

[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 200610007174.6

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01)

[43] 公开日 2007年8月1日

[11] 公开号 CN 101006915A

[22] 申请日 2006.1.26
[21] 申请号 200610007174.6
[71] 申请人 香港中文大学
地址 香港沙田
[72] 发明人 张元亭 滕晓菲

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 魏 军

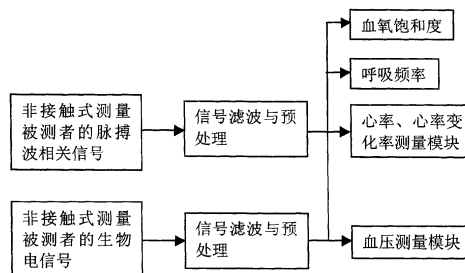
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 8 页

[54] 发明名称

非接触式关键生理参数测量方法

[57] 摘要

本发明涉及非接触式关键生理参数的测量，如血压、血压变化率、心电图、血氧饱和度、呼吸频率、心率和心率变化率等。利用该方法进行生理参数测量时传感器或探头无需与人体直接接触，即可获得容积描记信号和生物电信号，并通过对上述信号的分析得到关键生理参数。采用该方法的装置适用范围较传统的接触式测量更为广泛，可应用在特殊环境下，如流动救护或野外救护等中，也可集成在日常生活辅助设施中，如浴缸、床和座椅上。该装置操作简单，易于使用，并且在生理参数测量时不会干扰使用者的活动亦无须使用者的主动介入，可为使用者提供安全且经济实用的无损式生理参数的实时连续监测。



1. 一种非接触式关键生理参数测量方法，包括：
 - (a) 通过非接触方式测量被测者的脉搏波相关信号；
 - (b) 通过非接触方式测量被测者的生物电信号；
 - (c) 根据所测量到的信号计算关键生理参数。
2. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，非接触是指非直接电接触或非机械接触。
3. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，脉搏波相关信号可以但不局限于通过非接触式容积描记法得到。
4. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，生物电信号可以但不局限于通过高输入阻抗电路、低阻抗充电放大器或耦合电极得到。
5. 如权利要求 3 和 4 所述的系统，其特征在于，获取脉搏波相关信号和生物电信号的传感器可以集成为一体。
6. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，其可计算的关键生理参数包括血压、血压变化率、心率、心率变化率、血氧饱和度和呼吸频率等。
7. 如权利要求 5 和 6 所述的系统，其特征在于，关键生理参数：血压、血压变化率、心率、心率变化率、血氧饱和度和呼吸频率等的测量可通过一个集成传感器以非接触方式得到。
8. 如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，生物电信号是指由非接触方式测量到的心电信号。
9. 如权利要求 5 所述的系统，其特征在于，心率、心率变化率和呼吸频率是通过双信号，即脉搏波相关信号和心电信号两个信号得到。
10. 如权利要求 5 所述的系统，其特征在于，血氧饱和度可通过脉搏波相关信号得到。

11. 如权利要求 5 所述的系统，其特征在于，血压测量是通过脉搏波相关信息获得的。
12. 如权利要求 11 所述的系统，其特征在于，脉搏波相关信息为脉搏波传输时间，它是通过与被测者的脉搏波相关信号上的第一参考点和被测者的生物电信号上的第二参考点之间在同一心动周期内的时间间隔来确定的。
13. 如权利要求 11 所述的系统，其特征在于，脉搏波相关信息为脉搏波特征变量，它是仅通过与被测者的脉搏波相关的信号来确定的。
14. 如权利要求 12 所述的系统，其特征在于，所述第一参考点选自容积描记信号波形的顶点、中间点和底点之一。
15. 根据权利要求 12 所述的系统，其特征在于，所述生物电信号上的第二参考点为心电信号中的 R 型波的顶点。
16. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于，脉搏波特征变量是指时域上脉搏波上升沿或下降沿时间，或所定义时间参量的比值以及在频域上所提取的特征值。
17. 如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，该方法可以集成在日常生活辅助设施中，如浴缸，床和座椅等，提供特殊环境下的生理参数监测。
18. 如权利要求 17 所述的系统，其特征在于，集成于生活辅助设施中测量信号的传感器位置是可调节的。

非接触式关键生理参数测量方法

发明领域

本发明涉及多个生理参数的监测，特别涉及多个关键生理参数的实时非接触式连续监测。

背景技术

生理参数的监测，尤其是对反映心血管系统机能的关键生理参数变化的监测可为使用者提供及时的信息反馈，以便了解其健康情况。对中老年人而言，心脑血管疾病是对健康造成最大威胁的疾病之一。美国心脏协会的统计数据显示，每年全球有 16,600,000 人死于心血管疾病，它已经成为危害人类健康的头号杀手。在中国，目前因心脑血管疾病而导致的死亡率占人口总死亡率的 34.5%，预计到 2040 年每年将有 9,500,000 人死于心脑血管疾病，约占 35-74 岁人口总死亡人数的一半。

反映心血管系统机能的生理参数通常包括，心率、血压、血氧饱和度和呼吸频率等。通过对这些生理参数进行日常监测，可以使人们早发现、早治疗可能导致严重后果的心血管疾病。这些生理参数的测量通常要通过不同的仪器或装置来完成，而且绝大多数测量装置都需要与人体直接接触。在某些特殊情况下，生理参数的测量希望可以通过非接触方式来实现。而且，非接触式测量也可大大拓宽生理参数测量的应用领域和范围，方便特殊群体，如车辆驾驶员，长期伏案工作者以及需要长途乘坐飞机的乘客的需要。

目前，一些关键生理参数的测量已可以通过非接触的方式来实现。如美国专利 4,958,638 公开了一种非接触式关键生理参数测量装置。它无需使用任何电极或传感器与身体直接接触，而是将调频电磁波打到人体上，从而同步测得心率和呼吸。该方法的原理在于，利用电磁波进行的非接触式生理参数测量对由呼吸和心脏活动所产生的运动非常敏感。呼吸与心跳可以使从人体反射回来的电磁波的相位发生改变，而该相位改变是可测量的。也就是说，该调频信号的反射信号中包含了表征人体表面如何运动的相位信息，而心率和呼吸频率的估计正是利用该相位信息而得到的。与传统的利用超声波或光学方法进行的测量相比，利用电磁波的测量具有信号在空气中损耗小，微波级带宽信号的穿透率好等特点。容积描计法(plethysmography)，特别是光电容积描计法(photoplethysmography)的非接触式应用近年来得到人们的广泛关注。它通过发光二极管和光电监测器记录对应于心脏每搏的末端血容积变化情况。由于该信号与心脏的每搏同步且隐含了呼吸的信息，它不仅可应用于非接触式心率测量，更可应用于非接触式呼吸频率测量。

