

(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2019-503761

(P2019-503761A)

(43) 公表日 平成31年2月14日(2019.2.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 P	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 H	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0404 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 B	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/0428 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/11 2 0 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 39 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-532704 (P2018-532704)
 (86) (22) 出願日 平成28年8月17日 (2016.8.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年7月3日 (2018.7.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/069546
 (87) 国際公開番号 W02017/108215
 (87) 国際公開日 平成29年6月29日 (2017.6.29)
 (31) 優先権主張番号 14/757,584
 (32) 優先日 平成27年12月23日 (2015.12.23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 516247269
 ルミラディーエックス ユーケー リミテ
 ッド
 イギリス国 エスイー1 2エイキュー,
 ロンドン, モア ロンドン リバーサ
 イド 3
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (74) 代理人 100181674
 弁理士 飯田 貴敏
 (74) 代理人 100181641
 弁理士 石川 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 健康モニタパッチ

(57) 【要約】

少なくとも1つの生理学的センサと、デジタルプロセッサとを備える、健康モニタパッチは、対象の皮膚に接着されるように構成される。健康モニタパッチはさらに、加速度計を含んでもよく、心電波形、対象によって行われる活動、および対象の身体配向を検出してもよい。健康モニタパッチは、使い捨てであり、いくつかの実施形態では、外来患者モニタリングのために使用されてもよい。雑音除去およびリール・ツー・リール製造の側面もまた、説明される。

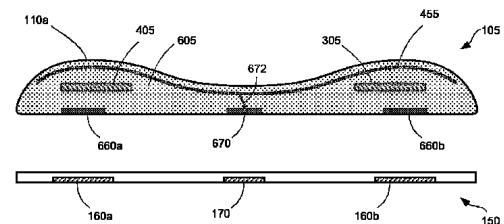


FIG. 6

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の皮膚に接着されるように構成された健康モニタパッチであって、前記健康モニタパッチは、

2つの信号を前記対象の皮膚上の2つの場所から受信するように構成された2つのモニタ電極を備える、心臓センサと、

前記2つの場所と別個の場所において前記対象の皮膚から信号を受信するように構成された雑音電極と、

前記2つのモニタ電極からの信号を処理するように構成されたプロセッサとを備える、健康モニタパッチ。

10

【請求項 2】

前記雑音電極は、前記2つの場所間の場所において前記信号を前記対象の皮膚から受信するように構成されている、請求項1に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 3】

前記雑音電極に接続された伝導性遮蔽体をさらに備え、前記伝導性遮蔽体は、前記2つのモニタ電極と前記プロセッサとの間に接続される2つの導体の少なくとも一部にわたって延在する、請求項2に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 4】

前記伝導性遮蔽体および2つの導体は、前記雑音電極によって検出された雑音が前記伝導性遮蔽体から前記2つの導体に結合するように配列されている、請求項3に記載の健康モニタパッチ。

20

【請求項 5】

入力信号を前記2つのモニタ電極から受信し、心電波形を表す出力信号を提供するように構成されている、差動増幅器をさらに備える、請求項1から4のいずれか1項に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 6】

前記プロセッサは、印刷回路基板（PCB）アセンブリ上に配置され、前記伝導性遮蔽体は、前記PCBアセンブリにわたって延在する静電放電（ESD）遮蔽体を備える、請求項3または4に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 7】

前記健康モニタパッチは、可撓性ストリップとして形成され、前記ESD遮蔽体は、伝導性ポリマーフィルムを備える、請求項6に記載の健康モニタパッチ。

30

【請求項 8】

前記プロセッサを囲繞するシリコンケーシングをさらに備え、前記2つのモニタ電極および雑音電極は、前記シリコンケーシングの表面に、伝導性材料が注入された伝導性シリコン領域を備える、請求項1から4のいずれか1項に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 9】

交換可能電極ストリップをさらに備え、前記交換可能電極ストリップは、前記表面に接着され、前記2つのモニタ電極と前記交換可能電極ストリップ上に位置する2つのヒドロゲルモニタ電極との間および前記雑音電極とヒドロゲル雑音電極との間に電気接続を提供するように構成されている、請求項8に記載の健康モニタパッチ。

40

【請求項 10】

前記ヒドロゲル雑音電極は、前記2つのヒドロゲルモニタ電極間の前記交換可能電極ストリップ上に位置する、請求項9に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 11】

前記交換可能電極ストリップは、前記2つのモニタ電極のうちの1つに接着し、前記2つのヒドロゲルモニタ電極のうちの1つに電気接続を提供するように構成されている、伝導性接着性ディスクを備える、請求項9に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 12】

前記交換可能電極ストリップは、

50

前記 2 つのヒドロゲルモニタ電極および前記ヒドロゲル雑音電極のための第 1 のビアを有する、パッチ接着層と、

前記 2 つのヒドロゲルモニタ電極および前記ヒドロゲル雑音電極のための第 2 のビアを有する、皮膚接着層と、

前記第 1 および第 2 のビアに位置する、ヒドロゲル電極アセンブリとを備える、請求項 9 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 13】

前記ヒドロゲル電極アセンブリは、

伝導性接着性テープから形成された伝導性接着性ディスクと、

可撓性伝導性ポリマーフィルムから形成され、前記伝導性接着性ディスクに接続されている、伝導性ディスクと、

前記伝導性ディスクに接触するヒドロゲル電極とを備える、請求項 12 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 14】

ともに接着され、前記健康モニタパッチを形成する、複数の可撓性および可撓性接着性レベルをさらに備え、前記 2 つのモニタ電極および雑音電極は、ヒドロゲル電極を備える、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 15】

前記レベルのうちの第 1 のものは、

伝導性接着性テープから形成され、前記 2 つのモニタ電極のうちの第 1 のものおよび前記プロセッサが配置されている印刷回路基板 (PCB) アセンブリにおける第 1 の信号入力に電氣的に接続するように配列されている、第 1 の接着性要素と、

伝導性接着性テープから形成され、前記 2 つのモニタ電極のうちの第 2 のものおよび前記 PCB アセンブリにおける第 2 の信号入力に電氣的に接続するように配列されている、第 2 の接着性要素と

を備える、請求項 14 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 16】

前記レベルのうちの第 2 のものは、前記第 1 の接着性要素および前記第 2 の接着性要素にわたって延在する、ESD 遮蔽体を備える、請求項 15 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 17】

伝導性接着性テープから形成され、前記雑音電極および前記 ESD 遮蔽体に電氣的に接続するように配列されている、第 3 の接着性要素をさらに備える、請求項 16 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 18】

前記第 1 の接着性要素および前記第 2 の接着性要素は、第 1 の側の導体に接着し、かつ第 2 の対向側の絶縁層に接着する、請求項 15 に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 19】

加速度計および / またはジャイロスコープをさらに備え、前記プロセッサは、前記加速度計および / またはジャイロスコープからの信号を処理し、前記対象の身体配向を判定するように構成されている、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の健康モニタパッチ。

【請求項 20】

装着可能健康モニタパッチを用いて心電波形を検出するための方法であって、前記方法は、

前記健康モニタパッチの 2 つのモニタ電極において 2 つの電気信号を受信することであって、前記 2 つのモニタ電極は、対象の皮膚に接触し、ある距離だけ分離されている、ことと、

電気信号を前記 2 つのモニタ電極から 2 つの伝導性経路にわたって前記健康モニタパッチ内に搭載された電子回路の 2 つの信号入力に伝導させることと、

前記 2 つのモニタ電極と別個の場所において前記対象の皮膚に接触する雑音電極から電気信号を受信することと、

10

20

30

40

50

前記電気信号を前記雑音電極から、前記２つの伝導性経路の少なくとも一部にわたって延在する伝導性遮蔽体に伝導させることと

を含む、方法。

【請求項２１】

前記雑音電極は、前記２つのモニタ電極間の場所において前記対象の皮膚に接触するように配列されている、請求項２０に記載の方法。

【請求項２２】

前記２つの伝導性経路は、少なくとも部分的に、伝導性接着性テープから形成されている、請求項２０に記載の方法。

【請求項２３】

前記健康モニタパッチは、ともに接着されている、複数の可撓性および可撓性接着性レベルを備え、前記２つのモニタ電極および前記雑音電極は、ヒドロゲル電極を備える、請求項２０から２２のいずれか１項に記載の方法。

【請求項２４】

電気信号を前記２つのモニタ電極から伝導させることは、前記電気信号を部分的に伝導性の注入されたシリコンを通して伝導させることを含む、請求項２０から２２のいずれか１項に記載の方法。

【請求項２５】

信号を前記伝導性遮蔽体から前記２つの伝導性経路に結合することをさらに含む、請求項２０から２２のいずれか１項に記載の方法。

【請求項２６】

前記２つのモニタ電極からの前記２つの電気信号を差動増幅器の入力において受信することをさらに含む、請求項２５に記載の方法。

【請求項２７】

電子回路網内に含まれたプロセッサによって前記差動増幅器からの信号を処理し、心拍数変動性を判定することをさらに含む、請求項２６に記載の方法。

【請求項２８】

電子回路網内に含まれたプロセッサによって前記差動増幅器からの信号を処理し、呼吸数を判定することをさらに含む、請求項２６に記載の方法。

【請求項２９】

電子回路網内に含まれたプロセッサによって、前記健康モニタパッチ内に搭載された加速度計から受信された信号を処理し、前記対象の身体配向を判定することをさらに含む、請求項２６に記載の方法。

【請求項３０】

電子回路網内に含まれたプロセッサによって、前記健康モニタパッチ内に搭載された加速度計から受信された信号を処理し、前記対象によって行われる活動のタイプを判定することをさらに含む、請求項２６に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

（分野）

本技術は、対象の生理学的パラメータ（心拍数、心拍数変動性、呼吸数等）および／または対象によって行われる物理的活動をモニタリングするように構成される、装着可能デバイスに関する。

【背景技術】

【０００２】

（背景）

現在、ユーザによって装着され、ユーザによって行われる物理的活動をモニタリングすることができる、小型感知デバイスが、存在する。実施例として、FitLinx（登録商標）ActiPed+（FitLinx（Shelton, CT, USA）から利

10

20

30

40

50

用可能)は、靴に挟み、ユーザによるウォーキングおよびランニング活動をモニタリングするために使用されることができる、小型デバイスである。ユーザが歩くまたは走ると、オンボード加速度計が、データを出力し、これは、コンピュータシステムへの後続伝送のためにデバイス上に記憶される。コンピュータシステムは、データを分析し、活動タイプを判定し、種々の活動パラメータ(例えば、活動の持続時間、合計歩数、進行距離、および燃焼カロリー)を計算することができる。データ分析の結果は、ユーザがその活動の詳細を精査し得るように、コンピュータのディスプレイ上に提示され得る。結果は、ユーザが、エクササイズ計画の記録を維持し、エクササイズ目標に対して進捗を追跡することができるように、またはデータが、医療従事者によって、病気または傷害からの回復を追跡するために使用され得るように、記憶され得る。他の現代の活動モニタも、可変正確度を伴う、類似機能を果たす。

10

【0003】

大部分の活動モニタは、対象の衣類に取り付けられる、または対象の四肢にストラップ留めされるように構成される。例えば、いくつかの活動モニタは、衣類にクリップ留めされる、または靴上もしくはその紐にクリップ留めされるように構成され得る。衣類に取り付ける活動モニタは、概して、対象の生理学的パラメータを感知するように適合されない。対象の手首または足首上に装着され得る、いくつかの活動モニタは、心拍数を感知するように適合され得るが、これらのモニタは、概して、心電波形の詳細を測定し、心拍数変動性(HRV)または不整脈等の心臓異常等の情報を得ることができない。

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

(例示的实施形態の要約)

心臓の近傍の対象の皮膚に接着されることができる、接着性健康モニタパッチが、説明される。いくつかの実施形態では、健康モニタパッチは、可撓性かつ防水のストリップを備え、長時間にわたって装着されるように設計される。ストリップ上の2つのモニタリング電極が、対象の皮膚に接触し、心電波形データを収集するために使用されてもよい。少なくとも第3の電極が、電気雑音を抑制し、健康モニタパッチによって収集されるデータの品質を改良するために含まれてもよい。心電波形データは、心拍数、心拍数変動性、消費カロリー、安静時心拍数、トレーニング後の回復、呼吸数等、対象の種々の生理学的パラメータを判定するために分析されてもよい。健康モニタパッチはさらに、加速データが、分析され、対象の運動と関連付けられたパラメータ(例えば、対象の身体配向、対象によって行われる活動のタイプ、対象によって行われる活動の強度等)を判定し得る、加速度計を含んでもよい。

30

【0005】

健康モニタパッチのいくつかの実施形態は、健康モニタパッチの電気構成要素を格納し得る、可撓性ストリップアセンブリと、可撓性ストリップアセンブリに接着する、交換可能電極ストリップとを備えてもよい。交換可能電極ストリップは、対象と可撓性ストリップアセンブリとの間の交換可能接着および電気接続を提供してもよい。健康モニタパッチの他の実施形態は、電子機器と、対象の皮膚に取り付けるための接着性層とを含む、単回使用の使い捨てストリップであってもよい。使い捨て健康モニタパッチは、外来患者健康モニタリングのため等、単回使用用途に好適な低コストデバイスであってもよい。

40

【0006】

健康モニタパッチは、加速度計と、プロセッサと、例えば、米国特許出願公開第2015-0119728号および米国特許出願公開第2013-0217979号(その開示は、上記に参照することによってその全体として組み込まれる)に説明されるように、種々の異なる機能およびデータ分析を行うように健康モニタパッチを適合する、機械可読命令とを含んでもよい。

【0007】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、2つの信号を対象の皮膚上の2つ

50

の場所から受信するように構成される、２つのモニタ電極を備える、心臓センサを備えてもよい。健康モニタパッチはさらに、２つのモニタ電極の２つの場所と別個の場所において対象の皮膚から信号を受信するように構成される、雑音電極を含んでもよい。健康モニタパッチはさらに、２つのモニタ電極からの信号を処理するように構成される、プロセッサを備える、電子アセンブリを含んでもよい。

【０００８】

いくつかの実施形態は、健康モニタパッチを動作させるための方法に関する。いくつかの動作の方法は、健康モニタパッチの２つのモニタ電極において２つの電気信号を受信する作用であって、２つのモニタ電極は、対象の皮膚に接触し、ある距離だけ分離される、作用と、電気信号を２つのモニタ電極から２つの伝導性経路にわたって健康モニタパッチ内に搭載される電子回路の２つの信号入力に伝導させる作用と、対象の皮膚に接触し、２つのモニタ電極間に位置する、雑音電極から電気信号を受信する作用と、２つの伝導性経路にわたって少なくとも部分的に延在する、ＥＳＤ遮蔽体等の伝導性遮蔽体に、雑音電極から電気信号を伝導させる作用とを含んでもよい。伝導性遮蔽体はまた、電子回路にわたって延在してもよい。

10

【０００９】

本教示の前述および他の側面、実施形態、ならびに特徴は、付随の図面と併せて、以下の説明からより完全に理解され得る。

【００１０】

当業者は、本明細書に説明される図が、例証目的にすぎないことを理解するであろう。いくつかの事例では、本発明の種々の側面は、本発明の理解を促進するために誇張または拡大されて示され得ることを理解されたい。図面中、同一参照文字は、概して、種々の図全体を通して、同一特徴、機能的類似、および／または構造的類似要素を指す。図面は、必ずしも、正確な縮尺ではなく、代わりに、本教示の原理の例証に強調が置かれる。図面は、本教示の範囲をいかようにも限定することを意図するものではない。

