

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6182655号
(P6182655)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)
 A 6 1 B 5/02 7 1 O P
 A 6 1 B 5/02 7 1 O B
 A 6 1 B 5/02 7 1 O F

請求項の数 2 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2016-179283 (P2016-179283)	(73) 特許権者	514144250
(22) 出願日	平成28年9月14日(2016.9.14)		ナイキ イノベイト シーブイ
(62) 分割の表示	特願2015-539855 (P2015-539855) の分割		アメリカ合衆国, オレゴン州 97005 , ビーバートン, ワン パウーマン ド ライブ
原出願日	平成25年10月25日(2013.10.25)	(74) 代理人	110001416
(65) 公開番号	特開2017-29753 (P2017-29753A)		特許業務法人 信栄特許事務所
(43) 公開日	平成29年2月9日(2017.2.9)	(72) 発明者	ウォーカー, スティーブン エイチ.
審査請求日	平成28年10月25日(2016.10.25)		アメリカ合衆国, オレゴン州 97005 , ビーバートン, ワン パウーマン ド ライブ, ナイキ インコーポレーティッド 内
(31) 優先権主張番号	61/719, 172		
(32) 優先日	平成24年10月26日(2012.10.26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
		審査官	佐藤 高之
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍数情報を利用したアスレチックパフォーマンス監視システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザの心拍数を決定する心拍数決定システムに組み込まれた光学検出器であって、
 赤外線 (I R) 照明を供給するように構成された第 1 の近接場発光ダイオード (L E D) と、
 赤外線照明を供給するように構成された第 1 の遠距離場 L E D とを有する第 1 の照明光源モジュールと、

赤外線照明を供給するように構成された第 2 の近接場 L E D と、赤外線照明を供給する
 ように構成された第 2 の遠距離場 L E D とを有する第 2 の照明光源モジュールと、

前記第 1 の近接場 L E D と前記第 2 の近接場 L E D の近くに配置され、前記ユーザの皮膚から
 反射された赤外線放射の量を検出するように構成されたフォトダイオードを含む照明検出器と、

前記ユーザの皮膚から反射された前記赤外線放射の量に対応する情報を供給するように
 構成されたインタフェースと、を備え、

前記フォトダイオードは、前記光学検出器の少なくとも 1 つの中心線からオフセットして
 配置され、

前記第 1 の近接場 L E D と前記第 1 の遠距離場 L E D の配列方向は、前記第 2 の近接場
 L E D と前記第 2 の遠距離場 L E D の配列方向に略直交している、

光学検出器。

【請求項2】

前記心拍数決定システムは、手首装着型装置を装着している個人の動きを測定するよう

10

20

に構成された前記手首装着型装置に組み込まれている、請求項 1 に記載の光学検出器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願に対する相互参照

本出願は、「Athletic Performance Monitoring System Utilizing Heart Rate information」と題し、2012年10月26日に出願された米国仮特許出願第61/719,172号の利益を主張し、当該内容が本明細書全体において援用される。

【0002】

本発明は、一般に、アスレチックパフォーマンス監視システムに関し、より詳細には心拍数情報を利用するシステムに関する。

10

【背景技術】

【0003】

正確な心拍数測定は、ユーザの運動と活動を測定しその測定に応じて活動ポイントを提供する手首装着型装置の有用性を改善することがある。いくつかのトレーニングでは、活動は、主に重力に逆らって行うが激しい、実質的に静的な動きを伴うことがある。例には、ヨガ、重量挙げ、及び他の等尺性運動が挙げられる。これらのタイプの活動に加速度計を単独の検出要素として利用すると、記録される運動が微小の場合に、心拍数が運動の強度と強く関連付けられるランニングやダンスなどのより大きな運動を伴う他の活動と比べて活動が過小評価されることがある。心拍数を活動評価アルゴリズムに追加することによって、活動の正確な評価が行われる活動の範囲が大幅に改善される。

20

【0004】

スポーツに関連した活動や他の活動の心拍数を測定するとき、心拍数センサは、携帯可能かつ非侵襲的であることが望ましい。心拍数を測定するために使用されることがある、心電図記録法(ECG)などの既存の技術は、幾つかのタイプの活動には適していないことがある。心拍数を測定する幾つかの既存の技術が、ユーザによって装着される装置に組み込まれているが、そのような既存の技術は、心拍数測定を開始するためにユーザが装置にあるボタンを自発的に選択することを必要とすることがある。更に、ユーザによって装着されることがある既存の装置は、正確な心拍数測定を行なうために、装置がユーザの皮膚と密着することを必要とすることがある。そのような要件は、ユーザによる活動のパフォーマンスとユーザの心拍数を同時に測定するために実現できないことがあり、更に、胸ストラップなどのユーザによって装着される既存の装置が心地よくないことがある。

30

【0005】

本発明の特徴と利点の詳細な検討は、添付図面に関連して行われる以下の詳細な説明で行われる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

以下に、本発明の態様のうちの少なくとも幾つかの態様の基本的理解を提供するために、本発明の態様の概略的要約を示す。この要約は、本発明の広範囲な概要ではない。本発明の重要又は不可欠な要素を示すものでもなく本発明の範囲を規定するものでもない。以下の要約は、後述されるより詳細な説明の前書きとして本発明の幾つかの概念を一般形態で提示する。

40

【0007】

本明細書に記載された第1の態様は、心拍数を決定する方法を提供する。ユーザの皮膚は、照明光源で照明されてもよい。照明検出器は、ユーザの皮膚から反射された電磁放射を検出してもよい。反射された電磁放射に基づいて、照明検出器に対する皮膚の位置が決定されてもよい。プロセッサは、反射された電磁放射に対応する情報を分析し、ユーザの皮膚の位置を補償することによってユーザの心拍数を決定してもよい。

【0008】

50

本明細書で述べられた第2の態様は、心拍数決定システムを提供する。照明光源は、ユーザの皮膚を照明するように構成されてもよい。照明検出器は、ユーザの皮膚の反射された電磁放射を検出してよい。補償モジュールが、照明検出器に対するユーザの皮膚の位置を決定するように構成されてもよい。プロセッサは、照明検出器によって検出された電磁放射の量に対応する情報を分析することによってユーザの心拍数を決定するように構成されてもよい。プロセッサはまた、補償モジュールによって決定されたユーザの皮膚の位置を補償することによって、ユーザの心拍数を決定してもよい。

【0009】

本明細書で述べる第3の態様は、光学検出器を提供する。光学検出器は、互いに直角に配置された2つの照明モジュールを含んでもよい。各照明モジュールは、近接場LEDと遠距離場LEDを含んでもよい。LEDは、赤外線照明を提供するように構成されてもよい。照明検出器は、ユーザの皮膚で反射された赤外線放射の量を検出するように構成されたフォトダイオードを含んでもよい。フォトダイオードは、光学検出モジュールの中心線の少なくとも1つからずらされてもよい。インタフェースは、ユーザの皮膚から反射された赤外線照明の量に対応する情報を提供するように構成されてもよい。

【0010】

これらの態様及び追加の態様は、後述される詳細によって理解されるであろう。

【0011】

幾つかの例示的实施形態は、同様の参照数字が類似の要素を指す添付図面の図において限定ではなく例として示される。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】この開示の様々な態様による心拍数モニタの実施態様の例のブロック図である。

【図2】この開示の様々な態様による心拍数モニタの検出モジュールの実施態様の例のブロック図である。

【図3A】心拍数モニタの検出モジュールの実施態様の例の平面図である。

【図3B】図3Aの検出モジュールの前面図である。

【図3C】図3Aの検出モジュールの側面図である。

【図4A】個人の皮膚に対して位置決めされた図3Aの検出モジュールの側面図である。

【図4B】個人の皮膚に対して位置決めされた図3Aの検出モジュールの別の側面図である。

【図5】心拍数モニタを使用して心拍数を決定する例示的方法段階のフローチャートである。

【図6】心拍数モニタを使用して心拍数を決定する例示的方法段階の別のフローチャートである。

【図7A】心拍数モニタの検出モジュールの実施態様の別の例の斜視図である。

【図7B】図7Aの検出モジュールの別の斜視図である。

【図7C】図7Aの検出モジュールの追加の斜視図である。

【図8】心拍数モニタを組み込むことができる装置の実施態様の例の斜視図である。

【図9】ユーザの動作を監視するシステムの実施態様の例のブロック図である。

【図10】図9のシステムのコンピュータの実施態様の例のブロック図である。

【図11】ユーザの動作を測定するためにセンサが配置されることがあるユーザの身体上の例示的位置を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

個人が装着できる心拍数モニタが提供され、心拍数モニタは、動作中、個人の心拍数を決定できる。開示の幾つかの態様によれば、心拍数モニタは、血が皮膚下に流れるときの個人の皮膚による光の散乱に基づいて心拍数を測定する光学心拍数モニタであってもよい。個人の皮膚による光の散乱は、血液が皮膚下にあるかどうか依存することがある。したがって、個人の皮膚による光の散乱は、血が皮膚下に流れるときに個人の心拍によって

10

20

30

40

50

変化することがある。光学心拍数モニタは、光の散乱の変化を検出し、この変化に基づいて個人の心拍数を決定できる。光学心拍数モニタは、広範囲の照明強度にわたって様々な周囲照明条件で機能できる。

【 0 0 1 4 】

しかしながら、個人の皮膚の位置は、個人が動くとき、その個人によって装着された光学心拍数モニタの下で変化することがあることを理解されよう。その結果、光学心拍数モニタに対する皮膚の位置が、光学心拍数モニタが受け取る光入力に影響を及ぼすことがある。したがって、正確な心拍数測定値は、光入力を得るときに個人の皮膚位置を補償して個人の心拍数を決定することによって得られる。個人の皮膚位置の補償は、心拍数モニタから光フィードバックを得ることによって達成されうる。

10

【 0 0 1 5 】

心拍数モニタは、フォトプレチスモグラフィ技術を使用して個人の心拍数を決定する。フォトプレチスモグラフィ (P P G) の利点は、心臓 (身体) の両側での電気電位測定を必要としないことである。したがって、心拍数モニタは、例えば上腕、前腕、手首、更には手首上の装置内などの胸以外のより望ましい位置に配置されうる。

【 0 0 1 6 】

しかしながら、 P P G はそれ自体に 1 組の課題を伴うことがある。第 1 の課題は、装着者が心地悪くない手首装着型装置などの装置を提供することと関連することがある。ユーザは、装置を手首のまわりに緩くフィットさせることを好むことがある。その結果、装置のセンサと皮膚表面の間隔が、例えば装着者が動くときに、変化することがある。装置が光センサを含む場合は、装置とユーザの皮膚との間隔の変動によって、装着者の心拍により光を変調させるスペクトル散乱と同じように反射光が変調することがある。この課題に取り組むため、装置が装着されたときにセンサが装着者の皮膚に対してしっかりと保持されるように装置が設計されうる。

20

【 0 0 1 7 】

第 2 の課題は、装着者の動きによって引き起こされる変動に関連することがある。センサが皮膚に対してしっかりと保持された場合でも、測定において心拍数と無関係な変動が現われることがある。この変動は、下にある筋肉が装置を持ち上げて曲げるときに入射光と皮膚表面の相対角度変化によって生じることがある。血圧の平均変化によって、信号が動きと共にずれることもある。皮膚色素沈着の局所的変化が、活動中にセンサの視野に出入りすることがある。これらの動きによって生じるノイズ源は全て、単に装着者の心拍の結果である光の変動を識別するために補償を必要とすることがある。

30

【 0 0 1 8 】

後述する心拍数モニタは、動きで生じるノイズを低減しかつ心拍数を正確に決定するために動き補償を行なう。また、後述する心拍数モニタは、「快適フィット」(ほとんどの人が自分の時計を装着しているような)で使用されるように構成されてもよく、これは、既存技術と同様にセンサを装着者の皮膚に密着させうる「ゴムバンド」フィットより好ましいことがある。

【 0 0 1 9 】

以下に、個人の皮膚位置の補償に関する詳細を含む心拍数モニタの機能的詳細を示す。一般に、心拍数モニタの幾つかの例示的实施態様は、1つ以上の発光ダイオード、フォトダイオード、増幅器、積分型アナログ - デジタル変換器 (A D C)、アキュムレータ、クロック、バッファ、比較器、状態機械及びバスインタフェースを提供できる。フォトダイオードは、例えば、赤外光などの電磁放射に応答することがある。積分型 A D C は、増幅されたフォトダイオード電流をデジタル信号に変換できる。変換サイクルの完了時に、変換結果がデータレジスタに転送されてもよい。したがって、結果は、ユーザの皮膚で反射されフォトダイオードで検出された電磁放射の量を表わしうる。デジタル出力は、動き補償を適用して個人の心拍数を近似させるマイクロプロセッサによって読み取られてもよい。

