



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116097311 A

(43) 申请公布日 2023. 05. 09

(21) 申请号 202180051104.3

M • 弗拉德金

(22) 申请日 2021.08.19

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

72002

20290062.7 2020.08.20 EP

专利代理师 李光颖

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.Cl.

2023.02.20

G06T 15/08 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2021/072981 2021.08.19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02022/038208 EN 2022.02.24

(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 B • J-D • B • M • 莫里

F • G • G • M • 维尼翁

E • M • S • 阿蒂亚 J-M • 鲁埃

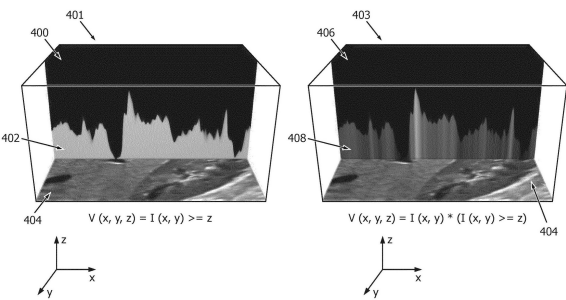
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(54) 发明名称

二维数据集的呈现

(57) 摘要

在一些示例中，二维 (2D) 数据集 (例如，图像) 可以被变换成三维 (3D) 数据集 (例如，体积)。所述3D数据集的体素的值和材料属性可以至少部分地基于所述2D数据集中的像素的值。所述3D数据集的3D场景可以从与所述2D数据集的平面相平行的平面进行呈现，以生成可能看起来像2D图像的“自上而下的”呈现。在一些示例中，可以基于所述2D数据集的强度或其他属性来将额外的着色添加到所呈现的2D图像。



1. 一种装置,包括:

处理器,其被配置为:

将包括多个像素的二维 (2D) 数据集变换成包括多个体素的三维 (3D) 数据集,其中,所述2D数据集的平面包括与所述多个像素相对应的所述多个体素中的若干体素,并且其中,所述多个体素包括位于所述2D数据集的所述平面之外的额外体素以定义所述3D数据集的高度维度;

将材料属性分配给所述多个体素;并且

从与所述2D数据集的所述平面相平行的观察平面呈现所述3D数据集的3D场景,其中,呈现模拟传播通过所述3D数据集的至少一个虚拟光源,并且所述虚拟光源传播通过所述3D数据集的传播至少部分地基于被分配给所述多个体素的所述材料属性。

2. 根据权利要求1所述的装置,还包括被配置为从对象采集超声信号的超声探头,其中,所述2D数据集是根据所述超声信号来生成的。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所模拟的光源的定位至少部分地基于所述超声探头相对于采集所述超声信号所处的定位的定位。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为至少部分地基于从体素到所述观察平面的距离来将颜色值分配给所述多个体素。

5. 根据权利要求1所述的装置,还包括被配置为接收用户输入的用户接口,所述用户输入确定所述虚拟光源相对于所述3D数据集的定位。

6. 一种方法,包括:

将包括多个像素的二维 (2D) 数据集变换成包括多个体素的三维 (3D) 数据集,其中,所述2D数据集的平面包括与所述多个像素相对应的所述多个体素中的若干体素,并且其中,所述多个体素包括位于所述2D数据集的所述平面之外的额外体素以定义所述3D数据集的高度维度;

将材料属性分配给所述多个体素;并且

从与所述2D数据集的所述平面相平行的观察平面呈现所述3D数据集的3D场景,其中,呈现包括模拟传播通过所述3D数据集的至少一个虚拟光源,并且所述虚拟光源传播通过所述3D数据集的传播至少部分地基于被分配给所述多个体素的所述材料属性。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述高度维度至少部分地基于所述多个像素的强度值。

8. 根据权利要求6所述的方法,其中,分配材料属性包括针对至少一个材料属性定义至少一个传递函数,或者所述材料属性是波长相关的。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述传递函数包括阈值,其中,所述多个体素中具有低于阈值的值的体素针对所述至少一个材料属性被呈现为透明的。

10. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述2D数据集是多通道数据集,其中,所述多个体素的不同材料属性各自基于来自所述多通道数据集的不同通道的值。