20

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１Ａ】図１Ａは、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチの平面図を描写する。

【図１Ｂ】図１Ｂは、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチの立面図を描写する。

30

【図１Ｃ】図１Ｃは、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチの下面図を描写する。

【図２Ａ】図２Ａは、いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチの平面図を描写する。

【図２Ｂ】図２Ｂは、いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチの立面図を描写する。

【図２Ｃ】図２Ｃは、いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチの下面図を描写する。

【図３】図３は、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチ内に含まれ得る、電子構成要素を図示する。

40

【図４】図４は、いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチの分解図を描写する。

【図５】図５は、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチの回路内の雑音抑制構成および伝導性接着剤を図示する。

【図６】図６は、いくつかの実施形態による、可撓性ストリップアセンブリ内に注入された導体を図示する。

【図７Ａ】図７Ａは、いくつかの実施形態による、交換可能電極ストリップのための構成要素の分解図を描写する。

【図７Ｂ】図７Ｂは、いくつかの実施形態による、交換可能電極ストリップの断面を描写

50

する。

【図 8】図 8 は、心電波形を図示する。

【図 9】図 9 は、健康モニタパッチを用いて得られる心電波形を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明の特徴および利点は、図面と関連して検討されることによって、以下に記載される発明を実施するための形態からより明白となるであろう。

【0013】

(例示的实施形態の詳細な説明)

健康モニタパッチ 100 の例示的实施形態が、図 1 A に描写される。いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、可撓性材料から形成され、人の皮膚に接着するように構成されてもよい。健康モニタパッチは、対象の運動および/または活動を検知するための少なくとも 1 つの加速度計を含んでもよい、および/または電極は、1 つ以上のレーザ、1 つ以上の発光ダイオード、1 つ以上のフォトダイオード、1 つ以上の温度センサ、ならびに/もしくは対象の 1 つ以上の生理学的パラメータを検知するための他のセンサを含んでもよい。本発明者らは、対象の皮膚に直接接触し得る電極および/または他のセンサを有する、可撓性パッチタイプデバイスが、従来の万歩計(登録商標)が提供することが不可能であり得る、対象の生体物理学的パラメータ(心電波形、体温、呼吸数、血中酸素レベル、血糖値レベル等)についてのより正確な情報を提供することができると認識および理解する。信頼性のある心電波形信号を得るために、そのようなパッチデバイスは、好ましくは、対象の心臓の近傍に位置し、ある距離だけ離間された 2 つ以上の電極を含む。故に、健康モニタパッチは、好ましくは、その感知電極が対象が移動するにつれて対象の皮膚と接触したままであることができるように、可撓性である。

【0014】

本発明者らはまた、対象の胴体に取り付けられる健康モニタパッチが、対象の手首または足首にストラップ留めする従来の活動モニタより信頼性のある対象の位置についての情報(横臥位、座位、立位)を提供することができると認識および理解する。胴体配向は、対象が行っている活動のタイプを識別する(例えば、漕艇とサイクリングまたはサイクリングとランニングを区別する)または対象の安静時状態を識別するときに有用であり得る。胴体配向はまた、患者をモニタリングするときにも有用であり得る。例えば、患者が横臥位位置から垂直および/または歩行配向に変化したことを示すデータに付随する心拍数の増加は、懸念がないであろう一方、患者が横臥位位置のままである間の心拍数の増加は、介護者の注意を要求し得る。

【0015】

本発明者らはさらに、いくつかの実施形態による防水健康モニタパッチおよびいくつかの実施形態による低コスト使い捨て健康モニタパッチを提供する、構造、回路、プロセス、および材料の組み合わせを考案した。健康モニタパッチのさらなる詳細は、以下に説明される。

【0016】

再び図 1 A を参照すると、健康モニタパッチ 100 は、第 1 の端部領域 110 a と、第 2 の端部領域 110 b とを含んでもよい。健康モニタパッチは、開放中心 120 を有する場合がある、またはそうではない場合もある、可撓性ストリップアセンブリ 105 を備えてもよい。開放中心を含む実施形態に関して、1 つ以上の可撓性リブ 107 が、第 1 の端部領域 110 a および第 2 の端部領域 110 b を接続してもよい。開放中心 120 を有していない実施形態に関して、可撓性ストリップアセンブリ 105 の中心部分は、薄い、または別様に、第 1 の端部領域と第 2 の端部領域との間の可撓性屈曲および捻転を提供するように構成されてもよい。健康モニタパッチ 100 の幅 W は、いくつかの実施形態によると、約 10 mm ~ 約 50 mm であってもよい。

【0017】

健康モニタパッチ 100 の立面図が、図 1 B に描写される。いくつかの実施形態では、

健康モニタパッチは、図面に示されるように、拡大ローブを端部領域 110a、110b に備えてもよい。健康モニタパッチの電子機器は、ローブ内に格納されてもよい。健康モニタパッチ 100 の全長 L は、約 50 mm ~ 約 150 mm であってもよい。健康モニタパッチの高さ H は、約 3 mm ~ 約 10 mm であってもよい。可撓性ストリップアセンブリは、限定ではないが、シリコン等の可撓性ポリマーを備えてもよい。

【0018】

いくつかの実施形態によると、交換可能電極ストリップ 150 は、図 1B に描写されるように、健康モニタパッチ 100 の下側表面に一時的に接着されてもよい。交換可能電極ストリップは、可撓性ストリップアセンブリと対象の皮膚との間の接着、電気接続、および防水シールを提供してもよい。交換可能電極ストリップは、可撓性ストリップアセンブリ 105 の下側表面から剥離され、新しい交換可能電極ストリップ 150 と交換されてもよい。例えば、ユーザは、ある時間周期（例えば、1 日もしくは数日、数週間、またはそれを上回る時間）にわたって、健康モニタパッチ 100 をその皮膚に接着し、次いで、健康モニタパッチを除去し、交換可能電極ストリップ 150 を交換し、次いで、活動および生理学的パラメータの継続モニタリングのために、健康モニタパッチをその皮膚に再接着してもよい。

10

【0019】

いくつかの実施形態による、交換可能電極ストリップ 150 を有する、健康モニタパッチの底部側または皮膚側図が、図 1C に図示される。交換可能電極ストリップは、対象の皮膚に接着するように構成される、接着表面 152 を含んでもよい。交換可能電極ストリップは、電気接触を対象の皮膚に提供し、可撓性ストリップアセンブリ 105 の内側の電子回路網と電氣的に接続する、2 つ以上の電極 160a、160b を備えてもよい。いくつかの実施形態では、第 1 のモニタ電極 160a は、交換可能電極ストリップ 150 の第 1 の端部に位置し、第 2 のモニタ電極 160b は、交換可能電極ストリップの第 2 の端部に位置する。第 1 のモニタ電極と第 2 のモニタ電極との間の距離 D は、約 50 mm ~ 約 90 mm であってもよい。第 1 のモニタ電極 160a および第 2 のモニタ電極 160b は、いくつかの実施形態では、ヒドロゲル電極を備えてもよい、または対象の皮膚に接触するための他の可撓性電極を備えてもよい。交換可能電極ストリップ 150 の幅は、いくつかの実施形態によると、約 10 mm ~ 約 50 mm であってもよい。

20

【0020】

ある場合には、1 つ以上の雑音電極 170 が、第 1 のモニタ電極 160a および第 2 のモニタ電極 160b と別個に位置してもよい。示されるように、いくつかの実施形態では、雑音電極 170 が、モニタ電極 160a、160b 間に位置してもよい。雑音電極はまた、ヒドロゲル電極または他の可撓性電極を備えてもよい。いくつかの実装に関して、雑音電極 170 は、第 1 のモニタ電極と第 2 のモニタ電極との間のほぼ中間に位置してもよい。他の実施形態では、1 つ以上の雑音電極は、第 1 のモニタ電極および第 2 のモニタ電極の一方もしくは他方のより近くに、またはストリップ 150 上の他の場所に設置されてもよい。雑音電極は、電気接触を対象の皮膚に提供し、さらに、可撓性ストリップアセンブリ 105 内の雑音消去回路網に電氣的に接続してもよい。

30

【0021】

健康モニタパッチの第 2 の実施形態は、図 2A に描写される。示されるように、いくつかの実施形態では、使い捨て健康モニタパッチ 200 は、第 1 の端部領域 210a と、第 2 および領域 210b とを含む、可撓性ストリップアセンブリ 205 を備えてもよい。使い捨て健康モニタパッチ 200 の長さ L および幅 W は、図 1A に関連して上記に説明される健康モニタパッチ 100 のためのほぼ同一の対応する寸法であってもよい。図 2B を参照すると、使い捨て健康モニタパッチ 200 は、より薄い外形と、約 2 mm ~ 約 8 mm の高さとを有してもよい。可撓性ストリップアセンブリ 205 は、その長さに沿って高さがより均一であって、材料の複数の可撓性層から形成されてもよい。いくつかの実施形態では、デバイスの電子機器（例えば、PCB アセンブリおよびバッテリー）を収容する、張り出した端部領域 210a、210b を含んでもよい。

40

50

【 0 0 2 2 】

使い捨て健康モニタパッチ 2 0 0 は、交換可能電極ストリップ 1 5 0 を有していなくてもよいが、接着表面 2 5 2 を含んでもよい。使い捨て健康モニタパッチ 2 0 0 は、対象の皮膚への使い捨て健康モニタパッチの接着の直前に除去され得る、接着表面 2 5 2 にわたって位置する、剥離ライナ（図 7 A に示される）を有してもよい。使い捨て健康モニタパッチは、約 1 日～約 1 4 日にわたって対象上で動作し、次いで、除去および廃棄されてもよい。

【 0 0 2 3 】

いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチ 2 0 0 の接着表面 2 5 2 の平面図は、図 2 C に描写される。接着表面 2 5 2 は、第 1 のモニタ電極 2 6 0 a と、第 2 のモニタ電極 2 6 0 b とを収容してもよい。モニタ電極は、いくつかの実装によると、約 5 0 mm～約 9 0 mm の距離だけ分離されてもよい。モニタ電極間または接着表面 2 5 2 上のある他の場所に、1 つ以上の雑音電極 2 7 0 があってもよい。モニタ電極は、患者の皮膚と、使い捨て健康モニタパッチ内の感知およびデータ分析回路網とに電気接続を提供してもよい。1 つ以上の雑音電極は、対象の皮膚と、使い捨て健康モニタパッチ 2 0 0 内の雑音消去回路網とに電気接続を提供してもよい。いくつかの実施形態では、放射光が 1 つ以上の発光デバイス 2 8 6（例えば、レーザ、LED）から通過するために、かつ後方散乱光が 1 つ以上のフォトダイオード 2 8 7 に通過するために、接着表面 2 5 2 を通して 1 つ以上の開口部があってもよい。

【 0 0 2 4 】

動作時、健康モニタパッチは、生理学的データ（例えば、心臓データ、温度データ、血中酸素データ等）および/または運動データ（例えば、加速度計データ）をそのセンサのうちの 1 つ以上から収集してもよい。いくつかの実施形態では、データのうちのいくつかは、健康モニタパッチのオンボードプロセッサによって処理または事前処理されてもよい。いくつかの実装では、収集されたデータは、収集されたデータを処理し得る、遠隔デバイス（例えば、スマートフォン、ラップトップ、タブレット、コンピュータ等）にオフロードされてもよい。健康モニタパッチ上に蓄積されたデータは、無線接続を介してダウンロードされてもよい。データ処理およびデータ転送の実施例は、米国特許出願公開第 2 0 1 5 - 0 1 1 9 7 2 8 号（上記に参照することによって組み込まれる）にさらに詳細に説明される。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、いくつかの実施形態による、健康モニタパッチ内に実装され得る、いくつかの構成要素および例示的回路 3 0 0 を描写する。示されるように、健康モニタパッチの回路網は、例えば、加速度計 3 3 0、デジタルプロセッサ 3 1 0、メモリ 3 2 0、および送受信機 3 4 0 のうちの 1 つ以上への電力送達を提供および管理する、電源 3 0 5（例えば、少なくとも 1 つのバッテリーまたはエネルギー回収チップならびにウェイクアップおよび電力管理回路 3 5 0）を備えてもよい。プロセッサ 3 1 0 は、ウェイクアップ回路、加速度計、メモリ、および送受信機のうちの 1 つ以上に結合されてもよい。電源 3 0 5 および/またはプロセッサ 3 1 0 は、1 つ以上の生理学的センサ 3 5 4 等の付加的構成要素に結合されてもよい。

【 0 0 2 6 】

用語「デジタルプロセッサ」または「プロセッサ」は、本明細書で使用されるように、少なくとも 1 つのマイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、デジタル信号プロセッサ（DSP）、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、またはデータ処理論理回路網を指し得る。「デジタルプロセッサ」または「プロセッサ」はまた、特定のデータ処理デバイスの 1 つ以上を含む、前述のデジタル処理デバイスの任意の組み合わせを指すために使用されてもよい。

【 0 0 2 7 】

プロセッサは、健康モニタパッチ上の 1 つ以上のセンサ（例えば、加速度計 3 3 0 および/または 1 つ以上の生理学的センサ 3 5 4）からのデータを受信および処理するように

10

20

30

40

50

構成されてもよい。プロセッサ 310 はさらに、データをメモリ 320 から読み取り、そこに書き込み、データを送受信機 340 に送信し、そこから受信するように構成されてもよい。ウェイクアップ回路 350 は、いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチが非使用時、それを感知し、それに応答して、内部回路 300 の電力消費を減少させるように適合されてもよい。ウェイクアップ回路はさらに、健康モニタパッチが使用時、それを感知し、それに応答して、内部回路 300 の 1 つ以上の要素をアクティブ化するように適合されてもよい。

【0028】

いくつかの実施形態では、プロセッサ 310 は、例えば、スリープモード動作では、低電力を引き出すように構成され、アクティブ化されると、数百万個の命令 / 秒 (MIPS) を動作させることが可能である、低電力 8 ビットプロセッサを備えてもよい。好適なプロセッサの一実施例は、Silicon Laboratories Inc. (Austin, Texas) から利用可能な 8051F931 プロセッサである。プロセッサの別の実施例は、Nordic Semiconductor (Oslo, Norway) から利用可能な nRF51822 プロセッサであるが、任意の他の好適なプロセッサまたはマイクロプロセッサが、代替として、他の実施形態では、採用されてもよい。いくつかの実装では、プロセッサ 310 は、他のデバイスとの無線周波数通信をサポートしてもよい。バラン (例えば、ST Microelectronics (Geneva, Switzerland) から利用可能な BAL-NRF02D3) が、いくつかの実施形態によると、アンテナとプロセッサとの間の RF 信号を整合するために使用されてもよい。

