



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104127176 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201410295492. 1

(22) 申请日 2014. 06. 26

(71) 申请人 北京信息科技大学  
地址 100101 北京市朝阳区北四环中路 35 号

(72) 发明人 秦雷 王丽坤 仲超

(74) 专利代理机构 北京君尚知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11200  
代理人 余长江

(51) Int. Cl.  
A61B 5/022(2006. 01)

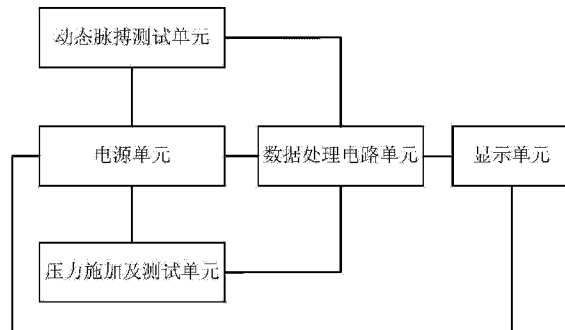
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种无充气泵结构的便携式血压脉搏测量仪

(57) 摘要

本发明涉及一种无充气泵结构的血压脉搏测量仪,其包括:动态脉搏测试单元,用于测量脉搏信号;压力施加及测试单元,用于通过按压内关穴的方式提供压力,并测量压力值;数据处理电路单元,连接动态脉搏测试单元和压力施加及测试单元,用于对动态脉搏测试单元输出的脉搏信号和压力施加及测试单元输出的压力值进行处理,得到脉搏和/或血压测量数值;显示单元,连接动态脉搏测试单元、压力施加及测试单元和数据处理电路单元,用于显示测量数据,包括测量过程的中间数据和结果数据。本发明创新性地应用手指按压内关穴的方法提供足够的压力,不需要体积较大的充气泵即可便携地进行血压和脉搏测量。



1. 一种无充气泵结构的血压脉搏测量仪,其特征在于,包括:  
动态脉搏测试单元,用于测量脉搏信号;  
压力施加及测试单元,用于通过按压内关穴的方式提供压力,并测量压力值;  
数据处理电路单元,连接动态脉搏测试单元和压力施加及测试单元,用于对所述动态脉搏测试单元输出的脉搏信号和所述压力施加及测试单元输出的压力值进行处理,得到脉搏和 / 或血压测量数值;  
显示单元,连接动态脉搏测试单元、压力施加及测试单元和数据处理电路单元,用于显示测量数据。
2. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述动态脉搏测试单元采用压电式的脉动压力传感器实现对脉搏的测量。
3. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述脉动压力传感器包括金属外壳、金属衬片、压电陶瓷片、引线和放大器;金属外壳一端开孔,金属衬片封压在金属外壳开孔的一端;压电陶瓷片固定在金属衬片上,金属衬片作为压电陶瓷片的背衬和敏感元件的接地极;引线连接压电陶瓷片和放大器;金属外壳与放大器的地线连通,形成屏蔽回路。
4. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述压力施加及测试单元采用静态压力传感器测量按压内关穴的静压力;所述静态压力传感器为下列中的一种:电容式压力传感器、变磁阻式压力传感器、霍耳式压力传感器、光纤式压力传感器。
5. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述压力施加及测试单元设有粘弹性材料,用于与人体皮肤接触以增加压力释放过程的可控性。
6. 如权利要求 5 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于,所述粘弹性材料为下列中的一种:沥青、水溶物、乳胶、环氧树脂。
7. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述数据处理电路单元应用示波法血压测量原理对脉搏数据进行分析以得到血压测量数值,包括前置放大电路、A/D 转换电路、计时器、单片机和存储器。
8. 如权利要求 1 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:还包括电源单元、无线通信单元。
9. 如权利要求 1 至 8 中任一项所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:整个装置呈表链式便携结构,所述动态脉搏测试单元、显示单元、数据处理电路单元、电源单元、无线通信单元均位于表链上,所述压力施加及测试单元通过柔性连接线连接到表链上。
10. 如权利要求 9 所述的血压脉搏测量仪,其特征在于:所述电源单元为充电电池,所述显示单元为液晶显示设备。

