

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-54650

(P2007-54650A)

(43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 K	4 C O 1 7
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C O 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O G	

審査請求 有 請求項の数 20 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2006-296404 (P2006-296404)	(71) 出願人	390019839 三星電子株式会社 Samsung Electronics Co., Ltd. 大韓民国京畿道水原市靈通区梅灘洞 4 1 6
(22) 出願日	平成18年10月31日 (2006.10.31)		
(62) 分割の表示	特願2004-132031 (P2004-132031) の分割	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
原出願日	平成16年4月27日 (2004.4.27)	(74) 代理人	100089037 弁理士 渡邊 隆
(31) 優先権主張番号	2003-029365	(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(32) 優先日	平成15年5月9日 (2003.5.9)	(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		

最終頁に続く

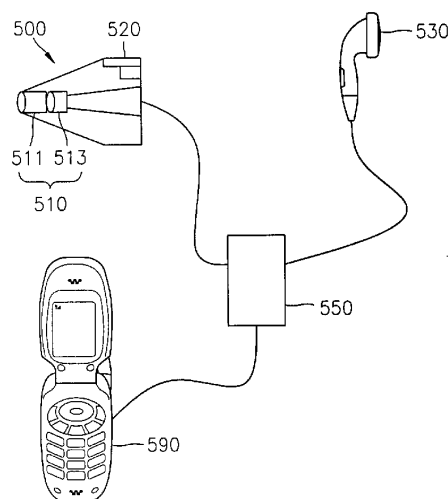
(54) 【発明の名称】 挿耳型生体信号測定装置

(57) 【要約】

【課題】 挿耳型生体信号測定装置及びこれを利用した生体信号測定方法を提供する。

【解決手段】 外面が耳穴の皮膚に密着されるように耳穴に挿し込まれ、外面を通じて耳穴の皮膚に相異なる波長を有する複数の光を照射し、耳穴の皮膚から反射された光を検出して生体情報が含まれている P P G 信号を出力する P P G 測定モジュールを含む生体信号測定部と、 P P G 測定モジュールで測定された P P G 信号を利用して所定の生体情報を生成する P P G 信号処理部を含む制御部と、制御部で生成された生体情報をユーザに表示する出力部とを含む生体信号測定装置である。

【選択図】 図 5 B



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外面が耳穴の皮膚に密着されるように耳穴に挿し込まれ、前記外面を通じて前記耳穴の皮膚に相異なる波長を有する複数の光を照射し、前記耳穴の皮膚から伝えられた光を検出して生体情報が含まれている P P G 信号を出力する P P G 測定モジュールを含み、前記 P P G 信号を出力するための複数の電極を含む生体信号測定部と、

音声を出力するためのスピーカを備え、前記複数の電極と接合される複数の電極を外部に備えて前記生体信号測定部の出力信号を受信するイヤホンと、

前記イヤホンに備わった電極を通じて前記 P P G モジュールで測定された P P G 信号を受信し、前記 P P G 信号を利用して所定の生体情報を生成する P P G 信号処理部、及び前記イヤホンで音声信号を出力する音響処理部を含む制御部と、

前記制御部で計算された生体情報を表示する出力部と
を含むことを特徴とする生体信号測定装置。

【請求項 2】

前記 P P G 測定モジュールは、

前記耳穴の皮膚に光を照射する光源部と、

前記光源部により照射されて前記耳穴の皮膚から反射された光を検出する光検出部と、
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 3】

前記光源部は、

前記耳穴の皮膚に第 1 波長を有する光を照射する第 1 光源部と、

前記耳穴の皮膚に第 2 波長を有する光を照射する第 2 光源部と

を含み、前記第 1 及び第 2 波長は、相異なる波長であることを特徴とする請求項 2 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 4】

前記 P P G 信号処理部は、

前記 P P G 信号のピークを検出するためのピーク検出部と、

前記ピーク値を利用して所定の生体情報を生成する信号処理部と

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 5】

前記信号処理部は、

前記ピークの時間間隔を計算して脈拍を測定する脈拍検出部を含むことを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 6】

前記信号処理部は、

前記ピーク値が検出された P P G 信号を帯域フィルタリングしてユーザの呼吸を測定する呼吸検出部を含むことを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 7】

前記信号処理部は、

検出された相異なる波長の P P G 信号の A C 成分及び D C 成分を検出して反射係数を測定する反射係数検出部と、

前記相異なる波長の反射係数の比によって血液内の酸素飽和度を検出する酸素飽和度検出部と

を含むことを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 8】

前記 P P G 信号処理部は、

前記 P P G 信号を増幅する増幅部と、

前記増幅部から出力された信号のノイズ成分を除去して前記ピーク検出部に出力するフィルタ部と

をさらに含むことを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号測定装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記生体信号測定部は、体内から放射された赤外線を検知し、検知された赤外線に対応する電氣的信号を出力する体温測定モジュールをさらに含み、前記制御部は、前記体温測定モジュールから出力された電氣的信号を利用してユーザの体温を計算する体温処理部をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 10】

前記体温測定モジュールは、

ユーザの鼓膜周辺に設置されて鼓膜から放射される赤外線を誘導する導波管と、
前記導波管によって誘導された赤外線を検知して電氣的信号に変換する受光部と
を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の生体信号測定装置。

10

【請求項 11】

前記導波管は、

赤外線を反射できる材質で構成されることを特徴とする請求項 10 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 12】

前記体温処理部は、

前記体温測定モジュールから入力された電氣的信号を増幅する増幅部と、
増幅された電氣的信号のノイズを除去するフィルタ部と、
前記電氣的信号をデジタル信号に変換する A / D 変換部と
を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の生体信号測定装置。

20

【請求項 13】

前記出力部は、

液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 9 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 14】

前記出力部は

移動通信端末機に含まれた液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 9 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 15】

前記制御部で生成されたユーザの生体情報は、前記移動通信端末機を通じて所定の診療機関に無線伝送されることを特徴とする請求項 14 に記載の生体信号測定装置。

30

【請求項 16】

前記出力部は、

C D プレーヤに含まれた液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 9 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 17】

前記出力部は

液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 18】

前記出力部は、

移動通信端末機に含まれた液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

40

【請求項 19】

前記制御部で生成されたユーザの生体情報は、前記移動通信端末機を通じて所定の診療機関に無線伝送されることを特徴とする請求項 18 に記載の生体信号測定装置。

【請求項 20】

前記出力部は、

C D プレーヤに含まれた液晶ディスプレイ装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、挿耳型生体信号測定装置及び方法に関する。具体的に、一つの装置で便利に体温、呼吸、脈拍、酸素飽和度のような多数の生体信号を測定でき、耳穴に挿入することによって被測定者の動きによって現れる動雑音を最小化しうる構造を有する挿耳型生体信号測定装置及び方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

人体に異常が発生すれば、血圧増加、脈拍増加、体温上昇及び心電図の変化のような色々な変化が現れる。そのうち、体温上昇は、最も代表的な人体異常の徴候であるので、病院や一般医療機関では、患者の診断のために必須的に測定しなければならない項目のうち一つである。一般的な体温測定方法では、水銀体温計による方法があり、最近では、人体内部の体温を代表しつつも体外温度に影響をあまり受けない挿耳型体温計が多く開発されて使用されている。このような挿耳型体温計は、体内温度と同じ鼓膜から放射される赤外線量を検出してこれを体温に換算するものであって測定時間が短く、測定部位が耳穴であるので、他部位に比べて測定に便利である利点を有している。

【 0 0 0 3 】

また、脈拍は、指で触知できる動脈の律動的拡張運動であって、動脈の律動的拡張は、心臓の収縮と関連して発生するので、脈拍を通じて心臓の拍動回数（収縮回数）を推定できる。したがって、患者の身体に異常が発生すれば、安定した状態でも脈拍数やリズム、強度が変わるため、これを測定することによって健康状態を点検できる。

【 0 0 0 4 】

一方、酸素飽和度は、酸素が飽和した動脈血の量（ SpO_2 ）をいう。これは、肺機能の評価や家庭で酸素治療時に血液中の酸素濃度の評価、または、喘息及び肺気腫の評価のために測定される。呼吸は、人体から廃気、すなわち炭酸ガスを排出する機能と酸素を供給する役割とを行っている。人間の肺は、外部から入る空気を広い面積に込めていて、炭酸ガスは、排出し、酸素だけ吸収する。肺動脈は、気圧の差を利用して全身で運搬してきた炭酸ガスを肺胞を通じて呼気と共に排出する。一方、肺静脈の血は、吸入された空気から酸素を吸収して清潔な血になって心臓に入る。したがって、呼吸が不安定であれば、人体の酸素供給が基本的に遮断され、これは、各器官の機能低下をもたらす。特に、酸素飽和度は、各機関に供給される酸素量と直接的に関連し、新陳代謝にとっても有用な情報を提供する。