【0029】

プロセッサ 310 は、例えば、データおよび / または機械可読命令を記憶するために、種々のタイプのオンボードメモリ (例えば、フラッシュメモリ、SRAM、および XRAM) を含んでもよく、内部発振器または外部発振器によってクロッキングされてもよい。いくつかの実施形態では、プロセッサは、例えば、プロセッサがアクティブであり、データを処理しているとき、内部高周波数発振器 (例えば、約 25 MHz またはそれを上回って動作する発振器) によってクロッキングされ、代替として、プロセッサが実質的に非アクティブおよびスリープモードにあるとき、低周波数発振器 (プロセッサの外部または内部) によってクロッキングされてもよい。低周波数におけるプロセッサのクロッキングは、例えば、スリープモードの間、プロセッサによる電力消費を減少させ得る。低周波数クロッキングは、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 50 % 未満、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 20 % 未満、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 10 % 未満、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 5 % 未満、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 2 % 未満、いくつかの実施形態では、高周波数クロッキングの 1 % 未満、さらに、いくつかの実施形態では、0.1 % 未満の周波数であり得る。

【0030】

種々の実施形態では、プロセッサ 310 は、プロセッサ上にロードされ、そこで実行する、事前にプログラムされた機械可読命令に従って、加速度計 330 から加速度データを受信し、受信されたデータを処理するように構成されてもよい。プロセッサ 310 は、例えば、アナログおよび / またはデジタル入力データを受信するように構成されてもよく、オンボードアナログ / デジタルおよびデジタル / アナログコンバータと、オンボードタイマまたはクロックとを含んでもよい。いくつかの実施形態によると、プロセッサはまた、ユーザの皮膚と接触する電極から心臓波形データを受信および分析するように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、プロセッサはさらに、ウェイクアップおよび電力管理回路網 350 を通して電力を受信するように構成されてもよい。プロセッサは、いくつかの実施形態では、電力管理回路網 350 の一部もしくは全部と協働するように動作する、またはそれらを備え、健康モニタパッチ内の 1 つ以上の回路要素のアクティブ化および非アクティブ化を促進してもよい。

【0031】

10

20

30

40

50

いくつかの実施形態では、プロセッサ 310 は、いくつかの異なるクロック周波数で動作するように構成されてもよい。低クロック周波数で動作するとき、プロセッサは、典型的には、高クロック周波数で動作するときより電力を消費しないであろう。いくつかの実施形態では、プロセッサは、例えば、健康モニタパッチの運動がないとき、「スリープ」モードにあり、低クロック周波数で動作し、健康モニタパッチの運動が検出されると、いくつかの動作状態を通して循環されるように構成されてもよい。一実施例として、スリープモードにあるとき、プロセッサは、10 Hz 未満のレートでデータをサンプリングし、約 30 マイクロアンペア未満を引き出し得る。

【0032】

いくつかの実施形態では、加速度計 330 は、例えば、少なくとも 2 つの実質的に直交する空間方向に沿って、加速度を感知するように構成される、多軸加速度計および / またはジャイロ스코プを備えてもよい。加速度計 330 は、例えば、微小電気機械システム (MEMS) 技術に基づいて、3 軸加速度計を含んでもよい。いくつかの実装では、1 つ以上の単軸加速度計が、加えて、または代替として、使用されてもよい。いくつかの実施形態では、加速度計 330 はそれぞれ、個別の軸に沿って、加速度の大きさおよび方向を表す、1 つ以上のアナログデータストリーム出力 (例えば、加速度計の各軸に対応する X、Y、Z データ出力) を提供するように構成されてもよい。好適な加速度計の一実施例は、Kionix Inc. (Ithaca, New York) から利用可能な Kionix 型番 KXS C7 加速度計である。好適な加速度計の別の実施例は、ST Microelectronics (Geneva, Switzerland) から利用可能な LIS 2DH 加速度計である。加速度計 330 は、例えば、後にデジタルデータに変換され得る、アナログ出力データを提供してもよい、または加速度値を表すデジタル出力データを提供してもよい。

【0033】

加速度計 330 は、いくつかのパラメータによって特徴付けられ得る。これらのパラメータは、例えば、感度値およびサンプリングレート値であり得る。実施例として、加速度計のアナログ感度は、いくつかの実施形態では、約 100 ミリボルト (mV) / 重力値 (100 mV / G) ~ 約 200 mV / G、いくつかの実施形態では、約 200 mV / G ~ 約 400 mV / G、いくつかの実施形態では、約 400 mV / G ~ 約 800 mV / G、さらに、いくつかの実施形態では、約 800 mV / G ~ 約 1600 mV / G であり得る。デジタル出力を提供するように構成されるとき、加速度計のサンプリングレートは、例えば、いくつかの実施形態では、約 10 サンプル / 秒 / 軸 (10 S / sec - A) ~ 約 20 S / sec - A、いくつかの実施形態では、約 20 S / sec - A ~ 約 40 S / sec - A、いくつかの実施形態では、約 40 S / sec - A ~ 約 80 S / sec - A、いくつかの実施形態では、約 80 S / sec - A ~ 約 160 S / sec - A、いくつかの実施形態では、約 160 S / sec - A ~ 約 320 S / sec - A、さらに、いくつかの実施形態では、約 320 S / sec - A ~ 約 640 S / sec - A であり得る。いくつかの実施形態では、サンプリングレートが高いほど、測定される加速度の質を改良し得ることが理解されるであろう。

【0034】

いくつかの実施形態では、加速度計 330 は、1 つ以上のアナログ / デジタル転換と組み合わせられ、前述のサンプリングレートにおける加速度値を表すデジタル出力データを提供してもよいことを理解されるであろう。デジタル出力データが、加速度計によって提供されるとき、加速度計の感度は、ビット / 重力定数 (b / G) の単位で表され得る。実施例として、デジタル出力データを提供する加速度計は、いくつかの実施形態では、約 2 b / G を上回る、いくつかの実施形態では、約 4 b / G を上回る、いくつかの実施形態では、約 6 b / G を上回る、いくつかの実施形態では、約 8 b / G を上回る、いくつかの実施形態では、約 10 b / G を上回る、いくつかの実施形態では、約 12 b / G を上回る、またはいくつかの実施形態では、さらにより高い値の感度を有し得る。

【0035】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、運動センサ 352 および加速度計 330 に加え、1つ以上のセンサを含んでもよい。例えば、健康モニタパッチは、対象の少なくとも1つの生理学的パラメータを感知するように構成される、少なくとも1つの生理学的センサ 354（例えば、心臓センサ、温度センサ、血糖値センサ、血中酸素濃度センサ等）を含んでもよい。生理学的センサは、いくつかの実施形態では、電気接続を対象の皮膚に提供するように構成される、1つ以上の電極を備えてもよい。生理学的センサ内で使用され得る、他の構成要素として、限定ではないが、圧力変換器、音響変換器、温度感知要素（例えば、サーミスタ、赤外線センサ）、光源（例えば、LEDまたはレーザダイオード）、および光検出器）が挙げられる。生理学的センサの一例証的实施例として、Analog Devices, Inc. (Norwood, Massachusetts) から利用可能な AD8232 ECG チップが挙げられる。そのようなチップは、対象の皮膚に接触するように配列される電極と組み合わせられてもよい。

10

【0036】

生理学的センサ 354 は、種々の信号処理電子機器と、関連付けられた回路網とを含んでもよい。例えば、生理学的センサ 354 は、入力増幅器と、モニタリング電極または他の検出器から受信された信号を処理する、雑音フィルタとを備えてもよい。入力増幅器は、低雑音増幅器と、差動増幅器とを含んでもよい。生理学的センサ 354 は、いくつかの実装では、少なくとも部分的に、健康モニタパッチと同一パッケージ内に配置されてもよい、または別個の場所において対象に取り付けられ、所定の通信プロトコルに従って、無線で、もしくは有線リンクを介して、データを健康モニタパッチに伝送する、別個のモニタとして形成されてもよい。いくつかの実装では、生理学的センサの一部（例えば、信号処理部分）は、健康モニタパッチの印刷回路基板アセンブリ上に組み込まれてもよい一方、センサのための電極または検出器は、PCB アセンブリ外に位置してもよい。ある場合には、健康モニタパッチの中央プロセッサは、生理学的センサの一部を備え、電極または他の検出器からの信号を処理し、1つ以上の生理学的パラメータを判定してもよい。1つ以上の生理学的センサ 354 によって感知され得る、生理学的パラメータの実施例として、限定ではないが、心電波形、心拍数、心拍数変動性、不整脈、皮膚温度、深部体温、呼吸数、プレチスモグラフィ波形、EKG 波形、血中酸素レベル、血糖値レベル、水和、血圧等が挙げられる。

20

【0037】

いくつかの実施形態では、健康モニタパッチは、プロセッサ 310 の外部にあり、それにアクセス可能である、メモリ 320 を含んでもよい。メモリ 320 は、以下のタイプのメモリ、すなわち、RAM、SRAM、DRAM、ROM、フラッシュメモリの任意の1つまたはそれらの組み合わせであってもよい。メモリ 320 は、例えば、加速度計 330 および/または生理学的センサ 354 からの未加工データ、プロセッサ 310 のための機械可読命令、加速度計データおよび/または生理学的データを処理するためにプロセッサによって使用されるプログラムデータ、および/または活動を表す活動データを記憶ならびに/もしくはバッファするために使用されてもよい。いくつかの実施形態では、メモリ 320 は、加えて、または代替として、健康モニタパッチの健全性についての診断情報、例えば、バッテリー寿命、誤差ステータス等、および/またはデバイスについての技術的情報、例えば、メモリサイズ、重量感度、重量、バッテリー型番、プロセッサ速度、オペレーティングソフトウェアのバージョン、ユーザインターフェース要件等を記憶するために使用されてもよい。いくつかの実施形態では、メモリはまた、ユーザに関する情報、例えば、ユーザの体重、身長、性別、年齢、トレーニング目標、具体的ワークアウトプラン、ユーザによって行われる活動を識別するために使用され得る、ユーザのための活動特有のデータ、または識別された活動を表すプロセスデータを記憶するために使用されてもよい。いくつかの実施形態によると、メモリ 320 は、代謝当量 (MET)、較正值、および種々の活動に関する健康効果レベルを判定するために使用される健康ガイドラインデータのテーブルを記憶してもよい。

30

40

【0038】

50

いくつかの実施形態では、メモリ 320 は、加えて、または代替として、例えば、有線または無線リンクを介して、外部デバイスから受信されたデータ構造および/またはコードを記憶するために使用されてもよい。データ構造および/またはコードは、例えば、健康モニタパッチによって使用される、1つ以上のデータ処理アプリケーションを更新するために使用されてもよい。例えば、1つのタイプのデータ構造は、健康モニタによって以前に認識されていない具体的活動のタイプ、例えば、新しい活動または健康モニタパッチの個々のユーザに特有の活動を識別するために使用され得る、活動データパターンを表すデータであってもよい。別の実施例として、データ構造は、新しい活動に対して定義される、または識別可能な活動に対して再定義される、以下に説明される、メンバーシップ関数を含んでもよい。いくつかの実施形態によると、データ構造は、例えば、活動の実施の間に得られた1つ以上のサンプル加速度計トレースおよび生理学的データを含んでもよく、および/または活動を識別するために健康モニタパッチによって実行されるアルゴリズムにおいて使用され得る、加速度計トレースの処理から生じる識別データ（例えば、メンバーシップ関数）を含んでもよい。さらに、いくつかの実施形態では、メモリ 320 は、健康モニタパッチによって実行されるアルゴリズムに関する更新および/または代替を記憶するために使用されてもよい。記憶されるデータ構造およびアルゴリズムは、例えば、健康モニタパッチの機能性を再プログラムおよび/または拡張し、新しい活動もしくは健康モニタパッチによって以前に認識されていない活動を識別し、および/または識別された活動に対して計算される結果の正確度または信頼性を改良するために使用されてもよい。

10

20

【0039】

いくつかの実施形態では、メモリ 320 はまた、検出された活動を特徴付けるためにプロセッサ 310 によって使用される、較正および/または変換データを記憶するために使用されてもよい。較正データは、例えば、検出された活動パラメータ（例えば、歩幅、速度）の正確度を改良する、および/または検出された活動から算出される体力指標の正確度を改良するために使用されてもよい。変換データは、例えば、検出された活動を消費されたヒトエネルギーの量、例えば、燃焼カロリー、代謝当量等に変換するために使用されてもよい。

【0040】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、健康モニタと、コンピュータ、タブレット、携帯電話、ポータブル通信デバイス、データプロセッサ、センサ、別の知的センサ、または多目的センサ（いずれも、ワールドワイドウェブまたはローカルエリアネットワーク等のネットワーク内の他の類似デバイスと通信するように構成され得る）等の1つ以上の外部デバイスとの間でデータを通信するために、送受信機 340 および/または1つ以上のデータ通信ポート（例えば、USBポート、RF通信ポート、Bluetooth（登録商標）ポート）を含んでもよい。健康モニタパッチは、例えば、送受信機 340 を介して、有線または無線ポートを通して、以下のリスト、すなわち、パーソナルコンピュータ、ラップトップコンピュータ、タブレットコンピュータ、PDA、腕時計、MP3プレーヤ、iPod（登録商標）、携帯電話、血糖値メータ、血圧モニタ、またはInRメータ等の医療デバイス、電子双方向ゲーム装置、知的トレーニング機器、および自動車システムから選択される任意のデバイスまたはデバイスの組み合わせと通信するように構成されてもよい。メモリ 320 から読み出される、またはメモリ 320 内に記憶されるべきデータは、例えば、送受信機 340 を介して、健康モニタパッチと外部デバイスとの間で通信されてもよい。いくつかの実施形態では、健康モニタパッチから伝送されるデータは、健康モニタパッチから受信されたデータを処理するように適合されるデータサービスデバイスにルーティングするために構成されてもよい。

30

40

【0041】

いくつかの実施形態では、健康モニタパッチの内部電子機器のための電力は、少なくとも1つのバッテリー 305 によって提供され、ウェイクアップおよび電力管理回路 350 によって管理されてもよい。バッテリーは、小型であり、例えば、ボタン電池タイプであって

50

もよく、例えば、再充電可能または交換可能であり得る、1つ以上のリチウムタイプバッテリーを含んでもよい。単なる一実施例として、約230mAhの容量を有する3ボルトバッテリーである、単一リチウムコインまたはボタン電池が、使用されてもよい(Renata SA (Ittingen, Switzerland)から利用可能な型番CR2032)。健康モニタパッチの別の実施形態は、1つ以上の型番CR1616バッテリーを含んでもよいが、任意の好適なタイプのバッテリーが、代替として、種々の実施形態では、使用されてもよい。いくつかの実施形態では、健康モニタパッチは、発電またはエネルギーハーベスティングハードウェア(例えば、機械的運動を電流に変換するように構成される圧電材料または発電機、太陽電池、RFまたは熱変換器)を含んでもよい。オンボードで生成される電力は、バッテリーまたはスーパーコンデンサ等の電荷蓄積構成要素内に貯蔵されてもよい。いくつかの実装では、生成された電流は、ダイオードブリッジを介して、貯蔵構成要素に提供されてもよい。好適なエネルギーハーベスティングデバイスの一実施例は、Infinite Power Solutions, Inc. (Littleton, Colorado)から利用可能なマイクロエネルギー電池MEC225である。いくつかの実施形態では、発電構成要素は、健康モニタパッチのための電源としての再充電可能バッテリーと組み合わせて使用されてもよい。電圧調整チップ(例えば、Texas Instruments (Dallas, Texas)から利用可能なTPS78001)が、いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチの構成要素に電力を送達する前に、少なくとも1つの電源からの電力を調整するために使用されてもよい。

