

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0225 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200620025239.5

[45] 授权公告日 2007 年 3 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 2875319Y

[22] 申请日 2006.1.24

[21] 申请号 200620025239.5

[73] 专利权人 柯顿(天津)电工电器有限公司

地址 300190 天津市南开区金平路 10 号华侨
创业大厦七楼

[72] 设计人 王任大 王志成

[74] 专利代理机构 天津市杰盈专利代理有限公司

代理人 赵 庆

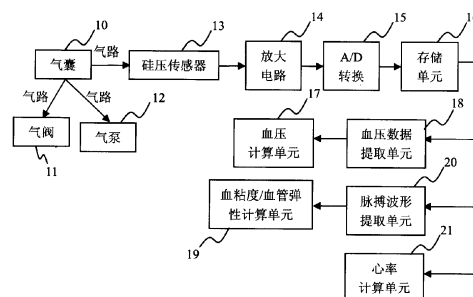
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 实用新型名称

一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子
血压计

[57] 摘要

一种一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计，在传统血压计产品元件的基础之上，增加了该装置还包括血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元，从存储单元中输出的经放大的压力信号，以数字信号形式的压力波形数据分别供给血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元作进一步的波形处理。本实用新型克服了传统脉搏波采集装置采集脉搏波不易找准位置的弱点，增强抗干扰能力；将血压测量和采集脉搏波合二为一，操作简便、快捷，排除了分开进行血压测量和采集脉搏波所带来的附加误差。



1. 一种一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 包括气囊、气阀、气泵及用于与气囊相连接的气路; 硅压传感器、放大电路、A/D 转换单元、存储单元, 气囊通过气路连接微型气阀、气泵和硅压传感器, 气囊充气后压迫被测者的手腕, 被测者手腕处的压强经过气囊传导至硅压传感器; 硅压传感器将来自气囊的气压信号转换成电信号; 放大电路将硅压传感器输出的电信号进行放大; A/D 转换单元接收放大后的模拟信号并将其转换成数字信号; 经过 A/D 转换后, 保存在存储单元中, 其特征在于:

血压计中还包括在存储单元输出端设置有血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元, 从存储单元中输出的经放大的压力信号, 以数字信号形式的压力波形数据分别供给血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元完成波形处理。

2. 如权利要求 1 所述的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 其特征在于, 所述 A/D 转换模块采用积分式电压/脉宽转换电路。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 其特征在于, 所述 A/D 转换模块进一步包括锯齿波发生器和电压比较器, 硅压传感器由恒流源驱动, 它所输出的微弱电信号经放大单元放大后, 与周期和幅度恒定的锯齿波发生器的输出信号共同输入电压比较器的两端。

4. 如权利要求 2 所述的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 其特征在于, 所述比较器输出的脉冲宽度与硅压传感器的输出成正比。

5. 如权利要求 1 所述的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 其特征在于, 该装置还包括腕带、机壳、电路板、单片机、液晶显示屏、按键。

6. 如权利要求 1 所述的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计, 其特征在于, 所述腕带通过塑料挂钩与机壳相连; 所述气囊固定在腕带内部; 所述机壳内安装有电路板、气泵和气阀; 所述电路板上安装有硅压传感器、放大电路、A/D 转换电路、可擦写存储器、单片机等元器件; 所述机壳上设置按键以及安装有用来显示测量结果测试信息的液晶屏; 血压数据提取单元、脉搏波形提取单元、心率计算单元、血压计算单元、血粘度/血管弹性计算单元固化在单片机内部。

一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计

技术领域

本实用新型涉及一种无创测量心血管参数的电子测量装置，特别是涉及一种利用电子血压计在测量血压的过程中同时采集脉搏波形，进行测量血粘度、血管弹性、血压和心率的电子测量装置。

背景技术

心血管疾病在世界范围内一直是威胁人类健康的主要疾病之一。目前，无论是从处于保健方面还是医疗方面的需要，市面上用于此类疾病测量的电子医疗仪器产品种类越来越多，功能也越来越完备。其中最常见的是电子血压计，可以对血压进行监护测量，对心血管患者有很大程度的帮助。同时，血管弹性是心血管健康状况的重要指标之一。如果在监测血压的同时，能够经常监测血粘度、血管弹性变化，对及早发现并预防心血管病，以及对心血管病人的日常护理都具有重要的意义。

