

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6650534号  
(P6650534)

(45) 発行日 令和2年2月19日(2020.2.19)

(24) 登録日 令和2年1月22日(2020.1.22)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/00 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/00 1 0 2 A  
 A 6 1 B 5/00 Z DMN

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-551741 (P2018-551741)	(73) 特許権者	518213581
(86) (22) 出願日	平成29年8月8日(2017.8.8)		ウェルビーイングソフト インク.
(65) 公表番号	特表2019-503831 (P2019-503831A)		大韓民国 34027 デジョン ユソン
(43) 公表日	平成31年2月14日(2019.2.14)		ーグ テクノ9ーロ, 35, 309ホ
(86) 国際出願番号	PCT/KR2017/008579	(74) 代理人	100111202
(87) 国際公開番号	W02018/030769		弁理士 北村 周彦
(87) 国際公開日	平成30年2月15日(2018.2.15)	(72) 発明者	ウォン, イン ドウック
審査請求日	平成30年6月15日(2018.6.15)		大韓民国 30064 セジョン ドウム
(31) 優先権主張番号	10-2016-0100635		1ーロ, 55, 908-1502
(32) 優先日	平成28年8月8日(2016.8.8)	(72) 発明者	キム, チャン ファン
(33) 優先権主張国・地域又は機関	韓国 (KR)		大韓民国 35245 デジョン ソーグ
			トゥンサンーロ, 201, 505-1107
		審査官	増淵 俊仁
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の生体情報を測定する携帯用複合センサー装置および測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の生体情報を測定する携帯用複合センサー装置において、  
 前記複数の生体情報を測定する複数の生体情報測定回路装置と；  
 前記複数の生体情報測定回路装置のそれぞれが入力信号を受けるための複数の入力端子セットと；

生体情報を有する対象が前記複数の入力端子セットのうち一つのセットに電氣的に連結されると、前記電氣的に連結された入力端子セットを介して前記生体情報を有する対象に電流が流れるようにし、前記電流を感知すれば出力信号を発生させ、常に電力が供給される複数の電流感知器と；

前記生体情報測定回路装置のそれぞれの出力端子と連結されて、アナログ信号をデジタル信号に変換する A D 変換器と；

スマートフォンとデータを送受信する無線通信手段と；

前記 A D 変換器の出力を受信するマイクロコントローラーと；を含み、

前記マイクロコントローラーは、前記携帯用複合センサー装置に内蔵されたバッテリーの電力を供給され、

生体情報を測定しない時には、前記マイクロコントローラーは、スリープモードで動作し、前記複数の生体情報測定回路装置、前記 A D 変換器、および前記無線通信手段をパワーオフさせ、

前記マイクロコントローラーは、前記電流感知器の前記出力信号を受ければ活性化モー

ドに変更されて、前記電流感知器に該当する前記複数の生体情報測定回路装置のうち一つ、前記 A D 変換器および前記無線通信手段をパワーオンさせ、制御し、

前記携帯用複合センサー装置は、測定した生体情報データを前記スマートフォンの画面にディスプレイし；

前記携帯用複合センサー装置は、前記携帯用複合センサー装置のケースに複数個の心電図電極と一つの血液試験ストリップ挿入口を具備したことを特徴とする携帯用複合センサー装置。

【請求項 2】

前記複数の生体情報は、心電図情報および血液情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の携帯用複合センサー装置。

10

【請求項 3】

前記血液情報は、血糖レベル、ケトン ( k e t o n e ) レベルまたは血液凝固指数 ( I N R ) のうち一つまたは二つ以上であることを特徴とする請求項 2 に記載の携帯用複合センサー装置。

【請求項 4】

前記無線通信手段がブルートゥース ( 登録商標 ) ・ロー・エネルギー ( B L E ) を支援することを特徴とする請求項 1 に記載の前記携帯用複合センサー装置。

【請求項 5】

前記電流感知器が感知する前記電流は、直流電流であることを特徴とする請求項 1 に記載の前記携帯用複合センサー装置。

20

【請求項 6】

携帯用複合センサー装置とスマートフォンを利用して複数の生体情報を測定する方法において、

前記スマートフォンでアプリが実行されれば、前記スマートフォンのディスプレイに生体情報を選択する複数の選択ボタンを表示する段階と；

前記複数の選択ボタンのうち一つが選択されて接触すれば、接触した前記ボタンの情報を前記携帯用複合センサー装置に送信する段階と；

前記携帯用複合センサー装置のマイクロコントローラーは、複数の電流感知器のうち一つにより活性化する段階と；

前記活性化したマイクロコントローラーが無線通信手段を介して前記ボタン情報を受信する段階と；

30

前記マイクロコントローラーが前記受信されたボタン情報に該当する生体情報測定回路部をパワーオンさせ、測定する段階と；

前記マイクロコントローラーが A D 変換器をパワーオンさせ、前記 A D 変換器が前記生体情報測定回路部の出力を A D 変換して、前記マイクロコントローラーに伝達する段階と；

前記マイクロコントローラーが前記測定された生体情報を前記無線通信手段を介して前記スマートフォンに伝送する段階と；

前記測定された生体情報をスマートフォン画面にディスプレイする段階と；

前記測定された生体情報を前記スマートフォンのメモリーに保存する段階と；を含むことを特徴とする複数の生体情報を測定する方法。

40

【請求項 7】

前記複数の生体情報は、心電図情報と血液情報であることを特徴とする請求項 6 に記載の複数の生体情報を測定する方法。

【請求項 8】

前記血液情報は、血糖レベル、ケトン ( k e t o n e ) レベルまたは血液凝固指数 ( I N R ) のうち一つまたは二つ以上であることを特徴とする請求項 7 に記載の複数の生体情報を測定する方法。

【請求項 9】

心電図情報測定の場合、

50

前記携帯用複合センサー装置のケースに設けられた前記複数の心電図電極に複数の身体部位が接触する段階と；

心電図電流感知器により前記マイクロコントローラーが活性化する段階と；

BLE通信を介して前記スマートフォンで心電図測定ボタンが選択されたかを確認する段階と；

心電図測定回路部をパワーオンさせる段階と；

さらに前記複数の心電図電極が接触状態であることを確認した後、測定データをAD変換を開始する段階と；を含むことを特徴とする請求項7に記載の複数の生体情報を測定する方法。

#### 【請求項10】

前記血液情報測定の場合、

前記携帯用複合センサー装置のケースに設けられた血液試験ストリップ挿入口に血液試験ストリップが挿入される段階と；

血液電流感知器により前記マイクロコントローラーが活性化する段階と；

血液測定回路部をパワーオンさせる段階と；

測定データをAD変換する段階を含むことを特徴とする請求項7に記載の複数の生体情報を測定する方法。

#### 【請求項11】

前記マイクロコントローラーを活性化させるためのインターラプトの優先順位において前記血液試験ストリップ挿入によるインターラプトの優先順位を前記心電図電極接触によるインターラプトの優先順位より高くすることを特徴とする請求項8に記載の複数の生体情報を測定する方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