## 一种无充气泵结构的便携式血压脉搏测量仪

### 技术领域

[0001] 本发明属于无创血压测量技术领域，具体涉及一种无充气泵结构的便携式脉搏、血压测量仪。

### 背景技术

[0002] 间接式血压测量（即无创血压测量）的具体实施方法有很多，主要包括柯氏音法、示波法、超声法、双袖带法和脉搏延时法等多种方法。

[0003] （1）听诊法（柯氏音法）

[0004] 听诊法主要是通过声音依赖人的听觉来进行测量的方法。由于其历史悠久且操作简便被广泛地应用于医疗和家庭保健。它一般由袖带和听诊器构成。袖带用于往里面充气，使其产生一定的压力，当该压力大于收缩压时，动脉血管由于受到外界压力而被迫阻塞，使血流无法流通，然后打开阀门，使其放气，这时用听诊器仔细的收听声音，最后由听诊法的基本原理分析出血压动力参数。

[0005] （2）示波法

[0006] 随着对血压测量方法的研究与分析，人们发现通过监听气囊内的震荡波，观测其波形变化来测量动脉血压。示波法的测量原理主要是观测放气的时候其震荡波的波形变化。在经过大量的研究和分析后，人们发现人体内由血液流通产生的震荡波与动脉血压的各项生理指标有密不可分的关系，建立在这个关系下，就可以通过对震荡波的研究根据相关算法来分析得到收缩压和舒张压等动脉血压病理指标。

[0007] （3）超声法

[0008] 这是一种和听诊法及示波法在结构上相似，但理论完全不一样的检测血压分析的方法。它像听诊法一样，也是通过袖带产生的压力，迫使动脉血管臂被阻塞，使血液无法流通，然后通过利用物体辐射的波长由动脉血管臂的运动而产生的多普勒效应来分析得到动脉血压。主要测量方法是通过袖带下安放的传感器来接收其改变频移的超声波，该超声波的频移是因为其碰到运动的动脉血管壁后产生变化。接着将接收到的波经放大，输出一个声频信号，进而得到血压信号。

[0009] （4）双袖带法

[0010] 心脏在进行收缩和舒张的过程时，血液在动脉血管中完成整个血液循环，同时在这一次的收缩到下一轮的舒张，也需要一定的时间。双袖带法同样也是需要在袖带气囊内充气，造成动脉血管不同程度的被中断。血液在这些动脉血管内流通，当完全被阻塞时，该流速为零，当部分血管被阻塞时，该流速会缓慢的被提高。因此，动脉血管被阻塞的越多，其管壁内血液的流速就越慢；反之，动脉血管被阻塞的越少，其管壁内血液的流速就越快。使用这种方法就能够测得动脉血压值。

[0011] （5）脉搏延时法

[0012] 脉搏波延时法，用心电图进行观测血压。当被测者体内动脉血管里的压力大于在袖带内造成的压力时，会产生一震荡波，产生的这个波，明显的比心电图 R 波延时，然后根

据相关原理来分析出R波和计算出延时的时间T,并且依据一定的理论来分析出延时T的特征,最后由T得出动脉血压的动力学参数。这种方法使用时主要是监控袖带内放气的时候,脉搏波波形的变化来识别和分析其动脉血压值。使用该方法测量血压时,当延时的时间越长,则动脉血管内产生的压力越大;反之,当延时的时间越短,则动脉血管内产生的压力越小。

[0013] 通过对比上述几个测量方法可以看出,所有方法均有一个共同的测试基础,即需要通过对手腕带进行充气才能进行后续测量。这样一来测量仪上必须配备一个充气装置,使得设备的小型化难以实现。同时充气泵对电能的消耗较大,所以通常会配备2-4节AA电池,同样使得设备的便携性能下降。

## 发明内容

[0014] 本发明针对上述问题,提供一种新型的脉搏、血压测量仪,不采用充气泵结构就可方便地实现人体脉搏、血压的测量。

[0015] 本发明采用的技术方案如下:

[0016] 一种无充气泵结构的血压脉搏测量仪,其包括:

[0017] 动态脉搏测试单元,用于测量脉搏信号;

[0018] 压力施加及测试单元,用于通过按压内关穴的方式提供压力,并测量压力值;

[0019] 数据处理电路单元,连接动态脉搏测试单元和压力施加及测试单元,用于对动态脉搏测试单元输出的脉搏信号和压力施加及测试单元输出的压力值进行处理,得到脉搏和/或血压测量数值;

[0020] 显示单元,连接动态脉搏测试单元、压力施加及测试单元和数据处理电路单元,用于显示测量数据,包括测量过程的中间数据和结果数据。

[0021] 进一步地,所述动态脉搏测试单元采用压电式的脉动压力传感器实现对脉搏的测量。

[0022] 进一步地,所述脉动压力传感器包括金属外壳、金属衬片、压电陶瓷片、引线 and 放大器;金属外壳一端开孔,金属衬片封压在金属外壳开孔的一端;压电陶瓷片固定在金属衬片上,金属衬片作为压电陶瓷片的背衬和敏感元件的接地极;引线连接压电陶瓷片和放大器;金属外壳与放大器的地线连通,形成屏蔽回路。