但是，目前的电子血压计产品大多不能同时对血粘度，甚至血管弹性进行测量。因此，在现有的电子血压计上如何实现血粘度和血管弹性的测量，就成了一个业界亟待解决的课题。

关于血粘度的测量方法，几种常见的现有技术通常存在着以下缺陷：

1. 最直接测量血粘度的手段需进行抽血化验，同时，血管弹性可以用多普勒超声等手段检验。但做这些检验需要到医院由专业人员使用专业仪器进行，既费时、费力，而且价格较高，很难做到自我监测和经常监测。

2. 还有一种常见的无创测量血粘度和血管弹性的方法。通过描记人体动脉脉搏跳动的波形，比如桡动脉的脉搏波形，采用人工方法或计算机自动识别的方法找到脉搏波形的特征点，再用常规方法测量血压，然后通过一些临床经验参数以及根据心血管系统动力学模型推导出的一系列公式计算血粘、血管弹性等心血管参数。

这种利用动脉脉搏波形的无创测量方法，在采集脉搏波形时，多采用应变片式或压电式力传感器。使用者在使用该力传感器时，需使其紧贴在被测者手腕桡动脉处的皮肤上，被测者桡动脉血管壁的振动传导至力传感器，力传感器把手腕

处的压力信号转换为电信号再通过仪器将波形记录下来。但是,这种采集脉搏波方法的缺点是:需反复调整传感器位置以便找到手腕上脉搏跳动较强的位置。现实操作中,往往发生由于被测者的血管位置、人体组织厚度等影响,很难找到合适的位置,这样一来,势必会对被测信号造成干扰,使用起来颇为不便,测量结果也往往不精确。况且,在这上述测量方法中,描记脉搏波形和测量血压需要单独进行,增加了操作的复杂程度。况且,由于血压等人体特征是随时间、环境变化的,单独测量会造成由于时间的推移和环境的变化而容易产生附加的测量误差。

实用新型内容

本实用新型正是为了解决上述现有技术所存在的缺陷,而提出一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计,通过在示波法测量血压的过程中,同时采集脉搏波形的数据,从而进行血粘度、血管弹性、血压和心率的测量。

本实用新型提供一种一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计,包括气囊 10、气阀 11、气泵 12 及用于与气囊相连接的气路;硅压传感器 13、放大电路 14、A/D 转换单元 15、存储单元 16,气囊 10 通过气路连接微型气阀 11、气泵 12 和硅压传感器 13,气囊 10 充气后压迫被测者的手腕,被测者手腕处的压强经过气囊 10 传导至硅压传感器 13;硅压传感器 13 将来自气囊 10 的气压信号转换成电信号;放大电路 14 将硅压传感器输出的电信号进行放大;A/D 转换单元 15 接收放大后的模拟信号并将其转换成数字信号;经过 A/D 转换后,保存在存储单元 16 中,其特征在于:

该装置还包括血压数据提取单元 18、脉搏波形提取单元 20 和心率计算单元 21,从存储单元中输出的经放大的压力信号,以数字信号形式的压力波形数据分别供给血压数据提取单元 18、脉搏波形提取单元 20 和心率计算单元 21 作进一步的波形处理。

与传统技术中有关该技术的惯用技术手段不同,本实用新型通过气囊采集手腕处的脉搏波形,由于气囊与人体接触的面积较大,使用时不必刻意寻找脉搏的位置,从而克服了使用传统方法采集脉搏波不易找准位置的弱点,采集脉搏波时的抗干扰能力有所增强;另一方面,本实用新型采集整个测量过程中不同静压下的脉搏波形,并按照气囊内静压高于收缩压,收缩压与舒张压之间,低于舒张压的情况分别进行处理,比只在一种固定压力下采集脉搏波形获得了更多的信息。另外,本实用新型将血压测量过程和采集脉搏波过程合二为一,令使用者操作更加简便,测量更加快捷,同时排除了测量血压和采集脉搏波分开进行时由于时间

和环境变化所带来的附加误差。

下面将结合实施例及参照附图对该实用新型的技术方案进行详细说明。

附图说明

图 1 为本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计装置的功能单元框图示意图。

图 2 为本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计实现方法的血压数据提取单元的工作过程曲线图。

