

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/00

G06F 19/00

//159 : 00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01140218.0

[43] 公开日 2003 年 6 月 11 日

[11] 公开号 CN 1422591A

[22] 申请日 2001.12.5 [21] 申请号 01140218.0
[71] 申请人 丽台科技股份有限公司
地址 台湾省台北县中和市建一路 166 号 18 楼
[72] 发明人 郭博昭

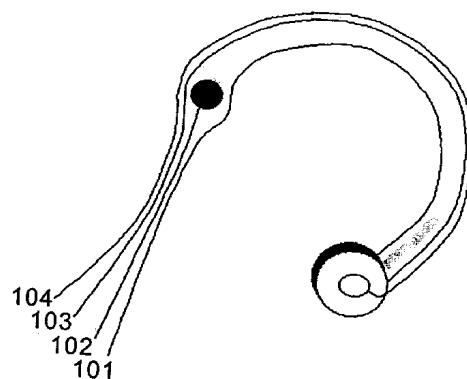
[74] 专利代理机构 北京集佳专利商标事务所
代理人 王学强

权利要求书 5 页 说明书 11 页 附图 10 页

[54] 发明名称 能由颈部同时测量心电、脉搏和声波信号的传感器

[57] 摘要

本发明公开了一种方便使用且使用者无痛苦的传感器以及一个功能完整的分析系统。能同时测量心电、脉搏和声波三种基本生理信号，以进行计算机数字诊断，得到心脏功能、自主神经功能、声带功能和呼吸道功能等生理指标。其所测得的生理信号，可以用在线 (On-line) 分析或储存后再离线 (Off-line) 分析的方式进行，并可通过数字通讯，进行离线或在线分析以达到通讯诊治或保健的目的。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种同时能检测心电、脉搏、声波的传感器，其特征在于：
该传感器至少包括：

一整合弹性支架；

一心电传感器，至少包括两个电极，由该弹性支架整合连结，该弹性支架可产生适度的压力保持将该些电极接触于皮肤表面，而该些电极可检测颈部的心电信号；

一颈部脉搏传感器，至少包括一个麦克风，置于颈部靠近颈动脉处，该整合弹性支架将该些电极及该麦克风整合连结，该整合弹性支架可产生适度的压力维持将该麦克风接触于皮肤表面，而该麦克风收集颈动脉脉搏产生的声音和振动，以及声带产生的声波；

其中该心电传感器以及该脉搏传感器中还包括至少一放大器、一滤波器及一模拟数字转换器，将脉搏产生的声音和振动以及声波转化为电信号，并将心跳产生的心电信号和脉搏与声波转化的电信号予以收集、放大与滤波后，分别传入该模拟数字转换器处理，而以数字信号分别输出。

2. 根据权利要求 1 所述的传感器，其特征在于：还可连结于一分析系统以处理并分析输出的数字信号，而该分析系统包括一处理计算机，接收分别来自该心电传感器的与该脉搏传感器被该模拟数字转换器处理过的数字信号，该处理计算机并检测标定数字信号中的心跳信号，进行心跳周期数列的数字信号处理，针对心率与心率变异性作分析，并对声波变异作监测分析，而得到一分析结果。

3. 根据权利要求 2 所述的传感器，其特征在于：该处理计算机

是一个人计算机、一掌上型计算机(PDA)、一移动电话内含的微电脑或一手表内含的微电脑。

4. 根据权利要求 2 所述的传感器，其特征在于：该分析系统可直接将该分析结果显示于使用者，或可配合一无线传输技术或通过一网络系统，将原始数据或该分析结果传给一远程计算机或进行后续分析和储存。

5. 根据权利要求 2 所述的传感器，其特征在于：该处理计算机是具备数字信号处理(DSP)能力的计算机，能至少进行频域分析、时域分析及非线性分析，得到心率变异的功率密度频谱(PSD)、低频(LF)功率、高频(HF)功率、总功率(TP)与低频/高频功率比值(LF/HF)等量化参数，以针对心率及心率变异性进行分析。

6. 一种分析系统，使用一种同时能检测心电、脉搏、声波的传感器，其特征在于：该传感器至少包括：

一整合弹性支架；

一心电传感器，至少包括两个电极，由该弹性支架整合连结，该弹性支架可产生适度的压力保持将该些电极接触于皮肤表面，而该些电极可检测颈部的心电信号；

一颈部脉搏传感器，至少包括一个麦克风，置于颈部靠近颈动脉处，该整合弹性支架将该些电极及该麦克风整合连结，该整合弹性支架可产生适度的压力维持将该麦克风接触于皮肤表面，而该麦克风收集颈动脉脉搏产生的声音和振动，以及声带产生的声波；

其中该心电传感器以及该脉搏传感器中还包括至少一放大器、一滤波器及一模拟数字转换器，将脉搏产生的声音和振动以及声波转化为电信号，并将心跳产生的心电信号和脉搏与声波转化的电信号予

以收集、放大与滤波后，分别传入该模拟数字转换器处理，再以数字信号分别输出；

而该分析系统还包括一处理计算机，接收分别来自该心电传感器的与该脉搏传感器被该模拟数字转换器处理过的数字信号，该处理计算机并检测标定数位信号中的心跳信号，进行心跳周期数列的数字信号处理，针对心率与心率变异性作分析，并对声波变异作监测分析，而得到一分析结果。

7. 根据权利要求 6 所述的分析系统，其特征在于：该处理计算机是一个人计算机、一掌上型计算机(PDA)、一移动电话内含的微电脑或一手表内含的微电脑。

8. 根据权利要求 6 所述的分析系统，其特征在于：可直接将该分析结果显示于使用者，或可配合一无线传输技术或通过一网络系统，将原始数据或分析结果传给一远程计算机进行后续分析和储存。

9. 根据权利要求 7 所述的分析系统，其特征在于：该处理计算机是一具备数字信号处理(DSP)能力的计算机，能至少进行频域分析、时域分析及非线性分析，得到心率变异的功率密度频谱(PSD)、低频(LF)功率、高频(HF)功率、总功率(TP)与低频/高频功率比值(LF/HF)等量化参数，以针对心率及心率变异性进行分析。

10. 根据权利要求 6 所述的分析系统，其特征在于：该分析结果能应用于自主神经功能评估、重症预后判定、脑死判定、麻醉深度检测、换心排斥检测、神经老化评估、高血压或糖尿病筛检等。

11. 一种同时检测心电、脉搏与声波的方法，至少包括下列步骤：
同时收集颈部的心电信号、脉搏信号与声波信号；
转换该该脉搏信号与该声波信号为电信号；

放大该心电信号、该脉搏信号与该声波信号，并以多组滤波器分别处理该心电信号、该脉搏信号与该声波信号；

以一模拟数字转换器来转换该心电信号、该脉搏信号与该声波信号为数字信号；

输出该些数字信号至一处理器；

以该处理器分析该些数字信号，而得到一分析结果。

12. 根据权利要求 11 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：该处理器是一具备数字信号处理(DSP)能力的计算机，能至少进行频域分析、时域分析及非线性分析，得到心率变异的功率密度频谱(PSD)、低频(LF)功率、高频(HF)功率、总功率(TP)与低频/高频功率比值(LF/HF)等量化参数，以针对心率及心率变异性进行分析。