10

20

【0042】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチのバッテリー305は、無線で再充電されてもよい。例えば、健康モニタパッチは、電磁エネルギーを交流磁場から誘導的に結合することができる伝導性コイルを含んでもよい。コイルからの電流は、交流電流をバッテリー305を充電するために使用されることができる直接電流に変換する整流回路に提供されてもよい。

【0043】

いくつかの実装では、ウェイクアップおよび電力管理回路網350は、ウェイクアップおよび電力管理回路網350と組み合わせて、健康モニタパッチがモニタリングされるべき活動を表し得る様式において移動されているとき、それを識別する、運動センサ352を含んでもよい。ウェイクアップおよび電力管理回路網350は、例えば、論理および制御回路網を備え、図3に示される種々の回路要素への電力を有効、無効、減少、および/または増加させてもよい。ウェイクアップおよび電力管理回路網のための論理および制御回路網は、例えば、プロセッサ310の機械可読命令および利用されるハードウェアを備えてもよい、または特定用途向け集積回路の機械可読命令および利用されるハードウェアを備えてもよい。

30

【0044】

いくつかの実施形態では、運動センサ352は、1つ以上の力感知スイッチ、例えば、健康モニタパッチが経験する加速度の量を表す電気信号を生成するように構成される圧電要素を備えてもよい。他の実施形態では、運動センサ352は、加えて、または代替として、健康モニタパッチが加速を被ると、回路を閉鎖する、または回路を開放する、1つ以上の接触スイッチ、例えば、「ボールインチューブ」スイッチを備えてもよい。ウェイクアップは、例えば、スイッチ閉鎖の周波数が事前に選択された値を超えると、始動されてもよい。他の実施形態では、センサ352は、加えて、または代替として、健康モニタパッチが事前に選択された値を超える加速度を受けるときのみ閉鎖する、1つ以上の力感知接触スイッチを備えてもよい。

40

【0045】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、電気光学ディスプレイ(例えば、液晶ディスプレイ、OLEDディスプレイ、1つ以上のLED)を含み、1つ以上のタッピングシーケンスおよび/または運動ジェスチャ(例えば、8の字パターン、円形パターン、前後線形パターンでデバイスを移動させる)を認識するように構成されてもよい。タ

50

タッピングシーケンスまたはジェスチャの認識に応答して、健康モニタパッチは、ディスプレイをアクティブ化し、パッチ上に記憶される情報または情報の概要を通信してもよい。タッピングシーケンスまたはジェスチャは、健康モニタパッチがディスプレイを用いて関連情報を示すことによって応答し得る、特定の情報クエリに対応してもよい。一実施形態によると、健康モニタパッチは、特定の様式でタップされ、それに応答して、いくつかのLEDをアクティブ化し、ユーザが活動目標の近似パーセンテージに到達したことを示してもよい（例えば、10個のLEDのうちの8個を照明し、約80%を信号伝達する）。活動目標は、医師のユーザによって、健康モニタパッチと無線通信することができる、コンピュータまたはスマートフォン等の別の電子デバイスを使用して、健康モニタパッチの中に事前にプログラムされてもよい。1つ以上の活動目標に対する進捗についての情報は、デバイスによって通信されることができる（例えば、3マイルの目標のうち30%を歩いた、8マイルの目標のうち60%を走った、60往復の目標のうち90%を泳いだ、1日のクレジット付与可能健康効果活動のうち70%を達成した、1週間の推奨される健康クレジット数のうち50%を達成した等）。ディスプレイはまた、特定のタップシーケンスまたはジェスチャに応答して、他の情報、例えば、バッテリー寿命、ペース比較（活動のための最良ペースより進んでいる、または遅れている）、心拍数、燃焼カロリー等を通信するために使用されてもよい。

10

【0046】

データはまた、無線通信プロトコル（例えば、Bluetooth（登録商標）、Bluetooth（登録商標）LE、Bluetooth（登録商標）Smart、修正Bluetooth（登録商標）プロトコル、Wi-Fi等）を使用して、健康モニタパッチへおよびそこから通信されてもよい。例えば、無線送受信機およびアンテナが、健康モニタパッチとともに含まれ、スマートフォン、スマートウォッチ、コンピュータ、タブレット等の遠隔デバイスへおよびそこからデータを伝送および受信するために使用されてもよい。

20

【0047】

いくつかの実施形態によると、健康モニタパッチは、少なくとも1つの光源286と、少なくとも1つの光検出器287とを含んでもよい。少なくとも1つの光源および光検出器は、例えば、対象の1つ以上の生理学的パラメータ、例えば、血中酸素濃度、プレシスモグラフィ波形、血糖値、血流量等を感知するために使用されてもよい。いくつかの実施形態では、光源286は、高輝度赤外線（IR）フォトダイオードと、より短い波長のフォトダイオードとを備えてもよい。近年、インジウムガリウム窒化物LED技術の進歩によって、低接合電圧および高放射強度の両方を伴うデバイスがもたらされた。本願が優先権を主張する、米国特許出願第13/840,098号に説明されるInGaN技術の使用および電力管理技法の適用は、1つ以上の酸化銀コイン電池で1週間またはそれを上回って稼働することができる、心拍数および/または他の生理学的パラメータを測定可能な健康モニタパッチを提供し得る。光検出器287は、任意の好適な光検出器（例えば、波長フィルタを含み得る、1つ以上のシリコンフォトダイオード）であってもよく、対象から散乱または反射された光源からの光を検出するように搭載されてもよい。

30

【0048】

図4は、いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチ400の分解図を描写する。使い捨て健康モニタパッチの可撓性ストリップアセンブリは、第1のPCBアセンブリ405と、バッテリー305と、複数の可撓性材料とを含んでもよい。可撓性材料または層の少なくともいくつかは、健康モニタパッチのための引張強度および形状保定を提供する、固体材料（例えば、ポリマーフィルム、布、ポリマー、または布メッシュ等）から形成されるシートを備えてもよい。例えば、1つ以上の層は、可撓性接着性テープまたはフィルムを備えてもよい。いくつかの層は、いくつかの実施形態によると、液体またはゲルとして堆積されてもよい。ある場合には、PCBアセンブリは、可撓性PCBを備えてもよい。

40

【0049】

50

いくつかの実施形態によると、バッテリーストラップ 445 は、バッテリー 305 の第 1 の端子（例えば、正の端子）とバッテリー導体 480 との間の接続を提供してもよい。バッテリーストラップおよび導体は、伝導性金属および／または伝導性ポリマー（例えば、銀を備えるフィルムでコーティングされる場合もあり、またはそうではない場合もある、伝導性炭素ビニルフィルム）から形成されてもよい。バッテリー 305 は、直径約 10 mm ～ 約 20 mm を有する、コイン電池タイプバッテリーであってもよく、バッテリーの 2 つの端子を電氣的に隔離することに役立つ、絶縁リング 410 に隣接して位置してもよい。バッテリーの第 2 の端子は、雑音ノ接地導体 470 に電氣的に接続してもよい。雑音ノ接地導体はまた、使い捨て健康モニタパッチ 400 上の雑音電極 270 に接続してもよい。いくつかの実装によると、雑音ノ接地導体 470 はさらに、PCB アセンブリ 405 上に位置する接地接触（図示せず）に接続してもよい。

10

【0050】

使い捨て健康モニタパッチのモニタ電極に接続する、付加的導体があってもよい。例えば、第 1 のモニタ導体 460 a は、第 1 のモニタ電極 260 a と PCB アセンブリ 405 の第 1 の信号入力パッド（図示せず）との間の電気接続を提供してもよい。第 2 のモニタ導体 460 b は、第 2 のモニタ電極 260 b と PCB アセンブリ 405 上の第 2 の信号入力パッド（図示せず）との間の電気接続を提供してもよい。第 1 のモニタ導体 460 a、第 2 のモニタ導体 460 b、バッテリー導体 480、および雑音ノ接地導体 470 は、接着性である場合もあり、またはそうではない場合もある、伝導性ポリマーから形成されてもよい。いくつかの実施形態では、これらの導体は、炭素ビニルポリマーまたはコーティングされたビニルポリマーから形成されてもよい。可撓性導体のために使用され得る、コーティングされたビニルポリマーの実施例は、Coveris Advanced Coatings (Matthews, North Carolina) から利用可能な型番 6355 である。いくつかの実装では、導体のうちの 1 つ以上は、可撓性 PCB から形成されてもよい。いくつかの実施形態では、第 1 のモニタ導体 460 a、第 2 のモニタ導体 460 b、バッテリー導体 480、および雑音ノ接地導体 470 は、伝導性ポリマーのフィルムから切断または型打されてもよい。

20

【0051】

導体の下方には、導体が接着され得る、導体接着層 425 があってもよい。導体接着層 425 は、使い捨て健康モニタパッチが対象上で撓曲するにつれて、導体を定位置に保定してもよい。いくつかの実施形態では、導体接着層 425 は、電氣的に絶縁である、シリコン接着性層であってもよい。いくつかの実装によると、導体接着層 425 は、接着性表面を対向側に有してもよい（例えば、両面接着剤）。導体接着層 425 の実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 96022 シリコン接着剤である。いくつかの実施形態によると、導体接着層 425 は、接着性材料のフィルムから切断および／または型打されてもよい。

30

【0052】

いくつかの実施形態によると、伝導性接着性要素 415 が、バッテリーおよび信号導体の上方に位置してもよい。伝導性接着性要素は、接着表面を対向側に有してもよい。これらの要素は、導体 460 a、460 b、470、480 と類似形状において、可撓性伝導性接着性フィルムから形成されてもよい。伝導性接着性要素 415 は、PCB アセンブリの下層導体および接触パッドとバッテリー 305 上の端子との間の電気接続を提供することができる。伝導性接着性要素 415 はまた、下層導体、PCB アセンブリ、およびバッテリーとともに、可撓性アセンブリの中に接着することができる。伝導性接着性要素は、いくつかの実施形態によると、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 9719 の接着性フィルムから形成されてもよい。伝導性接着性要素 415 は、伝導性接着性のフィルムから切断または型打されてもよい。

40

【0053】

ある場合には、絶縁層 430 は、導体接着層 425 の下方に位置してもよい。絶縁層 430 は、ある程度の堅度を下側層に提供し、モニタ電極 260 a、260 b および雑音電

50

極 270 を保定することに役立つもよい。ある場合には、絶縁層 430 は、接着性表面を片側に有する、発泡体材料を備えてもよく、その実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 1774W である。接着性表面は、例えば、導体 460a、460b、470、480 に面してもよい。絶縁層 430 は、材料のフィルムから切断または型打されてもよい。

【0054】

いくつかの実施形態では、絶縁層 430 に接着する、表面接着層 435 があってもよい。表面接着層 430 の実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 96022 シリコン接着剤であるが、他の好適な接着層が、使用されてもよい。いくつかの実施形態によると、表面接着層 430 は、接着性材料のフィルムから切断および / または型打されてもよい。

10

【0055】

いくつかの側面によると、皮膚接着層 490 は、絶縁体層 430 に取り付けられてもよい。皮膚接着層 490 は、対象の皮膚に耐久性接着を提供する、接着表面 252 を含んでもよい。任意の好適な皮膚接着性材料が、皮膚接着層 490 のために使用されてもよい。いくつかの実施形態によると、Avery Dennison (Glendale, California) から利用可能な好適なアクリル皮膚接着剤が、皮膚接着層 490 として使用されてもよい。皮膚接着層 490 の一実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 1626W の Tegaderm 接着剤であるが、他の生体適合性接着層が、使用されてもよい。いくつかの実装では、Adhesive R&D (Eau Claire, Wisconsin) から利用可能な型番 H011 の親水コロイド接着剤が、皮膚接着層のために使用されてもよい。皮膚接着層 490 は、使い捨て健康モニタパッチ 400 を対象に接着することに先立って除去される、接着表面にわたる剥離ライナ (図示せず) を含んでもよい。例示的剥離ライナは、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 1361 ライナである。いくつかの実装では、皮膚接着層 490 は、材料のフィルムから切断および / または型打されてもよい。

20

【0056】

使い捨て健康モニタパッチ 400 の上側層は、絶縁接着性層 450 と、バッテリー 305、PCB アセンブリ 405、および伝導性接着性要素 415 の大部分にわたって延在する、静電放電 (ESD) 遮蔽体 455 とを含んでもよい。ある場合には、絶縁接着性層 450 内に、雑音 / 接地導体 470 が絶縁接着層 450 に隣接して位置し得る ESD 遮蔽体 455 に電氣的に接続することを可能にする、孔または切り欠きがあってもよい。絶縁接着性層 450 は、接着性表面を対向側に有してもよい、または片面接着性表面を有してもよい。例示的絶縁接着性層は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 9474LE の接着剤であるが、他の絶縁接着性層が、他の実施形態では、使用されてもよい。対向側に異なる接着性質 (例えば、差動接着性) を有する、例示的両面絶縁接着性層は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番 9425 の接着剤を含む。絶縁接着性層 450 は、接着性材料のフィルムから切断および / または型打されてもよい。

30

40

【0057】

いくつかの実施形態では、ESD 遮蔽体 455 は、第 1 のモニタ導体 460a の少なくとも一部および第 2 のモニタ導体 460b の少なくとも一部にわたって延在してもよい。ESD 遮蔽体はさらに、雑音 / 接地導体 470 を介して、雑音電極 270 に電氣的に接続してもよい。ESD 遮蔽体は、第 1 のモニタ導体および第 2 のモニタ導体から絶縁されるが、2 つの導体に近接近 (例えば、約 2 mm 未満) して位置してもよい (例えば、いくつかの場所において平行プレートとして配列される)。ESD 遮蔽体は、いくつかの実施形態によると、伝導性ポリマーから形成されてもよい。例示的伝導性ポリマーは、Cove ris Advanced Coatings (Matthews, North Carolina) から利用可能な型番 6355 のコーティングされた炭素ビニルフィルムであ

50

るが、コーティングされていない伝導性フィルムが、使用されてもよい。

【0058】

いくつかの実施形態によると、対象の皮膚を横断して伝送される電気雑音は、雑音電極 270 によって取り上げられ、ESD 遮蔽体 455 に伝導されてもよい。本雑音は、次いで、第 1 のモニタ導体 460 a および第 2 のモニタ導体 460 b を覆う ESD の近接近に起因して、ESD 遮蔽体から第 1 のモニタ導体 460 a および第 2 のモニタ導体 460 b の中に結合し得る。いくつかの実施形態では、各モニタ電極に結合される信号の量は、類似振幅を有し得る（例えば、約 ± 15 % 以内）。差動増幅器が、PCB アセンブリ 405 の信号入力に配列され、第 1 のモニタ電極 260 a および第 2 のモニタ電極 260 b から受信された信号を増幅させてもよい。雑音は、2 つの導体および差動増幅器の入力の中に結合されるため、コモンモード除去を介して、低減または消去され得る。

10

【0059】

いくつかの実施形態によると、使い捨て健康モニタパッチ 400 を被覆する、接着性カパー層 402 が、ESD 遮蔽体 455 にわたって取り付けられてもよい。接着性カパー層 402 は、布、発泡体、可撓性ポリマー（シリコン等）、または任意の他の好適に可撓性材料を備えてもよい。いくつかの実施形態では、カパー層 402 は、絶縁層 430 のために使用される同一材料の第 2 の層を備えてもよい。カパー層は、材料のフィルムから切断または型打されてもよい。いくつかの事例では、カパー層 402 および絶縁層 430 は、シールされた発泡体または好適な耐水もしくは防水材料を備え、PCB アセンブリ 405 およびバッテリー 305 への水の侵入を低減させてもよい。