[0023] 进一步地,所述压力施加及测试单元采用静态压力传感器测量按压内关穴的静压力。

[0024] 进一步地,所述压力施加及测试单元设有粘弹性材料,用于与人体皮肤接触以增加压力释放过程的可控性。

[0025] 进一步地,所述数据处理电路单元包括:前置放大电路、A/D转换电路、计时器、单片机和存储器;应用示波法血压测量原理对脉搏数据进行分析,根据压力下降过程中脉搏波随压力的变化得到血压测量数值。

[0026] 进一步地,所述血压脉搏测量仪还包括:电源单元,用于为整个设备供电;无线通信单元,用于进行数据无线输出,以便构成传感器网络使用。

[0027] 进一步地,整个装置设计成链式或带式结构,以提高便携性。如采用链式结构,将所述动态脉搏测试单元、显示单元、数据处理电路单元、电源单元、无线通信单元均位于表

链上,所述压力施加及测试单元通过柔性连接线连接到表链上。

[0028] 与现有技术相比,本发明的有益效果如下:

[0029] 传统柯氏音法测量以及后来出现的数字式血压测量仪普遍采用腕带充气加压方式进行血压测量,这是目前该类设备不能小型化的关键问题以及技术瓶颈。本发明创新性的提出应用手指按压内关穴的方法提供足够的压力,来代替体积较大的充气泵,脉搏测量通过压电材料的压电效应,将微弱的脉搏信号转化为电信号,再经过放大、滤波等处理后形成脉搏信号的数字形式存储于单片机内存中,进而结合手指按压压力的可控释放过程,实现血压测量,从而实现了便携式设计。

#### 附图说明

- [0030] 图 1 是手腕内侧内关穴位置示意图。  
[0031] 图 2 是本发明的便携式血压脉搏测试仪组成单元示意图。  
[0032] 图 3 是脉搏波随压力变化规律示意图。  
[0033] 图 4 是压电材料正压电效应示意图。  
[0034] 图 5 是脉动压力传感器的结构示意图。  
[0035] 图 6 是压力施加及测试单元的结构示意图。  
[0036] 图 7 是不同粘弹性材料应力随时间释放曲线示意图  
[0037] 图 8 是便携的表链式装置结构示意图。  
[0038] 图 9 是脉搏测量模式系统工作框架图。  
[0039] 图 10 是血压测量模式系统工作框架图。

#### 具体实施方式

[0040] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面通过具体实施例和附图,对本发明做进一步说明。

[0041] 本发明的主要创新点是取消了传统血压仪的腕带充气装置,使用更为简便的手指按压装置提供压力。传统电子血压仪小型化、便携化过程中遇到的最大障碍就是充气泵的使用,过小的充气泵将会大大增加测量时间。

[0042] 本发明的原理参考了传统血压测量方法,即:将腕带压力加到较高水平,然后缓慢释放压力,当听到第一声脉搏振动时为收缩压,当声音消失时为舒张压。腕带压力的主要目的就是为阻断加压处的血流,当压力释放过程中,压力达到收缩压(即高压)的水平时,血液可以通过加压处血管流动,则可以在听诊器内听见脉搏声。同理,当腕带压力低于舒张压(即低压)时,脉搏声会明显减弱。因此,只要能提供一个压力使得被测量处血管暂时闭和,使按压处血液不流动则可替代腕带功能。

[0043] 根据人体解剖学分析,人体手腕处内关穴是血液流向手掌的必经之路(如图 1 所示),只要能在内关穴上施加足够的压力则可达到上述腕带的功能。正常人血压范围大概在 30mmHg 到 250mmHg 之间,假设在内关穴上直径为 20mm 的圆上加压,则所需压力为 1.26N 到 10.47N 之间。此压力即使是很虚弱的病人也可以通过自行按压的方式提供。由此可见此种加压方式在量级上是可行的。