【 0 0 0 5 】

図 1 は、前述したような生体情報のうち、体温を測定するための従来技術である特許文献 1 の放射形体温計の一例を示す図面である。図 1 に示された放射形体温計は、赤外線が通過するプローブ 110、最小一人の鼓膜及び鼓膜の周辺領域のうち少なくとも 1 箇所から放射される赤外線を前記プローブ 110 を通じて受光する受光部 120、受光部 120 の出力から温度を計算する信号処理手段 130、及び温度を出力する表示部 / 音響部 140 を備えたハウジング 150 で構成される。

受光部 120 は、前記プローブ 110 を通過した赤外線を集光する集光素子と、前記集光素子で集光された赤外線を受けて鼓膜及び前記鼓膜の周辺領域のうち少なくとも 1 箇所から放射される赤外線を受光するように配置された赤外線受光素子を備える。

【 0 0 0 6 】

しかし、図 1 に示された従来の挿耳型体温計は、別途の体温計装置であるので、体温を測定するためには、常に体温計を携帯しなければならない面倒さがある。また、正確な体温測定のために外耳道と体温計のプローブ 110 のチップとが密着しなければならないので、他人によって測定される場合、着用感を本人が直接調節できなくなる。一方、本人が直接測定する場合に、着用感は、自ら調節できるが、測定が正確になされたか、あるいは、測定値がいくらであるかを確認するために、測定が終了した後に体温計を外耳道から分離して表示部を確認しなければならないので、自家診断用としては、適しない。したがって、このような放射形体温計は、現在他人や医療陣による測定に主に使われている。また

10

20

30

40

50

、このような放射形体温計を現在開発している遠隔診療に活用するためには、別途の伝送装置を通じて測定結果値を伝送しなければならないので、機器間のインターフェース部分が必要になる。したがって、長時間あるいは頻繁に測定された結果をモニタリングするには困難が多い。

【 0 0 0 7 】

一方、図 2 は、従来技術である特許文献 2 に開示された生体信号測定機能を備えたモバイル機器の一例を示す図面である。図 2 に示された生体信号測定機能を備えたモバイル機器は、生体情報測定器の携帯の不便さを解決するためのものであって、ユーザの身体から検出された心拍数と体脂肪率とに基づいて心臓の機能を診断するか、または肥満度をチェックできる携帯通信端末機である。ここで、携帯通信端末機の本体の一側面には、ユーザの生体情報を測定するための電極 2 a , 2 b , 2 c , 2 d が付着している。 10

【 0 0 0 8 】

図 3 は、図 2 に示された従来技術の生体情報測定機能を有するモバイル機器の構成を示すブロック図である。携帯通信端末機 3 0 0 は、音声を通じて情報を交換する機能を行えるだけでなく、生体情報を測定するために大きく通信端末モジュール 3 2 0 と生体情報測定モジュール 3 1 0 とで構成される。通信端末モジュール 3 2 0 は、ユーザインターフェースであって送 / 受話部 3 2 6 を含み、文字情報を交換できる L C D のような画面表示部 3 2 1、キーパッドのような入力部 3 2 2 を含む。入力部 3 2 2 は、ユーザが携帯通信端末機を操作 / 制御することにも利用される。携帯通信端末機の情報交換は、無線通信部 3 2 3 を通じた無線データの送受信よりなりうる。メモリ部 3 2 4 は、携帯通信ユーザの情報を保存するか、または中央制御部 3 2 5 の制御動作に必要なデータを保存する。 20

【 0 0 0 9 】

一方、生体情報測定モジュール 3 1 0 は、体脂肪測定部 3 1 1 と心拍数測定部 3 1 2 とを含み、インターフェース 3 1 3 は、携帯通信端末機及び外部電子機器、例えば、着脱式生体情報測定モジュールとデータ交換を制御する。

【 0 0 1 0 】

図 4 は、図 3 の心拍数測定部 3 1 2 の構成を示す詳細ブロック図である。心拍数測定部 3 1 2 は、電圧生成部 4 0 1、電極 4 0 2、増幅器 4 0 3、パルス整形器 4 0 4、パルスカウンタ 4 0 5 及びインターフェース 4 0 6 で構成される。このような心拍数測定部 3 1 2 の動作を説明すれば、携帯通信端末機の本体に付着された電圧生成部 4 0 1 の電極 4 0 2 を被検体の身体の一部、例えば、右手及び左手に密着させれば、被検体の心臓拍動による電圧変動を感知できる。この電圧変動は、増幅器 4 0 3、例えば、差動増幅器によって増幅される。増幅された電圧変動信号は、パルス整形器 4 0 4 によってパルス信号に変換する。パルス信号は、パルスカウンタ 4 0 5 でカウントされて心臓拍動数が求められる。パルスカウンタ 4 0 5 の出力信号は、デジタル信号であってインターフェース 4 0 6 に入力される。中央制御部 3 2 5 は、計算された心拍数をディスプレイ 3 2 1 に表示し、無線通信部 3 2 3 を通じて伝送する。従来技術で使われた電極 4 0 2 は、体脂肪測定部 3 1 1 で使われる電圧測定電極のうち一部分を使用する。 30

【 0 0 1 1 】

しかし、生体情報測定携帯通信端末機は、生体情報測定のために電極を使用するので、電極を押す力によって発生しうる動雑音に影響を受け、皮膚と直接接触して測定するので、接触電極及び被検部の汚染の有無に敏感であり、特に電極が外部に露出される場合、損傷及び汚染されやすいので、携帯用通信端末機のような応用には、適さない。 40

【 0 0 1 2 】

また、酸素飽和度のような生体情報を得るためには、血中に含まれている成分を検出しなければならないので、酸化及び還元ヘモグロビンの濃度によって他の特性を有する入力信号を各々印加して、これによる差を使用して生体情報を得る方法が一般的であるが、従来の方法では、一つの電極で色々な種類の入力信号を印加できる構造ではないので、脈拍外のその他の項目測定のためには、不適合である。

【 0 0 1 3 】

【特許文献１】韓国特許第０３５３３８０号公報

【特許文献２】韓国特許公開第２００２－１１７３０号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１４】

本発明が解決しようとする技術的課題は、前記従来技術の問題を解決するために、体温測定のために携帯が簡便で自家診断が可能になるように着用感を自ら調節でき、他の伝送機器と接続せずにかつ測定された生体情報を伝送できて長時間のモニタリングが可能であり、２つ以上の相異なる波長を有する光を印加して現れる吸収度の変化を利用して酸素飽和度を測定すると同時に、脈拍及び呼吸情報に関する測定が可能な生体信号測定装置及び方法を提供することである。 10

【課題を解決するための手段】

【００１５】

前記課題を達成するための本発明の生体信号測定装置は、外面が耳穴の皮膚に密着されるように耳穴に挿し込まれ、外面を通じて耳穴の皮膚に相異なる波長を有する複数の光を照射し、耳穴の皮膚から反射された光を検出して生体情報が含まれているＰＰＧ（photo plethysmography）信号を出力するＰＰＧ測定モジュールを含む生体信号測定部と、ＰＰＧ測定モジュールで測定されたＰＰＧ信号を利用して所定の生体情報を生成するＰＰＧ信号処理部を含む制御部と、制御部で生成された生体情報をユーザに表示する出力部と、を含む。 20

【００１６】

一方、前記課題を達成するための本発明の他の生体信号測定装置は、外面が耳穴の皮膚に密着されるように耳穴に挿し込まれ、外面を通じて耳穴の皮膚に相異なる波長を有する複数の光を照射し、耳穴の皮膚から反射された光を検出して生体情報が含まれているＰＰＧ信号を出力するＰＰＧ測定モジュールを含み、ＰＰＧ信号を出力するための複数の電極を含む生体信号測定部と、音声を出力するためのスピーカを備え、複数の電極と接合される複数の電極を外部に備えて生体信号測定部の出力信号を受信するイヤホンと、イヤホンに備わった電極を通じてＰＰＧモジュールで測定されたＰＰＧ信号を受信し、ＰＰＧ信号を利用して所定の生体情報を生成するＰＰＧ信号処理部と、イヤホンで音声信号を出力する音響処理部を含む制御部と、制御部で計算された生体情報をユーザに表示する出力部と、を含む。 30

【００１７】

また、前記生体信号測定装置のＰＰＧ測定モジュールは、耳穴の皮膚に光を照射する光源部と、光源部によって照射されて前記耳穴の皮膚から反射された光を検出する光検出部とを含むことが望ましい。

また、前記生体信号測定装置のＰＰＧ信号処理部は、ＰＰＧ信号のピークを検出するためのピーク検出部と、ピーク値を利用して所定の生体情報を生成する信号処理部とを含むことが望ましい。

