(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2008-284364
(P2008-284364A)
(43)公開日　平成20年11月27日(2008.11.27)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	5/0408	(2006.01)	A61B	5/04	300M	4C027
A61B	5/0478	(2006.01)	A61B	5/00	101E	4C117
A61B	5/01	(2006.01)	A61B	5/04	310A	
A61B	5/0402	(2006.01)				

審査請求 未請求　請求項の数 19　ＯＬ　外国語出願　（全 34 頁）

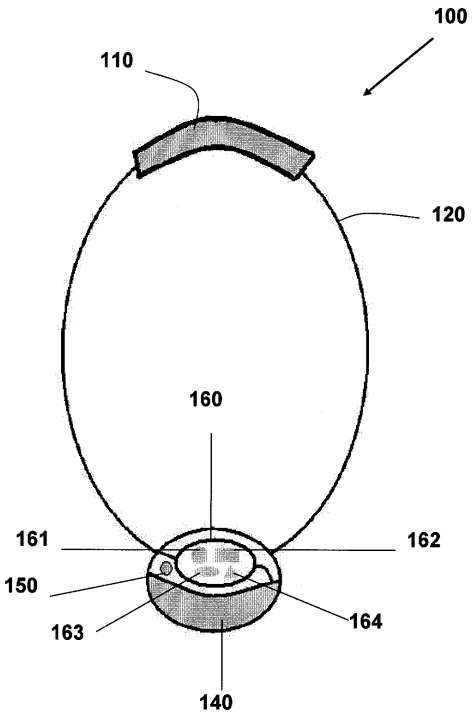
(21)出願番号　特願2008-128576 (P2008-128576)
(22)出願日　平成20年5月15日 (2008.5.15)
(31)優先権主張番号　096117164
(32)優先日　平成19年5月15日 (2007.5.15)
(33)優先権主張国　台湾 (TW)

(71)出願人　501078579
ナショナル・ヤン・ミン・ユニヴァーシティ
台湾タイペイ１１２１１，ペイトウ・ディストリクト，リ・ノン・ストリート，セクション　２，１５５
(74)代理人　100064908
弁理士　志賀　正武
(74)代理人　100089037
弁理士　渡邊　隆
(74)代理人　100108453
弁理士　村山　靖彦
(74)代理人　100110364
弁理士　実広　信哉

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ネックレスタイプの心電計及び体温情報検出器

(57)【要約】
【課題】非付着式心電計及び体温信号検出器を提供する。
【解決手段】本発明は、（ａ）心電計検出動作電極と、導伝チェーンによって接続された心電計基準電極及び体温センサと、（ｂ）前記電極又はセンサから取得されたこれらの信号を処理するための信号処理ユニットと、（ｃ）処理された心電計信号を遠隔ユニットの受信器に送受信するか、または、遠隔ユニットからデータを受信するためのワイヤレス送受信装置と、（ｄ）検出器の動作に電力を供給する電力供給器とを具備する非付着式心電計及び体温信号検出器を提供する。検出器は従来の付着式の検出器の不快さを改善し、かつ、検出器の美しい外観により使用する意思を増大し、かつ、検出に便利である。したがって、上記心電計及び体温計は、ホームケアデバイスに適用するために良好である。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
（ａ）心電計検出動作電極と、
導伝チェーンによって接続された心電計基準電極及び体温センサと、
（ｂ）前記電極又はセンサから取得されたこれらの信号を処理するための信号処理ユニットと、
（ｃ）処理された心電計信号を遠隔ユニットの前記受信器に送受信するか、または、前記遠隔ユニットからデータを受信するためのワイヤレス送受信装置と、
（ｄ）前記検出器の前記動作に電力を供給する電力供給器と
を具備することを特徴とする非付着式心電計及び体温信号検出器。
【請求項２】
前記心電計検出電極及び前記基準電極は２電極システム内に構築され、前記心電計検出電極はユーザの皮膚の前記表面電圧を検出し、かつ、前記基準電極は基準電圧を供給し、心電計信号は、前記表面電圧と前記基準電圧との比較によって取得することを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項３】
前記心電計検出電極は、前記電圧信号を検出することによって、前記ユーザの皮膚の前記表面電圧を直接又は間接的に検出することを特徴とする請求項２に記載の検出器。
【請求項４】
前記基準電極は、心電計信号の検出及び増幅に関して基準として用いられることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項５】
前記心電計検出電極及び前記基準電極は、リング導伝性チェーンと、前記チェーンに接続されたペンダントとして各々取り付けられていることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項６】
前記導伝性チェーン及び前記ペンダントは多様な形状であることを特徴とする請求項５に記載の検出器。
【請求項７】
前記導伝性チェーン上の前記電極は前記導伝性チェーン自体であり、または、前記導伝性チェーン上の導伝性プレートであることを特徴とする請求項５に記載の検出器。
【請求項８】
前記ペンダント上の前記電極は、前記ペンダントの前記導伝性外殻であり、または、前記ペンダントの導伝性又は非導伝性外殻の前記内部であることを特徴とする請求項５に記載の方法。
【請求項９】
ペンダントの前記導伝性外殻は、金属、または、プラスチックの外表面に処理されてなることを特徴とする請求項８に記載の検出器。
【請求項１０】
前記プラスチックの外殻は、電気めっきによって処理されているか、または、導伝性塗料、グラファイト、カーボンファイバ又はその他の導電体によってコーティングされていることを特徴とする請求項８に記載の検出器。
【請求項１１】
前記温度センサは、熱抵抗効果、サーミスタ、熱伝対、または、あらゆる非侵襲式電気温度計によって温度を計ることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１２】
前記信号処理ユニットは、
（ａ）前記取得された心電計又は体温の前記電子信号を増幅するための信号増幅器と、
（ｂ）前記検出された歪信号をスクリーニングするための電子フィルタと、
（ｃ）前記アナログ信号をデジタル信号に変換するアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ

）と
を具備することを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１３】
前記心電計又は体温計の前記電子フィルタは、ローパスフィルタ、ハイパスフィルタ、バンドパスフィルタ、及びバンドストップフィルタを具備する前記グループから選択されることを特徴とする請求項１２に記載の検出器。
【請求項１４】
前記無線インターフェースは、ワイヤレスＷＬＡＮ、赤外線、ブルートゥース、ＲＦＩＤ、ＧＳＭ、ＰＨＳ、または、ＣＤＭＡ、または、その他のワイヤレス送信インターフェースであることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１５】
前記電力供給器は蓄電池であることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１６】
前記信号処理ユニット、前記ワイヤレス送受信装置及び前記電力供給器は、全体で、または、分離して１又は複数のペンダントに含まれることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１７】
前記信号処理ユニットによって処理された後、電子生理学信号を記憶するためのデータ記憶ユニットをさらに具備することを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【請求項１８】
前記データ記憶ユニットは、あらゆる電気信号記憶デバイスであることを特徴とする請求項１７に記載の検出器。
【請求項１９】
ユーザの首、腰、または、四肢に着用されることを特徴とする請求項１に記載の検出器。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
微小な生理学信号ワイヤレス送信検出器、送受信同期技術、記憶及び記録同期技術、生理学信号検出及び解析技術、及び、睡眠解析アルゴリズムを通じて、リードワイヤがなく、容易に操作、モニタ及び検出を常時実施し、かつ、容易に正確な解析を実施する生理学信号記録システムが開発された。このシステムは、正常な人及び病気を持つ患者の睡眠の質の評価に使用することができ、かつ、睡眠障害を持つ患者の長期診断に使用可能である。システムは、睡眠と自己神経機能（self-neurological function）に対する副作用に関する睡眠薬及びその他の医薬品、睡眠と自己神経機能の変化に関するヘルスケア、及び、多様な健康製品のその他の変化の長期有効性評価に使用することができ、老齢体、及び、新生児の睡眠問題の評価に使用することができる。
【背景技術】
【０００２】
一般に、医療科学の研究は２つの主な領域、すなわち、構造及び機能に分類される。機能に関しては、多様な方法が開拓されて、各器官及び組織の機能を決定してきた。
【０００３】
最近、機能成長医療研究（growth of functional medical study）には大きな進歩がみられる。生理学信号の検出のために確立された技術は多数ある。しかし、より正確な情報を取得するために、生理学信号収集を目的とした侵襲的方法が用いられる。例えば、ハートキャッチ（heart catch、心臓カテーテル検査とも呼ばれる）、すなわち、心臓が動いたままで心臓及び心臓の内側の血管が示される方法は、カテーテルを動脈に挿入し、次いで、心臓に到達させる必要がある。この検査は診断精度を向上させるが、外科過程のリスクも増大させ、そして、患者は痛みに耐えなければならない。
【０００４】

比較上、非侵襲的方法は侵襲的方法に比べてより安全である。これは、医療使用を目的とした正確な信号を取得することができない間接的な検出方法であることに起因する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

幸にも、コンピュータ科学の発展上、強力なソフトウエア及びハードウエアが使用されて、非侵襲式検出器（non-invasive detector）の信号処理能力が改善されている。非特許文献１は、非侵襲的診断の好例を示しており、それは皮膚表面の電圧変化を検出し、かつ、その信号を処理して、患者の交感神経及び副交感神経の自律神経システムの機能を推定する。この技術は、非特許文献２～５に成功裏に応用されてきたが、このような非侵襲的技術の利便性及び患者感情を考慮すると、改善の余地はある。

【非特許文献１】Heart rate variability (HRV) analysis, Circulation, 1996年, 93号, 1043-1065.