##### 【0001】

本発明は、複数の生体情報を測定する携帯用複合センサー装置および測定方法に関し、より詳細には、一つの複合センサー装置で心電図と血糖を含む異種の検査項目を機械的スイッチングをせずに自動的に選択して測定することができ、測定結果をスマートフォンに示すカード型携帯用複合センサー装置と、これを無線でスマートフォンと連動して測定する方法に関する。

##### 【背景技術】

##### 【0002】

携帯型健康測定装置は、血糖や心電図( ECG : Electrocardiograph ) のように単一項目で測定されるものは製品化されたが、血糖と心電図を含む複数の検査項目を測定しようとする人は、それぞれの測定装置を別に携帯しなければならない不便さがある。したがって、一つの装置に異種の測定項目を測定できる複合センサー測定装置が必要である。複合センサー測定装置は、小型で具現しなければならないので、体積が小さくしなければならず、ほとんどのものがバッテリーで動作するので、長時間使用するには電力消費が少なくなければならない。

##### 【0003】

従来技術として、韓国特許公開第10-2014-0065801号には、センサー入力システムに関するものであって、センサーの選択は、携帯端末機から選択された選択信号により行われる技術が開示されている。

##### 【0004】

一般的に、一つの携帯型複合センサー測定装置において電源スイッチが必要であり、検査項目を変える時には、選択スイッチが必要であり、測定データを示すディスプレイが必要である。しかし、機械的電源スイッチや選択スイッチおよびディスプレイは、携帯型測定装置の体積や面積を増加させ、バッテリー電力を消費する問題と小型化の限界を招く。

##### 【0005】

10

20

30

40

50

また、複合センサー装置の血糖測定回路とECG測定回路を別に構成し、電力供給を別に制御しなければ、電源をオンとした時、すべての回路が作動して、電力消費が大きくなる問題が発生するので、必要な機能の回路のみが作動するようにすることが必要である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、前記問題点と必要性によりなされたものであって、その目的は、一つの複合センサー装置で小型化のために機械的スイッチを使用せずに当該測定回路のみを自動に選択して動作させ、測定結果をスマートフォンに示す携帯用複合センサー装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記目的を達成するために、本発明による複数の生体情報を測定する携帯用複合センサー装置は、前記複数の生体情報を測定する複数の生体情報測定回路装置と；前記複数の生体情報測定回路装置のそれぞれが入力信号を受けるための複数の入力端子セットと；生体情報を有する対象が前記複数の入力端子セットのうち一つのセットに電気的に連結されると、前記電気的に連結された入力端子セットを介して前記生体情報を有する対象に電流が流れるようにし、前記電流を感知すれば出力信号を発生させ、常に電力が供給される複数の電流感知器と；前記生体情報測定回路装置のそれぞれの出力端子と連結されて、アナログ信号をデジタル信号に変換するAD変換器と；スマートフォンとデータを送受信する無線通信手段と；前記AD変換器の出力を受信するマイクロコントローラーと；を含み、前記マイクロコントローラーは、前記携帯用複合センサー装置に内蔵されたバッテリーの電力を供給され、生体情報を測定しない時には、前記マイクロコントローラーは、スリープモードで動作し、前記複数の生体情報測定回路装置、前記AD変換器、前記無線通信手段をパワーオフさせ、前記マイクロコントローラーは、前記電流感知器の前記出力信号を受ければ活性化モードに変更されて、前記電流感知器に該当する前記複数の生体情報測定回路装置のうち一つ、前記AD変換器および前記無線通信手段をパワーオンさせ、制御し、前記携帯用複合センサー装置は、測定した生体情報データを前記スマートフォンの画面にディスプレイし；前記携帯用複合センサー装置は、クレジットカード形態の薄型であり、前記携帯用複合センサー装置のケースに複数個の心電図電極と一つの血液試験ストリップ挿入口を具備したことを特徴とする。

20

30

【0008】

前記複数の生体情報は、心電図情報および血液情報であり、前記血液情報は、血糖レベル、ケトン(ketone)レベルまたは血液凝固指数(INR)のうち一つまたは二つ以上であることを特徴とする。

【0009】

前記無線通信手段がブルートゥース(登録商標)・ロー・エネルギー(BLE)を支援することを特徴とする。

【0010】

前記電流感知器が感知する前記電流は、直流電流であることを特徴とする。

40

【0011】

本発明の他の実施形態として、携帯用複合センサー装置とスマートフォンを利用して複数の生体情報を測定する方法は、前記スマートフォンでアプリが実行されれば、前記スマートフォンのディスプレイに生体情報を選択する複数の選択ボタンを表示する段階と；前記複数個の選択ボタンのうち一つが選択されて接触すれば、接触した前記ボタンの情報を前記携帯用複合センサー装置に送信する段階；前記携帯用複合センサー装置のマイクロコントローラーは、複数個の電流感知器のうち一つにより活性化する段階と；前記活性化したマイクロコントローラーが無線通信手段を介して前記ボタン情報を受信する段階と；前記マイクロコントローラーが前記受信されたボタン情報に該当する生体情報測定回路部をパワーオンさせ、測定する段階と；前記マイクロコントローラーがAD変換器をパワーオ

50

ンさせ、前記AD変換器が前記生体情報測定回路部の出力をAD変換して前記マイクロコントローラーに伝達する段階と；前記マイクロコントローラーが前記測定された生体情報を前記無線通信手段を介して前記スマートフォンに伝送する段階と；前記測定された生体情報をスマートフォン画面にディスプレイする段階と；前記測定された生体情報を前記スマートフォンのメモリーに保存する段階と；を含む。

【発明の効果】

【0012】

本発明による携帯用複合センサー装置は、一つのクレジットカード形態の装置であって、携帯に便利であり、時間と場所に拘束されることなく複数の医学的情報を測定することができ、無線でスマートフォンと通信するので使用しやすい。

10

【0013】

また、本発明による携帯用複合センサー装置は、使用しない時には、電流感知器を除いたすべての回路がパワーオフされ、マイクロコントローラーのみがスリープモード(sleep mode)に入るようにし、使用する時には、必要な回路のみに電力を供給して活性化モードに入るようにするので、複合センサー装置に内蔵されたバッテリーの電力消費を最大に減少させることができる。

【0014】

また、本発明による前記携帯用複合センサー装置は、機械的な電源スイッチや選択スイッチを含まないので、小型、薄型化を可能にし、ユーザがスイッチを使用する不要な煩雑さ、スイッチの故障の可能性と有限な寿命、製造コストの上昇を招かない。また、前記携帯用複合センサー装置を使用する時には、ユーザがどんなスイッチをいつどのように使用するべきかの使用法を知る必要がないので、使用が便利である。

