



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105212965 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201510628313. 6

(22) 申请日 2015. 09. 28

(71) 申请人 何宗彦

地址 100070 北京市丰台区星火路 1 号昌宁大厦 2A

(72) 发明人 何宗彦

(74) 专利代理机构 北京国坤专利代理事务所 (普通合伙) 11491

代理人 姜彦

(51) Int. Cl.

A61B 8/04(2006. 01)

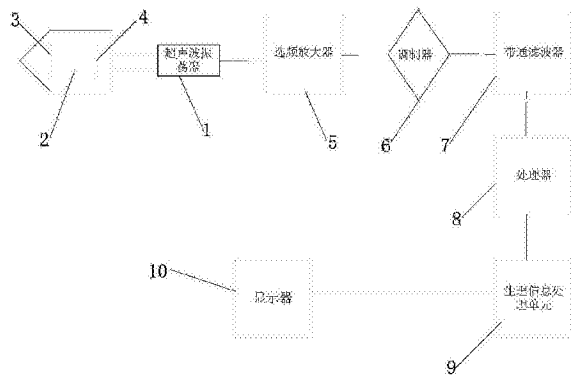
权利要求书2页 说明书10页 附图1页

(54) 发明名称

一种无袖带血压连续监测方法及系统

(57) 摘要

本发明公开了一种无袖带血压连续监测方法及系统,所述无袖带血压连续监测方法采用多普勒超声测量人体某一部位的动脉搏动,得到多普勒超声信号强度--时间关系图,测量所述关系图上特征参数;根据所述特征参数以及当前的真实血压值,计算每一次脉搏搏动的血压值。本发明是直接测量两路从心脏到指尖上任意两点的两路脉搏信号,并根据脉搏波波传导时间和动脉血压之间存在线性关系,得出血压值。此外,本发明的方法简单,操作方便,极大地提高了血压测量的准确度。



1. 一种无袖带血压连续监测方法,其特征在于,所述无袖带血压连续监测方法采用多普勒超声测量人体某一部位的动脉搏动,得到多普勒超声信号强度—时间关系图,测量所述关系图上特征参数;根据所述特征参数以及当前的真实血压值,计算每一次脉搏搏动的血压值。

2. 如权利要求 1 所述的无袖带血压连续监测方法,其特征在于,所述脉搏波测量部位包括桡动脉,肱动脉或股动脉;

所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升斜率和下降斜率;

所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升过程所用时间和下降过程所用时间;

所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波下降结束时间点和重搏波开始时间点之间的差值;

所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波幅值沿时间轴的积分以及主波幅值沿时间轴的积分;测量脉搏波波形图上的特征参数时,根据多普勒信号幅值为零的点进行测量。

3. 如权利要求 1 所述的无袖带血压连续监测方法,其特征在于,所述无袖带血压连续监测方法具体包括以下步骤:

步骤一,选择接近体表的动脉作为受检对象;

步骤二,采用水银柱血压计对受检者选定动脉处的血压进行常规测量,最好测量多次后取血压平均值输入仪器,作为标定血压,每两次测量之间的时间间隔为 3-5 分钟;

步骤三,常规血压测量完成后,将涂有耦合剂的超声探头固定在同一受检动脉的皮肤表面;

步骤四,开启多普勒超声检测设备,记录受检动脉搏动产生的多普勒信号;

步骤五,对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

步骤六,根据处理后的多普勒信号和输入的标定血压值计算每一次搏动的实时血压值;

步骤七,每隔一段时间显示一次实时血压值,该显示值是这段时间内所有搏动血压值的平均值;

步骤八,进一步数据处理,包括绘制动态的血压—时间图;

步骤九,计算并显示脉搏波的搏动频率;

步骤十,所有计算和显示的结果通过无线方式传输到手机,再通过手机传送给受检者家属或医疗单位供参考。

4. 如权利要求 3 所述的无袖带血压连续监测方法,其特征在于,所述计算收缩压和舒张压的回归方程是:

$$P_s = a_s + (b_s \lambda_s)^{c_s};$$

$$P_d = a_d + (b_d \lambda_d)^{c_d};$$

其中 λ_s 和 λ_d 是主波的上升支和下降支斜率; a_s , b_s , c_s , a_d , b_d 和 c_d 均为实验系数;

所述计算收缩压和舒张压的回归方程简化为:

$$P_s = a_s + (b_s t_s)^{c_s};$$

$$P_d = a_d + (b_d t_d)^{c_d};$$

其中 t_s 和 t_d 是主波上升和下降过程所用时间, a_s , b_s , c_s , a_d , b_d 和 c_d 均为实验系数。

5. 一种如权利要求 1-4 任意一项所述无袖带血压连续监测方法的监测系统,其特征在于,所述监测系统包括:

超声波振荡器,产生不低于 0.2MHz 的正弦波信号,以激励多普勒超声探头内的压电晶片朝向动脉发射超声波;

激励多普勒超声探头,与超声波振荡器电连接,用于当发射波遇到运动的动脉后,产生含多普勒频移信号的接受回波;

压电晶片,用于朝向动脉发射超声波;

回波接受晶片,当采用脉冲模式时,接受回波信号;

选频放大器,与超声波振荡器电连接,用于将回波信号放大;

调制器,与超声波振荡器和选频放大器电连接,与发射信号相同频率的参考信号进行对比;

带通滤波器,与调制器电连接,用于去除杂音和分解混合频率,提取出可用的多普勒频移信号;

