

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6552013号
(P6552013)

(45) 発行日 令和1年7月31日(2019.7.31)

(24) 登録日 令和1年7月12日(2019.7.12)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/0456 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 R
A 6 1 B 5/04 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 Z D M

請求項の数 19 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2017-200902 (P2017-200902)	(73) 特許権者	515058422
(22) 出願日	平成29年10月17日(2017.10.17)		ヴァイタル コネクト, インコーポレイテッド
(62) 分割の表示	特願2015-531195 (P2015-531195) の分割		Vital Connect, Inc.
原出願日	平成25年9月5日(2013.9.5)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州, サンノゼ, スイート 300, エアポート・パークウェイ 224
(65) 公開番号	特開2018-38830 (P2018-38830A)		224 Airport Parkway
(43) 公開日	平成30年3月15日(2018.3.15)		, Suite 300, San Jose
審査請求日	平成29年11月10日(2017.11.10)		, CA, U. S. A.
(31) 優先権主張番号	13/607, 160	(74) 代理人	100105050
(32) 優先日	平成24年9月7日(2012.9.7)		弁理士 鷲田 公一
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチレート ECG 処理を使用する R-R 間隔の測定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザの R-R 間隔を測定するための方法において、
 前記ユーザの心電図 (ECG) 信号を検出するステップと、
 前記 ECG 信号に対して QRS ピーク検出を行って低分解能ピークを取得するステップと、
 前記低分解能ピークの左右に広がるある範囲の ECG サンプル点を探索することによって、前記低分解能ピークの近位で高分解能ピークを探索するステップと、
 前記高分解能ピークに基づいて前記 R-R 間隔測定値を計算するステップとを含むこと
 を特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記検出するステップが、高いサンプリングレートで行われ、
 アンチエイリアシングフィルタを使用して前記 ECG 信号をフィルタリングするステップと、
 アナログ-デジタル変換器 (ADC) を使用して前記 ECG 信号をアナログ領域からデジタル領域に変換するステップと、
 バンドパスフィルタを使用して前記デジタル ECG 信号をフィルタリングするステップと、

前記デジタル ECG 信号を低いサンプリングレートでダウンサンプリングするステップと、

前記ダウンサンプリングされた ECG 信号のピークを検出するために、デジタル信号処理 (DSP) アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号の少なくとも 1 つの ECG サンプルを処理するステップと、

前記ダウンサンプリングされた ECG 信号の前記ピーク付近で、前記高いサンプリングレートで前記高分解能ピークを探索するステップと

をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、

前記検出するステップが、低いサンプリングレートで行われ、

アンチエイリアシングフィルタを使用して前記 ECG 信号をフィルタリングするステップと、

アナログ→デジタル変換器 (ADC) を使用して前記 ECG 信号をアナログ領域からデジタル領域に変換するステップと、

バンドパスフィルタを使用して前記デジタル ECG 信号をフィルタリングするステップと、

デジタル信号処理 (DSP) アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号を処理して、前記低分解能ピークを検出するステップと、

前記低分解能ピーク付近で前記高分解能ピークを探索するステップと、

をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の方法において、

前記処理するステップが、

前記ダウンサンプリングされた ECG 信号のピークを検出するために、ロバストなデジタル信号処理 (DSP) アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号の 4 つ毎の ECG サンプルを処理するステップ

をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の方法において、ECG サンプル点の前記範囲が、前記低分解能ピークの左に 3 点から右に 3 点まで及ぶことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、

前記探索するステップが、

前記範囲の間を補間して、高分解能の補間サンプルを得るステップと、

前記高分解能の補間サンプルの中から探索して、前記高分解能ピークを決定するステップと、

をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の方法において、

ECG サンプル点の前記範囲が、前記低分解能ピークの左に 10 点から右に 10 点まで及び、前記高分解能の補間サンプルの中からの探索が、前記高分解能の補間サンプルの左に 3 点から右に 3 点まで及ぶことを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法において、

