

(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2009-533179

(P2009-533179A)

(43) 公表日 平成21年9月17日(2009.9.17)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 5/00 (2006.01)** A 6 1 B 5/00 C 4 C 1 1 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2009-505570 (P2009-505570)  
 (86) (22) 出願日 平成19年4月10日 (2007.4.10)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年12月2日 (2008.12.2)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/066312  
 (87) 国際公開番号 W02007/121170  
 (87) 国際公開日 平成19年10月25日 (2007.10.25)  
 (31) 優先権主張番号 60/791,095  
 (32) 優先日 平成18年4月10日 (2006.4.10)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 11/733,046  
 (32) 優先日 平成19年4月9日 (2007.4.9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507378525  
 ヴィヴォメトリクス・インク  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 93  
 001 ヴェンチュラ スウィート E  
 ファー・ストリート 121 N  
 (74) 代理人 110000408  
 特許業務法人高橋・林アンドパートナーズ  
 (72) 発明者 ガル ヨアフ  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
 708 パークレイ サミットロード 1  
 363  
 Fターム(参考) 4C117 XA10 XB20 XC30 XE13 XE14  
 XE17 XE18 XE23 XE24 XE26  
 XE29 XJ05 XJ06

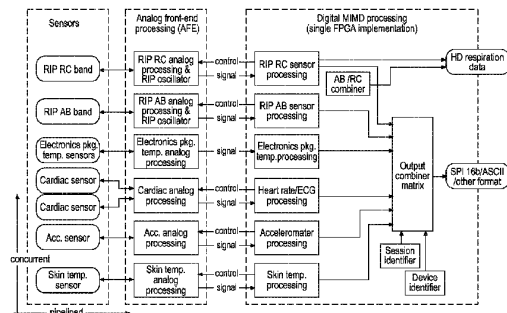
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理信号処理装置及び関連する処理方法

(57) 【要約】

本発明は、並行処理に基づく1つ以上の生理センサーからの処理データのための改良された装置を提供する。提供される装置は、小型で低電力、且つほとんどの生理モニタリングアプリケーションにおいて使用するために容易に構成可能である。好ましい実施形態において、提供される装置は、対象の心臓 - 呼吸システムの移動モニタリングに使用され、特に、1つ以上の呼吸インダクティブ・プレストモグラフィからのデータを処理するために使用される。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

センサーからの信号を受信し、  
生理情報を決定するために前記受信した信号を処理し、  
前記決定された生理情報を 1 つ以上の出力信号に多重化すること、  
を実行するよう構成できる複数の機能デジタル処理ユニット、  
を含み、  
2 つ以上のセンサーのための前記信号に対して、前記受信及び前記処理は一斉に且つ同時に動作する 1 つ以上の処理ユニットによって実行されることを特徴とする複数の生理センサーからの信号を処理する装置。

10

**【請求項 2】**

1 つ以上のセンサー信号に対して、2 つ以上の関連する処理ユニットが処理パイプラインのように順次に動作することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 3】**

個々の生理情報は、実質的に同時の様式で 2 つ以上のセンサー信号から得られることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 4】**

フィールドプログラマブルゲートアレイ ( F P G A ) をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 5】**

機能デジタル処理ユニットは、前記センサー信号の処理に先立ってファームウェアをロードすることにより構成されることを特徴とする請求項 4 に記載の装置。

20

**【請求項 6】**

アナログセンサーからの信号のアナログ処理のためにアナログフロントエンド ( A F E ) 回路をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 7】**

特定のセンサー信号を処理するためのいくつか又は全ての回路は、信号が前記特定のセンサーから受信されない場合はパワーダウンすることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 8】**

特定のセンサー信号を処理するためのいくつか又は全ての回路は、前記特定のセンサーから受信した信号サンプル間のいくつか又は全ての時間間隔に対してパワーダウンすることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

30

**【請求項 9】**

前記機能デジタル処理ユニットは、さらに加速度計センサー、ECG センサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、音センサーのうち少なくとも 1 つからの信号を処理するために構成可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 10】**

前記装置の状態に対して敏感な 1 つ以上のセンサーをさらに含み、  
前記出力信号は、前記装置センサーから決定される装置状態情報をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

40

**【請求項 11】**

前記同時処理は、  
前記 1 つ以上のセンサーからの信号の状態を決定することをさらに含み、  
前記出力信号は、前記決定されたセンサー信号状態情報をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 12】**

センサーからの信号を受信し、  
生理情報を決定するために前記受信した信号を処理し、  
前記決定された生理情報を 1 つ以上の出力信号に多重化すること、  
を含む 2 つ以上の前記センサーからの信号を同時に処理すること、

50

を含み、

2つ以上のセンサーからの前記信号に対して、前記受信及び処理は一斉に且つ同時に開始することを特徴とする複数の生理センサーからの信号を処理する方法。

【請求項13】

1つ以上のセンサー信号に対して、同時処理は、連続して配置されて処理パイプラインのように同時に起こる2つ以上の段階を含むことを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項14】

少なくとも1つのセンサー信号の処理は、他のセンサー信号の処理を実質的に遅らせないことを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項15】

前記装置の状態に敏感である信号を受信することをさらに含み、前記出力信号は、装置状態情報をさらに含むことを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項16】

センサーは、1つ以上のインダクティブ・プレストモグラフィック（IP）センサー、リスピレートリーIP（RIP）センサー、加速度計センサー、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー及び音センサーを含むことを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項17】

キャリブレーション情報にしたがって1つ以上のセンサーの処理の調整をさらに含み、前記キャリブレーション情報は、前記処理の前の以前のキャリブレーション期間中に決定されることを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項18】

同じキャリブレーション期間中に2つ以上のセンサーのための前記キャリブレーション情報を決定することを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項19】

前記出力信号は、1つ以上のキャリブレートされたセンサー信号を含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項20】

1つ以上のIPセンサーのための前記キャリブレーション情報は、信号出力範囲を含み、IPセンサー信号は前記出力範囲内に集まっていることを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項21】

1つ以上の加速度計センサーのための前記キャリブレーション情報は、垂直基準値を含むことを特徴とする請求項17に記載の方法。

【請求項22】

対象の呼吸に敏感な2つ以上のIP（RIP）センサーからの信号を受信することをさらに含み、

前記対象に関する呼吸情報は、前記RIP信号を組み合わせることにより一部分において決定されることを特徴とする請求項12に記載の方法。

【請求項23】

1つ以上のIPセンサーを含む複数の生理センサーと、前記IPセンサー及び1つ以上の他のセンサーからの信号を受信し、対象に関する生理情報を決定するために前記受信した信号を処理し、前記決定した生理情報を1つ以上の出力信号に多重化すること、を実行するよう構成可能な複数の機能デジタル処理ユニットを含む複数のセンサーからの信号を処理する装置と、

を含み、

前記IPセンサー及び1つ以上の他のセンサーに対して、前記受信及び処理の段階は、一斉に且つ同時に動作する1つ以上の処理ユニットによって行われることを特徴とする対象を生理的にモニタリングするシステム。

10

20

30

40

50

**【請求項 24】**

加速度計センサー、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、及び音センサーから選択された1つ以上のセンサーをさらに含み、前記機能デジタル処理ユニットは、前記1つ以上のセンサーからの信号を処理するよう構成可能であることを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 25】**

対象の呼吸に敏感な複数のIPセンサー(RIPセンサー)をさらに含み、前記同時処理は、対象に関係する呼吸情報を決定するために少なくとも2つ以上のRIPセンサーからの信号を組み合わせることをさらに含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 26】**

ハウジングをさらに含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 27】**

前記装置に電源を供給するためのバッテリーをさらに含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 28】**

前記システムから離れて生理情報を無線通信するための無線通信ユニットをさらに含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 29】**

システムのある場所での前記生理情報の記録で記録するためのレコードユニットをさらに含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【請求項 30】**

前記対象は、哺乳動物を含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、外来医療(ambulatory settings)、臨床医療(clinical settings)、又は病院での生理データの収集及び生理モニタリングに関係し、特に、そこで有用な小型で低電力な処理装置を提供する。

**【背景技術】****【0002】**

生理モニタリングシステムは、通常、処理装置及びセンサーデータのフィルタリング、処理、及び分析のための回路を含む。これらの装置は、通常、標準マイクロプロセッサ、又はSISD(single-instruction-single-data)方式でデータを処理するマイクロコントローラーの周辺に設計される。したがって、処理作業は、時間内で順次行われなければならない。さらに、現在の生理処理装置は、しばしば、外部回路を最小化するために、信号処理機能をマイクロプロセッサに割り当てる。そのような信号処理は、さらに、マイクロプロセッサの順次処理能力を競う。

**【0003】**

上述の理由により、センサーの数が増加し、且つセンサー処理作業がより複雑になるため、生理処理装置のマイクロプロセッサ又はマイクロコントローラーは、急速にボトルネック(bottleneck)となる。さらなるセンサー又は処理作業も追加は、装置の再設計、少なくともより性能がよいマイクロプロセッサを含むことを必要とする可能性がある。

**【0004】**

処理装置が、独立したセンサーからのデータを独立して処理する生理モニタリング装置において有用であり、且つ拡大縮小が可能であることが望ましいということは明白である。そのような装置は、より容易に追加のセンサーを収容し、処理を複雑化でき、さらに多数のデータストリームにリアルタイムでの応答を可能にする。

**【発明の開示】**

10

20

30

40

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

本発明は、そのような生理モニタリング装置用、特に、移動式モニタリング装置用の改良された処理装置を提供する。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

以下、本発明により提供される装置は、処理ボード (processing boards)、プリント回路基板 (printed circuit boards)、PCボード、URB (upgraded respiration board) ボードなどと称される。具体的に、本発明の装置は、小さく、低電力で構成されることが好ましく、個人生理データ収集システム、特に移動式 (ambulatory use) であることを意図されたそのようなシステムにおいて有用であるように設計されてデザインされた内蔵型処理ボードであることが好ましい。その装置は、自律的であり且つ移動できるモニタリングを可能にし、第三者モニタリングシステムへ容易に統合でき、センサー又は処理作業の追加の適応を準備する。

10

## 【0007】

一般的に、URBボードは、アナログセンサー信号を処理しデジタル化するアナログフロントエンド (AFE; analog front end) 回路と、デジタル化されたセンサーデータ (又は、デジタルデータを直接供給するセンサーからのデータ) を処理するデジタル回路とを含む。デジタル回路は、MIMD処理 (multiple-instruction-multiple-data processing) のように構成され、さまざまな実施形態において (専用の集積回路のように) 固定された構成を有することができ、又は、例えば、FPGAのように、開始時に初めにロードされるファームウェアプログラミングによって構成可能であることができ、又は、並列プロセッサ或いは実行中にロードされるソフトウェアによって構成されるプロセッサなどであることができる。ファームウェアは、同時に、デジタル回路を構成し、センサー信号を受信し (必要であれば、アナログ回路による処理の後に)、受信した信号を処理し、処理した信号を生理的に意味のある信号に変換し、エンコードされたデータストリームに出力する。任意の機能は、ハードウェアチェック (hardware checking)、センサーチェック (sensor checking) (例えば、範囲チェック (range checking)、電源管理 (power management) (例えば、Liイオン電池の管理) などを含むことができる。本発明の異なる実施形態は、特定の生理モニタリングアプリケーションに対して最適化された物理的大きさ及び電源条件を有することができる。

20

30

## 【0008】

好ましくは、本発明のMIMD回路は、個々のセンサーに適合するアルゴリズムに従って、さまざまな生理的センサーからの信号を処理する多数の独立した機能ユニットの中にファームウェア構成されることができFPGA (field-programmable gate arrays) に内蔵される。好ましいFPGAは、処理能力が常にアプリケーション要求に適応できるように、低電力FPGA装置の一群から選択される。好ましいFPGA群は、低零入力電流 (low quiescent current)、群の間でのピン互換、内部ブロックRAM及び内部分散RAM、混合回路図のためのソフトウェアサポートツール、HDLデザイン、及び階層マクロに基づくデザイン (デジタルフィルタ、計算ブロック (computational blocks) など) でみられるように処理機能が再現される場合に有用である) を有する。他の実施形態において、デジタル信号プロセッサ、特に構成された集積回路、1つ以上の並列プロセッサなどが使用できる。

40

## 【0009】

タスク切り替え及び他のプロセッサの管理の経費を取り除くという点において電力を効率的に使用でき、センサーデータストリームの独立した処理で多数の生理的入力にリアルタイムに正確に応答することが可能であり、例えば、呼吸のイベント、心臓イベント、位置

50

及び活動イベント、温度偏差などに対するリアルタイムでの応答、メモリは処理ブロックとともに区分され再現されることができるとともにメモリ競合が減少できることを含む利点を有するので、設定可能なFPGAに基づき且つ類似したアーキテクチャが好ましい。これらの利点は、SISD処理を実装する標準マイクロプロセッサでは見られず、メモリアクセスにより著しく制限され得る。

#### 【0010】

より詳細には、FPGAに基づき且つ同様に類似し、設定可能な（及び他も類似した）アーキテクチャは、パフォーマンスにほとんど或いは全く影響を及ぼさずに処理機能の再現及び拡張を可能にする。1つのセンサーからの信号の処理が他のセンサーからの信号の処理に影響を及ぼさないように、独立したプロセッシングリソースは、（複製か又はそれぞれが独自である）いくつかのセンサーの各々に提供される。さらに、各センサー処理機能の個別の処理サブ機能は、全クロック速度で中断することなしに独立的にパイプライン型であることができるため、追加のパフォーマンスの改善が可能である。そのような類似機能の再現及びパイプライン方式は、CPUベースのデザインでは不可能である。

10

#### 【0011】

本発明のURBボードは、好ましくは、好ましい実施形態において、少なくとも1つのインダクティブ・プレスチモグラフィ（IP；inductive plethysmographic）センサーを含む多数の生理センサーからの信号を受信し処理するようにデザインされる。IPセンサーは、一般的に、導電性材料に組み込まれた状態で弾力性材料を含む（詳しくは、2005年9月21日にファイルされた米国特許出願第11/233,317に記述されており、それら全体でここに参照として組み込まれる）。そのようなセンサーが対象に適用される場合、センサーの導電性要素（conductive elements）の1つ以上の電気特性（electrical properties）（例えば、インダクタンス）に変換されるセンサーの伸縮を引き起こす生理処理（例えば、呼吸活動又は心臓活動）によりサイズが変化する。そのような電気特性の変化は、生理情報を生成するために測定され、処理されることができる。

