



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109875609 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201910156056.9

(22)申请日 2019.03.01

(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 李国洋 郑阳 刘燕霖

(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 8/08(2006.01)

权利要求书3页 说明书8页 附图5页

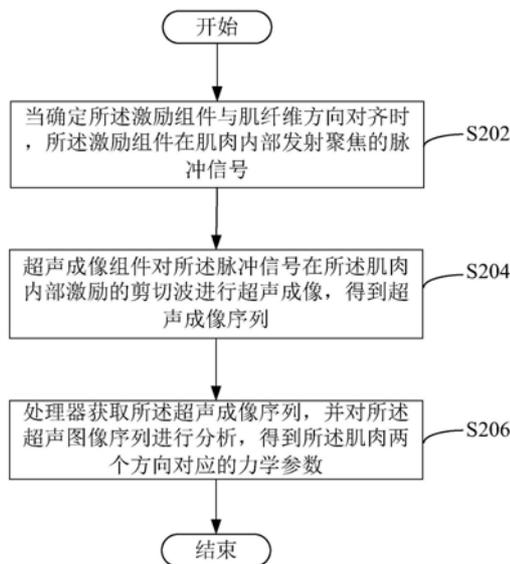
(54)发明名称

肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法

(57)摘要

本申请涉及一种肌肉力学参数的测量装置,该装置包括:激励组件,包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,用于在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号;超声成像组件,与所述激励组件连接,用于对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;处理器,与所述超声成像组件连接,用于获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置,操作简便,减少了人为操作带来的测量误差,保证肌肉力学参数的测量准确性。本申请还涉及一种肌肉力学参数的测量方法及弹性成像方法。

CN 109875609 A



1. 一种肌肉力学参数的测量装置,其特征在于,所述装置包括:

激励组件,包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,用于在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号,其中,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器交叉设置;

超声成像组件,与所述激励组件连接,用于对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

处理器,与所述超声成像组件连接,用于获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器交叉设置并形成交叉点,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器分别以所述交叉点对称设置。

3. 根据权利要求1或2所述的装置,其特征在于,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器构成方形结构。

7. 一种肌肉力学参数的测量方法,其特征在于,所述方法应用于肌肉力学参数的测量装置,所述装置包括激励组件、超声成像组件以及处理器,所述激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器;

所述方法包括:

当确定所述激励组件与肌纤维方向对齐时,所述激励组件在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号;

超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度;

所述方法还包括:

所述处理器获取所述第一方向线性阵列超声换能器对应的第一肌肉超声图像和所述第二方向线性阵列超声换能器对应的第二肌肉超声图像;

所述处理器分别在所述第一肌肉超声图像中识别出肌纤维的第一长度以及在所述第二肌肉超声图像中识别出所述肌纤维的第二长度;

若所述第一长度与所述第二长度的差异满足预设的最大长度差异条件时,则所述处理器确定所述激励组件与所述肌纤维方向对齐。

9. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列,包括:

所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按照预设的成像顺序向所述肌肉发射超声波信号,并接收所述肌肉反射的超声回波信号;所述超声回波信号携带有所述肌肉内部激励的剪切波的传播信息;

所述超声成像组件获取所述超声回波信号,并根据所述超声回波信号进行超声成像,得到超声成像序列。

10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述预设的成像顺序包括所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按顺时针方向或逆时针方向依次发射超声波信号。

11. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数,包括:

所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角;

所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角进行计算,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

12. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度;

所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数,包括:

所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速;

所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速进行计算,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度;

所述方法还包括:

所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第四方向的剪切波速;

所述处理器利用所述第四方向的剪切波速对所述肌肉两个方向对应的力学参数进行校核,若校核误差小于预设阈值,则输出所述肌肉两个方向对应的力学参数。

14. 一种弹性成像方法,其特征在于,包括权利要求7-13任一所述的肌肉力学参数的测

量方法,所述弹性成像方法还包括:

所述超声成像组件将所述肌肉两个方向对应的力学参数映射到所述肌肉的超声图像中,得到所述肌肉对应的弹性成像图像。

肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法

技术领域

[0001] 本申请涉及弹性成像技术领域,特别是涉及一种肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法。

背景技术

[0002] 超声弹性成像方法是一种新兴的成像方法。该方法通过探头发射聚焦超声声束,可以在焦点处施加声辐射力,进而在人体组织内激发剪切波。利用探头可以观察到剪切波在组织内部的传播过程,并测得剪切波传播的速度,其中,剪切波传播的速度能够反映组织剪切模量的大小。该方法具有无创、快速、可测量局部力学性质的特点,在疾病筛查、体检等方面有望发挥重要作用。