前記計算するステップが、

前記高分解能ピークを前に計算された別の高分解能ピークと比較して、前記 R-R 間隔計算値を計算するステップ

をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の方法において、
少なくとも 1 つの電極を介して前記ユーザにワイヤレスセンサデバイスを取り付けるステップと、
前記ワイヤレスセンサデバイスによって前記ユーザの前記 ECG 信号を検出するステップと
をさらに含むことを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の方法において、前記低分解能ピークが、125 Hz のサンプリングレートでのQRSピークであることを特徴とする方法。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の方法において、前記高分解能ピークが、500 Hz のサンプリングレートでのQRSピークであることを特徴とする方法。

【請求項 12】

ユーザのR-R間隔を測定するためのワイヤレスセンサデバイスにおいて、
処理装置と、
前記処理装置に結合されたメモリデバイスを備え、前記メモリデバイスが、実行可能な命令を含み、前記実行可能な命令が、前記処理装置によって実行されるときに、
検出された前記ユーザの心電図（ECG）信号に基づいてQRSピーク検出を行って低分解能ピークを取得すること、
前記低分解能ピークの左右に広がるある範囲のECGサンプル点を探索することによって、前記低分解能ピークの近位で高分解能ピークを決定すること、および
前記高分解能ピークに基づいて前記R-R間隔測定値を計算すること
を前記処理装置に行わせること
を特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、
前記ワイヤレスセンサデバイスの回路が、アンチエイリアシングフィルタを使用して前記 ECG 信号をフィルタリングし、アナログ-デジタル変換器（ADC）を使用して前記 ECG 信号をデジタル ECG 信号に変換し、バンドパスフィルタを使用して前記デジタル ECG 信号をフィルタリングし、前記検出が、高いサンプリングレートであり、前記実行可能な命令が、前記処理装置によって実行されるときに、
前記デジタル ECG 信号を低いサンプリングレートでダウンサンプリングすること、
前記ダウンサンプリングされた ECG 信号のピークを検出するために、デジタル信号処理（DSP）アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号の少なくとも 1 つの ECG サンプルを処理すること、および
前記ダウンサンプリングされた ECG 信号の前記ピーク付近で、前記高いサンプリングレートで前記高分解能ピークを探索すること
を前記処理装置にさらに行わせることを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 14】

請求項 12 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、
前記ワイヤレスセンサデバイスの回路が、アンチエイリアシングフィルタを使用して前記 ECG 信号をフィルタリングし、アナログ-デジタル変換器（ADC）を使用して前記 ECG 信号をデジタル ECG 信号に変換し、バンドパスフィルタを使用して前記デジタル ECG 信号をフィルタリングし、前記検出が、低いサンプリングレートであり、前記実行可能な命令が、前記処理装置によって実行されるときに、
デジタル信号処理（DSP）アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号を処理して、前記低分解能ピークを検出すること、および
前記低分解能ピーク付近で前記高分解能ピークを探索すること
を前記処理装置にさらに行わせることを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 15】

請求項 1 3 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、
前記処理することが、

前記ダウンサンプリングされた ECG 信号のピークを検出するために、ロバストなデジタル信号処理 (DSP) アルゴリズムを使用して前記デジタル ECG 信号の 4 つ毎の ECG サンプルを処理すること

をさらに含むことを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 1 6】

請求項 1 2 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、

ECG サンプル点の範囲が、前記低分解能ピークの左に 3 点から右に 3 点まで及ぶことを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

10

【請求項 1 7】

請求項 1 2 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、
前記探索することが、

前記範囲の間を補間して、高分解能の補間サンプルを得ること、および

前記高分解能の補間サンプルの中から探索して、前記高分解能ピークを決定すること
をさらに含むことを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、

ECG サンプル点の前記範囲が、前記低分解能ピークの左に 10 点から右に 10 点まで及び、前記高分解能の補間サンプルの中からの探索が、前記高分解能の補間サンプルの左に 3 点から右に 3 点まで及ぶこと