20

【0015】

また、本発明による前記携帯用複合センサー装置は、LCDなどのディスプレイを含まないので、ディスプレイの故障の可能性と劣化、製造コストの上昇を招かず、小型であるので、携帯しやすい。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明による携帯用複合センサー装置を示す斜視図である。

【図2】本発明の一実施形態による携帯用複合センサー装置に内蔵された回路を示すブロック図である。

30

【図3】本発明の他の実施形態による携帯用複合センサー装置に内蔵された回路を示すブロック図である。

【図4】本発明によるスマートフォンのアプリを実行した時のスマートフォンディスプレイを示す例示図である。

【図5】本発明による心電図を測定する時の複合センサー装置の動作を示すフローチャートである。

【図6】本発明による血糖値を測定する時の複合センサー装置の動作を示すフローチャートである。

【図7】本発明によるスマートフォンのアプリを示すフローチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明による実施形態を説明する。本実施形態において携帯用複合センサー装置は、心電図(ECG)測定装置に血糖測定装置が結合した例を取って説明するが、これに制限されない。前記血糖測定装置は、血糖以外の血液情報、例えばストリップに点着した毛細管血のケトン(ketone)レベルや血液凝固指数(INR:International Normalized Ratio)を測定する機能を有する装置であってもよい。

【0018】

前記心電図測定は、二つ以上の電極を人体の他の部位に接触させて心臓で発生する電圧

50

を測定する。多数の電極を人体のあらかじめ定められた特定の部位に接触させて心電図を測定すれば、より多くの心臓の活動に関する情報を得ることができる。したがって、以後の本発明の実施形態において心電図電極を一对で記述するが、本発明による携帯用複合センサー装置は、より多くの数の心電図電極を本発明による携帯用複合センサー装置のケースに具備することができる。

【0019】

前記血糖レベルやケトンレベルは、アンペロメトリック方法を使用して測定することができる。前記INRは、血液凝固の傾向を示す尺度であって、毛細管血に対する電気インピーダンス方法、アンペロメトリック方法、機械的方法などを使用して測定することができる。前記血液特性試験に必要な血液試験ストリップを挿入できる一つの血液試験ストリップ挿入口は、本発明による携帯用複合センサー装置のケースに具備することができる。

10

【0020】

本発明による心電図と血糖測定のための携帯用複合センサー装置は、次のような問題点と困難性を克服するために案出された。

【0021】

最初の問題は、次の通りである。ユーザの便宜性を最大化するために、ユーザがユーザマニュアルを保管したり熟読する必要がないようにしなければならない。また、ユーザマニュアルは、できるだけ簡単なものが好ましい。また、ユーザが、できるだけ小さい規則で装置を使用することが要求される。より好ましくは、ユーザが使用規則なしに使用できるものである。使用規則なしに使用する場合、測定システムは、ユーザの任意の使用方法に対応できなければならない。例えば、ユーザは、スマートフォンのアプリ(application)を先に実行させてもよく、複合センサー装置の電流感知器を先に作動させてもよい。したがって、スマートフォンのアプリと複合センサー装置は、ユーザの作動順序に関係なく、所望の結果を提供できなければならない。したがって、できるだけすべての作動順序の場合の数に対して異常なく所望の結果を提供するスマートフォンのアプリと複合センサー装置の電子回路とファームウェアを作成しなければならない。しかし、スマートフォンのアプリと複合センサー装置の電子回路とファームウェアを、ユーザの規則がなく、自動順序に従わない使用法に問題ないように作成することは難しい。

20

【0022】

二番目の問題は、次の通りである。心電図と血糖を測定できる複合センサー装置を使用して血糖を測定する時に、ユーザが無意識のうちに複合センサー装置に付着した心電図電極をタッチすることがある。この場合、心電図測定に該当する電流感知器が作動して、前記複合センサー装置は、所望しない心電図測定を開始し、スマートフォンディスプレイに所望しない心電図測定結果が表示され得る。したがって、血糖を測定する時には、ユーザが無意識のうちに心電図電極をタッチしても、心電図測定を開始しないようにしなければならない。しかし、これは、心電図測定を希望する場合に、心電図電極をタッチすれば心電図測定を開始しなければならない最初に計画した動作方式に背く。

30

【0023】

三番目の問題は、次の通りである。ユーザが次の1)、2)、3)からなる過程の動作方法を使用することができる。1)心電図を測定するには、優先的に複合センサー装置を作動させなければならないと考えるユーザが複合センサー装置の一对の電極をタッチする。この際、電流感知器が作動して、複合センサー装置がパワーオンとなる。2)ユーザがスマートフォンで心電図測定のアプリを実行して心電図測定を選択する。3)心電図測定をするためにユーザがさらに複合センサー装置の一对の電極をタッチして心電図測定を開始する。しかし、前記1)、2)、3)の段階からなる前記過程は、困難を発生させる。なぜなら、最初に複合センサー装置の一对の電極をタッチした時、複合センサー装置が既にオン(on)とされたので、2番目のタッチは意味ない行為になるからである。この問題を解決するためには、ユーザの一番目のタッチと二番目のタッチを区別し、区別結果によってそれぞれを処理しなければならない困難がある。この問題も、使用規則が存在し、ユーザが使用規則に基づいて使用すると、容易に解決することができる。しかし

40

50

、かえって好ましいものは、ユーザが前記過程を使用することを許容し、これを受容できる解決策を提示することである。

【0024】

四番目の問題は、次の通りである。心電図を測定する場合、一般的に一定の時間、例えば30秒間の心電図測定が要求される。このために、複合センサー装置は、一对の電極がタッチされてスマートフォンと連結された後から30秒間心電図を測定すれば良い。これは、測定開始時点を確定できる時に可能である。しかし、前記三番目の問題で提示した前記1)、2)、3)の段階からなる過程では、測定開始時点を確定し難い。

【0025】

五番目の問題は、次の通りである。複合センサー装置を使用して血糖を測定する時に、血糖ストリップを複合センサー装置のストリップ挿入口に挿入した後から血液をストリップに点着してから測定が完了するまでは相当時間が必要である。この時間の中に複合センサー装置は、バッテリー消費を減少させるためにスマートフォンと通信を抑制する必要がある。したがって、複合センサー装置は、血糖測定が完了した後にスマートフォンにその結果を送信することが好ましい。また、血糖ストリップがストリップ挿入口に挿入される場合、ユーザが血糖測定を希望することが明確であるので、ユーザは、スマートフォンディスプレイで血糖測定ボタンを選択する必要はなく、単にスマートフォンのアプリのみを開始させれば良い。しかし、一方、血糖の測定を希望する他のユーザは、先にスマートフォンディスプレイで血糖測定ボタンを選択しようと試みることができる。したがって、スマートフォンのアプリは、このような血糖の測定を希望する多様なユーザの前記2種類の使用方法を受け入れなければならない。