处理器,与带通滤波器电连接,用于形成多普勒信号强度-时间图;

生理信息处理单元,与处理器电连接,用于自动测量每次博动的多普勒信号强度-时间图上特征时间点之间的距离,并计算出动脉每次博动的收缩压和舒张压;

显示器,与生理信息处理单元电连接,用于将计算结果显示出来。

6. 一种使用如权利要求 5 所述监测系统的台式血压监测仪。

7. 一种使用如权利要求 5 所述监测系统的腕带-主机式血压监测仪。

8. 一种使用如权利要求 5 所述监测系统的腕带-手机式血压监测仪。

9. 如权利要求 8 所述的腕带-手机式血压监测仪,其特征在于,所述腕带-手机式血压监测仪设置有弹性的腕带,腕带上安装有多普勒信号发射/接受和信号处理器,多普勒信号发射/接受和信号处理器的一侧设置有充电插口和可伸缩天线,多普勒信号发射/接受和信号处理器与智能手机无线通讯,云数据中心与智能手机无线通讯。

一种无袖带血压连续监测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于血压监测技术领域,尤其涉及一种无袖带血压连续监测方法及系统。

背景技术

[0002] 血压是指血液在血管内流动时对血管壁所施加的侧压力,它是反映心血管功能的重要生理指标,在疾病诊断、治疗效果观察和进行预后判断等方面都有着重要意义。国际上,血压直接测量法被认定为血压测量的金标准,但技术要求高,且有创,仅适用于临床危重患者及大手术的血压测量。血压间接测量法又称无创测量,因其简便易行,已得到广泛应用。无创测量法又可分为间歇式测量法和连续式测量法。前者得到的是某一特定时刻的血压值,不能完全满足临床的需要。连续式测量能够检测每搏血压值,为临床诊断与治疗提供了更加充分的依据。特别是在临床监护以及需要观察血压连续变化趋势时,具有传统方法无法比拟的优点。在无创连续血压测量方法中,目前比较成熟的是动脉张力法和容积补偿法。动脉张力法使用的传感器对位移具有高度灵敏性,要保持长时间传感器测量位置相对固定比较困难。容积补偿法由于气囊压力的作用,长时间测量会导致静脉充血而影响测量精度,同时受检者也会感觉不适。脉搏波的形态和特征时间点包含了心脏和心血管系统的许多重要生理信息。许多研究证实血压与脉搏之间存在密切的相关性,由此产生了基于脉搏波的无创连续血压测量方法。其中研究最多的是脉搏波传导速度方法,它解决了张力测定法与容积补偿法装置复杂、检测难度大的问题,但需要测量确定血管长度上,脉搏起始和结束过程所需的时间。受人体体表形状差异和起搏时间点难以确定等多因素的影响,测量精度还有待提高。连续式多普勒超声模式它由探头中的一个换能器发射出某一频率的连续超声波信号,当声波遇到动脉表面时产生反射,探头内另一换能器将反射波检测出来并转换成电信号后送入主机,经高频放大后与原来的发射频率电信号进行混频、解调,取出差频信号。然后转换成可视的多普勒频移信号强度-时间图谱以供分析。该模式下,对动脉表面的运动速度有较强分辨能力,可准确捕捉运动物体产生的高频振动而不受尼奎斯特频率的影响。但对运动物体的距离选择性能差,缺乏距离分辨力。这是因为声束所经途径各点信息重叠,会被探头同时接收,使得输出信号无法定位。脉冲式多普勒超声模式以断续方式发射超声波,是由门控制电路来控制发射信号的产生和选通回声信号的接收与放大,借助截取回声信号的时间段来选择运动物体的距离,确定其位置。由于发射和接收的信号为脉冲式,可由探头内的一个换能器来完成发射和接收双重任务,这对于简化探头结构,避免收、发信号之间的不良藕合,提高拾音质量都有帮助。但该模式易受尼奎斯特频率的影响,即当运动物体振动频率超过最大显示频率时,会出现频谱混叠现象。因此对于高频率的振动,需要采用较高的显示频率。由于动脉血管的振动一般不含高频成分,所以采用这种模式测量动脉运动不会出现频谱混叠现象。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种无袖带血压连续监测方法及系统,旨在解决现有的血

压测量容易出现频谱混叠现象,结果不准确的问题。

[0004] 本发明是这样实现的,一种无袖带血压连续监测方法,所述无袖带血压连续监测方法采用多普勒超声测量人体某一部位的动脉搏动,得到多普勒超声信号强度—时间关系图,测量所述关系图上特征参数;根据所述特征参数以及当前的真实血压值,计算每一次脉搏搏动的血压值。

[0005] 进一步,所述脉搏波测量部位包括桡动脉,肱动脉或股动脉;

[0006] 所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升斜率和下降斜率;

[0007] 所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升过程所用时间和下降过程所用时间;

[0008] 所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波下降结束时间点和重搏波开始时间点之间的差值;

[0009] 所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波幅值沿时间轴的积分以及主波幅值沿时间轴的积分;测量脉搏波波形图上的特征参数时,根据多普勒信号幅值为零的点进行测量。

[0010] 进一步,所述无袖带血压连续监测方法具体包括以下步骤:

[0011] 步骤一,选择接近体表的动脉作为受检对象;

[0012] 步骤二,采用水银柱血压计对受检者选定动脉处的血压进行常规测量,最好测量多次后取血压平均值输入仪器,作为标定血压,每两次测量之间的时间间隔为 3-5 分钟;

