



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110559015 A

(43)申请公布日 2019.12.13

(21)申请号 201910790844.3

(22)申请日 2019.08.26

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72)发明人 曹艳平 郑阳 李国洋 江宇轩

(74)专利代理机构 北京华进京联知识产权代理有限公司 11606

代理人 孙岩

(51)Int.Cl.

A61B 8/04(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

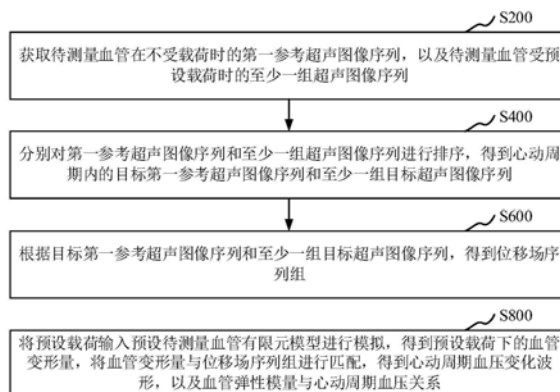
权利要求书4页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质

(57)摘要

本申请涉及血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质。所述方法包括:获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,并进行排序得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列;根据目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组;将预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到预设载荷下的血管变形量,将血管变形量与位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。本方法能够同时得到心动周期的血压变化波形和血管弹性模量,提高了血管生理参数测量的效率。



1. 一种血管生理参数测量方法,其特征在于,所述方法包括:

获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷;

分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列;

根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组;

将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量之前包括:

获取所述待测量血管受初始载荷时的第二参考超声图像序列;

根据所述第一参考超声图像序列和所述第二参考超声图像序列,获取压入深度;

将所述压入深度和所述初始载荷输入预设接触力学模型,得到所述待测量血管的周围组织弹性模量;

根据所述周围组织弹性模量和所述目标第一参考超声图像序列,建立所述预设待测量血管有限元模型。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,根据所述周围组织弹性模量和所述目标第一参考超声图像序列,建立所述预设待测量血管有限元模型包括:

根据所述目标第一参考超声图像序列的一帧图像,识别血管距皮肤表面的距离、血管厚度以及血管外径;

根据所述血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、所述周围组织弹性模量和预设环向简化模型,建立环向有限元模型;根据所述血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、所述周围组织弹性模量和预设轴向简化模型,建立轴向有限元模型;

根据所述环向有限元模型以及轴向有限元模型,整合得到所述预设待测量血管有限元模型。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列之后还包括:

识别所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列中的血管直径;

根据所述血管直径判断所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列是否包含完整的心动周期,若否,则重新获取所述第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列包括:

将所述第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,所述血管直径第一次达到局部最大时对应的图像,分别作为所述目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列的第一帧;

将所述第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,所述血管直径第二次达到局部最大时的前一帧图像,分别作为所述目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列最后一帧;

根据所述第一帧和最后一帧,将每一目标超声图像序列的帧数调整至与所述目标第一参考超声图像序列的帧数相同。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组:

计算每一目标超声图像序列与所述目标第一参考超声图像序列对应帧的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第一位移场序列;

计算每一目标超声图像序列中每一帧图像与第一帧图像的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第二位移场序列;

将

所述第一位移场序列和所述第二位移场序列进行组合,得到所述位移场序列组。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系包括:

获取采用示波法得到所述待测量血管的高压值和低压值;

根据每一第一位移场序列的第一帧确定高压血管变形量,利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述高压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模量;

根据每一第一位移场序列的最后一帧确定低压血管变形量,利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述低压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量;

将所述高压值、所述低压值、每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模量和每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量代入非线性本构模型进行拟合得到拟合结果,根据所述拟合结果确定血管材料参数,利用所述血管材料参数得到每一所述预设载荷对应的血管弹性模量与心动周期血压关系。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,还包括:

根据每一第二位移场序列确定每一帧图像的血管变形量;

利用所述血管材料参数和所述预设待测量血管有限元模型模拟所述每一帧图像的血管变形量,得到每一第二位移场序列的血压变化波形;

将所述每一第二位移场序列的血压变化波形的加权平均值作为待测量血管的心动周期血压变化波形。

9. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系包括:

根据每一第一位移场序列中相同帧的图像,得到对应所述预设载荷下的相同血压血管变形量;

利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述相同血压血管变形量,采用最佳逼近的方法得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

10. 一种血管生理参数测量设备,其特征在于,所述设备包括:

图像序列获取模块,用于获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷;

图像序列处理模块,用于分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列;

位移场确定模块,用于根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组;

血管生理参数确定单元,用于将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,还用于将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到待测量血管的心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

11. 一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现权利要求1至9中任一项所述方法的步骤。

12. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至9中任一项所述的方法的步骤。

13. 一种血管生理参数测量装置,其特征在于,所述装置包括:力传感器、超声波探头和加载头;

所述力传感器设置在所述超声波探头上,所述加载头与所述超声波探头可拆卸连接;

所述加载头用于在测量时向被测者皮肤表面施加载荷,所述力传感器用于测量施加在所述被测者皮肤表面的载荷值。

14. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述装置还包括连接组件,所述加载头通过所述连接组件与所述超声波探头可拆卸连接,所述连接组件包括:卡槽和连接杆;

所述卡槽为中空结构,所述卡槽设置在所述超声波探头的测量端,所述连接杆的一端与所述卡槽固定连接,所述连接杆的另一端与所述加载头连接。

15. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,所述加载头的形状为长方体、球体、半球体和圆柱体中的一种。

16. 一种基于所述血管生理参数测量装置的数据采集方法,其特征在于,所述的数据采集方法包括:

选取被测者皮肤表面作为测量区域,将加载头放置在所述测量区域,并通过超声波探头测得不受载荷时的超声波图像序列;

通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷,并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列;

调整施加载荷的大小,多次采集当前载荷下的超声波图像序列;

将所述不受载荷时的超声波图像序列和受不同载荷时的超声图像序列作为采集数据。

17. 根据权利要求16所述的数据采集方法,其特征在于,所述通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷,并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列包

括：

移除所述加载头，将所述超声波探头放置在所述测量区域，使所述超声波探头与所述测量区域的皮肤表面接触，通过所述超声波探头采集所述测量区域的超声波图像序列。

18. 根据权利要求16所述的数据采集方法，其特征在于，所述通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷，并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列包括：

更换所述加载头，将更换后的加载头放置在所述测量区域，通过更换后的加载头对所述测量区域施加所述载荷，其中，更换后的加载头的表面积大于所述加载头的表面积。

血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质

技术领域

[0001] 本申请涉及血管特性研究领域,特别是涉及一种血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质。

