



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110403580 A

(43)申请公布日 2019. 11. 05

(21)申请号 201810404896.8

(22)申请日 2018.04.28

(71)申请人 深圳市大耳马科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区粤海街  
道沙河西路2009号尚美科技大厦501

(72)发明人 庄少春 叶飞

(74)专利代理机构 深圳瑞天谨诚知识产权代理  
有限公司 44340

代理人 温青玲

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

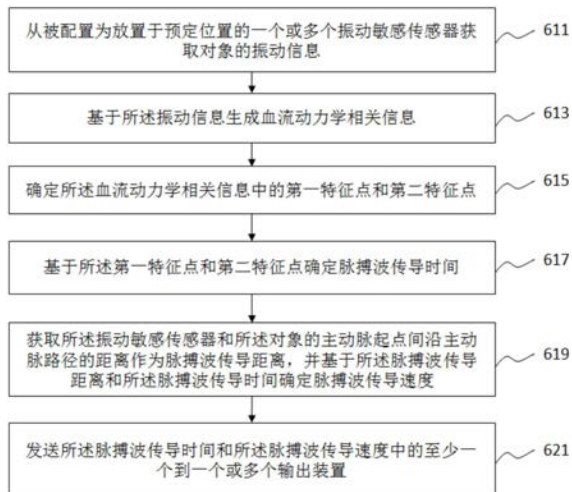
一种脉搏波传导参数测量方法和脉搏波传导参数处理设备

(57)摘要

本发明适用于脉搏波传导参数测量领域,提供了一种脉搏波传导参数测量方法和脉搏波传导参数处理设备。所述方法包括:从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息;基于所述振动信息生成血流动力学相关信息;确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,其中,所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点,所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点;和基于所述第一特征点和所述第二特征点确定所述对象的脉搏波传导时间。本发明在无需直接接触人体的情况下测量,并且具有测量精度高、操作简单的优点,能提高测试者的舒适性。

CN 110403580 A

600



1. 一种脉搏波传导参数测量方法,其特征在于,所述方法包括:  
从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息;  
基于所述振动信息生成血流动力学相关信息;  
确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,其中,所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点,所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点;和  
基于所述第一特征点和所述第二特征点确定所述对象的脉搏波传导时间。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述振动敏感传感器是加速度传感器、速度传感器、位移传感器、压力传感器、应变传感器、应力传感器、或者是以加速度、速度、压力、或位移为基础将物理量等效性转换的传感器中的一种或多种。
3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述应变传感器是光纤应变传感器。
4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述光纤应变传感器包括:  
一根光纤,排列成基本上位于一个平面内的结构;  
光源,与所述一根光纤的一端耦合;  
接收器,与所述一根光纤的另一端耦合,被配置为感知通过所述光纤的光强度的变化;  
和  
一个网格层,由设置有开口的网眼组成,其中,所述网格层与所述光纤表面接触。
5. 如权利要求1、3或4所述的方法,其特征在于,所述对象呈仰卧姿势,所述预定位置是所述对象的第四胸椎体到第四腰椎体之间的整个背部和腰部身体区域的任意位置下方。
6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,所述预定位置是所述对象降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置下方。
7. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述振动信息包括呼吸引起的振动、心脏收缩舒张引起的振动、脉搏波传导引起的振动、或者人体身体运动中的至少一种。
8. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述振动信息生成所述血流动力学相关信息,进一步包括:  
对所述振动信息进行滤波、缩放以生成所述血流动力学相关信息。
9. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,进一步包括:  
对所述血流动力学相关信息进行二阶微分运算;和  
对二阶微分运算后的血流动力学相关信息进行特征搜索确定所述第一特征点和所述第二特征点;  
其中,所述第一特征点是所述二阶微分运算后的血流动力学相关信息波形的一个心动周期内的最高峰,所述第二特征点是所述二阶微分运算后的血流动力学相关信息波形的一个心动周期内的次高峰。
10. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点具体为:  
从一个或多个输入装置接收用户输入的所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点。
11. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:

获取所述振动敏感传感器和所述对象的主动脉起点间沿主动脉路径的距离作为脉搏波传导距离;和

基于所述脉搏波传导距离和所述脉搏波传导时间,确定脉搏波传导速度。

12. 如权利要求11所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括:

发送所述脉搏波传导时间和/或所述脉搏波传导速度到一个或多个输出装置。

13. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,被配置为放置于预定位置的振动敏感传感器是两个,其中一个振动敏感传感器获取的振动信息用来识别第一特征点,另一个振动敏感传感器获取的振动信息用来识别第二特征点,或者用每个振动敏感传感器获取的振动信息来识别第一特征点和第二特征点,然后利用两个振动敏感传感器获取的振动信息来相互验证。

14. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至13任一项所述的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

15. 一种脉搏波传导参数处理设备,包括:

一个或多个处理器;

存储器;以及

一个或多个计算机程序,其中所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器中,并且被配置成由所述一个或多个处理器执行,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至13任一项所述的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

16. 一种脉搏波传导参数测量系统,其特征在于,所述系统包括:

一个或多个振动敏感传感器,被配置为放置于预定位置以获取对象的振动信息;和与振动敏感传感器连接的,如权利要求15所述的脉搏波传导参数处理设备。

17. 如权利要求16所述的系统,其特征在于,所述脉搏波传导参数测量系统还包括:

与振动敏感传感器和/或脉搏波传导参数处理设备连接的输出装置,振动敏感传感器将获取到的振动信息和脉搏波传导参数传输到输出装置进行输出。

18. 如权利要求16或17所述的系统,其特征在于,所述脉搏波传导参数测量系统还包括:

与振动敏感传感器和/或脉搏波传导参数处理设备连接的存储装置,振动敏感传感器将获取到的对象的振动信息和脉搏波传导参数传输到存储装置进行存储。

19. 如权利要求18所述的系统,其特征在于,所述脉搏波传导参数处理设备、输出装置和存储装置集成为一体。

## 一种脉搏波传导参数测量方法和脉搏波传导参数处理设备

### 技术领域

[0001] 本发明属于脉搏波传导参数测量领域,尤其涉及一种非侵入式脉搏波传导参数测量方法、系统、计算机可读存储介质和脉搏波传导参数处理设备。

### 背景技术

[0002] 在世界范围内,心脑血管疾病是导致发病与死亡的重要原因,而心脑血管疾病的发病率与死亡率与动脉血管的病变有关。例如,心绞痛、心肌梗死与冠状动脉病变相关,脑卒中与脑动脉病变相关,间歇性跛行与下肢动脉病变相关。动脉病变的两种主要形态包括结构性病变和功能性病变,结构性病变表现为血管阻塞,例如动脉粥样硬化,功能性病变表现为血管功能的变化,例如血管硬化。其中,动脉血管壁弹性的改变是各种心血管事件发生和发展的基础。

[0003] 心脏周期性的收缩和舒张,不仅可以引起动脉血管中血流流速和流量的改变,还可以产生沿血管壁传播的脉搏波。脉搏波传导速度(Pulse Wave Velocity,PWV)与动脉血管弹性相关,通常血管硬度越大脉搏波传导速度也越快,因此可以通过测量脉搏波传导速度来评估动脉的弹性程度。美国心脏学会(American Heart Association,AHA)和欧洲心脏病学会(European Society of Cardiology,ESC)的指南中推荐了PWV测量。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种能测量对象脉搏波传导时间的脉搏波传导参数测量方法、系统、计算机可读存储介质和脉搏波传导参数处理设备。

[0005] 第一方面,本发明提供了一种脉搏波传导参数测量方法,所述方法包括:

[0006] 从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息;

[0007] 基于所述振动信息生成血流动力学相关信息;

[0008] 确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,其中,所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点,所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点;和

[0009] 基于所述第一特征点和所述第二特征点确定所述对象的脉搏波传导时间。

[0010] 第二方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

[0011] 第三方面,本发明提供了一种脉搏波传导参数处理设备,包括:一个或多个处理器;存储器;以及一个或多个计算机程序,其中所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器中,并且被配置成由所述一个或多个处理器执行,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上述的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

[0012] 第四方面,本发明提供了一种脉搏波传导参数测量系统,所述系统包括:

[0013] 一个或多个振动敏感传感器,被配置为放置于预定位置以获取对象的振动信息;

和

[0014] 与振动敏感传感器连接的,如上述的脉搏波传导参数处理设备。

[0015] 人体的主动脉穿行于人体的胸腔、腹腔中,不是体表浅动脉,传统的测量体表浅动脉的脉搏波传导参数的方法并不适用于主动脉的脉搏波传导参数的测量。本发明由于从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息;基于所述振动信息生成血流动力学相关信息;确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,其中,所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点,所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点,基于所述第一特征点和所述第二特征点可以确定所述对象的脉搏波传导时间,从而确定脉搏波传导速度,以评估动脉的弹性程度。因此采用本发明提供的测量人体主动脉脉搏波传导参数的方法,测试者只需要躺在测量设备上即可进行测量,在无需直接接触人体的情况下测量,并且具有测量精度高、操作简单的优点,能提高测试者的舒适性,可以适用于医院和家庭等场景。

### 附图说明

[0016] 图1是依据本发明一些实施例的一种脉搏波传导参数测量系统的示意图;

[0017] 图2是脉搏波的产生原理示意图;

[0018] 图3是主动脉脉搏波传导参数的测定原理示意图;

[0019] 图4是依据本发明一些实施例的计算装置的结构框图;

[0020] 图5a是依据本发明一些实施例的传感装置的结构示意图;

[0021] 图5b是依据本发明一些实施例的传感装置的放置位置示意图

[0022] 图5c是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图;

[0023] 图5d是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图;

[0024] 图5e是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图;

[0025] 图5f是依据本发明一些实施例的光纤501的环状结构排列方式示意图;

[0026] 图6是依据本发明一些实施例的一种脉搏波传导参数测量方法的流程图;

[0027] 图7是依据本发明一些实施例的一个对象的信号波形图;

[0028] 图8是图7中的区域800中的信号波形的放大显示图;

[0029] 图9是依据本发明一些实施例的另一个对象的信号波形图;

[0030] 图10是图9中的区域1000的曲线的放大显示图;