20

#### 【0012】

例えば、呼吸は、IPセンサーが対象の胸及び/又は腹部に適用される場合（非侵襲的呼吸モニター（Respiration Inductive Plethysmography又はRIP））（例えば、それら全体でここに参照として組み込まれる米国特許6,551,252を参照）に感知されることができる。RIPセンサーは、例えば、1%をはるかに下回るサイズの小さな変化を測定する能力がある。一方、そのようなセンサーは、呼吸のほかに外部からの要因、例えば、歩行、走行及びジャンプ、スピーチ及び咳、外部に接続した機械の振動などによる衝撃や振動の影響を受け得る。したがって、好ましいRIP処理回路（及び他のセンサーのための処理回路）は、ノイズの寄与なしに（又はセンサーのダイナミックレンジの増加なしに）入力RIPセンサー信号を増幅し、利用できる信号範囲を満たすように増幅された信号を調整し（自動センタリング）、呼吸情報への影響を最小限にするよう外部からのノイズを取り除くために信号をフィルタリング（例えば、デジタルFIRフィルターにより）し、呼吸を検知するために好ましくは1つ以上の相互関係の状態にある装置を使用してフィルタリングされた信号を解析する（タイムドメイン及びAGC解析（time domain and AGC analysis））。しかしながら、ある実施形態における個人の呼吸、個人の咳、スピーチ期間、及びその他の呼吸に関連するイベントは重要であり、回路はそのような呼吸に関連するイベントを探して認識するために含まれることができる。さらに、好ましいRIP回路は、同時に機能して、多数のRIPセンサー（例えば、胸部及び腹部のセンサー）からの信号を合成することができ、対象物の大きさ及び対象物の活動レベルのために、使用されるセンサーの数を調整することができる。

30

40

#### 【0013】

本発明の装置はまた、好ましくは、他のセンサー、例えば、皮膚温度センサー、皮膚伝導（skin conductance）センサー、加速度計（acceleromete

50

r) センサー (好ましくは、3つの独立した加速度成分 (h t h r e e i n d e p e n d e n t a c c e l e r a t i o n c o m p o n e n t s) (“3D”) に敏感である)、中核体温センサー (b o d y c o r e t e m p e r a t u r e s e n s o r s) (例えば、温度情報を伝達し、対象者によって飲み込まれるカプセル様装置) などの信号を処理する。一つ以上の心臓のセンサーは、例えば、鼓動を検知したパルスを送達する (例えば、ポラール ウェアリンク (P o l a r W e a r l i n k) (登録商標)) か、又は一つ以上のEGC信号をリードするセンサー、IP胸部心電図センサー (I P t h o r a c o c a r d i o g r a m s e n s o r s) (例えば、それら全体でここに参照として組み込まれる米国特許6,738,498を参照)、又は他の心臓センサー好ましい。本発明の装置は、また、例えば、パルスオキシメーターといった任意の動脈血酸素化センサーなどの任意のセンサーからの信号を受信することができ、それらの信号は必要に応じて処理される。

10

**【0014】**

好ましい実施形態は、また、デジタルデータ及びアナログデータのための入力-出力ポート、例えば、多数の第三者OEMシステムに組み込まれている標準SPI-16(16ビットデータパッケージのシリアル周辺インターフェース)インターフェース能力、追加的なセンサーからの信号を受信する標準シリアル(又は、パラレル)ポート、標準USBポートなども含む。入力信号、出力信号、及びバッテリー電源のためのさまざまな外部コネクタは、さらなるアプリケーション適応性を容易にする。

20

**【0015】**

好ましい実施形態は、また、好ましくは、選択されたユーザビリティ機能 (s e l e c t e d u s a b i l i t y f e a t u r e s) を含む。当技術分野で周知のデジタル回路用の節電機能が含まれることができる。他の回路用の節電機能は、アプリケーション、センサーの存在、及びセンサーのサンプリングレート (s e n s o r s a m p l i n g r a t e) に従って選択的にセンサー及びセンサーアナログフロントエンド (A F E) 回路の出力を上げる (p o w e r u p) ことができる。また、低バッテリー状態が検知されると、節電機能は、より高いパフォーマンスの処理回路を無効にできる、又は、それほど重要性の薄いセンサーを停止することができる。重要性の薄いセンサーは、実施形態によって異なり、腹部RIPセンサー、加速度計、温度センサーなどを含むことができる。URBは、また、開回路/短絡 (o p e n / s h o r t c i r c u i t) 、アウトオブレンジ (o u t o f r a n g e) 、過度なノイズなどといったコンディションを判定するために、継続的にセンサー信号を監視することができる。好ましい実施形態において、そのような信号の監視の結果は、各センサーからの生理データの各伝達と共にエンコードされる一つ以上のビットに変換される。典型的な伝送速度は、例えば、ロウデフィニション (L D ; l o w d e f i n i t i o n) データタイプで1秒、ハイデフィニション (H D ; h i g h d e f i n i t i o n) 呼吸信号で50ミリ秒、HD ECGでECGサンプルデータ、などである。このスキームで、この装置に取り付けられた構造は取り除かれることができる。例えば、デバイステストポイント、アウトプットローセンサー (r a w s e n s o r) シグナル、回路温度 (c i r c u i t r y t e m p e r a t u r e) 、LEDインジケータの値などを監視する診断設備が含まれることができる。

30

40

**【0016】**

本発明はまた、本発明の方法を実行するソフトウェア製品、例えば、FPGA構成ファイル(または、他の並列ソフトウェア)を含む。また、本発明の教示は、既知の(または、開発される可能性のある)電子技術における物理的な構成及び配置において、容易に実装することが可能であり、これら代替構成及び配置は本発明の位置部に含まれる。

**【0017】**

好ましい実施形態において、本発明は、多機能デジタルと、センサーからの信号を受信し、生理情報を判定するために受信した信号を処理し、判定した生理情報を一つ以上の出力信号に多重化することを含む手順-ここで、2つ以上のセンサーのために、受信及び処理

50

の手順は、一つ以上の処理装置で並行して同時に実行される - の実行を設定可能な処理ユニットとを有する複数の生理センサーからの信号を処理する装置を提供する。

【0018】

本発明の実施形態の態様では、一つ以上のセンサー信号のために、二つ以上の関連する処理ユニットはパイプライン処理のように連続して動作し、個々の生理情報は二つ以上のセンサー情報から実質的に同時に得られ、装置はさらにFPGA (field programmable gate array) を有し、機能デジタル、処理ユニットはセンサー信号処理に先立ってファームウェアにロードされることにより設定され、装置はさらにアナログセンサーからの信号のアナログ処理のためにAFE (analog front end) 回路を有し、特定のセンサーから信号を受信しないときに特定のセンサー信号を処理するいくつかの又は全ての回路はパワーダウンし (powered down)、特定のセンサーから信号サンプルを受信する間のいくつか又は全ての時間間隔に特定のセンサー信号を処理するいくつか又は全ての回路はパワーダウンし、機能デジタル、処理ユニットはさらに少なくとも一つの加速度計センサー (accelerometer)、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、音センサーの信号を処理するよう設定可能であり、装置はさらに装置の状態に敏感な一つ以上のセンサーを有し - ここで出力信号はさらに装置センサーから判定される装置状態情報を含む - 、同時処理 (concurrent processing) は一つ以上のセンサーからの信号の状態を判定することをさらに含む - ここで、出力信号はさらに判定されたセンサー信号状態情報を含む。

10

20

【0019】

別の好ましい実施形態において、本発明は、センサーからの信号を受信する二つ以上のセンサーからの信号を同時に処理することを含む、複数の生理センサーからの信号を処理し、生理情報を判定するために受信した信号を処理し、判定した生理情報を一つ以上の出力信号に多重化する - ここで、二つ以上のセンサーからの信号の受信及び処理は一斉に同時に開始する - 方法を提供する。

【0020】

本発明の実施形態の態様は、一つ以上のセンサーのために、同時処理 (concurrent processing) が連続して配置された二つ以上の工程 (steps) を有し、パイプライン処理のように同時に発生すること、少なくとも一つのセンサーの処理が他のセンサーの処理と実質的には遅延しないこと、方法が装置の状態に敏感な信号を受信することをさらに含むこと - ここで、出力信号は、装置状態情報をさらに含む - 、センサーが一つ以上のインダクティブ・プレスチモグラフィ (IP; inductive plethysmographic) センサー、呼吸IP (respiration IP (RIP)) センサー、加速度計センサー、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、及び音センサーを含むこと、方法が一つ以上のセンサー信号を処理の前のキャリブレーション期間 (calibration period) の間に決定されるキャリブレーション情報 (calibration information) に従って調整することを含むこと、方法が同じキャリブレーション期間の間に二つ以上のセンサーのためのキャリブレーション情報を決定することを含むこと、出力信号が一つ以上のキャリブレーションされたセンサー信号を含むこと、一つ以上のIPセンサーのためのキャリブレーション情報が出力範囲を有すること - ここで、IPセンサー信号は出力範囲内に集中している - 、一つ以上の加速度計センサーのためのキャリブレーション情報は垂直基準値 (vertical reference value) を有すること、方法が対象の呼吸に敏感な二つ以上のIPセンサー (RIP) からの信号を受信することを含むこと - ここで、対象に関する呼吸情報はRIP信号を組み合わせることによってある程度決定される - を含む。

30

40

【0021】

別の実施形態において、本発明は、一つ以上のインダクティブ・プレスチモグラフィ (IP; inductive plethysmographic) センサーを含む複数の

50

生理センサーと、IPセンサーと一つ以上の他のセンサーとからの信号を受信して、対象に関する生理情報を判定するために受信した信号を処理して、判定した生理情報を一つ以上の出力信号に多重化することを含む工程の実行を設定可能な複数の機能デジタル処理ユニット、を含む複数のセンサーからの信号を処理するための装置と、を含む対象の生理モニタリングのためのシステムを提供する - ここで、IPセンサー及び一つ以上のセンサーのための信号のために、受信及び処理の工程は同時に一斉に動作する一つ以上の処理ユニットによって行われる。

【0022】

本発明の実施形態の態様は、システムが加速度計センサー、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、及び音センサーから選択される一つ以上のセンサーを含むこと - ここで、機能デジタル、処理ユニットは一つ以上のセンサーからの信号を処理するよう設定可能である - システムが対象の呼吸に敏感な複数のIPセンサー(RIP)をさらに含むこと - ここで、同時処理は対象に関する呼吸情報を判定するために二つ以上のRIPセンサーからの信号を組み合わせることをさらに含む - システムがハウジング(housing)又は装置に電力を供給するバッテリー又は遠く離れたシステムからの生理情報を無線で通信する無線通信ユニット又はシステムの近傍での生理情報の記録での記録するデータ記録ユニットを含むこと、を含む。

10

【0023】

本発明は、人間、馬、猿、犬、猫、牛などといった哺乳類をモニタリングするのに適している。

20

【発明の効果】

【0024】

より容易に追加のセンサーを収容し、処理を複雑化でき、さらに多数のデータストリームにリアルタイムでの応答を可能にする。

【0025】

さらなる態様及び詳細及び本発明の要素の代替の組み合わせは、以下の詳細な説明から明らかであり、本発明者の発明の範囲内にある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

本発明は、以下の本発明の好ましい実施形態の詳細な説明、本発明の特定の実施形態の具体的な例、及び添付の図面を参照することにより、より完全に理解されるであろう。

30

【0027】

ここでは、本発明の好ましい装置を詳述する：生理モニタリングシステム、それらの処理機関及び処理方法、及びそれらの物理的及びハードウェア構成におけるそれらの適用である。以下、(及び出願全体として)、表題及び説明は明確性及び便宜のためだけに使用される。

【0028】

[本発明の装置の適用]

本発明の処理装置及びボードは、多数の異なるモニタリング用途、例えば、外来患者(ambulatory subject)のモニタリング、診療所又は病院における患者のモニタリング、生理学及び医療研究、薬学的評価などを対象にした生理モニタリングシステムにおいて有用な要素である。特に、移動性の用途(ambulatory applications)は、病気のモニタリング及び病気の治療、消防士、兵士、及び類似の立場にある対象のモニタリング、運動競技、体育などに関係するモニタリングを含む。ここでは、人間モニタリング用途について説明されるが、本発明の装置は、動物のモニタリング、例えば、獣医の利用においても有用である。

40

【0029】

図1は、移動性生理モニタリングシステム(ambulatory physiological monitoring system)の一例における本発明の装置の一適用例を説明している。説明されているシステムは、多数の単独にパッケージされた機能ユニ

50

ット (function unit) を含む。モニタリングセンサーサブシステムは、生理センサーが組み込まれているか、またはセンサーが取り付けられているか備えられているモニタリング衣服として構成される。説明されているシステムは、シャツのような衣服として構成されているが、バンド (band)、ベルト、帽子、靴などとして構成することができる。バンド様モニタリングシステムの一例は、2005年10月26日にファイルされた米国仮特許出願第60/730,980に記載されている。

#### 【0030】

センサー信号処理サブシステムは、ロウセンサー信号を受信し、本発明の処理装置を用いてそれら进行处理する。好ましくは、本発明の装置は、処理されたセンサー信号をシリアルデジタル出力データストリームに多重化する。処理されたデータは、モニタリングされた対象に格納されることも、又はモニタリングされた対象から離れて送信されることも、又はその両方がされることもできる。外来患者のために、リモート送信は、好ましくは無線であり；診療所又は病院における対象の場合は有線接続であっても差し支えない。説明されている実施形態において、通信サブシステムは、標準ラジオプロトコル (standard radio protocols) に従って送信する一つ以上の無線モジュールを有する。説明されているように、この装置はまた、データレコード及びデータレコーダモジュール (data recorder module) を含むコントロールサブシステムを含むことができる。このモジュールは、処理されたセンサーデータを後でフラッシュメモリカード又は装置、或いはマイクロハードディスクなどで使用するために記録することができる。

