



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037797 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610394382.X

(22)申请日 2016.03.30

(30)优先权数据

14/673583 2015.03.30 US

(71)申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 T·海曼 K·拉洛维奇

W·G·维尔克宁

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 叶菲 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

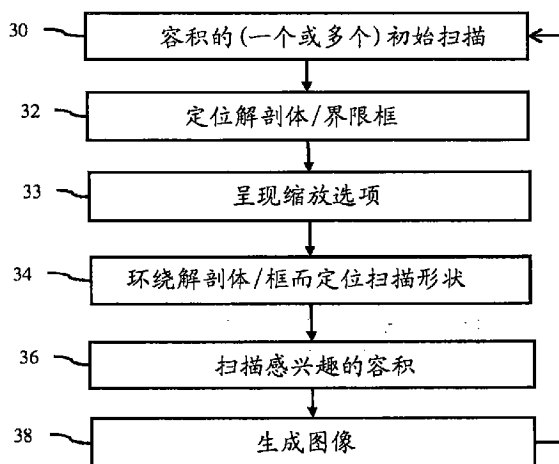
权利要求书2页 说明书14页 附图2页

(54)发明名称

超声成像中感兴趣的三维容积

(57)摘要

本发明涉及超声成像中感兴趣的三维容积。对感兴趣的容积进行超声成像(38)。根据容积扫描来自动定位(32)感兴趣的对象。在一种方法中,通过分类器找到围绕对象的几何界限框。在另一方法中,用于缩放到对象的选项被指示(33)给患者。环绕对象或界限框自动地限定(34)扫描区域,而无论是否响应于用户对选项的选择。扫描区域基于超声扫描格式而形成,但小于容积。与对整个原始容积的扫描(30)相比,通过扫描区域限定的感兴趣的容积用于生成(38)具有更大时间和/或空间分辨率的图像。



1. 一种用于感兴趣的容积的超声成像的方法,该方法包括:
利用超声成像系统获取(30)表示患者容积的数据;
通过处理器(18、24)定位(32)目标界限框,所述目标界限框围绕感兴趣的对象和附加的解剖体;
通过处理器(18、24)将容积内的感兴趣的容积标识(34)为扫描区域,所述扫描区域以围封目标界限框的扫描格式;
利用超声成像系统来扫描(36)以扫描格式的扫描区域;以及
根据感兴趣的容积的扫描(36)来生成(38)图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(30)包括在扫描(36)之前获取(30)以及停止患者容积的扫描而多次重复扫描区域的扫描(36)。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(30)包括以第一线密度获取(30),以及其中扫描(36)包括以大于第一线密度的第二线密度来对扫描区域进行扫描(36)。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中定位(32)包括将目标界限框定位(32)为具有小于十三个侧面以及与感兴趣的对象不同的外表面的几何结构。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中定位(32)包括应用经机器学习的分类器。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中定位(32)包括检测目标界限框的定位、定向和大小以包括感兴趣的对象。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中标识(34)包括将扫描区域标识(34)为覆盖目标界限框的全部的最小三维扇形形状。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中标识(34)包括将扫描区域标识(34)为具有在深度、高程和方位角上覆盖目标界限框的边界的超声锥体区域。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中对扫描区域进行扫描(36)包括针对扫描(36)的至少十次重复而对扫描区域进行扫描(36)且不扫描(36)患者容积的其余部分。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中获取(30)、扫描(36)以及扫描(36)的重复包括获取循环;
还包括对获取循环进行重复,获取(30)和定位(32)的重复包括追踪患者容积中的感兴趣的对象。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(38)图像包括生成(38)感兴趣的容积的图像而不是患者容积的其它部分的图像。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
根据数据而确定感兴趣的对象处于患者的容积中;
向用户呈现(33)用于缩放到感兴趣的容积的选项;以及
响应于接收用户对选项的选择来执行标识(34)和扫描(36)。
13. 一种用于感兴趣的容积的超声成像的系统,该系统包括:
发射波束形成器(12);
接收波束形成器(16);
换能器(14),其可与发射和接收波束形成器(12、16)连接;
处理器(18、24),其被配置为自主地根据响应于来自接收波束形成器(16)的、表示患者的第一区域的信息的超声数据集而标识解剖结构,并被配置为调整扫描参数以仅扫描作为

第一区域的子部分的感兴趣的容积,所述感兴趣的容积包括解剖结构;

再现器(21),其被配置为根据由发射和接收波束形成器(12、16)使用扫描参数的扫描而生成仅对于感兴趣的容积的图像;以及

显示器(22),其被配置为显示图像。

14.根据权利要求13所述的系统,其中处理器(18、24)被配置为根据响应于附加信息的附加超声数据集而重复标识并重复扫描参数的调整。

15.根据权利要求13所述的系统,其中再现器(21)被配置为生成仅对于感兴趣的容积的图像,其与第一区域的图像交错。

16.根据权利要求13所述的系统,其中处理器(18、24)被配置为利用经机器学习的分类器来标识解剖结构。

17.根据权利要求13所述的系统,其中处理器(18、24)被配置为利用解剖结构的界限框来标识解剖结构,并且其中处理器(18、24)被配置为调整扫描参数来扫描围封界限框的扇形状区域,所述扇形状区域是被定大小为最小限度地围封界限框或在具有裕度的情况下最小限度地围封界限框的扫描形状。

18.一种用于感兴趣的容积的超声成像的方法,该方法包括:

通过超声扫描仪扫描(30)患者的容积;

通过处理器(18、24)定位(32)容积中的对象;

在显示器上呈现(33)缩放到对象的选项;

通过处理器(18、24)将感兴趣的容积标识(34)为围封对象且小于患者的容积,标识(34)响应于用户对选项的选择;

通过超声扫描仪在标识(34)后、针对多次重复而扫描(36)感兴趣的容积并且不扫描患者的容积的其余部分;以及

在感兴趣的容积的显示上生成(38)图像的序列,所述图像基于响应于感兴趣的容积的扫描(36)的超声数据。

19.根据权利要求18所述的方法,其中定位(32)包括对围封对象和附加位置的界限框进行定位(32),并且其中标识(34)包括将感兴趣的容积标识(34)为最小限度地围封界限框或在具有裕度的情况下最小限度地围封界限框的扫描成形区域。

20.根据权利要求18所述的方法,还包括在重复扫描(36)患者容积的情况下追踪对象,定位(32)、标识(34)、扫描(36)感兴趣的容积,以及生成(38)图像的序列。

超声成像中感兴趣的三维容积

背景技术

[0001] 本发明涉及以超声的容积成像。特别地,提供了具有感兴趣区域的容积成像。

[0002] 在扫描患者的容积时,标识较小的感兴趣的容积区域。较小的感兴趣的容积允许可用获取时间和换能器或系统信息率的更有针对性的使用。通过扫描感兴趣的容积区域而不是整个容积,更高的时间或空间分辨率是可能的。

[0003] 在临床实践中,需要超声波检验师来手动地定位感兴趣的容积。这花费时间,因此在围手术应用(例如,经食管超声心动图(TEE))期间可能是不太可行的。感兴趣的容积相对于换能器的定位的手动更新同样是耗时的。感兴趣的容积被指定为处于相对于换能器的给定定位处。利用换能器限定的参考系来连续地对某个结构进行成像可能是有挑战性的。不容易保持换能器稳定,并且器官可能受呼吸或心脏运动影响。换能器或患者运动可能引起感兴趣的结构移动出感兴趣的容积,这需要另外的耗时的手动定位。

