(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 113301855 A
(43)申请公布日 2021.08.24

(21)申请号 201980088510.X
(22)申请日 2019.12.30
(30)优先权数据
62/790,187 2019.01.09 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.09
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/087135 2019.12.30
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/144077 EN 2020.07.16
(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 C·阿马多尔卡拉斯卡尔
F·G·G·M·维尼翁 S·金
谢华
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 孟杰雄
(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

权利要求书3页 说明书16页 附图5页

(54)发明名称

用于各向异性组织的剪切波表征的超声系统和方法

(57)摘要

描述了用于剪切波弹性(SWE)成像的超声系统和方法,其可以改善用于各向异性组织的SWE成像的扫描协议。可以采集一个或多个初始测量结果以确定各向异性组织的取向。所述系统从穿过各向异性组织的至少两个垂直相交平面采集剪切波速度和/或硬度测量结果,并报告沿所述垂直相交平面的剪切波速度和/或硬度测量结果和/或基于在不同图像平面处获得的多个个体剪切波速度和/或硬度测量结果的复合测量结果。可以通过提供改进的图形用户接口的方式提供引导来实现对SWE成像协议的改进,以帮助超声医师在合适的成像平面处采集测量结果,以便更准确地表征各向异性组织。SWE成像协议可以是自动或半自动协议。

CN 113301855 A

1.一种采集各向异性组织的剪切波弹性成像测量结果的方法,所述方法包括:

通过以相对于所述各向异性组织的取向的多个不同角度向所述各向异性组织发射超声射束而从所述各向异性组织采集初始测量结果;

确定在与所述初始声学测量结果的最大值或最小值相关联的角度处的第一成像平面,其中,所述最大值指示对所述各向异性组织的结构的第一取向,并且所述最小值指示对所述各向异性组织的所述结构的第二取向;

确定第二成像平面;

在所述第一成像平面与所述第二成像平面的交叉处生成第一剪切波;

通过跟踪沿所述第一成像平面的所述第一剪切波传播来采集第一剪切波弹性成像测量结果;

在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处生成第二剪切波;

通过跟踪沿所述第二成像平面的所述第二剪切波传播来采集第二剪切波弹性成像测量结果;并且

基于所述第一剪切波弹性成像测量结果和第二剪切波弹性成像测量结果在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处生成针对所述各向异性组织的复合剪切波弹性成像测量结果。

2.根据权利要求1所述的方法,其中,确定所述第二成像平面包括确定与所述初始声学测量结果的所述最大值或所述最小值中的另一个相关联的角度。

3.根据权利要求1所述的方法,其中,确定所述第二成像平面包括确定与所述第一成像平面正交的成像平面。

4.根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉是第一感兴趣位置,所述方法还包括在所述第一成像平面与从所述第二成像平面间隔开的附加成像平面的交叉处的第二感兴趣位置处采集附加复合剪切波弹性成像测量结果,其中,采集所述附加复合剪切波弹性成像测量结果包括:

在所述第一成像平面与附加成像平面的所述交叉处生成第三剪切波;

通过跟踪沿所述第一成像平面的所述第三剪切波传播来采集第三剪切波弹性成像测量结果;

在所述第一成像平面与所述附加成像平面的所述交叉处生成第四剪切波;

通过跟踪沿所述附加成像平面的所述第四剪切波传播来采集第四剪切波弹性成像测量结果;并且

基于所述第三剪切波弹性成像测量结果和所述第四剪切波弹性成像测量结果来生成所述附加复合剪切波弹性成像测量结果。

5.根据权利要求4所述的方法,其中,所述各向异性组织是心脏组织,其中,所述第一成像平面对应于穿过所述心脏组织的胸骨旁长轴视图,并且其中,所述第二成像平面和所述附加成像平面对应于从胸骨旁短轴主动脉切面、胸骨旁短轴二尖瓣切面和胸骨旁短轴心尖切面中所选择的两个胸骨旁短轴视图。

6.根据权利要求5所述的方法,还包括生成针对所述心脏组织的所述剪切波弹性成像测量结果的报告,其中,所述报告包括针对所述第一感兴趣位置和所述第二感兴趣位置中的每一个的两个或多个不同的复合剪切波弹性成像测量结果。

7.根据权利要求1所述的方法,其中,采集所述初始测量结果包括记录在所述多个不同角度中的每个角度处的来自所述各向异性组织的背向散射系数。

8.根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述复合剪切波弹性成像测量结果包括组合所述第一剪切波弹性成像测量结果和所述第二剪切波弹性成像测量结果。

9.根据权利要求8所述的方法,其中,所述组合包括计算所述第一剪切波弹性成像测量结果和所述第二剪切波弹性成像测量结果的比率、总和或差值。

10.根据权利要求1所述的方法,还包括显示图形用户接口,所述图形用户接口被配置为提供用于定位所述探头的指引,使得在采集所述第一剪切波弹性成像测量结果之前所述探头的成像平面与所述第一成像平面对齐,并且提供用于重新定位所述探头的指引,使得在采集所述第二剪切波弹性成像测量结果之前所述探头的所述成像平面与所述第二成像平面对齐。

11.根据权利要求1所述的方法,其中,采集所述初始测量结果包括使用3D探头扫描包括所述各向异性组织的体积区域,以采集背向散射测量结果的3D数据集,并且其中,采集所述第一剪切波弹性成像测量结果和所述第二剪切波弹性成像测量结果包括在确定所述第一成像平面后,自动转向由所述3D探头发射的所述射束,以采集所述第一剪切波弹性成像测量结果和所述第二剪切波弹性成像测量结果。

12.一种超声系统,包括:

探头,其被配置为发射超声信号并响应于所述超声信号采集回波以从成像平面采集测量结果;以及

处理器,其被配置为:

使所述探头以相对于所述各向异性组织的取向的多个角度从所述各向异性组织采集初始测量结果;

确定在与所述初始测量结果的最大值或最小值相关联的角度处的第一成像平面,其中,所述最大值指示对所述各向异性组织的结构的第一取向,并且所述最小值指示对所述各向异性组织的所述结构的第二取向;

确定第二成像平面;

使所述探头在所述第一成像平面与所述第二成像平面的交叉处生成第一剪切波;

通过使所述探头跟踪沿所述第一成像平面的所述第一剪切波的传播,在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处采集第一剪切波弹性成像测量结果;

使所述探头在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处生成第二剪切波;

通过使所述探头跟踪沿所述第二成像平面的所述第二剪切波的传播,在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处采集第二剪切波弹性成像测量结果;并且

基于所述第一剪切波弹性成像测量结果和第二剪切波弹性成像测量结果在所述第一成像平面与所述第二成像平面的所述交叉处生成针对所述各向异性组织的复合剪切波弹性成像测量结果。

13.根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述处理器还被配置为生成用于将所述探头定位在所述组织周围的多个不同感兴趣位置处的位置指令。

14.根据权利要求13所述的超声系统,还包括显示器,所述显示器被配置为显示反馈,以基于所生成的位置指令来指引所述探头在所述多个不同感兴趣位置处的定位。

15.根据权利要求14所述的超声系统，其中，所述处理器还被配置为生成用于将所述成像平面定位在相对于所述各向异性组织的所述取向的所述多个角度处的取向指令，并且其中，所述显示器还被配置为显示取向反馈显示，以基于所生成的取向指令指引所述成像平面在所述多个角度处的所述定位。

16.根据权利要求12所述的超声系统，其中，所述处理器被配置为，当所述成像平面分别处于所述第一成像取向或所述第二成像取向时，提示用户记录所述第一剪切波弹性成像测量结果或所述第二剪切波弹性成像测量结果。

17.根据权利要求12所述的超声系统，还包括被耦合到所述探头和所述处理器的传感器，所述传感器被配置为确定所述探头的当前位置和/或取向。

18.根据权利要求17所述的超声系统，其中，所述处理器还被配置为至少部分地基于所确定的当前取向来生成取向指令。

19.根据权利要求17所述的超声系统，其中，所述传感器包括加速度计。

20.根据权利要求12所述的超声系统，其中，所述处理器还被配置为，基于所记录的测量结果来确定所述组织的厚度，并且至少部分地基于所确定的厚度和所述剪切波弹性成像测量结果来计算所述组织的硬度。

21.根据权利要求12所述的超声系统，其中，所述探头包括2D矩阵阵列换能器，并且其中，所述处理器被配置为，基于所确定的第一成像平面和所述正交的第二成像平面来自动更新所述成像平面相对于所述第一成像平面和第二成像平面的角度。

用于各向异性组织的剪切波表征的超声系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及用于对诸如心脏组织的各向异性组织进行成像的超声系统和方法，并且具体地涉及改进被配置为执行剪切波弹性成像(SWE)的系统的扫描协议和用户接口的系统。

背景技术

[0002] 超声成像系统，如基于推车的超声成像系统，通常包括用户接口，其与探头和显示器结合操作以从诸如患者的受试者采集并显示图像。超声成像系统可以使用剪切波弹性成像来确定组织的机械特性。剪切波弹性成像总体上涉及在生物组织的给定区域中施加力(声学的或机械的)并监测剪切波通过组织的传播以确定组织的特性(例如，组织硬度)的过程。剪切波弹性成像因此可以用于筛选和诊断目的，如识别组织中异常硬度的区域，这可以指示例如肿瘤的存在。

[0003] 不同类型的组织具有不同的特性。某些类型的组织，如肝脏组织，总体上是各向同性的，即，组织的特性在所有方向上都是相同的。某些其他类型的组织，例如肌肉骨骼、血管壁和心肌组织，是各向异性的，其中组织的特性(例如，硬度)可以基于测量该特性所沿的方向而变化。组织的各向异性可以基于该组织内纤维的取向。复杂的各向异性组织，如心脏组织，可能具有改变整个组织取向的纤维，从而导致复杂的各向异性特性。因此，用于剪切波弹性成像的常规技术，其可以基于在任意选择的图像平面处的单次测量做出的组织硬度确定，可能不足以表征复杂的各向异性组织，如心脏组织。因此，超声成像系统的设计者和制造商继续寻求对用于成像和表征各向异性组织的剪切波弹性成像系统的改进。

发明内容

[0004] 在一些应用中，本文描述的系统和方法可以改进各向异性组织中的SWE测量的一致性和/或可靠性。在一些实施例中，系统和方法可以提供表征组织的各向异性的方式。

[0005] 如本文所述，可以在具有相对于组织的不同取向的多个成像平面处采集一组初始测量结果。初始测量结果可以用于确定组织内的结构(例如，纤维)的取向。初始测量结果可以用于选择在对于组织的结构所期望的取向(例如，对齐、正交)处的成像平面。可以在所选成像平面的相交处感应剪切波。为了采集SWE测量结果，可以沿着所选成像平面跟踪剪切波。可以提供和/或使用沿着每个所选成像平面的SWE测量结果来生成复合SWE测量结果。通过使用初始测量结果来选择用于跟踪剪切波的平面，可以采集更加一致和/或可靠的SWE测量结果。组合和/或比较沿着不同的所选成像平面的SWE测量结果可以提供表征组织中的各向异性的方法。

