



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106097427 A

(43)申请公布日 2016.11.09

(21)申请号 201610243891.2

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2016.03.11

(30)优先权数据

14/656159 2015.03.12 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

申请人 西门子公司 西门子公司

(72)发明人 S·亨德森 T·曼西 B·拉奥

A·V·塔特帕蒂 I·福伊格特

(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.

G06T 15/20(2011.01)

A61B 8/00(2006.01)

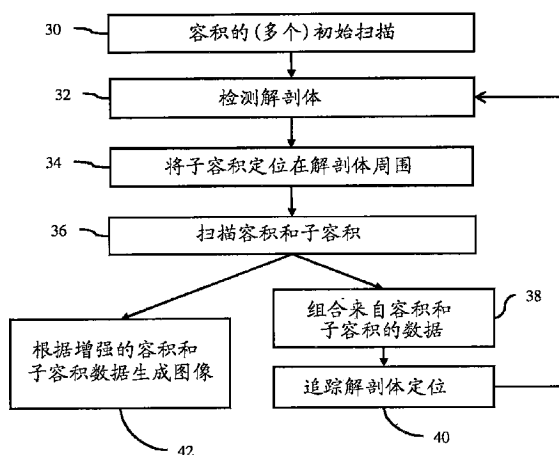
权利要求书3页 说明书14页 附图3页

(54)发明名称

子容积的连续定向的增强超声成像

(57)摘要

本发明涉及子容积的连续定向的增强超声成像。扫描(30)整个容积。利用针对波束形成参数的不同设置来分离地扫描(30)子容积,这允许针对子容积的更高图像质量而同时提供来自容积的上下文。周期性地检测(32)感兴趣的解剖体,并且子容积在定位方面移位(34)以覆盖感兴趣的解剖体,这允许在子容积的增强质量成像的情况下的相对连续的容积成像。通过容积和子容积切片的交错可以允许相对帧率和图像质量的优化。用于解剖体检测和显示的容积和子容积数据之间的不同组合(38)可以提供期望的成像而同时允许解剖体的规律检测。



1. 一种子容积的增强超声成像的方法,所述方法包括:

用超声成像系统扫描(36)患者的容积,其中针对容积的子容积与针对容积的其它部分相比有不同的扫描设置值;

由处理器追踪(40)解剖体的容积内定位,追踪(40)使用从扫描(36)中产生的数据;

由处理器基于追踪(40)而变更(34)容积内的子容积的位置,使得解剖体在子容积中;

以经变更的位置重复扫描(36);以及

分别根据扫描(36)以及扫描(36)的重复的数据来顺序生成(42)第一和第二图像。

2. 权利要求1的方法,其中扫描(36)包括利用第一线密度扫描(36)容积以及利用大于第一线密度的第二线密度扫描(36)容积的子容积。

3. 权利要求1的方法,其中扫描(36)包括利用具有不同值的扫描设置来扫描(36)容积,所述具有不同值的扫描设置包括线密度、发射功率、帧率、焦点深度、线定向、频率、轴向响应和发射焦点中的两个或更多。

4. 权利要求1的方法,其中扫描(36)包括利用相对于患者的扫描线的第一定向来扫描(36)容积的其它部分以及利用相对于患者的扫描线的第二定向来扫描(36)子容积,对于超过半数的扫描线来说第一定向与第二定向相比不同了至少10度。

5. 权利要求1的方法,其中扫描(36)包括以平面切片扫描(36)容积的其它部分并以平面切片扫描(36)子容积,其中扫描(36)此外包括通过平面切片而在扫描(36)其它部分和扫描(36)子容积之间进行交错,其中在平面切片的获取之间有可配置的相对频率。

6. 权利要求1的方法,其中扫描(36)容积包括扫描(30)其它部分作为整个容积的扫描的部分。

7. 权利要求1的方法,其中追踪(40)包括利用解剖体分类器来检测(32)解剖体。

8. 权利要求1的方法,其中追踪(40)包括在没有用户输入解剖体的定位的指示的情况下追踪(40)。

9. 权利要求1的方法,此外包括组合(38)来自子容积扫描(30)的样本与来自容积的其它部分的扫描(36)的样本,并且其中用于追踪(40)的数据包括经组合的样本。

10. 权利要求1的方法,其中扫描(36)的重复随时间继续,此外包括随时间重复追踪(40)和变更(34)。

11. 权利要求1的方法,其中变更(34)包括预测当要发生扫描(36)的重复时的未来时间的位置。

12. 权利要求1的方法,其中生成(42)包括在时间和空间上混合来自子容积与其它部分的样本,使得第一和第二图像对于第一和第二图像的整体来说以相同帧率和分辨率表示整个容积。

13. 权利要求1的方法,此外包括:

初始地扫描(30)整个容积;

由处理器根据初始扫描(30)的结果来检测(32)解剖体;以及

由处理器将子容积的位置初始地指派(34)为包括所检测的解剖体。

14. 权利要求1的方法,此外包括:

对来自子容积的扫描(36)的样本与来自容积的其它部分的扫描(36)的样本进行第一组合(38),并且其中用于追踪(40)的数据包括样本的第一组合;以及

对来自子容积的扫描(36)的样本与来自容积的其它部分的扫描(36)的样本进行第二组合(38),并且其中生成(42)第一和第二图像包括利用样本的第二组合来进行生成(42)。

15.一种用于子容积的增强超声成像的系统,所述系统包括:

发射波束形成器(12);

接收波束形成器(16);

与发射和接收波束形成器(12、16)可连接的换能器(14);

波束形成器控制器(24),其被配置为使得发射和接收波束形成器(12、16):

扫描患者的容积,所述容积包括在容积的扫描期间顺序扫描的多个容积区域;扫描容积的子容积,所述子容积包括在子容积的扫描期间顺序扫描的多个子容积区域;

使容积区域的扫描与子容积区域的扫描相交错,使得在扫描(30)所有的子容积区域之前扫描容积区域中的至少一个以及在扫描(30)所有的容积区域之前扫描子容积区域中的至少一个,所述子容积区域小于整个子容积并且容积区域小于整个容积;

渲染器(21),其被配置为通过使用来自容积扫描的数据以及来自子容积扫描的数据而生成患者的图像;以及

显示器(22),其被配置为显示图像。

16.权利要求15的系统,其中波束形成器控制器(24)被配置为使得发射和接收波束形成器(12、16)以第一定向扫描容积并以不同于第一定向的第二定向扫描子容积。

17.权利要求15的系统,其中波束形成器控制器(24)被配置为使得发射和接收波束形成器(12、16)针对M个容积区域的每个扫描交错N个子容积区域的扫描,其中N和M是大于或等于一的整数。

18.权利要求17的系统,其中波束形成器控制器(24)被配置为找到在该处出现目标帧率的、有 $M > N$ 的 $N \times M$ 的最小乘积。

19.权利要求15的系统,其中子容积的扫描与容积的扫描相比具有更大的分辨率、对比度或者分辨率和对比度。

20.权利要求15的系统,此外包括:

处理器(18),其被配置为根据来自容积和子容积的扫描的数据而随时间检测解剖体;

其中波束形成器控制器(24)被配置为使得发射和接收波束形成器(12、16)基于所检测的解剖体随时间的定位而追踪容积内的子容积的随时间的位置。

21.权利要求15的系统,此外包括:

处理器(20),其被配置为针对量化与针对图像相比不同地混合来自子容积扫描的数据与来自容积扫描的数据。

22.一种子容积的增强超声成像的方法,所述方法包括:

扫描(36)容积;

以更大的帧率、分辨率、对比度或其组合来扫描(36)容积的子容积;

组合(38)来自容积扫描(36)的数据与来自子容积扫描(36)的数据;

根据所组合的数据来测量(64);

