



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113543721 A

(43) 申请公布日 2021. 10. 22

(21) 申请号 202080019585.5

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2020.03.06

代理人 刘兆君

(30) 优先权数据

19163454.2 2019.03.18 EP

62/815484 2019.03.08 US

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.09.08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/056051 2020.03.06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/182670 EN 2020.09.17

(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 S·塞特 C·菲尔雄

P·瓦集内帕里 D·N·朗德西尔

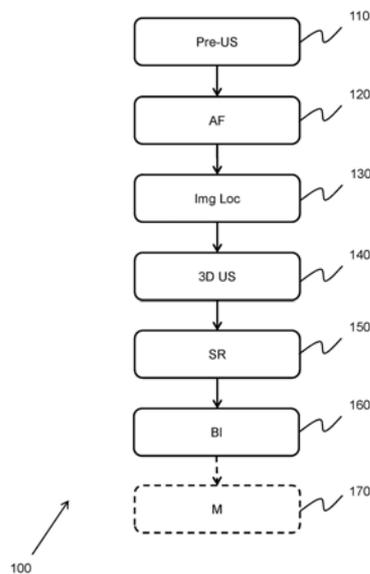
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54) 发明名称

用于采集复合3D超声图像的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供一种获得感兴趣区域的复合3D超声图像的方法。该方法包括从对象的感兴趣区域获得初步超声数据并基于所述初步超声数据识别所述感兴趣区域内的解剖特征。然后基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置。从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像,其中,所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠,从而形成包括所述解剖特征的交叠部分。基于所述解剖特征在第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准,然后基于然后空间配准混合3D超声图像,从而生成复合3D超声图像。



1. 一种用于获得感兴趣区域的复合3D超声图像的方法,所述方法包括:
从对象的感兴趣区域获得初步超声数据;
基于所述初步超声数据来识别所述感兴趣区域内的解剖特征;
基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置;
从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像,其中,所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠,从而形成交叠部分,并且其中,所述交叠部分包括所述解剖特征;
基于所述解剖特征来在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准;并且
基于所述空间配准来混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像,从而生成复合3D超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述方法还包括基于所述复合3D超声图像来确定所述解剖特征的运动。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中,确定所述解剖特征的运动包括:
将非刚性变换矩阵应用于所述复合3D超声图像;并且
基于经变换的复合3D超声图像来识别伪影。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,确定所述解剖特征的运动包括跟踪所述伪影。
5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中,执行空间配准包括在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内生成3D点云,其中,所述3D点云表示所述第一3D超声图像内的表面和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的表面。
6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,其中,执行空间配准包括使用机器学习算法。
7. 根据权利要求5和6所述的方法,其中,所述机器学习算法适于基于所述3D点云来执行双水平拼接。
8. 根据权利要求5至7中的任一项所述的方法,其中,执行空间配准还包括基于所述3D点云来生成概率图,所述概率图表示占据所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的给定点的所述解剖特征的置信度值。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,执行空间配准包括当所述置信度值大于预定值时识别所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的所述解剖特征的位置。
10. 根据权利要求8至9中的任一项所述的方法,其中,混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像包括基于所述概率图来生成所述交叠部分的3D置信度图。
11. 根据权利要求1至10中的任一项所述的方法,其中,混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像包括对所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像应用泊松混合。
12. 一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现根据权利要求1至11中的任一项所述的方法。
13. 一种处理单元(30),其中,所述处理单元适于:
从对象的感兴趣区域获得初步超声数据;
基于所述初步超声数据来识别所述感兴趣区域内的解剖特征;

基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置；

从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像，其中，所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠，从而形成交叠部分，并且其中，所述交叠部分包括所述解剖特征；

基于所述解剖特征来在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准；并且

基于所述空间配准来混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像，从而生成复合3D超声图像。

14. 一种超声系统(2)，所述系统包括：

根据权利要求13所述的处理单元(30)；以及

适于采集4D超声数据的超声探头(4)。

15. 根据权利要求14所述的系统，其中，所述超声探头包括以下一项或多项：

运动传感器；

电磁跟踪器；以及

跳跃跟踪器。

用于采集复合3D超声图像的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像的领域,并且具体而言涉及复合超声成像的领域。

背景技术

[0002] 由于物理和工程限制,典型的超声检查受到小视野的限制。为了克服这一限制,已经开发了复合超声成像,由此将一系列超声图像拼接在一起以形成具有更大视场的复合超声图像。

[0003] 例如,在3D超声成像中,拼接一系列3D超声图像可用于可视化大型器官(或完整的胎儿)或在其相邻解剖区域的场景中可视化器官。这可能会带来几个潜在的临床优势,例如可视化大型解剖结构,例如妊娠子宫(带有胎儿、胎盘和羊水的子宫),如在Dyer等人的A clinical system for three-dimensional extended-field-of-view ultrasound, Br J Radiol., 85 (1018), 2012, 第919-924页中所述,在妊娠中期和晚期不可能在单个体积中采集。

[0004] 几篇研究论文讨论了许多单独使用图像数据拼接体积的复杂算法,例如Rajpoot等人的Multi-view fusion 3-D echocardiography:improving the information and quality of real-time 3-D echocardiography, Ultrasound Med Bio, 37, 2011, 第1056-72页。