40

【 0 0 2 0 】

50

様々な例示的实施態様の以下の説明では、説明の一部を構成する添付図面を参照し、図面には、開示の態様を実施できる様々な例示的な装置、システム及び環境が実例として示される。部品、例示的装置、システム及び環境の他の特定の構成を利用でき、本発明の範囲から逸脱することなく構造的及び機能的修正を行うことができることを理解されたい。また、本明細書では、用語「上」、「下」、「前」、「後」、「横」などは、本発明の様々な例示的な特徴及び要素を説明するために使用されることがあり、これらの用語は、例えば、図に示された例示的な向きに基づいて、本明細書では、便宜上の事として使用される。本明細書では、開示の範囲内に入るために構造の特定の三次元方向を必要とすると解釈されるべきでない。更に、開示の様々な態様は、コンピュータ可読媒体に記憶された命令を使用して実現されてもよい。この開示で使用されるとき、コンピュータ可読媒体は、

10

【0021】

図1では、この開示の様々な態様による心拍数モニタ100の実施態様の例のブロック図が示される。心拍数モニタ100は、この例では、検出モジュール102、補償モジュール104、心拍数決定モジュール106、補償係数ルックアップテーブル108、及び装置較正情報を記憶するメモリ110を含む。検出モジュール102は、この例では、検出器112と光源モジュール114を含む。光源モジュール114は、この例では、近接場光源116と遠距離場光源118を含む。後で更に詳しく考察されるように、心拍数モニタの検出モジュールは、複数の光源モジュールを含むことができ、各光源モジュールはそれぞれ、近接場光源と遠距離場光源を含む。

20

【0022】

近接場光源116と遠距離場光源118は、幾つかの例示的实施態様では、発光ダイオードであってもよい。他の例示的实施態様では、近接場光源116と遠距離場光源118は、電磁放射を生成する代替型の装置を使用して実現されてもよい。電磁放射は、例えば、可視又は赤外線(IR)スペクトルであってもよい。更に他の例示的实施態様では、近接場光源116と遠距離場光源118は、心拍数を監視するか、又は手首装着型装置と手首装着型装置を装着している人の手首との距離などの表面から装置の距離を決定するのに適した、音波や他の形態のエネルギーを生成する装置を使用して実現されてもよい。

【0023】

補償モジュール104は、個人の心拍数を決定するときを使用する補償係数を識別できる。後で更に詳しく述べるように、補償モジュール104は、検出モジュール102の検出器112の出力から計算された1つ以上の比率に基づいて補償係数を識別できる。補償係数ルックアップテーブル108は、補償係数を記憶しうる。補償係数ルックアップテーブル108に記憶された補償係数はそれぞれ、心拍数モニタ100を装着しているユーザの皮膚の特定の位置に対応しうる。後で更に詳しく述べるように、補償係数ルックアップテーブル108の補償係数は、1つ以上のカウント値比率と関連付けられてもよい。補償モジュール104は、1つ以上のカウント値比率を使用して補償係数ルックアップテーブル108を参照してもよい。したがって、補償モジュール104は、提供された1つ以上のカウント値比率に関連付けられた補償係数ルックアップテーブル108の補償係数を取得してもよい。カウント値比率については後で更に詳しく考察される。

30

40

【0024】

補償係数は、心拍数を決定するとき心拍数モニタ100を装着している人の皮膚位置を補償するために適用されうる。幾つかの例示的实施態様では、補償モジュール104は、補償係数を検出モジュール102の検出器112の出力に適用しうる。あるいは、他の例示的实施態様では、補償モジュール104は、補償係数を心拍数決定モジュール106に提供できる、心拍数決定モジュールは、個人の心拍数を正確に決定するために、検出器112から受け取った出力を補償係数を使用して処理してもよい。心拍数決定モジュール106と補償モジュール104は、ハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェアとソフトウェアの組み合わせを使用して実現されうる。幾つかの例示的实施形態では、心拍数決定モジュール106と補償モジュール104は、後述する機能の1つ以上を実行するよ

50

うにプログラムされたマイクロプロセッサを使用して実現されてもよい。心拍数モニタ 100 は、また、例えば、マイクロプロセッサなどのコントローラ（図示せず）を含んでもよい。更に後で考察されるように、マイクロプロセッサは、個人の心拍数を決定するために使用されてもよい。

【0025】

図2では、この開示の様々な態様による心拍数モニタ（例えば、図1の心拍数モニタ100）の検出モジュール200の実施態様の例のブロック図が示される。検出モジュール200は、この例では、検出器202と、2つの光源モジュール204aと204bを含む。検出器202は、この例では、照明センサ206、利得制御機構208、アナログ-デジタル変換器210、データレジスタ212、メモリ214及びバスインタフェース216を含む。光源モジュール204aと204bはそれぞれ、2つの照明光源、近接場光源及び遠距離場光源を含んでもよい。図2では、例えば、光源モジュール204aは、近接場光源218aと遠距離場光源220aを含み、光源モジュール204bは、近接場光源218bと遠距離場光源220bを含む。

10

【0026】

幾つかの例示の実施態様では、近接場光源218a～bと遠距離場光源220a～bは、発光ダイオード（LED）であってもよい。したがって、近接場光源218a～bは、近接場LEDと呼ばれることがあり、遠距離場光源220a～bは、遠距離場LEDと呼ばれることがある。近接場LED218a～bは、皮膚が検出器202の比較的近くにあるとき、例えば、個人の皮膚が近接場領域内にあるときに、装置を装着している個人の皮膚を照明するために利用されうる。遠距離場LED220a～bは、皮膚が検出器202から比較的遠くにあるとき、例えば、個人の皮膚が遠距離場領域内にあるときに、個人の皮膚を照明するために利用されうる。近接場LED218a～bと遠距離場LED220a～bは、赤外線照明を放射するように構成されてもよい。

20

【0027】

LED218a～b及び220a～bのアノードは、電圧源に個別に接続され、その結果、各LEDは、それぞれの電圧源（図示せず）から個別に駆動可能である。LED218a～b及び220a～bのカソードは、電流シンク（図示せず）に共通接続されてもよく、LEDのアノードは、LEDを個別に駆動するマイクロプロセッサ（図示せず）の汎用入力/出力端子に個別に接続されてもよい。

30

【0028】

照明センサ206などの照明センサは、幾つかの例示の実施態様では、近接場LED218a～bと遠距離場LED220a～bからの照明を検出するフォトダイオードであってもよい。フォトダイオード206によって検出された照明は、個人の皮膚から反射する照明を含んでもよい。近接場LED218a～bと遠距離場LED220a～bが、赤外線照明を照射するように構成されるとき、フォトダイオード206は、赤外線照明を検出するように構成されてもよい。フォトダイオード206は、その構造により、赤外線照明と、可視光の波長範囲内の照明の両方に応答してもよい。赤外線照明と重ねられた周囲可視光が、鼓動中の光のバルク散乱の周波数スペクトルと類似の周波数スペクトルを含みうることが分かった。この影響を抑制するため、検出器202は、可視光の波長範囲の照明を阻止する光学フィルタを含んでもよい。その結果、フォトダイオード206は、赤外線照明を受光し、可視光を受光しないことがある。フォトダイオード206は、受け取った赤外線照明をアナログ電流信号に変換してもよい。フォトダイオード206は、アナログ電流信号をADC210に提供してもよい。

40

【0029】

ADC210は、フォトダイオード206から受け取ったアナログ電流信号をデジタル出力に変換する積分型ADCであってもよい。LED218a～b又は220a～bが点灯されたときに、変換サイクルの完了時に積分が開始され、ADCの出力がデータレジスタ212に記憶され、LEDが消灯されうる。フォトダイオード206から受け取ったアナログ電流信号は、アナログ信号をデジタル出力に変換する前に増幅されてもよい。デー

50

タレジスタ 212 は、デジタル出力の値を記憶できる。データ保全性を保証するために、データレジスタ 212 への転送は二重バッファされてもよい。

【0030】

デジタル出力値は、バスインタフェース 216 を介してデータレジスタ 212 から読み取られ、例えば心拍数モニタのマイクロプロセッサに提供されてもよい。フォトダイオード 206 は、チャンネルと呼ばれることがあり、フォトダイオードの出力は、チャンネルカウントと呼ばれることがある。フォトダイオード 206 によって提供されるアナログ電流信号は、チャンネルカウントに対応してもよく、アナログ電流信号は、ADC 210 によってデジタル値に変換され、データレジスタ 212 に記憶されてもよい。

【0031】

ADC 210 は、最大 16 ビットの分解能を有するデジタル出力を提供してもよく、積分時間は、分解能とフォトダイオード 206 からの読み出し感度の両方に影響を及ぼすことがある。1 積分サイクルの積分時間は、136 マイクロ秒であってもよい。更に、ADC 210 は、最大 256 積分サイクルを実行するように構成されてもよい。

【0032】

利得制御 208 は、フォトダイオード 206 からの電流信号の利得の大きさを制御してもよい。利得制御 208 は、例えば、1 倍、8 倍、16 倍、又は 120 倍の利得を提供するようにプログラムされてもよい。メモリ 214 は、例えばフラッシュメモリでよく、製造情報と図 1 に関して前述した装置較正情報 110 などの較正情報を記憶してもよい。マイクロプロセッサは、メモリ 214 に記憶された情報にバスインタフェース 216 を介してアクセスしてもよい。

【0033】

バスインタフェース 216 は、例えば、心拍数モニタの 1 組のレジスタ（図示せず）にアクセスする標準モード又は高速モードの I²C シリアル対応インタフェースでよい。I²C バスは、オランダ国アイントホーヴェンに本部を置く NXP Semiconductors N.V. から入手可能である。追加及び代替タイプのバス及びプロトコルが、選択的に使用されてもよい。

【0034】

レジスタは、心拍数モニタの制御機能と出力データにアクセスすることができる。心拍数モニタが提供できる様々なレジスタの幾つかの例には、コマンドレジスタ、イネーブルレジスタ、積分時間レジスタ、待ち時間レジスタ、構成レジスタ、利得制御レジスタ、識別レジスタ、ステータスレジスタ、1 つ以上のデータレジスタが挙げられる。コマンドレジスタは、読み出し又は書き込み操作のためにターゲットレジスタのアドレスを指定してもよい。イネーブルレジスタは、心拍数モニタの電源をオンオフし、心拍数モニタの様々な機能を有効にするために利用されてもよい。イネーブルレジスタは、例えば、心拍数モニタの電源を入れ（PON）、心拍数モニタの ADC 210（AEN）を有効にし、心拍数モニタを待ち状態にする心拍数モニタの待機タイマ（WEN）を有効にしてもよい。積分時間レジスタは、ADC 210 の積分時間を、例えば 136 μ s 増分で制御するために使用されうる。したがって、積分時間レジスタは、所望の積分サイクル数に対応する値を記憶できる。待ち時間レジスタは、待ち時間をやはり 136 μ s 増分で記憶できる、待ち時間レジスタは、所望の待ち時間増分数に対応する値を記憶できる。

【0035】

構成レジスタは、利得レベルと待ち時間を倍率変更するために使用される情報を記憶してもよい。構成レジスタに記憶された値によって、利得レベルは、例えば 0.16 倍や 1 倍に倍率変更されうる。また構成レジスタに記憶された値によって、待ち時間増分が、12 倍に倍率変更されてもよい。利得制御レジスタは、選択された大きさの利得を心拍数モニタの ADC 210 に提供してもよい。識別レジスタは、心拍数モニタの部品番号に対応する 1 つ以上の値を提供してもよい。ステータスレジスタは、心拍数モニタの内部状態に関する情報を提供してもよい。ステータスレジスタは、例えば、巡回冗長検査に対応する値を記憶してもよく、この値は、情報の妥当性を決定するために心拍数モニタのメモリに

10

20

30

40

50

情報を書き込むときに比較されることがある。ステータスレジスタは、また、心拍数モニタのADC210が積分サイクルを完了したことを示す値を記憶してもよい。前述のように、心拍数モニタのデータレジスタ（例えば、データレジスタ212）は、前述のようにADC210からのデジタル出力を記憶してもよい。ADC210によって提供されるデジタル出力は、データレジスタに16ビット値として記憶されてもよい。幾つかの例示的实施態様では、複数のデータレジスタは、例えばデジタル出力を2つの16ビット値として記憶する2つのデータレジスタが使用されてもよい。

