

(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2004-215854
(P2004-215854A)

(43) 公開日 平成16年8月5日(2004.8.5)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00	A 6 1 B 10/00 K	4 C O 1 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 1 O 2 C	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/0245	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	
A 6 1 B 5/0452	A 6 1 B 5/02 3 1 O J	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2003-6345 (P2003-6345)	(71) 出願人	503021593
(22) 出願日	平成15年1月14日 (2003.1.14)		張 國源
			台灣台北県新店市北新路二段139巷11 號1樓
		(71) 出願人	503021607
			張 國輔
			台灣台北県中和市國光街112巷42號5 樓
		(74) 代理人	100080252
			弁理士 鈴木 征四郎
		(72) 発明者	張國源
			台灣台北県新店市北新路二段139巷11 號1樓

最終頁に続く

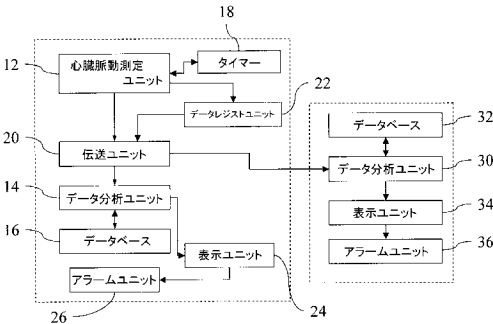
(54) 【発明の名称】 心臓監視装置及び心臓監視方法

(57) 【要約】

【課題】脱衣しないで測定でき、測定データを病院に伝送して医療関係者に提供する心臓監視装置と、その方法を提供する。

【解決手段】心臓生理パラメータを測定する心臓脈動測定ユニットと、測定した心臓生理パラメータを伝送する伝送ユニットと、心臓生理パラメータを計算、分析するデータ分析ユニットと、分析した心臓生理パラメータを表示する表示ユニットとによって心臓状態監視装置を構成する。また、患者の心臓生理パラメータを得て、フーリエ変換を行い、さらにパワースペクトル密度分析図に転換し、該パワースペクトル密度分析図におけるそれぞれの高調波間の高調波ノイズ波形に基づき患者の心臓ノイズ脈動指数を計算するか、もしくは該心臓生理パラメータに対して包絡関数分析を行い、分析された包絡関数に基づいて積分粗密度と微分粗密度を求め、該積分粗密度と微分粗密度とによって心臓の状態を診断する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生命体の心臓生理パラメータを測定する心臓脈動測定ユニットと、
該心臓脈動測定ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットの測定した心臓生理パラメータを伝送する伝送ユニットと、
該伝送ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した心臓生理パラメータを計算し、分析するデータ分析ユニットと、
該データ分析ユニットに接続し、該データ分析ユニットが計算し、分析した心臓生理パラメータを表示する表示ユニットとを含んでなることを特徴とする心臓状態監視装置。

【請求項 2】

前記心臓脈動測定ユニットが心臓生理パラメータを測定する生命体の測定部位が腕か、手首か、指か、もしくは足首であることを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 3】

前記心臓脈動測定ユニットが赤外線生理測定装置であり、赤外線生理測定装置によって生命体の心臓生理パラメータを測定することを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 4】

前記心臓脈動測定ユニットは更にタイマーを具え、該タイマーによって自動的に該心臓脈動測定ユニットを起動するか、もしくは定期的にアラーム信号を発生させて、該心臓脈動測定ユニットを起動することを促すように構成することを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 5】

前記データ分析ユニットはデータベースに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した測定値と、計算後の心臓生理パラメータとを該データベースに記録することを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 6】

前記表示ユニットは、更にアラームユニットに接続し、該データ分析ユニットが分析した心臓生理パラメータに異常が見られる場合、該アラームユニットを介して該表示ユニットにアラーム信号を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 7】

前記伝送ユニットがデータベースと、データ分析ユニットと、表示ユニットと、アラームユニットとを具えてなる外部データ分析デバイスに接続し、
測定した心臓生理パラメータを該外部データ分析デバイスに伝送して分析するとともに、
分析前後の心臓生理パラメータを該データベースに記録し、且つ、該分析の結果を該表示ユニットに表示し、
該心臓生理パラメータの分析結果に異常が見られる場合、該アラームユニットを介して該表示ユニットにアラーム信号を表示するように構成することを特徴とする請求項 1 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 8】

前記伝送ユニットは、電話回線か、サービス総合デジタル網 (Integrated Services Digital Network: ISDN) か、非対称デジタル加入者線 (Asymmetrical Digital Subscriber Line: ADSL) か、高ビットレートデジタル加入者回線 (High bit rate Digital Subscriber Line: HDSL) か、水平分散プロトコル (Transmission Control Protocol/Internet Protocol: TCP/IP) か、ケーブル回線か、赤外線伝送回線か、もしくは高周波 (Radio Frequency) 伝送回線から選択されることを特徴とする請求項 7 に記載の心臓状態監視装置。

【請求項 9】

前記表示ユニットは、液晶表示装置か、コンピュータのディスプレイか、テレビジョンか

10

20

30

40

50

、モニターか、パーソナルディジタルアシスト（PDA）、もしくは薄膜トランジスタ液晶表示装置から選択されることを特徴とする請求項1に記載の心臓状態監視装置。

【請求項10】

生命体から心臓生理パラメータを測定して得るステップと、該心臓生理パラメータにフーリエ変換（Fourier Transform）を行い、さらにパワースペクトル密度（Power Spectrum Density）分析図に転換するステップと、該パワースペクトル密度分析図におけるそれぞれの高調波間の高調波ノイズ波形に基づき患者の心臓ノイズ脈動指数を計算するステップと、
該計算で得られた心臓ノイズ脈動指数に基づき患者の心臓状態を診断するステップとを含むことを特徴とする心臓状態監視方法。

10

【請求項11】

前記心臓生理パラメータを測定して得る生命体の部位が腕か、手首か、指か、もしくは足首であることを特徴とする請求項10に記載の心臓状態監視方法。

【請求項12】

生命体から心臓生理パラメータを測定して得るステップと、
該心臓生理パラメータに対して包絡関数分析を行うステップと、
該分析された包絡関数に基づいて積分粗密度と微分粗密度を求めるステップと、
該積分粗密度と微分粗密度とによって生命体の心臓の状態を診断するステップとを含むことを特徴とする心臓状態監視方法。

