

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-94106

(P2017-94106A)

(43) 公開日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 E	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 K	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 F	
	A 6 1 B 5/00 1 0 1 E	

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 31 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-242001 (P2016-242001)  
 (22) 出願日 平成28年12月14日 (2016.12.14)  
 (62) 分割の表示 特願2014-517905 (P2014-517905) の分割  
 原出願日 平成24年6月26日 (2012.6.26)  
 (31) 優先権主張番号 1111138.2  
 (32) 優先日 平成23年6月30日 (2011.6.30)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)  
 (31) 優先権主張番号 1200794.4  
 (32) 優先日 平成24年1月18日 (2012.1.18)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 514000107  
 レマン マイクロ デバイシーズ ソシエ  
 テ アノニム  
 スイス ツェーハー 1 0 1 5 ローザンヌ  
 カルチエ ド リノベイションーパティ  
 マン イ  
 (74) 代理人 100086771  
 弁理士 西島 孝喜  
 (74) 代理人 100088694  
 弁理士 弟子丸 健  
 (74) 代理人 100094569  
 弁理士 田中 伸一郎  
 (74) 代理人 100067013  
 弁理士 大塚 文昭

最終頁に続く

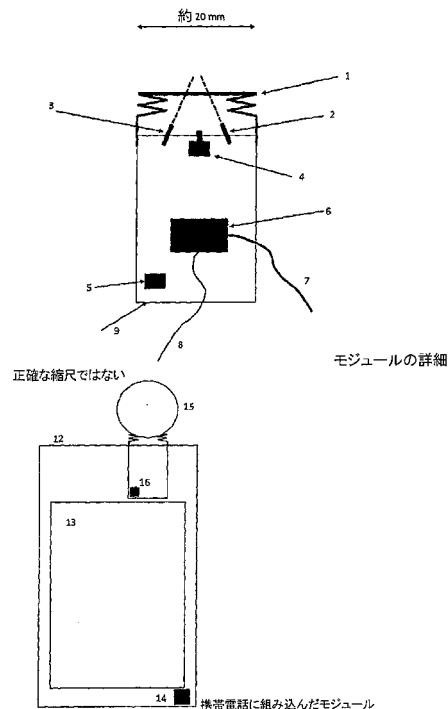
(54) 【発明の名称】 個人健康データの収集

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 既存の医療装置及び既存の携帯電話技術を必要とせずに健康関連データの収集を可能にする個人用ハンドヘルドモニタを提供する。

【解決手段】 ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタであって、個人用ハンドヘルドモニタを作製するために個人用ハンドヘルドコンピュータ装置に一体化された信号取得装置を備える。

【選択図】 図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置（PHHCD）に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ（PHHM）であって、前記パラメータは血圧であり、前記信号取得装置は、

身体部分の片側のみ押し付けられるようになっている、又は身体部分の片側のみ押し付けるようになっている血流閉塞手段と、

前記身体部分によって加わる又は該身体部分に対して加わる圧力を測定するための圧力測定手段と、

前記血流閉塞手段に接触する前記身体部分を通る血流を検出するための血流検出手段と、

を含むことを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 2】**

前記血流検出手段は振動測定法を使用する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 3】**

前記血流検出手段は光センサである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 4】**

収縮期及び拡張期血圧の推定を可能にするのに十分な範囲の付加力で測定が行われることを確実にするように、前記 PHHM からの信号に応答して、前記血流閉塞手段を前記身体部分に押し付ける力、又は前記身体部分を前記血流閉塞手段に押し付ける力を調整するための可聴命令又は視覚命令を前記ユーザに与えるようになっている、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 5】**

前記血流閉塞手段はボタンを含み、該ボタンの表面は、前記身体部分に接触するようになっており、前記圧力測定手段は、前記ボタンに加わる力を測定するためのセンサを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 6】**

前記力センサは、前記モニタを上向き及び下向きに配向して前記力センサからの信号を検出することにより較正されるようになっている、ことを特徴とする請求項 5 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 7】**

前記ボタンは複数の要素を含み、該要素の各々は別個の力センサに接続される、ことを特徴とする請求項 5 又は請求項 6 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 8】**

前記血液閉塞手段は、流体で満たされたパッドを含み、前記圧力測定手段は、前記流体中の前記圧力を測定するためのセンサを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 9】**

前記血液閉塞手段はストラップを含み、前記圧力測定手段は、前記ストラップの張力を測定するためのセンサと、前記ストラップの偏向を測定するためのセンサとを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 10】**

前記ストラップは、前記ストラップの張力を測定するためのセンサと、前記ストラップの偏向を測定するためのセンサとを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

前記ストラップは、前記ストラップの張力を測定するためのセンサと、前記ストラップの偏向を測定するためのセンサとを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

前記ストラップは、前記ストラップの張力を測定するためのセンサと、前記ストラップの偏向を測定するためのセンサとを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

前記ストラップは、前記ストラップの張力を測定するためのセンサと、前記ストラップの偏向を測定するためのセンサとを含む、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

10

20

30

40

50

前記 P H H M のプロセッサは、外部からの付加圧に血流量を関連付ける理論曲線に前記測定したデータを適合させることにより、収縮期及び拡張期血圧を推定するようになっている、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 11】

ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置 ( P H H C D ) に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ ( P H H M ) であって、前記パラメータは血圧であり、前記信号取得装置は、

身体部分を通る血流を閉塞させるようになっている血流閉塞手段と、

前記血流閉塞手段に接触する前記身体部分を通る前記血流を検出するための血流検出手段と、

前記ユーザの血圧の推定を導出できる元となる信号を提供する少なくとも 1 つの他の手段と、

を含み、前記 P H H M のプロセッサは、前記少なくとも 2 つの手段からの信号を数学アルゴリズムに従って処理し、前記ユーザのより正確な血圧推定を導出するようになっている、

ことを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 12】

前記ユーザの血圧の推定を導出できる元となる信号を提供する前記他の手段は、血圧センサ、脈波伝播速度推定手段、脈容量推定手段及び脈拍数推定手段から選択される、

ことを特徴とする請求項 11 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 13】

4 つの手段を全て含む、

ことを特徴とする請求項 12 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 14】

前記脈波伝播速度推定手段は、心収縮を開始する電気信号と、心収縮の機械的開始との間の時間遅延を求めるようになっている、

ことを特徴とする請求項 11 又は請求項 12 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 15】

前記脈波伝播速度推定手段は、前記心収縮を開始する電気信号を示す信号と、前記ユーザの身体上の 2 つの異なる位置における脈拍の到着を示す信号とを受け取る、

ことを特徴とする請求項 11 又は請求項 12 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 16】

前記脈波伝播速度推定手段は、前記ユーザの性別、年齢、体重、身長、胸囲又はその他の物理的特性などの、前記ユーザの個人データを示す信号を受け取ることにより前記血圧推定の精度を高めることができる、

ことを特徴とする請求項 12 から請求項 15 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 17】

前記 P H H M の前記プロセッサは、連続パルスの間隔の変化を分析するようになっている、

ことを特徴とする請求項 12 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 18】

前記 P H H M の前記プロセッサは、前記測定値から、上腕又は大動脈などの前記身体別の部分における前記ユーザの血圧を推定するようになっている、

ことを特徴とする請求項 12 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

10

20

30

40

50

**【請求項 19】**

前記ユーザの血圧の独立した較正測定結果を示す信号を受け取ることにより、前記血圧推定の精度を高めることができるようになっている、  
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 18 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 20】**

ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置に ( P H H C D ) 一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ ( P H H M ) であって、

前記信号取得装置は、ある身体部分が前記モニタの対象範囲にある間に該身体部分の温度を測定するようになっている温度センサを含み、前記 P H H M のプロセッサは、前記温度センサから前記信号の変化を数学アルゴリズムに従って処理し、前記ユーザの中核体温の測定結果を導出するようになっている、

ことを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 21】**

ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置 ( P H H C D ) に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ ( P H H M ) であって、

前記信号取得装置は、前記モニタを向けた身体部分の温度を測定するようになっている温度センサを含み、前記 P H H M のプロセッサは、前記温度センサからの前記信号の変化を数学アルゴリズムに従って処理し、前記ユーザの中核体温の測定結果を導出するようになっている、

ことを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 22】**

前記 P H H M は、最適な測定結果を得るように前記センサを位置決めするための可聴命令及び / 又は視覚命令を前記ユーザに与えるようになっている、  
ことを特徴とする請求項 21 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 23】**

前記 P H H M は、前記センサを前記ユーザの衣類に向けることにより周囲温度に関する信号を取得できるように前記センサを位置決めするための可聴命令及び / 又は視覚命令を前記ユーザに与えるようになっている、

ことを特徴とする請求項 21 又は請求項 22 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 24】**

前記温度センサは、前記 P H H C D 内で音を発生させるために使用するスピーカ又はその他の装置と併用され又は組み合わせられる、

ことを特徴とする請求項 20 から請求項 23 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

**【請求項 25】**

ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置 ( P H H C D ) に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ ( P H H M ) であって、

前記信号取得装置は、ユーザの身体部分に光を伝送するための発光体を有する血液光センサと、

前記身体部分内を伝わる光又は前記身体部分により散乱する光を検出するための光検出器と、

前記身体部分内を伝わる光又は前記身体部分により散乱する光が前記光検出器に到達する前に通過する、検出すべき検体を含む光学セルと、

を含み、前記 P H H M のプロセッサは、前記光検出器から取得した信号を前記身体部分の存在中に処理し、前記ユーザの血液中の前記検体の濃度測定を前記身体部分の不在中に行うようになっている、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 26】

前記 P H H M は、前記身体部分における脈拍周期中に、収縮期のピーク又は該ピーク付近で行う少なくとも 1 回の測定を含む 1 回又はそれ以上測定を行うようになっている、ことを特徴とする請求項 25 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 27】

前記検体は、グルコース、エタノール、ヘモグロビン、クレアチニン又はコレステロールである、

ことを特徴とする請求項 25 又は請求項 26 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 28】

前記検体は、違法な又は別様に禁止された薬物又は刺激剤である、

ことを特徴とする請求項 25 又は請求項 26 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 29】

前記光学系は一体化される、

ことを特徴とする請求項 25 から請求項 28 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 30】

独立型ディスプレイ、制御装置、コンピュータ装置及び電力供給装置を備える、

ことを特徴とする請求項 25 から請求項 29 のいずれか 1 項に記載の信号取得装置。

【請求項 31】

前記 P H H C D は、携帯電話又はタブレットコンピュータである、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 29 のいずれか 1 項に記載の P H H M 。

【請求項 32】

前記 P H H C D は、前記 P H H M からのデータを解析して健康関連パラメータ又は前記 P H H C D のみから利用可能な健康関連パラメータよりも正確な健康関連パラメータを抽出し、前記解析結果を前記 P H H C D に戻して前記ユーザに表示するためのデータ処理システムにネットワークを介して接続されるようになっている、

ことを特徴とする請求項 31 に記載の P H H M 。

【請求項 33】

前記 P H H C D は、前記ユーザ又は開業医などの他の人物が後で見直せるようにデータのコピーを保持するためのデータ処理システムにネットワークを介して接続するようになっている、

ことを特徴とする請求項 31 又は請求項 32 に記載の P H H M 。

【請求項 34】

前記データ処理システムは、前記 P H H M からの前記データに対するサードパーティアプリケーションによるアクセスを、規制要件を満たすアプリケーション及び / 又は前記データ処理システムによりライセンスが許可されているアプリケーションにのみ許可するように制御するようになっている、