10

20

#### 【0031】

このシステムは、個々のサブシステムが別々にパッケージされている実施形態が説明されている。これは、異なるモニタリングシステムが野外で内部通信サブシステムモジュール (inter-communicating subsystem modules) の単独の一群から組み立てられることを容易にする。例えば、対象のモニタリングデータをリアルタイムで送信する完成したモニタリングシステムは、モニタリングセンサーサブシステム、センサー信号処理サブシステム、及び通信サブシステムから組み立てられる。また、通信サブシステムは、対象モニタリングデータが後の使用のために記録されることができる場合、データレコード/コントロールサブシステムに置き換えられることができる。または、モニタリングシステムは、例えば、詳細なモニタリングデータが後の利用のために利用可能である間、サマリーモニタリングデータ (summary monitoring data) がリアルタイムで利用可能であるように通信サブシステム及びデータレコード/コントロールサブシステムの両方を含むことができる。

30

#### 【0032】

説明されているように、サブシステムは、個々のフィジカルパッケージ (physical packages) を有し、；他の実施形態においては、二つ以上のサブシステムと一緒にパッケージされることができ、例えば、先に述べたような各種要素から成るモニタリングシステムをもたらす。また、説明されているように、モニタリングされる対象に近いサブシステムは、個々の配線、ケーブル、光ファイバーなどによってつながれ、；他の実施形態においては、個人的な有線又は無線LANが使用されてもよい。

40

#### 【0033】

##### [ 処理機構 ]

デジタル回路を使用して同時に及び/又はパイプライン方式で生理センサー信号を処理する本発明に従う、小型で、低電力な処理装置は、多数の命令や多数のプール (multiple Boolean) 及び多数のデータアイテム上の他の機能を同時に実行することが可能である。これらの処理機能は、しばしば "multiple-instruction-multiple-data" 又はMIMDと称される。「同時タスク処理 ("concurrent task processing") 」という用語は、ここでは、タスクが同時に処理されるように各瞬間での多数のタスクの処理への言及に使用される。これは、短い時間でただ一つのタスクの一部を処理し、それから別のタスクの一部の

50

処理に切り替えることにより同時タスク処理を錯覚させる単一インストラクション装置 (single instruction device) による処理 - そのようなタスク処理は本当に同時ではなく、タスクは実際には同じ時間に処理されているわけではない - とは区別される。

#### 【0034】

本発明は、多数のアーキテクチャのMIMDデジタル回路を利用することができる。好ましいMIMD回路は、容易に設定可能及び再設定可能であり、低所要電力 (low power requirements) を有し、標準装置プロトコル (standard device protocols) に従って動作する多数の入力/出力ポートを有し、単一のフィジカルパッケージ (physical packages) などにおいて利用可能である。現在のところ好ましい実施装置 (implementation device) は、“FPGA (field programmable gate arrays)” のアーキテクチャ及び特性 (properties) を有する。

10

#### 【0035】

後にそのような好ましいFPGA実装の説明がなされているので、FPGAアーキテクチャは、非常に簡潔に説明される。FPGAは、多数の異なる処理機能を実行できるようにそれぞれ一緒に構成されることができる少なくともいくつかの (及びしばしば数多くの) 類似し独立した構成要素 (building blocks) を有する集積回路である。通常、全ての構成単位回路 (building block circuits) は、(そのようにして構成される場合) 同一の最大クロック速度で機能することができる。FPGAは、また、少なくともいくつかの (及びしばしば数多くの) 入力/出力ピン又はポート、及び構成単位とさまざまに接続するように構成されることができる関連するドライバを有する。FPGAは、通常、それぞれのパワーアップする間、構成単位間の相互接続及び電流がパワーアップする期間、入力/出力ポートとの相互接続を制御するビットストリングのロードによって動的に構成される。

20

#### 【0036】

したがって、特定のFPGAによって提供される構成単位回路は、以下の方法において、複数のセンサー信号の各々を同時処理及びパイプライン処理するように構成されることができるパラレルコンピューティング (parallel computing) の正確なMIMD実装を可能にすることが理解される。第一に、各センサーからの信号は、他のセンサー信号に対して割り当てられた構成単位及びポートは分離され、独立に動作する構成単位及び入力ならびに出力ポートに対して設定されて割り当てられる。第二に、センサー信号の処理が連続する独立したタスクに分割されることができる場合、各タスクは、前の連続する処理タスクに割り当てられた構成単位にリンクされるように構成された構成単位の個々のグループに割り当てられることができる。“パイプラインタスク処理” という用語は、ここでは、単一のタスクの多数部分を同時処理することに使用される。パイプライン処理されるときは、タスクは、二つ以上の独立部分を有さなくてはならない。

30

#### 【0037】

異なるFPGAは、異なる実施形態にとって好ましくなり得る。特定の実施形態に好ましいFPGAは、全てのデジタル処理を行うことができるよう十分な構成単位回路及び入力/出力ポートを提供する。好ましいFPGAはまた、RAMブロック (低電力FIRフィルタ実装、換算表 (translation table) などにおいて有用) を有し、低電力動作を可能にする。FPGAの好ましい一群は、実施形態の一例であるザイリックス (Xilinx) 社製 “Spartan 2” に使用されている。

40

#### 【0038】

図2及び図3は、主として心臓 - 呼吸 (cardio-respiratory) 及び関連する生理モニタリングをターゲットにする本発明の処理装置の一例の高レベルデザイン (アーキテクチャ) を説明する。この例となる装置は、図1を参照して説明されたシステムにおける使用に適切である。図2は、図中の矢印によって示唆されるように配置され、同時処理は垂直に積み重なられ、パイプライン処理は、水平に延びている。したがって、

50

各生理センサー信号からの信号は、三つの連続するステージにおける他のセンサーからの信号と同時に信号の検知から信号の出力まで処理される。また、各生理センサー信号の処理は、センサーによる検知、AFE (analog front-end) 回路による処理、及び単一FPGAによるデジタルドメイン処理の三つの大まかなステージをパイプライン様に流れる。

#### 【0039】

AFEは、FPGA回路の外側にあり、センサーを起動し(例えば、IPセンサーに対するオシレーター、ポラーウェアリンク(Polar Wearlink)型装置に対するピックアップコイルなど)、必要ならばアナログフィルタリングを行い(例えば、ECG及び心拍信号のために)、必要ならば信号をデジタルドメインに変換する(例えば、ECG、バッテリーレベル検出、心拍信号ピックアップ、3D加速度計チャンネル(3D accelerometer channels)のために)。AFEは、低電力になるように設計され、さらに、さらなる電力削減のためにFPGAにより選択的にオフされることが可能であるようにされる。

10

#### 【0040】

AFE回路は、各センサー信号が独立的に処理されることが可能であるように設計される。通常、これらの回路は、デジタル変換でのアーチファクト(artifacts)の最小化、及びFPGA内部のさらなる処理のために必要であると知られているフィルタリング、正常化(normalization)などを行う。各センサーは、通常、独自にデザインされたAFEを有し、特定の重複するセンサー(例えば、二つ以上のRIPバンド(RIP bands)に対するセンサー)は、AFEに置き換えることができる。ほとんどのAFEは、FPGAからのコントロール入力("cntl")、例えば、AFE電源を入れる、AFEパラメータを選択する、などを受信する。

20

#### 【0041】

例えば、3D加速度計の電源は、FPGAによって制御され、必要とされる場合にのみアクティブとなる(AFEが常にONしている場合に比べて、毎秒16測定、測定当たり8mSecの使用で1/8の電力となる)。FPGAはまた、AFE加速度計の出力範囲を制御し、フィジカルアクティブレベル(physical active level)に調節できるようにする。最終的に、FPGA回路は、電源が入っている状態で自身を調整し、体の位置を測定する場合、体上の装置の位置に対して処理された加速度計データが鈍感となる。回路(AFE及びFPGAを含む)は、セルフバリデーション(self validation)またはリアルタイムで得られる“信頼値(confidence values)”を含む。

30

#### 【0042】

各センサーデータのためのAFE処理(AFE processing)は、適切な機能性(例えば、接続を切られた又は非機能センサー、センサー動作の範囲外、センサーデータにおける電気ノイズの存在)を有効にするために1つ以上のテストポイントで設計される。センサーから生じたデータのタイムドメイン特性(time domain characteristics)を有効にするために同様のFPGA回路が含まれる。結果の検証データ(resulting validation data)(呼吸用のCV値、HR用のノイズの存在)は、アプリケーションの最良の適合として見込みのある妥当性を考慮して、外部のホストシステムにそのようなデータを使用することを可能にさせるURBデータストリーム全体に埋め込まれる。

40

#### 【0043】

同時処理が垂直に表わされ、FPGAのパイプライン処理が水平に表わされている例示された実施形態は、単一のFPGAにおける例示されたセンサーのためにデジタル処理を行う。例示されているように、各独立したセンサーの処理は、入力ピン又はポートに送られるAFEからのセンサー入力信号を受信する機能FPGA構成要素に独立して且つ同時に割り当てられる。実装されたセンサーのための処理方法は、多重処理ステップ(multiple processing steps)を含み、割り当てられた構成要素は、連

50

続した処理ステップが連続した入力データにおいて同時に行われることが可能なように連続したパイプライン状に配置される。

【0044】

センサー、例えば、例示されるようにRIPセンサーが繰り返されると、分離され独立したパイプラインが割り当てられることが好ましい。2つの類似して構成されたパイプラインは、割り当てられて実装されてRC (rib cage) 及びAB (abdominal) RIPセンサーからの信号を処理する。これらのブロックは、完全に並列であり、入ってくるデータに対して同一の機能を行い、他の各処理又は他のセンサー処理に(時間内又はリソース競合において)有害な影響を及ぼさない。

【0045】

例示された実施形態は、好ましくは、小さな電子デバイスによって受信に適したフォーマットで使用される全ての処理されたセンサーデータを含む1つのデータストリームを出力する。適切な標準は、ASCIIコード化(encoding)を使用する直列又は並列構成である。適切なハードウェア標準規格は、UARTプロトコル(直接(direct)、RF及びUSB)、SPIプロトコルなどを含む。この実施形態の好ましい出力バスフォーマットは、16ビットのデータパケットをやりとりするように構成されたSPI (serial peripheral interface) (SPI-16)である。SPI-16ポートは、現在のFPGAに広く内蔵されている。他の出力も任意で提供されることができる。例示されているのは、ASCIIフォーマットされており、ハイデフィニションの(HD; high definition)呼吸データのシリアル出力である。より詳細には、出力結合マトリックス(output combiner matrix)は、センサー信号処理の結果を受信してバッファリングし、データをエンコード化して16ビットの自己規定のデータパケットにする。各パケットは、データのペイロードを特定するヘッダーを含む。特定の典型的なフォーマットは、後でより詳細に記述される。

10

20

【0046】

個々のFPGA構成要素は、ここでは“再帰的ハードウェア処理(recursive hardware processing)”と呼ばれるさらなる設計コンセプトにしたがって構成され、相互に接続される。処理アルゴリズムと処理されたデータとは、相互に関係するルールセットにしたがってリアルタイムで適合され且つ変更される。簡潔に言えば、センサー信号処理が行われているリアルタイムの間、多数のFPGA構成要素回路は、分析される信号の異なるタイムドメイン及びバリュドメイン(value domain)パラメータを測定し、これらのパラメータを、組み込まれたルールによる処理特性を変更することによって提供されるパラメータに応答するアップストリーム又はダウンストリームFPGA回路に送る。これらのパラメータは、好ましくは、状態機械及びFPGA回路から構成された類似の処理構造物によって測定される。

30

【0047】

典型的なFPGA処理ブロックとFPGAにおける機能的な配分(functional distribution)とを表1及び2においてより詳細に説明する。

【表 1】

表 1. 典型的なFPGA処理ブロックの入力/出力処理

タイトル	入力	出力	処理
Top level -	全て	ホストポート - ascii & spi	ロウセンサーデータを 受信してフォーマット された信号をホストへ 出力する
C matrix	RIP HD & LD RR ラッチ 皮膚温度 ポジション & アクティビティ LD ambtemp LD	外部モジュールへの RS232 & SPI16	データ結合器 マトリックス” - フォーマットして 出力データを パケット化する
ASCII w16 -	並列信号	ascii フォーマット された シリアル信号	16 bit ascii 変換 及び伝達; スペースマッピング
Spi6_OID	並列信号	spi16 フォーマット された シリアル信号	16 bit spi 変換 SPI; 0モードにおける バスマスター
Respiration #2	可変一周波数 プレスティモグラフィ オシレーター	RIP HD & LD デジタル信号	1つのRIPセンサー のための処理
RIP auto sum	可変一周波数 プレスティモグラフィ オシレーター	デジタル化された プレスティモグラフィ 信号 パルス係数	アナログオシレーター出力 をデジタルパルス シーケンスに変換する; パルスをカウントする
One RIP auto			"HRES BANDCTR - デュアルモジュールRIP バンドカウンター"
Fig fill 255	デジタル化された オシレーターパルス	フィルタリングされ デジタル化された オシレーターパルス	256 tap FIR フィルター フィルター特性
Store - fir2		サイン係数 & 16 bit 値データの シーケンス	内部記憶装置からの 係数及びデータ
ipruac 36	サイン係数 & データの シーケンス	フィルターデータ	36 bit 符号増加及び追加; 16bitにそろえて出力する  係数範囲 64K {0.0625 (1:16bit)}
mul16 ser			符号なし 16 x 16 順次掛ける
BDL-AIXV			"呼吸検知 ロジック-適応 MVC "
nbrval			"N20msecサンプルを 使用した トレンド生成 (符号、 値)
min-max values			"ウィンドウウィング 検知 "

10

20

30

40

50

この表において、以下の略語が使用されている：LD = 低精細 (low definition)、hrave4 = 平均心拍数 (heart rate average)、HD = ハイデフィニション (high definition)、ambtemp = URBボードの温度、RP = 呼吸速度、HR LD (average 4) = 直前の2 ECG PR 間隔のロウデフィニション平均、MAC = 乗算し、累算する。

【0048】

[ 適応パワーハンドリング ]