【００１８】

また、ＰＰＧ信号処理部に含まれた信号処理部は、前記ピークの時間間隔を計算して脈拍を測定する脈拍検出部を含むことが望ましい。 40

また、ＰＰＧ信号処理部に含まれた信号処理部は、ピーク値が検出されたＰＰＧ信号を帯域フィルタリングしてユーザの呼吸を測定する呼吸検出部を含むことが望ましい。

また、ＰＰＧ信号処理部に含まれた信号処理部は、検出された相異なる波長のＰＰＧ信号のＡＣ成分及びＤＣ成分を検出して反射係数を測定する反射係数検出部と、相異なる波長の反射係数の比によって血液内の酸素飽和度を検出する酸素飽和度検出部とを含むことが望ましい。

【００１９】

また、前記生体信号測定装置の生体信号測定部は、体内から放射された赤外線を感知し、感知された赤外線に対応する電氣的信号を出力する体温測定モジュールをさらに含み、 50

前記生体信号測定装置の制御部は、前記体温測定モジュールから出力された電気的信号を利用してユーザの体温を計算する体温処理部をさらに含むことが望ましい。

また、前記生体信号測定装置の出力部は、移動通信端末機に含まれた液晶ディスプレイ装置であることが望ましく、制御部で生成されたユーザの生体情報は、前記移動通信端末機を通じて所定の診療機関に無線伝送されることがより望ましい。

【0020】

一方、耳穴に挿し込まれてユーザの生体信号を測定する生体信号測定部、測定された生体信号を利用してユーザの生体情報を生成する制御部、及びユーザに生体情報を出力する出力部を備える挿耳型生体信号測定装置で生体信号を測定する方法は、(a)生体信号測定部でユーザの鼓膜周辺から放射される赤外線を受光してユーザの体温を測定する段階と、(b)生体信号測定部に密着された耳穴の皮膚に、相異なる波長を有する所定数の光を照射して生体情報が含まれているPPG信号を測定し、PPG信号を利用してユーザの酸素飽和度、脈拍、及び呼吸数のうち少なくとも一つを測定する段階と、(c)(a)段階及び(b)段階で測定された生体信号のうち少なくとも一つをユーザに出力する段階と、を含み、(a)段階及び(b)段階は、同時に行われることが望ましい。

10

【0021】

また、前記生体信号を測定する方法の(b)段階は、(b1)一面が耳穴の皮膚に密着されるように生体信号測定部に含まれたPPG測定モジュールで、耳穴の皮膚に相異なる波長を有する所定数の光を照射し、皮膚から反射された光を受光して前記PPG信号を出力する段階と、(b2)PPG信号波形のピークを検出する段階と、(b3)ピークが検出されたPPG信号波形を利用して生体情報を生成する段階と、を含むことが望ましい。

20

【0022】

また、前記(b3)段階は、検出された相異なる波長のPPG信号のAC成分及びDC成分を検出して反射係数を測定する段階と、相異なる波長の反射係数の比によって血液内の酸素飽和度を計算する段階とを含むことが望ましい。

また、前記(b3)段階は、ピークが検出されたPPG信号を帯域フィルタリングしてユーザの呼吸数を検出する段階を含むことが望ましい。

【0023】

また、前記(b3)段階は、ピークが検出されたPPG信号のピーク間の時間間隔によってユーザの脈拍を測定する段階を含むことが望ましい。

30

また、前記生体信号測定方法が行われる生体信号測定装置の出力部は、移動通信端末機に備わった液晶ディスプレイであり、(c)段階は、(a)段階及び(b)段階で測定された生体信号を移動通信端末機を通じて所定の診療機関に無線伝送する段階を含むことが望ましい。

【発明の効果】

【0024】

本発明の生体情報測定装置は、色々な項目の生体情報を測定できるモジュールを含みつつも耳穴に挿入できるように構成され、単一の生体情報測定装置で色々な項目の生体情報を同時に測定でき、耳穴に挿入して生体情報を測定するので、動きによって現れる動雑音の影響を最小化でき、電極による測定装置に比べてセンサーが汚染または破損されて現れる誤差を減らすことができる。

40

【0025】

また、本発明の生体情報測定装置は、イヤホンのように携帯用機器に連結して使用できるので、携帯が簡便で携帯機器に表示される測定値を観察しつつ着用感によって本人が直接携帯機器の装着を調節できる。すなわち、ユーザが自ら測定できるので、自家診断が可能である。

また、本発明の生体信号測定装置が移動通信端末機と結合される場合に、測定された生体信号は、移動通信端末機に備わったディスプレイ装置を通じてユーザに出力され、移動通信端末機を通じて測定された結果を遠隔の診療機関に容易に伝送できるので、遠隔診療を可能にする。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、添付された図面を参照して本発明の望ましい実施形態の生体信号測定装置及び方法を説明する。

図5Aは、本発明の望ましい第1実施形態による生体信号測定装置の構成を示すブロック図であり、図5Bは、本発明による生体信号測定装置をモバイル機器を利用して構成した一実施形態を示す図面である。

【0027】

図5Aを参照すれば、本発明の生体情報測定装置は、耳穴に挿し込まれて生体信号を測定する生体信号測定部500、生体信号測定部500で測定された生体信号を利用して生体情報を計算する制御部550、及び前記制御部550で計算された生体情報をユーザに画面に出力するディスプレイ部590を含む。また、生体信号測定部500は、耳穴から放射される赤外線を利用して体温を測定する体温測定モジュール510、及び耳穴の皮膚に密着されるように挿し込まれた生体信号測定部500の外面に設置されてPPG信号を測定するPPG測定モジュール520を含む。 10

【0028】

本発明の生体情報測定装置を具現した一例を図5Bに示した。図5A及び図5Bを参照して本発明の生体情報測定装置の構造を説明すれば、生体信号測定部500は、耳穴に挿入可能に構成され、耳穴の皮膚と密着される外面にPPG測定モジュール520が設置され、挿入された生体信号測定部500のうち鼓膜に近い部分に体温測定モジュール510が設置される。したがって、本発明の生体信号測定部500は、図5Bで共に示されたイヤホン530のような形態で構成できる。但し、生体信号測定部500に含まれる体温測定モジュール510は、鼓膜部位から放射される赤外線をさらに効果的に感知できるように鼓膜周囲に配置されることが望ましいので、生体信号測定部500は、円錐形で構成され、体温測定モジュール510は、円錐形の生体信号測定部500の頂点部位に配置されることが望ましく、鼓膜周辺の赤外線を誘導する導波管511及び導波管を通じて入力された赤外線を感知するように赤外線センサーに具現される受光部513で構成される。 20

【0029】

一方、本発明のディスプレイ部590は、別途のディスプレイ装置を利用でき、従来のディスプレイ装置を備えた機器のディスプレイ装置を利用することもある。図5Bは、本発明のディスプレイ装置としてモバイル機器を利用した一例を示した。したがって、本発明のディスプレイ部590は、移動通信端末機の液晶ディスプレイ、PDAの液晶ディスプレイ、及びCDプレーヤの液晶ディスプレイ装置を利用して具現でき、移動通信端末機器を利用する場合には、ディスプレイされた生体情報を所定の医療機関に伝送して遠隔診療を行うことが可能になる。以下では、ディスプレイ部590としてモバイル機器を利用した場合を例として説明する。 30

【0030】

一方、本発明の制御部550は、生体信号測定部500と分離されて構成され、生体信号測定部500から入力された信号を利用して生体情報を計算し、計算された情報をディスプレイ部590に出力する役割を行う。また、本発明の制御部550は、本発明のディスプレイ部590がモバイル機器に具現される場合に、モバイル機器の内部に設置されることが可能であるだけでなく、モバイル機器の外部に分離されて設置された場合には、図5Bに示されたようにイヤホン530を接続できるジャックを備えてモバイル機器から出力される音響信号を制御してイヤホンに出力できる。 40

【0031】

図6は、本発明の制御部550の構成を示すブロック図である。制御部550は、体温測定モジュール510の赤外線センサーによって検出された信号を体温値に変換するための体温処理部570、及びPPG測定モジュール520によって検出されたPPG信号を利用して脈拍、呼吸、酸素飽和度の測定値を生成するためのPPG信号処理部580、ディスプレイ部590が具現されたモバイル機器の選択信号によって体温処理部570及び 50

P P G 信号処理部 5 8 0 の信号をモバイル機器に選択的に伝送するための伝送部 5 6 5 で構成される。また、制御部 5 5 0 に携帯機器の音響信号を出力できるイヤホン 5 3 0 が連結された場合には、マイク 5 3 5 を利用して音声信号を入力されるか、またはスピーカ 5 3 7 を通じて携帯機器の音声信号を出力し、出力される音声信号の音量を調節する音響処理部 5 6 0 をさらに含む。但し、体温処理部 5 7 0、P P G 信号処理部 5 8 0、及び音響処理部 5 6 0 の出力を直接モバイル機器に入力し、ディスプレイ部 5 9 0 を含むモバイル機器に含まれた制御部（図示せず）から選択的に出力できるということは、当業者なら分かる。

