



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105725998 B

(45)授权公告日 2018.08.17

(21)申请号 201610044932.5

A61B 5/107(2006.01)

(22)申请日 2016.01.22

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105725998 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(30)优先权数据

14/933,647 2015.11.05 US

(73)专利权人 香港应用科技研究院有限公司

地址 中国香港新界沙田香港科学园科技大道西二号生物资讯中心三楼

(72)发明人 梁立慧 顾闻博

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有限公司 44223

代理人 江耀纯

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

(56)对比文件

CN 102613966 A,2012.08.01,说明书第38-66段.

US 2005/0228297 A1,2005.10.13,说明书第22-60段,附图1.

CN 101773387 A,2010.07.14,全文.

CN 101677771 B,2011.08.10,全文.

JP H09220206 A,1997.08.26,全文.

Pierre Lantelme et al..White Coat Effect and Reactivity to Stress.

《Hypertension》.1998,第31卷第1021-1029页.

审查员 熊狮

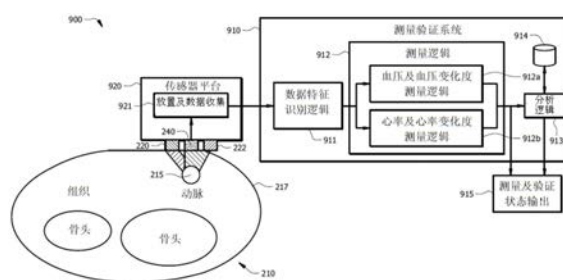
权利要求书3页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

使用心理状态验证进行血压测量的系统

(57)摘要

本发明公开了一种使用心理状态验证进行血压测量的系统。一个实施例确定人体皮肤上的动脉位置并将张力压传感器定位在动脉位置上以进行血压测量,从而获得受检者的压力脉搏数据。依照实施例进行运行时,测量验证系统的测量逻辑可以利用该压力脉搏数据以提取血压数据、心率数据、血压变化度数据、和心率变化度数据。前述这些数据可以用来识别血压测量是否适当且精确地反映受检者的状况。



1. 一种使用心理状态验证进行血压测量的系统,其特征在于,所述系统包括:

压力传感器平台,其用于测量受检者的连续压力脉搏,并且由测量的连续压力脉搏获得受检者的压力脉搏数据,其中所述压力脉搏数据包括与受检者每搏血压数据相关的多个压力波形;

数据特征识别逻辑,其经配置以识别所述多个压力波形的特征点;

测量逻辑,其经配置由所述压力脉搏数据得出血压,并通过使用识别出的多个压力波形的特征点从所述压力脉搏数据中推导出心率变化度数据和血压变化度数据;和

分析逻辑,其经配置以分析所述心率变化度数据和血压变化度数据,并确定是否出现关于受检者的一个或多个心理影响因素,其中所述分析逻辑基于是否出现一个或多个心理影响因素的确定结果,提供关于所述血压测量结果的有效性的信息,当所述分析逻辑确定出现一个或多个心理影响因素时,输出一个表示该血压测量结果无效的信号,或者,当所述分析逻辑确定未出现一个或多个心理影响因素时,输出一个表示该血压测量结果有效的信号;

其中所述系统经配置触发额外一次或多次血压测量,以响应于表示该血压测量结果无效的信号而得到额外的血压测量结果,或者响应于表示该血压测量有效的信号而记录该血压测量结果。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述压力传感器平台包括:

张力压传感器,其中所述张力压传感器被放置到受检者的皮肤上,并施加一个接近受检者血压的压力以用于连续压力脉搏的测量。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述压力传感器平台包括:

光传感器,用于确定血管位置,使得张力压传感器置于受检者皮肤表面上的位置毗邻受检者的桡动脉。

4. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述测量逻辑根据受检者相邻心跳的压力脉搏数据之间的差异,从所述压力脉搏数据中推导出所述心率变化度数据和血压变化度数据。

5. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述测量逻辑还从所述压力脉搏数据推导出受检者的心率。

6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,所述压力脉搏数据是在一个预定时间段内收集得到的,其中所述预定时间段至少为1分钟。

7. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,还包括:

受检者的基准心率变化度数据和基准血压变化度数据的数据库,其中所述分析逻辑将推导出的受检者的心率变化度数据和血压变化度数据与所述基准心率变化度数据和基准血压变化度数据进行比较,从而确定是否出现关于受检者的一个或多个心理影响因素。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,如果所述推导出的心率变化度数据比所述基准心率变化度数据高出一个第一心率变化度方差度量值 T_{HRV1} ,且所述推导出的血压变化度数据比所述基准血压变化度数据高出一个血压变化度方差度量值 T_{BPV} ,那么所述分析逻辑确定受检者出现白大褂效应,其中所述白大褂效应是所述一个或多个心理影响因素中的其中一个心理影响因素。

9. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,如果所述推导出的心率变化度数据比所述

基准心率变化度数据低了一个第二心率变化度方差度量 T_{HRV2} ,且所述推导出的血压变化度数据比所述基准血压变化度数据高出一个所述血压变化度方差度量 T_{BPV} ,那么所述分析逻辑确定受检者出现精神压力,其中所述精神压力是所述一个或多个心理影响因素中的一个心理影响因素。

10. 一种使用心理状态验证进行血压测量的系统,其特征在于,所述系统包括:

压力传感器平台,其用于测量受检者的连续压力脉搏,并从所述测量的连续压力脉搏获得压力脉搏数据,其中所述压力脉搏数据包括与受检者每搏血压数据相关的多个压力波形;

数据特征识别逻辑,其经配置以识别所述多个压力波形的特征点;

测量逻辑,其经配置以从所述压力脉搏数据内的每搏差异计算心率变化度数据和血压变化度数据,其中通过识别所述多个压力波形的特征点,进行血压测量;

分析逻辑,其经配置以分析所述计算得到的心率变化度数据和血压变化度数据,并确定受检者是否出现一个或多个心理影响因素,其中根据是否出现一个或多个心理影响因素的确定结果,所述分析逻辑提供关于所述血压测量结果的有效性的信号,其中当确定受检者出现一个或多个心理影响因素时,所述信号表示该血压测量结果无效,或者,当确定受检者未出现一个或多个心理影响因素时,所述信号表示该血压测量结果有效;和

其中所述系统触发额外一次或多次压力脉搏测量,以响应于表示该血压测量结果无效的信号而得到额外的血压测量结果,或者响应于表示该血压测量有效的信号而记录该血压测量结果。

11. 根据权利要求10所述的系统,其特征在于,所述压力传感器平台包括:

张力压传感器,其中所述张力压传感器被放置到受检者的皮肤表面,并施加一个接近受检者血压的压力以用于连续压力脉搏的测量,其中所述压力传感器平台包括:

光传感器,用于确定血管位置,使得张力压传感器置于受检者皮肤表面上的位置毗邻受检者的桡动脉。

12. 根据权利要求10所述的系统,其特征在于,所述测量逻辑还从所述压力脉搏数据推导出受检者的心率,其中所述血压测量是从所述压力脉搏数据计算得到的。

13. 根据权利要求10所述的系统,其特征在于,还包括:受检者的基准心率变化度数据和基准血压变化度数据的数据库,其中所述分析逻辑将计算出的受检者的心率变化度数据和血压变化度数据与所述基准心率变化度数据和基准血压变化度数据进行比较,从而确定是否出现关于受检者的一个或多个心理影响因素;其中如果所述计算出的心率变化度数据比所述基准心率变化度数据高出一个心率变化度方差度量,且所述计算出的血压变化度数据比所述基准血压变化度数据高一个血压变化度方差度量,那么就确定受检者出现白大褂效应,其中所述白大褂效应是所述一个或多个心理影响因素中的一个心理影响因素。

14. 根据权利要求10所述的系统,其特征在于,还包括:受检者的基准心率变化度数据和基准血压变化度数据的数据库,其中所述分析逻辑将计算出的受检者的心率变化度数据和血压变化度数据与所述基准心率变化度数据和基准血压变化度数据进行比较,从而确定是否出现关于受检者的一个或多个心理影响因素;其中如果所述计算出的心率变化度数据比所述基准心率变化度数据低一个心率变化度方差度量,且所述计算出的血压变化度数据比所述基准血压变化度数据高一个血压变化度方差度量,那么就确定受检者出现精神压

力,其中所述精神压力是所述一个或多个心理影响因素中的一个心理影响因素。

使用心理状态验证进行血压测量的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量,特别涉及利用心理状态验证进行血压测量。

背景技术

[0002] 张力法血压测量是一种非侵入性方法,能连续监测血压(BP)并获得额外心血管参数,如动脉硬化程度、心输出量和每搏输出量。在进行这种测量之前,需要在人体皮肤上找到一个精确的动脉位置。

[0003] 如在US8597195中,在皮肤上使用单个压力传感器搜索动脉位置。在搜索过程中,传感器施加在皮肤上的压紧压力需要保持恒定。但是,由于被测量的人体表面是弯曲不平的,如人的腕部,因此传感器需要精确并动态地调节其位置以在搜索期间保持恒定的压紧压力。这就需要很长的搜索时间。US7771361和US20100286538建议使用一个阵列的光学和压力传感器以按压在皮肤上,从而找到动脉位置。虽然搜索时间较短,但是动脉位置的精度会受到传感器尺寸的限制。只能使用小尺寸的传感器来获得高精度,但实施成本高昂。

[0004] 在如通过使用前述张力传感器装置而获取血压测量值后,会建立一个采用该测量值的医生和更高血压读数之间的关系。这个关系被称为“白大褂效应(white coat effect)”或“白大褂高血压(WCH,white coat hypertension)”。白大褂效应被认为是当医生进行检查时被检者更紧张的结果,就是被检者让医务人员测量血压时,血压会比不受此效应影响时高20mm Hg(收缩压)和/或10mm Hg(舒张压)。因此,确定血压测量数据是否正确并准确地反映了被检者的情况、并没有受诸如白大褂效应现象影响,是非常重要的。

[0005] 在本领域中已经有方法分析心脑血管应激性和精神压力之间关系。例如,美国专利申请公开号US2008/0081963描述了一种方法分析个体应激性和精神压力对血管功能不利影响之间的关系。该披露的方法使用一个袖带式血压传感器以测量个人身体某个位置上的血压,并使用一个光电容积脉搏波(PPG)传感器以测量个人身体不同位置上的血流量数据,从而并不提供直接并准确与血压数据相关联的数据(即测量得到的数据在被感测位置上去耦)。此外,由于在血压测量期间血压袖带会限制血流量,PPG传感器并不能在进行血压测量时同时测量血流量数据,从而也要将测量得到的数据在时间上去耦(即在被感测时去耦)。操作时,该方法监控个体在精神压力挑战期间精神压力水平的变化和血管功能水平的变化,并将精神压力水平的变化与血管功能水平的变化关联起来,以分析个体应激性和精神压力对血管功能不利影响之间的关系。但是,该方法不能用来确定血压测量数据是否适当且精确地反映受检者的状况、并没有受诸如白大褂效应现象影响,仅仅将精神压力的影响与血压形成关联。

[0006] 也已经和其它方法来监视生理指标的变化以启动血压测量。例如,美国专利申请公开号US2013/0158417描述了一种非侵入性地确定血压的方法,其通过从个体提取生理指标(其中该生理指标是个体交感神经活性的指标),来监视生理指标的变化,并在该变化满足一个预定条件时指示血压测定单元启动血压测定。该方法使用一个PPG传感器放在被检者身体某个位置上,并使用ECG传感器放在被检者身体其他位置上以测量心率数据,以及使