13. 根据权利要求 12 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：该处理器是一个人计算机、一掌上型计算机(PDA)、一移动电话内含的微电脑或一手表内含的微电脑。

14. 根据权利要求 11 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：在以该处理器分析该些数字信号之后，还包括输出该分析结果至一显示屏幕。

15. 根据权利要求 11 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：在以该处理器分析该些数字信号之后，还包括经由一网络系统或一无线传输技术，输出该分析结果至一远程计算机。

16. 根据权利要求 11 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：是以一单一传感器同时收集颈部的心电信号、脉搏信号与声波信号，其中该传感器置于颈部，包含至少两个电极与一个麦克

风，而以该些电极收集该心电信号，以该麦克风收集该脉搏信号与该声波信号。

17. 根据权利要求 11 所述的同时检测心电、脉搏与声波的方法，其特征在于：该分析结果能应用于自主神经功能评估、重症预后判定、脑死判定、麻醉深度检测、换心排斥检测、神经老化评估、高血压或糖尿病筛检等。

能由颈部同时测量心电、脉搏和声波信号的传感器

技术领域

本发明涉及一种传感器装置，且特别涉及一种能同时测量心电、脉搏和声波信号的传感器装置及其完整的分析系统。

背景技术

今日的科学进步一日千里，几乎每一个器官的功能都有对应的方法可以测量和诊断。但以往的发展仅着眼于信号测量的精确性，而往往运用许多侵体的工具与技术，譬如心导管检查的操作必须伸入一个管子经由动脉到达心脏，不但相当危险也颇痛苦，但侵体技术往往无法顾及受试者的感受。

相对于侵体技术的痛苦特性，非侵体技术只考虑非侵体的方法，采取无痛无伤害的工具和技术，以测量和诊断身体脏器的功能。但是由于无法进入人体，往往无法得到最精确的生理信号，在以前时常无法得到令人满意的准确性与实用性。

但近年来，信号检测与处理的技术已大幅进步，因此已经可以通过计算机的强大运算力弥补非侵体技术的弱点，得到有实用价值的分析结果。其中心率变异性(Heart Rate Variability, HRV) (Anonymous 1996)分析即可作为一个非侵体诊断技术的代表。

所谓心率变异性(HRV)分析，即是分析人体休止时心率的微小变动，以检测并定量心脏的自主神经功能。换言之，我们已可在不干扰一个正常人作息之下，对其自主神经功能进行分析或诊断。传统上是

利用标准胸腔心电图作检测工具。

所谓自主神经系统包括交感神经和副交感神经，和人体每日运作息息相关。如果自主神经失调，可能引起多种急性或慢性疾病，譬如心脏病和高血压等，严重者甚至引发猝死等急症。即使是一般人，自主神经异常也常伴随着心悸、呼吸困难、肠胃道失常和失眠等问题。所以自主神经系统的分析或监测是有其医学的重要性。

HRV 能由众多自主神经诊断方法中脱颖而出，因为它至少包含下列几项特点：1：属非侵体性的诊断技术，受试者不须承受任何痛苦；2：经过许多动物和人体实验，已证实其反应自主神经功能的正确性。所以近年来这项技术受到推广，相关的研究也不断的进行 (Anonymous 1996)。

心率除了静态恒定，维持在每分钟 70 次外，还隐藏了一些规则或不规则的波动。这些波动或快或慢、或规则或零乱，但由于这些波动的幅度不大，在过去的医学研究中常将之忽略。有专家进一步发现有些波动和呼吸动作一致，有些则和呼吸无关。

通过频谱分析的帮助，研究人员发现心率变异度中微小的波动可明确的分为两群，一般称为高频(High-frequency, HF)和低频(Low-frequency component, LF)成份。高频成份和动物的呼吸信号同步，所以又称为呼吸成份，在人体内约 3 秒一次。低频成份则来源不明，推测可能和血管运动或感压反射有关，在人体内约 10 秒一次。部分学者更进一步的将低频成份细分为极低频(Very-low frequency, VLF)和低频成份。目前已有许多生理学家与心脏科医师认为心率高频变异性(HF)或总变异性(Total power, TP)能代表副交感神经功能，而低频变异性和高频变异性的比值(LF/HF)能反应交感神经活性。

除了作为自主神经指标外，也有研究发现心率变异性能反应多种身体信息。譬如脑压上升的病人其心率变异性会下降。不久前在美国 Framingham 的调查发现，若老年人的心率低频成份降低达 1 个标准差时，其面临死亡的机会是常人的 1.7 倍。

此外，声带的声波信号，不但是人沟通的工具，也可用以诊断包括感冒等呼吸系统疾病，因此声波信号也可以成为非侵体诊断技术所使用的指标之一。

而非侵体诊断技术发展中包含两大部份，其一是传感器，其二是数字信号处理。而传感器的开发可谓此技术的上游源头，若无合适的传感器，再精良的数字信号处理皆无用武之地。即使有精准的传感器，如果使用方式不方便也会使非侵体诊断技术让受测者方便与舒适的目标大打折扣。所以如何设计一个能同时具备功能、舒适与方便特性的传感器就成为非侵体诊断技术发展的关键。

发明内容

根据上述的目的，本发明发展一种传感器，能同时测量心电、脉搏和声波信号，并兼具方便与舒适的特性，以促进前述非侵体诊断技术的实用性。本发明中利用心电信号以及心搏产生的声音信号，经过数字信号处理之后，转换得到身体自主神经活性的定量值；并配合声波信号的分析，以监测其它疾病。

本发明设计发展一个三合一的传感器，能很方便的以非侵体的方式，由身体外部(如颈部)测量到心电、脉搏与声波信号。并配合对应的分析技术，将心电与脉搏信号转换成自主神经功能指标，将有助于自主神经相关保健的推动。

本发明提供一种方便使用且使用者无痛苦的传感器以及一个功

能完整的分析系统，同时测量心电、脉搏和声波三种基本生理信号，以进行计算机数字诊断，得到心脏功能、自主神经功能、声带功能和呼吸道功能等生理指标。其所测得的生理信号，可以用在线(On-line)分析或储存后再离线(Off-line)分析的方式进行，并可通过数字通讯，进行离线或在线分析，以达到通讯诊治或保健的用途。

本发明还提供功能完整的分析系统，利用从身体外部(如颈部)所测得的心电与脉搏信号分析自主神经功能。并配合声波信号，如此一来可以利用使用携带方便的(颈部)传感器，方便的进行各类原本需要标准心电图才能实现的研究与应用目的。