[0031] 图11是本发明实施例提供的脉搏波传导参数处理设备的具体结构框图。

### 具体实施方式

[0032] 如本发明和权利要求书中所示,除非上下文明确提示例外情形,“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数,也可包括复数。一般说来,术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素,而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列,方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0033] 图1是依据本发明一些实施例的一种脉搏波传导参数测量系统100的示意图。如图1所示,脉搏波传导参数测量系统100和与传感装置101连接的脉搏波传导参数处理设备105,脉搏波传导参数处理设备105具体可以通过网络103或者信号传输线与传感装置101连

接。

[0034] 传感装置101可以被配置为获取对象102的振动信息。在一些实施例中,传感装置101可以是振动敏感传感器,例如加速度传感器、速度传感器、位移传感器、压力传感器、应变传感器、应力传感器、或者是以加速度、速度、位移、或压力为基础将物理量等效性转换的传感器(例如静电荷敏感传感器、充气式微动传感器、雷达传感器等)中的一种或多种。在一些实施例中,应变传感器可以是光纤应变传感器。在一些实施例中,传感装置101还可以包括温度敏感传感器,例如红外传感器,来获取对象的体温信息。在一些实施例中,传感装置101可以设置成长方体,例如,厚度是3mm,长度是45cm,宽度是8cm,也可以是其它适用尺寸。传感装置101可以配置为放置于对象102所在的医疗床、护理床等各种型号的床上。对象102可以是进行生命体征信号监测的生命体。在一些实施例中,对象102可以是医院患者也可以是被看护人员,例如年老者、被监禁者或其他人等。传感装置101可以将获取到的对象102的振动信息通过网络103或者信号传输线传输到脉搏波传导参数处理设备105进行后续处理。在一些实施例中,传感装置101获取的振动信息经过处理后可以计算得到对象102的生命体征信号,例如心跳率、呼吸率、体温等。在一些实施例中,传感装置101获取的振动信息经过处理后,可以计算得到对象的脉搏波传导参数,例如脉搏波传导时间(Pulse Wave Transit Time,PTT)、脉搏波传导速度PWV。

[0035] 本发明实施例提供的脉搏波传导参数测量系统100还可以包括与传感装置101和/或脉搏波传导参数处理设备105连接的输出装置109,传感装置101还可以将获取到的振动信息传输到输出装置109进行输出,例如利用显示器显示振动信息的波形图。

[0036] 本发明实施例提供的脉搏波传导参数测量系统100还可以包括与传感装置101和/或脉搏波传导参数处理设备105连接的存储装置107,传感装置101也可以将获取到的对象102的振动信息通过网络103传输到存储装置107进行存储,例如,系统100中可以包括多个传感装置,多个传感装置获取的多个对象的振动信息可以传输到存储装置107进行存储,作为客户数据的一部分。

[0037] 网络103可以实现信息的交换。在一些实施例中,脉搏波传导参数测量系统100的组成部分(即传感装置101,网络103,脉搏波传导参数处理设备105,存储装置107,输出装置109)可以通过网络103进行相互间的信息收发。例如,传感装置101可以通过网络103将获取到的对象102的生命体征相关信号存储至存储装置107。在一些实施例中,网络103可以是单一网络,例如有线网络或无线网络,还可以是多种网络的组合。网络103可以包括但不限于局域网、广域网、共用网络、专用网络等。网络103可以包括多种网络接入点,例如无线或有线接入点、基站或网络接入点,通过以上接入点使脉搏波传导参数测量系统100的其他组成部分可以连接网络103并通过网络传送信息。

[0038] 脉搏波传导参数处理设备105被配置为处理信息。例如,脉搏波传导参数处理设备105可以从传感装置101接收对象102的振动信息,并且从振动信息中提取血流动力学相关信号,进一步对血流动力学相关信号进行处理后获得对象102的脉搏波传导参数。在一些实施例中,脉搏波传导参数处理设备105可以是单一服务器,也可以是一个服务器群组。服务器群组可以是集群式的,也可以是分布式的(也就是脉搏波传导参数处理设备105可以是一个分布式系统)。在一些实施例中,脉搏波传导参数处理设备105可以是本地的或者是远程的。例如,脉搏波传导参数处理设备105可以通过网络103存取存储在存储装置107、传感装

置101、和/或输出装置109中的数据。再如,脉搏波传导参数处理设备105可以直接与传感装置101、存储装置107、和/或输出装置109连接来进行数据存储。在一些实施例中,脉搏波传导参数处理设备105还可以部署在云平台上,云平台可以包括但不限于公有云、私有云、混合云等。

[0039] 存储装置107被配置为存储数据和指令。在一些实施例中,存储装置107可以包括但不限于随机存储器、只读存储器、可编程只读存储器等。存储装置107可以是利用电能方式、磁能方式、光学方式等存储信息的设备,例如硬盘、软盘、磁芯存储器、CD、DVD等。以上提及的存储设备只是列举了一些例子,存储装置107使用的存储设备并不局限于此。存储装置107可以存储传感装置101获取的对象102的振动信息,还可以存储脉搏波传导参数处理设备105对振动信息经过处理后的数据,例如对象102的生命体征信息(呼吸率、心率)。在一些实施例中,存储装置107可以是脉搏波传导参数处理设备105的一个组成部分。

[0040] 输出装置109被配置为输出数据。在一些实施例中,输出装置109可以将脉搏波传导参数处理设备105处理后生成的生命体征信号进行输出,输出方式包括但不限于图形、文字、数据、语音或物理形式如振动或电波等,例如图形显示、数字显示、语音播报、盲文显示等中的一种或多种。输出装置109可以是显示器、手机、平板电脑、投影仪、可穿戴设备(手表、耳机、眼镜等)、盲文显示器等中的一种或多种。在一些实施例中,输出装置109可以实时显示对象102的生命体征信号(例如呼吸率、心率等),在另一些实施例中,输出装置109可以非实时显示一份报告,该报告是对象102在预设时间段内的测量结果,例如用户在入睡时间段内的每分钟心率监测结果和每分钟呼吸率监测结果。在一些实施例中,输出装置109还可以输出预警提示,提示方式包括但不限于声音警报、振动警报、画面显示警报等方式。例如,对象102可以是被监护的病人,输出装置109可以是护士站内的显示屏,输出装置109显示的结果可以是实时心率、实时呼吸率等,当心率呼吸率出现异常(例如超过阈值或者在预设时间段内发生大幅度变化)时,输出装置109可以发出警报声音来提示医护人员,医护人员可以对病人进行及时抢救等。在另一些实施例中,输出装置109可以是医生随身携带的通信设备(例如手机),当对象102的生命体征异常时,一个或多个医生携带的一个或多个输出装置109可以收到预警信息,预警信息的推送方式可以是按照输出装置109与对象102间的距离远近来进行推送。

[0041] 本发明描述的脉搏波传导参数测量系统100可应用于不同场景,例如医院、健康服务中心或家庭等。例如,脉搏波传导参数测量系统100在家庭场景中使用,传感装置100可以置于普通家庭床上,当对象102(例如年长的长辈、患有心血管疾病的人、术后康复期的人)在晚间处于睡眠状态时,传感装置101可以连续地或按预定或需要的方式获取待测对象的振动信息,然后通过网络103发送对象的振动信息(可以实时发送,也可以在预定时刻例如第二天早上发送前一晚的全部数据)到脉搏波传导参数处理设备105上进行处理,脉搏波传导参数处理设备105可以将处理后的信息(例如每分钟心率、每分钟呼吸率、主动脉PWV)发送到终端109,终端109可以是对象102的家庭医生的计算机,家庭医生可以依据对象102经过处理后的信息评估对象102的身体状况、康复情况等。

[0042] 在一些实施例中,脉搏波传导参数测量系统100的组成部分脉搏波传导参数处理设备105,存储装置107和输出装置109可以设置在同一设备中,也可以设置在不同设备中。例如,脉搏波传导参数测量系统100包括一个传感装置101和一台计算机(如图4所示的计算

设备400)。其中,传感装置101可以通过传输线直接与计算机相连,也可以通过网络与计算机相连,该计算机可以实现上述脉搏波传导参数处理设备105、存储装置107和输出装置109的所有功能,执行数据处理、存储、显示等功能。在另一些实施例中,脉搏波传导参数处理设备105、输出装置109和存储装置107可以集成为一体。传感装置101、脉搏波传导参数处理设备105、输出装置109和存储装置107还可以集成在一垫子内。

[0043] 图2是脉搏波的产生原理示意图。如图2所示,左心室201与主动脉203通过主动脉瓣205相连。左心室201收缩达到一定压力值后主动脉瓣205打开(Aortic Valve Opening, AVO),血液从左心室201射入主动脉203中,由于血管是弹性管道,血液在射入主动脉时会扩张主动脉壁,这一搏动会沿着主动脉管壁传播,形成脉搏波207。血流动力学(Hemodynamics)研究的是血液在心血管系统中流动的力学,是以血液与血管的变形和流动为研究对象。脉搏波的产生与传导与血液流动和血管变形有关,属于血流动力学研究的对象。脉搏波207沿主动脉的传导速度与主动脉203的血管弹性相关,因此可以通过脉搏波传导速度PWV来评估血管僵硬程度。

[0044] 图3是主动脉脉搏波传导参数的测定原理示意图。如图3所示,主动脉可以分为升主动脉、主动脉弓和降主动脉,其中升主动脉起自左心室主动脉口,向右前上方斜行续于主动脉弓,主动脉弓处发出头臂干动脉、左颈总动脉、和左锁骨下动脉,头臂干动脉在右胸锁关节后方分为右颈总动脉和右锁骨下动脉。主动脉弓接续升主动脉,于胸骨柄的后方作弓状弯向左后方,弓行向左后至第四胸椎体下缘移行为降主动脉。降主动脉是主动脉最长的一段,在第四腰椎体处分为左、右髂总动脉。可见,主动脉节段的脉搏波起自主动脉起点301,沿主动脉传导至主动脉与左右髂总动脉分叉处303,因此将主动脉起点301与主动脉与左右髂总动脉分叉处303之间的沿主动脉路径的距离作为主动脉脉搏波传导距离,脉搏波从点301传导至点303的时间作为主动脉脉搏波传导时间,主动脉脉搏波传导距离与传导时间的比值作为主动脉脉搏波传导速度(aortic PWV, aPWV)。