将来自容积扫描(36)的数据和来自子容积扫描(36)的数据传递至三维渲染器(21);以及

由三维渲染器(21)根据所述数据生成(42)图像,其中主容积的数据与子容积的数据不

同地被渲染。

子容积的连续定向的增强超声成像

背景技术

[0001] 本实施例涉及以超声的容积成像。具体地,提供了具有感兴趣的区域的容积成像。

[0002] 在超声成像中,在帧率(frame rate)、分辨率、穿透性以及对比度之间存在众所周知的权衡。例如,在合理视场的情况下且以对于心脏学而言可接受的速率而对实时容积图像的获取相对于以较低速率所实现的最佳可能质量来说不可避免地涉及对图像质量(例如,分辨率和/或对比度)的显著牺牲。在某些情况下,当心脏内的解剖体(anatomy)的特定部分、诸如瓣膜是主要所感兴趣的时,维持较大解剖体、诸如心脏的全视场将是合期望或必要的。这导致特别感兴趣的解剖体的较次质量视图。

[0003] 为了改善解剖体的特定部分的图像质量,用户手动将感兴趣的区域重新定位在被定为目标特征周围,将被扫描的区域的大小减小为仅包含所划定界限的感兴趣区域,然后此外调整成像参数以增强图像质量。这样的过程是繁复的。该过程还要求就用户而言的专门技术和专注,特别是在容积成像的上下文中。该过程进一步导致由于减小的视场所引起的上下文的丢失。

[0004] 减小的视场易出故障,其由于相对于解剖体的探针移动。要么探针要么解剖体可以移动并使得感兴趣的特征移出较小的容积并丢失。仅通过使得感兴趣的区域适当地大于感兴趣的解剖体以将视场保持在运动的某种可能的全范围上来减小该结果的可能性。但是视场在大小方面的增加必然经历较小容积内的帧率和/或图像质量的牺牲。

发明内容

[0005] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于子容积的增强超声成像的方法和系统。整个容积被扫描。利用用于波束形成(beamforming)参数的不同设置来分离地扫描子容积,这允许针对子容积的更高图像质量而同时提供来自容积的上下文。周期性地检测感兴趣的解剖体,并且子容积在定位方面被移位以覆盖感兴趣的解剖体,这允许在子容积的增强质量成像的情况下的相对连续的容积成像。通过容积和子容积切片的交错可以允许相对帧率和图像质量的细粒度优化。用于解剖体检测和显示的容积和子容积数据之间的不同组合可以提供所期望的成像而同时允许对解剖体的规律检测。可以独立地或以组合地使用这些特征中的任何一个或多个。

[0006] 在第一方面中,提供了一种子容积的增强超声成像的方法。超声成像系统利用针对容积的子容积的、与针对容积的其它部分不同的扫描设置值来扫描患者的容积。处理器追踪解剖体的容积内的定位。追踪使用从扫描中产生的数据。处理器基于追踪而变更容积内的子容积的位置,使得解剖体处于子容积中。以变更的位置来重复扫描。分别根据扫描和扫描的重复的数据来顺序生成第一和第二图像。

[0007] 在第二方面中,提供了一种用于子容积的增强超声成像的系统。换能器可与发射和接收波束形成器连接。波束形成器控制器被配置为使得所述发射和接收波束形成器:扫描患者的容积,所述容积包括在容积的扫描期间顺序扫描的多个容积区域;扫描容积的子容积,所述子容积包括在子容积的扫描期间顺序扫描的多个子容积区域;以及将容积区域

的扫描与子容积区域的扫描相交错,使得在扫描所有子容积区域之前扫描至少一个容积区域并且在扫描所有容积区域之前扫描至少一个子容积区域。图像处理器被配置为通过使用来自容积扫描的数据和来自子容积扫描的数据而生成患者的图像。显示器被配置为显示图像。

[0008] 在第三方面中,提供一种子容积的增强超声成像的方法。扫描容积。利用更大的帧率、分辨率、对比度或其组合来扫描容积的子容积。来自容积扫描的数据与来自子容积扫描的数据相组合。根据所组合的数据来执行测量。将来自容积扫描的数据和来自子容积扫描的数据传递至三维渲染器(renderer)。三维渲染器生成图像,其中与子容积的数据不同地对主容积的数据进行渲染。

[0009] 本发明由随后的权利要求所限定,并且此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以下结合优选实施例而被公开并且可以稍后独立地或以组合地被要求保护。

附图说明

[0010] 组件和各图不一定按比例绘制,代替地强调被置于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视图指明对应的部分。

[0011] 图1是用于子容积的增强超声成像的方法的一个实施例的流程图图解;

[0012] 图2图示了容积和子容积的交错扫描的一个实施例;

[0013] 图3图示了用于混合子容积数据与容积数据的示例性加权;

[0014] 图4示出了用于来自容积和子容积的数据的不同路径和使用的一个实施例;以及

[0015] 图5是用于子容积的增强超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0016] 提供了子容积的自动化的、连续定向的增强成像。以仍与解剖体周围的较大区域的成像兼容的方式提供解剖体的被定为目标的部分的增强的图像质量。虽然与全容积成像相结合地提供了增强的子容积成像,但是产生一种实际且很大程度上透明的工作流。用户仅仅配置系统用于针对特定解剖体的容积成像,并且成像系统向终端用户提供上下文(例如,全容积)和高质量信息(例如,子容积)二者。提供自动化连续解剖检测与增强的实况(live)容积成像的组合。除了解剖体的改善的成像之外,存在很少或没有来自正常用户体验或测量工作流的干扰。

[0017] 在实况扫描期间,子容积被连续地定向在自动检测的解剖特征周围,其中在子容积中有增强的扫描以实现特征的优良成像。子容积的定向通过被预设驱动并且不需要额外的用户交互而是自动后台过程。解剖体的移动的检测可以用于预测解剖体的未来位置以用于在实况扫描期间设置子容积位置。

[0018] 容积和子容积扫描可以逐个切片地进行交错,这与通过使全容积扫描与全子容积扫描交错相比允许帧率与图像质量的更为改善的权衡。可以基于方位扫描(sweep)来执行子容积和主容积扫描的交错。可以在子容积和主容积之间提供非整数相对容积比率的范围,其中在每个扫描中使时间相干性最大化以支持横向分析处理。

[0019] 由于用于解剖体检测或其它测量的所期望信息可能与用于实况成像的不同,因此

可以使用多个数据路径。子容积和容积数据被混合用于测量,但是保持分离直到渲染以供成像。例如,一条路径C1NE前(pre-C1NE)混合以用于由测量消耗,另一条路径cine后(post-cine)混合以用于用户看到的子容积的显示增强。

[0020] 图1示出了子容积的增强超声成像方法的一个实施例。一般来说,在三维超声成像期间的感兴趣的解剖体根据容积扫描被自动检测。感兴趣的区域被定义为所检测的解剖体周围的子容积。子容积被扫描,其与容积的扫描相交错,从而利用与容积的其余部分不同的扫描设置而提供子容积信息。通过在扫描的重复的情况下重复解剖体的检测,解剖体位置被更新,从而提供其中增强的成像面向感兴趣的解剖体的自动容积成像。

[0021] 所述方法由图5中所示的系统或不同的系统执行。例如,医学诊断超声成像系统在动作30和36中扫描,处理器在动作32和40中检测,波束形成器控制器在动作34中在容积内定位子容积,处理器在动作38中对数据进行组合,并且成像系统在动作42中生成所显示的图像。其它设备可以执行动作中的任一个,诸如处理器执行所有的非扫描动作。

[0022] 动作以所示次序或另一次序被执行。例如,动作42在动作38和40和/或动作34或36的重复之前、之后或与其同时执行。

[0023] 可以使用附加的、不同的或较少的动作。例如,动作42可以不被执行。作为另一示例,动作38可以不被执行并且在没有与子容积数据的组合的情况下使用容积数据来检测解剖体。在又一示例中,不执行从动作40至动作32的重复循环以及动作40的追踪,诸如其中在用于单个图像的两个路径中利用经组合和未经组合的数据来执行动作38和42的情况。

