



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105310724 B

(45)授权公告日 2018.12.14

(21)申请号 201510628315.5

审查员 舒玉

(22)申请日 2015.09.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105310724 A

(43)申请公布日 2016.02.10

(73)专利权人 北京云智创想信息技术有限公司

地址 100176 北京市丰台区南四环西路186号四区1号楼2层03单元

(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 郭伟红

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

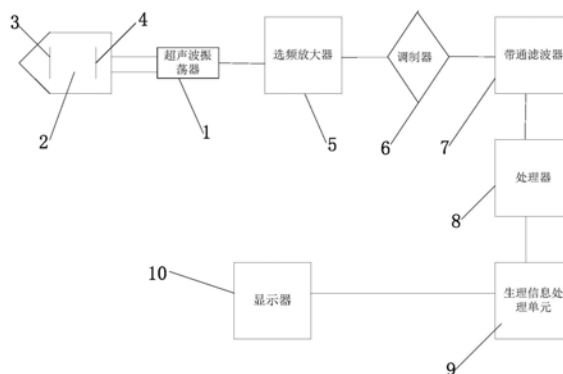
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种测量脉搏波传播速度的方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种测量脉搏波传播速度的方法及系统,所述测量脉搏波传播速度的方法采用多普勒超声测量并记录人体某一部位的动脉脉搏波。得到多普勒超声信号强度-时间图谱,在所述时间图谱上测量主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差 Δt ,再根据受检者身高H计算出从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉总长度L,受检者在该动脉测量段上的脉搏波传播速度S等于L与 Δt 之比。本发明提出了一种采用多普勒超声测量脉搏波信号的方法来测定动脉脉搏波速度的新方法,以期为进一步的临床应用提供理论和技术基础。此外,本发明的方法简单,操作方便,提高了测量的准确度,一定程度上提高了临床水平。



1. 一种测量脉搏波传播速度的方法,其特征在于,所述测量脉搏波传播速度的方法采用多普勒超声测量并记录人体某一部位的动脉脉搏波,得到多普勒超声信号强度-时间图谱,在所述时间图谱上测量主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差 Δt ,再根据受检者身高 H 计算出从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉总长度 L ,受检者在该动脉测量段上的脉搏波传播速度 PWV 等于 L 与 Δt 之比;所述时间差 Δt 的最终值需要通过测量当前收缩压与平均收缩压之差 S ,采用公式 $\Delta t = (1+S/p) \Delta t'$ 进行补充修正;公式中 p 是经验系数, $\Delta t'$ 是实测时间差;主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差是直接测量人体在平静状态下多个脉搏波图形的 Δt 值,取平均值计算受检者从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉脉搏波传播速度。

2. 如权利要求1所述的测量脉搏波传播速度的方法,其特征在于,所述脉搏波测量部位包括桡动脉,颈动脉,肱动脉和股动脉;

所述脉搏波波形图上主峰下降支终点和重搏波起点的识别标志分别是多普勒信号强度刚下降为零的点和由多普勒信号强度从零开始增加的点。

3. 如权利要求1所述的测量脉搏波传播速度的方法,其特征在于,所述测量脉搏波传播速度的方法按下列步骤进行:

步骤一,选择接近体表的某一动脉作为受检对象;

步骤二,确定受检处至左心室的动脉总长度与身高的比例系数 λ ,受检处为左手腕处的桡动脉,路径动脉总长度与身高之比为0.38;受检处为左上臂处的肱动脉,则路径动脉总长度与身高之比为0.19;

步骤三,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;

步骤四,对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

步骤五,根据处理后的多普勒信号,测量每一次搏动时,从下降支末尾处多普勒频移信号为零值的起点至信号幅度重新开始上升的起始点之间的时间差;

步骤六,连续测量多个脉搏波,将所得的时间差值取平均,得到计算脉搏波速所需的 Δt 值;

步骤七,记录或实时测量受检者身高 H ,对于年龄较大的受检者,应以年轻时的身高为准;

步骤八,按照公式 $PWV = L / \Delta t = \lambda H / \Delta t$,计算受检者从主动脉到受检部位所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度;

步骤九,记录并保存计算数据;

步骤十,所有测量计算结果通过仪器传输到手机,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所述的测量脉搏波传播速度的方法,其特征在于,所述采用超声的频率范围是0.8-20MHz;多普勒超声探头与皮肤之间通过耦合剂接触;多普勒超声探头发射的超声波束与皮肤表面垂直;受检者身高以本人年轻时身高为准。

