

(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2007-525270

(P2007-525270A)

(43) 公表日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0404 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 H	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

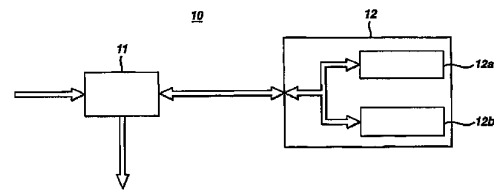
(21) 出願番号	特願2007-500325 (P2007-500325)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年2月11日 (2005. 2. 11)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成18年8月25日 (2006. 8. 25)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/050537		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02005/086063		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成17年9月15日 (2005. 9. 15)		1
(31) 優先権主張番号	60/548, 850	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成16年2月27日 (2004. 2. 27)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電力消費を最小化するための段階的な生死に関わる不整脈検出アルゴリズム

(57) 【要約】

2段階デジタルアルゴリズムは、1以上のアラーム状態を検出する高感度低電力デジタル第1段階と、より高い特異性により検出されたアラーム状態を特定する1以上の複合的なデジタル後段階とを利用する。当該1以上の複合的なデジタル後段階は、低電力消費デジタル第1段階によってアラーム状態が感知されるまで、起動されず、電力消費もされない。第2段階がより厳密にデータを処理しようとする場合、低電力第1段階は、より高い感度を有するよう設定することが可能であり、最終的に後段階によってフィルタリングされる余計なアラームをとるものを生成する。デジタル解析アルゴリズムを段階化することによって、本発明は、低計算スループット及び低電力消費によりアラーム状態に対する高い感度を実現し、時機に応じて実行されるより多くの計算量を要するアルゴリズムにより高い特異性を実現する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 プログラミング命令セットと第 2 プログラミング命令セットとを格納するメモリと

、  
前記メモリに接続され、リアルタイムデータを受信するデジタルプロセッサと、  
を有する心臓モニタリング装置であって、

前記プロセッサは、

前記第 1 プログラミング命令セットによって最適な感度により前記リアルタイムデータの 1 以上の潜在的なアラーム状態を検出するようプログラムされ、

前記第 1 プログラミング命令セットの下での実行の際、電力消費を最小化するよう最適化され、 10

前記第 1 プログラミング命令セットの下での実行の際、前記リアルタイムデータにおいて 1 以上の潜在的なアラーム状態を検出すると、前記第 2 プログラミング命令セットを起動し、

前記第 2 プログラミング命令セットの下での実行の際、1 以上のアラーム状態に対する特異性を最大化するよう最適化される、  
ことを特徴とする装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の装置であって、

前記プロセッサは、可変的クロックスピードプロセッサを有し、 20

前記第 1 プログラミング命令セットの下での実行の際、前記プロセッサのクロックスピードは、前記プロセッサの電力消費を最小化するよう選択される、  
ことを特徴とする装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 記載の装置であって、

前記プロセッサは、可変的クロックスピードを有し、

前記第 2 プログラミング命令セットの下での実行の際、前記プロセッサのクロックスピードは、前記プロセッサのデータスループットを最大化するよう選択される、  
ことを特徴とする装置。

## 【請求項 4】 30

請求項 1 記載の装置であって、

前記デジタルプロセッサは、

リアルタイムデータを受信し、該リアルタイムデータの 1 以上の潜在的なアラーム状態を最適な感度により検出するようプログラムされ、電力消費を最小化するよう最適化される第 1 デジタルプロセッサと、

1 以上のアラーム状態に対する特異性を最大化するようプログラムされ、前記リアルタイムデータにおいて前記 1 以上の潜在的なアラーム状態を検出すると、前記第 1 プロセッサによって起動される第 2 デジタルプロセッサと、  
を有することを特徴とする装置。

## 【請求項 5】 40

請求項 4 記載の装置であって、

前記第 1 プロセッサは、電力消費を最小化するよう選択されたクロックスピードを有することを特徴とする装置。

## 【請求項 6】

請求項 4 記載の装置であって、

前記第 2 プロセッサは、データスループットを最大化するよう選択されるクロックスピードを有することを特徴とする装置。

## 【請求項 7】

心臓をモニタリングする方法であって、

リアルタイムデータの第 1 処理段階中に電力消費を最小化するステップと、 50

前記リアルタイムデータの第 1 処理段階中に 1 以上の潜在的なアラーム状態を検出するステップと、

前記 1 以上の潜在的なアラーム状態を検出すると、前記リアルタイムデータの第 2 処理段階を起動するステップと、

前記 1 以上の潜在的なアラーム状態から 1 以上のアラーム状態を特定するため、前記第 2 処理段階中にデータスループットを増大させるステップと、  
を有することを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 7 記載の方法であって、さらに、