[0013] 步骤三,常规血压测量完成后,将涂有耦合剂的超声探头固定在同一受检动脉的皮肤表面;

[0014] 步骤四,开启多普勒超声检测设备,记录受检动脉搏动产生的多普勒信号;

[0015] 步骤五,对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

[0016] 步骤六,根据处理后的多普勒信号和输入的标定血压值计算每一次搏动的实时血压值;

[0017] 步骤七,每隔一段时间显示一次实时血压值,该显示值是这段时间内所有搏动血压值的平均值;

[0018] 步骤八,进一步数据处理,包括绘制动态的血压—时间图;

[0019] 步骤九,计算并显示脉搏波的搏动频率;

[0020] 步骤十,所有计算和显示的结果通过无线方式传输到手机,再通过手机传送给受检者家属或医疗单位供参考。

[0021] 进一步,所述计算收缩压和舒张压的回归方程是:

$$[0022] \quad P_s = a_s + (b_s \lambda_s)^{c_s};$$

$$[0023] \quad P_d = a_d + (b_d \lambda_d)^{c_d};$$

[0024] 其中 λ_s 和 λ_d 是主波的上升支和下降支斜率; a_s , b_s , c_s , a_d , b_d 和 c_d 均为实验系数;

[0025] 所述计算收缩压和舒张压的回归方程简化为:

$$[0026] \quad P_s = a_s + (b_s t_s)^{c_s};$$

$$[0027] \quad P_d = a_d + (b_d t_d)^{c_d};$$

[0028] 其中 t_s 和 t_d 是主波上升和下降过程所用时间, a_s , b_s , c_s , a_d , b_d 和 c_d 均为实验系

数。

[0029] 本发明的另一目的在于提供一种所述无袖带血压连续监测方法的监测系统,所述监测系统包括:

[0030] 超声波振荡器,产生不低于 0.2MHz 的正弦波信号,以激励多普勒超声探头内的压电晶片朝向动脉发射超声波;

[0031] 激励多普勒超声探头,与超声波振荡器电连接,用于当发射波遇到运动的动脉后,产生含多普勒频移信号的接受回波;

[0032] 压电晶片,用于朝向动脉发射超声波;

[0033] 回波接受晶片,当采用脉冲模式时,接受回波信号;

[0034] 选频放大器,与超声波振荡器电连接,用于将回波信号放大;

[0035] 调制器,与超声波振荡器和选频放大器电连接,与发射信号相同频率的参考信号进行对比;

[0036] 带通滤波器,与调制器电连接,用于去除杂音和分解混合频率,提取出可用的多普勒频移信号;

[0037] 处理器,与带通滤波器电连接,用于形成多普勒信号强度-时间图;

[0038] 生理信息处理单元,与处理器电连接,用于将自动测量每次搏动的多普勒信号强度-时间图上特征时间点之间的距离,并计算出动脉每次搏动的收缩压和舒张压;

[0039] 显示器,与生理信息处理单元电连接,用于将计算结果显示出来。

[0040] 本发明的另一目的在于提供一种使用所述监测系统的台式血压监测仪。

[0041] 本发明的另一目的在于提供一种使用所述监测系统的腕带-主机式血压监测仪。

[0042] 本发明的另一目的在于提供一种使用所述监测系统的腕带-手机式血压监测仪。

[0043] 进一步,所述腕带-手机式血压监测仪设置有弹性的腕带,腕带上安装有多普勒信号发射/接受和信号处理器,多普勒信号发射/接受和信号处理器的一侧设置有充电插口和可伸缩天线,多普勒信号发射/接受和信号处理器与智能手机无线通讯,云数据中心与智能手机无线通讯。

[0044] 本发明提供的无袖带血压连续监测方法及系统,是直接测量两路从心脏到指尖上任意两点的两路脉搏信号,并根据脉搏波传导时间和动脉血压之间存在线性关系,得出血压值。此外,本发明的方法简单,操作方便,极大地提高了血压测量的准确度。

附图说明

[0045] 图 1 是本发明实施例提供的无袖带血压连续监测系统结构示意图;

[0046] 图中:1、超声波振荡器;2、激励多普勒超声探头;3、压电晶片;4、回波接受晶片;5、选频放大器;6、调制器;7、带通滤波器;8、处理器;9、生理信息处理单元;10、显示器。

[0047] 图 2 是本发明实施例提供的腕带-手机式血压监测仪结构示意图;

[0048] 图中:11、腕带;12、多普勒信号发射/接受和信号处理器;13、充电插口;14、可伸缩天线;15、智能手机;16、云数据中心。

具体实施方式

[0049] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合实施例,对本发明

进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0050] 本发明方法是直接测量两路从心脏到指尖上任意两点的两路脉搏信号,并根据脉搏波传导时间和动脉血压之间存在线性关系,得出血压值。