ことを特徴とする請求項 33 に記載の P H H C D 。

【請求項 35】

P H H C D に一体化されて、請求項 1 から請求項 34 のいずれか 1 項に記載の P H H M を作製するようになっている、

ことを特徴とする信号取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、個人健康データを収集するための手段に関する。具体的には、本発明は、ユーザの健康に関するパラメータの 1 又はそれ以上の測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置（以下、「P H H C D」）に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ（以下、「P H H M」）に関

10

20

30

40

50

する。PHHMは、PHHCDのプロセッサを使用して、信号取得装置から受け取った信号の制御及び解析を行う。本発明は、このようなPHHCDと一体化するようになっている信号取得装置にも関する。さらに、本発明は、PHHMを動作させるためのシステム、及び信号取得装置により取得した信号を処理するためのシステムにも関する。さらに、本発明は、PHHMによりインターネットを介して取得した信号を解析し、記憶して送信するためのシステム、又はこれらの信号から導出されたデータの利用を規制するためのシステムにも関する。

#### 【背景技術】

##### 【0002】

(携帯電話としても知られている)携帯電話は、日々の生活の一部である。先進国では、大多数の成人が携帯電話を所有している。発展途上国では、ケーブルの設置を必要とせず通信システムを発展させることができるという理由で、携帯電話の使用がはるかに普及してきている。携帯電話をヘルスケアで使用するという様々な提案が行われてきた。しかしながら、これらの全ての提案には欠点がある。

10

##### 【0003】

Leslie, I他による「メディカルケアのためのモバイル通信(Mobile Communications for medical care)」、最終レポート、2011年4月21日では、ローカル測定装置から中央データ収集及び処理コンピュータに「バイタルサイン」及びその他のデータを転送することにより、携帯電話ネットワークが先進国、低所得国及び新興国におけるヘルスケアに対して行うであろう極めて重大な貢献を確認した、ケンブリッジ大学による主要研究に関するレポートが行われている。このレポートでは、携帯電話を製造する団体と医療装置を製造する団体という2つの別個の業界団体が特定されている。

20

##### 【0004】

Ladeira D他による「戦略的応用課題バージョン3(Strategic Applications Agenda Version 3)」、最先端応用作業部会、2010年1月、www.emobility.eu.orgは、ネットワークヘルスケアの幅広い意味を検討し、「スマートフォンは、測定装置から自動的かつ無線的に測定結果を収集し、この収集データをさらなる分析のために医師にシームレスに転送することができる」とするe-モビリティ研究である。

30

##### 【0005】

「無線によるヘルスケア-如何なる場所でもケアを行う新たなビジネスモデル(Healthcare unwired - new business models delivering care anywhere)」、PricewaterhouseCoopers 保険研究機関、2010年9月は、通信への幅広いアクセスにより、ただし医療専門家及び医療ビジネスモデルに対するその影響の観点から示される機会に対処する研究である。

##### 【0006】

2009年を振り返ると、Apple社は、医療装置から開業医及びその他の通信チェーンの一部として同社のiPhone(登録商標)を使用する需要が高まっていることを確認した(<http://medicalconnectivity.com/2009/03/19/apple-targets-health-care-with-iphone-30-os/>を参照)。

40

##### 【0007】

これらのレポートは、既存の医療装置及び既存の携帯電話技術の使用に基づくものであり、従って医療装置業界及び携帯電話業界の両方の存在を必要とする。本発明の目的は、これらの両業界を必要とせずに健康関連データの収集を可能にすることである。

##### 【0008】

タブレットコンピュータ及び携帯用パーソナルコンピュータも、PHHCDとして使用できるほど十分に小型化されてきている。多くのこのような装置は、WiFi又は無線電

50

話接続などの通信機能も含む。

【0009】

今では、ユーザが個人データの記憶及び検索を行えるようにするプロセッサを含む携帯情報端末装置(「PDA」)も周知である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】米国特許第5,865,755号明細書

【特許文献2】米国特許第5,140,990号明細書

【非特許文献】

10

【0011】

【非特許文献1】Leslie, I他、「メディカルケアのためのモバイル通信(Mobile Communications for medical care)」、最終レポート、2011年4月21日

【非特許文献2】Ladeira D他、「戦略的応用課題バージョン3(Strategic Applications Agenda Version 3)」、最先端応用作業部会、2010年1月、www.emobility.eu.org

【非特許文献3】「無線によるヘルスケア-如何なる場所でもケアを行う新たなビジネスモデル(Healthcare unwired - new business models delivering care anywhere)」、PricewaterhouseCoopers 保険研究機関、2010年9月

20

【非特許文献4】Padilla他、「血圧の間接的推定器としての脈波伝播速度及びデジタル容積脈拍:健康ボランティアに対する試験的研究(Pulse Wave Velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers)」Cardiovasc. 英国、2009年9月、104~112ページ

【非特許文献5】X.F.Teng及びY.T.Zhang、IEEE EMBS、メキシコ、カンクン、2003年9月、17~21ページ

【非特許文献6】Reisner他、「循環監視における光電式容積脈波の有用性(Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring)」Anesthesiology 2008年、第108巻、950~958ページ

30

【非特許文献7】Al Jaafreh、「1回拍出量を変化させた心拍数の影響により平均血圧を推定するための新たなモデル(New model to estimate mean blood pressure by heart rate with stroke volume changing influence)」、第28回IEEE EMBS 国際会議議事録、2006年

【非特許文献8】Azmal他、「光電式容積脈波記録法信号を使用した酸素飽和レベルの連続測定(Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography signal)」、生物医学及び薬品製造工学に関する国際会議、2006年、504~507ページ

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明

本発明の第1の態様では、ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置(以下、「PHHCD」)に一体化された信号取得装置を備えた個人用ハンドヘルドモニタ(以下、「PHH

50

M」)を提供する。

【0013】

本発明のPHHMは、通常の成人が片方の手を使用してPHHMを保持し、もう片方の手を使用してデータの入力又は検索を行うことにより容易に操作できるようなサイズ及び重量でなければならない。PHCDは、WiFi又は無線電話接続などの通信機能を含むことが好ましい。

【0014】

「一体化」とは、信号取得装置及びPHCDが単一の物理ユニットを形成することを意味し、この場合、信号取得装置及びPHCDは、いずれかを動かした時にも一定の関係を保持する。全ての電氣的接続はPHHM内に設けられる。

10

【0015】

取得される信号は、アナログであっても又はデジタルであってもよく、アナログの場合には、後でPHCDのプロセッサによって解析できるように、又はPHCDがインターネット又はその他のデータ通信手段を用いて通信する遠隔データ処理施設によって解析できるようにデジタル形式に変換することができる。

【0016】

信号取得装置が一体化されたPHCDは、通常の成人が片方の手を使用して装置を保持し、もう片方の手を使用してデータの入力又は検索を行うことにより容易に操作できる携帯電話、タブレットコンピュータ、PDA又は他のいずれかのコンピュータ装置とすることができる。

20

【0017】

本発明は、証明済みの技術原理を新規の実装と組み合わせることにより医療技術とPHCD技術を融合して、PHHMのユーザがPHHMを使用することのみにより個人健康データの測定結果を取得できるようにするPHHMを創出する。必要に応じて、ユーザは、これらの測定結果を他の関係者に伝えることもできる。

【0018】

信号取得装置がPHCDに一体化されているので、本発明のPHHMの使用は、上述した研究論文に記載されているシステムの使用と比べて大幅に改善される。信号取得装置は、その携帯性を低下させることなくPHCDに一体化されるほど十分に小型でなければならず、PHCDのディスプレイ及びバッテリーなどのPHCDのインフラを利用できるので、低所得国又は新興国のほとんどのユーザにとってあまりに高価な、先進国のユーザさえも思いとどまる多くの既知の医療装置よりも大幅に安価になる。信号取得装置は、マイクロエレクトロニクス技術を利用して、PHCDに一体化された信号取得装置がユーザにとって普遍的かつ個人的になり得るレベルまでサイズ及びコストを削減する。

30

【0019】

信号取得装置は、ユーザの身体の1又はそれ以上の部分に接触又は非常に近接している間に信号を取得するようになっていたことが好ましい。具体的には、信号取得装置は、その少なくとも一部が以下に示すものと接触している間に信号を取得するように構成することができる。

- ・ ユーザの1本又はそれ以上の指、特に1本又はそれ以上の手指
- ・ 頸動脈付近の皮膚
- ・ ユーザの胸部、有利には心臓近く、及び/又は、
- ・ ユーザの耳又は口の内部

40

【0020】

信号取得装置は、個人的健康状態に関して有用なパラメータの測定結果を得るために使用できる信号を取得するための1又はそれ以上のセンサを含む。1又はそれ以上のセンサは、血圧、脈波伝播速度、血圧波形、体温、血中酸素分圧、心電図、心拍数及び/又は呼吸数に関する信号を取得するためのものであることが好ましい。信号取得装置は、上述のパラメータのうちの一つよりも多くのパラメータの測定結果を導出できる信号を取得するためのセンサを含むことができる。信号取得装置は、例えば、血圧測定、光電式容積脈波

50

記録法及び脈波伝播速度測定のうち1又はそれ以上を使用して血圧の測定結果を導出できる信号を取得するための1又はそれ以上のセンサを含むことが好ましい。

【0021】

本発明のPHHMは、以下のセンサ及び手段のうち1又はそれ以上を含むことができる。以下では、これらのセンサ及び手段の特に好ましい組み合わせも示す。

【0022】

温度センサ

信号取得装置は、局所体温（すなわち、センサを身体に適用した場所に近い温度）の測定結果をPHHCDのプロセッサによって導出できる信号を取得するための温度センサを含むことができる。信号取得装置は、周囲温度の測定結果をプロセッサによって導出できる信号を取得するためのセンサも含むことが有利である。このセンサは、局所体温の測定に関連して使用するものと同じセンサであっても、又は別個のセンサであってもよい。プロセッサは、温度センサによって取得した信号からユーザの中核体温を導出するようになっていることが好ましい。

10

【0023】

周知のように、表面の温度は、その表面からの熱放射を測定することによって推定することができる。通常の体温では、この放射は遠赤外波長に集中する。この放射はボロメータによって検出することができ、この場合、入射放射線によって対象が加熱され、その温度が、対象の抵抗の変化を検出することにより直接的に、或いは熱電対、サーミスタ又はその他の同様の装置を使用して間接的に測定される。その視野は、レンズ又は窓によって定めることができる。温度センサは、この技術を使用する既存の医療装置と同様に、耳の内部からの又は前頭部の側頭動脈からの放射を受け取ることができる。

20

【0024】

温度センサは、ユーザが電話を掛けているか否かに関わらずユーザの耳の温度を検知できるように位置決めされることが好ましい。或いは、PHHMが行う血圧測定などの他のいずれかの測定を行うべき身体部分の表面温度を測定できるように温度センサを位置決めすることもできる。

【0025】

或いは、ユーザが身体部分又は例えばユーザの衣服の項目などの他の選択項目の温度を検知できるようにPHHMを操作することによって温度センサの方向を合わせることができるように温度センサを配置することもできる。この場合、PHHMのプロセッサは、周囲温度を示す信号を導出するようになっており、及び/又は体温及び周囲温度を示す信号が得られるようにPHHMの方向を合わせるための命令をユーザに与えるようになっている。