[0005] 然而,现有技术经常导致感兴趣区域的不准确视图。此外,感兴趣对象的移动或不正确的探头放置能够降低最终复合图像的图像质量。

[0006] 因此,需要一种采集准确且鲁棒的复合超声图像的手段。

[0007] 文件EP 2807978公开了一种使用3D超声成像来获得复合3D模型的方法。

发明内容

[0008] 本发明由权利要求所定义。

[0009] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于获得感兴趣区域的复合3D超声图像的方法,所述方法包括:

[0010] 从对象的感兴趣区域获得初步超声数据;

[0011] 基于所述初步超声数据来识别所述感兴趣区域内的解剖特征;

[0012] 基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置;

[0013] 从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像,其中,所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠,从而形成交叠部分,并且其中,所述交叠部分包括所述解剖特征;

[0014] 基于所述解剖特征来在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准;并且

[0015] 基于所述空间配准来混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图

像,从而生成复合3D超声图像。

[0016] 所述方法提供了一种获得复合3D超声图像的手段。

[0017] 超声成像通常受限于有限的视野。通过将多幅超声图像(例如3D超声图像)拼接在一起,可以扩展视野。然而,用于拼接多个3D超声图像的传统方法非常容易受到图像伪影的影响。

[0018] 通过基于解剖特征来混合3D超声图像,可以减少最终复合图像中图像伪影的数量,从而提高复合3D超声图像的准确性。

[0019] 采集初步超声数据以引导3D超声图像的采集,使得它们包含感兴趣解剖特征。

[0020] 在一个实施例中,所述方法还包括基于所述复合3D超声图像来确定所述解剖特征的运动。

[0021] 以此方式,可以在生成复合3D超声图像时考虑运动。

[0022] 在进一步的实施例中,确定所述解剖特征的运动包括:

[0023] 将非刚性变换矩阵应用于所述复合3D超声图像;并且

[0024] 基于经变换的复合3D超声图像来识别伪影。

[0025] 以此方式,可基于由变换矩阵生成的运动伪影来检测运动。

[0026] 在进一步的实施例中,确定所述解剖特征的所述运动包括跟踪所述伪影。

[0027] 以此方式,可以监测解剖特征随时间的运动。

[0028] 在一种布置中,执行空间配准包括在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内生成3D点云,其中,所述3D点云表示所述第一3D超声图像内的表面和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的表面。

[0029] 以此方式,3D超声图像内的各种表面可由分布在虚拟空间上的一系列点表示。这样,可以基于点的分布来识别3D图像内的解剖特征。

[0030] 在一个实施例中,执行空间配准包括使用机器学习算法。

[0031] 以此方式,空间配准可以使用机器学习技术来执行,例如,通过识别3D超声图像内的解剖特征。

[0032] 在一个实施例中,机器学习算法适于基于3D点云来执行双水平拼接。

[0033] 在一种布置中,执行空间配准还包括基于所述3D点云来生成概率图,所述概率图表示占据所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的给定点的所述解剖特征的置信度值。

[0034] 这样,解剖特征在所述3D超声图像内的位置可以由概率图表示,所述概率图表示所述解剖特征定位于基于3D点云的给定点的可能性。

[0035] 在进一步的实施例中,执行空间配准包括当置信度值大于预定值时识别所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的所述解剖特征的位置。

[0036] 所述置信度阈值可以根据给定应用的期望准确度而变化。

[0037] 在一种布置中,混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像包括基于所述概率图来生成交叠部分的3D置信度图。

[0038] 以此方式,在3D超声图像的内找到解剖特征的可能性可以用作混合算法的输入。

[0039] 在一个实施例中,混合第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像包括应用泊

松混合所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像。

[0040] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施如上所述的方法。

[0041] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种处理单元,其中,所述处理单元适于:

[0042] 从对象的感兴趣区域获得初步超声数据;

[0043] 基于所述初步超声数据来识别所述感兴趣区域内的解剖特征;

[0044] 基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置;

[0045] 从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像,其中,所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠,从而形成交叠部分,并且其中,所述交叠部分包括所述解剖特征;

[0046] 基于所述解剖特征来在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准;并且

[0047] 基于所述空间配准来混合第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像,从而生成复合3D超声图像。

[0048] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种超声系统,所述系统包括:

[0049] 如上所述的处理单元;以及

[0050] 适于采集4D超声数据的超声探头。

[0051] 在一个实施例中,所述超声探头包括以下中一项或多项:

[0052] 运动传感器;

[0053] 电磁跟踪器;以及

[0054] 跳跃追踪器。

[0055] 这些跟踪器可以帮助减少或消除由探头或对象的外部运动引起的运动伪影,从而将运动隔离到成像区域内。

[0056] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

附图说明

[0057] 为了更好地理解本发明,并且更清楚地示出其如何付诸实践,现在将仅通过示例的方式参考附图,其中,

[0058] 图1示出了用于解释一般操作的超声诊断成像系统;

[0059] 图2示出了本发明的方法;

[0060] 图3示出了根据图2的方法基于3D点云的体积拼接的示意图;并且

[0061] 图4示出了使用刚性和非刚性拼接方法生成的复合图像之间的比较。

具体实施方式

[0062] 将参考附图来描述本发明。

[0063] 应当理解,详细说明和具体示例虽然指示了设备、系统和方法的示例性实施例,但是仅旨在用于说明的目的,而并不旨在限制本发明的范围。根据以下说明、所附权利要求书

