッジ残余セクション (e d g i n g r e s i d u a l s e c t i o n s) が不一致を示す。図 1 0 A にはセグメント 1 及びセグメント 2 が図示され、セグメント 1 及びセグメント 2 の多様な点は互いにマッチングされる。1 つのセグメントの 1 つの点は他のセグメントの複数の点とマッチングされる。例えば、セグメント 1 上の点 1 0 0 0 はセグメント 2 上の点 1 0 0 0 a、1 0 0 0 b とマッチングされる。多様な実施形態は複数のマッチング点の中で 1 つを選択する異なる方法を有するが、最も近い点を維持する方法が使用できる。従って、セグメント 1 上の点 1 0 0 0 に対して、セグメント 2 上の点 1 0 0 0 b はマッチング点として維持される。同様に、セグメント 2 上の点 1 0 0 2 はセグメント 1 上の点 1 0 0 2 a とマッチングされる。選択されなかった点は残余点であると称され、廃棄される。

20

【 0 0 7 5 】

図 1 0 B は本発明の一実施形態に係り、残余点が除去された状態における B C G マッチング比較を示した例示図である。図 1 0 B はセグメント 1 及びセグメント 2 に対する残余点除去と B C G マッチング比較を示している。2 つのセグメントは残余点を除去することによって同一の長さに切断 (t r u n c a t e d) される。多様な実施形態は、例えば心臓拍動不整脈検出、心拍数変動、及び血圧計算のようなアプリケーションのためのビート (b e a t、拍動) 別のマッチング結果を使用できる。

30

【 0 0 7 6 】

図 1 1 A 乃至図 1 1 E は本発明の一実施形態に係る多様なプロットの特徴点を * 印を付けて図示する。また、図 1 1 A 乃至図 1 1 C は B C G 信号に対する特徴点を図示し、図 1 1 D は E C G 信号の特徴点を図示し、図 1 1 E は P P G 信号に対する特徴点を図示する。初期化又はリセットの後に第 1 番目のセグメントに対する極大エネルギーの点を発見することによって特徴点 (例えば、B C G 信号からの J ピーク又は I ピーク、E C G 信号からの R ピーク、及び P P G 信号上の 1 次ピーク (p r i m a r y p e a k s) が決定される。後続のセグメントに対する対応する特徴点は本 D T W 方法を使用して識別される。

40

【 0 0 7 7 】

一実施形態によれば、他の基準点が、初期化又はリセットの後に第 1 番目のセグメントに対して同様に選択される。後続のセグメントの基準点は以後に反復的に識別される。例えば、P P G 上の一次低部 (p r i m a r y f o o t) が第 1 番目のイベントの特徴点として選択された場合、本フレームワークは後続の P P G セグメントで対応する一次ピークを識別することができる。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 は本発明の一実施形態に係るビート位置補間のための例示的な波形である。セン

50

ササンプリング速度の制限のため、ビート検出精度は、図 12 に図示されたように、 $1/F_s$ スケールである。ここで、 F_s はサンプリング周波数である。一実施形態によれば、本例示的なシステムは元のサンプリング速度以上にビート位置の解像度を増加させる補間法をさらに提供する。

【0079】

一実施形態で、より正確なビート振幅及び位置（シフト比率）は次の数学式から導出される。

【数 1】

$$Amplitude = \sqrt{Amplitude_p^2 + 0.8467 * (Amplitude_{p-1} + Amplitude_{p+1})^2}$$

10

【数 2】

シフト比率＝

$$\sqrt{\left| \frac{Amplitude_{p+1} - Amplitude_{p-1}}{Amplitude_p} \right| * \text{sign} \left(\frac{Amplitude_{p+1} - Amplitude_{p-1}}{Amplitude_p} \right) * 0.602}$$