20

を特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【請求項 1 9】

請求項 1 2 に記載のワイヤレスセンサデバイスにおいて、

前記計算することが、前記高分解能ピークを前に計算された別の高分解能ピークと比較して、前記 R-R 間隔計算値を計算すること

をさらに含むことを特徴とするワイヤレスセンサデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、本発明は、ワイヤレスセンサデバイスに関し、より詳細には、マルチレート ECG 処理を使用して R-R 間隔を測定するワイヤレスセンサデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

ワイヤレスセンサデバイスは、ユーザの心機能測定を含めた様々な用途で利用される。これらの用途の多くにおいて、ワイヤレスセンサデバイスは、特定のデータを測定するためにユーザの皮膚に直接取り付けられる。この測定されたデータを様々な低複雑性の心機能測定アルゴリズムと組み合わせることにより、ワイヤレスセンサデバイスによってユーザの心機能測定値が計算される。ウェアラブルセンサ環境に典型的な欠点として、そのようなアルゴリズムの性能を劣化させるモーションアーチファクト雑音およびベースライン変動が挙げられる。

40

【0003】

その結果、ロバストな心機能測定アルゴリズムを作成するためにさらなる処理が必要とされる。そのような処理は大量の数学的計算を必要とし、そのため、ワイヤレスセンサデバイスのマイクロプロセッサがより高い電力を消費することになる。したがって、ロバストな心機能測定アルゴリズムの利点を利用すると共に、これらのアルゴリズムの実行に必要とされる電力消費を最小限にする電力効率の良い解決策が強く求められている。本発明は、そのような必要性に応える。

【発明の概要】

【0004】

50

ユーザの R-R 間隔を測定するための方法およびシステムが開示される。第 1 の態様では、この方法は、ユーザの心電図 (ECG) 信号を検出するステップを含む。この方法は、ECG 信号に対して QRS ピーク検出を行って低分解能ピークを取得するステップと、前記低分解能ピークの左右に広がるある範囲の ECG サンプル点を探索することによって、低分解能ピーク付近で高分解能ピークを探索するステップとを含む。この方法は、高分解能ピークに基づいて R-R 間隔測定値を計算するステップを含む。

【0005】

第 2 の態様では、ワイヤレスセンサデバイスが、処理装置と、処理装置に結合されたメモリデバイスとを備え、メモリデバイスが、実行可能な命令ンを含み、実行可能な命令が、処理装置によって実行されるときに、検出された前記ユーザの心電図 (ECG) 信号に対して QRS ピーク検出を行って低分解能ピークを取得すること、前記低分解能ピークの左右に広がるある範囲の ECG サンプル点を探索することによって、低分解能ピークの近位で高分解能ピークを決定すること、および高分解能ピークに基づいて R-R 間隔測定値を計算することを処理装置に行わせる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

添付図面は、本発明のいくつかの実施形態を例示し、本明細書と合わせて本発明の原理を説明するものである。図面に示される特定の実施形態は単に例示にすぎず、本発明の範囲を限定することは意図されていないことを当業者は容易に理解されよう。

【0007】

【図 1】図 1 は、一実施形態によるワイヤレスセンサデバイスを示す図である。

【図 2】図 2 は、一実施形態による方法の流れ図である。

【図 3】図 3 は、一実施形態によるピーク検出のグラフを示す図である。

【図 4】図 4 は、一実施形態による方法のより詳細な流れ図である。

【図 5】図 5 は、一実施形態による方法のより詳細な流れ図である。

【図 6】図 6 は、一実施形態による R-R 間隔のグラフを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明は、ワイヤレスセンサデバイスに関し、より詳細には、マルチレート心電図 (ECG) 処理を使用して R-R 間隔を測定するワイヤレスセンサデバイスに関する。以下の説明は、当業者が本発明を形成および使用できるようにするために提示され、特許出願およびその要件の文脈で提供される。本明細書で述べられる好ましい実施形態ならびに全般的な原理および特徴に対する様々な修正は、当業者には容易に明らかであろう。したがって、本発明は、図示される実施形態に限定されることは意図されず、本明細書で述べる原理および特徴と一貫性がある最も広範な範囲を与えられるものとする。