除了心率和呼吸频率的非接触式测量，非接触式心电信号的测量方法近年来也被提出。传统的心电图测量需要将传导电极固定在使用者身体上裸露的皮肤表面。该电极的输入阻抗一般为 10^6 或者 10^7 欧姆并且需要向身体表面导入电流。尽管该阻抗很大，但仍然不能破坏掉人体体表的电势。采用该方法的测量很难应用于患有新生婴儿猝死症 (Sudden infant death syndrome) 的婴儿以及烧伤病人，因为很难在他们身上固定电极来测量信号。而且，传导电极的金属表面限制了它们在潮湿环境下的应用，因为高质量的信号只有在良好电接触的条件下才可以得到。为了解决上述问题，人们提出将 SQUID 磁力计用于人体传感。SQUID 磁力计可以实现非接触式心电信号测量，但是该技术只适用于低温环境，并且价钱昂贵。在实际

应用中，低阻抗的充电放大器 [1]、超低噪声，超高输入阻抗（频率为 1 赫兹时，阻抗为 10^{15} 欧姆）传感器 [2]和电耦合电极[3]被提出来。这些技术的出现，使得非接触式心电信号的测量成为可能。

在所有关键生理参数的测量中，目前只有血压的非接触是测量还不能实现。

传统的脉搏血压测量法需要使用可充放气的袖带。该方法可以通过两种不同的技术来实现，一种是听诊法，一种是振荡法。听诊法的原理在于收集柯氏音。测量上肢血压时，将袖带内的气体先行驱尽，然后将袖带平整无褶地缠于上臂，摸清肱动脉的搏动，置听诊器的胸件于该处，打开水银柱开关，当通过握有活阀的气球向袖带充气时，水银柱或表针随即移动，当水银柱上升至默认值时，即停止充气，然后，微微开启气球活阀慢慢放气，水银柱则慢慢下降，如果听到肱动脉的第一音响，所示刻度即为收缩期血压，简称收缩压；当水银柱下降到音响突然变弱或听不到时，刻度指示为舒张期血压，简称舒张压。但是，该方法只能确定收缩压和舒张压，并且不适用于某些第 5 柯氏音较弱甚至听不到的患者。

振荡法可以弥补听诊法的上述不足，对于柯氏音较弱的病人也可测量到血压。使用时将袖带平整无褶地缠于上臂，对袖带进行充放气。通过测量在膨胀的袖带中压力的振荡幅度来确定血压值，压力的振荡是由动脉血管的收缩和扩张所引起的。收缩压、平均压和舒张压的数值可以从该袖带缓慢放气时监测该袖带中的压力而获得。平均压对应于该包络峰值时刻在该袖带的衰减装置中的压力。收缩压通常被估计为在该包络峰值之前对应于该包络的幅度等于该峰值幅度的一个比例

的时刻处该袖带的衰减装置中的压力。舒张压通常被估计为在该包络的峰值之后对应于该包络的幅度等于该峰值幅度的一个比例的时刻处该袖带的衰减装置中的压力。使用不同的比例值会影响到血压测量的准确度。

目前市场上的大部分产品都采用听诊法或振荡法测量血压。其测量频率受到舒适地对该袖带进行充放气所需要的时间的限制。通常，一次完整的血压测量需要 1 分钟左右。此外，袖带尺寸的大小对血压的测量结果也会造成影响。由于这两种方法都需要对袖带进行充放气，因此难以进行频繁测量及连续测量，更不要说实现非接触式测量。

基于脉搏波传输时间的血压测量法根据动脉血压与脉搏波传输速度之间的关系来确定血压。当血压上升时，血管扩张，脉搏波传输速度加快，反之，脉搏波传输速度减慢。该方法的基本原理可参见[4, 5]，这两篇参考文献因此被引入本文以作为参考。在使用基于该方法的血压计测量血压之前，先要用标准血压计对其进行校准，即找到上臂血压与脉搏波传输时间之间的关系。然后在测量过程中再利用校准过程中所确定的关系计算出实际血压值。血压测量的其它相关内容，可参考如下文献 [6, 7]，这些文献同时被引入本文以作为参考。

从前述综述中可知，目前并没有一种装置可以对多个关键生理参数进行非干扰的非接触式连续监测，尤其是血压的测量。本发明正是为实现该目的而提出了利用脉搏波相关信息来实现非接触式血压测量，该方法并可同时提供连续心电图，心率，心率变化率和呼吸频率等关键生理参数。由于本发明中生理参数的测量采用非接触式，而非采用传统的电极或袖带接触式，所以使用者可在日常生活的不同环境下实现完全无干扰的测量，从

而弥补了上述所有装置或技术的不足。对于本身有心血管疾病的司机、长期伏案工作者和需要乘坐飞机长途旅行的乘客，该技术更显示出它的优势。

发明内容

本发明是针对现有技术中存在的上述问题而做出的。其目的是提供一种可对关键生理参数进行无干扰测量的系统。

为了实现上述目的，本发明提出了非接触式测量，包括对血压、血压变化率、心率、心率变化率、血氧饱和度和呼吸频率等的测量。因为非接触式测量系统可以集成在生活辅助设施中，因此在日常使用中，无需干预该监测装置即可实时连续地获得上述生理参数的数值，同时也不会干扰使用者的日常活动。

该方法包括 3 个主要步骤：(a) 通过非接触方式测量被测者的脉搏波相关信号；(b) 通过非接触方式测量被测者的生物电信号；(c) 根据所测量到的信号计算关键生理参数，包括血压、血压变化率、心率、心率变化率、血氧饱和度和呼吸频率等。此发明中，脉搏波相关信号可以但不局限于通过非接触式容积描记法得到；而生物电信号可以但不局限于通过高输入阻抗电路、低阻抗充电放大器或耦合电极得到。获取脉搏波相关信号和生物电信号的传感器可以集成为一体，从而使得上述生理参数的测量可以通过一个集成传感器得到。这里，生物电信号是指由非接触方式测量到的心电信号。通过非接触方式获得的信号首先要对其进行自适应滤波，之后才可用于生理参数的计算。