20

ここで、 $Amplitude_{p-1}$ 、 $Amplitude_p$ 、 $Amplitude_{p+1}$ は隣接する 3 つの点の振幅であり、中央点 P が特徴点として選択される。“シフト比率（shift ratio）” は、中央点 P が属しているセグメントの長さの百分率で表わした中央点 P の水平位置調整量である。本例示的なシステムは本開示の範囲から逸脱しない範囲内で所定のタイプの補間方法を使用できる。例えば、補間方法は高次多項式補間、線形補間、及び他のものを含む。

【0080】

一実施形態によれば、ビート及び基準点検出はイネーブルストリームがトリガーされる時に、初期化される。例えば、ビート情報は図 5 の動き検出と関連して説明されたように、使用者の活動レベルが予め設定された閾値より低い時に連続的に計算される。

30

【0081】

使用者の活動レベルが予め設定された閾値を超過すれば、本例示的なシステムはリセットフラッグに基づいてビート及び基準点検出をリセットする。一実施形態によれば、着用型装置アプリケーションで、本例示的なシステムはリセットフラッグと共に位置／方位推定を記録する。位置推定は特に睡眠データに対して測定された対象の価値あるジェスチャ情報を提供する。

【0082】

一実施形態によれば、本例示的なシステムは睡眠段階、心拍変動（HRV）診断及び睡眠姿勢診断などの他の診断アプリケーションのために位置情報をビート及び基準位置と結合できる。

40

【0083】

多様な実施形態は BCG、ECG 及び PPG 信号を処理することを説明した。しかし、本開示の多様な実施形態は他の生体信号にもまた適用できる。

【0084】

本発明の多様な実施形態はコンピュータプログラムとして書き込まれ、非一時的コンピュータ読み出し可能記録媒体を使用してプログラムを実行する汎用デジタルコンピュータで具現される。

【0085】

50

非一時的なコンピュータ読出し可能記録媒体は、例えばマグネチック格納媒体（例えば、磁気カード、フロッピディスク、ハードディスク）及び光記録媒体（例えば、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ）を含む。

【 0 0 8 6 】

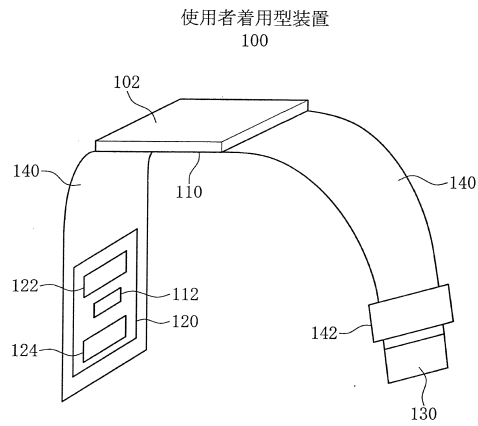
本明細書の多様な実施形態が図面を参照して説明されたが、当業者は以下の請求の範囲に定義されたように、本開示の思想及び範囲を逸脱せずに、形態及び細部事項に関して多様な変化を為し得ると理解すべきである。従って、前記実施形態及びその全ての態様は単なる例示であり、制限的ではない。

