



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103445808 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201310416484. 3

(22) 申请日 2013. 09. 12

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号(72) 发明人 王丛知 郑海荣 曾成志 肖杨
杨戈(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 8/04 (2006. 01)

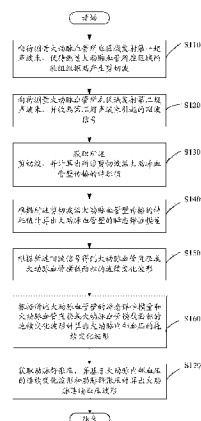
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

大动脉无创连续血压测量方法及其装置

(57) 摘要

本发明涉及一种大动脉无创连续血压测量方法,包括如下步骤:对待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束和第二超声波束,并收集回波信号;从所述回波信号中提取出剪切波,并计算出剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值;根据该特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量;根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形;根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形;计算大动脉连续血压波形。上述大动脉无创连续血压测量方法可以应用于颈动脉等大动脉血压的测量,具有更重要的临床价值。此外还提供了一种大动脉无创连续血压测量装置。



1. 一种大动脉无创连续血压测量方法,包括如下步骤:

向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束,使待测量大动脉血管所在区域的软组织振动产生剪切波;

向待测量大动脉血管所在区域发射第二超声波束,并收集第二超声波束引起的回波信号;

获取所述剪切波,并计算出所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值;

根据所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量;

根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形;

根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形;以及

获取动脉舒张压,并基于大动脉内部血压的连续变化波形和动脉舒张压计算出大动脉连续血压波形。

2. 根据权利要求1所述的大动脉无创连续血压测量方法,其特征在于,所述从所述回波信号中提取出由待测量大动脉血管所在区域的软组织振动形成的剪切波,并计算出所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值的步骤包括:

计算剪切波的传播速度以及剪切波幅度随传播距离的衰减曲线。

3. 根据权利要求1所述的大动脉无创连续血压测量方法,其特征在于,所述根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形的步骤包括:

基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形;以及

根据大动脉血管壁的位移波形得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形。

4. 根据权利要求3所述的大动脉无创连续血压测量方法,其特征在于,在所述基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形的步骤中,所述回波位置估计算法包括归一化互相关时延估计法、绝对差总和时延估计法、归一化协方差时延估计法、非归一化互相关时延估计法、平方差总和时延估计法、混合符号互相关时延估计法、极性重合时延估计法以及 Meyr-Spies 时延估计法。

5. 根据权利要求1所述的大动脉无创连续血压测量方法,其特征在于,所述根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形的步骤通过如下公式实现:

$$\Delta P \propto \Delta D * E \quad \text{or} \quad \Delta P \propto \Delta S * E ;$$

其中, ΔP 表示大动脉内部血压的变化量, ΔD 表示大动脉血管直径的变化量, ΔS 表示大动脉血管横截面积的变化量, E 表示大动脉血管壁的瞬态弹性模量。

6. 根据权利要求1所述的大动脉无创连续血压测量方法,其特征在于,在所述向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束的步骤之前,还包括:

调整超声输出/输入模块,使超声输出/输入模块对准大动脉血管所在区域。

7. 一种大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,包括超声输出/输入模块、超声发射/接收模块、控制/通讯模块以及信号处理模块,所述超声输出/输入模块与超声发射/接收模块互相连接,所述超声发射/接收模块与控制/通讯模块互相连接,所述控制/通讯

模块连接至信号处理模块；

所述超声输出 / 输入模块用于向待测量大动脉血管所在区域发射超声波束并接收回波信号,所述超声发射 / 接收模块用于产生超声波束并接收由所述超声输出 / 输入模块接收到的回波信号,所述控制 / 通讯模块用于控制超声发射 / 接收模块和信号处理模块,所述信号处理模块用于处理回波信号并计算出大动脉连续血压波形。

8. 根据权利要求 7 所述的大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,所述大动脉无创连续血压测量装置还包括人机交互界面模块,所述人机交互界面模块与控制 / 通讯模块互相连接,且所述人机交互界面模块连接于信号处理模块,用于接收外部的输入指令,还用于输出大动脉连续血压波形图。

9. 根据权利要求 7 所述的大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,所述超声输出 / 输入模块为多阵元的线阵或凸阵超声探头。

10. 根据权利要求 8 所述的大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,所述控制 / 通讯模块、信号处理模块以及人机交互界面模块集成在硬件处理平台中,所述硬件处理平台为计算机、单片机、FPGA 或 DSP 芯片。

11. 根据权利要求 10 所述的大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,所述硬件处理平台与超声发射 / 接收模块之间还连接有模 / 数转换模块,所述模 / 数转换模块将超声发射 / 接收模块接收到的回波信号转换为数字信号并传输至硬件处理平台。

12. 根据权利要求 9 所述的大动脉无创连续血压测量装置,其特征在于,所述多阵元的线阵或凸阵超声探头垂直或平行于大动脉血管轴向。

大动脉无创连续血压测量方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量领域,特别是涉及一种大动脉无创连续血压测量方法及其装置。