5. 一种如权利要求1-4任意一项所述的测量脉搏波传播速度的方法的系统,其特征在于,所述系统包括:超声波振荡器、激励多普勒超声探头、压电晶片、回波接受晶片、选频放大器、调制器、带通滤波器、处理器、生理信息处理单元和显示器;

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，并自动计算出动脉每次搏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。

一种测量脉搏波传播速度的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于脉搏测量技术领域，尤其涉及一种测量脉搏波传播速度的方法及系统。

背景技术

[0002] 心血管疾病与动脉的状况有直接的关系。动脉硬化是潜在的健康问题，是心力衰竭、肾脏综合症、硬化和心脏病发作的前兆。年龄和收缩压是脉搏波传播速度增大的最重要的因素。在老化过程中，动脉会钙化并失去弹性，因此，测量脉搏波速度对研究老龄化、血管疾病、血管舒张和收缩剂等对动脉的影响很有帮助。脉搏波速度的分析受到欧洲高血压学会的广泛认可，是诊断和治疗高血压不可分割的部分。脉搏波传播速度的大小和心血管相关疾病、事件和死亡之间的关系已经得到大量临床实验的证明。目前常用的脉搏波传导速度检测方法有脉冲多普勒法，光电容积脉搏波描记法和平面张力法。脉冲多普勒技术由于成本高，测量过程比较复杂，操作人员需经过专业培训。光电容积脉搏波描记法易受环境温度影响，环境温度的变化会给测量带来很大误差。平面张力法在测量过程中传感器放置在动脉上的位置要准确，向下压平动脉的力量要适中，探头也要尽量与血管轴线垂直，因此要准确检测脉搏波速度，需要适当的培训和一定的技巧。申请号为CN102197996B的专利公开了一种利用桡动脉脉搏波获取主动脉脉搏波速度的方法。该发明是基于桡动脉脉搏波的波形来计算主动脉脉搏波的传播速度。计算公式是：主动脉脉搏波速度等于主动脉长度的2倍除以桡动脉脉搏波主波与反射波之间的时间差。申请号为CN102197996B的专利方法也是采用脉搏波波形图计算脉搏波传播速度，但该专利采用的是主波和反射波之间的时间差，该专利定义的反射波与重搏波是完全不同的概念。所谓的桡动脉脉搏波波形上的反射波是指腹主动脉髂总动脉交汇处的反射波传播至桡动脉处形成的波形。该专利认为反射波与重搏波会相互叠加，所以主波和反射波之间的时间差就等于主波和重搏波之间的时间差。脉搏波传播速度就等于主动脉长度的2倍除以主波和重搏波峰值对应的的时间差。众所周知，重搏波是因主动脉瓣关闭形成的反折波传播到受检处动脉产生的脉搏波图上的第二次搏动。其经历的路径是从主动脉根部到受检处的动脉通道，并非从腹主动脉髂总动脉交汇处至桡动脉处的动脉通道。在桡动脉处形成二次上升波形所需的传播时间也不等于两个峰值之间的时差。至于为什么计算脉搏波速度需要采用2倍主动脉长度，该专利中也没有合理的说明。现有的脉搏波测试设备通常是压电式传感器，包含了6个脉搏波特征时间点：主动脉瓣开放点，心脏收缩期最高压力点，主动脉扩张降压点，左心室舒张期开始点，重搏波起点，重搏波最高压力点。这些特征点之间的时间差极短，实际测量中很难得到准确的时间差值。尤其是在重搏波起点之前出现的动脉停止收缩点难以测出。也就不能得到因主动脉瓣关闭形成的反折波从主动脉根部传播到脉搏波检测处所经历的时间，并由此计算脉搏波传播速度。这是因为压电式传感器测量的是皮肤表面的压力变化。该压力来自血管搏动传导到皮肤表面后引起的传感器表面的形变。所以测量结果与传感器接触皮肤的松紧程度，与桡动脉深度以及该处皮下脂肪层厚度等多种因素相关。一旦提高传感器灵敏度，各种干扰因素也随

之增大。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种测量脉搏波传播速度的方法及系统,旨在解决现有的脉搏测量结果不准确,干扰因素较多的问题。

[0004] 本发明是这样实现的,一种测量脉搏波传播速度的方法,所述测量脉搏波传播速度的方法采用多普勒超声测量并记录人体某一部位的动脉脉搏波。得到多普勒超声信号强度-时间图谱,在所述时间图谱上测量主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差 Δt ,再根据受检者身高 H 计算出从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉总长度 L ,受检者在该动脉测量段上的脉搏波传播速度 S 等于 L 与 Δt 之比。