【発明の詳細な説明】

20

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、心臓の状態を監視する測定装置及びその方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

心臓血管疾患は発症リスクが高く、台湾においては近年になって十大死亡率の第3番目に上げられている。心臓血管疾患が発症する原因は、年齢の関係、血液中のコレステロール含有率、高血圧、糖尿病、遺伝以外に、喫煙過多、運動不足、肥満症、飲食が不正常となって発生する脂肪の摂取量の過多なども発症の原因となる。

【0003】

30

心臓血管疾患は、基本的には測定機器で検知することができる。従来は測定装置によって心臓を測定した心電図に基づいて患者の症状がどのような状況にあるのか判断をしていた。心電図は、通常検査を受ける患者などが横になった状態で静態心電図検査を行う。但し、不整脈、もしくは冠状動脈不全などの変化は運動を行った場合に出現する。よって、必要時には患者に所定の運動をさせた後に心電図検査を行う場合もある、これを運動心電図と称する。また、不整脈、冠状動脈不全は、いつ発症するか決まっていない。一日24時間随時発作が起きる可能性がある。よって発症時の変化を把握するために装置を24時間患者にセットして発症時の変化を検査する場合もある。これを24時間心電図検査と称する。

【0004】

40

但し、運動後に行う心電図検査であろうと、24時間監視する心電図検査であろうと、心電図検査は検査を受ける者にとって極めて面倒である。心臓病疾の患者の体内における反応は、いつ発生するか予測できないので、発見することが難しい。このため心臓に疾患が有るにも拘らず、これを知ることなく悪化させる場合が多い。よって、心臓病は、国民の健康を知らず知らずの内に侵害する目に見えない脅威となっている。

【0005】

心電図検査は、以上の欠点以外に次に掲げる問題を有する。即ち、
従来の測定装置によって心臓の検査を行う場合は、脱衣して測定装置の端末を心臓の近くに貼着するか、吸着させて心電図検査を行う。これは検査を受ける者にとって面倒であって、特に女性にとっては不便である。

50

【 0 0 0 6 】

さらに、従来の測定装置によって得られた結果は、医療関係者が患者の近くにいる場合に限り分析を加えることができる。患者が外出し、例えば職場にいる場合、もしくは旅行に行った場合、医療関係者は随時患者の生理状況を把握することができず、治療を受ける時間が遅れて悲劇となる場合が多い。また、患者は心臓に違和感を覚えるか、明らかに痛みを感じて、はじめて病院で治療を受ける場合が多いが、心臓に痛みを感じてからでは手遅れになる場合がほとんどである。よって、早期発見、早期治療が心臓病治療の原則となっているが、現実として発症を初期の段階で確実に把握して治療することは難しい。

【 0 0 0 7 】

心電図検査に係る上述の欠点に鑑み、簡易な操作で、随時自己検査を行うことのできる装置、およびその方法の開発が望まれている。 10

【 0 0 0 8 】

【 発明が解決しようとする課題 】

この発明は、脱衣することなく、簡易な操作で随時自己診断を行うことのできる心臓監視装置と、その方法を提供することを課題とする。

【 0 0 0 9 】

また、この発明は心臓の健康状態に係る測定データを病院などに伝送し、医療関係者が随時患者の心臓の状態を把握できる心臓監視装置と、その方法を提供することを課題とする。

【 0 0 1 0 】

【 課題を解決するための手段 】

そこで、本発明者は従来の技術に見られる欠点に鑑み鋭意研究を重ねた結果、生命体の心臓生理パラメータを測定する心臓脈動測定ユニットと、該心臓脈動測定ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットの測定した心臓生理パラメータを伝送する伝送ユニットと、該伝送ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した心臓生理パラメータを計算し、分析するデータ分析ユニットと、該データ分析ユニットに接続し、該データ分析ユニットが計算し、分析した心臓生理パラメータを表示する表示ユニットとを含む心臓状態監視装置と、該心臓状態監視装置を利用し、患者の心臓生理パラメータを得て、フーリエ変換 (Fourier Transform) を行い、さらにパワースペクトル密度 (Power Spectrum Density) 分析図に転換し、該パワースペクトル密度分析図におけるそれぞれの高調波間の高調波ノイズ波形に基づき患者の心臓ノイズ脈動指数を計算して心臓の状態を診断するか、もしくは該心臓生理パラメータに対して包絡関数分析を行い、分析された包絡関数に基づいて積分粗密度と微分粗密度を求め、該積分粗密度と微分粗密度とによって心臓の状態を診断する心臓状態監視方法とによって課題を解決できる点に着眼し、かかる知見に基づいて本発明を完成させた。 30

【 0 0 1 1 】

また、前記心臓状態監視装置は伝送ユニットを含み、該伝送ユニットを介して病院などに設けられる外部データ分析デバイスに心臓測定データを伝送し、分析するように構成することによって、本発明の課題である医療関係者が随時患者の心臓の状態を把握できる心臓監視装置が得られる。 40

【 0 0 1 2 】

以下、この発明について具体的に説明する。

請求項 1 に記載する心臓状態監視装置は、生命体の心臓生理パラメータを測定する心臓脈動測定ユニットと、

該心臓脈動測定ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットの測定した心臓生理パラメータを伝送する伝送ユニットと、

該伝送ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した心臓生理パラメータを計算し、分析するデータ分析ユニットと、

該データ分析ユニットに接続し、該データ分析ユニットが計算し、分析した心臓生理パラメータを表示する表示ユニットとを含んでなる。 50

【 0 0 1 3 】

請求項 2 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における心臓脈動測定ユニットが心臓生理パラメータを測定する生命体の測定部位が腕か、手首か、指か、もしくは足首である。

【 0 0 1 4 】

請求項 3 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における心臓脈動測定ユニットが赤外線生理測定装置であり、赤外線生理測定装置によって生命体の心臓生理パラメータを測定する。

【 0 0 1 5 】

請求項 4 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における心臓脈動測定ユニットが更にタイマーを具え、該タイマーによって自動的に該心臓脈動測定ユニットを起動するか、もしくは定期的にアラーム信号を発生させて、該心臓脈動測定ユニットを起動することを促すように構成する。 10

【 0 0 1 6 】

請求項 5 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 におけるデータ分析ユニットが、データベースに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した測定値と計算後の心臓生理パラメータとを該データベースに記録する。