【 符号の説明 】

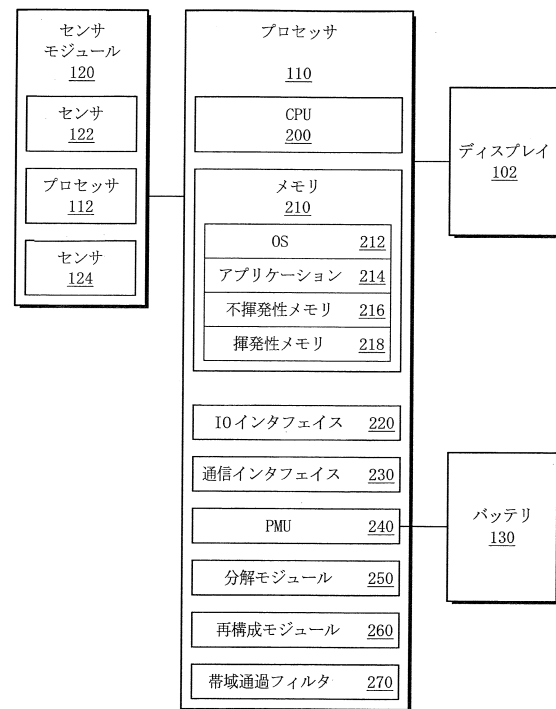
【 0 0 8 7 】

1 0 0	使用者着用型装置	
1 0 2	ディスプレイ	
1 1 0、1 1 2	プロセッサ	
1 2 0	センサモジュール	
1 2 2、1 2 4	センサ	
1 3 0	バッテリー	
1 4 0	バンド	
1 4 2	クラスプ	
2 0 0	ＣＰＵ	
2 1 0	メモリ	20
2 1 2	オペレーティングシステム（ＯＳ）	
2 1 4	アプリケーション	
2 1 6	不揮発性メモリ	
2 1 8	揮発性メモリ	
2 2 0	ＩＯインタフェース	
2 3 0	通信インタフェース	
2 4 0	電源管理ユニット（ＰＭＵ）	
2 5 0	分解モジュール	
2 6 0	再構成モジュール	
2 7 0	帯域通過フィルタ	30
3 0 0	スマートフォン	
3 0 2	通信信号	
B C G	心弾動図（ballistocardiography）	
D T W	適応式動的時間ワ－プ（adaptive dynamic time warping）	
E C G	心電図（electrocardiogram）	
G S R	電気皮膚反応（galvanic skin response）	
H R V	心拍変動（heart rate variability）	
P P G	光電式容積脈波図（photoplethysmogram）	
R R V	呼吸数変動（respiration rate variability）	40
T D E	時間遅延挿入（time-delay embedding）	