背景技术

[0002] 血管是循环系统的重要组成部分,血管性能的研究许多疾病的筛查和诊断具体非常重要的意义。血管具有多层管状复合结构,承受着血管压力和血管外部组织的约束,因而影响血管特性的参数较多。目前,临床医学上对血管特性的研究主要包括血压的变化、血管力学性能等;传统的血管参数测量包括血压测量和血管力学特性测量;但上述两种参数的测量是相互独立。这样做一方面存在原理上的问题:血压和血管的生理状态并不独立,而是相互影响的;另一方面,操作者需要采用不同的装置和步骤完成,不仅使得各参数在产生时间上存在差异,而且分开测量过程繁琐,增加了测量人员的工作量且测量效率低;测得的两部分量对应不同的心动周期,测得数据的价值受到了一定限制。

发明内容

[0003] 基于此,有必要针对上述技术问题,提供一种能够同时测量血压和血管力学参数的方法、设备。

[0004] 一种血管生理参数测量方法,所述方法包括:

[0005] 获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷;

[0006] 分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列;

[0007] 根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组;

[0008] 将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0009] 在其中一个实施例中,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量之前包括:

[0010] 获取所述待测量血管受初始载荷时的第二参考超声图像序列;

[0011] 根据所述第一参考超声图像序列和所述第二参考超声图像序列,获取压入深度;

[0012] 将所述压入深度和所述初始载荷输入预设接触力学模型,得到所述待测量血管的周围组织弹性模量;

[0013] 根据所述周围组织弹性模量和所述目标第一参考超声图像序列,建立所述预设待测量血管有限元模型。

[0014] 在其中一个实施例中,根据所述周围组织弹性模量和所述目标第一参考超声图像

序列,建立所述预设待测量血管有限元模型包括:

[0015] 根据所述目标第一参考超声图像序列的一帧图像,识别血管距皮肤表面的距离、血管厚度以及血管外径;

[0016] 根据所述血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、所述周围组织弹性模量和预设环向简化模型,建立环向有限元模型;根据所述血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、所述周围组织弹性模量和预设轴向简化模型,建立轴向有限元模型;

[0017] 根据所述环向有限元模型以及轴向有限元模型,整合得到所述预设待测量血管有限元模型。

[0018] 在其中一个实施例中,获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列之后还包括:

[0019] 识别所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列中的血管直径;

[0020] 根据所述血管直径判断所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列是否包含完整的心动周期,若否,则重新获取所述第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列。

[0021] 在其中一个实施例中,分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列包括:

[0022] 将所述第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,所述血管直径第一次达到局部最大时对应的图像,分别作为所述目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列的第一帧;

[0023] 将所述第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,所述血管直径第二次达到局部最大时的前一帧图像,分别作为所述目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列最后一帧;

[0024] 根据所述第一帧和最后一帧,将每一目标超声图像序列的帧数调整至与所述目标第一参考超声图像序列的帧数相同。

[0025] 在其中一个实施例中,根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组:

[0026] 计算每一目标超声图像序列与所述目标第一参考超声图像序列对应帧的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第一位移场序列;

[0027] 计算每一目标超声图像序列中每一帧图像与第一帧图像的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第二位移场序列;

[0028] 将所述第一位移场序列和所述第二位移场序列进行组合,得到所述位移场序列组。

[0029] 在其中一个实施例中,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系包括:

[0030] 获取采用示波法得到所述待测量血管的高压值和低压值;

[0031] 根据每一第一位移场序列的第一帧确定高压血管变形量,利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述高压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模

量；

[0032] 根据每一第一位移场序列的最后一帧确定低压血管变形量,利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述低压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量；

[0033] 将所述高压值、所述低压值、每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模量和每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量代入非线性本构模型进行拟合得到拟合结果,根据所述拟合结果确定血管材料参数,利用所述血管材料参数得到每一所述预设载荷对应的血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0034] 在其中一个实施例中,还包括:根据每一第二位移场序列确定每一帧图像的血管变形量；

[0035] 利用所述血管材料参数和所述预设待测量血管有限元模型模拟所述每一帧图像的血管变形量,得到每一第二位移场序列的血压变化波形；

[0036] 将所述每一第二位移场序列的血压变化波形的加权平均值作为待测量血管的心动周期血压变化波形。

[0037] 在其中一个实施例中,将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系包括；

[0038] 根据每一第一位移场序列中相同帧的图像,得到对应所述预设载荷下的相同血压血管变形量；

[0039] 利用所述预设待测量血管有限元模型模拟所述相同血压血管变形量,采用最佳逼近的方法得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0040] 一种血管生理参数测量设备,所述设备包括：

[0041] 图像序列获取模块,用于获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷；

[0042] 图像序列处理模块,用于分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列；

[0043] 位移场确定模块,用于根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组；

[0044] 血管生理参数确定单元,用于将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到所述预设载荷下的血管变形量,还用于将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配,得到待测量血管的心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0045] 一种计算机设备,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现以下步骤：

[0046] 获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷；

[0047] 分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序,得到

心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列；

[0048] 根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列，得到位移场序列组；

[0049] 将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟，得到所述预设载荷下的血管变形量，将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配，得到心动周期血压变化波形，以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0050] 一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机程序，其特征在于，所述计算机程序被处理器执行时实现以下步骤：

[0051] 获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列，以及所述待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列，其中，每一超声图像序列对应一个预设载荷；

[0052] 分别对所述第一参考超声图像序列和所述至少一组超声图像序列进行排序，得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列；

[0053] 根据所述目标第一参考超声图像序列和所述至少一组目标超声图像序列，得到位移场序列组；

[0054] 将所述预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟，得到所述预设载荷下的血管变形量，将所述血管变形量与所述位移场序列组进行匹配，得到心动周期血压变化波形，以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0055] 一种血管生理参数测量装置，所述装置包括：力传感器、超声波探头和加载头；

[0056] 所述力传感器设置在所述超声波探头上，所述加载头与所述超声波探头可拆卸连接；

[0057] 所述加载头用于在测量时向被测者皮肤表面施加载荷，所述力传感器用于测量施加在所述被测者皮肤表面的载荷值。

[0058] 在其中一个实施例中，所述装置还包括连接组件，所述加载头通过所述连接组件与所述超声波探头可拆卸连接，所述连接组件包括：卡槽和连接杆；

[0059] 所述卡槽为中空结构，所述卡槽设置在所述超声波探头的测量端，所述连接杆的一端与所述卡槽固定连接，所述连接杆的另一端与所述加载头连接。

[0060] 在其中一个实施例中，所述加载头的形状为长方体、球体、半球体和圆柱体中的一种。

[0061] 一种基于所述血管生理参数测量装置的数据采集方法，所述的数据采集方法包括：

[0062] 选取被测者皮肤表面作为测量区域，将加载头放置在所述测量区域，并通过超声波探头测得不受载荷时的超声波图像序列；

[0063] 通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷，并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列；

[0064] 调整施加载荷的大小，多次采集当前载荷下的超声波图像序列；

[0065] 将所述不受载荷时的超声波图像序列和受不同载荷时的超声图像序列作为采集数据。

[0066] 在其中一个实施例中，所述通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷，并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列包括：