[0006] 根据本公开的实施例，一种采集各向异性组织的剪切波弹性成像测量结果的方法可以包括：通过以相对于各向异性组织的取向的多个不同角度向各向异性组织发射超声射束来从各向异性组织采集初始测量结果；在与初始声学测量结果的最大值或最小值相关联的角度处确定第一成像平面，其中，最大值指示各向异性组织的结构的第一取向，并且最小

值指示各向异性组织的结构的第二取向;确定第二成像平面;在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成第一剪切波;通过跟踪第一剪切波沿第一成像平面的传播来采集第一剪切波弹性成像测量结果;在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成第二剪切波;通过跟踪第二剪切波沿第二成像平面的传播来采集第二剪切波弹性成像测量结果;并且,基于第一剪切波弹性成像测量结果和第二剪切波弹性成像测量结果,在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成针对各向异性组织的复合剪切波弹性成像测量结果。

[0007] 根据本公开的实施例,超声系统可以包括探头,所述探头被配置为发射超声信号并响应于超声信号采集回波,以采集来自成像平面的测量结果;以及,处理器。所述处理器可以被配置为使探头以相对于各向异性组织的取向的多个角度处采集来自各向异性组织的初始测量结果;在与初始测量结果的最大值或最小值相关联的角度处确定第一成像平面,其中,最大值指示各向异性组织的结构的第一取向,并且最小值指示各向异性组织的结构的第二取向;确定第二成像平面;使探头在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成第一剪切波;通过使探头跟踪第一剪切波沿第一成像平面的传播来在第一成像平面和第二成像平面的交叉处采集第一剪切波弹性成像测量结果;使探头在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成第二剪切波;通过使探头跟踪第二剪切波沿第二成像平面的传播来在第一成像平面和第二成像平面的交叉处采集第二剪切波弹性成像测量结果;以及,基于第一剪切波弹性成像测量结果和第二剪切波弹性成像测量结果,在第一成像平面和第二成像平面的交叉处生成针对各向异性组织的复合剪切波弹性成像测量结果。

附图说明

[0008] 图1是用于根据本公开的一些范例的超声系统的操作环境的框图;

[0009] 图2是根据本公开的一些范例的超声系统的框图;

[0010] 图3是根据本公开的一些范例从复杂的各向异性组织收集剪切波弹性成像测量结果的方法的框图;

[0011] 图4是描绘根据本公开的一些范例的超声系统的范例显示的框图;

[0012] 图5是通过根据本公开的一些范例的超声系统生成的范例报告。

具体实施方式

[0013] 以下对某些实施例的描述本质上仅是范例性的,绝非旨在限制本发明或其应用或用途。在以下对本系统和方法的实施例的详细描述中,参考了构成其一部分的附图,并且这些附图通过说明在其中可以实践所描述的系统和方法的具体实施例的方式示出。足够详细地描述了这些实施例,以使得本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以利用其他实施例,并且在不脱离精神和范围的情况下可以做出结构和逻辑改变。此外,为了清楚起见,当某些特征对本领域技术人员来说是显而易见的时,将不讨论它们的详细描述,以免混淆对本系统的描述。以下详细描述因此不应被作为限制意义上的,本系统的范围仅由所附权利要求限定。

[0014] 下面还参考根据本实施例的方法、装置(系统)和/或计算机程序产品的框图和/或流程图说明来描述本技术。应当理解,框图和/或流程图说明的块,以及框图和/或流程图说明中的块的组合,可以由计算机可执行指令来实施。这些计算机可执行指令可以被提供给

通用计算机、专用计算机和/或其他可编程数据处理装置的处理器、控制器或控制单元，以产生一种机制，使得经由计算机的处理器和/或其他可编程数据处理装置执行的指令创建用于实施在框图和/或流程图块中指定的功能/动作的手段。

[0015] 超声剪切波弹性成像(SWE)常规上假设剪切波在各向同性材料中传播，换言之，材料机械特性在所有方向上是相同的。因此，由于复杂心肌结构中复杂的剪切波传播，将SWE转换到诸如心肌的各向异性介质具有挑战性。与可以近似为横向各向同性材料(在两个轴中，机械特性相同，一个轴的机械特性不同)的肌肉骨骼组织相比，已知心肌结构是复杂的，纤维取向在整个心脏壁中连续变化。心脏弹性成像的初步研究已经报告了通过短轴视图测量的剪切波速度更快，通过长轴视图测量的剪切波速度更慢。心脏弹性成像在医学成像界越来越受到关注，但由于缺乏对复杂心肌结构中剪切波传播的了解，并且缺乏统一的扫描协议来确保不受纤维和探头取向偏移的稳健且可重复的测量，因此目前临床接受度有限。

[0016] 根据本公开的系统和方法可以解决SWE领域中的一个或多个问题，特别是当应用于复杂的各向异性组织，例如心肌组织时。例如，根据本公开的原理，超声成像系统可以提供有心脏剪切波成像模式，其改进(例如，提供用户指导和/或至少部分地将扫描协议中的步骤自动化)针对心脏组织的剪切波弹性成像数据的采集。如下文进一步描述的，当利用各向异性组织执行剪切波弹性成像时，可能为了更稳健的组织的表征，需要在不同的正交相交平面(例如，一对正交平面)处以及在某些情况下在多组相交平面处采集SWE测量结果。然而，对于操作者，尤其是对于没有经验的操作者，可能难以执行适当的扫描序列和/或精确地控制探头的成像平面相对于组织的放置或取向以获得适当的测量结果。

[0017] 根据本公开的实施例的装置、系统和方法可以提供用于更容易地采集各向异性组织(具体地诸如心肌的复杂各向异性组织)的适当剪切波弹性成像测量结果的技术解决方案，以辅助具体的临床目的(例如，疾病进展监测或诊断)。在一些范例中，可以提供扫描协议和用户接口以引导在关于组织的多个位置处的正交测量结果的采集。初始测量结果(例如，经由组织的初始超声扫描)可以用于确定与组织结构(例如，肌肉纤维)对齐的扫描取向(例如，成像平面)和与组织结构正交的扫描取向。与组织结构对齐和正交的扫描取向可以用作探头相对于组织的给定位置处的第一扫描取向和第二扫描取向。在一些范例中，可以向用户提供反馈(例如，利用显示器上的用户接口)，以引导在第一扫描取向和第二扫描取向处的剪切波弹性成像测量结果的采集。在一些实施例中，第一扫描取向可以与短轴对齐，并且第二扫描取向可以与当前位置处的各向异性组织的纤维的长轴对齐。

[0018] 第一扫描取向和第二扫描取向的确定和SWE测量结果的采集可以在复杂各向异性组织周围的多个感兴趣位置处重复，例如，通过在相对于组织的不同位置处移动探头。在一些范例中，可以使用3D成像探头，并且在一些此类情况下，在组织周围的不同位置处获得测量结果可以不需要相对于组织移动探头，因为探头可以能够(例如，通过电子扫描)在通过体积的多个不同成像平面处进行扫描。

[0019] 在本公开的一些范例中，所述系统还可以基于根据本文描述的扫描协议获得的剪切波弹性成像测量结果来生成测量报告。在一些范例中，可以将SWE测量结果(例如，剪切波速度、壁厚、壁角度(取向)、测量取向和/或硬度)制成表格，并且在一些情况下，所报告的SWE测量结果(例如，包括在报告中的和/或向用户显示的SWE测量结果)可以是基于多个个体SWE测量结果产生的复合SWE测量结果，如在一个感兴趣位置处，在第一扫描取向和第二

扫描取向处获得的一对SWE测量结果(例如,如图5中的报告所示)。尽管范例在本文中是在复杂的各向异性组织的背景下描述的,但是应当理解,本公开的原理可以应用于任何类型的各向异性组织(例如,基本上在一个方向上延伸的肌肉组织/纤维)。

[0020] 图1描绘了与根据本公开的一些实施例的超声系统102相关联的操作环境100。操作环境100的组件可以至少部分地用于实施本公开的实施例。图1中所示的是超声系统102和与超声系统102可通信地耦合(例如,经由有线或无线连接)的探头106。探头106可以从成像平面108收集数据,所述成像平面108可以被定位为从包括各向异性组织104的纤维105的区域捕获数据。超声系统102可以包括显示器110、控制器114、处理器116和包括指令120的存储器118。显示器110可以产生一个或多个图形,如位置反馈显示122、取向反馈显示124和/或图像显示126。

[0021] 探头106可以是被耦合到超声系统102的手持单元。探头包括超声换能器元件的阵列,其可以选择性地生成和发射超声信号(例如,朝向生物组织)并检测来自所发射的超声信号的回波。探头106被配置为从多条A线采集回波,以在给定成像平面108处生成二维图像。成像平面108的位置可以基于探头106的取向来定义。一些探头可以被配置为沿单个成像平面对组织进行成像,或者超声信号的传输和采集可以是可控制的(例如,通过对探头内的阵列进行机械扫描或者通过对由2D阵列产生的射束进行电子转向),以在不同的成像平面108处进行成像。在系统的操作期间,探头可以抵靠声窗(例如,抵靠可以涂有声耦合凝胶的受试者的皮肤)定位在各向异性组织104的区域附近。为了说明的目的,各向异性组织104被示为非常接近探头106,但是,实际上在探头106与正在被成像的各向异性组织104之间可以存在一个或多个其他层或其他类型的组织(例如,骨骼、皮肤、脂肪、肌肉等)。当探头106相对于声窗定位时,探头106能够被操作为采集在成像平面108中的图像数据,所述成像平面108延伸通过与感兴趣生物组织(例如,各向异性组织104)相交的生物组织。

[0022] 探头106,并且特别是用于发射和接收超声的阵列元件的激活,可以由超声系统102控制以采集在成像平面108中的各向异性组织104的图像数据(例如,用于获得测量结果和/或产生超声图像,如2D图像)。虽然在图1中示出为矩形,但是本领域技术人员可以理解,例如根据所使用的探头和/或图像数据的多平面重新格式化,成像平面108可以具有不同的配置,例如曲线、梯形、扇形和/或径向。在一些实施例中,探头106可以记录来自多个成像平面的测量结果,这些成像平面可以以不同的角度与组织104相交。多个成像平面可以关于探头106固定,或者可以是可转向的(例如,利用射束转向),使得多个成像平面能够“扫频”通过感兴趣组织。超声系统104可以基于多个成像平面产生2D或3D图像。在一些实施例中,探头106可以包括换能器的2D阵列,并且可以能够在相对于探头106的多个取向处选择性地生成一个或多个成像平面108(例如,平面可以是在相对于2D阵列的面的不同角度处,以及在相对于通过2D阵列的面的法线的不同角度处)。