前記リアルタイムデータの第 2 処理段階中に前記 1 以上の潜在的なアラーム状態から 1 以上のアラーム状態に対する特異性を最大化するステップを有することを特徴とする方法。

【請求項 9】

心臓をモニタリングする方法であって、

電力消費を低減するよう最適化される第 1 アルゴリズムにより 1 以上の潜在的なアラーム状態を感知するステップと、

前記 1 以上の潜在的なアラーム状態の 1 つを感知すると、前記 1 以上のアラーム状態の感知された 1 つに関する追加情報を判断するため、第 2 アルゴリズムを起動するステップと、

を有することを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 9 記載の方法であって、

前記追加情報は、1 以上のアーチファクトの有無を有することを特徴とする方法。

【請求項 11】

請求項 9 記載の方法であって、

前記第 1 アルゴリズムは、心室細動、速い心室頻拍、極端な徐脈及び心停止の 1 以上を含む心電図信号から 1 以上の生死に関わる不整脈を検出することを特徴とする方法。

【請求項 12】

請求項 11 記載の方法であって、

前記第 1 アルゴリズムは、心拍数を推定する QRS 検出装置 / カウンタと、前記 1 以上の生死に関わる不整脈を特定する 1 以上の心拍数閾値とを利用することを特徴とする方法。

【請求項 13】

請求項 9 記載の方法であって、

前記第 2 アルゴリズムは、前記心拍数の 1 以上の独立した推定値を用いて、1 以上の閾値を超えたか確認することを特徴とする方法。

【請求項 14】

請求項 9 記載の方法であって、

前記第 2 アルゴリズムは、心室細動及び速い心室頻拍に関する心電図信号から推定される 1 以上のパラメータを用いて、前記心電図信号からアーチファクトを特定することを特徴とする方法。

【請求項 15】

請求項 9 記載の方法であって、

前記第 2 アルゴリズムは、CMC (Common Mode Current) から導出される信号を用いて、前記心電図信号からアーチファクトを特定することを特徴とする方法。

【請求項 16】

請求項 9 記載の方法であって、

前記第 2 アルゴリズムは、アクセラレーション又は患者のインピーダンスを用いて、前記心電図信号からアーチファクトを特定することを特徴とする方法。

## 【請求項 17】

請求項 9 記載の方法であって、さらに、

前記第 2 プロセッサによって前記 1 以上のアラーム状態を複数レベルのアラーム警告に区別するステップを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 18】

請求項 17 記載の方法であって、

前記複数レベルのアラーム警告は、低レベル警告、中レベル警告及び高レベル警告を有することを特徴とする方法。

## 【請求項 19】

請求項 18 記載の方法であって、

前記低レベル警告は、心臓モニタリング装置のテクニカルな点に関する 1 以上の状態の検出を示すことを特徴とする方法。

10

## 【請求項 20】

請求項 18 記載の方法であって、

前記中レベル警告は、すぐの治療を要しない病状が前記患者に検出されたことを示すことを特徴とする方法。

## 【請求項 21】

請求項 18 記載の方法であって、さらに、警告を検出すると、コールセンターに警告するステップを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 22】

心臓をモニタリングする方法であって、

第 1 処理段階を用いて、1 以上の潜在的なアラーム状態を特定するようリアルタイム心臓データを処理するステップと、

第 2 処理段階を用いて、前記 1 以上の潜在的なアラーム状態から 1 以上の実際のアラーム状態を特定するよう前記 1 以上の潜在的なアラーム状態に関するデータを処理するステップと、

を有し、

前記第 1 プロセッサは、電力消費を最小化するよう最適化され、

前記第 2 プロセッサは、前記データのスループットを最大化するよう最適化される、ことを特徴とする方法。

20

30

## 【請求項 23】

請求項 22 記載の方法であって、さらに、

前記第 1 処理段階により、信号取得、ユーザインタフェース及びアラーム送信を管理するステップを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 24】

請求項 22 記載の方法であって、さらに、

前記第 2 処理段階により、前記 1 以上のアラーム状態を複数レベルのアラーム警告に区別するステップを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 25】

請求項 22 記載の方法であって、

前記第 1 処理段階は、第 1 デジタルプロセッサが第 1 プログラミングを実行することを有し、前記第 2 処理段階は、第 2 デジタルプロセッサが第 2 プログラミングを実行することを有することを特徴とする方法。

40

## 【請求項 26】

請求項 22 記載の方法であって、

前記第 1 処理段階は、デジタルプロセッサが第 1 プログラミングを実行することを有し、前記第 2 処理段階は、前記デジタルプロセッサが第 2 プログラミングを実行することを有することを特徴とする方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

50

## 【0001】

本発明は、一般に生理的状态をモニタリングする方法及び装置に関し、より詳細には、携帯装置の使用者の心臓状態などの生理的状态をモニタリングする方法及び装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