【非特許文献２】Yang等, Analysis of cardiovascular fluctuations during pentobarbital anesthesia, American Journal of Physiology, 1996年, 270号, H575-H582.

【非特許文献３】Kuo等, Brain death determining, American Journal of Physiology, 1997年, 273号, H1291-H1298.

【非特許文献４】Yien等, Prediction of patient outcome in an intensive care unit, Critical Care Medicine, 1997年, 25号, 258-266.

【非特許文献５】Kuo等, Observation the effect of aging on gender differences in neural control of heart rate, American Journal of Physiology, 1999年, 277号, H2233-H2239.

【非特許文献６】European Hear Journal、1996年, 17号, 354-381.

【非特許文献７】Yang等, American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2000年, 278号, H1269-1273.

【特許文献１】台湾特許第１４９２９９号明細書

【０００６】

Ａ．非侵襲的診断技術開発の重要性

非侵襲的診断技術は、主に２つの部分を具備しており、第１部分が検出器であり、そして、その他の部分が信号処理ユニットである。検出器は、適切な検出器がなければ、正確な信号を取得することができず、あるいは、さらに、信号を処理しても利用価値がなく、あるいは、検出器の患者への適用が困難である場合、そして、患者が侵襲式検出器の使用を不快と感じるという理由からこの分野の最も重要な部分である。したがって、検出器が正確で、患者に快適に適用され、かつ、ユーザフレンドリである非侵襲的診断技術を開発することは重要である。

【０００７】

１．無線生理学信号検出システム確立の重要性

（１）現在、長期生理学信号検出システムは、有線伝送技術に基づいている。患者がこのシステムを使用する必要がある場合、複数の電極が患者の皮膚上に用いられ、そして、これらの電極によって収集された信号は、信号処理ユニットに接続されたワイヤを介して送信されて、アナログ－デジタル変換及び信号増幅などのさらなる処理が施される。一般に、これら所望の信号の収集にある期間の時間を使用し、かつ、電極及び接続されたワイヤは患者に不快感を引き起こし、邪魔になる。さらに、このシステムのインターフェースは不親切であり、装置を操作するための専門技術者が必要となる。したがって、一般に、この診断システムを、毎日、利用することは容易ではない。

【０００８】

（２）測定が容易でない多数のシステムがある。真のエキスパートプロフェッショナル又は技術者が必要とされ、プロフェッショナル及び技術者には長時間の訓練が要求され、かつ、訓練されたプロフェッショナル又は技術者のみが生理学現象の検出を実行することができる。したがって、これらのシステムは操作が容易ではない。

【０００９】
（３）最近、いくつかの企業が、検出された信号を送信するための新しいワイヤレスシステムを開発している。一般に、これらのシステムは３つの部分を具備しており、第１部分が検出電極であり、第２部分が信号処理装置であり、第３部分が遠隔信号解析／記憶装置（far-end signal analysis/storage machine）である。電極は生理学信号を検出し、かつ、ワイヤを介して信号処理装置に信号を送って、アナログ－デジタル変換及び増幅処理を行い、次いで、これらの信号を遠隔信号解析／記憶装置に送信する。このシステムは、臨床利用において成功裏に応用され、かつ、ワイヤレス技術をこの領域に応用することができることを示唆している。しかしながら、このシステムはまだ電極と信号処理装置とを一体化することができず、これらの２つの部分が分離して組み込まれ、かつ、この２つの部分の接続にワイヤが使用される場合にのみであって、ゆえに、この限定はノイズ及び運搬するには非常に重いなどのワイヤが使用されることに伴ういくつかの副作用を増大させる。

【００１０】
Ｂ．解決しなければならないトラブルシューティング
診断技術の大きな進歩によって、心電検査（ＥＣＧ）信号の処理を介して、自動的な神経活動を定量化することができる。より詳細な生理学信号を取得するために、使用される電極のほとんどは患者の皮膚に付着させる使い捨てのパッチ型である。しかし、これらの粘着性の電極はどういうわけか皮膚アレルギーを引き起こし、かつ、非再利用の電極はユーザの負担を増大させる。したがって、ユーザは定期的に又は長期にわたってその電極を使用することに気が進まない。

【００１１】
非侵襲式検出器が被験者の着用する日常使用のネックレスになり、かつ、ユーザが検出器を平静な状況で使用することができ、または、ユーザが検出器をある期間定着することができるとともに、そのような検出器が美しい外観（outlook）を有する品物を表すように設計されれば、そのような検出器は非侵襲的技術の実用性を強調することができ、かつ、長時間着用することができて、長期間の看護が実現する。

【課題を解決するための手段】
【００１２】
本発明は、
（ａ）心電計検出動作電極（electrocardiographic detecting working electrode）と、導伝チェーン（conduction chain）によって接続された心電計基準電極及び体温センサと、（ｂ）前記電極又はセンサから取得されたこれらの信号を処理するための信号処理ユニットと、（ｃ）処理された心電計信号を遠隔ユニットの受信器に送受信するか、または、遠隔ユニットからデータを受信するためのワイヤレス送受信装置と、（ｄ）検出器の動作に電力を供給する電力供給器と
を具備する非付着式心電計及び体温信号検出器を提供する。

【発明を実施するための最良の形態】
【００１３】
本発明は、
（ａ）心電計検出動作電極と、導伝チェーンによって接続された心電計基準電極及び体温センサと、（ｂ）前記電極又はセンサから取得されたこれらの信号を処理するための信号処理ユニットと、（ｃ）処理された心電計信号を遠隔ユニットの受信器に送受信するか、または、遠隔ユニットからデータを受信するためのワイヤレス送受信装置と、（ｄ）検出器の動作に電力を供給する電力供給器と
を具備するネックレスタイプの非付着式心電計及び体温信号検出器に関する。

【００１４】
心電計電極及び心電計基準電極は、２電極（two-electrode）システム内に構築されている。心電計電極はユーザの皮膚の表面電圧を検出し、かつ、心電計信号は、固定電位で基準電極の表面電圧と比較される。検出は、皮膚との直接接触、または、皮膚の間接的な

センシングによって取得することができる。本発明では、基準電極の機能は増幅された心電計信号の基準として使用される。本発明で使用されるチェーンは、導伝性ワイヤを含み、かつ、ペンダントに接続され、そして、導伝性チェーン及びペンダントは多様な形状となることができる。

【００１５】

本発明の心電計動作電極及び心電計基準電極は、導伝性チェーン上及びチェーンに接続されたペンダント上に分離して配置されており、チェーン部分に配置された電極は、チェーン自体であり、または、チェーン上の導伝性プレートである。ペンダント上に配置された電極は、前記ペンダントの導伝性外殻であり、または、導伝性又は非導伝性ペンダントの内部に配置される。導伝性の外殻は、表面が処理された金属又はプラスチックで作られる。例えば、電気めっき、または、導伝性塗料、グラファイト、または、カーボンファイバ、または、その他のコンダクタによるコーティングである。

【００１６】

好ましい１実施形態では、検出器による検出方法は、熱抵抗効果、サーミスタ、熱伝対、または、あらゆる非侵襲式電気温度計である。

【００１７】

本発明の現在の信号処理ユニットは、

検出器

を具備し、信号処理ユニットは、

（ａ）取得された心電計又は体温の電子信号を増幅するための信号増幅器と、

（ｂ）検出された歪信号をスクリーニングするための電子フィルタと、

（ｃ）アナログ信号をデジタル信号に変換するアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）と

を具備する。

【００１８】

本発明のワイヤレス送受信装置は、無線インターフェース又は赤外線インターフェースを介して信号を送信する。無線インターフェースはワイヤレスであり、ＷＬＡＮ、ＩＮＴＥＲＥＳＴ　ＲＡＴＥ、ブルートゥース、ＲＦＩＤ、ＧＳＭ、ＰＨＳ、ＣＤＭＡ、または、電子信号送信に使用することができるあらゆるその他の無線インターフェースである。