11. 根据权利要求6所述的方法,还包括至少部分地基于从体素到所述观察平面的距离来将颜色值分配给所述多个体素。

12. 根据权利要求6所述的方法,其中,将所述2D数据集变换成所述3D数据集包括将二元值分配给所述多个体素,或者其中,将所述2D数据集变换成所述3D数据集包括至少部分

地基于所述多个像素的强度值来将值分配给所述多个体素。

13. 根据权利要求12所述的方法, 其中, 被分配给所述多个体素的所述值随高度衰减。

14. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 所述2D数据集的所述多个像素包括第一多个像素和第二多个像素, 并且所述3D数据集的所述多个体素包括与所述第一多个像素相对应的第一多个体素和与所述第二多个像素相对应的第二多个体素, 其中, 所述第一多个像素和所述第二多个像素分别对应于第一2D图像和第二2D图像。

15. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 所述第一多个体素与所述第二多个体素被分开呈现以分别生成第一3D场景和第二3D场景, 其中, 所述第一3D场景和所述第二3D场景被组合以提供3D场景。

二维数据集的呈现

技术领域

[0001] 本申请涉及生成二维图像。更具体地,本申请涉及将三维呈现技术应用于二维数据集。

背景技术

[0002] 医学图像的审阅者常常难以感知医学图像的深度。这可能是由于缺少用于确定相对距离的熟悉参考点和/或当未使用光源(例如,X射线、超声波)采集图像时缺少反射和阴影。在一些类型的医学成像中,可以使用照片级真实感呈现,其应用基于物理的射线跟踪算法来生成三维(3D)(例如,体积)数据集的二维(2D)投影。照片级真实感呈现可以将一个或多个虚拟光源应用于3D数据集,模拟阴影和反射。这些虚拟光照效果可以改善深度感知。然而,照片级真实感呈现仅适用于体积数据集或从3D采集结果中获得的表面网格。它不会给常规的2D成像带来任何益处。虽然3D成像取得了进步,但是许多审阅者(例如,放射科医师、外科医师)仍然更偏好观察2D图像而不是3D呈现。因此,可能期望对2D图像提供增强的深度感知。

发明内容

[0003] 本文公开了无需3D体积图像数据集即可模拟3D照片级真实感呈现的后处理技术的示例。可以将深度感知添加到2D图像,并且可以通过光照效果来增强结构。

[0004] 如本文中所公开的,可以执行2D图像到密度体素的3D体积表示的变换。可以将诸如吸收和散射的材料属性分配给每个体素。可以呈现具有从观察者位置向下查看图像的至少一个光源的3D场景。任选地,可以执行对体素的颜色映射以根据深度和/或强度来添加着色。

[0005] 根据本文公开的至少一个示例,一种装置可以包括处理器,所述处理器被配置为:将包括多个像素的二维(2D)数据集变换成包括多个体素的三维(3D)数据集,其中,所述2D数据集的平面包括与所述多个像素相对应的所述多个体素中的若干体素,并且其中,所述多个体素包括位于所述2D数据集的所述平面之外的额外体素以定义所述3D数据集的高度维度;将材料属性分配给所述多个体素;并且从与所述2D数据集的所述平面相平行的观察平面呈现所述3D数据集的3D场景,其中,呈现模拟传播通过所述3D数据集的至少一个虚拟光源,并且所述虚拟光源传播通过所述3D数据集的传播至少部分地基于被分配给所述多个体素的所述材料属性。

[0006] 在一些示例中,所述装置还包括被配置为从对象采集超声信号的超声探头,其中,所述2D数据集是根据所述超声信号来生成的。

[0007] 在一些示例中,所模拟的光源的定位至少部分地基于所述超声探头相对于采集所述超声信号所处的定位的定位。

[0008] 在一些示例中,所述处理器还被配置为至少部分地基于从体素到所述观察平面的距离来将颜色值分配给所述多个体素。

[0009] 在一些示例中,所述装置还包括被配置为接收用户输入的用户接口,所述用户输入确定所述虚拟光源相对于所述3D数据集的定位。

[0010] 根据本文公开的至少一个示例,一种方法可以包括:将包括多个像素的二维(2D)数据集转换成包括多个体素的三维(3D)数据集,其中,所述2D数据集的平面包括与所述多个像素相对应的所述多个体素中的若干体素,并且其中,所述多个体素包括位于所述2D数据集的所述平面之外的额外体素以定义所述3D数据集的高度维度;将材料属性分配给所述多个体素;并且从与所述2D数据集的所述平面相平行的观察平面呈现所述3D数据集的3D场景,其中,呈现包括模拟传播通过所述3D数据集的至少一个虚拟光源,并且所述虚拟光源传播通过所述3D数据集的传播至少部分地基于被分配给所述多个体素的所述材料属性。