【0026】

六番目の問題は次の通りである。心電図測定をする時には、心電図測定回路のみをオン(on)とさせ、血糖を測定する時には、血糖測定回路のみをオン(on)とさせなければならない。そうでなければ、バッテリー電力が浪費される。しかし、それぞれの回路に対する電源スイッチや選択スイッチを使用することなく、この問題を解決しなければならない必要がある。

【0027】

七番目の問題は、次の通りである。心電図測定をする時には、心電図測定回路の出力をAD変換しなければならない。血糖を測定する時には、血糖測定回路の出力をAD変換しなければならない。すなわち一つのAD変換器を使用する場合、所望の測定回路の出力をAD変換器の入力で選択しなければならない。しかし、複合センサー装置に選択スイッチがない状態でこの問題を解決しなければならない。

【0028】

本発明は、系統的な回路設計とソフトウェア製作により前記問題を解決する。

【0029】

図1は、本発明による携帯用複合センサー装置の斜視図を示すものであり、心電図を測定するために、上面に所定の間隔で離隔した一对の電極172、174と、血糖を測定するために一側面に血糖ストリップ178を挿入できる血糖ストリップ挿入口176とを含んでいる。

【0030】

本発明による携帯用複合センサー装置は、携帯性を高めるためにクレジットカードの形態であり、厚さが6mm以下であることが好ましい。電源は、CR2032型バッテリーであり、2年ほどの使用時間が好ましい。

【0031】

また、携帯用複合センサー装置の小型化のために機械的電源スイッチや選択スイッチがなく、電力消費を減少させるためにディスプレイを使用しない。

【0032】

本発明による携帯用複合センサー装置において、機械的電源スイッチや選択スイッチを使用しないために電流感知器を使用する。前記電流感知器は、動作に必要な電力を常に供

10

20

30

40

50

給され、イベントが発生すれば、出力信号を発生させるために待機する。生体情報を有する対象は、前記電流感知器と電氣的に連結されると、電流が流れることができるループを完成する。したがって、前記生体情報を有する対象が前記電流感知器と電氣的に連結されると、前記電流感知器が前記生体情報を有する対象に微細電流が流れるようにし、前記電流感知器は、前記微細電流を感知して出力信号を発生させる。携帯用複合センサー装置を使用しない場合には、前記電流感知器のみが動作し、残りの回路は、パワーオフにされ、マイクロコントローラーは、スリープ(sleep)モードで待機した中に、血糖ストリップを挿入したり両方の手を電極にタッチするイベントが発生して電流感知器に電流が感知されれば、前記マイクロコントローラーは、活性化して、当該回路をパワーオンさせる。

10

#### 【0033】

電流感知器が感知する前記電流は、前記携帯用複合センサー装置に設けられたバッテリーから供給され、直流電流であることを特徴とする。

#### 【0034】

図2および図3は、本発明による携帯用複合センサー装置に内蔵された回路のブロック図を示す。図2および図3に示されたブロックのそれぞれは、商用化された部品を使用して従来の技術で具現が可能である。

#### 【0035】

図2は、バッテリーに直接連結された一つのマイクロコントローラーと複数の電流感知器にのみ電力が供給され、電源スイッチがない実施形態を示す。各ブロックの上側に入る矢印は、いずれも電力供給線である。マイクロコントローラー280から無線通信手段290の入力端子に入る矢印を除いてバッテリー200とマイクロコントローラー280から出る矢印は、電力供給線である。血糖電流感知器220と心電図電流感知器250の電力は、バッテリー200と直接連結された電力供給線を介してバッテリー200から直接供給される。血糖測定回路230と心電図測定回路260、AD変換器270、無線通信手段290は、マイクロコントローラー280がマイクロコントローラー280から出る電力供給線をハイ(High)とすれば、電力が供給され、ロウ(Low)とすれば、パワーオフにされる。ハイ(High)とロウ(Low)は、電圧を意味し、例えばハイ(High)は3V、ロウ(Low)は0Vである。

20

#### 【0036】

図3は、マイクロコントローラー280のみがバッテリー200に直接連結されて、バッテリー電力を供給され、電源スイッチがない二番目の実施形態であって、複数の電流感知器220、250、複数の生体情報測定回路部230、260、一つのAD変換器270および一つの無線通信手段290は、それぞれに連結された電力供給線を介してマイクロコントローラー280が前記マイクロコントローラー280から出る電力供給線をハイ(High)とすれば、電力が供給され、ロウ(Low)とすればパワーオフにされる。前記マイクロコントローラー280がスリープモード(sleep mode)である時も、前記血糖電流感知器220と前記心電図電流感知器250には、前記マイクロコントローラー280の電力供給線を介して電力が供給される。

30

#### 【0037】

図2および図3で、入力端子セット210は、血液試験ストリップ挿入口に設けられ、血液試験ストリップが挿入されれば、前記血液試験ストリップを前記血糖測定回路230の入力端子と電氣的に連結させるための複数の電気端子を示す。また、図2および図3で、入力端子セット240は、本発明による携帯用複合センサー装置のケースに設けられた複数個の心電図電極を前記心電図測定回路230の入力端子と電氣的に連結させるための複数の電気端子を示す。

40

#### 【0038】

図2および図3で、前記電流感知器250と前記マイクロコントローラー280は、前記バッテリー200から直接電力を供給されるもので表現したが、バッテリー200から電力を供給される一つのDC-DCコンバータあるいは一つの電圧レギュレーターを介し

50

て電力を供給されることもできる。また、図2および図3には、前記生体情報測定回路部230、260、前記AD変換器270および前記無線通信手段290の電力を前記マイクロコントローラ280がON/OFFするもので表現したが、前記生体情報測定回路部230、260、前記AD変換器270および前記無線通信手段290の電力を一つのDC-DCコンバータあるいは一つの電圧レギュレーターを介して電力を供給し、前記DC-DCコンバータあるいは、前記電圧レギュレーターを前記マイクロコントローラ280がON/OFFする実施形態も可能である。また、前記マイクロコントローラ280から出る矢印は、当該ブロックの電力供給を制御する線であってもよい。

#### 【0039】

本発明による血糖測定は、次のように行われる。ユーザが前記血糖ストリップ178を前記血糖ストリップ挿入口176に挿入すれば、前記血糖電極210は、前記血糖ストリップ178と電氣的に連結される。この際、前記血糖電流感知器220は、前記血糖ストリップ178を介して流れる微細な電流を感知して自動に出力信号を発生する。前記血糖電流感知器220の出力信号は、スリープモードにあった前記マイクロコントローラ280を活性化させる。これにより、前記マイクロコントローラ280は、前記血糖測定回路230と前記AD変換器270をパワーオンさせる。前記血糖測定回路230は、挿入された前記血糖ストリップ178に血液が点着すると、血糖測定を行い、出力信号を発生させる。前記血糖測定回路230の出力は、前記AD変換器270でデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、前記マイクロコントローラ280により血糖値に換算され、前記換算された血糖値は、前記無線通信手段290と前記アンテナ292を介してスマートフォンに送信される。前記スマートフォンは、前記スマートフォンの画面に血糖値をディスプレイする。