【0036】

心拍数モニタは、スリープ状態、待ち状態及びアクティブ状態を含む低消費電力モードに対応してもよい。スリープ状態では、バスインタフェース216における開始状態を検出しイネーブルレジスタを確認するために使用されるリソースだけが利用されてもよい。電力管理機能が有効にされたとき、心拍数モニタの状態機械は、待ち状態に移行してもよい。待ち時間は、前述のような待ち時間レジスタと構成レジスタの値によって決定されてもよい。アクティブ状態では、LED218a~n及び220a~bが活動化されて照明を提供してもよい。また、アクティブ状態で、フォトダイオード206は、フォトダイオードで検出された照明に応じたアナログ電流信号を提供してもよい。したがって、ADC210は、前述のように、フォトダイオード206によって提供されたアナログ電流信号をデジタル出力に変換するためにアクティブ状態で活動化されてもよい。心拍数モニタが有効にされたとき、状態機械は、初期化プロセスによってアクティブ状態に移行してもよい。心拍数モニタがアクティブ状態である時間は、積分時間レジスタに記憶された値に依存してもよい。

【0037】

心拍数モニタのアクティブ機能と待機機能を制御するために内部状態機械が利用されてもよい。電力投入時、内部パワーオンリセットが、心拍数モニタを初期化し、心拍数モニタを低消費電力スリープ状態にしてもよい。バスインタフェース216において開始状態が検出されたとき、心拍数モニタは、アイドル状態に移行し、イネーブルレジスタを確認することがある。心拍数モニタが無効にされたことをイネーブルレジスタが示すとき、心拍数モニタは、電力を節約するためにスリープ状態に戻ってもよい。あるいは、心拍数モニタは、心拍数モニタが有効にされたことをイネーブルレジスタが示すまでアイドル状態のままでもよい。有効にされた後で、心拍数モニタは、前述のように順に待ち状態とアクティブ状態となってもよい。サイクルが完了してアイドル状態に戻ると、心拍数モニタは、装置が通電され有効にされている限り新しいアクティブサイクルを自動的に開始できる。

【0038】

次に図3Aおよび図3Bを参照すると、心拍数モニタの検出モジュール300の別の実施例の図が示される。図3Aに、検出モジュール300の平面図が示される。図3Bに、検出モジュール300の正面図が示され、図3Cに、検出モジュール300の側面図が示される。図3Bと図3Cでは、検出モジュール300の切断面は、検出モジュールの様々な構成要素を示すためにそれぞれの点線によって示される。正面と側面という用語は、便宜上使用され、検出モジュール300の特定の面を識別するように解釈されるべきでないことが理解されよう。

【0039】

図3A~図3Cの検出モジュール300は、図2に関して前述した検出モジュール200と類似してもよい。したがって、検出モジュール300は、この例では、フォトダイオード304を有する照明センサ302と、2つの照明光源モジュール306a及び306bを含む。照明光源モジュール306aは、近接場LED308aと遠距離場LED310aを含んでもよい。同様に、照明光源モジュール306bは、近接場LED308bと遠距離場LED310bを含んでもよい。検出モジュール300は、また、LED308a~b及び310a~b並びにフォトダイオード304を覆うそれぞれのレンズ素子を含んでもよい。検出モジュール300は、この例では、LED308aを覆うレンズ素子3

10

20

30

40

50

1 2 a、LED 3 1 0 aを覆うレンズ素子 3 1 2 b、LED 3 0 8 bを覆うレンズ素子 3 1 2 c、及びLED 3 1 0 bを覆うレンズ素子 3 1 2 dを含んでもよい。検出モジュール 3 0 0は、フォトダイオード 3 0 4を覆うレンズ素子 3 1 4を含んでもよい。更に、検出モジュール 3 0 0は、この例では、検出モジュールの面全体にわたって検出モジュールの種々の構成要素を保護する窓 3 1 6を有してもよい。レンズ素子については、後で更に詳しく述べる。

【0040】

例えば図 3 Aの例によって示されたように、Y軸に沿ったフォトダイオード 3 0 4の中心線 3 1 8は、Y軸に沿った検出モジュール 3 0 0の中心線 3 2 0からずれてもよい。しかしながら、X軸に沿ったフォトダイオード 3 0 4の中心線 3 2 2は、この例では、X軸に沿った検出モジュール 3 0 0の中心線 3 2 4と同一線上でよい。また図 3 Aの例によって示されたように、LED 3 0 8 a ~ bとLED 3 1 0 a ~ bは、フォトダイオード 3 0 4の中心線 3 1 8及び3 2 2に対して斜めに位置決めされる。LED 3 0 8 a ~ b及び3 1 0 a ~ bは、この例では、フォトダイオード 3 0 4の中心線 3 1 8及び3 2 2に対して約 45°の角度に位置決めされる。したがって、LED 3 0 8 a及び3 1 0 aを通る線と、LED 3 0 8 b及び3 1 0 bを通りフォトダイオード 3 0 4の中心で交差する線は、互いに直角でもよいことが理解されよう。

【0041】

図 3 Bと図 3 Cで分かるように、検出モジュールは、幅 w 、長さ l 及び厚さ t を有する。幾つかの例示的实施態様では、検出モジュール 3 0 0の幅 w は、約 10 mmであつてもよく、検出モジュールの長さ l は、約 12 mmであつてもよく、検出モジュールの厚さ t は、約 5 mmであつてもよい。検出モジュール 3 0 0の寸法が、検出モジュールの種々の実施態様において生じる種々の設計制約に依存しうることが理解されよう。したがって、検出モジュールの代替実施態様は、代替寸法を呈してもよい。

【0042】

個人が、検出モジュールを内蔵する心拍数モニタを装着するとき、検出モジュール 3 0 0の面は、個人の皮膚に対して位置決めされてもよい。検出モジュール 3 0 0の面に対する皮膚の位置は、Z軸方向の移行距離 z 、皮膚表面のX軸のまわりの回転 α 、及び皮膚表面のY軸のまわりの回転 γ に関して記述されてもよい。移行距離 z は、検出モジュール 3 0 0の面と心拍数モニタを装着している個人の皮膚表面との距離を表わしてもよい。検出モジュール 3 0 0の面が、個人の皮膚表面に対して平坦なとき、皮膚位置は、原点皮膚位置と呼ばれ、 $z = 0$ 、 $\alpha = 0^\circ$ 及び $\gamma = 0^\circ$ として記述されうる。心拍数決定プロセスにおいて皮膚位置を補償するとき、皮膚位置は、この元の皮膚位置に関して記述されてもよい。Z軸方向の皮膚表面の移行の範囲(「Z範囲」)は、状況によっては、約 0 mm (Z_{min}) ~ 約 8.6 mm (Z_{max}) の範囲でよい。更に、皮膚表面のX軸のまわりの回転 α は、約 -19.6° ~ 約 $+19.6^\circ$ の範囲でよく、皮膚表面のY軸のまわりの回転 γ は、約 -31.4° ~ 約 $+31.4^\circ$ の範囲でよい。

【0043】

前述のように、正確な心拍数は、心拍数モニタを装着している人が動くときにその人の皮膚の位置の変化によって生じる照明の変化を補償することによって決定されてもよい。心拍数モニタは、個人の皮膚の位置に関する空間フィードバックを取得することによって、個人の皮膚の位置を補償してもよい。空間フィードバックは、照明光源モジュールの近接場LEDと遠距離場LEDが点灯されたときに得られるそれぞれのカウント値、例えば、照明光源モジュール 3 0 6 aの近接場LED 3 0 8 aではカウント値 N 、遠距離場LED 3 1 0 aではカウント値 F の比率を測定することによって得ることができる。検出モジュールの各光源モジュール、例えば検出モジュール 3 0 0の光源モジュール 3 0 6 a及び3 0 6 bに関してカウント値比率 N/F を得てもよい。

【0044】

LEDのカウント値が、心拍数モニタを装着している個人の皮膚表面の位置に依存しうることが理解されよう。図 4 A ~ 図 4 Bを参照すると、個人の皮膚 4 0 0に対する検出モ

10

20

30

40

50

ジュール300の側面図が示される。図4Aでは、個人の皮膚400は、検出モジュール300に比較的近い。別の言い方をすると、図4Aでは、Z軸 Z_1 方向の皮膚400の移行が比較的小さい。図4Bでは、個人の皮膚400は、検出モジュール300から比較的遠い。別の言い方をすると、図4Bでは、Z軸 Z_2 方向の皮膚400の移行が比較的大きい。

【0045】

図4Aおよび図4Bで分かるように、フォトダイオード304によって検出されるLED308b及び310bからの照明の量は、検出モジュール300に対する皮膚400の位置に依存しうる。図4Aで分かるように、例えば、皮膚400が検出モジュール300に比較的近いとき、例えば、 Z_1 が比較的小さいとき、近接場LED308bからの照明は、フォトダイオード304の視界(FOV)402内にあってもよい。また、図4Aで分かるように、皮膚400が、検出モジュールに比較的近いとき、遠距離場LED310bからの照明の大部分又は全てが、フォトダイオード304のFOV402の外部にあってもよい。

10

【0046】

その結果、フォトダイオード304は、皮膚が検出モジュール300に比較的近いときにFOV402の範囲内にありかつ皮膚400から反射される近接場LED308bからの照明を検出することがある。しかしながら、フォトダイオード304は、皮膚400が検出モジュール300に比較的近いときにFOV402の外部にある遠距離場LED310bからの照明の大部分又は全てを検出しない可能性がある。したがって、皮膚400が検出モジュール300に比較的近いとき、近接場LED308bのカウント値Nが比較的高く、また遠距離場LED310のカウント値Fが比較的低い(例えば、ほぼ0)ことがあることが理解されよう。したがって、カウント値比率 N/F は、検出モジュール300と皮膚400の距離 Z_1 が減少し、遠距離場LED310bのカウント値Fが0に近づくときに無限大($N/F \rightarrow \infty$)に近づくことがある。

20

【0047】

しかしながら、皮膚400が、検出モジュール300から比較的遠いとき、遠距離場LED310bからの照明は、フォトダイオード304のFOV402の範囲内にあり、近接場LED308aからの照明は、フォトダイオードのFOV402の外部にあってもよい。図4Bで分かるように、例えば、遠距離場LED310bからの照明は、皮膚400が検出モジュール300から比較的遠いとき、例えば、 Z_1 が比較的大きいときに、フォトダイオード304のFOV402の範囲内にあってもよい。また図4Bで分かるように、皮膚400が検出モジュールから比較的遠いとき、近接場LED308bからの照明の大部分又は全ては、フォトダイオード304のFOV402の外部にあってもよい。

30

【0048】

その結果、フォトダイオード304は、皮膚が検出モジュール300から比較的遠いとき、FOV402以内にあり皮膚400から反射された遠距離場LED310bからの照明を検出できる。しかしながら、フォトダイオード304は、皮膚400が検出モジュール300から比較的遠いとき、FOV402の外部にある近接場LED308bからの照明の大部分又は全てを検出しない可能性がある。したがって、皮膚400が検出モジュール300から比較的遠いとき、近接場LED308bのカウント値Nが比較的低くてもよく(例えば、ほぼ0)、遠距離場LED310のカウント値Fが比較的高くてもよいことが理解されよう。したがって、検出モジュール300と皮膚400との間の距離 Z_1 が増大し、近接場LED308bのカウント値Nがゼロに近づくとき、カウント値比率 N/F が、ゼロに近づいてもよい($N/F \rightarrow 0$)。

40

【0049】

カウント値比率 N/F が、検出モジュールの照明光源モジュールごとに計算されてもよい。前述した検出モジュール300を基準にして、光源モジュール306aの第1のカウント値比率 N_1/F_1 は、近接場LED308aからの照明に関して得られたカウント値 N_1 と遠距離場LED310aからの照明に関して得られたカウント値 F_1 とに基づいて

50

計算されてもよい。同様に、光源モジュール306bの第2のカウント値比率 N_2 / F_2 は、近接場LED308bからの照明に関して得られたカウント値 N_2 と、遠距離場LED310bからの照明に関して得られたカウント値 F_2 とに基づいて計算されてもよい。したがって、補償モジュール（例えば、補償モジュール104）は、この1対のカウント値比率 N_1 / F_1 及び N_2 / F_2 を使用して、図1に関して前述した補償係数ルックアップテーブル108などの補償係数ルックアップテーブルを参照することによって、皮膚位置を識別できる。

【0050】

検出モジュール300の光学設計は、個人の皮膚表面に対する検出モジュールの空間的向きに依存する光電流の変調を生成する。皮膚表面が窓316に近いとき、遠距離場LED310a～bからの照明は、フォトダイオード304のFOV402のほとんど又は完全に外部にある。したがって、皮膚表面が窓316に近いとき、フォトダイオード304によって提供される光電流はほぼゼロである。これと対照的に、皮膚表面が窓316に近いとき、近接場LEDからの照明がフォトダイオードのFOV402の範囲内にあるので、近接場LED308a～bからの照明によって、フォトダイオード304からの光電流の値が比較的高くなる。

