

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510085396.5

[51] Int. Cl.
A61B 5/022 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 1 月 31 日

[11] 公开号 CN 1903117A

[22] 申请日 2005.7.27
[21] 申请号 200510085396.5
[71] 申请人 孙德铨
地址 中国台湾台北市中山区林森北路 67 巷
136 号 3 楼
[72] 发明人 孙德铨

[74] 专利代理机构 北京维澳专利代理有限公司
代理人 胡湘根

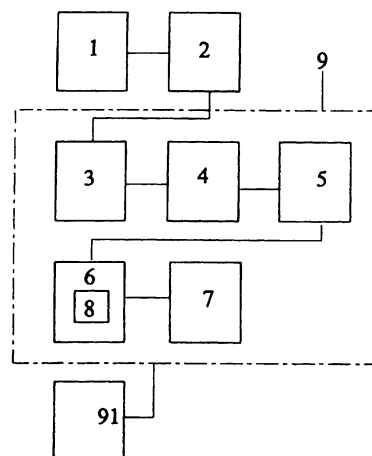
权利要求书 5 页 说明书 24 页 附图 25 页

[54] 发明名称

非侵入性桡动脉血压波型量测系统及其应用

[57] 摘要

本发明公开了一种非侵入式手腕桡动脉血压波型的量测仪器系统及其应用，该系统除了可用以监测人体的血压，心率变异性，及自律神经功能外，亦可用于个人身份辨识，人体呼吸波型及频率监测，病患咳嗽及喷嚏监测，及可用于传染病患，医院隔离及居家隔离的生理讯号撷取及病情监控。



1、一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于：包括：

一用以量测手腕桡动脉，其能连续记录并产生代表血压脉波的电波的压电感应器；

一其内含有气袋，可配带于人体手腕上，并对前述的压电感应器施压的腕带；

一可对前述的气袋充气的气泵；

一连设于气袋一端的泄气阀；

一连接至气袋的导气管；

一包含有中央计算器，记忆体，其内设有操作软体的电路模组；

一连接于气袋的导气管的气压计；

一电源，以及一可将前述部份元件含纳其中的仪器主机。

2、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的压电感应器可为陶瓷 Lead zirconate titanate (PZT) 压电片，或高分子 polyvinylidene fluoride (PVDF) 压电片，或应力型(Strain Gauge)压电元件，或半导体型 (Semi-Conductor)硅压电元件。

3、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的压电感应器的感应主体可为一圆型，方型为其他几何图形的薄片，其厚度可从0.1 mm至5 mm等范围，其直径或边长可从1 mm至100 mm等范围。

4、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的压电感应器，为长型薄片，且系置于腕带中，其薄片之一面与腕带内的气袋接触，另一面则与腕带的外层布料接触，当测试时，只需将腕带及其连结的仪器主机配带于手腕上方，即可进行测试。

5、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的压电感应器可由多个(至少两个)压电元件组成一个压电感应模组，且内置于腕带中，其中每一元件为一长方形(或圆形)压电薄片，且其边长(或直径)为3~5 mm，而感应模组的基底为一软性电路板 (soft printed circuit board)，组合步骤为将多个压电元件依手宽方向排成一列，固定于软性电路板上，元件与元件中间则有一以避免邻近电波干扰的微小空隙(0.1~1mm)。

6、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电路模组，加装以接收来自各感应元件的电波讯号再连接至过滤及放大电路的多重讯号扫描器(Multi-Plexer)及相关驱动软体。

7、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于其实施时先以充气步骤测得最适测试气压，再将气袋充压至此气压值(或其附近)，然后才进行血压波型监测。

8、根据权利要求7所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于其中所述的最适测试气压指血压脉波的主波高(Primary Peak Height)最大气压值，在此气压值，感应器的血压波型讯号最强，讯号-杂讯比(Signal-to-Noise Ratio)最高。

9、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的腕带可为布料腕带内装设一个气袋，气袋的大小则依一般手腕血压量测规定(其沿手身方向的宽度约在60~90 mm之间，其沿手宽方向的周长约在80~150 mm之间)。

10、根据权利要求9所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于可在气袋上加制一个口袋，再将压电感应元件装于其内，当气袋充气时，可准确地施压于压电感应器。

11、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的泄气阀是类比(Analog)电磁阀开关，其阀开大小依电压或电流值决定。

12、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电路模组，其基底为一印刷电路板(Printed Circuit Board)，其上植有中央计算器(CPU)，记忆体(例如Flash或RAM等)，气压计，讯号过滤元件，讯号放大元件，嗡鸣器，真实时钟(Real-Time Clock)，及其他电子零组件等。

13、根据权利要求12所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电路模组含有一个液晶(LCD)或发光二极体(LED)显示器，可加装一个多重讯号扫描器(Multi-Plexer)。

14、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电路模组载有一个操作软体。

15、根据权利要求13所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的软体程式，其操作流程包括：

控制气袋的气压；

寻找最适测试气压；

在最适测试气压下量测桡动脉波型；

将量得的波型讯号过滤及放大；

将量得的波型讯号进行分析与演算。

16、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电源可由一般干电池(抛弃式)，锂电池(可重复充电使用)，镍氢电池(可重复充电使用)或其他类型电池提供。

17、根据权利要求1所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于所述的电源可由一般交流电源(如110V或220V等)提供，若使用交流电源，则电路模组上可加装一个交流转直流的变压器(Transformer)，以提供只接受直流的电路元件所需的电源。

18、一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用，其特征在于：其量测血压中的生理平均血压(Physiological Mean Blood Pressure)的使用步骤：

以电子血压计震荡技术(Oscillometric Method)测得收缩压(SBP)及舒张压(DBP)；

量测血压波型，并以 X-Y 平面作图(图 7)，其中 Y 轴为相对的电压值 V，X 轴为真实时间 t；

将上述测得的血压波型的相对电压平均值 $V(\text{mean})$ 以下列公式算出：

$$V(\text{mean}) = V - t \text{ 积分值} / (t_2 - t_1) \text{ ----- (1)}$$

其中 $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值， $V-t$ 积分值为 $V-t$ 波型图在 t_1 (波型起始点) 至 t_2 (波型结束点) 的范围内的积分值， $t_2 - t_1$ 为单一波型的时间间距，依下列公式算出生理平均血压：

$$\text{PMBP} = V(\text{mean}) * (\text{SBP} - \text{DBP}) / (\text{VS} - \text{VD}) \text{ ----- (2)}$$

其中 PMBP 为生理平均血压， $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值，SBP 为收缩压，DBP 为舒张压，VS 为血压波型的最大值(波峰)，VD 为血压波型的最小值(波谷)；

依下列公式算出每个血压波型的生理平均血压 PMBP，再将此多个 PMBP 取平均值：

$$\text{PMBP}(\text{mean}) = \text{SUM}(\text{PMBP}) / N \text{ ----- (3)}$$

其中 $\text{PMBP}(\text{mean})$ 为生理平均血压 PMBP 的平均值， $\text{SUM}(\text{PMBP})$ 为 N 个 PMBP 的总和，N 为血压波型的数目。

19、一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用，其特征在于：其鉴别受测者的身份步骤：

撷取一定期(如 50 秒至 1 分钟)的受测者的连续血压波型；

找出每个血压波型的起点(即波谷)，终点(即下一个波型的起点)，及各个波峰点及波谷点；

计算每个血压波型的波峰数，时间，压力，斜角，面积，及其标准化(Normalized)等特性参数值；

计算出这些参数值在测试期间的平均值，并将他们定义为该受测者血压波型特征基准线(Characteristic Baseline)；

以受测者的血压波型特征参数值与前述的特征基准线相比对，若有相当程度相似性(Similarity)，则判定该名受测者为同一人，否则为不同人；

若有一群人(例如两人以上)先各测得血压波型特征基准线，日后若其中一人以不明身份接受测试，则可依该受测者的血压波型特征参数值与该群组的个别资料一一比对，并选相似性最高者，据以判断此受测者即为该已知身份者；上述所谓相当程度的相似性，可依实验及鉴别需求加以规范。

20、根据权利要求 19 所述的非侵入性桡动脉血压波型量测系统，其特征在于：其鉴

别受测者的身份步骤,先将参数中的波峰数(一般为 1.0 至 3.0)及标准化后(Normalized)的时间,压力,斜角,及面积的特性参数值定义为符合相似性的重点参数。

21、一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用,其特征在于:其量测呼吸波型及频率的身份步骤:

在测试期内(如 1~10 分钟)连续撷取受测者的血压波型并作成 X-Y 图,其中 X 值为时间, Y 值为电压或压力;

找出每一波型的主波峰点的 X 值(即时间值)与 Y 值(即电压或压力值);

作成连续 XY 图,做为该受测者的呼吸波型;

将每定期(如一分钟)内的波型数目(如八个)算出,为呼吸频率或呼吸数(如每一分钟八次呼吸)。

22、一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用,其特征在于:其监测咳嗽或打喷嚏的症状步骤:

连续撷取受测者的血压波型;

计算出受测者在初期内(如一分钟)的血压波型的三个参数值(即主波峰-主波峰的时间间距,主波峰值的压力值,及主波谷的压力值)的平均值及标准偏差,并将平均值定义为此三参数值的基准线;

在测试期间随时监控血压波型的三个参数值,若其中一个(含以上)偏离其基准线达标准偏差的事先预定倍数(例如三倍)以上,则该波型称为可疑不规则资料点;

以不规则资料点随机发生(不具一定频率),定义该资料点为咳嗽或打喷嚏点;统计,可获得咳嗽或打喷嚏频率(如每分钟三次)。

23、一种用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统,其特征在于:包括:

使用申请专利范围第 1 项的非侵入式精确血压波型量测系统;

体温量测技术,且将温度感应器置于腕带之上;

将一组无线传输收发模组置于主机内,另一组置于病房内负责接收病患生理讯号的床边分析器内;

以前述的系统量测隔离病患的心跳,血压(收缩压,舒张压,生理平均血压),呼吸波型及频率,并判定病患是否有心悸,呼吸急促,咳嗽或打喷嚏;

以前述温度感应器量测病患的手腕体温,并判定病患是否发烧;

将上述的生理讯号以无线传输模组由主机传送至床边分析器;

以床边分析器将病患生理讯号及其分析结果透过区域性网路(Local Area Network, LAN)或网际网路(Internet)传出病房。

24、根据权利要求 23 所述的用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统,其特征在于其中体温量测技术,可以使用一个小型热电偶,一个电阻式电子元件,或一个红外

线光电元件，三者皆为热感元件，可将体温转换成电压或电流讯号。

25、根据权利要求 23 所述的用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统，其特征在于其中无线传输技术，可使用一般商用的 RF(Radio Frequency)无线模组，其频率范围可以在常用的 ISM Band (即[工业，科学，医疗]共用频带)。

26、一种用于监控居家隔离民众的仪器系统，其特征在于包括：

使用申请专利范围第 1 项的非侵入式精确血压波型量测系统；

以前述仪器系统量测居家隔离民众的心跳，血压(收缩压，舒张压，平均压)，血压波型，呼吸波型及频率等生理讯号，并据此判断该民众是否有心悸，剧烈血压变化，呼吸急促，咳嗽或打喷嚏；

以现有体温量测技术量测该民众的体温，并据此判断是否有发烧症状；

以现有无线传输技术将的生理资讯定期传至摆置于家中的讯号接收分析器；

以讯号接收分析器将生理资讯储存，分析(或显示)后定期以网际网路(Internet)传输或电话数据机(Modem)传至卫生机关；

定期收集，整理，并统计未发病，已发病，及已复原的隔离民众人数。

非侵入性桡动脉血压波型量测系统及其应用

技术领域

本发明涉及一种量测系统及其应用，尤其涉及可同时适用于量测心率变异，量测自律神经功能，个人身份辨识，呼吸波型及咳嗽侦测，居家隔离，及医院隔离的用途之一，一种利用压电感应器以量测手腕桡动脉血压波型的非侵入性仪器系统。

背景技术

心跳速度及血压(收缩压及舒张压)为重要的人体生理参数，一般以现有腕式或臂式电子血压计量测获得，由于操作简便及价格合理，已成为居家必备医疗器材之一，但另一重要生理参数，即血压波型，则仍未有准确度高，操作简便的仪器系统可兹利用。

目前市面上的电子血压计仅能量测并显示收缩压(Systolic Blood Pressure，即血压波上的最大值)及舒张压(Diastolic Blood Pressure，即血压波上的最小值)。

现有的腕式电子血压计，通常含有一个打气的气泵，一个泄气阀，一个气压计，一个导气管，一个内含气袋的腕带，一个电路模组，及一个外壳。在血压量测过程中，气泵及泄气阀造成气袋加压及减压，于此同时手腕桡动脉的血压脉波透过气袋及传送至气压计，电路上的软硬体再将气压计的脉波讯号加以放大，过滤及分析而计算出心跳速度(Heart Rate)，收缩压(Systolic Blood Pressure)及舒张压(Diastolic Blood Pressure)。

在生理学上除了心跳速率，收缩压，及舒张压外，精确的动脉血压波型也是一个重要的生理参数，其诸多临床应用容后再述。上述该现有血压计量测技术虽然可由气压计记录桡动脉的血压波型，但由于气袋材料特性及几何形状等因素，血压波的原形无法完全传递至气袋的空气中，再加上从气袋经导气管传至气压计的路径中，血压波的波型发生钝化(Dampening)且强度减弱，造成所测得的血压波型失去敏感度(Sensitivity)及准确度(Accuracy)。为测得较精确的桡动脉血压波型，市面上的脉诊仪采用一个约 5-mm 直径的圆型压力感应器，测试时先将此圆型压力感应器用胶带或橡皮筋固定于手腕桡动脉上方，再将其讯号导线接于电路板或电脑，通常该圆型压力感应器为电阻式(Resistor-type)导电材料组成，与应力器(Strain Gauge)的原理类似，内含有放大电路，温度效应补偿，及线性化处理等元件。当电阻材料受压时，电阻，电流，或电压的改变量与压力成比例，因此可藉此关系记录压力。上述技术在理想状况下确能测得桡动脉血压波型的细节及原形，但其缺点为无法精确地控制圆型压力感应器固定于手腕表面的压力。

经测试发现，圆型压力感应器固定于手腕表面的压力对于量测血压波型而言相当重

要,若此压力过轻(例如上述现有技术仅以胶带或橡皮筋固定),则遇到手腕肥厚,桡动脉深沉,或脉波细弱等状况时,压力感应器便无法取得清晰的血压波型讯号。若此压力过重,则桡动脉的血流受到严重阻挠,造成测得的血压波型失真。此外,由于手腕形状大小及桡动脉位置深沉等因素,该圆形压力器必需由受过训练的医师或护理人员以手指把脉后才能找到动脉正确位置,加以固定。此种操作上的不方便,是脉诊仪或其他类似器材无法像电子血压计一样成为居家医疗器材的因素之一。

其次,现有个人身份辨识技术已有多种,包括脸部影像分析,音声辨识,指纹辨识,血型分析,眼睛部位分析,毛发分析,笔迹分析,及更先进的DNA细胞鉴定分析等。本发明人经由实验发现人体内的动脉血压波型因每个人心脏形状大小,心肌结构,及树状动脉(Arterial Tree)组织结构等差异,具独特单一的特性,可作为个人身份辨识的特征。动脉血压波型虽然有时因情绪及环境等因素(例如紧张或愤怒时心跳加快,血压升高)发生变化,但只要将血压波型对心跳值及血压值加以标准化(Normalization),则波型的特征便趋于稳定而成为个人化特征。

目前量测心率变异(Heart Rate Variability, HRV)及自律神经系统功能(Autonomic Nervous System, ANS)的标准仪器,为心电图机(Electrocardiograph, ECG, 或另称 EKG)。所谓心率变异性系指心脏跳动的速率(即心率),除了静态恒定维持在每分钟约 60-90 次外,其中还隐藏了一些规则或不规则的波动。以心电图机量测心率及其变异性时,先将电极片贴于患者手脚(及胸部),量测其连续周期性的心电信号,再将量得心电波动中的波-波间距(如 R-R 间距, R 峰为心电波中的最高峰)算出,以此所得的波-波间距的数列便可进一步算出心率及心率变异性的各项参数值。例如,波-波间距的数列的平均值即为心跳周期(Period),心跳周期的倒数即为心率(Heart Rate, HR);波-波间距的数列的标准偏差(Standard Deviation)即为心率变异性(Heart Rate Variability),而波-波间距的数列资料亦可利用快速傅立尔转换法(Fast Fourier Transform)转换成频谱。由此种频谱分析的协助,心率变异性中的总变异度(Total Power)可区分为两种成分,一般称为高频(High Frequency, 0.15-0.4 Hz, HF)成分和低频(Low Frequency, 0.04-0.15 Hz, LF)成分。De Boer 等人(Hemodynamic Fluctuations and Baroreflex Sensitivity in Humans: A Beat-to-Beat Model.; American Journal of Physiology; 253: H680-H689; 1987)经由动物及人体实验,证实心率变异性(Heart Rate Variability, 即前述峰-峰间距的数列的标准偏差)及其总变异度(Total Power)代表自律神经总活性,低频成份代表交感神经功能,高频成份代表副交感神经功能,而低频成份与高频成份的比值(LF/HF)则反应了自律神经平衡度。由于自律神经掌控人体多项自觉或不自觉的重要活动,例如:心跳、血压、血糖、睡眠、流汗及支气管收张等,医学上极需一个操作简便,价格低廉的自律神经功能监视器。目前医学界使用心电图机来量测心率变异性及自律神经功能,不仅操作繁杂(大型仪器,特殊软体,铺贴多个电极片,受测者行动受到限制等),且成本较高