30

【0026】

或いは、ユーザの手指の1本に接触させることができる、或いはユーザの耳又は口内に挿入できるアーム上に温度センサを配置することもできる。このアームは、信号取得装置上の適所に固定することができ、又は未使用時に後退できるように伸展位置と後退位置の間で可動とすることもできる。このアームは、その伸展位置と後退位置の間で枢動又は摺動可能とすることもできる。

40

【0027】

信号取得装置は、異なる場所の温度を検知するための複数の温度センサを含むこともできる。

【0028】

温度センサは、例えば、食品、家庭内暖房システム又はワインなどの他の項目の温度の測定に使用することもできる。

【0029】

電気センサ

心臓は、皮膚上で検出できる電気信号がトリガーとなり、これが心電図（ECG）の基準である。心電図の単純版では、2つの別個の身体部分間の電位差を測定することにより

50

、心拍を開始する電気信号が生じた時点を検出することができる。適切な電子処理により、各開始信号の発生時点を数ミリ秒内まで測定することができる。

【0030】

信号取得装置は、互いに電氣的に絶縁されているがユーザの2つの異なる身体部分に接触できる2つの電極を有する電気センサを含むことができる。これらの2つの電極は、ユーザの両手の1本の指に接触できることが好ましい。電気センサの電極の一方は、血流閉塞手段（下記参照）のボタン、パッド又はストラップに付随することが好ましい。他方の電極は、PHHMの単独部品上に位置する。この他方の電極は、パッドの手動膨張（下記参照）に使用されるレバーが存在する場合には、このレバーに付随することができる。パッドには、マイクロピラミッドのアレイなどの、良好な電氣的接続を与える表面が構成されることが好ましい。

10

【0031】

電気センサにより取得される信号は2つの電極間の電位差の尺度であり、この電位差は2つの異なる身体部分間の電位差に関連することが好ましい。PHHCDのプロセッサは、電気センサからの信号を増幅し、必要に応じて、増幅前、増幅中又は増幅後に信号を濾波するようになっていることが好ましい。プロセッサにより生成される増幅濾波信号は、一般に添付図面の図1に示す形を有し、この図ではx軸が時間を表し、y軸が電位差を表す。図1の矢印は、電気信号が心臓を刺激して心収縮を開始した時点を示す。

【0032】

血流閉塞手段

20

信号取得装置は、ユーザの身体の一部を通る血流を制限又は完全に遮断するための血流閉塞手段と、血流閉塞手段によって又は血流閉塞手段に対して加わる圧力を求めるための圧力センサとを含むことができる。従来は血流閉塞手段は、身体部分を取り囲む膨張式カフである。

【0033】

信号取得装置は、後述する血流閉塞手段、すなわちボタン、液体充填パッド及びストラップのうちの1つを含むことが好ましい。これらの手段は、いずれもつま先又は指などの身体部分、好ましくは指に押し付けることによって使用することができ、この身体部分を通る動脈血流は、身体部分の片側のみに加わる圧力の影響を受け、逆もまた同様である。

【0034】

閉塞の度合いは、後述する振動測定法により、又は血液光センサからの信号の解析により検出することができる。

30

【0035】

ボタン

血流閉塞手段は、身体部分に押し付けられるボタンを含むことができる。このボタンはプレートの一部であり、このプレートの一部はプレートの残り部分とは無関係に動くことができ、力センサに接続されることが好ましい。力センサは、ボタンに加わる力を測定するが、ボタンが動ける距離を最小化されている。通常、このプレートは、典型的には5mm直径の円形ボタン又は同じ面積の非円形ボタンを備えた10mm×20mmのものである。身体部分の力を受けた時にボタンが動く距離は0.1mm以下であることが好ましい。

40

【0036】

このボタンを身体部分に押し付けると、この身体部分内に圧力が生じる。ボタンに接する身体部分は、身体部分内の圧力にボタンの面積を乗じた力とほぼ等しい力でボタンを押し返す。この力を測定することにより、PHHMは、身体部分内の圧力を正確に推定することができる。

【0037】

信号取得装置は複数のボタンを含むことができ、これらの各々は別個の力センサに接続される。

【0038】

50

## 液体充満パッド

血流閉塞手段は、ユーザの身体の一部、特に指、好ましくは手指の片側を押し付けて、この身体部分を通る血流を閉塞させることができる液体充満パッドと、パッド内の圧力を示す信号を供給するための圧力センサとを含むことができる。このパッドは、PHHMのノッチ内に位置することが好ましい。使用時には、身体部分をパッド上に押し付けることにより、又は身体部分上にパッドを押し付けることにより、パッドに圧力を加えることができる。

### 【0039】

パッドを空気で満たした場合、パッド内に生じる過剰圧力を防ぐための手段を設けることが必要になり得る。この過剰圧力は、例えば、温度の高い場所に装置が放置され、熱により圧力が過度に上昇した場合に生じ得る。この過剰圧力防止手段は、所定の圧力でパッドから大気にガスを放出するように開く弁を含み、この所定の圧力は、パッド及び放出されたガスを交換するためのポンプの最大許容圧力（通常は約300mmHg）であることが好ましい。このポンプはピストン及びシリンダを含むことができ、或いはダイアフラム及びチャンバを含むことができ、ピストン又はダイアフラムは、ユーザの操作又は電力によって動作することができる。PHHMは、信号取得装置上にヒンジ式又は摺動式のカバーを有し、このカバーは、カバーを開いて装置を使用可能にすると、このカバーがピストン又はダイアフラムを圧迫して、パッドを再び膨張させるのに十分な圧力を生じるように構成されることが好ましい。ポンプは2つの弁、すなわちパッド内にガスが入るようにする一方向弁と、パッドの最小作動圧力（通常は約50mmHg）である所定の圧力でポンプから大気にガスを放出するように開く弁とを有することが好ましい。

### 【0040】

パッド内に存在するガスの容積を最小化して、圧力変化の検出感度を最大化することが有利である。一方向弁を使用する場合には、弁をパッド及び圧力センサの近くに配置すべきである。

### 【0041】

この防止手段を組み込むさらなる利点は、スローリークが生じても装置が動作し続ける点である。これにより装置の信頼性が高まる。

### 【0042】

## ストラップ

さらなる代替例では、血流閉塞手段が、ユーザの身体の一部、特に指、好ましくは手指の片側を押し付けて、この身体部分を通る血流を閉塞させることができるストラップと、ストラップに加わる圧力を示す信号を供給するための力センサとを含むことができる。

### 【0043】

このストラップは、PHHMのノッチ内に配置されることが好ましい。使用時には、身体部分をストラップ上に押し付けることにより、又は身体部分上にストラップを押し付けることにより、ストラップに圧力を加えることができる。

### 【0044】

ストラップは、非伸長性であっても、又は伸長性であってもよい。

### 【0045】

ストラップは、非伸長性の場合、PHHM内のノッチを横切って両端を固定して取り付けることができる。この配置では、圧力センサが、ストラップの取り付け箇所に加わる力を測定するようになる。

### 【0046】

或いは、非伸長性ストラップをノッチの片側の車軸上に取り付け、ノッチの他方の側に固定して取り付けることもできる。この配置では、ストラップが車軸の周囲を回転した範囲を測定することにより、ストラップに加わる圧力を測定することができる。展開に対しては、車軸上のトルクばね又は線形ばねによって抗することができる。

### 【0047】

さらなる代替例では、非伸長性ストラップの各両端を、PHHM内のノッチの両端に配

10

20

30

40

50

置された車軸上に取り付けることができる。この配置では、ストラップが各車軸の周囲を回転した範囲を測定することにより、又は電気抵抗などのストラップの物理的特性を測定することにより、ストラップに加わる圧力を測定することができる。

【0048】

ストラップは、伸長性の場合、PHHMのノッチを横切って両端を固定して取り付けることができる。この配置では、圧力センサが、ストラップの長さ又はストラップの引張の増加を測定し、又は電気抵抗などのストラップの物理的特性を測定して、ストラップに加わる圧力に関する信号を供給することができる。

【0049】

ストラップを使用する場合、PHHMは、より正確に圧力測定を行えるように、ストラップに接触する身体部分の直径を示す信号を供給するための手段を含む。この手段は、ユーザが測定した直径を、例えば別個のゲージ又はPHHMに設けられる巻き尺又は一連の目盛を付けた切欠きなどのあらゆる便利な手段を用いて入力できるようにするキーパッド又はタッチ画面、有利にはPHHCDの標準キーパッド又はタッチ画面とすることができる。

10

【0050】

しかしながら、この手段はストラップ自体に付随し、ユーザ入力を伴わずに信号を供給することが好ましい。例えば、ストラップは、内蔵された1又はそれ以上の光ファイバーと、この(単複の)光ファイバーに光を注入するための、(単複の)光ファイバーの一端における光源と、到達してくる光を検出するための、(単複の)光ファイバーの他端における光検出器と、(単複の)光ファイバーを通過する際の光の減衰を測定するための手段とを含むことができ、減衰の度合いはストラップの曲率に関連し、この曲率はさらに直径に関連する。或いは、ストラップが2つの層を含むこともでき、信号取得装置は、各層の長さを測定するための手段を含み、2つの層の相対的長さは直径に関連する。さらなる代替例では、信号取得装置が、ノッチの底部と、ノッチの底部に最も近いストラップの地点との間の距離を示す信号を供給するための近接検出器などの手段を含むことができ、プロセッサは、これらの信号及びストラップの長さに基づいて身体部分の直径を計算するようになっている。

20

【0051】

光電式容積脈波記録法(PPG)のための血液光センサ

30

PPGを使用するパルス酸素濃度計は、1980年代から市販されている。これらを使用して、動脈血中の酸素化の度合いを推定する。身体部分に向けて赤色光及び赤外光を伝送する。赤外光は、非酸素化血液よりも酸素化血液の方に強く吸収され、赤色光は、酸素化血液よりも非酸素化血液の方に強く吸収される。心収縮中の赤外吸収の変化は、酸素化血液の量の尺度である。心収縮間の赤色光吸収のレベルは、照明されている総血液量の尺度であり、較正に使用される。

【0052】

信号取得装置は、PPGセンサを含むことが好ましい。PPGセンサは、1又はそれ以上の光センサを使用する。この(単複の)光センサを、伝送又は散乱測定を行うように構成することができる。伝送モードでは、光センサが、身体部分内に光を伝送するように構成された1又はそれ以上の発光体と、これらの(単複の)発光体からこの身体部分に伝送された光を検出するように構成された1又はそれ以上の光検出器とを含む。散乱モードでは、光センサが、身体部分に向けて光を伝送するように構成された1又はそれ以上の発光体と、これらの(単複の)発光体からの、身体部分により散乱された光を検出するように構成された1又はそれ以上の光検出器とを含む。散乱モードでは、(単複の)光検出器が(単複の)発光体の近くに配置されることが好ましい。

40

【0053】

いずれの場合にも、(単複の)光センサは、2又はそれ以上の波長の光の発光及び検出を行うようになっていることが好ましい。2つの選択された異なる波長の光を発光するようになっている単一の多重発光体、又は少なくとも2つの発光体が存在することができ、