【００１９】

電力供給器は蓄電池である。さらに、電力供給器は電池である。本発明の信号処理ユニットは、ワイヤレス送受信装置及び電力供給器が全体で、または、分離して１又は複数のペンダントに供給される。

【００２０】

検出器は、さらに、信号処理ユニットによって処理された後、電子生理学信号を記録するためのデータ記憶ユニットを具備している。さらに、データ記憶ユニットは、ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）又は電気信号を記憶するためのあらゆるデバイスである。

【００２１】

本発明の検出器のサイズは、一般的なネックレスに適合する。検出器は、非付着式の設計を採用して、長期間の着用を促進し、かつ、心電計信号の場合の不快感を緩和する。一方、検出器は、美しく、かつ、洗練された外観を有する品物として設計されて、顧客の受入れ可能性を増大させる。

【００２２】

体表面の心電計信号は非常に弱く、かつ、信号の強さは心臓から四肢末端に向かって徐々に弱くなるので、本発明の検出器は首に常時着用される。ペンダントの使用は、胸部と接触して、胸部上のより強い心電計信号を検出する。しかしながら、検出器は四肢などのその他の位置に適用することができる。

【００２３】

実施例は単に本発明の図示、及び、さまざまな実施形態の多様な利点を説明する。実施例はそのような実施形態に限定しなければならないものではない。

【００２４】

１．検出器

図１には、心電計動作電極１４０と、体温センサ１５０と、コンピューティングセンタ（computing center）１６０（信号処理ユニット１６１と、データ記憶ユニット１６３と、ワイヤレス送受信装置１６４とを具備している）と、電池１６２と、基準電極１１０とを有する非付着式で固着された（stuck）ネックレスタイプの検出器１００である本発明の１実施形態が図示されている。前の４つの部品はペンダントの中に配置され、かつ、後の部品はセンサ１５０に接続されているチェーン上に配置された金属プレートである。図２は本発明のその他の好ましい１実施形態であり、基準電極１３０に関して、図１に比べてやや変形されている。図２の基準電極１３０は、チェーンに一体化されている。本実施例では、動作電極１４０がペンダント内に配置された導伝コイルである。

【００２５】

２．使用

図３に示すように、検出器３００はユーザの首に着用され、かつ、ペンダントは胸部の前につるす。測定を実施するため、ユーザは安定した姿勢を保つよう求められ、かつ、検出器はユーザの皮膚に数秒間接触する。次いで、心電計信号は動作電極１４０によって胸部表面の胸部表面検出電圧から取得され、かつ、体温情報は体温センサ１５０によって収集されることになる。

【００２６】

３．心電計信号の収集

心電検査測定の利便性及び信頼性を向上させるため、２電極システムが採用されているが、このシステムは３電極システムよりも一層ノイズ問題を有する。したがって、この欠点を克服するために、適切なフィルタ回路及びオプティカルカプラ（opt-coupler）が必要である。例えば、本発明では、増幅デバイス（特許文献１）を使用して、動作電極によって検出された心電計信号を増幅し、かつ、ＳＮ比の有用な波形パターンを取得する。

【００２７】

４．体温測定

本発明はその他の機能、すなわち、体温測定を有する。検出原理は商業用のあらゆる電気式体温計と同じであり、電圧変化、抵抗変化、または、電熱によって生じたセンサの内部回路上の電流変化を検出し、この情報を電気信号に変換するものである。

【００２８】

５．信号の処理、記憶及び送信（マイクロコンピュータ、フィルタ及び増幅）

図４は本発明の回路設計４００のブロック図を示す。動作電極１４０から取得される心電計信号は、はじめに入力フィルタ４２１を通って、ＳＮ比を強調する。次いで、信号は、標準器として基準電極１１０を使用する増幅器４２２によって増幅され、次いで、サンプリングを促進するために、信号は流出（outpour）フィルタ４２３を通る。体温信号もまた、フィルタ／増幅ユニット４２４を通って、フィルタリングされ、かつ、増幅される。これら２つの信号がアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）４３１を通り、かつ、マイクロ演算論理ユニット４３２において処理された後、信号は、次いで、デジタル信号に変換され、次いで、メモリユニット１６３に記憶されるか、または、変調器／復調器４４１を通るかして、ワイヤレス送受信装置１６４を介して遠隔のコンピュータに信号をさらに送信する。ワイヤレス送受信装置１６４はまた、遠隔の受信器から送信された再生信号を受信することができる。電力供給器１６２を使用して、この信号処理ユニット４１０に電力が供給される。

【００２９】

Ａ．信号解析

１．信号受信

無線及び赤外線などの信号送信のための多数の有用なワイヤレスインターフェースがある。本実施例では、赤外線通信規格（Infrared Data Association：ＩｒＤＡ）が信号送信に採用され、かつ、遠隔コンピュータが赤外線ポート（ＩＲポート）を有して、この検出器によって送信された信号を受信し、かつ、以下に列挙された解析を処理する能力を有

する。

【００３０】

２．心拍の識別

ＨＲＶ解析のためのコンピュータプログラムは、我々の上記の文献に記載さている（非特許文献５）。ＱＲＳ識別手順では、コンピュータは、はじめに、一般的なＱＲＳ検出アルゴリズムに類似のスパイク検出アルゴリズムを使用して、デジタル化されたＥＣＧ信号の全てのピークを検出した。振幅及び全スパイクの間隔などのパラメータは、その平均値及び標準偏差（ＳＤ）が標準ＱＲＳテンプレートとして計算することができるように測定された。次いで、各ＱＲＳ複合体が識別され、かつ、各心室性早期収縮複合体又はノイズは標準ＱＲＳテンプレートの尤度（likelihood）に基づいて拒絶された。各有効なＱＲＳ複合体のＲ点は、各心拍の時点として定義され、かつ、２つのＲ点の間の間隔（Ｒ－Ｒ間隔）は、現在のＲ点とその後のＲ点の間の間隔として推定される。Ｒ－Ｒ間隔拒絶手順では、はじめに、全てのＲ－Ｒ間隔の一時的な平均値及びＳＤが標準的な基準のために計算された。次いで、Ｒ－Ｒ間隔は、Ｒ－Ｒ値の標準スコアが３を超えれば、誤りがある又は非定常であるとみなされて、拒絶するという確認がなされた。この手順によるＲ－Ｒ拒絶の平均パーセントは１．２％である。続いて、有効なＲ－Ｒ値は７．１１Ｈｚのレートでリサンプル及び内挿されて、時間領域における連続性を達成した。

【００３１】

３．周波数領域解析

周波数領域解析は、高速フーリエ変換（ＦＦＴ）によるノンパラメトリック法を使用して実行した。直流成分が削除され、かつ、ハミングウインドウを使用して、漏えい効果を減衰させた。各時間セグメント（２８８秒、２０４８データ点）アルゴリズムによってＦＦＴベースのパワースペクトル密度が推定された。その結果であるパワースペクトルは、サンプリング及びハミングウインドウによる減衰を補正された。続いて、パワー（ＴＰ）スペクトルは、表１に定義された多様な周波数領域の測定で定量化された。特に、ＬＦは、ＶＬＦ（全パワーＶＬＦ）を除く全パワーの百分率によって基準化されて、ＨＲＶ（ＬＦ％）上の交感神経の影響を検出した。類似の手順はまた、ＨＦ（ＨＦ％）に適用された。全てのＨＲＶパラメータは、オリジナル、平方根、及び自然対数の型で表現されて、起こりうる歪を示して補正した。

【００３２】

４．データ判読

データは、米国心臓学会（American Heart Association Inc.）及び欧州心臓病学会（European Society of Cardiology）によって出版された報告書（非特許文献１、及び同時に出版された非特許文献６）、及び、開発者の上記の文献（非特許文献３～４、５、７）に基づいて判読された。ＨＦ及びＴＰ値は心臓の交感神経の活動の測定に使用され、ＬＦ／ＨＦ比は心臓の副交感神経の活動の測定に使用され、かつ、ＬＦ値は交感神経及び副交感神経の機能を推定するためのターゲット（target）であった。

【００３３】

当業者は、本発明が本発明の目的を実施して、これらの固有の利点だけでなく、前述の利点を取得するように十分に適合することを容易に理解する。心電計及び体温情報測定のためのネックレスタイプの非付着型検出器は、好ましい実施形態の典型であり、代表例であり、本発明の範囲を限定する意図はない。変更形態及びその他の用途は、当業者に自明である。これらの変更形態は、本発明の趣旨に包括的に含まれ、かつ、特許請求の範囲によって定義される。