和附图,将更好地理解本发明的设备、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应该理解,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0064] 本发明提供一种获得感兴趣区域的复合3D超声图像的方法。该方法包括从对象的感兴趣区域获得初步超声数据并基于所述初步超声数据识别所述感兴趣区域内的解剖特征。然后基于所述解剖特征来确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置。从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像,其中,所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像的部分交叠,从而形成包括所述解剖特征的交叠部分。基于所述解剖特征在第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准,然后基于然后空间配准混合3D超声图像,从而生成复合3D超声图像。

[0065] 首先将参考图1来描述示例性超声系统的一般操作,并且重点在于系统的信号处理功能,因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0066] 所述系统包括阵列换能器探头4,所述阵列换能器探头具有用于发射超声和接收回波信息的换能器阵列6。换能器阵列6可以包括:CMUT换能器;压电换能器,由PZT或PVDF等材料制成;或任何其他合适的换能器技术。在该示例中,换能器阵列6是能够扫描感兴趣区域的2D平面或三维体积的换能器8的二维阵列。在另一个示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0067] 换能器阵列6被耦合到微波束形成器12,微波束形成器控制换能器元件的信号接收。如美国专利US 5997479 (Savord等),US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等)中所述,微波束形成器能够对换能器的子阵列(一般称为“组”或“贴片”)接收的信号进行至少部分波束形成。

[0068] 应当指出,微波束形成器是完全任选的。此外,系统包括发射/接收(T/R)开关16,微波束形成器12可以被耦合到括发射/接收开关16并且在发射和接收模式之间对阵列进行切换,并且在没有使用微波束形成器并且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作的情况下保护主波束形成器20免受高能量发射信号的影响。从换能器阵列6的超声束的发射通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器18指示,其可以从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。控制器18可以包括发射电路,所述发射电路被布置为在发射模式期间(直接地或经由微波束形成器)驱动阵列6的换能器元件。

[0069] 在典型的逐线成像序列中,探头内的波束形成系统可以如下地操作。在发射期间,波束形成器(取决于实现方式可以是微波束形成器或主系统波束形成器)激活换能器阵列或换能器阵列的子孔径。子孔径可以是较大阵列内的换能器的一维线或换能器的二维片。在发射模式下,如下所述地控制由阵列或阵列的子孔径产生的超声束的聚焦和转向。

[0070] 在接收到来自对象的反向散射回波信号后,接收到的信号将进行接收波束形成(如下所述),从而将接收到的信号对齐,并且在使用子孔径的情况下,例如通过一个换能器元件来对子孔径进行移位。然后激活经移位的子孔径,并且重复该过程,直到激活了换能器阵列的所有换能器元件。

[0071] 对于每条线(或子孔径),用于形成最终超声图像相关联的线的总接收信号将是在

接收时段期间由给定子孔径的换能器元件测得的电压信号的总和。在下面的波束形成过程之后,所得的线路信号通常称为射频(RF)数据。然后,由各个子孔径生成的每个线信号(RF数据集)都经过额外处理,以生成最终超声图像的线。线信号的幅值随时间的变化将有助于超声图像的亮度随深度的变化,其中,高幅值峰将对应于最终图像中的亮像素(或像素的集合)。出现在线信号开始附近的峰值将表示来自浅层结构的回波,而出现在线路信号后期的峰值将表示来自对象内深度不断增加的结构的回波。

[0072] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从换能器阵列垂直向前(垂直于换能器阵列),或者以不同的角度用于更宽的视场。可以根据换能器元件致动时间来控制发射束的转向和聚焦。

[0073] 在常规超声数据采集中可以区分两种方法:平面波成像和“波束转向”成像。两种方法的区别在于在发射模式(“波束转向”成像)和/或接收模式(平面波成像和“波束转向”成像)中存在波束形成。

[0074] 首先来看聚焦功能,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成平面波,所述平面波在穿过对象时发散。在这种情况下,超声波的波束保持不聚焦。通过将取决于位置的时间延迟引入换能器的激活,可以使波束的波前会聚在期望的点上,所述点称为聚焦区。聚焦区定义为横向波束宽度小于发射波束宽度一半的点。以这种方式,提高了最终超声图像的横向分辨率。

[0075] 例如,如果时间延迟导致换能器元件从最外面的元件开始并在换能器阵列的(一个或多个)中心元件结束处系列地激活,则将在距探头给定距离处形成焦点区域,与(一个或多个)中心元件成一条线。焦点区域与探头的距离将根据换能器元件激活的每个后续一轮之间的时间延迟而变化。在波束通过聚焦区后,它将开始发散,形成远场成像区域。应当注意,对于位于靠近换能器阵列的聚焦区,超声束将在远场中迅速发散,从而导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,由于超声波束中的大的交叠,位于换能器阵列与聚焦区之间的近场显示的细节很少。因此,改变聚焦区的位置能够导致最终图像质量的显著变化。