【0032】

以下で、まず制御部 5 5 0 の各構成について説明した後、各構成で行われる処理過程を説明する。 10

図 7 は、図 6 に示された体温処理部 5 7 0 の構成を示す詳細ブロック図である。前記体温処理部 5 7 0 は、体温測定モジュール 5 1 0 から出力された信号を増幅するための増幅部 5 7 1、増幅された信号からノイズ成分を除去するためのフィルタ部 5 7 2、及びフィルタリングされた信号をデジタル信号値に変換して伝送部 5 6 5 に伝達するための A / D 変換部 5 7 3 で構成される。

【0033】

図 8 は、図 6 に示された P P G 測定モジュール 5 2 0 及び P P G 信号処理部 5 8 0 の構成を示す詳細ブロック図である。本発明の P P G 測定モジュール 5 2 0 は、生体信号を測定する部位である、生体信号測定部 5 0 0 に密着された耳穴部位に光源を照射するための第 1 光源、第 1 光源と相異なる波長を有して測定部位に光源を照射するための第 2 光源、及び第 1 及び第 2 光源によって照射されて生体測定部位を経て生体情報を含みつつ反射された光を検出するための光検出器を含む。また、P P G 信号処理部 5 8 0 は、光検出器から検出された信号を増幅するための増幅器 5 8 1、増幅器 5 8 1 の出力信号からノイズ成分を除去するためのフィルタ部 5 8 3、ノイズが除去された出力から波形のピークを検出するためのピーク検出部 5 8 5、及び第 1 光源による検出信号と第 2 光源による検出信号とのピーク値を利用して生体情報を計算して前記ディスプレイ部 5 9 0 に出力する信号処理部 5 8 7 を含む。 20

【0034】

図 9 は、図 8 に示された信号処理部 5 8 7 の構成を示す詳細ブロック図である。信号処理部 5 8 7 は、ユーザの脈拍を測定するためにピーク検出部 5 8 5 から検出されたピークの時間間隔を計算し、時間間隔によって脈拍を測定する脈拍検出部 9 1 0 を含む。 30

また、信号処理部 5 8 7 は、ユーザの酸素飽和度を測定するために、動脈の脈動成分による反射光の強度変化量を検出するためにピーク検出部 5 8 5 から出力された波形の最大値と最低値間の変化成分を検出する A C 検出部 9 2 0、非脈動成分による反射光の強度を検出するためにピーク検出部 5 8 5 から出力された波形の最低値を検出する D C 検出部 9 2 2、脈波の D C 及び A C 成分を利用して反射係数を計算する反射係数検出部 9 2 4、及び反射係数によってユーザの酸素飽和度を計算する酸素飽和度検出部 9 2 6 を含む。

また、信号処理部 5 8 7 は、ユーザの呼吸を検出するために、ピーク検出部 5 8 5 から入力された脈波信号を帯域フィルタリングする B P F (B a n d P a s s F i l t e r) 9 3 0 及び帯域フィルタリングされた脈波信号を利用してユーザの呼吸を検出する呼吸検出部 9 3 5 を含む。 40

【0035】

これまで、本発明の生体信号測定部 5 0 0、制御部 5 5 0 及びディスプレイ部 5 9 0 の構成について説明した。以下では、図 1 0 ないし図 1 5 A、図 1 5 B をさらに参照してそれぞれの生体信号を測定する方法を説明する。

まず、本発明による生体信号測定部 5 0 0 で体温を測定する方法について説明する。人体皮膚組織の温度は、各部位によって偏差があり、また外部温度によっても変化が激しいので、体温測定部位をよく選択しなければならない。通常、接触式体温計の場合、体温測定部位は、こわきや肛門を利用しており、非接触式体温計の場合には、外耳道の内部の鼓 50

膜を利用する。鼓膜の温度は、人体内部の温度に非常に近いと医学的に知られており、また外部温度の影響をほとんど受けない。このような体内温度と輻射電磁波あるいは赤外線エネルギーとの関係は、次の通りである。

【 0 0 3 6 】

黒体から輻射されて放出される電磁波エネルギーの総量は、次の式 (1) のステファン - ボルツマン法則によって黒体温度の 4 乗に比例する。

【数 1】

$$Q = \sigma T^4 \quad \dots \quad (1)$$

10

【 0 0 3 7 】

ここで、 Q は、輻射されて放出される電磁波エネルギーの総量、 T は、黒体の温度、及び σ は、ステファン - ボルツマンの定数である。一方、人体のように完全黒体ではない物体から輻射されて放出される電磁波のエネルギー量は、その物体の輻射物によって影響を受ける。このような物体を一般的に灰色体といい、この物体の輻射率を ω という時、式 (1) は、次の式 (2) のように変形される。

【 0 0 3 8 】

【数 2】

$$Q = \omega \sigma T^4 \quad \dots \quad (2)$$

20

ここで、 ω は、輻射率であって 0 から 1 間の値を有し、人体の場合、遠赤外線帯域での輻射率は、ほぼ 1 に完全黒体に近い特性を表す。したがって、人体内部から放射される赤外線のエネルギー総量を検出すれば、体内の絶対温度を計算できる。また、このエネルギーの変化は、体温の変化の 4 乗に比例する。

【 0 0 3 9 】

図 1 0 は、このような黒体の各温度で波長に対する輻射エネルギーを示すグラフである。一定の温度で黒体から輻射されるエネルギーは、波長が長くなるにつれて次第に増加してピークに到達した後、波長がさらに長くなれば、輻射エネルギーは、再び減少する。このような特性曲線のピークは、温度の変化によって変わり、各温度でピークが発生する波長も変わる。図 1 0 に示されたように、温度が 1 1 0 0 K である時、ピークを表す波長は、約 2.5 μm であるが、温度が 8 0 0 K に低下すれば、約 3.8 μm でピークを表し、輻射エネルギーの強度も弱くなる。したがって、特定温度 T で最大輻射エネルギーを出す波長 λ は、式 (3) によって定義される。

30

【 0 0 4 0 】

【数 3】

$$\lambda(\text{max}) = 0.29/T \quad \dots \quad (3)$$

一般的に、非接触式赤外線体温計の対象となる物体の温度は、約 3 0 ~ 4 0 であるので、最高エネルギーを輻射する波長が約 8 ~ 1 2 μm 帯域に集中している遠赤外線を発生する。したがって、これを検出するための光検出器の応答特性は、この帯域で良好でなければならない。

40

【 0 0 4 1 】

赤外線体温計に利用される一般的なセンサーのフィルタ特性は、図 1 1 に示したような周波数応答を有さなければならない。すなわち、約 6 ~ 1 6 μm で応答が大きく現れ、人体特性帯域である約 8 ~ 1 2 μm では、ほぼ一定の透過度を表すことが望ましい。黒体から輻射されて放出される電磁波の総量は、温度の 4 乗に比例するが、測定範囲が体温計のように狭すぎる場合 (3 0 ~ 4 0)、その範囲内で線形的であると考えても大きな誤差はない。図 1 2 は、前記図 1 1 に使われたセンサーの温度別出力電圧を示している。前述

50

したように、温度範囲 30 ~ 40 間では、線形的な特性を表している。

【0042】

したがって、前述した赤外線センサーの応答に基づいて、本発明のための体温測定モジュール 510 の動作原理を図 5 B 及び図 7 を参照して説明する。本発明の体温測定モジュール 510 は、前述したように集光用導波管 511 及び受光部 513 の赤外線センサーで構成され、集光用導波管 511 は、放射赤外線を集光するために鼓膜に近く配置される。導波管 511 の内部には、赤外線を反射できる材質を利用して集光された赤外線を受光部の赤外線センサー 513 に誘導する。誘導された赤外線は、生体信号測定部 500 の内部に装着された赤外線受光部（赤外線センサー）から検出され、受光部 513 は、赤外線量による電気信号を発生させる。

10

【0043】

このように発生した電気信号は、伝送またはデジタル化されるには微弱な信号であるので、これを増幅するための増幅部 571 に入力される。増幅部 571 で増幅された検出信号は、多数のノイズ成分を含んでおり、本発明で体温測定に要求される信号成分は、経時的に変化する交流成分よりはピーク波長で現れる直流成分であるので、増幅部 571 から入力された信号成分は、フィルタ部 572 でフィルタリングされてノイズ及び交流成分が除去された後、ディスプレイ部 590 に表示されるために A/D 変換部 573 でデジタル値に変換され、変換されたデジタル値は、ユーザに表示されるように体温値に変換される。

20

【0044】

但し、本発明のディスプレイ部 590 が図 5 B に示されたように、移動通信端末機のようなモバイル機器の液晶ディスプレイ装置である場合には、本発明の A/D 変換部 573 は、単純に入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、変換されたデジタル信号は、モバイル機器に事前に備わった演算部で体温に換算されてディスプレイ部 590 を通じてユーザに出力される。また、本発明の体温処理部 570 を含む制御部 550 が、ディスプレイ部 590 を含むモバイル機器の内部に含まれて、体温測定モジュール 510 がモバイル機器に直接連結されることもあるということは当業者なら分かる。