用一个血压传感器放在被检者身体另一个静止位置上以测量血压数据,因此,测量得到的数据在被检位置上去耦。操作时,该方法在确定监视的生理指标变化满足预设条件之后启动血压测量,因此将检测值在被检时间上去耦。该方法和之前描述的方法一样,不会确定血压测量数据是否适当且精确地反映受检者状况、并没有受诸如白大褂效应现象影响,只是根据生理指标的某些变化来控制血压测量。

[0007] 还有其它方法来确定内皮依赖性血管舒张功能。例如,美国专利号US8187196描述了一种系统,其具有多个布置在个体不同位置上的传感器,以从传感器所提供信号中提取脉搏波时间参数。然后,该系统的频谱分析仪分析脉搏波的时间参数以导出一个频率分量,其表示个人的内皮依赖性血管舒张功能。与上述方法一样,该方法不会确定血压测量数据是否适当且精确地反映受检者状况、并没有受诸如白大褂效应现象影响,只是根据生理指标的某些变化来控制血压测量。

发明内容

[0008] 本发明的一个方面是一种确定活体皮肤上动脉位置并将张力压传感器放置在动脉位置上的方法。在该方法里,进行一次非接触式光学搜索和一次接触压力搜索。在非接触式处理里,使用一个具有光源和光检测器的光学传感单元,用以沿着一扫描路径扫描皮肤,从而确定扫描路径内的一个搜索区域,所述搜索区域就是预测动脉位于其下。然后,通过一个沿着搜索区域扫描压力传感器的接触式处理,在搜索区域内找到动脉位置。

[0009] 非接触式处理还确定一个表示扫描路径曲率的高度轮廓。通过高度轮廓提供的曲率信息,能够引导压力传感器的扫描。

[0010] 在非接触式处理中,光学传感单元使用由光源产生并设置进行血液感应的光束,沿着扫描路径逐步扫描皮肤,同时光学探测器测量从皮肤和皮肤下部分所反射的光束的瞬时功率能级,从而在扫描完成后获得一个时间序列的测量的功率能级。根据该时间序列的测量的功率能级,在扫描路径内搜索并确定搜索区域。在扫描期间,控制光传感单元的位置,在本单元和扫描路径之间保持一个预定距离,消除滋扰因素以获得该时间序列的测量功率能级。在完成扫描之后,获得该单元坐标的时间历程,并由此导出高度轮廓。

[0011] 在扫描皮肤期间,光源与扫描路径之间的瞬时距离最好通过已经测量的一个或多个所选择的瞬时功率能级来估计,从而能反馈-控制该单元的位置,并在该单元和扫描路径之间保持预定距离。

[0012] 在接触式处理中,压力传感器放置在搜索区域上,并施加一个在预设压力范围内的压紧压力。根据高度轮廓,确定压力传感器将直接移动到搜索区域的第一初始坐标,通过微调压力传感器在第一初始坐标周围的位置,保持压紧压力。接着,压力传感器逐渐沿着搜索区域扫描以测量动脉产生的压力脉搏振幅,从而在完成扫描之后获得一个序列的测量振幅。在扫描期间,根据高度轮廓,确定压力传感器将移动到搜索区域的多个第二初始坐标。在搜索区域内,从所述序列的测量振幅确定动脉位置,从而使压力传感器能位于动脉位置上进行血压测量。

[0013] 通过包含一个压力传感器、一个光源和一个光学探测器,可以形成一个张力BP监控装置,并通过对装置进行设置以依照本发明披露的方法确定动脉位置并将压力传感器安置其上。

[0014] 本发明的一个方面是提供有效且精确地测量心理影响因素的技术,如白大褂效应和精神压力,其可能影响或反向影响生物特征测量,如血压测量。例如,本发明的测量验证系统可以使用上述压力传感器以获得受检者的压力脉搏数据。运行时,测量验证系统的测量逻辑可以利用该压力脉搏数据以提取血压数据、心率数据、血压变化度数据、和心率变化度数据,其中所有这些数据是依照本发明从受检者相同位置同时进行的测量导出(即不同度量既不是在不同时间收集也不是从受检者身体的不同位置获得)。前述数据可以用来识别血压测量是否适当且精确地反映受检者的状况。例如,测量验证系统的分析逻辑可以将受检者的心率变化度数据和血压变化度数据与基准数据进行比较,从而确定血压数据的有效性(如确定血压数据是否受一个或多个心理影响因素影响,如白大褂效应和精神压力)。

[0015] 本发明的其他方面通过以下实施例描述而公开。

附图说明

[0016] 图1显示本发明典型方法步骤;

[0017] 图2显示确定动脉位置的一个装置;

[0018] 图3是由非接触光学搜索获得的一个高度轮廓的例子;

[0019] 图4显示光学探测器所探测的脉搏振幅的AC分量的一个例子,表明如何可由AC分量确定动脉位置;

[0020] 图5是从在接触式压力搜索中获得的原始数据确定动脉位置的一个例子;

[0021] 图6提供第一流程图作为一个例子,以说明如何通过接触式压力搜索确定动脉位置;

[0022] 图7提供第二流程图,在接触式压力搜索中确定动脉位置的另一个例子;

[0023] 图8是一个显示在确定动脉位置之后如何确定一个压紧压力优选值的例子;

[0024] 图9显示一个系统,其根据本发明实施例提供有关生物特征测量的心理状态验证;

[0025] 图10显示一个压力脉搏信号的例子,其可以被本发明实施例的心理状态验证系统利用;

[0026] 图11显示心率变化度,其表示受检者心脏每一心跳脉搏的变化;

[0027] 图12显示血压变化度,其表示受检者血压的每一心跳变化;

[0028] 图13显示本发明实施例的心理状态验证系统运行的高阶流程图。

具体实施方式

[0029] 在说明书和所附权利要求中所使用的多个数据的“DC分量”是指数据的平均值。一序列初始数据的“AC分量”是指一序列计算数据,该计算数据中的每个数据都是一个初始数据减去该序列初始数据的DC分量。

[0030] 如果用单个压力传感器在皮肤上搜索动脉位置,那么需要通过微调传感器的位置以保持传感器施加在皮肤上的一个预设压紧压力。人体皮肤表面的弯曲不平使压力传感器必须测试多个细微位置,以验证是否施加了期望的压紧压力,因此大大地增加了搜索时间。本发明通过以下方式减少搜索时间:将搜索分为第一阶段和第二阶段,第一阶段通过非接触式光学搜索确定一个搜索区域,以便大致确定动脉位置;第二阶段为接触式压力搜索,用于精细地确定搜索区域内的动脉位置。由于第一阶段为非接触式处理,因此仅需要在第二

阶段检测是否施加了期望的压紧压力。为了进一步减少搜索时间,第一阶段还会绘制皮肤表面的曲率图,并且在第二阶段使用该曲率图,以使得压力传感器在扫描搜索区域过程中能够快速放置在皮肤上并追随皮肤表面的变化,从而使得精细定位压力传感器用于压紧压力验证的次数得以最小化。

[0031] 本发明的一个方面是提供一种在活体皮肤表面确定动脉位置并将张力压力传感器放置在动脉位置上测量活体BP的方法。活体可以是人,在很多医疗检查的实例中,可以将待搜索的动脉位置限制于人手或腕部的皮肤区域。但是,本发明并不仅限于人手腕部的定位动脉。本发明能够应用于人体的其他部分,如颈部。活体也可以是诸如马的动物。

[0032] 示例性地通过图1所示的步骤来说明该方法。该方法利用一个具有光源和光学探测器的光学传感单元。该方法包括一个非接触式光学搜索步骤和一个接触式压力搜索步骤。首先非接触式过程110使用光学传感单元沿着皮肤上的扫描路径扫描皮肤,以确定扫描路径内的搜索区域。所述确定的搜索区域,就是预测动脉位于该搜索区域内。非接触式过程110同时还确定扫描路径的高度轮廓。高度轮廓是在绘制扫描路径曲率时获得的一个图,表示沿着扫描路径的距离-高度关系。高度轮廓的其中一种形式,是由一组坐标表示,其描述了沿着扫描路径的皮肤的二维几何位置。高度轮廓的一个例子如图3所示。在非接触式过程110完成之后,进行接触式过程120,沿着搜索区域扫描压力传感器,在搜索区域内搜索动脉位置。该扫描由高度轮廓所提供的曲率信息引导。也就是说,高度轮廓提供了在扫描期间压力传感器移动至下一个位置的坐标,从而使得压力传感器在扫描时紧密地跟随皮肤的曲率。注意,非接触式过程110和接触式过程120分别用于如上所述的非接触式光学搜索和接触式压力搜索。之后,在步骤130,压力传感器移动至动脉位置并定位其上以便进行BP测量,然后到步骤140,确定一个优选的压紧压力并施加该压紧压力到皮肤上。

[0033] 图2示例性地说明两个过程110、120,图2显示了找到动脉位置236的过程。为了方便说明,使用腕部210作为例子,搜索其中的动脉215;本发明并不限于仅识别人腕部上的动脉位置。

[0034] 在非接触式过程110中,一个包括光源220和光学探测器222的光学传感单元221,使用光源220产生并设置用来进行血液感应的光束224,沿着活体皮肤217上的扫描路径230逐步地扫描活体皮肤217,同时光学探测器222测量反射光225的瞬时功率能级,反射光225是光束224从皮肤217及皮肤下身体组织反射的一部分。光束224最好包括红外光成分,能够对血液的光学吸收产生响应。扫描完成之后,获得一个时间序列的测量的功率能级,据此能够在扫描路径230内确定一个搜索区域235。

[0035] 在实际的实施中,扫描通常是沿着X方向203进行的,即参考水平方向。对于人的腕部210,对扫描路径230,X方向203上15mm至20mm的直线扫描距离232通常已足以搜索动脉215,通常动脉215的直径是2mm到3mm。尽管这是动脉215的尺寸,但有效的测量范围仅为0.5mm左右。

[0036] 如前所述,通过光学传感器找到动脉位置236的精度是由光学传感器的尺寸确定的。为了避免需要一个超小的光学传感器,实践中,搜索区域235可以设置在3mm至4mm的长度。如果选择一个3mm至4mm的搜索长度,那么光束224最好准直为一个不大于2mm的光束。

[0037] 由于非接触式扫描,在光学传感单元221和皮肤表面217之间有一个间隙227。注意,光学探测器222测量的瞬时功率能级会受到间隙227的距离影响。如果该距离在扫描期

间发生变化,那么这种波动就会在获得测量功率能级中引入一个有害因素,使得对功率能级的时间序列进行分析变得困难。因此,在扫描期间,需要控制光学传感单元221的位置以在单元221和扫描路径230之间Z方向204(即参考垂直方向)上保持一个预定距离,从而消除该有害因素。在一个实施例中,该预定距离在1mm至2mm之间。保持该距离的另一个优点是:在扫描完成之后,获得单元221行进的坐标的时间历程,并且能从其导出扫描路径230的高度轮廓。

[0038] 通过使用诸如基于激光的技术来测量间隙227的长度,可以控制光学传感单元221,以保持其距皮肤表面217的预定距离。尽管如此,除了识别搜索区域235,也可以使用光学传感单元221来测量间隙227的长度变化,从而减少实施成本。首先注意到,吸收光束224的人体组织包括血液、组织和骨骼,在不同的时间段脉搏血流行进经过动脉215。也应该注意到,在所测量的功率能级的时间序列上,脉搏血流的运动会产生一个随时间变化的分量,即AC分量。从该时间序列中除去AC分量就能够获得DC分量,其是由组织、骨骼和静脉里的非脉搏血流以及间隙227距离而确定的。由于皮肤反射主导DC分量,其随着间隙距离的增加快速衰减,因此间隙227的距离可以通过DC分量进行估计。