[0005] 进一步,所述脉搏波测量部位包括桡动脉,颈动脉,肱动脉和股动脉;

[0006] 所述脉搏波波形图上主峰下降支终点和重搏波起点的识别标志分别是多普勒信号强度刚下降为零的点和由多普勒信号强度从零开始增加的点。

[0007] 进一步,所述时间差 Δt 的最终值需要通过测量当前收缩压与平均收缩压之差 S ,采用公式 $\Delta t = (1+s/p) \Delta t'$ 进行补充修正;公式中 p 是经验系数, $\Delta t'$ 是实测时间差;主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差是直接测量人体在平静状态下多个脉搏波图形的 Δt 值,取平均值计算受检者从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉脉搏波传播速度。

[0008] 进一步,所述测量脉搏波传播速度的方法按下列步骤进行:

[0009] 步骤一,选择接近体表的某一动脉作为受检对象;

[0010] 步骤二,确定受检处至左心室的动脉总长度与身高的比例系数 λ ,受检处为左手腕处的桡动脉,路径动脉总长度与身高之比为0.38;受检处为左上臂处的肱动脉,则路径动脉总长度与身高之比为0.19;

[0011] 步骤三,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;

[0012] 步骤四,对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

[0013] 步骤五,根据处理后的多普勒信号,测量每一次搏动时,从下降支末尾处多普勒频移信号为零值的起点至信号幅度重新开始上升的起始点之间的时间差;

[0014] 步骤六,连续测量多个脉搏波,将所得的时间差值取平均,得到计算脉搏波速所需的 Δt 值;

[0015] 步骤七,记录或实时测量受检者身高 H ,对于年龄较大的受检者,应以年轻时的身高为准;

[0016] 步骤八,按照公式 $PWV = L / \Delta t = \lambda H / \Delta t$,计算受检者从主动脉到受检部位所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度;

[0017] 步骤九,记录并保存计算数据;

[0018] 步骤十,所有测量计算结果通过仪器传输到手机,再通过手机传送给受检者家属或医疗单位供参考。

[0019] 进一步,所述采用超声的频率范围是0.8-20MHz;多普勒超声探头与皮肤之间通过耦合剂接触;多普勒超声探头发射的超声波束与皮肤表面垂直;受检者身高以本人年轻时身高为准。

[0020] 本发明的另一目的在于提供一种所述的测量脉搏波传播速度的方法的系统,所述

系统包括：超声波振荡器、激励多普勒超声探头、压电晶片、回波接受晶片、选频放大器、调制器、带通滤波器、处理器、生理信息处理单元和显示器；

[0021] 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；

[0022] 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；

[0023] 压电晶片，用于朝向动脉发射超声波；

[0024] 回波接受晶片，当采用脉冲模式时，接受回波信号；

[0025] 选频放大器，与超声波振荡器电连接，用于将回波信号放大。

[0026] 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；

[0027] 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。

[0028] 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；

[0029] 生理信息处理单元，与处理器电连接，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搏动的收缩压和舒张压；

[0030] 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。

[0031] 本发明提供的测量脉搏波传播速度的方法及系统，提出了一种采用多普勒超声测量脉搏波信号的方法来测定桡动脉脉搏波速度的新方法，以期为进一步的临床应用提供理论和技术基础。本发明的方法简单，操作方便，提高了测量的准确度，一定程度上提高了临床水平。

附图说明

[0032] 图1是本发明实施例提供的测量脉搏波传播速度的系统结构示意图；

[0033] 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。

具体实施方式

[0034] 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。

[0035] 下面结合附图对本发明的应用原理作详细的描述。

[0036] 本发明实施例的测量脉搏波传播速度的方法采用多普勒超声测量并记录人体某一部位的动脉脉搏波。得到多普勒超声信号强度-时间图谱。在所述时间图谱上测量主峰下降支终点（动脉停止收缩的时刻）到重博波起点之间的时间差 Δt ，再根据受检者身高H计算出从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉总长度L，受检者在该动脉测量段上的脉搏波传播速度S等于L与 Δt 之比。