【００３４】

本発明の範囲と趣旨から逸脱することなく、開示された本発明にさまざまな代替形態及び変更形態を作成することは当業者にとって、容易に、明らかである。

【００３５】

本明細書で参照されたすべての特許及び文献は、発明が関係する当業者のレベルを示唆する。すべての特許と文献は、それぞれの個々の公表が引用することにより組み込まれる

ように、明確、かつ、個別に示されたように、同一範囲を引用することにより本明細書に組み込む。

【００３６】

本明細書で適切に実施例として説明された本発明は、本明細書で明確に開示されていないあらゆる１又は複数の要素、１又は複数の限定がなく、実施される。用いられた用語及び表現は、限定ではなく、説明の用語として使用され、そして、示され、かつ、説明された特徴と等価なもの、または、その部分を除く用語及び表現を使用する意図はなく、しかし、多様な変更形態が請求項に示された本発明の範囲内で可能であると認識される。したがって、本発明が好ましい実施形態及び任意の特徴によって明確に開示されるが、本明細書に開示された概念の変更形態及び変化形態は、当業者によって用いられ、そのような変更形態及び変化形態が添付の特許請求の範囲に定義された本発明の範囲内であると理解されなければならない。

【図面の簡単な説明】

【００３７】

【図１】心電計の基準電極が独立の導伝性チェーン（conductive chain）であることを特徴とする本発明の１実施形態のネックレスタイプの心電計及び体温信号検出器を示す図である。

【図２】心電計の基準電極及び導伝性チェーンが１ユニットとして形成されたことを特徴とする本発明の１実施形態のネックレスタイプの心電計及び体温信号検出器を示す図である。

【図３】ユーザによって着用されている検出器を示す概略図である。

【図４】本発明による検出器の回路設計を示す概略図である。

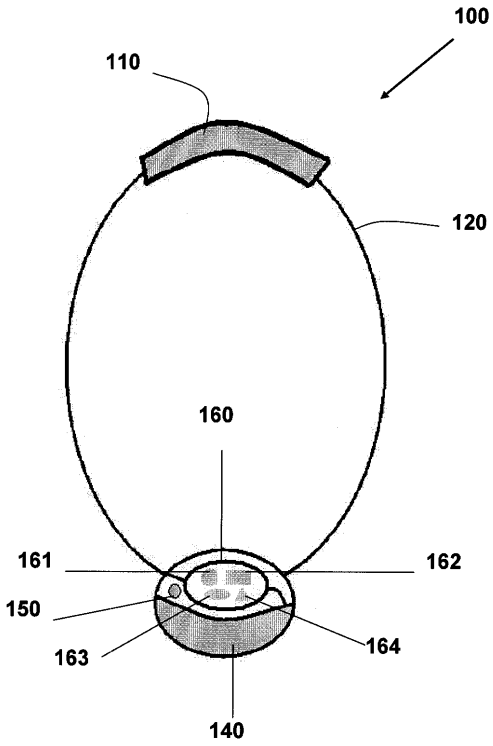
【図５】本発明の検出器によって検出された心電計信号のスペクトル解析による心拍変化情報を示す図である。

【符号の説明】

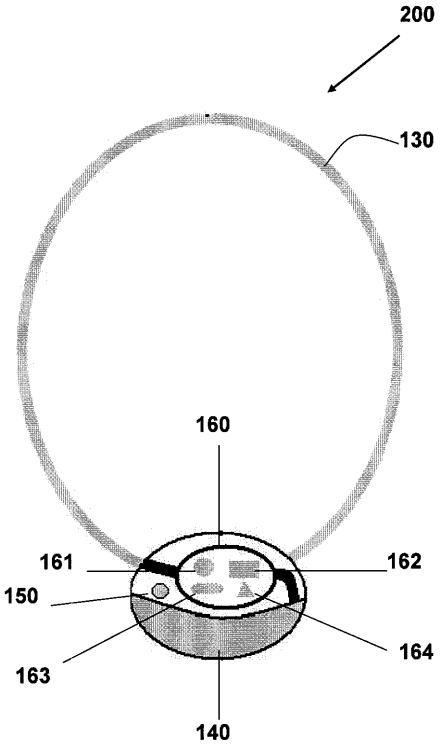
【００３８】

１００　検出器
１１０　基準電極
１４０　心電計動作電極
１５０　体温センサ
１６０　コンピューティングセンタ

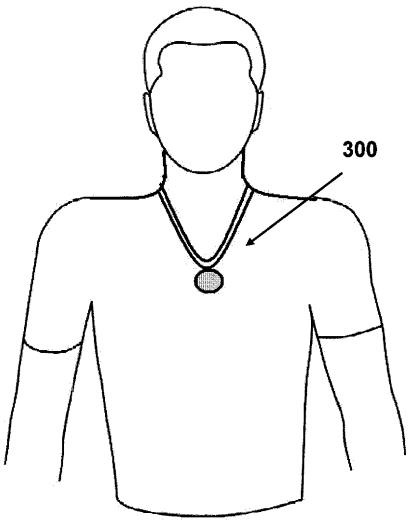
【図１】


100
110
120
160
161
162
150
163
164
140

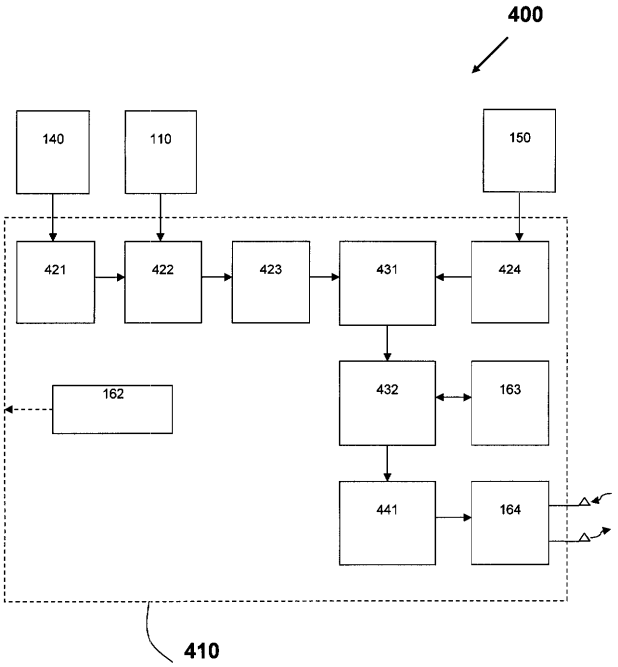
【図２】


200
130
160
161
162
150
163
164
140

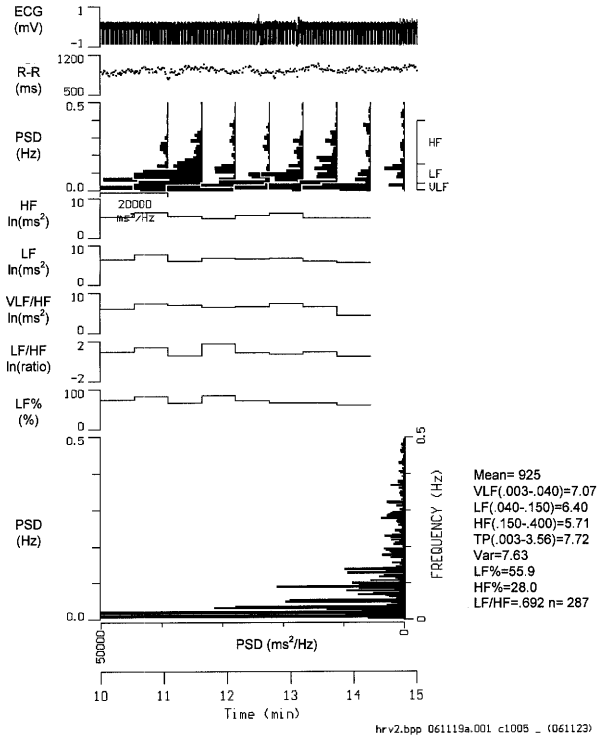
【図３】


300

【図４】


400
140
110
150
421
422
423
431
424
162
432
163
441
164
410

【図５】


ECG
(mV)
1
-1
R-R
(ms)
1200
500
PSD
(Hz)
0.5
0.0
HF
LF
VLF
HF
ln(ms²)
10
0
20000
ms²/Hz
LF
ln(ms²)
10
0
VLF/HF
ln(ms²)
10
0
LF/HF
ln(ratio)
2
-2
LF%
(%)
100
0
PSD
(Hz)
0.5
0.0
FREQUENCY (Hz)
0.5
0
50000
0
PSD (ms²/Hz)
10
11
12
13
14
15
Time (min)
Mean= 925
VLF(.003-.040)=7.07
LF(.040-.150)=6.40
HF(.150-.400)=5.71
TP(.003-3.56)=7.72
Var=7.63
LF%=55.9
HF%=28.0
LF/HF=.692 n= 287
hrv2.bpp 061119a.001 c1005 _ (061123)