附图说明

为使发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂，下文配合附图，作详细说明：

图 1A 是本发明一较佳实施例的一种传感器的结构示意图；

图 1B 是本发明一较佳实施例的该传感器的使用示意图；

图 2 是本发明一较佳实施例的该传感器的原理示意图；

图 3 是本发明一较佳实施例的该传感器对受测者进行 3 秒钟试验的心电图、脉搏图与声波图；

图 4 是本发明一较佳实施例，该传感器及其分析系统对心电、脉搏与声波信号收集、处理及分析的流程示意图；

图 5 是本发明一较佳实施例，以该传感器对受测者颈部测量 5 秒钟所获得的心电与脉搏图，以及对应的心率周期图，打点者为计算机自动识别的心跳代表尖峰。

图 6 是本发明一较佳实施例，以该传感器对受测者进行 5 分钟试验所获得的心电图以及心率周期图，打点者为计算机自动识别的心

跳代表尖峰。

图 7 是本发明一较佳实施例，以该传感器对受测者进行 5 分钟试验所获得的脉搏图以及心率周期图，打点者为计算机自动识别的心跳代表尖峰。

图 8 及图 9 分别是对图 6 与图 7 的数据进行频谱分析，而得到各项定量信息的图标。

图 10A 是本发明一较佳实施例，以该传感器对 10 位受测者收集的心电部分进行分析所得的定量信息与以传统标准方法所得的信息的比较。

图 10B 是本发明一较佳实施例，以该传感器对 10 位受测者收集的脉搏部分进行分析所得的定量信息与以传统标准方法所得的信息的比较。

图中标记分别为：

101、102、103、104：电线

具体实施方式

传感器：

图 1A 是本发明一较佳实施例的一种传感器的结构示意图，该传感器由一个麦克风和两个电极构成。而这些单独的零件由一个具备弹性的主体支架整合在一起，虽然电极需两条电线 101、102，而麦克风也接两条电线 103、104，共四条电线，但实际上也可将麦克风的外壳与临近的心电电极合并为一，共享一条电线，如此仅需三条导线(如图 1A 的 101 与 103 合并)。

如图 1B 所示，该传感器可以套在颈部，麦克风则置于气管旁，该处也是颈动脉经过之处。另一端则置于对侧颈部，两端因弹性的主

体支架产生轻微的压力夹住颈部，不但能固定不致脱落，也提供电极、麦克风与颈部间良好的接触。

该传感器中并包含有放大器、多组高通及低通滤波器及模拟数字转换器。视不同使用情况，配合后续分析系统，可以有不同的设计规划。而该设计规划，是应用目前已知的电器设计技术，并配合未来发展的电器设计及无线通讯技术，在此不多赘述。

将本发明较佳实施例的心电、脉搏和声波三合一传感器置于受试者颈部，以收集心电(Electrocardiogram, ECG)、脉搏(Pulse)及声波(Voice Sound)信号。一般收集时间为五分钟，期间心电、脉搏及声波信号经放大器放大、带通滤波器滤波之后，传入模拟数字转换器进行转换，例如：每秒 256 至 44000 次的的数据取样，并可合并使用一数字计算机进行取样及后续分析工作，该计算机含有微处理器及适量的内存。数字化的信号同时存录于固态内存或磁盘中，可在测试中直接进行线上(on-line)分析，也可先储存于该计算机中，甚至传至个人计算机或掌上型计算机(Personal digital assistant, PDA)中，待测试结束后或一定时间之后再行进行离线(off-line)分析。

图 4 所示，是本发明一较佳实施例，该传感器及其分析系统对于信号收集、处理及分析的流程示意图，并将在下面详述。

脉搏收集

图 3 是本发明一较佳实施例的该传感器对受测者进行 3 秒钟试验的心电图、脉搏图与声波图。心电图由电极(Electrode)测得。脉搏图与声波图由麦克风(Microphone)测得，第 0 至 2 秒是脉搏信号，第 2 至 3 秒时受试者说话，得到高频率的声波信号。

麦克风置于颈动脉上，可以收集颈动脉发出的脉搏声响与震动，

经由一般的麦克风放大器即可得到实用的信噪比(signal/noise ratio), 如图 3 下端的左侧波形。可以进一步在麦克风之后端处理添加一低通滤波器(如图 2), 则可以滤除高频干扰。

声波收集

麦克风置于气管附近, 可以收集发声时气管内声带的声响与震动, 经由一般的麦克风放大器即可得到实用的信噪比, 如图 3 下端的右侧波型。可以进一步在麦克风之后端处理添加一高通滤波器(如图 2), 则可以滤除低频干扰。

心电收集

该传感器中两端的电极构成电位信号收集的基本回路。而为了简化使用方法并增加可靠度, 心电收集采用两电极输入法, 但两电极输入与三电极差分输入比较起来, 有较严重的噪声干扰问题。不过这个噪声干扰问题可以运用当的滤波线路与光隔离线路予以克服。譬如本发明的一较佳实施例中, 即采用放大器线路(参见 Kuo 1999)放大两电极的心电输入, 并得到实用信噪比的波型(如图 3 上端)。

心跳识别

数字化的心电与脉搏信号需先进行处理, 标定心电与脉搏信号中的心跳信号, 估算每一心跳的周期, 进行心跳周期数列的数字信号处理(Digital Signal Processing, DSP), 产生具备生理或临床意义的信息(Kuo et al. 1999; Yang et al. 2000)。而数字信号处理还包括频域分析、时域分析及非线性分析等。

首先以尖峰检测程序, 将每次心跳波动的最高点找出, 作为每次心跳的代表, 见图 5, 是本发明一较佳实施例, 以该传感器置于受测者颈部测量 5 秒钟所获得的心电与脉搏图, 以及对应的心率周期图,

打点者为计算机自动识别的心跳代表尖峰。而图 6 则是对受测者进行 5 分钟试验所获得的心电图以及心率周期图，打点者为计算机自动识别的心跳代表尖峰。同样，图 7 则是对受测者进行 5 分钟试验所获得的脉搏图以及心率周期图，打点者为计算机自动识别的心跳代表尖峰。

从每个心跳代表尖峰中，计算机程序测量其高度和持续时间等参数，并将各参数的平均值和标准差算出作为标准模版。接下来每个心跳都以此模版进行比对，如果某一心跳的比对结果落在标准模版三个标准差之外，将被认为是噪声而删除。接下来将邻近两个心跳尖峰的相隔时间测出作为该次的心跳周期。将所有心跳周期的平均值和标准差算出，再进行所有心跳周期的确认，如果某一心跳周期落在三个标准差之外，它也会被认为是噪声或不稳定信号而滤掉。通过此识别程序的心跳周期序列将进行后续分析。