[0045] 图4是依据本发明一些实施例的计算设备400的结构框图。在一些实施例中,图1的脉搏波传导参数处理设备105、存储装置107、和/或输出装置109可以在计算设备400上实施。例如,脉搏波传导参数处理设备105可以在计算设备400上实施并且被配置为执行本发明描述的脉搏波传导参数处理设备105的功能。在一些实施例中,计算设备400可以是专用计算机,为了描述方便,图1中只描述了一个脉搏波传导参数处理设备105,本领域普通技术人员应当理解的是,脉搏波传导参数处理设备105的功能也可以实施在多个具有相似功能的计算设备400上以分散运算负载。

[0046] 计算设备400可以包括一个通信端口401,一个处理器(Central Processing Unit, CPU) 403,一个存储器405,和一个总线407。通信端口401被配置为通过网络或传输线与其他设备进行数据传输。处理器403被配置为进行数据处理。存储器405被配置为进行数据和指令存储,存储器405可以是只读存储器ROM,随机读取存储器RAM,硬盘Disk等各种形式的存储器。总线407被配置为进行计算设备400内部间的数据通信。在一些实施例中,计算设备400还可以包括输入输出端口409,输入输出端口409被配置为支持数据输入和输出。例如,其他人员可以利用输入设备(例如键盘)通过输入输出端口409输入数据至计算设备400。计算设备400也可以通过输入输出端口409将数据输出到输出设备例如显示器等。

[0047] 应当理解的是,为了描述方便此处只描述了一个处理器403,应当理解的是计算设

备400可以包括多个处理器,由一个处理器403执行的操作或方法可以由多个处理器联合或分别执行。例如,本发明描述的一个处理器403可以执行步骤A和步骤B,应当理解的是,步骤A和步骤B可以由多个处理器共同或分别执行,例如由第一处理器执行步骤A和由第二处理器执行步骤B,或者是由第一处理器和第二处理器共同执行步骤A和步骤B。

[0048] 图5a是依据本发明一些实施例的光纤传感装置500的结构示意图。如图5a所示,光纤传感装置500是光纤应变传感器,包括一根光纤501,一个网格层503,一个下盖505,和一个上盖507。其中,光纤501的一端连接光源509,光源509可以是LED光源,光源509与光源驱动器511连接,光源驱动器511被配置为控制光源的开关和能级。光纤501的另一端与接收器513连接,接收器513被配置为接收经过光纤501传输的光信号,接收器513与放大器515连接,放大器515与模数转换器517连接,模数转换器517可以将接收到的光信号进行模数转换,转换为数字信号。光源驱动器511、模数转换器517与控制处理模块519相连。控制处理模块519被配置为进行信号控制和信号处理,例如,控制处理模块519可以控制光源驱动器511工作以驱动光源509发光,控制处理模块519还可以从模数转换器517接收数据,对数据进行处理后使数据符合各种无线或有线网络数据传输的要求,以通过无线或有线网络传输给其他设备,例如图1中的脉搏波传导参数处理设备105、存储装置107、和/或输出装置109。控制处理模块519还可以控制模数转换器517的采样率使其根据不同需求具有不同的采样率。在一些实施例中,光源驱动器511、接收器513、放大器515、模数转换器517、和控制处理模块519可以合并实施为一个模块来执行所有功能。

[0049] 光纤501可以是多模光纤,可以是单模光纤。光纤的排列方式可以是不同形状的,例如蛇形结构,如图5a中501所示形状。在一些实施例中,光纤501的排列方式还可以是U形结构。在一些实施例中光纤501的排列方式还可以是环状结构,如图5f所示,该环状结构521由一根光纤排列成基本上位于一个平面内的多个大小相等的环形成,其中,环状结构内的每个环与相邻环部分重叠且横向偏移。每一个光纤环可以形成基本上是具有圆形边缘的平行四边形的结构(例如长方形、正方形等),没有急剧的弯曲。在一些实施例中,环状光纤结构可以包括圆形或椭圆形结构。在另一些实施例中,所述环状结构也可形成没有急剧弯曲的不规则形状。

[0050] 网格层503由具有贯通孔的重复图案的任何合适的材料构成,在一些实施例中,网格由交织的纤维构成,例如,聚合纤维、天然织物纤维、复合织物纤维或其他纤维。当光纤传感装置500置于对象身体下方,对象将对光纤传感装置500施加外力,网格层503可以使原本会施加于光纤上某一作用点的外力分散从而分布到该作用点周围的光纤上。光纤501发生微弯,导致光纤501传输的光的参数(如光强)发生变化,接收器513可以接收发生变化后的光,并且由控制处理模块519进行光变化量的处理和确定。光纤501在外力施加下产生的弯曲量依赖于外力、光纤直径、网格纤维的直径、网格开口尺寸,通过设置光纤直径、网格纤维直径、网格开口尺寸的不同参数组合,可以使得当外力施加时光纤的弯曲量不同,使传感装置500具有对外力的不同的灵敏度。

[0051] 下盖505和上盖507可以采用硅胶材质,被配置为围绕光纤501和网格层503的周围,可以保护光纤501,同时也可以分散外力使得外力沿力作用点分散。下盖505、光纤501、网格层503以及上盖507可以贴合为一个整体,例如利用硅胶粘合剂粘合为一体,从而使光纤传感装置500形成一片传感垫。传感垫的宽度和/或长度可以依据光纤不同的排列方式而

改变,当采用环状结构排列时,传感垫的宽度可以至少是6cm,,也可以是其他合适的尺寸,例如可以是8cm,长度可以是30cm到80cm之间,例如45cm的长度可以适用于大多数人。在一些实施例中,传感垫的厚度可以为5mm,优选的,厚度为3mm。在一些实施例中,传感垫的宽度和长度可以是其他尺寸,可以根据不同的测试对象选取不同尺寸的传感器,例如测试对象可以按照年龄段、身高、体重来划分组别,不同的组别对应有不同尺寸的传感器。在一些实施例中,当光纤采用U形结构时,传感垫的宽度可以是1cm。

[0052] 在一些实施例中,光纤传感装置500还可以具有一个外套(图5a中未示出),外套将下盖505、网格层503、光纤501以及上盖507包裹,外套可以采用防水防油材质,例如采用硬质塑料。在另一些实施例中,光纤传感装置500还可以具有一个支撑结构(图5a中未示出),支撑结构可以是刚性结构,例如硬纸板、硬塑料板、木板等,支撑结构可以置于光纤501与上盖507之间,给光纤501提供支撑,当外力施加于光纤501之上时,支撑结构可以使光纤层的变形回弹更快,回弹时间更短,因此光纤层可以捕获更高频率的信号。

[0053] 当外力施加于光纤传感装置500上时,例如将光纤传感装置500置于平躺的人体下方时,当对象处于静息状态时,人体的呼吸、心跳等会导致人体身体产生震动,人体的身体振动可以造成光纤501的弯曲,光纤弯曲使经过光纤的光的参数发生变化,例如光强度发生变化。光强度的变化经过处理后可以用来表征人体的身体振动。光纤传感装置500的采样频率也可以调节,可以按照所需捕获的振动信息进行调整,例如采样频率是1k时,可以获取较为高频的振动信息。

[0054] 图5b是依据本发明一些实施例的传感装置的放置位置示意图。如图5b所示,光纤传感装置500可以放置于支撑床531之上,在另一些实施例中,支撑床531之上还有床垫533,则光纤传感装置500可以置于床垫533之上。

[0055] 为了在本发明中清楚方便地阐明人体各部位的位置、相互关系以及传感装置的放置位置与人体各部位间的关系,此处引入人体解剖学坐标系,人体标准体位分为直立体位和仰卧体位,以仰卧体位为例,如图5b所示,X轴是正中横轴,Y轴是正中矢状轴,Z轴是正中垂直轴,原点0位于耻骨联合上缘的中点,其中YZ平面是正中矢状面,将人体分为左右两部分,XZ平面是正中冠状面,将人体分为前后两部分,XY平面是原点横切面,将人体分为上下两部分。本发明描述的人体前部、后部、上部、下部、左部、右部即以解剖学坐标系为基准进行描述。

[0056] 光纤传感装置500可以放置在对象102的主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置之下,优选地是降主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置之下,即第四胸椎体到第四腰椎体之间的整个身体后部区域的任意位置,进一步优选地是降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置,在第四腰椎体周围。在一些实施例中,光纤传感装置500的形状和大小可以改变,例如,光纤传感装置500可以是边长为10cm,厚度为3mm的正方体也可以其他合适的尺寸。在一些实施例中,光纤传感装置500可以与床垫结合为一个整体,例如,光纤传感装置500可以固定在床垫上的特定位置,床垫上可以有明显指示标志(例如不同颜色、身体轮廓线、指示灯、凸起凹陷等形状等)指示患者的躺卧位置,使患者躺卧时腰部位于光纤传感装置500之上。对象102的姿势可以是仰卧,双手自然下垂置于身旁也可以是置于腹部,双臂自然下垂,双腿呈自然伸直状态,头部放正,放松精神,自然呼吸。在一些实施例中,对象102还可以是俯卧。待对象102呈静息状态后光纤传

感装置500可以开始连续采集振动信号。

[0057] 图5c是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图。在一些实施例中,对象102患有其他疾病(例如哮喘、咳嗽等)不适宜采取平躺仰卧姿势进行脉搏波传导参数的测量,此时支撑床531可以采用医院摇升床,将上半部分调高,这时对象102上半身升高,床的倾斜角为 $\alpha$ 。对象102处于平躺仰卧状态和上半身倾斜状态时,由于人体重力的作用,光纤传感装置500的受力情况不同,因此获取的对象102的振动信息的波形也不同。当床的倾斜角 $\alpha$ 在0度到60度之间时,虽然获取的振动波形不同,但是对后续的脉搏波传导参数的计算影响较小,可以忽略不计或者采用赋予修正系数来进行修正,其中,床的倾斜角的优选的角度是0度,也即对象处于平躺仰卧状态时是较佳的脉搏波传导参数的测量体位。