#### 【0040】

本発明による心電図( ECG )の測定は、次のように行われる。ユーザが前記一对の電極172、174を両方の手でタッチした時、前記心電図電流感知器250は、前記両方の手を介して微細な電流が流れるようにし、前記両方の手を介して流れる前記微細な電流を検出する。これにより、前記電流感知器250は、前記マイクロコントローラ280をスリープモードから活性化モードに変更されるようにする。これにより、前記マイクロコントローラ280は、前記心電図測定回路260と前記AD変換器270をパワーオンさせ、前記心電図測定回路260の出力を受けた前記AD変換器270の出力を前記無線通信手段290を介してスマートフォンに送信する。データを受信したスマートフォンは、心電図の波形をディスプレイする。一定の時間の測定が終われば、前記マイクロコントローラ280は、スリープモードに入って、次の両方の手のタッチを待機する。

#### 【0041】

図4は、本発明によるスマートフォンのアプリを実行した時の例示図であり、スマートフォン410のディスプレイ420にタッチボタン432、434、436、442、444、446、450を示す。ユーザが心電図を測定するためには、心電図測定ボタン432をタッチする。その後、ユーザが前記複合センサー装置170の前記一对の電極172、174をそれぞれ両方の手でタッチしていれば、前述したように、前記複合センサー装置170で心電図が測定され、測定された心電図が前記スマートフォンディスプレイ420にチャート形態で示され、測定されたデータは、前記スマートフォン410に保存される。過去に保存された心電図測定データをさらにチャート形態で見ると、「開く」ボタン434をタッチする。医師や病院に保存されたデータを送るには、伝送ボタン436をタッチする。

#### 【0042】

ユーザが血糖値を測定するには、血糖測定ボタン442をタッチする。ユーザが前記血糖ストリップ178を前記血糖ストリップ挿入口176に挿入し、前記血糖ストリップ178に血液を点着すると、前記複合センサー装置170で前述したように血糖測定が行われ、結果が前記スマートフォンディスプレイ420に現れる。過去に保存された血糖データをさらにチャート形態で見ると、前記「開く」ボタン444をタッチする。医師や病

10

20

30

40

50

院に保存されたデータを送るには、前記伝送ボタン446をタッチする。

【0043】

心電図と関連したボタン432、434、436は、心電図ボックス430内に構成され、血糖に関連したボタン442、444、446は、血糖ボックス440内に構成される。設定ボタン450は、ユーザの名前、生年月日、性別、住所などを記録したり、選択事項を設定しようとする時にタッチする。

【0044】

図5は、心電図を測定する時の本発明による前記複合センサー装置170の動作フローチャートである。ユーザが心電図を測定するために前記複合センサー装置170の前記一対の電極172、174をそれぞれ両方の手でタッチする(510)。これにより、両方の手の間に人体を介して流れる微細電流を感知した前記電流感知器250が出力信号を発生させる(515)。この出力信号は、前記マイクロコントローラ280のインターラプトを発生させて、前記マイクロコントローラ280を活性化させる(520)。活性化した前記マイクロコントローラ280は、前記無線通信手段290を活性化させる。以下では、前記無線通信手段290がブルートゥース(登録商標)・ロー・エネルギー装置である場合について記述する。前記複合センサー装置170の前記無線通信手段290がブルートゥース(登録商標)・ロー・エネルギー周辺装置(peripheral)として広告(advertising)する(525)。この際、ブルートゥース(登録商標)・ロー・エネルギー中央装置(central)としてスキャンニング(scanning)していた前記スマートフォン410が前記複合センサー装置170を発見して連結を試みる。この際、前記複合センサー装置170が連結を承認すれば、前記スマートフォン410と前記複合センサー装置170は、ブルートゥース(登録商標)・ロー・エネルギー連結状態(connected)となる(530)。

【0045】

この際、万一、前記スマートフォン410の前記心電図測定ボタン432がタッチされたら(535)、前記マイクロコントローラ280は、前記心電図測定回路260をパワーオンさせる。前記二番目の問題で記述したように、前記複合センサー装置170の前記一対の電極172、174は、ユーザが血糖を測定する過程でも無意識のうちにあるいはミスをしてタッチされ得る。したがって、前記一対の電極172、174がタッチされた理由が、ユーザが実際に心電図測定を希望したものであるか、それとも、ミスをしてタッチしたものであるかを区分できる方法が必要である。したがって、本発明では、図5のECG測定ボタン確認段階(535)を前記複合センサー装置170の前記一対の電極172、174がタッチされた理由を区分する方法で使用する。

【0046】

心電図測定を要求された前記マイクロコントローラ280は、前記心電図測定回路260のみを選択してパワーオンさせる(540)。本発明において前記心電図測定回路260のパワーオンは、心電図測定の意図的なユーザ要求があったことを確認した後に行われる。また、図2および図3に示されたように、心電図測定回路260に連結された前記マイクロコントローラ280の出力ピンをハイ(High)として行われるようにする。前記過程は、前記六番目の問題を解決する。

【0047】

次に、前記一対の電極172、174が両方の手にタッチされている状態であるかを前記電流感知器250を利用して確認する(545)。この段階は、前記マイクロコントローラ280が心電図測定をいつから開始するか、すなわちAD変換をいつから開始するかを決定する。すなわち前記四番目の問題を解決する。この条件が満足されれば、前記マイクロコントローラ280は、心電図測定(AD変換)を開始する(550)。心電図を測定しようとするユーザがスマートフォンのアプリをオンとさせ、心電図測定ボタン432をタッチし、前記一対の電極172、174を両方の手でタッチした状態を継続的に維持していたら、前記電極タッチ確認段階(545)は自動的に満足される。したがって、前記段階545がユーザの便宜性を制限したり、心電図の測定に制限を追加しない。しか

10

20

30

40

50

し、万一、ユーザが前記一对の電極 172、174 を接触し(510)、前記スマートフォンの心電図測定ボタン 432 をタッチした後、まだ前記一对の電極 172、174 をタッチしなかったとすれば、複合センサー装置 170 は、ユーザが前記一对の電極 172、174 をさらにタッチするまで待機しなければならない。したがって、図 5 の段階 545 は、本発明の重要段階中の一つである。