[0051] 下面结合附图对本发明的应用原理作详细的描述。

[0052] 本发明实施例的无袖带血压连续监测采用多普勒超声测量人体某一部位的动脉搏动,得到多普勒超声信号强度—时间关系图,测量所述关系图上特征参数,根据所述特征参数以及当前的真实血压值,计算每一次脉搏搏动的血压值。该设备包括至少一个超声波振荡器,它产生不低于 0.2MHz 的正弦波信号,以激励多普勒超声探头内的压电晶片朝向皮肤下面的动脉发射超声波。当发射波遇到运动的动脉后,产生含多普勒频移信号的接受回波。探头内的回波接受晶片接受回波信号。回波信号经选频放大器放大后,在调制器中与发射信号相同频率的参考信号进行对比,再经过带通滤波器去除杂音和分解混合频率,提取出可用的多普勒频移信号。信号进入处理器,形成多普勒信号强度—时间图。生理信息处理单元自动测量每次搏动的多普勒信号强度—时间图上的特征参数,并与同一时刻的真实血压值对比,自动计算出动脉每次搏动的收缩压和舒张压,并通过显示器显示出来。

[0053] 所述脉搏波测量部位包括桡动脉,肱动脉或股动脉;所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升斜率和下降斜率;所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波的上升过程所用时间和下降过程所用时间;所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波下降结束时间点和重搏波开始时间点之间的差值;所述脉搏波波形图上的特征参数包括主波幅值沿时间轴的积分以及主波幅值沿时间轴的积分;测量脉搏波波形图上的特征参数时,根据多普勒信号幅值为零的点进行测量。

[0054] 无创伤式监测血压的过程按下列步骤进行:

[0055] 1) 选择接近体表的某一动脉(如桡动脉,肱动脉或股动脉)作为受检对象;

[0056] 2) 采用水银柱血压计对受检者选定动脉处的血压进行常规测量。最好测量多次后取血压平均值输入仪器,作为标定血压。每两次测量之间的时间间隔为 3-5 分钟;

[0057] 3) 常规血压测量完成后,将涂有耦合剂的超声探头固定在同一受检动脉的皮肤表面;

[0058] 4) 开启多普勒超声检测设备,记录受检动脉搏动产生的多普勒信号;

[0059] 5) 对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

[0060] 6) 仪器根据处理后的多普勒信号和输入的标定血压值计算每一次搏动的实时血压值;

[0061] 7) 每隔一段时间(如 5 分钟)显示一次实时血压值,该显示值可以是这段时间内所有搏动血压值的平均值;

[0062] 8) 进一步的数据处理包括绘制动态的血压—时间图;

[0063] 9) 与此同时,仪器还可计算并显示脉搏波的搏动频率;

[0064] 10) 所有计算和显示的结果均可通过无线方式传输到手机,再通过手机传送给受检者家属或医疗单位供参考。

[0065] 所述计算收缩压和舒张压的回归方程是:

[0066]
$$P_s = a_s + (b_s \lambda_s)^{c_s};$$

[0067] $P_d = a_d + (b_d \lambda_d)^{c_d}$;

[0068] 其中 λ_s 和 λ_d 是主波的上升支和下降支斜率; a_s, b_s, c_s, a_d, b_d 和 c_d 均为实验系数, 上述参数可用个体化校正技术给予确定, 该过程步骤如下:

[0069] 1) 采用传统血压计 (如水银柱血压计) 连续 3 次测量受检者的血压, 记录检测得到的 3 组收缩压和舒张压值;

[0070] 2) 采用本发明提出的多普勒超声方法测量受检者某一部位的脉搏波;

[0071] 3) 从测出的多普勒超声信号幅值 - 时间图中找出若干个较清晰的波形, 分别测量出主波上升支的升幅 F_s 和下降支的降幅 F_d , 以及主波上升和下降过程所用时间 t_s 和 t_d ;

[0072] 4) 根据下述公式分别计算出主波的上升支和下降支斜率:

[0073] $\lambda_s = F_s / t_s$;

[0074] $\lambda_d = F_d / t_d$;

[0075] 5) 将检测得到的 3 组收缩压, 舒张压和斜率值代入上述回归方程中, 通过解方程的方法计算出前述 6 个实验系数, 将这些实验系数带入回归方程中, 得到未修正的血压计算公式;

[0076] 6) 再次选择脉搏波图 - 时间中若干波形, 测量主波上升支的最大升幅和下降支的最大降幅, 以及上升支和下降支所用时间。带入上述未修正的血压计算公式中, 计算收缩压和舒张压;

[0077] 7) 将血压计算值和常规方法检测值比较, 通过增减修正已有实验系数, 使二者之间的相对误差减小到预定范围 (如相对误差绝对值小于 5%), 将修正后的实验系数代入上述回归方程中得到修正后的血压计算公式。

[0078] 所述计算收缩压和舒张压的回归方程简化为:

[0079] $P_s = a_s + (b_s t_s)^{c_s}$;

[0080] $P_d = a_d + (b_d t_d)^{c_d}$;

[0081] 其中 t_s 和 t_d 是主波上升和下降过程所用时间。 a_s, b_s, c_s, a_d, b_d 和 c_d 均为实验系数, 可用权利要求九中的个体化校正技术进行确定。