心率、心率变化率和呼吸频率可通过脉搏波相关信号和生物电信号以双信号方式计算得到；血氧饱和度可通过脉搏波相关信号得到；而血压测量是通过脉搏波相关信息获得的。心率和心率变化率的测量可分别通过计算一系列容积描记信号波形顶点之间的时间间隔或者是一列心电信号 R 型波顶点之间的时间间隔来实现；呼吸频率的测量可以分别通过对心电信号或容积描记信号在一定频带内进行滤波而得到的；血氧饱和度的测量可利用脉冲血氧仪的原理实现。对心率、心率变化率和呼吸频率采用双信号测量模式，可以在一定程度上减少运动噪声对测量准确性的影响。

脉搏波相关信息为脉搏波传输时间，它是通过与被测者的脉搏波相关的信号上的第一参考点和同时测得的生物电信号上的第二参考点之间在同一心动周期内的时间间隔来确定的。所述第一参考点选自容积描记信号波形的顶点、中间点和底点之一。所述生物电信号上的第二参考点为心电信号中的 R 型波上的顶点。或者，脉搏波相关信息为脉搏波特征变量，它是仅通过与被测者的脉搏波相关的信号来确定的。脉搏波特征变量是指脉搏波上升沿或下降沿时间，或所定义时间参量的比值以及在频域上所提取的特征值。采用上述两种方法的血压测量需要进行个人化校准，校准公式为预先所确定的。本发明中所述的系统，可以集成在日常生活辅助设施中，如浴缸，床和座椅等，提供特殊环境下的无干扰的生理参数监测。传感器在上述设施中的位置式可调节的，以适合不同对象得到最优的信号。

与以前的装置不同，该系统除了可以以非接触方式实现心率、心率变化率和呼吸频率的测量，还可以非接触方式测量血压、血压变化率、血氧饱和度等。本发明的有益效果在于，由于所使用的传感器体积小、易于操作，因此，该系统可以有机地结合在不同的日常生活设施中（如椅子、

汽车座椅、衣服、床、鞋), 无需其他人的帮助即可辅助不同环境下的监测要求, 同时不会对使用者有任何限制。

附图说明

下面将结合附图对本发明的具体实施方案进行详细说明。通过这些说明, 本发明的上述目的、优点及特征将变得更加清楚。在以下的附图中:

图 1 是本发明设计思想的整体结构示意图;

图 2 是非接触式测量所得到的信号与接触式测量所得到的信号的比较;

图 3 是各种信号在被测者身体记录位置的示意图;

图 4 是本发明在普通座椅上及汽车中的座椅上实现的示意图;

图 5 是本发明在床上实现的示意图;

图 6 是非接触式电极的示意图;

图 7 是非接触式电势传感器的示意图;

图 8 是确定脉搏波传输时间的示意图;

图 9 是容积描记信号的特征变量在时域上的说明;

图 10 是同步测量到的两列容积描记信号的说明以及呼吸信号的说明。

具体实施方案

本发明所述的设计思想可以集成在不同的生活辅助设施中为使用者提供生理参数信息的及时反馈, 尤其适用于需要对生理参数进行日常监测或在特殊情况下需要监测的人群。相关生理参数信息可以通过

其他外部终端以有线或无线的方式传达给使用者。在有需要的情况下，也可以传送给远程终端或进行报警。以下将参考图 1 至图 10 对根据本发明实施方案所述的方法进行具体说明。

首先图 1 给出了本发明的整体设计思想。本发明的关键在于非接触式地获取生理信号，主要包括生物电信号和脉搏波信号。与接触式信号采集不同，以非接触方式获得的信号在波形上会与接触式有一些不同，这主要取决于具体所采用的非接触式测量方法以及传感器与信号采集部位之间的距离。图 2 为接触式和非接触方式所采集的信号的对比如图 2 所示。从中可以看出用光电容积描记法所采集的脉搏波信号基本保持了其原有的波形，尤其是其顶点的位置；而该信号的底点位置却有一定程度的漂移。利用超高阻抗输入方式所采集的心电信号与用传统的接触式电极所采集的信号相比，噪声较大，而且该噪声的程度取决于非接触式传感器与身体的距离。在非接触方式采集的心电信号中，R 型波的位置仍然清晰可见，而它是许多生理参数计算中的一个最重要的特征点。

在信号采集之后，原始信号要经过滤波与预处理，尤其是非接触式得到的信号通常较弱，而且取决于不同的应用条件，可能在一定程度上受到运动噪声的干扰。如图 2 所看到，非接触式采集的信号噪声较大，在某些情况下甚至可能出现信号失真。因此，利用原始信号进行生理参数计算前，对其进行滤波、放大等预处理就显得尤为重要。

图 3 用于说明各种信号在被测者身体记录的位置。如图 3 所示，位置 301 和位置 302 分别代表被测者的背部的位置及左手手指位置，用于非接触式记录被测者的心电信号和末梢动脉的光电容积描记信

号。当然，心电信号也可以从胸部或指端测得，而光电容积描记信号也可以从手腕处或身体其它部位测得。

图 4 是本发明在普通座椅上及汽车中的座椅上实现的示意图。如图所示：心电信号的测量是通过内嵌于椅背上的前置放大电极和置于座位上的传导金属板来实现的。获取心电信号时，使用者只需将背部接近或靠在椅背上，心电信号就可以透过衣服测量到。测量心电信号的传感器在椅子上的位置是可以调节的，以适应不同使用者获得最佳的信号质量。在不同的应用情境下，获取光电容积描记信号的传感器可以放置于不同的位置。例如在驾驶座位上，传感器可以内嵌于方向盘上，而在一般的座椅上，传感器可以内嵌于座椅扶手上。置于座椅扶手上的传感器位置也是可调节的。通过对这两个信号进行分析和分析，就可以得到我们感兴趣的生理参数，如心率、心率变化率、呼吸频率、血氧饱和度和血压等数值。上述参数的具体计算过程将在下面详细介绍。

图 5 是本发明在床上实现的示意图。此时，心电信号可以分别从手上和脚上得到。其中，脚上位置的传感器可以置于床尾上，并且其位置是可调节的。获取光电容积描记信号的传感器可以与一个获取心电信号的电极集成在一个传感器装置上，至于手腕处或手指处。

非接触式心电信号的测量有几种不同的方式。如图 6 所示，其中一种方法是通过利用低阻抗的充电放大器。通过选取合适的参数，可以使运算放大器的输入端和输出端电容为最小。如图所示，由于源电容值小于 1pF ，所以在该电路中采用一个低阻抗充电放大器。这种低阻抗的配置，使得负反馈回路可以去除放大器的共模输入阻抗和差模输入阻抗。这与高