[0044] 根据上述设计原理,本发明的便携式脉搏、血压测量仪,其结构组成如图 2 所示,

主要由电源单元、动态脉搏测试单元、压力施加及测试单元以及显示单元、数据处理电路单元构成。另外还可包括无线通信单元,用于进行数据无线输出,以便构成传感器网络使用。

[0045] 如上所述,该测量仪的测量原理参考传统血压测量方法以及示波法进行设计。压力施加及测试单元使用一个静态压力传感器作为参照,其输出的静态压力为血压的值,当用手指按压测量仪压力施加及测试单元时,产生一个较大的静压力,此静压力会随着施加压力的减小而逐渐降低。在此过程中,动态脉搏测试单元采用脉动压力传感器记录下压力减小过程中的脉搏数据。应用示波法血压测量原理对脉搏数据进行分析。通常脉搏波随压力降低会呈现如图3所示变化。示波法血压测量关键就是获得静压力下降过程中脉搏波随压力的变化曲线。血压数值不是从某一个脉搏波信息中获得,而是根据放气过程中脉搏波随静压力的变化趋势图来判断。下面重点说明压力施加及测试单元和动态脉搏测试单元采用的传感器。

[0046] 1) 脉动压力传感器

[0047] 为实现以上测量目的,动态脉搏测试单元中获取微弱脉搏信号的敏感元件则成为本方案的关键。本发明应用脉动压力传感器实现对脉搏的测量。脉动压力传感器属于压电式压力传感器的一种,其工作原理如图4所示。

[0048] 根据压电效应,动态压力作用到压电元件上,使压电元件产生形变,形变又使压电元件表面产生电荷,电荷量大小与作用力的关系由压电方程给出:

$$[0049] \quad \begin{cases} S = s^E T + d^T E \\ D = dT + \varepsilon^T E \end{cases} \quad (1)$$

[0050] 式中T为应力,S为应变,E为电场强度,D为电荷量, $\varepsilon$ 为介电常数,s为柔性常数,d为压电应变常数。以上参数均为矩阵形式。其中,由于上下电极面间产生的电荷被检测电路消耗,可近似认为压电体内部电场为零。从而得到简化的压电方程:

$$[0051] \quad D = dT \text{ 或者 } Q = dF \quad (2)$$

[0052] 式中,Q是由电荷量,F是作用力。由上述公式可知,作用力与电荷量成正比例关系。因此,通过检测电荷量的大小就能得到微小振动的压力值。

[0053] 图5是脉动压力传感器一种实施方式,由传感器的金属外壳1,塑料支架2,金属衬片3,压电陶瓷片4,弹性垫圈5,敏感元件的信号引线6(柔细导线),放大器7,电路盖板8构成。如该图所示,压电陶瓷片4粘贴在直径较大的金属衬片3上,金属衬片3既作为压电陶瓷片4的背衬,又作为敏感元件的接地极,敏感元件的信号输出极通过压电陶瓷片4表面焊接导线6接至放大器7的输入端。金属衬片3边缘通过塑料支架2封压在金属外壳1的底部,金属外壳1底端开孔,使敏感面外露,直接接触压力信号。同时外壳与内置放大器的地线连通,形成屏蔽回路,将整个传感器包封在屏蔽腔内,可有效地敏感微小压力,去除干扰信号。图5中7a、7b为放大器的输出管脚,8a、8b为盖板的过孔。该传感器经大量试验证明可以测得脉搏信号,且具有较高的灵敏度以及微秒级的响应速度。

[0054] 2) 静态压力传感器

[0055] 本发明中应用的是手指按压加压方式,压力施加及测试单元采用静态压力传感器测量手指按压压力。

[0056] 静态压力传感器通常采用以下几种传感方式:电容式压力传感器、变磁阻式压力

传感器、霍耳式压力传感器、光纤式压力传感器。每种传感方式都有自己的优点和缺点,可根据不同的使用环境、测量范围、精度以及成本进行选择。

[0057] 其中的技术难点在于压力释放过程的可控性,即实现压力缓慢匀速减小。一般成年人脉搏 60-100 次 / 分钟,运动员脉搏可低至 50 次 / 分钟,小孩儿脉搏可高达 170 次 / 分钟。因此,选择 40-180 次 / 分钟作为测量范围。即脉搏频率在 0.667Hz 到 3Hz 之间。要得到较准确的测试结果,则需要读取足够多的脉搏数据。根据上述计算一分钟时间内脉搏大概跳动 40 到 180 次。而一般人高压和低压的压差大概不超过 60mmHg,即只要在静压力由高压降低到低压的过程中能测量到 30 个脉搏信号就可以将测量精度控制在 2mmHg 范围内。因此,从压力释放可控性上,该测量原理也是可行的。为进一步提高测量精度,还可以采用重复测量多次,如 3 次左右,将多次测量的数据按时间顺序结合在一起共同绘制脉搏信号随压力变化曲线,这样可增加取样点,得到更为准确的测量结果。