[0024] 在动作30中,扫描患者的容积。该扫描是初始扫描,诸如首次扫描。初始扫描可以是初始地或者在动作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在先扫描。

[0025] 初始扫描是对整个容积的。所述整个容积是由扫描所建立的视场。横向范围和深度定义所扫描的容积的范围。基于不同的设置,不同大小的容积可以构成整个扫描容积。用户或系统确定视场和结果得到的整个扫描容积。

[0026] 为了以超声扫描视场,由超声系统形成发射和接收波束。可以使用任何扫描格式,诸如扇形、线性或者**Vector®**以及对应的视场。扫描是对三维区域或容积的。通过三维中的电气和/或机械操纵(steer)来分布扫描线,从而提供表示容积的数据(例如, $N \times M \times R$ 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,诸如沿着平面顺序扫描以使得扫描平面一起表示容积。

[0027] 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、发射波形(例如,循环数量和/或包络形状)、帧率、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量(例如,一个或两个)。可以使用不同的、附加的或较少的扫描(例如,发射和/或接收)参数。

[0028] 通过接收波束形成,响应数据表示视场中的样本。检测从扫描所接收的数据。B模式检测器确定由接收的数据所表示的声学回波的强度。例如,接收数据被格式化为同相和正交的数据。同相和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。

[0029] 可以基于参数的值而执行其它B模式处理。例如,检测的B模式数据被空间滤波。作

为另一示例,获取来自整个视场的扫描的对应序列中的帧序列。结果产生的B模式数据帧的不同对或其它大小的分组被时间滤波。可以使用无限脉冲或有限脉冲响应滤波。在另一示例中,应用一般或总体增益。一个或多个参数可以建立总体增益。附加地或可替换地,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。

[0030] 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。速度、动力和/或变化被估计。作为另一示例,使用谐波模式,诸如以基础发射频率的二次谐波进行成像。可以使用模式的组合。

[0031] 在处理之后,如果需要的话则检测的数据被扫描转换。可以生成二维图像。例如,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(strength)。所述强度或B模式数据被映射到显示器的动态范围内的灰度。灰度可以是由显示器用于控制像素的相等或类似的红、绿、蓝(RGB)值。可以使用任何颜色或灰度映射。

[0032] 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之前使用所检测和扫描转换的标量值。在其它实施例中,使用在检测之前的经波束形成的样本、在扫描转换之前的所检测数据或者在显示映射之后的显示值。

[0033] 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、预确定的值和/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、诸如心脏瓣膜的容积或三维成像。在可替换的或附加的实施例中,基于反馈或适配于从扫描中所接收的数据来设置一个或多个参数。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,这基于标识与视场中的组织相关联的位置的B模式数据,以及使用针对组织位置的平均值、中值或其它B模式强度来设置所述增益和/或动态范围。

[0034] 还可以针对所期望的成像质量增强来初始地设置参数的值。要分离地扫描的子容积的值通过预设进行设置。可以为不同测验类型选择多种类型的解剖体和图像增强。用户选择用于特定解剖体的容积成像应用。基于应用的选择来预确定和使用用于容积和用于子容积的扫描设置的值。用户可以变更或改变用于容积和/或子容积扫描的任何值。

[0035] 在附加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,用户通过使用多赫兹/空间时间选择或其它输入来选择频率或帧率和/或线密度。作为另一示例,用户选择在主容积(例如,整个容积)和子容积之间的相对帧率。在另一示例中,用户输入子容积的最小期望帧率。在又一示例中,为了功率管理权衡,输入主容积和子容积的相对权重。用户指示相对热负荷,其然后建立用于容积和子容积的帧率和/或发射功率设置。可替换地,通过使用应用的用户选择或预设来建立这些相对设置中一个或多个相对设置的值。

[0036] 在实况或实时成像(同时地或当患者具有对着他们放置的换能器时扫描和输出图像)期间,一般不需要或预期用户的针对被定为目标子容积的特殊交互。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发生。用户可以对设置中的任何一个或多个进行预配置,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,在实况成像期间,子容积和/或容积成像的可配置性仍然是可用的。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。

[0037] 在动作32中,处理器根据初始扫描的数据而检测解剖体。表示患者的容积的数据

被处理以检测感兴趣的解剖体。例如,用户相对于患者平移和/或旋转视场(即,移动换能器)以定位解剖体。一旦解剖体处于视场中,处理器就检测解剖体。例如,根据表示包括心脏的至少一部分的容积的B模式数据而自动检测瓣膜。

[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以在数据中检测解剖体,而不是要求用户输入针对解剖体的一个或多个位置。在一个实施例中,应用经机器学习的分类器。哈尔(Haar)、梯度、方向性的或其它特征根据容积数据而被计算并被输入至经机器学习的分类器。经机器学习的分类器,基于从具有对感兴趣的解剖体与其它组织或流体进行区分的已知事实的训练数据中的学习,指示解剖体是否由针对容积的数据所表示以及在何处。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。

[0039] 在可替换的实施例中,对设备、诸如外科仪器或植入物进行检测,而不是解剖体。在给定的容积中可以检测解剖体和所添加的设备两者。不同的或相同的检测器检测不同的解剖体和/或设备。

[0040] 在还其它的实施例中,用户手动在较大容积中标识任意解剖特征。用户输入解剖体的位置(例如,追踪)。可以使用半自动化的方法,诸如用户输入种子点,其然后用于定位解剖体。

[0041] 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。

[0042] 在动作34中,处理器在所检测的解剖体周围或基于所检测的解剖体而指派子容积。在其中所检测的解剖体是感兴趣的解剖体的情况下,子容积被定位为以诸如0.5cm的最小裕度而包含感兴趣的解剖体。当被检测时,处理器在特征或解剖体的周围定义子容积。子容积具有任何形状,诸如立方体、球体或其它形状。子容积的大小被定为满足所述裕度而同时包括所有感兴趣的解剖体。子容积的大小和形状可以被定为如感兴趣的解剖体而没有裕度或具有给定裕度。在其它实施例中,基于除了感兴趣的解剖体之外的解剖体来定位子容积,诸如基于左心室的检测来定位针对瓣膜子容积。

[0043] 子容积在三维上延伸。子容积在容积内,诸如整个在内部或在内部但具有公共边缘。子容积可以小于容积的 $1/2$,小于其 $1/3$,小于其 $1/4$ 或具有相对于容积的另一大小比。

[0044] 子容积被定位在解剖体周围作为初始指派。由于换能器和/或感兴趣的解剖体可以相对于患者移动,因此子容积的大小可以被定为覆盖任何移动和/或子容积可以在定位方面被变更(参见动作40)以计及运动。为了优化针对子容积的帧率和/或图像质量增强,所述大小小于用以计及可能的移动的大小。在初始指派之后,可以发生其它指派以重新定位子容积。

[0045] 在动作36中,利用用于容积的子容积的、与用于容积的其它部分不同的扫描设置值来扫描患者的容积。超声成像系统对容积进行扫描。通过超声成像系统为子容积执行分离的扫描。容积扫描是针对包括子容积的部分或全部的整个容积。虽然可以利用较少的样本和/或扫描线密度来扫描容积,但容积扫描可能导致将患者的相同部分表示为子容积体素的体素。可替换地,容积扫描仅针对不被包括在子容积中的容积的部分。

[0046] 用于扫描整个容积或全视场的参数的值与用于执行动作30的初始扫描的值相同。超声成像系统继续对全视场进行成像。全视场的扫描可以允许查看外科设备相对于被定为