阻抗配置的情形不同，因为在这种情况下，共模阻抗并不能去除。另外，尽管正反馈在高阻抗配置中可以使输入阻抗为零，但是整个系统的稳定性却受到破坏。而图 6 中的放大器在负反馈配置中是无条件稳定。运算放大器 OPA129 的输入偏流是 30fA，电流噪声是 $0.1\text{fA}/\text{Hz}^{1/2}$ 。因此该运算放大器从输入端到输出端的电容被最小化了。0.35pF 反馈电容并不是一个实际的元件，而是一个与 500Gohm 反馈电阻相关联的电容。该反馈回路的截止频率是 0.9Hz。当该电极与身体的距离为 0.5cm 时，该充电放大器的增益为 2。系统在 1Hz 和 10Hz 时的输出噪声分别是 $70\ \mu\text{F}/\text{Hz}^{1/2}$ 和 $9.4\ \mu\text{F}/\text{Hz}^{1/2}$ ，这里主要的噪声源是 500Gohm 电阻的热噪声。理想情况是去掉反馈电阻，但这时必须注意防止放大器饱和。为了最小化输出端的噪声，在这个电极上可以应用一个 5 到 35Hz 的带通滤波器。

非接触式生物电势信号测量的另一种方法是利用超低噪声，超高输入阻抗（频率为 1 赫兹时，阻抗为 10^{15} 欧姆）传感器，如图 7 所示。超高阻抗的优点在于，身体本身电信号的衰减可忽略不计。该配置具有高达 10^{15} 欧姆的输入阻抗，在最优耦合条件下，1Hz 的最低噪声为 $70\ \mu\text{F}/\text{Hz}^{1/2}$ 。由于该配置对身体产生可忽略不计的并行负荷，因此它可以在远离身体达 1m 的情况下测到信号。

非接触式生物电势信号测量的另一种方法是利用电耦合电极。其基本思想是人体本身和测量使用的电极可以组成一个电容。反映皮肤表层上电势信号变化的心电信号可以通过放大器传给一个电容器。通常情况下，该电容器的电容值非常小，所以放大器的输入阻抗要非常大。因此电压输出跟随器的输入阻抗要远远小于所使用电极的阻抗以便得到较高的增益。

参考图 8 对脉搏波传输时间的检测进行简要说明。脉搏波传输时间可用于非接触式血压测量。在图 8 所示的本发明的实施方案中，脉搏波传输时间可根据被测者的心电信号和光电容积描记信号而得到。在图 8 中，时间 801 和时间 802 分别代表心电信号和光电容积描记信号的特征点在时间轴上的位置。心电信号的特征点在本发明的实施方案中可以优选为心电信号上 R 型波的顶点。光电容积描记信号的特征点在本发明的实施方案中可以是光电容积描记信号波形的顶点、底点及中间点。时间 T803 为时间 801 与时间 802 之间的时间间隔，该时间间隔即为脉搏波传输时间。

本领域的普通技术人员应该明白，对脉搏波传输时间的测量可以采用多种方法而不仅限于上述内容。例如光电容积描记信号也可以用电阻抗信号或心音信号替代，在这些信号上取适当的参考点，然后通过计算该参考点与心电信号中的参考点在时间轴上的时间间隔就可以确定出脉搏波传输时间。

非接触式血压测量可通过以下三种方式实现：

实施例一

利用脉搏波传输时间来计算血压。许多文献和专利中都介绍过利用脉搏波传输时间的理论来计算血压的方法。脉搏波传输时间是指脉搏沿同一个动脉传输时到达两个不同点之间的时间差。该时延被证明与血压有一定的关系，它会随血压的升高而减小。因此，通过利用标准血压仪，对脉搏波传输时间与血压之间的关系进行校准，即找到脉搏波传输时间与血压之间的关系。之后，就可利用该时间估计血压值。其具体计算方法可参见美国专利 4,869,262 和 5,649,543 等，这里不再赘述。

实施例二

利用与脉搏波相关的其它特征量，如光电容积描记信号本身的特征值来估计血压。在这种情况下，无需利用生物电信号，即可实现非接触式连续动脉血压测量。图9给出了一些光电容积描记信号特征值的定义。由于本申请的重点在于非接触式生理参数的测量，因此这里不再对该方法作详细说明，其相关信息可通过附录中的参考文献 [8-11] 获得。

实施例三

计算血压的另一种方法是，利用上臂血压的波形对光电容积描记信号波形进行校正。从而只利用一列波形，即一个传感器来获得血压的信息。已经发表的文献指出，桡动脉血压波形与由手指处得到的光电容积描记信号的波形之间存在着一定的关系，可参见文献 [12, 13]，该关系可以用一个传递函数来表示。通过利用一个可以从手腕处进行连续血压测量的装置得到桡动脉血压波形，并与光电容积描记信号波形相比较，可以得到该传递函数，完成校准步骤。需要指出的是，该校准过程是对象依赖的。因此使用前，要对每个使用者进行分别校准。其具体计算方法可参见美国专利 6,616,613。

下面结合图9来说明本发明中其他各生理参数测量的原理。本发明中，心率、心率变化率、呼吸频率和血氧饱和度的测量都可以利用光电容积描记法实现。同时，心率、心率变化率和呼吸频率也可以通过心电图得到。光电容积描记法使用简便、安全，而且长时间使用也不会造成使用者的不适。其检测信号的装置通常包括一个传感器单元，它有一个发光装置，如光敏晶体管，把光射入到测量位置的表面，如手指，耳垂或前额，和一个

接收光装置，如光电检测器，检测从测量位置反射或透射的光。由于动脉搏动导致血管中血流量的变化，因此光的吸收、反射和散射也相应改变。因此，接收光装置检测到的光强也相应发生变化，该信号与心脏的搏动同步。该光强信号被转换成电信号后可进行进一步的处理和分析。

如图 10(a) 所示，通过计算光电容积描记信号相邻两个顶点或相邻两个底点之间的时间间隔 ($interval_i$) 即可计算出心率值。为了减小计算误差，我们可以采用多个时间间隔的平均 ($Ave_interval$) 来计算瞬时心率 (HR)，如公式 (1) 和 (2) 所示。通过该时间间隔亦可计算心率变化率，其为一定个数的时间间隔的标准方差。

$$Ave_interval = \frac{\sum_{i=1}^n interval_i}{n} \quad n = 10 \quad (1)$$

$$HR = \frac{1}{Ave_interval} \times 60 \quad (2)$$

同样的，通过计算心电图上相邻两个 R 型波的顶点之间的时间间隔 ($interval_i$) 也可计算出心率值，进而计算出心率变化率，即一定时间内心率方差与均值的比值。我们提出采用双信号模式计算心率和心率变化率，以保证在存在杂波的情况下，仍然可以准确地得到所需要的生理参数的数值。双信号模式是指利用光电容积描记信号和心电信号分别计算心率和心率变化率，如果二者的计算结果相差超过 5% 或 10%，即确认测量有效。