個人の生理的状态のモニタリングは、潜在的に生死に関わるイベント、特にあるトレンドから予測可能なものの早期の検出を可能にする。より連続的なモニタリングを可能にするため、携帯可能な装置が開発されてきた。

## 【0003】

しかしながら、人体に携帯されるモニタリング又はアラーム装置は、ある設計上の困難さを解消しなければならない。一般に、人体着用装置は、人が快適に装置を着用することができるように、小型で軽量なものでなければならない。さらに、人体着用装置は、アラームを逃すことを回避するため、アラーム状態を高感度に検出しなければならないが、人体着用装置はまた、過剰な誤ったアラームを回避するため、アラーム状態を検出するのに特異性を有するものでなければならない。

## 【0004】

高い感度 (sensitivity) と特異性 (specificity) に対する併存する要求は、典型的には、高い計算スループットを要求するアルゴリズムを導く。残念なことに、デジタル装置における高い計算スループットは、大きな電力消費を要し、このことは、この高い計算スループットをサポートするため、より大きく、より重たい電源をもたらすこととなる。従って、高い感度と特異性に対する要求は、一般に小型で軽量ではあるが、快適な人体着用装置の開発を阻んできた。

## 【0005】

従って、高い感度と特異性の両方を有する小型の携帯モニタリング装置が求められている。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

従って、本発明は、電力消費を増大させることなく、小型の携帯可能な人体着用モニタリング装置の感度及び特異性を向上させる方法及び装置を開発する問題に関するものである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明は、1以上のアラーム状態を検出する高感度で低電力のデジタル第1段階と、検出されたアラーム状態をより高い特性により特定する1以上の複合的なデジタル後段階とを有するマルチステージデジタルアルゴリズムを提供することによって、上記及び他の問題を解決する。本発明の一特徴によると、複合的なデジタル後段階は起動されず、これにより、アラーム状態が低電力消費デジタルフロントエンドによって感知されるまで、電力は消費されない。後段階がデータをより厳密に処理する場合、低電力第1段階はより好感度となるよう設定可能であり、そうでない場合には、最終的に後段階によってフィルタリングされる正当と認められないアラームとなるようなものを生成する可能性がある。

## 【発明の効果】

## 【0008】

本発明は、デジタル解析アルゴリズムを段階化することによって、小さな計算スループットと低電力消費によりアラーム状態に対する高い感度を実現し、時機に応じて実行されるより大きな計算量のアルゴリズムにより高い特異性を実現し、これにより、高い感度と特異性を備える最小電力消費を実現することが可能となる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0009】

10

20

30

40

50

人体着用モニタリング装置の電力消費を低減するための1つの技術は、心拍数が通常の範囲内にあるか判定するのに用いられるアナログ心電図（ECG）QRS検出装置を利用することである。アナログ検出装置は、心拍数が通常の範囲内から外れると、デジタル解析アルゴリズムをトリガーする。しかしながら、本発明の実施例は、アナログ装置を利用するより、より複雑なアルゴリズムが実際に実現することが可能となり、これにより、第1段階アルゴリズムのアラーム状態の感度及び特異性が、アナログQRS検出装置のものより高くすることができ、これにより、低電力モードで使用される時間を最大化することが可能となる。

#### 【0010】

本発明の1つの特徴は、1以上のアラーム状態を検出するよう構成されるアルゴリズムを有する。このアルゴリズムは、リアルタイムにデータを処理するための複数の段階を使用し、例えば、アルゴリズムの各段階のプロセッサクロックスピードを変化させることによって、電力消費を最小化する。例えば、第1検出段階では、プロセッサクロックスピード（又はプロセッサ自体）は、極めて低いレベルにプロセッサの電力消費を維持するよう選択される。他方、第1段階によって検出されたイベントの検出により起動される1以上の後段階では、プロセッサクロックスピード（又はプロセッサ自体）は、このとき後段階の計算パワーを最適化し、複雑な又はハイパワーを要するアルゴリズムが高い精度により特定の状態又はイベントを特定することを可能にするよう増大される。他の例では、第1段階によって必要とされる低計算スループットのため、第1段階の電力消費は、第1段階の計算が完了すると、大変低い電力「スタンバイモード」にプロセッサに置くことによって、プロセッサクロックスピードを変更することなく最小化することが可能となる。この例では、各段階における電力消費は、後段階よりはるかに少ない実行時間しか要しない第1段階によって、当該段階を実行するのに要する時間によって決定される。

#### 【0011】

本発明の他の特徴によると、第1段階は、アラーム状態に対する感度を最適化し、計算スループットを最小化し、これにより、電力消費を最小化する。これらの制約の範囲内で、第1段階は、当該段階で消費される電力量を最小化しながら、第1段階に費やされる時間を最大化するため、アラーム状態に対する可能性のある最も高い感度を実現する。非常に大きなパワーを導く出す後段階に比較して、最小電力を導き出す第1段階に費やされる時間を最大化することによって、携帯装置は、小型かつコンパクトであって、人体着用装置と整合する電源により構成することが可能となる。

