

(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2019-503831

(P2019-503831A)

(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 5/00 (2006.01)** A 6 1 B 5/00 1 0 2 A 4 C 1 1 7  
 A 6 1 B 5/00 N

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2018-551741 (P2018-551741)  
 (86) (22) 出願日 平成29年8月8日(2017.8.8)  
 (85) 翻訳文提出日 平成30年6月15日(2018.6.15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2017/008579  
 (87) 国際公開番号 W02018/030769  
 (87) 国際公開日 平成30年2月15日(2018.2.15)  
 (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 韓国(KR)

(71) 出願人 518213581  
 ウェルビーイングソフト インク.  
 大韓民国 34027 デジョン ユソン  
 -グ テクノ9-ロ, 35, 309ホ  
 (74) 代理人 100111202  
 弁理士 北村 周彦  
 (72) 発明者 ウォン, イン ドウック  
 大韓民国 30064 セジョン ドウム  
 1-ロ, 55, 908-1502  
 (72) 発明者 キム, チャン ファン  
 大韓民国 35245 デジョン ソ-グ  
 トゥンサン-ロ, 201, 505-11  
 07

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

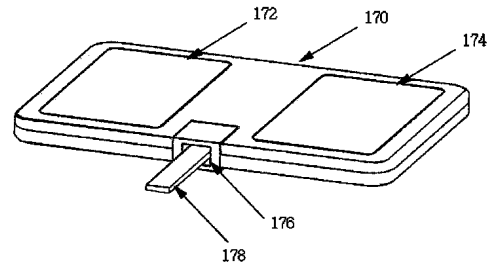
(57) 【要約】

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、生体情報を入力されるための複数の電極と、前記複数の電極から入力された生体情報を測定する複数の

生体情報測定回路部と、電源を常に供給されて測定対象が前記電極に接触すれば電流を感知する複数の電流感知器と、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

電流感知器の電流感知如何に基づいてスリープモードまたは活性化モードで動作して、バッテリーの電源供給を制御するマイクロコントローラーを含む。

【選択図】 図1



**【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、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。

**【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・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。

**【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

10

20

30

40

50

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 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。

10

【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、

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；

B L E 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かを確認した後、測定データを A D 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。

20

【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 A D 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。

30

【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。

40

【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。

50

**【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、体積が小さくなくならず、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】**

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。

**【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。

10

20

30

40

50

## 【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 ( 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。

## 【0009】

前記無線通信手段がブルートゥース・ロー・エネルギー ( B L E ) 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。

## 【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 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。

## 【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。

## 【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 ( s l e e p m o d e ) 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。

## 【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。

10

20

30

40

50

【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。

【発明を実施するための形態】

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

#### 【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、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。

10

20

#### 【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。この時間の間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。

30

40

#### 【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A

50

D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対の電極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気的に連結されると、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気的に連結されると、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。

【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。

【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、パ

10

20

30

40

50

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 A/D 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 280 が前記マイクロコントローラ 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 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 280 の電力供給線を介して電力が供給される。

#### 【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 の入力端子と電気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 の入力端子と電気的に連結させるための複数の電気端子を示す。

10

#### 【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 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 A/D 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 A/D 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。

20

#### 【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 と電気的に連結される。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 A/D 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 A/D 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。

30

40

#### 【0040】

本発明による心電図 (ECG) の測定は、次のように行われる。ユーザが前記一対の電極 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 A/D 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 A/D 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

50

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。

10

【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、「開く」ボタン444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、前記伝送ボタン446をタッチする。

20

【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の前記一对の電極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Bluetoothス・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Bluetoothス・ロー・エネルギー周辺装置(peripheral)として広告(advertising)する(525)。この際、Bluetoothス・ロー・エネルギー中央装置(central)としてスキャン(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、Bluetoothス・ロー・エネルギー連結状態(connected)となる(530)。

30

40

【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の前記一对の電極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、前記一对の電極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