フロントページの続き

(72)発明者 シェリル・シー・エイチ・ヤン
台湾・タイペイ・１１２・リノン・ストリート・セクション・２・ナンバー・１５５
(72)発明者 テリー・ビー・ジェイ・クオ
台湾・タイペイ・１１２・リノン・ストリート・セクション・２・ナンバー・１５５

Ｆターム(参考) 4C027 AA02 BB03 BB05 EE01 FF01 FF02 GG01 GG05 GG11 JJ03
KK03 KK05
4C117 XA01 XB01 XB02 XB04 XC11 XC15 XC19 XC26 XD22 XE17
XE23 XE54 XE62 XE63 XF03 XH02 XH05 XH16 XJ09 XJ13
XJ17 XJ25 XJ38

【外国語明細書】

NECKLACE TYPE OF DETECTOR FOR ELECTROCARDIOGRAPHIC AND TEMPERATURE INFORMATION

FIELD OF THE INVENTION

Through the integration of technologies of micro physiological signal wireless transmission detector, synchronized transmission and receiving technologies, synchronized storing and recording technologies, physiological signal detection and analytical technologies and sleeping analytical algorithm, a physiological signal recording system having no lead wire, easy to operate, monitor and detection at any time and accurate analysis can be achieved. The system can be used on the evaluation of sleeping quality for normal person and patients having diseases and applicable for diagnosis of long term patients having sleep obstacle. The system can be used on efficiency valuation of long term sleeping pills and other pharmaceuticals with respect to sleeping and side effect on self-neurological function, and health care with respect to sleep and the alteration of self neurological function, and other alternative of various health product, on the valuation on old age body, and sleeping problem of newborn babies.

DESCRIPTION OF RELATED ART

Generally, research in medical science is classified into two major areas, i.e., structural and functional. With respect to functional, various methods have been exploited to determine the function of each organ and tissues.

Recently, great progress is found in the growth of functional medical study. There are lots of techniques established for physiological signal detection. But in order to get more accurate information, an invasive method for physiological signal collection is employed. For example, heart catch (also called cardiac catheterization), a method shown blood vessels of the heart and the inside of the heart as it pumps, needs to put a catheter into artery then guided into the heart. It increases the accuracy for diagnosis and also increases the risk in the course of a surgery and the patient should endure the pain.

Comparatively, non-invasive method is much safer as compared to an invasive method. This is due to the indirect detection method which cannot obtain accurate signal for medical use.

Fortunately, in view of the development of computer science, powerful software and hardware are used to improve signal processing ability of the non-invasive detector. Heart rate variability (HRV) analysis (*Anonymous 1996, Circulation 93: 1043-1065.*) represents a good example for non-invasive diagnosis, which detects the skin surface voltage variability and processes those signals to estimate of the function of the sympathetic and parasympathetic autonomic nervous systems in patients. This technique has been successfully applied on analysis of cardiovascular fluctuations during pentobarbital anesthesia (*Yang et al. 1996, American Journal of Physiology 270:H575-H582.*), brain death determining (*Kuo et al. 1997, American Journal of Physiology 273: H1291-H1298.*), prediction of patient outcome in an intensive care unit (*Yien et al. 1997, Critical Care Medicine 25: 258-266.*), and observation the effect of aging on gender differences in neural control of heart rate (*Kuo et al. 1999, American Journal of*

Physiology 277: H2233-H2239.), but consider to the convenience of those non-invasive technique and the feeling of patients, there are room for improvement.

Critical of Non-Invasive Diagnosis Technology Development

The non-invasive diagnosis technique mainly consists two parts, the first one is a detector and the other one is a signal processing unit. The detector is the most important part in this field for the reason that, without a suitable detector, no accurate signal could be obtained and the further, signal procession is useless, or if the detector is difficult to apply on a patient, and the patient feels uncomfortable to use the invasive one. Thus it is important to develop a non-invasive diagnosis technique for which a detector is accurate, comfortable to be applied on a patient and is user friendly.

The Importance of Establishing A Wireless Physiological Signal Detection System

(1) Presently, the long-term physiological signal detection system is based on the wire-transmission technique. When a patient needs to use this system, plurality electrodes are employed on his skin, and the signals collected by those electrodes will be transmitted through connected wires to a signal processing unit to be further processed such as analog to digital conversion and signal amplification. Generally, a period of time is used in collect those required signals, and the electrodes and connected wires would cause uncomfortable and hindrance to the patient. Besides, the unfriendly interface of this system needs a professional technician to operate the machine. Thus, this diagnosis system is generally not easy to apply daily.

(2) There are numerous of systems where measuring is not easy. Very expertise professionals or technicians are needed, and the professionals and technicians require long hour training and only the trained professional or technicians could implement physiological phenomena detection. Thus these systems are not easy to be operated.

(3) Recently, some companies have developed new wireless systems to transmit detected signals. Those systems generally comprise three parts, one the first part, detecting electrodes, the second part, a signal processor, and the third part, a far-end signal analysis/storage machine. The electrodes detect physiological signals, and deliver the signals through wires to the signal processor to process to analog-to-digital conversion and amplification, and then transmit those signals to the far-end signal analysis/storage machine. This system has been successfully applied on clinical uses and gives a hint that wireless technique can be applied on this area. However, this system still can not integrate the electrode and signal processor together, only when those two parts are built separately and wires are used to connect them, thus this limitation increases some side-effects accompanied by the wires used, such as noise and too heavy to carry.

Troubleshooting to be solved

The great progress of diagnosis technology allows automatic nervous activity to be quantified through the processing of the electrocardiography (ECG) signals. In order to obtain more specific physiological signals most of the electrodes used were disposable patch-form which adheres onto a patient's skin, but these sticky electrodes somehow cause skin allergy, and

the non-reusable electrodes increase the burden to the user's. Thus, the user is reluctant to use them regularly or for long term.

If a non-invasive detector become a daily-use necklace on wearing a subject and such detector is designed to express an article with beautiful outlook together with a user can use the detector under quiet condition or can fix the detector for a duration, such detector can enhance the practicability of non-invasive technology and can be worn a long time to achieve long term care.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention provides an non-adhering electrocardiographic and temperature signal detector comprising: (a) an electrocardiographic detecting working electrode, an electrocardiographic reference electrode and a temperature sensor connected together by a conduction chain; (b) a signal processing unit for processing those signals obtained from said electrode or sensor, (c) a wireless transceiver for sending and receiving processed signal of electrocardiographic to the receiver at a far end unit or receiving data from the far end unit; and (d) a power supply supplying power to the operation of the detector.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Figure 1 shows an embodiment of necklace type of electrocardiographic and temperature signal detector of the present invention, wherein the electrocardiographic reference electrode is an independent conductive chain.

Figure 2 shows an embodiment of necklace type of electrocardiographic and temperature signal detector of the present invention, wherein the electrocardiographic reference electrode and the conductive chain are formed as one unit.

Figure 3 is a schematic view showing the detector being wore by user.

Figure 4 is a schematic view showing the circuit design of the detector of the present invention.

Figure 5 illustrates heart beat changes information by spectrum analysis of electrocardiographic signal detected by the detector of the present invention.

DETAIL DESCRIPTION OF THE INVENTION

The present invention relates to an necklace type of non-adhering electrocardiographic and temperature signal detector comprising: (a) an electrocardiographic detecting working electrode, an electrocardiographic reference electrode and a temperature sensor connected together by a conduction chain; (b) a signal processing unit for processing those signals obtained from said electrode or sensor, (c) a wireless transceiver for sending and receiving processed signal of electrocardiographic to the receiver at a far end unit or receiving data from the far end unit; and (d) a power supply supplying power to the operation of the detector.

The electrocardiographic electrode and the electrocardiographic reference electrode are constructed into a two-electrode system. The electrocardiographic electrode detects surface voltage of a user's skin and

electrocardiographic signal is compared with the surface voltage of the reference electrode at fixed potential. The detection can be obtained by direct contact with the skin or indirect sensing of the skin. In this invention, the function of the reference electrode is used as a reference for amplified electrocardiographic signals. The chain used in this invention contains a conductive wire and is connected with a pendant, and the conductive chain and the pendant can be of various shapes.

The electrocardiographic working electrode and the electrocardiographic reference electrode of this invention are placed separately on the conductive chain and on a pendant connected to the chain, wherein the electrode placed on the chain part is the chain per se or is a conductive plate on the chain. The electrode placed on the pendant is a conductive outer shell of said pendant or is placed at the interior of the conductive or non-conductive pendant. The conductive outer shell is made by metal or by plastic having processed on the surface thereof. For instance by electroplating or coating with conductive paint, graphite or carbon fiber or other conductor.