【0009】

R-R 間隔の計算は、心電図 (ECG) における 2 つの連続する R 波の間での経過時間を表す。ユーザの ECG に基づいて R-R 間隔を測定するために、ワイヤレスセンサデバイスの電極がユーザの身体に取り付けられて、ECG 信号を検出する。次いで、この信号は、アナログ-デジタル変換器 (ADC) を使用してアナログ領域からデジタル領域に変換される。R-R 間隔測定の精度は、元のアナログ形態に対する ECG 信号のデジタル形態の忠実度に依存する。ECG 信号のサンプリングレートが高ければ高いほど、R-R 間隔測定がより正確になるが、その一方で電力消費の増加によりバッテリー寿命が縮まる。電力消費の増加は、ワイヤレスセンサデバイスが単位時間あたりにさらに多くの数学的演算を計算することにより生じる。

【0010】

限定はしないが適格ピーク検出を含めた様々な低複雑性の心機能測定アルゴリズムは、計算が単純であり、最適な条件および比較的低いサンプリングレートの下で適切な性能を実現する。これらのアルゴリズムにより、ECG 信号は、ベースラインおよび帯域雑音を除去するためにバンドパスフィルタに通される。所定の期間にわたって ECG 信号の極大

値が見つけれられる。極大値がQRSピークとみなされるためには、識別された極大値が特定のピークしきい値よりも高くなければならず、このピークしきい値は、雑音またはT波複素数成分により生じるピークを棄却する助けとなる。ピークしきい値は、限定はしないが、前に検出されたピークの平均値の関数であるしきい値（これは、ECG信号の変化にアルゴリズムが適応できるようにする）、および本発明の精神および範囲内に含まれるしきい値を含めた様々なしきい値でよいことを当業者は容易に理解されよう。

【0011】

本発明による方法およびシステムは、マルチレートECG処理を使用して、ロバストであり低電力のR-R間隔測定を提供する。少なくとも1つの電極を含むワイヤレスセンサデバイスをユーザに取り付けてECG信号を検出することによって、ロバストなDSPピーク検出アルゴリズムにより必要とされるよりも高いサンプリングレートでアナログECG信号をサンプリングすることで、またはロバストなDSPピーク検出アルゴリズムにより検出されている低分解能ピーク付近でデジタルECG信号を再サンプリングすることで、高分解能ピーク検出が実現される。検出された高分解能ピークを利用して、ユーザのR-R間隔測定値を計算し、限定はしないが心拍数および心拍数変動測定値を含めた様々な心機能測定値を得る。

【0012】

限定はしないが3軸加速度計、1軸加速度計、2軸加速度計、ジャイロ스코ープ、電極システム、圧力センサ、および本発明の精神および範囲内に含まれるセンサを含めた様々なワイヤレスセンサデバイスを利用することができることを当業者は容易に理解されよう。

【0013】

本発明の特徴をより詳細に述べるために、次に、添付図面に関連付けて以下の説明を参照する。

【0014】

一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイスがユーザに取り付けられ、限定はしないがユーザのECGサンプルを含めた様々なタイプのデータを連続的かつ自動的に取得する。ワイヤレスセンサデバイスの処理装置内部に埋め込まれたアプリケーションが、ECGサンプルを分析および比較して、ユーザの心機能測定値を測定する。