#### 【0012】

本発明の他の特徴によると、後段階は、最大プロセッサクロックスピードと電力バジェットによってのみ制約されるアルゴリズムスループットによって、アラーム状態に対する特異性を最適化する。これらの後段階はあるまれな例を除いては起動されないため、後段階の電力消費は、装置のトータルの電力消費に対して大きなものとはならない。

#### 【0013】

図1を参照するに、着用可能な生態センサの処理部分の一例となる実施例10のブロック図が示されている。当該実施例10によると、アルゴリズム（例えば、プログラミング命令セット#1のメモリ12などに格納される）12aの第1段階は、生死に関わる不整脈を検出する。LTAD（Life-Threatening Arrhythmia Detection）アルゴリズム12aは、マイクロプロセッサ11が2つの一例となる方法の何れかによって、すなわち、クロックスピードを制御することによって、又はスタンバイモードに移行することによって、あるいはこれら2つの方法の組み合わせによって、最小電力消費モードに設定可能となるように、自動制御可能なマイクロプロセッサ11上で実行される。このようなマイクロプロセッサの一例は、テキサスインスツルメントによって製造されているマイクロプロセッサ（モデル番号MSP430F149）を有する。そのアクティブモードでは、このプロセッサの電力消費は、そのクロックスピードに依存し（典型的には、約1.5MHz）、当該マイクロプロセッサはまた、プログラム可能な間隔によりスタンバイモードを終了する内部タイマーにより極めて低い電力スタ

10

20

30

40

50

ンバイモード（典型的には、2マイクロアンペア未満）を有する。

【0014】

L T A D アルゴリズム 1 2 a に加えて、マイクロプロセッサ 1 1 は、信号取得及び処理（例えば、E C G 及びアーチファクトリファレンス信号など）、ユーザインタフェース及びアラーム送信を含む他のタスクを管理するであろう。上記タスクについてのプログラミング命令は、プログラミング命令セット # 1 に埋め込み可能である。L T A D アルゴリズム 1 2 a の第 1 段階と上記他のタスクは、プロセッサ 1 1 の最小の計算スループットを決定し、さらにリアルタイム動作を維持するのに必要とされる最小のクロックレートと、計算が完了し、スタンバイモードに移行する間にプロセッサがアクティブモードに費やす時間を決定する。

10

【0015】

L T A D アルゴリズムの複数の段階が可能であるが、おそらくほとんどのケースでは 2 つの段階（1 2 a , 1 2 b ）が適当である。本実施例 1 0 では、第 1 段階 1 2 a は低計算スループット及びアラーム検出感度について最適化され、第 2 段階アルゴリズム 1 2 b （プログラミング命令セット # 2 に格納される）はアラーム検出の特異性について最適化され、より高いクロックレートにより実行される。例えば、プログラミング命令セット # 2 の一部として、その実行はプログラミング命令セット # 1 の実行中に、1 以上の潜在的なアラーム状態の検出によって起動され、プロセッサはプロセッサのデータスループットを最大化する値までそれ自体のクロックレートを増大させる。あるいは、固定されたクロックレートがすべての段階によって使用される場合、第 1 段階以降の段階は、スタンバイモードに移行する前にアクティブモードではより長期間（第 1 段階に比較して）実行される。後段階が 1 % 未満の時間しか実行されない後段階に対する第 1 段階の典型的なバランスについて、一例となるプロセッサ（例えば、T I M S P 4 3 0 F 1 4 9 など）は、現在のドレインにおいて 5 0 マイクロアンペア未満に平均化される。

20

【0016】

L T A D アルゴリズム 1 2 a の第 1 段階は、心室細動（V F）、速い心室頻拍（V T）、極端な徐脈及び心停止などの生死に関わる不整脈を検出することが可能である。高い感度は、第 1 段階アルゴリズム 1 2 a において実現される。

【0017】

本発明の他の特徴によると、第 1 段階アルゴリズム 1 2 a は、その主要な入力として E C G データを使用する。これらのアラーム状態は、心拍数を推定する Q R S 検出装置 / カウンタによって、そして様々な状態に対するレート閾値により感度良く検出することが可能である。Q R S 検出装置は、テキスト “ B i o m e d i c a l D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s i n g : C L a n g u a g e E x a m p l e s a n d L a b o r a t o r y E x p e r i m e n t s f o r t h e I B M P C ” （ W i l l i s J . T o m p k i n s , e d . ( P r e n t i c e H a l l , 1 9 9 3 ) に記載されている。しかしながら、レートベースアルゴリズムだけは、患者による激しい活動中の動きアーチファクトによる E C G 信号の影響により、心室細動及び速い心室頻拍の誤った検出をする傾向がある。