[0003] 例如,骨骼肌是人体最主要的运动器官,主要由纤维状的肌细胞构成。从力学角度来看,肌肉可以看作是典型的横观各向同性材料,如图1所示。图1示出了不可压缩的横观各向同性材料存在三个力学参数:2-3平面内的剪切模量 μ_T 、1-3平面内的剪切模量 μ_L 、以及1方向的拉伸模量 E_L 。近年来,由于超声弹性成像方法的引入,人们有望对这三个参数进行无创的在体快速表征。

[0004] 然而,在传统的肌肉力学参数的测量过程中,由于肌肉周围复杂的力学环境以及实际操作中某些人为操作的影响,仅 μ_L 的测量效果较好, μ_T 的测量误差较大。因此,如何能够更准确地对肌肉力学参数进行测量,成为本领域人员亟待解决的问题。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对上述如何能够更准确地对肌肉力学参数进行测量的技术问题,提供一种肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法。

[0006] 一种肌肉力学参数的测量装置,所述装置包括:

[0007] 激励组件,包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,用于在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号,其中,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器交叉设置;

[0008] 超声成像组件,与所述激励组件连接,用于对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

[0009] 处理器,与所述超声成像组件连接,用于获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0010] 在其中一个实施例中,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器交叉设置并形成交叉点,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器分别以所述交叉点对称设置。

[0011] 在其中一个实施例中,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度。

[0012] 在其中一个实施例中,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度。

[0013] 在其中一个实施例中,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度。

[0014] 在其中一个实施例中,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器构成方形结构。

[0015] 一种肌肉力学参数的测量方法,所述方法应用于肌肉力学参数的测量装置,所述装置包括激励组件、超声成像组件以及处理器,所述激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器;

[0016] 所述方法包括:

[0017] 当确定所述激励组件与肌纤维方向对齐时,所述激励组件在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号;

[0018] 超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

[0019] 处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0020] 在其中一个实施例中,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度;

[0021] 所述方法还包括:

[0022] 所述处理器获取所述第一方向线性阵列超声换能器对应的第一肌肉超声图像和所述第二方向线性阵列超声换能器对应的第二肌肉超声图像;

[0023] 所述处理器分别在所述第一肌肉超声图像中识别出肌纤维的第一长度以及在所述第二肌肉超声图像中识别出所述肌纤维的第二长度;

[0024] 若所述第一长度与所述第二长度的差异满足预设的最大长度差异条件时,则所述处理器确定所述激励组件与所述肌纤维方向对齐。

[0025] 在其中一个实施例中,超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列,包括:

[0026] 所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按照预设的成像顺序向所述肌肉发射超声波信号,并接收所述肌肉反射的超声回波信号;所述超声回波信号携带有所述肌肉内部激励的剪切波的传播信息;

[0027] 所述超声成像组件获取所述超声回波信号,并根据所述超声回波信号进行超声成像,得到超声成像序列。

[0028] 在其中一个实施例中,所述预设的成像顺序包括所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按顺时针方向或逆时针方向依次发射超声波信号。

[0029] 在其中一个实施例中,所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数,包括:

[0030] 所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角;

[0031] 所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角进行计算,得到所述肌肉两

个方向对应的力学参数。

[0032] 在其中一个实施例中,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度;

[0033] 所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数,包括:

[0034] 所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速;

[0035] 所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速进行计算,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0036] 在其中一个实施例中,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度;

[0037] 所述方法还包括:

[0038] 所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第四方向的剪切波速;

[0039] 所述处理器利用所述第四方向的剪切波速对所述肌肉两个方向对应的力学参数进行校核,若校核误差小于预设阈值,则输出所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0040] 一种弹性成像方法,包括上述任一所述的肌肉力学参数的测量方法,所述弹性成像方法还包括:

[0041] 所述超声成像组件将所述肌肉两个方向对应的力学参数映射到所述肌肉的超声图像中,得到所述肌肉对应的弹性成像图像。

[0042] 上述肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法,由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置,操作简便,减少了人为操作带来的测量误差,保证肌肉力学参数的测量准确性。并且,每个方向的线性阵列超声换能器都可以对应获得一组超声成像序列,从不同的超声成像序列对应的剪切波速来确定肌肉的各向异性力学参数,可以一次性地获取肌肉各向异性力学参数中的两个力学参数,从而最大限度地保证肌肉各向异性力学参数的稳定性以及准确性。

附图说明

[0043] 图1为不可压缩的横观各向同性材料存在的三个力学参数的示意图;

[0044] 图2为一个实施例中不同激励组件对应的结构图;

[0045] 图3为一个实施例中肌肉力学参数的测量方法的流程示意图;

[0046] 图4为一个实施例中处理器根据不同的肌肉超声图像自动判定激励组件与肌纤维方向对齐的流程示意图;

[0047] 图5为一个实施例中获得超声成像序列的补充方案的流程示意图;

[0048] 图6为图2中的至少两个方向的线性阵列超声换能器的成像序列图;