【0015】

図1は、一実施形態によるワイヤレスセンサデバイス100を示す。ワイヤレスセンサデバイス100は、センサ102と、センサ102に結合された処理装置104と、処理装置104に結合されたメモリ106と、メモリ106に結合されたアプリケーション108と、アプリケーション108に結合された送信機110とを含む。センサ102は、ユーザからデータを取得し、そのデータをメモリ106に送信し、さらにアプリケーション108に送信する。処理装置104は、ユーザのR-R間隔情報を測定するためにアプリケーション108を実行する。この情報は、限定はしないが心拍数および呼吸数を含めた他の有用な情報をさらに導出するためにアプリケーションによってローカルで使用されるか、または送信機110に送信され、さらに別のユーザまたはデバイスに中継される。

【0016】

一実施形態では、センサ102は2つの電極を備え、処理装置104はマイクロプロセッサである。処理装置104、メモリ106、アプリケーション108、送信機110、および本発明の精神および範囲内に含まれる構成要素に関して様々なデバイスを利用することができることを当業者は容易に理解されよう。

【0017】

図2は、一実施形態による方法200の流れ図を示す。図1と図2を合わせて参照すると、方法200は、ステップ202で、ワイヤレスセンサデバイス100がユーザの心電図（ECG）信号を検出することを含む。この方法は、ステップ204で、ECG信号に対してQRSピーク検出を行って低分解能ピークを取得すること、およびステップ206で、低分解能ピーク付近で高分解能ピークを探索することを含む。ステップ208で、高

10

20

30

40

50

分解能ピークに基づいて、ユーザのR-R間隔測定値が計算される。この実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100内部に収容されたセンサ102が、ユーザのECG信号を測定する。別の実施形態では、ユーザのR-R間隔測定値の通知情報が、ワイヤレスセンサデバイス100によって別のユーザまたはデバイスに中継される。

【0018】

一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100がユーザのECG信号を検出した後、適切に高いサンプリングレートを使用することによって、またはデジタル領域で信号を再サンプリングすることによって、またはその両方の方法によって、高忠実度のデジタルECG信号が獲得される。この実施形態では、ECG信号の複数のECGサンプルに対してQRSピーク検出が行われて、より低いサンプリングレートでQRSピークを取得する。より低いサンプリングレートでQRSピークを見つけた後、ワイヤレスセンサデバイス100は、より低いサンプリングレートでのQRSピークの近傍にある全てのECGサンプルの中から、より高いサンプリングレートで高分解能ピークを探索する。図3は、一実施形態によるピーク検出のグラフ300を示す。このグラフ300において、ピーク302は、より低いサンプリング周波数で検出され、ピーク304は、その後、より高いサンプリング周波数で検出される。

10

【0019】

一実施形態では、ワイヤレスセンサデバイス100は、500HzでアナログECG信号をサンプリングし、アナログECG信号をADCに供給する。変換後、デジタルECG信号はバンドパスフィルタリングされ、デジタルECG信号の全てのECGサンプルが、毎秒500サンプルで、ピーク検出用のロバストなDSPアルゴリズムによって処理されて、高分解能ピークを出力する。この実施形態では、ピーク検出用のロバストなDSPアルゴリズムの出力が、R-R間隔計算に利用される。

20

【0020】

図4は、一実施形態による方法400のより詳細な流れ図を示す。方法400は、ピーク検出用のロバストなDSPアルゴリズムによって利用されるよりも高いサンプリングレートでユーザのアナログECG信号をサンプリングすることによって、電力消費量をより低くしながら高分解能ピークを検出する。一実施形態では、アナログECG信号は、毎秒500サンプル(500Hz)でサンプリングされ、ロバストなDSPアルゴリズムは、その計算のために毎秒125サンプル(125Hz)を利用する。

