



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106469461 B

(45)授权公告日 2020.03.24

(21)申请号 201610688296.X

(22)申请日 2016.08.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106469461 A

(43)申请公布日 2017.03.01

(30)优先权数据

14/831683 2015.08.20 US

(73)专利权人 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 B.A.麦克德莫特 H.帕维 饶斌芭

翟亮

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王健 杜荔南

(51)Int.Cl.

G06T 11/60(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2013090560 A1,2013.04.11,

US 2013090560 A1,2013.04.11,

US 2012289835 A1,2012.11.15,

US 2010056921 A1,2010.03.04,

CN 101336831 A,2009.01.07,

审查员 徐晓艳

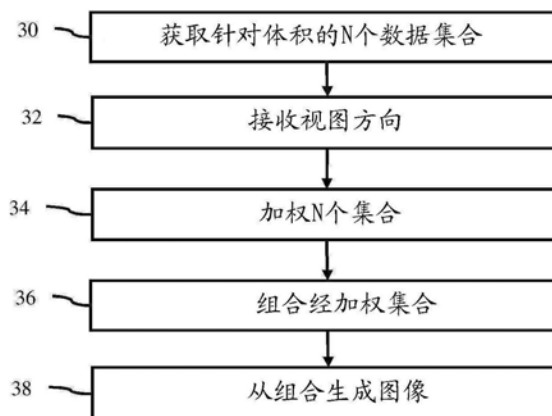
权利要求书1页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

视图方向自适应体积超声成像

(57)摘要

本申请涉及视图方向自适应体积超声成像。对于体积超声成像,使用用于渲染体积图像的视图方向。在一个方案中,用于在渲染(46)之前获取(44)体积数据的成像参数基于视图方向来设置(42)。对于分辨率示例,用于成像的数据在视图平面中以比沿射线追踪方向的分辨率大的分辨率获取(40)。在另一方案中,表示体积的数据集合利用不同设置来获取或形成(30)。基于视图方向来对集合进行加权(34)和组合(36)。对于分辨率示例,从组合数据渲染(38)的图像可以在视图平面中具有较大分辨率,其中在该视图平面中具有较大分辨率的数据集合在组合中被更多地加权。



1. 一种体积超声成像的方法,方法包括:

利用超声系统获取(30)表示患者的体积的第一和第二超声数据集合,第一集合具有比第二集合更大的方位角分辨率和更小的仰角分辨率;

接收(32)用于渲染超声图像的视图方向;

通过超声系统相对于第二集合对第一集合进行加权(34),加权(34)是视图方向的函数;

组合(36)加权的第一和第二集合;以及

从第一和第二集合的组合生成(38)超声图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(30)包括扫描体积,方位角和仰角分辨率基于超声系统的扫描参数的设置。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中:

聚焦沿针对第一集合的方位角比第二集合更窄并且沿针对第二集合的仰角比第一集合更窄;

线条密度沿针对第一集合的方位角比第二集合更大并且沿针对第二集合的仰角比第一集合更大;

孔径大小沿针对第一集合的方位角比第二集合更大并且沿针对第二集合的仰角比第一集合更大;或者

扫描具有沿针对第一和第二集合中的每一个的方位角和仰角的用于针对每一个传送波束、空间滤波和/或切趾轮廓形成的数个接收波束的不同值,并且不同值在第一和第二集合之间不同。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中加权(34)包括比第二集合更重地加权(34)第一集合,其中观看方向比仰角-轴向平面更正交于方位角-轴向平面,以及比第一集合更重地加权(34)第二集合,其中观看方向比方位角-轴向平面更正交于仰角-轴向平面。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中加权(34)包括根据观看方向的余弦加权(34)。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中组合(36)包括表示相同位置的第一和第二集合的加权平均体元。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(38)包括根据视图方向的体积渲染。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(30)包括使用用于第一和第二集合二者的相同传送波束集合和用于接收波束成形的不同设置。

视图方向自适应体积超声成像

背景技术

[0001] 本实施例涉及超声中的体积成像。当利用超声成像时,由于各种约束和考虑,通常在成像中做出妥协以满足某些要求。妥协在细节分辨率、对比度、信噪比(SNR)、帧率、穿透度和/或视场之间权衡。在体积成像期间,充足体积率的要求和/或声学阵列的物理设计通常要求方位角和仰角中的分辨率之间的权衡。这导致方位角和仰角中的一般分辨率或导致这两个维度上的高度各向异性的细节分辨率。在第一场景中,两个维度上的分辨率可能不够好。在后一场景中,两个维度之间的显著分辨率差异可能非常不合期望,特别是当用户正在旋转体积以用于从不同方向观看时。为了改进分辨率,做出其它所不期望的折衷。

发明内容

[0002] 作为引言,以下描述的优选实施例包括用于体积超声成像的方法和系统。用于渲染体积图像的视图方向用于帮助折衷。在一个方案中,用于在渲染之前获取体积数据的成像参数基于视图方向来设置。对于分辨率示例,用于成像的数据在视图平面中以比沿射线追踪方向的分辨率大的分辨率获取。在另一方案中,表示体积的数据集合利用不同设置来获取或形成。基于视图方向来对集合进行加权和组合。对于分辨率示例,从组合数据渲染的图像可以在视图平面中具有较大分辨率,其中在该视图平面中具有较大分辨率的数据集合在组合中被更多地加权。

[0003] 在第一方面中,提供了一种体积超声成像的方法。超声系统获取表示患者的体积的第一和第二超声数据集合。第一集合具有比第二集合更大的方位角分辨率和更小的仰角分辨率。接收用于渲染超声图像的视图方向。超声系统相对于第二集合对第一集合进行加权。加权是视图方向的函数。组合如加权的的第一和第二集合,并且从第一和第二集合的组合生成超声图像。

[0004] 在第二方面中,提供一种用于体积超声成像的系统。波束成形器控制器被配置成使传送和接收波束成形器利用换能器以针对对于相同模式中的体积的不同表示不同的至少一个参数的设置来扫描患者的体积。渲染器被配置成从体积的不同表示的经加权组合生成患者的图像。显示器被配置成显示图像。

[0005] 在第三方面中,提供一种用于体积超声成像的方法。接收相对于患者的体积的视图角度。将成像参数设置为视图角度的函数。成像参数用于渲染之前的扫描或处理。超声系统获取表示患者的体积的超声数据。超声数据利用作为视图角度的函数的成像参数集合来获取。使用视图角度从超声数据渲染患者的超声图像。

[0006] 本发明由随附权利要求限定,并且在本章节中没有任何内容应当被视为对那些权利要求的限制。以下结合优选实施例来公开本发明另外的方面和优点,并且其稍后可以被独立或组合地要求保护。

附图说明

[0007] 组件和附图未必是按比例的,而是将强调点放在说明本发明的原理上。而且,在附

图中,相同的附图标记贯穿不同视图而标注对应部分。

[0008] 图1是用于利用使用视图方向的经加权组合的体积超声成像的方法的一个实施例的流程图;