如图 10(b) 所示，光电容积描记信号中明显的还包括有呼吸的信息。健康成年人的呼吸频率在每分钟 10-20 次。利用光电容积描记信号提取呼吸频率的方法近年来在文献中被广泛讨论，如文献 [14, 15]。选取适当的滤波器进行低通滤波，即可得到呼吸波形，从而计算出呼吸频率。与心率计算相同，呼吸频率的计算我们同样地采取双信号模式确保计算的准确性。

由于血液中的两种主要吸光的物质，氧合血红蛋白和血红蛋白在红光范围和红外光范围对光的吸收程度不一样，因此通过利用两种波长的光即可确定动脉血氧饱和度。放置具有不同波长的光敏晶体管，即红光和红外光的两个光敏晶体管在同一测量位置，可同时得到两列光电容积描记信号。首先对这两列信号进行滤波和放大。然后将红光和红外光信号的直流和交流部分分开，再根据脉冲血氧仪的原理，我们就可以通过这两个信号得到动脉血氧饱和度。其具体电路实现可在”Design of Pulse Oximeters” by J G Webseter 中查到。图 10(a) 即为由不同波长的光得到的光电容积描记信号的交流部分的示意图。动脉血氧饱和度的计算可通过下式完成：

$$R = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (3)$$

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (4)$$

其中 AC_R 代表由红光得到的光电容积描记信号的交流部分， DC_R 代表由红光得到的光电容积描记信号的直流部分； AC_{IR} 代表由红外光得到的光电容积描记信号的交流部分， DC_{IR} 代表由红外光得到的光电容积描记信号的直流部分。通过求取它们之间的比值(3)，并利用经验公式(4)，可求得动脉血氧饱和度。

参考文献

- [1] W. J. Smith and J. R. LaCourse, Non-contact biopotential measurement from the human body using a low-impedance charge amplifier, Bioengineering Conference, 2004. Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast, pp.31-32, 17-18 April 2004.
- [2] C. J. Harland, T. D. Clark and R. J. Prance, Electric potential probes – new directions in the remote sensing of the human body, *Measurement Science and*

Technology, vol. 13, pp.163-169, 2002.

- [3] Yong Kyu Lim, Ko Keun Kim and Kwang Suk Park, "The electrically non-contacting ECG measurement in daily life," in *Proceedings of the International Ubiquitous-Healthcare Conference 2004*, Seoul, Korea, Oct. 2004.
- [4] J. C. Bramwell and A. V. Hill, "The Velocity of the Pulse Wave in Man", *Proceedings of the Royal Society*, London, pp. 298-306, 1922.
- [5] B. Gribbin, A. StEptoe, and P. Sleight, "Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change", *Psychophysiology*, vol. 13, no. 1, pp. 86-90, 1976.
- [6] Norman M. Kaplan, "Clinical Hypertension"; J Woo, "Nutrition and health issues in the general Hong Kong population", *HKMJ*, Vol 4, No 4, pp. 383-388, 1998.
- [7] "Non-invasive blood pressure", ANSI/AAMI, SP10, 1992.
- [8] US 4,418,700, Method and apparatus for measurement of heart-related parameters.
- [9] US 4,834,107, Heart-related parameters monitoring apparatus.
- [10] US 5,269,310 Method of measuring blood pressure with a plethysmograph.
- [11] US 6,616,613, Physiological signal monitoring system.
- [12] Modeling the relationship between peripheral blood pressure and blood volume pulses using linear and neural network system identification techniques, John Allen and Alan Murray, *Physiol. Meas.*, vol. 20, pp.287-300, 1999.
- [13] Noninvasive assessment of the digital volume pulse comparison with the peripheral pressure pulse, Sandrine C. Millasseau and Franck G. Guigui, et al., *Hypertension*, vol.36, pp.952-956, 2000.
- [14] Respiratory rhythm detection with photoplethysmographic methods, Dieter Barschdorff and Wei Zhang, *Proceedings of IEEE-EMBS*, pp. 912-913, 1994.
- [15] Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique, K. Nakajima, T. Tamura and H. Miike, *Med. Eng.*

Phys. Vol.18, No.5, pp. 365-372, 1996.