【 0 0 1 7 】

請求項 6 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における表示ユニットが、更にアラームユニットに接続し、該データ分析ユニットが分析した心臓生理パラメータに異常が見られる場合、該アラームユニットを介して該表示ユニットにアラーム信号を表示する。 20

【 0 0 1 8 】

請求項 7 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における伝送ユニットがデータベースと、データ分析ユニットと、表示ユニットと、アラームユニットとを具える外部データ分析デバイスに接続して心臓生理パラメータを伝送し、該外部データ分析デバイスにおいて、伝送された心臓生理パラメータを分析し、分析前後の心臓生理パラメータを該データベースに記録し、且つ、該表示ユニットに表示し、
該データ分析ユニットによる分析結果に異常が見られる場合、該アラームユニットを介して該表示ユニットにアラーム信号を表示するように構成する。

【 0 0 1 9 】

請求項 8 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 7 における伝送ユニットが、電話回線か、サービス総合デジタル網 (Integrated Services Digital Network : ISDN) か、非対称デジタル加入者線 (Asymmetric Digital Subscriber Line : ADSL) か、高ビットレートデジタル加入者回線 (High bit rate Digital Subscriber Line : HDSL) か、水平分散プロトコル (Transmission Control Protocol / Internet Protocol : TCP / IP) か、ケーブル回線か、赤外線伝送回線か、もしくは高周波 (Radio Frequency) 伝送回線から選択される。 30

【 0 0 2 0 】

請求項 9 に記載する心臓状態監視装置は、請求項 1 における表示ユニットが、液晶表示装置か、コンピュータのディスプレイか、テレビジョンか、モニターか、パーソナルデジタルアシスト (PDA)、もしくは薄膜トランジスタ液晶表示装置から選択される。 40

【 0 0 2 1 】

請求項 10 に記載する心臓状態監視方法は、生命体から心臓生理パラメータを測定して得るステップと、
該心臓生理パラメータにフーリエ変換 (Fourier Transform) を行い、さらにパワースペクトル密度 (Power Spectrum Density) 分析図に転換するステップと、該パワースペクトル密度分析図におけるそれぞれの高調波間の高調波ノイズ波形に基づき患者の心臓ノイズ脈動指数を計算するステップと、 50

該計算で得られた心臓ノイズ脈動指数に基づき患者の心臓状態を診断するステップとを含む。

【0022】

請求項11に記載する心臓状態監視方法は、請求項10における心臓生理パラメータを測定して得る生命体の部位が腕か、手首か、指か、もしくは足首である。

【0023】

請求項12に記載する心臓状態監視方法は、生命体から心臓生理パラメータを測定して得るステップと、

該心臓生理パラメータに対して包絡関数分析を行うステップと、

該分析された包絡関数に基づいて積分粗密度と微分粗密度を求めるステップと、

該積分粗密度と微分粗密度とによって生命体の心臓の状態を診断するステップとを含む。

10

【0024】

【発明の実施の形態】

この発明は、心臓の状態を監視する測定装置及びその方法を提供するものであって、生命体の心臓生理パラメータを測定する心臓脈動測定ユニットと、該心臓脈動測定ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットの測定した心臓生理パラメータを伝送する伝送ユニットと、該伝送ユニットに接続し、該心臓脈動測定ユニットが測定した心臓生理パラメータを計算して分析するデータ分析ユニットと、該データ分析ユニットに接続し、該データ分析ユニットが計算し、分析した心臓生理パラメータを表示する表示ユニットととによって構成される

20

かかる心臓状態監視装置の構造と特徴を詳述するために、具体的な実施例を挙げ、図示を参照にして以下に説明する。

【0025】

【第1の実施例】

図1に、この発明による心臓状態監視装置の構造を表わすブロック図を開示する。図面によれば、心臓脈動測定ユニット(12)と、伝送ユニット(20)と、データ分析ユニット(14)と、表示ユニット(24)と、データベース(16)と、タイマー(18)と、およびアラームユニット(26)とによって心臓状態監視装置を構成する。

【0026】

心臓脈動測定ユニット(12)は、生命体の異なる圧力下における心臓の脈動信号などの心臓整理パラメータを測定するためのユニットであって、空気充填モータ(図示しない)と、空気充填リング(図示しない)と、圧力センサ(図示しない)と、制御回路ユニット(図示しない)などの部材によってなる。心臓脈動測定ユニット(12)を利用して測定を行う場合は、装置を起動して、制御回路ユニットによって空気充填モータによって空気充填リングに空気を充填する。この場合、空気充填リングに十分な圧力が付与されたことを圧力センサが感知すると、制御回路ユニットが空気充填リング上に設けられた排気手段(図示しない)を起動させて空気圧を調整し、空気充填リングの空気圧と、圧力センサの測定値の変化によって生命体の心臓生理パラメータ検知する。該空気充填リングは、腕、手首、指、もしくは足首に嵌着する形式のいずれでもよい。

30

【0027】

伝送ユニット(20)は心臓脈動測定ユニット(12)に接続し、心臓脈動測定ユニット(12)の測定した心臓生理パラメータを伝送する。

40

【0028】

データ分析ユニット(14)は、伝送ユニット(20)は、心臓脈動測定ユニット(12)内に設けるか、もしくは外部接続方式で接続する方式であってもよい。また、データ分析ユニット(14)は、例えばシングルチップか、パーソナルコンピュータか、パーソナルデジタルアシスト(PDA)か、もしくはその他ブルグラマブルなデジタルプロセッサであってもよい。

【0029】

データベース(16)は、データ分析ユニット(14)に接続し、生命体の心臓の健康状

50

態を随時検査できるように、生命体の心臓生理パラメータを記録するためのものである。

【0030】

タイマー(18)は、定時に測定を行うために心臓状態監視装置内に設けられる。即ち、所定の時間が経過するとタイマー(18)が自動的に心臓脈動測定ユニット(12)を起動するか、もしくはアラーム音声を発生させて使用者に心臓脈動測定ユニット(12)を起動して、腕か、手首か、指か、もしくは足首に空気充填リングを嵌挿するように促す形式にしてもよい。