目标的解剖体的定向或在周围解剖体的上下文中查看感兴趣的解剖体。子容积外的容积的其它部分继续被扫描。

[0047] 来自与子容积重叠的容积扫描的数据可以用作子容积的部分或者仅使用来自分离的子容积扫描的数据。一个或多个发射和结果产生的接收数据仅用于子容积。

[0048] 为子容积和容积执行分离的扫描。针对子容积扫描发生与针对容积扫描的不同的发射和响应接收事件。利用具有与用于子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)参数具有不同的值。例如,线密度、发射功率、帧率、线(扫描)定向、扫描格式、轴向响应(例如,不同的脉冲形状或在子容积内引入谐波成像)和/或发射焦点对于子容积扫描相比对于容积扫描是不同的。在一个实施例中,利用如与较大容积相比更大的帧率、分辨率、对比度或其组合来扫描子容积。例如,相比于针对容积的,线密度针对子容积而言更大。

[0049] 在瓣膜示例中,针对瓣膜成像而优化用于子容积扫描的扫描设置,诸如具有相比于容积的更大帧率。帧率可能比分辨率或对比度更重要,因此可以在分辨率和/或对比度方面的牺牲的情况下被设置得更高。针对子容积的分辨率和/或对比度与针对容积的相比可以相同、更好或更坏。聚焦点可以在子容积中被置于中心以用于如与使用容积扫描相比的更好的聚焦。用于子容积的发射能量可以比用于容积的更高。针对感兴趣的解剖体而设置值,因此所述值可以相对于用于子容积的彼此以及相对于容积而被设置。扫描其它解剖体可以使用相同或不同的权衡。

[0050] 用于子容积的扫描的定向可以与用于容积的相同或不同。图2示出这样的示例:在所述示例中沿着切片54扫描容积50,并且沿着切片56扫描子容积52。扫描线沿着切片54、56,诸如扫描线对于切片54是垂直的(即,正交于换能器阵列)并且不同于针对切片56的垂直线。可以使用任何角度差异,诸如不同了至少10度以用于比较两个线性扫描。在其中提供扇形或矢向(vector)扫描的情况下,差异为从中心线或超过半数扫描线的至少10度。通过不同地操纵扫描线,可以在成像中强调解剖体的不同方面。从与去往心脏的能量的角度不同的入射声能的角度可以最好地查看瓣膜。通过使用分离的扫描,可以利用用于解剖体的适当设置来扫描容积和子容积。主容积可以可选地在缓慢演进的基础上要么一次要么连续地被重定向以显示出作为针对某些测验或干预的标准化惯例的解剖特征的投影。

[0051] 扫描的类型,诸如扫描的模式,对于容积与子容积是相同或不同的。例如,谐波成像用于子容积但是基础B模式用于容积。子容积或感兴趣的其它区域的非B模式扫描(例如,容积彩色多普勒、频谱多普勒、或者弹性成像(elastography))也可以以子容积而被定向。

[0052] 以交错的方式扫描容积和子容积。对于容积的每个扫描,子容积被扫描一次、两次或更多次。通过使完整的容积与完整的子容积扫描交错,提供了受限数目的帧率比率。

[0053] 在另一实施例中,交错是对容积的区域或子部分与子容积的全部或子部分的。此交错可以提供帧率比率方面的更大范围或分辨率。可以使用容积和/或子容积的任何区域划分。图2示出了其中通过切片进行交错的示例。每个切片54、56都是平面扫描区域。针对子容积52的每个平面扫描区域而扫描容积50的一个或多个平面扫描区域,或反之亦然。容积50的任何数量的切片54的扫描可以与对子容积52的任何数量的切片56的扫描进行交错。子容积52的扫描与更大容积50的扫描进行交错。

[0054] 在扫掠(sweep)(即,一个或多个切片54、56)之间对扫描进行交错。扫掠是在相同的一个或多个平面中进行的时间上相继的发射/接收事件的集合。一般根据扫描的多个扫掠而构造成像容积50、52。在扫描交错中维持该粒度以改进在相继收集的波束之间的横向相干处理。针对主容积的每M个扫掠而扫描子容积的N个扫掠,其中N和M是 ≥ 1 的整数。在图2中,容积50被划分为八个切片54。子容积52被划分为五个切片56。这产生了在子容积帧率和主容积帧率之间的有效比率($N \times \text{主容积扫掠数} / (M \times \text{子容积扫掠数})$)(例如, $N \times 8 / M \times 5$)。

[0055] 容积切片54的每个扫掠需要给定时间,诸如8mS。在没有子容积获取的情况下,这具有64mS的周期,(15.525Hz)。在标识了感兴趣的特征后,在具有较高波束密度和独立定向的5个方位扫掠中获取子容积,例如,导致子容积的每个扫掠需要2mS。可以提供其它定时。

[0056] 在图2中,数字指示在主容积和子容积之间的扫掠的交错的获取次序。例如,用数字0和3标注的切片54被子容积中两个切片的扫描分离。子容积切片可以标注为(从上至下):1、8、16、……;2、10、17、……;4、11、19、……;5、13、20、……;以及7、14、22、……。标注数字指示通过扫掠或切片相继扫描的序列1-22。

[0057] 通过选择N和M而在子容积和主容积之间可以实现相同的帧率,因此比率 $N/M = \text{子容积扫掠数} / \text{主容积扫掠数}$ 。为了增加子容积的帧率,执行针对主容积50的每个扫掠的子容积52的两个或更多扫掠。例如,子容积周期为 $5 \times 2 + 2.5 \times 8 = 30\text{mS}$,(33.33Hz),以及主容积周期为 $8 \times (4+8) = 96\text{mS}$ (10.42Hz)。用主容积帧率中33%的下降换得子容积帧率的113%的相对增加以及增加的分辨率。在图2的示例中,其它可能的子容积与主容积的比率关系包括:1.0、1.6、2.0、2.4、3.0、3.2、4.0、……。

[0058] 在一种方法中,处理器找到最小乘积 $M \times N$,其中 $M > N$,使得实现子容积的最小目标帧率。可以使用预设或其它选择方法。提供目标帧率,诸如基于感兴趣的解剖体。在给定该起始准则的情况下设置其它扫描参数。

[0059] 所提出的交错对于二维成像也起作用,其中二维帧被视为容积成像的退化版本,其中帧仅包括单个扫掠。在这种情况下,相对于主R01的子R01帧率方面的任何增加都按照整数倍数。

[0060] 再次参考图1,在动作38中,将表示子容积的数据与表示容积的数据相组合。由滤波器或处理器组合通过子容积和容积的分离扫描所获取的样本。在其中容积扫描是对除了子容积之外的部分的情况下,所述组合提供表示整个容积而没有重叠的数据集。在其中容积扫描包括子容积的情况下,针对重叠的数据被求平均值、选择最大值、选择最小值或以其它方式针对在两个数据集中都表示的任何位置进行组合。组合之后结果产生的数据表示容积,但是在子容积中具有增强的信息。

[0061] 可以以与用于子容积的不同的空间分辨率和/或时间分辨率来获取针对容积的数据。例如,子容积数据表示以1.5倍空间分辨率(例如,1.5线和样本密度)以及2倍帧率的子容积。为了避免或限制用于测量的数据或成像中的伪像,空间和/或时间混合方案调和子容积和更大主容积之间的帧率、几何结构、以及显示差异。

[0062] 可以使用时间内插(temporal interpolation)。较低帧率数据集被时间内插以创建居间数据集以提供与较高帧率相等的帧率。例如,通过在时间上将数据帧内插在数据集的每个相邻对中间使容积的帧率加倍。内插处于针对相同位置、来自不同时间的数据之间。内插以子容积的帧率(其大于或等于主容积的帧率)提供混合的帧。