In a preferred embodiment, the method of detecting by the detector is thermal resistance effect, thermistor, thermocouple, or any non-invasive electric-thermometer.

The present signal processing unit of this invention comprises the detector wherein the signal processing unit comprising: (a) a signal amplifier; for amplify the electronic signal of the obtained electrocardiographic or temperature, (b) an electronic filter for screening the

distorted signal detected; and (c) an analog-to-digital converter (ADC) to convert the analog signal to digital signal.

The wireless transceiver of this invention transmits signals through radio wave interface or infrared interface, wherein the radio wave interface is wireless, WLAN, INTEREST RATE, Bluetooth, RFID, GSM, PHS, CDMA or any other radio wave interface that can be used for electronic signal transmission.

The power supply is a storage battery. Further the power supply is batteries. The signal processing unit of the present invention, wireless transceiver and the power supply are altogether or separately provided in one or more than one pendant.

The detector further comprises a data storage unit for storing electronic physiological signal after being processed by the signal processing unit. In further, the data storage unit is Random Access Memory (RAM) or any device for storing electrical signal.

The size of the detector of the present invention likes a common necklace. The detector adopts non-adhering design to facilitate long-term wearing and to mitigate uncomfortable feeling when eletrocardiographic signal. Meanwhile, the detector could be designed as an article with beautiful and elegant outlook to increase the acceptability of a customer.

Because the electrocardiographic signal on body surface is very weak and signal strength becomes gradually weak from heart to limb ends, the detector of the present invention is always worn on neck. The use of the

pendant contacts with chest to detect stronger electrocardiographic signal on chest. However, the detector could be applied to other position such as limbs.

EXAMPLE

The examples are only illustrative of the present invention and explain the various advantages of different embodiments. The examples should not be limited to such embodiments.

1. Detector

Referring to FIG. 1, there is shown one embodiment of present invention, which is a non-adhering stuck necklace-type detector 100 having an electrocardiographic working electrode 140, a temperature sensor 150, a computing center 160 (contains signal processing unit 161, data storage unit 163, and wireless transceiver 164), a battery 162, and a reference electrode 110, wherein the former four components are placed within a pendant and the last component is a metal plate placed on a chain connecting the sensor 150. Figure 2 is another preferred embodiment of this invention which is slightly modification as compared to Figure 1 with respect to the reference electrode 130. The reference electrode 130 in Figure 2 is integrated into the chain. In this example, the working electrode 140 is an induction coil placed within the pedant.

2. Usage

As shown in Figure 3, this detector 300 is worn on user's neck and the pendant hangs in front of chest. To perform a measurement, the user is asked

to keep at a steady posture and the detector is in contact with the skin of the user for a few seconds. Then the electrocardiographic signal is obtained from detecting the chest surface the voltage of the surface of the chest by the working electrode 140, and the temperature information will be collected by the temperature sensor 150.

3. Collection of electrocardiographic signal

To improve the convenience and reliability of electrocardiography measurement, a two-electrode system is adopted, but this system has more noise problems than a three-electrode system. Thus, we need some appropriate filter circuit and opto-coupler to overcome this defect. For example, in this invention an amplification device (a R.O.C. patent of the same inventor, patent No. 149299, application date 1998/01/15) is used to amplify electrocardiographic signal detected by the working electrode and to obtain a useful wave pattern of the signal-to-noise ratio.

4. Body temperature measurement

The present invention has another function on body temperature measurement. The detection principle is the same as any commercial electric thermometer that detects a voltage change, a resistance change or a current change on the inner circuit of the sensor caused by heat transmission, and converts this information into electric signals

5. Proceeding, storage and transmitting of signal (micro-compute, filter and amplify)

Figure 4 shows a diagram of the circuit design 400 of the present invention. The electrocardiographic signals obtained from the working electrode 140 first passes through an input filter 421 to enhance signal-to-noise ratio. Then, the signals are amplified by an amplifier 422 which uses the reference electrode 110 as a standard, and then the signals pass through an outpour filter 423 in order to facilitate the sampling. The body temperature signals also pass through a filter/amplify unit 424 to be filtered and amplified. These two signals are then converted into digital signals after the signals pass through an analog-to-digital converter (ADC) 431 and are processed in a micro arithmetic logic unit 432, and then either stored in a memory unit 163 or pass through a modulator/demodulator 441 to further transmit the signals to a far-end computer through the wireless transceiver 164. The wireless transceiver 164 also can receive the feedback signal sent from the far-end receiver. A power supply 162 is used to supply power to this signal processing unit 410.

Analysis of signal

1. Signal receipt

There are many useful wireless interfaces for signal transmission at such as radio wave and infrared rays. In this example Infrared Data Association (IrDA) interface was adopted for signals transmission and the far-end computer had an infrared port (IR port) to receive the signals sent by this detector and had the ability to process those analysis listed below:

2. Identification of heart beat

The computer program for HRV analysis was described in our previous publication (*Kuo et al. 1999, American Journal of Physiology 277: H2233-H2239.*). In the QRS identification procedure, the computer first detected all peaks of the digitized ECG signals using a spike detection algorithm similar to general QRS detection algorithms. Parameters such as amplitude and duration of all spikes were measured so that their means and standard deviations (SD) could be calculated as standard QRS templates. Each QRS complex was then identified, and each ventricular premature complex or noise was rejected according to its likelihood in standard QRS templates. The R point of each valid QRS complex was defined as the time point of each heart beat, and the interval between two R points (R-R interval) was estimated as the interval between current and latter R points. In the R-R interval rejection procedure, a temporary mean and SD of all R-R intervals were first calculated for standard reference. Each R-R interval was then validated: if the standard score of an R-R value exceeded 3, it was considered erroneous or nonstationary and was rejected. The average percentile of R-R rejection according to this procedure was 1.2%. The validated R-R values were subsequently resampled and interpolated at the rate of 7.11 Hz to accomplish the continuity in time domain.

3. Frequency-domain analysis

Frequency-domain analysis was performed using the nonparametric method of fast Fourier transform (FFT). The direct current component was deleted, and a Hamming window was used to attenuate the leakage effect. For each time segment (288 s, 2,048 data points) the algorithm estimated the power spectral density on the basis of FFT. The resulting power spectrum was corrected for attenuation resulting from the sampling and the Hamming

window. The power (TP) spectrum was subsequently quantified into various frequency-domain measurements as defined in Table 1. In particular, LF was normalized by the percentage of total power except for VLF (total power VLF) to detect sympathetic influence on HRV (LF%). A similar procedure was also applied to HF (HF%). All HRV parameters were expressed in original, square root, and natural logarithmic form to demonstrate and correct possible skewness.

4. DATA decipherment

The data were deciphered according to the report published by American Heart Association Inc. and European Society of Cardiology (*Anonymous 1996, Circulation 93: 1043-1065,* and simultaneously published in *European Heart Journal (1996) 17, 354-381.*), and also the inventors' previously publications (*Kuo et al. 1999, American Journal of Physiology 277: H2233-H2239; Kuo et al. 1997, American Journal of Physiology 273: H1291-H1298; Yang et al. 2000, American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology 278:H1269-1273; Yien et al. 1997, Critical Care Medicine 25: 258-266*). The HF and TP value were used for measuring the activity of cardiac sympathetic nerve, LF/HF ratio was used for measuring the activity of cardiac parasympathetic nerve, and LF value was a target for estimating the function of sympathetic and parasympathetic nerves.

One skilled in the art readily appreciates that the present invention is well adapted to carry out the objectives of the present invention and to obtain the advantages mentioned, as well as those inherent therein. The necklace-type non-adhering detector for electrocardiographic and

temperature information measurement being representative of preferred embodiments, are exemplary, and are not intended as limitations on the scope of the invention. Modifications therein and other uses will occur to those skilled in the art. These modifications are encompassed within the spirit of the invention and are defined by the scope of the claims.

It will be readily apparent to a person skilled in the art that varying substitutions and modifications may be made to the invention disclosed herein without departing from the scope and spirit of the invention.

All patents and publications mentioned in the specification are indicative of the levels of those of ordinary skill in the art to which the invention pertains. All patents and publications are herein incorporated by reference to the same extent as if each individual publication was specifically and individually indicated to be incorporated by reference.

The invention illustratively described herein suitably may be practiced in the absence of any element or elements, limitation or limitations, which are not specifically disclosed herein. The terms and expressions which have been employed are used as terms of description and not of limitation, and there is no intention that in the use of such terms and expressions of excluding any equivalents of the features shown and described or portions thereof, but it is recognized that various modifications are possible within the scope of the invention claimed. Thus, it should be understood that although the present invention has been specifically disclosed by preferred embodiments and optional features, modification and variation of the concepts herein disclosed may be resorted to by those skilled in the art, and

that such modifications and variations are considered to be within the scope of this invention as defined by the appended claims.