適応電力制御は、本発明の処理装置の電池式の携帯アプリケーションには有利である。基本的には、適応電力消費は、ハードウェアコンポーネント、例えば、センサー、サポートアナログ回路 (supporting analog circuit)、及びFPGA 10 処理ブロックへの電力をいつでもオフ又は減少させる。本発明の実施形態は、そのような電力制御を達成するために以下に挙げる1つ以上の特徴を有することができる。

【0049】

第1に、本発明の装置は、センサーのための入力ポートを提供する。これは特定のモニタリング期間の間、一時的になくてもよく、なぜならば、例えば、それらは特定のモニタリング衣服 (又はサブシステム) にはないか、又はそれらの入力ポートに接続されていないか、或いは失われているためである。また、さまざまなセンサーは、恒久的に実施形態から欠けていてもよい。本発明の装置は、好ましくは、センサー入力の欠如又は異常なセンサー入力、及びAFE回路及びFPGA機能のパワーダウン (power down) をセ 20 ンスする。

【0050】

さらに、あるセンサーは十分に低速でサンプリングされてもよく、それら及びそれらの処理回路はモニタリング期間のごく一部分の期間のために役立つ機能を持たない。例えば、加速度計は16Hzでサンプリングされ、温度は10Hzでサンプリングされる。電力は、したがって、加速度計及びそれらの関連付けられたAFE回路におよそ64mSecのサンプリング時間ごとにおよそ8mSecの間 (また、そうでなければ都合のいいときに) 供給され、温度用には、電力は、およそ100mSecのサンプリング時間ごとにおよそ8mSecの間 (また、そうでなければ都合のいいときに) 印加されることができ 30 る。したがって、これらセンサー及び同様な速度でサンプリングされる他のセンサーのための電力要求は、これらセンサー及び回路の総量の出力データの影響なしに、電力が継続的に供給されるときに要求される場合よりも10~15%にカットされる。

【0051】

しかしながら、他のセンサーは、高速でサンプリングされると、そのような節電方策は、より改良される必要がある。例えば、IP呼吸センサーは、50Hzでサンプリングされる可変周波数オシレーターを有する。有用な節電方策は、IPオシレーターには継続的に電力を供給するが、関連するサンプリング回路には20mSec毎にしか電力を供給しない。心拍及びECGリード (leads) は、大抵1KHzかそれ以上でサンプリングされるため、定期的に出力を下げることは不可能である。

【0052】

また、FPGA電力は、処理されるデータがある場合にのみFPGA処理ブロックに電力が供給されるように適応的に制御されることが可能である。例えば、加速度計、温度、又はRIP信号を処理するFPGAブロックは、関連するAFE回路に電力が供給される場合にのみ電力が供給される必要がある。FPGAブロックの適応電力制御は、クロックをゲートで制御することにより達成されることができ、必要のないときは回路へのクロックをオフする。さらに、FPGAブロックの所要電力は、印加される論理クロック (logic clock) 速度にそのまま依存する。低速クロック信号での簡単な演算で処理ブロックを提供することにより、電力は節電されることができ 40 る。また、ある実施形態において、非常に低電力なスタンバイモードが実装されることができ。全てのセンサー及びAFE回路は出力が下げられ、電力が供給されるFPGAブロックのみが操作を再開するために必要な回路である。また、ある実施形態において、デバイス操作及び所要電力が外 50

部から制御されることが可能となるように外部から書き込み可能なコントロールレジスタが提供される。コントロールレジスタの異なるビットは、デバイス回路の異なる部分及び/又は異なるFPGA処理ブロックの電源をオン又はオフする。

【0053】

例えば、上述の適応電力制御のため、典型的な実施形態は、リチウムイオン電池の約2000mAmp/時間(好ましい範囲は1500~2500mAmp/時間である)での1回の充電で200時間以上動作することが可能である。

【0054】

動作を開始する前に、本発明の装置は、通常、特定のパワーアップ(power up)シーケンスを行う。パワーアップシーケンスの詳細は実施によるが、大抵、以下の段階を含む。簡単に説明すると、例えば、100µSecの高電流引き込み、例えば100mAmpを装置全体に動作電圧が固定される間数回流す段階を含む。動作の前に、ビットストリング構成はSRAMコントロールレジスタ(インターフェース、例えばJTAGが知られている)に格納されていなければならない、この段階の特徴はFPGAのサイズと20~50mAmpの電流が引き込まれる間、一般的に100~200mSecに要求される供給源(resource)に依存する。構成の後、装置は動作を開始してもよい。例えば、ここで説明されて例証されたような一般的な(センサー電流引き込みを含む)装置は、ルーチン動作(routine operation)の間、通常は5~10mAmp(平均8mAmp)を必要とする。

【0055】

さらに、本発明の装置は、好ましくは照合(verification)とテストポイント及び出力(即時の視覚的な出力、例えば、LED出力を含む)とを提供する。好ましいテストポイントは、電力消費のプロファイリング(profiling)、ファームウェア機能及び他のプログラミングのテスト、センサー信号入力の実モニタリング、キーセンサー処理イベントの実モニタリングなどを可能にする。後者の例は、さらに続けて説明すると、IP、例えば、RIP、センサー機能、及び波形とRIP処理の間に生成されたデータの出力のためのテストポイントである。テストポイント(及びLED出力)は、ファームウェアによって定義されることが好ましい。

【0056】

[呼吸IPセンサー信号処理]

インダクティブ・プレスチモグラフィー(IP: inductive plethysmography)センサー及び処理、特に、呼吸モニタリング(RIP: respiratory monitoring)が、図3に関して説明される。IPセンサーは、通常、モニタリングする体の一部、例えば、RIPの場合、対象者の胸部に付けて動けるように線形状でフレキシブル、及び長手方向に伸びることが可能である。IPセンサーは、長さの動作範囲に亘ってインダクタンスが直線的に十分に変化するように、特有の空間形状(spatial configuration)導電体を含む。IPセンサーの導電体コンポーネントはオシレーターの一部であり、したがって、IPセンサーの拡張に依存して変化する周波数を有する。

【0057】

本発明のRIPセンサー処理は、低電力オシレーターを実装し、それはLRCマルチバイブレーター、及び対称コンパレーター(symmetrical comparator)の修正されたバージョンであり、可変フローティング低振幅正弦波(variable floating low amplitude sine wave)をデジタル(LVTTL)信号に変換する。オシレーターは、オンするのに非常に低い電圧(VGS)を要求するNチャネルFETを使用する。第1のパルス変成器のバランスのとれたワインディング(balanced winding)は、マルチバイブレーターFETsの平行荷重(symmetrical load)として使用され、RIPバンドは第2の変成器に接続される。バンドのインダクタンスの変更は、FETロード(FET loads)の両方に影響を及ぼし、その結果がゲートへの対称的な励磁(symmetrical

10

20

30

40

50

excitation) であり、ゲートに180度位相がずれた2つの正弦波が現れ、デューティサイクル変調は観察されない。適切なコンポーネント選択及びパルス変調設計は、1mA以下の電流で十分にRIPAFEを完全に実行させることをもたらす。このオシレーターは、ほとんど800µAmp又はそれ以下を必要とし、ノイズ及びアーチファクトがない可変周波数出力を生成し、呼吸サイクルは振幅を8192から20に下げても確実に検知されることができる。

#### 【0058】

測定されるものは、RIPオシレーターの出力周波数である。データは50Hzでサンプリングされる。入力回路は、処理が全て終わっているRIPデータを生成するために、最近に前もって選択されたサンプルウィンドウにおいて見られるサイクルの数をカウントすることにより開始する。このステップは、測定された変化を増幅する。標準的な3マイクロSecのRIPサイクルは、直接測定(direct measurement)において0.66%の変調となる。選択された処理範囲は、RIPデータのための8192の範囲を可能にする13ビットである。バンドがその伸びに応じてインダクタンスを変化(オシレーター周波数の変化)させるため、個人/バンドの各組み合わせは、異なるRIP値となる。センタリング回路(centering circuit) (“oneRIPauto”)は、パワーアップ後、又はバンドが“未接続/動作していない/範囲外”から“正常”になった後に短時間の合計範囲の選択されたパーセンテージでRIP入力ワードにバイアスをかける。これら回路のうち2つからの出力は加算されて1つのRIPデータが生成され、それは“rips\_\_autosum”として見られるように、全範囲に集中している。これは、ロールオーバーイベント(rollover event)範囲なしにデータの最大限可能な変動を保証する。

10

20

#### 【0059】

結合された(ボックスカー平均され、20mSecで積分された)RIPデータは、次にロウパスFIRフィルター“FIR\_\_filt255”を通る。255タップは、75BPMにマッチする非常にシャープな遷移帯域(transition band)で使用され、図5のメインウィンドウで見られるように、非常に滑らかな高感度RIP値HD波形が得られる。呼吸サイクルの検知は、図4-Cに見られる“BDL\_\_ADCVo”によりなされる。

#### 【0060】

上述のLD結果は、20mSec単位における瞬間的な呼吸サイクルである。これは、次に、ウィンドウ上を動く1分以上実際のサイクルをカウントする“RR\_\_to\_\_BPM”に入力され、“毎分の呼吸”単位を生成する。この回路は、1つの呼吸サイクルのタイムアウトとして20.48Secを考慮し、人間に適した3~75BPMの範囲で読み取る非常に正確な呼吸に応じてそれをマークする。これらのパラメータの値は、当然ながら、動物のモニタリング(動物とは、猿、犬、猫、馬、牛、及び同じような哺乳動物を含む)の際には適宜選択する必要がある。

30

#### 【0061】

典型的なRIPセンサーからの出力は、インダクタンス変化の小さな(1%未満、及び、0.5%未満、及びさらに小さな)範囲を表示し、関心のある呼吸信号に加えて無意識的な身体の変化や動作(歩行、走行、ジャンプやスピーチによる衝撃や振動、外部からの機械的な振動など)のアーチファクトを含み得る。本発明のRIP回路は、完全なアプリケーションの柔軟性とともにより以下の機能を実装する。重大なことには、この回路は、対象のサイズに自動的に適応し、使用するセンサーの数を調節し、人の活動レベルを調節する。

40

#### 【0062】

本発明のRIP処理回路は、ノイズの寄与なしに(又は、信号のダイナミックレンジの増大なしに)入力信号を増幅し、利用可能な信号範囲の使用を最大限にした信号を測定し(自動センタリング機能(auto centering function))、呼吸信号に影響を与えることなしに信号からノイズを取り除くために信号をフィルターにかけ(デジタルFIRフィルター機能)、信号を分析(タイムドメイン及びAGC分析機能)し

50

て呼吸サイクルを検知する。相互関係の状態にある一連の機構は、好ましくは後の機能を実行する。さらなる利点は、同時に多数のセンサー（胸部及び腹部）を処理することにより可能である。

【0063】

明らかなように、呼吸処理回路はリアルタイムでデータを処理し、続けてRIPセンサー入力を受信し、続けて処理された出力値を生成する。しかしながら、データイベントを受信しそれに対応する処理されたデータを出力するまでには、およそ2.6Secの“パイプライン”遅延（“pipeline” delay）がある。FIRフィルターは、このパイプライン遅延の最も大きな部分の原因となる。

【0064】

RIPオシレーター出力は、特定のセンサーバンド、その製造（fabrication）、着用した場合の平均有効長（average active length）、及びその他の要因に応じて変化する。これらの変化を修正するために、出力を上げた状態及び電源をオンしながらのセンサーバンドの再接続状態で、好ましい呼吸処理は、自動的に出力を出力範囲内に集める。好ましくは、出力は、8192カウントのその出力ダイナミックレンジのおよそ25%（又は15%、又は20%、又は30%、或いは35%）の出力読み取り（output reading）で集められる。また、センサーバンドからの間違っただ出力は、切断されるか、又は予期された仕様でない場合はこの初期値にリセットされる。

【0065】

自動センタリング（automatic centering）及び測定を使用することにより、本発明の装置は、1つ以上のRIPセンサー、例えば、胸郭及び腹部センサーからの信号を各センサー毎に別々の処理回路で処理することができ、全てのセンサーに対して一貫性があり結合することができる出力を生成することが可能となる。

【0066】

パワーアップする際、自動センタリング及び測定は、安定した状態になり、センタリングされ、RIP出力値が認証されるまでにおよそ5Secを必要とする。パワーアップ前に、モニタリングされる対象は、センサーが内蔵された衣服を着用することなどによってRIPセンサーをつけなければならない。

【0067】

いくつかの内部パラメータは、本発明の処理装置に、さまざまな型、さまざまな有効長、さまざまな機械的構造及び制限などを調整させることを可能にするために重要である。これらのパラメータは、以下を含む：

第1ランクリップカウンターウィンドウ（first rank rip counter window）：入力ボックスカーカウンター測定ウィンドウ（input boxcar counter measuring window）；使用される限界値は十分に高速で動作していないバンドを検知し、これを電源が切られている、伸ばしすぎている、欠陥品である、又は自動センタリング機能に欠陥があると見なす；

VF：RIP：選択された時間間隔の間の完全なフィルタリングされたRIP値変化で表わされる有効なフロー；

MVC：RIP HD値を探知するために使用されるサイクル探知ステートマシーン（cycle detector state machine）のパラメータ；

CV：信頼値。

【0068】

“第1ランクRIPカウンターウィンドウ”パラメータは、ユーザ又は第3者によってバンドが一体化され、電氣的に終了されても特定のRIPセンサーバンド用に最適化されることが好ましい。“RIPオートセンター（RIP auto center）”及び“VF：RIP”パラメータは、好ましい活動範囲（activity range）全体に設定され、それらはまた、センサー出力を低活動（low activity）又は高活動（high activity）に設定するために使用されてもよい。特に、“R

10

20

30

40

50

IP オートセンター (RIP auto center) ”パラメータは、パワーアップ (power-up) 及びバンドホットリコネクト (band hot-reconnect) 値である。

【0069】

“MVC”パラメータは、信号の識別の軽いぶれ (signal jiggle discrimination) を制御する。例えば、RIPセンサーバンドにある外部の機械的な制限は、標準のぶれ (normal jiggle) より大きなぶれを含んでもよく、これらのパラメータは、適宜調整されることが可能である。特に、“MVC固定バイアス (MVC fixed bias)”パラメータの好ましい値は16である。