【0031】

表示ユニット(24)は、データ分析ユニット(14)に接続し、データ分析ユニット(14)が分析、診断を行った心臓生理パラメータと、およびタイマー(18)の計測する時間を表示する。よって、医療関係者、もしくは使用者が目下の心臓の状態をリアルタイムで把握して、治療を行う必要があるか否かを判断することができる。表示ユニット(24)は、例えば液晶表示装置以外に、コンピュータ、テレビのディスプレイ装置を利用することができ、さらモニター、パーソナルディジタルアシスト(PDA)、もしくは薄膜トランジスタ液晶表示装置などの異なる形式にすることができる。

10

【0032】

アラームユニット(26)は、データ分析ユニット(14)が分析、診断した生命体の心臓生理パラメータに異常が認められる場合、即表示ユニット(24)を介してアラーム信号を発生させるものであって、医療関係者、もしくは使用者に治療の必要を促す作用を有する。

20

【0033】

この発明による心臓状態監視装置を利用して測定を行う場合は、使用者の腕に心臓脈動測定ユニット(12)の空気充填リングを嵌着し、心臓脈動測定ユニット(12)によって患者の異なる圧力下における心臓の脈動信号などの心臓生理パラメータを測定する。次いで、測定で得られた心臓脈動信号を、伝送ユニット(20)を介してデータ分析ユニット(12)に伝送し、データ分析ユニット(12)によって演算と分析を行い、分析した結果によって患者の心臓の状況を診断する。また、分析によって得られた結果はデータベース(16)に記録するとともに、表示ユニット(24)に表示する。この場合、患者の心臓に異常現象が発生していれば、アラームユニット(26)がアラーム信号を発生させて表示ユニット(24)に表示して、患者が病院で治療を受けなければならないことを知らせる。さらに、タイマー(18)が患者に対して定期的に測定を行うように通知する。このため早期発見、早期治療の効果が得られる。

30

【0034】

【第2の実施例】

また、この発明による心臓状態監視装置は、心臓生理パラメータを病院などの医療センターに伝送して記録と分析を行うことができる。図2に開示するように、伝送ユニット(20)によって、測定で得られた心臓生理パラメータを医療センターに伝送してデータの記録と分析を行う。医療センター側には、心臓生理パラメータを分析するデータ分析ユニット(30)と、分析を行う前後の心臓生理パラメータを記録するデータベース(32)と、表示ユニット(34)とによってなる外部データ分析デバイスを設ける。また該表示ユニットにはアラームユニット(36)を設け、患者の心臓状態に異常が発生した場合、医療センターの医療関係者に通知する。該外部データ分析デバイスは、関連するプログラムを具えるパーソナルコンピュータであってもよい。

40

【0035】

また、心臓脈動測定ユニット(12)と伝送ユニット(20)の間にはデータレジストユニット(22)を設ける。該データレジストユニット(22)は、心臓脈動測定ユニット(12)が測定した心臓生理パラメータを暫時保存するためのものであって、データレジストユニット(22)は、伝送ユニット(20)が患者の心臓生理パラメータを伝送した後、当該データを消去するように設定するか、もしくは定期的にデータを消去するように設定するか、もしくはデータを消去しないでデータをすでに伝送したことを表示するよ

50

うに設定してもよい。即ち、同一のデータを重複して伝送しないように設定する。

【0036】

伝送ユニット(20)は、電話回線か、サービス総合ディジタル網(Integrated Services Digital Network: ISDN)か、非対称ディジタル加入者線(Asymmetrical Digital Subscriber Line: ADSL)か、高ビットレートディジタル加入者回線(High bit rate Digital Subscriber Line: HDSL)か、水平分散プロトコル(Transmission Control Protocol/Internet Protocol: TCP/IP)か、ケーブル回線か、赤外線伝送回線か、もしくは高周波(Radio Frequency)伝送回線などから選択する。また、伝送ユニット(20)はデータをパーソナルコンピュータに伝送して計算、分析、及びデータの保存を行ってもよい。

10

【0037】

第2の実施例による心臓状態監視装置は、患者自身が自己の心臓の健康状態を把握することができるのみならず、関連データを完全に医療センターに伝送することができるので、医療関係者が患者の心臓の健康状態を随時把握することができる。

【0038】

この発明による心臓状態監視装置を利用して心臓の状態を監視する方法を図3に開示する。先ずS10のステップにおいて患者の腕から心臓脈動信号などの心臓生理パラメータを得る。次にS12のステップにおいて、伝送ユニットを介して得られた心臓生理パラメータをデータ分析ユニットに伝送してフーリエ変換(Fourier Transform)を行い、時間領域の信号データを周波数領域のデータに転換して整合を行いデータベースに保存する。次いでS14のステップにおいてパワースペクトル密度(Power Spectrum Density)分析図に転換する。さらにS16のステップで、パワースペクトル密度分析図におけるそれぞれの高調波(harmonic wave)間の高調波ノイズ波形に基づき患者の心臓ノイズ脈動指数を計算し、S18のステップにおいて、計算で得られた心臓ノイズ脈動指数に基づき患者の心臓状態を診断する。

20

【0039】

前記S10のステップにおいては、患者の腕から心臓脈動信号などの心臓生理パラメータを得るが、これ以外に、手首、指、もしくは足首などからも心臓生理パラメータを得ることができる。また、赤外線生理測定装置を利用して測定を行ってもよい。

30

【0040】

この発明による心臓状態監視装置によれば、患者自身で測定を行い、心臓の整理状態を理解できるのみならず、伝送ユニットを利用して患者の心臓生理パラメータを医療センターに伝送して分析を行うことができる。よって、患者が在宅する場合でも、外出した場合でも、必要に応じて測定することができる。さらに伝送ユニットを介して患者の心臓生理パラメータを医療センター、もしくは医療関係者の所在地に伝送することによって、医療関係者が患者の心臓の健康状態を随時把握することができる。

【0041】

この発明による心臓状態監視装置は、台湾の国立台湾大学、及び國泰綜合醫院(所在地：台湾台北市仁愛路四段280號)のの協力を得て実験を行った。即ち、心臓に疾患のない測定対照者に対して、この発明による上述の測定方法で測定を行い、次の表1に掲げる心臓脈動信号のデータを得た。表1の横軸は時間の経過を表す。