(初期仪器及软体费用, 后续训练及电极片费用)。

当一个人呼吸时, 由于人体脑部呼吸中心(Respiratory Center)的讯号溢传(Spillover)至脑部血管中心(Vasomotor Center), 此溢传讯号透过自律神经(交感神经(Sympathetic Nerve)及副交感神经(Para-Sympathetic Nerve))的回馈(Reflex)机制, 造成心率及心脏收缩力随着呼吸周期而有规律地增加与减少, 因此精确地记录动脉血压波型, 并进一步计算及分析心率变化, 便可侦测出呼吸频率及波型。此外, 动脉血压的波峰(即对应于收缩压的点)及波谷(即对应于舒张压的点)也会随着呼吸周期而升降, 也就是医学上所称的动脉血压呼吸波(Arterial Respiratory Waves)。此血压呼吸波的来源除了上述呼吸中心讯号溢传的因素外, 还包括另两项生理机构: (1)吸气时, 横隔膜(Diaphragm)下降, 呈现负压, 胸腔内血管回流至心脏流量减少, 造成心输出(Cardiac Output)减少及血压瞬间降低; (2)胸腔内血管因横隔膜上下移动而发生压力变化, 此变化经由血管压力回馈机构(Baroreceptor Reflex), 造成动脉血压随呼吸频率而升降(上述生理现象及原理, 请参阅 "Textbook of Medical Physiology", Authored by Arthur C. Cuyton, Eighth Edition, W.B. Saunders Company, ISBN 0-7216-3087-1, 1991, Chapter 13)。由上可知, 藉由精确记录动脉血压波型, 可分析波峰或波谷的升降, 而获得呼吸频率及波型。

还有, 传染病预防与医疗护理, 可说是医疗体系中极为重要一环。以近年来肆虐亚洲的严重急性呼吸症候群(Severe Acute Respiratory Syndrome, SARS)为例, 由于传染途径为人与人间透过空气媒介感染, 因此将病人与他人隔离成为防疫的最有效策略。其他传染性疾病, 不管是透过空气(如肺结核)或血液及体液(爱滋病 AIDS 等)传染, 如何减少病人(或可疑病人)与医护人员或家人近距离接触, 可说是当前医疗界重大课题之一。更深入一层剖析, 在医院隔离及监控方面, 目前医院的标准步骤为每日由医护人员进入隔离病房量测体温, 心跳及血压数次(例如一日四次), 并观察病人症状(如有无呼吸困难及咳嗽等), 此种监控需求, 常是医护人员遭受感染的主要原因。因此, 若受隔离病患的生理讯号能够自动由隔离病房传出至护理站, 则可减少医护人员接触感染源。在一般传染病中, 主要发病症征包括发烧, 心悸, 呼吸急促, 咳嗽, 打喷嚏, 血压异常等。若能结合本发明中的非侵入式手腕动脉血压波型技术, 现有体温量测技术, 及现有无线或有线讯号传输技术, 则只要受隔离病患携带本发明的腕式生理监视器(容后详述), 便可将生理讯号(包括体温, 心跳, 血压, 呼吸波型, 是否咳嗽等)传出病房, 而达到减少近距离接触的目标。

在居家隔离监控方面, 以近年各国 SARS 防疫经验而论, 防疫的最大漏洞在于依规定需自行居家隔离的民众违规外出。居家隔离的另一技术需求为定期(如每日)获取受隔离民众的生理讯号, 并随时掌握整体疫情发展。目前各国卫生机关的作法是派人至隔离民众家中查访, 然而此项措施不仅需要大量人力, 且容易发生接触感染。若能结合本发明的(1)非侵入式腕式血压波型量测技术, (2)个人身份辨识技术, (3)呼吸波型技术, 及(4)咳嗽侦

测技术；及现有的(1)体温量测技术，(2)无线或有线传输技术，及(3)血压量测技术，便可以定期将受隔离民众的生理讯号(如体温，心跳，血压，是否咳嗽等)从家中传至医院或卫生主管机关，且可防止该民众违规外出(且无法以他人替代等)，并进一步随时统计发病人数及其地点，因而掌控疫情。

如上所述，当人正常呼吸时，血压波型呈现周期性之上下移动。但是若该人突然咳嗽或打喷嚏时，因横隔膜及胸腔急剧震动，造成血压波型迅速地不规则变化，而当咳嗽或打喷嚏停止时，血压波型又恢复正常状态。若能由分析个人的血压波型基准线(Baseline)及突然变化(Abrupt Change)，应可以测知受测者是否有咳嗽或打喷嚏的症状。

中国台湾第 363404 号专利揭示利用心率变异分析心电转换器(内含电极片)，量测病人心脏收缩时所发出的电位讯号，再以符立尔转换法(Fourier Transform)及频谱分析计算出心律变异性，然而该发明的目的在于提供一种新型的心率变异分析心电转换器，且其特征在于新型软硬体的设计及仪器系统。

中国台湾第 176323 号专利揭示利用非侵入性自律神经系统监测仪器系统量测服药病人引发的自律神经系统副作用及其监测人体老化程度或治疗效果。

前述先前技术中皆未曾揭示如本发明的非侵入性新型压电感应器用于精确量测手腕桡动脉血压波型的仪器系统。前述现有技术中也未曾揭示或建议利用本发明的非侵入性新型压电感应器作为量测心率变异，量测自律神经功能，个人身份辨识，呼吸波型及咳嗽侦测，居家隔离，及医院隔离的用途。

发明内容

本发明的首要目的就是克服上述技术及操作困难，发展一套非侵入式，操作简便，且能精确量测手腕桡动脉血压波型的仪器系统。

本发明的另一目的为利用此非侵入式血压波型技术来量测血压中的平均压，其可精确量得血压波型，利用血压波型一时间图的积分及现有电子血压计所测得的收缩压及舒张压，可合并计算出平均血压。

本发明的另一目的，即为利用此种非侵入，操作容易，价格低，准确度高的手腕桡动脉血压波型量测仪器系统，来监测人体的心律变异性及自律神经功能。

本发明的另一目的为利用此非侵入式血压波型的量测仪器系统，作为个人身份辨识的应用。

本发明的另一目的为利用此一非侵入式血压波型量测技术，来达到监测呼吸频率及波型的生理参数的目标。

本发明的另一目的为发展一套非侵入式，不需靠人与人近距离接触，便能执行医院传染病患隔离与监控的仪器系统。

本发明的另一目的在于利用此非侵入式血压波型量测仪器系统，达到监测咳嗽或打喷嚏的目标。

本发明的另一目的为发展一套非侵入式适用于监控居家隔离民众的仪器系统。

本发明的采用以下技术手段实现的：

一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统，包括：一用以量测手腕桡动脉，其能连续记录并产生代表血压脉波的电波的压电感应器；一其内含有气袋，可配带于人体手腕上，并对前述的压电感应器施压的腕带；一可对前述的气袋充气的气泵；一连设于气袋一端的泄气阀；一连接至气袋的导气管；一包含有中央计算器，记忆体，其内设有操作软体的电路模组；一连接于气袋的导气管的气压计；一电源，以及一可将前述部份元件含纳其中的仪器主机。

本发明还可以的采用以下技术手段实现：

前述的压电感应器可为陶瓷 Lead zirconate titanate (PZT) 压电片，或高分子 polyvinylidene fluoride (PVDF) 压电片，或应力型(Strain Gauge)压电元件，或半导体型(Semi-Conductor)硅压电元件。

前述的压电感应器的感应主体可为一圆型，方型为其他几何图形的薄片，其厚度可从 0.1 mm 至 5 mm 等范围，其直径或边长可从 1 mm 至 100 mm 等范围。

前述的压电感应器，为长型薄片，且系置于腕带中，其薄片之一面与腕带内的气袋接触，另一面则与腕带的外层布料接触，当测试时，只需将腕带及其连结的仪器主机配带于手腕上方，即可进行测试。

前述的压电感应器可由多个(至少两个)压电元件组成一个压电感应模组，且内置于腕带中，其中每一元件为一长方形(或圆形)压电薄片，且其边长(或直径)为 3~5 mm，而感应模组的基底为一软性电路板 (soft printed circuit board)，组合步骤为将多个压电元件依手宽方向排成一行，固定于软性电路板上，元件与元件中间则有一以避免邻近电波干扰的微小空隙(0.1~1mm)。

前述的电路模组，加装以接收来自各感应元件的电波讯号再连接至过滤及放大电路的多重讯号扫描器(Multi-Plexer)及相关驱动软体。

一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用，其量测血压中的生理平均血压(Physiological Mean Blood Pressure)的使用步骤：以电子血压计震荡技术(Oscillometric Method)测得收缩压(SBP)及舒张压(DBP)；量测血压波型，并以 X-Y 平面作图(图 7)，其中 Y 轴为相对的电压值 V，X 轴为真实时间 t；将上述测得的血压波型的相对电压平均值 $V(\text{mean})$ 以下列公式算出：

$$V(\text{mean}) = V - t \text{ 积分值} / (t_2 - t_1) \text{ -----(1)}$$

其中 $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值, $V-t$ 积分值为 $V-t$ 波型图在 t_1 (波型起始点) 至 t_2 (波型结束点) 的范围内的积分值, t_2-t_1 为单一波型的时间间距, 依下列公式算出生理平均血压:

$$\text{PMBP} = V(\text{mean}) * (\text{SBP} - \text{DBP}) / (\text{VS} - \text{VD}) \text{ ----- (2)}$$

其中 PMBP 为生理平均血压, $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值, SBP 为收缩压, DBP 为舒张压, VS 为血压波型的最大值(波峰), VD 为血压波型的最小值(波谷);

依下列公式算出每个血压波型的生理平均血压 PMBP, 再将此多个 PMBP 取平均值:

$$\text{PMBP}(\text{mean}) = \text{SUM}(\text{PMBP}) / N \text{ ----- (3)}$$

其中 $\text{PMBP}(\text{mean})$ 为生理平均血压 PMBP 的平均值, $\text{SUM}(\text{PMBP})$ 为 N 个 PMBP 的总和, N 为血压波型的数目。

一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用, 其量测呼吸波型及频率的身份步骤:

在测试期内(如 1~10 分钟)连续撷取受测者的血压波型并作成 X-Y 图, 其中 X 值为时间, Y 值为电压或压力; 找出每一波型的主波峰点的 X 值(即时间值)与 Y 值(即电压或压力值); 作成连续 XY 图, 做为该受测者的呼吸波型; 将每定期(如一分钟)内的波型数目(如八个)算出, 为呼吸频率或呼吸数(如每一分钟八次呼吸)。

一种非侵入性桡动脉血压波型量测系统的应用, 其监测咳嗽或打喷嚏的症状步骤:

连续撷取受测者的血压波型; 计算出受测者在初期内(如一分钟)的血压波型的三个参数值(即主波峰-主波峰的时间间距, 主波峰值的压力值, 及主波谷的压力值)的平均值及标准偏差, 并将平均值定义为此三参数值的基准线; 在测试期间随时监控血压波型的三个参数值, 若其中一个(含以上)偏离其基准线达标准偏差的事先预定倍数(例如三倍)以上, 则该波型称为可疑不规则资料点; 以不规则资料点随机发生(不具一定频率), 定义该资料点为咳嗽或打喷嚏点; 统计, 可获得咳嗽或打喷嚏频率(如每分钟三次)。

前述的用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统, 其中体温量测技术, 可以使用一个小型热电偶, 一个电阻式电子元件, 或一个红外线光电元件, 三者皆为热感元件, 可将体温转换成电压或电流讯号。

前述的用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统, 其中无线传输技术, 可使用一般商用的 RF(Radio Frequency)无线模组, 其频率范围可以在常用的 ISM Band (即[工业, 科学, 医疗]共用频带)。

与现有技术相比具有明显的优势和有益效果:

本发明以有无线传输技术将的生理资讯定期传至摆置于家中的讯号接收分析器; 以讯号接收分析器将生理资讯储存, 分析(或显示)后定期以网际网路(Internet)传输或电话数据机(Modem)传至卫生机关; 定期收集, 整理, 并统计未发病, 已发病, 及已复原的隔离民众人数。

附图说明

- 图 1 为本发明的统方块图；
图 2 为本发明使用压电感应的实施例图；
图 3-1 为本发明使用时气袋气压与时间的关系图；
图 3-2 为本发明使用时血压波形讯号与气压关系图；
图 3-3 为本发明使用时手腕桡动脉血压波型图；
图 4 为本发明使用压电感应的另一实施例图；
图 5 为本发明使用压电感应的再一实施例图；
图 6 为本发明使用压电感应的又一实施例图；
图 7 为本发明之操作软体动作流程图；
图 8 为本发明以血压脉波量测平均血压的示意图；
图 9-1 为使用本发明测得的桡动脉血压波型一示范图；
图 9-2 为使用本发明测得的桡动脉血压波型另一示范图；
图 9-3 为使用本发明测得的桡动脉血压波型再一示范图；
图 10 为使用本发明测得的连续血压波型示意图；
图 11 为使用本发明测得的呼吸波型示意图；
图 12 为使用本发明测得的另一呼吸波型示意图；
图 13 为使用本发明利用血压波型侦测咳嗽及打喷嚏示意图；
图 14 为本发明使用于医院隔离病房生理讯号的监控统图；
图 15 为本发明使用于居家隔离民众生理讯号的监控统图；
图 16 为本发明的另一使用示意图；
图 17 为使用本发明测得的手腕桡动脉血压波型图；
图 18-1 为使用本发明测得的第一手腕桡动脉血压波型图；
图 18-2 为使用本发明测得的第二手腕桡动脉血压波型图；
图 19 为使用本发明测得的第三手腕桡动脉血压波型图；
图 20 为使用本发明测得的第四手腕桡动脉血压波型图。。

具体实施方式

以下就结合附图对本实用新型的结构功能，加以详细的说明；

本发明的此种非侵入式确测量手腕桡动脉血压波型的仪器系统，如图 1 所示，其包括：

- (a) 量测手腕桡动脉的压电感应器 1，其能连续记录并产生代表血压脉波的电波；
- (b) 内含气袋的腕带 2，系可配带于手腕上，并施压于前述的压电感应器 1；
- (c) 含有可对前述气袋充气及泄气的气泵 3，泄气阀 4 及导气管 5 等组件；

(d) 电路模组 6, 其含有中央计算器, 记忆体, 及连接于气袋导气管的气压计 7;

(e) 载于电路模组的操作软体 8, 其可控制气袋气压, 找寻最适测试气压, 在最适测试气压下量测桡动脉血压波型, 并将来自压电感应器 1 的电波加以过滤, 放大, 及分析;

(f) 电源 91, 及

(g) 具有外壳的仪器主机 9, 其将(c)至(f)的元件含纳其中。

根据本发明, 其中的压电感应器 1 可为, 但不限定为现有的陶瓷 Lead zirconate titanate (PZT) 压电片, 或高分子 polyvinylidene fluoride (PVDF) 压电片, 或应力型 (Strain Gauge) 压电元件, 或半导体型 (Semi-Conductor) 硅压电元件等; 该感应器 1 可独立于腕带或其他硬体, 但透过连接器将电波讯号传至电路模组 6。当测试时, 先将该感应器 1 以胶布或弹性带 (如松紧带或橡皮圈等) 固定于手腕的桡动脉上方 (如图 2 所示), 再将带有主机的腕带套上手腕, 而腕带内的气袋正好压住感应器。当气袋接受气泵充气加压时, 气袋对感应器施加压力, 感应器再对桡动脉施加压力, 而造成感应器所撷取的脉波讯号增强 (请参考图 3-1、3-2、3-3)。

本发明的技术重点之一在于利用气泵逐步将气袋压力由零增至一定压 (例如 200 mmHg, 图 3-1), 在这充气期间记录感应器所撷取的血压脉波 (图 3-2), 并计算各脉波的主波高 (Primary Peak Height, 图 3-3)。一般而言, 该主波高在充气期间先是由小变大, 再由大变小, 当主波高呈现最大值时 (一般介于 70-150 mmHg 之间, 图 3-2), 当时的气袋压力依本发明定义为最适测试气压 (Optimal Testing Air Pressure)。在此状态下感应器的血压波型讯号最强, 也就是讯号-杂讯比 (Signal-to-Noise Ratio) 最高。当气袋气压低于此值时, 因压电感应器与桡动脉间压力传递不良, 造成脉波讯号较弱; 当气袋气压高于此值时, 因腕带, 气袋, 及感应器对桡动脉施压过度, 减低动脉流量, 也造成脉波讯号减弱及变型。

本发明施行的另一重要步骤之一是在量测桡动脉血压波型的初, 先以上述充气步骤测得最适测试气压, 再将气袋充压至此气压值 (或其附近), 然后才进行血压波型监测。若将上述充气步骤改为先迅速充至一定气压值 (例如 200 mmHg), 再逐步将气袋压力降低。在这泄气期间依上述相同原理及步骤, 一样可以找到最适测试气压。

前面所述的压电感应器, 其形状及大小并无碍本发明的施行。根据本发明, 压电感应器的感应主体可为一圆型, 方型为其他几何图形的薄片, 其厚度可从 0.1 mm 至 5 mm 等范围, 其直径或边长可从 1 mm 至 100 mm 等范围。压电感应器的较佳状态为一圆形薄片, 其直径为 2~5 mm, 厚度为 0.1 至 3 mm, 其电波讯号为透过两条正负导线传至电路模组, 其电源 (应力型 (Strain Gauge) 压电元件或半导体型 (Semi-Conductor) 硅压电元件需要外加电源, 但 PZT 或 PVDF 压电片不需电源) 由电路模组的电池或外接电源透过导线供应。

当测试时, 先以手指把脉找出桡动脉位置, 再将压电感应器固定于其上方。根据本

发明图 4 所示, 压电感应器 1 的另一较佳状态为一长方形薄片, 其长度(沿手身方向)为 1~30 mm, 宽度(沿手宽方向)为 15~60 mm, 其他连结或供电特性与上述无异。当测试时, 由于感应器涵盖范围够大, 不需先找出确切桡动脉位置, 只要将感应器在手腕桡动脉的大约位置固定后即可进行测试。

根据本发明的图 5 所示, 压电感应器的另一较佳状态为将上述长方形薄片内置于腕带 2 中, 且其薄片之一面与腕带内的气袋接触, 另一面则与腕带的外层布料接触。当测试时, 只需将腕带 2 及其连结的仪器主机 9 配带于手腕上方, 即可进行测试。

根据本发明的图 6 所示, 其压电感应器 1 可由多个(至少两个)压电元件 11 组成一个压电感应模组, 且内置于腕带 2 中, 其中每一元件为一长方形(或圆形)压电薄片, 且其边长(或直径)为 3~5mm, 而感应模组的基底为一软性电路板(soft printed circuit board), 组合步骤为将多个压电元件 11 依手宽方向排成一列, 固定于软性电路板上, 元件与元件中间则有一微小空隙(0.1~1mm), 以避免邻近电波干扰。