【0051】

フォトダイオードによって提供される光電流は、また、個人の皮膚表面に対する検出モジュールの回転に依存することがある。X軸と平行な光源モジュールを有する例示的实施態様では、フォトダイオードで検出されるこの光源モジュールからの照明の量は、検出モジュールがX軸のまわりに回転されたときに一定のままでよい。X軸に対して直角に位置決めされた他の光源モジュールからの照明のフォトダイオードによって検出される量は、X軸のまわりの回転の大きさが増大するとき急激に減少することがある。検出モジュールがY軸のまわりに回転されたとき、Y軸に平行に位置決めされた光源モジュールとY軸に直角に位置決めされた光源モジュールに、類似の効果が観察されることがある。X軸とY軸のまわりの複合回転は、両方の光源モジュールからの照明の畳み込みの応答を生成することがある。X軸とY軸に平行なそれぞれの光源モジュールを含む例示的实施態様については、図7A～図7Cを参照して後で詳しく考察される。

【0052】

心拍数モニタは、各光源モジュールの近接場LEDと遠距離場LEDを使用して、換言すると、左側光源モジュールと右側光源モジュールのLEDを点灯させることによって得られた電流値の比率を測定することによって空間フィードバックを得てもよい。光源モジュールの近接場LEDと遠距離場LEDは、1度に一方が点灯されてもよい。ADCは、フォトダイオードによって提供される電流に対応するカウント値を提供する。次に、カウント値は、更なる処理と分析のために記憶されてもよい。各測定値を基準値で割って標準比を得てもよい。標準比の分母は、LEDのいずれかによる照明から得られたカウント値でよい。基準値は、幾つかの例示的实施態様では、LEDの2つ以上が点灯されたときに測定された光電流であってもよい。基準値は、例えば、両方の近接場LEDが同時に点灯されたとき(N_1 と N_2)に測定された電流であってもよい。この例を使用すると、比率は、 $N_1 / (N_1 + N_2)$ 、 $N_2 / (N_1 + N_2)$ 、 $F_1 / (N_1 + N_2)$ 、 $F_2 / (N_1 + N_2)$ でよい。照明の強度間の関係が、光電流に対して線形なので、比率は、各LEDの絶対強度レベルによる影響を受けないことがある。

【0053】

皮膚に対する検出モジュールの向きに対応する空間的フィードバックは、計算された比率を、前述のように補償ルックアップテーブルに含まれる比率と比較することによって決定されてもよい。補償ルックアップテーブルに含まれる比率は、既知の向きに対してそのまま均等化されてもよい。計算された比率と補償ルックアップテーブルに含まれる比率との最小二乗差和を使用して、検出モジュールの現在の向きと最も一致する補償ルックアップテーブルの向きを識別できる。

【0054】

10

20

30

40

50

心拍数を決定するための原信号は、2つの光源、即ち各近接場LEDが点灯された光電流（「近接場信号」）と各遠距離場LEDが点灯された光電流（「遠距離場信号」）からのものでよい。補償ルックアップテーブルに含まれる向きごとに、近接場信号と遠距離場信号の倍率があってもよい。倍率は、特定の向きでの平均信号振幅を決定し、その振幅を例えば $r = 2.8 \text{ mm}$ 、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\gamma = 0^\circ$ などの公称向きでの平均信号振幅で割ることによって得られてもよい。

【0055】

検出モジュールの実際の向きが決定された状態で、近接場信号に関して測定されたカウント値は、近接場倍率が掛けられ、空間補償された原データ値として記憶されてもよい。同様に、遠距離場信号のカウント値は、遠距離場倍率が掛けられ、次に空間補償された原データ値として記憶されてもよい。

10

【0056】

N_1 、 N_2 、 N_1 と N_2 、 F_1 、 F_2 、及び F_1 と F_2 のデータサンプリングシーケンス全体は、約30～128回/秒で繰り返されてもよい。電力を節約するため、空間補償は、 N_1 、 N_2 、 F_1 及び F_2 が、 N_1 と N_2 及び F_1 と F_2 からのサンプル測定4回ごとに1回だけ点灯されるかなり低いサンプリング間隔で適用されるだけでよい。

【0057】

空間補償は、検出モジュールからの空間フィードバックに依存し、動きの補償プロセス全体の一側面を表わすだけでもよい。動きにより生じる原信号のノイズを更に打ち消すために、加速度計やジャイロメータなどの補助センサによって提供される付加的フィードバックが組み込まれてもよい。

20

【0058】

検出モジュール内の近接場LEDと遠距離場LEDの特定の位置決めは、 N/F 比率の感度と、LEDからの照明がフォトダイオードのFOVの範囲内にあるZ範囲に影響を及ぼすことがある。LEDがフォトダイオードから更に遠ざかるほどLEDからの照明の入射角が大きくなることを理解されよう。LEDがフォトダイオードから遠ざかるとき、 N/F 割当量 (ration) の感度が大きくなるがZ範囲が減少することがある。フォトダイオードに対する近接場LEDと遠距離場LEDの適切な位置は、 N/F 比率の反応を維持しながら識別されたZ範囲にわたって照明が提供されるものでよい。

【0059】

30

検出モジュールのLEDを覆うレンズ素子は、LEDによって提供される照明を集束し、Z軸方向の特定の距離 r_n において最大量の反射照明が達成されるようにする。幾つかの実施態様では、例えば、近接場LEDのレンズ素子は、 $r = 2.8 \text{ mm}$ 、 $\theta = 0^\circ$ 及び $\gamma = 0^\circ$ のときに最大量の反射照明が達成されるように、近接場LEDからの照明を集束できる。幾つかの実施態様では、別の例として、遠距離場LED用のレンズ素子は、 $r = 5.6 \text{ mm}$ 、 $\theta = 0^\circ$ 及び $\gamma = 0^\circ$ のときに最大量の反射照明が達成されるように、遠距離場LEDからの照明を集束できる。更に、近接場LEDと遠距離場LEDは、ピーク照明が検出モジュールの面に対して非直角に生じる照明分布を生成するために、それぞれのレンズ素子の中心からずれて位置決めされてもよい。この開示によって、追加及び代替の構成が理解されよう。

40

【0060】

また、この開示によって、検出モジュールの構成要素の種々の公差のために、 N/F 比率が検出モジュールごとに僅かに異なりうることを理解されよう。例えば、LEDの配置公差と、レンズ素子のモールド成型及び位置決め公差は、Z軸方向の所定の距離 r_n における N/F 比率を変化させうる。個々の検出モジュール全体にわたるそのようなばらつきを補償するために、心拍数モニタは、試験中にその応答が測定されて心拍数モニタの固有の較正情報を決定してもよい。較正情報は、心拍数モニタに記憶され（例えば、装置較正情報110として）、心拍数モニタを装着している人の心拍数を決定するときに利用されてもよい。

【0061】

50

幾つかの例示的实施態様では、複数の検出器又はフォトダイオード。例えば、複数の検出器は、手首装着型装置のまわりに位置決めされてもよく、検出器のうちの1つは、その検出器と関連付けられたN/F比率に基づいて所定の時間に心拍数を測定するように選択されてもよい。例えば、検出器が皮膚に最も近い検出器であることを示すN/F比率と関連付けられた検出器は、心拍数を決定するときに使用される補償係数を得るために使用されてもよい。より一般的に言うと、検出器が最も正確な心拍数に対応する信号を生成する可能性が高くなるように位置決めされたことを示すN/F比率と関連付けられた検出器が、使用されてもよい。選択される検出器は、装置が動くときに時間と共に変化してもよい。

【0062】

説明のため、近接場光源と遠距離場光源を表わす2対のLEDが示される。近接場光源と遠距離場光源として追加のLEDが使用されてもよい。幾つかの例示的实施態様では、近接場光源と遠距離場光源として単一对のLEDが使用されてもよい。幾つかの例示的实施態様では、近接場光源と遠距離場光源が、複数の検出器と関連付けられてもよい。例えば、単一对の近接場光源と遠距離場光源が、複数の検出器の間に位置決めされ、それらの検出器と同時又は独立に使用されてもよい。心拍数モニタの代替の実施態様は、装置に対する皮膚位置（例えば、距離）を決定する他のタイプのセンサを含んでもよい。例えば、幾つかの例示的实施態様では温度センサが使用されてもよい。補償係数を得るために使用される種々のパラメータを検出するために、加速度計、ジャイロメータ及び他のタイプのセンサが使用されてもよい。

【0063】

図5では、心拍数モニタを使用して心拍数を決定する例示的方法段階のフローチャート500が示される。心拍数決定プロセスが開始され（ブロック502）、近接場LEDが活動化されてもよい（ブロック504）。近接場LEDのカウント値Nが、例えば前述のようなフォトダイオードとADCを使用して得られる（ブロック506）。次に、遠距離場LEDが活動化され（ブロック508）、遠距離場LEDのカウント値Fが、例えば前述したようなフォトダイオードとADCを使用して得られる（ブロック510）。NとFの比率（N/F比率）は、計算されてもよく（ブロック512）、例えば前述のような補償係数ルックアップテーブルでN/F比率を使用して参照されてもよい（ブロック514）。ユーザの皮膚の位置を考慮するために、補償係数を使用する心拍数決定モジュールに補償係数が提供されてもよい（ブロック516）。段階504～512は、心拍数モニタの検出モジュールの光源モジュールごとに行なわれてもよいことが理解されよう。

【0064】

図6に、心拍数モニタを使用して心拍数を決定する例示的方法段階の別のフローチャート600が示される。前述のように、心拍数モニタの種々の製造公差により、個々の心拍数モニタ全体にわたってN/F比率が変化しうる。したがって、較正プロセスは、個人用の心拍数を決定するときに各心拍数モニタが利用することがある較正情報を識別してもよい。較正プロセスは、心拍数モニタに対して開始されてもよく（ブロック602）、心拍数モニタの検出モジュールの検出器からの応答が測定されてもよい（ブロック604）。検出器からの測定された応答に基づいて、心拍数モニタの較正情報が得られることがある（ブロック606）。較正情報は、心拍数モニタの不揮発性メモリに記憶されてもよく（ブロック608）、心拍数モニタの心拍数決定モジュールは、個人の心拍数を決定するとき較正情報を適用してもよい（ブロック610）。

【0065】

図7A～図7Cに、心拍数モニタの検出モジュール700の実施態様の別の例の斜視図が示される。検出モジュール700は、図3A～図3Cに関して前述した検出モジュール300と類似の特徴を有してもよい。しかしながら、この例の検出モジュール700は、照明検出器702、光源モジュール704a及び704bの代替構成を示す。同様に、光源モジュール704a及び704bは、それぞれの近接場光源706a及び706bと、それぞれの遠距離場光源708a及び708bを含んでもよい。図7Aの例に示されたよ

10

20

30

40

50

うに、照明検出器 702 はフォトダイオードでよく、照明光源 706 a ~ b 及び 708 a ~ b は LED でよい。検出モジュール 700 は、また、コントローラ 710 (例えば、マイクロプロセッサ) を含んでもよい。前述のように、フォトダイオード 702 並びに LED 706 a ~ b 及び 708 a ~ b は、マイクロプロセッサ 710 に接続されてもよい。更に、マイクロプロセッサ 710、フォトダイオード 702 並びに LED 706 a ~ b 及び 708 a ~ b は、検出モジュール 700 の基板 712 上に位置決めされてもよい。

【0066】

図 7A で分かるように、フォトダイオード 702 は、基板の角部のうちの 1 つの近くに、基板 712 に中心からずれて位置決めされる。光源モジュール 704 a 及び 704 b は、この例では、フォトダイオード 702 と直列かつ互いに直角に位置決めされる。図 7A に示されたように、光源モジュール 704 a を通る中心線 714 は、光源モジュール 704 b を通る中心線 716 と、フォトダイオード 702 の中心で、中心線 714 及び 716 が互いに直角になるように交差する。前述のように、LED は、赤外線照明又は可視光照明を提供するように構成されてもよい。したがって、幾つかの例示的实施態様では、LED は、琥珀色の可視光に対応する約 590 ナノメートル (nm) のピーク波長を示してもよい。他の例示的实施態様では、LED は、緑色可視光に対応する例えば約 560 nm などの他の波長を示してもよい。

【0067】

前述のように、それぞれのレンズ素子は、照明検出器と照明光源を覆ってもよい。図 7B を参照すると、検出モジュール 700 は、複数のレンズ構成要素 718 及び 720 a ~ b を含んでもよい。レンズ構成要素 718 は、フォトダイオード 702 を覆い、レンズ素子 722 を含んでもよい。レンズ構成要素 720 a は、照明光源モジュール 704 a を覆い、レンズ素子 724 a 及び 724 b を含んでもよい。また、レンズ素子 724 a は、近接場 LED 706 a を覆ってもよく、レンズ素子 724 b は、遠距離場 LED 708 a を覆ってもよい。同様に、レンズ構成要素 720 b は、光源モジュール 704 b を覆い、レンズ素子 724 c 及び 724 d を含んでもよい。レンズ素子 724 c は、近接場 LED 706 b を覆ってもよく、レンズ素子 724 d は、遠距離場 LED 708 b を覆ってもよい。