频域分析

将所有合格的心跳周期序列以 7.11 Hz 的频率进行取样与保值程序以维持其时间连贯性，频谱分析采用傅立叶转换方法。首先消除信号的直线飘移以防止低频带的干扰，也采用 Hamming 运算以避免频谱中个别频率成份的互相渗漏(leakage)(Kuo 1999; Kuo 与 Chan 1993)。接下来取 288 秒的数据(共 2048 点)施行快速傅立叶转换(Fast Fourier Transform)，得到功率密度频谱，并对取样与 Hamming 运算造成的影响进行补偿(Kuo 1999; Kuo et al. 1999)。

心率变异的功率密度频谱(PSD)通过积分的方式定量其中 2 个频带的功率，包括低频(LF，大约 0.04-0.15 Hz)功率和高频(HF，大约 0.15-0.4 Hz)功率。同时求出总功率(Total power, TP)与低频/高频功率

比值(LF/HF)等量化参数(Anonymous 1996; Kuo et al. 1999; Yang et al. 2000)。这些参数并经由对数转换以达到常态分布(Kuo et al. 1999)。

图 8 及图 9 分别是对图 6 与图 7 的数据进行频谱分析而得到各项定量信息的图标。

频域分析之判读

实验结果以 HF 和 TP 为心脏副交感神经活性的指标,并以 LF/HF 为心脏交感神经活性的指标,而 LF 则视为交感和副交感神经功能的统合指标。

图 10A 是以本发明传感器对 10 位受测者收集的心电部分进行分析所得的定量信息(以 E 表示)与以传统标准方法(Anonymous 1996)所得的信息(以 T 表示)的比较。而图 10B 是以本发明传感器对 10 位受测者收集的脉搏部分进行分析所得的定量信息(以 M 表示)与以传统标准方法(Anonymous 1996)所得的信息(以 T 表示)的比较。

因此,本发明的传感器可成功地由颈部的心电与脉搏分析得到自主神经指标。而该自主神经指标与由传统标准法分析得到的自主神经指标有良好的线性相关,相关系数(r)大于 0.95。所以证明颈部所获得的心电与脉搏信号同样也能正确地反应自主神经功能,并且本发明的分析系统确实有能力检测得到的自主神经指标并分析反应出自主神经功能。

本发明中所提供的技术已成功诊断麻醉深度(Yang et al. 1996)、脑死(Kuo et al. 1997)、重症预后(Yien et al. 1997)、老化(Kuo et al. 1999)、性别差异(Kuo et al. 1999)等功能或疾病。

本发明采用的心电、脉搏、声波三合一传感器,可从身体外部(较佳为颈部)获得心电与脉搏信号,以分析评量自主神经功能,确实为一

个使用简便而功能完整的自主神经分析系统。并从声波信号而分析诊断其它疾病。

也可配合传统的生理监视系统，在医院、疗养院或家庭中测量一个人的自主神经功能或其它生理状况，达到养生保健的目的。

本发明的传感器可以作为现在标准生理监测仪的输入装置，只要套在颈部，即可测量心电、脉搏和声波等生理信号，应用于医院病人和特护病房病人皆相当方便，病人不需承受痛苦就可以得知部分身体状态。

本发明的传感器及分析系统可进一步推广至一般个人，配合个人化的家用计算机或掌上型计算机，在家中自行使用，而成为个人化的生理监测仪。还可配合无线传输系统或移动通讯技术，则形成远距心电、脉波和声波监测系统，达到通讯保健的用途。更进一步，该三合一传感器还可配合包括于移动电话中的微电脑，而使生理监测成为移动电话的括充功能，则移动电话即升级为自主神经功能分析仪。甚至配合手表内的微电脑，而成为全天候的个人监测仪。

由上述本发明较佳实施例可知，本发明的传感器及其分析系统具有下列优点：

1. 结构轻巧不复杂，方便使用者配带和使用，且成本低廉；
2. 使用接口与许多现有技术兼容，可以轻易扩充，或依使用者的需求而个人化，易于推广至家庭或个人；
3. 针对个人化需求，量身订作，并可以用分析的结果配合其它医疗咨询软件，而达到家庭保健的目的；
4. 还可配合未来无线通讯技术或无线传输技术而使用，进而应用于远距诊断或医疗。