[0082] 所述多普勒超声的频率范围是 0.8-20MHz。

[0083] 所述连续无创伤式监测血压的设备是一种台式监测仪。其探头为手执式, 与主机可通过导线连接, 也可通过无线方式传递信号, 但探头手柄中需内置电池, 并带电信号发射天线; 所述连续无创伤式监测血压的设备是一种腕带 - 主机式血压监测仪。外形类似于手表, 佩戴在接近桡动脉的腕部。表带可以方便调节松紧, 使之与皮肤表面在固定的位置上能长期保持良好的接触。腕带内部应留出装配可充电电池的位置, 电池还能方便拆卸。表带与主机通过蓝牙方式传递电信号, 腕带上设计有无线电天线; 所述连续无创伤式监测血压的设备是一种腕带 - 手机式血压监测仪。该腕带上设置有全套多普勒信号发射 / 接受和信号处理器, 包括选频放大器, 调制器, 带通滤波器, 信号处理器和充电电池。从桡动脉处得到的多普勒信号通过蓝牙方式传送给智能手机。手机中有能接受和发送多普勒信号的 APP 软件。手机通过微波通讯方式发送到云数据中心, 设置在云数据中心的生理信息处理单元将处理送来的多普勒信号, 测量每次搏动的多普勒信号强度 - 时间图上特征参数, 自动计算出动脉每次搏动的收缩压和舒张压, 并将计算结果再发送回手机显示出来。

[0084] 如图 1 所示, 本发明实施例的无袖带血压连续监测系统主要包括: 超声波振荡器

1、激励多普勒超声探头 2、压电晶片 3、回波接受晶片 4、选频放大器 5、调制器 6、带通滤波器 7、处理器 8、生理信息处理单元 9 和显示器 10。

[0085] 超声波振荡器 1,产生不低于 0.2MHz 的正弦波信号,以激励多普勒超声探头 2 内的压电晶片 3 朝向动脉发射超声波。

[0086] 激励多普勒超声探头 2,与超声波振荡器 1 电连接,用于当发射波遇到运动的动脉后,产生含多普勒频移信号的接受回波。

[0087] 压电晶片 3,用于朝向动脉发射超声波。

[0088] 回波接受晶片 4,当采用脉冲模式时,接受回波信号。

[0089] 选频放大器 5,与超声波振荡器 1 电连接,用于将回波信号放大。

[0090] 调制器 6,与超声波振荡器 1 和选频放大器 5 电连接,与发射信号相同频率的参考信号进行对比。

[0091] 带通滤波器 7,与调制器 6 电连接,用于去除杂音和分解混合频率,提取出可用的多普勒频移信号。

[0092] 处理器 8,与带通滤波器 7 电连接,用于形成多普勒信号强度 - 时间图。

[0093] 生理信息处理单元 9,与处理器 8 电连接,用于将自动测量每次博动的多普勒信号强度 - 时间图上特征时间点之间的距离,并根据本发明方法自动计算出动脉每次博动的收缩压和舒张压。

[0094] 显示器 10,与生理信息处理单元 9 电连接,用于将计算结果显示出来。

[0095] 激励多普勒超声探头 2 与主机的连接方式

[0096] 1) 有线连接

[0097] 由主机提供超声发射 - 接受所需的指令和电源,接受的回波传送到主机均通过导线完成。

[0098] 2) 无线连接

[0099] 采用蓝牙 (blue teeth) 等无线传输方式在主机与探头之间传输信号。但直流电无法传输,电源 (电池) 必须设置在探头上。

[0100] 生理信息处理单元也可采用但不限于 AT89S52 作为操作控制和数据处理的中央单元。它是一种低功耗、高性能 CMOS 8 位微控制器,具有 8K 在系统可编程 Flash 存储器。使用 Atmel 公司高密度非易失性存储器技术制造,与工业 80C51 产品指令和引脚完全兼容。片上 Flash 允许程序存储器在系统可编程,亦适于常规编程器。在单芯片上,拥有灵巧的 8 位 CPU 和在系统可编程 Flash,使得 AT89S52 为众多嵌入式控制应用系统提供灵活有效的解决方案。AT89S52 具有以下标准功能:8k 字节 Flash,256 字节 RAM,32 位 I/O 口线,看门狗定时器,2 个数据指针,三个 16 位定时器 / 计数器,一个 6 向量 2 级中断结构,全双工串行口,片内晶振及时钟电路。另外,AT89S52 可降至 0Hz 静态逻辑操作,支持 2 种软件可选择节电模式。空闲模式下,CPU 停止工作,允许 RAM、定时器 / 计数器、串口、中断继续工作。掉电保护方式下,RAM 内容被保存,振荡器被冻结,单片机一切工作停止,直到下一个中断或硬件复位为止。

[0101] 显示器,采用能显示图形的液晶触摸屏,内含中英文字和选用图形,通过编程方式让计算血压值和 24 小时动态血压图形显示出来。

[0102] 与微机连接方式,可采用有线连接或无线连接方式 (如 blue tooth 技术),将主机

数据信号传输到计算机,作进一步处理,归类,制图和存储。

[0103] 声光提示 / 报警电路,将蜂鸣器与单板机的 INTO 口连接来组成。当条件不合适时(比如测量部位的皮肤温度过高或接触不良),蜂鸣器发声,提示暂时停止发射超声波。检测完成时,提示可以结束。当操作失误时,自动报警。

[0104] 其它零件,如按键,电源开关,插座,插头,接线等均无特殊要求,可买现成产品组装;采用可充电电池作为电源

[0105] 激励多普勒超声探头 2 为手执式。探头接触皮肤的端面应平整光滑,探头外壳采用高分子材质制作,既能够传递超声波,又能够防止晶片不被汗液侵蚀。探头手柄长度适中,与主机可通过导线连接。也可通过无线方式传递信号,但探头手柄中需内置电池,并带电信号发射天线。

[0106] 腕带 - 主机式血压监测仪

[0107] 为简化操作,使市场更能接受,设计出腕带式血压监测仪。外形类似于手表,佩戴在接近桡动脉的腕部。表带可以方便调节松紧,使之与皮肤表面在固定的位置上能长期保持良好的接触。腕带内部应留出装配可充电电池的位置,电池还能方便拆卸。表带与主机通过蓝牙方式传递电信号,所以还应设计有无线电天线。

