



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110292368 A

(43)申请公布日 2019.10.01

(21)申请号 201910554877.8

(22)申请日 2019.06.25

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72)发明人 刘伟庭 马立新 杨潮 陈智鹏

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务有限公司 33200

代理人 林超

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01L 9/08(2006.01)

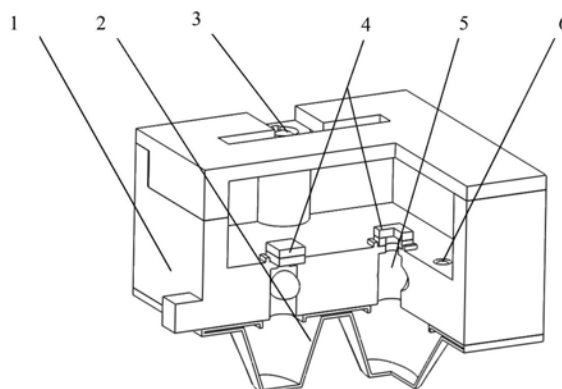
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器

(57)摘要

本发明涉及具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,公开了一种用于连续对腕部桡动脉血压进行监测的柔性压力传感器。柔性凸起结构薄膜层紧贴接触在刚性基座的底部,柔性凸起结构薄膜层设置有两个独立的不相互连通的薄膜腔,薄膜腔作为压力传递介质容腔;两个压力敏感单元安装于刚性基座中,刚性基座内部开设有两个导压孔,两个压力敏感单元分别安装在两个导压孔的一端并密封连接,两个导压孔的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层的两个薄膜腔,压力传递硅油填充薄膜腔和导压孔中;刚性基座上还开设有两个注液孔和两个透气孔。本发明保证了血压搏动信号传入传感器高效性,能获得稳定可靠的血压信号,提高了测量精度,极大改善穿戴体验,适用于连续长时间的血压监控。



1. 一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:包括柔性凸起结构薄膜层(2)、用于固定柔性薄膜并与其可靠接触的刚性基座(1)、用于填充薄膜管腔的温度稳定性好低粘度的压力传递硅油(7)、放置于导压孔(5)正上方的压力敏感单元(4);柔性凸起结构薄膜层(2)紧贴接触在刚性基座(1)的底部,柔性凸起结构薄膜层(2)设置有两个独立的不相互连通的薄膜腔,薄膜腔作为压力传递介质容腔;两个压力敏感单元(4)安装于刚性基座(1)中,刚性基座(1)内部开设有两个导压孔(5),两个压力敏感单元(4)分别安装在两个导压孔(5)的一端并密封连接,两个导压孔(5)的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层(2)的两个薄膜腔,压力传递硅油(7)填充薄膜腔和导压孔(5)中;所述的刚性基座(1)上还开设有两个注液孔(3)和两个透气孔(6),两个注液孔(3)一端从刚性基座(1)顶端连通到外部注液源,两个注液孔(3)另一端分别经各自的刚性基座(1)内部通道连通到两个导压孔(5)中部;两个透气孔(6)一端伸出刚性基座(1)连通到外部真空泵,两个透气孔(6)另一端分别经各自的刚性基座(1)内部通道连通到两个导压孔(5)中部。

2. 根据权利要求1所述的一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:所述的柔性凸起结构薄膜层(2)的底面为带有凸起形状的表面,并和人体皮肤接触。

3. 根据权利要求2所述的一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:所述的血压检测柔性传感器装配在手表表体上,两个压力敏感单元(4)的连线方向平行于腕部桡动脉的走向,在手表腕带的作用下使血压检测柔性传感器中柔性凸起结构薄膜层(2)的凸起结构贴紧皮肤表层,桡动脉保持压迫状态。

4. 根据权利要求1所述的一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:在刚性基座(1)顶部放置信号调理电路模块(8),信号调理电路模块(8)连接到压力敏感单元(4),压力敏感单元(4)所采集信号直接输出到信号调理电路模块(8)。

5. 根据权利要求1所述的一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:包括用于与压力敏感单元(4)连接并将压力敏感单元(4)所采集信号引出的信号采集电路模块(12),信号采集电路模块(12)两端连接在压力敏感单元(4)和信号调理电路模块(8)之间,压力敏感单元(4)所采集信号经信号采集电路模块(12)采集后输出到信号调理电路模块(8)。

6. 根据权利要求5所述的一种具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器,其特征在于:所述的信号采集电路模块(12)与压力敏感单元(4)之间利用金线连接。

7. 根据权利要求1所述的一种基于液体压力传导的血压柔性传感器,其特征在于:所述的柔性凸起结构薄膜层(2)和刚性基座(1)的接触面均设计成半圆槽形态的凹槽结构(10),两个凹槽结构(10)对接形成完整圆形的通道槽,作为薄膜腔。

8. 根据权利要求1所述的一种基于液体压力传导的血压柔性传感器,其特征在于:所述的刚性基座(1)的底面开设半圆槽形态的凹槽结构(10),柔性凸起结构薄膜层(2)为柔性圆膜管(11)形态,柔性圆膜管(11)上部和刚性基座(1)的半圆槽形态的凹槽结构(10)通过胶水无缝贴合粘结,柔性圆膜管(11)下部伸出刚性基座(1)的凹槽结构(10),从而形成半圆状的柔性膜凸起结构。

9. 根据权利要求1所述的一种基于液体压力传导的血压柔性传感器,其特征在于:所述的柔性薄膜层(2)厚度在100 μm 到500 μm ,为任意角度弯曲并贴合于刚性基座(1)底面。

10. 根据权利要求1所述的一种基于液体压力传导的血压柔性传感器,其特征在于:所

述的刚性基座(1)内部可设有空腔,信号采集电路模块(12)固定安装于空腔中,或者直接将信号采集电路模块(12)电路板放置于基座顶部。

具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及生理监测传感器领域的,尤其是设计了一种基于液压传导的柔性界面血压测量传感器,具备测量点位置容错性能,尤其适用于腕部穿戴式血压测量装置,能用于连续对腕部桡动脉血压进行监测。

背景技术

[0002] 现代高新技术日新月异,互联网的高速发展,我们迎来了健康生活、全民医疗的大数据时代。国家也适时推出了全民健康医疗推进计划,大力支持健康养老事业的发展。全民医疗的发展,必将促进医疗资源的高效整合,推动医疗模式的变革,降低巨大的医疗费用负担。而在这一大趋势中,由于医疗大数据的需求推动,轻便的移动式数据终端采集装置(比如穿戴式基本生理参数实时采集装置)研发已成为热点。相对于网络技术的成熟,可以说这类生理数据终端却十分缺乏,已成为制约大数据医疗发展的严重瓶颈。虽然已存在外形时尚的商业化健康手环,可以记录人们的日常运动情况,并通过手的动作监测间接推断人们的睡眠情况。也存在专业的连续ECG监测的医疗Holter系统(动态心电监护系统)。应该说,迄今为止,未见商业化的、佩戴舒适性良好的、不影响人们日常活动的、适于人体长期连续实时生理参数监测的移动数据终端。

[0003] 血压作为人体基础生理参数之一,广泛包含人体循环系统的各种信息,能够反应出人体心脏和血管的功能状况,况且中国自古中医就可通过摸脉象来医治病人,可见动脉血压是临床上诊断疾病、观察治疗效果、进行预后判断的重要依据。人体血压随着生理周期、个人情绪、外界和内在的各种刺激而产生变化,具有明显的波动性。