[0009] 图2是来自具有比仰角分辨率更大的方位角分辨率的数据的体积的示例多平面视图;

[0010] 图3是来自具有比方位角分辨率更大的仰角分辨率的数据的体积的示例多平面视图;

[0011] 图4是来自使用用于加权的视图角度的集合的经加权组合的体积的示例多平面视图;

[0012] 图5是用于基于视图角度利用成像参数集合的体积超声成像的方法的一个实施例的流程图;以及

[0013] 图6是用于体积超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0014] 提供自适应体积超声成像。成像适配于视图方向。在一个实施例中,具有不同分辨率分布的体积复合以实现所得体积中的更好细节。在另一实施例中,利用基于视图方向的设置来获取体积。获取用于渲染的更好数据,和/或组合多个数据集合以创建更好数据。当平衡诸如对比度、分辨率、成像深度等之类的成像特性以满足诸如帧率之类的某些成像要求时,使用更好数据可以导致较少妥协。为了在某些约束之下实现最优成像,自适应地调节图像获取和处理,获取具有为了解析对象的不同方面而优化的系统参数的多个体积,或二者。

[0015] 在一个方案中,利用不同成像参数集合来生成图像,该成像参数诸如传送和接收孔径大小、成像频率、线条密度、空间滤波器、动态范围等。基于所生成的图像的视图角度来设置成像参数,使得向用户呈现的体积图像可以是最优的。

[0016] 在另一方案中,成像系统利用不同成像参数集合获取多于一个体积。针对诸如方位角和仰角分辨率集合之类的图像的某些方面优化每一个成像参数集合。这些体积可以利用不同传送和接收参数分离地获取或者使用相同传送操作获取但是利用不同接收参数设置形成。经视图方向加权的复合用于组合这些体积使得用户被呈现有最优图像。

[0017] 图1示出体积超声成像的方法的一个实施例。一般地,获取表示相同体积的不同数据集合。可以获取任何数目的集合,但是以下使用具有两个集合的示例。每一个集合具有不同特性,诸如不同各向异性分辨率。通过集合的经加权组合,表示体积的所得集合使所期望的特性相对于视图方向被更强烈地加权。加权根据观看方向来执行使得强调具有相对于视图平面更加期望的特性的集合。

[0018] 方法由图6中所示的系统或不同系统执行。例如,医学诊断超声成像系统执行动作30-38。更特别地,波束成形器、网络接口或存储器用于动作30中的获取。处理器(例如控制器、图像处理器或渲染器)在动作32中接收视图方向,在动作34中加权,并且在动作36中组合经加权集合。渲染器在动作38中生成图像。任何动作可以由其它设备执行。

[0019] 以所示顺序或另一顺序执行动作。例如,动作32在动作30之前、之后或与动作30同时执行。

[0020] 可以使用附加、不同或更少的动作。例如,不执行动作38。作为另一示例,对于实时体积成像,随时间重复动作30-38。动作32在一个或多个迭代中可以不重复。动作32-38可以重复而不重复动作30。

[0021] 在动作30中,获取表示患者的体积的多个超声数据集合。集合通过不同扫描来获取。可替换地,集合通过已经获取的数据的不同图像处理来获取。在再其它的实施例中,集合通过从存储器加载集合或从网络传输来获取。

[0022] 在一个实施例中,超声系统扫描患者的体积。扫描具有完整体积视场,诸如其中扫描线在仰角和方位角中沿轴向维度分布到任何深度。体积是通过扫描或配置建立的视场。横向范围和深度限定所扫描的体积的范围。基于不同设置,不同大小体积可以构成扫描体积。用户或系统确定视场和所得扫描体积。

[0023] 为了利用超声扫描视场,传送和接收波束由超声系统形成。可以使用任何扫描格式,诸如扇形、线性或Vector[®]和对应视场。扫描具有三维区或体积。扫描线通过电气和/或机械操纵而在三维上分布,提供表示体积的数据(例如 $N \times M \times R$ 的体积,其中N、M和R是大于1的整数)。可以使用任何三维格式,诸如沿平面按顺序扫描使得扫描平面一起表示体积。

[0024] 通过接收波束成形,响应数据表示视场中的样本。检测从扫描接收的数据。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和正交数据。同相和正交项的平方和的平方根被计算为强度。声学回波的幅度的其它度量可以用于B模式检测。

[0025] 可以基于用于参数的值执行其它处理。例如,对所检测到的B模式数据进行空间滤波。核、截止频率、滤波器的类型或其它特性可以根据方向而变化。作为另一示例,获取来自整个视场的对应扫描序列的帧序列。对数据的所得B模式帧的不同对或其它大小的分组进行时间滤波。可以使用无限冲击或有限冲击响应滤波。在另一示例中,应用全增益或总增益。一个或多个参数可以建立总增益。此外或可替换地,可以应用深度相关增益。可以使用不同、附加或更少的处理参数,诸如动态范围。

[0026] 在其它实施例中,执行其它类型的检测 and 对应扫描。例如,使用彩色流(例如多普勒)估计。估计速度、功率和/或方差。作为另一示例,使用谐波模式,诸如在基本传送频率的二次谐波处的成像。可以使用模式的组合。

[0027] 在处理之后,如果需要的话,对所检测到的数据进行扫描转换。可以生成二维图像。例如,B模式图像表示B模式视场中的声学回波的返回的强度或力度。将强度或B模式数据映射到动态显示范围内的灰阶。灰阶可以是显示器用于控制像素的相等或类似红色、绿色、蓝色(RGB)值。可以使用任何颜色或灰阶映射。所检测到的数据在显示映射之前或之后可以转换成三维网格,诸如从扫描格式或从经扫描转换的数据内插。

[0028] 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到的且经扫描转换的标量值。在其它实施例中,使用检测之前的经波束成形的样本、扫描转换之前的所检测到的数据或显示映射之后的显示值。

[0029] 表示体积的两个或更多集合的数据具有不同特性。差异可以在分辨率、对比度、信噪比、穿透度和/或其它特性中。例如,差异在分辨率中。在一个实施例中,一个数据集合具有比另一集合更大的方位角分辨率和更小的仰角分辨率。一个集合中的方位角分辨率可以与另一集合的仰角分辨率相同或不同,并且一个集合中的仰角分辨率可以与另一集合中的

方位角分辨率相同或不同。

[0030] 传送和/或接收波束特性可以被设置或响应于参数值。设置视场的深度和/或横向范围。类似地,设置传送波束焦深、传送频率、接收频率、线条密度、采样密度、传送波形(例如循环数目和/或包络形状)、帧率、孔径大小(例如元素数目)和/或其它扫描特性。可以设置每条扫描线的传送焦点位置的数目(例如一个或两个)。可以使用不同、附加或更少的扫描(例如传送和/或接收)参数。

[0031] 特性中的差异通过超声系统的不同扫描和/或图像处理创建。用于获取超声数据的成像参数对于表示体积的不同数据集合不同。示例成像参数包括后扫描处理参数,诸如空间或时间滤波。其它示例成像参数包括用于传送和/或接收波束成形的扫描参数。