[0049] 图7为一个实施例中获得肌肉两个方向对应的力学参数的补充方案的流程示意图。

具体实施方式

[0050] 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。

[0051] 在一个实施例中,提供了一种肌肉力学参数的测量装置,该装置包括激励组件、超声成像组件以及处理器,其中,

[0052] 激励组件,包括至少两个方向的线性阵列超声换能器102,用于在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号,其中,至少两个方向的线性阵列超声换能器102交叉设置;

[0053] 超声成像组件,与激励组件连接,用于对脉冲信号在肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

[0054] 处理器,与超声成像组件连接,用于获取超声成像序列,并对超声图像序列进行分析,得到肌肉两个方向对应的力学参数。

[0055] 具体地,请参阅图2,线性阵列超声换能器102是指多个超声换能器以线性结构排列。每个方向的线性阵列超声换能器102至少包括32个超声换能器,以保证线性阵列超声换能器102足够测量剪切波的信号。每一线性阵列超声换能器102增加超声换能器数量可以提高测量的精度,而减少超声换能器数量则有利于降低成本。因此,超声换能器数量的具体数量可以根据预算、测量要求进行设定。可选地,至少两个方向的线性阵列超声换能器102交叉设置并形成交叉点,至少两个方向的线性阵列超声换能器102分别以该交叉点对称设置,可以理解,该交叉点为激励组件的中心位置。需要清楚的是,激励组件的中心位置的频率位于4~25MHz之间。

[0056] 更具体地,激励组件还包括长脉冲电子组件,其能够使线性阵列超声换能器102发射聚焦的长脉冲信号,从而在肌肉组织内部激发出剪切波。需要清楚,该长脉冲电子组件应能够支持线性阵列超声换能器102发射800-1200个整波的长脉冲。超声成像组件还包括用于存储数据的存储设备、数据通路以及用于显示超声影像的显示屏。超声成像组件需要能够以至少1000Hz以上的帧频对激励组件下方进行高速成像,从而对剪切波的传播进行监测。处理器可结合超声成像组件获取的超声图像进行肌纤维方向的识别、剪切波速的测量等等。

[0057] 上述肌肉力学参数的测量装置,由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置,操作简便,减少了人为操作带来的测量误差,保证肌肉力学参数的测量准确性。并且,每个方向的线性阵列超声换能器都可以对应获得一组超声成像序列,从不同的超声成像序列对应的剪切波速来确定肌肉的各向异性力学参数,可以一次性地获取肌肉各向异性力学参数中的两个力学参数,从而最大限度地保证肌肉各向异性力学参数的稳定性以及准确性。

[0058] 在一个实施例中,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度。可选地,在一个实施例中,第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器呈“L”形。

[0059] 具体地,由于肌肉各向异性对应的力学参数相互垂直,因此,将第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器设置成垂直结构,可同时对肌肉两个方向的力

学参数进行测量,无需操作人员分别对肌肉各向异性的每个方向都手动测量,减少了人为操作的测量失误,进一步提升了肌肉力学参数的测量准确性。

[0060] 更具体地,本实施例中,力学参数的测量方法具体为:处理器获取超声成像序列,并对超声图像序列进行分析,得到激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速以及第一方向与肌纤维方向的夹角;处理器对激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速以及第一方向与肌纤维方向的夹角进行计算,得到肌肉两个方向对应的力学参数。

[0061] 进一步地,在一个实施例中,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度。

[0062] 具体地,本实施例中,力学参数的测量方法具体为:处理器获取超声成像序列,并对超声图像序列进行分析,得到激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速以及激励组件在第三方向的剪切波速;处理器对激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速以及激励组件在第三方向的剪切波速进行计算,得到肌肉两个方向对应的力学参数。本实施例根据骨骼肌的实际情况减少换能器数量、优化换能器排列方式,可以在保证测量装置测量精度的前提下,大大降低装置的整体成本。

[0063] 更进一步地,在一个实施例中,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度。

[0064] 具体地,本实施例中,力学参数的测量方法具体为:处理器获取超声成像序列,并对超声图像序列进行分析,得到激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速、激励组件在第三方向的剪切波速以及激励组件在所述第四方向的剪切波速;处理器对激励组件在第一方向的剪切波速、激励组件在第二方向的剪切波速以及激励组件在第三方向的剪切波速进行计算,得到肌肉两个方向对应的力学参数;处理器利用第四方向的剪切波速对肌肉两个方向对应的力学参数进行校核,若校核误差小于预设阈值,则输出肌肉两个方向对应的力学参数。本实施例允许采用冗余的测量数据作为质控的参数,能够自动地滤除明显不合理的结果。

[0065] 可选地,在一个实施例中,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器102构成方形结构。

[0066] 上述肌肉力学参数的测量装置,在无需频繁手动操作测量装置的情况下,一次性获取肌肉各向异性力学参数中的两个(μ_T 和 μ_L)。该装置具有实时、快速、无损无创、操作简便、测试结果可靠等诸多优点。