50

これらの各々は、選択された異なる波長の光を発光するようになっている。(単複の)発光体のいずれかの代替例の場合、1つの代替例では、選択された波長の光を検出できる1つの多重光検出器が存在する。別の代替例では、各々が選択された異なる波長の光を検出するようになっている2又はそれ以上の光検出器が存在する。

【0054】

波長の1つは、脱酸素化血液よりも酸素化血液の方に強く吸収されるように選択されることが好ましい。好適な波長は940nmである。別の波長は、酸素化血液よりも脱酸素化血液の方に光が強く吸収されるように選択される。好適な波長は660nmである。

【0055】

信号取得装置は、(単複の)発光体から光が発光されていない時に(単複の)光検出器から信号を取得するようになっていることが好ましい。これにより、第1の、及び使用する場合には第2の波長で取得される信号のさらなる較正が可能になる。

10

【0056】

添付図面の図2に、酸素化血液信号(上の線)、脱酸素化血液信号(真ん中の線)及び周囲光信号(下の線)の変化を概略的に示す。

【0057】

血液光センサは、グルコース、アルコール、ヘモグロビン、クレアチニン、コレステロール及び違法な又は別様に禁止されている物質を含む刺激剤又はその他の薬物などの血中検体の濃度を測定するようにさらに構成することができる。検体の吸収スペクトルが血中の他の物質のスペクトルに類似する場合には、これらの測定が困難である。信号取得装置は、後述する技術の1つ又はそれ以上を使用して吸収分光法の感度及び選択性を高めるように設計することができる。

20

【0058】

第1の技術は、異なる吸収を使用することである。身体部分に向けて光ビームを伝送し、この伝送される又は散乱する光を2つの検知セルに分割する。一方(対照セル)は、通常血中に十分な量で存在する化学種の混合物を含み、対象検体を含まない。実際には、この対照セルは水しか含まないこともできる。他方(サンプルセル)は、同じ混合物、及び検体を含む。或いは、対照セルを除外し、サンプルセルに検体のみを満たすこともできる。或いは、検体が周囲条件下でガス状になり得る場合、このガス状の検体を含む単一のサンプルセルに光ビームを通過させて、このセル内の圧力を変調させることもできる。

30

【0059】

光ビームの強度は、身体部分が存在しない状態で対照セルを通過した後、及びこれとは別にサンプルセルを通過した後、及び同様に身体部分が存在する状態で各セルを通過した後などの複数の条件下で測定することができる。或いは、光ビームがセルを通過した時と、光ビームがセルを通過しなかった時との両方において、やはり身体部分が存在する状態と存在しない状態とで光ビームの強度を測定することもできる。別の代替例では、身体部分が存在する状態及び存在しない状態で、セルの圧力の関数として強度を測定することができる。

【0060】

光ビームの強度は、例えば切り替えにより、測定システムが周囲光を補正できるように変調させることができる。光ビームは、低コスト技術を使用しながら検体と存在する他の化学種との差別を最大化できるように選択された幅広い光学スペクトルを有する。例えば、検体がグルコースである場合、この検体は近IR領域に存在し得る。

40

【0061】

これらの各事例では、光ビームが対照セルを通過した時とサンプルセルを通過した時の強度差が、身体部分内の検体による吸収量の尺度になる。血中の検体濃度に対する選択性をさらに高めるには、PPG信号を使用して、心収縮により動脈が拡張する時点を特定することができる。この時点での吸収の変化は、この身体部分におけるさらなる血液量によってのみ生じる。このさらなる血液量もPPG信号から推定される。

【0062】

50

## 音響センサ

PHHMは、心拍によって生じる音に関する信号を取得するための音響センサを含むことができる。この音響センサは、単独のマイク、受振器又は振動センサであってもよく、又は音声を受け取るために標準的な携帯電話又はタブレットコンピュータに備えられるマイクであってもよく、或いは動脈閉塞中における身体部分の圧力を測定するために使用される力センサ又は圧力センサであってもよい。PHHMのプロセッサは、音響センサにより取得した信号を処理して心拍の時点を判断するようになっていることが好ましい。

### 【0063】

添付図面の図3に、音響センサが取得すると思われる心臓の鼓動リズムの典型的な波形を示す。2つの連続パルスを示している。信号は、振幅包絡内の音声信号で構成される。

### 【0064】

## 動きセンサ

PHHMは、信号取得装置を配置したユーザの身体部分の位置を検出するようになっている動きセンサを含むこともできる。PHHMのプロセッサは、この動きセンサからの信号を圧力センサからの信号に相関付けて血圧測定の較正を可能にするようになっていることが好ましい。PHHMのプロセッサは、このような較正を行えるように身体部分を動かすための命令をユーザが聞こえるように又は見えるように発するようになっていることが好ましい。動きセンサは、PHHCDの既存の構成要素とすることができる。この動きセンサは、PHHCDの加速による慣性力又は高度による圧力変化を検出することもできる。

### 【0065】

## 超音波センサ

信号取得装置は、動脈の断面画像を形成するための、及び/又はドップラー干渉法を使用して動脈内の血液の流速を推定するための超音波センサを含むことができる。この超音波センサは、アレイを形成する個々の要素の組で構成することができる。

### 【0066】

## 個人データ入力手段

PHHMは、個人データ入力手段を含んで他の個人データを記憶するようになっていることが好ましい。個人データ入力手段は、キーボード又はタッチ画面であることが好ましく、PHHCDの標準キーボード又はタッチ画面であることが有利である。これらの手段により入力できるデータとしては、以下に限定されるわけではないが、身長、体重、胸囲、指の直径及び年齢を挙げることができる。

### 【0067】

## さらなるセンサ及び手段

PHHMは、例えば肥満度指数などの身体特性を測定するために、ユーザの身体に電気信号を与えるための手段、及びこれらの信号に応答して生成される信号を検出するための手段をさらに含むことができる。

### 【0068】

PHHMは、ユーザの指紋を採取するためのセンサなどの、ユーザの識別情報を導出できる元になる信号を取得するようになっているセンサを含むことができる。これにより、ユーザの健康に関する導出された測定結果が、このユーザに直接関連し得るものであることを保証できるようになる。このような識別情報センサは、血流閉塞手段のパッドに付随してもよく、又は電気センサの電極に付随してもよい。識別情報センサは、測定した医療指標を、識別されたユーザ以外のいずれかの人物のものとするのが不可能に近いように配置することができる。

### 【0069】

## データ解析

上述したセンサ及び手段を様々な組み合わせで使用して、様々な健康関連データの取得を可能にすることができる。PHHMは、温度センサ、電気センサ、血流閉塞手段、PPGのための血液光センサ、音響センサ、動きセンサ、超音波センサのうちの1つ又はそれ

10

20

30

40

50

以上を含むことができ、これらの少なくとも最初の4つを含むことが好ましい。以下の表に、センサ及び手段の好ましい組み合わせ、並びにこれらの組み合わせを用いて導出できる健康関連データの指標を示す。しかしながら、当業者には、他の組み合わせを使用してさらなる健康関連データを提供することもでき、本発明は、以下の表に示す組み合わせに限定されないことが明らかであろう。

健康関連パラメータ	測定技術	関連センサ	注記	
体温	ボロメータ法	温度センサ	ボロメータ法は成熟技術である。PHHMは、フィードバックを使用して、（例えば、耳の上を移動することにより）最も高い値、及び漸近値を推定して周囲を補正するために測定した変化を外挿するためのモデルを取得するようにユーザをガイドすることが好ましい。	
脈拍数	パルスのタイミング	電気センサ 圧力センサ 血液光センサ	電気センサからの信号は最も信頼度が高く時間が正確である。2つのセンサからの信号を解析して、データの確認及び精度の向上も行う。この解析は、血圧の場合と同様に、入手可能な全ての証拠に照らして最も可能性の高い値を求める。	
パルス不整脈	パルスのタイミング			
血圧（収縮期及び拡張期）	脈波伝播時間（PWTT）	電気センサ 血液光センサ 音響センサ 個人データ	脈波伝播速度（PWV）は、血圧の直接的な尺度である。電気センサは、パルスの開始時点を検出するために使用することができる。音響センサは、ユーザが最初に電気信号と心収縮開始の間の時間を測定するように装置を較正する際に使用することができる。PPGセンサは、パルスが指に到達する時間を検出するために使用することができる。個人データは、心臓からPPGセンサまでの経路長を推定するために使用することができる。	
	脈容量	血液光センサ	PPG信号の大きさは、動脈容積の変化の尺度であり、血圧に関連する。	
	血圧測定（閉塞）	圧力変動	圧力センサ	付加圧は、パッド内の圧力、或いはストラップ又はボタンに加わる力により測定される。血流量は、動脈容積の変化により引き起こされる圧力のわずかな変化によって検出することができる。
		光吸収	圧力センサ 血液光センサ	脈容量は外圧に依存し、拡張期末満の場合には影響を受けず、収縮期にはゼロまで低下する。
	パルスのタイミング	脈拍数として	脈拍数と血圧の間に相関関係がある。記録又は前の測定結果を含む個人のデータは、その関連性が増すことになる。	

10

20

30

40

実際の血圧は、5つの（又は利用可能なだけ多くの）別個の測定結果を組み合わせることにより推定することができる。この組み合わせは、単純な平均でなくてもよい。この処理では、脈拍間の変動を含む全てのデータを考慮するようにベイズ推定器などの技術を用いて、全ての利用可能な情報に照らして最も可能性の高い値を求めることができる。

血中酸素	PPG	血液光センサ	標準的PPG技術では、パルスが指に到達した時に、赤外吸収と可視吸収の測定結果を組み合わせる。	
脈波伝播速度	PWTT	血圧測定と同様		
呼吸サイクル	血圧及び脈拍に対する影響	血液光センサ	呼吸サイクルは、脈拍間隔の変化、平均血圧レベル及びPPG信号の大きさの形で表される。	実際の呼吸サイクルは、4つの（又は利用可能なだけ多くの）別個の推定値を組み合わせることにより取得することができる。
		電気センサ	呼吸サイクルは、脈拍間隔の変化の形で表される。	
血流量	呼吸サイクルの擾動	血液光センサ	ユーザに呼吸を止めるように命令することができる。血中酸素レベルは、測定点に達する酸素化血液が減少した後に低下し、呼吸を再開して酸素化血液が増加した後に再び上昇する。	

10

## 【0070】

この表は、光学センサの考えられる拡張から導出されたデータを分析して血中の検体濃度を測定することには触れていない。

20

## 【0071】

PHHMに含まれるセンサ及び手段の一部又は全部からの信号と、PHHCDの一部とすることができる他のセンサからの信号を組み合わせることに関するアルゴリズムを使用して、取得した信号を関連性のある健康関連データに変換し、或いは収縮期血圧及び拡張期血圧などの、推定される医療指標（「バイタルサイン」）の精度を高めることができる。それほど良く知られてはいないが医療専門家に認識されている、動脈壁硬化及び不整脈などのその他の医療指標を抽出することもできる。これらのモデルの一部又は全部はソフトウェアとしてコード化することができ、また信号処理のためにPHHM又は遠隔コンピュータにロードすることもできる。

30

## 【0072】

PHHMのプロセッサは、ユーザがPHHMを最適に使用できるようにするための可聴命令又は可視命令をユーザに与えるようになっていたことが好ましい。この場合、プロセッサは、この命令が対話式であり、信号取得装置が最良の位置に存在するかどうか、又は正しく使用されているかどうかを判断するために使用できる、信号取得装置から受け取った信号に基づくようになっていたことが好ましい。