WHAT IS CLAIMED IS

1. An non-adhering electrocardiographic and temperature signal detector comprising: (a) an electrocardiographic detecting working electrode, an electrocardiographic reference electrode and a temperature sensor connected together by a conduction chain; (b) a signal processing unit for processing those signals obtained from said electrode or sensor, (c) a wireless transceiver for sending and receiving processed signal of electrocardiographic to the receiver at a far end unit or receiving data from the far end unit; and (d) a power supply supplying power to the operation of the detector.

2. The detector according to claim 1, wherein the electrocardiographic detecting electrode and the reference electrode are constructed into a two-electrode system, the former detects the surface voltage of user's skin and the latter provides a reference voltage, an electrocardiographic signal obtained by comparing the surface voltage with that of the reference voltage.

3. The detector according to claim 2, wherein the electrocardiographic detecting electrode detects the surface voltage of the user's skin directly or indirectly by detecting the potential signal.

4. The detector according to claim 1, wherein the reference electrode is employed as reference with respect to detection and amplification of electrocardiographic signals.

5. The detector according to claim 1, wherein the electrocardiographic detecting electrode and the reference electrode are respectively mounted on a ring conductive chain and a pendant linked to said chain.

6. The detector according to claim 5, wherein the conductive chain and the pendant are of various shapes.

7. The detector according to claim 5, wherein the electrode on the conductive chain is the conductive chain per se or a conductive plate on the conductive chain.

8. The detector according to claim 5, wherein the electrode on the pendant is the conductive outer shell of the pendant or the interior of the conductive or non-conductive outer shell of the pendant.

9. The detector according to claim 8, wherein the conductive outer shell of pendant is metal or processed on the outer surface of plastic.

10. The detector according to claim 8, wherein the plastic outer shell is processed by electroplating of metal or coating with conductive paint, graphite, carbon fiber or other conductor.

11. The detector according to claim 1, wherein the temperature sensor temperature by means of thermal resistance effect, thermistor, thermocouple, or any non-invasive electric-thermometer.

12. The detector according to claim 1, wherein the signal processing unit comprising: (a) a signal amplifier; for amplify the electronic signal of the obtained electrocardiographic or temperature, (b) an electronic filter for screening the distorted signal detected; and (c) an analog-to-digital converter (ADC) to convert the analog signal to digital signal.

13. The detector according to claim 12, wherein the electronic filter is of the electrocardiographic or temperature selected from the group consisting of low-pass filter, high-pass filter, band-pass filter, and band-stop filter.

14. The detector according to claim 1, wherein the radio wave interface is wireless WLAN, infrared, bluetooth, RFID, GSM, PHS or CDMA or other wireless transmission interface.

15. The detector according to claim 1, wherein the power supply is storage battery.

16. The detector according to claim 1, wherein the signal processing unit, the wireless transceiver and the power supply are contained altogether or separately in one or more pendant.

17. The detector according to claim 1, which further comprising a data storage unit for storing electronic physiological signal after being processed by the signal processing unit.

18. The detector according to claim 17, wherein the data storage unit is any electrical signals storage device.

19. The detector according to claim 1, which is wore on user's neck, wrists or limbs.

1 Abstract

The present invention provides an non-adhering electrocardiographic and temperature signal detector comprising: (a) an electrocardiographic detecting working electrode, an electrocardiographic reference electrode and a temperature sensor connected together by a conduction chain; (b) a signal processing unit for processing those signals obtained from said electrode or sensor, (c) a wireless transceiver for sending and receiving processed signal of electrocardiographic to the receiver at a far end unit or receiving data from the far end unit; and (d) a power supply supplying power to the operation of the detector. The detector improves the uncomfortable of conventional adhering detector and increase the willing of a use due to the aesthetic outlook of the detector and convenient to detect. Accordingly, the electrocardiographic and body temperature gas an opportunity to apply home care device.