发明内容

[0004] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于感兴趣的容积的超声成像的方法和系统。感兴趣的对象根据容积扫描而自动地被定位。该对象可以是毗连的或分成部分。在一种方法中,通过分类器找到围绕对象的几何界限框(bounding box)。在另一方法中,向用户指示用于缩放到对象的选项。环绕对象或界限框自动限定扫描区域,而不论是否响应于用户对选项的选择。扫描区域基于超声扫描格式而形成,但小于容积。相比于对整个原始容积的扫描,通过扫描区域限定的感兴趣的容积用于生成具有更大时间和/或空间分辨率的图像。

[0005] 在第一方面中,提供了用于感兴趣的容积的超声成像的方法。超声成像系统获取表示患者容积的数据。处理器定位目标界限框,所述目标界限框围绕感兴趣的解剖体(anatomy)和附加的解剖体。处理器将容积内的感兴趣的容积标识为扫描区域,其以围封(enclose)目标界限框的扫描格式。超声成像系统对以扫描格式的扫描区域进行扫描。根据感兴趣的容积的扫描来生成图像。

[0006] 在第二方面中,提供了用于感兴趣的容积的超声成像的系统。换能器可与发射和接收波束形成器连接。处理器被配置为根据响应于来自接收波束形成器的、表示患者的第一区域的信息的超声数据集而自主地标识解剖结构,并被配置为调整扫描参数以仅扫描作为第一区域的子部分的感兴趣的容积。感兴趣的容积包括解剖结构。再现器(renderer)被配置为根据由发射和接收波束形成器通过使用扫描参数的扫描而仅对感兴趣的容积生成图像。显示器被配置为显示图像。

[0007] 在第三方面中,提供了一种用于感兴趣的容积的超声成像的方法。超声扫描仪扫描患者的容积。处理器定位容积中的解剖体。在显示器上呈现缩放到解剖体的选项。处理器将感兴趣的容积标识为围封解剖体且小于患者的容积。标识响应于用户对选项的选择。超声扫描仪在标识之后、针对多个重复而扫描感兴趣的容积并且不扫描患者的容积的其余部分。在感兴趣的容积的显示上生成图像的序列。图像基于响应于感兴趣的容积的扫描的超声数据。

[0008] 本发明由随后的权利要求限定,并且本章节中没有什么应当被理解为对那些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优点在下文中结合优选实施例而被公开,并且可以稍后独立地或组合地被要求保护。

附图说明

[0009] 组件和各图不一定是按比例绘制的,代替地重点被放在说明本发明的原理上。此外,在各图中,同样的参考标号贯穿不同的视图指明对应的部分。

[0010] 图1是用于感兴趣的容积的超声成像的方法的一个实施例的流程图图解;

[0011] 图2A-C分别图示了界限框、扫描区域、和缩放的显示的示例;

[0012] 图3图示了示例性的获取循环;以及

[0013] 图4是用于感兴趣的容积的超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0014] 对容积进行扫描。为了对患者进行增加的时间和/或空间成像,在容积中环绕自动检测的对象而限定感兴趣的容积。与在对整个容积视场成像的情况下所可能的相比,以更大的时间分辨率、对比分辨率、减少的阴影、和/或空间分辨率来对感兴趣的容积进行扫描和成像。根据整个视场三维图像而自动地确定感兴趣的容积框,并随后仅扫描所聚焦的感兴趣的容积。

[0015] 在一个实施例中,基于机器学习的对象检测控制图像获取过程。这允许将图像获取聚焦到最重要的区域上:目标解剖体和/或工具所位于的地方。超声波束利用全容积获取来稀疏地对解剖体进行采样以定位对象。该位置控制图像获取过程。超声系统自动地识别某些结构并优化视场和其它成像参数。针对被定为目标的区域执行一系列空间上较小的感兴趣容积的获取。通过使用固定的换能器带宽预算,如与全容积相比,该分配方案允许感兴趣的容积中的更高图像质量(例如,增加时间和空间分辨率)。

[0016] 在另一实施例中,超声系统自主地在超声数据集中实时标识某种结构并实时地调整成像参数以便优化图像质量和收集针对解剖结构的数据。例如,在根据整个心脏扫描定位了瓣膜后,收集两个相继的心动周期(heart cycle)上的针对主动脉瓣的数据。作为另一示例,活检针相对于诸如可疑病变之类的预定义的结构的位置被定位。

[0017] 感兴趣的容积动态地被锚定(anchor)至目标。通过重复容积的稀疏时间和/或空间扫描以及解剖体的检测,有规则地安置的感兴趣的容积可以以持续(on-going)的方式被成像而不管患者和/或换能器移动。超声系统随时间并且以预测方式调整视场,从而确保该结构不离开感兴趣的容积。这包括在偶尔的稀疏获取中探查邻近区域。

[0018] 图1示出了用于感兴趣的容积的超声成像的方法的一个实施例。通常,在三维超声成像期间根据容积扫描而自动地检测感兴趣的对象。该检测可以包括界限框,其是不同于对象且在扫描数据中不特别表示的几何结构。感兴趣的区域或容积被限定为环绕所检测的对象或界限框的子容积。多次扫描感兴趣的容积,而不扫描容积。与通过扫描容积所可能的相比,以更大的空间和/或时间分辨率来对感兴趣的容积进行成像。通过在感兴趣的容积扫描的重复的情况下重复根据全容积扫描的对象检测,更新对象位置,从而提供面向感兴趣的对象的自动的感兴趣容积的成像。

[0019] 通过图4中所示的系统或不同系统来执行该方法。例如,在动作30和36中,医学诊断超声成像系统进行扫描,并且处理器在动作32中进行定位,在动作33中呈现缩放选项,以及在动作34中对扫描形状进行定位。在动作38中,成像系统生成所显示的图像。其它设备可以执行任何动作,诸如处理器执行所有的非扫描动作。

[0020] 动作以所示的次序或另一次序执行。例如,动作33在动作32之前执行。

[0021] 可以使用附加的、不同的或更少的动作。例如,不执行动作33。作为另一示例,不执行动作32并且将扫描形状定位在所检测的对象上而不是界限框上。在又一示例中,不执行从动作38至动作30的重复循环。

[0022] 在动作30中,获取表示患者的容积的数据。利用超声成像系统来获取数据。超声成像扫描仪对患者容积进行扫描。可替代地,从先前的扫描中获取数据,诸如通过从存储器或图片归档和通信系统的传递。

[0023] 扫描患者的容积。该扫描是初始扫描,诸如第一次扫描。初始扫描可以是初始地发生或者在动作32中检测解剖体之前发生的那个,即使在初始扫描之前发生了其它先前的扫描。例如,在超声波检验师定位换能器以扫描所期望的容积时,重复动作30的扫描。一旦感兴趣的对象在视场中,就发生动作32的检测,使得用于第一次检测的容积扫描成为针对过程的其余部分的初始扫描。

[0024] 初始扫描是对整个容积的。整个容积是通过扫描建立的视场。横向范围和深度限定了所扫描的容积的范围。基于不同设置,不同大小的容积可以构成整个扫描容积。用户或系统在为初始扫描进行配置中确定视场和结果产生的整个扫描容积。

[0025] 为了以超声扫描视场,通过超声系统形成发射和接收波束。可以使用诸如扇形、线性、或**Vector®**的任何扫描格式和对应视场。扫描是对三维区域或容积的。通过三维中的电学和/或机械操纵来分布扫描线,从而提供表示容积的数据(例如, $N \times M \times R$ 体素的容积,其中N、M、和R是大于1的整数)。可以使用任何三维格式,诸如沿平面顺序地扫描以使得扫描平面一起表示容积。扫描格式或扫描线的布置限定扫描区域。例如,线性扫描提供了矩形框扫描区域。扇形或**Vector®**扫描提供了扇形形状的(例如,锥体、截锥、棱锥、或截棱锥)扫描区域。