[0076] 应当注意,在发射模式下,除非将超声图像划分为多个焦点区域(每个焦点区域可能具有不同的发射焦点),否则只能定义一个焦点。

[0077] 另外,在从对象内部接收到回波信号时,可以执行上述处理的逆过程以执行接收聚焦。换句话说,进入的信号可以被换能器元件接收并且在被传递到系统中用于信号处理之前经历电子时间延迟。最简单的示例称为延迟和求和波束形成。可以根据时间动态地调整换能器阵列的接收聚焦。

[0078] 现在来看波束转向的功能,通过对换能器元件正确地施加时间延迟,可以在超声束离开换能器阵列时在超声束上赋予期望的角度。例如,通过激活换能器阵列的第一侧上的换能器,然后以在阵列的相对侧上结束的顺序激活其余的换能器,波束的波前将朝向第二侧倾斜。相对于换能器阵列的法线的转向角的大小取决于随后的换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0079] 此外,可以对转向波束进行聚焦,其中,应用于每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟之和。在这种情况下,换能器阵列称为相控阵列。

[0080] 在CMUT换能器需要激活直流偏压的情况下,换能器控制器18可以被耦合以控制换能器阵列的DC偏置控制器45。DC偏置控制器45设置被应用到CMUT换能器元件的(一个或多

个)偏压。

[0081] 对于换能器阵列的每个换能器元件,模拟超声信号(通常称为通道数据)通过接收通道进入系统。在接收通道中,通过微波束形成器12从通道数据中产生部分波束形成的信号,并且然后被传送到主接收波束形成器20,在主接收波束形成器20中,来自个体换能器片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号,称为射频(RF)数据。可以如上所述执行在每个阶段执行的波束形成,或者可以包括额外的功能。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个接收来自换能器元件的数十或者数百的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0082] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回声信号,例如:带通滤波;抽取;I和Q分量分离;以及谐波信号分离,用于分离线性和非线性信号,以便识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。处理器还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合以及噪声消除。信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,所述噪声通常没有解剖信息。

[0083] 用于发射和用于接收的波束形成器以不同的硬件实现并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图1中仅示出了接收器波束形成器12、20。在整个系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0084] 微波束形成器12的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0085] 最终的波束形成在主波束形成器20中完成,并且通常在数字化之后。

[0086] 发射和接收信道使用具有固定频带的同一换能器阵列6。但是,发射脉冲占用的带宽可以根据使用的发射波束形成而变化。接收通道可以捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,它可以只提取包含期望的信息(例如主谐波的谐波)的带宽。

[0087] RF信号可以然后被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26对接收到的超声信号执行幅值检测,以对身体中的结构(例如,器官组织和血管)进行成像。在逐线成像的情况下,每条线(波束)由关联的RF信号表示,其幅值用于生成要分配给B模式图像中像素的亮度值。图像内像素的确切位置由沿RF信号的相关幅度测量值的位置以及RF信号的线(束)数确定。这种结构的B模式图像可以以谐波或基本图像模式或两者的组合形成,如美国专利US 6283919(Roundhill等人)和美国专利US 6458083(Jago等人)中所描述。多普勒处理器28可以处理源自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测运动的物质,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,其具有被设置为使从身体中的选定类型的材料返回的回波通过或拒绝其的参数。

[0088] 将由B模式和多普勒处理器生成的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。换句话说,扫描转换器的作用是将RF数据从圆柱坐标系转换为适于在图像显

示器40上显示超声图像在笛卡尔坐标系。在B模式成像的情况下,给定坐标处像素的亮度与从该位置接收的RF信号的幅值成比例。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器可以在B模式结构图像上叠加与图像场中各个点的运动相对应的颜色,在这些点处多普勒估计的速度可产生给定的颜色。组合的B模式结构图像和彩色多普勒图像描述了结构图像场内组织和血流的运动。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述。

[0089] 2D或3D图像被从扫描转换器82、多平面重新格式化器44、以及体积绘制器42耦合到图像处理器30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。成像处理器可以适于从最终的超声图像中去除某些成像伪像,例如:声学阴影,例如由强衰减物或折射引起的;后增强,例如由弱衰减物引起的;混响伪影,例如,高度反射的组织界面的紧邻定位之处;等等。另外,图像处理器可以适于处理特定纹波减少功能,以便改善最终超声图像的对比度。

[0090] 除了被用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的尺寸和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0091] 来自量化处理器的输出数据PUHC耦合到图形处理器36,用于在显示器40上与图像一起再现测量图形和值,以及从显示设备40输出音频。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,例如患者姓名。所述用户接口还被耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列6的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。控制器18的发射控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑了操作模式(由用户给定)以及接收器模数转换器中的相应所需的发射器配置和带通配置。控制器18可以是具有固定状态的状态机。

[0092] 用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0093] 本文描述的方法可以在处理单元上执行。这样的处理单元可以位于超声系统之内,诸如上面参考图1描述的系统。例如,上述图像处理器30可以执行以下详述的方法步骤中的一些或全部。替代地,处理单元可以位于适于接收与对象有关的输入的任何合适的系统中,例如监测系统。

[0094] 图2示出了用于获得感兴趣区域的复合3D超声图像的方法100。

[0095] 该方法开始于步骤110,从对象的感兴趣区域获得初步超声数据。

[0096] 执行初始侦察扫描以便从感兴趣区域获得初步超声数据。该侦察扫描可以使用任何超声探头来执行,并且所述初步超声数据可以包括B模式超声数据和/或彩色多普勒超声数据。