[0004] 由于血压参数受身体状况、环境条件及生理韵律等诸多因素的影响,单次测量或断续测量的结果存在较大差别,而连续测量方法可在每个心动周期测量血压,在临床和医学研究中具有更重要的意义。血压的变化与正常睡-醒周期相平行的交感神经活动的变化有关。对于突发性心脑血管疾病来说,清晨血压具有非常重要的意义。病理生理和流行病学研究显示:心性猝死、急性心肌梗死、脑血管病和脑卒中在早晨发生几率增加。通过连续的血压监测,可及时发现先兆症状,为病人和医生预见到病情的发展赢得宝贵时间。

[0005] 连续血压测量可以提供相应的血压变动信息,从而为睡眠信息的推断以及睡眠质量、分期和睡眠障碍的诊断提供依据。

[0006] 现有的主流无创连续血压测量方法主要包括容积补偿法、光电容积描记法、脉搏波测量法等。但是上面的几种方法都存在自身的局限性,严重限制了基于上述几种方法的血压测量设备的发展,这也是导致至今没有一款便携可穿戴式血压测量腕表市场化的原因。容积补偿法虽然技术较为成熟,但是舒适性差,而且由于伺服操作系统的存在,使得测量装置变得体积庞大和异常复杂,仅可用于临床静卧使用。光电容积描记法的相关设备虽然解决了体积和佩戴舒适上的问题,而且市场存在相关的产品,但是该方法血压检测精度不高,测量结果准确性难以得到保证,所以并不被专业的医疗机构推荐使用。脉搏波测量法同样也是现有比较热门的方法,但其过度依赖于复杂的算法和准确的物理模型,适应性

不高,设备复杂,肢体信号会严重影响测量精度。针对于我们所采用的动脉张力法是被更多学者关注和广泛研究的血压测量方法,但是基于该种方法的完善的传感器结构还没有一个统一的观点。

发明内容

[0007] 为了解决背景技术中存在的问题,本发明的目的在于提供基于液体压力传导的一种移动式无创连续血压监测传感装置。

[0008] 本发明基于液压力传导,使用了一种新颖的封装有液体硅油的柔性薄膜凸起结构,采用动脉张力法以直接测量绝对血压,创新了血压测量装置,改进血压传感器位置容错性能,解决血管定位难的问题;增加柔性敏感单元平行阵列赋予传感装置血管位置确定能力,发展血压矫正算法,不仅可直接获取桡动脉血压信号,同时还可以一并获得脉搏波传播速度信号;测量中,采用固定值的低外加压力来保持动脉的轻压迫状态,取消压力调整装置,使臃肿的结构得到简化,佩戴更加舒适,并以二次矫正算法保证传感装置血压输出的准确性,从而让腕带式实时连续血压测量成为可能。

[0009] 如图1所示,本发明采用的技术方案是:

[0010] 本发明包括柔性凸起结构薄膜层、用于固定柔性薄膜并与其可靠接触的刚性基座、用于填充薄膜管腔的温度稳定性好低粘度的压力传递硅油、放置于导压孔正上方的压力敏感单元;柔性凸起结构薄膜层紧贴接触在刚性基座的底部,柔性凸起结构薄膜层设置有两个独立的不相互连通的薄膜腔,薄膜腔作为压力传递介质容腔;两个压力敏感单元安装于刚性基座中,刚性基座内部开设有两个导压孔,两个压力敏感单元分别安装在两个导压孔的一端并密封连接,两个导压孔的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层的两个薄膜腔,压力传递硅油填充薄膜腔和导压孔中;所述的刚性基座上还开设有两个注液孔和两个透气孔,两个注液孔一端从刚性基座顶端连通到外部注液源,两个注液孔另一端分别经各自的刚性基座内部通道连通到两个导压孔中部;两个透气孔一端伸出刚性基座连通到外部真空泵,两个透气孔另一端分别经各自的刚性基座内部通道连通到两个导压孔中部。

[0011] 所述的柔性凸起结构薄膜层的底面为带有凸起形状的表面,并和人体皮肤接触。

[0012] 所述的血压检测柔性传感器装配在手表表体上,两个压力敏感单元的连线方向平行于腕部桡动脉的走向,在手表腕带的作用下使血压检测柔性传感器中柔性凸起结构薄膜层的凸起结构贴紧皮肤表层,桡动脉保持轻压迫状态。

[0013] 本发明在所述的传感器整体共设置两个短距、平行布置的互相独立传感器单元,即由柔性薄膜层形成的两个平行的介质容腔,和两个压力敏感单元(4a)和(4b),使用时两传感器单元沿排布方向和腕部桡动脉的走向一致,使得血压柔性传感器既能直接摄取桡动脉血压信号,又能获取脉搏波传播速度信号。

[0014] 两个压力敏感单元(4a)和(4b)的结构组成完全相同,根据差分原理对二者信号进行处理,会使传感器对腕部肌肉组织运动带来的伪信号变得不敏感,实现测量点位置容错性。

[0015] 该血压传感器整体在腕带的作用下可以使凸起结构轻微下压,保持动脉的轻压迫状态,从而利用动脉张力法和血压二次矫正算法来摄取桡动脉血压信息,同时应注意到合适的下压力可使脉搏波信号质量增强,提高测量结果精度,例如压力使动脉壁刚好处于扁

平状态时情况最好,但由于腕带施加的压力值并不固定且个体及环境差异的原因所以无法保持该状态,而且该状态会带来极大的不舒适感,所以只需轻微压迫再通过上述血压二次修正算法加以修正即可得到准确的血压值。

[0016] 所述腕带保证凸起结构下压,使桡动脉处于轻压迫状态,从而获得较大的脉搏波信号幅值,利用动脉张力法处理信号来摄取血压值,常态下加压装置压力值固定不变。

[0017] 在刚性基座顶部放置信号调理电路模块,信号调理电路模块连接到压力敏感单元,压力敏感单元所采集信号直接输出到信号调理电路模块。

[0018] 包括用于与压力敏感单元连接并将压力敏感单元所采集信号引出的信号采集电路模块,信号采集电路模块两端连接在压力敏感单元和信号调理电路模块之间,压力敏感单元所采集信号经信号采集电路模块采集后输出到信号调理电路模块。

[0019] 所述的信号采集电路模块与压力敏感单元之间通过超声波绑定技术利用金线连接,这样能提高传输效率和可靠性。

[0020] 本发明传感器的刚性基座上设置有导压孔用于注液与压力传导,同时基座底部可以与薄膜紧紧贴合,底部表面加工粗糙度要求较高。

[0021] 所述的柔性凸起结构薄膜层和刚性基座的接触面均设计成半圆槽形态的凹槽结构,两个凹槽结构对接形成完整圆形的通道槽,作为薄膜腔。

[0022] 所述的刚性基座的底面开设半圆槽形态的凹槽结构,柔性凸起结构薄膜层为柔性圆膜管形态,柔性圆膜管上部和刚性基座的半圆槽形态的凹槽结构通过胶水无缝贴合粘结,柔性圆膜管下部伸出刚性基座的凹槽结构,从而形成半圆状的柔性膜凸起结构。