50

の ECG 測定ボタン確認段階 (535) を前記複合センサー装置 170 の前記一对の電極 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、前記一对の電極 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、前記一对の電極 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 までの手順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

10

20

30

40

50

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。

10

【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クロコントローラ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。

20

【0054】

次に、前記マイクロコントローラ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。

30

【0055】

血糖の測定が終了すれば、前記複合センサー装置170がBluetooth・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、Bluetooth・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280は、スリープモードに入る(650)。

40

【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。

【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に内蔵された前記パッ

50

テリ-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-280のみがそれぞれ略1uAを消耗し、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3uA程度である。頻繁に使用されるCR2032の容量は、略200mAhである。したがって、CR2032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。測定時に消耗する電力の多くの部分は、無線通信のために消耗し、測定時に消耗する電力は、略10mA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CR2032を使用して、例えば約3年を使用することができる。

10

**【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】**

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とブルートゥース・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、ブルートゥース・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。

20

30

**【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、前記一对の電極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。

**【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

40

50

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)。

【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ス・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。

【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】

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)。

【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続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。

【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)。

【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

10

20

30

40

50

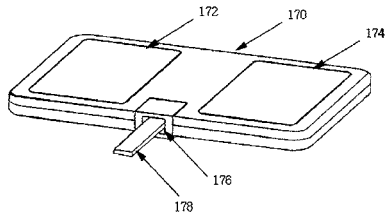
電図と血糖の二つの生体情報を測定しようとする場合について本発明を具体的に説明したが、これに限定されず、様々な測定項目とそれに該当する多様な装置に適用することができる。本発明によれば、ユーザが何らの機械的スイッチや選択スイッチ、ディスプレイを具備しない複合センサー装置と使用法が簡素化したスマートフォンのアプリを使用して、できるだけすべての作動順序の場合の数に対して異常なく所望の結果の提供を受けることができる。