[0011] 在一些示例中,所述高度维度至少部分地基于所述多个像素的强度值。

[0012] 在一些示例中,分配材料属性包括针对至少一个材料属性定义至少一个传递函数。

[0013] 在一些示例中,所述传递函数包括阈值,其中,所述多个体素中具有低于所述阈值的值的体素针对所述至少一个材料属性被呈现为透明的。

[0014] 在一些示例中,所述材料属性包括密度、吸收、反射或散射中的至少一项。

[0015] 在一些示例中,所述材料属性中的至少一项是波长相关的。

[0016] 在一些示例中,所述2D数据集是多通道数据集,其中,所述多个体素的不同材料属性各自基于来自所述多通道数据集的不同通道的值。

[0017] 在一些示例中,所述方法还包括至少部分地基于从体素到所述观察平面的距离来将颜色值分配给所述多个体素。

[0018] 在一些示例中,将所述2D数据集转换成所述3D数据集包括将二元值分配给所述多个体素。

[0019] 在一些示例中,将所述2D数据集转换成所述3D数据集包括至少部分地基于所述多个像素的强度值来将值分配给所述多个体素。

[0020] 在一些示例中,被分配给所述多个体素的所述值随高度衰减。

[0021] 在一些示例中,所述2D数据集的所述多个像素包括第一多个像素和第二多个像素,并且所述3D数据集的所述多个体素包括与所述第一多个像素相对应的第一多个体素和与所述第二多个像素相对应的第二多个体素,其中,所述第一多个像素和所述第二多个像素分别对应于第一2D图像和第二2D图像。

[0022] 在一些示例中,所述第一多个体素的材料属性是独立于所述第二多个体素的材料属性来分配的。

[0023] 在一些示例中,所述第一多个体素与所述第二多个体素被分开呈现以分别生成第一3D场景和第二3D场景,其中,所述第一3D场景和所述第二3D场景被组合以提供3D场景。

[0024] 在一些示例中,所述第一2D图像是从第一成像模态采集的,并且所述第二2D图像是从与所述第一成像模态不同的第二成像模态采集的。

附图说明

[0025] 图1A是现有的二维(2D)明暗处理的图示。

[0026] 图1B是根据本公开内容的示例的2D图像的体积呈现的图示。

- [0027] 图2是根据本公开内容的示例布置的超声成像系统的框图。
- [0028] 图3是图示根据本公开内容的示例的示例处理器的框图。
- [0029] 图4示出了根据本公开内容的示例的将2D图像变换成三维(3D)体积的示例。
- [0030] 图5图示了根据本公开内容的示例的将材料属性分配给体积中的体素。
- [0031] 图6以图形方式描绘了根据本公开内容的示例的两步呈现的示例。
- [0032] 图7示出了根据本公开内容的示例的示例2D图像和对应的示例呈现2D图像。
- [0033] 图8以图形方式描绘了根据本公开内容的示例的基于深度的明暗处理的示例。
- [0034] 图9示出了根据本公开内容的示例的示例2D图像和对应的示例呈现2D图像。
- [0035] 图10是根据本公开内容的示例的方法的图形概览。
- [0036] 图11示出了根据本公开内容的示例的叠加在2D B模式图像上的2D多普勒图像的示例以及包含多普勒图像和B模式图像的呈现2D图像。

具体实施方式

[0037] 对特定的示例性示例的以下描述本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本公开内容或其应用或用途。在对本发明的装置、系统和方法的示例的以下详细说明中,参考了附图,附图形成说明的部分,并且在附图中通过图示的方式示出了可以实践所描述的装置、系统和方法的特定示例。足够详细地描述这些示例以使得本领域技术人员能够实践当前公开的装置、系统和方法,并且应当理解,可以利用其他示例,并且可以在不脱离本公开内容的精神和范围的情况下进行结构和逻辑上的改变。此外,为了清楚起见,当对本领域技术人员显而易见的情况下,将不讨论对某些特征的详细描述,以便不掩盖对本公开内容的描述。因此,不应从限制性意义上看待以下详细描述,并且本系统和方法的范围仅由权利要求来限定。