[0039] 由此可以确定,在皮肤217的扫描期间,通过借助已经测量出的一个或多个经选择的瞬时功率能级,以估计光源220距扫描路径230的瞬时距离,然后在反馈控制环路中使用该估计的瞬时距离来调节单元221的位置,那么保持光学传感单元221和扫描路径230之间的预定距离是可以实现的。优选地,根据由一个或多个经选择的瞬时功率能级而计算出的DC分量,来估计瞬时距离。

[0040] 在通过反馈控制环路保持间隙127的预定距离时,单元221行进坐标的时间历程被记录下来。图3显示由该时间历程所计算出的高度轮廓的一个例子,其是根据前述DC分量所计算出的瞬时距离而获得的。

[0041] 图4显示通过计算一个时间序列410的所测量的功率能级的AC分量来确定一个搜索区域420的例子。沿着X方向203位置上AC分量的波动变化是由于脉搏血流通通过动脉215而引起的。可从时间序列410计算出一个包络波430。包封住包络波430中最大波幅的-3mm的窗口被选择为搜索区域420。

[0042] 在接触式过程120中,压力传感器240在Z-方向204上移动,以一个在预设压力范围内设定的压紧压力放置在搜索区域235上。该压力范围可以被设置为某一标称值(nominal value)附近的小范围。该标称值是压紧压力的一个期望值。一般而言,该期望值可以从30mmHg至100mmHg范围内选择的一个数值。例如,该期望值可以被设置成50mmHg。在标称值附近的小范围是一个宽容度,在该宽容度内,由压力传感器240施加的压紧压力被容许有一个小变化。压力传感器240放置在或直接移动到搜索区域235上的一个XZ坐标被称为第一初始坐标,并由高度轮廓确定。然后,通过在初始坐标附近沿着Z-方向204细微调整压力传感器240的位置而达到该压紧压力。其后,驱动压力传感器240沿着搜索区域235逐步地扫描以测量动脉215产生的压力脉搏振幅。在扫描完成之后,获得一个时间序列的测量的压力脉搏振幅。在沿着搜索区域235进行扫描期间,根据高度轮廓确定压力传感器240将移至的多个XZ坐标,这些XZ坐标被称为第二初始坐标。在搜索区域235内,由所获时间序列的测量振幅来确定动脉位置236。

[0043] 在图5所示的一个方法中,通过曲线拟合方法处理测量的振幅原始数据以形成一

个平滑曲线510,从该平滑曲线510找出一个最大点525。由于实施的限制,压力传感器240可能无法精准放置在最大点525的X位置上,所以动脉位置236可以是从包封最大点525的-0.5mm的窗口520(以上提及的有效测量范围)中选择一个位置。

[0044] 图6描述如何通过接触式过程120确定动脉位置236的一个例子。在压力传感器240沿着搜索区域235扫描期间,当压力传感器240到达任何一个第二初始坐标时,如图6中的 (X_1, Z_1) 、 (X_2, Z_2) 和 (X_n, Z_n) ,在Z方向204上细微调整压力传感器240的位置,以保持压紧压力处于预定压力范围内。

[0045] 图7给出了接触式过程120的另一个例子。与图6中所示的那个不同,当移动到任何一个第二初始坐标时,不会检查压紧压力。使用一个算法710(本文中作为一个例子而提到)来调节所测量振幅的数值,以补偿压紧压力的变化。

[0046] 在确定动脉位置236并将压力传感器240放置其上之后,通过确定压紧压力的一个优选值并施加该优选压力值在动脉位置236上,可以执行一个优化步骤,如上所述的可选步骤140。该优化步骤是逐步增加或降低压紧压力,同时压力传感器240在多个时间段上测量压力脉搏振幅。借助图8来描述一个计算优选压力值的方法。在图8里,通过一个曲线拟合方法,从压力脉搏振幅的原始数据得到一个平滑曲线810。在曲线810上找出最大点820,其是优选压力值。在获得优选值之后,在Z-方向204上细微调整压力传感器240的位置,从而施加该优选值压力在动脉位置236上。

[0047] 如图2所示,可以将压力传感器240和光学传感单元221集成一个单集成单元,从而可以使用一个驱动器260在参考水平方向(X-方向203)和参考垂直方向(Z-方向204)上移动该单集成单元。或者,压力传感器240和光学传感单元221也可以是各自独立的单元,以便使用包括多个致动器的致动装置。或者,压力传感器240、光学传感单元221和驱动器260可以集成为一个单一单元,能够在参考水平方向(X-方向203)和参考垂直方向(Z-方向204)上移动。

[0048] 很显然,用于测量活体BP的张力BP监控设备是可以通过包含压力传感器、光源和光学探测器而实现,以及根据本发明所公开方法使用该设备来确定活体皮肤上动脉的位置并将压力传感器放置在动脉位置上。

[0049] 本发明实施例提供实例运行以有效且精确地测量心理影响因素,该心理影响因素会影响生物特征测量,如前述的血压测量。例如,本发明实施例能运行识别心理影响因素的出现,如白大褂效应和精神压力。运行时,前述的压力传感器240,放置在前述动脉215附近,用来测量受检者的血压。但是,受检者血压可能受一个或多个心理影响因素影响,从而使血压测量不准确或不能代表受检者真实生理状态。因此,依照实施例提供一种符合此概念的测量验证系统,以识别何时出现一个或多个会影响测量值的心理影响因素。为了有效且精确地确保探测到心理影响因素,实施例同时使用同一传感器用于将被验证的测量(即与传感时间和传感位置相关)。

[0050] 图9显示一个生理状态验证系统900的实施例,该系统运行以提供有关生物特征测量的生理状态验证。图9所示的生理状态验证系统900包括图2的传感器平台,其依照本发明实施例测量心理影响因素。所示传感器平台920(包括上述的光源220、光学探测器222、和压力传感器240)将压力传感器240放置在位(如上述施加预设压紧压力与受检者的皮肤接触),以连续收集血压数据。例如,放置和数据收集逻辑921可以控制一个或多个致动器定位

传感器平台,使用非接触式光学搜索,粗略找到动脉位置,然后在第二阶段使用接触式压力搜索来精确找到动脉位置,如上所述。此后,数据收集逻辑921可以从压力传感器240收集数据,并使用(如从压力传感器240接收信号,可能对信号进行滤波或处理,如集合信号、数字化信号、转换信号等,因为其他功能用于进一步处理)。这些数据可以提供给测量验证系统910(如原始数据、滤波数据、被数字化的数据、或被处理的数据等),用于确定和/或报告测量的血压。依照本实施例运行时,数据特征识别逻辑911、测量逻辑912、和分析逻辑913利用由数据收集逻辑921提供的数据,来测量一个或多个生物特征属性,并识别何时出现一个和多个心理影响因素,其可能会影响到测量。

[0051] 图10显示由压力传感器240提供的一个压力脉搏信号(显示为信号1000)的三个周期(在此称为压力波形)的例子。应该注意到,压力脉搏信号1000可以是由压力传感器240提供的电压(V)单位。依照本发明的概念,数据收集逻辑921、数据特征识别逻辑911、测量逻辑912和/或分析逻辑913可以将压力脉搏信号1000转换成一个或多个其他度量单位,用于测量和/或验证运算。

[0052] 根据压力传感器240和/或受检者的校准结果,测量逻辑912中的血压逻辑912a可以将压力脉搏信号1000从电压值转换成绝对压力值(如mmHg值)。因此,根据实施例,连续血压值(BP)可以表示为 $BP = a * V + b$,其中系数a可以由压力传感器240的灵敏度和受检者的组织反应而确定,而系数b可以由受检者的组织反应而确定。分别使用压力脉搏波峰(如压力波峰1001a、1001b、1001c等)和波谷(如压力波谷1002a、1002b、1002c等),血压逻辑912a可以确定收缩压和舒张压(SBP和DBP)。

[0053] 通过连续监控压力传感器信号,测量验证系统910可以确定心率。例如,数据特征识别逻辑911可以识别数据收集逻辑921提供的压力脉搏信号压力波形的特征点,例如波峰和/或波谷。测量验证系统910的心率逻辑912b可以根据检测到的一段时间内的信号压力波峰(如压力波形的压力波峰1001a、1001b、1001c等),来确定受检者的心率。例如,如图10所示,可以探测到在时间t1、t2和t3有压力波峰1001a、1001b和1001c,从而第一和第二心跳周期的时间间隔可以分别确定为 $t_2 - t_1$ 和 $t_3 - t_2$ 。心率则可以是由心跳周期的时间间隔的倒数而确定。或者,心率可以根据压力脉搏波谷(压力波形的压力波谷1002a、1002b、1002c)的时间间隔或压力脉搏信号1000的任何其它周期性特征点进行计算。测量验证系统910提供这些数据到分析逻辑913和/或输出915,用于运算。

[0054] 在图9所示的测量验证系统910连接到输出915以提供血压测量验证数据。例如,当测量验证系统910确定出现一个会影响血压测量的心理影响因素,那么提供一个表示该测量无效的信号给输出915(例如使输出915不报告该次血压测量,而报告一个有关该次血压测量的警示或其它可疑性指示,并触发额外一次或多次血压测量等)。或者,如果测量验证系统910确定该心理影响因素不会影响血压测量,那么就提供一个表示该次测量有效的信号给输出915(例如允许输出915报告该次血压测量,报告有关该次血压测量的同意或其它可靠性指示,使该次血压测量被记录下来,如记录在数据库中用以建立受检者的基准指标等)。

[0055] 依照本发明实施例,使用血压变化度数据和心率变化度数据,可以测量或识别心理影响因素。以下表格说明在血压变化度、心率变化度、和心率对受检者受到白大褂效应和精神压力之间的对应关系。例如,精神压力的出现可能伴随着受检者心率变化度低于受检

者的基准心率变化度。另一个例子,白大褂效应的出现可能伴随着受检者血压变化度高于受检者的基准血压变化度,并且受检者的心率变化度高于受检者的基准心率变化度。

[0056]

心理影响因素	血压变化度 (BPV)	心率变化度 (HRV)	心率 (HR)
--------	----------------	----------------	------------

[0057]

白大褂效应	↑	↑	--
精神压力	↑	↓	↑

[0058] 测量验证系统910包含数据特征识别逻辑911、测量逻辑912、和分析逻辑913,其中测量逻辑912包括血压逻辑912a和心率逻辑912b。实施例运行时,测量逻辑912可以使用从压力传感器240获得的数据(也即是由数据收集逻辑921提供的),以导出或提取一组数据由分析逻辑913使用,来测量心理影响因素,确定出现的心理影响因素是否会影响该次测量(如血压测量)。依照实施例运行时,压力脉搏数据被提供给测量逻辑911(如由压力传感器240提供的压力脉搏信号,和/或由数据特征识别逻辑911提供的压力波峰和压力波谷数据),以测量一个或多个生物特征属性,并识别何时出现一个或多个会影响测量的心理影响因素。这些压力脉搏数据也被血压逻辑912a使用,以提取血压数据(如上所述)以及提取血压变化度数据(如以下详细叙述)。同样,这些压力脉搏数据也被心率逻辑912b使用,以提取心率数据(如以上所述)以及提取心率变化度数据。由此,使用相同的压力脉搏数据,可以进行血压测量也能导出心率数据、血压变化度数据、和心率变化度数据,使用后者的数据可便于进行分析以提供一个血压测量有效的可靠性指示。例如,为了提取心率数据、心率变化度数据、和血压变化度数据,需要连续监控血压脉搏数据一段时间(如至少1分钟)。