[0023] 探头106可用于采集各向异性组织104的剪切波弹性成像测量结果。为此,探头106可以包括换能器,所述换能器能够操作为向各向异性组织104发射“推脉冲”,生成剪切波,然后剪切波通过各向异性组织104传播。备选地,组织中的剪切波可以在没有声辐射力的情况下,而是经由从外部施加给组织的机械力,如通过被配置为压缩组织的机械振动器来生成。探头106还可以操作为发射跟踪脉冲,其可以用于测量(或跟踪)剪切波传播时的速度。可以分析(例如由处理器116)所测量的剪切波的速度,以确定各向异性组织104的硬度。在

一些实施例中，可以使用Lamb波模型根据剪切波的速度确定硬度。剪切波弹性成像数据可以用于产生剪切波弹性成像图像。

[0024] 各向异性组织104可以具有各向异性特性(例如，硬度)，其基于组织104中的纤维105的取向而变化。在一些复杂的组织中，如心肌组织，纤维105可以沿它们的长度多次改变取向，并且在组织104的给定位置处可以存在多层不同取向的纤维105。因为各向异性组织104在纤维105中具有复杂的变化，在两个不同位置处的取向成像平面处采集的测量结果可以记录不同的硬度值，即使成像平面具有相对于组织104的相同的取向。因此，可能需要在多个取向和位置处进行多次测量以表征组织104的各向异性特性。

[0025] 在操作环境100中，探头106被描绘为从探头与成像平面108相关联的第一位置移动到探头与成像平面108’相关联的第二位置(利用以虚线示出的探头106’)。如箭头所示，在成像平面108’处进行成像可以涉及将探头移动到相对于组织的不同位置，或者可以涉及将超声射束转向到穿过组织的不同平面。探头位置的改变可以涉及将探头重新定位到不同的位置(例如，探头的平移，使得探头与受试者的皮肤的不同部分相接触)、不同的取向(例如，在将探头保持在皮肤上的相同位置处的同时将探头倾斜或侧倾(toe-heeling))、或两者的组合。如图1所示，可以需要物理地移动和/或旋转探头106以在不同的成像平面108处采集图像数据。在其他范例中，可以在不移动探头106的情况下实现不同平面处的成像(例如，利用射束转向)。尽管旋转中的变化被示为成像平面108围绕垂直于组织104的表面的轴的旋转，但是应当理解，取向的变化可以涉及围绕任何轴的旋转，并且可以包括围绕多个轴的旋转。在一些实施例中，探头106可以倾斜为改变成像平面108的取向。

[0026] 超声系统102可以引导探头106在各向异性组织104周围的不同位置的放置。超声系统102可以引导在每个不同位置处的组织特性的初始测量结果。系统102可以引导用户收集初始测量结果，或者可以自动收集初始测量结果。初始测量结果可以是组织104的声学和/或机械特性，其可以用于确定纤维105相对于成像平面108的取向。初始测量结果可以是剪切波弹性成像，或者可以是不同形式的超声成像，例如测量背向散射或B-模式成像。在一些实施例中，初始测量结果可以是声衰减、声速、组织运动、剪切波速度、相对硬度和/或其他测量模态。初始测量结果可以取决于成像平面106的角度，沿该角度收集相对于组织104的初始测量结果。作为范例，当初始测量结果是背向散射测量结果时，探头106可以记录当初始测量结果以垂直于纤维105的长轴的角度收集时的最大背向散射值，以及当成像平面108处于与纤维105的取向平行的角度时的最小值。

[0027] 基于初始测量结果，系统102可以基于初始测量结果来确定第一成像取向和第二成像取向，并且可以在第一成像取向和第二成像取向处引导剪切波弹性成像测量结果。可以提示用户收集剪切波弹性成像测量结果，或者系统可以自动收集它们。第一取向和第二取向可以彼此正交。在一些实施例中，第一取向可以在探头106的当前位置处与纤维105的轴对齐(例如，沿着纤维105的长轴)，同时第二取向可以与纤维105的轴正交(例如，沿着纤维105的短轴)。一旦收集到剪切波测量结果，超声系统102就可以将探头106引导放置在组织上的不同位置处。然后可以在不同位置处重复收集初始测量结果、确定图像取向和收集剪切波测量结果的过程。通过将探头106引导放置在组织104的不同位置处并且引导在每个位置处收集多个(例如，正交)剪切波测量结果，超声系统102可以表征组织104的各向异性特性。

[0028] 超声系统102被耦合到探头106,以从其接收和处理数据并引导探头106的操作。超声系统102可以被直接耦合到探头106(例如,使用电缆),或者可以经由无线连接(例如,Wi-Fi、蓝牙)耦合。超声系统102可以包括控制器114以引导探头106的操作。超声系统102可以包括可以保存指令120的存储器118。指令120可以包括处理器可执行指令,其可以由系统的处理器(例如,处理器116)执行,使控制器114引导探头106以特定方式操作。指令120还可以包括可执行指令,其被配置为使处理器116读取和/或分析来自探头的数据和/或产生针对超声系统102的用户的反馈(例如,操作者指导)和/或可以用于临床目的(例如,诊断)的报告。

[0029] 超声系统102可以包括显示器110,其被配置为向超声系统102的用户提供数据(例如,以期望格式的超声图像的形式显示的图像数据)和/或反馈(例如,操作者指导)。显示器110可以被配置为响应于系统的处理器显示一个或多个图形,所述图形可以被配置为向超声系统102的操作者提供指导或者可以提供成像会话的结果。例如,显示器110可以提供诸如位置反馈显示器122之类的图形用户接口,其可以指令用户将探头106放置在相对于组织104的一个或多个不同位置处。在一些范例中,显示器110可以包括诸如取向显示器之类的图形用户接口,以引导探头106在相对于组织104的不同取向上的放置。显示器110可以显示一个或多个图像126,所述图像可以是来自成像平面108的实时图像,和/或可以是被保存到存储器118的图像。显示器还可以显示一个或多个报告,所述报告可以总结由超声系统102收集并存储在存储器118中的测量结果。例如,报告可以包括根据在给定感兴趣位置处的多个成像平面上的SWE测量结果来生成的复合SWE测量结果(参见例如图5)。在一些范例中,复合SWE测量结果可以根据在多个感兴趣位置处的SWE测量结果而生成。

[0030] 位置反馈显示器122和/或取向反馈显示器124可以用于引导成像平面108在组织中的定位。在一些实施例中,用户可以基于位置反馈显示器122和取向反馈显示器124来手动调整探头106的位置和/或取向,以便如位置反馈显示器122所指令的那样实现在想要的成像平面上的数据采集。

[0031] 在一些实施例中,成像平面108的位置和/或取向可以由超声系统102自动调整。例如,如所描述的,探头106可以包括换能器元件的2D阵列并且因此可以能够对射束进行电子转向。超声系统120可以被配置为获得组织104的初步测量结果,并且根据初步测量结果来确定组织中的目标器官(例如,心脏)的姿态或取向。例如,所述系统可以被配置为执行组织的初始3D扫描以获得第一3D数据集,其可以包括例如回波强度信息(或背向散射数据)。超声系统102可以例如将所采集的数据拟合到作为图像的器官的解剖模型,或者经由另一成像处理技术来处理3D数据集,以确定在3D数据集中表示的器官的姿态和取向。

[0032] 继续心脏成像的范例,超声系统102随后可以识别第一目标成像平面和第二目标成像平面,其可以对应于标准心脏视图,如长轴胸骨旁、短轴胸骨旁、2-、3-或4-腔心尖视图或肋下视图,并且可以基于所确定的姿态和控制器114生成命令来调整探头106的操作(例如,通过将射束转向为适当的方向),以选择性地获得在第一成像平面和第二成像平面处的剪切波测量结果。在一些范例中,第一目标成像平面和第二目标成像平面可以选择在感兴趣的角度和位置处,使得第一成像平面对应于胸骨旁长轴视图,并且第二成像平面对应于胸骨旁短轴主动脉视图、胸骨旁短轴二尖瓣视图和/或胸骨旁短轴心尖视图中的一个或多个。在一些实施例中,对应于这些成像平面之间的交叉的感兴趣位置可以由超声系统102自

动选择。在一些实施例中，可以基于例如解剖学知识来手动选择感兴趣位置。

[0033] 图2示出了根据本公开的一些实施例的超声成像系统200的框图。超声成像系统200可以用于至少部分地实施图1的超声系统102。图2示出了超声成像系统200，其包括手持单元256，手持单元256可以包括超声探头206、换能器阵列250、微射束形成器248和一个或多个传感器240。超声系统200还可以包括发射/接收(T/R)开关230、射束形成器232、发射控制器214、信号处理器234、B-模式处理器242、扫描转换器243、多平面重新格式化器246、体积绘制器244、图像处理器238、图形处理器236、用户接口254、输入设备252和输出设备210。图2中所示的组件仅是说明性的，其他变体，包括消除组件、组合组件、重新排列组件和替换组件都被考虑在内。

[0034] 超声成像系统200包括探头206，其在一些实施例中可以用于实施图1的探头106。探头206被定位在受试者周围并且用于捕获受试者的组织周围的数据。在图2的超声成像系统200中，超声探头206包括用于发射超声波和接收回波信息的换能器阵列250。各种换能器阵列在本领域中是众所周知的，例如线性阵列、凸面阵列或相控阵列。换能器阵列250例如能够包括能够在用于2D和/或3D成像的仰角和方位角两个维度上进行扫描的换能器元件的二维阵列。换能器阵列250被耦合到通常位于超声探头206中的微射束形成器248，其控制通过阵列中的换能器元件的信号的发射和接收。在该范例中，微射束形成器248例如通过探头电缆或无线地被耦合到在发射和接收之间切换的发射/接收T/R开关230。T/R开关230因此可以保护射束形成器232免受高能量发射信号的影响。在一些实施例中，T/R开关230和系统的其他元件能够被包括在换能器探头206中，而不是在单独的超声系统基座(图1的超声系统102)中。