【0068】

図 7B の例に示されたように、レンズ素子 724 a ~ d は半球形でよい。したがって、レンズ素子 724 a ~ d は、LED 706 a ~ b 及び 708 a ~ b によってそれぞれ提供される照明を、検出モジュールを内蔵する心拍数モニタを装着している人の皮膚上に集束できる。例えば、レンズ素子 724 a 及び 724 c は、それぞれの近接場 LED 706 a 及び 706 b からの照明を集中させて、その結果、人の皮膚で反射されフォトダイオード 702 に戻される照明の量が、皮膚が検出モジュール 700 の表面から約 2.8 mm の距離にあるときに最大になるようにする。別の例として、レンズ素子 724 b 及び 724 d は、それぞれの遠距離場 LED 708 a 及び 708 b からの照明を集束させて、その結果、人の皮膚で反射されフォトダイオード 702 に戻される照明の量が、皮膚が検出モジュール 700 の表面から約 5.6 mm の距離にあるときに最大になるようにする。図 7B にも例で示されたように、レンズ素子 722 は円筒形でよい。したがって、レンズ素子 722 は、全内部反射を利用する光導波路として働き、照明がレンズ素子に対して中心からずれているときでも、人の皮膚から反射されフォトダイオード 702 に戻される照明を得ることができる。

【0069】

レンズ素子 722 及び 724 a ~ d は、熱可塑性エポキシ樹脂からトランスファ成形プロセスで形成されてもよい。スロット 726 が、照明検出器 702、光源モジュール 704 a 及び 704 b、及びマイクロプロセッサ 710 のまわりのそれぞれの領域を分離してもよい。スロット 726 は、光学的に不透明な熱可塑性エラストマーカバーが形成される空間を提供する働きをする。図 7C で、検出モジュール 700 は、光学的に不透明な熱可塑性エラストマーカバー 728 が取り付けられた状態で示される。カバー 728 は、レン

10

20

30

40

50

ズ素子722及び724 a ~ dを露出させる開口を有する。

【0070】

この開示に提供された心拍数モニタは、スポーツウォッチ、活動モニタ、携帯型メディアプレーヤ、個人によって装着される他のタイプの装置など、手首装着型携帯装置で使用するのに適切でよい。また、光学心拍数モニタは、低消費電力が必要とされまた心電図記録法による心拍数の決定が不可能かあるいは望ましくない装置に適することがある。

【0071】

心拍数モニタが適する1つの装置には、図8に示された手首装着型装置800が挙げられる。前述するような心拍数モニタが、手首装着型装置800に組み込まれてもよい。心拍数モニタは、個人が手首装着型装置を装着しているときに心拍数モニタの検出モジュールの面が個人の皮膚に向くように、手首装着型装置800内に配置される。幾つかの例示的実施態様では、心拍数モニタは、検出モジュールの面が個人の手首の上に下向きになるように、手首装着型装置の上部近くで手首装着型装置800の下側802に配置されてもよい。心拍数モニタの他の位置が、選択的に使用されてもよい。

10

【0072】

手首装着型装置800は、装置の動作を支援する押下式入力ボタン804などの入力機構を備えてもよい。入力ボタン804は、図9~図11に関して後述される要素の1つ以上などのコントローラ806や他の電子部品に機能的に接続されてもよい。コントローラ806は、組み込まれてもよく、あるいはハウジング808の一部でもよい。ハウジング808は、エラストマ構成要素を含む1つ以上の材料から形成され、表示装置810などの1つ以上の表示装置を含んでもよい。表示装置810は、手首装着型装置800の照明部分と見なされうる。表示装置810は、LEDランプなどの一連の個別の照明要素又はランプ部材を含んでもよい。ランプは、アレイで構成され、コントローラ806に機能的に接続されてもよい。手首装着型装置800は、表示装置810全体の一部又は構成要素と見なされうるインジケータシステム812を含んでもよい。インジケータシステム812は、表示装置810(複数の画素要素814を有しうる)と関連して動作し点灯してもよく、表示装置810と完全に別でもよい。また、インジケータシステム812は、1つの例示的実施態様ではLEDランプの形を取ることもできる複数の追加の照明素子又は照明要素816を含んでもよい。幾つかの例示的実施態様では、インジケータシステム812は、例えば照明要素816の一部を照明して1つ以上の目標に対する達成を表わすために、目標の可視指示を提供してもよい。

20

30

【0073】

締結機構818を外して、手首装着型装置800を個人の手首や他の部分のまわりに位置決めできる。個人上に位置決めした後で、締結機構818を係合位置に配置できる。幾つかの例示的実施態様では、締結機構818は、装置などのコンピュータや他の装置と動作的に連携するように、USBポートを含むがこれに限定されないインタフェースを含んでもよい。幾つかの例示的実施態様では、締結部材は、1つ以上の磁石を含んでもよい。幾つかの例示的実施態様では、締結部材は、可動部がなくされ、完全に磁力に依存してもよい。

【0074】

幾つかの例示的実施態様では、手首装着型装置800は、センサ組立体(図示せず)を含んでもよい。センサ組立体は、本明細書に開示されるか当該技術分野で既知のものを含む複数の異なるセンサを含んでもよい。例示的実施形態では、センサ組立体は、本明細書に開示されるか当該技術分野で既知のセンサに対する機能接続を含むか機能接続を可能にしてもよい。手首装着型装置800は、1つ以上の外部センサから得られたデータも受け取るように構成されてもよい。手首装着型装置800は、個人の活動に基づいて個人が獲得した動ポイント又は通貨によって表されたデータを表示するように構成されてもよい。

40

【0075】

次に図9を参照すると、個人トレーニングシステム900の例が示される。システム900は、コンピュータ902などの1つ以上の電子装置を含んでもよい。コンピュータ9

50

02は、電話、音楽プレーヤ、タブレット、ネットブック又は任意の携帯装置などのモバイル端末装置を含んでもよい。幾つかの例示的实施態様では、コンピュータ902は、メディアプレーヤ又はレコーダ、デスクトップコンピュータ、サーバ、例えばMicrosoft（登録商標）、XBOX、Sony（登録商標）、Playstation、又はNintendo（登録商標）、Wiiゲームコンソールなどのゲームコンソールを含んでもよい。これらは、単に説明のための例示的装置であり、この開示は、如何なる特定のコンソール又はタイプのコンピューティング装置にも限定されない。

【0076】

図10に一時的に戻ると、コンピュータ902は、少なくとも1つのプロセッサユニット906を含む計算ユニット904を含んでもよい。プロセッサユニット906は、例えばマイクロプロセッサ装置など、ソフトウェア命令を実行するように構成された任意のタイプの処理装置でよい。コンピュータ902は、メモリ908などの様々な非一時的コンピュータ可読媒体を含んでもよい。メモリ908には、RAM910などのランダムアクセスメモリ（RAM）、又はROM912などの読み出し専用メモリ（ROM）が挙げられるがこれらに限定されない。メモリ908には、電子的消去可能プログラム可能読取り専用メモリ（EEPROM）、ソリッドステートメモリ、光学若しくは磁気ディスク記憶装置、又は電子情報を記憶するために使用できる他の非一時的媒体の任意の1つ以上が挙げられる。

【0077】

プロセッサユニット906及びメモリ908は、バス914又は代替の通信構造を介して1つ以上の周辺機器に直接又は間接に接続されてもよい。例えば、プロセッサユニット906又はメモリ908は、ハードディスクドライブ916、光学ドライブ918、他のメモリなどの付加メモリ記憶装置に直接又は間接に接続されてもよい。プロセッサユニット906及びメモリ908は、また、1つ以上の入力装置920及び1つ以上の出力装置922に直接又は間接に接続されてもよい。出力装置922には、例えば、表示装置936（図9）、視聴覚機器、触覚フィードバック機構、又は他の装置が挙げられる。幾つかの例示的実施態様では、1つ以上の表示装置は、エアウェアに組み込まれ、必要に応じてユーザにフィードバックを提供するように構成されてもよい。入力装置920には、例えば、キーボード、タッチスクリーン、リモート制御パッド、ポインティング装置（マウス、タッチパッド、スタイラス、トラックボール又はジョイスティックなど）、スキャナ、カメラ、マイクロフォン、又は本明細書に開示された任意のセンサが挙げられる。例示的なセンサとその説明的用途が、以下に提供される。この点において、入力装置920は、図9に示されたユーザ（ユーザ924など）からのアスレチック運動を感知、検出、又は測定するように構成された1つ以上のセンサを含んでもよい。

【0078】

図9を再び参照すると、画像キャプチャ装置926又はセンサ928は、ユーザ924のアスレチック運動を検出又は測定する際に利用されてもよい。幾つかの例示的実施態様では、画像キャプチャ装置926又はセンサ928などの他のセンサから得られたデータが、アスレチック運動を直接検出してもよく（例えば、データが、運動パラメータに直接関連付けられる）、間接に検出してもよい（運動を検出又は測定するためにデータが互いに又は他のセンサと組合せ利用されることがある）。したがって、2つ以上装置から得られたデータを組み合わせることにより特定の測定値が決定されてもよい。また、コンピュータ902は、タッチスクリーン又は画像キャプチャ装置を使用して、グラフィカルユーザインタフェースから選択するためにユーザがポイントしている場所を決定してもよい。画像キャプチャ装置926又はセンサ928は、本明細書に開示されたものを含むがこれに限定されない1つ以上のセンサを含むか又は機能的に接続されてもよい。

【0079】

コンピュータ902、計算ユニット904又は他の電子装置は、ネットワーク932（図9）などのネットワークとの通信を可能にするように構成された例示的インタフェース930（図10に示されたように）などの1つ以上のネットワークインタフェースに直接

10

20

30

40

50

又は間接に接続されてもよい。図10の例では、ネットワークインタフェース930は、伝送制御プロトコル(TCP)、インターネットプロトコル(IP)、ユーザデータグラムプロトコル(UDP)などの1つ以上の通信プロトコルにしたがって、計算ユニット904からのデータ及び制御信号をネットワークメッセージに変換するように構成されたネットワークアダプタ又はネットワークインタフェースカード(NIC)を含んでもよい。ネットワークインタフェース930は、ネットワーク932に接続するのに適した任意の接続エージェントを使用してもよい。しかしながら、ネットワーク932は、インターネット、イントラネット、クラウド、LANなどの、単独又は組み合わせの任意のタイプ又はトポロジの任意の1つ以上の情報配布ネットワークでよい。ネットワーク932は、ケーブル、ファイバ、衛星、電話、セルラ、無線などの任意の1つ以上でもよく、したがって、1つ以上の場所(例えば、学校、事業所、家庭、消費者住居、ネットワーク資源など)、サーバ934、又はコンピュータ902と類似でも同一でもよい他の装置に接続する1つ以上の有線又は無線通信チャネル(WiFi(登録商標)、Bluetooth(登録商標)又はANT技術を含むがこれに限定されない)を有するように様々に構成されてもよい。実際には、システム900は、各構成要素の複数の例を含んでもよい(例えば、複数のコンピュータ902、複数の表示装置936など)。

【0080】

コンピュータ902(又は、ネットワーク932内の他の装置)が携帯可能か固定位置にあるかに関わらず、コンピューティング装置は、前に具体的に列挙された入力装置、出力装置及び記憶周辺装置に加えて、様々な他の周辺機器に直接又はネットワーク932を介して接続されてもよい。幾つかの例示的实施態様では、単一装置は、図9に示された1つ以上の構成要素を内蔵してもよい。例えば、単一装置は、コンピュータ902、画像キャプチャ装置926、センサ928、表示装置936及び追加の構成要素を含んでもよい。幾つかの例示的实施態様では、センサ素子938は、表示装置936、画像キャプチャ装置926及び1つ以上のセンサ928を含むモバイル端末装置を含んでもよい。他の例示的实施態様では、画像キャプチャ装置926又はセンサ928は、例えば携帯型ゲーム又はメディアシステムを含むメディア装置に機能的に接続されるように構成された周辺装置でよい。