背景技术

[0002] 心血管病一直是威胁人类生命的“头号杀手”。据世界卫生组织统计,2008 年全球有超过 1700 万人死于心血管病,其中有超过 300 万死者年龄不足 60 岁。心血管病也一直占据着我国死亡原因的首位。2009 年,我国死于心血管病者大约 300 万人,占总死亡原因的 41%。我国人群心血管病的发病和死亡率呈持续上升态势,估计全国患心血管病人数达 2.3 亿,每 5 个成年人中就有 1 人患心血管病。如何早期预警心血管病的发生,降低恶性心血管病的发病率和死亡率,一直是血液动力学和临床医学研究的一个热点问题。在众多的血液动力学参数或者预警指数中,动脉血压和动脉血管壁弹性是衡量心血管系统发病危险程度的两个重要指标。越来越多的研究表明,动脉血管硬化会提高高血压的发病几率,并与冠状动脉病变密切相关。同时,高血压与动脉硬化都会进一步增加发生心肌梗死和中风的风险,而这两者是心血管病造成猝死和其他严重后果的主要原因。因此,欧洲和中国都已经将两者纳入了针对心血管病的防治指南中。事实上,动脉血压变化与动脉血管壁瞬态弹性之间有着紧密的联系。在一个心动周期内,动脉血管直径在血压的作用下连续变化,动脉血管壁的结构特征决定了它的瞬态弹性模量也会随之发生非线性变化。因此,实现对动脉血压连续波形和血管壁瞬态弹性模量的无创测量,对血液动力学研究和心血管病的防治都有十分重要的意义。

[0003] 连续的血压波形测量,可以提供更多的关于循环系统运行情况的信息,对心血管疾病的防治具有很重要的意义。目前在血液动力学研究以及临床手术治疗中,大多还是采用有创方法进行动脉血压波形的连续测量。有创血压测量虽然准确性高,但也使患者面临创伤和感染的风险。随着心血管疾病发生形势的渐趋严峻,以及防治工作的深入开展,对无创的连续血压波形及瞬态血压数值测量方法的要求越来越急迫。而现有的无创血压测量方法大多只能给出收缩压、舒张压等离散的数值,不能给出连续血压波形。有些方法虽然可以给出连续血压波形,但只能用于外周动脉如手指动脉上,而不能应用于大动脉如肱动脉、股动脉、颈动脉等上,即使勉强应用,测量的准确性也比较低,无法在临床应用中大范围推广。基于此,本发明提出了一种基于动脉血管壁弹性模量及血管直径的超声瞬态测量技术的大动脉无创连续血压测量方法。

[0004] 现有的可以无创测量连续血压波形的测量方法包括如下几种:① tonometer 法。该方法将一个压力传感器放置在动脉上方,动脉必须相对浅表并且下方有坚固的背景支撑,比如骨骼。垂直于骨骼表面的外部压力被施加于动脉上,通过挤压使其随心跳产生的振动幅度达到最大,这意味着动脉血管壁近似于处于无负载状态。在这种状态下,压力传感器测得的连续压力波形可以通过校准放大近似于真实的血管内压力变化。但是,这个方法要求压力传感器必须严格对准动脉轴线,并且对不同的患者都必须重新校准,准确性也

较低,给临床应用带来很大困难。②基于红外光估测血液容积变化和气囊外部跟踪加压的血液容积补偿法。该方法是现有的少有几种能够无创测量连续血压波形的方法中,临床应用相对比较成功的一种。它的测量基础是将一定波长的红外光入射到血管附近区域的软组织中,穿过含有血液的组织 and 动脉血管,再反射或透射出来,以所测得的反射 / 透射红外光强度作为代表血液容积的指数(成反比关系,血液容积越大,得到的红外光强度越弱。由于红外光的入射和反射 / 透射深度很浅,受组织结构影响较大,以此为基础的血液容积补偿法,只能用于手指动脉等外周小动脉的连续血压测量。而研究表明,手指处小动脉中的血压波形与大动脉的血压波形区别很大,临床使用价值也远远小于大动脉。同时,因为红外光信号与血液容积的关系本身就非常复杂,其量化关系一直未能得到明确的研究,测量所得的红外光强并不是一个具有定量测量意义的代表血液容积变化的信号,所以即使后续的改进方法尝试将其用于手腕处的较大动脉桡动脉,也并不能准确的反映桡动脉的血管直径变化,其中包含了环境光和其他周边小动、静脉血管中血液容积变化对其的影响(这一结果由申请人研究得出,并于 2010 年发表, Wang CZ and Zheng YP. Comparison between reflection-mode photoplethysmography and arterial diameter change detected by ultrasound at the region of radial artery, Blood Pressure Monitoring, Vol. 15(4), pp. 213-219, 2010)。反射 / 透射光强信号只能作为相对血液容积变化量的一个不准确的近似估计,最后必将造成所测得的血压波形准确性严重降低。③并非直接测量而是间接计算出连续血压波形的方法。比如 J. M. Meinders, and A. P. G. Hoeks, “Simultaneous assessment of diameter and pressure waveforms in the carotid artery,” *Ultrasound in Medicine and Biology*, 30, 147-154, 2004 等文献中所报道的。这一方法使用超声射频信号的回波跟踪技术得到动脉直径或横截面积的连续变化波形,再通过建立“血压 - 血管直径(横截面积)”关系的经验公式(一般假设为自然对数的指数关系),进而推算出连续的血压波形。对动脉血管壁来说,动脉血压的变化 ΔP 相当于作用在其上的应力,其直径或者横截面积的变化 ΔD 或 ΔS 相当于因应力作用而产生的应变,决定应力与应变之间关系的是动脉血管壁的瞬态弹性模量。动脉血管壁的瞬态弹性模量在一个心动周期内是随血压的变化而不断变化的,而且,这种变化关系是非线性的。这种方法中所使用的“血压 - 血管直径(横截面积)”关系公式,是利用假设的解析函数关系对难以测量的动脉血管壁瞬态弹性模量与血压之间非线性关系的一种经验近似,本质上是一种主观猜测,准确性没有保证。这种方法的测量结果虽然曾经被多次与有创血压的测量结果进行比较,但因为其理论基础——“血压 - 血管直径(横截面积)”关系公式——并非是基于血液动力学物理模型的数学推导所得,即难以避免个体差异对既定经验公式的影响,也难以保证测量结果的准确性,因此一直没有在临床上广泛应用。