图 3 为本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计实现方法的压力振荡曲线图。

图 4 为本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计实现方法的脉搏波形曲线图。

图 5 为本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计实现方法的 A/D 转换模块的功能单元框图示意图。

具体实施方式

市场上各类监护仪和电子血压计广泛采用示波法实现无创测量血压。采用示波法测量血压可以在上臂或手腕处进行。使用示波法测量血压时，向袖带或腕带内充气使气压超过被测者的收缩压，当气囊被逐渐放气时，人体动脉壁的振动引起袖带或腕带压力的震荡。在袖带或腕带上的压力振荡被记录下来。拟合压力下降过程中震荡波序列的幅度可以得到震荡幅度随袖带或腕带压力变化的包络线，包络线的形状为确定舒张压和收缩压的重要依据。在其最大点对应的压力是平均动脉内压。而收缩压和舒张压不能直接测得，是由血压算法得到的。

收缩压和舒张压的判别准则大致分为两类，一类是归一化准则，另一类是突变点准则。归一化准则就是将振动信号的幅值与信号的最大幅值相比进行归一处理，通过确定收缩压和舒张压得归一化值来识别收缩压和舒张压。突变点准则认为，收缩压和舒张压对应着振动波幅度发生突变的点，即识别震荡波包络的拐点，可采用多项式拟合的方法。

不论采用何种血压算法，示波法测量血压的一个关键技术在于获得袖带或腕带内压力从高于收缩压到低于舒张压变化过程中振荡波幅度的包络线。下面结合附图，对本实用新型所采用的技术方案做进一步的描述。

如图 1 所示,为本实用新型的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计的功能单元框图。该装置从功能角度来看,包括用于信号接收和转换的输入单元和用于信号计算和提取的输出单元。输入单元包括:气囊 10、气阀 11、气泵 12 及两者用于与气囊相连接的气路;硅压传感器 13、放大电路 14、A/D 转换单元 15、存储单元 16。而输出单元包括:血压计算单元 17、血压数据提取单元 18、血粘度/血管弹性计算单元 19、脉搏波形提取单元 20 以及心率计算单元 21。

气囊 10 通过气路连接微型气阀 11、气泵 12 和硅压传感器 13,气囊 10 充气后压迫被测者的手腕,被测者手腕处的压强经过气囊 10 传导至硅压传感器 13;硅压传感器 13 用于将来自气囊 10 的气压信号转换成电信号;放大电路 14 用于将硅压传感器输出的电信号进行放大;A/D 转换单元 15 接收放大后的模拟信号并将其转换成数字信号;经过 A/D 转换后,由模拟信号量转换为数字信号,原本来自于气囊 11 中的压力波形数据以放大后的数字信号形式保存在存储单元 16 中。存储单元中的这种经放大后的压力信号以数字信号形式的压力波形数据分别供给血压数据提取单元 18、脉搏波形提取单元 20 和心率计算单元 21 作进一步的处理。

血压数据提取单元 18 的处理包括:从原始压力波形数据中提取出振荡波序列,并据此进一步得到振荡幅度随腕带压力变化的包络线。

如图 2 所示,为血压数据提取单元的工作过程曲线。它是在一次测量过程中所采集到的气囊内随测量时间变化的压力波形的示意图。气囊 10 首先被加压到超过被测者的血压收缩压,然后再缓慢放气使气囊 10 内的压力逐渐下降。在气囊 10 内的压力下降过程中,人体动脉壁的振动引起腕带压力的振荡,因此图中缓慢下降段的压力曲线 201 是在一条倾斜的静压基线上叠加了脉搏波的曲线,其中,静压基线 202 通过连接各个心跳波形的最低点的方法获得;将下降段的压力曲线 201 减去静压基线 202,提取出脉搏跳动引起的气囊内压力振荡的曲线,如图 3 所示。

由图 3 看出,压力振荡曲线 301 的幅度和形状随气囊内静压的不同而变化。当气囊 10 内的静压高于被测者的收缩压时振荡幅度较小,随着气囊 10 内的静压逐渐减小直到小于被测者的舒张压,脉搏波的振荡幅度先由小变大;然后又由大变小。连接各个压力振荡曲线的顶点,得到以静压为横坐标,脉搏波动幅度为纵坐标的包络线 302。这条包络线即示波法计算血压的依据。