[0032] 差异在集合之间和/或给定集合内的维度之间。通过提供集合内的不同空间分布,不同集合可以具有不同特性,诸如相比于另一集合,一个集合提供沿一个维度的更小分辨率但是沿另一维度的更大分辨率。差异沿针对每一个集合的方位角和/或仰角,和/或不同值在不同集合之间不同。

[0033] 在一个实施例中,为集合提供不同聚焦和/或线条密度。例如,相比于另一集合,在一个集合中,对于沿方位角分布的扫描线,线条密度更大并且聚焦更窄。相比于所述一个集合,在另一集合中,对于沿仰角分布的扫描线,线条密度更大并且聚焦更窄。更大线条密度和/或更紧聚焦可以提供更好的分辨率,而更小线条密度和/或更宽聚焦可以改进帧率。

[0034] 在另一实施例中,孔径大小对于不同集合不同。传送和/或接收孔径在集合之间和/或集合内的不同维度之间不同。例如,孔径大小对于一个集合比另一集合沿方位角更大,并且对于另一集合比所示一个集合沿仰角更大。更大或更大尺寸的孔径大小可以导致更大分辨率。

[0035] 针对其的不同设置导致具有不同特性的数据集合的其它成像参数包括针对每一个传送波束形成的数个接收波束(例如,针对每一个传送波束接收一个波束对比针对每一个传送波束接收四个或更多波束)、空间滤波(例如更大或更小量、不同截止频率或其它滤波特性)和/或切趾轮廓。

[0036] 又一成像参数是沿快速扫描方向的一致波束成形。快速扫描方向是沿其立即获取顺序波束的维度,诸如其中在扫描不同仰角平面之前,三维扫描图案沿针对一个仰角平面的方位角扫描线的方位角。可以根据集合内和/或集合之间的维度而不同地应用扫描线或波束内插、回溯聚焦或使用相位信息的其它波束处理。

[0037] 可以使用用于任何成像参数组合的不同设置。一个或多个成像参数可以具有相同设置以用于获取不同集合的数据。

[0038] 图2和3示出用于表示相同体积的不同集合的示例多平面图像。通过用于每一个集合的体积生成针对三个正交平面的图像。图2和3的左下图像是垂直于轴向维度的c平面或方位角-仰角平面。图2和3的左上图像具有垂直于仰角维度的方位角-轴向平面。图2和3的右上图像具有垂直于方位角维度的仰角-轴向平面。图2和3的右下图像是来自沿仰角轴向的观看方向的体积的三维渲染。图线指示这些成像平面的相对几何位置。可以使用其它平面定位和/或视图方向。

[0039] 用于一个集合的方位角分辨率大于另一集合。用于另一集合的仰角分辨率大于所述一个集合。在该示例中,利用具有绕方位角轴旋转的元素(诸如螺旋形图案中)的扭曲阵

列(例如参见美国专利号8,206,305和8,449,467)扫描体积。沿方位角的不同元素面向不同方向。扭曲用于创建或增加仰角中的视场使得阵列可以用于体积成像。通过沿方位角走行孔径,成像平面在不同仰角方向处定心。

[0040] 当利用这些阵列成像时,在方位角和仰角分辨率之间做出分辨率中的妥协。良好的方位角分辨率要求足够大的有效传送和/或接收孔径大小。然而,由于不同方位角位置处的元素面向不同方向,因此较大方位角孔径产生较差仰角分辨率。较小方位角孔径大小可以导致较小方位角分辨率,但是较大仰角分辨率。

[0041] 在图2中,图像良好地聚焦于方位角中(参见图2的左上图像),但是在仰角中是模糊的(参见右上图像)。图2的左下图像示出经解析的针形目标的高方位角-仰角纵横比,假定针形目标在两个维度上是均匀的。通过减小方位角接收孔径大小,仰角分辨率可以显著改进,如图3中所示。然而,方位角分辨率退化即比较图2的左上图像(更高的方位角分辨率)和图3(退化的方位角分辨率)。

[0042] 使用任何过程来初始设置参数值。在一个实施例中,基于用户的输入、预确定的值和/或应用的选择或配置来设置一个或多个参数。例如,用户选择特定解剖体的体积或三维成像。在可替换或附加的实施例中,一个或多个参数基于反馈来设置或者适配于从扫描接收的数据。执行一个或多个参数的一个或多个值的自动设置。例如,基于标识针对与视场中的组织相关联的位置的B模式数据和使用针对组织位置的平均、中值或其它B模式强度以设置增益和/或动态范围来设置B模式数据的动态范围和/或总增益。

[0043] 在实况或实时成像(扫描和输出图像而同时或同一时间患者具有抵靠他们放置的换能器)期间,一般不要求或预期用户的特殊交互。用户可以仅选择应用(例如解剖体的三维成像)并且其余配置自动发生。用户可以预配置任何一个或多个设置并且然后成像在没有用户的另外的改变的情况下发生。在其它实施例中,体积成像的可配置性在实况成像期间仍旧可用。用户可以更改扫描参数的一个或多个值而不要求或预期作为正常工作流的部分的更改。

[0044] 使用不同扫描来获取不同数据集合,包括不同传送和接收操作。由于要求多个集合来形成图像,因此可能降低帧率。在另一实施例中,相同传送波束用于不同集合,但是提供不同接收波束成形(即接收扫描参数)和/或不同后波束成形(例如不同空间滤波)。对于多个数据集合使用具有用于接收波束成形的不同设置的相同传送波束避免帧率中的降低但是仍旧提供具有不同特性的数据集合。例如,通过使用两个不同接收孔径大小或孔径函数来同时形成两个不同数据集合或数据帧使得一个集合针对方位角进行优化并且另一个集合针对仰角进行优化。具有不同设置的接收参数可以是任何参数,诸如孔径大小、切趾法或频带。在差异为后扫描的情况下,相同接收样本用于创建在扫描帧率处具有不同特性的两个数据集合(诸如使用不同滤波和/或动态范围)。

[0045] 诸如扫描模式之类的扫描或图像过程的类型对于不同数据集合是相同的。例如,谐波成像用于所有集合。

[0046] 再次参照图1,在动作32中视图方向由渲染器、处理器、用户输入或超声系统的其它组件接收。视图方向是图像将沿其渲染或观看的方向。视图方向平行或基本上平行(“基本上”用于计及射线的发散)于使用在体积渲染中的射线投射或到视图平面的正交线。相对于体积的线条角度是视图方向。在图2和3的示例中,用于三维渲染的视图方向平行于仰角

轴。

[0047] 视图方向被设置、预确定或为默认值。可替换地,用户输入视图方向。例如,用户输入起始视图方向或视图方向中的改变。视图方向可以随时间改变,诸如其中所成像的体积看起来随时间旋转或者其中用户使所成像的体积相对于观看者旋转。