【0081】

センサ926及びセンサ928は、ユーザ924の少なくとも1つのフィットネスパラメータを検出又は監視するように構成されてもよい。センサ926とセンサ928には、加速度計、ジャイロスコープ、位置決定装置(例えば、GPS)、光(非可視光を含む)センサ、温度センサ(周囲温度又は体温を含む)、睡眠パターンセンサ、心拍数モニタ、画像キャプチャセンサ、水分センサ、力センサ、コンパス、角速度センサ又はこれらの組み合わせが挙げられるがこれらに限定されない。ネットワーク932又はコンピュータ902は、例えば表示装置936、画像キャプチャ装置926(例えば、1つ以上のビデオカメラ)及びセンサ928(赤外線(IR)装置でよい)を含むシステム900の1つ以上の電子装置と通信してもよい。1つの例示的实施態様では、センサ928は、赤外線トランシーバを含んでもよい。例えば、センサ926及び928は、波形をユーザ924の方向を含む環境に送信して「反射」を受け取るか、そのような放出された波形の代替を他の方法で検出してもよい。幾つかの例示的实施態様では、センサは、(特に)画像キャプチャ装置926又はセンサ928によって検出されうる反射材料などの受動的なものでもよい。他の例示的实施態様では、画像キャプチャ装置926又はセンサ928は、レーダ、ソナー、音響情報などの他の無線信号を送信又は受信するように構成されてもよい。種々の実施態様にしたがって、多数の様々なデータスペクトルに対応する信号が利用されてもよいことが理解されよう。この点において、センサ926及び928は、システム900以外の外部光源から放射された波形を検出してもよい。例えば、センサ926及び928は、ユーザ924又は周囲環境から放射される熱を検出してもよい。したがって、画像キャプチャ装置926とセンサ928は、1つ以上のサーマルイメージング装置を含んでもよい。1つの例示的实施態様では、画像キャプチャ装置926及びセンサ928は、レ

10

20

30

40

50

レンジフェノメノロジ (range phenomenology) を行なうように構成された赤外線装置を含んでもよい。例えば、レンジフェノメノロジを行なうように構成された画像キャプチャ装置は、オレゴン州ポートランドの Flir Systems, Inc. から市販されている。画像キャプチャ装置 926、センサ 928 及び表示装置 936 が、コンピュータ 902 と直接 (無線又は有線で) 通信するように示されているが、これらの装置は、ネットワーク 932 と (無線又は有線で) 直接通信してもよいことが理解されよう。

【0082】

本明細書で開示された任意のセンサからの検出された動き又はパラメータには、速度、加速度、距離、歩数、カロリー、心拍数、汗検出、労力、酸素消費量、酸素反応速度、角速度、圧力、方向、回動力、衝撃力及びこれらの組み合わせを含むがこれらに限定されない、種々の異なるパラメータ、メトリック又は生理学的特徴が挙げられる (又は、そのようなパラメータ、メトリック又は生理学的特徴を構成するために使用される)。そのようなパラメータは、また、ユーザの活動に基づいてユーザによって獲得される活動ポイント又は通貨に換算して表されてもよい。

10

【0083】

図9で分かるように、ユーザ 924 は、知覚装置 938、940、942 又は 944 を含む任意数の装置を所有、携帯、又は装着してもよい。装置 938、940、942 又は 944 の1つ以上は、フィットネス又はアスレチック用に特別に製造されなくてもよい。実際には、この開示の態様は、アスレチックデータを収集、検出又は測定する複数の装置 (これらの幾つかはフィットネス装置でない) からのデータの利用に関連する。1つの例示的实施態様では、装置 938 は、カリフォルニア州クパチーノの Apple, Inc から入手可能な IPOD (登録商標)、IPAD (登録商標) 又は iPhone (登録商標) を含む電話又はデジタル音楽プレーヤ、ワシントン州レッドモンドの Microsoft から入手可能な Zune (登録商標) 又は Microsoft (登録商標) Windows 装置などの携帯式電子装置を含みうる。デジタルメディアプレーヤが、コンピュータの出力装置、入力装置又は記憶装置として働くことができることが理解されよう。幾つかの例示的实施態様では、装置 938 は、コンピュータ 902 でよく、他の例示的实施態様では、コンピュータ 902 は、装置 938 と全く別個でもよい。装置 938 は、特定の出力を提供するように構成されているかどうかにかかわらず、知覚情報を受け取るための入力装置として働くことがある。装置 938、940、942 又は 944 には、当該技術分野で既知又は本明細書に開示された任意のセンサを含むがこれに限定されない1つ以上のセンサが挙げられる。

20

30

【0084】

装置 938 ~ 944 は、互いに直接通信してもよく、ネットワーク 932 などのネットワークを介して通信してもよい。装置 938 ~ 944 の1つ以上の間の通信は、コンピュータ 902 を介して行われてもよい。例えば、装置 938 ~ 944 の複数が、コンピュータ 902 のバス 914 に機能的に接続された周辺装置であってもよい。更に別の例示的实施形態では、装置 938 などの第1の装置は、コンピュータ 902 などの第1のコンピュータ並びに装置 942 などの別の装置と通信してもよいが、装置 942 は、コンピュータ 902 に接続するように構成されなくてもよいが、装置 938 と通信してもよい。他の構成が可能であることが理解されよう。また、図10に示された構成要素は、サーバ 934、他のコンピュータ、装置などに含まれてもよい。

40

【0085】

幾つかの例示的实施態様では、知覚装置 938、940、942 又は 944 は、ユーザ 924 の衣服、又は時計やアームバンド、リストバンド、ネックレス、シャツ、靴などを含むユーザのアクセサリ内に構成されるか、それらと他の方法で関連付けられてもよい。手首装着型装置 (例えば、手首装着型装置 800) の例を前述したが、これらは、単に例示的实施態様であり、この開示は、そのように限定されるべきでない。これらの装置は、ユーザ 924 の終日活動を含むユーザのアスレチック運動を監視するように構成されてもよい。装置は、ユーザ 924 がコンピュータ 902 と対話するときにアスレチック運動を

50

検出してもよく、コンピュータ902と無関係に動作してもよい。例えば、各装置は、ユーザ924のコンピュータ902への接近又はコンピュータ902との対話に関係なく活動を測定する終日活動モニタとして機能するように構成されてもよい。

【0086】

幾つかの例示的实施態様では、図9に示されたセンサ944などのセンサが、アスレチック用衣類などの服に組み込まれてもよい。例えば、ユーザ924は、1つ以上の装着型センサ944a~bを装着してもよい。センサ944は、ユーザ924の衣類に組み込まれてもよく、ユーザ924の身体の任意の所望の位置に配置されてもよい。センサ944は、コンピュータ902、センサ928、938、940及び842、又はカメラ926と通信してもよい(例えば、無線で)。双方向型ゲーム装置の例は、2002年10月30日に出願され米国特許公開番号2004/0087366として公開され、引用により全体が援用される米国特許出願第10/286,396号に記載されている。幾つかの例示的实施態様では、受動的検出面が、画像キャプチャ装置926又はセンサ928によって放射された波形(赤外線など)を反射することがある。1つの例示的实施態様では、ユーザ924の衣服上に配置されたパッシブセンサが、一般に、波形を反射するガラスや他の透明又は半透明面で作成された球状構造を含んでもよい。所定の分類の衣服が、適切に着用されたときにユーザ924の身体の特定期間の近くに配置されるように構成された特殊センサを有する、様々な分類の服が利用されてもよい。例えば、ゴルフ服は、第1の構成で服上に位置決めされた1つ以上のセンサを有してもよく、更にサッカー服は、第2の構成で服上に位置決めされた1つ以上のセンサを含んでもよい。

【0087】

図11は、知覚入力の説明的位置(例えば、知覚位置946a~946o)を示す。この点に関して、センサは、幾つかの例示的实施態様ではユーザの衣類上又衣類内に配置された物理センサでよく、例示的实施態様では、センサ位置946a~946oは、2つの動く身体部分の関係の識別に基づいてもよい。例えば、センサ位置946aは、画像キャプチャ装置926などの画像キャプチャ装置でユーザ924の動きを識別することによって決定されてもよい。したがって、幾つかの例示的实施態様では、センサは、特定位置(センサ位置946a~946oなど)に物理的に配置されなくてもよいが、その位置の特性を、画像キャプチャ装置926や他の位置から収集された他のセンサデータなどによって検出するように構成される。この点に関して、ユーザ924の身体の全体形状又は部分は、特定の身体部分の識別を可能にすることがある。カメラ926などの画像キャプチャ装置が利用されるか、ユーザ924上に配置された物理センサが利用されるか、他の装置からのデータを使用するかに関係なく、センサは、身体部分の現在位置を検出するか身体部分の動きを追跡できる。1つの例示的实施態様では、位置946mに関連する知覚データは、ユーザ924の重心(即ち、質量中心)の決定に利用されてもよい。例えば、センサ位置946m~946oの1つ以上の位置に対するセンサ位置946aとセンサ位置946f又は946lとの関係を利用して、重心が垂直軸方向に上昇したか(ジャンプ中など)、ユーザが自分の膝を曲げるか縮めることによってジャンプの「ふり」をしようとしているかを判定できる。1つの例示的实施態様では、センサ位置946nは、ユーザ924の胸骨のまわりに配置されてもよい。同様に、センサ位置946oは、ユーザ924の海軍(naval)の近くに配置されてもよい。幾つかの例示的实施態様では、センサ位置946m~946oからのデータを(単独又は他のデータと組合せて)利用して、ユーザ924の重心を決定してもよい。幾つかの例示的实施態様では、ユーザ924の向き又はユーザ924の胴のねじれなどの回動力を決定する際に、センサ位置946m~946oなどの複数の幾つかのセンサ位置の関係を利用してもよい。更に、1つ以上のセンサ位置を利用して、モーメント中心位置を決定してもよい。例えば、センサ位置946m~946oの1つ以上が、ユーザ924のモーメント中心位置の役割を果たしてもよい。別の例示的实施態様では、センサ位置の1つ以上が、特定の身体部分又は領域のモーメント中心の役割を果たしてもよい。

【0088】

10

20

30

40

50

この開示の更に他の態様は、ユーザ 9 2 4 などのユーザがいつ活動状態又は非活動状態になるかの決定に関する。幾つかの例示的实施態様は、活動レベルに基づく報酬（例えば、仮想又は物理的賞品を与えるか控除する）などの電子的出力の変更に関係しうる。この点に関して、活動又は不活動の決定を、調整基準として利用してもよい。例えば、エネルギー消費値が決定され、エネルギー消費ポイントは、ユーザ 9 2 4 が所定の期間の不活動状態であったときに控除され、特定の基準が満たされたときに強化されてもよい。この機能は、全ての計算に含まれてもよく、様々なゲームと競争で使用されてもよい。例えば、調整基準が満たされたかどうか決定されてもよい。調整基準は、所定の時間期間の不活動状態を含んでもよい。幾つかの例示的实施態様では、不活動状態は、ユーザが活動状態になってから過ぎた時間長を決定するだけでは決定されない。

10

【 0 0 8 9 】

調整基準が満たされたとき、例えばエネルギー消費ポイントなどの報酬が調整されてもよい。調整は、検出された不活動状態の特性（例えば、継続時間、強度、タイプ、しきい値、特定の生物測定又は生理的パラメータなど）の関数でもよい。幾つかの例示的实施態様では、装置又は警報は、ユーザ 9 2 4（又は、許可されたグループ/個人）に、（a）活動を促すためにユーザがエネルギー消費ポイントなどの賞品の削減を受けようとしているか、（b）ユーザがエネルギー消費ポイントの削減を受けたことを知らせることがある。したがって、チームメイト又は競合ユーザには、削減（又は、削減の可能性）が伝えられ、教師、トレーナ又は親は、他のユーザの身体活動をより容易に監視することができる。幾つかの例示的实施態様では、装置 8 0 0（図 8）などの装置、又は本明細書で開示された任意の他の装置は、活動レベルを感知し、ユーザが所定の時間不活動（例えば、低活動）状態であったことを検出し、警告メッセージをローカル又はリモート出力装置に送ってユーザにもっと活動的になるように注意するように構成されてもよい。

20

【 0 0 9 0 】

検出された不活動状態の特性（継続時間、強度など）は、種々の間隔で処理され、日、週、年などの様々な時間期間に並行のポイントの追跡を可能にすることがある。また、低活動状態のしきい値と不活動時間の長さは、変化することもでき、ユーザ 9 2 4 又は他の個人若しくはグループによって個別に設定されてもよい。

【 0 0 9 1 】

幾つかの構成では、ユーザの非活動又は不活動状態が検出され、活動目標の達成に向けた進捗に影響を及ぼすことがある。例えば、不活動状態は、ユーザが、特定の時間長の間に特定のレベル又はタイプの運動がないとき、少なくともしきい値レベルの心拍数を示さないとき、ある時間長にわたって十分な距離を動かないときなど、又はそれらの組み合わせで検出されることがある。ユーザが活動ポイントを蓄積して活動ポイント目標を達成する構成では、ある量の非活動（例えば、不活動又は運動不足状態）が検出されたときに、活動ポイントや他の活動メトリック合計からポイント又は値が控除されることがある。不活動状態を活動ポイント控除に変換する種々の変換率が使用されてもよい。1つの例では、10分間の不活動状態が、5ポイント控除に対応してもよい。別の例では、30分間の不活動状態が、100ポイント控除に対応してもよい。活動ポイントの損失又は控除は、例えば指数関数や放物線など、線形でも非線形でもよい。