[0058] 为增加压力释放过程的可控性,本发明采用粘弹性材料置于按压装置的表面,直接与人体皮肤接触。图 6 所示为采用粘弹性材料的压力施加及测试单元的结构示意图。粘弹性材料是一种在外力作用下,弹性和粘性两种变形机制同时存在的材料。当施加一定的压力使粘弹性材料产生一定的形变后,这种粘弹性材料具有随时间变化逐渐释放应力的特性,其应力释放曲线如图 7 所示。具体实施时,粘弹性材料可以采用沥青、水溶物、乳胶和环氧树脂等材料,以及在這些材料中添加适当的添加剂以改变材料特性,如调整压力释放过程所需时间。

[0059] 本发明的其它部件中,电源单元可以采用锂离子电池等充电电池实现,显示单元可以采用液晶显示器等显示设备实现,数据处理电路单元优选通过单片机实现。

[0060] 为了使本发明装置更加便携,可以将整个装置设计成链式或带式便携结构。比如图 8 所示的表链式结构,电池单元、动态脉搏测试单元、液晶显示器、数据处理电路单元均位于表链上,压力施加及测试单元通过柔性连接线连接到表链上。此外还可以再表链上引入数据无线输出单元,以便构成传感器网络使用。

[0061] 下面说明本发明装置的两种测量模式,即脉搏测量模式和血压测量模式:

[0062] a) 脉搏测量模式

[0063] 图 9 是该模式下的系统框架图。脉搏测量模式下系统工作流程如下:首先,由用户选定工作模式,输入脉搏测量间隔。单片机控制计时器开始计时,并控制电源给脉动压力传感器等电路供电,脉搏振动通过脉动压力传感器转化为交流电信号,经过前置放大电路及 A/D 转换电路输出数字信号给单片机处理。经单片机处理的信息存入 ROM 存储器并在液晶屏上显示脉搏测量数值。同时将计时器重置,直到下一次测量开始。

[0064] b) 血压测量模式

[0065] 图 10 是该模式下的系统框架图。血压测量模式下,同样由用户选定工作模式,输入血压测量时间,单片机控制计时器计时,同时电源给静压力传感器供电,液晶显示器提示用户可以用手按压施力装置。待静压压力计测得压力信号后经放大、滤波,输出给单片机处理,压力值实时显示在液晶屏幕上。当压力值达到设定上限时,液晶屏给出提示,用户可逐渐减小所施加的压力,此时液晶屏仍旧实时显示压力值,以便帮助用户判断压力释放速度。同时,电源给脉动压力传感器供电,开始测量脉搏信号,并通过处理后记录在 ROM 存储器内。待整个测试完成后,单片机对 ROM 中数据进行处理得出血压数据,并显示于液晶屏上。

同时将计时器重置,切断电源供电,直到下一次测量开始。图 9 的脉搏测量模式只需要记录脉搏跳动多少次,可以采用 A/D 转换实现;图 10 的血压测量模式需要将微压传感器采集到的数据进行处理,并结合图 3 所示测量原理判断舒张压和收缩压,采用滤波器更合适一些。

[0066] 目前,随着物联网的发展,数据无线传输技术引起了广大学者的研究兴趣,RF、WIFI、蓝牙等技术均可以实现数据无线传输。本发明的血压脉搏测试仪可以进一步增加无线通信单元,以便构成传感器网络。具体实施时的主要考量指标包括,作用距离、可靠性、功耗以及数据保密性、传输设备大小等因素,选择最优方式组建系统。

[0067] 此外,本发明装置除了血压脉搏测试功能,还可以增加体温测试、呼叫系统、对话系统,病人位置定位功能等,实现多功能、多用途的综合性测量设备。

[0068] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非对其进行限制,本领域的普通技术人员可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明的精神和范围,本发明的保护范围应以权利要求所述为准。