20

【0060】

いくつかの実施形態による、使い捨て健康モニタパッチのいくつかの構成要素が、図 5 の立面図に描写される。描写は、伝導性接着性要素（灰色線として描写される）および第 1 のモニタ導体 460 a を介して、第 1 のモニタ電極 260 a に接続する、PCB アセンブリ 405 を示す。PCB アセンブリ 405 はまた、伝導性接着性要素（灰色線）および第 2 のモニタ導体 460 b を介して、第 2 のモニタ電極 260 b に電氣的に接続する。バッテリー 305 およびその導体は、図面を簡略化するために、図 5 に描写されない。

【0061】

いくつかの実装では、ESD 遮蔽体 455 は、PCB アセンブリ 405、第 1 のモニタ導体 460 a、および第 2 のモニタ導体 460 b にわたって配置される。絶縁接着層 450 が、ESD 遮蔽体 455 と伝導性接着性要素との間にあってもよい。絶縁層は、開口部 452（また、図 4 にも描写される）を ESD 遮蔽体 455 と雑音 / 接地導体 470 にわたって位置する伝導性接着性要素 415 との間に含んでもよい。開口部は、健康モニタパッチの層が全てともに圧接されると、電気接続が ESD 遮蔽体 455 と雑音電極 270 との間で行われることを可能にする。

30

【0062】

いくつかの実装に関する、繰り返し使用の健康モニタパッチ 100 のさらなる詳細が、図 6 の立面図に描写される。例証は、いくつかの実施形態による、図 1 A - 1 C に図示されるデバイスのための構成要素の配列を示す。可撓性ストリップアセンブリ 105 内には、PCB アセンブリ 405 と、バッテリー 305 とがあってもよい。可撓性ストリップアセンブリ 105 はさらに、PCB アセンブリ上のバッテリーの端子および電力 / 接地パッドと 1 つ以上の雑音電極または感知構成要素との間と、PCB アセンブリ上の信号入力とモニタ電極 160 a、160 b との間との電気接続を提供する、伝導性要素（全て図示せず）を含んでもよい。雑音電極およびモニタ電極は、可撓性ストリップアセンブリから分離されて示される、交換可能電極ストリップ 150 上に位置してもよい。

40

【0063】

いくつかの実施形態によると、電気接続が健康モニタパッチの種々の構成要素間にあってもよい。例えば、パターン化された可撓性 PCB が、モニタ電極と PCB アセンブリ 405 との間での電気接続を形成するために使用されてもよい。本発明者らは、可撓性導体（例えば、可撓性 PCB）とより剛性の電気構成要素（例えば、PCB アセンブリ 405）

50

との間の連結が、歪み緩和材料を可撓性導体の界面に追加することによって改良されることができると認識および理解する。例えば、シリコン、ポリイミド、または熱硬化接着剤が、可撓性導体とより剛性の電気構成要素との間の合流点を補強し、歪み緩和を提供するために追加されてもよい。

【0064】

いくつかの実施形態では、可撓性ストリップアセンブリ105は、部分的に、可撓性シリコンから形成されてもよい。例えば、シリコンは、ゲルまたは液体形態で健康モニタパッチの電子構成要素を被覆するための金型の中に適用されてもよい。結果として生じるシリコンケーシング605は、バッテリー305、PCBAアセンブリ405、および関連付けられた導体の周囲に完全に延在してもよい。シリコンは、次いで、アセンブリ105が高可撓性かつ完全に防水であり得るように、硬化されてもよい。防水エンクロージャは、健康モニタパッチが、対象上に装着され、水中に浸漬されることを可能にしてもよい。さらに、交換可能電極ストリップ150のために使用される接着剤は、シリコンケーシング605および対象の皮膚と液密シールを形成する。本発明者らは、心拍数を感知する従来の活動モニタが水中に浸漬されると良好にまたは全く機能しないと認識および理解する。シリコンエンクロージャは、健康モニタパッチが、水泳者、サーファー、ウィンドサーファー、カイトボーダー等の活動および生理学的パラメータをモニタリングすることを可能にしてもよい。

10

【0065】

いくつかの実装では、オンボードバッテリーは、シリコン内に完全に包囲され得るため、無線充電が、オンボードバッテリーを再充電するために使用されてもよい。いくつかの実施形態では、コイルおよび整流回路が、電磁エネルギーが無線充電器からコイルに無線結合され得るように、健康モニタパッチ内に含まれてもよい。コイルに結合されるエネルギーは、整流され、バッテリーを充電するために使用されてもよい。

20

【0066】

シリコンは、可撓性かつロバスタな環境シールを提供するが、電気絶縁体である。本発明者らは、シリコンを通して交換可能電極ストリップ150のモニタおよび雑音電極への電気接続が達成され得るように、シリコンを局所的に修正することを考案した。いくつかの実施形態によると、電気接続は、金属ワイヤまたは非可撓性金属パッドをシリコンケーシング605の表面に要求しない。

30

【0067】

いくつかの実施形態によると、シリコンケーシングは、交換可能電極ストリップ150上のモニタ電極160a、160bおよび雑音電極170の場所に対応する表面場所において、炭素または他の伝導性材料が注入されてもよい。例えば、可撓性ストリップアセンブリ105は、第1の注入されたモニタ電極660aと、第2の注入されたモニタ電極660bとを含んでもよい。可撓性ストリップアセンブリはさらに、1つ以上の注入された雑音電極670を含んでもよい。

【0068】

炭素が注入された電極は、いくつかの実施形態によると、二重注射プロセスを使用して形成されてもよい。例えば、未硬化の炭素が注入されたシリコンの第1の注射が、注入された電極660a、660b、670を正しい場所に形成するために使用されてもよい。伝導性炭素粉末が、シリコンを伝導性にするためにシリコンの中に予混合されてもよい。第2のシリコン注射が、次いで、可撓性ストリップアセンブリの残りのケーシング605を形成するために使用されてもよい。第2のシリコン注射は、絶縁シリコンを備えてもよい。第1の注射は、第2の注射に先立って、未硬化、部分的に硬化、または完全に硬化されてもよい。

40

【0069】

内部導体672（例えば、可撓性PCB上の導体または可撓性伝導性フィルムから作製される導体）が、対応する注入された電極に電氣的に接続してもよい。（全ての導体が図6に示されていない。）例えば、炭素が注入されたシリコンは、導体の暴露される端部

50

の周囲に注射されてもよい。導体は、次いで、PCBアセンブリ405上の信号入力またはESD遮蔽体455に電気接続を提供してもよい。注入された電極は、導体と交換可能電極ストリップ上の別の伝導性要素との間に電気伝導性を提供してもよい。

【0070】

交換可能電極ストリップ150のさらなる詳細を示す、実施形態は、図7Aに図示される。構成要素は、図7Aでは分解立面図で示され、図7Bでは、組み立てられた立面図で描写される。いくつかの実装では、交換可能電極ストリップは、交換可能電極ストリップの上部接着性表面をシールする、第1の剥離ライナ710と、交換可能電極ストリップの皮膚接着表面152を被覆する、第2の剥離ライナ712とを備えてもよい。いくつかの実装では、第1および第2の剥離ライナは、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番1361の剥離ライナであってもよいが、他のライナが、他の実施形態では、使用されてもよい。第1の剥離ライナは、交換可能電極ストリップ150を可撓性ストリップアセンブリ105の底部(皮膚側)表面に接着することに先立って、除去されてもよい。第2の剥離ライナは、可撓性ストリップアセンブリおよび交換可能電極ストリップを対象の皮膚に接着することに先立って、除去されてもよい。

10

【0071】

交換可能電極ストリップ150はさらに、交換可能電極ストリップと可撓性ストリップアセンブリ105(例えば、シリコーンケーシング605)の接着を提供する、パッチ接着層720を含んでもよい。パッチ接着層は、ある場合には、接着性表面722、726を対向側に備えてもよい。いくつかの実装では、接着性表面は、同一材料から形成されてもよい。他の実施形態では、接着性表面は、異なる材料から形成されてもよい。同一材料から形成される両面接着剤の実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番96042または9474LEの接着剤を含んでもよい。対向側に異なる接着性質(例えば、差動接着性)を有する、例示的両面接着剤は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番9425の接着剤を含む。パッチ接着層は、シリコーンを第1の接着剤側722および交換可能電極ストリップの下層を第2の接着剤側726に接着するように構成されてもよい。

20

【0072】

いくつかの実施形態では、パッチ接着層720は、第1の剥離ライナ710が除去されると、伝導性接着性ディスク730を暴露する、ビア725を含んでもよい。ビア725は、いくつかの実施形態によると、直径約5mm~約20mmを有してもよい。伝導性接着性ディスク730は、ビア725の直径より約2mm~約6mm大きい直径を有してもよい。

30

【0073】

いくつかの実装では、伝導性接着性ディスク730は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番9713の伝導性接着剤から形成されてもよいが、他の伝導性接着剤が、ある場合には、使用されてもよい。伝導性接着性ディスク730は、片側の注入されたシリコーン電極660a、660b、670および対向側の伝導性ディスク740に接着し、注入された電極と伝導性ディスクとの間に電気接続を提供してもよい。伝導性接着性ディスク730はまた、パッチ接着層720に接着し、伝導性ディスク740を所望の場所内に保定してもよい(例えば、電極160a、160b、170に整合される)。可撓性伝導性ディスク740は、Coveris Advanced Coatings (Matthews, North Carolina) から利用可能な型番6355の炭素ビニルフィルム等の伝導性ポリマーから形成されてもよいが、他の伝導性フィルムが、ある場合には、使用されてもよい。伝導性ディスク740の直径は、いくつかの実施形態によると、伝導性接着性ディスク730の直径より約1mm~約6mm小さくてもよい。いくつかの実施形態では、伝導性ディスク740の直径は、伝導性接着性ディスク730の直径と等しいまたはそれより大きくてもよい。

40

50

【0074】

交換可能電極ストリップ150はさらに、皮膚接着層750を含んでもよい。皮膚接着層750は、電氣的に絶縁であり、伝導性ディスク740を下層電極160a、160b、170に暴露する、ビア745を含んでもよい。ビア745の直径は、伝導性ディスク740の直径未満またはそれを上回ってもよい。皮膚接着層750の実施例は、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番1626WのTegaderm接着剤であるが、他の生体適合性接着性層が、使用されてもよい。いくつかの実装では、Adhesive R&D (Eau Claire, Wisconsin) から利用可能な型番H011の親水コロイド接着剤が、皮膚接着層750のために使用されてもよい。

10

【0075】

皮膚接着層750のビア745は、いくつかの実施形態によると、モニタ電極160a、160bおよび雑音電極170を収容してもよい。これらの電極は、ヒドロゲル、例えば、Adhesive R&D (Eau Claire, Wisconsin) から利用可能なX863 Hydrogelから形成されてもよいが、任意の他の好適なヒドロゲルが、使用されてもよい。電極の直径は、ある場合には、約5mm~約20mmであってもよい。いくつかの実施形態では、電極の直径は、約8mm~約16mmであってもよい。

【0076】

いくつかの実装では、電極160a、160b、170のうちの1つ以上は、接着性リング765によって側方に囲繞されてもよい。接着性リングは、いくつかの実施形態によると、絶縁であってもよい。接着性リングは、3M Corporation (St. Paul, Minnesota) から利用可能な型番1774Wの接着剤から形成されてもよいが、他の接着剤が、接着性リング765を形成するために使用されてもよい。

20

【0077】

図7Bは、ともに圧接されると、異なる層および構成要素をアセンブリの中に接合する、交換可能電極アセンブリ150の構成要素を示す。いくつかの実施形態では、ヒドロゲルは、層および他の構成要素とともに圧接した後、第2の剥離ライナ712を適用することに先立って、注射されてもよい。いくつかの実施形態によると、交換可能電極アセンブリ150の可撓性層および構成要素(ヒドロゲル電極を除く)は、アセンブリを製造するとき、好適な形状に切断および/または型打されてもよい。再び図4を参照すると、使い捨て健康モニタパッチ400の可撓性層および構成要素(ヒドロゲル電極、PCBアセンブリ、およびバッテリーを除く)は、アセンブリを製造するとき、好適な形状に切断および/または型打されてもよい。本発明者らは、交換可能電極アセンブリ150および使い捨て健康モニタパッチ400の複数の層および構成要素が、リール・ツー・リールまたは「転換」製造プロセスを使用して形成され、組み立てられてもよいと認識および理解する。これは、健康モニタパッチまたは交換可能電極ストリップを生産するための製造コストを大幅に低減させることができる。

30

【0078】

いくつかの実施形態では、使い捨て健康モニタパッチまたは交換可能電極ストリップの2つ以上の「レベル」が、転換プロセスを使用して組み立てられ、第1の合成物を形成してもよい。別個に、2つ以上の付加的レベルが、転換プロセスを使用して組み立てられ、第2の合成物を形成してもよい。次いで、2つの合成物は、転換プロセスを使用して組み立てられてもよい。

40

【0079】

例えば、図7Aを参照すると、第1の合成物は、転換プロセスにおいて、剥離ライナ710を第1のロールから解反し(レベル1)、ビア725をパッチ接着層720を備える第2のロールからのシート内に型打し(レベル2)、伝導性接着性ディスク730を伝導性接着剤を備える第3のロールから穿孔する(レベル3)ことによって、組み立てられてもよい。層の穿孔は、ディスク730(または他の構成要素)が、材料のシート内に弱く

50

保定され、続いて、別の層に接合するとき、シートから分裂または断裂されることを可能にし得る。

【0080】

3つのレベルは、次いで、ともに圧接され、第1の合成物を形成してもよく、伝導性接着性ロールからの過剰材料は、除去されてもよい。類似処理が、伝導性ディスク740（レベル4）、皮膚接着層750（レベル5）、および接着性リング765（レベル6）を組み立て、第2の合成物を形成するために使用されてもよい。第1および第2の合成物は、次いで、転換プロセスにおいて、ともに整合および圧接されてもよい。続いて、ヒドロゲル電極160a、160b、170が、注射され、第2の剥離ライナ712に適用されてもよい。最後に、交換可能電極アセンブリ150は、組み立てられた合成物から型打され、パッケージ化されてもよい。他の好適な製造プロセスが、他の実施形態では、使用されてもよい。

10

【0081】

動作時、健康モニタパッチ（繰り返し使用または使い捨て）は、いくつかの実装によると、持続的または断続的に、対象の完全PQRST波形プロファイルまたはPQRST波形プロファイルの一部を検出してもよい。PQRST波形プロファイルの例証は、図8に描写される。検出された波形は、処理され（例えば、プロセッサ310、デジタル信号処理回路網、または任意の好適な信号処理回路網によって）、1つ以上の生理学的パラメータを判定してもよい。心電波形から健康モニタパッチによって判定され得る、生理学的パラメータは、例えば、心拍数、心拍間隔（IBI）、心拍数変動性（HRV）、不整脈、および呼吸数を含んでもよい。