[0097] 在步骤120中,基于所述初步超声数据识别感兴趣区域内的解剖特征。

[0098] 换言之,所述初步超声数据被用于识别感兴趣区域内的解剖特征以供进一步成像。例如,所述解剖特征可以是心脏瓣膜,例如二尖瓣或主动脉瓣,或胎儿。所述初步超声数据可用于找到感兴趣区域内解剖特征的位置和/或取向。

[0099] 在步骤130中,基于所述解剖特征确定第一成像位置和一个或多个额外成像位置。

[0100] 换句话说,在所述侦察扫描期间获得的所述初步超声数据用于从所述感兴趣区域导出解剖信息,然后可以使用所述解剖信息来引导超声探头的移动,以捕获基于确定的解剖特征3D或4D超声数据。

[0101] 例如,这可以通过从初步超声数据中选择可能包含解剖特征的2D成像平面并且选择在两个或更多个超声探头位置之间交叠的解剖特征以用于将要采集的3D体积居中来执行。该选择可以通过接收用户输入手动执行,或者通过3D模式中基于模型的最佳平面识别来自动执行,例如,使用心脏的注释模型。

[0102] 在步骤140中,从所述第一成像位置获得第一3D超声图像并且从所述一个或多个额外成像位置获得一幅或多幅额外3D超声图像。获得的图像使得所述第一3D超声图像的部分与所述一幅或多幅额外3D超声图像中的每个的部分交叠并且所述交叠区域包括所述解剖特征。

[0103] 基于解剖背景的这些3D超声图像的采集提供第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像的更准确融合以形成复合3D超声图像。此外,所述方法提供了图像质量的改进,并且相关2D平面的系统采集促进了3D复合超声图像的客观解读。

[0104] 如上所述,分别从第一和额外成像位置获得所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像。因此,用于采集3D超声图像的超声探头将不得不从所述第一成像位置移动到一个或多个额外成像位置。

[0105] 所述超声探头可以包括惯性传感器,以便测量所述探头和所述对象的运动,然后可以考虑该运动,以便在超声采集期间去除与探头运动有关的图像伪影。惯性传感器可以以这样的方式放置,使得在3D超声采集模式期间由超声探头的电机产生的磁场不影响传感器。

[0106] 替代地,也可以在超声探头中使用电磁跟踪器或跳跃跟踪器来跟踪探头的运动。超声数据和来自运动传感器的数据是同时采集的。来自运动传感器的旋转信息被输入到空间配准算法,如下所述,用于体积融合。识别来自交叠区域的相邻3D体积中的常见解剖标志,然后可以根据运动传感器数据将其用于空间配准算法中的平移校正。

[0107] 在步骤150中,基于所述解剖特征来在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像之间执行空间配准。

[0108] 换言之,第一3D超声图像的位置和/或取向是相对于一幅或多幅额外3D超声图像确定的,并且反之亦然。

[0109] 执行所述空间配准可以包括在所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内生成3D点云,其中,所述3D点云表示所述第一3D超声图像内的表面和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的表面。

[0110] 可以如下地执行3D点云生成。特定的解剖模型,例如心脏模型或胎儿模型,可用于驱动分类模块,用于识别3D超声图像内的感兴趣的切片/体积。这减少了解剖结构驱动的点云计算的搜索空间。

[0111] 然后可以使用分割模块在由分类模块选择的切片/体积上生成解剖结构驱动的热图,以在3D超声图像内产生3D点云。这种双向方法减少了点云生成所需的搜索空间,从而提高了该方法的计算效率。

[0112] 可以基于3D点云来生成概率图,所述概率图表示占据所述第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像内的给定点的所述解剖特征的置信度值。当置信水平超过预定阈值时,可以自动识别解剖特征。

[0113] 从上述过程导出的置信度值可用于创建解剖特征的3D置信度图,其可用作混合体积的决定因素。换句话说,置信度图可以改进解剖特征的可视化(甚至在像素级),从而更好地选择性合并3D超声图像。

[0114] 空间配准可以基于机器学习算法,其可以例如适于基于3D点云来对第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像执行双水平拼接。

[0115] 换句话说,机器学习(尤其是深度学习)驱动的、基于解剖概率的、在采集的3D超声图像上形成的3D点云可以用于执行使用非刚性配准技术的解剖特定的拼接。

[0116] 基于点云的拼接,例如,可以采用Elbaz等人的3D Point Cloud Registration for Localization using a Deep Neural Network Auto-Encoder, IEEE Conf. CVPR, 2017, 第4631-4640页中讨论的技术,用于在所述第一3D超声图像和所述第二3D超声图像之间执行非刚性配准。3D超声图像的交叠部分内的交叠体素的概率图,例如上面讨论的那个,可以作为复合3D超声图像的拼接体积中的最终体素选择的关键因素。概率图的使用增加了复合3D超声图像的解剖表示的准确性。