30

【0018】

本発明の他の特徴によると、L T A D アルゴリズムの第 2 段階 1 2 b は、（ 1 ）閾値を超えたことを確認するためのレートの独立した推定、（ 2 ）V F 及び V T に関する E C G から推定された他のパラメータ、及び（ 3 ）C M C （ C o m m o n M o d e C u r r e n t ）から導き出された信号を、患者の動き又は障害を示す信号取得モジュールにおいて使用する（参照することにより図面を含むその全体があたかもここで繰り返されたかのように含まれる、米国特許第 5 , 9 0 2 , 2 4 9 号 “ M e t h o d a n d A p p a r a t u s f o r D e t e c t i n g A r t i f a c t s U s i n g C o m m o n - M o d e S i g n a l s i n D i f f e r e n t i a l S i g n a l D e t e c t o r s ” に記載されている）。

40

【0019】

50

アクセラレーション又は患者のインピーダンスなどの他の信号もまた、アーチファクトを示すのに利用可能である（参照することにより図面を含むその全体があたかもここで繰り返されたかのように含まれる、米国特許第6,287,328号“Multiple Artifact Assessment”に記載されている）。

【0020】

図2を参照するに、人体着用携帯装置において心臓からのリアルタイムデータ信号をモニタリングする方法20の一例となる実施例が示される。本方法は、図1の実施例又はここで与えられる何れかの装置によって利用可能である。

【0021】

ステップ21において、リアルタイムデータの処理の第1段階中、電力消費が最小化される。これは、プロセッサの選択によって、又は低電力モードにより動作するようプロセッサを制御することによって、実現することが可能である。

【0022】

ステップ22において、リアルタイムデータの処理の第1段階中、1以上の潜在的なアラーム状態が検出される。検出可能な1以上の潜在的なアラーム状態は、以降において説明される。

【0023】

ステップ23において、リアルタイムデータの処理の第2段階は、上記1以上の潜在的なアラーム状態の検出により起動される。この起動は、第2プロセッサの起動、第2アルゴリズムの起動、クロックスピードの増大又は第2プログラミング命令セットのダウロードと共に他の技術にから構成することが可能である。

【0024】

ステップ24において、1以上の潜在的なアラーム状態から1以上のアラーム状態を特定するため、第2処理段階中にデータスループットが増大される。データスループットは、後述されるような入力データに対して複合的なアルゴリズムが使用されることを可能にするよう増大される。

【0025】

ステップ25において、リアルタイムデータの処理の第2段階中、1以上の潜在的なアラーム状態の中の1以上のアラーム状態の特異性が最大化される。実際のアラーム状態を特定するプロセスは、以下においてより正確に提供される。データにあるアーチファクトの検出は、無関係なアラームをフィルタリングするのに利用可能であるが、これは、第2段階の処理についてより大きな計算スループットを要求する。

【0026】

あるいは、1つのプロセッサのクロックスピードを変化させるのではなく、アルゴリズムの各段階について、当該段階のニーズにマッチしたスループット（及び電力消費）により、複数のプロセッサが利用可能である。図3を参照するに、人体着用携帯心臓モニタリング装置の処理部分の一例となる実施例30が示される。本実施例30では、入力データをリアルタイムに処理するため、第1段階アルゴリズム32a（例えば、メモリ32などに格納される）に対して、低電力低電圧（そしておそらく低計算スループット）プロセッサ31が使用される。低電力プロセッサの一例は、テキサスインスツルメントによる上述されたマイクロプロセッサを含む。

【0027】

さらなる解析を要求するイベントが検出されると、第1プロセッサ31は、第2プロセッサ33を起動する。プロセッサ33は、入力データに対して使用されるハイパワーを要するアルゴリズムが、当該入力データの任意のイベントを正確に特定することを保証できるようにするため、第2段階アルゴリズム34a（例えば、メモリ34に格納される）について選択される大きな計算スループットプロセッサである。大きな計算力のプロセッサの一例は、より高いクロックレートによりクロック動作する同じテキサスインスツルメントのマイクロプロセッサを含む。

【0028】

10

20

30

40

50

実施例 30 は 2 つのメモリ 32 と 34 を示しているが、アルゴリズム 32 a と 34 a にアクセスするのに必要に応じて、プロセッサ 31 と 33 のそれぞれによってアクセス可能な 1 つのメモリが利用可能である。

【0029】

図 3 では、プロセッサ 31 と 33 の両方に平行に適用される入力データが示されているが（この場合、大きな計算力のプロセッサ 33 は、低電力プロセッサ 31 によって起動されるまで、動作しない）、入力データは低電力プロセッサ 31 から大きな計算力のプロセッサ 33 に起動プロセスの一部としてわたすことが可能である。