发明内容

[0005] 基于此,有必要提供一种准确度较高且能够广泛应用于临床的大动脉无创连续血压测量方法及其装置。

[0006] 一种大动脉无创连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0007] 向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束,使待测量大动脉血管所在区域的软组织振动产生剪切波;

[0008] 向待测量大动脉血管所在区域发射第二超声波束,并收集第二超声波束引起的回波信号;

[0009] 获取所述剪切波,并计算出所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值;

[0010] 根据所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量;

[0011] 根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形;

[0012] 根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形;以及

[0013] 获取动脉舒张压,并基于大动脉内部血压的连续变化波形和动脉舒张压计算出大动脉连续血压波形。

[0014] 在其中一个实施例中,所述从所述回波信号中提取出由待测量大动脉血管所在区域的软组织振动形成的剪切波,并计算出所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值的步骤包括:

[0015] 计算剪切波的传播速度以及剪切波幅度随传播距离的衰减曲线。

[0016] 在其中一个实施例中,所述根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形的步骤包括:

[0017] 基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形;以及

[0018] 根据大动脉血管壁的位移波形得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形。

[0019] 在其中一个实施例中,在所述基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形的步骤中,所述回波位置估计算法包括归一化互相关时延估计法、绝对差总和时延估计法、归一化协方差时延估计法、非归一化互相关时延估计法、平方差总和时延估计法、混合符号互相关时延估计法、极性重合时延估计法以及 Meyr-Spies 时延估计法。

[0020] 在其中一个实施例中,所述根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形的步骤通过如下公式实现:

[0021] $\Delta P \propto \Delta D * E$ or $\Delta P \propto \Delta S * E$;

[0022] 其中, ΔP 表示大动脉内部血压的变化量, ΔD 表示大动脉血管直径的变化量, ΔS 表示大动脉血管横截面积的变化量, E 表示大动脉血管壁的瞬态弹性模量。

[0023] 另外,还有必要提供一种大动脉无创连续血压测量装置,包括超声输出/输入模块、超声发射/接收模块、控制/通讯模块以及信号处理模块,所述超声输出/输入模块与超声发射/接收模块互相连接,所述超声发射/接收模块与控制/通讯模块互相连接,所述控制/通讯模块连接至信号处理模块;

[0024] 所述超声输出/输入模块用于向待测量大动脉血管所在区域发射超声波束并接收回波信号,所述超声发射/接收模块用于产生超声波束并接收由所述超声输出/输入模块接收到的回波信号,所述控制/通讯模块用于控制超声发射/接收模块和信号处理模块,所述信号处理模块用于处理回波信号并计算出大动脉连续血压波形。

[0025] 在其中一个实施例中,所述大动脉无创连续血压测量装置还包括人机交互界面模块,所述人机交互界面模块与控制/通讯模块互相连接,且所述人机交互界面模块连接于信号处理模块,用于接收外部的输入指令,还用于输出大动脉连续血压波形图。

[0026] 在其中一个实施例中,所述超声输出/输入模块为多阵元的线阵或凸阵超声探头。

[0027] 在其中一个实施例中,所述控制/通讯模块、信号处理模块以及人机交互界面模块集成在硬件处理平台中,所述硬件处理平台为计算机、单片机、FPGA 或 DSP 芯片。

[0028] 在其中一个实施例中,所述硬件处理平台与超声发射/接收模块之间还连接有模/数转换模块,所述模/数转换模块将超声发射/接收模块接收到的回波信号转换为数字信号并传输至硬件处理平台。

[0029] 上述大动脉无创连续血压测量方法及其装置,通过测量第一超声波束诱发的剪切波的传播速度,计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量,同时根据回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形,最后根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形。因此上述大动脉无创连续血压测量方法及其装置可以应用于颈动脉等大动脉血压的测量,具有更重要的临床价值。