[0117] 典型的拼接方法,例如基于单向连续目标源对的配准,可以被利用双向邻域拓扑的更强大的拼接方法所取代。

[0118] 换句话说,空间配准不是沿着体积采集的方向累积地执行的。相反,超声探头的定位及其邻域影响是目标-源对选择的指标。因此,可以在空间配准中采用双向配准方案,从而减少来自两个采集方向的误差传播。

[0119] 步骤160中,基于所述空间配准来混合第一3D超声图像和所述一幅或多幅额外3D超声图像,从而生成复合3D超声图像。

[0120] 如上所述,可以在空间配准步骤期间针对第一3D超声图像和一幅或多幅额外3D超声图像生成概率图。这可以用作3D超声图像交叠部分的3D置信度图的基础。

[0121] 混合可以使用泊松混合来执行,泊松混合是一种梯度域图像处理技术。梯度域图像处理技术对相邻像素之间的差异进行操作,而不是直接对像素值进行操作。

[0122] 也可以使用任何合适的混合技术来执行混合。例如,混合可以使用:阿尔法混合;金字塔混合;拉普拉斯混合;等等。

[0123] 除了空间配准步骤之外,还可以在混合步骤中采用机器学习或深度学习算法。例如,可以训练机器学习算法以识别结构并根据识别的结构来以给定方式组合3D超声图像。

[0124] 在步骤170中,可以基于复合3D超声图像来确定解剖特征的运动。下面参考图4进一步描述对解剖特征的运动确定。

[0125] 应当注意的是,虽然下面参考图3描述的示例描述了基于两个3D超声图像的复合3D超声图像的生成,但是复合3D超声图像也可以基于任意数量的采集的3D超声图像来生成。

- [0126] 例如,可以从三个不同的成像位置采集三幅3D超声图像以生成复合3D超声图像。
- [0127] 换言之,可以混合多个3D超声图像以生成复合3D超声图像。
- [0128] 图3示出了根据上述方法的基于3D点云的体积拼接的示意图300。
- [0129] 图3示出了要用于生成复合3D超声图像330的第一3D超声图像310和额外的3D超声图像320。第一3D超声图像和额外3D超声图像显示解剖对象的两个透视图,其中交叠部分包括共同的解剖特征。
- [0130] 对第一3D超声图像和第二3D超声图像应用两个模块,即分类模块和分割模块。分类模块识别3D体积的每个2D切片中相关对象的存在,并且分割模块以点云的形式定位由分类模块选择的2D切片中的对象。
- [0131] 分类模块用于限制分割模块在感兴趣对象或解剖特征附近运行。反过来,这将隔离表面图由点云表示的对象。
- [0132] 因此,在将每个3D超声图像混合以形成复合3D超声图像之前,在每个3D超声图像中生成3D点云,图3中示出了其2D切片330。
- [0133] 图4示出了使用刚性拼接方法400生成的复合图像和使用非刚性拼接方法410生成的复合图像之间的比较。
- [0134] 在执行体积拼接时使用刚性配准可能在图像内的移动解剖结构上产生阴影伪影,例如胎儿(例如手或腿)或心脏瓣膜,由于它们的自然运动。阴影伪影415的示例在图像400中示出。
- [0135] 相比之下,非刚性配准可以消除阴影伪影,例如阴影伪影415。图像410示出了与图像400相同的解剖特征的复合图像;然而,由于图像410是使用非刚性拼接方法生成的,因此最终图像中阴影伪影的存在显著减少。
- [0136] 如上所述,由于解剖特征的移动,复合3D超声图像中可能出现阴影伪影。这些阴影伪影可以通过将非刚性变换矩阵应用于复合3D超声图像以进行运动计数来捕获。换句话说,这种明显的配准异常/错误可用于跟踪3D中的解剖运动。
- [0137] 在4D超声采集的情况下,它只是大量相邻的3D体积,非刚性变换矩阵可以提供解剖特征运动的概率轨迹,其可以用于量化/跟踪解剖运动。
- [0138] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。如果以上描述了计算机程序,其可以被存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。如果在权利要求书或说明书中使用术语“适于”,则应注意,术语“适于”旨在等同于术语“被配置为”。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