【0045】

このような耳穴挿入型生体信号測定部 500 に備わった体温計を利用して体温を測定するために、ユーザは、生体信号測定部 500 を耳穴に挿入し、携帯機器のディスプレイ部 590 を確認しつつユーザが自ら測定を始め、測定結果を確認でき、もし挿入が不適合であって再測定を要求する場合にも、これを自ら調整できる。

30

【0046】

以下、図 8、図 9 及び図 13 を参照して、本発明の酸素飽和度を測定する方法について説明する。酸素飽和度とは、総ヘモグロビン濃度に対する酸素と結合した酸化ヘモグロビン濃度の比率を百分率で表したものであって、体内細胞の機能が正常に維持されるための酸素が血液中に飽和されている量を定量的に表す方法である。最小 2 つ以上の波長を有する光源を利用した酸素飽和度の検出方法に関する研究は多くなされてきた。そのうちの代表的な一方法は、酸素飽和度を測定するために生体組織に赤色光と赤外光とを透過させて動脈血の脈動成分に対する波長別吸光度を求め、その値の比率を利用して酸素飽和度を計算する。人体に照射された光の吸収は、一定の透過経路を有する骨、生体組織の非脈動成分によってほとんどなされ、人体に照射された光の 1 ~ 2 % 程度の量が動脈血の脈動成分によって吸収される。透過光の強度から各波長別の前記脈動成分で吸収された入射光の量と、非脈動成分で吸収された入射光の量とを求めることができるが、赤色光及び赤外光の二波長で非脈動成分によって吸収された入射光の量と脈動成分によって吸収された入射光の量との比は、動脈血中に存在するヘモグロビンに対する光の吸収を表す。結局、相異なる波長でヘモグロビンによって吸収された量の割合から酸素飽和度を決定できる。図 13 で、I_p と I_v とは、脈動成分で最大吸収点と最小吸収点とを各々表す。

40

【0047】

P P G 測定モジュール 520 及び P P G 信号処理部 580 の構成を示す図 8 を参照すれ

50

ば、第1光源から照射される入射光は、生体で反射され、経路aを経る間に動脈血管に当たり、脈動によるモジュレーションの影響を受け、経路bを経る間には、脈動による影響を受けない。もし、動脈血管の半径を r_a とし、生体の半径を r_b とする時、光検出器で測定される光の総時不変成分DCは、図13に示されたように、次の式(4)のように経路aを通じて反射された光の時不変成分 DC_a と経路bを通じて反射された光の時不変成分 DC_b とよくなる。

【0048】

【数4】

$$DC = DC_a + DC_b \quad \dots \quad (4)$$

10

ここで、 DC_a は、次の式(5)のように表現できる。

【0049】

【数5】

$$DC_a = f(r_a, r_b, \lambda) DC \quad \dots \quad (5)$$

ここで、 $f(r_a, r_b, \lambda)$ は、血管を含む生体の構造によって変わる因子であって定数であり、 λ は、入射光の波長を表す。この時、動脈血管の脈動による血液量の変化によって生体で反射される光の強度は、光減衰度 $OD_{t.o.t}$ の変化量 $\Delta OD_{t.o.t}$ だけモジュレーションされる。ここで、 $\Delta OD_{t.o.t}$ は、経路aを過ぎる光に関するものであり、次の式(6)のように表現できる。

20

【0050】

【数6】

$$\Delta OD_{tot} = AC/DC_a = f^{-1}(r_a, r_b, \lambda) AC/DC \quad \dots \quad (6)$$

ここで、 $f(r_a, r_b, \lambda)$ を正確に測定することは、非常に難しいので、二つの波長 λ_1 及び λ_2 に対する反射係数 R_1 及び R_2 を測定した後、その変化量の比率($R_{12} = R_1 / R_2$)を次の式(7)のように得ることによって、 $f(r_a, r_b, \lambda)$ を正確に測定せずとも酸素飽和度を計算できる。

30

【0051】

【数7】

$$R_{12} = \frac{R_1}{R_2} = \frac{\Delta OD_{tot, \lambda 1}}{\Delta OD_{tot, \lambda 2}} = \frac{AC_{\lambda 1} / DC_{\lambda 1}}{AC_{\lambda 2} / DC_{\lambda 2}} \quad \dots \quad (7)$$

40

ここで、 $AC_{\lambda 1}$ 及び $AC_{\lambda 2}$ は、第1及び第2波長 λ_1 及び λ_2 に対する時変成分であり、 $DC_{\lambda 1}$ 及び $DC_{\lambda 2}$ は、第1及び第2波長 λ_1 及び λ_2 に対する時不変成分を各々表す。例えば、式(7)は、パルス酸素濃度計で利用する方式を通じて求められる。

【0052】

結局、式(7)に記載されたように、反射係数検出部924は、ピーク検出部585を通じて光検出器から入力されてAC検出部920から検出された時変成分 $AC_{\lambda 1}$ または $AC_{\lambda 2}$ をDC検出部922から検出された時不変成分 $DC_{\lambda 1}$ または $DC_{\lambda 2}$ で除算して波長別の光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t.o.t, \lambda 1}$ または $\Delta OD_{t.o.t, \lambda 2}$ を求め、第1光源の光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t.o.t, \lambda 1}$ を第2光源の光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t.o.t, \lambda 2}$ で除算して第2光源に対する第1光源の反射係数の比率を求めることが分かる。

50

【 0 0 5 3 】

一方、酸素飽和度検出部 9 2 6 は、反射係数検出部 9 2 4 から入力された少なくとも一つの比率 R_{12} を利用して血液に含まれたヘモグロビン濃度 C_{Hb} を計算する。本発明による一実施形態によれば、第 1 及び第 2 波長 λ_1 及び λ_2 が選択されたとすると、求められた比率 R_{12} からヘモグロビン濃度 C_{Hb} は、次の式 (8) のように計算される。

【 数 8 】

$$C_{Hb} = \frac{35^2(\varepsilon_1 - R_{12}\varepsilon_2)}{k_1a_1 - k_2a_2R_{12}} + 35 \quad \dots \quad (8)$$

10

【 0 0 5 4 】

ここで、 ε_1 は、第 1 波長 λ_1 に対する吸光係数を表し、 ε_2 は、第 2 波長 λ_2 に対する吸光係数を各々表す。また k_1 及び k_2 は、所定身体部位で入射光を散乱させ、入射光を吸収させる特性及び第 1 及び第 2 波長 λ_1 及び λ_2 によって決定される定数を表し、 a_1 及び a_2 は、散乱粒子のサイズ、ヘモグロビン屈折率、血清の屈折率及び波長によって決定される定数を表す。

【 0 0 5 5 】

酸素飽和度検出部 9 2 6 は、測定されたヘモグロビン濃度 C_{Hb} を利用して次の数式 9 のように酸素飽和度 S を計算し、計算された酸素飽和度 S をディスプレイ部 5 9 0 に出力する。

20

以下、酸素飽和度検出部 9 2 6 で行われる酸素飽和度の検出過程を説明する。まず、少なくとも二つの波長のうち一つ λ_x を選択し、ヘモグロビンの形態によって吸光係数の差が最も大きくなる波長 λ_o を選択する。

【 0 0 5 6 】

この時、 λ_x 及び λ_o は、生体分光学理論で導出された波長であって、血液中に含まれたヘモグロビンと二酸化ヘモグロビンとの量によってよく変化する波長がある一方、あまり変化しない波長があるが、本発明の λ_x (基準値) は、ヘモグロビンと二酸化ヘモグロビンとの量によって、あまり変化しない波長であり、 λ_o は、変化し易い波長である。例えば、 λ_o は、ヘモグロビン Hb と二酸化ヘモグロビン HbO_2 との吸収係数差が最も大きくなる波長である 6 6 0 nm になることができ、 λ_x は、近赤外線帯域 (8 0 0 ~ 9 5 0 nm) の 8 0 5 nm に選択されうる。このような内容は、J. G. Webster 著、" Design of Pulse Oximeters " の第 4 0 ないし第 5 5 頁に詳細に記述されており、当該技術分野の当業者なら分かるので、ここでその詳細な説明は、省略する。

30

【 0 0 5 7 】

酸素飽和度検出部 9 2 6 は、選択された波長 λ_o に対する光減衰度の変化量 ΔOD_{t_o} 、 t_{λ_o} 、及び波長 λ_x に対する光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t_o, t_{\lambda_x}}$ を各々求めた後、波長 λ_o に対する光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t_o, t_{\lambda_o}}$ と波長 λ_x に対する光減衰度の変化量 $\Delta OD_{t_o, t_{\lambda_x}}$ 間の比 R_{ox} を求める。