虽然本发明已以一较佳实施例公开如上，但其并非用以限定本发明，任何熟悉该项技术的人员，在不脱离本发明的精神和范围内，所作的各种更动与润饰，均属于本发明的保护范围。

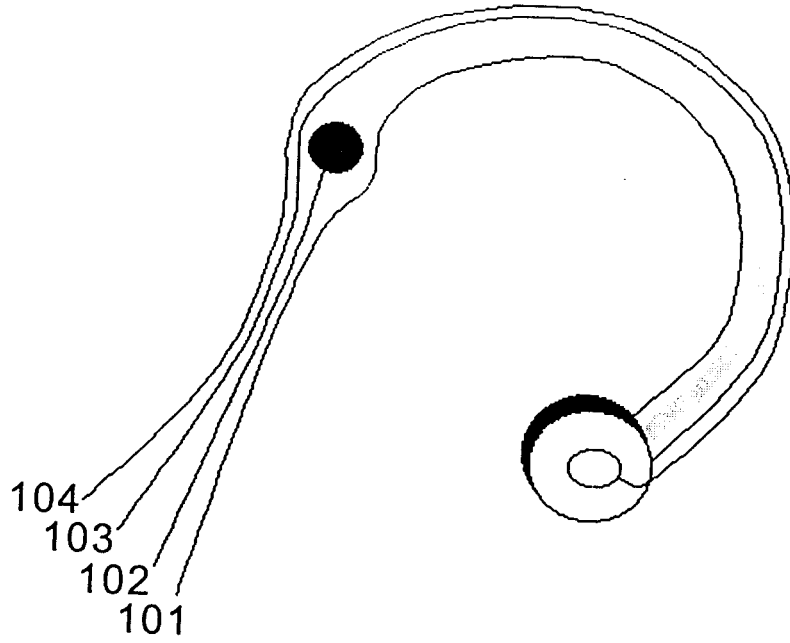


图 1A

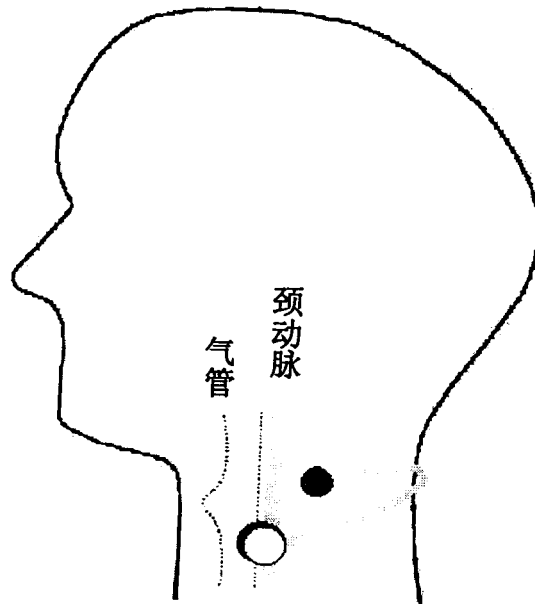


图 1B

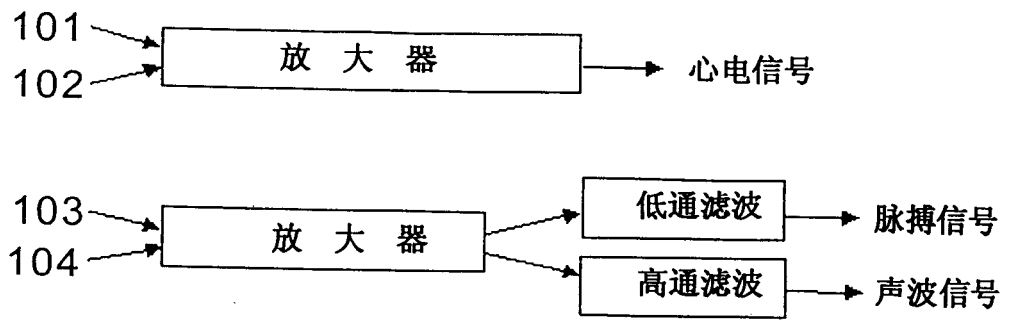


图 2

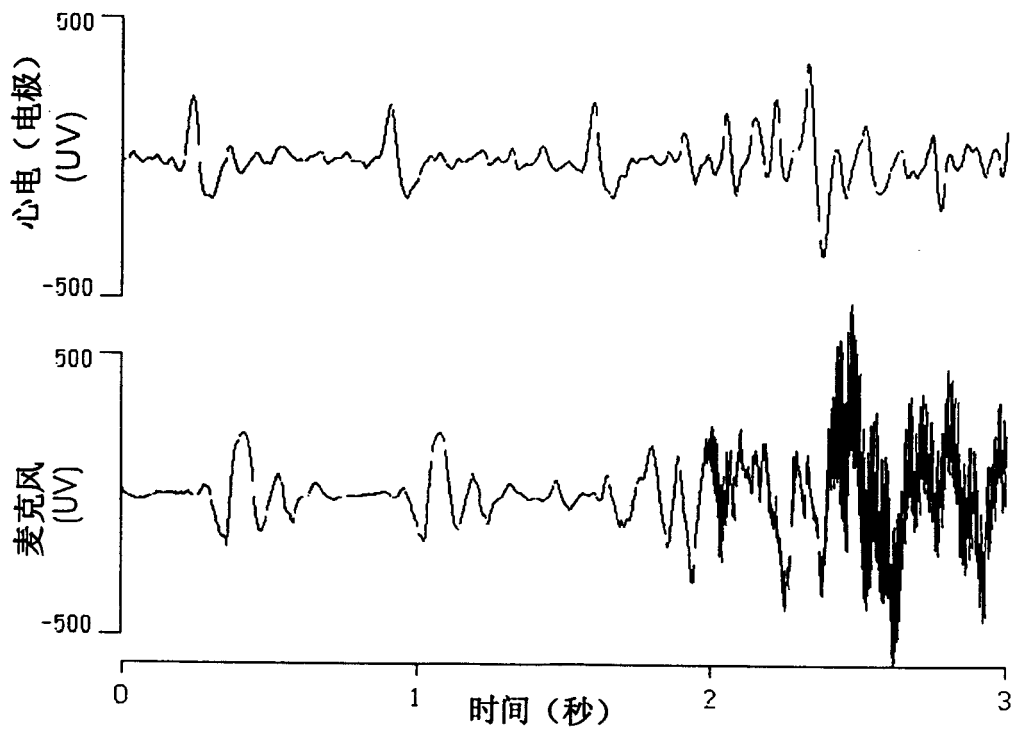


图 3