## 【0073】

プロセッサは、複数の測定結果を採取し、これらの測定結果を全て関連付けて、より良い健康データの指標を提供するようになっていたことが好ましい。センサからのデータを分析する1つの考えられる構成については、表の後に説明している。

40

## 【0074】

体温

例えば、PHHMがユーザの耳に接しており、センサが最も温度の高い場所に向くようにPHHMを動かす場合、最大限の温度読み取りが行われるようにPHHMを動かすようユーザに命令するための可聴フィードバック又は視覚フィードバックを提供するようにPHHCDのプロセッサを構成することにより、中核体温の推定精度を高めることができる。

## 【0075】

温度センサは、耳などの温度を測定している身体部分をPHHMが覆うことができるようにPHHM内に位置決めされることが好ましい。この場合、使用時には、PHHMが存

50

在することにより通気が遮られるので、温度は中核体温に向かって上昇することがある。温度センサは、PHHC D内で音を再現するために使用するスピーカ又はその他の装置と併用し、又は組み合わせることができる。

【0076】

プロセッサは、数秒間にわたる測定温度を記録し、数学モデルを使用して予想平衡温度に外挿するようになっていいることが好ましい。

【0077】

PHHMのプロセッサは、温度センサからの信号を解析してユーザの中核体温を推定するように構成することができる。プロセッサは、解析を行って中核体温の傾向及びその他の導出される診断値情報を特定するようにさらに構成することができる。

10

【0078】

脈拍数

各脈拍の時間は、心収縮の開始を示す電気信号から求めることができ、また閉塞手段内の圧力センサ又は力センサに加わる圧力、及び存在する場合には光学センサ及び/又は音響センサにより検出される吸収ピークによって示される、装置を押し付けた身体部分に収縮期パルスが到達した時点からも求めることができる。

【0079】

これらのセンサの各々からの全てのデータとの適合性が最も高い平均脈拍数は、PHHC Dのプロセッサが演算するようになっていいる最適化数学アルゴリズムによって求められる。このアルゴリズムは、重み付けを用いた単純な最小二乗差分計算とすることができ、或いはベイズ推定器又はその他の最適化技術を使用して、最も可能性の高い推定を求めることもできる。

20

【0080】

不整脈

不整脈は、脈拍間隔の変化を示すために使用される用語である。このような変化のパターンは、有益な診断ツールである。

【0081】

この変化は、平均脈拍数を求めるために使用するデータと同じデータから、この場合も任意に最適化数学アルゴリズムを用いて取得することができる。

【0082】

血圧

血圧は、脈波伝播速度、脈容量、血圧測定及び脈拍数という4つの異なるタイプの根拠からのデータを組み合わせることにより推定することができる。血圧測定は、それ自体が2つの異なる測定結果から、すなわち圧力センサからの高周波数信号及び(単複の)血液光センサからの高周波数信号から導出される。ユーザの身長、体重、年齢及び性別などの外部データを利用することもできる。従って、最も信頼できる血圧推定を得るためには、ベイズ推定器などの最適化数学アルゴリズムを用いて5つの別個の測定結果及び複数のデータを組み合わせることができる。

30

【0083】

結果として得られる値は、身体部分の測定を行った位置の収縮期血圧及び拡張期血圧である。これらの信号からは、さらなる数学モデルを用いて他の診断情報を抽出することもできる。例えば、この解析により、上腕などの別の身体地点の血圧を計算して、従来のカフ式血圧計による測定結果と直接比較できるようにすることができる。この解析により、大動脈の圧力及び動脈硬化を計算することもできる。

40

【0084】

任意に、PHHMは、検査すべき動脈を検出するためのさらなる温度センサを含むこともできる。

【0085】

以下、血圧の各測定結果について説明する。

【0086】

50

## 脈波伝播速度

脈波伝播速度 (PWV) は、脈波伝播時間 (PWTT) から導出することができる。

### 【0087】

PWVを用いた血圧 (BP) の推定は、Padilla他によって (Padilla他、「血圧の間接的推定器としての脈波伝播速度及びデジタル容積脈拍：健康ボランティアに対する試験的研究 (Pulse Wave Velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers)」Cardiovasc. 英国、2009年9月、104~112ページ) 詳述されており、この文献は、1995年からの同様の主題に対する以前の研究、及び2000年におけるBP推定のためのその特定の使用をさらに参照する。この技術は、1999年2月2日付けの米国特許第5,865,755号に記載されている。この技術は、血液拍動が動脈に沿って移動する速度は動脈血圧の関数であるという所見に依存する。

10

### 【0088】

PHHMのプロセッサは、電気センサ及びPPGセンサから取得される信号からPWV推定を導出するようになっていることが好ましい。プロセッサは、電気センサからの信号を処理して、心収縮 (心臓の鼓動) の開始時間の指標を提供し、光センサからの信号を処理して、パルスが測定点に到達する時点を示す酸素化信号のピーク発生時点を求めるようになっている。これらの間隔は、パルスが心臓から測定点に伝わるのに要する時間 (PWTT) の尺度である。プロセッサは、典型的には手首又は手の端部で測定した場合に300msであるこの間隔に関連してBPを求めるようになっている。

20

### 【0089】

プロセッサは、電氣的開始信号と心臓による収縮開始との間の時間遅延、及び心臓と測定点の間の経路長という2つのさらなる情報を利用してPWVを推定するようになっていることが好ましい。

### 【0090】

プロセッサは、音響信号を解析して (無線信号における検出に類似する) 包絡を抽出し、自動的に設定された閾値を使用して心収縮の開始を示す時点を特定するようになっていることが好ましい。実際には、この包絡は、添付図面の図4に示すように、背景及びピークからの規定されたわずかな変化とすることができ、図中、垂直矢印は、心臓が生理的電気開始信号に反応して心収縮を開始した時点を示す。通常、この時点は、電気開始信号の数十ミリ秒後である。或いは、プロセッサは、曲線を波形に一致させて、よりロバストな推定を行うようになっている。

30

### 【0091】

或いは、頸動脈及び指などの2つの異なる身体部分へのPWTTを測定することによって時間遅延を推定することもできる。その後、心臓からこれらの2つの異なる身体部分までの経路長の典型的割合の知識から時間遅延を求めることができる。

### 【0092】

PHHMは、この時間遅延を不揮発性メモリに記憶するようになっていることが好ましい。時間遅延は、測定時に自動的に記憶することも、或いはキーボード又はタッチ画面、有利にはPHHCDの標準キーボード又はタッチ画面を用いたユーザ入力によってメモリに入力することもできる。

40

### 【0093】

PHHMは、心臓と測定点との間の経路長に関連する値を不揮発性メモリに記憶するようになっていることが好ましい。この値は、キーボード又はタッチ画面を用いたユーザ入力によってメモリに入力することができる。入力する値は、正確な長さの尺度であっても、或いはユーザの身長などの実際の長さにはほぼ比例する値であってもよい。

### 【0094】

脈容量

50

脈容量は、血液光センサ ( P P G ) から導出することができる。 B P を推定するための P P G の使用は、 I E E E E M B S 、メキシコ、カンクン、2003年9月、17~21ページにおいて、 X . F . T e n g 及び Y . T . Z h a n g によりレポートされている。この基礎技術は、1992年8月25日付けの米国特許第5,140,990号の主題である。心収縮中における赤外吸収の変化は、被照明中の動脈容積の変化の尺度であり、動脈内圧力に関連する。

【0095】

ピーク下の総面積解析などの、心収縮中における吸収ピークの形状解析からさらなるデータを導出することもできる。

【0096】

酸素化血液の信号に関しては、 P H H M のプロセッサは、ピーク下の面積、その半分の高さの幅、並びに肩の高さ及び幅などの曲線形状から、直接的な及び反射された圧力波の相対的振幅及びタイミングなどの血流特性を導出するようになっていくことが好ましい。任意に、 P H H M のプロセッサは、これらの割合を計算して、身体部分に対する照明及び位置の変化の影響を低下させるように構成することができる。これらの割合を使用して血流特性を特徴付けることができる。

【0097】

P H H M のプロセッサは、 P P G センサからの信号を解析して、測定点における収縮期及び拡張期血圧を直接的に推定するようになっていくことが好ましい。

【0098】

血圧測定 ( 動脈閉塞 )

血圧測定は、100年以上にわたって使用されている B P 測定の成熟技術である。内部を動脈が走っている身体部分の周囲をカフで覆って可変的な外圧を加える。この圧力により動脈の断面が収縮して、心収縮中における血流を制限する。

【0099】

従来、血圧測定は、身体部分を取り囲むカフを用いて行われ、血流が停止する圧力までカフを膨張させた後にゆっくりと圧力を解放する。収縮期 B P は、血流を完全に閉塞させる最小圧を求めることによって測定される。拡張期 B P は、全く閉塞を引き起こさない最大圧を求めることによって測定される。従来、血流は、熟練した開業医が聴診器を用いて血液が流れる音 ( コロトコフ音 ) を聞くことにより検出される。

【0100】

自動血圧計は、血流によるカフ内の圧力の変動を検出すること ( 振動測定法、例えば、 F r e e s c a l e A p p l i c a t i o n N o t e A N 1 5 7 1 、 「 デジタル血圧計 ( D i g i t a l B l o o d P r e s s u r e M e t e r ) 」 を参照 ) 、又は任意に皮膚のわずかな動きを検知することにより血流を検出する。これらの変動の大きさは、閉塞度合いの指標である。最近では、血圧測定と脈容量測定を組み合わせることにより P P G が使用されている ( R e i s n e r 他、 「 循環監視における光電式容積脈波の有用性 ( U t i l i t y o f t h e P h o t o p l e t h y s m o g r a m i n C i r c u l a t o r y M o n i t o r i n g ) 」 A n e s t h e s i o l o g y 2008年、第108巻、950~958ページを参照 ) 。

【0101】

信号取得装置は、上述した3つの閉塞手段、すなわち液体充満パッド、ストラップ又はボタンのいずれか1つを使用することができる。信号取得装置は、圧力変動及び脈容量測定の両方を使用して収縮期圧及び拡張期圧を測定する。

【0102】

従来の血圧測定とは異なり、任意の順序で或る圧力範囲において血流を検出してそのデータを既知の数学的方程式に適合することができる。プロセッサは、この数学的方程式にぴったりと適合するほど十分に広い範囲の圧力をカバーするように、身体部分に加わる力を変化させるための可聴命令又は可視命令をユーザに出すようになっていくことが好ましい。例えば、ユーザが、上述したボタン、ストラップ又はパッドを、心収縮中に血管を完

10

20

30

40

50

全に閉塞させるほど十分に強く押し付けなかった場合、必要なデータを取得できるようにこれらの閉塞手段をより強く押し付ける（逆もまた同様）ようにユーザに命令を出すよう装置をプログラムすることができる。

#### 【0103】

この能力は、閉塞手段に加わる圧力を明らかにランダムにすることができる。血圧モニタの実施時には、ユーザは、上述したボタン、パッド又はストラップに加わる圧力をランダムに変化させることができる。しかしながら、血流センサからのデータを、ボタン、パッド又はストラップの圧力センサからの信号に相関付けて、測定したデータを、流量と圧力の間の既知の理論的關係に適合させることもできる（例えば、Reisner（「循環監視における光電式容積脈波の有用性」、Anesthesiology 2008年、第108巻、950～958ページ）の954ページに示されているモデルを参照）。