[0058] 图5d是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图。在一些实施例中,两个或多个振动敏感传感器可以放置于同一位置,如图5d所示,两个相同的光纤传感装置500(500-1,500-2)可以叠加后放置于仰卧对象的降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置下方。在另一些实施例中,两个或多个振动敏感传感器的尺寸可以不完全相同,例如,一个是加速度传感器,尺寸较小,一个是光纤应变传感器,尺寸较大,两者放置位置近似是同一位置,也即两个传感器测得的振动信息可以包括对象同一身体部位的振动信息。

[0059] 图5e是依据本发明另一些实施例的传感装置的放置位置示意图。在一些实施例中,振动敏感传感器也可以制作成人体可穿戴的设备,例如腰带,如图5e所示,可穿戴的振动敏感传感器540可以是光纤应变传感器,结构如图5a所示,其中上盖507和下盖505可以采用柔软、可弯折材质(例如硅胶),振动敏感传感器540的外形可以与常用腰带尺寸相同。在一些实施例中,振动敏感传感器也可以是加速度传感器,可以是一个边长2cm,厚度1mm的正方体,可以贴附在腰带上或者包覆于腰带内,由测试者佩戴,测试者佩戴后使得振动敏感传感器的佩戴部位可以是主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,优选地是降主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,即第四胸椎体到第四腰椎体之间的整个身体区域的任意位置,进一步优选地是降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的身体后部腰部位置,也即第四腰椎体周围。

[0060] 传感装置101可以不局限于光纤传感装置500以及可穿戴的振动敏感传感器540的形态,以衣服、床垫等其他形态体现,从而适用于其他场景。

[0061] 图6是依据本发明一些实施例的脉搏波传导参数测量方法600的流程图。在一些实施例中,方法600可以由图1所示的脉搏波传导参数测量系统100实施。例如,方法600可以存储在存储装置107中作为指令集,并且由脉搏波传导参数处理设备105执行,脉搏波传导参数处理设备105可以在计算设备400上实施。

[0062] 步骤611,从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息。步骤611是由处理器403来执行。在一些实施例中,对象可以是医院病人或被看护人员等,该对象采取仰卧姿势,如图5b所示。振动敏感传感器可以是光纤传感器,例如图5a所示的光纤传感装置500,一块厚度为3mm的垫子,其宽度为8cm,长度为45cm,这一尺寸可以适用于身材处于正常范围内的对象。振动敏感传感器的放置预定位置可以是主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,优选地是降主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,即第四胸椎体到第四腰椎体之间的整个身体区域的任意位置,进一步优选地是降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置,在第四腰椎体

周围。当对象的身材超出正常范围内时,例如过肥或过瘦时,光纤传感装置500的尺寸可以进行调整。例如,针对身材较瘦的人垫子长度可以缩短,缩短到至少与对象的身体宽度相等,或者多一定的距离,例如5cm左右。对应的,针对身材肥胖的人可以将垫子长度进行加长。光纤传感装置500可以实时、连续地获取对象的振动信号。当对象处于仰卧静息状态时,在降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体后部区域的腰部位置的振动敏感传感器,可以获取到的振动信息可以包括:呼吸引起的人体振动、心脏收缩舒张引起的人体振动、血管形变引起的人体振动、和人体身体运动信息。其中心脏收缩舒张引起的人体振动可以包括心脏收缩舒张本身引起的人体振动,还包括心脏收缩舒张导致的血流流动引起的人体振动,例如心脏射血导致血液冲击主动脉弓引起的人体振动。血管形变引起的人体振动可以是心脏射血导致主动脉壁扩张形成脉搏波,脉搏波沿血管传导引起的人体振动。人体身体运动信息可以包括屈腿、抬腿、翻身、抖动等。具体来说,人体呼吸时会带动整个身体尤其是胸腔腹腔为主的 身体部分进行有节律的振动,人体心脏收缩舒张也会带动整个身体尤其是心脏周围的身体振动,左心室向主动脉射血的瞬间血液会冲击主动脉弓,心脏本身及其连接的大血管部分作为一个整体也会发生一系列的运动,距离心脏越远的身体部分的振动会越弱,脉搏波沿血管传播会引起血管所在的身体部分振动,血管越细、离心脏越远则此处的身体振动越弱。主动脉是人体最粗的动脉,起自左心室,位于胸腔腹腔区域,因此当振动敏感传感器位于降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体背部和腰部位置之下时,呼吸引起的人体振动、心脏收缩舒张引起的人体振动、血管形变引起的人体振动信息都较容易被捕获。如图7所示,曲线721是依据本发明一个实施例中,放置于某个对象A降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体后部区域的腰部位置的一个光纤传感装置500获取的某对象的振动信息的波形图,其中,横轴表示时间,纵轴表示进行归一化处理后的对象的振动信息,无量纲。

[0063] 在一些实施例中,处理器403可以从置于预定位置的两个振动敏感传感器获取仰卧对象的振动信息。例如,两个光纤传感装置500可以叠加放置于同一位置,单个光纤传感装置500厚度可以仅有3mm,因此两个光纤传感装置500叠加后不会增加测试者的不适感。振动敏感传感器的放置预定位置可以是主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,优选地是降主动脉对应的整个身体后部区域(包括背部、腰部)的任意位置,即第四胸椎体到第四腰椎体之间的整个身体区域的任意位置,进一步优选地是降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置,在第四腰椎体周围。在另一些实施例中,多个振动敏感传感器可以叠加后放置于同一位置来获取仰卧对象的振动信息。例如,多个光纤传感装置500叠加放置,也可以是光纤传感装置和加速度传感装置叠加放置。其中,多个振动敏感传感器可以分为两组,每组包括一个或多个传感器。

[0064] 步骤613,基于所述振动信息生成血流动力学相关信息。步骤613是由处理器403来执行。在一些实施例中,步骤611中,对象处于仰卧静息状态时,没有人体身体运动,传感装置500置于人体降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置之下,传感装置500获取的振动信息包括呼吸引起的振动、心脏收缩引起的振动、脉搏波沿血管传播引起的振动。血流动力学(hemodynamics)研究的是血液在心血管系统中流动的力学,是以血液与血管的变形和流动为研究对象。本发明描述的“血流动力学相关信息”指任何与血流动力学相关的信息,可以包括但不限于,与血流产生相关的信息(例如心脏的收缩舒张导致射血)、与血流流

动相关的信息(例如心排量CO(cardiac output)、左心室射血冲击主动脉弓)、与血流压力相关的信息(例如动脉收缩压、舒张压、平均动脉压)、与血管相关的信息(例如血管弹性)中的一种或几种。脉搏波传导参数,例如脉搏波传导速度,不仅与血管弹性相关,还与心脏的收缩和舒张、左心室射血血液冲击主动脉弓相关,因此脉搏波传导参数的测量涉及血流动力学相关信息的获取。在一些实施例中,步骤611中传感装置500获取的振动信息中,处理器403要生成的血流动力学相关信息包括左心室射血时血液冲击主动脉弓引起的振动和血管形变引起的振动信息(即脉搏波沿血管传播引起的振动)。现有技术中可以采用心冲击(Ballistocardiogram,BCG)信号来表征心脏的搏动引起的人体一系列的周期性运动,本发明描述的振动敏感传感器获取的人体的振动信息中,心脏收缩舒张引起的振动也可以被表示为BCG信号。本发明描述的血流动力学相关信息也包括BCG信号。

[0065] 在一些实施例中,处理器403可以将获取的振动信息进行一系列处理从而生成血流动力学相关信息。处理器403获取的振动信息中包括多种子振动信息(呼吸引起的振动、心脏收缩引起的振动、血管形变引起的振动),处理器403可以针对不同的子振动信息进行不同频段的滤波处理。例如,处理器403可以设置呼吸引起的振动信息的滤波频段是1hz以下,处理器403采用的滤波方法可以包括但不限于低通滤波、带通滤波、IIR(Infinite Impulse Response)滤波、FIR(Finite Impulse Response)滤波、小波滤波、零相位双向滤波、多项式拟合平滑滤波中的一种或多种,可以对振动信息进行至少一次滤波处理。如果振动信息中携带工频干扰信号,则还可设计工频滤波器滤除工频噪声。处理器403可以在时域也可以在频域对振动信息进行滤波处理。处理器403还可以根据信号动态范围对滤波去噪后的振动信息进行缩放得到血流动力学相关信息。图7中曲线723所示是本发明一个实施例中,处理器403对振动信号波形721进行处理后生成的血流动力学相关信息的时域波形图,横轴表示时间。

[0066] 步骤615,确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点。步骤615是由处理器403来执行。其中,第一特征点可以用来表征主动脉瓣开这一事件。即左心室收缩达到一定压力后,主动脉瓣打开,血液射入主动脉并冲击主动脉弓,产生沿动脉传播的脉搏波第一特征点对应的时间点可以作为脉搏波传导的起始时间点。第二特征点可以用来表征脉搏波到达这一事件,当振动敏感传感器置于测试对象降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的腰部位置下方,第二特征点可以表征脉搏波沿主动脉传导至分叉处这一事件,其对应的时间点可以作为脉搏波到达时间点。在一些实施例中,步骤613中处理器403生成的血流动力学相关信息可以包括左心室射血时血流冲击主动脉弓引起的振动,和脉搏波沿血管传播引起的振动。其中,主动脉瓣打开,左心室射血,血液进入主动脉的时刻认为是脉搏波的产生时间点,此刻左心室射出的血流会冲击主动脉弓,引起心脏本身及其连接的大血管部分作为一个整体发生一系列的运动,从而引起人体身躯运动产生位移。由于心脏周期性的收缩舒张,因此人体位移也是周期性的变化,这种振动信息可以通过人体的骨骼、肌肉等进行传导,振动敏感传感器可以捕获到这种振动信息,由于主动脉瓣打开这一事件和传感器捕获到对应的身体振动信息这一事件之间的时间延迟通常较小,大约在10ms之内,这个时间延迟在后续脉搏波传导参数测量中可以选择忽略不计,也可以选择给实际测得的主动脉瓣打开时间赋予一个修正系数来进行修正。因此第一特征点是与主动脉瓣打开时间相关的点,可以用来表征主动脉瓣打开这一事件。脉搏波沿血管传导,振动也随着血管传导,引