[0037] 所述脉搏波测量部位包括桡动脉，颈动脉，肱动脉和股动脉；所述脉搏波波形图上

主峰下降支终点和重搏波起点的识别标志分别是多普勒信号强度刚下降为零的点和由多普勒信号强度从零开始增加的点;时间差 Δt 的最终值需要通过测量当前收缩压与平均收缩压之差 S ,采用公式 $\Delta t = (1+s/p) \Delta t'$ 进行补充修正。公式中 p 是经验系数, $\Delta t'$ 是实测时间差;主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差是直接测量人体在平静状态下多个脉搏波图形的 Δt 值,取其平均值计算受检者从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉脉搏波传播速度。

[0038] 所述测量脉搏波传播速度的方法按下列步骤进行:

[0039] 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;

[0040] 2) 确定受检处至左心室的动脉总长度与身高的比例系数 λ 。若受检处为左手腕处的桡动脉,脉搏波从主动脉根部出发,所历经的动脉路径为主动脉-主动脉升部-主动脉弓-左锁骨下动脉-腋动脉-肱动脉-桡动脉。经多人次测量,该路径动脉总长度与身高之比接近0.38。若受检处为左上臂处的肱动脉,则路径动脉总长度与身高之比约为0.19。

[0041] 3) 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;

[0042] 4) 对多普勒信号进行滤噪/放大处理;

[0043] 5) 根据处理后的多普勒信号,测量每一次搏动时,从下降支末尾处多普勒频移信号为零值的起点至信号幅度重新开始上升的起始点之间的时间差。

[0044] 6) 连续测量多个(比如20个)脉搏波,将所得的时间差值取平均。得到计算脉搏波速所需的 Δt 值。

[0045] 7) 记录或实时测量受检者身高 H 。对于年龄较大的受检者,应以年轻时的身高为准。

[0046] 8) 按照公式(1),计算受检者从主动脉到受检部位所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度。

[0047] 9) 记录并保存计算数据。

[0048] 10) 所有测量计算结果可通过仪器传输到手机,再通过手机传送给受检者家属或医疗单位供参考。

[0049] 所采用超声的频率范围是0.8-20MHz;多普勒超声探头与皮肤之间通过耦合剂接触;多普勒超声探头发射的超声波束与皮肤表面垂直;受检者身高以本人年轻时身高为准。

[0050] 所述测量脉搏波传播速度的方法系统包括至少一个超声波振荡器(换能器),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下动脉发射超声波。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。信号将进入处理器,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,自动计算出动脉每次搏动的脉搏波传播速度,并通过显示器显示出来。

[0051] 本发明采用连续或脉冲式多普勒超声技术,可以设计出完整的脉搏波传播速度测量系统。系统包括至少一个超声波振荡器(换能器),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下动脉发射超声波。当发射波遇到运动的动脉后,就会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(当采用脉冲模式时,

接受晶片就是发射晶片本身)将接受回波信号,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。信号将进入处理器,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,根据本发明方法自动计算出动脉每次博动的脉搏波传播速度,并通过显示器显示出来。该系统主要部件的设计和制作方式如下:

[0052] 如图1所示,本发明实施例的测量脉搏波传播速度的系统主要包括: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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 压电晶片3,用于朝向动脉发射超声波。

[0056] 回波接受晶片4,当采用脉冲模式时,接受回波信号。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] (1) 探头与主机的连接方式

[0064] 1) 有线连接

[0065] 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。

[0066] 2) 无线连接

[0067] 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。

[0068] (3) 多普勒信号处理器(包括选频放大器,调制器,带通滤波器和信号处理器)采用64K字的CY7C1021分别作为外扩程序存储器和外扩数据存储器。外扩数据存储器可存储数秒采样数据(2000Hz采样率)以供超声频率的运算操作。DSP2407A内嵌有16路AD采样通道,其采样率可通过对DSP的定时器进行编程控制。采样模块对超声频移信号进行实时排序采样。采用DSP的三个可编程控制的通用IO管脚作为模数转换器DAC0832的数字高位输入控制,并将超声频移信号作为DAC的参考电压。另设有串口跳线选择,方便算法调试。

[0069] (4) A/D转换电路。

[0070] 如不采用现存超声信号处理器中的A/D转换电路,也可采用但不限于MAX1911的12位集成电路作为A/D转换电路,电路内设置参考超声频率和时钟。A/D转换受单片机(中央控制-处理单元)的控制,后者通过片选口和读写口启动A/D转换,转换完毕由单片机分两次读出转换数据的低8位和高4位。

[0071] (5)生理信息处理单元,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CMOS8位微控制器,具有8K在系统可编程Flash存储器;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。