另在本发明的电路模组上, 加装多重讯号扫描器(Multi-Plexer)及相关驱动软体。上述软性电路板将来自各感应元件的电波讯号以导线或连接器(Connector)传至多重讯号扫描器, 其再连接于讯号过滤及放大电路。当进行血压脉波量测时, 多重讯号扫描器依次撷取感应器模组上各压电元件的电波讯号, 并比较选出具最强电波讯号的压电元件。相较于其他元件, 该元件的位置必定正好在桡动脉上方或其附近, 因此所获得的讯号最强。

根据本发明, 具最强讯号的该元件被选为量测元件, 而其他元件的讯号则不再利用, 至于其他量测步骤(如最适量测气压等)则与上述其他较佳状态相同。上述多重元件数目, 至少两个, 而以三至五个为宜, 以涵盖 10~25mm 的手宽范围为目标。相较于上述其他较佳状态范例, 此压电感应模组因利用软性电路板作为基底, 测试受压时可较贴近手腕表面, 而且感应范围大, 可适合各种手型尺寸。

前述三个较佳状态的压电感应器, 其优点为脉波侦测范围扩大, 可省却手指把脉找位置的步骤, 并可适应不同手型大小。此外, 一般大众可自行量测, 不须由受过训练的医师或护理人员代为操作。

根据本发明, 其中的腕带可为现有用于腕式电子血压计的布料腕带, 其内装有一个气袋, 气袋的大小则依一般手腕血压量测规定(其沿手身方向的宽度约在 60~90mm 之间, 其沿手宽方向的周长约在 80~150mm 之间)。此塑胶(或橡胶)不透气的袋子通常有二个气嘴, 其中一个接至电路模组的气压计, 另一个接至通于气泵及泄气阀的导气管。当气泵接受本发明的程式软体指令开始打气时, 泄气阀暂时关闭, 气袋气压升高, 其值由气压计加以监控; 当泄气阀接受指令开始泄气时, 泄气阀开启, 气袋气压因此下降。为了配带方便, 腕带内通常另装置一片 U 型或 C 型的塑胶片, 此塑胶片的开口大小与手腕的厚度及宽度相当, 便于将腕带及其上主机配带于手腕上, 此塑胶片另含有突出扣片, 暴露于腕带布料的

外，其作用为结合本发明的主机结构的外壳，将主机固定于腕带之上。另根据本发明的前述图 4 及图 5 的较佳状态说明，可在气袋上加制一个口袋，再将压电感应元件装于其内，当气袋充气时，可准确地施压于压电感应器；同样地，此压电感应器的口袋也可固定于腕带的内的其他位置，例如介于腕带布料及气袋之间，以利加压。

根据本发明，其中的气泵与一般电子血压计使用的空气气泵相似，其接受直流电源推动叶片而旋转打气。根据本发明，其中的泄气阀可为相似于一般电子血压计使用的 On-Off 电磁阀开关，其接受程控指令打开或关闭气阀；又该泄气阀可以是类比(Analog)电磁阀开关，其阀开大小依电压或电流值决定，此种类比阀比起 On-Off 开关(只能全开或全关)，更能调控泄气速度。根据本发明，其中的电路模组的基底可为一印刷电路板(Printed Circuit Board)，其上植有中央计算器(CPU)，记忆体(例如 Flash 或 RAM 等)，气压计，讯号过滤元件，讯号放大元件，嗡鸣器，真实时钟(Real-Time Clock)，及其他电子零组件等。为便于显示测试过程及结果，电路模组可含有一个液晶(LCD)或发光二极管(LED)显示器。此外，该电路模组也可加装一个多重讯号扫描器(Multi-Plexer)，以符合前述图 6 的较佳状态的电路需求。

根据本发明，其中的电路模组载有一个操作软体，此软体程式可依图 7 所示的操作流程图驱动相关硬体(如气泵，泄气阀，中央计算器，气压计，液晶显示器，压电感应器等)而达成以下目标：

- (1)控制气袋的气压；
- (2)寻找最适测试气压；
- (3)在最适测试气压下量测桡动脉波型；
- (4)将量得的波型讯号过滤及放大；
- (5)将量得的波型讯号进行分析与演算。

根据本发明，其中的电源可由一般干电池(抛弃式)，锂电池(可重复充电使用)，镍氢电池(可重复充电使用)或其他类型电池提供。又本发明所需的电源可由一般交流电源(如 110V 或 220V 等)提供。若使用交流电源，则本发明的电路模组上可加装一个交流转直流的变压器(Transformer)，以提供只接受直流的电路元件所需的电源。

根据本发明，利用前述非侵入式血压脉波精确量测技术，可依以下步骤量测血压中的生理平均血压(Physiological Mean Blood Pressure)：

- (a)依现有电子血压计震荡技术(Oscillometric Method)测得收缩压(SBP)及舒张(DBP)；
- (b)依本发明量测精确一个血压波型，并以 X-Y 平面作图(图 8)，其中 Y 轴为相对的电压值 V，X 轴为真实时间 t；
- (c)将(b)中的血压波型的相对电压平均值 V(mean)以下列公式算出。

$$V(\text{mean}) = V - t \text{ 积分值} / (t_2 - t_1) \text{ ----- (1)}$$

其中 $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值, $V-t$ 积分值为 $V-t$ 波型图在 t_1 (波型起始点) 至 t_2 (波型结束点) 的范围内的积分值, t_2-t_1 为单一波型的时间间距, (d) 依下列公式算出生理平均血压:

$$\text{MBP} = V(\text{mean}) * (\text{SBP} - \text{DBP}) / (\text{VS} - \text{VD}) \text{ ----- (2)}$$

其中 PMBP 为生理平均血压, $V(\text{mean})$ 为相对电压平均值, SBP 为收缩压, DBP 为舒张压, VS 为血压波型的最大值 (波峰), VD 为血压波型的最小值 (波谷)。

为取得更具代表性及准确度的生理平均血压, 本发明的较佳状态之一为撷取一个以上的血压波型, 算出每个血压波型的生理平均血压 PMBP , 再将此多个 PMBP 取平均值, 依下列公式:

$$\text{PMBP}(\text{mean}) = \text{SUM}(\text{PMBP}) / N \text{ ----- (3)}$$

其中 $\text{PMBP}(\text{mean})$ 为生理平均血压 PMBP 的平均值, $\text{SUM}(\text{PMBP})$ 为 N 个 PMBP 的总和, N 为血压波型的数目。上述现有电子血压震荡技术 (Oscillometric Method, 参阅 US patent 4, 860, 760), 一般的作法简述如下:

- (a) 将气袋气压迅速升压至一定值 (如 200mmHg);
- (b) 在逐步缓慢泄气中记录气压计的血压波型, 并计算波高 (Peak Height) 及作出波高-时间 X-Y 图;
- (c) 在该图上找出泄气期间波高的最大值;
- (d) 以此波高的最大值为基准, 循 X 轴气压升高方向找出对应于最大波高的 50% 时的气压, 此为收缩压 (Systolic Pressure, SBP);
- (e) 以此波高的最大值为基准, 循 X 轴气压降低方向找出对应于最大波高的 70% 时的气压, 此为舒张压 (Diastolic Pressure, DBP);
- (f) 依临床校正步骤将测得的收缩压及舒张压值加以校正, 以提高准确度。

由于本发明的仪器系统具有上述步骤所需的腕带, 气袋, 气压计, 中央运算器, 气泵, 泄气阀, 及操作软体等, 因此可依上述步骤先测得收缩压及舒张压, 再依本发明的血压波型压电感应器测得精确的血压波型, 最后再依上述公式 (1) 至 (3) 算出医学上极为重要的生理平均血压。

根据本发明, 以非侵入式分式量测血压脉波, 并可依下列步骤量测心率变异及自律神经功能:

- (a) 在测试期内 (如 5 分钟或 24 小时) 撷取受测者的连续血压波型;
- (b) 选择血压波型中之一特定点 (如主波峰顶点) 为波型参考点;
- (c) 计算每一个波型参考点与下一个波型参考点的时间间距 (如主波峰-主波峰间距);
- (d) 计算出测试期内时间间距的平均值及标准偏差;

(e) 将时间间距以快速傅立叶变换法(Fast Fourier Transform)转换成频谱,并计算出高频成份(High Frequency Component, HF, 0.15-0.4 Hz),低频成份(Low Frequency, LF, 0.04-0.15 Hz),极低频成份(Very Low Frequency, VLF, 0.0-0.04 Hz),及总变异度(Total Power);

(f) 将(d)中的时间间距平均值定义为心跳周期(Period),其倒数定义为心率(Heart Rate);将(d)中的时间间距的标准偏差(Standard Deviation)定义为心率变异性(Heart Rate Variability, HRV);将(f)中的心率变异性与(e)中的总变异度(Total Power)定义为代表自律神经总活性的指标;依(e)中的参数计算出 $LF\% (= LF / (LF + HF) * 100\%)$ 及 $HF\% (= HF / (LF + HF) * 100\%)$,并定义 $LF\%$ 为代表交感神经活性的指标, $HF\%$ 为代表副交感神经活性的指标,另定义 LF/HF 为交感-副交感神经平衡的指标。以上各项心率变异的分析方法(包括时间范围(Time Domain)及频率范围(Frequency Domain)),其参数的定义,及其与自律神经功能的关连性,请参考"Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*. 1996; 93: 1043 - 1065."

一般正常人手桡动脉血压波型可分为 1-波型(图 9-1), 2-波型(图 9-2), 及 3-波型(图 9-3)。根据本发明,图 9-1 至图 9-3,及表 1 所示,利用前述非侵入性精确血压波型量测技术,又可依下列步骤鉴别受测者的身份:

(a) 撷取一定期(如 50 秒至 1 分钟)的受测者的连续血压波型;

(b) 依图 9-1 至 9-3 所示找出每个血压波型的起点(即波谷),终点(即下一个波型的起点),及各个波峰点及波谷点;

(c) 依图 9-1 至图 9-3 所示计算每个血压波型的波峰数,时间,压力,斜角,面积,及其标准化(Normalized)等特性参数值(参考表 1);

(d) 计算出这些参数值在测试期间内的平均值,并将他们定义为该受测者血压波型特征基准线(Characteristic Baseline);

(e) 若下次身份不明的受测者的血压波型特征参数值与(d)的特征基准线具相当程度的相似性(Similarity),则判定该名受测者与前述(a)~(d)的受测者为同一人,否则为不同人;

(f) 若有一群人(例如两人以上)先各测得血压波型特征基准线,日后若其中一人以不明身份接受测试,则可依该受测者的血压波型特征参数值与该群组的个别资料一一比对,并选相似性最高者,据以判断此受测者即为该已知身份者;上述所谓相当程度的相似性,可依实验及鉴别需求加以规范。

本发明的较佳状态之一是将血压波型特征的所有参数值同等看待(equal

weighting), 并且将每一参数值的相似性定义为介于特征基准线的正负百分比定值内(如 $\pm 20\%$), 而当这些参数中有超过一事先预定的数目比例(如 80%)满足参数相似性时, 则判定达到总相似性标准, 因此进一步判定两组血压波型资料来自同一人, 否则为不同人。上述参数相似性, 可依需求定为特征基准线的 $\pm 10\%$ 或更低值, 以增加身份鉴别严谨度, 或定为 $\pm 30\%$ 或更高值, 以减少身份鉴别严谨度; 同样地, 满足相似性的参数数目比例也可定在 90%或更高值, 以增加鉴别严谨度, 或定在 70%或更低值, 以减少严谨度。

本发明的另一较佳状态之一是将图 9-1 至 9-3 所示参数中的波峰数(一般为 1.0 至 3.0)及标准化后(Normalized)的时间, 压力, 斜角, 及面积的特性参数值定义为符合相似性的重点参数, 而其他未经标准化的时间, 压力, 斜角, 及面积参数则为非重点参数。当满足参数相似性(例如介于特征基准线的 $\pm 20\%$ 内)的非重点参数超过事先预定数目比例(如 80%)时则判定两组血压波型资料来自同一人。当满足参数相似性的非重点参数低于事先预定数目比例, 但满足参数相似性的重点参数超过事先预定数目比例(如 80%)时, 则仍然判定两组血压波型资料来自同一人, 否则为不同人。如前所述, 动脉血压波型有时会因情绪及生理等因素(例如紧张, 愤怒或发烧时心跳加快, 血压升高)发生些微变化, 但本发明人发现标准化后(Normalized)的时间, 压力, 斜角, 及面积的特性参数值则相当稳定而成为个人化特征。同时比对未经标准化及标准化后(Normalized)的特性参数值, 可以提高身份鉴定的准确度。

上述标准化(Normalization)步骤可遵照一般现有数学或统计学的标准化步骤, 其目标为将一个具有物理单位的参数值转化为不具单位(Dimensionless)的参数值。如图 9-1 至图 9-3 及表 1 所示, 本发明的标准化步骤较佳状态之一系将每一时间参数值除以血压波型的周期(Period; 即波-波间距); 每一压力参数值除以血压波型的波峰高(参见第 3-3 图定义); 每一斜角参数值的分母除以血压波型的波峰高(参见图 3-3 定义), 而其分子除以血压波型的周期(Period; 即波-波间距); 每一面积参数值除以血压波型的总面积。由于受到人体自然老化及急慢性疾病等影响, 每个人的血压波型会随时间逐步变化, 因此前述血压波型特征基准线应定期量测更新(例如每一年或两年), 以维持身份鉴定的准确度。

表 1 血压波型特性参数值定义

参数/ 数定义	1-波型(图 8a)	2-波型(图 8b)	3-波型(图 8c)
波峰数	1	2	3
主波峰点	B	B	B
主波谷点	A, C	A, E	A, G
次波峰点	无	D	D, F
次波谷点	无	C	C, E
时间参数	$T1=ab$ $T2=ac$	$T1=ab$ $T2=bc$ $T3=cd$ $T4=de$	$T1=ab$ $T2=bc$ $T3=cd$ $T4=de$ $T5=ef$ $T6=fg$
标准化 时间参数	$NT1=ab/ac$	$NT1=ab/ae$ $NT2=bc/ae$ $NT3=cd/ae$ $NT4=de/ae$	$NT1=ab/ag$ $NT2=bc/ag$ $NT3=cd/ag$ $NT4=de/ag$ $NT5=ef/ag$ $NT6=fg/ag$
压力参数	$P1=Aa$ $P2=Bb$ $P3=Cc$	$P1=Aa$ $P2=Bb$ $P3=Cc$ $P4=Dd$	$P1=Aa$ $P2=Bb$ $P3=Cc$ $P4=Dd$ $P5=Ee$ $P6=Ff$
标准化 压力参数	$NP1=Aa/Bb$ $NP2=Cc/Bb$	$NP1=Aa/Bb$ $NP2=Cc/Bb$ $NP3=Dd/Bb$	$NP1=Aa/Bb$ $NP2=Cc/Bb$ $NP3=Dd/Bb$ $NP4=Ee/Bb$ $NP5=Ff/Bb$
斜角参数	$D1=(Bb-Aa)/ab$ $D2=(Bb-Cc)/bc$ $D3=D1+D2$	$D1=(Bb-Aa)/ab$ $D2=(Bb-Cc)/bc$ $D3=(Dd-Cc)/cd$ $D4=(Dd-Ee)/de$ $D5=D1+D2$ $D6=D3+D4$	$D1=(Bb-Aa)/ab$ $D2=(Bb-Cc)/bc$ $D3=(Cc-Dd)/cd$ $D4=(Dd-Ee)/de$ $D5=(Ff-Ee)/ef$ $D6=(Ff-Aa)/fg$ $D7=D1+D2$ $D8=D3+D4$ $D9=D5+D6$
标准化 斜角参数	$ND1=$ $((Bb-Aa)/Bb)/(ab/ac)$ $ND2=$ $((Bb-Cc)/Bb)/(bc/ac)$ $ND3=ND1+ND2$	$ND1=$ $((Bb-Aa)/Bb)/(ab/ae)$ $ND2=$ $((Bb-Cc)/Bb)/(bc/ae)$ $ND3=$ $((Dd-Cc)/Bb)/(cd/ae)$ $ND4=$ $((Dd-Ee)/Bb)/(de/ae)$ $ND5=ND1+ND2$ $ND6=ND3+ND4$	$ND1=$ $((Bb-Aa)/Bb)/(ab/ag)$ $ND2=$ $((Bb-Cc)/Bb)/(bc/ag)$ $ND3=$ $((Cc-Dd)/Bb)/(cd/ag)$ $ND4=$ $((Dd-Ee)/Bb)/(de/ag)$ $ND5=$ $((Ff-Ee)/Bb)/(ef/ag)$ $ND6=$ $((Ff-Aa)/Bb)/(fg/ag)$ $ND7=ND1+ND2$ $ND8=ND3+ND4$ $ND9=ND5+ND6$

面积参数	$A1 = AabB$ $A2 = BbcC$ $A3 = A1+A2$	$A1 = AabB$ $A2 = BbcC$ $A3 = CcdD$ $A4 = DdeF$ $A5 = A1+A2$ $A6 = A3+A4$ $A7 = A5+A6$	$A1 = AabB$ $A2 = BbcC$ $A3 = CcdD$ $A4 = DdeE$ $A5 = EefF$ $A6 = FfgG$ $A7 = A1+A2$ $A8 = A3+A4$ $A9 = A5+A6$ $A10 = A7+A8+A9$
标准化 面积参数	$NA1=A1/A3$ $NA2=A2/A3$	$NA1 = A1/A7$ $NA2 = A2/A7$ $NA3 = A3/A7$ $NA4 = A4/A7$ $NA5 = A5/A7$ $NA6 = A6/A7$	$NA1 = A1/A10$ $NA2 = A2/A10$ $NA3 = A3/A10$ $NA4 = A4/A10$ $NA5 = A5/A10$ $NA6 = A6/A10$ $NA7 = NA1+NA2$ $NA8 = NA3+NA4$ $NA9 = NA5+NA6$