[0059] 这里使用的心率变化度数据,是表示受检者心脏的每一心跳脉搏率变化的一个度量。该变化度是由每一心跳时间差表示。这种每一心跳时间变化在图11A和图11B由PP₁和PP₂表示。图11A的信号1100是一个连续压力脉搏信号的例子,其包括多个压力波形,由压力传感器240提供,图11A的信号1110是一个该心跳对应的电子脉冲曲线图。心率变化度可以由测量逻辑912的心率逻辑912b利用每一波峰数据(例如通过数据特征识别逻辑911,识别一个连续压力脉搏信号中每个脉搏的压力波形的压力波峰而提供的每一波峰数据)而确定。例如,用于提供心率变化度数据的PP₁和PP₂可以被确定为PP₁=T_b-T_a和PP₂=T_c-T_b,其中T_a、T_b和T_c是从压力脉冲信号由数据特征识别逻辑911识别出的波峰的时间。该心率变化度数据可以通过离散傅里叶变换从时域(如图11B所示)转换成频域(如图11C所示)。总频谱功率可以用作评估该变化度的参数。例如,对于血压正常的人,在测试期间,总频谱功率应该是675ms²/Hz,而处于精神压力和白大褂效应时,其总频谱功率可能会分别变成460ms²/Hz和920ms²/Hz。或者,可以使用平均心率周期的标准差或小波函数变换来产生心率变化度的参数。

[0060] 为了确保所提取的心率变化度数据的可靠性,可以收集压力脉搏一段时间(如3分钟)。因此,实施例要确保桡动脉/血管(如图9的动脉215)不被遮挡,因为压力脉搏数据是从桡动脉/血管收集的,所以压力传感器240要放置到位,并施加作用力以提供数据,由此依照

本概念可以提取心率变化度数据。例如,为了提供脉搏波峰(其精确地对应心跳的实际电子脉冲),测量验证系统910利用精确放置在动脉215上方的传感器240,由此进行测量。传感器的精确放置能够提供比较锐利、清晰确定的压力波峰和/或波谷,每个都对应单次心跳。如果没那么精确放置传感器(如通过传统的放置方法),就会导致在锐度上不太明确的波峰和/或波谷(如圆形或截断峰),从而很困难或不可能精确地确定波峰与波峰之间的距离。而且,不那么精确放置传感器可能还会导致其它潜在欺骗性的压力影响(如来自其它、附近动脉、附近静脉、肌肉运动的脉动等),其被收集作为压力脉搏信号,使得更困难或不可能精确地确定波峰与波峰之间的距离。

[0061] 这里使用的血压变化度数据,是表示受检者血压的每搏变化度。该变化度是由每搏血压差表示。这种每搏压力变化由图12A和图12B表示。图12A的曲线1200是一个从连续压力脉搏信号导出的收缩压的例子,其包括多个压力波形(如图11的压力脉搏信号1100),由压力传感器240提供,图12A的曲线1210是一个从连续压力脉搏信号导出的舒张压,其包括多个压力波形,由压力传感器240提供。如图12B所示,在时间 T_b 和 T_c 的血压差 BP_2-BP_1 和 BP_3-BP_2 ,显示一个每搏血压差的例子。该血压变化度可以由测量逻辑912的血压逻辑912确定,通过运算识别一个连续压力脉搏信号中的每个脉搏的压力波峰,以确定心跳,并利用该波峰的振幅来确定血压变化度。血压变化度数据可以通过离散傅里叶变化从时域(如图12B所示)转换成频域(如图12C所示),总频谱功率可以被用作评估该变化度的参数。例如,对血压正常的人,在测试期间,总频谱功率可以是 $14\text{mmHg}^2/\text{Hz}$,但处于精神压力和白大褂效应时,总频谱功率可能会分别变成 $17\text{mmHg}^2/\text{Hz}$ 和 $18.5\text{mmHg}^2/\text{Hz}$ 。或者,可以使用平均每搏血压的标准差或小波函数变换来产生血压变化度的参数。

[0062] 为了确保所提取的血压变化度数据的可靠性,可以收集压力脉搏一段时间(如3分钟)。因此,实施例要确保桡动脉/血管(如图9的动脉215)不被遮挡,因为压力脉搏数据是从桡动脉/血管收集的,所以压力传感器240要放置到位,并施加作用力以提供数据,由此依照本概念可以提取血压变化度数据。例如,为了获得每搏血压数据用于导出血压变化度,测量验证系统910利用精确放置于动脉215上方的压力传感器240并有一个预设压紧压力(如压力传感器240放置在受检者的皮肤上,其施加的压力非常接近受检者的血压),以进行压力测量。该压紧压力允许精确压力测量,其会限制或不可接受地阻碍血液流过动脉215,因此,不会反过来影响血压。即实施例提供压力脉搏数据的连续收集,由此导出血压数据,并不会阻止血液流动(如使用传统的血压袖带方法),而提供心跳数据。

[0063] 一些或所有前述数据可以由分析逻辑913用来确定该次血压测量是否合适且精确地反映受检者的状况。例如,分析逻辑913可以将心率变化度数据和血压变化度数据与受检者的基准数据(例如存在数据库914内)进行比较,以确定血压数据的有效性(例如确定血压数据是否受一个或多个心理影响因素如白大褂效应影响)。应该注意,所有被分析逻辑用以确定血压数据有效性的前述数据,是和将被验证的血压测量一样从受检者的相同位置相同时间进行测量而获得的(即血压数据的收集、从该血压数据获得的血压变化度数据和心率变化度数据,既不是在不同时间,也不是从受检者身体的不同位置收集的)。

[0064] 为了对测量进行验证而使用与传感时间和传感位置相关的数据,应该认识到,精神压力也可以使用通过心电图(ECG)或光电容积(PPG)测量的心率变化度来表征。但是,使用ECG或PPG来验证血压测量是有问题的。

[0065] 例如,由于ECG测量技术相当复杂、放置在身体上的传感器数目等,ECG数据通常和血压测量不是同时收集的。尽管能提供非常精确的心率变化度信息,但是ECG测量技术不能提供血压变化度信息。这要求血压变化度信息的另一传感数据(如使用不同传感器在不同时间和/或在受检者身体的不同位置上收集),很难与ECG心率变化度信息在同一心跳上精确同步,从而影响心理影响因素分析的精确性和可靠性。而且,ECG测量技术和所使用的设备本身会引入一个心理影响因素给有关受检者。

[0066] 同样,PPG数据通常不是和血压测量同时收集的。例如,PPG数据通常是通过一个光学传感器从受检者的手指进行传感而收集的,当使用血压袖带来获取血压数据时,流动到手指(PPG传感器放置的地方)的血液会受到阻碍。因此,收集PPG数据的时间点不同于收集血压数据的时间点。此外,PPG测量技术可以测量血流,由此可以导出心率变化度数据。除了有关导出的心率变化度数据的潜在数据精度问题,和血压数据相比,PPG数据也是通过不同传感器在受检者身体的不同位置上收集的,从而不能精确地对应这些数据。

[0067] 但是,本发明的血压变化度数据和心率变化度数据在传感时间和传感位置上和血压数据是耦合相关的。因此,在进行血压测量时对受检者有影响的心理影响因素,都能精确地反应出来。

[0068] 在确定是否存在心理影响因素时,分析逻辑913比较血压变化度数据、心率变化度数据、和心率数据,这些数据都和血压数据在传感时间和传感位置上耦合相关,血压数据会与受检者的基准数据进行验证。例如,受检者的基准血压变化度数据、心率变化度数据、和心率数据可以存储在数据库914内,例如可以是测量验证系统910的一部分或是可访问的(如通过一个网络连接)。该基准数据可以通过在一段时间(如在数天、一周或数周、一个月等过程的多个时段)和/或一个或多个设置(如在受检者的家里、在受检者的工作室、在非诊所的场地、在没有已知影响因素的诊所里等)上从受检者收集压力脉搏数据而产生。依照前述方法收集的压力脉搏数据可以用来导出受检者典型的血压变化度数据、心率变化度数据和/或心率数据。该典型数据可以被处理(如排除极端或异常数据,确定一个统计表示,如均值、平均、加权平均等)以作为受检者的基准值。例如,分析逻辑913可以将基准血压变化度数据、心率变化度数据和心率数据计算为该度量的多个测量值的平均值,并存储这些基准数据在数据库914内,或许还包括一个或多个可变度量(如一个或多个心率变化度阈值,例如用于确定第一心理影响因素如精神压力的 T_{HRV1} ,用来确定第二心理影响因素如白大褂效应的 T_{HRV2} ,以及一个或多个血压变化度阈值,例如用来确定第一和第二心理影响因素的 T_{BPV})。

[0069] 分析逻辑913将受检者的多个度量与基准数据进行比较,以确定是否出现一个或多个心理影响因素。例如,对于将被验证的血压测量,从压力脉搏信息所导出的血压变化度、心率变化度和心率,可以各自与受检者的一个或多个对应的基准值(即基准血压变化度、心率变化度和心率)进行比较。当心率变化度超出有关受检者基准心率变化度的一个可变度量(如 T_{HRV1} ,诸如其中 T_{HRV1} 可以是 $\pm 5\%$)之外(如心率变化度高于或低于基准心率变化度 T_{HRV1}),并且当血压变化度高于有关受检者基准血压变化度的一个可变度量时(如 T_{BPV} ,诸如其中 T_{BPV} 可以是 $16-17\text{mmHg}^2/\text{Hz}$)(如血压变化度高于基准血压变化度 T_{BPV}),分析逻辑913就可以确定出现了一个精神压力因素。或者,当血压变化度低于有关受检者基准血压变化度的一个可变度量(如 T_{HRV2} ,诸如其中 T_{HRV2} 可以是 $18-19\text{mmHg}^2/\text{Hz}$),并且当血压变化度高于

有关受检者基准血压变化度的一个度量(如 T_{BPV}) (如血压变化度高于基准血压变化度 T_{BPV}) , 分析逻辑913就可以确定出现了一个白大褂效应因素。

[0070] 如果已经确定出现或不出现一个心理影响因素, 分析逻辑913就报告数据和/或结论(如通过测量验证系统910的用户接口报告数据/结论, 通过血压测量系统的用户接口提供信号给输出915以报告数据/结论等)。或者, 分析逻辑913可以提供有关血压测量报告的控制(如通过血压测量系统提供一个信号到输出915以允许/阻止血压测量报告, 通过血压测量系统显示一个有关报告血压测量的有效/无效警示标记等)。

[0071] 图13显示心理状态验证系统900依照前述实施例运行的高阶流程图。在流程图1300的步骤1301, 放置好压力传感器240, 以进行张力连续压力脉搏数据收集。其后, 在步骤1302, 收集压力脉搏数据, 如按照连续压力脉搏信号的格式(如图11的信号1100), 用于心理状态验证。在步骤1303, 分析该压力脉搏信号以识别压力波峰和/或波谷(如上面有关数据特征识别逻辑911的描述)。