[0048] 在动作34和36中,在经加权组合中组合不同集合(例如N个集合,其中N是大于1的整数)。滤波器或处理器组合来自不同集合的针对相同位置的样本或体元。

[0049] 在动作34中,超声系统相对加权用于经加权组合的集合。表示相同位置的体元或强度被相对地加权。相同权重应用于给定数据集合的所有体元。在其它实施例中,权重根据位置变化。不同权重应用于不同集合,比另一个更多地加权一个集合。对于相等加权,不同集合的权重可以相同。

[0050] 加权是相对的。对所有集合加权。可替换地,对少于全部的集合加权(例如一个或多个集合具有1的权重)。权重是0-1之间或包括0-1的值。在其它实施例中,可以使用大于1的权重。

[0051] 基于视图方向,加权相比于其它集合而强调一个或多个集合。使用方程和/或查找表将视图方向映射到用于不同集合的权重。加权用于组合集合使得所显示的图像对于该图像可以是最优的。在其中两个集合中的每一个具有不同方位角和仰角分辨率的示例中,加权相对于视图方向而强调具有更好分辨率的集合。

[0052] 例如,在视图方向沿仰角轴的情况下,强调在方位角中具有更大分辨率的数据集合。在视图方向在相对于方位角和仰角的45度角度处的情况下,两个集合可以相等地加权。在视图方向沿方位角轴的情况下,强调在仰角中具有更大分辨率的数据集合。对于其间的角度,可以使用权重到视图方向的任何线性或非线性映射。

[0053] 作为另一示例,图2的集合比图3的集合更重地加权,其中观看方向比仰角-轴向平面更正交于方位角-轴向平面,并且图3的集合比图2的集合更重地加权,其中观看方向比方位角-轴向平面更正交于仰角-轴向平面。

[0054] 在一个实施例中,加权是视图方向的余弦函数或其它三角函数。方位角-轴向平面的法向方向被限定为0度,但是相对于体积的其它方向可以被限定为0度。新体积中的体元使用以下来计算:
$$\text{output_voxel}(i, j, k) = \text{vol1_voxel}(i, j, k) * |\cos(\alpha)| + \text{vol2_voxel}(i, j, k) * (1 - |\cos(\alpha)|)$$
,其中vol1是第一集合(例如图2集合),vol2是第二集合(例如图3集合),(i, j, k)是方位角、仰角和轴向索引(即体元索引),output_voxel是组合体元,并且alpha是来自方位角-轴向平面的法向方向的视图角度。可以使用其它线性或非线性加权。

[0055] 当视图方向改变时,加权改变。例如,用户关于轴向轴旋转所成像的体积,因此alpha改变。基于当前视图方向重计算权重。在随时间使用相同集合的情况下,所得组合具有带有经更改的权重的相同集合。在提供实时成像的情况下,将经更改的权重应用于具有不同特性的最新获取的集合。

[0056] 在动作36中,超声系统的处理器、渲染器或其它组件组合经加权集合。执行表示相同位置的体元的加权平均。对于每一个位置,针对该位置的来自两个集合的体元的加权平均提供针对该位置的组合体元。例如,余弦(alpha)加权用于加和经加权的集合,提供output_voxel(i, j, k)作为组合体元值。通过针对不同位置重复,形成表示来自具有不同特

性的数据集合的组合的体积的组合数据集合。

[0057] 任何线性或非线性函数可以用于组合集合。例如,可以使用最大值或最小值选择(例如二进制权重)。在另一实施例中,组合具有来自除体元之外的渲染图像的像素。

[0058] 图4示出来自使用余弦(alpha)加权的形成图2和3的集合的组合集合的多平面重构。四个平面或图像具有与以上针对图2和3讨论的相同空间取向。图4的顶部两个图像和左下图像是三个正交视图,因此利用不同权重来计算。在图4的左上(方位角-轴向)和右上(仰角-轴向)图像中,alpha分别等于0和90度。因此,第一体积数据(图2)的权重系数是1和0。图4的左下(方位角-仰角)图像是图2和3中的相同视图的简单平均(权重系数0.5),因为视图角度垂直于方位角-仰角平面。图4的右下是通过加权图2和3中所示的体积基于视图角度计算的体积投影图像。用户可以改变这些切割平面或体积中的任一个的视图角度。基于用户或处理器确定的视图角度自动更新权重。组合导致沿一个维度(例如沿仰角——比较图2-4的右上图像)的改进的分辨率而不沿另一维度(例如沿方位角——比较图2-4的左上图像)损失很多分辨率。通过组合向用户呈现更加优化的图像。图像通过计及视图方向而是更加优化的。在组合之后的所得数据表示体积,但是具有相对于没有组合或较小变化的增强特性。

[0059] 用于一个集合的数据可以以与另一集合不同的空间分辨率获取,或者沿一个维度用于集合的数据可以以与用于另一集合的相同维度的数据不同的分辨率。例如,一个数据集合表示以沿给定方向的另一集合的1.5倍空间分辨率(例如1.5线条和样本密度)的体积。集合的数据在空间上内插以具有匹配的样本和/或线条密度。一个集合被内插到另一集合的网格或者两个集合被内插到公共网格。经内插的集合具有匹配沿每一个维度的集合的最高分辨率的密集声学网格。沿公共网格的集合用于组合。

[0060] 在动作38中,诸如处理器或渲染器之类的超声系统生成超声图像。生成一个或多个图像,诸如平面图像、体积的渲染或多平面重构。利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。例如,沿视图方向或者以从视图方向的微小偏差(例如5%或更少)通过组合数据集合表示的体积追踪射线。最小值、最大值、alpha混合或其它射线投影用于创建表示数据的体积或三维分布的二维图像或像素。可以或可以不添加阴影。

[0061] 使用视图方向生成一个或多个图像。对于平面图像,视图方向正交于平面。对于三维渲染,视图方向是射线沿其投射或观看者从其感知体积的方向。视图方向与用于加权的相同。视图方向固定或随时间变化。

[0062] 在动作30中获取的数据用于生成图像。处理器、渲染器或其它设备从表示体积的组合集合生成图像。例如,源自具有不同特性的两个或更多集合的经加权组合的数据被传递到三维渲染器。也可以或可替换地分离地渲染不同集合。

[0063] 生成图像序列。当重复获取时,对应图像生成也重复。表示体积的新获取的数据集合用于生成图像。执行当数据变为可用时更新的实况成像。以与体积扫描相同或更小的帧率生成图像。时间混合或内插可以用于增加显示器帧率。

[0064] 图像是B模式图像,但是可以是其它模式。成像用于诊断和/或治疗引导。在一个实施例中,成像最小地破坏现有用户 workflow。用户简单地看到所瞄准的解剖学特征的明显改进的图像质量而没有分神或额外的努力。

[0065] 图5示出体积超声成像的方法的一个实施例。取代于依靠具有不同特性的集合的

经加权组合,利用相对于视图方向取向的一个或多个特性获取表示给定时间处的体积的数据集合。视图方向用于设置一个或多个成像参数使得所得数据集合利用一个或多个特性的所期望的取向获取。