【産業上の利用可能性】

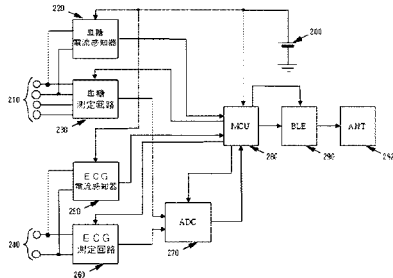
【0069】

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。

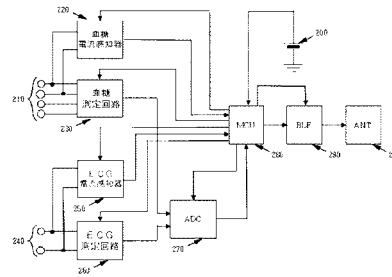
【図1】



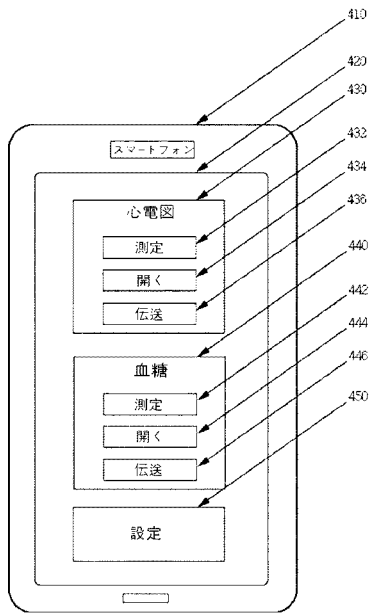
【図2】



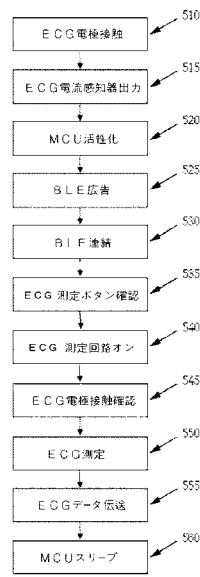
【図3】



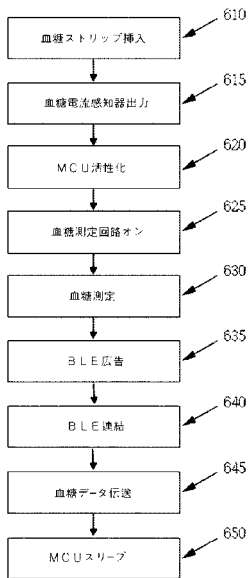
【 図 4 】



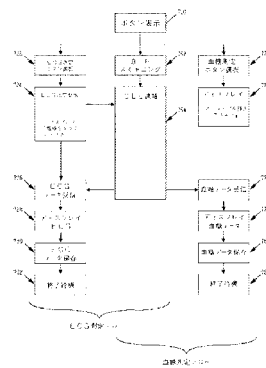
【 図 5 】




【 図 6 】



【 図 7 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/KR2017/008579</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <i>A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/0408(2006.01)i, A61B 5/145(2006.01)i, H04M 1/725(2006.01)i, A61B 5/15(2006.01)i</i> According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 5/00; A61B 5/145; A61B 5/02; G06Q 50/22; A61B 5/157; G01N 27/327; A61B 5/0408; H04M 1/725  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: complex, body, electrocardiograph, blood sugar, sensor, power off, low-power, smart phone		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2012-0065540 A (OH, Hyun Ju et al.) 21 June 2012 See paragraphs [36]-[49] and figures 1-7.	1-11
A	KR 10-0981137 B1 (KOREA ELECTROTECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 10 September 2010 See paragraphs [23]-[40] and figures 2, 3.	1-11
A	KR 10-2013-0021929 A (DIGIENGE) 06 March 2013 See claims 1-3 and figures 1, 2.	1-11
A	KR 10-2014-0070486 A (SD BIOSENSOR, INC.) 10 June 2014 See paragraphs [52]-[60] and figure 6.	1-11
A	WO 2015-100203 A1 (CLAG GMBH INTERNATIONAL et al.) 02 July 2015 See claims 1-8 and figures 1A-4.	1-11
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <b>20 NOVEMBER 2017 (20.11.2017)</b>		Date of mailing of the international search report <b>21 NOVEMBER 2017 (21.11.2017)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-481-8578		Authorized officer   Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members


International application No.

**PCT/KR2017/008579**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2012-0065540 A	21/06/2012	KR 10-1239340 B1	18/03/2013
KR 10-0981137 B1	10/09/2010	KR 10-2009-0099147 A	22/09/2009
KR 10-2013-0021929 A	06/03/2013	CN 103210608 A	17/07/2013
		KR 10-1037397 B1	30/05/2011
		KR 10-1249274 B1	11/11/2013
		KR 10-1253148 B1	10/04/2013
		US 2013-0171981 A1	04/07/2013
		US 8942694 B2	27/01/2015
		WO 2012-036475 A2	22/03/2012
		WO 2012-036475 A3	10/05/2012
KR 10-2014-0070486 A	10/06/2014	KR 10-1604027 B1	25/03/2016
WO 2015-100203 A1	02/07/2015	AU 2014-370091 A1	30/06/2016
		CA 2934270 A1	02/07/2015
		CN 105849544 A	10/08/2016
		EP 3087384 A1	02/11/2016
		JP 2017-502279 A	19/01/2017
		KR 10-2016-0102492 A	30/08/2016
		US 2015-0176053 A1	25/06/2015