附图说明

[0030] 图 1 为一个实施例的大动脉无创连续血压测量方法的流程图;

[0031] 图 2 为一个实施例的大动脉血管前后壁的位移示意图;

[0032] 图 3 为一个实施例的大动脉血管直径的连续变化波形图;

[0033] 图 4 为一个实施例的大动脉无创连续血压测量装置的模块图;

[0034] 图 5 为一个实施例的将超声探头对准大动脉血管的示意图。

具体实施方式

[0035] 为了解决目前大动脉无创连续血压测量方法或装置难以在临床上广泛应用的问题,本实施方式提供了一种大动脉无创连续血压测量方法及其装置。下面结合具体的实施例,对大动脉无创连续血压测量方法进行具体的描述。

[0036] 请参考图 1,本实施方式提供的大动脉无创连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0037] 步骤 S110:向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束,使待测量大动脉血管所在区域的软组织振动产生剪切波。在本步骤中,利用超声输出/输入模块向待测量大动脉血管所在区域发射一个或多个超声波束。所发射的第一超声波束要足以在待测量动脉血管壁上或附近区域产生声辐射力。所产生的声辐射力要足以推动受力组织(包括动脉血管壁或动脉血管周围软组织)发生位移。发生位移的受力组织的位移程度要足以作为振动源,引起周围组织振动,从而形成剪切波向各个方向传播。另外,本步骤前还包括调整超声输出/输入模块,使超声输出/输入模块对准大动脉血管所在区域的步骤。该对准步骤的具体过程是调整超声输出/输入模块,使超声输出/输入模块垂直或平行于大动脉血管轴向。

[0038] 步骤 S120:向待测量大动脉血管所在区域发射第二超声波束,并收集第二超声波

束引起的回波信号。在本步骤中,所发射的第二超声波束要求不会引起待测量大动脉血管所在区域中的组织发生位移,从而保证第二超声波束不会诱发新的剪切波,以保证所采集的回波信号只包含步骤 S110 中所产生的剪切波的位移信息。

[0039] 步骤 S130 :从所述回波信号中提取出由待测量大动脉血管所在区域的软组织振动形成的剪切波,并计算出所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值。在本步骤中,通过对回波信号的分析处理,从回波信号中提取出待测量大动脉血管所在区域组织由于剪切波传播发生的位移信息,并据此计算出剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值(计算出剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值包括计算剪切波的传播速度以及剪切波幅度随传播距离的衰减曲线等)。

[0040] 步骤 S140 :根据所述剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量。在本步骤中,所计算的剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值,与大动脉血管壁的力学属性值(包括杨氏弹性模量,剪切弹性模量,粘性系数等)之间存在定量关系。这些定量关系包括但不限于:由基于兰姆波沿弹性平面或弹性管状结构传播的力学模型,或者基于压力波沿弹性管状结构传播的力学模型,或者基于上述两种模型结合或改进的其他力学模型推导出的定量关系公式或者数值计算方法。通过上述定量关系,可以根据剪切波的特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量。这些瞬态弹性模量是随着心脏搏动在心动周期内实时变化的,并且被本方法实时测得。

[0041] 步骤 S150 :根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形。在本步骤中,首先基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形,然后根据大动脉血管壁的位移波形得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形。请参考图 2 和图 3,大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形也是随着心脏搏动在心动周期内实时变化的,并且被本方法实时测得。并且在基于回波位置估计算法根据回波信号得到大动脉血管壁的位移变化波形这一步骤中,回波位置估计算法可以是归一化互相关时延估计法、绝对差总和时延估计法、归一化协方差时延估计法、非归一化互相关时延估计法、平方差总和时延估计法、混合符号互相关时延估计法、极性重合时延估计法或者 Meyr-Spies 时延估计法。其公式分列如下:

[0042] 归一化互相关时延估计法:

$$[0043] \quad R_{nc}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}};$$

[0044] 绝对差总和时延估计法:

$$[0045] \quad R_{sAD}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} |s_r(t) - s_d(t+\tau)| dt;$$

[0046] 归一化协方差时延估计法:

$$[0047] \quad R_{NCov}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) - \overline{s_r})(s_d(t+\tau) - \overline{s_d}(\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) - \overline{s_r})^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau) - \overline{s_d}(\tau))^2 dt}};$$

[0048] 其中:

[0049] $\overline{s_r} = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) dt ;$

[0050] $\overline{s_d}(\tau) = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t+\tau) dt ;$

[0051] 非归一化互相关时延估计法：

[0052] $R_{NNC}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) s_d(t+\tau) dt ;$

[0053] 平方差总和时延估计法：

[0054] $R_{SSD}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) - s_d(t+\tau))^2 dt ;$

[0055] 混合符号互相关时延估计法：

[0056] $R_{HSC}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) \text{sign}(s_d(t+\tau)) dt ;$

[0057] 其中：

[0058] $\text{sign}(x) = \begin{cases} 1 & x > 0 \\ -1 & x < 0 \\ 0 & x = 0 \end{cases} ;$