[0035] 在微射束形成器248的控制下，来自换能器阵列250的超声射束的发射由被耦合到T/R开关230和射束形成器232的发射控制器214引导。发射控制器214接收来自用户接口254的输入设备252的用户操作的输入。发射控制器214可以是超声系统基座的组件，或者可以是超声系统的通用控制器(例如，图1的控制器114)。用户接口254可以使用一个或多个输入(如控制面板，其可以包括软和/或硬控制)及输出设备(如一个或多个显示器(例如图1的显示器110))来实施，如下面进一步所描述的。通过发射控制器214控制的功能之一是射束被转向的引导。射束可以从(正交于)换能器阵列直接向前转向，或者以不同的角度转向以获得更宽的视野。通过微射束成形器248产生的部分射束成形信号被耦合到射束成形器232，其中，来自换能器元件的各个贴片的部分射束成形信号被组合成完全的射束成形信号。发射控制器214可以记录射束相对于探头206的位置。如本文所述，射束和探头206的位置可以用于确定成像平面(例如，图1的成像平面108)的位置。

[0036] 射束形成信号可以被耦合到信号处理器234。信号处理器234能够以各种方式处理接收到的回波信号，如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器234还可以执行额外的信号增强，如散斑减少、信号复合和噪声消除。处理后的信号可以被耦合到B-模式处理器242，其能够采用幅度检测来对身体中的结构进行成像。通过B-模式处理器产生的信号可以被耦合到扫描转换器243和多平面重新格式化器246。扫描转换器243以空间关系布置回波信号，由此，以需要的图像格式接收回波信号。例如，扫描转换器243可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式，或金字塔形三维(3D)图像。多平面重新格式化器246能够将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像，如美国

专利No.6,443,896(Detmer)中所描述的。体积绘制器244将3D数据集的回波信号转换成从给定参考点查看的投影3D图像，例如，如在美国专利No.6,530,885(Entrekin等)中所描述的。2D或3D图像可以从扫描转换器243、多平面重新格式化器246和体积绘制器244被耦合到图像处理器238，以进一步增强、缓冲和临时存储，用于在输出设备210上进行显示。输出设备210可以包括使用多种已知显示技术(如LCD、LED、OLED或等离子显示技术)实施的显示设备。在一些实施例中，输出设备210可以实施图1的显示器110。

[0037] 图形处理器236能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加能够包含例如标准识别信息，如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。图形处理器236可以从输入设备252接收输入，如键入的患者姓名。图形处理器可以基于来自探头206的数据生成一个或多个显示，如位置反馈显示122、取向反馈显示124、以及图1的图像显示126。输入设备252可以包括一个或多个机械控制，如按钮、刻度盘、轨迹球、物理键盘等，输入设备252在本文中也可以被称为硬控制。备选地或额外地，输入设备252可以包括一个或多个软控制，如按钮、菜单、软键盘和例如使用触敏技术(例如，电阻、电容或光学触摸屏)实施的其他用户接口控制元件。为此，超声成像系统200可以包括用户接口处理器(即，处理器216)，其可以控制用户接口的操作，如与软控制相关联的功能。用户控制中的一个或多个可以共同位于控制面板上。例如，机械控制中的一个或多个可以提供在控制台上和/或一个或多个软控制可以共同位于触摸屏上，其可以被附接到控制台或与控制台集成。例如，在一些实施例中，输入设备252可以是图1的显示器110的一部分。

[0038] 超声图像和相关联的图形叠加可以被存储在存储器218中，例如用于离线分析。此外，存储器218可以存储处理器可执行指令，包括用于执行与用户接口254相关联的功能的指令。在一些实施例中，用户接口254可以包括图形用户接口，其可以被配置为响应于系统200的处理器来显示用于根据本文中的任何范例在执行各向异性组织的剪切波弹性成像中向超声医师提供指引的图形用户接口元素。存储器218可以是超声基座单元的一部分，或者可以是作为被耦合到基座单元的计算机系统的一部分的通用存储器(例如，存储器218可以是图1的超声系统102的存储器118)。用户接口254还能够被耦合到多平面重新格式化器246，以选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的显示。在一些范例中，处理组件(例如，射束形成器232、信号处理器234、B-模式处理器242、扫描转换器243、多平面重新格式化器246、体积绘制器244、图像处理器238、图形处理器236、处理器216等)中的两个或多个的功能可以组合在单个处理单元中，如图1的处理器116。

[0039] 探头206、传感器240、微射束形成器248和换能器250可以组合在手持单元256中。手持单元256可以被塑形为握在用户手中。手持单元256可以具有包含换能器250并被塑形为定位在受试者的表面上(例如，抵靠皮肤)的‘头’或‘脸’。传感器208可以记录探头206的特性，如其旋转取向或在空间中的位置。在一些实施例中，探头206可以是加速度计，其可以产生用于确定探头206的移动的数据。尽管图2中仅示出了单个传感器240，但是应当理解，传感器240可以表示围绕探头240定位的多个传感器。传感器240可以是一体的(如包含在探头206的外壳内)，可以是被附接到探头206的外壳外部的单独部件，或者可以是一体的和组合的组合。传感器240可以位于相对于探头206的固定位置中，从而通过知道传感器240的位置，也知道了探头206和成像平面的位置。

[0040] 图3示出了根据本公开的一些范例从复杂的各向异性组织收集剪切波弹性成像测

量结果的方法。在一些实施例中，方法300可以通过图1的超声系统102或图2的超声系统200来实施。方法300包括涉及采集初始组织测量结果的方框359，涉及确定剪切波成像平面的方框360和涉及收集剪切波测量结果的方框363。图3中的方框及其布置仅是说明性的，并且应当理解，方法300能够涉及更多或更少的步骤，并且可以重复和/或以不同的顺序执行这些步骤。例如，根据本公开的方法可以涉及在将探头移动到组织304周围的新的感兴趣位置之后重复图3中所示的整个序列。

[0041] 所述方法包括步骤359，其涉及从组织304收集初始测量结果。初始测量结果可用于确定在各种测量角度上的各向异性组织304的特性。探头306从成像平面采集初始测量数据，所述成像平面可以相对于组织304的取向的多个不同的角度来定位。例如，成像平面可以相对于组织304围绕几条不同的轴旋转，如垂直于纤维的长轴的轴、平行于探头表面的轴等。图3示出了具有四个不同成像平面位置308a-d的探头306。在一些实施例中，探头306可能需要物理旋转以从每个成像平面取向308a-d收集测量结果。如图3所示，旋转可以采取倾斜探头同时保持与受试者的表面接触的形式，使得成像平面围绕穿过探头的表面的轴旋转。在一些实施例中，探头可以保持静止，同时使用射束转向来调整成像平面位置308a-d。在一些实施例中，探头306可以包括2D换能器阵列，并且可以通过选择性地激活阵列的换能器来改变成像平面的取向。在一些实施例中，探头306可以同时从多个成像平面采集数据，并且可以记录来自每个成像平面取向308a-d的数据。

[0042] 超声系统(例如，图1的系统102或图2的200)可以产生用于在取向之间的探头的调整的指令。指令可以显示给用户(经由图1的反馈显示器124)，或者可以由系统的处理器和/或控制器操作，以在图像平面取向308a-d之间自动调整。在一些实施例中，对图像平面308a-d顺序地进行成像，并且系统的用户被提示调整当前成像平面，直到它与目标平面(例如，序列中的下一个成像平面)的取向相匹配。系统可以记录来自每个图像平面取向308a-d的测量结果。

[0043] 系统可以生成多个目标取向，在这些目标取向上获取初始测量。在一些实施例中，目标取向可以通过规则的角间距分隔开(例如，每个目标取向与另一个目标取向分开5°)。在其他实施例中，取向之间的间隔可以是不规则的。系统可以跟踪探头306的当前取向(例如，利用图2的传感器240)并且可以确定探头306的当前取向何时与目标取向相匹配。系统可以在成像平面与目标取向相匹配时提示用户记录初始测量结果，或者可以在成像平面与目标取向相匹配时自动记录初始测量结果。在一些实施例中，系统可以具有容差，并且可以指示当成像平面的当前取向在目标取向的容差内时要获取测量结果。一旦收集到测量结果，系统就可以产生指令以引导探头306的放置，以匹配下一个目标取向。

[0044] 方法300还包括步骤360，确定剪切波成像平面。超声系统(例如图1的系统102、图2的系统200)可以记录来自步骤359的初始测量结果。测量结果可以用于确定用于剪切波弹性成像的目标取向。在一些实施例中，初始测量结果可以是声学测量结果。声学测量结果可以根据响应于超声信号的传输而生成的接收到的回波导出。如图3所示，在步骤359中收集的初始测量结果是背向散射测量结果，其可以表示它们沿着其被采集的成像平面与组织中的纤维的取向之间的角度。可以相对于组织，以与相对于参考角度采集背向散射测量结果的角度相对比来绘制背向散射测量结果。例如，在一些实施例中，可以相对于第一初始测量结果来测量初始测量结果的角度。在其他范例中，可以相对于受试者的解剖特征来测量初

始测量结果的角度。在一些实施例中，测量结果的角度可以由系统的用户记录。在一些实施例中，记录初始测量结果的角度可以通过系统来测量(例如，基于图2的传感器240)。所绘制的测量结果可以显示给系统的用户(例如，在图1的显示器110或图2的210上)，或者可以由系统的处理器在内部使用。所绘制的测量结果可以是散点图和/或拟合曲线。

[0045] 第一成像取向361和第二成像取向362(例如，第一成像平面和第二成像平面)可以基于初始测量结果对测量角度的绘图来确定。第一成像取向361和第二成像取向362的角度可以表示相对于用于绘制初始测量结果的参考角度的组织的纤维的角度。第一成像取向和第二成像取向可以被定义为分别对应于绘图中的背向散射(或其他测量类型)的最大值和最小值的角度。最大值和最小值可以对应于与组织的纤维对齐的取向和与纤维正交的取向。最大值和最小值可以是全局最大值和最小值，或者可以是特定区域内的局部最大值和最小值。第一成像取向361和第二成像取向362可以显示给系统的用户和/或可以用于产生用于将探头306的成像平面与第一成像平面361和第二成像平面362对齐的指令。

[0046] 在一些实施例中，步骤360可以涉及从初始测量结果确定第一成像取向361和第二成像取向362二者。在一些实施例中，步骤360可以涉及从初始测量结果确定第一成像取向361和第二成像取向362中的仅一个，并且可以涉及基于所确定的取向来确定另一个成像取向。例如，第一成像取向361可以通过找到初始测量结果的最小值来确定，而第二成像取向362通过采取与第一成像取向361正交的平面来确定。

[0047] 方法300包括步骤363，收集剪切波测量结果。可以在步骤360中确定的第一成像平面361和第二成像平面362处收集剪切波测量结果。如图3所示，收集剪切波测量结果通过示出分别在第一成像平面361和第二成像平面362处收集的图像364和364’的图像显示器326和326’来表示。在一些实施例中，图像显示器326和326’可以实施图1的图像显示器126。尽管示出了图像显示器326和326’，但是应当理解，系统可以记录剪切波测量结果而不必产生剪切波图像。