[0067] 基于同一发明构思,请参阅图3,本申请还提供了一种肌肉力学参数的测量方法,该方法应用于上述实施例涉及的肌肉力学参数的测量装置,该方法包括:

[0068] S202,当确定所述激励组件与肌纤维方向对齐时,所述激励组件在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号;

[0069] S204,超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列;

[0070] S206,处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述

肌肉两个方向对应的力学参数。

[0071] 具体地,操作人员可手动将激励组件的方向与肌纤维方向对齐,也可通过激励组件传回的两个相互垂直的平面的超声图像自动确定肌纤维的方向,并自动将激励组件的方向与肌纤维方向对齐。在激励组件与肌纤维方向对齐之后,激励组件对肌肉施加外源激励。可选地,外源激励可以是机械激励或声辐射力等等。以声辐射力为例,激励组件对肌肉内部的特定位置发射聚焦的长脉冲信号,从而在肌肉组织内部激发剪切波。为方便分析,声辐射力聚焦的焦点位于换能器阵列中心的正下方。之后,超声成像组件以足够高的帧率对剪切波的传播进行成像,得到超声成像序列。之后处理器获取超声成像序列,并对超声图像序列进行分析,得到肌肉两个方向对应的力学参数。

[0072] 上述肌肉力学参数的测量方法,由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置,操作简便,减少了人为操作带来的测量误差,保证肌肉力学参数的测量准确性。并且,每个方向的线性阵列超声换能器都可以对应获得一组超声成像序列,从不同的超声成像序列对应的剪切波速来确定肌肉的各向异性力学参数,可以一次性地获取肌肉各向异性力学参数中的两个力学参数,从而最大限度地保证肌肉各向异性力学参数的稳定性以及准确性。

[0073] 在一个实施例中,请一并参阅图4,所述激励组件包括第一方向线性阵列超声换能器和第二方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第二方向线性阵列超声换能器之间的夹角为90度;该方法还包括以下步骤:

[0074] S212,所述处理器获取所述第一方向线性阵列超声换能器对应的第一肌肉超声图像和所述第二方向线性阵列超声换能器对应的第二肌肉超声图像;

[0075] S214,所述处理器分别在所述第一肌肉超声图像中识别出肌纤维的第一长度以及在所述第二肌肉超声图像中识别出所述肌纤维的第二长度;

[0076] S216,若所述第一长度与所述第二长度的差异满足预设的最大长度差异条件时,则所述处理器确定所述激励组件与所述肌纤维方向对齐。

[0077] 具体地,对于不同的测量装置,需要制定不同的成像序列以获得高质量的图像。对成像的最低要求为:至少在两个互相垂直的方向进行采集,在这两个方向上的帧频不能低于1000帧/秒。

[0078] 在一个实施例中,请参阅图5,涉及超声成像组件对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像,得到超声成像序列的一种可能的实现过程。在上述实施例的基础上,S204包括以下步骤:

[0079] S2042,所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按照预设的成像顺序向所述肌肉发射超声波信号,并接收所述肌肉反射的超声回波信号;所述超声回波信号携带有所述肌肉内部激励的剪切波的传播信息;

[0080] S2044,所述超声成像组件获取所述超声回波信号,并根据所述超声回波信号进行超声成像,得到超声成像序列。

[0081] 可选地,所述预设的成像顺序包括所述至少两个方向的线性阵列超声换能器按顺时针方向或逆时针方向依次发射超声波信号。具体地,可参见图,6,针对不同结构的激励组件,线性阵列超声换能器的成像序列是不同的。

[0082] 在一个实施例中,请参阅图7,涉及处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声

图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数的一种可能的实现过程。在上述实施例的基础上,S206包括以下步骤:

[0083] S2062,所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角;

[0084] S2064,所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述第一方向与所述肌纤维方向的夹角进行计算,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0085] 具体地,在本实施例中,激励组件在第一方向的剪切波速用 V^0 表示,激励组件在第二方向的剪切波速用 V^{90} 表示,第一方向与肌纤维方向的夹角用 θ 表示。需要清楚,力学理论已经给出各向异性材料的剪切波传播波速与材料力学参数之间的关系,因此,处理器对超声图像序列中的多帧超声图像进行分析,可得到激励组件在第一方向的剪切波速 V^0 、激励组件在第二方向的剪切波速 V^{90} 以及第一方向与肌纤维方向的夹角 θ ,进而,处理器根据 V^0 、 V^{90} 以及 θ 计算得到肌肉两个方向上的力学参数 μ_T 和 μ_L 。

[0086] 在一个实施例中,所述激励组件还包括第三方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第三方向线性阵列超声换能器之间的夹角为45度。则所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数,包括以下步骤:

[0087] S206a,所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速;