[0026] 发射和/或接收波束特性可以被设置或响应于参数的值。设置视场的深度和/或横向范围。类似地,设置发射波束焦点深度、发射频率、接收频率、线密度、采样密度(沿扫描线的采样间隔)、发射波形(例如,循环的数目和/或包络形状)、帧率(frame rate)、孔径、和/或其它扫描特性。可以设置每扫描线的发射焦点定位的数目(例如一个或两个)。可以使用不同的、附加的、或更少的扫描(例如,发射和/或接收)参数。

[0027] 通过接收波束形成,响应数据表示视场中的样本。检测从扫描中接收的数据。B模式检测器确定由所接收的数据表示的声学回波的强度。例如,接收数据被格式化为同相且正交的数据。同相且正交项的平方和的平方根被计算为强度。声学回波的大小的其它度量可以用于B模式检测。

[0028] 可以执行其它B模式处理。例如,所检测的B模式数据被空间滤波。作为另一示例,来自整个视场的扫描的对应序列的帧的序列被获取。对结果产生的B模式数据帧的不同对或其它大小的分组进行时间滤波。可以使用无限脉冲或有限脉冲响应滤波。在另一示例中,应用一般增益或总体增益。一个或多个参数可以确立总体增益。附加地或可替代地,可以应

用深度相关的增益。可以使用不同的、附加的、或更少的B模式处理参数。

[0029] 在其它实施例中,执行其它类型的检测和对应的扫描。例如,使用彩色血流(例如,多普勒)估计。估计速度、功率、和/或变化。作为另一示例,使用谐波模式,诸如以基本发射频率的二次谐波的成像。可以使用模式的组合。

[0030] 在处理后,所检测的数据被扫描转换,如果需要的话。可以生成二维图像。通过创建针对不同平面的B模式图像,提供针对容积的显示值。B模式图像表示B模式视场中声学回波的返回的强度或力度。强度或B模式数据在动态显示范围内被映射到灰度。灰度可以是由显示器使用来控制像素的相等或相似的红、绿、蓝(RGB)值。可以使用任何颜色或灰度映射。

[0031] 用于其它动作的数据来自处理路径中的任何点。在一个实施例中,在任何颜色或显示映射前使用所检测的和经扫描转换的标量值。在其它实施例中,使用检测前的经波束形成的样本、扫描转换前的所检测的数据、或显示映射后的显示值。数据在用于扫描的极坐标系中或内插至规则网格,诸如笛卡尔坐标系。

[0032] 通过使用任何过程来初始地设置用于扫描的参数值。在一个实施例中,基于用户的输入、预定的值、和/或应用或配置的选择来设置一个或多个参数。例如,用户选择特定解剖体(诸如心脏瓣膜)的三维成像或容积。在可替代或附加的实施例中,一个或多个参数基于反馈来被设置或适配于从扫描中接收的数据。执行一个或多个参数的一个或多个值的自动设置。例如,设置B模式数据的总体增益和/或动态范围,这基于标识视场中与组织相关联的位置的B模式数据并使用针对组织位置的平均值、中值、或其它B模式强度来设置增益和/或动态范围。

[0033] 还可以针对期望的成像质量增强来初始地设置参数的值。通过预设来设置针对感兴趣的容积的值。用于不同检查类型的多种类型的解剖体和图像增强可以用于选择。用户选择针对特定解剖体的容积成像应用。基于应用的选择来预定并使用针对容积和针对感兴趣的容积的扫描设置的值。感兴趣的容积的大小(例如,横向和/或延伸范围(range extent))、定向和/或定位可以用于计算至少一些扫描参数的值。

[0034] 用户可以变更或改变针对容积和/或感兴趣的容积扫描的任何值。在附加的或可替换的实施例中,可以基于用户输入或调整来设置一个或多个参数。例如,用户输入感兴趣的容积的最小期望的帧率。

[0035] 在实况或实时成像(同时地或在患者具有对着他们安置的换能器时扫描和输出图像)期间,通常不需要或预期用户针对被定为目标感兴趣的容积的特殊交互。用户可以仅选择应用(例如,瓣膜的三维成像)并且其余的配置自动地发生。用户可以预配置设置中的任何一个或多个,然后在没有用户的另外的改变的情况下发生成像。在其它实施例中,感兴趣的容积和/或容积成像的可配置性在实况成像期间仍然是可得到的。用户可以变更扫描参数的一个或多个值,而不被要求或预期作为正常工作流的部分而进行变更。

[0036] 在感兴趣的容积的分离的扫描之前执行整个容积的初始一个或多个扫描。扫描被配置为停止对患者容积的扫描,而同时在给定的获取循环中多次重复地扫描感兴趣的容积。全容积扫描的整个序列,然后停止全容积扫描而同时扫描感兴趣的容积可以偶尔地或周期性地重复,以便连续地定位感兴趣的容积以计及运动。扫描包括该编程的获取循环。

[0037] 在动作32中,处理器根据初始扫描的数据而检测对象。处理表示患者容积的数据以检测感兴趣的对象。例如,用户如期望的那样相对于患者平移和/或旋转视场(即,移动换

能器)。一旦对象在视场中,处理器就检测对象。例如,根据对包括心脏的至少一部分的容积进行表示的B模式数据来自动检测瓣膜。

[0038] 在实况成像期间,检测是自动的。处理器应用滤波、边缘检测、模式匹配、模型匹配、或其它计算机辅助的分类来检测数据中的对象,而不需要针对对象的一个或多个位置的用户输入。处理器在没有一个或多个位置的用户输入的情况下进行检测。可以尝试扫描技术的多个变型来标识病变。示例是对扫描网格的所操纵的空间复合和旋转及其组合来帮助囊肿检测。系统还可以首先执行全容积的稀疏扫描来标识界标。

[0039] 在一个实施例中,通过处理器(例如,中央处理单元或图形处理单元)应用经机器学习的分类器。Haar(哈尔)、梯度、定向的、可操纵的、或其它特征根据容积数据来被计算,并输入至经机器学习的分类器。经机器学习的分类器,其基于根据具有将感兴趣的对象与其它组织、流体或设备进行区分的已知事实的训练数据的学习,指示对象是否由针对容积的数据所表示和在何处。

[0040] 可以使用任何机器学习,诸如概率提升树、贝叶斯网络、神经网络、或支持向量机。可以使用任何特征或特征集。在一个实施例中,具有边际(marginal)空间学习的概率提升树基于Haar(哈尔)和可操纵的特征来训练分类器。在另一实施例中,随机森林回归用于训练。

[0041] 可以提供反馈。反馈指示所定位的对象的正确性。该反馈可以用作附加的训练数据来再学习或改进经机器学习的分类器。基于在线学习的追踪是可能的,其中目标区域的选择需要单个迭代。在线学习可以包括在线随机森林、在线装袋、或稀疏在线学习。在经训练的分类器(或回归器)输出了与用户预期候选框所在的地方相比偏离了或未定位在用户预期候选框所在的地方的候选框的情况下,于是用户在全容积图像上、框应当定位在的地方绘制框。该位置然后被转发至在线学习,所述在线学习随后将通过至少部分地基于作为训练数据的所返回的容积和经校正的框位置的再学习而正确地追踪对象。

[0042] 待定位的对象是任何对象,诸如解剖体或设备。例如,定位瓣膜。可以定位特定的瓣膜。可以定位心房瓣环圈、主动脉根、左心室流出道、肝脏的部分、或其它解剖位置或病变。在其它实施例中,检测设备、诸如外科手术仪器或植入物(例如,导管、工具杆、针、或诸如假体环或瓣膜之类的外科手术设备),而不是解剖体。在给定容积中可以检测解剖体和添加的设备二者。不同或相同的检测器检测不同的解剖体和/或设备。对象是经机器学习的或其它检测器检测的任何解剖区域、导管(例如,套索)、或工具。