40

その後、酸素飽和度検出部 9 2 6 は、 R_{ox} と前記ヘモグロビン濃度 C_{Hb} とを利用して次の式 (9) によって血液に含まれた酸素飽和度 S を計算する。

【 0 0 5 8 】

【数 9】

$$S = \frac{R_{ox}(\varepsilon_{Hb\lambda x} - \varepsilon_{Hb\lambda o})C_{Hb} + (k_x a_x - k_o a_o)H(1-H)}{(\varepsilon_{HbO_2\lambda o} - \varepsilon_{Hb\lambda o})C_{Hb}} \quad \dots \quad (9)$$

ここで、 $\varepsilon_{HbO_2\lambda o}$ は、波長 λo に対する二酸化ヘモグロビン HbO_2 の吸光係数を表し、 $\varepsilon_{Hb\lambda o}$ は、波長 λo に対するヘモグロビン Hb の吸光係数を表し、 $\varepsilon_{Hb\lambda x}$ は、波長 λx に対するヘモグロビンの吸光係数を表し、 k_x 及び k_o は、所定部位で入射光を散乱/吸収させる特性及び波長 λx 及び λo によって決定される定数である。 a_x 及び a_o は、散乱粒子のサイズ、ヘモグロビン屈折率 n_{Hb} 、血清の屈折率 n_{plasma} 及び波長 λx 及び λo によって決定される定数を表す。

【0059】

図14は、本発明による脈拍数の測定方法を説明するフローチャートである。図8及び図14をさらに参照して本発明の脈拍測定方法を説明する。

本発明の酸素飽和度の測定に必要な脈波測定過程で動脈血管内の血流量の変化は、心臓拍動によって引き起こされ、心臓拍動を測定することが脈拍である。図8に示されたように、人体の所定部位で入射された後に反射された光は、光検出器で受光されて電気的な信号に変換される。変換された電気的信号は、増幅器581で増幅されて一定時間収集されて脈波波形データが形成され、脈波波形データは、帯域通過フィルタ583によって帯域通過フィルタリングされる(S1410)。ピーク検出部585は、帯域通過フィルタリングされた信号を微分し、傾斜が陽から陰に変化する変曲点を探す(S1420)。変曲点のサイズが初期に指定したしきい値と比較して大きい場合、図15Aのようにピークに検出する(S1430)。脈拍検出部910は、検出されたピーク間の平均時間差を計算し(S1440)、ピーク間の平均時間差で60秒を割ることによって分当り脈拍数を計算する(S1450)。

【0060】

図15Bは、本発明によるユーザの呼吸を検出する方法を説明する図面である。

図9及び図15Bを参照すれば、脈波波形(PPG)のAC成分は、心臓の拍動と同期するだけでなく、呼吸信号とも同期する。PPG信号と呼吸との相関関係は、次の通りである。人体の恒常性維持特性による発生起電によって吸気時には、胸部内の圧力が低くなって心臓への血液の帰還量が増加し、心拍出量の増加によって血圧が高まり、減圧中枢が興奮されて末梢動脈が拡張される。呼気時には、反対の生理作用によって末梢動脈が収縮し、末梢動脈の拡張と収縮とによる光路長の変化でPPGに反映される。このような呼吸信号及びAC信号の同期は、呼吸によって血流量の変化が発生し、これがPPGに反映されるために起こる。

【0061】

本発明では、PPG信号から呼吸信号を抽出するために、デジタルフィルタを利用して呼吸信号帯域の周波数成分を分類する方法を使用した。ピーク検出部585から出力された脈波波形信号は、一般的な呼吸信号の周波数帯域を含む約0.13~0.48Hzの遮断周波数を有する帯域通過フィルタ(BPF)930でフィルタリングされて出力され、呼吸検出部935は、フィルタリングされた信号から呼吸信号を検出して呼吸信号の平均周期で60秒を割ってユーザの平均呼吸数を計算してディスプレイ部590に出力する。図16A及び図16Bは、本発明を検証するために測定したPPG信号と呼吸信号とを表したものであって、図16Aは、本発明によって測定されたPPG信号を、図16Bは、呼吸信号を各々示す。また、図17Aは、図16AのPPG信号を本発明によって帯域通過フィルタリングを行った後のPPG波形であり、図17Bは、呼吸信号だけを表すために図16Bの呼吸信号から低周波数成分を除去した波形である。帯域通過されたPPG信号と呼吸信号とは、深い相関関係があることを図17A及び図17Bで確認できる。

【 0 0 6 2 】

これまで、本発明の望ましい第 1 実施形態による挿耳型生体信号測定装置及び方法について説明した。以下、本発明の第 2 実施形態による挿耳型生体信号測定装置を示す図 1 8 を参照して、本発明の第 2 実施形態を説明する。

第 2 実施形態の挿耳型生体信号測定装置は、生体信号測定部 1 8 0 0 をキャップ状に具現し、従来の携帯機器から音声を再生するイヤホン 1 8 3 0 にかぶせて生体信号を測定するという点で、第 1 実施形態と差がある。したがって、基本的な生体測定部 1 8 0 0、制御部 1 8 5 0、及びディスプレイ部 1 8 9 0 の構造は、前述した第 1 実施形態と実質的に同じであるので、以下では、第 1 実施形態と異なる構成についてだけ説明する。

【 0 0 6 3 】

第 2 実施形態の場合に、本発明に利用されるイヤホン 1 8 3 0 は、体温測定モジュール 1 8 1 1、1 8 1 3 及び P P G 測定モジュール 1 8 2 0 に駆動電源を提供し、測定された信号を受信する多数の電極 1 8 3 5 を外側に備える。また、キャップ状の生体信号測定部 1 8 0 0 は、イヤホン 1 8 3 0 が挿入されうる溝を有し、溝の内部にイヤホン 1 8 3 0 が溝に挿入される時、前記イヤホン電極 1 8 3 5 と連結が可能であるように多数の電極 1 8 1 5、1 8 2 5 を配置する。また、キャップの内部には、前記第 1 実施形態で使われた赤外線集光のための導波管 1 8 1 1 及び集光された赤外線を電気信号に変換するための赤外線受光素子である赤外線センサー 1 8 1 3 を含む。

【 0 0 6 4 】

ユーザは、図 1 8 に示されたようなキャップ構造の生体信号測定部 1 8 0 0 に備わった電極 1 8 1 5、1 8 2 5 がイヤホン 1 8 3 0 の電極 1 8 3 5 と連結されるように装着し、イヤホン 1 8 3 0 と連結されたキャップ 1 8 0 0 をユーザが自ら耳穴に挿入して体温及び P P G 信号を測定する。

【 0 0 6 5 】

本発明は、また、コンピュータで再生できる記録媒体にコンピュータ可読コードとして具現することが可能である。コンピュータ可読記録媒体は、コンピュータシステムによって再生されうるデータが保存される全ての種類の記録装置を含む。コンピュータ可読記録媒体の例としては、R O M、R A M、C D - R O M、磁気テープ、フレキシブルディスク、光データ保存装置があり、またキャリアウェーブ（例えば、インターネットを通じた伝送）状に具現されるものも含む。また、コンピュータ可読記録媒体は、ネットワークで連結されたコンピュータシステムに分散され、分散方式でコンピュータ可読コードが保存されかつ実行されうる。

【 0 0 6 6 】

今まで、本発明についてその望ましい実施形態を中心に説明した。当業者は、本発明が本発明の本質的な特性から外れない範囲で変形された形態に具現されうるということが分かる。したがって、開示された実施形態は、限定的な観点ではなく、説明的な観点で考慮しなければならない。本発明の範囲は、前述した説明ではなく、特許請求の範囲に現れており、それと同等な範囲内にある全ての差異点は、本発明に含まれていると解釈されなければならない。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 7 】

本発明は、動雑音の影響を受けずに体温、呼吸、脈拍、酸素飽和度のような多数の生体情報を同時に正確に測定でき、このような技術は、生体信号の測定による健康診断を目的とする多様な分野に適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 8 】