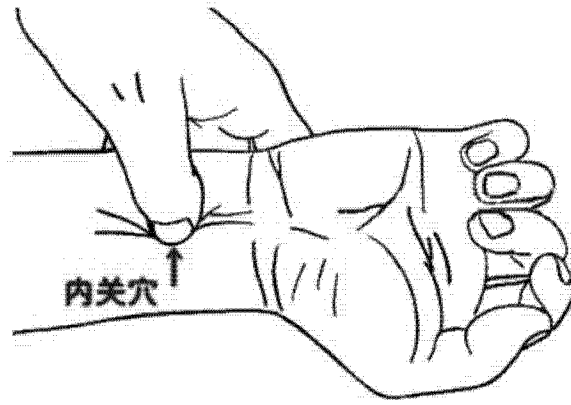


图 1

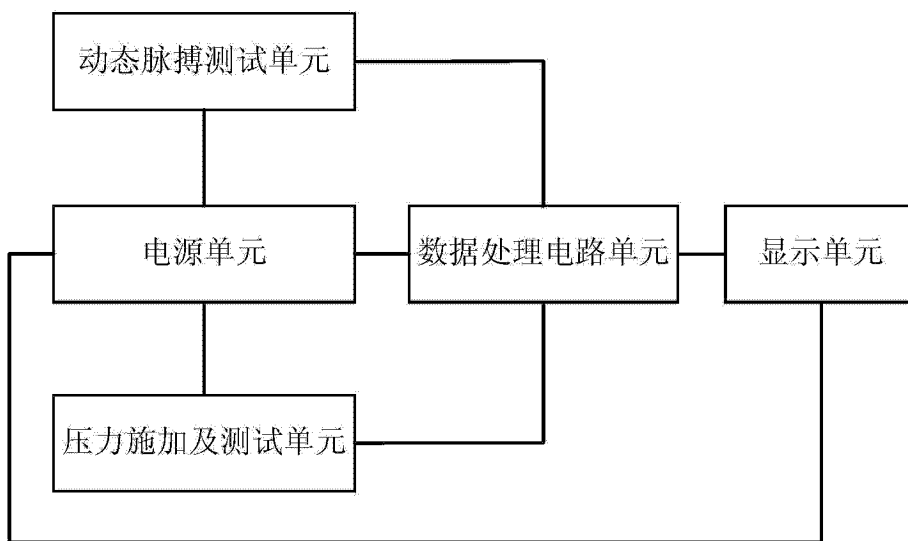


图 2

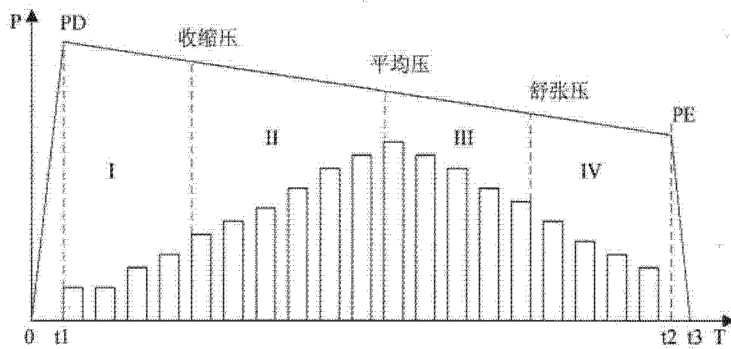


图 3