[0059] 极性重合时延估计法：

[0060] $R_{PCC}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} \text{sign}(s_r(t)) \text{sign}(s_d(t+\tau)) dt ;$

[0061] Meyr-Spies 时延估计法：

[0062] $R_{MSM}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} (-s_r(t) + s_r(t-2))(s_d((t-1)+\tau)) dt .$

[0063] 步骤 S160：根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形。以及

[0064] 步骤 S170：获取动脉舒张压，并基于大动脉内部血压的连续变化波形和动脉舒张压计算出大动脉连续血压波形。在步骤 S160 和步骤 S170 中，对大动脉血管壁来说，大动脉血管内部血压的变化是应力 ΔP ，大动脉直径或大动脉横截面积的变化是应变 ΔD 或 ΔS ，连接“应力 - 应变”关系的是血管壁的瞬态弹性模量 E 。则有如下关系：

[0065] $\Delta P \propto \Delta D * E \quad \text{or} \quad \Delta P \propto \Delta S * E ;$

[0066] 由于动脉舒张压在全身不同动脉中的数值基本相同，而且其随时间的变化也很小，因此可以用传统血压测量方法对股动脉或肱动脉的动脉舒张压进行测量，并以此作为基准值。再根据上述“应力 - 应变”关系，由动脉直径或动脉横截面积、瞬态弹性模量和基准血压值，推算出在心动周期内不断变化的连续血压波形及瞬态血压数值。这样，上述大动脉无创连续血压测量方法便可以应用于颈动脉等大动脉血压的测量，具有更重要的临床价值。

[0067] 此外，本实施方式还提供了一种大动脉无创连续血压测量装置 400。请参考图 4，大动脉无创连续血压测量装置包括超声输出 / 输入模块 410、超声发射 / 接收模块 420、控

制 / 通讯模块 430 以及信号处理模块 440。超声输出 / 输入模块 410 与超声发射 / 接收模块 420 互相连接。超声发射 / 接收模块 420 与控制 / 通讯模块 430 互相连接。控制 / 通讯模块 430 连接至信号处理模块 440。

[0068] 其中, 超声输出 / 输入模块 410 用于向待测量大动脉血管所在区域发射超声波束并接收回波信号。超声发射 / 接收模块 420 用于产生超声波束并接收由超声输出 / 输入模块 410 接收到的回波信号。控制 / 通讯模块 430 用于控制超声发射 / 接收模块 420 和信号处理模块 440。而信号处理模块 440 用于处理回波信号并计算出大动脉连续血压波形。

[0069] 结合前述大动脉无创连续血压测量方法, 本实施方式的大动脉无创连续血压测量装置 400 的超声输出 / 输入模块 410 可用于向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束, 使待测量大动脉血管所在区域的软组织振动产生剪切波; 还可用于向待测量大动脉血管所在区域发射第二超声波束, 并收集第二超声波束引起的回波信号。超声发射 / 接收模块 420 将超声输出 / 输入模块 410 接收到的回波信号通过控制 / 通讯模块 430 传输至信号处理模块 440。信号处理模块 440 便会从回波信号中提取出由待测量大动脉血管所在区域的软组织振动形成的剪切波, 并计算出剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值; 信号处理模块 440 再根据剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量; 同时信号处理模块 440 根据回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形; 然后信号处理模块 440 再根据大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形; 最后信号处理模块 440 基于大动脉内部血压的连续变化波形和动脉舒张压计算出大动脉连续血压波形。其中, 动脉舒张压可以用传统血压测量方法对股动脉或肱动脉的动脉舒张压进行测量得到。

[0070] 为了直观地反映信号处理模块 440 处理结果, 本实施方式的大动脉无创连续血压测量装置 400 还包括人机交互界面模块 450。人机交互界面模块 450 与控制 / 通讯模块 430 互相连接, 且人机交互界面模块 450 连接于信号处理模块 440。这样, 人机交互界面模块 450 便可以接收外部的输入指令, 同时还可以输出由信号处理模块 440 处理回波信号得到的大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形、大动脉连续血压波形图等信息。

[0071] 上述大动脉无创连续血压测量装置 400 中, 超声输出 / 输入模块 410 具体可以为多阵元的线阵或凸阵超声探头。请结合图 5, 在使用大动脉无创连续血压测量装置 400 测量大动脉血压之前, 需要对多阵元的线阵或凸阵超声探头进行调整, 使多阵元的线阵或凸阵超声探头垂直或平行于大动脉血管轴向。测量时成像面既可以是垂直于动脉血管轴向(横截面成像), 也可以是平行于动脉血管轴向(纵向成像)。横截面成像时, 合适的位置是当横截面的轮廓接近正圆形的位置。纵向成像时, 合适的位置是动脉的前后血管壁呈现为两条清晰的平行线状的位置。控制 / 通讯模块 430、信号处理模块 440 以及人机交互界面模块 450 可以集成在硬件处理平台中, 且硬件处理平台可以为计算机、单片机、FPGA (Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)、DSP (Digital Signal Processor, 数字信号处理器) 芯片或者其他可用于实现上述功能模块的芯片或整机等各种硬件处理平台。此外, 硬件处理平台与超声发射 / 接收模块 420 之间还连接有模 / 数转换模块。模 / 数转换模块用于将超声发射 / 接收模块接收到的回波信号转换为数字信号并传输至硬件处理平台。