[0043] 所检测的解剖体或设备具有任何空间范围。例如,解剖体在一个或多个维度上延伸多个体素。解剖体具有任何形状,诸如平滑变化的曲线形状。可以出现参差不齐或平坦的部分。设备可以具有平滑表面。

[0044] 检测提供了感兴趣的对象的位置。找到对象的特征、表面、和/或内部部分。由数据表示但不属于感兴趣的对象的特征可以用于定位感兴趣的对象。表示解剖体的体素被标注或标记为属于该解剖体。所述检测确定对象是否由数据表示。所述检测确定如果被表示则在何处对象被表示。

[0045] 由于运动,在一个时刻作为对象的部分的体素在另一时刻可能不是对象的部分。为了允许某种运动,可以定位多于该对象。例如,定位对象周围某个距离或某个数目的体素的裕度(margin)。在一个实施例中,定位界限框。检测不是单独地对于对象,而是对于对象

和围封对象的界限框的位置。对象的不同部分可以移动不同的量,因此界限框被定大小和/或定向以计及变化。

[0046] 虽然数据不表示界限框,但是界限框基于由数据表示的对象和/或由数据表示的其它特征来被定位。在一个实施例中,经机器学习的分类器定位界限框。专家利用界限框来注释训练数据。机器训练然后基于表示患者扫描的训练数据中的地面真值(ground truth)来学习界限框的定位。给定表示患者的数据,机器进行学习以定位界限框。处理器使用经机器学习的分类器的一个或多个矩阵来定位界限框。用于定位界限框的区别特征可以不同于感兴趣的对象的特征。

[0047] 可以使用其它检测器或过程。例如,界限框以所检测的解剖体的中心为中心或解剖体的特征用于安置界限框。定向可以基于所检测的解剖体来设置。尺度可以基于解剖体的尺度和任何期望的最小裕度。

[0048] 界限框是任何几何结构。例如,界限框是以直角接合的六个侧面的长方体。作为另一示例,界限框具有十二个或更少的侧面。界限框的形状不同于解剖体的有机形状,但通常符合解剖体。界限框的形状与所插入对象的形状不同或相同,诸如围封针或导管尖端的圆柱体界限框。

[0049] 界限框被定大小和定向为围封感兴趣的对象。由于形状、定向、和/或尺度不同于对象,所以界限框围封多于感兴趣的对象。不表示对象的一个或多个(例如,许多)体素与表示对象的体素一起被包括在界限框中。在可替代的实施例中,界限框拟合于对象并且不围封不属于对象的体素。

[0050] 所述检测确定目标界限框的定位、定向、和大小以包括感兴趣的对象。目标界限框通过定位(x, y, z)、3D定向(α, β, γ)和大小(s_x, s_y, s_z)来参数化。图2A示出了示例。在大小和形状上与所围封的对象不同的界限框40的横断(intersection)被示为定位在横截面图像中。所定位的界限框在三维上延伸以围封对象,但可以具有一个或多个开放的侧面。一旦经机器学习的检测器定位了目标界限框,这些参数就在动作34中用于限定感兴趣的容积。

[0051] 在动作33中,处理器或成像系统向用户呈现选项。选项指示对象或界限框的检测和/或位置。为用户提供向感兴趣的容积的缩放可用的指示。该选项指示可以对感兴趣的容积而不是全容积进行成像。

[0052] 选项显示在显示器上。例如,界限框显示为图像中的图形叠覆,诸如图2A中所示。选项显示在二维图像或三维再现上或者其上方。利用图形叠覆来提供注释。注释指示向感兴趣的容积的缩放的可用性。可以提供其它图形或选项呈现,诸如显示对检测和缩放可用性进行指示的文本。选项在显示器上向用户指示已经检测到对象。可替代地,选项请求是否应执行检测。

[0053] 提供给用户的选项是可选择的,诸如利用鼠标或跟踪球和激活键。通过用户选择选项,处理器从用户接收对于以下期望的指示:缩放到仅仅是具有对象的感兴趣的容积而不是整个容积或对所述感兴趣的容积进行成像。在其它实施例中,替代于或附加于选项的任何图形显示,提供硬键、软键、或其它用户输入用以缩放。通过激活所述键,用户进行选择。

[0054] 在一个工作流示例中,用户选择瓣膜成像应用。扫描心脏容积并且图像被实时地再现。成像系统检测并定位瓣膜。可以定位多于一个瓣膜。成像系统指示:已经检测到一个

或多个瓣膜并提供缩放到瓣膜的选项。用户选择针对一个或多个瓣膜的选项以转变至感兴趣的容积(例如,瓣膜周围的容积)的成像。响应于接收用户对选项的选择来执行扫描区域的标识和扫描。

[0055] 在可替代的工作流中,不提供进行缩放的选项的显示和选择。自动发生缩放操作或向对感兴趣的容积而不是全容积进行容积成像的转变。成像系统检测瓣膜的位置,因此在成像期间、没有用户对选项的选择的情况下自动地转变至感兴趣的容积的成像。代替于向用户呈现用于扫描感兴趣的容积的选项,系统自主地获取感兴趣的容积,使得用户仅必须再查看所述获取。

[0056] 在另一可替代方案中,系统帮助用户定位换能器使得以更好的质量获取感兴趣的容积。例如,感兴趣的容积靠近在该处空间分辨率次优的全容积的边缘。另一示例是系统能够标识阴影或拙劣的声学接触。向用户强调对象,其中具有相对于患者重新定位换能器的请求。

[0057] 在动作34中,标识感兴趣的容积。虽然超声成像系统可以仅在界限框中扫描或仅扫描对象位置,但是这样的扫描可能浪费资源。在不非常有损于空间和/或时间分辨率的情况下,可以基于用于扫描的扫描格式来扫描较大区域。为了采样对象和/或界限框,使用以给定横向范围的扫描线。沿着比所需的更大的深度范围进行采样很少地有损于时间或空间分辨率。感兴趣的容积是扫描区域而不是界限框或对象。

[0058] 处理器将感兴趣的容积标识为扫描区域。扫描区域基于扫描线分布来成形。针对线性扫描,扫描线是平行的。结果产生的三维扫描区域是长方体或矩形框,但可以使用圆柱体形状或其它形状。对于扇形或Vector(矢径)扫描,扫描线分别从换能器面上的点或定位在换能器后方的虚拟点发散。扫描线的扇形和Vector(矢径)扫描格式在扇形或锥形形状的区域中扫描。Vector(矢径)扫描可以是扇形形状的区域而没有包括原点,诸如类似横截面中的梯形(例如,截锥或截棱锥)。可以使用其它形状的扫描区域,诸如通过换能器的平移和/或旋转的线性、扇形、或Vector(矢径)扫掠(sweep)而形成的形状。

[0059] 感兴趣的容积被标识为被定大小和/或定向至界限框或对象的扫描区域。扫描区域被限定为扫描目标界限框或对象。通过在扫描区域范围中围封界限框或对象,将扫描对象。

[0060] 扫描区域小于被扫描以定位界限框或对象的整个容积。在一个实施例中,扫描区域被定大小为尽可能小(例如,横向地和/或在深度上)而仍包括界限框或对象的全部。例如,感兴趣的容积自动地被计算为尽可能小的三维扇形几何结构而仍覆盖整个界限框并具有规则的扫描几何结构。在不变更扫描几何结构的形状的情况下,扫描几何结构拟合成围封界限框或对象。用于感兴趣的容积的扫描格式可以不同于用于全容积的扫描格式,以便优化感兴趣的容积内的图像质量和分辨率的各方面。可以使用相同的格式。