起人体的振动,因此当脉搏波传导到达血管上某位置后,该血管所在的身体位置处的振动敏感传感器便可以捕获到振动信息,同样地,脉搏波到达时间和振动敏感传感器捕获到对应的身体振动信息间的时间延迟较小,这个时间延迟在后续脉搏波传导参数测量中可以选择忽略不计,也可以选择给实际测得的脉搏波到达时间赋予一个修正系数来进行修正。因此第二特征点是与脉搏波到达时间相关的点,可以用来表征该位置上脉搏波到达这一事件。在同一个心动周期内,左心室收缩至一定压力后主动脉瓣打开,血液冲击主动脉弓产生脉搏波并引起身体振动,此振动可以沿着骨骼、肌肉进行传导,随后脉搏波传导引起的振动沿着血管传导,两种振动可以被振动敏感传感器先后捕获。

[0067] 在一些实施例中,处理器403可以通过预设的算法来识别第一特征点和第二特征点,例如处理器403可以执行以下步骤来识别第一特征点和第二特征点。

[0068] 步骤A,处理器403可以对血流动力学相关信息进行处理来获取血流动力学相关信息的加速度信号。在一些实施例中,振动敏感传感器是光纤应变传感器,该光纤应变传感器放置于仰卧对象身体下方时会受力使光纤发生微小形变,光纤形变会导致在光纤里传播的光的参数发生变化,例如光强度的变化。因此,光纤应变传感器捕获的振动信号与人体身体的微小位移相对应,可以通过对其进行二阶微分运算来获取身体振动的加速度信号,具体地对血流动力学相关信息进行二阶微分运算可以获取血流动力学相关信息的加速度信号。在一些实施例中,振动敏感传感器可以是加速度传感器,则其捕获的信号本身即属于加速度信号。如图7所示,曲线725是曲线723经过二阶微分运算后的时域波形曲线,横轴表示时间。

[0069] 步骤B,处理器403对加速度信号进行特征搜索来确定第一特征点和第二特征点。特征搜索中的特征可以包括但不限于波峰、波谷、波宽、波幅、极大值、极小值、最大值、最小值等。图7所示的区域800中的信号波形的放大显示如图8所示。在一些实施例中,对曲线725进行特征搜索可以采用波峰搜索,以每个心动周期为一个搜索范围,在一个心动周期内搜索到的最高峰作为第一特征点,如点802。在一个心动周期内搜索到的次高峰作为第二特征点,如点804。第二个心动周期内利用特征搜索法确定的第一特征点如点806所示,第二特征点如点808所示。在一些实施例中,由于每个测试对象的身体条件不同,例如身高、体重、年龄、胖瘦等,导致获取的振动信号的波形各有不同,导致在一个心动周期内的次高峰可能与第二特征点并不对应。因此处理器403运用特征搜索法来确定第一特征点和第二特征点时还可以利用PTT置信区间来辅助确定。例如,图9所示曲线921是本发明另一个实施例中,放置于某个对象B降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体后部区域的腰部位置的光纤传感装置500获取的某对象的振动信息的波形图,横轴表示时间,纵轴表示进行归一化处理后的振动信息,无量纲。图9中的区域1000中的曲线的放大显示图如图10所示。对曲线925进行特征搜索时,在一个心动周期内,最高峰是1002作为第一特征点,搜索次高峰时存在1004和1010两个峰,这两个峰峰值相近,造成干扰,需要排除一个干扰峰后确定第二特征点。在后一个周期内,也存在相似的情况,最高峰是1006,存在1008和1012两个近似的次高峰。以第一个周期为例,在需要排除干扰峰时,首先可以分别计算次高峰1010与最高峰1002之间的时间间隔 $T_1$ ,次高峰1004与最高峰1002之间的时间间隔 $T_2$ ,然后将 $T_1$ 与 $T_2$ 与PTT置信区间相比,将时间间隔落在PTT置信区间外的次高峰作为干扰峰排除。PTT置信区间描述了主动脉脉搏波传导时间的正常范围,置信区间可以分为多个,按照性别、年龄、身高、体重、各种心

脏疾病的有无等因素来进行分组,每组对应一个PTT置信区间。因此次高峰1010作为干扰峰被排除,次高峰1004被确定为第二特征点。在一些实施例中,由于测试者身体素质或者情绪的不同,振动敏感传感器连续捕获的振动信息中,第一特征点可以与一个心动周期内的最高峰并不对应,第二特征点也可以不与次高峰对应。此种情况下可以舍弃该心动周期的数据,也可以利用波群进行特征搜索来确定第一特征点和第二特征点。

[0070] 在一些实施例中,处理器403可以通过其它本质等同的数字信号处理方法,例如采用多项式拟合平滑滤波,获得与进行二阶微分运算等同效果的信息。

[0071] 在一些实施例中,步骤611中处理器403可以从放置于预定位置的两个振动敏感传感器获取对象的振动信息。其中一个振动敏感传感器获取的振动信息可以用来识别第一特征点,另一个振动敏感传感器获取的振动信息可以用来识别第二特征点。在另一些实施例中,处理器403可以用每个振动敏感传感器获取的振动信息来识别第一特征点和第二特征点,然后利用两个振动敏感传感器获取的振动信息来相互验证,以鉴别并排除一些不合理信息。

[0072] 在一些实施例中,处理器403可以从一个或多个输入装置接收用户输入以确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点。例如,外部输入参数可以是医护人员利用输入设备(例如鼠标、键盘)通过输入输出端口409输入到计算设备400。医护人员是经过培训具有从振动信号波形中判断特征点的能力。例如,曲线725在图8中的放大显示,医护人员可以人工进行波形分析,首先选取一个周期内的最高峰,标记为第一特征点,然后往最高峰对应的时间之后的同一个周期内寻找次高峰,标记为第二特征点,并利用输入设备进行标定,例如利用鼠标选定特征点,因此处理器403可以将医护人员的输入确定为第一特征点和第二特征点。在同一个在周期内存在两个或以上次高峰时,医护人员可以将这些次高峰全部标定,然后处理器403利用PTT置信区间进行排除后确定第二特征点。医护人员也可以凭借自身医学知识直接在两个或以上次高峰中选定标记点,然后处理器作为第二特征点进行后续处理。

[0073] 步骤617,基于所述第一特征点和第二特征点确定脉搏波传导时间。步骤617是由处理器403来执行。步骤615中确定的第一特征点对应的时间点被认为是主动脉瓣开时间AVOT(Aortic Valve Opening Time),第二特征点对应的时间点被认为是脉搏波到达时间PAT(Pulse Arriving Time)。在一些实施例中,第一特征点和第二特征点可以位于同一个心动周期内,因此处理器403可以选取一个波形较为稳定的周期,将脉搏波到达时间PAT与主动脉瓣开时间AVOT间的差值作为脉搏波传导时间。在另一些实施例中,处理器403可以选取连续的数个周期,例如20个心动周期,计算每一个心动周期内的脉搏波传导时间(即PTT1、PTT2...PTT20),并求其平均值作为脉搏波传导时间。在一些实施例中,处理器403可以选取固定时长,例如60秒钟,计算该时间内每一个心动周期内的脉搏波传导时间(即PTT1、PTT2...),并求其平均值作为脉搏波传导时间。在另一些实施例中,处理器403还可以自动剔除脉搏波传导时间不在合理范围内的数据并将剩余其他数据的平均值作为脉搏波传导时间。在另一些实施例中,处理器403还可以将测试中采集的所有周期内的脉搏波传导时间都进行计算,并求其平均值作为脉搏波传导时间。

[0074] 步骤619,获取所述振动敏感传感器和所述仰卧对象的主动脉起点间沿主动脉路径的距离作为脉搏波传导距离,并基于所述脉搏波传导距离与所述脉搏波传导时间确定脉

搏波传导速度。步骤619是由处理器403来执行。在一些实施例中,脉搏波传导距离可以采用人工测定,例如医护人员通过听诊或临床经验首先确定主动脉起点和降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体正面体表位置,然后利用软尺、直尺、带刻度的线等测距工具进行测量得到脉搏波传导距离。再如,图5b和图5c所示的支撑床或床垫上可以带有刻度标记,该刻度标记可以设置沿人体身高方向,如图5b中的Z轴方向,或者是沿Z轴反方向,利用该刻度标记可以读出对象第四胸椎体到第四腰椎体之间沿Z轴的距离作为对象脉搏波主动脉脉搏波传导距离的近似值。医护人员可以人工确定主动脉起点和降主动脉与左右髂总动脉分叉处对应的人体正面体表位置后,直接依据刻度标记进行读数作为测试对象的脉搏波传导距离。然后医护人员可以通过系统100的输入设备进行数据输入,处理器403因此可以获得此脉搏波传导距离。在另一些实施例中,脉搏波传导距离可以根据公式进行估算,例如,可以将测试对象的身高、体重、年龄等参数通过系统100的输入设备进行数据输入,处理器403便可以根据公式估算测试对象的脉搏波传导距离。例如,处理器403可以依据以下公式估算测试对象的主动脉长度,也就是主动脉脉搏波传导距离: $L=a+b*(\text{年龄})+c*(\text{身高})+d*(\text{体重})$

[0075] 其中,L表示主动脉长度,以厘米为单位,年龄以年为单位,身高以厘米为单位,体重以千克为单位。a表述常数,b、c、d是系数,可以根据实际人工测得的主动脉长度和各个测试者的年龄、身高、体重等,进行拟合计算得到a、b、c、d的数值,例如在一些实施例中,a可以赋值为-21.3,b可以赋值为0.18,c可以赋值为0.32,d可以赋值为0.08。