[0088] S206b,所述处理器对所述激励组件在所述第一方向的剪切波速、所述激励组件在所述第二方向的剪切波速以及所述激励组件在所述第三方向的剪切波速进行计算,得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0089] 具体地,在本实施例中,激励组件在第一方向的剪切波速用 V^0 表示,激励组件在第二方向的剪切波速用 V^{90} 表示,激励组件在第三方向的剪切波速用 V^{45} 表示。需要清楚,力学理论已经给出各向异性材料的剪切波传播波速与材料力学参数之间的关系,因此,处理器对超声图像序列中的多帧超声图像进行分析,可得到激励组件在第一方向的剪切波速 V^0 、激励组件在第二方向的剪切波速 V^{90} 以及激励组件在第三方向的剪切波速用 V^{45} ,进而,处理器根据 V^0 、 V^{45} 以及 V^{90} 计算得到肌肉两个方向上的力学参数 μ_T 和 μ_L 。

[0090] 在一个实施例中,所述激励组件还包括第四方向线性阵列超声换能器,所述第一方向线性阵列超声换能器与所述第四方向线性阵列超声换能器之间的夹角为135度。则所述方法还包括以下步骤:

[0091] S2072,所述处理器获取所述超声成像序列,并对所述超声图像序列进行分析,得到所述激励组件在所述第四方向的剪切波速;

[0092] S2074,所述处理器利用所述第四方向的剪切波速对所述肌肉两个方向对应的力学参数进行校核,若校核误差小于预设阈值,则输出所述肌肉两个方向对应的力学参数。

[0093] 具体地,处理器利用135度平面内的剪切波速对肌肉两个方向对应的力学参数进行校核。若校核误差较大,应重新进行测量,直至校核误差低于预设阈值,则输出所述肌肉

两个方向对应的力学参数。本申请通过多成像面数据确定各向异性力学参数的方法,在成像面超过三个的情况下,该方法对测量装置平面内的指向没有特殊要求。

[0094] 基于同一发明构思,本申请还提供了一种弹性成像方法,该方法包括上述实施例涉及的任一所述的肌肉力学参数的测量方法,该弹性成像方法还包括以下步骤:

[0095] 所述超声成像组件将所述肌肉两个方向对应的力学参数映射到所述肌肉的超声图像中,得到所述肌肉对应的弹性成像图像。

[0096] 上述弹性成像方法,由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器,使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置,减少了人为操作带来的测量误差,保证肌肉力学参数的测量准确性。并且,每个方向的线性阵列超声换能器都可以对应获得一组超声成像序列,从不同的超声成像序列对应的剪切波速来确定肌肉的各向异性力学参数,可以一次性地获取肌肉各向异性力学参数中的两个力学参数,从而最大限度地保证肌肉各向异性力学参数的稳定性以及准确性。进而,基于该肌肉各向异性力学参数得到的肌肉的弹性成像图像的图像质量更高。

[0097] 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。

[0098] 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,但并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。