[0063] 在一个实施例中, m_k 是在检测之后并在扫描转换之前或之后的对应于每个主容积帧 k 的样本强度的矢量。 s_l 是在检测之后并在扫描转换之前或之后的对应于帧 l 后每个子容积的样本强度的矢量。 t_k 是每个主容积帧 k 的获取完成的时间。 t_l 是每个子容积帧 k 的获取完成的时间。对于每个子容积 s_l , 样本的经混合的输出帧被计算为: $o_l = V[\alpha m_n - \beta m_{n-1}] + s_l$, 其中帧 n 和 $n-1$ 是在时间 $t_n \geq t_l > t_{n-1}$ 处获取的时间上最接近的主容积帧, 并且有 $\alpha = (t_n - t_l) / T_m$, 其中 T_m 是主容积帧周期并且 $\beta = 1 - \alpha$, 以及 W 是将落在子容积的边界内的所有主容积样本设置成零的掩蔽函数。因此, 输出帧率等于子容积帧率, 其中在子容积外的输出帧样本被线性内插于紧接在子容积帧之前和之后的主容积帧之间, 以及其中落在子容积内的样本从子容积未经修改地取得。可以使用其它方法, 诸如采用运动补偿。

[0064] 可替换地或附加地, 数据被组合以具有相同的有效空间分辨率。例如, 子容积具有更大的样本和/或线密度。容积的数据被空间内插以具有匹配的样本和/或线密度。使用来自相同时间的数据的空间内插。经混合的帧具有与子容积的分辨率相匹配的密集声学网格。

[0065] 为了组合, 来自容积数据的体素可以与来自子容积数据的体素重叠。空间混合被用于限制或避免子容积边界与容积的边界伪像。混合提供从子容积与容积的较高空间分辨率和/或对比度的更为逐步的转变, 从而避免来自突然转变的令人分心的图像伪像。

[0066] 定义子容积中重叠体素的边界区域。在此边界区域内执行加权的组合。在容积附近, 来自容积的数据或体素在加权平均中被更重地加权。对于更多在子容积中的位置, 来自子容积的数据或体素在加权平均中被更重地加权。可以使用转变权重的任何映射函数。图3示出了平滑加权方案, 使得子容积的边界不明显。在图3中, 应用于子容积数据的权重为 $W(x)$ 并且应用于容积数据的权重为 $1 - W(x)$ 。对于在子容积外的容积的位置, 应用于容积数据的权重为 1。沿着某个维度而应用于子容积内的子容积数据的加权简档(profile)是沿着该维度而应用于子容积内的主容积数据的简档的逆(inverse)。跨其它维度而应用相同或不同的加权简档。

[0067] 可以使用其它加权简档。在一个实施例中, 使用球形对称加权。距子容积中心的距离指示相对权重。对于与中心间隔开更远的体素位置, 容积数据被更重地加权。

[0068] 再次参考图1, 来自容积和子容积扫描的数据被示出为遵循两个路径。一个路径包括动作38和40以用于追踪解剖体定位。例如, 转发至CINE或测量过程的数据流包括已经混合的容积和子容积数据。子容积获取对于现有测量或其它应用、包括动作32中的解剖体的检测来说是透明的。另一路径在CINE之后对数据进行混合或组合, 从而允许具有对子容积的视觉增强的容积成像。对子容积应用与对容积的不同的渲染、传递函数、明暗处理(shading)或其它成像过程。对于该分离的处理, 分离地传递来自容积和子容积的数据以用于CINE后或渲染混合。

[0069] 图4示出该划分的示例。执行波束形成和检测60并且数据在两个路径中被传递至CINE 62——通过CINE前混合66以及在无CINE前混合的情况下。混合的数据被用于特征检测和/或测量64(例如, 现有容积、面积、容积流、或其它诊断或处理测量)。测量可以用于设置子容积的位置, 因此使用移动预测68以定义子容积放置以及结果产生的扫描序列70。未组合的数据被提供至渲染器72以供混合, 其中针对子容积和容积有增强的或不同的渲染。

[0070] 再次参考图1,混合的数据用于动作40中的测量。测量是要追踪容积内的解剖体的定位。处理器使用从扫描产生的以及所组合的数据进行追踪。例如,处理器执行动作32的检测以确定解剖体的当前定位。将分类器应用于所组合的数据以检测解剖体以及解剖体的位置。使用通过组合子容积数据与容积数据而创建的数据集来执行检测。在可替换的实施例中,追踪依赖于相似性或相关性以确定空间偏移和/或旋转。通过使用来自在先数据容积(volume of data)的、在当前数据容积中具有最高相关性的数据而找到解剖体的定位来追踪解剖体。

[0071] 在没有用户输入解剖体的定位的指示的情况下执行追踪。处理器在没有解剖体的位置的用户标识的情况下执行检测。可替换地,用户输入解剖体位置。

[0072] 通过检测解剖体的当前定位,子容积的定位和/或范围被连续地重新定义。解剖体的检测尽可能连续,其中周期性地向子容积扫描序列做出对应的更新。连续检测可以是每五秒至少一次。可以使用更频繁的检测,诸如针对每个容积数据集一次。子容积的波束可以从预计算的密集网格中进行选择以最小化子容积的每次更新的计算。

[0073] 追踪指示解剖体以及对应子容积的位置中的变更。基于解剖体的最新近的检测,在动作34中定位子容积。重复动作34。处理器基于解剖体的最新近的检测而设置子容积的位置和/或范围。随着解剖体相对于容积而移动,诸如由于换能器和/或患者移动,子容积位置被更新以在容积视场中跟随解剖体。

[0074] 变更可以是预测性的。由于运动可以是连续的,所以解剖体的位置到子容积被扫描的时候可能移位。从在动作36中完成扫描到在动作36中再次开始扫描的延迟可能导致解剖体处于与在先扫描中的所检测位置不同的位置处。在子容积中给定裕度的情况下,该不准确性可以是可接受的。可替换地,处理器预测下一位置。来自所获取的数据集的一个或多个在先对的运动用于预测针对当要发生下一扫描时的下一位置。如果解剖体以给定速率和方向移动,那么该速率和方向用于预测到要发生子容积的下一扫描的时候的位置。运动的历史,诸如与周期运动相关联,可以在预测中被使用。当前阶段被用于确定针对后续扫描的预期速率和方向。预测对特征检测和实时获取之间的迟延进行补偿。

[0075] 从动作40至动作32的反馈箭头表示正在进行的或者连续的扫描。基于解剖体的重复检测而以变更的子容积位置重复扫描。该过程在实况或实时成像中随时间持续,从而追踪容积中的解剖体。尽管有移动,但是感兴趣的解剖体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)。通过自动追踪,可以使子容积变得更小,从而允许解剖体的更优化的成像而同时提供来自更大容积的上下文。

[0076] 在动作42中,来自动作36的扫描的数据用于生成图像。处理器、渲染器或其它设备根据容积和子容积数据而生成图像。例如,来自容积扫描的数据以及来自子容积扫描的数据被传递至三维渲染器。

[0077] 数据作为未组合的数据而传递。例如,数据在没有混合的情况下被存储在CINE存储器或其它存储器中。渲染器获得未组合的数据并生成一幅或多幅图像。在该路径中,针对容积和子容积的分离的图像数据流用于成像。这允许子容积的增强描绘的显示,诸如具有不同的纹理、透明度、颜色映射、明暗处理、渲染或其它成像。其它图像处理,诸如缩放至子容积以在没有容积的情况下成像,可以使用子容积数据而没有由于混合而引起的任何变更。根据组合的平滑加权可以在显示的图像中隐藏子容积边界。不同的渲染设置可以用于

最好地显示子容积(诸如具有提高的分辨率和对比度),而不是变更数据。

[0078] 子容积和容积可以被分离地渲染。两个不同的图像彼此相邻地显示。在另一实施例中,子容积被渲染并且结果得到的图像叠覆在根据容积的渲染上。相同的查看视角,但不同的渲染(例如,传递函数、渲染类型、颜色映射、透明度或明暗处理)被用于这两个渲染。解剖体可以通过发光度、颜色、图形框架或其它可视指示符而在显示中被特殊地标记。