[0076] 步骤621,发送所述脉搏波传导时间和所述脉搏波传导速度中的至少一个到一个或多个输出装置。步骤621是由处理器403来执行。例如,脉搏波传导时间可以发送到系统100中的输出装置109进行输出。输出装置109可以是显示设备,例如手机,可以以图形或文字显示脉搏波传导时间。输出装置109可以是打印设备,将脉搏波传导参数的测量报告进行打印。输出装置109可以是语音播报设备,将脉搏波传导参数进行语音输出。在一些实施例中,处理器403可以通过无线网络将脉搏波传导时间和/或脉搏波传导速度发送至输出装置,例如输出装置是手机。在另一些实施例中,处理器403可以通过线缆将脉搏波传导时间和/或脉搏波传导速度直接发送至输出装置,例如输出装置是显示器,可以通过线缆与传感装置相连。

[0077] 在一些实施例中,方法600的步骤可以是按顺序执行的,在另一些实施例中,方法600的步骤可以是不按顺序执行的,或者是同时执行的。例如,步骤617基于所述第一特征点和第二特征点确定脉搏波传导时间完成后,步骤619,获取所述振动敏感传感器和所述对象的主动脉起点间沿主动脉路径的距离作为脉搏波传导距离,并基于所述脉搏波传导距离和所述脉搏波传导时间确定脉搏波传导速度,和步骤621,发送所述脉搏波传导时间到一个或多个输出装置,可以是同时执行的。另外,在一些实施例中,方法600可以移除其中一个或多个步骤,例如,步骤619和步骤621可以不执行,在另一些实施例中,其他操作步骤还可以被添加到方法600中。

[0078] 本发明实施例还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述实施例提供的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

[0079] 图11示出了本发明实施例提供的脉搏波传导参数处理设备的具体结构框图,一种脉搏波传导参数处理设备900包括:一个或多个处理器901、存储器902、以及一个或多个计

算机程序,其中所述处理器901和所述存储器902通过总线连接,所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器902中,并且被配置成由所述一个或多个处理器901执行,所述处理器901执行所述计算机程序时实现如上述实施例提供的脉搏波传导参数测量方法的步骤。

[0080] 人体的主动脉穿行于人体的胸腔、腹腔中,不是体表浅动脉,传统的测量体表浅动脉的脉搏波传导参数的方法并不适用于主动脉的脉搏波传导参数的测量。本发明由于从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息;基于所述振动信息生成血流动力学相关信息;确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点,其中,所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点,所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点,基于所述第一特征点和所述第二特征点可以确定所述对象的脉搏波传导时间,从而确定脉搏波传导速度,以评估动脉的弹性程度。因此采用本发明提供的测量人体主动脉脉搏波传导参数的方法,测试者只需要躺在测量设备上或者穿戴测量设备即可进行测量,在无需直接接触人体的情况下测量,并且具有测量精度高、操作简单的优点,能提高测试者的舒适性,可以适用于医院和家庭等场景。

[0081] 需要注意的是,以上的描述仅仅是本发明的具体实施例,不应被视为是唯一的实施例。显然,对于本领域的专业人员来说,在了解本发明的内容和原理后,都可能在不背离本发明原理、结构的情况下,进行形式和细节上的各种修正和改变,但是这些修正和改变仍在本发明的权利要求保护范围之内。