【0070】

“CV”パラメータは、低周波数環境、例えば、正しい呼吸パターンとして偽って現れる可能性のある機械的なノイズなどに適するように調整されることが可能である。CVは、好ましくは、本発明の呼吸サイクル検知動作の信頼性を表わすことに使用される。特に、“CVボックスカーインテグレイターレングス (CV boxcar integrator length)”パラメータは、他の値に設定されてもよいが、好ましい値は16secであり、“CV出力トランスレーター (CV output translator)”パラメータの好ましい値は、 $CV_{out} = 1 / 8^{th} CV_{in}$  for  $8 < CV_{in} < 64$  である。ほかに、 $CV_{out} = 7$  でも他の値が設定されてもよい。最後に、“CVタイムアウトウィンドウ (CV timeout window)”パラメータは、好ましくは20.48secであるが、“CVボックスカーインテグレイターレングス (CV boxcar integrator length)”パラメータよりも大きな他の値に設定されてもよい。

【0071】

好ましい呼吸出力は、呼吸パラメータからの高精細 (“HD”: higher definition) データ値、又は低精細 (lower definition) データ値のどちらか、又は両方を含む。HDデータ出力は、20mSec毎に0~8191範囲内の値のシーケンス (任意のユニット) を含む。これらの値は、IPセンサーの現在長 (current length) を表し、IPセンサーが、モニタリングされる対象の胸郭、又は腹部が目的で構成される場合、感知される長さは現在呼吸量 (current respiratory volume) に直接依存する。本発明の装置を内蔵するシステムは、モニタリングされる対象、無線送信を使用するモニタリングする人にリアルタイムで利用可能なこれらの値 (及び他の出力値も) 生成することが可能であり、又は、データレコーダーモジュールを使用するモニタリングする人によって後で再検討するためにこれらの値を格納することも可能である。これらの値は、表示されることができ、モニタリングされた対象の呼吸波形を視覚化する。

【0072】

スタンドアロン (stand alone) FPGA回路 (最小-最大値 (“min-max values”)) は、直前の10秒間に見られる入力データ値の変化の範囲を決定し、それを “正しいフロー (valid flow)” 値を修正するために使用する。さらに別の回路は、“正しいフロー (valid flow)” の存在を16第2ウィンドウで畳み込み積分して (“ボックスカー積分 (boxcar integration)” 動作としても知られる)、入力データ特性が生理的な意味を作りだすことを表し、又は外部の機械的な障害が疑われるということを表す。

【0073】

図4Aを参照すると、“最小-最大値 (min-max value)” 処理ブロックは、直前の10秒における呼吸フローが一定のレベルを下回った場合、“nbrval\_CV\_store” 処理ブロックにフィードバックする。したがって、派生したCV状態が変更され、使用されるスロープ値 (slope value) が変更され、RRサイクル検知ステートマシーンで使用される結果のMVC値が変更される。この再帰的なフィードバックは、機械的な振動などに起因する “低く且つ速い (low and fast)”

10

20

30

40

50

活動 ( activity ) を拒みながら、処理を休息及び睡眠の典型的な胸部の動き “ 低く且つ遅く ( low and slow ) ” に適応させる。この再帰的サイクルステートマシンは、“正しいフロー ( valid flow ) ” 測定 ( 又は、タイムドメイン “ スロープ ( slope ) ” を使用して、呼気の吸入 ( inhalation ) / 呼気の吐き出し ( exhalation ) 遷移の可能性を表す。

#### 【 0074 】

次に、図 4 は、FPGA ハードウェアのような並列設計が、デザインに基づくプロセッサにおいて扱いにくいであろうことを実行できることを示す。ブロック RAM ( “ RAMB4\_s16 ” ) は、入力された RIP 値及び “ 正しいフロー ( valid flow ) ” マーカーの 1 秒の合計の集積を格納する。ステートマシン ( state machine ) “ vfcntcv ” は、最近のフローマーカーの実行している合計が保持されるように、且つスロープ ( slope ) が動くウィンドウ全体で計算されるようにリソース ( resource ) を管理する。全ての計算は、10  $\mu$ Sec に満たない時間内で行われる。図 4C は、“最小 - 最大値 ( min max value ) ” 処理ブロックを説明している。それは、最近の連続した 256 の実行しているリスト、又は平均された RIP 値 ( 5.12 或いは 10.24 秒のトレースで表される ) を格納する。ステートマシン ( state machine ) “ mvc\_cnt ” は、リストを保持し、最小ポイントの値及び最大ポイントの値をソートし、隣接した最小最大ポイントを特定し、値を生成する。

#### 【 0075 】

各他の入力データやルール設定を変更する計算ブロックの上述の一例は、“再帰的ハードウェア処理 ( recursive hardware processing ) ” と称される。なぜならば、データは全てリアルタイムで扱われるため、最小の処理オーバーヘッド ( processing overhead ) で行うが、ソフトウェア帰納と機能的に類似であるためである。したがって、単に 1 つのクロックサイクルが全てのデータのアップデートに使用される。別の例は、呼吸データのボックスカーヒストグラムの動きによる呼吸 MVC 値の変化である。

#### 【 0076 】

装置は、好ましくは HD 及び LD モードの両方においてデータを出力する。全てのデータは、同様のスキームを使用してエンコードされる。特定のアプリケーションにおける全てのセンサーからのデータは、一気に送られる。図 3 は、両方のバンドが自動的に結合して 1 つのデータストリームになることを示す。1 つのバンドが存在しなければ、もしくは、1 つのバンドが導入されると - 自動合計回路がデータを調整し、その範囲内に集める。1 つ以上の RIP センサーは HD 及び LD 情報の両方を備えているため、2 つのブロックが説明されている。同様のエンコードスキームは、LD 及び HD データストリームを混ぜるが、その詳細はアプリケーション特有のものである。あるアプリケーションにおいて、HD 及び LD ストリームは分離され、他のアプリケーションにおいては、HD 及び LD は 1 つのポートで混合される。

#### 【 0077 】

図 5 は、下のパネルが座っている対象のおよそ 3 つの呼吸波形を表しているディスプレイを示している。信号値は、縦軸に沿って増加し、時間は横軸に沿って右方向に進む。このデータに視覚的に現れるノイズ又はアーチファクトがないことは明らかである。以下、サンプルスクリーンにおいて、15 sec のデータは、トレースへ 4 sec 開始しながら表示される。赤及び青のマーカーは、それぞれ 9.76 sec 及び 14.56 sec に設定され、4.80 sec の時間差を示している。10.72 秒では、トレース量は 3926 である ( スクリーンがキャプチャーされる場合のマウス位置 )。縦軸は自動的に設定され、表示される間隔が表示された間、最小 / 最大 ( min / max ) トレース値 ( 3636 / 4370 ) が右の縦棒に示される。上のパネルは、バイナリインジケータ ( 値は 0 又は 1 ) の 3 つのトレースを表す。一番上の “ E1 ” と付けられたトレースは、呼吸波形に付随のスロープを示し、呼気の吸入 ( inhalation ) の間は上向き ( 値 = 1 ) となり、呼気の吐き出し ( exhalation ) の間は下向き ( 値 = 0 ) である。中央の

10

20

30

40

50

“ E 2 ” と付けられたトレースは、対応する時間でのデータが有効 ( v a l i d ) である ( 値 = 1 ) か、有効でない ( 値 = 0 ) か、を示す。一番下の “ E = 3 ” と付けられたトレースは、検知された呼吸サイクルを示す。

【 0 0 7 8 】

L D呼吸データの第1のタイプは、完全な呼吸の認識に上で出力され、20mSec単位において表される呼吸持続期間 ( b r e a t h d u r a t i o n ) を含む。現在の呼吸の終了は、後に続くサイクルの吸息のマーキングの検知で認識される。サイクル時間は、20mSec単位において表される。有効でない呼吸が20.48sec内で検知された場合、固有のワードが送信される。2つ(又は、それ以上)のRIPセンサーバンド、例えば、胸郭及び腹部センサーバンドが存在し、アクティブである場合、呼吸は両方のセンサーの出力値の等しく重み付けされた合計において認識される。

10

【 0 0 7 9 】

L D呼吸の第2のタイプは、1Hzのデータで出力され、認識された完全な呼吸(LD呼吸データの第1のタイプ)の累積された数による60secウィンドウに亘って測定された分ごとの呼吸(“BPM”)における呼吸速度を含む。信頼値( c o n f i d e n c e v a l u e ) は、このデータ付随し、RIPセンサーデータが直前の16sec期間に対して有効であるか否かを示す。連続した3つの期間20.48sec(呼吸タイムアウト期間)において呼吸が認識されない場合、ゼロに対するBPM値、つまり報告された呼吸速度は、アップデートされてすぐ前の60secを実際に反映する。

20

【 0 0 8 0 】

[ 加速度計センサー信号処理 ]

本発明の装置の好ましい実施形態は、加速度計とポジション表示( p o s i t i o n i n d i c a t i o n ) 又はアクティビティ表示( a c t i v i t y i n d i c a t i o n ) 或いはその両方を提供する加速度計信号処理とを含む。小型化された加速度計は技術的に知られており、マイクロエレクトロメカニカルシステム(“MEMS”: m i c r o e l e c t r o - m e c h a n i c a l s y s t e m ) を実装され、慣性( i n e r t i a l ) 又は光学の効果に基づく装置を含む。好ましい加速度計は、2又は3次元(“2D”又は“3D”)の加速度信号を提供し、回路ボード上の要素としてフィットする大きさである。

30

【 0 0 8 1 】

加速度計信号は、サンプリングでサンプリングされ、およそモニタリングされる対象によって形成される予期された最大機械的周波数要素( e x p e c t e d m a x i m u m m e c h a n i c a l f r e q u e n c y c o m p o n e n t s ) の小さな倍数である。16Hzのサンプリング速度が大部分のアプリケーションで好ましい。対象位置信号( s u b j e c t p o s i t i o n s i g n a l ) は、1secの加速度計出力チャンネルのボックスカーロウパス(“LP”)フィルター値の高さキャリブレーション( v e r t i c a l c a l i b r a t i o n ) からの最大の偏差( d e v i a t i o n ) を反映する。高さキャリブレーション( v e r t i c a l c a l i b r a t i o n ) は、初期のパワーアップ後(キャリブレーション期間又はウィンドウ)(又は、そうでなければリセット時)に加速度計配向( a c c e l e r o m e t e r o r i e n t a t i o n ) 8secが好ましい。

40

【 0 0 8 2 】

対象アクティビティレベル信号( s u b j e c t a c t i v i t y l e v e l s i g n a l ) は、全ての加速度計出力チャンネルのラプレイスハイパス(“high pass”)フィルター値( L a p l a c e h i g h p a s s f i l t e r e d v a l u e s ) の1secの合計を反映し、1~255の範囲(任意の単位)に標準化される。任意で、アクティビティ信号は、所定のアクティビティスレッシュホールド( a c t i v i t y t h r e s h o l d s ) になるように解釈されて調整される。ポジション及びアクティビティ信号の両方は、一般的に1Hzで送信されるLD信号である。また、ポジション及びアクティビティ信号の両方は、サンプリングされた加速度計チャンネルから同時に両

50

方派生することが好ましい。

【0083】

[さらなるセンサーからの信号処理]

本発明の装置の好ましい実施形態は、外部の心臓センサーの心臓信号のための入力ポート及び処理を提供する。外部の心拍センサーは、血管の脈動又は心臓の電気活動 (electrical activity) の割合、例えば、ECG信号におけるR波の認証を決定することが可能であり、さらに直接的又は間接的に本発明の装置と連結することが可能である。

【0084】

好ましい外部心拍センサーは、ポラール (Polar) 社製造のウェアリンク (Wearlink) センサーである。心拍の認証では、ウェアリンクセンサーは、処理装置により誘導的に受信されることが可能であるコード化された電磁バースト (electromagnetic burst) を生成する。バーストタイミング (burst timing) は 1mSec レゾリューション (resolution) で測定されて、受信されたときに出力され、分毎の脈拍 ("BPM") における心拍は直前の 8 インタービート (inter-beat) 間隔の現行の平均から決定され、8 ビートごとに出力される。4 sec で心拍が認識されない場合、BPM 信号はゼロに設定される。このデータに付随するフラグは、その有効性を示す。例えば、BPM 信号がゼロに設定された場合、そのデータは無効であることを示す。出力信号は 1 ~ 255 に標準化され、ここで 1 は最も低い心拍を表し、255 は事前に選択した最大の無難な BPM 値を表す。

10

20

【0085】

任意で、1つ以上のECG信号のリード (leads) は入力されて処理されることが可能である。これは、外部の心拍センサー信号を補完し、置き換えることが可能となる。アナログECG信号 1kHz で 12 ビットレゾリューションでサンプリングされる。各サンプルは、好ましくは、HD ECG データとして利用可能であるときに送信される。また、心臓パラメータ (cardiac parameter) は、処理されたHDから抽出されることができ、低速 (lower rate) で送信されることが可能である。例えば、R波は、既知の方法で検出されることができ、それらの送信される存在時期 (occurrence times) はおよそ 1mSec レゾリューションである。R波の存在時期は、上述したようにBPM信号となるように処理されて断続的に送信されることが可能となる。心拍ノイズブロッキング (blocking) 及びマーキング (marking) は、モーションアーチファクト (motion artifacts) 及び電極リリース (electrode release) によるデータスパイクを取り除きながら (平均に基づかない) 速い応答をもたらす。出力ECGデータのフォーマットは、データ速度 (data rate) 及びレゾリューションに関して十分に柔軟性がある。これは、優れた使用のための粗さ (coarse) を許可する。

30

【0086】

本発明の装置の好ましい実施形態は、外部の温度センサーからの温度信号のための入力ポート及び処理を提供する。皮膚温度は、サーミスタ (thermistor) によって測定することが可能である。サーミスタは、好ましくは、およそ 10Hz でサンプリングされ、10 サンプルが平均されて 1Hz で送信される。出力温度値は、25 セットポイント (set point) で参照され、暗黙の小数点 (implied decimal point) で 0 ~ 1023 の範囲を有し (物理的な範囲は 0 ~ 102.3)、10 ~ 60 の範囲で最も精度が悪い場合で + / - 0.3 である。