30

【0021】

方法400において、ワイヤレスセンサデバイスは、より高いサンプリングレートでユーザのアナログECG信号を検出する。一実施形態では、アナログECG信号は、500Hzでサンプリングされる。アナログECG信号は、ステップ402でアンチエイリアシングフィルタによってフィルタリングされ、ステップ404でADCによってデジタルECG信号に変換され、ステップ406でバンドパスフィルタによって再びフィルタリングされる。バンドパスフィルタリング後、デジタルECG信号は、ステップ408でダウンサンプルされ、ステップ410でロバストなDSPアルゴリズムによってより低いサンプリングレートで処理されて、低分解能ピーク412が検出される。したがって、デジタルECG信号のECGサンプルの部分集合が、ロバストなDSPアルゴリズムによって処理される。一実施形態では、部分集合は、デジタルECG信号の4つ毎のECGサンプル、または毎秒125サンプル(125Hz)を含む。

40

【0022】

ステップ414で、検出された低分解能ピーク412の左右への点の広がりによって探索することによって、元のより高いサンプリングレートで高分解能ピークが決定される。一実施形態では、点の広がり、検出された低分解能ピーク412の左に3点から右に3点まで及ぶものである。決定された高分解能ピークは、ステップ416で、前に決定されたおよび／または後で決定される高分解能ピークと共に、R-R間隔を計算するために利用される。

【0023】

50

図5は、一実施形態による方法500のより詳細な流れ図を示す。方法500は、より低いサンプリングレートでユーザのアナログECG信号をサンプリングし、ピーク検出用のロバストなDSPアルゴリズムによって検出されている低分解能ピーク付近でデジタルECG信号を再サンプリングすることによって、電力消費量をより低くしながら高分解能ピークを検出する。一実施形態では、アナログECG信号は、毎秒125サンプル(125Hz)でサンプリングされる。

【0024】

方法500において、ワイヤレスセンサデバイスは、より低いサンプリングレートでユーザのアナログECG信号を検出する。一実施形態では、アナログECG信号は、125Hzでサンプリングされる。アナログECG信号は、ステップ502でアンチエイリアシングフィルタによってフィルタリングされ、ステップ504でADCによってデジタルECG信号に変換され、ステップ506でバンドパスフィルタによって再びフィルタリングされる。バンドパスフィルタリング後、ロバストなDSPアルゴリズムが、ステップ508でデジタルECG信号を処理して、低分解能ピーク510を検出する。

【0025】

ステップ512で、検出された低分解能ピーク510の左右への点の広がりを選択することによって、およびこれらの点の間を補間することでより高い時間分解能のECGサンプルを取得することによって、高分解能ピークが決定される。一実施形態では、点の広がり、検出された低分解能ピーク510の左に10点から右に10点まで及ぶものである。

【0026】

補間後、ワイヤレスセンサデバイスは、ステップ514で、補間されたECGサンプルのうち、前に検出されたピークの左右への点の広がりによって、より高い時間分解能で高分解能ピークを探索する。一実施形態では、点の広がり、補間されたECGサンプルのうち、前に検出されたピークの左に3点から右に3点まで及ぶものである。決定された高分解能ピークは、ステップ516で、前に決定されたおよび／または後で決定される高分解能ピークと共に、R-R間隔を計算するために利用される。

【0027】

図4および図5によって表される手法は、ワイヤレスセンサデバイス100の電力消費要件を減少させる。図4の第1の手法は、より低い処理電力を利用することによって電力節減を提供する。図5の第2の手法は、より低いアナログ電力(より低いサンプリングレート)およびより低い処理電力(R-R間隔のより少ない計算頻度)を利用することによって電力節減を提供する。どちらの手法も、ユーザの心機能測定値を計算するためにワイヤレスセンサデバイス100によって利用されるR-R間隔計算値を出力する。図6は、一実施形態によるR-R間隔のグラフ600を示す。このグラフ600では、R-R間隔602は、第1のQRSピークと第2のQRSピークの間に表される。

【0028】

上述したように、本発明の方法およびシステムは、マルチレートECG処理に基づくユーザのR-R間隔の測定を可能にする。ECG信号を検出するためにワイヤレスセンサデバイス内に少なくとも1つの電極を実装し、適切に高いサンプリングレートを使用することで、またはデジタル領域で信号を再サンプリングすることで、またはその両方で高忠実度のデジタルECG信号を獲得することによって、ワイヤレスセンサデバイスの電力消費量を減少させる電力効率の良いR-R間隔測定システムが実現される。