국제조사보고서

국제출원번호  
**PCT/KR2017/008579**

<b>A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))</b> <b>A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/0408(2006.01)i, A61B 5/145(2006.01)i, H04M 1/725(2006.01)i, A61B 5/15(2006.01)i</b>		
<b>B. 조사된 분야</b> 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/00; A61B 5/145; A61B 5/02; G06Q 50/22; A61B 5/157; G01N 27/327; A61B 5/0408; H04M 1/725 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC		
국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 복합, 생체, 심전도, 혈당, 센서, 파워오프, 저전력, 스마트폰		
<b>C. 관련 문헌</b>		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-2012-0065540 A (오현주 등) 2012.06.21 문단번호 [36]-[49] 및 도면 1-7 참조.	1-11
A	KR 10-0981137 B1 (한국전기연구원) 2010.09.10 문단번호 [23]-[40] 및 도면 2,3 참조.	1-11
A	KR 10-2013-0021929 A (주식회사 디지털스) 2013.03.06 청구항 1-3 및 도면 1,2 참조.	1-11
A	KR 10-2014-0070486 A (에스디 바이오센서 주식회사) 2014.06.10 문단번호 [52]-[60] 및 도면 6 참조.	1-11
A	WO 2015-100203 A1 (CILAG GMBH INTERNATIONAL 등) 2015.07.02 청구항 1-8 및 도면 1A-4 참조.	1-11
<input type="checkbox"/> 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. <input checked="" type="checkbox"/> 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: "A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 "E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 "L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 "O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 "P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 "T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 "X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. "Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. "&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2017년 11월 20일 (20.11.2017)	국제조사보고서 발송일 2017년 11월 21일 (21.11.2017)	
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-481-8578	심사관 김연경 전화번호 +82-42-481-3325	

국제조사보고서  
대응특허에 관한 정보

국제출원번호  
**PCT/KR2017/008579**

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2012-0065540 A	2012/06/21	KR 10-1239340 B1	2013/03/18
KR 10-0981137 B1	2010/09/10	KR 10-2009-0099147 A	2009/09/22
KR 10-2013-0021929 A	2013/03/06	CN 103210608 A	2013/07/17
		KR 10-1037397 B1	2011/05/30
		KR 10-1249274 B1	2013/11/11
		KR 10-1253148 B1	2013/04/10
		US 2013-0171981 A1	2013/07/04
		US 8942694 B2	2015/01/27
		WO 2012-036475 A2	2012/03/22
		WO 2012-036475 A3	2012/05/10
KR 10-2014-0070486 A	2014/06/10	KR 10-1604027 B1	2016/03/25
WO 2015-100203 A1	2015/07/02	AU 2014-370091 A1	2016/06/30
		CA 2934270 A1	2015/07/02
		CN 105849544 A	2016/08/10
		EP 3087384 A1	2016/11/02
		JP 2017-502279 A	2017/01/19
		KR 10-2016-0102492 A	2016/08/30
		US 2015-0176053 A1	2015/06/25

---

フロントページの続き

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, 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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. ブルートゥース

Fターム(参考) 4C117 XB04 XC15 XC29 XC30 XE05 XE17 XE52 XE64 XH12 XM05  
XM15 XN01 XN07

专利名称(译)	便携式混合传感器装置和用于测量多种生物信息的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019503831A</a>	公开(公告)日	2019-02-14
申请号	JP2018551741	申请日	2017-08-08
[标]发明人	ウォンインドウック キムチャンファン		
发明人	ウォン,イン ドウック 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.N		
F-TERM分类号	4C117/XB04 4C117/XC15 4C117/XC29 4C117/XC30 4C117/XE05 4C117/XE17 4C117/XE52 4C117/XE64 4C117/XH12 4C117/XM05 4C117/XM15 4C117/XN01 4C117/XN07		
优先权	1020160100635 2016-08-08 KR		
其他公开文献	JP6650534B2		
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信息的便携式复合传感器装置包括：用于输入生物信息的多个电极；以及用于测量从多个电极输入的生物信息的多个电极。生物信息测量电路单元，多个电流传感器，当测量目标接触电极时，该多个电流传感器不断地供电并感应电流；无线通信单元，用于向智能手机发送数据或从智能手机接收数据；并且微控制器基于电流传感器的电流感测以睡眠模式或激活模式操作以控制电池的电源。[选型图]图1