[0061] 作为对于绕界限框或对象的扫描区域的最小化的可替代方案,可以包括裕度。扫描区域被标识成与界限框或对象一起具有裕度,使得界限框或对象距扫描区域的边缘或表面不比给定距离更靠近。图2B示出了示例。Vector(矢径)扫描区域42至少针对横向范围而拟合于界限框40。横向范围被最小化为尽可能小而仍在方位角和高程方面覆盖界限框。针对范围或深度,提供裕度。与远场相比,针对近场而言,裕度是不同的。可以使用任何裕度。

[0062] 在一个实施例中,作为感兴趣的容积的扫描区域具有在深度、高程和方位角方面

覆盖目标界限框的边界。感兴趣的容积是在三维超声锥体中通过近和远端(R_1, R_2)的距离和方位角的(AZ_{Start}, AZ_{End})和高程(El_{Start}, El_{End})极跨度所描述的扇形形状的3D区域。扫描格式使用极坐标系。感兴趣的容积被锚定以使得感兴趣的容积完全围封界限框维度。可选地,应用裕度以保存目标周围的更多的超声图像上下文。

[0063] 感兴趣的容积在三维上延伸。感兴趣的容积在容积内,诸如完全地在内部或在内部但具有公共边缘。感兴趣的容积相对于全容积可以是小于其1/2、小于其1/3、小于其1/4、或具有另一大小比。

[0064] 感兴趣的容积被定位成环绕界限框或对象作为初始指派。由于换能器和/或感兴趣的对象可以相对于患者移动,所以感兴趣的容积可以被定大小成覆盖任何移动和/或可以在定位上变更以计及运动。为了优化针对感兴趣的容积的帧率和/或图像质量增强,所述大小相比于所需要的更小以计及可能的移动。在初始指派后,可以发生其它指派来重新定位感兴趣的容积。

[0065] 通过将感兴趣的容积标识为围封界限框或对象但小于针对容积扫描的整个视场的扫描区域,结果产生的图像不包括全容积,而仅是感兴趣的容积。由于扫描较小的区域,因此获取与针对全容积的相比可以具有更高的空间和/或时间分辨率。

[0066] 在动作36中,超声成像系统对扫描区域进行扫描。超声扫描仪扫描感兴趣的容积而不是较大容积的其余部分。对于感兴趣的容积的扫描的任何数目的重复都不扫描在扫描区域42外的全容积的其余部分。例如,在扫描全容积之前扫描感兴趣的容积四次、八次、十次、或更多次。超声成像系统执行针对感兴趣的容积的分离的扫描而不扫描整个容积。针对感兴趣的容积扫描而言发生与针对全容积扫描的不同的发射和响应接收事件。

[0067] 由于全容积不太频繁地被扫描,所以感兴趣的容积的时间分辨率相对较高。由于感兴趣的容积较小,所以需要较少的时间来完成每次扫描。作为结果,可以提供甚至更大的时间分辨率。

[0068] 可以用从扫描较小感兴趣容积获取窗产生的空间节省来换取感兴趣的容积的空间方面的更高空间分辨率。对空间分辨率的物理限制通过换能器的孔径(大小)和超声频率来设置。沿每条扫描线的扫描线密度和/或样本密度可以大于用于扫描全容积的扫描线密度和/或样本密度。通过扫描较小容积而不是全容积可以改善信噪比和/或对比分辨率。

[0069] 在动作30中,利用与用于全容积扫描的不同的扫描设置值来扫描感兴趣的容积。利用具有与针对感兴趣的容积的不同的值的扫描设置来扫描容积。任何一个或多个(例如,两个或更多)参数具有不同值。例如,线密度、发射功率、帧率、线(扫描)定向、扫描格式、和/或发射焦点对于感兴趣的容积扫描而言与对于容积扫描的不同。在一个实施例中,扫描感兴趣的容积以提供如与较大容积相比更大的帧率、分辨率、对比度、或其组合。例如,针对感兴趣的容积而言与针对全容积的相比,线密度更大。

[0070] 在瓣膜示例中,用于感兴趣容积扫描的扫描设置被优化以用于瓣膜成像,诸如与全容积相比具有更大的帧率。相比于分辨率或对比度,帧率可能是更加重要的,因此可以在空间分辨率和/或对比度方面的牺牲的情况下被设置得更高。针对感兴趣的容积的空间分辨率和/或对比度与针对容积的相比可以相同、更好、或更差。聚焦点可以在感兴趣的容积中定于中心以用于如与使用全容积扫描相比更好的聚焦。用于感兴趣的容积的发射能量与用于容积的相比可能更高。值是针对感兴趣的解剖体而被设置的,因此可以针对感兴趣的

容积相对于彼此以及相对于全容积来被设置。扫描其它解剖体可以使用相同或不同的权衡。

[0071] 在动作38中,来自动作36的扫描的数据用于生成图像。处理器、再现器、或其它设备根据感兴趣的容积的数据来生成图像。例如,来自感兴趣的容积的扫描的数据被传递至三维再现器。

[0072] 感兴趣的容积被再现成表示对象的图像。仅再现感兴趣的容积。针对动作36中的扫描的每次重复,在动作38中生成图像。图像仅表示感兴趣的容积而不表示全容积的其余部分。例如,图2C示出了感兴趣的容积42的三维再现,而没有对图2B中所示的全容积的其余部分的任何成像。

[0073] 在可替代的实施例中,可以分离地再现并显示感兴趣的容积和容积。两个不同的图像邻近于彼此地被显示。在另一实施例中,再现感兴趣的容积并且结果产生的图像叠覆在来自容积的再现上。相同的观看视角但不同的再现(例如,传递函数、再现的类型、颜色映射、透明度、或阴影)用于两种再现。可以通过发光度、颜色、图形帧、或其它可视指示符来在显示中特别地标记解剖体。在又一实施例中,感兴趣的容积的数据被不同地处理,诸如通过不同的传递函数,但然后与容积数据相组合。结果产生的混合数据再现为图像。来自感兴趣的容积和其它部分的样本在时间和空间上被混合,使得图像表示整个容积。

[0074] 生成感兴趣的容积的图像序列。随着扫描被重复,对应的图像生成也重复。每个新获取的表示感兴趣的容积的数据集用于生成图像。随着数据变得可用而更新的实况成像被执行。以与感兴趣的容积扫描相同的帧率生成图像。

[0075] 利用再现而生成三维图像。可以使用任何再现,诸如投影或表面再现。可以或可以不添加阴影。在其它实施例中,使用根据表示三维的数据集的多平面重构或其它成像格式。

[0076] 图像是B模式图像,但可以是其它模式。生成图像而没有示出对象或界限框的图形。可替代地,图形或其它差异指示对象和/或界限框。

[0077] 成像用于诊断和/或治疗引导。增强的瓣膜成像可以有助于干预性心脏病学和结构性心脏疾病。感兴趣的容积以否则在扫描较大容积时不可得到的时间或空间分辨率来示出。所插入对象的增强的图像可以用于引导插入、定位、和/或使用。

[0078] 如果帧率准许,则在相同的大容积内可以使用多于一个感兴趣的容积。针对每个感兴趣的对象而执行动作32中的对象定位、动作34中扫描形状的定位、动作36中感兴趣的容积的扫描、和/或动作38中图像的生成,从而导致针对两个对象的两幅图像。