[0067] 移除所述加载头,将所述超声波探头放置在所述测量区域,使所述超声波探头与所述测量区域的皮肤表面接触,通过所述超声波探头采集所述测量区域的超声波图像序列。

[0068] 在其中一个实施例中,所述通过所述超声波探头向所述测量区域施加载荷,并通过所述超声波探头再次采集所述测量区域的超声波图像序列包括:

[0069] 更换所述加载头,将更换后的加载头放置在所述测量区域,通过更换后的加载头对所述测量区域施加所述载荷,其中,更换后的加载头的表面积大于所述加载头的表面积。

[0070] 上述血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质通过超声波探头采集待测量血管受载荷和不受载荷时的超声图像序列,并得到不同载荷对于的位移场序列和不同血压对于的位移场序列,并利用预设的有限元模型模拟各位移场序列,能够同时得到心动周期的血压变化波形和血管弹性模量,提高了血管生理参数测量的效率。

附图说明

[0071] 图1为一个实施中血管生理参数测量装置的结构示意图;

[0072] 图2a为一个实施中连接组件的正视图;

[0073] 图2b为一个实施中连接组件的左视图;

[0074] 图3为一个实施例中数据采集方法流程示意图;

[0075] 图4a为一个实施例中血管生理参数测量装置对颈总动脉测量的示意图;

[0076] 图4b为一个实施例中环向血管图像侧测量示意图;

[0077] 图4c为另一个实施例中轴向血管图像侧测量示意图;

[0078] 图5a为一个实施例中,不受载荷时血管与周围组织示意图;

[0079] 图5b为另一个实施例中,受载荷时血管与周围组织示意图;

[0080] 图6为一个实施例中血管生理参数测量方法的流程示意图;

[0081] 图7a为一个实施例中超声图像识别的环向血管;

[0082] 图7b为另一个实施例中超声图像识别的环向血管;

[0083] 图7c为又一个实施例中超声图像识别的环向血管;

[0084] 图7d为一个实施例中超声图像识别的轴向血管;

[0085] 图7e为另一个实施例中超声图像识别的轴向血管;

[0086] 图7f为又一个实施例中超声图像识别的轴向血管;

[0087] 图8为一个实施例中建立预设待测量血管有限元模型流程示意图;

[0088] 图9为一个实施例中环向有限元模型示意图;

[0089] 图10为一个实施例中生成UIC_n和UPC_n的示意图;

[0090] 图11为一个实施例中血管生理参数测量设备结构示意图;

[0091] 图12为一个实施例中计算机设备的内部结构图。

具体实施方式

[0092] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0093] 在一个实施例中,请参照图1所示,提供了一种血管生理参数测量装置10,其特征在于,该装置包括:力传感器1、超声波探头2和加载头3;

[0094] 力传感器1与超声波探头2连接,加载头3与超声波探头2可拆卸连接;加载头3用于在测量时向被测者皮肤表面施加载荷,力传感器2用于测量施加在被测者皮肤表面的载荷值。

[0095] 举例来说,力传感器1是压力传感器,其测量范围在0-30N之间且能够测量1N的力;超声波探头2能发射超声信号,并接收到组织返回的回波信号,超声波探头2可以是线阵探头、凸阵探头、或者相控阵探头等任意现有的超声波探头本实施例不对其进行限定;加载头3与超声波探头2可以通过螺纹、卡扣、卡槽等方式。加载头3为刚性材料,例如不锈钢,且加载头3可以是中空的也可以是实体,其外轮廓为规则形状,例如长方体、球体、半球体、椭球、圆柱体等形状。

[0096] 在一个实施例中,请参照图2a和图2b所示,加载头3通过连接组件4与超声波探头2可拆卸连接,连接组件4包括:卡槽41和连接杆42;卡槽41为中空结构,卡槽41设置在超声波探头2的测量端,连接杆42的一端与卡槽41固定连接,连接杆42的另一端与加载头3连接。

[0097] 本实施例中卡槽41的形状与超声波探头2的测量端相匹配,卡槽41可以为塑料材质的,卡槽41为中空结构以使超声波探头2穿过;连接杆42为刚性的材质的,例如螺柱,应的加载头3上设置螺纹与螺柱配合。

[0098] 在一个实施例中,请参照图3所示,在所述血管生理参数测量装置10的基础上提供了一种数据采集方法,具体的该方法包括以下步骤:

[0099] S120、选取被测者皮肤表面作为测量区域,将加载头3放置在测量区域,并通过超声波探头2测得不受载荷时的超声波图像序列。

[0100] 血管生理参数测量装置10能够测量各个部位的动脉的生理参数,人体动脉包括颈总动脉、胸主动脉、腹部等;请参照图4a所示,本实施例以颈总动脉为例,测量区域为动脉上方皮肤表面形成的区域,将加载头3于与颈总动脉上方的皮肤接触,并在探头2与皮肤之间填充超声耦合剂。采集到的超声图像包括血管和周围组织的影像,通过旋转超声波探头2以调整超声图像中血管图像;血管图像包括环向图像和轴向图像;环向是指沿血管截面方向如图4b所示,轴向图像是指沿血管长度方向如图4c所示;可以理解的实施过程中旋转超声波探头也可得到其他方向的血管图像,本实施例仅用于举例说明。

[0101] S140、通过超声波探头2向测量区域施加载荷,并通过超声波探头2再次采集测量区域的超声波图像序列。

[0102] 请参照图5a和图5b所示,操作人员在超声波探头2上施加压力,通过超声波探头采集组织受压力时的超声图像。作为一个实施例,在测量施加载荷时的超声图像序列时可通过更换加载头的方式或者采用超声波探头直接采集的方式获取,例如可将球形加载头移除后更换8mm*20mm矩形的加载头。

[0103] S160、调整施加载荷的大小,多次采集当前载荷下的超声波图像序列;

[0104] S180、不受载荷时的超声波图像序列和受不同载荷时的超声图像序列作为采集数据。

[0105] 举例来说,操作人员采用直径5mm的球形加载头测得颈总动脉不受载荷时的环向的超声图像序列C,并旋转超声波探头测得轴向的超声图像序列A;向5mm的球形加载头施加

1N的压力时测得环向的超声图像序列C',并旋转超声波探头测得轴向的超声图像序列A';操作人员将球形加载头移除,分别向超声波探头施加5N、10N和15N的压力,采集三组压力下对应的三组环向的超声波图像序列C₁、C₂和、C₃,以及三组轴向的超声波图像序列A₁、A₂和、A₃。

[0106] 在一个实施例中,请参照图6所述,提供了一种血管生理参数测量方法,该血管生理参数测量方法包括以下步骤:

[0107] S200、获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷。

[0108] 待测量血管受预设载荷是指向皮肤表面施加压力,并间接作用于待测血管,预设载荷值大于等于1N;第一参考超声图像和至少一组超声图像序列均采集均为同一测量区域血管超声图像,超声图像序列由多张血管的超声图像构成,其中超声图像中血管可以是环向或轴向。