[0079] 在又一实施例中,子容积数据被不同地处理,诸如通过不同的传递函数,但是然后与容积数据组合。结果得到的混合数据被渲染为图像。所述组合与动作38中的相同或不同。来自子容积和其它部分的样本在时间和空间上被混合以使得所述图像表示整个容积。

[0080] 生成图像的序列。由于扫描被重复,所以对应的图像生成也被重复。表示子容积和/或容积的每个新获取的数据集用于生成图像。执行随着数据变为可用而更新的实况成像。以与子容积和/或容积扫描相同的帧率生成图像。例如,执行空间和时间混合,从而以容积和子容积扫描的最高帧率提供图像。作为另一示例,更新或替换与最新近获取的数据相关联的图像的部分。

[0081] 图像为B模式图像,但可以为其它模式。在没有示出子容积的图形的情况下生成图像。子容积与容积混合,但具有更大的实际分辨率、对比度和/或帧率。容积具有内插创建的帧率和/或分辨率。可替换地,图形的或其它的差异指示子容积。

[0082] 成像被用于诊断和/或治疗指导。瓣膜的增强成像可以有助于干预性心脏学和结构性心脏病。系统继续对全视场进行成像,这还有助于其中外科设备相对于被定为目标解剖体的定向是主要兴趣所在的干预性应用。其它解剖体的增强成像对于其它过程可以是有益的。

[0083] 在一个实施例中,成像对于现有用户工作流有最小干扰。用户在没有分心或额外努力的情况下简单地看到被定为目标解剖特征的显著改善的图像质量。除了子容积的定位之外的不同设置的相同值被用于示出容积和子容积的图像的序列。基于从一幅图像至另一幅的子容积的任何变更,发射焦点、线方向和/或孔径的值可以或可以不改变。

[0084] 如果帧率准许,则在相同的大容积内可以增强多于一个特征。根据相同容积中的不同解剖体来执行追踪。使用二者都覆盖所追踪的解剖体的不同子容积或更大的子容积。

[0085] 用渲染生成三维图像。可以使用任何渲染,诸如投影或表面渲染。可以或可以不添加明暗处理。

[0086] 图5示出了用于子容积的增强超声成像的系统10的一个实施例。用户配置系统10以用于容积或三维成像,诸如选择用于容积成像特定解剖体的应用。用户可以如所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就自动检测解剖体,与视场中的其余容积不同地扫描解剖体,并生成示出容积和子容积二者的一幅或多幅图像,但是对于子容积来说具有增强的成像质量。通过在正进行(on-going)的基础上来追踪或检测解剖体,系统10使子容积重新定向以用于相对于容积的增强成像,从而自动为全视场的容积成像提供针对感兴趣的解剖体的更好的图像质量。相对于针对容积的帧率,针对子容积的帧率可以通过按切片的交错以粒度的方式增强。系统10中的不同数据路径可以用于经组合和未经组合的容积和子容积数据。

[0087] 系统10是一种超声成像器。在一个实施例中,超声成像器是一种医学诊断超声成像系统。在可替换的实施例中,超声成像器是用于实时或获取后成像的个人计算机、工作

站、PACS站、或处于同一位置或分布在网络上的其它装置。

[0088] 系统10实现图1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、混合处理器20、渲染器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，接收波束形成器16直到显示器22表示超声成像器的B模式处理路径。在路径中可以提供其它组件，诸如空间滤波器、扫描转换器、用于设置动态范围的映射处理器或者用于增益应用的放大器。作为另一示例，提供用户输入。

[0089] 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被配置成：为多个通道生成具有不同或相关幅度、延迟和/或定相的波形以将结果产生的波束聚焦于一个或多个深度。波形被生成并以任何定时或脉冲重复频率而应用于换能器阵列。例如，发射波束形成器12针对横向不同的和/或范围区域生成脉冲序列。脉冲具有中心频率。

[0090] 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、在换能器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。

[0091] 换能器14是压电或电容膜元件的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是具有大约64-256个元件的一维PZT阵列。

[0092] 换能器14与发射波束形成器12连接以用于将电波形转换成声学波形，并与接收波束形成器16连接以用于将声学回波转换成电信号。换能器14对发射波束进行发射，其中波形具有某个频率且被聚焦于患者内感兴趣的组织区域或位置处。响应于将电波形应用于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。

[0093] 接收波束形成器16包括具有放大器、延迟和/或相位旋转器以及一个或多个求和器的多个通道。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器16应用相对延迟、相位和/或切趾法(apodization)以响应于用于检测的每个发射而形成一个或多个接收波束。可以提供对接收的动态聚焦。接收波束形成器16使用所接收的声学信号而输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的相对延迟和/或定相以及求和提供波束形成。在可替换的实施例中，接收波束形成器16是用于使用傅里叶或其它变换而生成样本的处理器。通过接收波束形成器16的采样密度是针对某个范围的深度。定时被用于选择在其上发生采样的深度范围。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。

[0094] 接收波束形成器16可以包括滤波器，诸如用于隔离二次谐波或相对于发射频带的其它频带处的信息的滤波器。这样的信息可以更可能地包括期望的组织、造影剂和/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以及滤波器或加法器。两个或更多接收波束被组合以隔离所期望的频带(诸如二次谐波、三次基波、或其它带)处的信息。可以可替换地使用基本频带。

[0095] 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

子容积的位置的数据。

[0096] 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、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。

[0097] 波束形成器控制器24可以使用存储器26以获取和/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加载到波束形成器12、16的缓冲器中以配置波束形成器12、16。通过将值加载到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以建立成像序列。使得波束形成器12、16获取数据以用于以某一帧率、以某一发射焦点、以某一成像频带、在某一深度上、用某一线密度、以某一样本密度和/或线定向的三维成像。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。

[0098] 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。相似地,波束形成器控制器24使得波束形成器12、16扫描容积的子容积。可以使用任何三维扫描格式来扫描子容积。

[0099] 子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不获取的附加数据。例如,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扫描子容积。相对于组织和/或换能器的角度是不同的。以不同的定向来扫描容积和子容积。可以设置其它参数来以与容积的其余部分相比更大的分辨率、对比度和/或帧率扫描子容积。

[0100] 波束形成器控制器24配置波束形成器12、16以使容积与子容积的扫描交错。扫描可以通过完整的容积/子容积扫描或通过部分来被交错。在用于通过部分进行交错的一个实施例中,所扫描的容积包括在容积的扫描期间顺序扫描的多个容积区域。容积区域可以为平面切片,但可以使用其它扫描线分组。容积被划分成不同的区域以供顺序扫描,诸如顺序扫描不同的平面。所扫描的子容积还包括在子容积的扫描期间顺序扫描的多个子容积区域。子容积区域可以为平面切片,但可以使用其它扫描线分组。子容积被划分成不同的区域以供顺序扫描,诸如顺序扫描不同的平面。容积区域的扫描与子容积区域的扫描相交错,使得在扫描所有的子容积区域之前扫描容积区域中的至少一个并且在扫描所有的容积区域之前扫描子容积区域中的至少一个。例如,N个子容积区域的扫描与M个容积区域的每个扫描相交错,其中N和M是大于或等于一的整数。波束形成器控制器24被配置为设置相对帧率,诸如找到在该处出现目标帧率的、有 $M > N$ 的 $N * M$ 的最小乘积。

[0101] 图像处理器18根据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。可以通过B模式检测器提供对数压缩,使得B模式数据的动态范围对应于显示器的动态范围。图像处理器18可以或可以不包括扫描转换器。