注：(1)小写 a, b, c, d, e, f, g 等为时间点，单位为秒。

(2)大写 A, B, C, D, E, F, G 等为血压波型曲线上的点，座标单位为(压力，秒)或(电压，秒)。

(3)面积参数(如 AabB)为四角落点及曲线形成的积分面积(亦可简化定义为四角落点形成的梯形面积)。

根据本发明，图 10，图 11，及图 12 所示，利用前述非侵入式精确血压波型量测技术，可依下列步骤量测呼吸波型及频率：

- 在测试期内(如 1~10 分钟)连续撷取受测者的血压波型并作成 X-Y 图(图 10a)，其中 X 值为时间，Y 值为电压或压力；
- 找出每一波型的主波峰点的 X 值(即时间值)与 Y 值(即电压或压力值)(参见图 10b)；
- 将(b)的主波峰点的资料作成连续 XY 图(图 11)，即为该受测者的呼吸波型；
- 将(c)中每定期(如一分钟)内的波型数目(如八个)算出，即为呼吸频率或呼吸数(如每一分钟八次呼吸)。

上述(b)步骤中系以主波峰作为所有计算分析的基础，若改以主波谷(即每一波型的起始点，也是最低点)或其他血压波型的特定点作为基础点，同样也可依上述步骤获得呼吸波型及频率(或呼吸数)。

此外，依图 10b 及图 12 所示，若将受测者的主波峰-主波峰的时间间距(参考图 10b)算出，并将其倒数(即瞬间心率)当成 Y 值，另将相对应的时间当成 X 值，而作出连续 X-Y 图，则该 X-Y 图(图 12)即为受测者的呼吸波型。同样地，将此呼吸波型图中每定期(如一分钟)内的波型数目(如 8 个)算出，即为呼吸频率或呼吸数(如每一分钟八次呼吸)。

根据本发明图 13 所示，利用前述非侵入式精确血压波型量测技术，可依下列步骤监

测咳嗽或打喷嚏的症状：

(a) 连续撷取受测者的血压波型；

(b) 计算出受测者在初期内(如一分钟)的血压波型的三个参数值(即主波峰-主波峰的时间间距，主波峰值的压力值，及主波谷的压力值)的平均值及标准偏差，并将平均值定义为此三参数值的基准线；

(c) 在测试期间随时监控血压波型的三个参数值，若其中一个(含以上)偏离其基准线达标准偏差的事先预定倍数(例如三倍)以上，则该波型称为可疑不规则资料点；

(d) 若此可疑不规则资料点的发生具一定频率(例如每四个波型期间发生一次)，则予以忽视；

(e) 若此可疑不规则资料点随机发生(不具一定频率)，则定义该资料点为咳嗽或打喷嚏点；

(f) 将(e)的咳嗽或打喷嚏点定期统计，则可获得咳嗽或打喷嚏频率(如每分钟三次)。

上述事先预定的标准偏差倍数，可由人体实验加以验证。例如，较轻较浅的咳嗽，其血压波型偏离平均值的程度较低，因此事先预定的标准偏差倍数可以定为3至4，而较重较深的咳嗽或打喷嚏，则可定为4至6。又前述具一定频率的可疑不规则资料点，常是由于心率不整(Cardiac Arrhythmias)造成，因此应排除在外。

本发明进一步提供一种用于医院隔离病患的新型生理讯号监控仪器系统(如图14所示)，其包括：

(a) 前述本发明的非侵入式精确血压波型量测技术及其仪器系统；

(b) 现有体温量测技术，且将温度感应器置于(a)的腕带之上；

(c) 现有无线讯号传输技术，并将一组无线传输收发模组置于(a)的主机内，另一组置于病房内负责接收病患生理讯号的床边分析器内；

(d) 以前述(a)的仪器系统量测隔离病患的心跳，血压(收缩压，舒张压，生理平均血压)，呼吸波型及频率，并判定病患是否有心悸，呼吸急促，咳嗽或打喷嚏；

(e) 以前述(b)的温度感应器量测病患的手腕体温，并判定病患是否发烧；

(f) 将(d)及(e)的生理讯号以(c)的无线传输模组由(a)的主机传送至(c)的床边分析器；

(g) 床边分析器再将病患生理讯号及其分析结果透过区域性网路(Local Area Network, LAN)或网际网路(Internet)传出病房。

上述现有体温量测技术，可以使用一个小型热电偶，一个电阻式电子元件，或一个红外线光电元件。三者皆为热感元件，可将体温转换成电压或电流讯号。为了提高体温量测准确度及减少达到温度平衡所需的时间，除了前述热感元件后，可在腕带上增加一小片金属，此金属片外表面裸露于腕带布料的外，配戴时与手腕皮肤直接接触，并负责导热。此金属片另与热感元件在腕带内相连，而热感元件再与本发明的电路模组相连，如此形成

一个完整的体温量测系统。上述无线传输技术，可使用一般商用的 RF(Radio Frequency)无线模组，其频率范围可以在常用的 ISM Band(即[工业，科学，医疗]共用频带)，其中最常用的通讯协定为蓝芽(Blue Tooth, 2.4 GHz) Wi-Fi (含 IEEE 802.11b, 802.11a, 及 802.11g, 2.4~5.6 GHz)，及低频 ISM(433~915 MHz)。另外，美国食品药品监督管理局(FDA)也订定一个医疗器材专用的 WMTS 频道(608~1429 MHz)。通常 RF 无线模组以一对双向互传方式操作。

以上述本发明的应用为例，其中一个无线收发模组装置于本发明的腕式主机内，另一个则安置于隔离病房内的床边分析器上。上述床边分析器可以为一部桌上型或携带型的电脑，或其他具运算，储存，显示，及传输功能的仪器系统，而无线收发模组与床边分析器可透过标准介面(如 RS-232(COM Port), USB, IEEE 1394 等)连结。前述病患的心跳若超过一般医学定义的正常心率(如每分钟最高 100 次)，则判定该病患有心悸现象；前述咳嗽或打喷嚏的判断已有说明，不再重复。另可定义一个呼吸频率上限(如每分钟 20 次)，当受测者的呼吸频率超过此上限时，即判定为呼吸急促；

此外，可另根据一般医学规范，当病患体温超过 38 度 C 时，即判定为发烧。当病患的生理讯号传达床边分析器后，可在其上经过储存，分析，及显示后，再透过医院内的区域网路(Local Area Network, LAN)或网际网路(Internet)传出病房(例如传至集中护理站或医院病患资料伺服器等)。

本发明进一步提供一种用于监控居家隔离民众的仪器系统(如第 15 图所示)，其包括：

(a) 前述本发明的非侵入式精确血压波型量测技术及其系统仪器系统；

(b) 以(a)的仪器系统量测居家隔离民众的心跳，血压(收缩压，舒张压，平均压)，血压波型，呼吸波型及频率等生理讯号，并据此判断该民众是否有心悸，剧烈血压变化，呼吸急促，咳嗽或打喷嚏；

(c) 以现有体温量测技术量测该民众的体温，并据此判断是否有发烧症状；

(d) 以现有无线传输技术将(a)~(c)的生理资讯定期传至摆置于家中的讯号接收分析器；

(e) 讯号接收分析器将生理资讯储存，分析(或显示)后定期以网际网路(Internet)传输或电话数据机(Modem)传至卫生机关(如卫生局，卫生署，医院等)；

(f) 卫生机关定期收集，整理，并统计未发病，已发病，及已复原的隔离民众人数。

为防止违规外出，卫生机关可再任何时间利用网际网路或电话数据机下达测试指令给床边分析器，而床边分析器再以无线传输方式将指令传达的腕式生理监视器主机。若该隔离民众此时在家，在听到床边分析器或腕式生理监视器主机的通知声响(透过其含有的嗡鸣器)的后便应配戴腕式生理监视器主机，进行测试。若该隔离民众违规外出，卫生机关在下达抽测指令后定期内(如十分钟内)没有收到生理讯号，应可据以判断该民众违规外出，而进一步进行管制措施。若该隔离民众违规外出，但由他人在家中代为测试，则卫生

机关藉由本发明提供的身份鉴别技术，可据以判断并非同一人的数据，而采取必要管制措施。上述讯号接收分析器可以是一部桌上型或手提电脑，或随身数位辅助器(PDA)，或具有传输，储存，分析，及显示功能的其他仪器。上述未发病，已发病，及已复原的定义，可由卫生主管机关依血压变化，呼吸频率，咳嗽与打喷嚏，及体温等上述生理参数的规范加以控制。又有关体温，血压，无线传输及网路传输等技术，前面已有详尽说明，不再赘述。

述实施态样仅系用于例示本发明，而非限定本发明。

实例 1：非侵入式手腕桡动脉血压波型量测仪器系统

本仪器系统范例由以下零组件构成(如图 16 所示，各元件依标号)：

(a) 一个由应力器(Strain Gauge)组成的压电感应器 1a，其主体大小为 5mm 圆形薄片(3mm 厚)，内含讯号过滤，放大，校正，温度补偿等电路。除圆形感应器主体外，另有一导线连结至腕式生理监视器主机(待描述)的电路模组。此导线的作用为提供压电感应器电源及传送压电信号至电路模组。

(b) 腕式生理监视器主机 2a，其内含有打气气泵，泄气阀，标准 2A 干电池(两个)，RS232 连接埠，气压计，及含有中央处理器，记忆体，及讯号处理(过滤，放大，校正)的电路模组。此主机另含有上盖及下盖的外壳，该外壳含扣片及小口，其可固定于手腕腕带(待述)之上，上盖并有可操作本仪器的按键。

(c) 腕带 3a，其内含有一个气袋及一个 U 型塑胶薄片，此塑胶薄片具扣片及小孔，可与腕式主机的下盖结合。此腕带的长度较一般手腕周长还长，因此在环绕手腕一周后剩余长度可以反折，以魔鬼粘固定。

本仪器系统的操作步骤，描述如下：

(d) 以手指把脉于一个健康志愿受测者的手腕(左右手均可)，并测得桡动脉的确切位置。

(e) 将(a)的圆形压电感应器主体以胶布固定于桡动脉上方。

(f) 将(b)的腕式主机以(c)的腕带配带于受测者的手腕。

(g) 按(b)的仪器主机的”开始”键，启动测试，此时操控软体下达指令给打气气泵，开始打气(此时泄气阀关闭)，当气袋被加压至 200 mmHg(气压计值)时，操控软体下达指令给泄气阀进行缓慢泄气。于此同时，操控软体及电路模组以每秒 500 资料点的速度读取及储存气压计的压力值及压电感应器的脉波讯号，操控软体并计算泄气期间(200 降至 30 mmHg，约 20 秒钟)的每一脉波的波高(即波峰-波谷)，并且决定最大波高发生时的气压值，此气压值(93 mmHg)即为最适测试气压。

(h) 操控软体再下达指令给打气气泵，将气袋气压从 30 mmHg 升至最适测试气压(93 mmHg)，的后操控软体及电路模组同样以每秒 500 资料点速率读取压电感应器的脉波讯号，

共取样 5 秒，并将该资料及相对应的时间值(取自 Real-Time Clock)储存于电路模组的记忆体内。

(i) 启开一台个人电脑，并以其 RS-232 (COM Port) 连接线接于腕式主机的 RS-232 连接埠。个人电脑的操作软体下达指令给腕式主机的电路模组及其操作软体，开始进行资料下载(Data Download)。

(j) 个人电脑操控程式将下载资料以 X-Y 方式作图，其中 X 轴为时间(单位为秒)，Y 轴为压电感应器的血压值(单位为 mmHg)，其结果如图 17 所示。

实例 2：非侵入式手腕桡动脉血压波型仪器系统用于生理平均血压量测的应用

本范例的仪器软硬体，操作步骤，及健康志愿受测者均类似实例 1，但压电感应器由实例 1 的 5-mm 圆形主体改为一个由陶瓷 PZT 作成的 5-mm 长(沿手长方向) × 20-mm 宽(沿手宽) × 2-mm 厚的压电元件；此外，腕式主机另增加一个 LCD 显示器。依照实例 1 的操作步骤获得泄气期间最大波高(当时气压值为 93 mmHg)，即实例 1 的步骤(g)后，再继续操作以下步骤：

- (a) 腕式主机的操控分析软体以最大波高发生点为基准，逆着泄压方向(即往气压上升方向)找寻波高恰好是最大波高的 50% 的血压波型，该血压波型发生时的气压值(138 mmHg)即为收缩压；操控分析软体另沿着泄气方向(即气压下降方向)找寻波高恰好是最大波高的 70% 的血压波型，该血压波型发生时的气压值(83 mmHg)即为舒张压。
- (b) 另依据相关人体实验得知，(a) 的收缩压需向下修正 25 mmHg，舒张压需向下修正 10 mmHg，才能成为正确的收缩压(113 mmHg)及舒张压(73 mmHg)。
- (c) 依“本发明的详细说明”中的公式(1)~(3)，计算出本范例测试 5 秒钟内的“生理平均血压”的平均值(86 mmHg)。
- (d) 腕式主机将生理平均血压的平均值(86 mmHg)显示于 LCD 显示器。
- (e) 另依据相关人体实验得知，该健康志愿受测者以侵入式插管手动脉所测得的收缩压，舒张压，及生理平均血压分别为 110，68，及 85 mmHg。结果显示标准侵入式插管手动脉测试法与本发明的非侵入式桡动脉血压波型技术所测得的收缩压，舒张压，及生理平均血压具高度相似性。

实例 3：非侵入式手腕桡动脉血压波型仪器系统用于心率变异及自律神经功能量测的应用

本范例的仪器硬体与实例 2 类似，但共有两名健康志愿受测者参加。此外，压电感应器由实例 2 的 PZT 压电材料改为高分子 PVDF 材料，且其形状大小为 5-mm 长(沿手长方向) × 20-mm 宽(沿手宽方向) × 0.5mm 厚。另外，此压电感应器事先装置于腕带内，介于气袋上方及腕带外布之间，其尾端连接器(Tail Connector，由软性电路板构成)经由腕带内部及其小开口，腕式主机外壳下盖，最后连结于主机内的电路模组。电路模组的讯号处

理电路及 LCD 显示器与实例 2 无异，配带时，只要将腕式主机以腕带固定于手腕即可。操作时依照实例 1 的步骤获取连续式血压波型后，再执行以下步骤：

(a) 连续撷取受测者的血压波型，共 5 分钟。腕式主机的操控分析软体计算出测试期间内每一血压波型的波峰-波峰时间间距。

(b) 依文献“Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*. 1996; 93: 1043 - 1065.”所描述的方法计算受测者的时间范围(Time Domain)的心率变异参数，即心跳周期，心率，心率变异性(HRV)。

(c) 依上述文献计算受测者的频率范围(Frequency Domain)的心率变异参数，即总变异度(Total Power)，高频成份(HF)，低频成份(LF)，及低频成份/高频成份比值。

(d) 依上述文献将时间范围的心率变异性与频率范围的总变异度定义为自律神经活性指标；将频率范围的高频成份(HF)及高频成份百分比($HF/(HF+LF) \times 100\%$)定义为副交感神经活性指标；将频率范围的低频成份(LF)及低频成份百分比($LF/(HF+LF) \times 100\%$)定义为交感神经活性指标；将低频成份/高频成份比值(LF/HF)定义为交感/副交感神经平衡指标。

(e) 此外，受测者在上述血压波型测试的同时，也接受 5 分钟标准心电图机(ECG)测试(连接法为标准的三电极法，Lead I， II， 及III，且以 Lead II 的资料为计算来源)，并依上述文献计算时间及频率范围的各心率变异参数。

(f) 测试结果如表 2。两名健康志愿受测者(代号 A, B)的结果显示标准心电图机(ECG)测试法与本发明的非侵入式桡动脉血压波型技术所测得的心率变异及自律神经活性指标结果具高度相似性。

表 2 心率变异及自律神经活性指标测试结果

受测者代号	A		B	
测试方法	ECG	本发明	ECG	本发明
测试姿势	仰躺		仰躺	
心跳周期 (s)	0.910	0.907	0.723	0.723
心率(次/min)	66	66	83	83
心率变异性(HRV) (ms); 即标准偏差	45.1	46.0	57.1	55.4
总变异度 (Total Power) (ms*ms)	2037	2120	3265	3073

LF (ms*ms)	420	426	413	418
LF %	63	61	32	31
HF (ms*ms)	252	275	894	943
HF %	38	39	68	69
LF/HF	1.67	1.55	0.46	0.44

实例 4：用于受测者身份辨识

本范例的仪器硬体与实例 2 类似，但压电感应器改由以下的元件构成：

(a) 一个软性电路版，作为压电感应器的基底及基本电路，其主体大小为 6 mm 长(沿手长方向) × 20mm 宽(沿手宽方向) × 0.5mm 厚；另其尾端连接器大小为 6mm × 50mm × 0.5mm。

(b) 三个陶瓷 PZT 压电元件，其中每个元件的大小为 4mm(长) × 4mm(宽) × 1mm(厚)，且沿手宽方向排列于软性电路版上，元件与元件之间有 1-mm 之间距(可参考第 5 图)。

该压电感应器事先装置于腕带内，其步骤与实例 3 类似，另外，电路模组除了讯号处理(即过滤，放大，及校正)电路外，另增加一个多重讯号扫描器(Multi-Plexer)，置于讯号处理电路的前。当进行测试时，腕式主机的操控软体驱动多重讯号扫描器依次撷取压电感应器上的各个元件的电波讯号，并计算此三个元件的血压波型的波高(即波峰-波谷)。操控软体进一步选择具最大波高的压电元件作为血压波形资料的来源，其他两个元件则不再利用。的后操控软体进行找寻最适测试气压步骤，如实例 1 所示，在最适测试气压下，进行十秒钟的连续血压波型测试。受测者 A，B，及 C 各接受第一次测试(图 17、18-1、18-2、19)，隔天三个受测者之一以不明身份再接受第二次测试(图 20)；测试结果的血压波型及其参数值列于图 17-20 及表 3。由图 18-1、18-2、20 及表 3 可以发现，三个受测者的血压波型特性参数值均各不相同。再进一部分分析，该不明身份受测者具 2-波血压波型，显然与受测者 C 的 3-波血压波型极为不同(参考图 19，20 及表 3)。若将 2-波血压波型的所有 41 个特征参数值(包括波峰数，时间，压力，斜角，面积，及其标准化(Normalized)特性参数值)同等看待(equal weighting)，并且将每一参数值的相似性定义为介于特征基准线的 ±20% 内，则该不明身份受测者共有 38 个参数值(93%)与受测者 A 满足相似性，而只有 25 个参数值(61%)与受测者 B 满足相似性，因此进一步判定该不明身份受测者应为受测者 A(其结果与实验设计吻合)。