[0072] 在步骤1304, 使用识别出的压力波峰和/或波谷信息, 提取心率数据和心率变化度数据, 在步骤1305, 提取血压数据和血压变化度数据(如有关测量逻辑912的描述)。例如, 在如上所述步骤1304, 心率逻辑912b可以计算心跳周期、绘制随时间变化的心跳周期、对绘制的心跳周期执行FFT变换、以及确定被变换的心率变化度的总频谱功率。类似地, 在如上所述步骤1305, 血压逻辑912a可以计算心跳收缩压和舒张压、绘制随时间变化的每搏血压、对绘制的血压执行FFT变换、并确定被变换的血压变化度的总频谱功率。

[0073] 应该注意到, 尽管步骤1304和1305被显示为并行计算心率和心率变化度数据以及计算血压和血压变化度数据, 但是实施例也可以串行、部分串行和部分并行地执行各种计算。例如, 可以先完成步骤1304的一些或所有运算, 然后再进行步骤1305的一些或所有运算, 反之亦可。

[0074] 在步骤1306, 计算出的心率变化度和血压变化度与受检者的基准心率变化度和血压变化度数据进行比较。从步骤1306计算出的心率变化度和血压变化度与受检者的基准心率变化度和血压变化度数据进行比较的比较结果, 确定是否出现一个或多个心理影响因素(如精神压力和/或白大褂效应)。在步骤1307, 使用该确定结果, 验证或废止该次血压测量数据, 其中该验证或废止可能包括报告该确定结果、允许/阻止报告血压测量等。

[0075] 以上描述的实施例包括在此执行运算的不同功能模块。该不同功能模块可以通过使用基于处理器的系统进行实施, 如可以包括一个或多个通用处理器(例如包括中央处理单元CPU, 如英特尔公司的PENTIUM或CORE处理器)和/或专用处理器(如专用集成电路ASIC或可编程门阵列PGA), 其运行以提供定义如在此所述的运算逻辑。这些处理器可以在一个或多个指令组(如应用程序、小程序、小工具、固件、软件、网络可加载模块等)的控制下运行, 以提供在此定义的各种运算的逻辑。这些基于处理器的系统可以包括存储器(如随机存取存储器RAM、只读存储器ROM、磁盘存储器、闪存、光存储器等)、输入/输出装置(如生物传感器、键盘、数字指示装置、显示监视器、触摸屏、麦克风、扬声器、网络接口卡NIC、调制解调器、无线电、通用串行总线USB等)、外设(如打印机、扫描仪等), 以便于执行在此所述的运算。

[0076] 在不背离本发明的精神或本质特点的情况下, 本发明可以有其他具体形式体现。因此, 本实施例应在所有方面都看作为说明性的, 而非限制性的。本发明范围由所附权利要