40

【0087】

中核体温センサーは、体内に摂取可能なカプセルの形態で知られ、それが飲み込まれると、例えば、感知された温度に基づいて変化する周波数を備えた信号を伝達する。この周波数は、処理装置によって感知されて 1Hz で送信されることができ、HQ Inc. のあるカプセルセンサーは、基準周波数がおよそ 262kHz である変化する周波数を伝達する。そのようなセンサーのために、伝達される値は、この基準周波数と受信した周波数

50

との間の差を反映することが可能である。

【0088】

また、皮膚伝導 (skin conductance) も検知され、デジタル化され、任意で分類され (ranged)、又はセンタリングされ (centered)、或いはキャリブレーションなどをされることが可能である。一般的に、伝達はおよそ1 Hzである。胸部皮膚伝導のためのセンサーはまた、ECG信号を戻すことが可能である。装置状態も検知され、一般的に1 Hzで伝達されることが可能である。状態は、好ましくは、装置 (又は、装置PCボード) 温度、バッテリーレベルなどを含む。本発明のさまざまな実施形態に含まれることが可能な処理を行う他のセンサーは、以下: 右足及び左足の加速度計といった多数の加速度計; マイクロフォン (microphones) 及びオーディオバイブレーションセンサー (audio vibration sensors); 脳電図、眼電図、又は筋電図用の電極; スパイロメーター; 血圧計; カプノメーター; グルコース及び他の化学センサーなどの1つ以上のものを含む。また、ある実施形態において、出力ストリームにおける外部の第3グループセンサーからの信号を含むための1つ以上のパススルー (pass-through) ポートを提供することが有利になり得る。デジタル信号を生成する装置の場合、出力のために処理はパッケージング (packaging) に限定され得る。アナログ信号を生成する装置の場合、処理は、デジタル化及び任意で分類 (ranged)、又はセンタリング (centered)、或いはキャリブレーション (calibrated) などを含む。

10

【0089】

一般に、AFE回路又はFPGA回路設定 (configuration) は、特定のセンサーを使用できるか否かを決定することが可能である。そのような使用可能状態信号は、それらセンサーのための処理回路を制御するために使用されることが可能である。例えば、センサーが使用可能でなさそうな場合は、関連する処理回路はパワーダウンし、センサーが使用を再開された場合に再び電力が供給されることが可能である。したがって、センサー状態は、電源供給後 (キャリブレーション期間) を受けて、本発明の装置の初期処理を制御することが可能である。このように、装置は、明確な制御に必要なしにセンサー信号入力に動的に適合することが可能である。

20

【0090】

以上の全てのセンサー信号は、好ましくは、本発明の装置に入力される他の信号と同時に処理される。余分なセンサー (例えば、2D、3D加速度計、極性 (polar) 及びECG HR誘導 (derivation)) がある場合は、使用されることが可能である。これは、センサーの故障や異常の可能性に対する耐性を増加させる。

30

【0091】

[出力処理]

本発明による処理装置は、好ましくは、処理されたセンサーデータを1つ以上のシリアル出力データストリームに多重化する。単一の出力データストリームが好ましく、多重出力データストリームはアプリケーション要件に従って実装されることが可能である。低ネットワーク層で、出力ストリームは、マイクロコントローラー、又はマイクロコンピュータアプリケーションにおいて使用される既知のシリアルプロトコルの1つに適合する。典型的な実施形態において、多重化されたセンサー出力は、SPI-16インターフェース (例えば、単一のマスターとして、16ビットフレーム、モード0、速度はおよそ每秒1メガビットであるこの装置) 及びASCIIフォーマット済みの低電圧TTL ("LVTTTL": low voltage TTL) 出力で同時に利用可能である。

40

【0092】

高ネットワーク層で、センサーデータは、自己定義データレコード (又は、データ型) にフォーマットされて、各センサーに対して固有の型となる。表2は、本発明の典型的な実施形態のために規定されたレコード形式 (record type) を説明している。好ましくは、レコード形式は、各レコードへの固定されたオフセットで現れるフィールドにおける独自のビットストリングによって特定される。生理センサーからロウデフィニショ

50

ン (low definition) (LD) データを運ぶレコードは、少なくとも以下の2つのタイプを含む。第1のタイプのレコードは、周期的に伝達されて、一般的に最近のセンサー出力、例えば、最近の分毎の脈拍における心拍を集約するパラメータを含む。第2のタイプのレコードは、特定の生理イベントの発生で伝達され、一般的に記述的なパラメータ (descriptive parameter)、例えば、各心拍、呼吸、咳用、などをその発生の時間を含む。さらに、センサーデータの処理のために、レコードは、センサー状態のための1つ以上のビットのフィールドを有効に含むことも可能である。例えば、“OK”ビットは、センサー処理が有効でありそうな又は無効でありそうな関連するデータを検出したか否かを示すことが可能である。

【表2】

10

表2. 典型的なレコードタイプ及びレコードフォーマット

RIPバンド, LD:			
OK	データタイプ	CV	インスタントインスピレーションサイクルタイム
OK	データタイプ	CV	インスタントインスピレーションサイクルタイム
皮膚温度センサー, LD:			
OK	データタイプ	0	温度値
気温, LD:			
OK	データタイプ		温度値
HQ 中核体温, LD:			
OK	データタイプ		相対周波数
皮膚伝導, LD:			
OK	データタイプ		レジスタンスインジケータ
加速度計, LD:			
OK	データタイプ	サブID	水平、垂直など
加速度計, HD:			
OK	データタイプ	サブID	任意の単位、チャンネル
外部シリアルポートパススルー:			
NU	データタイプ	サブID	受信したASCIIバイト
符号なしデータタイプ、未来の拡大のために使用されてもよい			
	データタイプ		
ポーラーM32心拍レシーバー, LD: (データタイプ8~9)			
OK	データタイプ		インスタントレシーブ心拍時間
ECG, HD: (データタイプ10~11)			
OK	データタイプ		ECG 電圧サンプル
RIPバンド, HD: (データタイプ12~15)			
AX	データタイプ		RIP オンレーターカウンター値

20

30

40

50

この表において：“OK”は、有効でありそうなデータ又は無効でありそうなデータを示す単一のビットフィールドであり、“AK”は、2つのセンサーのうち、どれが次のデータ、“最下位ビット(least significant bit)”を示す“LSB”、及びデータフィールドの0番目ビット(7番目、10番目、11番目及び12番目)をラベルするD0(D7、D10、D11及びD12)を指すのかを示す単一のビットフィールドである。

【0093】

レコードフォーマットは、物理的な輸送手段に有利に適合される。SPI-16及びLV TTLを提供する典型的な実施形態において、レコード長は16ビットが好ましい。大部分のSPI-16レシーバーに対して、16ビットは単一のフレームを形成する。また、時間遅延は、16ビットフレームの中間に挿入されてもよい。ASCIIデータは、好ましくは、ASCIIスペース文字(20H)又は他のアイドル文字(idle character)により分離された4つの16進文字にフォーマットされる。さらなるタイプのセンサーからのデータは、さらなるレコードタイプを特定するフィールドを含む“escape”レコードタイプを提供することにより調整されることが可能である。16ビットレコードのペイロードにフィットすることができないデータは、レコード連鎖(record chaining)によって調整されることが可能である。好ましくは、レコードタイプの単一のセットは、処理装置の実施形態の一群のために規定され、そのような一群の特定の実施形態は必要なレコードタイプのみを伝達する。

【0094】

説明してきた標準的な出力に加え、本発明の装置の別の実施形態は、選択された処理ブロックからの特定のデータ又は診断出力(diagnostic outputs)のための特別な出力を提供する。典型的な実施形態は、表3で説明されるフォーマットにおけるRIP処理ブロックからのシリアル診断出力を提供する。

【表3】

表3. 典型的なレコードタイプ及びレコードフォーマット

BR	VF	SL	オシレーターカウンター値
----	----	----	--------------

ここで、“BR”は呼吸サイクルが認識されることを示す単一のビットフィールドであり；“VF”は有効な呼吸気流量(肺気量(lung volume)の時間導関数(time derivative))が認識されることを示す単一のビットフィールドであり；“SL”は決定された肺気量のスロープのサインを示す単一のビットフィールドである。

【0095】

これらのRIP診断出力は、装置によるRIP処理を有効にし、その精度を検証し、且つRIP処理ファームウェアへの変更を調査するために、表示され、格納され、分析されることが可能である。例えば、RIPカウンター値は、定量的な精度を検証するために、同時にキャリブレートされた診断ツールによってなされた呼吸測定と比較されることが可能である。“BR”、“VF”及び“SL”ビットは、カウンター値の処理を反映して、呼吸の存在、速度、及びその他の簡略な呼吸インジケータを決定する。この処理の精度は、これらのビット値と同時RIPカウンター値とを比較することによって検証することが可能である。例えば、“BR”又は“SL”は、肺気量(すなわち、RIPカウンター値

)のトレースと直接比較することにより検証されることが可能である。

【0096】

[物理的及びハードウェア構成]

図1を参照して既に説明したように、本発明のボード及び装置は、広範囲の異なる生理モニタリングシステムの有用な構成要素である。図6A~Cを参照して説明すると、本発明のボード及び装置は、幅広い種類の異なる物理的及びハードウェア構成において異なる生理モニタリングシステムに適するように構成されることが可能である。

【0097】

図6Aは、ここに述べられる典型的な装置を内蔵している完全なパッケージを説明している。外部コネクタは、1つ以上のセンサーを有するモニタリングサブシステム、又は通信サブシステム、或いはデータレコードサブシステム(data record subsystem)(一般的に“ホスト(host)”)といった外部システムに提供される。外部コネクタは、装置の診断に関するポート(diagnostic ports)及びテストポイント(もしあれば)、JTAGコネクタ、又は外部電源或いはバッテリーチャージ(battery charges)(もしあれば)に提供される。

10

【0098】

図6Bは、図6Aの典型的なパッケージ及びハウジング(housing)における単一の処理ボードとしての典型的な装置の実装の物理的な構成を示すものである。図6Cは、バッテリーを含む別の物理的な実装を示すものである。

20

【0099】

図7Aは、図6Bのボード構成を大まかに示すものである。特定の内部コネクタは、積層配置(stacked arrangements)(メザニン構成)又は並列配置(side by side arrangements)(ドーターボード構成)を許可する。図7Bは、センサーの数を減らすための典型的な装置の可能な物理的な実装を示すものである。さらに小さな構成は、1つ又は2つのセンサー、例えば、1つのRIPバンド、1つのECGリードのために実装することが可能である。

【0100】

本発明の装置及びボードはメザニンボードなどで構成されて、単独型で、ホスト装置へのドーターボードとなり、外部装置(例えば、データレコード又は通信モジュール)に接続されるように機能することが可能である。

30

【0101】

したがって、本発明の態様は、以下に限定されるわけではないが以下を含む:FPGAに基づいたアーキテクチャは、機能複製(function replication)及び拡張を操作への影響なしに提供する。これはCPUに基づくデザインでは不可能である。これは、RC及びABバンドのための2つの同じRIP機能によって、最も典型的に示される。大部分の回路(ハードウェアAFE及び内部FPGA)は、セルフバリデーション(self validation)又はリアルタイムで得られる“信頼値(confidence value)”を含む。装置は、他の各ストリームを独立的に処理しながら、低処理オーバーヘッド(low peocessing overhead)、又はCPU電力の低下、多数のセンサーイベント(呼吸、心拍、ポジション(position)、アクティビティ(activity)、温度など)に対する正確なリアルタイム応答を達成する。再帰的なハードウェア処理は実装される、すなわち、処理アルゴリズムと処理されたデータとが適応し、最近観測された値に従う相互に関連のあるルールセットにしたがってリアルタイムで修正される。適応電力消費プロファイルは、バッテリー電源を保存し、充電ごとのバッテリー寿命を(200時間以上に)増大させることが可能であるときハードウェアをオフにする。RIPオシレーター回路デザイン及び使用の方法は、低電力消費(800µA)、滑らかなRIPデータ、及び20オシレーター“クリック(clicks)”でサイクルを検知する能力(極めてわずかな胸部の動きを反映する)を達成する。1つ又は2つのRIPバンドの自動適応能力、及びRIP信号の自動範囲センタリングは、パワーアップ(又は、他のキャリブレーション期間)上である。“姿勢(bo

40

50

dy position) ”の自動キャリプレート特性は、パワーアップ(又は、他のキャリレーション期間)上で自動検知される“垂直(vertical)”の定義である。任意の余分なセンサー(2D及び3D加速度計、極性及びECG HR誘導)を使用する。これは、センサーの故障や異常の可能性に対する耐性を増加させる。HRの場合、スポーツアプリケーションにおいて使用される既知である装置の使用を許可する。心拍ノイズブロッキング及びマーキングは、モーションアーチファクト(motion artifacts)及び電極リリース(electrode release)によるデータスパイクを取り除きながら(平均に基づかない)速い応答をもたらす。装置は、優れた使用のための粗さ(coarse)を許可する十分に柔軟性があるECGデータフォーマット(データ速度(data rate)及びレゾリューションに関する)を提供する。

10

**【0102】**

上述された本発明の好ましい実施形態は、本発明の範囲を限定しない。これらの実施形態は、本発明のいくつかの好ましい態様の説明であるためである。任意の同等な実施形態も、本発明の範囲内になるように意図される。

**【0103】**

ここでは多数の参考文献が引用されており、それら全体において、これら文献の全ての開示は、全ての目的のために参照することにより、ここに組み込まれる。さらに、これらの参考文献はいずれも、上記でどのように特徴付けられたかに関わらず、ここで請求された主題の発明に先行するものと認められるものではない。

20

**【0104】**

[信頼値判定のさらなる実施形態]

さらなる実施形態において、装置は、上述されたようにLDデータモードにおいて生成されるデータフォーマットの延長として追加されることが可能な呼吸データのための“信頼値(confidence value)”(CV)を生成することが可能である。CVを生成する好ましい方法をこれから説明する。