[0079] 从动作38至动作30示出了反馈环。由于对象可能随时间相对于换能器移动,所以重复所述过程。界限框和/或感兴趣的容积定大小可以计及可能的移动中的一些或全部,因此可能不需要动作30的重复。为了优化成像(例如,增强的分辨率和/或对比度)和/或处理非预期的移动,扫描区域的定大小可以更小但具有反馈。在动作30中再次扫描全容积以在动作32中再次定位对象或界限框。该位置可以不同或相同。动作33中的缩放选项呈现可以不重复,因为先前提供了选项的选择。在动作34中针对对象和/或界限框的任何新位置而定位扫描形状。重复动作36中的扫描和动作38的结果产生的图像的生成。

[0080] 图3示出了获取循环的示例。在动作50处,获取密集的三维图像。图像来自包括超声锥体中感兴趣的对象的扫描。在动作52中,在容积或三维超声图像中定位三维目标界限框。在动作54中,导出感兴趣容积获取几何结构以围封三维界限框。在动作56中,针对获取

循环的其余部分而获取感兴趣的容积的三维扫描和结果产生的图像。

[0081] 再次参照图1,动作30、32、34、36和38表示获取循环。在获取循环内,生成感兴趣的容积的一幅或多幅图像。例如,根据四次或更多扫描的对应序列而实时地生成四幅或多幅图像。获取循环被定时以限制对象的移动。对象以给定速率移动。在动作36和38中的扫描和成像的重复数目可以基于移动的大小和/或方向。获取循环的时间段被设置为其中对象的移动很可能保持在界限框或感兴趣的容积中的时段。获取循环的持续时间基于正在成像的解剖信息(例如,心动周期或呼吸周期)来确定。获取循环和心动周期之间的同步可以用于自适应地确定获取循环的持续时间(例如,使用ECG门控)。可替代地,由用户预定或设置时间段。

[0082] 获取循环被重复。动作30中的初始扫描和动作32中的定位被重复以追踪感兴趣的对象。每次重复确定患者容积中的对象的新位置。通过周期性地更新位置,对象随时间被追踪。获取循环的持续时间确定感兴趣的容积的安置的准确性。在每个获取循环中,获取单个全容积扫描数据或全容积扫描数据的序列。该数据用于确定感兴趣的容积的当前姿态(例如,定位、定向和尺度)。在获取循环的其余部分中,感兴趣的容积参数保持相同(例如,在换能器坐标系中静止或固定)。

[0083] 在没有对象的定位的指示的用户输入的情况下执行追踪。处理器在没有对象位置的用户标识的情况下执行检测。可替代地,用户输入解剖体位置。

[0084] 追踪可以是预测性的。由于对象的运动可以是连续的或规律的,所以对象的位置从动作32中的检测的时间到动作36中扫描感兴趣的容积的时间可能移位。延迟可能导致对象处于不同位置处。类似地,在动作36的重复中从扫描至扫描的延迟可能导致对象处于不同位置处。给定感兴趣的容积中的裕度,这种不准确性可以是可接受的。可替代地,处理器预测下一位置。自全容积的一个或多个先前获取的数据集的运动用于预测针对当要发生下一次扫描的时候的下一位置。如果对象以给定速率和方向移动,则速率和方向用于预测到感兴趣的容积的下一扫描要发生的时候的位置。在预测中可以使用诸如与循环运动相关联的运动历史。当前相位用于确定针对后续扫描的预期速率和方向。预测补偿了在感兴趣的容积和/或全容积的扫描之间的滞后,以用于更新位置。

[0085] 从动作38至动作30的反馈箭头表示持续的或连续的扫描。扫描基于对象的重复检测、以感兴趣的容积的经变更的位置而重复。该过程在实况或实时成像中随时间继续,从而追踪容积中的对象。感兴趣的对象随时间继续受益于更大的帧率、分辨率和/或对比度(即,图像质量)而不管移动如何。通过自动地追踪,可以使得感兴趣的容积更小,从而允许解剖体的更优化成像。

[0086] 通过由对象的经更新的检测的自动检测和追踪,可以执行三维成像,而用户不必调整成像参数,诸如针对感兴趣的容积的大小和定位。诸如利用经机器学习的分类器的检测增加了成像系统的操作速度,以允许实时检测。通过确保包括界标以及图像质量最优来增加基于感兴趣的容积的测量的可靠性。

[0087] 图4示出了用于感兴趣的容积的超声成像的系统10的一个实施例。用户配置系统10以用于容积或三维成像,诸如选择应用来用于对特定解剖体或所插入设备进行容积成像。用户可以如期望的那样变更一个或多个预设的值。一旦扫描开始,系统10就自动地检测对象,与视场中的其余容积相比不同地扫描对象,并生成示出感兴趣的容积的一幅或多幅

图像。通过规律地追踪或检测对象,系统10重新定位感兴趣的容积,以用于相对于容积的增强的三维成像,从而自动提供针对感兴趣的对象的更好图像质量。

[0088] 系统10是超声成像器。在一个实施例中,超声成像器是医学诊断超声成像系统。在可替代的实施例中,超声成像器是在相同位置或分布在网络上的用于实时或获取后成像的个人计算机、工作站、PACS站、或其它装置。

[0089] 系统10实现图1的方法、图3的方法、或其它方法。系统10包括发射波束形成器12、换能器14、接收波束形成器16、图像处理器18、再现器21、显示器22、波束形成器控制器24、以及存储器26。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,提供空间滤波器、扫描转换器、用于设置动态范围的映射处理器、和/或用于增益的应用的放大器。作为另一示例,提供用户输入端。

[0090] 发射波束形成器12是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路、或其组合。发射波束形成器12被配置为生成用于多个通道的波形,其具有不同或相对的幅度、延迟、和/或定相,以在一个或多个深度上聚焦结果产生的波束。波形被生成并应用至换能器阵列,其以任何定时或脉冲重复频率。例如,发射波束形成器12生成针对不同的横向和/或范围区域的脉冲序列。脉冲具有中心频率。

[0091] 发射波束形成器12与换能器14连接,诸如通过发射/接收开关。在响应于所生成的波而从换能器14发射声波时,在给定发射事件期间形成一个或多个波束。波束用于B模式或其它模式的成像。可以使用扇形、Vector®、线性、或其它扫描格式。相同区域被扫描多次以用于生成图像的序列。所形成的波束具有孔径、换能器14上的起源、以及相对于换能器14的角。视场中的波束具有期望的线密度和格式。

[0092] 换能器14是压电式或电容式膜元件的1-、1.25-、1.5-、1.75-或2-维阵列。换能器14包括用于在声能和电能之间换能的多个元件。例如,换能器14是具有以摇动器(wobbler)阵列的约64-256个元件的一维PZT阵列,用于一维阵列的机械移动以扫描容积。在一个实施例中,换能器14是用于扫描容积的多维阵列或其它阵列。例如,换能器14是经食管超声心动图(TEE)阵列、容积心脏内超声心动图(ICE)阵列、或经胸超声心动图(TTE)阵列。

[0093] 换能器14可与发射波束形成器12可释放地连接以用于将电波形转换成声学波形,以及可与接收波束形成器16可释放地连接以用于将声学回波转换成电信号。换能器14包括可以插入到成像系统中的插头,或与成像系统无线地通信。换能器14对发射波束进行发射,其中波形具有频率并且聚焦在患者内感兴趣的组织区域或位置处。响应于将电波形应用至换能器元件而生成声学波形。换能器14发射声能并接收回波。响应于射在换能器14的元件上的超声能量(回波)而生成接收信号。