[0109] S400、分别对第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列。

[0110] 排序是指将第一参考超声图像序列和每组超声图像序列的多个图像对齐,在具体实施过程中可根据图像中血管的直径对每个序列的图像进行截取以使得到的目标第一参考超声图像序列和每一组目标超声图像序列的每个图像均对应相同的血压;例如将第一参考超声图像和每组超声图像的第一帧均对应高血压时的图像或低血压时的图像,将第一参考超声图像和每组超声图像的最后一帧对应高血压时的图像或低血压时刻的图像。

[0111] S600、根据目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组。

[0112] 位移场序列是指采用图像相关、斑点追踪等图像处理方法计算两个超声图像中的像素的位移;例如计算目标第一参考超声图像序列和目标超声图像序列中任意两张图像中像素点的位移,或者计算目标超声图像序列中任意两张图像像素点的位移;进而得到了相同载荷下不同血压时的多个位移场序列,以及相同血压下不同载荷时的多个位移场序列,位移场序列组由多个位移场序列组成。

[0113] S800、将预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到预设载荷下的血管变形量,将血管变形量与位移场序列组进行匹配,得到待测量血管的生理参数,其中,生理参数包括心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0114] 在本实施例中,预设待测量血管有限元模型可以预先存储的,也可是在采集数据后根据采集数据建立的。本方法通过超声波探头采集待测量血管受载荷和不受载荷时的超声图像序列,并得到不同载荷对应的位移场序列和不同血压对应的位移场序列,并利用预设的有限元模型模拟各位移场序列,同时得到心动周期的血压变化波形和血管弹性模量,提高了血管生理参数测量的效率。

[0115] 在一个实施例中,在血管生理参数测量方法中的步骤S200之后还包括:

[0116] 识别第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列中的血管直径,根据得到超声图像序列中血管的方向识别血管直径;请参照图7a至图7c所示,图像中血管方向为环向时可采用霍夫变换、卡尔曼滤波器等识别图像中的圆形、椭圆形,并得到相应的血管截面直径;请参照图7d至图7f所示,图像中血管方向为轴时可采用霍夫变换、拉东变换等识别图像

中血管所在的直线,并得到相应血管纵向直径。

[0117] 根据血管直径判断第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列是否包含完整的心动周期,若否,则重新获取第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列;具体地举例来说,若超声序列中血管截面直径或血管纵向直径两次达到局部最大值或局部最小值则认为该超声图像序列包含完整心动周期。例如在检测到某一超声图像序列中血管直径只出现过一次局部最大时,则认为该序列不包含完整心动周期需要重新获取数据。

[0118] 在一个实施例中,请参照图8所示,步骤S800之前还包括建立预设待测量血管有限元模型的步骤:

[0119] S710、获取待测量血管受初始载荷时的第二参考超声图像序列。

[0120] S720、根据第一参考超声图像序列和第二参考超声图像序列,获取压入深度。

[0121] 初始载荷是指施加在待测血管上压力等于1N时的载荷;压入深度是指待测血管受初始载荷时相对于不受载荷时加载头的位移;第二参考超声图像是通过加载头挤压测量区域测得的。利用第一参考超声图像序列和第二参考超声图像序列利用图像相关、斑点追踪等图像处理方法得到变形场,进而根据此时的变形场得到压入深度。在本实施例中,第二参考超声图像序列可是采用5mm的球形加载头并施加1N时测得环向的超声图像序列C'和轴向的超声图像序列A'

[0122] S730、将压入深度和初始载荷输入预设接触力学模型,得到待测量血管的周围组织弹性模量 E_B 。

[0123] S740、根据周围组织弹性模量 E_B 和目标第一参考超声图像序列,建立预设待测量血管有限元模型。

[0124] 请参照图9所示,建模时血管密度和周围组织密度均取 $1000\text{kg}/\text{m}^3$;并采用赫兹接触公式或有限元算例等方法对初始载荷和压入深度进行拟合求得周围组织的弹性模量 E_B ,并利用环向有限元模型得到如图9所示的环向有限元模型,具体的在一个实施例中,步骤S730还包括下步骤:

[0125] 步骤一、根据目标第一参考超声图像序列的一帧图像,识别血管距皮肤表面的距离、血管厚度以及血管外径。实施过程中,血管距皮肤表面的距离、血管厚度以及血管外径均通过未施加载荷时目标第一参考超声图像获得。

[0126] 步骤二、根据血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、周围组织弹性模量和预设环向简化模型,建立环向有限元模型;根据血管距皮肤表面的距离、血管厚度、血管外径、周围组织弹性模量和预设轴向简化模型,建立轴向有限元模型。

[0127] 在本实施例中根据初始载荷的大小设置分布压力,并使压力总和等于探头施加的压力。可以理解的是轴向有限元模型的建立与环向有限元模型的原理相同,预设轴向简化模型可以是忽略血管曲率的二维模型或考虑血管曲率的三维模型。

[0128] 在一个实施例中,血管生理参数测量方法中的S400具体包括:

[0129] 步骤一、将第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,血管直径第一次达到局部最大时对应的图像,分别作为目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列的第一帧。将第一参考超声图像序列和每一超声图像序列中,血管直径第二次达到局部最大时的前一帧图像,分别作为目标第一参考超声图像序列和每一目标超声图像序列最后一帧;

[0130] 在实施过程中,对超声图像序列排序时不限于上述方式选取第一帧和最后一帧,只需要排序的超声图像序列的第一帧和最后一帧均对应相同的血压即可,可以理解的是第一帧和最后一帧之间包含完整心动周期,也可多于一个心动周期。

[0131] 步骤二、根据第一帧和最后一帧,将每一目标超声图像序列的帧数调整至与目标第一参考超声图像序列的帧数相同。

[0132] 在实施过程中,若进行排序后得到的目标超声图像序列中图像帧数与目的第一参考超声图像序列帧数不同,可通过删除多余帧的图像或在图像帧数不足时采用最小二乘的方式补全缺失的图像,以使最终得到的每组目标超声图像序列目标第一参考超声图像序列的帧数相同。

[0133] 在一个实施例中,步骤600得到位移场序列组具体包括以下步骤:

[0134] 步骤一、计算每一目标超声图像序列与目标第一参考超声图像序列对应帧的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第一位移场序列。请参照图10所示,对于任意一组环向的目标超声图像序列 C_n ,环向的第一参考超声图像序列 C 和 C_n 均包含 k 帧,其中 k 为大于等于2的正整数,计算 C 和 C_n 序列第一帧图像的像素点位移得到数据作为环向的第一位移场序列 UIC_n 的第一帧,遍历 k 帧图像得到环向的第一位移场序列 UIC_n 。