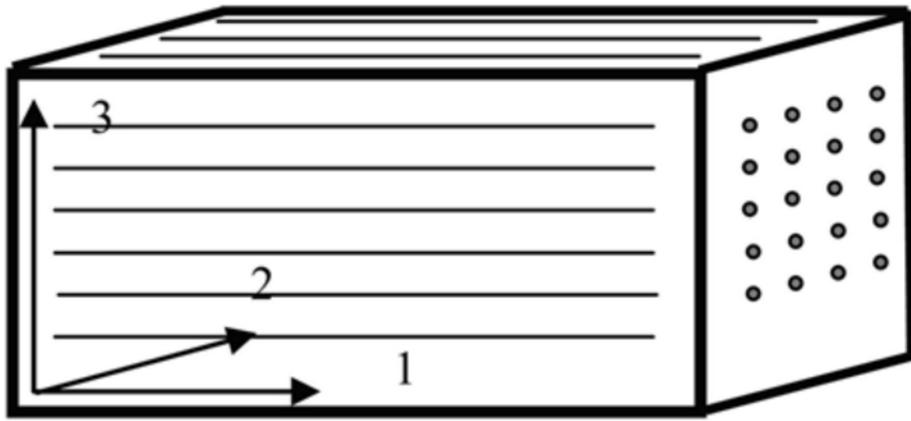


图1

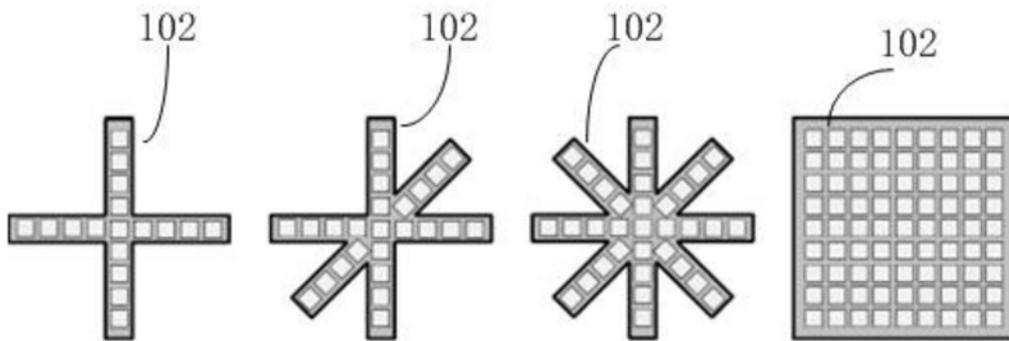


图2

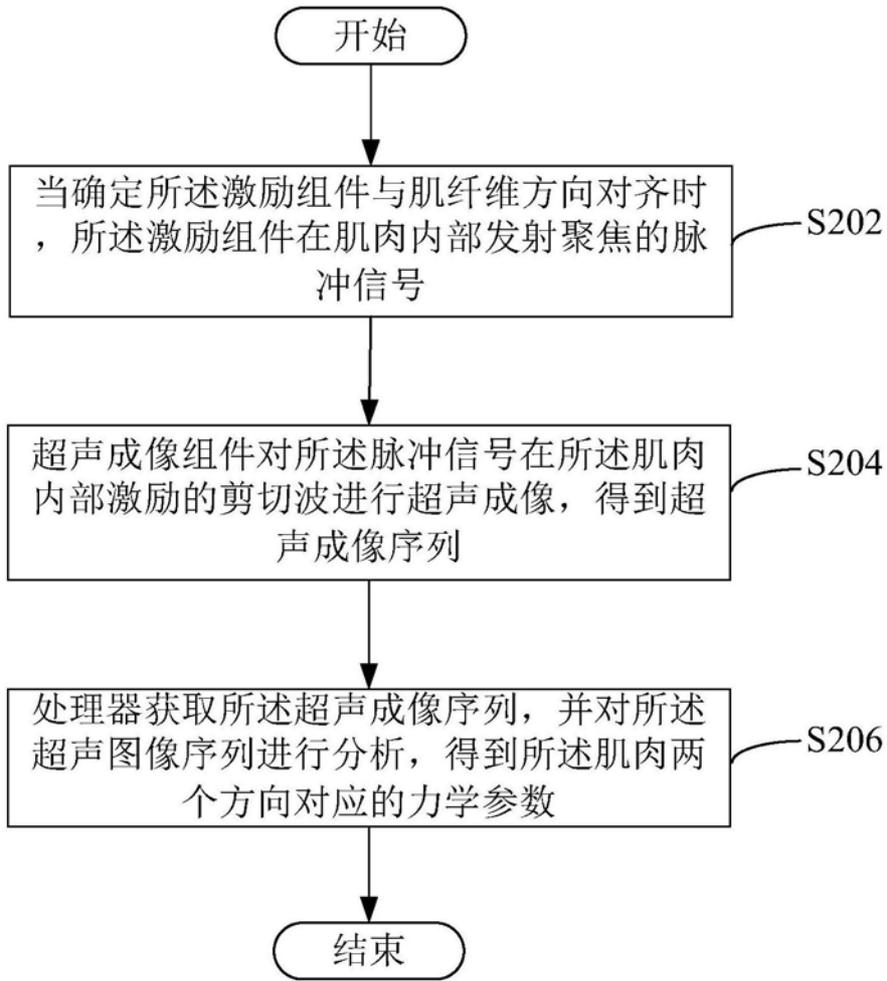


图3

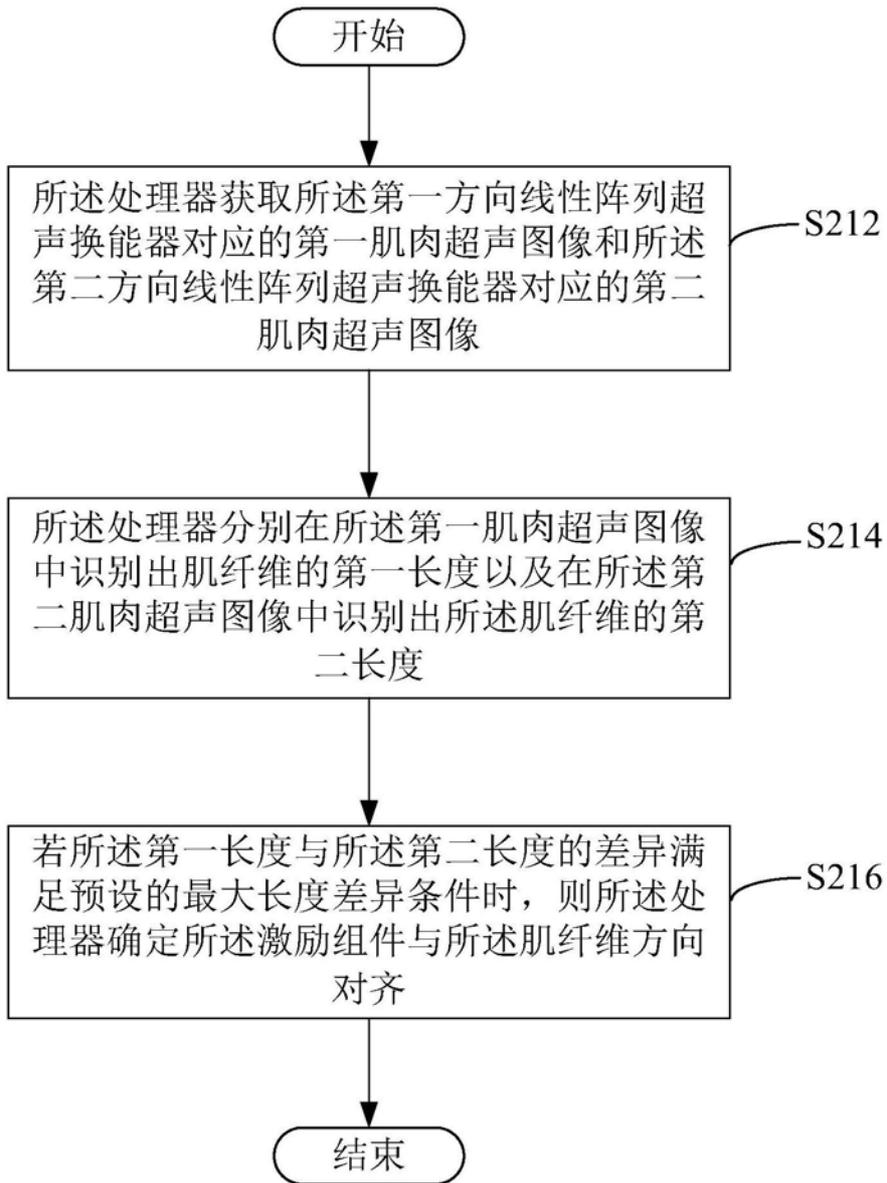


图4

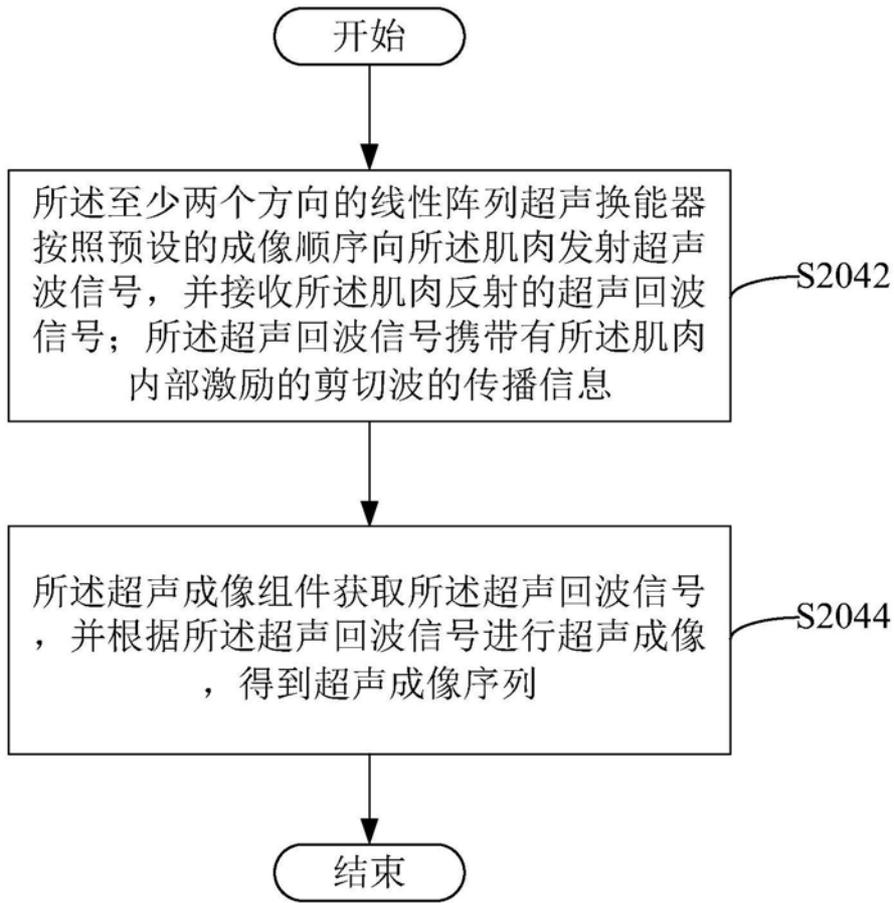


图5

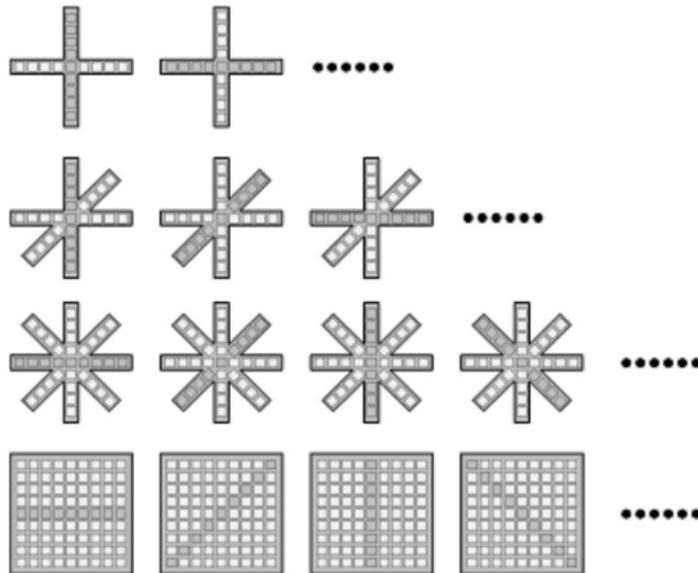


图6

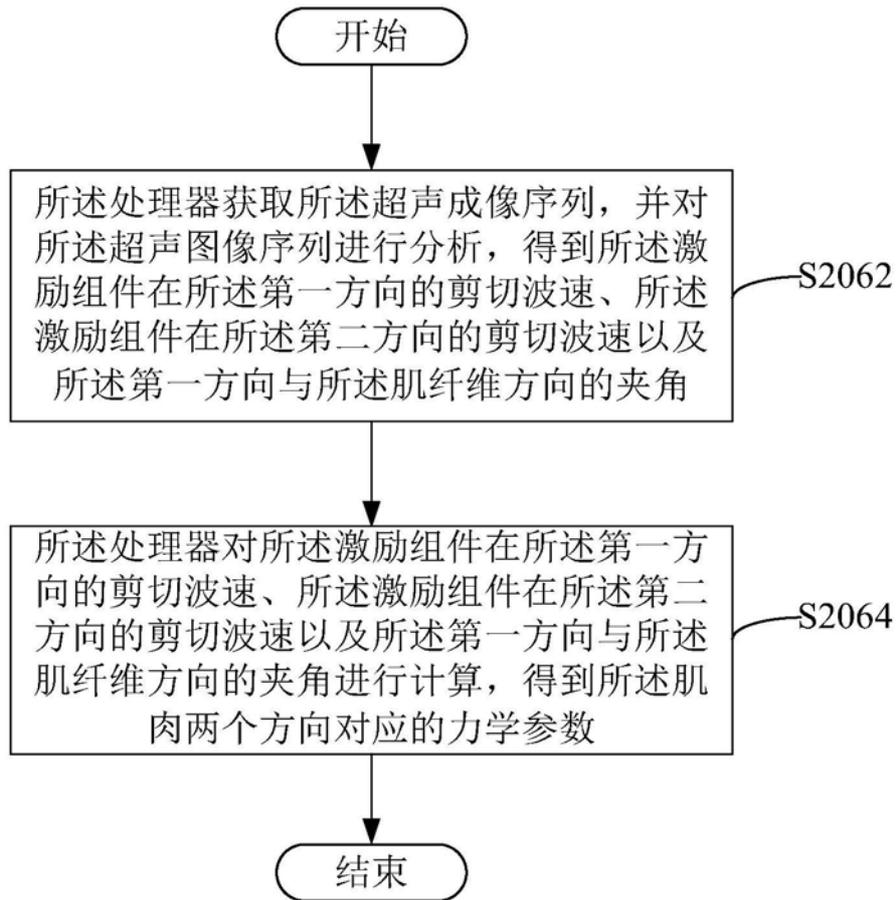


图7

专利名称(译)	肌肉力学参数的测量装置及方法、弹性成像方法		
公开(公告)号	CN109875609A	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN201910156056.9	申请日	2019-03-01
[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 李国洋 郑阳 刘燕霖		
发明人	曹艳平 李国洋 郑阳 刘燕霖		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	孙岩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及一种肌肉力学参数的测量装置，该装置包括：激励组件，包括至少两个方向的线性阵列超声换能器，用于在肌肉内部发射聚焦的脉冲信号；超声成像组件，与所述激励组件连接，用于对所述脉冲信号在所述肌肉内部激励的剪切波进行超声成像，得到超声成像序列；处理器，与所述超声成像组件连接，用于获取所述超声成像序列，并对所述超声图像序列进行分析，得到所述肌肉两个方向对应的力学参数。由于激励组件包括至少两个方向的线性阵列超声换能器，使得操作人员无需多次改变激励组件的测量方向及测量位置，操作简便，减少了人为操作带来的测量误差，保证肌肉力学参数的测量准确性。本申请还涉及一种肌肉力学参数的测量方法及弹性成像方法。