[0094] 接收波束形成器16包括具有放大器、延迟、和/或相位旋转器的多个通道,以及一个或多个求和器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。响应于用于检测的每次发射,接收波束形成器16应用相对的延迟、相位、和/或切趾法来形成一个或多个接收波束。可以提供接收上的动态聚焦。接收波束形成器16使用所接收的声学信号来输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的对延迟和/或定相以及求和提供了波束形成。在可替代的实施例中,接收波束形成器16是用于使用傅里叶或其它变换来生成样本的处理器。通过接收波束形成器16的采样密度用于某个范围的深度。定时用于选择在其上发生采样的深度的范围。接收波束通过使用孔径而在一个或多个定向上具有期望的扫描线密度。

[0095] 接收波束形成器16可以包括滤波器,诸如用于在二次谐波处或相对于发射频带的其它频带处隔离信息的滤波器。这样的信息可以更加可能包括期望的组织、对比剂、和/或流信息。在另一实施例中,接收波束形成器16包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。两个或更多接收波束组合以在期望的频带、诸如二次谐波、三次基波、或其它带处隔离信息。可以替代地使用基频带。

[0096] 接收波束形成器16输出表示空间位置的经波束求和的数据。输出针对容积和/或感兴趣的容积的位置的数据。

[0097] 波束形成器控制器24和/或另一处理器配置波束形成器12、16。波束形成器控制器24是处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路、存储器、缓冲器、其组合、或用于配置发射和接收波束形成器12、16的其它设备。

[0098] 波束形成器控制器24可以使用存储器26来获取和/或缓冲针对不同波束形成器参数的值。值可以由波束形成器12、16访问和/或从存储器26加载至波束形成器12、16的缓冲器或存储器中以配置波束形成器12、16。通过将值加载至用于操作的表或寄存器中,设置由波束形成器12、16用于三维成像的获取参数的值。可以使用任何控制结构或格式来确立成像序列。使得波束形成器12、16获取数据以用于以某个帧率、以某个发射焦点、以某个成像频带、在某个深度上、以某个线密度、以某个样本密度、和/或以某个线定向的三维成像。一个或多个获取或扫描参数的不同值可以导致不同的帧率、信噪比、穿透性、对比度、和/或分辨率。

[0099] 波束形成器控制器24使得波束形成器12、16扫描患者的容积。可以使用任何三维扫描格式。类似地,波束形成器控制器24使得波束形成器12、16扫描容积内的感兴趣的容积。可以使用任何三维扫描格式来扫描感兴趣的容积。

[0100] 感兴趣的容积扫描与容积的其余部分分离和/或获取针对容积的其余部分并不获取的附加数据。例如,感兴趣的容积利用以与容积的其余部分不同的一个或多个角度的扫描线来被扫描。相对于组织和/或换能器的角度是不同的。以不同定向来扫描容积和感兴趣的容积。其它参数可以被设置为以如与容积的其余部分相比更大的分辨率、对比度、和/或帧率来扫描感兴趣的容积,诸如不同地设置样本密度和/或线密度。

[0101] 图像处理器18从经波束形成的样本进行检测、诸如检测强度。可以使用任何检测,诸如B模式和/或彩色血流检测。在一个实施例中,B模式检测器是通用处理器、专用集成电路、或现场可编程门阵列。可以由B模式检测器提供对数压缩以使得B模式数据的动态范围对应于动态显示范围。图像处理器18可以或可以不包括扫描转换器。

[0102] 再现器21是图形处理单元、图形卡、分离的计算机、处理器、或用于三维再现的其它设备。再现器21通过软件、硬件、和/或固件被配置以根据容积和/或感兴趣的容积的数据来生成患者的一幅或多幅图像。可以生成针对容积和感兴趣的容积的分离的图像,诸如全容积图像直至检测到对象为止,然后其后仅仅是感兴趣的容积的图像,或直到用户指示了完成为止。可替代地或附加地,生成图像以在单个表示中表示容积和感兴趣的容积二者。容积和感兴趣的容积的数据可以分离地处理(例如,映射至颜色或强度),然后被组合以供再现。可替代地,容积和感兴趣的容积的数据被分离地再现,然后结果产生的经再现的数据被组合成图像。可以生成这样的图像的序列。

[0103] 在一个实施例中,再现器21被配置为根据通过发射和接收波束形成器12、16的在

诸如针对四个、十个、或更多帧的时段上的扫描而生成仅仅对于感兴趣的容积的图像。在获取循环内,对感兴趣的容积成像而不对全容积成像。可替代地,最新近的全容积图像持续而感兴趣的容积图像被更新。对于转变至对感兴趣的容积成像之前,初始获取循环可以包括全容积的一幅或多幅图像。获取循环的后续重复扫描全容积以检测解剖体的当前位置,但不再现对应的全容积图像。可替代地,当数据可用时再现全容积图像。全容积图像与感兴趣的容积的图像交错,但感兴趣的容积的帧率至少是全容积的帧率的两倍。可以提供其它比率。

[0104] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子体、投影仪、打印机、或用于显示图像或图像序列的其它设备。可以使用任何现在已知或稍后开发的显示器20。显示器20显示三维表示。显示器20显示表示感兴趣的容积的一幅或多幅图像。

[0105] 空间分辨率和/或图像质量部分地基于获取或扫描参数。使用不同获取参数的超声成像器可以导致针对所显示图像的不同空间分辨率、时间分辨率、或图像质量。感兴趣的容积小于全容积,因此可以具有相比全容积而言更高的图像质量。感兴趣的容积可能由于追踪而在位置方面有移位,这允许用户与对全容积成像相比而言继续以较高质量查看感兴趣的对象。

[0106] 波束形成器控制器24、图像处理器18、再现器21、或其它处理器被配置为检测对象。软件、硬件、和/或固件为对象的检测而进行配置。患者内的解剖结构或所插入设备被自动地标识。分类器、诸如经机器学习的分类器被应用至从接收波束形成器16接收的且表示全容积的扫描数据。分类器自主地检测容积中对象的和/或相对于容积和对象的界限框的定位。

[0107] 随时间重复检测以追踪对象在不同时间的定位。处理器根据来自稍后的全容积扫描的稍后获取的超声数据来重复标识。可以根据对解剖体的运动的过去的检测和/或建模来预测未来时间的解剖体的定位。波束形成器控制器24被配置为使得发射和接收波束形成器12、16基于所检测对象或界限框随时间的定位来追踪容积内感兴趣的容积随时间的解剖体的位置。

[0108] 处理器(例如,波束形成器控制器24、图像处理器18、再现器21、其组合、或其它处理器)被配置为调整扫描参数以扫描感兴趣的容积。处理器可以是GPU(图形处理单元)和/或CPU(中央处理单元)。针对大多数、75%、90%、或其它量的时间仅扫描感兴趣的容积。全容积可以被周期性地扫描以用于追踪,但时间的其余部分仅扫描感兴趣的容积。设置或调整扫描参数以用于扫描感兴趣的容积。扫描线密度、样本密度、采样率、深度、横向范围、扫描格式、频率、发射焦点、发射功率、和/或其它扫描参数具有被指派成扫描感兴趣的容积而不是全容积的其余部分的值。调整扫描参数以扫描围封界限框和/或对象的扇形或其它超声扫描格式形状的区域。例如,扫描参数被设置为用于扫描被定大小为最小限度地围封界限框或在具有裕度的情况下最小限度地围封界限框的扫描区域的值。随着感兴趣的容积改变定位,变更扫描参数。

[0109] 波束形成器控制器24、图像处理器18、再现器21、和/或超声成像器按照存储在存储器26或另一存储器中的指令来操作。指令配置系统用于执行图1的动作。指令通过被加载到控制器中、通过引起值表(例如,弹性成像序列)的加载、和/或通过被执行来为操作进行配置。存储器26是非暂时性计算机可读存储介质。用于实现本文中所讨论的过程、方法、和/