【0030】

さらに、第 2 段階の入力データに対して、各々が 1 以上の特定のイベントを検出するよう構成することが可能な複数の平行プロセッサが利用可能である。これら複数のプロセッサは、1 以上の特定イベントについて入力データを順次処理するように、直列に配置することが可能である。

【0031】

デジタル解析アルゴリズムを段階化することによって、本発明は、小さな計算スループットと低電力消費によるアラーム状態の高い感度を実現し、それと同時に、時機に応じて実行されるより大きな計算量のアルゴリズムにより高い特異性を実現し、これにより、高い感度と特異性の何れをも最小の電力消費により実現する。

【0032】

図 4 を参照するに、心電図信号又は他の心臓関連データ信号を出力する人体着用装置の使用者の心臓をモニタリングするための方法の一例となる実施例 40 が示される。

【0033】

ステップ 41 において、第 1 処理段階が、1 以上の潜在的なアラーム状態を特定するようリアルタイム心臓データを処理するのに使用され、当該第 1 処理段階は電力消費を最小化するよう最適化される。第 1 処理段階は、プロセッサの第 1 動作モード（低電力消費モードなど）とすることが可能であり、又は第 1 処理段階は、第 1 段階の処理タスクを実行するようプログラムされる専用の低電力プロセッサとすることが可能である。

【0034】

ステップ 42 において、第 2 処理段階が、1 以上の潜在的なアラーム状態の中の 1 以上の実際のアラーム状態を特定するため、1 以上の潜在的なアラーム状態に関するデータを処理するのに使用され、当該第 2 処理段階は、データのスループットを最大化するのに最適化される。第 2 処理段階は、プロセッサの第 2 動作モード（高スループットモードなど）とすることが可能であり、又は第 2 処理段階は、第 2 段階の処理タスクを実行するようプログラムされた専用の高スループットプロセッサとすることができる。

【0035】

ステップ 43 において、信号取得、ユーザインタフェース及びアラーム送信タスクが、第 1 処理段階により管理される。

【0036】

本発明のさらなる他の特徴によると、検出アルゴリズムの一例となる実施例は、複数レベルのアラーム警告にアラーム状態を区別する。アラーム状態を区別する方法は多数あるが、一例となる実施例は 3 つのアラーム警告レベルを使用する。従って、ステップ 44 において、1 以上のアラーム状態が、第 2 処理段階により複数レベルのアラーム警告に区別される。この複数レベルのアラーム警告は、低レベル警告（心臓モニタリング装置のテクニカルな点に関する 1 以上の状態の検出を示すなど）、中レベル警告（すぐの治療を要しない病状が患者に検出されたことを示すなど）、及び高レベル警告（生死に関わる病状が検出されたことを示すなど）を含む。

【0037】

生死に関わる不整脈はアーチファクトが予想されない患者をすぐに意識のない状態にするため、アーチファクトのリファレンス信号の存在と同時に進行される第 2 段階において以降に決定される第 1 段階において検出されたアラーム状態が安全に無視できるということ

に留意すべきである。同様に、激しい活動による通常の上昇した心拍は、典型的には、アーチファクト信号を伴い、アーチファクトがECG信号に影響を与えなければ、アラーム閾値には達しないであろう。従って、アーチファクトのない、第2段階のより高度なECG解析アルゴリズムによって確認されるアラーム状態は、アラーム状態について感度と特異性の両方を有する複数段階LTADアルゴリズムのパフォーマンスをもたらすであろう。従って、第2段階アルゴリズムは、無関係なアラームをフィルタリングするのに利用可能な潜在的なアラーム状態に関する追加的情報を決定することができる。

#### 【0038】

ステップ45において、第2処理段階によって低レベル警告が検出されると、テクニカルコールサービスセンターが警告を受ける。低レベル警告は、アルゴリズムが装置のテクニカルな点に関する状態、又は長期のアーチファクト状態又は装置の不具合を意味する他の状態に関する状態を検出すると、テクニカルコールサービスセンターの通知を示す。低レベル警告は、おそらく治療を必要としない。低レベル警告では、テクニカルコールセンターへの連絡の目的は、装置を機能万全な状態に戻す手助けをユーザに提供するためである。

10

#### 【0039】

ステップ46において、コールサービスセンター（おそらく、テクニカルコールサービスセンターと同一又は異なる）が、第2処理段階による中レベル警告の検出により警告を受ける。中レベル警告は、患者の病状を評価するのに供するためのコールセンターの通知を意味する。中レベル警告は、すぐの治療を要しないかもしれないが、例えば、患者は自分の医師に連絡するよう勧められるかもしれない。中レベル警告の例として、長時間のある程度の頻脈又は徐脈があげられる。