20

【0082】

いくつかの実施形態によると、電子フィルタ処理が、心電波形を事前処理するために使用されてもよい。例えば、フィルタ処理は、例えば、特定のパラメータ（例えば、心拍数、HRV、不整脈等）がプロセッサ310によってより正確に判定され得るように、雑音を低減させる、ある周波数成分を通過もしくは遮断させる、またはPQRST波形の側面を強調させるために使用されてもよい。例示的实施形態の健康モニタパッチによって記録される心電波形910は、図9にプロットされる。信号は、心拍数がより正確に判定され得るように、オンボード回路網によって事前に処理され、R波の側面を強調している。いくつかの実施形態によると、異なる信号処理スキームが、記録または分析される波形が図8および図9に示されるものと異なり得るように、心電波形の選択された側面を強調するように採用されてもよい。

30

【0083】

いくつかの実装によると、健康モニタパッチのための節電は、少なくとも部分的に、心臓センサから受信された心臓データおよび/または加速度計から受信された運動データに基づいてもよい。心臓データに基づく節電方法は、運動データに基づく節電方法と並行して、またはそれと組み合わせで稼働してもよい。ある場合には、節電動作モードは、部分的に、対象の健康条件に基づいて判定されてもよい。例えば、回復中の患者または健康障害を呈する個人は、心電波形および/または活動/運動データのより連続的ならびに/もしくは完全なモニタリングを必要とし得る一方、健康な個人には、心電波形および活動データのモニタリングは、あまり必要とされなくてもよい。節電モードオプションの選択または設定が、健康モニタパッチとの無線通信を介して、または健康モニタパッチによって認識可能なタッピングシーケンスもしくはジェスチャを介して、行われてもよい。

40

【0084】

バッテリー寿命を延長させるために、健康モニタパッチは、対象の状態に応じて異なる電力量を消費する、1つ以上の動作モードを通して循環してもよい。節電の1つだけの例示的实施形態として、運動データが、システムプロセッサによって分析され、対象が非活動状態（例えば、座位、横臥位、車両に乗車中）にあることを判定してもよい。健康モニタパッチは、次いで、少なくとも加速度計への電力が低減され得ることを判定してもよい。いくつかの実施形態では、加速度計と関連付けられた回路網および処理アルゴリズムは

50

、スリープまたは電力減少モードに入ってもよい。いくつかの実施形態では、同一健康モニタパッチの心臓センサもまた、完全心電波形が記録されない、スリープモードに入ってもよい。代わりに、心電波形の一部（例えば、R - 波部分のみ）が記録および／または処理されてもよい、もしくは心電波形のいずれも記録および／または処理されなくてもよい。いくつかの実装では、心電波形の一部が、断続的に記録および処理されてもよい（例えば、記録間の1つ以上の心拍をスキップする）。他の実施形態では、心臓センサは、対象の非活動状態が検出される間、完全心電波形を感知し続けてもよい（例えば、患者の心臓パラメータをモニタリングするため）。

【0085】

いくつかの実施形態では、完全電力連続検出モードは、健康モニタパッチが、加速度計からのデータに基づいて、対象が活動中であることを判定すると、自動的にアクティブ化されてもよい。いくつかの実装では、健康モニタパッチの電力管理回路が、対象が活動中であるとき、心臓センサを節電状態にしてもよい。例えば、健康モニタパッチは、活動の間、対象の心拍数が安定していることを判定してもよく、次いで、心臓サイクルの一部が持続的または断続的にモニタリングされる、節電状態に心臓センサをしてもよい。

10

【0086】

節電モードの付加的実施例として、限定ではないが、心拍検出モード、QRS検出モード、および全波モードが挙げられる。心拍検出モードでは、心臓モニタは、対象の各心拍間のある時間周期にわたってスリープであり、心電波形に心拍間隔（IBI）を示すために十分な点またはタイミングを判定するためにのみ一時的にアウェイクしてもよい。例えば、心臓センサは、R波に対応する心電波形の一部を検出するために一時的にアウェイクしてもよい。いくつかの実装では、心臓信号は、R波の傾きにおける閾値交差または変化（例えば、ピークの場所）を検出するように構成される、コンパレータまたはプロセッサにフィードされてもよい。コンパレータは、心電波形の一部を捕捉および分析するために必要とされる回路網より動作のための電力を要求しなくてもよい。

20

【0087】

QRS検出モードでは、心臓センサは、対象の各心拍間のある時間周期にわたってスリープし、後続分析のためのQRS波形を捕捉するために、一時的に「アウェイク」してもよい。QRS波形は、いくつかの実装によると、例えば、プロセッサによって、不整脈、心拍数変動性、および／または呼吸数のために分析されてもよい。いくつかの実施形態では、呼吸数が、複数の心臓サイクルにわたって、R - 波のエンベロープから判定されてもよい。

30

【0088】

全波動作モードでは、心臓モニタは、持続的に動作し、複数の心拍にわたる全心電波形を捕捉してもよい。全波動作モードは、周期的に実行され、例えば、PまたはR波のタイミングを確認し、心拍間の心臓モニタのためのスリープの間隔を判定してもよい。いくつかの実装では、全波動作モードは、対象が活動中になると、実行されてもよい、もしくは対象の活動が中程度および／または活発であると見出されると、実行されてもよい。いくつかの実装では、ユーザは、健康モニタパッチとの無線通信によって、または運動センサによって検出され、健康モニタパッチのプロセッサによって処理され、全波連続データを記録するためのコマンドとして認識され得る、タッピングシーケンスによって、ユーザの活動に関係なく、心電波形および／または他の生理学的パラメータの連続モニタリングをコマンドしてもよい。

40

【0089】

節電モードおよび心臓信号の処理の付加的実施形態は、米国特許出願公開第2015 - 0119728号（上記に参照することによって組み込まれる）に説明される。

【0090】

限定されないが、特許、特許出願、記事、書籍、論文、およびウェブページを含む、本願で引用される全文献および類似資料は、そのような文献および類似材料の形式にかかわらず、その全体として、参照することによって明示的に組み込まれる。定義される用語、

50

用語の使用、説明される技法、または同等物を含むが、それらに限定されない、組み込まれた文献および類似資料のうちの1つ以上が、本願と異なるまたは矛盾する場合、本願が優先する。

【0091】

本明細書で使用される見出しは、編成目的のためだけのものであって、説明される主題をいかようにも限定するものとして解釈されるものではない。

【0092】

本発明の種々の実施形態が、本明細書で説明および例証されているが、当業者であれば、機能を果たし、および/または本明細書で説明される結果ならびに/もしくは利点のうちの1つ以上を得るための種々の他の手段および/または構造を容易に構想し、そのような変化例および/または修正のそれぞれは、本明細書に説明される本発明の実施形態の範囲内と見なされる。より一般的には、当業者であれば、本明細書で説明される全てのパラメータ、寸法、材料、および構成は、例示的となるように意図されており、実際のパラメータ、寸法、材料、および/または構成は、本発明の教示が使用される、1つまたは複数の具体的用途に依存することを容易に理解するであろう。当業者であれば、ルーチンにすぎない実験を使用して、本明細書に説明される本発明の具体的実施形態に関する多くの同等物を認識または確認可能であるであろう。したがって、前述の実施形態は、一例のみとして提示され、添付の請求項およびそれらの同等物の範囲内で、具体的に説明および請求される通り以外で本発明の実施形態が実践されてもよいことを理解されたい。本開示の本発明の実施形態は、本明細書で説明される各個別特徴、システム、物品、物質、および/または方法を対象とする。加えて、そのような特徴、システム、物品、物質、および/または方法が相互に矛盾していなければ、2つ以上のそのような特徴、システム、物品、物質、および/または方法の任意の組み合わせが、本発明の開示の範囲に含まれる。

10

20

【0093】

本発明の前述の実施形態は、多数の方法のいずれかで実装されることができる。例えば、いくつかの実施形態は、ハードウェア、ソフトウェア、またはそれらの組み合わせを使用して実装されてもよい。実施形態の任意の側面が、少なくとも部分的に、ソフトウェア内に実装されるとき、ソフトウェアコードが、単一コンピュータ内に提供される、または複数のコンピュータ間に分散されるかどうかにかかわらず、任意の好適なプロセッサまたはプロセッサの集合上で実行されることができる。

30

【0094】

本観点において、本発明の種々の側面、例えば、モニタおよび雑音電極からの処理信号は、少なくとも部分的に、1つ以上のコンピュータまたは他のプロセッサ上で実行されると、前述の技術の種々の実施形態を実装する方法を行う、1つ以上のプログラムでエンコードされたコンピュータ可読記憶媒体（または複数のコンピュータ可読記憶媒体）（例えば、コンピュータメモリ、1つ以上のフロッピー（登録商標）ディスク、コンパクトディスク、光学ディスク、磁気テープ、フラッシュメモリ、フィールドプログラマブルゲートアレイまたは他の半導体デバイス内の回路構成、もしくは他の有形コンピュータ記憶媒体もしくは非一過性媒体）として具現化されてもよい。コンピュータ可読媒体または媒体は、その上に記憶されるプログラムもしくは複数のプログラムが、1つ以上の異なるコンピュータもしくは他のプロセッサ上にロードされ、前述のように、本技術の種々の側面を実装し得るように、可搬性であることができる。

40

【0095】

前述の健康モニタパッチの種々の側面は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはそれらの組み合わせ内に実装されてもよい。例えば、処理データ、取扱データ、および/または通信を伴う、健康モニタパッチの動作側面のいずれも、プロセッサによって実行可能であり、少なくとも1つの有形コンピュータ可読記憶デバイス上に具現化される、記憶された機械可読命令として実装されてもよい。命令は、健康モニタパッチのデジタルプロセッサ上で実行または動作されてもよい。いくつかの実装では、命令は、健康モニタパッチの動作と組み合わせで動作する、中心ハブまたはサーバ上で動作されてもよ

50

い。

【0096】

用語「プログラム」または「ソフトウェア」は、前述のように、本技術の種々の側面を実装するようにコンピュータまたは他のプロセッサをプログラムするために採用され得る、任意のタイプのコンピュータコードまたは機械実行可能命令のセットを指すために、一般的意味において本明細書では使用される。加えて、本実施形態の一側面によると、実行されると、本技術の方法を行う、1つ以上のコンピュータプログラムは、単一プロセッサ上に常駐する必要はなく、いくつかの異なるプロセッサ間においてモジュール方式で分散され、本技術の種々の側面を実装してもよいことを理解されたい。

【0097】

コンピュータ実行可能命令は、1つ以上のコンピュータもしくは他のデバイスによって実行される、プログラムモジュール等の多くの形態であってもよい。概して、プログラムモジュールは、特定のタスクを行う、または特定の要約データタイプを実装する、ルーチン、プログラム、オブジェクト、構成要素、データ構造等を含む。典型的には、プログラムモジュールの機能性は、種々の実施形態では、所望に応じて、組み合わせられる、または分散されてもよい。

【0098】

また、本明細書に説明される技術は、方法として具現化されてもよく、そのうちの少なくとも一実施例が提供される。方法の一部として行われる作用は、任意の好適な方法で順序付けられてもよい。故に、実施形態は、作用が図示されるものと異なる順序で行われるように構築されてもよく、例証的实施形態では、連続作用として示されるが、いくつかの作用を同時に行うことを含み得る。

【0099】

本明細書で定義および使用されるような全ての定義は、辞書の定義、参照することにより組み込まれる文書内の定義、および/または定義された用語の通常の意味に対して優勢であると理解されるべきである。

【0100】

明細書および請求項で使用されるような「1つの」という不定冠詞は、明確にそれとは反対に示されない限り、「少なくとも1つの」を意味するために使用され得る。

【0101】

明細書および請求項で使用されるような「および/または」という語句は、そのように結合された要素の「いずれか一方または両方」、すなわち、場合によっては接合的に存在し、他の場合においては離接的に存在する要素を意味すると理解されるべきである。「および/または」で記載される複数の要素は、同じように、すなわち、そのように結合された要素のうちの「1つ以上」と解釈されるべきである。「および/または」節によって具体的に識別される要素以外に、具体的に識別される要素に関係しようと、無関係であろうと、他の要素が随意的に存在してもよい。したがって、非限定的実施例として、「Aおよび/またはB」の言及は、「～を備える」等の制約のない用語と併せて使用されると、一実施形態ではAのみ（随意でB以外の要素を含む）、別の実施形態ではBのみ（随意でA以外の要素を含む）、さらに別の実施形態ではAおよびBの両方（随意で他の要素を含む）等を指すことができる。

【0102】

明細書および請求項で使用されるように、「または」は、上記で定義されるような「および/または」と同じ意味を有すると理解されるべきである。例えば、リストの中のアイテムを分離するとき、「または」もしくは「および/または」は、包括的として、すなわち、少なくとも1つを含むが、いくつかの要素または要素のリストのうちの1つより多く、および随意で付加的な記載されていないアイテムも含むと解釈されるものとする。「～のうちの1つのみ」または「～のうちの正確に1つ」等の明確にそれとは反対に示される他の用語もしくは請求項で使用されるとき「～から成る」は、いくつかの要素または要素のリストのうちの正確に1つの要素の包含を指すであろう。概して、本明細書で使用さ

10

20

30

40

50

れるような「または」という用語は、「いずれか一方」、「～のうちの１つ」、「～のうちの１つのみ」、または「～のうちの正確に１つ」等の排他性の用語が続くときのみ、排他的な代替用語（すなわち、「一方または他方であるが両方ではない」）を示すと解釈されるものとする。「本質的に～から成る」は、請求項で使用されるとき、特許法の分野で使用されるようなその通常の意味を有するものとする。

【０１０３】

明細書および請求項で使用されるように、「少なくとも１つ」という語句は、１つ以上の要素のリストを参照して、要素のリストの中の要素のうちのいずれか１つ以上から選択される少なくとも１つの要素を意味するが、要素のリスト内に具体的に記載されたあらゆる要素のうちの少なくとも１つを必ずしも含まず、要素のリストの中の要素の任意の組み合わせを排除しないと理解されるべきである。この定義はまた、具体的に識別される要素に関係しようと、無関係であろうと、「少なくとも１つ」という語句が指す、要素のリスト内で具体的に識別される要素以外に、要素が随意で存在してもよいことを許容する。したがって、非限定的実施例として、「ＡおよびＢのうちの少なくとも１つ」（または同等に「ＡまたはＢのうちの少なくとも１つ」、もしくは同等に「Ａおよび／またはＢのうちの少なくとも１つ」）は、一実施形態では、いずれのＢも存在しない、随意で１つより多くを含む、少なくとも１つのＡ（および随意でＢ以外の要素を含む）、別の実施形態では、いずれのＡも存在しない、随意で１つより多くを含む、少なくとも１つのＢ（および随意でＡ以外の要素を含む）、さらに別の実施形態では、随意で１つより多くを含む、少なくとも１つのＡ、および随意で１つより多くを含む、少なくとも１つのＢ（および随意で他の要素を含む）等を指すことができる。

10

20

【０１０４】

請求項は、その旨が記載されない限り、説明される順序または要素に限定されるものとして読み取られるべきではない。形態および詳細における種々の変更は、添付の請求項の精神および範囲から逸脱することなく、当業者によって行われ得ることを理解されたい。以下の請求項およびその均等物の精神および範囲内にある、全ての実施形態が、請求される。