30

40

【 0 0 9 2 】

非活動時間は、不活動時間と運動不足時間を含むことがある。不活動及び運動不足時間は、様々な動き、心拍数（又は、他の生理的パラメータ）、歩数又は他のしきい値によって定義されてもよく、同じしきい値を用いて定義されてもよい。1つの例では、運動不足時間は、不活動しきい値より高いしきい値（例えば、より高いレベルの活動を必要とする）を有してもよい。即ち、個人は、運動不足と見なされるが不活動状態と見なされないことがある。非活動しきい値は、必要に応じて、運動不足しきい値又はより高いしきい値に対応することがある。あるいは、不活動しきい値は、運動不足しきい値より大きくてもよい。また、複数の運動不足しきい値、不活動しきい値、又は非活動しきい値があってもよい（例えば、運動不足しきい値と不活動しきい値がそれぞれ非活動しきい値でよい）。様

50

々なポイント控除又はポイント控除率は、複数のしきい値とゼロかそれに近い活動レベル（例えば、非活動）との間で定義されてもよい。例えば、ユーザは、不活動の場合に1時間当たり50ポイントを失い、運動不足活動の場合に1時間当たり30ポイントを失うことがあるが、その逆でもよい。更に、活動ポイント控除は、ユーザが非活動状態か運動不足状態によって異なる時間に開始されてもよい。例えば、ユーザは、30分間の不活動状態又は45分間の運動不足状態の後に活動ポイントを失い始める。また、追加のしきい値（例えば、3つ以上のしきい値）及び対応する活動ポイント損失率が定義されてもよい。

【0093】

幾つかの構成では、非活動期間を検出するために種々のセンサが使用されてもよい。前述したように、非活動時間期間は、心拍数、運動信号の振幅、ステップレート（例えば、1分当たり10ステップ未満）などに基づいて定義されてもよい。代替又は追加として、不活動及び運動不足時間期間は、個人の物理位置、身体姿勢、身体向き、身体姿勢、又は個人が行なっている活動のタイプに基づいて測定されてもよい。種々の身体的不活動、運動不足の身体姿勢又は向きの有害作用が異なることもある。したがって、30分間の背もたれが、45分間の着座と同じ健康リスクをもたらすことがある。健康リスクの可能性は、時間に依存することもある。したがって、特定の継続時間範囲と特定の時間範囲の不活動状態（例えば、睡眠）が、健康リスクをもたらさないこともある。1つの例では、午後9時～午前9時の7～9時間の睡眠は、有害な健康リスクをもたらさない可能性があり、したがって、活動ポイントや他の活動メトリック値控除に寄与しない可能性がある。実際には、幾つかの例では、特定の継続時間範囲又は特定の時間範囲における不活動状態（睡眠など）の欠如がユーザの健康に有害であると見なされることがある。したがって、そのような時間中、活動ポイントが控除されるか、活動ポイントが蓄積される割合が遅くなる
10
20
30
40
50

【0094】

追加又は代替として、活動メトリックの値（例えば、活動ポイント）が減少する量は、時刻、ユーザの位置、ユーザの物理位置、不活動状態レベルなどに基づいて決定されてもよい。例えば、ユーザは、夕方よりも午後の方が活動メトリックを大きい値又は速い割合で失うことがある。別の例では、ユーザが体育館にいる場合は、ユーザが家庭にいる場合よりも少ない活動ポイントや他の活動メトリックを失うか、低い割合でメトリックの値を失うことがある。

【0095】

（例えば、活動と見なされるのに必要な運動レベルより低い）非活動行動のタイプの違いを考慮するため、システムは、例えば睡眠、背もたれ、着座、及び起立を含む物理的身体姿勢又は向きを区別することがある。様々な物理的身体姿勢及び向きの区別は、ユーザの身体の様々な位置にあるセンサ（又は、特定の身体部分の位置を検出するように構成されたセンサ）から決定されてもよい。その場合、ユーザの物理的身体姿勢は、互いの身体部分の相対位置に基づいて決定されてもよい。例えば、膝位置センサが、腰又は胸センサの第1のしきい値距離の範囲内にあるとき、システムは、ユーザが座っていると判定することがある。膝位置センサが、第1のしきい値距離外にある場合、システムは、ユーザが立っていると判定することがある。他の例では、種々のセンサが作る角度を使用して個人の位置を決定できる。追加又は代替として、ユーザの種々の身体部分の位置を加速度計又は運動データと共に評価して、ユーザが、運動又は特定の運動レベル（例えば、そのレベルより上又は下）を示すかどうかを決定してもよい。

【0096】

活動ポイントの控除に加えて、システムは、不活動状態であるという警告をユーザに出して活動的生活様式を促してもよい。1つの例では、システムは、2分間、5分間、30分間、1時間などの特定の量の不活動状態の後で、本明細書に述べた装置のような装置上にメッセージ又はインジケータを表示することによって、ユーザ（又は、許可された個人又はグループ）に警告を出してもよい。不活動時間の長さが、非連続時間期間にわたって追加されてもよい。代替又は追加として、連続不活動時間の長さが追跡されてもよい。例
50

えば、ユーザが、午前10:15~11:00と、次に再び午後2:00~2:30に不活動的な場合、非活動時間の全長さは、1時間15分でよい。不活動状態のメッセージ又はインジケータが、活動ポイントを控除する前に警告として提供されてもよい。例えば、メッセージは、ユーザが、特定の長さの時間（例えば、30分、5分、10秒、30秒、1時間、2時間など）の範囲内で十分な活動レベルを示さない場合に、X量の活動ポイントが控除されることを示してもよい。したがって、装置は、ユーザ非活動量を決定する非活動タイマを含んでもよい。更に、メッセージは、不活動状態によってもたらされるリスクに対処するためにユーザが行なうべき活動のタイプに関する提案を提供してもよい。例えば、システムは、ユーザが、1マイルを10分のペースで1時間歩くことを提案してもよい。ユーザが、検出された不活動時間長のリスク又は悪影響を打ち消したか又は考慮したとき、祝福メッセージ又は他の指示を提供してもよい。

10

【0097】

ユーザが、特定の時間長の範囲内で運動不足又は非活動モードを終了し運動不足又は非活動モードに戻る場合は、警告、ポイント控除又は他の通知を提供してもよい。例えば、ユーザは、10分間の運動不足又は非活動モードを終了するのに十分な活動レベルを実行又は提示できる。しかしながら、システム又は装置は、1時間、2時間、3時間などの時間期間に追加の警告を回避するために少なくとも30分間の活動を必要とすることがある。例えば、警告は、ユーザが、十分な時間長、十分な活動レベル又はこれらの組み合わせの活動を行わなかったことを示すことがある。更に、短い時間長（例えば、しきい値時間長）以内の運動不足期間が複数ある場合は、健康リスクなどを含む潜在的運動不足作用を打ち消すためにより高レベル又は追加レベルの活動が必要とされることがある。特定の例では、ユーザは、ポイント控除を停止するためにより高レベルの活動を実行することを要求されることがある。

20

【0098】

装置又は他のシステムは、更に、健康への悪影響が生じるまで許容される非活動時間の長さに関してユーザに助言してもよい。1つの例では、装置又はシステムは、潜在的健康リスクが影響し始めるまでの許容可能な非活動時間の残りの量を示すカウントダウンを含んでもよい。許容可能な非活動時間の長さは、実行される活動の量に基づいて獲得又は蓄積されてもよい。したがって、装置は、特定の長さの非活動時間（例えば、テレビを1時間見る）を獲得するために行なわれうる活動のタイプ又は継続時間に関する提案又は推奨を提供してもよい。様々なタイプの非活動又は運動不足活動は、様々なタイプ又は量の活動を必要とすることがある。例えば、1時間の背もたれは、1時間の着座より精力的又は長いエクササイズを必要とすることがある。別の例では、編み物をしながらの1時間の着座は、テレビを見ながらの1時間の着座より精力的でないか少ない量のエクササイズ又は活動を必要とすることがある。1つ以上の構成により、活動のタイプ又は継続時間及びそれに対応する許容可能な非活動量を指定する経験的データ又は規定のプログラミング及びデータテーブルに基づいて、推奨が生成されてもよい。

30

【0099】

装置又は活動追跡システムは、更に、履歴記録に基づいて活動を推奨してもよい。例えば、装置又は追跡システムは、過去にユーザが行なった活動を決定し、それらの活動タイプに基づいて推奨を生成してもよい。追加又は代替として、装置又は追跡システムは、過去にユーザが行なった特定のトレーニングの推奨を生成してもよい。例えば、ユーザは、テレビを2時間見る影響を打ち消すために500カロリーに相当する活動を行なう必要がある。そのような場合、システムは、過去にユーザが500カロリーを消費した特定のトレーニングを推奨してもよい。履歴活動タイプと特定の履歴トレーニングの組み合わせを使用して、推奨を生成できる。1つの例では、システムは、ユーザが好むと思われるトレーニングのタイプに基づいて過去にユーザが行った2つのトレーニングの一方を推奨してもよい。好みは、ユーザが各タイプのトレーニングを行なった回数に基づいて決定されてもよい。トレーニング又は活動タイプは、位置と時間に基づいて推奨されてもよい。例えば、ユーザが、以前に、特定のタイプの活動又は特定のトレーニングルーチンを同じ

40

50

位置又は同時に行なっている場合、システムは、そのタイプの活動又はトレーニングルーチンを推奨してもよい。他の推奨アルゴリズム及び因子を使用してもよい。

【 0 1 0 0 】

システム 9 0 0 (図 9) は、エネルギー消費ポイントをソーシャルネットワークウェブサイトへ送信するように構成されてもよい。ユーザは、所望の時間間隔における自分のポイントの総数に基づいて格付けされてもよい (例えば、日、週、月、年などによる格付け) 。

【 0 1 0 1 】

開示の態様をその実施形態に関して述べた。この開示の検討から、当業者にとって、添付の特許請求の範囲と趣旨の範囲にある多数の他の実施形態、修正及び変形は明らかである。例えば、当業者は、説明図に示された段階が、引用された順序以外の順序で実行されてもよく、示された 1 つ以上の段階が、開示の態様により任意でよいことを理解するであろう。

10

【 0 1 0 2 】

本実施形態の該当について以下にまとめる。

[請求項 1]

心拍数を決定する方法であって、

(a) 照明光源によってユーザの皮膚を照明する段階と、

(b) 前記ユーザの皮膚から反射された電磁放射を照明検出器によって検出する段階と

20

、

(c) 反射された前記電磁放射に基づいて、前記照明検出器に対する前記ユーザの皮膚の位置を決定する段階と、

(d) プロセッサにおいて、反射された前記電磁放射に対応する情報を分析し、前記ユーザの皮膚の位置を補償することで、前記ユーザの心拍数を決定する段階と、を含む方法。

[請求項 2]

前記照明光源は、少なくとも 1 つの発光ダイオード (L E D) を含む、請求項 1 に記載の方法。

[請求項 3]

前記少なくとも 1 つの L E D は、赤外線 (I R) 照明を生成するように構成されている、請求項 2 に記載の方法。

30

[請求項 4]

前記照明検出器は、フォトダイオードを含む、請求項 1 に記載の方法。

[請求項 5]

前記照明光源は、近接場光源であり、

段階 (a) は、遠距離場光源によってユーザの皮膚を照明する段階を含み、

前記ユーザの皮膚から反射されて前記照明検出器によって検出される前記電磁放射は、前記近接場光源により供給された第 1 の量 N の電磁放射と、前記遠距離場光源により供給された第 2 の量 F の電磁放射とを含み、

段階 (c) は、反射された電磁放射の前記第 1 の量と反射された電磁放射の前記第 2 の量との比率を計算する段階を含む、請求項 1 に記載の方法。

40

[請求項 6]

前記比率は、 N / F に相当する請求項 5 に記載の方法。

[請求項 7]

段階 (c) は、皮膚位置をそれぞれの補償係数と関連付けるルックアップテーブルにアクセスする段階を含み、

段階 (d) は、前記ユーザの前記心拍数を決定するときに、ユーザの皮膚の位置と関連付けられた補償係数を受信し、当該補償係数を利用する段階を含む、請求項 1 に記載の方法。

[請求項 8]

50

心拍数決定システムであって、
 ユーザの皮膚を照明するように構成された照明光源と、
 前記ユーザの皮膚から反射された電磁放射を検出する照明検出器と、
 前記照明検出器に対する前記ユーザの皮膚の位置を決定するように構成された補償モジュールと、

前記照明検出器によって検出された電磁放射の量に対応する情報を分析し、前記補償モジュールによって決定された前記ユーザの皮膚の位置を補償することで、前記ユーザの心拍数を決定するように構成されたプロセッサと、を備える心拍数決定システム。

[請求項 9]

前記照明光源は、近接場発光ダイオード (LED) と遠距離場発光ダイオードとを含む、請求項 8 に記載の心拍数決定システム。

10

[請求項 10]