[0108] 腕带 - 手机式血压监测仪

[0109] 该设计采用用智能手机替代主机,在腕带上设置了全套多普勒信号发射 / 接受和信号处理器,包括选频放大器,调制器,带通滤波器,信号处理器和充电电池。得到的多普勒信号通过蓝牙方式传送给智能手机。手机中已下载有能接受和发送多普勒信号的 APP 软件。手机通过微波通讯方式发送到云数据中心,设置在云数据中心的生理信息处理单元将处理送来的多普勒信号,测量每次搏动的多普勒信号强度 - 时间图上特征时间点之间的距离,并根据本发明方法自动计算出动脉每次搏动的收缩压和舒张压,按本发明方法优化之后,将计算结果再发送回手机显示。图 2 为其设计示意图。图中 2 是具有弹性的腕带 11,能将超声探头(图中未显示)固定在桡动脉处的皮肤表面,12 是多普勒信号发射 / 接受和信号处理器,内部有可充电电池。13 是充电插口。14 可伸缩天线。15 是预先装有特别 APP 软件的智能手机。16 是云数据中心。

[0110] 腕带 11 上安装有多普勒信号发射 / 接受和信号处理器 12,多普勒信号发射 / 接受和信号处理器 12 的一侧设置有充电插口 13 和可伸缩天线 14,多普勒信号发射 / 接受和信号处理器 12 与智能手机 15 无线通讯,云数据中心 16 与智能手机 15 无线通讯。

[0111] 本发明的工作原理如下:

[0112] 本发明提出一种测量脉搏波波形上特征时间点的新方法和设备。采用多普勒超声的方法直接测量动脉血管因血流充盈和收缩导致的直径变化。该方法与采用普通超声测量血管尺寸的方法有本质区别。其原理如下:

[0113] 当进入人体的超声波达到血管表面时,如果超声波的频率足够高,以至于血管直径可以等于或大于超声波波长,则在管壁表面上会产生反射。如果管壁静止不动,则反射波的频率与发射波相同。根据接受到的上下血管表面反射的波时间差以及超声波在人体组织中的传播速度,可以计算出血管直径。但即便在阻断的情况下,人体动脉仍然会产生周期性的搏动,这就要求准确选择在两次搏动之间的静息时间间隔进行血管尺寸的超声波测量,以避免动脉搏动的干扰,但两次搏动间的静息时间很短,且较大尺寸的静脉也会产生同

样强度的反射。这些都增加了测量的难度。本发明却正好要利用动脉的搏动来达到检测的目的。当频率足够高的超声波达到动脉表面时,由于动脉的搏动,导致反射回波的频率与发射波的频率不一致,二者之间的差称为多普勒频移。搏动速度(即管壁在某一时刻向上弹起或向下回缩的速度)越大,频移越大。如果管壁在某一时刻运动的方向和发射超声方向相反,反射回波的频率大于发射波频率,多普勒频移值为正,反之为负。由于血管搏动速度一般不太高,将多普勒频移信号直接放大后就能被人耳听到。频移值越大,听到的声音音调就越高。频移值越小,声音就越低沉。必须指出,多普勒超声仪在某一时刻接受到的反射回波频移信号的幅值或强度,并不是该时刻频移值的大小或音调的高低,而是在该时刻接受到的所有频移信号强度的总和,是声波强度概念。正因为如此,一般技术人员很难想到利用多普勒超声能够测量出脉搏波波形图,他们会认为,用多普勒超声得到的是多普勒信号强度-时间图,而多普勒信号强度并非脉搏跳动的幅值。血管只要停止搏动,多普勒信号就为零,但此时血管直径并非为零。所以根本无法用多普勒超声测量血管的直径变化,只有采用压电式传感器才能得到脉搏波幅值-时间图(即脉搏波波形图)。采取连续发射还是脉冲发射的多普勒超声模式,某一时刻接受到的频移信号总量均与反射超声波的血管表面积成正比。从探头发送的超声波束接触到动脉血管,在血管扩张周期的某一时刻 t ,血管表面反射超声的面积近似等于 AB 弧的长度与血管轴向长度段 L 的乘积。由于血管的长度远大于直径,可以假定,尽管因为搏动,不同时刻的血管直径不同,但反射超声的那部分轴向长度 L 都一样。所以反射超声的血管表面积就只与该时刻 AB 弧的长度成正比,而该弧长与此时刻的血管直径 d 成正比。所以时刻 t 产生的反射回波被接受探头接受后,其中的多普勒频移信号的强度总量就近似与该时刻动脉血管的直径 d 成正比。但在扩张周期即将结束时,从停止扩张到开始收缩,血管将处于暂时的静止状态,此时多普勒频移信号为零,其强度也就为零,在相应的多普勒信号强度-时间图谱上,就会出现短暂的零值点。它不能表征此时刻的血管直径,但根据此强度零值时间特征点,很容易测量出血管扩张周期所需的时间。如果仅仅根据特征时间点而不是脉搏波幅值波形来测量所需生理参数,则多普勒信号强度-时间图正好满足所需。同样,在动脉血管的下降周期中,由于主动脉瓣的关闭,返流的血液受脉瓣阻挡发生返折波,导致下降的脉搏波形上出现短暂的向上小波,称为降中波或重搏波。由于重搏波很微弱,在重搏波起始之前,因为血管已经停止收缩,多普勒频移信号为零,多普勒信号强度-时间图谱上,又会出现新的零值点。该零值状态将一直保持到主动脉瓣关闭导致的返折血流使血管重新扩张为止。根据下降周期中,强度零值开始的时间特征点和结束的时间特征点,很容易测量出血管收缩周期所需的时间。这对本发明根据血管扩张和收缩的时间,准确计算血压值提供了诸多方便。