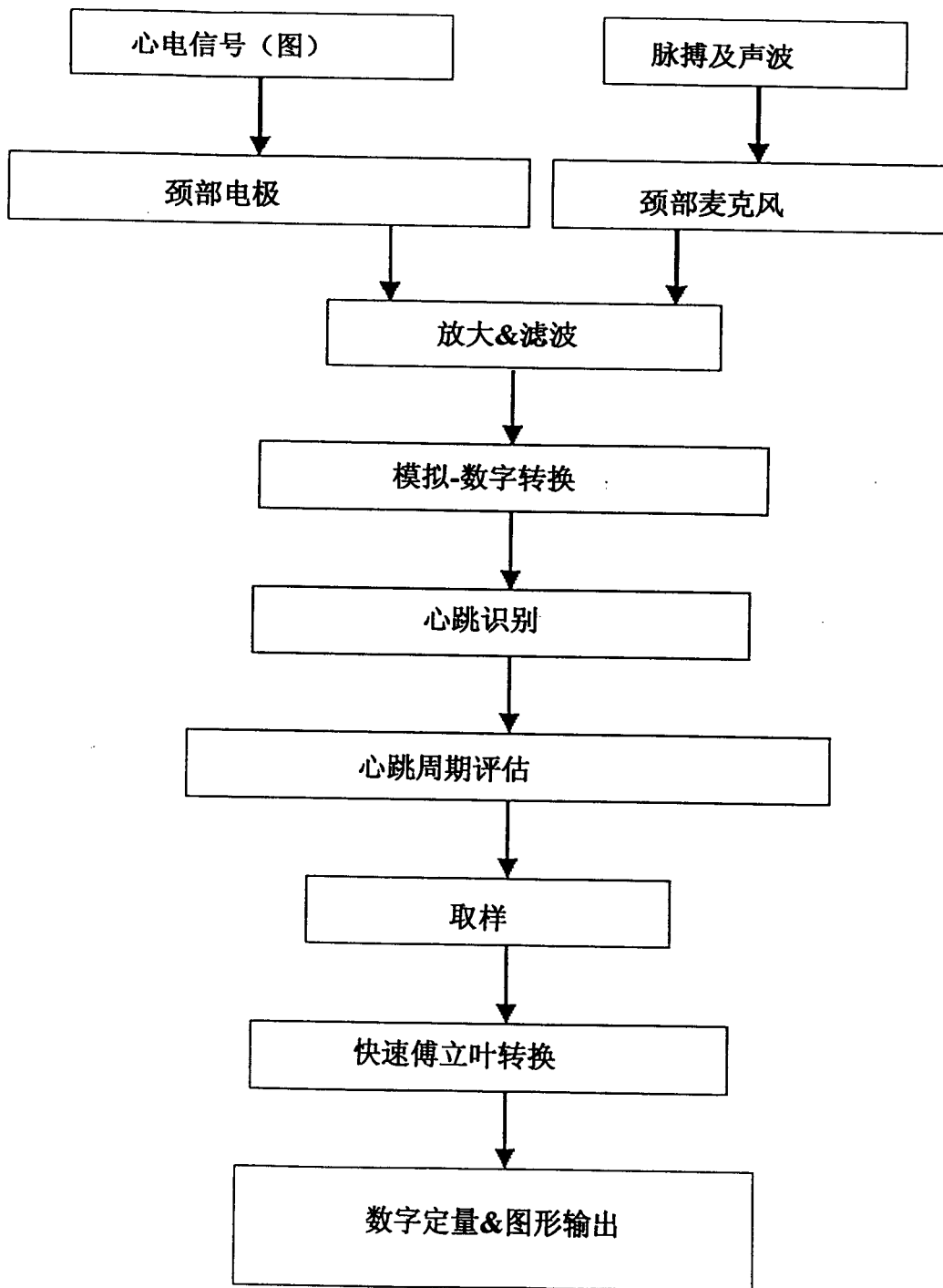


图 4

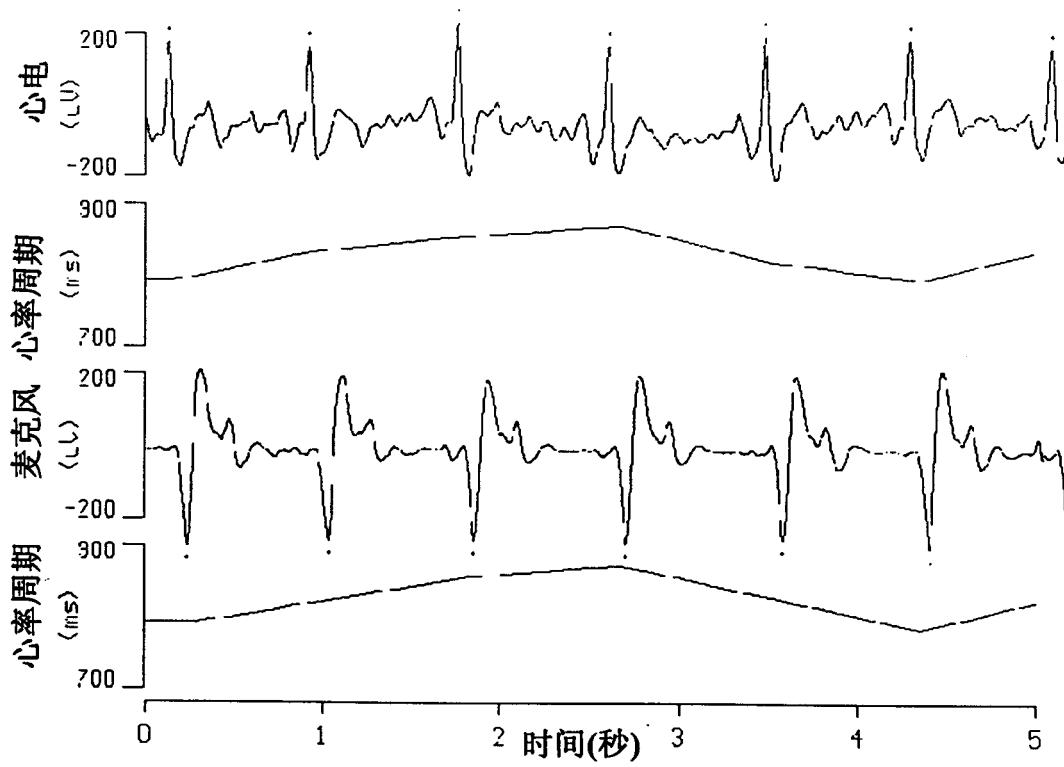
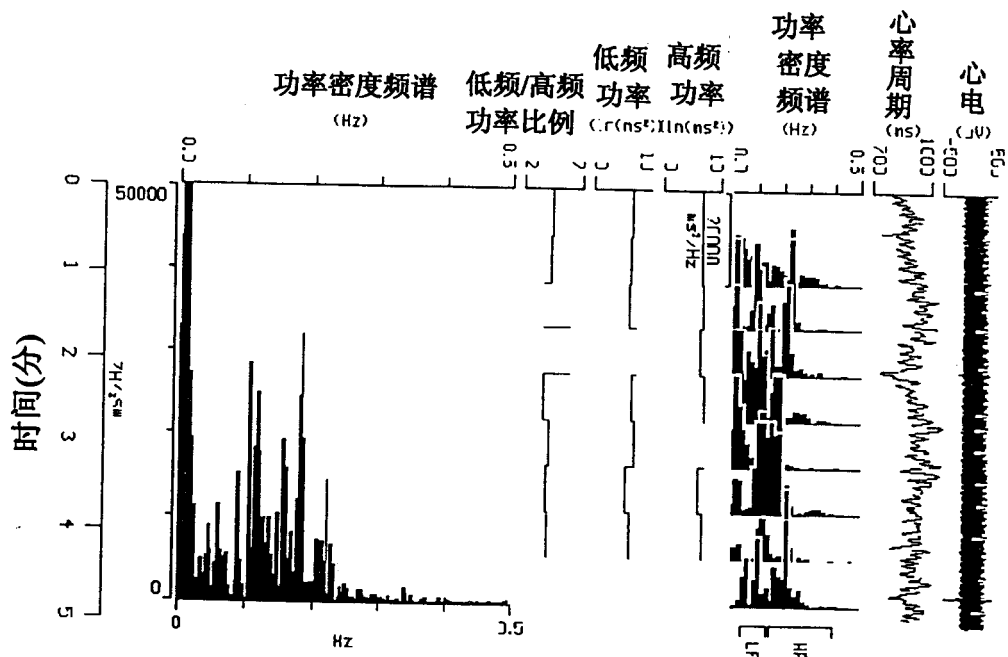


图 5



平均周期率=919.3
 极低频(0.003-0.030)=7.260
 低频(0.040-0.140)=6.685
 高频(0.150-0.400)=6.714
 总功率(0.003-3.56)=8.058
 总变异度=8.088(312)
 标准化低频变异度%=46.03
 标准化高频变异度%=47.71