[0102] 在用于通过图像处理器18的容积和子容积数据输出的一个数据路径中,容积和子容积数据被分离地或作为不同的数据集而输出至渲染器21。渲染器21是图形处理单元、图形卡、分离的计算机、处理器或用于三维渲染的其它设备。渲染器21由软件、硬件和/或固件配置以根据容积和子容积数据生成患者的一幅或多幅图像。可以生成针对容积和子容积的分离的图像。可替换地或附加地,生成图像以在单个表示中表示容积和子容积两者。容积和子容积数据可以被分离地处理(例如,映射至颜色或强度),然后被组合以用于渲染。可替换

地,容积和子容积数据被分离地渲染,然后结果得到的经渲染的数据被组合成图像。可以生成这样的图像的序列。

[0103] 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显示对容积和子容积进行表示的一幅或多幅图像。

[0104] 空间分辨率和/或图像质量部分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所显示的图像的不同空间分辨率、时间分辨率或图像质量。图像的子容积部分与容积部分相比具有更高的图像质量,但为了上下文仍提供容积部分。由于追踪,子容积可以在位置方面移位,这允许用户以不需要用户输入的无缝方式继续以相比于容积的其余部分的更高质量来查看感兴趣的解剖体。

[0105] 混合处理器20是通用处理器、控制器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、图形处理单元、数字电路、模拟电路、其组合、或者其它用于处理数据的设备。混合处理器20由硬件、软件和/或固件进行配置以混合来自子容积扫描的数据与来自容积扫描的数据。子容积数据可以与容积数据混合以为容积表示提供针对子容积的更高质量,而不是仅仅使用容积扫描数据。

[0106] 混合处理器20被配置为组合来自容积和子容积的数据。可以应用空间、时间或空间和时间调和。任何加权可以用于混合。混合与用于成像的相同或不同。在可替换的或附加的实施例中,混合处理器20将所组合的数据输出至渲染器21以用于渲染。

[0107] 由系统10实现的一个或多个过程可以预期或被设计以在表示全容积的数据上进行操作。所述过程利用混合的信息可以执行得更好。例如,混合的数据用于量化。在测量使用来自子容积的信息的程度上,由于增加的时间或空间分辨率,测量可以更准确。在测量还包括来自容积的信息的程度上,组合允许这样的测量。针对量化与针对成像相比可以不同地对待容积和子容积数据。

[0108] 在一个实施例中,混合的数据被用于检测解剖体。子容积信息由于增加的质量而可以允许更可靠的检测。容积信息可以允许其中解剖体部分地或整个地从子容积中移出的检测。具有经组合的数据可以提供解剖体的更准确或一致的检测。

[0109] 混合处理器20、波束形成器控制器24、图像处理器18、渲染器21或其它处理器被配置为检测解剖体。分类器被应用于所混合的数据以检测容积中解剖体的定位。检测随时间重复以追踪解剖体在不同时间的定位。解剖体在未来某个时间的定位可以根据过去的检测和/或解剖体的运动的建模而被预测。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基于所检测的解剖体随时间的定位而追踪容积内子容积的解剖体随时间的位

置。

[0110] 波束形成器控制器24、图像处理器18、混合处理器20、渲染器21和/或超声成像器依照存储在存储器26或另一存储器中的指令进行操作。指令配置系统以用于执行图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/或通过被执行来对操作进行配置。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。响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一个

或多个指令集来执行图中图示的或者本文描述的功能、动作或任务。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,指令存储在可移除的介质设备上以供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以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,指令存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0111] 虽然以上通过参考各种实施例已经对本发明进行了描述,但应当理解,在不脱离本发明范围的情况下可以做出许多改变和修改。因此意图的是,前述详细描述被视为说明性的而非限制性的,并且理解到,是随后的权利要求,包括所有等同物,意图限定本发明的精神和范围。