[0038] 与三维(3D)呈现相比,诸如放射科医师、外科医师和超声医师之类的医学成像系统的用户常常仍然更愿意基于二维(2D)图像来做出决策。然而,2D医学图像通常提供很少的视觉提示或者不提供视觉提示以辅助观察者进行深度感知。一些后处理图像增强方法使用局部光照明暗处理来将深度感知人为地添加到2D图像。一个众所周知的示例是浮雕滤镜。

[0039] 将局部光照明暗处理应用于2D图像包括将图像亮度值解读为3D表面的高度测量结果。向表面添加环境光、漫反射和镜面反射可以提供更好的形状感知。通过描画局部图像特征,虚拟光照能够创建更明显的轮廓和更好的目标分离。现有的2D明暗处理使用局部的、基于梯度的表面照明。换句话说,可以使用2D图像中一个或多个方向上的像素强度值的变化率来确定明暗处理。然而,现有的2D明暗处理有几个限制。例如,明暗处理要求输入表面光滑,因此不能直接将明暗处理应用于高频纹理内容(如表面粗糙的超声图像)。此外,没有考虑像阴影或体积散射这样的整体效果,这限制了感知对比度的提高。因此,可能期望改善2D图像中的深度感知。

[0040] 根据本公开内容的示例,2D数据集被变换成3D数据集。3D数据集可以是密度体素的体积表示。材料属性(例如,吸收、散射)可以被分配给3D数据集中的每个体素。可以使用至少一个光源来根据3D数据集呈现3D场景。呈现可以从观察者位置向下查看3D数据集。从这个角度进行的呈现可以为观察者提供2D图像的外观(与如同3D数据集的常规呈现的体

积外观不同)。因此,3D场景也可以被称为呈现2D图像或“俯视呈现”。任选地,在一些示例中,可以基于体素的深度和/或强度值向3D数据集中的体素分配颜色。

[0041] 在一些应用中,与使用常规局部表面照明技术增强的2D图像相比,材料属性和体积呈现的分配可以在呈现2D图像中提供改善的深度感知和对比度。

[0042] 图1A和图1B图示了现有2D明暗处理与根据本公开内容的示例的2D图像的体积呈现之间的差异。在图1A中,标绘图100示出了固体表面104的示例横截面,其被标绘为高度(z)与由光源102照明的距离(x)的关系。现有方法可以使用像素强度值的梯度(例如,变化率)或仅使用2D图像的像素强度值来模拟固体表面104的高度。然后将光源102投射在固体表面104上作为射线106,并且使用从固体表面104反射到观察平面108的射线106来生成经明暗处理的2D图像。

[0043] 在图1B中,标绘图110示出了根据本公开内容的示例的体积114的横截面,其被标绘为高度(z)与由光源102照明的距离(x)的关系。不同于图1A中的固体表面104,体积114可以由能够被填充有非二元值的体素网格构成。这些非二元值可以定义体素的材料属性。材料属性可以确定光如何与体积114相互作用和/或确定体积114的外观。如标绘图110中所示,一些射线(例如,从光源102投射的射线112)可以在从体积114反射之前(至少部分地)穿过体积114的部分,而不是仅从表面反射(例如,射线106)。这可以提供更逼真的阴影处理,这可以通过使2D图像的高强度区域周围的区变暗来提高对比度。在一些示例中,一些射线(例如,射线112)可以被体积114部分地吸收。当这种光穿透、吸收和/或散射在整个光谱上不相等时(例如,红色、绿色和蓝色的吸收系数不同),可以通过呈现将灰度值标量2D图像转换成彩色图像。

[0044] 在一些应用中,与2D表面明暗处理技术相比,体积114可能较少地依赖于局部梯度,这允许该技术用于有纹理的、非平滑的图像。在图1B的标绘图120中示出了来自非平滑2D图像的呈现体积示例。