图 7

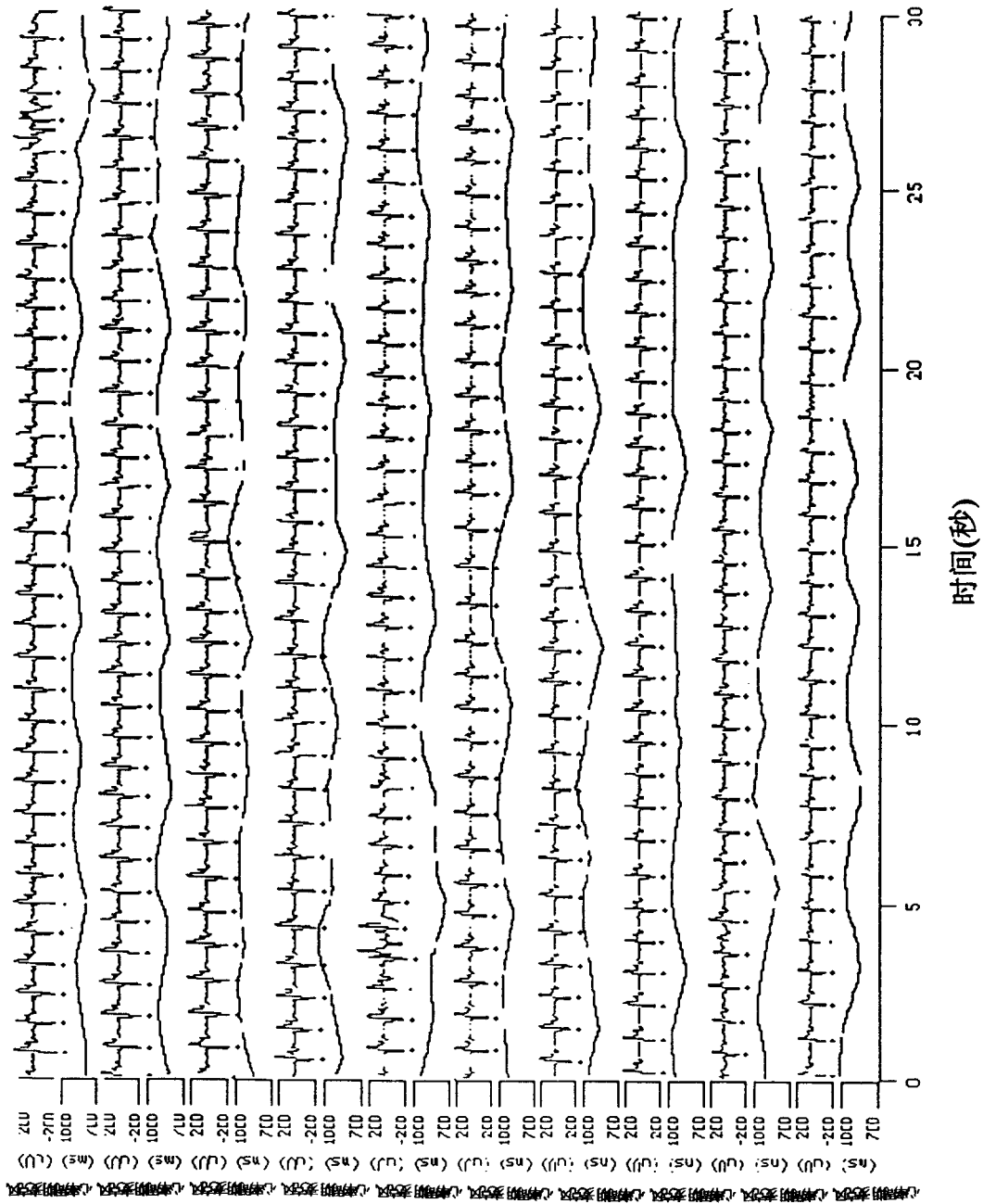
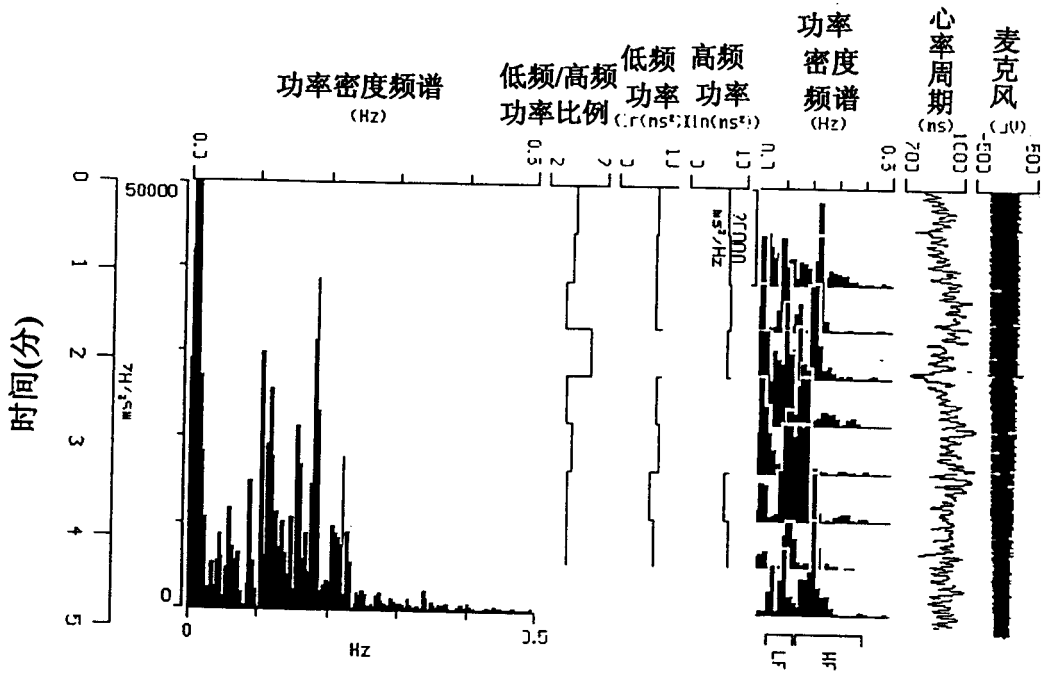


图 8



平均周期率=919.3
 极低频(0.003-0.030)=7.260
 低频(0.040-0.140)=6.685
 高频(0.150-0.400)=6.714
 总功率(0.003-3.56)=8.058
 总变异度=8.088(312)
 标准化低频变异度%=46.03
 标准化高频变异度%=47.71