[0072] 上述大动脉无创连续血压测量装置 400 使用大动脉无创连续血压测量方法即可

应用于颈动脉等大动脉血压的测量,具有重要的临床使用价值。

[0073] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

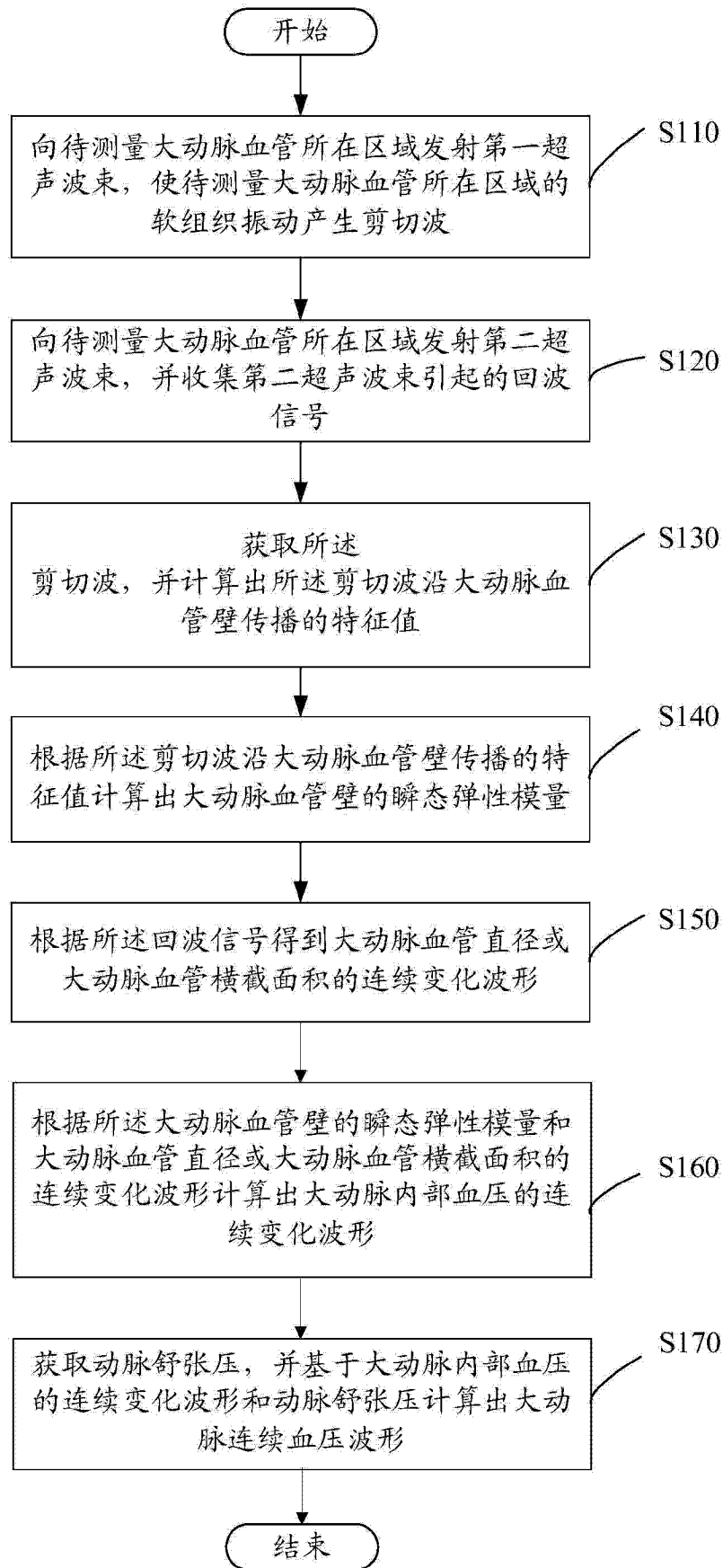


图 1

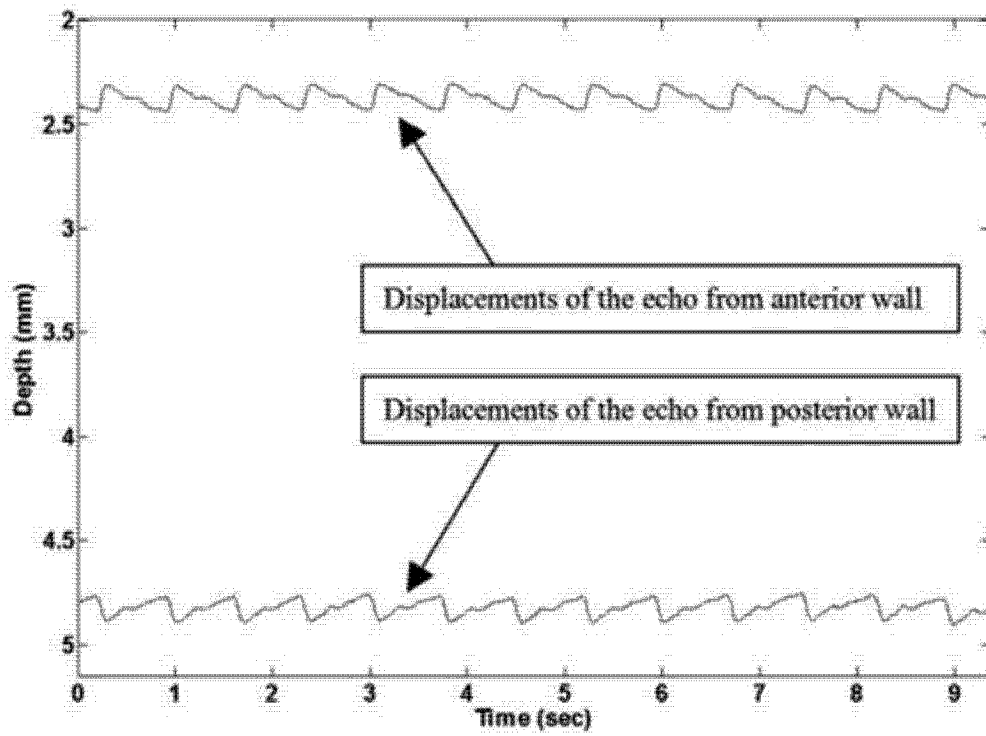


图 2

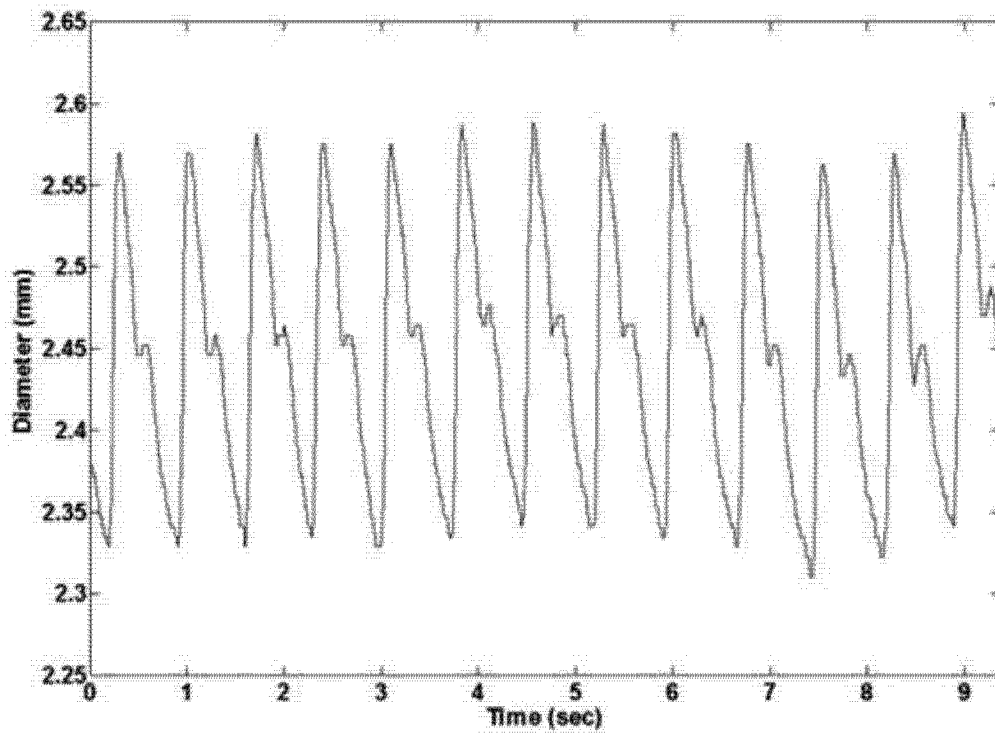


图 3

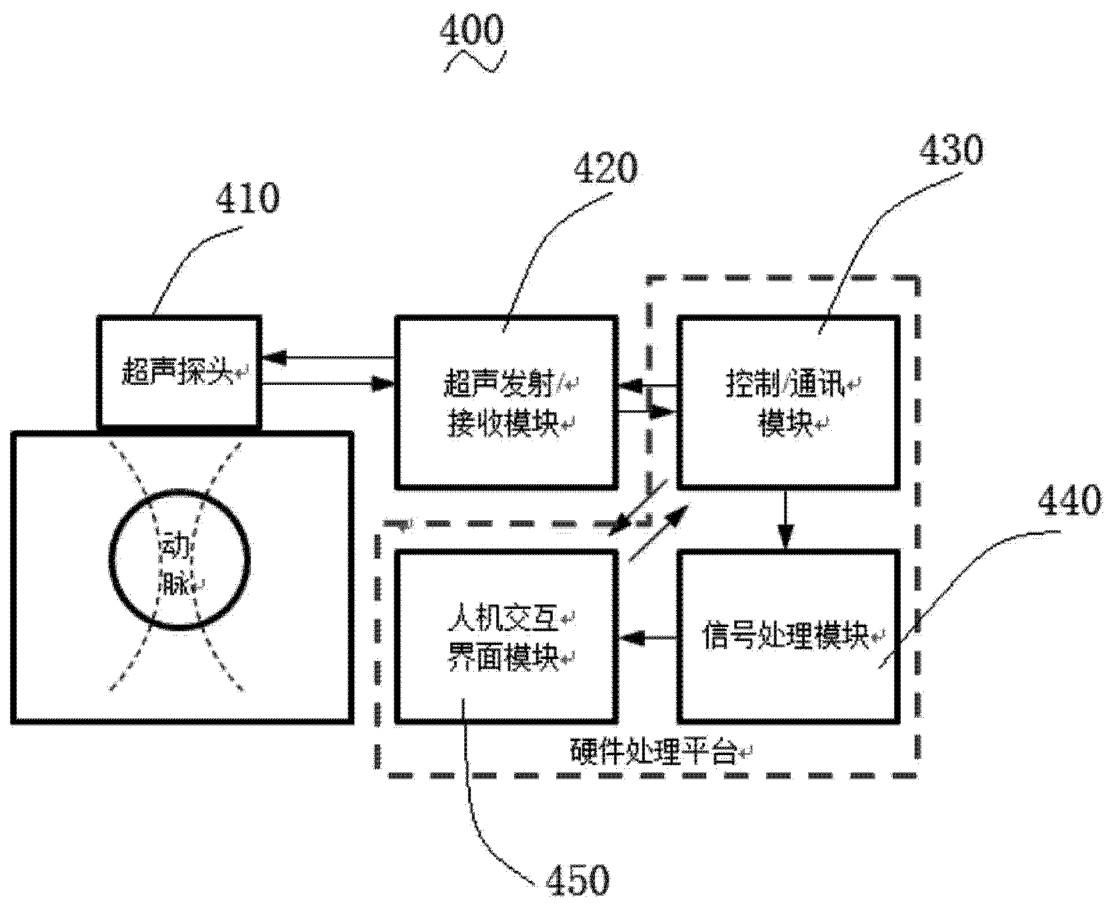


图 4

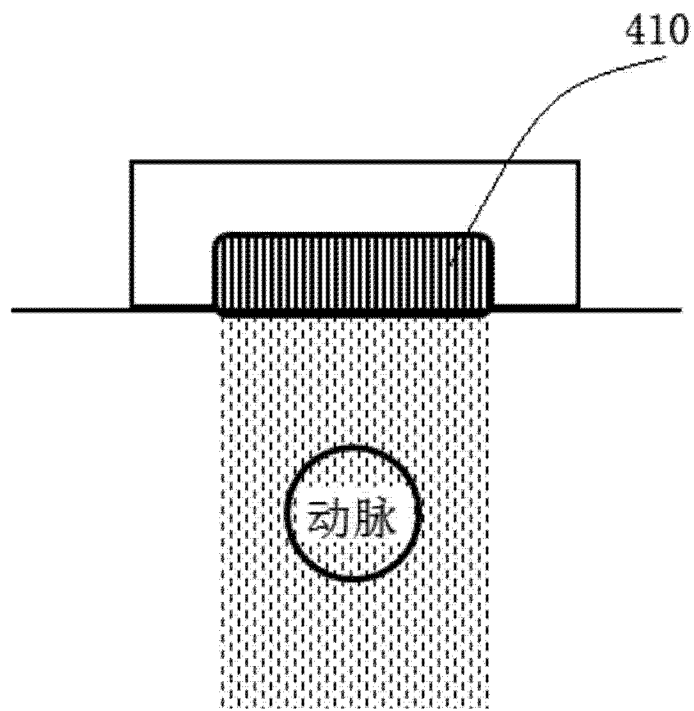


图 5

专利名称(译)	大动脉无创连续血压测量方法及其装置		
公开(公告)号	CN103445808A	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201310416484.3	申请日	2013-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	王丛知 郑海荣 曾成志 肖杨 杨戈		
发明人	王丛知 郑海荣 曾成志 肖杨 杨戈		
IPC分类号	A61B8/04		
CPC分类号	A61B8/485		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN103445808B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种大动脉无创连续血压测量方法，包括如下步骤：向待测量大动脉血管所在区域发射第一超声波束和第二超声波束，并收集回波信号；从所述回波信号中提取出剪切波，并计算出剪切波沿大动脉血管壁传播的特征值；根据该特征值计算出大动脉血管壁的瞬态弹性模量；根据所述回波信号得到大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形；根据所述大动脉血管壁的瞬态弹性模量和大动脉血管直径或大动脉血管横截面积的连续变化波形计算出大动脉内部血压的连续变化波形；计算大动脉连续血压波形。上述大动脉无创连续血压测量方法可以应用于颈动脉等大动脉血压的测量，具有更重要的临床价值。此外还提供了一种大动脉无创连续血压测量装置。

$$R_{nc}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) s_d(t+\tau)) dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}};$$