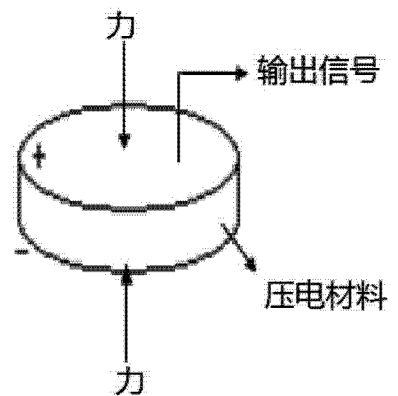


图 4

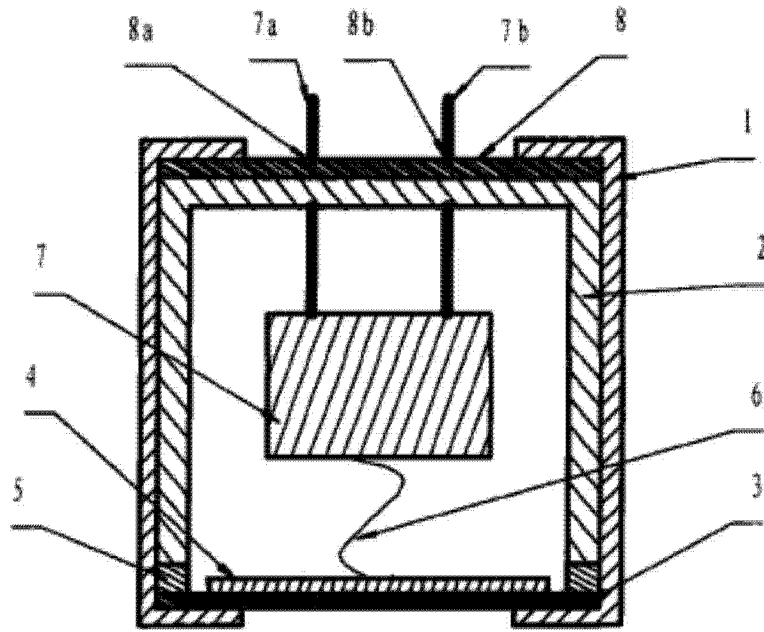


图 5

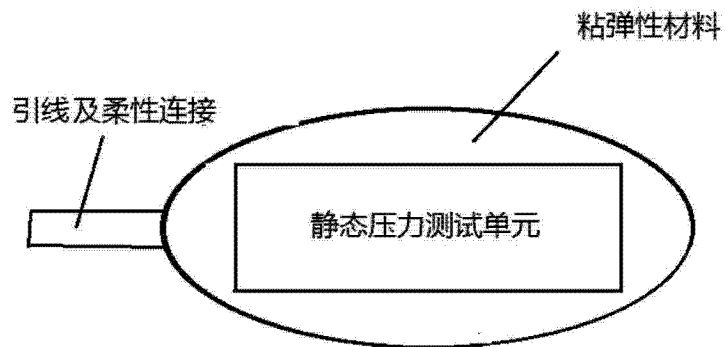


图 6

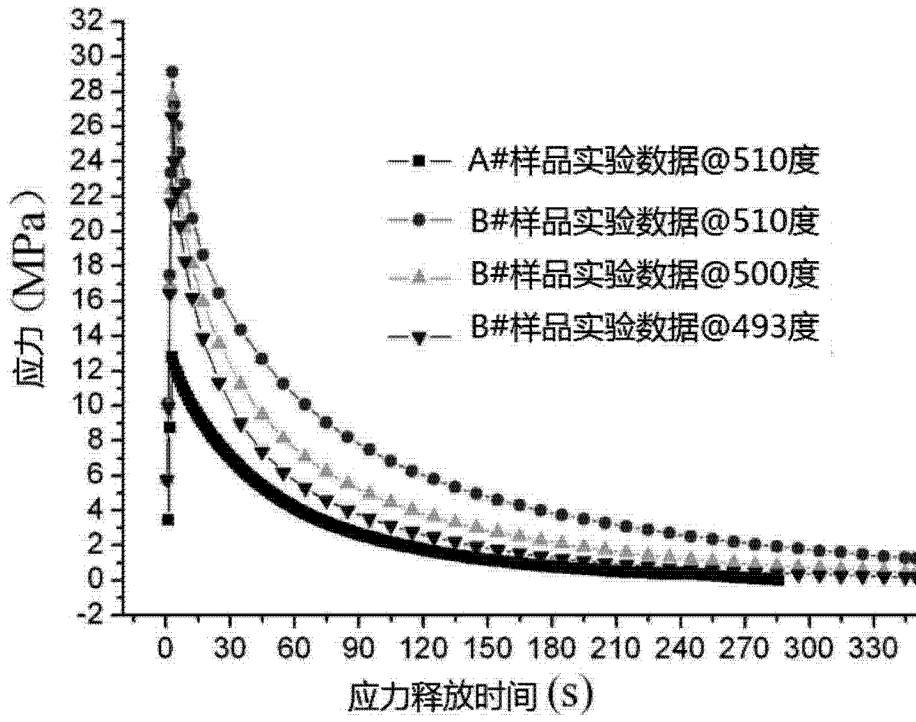