20

#### 【0040】

ステップ47において、コールセンター（ステップ45及び46におけるコールセンターと同一又は異なる）及び/又は救急医療サービスが、第2処理段階により高レベル警告を検出すると警告を受ける。高レベル警告は、迅速な治療を要する生死に関わる不整脈状態を意味する。高レベル警告は、コールセンターと救急医療サービスの両方に連絡を行うかもしれない。高レベル警告の具体例として、VF、極端なVT、極端な頻脈又は徐脈があげられる。これらの警告は、無線通信（ラジオ周波数送信）を介し、又は患者に特定の電話番号に連絡するよう通知することによって実現することが可能である。

30

#### 【0041】

図4のステップ43～47が上述の方法に追加することができるということに留意すべきである。例えば、ステップ43～47は、ステップ25以降の図2の方法の実施例に追加することが可能である。

#### 【0042】

様々な実施例がここに具体的に図示及び記載されたが、本発明の改良及び変形が上記教示によってカバーされ、本発明の趣旨及び意図する範囲から逸脱することなく、添付された請求項の範囲内に属するということが理解されるであろう。例えば、2つの処理段階が説明されたが、しかしながら、本発明の範囲から逸脱することなく3以上も可能である。さらに、特定の実施例で説明された1つではなく、2以上のプロセッサが利用されてもよい。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0043】