2 Representative Drawing

Fig. [

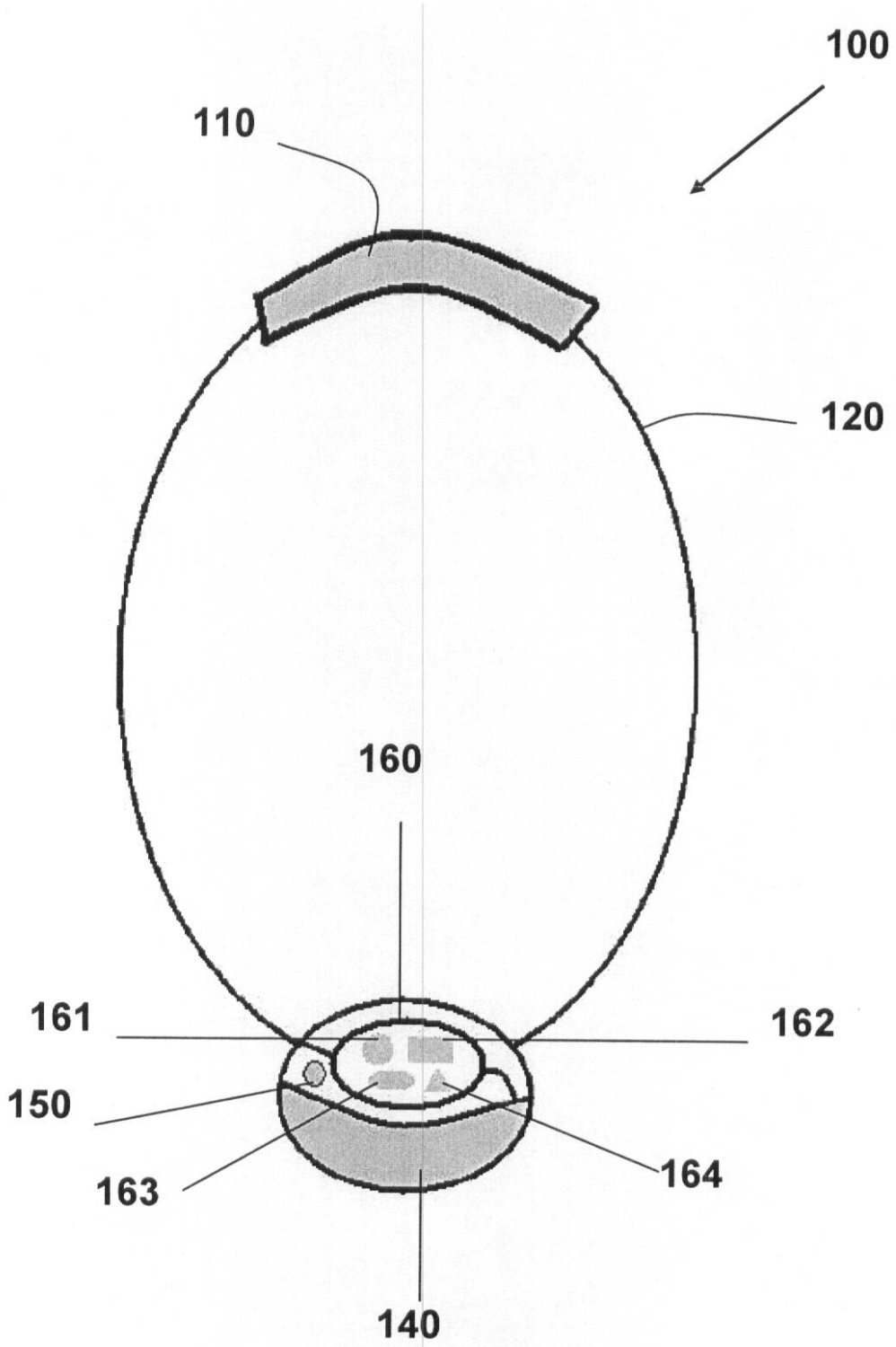


Figure 1

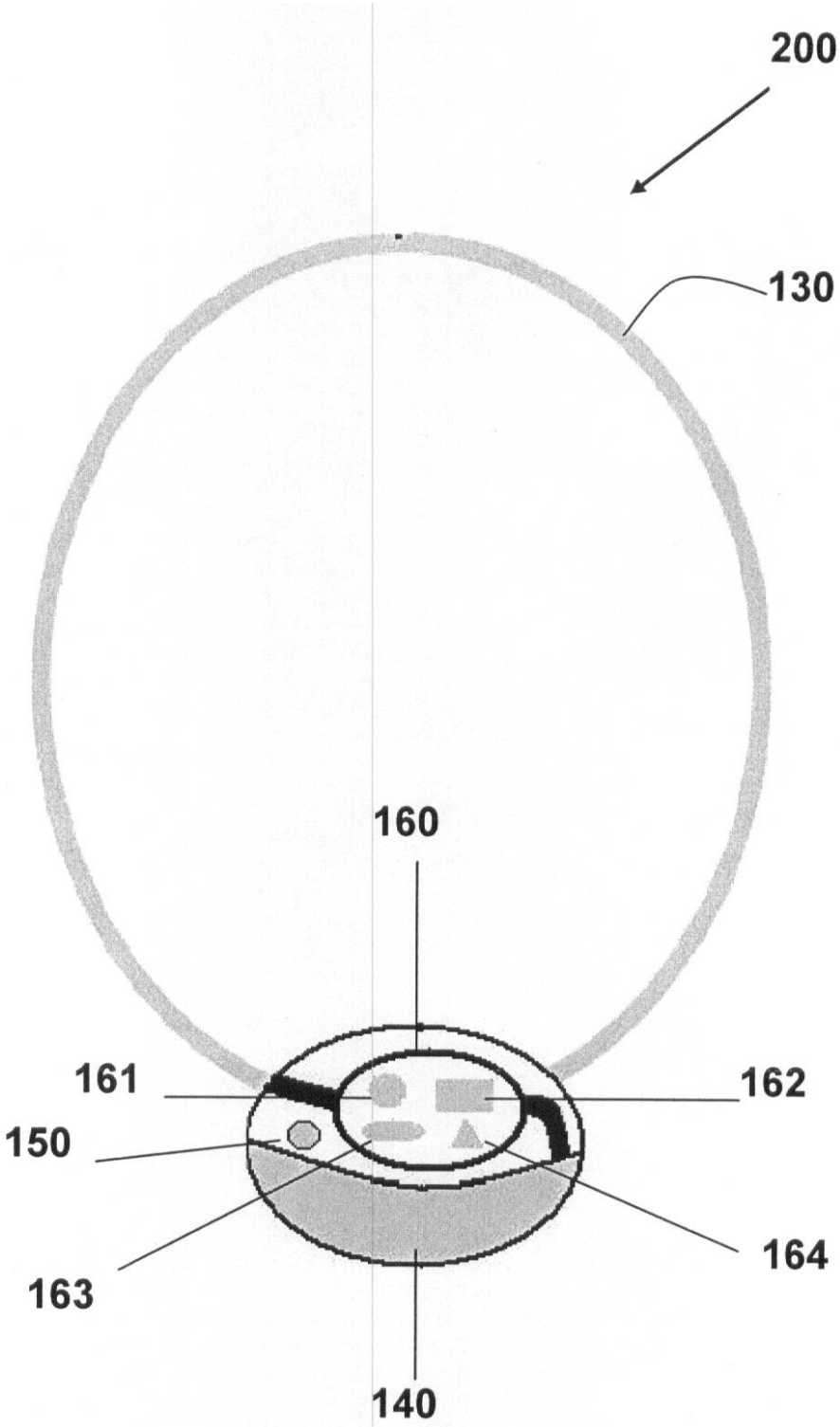


Figure 2

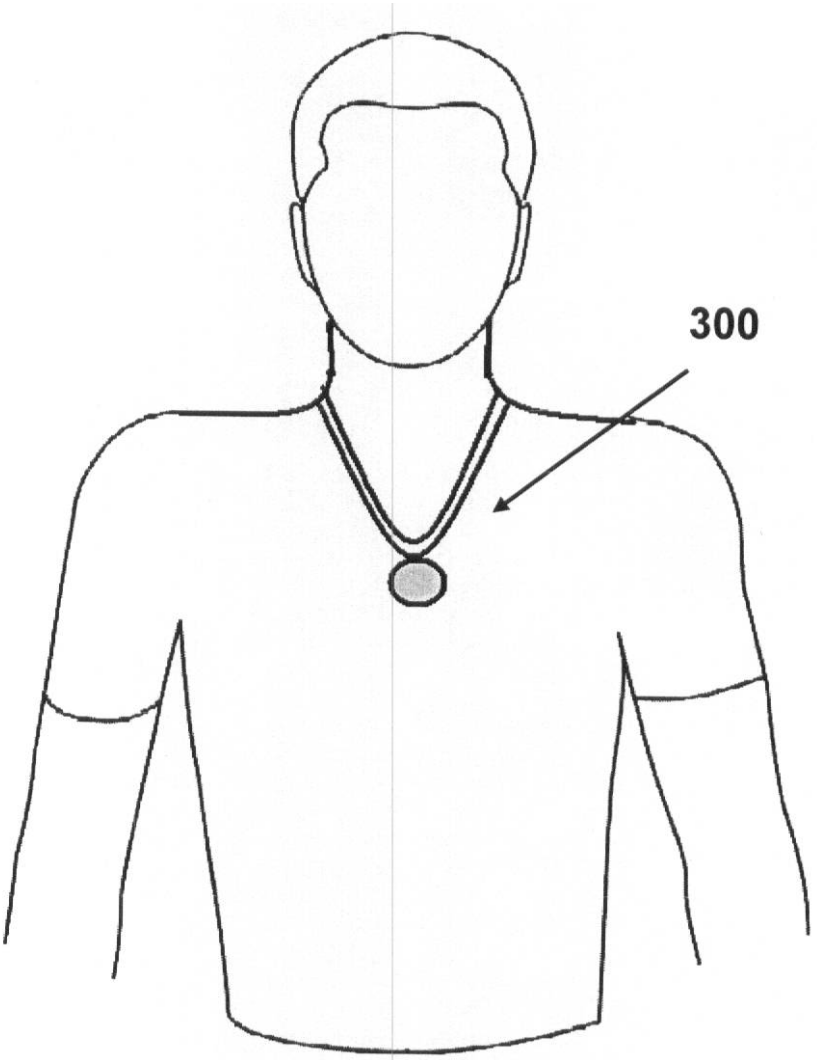


Figure 3

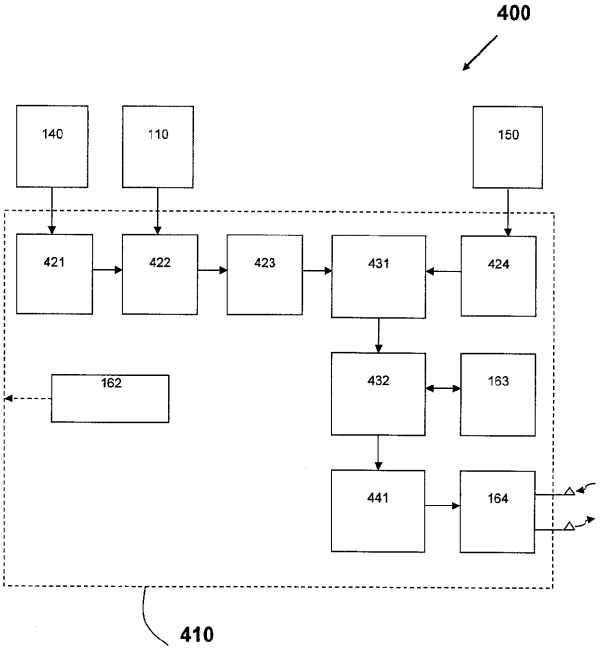


Figure 4

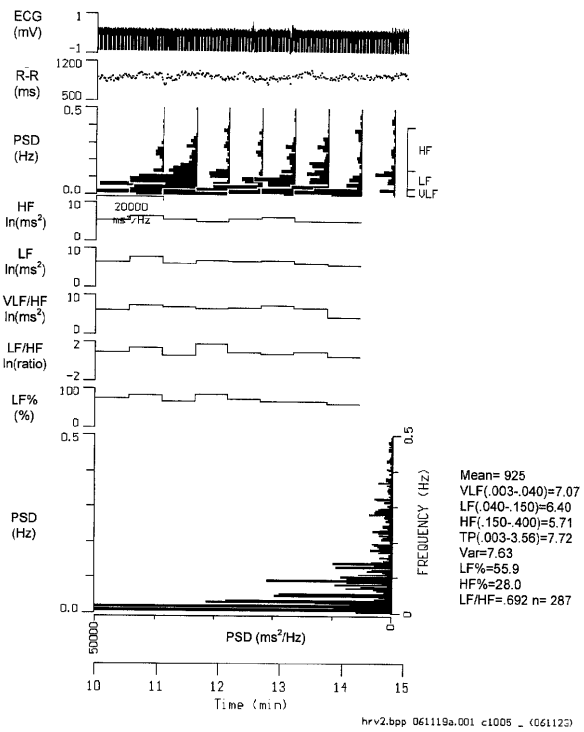


Figure 5