【0029】

ユーザのR-R間隔を測定するための方法およびシステムが開示されている。本明細書で述べる実施形態は、完全にハードウェアとしての実装形態、完全にソフトウェアとしての実装形態、またはハードウェア要素とソフトウェア要素との両方を含む実装形態を取ることができる。いくつかの実施形態は、限定はしないがアプリケーションソフトウェア、ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含めたソフトウェアで実装することもできる。

【0030】

本明細書で述べるステップは、任意の適切な制御装置または処理装置、および任意の適切な記憶位置またはコンピュータ可読媒体に記憶することができるソフトウェアアプリケーションを使用して実施することができる。ソフトウェアアプリケーションは、本明細書で述べる機能を処理装置が行うことができるようにする命令を提供する。

【0031】

さらに、いくつかの実施形態は、コンピュータまたは任意の命令実行システムによる使用のため、またはそれに関連付けた使用のためのプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能またはコンピュータ可読媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形態を取ることもできる。本明細書では、コンピュータ使用可能またはコンピュータ可読媒体は、命令実行システム、装置、またはデバイスによる使用のため、またはそれに関連付けた使用のためのプログラムを含む、記憶する、通信する、伝播する、または輸送することができる任意の装置でよい。

10

【0032】

媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外線、半導体システム（または装置またはデバイス）、または伝播媒体でよい。コンピュータ可読媒体の例としては、半導体またはソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、リジッド磁気ディスク、および光ディスクが挙げられる。現在の光ディスクの例としては、DVD、CD-ROM（compact disk-read-only memory）、およびCD-R/W（compact disk-read/write）が挙げられる。

20

【0033】

図示される実施形態に従って本発明を説明してきたが、それらの実施形態に対する変形形態があり得、それらの変形形態が本発明の精神および範囲内に含まれることを当業者は容易に理解されよう。したがって、当業者は、添付の特許請求の範囲の精神および範囲から逸脱することなく多くの修正を施すことができる。