【図 1 A】

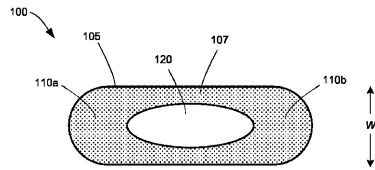


FIG. 1A

【図 1 B】

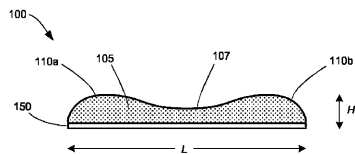


FIG. 1B

【図 1 C】

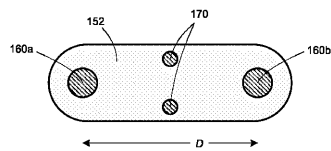


FIG. 1C

【図 3】

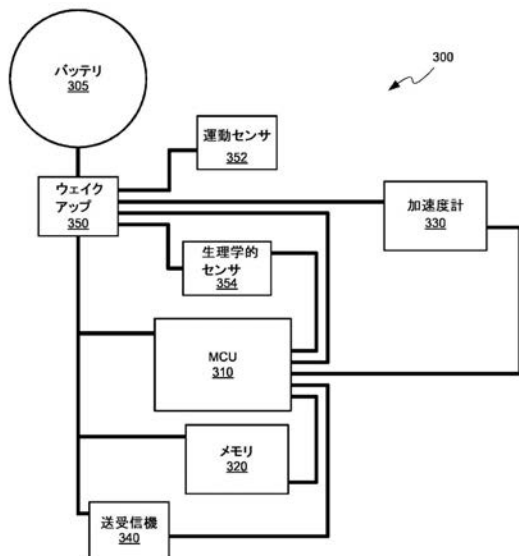


FIG. 3

【図 2 A】

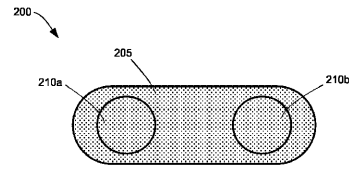


FIG. 2A

【図 2 B】

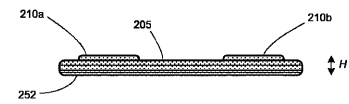


FIG. 2B

【図 2 C】

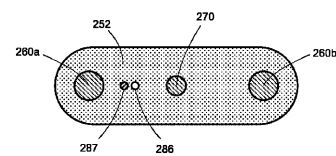


FIG. 2C

【図 4】

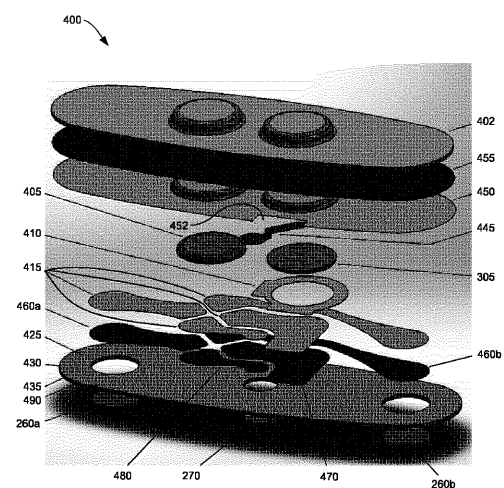


FIG. 4

【図 5】

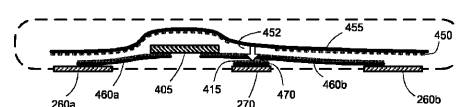


FIG. 5

【図 6】

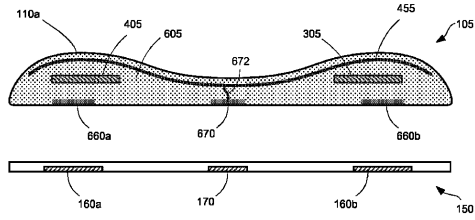


FIG. 6

【図 7 A】

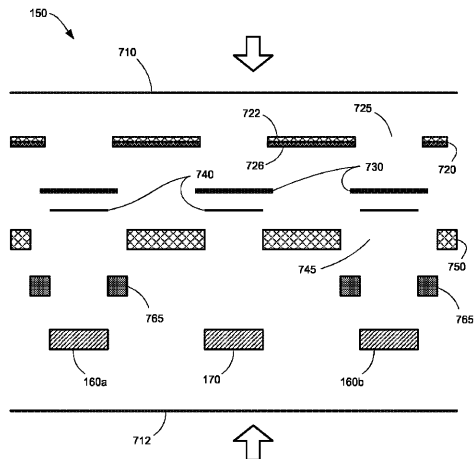


FIG. 7A

【図 7 B】

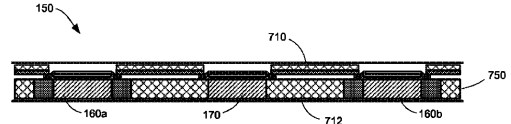


FIG. 7B

【図 8】

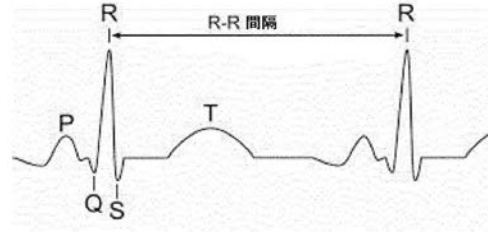


FIG. 8

【図 9】

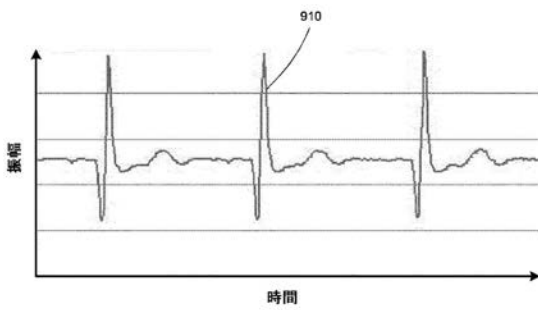


FIG. 9

【手続補正書】

【提出日】平成30年7月3日(2018.7.3)

【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】

対象の皮膚に接着されるように構成されたデバイスであって、前記デバイスは、
2つの信号を前記対象の皮膚上の2つの場所から受信するように構成された2つのモニ
タ電極と、

前記2つのモニタ電極からの信号を処理するように構成されたプロセッサと、
前記プロセッサに電力を供給するように接続されたバッテリーと、
前記2つの場所と別個の場所において前記対象の皮膚からの電気経路を提供するように
構成された雑音電極と、

前記雑音電極と前記バッテリーの端子とに接続された伝導性遮蔽体であって、前記伝導性
遮蔽体は、前記2つのモニタ電極と前記プロセッサとの間に接続された2つの導体の少な
くとも一部にわたって延在する、伝導性遮蔽体と
を備える、デバイス。

【請求項 2】

前記雑音電極は、前記2つの場所間の場所において前記対象の皮膚からの前記電気経路
を提供するように構成されている、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記伝導性遮蔽体および2つの導体は、前記雑音電極によって検出された雑音が前記伝
導性遮蔽体から前記2つの導体に結合するように配列されている、請求項1または2に記
載のデバイス。

【請求項 4】

前記伝導性遮蔽体は、前記2つの導体の一部から約2ミリメートル未満にある、請求項
1～3のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記伝導性遮蔽体は、前記バッテリーの端子および前記雑音電極にわたって延在する、請
求項1～4のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記プロセッサは、印刷回路基板（PCB）アセンブリ上に配置され、前記伝導性遮蔽
体は、前記PCBアセンブリにわたって延在する静電放電（ESD）遮蔽体を備える、請
求項1～5のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記デバイスは、可撓性ストリップとして形成され、前記伝導性遮蔽体は、伝導性ポリ
マーフィルムを備える、請求項1～6のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記プロセッサを囲繞するシリコンケーシングをさらに備え、前記2つのモニタ電極
および雑音電極は、前記シリコンケーシングの表面に、伝導性材料が注入された伝導性
シリコン領域を備える、請求項1～7のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 9】

装着可能デバイスを用いて心臓信号を検出するための方法であって、前記方法は、
前記デバイスの2つの個別のモニタ電極において2つの電気信号を受信することであ
って、前記2つのモニタ電極は、対象の皮膚に接触し、ある距離だけ分離されている、こ
と、

前記2つのモニタ電極から2つの個別の伝導性経路にわたって前記デバイス内に搭載さ

れた電子回路網の２つの個別の信号入力に前記２つの電気信号を伝導させることと、

前記２つのモニタ電極と別個の場所において前記対象の皮膚に接触する雑音電極から電気信号を受信することと、

前記雑音電極から、前記２つの伝導性経路の少なくとも一部にわたって延在する伝導性遮蔽体に前記電気信号を伝導させることと、

前記伝導性遮蔽体および前記雑音電極が接続されている端子を有するバッテリーを用いて前記電子回路網に電力を供給することと

を含む、方法。

【請求項１０】

前記雑音電極は、前記２つのモニタ電極間の場所において前記対象の皮膚に接触する、請求項９に記載の方法。

【請求項１１】

信号を前記伝導性遮蔽体から前記２つの伝導性経路のそれぞれに結合することをさらに含む、請求項９または１０に記載の方法。

【請求項１２】

前記伝導性遮蔽体は、前記２つの伝導性経路の一部から約２ミリメートル未満にある、請求項９～１１のいずれか１項に記載の方法。

【請求項１３】

前記伝導性遮蔽体は、前記バッテリーの端子および前記雑音電極にわたって延在する、請求項９～１２のいずれか１項に記載の方法。

【請求項１４】

前記電子回路網は、印刷回路基板（ＰＣＢ）アセンブリ上に配置されたプロセッサを備え、前記伝導性遮蔽体は、前記ＰＣＢアセンブリにわたって延在する静電放電（ＥＳＤ）遮蔽体を備える、請求項９～１４のいずれか１項に記載の方法。

【請求項１５】

前記デバイスは、可撓性ストリップとして形成され、前記伝導性遮蔽体は、伝導性ポリマーフィルムを備える、請求項９～１４のいずれか１項に記載の方法。

【請求項１６】

対象のための着用可能デバイスであって、前記着用可能デバイスは、
接着性である第１の表面を有する第１の絶縁層と、

第２の表面を有する第２の絶縁層であって、前記第２の表面の第１の部分は、前記第１の表面の第１の部分に接着されている、第２の絶縁層と、

第１の回路構成要素であって、（ａ）前記第２の表面は、接着性であり、前記第１の回路構成要素は、前記第１の絶縁層と前記第２の絶縁層との間に配置され、または（ｂ）前記第１の回路構成要素は、前記第１の表面の第２の部分に接着されている、第１の回路要素と、

第２の回路構成要素と、

前記第１の絶縁層と前記第２の絶縁層との間に配置された可撓性圧力感知伝導性接着性フィルムと

を備え、

前記伝導性接着性フィルムは、前記伝導性接着性フィルムを介して前記第１の回路構成要素と前記第２の回路構成要素との間で信号を搬送するための伝導性経路を確立するように、前記第１の回路構成要素と前記第２の回路構成要素との間に電氣的に接続されている、着用可能デバイス。

【請求項１７】

前記第２の表面は、接着性であり、前記第１の回路構成要素は、前記第１の絶縁層と前記第２の絶縁層との間に配置されている、請求項１６に記載の着用可能デバイス。

【請求項１８】

前記第１の回路構成要素は、前記第１の表面の第２の部分に接着されている、請求項１６または１７に記載の着用可能デバイス。

【請求項 19】

前記第2の回路構成要素は、少なくとも部分的に、前記第1の絶縁層と前記第2の絶縁層との間に配置されている、請求項16～18のいずれか1項に記載の着用可能デバイス
。

【請求項 20】

前記第2の回路構成要素は、少なくとも部分的に、前記第2の絶縁層内に配置されている、請求項16～19のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 21】

前記第1の回路構成要素および前記第2の回路構成要素は、互いから側方に変位させられる、請求項16～20のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 22】

前記第1の回路構成要素は、前記信号を受信するように構成されているプロセッサを備える、請求項16～21のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 23】

前記第2の回路構成要素は、前記対象の皮膚表面から信号を受信するように構成および配列されたモニタ電極を備える、請求項16～22のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 24】

前記第2の回路構成要素は、前記信号を生成する端子を有するバッテリーを備える、請求項16～22のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 25】

前記伝導性接着性フィルムは、接着性である第3の表面を有し、前記第3の表面の第1の部分は、前記第1の回路構成要素に接着され、前記第3の表面の第2の部分は、前記第1の接着性表面の一部に接着されている、請求項16～24のいずれか1項に記載の着用可能デバイス。

【請求項 26】

対象のための着用可能デバイスの構成要素を形成するための方法であって、前記方法は、
、

第1のロールの材料を使用して、第1の回路構成要素を組み込む第1の構成要素層を形成することと、

第2のロールの材料を使用して、第2の回路構成要素を組み込む第2の構成要素層を形成することと、

可撓性伝導性接着性フィルムを前記第1の回路構成要素に接着することと、

前記可撓性伝導性接着性フィルムを介して前記着用可能デバイスの前記第1の回路構成要素と前記第2の回路構成要素との間で、前記対象のモニタリングされた特徴を表す信号を搬送するための伝導性経路を確立するように、前記第1の構成要素層と前記第2の構成要素層との間に配置された前記可撓性伝導性接着性フィルムを介して前記第1の回路構成要素を前記第2の回路構成要素に電氣的に接続することと

を含む、方法。

【請求項 27】

第3のロールの材料を使用して前記可撓性伝導性接着性フィルムを形成することをさらに含む、請求項26に記載の方法。

【請求項 28】

前記第1の回路構成要素は、前記対象の前記モニタリングされた特徴を評価するために前記信号を処理するように構成されているプロセッサを備える、請求項26に記載の方法
。

【請求項 29】

前記第1の構成要素層と、前記第2の構成要素層と、前記可撓性伝導性接着性フィルムを前記着用可能デバイス内に組み込むことをさらに含む、

前記着用可能デバイスは、皮膚接着表面と、前記皮膚接着表面に剥離可能に接着された

剥離ライナとを備え、前記第 2 の回路構成要素は、前記剥離ライナが前記皮膚接着表面から除去されるときに前記皮膚接着表面において暴露されるように構成および配列されたモニタ電極を備える、請求項 26 ~ 28 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 30】

対象のための着用可能デバイスの構成要素を形成するための方法であって、前記方法は

、
第 1 の回路構成要素を組み込む第 1 の構成要素層を提供することと、
可撓性伝導性接着性フィルムを介して前記着用可能デバイスの前記第 1 の回路構成要素と第 2 の回路構成要素との間で、前記対象のモニタリングされた特徴を表す信号を搬送するための伝導性経路を確立するように、前記可撓性伝導性接着性フィルムを前記第 1 の回路構成要素に接着することと、

前記第 1 の構成要素層および前記可撓性伝導性接着性フィルムを電極ストリップ内に組み込むことであって、前記電極ストリップは、前記対象の前記モニタリングされた特徴を評価するために前記信号を処理するように構成されたプロセッサを含む、前記着用可能デバイスの別の構成要素に剥離可能に取り付け可能である、ことと

を含み、

前記電極ストリップは、前記電極ストリップの対向する面上に第 1 および第 2 の接着表面と、それぞれに、前記第 1 および第 2 の接着表面に剥離可能に取り付けられた第 1 および第 2 の剥離ライナとを備え、