40

【0042】

【表1】

150.5829 317.6681 -447.623 22.69058 20.6278 105.2018 51.5695 78.38564 51.5695 45.38116 30.9417 84.57398 47.44394 63.9462 66.00896
 18.56502 655.9641 -447.623 33.00448 61.8834 113.4529 55.69506 47.44394 82.5112 49.50672 49.50672 94.88788 49.50672 59.8206 63.94618
 26.81614 606.4573 -402.242 37.13004 4.12556 84.57398 59.82062 30.9417 84.57398 49.50672 70.13452 78.38564 49.50672 55.6951 68.07174
 66.00896 198.0269 -200.09 43.31838 -2.06278 39.19282 61.8834 41.2556 63.94618 63.94618 59.82062 63.94618 72.1973 66.009 68.07174
 24.75336 -257.848 -88.6995 121.704 2.06278 24.75336 59.82062 49.50672 43.31838 80.44842 57.75784 63.94618 72.1973 66.009 72.1973
 6.18834 -447.623 -39.1928 99.01344 16.50224 30.9417 72.1973 47.44394 49.50672 66.00896 61.8834 76.32286 72.1973 84.574 84.57398
 18.56502 -307.354 -2.06278 55.69506 22.69058 33.00448 129.9551 45.38116 57.75784 53.63228 51.5695 72.1973 61.8834 84.574 103.139
 22.69058 -80.4484 -20.6278 61.8834 24.75336 72.1973 30.9417 88.69954 39.19282 66.00896 47.44394 63.94618 57.75784 59.82062 88.6995 109.3273
 20.6278 -18.565 18.56502 22.69058 138.2063 30.9417 45.38116 43.31838 63.94618 53.63228 80.44842 51.5695 57.75784 88.6995 94.88788
 18.56502 -41.2556 30.9417 16.50224 99.01344 30.9417 22.69058 66.00896 63.94618 59.82062 66.00896 45.38116 55.69506 99.0134 76.32286
 24.75336 -16.5022 35.06726 12.37668 59.82062 28.87892 24.75336 105.2018 66.00896 61.8834 51.5695 45.38116 55.69506 80.4484 61.8834
 24.75336 12.37668 74.26008 14.43946 18.56502 43.31838 33.00448 80.44842 70.13452 59.82062 51.5695 51.5695 59.82062 66.009 53.63228
 20.6278 12.37668 94.88788 37.13004 18.56502 115.5157 33.00448 59.82062 105.2018 74.26008 51.5695 70.13452 61.8834 53.6323 53.63228
 57.75784 14.43946 45.38116 49.50672 26.81614 96.95066 30.9417 41.2556 96.95066 86.63676 51.5695 63.94618 63.94618 51.5695 53.63228
 76.32286 20.6278 61.8834 57.75784 24.75336 63.94618 30.9417 51.5695 90.76232 92.8251 53.63228 45.38116 76.32286 57.7578 57.75784
 14.43946 26.81614 -61.8834 125.8296 22.69058 35.06726 28.87892 53.63228 72.1973 82.5112 49.50672 47.44394 68.07174 70.1345 61.8834
 -4.12556 28.87892 12.37668 152.6457 24.75336 35.06726 30.9417 51.5695 78.38564 57.75784 49.50672 53.63228 61.8834 70.1345 55.69506
 12.37668 30.9417 28.87892 105.2018 26.81614 41.2556 99.01344 43.31838 70.13452 45.38116 63.94618 53.63228 53.63228 57.7578 74.26008
 26.81614 66.00896 24.75336 68.07174 43.31838 35.06726 101.0762 43.31838 53.63228 22.69058 66.00896 55.69506 61.8834 55.6951 68.07174
 22.69058 82.5112 24.75336 33.00448 134.0807 35.06726 72.1973 43.31838 39.19282 45.38116 80.44842 59.82062 63.94618 59.8206 55.69506
 22.69058 35.06726 30.9417 61.8834 111.3901 30.9417 37.13004 66.00896 41.2556 49.50672 72.1973 68.07174 61.8834 63.94618 66.00896
 24.75336 -14.4394 28.87892 -61.8834 70.13452 33.00448 26.81614 86.63676 43.31838 49.50672 59.82062 84.57398 61.8834 57.75784 61.8834
 28.87892 3.81507 59.82062 -4.12556 26.81614 43.31838 37.13004 68.07174 53.63228 59.82062 49.50672 113.4529 59.82062 53.63228 72.1973
 24.75336 24.75336 125.8296 4.12556 24.75336 55.69506 43.31838 45.38116 76.32286 68.07174 53.63228 136.1435 63.94618 55.69506 63.94618
 35.06726 30.9417 72.1973 18.56502 33.00448 111.3901 39.19282 39.19282 61.8834 53.63228 61.8834 113.4529 74.26008 51.5695 68.07174
 84.57398 33.00448 37.13004 28.87892 37.13004 84.57398 33.00448 47.44394 51.5695 59.82062 66.00896 88.69954 84.57398 66.00896 70.13452
 68.07174 226.9058 4.12556 96.95066 26.81614 51.5695 33.00448 53.63228 43.31838 59.82062 63.94618 55.69506 70.13452 76.32286 68.07174
 16.50224 96.95066 2.06278 129.9551 30.9417 24.75336 37.13004 49.50672 51.5695 76.32286 68.07174 47.44394 66.00896 72.1973 74.26008
 -8.25112 1014.888 61.8834 94.88788 24.75336 37.13004 68.07174 49.50672 51.5695 63.94618 66.00896 49.50672 59.82062 68.07174 99.01344
 39.19282 253.7219 16.50224 53.63228 33.00448 51.5695 111.3901 51.5695 49.50672 49.50672 70.13452 45.38116 63.94618 59.82062 76.32286

10

20

30

40

50

【0043】

次いで、表1に記載する心臓脈動信号データに対してフーリエ変換を行い、時間領域の信号データを周波数領域データに転換し、図4に開示するようにこれを曲線グラフで表わした。さらに、図4に開示する周波数領域のデータを図5に開示するようにパワースペクトル密度分析図に転換した。図5から分かるように、心臓に疾患がない場合は、高調波間の波形が平坦な状態に近くなる。但し、心臓に疾患がある場合は、パワースペクトル密度分析図において、高調波の間に多くのノイズ波形が発生する。

【0044】

図6に開示するように、患者の心室の繊維性構造にふるえがある場合、パワースペクトル密度分析図に現われる高調波の間のノイズ波形が心臓に疾患のない対照者に比して若干多い。