[0066] 方法由图6中所示的系统或不同系统执行。例如,医学诊断超声成像系统执行动作40-46。更特别地,波束成形器、网络接口或存储器用于在动作44中获取。处理器或控制器在动作40中接收视图方向并且在动作42中设置成像参数。渲染器在动作46中生成图像。任何动作可以由其它设备执行。

[0067] 以所示顺序或另一顺序执行动作。可以使用附加、不同或更少的动作。例如,动作46可以不执行。作为另一示例,对于实时体积成像,随时间重复动作40-46。在一个或多个迭代中可以不重复动作40。

[0068] 在动作40中,接收视图角度或方向。视图角度作为预设或预确定的值从存储器加载或由用户输入。视图角度可以如以上针对动作32讨论的那样被接收。

[0069] 在动作42中,基于视图角度设置一个或多个成像参数。设置一个或多个成像参数以提供所期望的特性。设置是用于参数的值。值可以基于折衷,诸如设置用于聚焦的值和用于一个维度的线条密度,其导致针对另一方向的较小的线条密度和聚焦。值的基线可以基于默认、成像应用或其它考虑。基线基于视图角度而更改。可替换地,使用基于视图角度的值的查找。

[0070] 设置沿仰角不同于沿方位角。虽然视图角度可能不精确地沿仰角或方位角,但是成像(例如扫描参数)可以仅沿仰角和方位角变化。可替换地,设置沿视图角度不同于正交于视图角度。扫描参数和/或后处理参数可以在任意方向上变化,因此基于视图方向变化而不关于方位角或仰角。

[0071] 可以根据视图角度设置任何成像参数。例如,设置针对用于扫描的参数(例如射束成形参数)和/或用于预渲染、后波束成形(例如空间滤波或动态范围)的参数的值。例如,设置孔径大小、成像频率、线条密度、空间滤波、一致波束成形或其组合中的一个或多个。本文所讨论的参数和其它参数中的任一个可以被设置成根据用于体积的集合中的空间分布来提供特性中的差异。

[0072] 设置提供视图平面内或正交于视图角度的所期望的特性。在折衷中特性沿视图方向降低。例如,使用线条密度将视图平面中的分辨率设置成比沿视图方向的分辨率更高。

[0073] 基于其它考虑设置其它成像参数,诸如用户选择的成像应用、所成像的解剖体或默认值。设置所有参数,但是仅子集是基于视图角度。可替换地,所有参数至少部分地基于视图角度。

[0074] 在动作44中,超声系统获取表示患者的体积的超声数据。获取如以上在动作30中讨论的那样,但是对于给定时间或时段仅获取一个数据集合。可以获取针对给定时间的附加集合。

[0075] 获取是通过扫描。在基于视图角度设置扫描参数的情况下,使用一个或多个参数的设置来扫描体积。可替换地,获取是通过从存储器加载或接收传输。在参数是后扫描(例如空间滤波器)的情况下,之前获取的集合可以由过程的应用响应于参数的设置而更改。

[0076] 在一个实施例中,以沿正交于视图角度的方向的比平行于视图角度的更大的分辨率获取超声数据集合。在视图角度从方位角或仰角离轴的情况下,视图角度可以更靠近一

个轴。在给定以沿更正交于视图角度的轴的更大分辨率获取数据集合的情况下,数据可以以更正交于视图角度的更大分辨率获取。可替换地,分辨率沿从主轴偏离的平面被最大化。在任一情况中,所获取的数据具有沿视图角度的不同于正交于视图角度的特性(例如分辨率)。通过具有正交于视图角度的更大分辨率,从视图角度所得图像可以具有改进的特性(相对于不使用视图方向来获取数据)。

[0077] 在动作46中,从所获取的数据生成超声图像。例如,从表示患者的体积的数据渲染超声图像。基于视图角度生成超声图像。可以使用以上针对动作38讨论的任何图像生成。

[0078] 图6示出用于体积超声成像的系统10的一个实施例。用户配置系统10以用于体积或三维成像,诸如选择用于体积成像特定解剖学的应用。用户可以如所期望的更改参数的一个或多个预设值。一旦获取开始,系统10获取表示具有所期望的特性的体积的数据。通过根据视图方向组合具有不同特性的集合,可以得到针对从视图方向的成像的改进的数据集合。通过获取具有基于视图方向取向的特性的数据集合,可以得到针对从视图方向成像的改进的数据集合。

[0079] 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。在可替换实施例中,超声成像器是个人计算机、工作站、PACS站或相同位置处或在网络之上分布以用于实时或后获取成像的其它布置。

[0080] 系统10实现图1的方法、图5的方法或其它方法。系统10包括传送波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18、用户输入20、渲染器28、显示器22、波束成形器控制器24和存储器26。可以提供附加、不同或更少的组件。例如,接收波束成形器16通过显示器22表示超声成像器的B模式处理路径。可以在路径中提供其它组件,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用于增益应用的放大器。作为另一示例,不提供用户输入20。

[0081] 用户输入20是鼠标、跟踪球、触摸垫、触摸屏、键盘、按钮、滑块、旋钮、传感器或其组合。用户输入20被配置成接收针对渲染器28、图像处理器18和/或波束成形器控制器24的视图方向。用户接口为用户提供工具或输入选择以设置或改变用于成像或在成像体积时的视图方向。可替换地,视图方向从存储器自动确定或加载。

[0082] 传送波束成形器12是超声传送器、存储器、脉冲器、模拟电路、数字电路或其组合。传送波束成形器12被配置成生成针对具有不同或相对振幅、延迟和/或相位的多个通道的波形以将所得波束聚焦在一个或多个深度处。波形被生成和应用具有任何时序或脉冲重复频率的换能器阵列。例如,传送波束成形器12生成针对不同横向和/或范围区的脉冲序列。脉冲具有中心频率。

[0083] 传送波束成形器12诸如通过传送/接收开关与换能器14连接。在响应于所生成的波而从换能器14传送声波时,在给定传送事件期间形成一个或多个波束。波束用于B模式或其它成像模式。可以使用扇形、Vector®、线性或其它扫描格式。对相同区扫描多次以用于生成图像序列。所形成的波束具有换能器14上的孔径、原点,以及相对于换能器14的角度。视场中的波束具有所期望的线条密度和格式。复用器、开关或其它设备允许传送孔径的选择(即阵列上的定位和大小)。

[0084] 换能器14是压电或电容振膜元件的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。“大约”计及阵列中的死亡或非运转元件。

[0085] 换能器14与传送波束成形器12连接以用于将电学波形转换成声学波形,并且与接收波束成形器16连接以用于将声学回波转换成电学信号。换能器14传送形成传送波束的波形,其中波形具有频率并且聚焦在组织区或患者中的感兴趣的位置处。响应于将电学波形应用于换能器元件而生成声学波形。换能器14传送声学能量并且接收回波。接收信号响应于超声能量(回波)撞击在换能器14的元件上而生成。