[0048] 系统可以基于所确定的第一成像平面361和第二成像平面362产生用于收集剪切波测量结果的指令。用于收集剪切波测量结果的指令可以类似于关于步骤359描述的用于收集初始测量结果的指令。系统可以将第一成像平面361和第二成像平面362设置为目标平面。系统可以向用户提供反馈(例如，经由图1的取向反馈显示器124)以调整成像平面，使得它与第一成像平面361和第二成像平面362对齐。系统可以确定探头的当前取向(例如，使用图2的传感器240)。系统可以确定探头306的当前取向与第一成像平面361和第二成像平面362的取向之间的差异。在一些实施例中，当探头306的当前取向与第一成像平面361或第二成像平面362相匹配时，系统可以提示用户记录剪切波弹性成像测量结果。在一些实施例中，当成像平面与第一成像平面361或第二成像平面362相匹配时，系统可以自动记录剪切波弹性成像测量结果。可以通过在组织中诱发剪切波(例如，声学推动脉冲、机械振动)，然后通过传输与所需平面正交的间隔跟踪脉冲沿所需平面跟踪剪切波的传播来记录剪切波弹性成像测量结果。可以通过分析响应于跟踪脉冲生成的接收到的回波来确定组织位移的幅度和/或剪切波的传播速度。组织位移的幅度和/或剪切波的传播速度可以用作剪切波弹性成像测量结果或者可以用于生成附加的剪切波弹性成像测量结果，如组织硬度。如前所述，剪切波可以在各向异性组织中沿不同方向以不同速度传播。例如，剪切波可以在与组织的结构(例如，纤维)对齐的方向上以第一速度传播，并且在横向于组织的结构的方向上以

第二速度传播。因此，通过跟踪不同方向上的剪切波传播，可以在同一位置处采集不同的弹性成像测量结果。

[0049] 成像显示326和326'各自显示相应的图像364、364'和相应的测量取向指示符366、366'。成像显示326、326'可以呈现给系统的用户(例如，经由图1的显示器110)和/或可以记录在系统的存储器中(例如，图1的存储器118)。图像364、364'可以是在第一成像取向361和第二成像取向362处记录的剪切波弹性成像图像。测量取向指示符366、366'可以是在相应成像显示326、326'中表示的测量期间的探头放置的图形表示。

[0050] 可以针对探头306放置在组织304上的每个位置重复方法300。在步骤363中收集剪切波弹性成像测量结果之后，系统可以提示用户将探头306重新定位到组织304周围的新的位置。系统随后可以更新以产生用于步骤359在新的位置处收集初始测量结果的指令。系统可以针对组织周围的多个位置重复该过程。

[0051] 图4是描绘根据本公开的一些范例的超声系统的范例显示的框图。在一些实施例中，显示410可以由图1的显示器110实施。显示示出了位置反馈显示422、图像显示426a-c和取向反馈显示424。尽管某些显示示出在显示410的某些位置，但本领域技术人员将理解，更多或更少的图形可能出现在屏幕上，或者屏幕上的图形可能在不偏离本公开的情况下重新排列。类似地，尽管示出了显示422、424和426a-c的范例布局，但这些显示可以在不偏离本公开的情况下包含更多或更少的信息，并且可以包括不同的元素或不同的显示特征(例如，不同的形状、颜色等)。显示410可以实时更新和/或可以示出保存在系统存储器(例如，图1的存储器118)上的数据。

[0052] 显示410包括位置反馈显示422，其显示成像平面在组织周围的各种感兴趣位置处的放置。位置反馈显示422可以包括组织指示符470、一个或多个成像平面指示符472、以及包括目标位置指示符474、当前位置指示符476和先前位置指示符478的位置指示符。位置指示符474-478中的每一个可以表示感兴趣位置在组织指指示符470上的位置。组织指示符470可以是要成像的各向异性组织(例如，图1的组织104)的图形表示。组织指示符470可以是各向异性组织的真实的或表示性的描绘，并且在一些实施例中可以仅示出抽象化的组织(例如，矩形)。在图4的范例中，组织是心脏组织，组织指示符470是心脏的图形。

[0053] 位置反馈显示422还可以包括显示在组织指示符470顶部的一个或多个位置指示符474-478。位置指示符474-478可以是探头放置在组织周围的不同感兴趣位置处的图形表示。位置指示符可以是探头足迹的程式化表示，例如线框。位置指示符也可以是简单的形状(例如，立方体、正方形、X形等)来表示探头的位置。不同的位置指示符474-478(下文讨论)可以具有不同的外观以区分它们，如不同的颜色、纹理、阴影、线边界等。

[0054] 当前位置指示符476是探头的当前位置的表示。当前位置指示符476具有在组织指示符470上的位置以表示探头的当前位置。在一些实施例中，当前指示符476在组织指示符470上的位置可以用于基于例如组织的解剖结构来引导探头的放置。在一些实施例中，当前位置指示符476可以是基于所测量的探头的当前位置，其可以是例如基于探头的传感器(例如，图2的传感器240)所确定的。在一些实施例中，当前位置指示符476可以实时更新。

[0055] 先前位置指示符478可以指示进行剪切波弹性成像测量的先前位置。位置反馈显示422可以显示多个先前位置指示符478。系统还可以被配置为呈现所选择数量的先前位置指示符478(例如，最近的先前位置)。在一些实施例中，用户可以选择(例如，经由图2的用户

接口254)要显示的多个先前位置指示符478。

[0056] 目标位置指示符474可以表示剪切波弹性成像测量结果的下一个位置。系统(例如,图1的超声系统102)可以确定要收集的下一组剪切波弹性成像测量结果的位置。目标位置指示符474可以是该位置的图形表示。在一些实施例中,目标位置指示符474可以仅在已经收集了一组剪切波弹性成像测量结果(例如,通过遵循图3的方法300)之后出现。目标位置指示符474可以(例如,通过改变或颜色)指示探头的当前位置何时与目标位置对齐,并且提示系统的用户开始收集下一组剪切波测量结果。

[0057] 位置反馈显示器422还包括多个成像平面指示符472。成像平面指示符472是显示在组织指示符470上的剪切波弹性成像平面(例如,第一成像平面361和第二成像平面362)的图形表示。成像平面指示符472可以表示用于位置指示符474-478中的每一个的第一成像平面和第二成像平面。(由位置指示符474-478表示的)感兴趣位置可以位于正交的平面指示符472对的叉点处。在图4的范例中,每一个感兴趣位置已经被选择为,使得每一个感兴趣位置的第一成像取向位于沿着公共轴。具体地,在图4的范例中,每一个感兴趣位置位于沿着组织的纤维的长轴。可以针对先前成像位置(例如,在先前位置指示符478处)、当前成像位置(例如,在当前位置指示符476处)和/或在预期的未来成像位置处(例如,目标位置指示符474)显示成像平面指示符472。成像平面指示符472可以被显示为与组织指示符470对齐,以便表示成像平面如何与组织解剖结构对齐。

[0058] 取向反馈显示424可以类似于位置反馈显示422,除了取向反馈显示424可以引导成像平面的取向(例如,探头的旋转)而不是成像平面的位置(例如,通过将探头放置在不同位置处)。取向反馈显示424包括探头指示符480、组织指示符471和可以包括当前取向指示符484、先前取向指示符482和/或目标取向指示符486的一个或多个取向指示符。组织指示符471可以是正在被成像的各向异性组织的图形表示。在一些实施例中,组织指示符471可以是与位置反馈显示422的组织指示符470不同种类的图形表示。例如,组织指示符471可以描绘组织的深度或横截面,而组织指示符470可以描绘组织的表面和/或解剖结构。

[0059] 探头指示符480可以描绘探头与组织相关的位置。探头指示符480可以实时更新以描绘探头的当前位置。探头指示符480可以是探头的真实描绘,或者可以是简化的或示意性的表示。探头指示符480可以包括一个或多个指令(例如,箭头)来表示探头的调整。

[0060] 取向反馈显示包括取向指示符482-486。取向指示符482-486可以是探头的成像平面(例如,图1的成像平面108)的取向(例如,角度)的表示。取向指示符482-486可以显示在组织指示符471上,并且可以表示不同成像平面彼此之间以及相对于组织的相对取向。取向指示符482-486可以表示成像平面的真实形状,或者可以是简化的视图(例如,三角形取向指示符可以表示梯形的成像平面)。取向指示符482-486可以是不同的颜色或纹理(例如,虚线边界),并且取向反馈显示424可以包括图例以帮助区分取向指示符482-486。

[0061] 当前取向指示符484是探头的成像平面(例如,图1的成像平面108)的当前取向的图形表示。当前取向指示符484可以随着成像平面移动(例如,通过旋转探头)实时更新。在一些实施例中,当前取向指示符可以反映探头的测量取向(例如,用图2的传感器240测量)。

[0062] 先前取向指示符482是成像平面的先前成像取向的图形表示。一个或多个先前取向指示符可以显示在组织指示符471上。在一些实施例中,仅指示所选择的先前成像取向(例如,仅最近的先前取向)。

[0063] 目标取向指示符486是下一个成像取向的图形表示。目标取向指示符可以是用于收集初始测量结果(例如,如在图3的步骤359中)的下一个取向,或者可以是用于收集剪切波弹性成像测量结果的第一成像平面或第二成像平面(例如,如在图3的步骤363中)。在一些实施例中,可以存在对要执行哪种类型的测量的指示(例如,目标取向指示符486的不同颜色、音调、文本显示等)。

[0064] 系统可提示用户调整成像平面的取向,使得当前取向指示符484与目标取向指示符486对齐。系统可以提示用户记录初始测量结果,如背向散射测量结果(例如,如在图3的步骤359中),或者记录在所确定的第一成像平面或第二成像平面的剪切波弹性成像测量结果(例如,如在图3的步骤363中)。系统可以通过例如改变指示符482-486中的一个或多个的颜色、发出警报声或音调和/或在显示410上显示消息来提示用户。在一些实施例中,系统可以当检测到成像平面的当前取向与目标取向相匹配时自动记录测量结果。一旦测量结果被记录(例如,到存储器118),取向反馈显示424可以更新,使得例如目标取向指示符486被标记为先前取向指示符482,并且显示在下一个取向处的新的目标取向指示符。

[0065] 在成像平面的取向无需用户控制即可调节的一些实施例中(例如,探头包括换能器的2D阵列,探头产生多个成像平面等),显示器410可以不包括取向反馈显示424。在一些实施例中,即使不需要用户调整成像平面,取向反馈显示424仍然可以被显示以供参考。

[0066] 在一些实施例中,显示器410可以在呈现位置反馈显示422和取向反馈显示424之间交替。例如,当系统引导探头放置在新位置处时,可以显示位置反馈显示422,而当系统正在收集初始测量结果或剪切波测量结果时可以显示取向反馈显示424(例如,如在图3的方法300中)。