[0072] (6)显示器

[0073] 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。

[0074] (7)与微机连接方式

[0075] 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。

[0076] (8)声光提示/报警电路

[0077] 将蜂鸣器与单板机的INT0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。

[0078] (9)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。

[0079] (10)采用可充电电池作为电源

[0080] 通过以下的具体实施例对本发明的应用效果作进一步的描述。

[0081] 受检者A,男,65岁,身高1.64米,可以看出桡动脉在扩张周期即将结束和收缩期即将开始时,由于血管停止运动造成的两个多普勒频移信号零值点。在下降支末尾处,由于血管停止收缩,多普勒信号再次出现零值,直到因为重博波的到来,多普勒信号才又开始上升。从该零值起始点到结束点(重博波开始点)之间的时间差,经测量大约为0.0619秒。连续测量35个脉搏波形之后,计算得到 Δt 的平均值为0.0672秒。取 $\lambda=0.38$,带入公式 $PWV:PWV=L/\Delta t=\lambda H/\Delta t$ 中,计算得到该受检者从主动脉到左手腕部所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度为9.37m/s。

[0082] 受检者B,男,89岁,年轻时身高1.73米,在下降支末尾处,由于血管停止收缩,多普勒信号出现零值。从该零值起始点到结束点(重博波开始点)之间的时间差,经测量大约为0.0452秒。连续测量35个脉搏波形之后,计算得到 Δt 的平均值为0.0542秒。取 $\lambda=0.38$,带入公式 $PWV:PWV=L/\Delta t=\lambda H/\Delta t$ 中,计算得到该受检者从主动脉到左手腕部所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度为12.49m/s。

[0083] 受检者C,女,50岁,年轻时身高1.65米。连续测量35个脉搏波形之后,计算得到 Δt 的平均值为0.0834秒。取 $\lambda=0.38$,带入公式 $PWV:PWV=L/\Delta t=\lambda H/\Delta t$ 中,计算得到该受检者从主动脉到左手腕部所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度为7.62m/s。

[0084] 受检者D,男,12岁,身高1.55米,连续测量20个脉搏波形之后,计算得到 Δt 的平均值为0.0982秒。取 $\lambda=0.38$,带入公式 $PWV:PWV=L/\Delta t=\lambda H/\Delta t$ 中,计算得到该受检者从主动脉到左手腕部所历经的动脉长度上的脉搏波传播速度为5.99m/s。

[0085] 临床测量统计1455人后,得到正常人脉搏波传播速度按年龄段的分布如下表所示(单位m/s):

[0086]

年龄分段(岁数)	平均值(数据范围)	中位值(数据范围)
<30	6.2(4.7-7.6)	6.1(5.3-7.1)
30-39	6.5(3.8-9.2)	6.4(5.2-8.0)
40-49	7.2(4.6-9.8)	6.9(5.9-8.6)
50-59	8.3(4.5-12.1)	8.1(6.3-10.0)
60-69	10.3(5.5-15.0)	9.7(7.9-13.1)
≥ 70	10.9(5.5-16.3)	10.6(8.0-14.6)

[0087] 可以看出,随年龄增大,脉搏波传播速度将递增,预示着血管硬化程度和血压的增高。按本发明方法,4位受检者测量和计算的结果完全符合上述临床统计规律。受检者B因为年近90,脉搏波速度高达12.49m/s,也在情理之中。

[0088] 本发明的工作原理:

[0089] 本发明采用有别于压电式传感的脉搏波测量技术,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: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

[0090] 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,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。一个简单的证据就是,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)。本发明人经过深入研究,采用多普勒超声反而能更准确地能到脉搏波搏动的特征时间点。简单分析如下:不论是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,由于射血速度减慢,进入主动脉的血量少于由主动脉流向外周的血量,故被扩张的大动脉开始回缩,动脉血压逐渐降低,形成脉搏波形中下降支的前段。当心室停止收缩,开始舒张时,动脉收缩加快,形成下降支的其余部分,直到主动脉瓣关闭,动脉收缩停止时,又将在相应的多普勒信号强度--时间图谱上,出现明显的幅值零值点。该零值点出现时刻即对应于主动脉瓣关闭的瞬间,在多普勒信号强度--时间图谱上很容易确认。当返流的血液受脉瓣阻挡发生返折波,导致多普勒信号强度--时间图谱再次开始出现上升的波幅,此时刻即为重搏波的起始点,在多普勒信号强度--时间图谱上也很容易确认。从下降支末尾处波幅零值的起始点到波幅重新开始上升的起始点之间的时差,就是本发明计算脉搏波传播速度所需的时间差 Δt 。主波下降支末尾处波幅零值的起始点和重搏波波幅重新开始上升的起始点都很清晰。容易为仪器识别并实现自动测量。经测量并考虑横轴时间的放大倍数,这两点之间的时间差 Δt 等于0.09秒。由于时间如此短暂,采用常规的压电式脉搏波传感器很难测出。用本发明方法却是轻而易举的事。