求而不是前述说明来表示,因此,在权利要求的等效含义及范围内的所有变化都应视为包括在本文中。

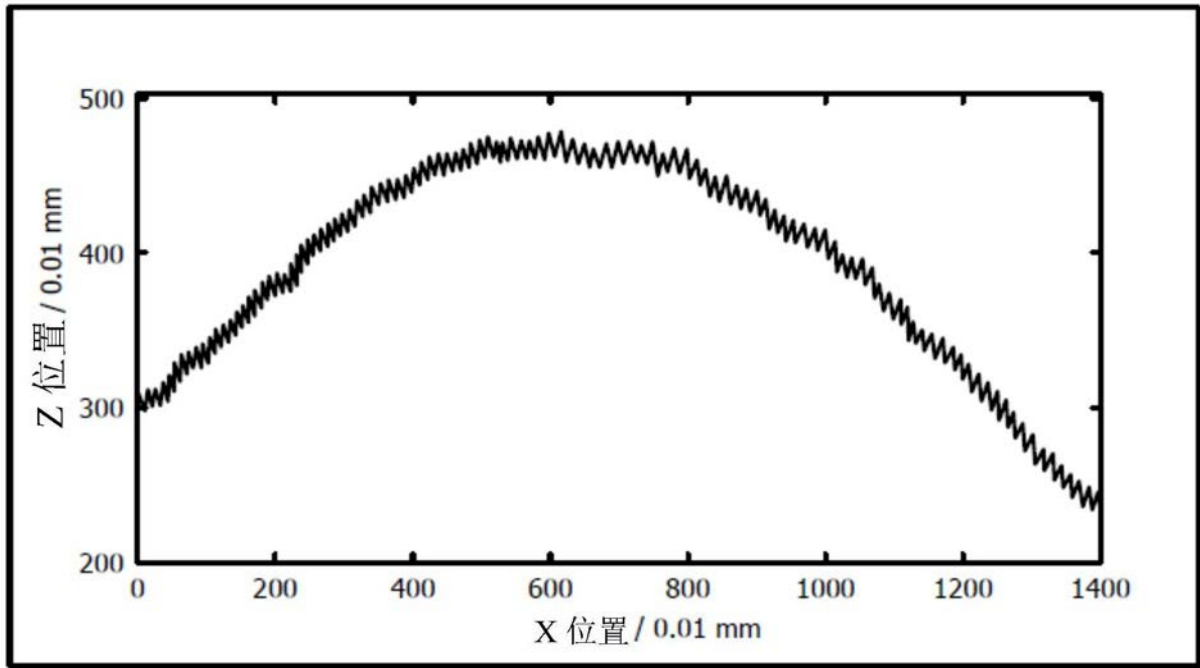


图3

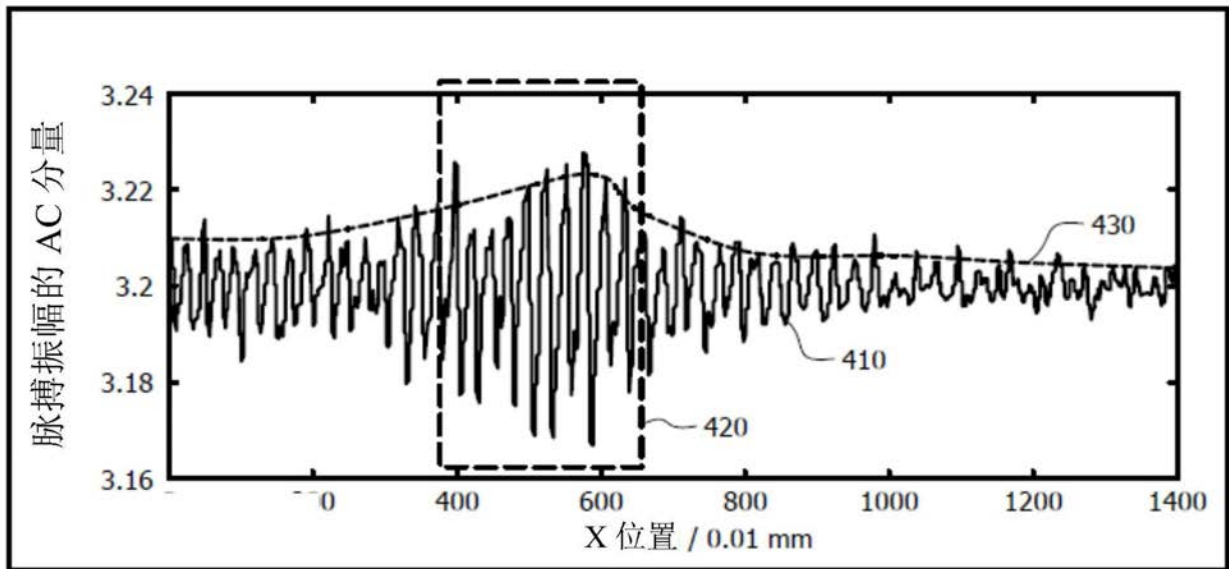


图4

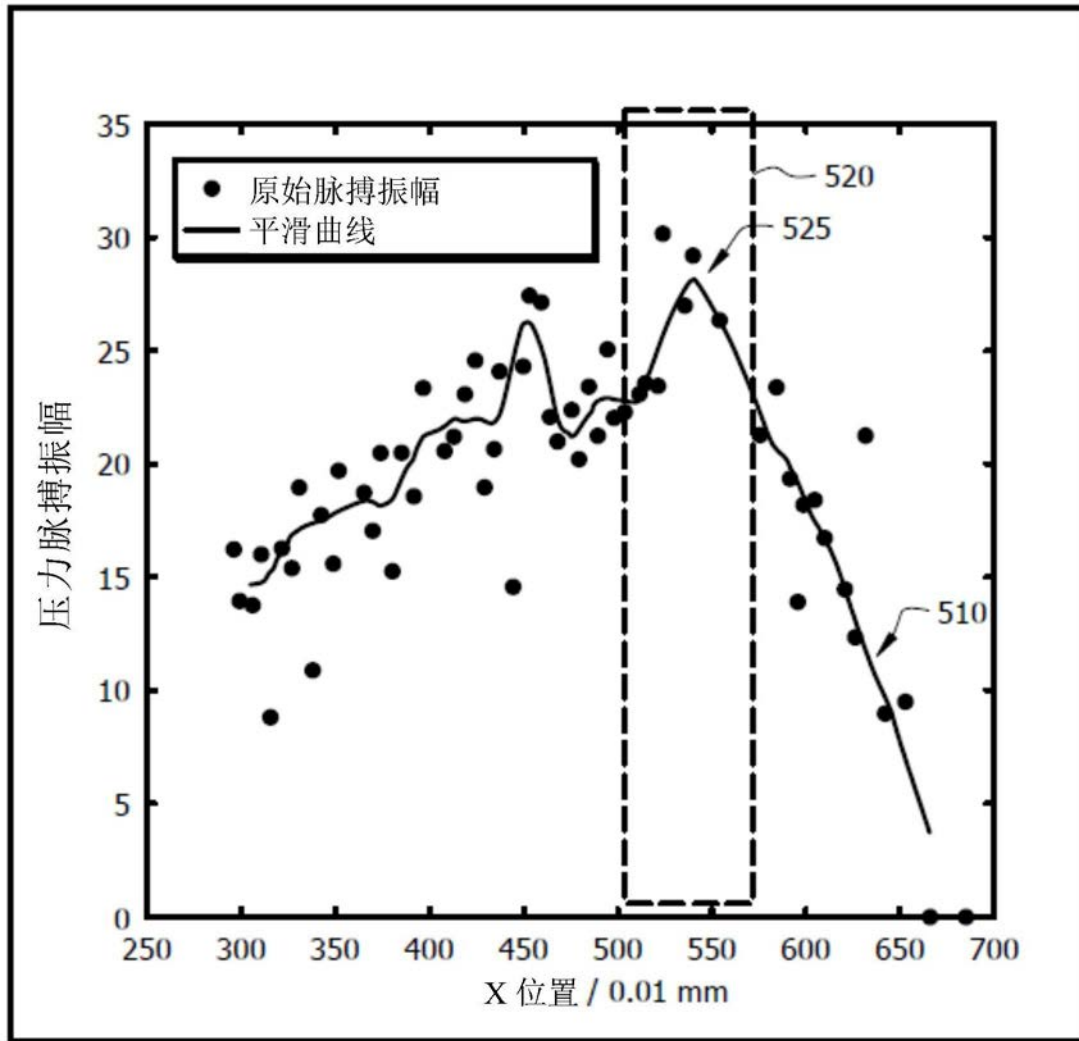


图5

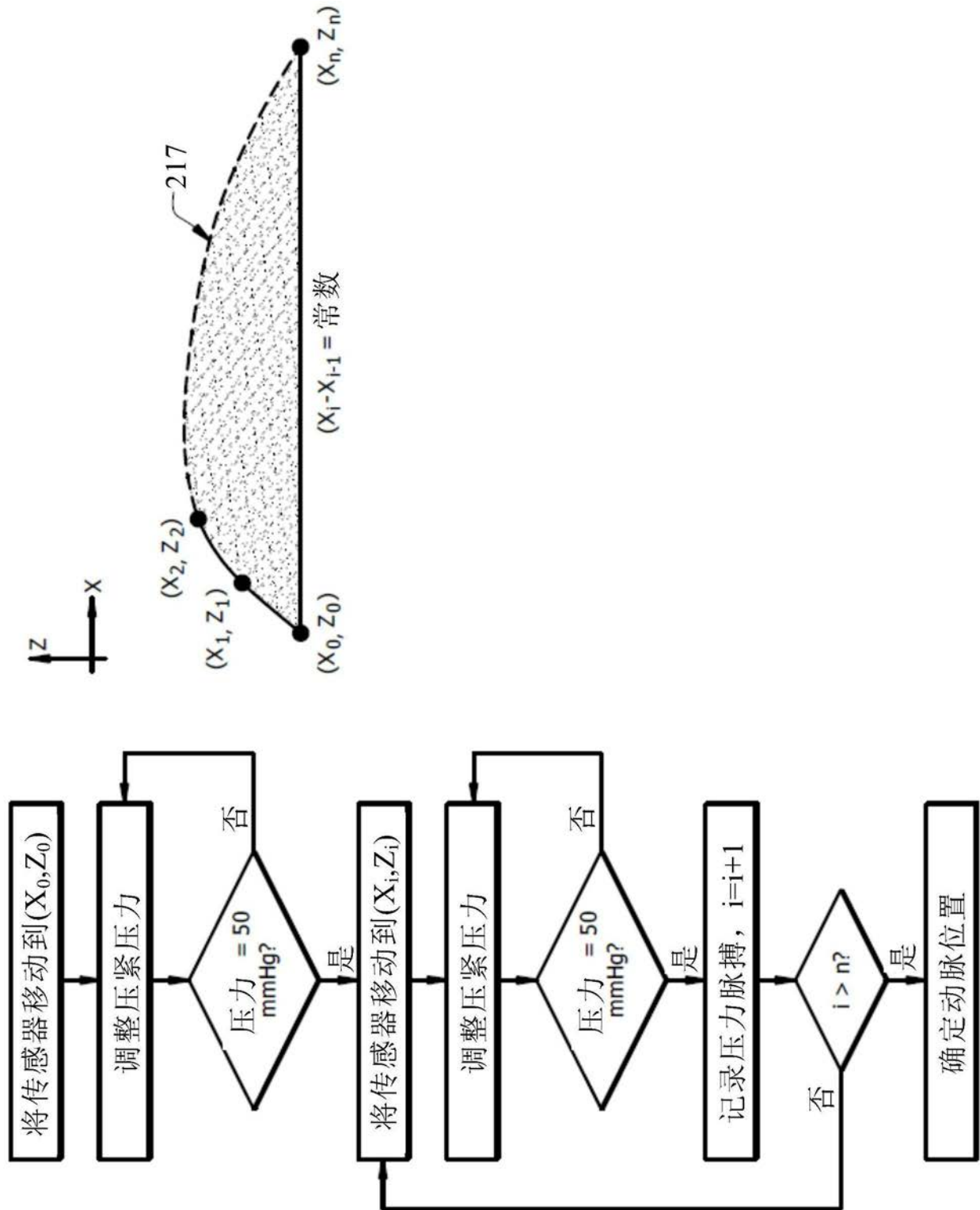


图6

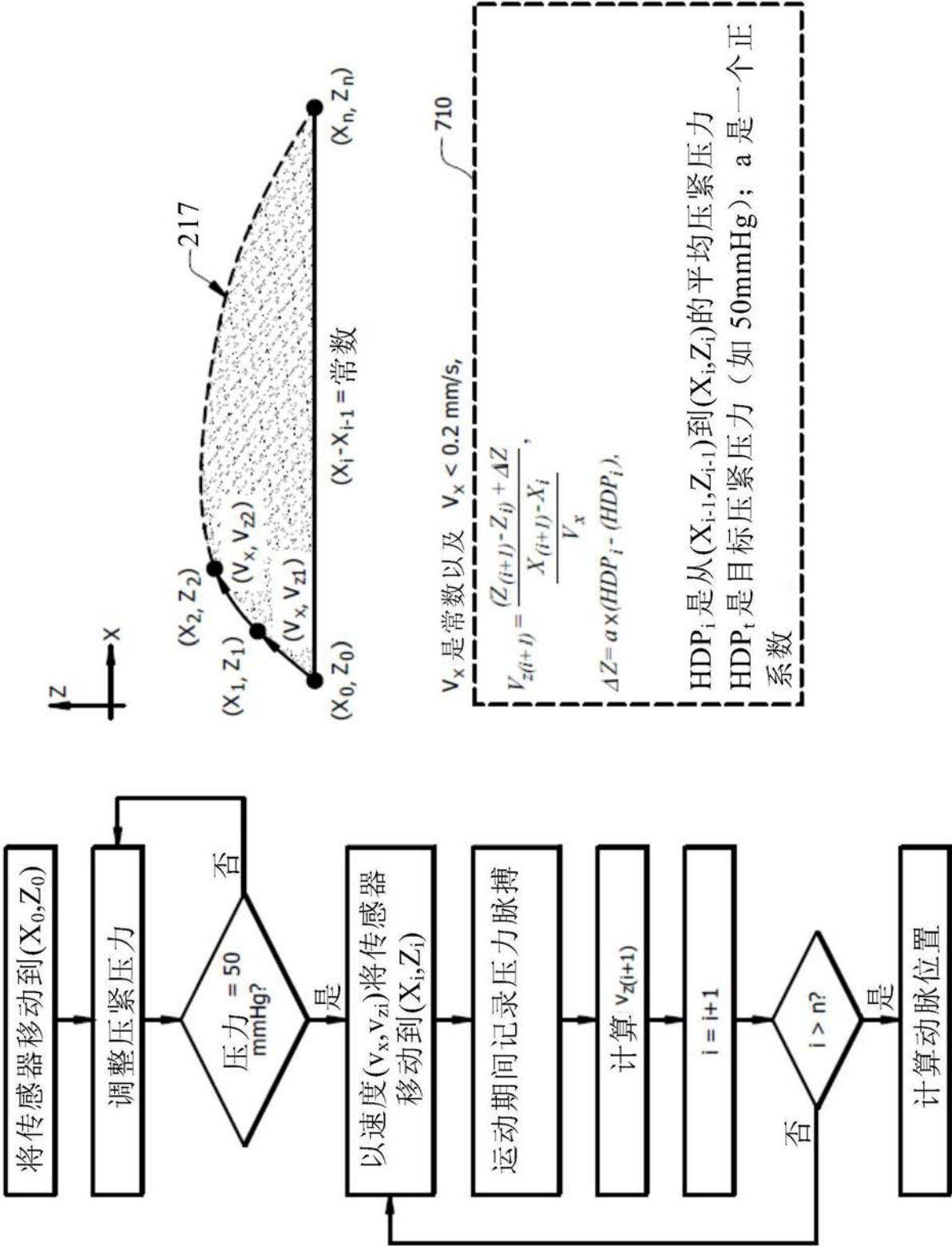


图7

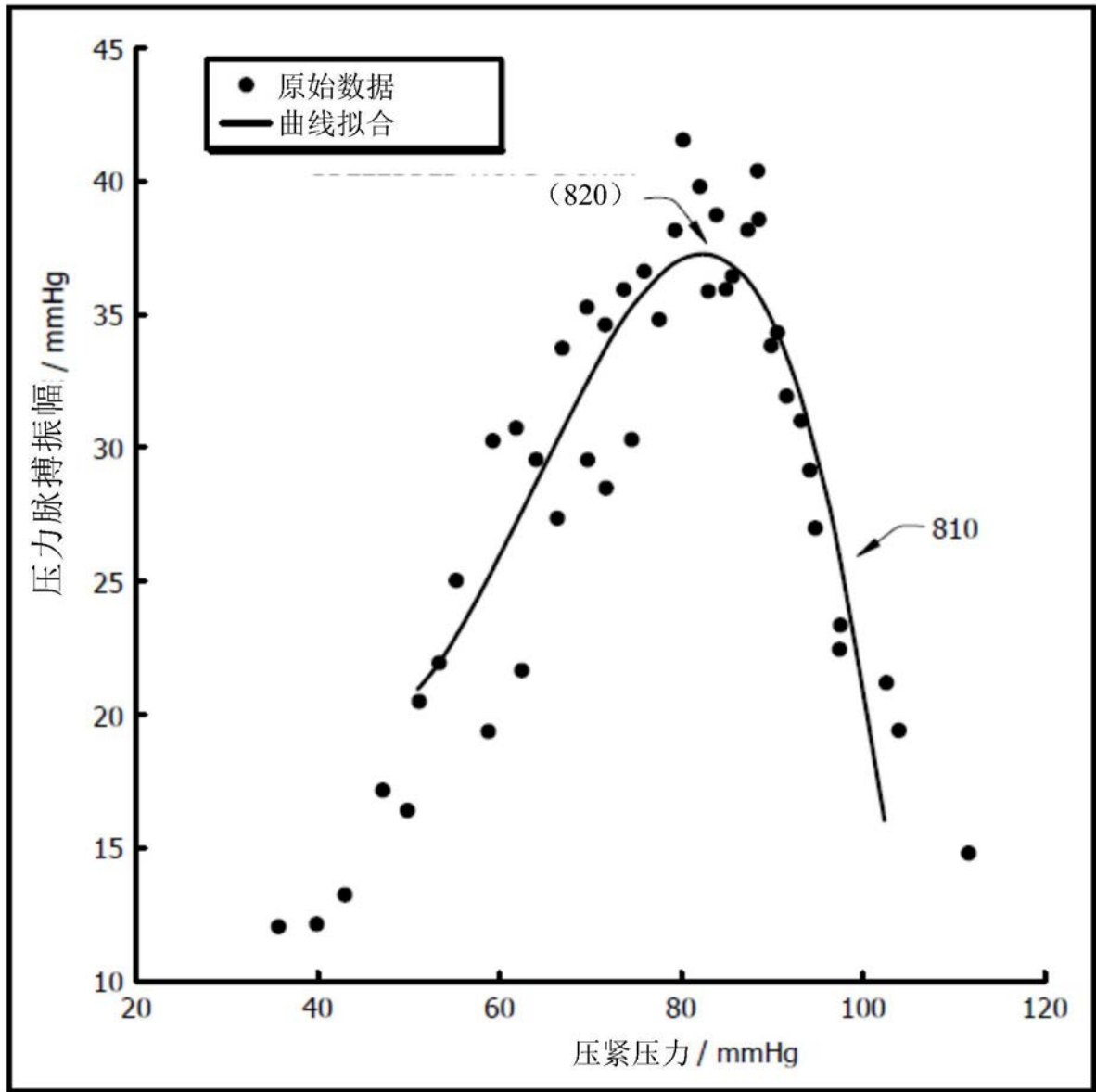


图8

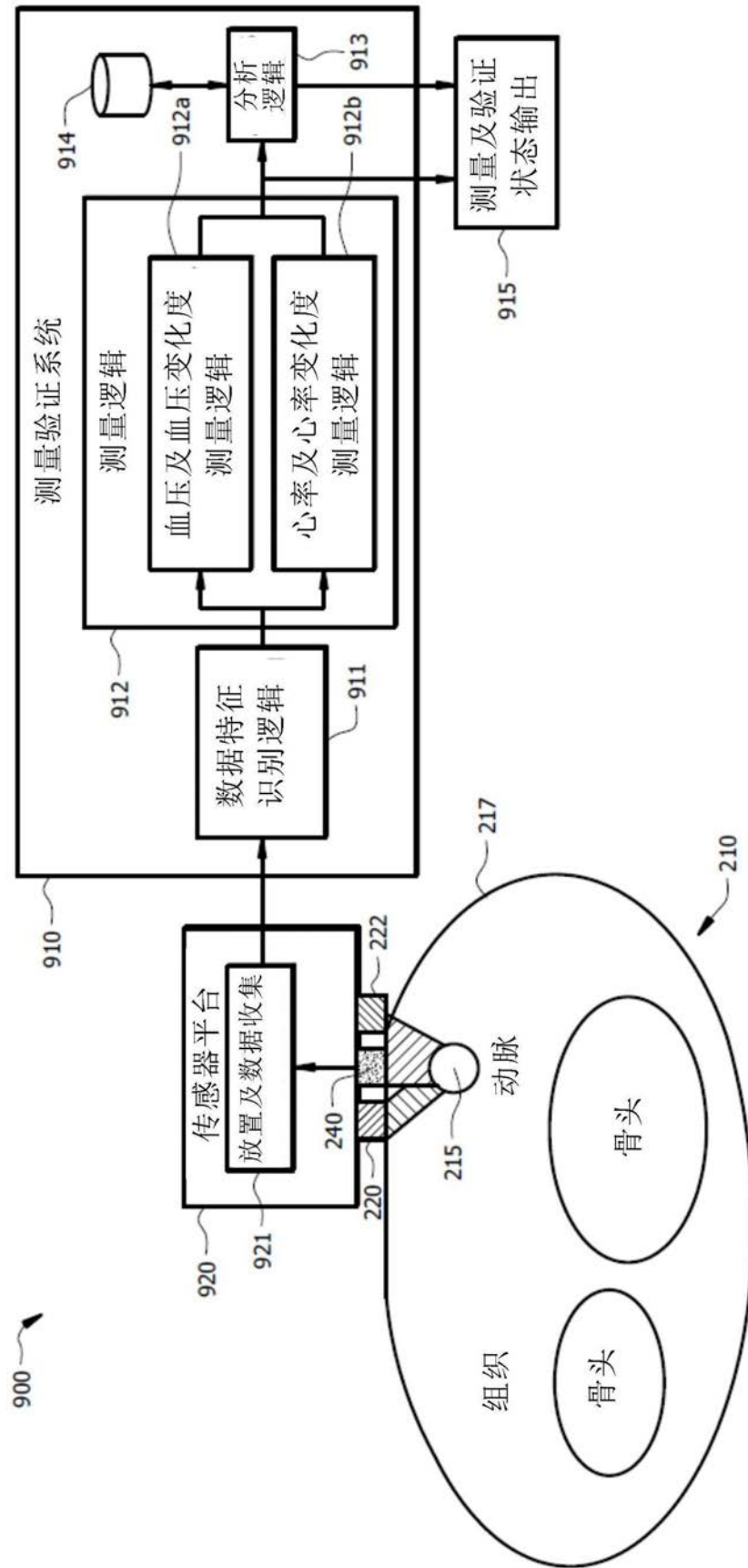


图9

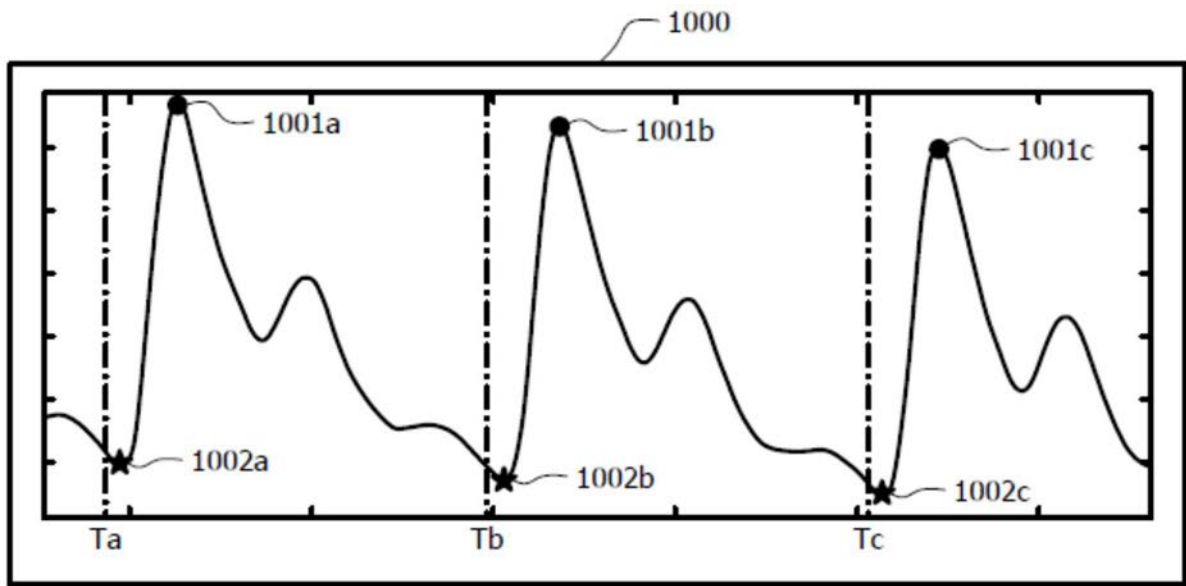


图10

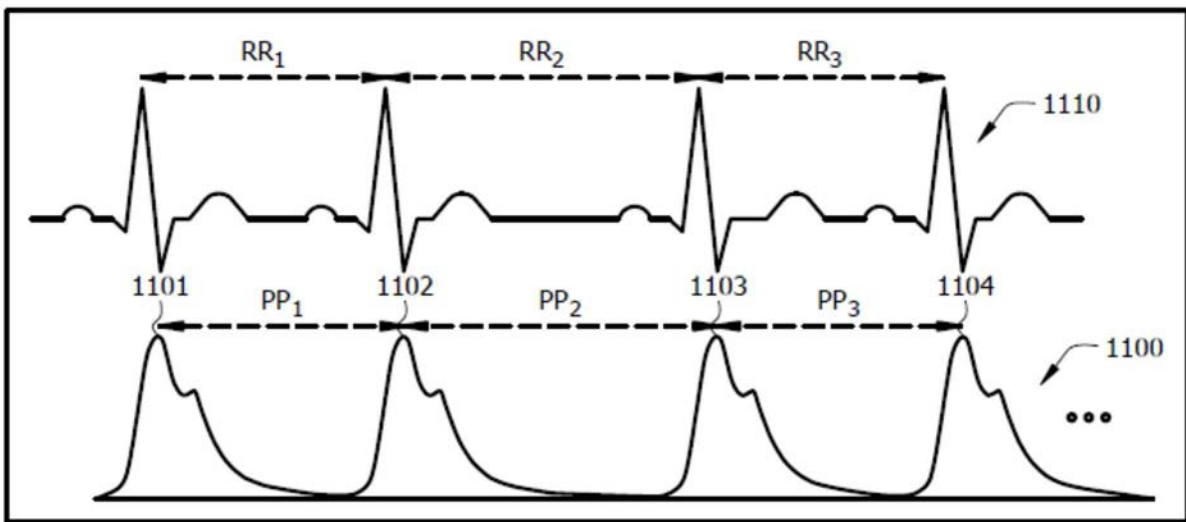


图11A

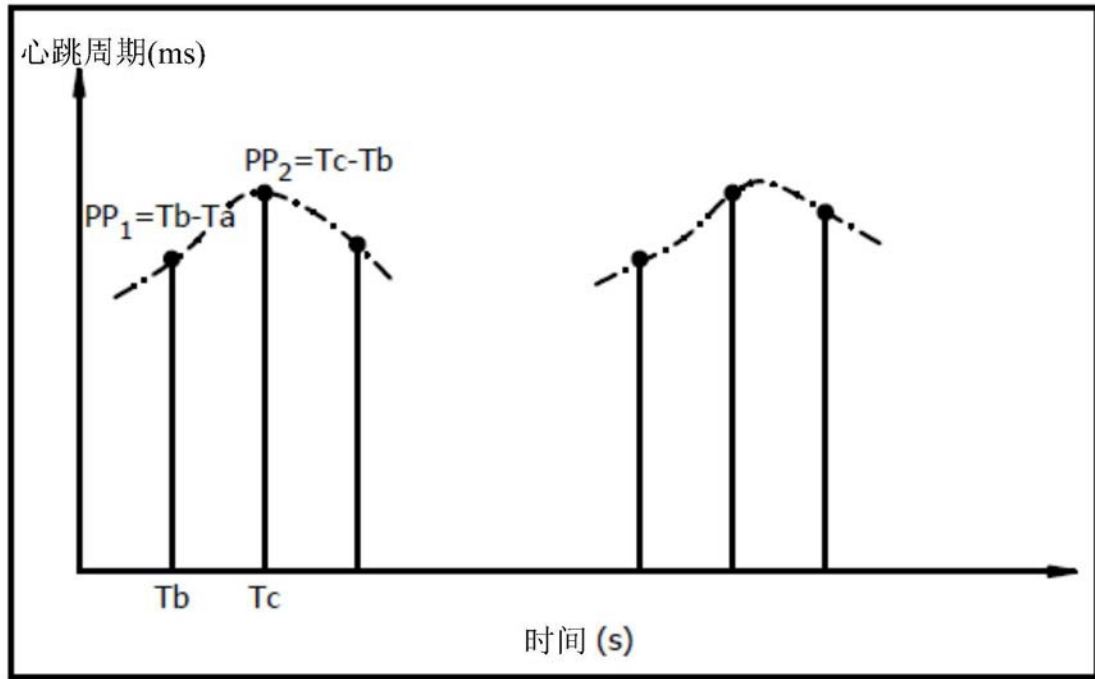