**【0105】**

装置は、20mSec期間に亘るRIP発振(oscillations)を統合する。デュアルランク(dual rank)技術は、8MHz時間基準で各サンプルにおける平均周波数を測定するために使用され、その結果は、RIP周波数変化測定のための8192データポイントの範囲を提供する13ビットまで丸められる(rounded)。RIP値は、オーバーフロー又はアンダーフロー状態の可能性を回避するために、装置パワーアップ初期化の間この範囲に集められる。20mSecサンプルは、その立ち上がりエッジが吸気(inspiration)サイクルに相当するバイナリ波形を得るための呼吸検知器(breath detector)を受けて、デジタルフィルター(FIR、255タップ)によって処理される。LDデータを送る場合、送信されるワードは、20mSec単位における各検知された吸気サイクルの時間である。装置は、RIPバンドをモニタリングし、適切に機能する場合は、各LDワードに“band OK”ビットを送る。このビットは、バンドの正確な電気接続の状態及び関連するRIPオシレーターの適切な周波数範囲を反映する。

30

**【0106】**

呼吸検知器は、タイムドメイン傾向のためにデータ・サンプルを検査する状態機械である。観測は、ランニングまたは腕立て伏せのようなハイレベルの活動で大抵存在する小トレンド変化(“軽い揺れ(jiggles)”)を明らかにするためになされた。状態機械は、これらのイベントを識別し、したがって、それらは有効な呼吸サイクルと見なされない。低い活動レベル(着席(sitting))における誤りのサイクルを縮小するために、状態機械はまた、RIP値スロープが、上述の所定の第1派生(“有効フロー”)値である場合に、RIP値傾向をモニタリングし、起こり得る変化(実際のサイクル及び“軽い揺れ”)を考慮する。軽い揺れの識別、及び浅い呼吸サイクル検知の目的は反対であり、別のものより1つの検知モードを有利にすることを状態機械に強いることが可能である。

40

**【0107】**

50

オプション機能は、有効なフローイベントの時間ヒストグラム(ボックスカー統合 (integration)とも呼ばれる)に基づいた信頼値を決定する。RIP値が、正常な呼吸に典型的な傾向変化を示していない、例えば、呼吸停止あるいは無呼吸中であることを示す所定のタイムウィンドウの間は、決定されたインジケータの時間量(VF)は誤りに設定される。1つのサイクル当たり、5BPM又は12secの低速で読むため、提示されたボックスカーインジケータは16秒(3.75BPM)以内のウィンドウをモニタリングすることが可能である。

【0108】

装置FPGAにおける実際のヒストグラム実装は、VFを有効にし、1秒のピン(bin)における0値(20mSec)サンプル計算を蓄積することが可能である。個々のFIFO状態機械は、最近の16秒に対するこれらのピン(bin)の現行の合計(running sum)を維持することが可能である。最後に、7が高CVを、0が最悪のCVを示すところで、16Secのボックスカー計算は、3ビットCVに変換されることが可能である。

10

【0109】

低CVは、実際の呼吸サイクルの検知なし(no detection)に関連付けられる - 所定のしきい値よりも低いCVは、サイクルタイムが無効であるLDデータワードを送信することを装置に強いることが可能である。CV値マッピング及び低CVしきい値設定への完全なボックスカー計算は、フィールドテストに基づいて開発されることが可能である。

20

【0110】

別のオプション機能は、最近のRIPアクティビティに基づく適応“ジグル識別子”値(adaptive “jiggle discriminator” value)を計算する。ここで、最近の最大-最小RIP値は、実際の呼吸サイクル(例えば、5%の現在までに観察されるような典型的な“活発あるいは長く歩く”RIPシグネチャー(signature)からの軽い揺れ(jiggles)を識別するのに必要な極小値変化(MVC)を調整するために使用されることが可能である。浅い又は浅くゆっくりとした呼吸サイクルの正確な検知を改善しながら、ADVの使用は、活動レベルの急速な増加が起こった(座っている対象が立ち上がり走り出す)場合に誤って検知されたサイクルの数を増加させ得る。同様に、サイクルは活動レベルが急速に下がる場合に見逃され得る(観測は、これがあまり起こり得ないことを示している)。装置FPGAにおける実際のADV実装は、格納するRIP値に基づくことができ、FIFOとして、BRAMを使用し、これらの値の上でスイングソーター状態機械(swing sorter state machine)を操作する(ここでスイングとはFIFOスペース内の最小から最大までの差として定義される)。4/8/16Secの可能な3つのウィンドウは、スイング計算に使用されることが可能となる。決定されたスイングは、現在のMVCに加えることができる補正率(correction factor)へマップ(map)されることができる。

30

【0111】

スイングを決定するために使用されるタイムウィンドウの選択、及び完全なMVC補正値へのスイング値のマッピングは、フィールドテストを要求することが可能である。最後に、ここで留意すべきは、さらなる発展は現在のCVに基づくADVの選択的な活性化(activation)を含むことができることである。そのような発展は、実装のためにこの段階では提示されないが、将来においては、考慮されるべきことである。