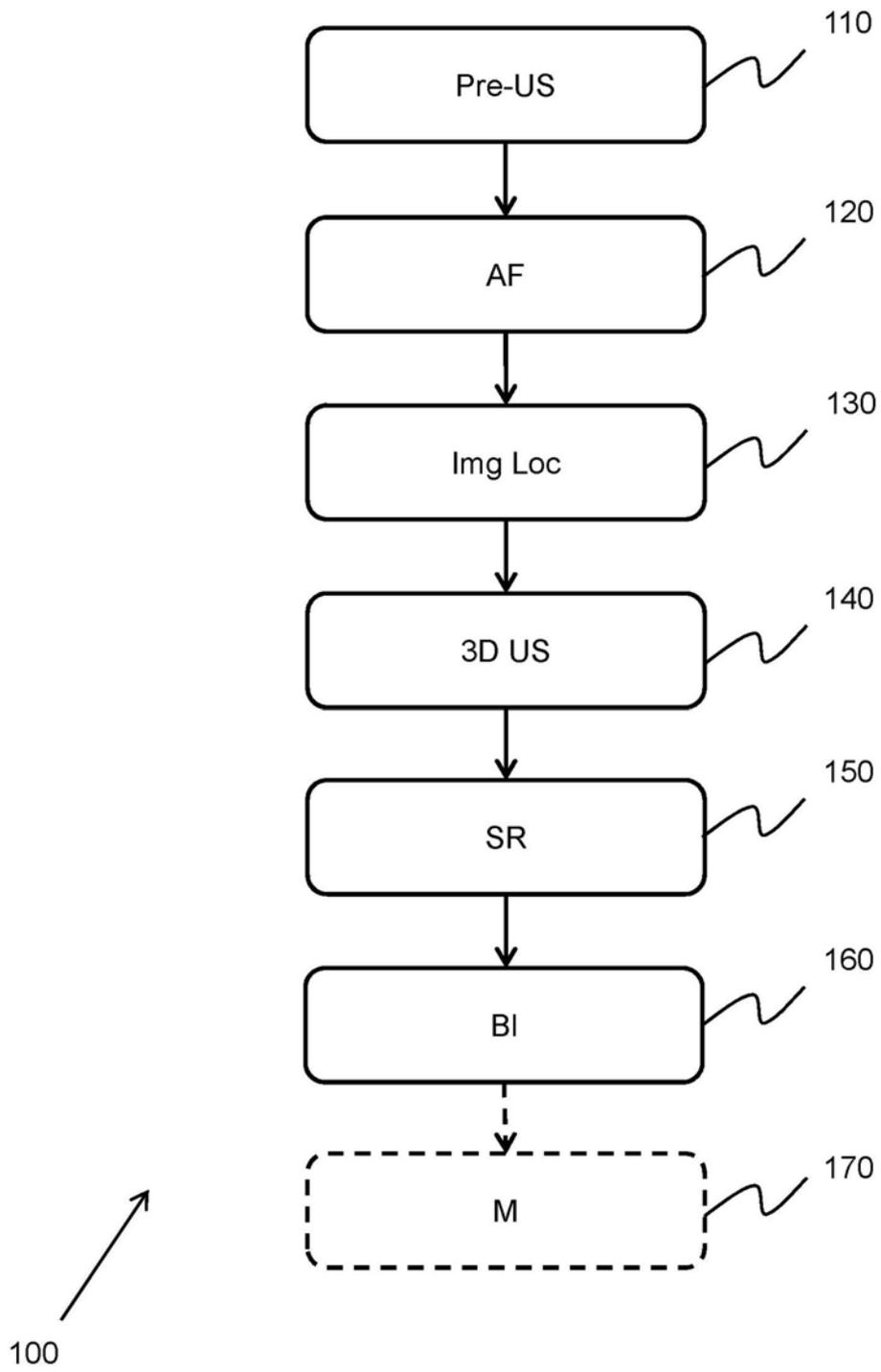


图2

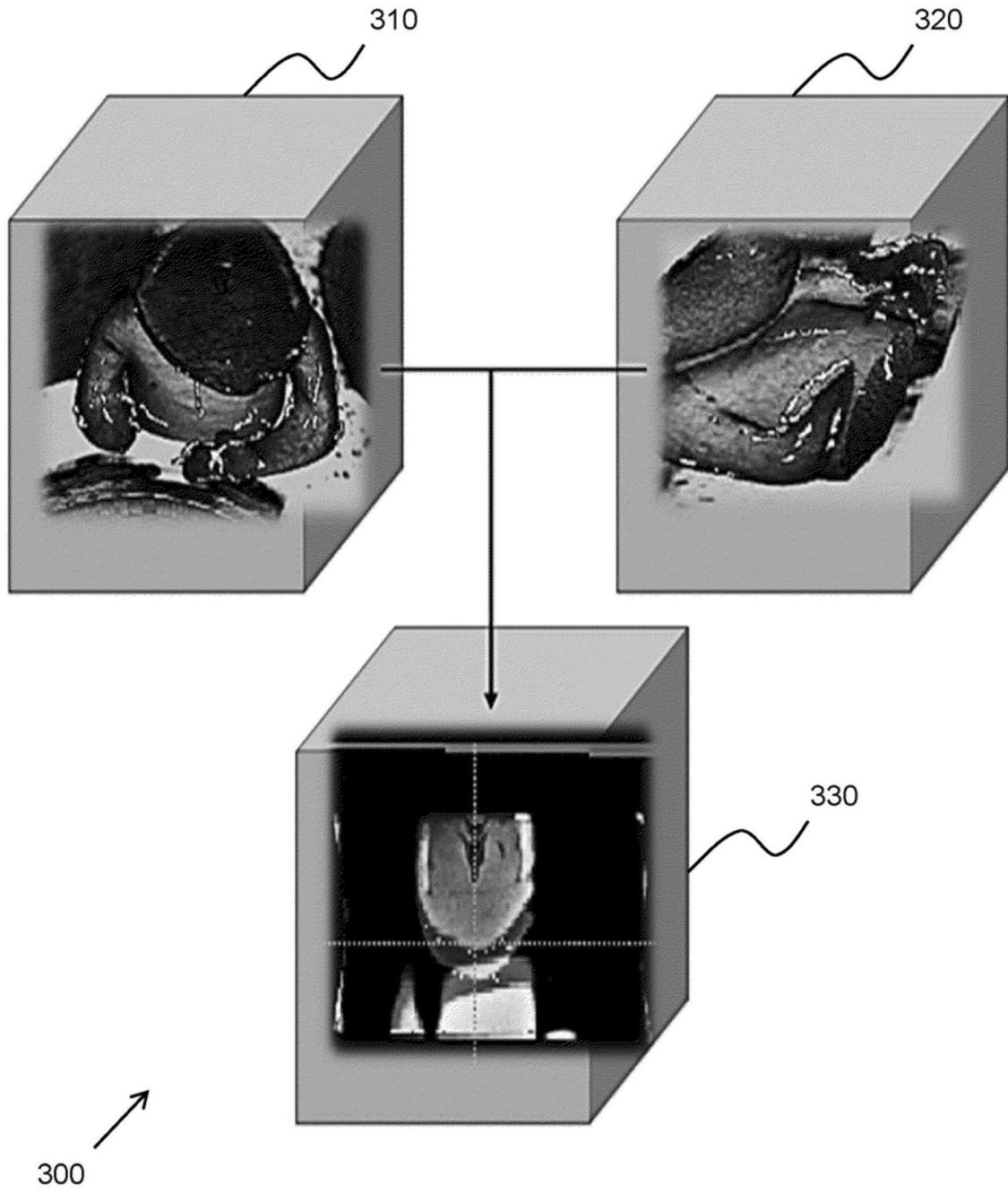