10

#### 【0104】

##### 脈拍数

脈拍数は、単独で測定し、血圧の指標として使用することができる。Al Jaafreh（「1回拍出量を変化させた心拍数の影響により平均血圧を推定するための新たなモデル（New model to estimate mean blood pressure by heart rate with stroke volume changing influence）」、第28回IEEE EMBS国際会議議事録、2006年）は、「心拍数（HR）と平均血圧（MBP）の關係は非線形である」と結論付けている。この論文には、1回拍出量の許容がその非線形性の一部をいかに補償できるかがさらに示されている。1回拍出量は単独で推定され（以下を参照）、個人データを使用することもできる。

20

#### 【0105】

##### 血中酸素

血液光センサは、PPGを使用して血中酸素レベルを推定することができる。2つの波長における測定された吸収から、少なくとも4つの変数を導出することができる。これらの変数は、収縮期及び収縮期間の各波長における検出信号の振幅である。図2の矢印は、これらから導出できる値の1つを示しており、ピークの高さは、収縮期における酸素化血液信号の変化に対応する。これらの4つの値を分析して血液の酸素化を推定できることが実証されている（例えば、Azmal他、「光電式容積脈波記録法信号を使用した酸素飽和レベルの連続測定（Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography signal）」、生物医学及び薬品製造工学に関する国際会議、2006年、504～507ページを参照）。

30

#### 【0106】

##### 脈波伝播速度

脈波伝播時間は、上述したように測定して脈波伝播速度の推定に変換することができる。この情報は、特に本発明の信号取得装置から取得できる他の全てのデータと共に考慮した場合、熟練した開業医にとって直接診断する価値がある。

#### 【0107】

##### 呼吸サイクル

呼吸サイクルの状態は、以下の本発明により測定可能なデータセットのいくつかから検出することができる。

- ・ 脈拍数（電気センサ及び血液光センサによって測定、上記参照）
- ・ 平均血圧（上記参照）、及び
- ・ 収縮期パルスの振幅（PPGによって測定、上記参照）。

これらの全ての測定結果を、ベイズ推定器などの最適化数学アルゴリズムを用いて組み合わせ、呼吸サイクルの振幅及び位相についての最も信頼できる説明を取得することができる。

40

#### 【0108】

50

## 血流量 / 心拍出量

パルス毎に心臓が拍出する量は、超音波走査を用いて従来通りに測定される。大動脈の断面積は、ドップラー偏移からの画像及び流量から推定される。この技術は、成熟した安価な技術ではあるが、診察室でしか利用できない。

### 【0109】

超音波が容易に利用可能になる前は、便利かつほぼ非侵襲性の技術は、血液が身体を循環するのに要する時間を推定することであった。この時間は、脈拍数及びパルス毎に拍出される量に関連する。この技術では、味は濃いものの無害な化学薬品を使用して腕の静脈に注入し、化学薬品が患者の舌に到達して味が分かるようになるまでの時間を測定していた。

10

### 【0110】

本発明は、呼吸サイクルに摂動を与えることにより同様の測定を可能にする。PHHC Dを、ユーザに息を止めるように命令するよう構成することができる。肺内の酸素レベルが低下し始め、これと共に肺内の血液の酸素化が低下する。この血液が、測定中の身体地点に達すると、血中酸素レベルの低下が確認される。この時間間隔は、経路長に関する想定される又は入力されたデータと組み合わせた場合、流速の尺度になる。その後、PHHC Dは、再び呼吸を開始するようにユーザに命令し、再び血中酸素レベルが上昇し始めるのに要する時間を測定することもできる。

### 【0111】

## 遠隔データ処理

PHHMは、上述した「バイタルサイン」の一部又は一部の組み合わせ又は全部の測定を、外部データ処理を全く伴わずに行って表示することができる。PHHC Dのインターネット、携帯電話ネットワーク又はその他の通信手段に接続する通信能力を用いて、外部データ処理によりさらなる特徴及び精度の向上をもたらすこともできる。

20

### 【0112】

本発明による各PHHMは、一意の不変的な電氣的に読み出し可能な識別子を有することが好ましい。この識別子は、製造中又は試験中に与えることができる。さらに、各PHHMは、これらの装置に特有の方法で測定データを暗号化するための回路を含むことが好ましい。

### 【0113】

本発明の1つの実施形態では、PHHC Dが、PHHMを最初に使用する際にこの一意の識別子を読み出し、インターネットを介してこの識別子を遠隔セキュアデータサービス(RSDS)に伝送する。RSDSは、PHHMからデータを抽出するのに必要なソフトウェア、校正データ及び暗号解読キーをPHHC Dにダウンロードする。この方法は、信号取得装置の正しい校正を確実にする信頼性の高い方法であり、PHHC D内にPHHMを組み込んで最終試験を行うのに必要な時間を最小化する。PHHC Dは、例えば視覚ディスプレイを介して、又は聞き取れるように、測定データを直接ユーザに通信するようにさらにプログラムされることが好ましい。この通信は、視覚ディスプレイを介したものであることが好ましい。必要に応じて、プロセッサは、ディスプレイが(単複の)測定パラメータだけでなく(単複の)測定パラメータの傾向も示すようにプログラムすることができる。

30

40

### 【0114】

任意に、ソフトウェアに期限を持たせて、一定期間後にRSDSによってこのソフトウェアを再確認することをユーザに要求することもできる。任意に、能力の一部又は全部を有効にためのライセンス料を支払うようにユーザに要求することもできる。

### 【0115】

或いは、RSDSが、暗号解読キー及び校正データを保持することもできる。PHHC Dは、暗号化された未加工データを解析のためにPHHMからRSDSに伝送する。その後、RSDSは、暗号解読した校正データをさらなる処理のために戻してユーザに表示する。

50

## 【0116】

RSDSは、測定データのさらなる処理を行って、より高い精度を取得し、或いはさらなる診断又は指標データを導出することができる。これらのデータは、ユーザに表示するためにPHHCDに再送することができる。

## 【0117】

RSDSは、取得した信号又は導出した測定結果を、例えばユーザのコンピュータシステム、臨床医のコンピュータシステム、ヘルスケアプロバイダのコンピュータシステム又は保険会社のコンピュータシステムなどの遠隔位置に伝送し、これらの取得した信号又は測定した結果を、例えばより正確な分析が行われるように、或いは分析結果が自動的に、又は熟練した医師により解釈されるように遠隔的に処理できるようにPHHCDをプログラムすることもできる。プロセッサをこのようにプログラムする場合、上述のようにこのような解析の結果を受け取ってこのような結果をユーザに表示するようにプロセッサをプログラムすることもできる。

10

## 【0118】

また、RSDSは、(「apps」として公知の)サードパーティアプリケーションがPHHMからのデータにアクセスするのを許可するようにPHHCDをプログラムすることもできる。このような許可には、ライセンス料の支払い又は関連する規制当局が承認したアプリケーションを適用することができる。

## 【0119】

PHHCDは、導出した(単複の)測定結果、このような正常動作範囲、又は動作の推薦に関する情報を提供するようにプログラムすることもできる。

20

## 【0120】

RSDSは、PHHMからの多くの測定結果を記憶し、傾向及びその他の導出された情報をユーザのために解析するサービスを提供することができる。データに何らかの大きな変化が生じた場合には、このサービスを自動アラートサービスに関連付けることができる。また、これらの信号又は測定結果を匿名化して本発明のPHHMのグループ又は全てから収集し、これらを研究目的で使用できるようにすることもできる。

## 【0121】

物理的構造

PHHMには、上述したような複数の異なるセンサ及び手段を組み込むことができる。これらのセンサ及び手段は、単独で、或いは2又はそれ以上のセンサを任意に組み合わせる組み込むことができる。例えば、パッド、ストラップ又はボタンによって加えられた、或いはパッド、ストラップ又はボタンに対して加えられた圧力を測定するためのセンサと、圧力が加わった身体部分の血流を測定するための光センサと、脈拍数を測定するための電気センサとの組み合わせは、血圧を求めるためのデータの精度を高めるために特に有用である。PHHMは、1又はそれ以上の特定用途向け集積回路(ASIC)、1又はそれ以上の微細加工測定システム(MEMS)、及び/又は発光体及び/又は光検出器を一体化することが好ましい。この要素は、単一パッケージ内の別個のシリコン素子として一体化することができ、或いはこれらの一部又は全部を1又はそれ以上のシリコン素子に組み込めることが好ましい。このような一体化により、コストの削減、信頼性の向上、サイズ及び質量の低減、並びに消費電力の削減を含む複数の利点をもたらされるようになる。

30

40

## 【0122】

PHHMは、較正及び動作のためにPHHCDのその他の機能を利用することが好ましい。

## 【0123】

以下、添付図面を参照しながら本発明の4つの実施形態をほんの一例として説明する。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0124】

【図1】電気センサにより取得される一般化した増幅濾波信号を示す図である。

【図2】PPGセンサから取得される酸素化血液信号(上の線)、脱酸素化血液信号(真

50

ん中の線)及び周囲光信号(下の線)の変化を概略的に示す図である。

【図3】音響センサにより取得される心臓の鼓動リズムの典型的な信号波形を示す図である。

【図4】図3の音響信号から導出される包絡を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の概略図である。

【図6】本発明の第2の実施形態の概略図である。

【図7】本発明の第3の実施形態の概略図である。

【図8】本発明の第4の実施形態の概略図である。

【図9】本発明のPHHMで使用すべき光学センサの配置を示す図である。

【図10】本発明のPHHMで使用すべき光学センサの配置を示す図である。

【図11】本発明のPHHMで使用すべき光学センサの配置を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0125】

これらの3つの実施形態についての以下の説明は、純粹に例示として示すものであり、本発明の範囲はこの説明に限定されず、添付の特許請求の範囲に示している点を明確に理解されたい。

【0126】

図5に、本発明の一実施形態であるモジュールの詳細、及びこのモジュールを携帯電話に組み込んだ状態を示す。モジュールケース(9)の端部には弾性のベローズ(1)が密封される。ベローズ(1)は、不活性な透明液体で満たされる。このベローズは中心が透明であり、透明領域の周囲は、指と電氣的に接触できるように金属化される。この金属化には、電氣的接触を向上させるために、マイクロピラミッド又はその他の粗い構造を使用することができる。

【0127】

1又はそれ以上の発光体(2)は、ベローズ(1)内に(点線で示す)光を伝送する。1又はそれ以上の光センサ(3)は、ベローズ(1)に押し付けられた指(15)から戻る散乱光を検出する。

【0128】

圧力センサ(4)は、液体中の圧力を測定する。温度センサ(5)は、モジュールの上方にある視野内のあらゆる物体の温度を検出する。

【0129】

金属化、発光体、光センサ、圧力センサ及び温度センサは、全て制御及びインターフェイス接続電子ユニット(6)に接続される。このユニットからのケーブル(7)は、12Cインターフェイス標準を用いて携帯電話プロセッサに接続される。第2のケーブル(8)は、このユニットを別の指に電氣的に接触させるために使用する携帯電話上のパッド(12)に接続される。

【0130】

(単複の)発光体、(単複の)光センサ、圧力センサ、温度センサ及び電子ユニットは、別個のシリコンチップであってもよく、或いはこれらの一部又は全部を単一のチップに組み合わせてもよい。