[0067] 以此方式,位置反馈显示器422可以指导探头放置在组织周围的多个位置处,并且取向反馈显示器424可以指导探头旋转到各种成像平面取向。系统可以操作并选择性地显示反馈显示422、424,以指导将探头放置在一个位置处、在多个角度上收集初始测量结果、在所确定的第一成像平面和第二成像平面处收集剪切波测量结果、以及将探头放置在新的位置处。

[0068] 显示410还可以包括成像显示426a-c。成像显示426a-c可以示出在不同位置和/或取向处拍摄的表示性图像464a-c。图像可以是剪切波弹性成像图像,也可以是其他形式的图像,如B-模式图像。成像显示426a-c可以包括图像464a-c和测量位置指示符466a-c。图4中所示的显示指示符464a-c每一个包括均在组织的不同位置处拍摄的表示性图像464a-c。测量位置指示符466a-c是每个图像被记录的位置的图形表示。成像显示426a-c可以类似于图3的成像显示326、326',除了在图4中,测量位置指示符466a-c是测量位置指示符466a-c而不是测量取向指示符366a-c。

[0069] 由于图像显示426a-c彼此相似,为了简洁起见,将仅详细讨论图像显示426a中的一个。但是,应当理解,相似的特征可以包括在每个图像显示426a-c中。类似地,应当理解,图像显示426a-c彼此之间可以略有不同,并且每个显示中可以存在不同的选项或特征。例如,一个显示可以具有拍摄位置的指示符,而另一个显示可以具有图像的取向的指示符。系统可以允许用户选择不同的图像显示和/或配置显示的特征(例如,经由图2的用户接口254)。

[0070] 成像显示426a包括图像464a和测量位置指示符466a。图像464a可以是在给定位置

处拍摄的表示性图像。在图4的范例中，图像464a包括沿着图像464a的边界的取向指引。图像的一个边缘被标记为对应于组织的纤维的长轴(例如，LAX)，而图像464a的另一个边缘被标记为对应于纤维的短轴(例如，SAX)。取向指引可以基于组织的初始测量结果来确定(例如，图3的步骤359和360)。测量位置指示符466a可以是与位置反馈显示422的图形表示相匹配的测量位置的图形表示。在一些实施例中，位置指示符466a可以包括目标平面指示符(例如，类似于位置反馈显示422的目标平面指示符472)。

[0071] 图5是根据本公开的一些范例的超声系统的范例报告。报告500可以通过系统响应于由系统收集的初始测量结果和/或剪切波测量结果(例如，在图3的方法300中)生成。报告500可以呈现在显示器(例如图1的显示器110)上。报告还可以由系统保存(例如，在图1的存储器118中)、打印和/或发送到与超声系统分开的查看站(例如，由被耦合到图1的超声系统102的计算机检索)。报告500可以包括由系统直接测量的特性和从所测量的特性计算出的特性。

[0072] 在一些实施例中，报告500可以是表格，如在图5的范例中。报告还可以是列表、图表或本领域已知的其他形式的数据组织。在范例报告500中，表格中的数据被组织成组590a-b，在第一列中标记。每组590a-b可以对应于探头为了进行SWE测量所定位的感兴趣位置。报告500可以包括沿第一成像平面592a-b和第二成像平面594a-b测量或计算的一个或多个特性598a-d。报告500还可以包括针对复合剪切波测量结果596a-b计算的一个或多个特性598a-d。在图5的范例报告500中，复合测量结果596a-b可以从针对感兴趣位置590a-b中的每一个的在第一成像平面和第二成像平面592a-b处的测量结果来确定。如图5所示，报告500可以包括标签，如对拍摄剪切波弹性成像图像的平面的指示。例如，感兴趣位置590a-b可以用它们对应的心脏视图来标记。

[0073] 在图5的范例中，组590a对应于胸骨旁短轴和长轴二尖瓣视图，而组590b对应于胸骨旁短轴和长轴心尖视图。因此，第一成像平面592a可以对应于胸骨旁长轴二尖瓣视图，而第二成像平面594a可以对应于胸骨旁短轴二尖瓣视图。以类似的方式，第一成像平面592b和第二成像平面594b可以分别对应于胸骨旁长轴和短轴心尖视图。

[0074] 报告500可以包括组织的厚度598a的测量结果。厚度598a可以基于组织的一个或多个图像来确定。在一些实施例中，厚度598a可以从初始测量结果确定，如组织的B-模式图像。厚度598a可以通过将图像处理技术(例如，分割、机器学习)应用于图像以识别组织的边缘来确定。厚度598a可以针对每个感兴趣位置590a-b处的每一个第一成像平面和第二成像平面592-594来计算，或者厚度598a对于每个感兴趣位置590a-b可以是单个值。

[0075] 报告500可以包括进行每次测量的角度598b。角度598b可以是针对第一成像平面和第二成像平面592-594中的每一个相对于参考角度的测量的角度。角度598b可以基于在测量期间成像平面的测量取向来确定。在一些实施例中，角度598b可以由探头中的传感器(例如，图2的传感器240)来测量。报告还可以包括所测量的在给定位置和取向处的组织的剪切波速度598c。剪切波速度598c可以基于在该位置和取向处的剪切波弹性成像测量结果来确定。

[0076] 报告还可以是诸如硬度598d的特性，其可以基于与其他特性598a-c中的一个或多个来计算。可以针对每个感兴趣位置590处的每个成像平面592-594计算硬度598d。在一些实施例中，硬度598d可以由Lamb波模型确定。Lamb波模型可以使用一种或多种测量特性，如

厚度、角度和/或剪切波速度来计算组织的硬度。

[0077] 除了呈现与一组内的每个测量取向(例如,胸骨旁短轴PSAX和胸骨旁长轴PLAX)相关的数据外,报告500还可以包括复合剪切波测量结果或者特性596a-b,其可以基于多个个体测量结果之间的比较来计算。在一些范例中,报告500可以包括不同取向之间的剪切波速度的平均值、差值和/或比率。报告500可以包括针对一定特性598a-d计算的复合剪切波测量结果596。例如,报告500可以包括在给定感兴趣位置590处的第一成像平面592和第二成像平面594上计算的硬度598d之间的比率。尽管仅示出在每个感兴趣位置590处的第一成像平面592和第二成像平面594之间的比较,复合剪切波测量结果596a-b还可以包括基于在不同感兴趣位置590a-b处的测量结果之间的比较所计算的特性。例如,可以针对每个感兴趣位置处的第一成像平面(例如,胸骨旁长轴)计算平均硬度。

[0078] 如本文所述,用于采集各向异性组织中的SWE测量结果的协议可以包括在相对于组织的各种方向上扫描组织以采集初始测量结果(例如,背向散射测量结果)。初始测量结果的最小值可以指示与组织中结构的第一取向(例如,与组织中的纤维对齐)。初始测量结果的最大值可以指示与组织中结构的第二取向(例如,垂直于组织中的纤维)。第一取向或第二取向可以用于确定第一成像平面。在一些实施例中,第一取向或第二取向中的另一个可以用于确定第二成像平面。在其他实施例中,可以通过计算与第一成像平面正交的平面来选择第二成像平面。

[0079] 可以在第一成像平面和第二成像平面的交叉处采集SWE测量结果。可以在沿着第一成像平面的交叉处采集第一SWE测量结果。为了采集第一SWE测量结果,可以在交叉处的组织中诱发(例如,通过推动脉冲)剪切波,并且可以测量剪切波沿第一成像平面的传播。可以在沿着第二成像平面的交叉处采集第二SWE测量结果。为了采集第二SWE测量结果,可以在交叉处的组织中诱发(例如,通过推动脉冲)剪切波,并且可以测量剪切波沿第二成像平面的传播。

[0080] 可以提供第一和第二SWE测量结果两者(例如,在报告中)。在一些实施例中,第一和第二SWE测量结果可以用于生成复合SWE测量结果。

[0081] 在一些实施例中,可以在组织中的不同位置处重复上述协议。

[0082] 在一些应用中,本文描述的系统和方法可以改进各向异性组织中SWE测量结果的一致性和/或可靠性。在一些实施例中,系统和方法可以提供表征组织的各向异性的方式。

[0083] 在使用诸如基于计算机的系统或可编程逻辑之类的可编程设备来实施的组件、系统和/或方法的各种实施例中,应当理解,上述系统和方法能够使用任何各种已知的或后来开发的编程语言来实施,如“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等。因此,能够准备各种存储介质,如计算机磁盘、光盘、电子存储器等,这些介质能够包含能指导设备(如计算机)实施上述系统和/或方法的信息。一旦合适的设备访问存储介质上包含的信息和程序,存储介质就能够向设备提供信息和程序,从而使设备能够执行本文描述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料,如源文件、目标文件、可执行文件等的计算机磁盘,则计算机能够接收信息、适当地配置自身并执行上面的图表和流程图中概述的各种系统和方法的功能来实施各种功能。即,计算机能够从磁盘接收与上述系统和/或方法的不同元素有关的信息的各个部分、实施各个系统和/或方法、以及协调上述各个系统和/或方法的功能。

[0084] 鉴于本公开，应当注意，本文描述的各种方法和设备可以在硬件、软件和固件中实施。此外，各种方法和参数仅以范例方式被包括在内，而非以任何限制意义。鉴于本公开，本领域普通技术人员能够在保持在本发明的范围内的同时，在确定他们自己的技术和影响这些技术所需的设备时实施本教导。本文描述的一个或多个处理器的功能可以并入更少数量的或单个处理单元(例如，CPU)，并且可以使用被编程为响应可执行指令来执行本文描述的功能的专用集成电路(ASIC)或通用处理电路来实施。

[0085] 虽然本系统可能已经具体地参考超声成像系统进行了描述，但是还设想本系统能够扩展到以系统方式获得一个或多个图像的其他医学成像系统。因此，本系统可用于获得和/或记录与以下部位相关但不限于以下部位的图像信息：肾、睾丸、乳房、卵巢、子宫、甲状腺、肝、肺、肌肉骨骼、脾、心脏、动脉和血管系统，以及与超声引导的介入相关的其他成像应用。此外，本系统还可以包括一个或多个可以与常规成像系统一起使用的程序，从而它们可以提供本系统的特征和优点。本公开的某些附加优点和特征在研究本公开后对于本领域技术人员来说是显而易见的，或者可以被采用本公开的新颖系统和方法的人员体验到。本系统和方法的另一个优点可以是常规医学图像系统能够容易地升级为结合本系统、设备和方法的特征和优点。

[0086] 当然，应当理解，本文描述的范例、实施例或过程中的任何一个可以与一个或多个其他范例、实施例和/或过程组合，或者在单独的设备或设备部分之间分开和/或执行根据本系统、设备和方法。