100

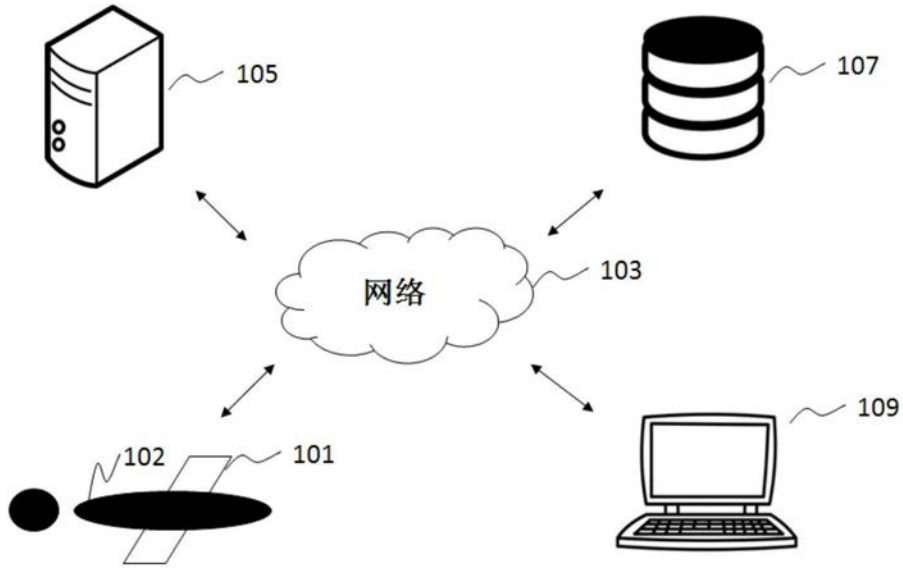


图1

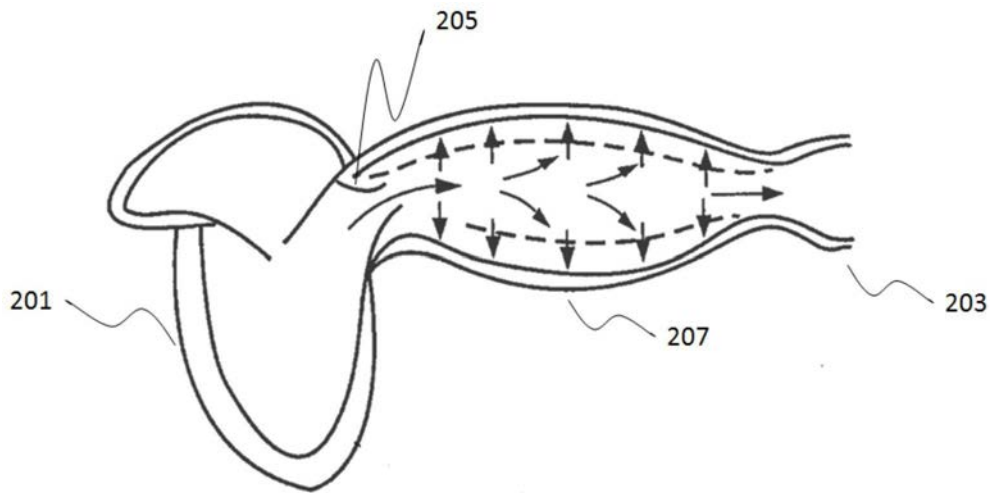


图2

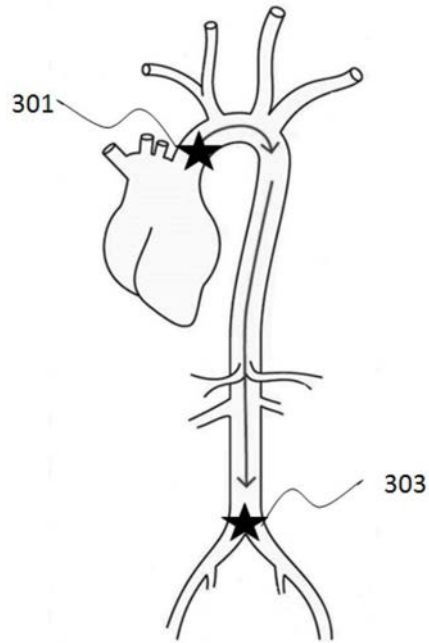


图3

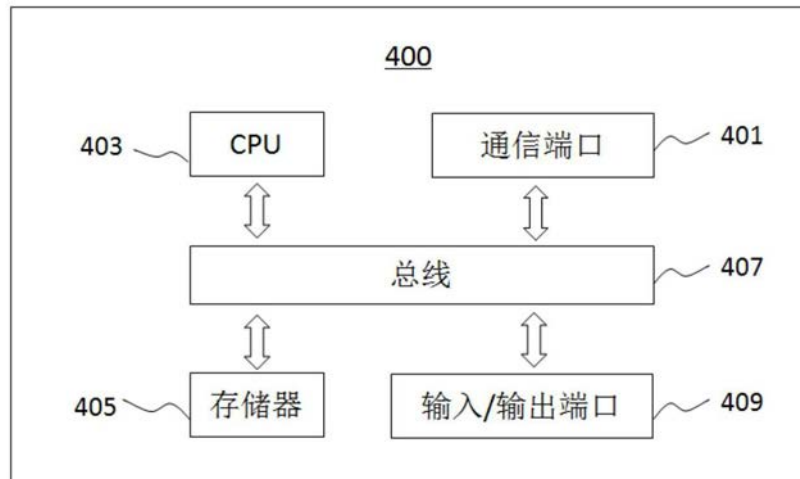


图4

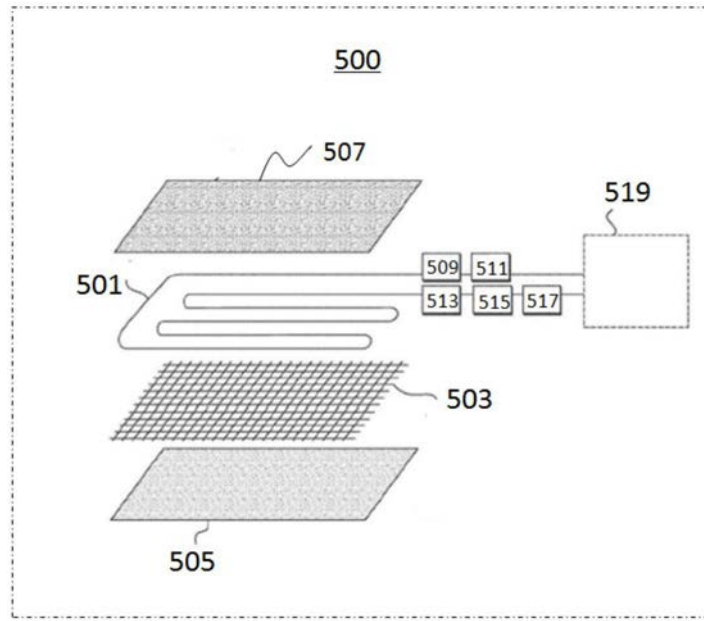


图5a

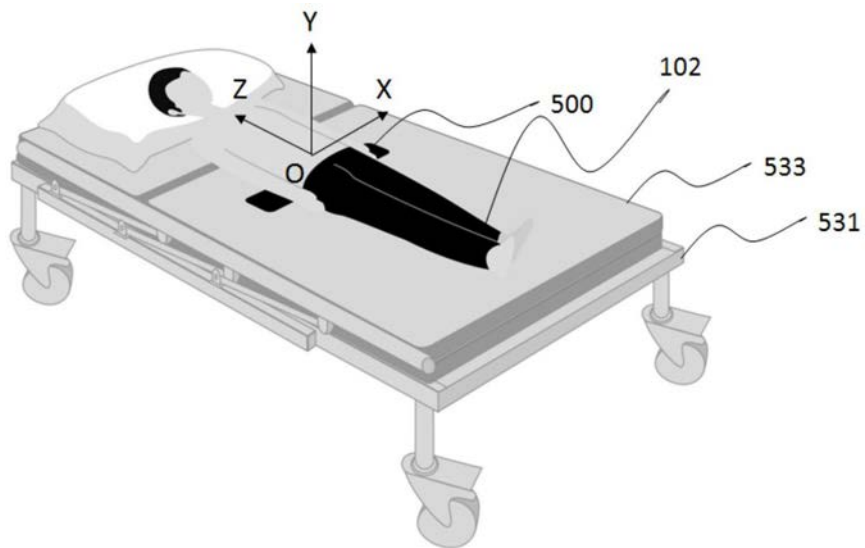


图5b

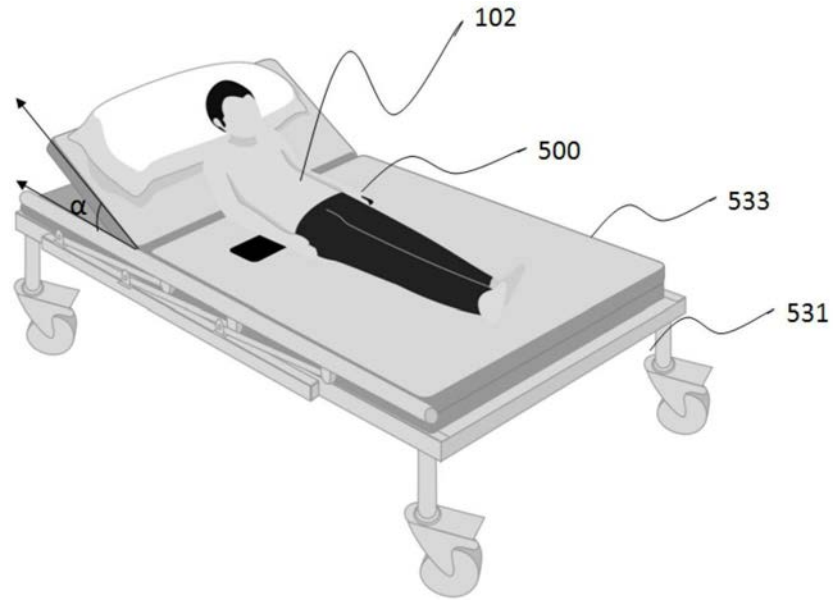


图5c

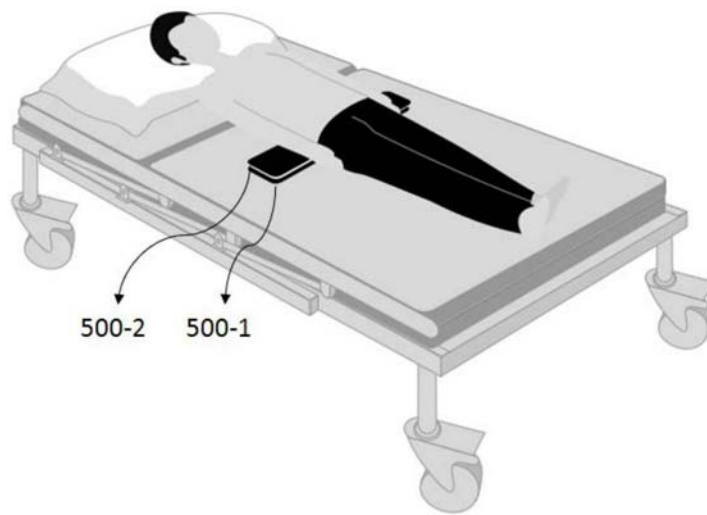


图5d

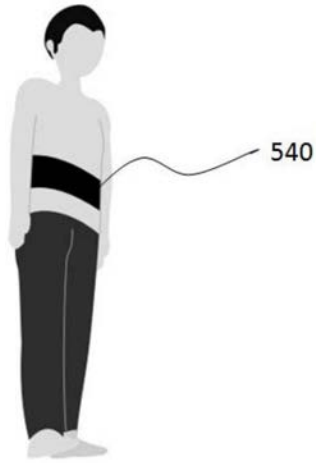


图5e

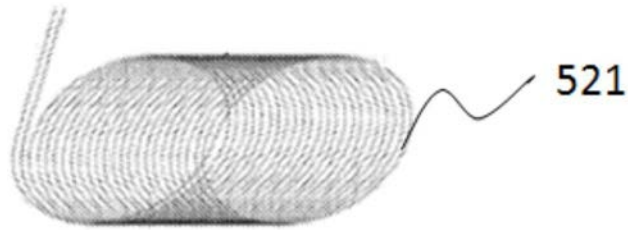


图5f

600



图6

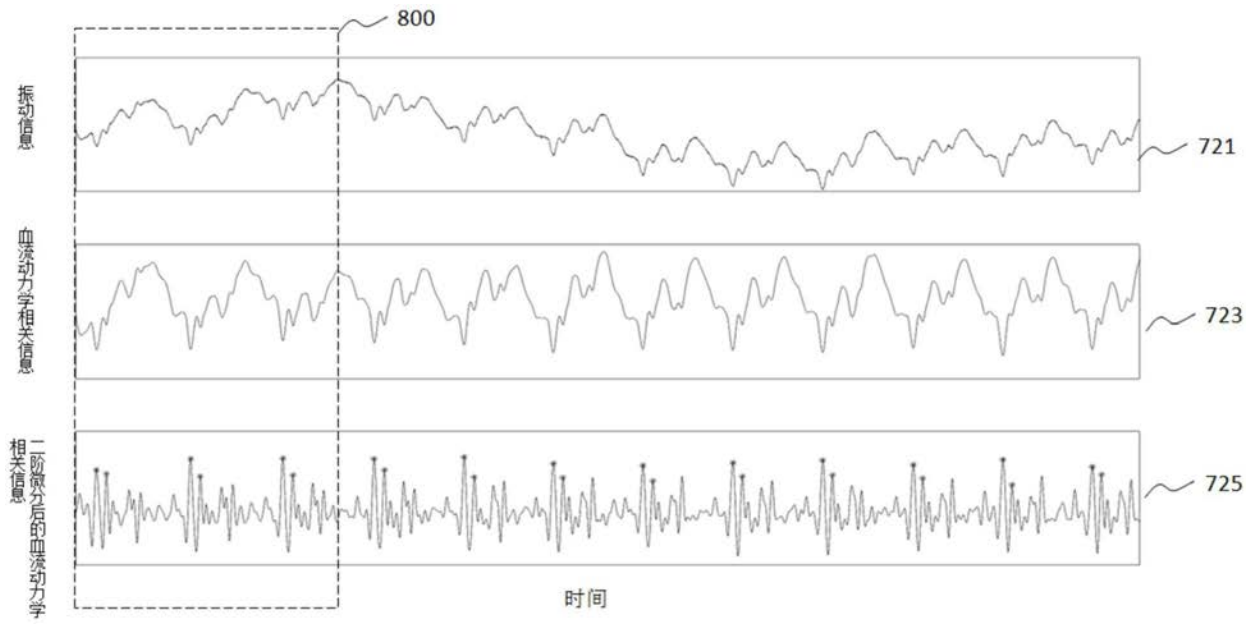


图7

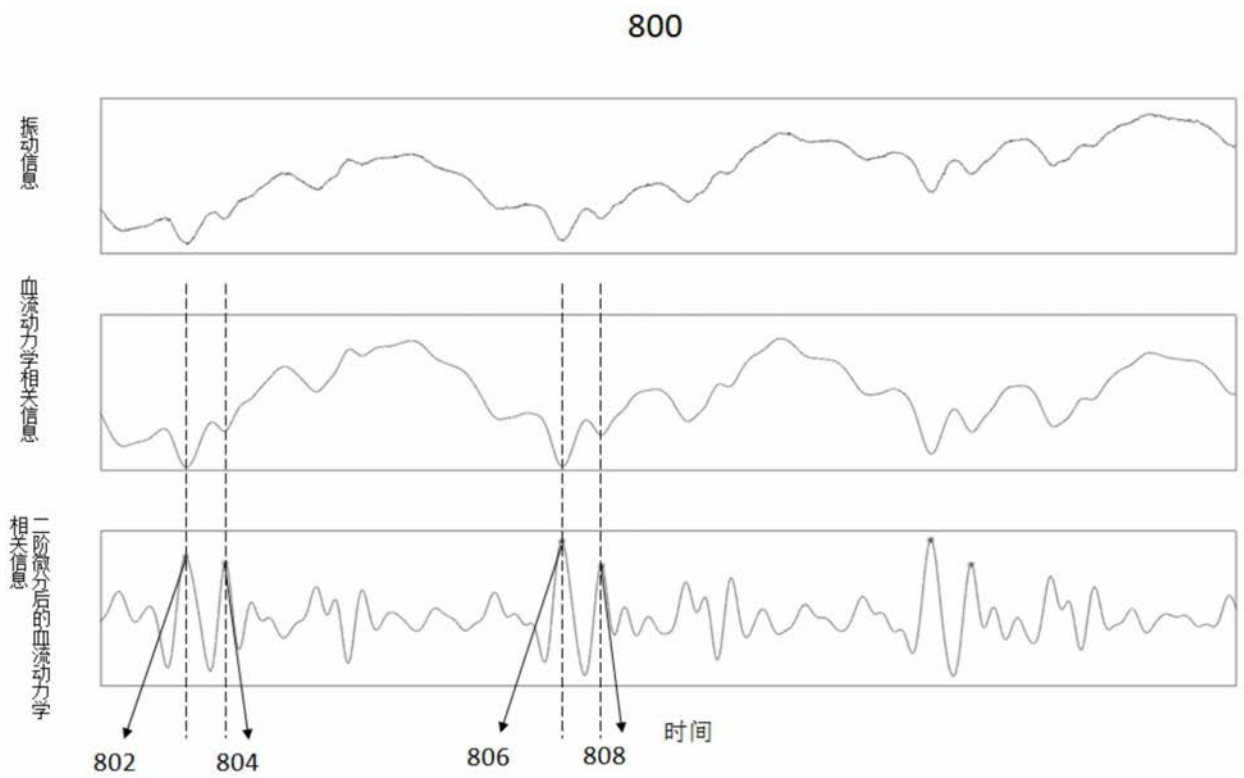


图8

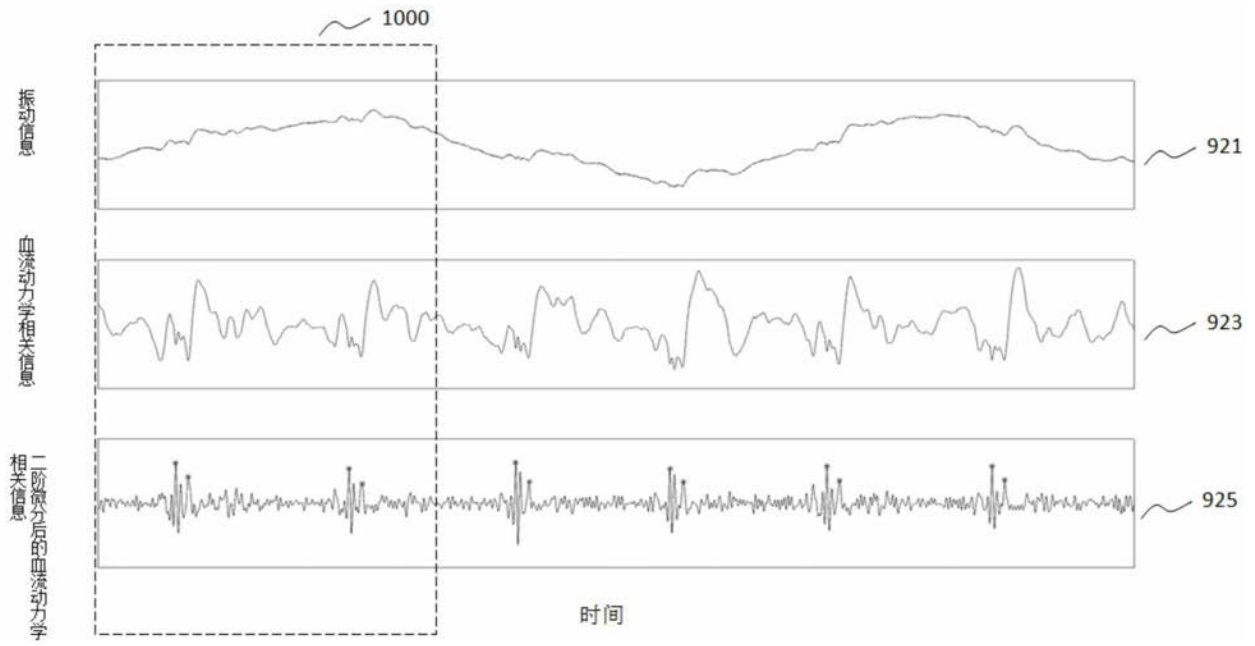


图9

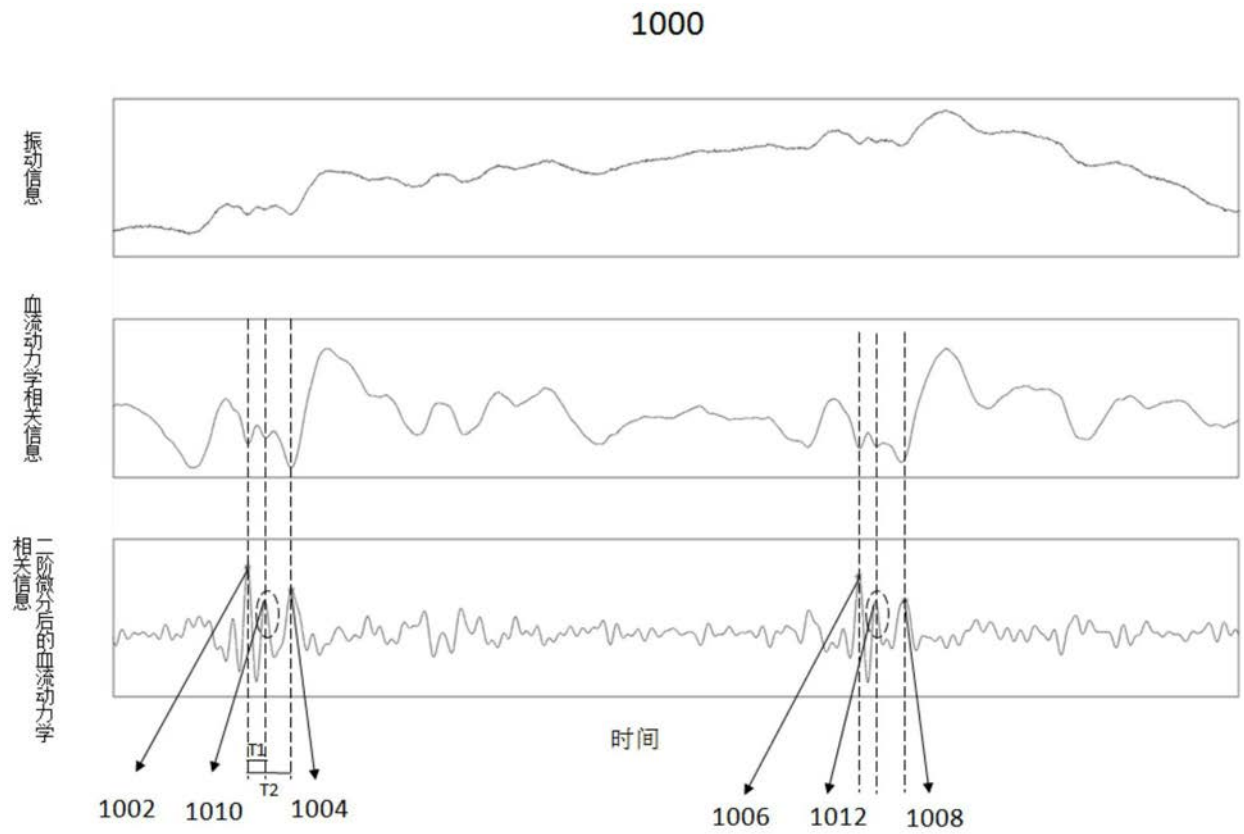


图10