[0135] 步骤二、计算每一目标超声图像序列中每一帧图像与第一帧图像的像素点位移,得到每一目标超声图像序列对应的第二位移场序列;请继续参照图10所示,依次计算 C_n 序列中每一帧图像与 C_n 序列第一帧图像的像素点位移,将得到的 k 帧的数据作为环向的第二位移场序列 UPC_n 。

[0136] 超声图像中的血管为轴向时生成的位移场序列与血管为环向时的原理相同,相应的根据轴向的目标第一参考超声图像序列 A 和轴向的目标超声图像序列 A_n 得到第一位移场序列 UIA_n 和轴向的第二位移场序列 UPA_n 。在实施过程中,将得到的 UIC_n 、 UPC_n 、 UIA_n 、 UPA_n 进行组合作为位移场序列组。

[0137] 在一个实施例中,本实施以环形血管得到的位移场序列 UIC_n 和 UPC_n 为例,具体的步骤S800包括:

[0138] 步骤一、获取采用示波法得到待测量血管的高压值 P_h 和低压值 P_l ;在实施过程中 P_h 和 P_l 值可以采用现有测量血压的装置获得,本实施例不对其进行限定。

[0139] 步骤二、根据每一第一位移场序列的第一帧确定高压血管变形量,利用预设待测量血管有限元模型模拟高压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模量;

[0140] 步骤三、根据每一第一位移场序列的最后一帧确定低压血管变形量,利用预设待测量血管有限元模型模拟低压血管变形量,得到每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量,得到 P_l 下的一组 $E_{c_i}(P_l)$;

[0141] 采用有限元模型模拟 P_h 下模拟结果,将该模拟结果与每一 UIC_n 中的最后一帧对比将最接近的模拟结果作为高压下的瞬态弹性模量,进而得到 P_h 下的一组 $E_{c_i}(P_h)$;对于 P_l 采用相同的方法,进而得到 P_l 下的一组 $E_{c_i}(P_l)$;

[0142] 步骤四、将高压值、低压值、每一第一位移场序列对应的高压血管弹性模量和每一第一位移场序列对应的低压血管弹性模量代入非线性本构模型进行拟合得到拟合结果,根

据拟合结果确定血管材料参数,利用血管材料参数得到每一预设载荷对应的血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0143] 在实施过程中,将有限元模型的材料设置为非线性弹性材料,如将材料s设置为Fung-Demiray本构模型材料,该材料参数由对应的 $(E_{C_n}(P_h), P_h)$ 和 $(E_{C_n}(P_l), P_l)$ 确定。

[0144] 步骤五、根据每一第二位移场序列确定每一帧图像的血管变形量;利用血管材料参数和预设待测量血管有限元模型模拟每一帧图像的血管变形量,得到每一第二位移场序列的血压变化波形;将每一第二位移场序列的血压变化波形的加权平均值作为待测量血管的心动周期血压变化波形。

[0145] 举例来说,给在给定的外部载荷下,在合理范围内变化管道内压,得到该外部载荷下内压模拟结果;将UPC_n中的每一帧与模拟结果进行对比,将最优逼近的模拟的血管内压作为图像的血管内压;进而每一组UPC_n序列中都会得到一个血压变化波形,取全部UPC_n对应的血压变化波形的统计量(如加权平均)作为心动周期的血压变化波形。

[0146] 在一个实施例中,步骤S800中获取心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系还可以采用以下步骤获得:

[0147] 步骤一、根据每一第一位移场序列中相同帧的图像,得到对应预设载荷下的相同血压血管变形量;

[0148] 步骤二、利用预设待测量血管有限元模型模拟相同血压血管变形量,采用最佳逼近的方法得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0149] 在实施过程中,将每一UIC_n中第i帧($i=1, 2, \dots, k$)进行组合,利用有限元模块合理范围内给定外加载荷、周围组织弹性模量时,血管瞬态弹性模量和血压和瞬态血压组合下的血管变形,根据有限元算例在各载荷下的数据最佳逼近时输出同时得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。具体的最佳逼近可以采用迭代优化方法和机器学习方法。

[0150] 迭代优化方法为选取一组初始的血管弹性模量和血压开始迭代,例如 $E_c(15\text{kPa})=150\text{kPa}, P=15\text{kPa}$,若此时根据UIC_n得到的血管变形偏大,则调整 E_c 和 P 的数值,直至模拟输出的血管变形与UIC_n一致。

[0151] 机器学习方法为在人体数据的合理范围内,例如 $100\text{kPa} < E_c(P) < 300\text{kPa}$,计算多个材料数据点对 $(P, E_c(P))$ 下的血管变形,将变形场或其特征量作为机器学习模型的输入, $(P, E_c(P))$ 作为机器学习模型的输出。其中,机器学习模型可以是决策树、随机丛林、人工神经网络等。保存训练后的机器学习模型,进而在得到UIC_n时通过训练后的机器学习模型得到相应的心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量 $E_c(P)$ 与心动周期血压关系。

[0152] 特别说明的是,对于血管图像为轴向时的第一位移场序列UIA_n和轴向的第二位移场序列UPA_n可采用相同的方式得到心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量 $E_A(P)$ 与心动周期血压关系。进一步的还可以根据得到的血管弹性模量与心动周期血压关系得到待测血管的硬化系数,以及血管内压为零时各向异性的参数的本征弹性模量 $E_c(0)$ 和 $E_A(0)$ 。

[0153] 应该理解的是,虽然图3、图6和图8的流程图中的各个步骤按照箭头的指示依次显示,但是这些步骤并不是必然按照箭头指示的顺序依次执行。除非本文中有明确的说明,这些步骤的执行并没有严格的顺序限制,这些步骤可以以其它的顺序执行。而且,图3、图6和图8中的至少一部分步骤可以包括多个子步骤或者多个阶段,这些子步骤或者阶段并不必

然是在同一时刻执行完成,而是可以在不同的时刻执行,这些子步骤或者阶段的执行顺序也不必然是依次进行,而是可以与其它步骤或者其它步骤的子步骤或者阶段的至少一部分轮流或者交替地执行。

[0154] 在一个实施例中,请参照图11所示,本实施例提供了一种血管生理参数测量设备900,该设备包括:

[0155] 图像序列获取模块901,用于获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列,以及待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列,其中,每一超声图像序列对应一个预设载荷;

[0156] 图像序列处理模块902,用于分别对第一参考超声图像序列和至少一组超声图像序列进行排序,得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列;

[0157] 位移场确定模块903,用于根据目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列,得到位移场序列组;

[0158] 血管生理参数确定单元904,用于将预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟,得到预设载荷下的血管变形量,还用于将血管变形量与位移场序列组进行匹配,得到待测量血管的心动周期血压变化波形,以及血管弹性模量与心动周期血压关系。

[0159] 关于血管生理参数测量设备的具体限定可以参见上文中对于血管生理参数测量方法的限定,在此不再赘述。上述血管生理参数测量设备中的各个模块可全部或部分通过软件、硬件及其组合来实现。上述各模块可以硬件形式内嵌于或独立于计算机设备中的处理器中,也可以以软件形式存储于计算机设备中的存储器中,以便于处理器调用执行以上各个模块对应的操作。