脉搏波形提取单元 20 的功能是从原始压力波形数据中提取出单个脉搏波的波形。与传统直接将传感器放置在被测者手腕处采集桡动脉脉搏波形的不同的是:传统方法采集波形过程中传感器以恒定的压力压在被测者桡动脉处的皮肤表面,因此测得的脉搏波形的基线基本上是水平的;本实用新型在采集波形的过

程中腕带内的静压始终在不断下降,所以,要获得手腕处的脉搏波形首先要排除静压不断下降引起的波形畸变。

如图 4 所示,假设心跳周期内采集到的波形 401 为 $P(x)$ 。这里用一条直线 402 连接一次心跳的起点和终点,这条直线可以认为是一次心跳周期内静压下降的曲线。以心跳波形的起点作为原点,则这条直线 402 的方程可写为

$$y = k \cdot x \quad \text{式中 } k \text{ 是这条直线的斜率。}$$

$$\text{令 } q(x) = p(x) - k \cdot x$$

经过上述处理, $q(x)$ 所代表的波形 403 为已经消除了静压不断下降对波形的影响的脉搏波形。

本实用新型采集脉搏波形与传统方法的另一不同之处是:因为人体手腕处有尺动脉和桡动脉两条动脉,二者在掌部形成掌弓而会合为血管环,所以用气囊在手腕处获得的脉搏波形是两条动脉波形的叠加。在不同的静压下,气囊采集到的脉搏波不仅幅度不同,其形状也随着人体动脉阻断情况的不同而变化。本实用新型采集整个测量过程中不同静压下的脉搏波形,并按照气囊内静压高于收缩压,收缩压与舒张压之间,低于舒张压的情况分别进行处理,因此使用这种采集方法比使用传统方法可以获得更多的信息。

血压计算单元(17)根据上述振荡波幅度包络线应用归一化准则识别出高压和低压。心率由心率计算单元(21)直接根据振荡的周期计算出来。血粘度、血管弹性计算单元(19)分析脉搏波形的形状,找到脉搏波的特征点,根据特征点的位置、脉搏波的幅度、面积等参数并结合血压、心率数据经过数学运算和逻辑判断推算出血粘度和血管弹性。

本实用新型所提出的一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计装置还包括:腕带、机壳、电路板、单片机、液晶显示屏、按键等部件。

腕带通过塑料挂钩与机壳相连;测量用的气囊固定在腕带内部;机壳内安装有电路板、气泵和气阀;电路板上安装有硅压传感器、放大电路、A/D 转换电路、可擦写存储器、单片机等元器件;机壳上有供使用者操作的按键;机壳上还安装有用来显示测量结果测试信息的液晶屏;血压数据提取单元、脉搏波形提取单元、心率计算单元、血压计算单元、血粘度/血管弹性计算单元以程序软件的形式固化在单片机的内部;整机使用电池供电。

本装置使用微型气泵和气阀以缩小整机体积,使整个仪器可以通过腕带固定在使用者手腕上。为适应电池供电,本仪器使用的电子元器件均采用低功耗的型号。由于被测者脉搏跳动引起的气囊内的压力波动极其微弱,在很大的静压下检测出很小的压力波动而且要识别波动的形状需要很高的分辨率和较快的采样速

度，为此本仪器对 A/D 转换部分电路进行了专门的设计。采用了积分式电压—脉宽转换电路，配合单片机上的脉宽测量模块完成 A/D 转换功能。

图 5 是 A/D 转换模块的框图。硅压传感器 51 由恒流源 52 驱动。硅压传感器 51 输出的微弱电信号经放大单元 53 放大后与一个周期和幅度恒定的锯齿波发生器 54 的输出信号共同输入电压比较器 55 的两端，比较器 55 输出的脉冲宽度与硅压传感器的输出成正比。

单片机上的脉宽测量模块可以用很高的计数频率来测量这个脉冲的宽度。

固化在单片机中的程序软件通过读取脉宽测量模块的寄存器数值就可以测得施加在硅压传感器上的压力。用这种方法可获得超过 14Bit 的采样分辨率和 50Hz 以上的采样速率。