[0023] 凹槽结构本身可以作为介质容腔的一部分,或者凹槽结构贴合包裹一部分管壁,薄膜管壁一侧凸出裸露,凹槽的截面形状可以为半圆形,半椭圆形或者矩形。

[0024] 使用具有凸起结构的柔性薄膜层作为血压测量的压力传递界面,薄膜外侧(底面一侧)与皮肤接触,内侧(顶面一侧)为压力传递介质容腔,凸起结构可以为梯形,半圆形或者管状,通过柔性薄膜凸起与桡动脉上方皮肤接触来感知获取脉搏信号。

[0025] 所述的柔性薄膜层厚度在100 μ m到500 μ m,为任意角度弯曲并贴合于刚性基座底面。

[0026] 所述的压力传递介质容腔通过刚性基座上的注液孔,注满经过除气净化处理后的传压介质,具体实施的传压介质是温度稳定性好、低粘度、无毒的压力传递硅油,传压介质的液体不可压缩特点以及柔性薄膜层和空腔内液体的良好顺应性能,保证了柔性界面受压能高效传入到压力传递介质硅油中,削弱柔性薄膜层上压力施加位置偏差引起的测量误差。而且液体压力传递的特点克服了弹性体应力衰减和应力分布不均匀性的特点,提升上述柔性传感器中心位置与桡动脉位置定位偏差的容错性能,大大增强测量的准确性,减弱佩戴安装的操作难度。

[0027] 所述的刚性基座上有导压孔和透气孔。导压孔用于引压,将压力传递硅油中的压力变化穿过该孔传递至安放于基座上方的压力敏感单元探测端,从而获取脉搏压力信号。

[0028] 透气孔主要用于注液过程中对空腔进行排气,防止真空充液时薄膜容腔变形收缩,保证硅油能完全充满空腔,防止容腔中有气体残留溶解在硅油中,或者有气泡残留附着于压力敏感单元底部,避免使得脉搏信号的测量结果出现较大误差,而且难以排查误差产生原因。

[0029] 开始工作前进行注液,此时注液孔与透气孔均不用密封塞密封,透气孔连接真空泵,注液孔连接硅油的液体源,真空泵工作抽气,硅油从注液孔进入导压孔中并充满导压孔和薄膜腔,然后将真空泵和液体源移除,注液孔与透气孔处用密封塞密封。

[0030] 所述的柔性凸起结构薄膜层,薄膜厚度均匀无缺陷,其制备成分是一种有良好的化学惰性和生物相容性的聚合物材料,无毒无味,对生物体表面不会产生任何伤害。

[0031] 注液孔与透气孔的密封塞采用PDMS(聚二甲基硅氧烷)材料制作的高弹性硅胶球,在硅胶球放入孔中后再用胶水密封。

[0032] 信号调理电路模块采用低功耗放大芯片,低电压恒流源芯片,压力敏感单元采用硅基压力芯片。

[0033] 所述的压力敏感单元的芯片内四个应变计组成全桥电路的电阻,提高测量的灵敏度并减少温漂效应。

[0034] 所述的刚性基座内部可设有空腔,信号采集电路模块固定安装于空腔中,或者直接将信号采集电路模块电路板放置于基座顶部以降低其高度。

[0035] 本发明的基本工作原理是:

[0036] 在一个心动周期中,由于血液循环产生的周期性血液流量的变化会使血液对动脉壁产生的侧压力发生相应的变化,心室收缩时,血流量上升,动脉壁上血液施加的压力随之升高,达到最高值时称之为收缩压;当心室舒张时,心脏停止射血,动脉壁由于弹性作用回缩,此时血液施加到动脉壁上的压力逐渐减小,下降到最低值时称为舒张压。

[0037] 当所述的柔性薄膜层形成的凸起结构与腕部的桡动脉接触时,动脉内部产生的压力变化便会穿过动脉壁,皮下组织,皮肤,即形成我们所说的脉搏跳动,导致薄膜凸起结构会产生相应的变形;由于薄膜形成的介质容腔内充满不可压缩的传导油液,变形的腔体薄膜会挤压传导油液,根据帕斯卡定理,传导油液内部形成液压力,由硅基压力敏感单元感知测量,硅基压力敏感单元将脉搏的机械波信号转化为电信号通过内部金线,信号采集电路模块,FPCB传输至后续的调理电路模块。

[0038] 当所述的血压传感器与腕部桡动脉的相对位置由于使用者的运动产生偏差,或者使用者初始佩戴时没有准确定位,但由于凸起结构长度远远大于桡动脉的直径,在产生偏差的情况下依然会由部分凸起与动脉接触,根据帕斯卡原理中静止流体在封闭容器中的任何一部分发生的压力变化,将不削弱地向各个方向传递这一基本原则,血压信号依然可以准确无误的由硅基敏感单元感知测量,得到相应的电信号,从而保证了血压传感器的位置容错性能。

[0039] 本发明适用于人体一般日常活动强度下的穿戴式无创腕部血压柔性传感器。

[0040] 本发明的有益效果是:

[0041] 本发明的其信号获取方式基于液体压力传导,使用时上述传感器在腕带压紧力作用下固定于桡骨凸起和腕部肌腱之间的桡动脉上方摄取桡动脉血压信息。

[0042] 本发明柔性界面的顺应性保证了血压搏动信号传入传感器高效性,即使受测动脉和传感器中心点位置出现操作偏差的情况下也能获得稳定可靠的血压信号,提高了测量精度,柔性材料还能保证接触部位的安全和舒适性,极大改善穿戴体验,适用于连续长时间的血压监控。

[0043] 本发明采用具有充液容腔的柔性薄膜凸起结构扩大了血压监测装置的测量范围,

有效增强了血压监测装置佩戴时的位置容错性;利用柔性敏感单元平行阵列及贴紧压力敏感元件采集位置与贴紧力信息,结合存储的修正数据可以大大提高血压测量的准确性;采用固定的腕带施加的外加压力,取消压力调整装置,简化设备结构从,降低成本,让腕带式实时连续血压准确测量成为可能。

[0044] 本发明采用的压力敏感单元为硅基压力敏感芯片,灵敏度高、精度高、性能稳定可靠,且制造工艺成熟,成本低;由于采用了液体传导的原理,硅基压力敏感单元远离直接受压区域,不易损坏。

[0045] 传感器的整体结构紧凑,便于小型化的设计,同时采用柔性薄膜与腕部接触,极大的改善了人们的穿戴体验,这为穿戴式血压测量设备的普及提供了新的动力。

附图说明

[0046] 图1是本发明的剖面立体结构示意图;

[0047] 图2(a)是本发明的实施例1中梯形凸起结构的立体结构示意图;

[0048] 图2(b)是本发明的实施例1中半圆形凸起结构的立体结构示意图;

[0049] 图3是本发明的实施例2中的立体结构示意图;

[0050] 图4是本发明的实施例3中的立体结构示意图;

[0051] 图5是本发明的拆分结构示意图;

[0052] 图6是本发明的梯形薄膜腔截面示意图;

[0053] 图7是对梯形柔性薄膜结构的有限元分析示意图和分析结果;

[0054] 图8是工作原理示意图。

[0055] 图9是实施例2和3中的膜结构图。

[0056] 图中:1、传感器刚性基座,2、柔性凸起结构薄膜层,3、注液孔,4、压力敏感单元,5、导压孔,6、透气孔,7、压力传递硅油,8、信号调理电路模块,9、密封塞,10、凹槽结构,11、柔性圆膜管,12、信号采集电路模块。