图11B

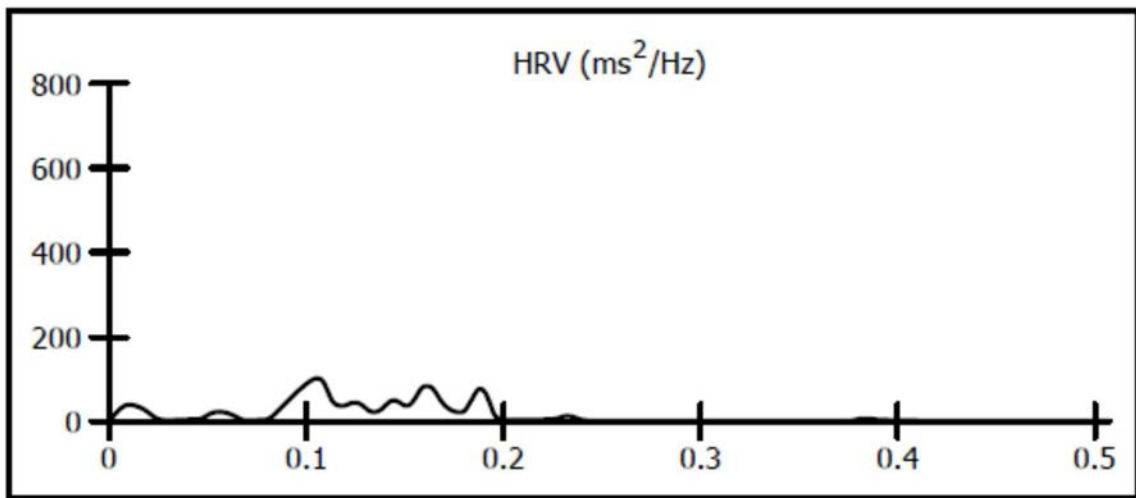


图11C

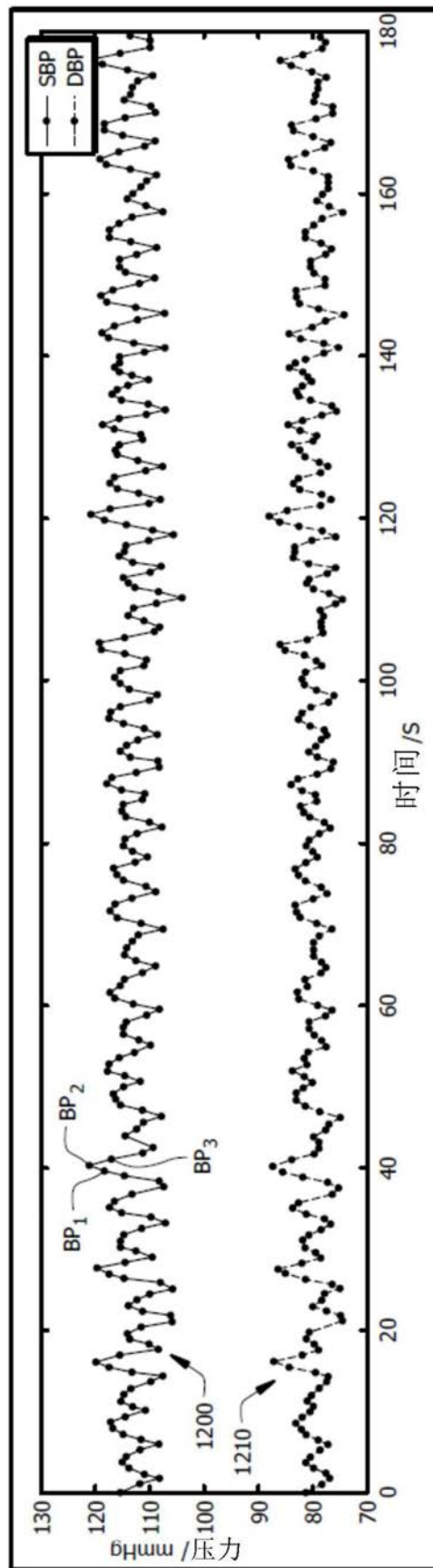


图12A

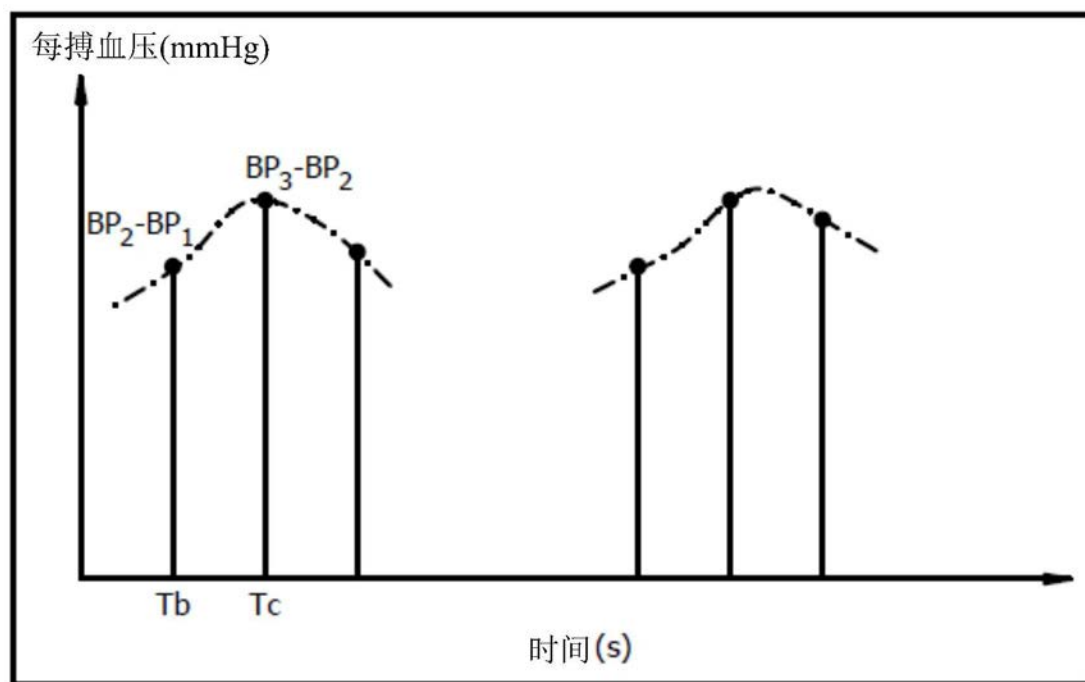


图12B

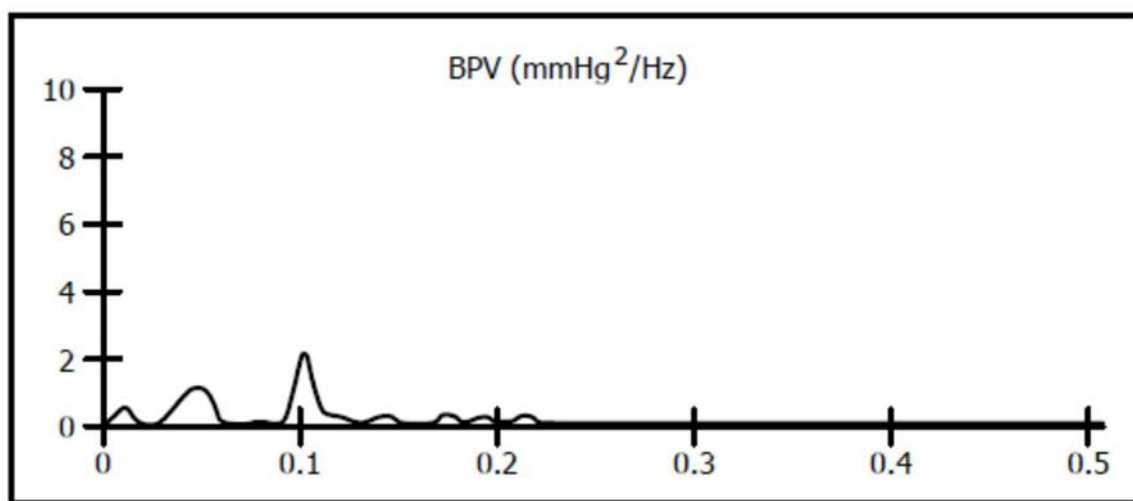


图12C

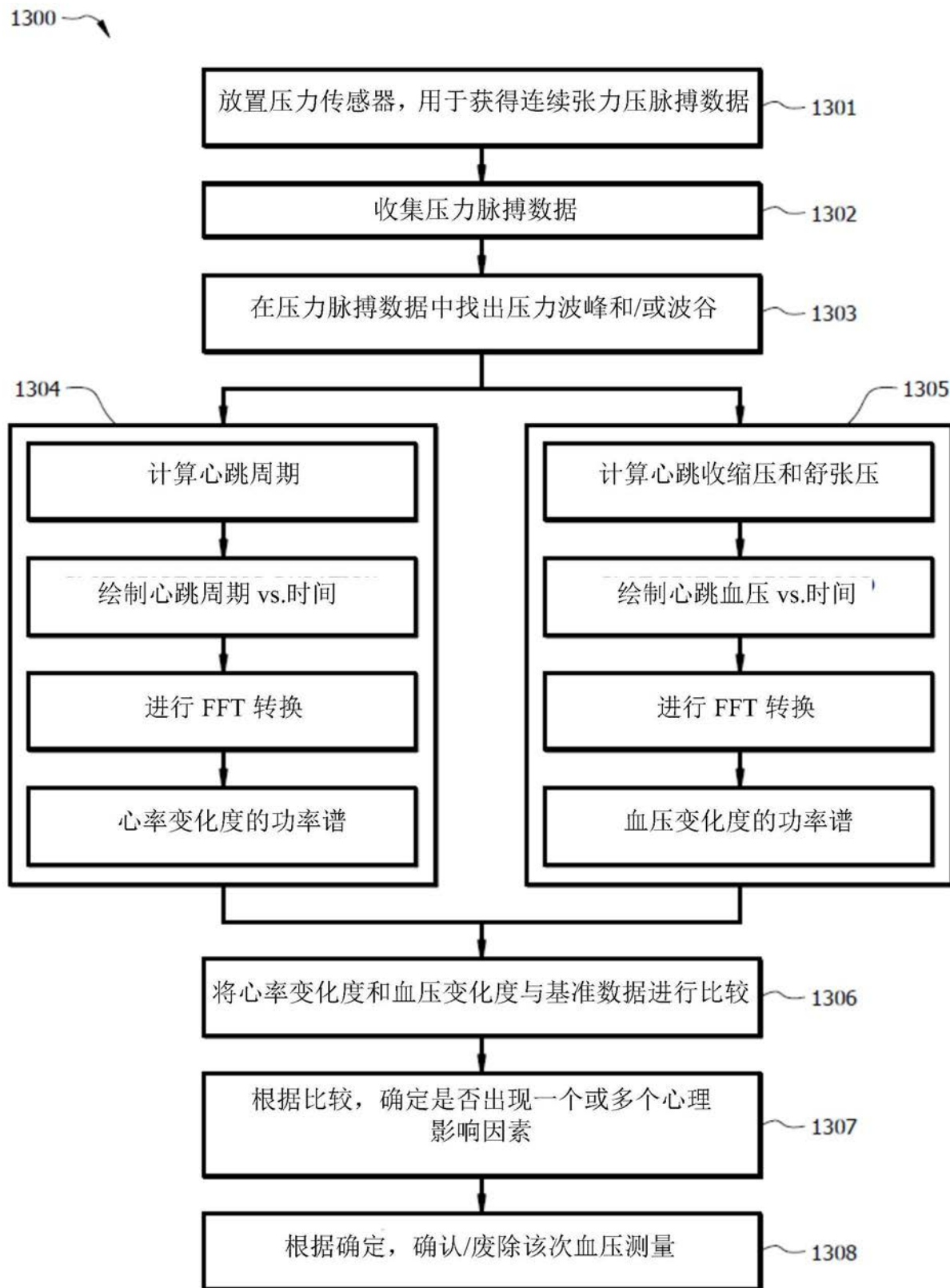


图13

专利名称(译)	使用心理状态验证进行血压测量的系统		
公开(公告)号	CN105725998B	公开(公告)日	2018-08-17
申请号	CN201610044932.5	申请日	2016-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	香港应用科技研究院有限公司		
申请(专利权)人(译)	香港应用科技研究院有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	香港应用科技研究院有限公司		
[标]发明人	梁立慧 顾闻博		
发明人	梁立慧 顾闻博		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/107 A61B5/00 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/021 A61B5/1077 A61B5/1079 A61B5/16		
优先权	14/933647 2015-11-05 US		
其他公开文献	CN105725998A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种使用心理状态验证进行血压测量的系统。一个实施例确定人体皮肤上的动脉位置并将张力压传感器定位在动脉位置上以进行血压测量，从而获得受检者的压力脉搏数据。依照实施例进行运行时，测量验证系统的测量逻辑可以利用该压力脉搏数据以提取血压数据、心率数据、血压变化度数据、和心率变化度数据。前述这些数据可以用来识别血压测量是否适当且精确地反映受检者的状况。