【図 1】

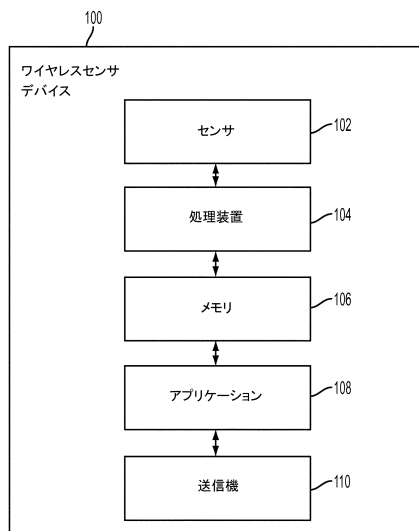


図 1

【図 2】

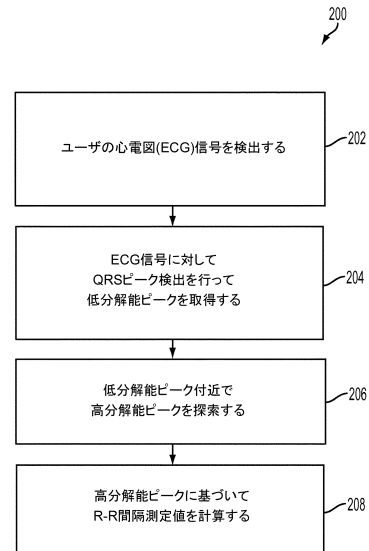


図 2

【図 3】

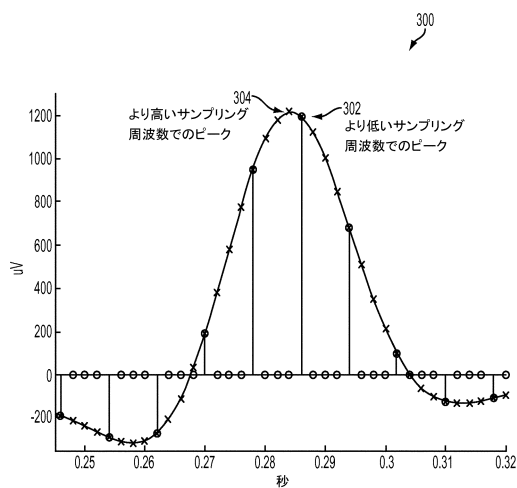


図 3

【図 4】

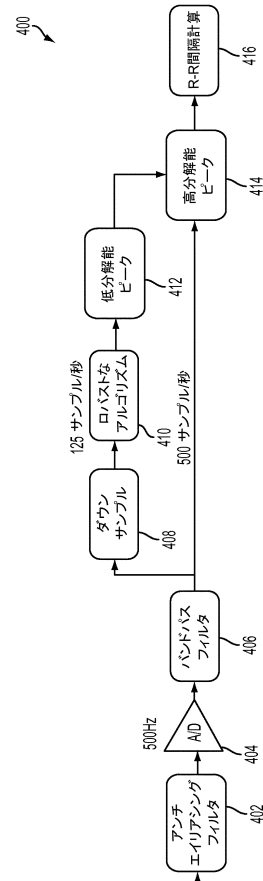


図 4

【図 5】

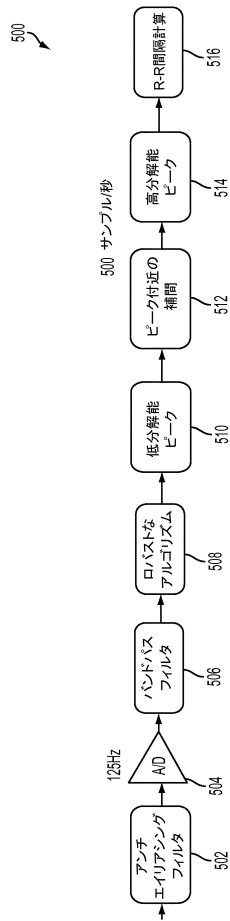


図 5

【図 6】

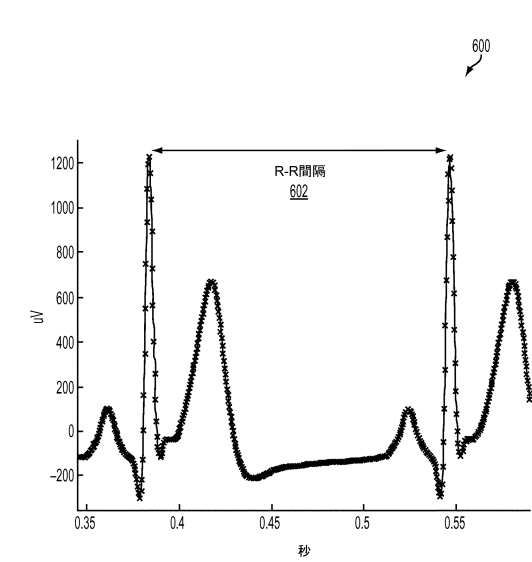


図 6

フロントページの続き

- (72)発明者 ヤン, ユン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニュー 900
 , スイート 500
- (72)発明者 ナラシマーン, ラヴィ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニュー 900
 , スイート 500
- (72)発明者 フェルドシ, ニマ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニュー 900
 , スイート 500

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0066053 (US, A1)
米国特許第05355891 (US, A)
特表2009-528909 (JP, A)
特開2001-204714 (JP, A)
特開2005-118193 (JP, A)
特開2010-094236 (JP, A)
特開平08-336502 (JP, A)
米国特許出願公開第2012/0123232 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/0402-5/0472