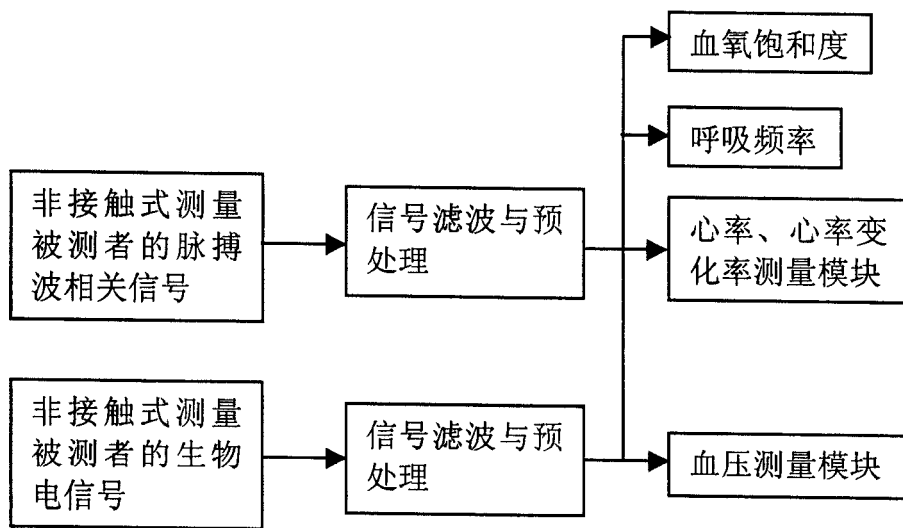


图 1

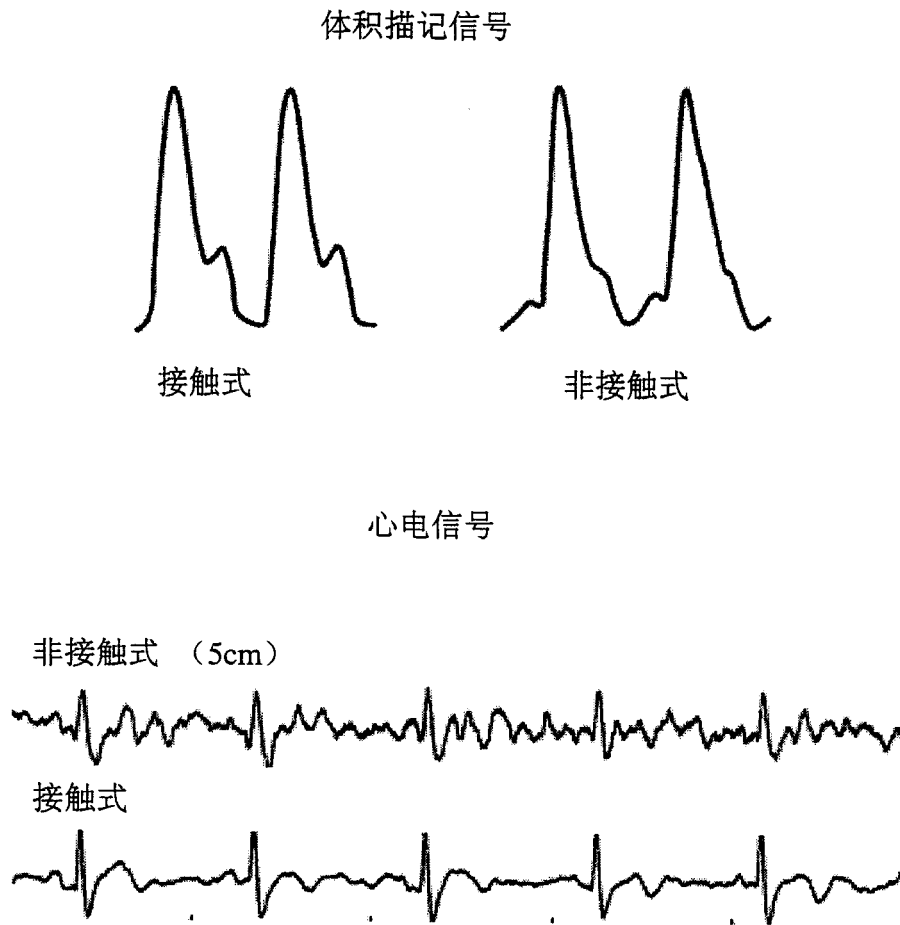


图 2

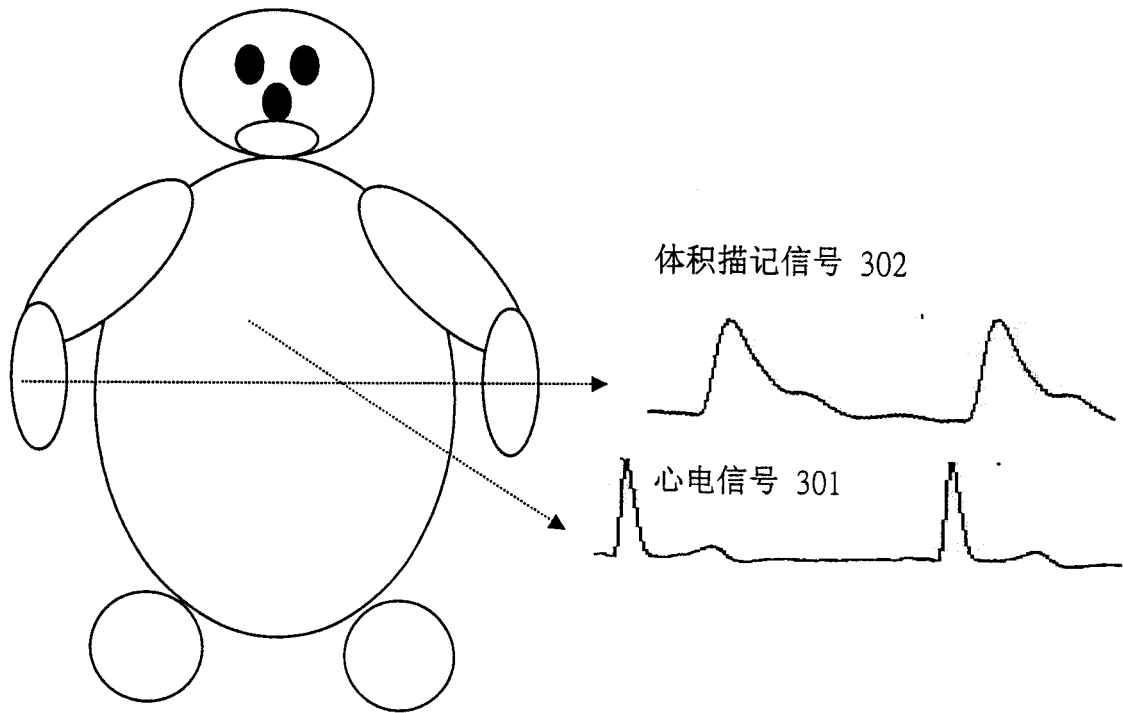


图 3

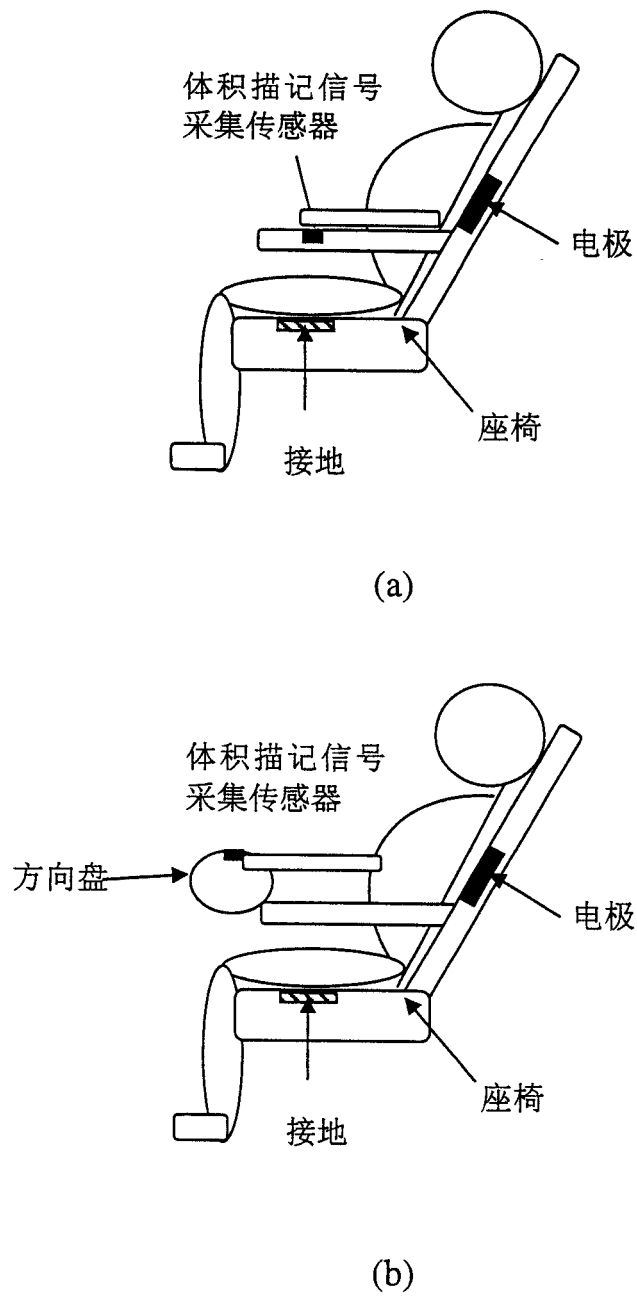


图 4

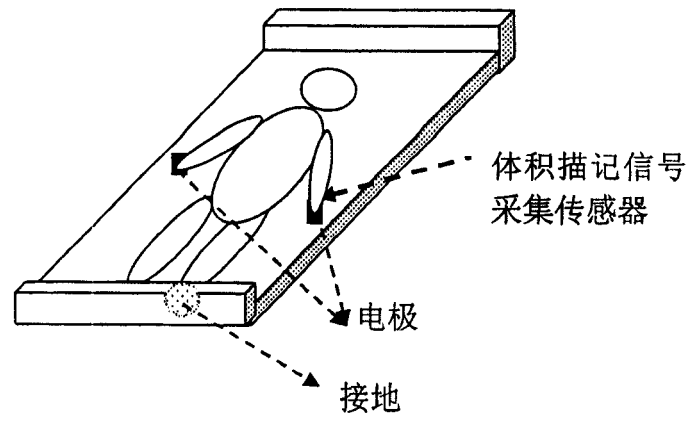


图 5

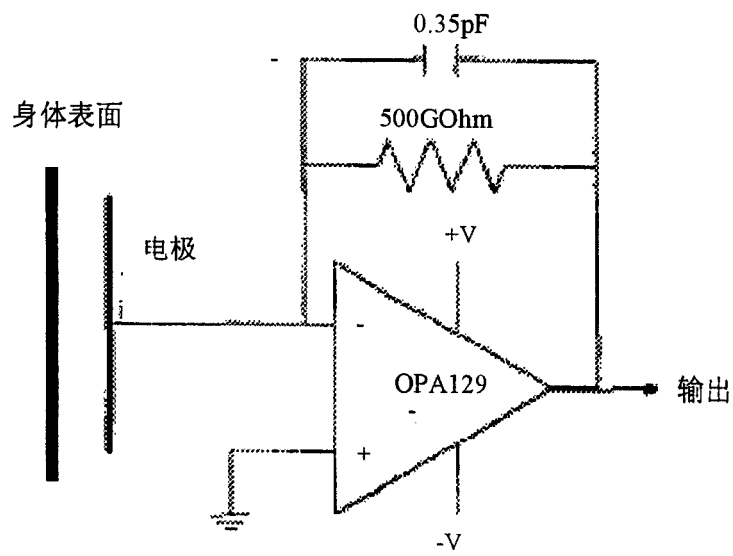


图 6

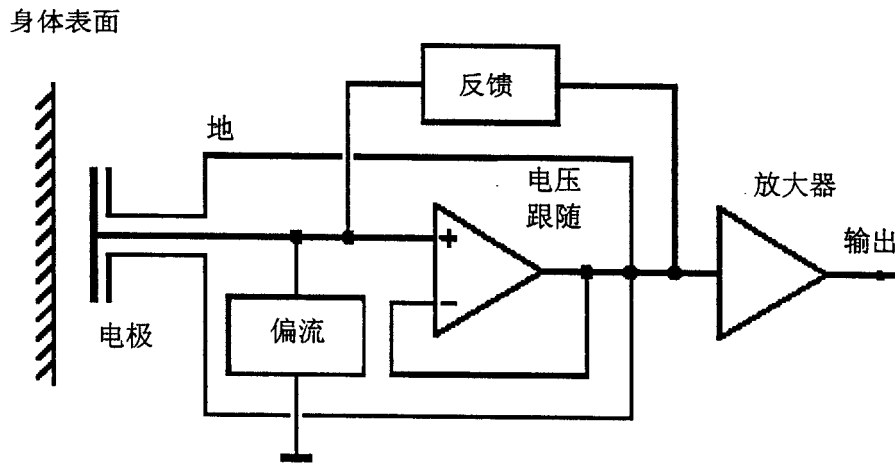


图 7

心电信号特征点 801

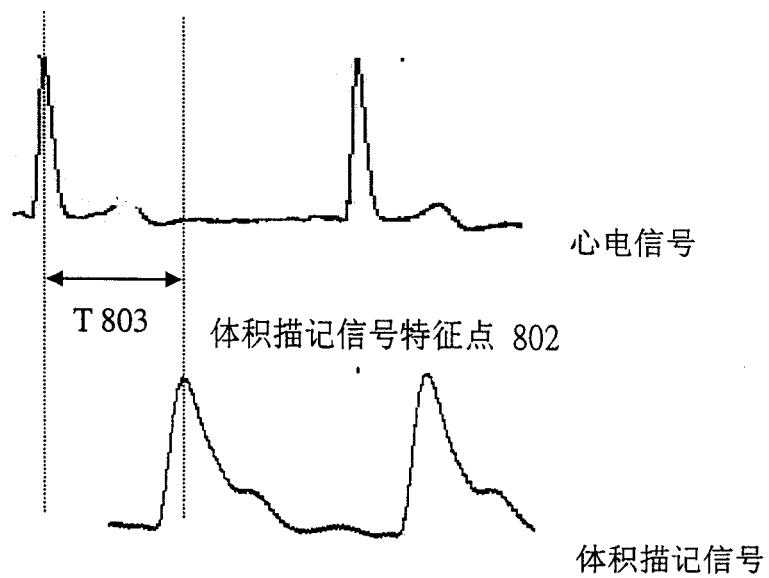