图 9

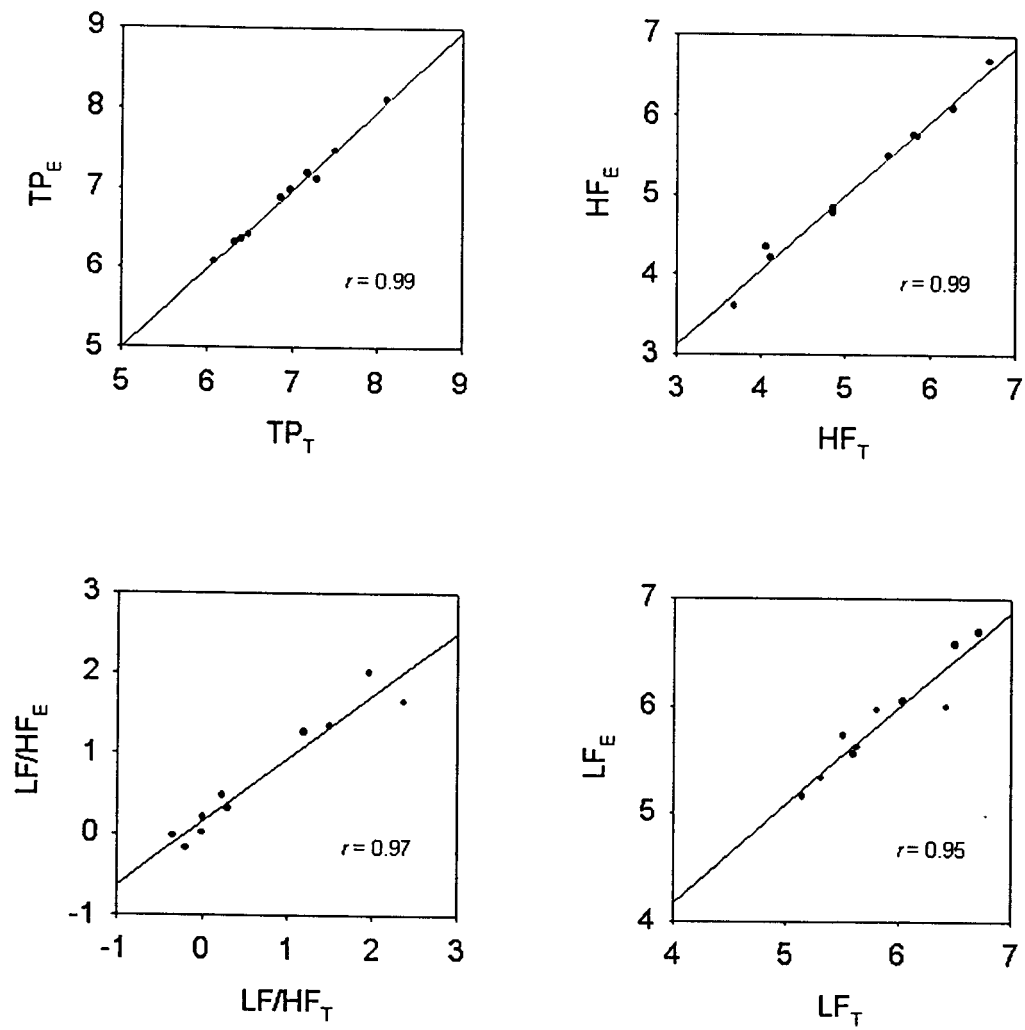


图 10A

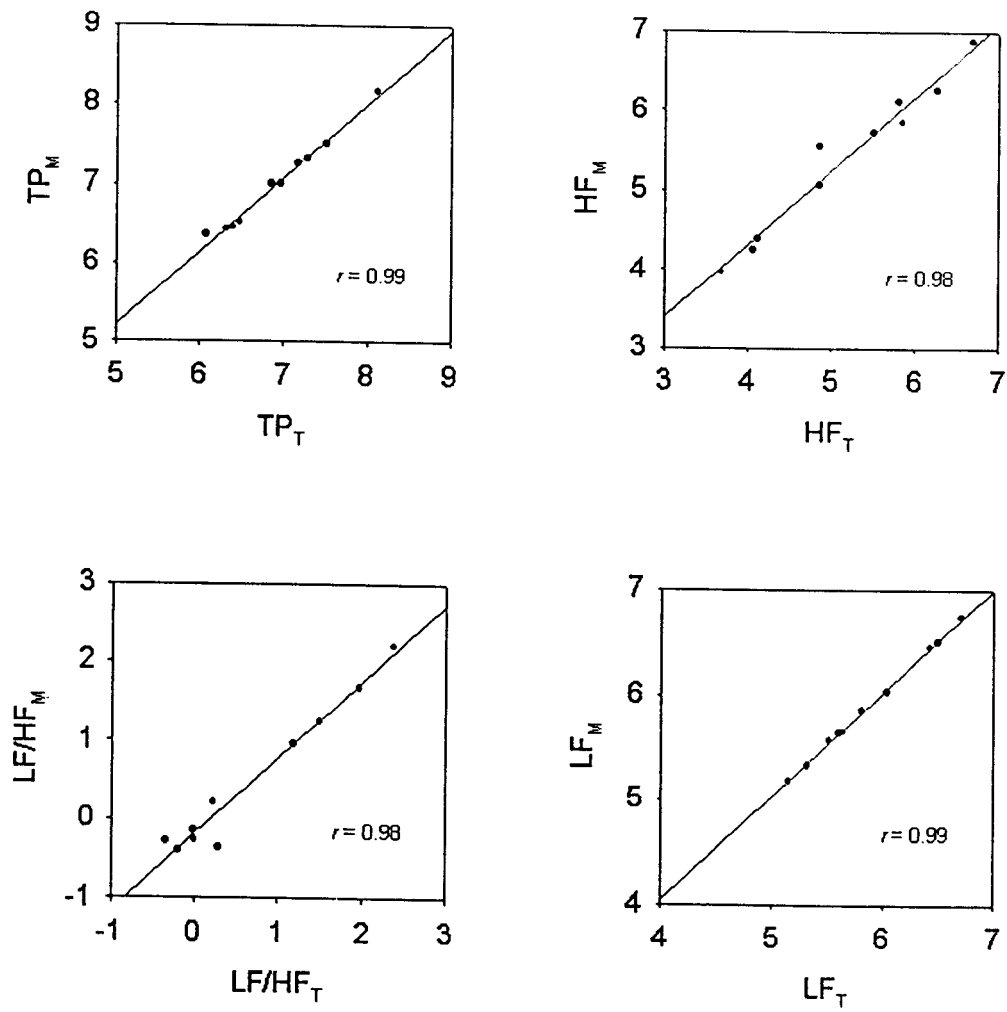


图 10B

专利名称(译)	能由颈部同时测量心电、脉搏和声波信号的传感器		
公开(公告)号	CN1422591A	公开(公告)日	2003-06-11
申请号	CN01140218.0	申请日	2001-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	丽台科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	丽台科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	丽台科技股份有限公司		
[标]发明人	郭博昭		
发明人	郭博昭		
IPC分类号	A61B5/00 G06F19/00		
代理人(译)	王学强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种方便使用且使用者无痛苦的传感器以及一个功能完整的分析系统。能同时测量心电、脉搏和声波三种基本生理信号,以进行计算机数字诊断,得到心脏功能、自主神经功能、声带功能和呼吸道功能等生理指标。其所测得的生理信号,可以用在线(On - line)分析或储存后再离线(Off - line)分析的方式进行,并可通过数字通讯,进行离线或在线分析以达到通讯诊治或保健的目的。