[0045] 图2示出了根据本公开内容的原理构建的超声成像系统200的框图。根据本公开内容的超声成像系统200可以包括换能器阵列214,换能器阵列214可以被包括在超声探头212(例如,外部探头或内部探头(例如,血管内超声(IVUS)导管探头))中。在其他示例中,换能器阵列214可以是柔性阵列的形式,所述柔性阵列被配置为共形地应用于要被成像的对象(例如,患者)的表面。换能器阵列214被配置为发射超声信号(例如,波束、波)并且接收响应于所发射的超声信号而产生的回波(例如,接收的超声信号)。可以使用多种换能器阵列,例如,线性阵列、弯曲阵列或相控阵列。换能器阵列214例如能够包括能够在仰角维度和方位角维度上扫描以用于2D成像和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如图所示)。众所周知,轴向方向是垂直于阵列面的方向(在弯曲阵列的情况下是扇出的轴向方向),方位角方向通常由阵列的纵向维度来定义,而仰角方向横向于方位角方向。

[0046] 在一些示例中,换能器阵列214可以被耦合到微波束形成器216,微波束形成器216可以位于超声探头212中,并且微波束形成器216可以控制阵列214中的换能器元件对信号的发射和接收。在一些示例中,微波束形成器216可以通过阵列214中的活跃元件(例如,定义在任何给定时间的活跃孔径的阵列元件的活跃子集)来控制对信号的发射和接收。

[0047] 在一些示例中,微波束形成器216可以例如通过探查线缆或通过无线方式被耦合到发射/接收(T/R)开关218,T/R开关218在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器222

免受高能发射信号的影响。在一些示例中,例如在便携式超声系统中,T/R开关218和系统中的其他元件能够被包括在超声探头212中而不是被包括超声系统底座中,超声系统底座可以容纳图像处理电子器件。超声系统底座通常包括软件部件和硬件部件,它们包括用于信号处理和图像数据生成的电路以及用于提供用户接口的可执行指令。

[0048] 在微波束形成器216的控制下,发射控制器220指导从换能器阵列214发射超声信号的发射操作,发射控制器220可以被耦合到T/R开关218和主波束形成器222。发射控制器220可以控制将波束转向的方向。可以将波束转向为从换能器阵列214垂直向前(垂直于换能器阵列214),或者可以使波束以不同的角度转向以获得更宽的视场。发射控制器220还可以被耦合到用户接口224并且接收来自用户对用户输入设备的操作(例如,用户控件)的输入。用户接口224可以包括一个或多个输入设备,例如,控制面板252,控制面板252可以包括一个或多个机械控件(例如,按钮、滑块等)、触敏控件(例如,触控板、触摸屏等)和/或其他已知的输入设备。

[0049] 在一些示例中,由微波束形成器216产生的部分波束形成的信号可以被耦合到波束形成器222,在波束形成器222中,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号可以被组合成完全波束形成的信号。在一些示例中,省去了微波束形成器216。在这些示例中,换能器阵列214在主波束形成器222的控制下,并且主波束形成器222执行对信号的所有波束形成。在具有和不具有微波束形成器216的示例中,主波束形成器222的波束形成的信号被耦合到处理电路250,处理电路250可以包括一个或多个处理器(例如,信号处理器226、B模式处理器228、多普勒处理器260以及一个或多个图像生成和处理部件268),它们被配置为根据波束形成的信号(即,波束形成的RF数据)来产生超声图像。

[0050] 信号处理器226可以被配置为以各种方式处理接收到的波束形成的RF数据,例如,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226还可以执行额外的信号增强,例如,散斑抑制、信号复合,以及电子噪声消除。经处理的信号(也被称为I和Q分量或IQ信号)可以被耦合到额外的下游信号处理电路以用于图像生成。IQ信号可以被耦合到系统内的多条信号路径,每条信号路径都可以与适合用于生成不同类型的图像数据(例如,B模式图像数据、多普勒图像数据)的信号处理部件的特定布置相关联。例如,该系统可以包括B模式信号路径258,B模式信号路径258将来自信号处理器226的信号耦合到B模式处理器228以用于产生B模式图像数据。