[0160] 在一个实施例中,一种计算机设备,如图12所示,包括存储器及处理器,存储器上存储有可在处理器上运行的计算机程序,处理器执行计算机程序时实现上述任一项的血管生理参数测量方法的步骤。

[0161] 在一个实施例中,一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述任一项的血管生理参数测试方法的步骤。

[0162] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,的计算机程序可存储于一非易失性计算机可读存储介质中,该计算机程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,本申请所提供的各实施例中所使用的对存储器、存储、数据库或其它介质的任何引用,均可包括非易失性和/或易失性存储器。非易失性存储器可包括只读存储器(ROM)、可编程ROM(PROM)、电可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或闪存。易失性存储器可包括随机存取存储器(RAM)或者外部高速缓冲存储器。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,诸如静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、同步DRAM(SDRAM)、双数据率SDRAM(DDRSDRAM)、增强型SDRAM(ESDRAM)、同步链路(Synchlink)DRAM(SLDRAM)、存储器总线(Rambus)直接RAM(RDRAM)、直接存储器总线动态RAM(DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM(RDRAM)等。

[0163] 以上实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0164] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,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,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

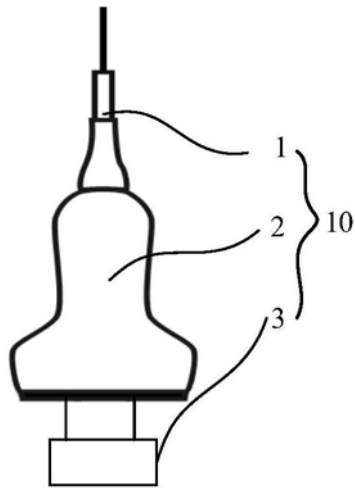


图1

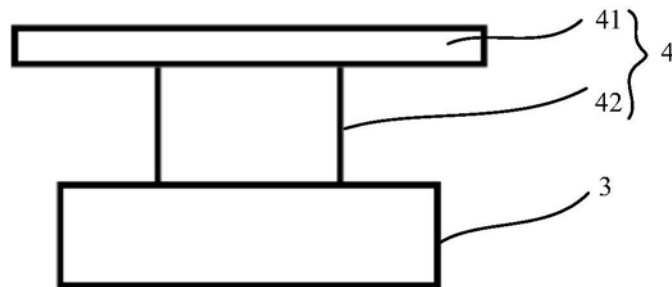


图2a

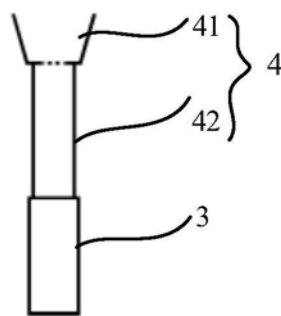


图2b

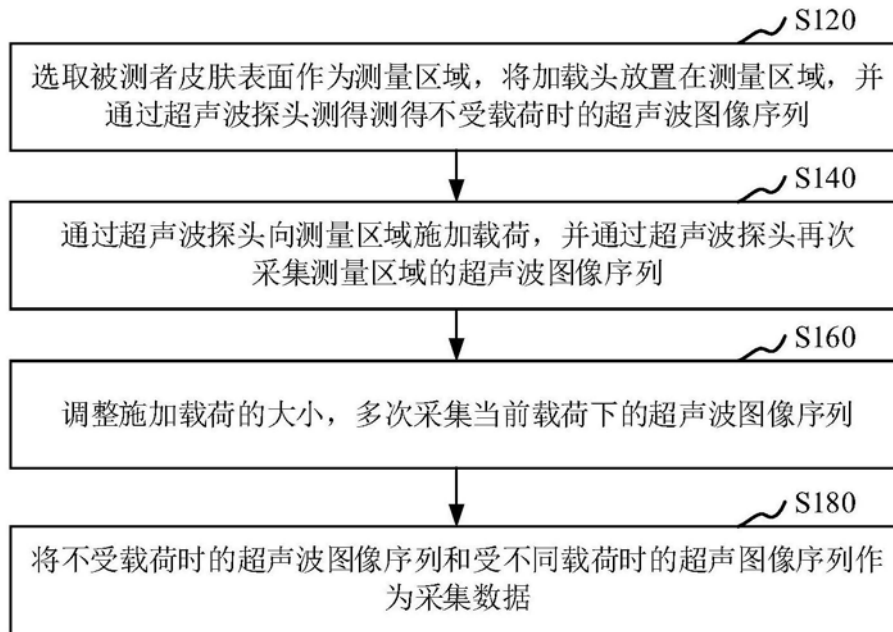


图3

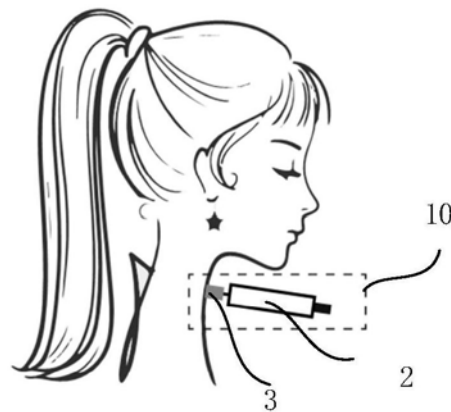


图4a

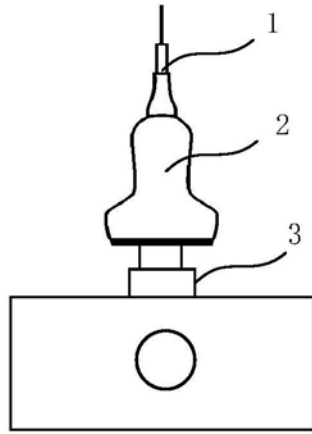


图4b

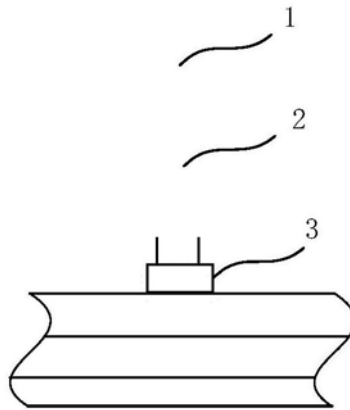


图4c

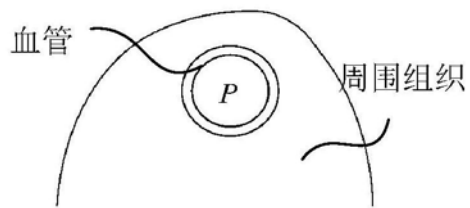


图5a

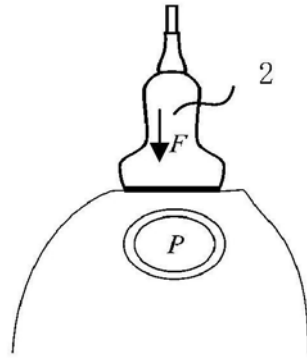


图5b

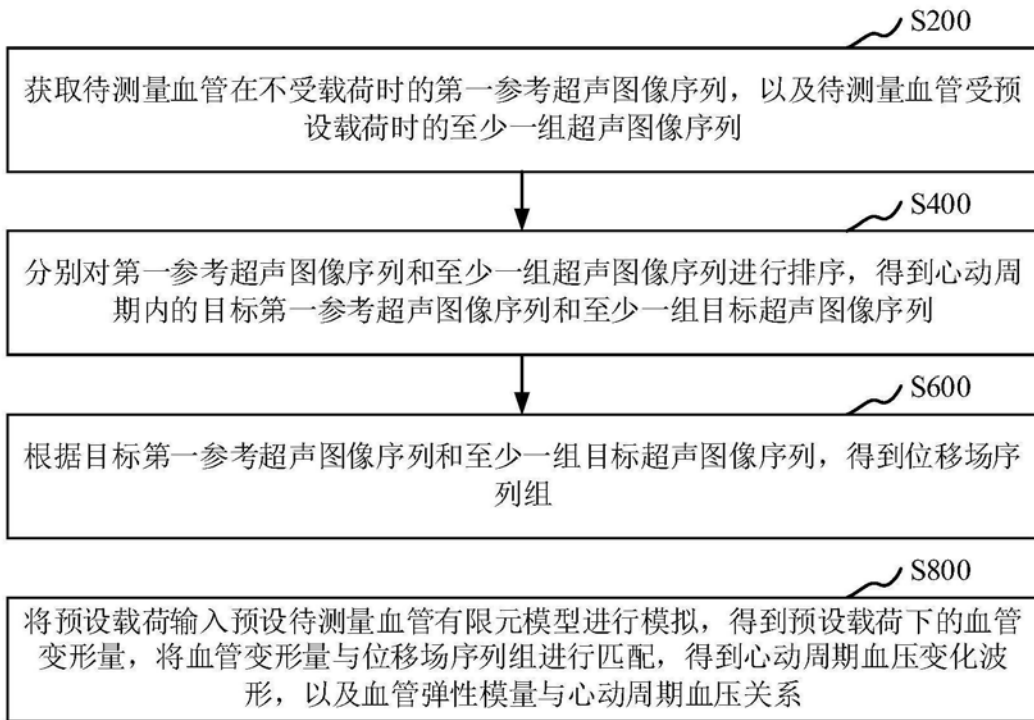


图6

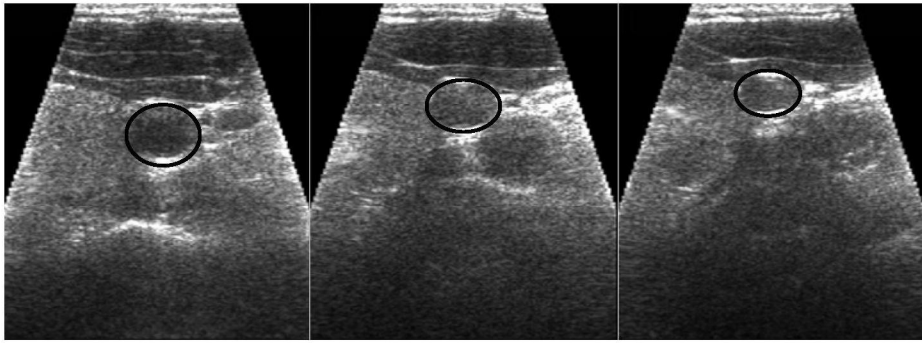


图 7a

图 7b

图 7c

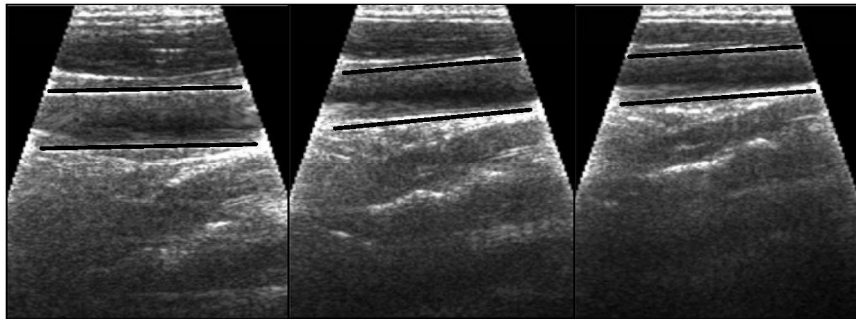


图 7d

图 7e

图 7f

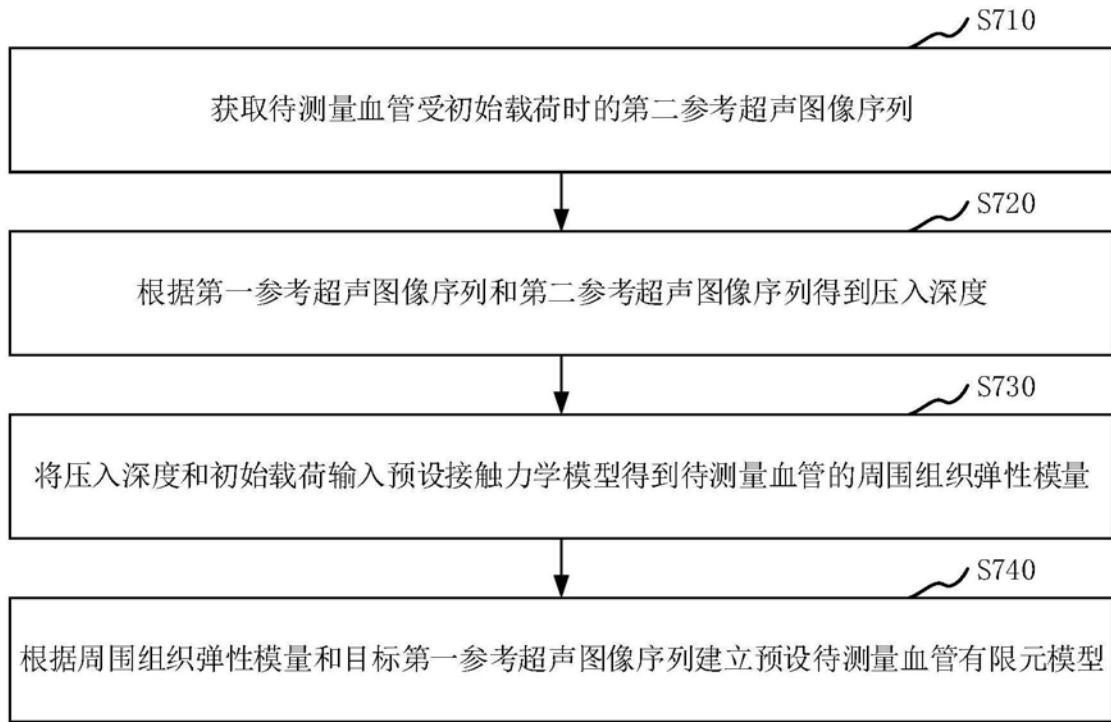


图8