图3

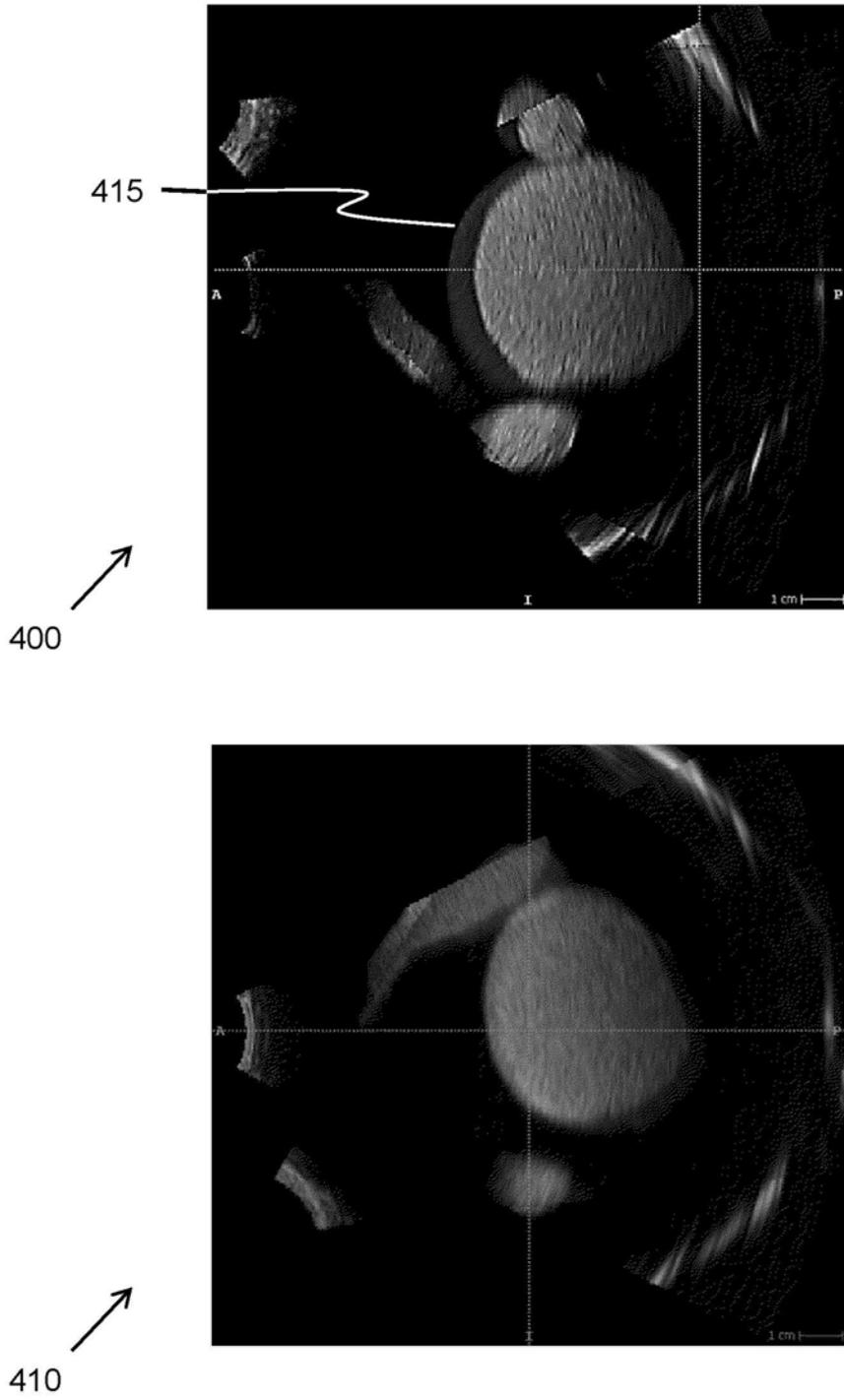


图4