【0045】

図7に開示するように、心臓疾患が早発性心室収縮症である場合、そのパワースペクトル密度分析図における高調波間のノイズ波形は、心室の繊維性構造に震えがある患者に比して更に多くなる。

【0046】

図8に開示するように、心臓疾患が早発性心房収縮症である場合、そのパワースペクトル密度分析図における高調波間のノイズ波形は、早発性心室収縮症に比して更に多くなる。

【0047】

図5、6、7、8から分かるように、それぞれの高調波間のノイズ波形は、心臓の状況がひどくなるにつれて増加する。よって、高周波間のノイズ波形に基づいて患者の心臓ノイズ脈動指数を計算することができる。更に心臓ノイズ脈動指数によって患者の心臓の現時点における健康状況を判断することができる。この発明は、上述の通り、台湾の国立台湾大学と、國泰綜合醫院の協力によって2年間にわたる実験を経て完成した。かかる実験によって本発明の正確性と、実用性が実証された。

【0048】

また、心臓脈動信号をパワースペクトル密度分析図に転換して患者の心臓ノイズ脈動指数を計算し、これに分析を加える以外に、心臓脈動信号の曲線グラフによって包絡線分析を行ってもよい。即ち、患者の心臓脈動信号などの心臓生理パラメータを測定し、心臓脈動信号に対して包絡線関数の分析を行い、次いで包絡線関数に基づいて積分粗密度(roughness_integral, Ri)と、微分粗密度(roughness_differential, Rd)とを求める。次に積分粗密度と微分粗密度とに基づいて患者の心臓の健康状態を診断する。

【0049】

図9は心臓に疾患のない測定対照者の心臓脈動信号データを計算して得られた包絡線曲線

グラフである。図 9 に開示する包絡線に囲まれる面積に対して積分計算を行い、該面積の面積値を得て積分粗密度を得た。図 10 に開示するように、心臓疾患のない測定対照者の R_i 値は 0.074739 であった。

【0050】

図 11 は心筋に病変のある患者を対象にして心臓脈動信号データを得て、これを計算して得られた包絡線曲線グラフである。図 11 に開示する包絡線に囲まれる面積に対して積分計算を行い、該面積の面積値を求めて、積分粗密度である R_i 値を得た。図 12 に開示するように、心筋に病変にある患者の R_i 値は 0.10519 であった。両者を比較すると明らかなように、心臓に疾患のある患者の R_i 値は、心臓の疾患のない測定対照者の R_i に比して高くなる。前記國泰綜合醫院において、心臓に疾患のない測定対照者と、弁膜性の疾患を有する患者と、心筋に病変のある患者に対して測定を行った。その結果のデータを整理して次に掲げる。

【0051】

【表 2】

種類	ファイル名	標準化した面積積分値	R i	種類	ファイル名	標準化した面積積分値	R i
健康な心臓	9-8-28	0.72696	0.04032	弁膜性疾患	8-8-28	0.72859	0.05797
	21-8-28	0.70771	0.04595		54-8-28	0.71496	0.19529
	25-8-28	0.72304	0.06440		78-8-28	0.66857	0.13034
	26-8-28	0.73554	0.06750		4-8-30	0.77257	0.07005
	33-8-28	0.70940	0.12065		15-8-30	0.69496	0.15187
	52-8-28	0.71541	0.07768		20-8-30	0.65289	0.27694
	67-8-28	0.75890	0.06634		31-8-30	0.64088	0.23327
	72-8-28	0.75650	0.06634		64-8-30	0.65289	0.27694
	95-8-28	0.77309	0.03792		44-9-4	0.73418	0.04754
	99-8-28	0.72481	0.078335		64-9-4	0.65289	0.27694
	5-8-30	0.74556	0.06534		68-9-4	0.59276	0.15297
	12-8-30	0.70205	0.15187		70-9-4	0.81891	0.12632
	18-8-30	0.65404	0.13052	平均値		0.69375	0.16637
	23-8-30	0.67276	0.13320	標準差値		0.06311	0.08551
	32-8-30	0.73545	0.08168	心筋の病変	5-8-28	0.66557	0.14648
	48-8-30	0.78127	0.04743		11-8-28	0.56098	0.10519
	50-8-28	0.69595	0.08872		13-8-28	0.71496	0.19529
	59-8-30	0.71071	0.09931		3-8-30	0.71364	0.07890
	7-9-4	0.73095	0.06975		21-8-30	0.66731	0.23981
	18-9-4	0.72239	0.07027		37-8-30	0.63333	0.23693
	22-9-4	0.70103	0.04272		57-8-30	0.70211	0.28642
	53-9-4	0.74003	0.12303		80-8-30	0.64971	0.10831
	56-9-4	0.72689	0.09979		15-9-4	0.65891	0.18309
	60-9-4	0.71768	0.05073		19-9-4	0.63151	0.22443
	61-9-4	0.76758	0.07225		21-9-4	0.71839	0.19035
平均値		0.72543	0.07968	平均値		0.66513	0.18138
標準差値		0.03071	0.032996	標準差値		0.04723	0.06521

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

表 2 から分かるように、積分粗密度 R i については、健康な心臓の R i 平均値は 0 . 0 7

9 1 2 であり、弁膜性の疾患の R_i 平均値は 0 . 1 6 6 3 7 であった。また、心筋に病変がある場合の R_i 平均値は 0 . 1 8 1 3 0 であった。即ち、心臓に疾患のある患者の R_i 値は、心臓の疾患のない測定対照者の R_i 値より高くなる。よってこれらデータに基づき、比較、整理することによって、心臓の R_i 値から患者の弁膜性疾患、心筋の病変などの心臓病を判断することができる。

【 0 0 5 3 】

更に患者の心臓脈動信号を計算して得た包絡線関数に微分計算を行い、微分粗密度を求めた場合、同様に微分粗密度の大小値によって、患者の弁膜性疾患、心筋の病変などの心臓病を判断することができる。

【 0 0 5 4 】

以上は、この発明の好ましい実施例であって、この発明の実施の範囲を限定するものではない。よって、当業者のなし得る修正、もしくは変更であって、この発明の精神の下においてなされ、この発明に対して均等の効果を有するものは、いずれもこの発明の特許請求の範囲の範囲に属するものとする。