[0114] 下面结合具体实施例对本发明的应用效果作进一步的描述。

[0115] 计算实例

[0116] 男,56岁,利用本发明技术连续计算40次脉搏波得到的收缩压和舒张压如下:

[0117] 收缩压舒张压

[0118] 135.5821811 84.45818227

[0119] 135.5821811 85.45089958

[0120] 142.7236347 86.49203792

[0121] 142.7236347 85.45089958

-
- | | | |
|--------|--------------------------------|-------------------------|
| [0122] | 135.5821811 | 86.49203792 |
| [0123] | 138.9696986 | 86.49203792 |
| [0124] | 146.9195156 | 86.49203792 |
| [0125] | 138.9696986 | 86.49203792 |
| [0126] | 146.9195156 | 83.5100773 |
| [0127] | 151.6572763 | 84.45818227 |
| [0128] | 146.9195156 | 83.9787744 |
| [0129] | 142.7236347 | 83.9787744 |
| [0130] | 151.6572763 | 86.49203792 |
| [0131] | 151.6572763 | 86.49203792 |
| [0132] | 138.9696986 | 85.45089958 |
| [0133] | 142.7236347 | 85.45089958 |
| [0134] | 135.5821811 | 83.5100773 |
| [0135] | 135.5821811 | 88.73730619 |
| [0136] | 142.7236347 | 84.45818227 |
| [0137] | 135.5821811 | 87.03208492 |
| [0138] | 135.5821811 | 86.49203792 |
| [0139] | 129.6854633 | 82.60319002 |
| [0140] | 129.6854633 | 82.60319002 |
| [0141] | 132.5027411 | 85.45089958 |
| [0142] | 129.6854633 | 84.45818227 |
| [0143] | 129.6854633 | 86.49203792 |
| [0144] | 129.6854633 | 84.45818227 |
| [0145] | 129.6854633 | 85.45089958 |
| [0146] | 129.6854633 | 85.45089958 |
| [0147] | 135.5821811 | 84.45818227 |
| [0148] | 132.5027411 | 85.45089958 |
| [0149] | 129.6854633 | 86.49203792 |
| [0150] | 124.6974315 | 88.73730619 |
| [0151] | 129.6854633 | 84.45818227 |
| [0152] | 132.5027411 | 83.9787744 |
| [0153] | 135.5821811 | 86.49203792 |
| [0154] | 132.5027411 | 85.96516013 |
| [0155] | 120.3982747 | 85.45089958 |
| [0156] | 124.6974315 | 84.94873678 |
| [0157] | 129.6854633 | 84.45818227 |
| [0158] | 129.6854633 | 85.45089958 |
| [0159] | 平均值 | 135.9229628 85.39439813 |
| [0160] | 采用水银柱血压计得到的血压实测值（每两次之间间隔 5 分钟） | |