【0131】

モジュールは、携帯電話ケーシング(12)上部の画面(11)の上方に配置される。携帯電話ケースの底部には、もう一方の手の指に接続するためのパッド(14)が配置される。ユーザは、自分の人差し指(15)をベローズ(1)に押し付けて測定を行う。温度センサは、窓(16)の裏側に存在する。

【0132】

図6に、本発明の別の実施形態である第2のモジュールの詳細、及びこのモジュールを携帯電話に組み込んだ状態を示す。モジュール本体(29)には、非伸張性ストラップ(21)が取り付けられる。ストラップの表面は、ユーザの指と電氣的に接触できるように金属化される。

10

20

30

40

50

## 【0133】

1又はそれ以上の発光体(22)は、ストラップの横に(点線で示す)光を伝送する。

1又はそれ以上の光センサ(23)は、指から戻る散乱光を検出する。

## 【0134】

本体のストラップの一端が取り付けられた箇所下方にはスロット(24)が存在する。ストラップに力が加わると、このスロットにより形成されるビームが変形し、この変形が歪みゲージ(25)により測定される。近接センサ(31)は、ストラップからモジュール本体までの距離を測定する。温度センサ(26)は、モジュールの上方にある視野内のあらゆる物体の温度を検出する。

## 【0135】

金属化部分、(単複の)発光体、(単複の)光センサ、歪みゲージ、近接センサ及び温度センサは、全て制御及びインターフェイス接続電子ユニット(30)に接続される。このユニットからのケーブル(27)は、12C又は別のインターフェイス標準を用いて携帯電話プロセッサに接続される。第2のケーブル(28)は、このユニットを、ユーザのもう一方の手の指に電氣的に接触させるために使用する携帯電話上のパッド(34)に接続する。

## 【0136】

(単複の)発光体、(単複の)光センサ、近接センサ、歪みゲージ温度センサ及び電子ユニットは、別個のシリコンチップであってもよく、或いはこれらの一部又は全部を単一のチップに組み合わせてもよい。

## 【0137】

モジュールは、携帯電話ケーシング(32)上部の画面(33)の上方に配置される。携帯電話ケースの底部には、もう一方の手の指に接続するためのパッド(34)が配置される。ユーザは、自分の人差し指(35)をストラップに押し付けて測定を行う。温度センサは、窓(36)の裏側に存在する。

## 【0138】

図7に、本発明の別の実施形態である第3のモジュールの詳細、及びこのモジュールを携帯電話に組み込んだ状態を示す。伸張性ストラップ(41)は、その一端がモジュール本体(49)に取り付けられ、他端がローラ(45)を越えてばね(44)に取り付けられる。ばね(図示せず)内には、ばねの長さを測定するためのセンサが存在する。ストラップの表面は、指と電氣的に接触できるように金属化される。

## 【0139】

1又はそれ以上の発光体(42)は、ストラップの横に(点線で示す)光を伝送する。

1又はそれ以上の光センサ(43)は、指から戻る散乱光を検出する。

## 【0140】

近接センサ(51)は、ストラップからモジュール本体までの距離を測定する。温度センサ(46)は、モジュールの上方にある視野内のあらゆる物体の温度を検出する。

## 【0141】

金属化部分、(単複の)発光体、(単複の)光センサ、ばね長センサ、近接センサ及び温度センサは、全て制御及びインターフェイス接続電子ユニット(50)に接続される。このユニットからのケーブル(47)は、12C又は別のインターフェイス標準を用いて携帯電話プロセッサに接続される。第2のケーブル(48)は、このユニットを、ユーザのもう一方の手の指に電氣的に接触させるために使用する携帯電話上のパッド(54)に接続する。

## 【0142】

(単複の)発光体、(単複の)光センサ、近接センサ、ばね長センサ、温度センサ及び電子ユニットは、別個のシリコンチップであってもよく、或いはこれらの一部又は全部を単一のチップに組み合わせてもよい。

## 【0143】

モジュールは、携帯電話ケーシング(52)上部の画面(53)の上方に配置される。

10

20

30

40

50

携帯電話ケーシングの底部には、もう一方の手の指に接続するためのパッド（５４）が配置される。ユーザは、自分の人差し指（５５）をストラップに押し付けて測定を行う。温度センサは、窓（３６）の裏側に存在する。

【０１４４】

図８に、本発明の別の実施形態である第４のモジュールの詳細、及びこのモジュールを携帯電話に組み込んだ状態を示す。プレート（６１）にボタン（６２）を挿入し、ボタン（６２）の上部がプレートと同一平面にくるようにする。ボタン（６２）は、力センサ（６３）上に存在する。１又はそれ以上の発光体（６４）は、ボタン（６２）の上部を通じて光（点線で示す）を伝送する。１又はそれ以上の光センサ（６５）は、ボタン（６２）に押し付けられた指から戻る散乱光を検出する。ボタン（６２）の上部は、金属化される（図示せず）。

10

【０１４５】

金属化、発光体、光センサ及び力センサは、全て制御及びインターフェイス接続電子ユニット（６６）に接続される。このユニットからのケーブル（６７）は、１２Ｃ又は別のインターフェイス標準を用いて携帯電話プロセッサに接続される。第２のケーブル（６８）は、このユニットをユーザのもう一方の手の指に電気接触させるために使用する携帯電話上のパッド（７３）に接続される。

【０１４６】

ユーザは、較正のためにＰＨＨＣＤを上又は下を指すように配向することができ、ＰＨＨＣＤの既存のセンサを用いてこの配向を検出することができる。これらの２つの配向におけるボタンの重量を受けた力センサの信号の変化を使用して、力センサを較正することができる。

20

【０１４７】

温度センサ（６９）は、ボタン（６２）内に収容しても、或いは別個に配置してボタン（６２）に接続してもよい。モジュールは、携帯電話ケーシング（７１）底部の画面（７２）の下方に配置される。携帯電話ケーシングの上部には、もう一方の手の指に接続するためのパッド（７３）が配置される。

【０１４８】

図９、図１０及び図１１に、血中の検体濃度を測定するために本発明のＰＨＨＭ内で使用する光センサの３つの配置を示す。この光センサは、ＰＨＨＣＤに組み込んで、又はＰＨＨＣＤに接続しても、或いは独自のユーザインタフェース、電源、並びにその他の電子部品及び機械を有する独立型装置として構成してもよい。光電式容積脈波記録手段又は光ビームの強度を調整するための機構は図示していない。これらの３つの図には、個別の光学部品及びその他の部品を示しているが、このセンサは、複数の光学部品を単一の透明プラスチックブロックの形で形成した１又はそれ以上の統合光学装置として実装することもできる。

30

【０１４９】

図９では、光源（８１）が光ビームを伝送し、このビームが、使用すべき光のスペクトル帯を選択するためのフィルタ（８２）を通過する。スペクトル帯は、安価な部品及び材料を使用しながら検体に対する感度及び識別を最大化できるように選択される。このビームは、レンズ（８３）によって平行にされ、指（８４）などの身体部分を伝わる。ビームスプリッタ（８５）は、ビームを対照セル（８６）とサンプルセル（８７）に分割する。光センサ（８８）は、ビームが各セルを通過した後のビーム強度を測定する。差動増幅器を使用して、２つの光センサ間における信号の差分を増幅することができる。

40

【０１５０】

図１０に示す別の実装では、ガス状検体を含むサンプルセル（９６）が、アクチュエータ（９９）によって移動するダイアフラム（１０９）を形成する１又はそれ以上の壁を有する。

【０１５１】

図１１に示す別の実装では、光源、及び身体部分から戻る散乱光に反応する検出器が身

50

体部分の同じ側に存在する。可動鏡(101)は、2つの固定鏡(102)の各々、従って対照セル又はサンプルセルに向けて連続的に光を反射する。1又はそれ以上の光センサ(108)は、セルを通過したビームの強度を測定する。

【0152】

例示したPHHMの実施形態は全て、1又はそれ以上の圧力センサ、1又はそれ以上のアナログ-デジタルコンバータ、1又はそれ以上の温度センサ、一意の識別子及び携帯電話の電子回路へのインターフェイスを含むことができる1又はそれ以上の電子部品(図示せず)を含む。

【符号の説明】

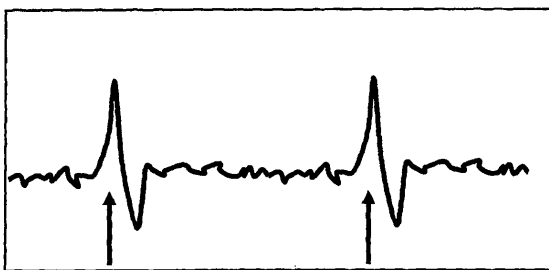
【0153】

- 1 ベローズ
- 2 発光体
- 3 光センサ
- 4 圧力センサ
- 5 温度センサ
- 6 電子ユニット
- 7 ケーブル
- 8 第2のケーブル
- 9 モジュールケース
- 12 携帯電話ケーシング
- 14 パッド
- 15 指
- 16 窓