【 0 0 5 5 】

【発明の効果】

この発明による心臓状態監視方法によれば、腕、手首、指、もしくは足首から心臓状態を測定するため、脱衣する必要がなく、使用上便利で実用性を具える。

【 0 0 5 6 】

また、測定によって得られたデータに演算処理を加えて心臓ノイズ脈動指数か、もしくは積分粗密度か、もしくは微分粗密度などの数値を得て正確に心臓の状況を把握することができるため、使用者は心臓の健康状態を必要に応じて随時正確に知ることができる。よって、心臓病の早期発見、早期治療に寄与する効果を有する。

【 0 0 5 7 】

また、伝送ユニットを介して測定したデータを医療関係者側の外部データ分析デバイスに伝送することができるため、患者の心臓の健康状態を医療関係者が随時把握し、患者の発作に対して有効な対応をすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】この発明による心臓状態監視装置の構造を表わすブロック図である。

【図 2】第 2 の実施例による心臓状態監視装置の構造を表わすブロック図である。

【図 3】この発明による心臓状態監視方法のステップを表わすフローチャートである。

【図 4】心臓に疾患のない測定対照者の心臓脈動信号データをフーリエ変換して得られたグラフである。

【図 5】図 4 のグラフのデータから転換したパワースペクトル密度分析図である。

【図 6】心房の繊維性構造にふるえのある患者から得たパワースペクトル密度分析図である。

【図 7】早発性心室収縮症患者患者から得たパワースペクトル密度分析図である。

【図 8】早発性心房収縮症患者患者から得たパワースペクトル密度分析図である。

【図 9】心臓に疾患のない測定対照者の心臓脈動信号データを計算して得られた包絡線グラフである。

【図 10】図 9 のグラフのデータに時間領域の積分を行って得た面積図である。

【図 11】心臓疾患患者の心臓脈動信号データを計算して得られた包絡線グラフである。

【図 12】図 11 のグラフのデータに時間領域の積分を行って得た面積図である。

【符号の説明】

1 2 心臓脈動測定ユニット

1 4 データ分析ユニット

1 6 データベース

1 8 タイマー

2 0 伝送ユニット

2 2 データレジストユニット

10

20

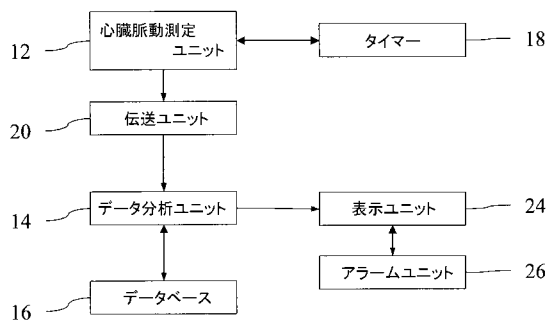
30

40

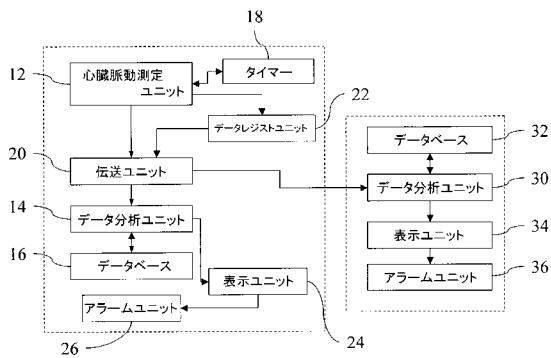
50

- 2 4 表 示 ユ ニ ャ
- 2 6 ア ラ ャ ユ ニ ャ
- 3 0 デ ャ 分 析 ユ ニ ャ
- 3 2 デ ャ ベ ース
- 3 4 表 示 ユ ニ ャ
- 3 6 ア ラ ャ ユ ニ ャ