前記第 1 の回路構成要素は、前記第 1 の剥離ライナが前記第 1 の接着表面から除去されるときに前記第 1 の接着表面において暴露される電極を備える、方法。

【請求項 31】

前記第 1 の構成要素層を提供することは、第 1 のロールの材料を使用して前記第 1 の構成要素層を形成することを含む、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

第 2 のロールの材料を使用して前記可撓性伝導性接着性フィルムを形成することをさらに含む、請求項 30 または 31 に記載の方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本教示の前述および他の側面、実施形態、ならびに特徴は、付随の図面と併せて、以下の説明からより完全に理解され得る。

本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

(項目 1)

対象の皮膚に接着されるように構成された健康モニタパッチであって、前記健康モニタパッチは、

2 つの信号を前記対象の皮膚上の 2 つの場所から受信するように構成された 2 つのモニタ電極を備える、心臓センサと、

前記 2 つの場所と別個の場所において前記対象の皮膚から信号を受信するように構成された雑音電極と、

前記 2 つのモニタ電極からの信号を処理するように構成されたプロセッサと
を備える、健康モニタパッチ。

(項目 2)

前記雑音電極は、前記 2 つの場所間の場所において前記信号を前記対象の皮膚から受信するように構成されている、項目 1 に記載の健康モニタパッチ。

(項目 3)

前記雑音電極に接続された伝導性遮蔽体をさらに備え、前記伝導性遮蔽体は、前記２つのモニタ電極と前記プロセッサとの間に接続される２つの導体の少なくとも一部にわたって延在する、項目２に記載の健康モニタパッチ。

(項目４)

前記伝導性遮蔽体および２つの導体は、前記雑音電極によって検出された雑音が前記伝導性遮蔽体から前記２つの導体に結合するように配列されている、項目３に記載の健康モニタパッチ。

(項目５)

入力信号を前記２つのモニタ電極から受信し、心電波形を表す出力信号を提供するように構成されている、差動増幅器をさらに備える、項目１から４のいずれか１項に記載の健康モニタパッチ。

(項目６)

前記プロセッサは、印刷回路基板（ＰＣＢ）アセンブリ上に配置され、前記伝導性遮蔽体は、前記ＰＣＢアセンブリにわたって延在する静電放電（ＥＳＤ）遮蔽体を備える、項目３または４に記載の健康モニタパッチ。

(項目７)

前記健康モニタパッチは、可撓性ストリップとして形成され、前記ＥＳＤ遮蔽体は、伝導性ポリマーフィルムを備える、項目６に記載の健康モニタパッチ。

(項目８)

前記プロセッサを囲繞するシリコンケーシングをさらに備え、前記２つのモニタ電極および雑音電極は、前記シリコンケーシングの表面に、伝導性材料が注入された伝導性シリコン領域を備える、項目１から４のいずれか１項に記載の健康モニタパッチ。

(項目９)

交換可能電極ストリップをさらに備え、前記交換可能電極ストリップは、前記表面に接着され、前記２つのモニタ電極と前記交換可能電極ストリップ上に位置する２つのヒドロゲルモニタ電極との間および前記雑音電極とヒドロゲル雑音電極との間に電気接続を提供するように構成されている、項目８に記載の健康モニタパッチ。

(項目１０)

前記ヒドロゲル雑音電極は、前記２つのヒドロゲルモニタ電極間の前記交換可能電極ストリップ上に位置する、項目９に記載の健康モニタパッチ。

(項目１１)

前記交換可能電極ストリップは、前記２つのモニタ電極のうちの１つに接着し、前記２つのヒドロゲルモニタ電極のうちの１つに電気接続を提供するように構成されている、伝導性接着性ディスクを備える、項目９に記載の健康モニタパッチ。

(項目１２)

前記交換可能電極ストリップは、

前記２つのヒドロゲルモニタ電極および前記ヒドロゲル雑音電極のための第１のビアを有する、パッチ接着層と、

前記２つのヒドロゲルモニタ電極および前記ヒドロゲル雑音電極のための第２のビアを有する、皮膚接着層と、

前記第１および第２のビアに位置する、ヒドロゲル電極アセンブリと

を備える、項目９に記載の健康モニタパッチ。

(項目１３)

前記ヒドロゲル電極アセンブリは、

伝導性接着性テープから形成された伝導性接着性ディスクと、

可撓性伝導性ポリマーフィルムから形成され、前記伝導性接着性ディスクに接続されている、伝導性ディスクと、

前記伝導性ディスクに接触するヒドロゲル電極と

を備える、項目１２に記載の健康モニタパッチ。

(項目１４)

ともに接着され、前記健康モニタパッチを形成する、複数の可撓性および可撓性接着性レベルをさらに備え、前記２つのモニタ電極および雑音電極は、ヒドロゲル電極を備える、項目１から４のいずれか１項に記載の健康モニタパッチ。

(項目１５)

前記レベルのうちの第１のものは、

伝導性接着性テープから形成され、前記２つのモニタ電極のうちの第１のものおよび前記プロセッサが配置されている印刷回路基板（ＰＣＢ）アセンブリにおける第１の信号入力に電氣的に接続するように配列されている、第１の接着性要素と、

伝導性接着性テープから形成され、前記２つのモニタ電極のうちの第２のものおよび前記ＰＣＢアセンブリにおける第２の信号入力に電氣的に接続するように配列されている、第２の接着性要素と

を備える、項目１４に記載の健康モニタパッチ。

(項目１６)

前記レベルのうちの第２のものは、前記第１の接着性要素および前記第２の接着性要素にわたって延在する、ＥＳＤ遮蔽体を備える、項目１５に記載の健康モニタパッチ。

(項目１７)

伝導性接着性テープから形成され、前記雑音電極および前記ＥＳＤ遮蔽体に電氣的に接続するように配列されている、第３の接着性要素をさらに備える、項目１６に記載の健康モニタパッチ。

(項目１８)

前記第１の接着性要素および前記第２の接着性要素は、第１の側の導体に接着し、かつ第２の対向側の絶縁層に接着する、項目１５に記載の健康モニタパッチ。

(項目１９)

加速度計および／またはジャイロスコープをさらに備え、前記プロセッサは、前記加速度計および／またはジャイロスコープからの信号を処理し、前記対象の身体配向を判定するように構成されている、項目１から４のいずれか１項に記載の健康モニタパッチ。

(項目２０)

装着可能健康モニタパッチを用いて心電波形を検出するための方法であって、前記方法は、

前記健康モニタパッチの２つのモニタ電極において２つの電気信号を受信することであって、前記２つのモニタ電極は、対象の皮膚に接触し、ある距離だけ分離されている、ことと、

電気信号を前記２つのモニタ電極から２つの伝導性経路にわたって前記健康モニタパッチ内に搭載された電子回路の２つの信号入力に伝導させることと、

前記２つのモニタ電極と別個の場所において前記対象の皮膚に接触する雑音電極から電気信号を受信することと、

前記電気信号を前記雑音電極から、前記２つの伝導性経路の少なくとも一部にわたって延在する伝導性遮蔽体に伝導させることと

を含む、方法。

(項目２１)

前記雑音電極は、前記２つのモニタ電極間の場所において前記対象の皮膚に接触するように配列されている、項目２０に記載の方法。

(項目２２)

前記２つの伝導性経路は、少なくとも部分的に、伝導性接着性テープから形成されている、項目２０に記載の方法。

(項目２３)

前記健康モニタパッチは、ともに接着されている、複数の可撓性および可撓性接着性レベルを備え、前記２つのモニタ電極および前記雑音電極は、ヒドロゲル電極を備える、項目２０から２２のいずれか１項に記載の方法。

(項目２４)

電気信号を前記 2 つのモニタ電極から伝導させることは、前記電気信号を部分的に伝導性の注入されたシリコンを通して伝導させることを含む、項目 2 0 から 2 2 のいずれか 1 項に記載の方法。

(項目 2 5)

信号を前記伝導性遮蔽体から前記 2 つの伝導性経路に結合することをさらに含む、項目 2 0 から 2 2 のいずれか 1 項に記載の方法。

(項目 2 6)

前記 2 つのモニタ電極からの前記 2 つの電気信号を差動増幅器の入力において受信することをさらに含む、項目 2 5 に記載の方法。

(項目 2 7)

電子回路網内に含まれたプロセッサによって前記差動増幅器からの信号を処理し、心拍数変動性を判定することをさらに含む、項目 2 6 に記載の方法。

(項目 2 8)

電子回路網内に含まれたプロセッサによって前記差動増幅器からの信号を処理し、呼吸数を判定することをさらに含む、項目 2 6 に記載の方法。

(項目 2 9)

電子回路網内に含まれたプロセッサによって、前記健康モニタパッチ内に搭載された加速度計から受信された信号を処理し、前記対象の身体配向を判定することをさらに含む、項目 2 6 に記載の方法。

(項目 3 0)

電子回路網内に含まれたプロセッサによって、前記健康モニタパッチ内に搭載された加速度計から受信された信号を処理し、前記対象によって行われる活動のタイプを判定することをさらに含む、項目 2 6 に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/069546

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0205
 ADD. A61B5/024 A61B5/11

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2015/073231 A1 (BECK JAMES [US] ET AL) 12 March 2015 (2015-03-12) abstract; figures 1-5 paragraphs [0010], [0022] - [0073] -----	1-30
X	US 2015/148637 A1 (GOLDA GEORGE STEFAN [US] ET AL) 28 May 2015 (2015-05-28) abstract; figures 1a-1j paragraphs [0003] - [0006], [0019] - [0029], [0040] - [0055], [0076], [0093] -----	1-30
X	US 2007/191728 A1 (SHENNIB ADNAN [US]) 16 August 2007 (2007-08-16) abstract; figures 1-10 paragraphs [0028] - [0029], [0045] - [0053], [0068] -----	1,20
A		2-19, 21-30
	-/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier 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

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

25 October 2016

Date of mailing of the international search report

31/10/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel: (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Carta, Riccardo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/069546

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013/060115 A1 (GEHMAN STACY [US] ET AL) 7 March 2013 (2013-03-07) abstract; figures 1-11,18,19 paragraphs [0001] - [0009], [0030] - [0045], [0052] - [0054] -----	1-30
A	US 2014/206976 A1 (THOMPSON TODD [US] ET AL) 24 July 2014 (2014-07-24) figures 1-33 paragraphs [0041] - [0068], [0082], [0083], [0115], [0117], [0131] -----	1-30

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/069546

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2015073231 A1	12-03-2015	US 2010317958 A1 US 2015073231 A1 WO 2008148067 A2	16-12-2010 12-03-2015 04-12-2008
US 2015148637 A1	28-05-2015	CA 2886858 A1 CN 104812296 A EP 2903509 A1 JP 2015530225 A US 2014100432 A1 US 2015094552 A1 US 2015148622 A1 US 2015148637 A1 US 2015148691 A1 WO 2014055994 A1	10-04-2014 29-07-2015 12-08-2015 15-10-2015 10-04-2014 02-04-2015 28-05-2015 28-05-2015 28-05-2015 10-04-2014
US 2007191728 A1	16-08-2007	US 2007191728 A1 WO 2007095457 A2	16-08-2007 23-08-2007
US 2013060115 A1	07-03-2013	NONE	
US 2014206976 A1	24-07-2014	EP 2683291 A2 JP 2014514032 A US 2014206976 A1 WO 2012125425 A2	15-01-2014 19-06-2014 24-07-2014 20-09-2012

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 5/11 (2006.01)

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

(74) 代理人 230113332

弁護士 山本 健策

(72) 発明者 クインラン, トーマス

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01775, ストー, パーチ ヒル ロード 117

(72) 発明者 ゴーデット, ポール

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01826, ドラカット, カール ドライブ 24

(72) 発明者 オーレンブッシュ, ノーバート

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01810, アンダーバー, ウィスパーリング パインズ ドライブ 9

(72) 発明者 ジャン, ジアンウェイ

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01581, ウェストボロー, ゲイブル リッジ ロード 3

(72) 発明者 オリバー, スティーブン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02703, アトルボロ, ベネフィット ストリート 41

(72) 発明者 ブラッカダー, トーマス

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01760, ネイティック, ルピン ロード 5

(72) 発明者 モナハン, デイビッド

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 19382, ウェスト チェスター, チェリー ファーム レーン 16

(72) 発明者 ピーボディー グッドール, デイビッド

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01824, チェルムズフォード, ノース ロード 67

(72) 発明者 マクレーン, ジョン エドガー

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02458, ニュートン, チャペル ストリート 174

F ターム(参考) 4C038 VA04 VB35 VC20

4C117 XA05 XB02 XC15 XE13 XE17 XE23 XE24 XE37

4C127 AA02 BB03 CC01 GG01 GG05 GG18 JJ03 LL17

专利名称(译)	健康监视器补丁		
公开(公告)号	JP2019503761A	公开(公告)日	2019-02-14
申请号	JP2018532704	申请日	2016-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	ルミラディーエックスユーケーリミテッド		
申请(专利权)人(译)	Rumiラディー愛克斯UK有限公司		
[标]发明人	クインラントーマス ゴーデットポール オーレンブッシュノーバート ジャンジアンウェイ オリバースティーブン ブラッカダートーマス モナハンデイビッド ピーボディーグッドールデイビッド マクレーンジョンエドガー		
发明人	クインラン, トーマス ゴーデット, ポール オーレンブッシュ, ノーバート ジャン, ジアンウェイ オリバー, スティーブン ブラッカダー, トーマス モナハン, デイビッド ピーボディー グッドール, デイビッド マクレーン, ジョン エドガー		
IPC分类号	A61B5/0478 A61B5/0408 A61B5/0404 A61B5/0428 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/04085 A61B5/04087 A61B5/1118 A61B5/1123 A61B5/6833 A61B5/721 A61B5/7225 A61B2560/0412 A61B2560/0468 A61B2562/0219 A61B2562/125 A61B2562/164 A61B2562/166 A61B2562/18		
FI分类号	A61B5/04.300.P A61B5/04.310.H A61B5/04.310.B A61B5/00.102.A A61B5/11.200		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB35 4C038/VC20 4C117/XA05 4C117/XB02 4C117/XC15 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE37 4C127/AA02 4C127/BB03 4C127/CC01 4C127/GG01 4C127/GG05 4C127/GG18 4C127/JJ03 4C127/LL17		
代理人(译)	夏木森下 飯田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	14/757584 2015-12-23 US		
其他公开文献	JP6681990B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

包括至少一个生理传感器和数字处理器的健康监测器贴片被配置为粘附到受试者的皮肤上。健康监测器贴片还可以包括加速度计，并且可以检测心电图波形，由对象执行的活动以及对象的身体取向。健康监测器贴片是一次性的，并且在一些实施例中可以用于门诊病人监测。还描述了噪声消除和卷到卷制造的方面。

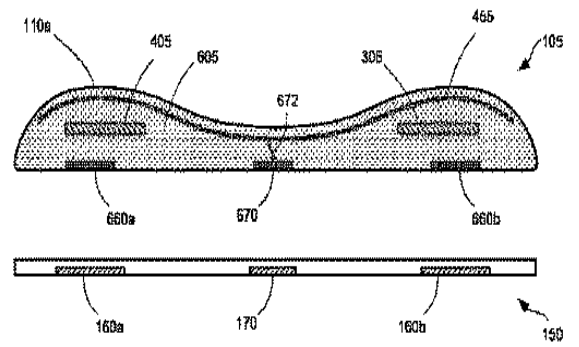


FIG. 6