[0086] 接收波束成形器16包括具有放大器、延迟和/或相位旋转器和一个或多个加和器的多个通道。每一个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束成形器16响应于用于检测的每一个传送而应用相对延迟、相位和/或切趾法以形成一个或多个接收波束。可以提供接收上的动态聚焦。接收波束成形器16使用所接收到的声学信号输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号相对延迟和/或相位和加和提供波束成形。在可替换的实施例中,接收波束成形器16是用于使用傅里叶或其它变换生成样本的处理器。接收波束成形器16的采样密度是针对深度范围。时序用于选择采样在其内发生的深度范围。接收波束在使用孔径的一个或多个取向处具有期望的扫描线密度。复用器、开关或其它设备允许选择接收孔径(即阵列上的定位和大小)。

[0087] 接收波束成形器16可以包括滤波器,诸如用于相对于传送频带隔离二次谐波或其它频带处的信息的滤波器。这样的信息可以更可能包括所期望的组织、显影液和/或流动信息。在另一实施例中,接收波束成形器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隔离所期望的频带(诸如二次谐波、三次基频或其它带)处的信息。可以可替换地使用基本频带。可替换地,由接收波束成形器16的滤波器或处理器执行一致波束成形。

[0088] 接收波束成形器16输出表示空间位置的波束加和的数据。输出针对体积的位置的数据。使用并行或串行处理,接收波束成形器16可以输出具有不同特性的不同数据集。

[0089] 波束成形器控制器24和/或另一处理器配置波束成形器12, 16。波束成形器控制器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、其组合或用于配置传送和接收波束成形器12, 16的其它设备。

[0090] 波束成形器控制器24可以使用存储器26来获取和/或缓冲针对不同波束成形器参数的值。值可以由波束成形器12, 16访问和/或从存储器26加载到波束成形器12, 16的缓冲器中以配置波束成形器12, 16。通过将值加载到寄存器或用于操作的表中,设置由波束成形器12, 16用于三维成像的获取参数的值。任何控制结构或格式可以用于建立成像序列。使得波束成形器12, 16在帧率处、以传送聚焦、在成像频带处、在深度之上、以线条密度、在样本密度处、以传送和接收孔径和/或在线条取向处获取用于三维成像的数据。一个或多个获取或扫描参数的不同值可以导致不同帧率、信噪比、穿透度、对比度和/或分辨率。一个或多个参数可以基于视图角度设置。可替换地,一个或多个参数可以基于所获取的集合(即用于获取不同集合的不同设置)和/或根据空间位置(例如对于不同轴不同)来设置。

[0091] 波束成形器控制器24使波束成形器12, 16扫描患者的体积。可以使用任何三维扫描格式。波束成形器控制器24将波束成形器12, 16配置成交错体积的扫描以获取具有不同特性的不同集合。可替换地,并行执行接收操作以形成来自相同传送操作的不同集合。利用用于针对体积的不同表示而不同的至少一个参数的一个或多个设置来扫描体积。针对相同

成像模式(例如B模式)扫描不同表示。例如,使用在B模式成像中的针对两个数据集合的经波束成形的样本通过扫描不同表示沿相对于体积和/或彼此的不同方向具有不同分辨率的地方来获取。在其它实施例中,波束成形器控制器24配置波束成形器12, 16以基于视图方向获取集合。

[0092] 图像处理器18从经波束成形的样本进行检测,诸如检测强度。可以使用任何检测,诸如B模式和/或彩色流动检测。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。对数压缩可以由B模式检测器提供使得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。

[0093] 图像处理器18可以执行空间滤波和/或动态范围设置。沿不同方向和/或在体积的不同表示(例如集合)之间应用不同滤波和/或动态范围。

[0094] 图像处理器18可以执行不同集合的加权组合。计算或查找作为视图方向的函数的权重并且将其应用于不同表示。平均或组合经加权的表示。在可替换的实施例中,渲染器28执行加权组合。可替换地,在基于视图角度获取数据的情况下,不执行加权组合。

[0095] 渲染器28是图形处理单元、图形卡、分离计算机、处理器或用于三维渲染的其它设备。渲染器28通过软件、硬件和/或固件配置成从超声数据的所获取的集合或组合集合生成患者的一个或多个图像。可以生成针对不同平面的分离图像。可以使用相同视图方向或基于一个视图方向组合的数据来生成不同图像。可替换地,从不同加权组合生成不同图像以计及针对每一个图像的不同视图方向。可以生成这样的图像的序列。

[0096] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子体、投影仪、打印机或用于显示一个或多个图像或图像序列的其它设备。可以使用任何现在已知的或稍后开发的显示器20。显示器20显示三维表示、表示一个或多个平面的图像和/或多平面重构。显示器20显示表示体积的一个或多个图像。

[0097] 空间分辨率和/或图像质量部分地基于视图方向。通过基于视图方向加权,来自组合的所得图像可以具有更加期望的分辨率或其它特性。通过基于视图方向获取,所得图像可以具有更加期望的分辨率或其它特性。

[0098] 波束成形器控制器24、图像处理器18、渲染器28、其它处理器和/或超声系统10依照存储在存储器26或另一存储器中的指令操作。指令配置系统以用于图1或图5的动作的执行。指令通过被加载到控制器中,通过导致值的表格的加载和/或通过被执行而针对操作进行配置。存储器26是非暂时性计算机可读存储介质。用于实现本文所讨论的过程、方法和/或技术的指令提供在计算机可读存储介质或存储器上,该计算机可读存储介质或存储器诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘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。在图中图示的或在本文中描述的功能、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而执行。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、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以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以用于通过计算机网络或在电话线之上传输。在再其它的实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0099] 虽然以上已经参照各种实施例描述了本发明,但是应当理解的是,可以在不脱离

本发明的范围的情况下做出许多改变和修改。因此意图在于前述详细描述被视为说明性而非限制性的,并且要理解的是,正是包括所有等同物的随附权利要求意图限定本发明的精神和范围。