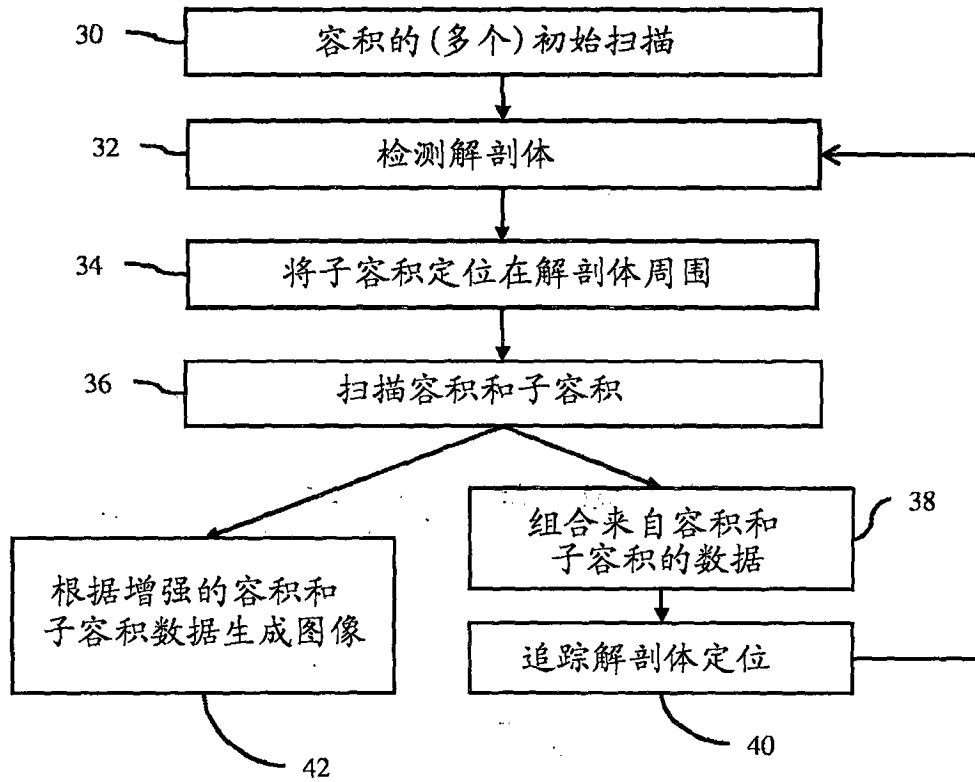


图1

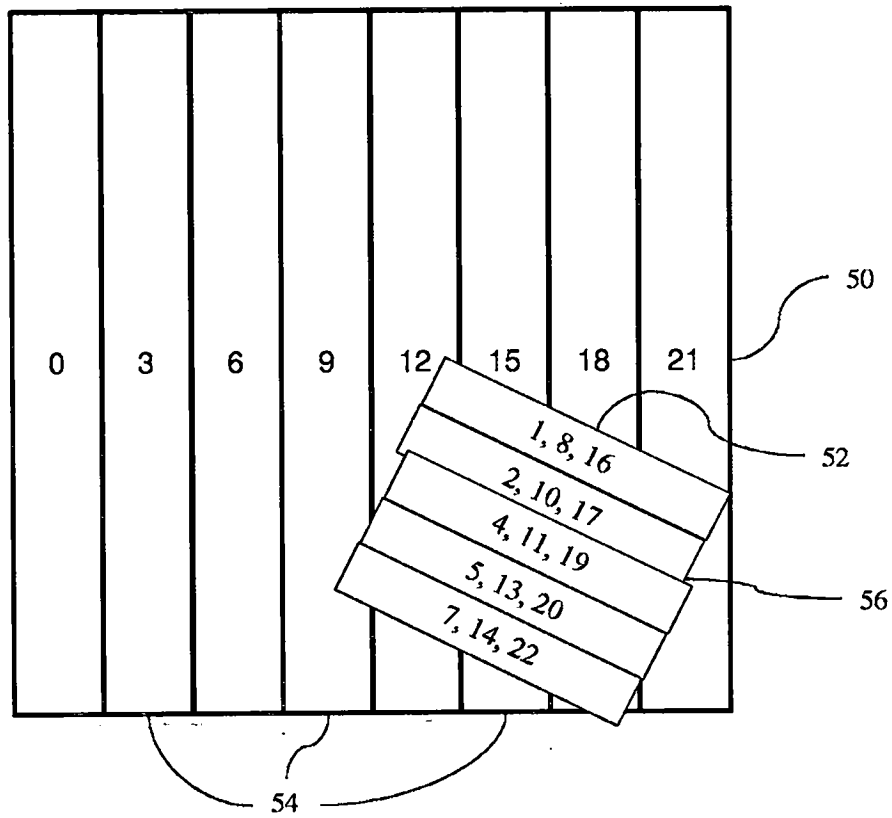


图2

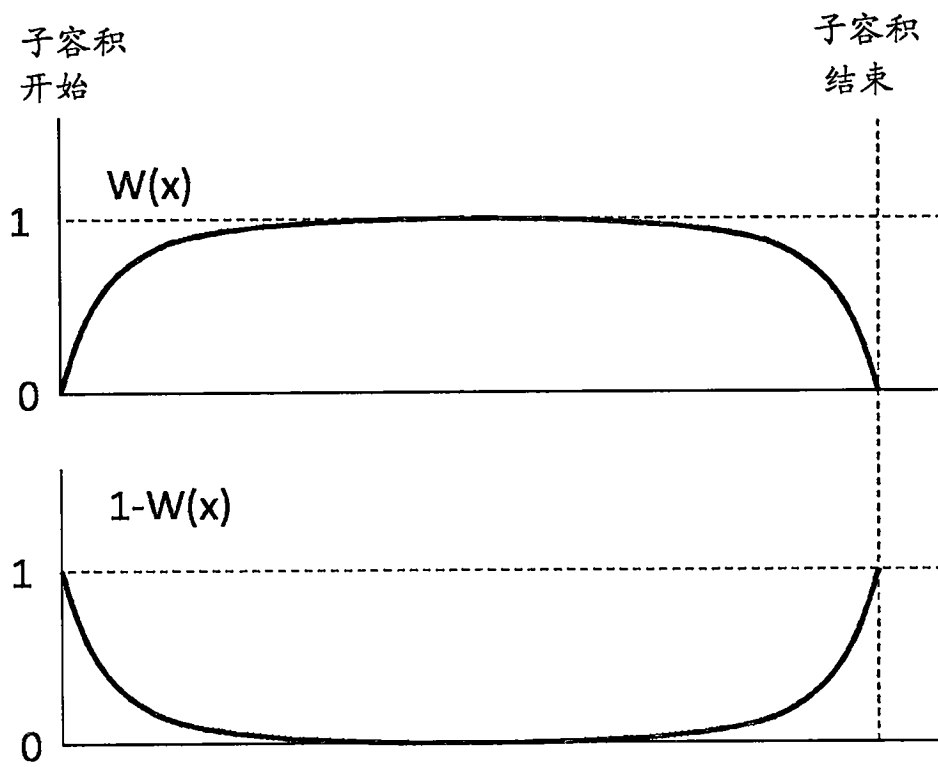


图3

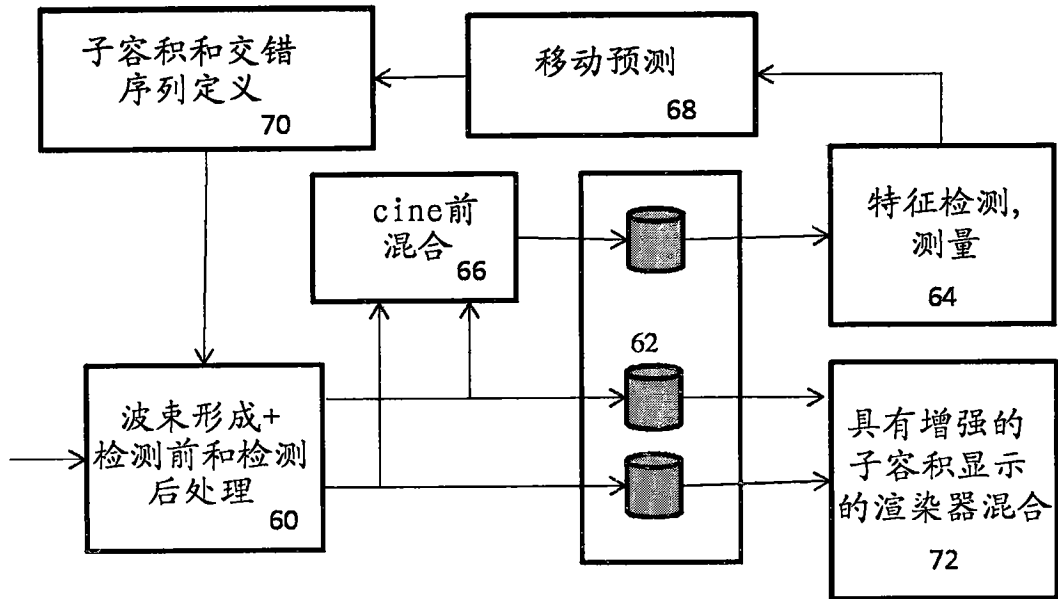


图4

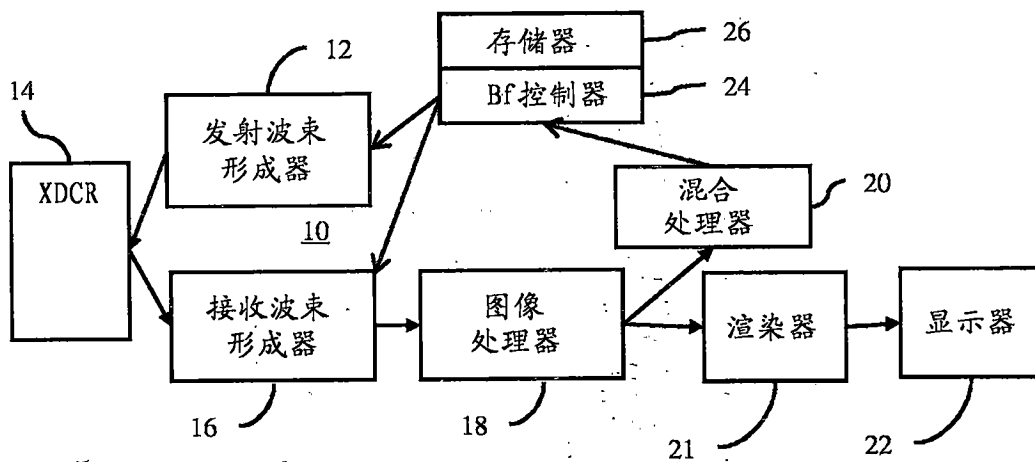


图5

专利名称(译)	子容积的连续定向的增强超声成像		
公开(公告)号	CN106097427A	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201610243891.2	申请日	2016-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司 西门子公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司 西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司 西门子公司		
[标]发明人	S亨德森 T曼西 B拉奥 AV塔特帕蒂 I福伊格特		
发明人	S·亨德森 T·曼西 B·拉奥 A·V·塔特帕蒂 I·福伊格特		
IPC分类号	G06T15/20 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/085 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5246 G06T15/205 A61B8/44 A61B8/52 G06T2207/10132 G06T2207/20104 G06T2207/30048		
代理人(译)	叶菲 刘春元		
优先权	14/656159 2015-03-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及子容积的连续定向的增强超声成像。扫描(30)整个容积。利用针对波束形成参数的不同设置来分离地扫描(30)子容积，这允许针对子容积的更高图像质量而同时提供来自容积的上下文。周期性地检测(32)感兴趣的解剖体，并且子容积在定位方面移位(34)以覆盖感兴趣解剖体，这允许在子容积的增强质量成像的情况下的相对连续的容积成像。通过容积和子容积切片的交错可以允许相对帧率和图像质量的优化。用于解剖体检测和显示的容积和子容积数据之间的不同组合(38)可以提供期望的成像而同时允许解剖体的规律检测。