具体实施方式

[0057] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0058] 实施例1

[0059] 如图1和图2所示,本实施例包括柔性凸起结构压力传递薄膜2、用于固定柔性薄膜并与薄膜可靠接触的刚性基座1、用于填充薄膜层介质容腔的温度稳定性好低粘度的压力传递硅油7、压力敏感单元4、信号采集电路模块12和脉搏信号调理电路模块8。

[0060] 柔性凸起结构薄膜层2紧贴接触在刚性基座1的底部,具体实施事先在刚性基座1底部均匀涂抹胶水,保证两者固定连接和密封;柔性凸起结构薄膜层2 设置有两个独立的不相互连通的薄膜腔,薄膜腔作为压力传递介质容腔。

[0061] 两个压力敏感单元4安装于刚性基座1中,刚性基座1内部开设有两个导压孔5,两个压力敏感单元4分别安装在两个导压孔5的一端并密封连接,具体在不影响压力敏感单元4的前提下对压力敏感单元4四周在和导压孔5连接处进行密封,两个导压孔5的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层2的两个薄膜腔,压力传递硅油7填充薄膜腔和导压孔5中;具体实施在柔性凸起结构薄膜层2 与基座1底部接触的表面开设通槽,薄膜腔经通槽和导压孔5连

通。

[0062] 刚性基座1上开设有导压孔5、注液孔3和透气孔6,用于传导压力和真空注液。两个注液孔3一端从刚性基座1顶端连通到外部注液源,两个注液孔3 另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部;两个透气孔6一端伸出刚性基座1连通到外部真空泵,两个透气孔6另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部。

[0063] 柔性凸起结构薄膜层2的底面为带有凸起形状的表面,柔性凸起结构薄膜层2凸起高出刚性基座1表面,并和人体皮肤接触。柔性薄膜2的凸起可以加工成梯形或者半圆形,分别如图2(a)和图2(b)所示。

[0064] 柔性凸起结构薄膜层2形成的薄膜腔作为压力传递介质容腔并与导压孔5 相通,如图6所示,压力传导油液7填充薄膜腔,薄膜层2和液态油液介质感知脉搏压力,液态油液介质压力变化又透过导压孔5上传至压力敏感单元4,最终由敏感单元4来采集脉搏压力变化。

[0065] 注液孔3与透气孔6在压力传导油液7的注液完成后用密封塞9密封,将压力敏感单元4安放在导压孔5正上方,在不影响压力敏感单元4的前提下对其四周进行密封。

[0066] 刚性基座1内部设有空腔,信号采集电路模块12固定安装于空腔中。在刚性基座1顶部放置用于脉搏信号处理的信号调理电路模块8,信号调理电路模块 8通过信号采集电路模块12连接到压力敏感单元4,压力敏感单元4所感应信号经过信号采集电路模块12的电路板输出到信号调理电路模块8。通过超声波绑定技术将信号采集电路模块12的焊盘与压力敏感单元4的电极利用金线连接,信号采集电路模块12通过FPBC与信号调理模块8相连。

[0067] 实施例2

[0068] 如图1和图3所示,本实施例包括柔性凸起结构压力传递薄膜2、用于固定柔性薄膜并与薄膜可靠接触的刚性基座1、用于填充薄膜层介质容腔的温度稳定性好低粘度的压力传递硅油7、压力敏感单元4和脉搏信号采集电路模块12。

[0069] 将柔性凸起结构薄膜层2加工成其截面为半管状的外形,柔性凸起结构薄膜层2紧贴接触在刚性基座1的底部,柔性凸起结构薄膜层2和刚性基座1的接触面均开设半圆槽形态的凹槽结构10,两个凹槽结构10对接形成完整圆形的通道槽,作为薄膜腔,介质容腔。同样具体实施事先在刚性基座1底部均匀涂抹胶水,保证刚性基座1和柔性凸起结构薄膜层2两者固定连接和密封。

[0070] 两个压力敏感单元4安装于刚性基座1顶部,刚性基座1内部开设有两个导压孔5,两个压力敏感单元4分别安装在两个导压孔5的一端并密封连接,具体在不影响压力敏感单元4的前提下对压力敏感单元4四周在和导压孔5连接处进行密封,两个导压孔5的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层2的两个薄膜腔,压力传递硅油7填充薄膜腔和导压孔5中;具体实施柔性凸起结构薄膜层2 与基座1形成的容腔不经任何结构直接和导压孔5连通。

[0071] 刚性基座1上开设有导压孔5、注液孔3和透气孔6,用于传导压力和真空注液。两个注液孔3一端从刚性基座1顶端连通到外部注液源,两个注液孔3 另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部;两个透气孔6一端伸出刚性基座1连通到外部真空泵,两个透气孔6另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部。

[0072] 柔性凸起结构薄膜层2和刚性基座1底部之间形成的薄膜腔作为压力传递介质容腔并与导压孔5相通,如图6所示,基于梯形凸起结构相同的原理,压力传导油液7填充薄膜

腔,薄膜层2和液态油液介质感知脉搏压力,液态油液介质压力变化又透过导压孔5上传至压力敏感单元4,最终由敏感单元4来采集脉搏压力变化。

[0073] 注液孔3与透气孔6在压力传导油液7的注液完成后用密封塞9密封,将压力敏感单元4安放在导压孔5正上方,在不影响压力敏感单元4的前提下对其四周进行密封。

[0074] 在刚性基座1顶部放置用于脉搏电流信号采集传输的信号采集电路模块12,信号采集电路模块12通过金线连接到压力敏感单元4,压力敏感单元4所感应出的电流信号通过采集电路模块12输出到信号调理电路模块8。

[0075] 实施例3

[0076] 如图1和图4所示,本实施例包括由具有一定凸起外形的柔性凸起结构压力传递薄膜2演变的柔性圆膜管11、用于固定柔性薄膜并与薄膜可靠接触的刚性基座1、用于填充薄膜层介质容腔的温度稳定性好低粘度的压力传递硅油7、压力敏感单元4和脉搏信号采集电路模块12。

[0077] 刚性基座1的底面开设半圆槽形态的凹槽结构10,柔性凸起结构薄膜层2 为柔性圆膜管11形态并作为薄膜腔,柔性圆膜管11上部和刚性基座1的半圆槽形态的凹槽结构10通过胶水无缝贴合粘结,柔性圆膜管11下部延伸出刚性基座1的凹槽结构10,从而形成半圆状的柔性膜凸起结构。具体实施在凹槽结构10内表面均匀涂抹薄层的胶水,依靠自身便形成介质容腔的柔性圆膜管11 上部外表面刚好能与凹槽结构10槽壁紧密接触并无缝贴合粘结,柔性圆膜管11 下部凸出于刚性基座1底部表面,从而形成半圆状的柔性膜凸起结构。

[0078] 两个压力敏感单元4安装于刚性基座1顶部,刚性基座1内部开设有两个导压孔5,两个压力敏感单元4分别安装在两个导压孔5的一端并密封连接,具体在不影响压力敏感单元4的前提下对压力敏感单元4四周在和导压孔5连接处进行密封,两个导压孔5的另一端分别各自连通到柔性圆膜管11的一端,压力传递硅油7填充薄膜腔和导压孔5中;具体实施两条柔性圆膜管11各自分别形成介质容腔,并充满压力传递硅油7,无需任何结构,导压孔5与容腔直接相通。