图 8

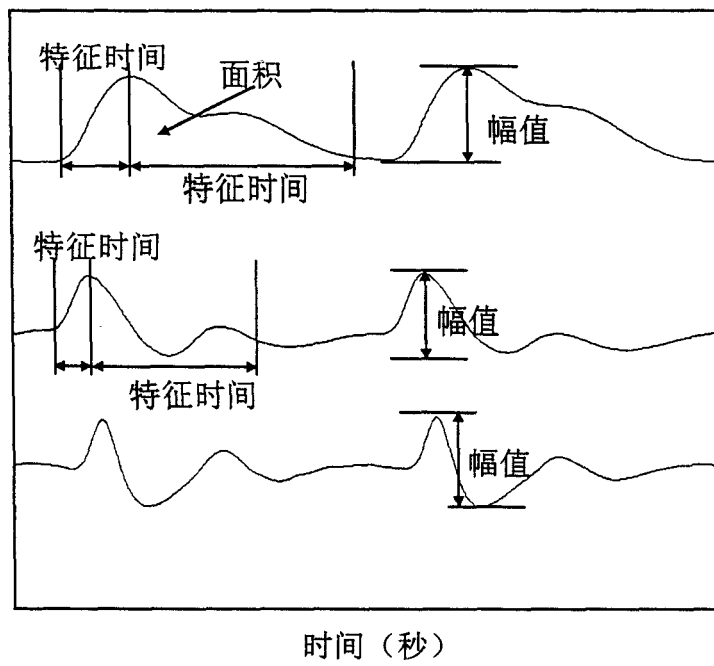
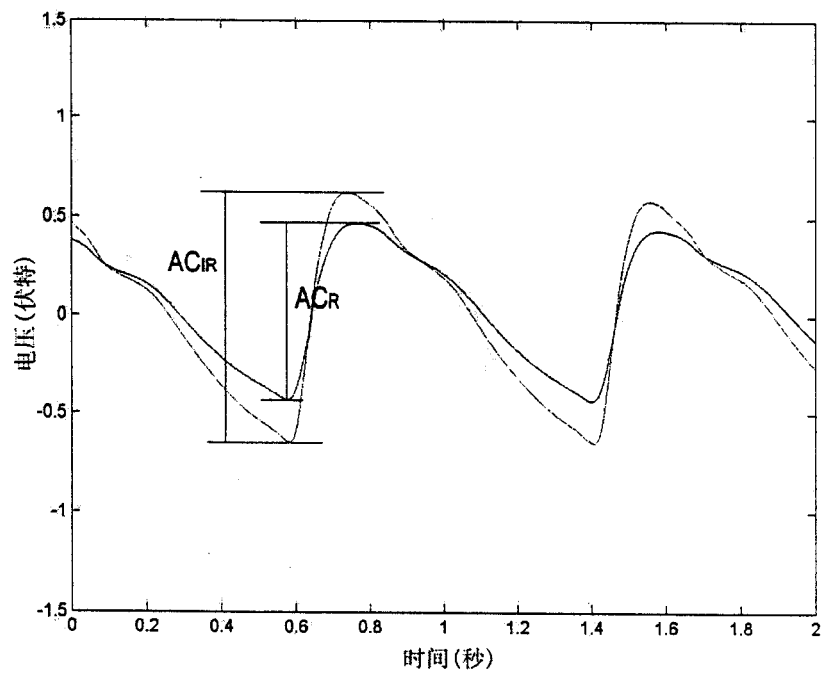
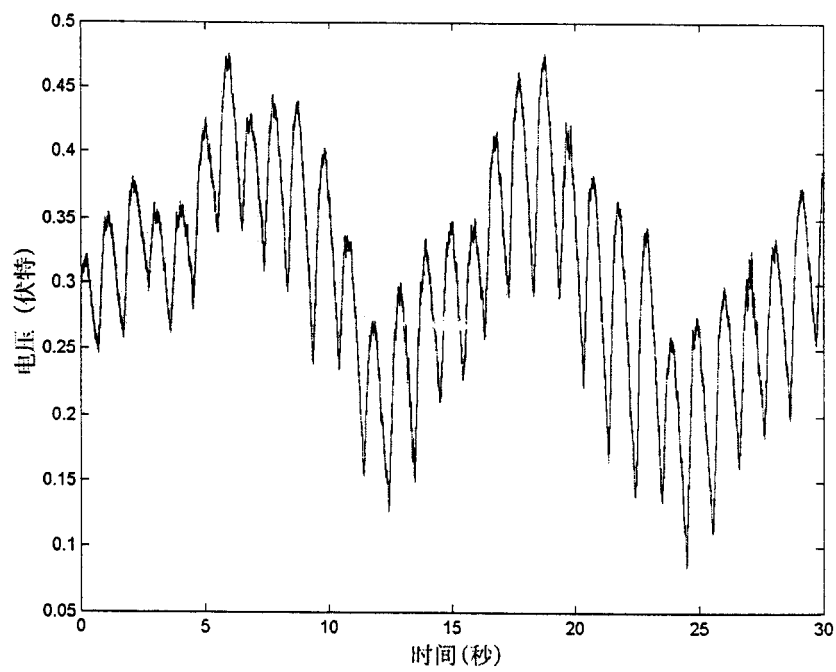


图 9



(a)



(b)

图 10

专利名称(译)	非接触式关键生理参数测量方法		
公开(公告)号	CN101006915A	公开(公告)日	2007-08-01
申请号	CN200610007174.6	申请日	2006-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
[标]发明人	张元亭 滕晓菲		
发明人	张元亭 滕晓菲		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04		
代理人(译)	魏军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及非接触式关键生理参数的测量，如血压、血压变化率、心电图、血氧饱和度、呼吸频率、心率和心率变化率等。利用该方法进行生理参数测量时传感器或探头无需与人体直接接触，即可获得容积描记信号和生物电信号，并通过对上述信号的分析得到关键生理参数。采用该方法的装置适用范围较传统的接触式测量更为广泛，可应用在特殊环境下，如流动救护或野外救护等中，也可集成在日常生活辅助设施中，如浴缸、床和座椅上。该装置操作简单，易于使用，并且在生理参数测量时不会干扰使用者的活动亦无须使用者的主动介入，可为使用者提供安全且经济实用的无损式生理参数的实时连续监测。