【図1】図1は、本発明の一特徴による使用者の生態的状态をモニタリングする装置の一例となる実施例を示す。

【図2】図2は、本発明の他の特徴による使用者の生態的状态をモニタリングする装置の一例となる実施例を示す。

【図3】図3は、本発明のさらなる他の特徴による使用者の生態的状态をモニタリングする装置の一例となる実施例を示す。

【図4】図4は、本発明のさらなる他の特徴による使用者の生態的状态をモニタリングす

50

る装置の一例となる実施例を示す。

【 図 1 】

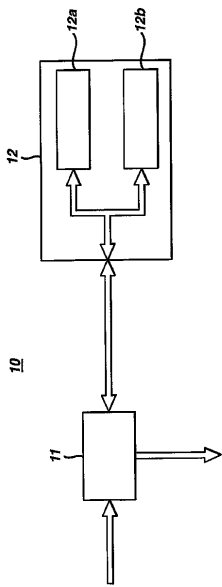


FIG. 1

【 図 2 】

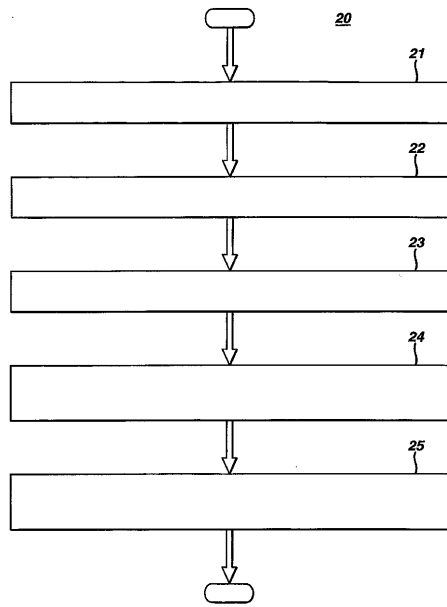


FIG. 2

【 図 3 】

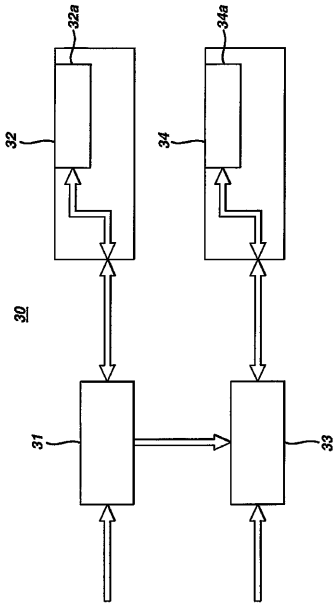


FIG. 3

【 図 4 】

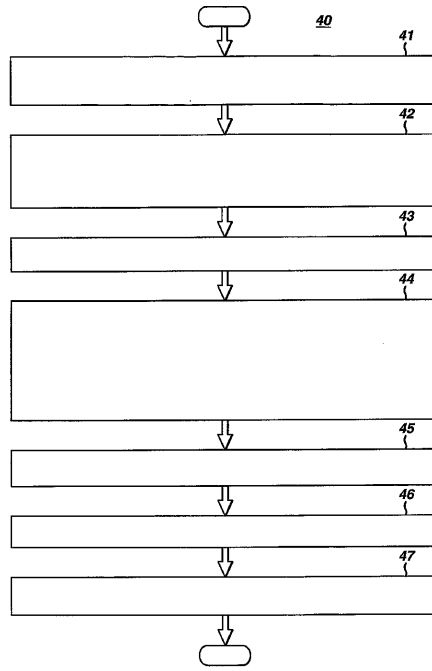


FIG. 4

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/IB2005/050537

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> G06F17/00 G06F19/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06F		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, INSPEC, COMPENDEX		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 814 075 A (KROLL ET AL) 29 September 1998 (1998-09-29) column 3, line 10 - line 60 column 4, line 50 - column 6, line 36 column 7, line 34 - column 8, line 38 column 11, line 10 - column 12, line 45 column 12, line 65 - column 13, line 58	1-26
A	US 5 372 605 A (ADAMS ET AL) 13 December 1994 (1994-12-13) column 2, line 54 - column 4, line 10 column 4, line 35 - column 6, line 47	1-26
A	EP 0 468 720 A (TELECTRONICS N.V.) 29 January 1992 (1992-01-29) page 3, line 49 - page 4, line 7 page 5, line 5 - line 50 page 6, line 12 - page 7, line 52	1-26
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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 <b>23 December 2005</b>		Date of mailing of the international search report <b>10/01/2006</b>
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer <b>Barba, M</b>

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/IB2005/050537

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 674 254 A (VAN KRIEKEN ET AL) 7 October 1997 (1997-10-07) column 2, line 34 - column 3, line 6 column 3, line 34 - column 5, line 25 column 6, line 10 - column 7, line 17	1-26
A	US 4 979 507 A (HEINZ ET AL) 25 December 1990 (1990-12-25) column 2, line 57 - column 3, line 43 column 4, line 62 - column 6, line 66	1-26
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 017, no. 571 (C-1121), 18 October 1993 (1993-10-18) & JP 05 168602 A (CASIO COMPUT CO LTD), 2 July 1993 (1993-07-02) abstract	1-26
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 014, no. 310 (C-0736), 4 July 1990 (1990-07-04) & JP 02 104335 A (TERUMO CORP; others: 01), 17 April 1990 (1990-04-17) abstract	1-26

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/182005/050537

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5814075	A	29-09-1998	NONE	
US 5372605	A	13-12-1994	DE 69311113 D1 DE 69311113 T2 EP 0650383 A1 WO 9402202 A1	03-07-1997 11-12-1997 03-05-1995 03-02-1994
EP 0468720	A	29-01-1992	US 5105810 A	21-04-1992
US 5674254	A	07-10-1997	AU 5820096 A DE 69623278 D1 DE 69623278 T2 WO 9637257 A1 EP 0828531 A1 JP 11505165 T	11-12-1996 02-10-2002 17-04-2003 28-11-1996 18-03-1998 18-05-1999
US 4979507	A	25-12-1990	DE 3816042 A1	23-11-1989
JP 05168602	A	02-07-1993	JP 3021886 B2	15-03-2000
JP 02104335	A	17-04-1990	JP 2720345 B2	04-03-1998

## フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ゲーマン, ステーシー

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポセル ピー・オー・ボックス 3003

(72) 発明者 ライスター, トマス

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB03 CC01 CC02 GG01 GG09 GG16 HH06 JJ03 KK03  
KK05  
4C117 XA01 XB04 XC11 XE17 XE57 XE62 XE64 XF03 XH15 XJ13  
XJ45 XN04 XN07

专利名称(译)	逐步活死亡心律失常检测算法，以最小化功耗		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007525270A</a>	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2007500325	申请日	2005-02-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ゲーマンステーション ライスタートマス		
发明人	ゲーマン,ステーション ライスター,トマス		
IPC分类号	A61B5/0404 A61B5/0452 A61B5/00 G06F19/00		
CPC分类号	G16H15/00 G16H40/63		
FI分类号	A61B5/04.310.H A61B5/04.312.A A61B5/00.102.C		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB03 4C027/CC01 4C027/CC02 4C027/GG01 4C027/GG09 4C027/GG16 4C027/HH06 4C027/JJ03 4C027/KK03 4C027/KK05 4C117/XA01 4C117/XB04 4C117/XC11 4C117/XE17 4C117/XE57 4C117/XE62 4C117/XE64 4C117/XF03 4C117/XH15 4C117/XJ13 4C117/XJ45 4C117/XN04 4C117/XN07		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/548850 2004-02-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

两级数字算法利用高灵敏度低功率数字第一级来检测一个或多个报警条件和一个或多个复杂的数字后级，以更高的特异性识别检测到的报警条件。在低功耗数字第一级检测到警报状况之前，一个或多个复杂的数字后期不被激活且没有功耗。如果第二阶段试图更严格地处理数据，则可以将低功率第一级设置为具有更高的灵敏度，并且最终通过后续阶段过滤的附加警报是创造意志。通过分期数字分析算法，本发明是通过低计算吞吐量和低功耗，高特异性，要求比在根据定时执行多的计算量的算法，以实现到报警条件的高灵敏度实现了。