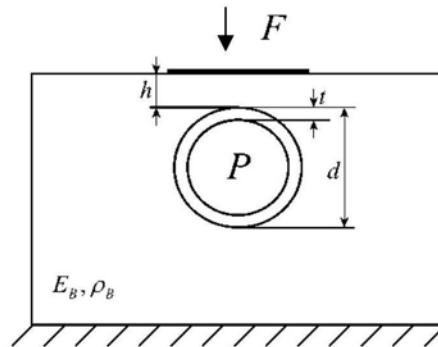


图9

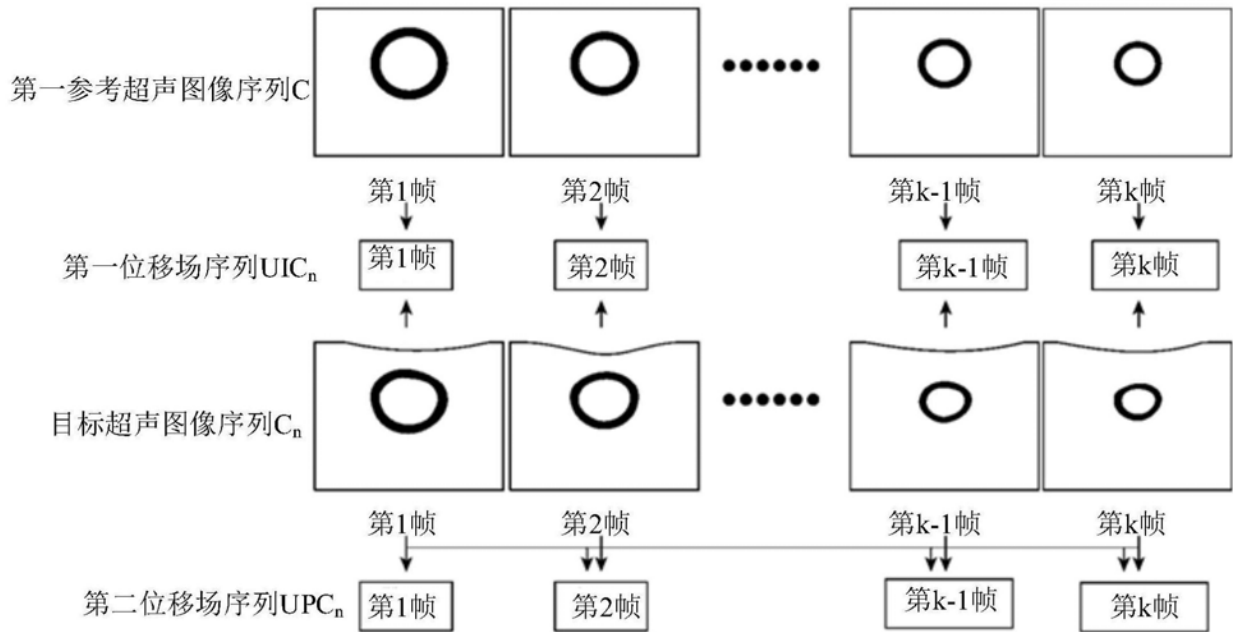


图10

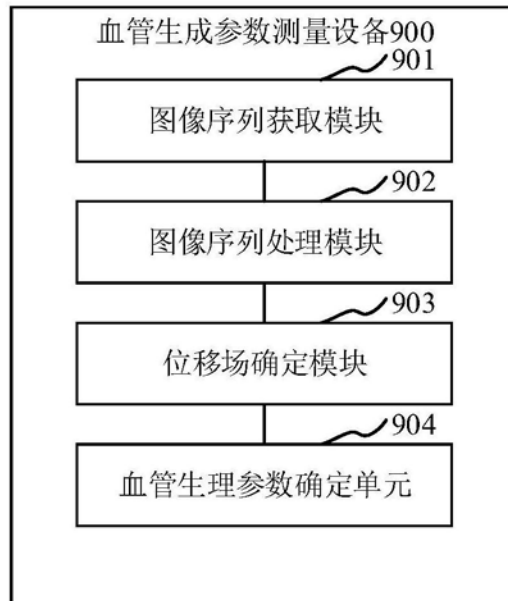


图11

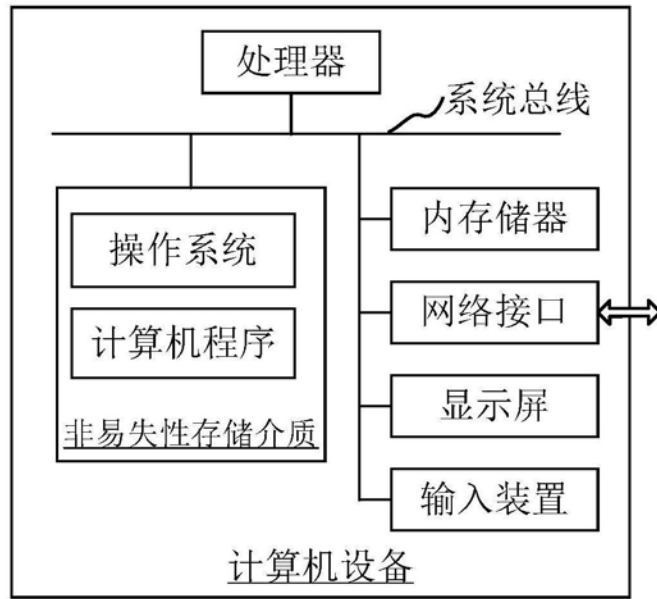


图12

专利名称(译)	血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质		
公开(公告)号	CN110559015A	公开(公告)日	2019-12-13
申请号	CN201910790844.3	申请日	2019-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	曹艳平 郑阳 李国洋 江宇轩		
发明人	曹艳平 郑阳 李国洋 江宇轩		
IPC分类号	A61B8/04 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/0891 A61B8/5215		
代理人(译)	孙岩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及血管生理参数测量方法、设备、计算机设备和存储介质。所述方法包括：获取待测量血管在不受载荷时的第一参考超声图像序列，以及待测量血管受预设载荷时的至少一组超声图像序列，并进行排序得到心动周期内的目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列；根据目标第一参考超声图像序列和至少一组目标超声图像序列，得到位移场序列组；将预设载荷输入预设待测量血管有限元模型进行模拟并位移场序列组进行匹配，得到心动周期血压变化波形，以及血管弹性模量与心动周期血压关系。本方法能够同时得到心动周期的血压变化波形和血管弹性模量，提高了血管生理参数测量的效率。