【0048】

前記段階 510 から段階 545 までの手順およびこれに該当する図 7 のアプリの手続によって前述した三番目の問題は解決される。すなわち、前記心電図電極 172、174 がタッチ(510)された理由を、スマートフォンで前記心電図測定ボタン 432 が選択されたかを確認(535)した後、さらに前記一对の電極 172、174 がタッチ状態であるかを確認して(545)、心電図測定のための最後の準備が終わったかを確認した後、心電図測定を開始する(550)。したがって、前記三番目の問題は解決された。また、このような過程と手続は、心電図測定(AD変換)の正確な時点を提供し、したがって、本発明は、前記四番目の問題を解決した。

【0049】

一方、前記段階 510 から段階 545 までの手続がユーザに不便さを提供したり、測定時間を遅延したりしない。ユーザは、単にアプリを実行させた後、前記スマートフォンディスプレイ 120 で前記心電図測定ボタン 432 を一度タッチした後、心電図を測定するために前記心電図電極 172 と 174 をタッチ(510)すればよい。

【0050】

前記過程後に前記マイクロコントローラ 280 は、心電図測定を開始する(550)。すなわち前記マイクロコントローラ 280 は、前記心電図測定回路 260 の出力と連結された前記 AD変換器 270 の入力端子と前記血糖測定回路 230 の出力と連結された前記 AD変換器 270 の入力端子のうち前者を選択するように、前記 AD変換器 270 を設定する。これは、AD変換に関連した前記マイクロコントローラ 280 の設定レジスタをセットすることにより行われる。その後、前記マイクロコントローラ 280 は、あらかじめ設定された AD変換周期に合わせて AD変換を行い、AD変換結果をもたらす。本発明は、この過程と、この過程を行うファームウェアと図 2 または図 3 の回路により心電図測定に該当する前記七番目の問題を解決する。

【0051】

測定された心電図データは、前記スマートフォン 410 に送信され(555)、あらかじめ設定された測定時間、例えば 30 秒が経過すれば、前記マイクロコントローラ 280 は、スリープモードになる(560)。

【0052】

図 6 は、血糖値を測定する時、本発明による前記複合センサー装置 170 の動作フローチャートである。ユーザが血糖を測定するために前記血糖ストリップ挿入口 176 に一つの血糖ストリップ 178 を挿入すれば(610)、前記血糖電流感知器 220 は、微細電流を検出し、出力信号を発生させる(615)。この出力信号は、前記マイクロコントローラ 280 のインターラプトを発生させて、前記マイクロコントローラ 280 を活性化させる(620)。この際、前述した二番目の問題である無意識のうちにまたはミスによる前記一对の電極 172、174 のタッチによって既に前記マイクロコントローラ 280 が活性化して、心電図測定段階にありえる。しかし、この問題は、前記血糖電流感知器 220 の出力によるインターラプトの優先順位を前記心電図電流感知器 250 の出力によるインターラプトの優先順位より高くすることにより解決することができる。前記過程により、本発明は、前記二番目の問題を解決する。

【0053】

前記活性化したマイクロコントローラ 280 は、血糖測定の要求を受けたので、前記血糖測定回路 230 のみを選択してパワーオンさせる(625)。すなわち本発明において血糖測定回路 230 のパワーオンは、血糖測定の要求を受けた後に行われる。また、これは、図 2 または図 3 に示されたように、前記血糖測定回路 230 に連結された前記マイ

10

20

30

40

50

クロントローラー 280 の出力ピンを介して行われる。したがって、本発明は、血糖測定に該当する前記六番目の問題を解決する。

【0054】

次に、前記マイクロコントローラー 280 は、血糖測定を開始する (630)。まず、前記マイクロコントローラー 280 は、前記心電図測定回路 260 の出力と連結された前記 AD 変換器 270 の入力端子と前記血糖測定回路 230 の出力と連結された前記 AD 変換器 270 の入力端子のうち後者を選択するように、前記 AD 変換器 270 を設定する。これは、AD 変換に関連した前記マイクロコントローラー 280 の設定レジスターをセットすることにより行われる。その後、前記マイクロコントローラー 280 は、あらかじめ設定された AD 変換周期に合わせて AD 変換を行い、AD 変換結果をもたらす。本発明は、この過程と、この過程を行うファームウェアと図 2 または図 3 の回路により血糖測定に該当する前記七番目の問題を解決する。

10

【0055】

血糖の測定が終了すれば、前記複合センサー装置 170 がブルートゥース (登録商標) ・ロー・エネルギー周辺装置として広告する (635)。前記広告 (635) を血糖測定が終了した後に行うことにより、前記複合センサー装置 170 に内蔵されたバッテリー 200 の電力消費を減少させることができる。この際、スマートフォン 110 は、ブルートゥース (登録商標) ・ロー・エネルギー中央装置としてのスキャンングを行っている中であるから、前記複合センサー装置 170 を発見 (discovery) して連結 (connection) を試みる。この際、前記複合センサー装置 170 が連結を承認すれば、前記スマートフォン 410 と前記複合センサー装置 170 は、連結状態となる (640)。前記複合センサー装置 170 が連結状態になれば、血糖を測定したデータを前記スマートフォン 410 に送信し (645)、前記マイクロコントローラー 280 は、スリープモードに入る (650)。

20

【0056】

血糖を測定する時、前記血糖ストリップ挿入口 176 に前記血糖ストリップ 178 が挿入されれば、前記電流感知器 220 が出力を発生するものと記述したが、必ずこのようにしなければならないわけではない。前記電流感知器 220 は、前記血糖ストリップ 178 に血液が点着した時、微細電流を検出し、自動に出力を発生するようにすることもできる。

30

【0057】

図 2 および図 3 のすべての回路は、前記複合センサー装置 170 に内蔵された前記バッテリー 200 により駆動される。図 2 および図 3 には、いかなる機械的電源スイッチ、機械的選択スイッチ、ディスプレイがない。図 2 および図 3 で、前記複合センサー装置 170 が測定をしない時は、前記血糖電流感知器 220、前記心電図電流感知器 250、前記マイクロコントローラー 280 のみがそれぞれ略 1  $\mu$ A を消費し、他のすべてのブロックは完全にパワーオフとされる。すなわち待機時に前記複合センサー装置 170 全体の消費電力は、略 3  $\mu$ A 程度である。頻繁に使用される CR 2032 の容量は、略 200 mAh である。したがって、CR 2032 を使用する前記携帯用複合センサー装置 170 の待機時間は、例えば約 7.6 年である。測定時に消費する電力の多くの部分は、無線通信のために消費し、測定時に消費する電力は、略 10 mA である。無線通信を含む測定時間を基準として一日に心電図の測定を 30 秒に一度、血糖の測定を 5 秒に一度行う場合に、待機時に消費される電力を含むとしても、一つの CR 2032 を使用して、例えば約 3 年を使用することができる。