【図 1】従来技術による挿耳型体温測定装置の一例を示すブロック図である。

【図 2】従来技術による生体信号測定機能を備えたモバイル機器の一例を示す図面である。

【図 3】図 2 に示された従来技術の生体情報測定機能を有するモバイル機器の構成を示す

10

20

30

40

50

ブロック図である。

【図 4】図 3 の心拍数測定部の構成を示す詳細ブロック図である。

【図 5 A】本発明の望ましい第 1 実施形態による生体信号測定装置の構成を示すブロック図である。

【図 5 B】本発明による生体信号測定装置をモバイル機器を利用して構成した一実施形態を示す図面である。

【図 6】図 5 A に示された制御部の構成を示すブロック図である。

【図 7】図 6 に示された体温処理部の構成を示す詳細ブロック図である。

【図 8】図 6 に示された P P G 測定モジュール及び P P G 信号処理部の構成を示す詳細ブロック図である。

10

【図 9】図 8 に示された信号処理部の構成を示す詳細ブロック図である。

【図 1 0】黒体の波長別輻射エネルギーを示すグラフである。

【図 1 1】センサーフィルタの透過率特性を示す図面である。

【図 1 2】センサーの温度特性を示す図面である。

【図 1 3】測定された P P G 波形を示す概念図である。

【図 1 4】本発明による脈拍数測定方法を説明するフローチャートである。

【図 1 5 A】検出された脈拍信号を示す図面である。

【図 1 5 B】本発明によるユーザの呼吸を検出する方法を説明する図面である。

【図 1 6 A】同時に測定された P P G 信号及び呼吸信号を示す図面である。

【図 1 6 B】同時に測定された P P G 信号及び呼吸信号を示す図面である。

20

【図 1 7 A】本発明の P P G 信号を利用して検出した呼吸信号及び図 1 6 A , 図 1 6 B に示された呼吸信号を高域フィルタリングした呼吸信号を示す図面である。

【図 1 7 B】本発明の P P G 信号を利用して検出した呼吸信号及び図 1 6 A , 図 1 6 B に示された呼吸信号を高域フィルタリングした呼吸信号を示す図面である。

【図 1 8】本発明の望ましい第 2 実施形態による生体信号測定装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 6 9 】

5 0 0 ... 生体信号測定部

5 1 1 ... 導波管

5 1 3 ... 受光部

5 2 0 ... P P G 測定モジュール

5 3 0 ... イヤホン

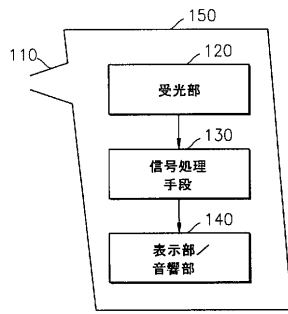
5 5 0 ... 制御部

5 9 0 ... ディスプレイ部

30

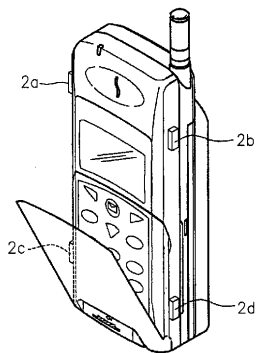
【図 1】

(従来の技術)



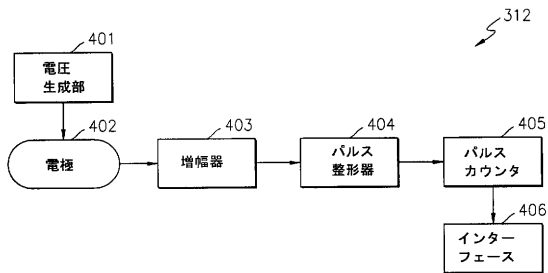
【図 2】

(従来の技術)

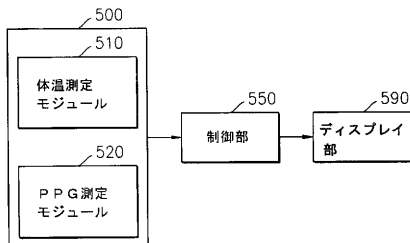


【図 4】

(従来の技術)

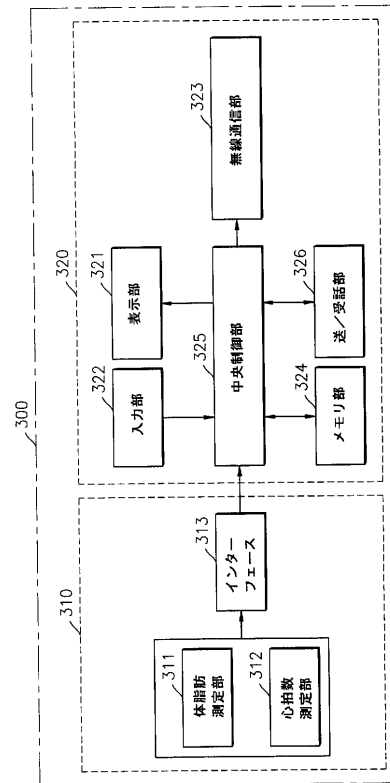


【図 5 A】

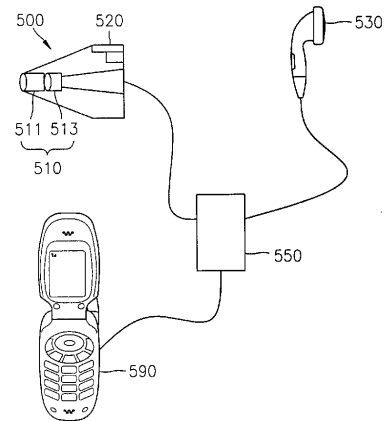


【図 3】

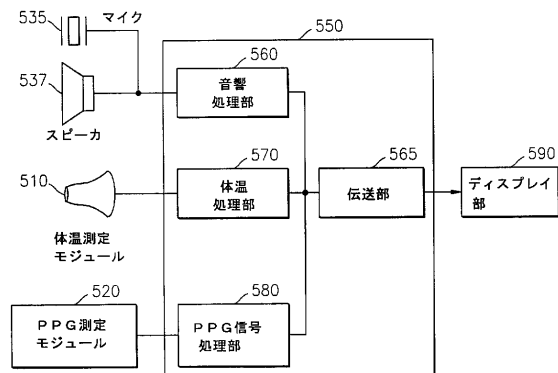
(従来の技術)