[0087] 最后，以上讨论仅旨在说明本系统，不应解释为将所附权利要求限制为任何具体实施例或实施例组。因此，虽然已经参考范例性实施例具体详细地描述了本系统，但是还应当理解，本领域普通技术人员可以在不脱离如在权利要求中所阐述的本系统的更广泛和预期的精神和范围的情况下设计出多种修改和替代实施例。因此，说明书和附图被认为以说明性的方式，而非旨在限制所附权利要求的范围。

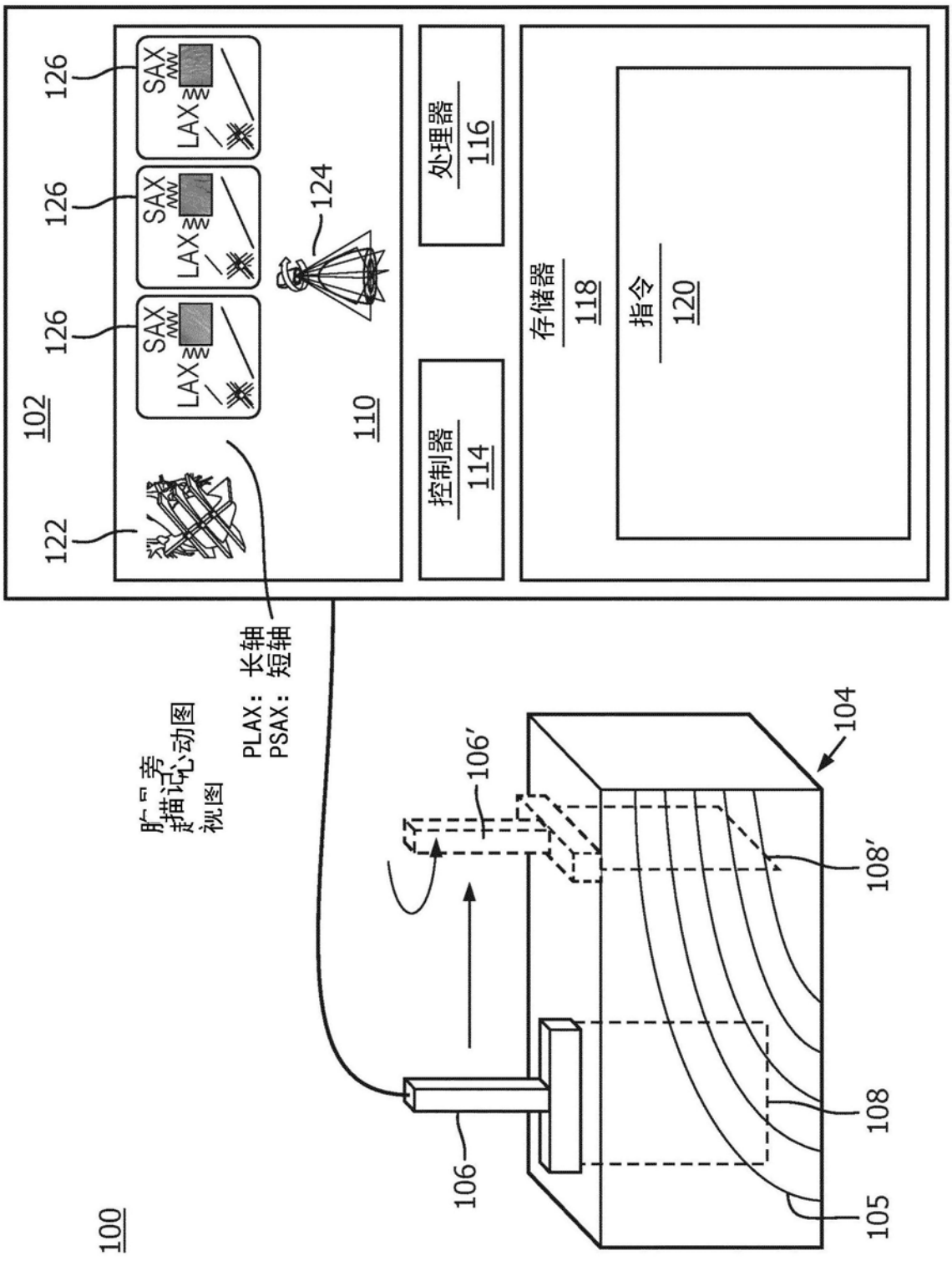
100
102
110
122
124
126
126
126
SAX
LAX
SAX
LAX
SAX
LAX
处理器
116
控制器
114
存储器
118
指令
120
PLAX：长轴
PSAX：短轴
胸骨旁
描记心动图
视图
104
105
106
106′
108
108′

图1

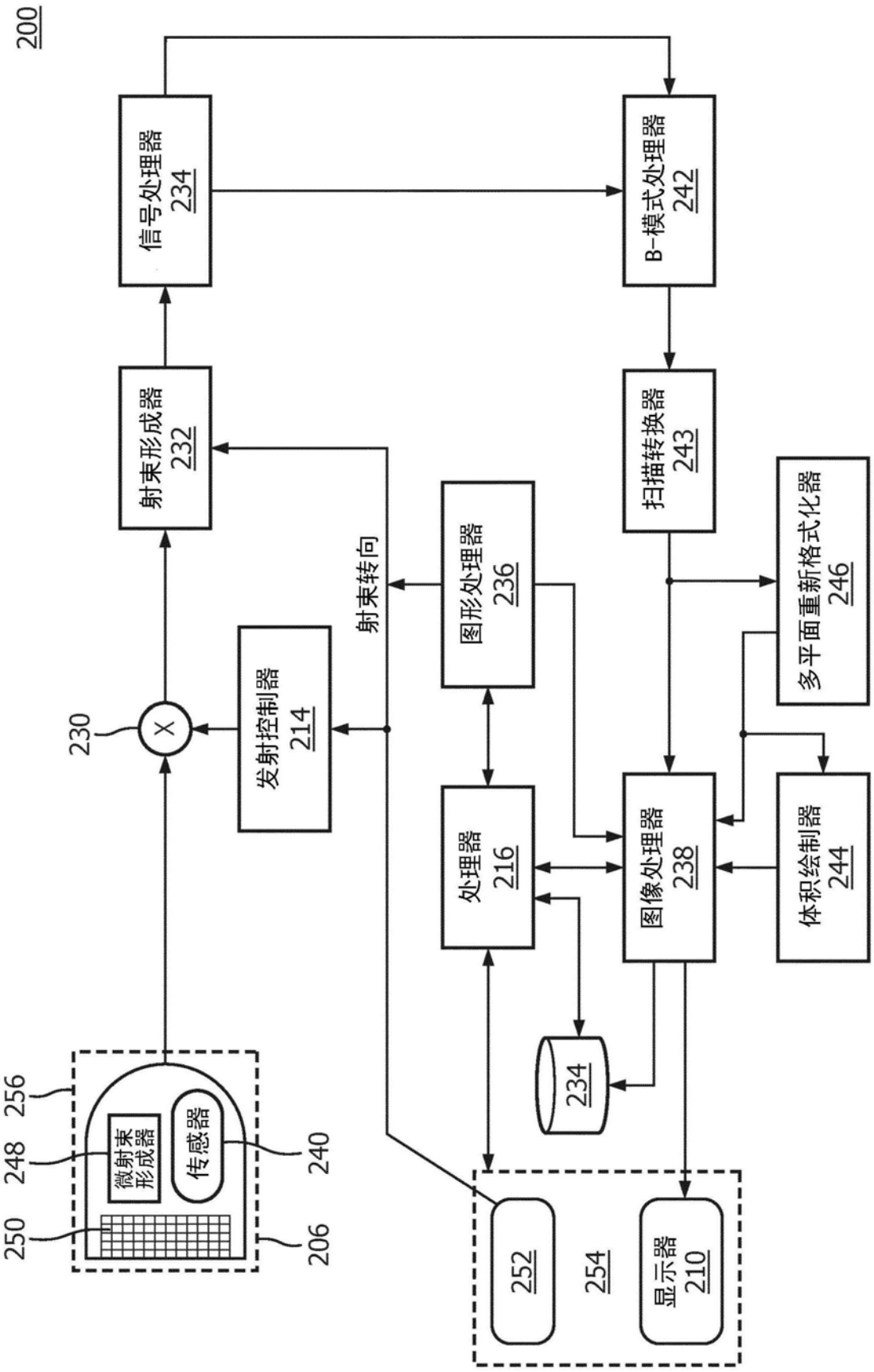
200
信号处理器 234
B-模式处理器 242
射束形成器 232
扫描转换器 243
图形处理器 236
多平面重新格式化器 246
射束转向
发射控制器 214
230
X
处理器 216
图像处理器 238
体积绘制器 244
234
256
248
250
微射束形成器
传感器
240
206
252
254
显示器 210