[0079] 刚性基座1上开设有导压孔5、注液孔3和透气孔6,用于传导压力和真空注液。两个注液孔3一端从刚性基座1顶端连通到外部注液源,两个注液孔3 另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部;两个透气孔6一端伸出刚性基座1连通到外部真空泵,两个透气孔6另一端分别经各自的刚性基座1内部通道连通到两个导压孔5中部。

[0080] 直接由柔性圆膜管11自身形成的薄膜腔作为压力传递介质容腔并与导压孔 5相通,如图6所示,基于梯形凸起结构相同的原理,压力传导油液7填充薄膜腔,薄膜层2演化为圆膜管11,由柔性膜管壁和介质感知脉搏压力,介质压力变化又透过导压孔5上传至压力敏感单元4,最终由敏感单元4来采集感知脉搏压力变化。

[0081] 注液孔3与透气孔6在压力传导油液7的注液完成后用密封塞9密封,将压力敏感单元4安放在导压孔5正上方,在不影响压力敏感单元4的前提下对其四周进行密封。

[0082] 在刚性基座1顶部放置用于脉搏电流信号采集传输的信号采集电路模块12,信号采集电路模块12通过金线连接到压力敏感单元4,压力敏感单元4所感应出的电流信号通过采集电路模块12输出到信号调理电路模块8。

[0083] 实施例2和3可以有效降低传感器结构的高度,对于对尺寸要求较高的穿戴式血压腕表有更好的实用性,但实施例1更适用于对动脉张力法的研究分析实验实施例2和3结构

示意图中不存在信号调理电路模块8,因为该模块在这两种实施方法中被放置于血压传感器模块之外,但依然通过更长的FPBC将其与信号采集电路模块12相连。

[0084] 如图5所示,以实施例1中的传感器模块为例进行拆分,体现了各部件之间的大致位置关系,从上至下依次为信号调理电路模块8,信号采集电路模块12,密封塞9,压力敏感单元4,刚性基座1,具有凸起结构的柔性薄膜层2。

[0085] 如图7所示,图7(a)是注有液体硅油的柔性薄膜结构有限元模型,在薄膜的不同位置施加相同的0.1N载荷,红线代表后面要分析的基底表面应力分布的位置;图7(b)是在薄膜中心施加载荷时,薄膜下的基底表面的正应力分布;图7(c)是在薄膜上偏离中心2mm处施加载荷时,薄膜下的基底表面的正应力分布;图7(d)是在薄膜不同位置施加载荷时,沿着图7(a)红线所在位置的基底表面正向应力分布。如图7所示,图7(b)和图7(c)分别给出了在中心位置和偏离中心2mm处施加载荷的两种情况下,得到的薄膜与基底交界面处(基底的表面)的正向应力分布情况。可以观察出,这两种情况下,与液体接触部分的基底上的压力分布基本上是一致的。为了定量的分析与比较,绘制得到了不同位置施加相同载荷下的基底应力随空间分布曲线,如图7(d)所示,从曲线上可以看出:(1)在偏离中心不同位置施加载荷,液体硅油下的基底表面区域的压力分布曲线基本上呈水平状,也就是其内部压力基本均匀一致,而边界部分即薄膜与基底固体接触部分的压力变化很大;(2)在薄膜的不同位置施加载荷,中间的水平曲线会有不同的高度,但整体差别不大,也就是说区域的绝对应力幅值会有细微的差别。通过有限元的分析印证了该传感器能够增大压力感受范围,且具有不错的位置容错性能。

[0086] 如图8所示,展示了血压传感器在工作状态时的原理示意图,具体可将血压检测柔性传感器装配在手表表体上,两个压力敏感单元4的连线方向平行于腕部桡动脉的走向,在手表腕带的作用下使血压检测柔性传感器中柔性凸起结构薄膜层2的凸起结构贴紧皮肤表层,桡动脉保持轻压迫状态。使用时两传感器单元沿排布方向和腕部桡动脉的走向一致,使得血压柔性传感器既能直接摄取桡动脉血压信号,又能获取脉搏波传播速度信号。

[0087] 图9显示了实施例2和3中两种膜结构的不同,一种为半管状,另一种为管状。

[0088] 本发明的制备和工作过程如下:

[0089] 密封塞设计成与孔大小相适的橡胶小球,由PDMS材料制作而成。

[0090] 刚性基座1由于开设有注液孔3、导压孔5、透气孔6,内部构造复杂,不适用于普通机械加工的方式,所以采用3D打印的方式进行制造。

[0091] 压力敏感单元4放置于导压孔5的正上方,采用特定的胶水将其与刚性基座1进行固定粘结,保证其密封性,通过采用打线机,利用超声波焊接技术将信号采集电路模块与硅基敏感元件的电极进行金线连接。

[0092] 柔性薄膜层2选用PDMS材料,通过模具注塑工艺实现形状的制备,通过调节PDMS主剂和副剂的配比来调整传感器柔性薄膜层2表面的柔软程度。

[0093] 将步骤4得到的柔性薄膜层2与步骤3得到的传感器组件进行粘合,保证薄膜层2与刚性基座1之间的密封,形成介质容腔,整体放入真空室中进行抽真空处理,注液孔3通入压力传递硅油7,使腔体内充满硅油,透气孔6的存在可以更好的保证硅油的注入,注液完成后取出组件,用密封塞9对注液孔3和透气孔6进行密封,保证最终腔体的密封性且不能含有气泡,最终完成本发明位置容错性血压传感器的制备。

[0094] 工作时,当所述的柔性薄膜层2形成的凸起结构与腕部的桡动脉接触时,动脉内部产生的压力变化便会穿过动脉壁,皮下组织,皮肤,即形成我们所说的脉搏跳动,导致薄膜凸起结构会产生相应的变形;由于薄膜层2形成的介质容腔内充满不可压缩的传导油液7,变形的腔体薄膜层2会挤压传导油液7,根据帕斯卡定理,传导油液内部形成液压力,由硅基压力敏感单元4感知测量,硅基压力敏感单元4将脉搏的机械波信号转化为电信号通过内部金线,信号采集电路模块12,由FPCB传输至后续的调理电路模块8,后续利用脉搏信号与血压值之间的相关性,采用相应的算法即可得到人体的血压值。

[0095] 当所述的血压传感器与腕部桡动脉的相对位置由于使用者的运动产生偏差,或者使用者初始佩戴时没有准确定位,但由于凸起结构长度远远大于桡动脉的直径,在产生偏差的情况下依然会由部分凸起与动脉接触,根据帕斯卡原理中静止流体在封闭容器中的任何一部分发生的压力变化,将不削弱地向各个方向传递这一基本原则,血压信号依然可以准确无误的由硅基敏感单元4感知测量,得到相应的电信号,从而很好的保证了该发明血压传感器的位置容错性能。

[0096] 由此上述实施可见,本发明能有效增强了血压监测装置佩戴时的位置容错性,可以提高血压测量的准确性,简化设备结构,降低成本,适用广泛。

[0097] 上述具体的实施例用来解释说明本发明,并不是对本发明进行限制,在本发明的精神和权利要求的保护范围内,对本发明做出的任何修改和改变,都落入本发明的保护范围。