40

【0058】

図 7 には、心電図を測定する時のアプリのフローチャートと血糖を測定する時のアプリのフローチャートを便宜上一緒に示した。しかし、実際には一度に一つの測定フローチャートが実行される。ユーザが本発明によるアプリを開始すると、図 4 に示されたように、スマートフォンディスプレイ 120 に各種タッチボタンが現れる (710)。

【0059】

50

まず、心電図測定の場合について記述する。図7に示されたように、心電図を測定する時のフローは、中心ライン722、724、726、728、730、732とBluetooth(登録商標)・ロー・エネルギー(BLE)ライン752、754の二つのラインで構成される。アプリが開始すると、スマートフォンディスプレイ420に各種ボタンが現れた(710)後、Bluetooth(登録商標)・ロー・エネルギー通信を行うための前記BLEライン752、754が開始する。心電図を測定しようとするユーザは、前記心電図測定ボタン432をタッチする(722)。論理的に考える時、前記BLEライン752、754は、前記心電図測定ボタン432のタッチ(722)により開始しなければならないと考えることもできる。本発明において前記BLEライン752、754を前記心電図測定ボタン432がタッチ(722)される前に開始させる理由は、血糖の測定時には、前記血糖測定ボタン442をタッチしなくても、血糖測定の意図を前記血糖測定ストリップ178の挿入により明確に把握することができるので、前記段階772と前記段階774が不要であり得るからである。すなわち一つの血糖測定ストリップ178が挿入されれば、自動的に血糖測定が完了して、前記スマートフォンディスプレイ420に血糖測定結果が現れるようにするためである。

10

**【0060】**

ユーザが前記心電図測定ボタン432をタッチ(722)すると、心電図測定の要求信号が前記BLEライン752、754に送られる(724)。また、前記スマートフォンディスプレイ420には、前記一対の電極172、174に両手をタッチするようなメッセージが表示される(724)。前記BLEライン752、754では、前記複合センサー装置170に心電図測定の要求信号を送る。

20

**【0061】**

心電図測定の要求信号を受けた前記複合センサー装置170では、図5で記述した心電図測定任務を行い、さらに前記BLEライン752、754に測定された心電図データを伝送する。前記BLEライン752、754は、前記複合センサー装置170から受信した前記心電図データを前記中心ライン722、724、726、728、730、732に伝達する。これにより、前記中心ライン722、724、726、728、730、732が前記心電図データを受信する(726)。受信した前記心電図データを前記中心ライン722、724、726、728、730、732で前記スマートフォンディスプレイ420にチャート形態でディスプレイする(728)。すべての心電図の測定が終われば、測定された心電図データをファイル形態でスマートフォン保存装置に保存する(730)。測定された心電図データが前記スマートフォンディスプレイ420にチャート形態でディスプレイされている状態で、スマートフォンのアプリは、ユーザがアプリ終了ボタンを押下して、アプリを終了することを待機する(732)。

30

**【0062】**

図7に示されたように、血糖を測定する時、フローは、中心ライン772、774、776、778、780、782とBLEライン752、754の二つのラインで構成される。アプリが開始すると、前記スマートフォンディスプレイ420に各種ボタンが現れた(710)後、Bluetooth(登録商標)・ロー・エネルギー通信実行のための前記BLEライン752、754が開始する。

40

**【0063】**

ユーザが前記血糖測定ボタン442をタッチ(772)すると、一つの血糖ストリップを挿入するようなメッセージが前記スマートフォンディスプレイ420に現れる(774)。しかし、血糖測定要求信号を前記BLEライン752、754に送らない。これは、心電図を測定する時、ユーザが心電図測定ボタンを押下すると(722)、心電図測定の要求信号を前記BLEライン752、754に送る(724)ものとは異なる。これは、血糖を測定するためには、ユーザが前記段階772と前記段階774を必ず行う必要はないからである。これは、ユーザが血糖測定を開始するには、単に前記血糖ストリップ挿入口176に前記血糖ストリップ178を挿入すればよいからである。

**【0064】**

50

前記段階 772 と前記段階 774 を行う理由は、ユーザが血糖を測定するためには、アプリで一つの血糖測定ボタンを選択しなければならないと考え、そのようにすることを希望することもできるので設けただけである。すなわち血糖を測定しようとするユーザがアプリを実行させた時、一つの血糖測定ボタン 442 が現れなければ、ユーザは、何か間違ったと考えて慌てることもあるからである。したがって、図 7 で、前記段階 774 は、ストリップを挿入するようなメッセージを前記スマートフォンディスプレイ 420 に示す動作のみを行う。このようにして前記五番目の問題を解消する。

【0065】

前述した理由によって前記次の段階 776、778、780、782 は、ユーザが前記段階 772 と 774 を行わなくても行われる。前記血糖ストリップ挿入口 176 に前記血糖ストリップ 178 が挿入されれば(610)、前記複合センサー装置 170 では、図 6 で記述した血糖測定任務を行って、さらに前記 BLE ライン 752、754 に測定された血糖データを伝送する(645)。前記 BLE ライン 752、754 は、前記複合センサー装置 170 から受信した前記血糖データを中心ラインに伝達する。これにより、前記中心ラインが前記血糖データを受信する(776)。受信した前記血糖データを前記中心ラインで前記スマートフォンディスプレイ 420 にディスプレイする(778)。

10

【0066】

前記段階 772 と前記段階 774 なしにユーザが前記血糖ストリップ挿入口 176 に前記血糖ストリップ 178 を挿入さえすれば血糖測定が行われる方式は、前記段階 772 と前記段階 774 を使用しなければならない方式に比べてユーザに相当な便利さと手順の簡便さと測定時間の節約を提供する。また、それにもかかわらず、前記段階 772 と前記段階 774 を使用することもできるようにする本発明は、ユーザがどのように使用してもよいという点から、また、ユーザが使用規則を熟知する必要がないという点から、ユーザに相当な便利さを提供する。すなわち本発明は、多様なユーザによる多様な使用法を受け入れることができる。

20

【0067】

血糖値をディスプレイ(778)した後に測定された血糖値をファイル形態でスマートフォン保存装置に保存する(780)。測定された血糖値が前記スマートフォンディスプレイ 420 にディスプレイされる状態で、スマートフォンのアプリは、ユーザがアプリ終了ボタンを押下して、血糖測定を終了することを待機する(782)。

30

【0068】

以上のように、一つの携帯用複合センサー装置とスマートフォンのアプリを使用して心電図と血糖の二つの生体情報を測定しようとする場合について本発明を具体的に説明したが、これに限定されず、様々な測定項目とそれに該当する多様な装置に適用することができる。本発明によれば、ユーザが何らの機械的スイッチや選択スイッチ、ディスプレイを具備しない複合センサー装置と使用法が簡素化したスマートフォンのアプリを使用して、できるだけすべての作動順序の場合の数に対して異常なく所望の結果の提供を受けることができる。