图2

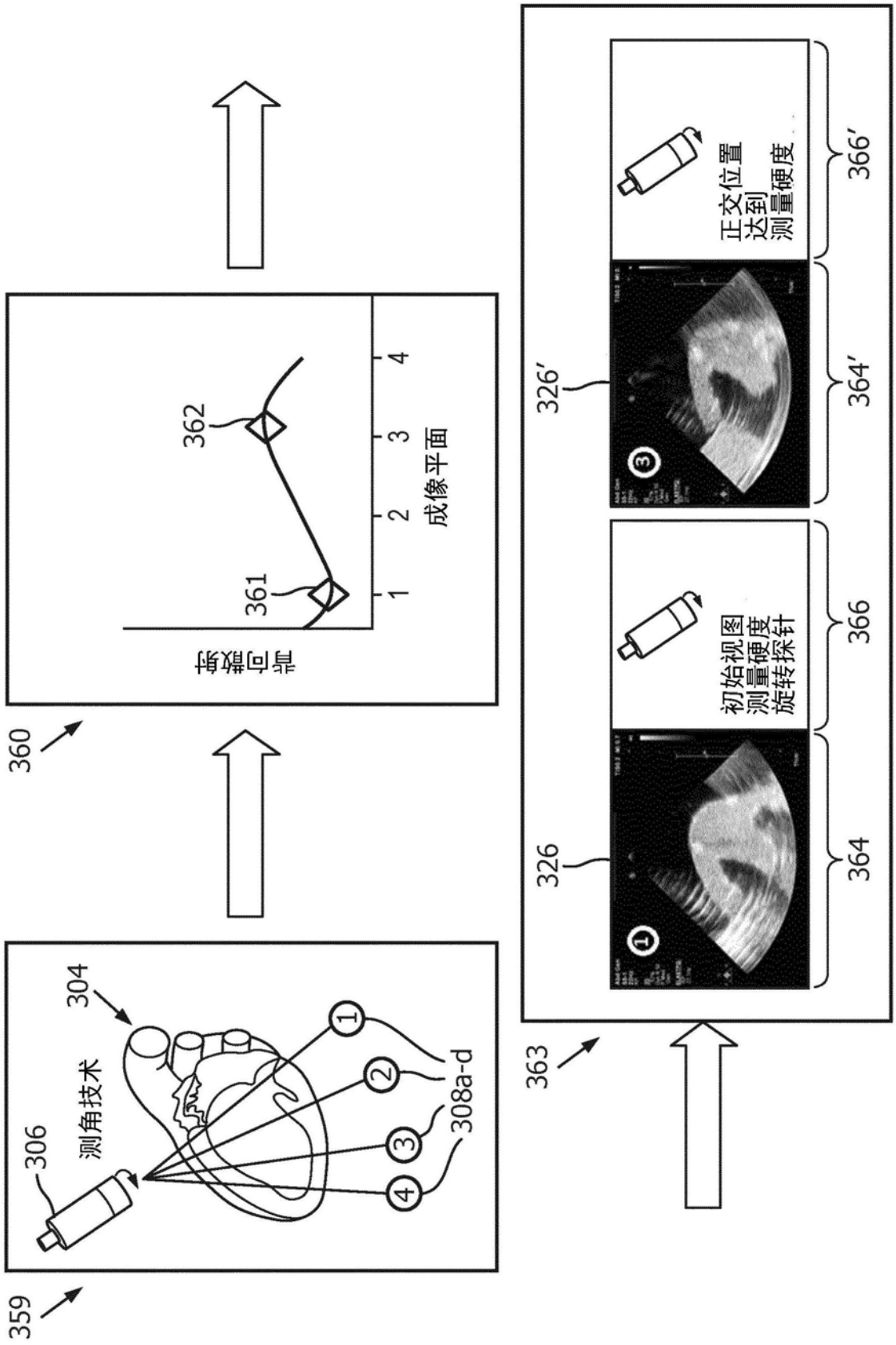
359
306
测角技术
304
308a-d
360
背向散射
361
362
成像平面
363
326
初始视图
测量硬度
旋转探针
364
366
326′
正交位置
达到
测量硬度
364′
366′

图3

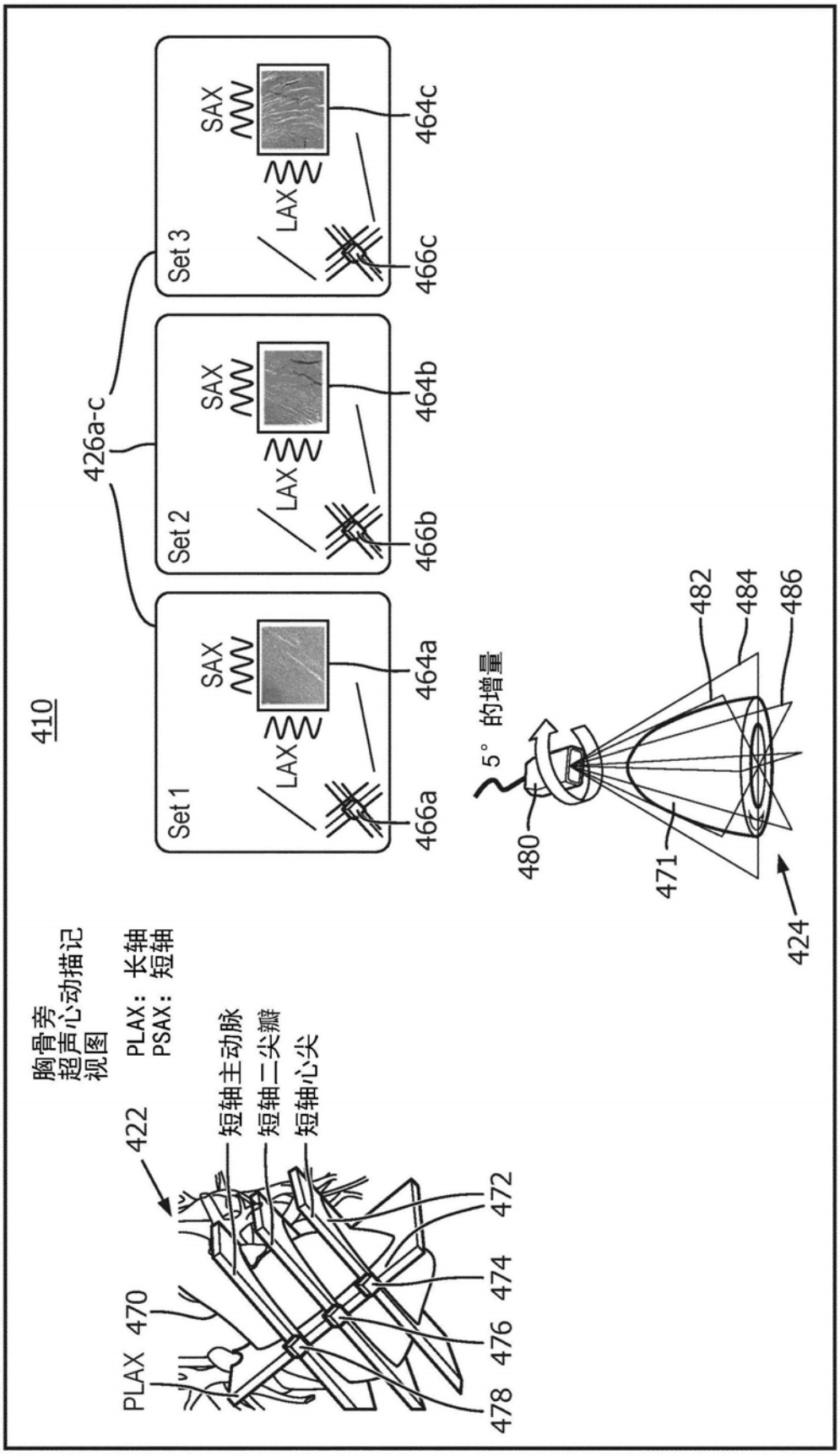
410
Set 1
Set 2
Set 3
SAX
LAX
464a
464b
464c
466a
466b
466c
426a-c
5° 的增量
480
471
424
482
484
486
胸骨旁
超声心动描记
视图
PLAX：长轴
PSAX：短轴
422
短轴主动脉
短轴二尖瓣
短轴心尖
PLAX
470
472
474
476
478

图4

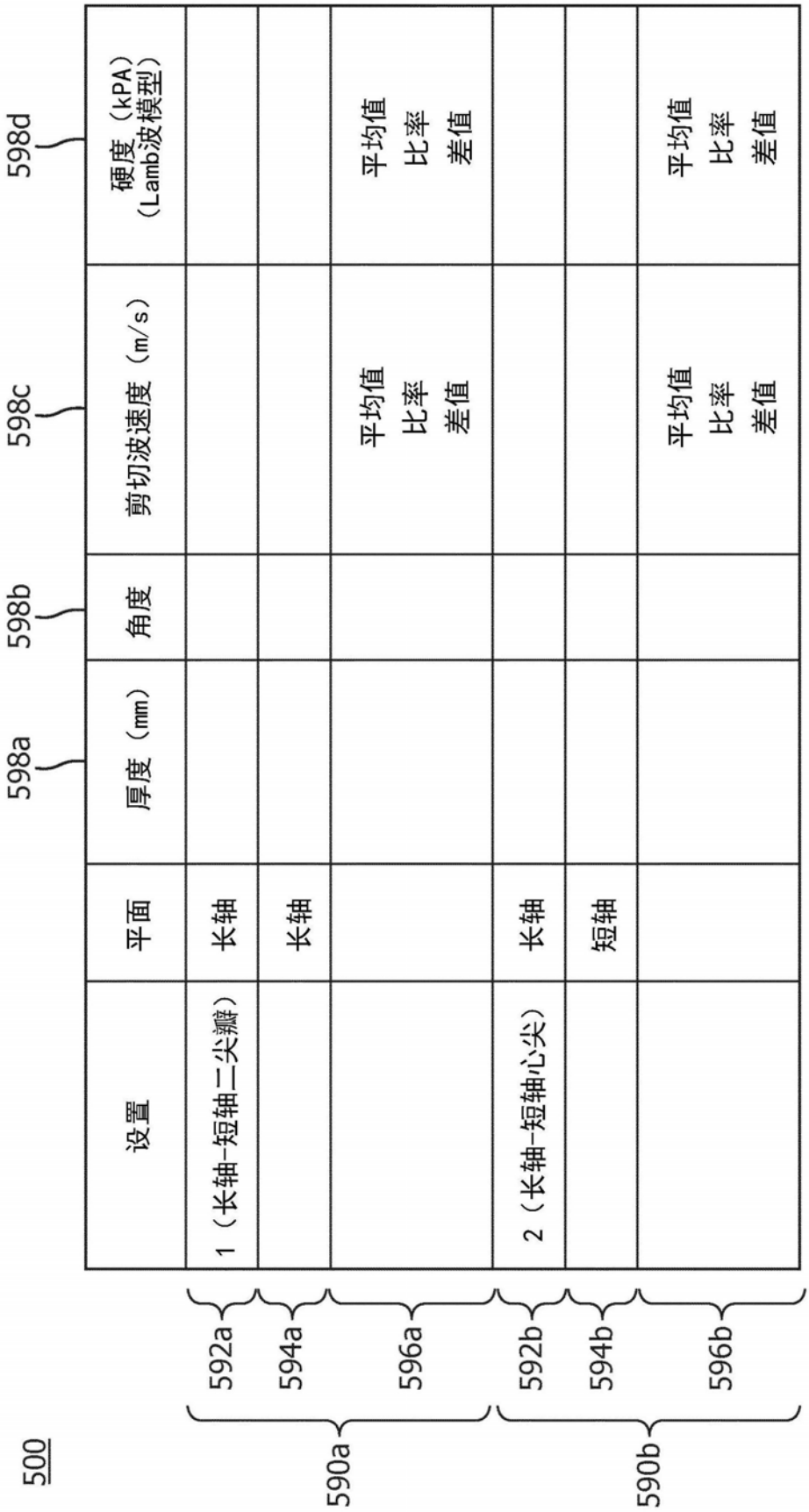
500
590a
590b
592a
594a
596a
592b
594b
596b
598a
598b
598c
598d
设置
平面
厚度（mm）
角度
剪切波速度（m/s）
硬度（kPA）（Lamb波模型）
1（长轴-短轴二尖瓣）
长轴
长轴
平均值
比率
差值
2（长轴-短轴心尖）
长轴
短轴
平均值
比率
差值
平均值
比率
差值

图5