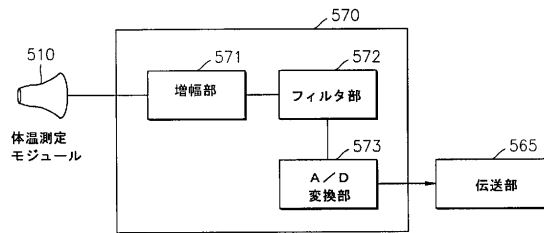
【図 5 B】



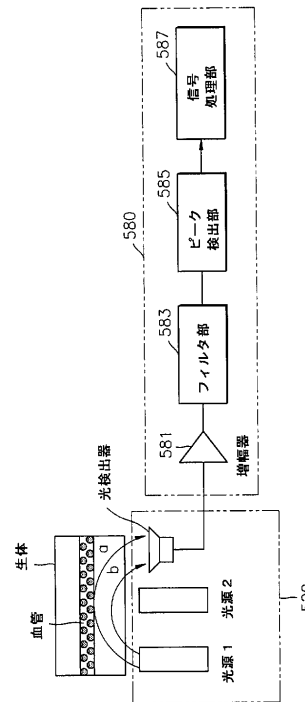
【図 6】



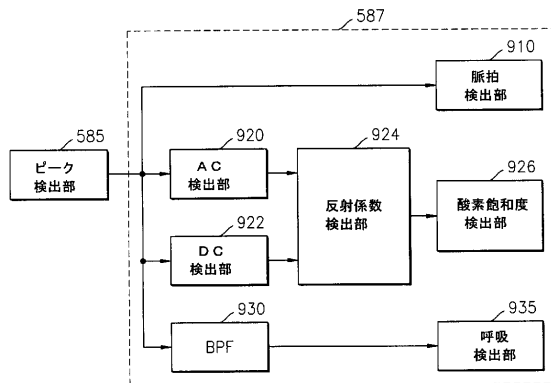
【図 7】



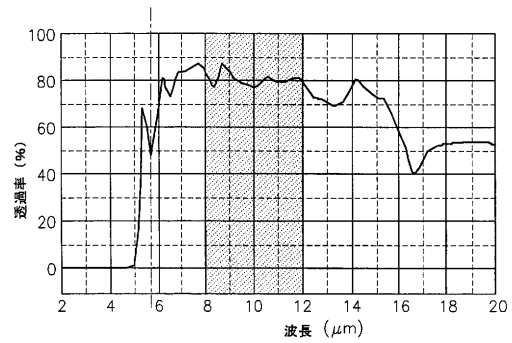
【図 8】



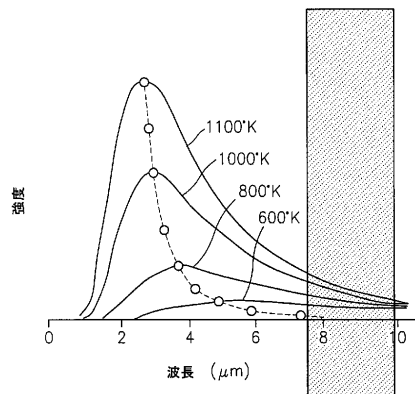
【図 9】



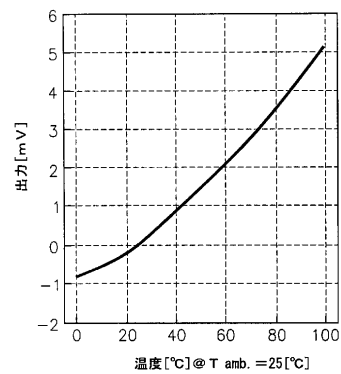
【図 11】



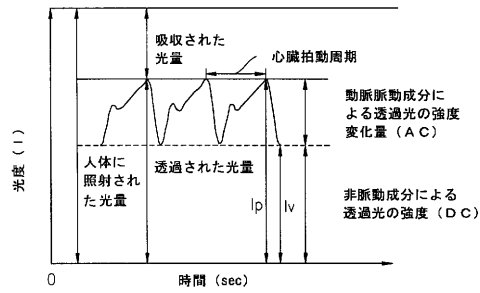
【図 10】



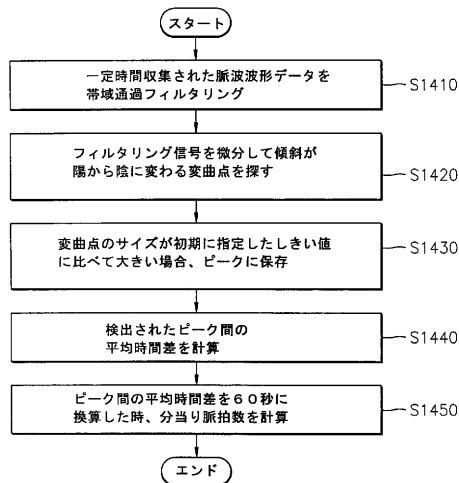
【図 12】



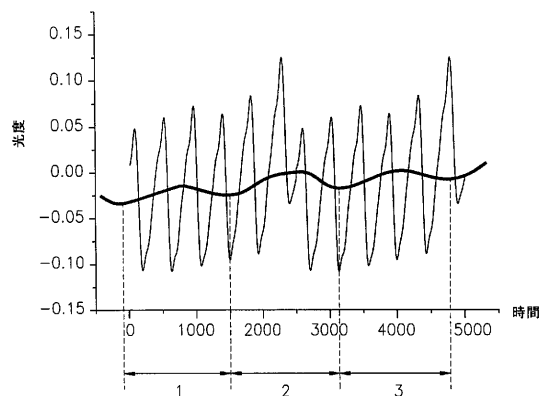
【図 13】



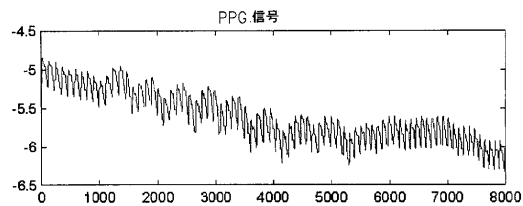
【図 14】



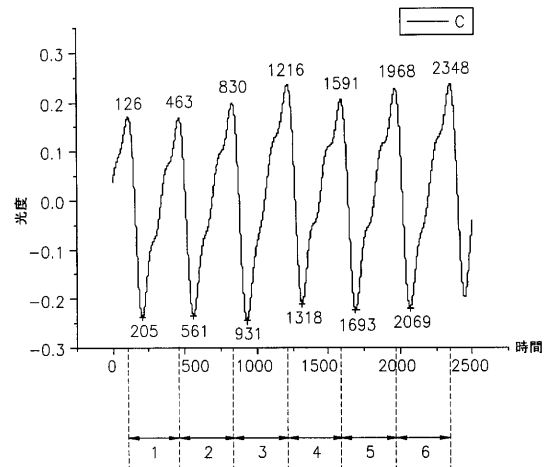
【図 15 B】



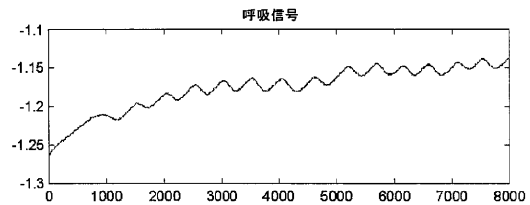
【図 16 A】



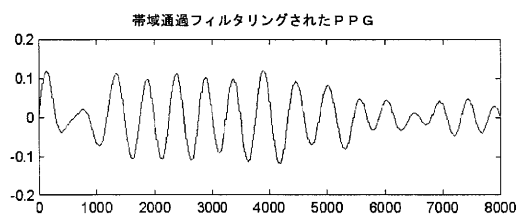
【図 15 A】



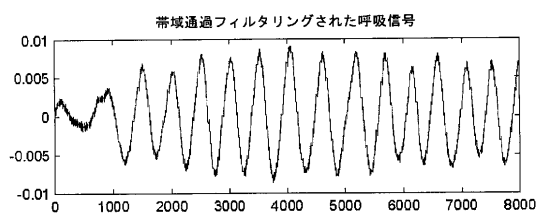
【図 16 B】



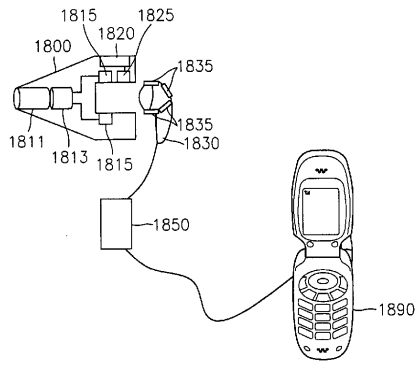
【図 17 A】



【図 17 B】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 ▲ベ▼ 相坤

大韓民国ソウル特別市城東區玉水2洞250番地 三星アパート103棟1602號

(72)発明者 尹 吉源

大韓民国ソウル特別市城東區玉水2洞4番地 現代アパート104棟601號

(72)発明者 李 宗淵

大韓民国京畿道龍仁市器興邑上葛里481番地 上葛住公グリーンビル307棟707號

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA12 AA14 AA16 AB08 AC28 BB13 BC08 BC11 BC23

BD04 CC02 CC06 EE01 EE15

4C038 KK01 KL05 KL07 KX01 SS08 SV00 SX00 SX09

4C117 XA07 XB01 XC14 XC15 XC16 XC19 XC20 XC26 XD09 XE13

XE24 XE33 XE37 XE43 XE48 XF03 XG01 XG06 XG16 XG17

XG18 XG20 XG51 XG57 XH03 XH12 XH15 XH18 XH19 XJ03

XJ05 XJ09 XJ17 XJ24 XJ25 XJ46 XJ48 XL01 XL13 XM05

XP09 XP11 XR01 XR15

专利名称(译)	入耳式生物信号测量装置		
公开(公告)号	JP2007054650A	公开(公告)日	2007-03-08
申请号	JP2006296404	申请日	2006-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	ベ相坤 尹吉源 李宗淵		
发明人	▲ベ▼ 相坤 尹 吉源 李 宗淵		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/0245 A61B5/0205 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/145 G01J5/04 G01K13/00		
CPC分类号	G01J5/04 A61B5/0002 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0816 A61B5/14552 A61B5/6817 G01J5/02 G01J5/025 G01J5/049 G01J5/08 G01J5/0846 H04R1/1016 H04R2420/07		
FI分类号	A61B5/00.101.K A61B5/14.322 A61B5/08 A61B5/02.310.G A61B5/01.350 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AA16 4C017/AB08 4C017/AC28 4C017/BB13 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/BC23 4C017/BD04 4C017/CC02 4C017/CC06 4C017/EE01 4C017/EE15 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C038/SS08 4C038/SV00 4C038/SX00 4C038/SX09 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XC14 4C117/XC15 4C117/XC16 4C117/XC19 4C117/XC20 4C117/XC26 4C117/XD09 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE33 4C117/XE37 4C117/XE43 4C117/XE48 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XG06 4C117/XG16 4C117/XG17 4C117/XG18 4C117/XG20 4C117/XG51 4C117/XG57 4C117/XH03 4C117/XH12 4C117/XH15 4C117/XH18 4C117/XH19 4C117/XJ03 4C117/XJ05 4C117/XJ09 4C117/XJ17 4C117/XJ24 4C117/XJ25 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XL01 4C117/XL13 4C117/XM05 4C117/XP09 4C117/XP11 4C117/XR01 4C117/XR15		
代理人(译)	渡边 隆 村山彦		
优先权	1020030029365 2003-05-09 KR		
其他公开文献	JP4588686B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于测量生物信号的耳内设备和使用该设备的生物信号测量方法。ŽSOLUTION：用于测量生物信号的装置包括生物信号测量部分，该生物信号测量部分包括插入耳孔的PPG测量模块，以使外部与耳孔的皮肤紧密接触，用耳朵的皮肤照射。通过外部具有不同波长的多个光并通过检测从耳孔的皮肤反射的光输出包含生物信息的PPG信号，控制部分包括PPG信号处理部分，其通过使用测量的PPG信号产生规定的生物信息PPG测量模块和输出部分用于将在控制部分中产生的生物信息显示给用户。Ž