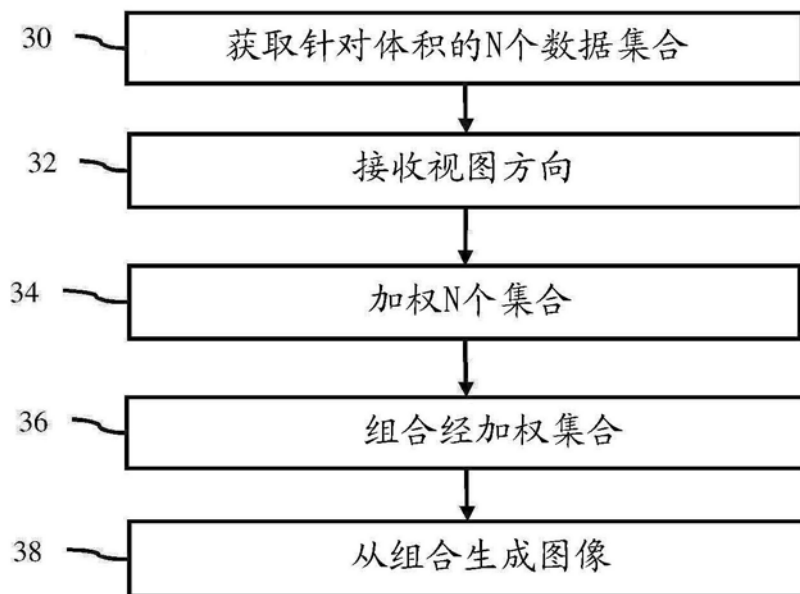


图 1

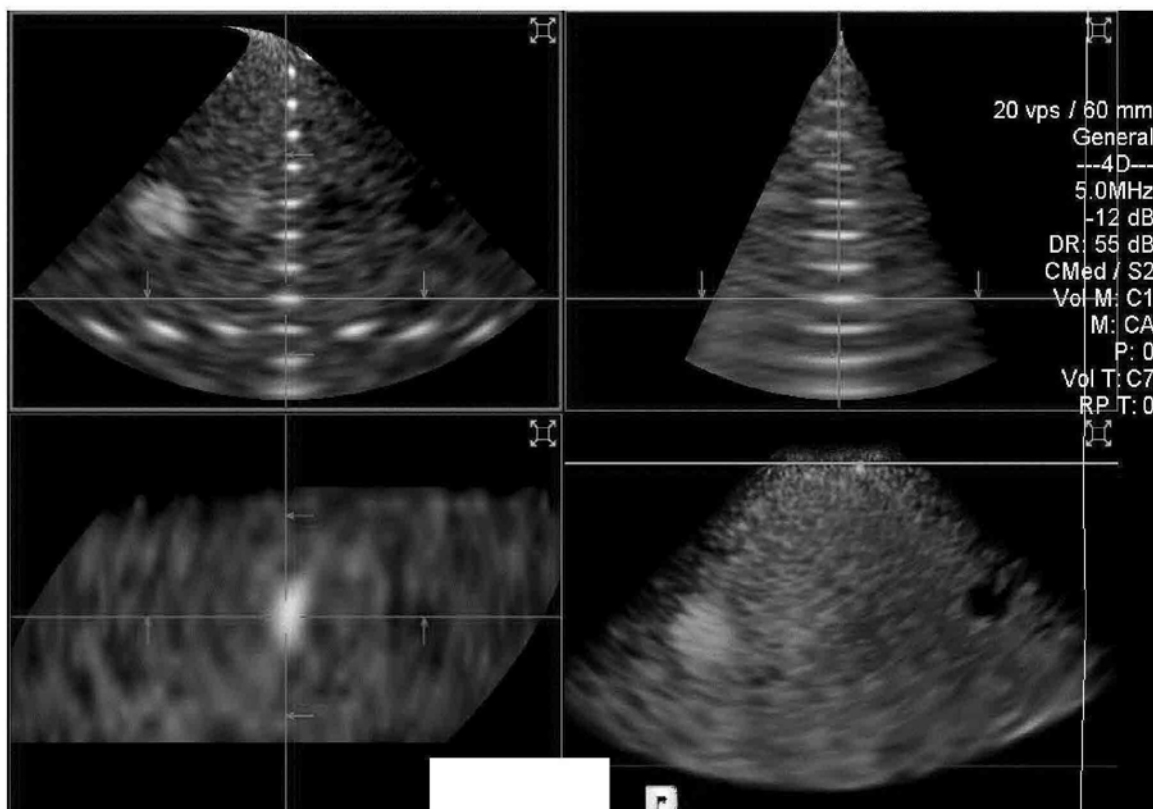


图 2

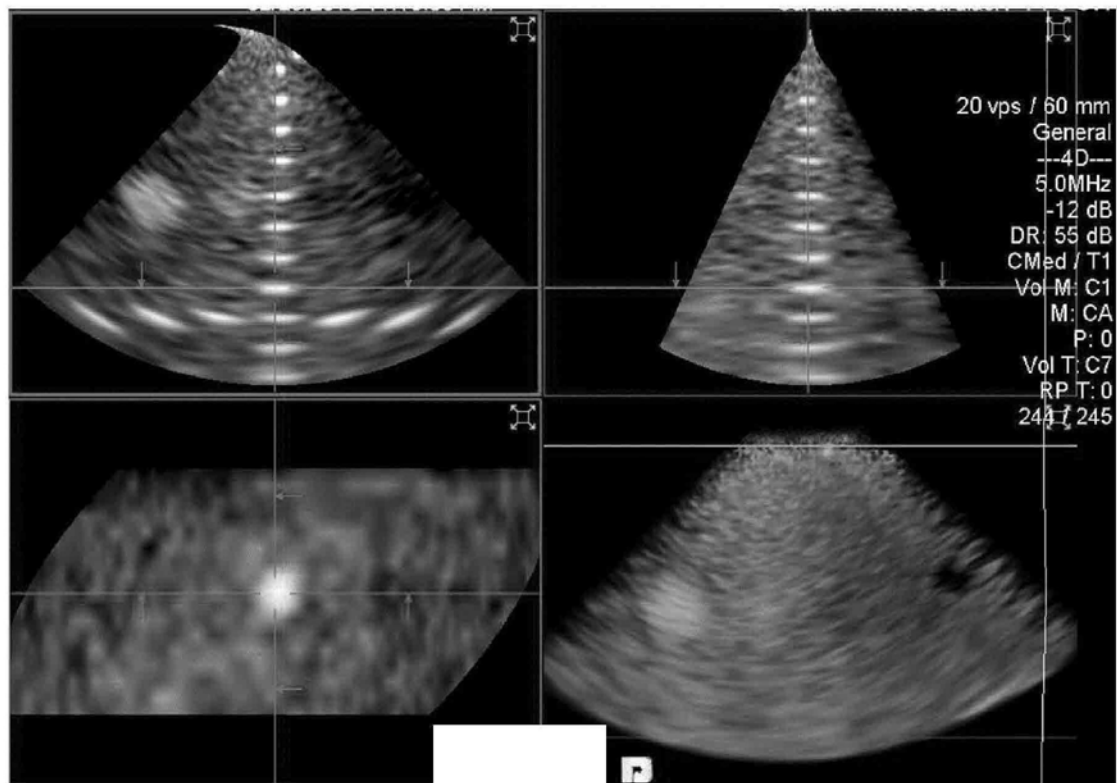


图 3

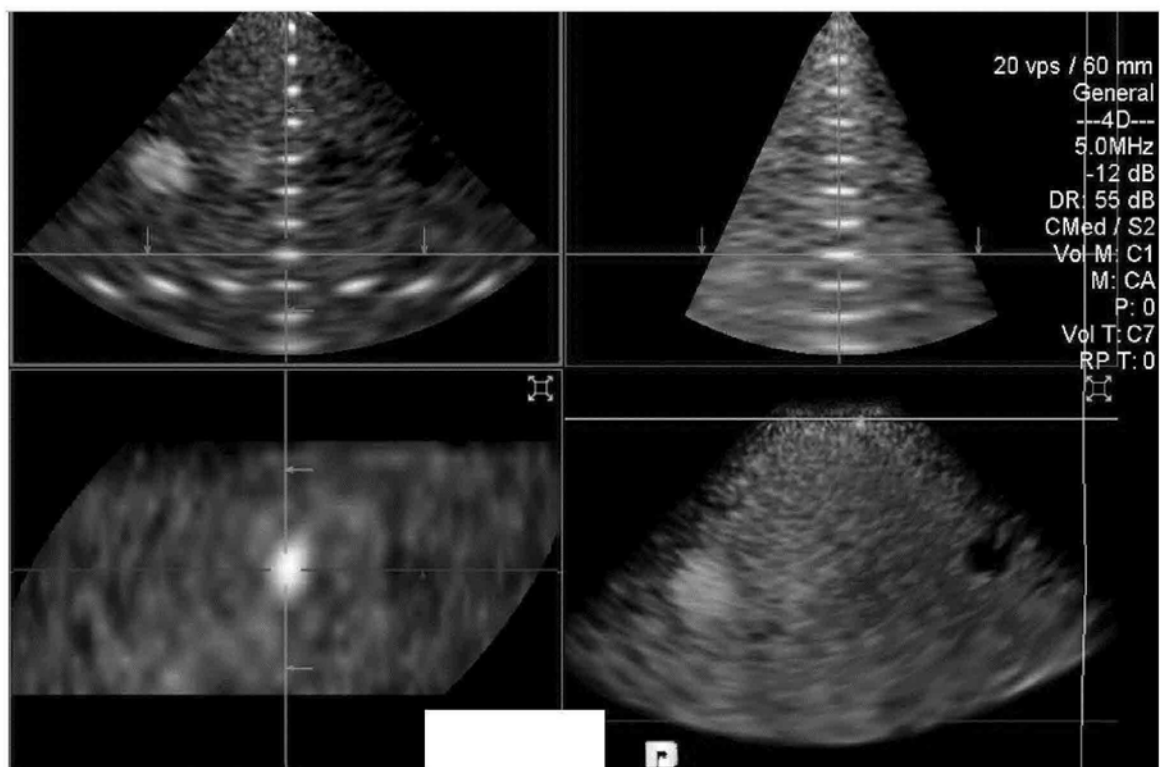


图 4

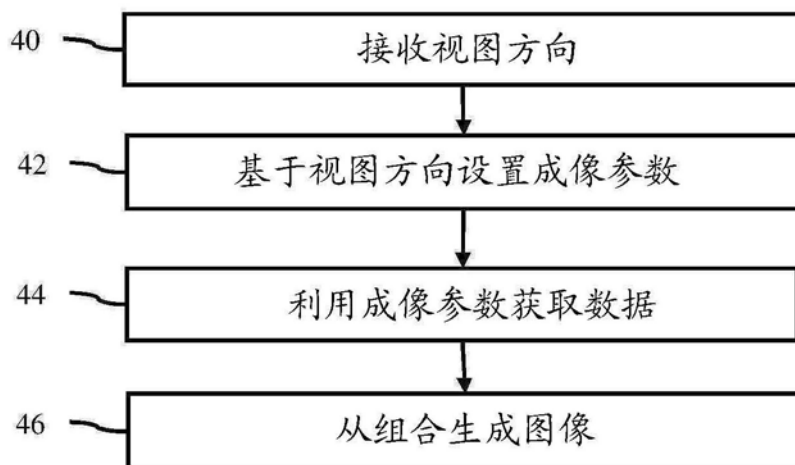


图 5

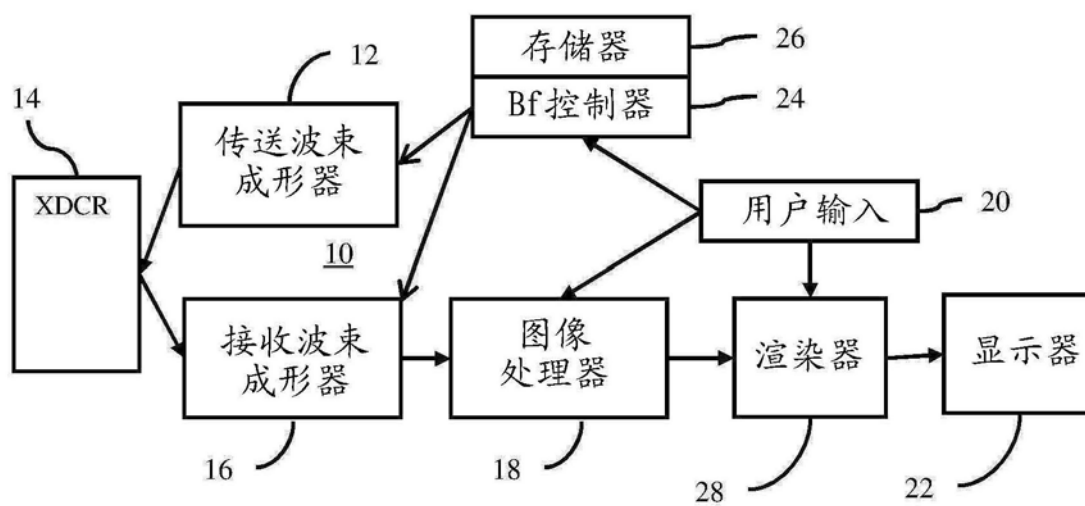


图 6

专利名称(译)	视图方向自适应体积超声成像		
公开(公告)号	CN106469461B	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201610688296.X	申请日	2016-08-19
[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	B A 麦克德莫特 H 帕维 饶斌芭 翟亮		
发明人	B.A.麦克德莫特 H.帕维 饶斌芭 翟亮		
IPC分类号	G06T11/60 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5207 G06T11/60 G06T2210/41 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/5269 G06T5/50 G06T15/08 G06T2200/08 G06T2207/10136 G06T2207/20221 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/54 G06T7/0012 G06T2207/30004		
代理人(译)	王健		
审查员(译)	徐晓艳		
优先权	14/831683 2015-08-20 US		
其他公开文献	CN106469461A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及视图方向自适应体积超声成像。对于体积超声成像，使用用于渲染体积图像的视图方向。在一个方案中，用于在渲染（46）之前获取（44）体积数据的成像参数基于视图方向来设置（42）。对于分辨率示例，用于成像的数据在视图平面中以比沿射线追踪方向的分辨率大的分辨率获取（40）。在另一方案中，表示体积的数据集合利用不同设置来获取或形成（30）。基于视图方向来对集合进行加权（34）和组合（36）。对于分辨率示例，从组合数据渲染（38）的图像可以在视图平面中具有较大分辨率，其中在该视图平面中具有较大分辨率的数据集合在组合中被更多地加权。