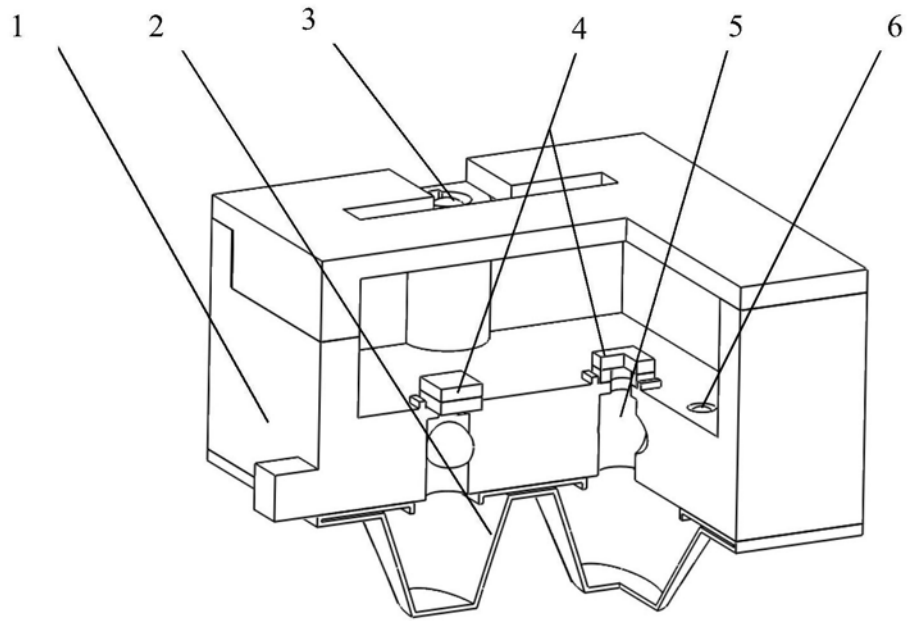
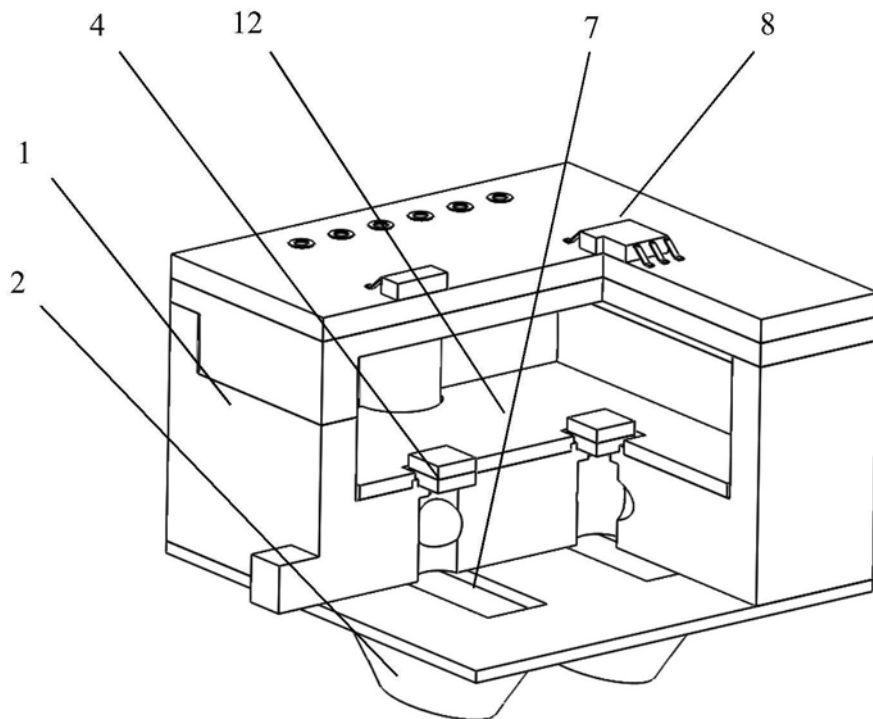


图1



(a)