表 3 受测者血压波型特性参数值

受测者/参数	A	B	C	不明身分
波峰数	2	2	3	2

主波峰点	B	B	B	B
主波谷点	A, E	A, E	A, G	A, E
次波峰点	D	D	D, F	D
次波谷点	C	C	C, E	C
时间参数 (sec)	T1=0.155 T2=0.195 T3=0.055 T4=0.345	T1=0.095 T2=0.230 T3=0.060 T4=0.360	T1=0.090 T2=0.100 T3=0.045 T4=0.100 T5=0.085 T6=0.590	T1=0.160 T2=0.165 T3=0.055 T4=0.385
标准化 时间参数	NT1=0.21 NT2=0.26 NT3=0.07 NT4=0.46	NT1=0.15 NT2=0.35 NT3=0.09 NT4=0.55	NT1=0.09 NT2=0.10 NT3=0.04 NT4=0.10 NT5=0.08 NT6=0.58	NT1=0.21 NT2=0.22 NT3=0.07 NT4=0.50
压力参数 (mV)	P1=34.1 P2=37.3 P3=35.1 P4=35.2	P1=37.5 P2=40.4 P3=38.7 P4=38.8	P1=25.7 P2=29.6 P3=28.4 P4=28.5 P5=27.3 P6=27.8	P1=34.2 P2=37.4 P3=35.2 P4=35.3
标准化 压力参数	NP1=0.914 NP2=0.941 NP3=0.944	NP1=0.928 NP2=0.958 NP3=0.960	NP1=0.869 NP2=0.959 NP3=0.963 NP4=0.938 NP5=0.940	NP1=0.914 NP2=0.942 NP3=0.945
斜角参数	D1= 20.65 D2= 11.28 D3 = 1.82 D4 = 3.19 D5= 31.93 D6 = 5.01	D1 = 30.10 D2 = 7.39 D3 = 1.67 D4 = 3.89 D5 = 37.49 D6 = 5.56	D1 = 43.00 D2 = 12.00 D3 = 2.44 D4 = 7.50 D5 = 0.82 D6 =3.68 D7 = 55.00 D8 = 9.94 D9 = 4.50	D1 = 20.06 D2 = 13.09 D3 = 2.00 D4 = 2.65 D5 = 33.15 D6 = 4.65

标准化 斜角参数	ND1 = 0.415 ND2 = 0.227 ND3 = 0.037 ND4 = 0.064 ND5 = 0.642 ND6 = 0.101	ND1 = 0.484 ND2 = 0.119 ND3 = 0.027 ND4 = 0.063 ND5 = 0.603 ND6 = 0.090	ND1 = 1.469 ND2 = 0.410 ND3 = 0.083 ND4 = 0.256 ND5 = 0.028 ND6 = 0.126 ND7 = 1.879 ND8 = 0.339 ND9 = 0.154	ND1 = 0.411 ND2 = 0.268 ND3 = 0.040 ND4 = 0.054 ND5 = 0.679 ND6 = 0.094
面积参数	A1 = 5.53 A2 = 7.06 A3 = 1.10 A4 = 11.95 A5 = 12.59 A6 = 13.05 A7 = 25.64	A1 = 3.70 A2 = 9.10 A3 = 1.162 A4 = 13.72 A5 = 12.80 A6 = 14.88 A7 = 27.68	A1 = 2.49 A2 = 2.90 A3 = 1.28 A4 = 2.81 A5 = 2.36 A6 = 15.76 A7 = 5.39 A8 = 4.09 A9 = 18.12 A10 = 27.60	A1 = 5.72 A2 = 5.99 A3 = 1.94 A4 = 13.40 A5 = 11.71 A6 = 15.34 A7 = 27.05
标准化 面积参数	NA1 = 0.216 NA2 = 0.275 NA3 = 0.043 NA4 = 0.466 NA5 = 0.491 NA6 = 0.509	NA1 = 0.134 NA2 = 0.329 NA3 = 0.042 NA4 = 0.496 NA5 = 0.462 NA6 = 0.538	NA1 = 0.090 NA2 = 0.105 NA3 = 0.046 NA4 = 0.102 NA5 = 0.086 NA6 = 0.571 NA7 = 0.195 NA8 = 0.148 NA9 = 0.657	NA1 = 0.211 NA2 = 0.221 NA3 = 0.072 NA4 = 0.495 NA5 = 0.433 NA6 = 0.567