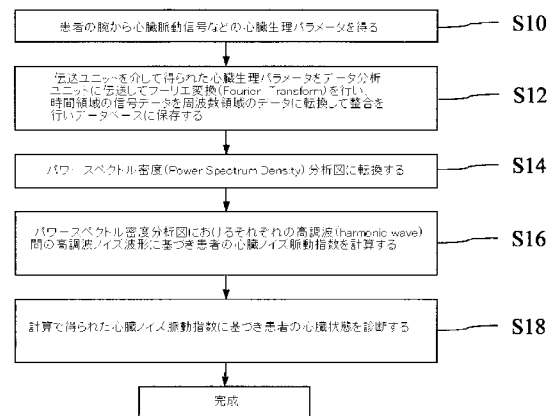
【 図 1 】



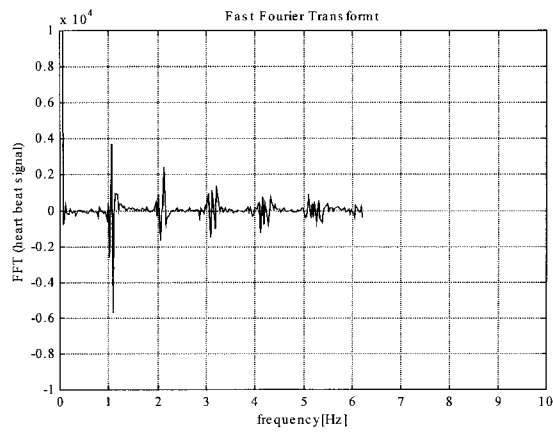
【 図 2 】



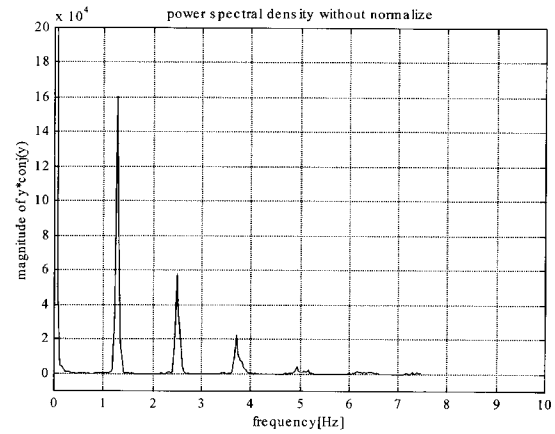
【 図 3 】



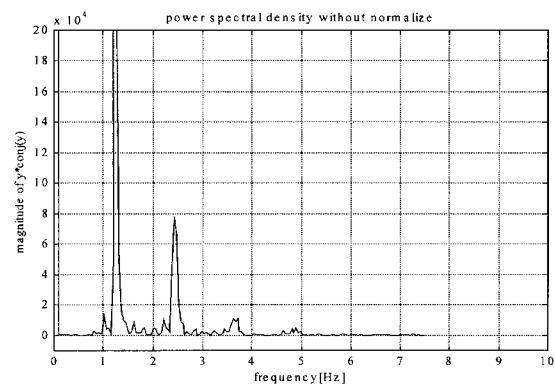
【 図 4 】



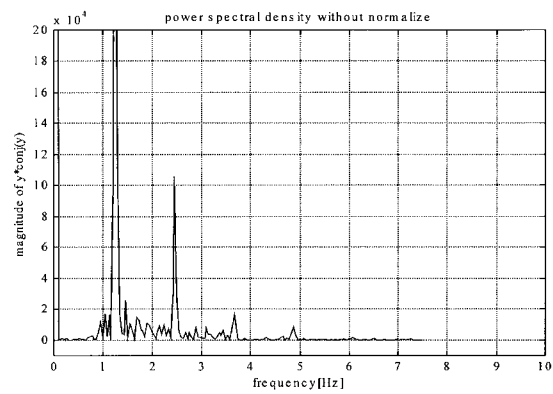
【 図 5 】



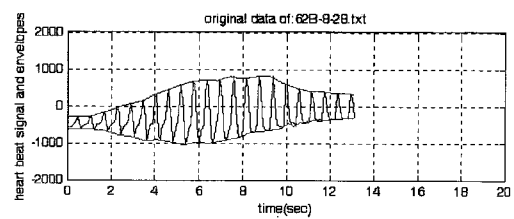
【 図 6 】



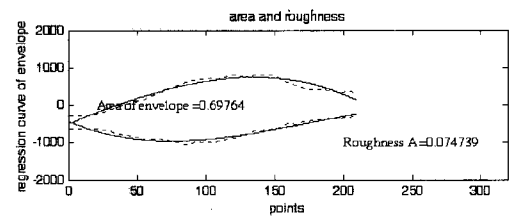
【 図 7 】



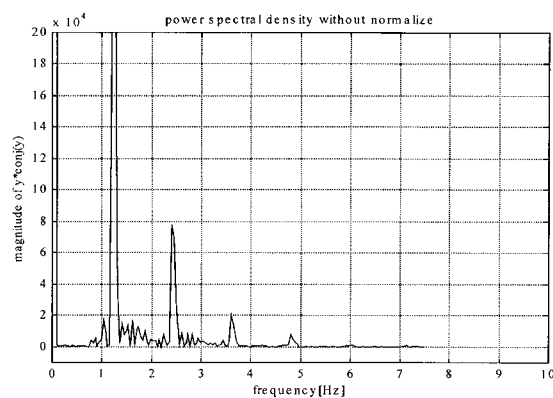
【 図 9 】



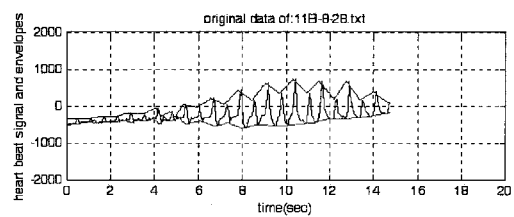
【 図 10 】



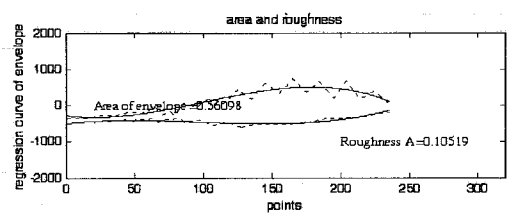
【 図 8 】



【 図 11 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 張國輔

台湾台北県中和市國光街 1 1 2 巷 4 2 號 5 樓

(72)発明者 葉吉芳

台湾桃園県八徳市長興路 3 6 0 巷 5 8 弄 1 0 號

(72)発明者 張雅 ▲てい▼

台湾台北県新店市北新路二段 1 3 9 巷 1 1 號 1 樓

F ターム(参考) 4C017 AA09 AB01 AB02 AB03 AC01 AC26 BC16 CC01
4C027 AA02 GG11

专利名称(译)	心脏监测仪器和心脏监测方法		
公开(公告)号	JP2004215854A	公开(公告)日	2004-08-05
申请号	JP2003006345	申请日	2003-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	张国源		
申请(专利权)人(译)	张 国源 张 国辅		
[标]发明人	張國源 張國輔 葉吉芳 張雅てい		
发明人	張國源 張國輔 葉吉芳 張雅てい▼		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0452 A61B10/00		
FI分类号	A61B10/00.K A61B5/00.102.C A61B5/04.312.A A61B5/02.310.J		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB01 4C017/AB02 4C017/AB03 4C017/AC01 4C017/AC26 4C017/BC16 4C017/CC01 4C027/AA02 4C027/GG11 4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XB11 4C117/XC20 4C117/XD15 4C117/XD17 4C117/XD36 4C117/XE13 4C117/XE57 4C117/XE60 4C117/XE62 4C117/XG01 4C117/XG05 4C117/XH12 4C117/XH13 4C117/XH16 4C117/XH19 4C117/XJ09 4C117/XJ27 4C117/XJ33 4C117/XJ48 4C117/XJ58 4C117/XL13 4C117/XP10 4C117/XQ07 4C117/XR02 4C127/AA02 4C127/GG11		
代理人(译)	铃木 征四郎		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种心脏监测装置及其方法，该心脏监测装置可以在不脱衣服的情况下进行测量并将测量的数据传输到医院并将其提供给医务人员。用于测量心脏生理参数的心脏搏动测量单元，用于发送所测量的心脏生理参数的发送单元，用于计算和分析心脏生理参数的数据分析单元以及用于显示所分析的心脏生理参数的显示器。该单元和该单元构成心脏状况监视器。此外，获取患者的心脏生理参数，执行傅立叶变换，然后进一步转换为功率谱密度分析图，并根据功率谱密度分析图中各个谐波之间的谐波噪声波形计算出患者的心脏噪声脉动指数。或者对心脏的生理参数进行包络函数分析，根据分析出的包络函数得到积分的粗密度和微分的粗密度，并通过积分的粗密度和微分的粗密度计算出心脏的状态。诊断。[选择图]图2