前記近接場 LED によって供給され、前記ユーザの皮膚から反射されて前記照明検出器によって検出された電磁放射の第 1 の量 N と、前記遠距離場 LED によって供給され、前記ユーザの皮膚から反射されて前記照明検出器によって検出された電磁放射の第 2 の量 F との比率に基づいて補償係数を決定する補償モジュールを更に備える、請求項 9 に記載の心拍数決定システム。

[請求項 11]

皮膚位置をそれぞれの補償係数と関連付けるルックアップテーブルを更に備え、
 前記補償モジュールは、前記比率を用いて前記ルックアップテーブルにおいて参照を行い、前記比率と関連付けられた補償係数を前記プロセッサに提供するように構成されている、請求項 10 に記載の心拍数決定システム。

20

[請求項 12]

前記照明光源は、第 1 の照明光源であり、
 前記近接場 LED は、第 1 の近接場 LED であり、
 前記遠距離場 LED は、第 1 の遠距離場 LED であり、
 前記心拍数決定システムは、
 第 2 の近接場 LED と第 2 の遠距離場 LED を有する第 2 の照明光源を更に備える、
 請求項 9 に記載の心拍数決定システム。

[請求項 13]

前記第 1 の照明光源と前記第 2 の照明光源は、互いに略直交して配置されている、請求項 12 に記載の心拍数決定システム。

30

[請求項 14]

前記第 1 の近接場 LED は、前記照明検出器と前記第 1 の遠距離場 LED との間に配置され、

前記第 2 の近接場 LED は、前記照明検出器と前記第 2 の遠距離場 LED との間に配置される、請求項 12 に記載の心拍数決定システム。

[請求項 15]

前記照明検出器を覆うレンズ素子と、
 前記第 1 の近接場 LED、前記第 2 の近接場 LED、前記第 1 の遠距離場 LED 及び前記第 2 の遠距離場 LED のそれぞれを覆う各レンズ素子と、をさらに備える請求項 12 に記載の心拍数決定システム。

40

[請求項 16]

前記照明検出器はフォトダイオードを有する、請求項 8 に記載の心拍数決定システム。

[請求項 17]

前記心拍数決定システムは、手首装着型装置を装着している個人の動きを測定するように構成された手首装着型装置に組み込まれる、請求項 8 に記載の心拍数決定システム。

[請求項 18]

光学検出器であって、
 赤外線 (IR) 照明を供給するように構成された第 1 の近接場発光ダイオード (LED)

50

)と、赤外線照明を供給するように構成された第1の遠距離場LEDとを有する第1の照明光源モジュールと、

前記第1の照明光源モジュールに対して直角に配置され、赤外線照明を供給するように構成された第2の近接場LEDと、赤外線照明を供給するように構成された第2の遠距離場LEDとを有する第2の照明光源モジュールと、

前記第1の近接場LEDと前記第2の近接場LEDの近くに配置され、ユーザの皮膚から反射された赤外線放射の量を検出するように構成されたフォトダイオードを含む照明検出器と、

前記ユーザの皮膚から反射された前記赤外線照明量に対応する情報を供給するように構成されたインタフェースと、を備え、

前記フォトダイオードは、前記光学検出器の少なくとも1つの中心線からオフセットして配置されている光学検出器。

[請求項19]

前記光学検出器は、前記ユーザの皮膚から反射された前記赤外線放射の量に対応する情報に少なくとも部分的に基づいて、前記ユーザの心拍数を決定する心拍数決定システムに組み込まれている、請求項18に記載の光学検出器。

[請求項20]

前記心拍数決定システムは、手首装着型装置を装着している個人の動きを測定するように構成された手首装着型装置に組み込まれている、請求項19に記載の光学検出器。

【符号の説明】

【0103】

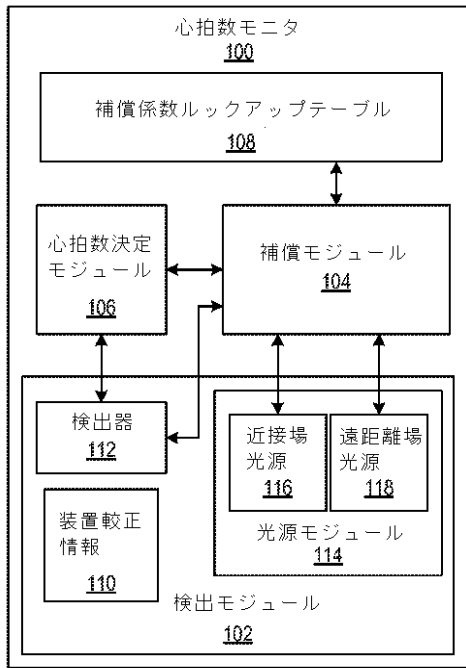
- 100：心拍数モニタ
- 102：検出モジュール
- 104：補償モジュール
- 106：心拍数決定モジュール
- 108：補償係数ルックアップテーブル
- 110：装置校正情報
- 112：検出器
- 114：光源モジュール
- 116：近接場光源
- 118：遠距離場光源

10

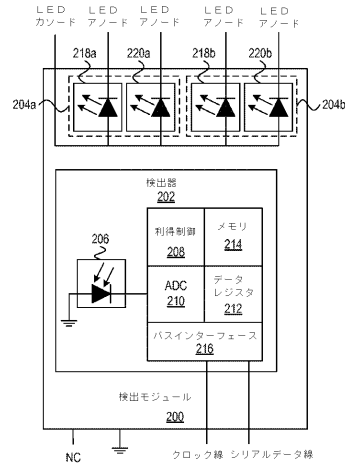
20

30

【図1】



【図2】



【図3A】

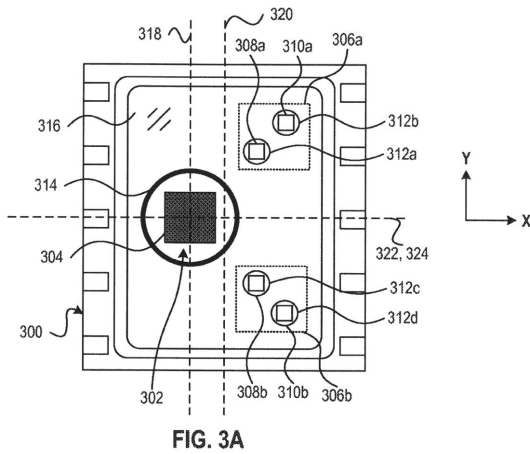
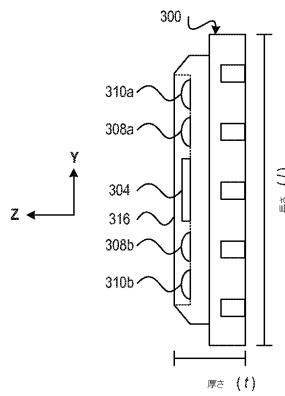
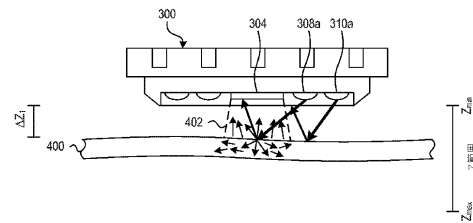


FIG. 3A

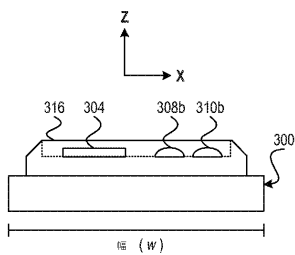
【図3C】



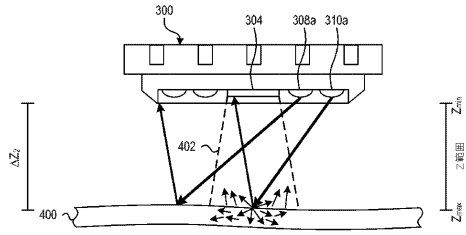
【図4A】



【図3B】



【図4B】



【図5】

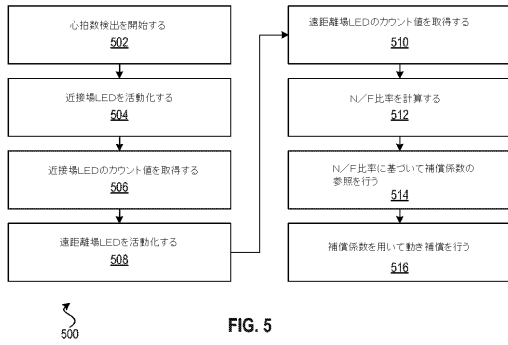


FIG. 5

【図6】

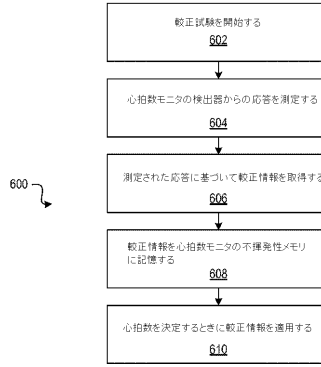


FIG. 6

【図7A】

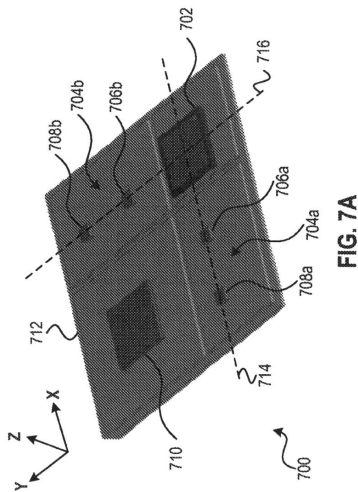


FIG. 7A

【図7B】

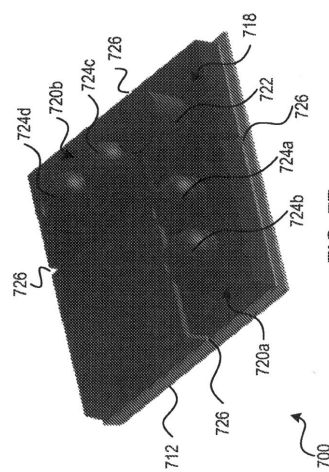


FIG. 7B

【図7C】

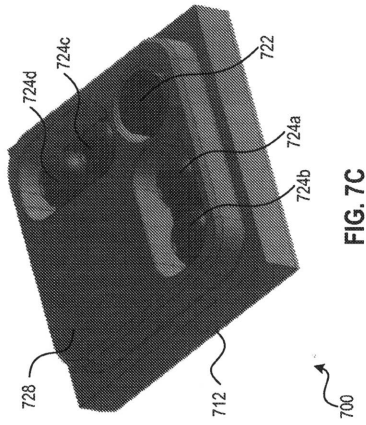


FIG. 7C

【図8】

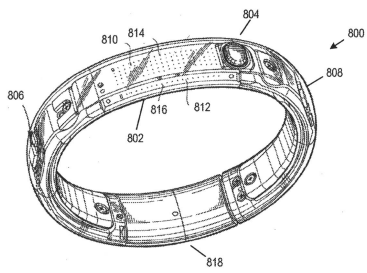


FIG. 8

【図11】

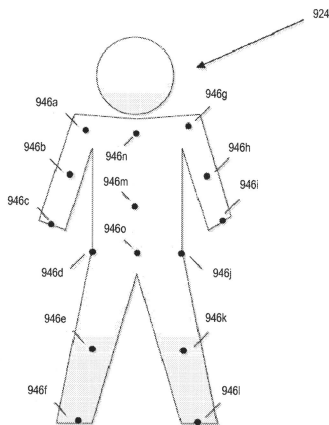


FIG. 11

【図9】

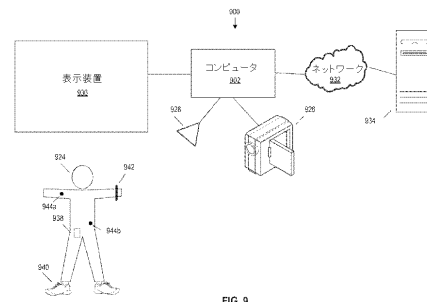


FIG. 9

【図10】

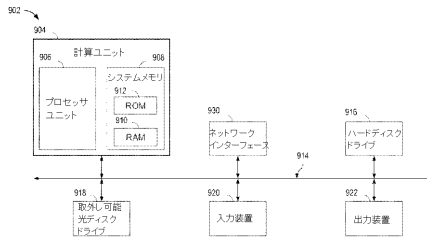


FIG. 10

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-261366(JP,A)
特開2002-000575(JP,A)
国際公開第90/004941(WO,A1)
国際公開第2012/135325(WO,A2)
国際公開第2010/138385(WO,A1)
国際公開第2005/046476(WO,A1)
欧州特許出願公開第01520514(EP,A1)
米国特許出願公開第2002/0188210(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00-5/22