注：(1)小写 a, b, c, d, e, f, g 等为时间点，单位为秒。

(2)大写 A, B, C, D, E, F, G 等为血压波型曲线上的点，座标单位为(mV, 秒)。

(3)面积参数(如 AabB)简化定义为四角落点形成的梯形面积。

最后应说明的是：以上实施例仅用以说明本发明而并非限制本发明所描述的技术方案；因此，尽管本说明书参照上述的各个实施例对本发明已进行了详细的说明，

但是，本领域的普通技术人员应当理解，仍然可以对本发明进行修改或等同替换；而一切不脱离本发明的精神和范围的技术方案及其改进，其均应涵盖在本发明的权利要求范围中。

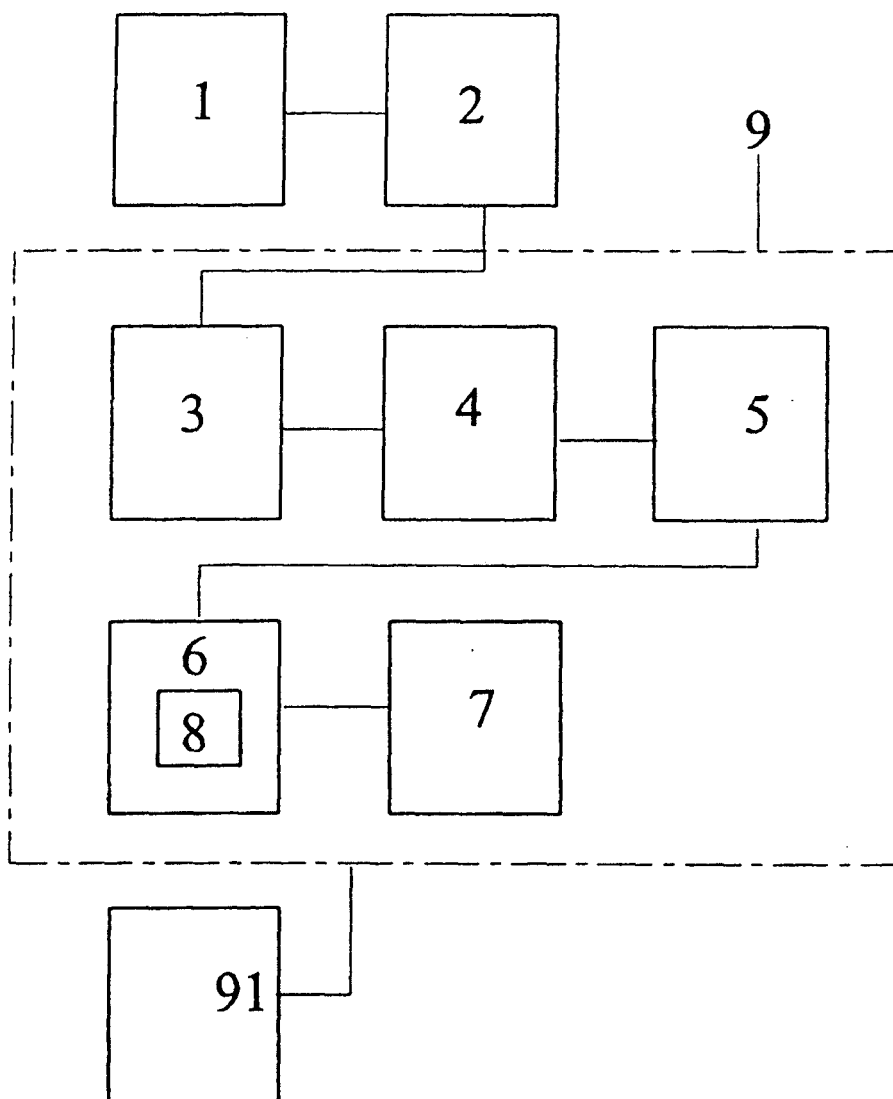


图 1

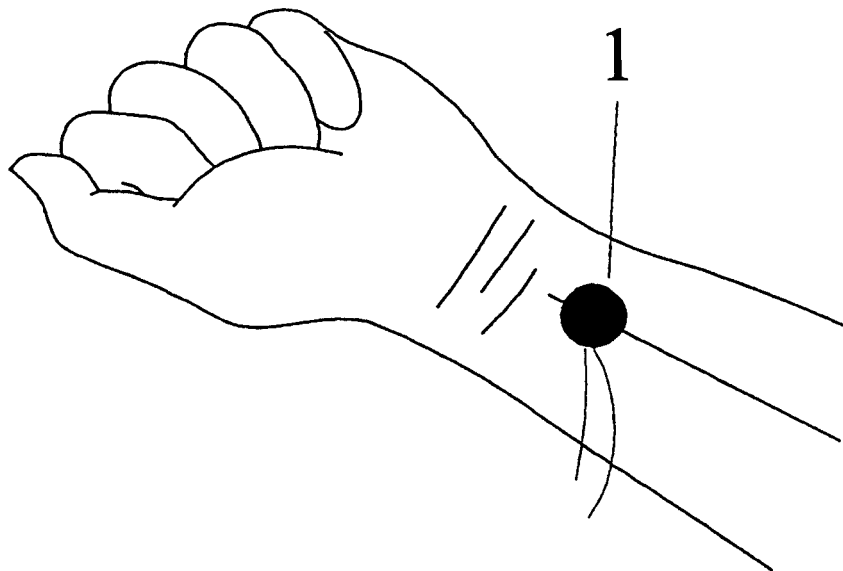


图 2

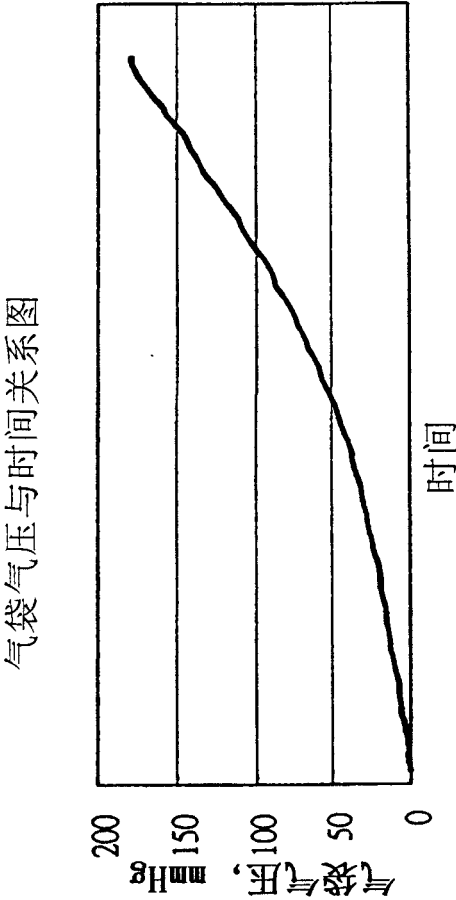


图 3-1

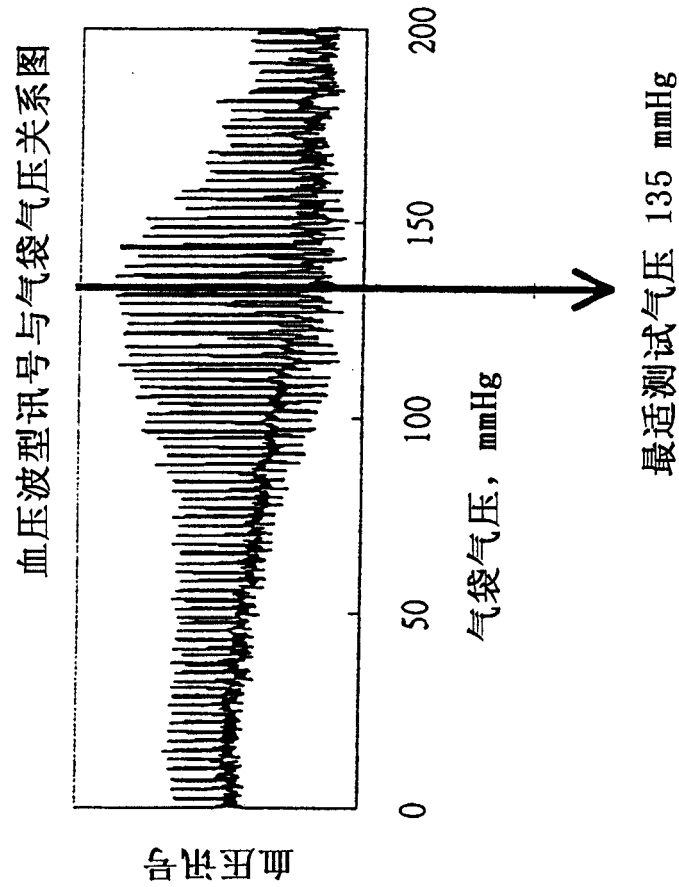


图 3-2

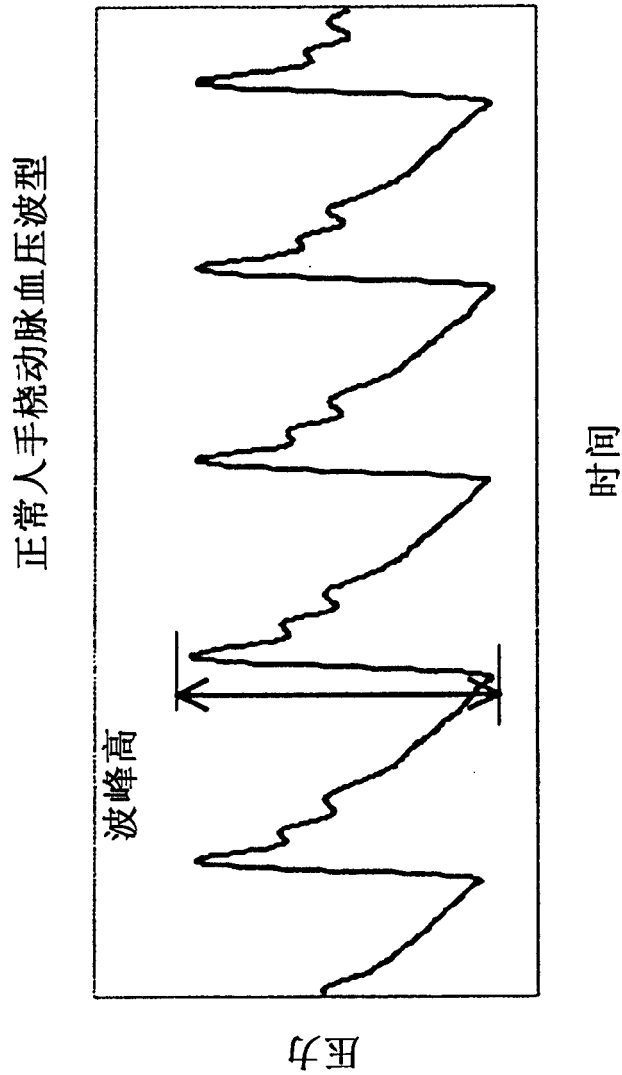


图 3-3

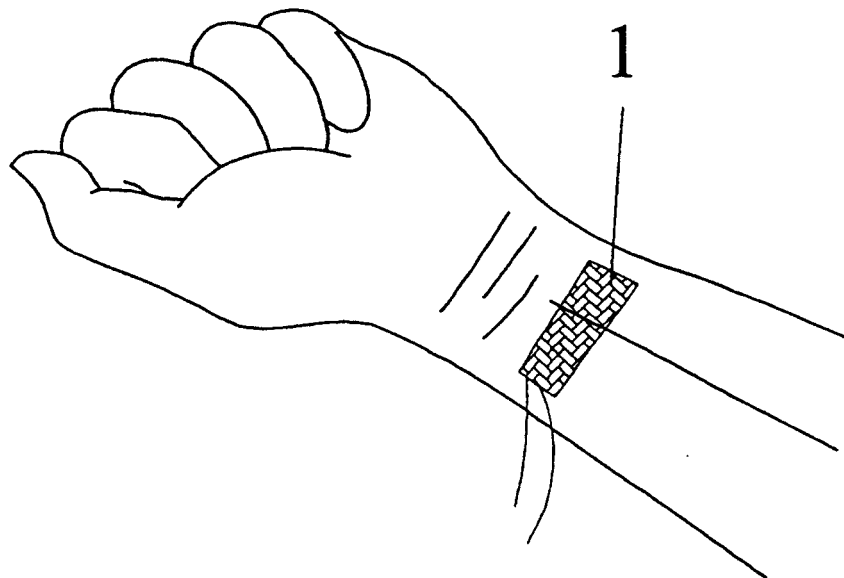


图 4

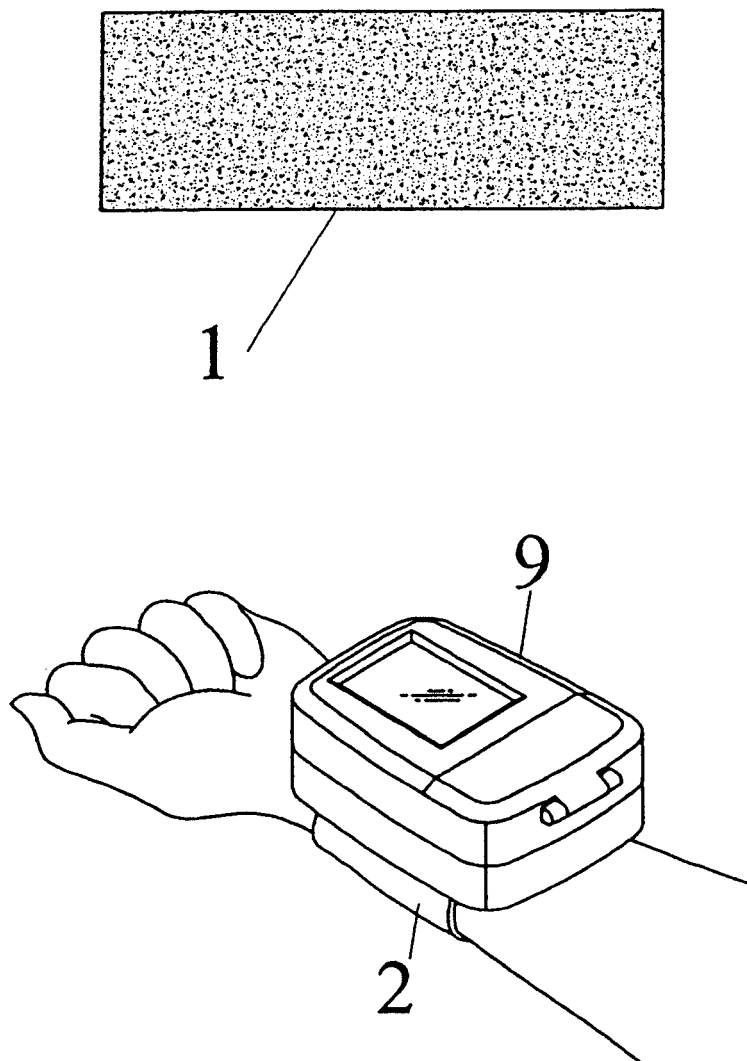


图 5

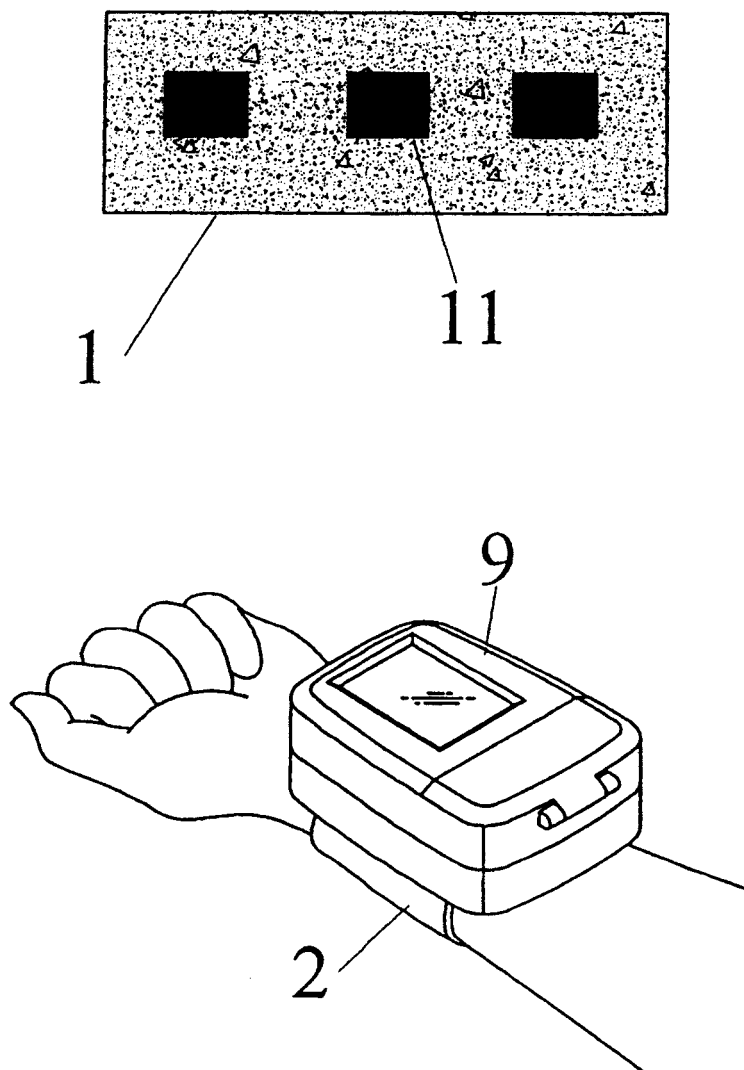


图 6

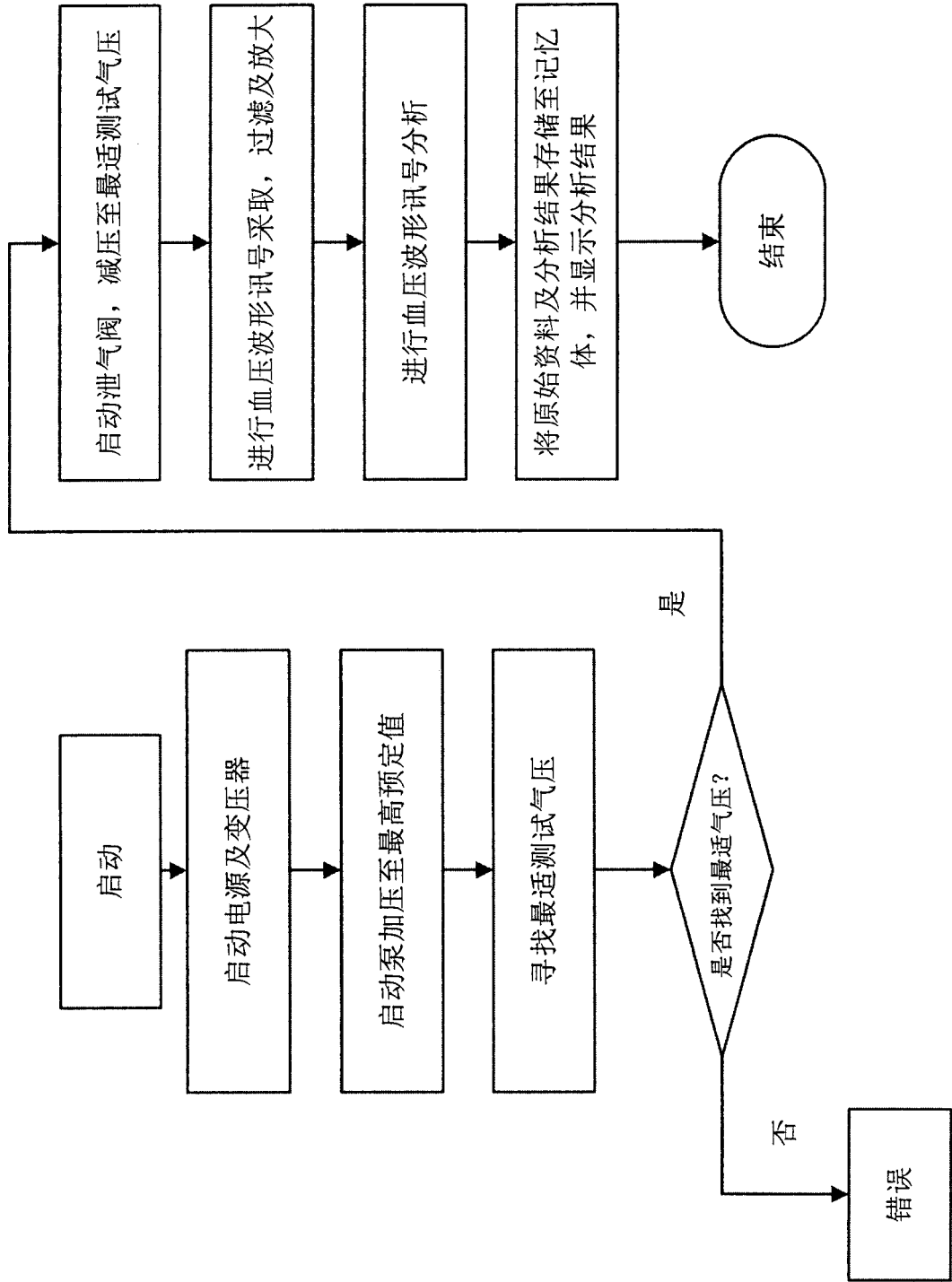


图 7

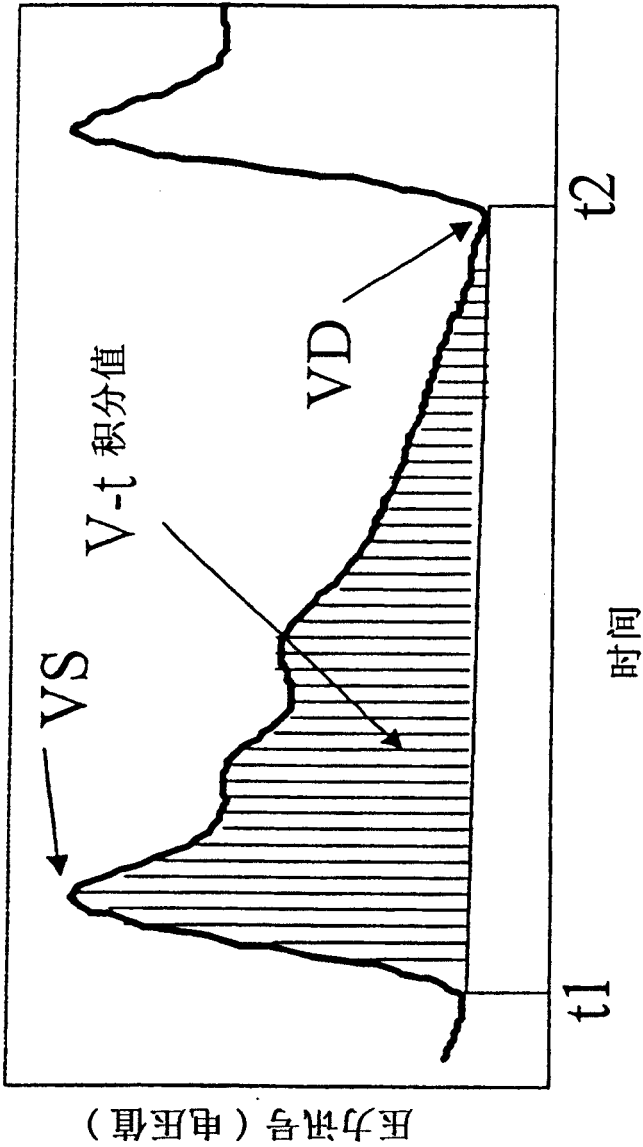
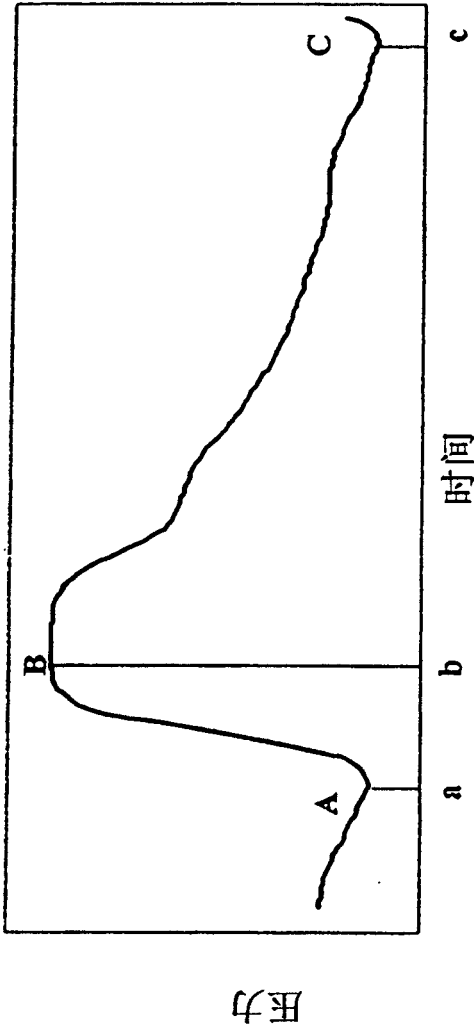


图 8

肝病患者手桡动脉血压波形

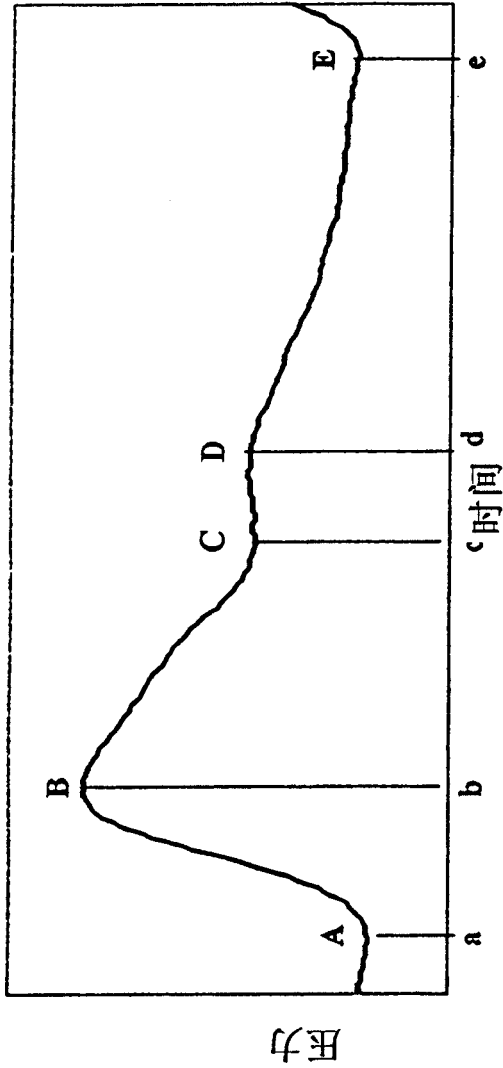


波型参数
波峰数 = 1
主波峰点 = B
主波谷峰 = A 或 C

时间参数	标准化时间参数	压力参数	标准化压力参数	斜角参数	标准化斜角参数	面积参数	标准化面积参数
T1 = ab T2 = ac	NT1 = ab/ac	P1 = Aa P2 = Bb P3 = Cc	NP1 = Aa/Bb NP2 = Cc/Bb	D1 = (Bb-Aa)/ab D2 = (Bb-Cc)/bc D3 = D1+D2	ND1 = (Bb-Aa)/Bb/(ab/ac) ND2 = (Bb-Cc)/Bb/(bc/ac) ND3 = ND1+ND2	A1 = AabB A2 = BbcC A3 = A1+A2	NA1 = A1/A3 NA2 = A2/A3

图 9-1

正常人手腕动脉血压波形

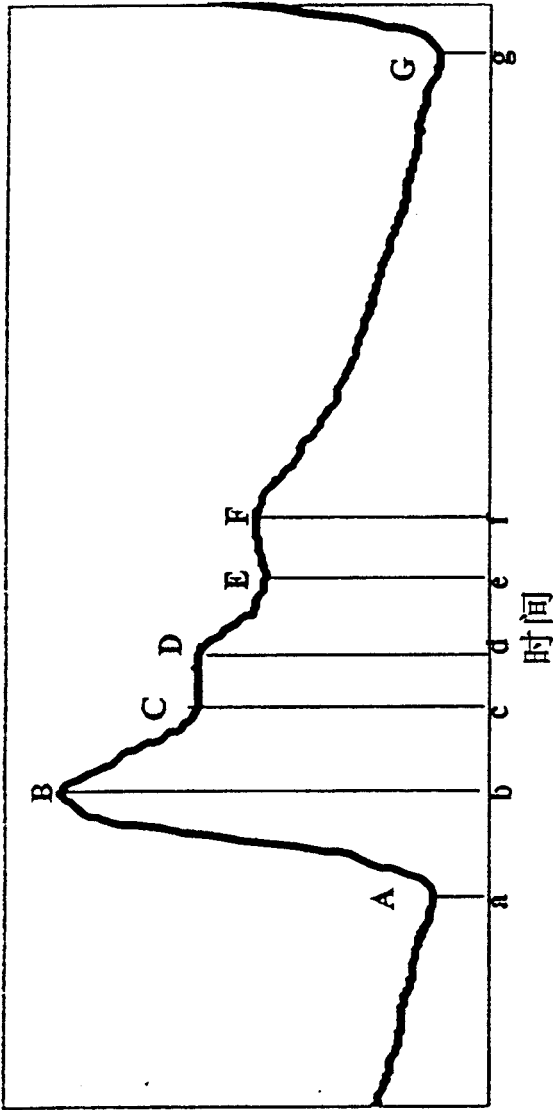


波形参数
波峰数 =2
主波峰点 =B
主波谷点 =A 或 E
次波峰点 =D
次波谷点 =C

时间参数	标准化时间参数	压力参数	标准化压力参数	斜角参数	标准化斜角参数	面积参数	标准化面积参数
T1 = ab	NT1 = ab/ac	P1 = Aa	NP1 = Aa/Bb	D1 = (Bb-Aa)/ab	ND1 = (Bb-Aa/Bb)/(ab/ac)	A1 = AabB	NA1 = A1/A7
T2 = bc	NT2 = bc/ac	P2 = Bb	NP2 = Cc/Bb	D2 = (Bb-Cc)/bc	ND2 = (Bb-Cc/Bb)/(bc/ac)	A2 = BbcC	NA2 = A2/A7
T3 = cd	NT3 = cd/ac	P3 = Cc	NP3 = Dd/Bb	D3 = (Dd-Cc)/cd	ND3 = (Dd-Cc/Bb)/(cd/ac)	A3 = CcdD	NA3 = A3/A7
T4 = dc	NT4 = dc/ac	P4 = Dd		D4 = (Dd-Ee)/dc	ND4 = (Dd-Ee/Bb)/(dc/ac)	A4 = DdeE	NA4 = A4/A7
				D5 = D1+D2	ND5 = ND1+ND2	A5 = A1+A2	NA5 = A5/A7
				D6 = D3+D4	ND6 = ND3+ND4	A6 = A3+A4	NA6 = A6/A7
						A7 = A5+A6	