[0091] 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。

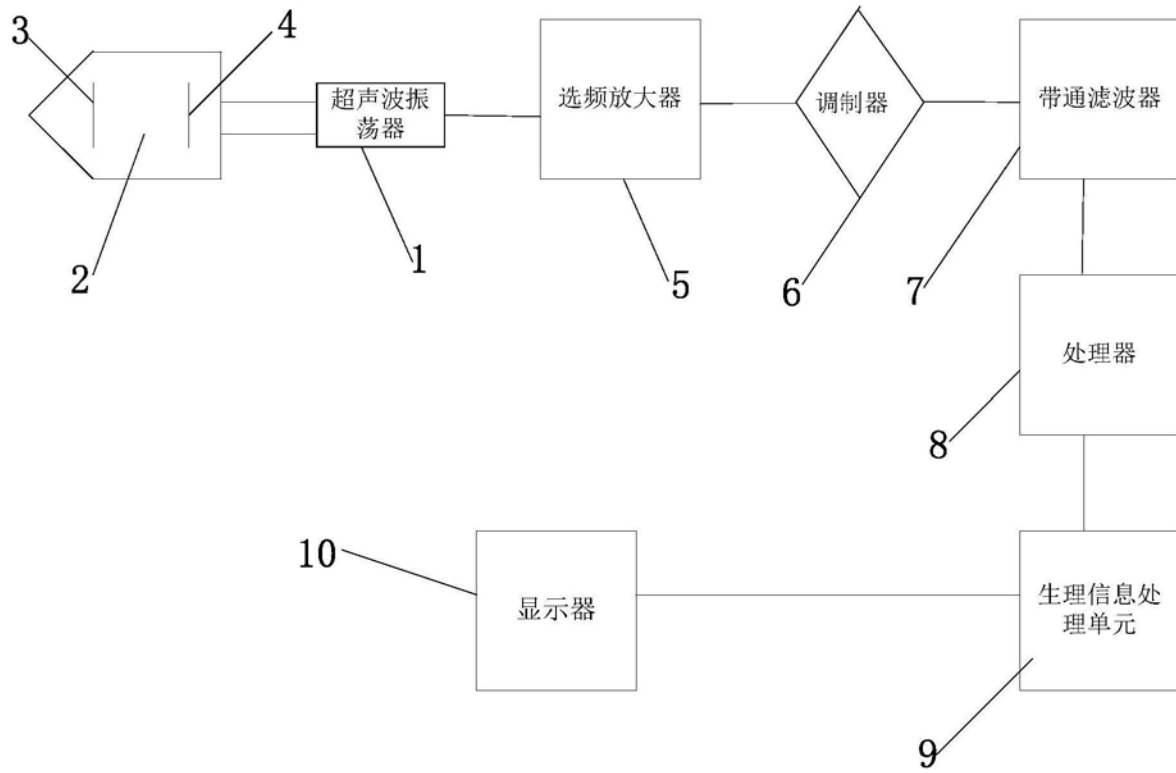


图1

专利名称(译)	一种测量脉搏波传播速度的方法及系统		
公开(公告)号	CN105310724B	公开(公告)日	2018-12-14
申请号	CN201510628315.5	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		
[标]发明人	何宗彦		
发明人	何宗彦		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/06		
代理人(译)	郭伟红		
其他公开文献	CN105310724A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种测量脉搏波传播速度的方法及系统，所述测量脉搏波传播速度的方法采用多普勒超声测量并记录人体某一部位的动脉脉搏。得到多普勒超声信号强度-时间图谱，在所述时间图谱上测量主峰下降支终点到重搏波起点之间的时间差 Δt ，再根据受检者身高H计算出从主动脉根部到脉搏波测量处的动脉总长度L，受检者在该动脉测量段上的脉搏波传播速度S等于L与 Δt 之比。本发明提出了一种采用多普勒超声测量脉搏波信号的方法来测定动脉脉搏波速度的新方法，以期为进一步的临床应用提供理论和技术基础。此外，本发明的方法简单，操作方便，提高了测量的准确度，一定程度上提高了临床水平。