图 7

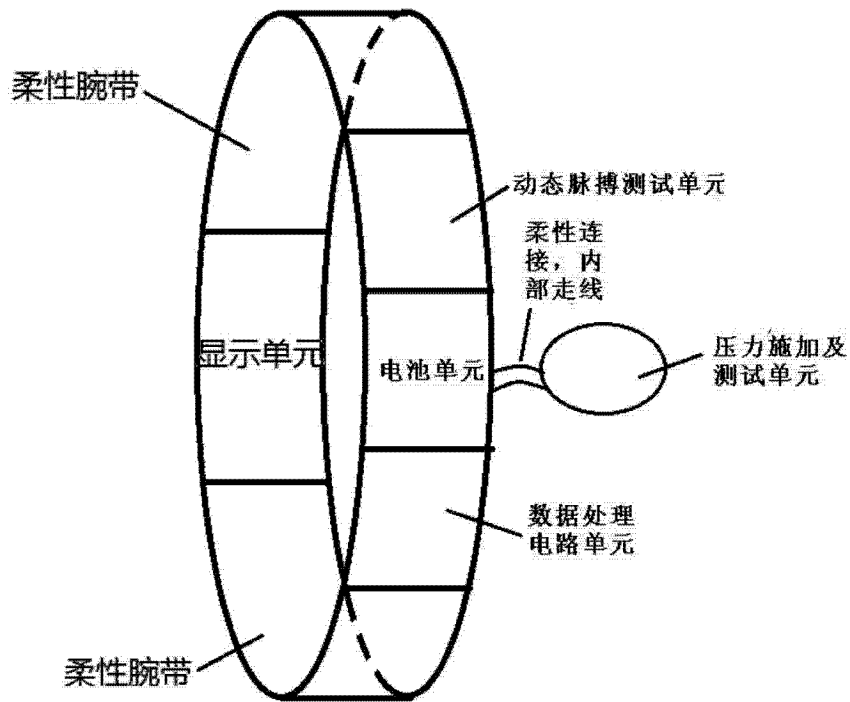


图 8

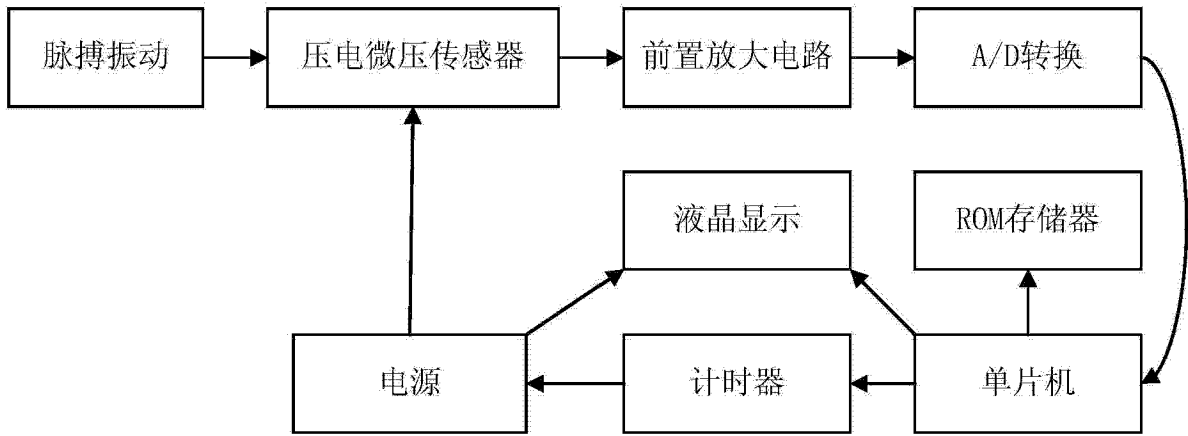


图 9

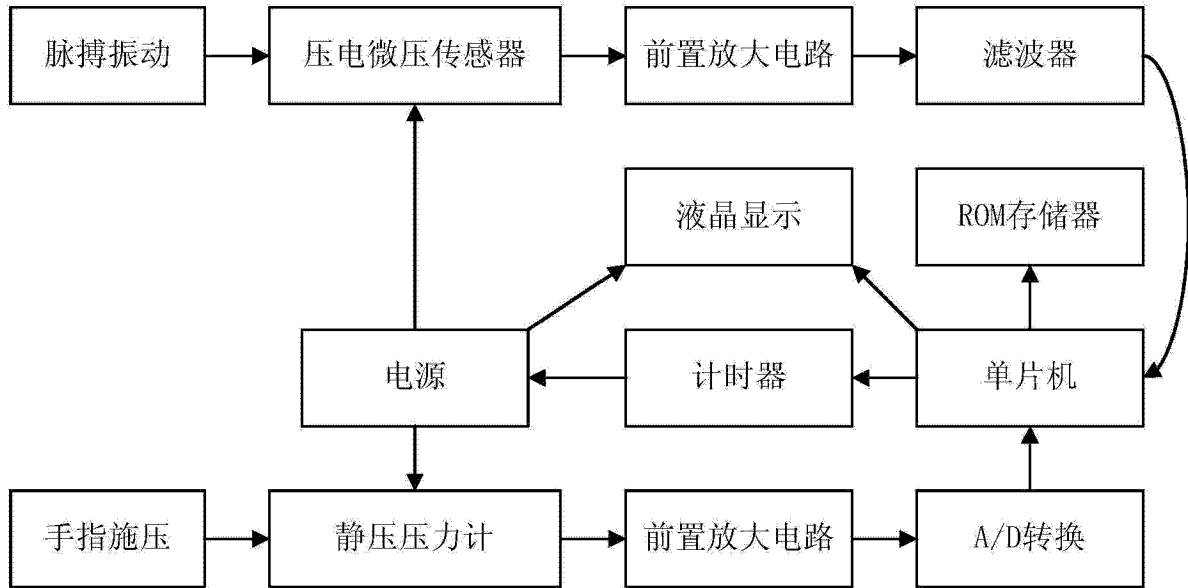


图 10