图 9-2

正常人手桡动脉血压波型



波型参数
波峰数 = 3
主波峰点 = B
主波谷点 = A 或 G
次波峰点 = D & F
次波谷点 = C & E

时间参数	标准化时间参数	压力参数	标准化压力参数	斜角参数	标准化斜角参数	面积参数	标准化面积参数
T1 = ab	NT1 = ab/ag	P1 = Aa	NP1 = Aa/Bb	D1 = (Bb-Aa)/ab	ND1 = ((Bb-Aa)/Bb)/(ab/ag)	A1 = AabB	NA1 = A1/A10
T2 = bc	NT2 = bc/ag	P2 = Bb	NP2 = Cc/Bb	D2 = (Bb-Cc)/bc	ND2 = ((Bb-Cc)/Bb)/(bc/ag)	A2 = BbcC	NA2 = A2/A10
T3 = cd	NT3 = cd/ag	P3 = Cc	NP3 = Dd/Bb	D3 = (Dd-Cc)/cd	ND3 = ((Dd-Cc)/Bb)/(cd/ag)	A3 = CcdD	NA3 = A3/A10
T4 = de	NT4 = de/ag	P4 = Dd	NP4 = Ee/Bb	D4 = (Dd-Ee)/de	ND4 = ((Dd-Ee)/Bb)/(de/ag)	A4 = DdeE	NA4 = A4/A10
T5 = ef	NT5 = ef/ag	P5 = Ee	NP5 = Ff/Bb	D5 = (Ff-Ee)/ef	ND5 = ((Ff-Ee)/Bb)/(ef/ag)	A5 = Eeff	NA5 = A5/A10
T6 = fg	NT6 = fg/ag	P6 = Ff		D6 = (Ff-Gg)/fg	ND6 = ((Ff-Gg)/Bb)/(fg/ag)	A6 = FfgG	NA6 = A6/A10
				D7 = D1+D2	ND7 = ND1+ND2	A7 = A1+A2	NA7 = NA1+NA2
				D8 = D3+D4	ND8 = ND3+ND4	A8 = A3+A4	NA8 = NA3+NA4
				D9 = D5+D6	ND9 = ND5+ND6	A9 = A5+A6	NA9 = NA5+NA6
						A10 = A7+A8+A9	