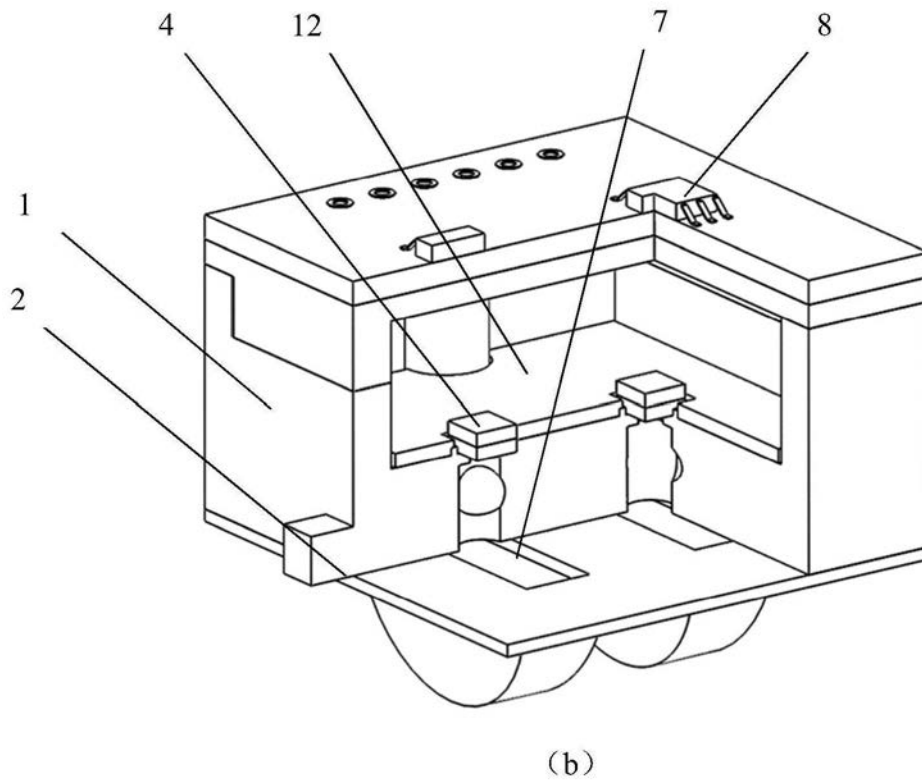


图2

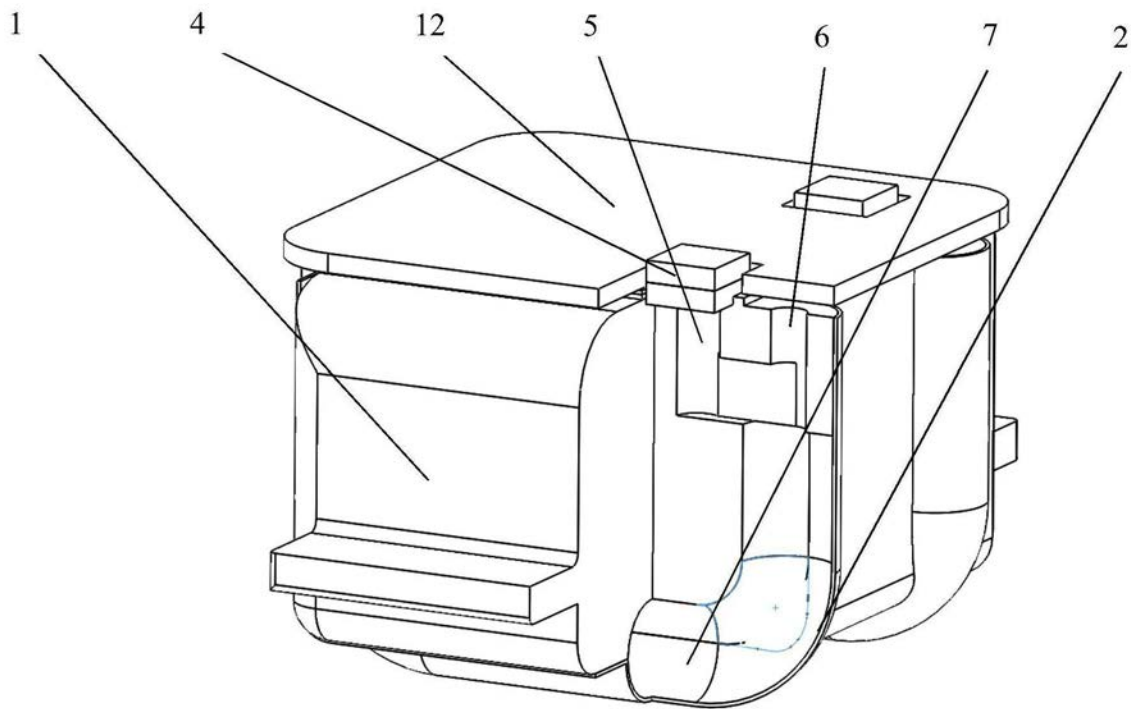


图3

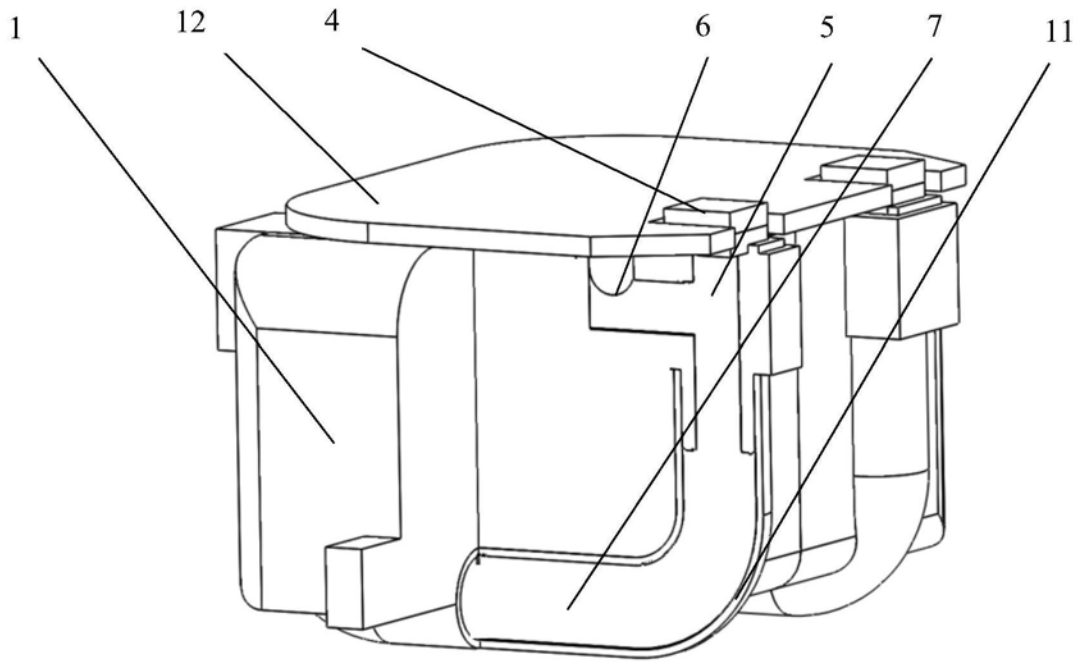


图4

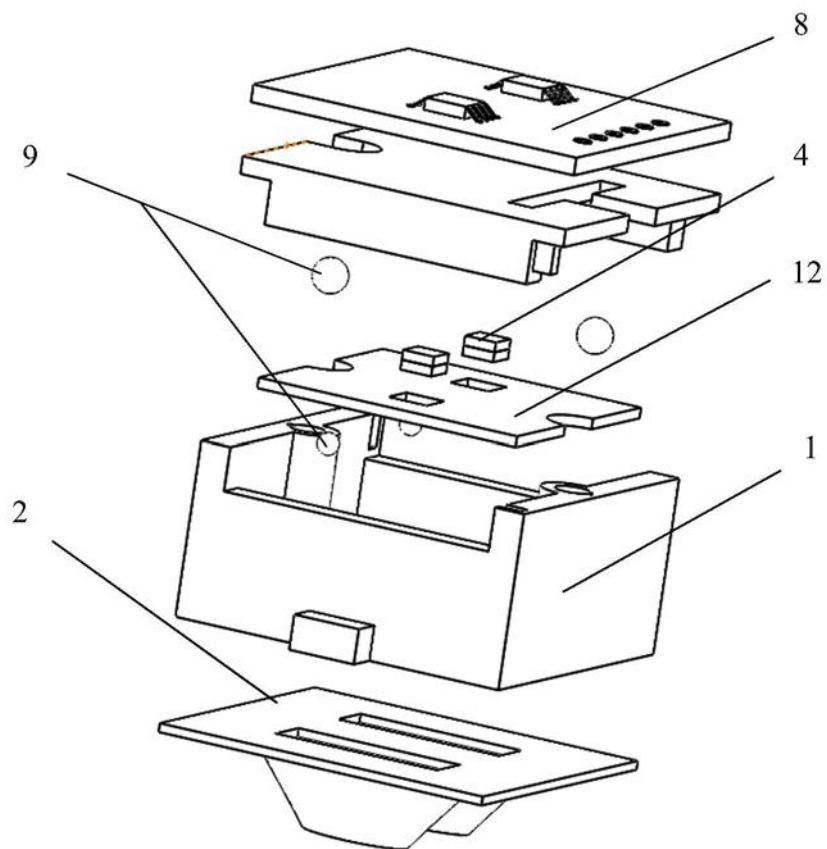


图5

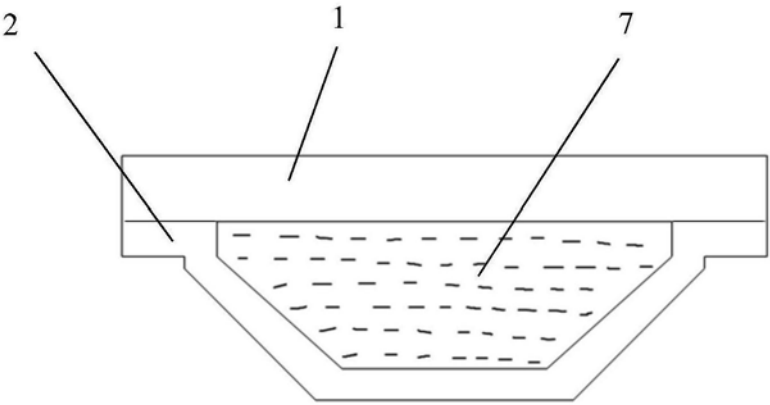
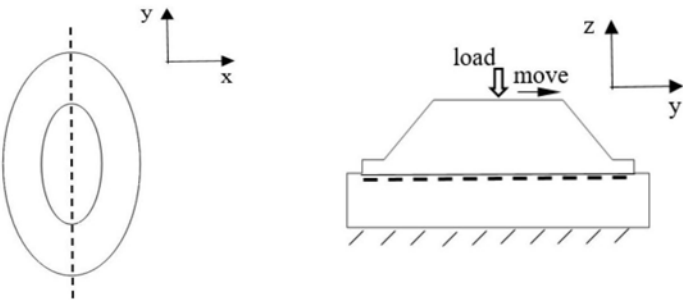
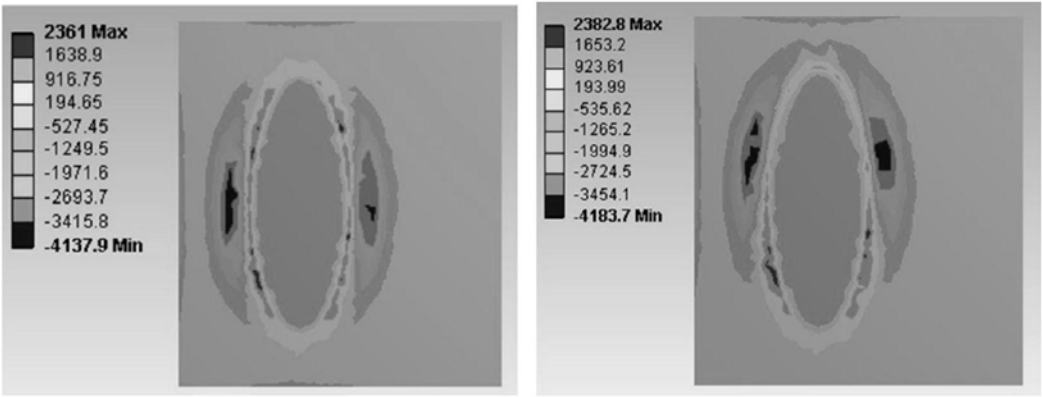


图6

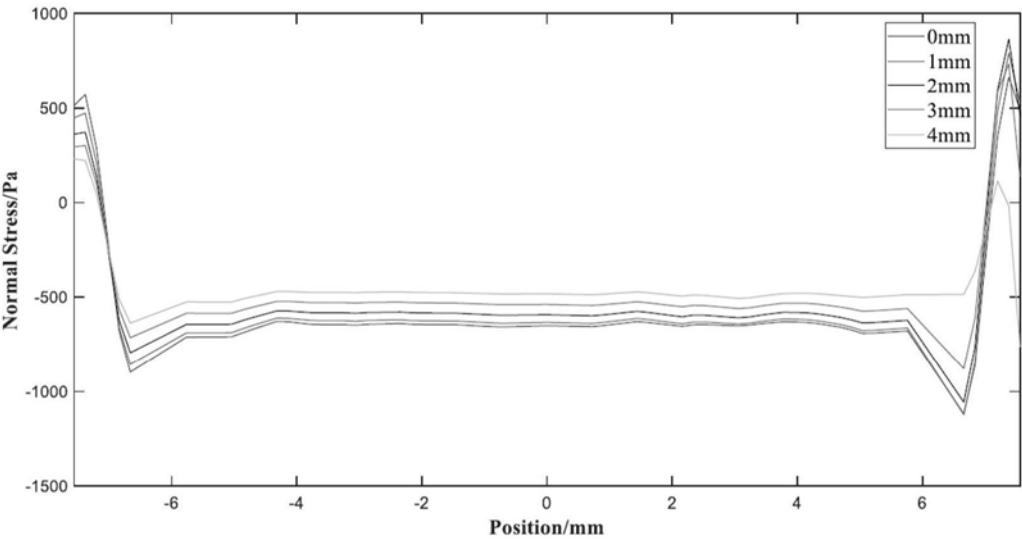


(a)



(b)

(c)



(d)

图7

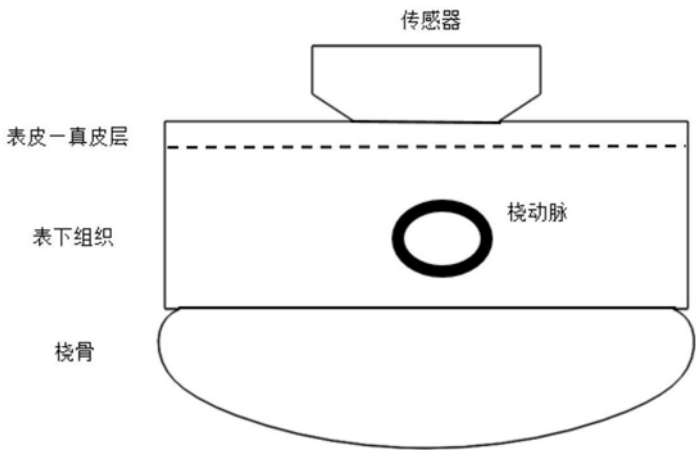


图8

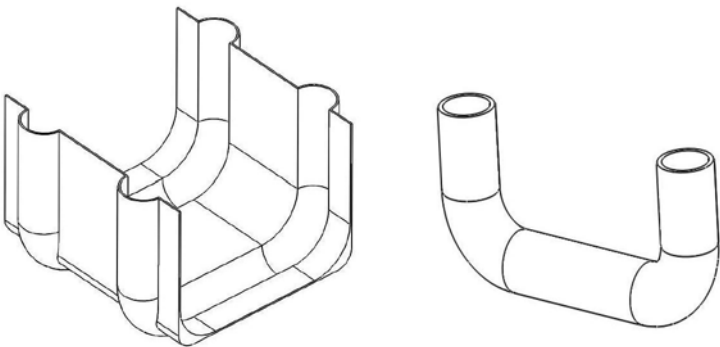


图9

专利名称(译)	具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器		
公开(公告)号	CN110292368A	公开(公告)日	2019-10-01
申请号	CN201910554877.8	申请日	2019-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	刘伟庭 马立新 杨潮 陈智鹏		
发明人	刘伟庭 马立新 杨潮 陈智鹏		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 G01L9/08		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/02141 A61B5/681 A61B5/7214 A61B2562/12 A61B2562/14 A61B2562/168 G01L9/08		
代理人(译)	林超		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及具备测量点位置容错性能的血压柔性传感器，公开了一种用于连续对腕部桡动脉血压进行监测的柔性压力传感器。柔性凸起结构薄膜层紧贴接触在刚性基座的底部，柔性凸起结构薄膜层设置有两个独立的不相互连通的薄膜腔，薄膜腔作为压力传递介质容腔；两个压力敏感单元安装于刚性基座中，刚性基座内部开设有两个导压孔，两个压力敏感单元分别安装在两个导压孔的一端并密封连接，两个导压孔的另一端连通到柔性凸起结构薄膜层的两个薄膜腔，压力传递硅油填充薄膜腔和导压孔中；刚性基座上还开设有两个注液孔和两个透气孔。本发明保证了血压搏动信号传入传感器高效性，能获得稳定可靠的血压信号，提高了测量精度，极大改善穿戴体验，适用于连续长时间的血压监控。