10

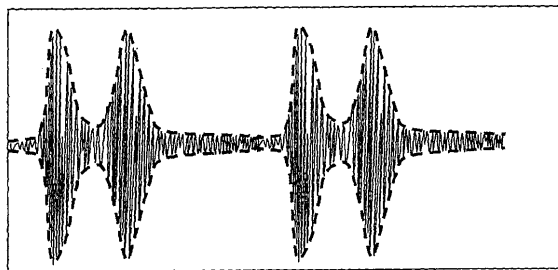
20

【図1】



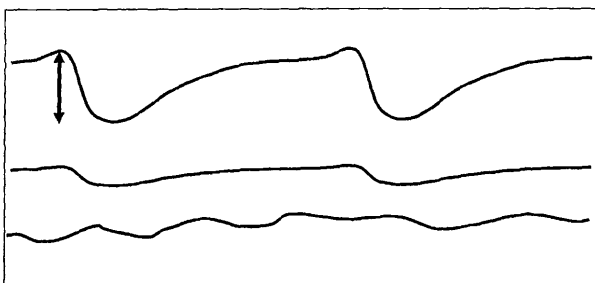
増幅し濾波した電位差

【図3】



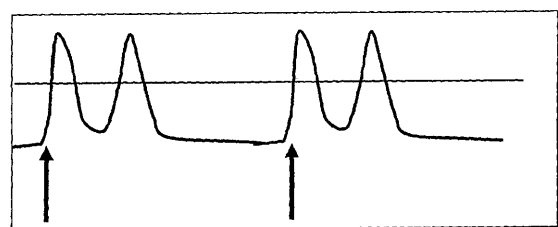
音響センサにより収集された信号

【図2】



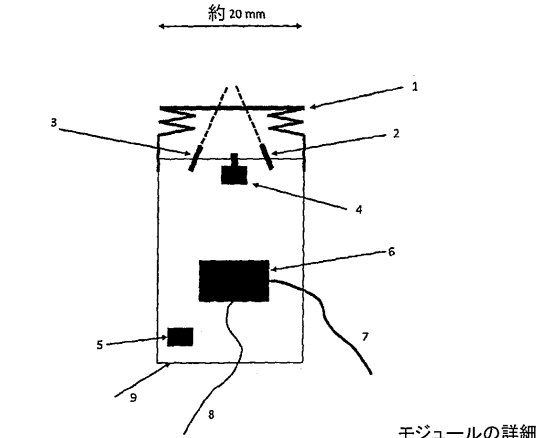
PPG信号の概略図

【図4】

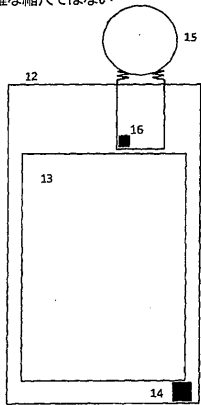


音響包絡

【図5】



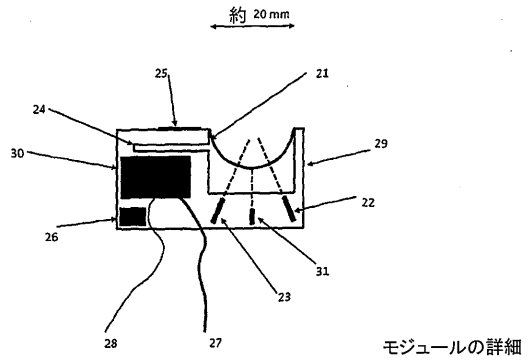
正確な縮尺ではない



携帯電話に組み込んだモジュール

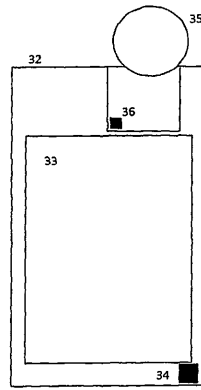
モジュールの詳細

【図6】



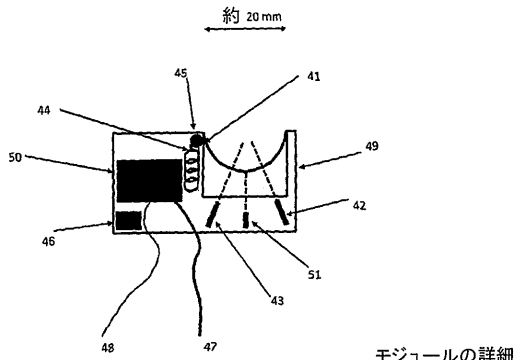
モジュールの詳細

正確な縮尺ではない



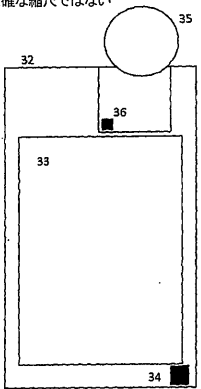
携帯電話に組み込んだモジュール

【図7】



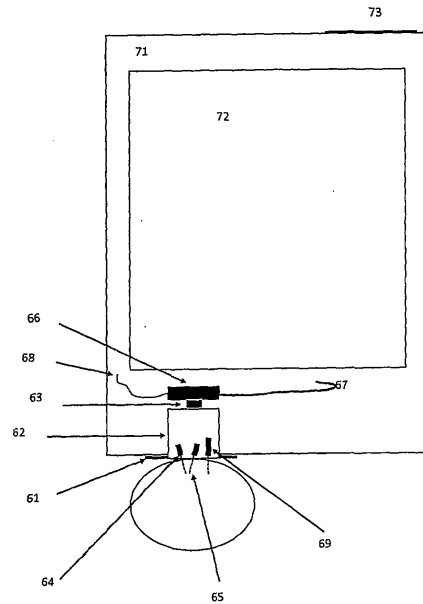
モジュールの詳細

正確な縮尺ではない

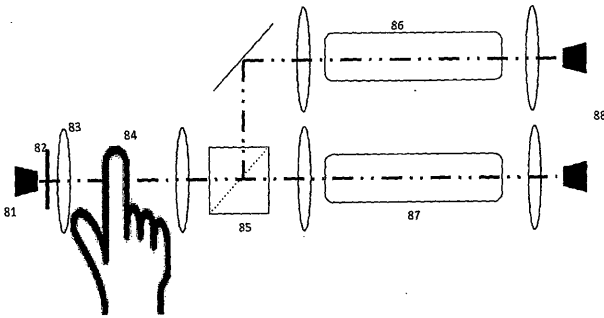


携帯電話に組み込んだモジュール

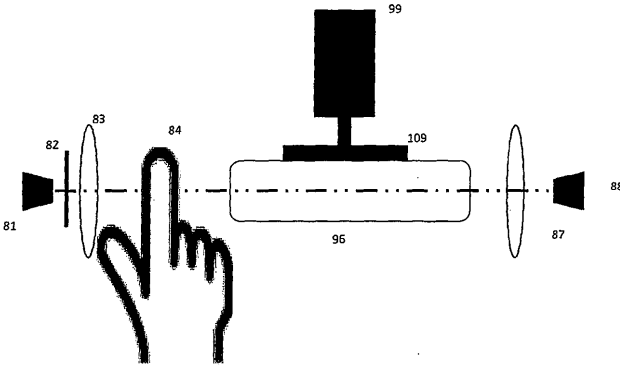
【図8】



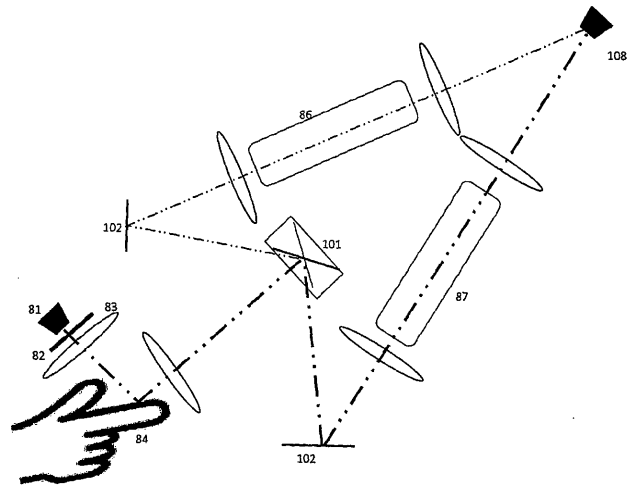
【図9】



【図10】



【図11】



【手続補正書】

【提出日】平成29年1月13日(2017.1.13)

【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】

プロセッサと、ユーザの健康に関するパラメータの測定結果を得るために前記プロセッサが使用できる信号を取得するための信号取得装置とを備え、前記信号取得装置が、個人用ハンドヘルドコンピュータ装置(PHHC D)に一体化されている、個人用ハンドヘルドモニタ(PH H M)であって、前記パラメータは血圧であり、前記信号取得装置は、

身体部分の片側のみ押し付けられるようになっている、又は身体部分の片側のみを押し付けるようになっている血流閉塞手段と、

前記身体部分によって加わる又は該身体部分に対して加わる圧力を測定するための圧力測定手段と、

前記血流閉塞手段に接触する前記身体部分を通る血流を検出するための血流検出手段と

、

を含み、

前記プロセッサは、前記血流をランダムな順序で或る圧力範囲において検出して前記圧力及び血流のデータを数学的方程式に適合させて血圧の測定を行うようになっていることを特徴とする個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項2】

前記血流検出手段は振動測定法を使用する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 3】

前記血流検出手段は光センサである、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 4】

収縮期及び拡張期血圧の推定を可能にするのに十分な範囲の付加力で測定が行われることを確実にするように、前記 P H H M からの信号に応答して、前記血流閉塞手段を前記身体部分に押し付ける力、又は前記身体部分を前記血流閉塞手段に押し付ける力を調整するための可聴命令又は視覚命令を前記ユーザに与えるようになっている、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 5】

前記血流閉塞手段は、流体で満たされたパッドを含み、前記圧力測定手段は、前記流体中の前記圧力を測定するためのセンサを含む、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

【請求項 6】

前記 P H H M のプロセッサは、外部からの付加圧に血流量を関連付ける数学的方程式に前記測定したデータを適合させることにより、収縮期及び拡張期血圧を推定するようになっている、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の個人用ハンドヘルドモニタ。

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

(74)代理人 100109070  
弁理士 須田 洋之

(74)代理人 100109335  
弁理士 上杉 浩

(74)代理人 100120525  
弁理士 近藤 直樹

(72)発明者 エリオット クリストファー  
イギリス ジーユー6 7エイチジェイ サリー クランリー ニュー パーク ロード ブラン  
パー ロッジ

(72)発明者 ジョーンズ マーク - エリック  
スイス ツェーハー1304 コソネ - ヴィル シュマン ドゥ シニャル 18

(72)発明者 ベネット マーク  
イギリス ジーユー7 1ユーエヌ サリー ゴダルマイニング ヘルス レーン ヘルス ファ  
ームハウス

(72)発明者 ナゴガ ミハイル  
スイス ツェーハー1009 ピュリー シュマン デ オッシュ 41

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA10 AA11 AA12 AA14 AA16 AA20 AB03 AC01  
AC16 AC20 AC26 AD18 BC11 BC21 BC23 BD01 BD05 CC02  
EE01 EE03 EE15  
4C117 XA01 XB02 XB11 XC16 XD17 XE13 XE15 XE16 XE23 XE37  
XF03 XG03 XG06 XH16 XJ03 XJ13 XJ21 XJ38 XL06 XM02  
XM03 XP03 XQ07 XR01

专利名称(译)	收集个人健康数据		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017094106A</a>	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2016242001	申请日	2016-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	LEMAN MICRO DEVICES		
申请(专利权)人(译)	莱蒙微Debaishizu兴业ANONYME		
[标]发明人	エリオットクリストファー ジョーンズマークエリック ベネットマーク ナゴガミハイル		
发明人	エリオット クリストファー ジョーンズ マーク-エリック ベネット マーク ナゴガ ミハイル		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/02 A61B5/01 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/02125 A61B5/02225 A61B5/02233 A61B5/02241 A61B5/0261 A61B5/0404 A61B5/08 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/14551 A61B5/6898 A61B5/7405 A61B5/742 A61B7/02 A61B8/06 A61B2560/0252 G01K13/002 H04M2250/12 A61B7/00 A61B8/4427 A61B8/488 A61B7/045		
FI分类号	A61B5/02.634.E A61B5/02.310.K A61B5/02.310.V A61B5/02.F A61B5/00.101.E A61B5/00.102.C A61B5/01.100 A61B5/022.400.E		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA11 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AA16 4C017/AA20 4C017/AB03 4C017/AC01 4C017/AC16 4C017/AC20 4C017/AC26 4C017/AD18 4C017/BC11 4C017/BC21 4C017/BC23 4C017/BD01 4C017/BD05 4C017/CC02 4C017/EE01 4C017/EE03 4C017/EE15 4C117/XA01 4C117/XB02 4C117/XB11 4C117/XC16 4C117/XD17 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE23 4C117/XE37 4C117/XF03 4C117/XG03 4C117/XG06 4C117/XH16 4C117/XJ03 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XJ38 4C117/XL06 4C117/XM02 4C117/XM03 4C117/XP03 4C117/XQ07 4C117/XR01		
代理人(译)	西岛隆义 田中真一郎 须田博之 上杉 浩 近藤直树		
优先权	2011011138 2011-06-30 GB 2012000794 2012-01-18 GB		
其他公开文献	JP6275237B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供个人手持式监视器，能够收集健康相关数据，而无需现有的医疗设备和现有的移动电话技术。一种个性化手持式监视器，包括集成到个人手持计算设备中的信号采集设备，用于获得可用于获得与用户健康相关的参数的测量结果的信号，用于手持显示器包括集成到个人手持计算设备中的信号采集设备来创建。