图 9-3

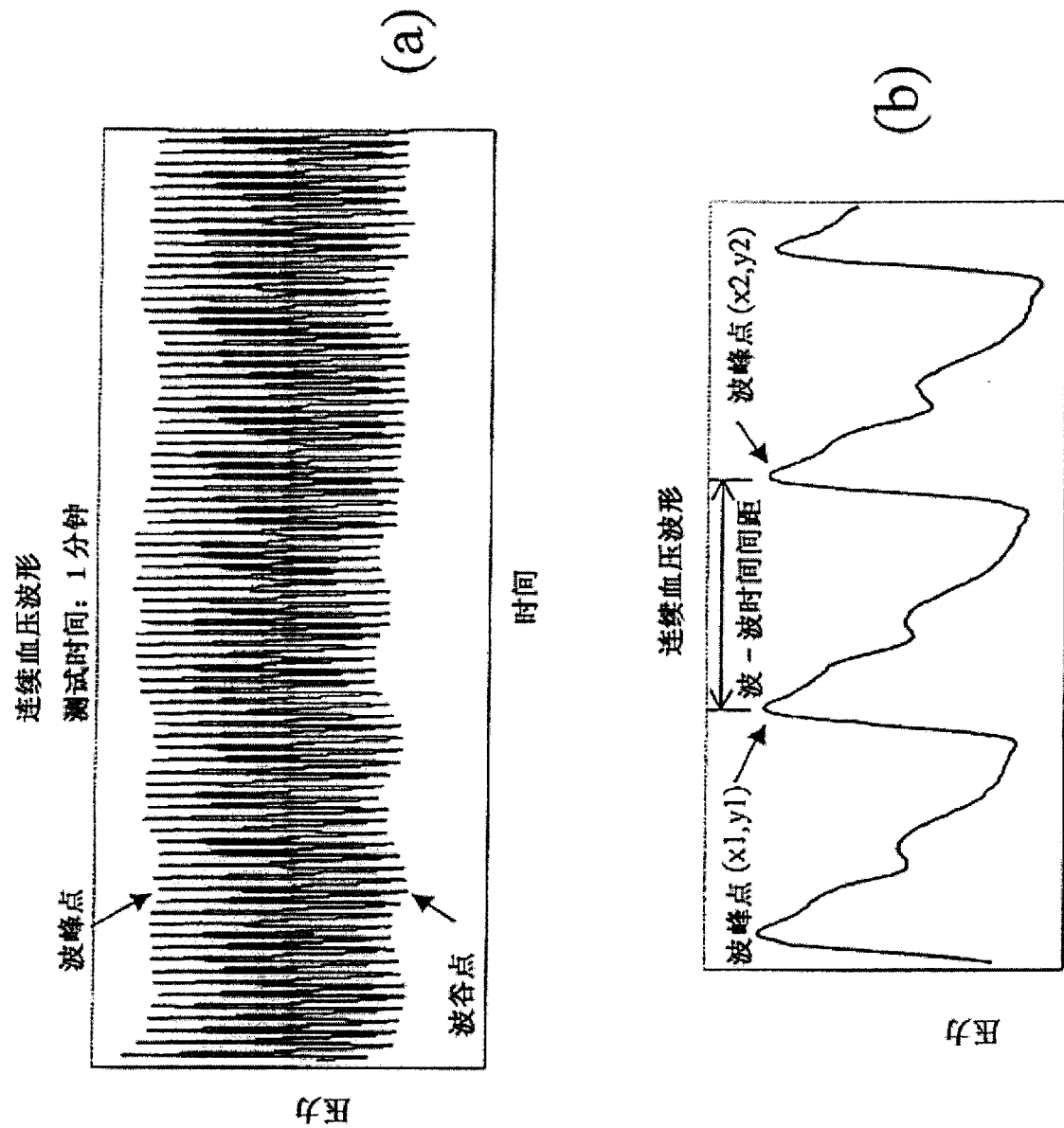


图 10

呼吸波形图

血压波峰点的压力值对时间做图

测试时间：1 分钟；呼吸频率：8 次 / 分

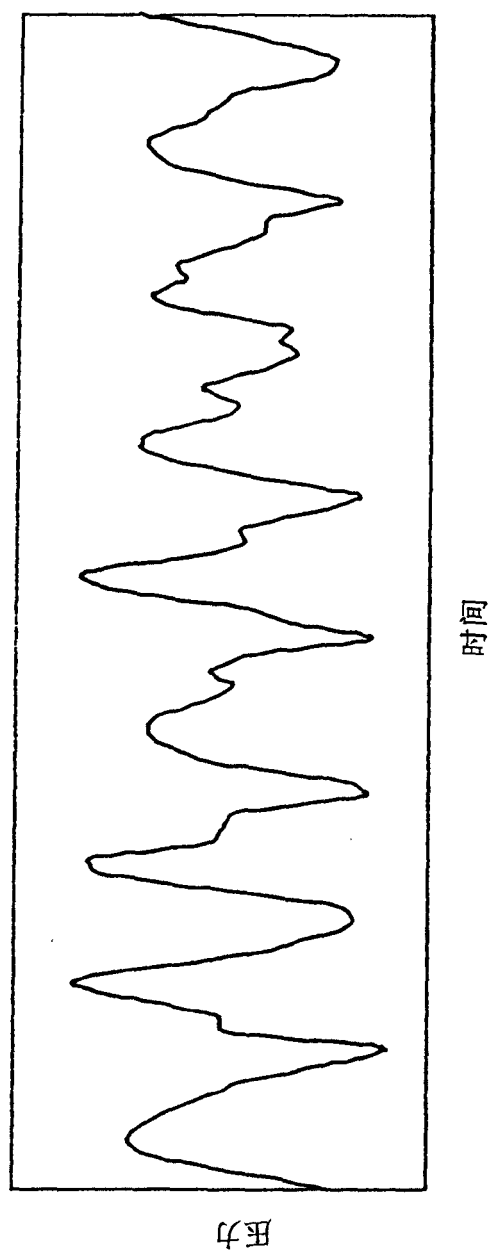


图 11

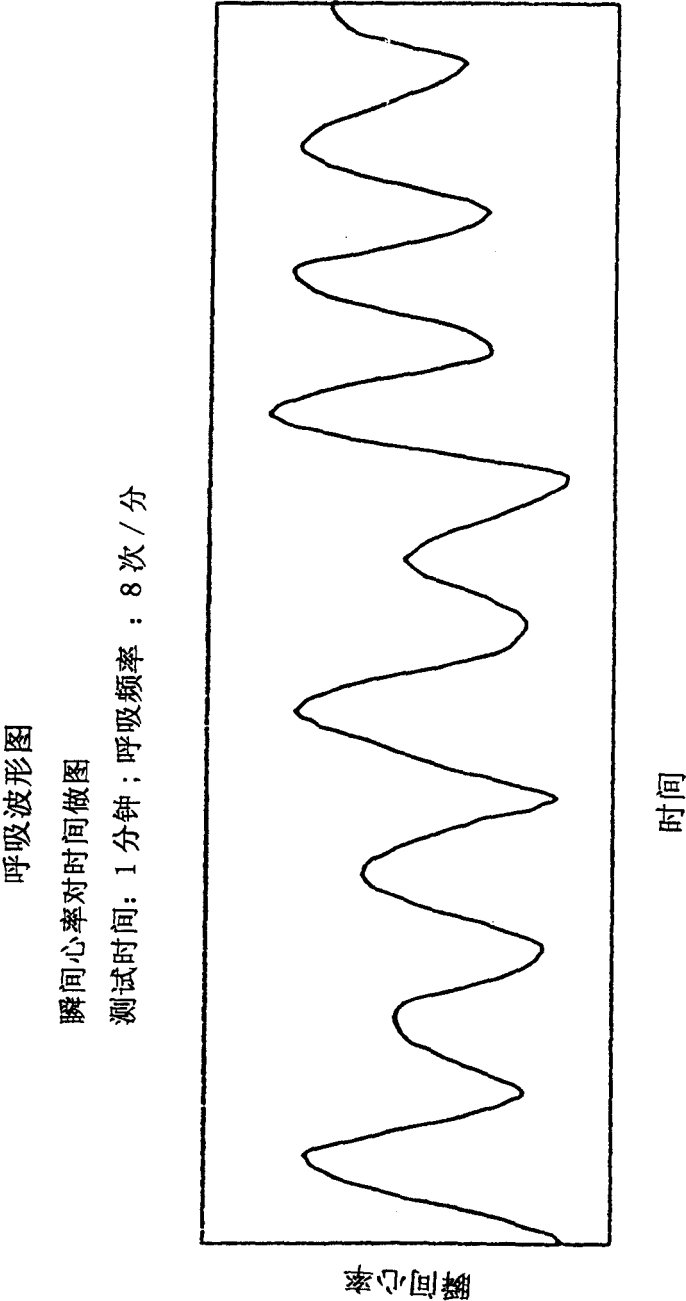


图 12

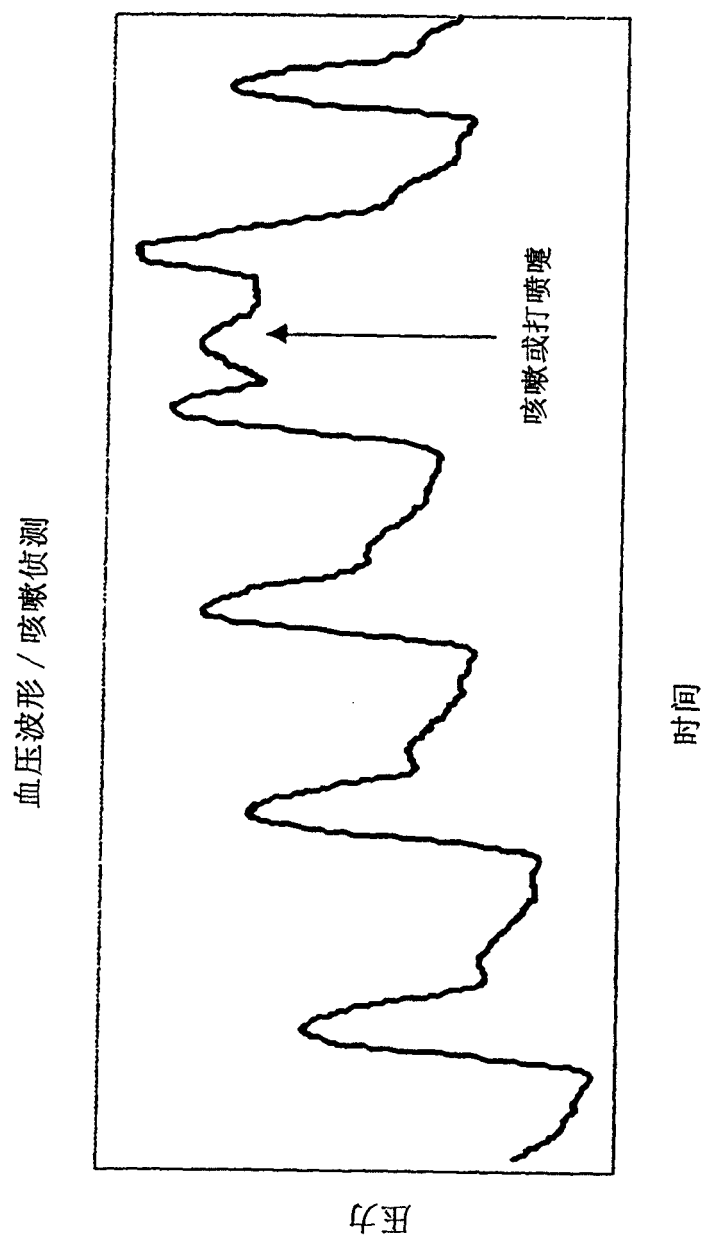


图 13

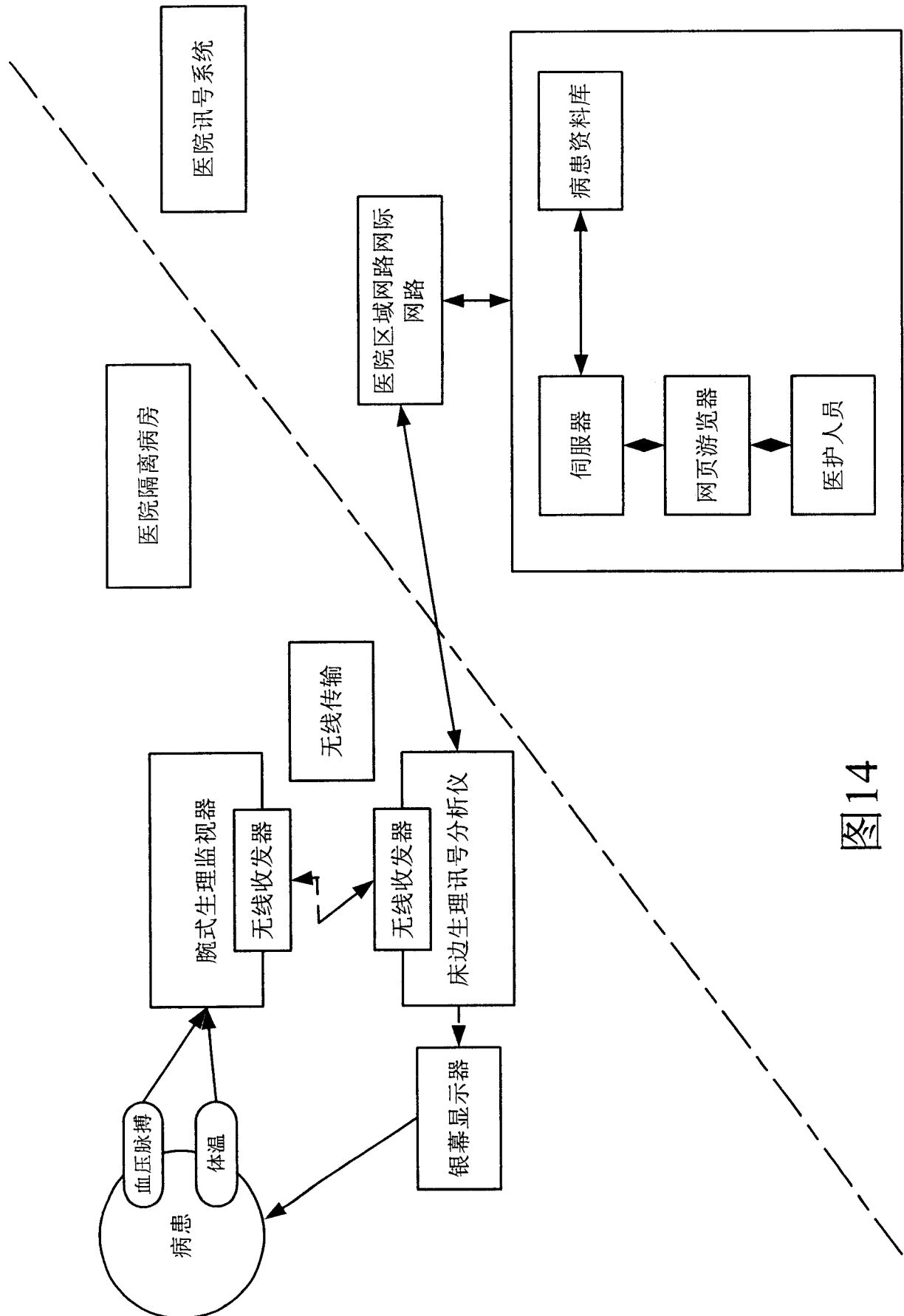


图14

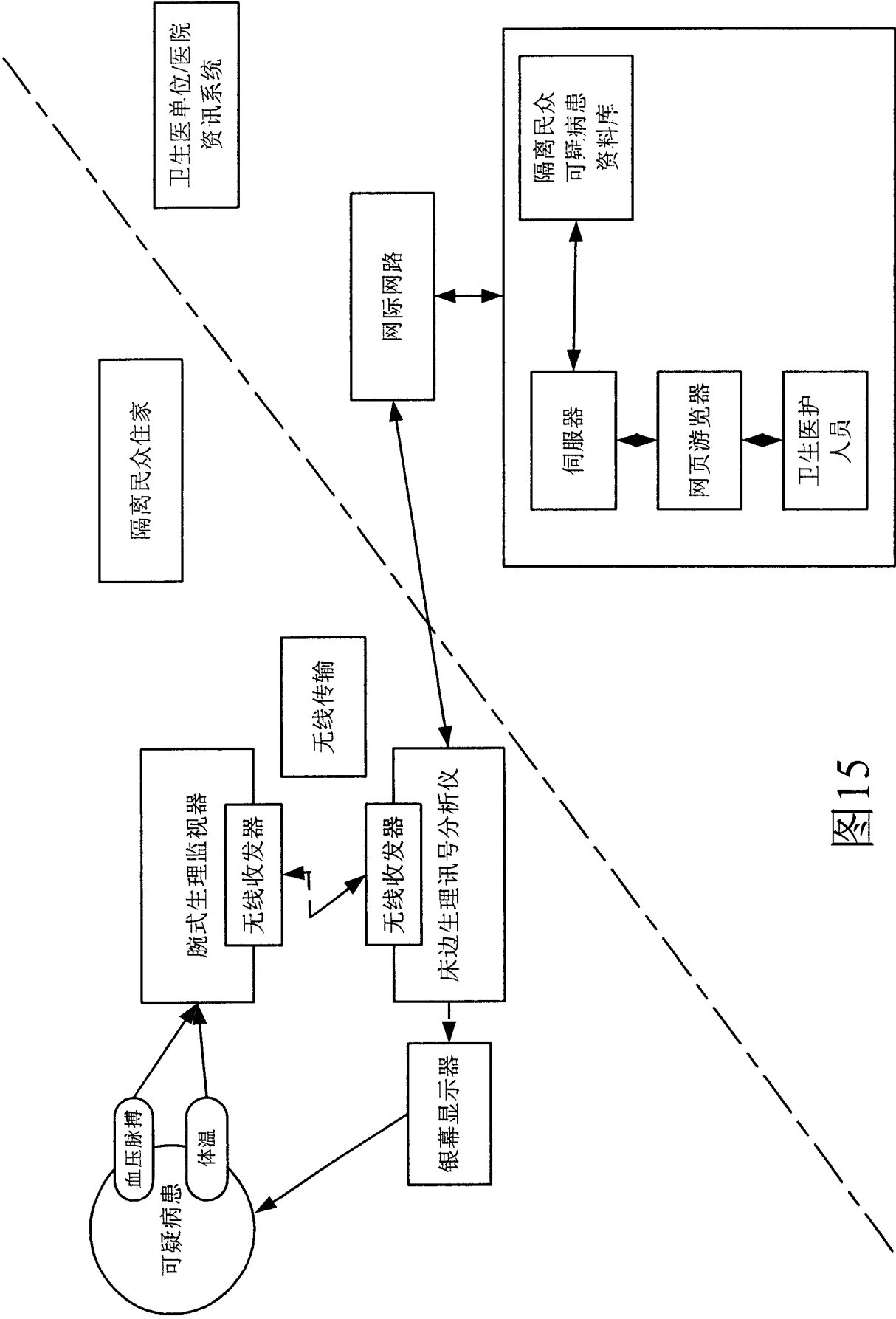


图15

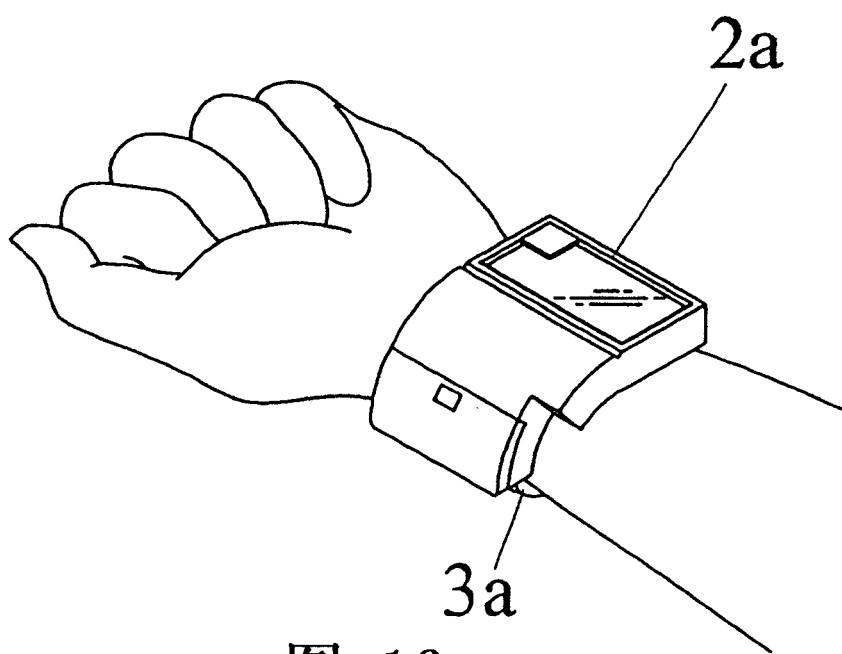
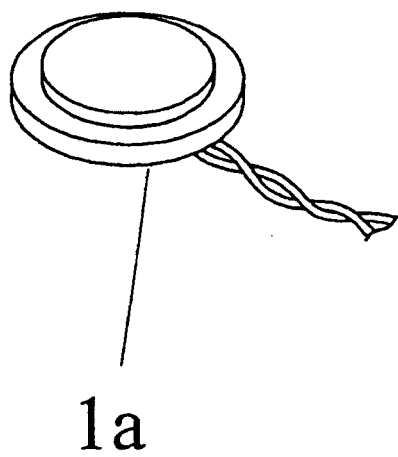


图 16

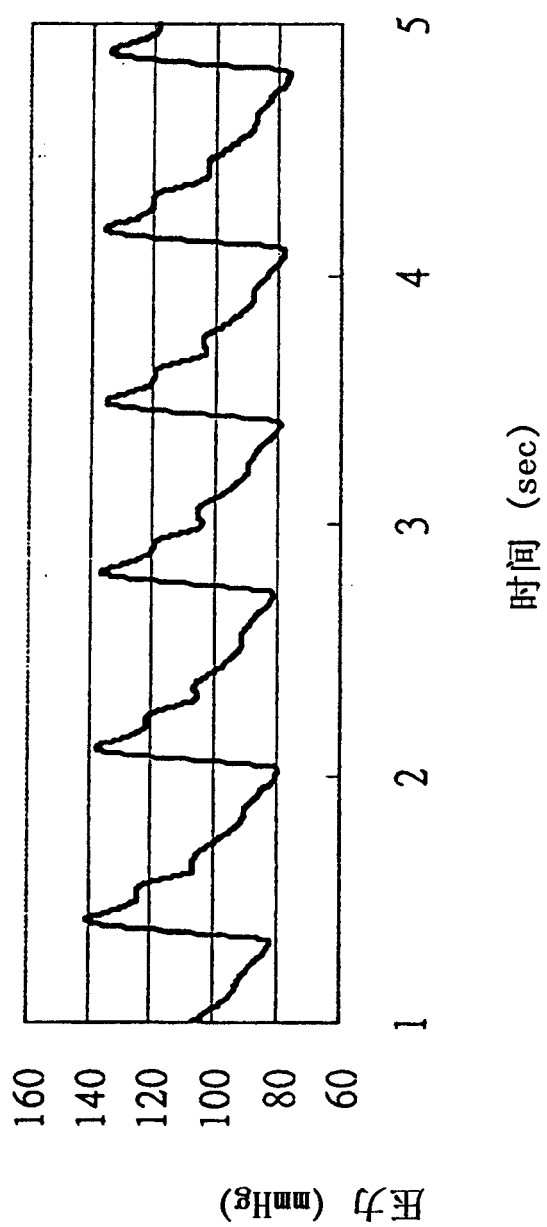


图 17

受测者 A 的手桡动脉血压波形

测试时间: 5seconds

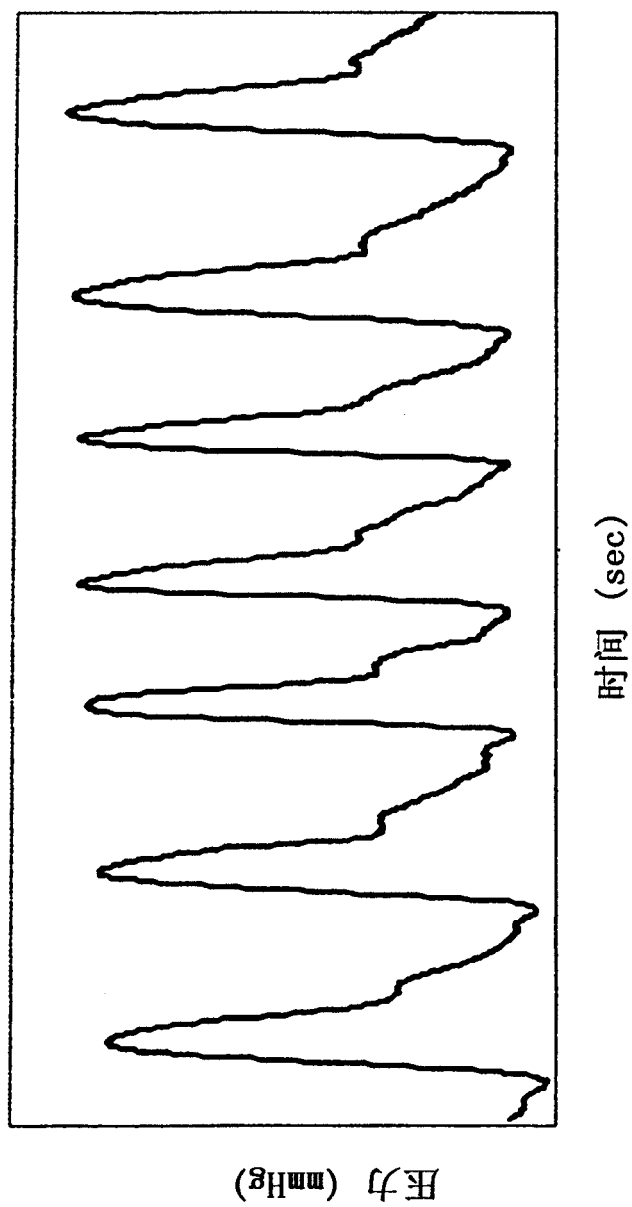


图 18-1

受测者 B 的手挠动脉血压波形
测试时间: 5 seconds

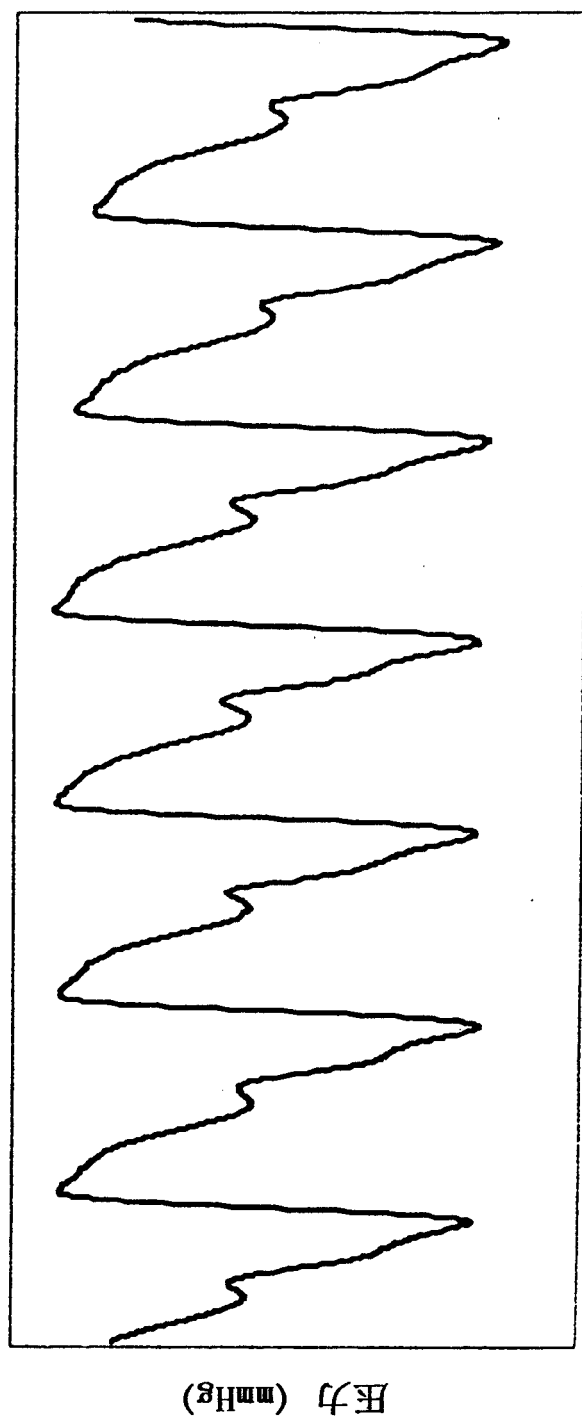


图 18-2

受测者 C 的手挠动脉血压波形

测试时间: 5 seconds

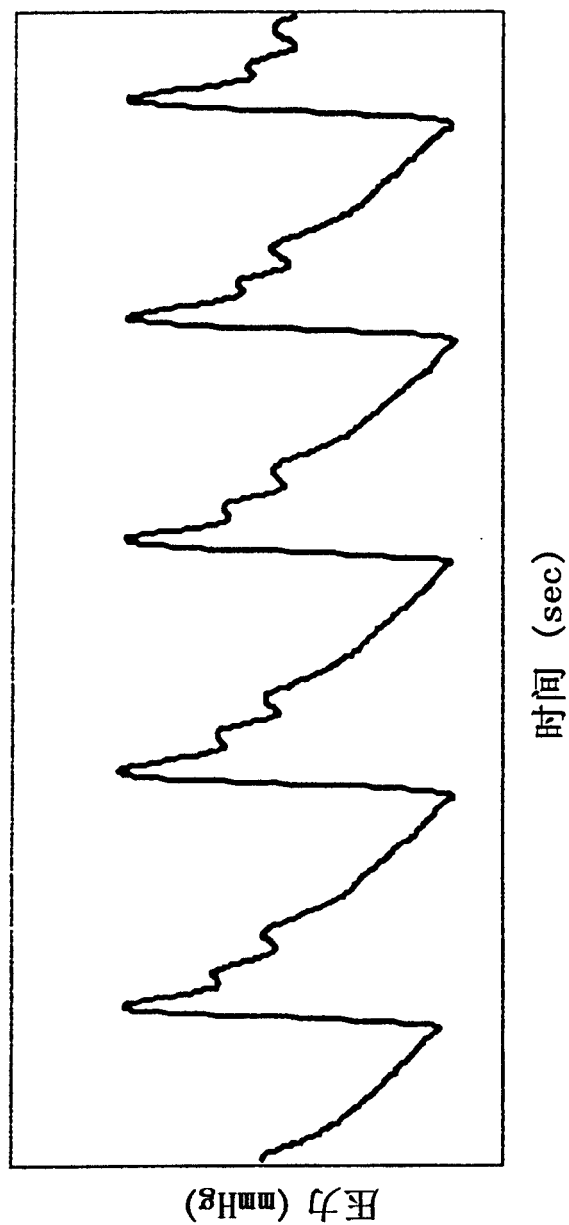


图 19

不明身份受测者的手桡动脉血压波形

测试时间 : 5seconds

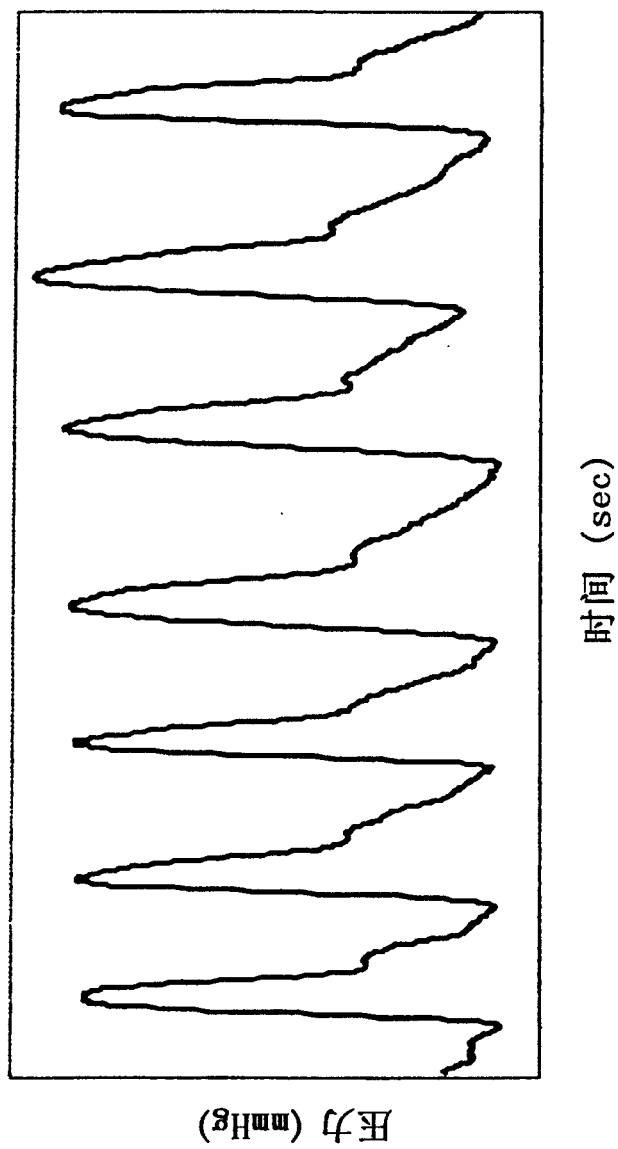


图 20

专利名称(译)	非侵入性桡动脉血压波型量测系统及其应用		
公开(公告)号	CN1903117A	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	CN200510085396.5	申请日	2005-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	孙德铨		
申请(专利权)人(译)	孙德铨		
当前申请(专利权)人(译)	孙德铨		
[标]发明人	孙德铨		
发明人	孙德铨		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种非侵入式手腕桡动脉血压波型的量测仪器系统及其应用，该系统除了可用以监测人体的血压，心率变异性，及自律神经功能外，亦可用于个人身份辨识，人体呼吸波型及频率监测，病患咳嗽及喷嚏监测，及可用于传染病患，医院隔离及居家隔离的生理讯号撷取及病情监控。