本仪器通过单片机控制测量的流程。使用时被测者只需要把腕带卷绑在手腕上，按动仪器上的测量键即可开始测量。

本仪器检测到测量键被按下后启动微型充气泵对腕带内的气囊充气，气囊充气后压迫被测者的手腕。充气过程中单片机监视气囊内的压力，当压力升高到预设值时气泵停止充气。然后，气囊内的空气通过气阀缓慢泄放，气囊内的压力逐渐下降。在压力下降过程的开始几秒中，单片机检测气囊内的压力振荡，如果检测到充气压力低于被测者的收缩压，就再次启动气泵将压力升高一个压力台阶，直到气囊内的压力高于被测者的收缩压为止。在接下来的放气过程中，气囊内的压力波形被采集并存储下来，在此阶段中血压数据提取模块和血压计算模块不断地根据现有数据尝试计算收缩压和舒张压。当气囊内压力已低于被测者的舒张压且程序软件判断出已经有足够的数据进行运算后，本仪器完全打开放气阀快速放掉气囊内的残余空气。然后，单片机内的软件根据采集到压力波形数据，经过运算和逻辑分析，计算出被测者的血粘度、血管弹性、血压和心率，最后将测量结果在液晶屏上显示出来。

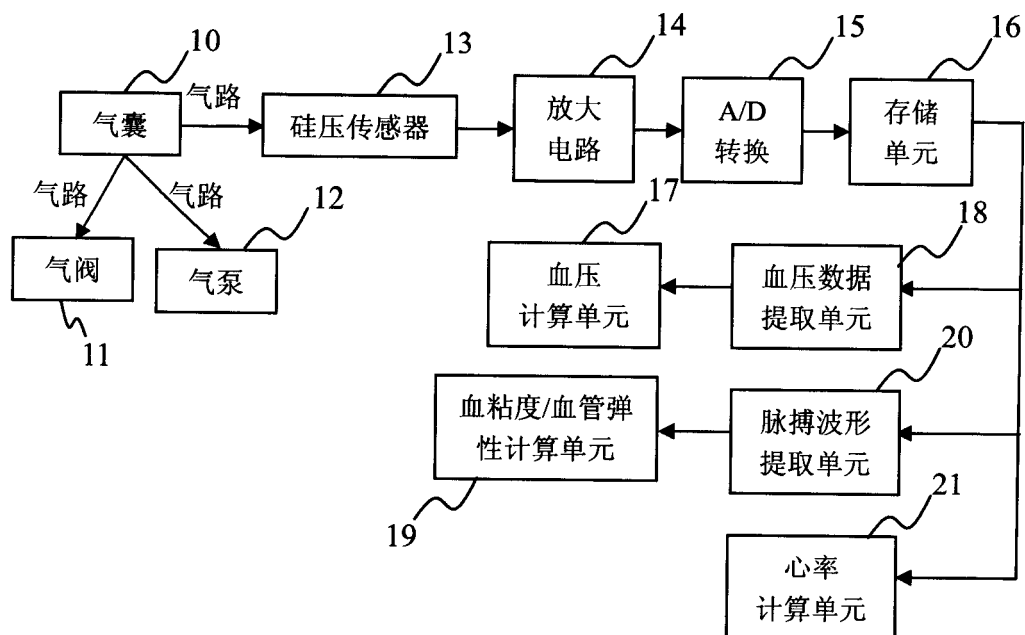


图 1

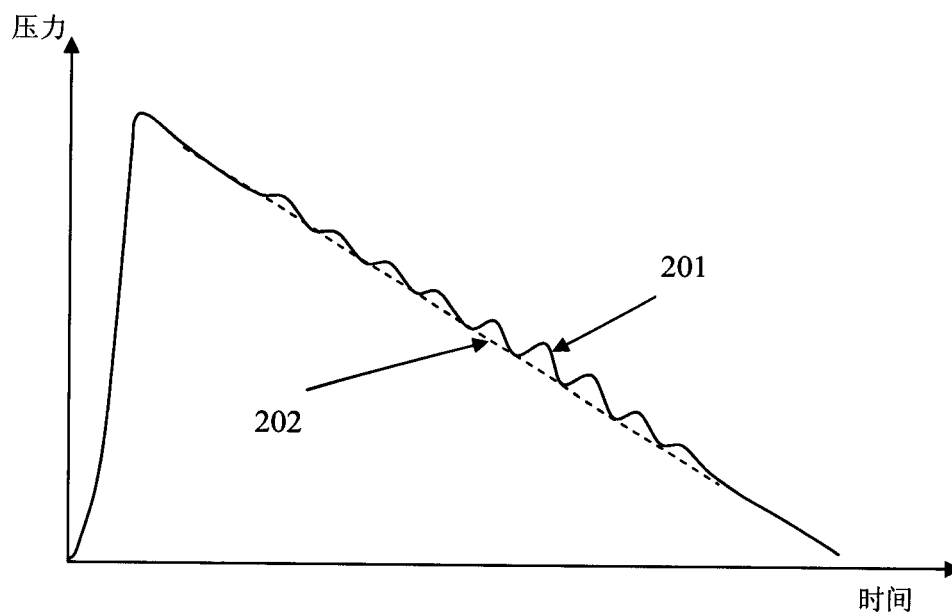


图 2

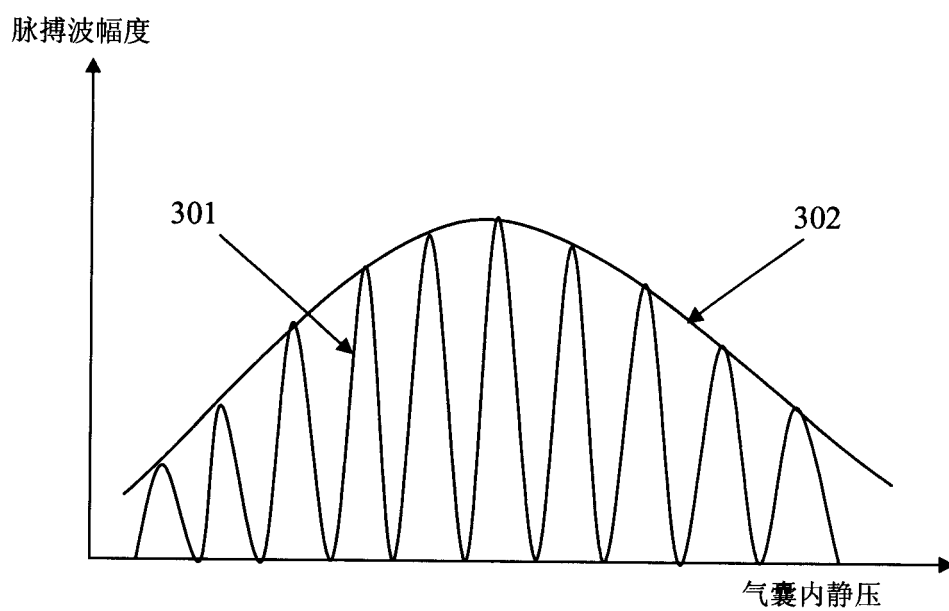


图 3

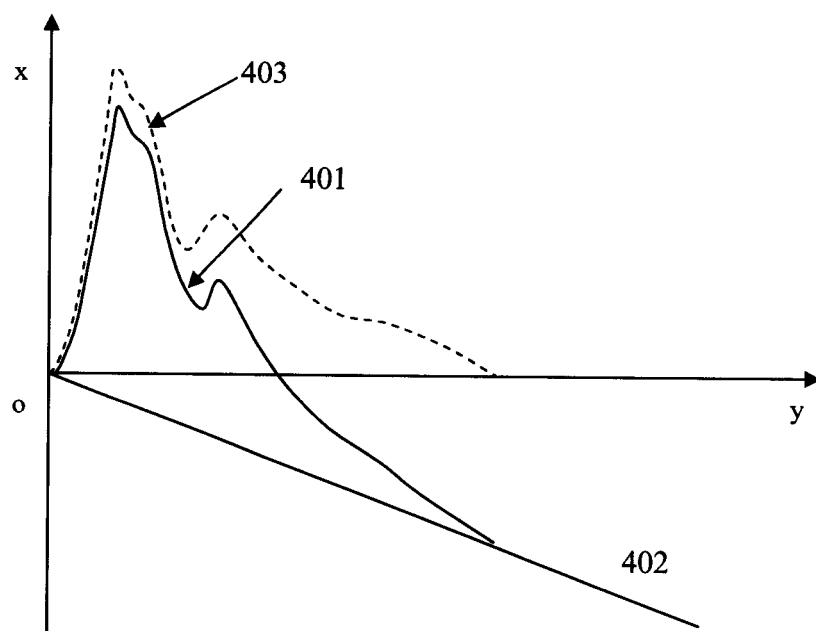


图 4

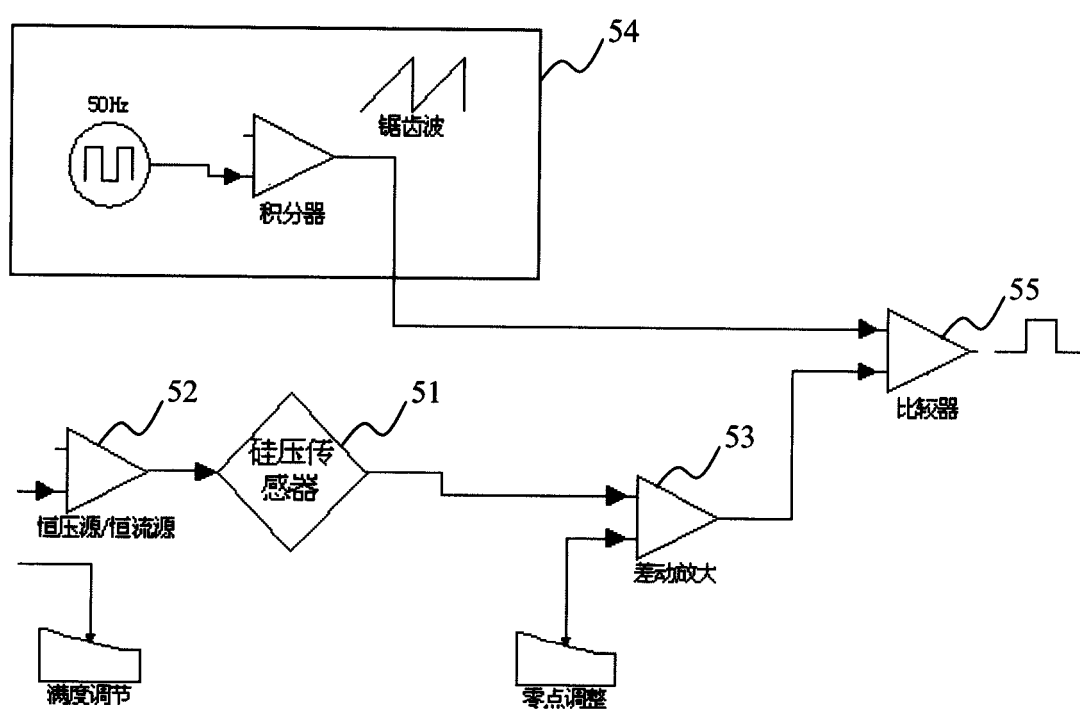


图 5

专利名称(译)	一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计		
公开(公告)号	CN2875319Y	公开(公告)日	2007-03-07
申请号	CN200620025239.5	申请日	2006-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	柯顿(天津)电工电器有限公司		
申请(专利权)人(译)	柯顿(天津)电工电器有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯顿(天津)电工电器有限公司		
[标]发明人	王任大 王志成		
发明人	王任大 王志成		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0225		
代理人(译)	赵庆		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种一次完成血粘度、血管弹性和血压测量的电子血压计，在传统血压计产品元件的基础之上，增加了该装置还包括血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元，从存储单元中输出的经放大的压力信号，以数字信号形式的压力波形数据分别供给血压数据提取单元、脉搏波形提取单元和心率计算单元作进一步的波形处理。本实用新型克服了传统脉搏波采集装置采集脉搏波不易找准位置的弱点，增强抗干扰能力；将血压测量和采集脉搏波合二为一，操作简便、快捷，排除了分开进行血压测量和采集脉搏波所带来的附加误差。