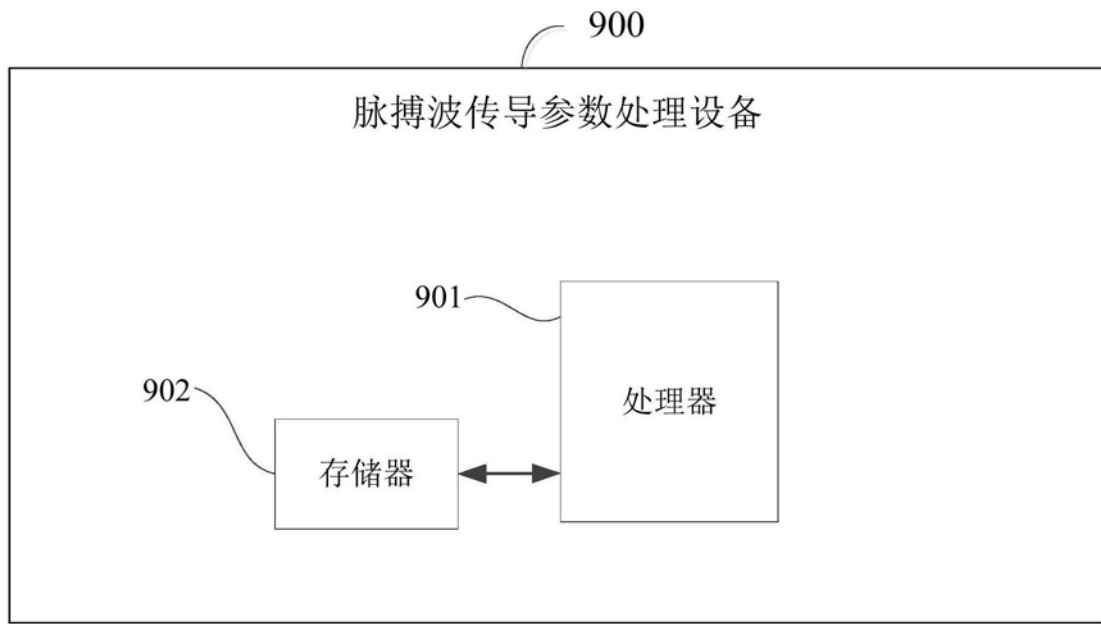


图11

专利名称(译)	一种脉搏波传导参数测量方法和脉搏波传导参数处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN110403580A</a>	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201810404896.8	申请日	2018-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
[标]发明人	庄少春 叶飞		
发明人	庄少春 叶飞		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/6801 A61B5/72 A61B5/7271		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明适用于脉搏波传导参数测量领域，提供了一种脉搏波传导参数测量方法和脉搏波传导参数处理设备。所述方法包括：从被配置为放置于预定位置的一个或多个振动敏感传感器获取对象的振动信息；基于所述振动信息生成血流动力学相关信息；确定所述血流动力学相关信息中的第一特征点和第二特征点，其中，所述第一特征点是与所述对象主动脉瓣打开时间相关的点，所述第二特征点是与所述对象脉搏波到达时间相关的点；和基于所述第一特征点和所述第二特征点确定所述对象的脉搏波传导时间。本发明在无需直接接触人体的情况下测量，并且具有测量精度高、操作简单的优点，能提高测试者的舒适性。

600