[0161] 140 87

[0162] 126 78

[0163] 144 91

[0164] 139 86

[0165] 137 89

[0166] 138 84

[0167] 平均值 137.3333333 85.83333333

[0168] 平均计算值和平均实测值之间的相对误差为：

[0169] -1.0% -0.51%

[0170] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

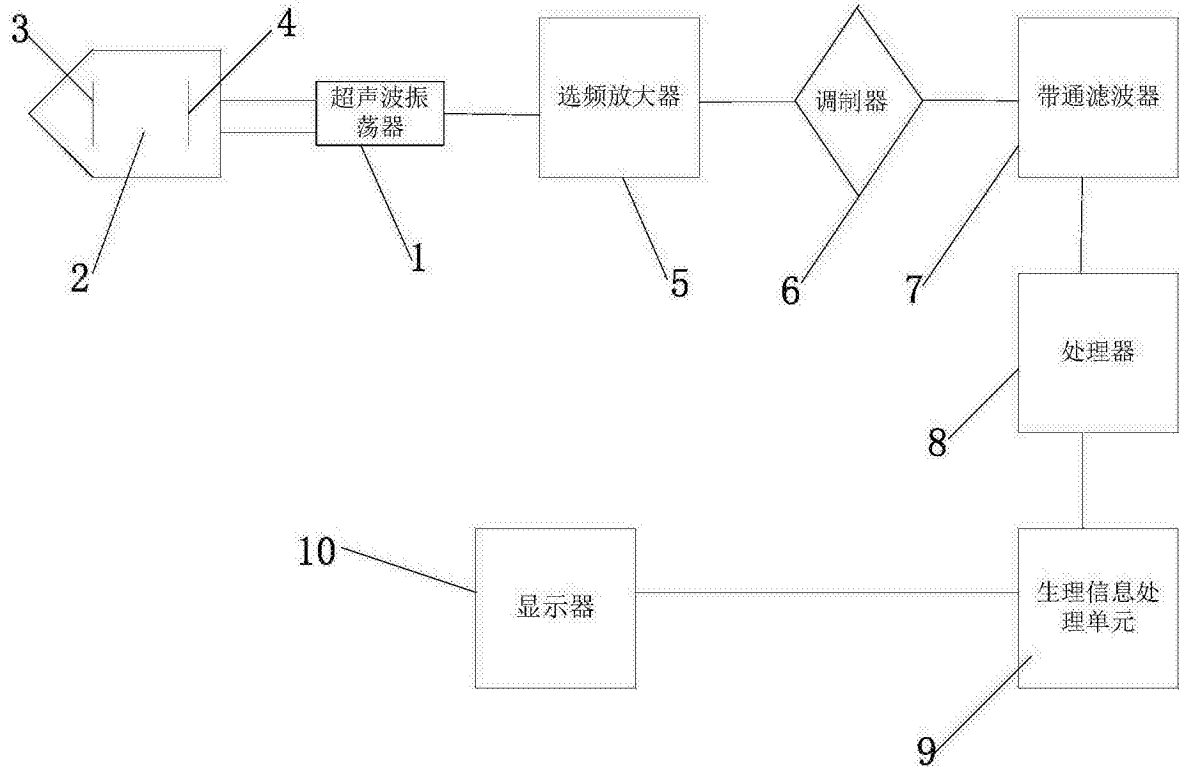


图 1

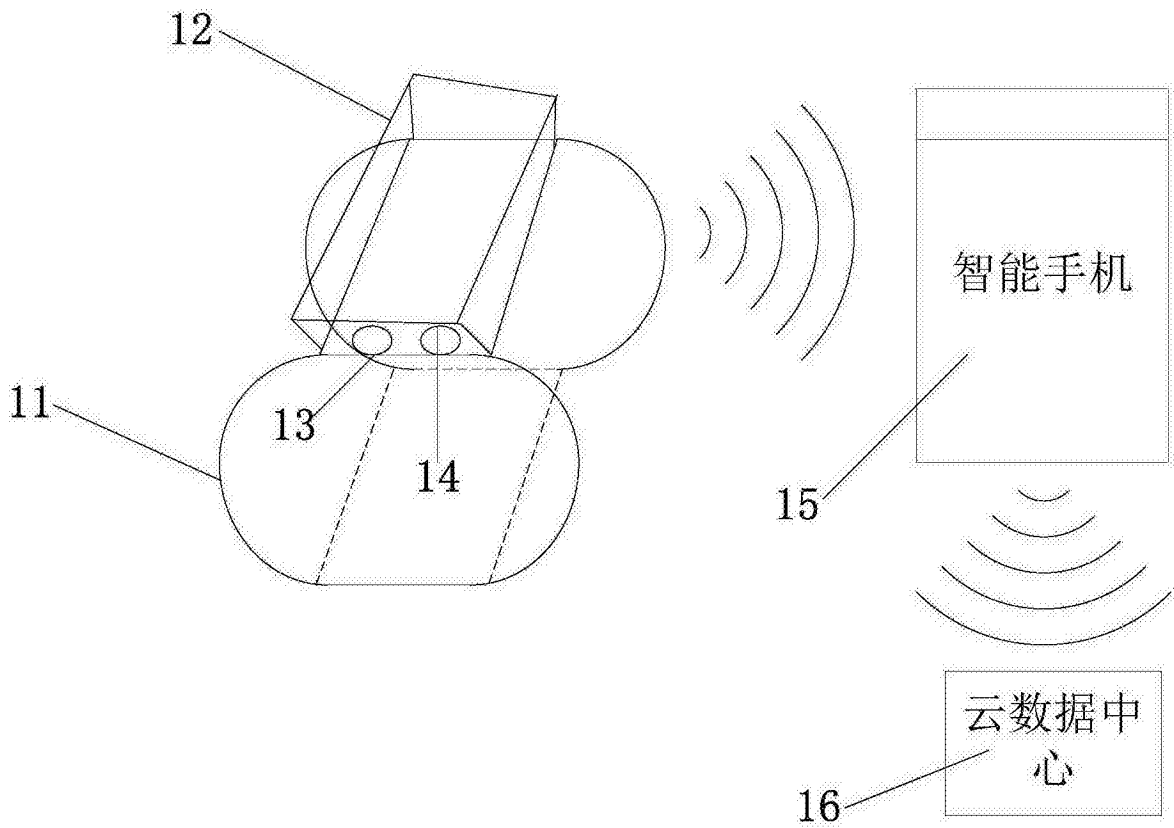


图 2

专利名称(译)	一种无袖带血压连续监测方法及系统		
公开(公告)号	CN105212965A	公开(公告)日	2016-01-06
申请号	CN201510628313.6	申请日	2015-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	何宗彦		
申请(专利权)人(译)	何宗彦		
当前申请(专利权)人(译)	何宗彦		
[标]发明人	何宗彦		
发明人	何宗彦		
IPC分类号	A61B8/04		
代理人(译)	姜彦		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无袖带血压连续监测方法及系统，所述无袖带血压连续监测方法采用多普勒超声测量人体某一部位的动脉搏动，得到多普勒超声信号强度--时间关系图，测量所述关系图上特征参数；根据所述特征参数以及当前的真实血压值，计算每一次脉搏搏动的血压值。本发明是直接测量两路从心脏到指尖上任意两点的两路脉搏信号，并根据脉搏波传导时间和动脉血压之间存在线性关系，得出血压值。此外，本发明的方法简单，操作方便，极大地提高了血压测量的准确度。