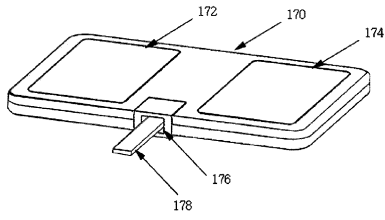
【産業上の利用可能性】

【0069】

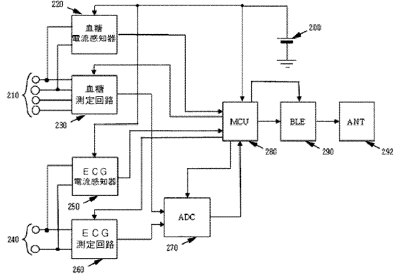
本発明による携帯用複合センサー装置は、無線でスマートフォンと通信し、携帯に便利であり、時間と場所に拘束されることなく、血糖や心電図など複数の医学的情報を得ることができる携帯型健康測定装置に利用することができる。

40

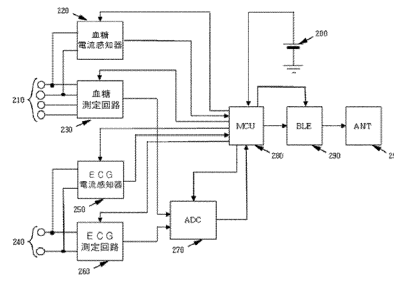
【図1】



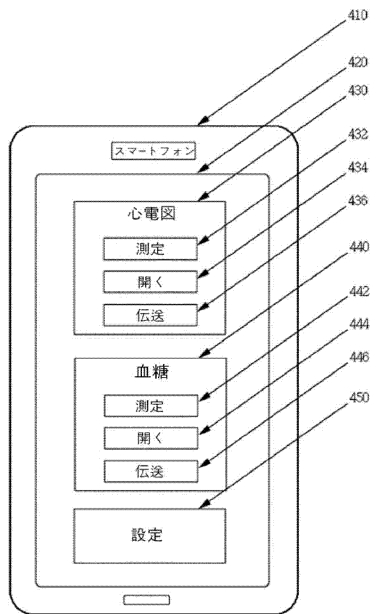
【図2】



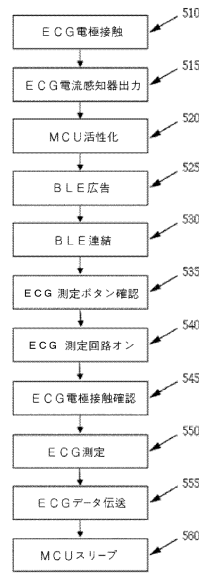
【図3】



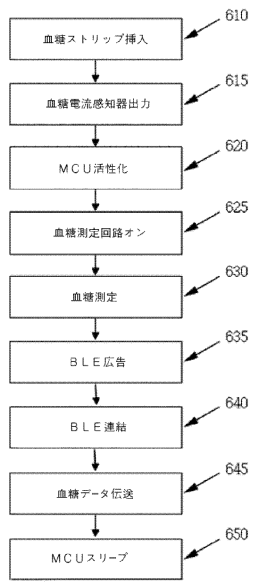
【図4】



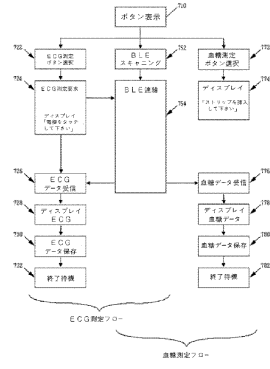
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2007-537841(JP,A)  
特開2005-287688(JP,A)  
特表2012-532316(JP,A)  
特開2010-217948(JP,A)  
特開2015-123300(JP,A)  
国際公開第2015/077559(WO,A1)  
国際公開第2014/209634(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/00 - 5/22

专利名称(译)	用于测量多种生物信息的便携式复合传感器装置及测量方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6650534B2</a>	公开(公告)日	2020-02-19
申请号	JP2018551741	申请日	2017-08-08
[标]发明人	ウォンインドゥック キムチャンファン		
发明人	ウォン,イン ドゥック キム,チャン ファン		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/0006 A61B5/0022 A61B5/0205 A61B5/0404 A61B5/0408 A61B5/04085 A61B5/0428 A61B5/14532 A61B5/14546 A61B5/1486 A61B5/150022 A61B5/150358 A61B5/7225 A61B2560/0209 A61B2560/0266 A61B2560/029 A61B2560/0412 A61B2560/0468 A61B2562/06 A61B2562/166 G01N27/3273 G01N33/48785 G01N33/492 G16H40/67 Y02D70/10 Y02D70/14 Y02D70/144 H04M1/72519 H04M2201/36 H04M2201/38 H04M2250/22 A61B5/145 A61B5/15		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/00.ZDM.N		
优先权	1020160100635 2016-08-08 KR		
其他公开文献	JP2019503831A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的用于测量多个生物特征信息的便携式复合传感器设备包括：多个电极，用于接收生物特征信息；多个生物信息测量电路，用于测量从多个电极接收的生物信息。多个电流传感器，这些电流传感器总是被供电，以便在被测物体接触电极时感应电流。无线通信装置，用于向智能电话发送数据和从智能电话接收数据；以及微控制器，其基于电流传感器是否检测到电流而通过在睡眠模式或活动模式下操作来控制电池的电源。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6650534号 (P6650534)
(45) 発行日 令和2年2月19日(2020.2.19)	(24) 登録日 令和2年1月22日(2020.1.22)	
(51) Int. Cl. A61B 5/00 (2006.01)	F1 A61B 5/00 I02A A61B 5/00 ZDMN	
請求項の数 11 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-551741(P2018-551741)	(73) 特許権者 518213581 ウェルビーイングソフト インク、 大韓民国 34027 アジョン ユソ ン グ テクノロ、35、309ホ	
(86) (22) 出願日 平成29年8月8日(2017.8.8)		
(65) 公表番号 特表2019-503831(P2019-503831A)	(74) 代理人 100111202 弁理士 北村 周彦	
(43) 公表日 平成31年2月14日(2019.2.14)	(72) 発明者 ウォン,イン ドゥック 大韓民国 30064 セジョン ドウム 1-ロ, 55, 908-1502	
(86) 国際出願番号 PCT/KR2017/008579	(72) 発明者 キム,チャン ファン 大韓民国 35245 アジョン ソグ トッサン-ロ, 201, 505-11 07	
(87) 国際公開番号 W02018/030769	審査官 増岡 俊仁	最終頁に続く
(87) 国際公開日 平成30年2月15日(2018.2.15)		
審査請求日 平成30年6月15日(2018.6.15)		
(31) 優先権主張番号 10-2016-0100635		
(32) 優先日 平成28年8月8日(2016.8.8)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関 韓国(KR)		
(54) 【発明の名称】 複数の生体情報を測定する携帯用複合センサー装置および測定方法		