40

【図面の簡単な説明】

【0112】

【図1】本発明の処理装置を含む典型的なシステムを示す。

【図2】本発明の処理装置のアーキテクチャを示す。

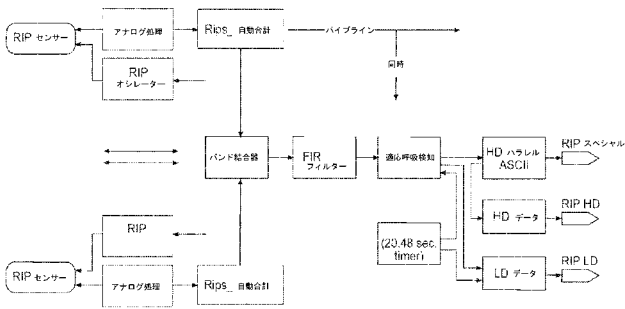
【図3】呼吸センサー処理のための典型的なアーキテクチャである。

【図4A】RIPセンサーのための典型的な再帰的ハードウェア処理を示す。

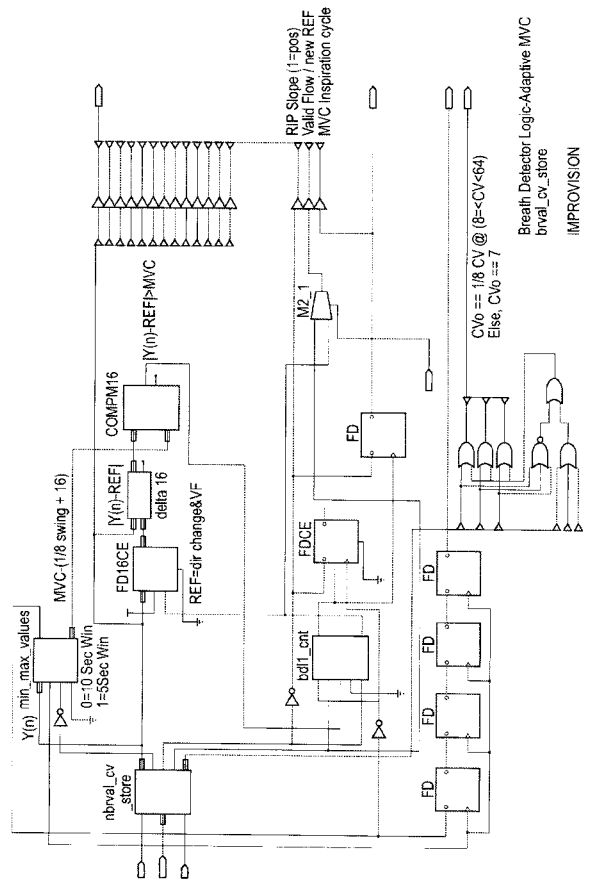
50



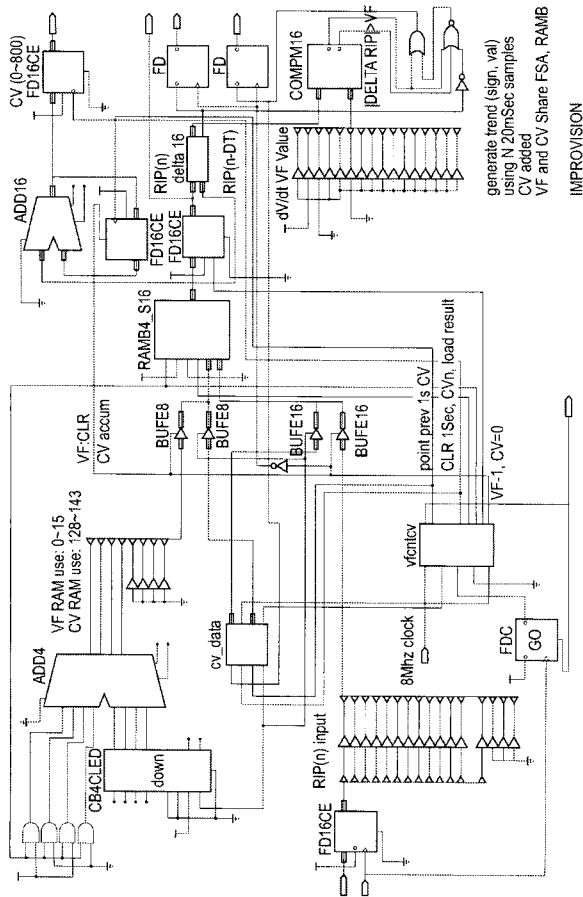
【 図 3 】



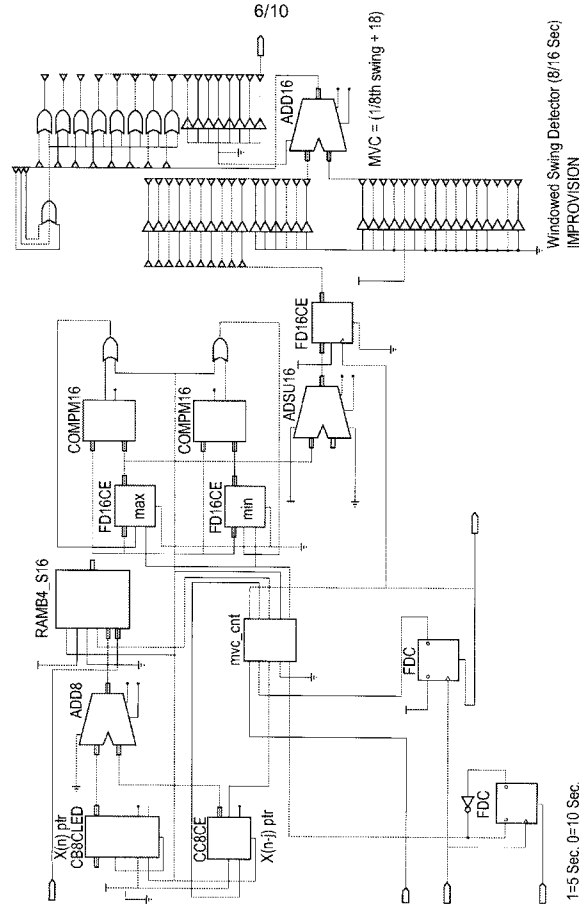
【 図 4 A 】



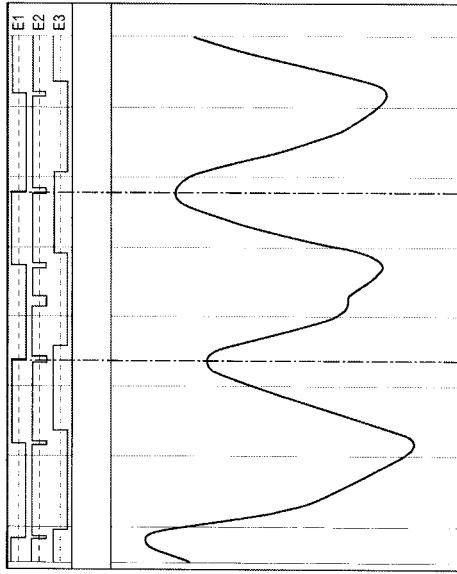
【 図 4 B 】



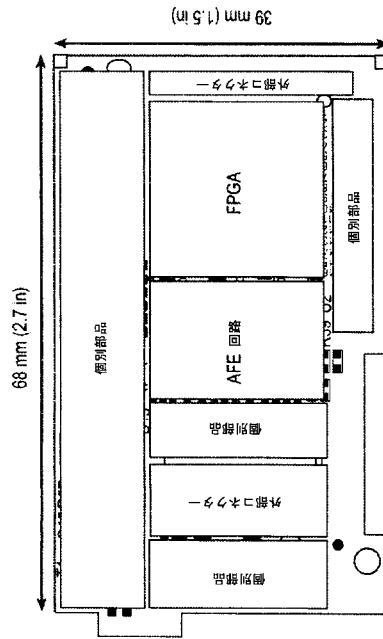
【 図 4 C 】



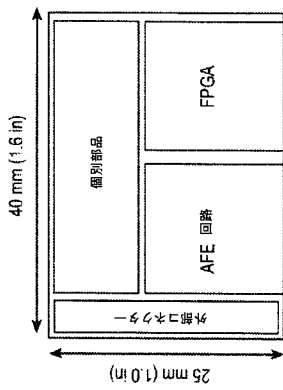
【 図 5 】



【 図 7 A 】



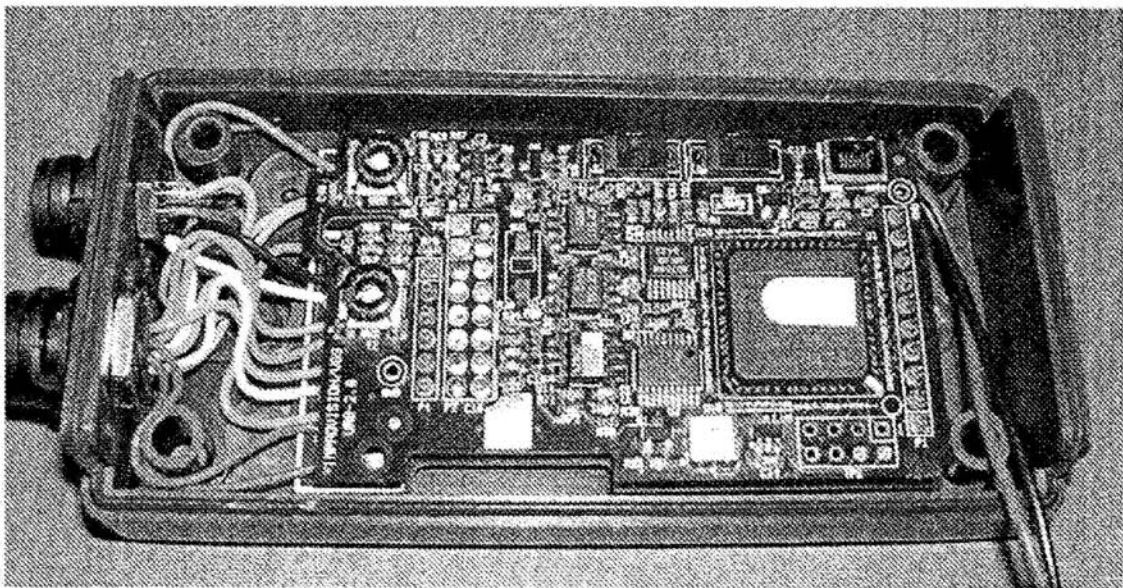
【 図 7 B 】



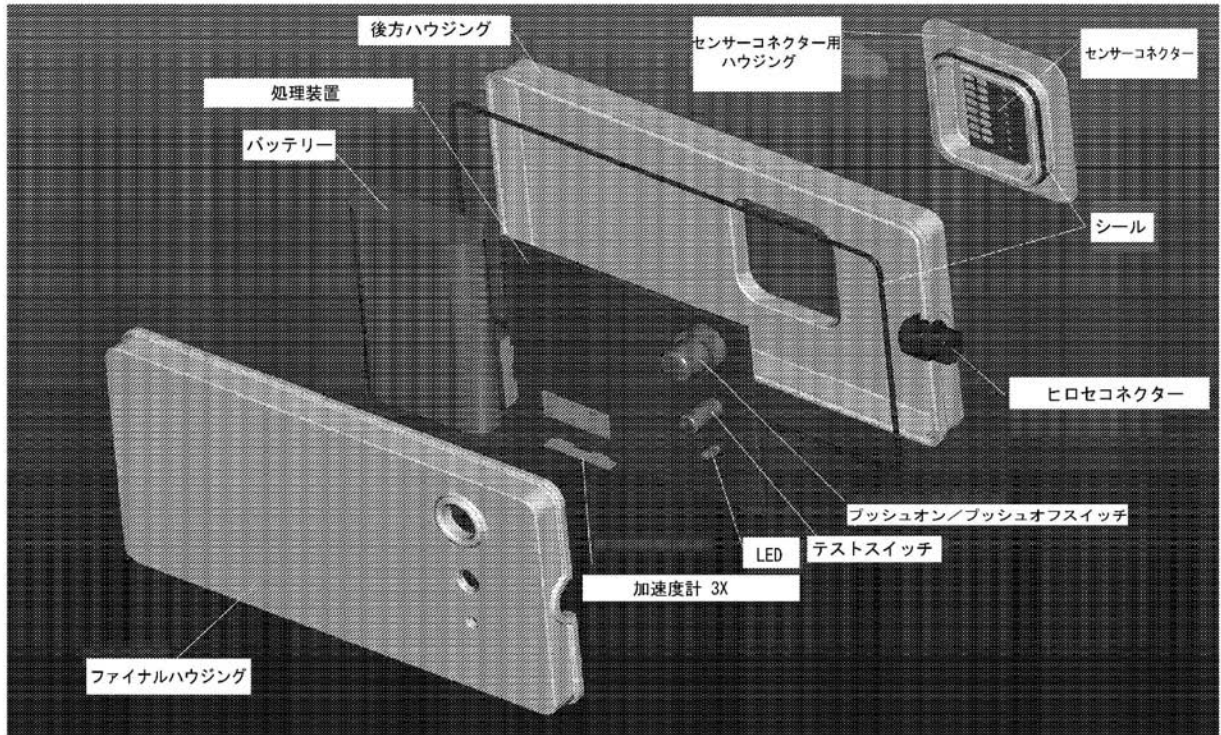
【 図 6 A 】



【 図 6 B 】



【図 6 C】



## 【手続補正書】

【提出日】平成20年12月16日(2008.12.16)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

動作可能なように複数のセンサーにリンクされている複数の独立したデジタル処理ユニットを含み、

前記複数の独立したデジタル処理ユニットは、

前記複数のセンサーからの信号を同時に受信し、

生理情報を決定するために前記受信した信号を同時に処理し、

複数のセンサーのための前記信号に対して、前記受信及び処理は、同時に並行して動作する複数の処理ユニットによって実行されることを特徴とし、さらに、

前記決定された生理情報を1つ以上の出力信号に多重化すること、

を含むステップを実行するように構成されたファームウェアを開始すること、を特徴とする複数の生理センサーからの信号を処理する装置。

【請求項 2】

1つ以上のセンサー信号に対して、2つ以上の同時に動作する前記処理ユニットが前記センサー信号に対して処理パイプラインのように動作するように順次にリンクされることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

個々の生理情報は、実質的に同時の様式で2つ以上のセンサー信号から得られることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

アナログセンサーからの信号のアナログ処理のためにアナログフロントエンド（AFE）回路をさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項5】

センサーからの信号を処理するいくつか又は全ての前記処理ユニットへの電源は、信号がそのセンサーから受信されない場合は低減されることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項6】

センサーからの信号を処理するいくつか又は全ての前記処理ユニットへの電源は、そのセンサーから受信した信号サンプル間の少なくとも一部の時間間隔に対して低減されることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項7】

前記独立したデジタル処理ユニットは、さらにインダクティブ・プレスチモグラフィック（IP）センサー、呼吸IP（RIP）センサー、加速度計センサー、ECGセンサー、心拍センサー、体温センサー、脳波センサー、及び音センサーのうち少なくとも1つからの信号を処理するために構成されることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項8】

前記独立したデジタル処理ユニットは、前記装置の状態に対して敏感な少なくとも1つのセンサーからの信号を処理するために構成され、前記多重化された出力信号は、決定された装置状態情報をさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項9】

前記同時処理は、  
前記1つ以上のセンサーからの信号の状態を決定することをさらに含み、  
前記多重化された出力信号は、決定されたセンサー信号状態情報をさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項10】

複数のセンサーからの信号を同時に受信し、生理情報を決定するために前記受信した信号を同時に処理し、前記複数のセンサーからの前記信号に対して、前記受信及び処理は、同時に並行して開始されることを特徴とし、さらに、前記決定された生理情報を1つ以上の出力信号に多重化すること、を含む複数の生理センサーからの信号を処理する方法。

【請求項11】

1つ以上のセンサー信号に対して、同時処理は、連続して配置されて処理パイプラインのように同時に起こる2つ以上のステップを含むことを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項12】

複数の受信したセンサー信号の前記同時処理は、前記センサー信号からの生理情報の決定を実質的に遅らせないことを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項13】

キャリブレーション期間中に決定されるキャリブレーション情報にしたがって1つ以上のセンサーの処理を調整すること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14】

1つ以上のセンサーから受信される前記キャリブレーション情報は、信号出力範囲を含み、前記調整は、前記信号を前記出力範囲内に集めることをさらに含むことを特徴とする請求項13に記載の方法。

【請求項15】


1つ以上の加速度計センサーのための前記キャリブレーション情報は、垂直な方向性を示す基準値を含むことを特徴とする請求項13に記載の方法。

## 【請求項 16】

2つ以上の呼吸インダクティブ・プレシモグラフィック（RIP）センサーからの信号を同時に受信し、

1回換気量の表示を含む呼吸情報を決定するために前記受信したRIP信号を同時に処理することをさらに含むことを特徴とする請求項10に記載の方法。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 07/66312																		
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(8) - A61B 5/00 (2008.01) USPC - 600/301 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) USPC - 600/301 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC - 600/301 -- text search, see search terms below Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PubWEST(PGPB,USPT,USOC,EPAB,JPAB); DialogPRO(Engineering); Google Scholar Search Terms Used: sensor, physiological, cardio, respiratory, MIMD, multiple, instruction, data, process, concurrent, parallel, pipeline, simultaneous, plethysmograph, FPGA, accelerometer, accelerat, reference, calibrat, value (-- cont'd on p. 8 --)																				
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X -- Y</td> <td>US 5,511,553 A (SEGALOWITZ) 30 April 1996 (30.04.1996), entire document especially Figs 2, 6, 8, 10A, 12A, 14, 15A, 17, 20, 21, 39; col 12, ln 43-46, 48; col 17, 12-18; col 18, ln 47-49; col 19, ln 6-13, 21-27; col 20, ln 26-36; col 21, ln 5-7, 27-32, 58-60; col 22, ln 40-42, 62; col 23, ln 6-7, 23, 27-31, 60-65; col 24, ln 49-52, 60-62; col 27, ln 65-67; col 28, ln 1-67; col 29, ln 1-8; col 35, ln 18-19; col 38, ln 45-49; col 39, ln 26-50; col 41, ln 55-65; col 43, ln 12-30; col 45, ln 22-47.</td> <td>1-3, 6, 9, 10, 12-17, 19 4, 5, 7, 8, 11, 18, 20-30</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,701,894 A (CHERRY et al.) 30 December 1997 (30.12.1997), especially Figs 1, 19; col 4, ln 8-28; col 5, ln 9; col 15, ln 13-25; col 16, ln 64-67; col 17, ln 1-7.</td> <td>18, 20-30</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2006/0030760 A1 (GEIGER) 09 February 2006 (09.02.2006), especially para [0050].</td> <td>4, 5</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2004/0116786 A1 (IJIJIMA et al.) 17 June 2004 (17.06.2004), especially para [0009], [0059], [0129].</td> <td>7, 8, 11</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 6,306,088 B1 (KRAUSMAN et al.) 23 October 2001 (23.10.2001), especially col 2, ln 5-16; col 7, ln 21-30.</td> <td>20</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X -- Y	US 5,511,553 A (SEGALOWITZ) 30 April 1996 (30.04.1996), entire document especially Figs 2, 6, 8, 10A, 12A, 14, 15A, 17, 20, 21, 39; col 12, ln 43-46, 48; col 17, 12-18; col 18, ln 47-49; col 19, ln 6-13, 21-27; col 20, ln 26-36; col 21, ln 5-7, 27-32, 58-60; col 22, ln 40-42, 62; col 23, ln 6-7, 23, 27-31, 60-65; col 24, ln 49-52, 60-62; col 27, ln 65-67; col 28, ln 1-67; col 29, ln 1-8; col 35, ln 18-19; col 38, ln 45-49; col 39, ln 26-50; col 41, ln 55-65; col 43, ln 12-30; col 45, ln 22-47.	1-3, 6, 9, 10, 12-17, 19 4, 5, 7, 8, 11, 18, 20-30	Y	US 5,701,894 A (CHERRY et al.) 30 December 1997 (30.12.1997), especially Figs 1, 19; col 4, ln 8-28; col 5, ln 9; col 15, ln 13-25; col 16, ln 64-67; col 17, ln 1-7.	18, 20-30	Y	US 2006/0030760 A1 (GEIGER) 09 February 2006 (09.02.2006), especially para [0050].	4, 5	Y	US 2004/0116786 A1 (IJIJIMA et al.) 17 June 2004 (17.06.2004), especially para [0009], [0059], [0129].	7, 8, 11	Y	US 6,306,088 B1 (KRAUSMAN et al.) 23 October 2001 (23.10.2001), especially col 2, ln 5-16; col 7, ln 21-30.	20
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																		
X -- Y	US 5,511,553 A (SEGALOWITZ) 30 April 1996 (30.04.1996), entire document especially Figs 2, 6, 8, 10A, 12A, 14, 15A, 17, 20, 21, 39; col 12, ln 43-46, 48; col 17, 12-18; col 18, ln 47-49; col 19, ln 6-13, 21-27; col 20, ln 26-36; col 21, ln 5-7, 27-32, 58-60; col 22, ln 40-42, 62; col 23, ln 6-7, 23, 27-31, 60-65; col 24, ln 49-52, 60-62; col 27, ln 65-67; col 28, ln 1-67; col 29, ln 1-8; col 35, ln 18-19; col 38, ln 45-49; col 39, ln 26-50; col 41, ln 55-65; col 43, ln 12-30; col 45, ln 22-47.	1-3, 6, 9, 10, 12-17, 19 4, 5, 7, 8, 11, 18, 20-30																		
Y	US 5,701,894 A (CHERRY et al.) 30 December 1997 (30.12.1997), especially Figs 1, 19; col 4, ln 8-28; col 5, ln 9; col 15, ln 13-25; col 16, ln 64-67; col 17, ln 1-7.	18, 20-30																		
Y	US 2006/0030760 A1 (GEIGER) 09 February 2006 (09.02.2006), especially para [0050].	4, 5																		
Y	US 2004/0116786 A1 (IJIJIMA et al.) 17 June 2004 (17.06.2004), especially para [0009], [0059], [0129].	7, 8, 11																		
Y	US 6,306,088 B1 (KRAUSMAN et al.) 23 October 2001 (23.10.2001), especially col 2, ln 5-16; col 7, ln 21-30.	20																		
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>																				
* 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 application or patent 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 "I" 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 "G" document member of the same patent family																				
Date of the actual completion of the international search 10 January 2008 (10.01.2008)		Date of mailing of the international search report <b>29 FEB 2008</b>																		
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSF: 571-272-7774 																		

## 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, LV, MC, MT, 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, BH, 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, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

专利名称(译)	生理信号处理装置和相关处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009533179A</a>	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2009505570	申请日	2007-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	VIE 特尔诺沃指标墨		
申请(专利权)人(译)	VIE 武度量公司		
[标]发明人	ガルヨアフ		
发明人	ガル ヨアフ		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/0205 A61B5/113 A61B5/7214 A61B2560/045		
FI分类号	A61B5/00.C		
F-TERM分类号	4C117/XA10 4C117/XB20 4C117/XC30 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE17 4C117/XE18 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE29 4C117/XJ05 4C117/XJ06		
优先权	60/791095 2006-04-10 US 11/733046 2007-04-09 US		
其他公开文献	JP5604099B2 JP2009533179A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供了用于基于并行处理来处理来自一个或多个生理传感器的数据的改进设备。所提供的设备体积小，功率低，并且易于配置以用于大多数生理监测应用。在优选实施例中，所提供的装置用于对受试者的心肺呼吸系统进行动态监测，特别是来自一个或多个呼吸感应体积描记传感器的过程数据。