或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器上,诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬驱动器、或其它计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。图中所图示的或本文中所述的功能、动作、或任务响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一个或多个指令集来被执行。功能、动作或任务独立于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,并可以由单独地或以组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,处理策略可以包括多重处理、多重任务化、并行处理等。在一个实施例中,指令存储在可移除介质设备上,用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令存储在远程位置中,用于通过计算机网络或在电话线上传递。在还其它的实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU、或系统内。

[0110] 虽然上面已经通过参照各种实施例而描述了本发明,但应该理解的是,可以在不偏离本发明的范围的情况下做出许多改变和修改。因此意图是前述详细描述被视为说明性的而不是限制性的,并且理解到,是随后的权利要求、包括所有等同物旨在限定本发明的精神和范围。

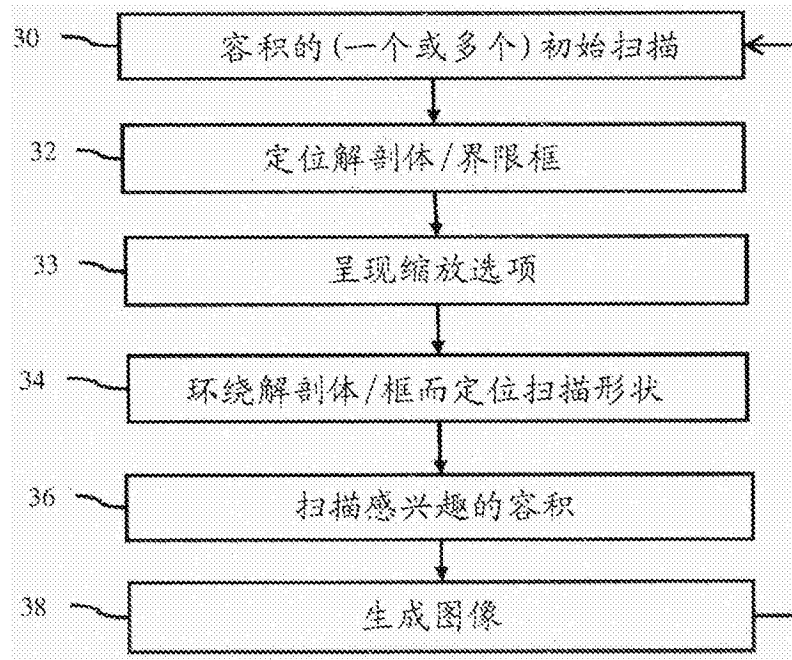


图1

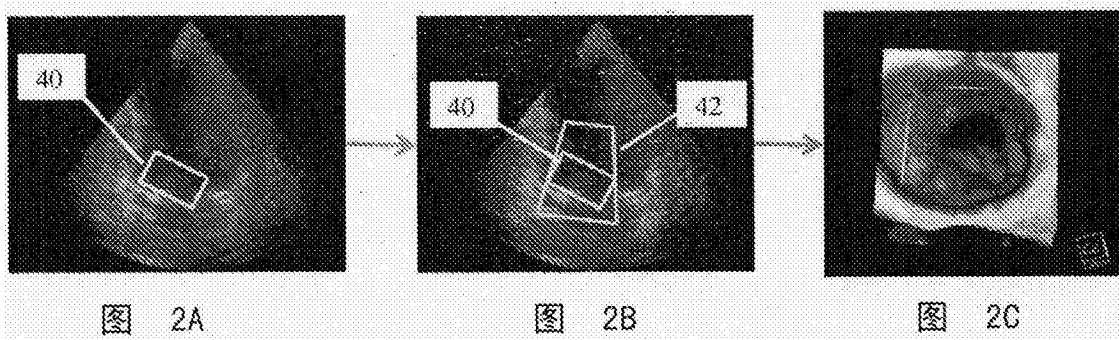


图 2A

图 2B

图 2C

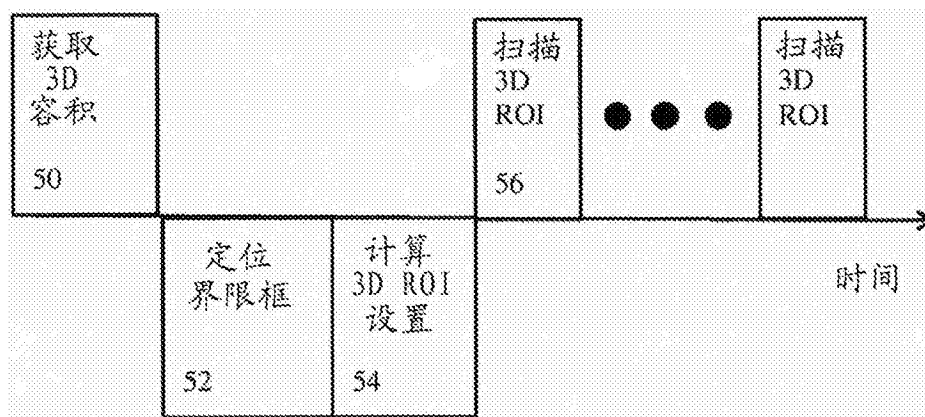


图3

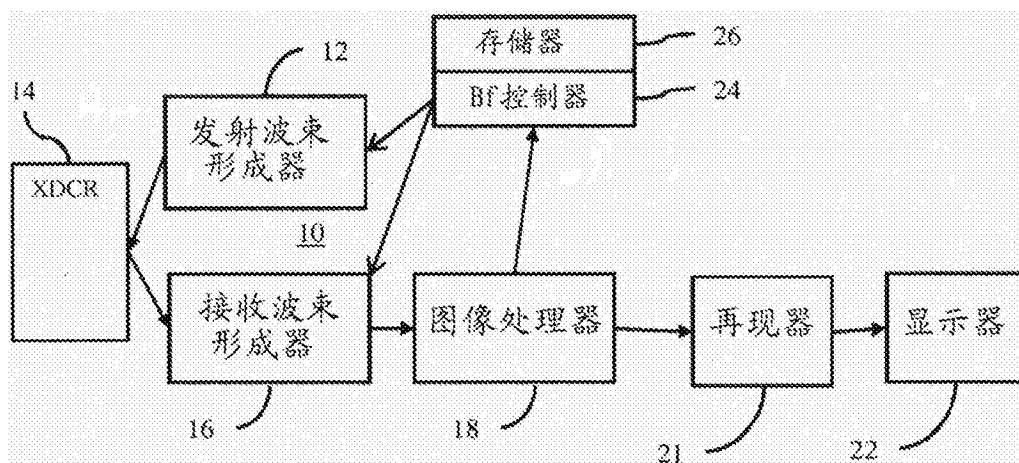


图4

专利名称(译)	超声成像中感兴趣的三维容积		
公开(公告)号	CN106037797A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610394382.X	申请日	2016-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	T海曼 K拉洛维奇 WG维尔克宁		
发明人	T·海曼 K·拉洛维奇 W·G·维尔克宁		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/44 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5215 G01S7/52063 G01S15/8993 G16H50/20		
代理人(译)	叶菲 刘春元		
优先权	14/673583 2015-03-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声成像中感兴趣的三维容积。对感兴趣的容积进行超声成像(38)。根据容积扫描来自动定位(32)感兴趣的对象。在一种方法中，通过分类器找到围绕对象的几何界限框。在另一方法中，用于缩放到对象的选项被指示(33)给患者。环绕对象或界限框自动地限定(34)扫描区域，而无论是否响应于用户对选项的选择。扫描区域基于超声扫描格式而形成，但小于容积。与对整个原始容积的扫描(30)相比，通过扫描区域限定的感兴趣的容积用于生成(38)具有更大时间和/或空间分辨率的图像。