【図 1】



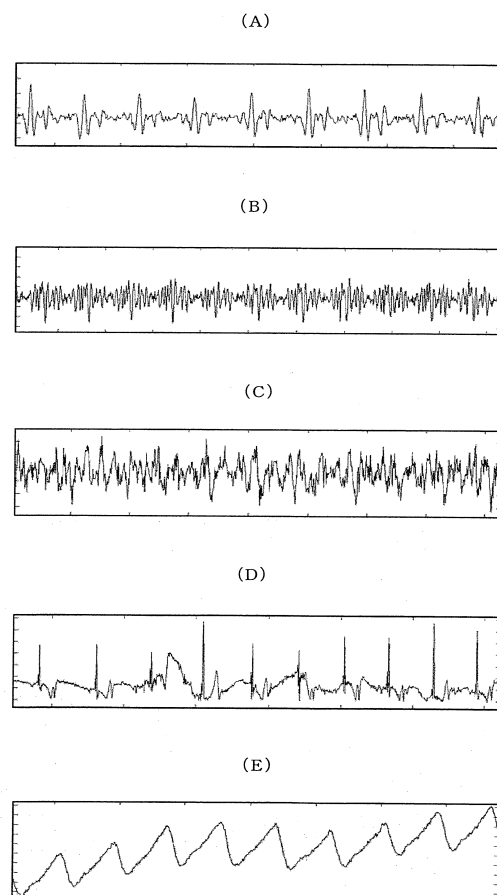
【図 2】



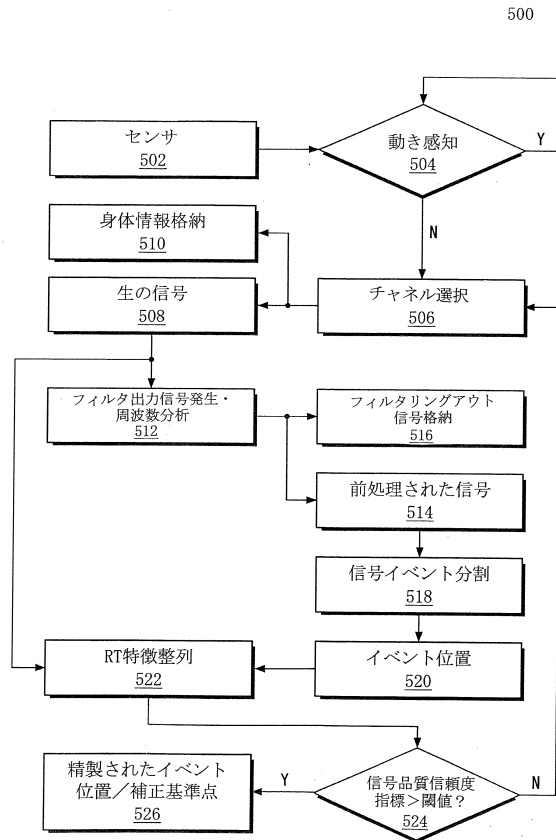
【図 3】



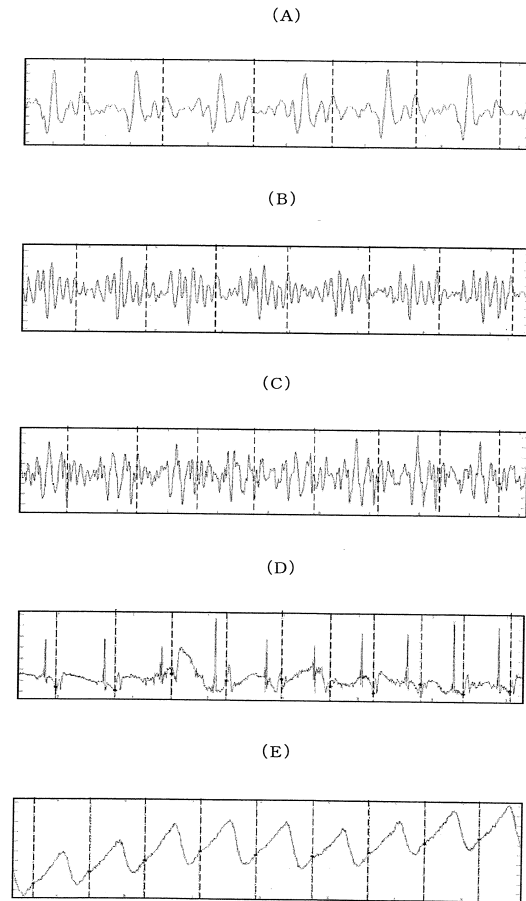
【図 4】



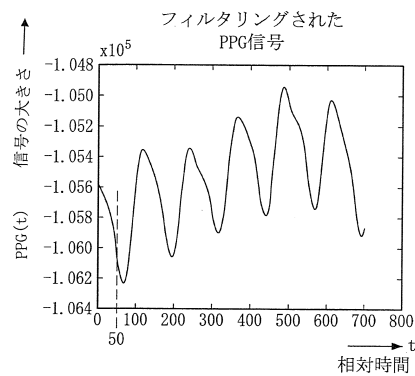
【図 5】



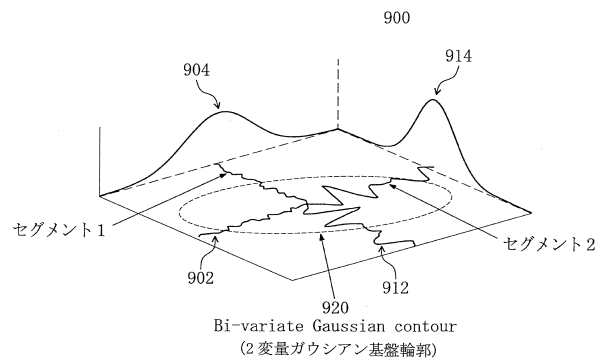
【図 6】



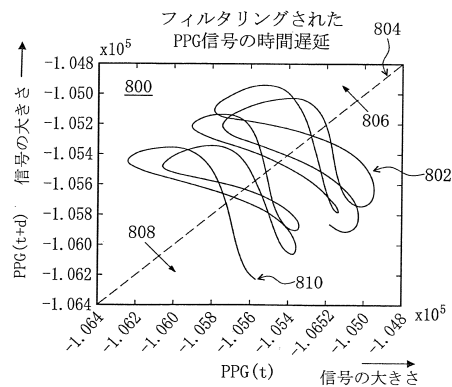
【図 7】



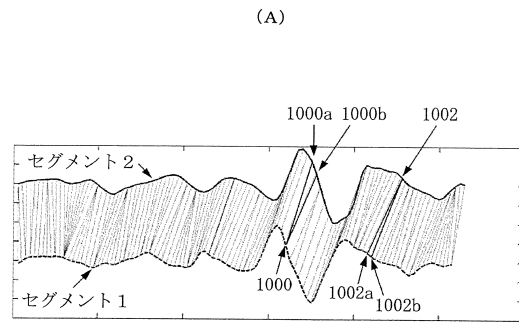
【図 9】



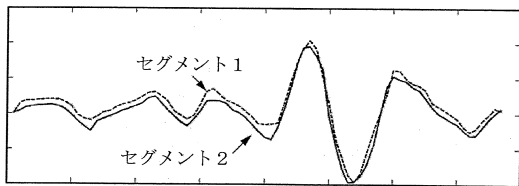
【図 8】



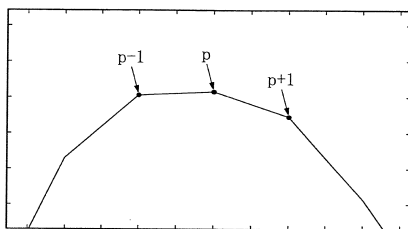
【図 10】



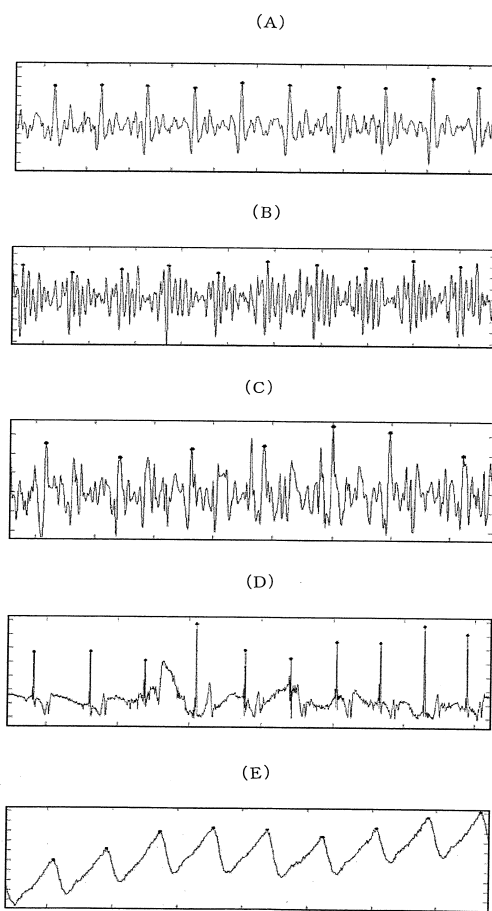
(B)



【図 12】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 リ, イェレイ

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 95051, サンタクララ, フローラ ヴィスタ アヴェニ
ユ 3770, アパート 1201

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特表2014-509231(JP, A)

特表2011-527589(JP, A)

特開2018-952(JP, A)

米国特許出願公開第2010/0094147(US, A1)

米国特許出願公開第2012/0123232(US, A1)

米国特許出願公開第2012/0123279(US, A1)

米国特許出願公開第2015/0112606(US, A1)

米国特許出願公開第2016/0278644(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/05