[0051] B模式处理器228能够采用幅度检测以对身体中的结构进行成像。B模式处理器228可以生成用于组织图像和/或对比图像的信号。由B模式处理器228产生的信号可以被耦合到扫描转换器230和/或多平面重新格式化器232。扫描转换器230可以被配置为以期望的图像格式来根据回波信号被接收时的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器230可以将回波信号布置成二维扇形格式,或者锥体或其他形状的三维(3D)格式。

[0052] 在一些示例中,该系统可以包括将来自信号处理器226的输出耦合到多普勒处理器260的多普勒信号路径262。多普勒处理器260可以被配置为估计多普勒频移并生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括颜色数据,然后将颜色数据与B模式(即,灰度)图像数据叠加以用于显示。多普勒处理器260可以被配置为例如使用壁滤波器来滤除不想要的信号(即,与非移动组织相关联的噪声或杂波)。多普勒处理器260还可以被配置为根据已知技术来估计速度和功率。例如,多普勒处理器可以包括诸如自相关器之类的多普勒估计器,

在多普勒估计器中,速度(多普勒频率)估计结果基于滞后一自相关函数的参数(例如,R1),而多普勒功率估计结果基于滞后零自相关函数的幅值(例如,R0)。速度估计结果可以被称为彩色多普勒数据,而功率估计结果可以被称为功率多普勒数据。还能够通过已知的相域(例如,参数频率估计器,例如,MUSIC、ESPRIT等)或时域(例如,互相关)信号处理技术来估计运动。能够使用与速度的时间或空间分布有关的其他估计器(例如,加速度或时间和/或空间速度导数的估计器)来代替速度估计器或作为速度估计器的补充。在一些示例中,速度和功率估计结果(例如,彩色和功率多普勒数据)可以经历进一步的阈值检测以进一步降低噪声,并且经历分割和诸如填充和平滑之类的后处理。然后可以根据一种或多种颜色和/或一幅或多幅强度图将速度和/或功率估计结果映射到显示颜色和/或强度的期望范围。然后可以将映射图数据(也被称为多普勒图像数据)耦合到扫描转换器230,在扫描转换器230中,可以将多普勒图像数据变换成所期望的图像格式以形成彩色多普勒图像或功率多普勒图像。

[0053] 多平面重新格式化器232能够将从身体的体积区域中的共同平面(例如,切片)中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像(例如,B模式图像),例如,如在美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的那样。在一些示例中,可以将用户接口224耦合到多平面重新格式化器232,以用于选择和控制对多幅经多平面重新格式化的(MPR)图像的显示。换句话说,用户可以选择体积内的从中生成2D图像的期望平面。在一些示例中,除了选择平面在体积中的定位和/或取向之外,用户还可以选择平面的厚度。在一些示例中,可以将多平面重新格式化器232的平面数据提供给体积呈现器234。体积呈现器234可以生成如从给定参考点所观察到的3D数据集的图像(也被称为投影、3D场景或呈现),例如,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的那样。在一些示例中,虽然由体积呈现器234生成的图像基于体积(例如,3D数据集)(体积可以包括体素),但是由体积呈现器234呈现的最终图像也可以是包括像素的2D数据集(例如,2D图像)。然后可以在常规显示器(例如,液晶显示器)上显示2D图像。

[0054] 根据本公开内容的示例,体积呈现器234可以从扫描转换器230和/或多平面重新格式化器232接收2D图像。2D图像包括2D数据集,所述2D数据集包括具有强度值和/或颜色值的像素。体积呈现器234可以将2D数据集变换成3D数据集。在一些示例中,3D数据集可以包括定义体积的体素。可以将材料属性(例如,密度、吸收、散射)分配给3D数据集中的每个体素。体积呈现器234可以根据从虚拟观察者从与2D图像的成像平面正交的角度观看3D数据集的观察平面得到的3D数据集来生成呈现2D图像。体积呈现器234可以在生成呈现2D图像时模拟至少一个光源。在一些示例中,光源可以与虚拟观看者处于相同定位。在其他示例中,光源可以处于不同定位。任选地,在一些示例中,体积呈现器234可以基于体素的深度值和/或强度值来将颜色分配给3D数据集中的体素。

[0055] 可以将来自扫描转换器230的输出(例如,B模式图像、多普勒图像)、来自多平面重新格式化器232的输出和/或来自体积呈现器234的输出(例如,体积、呈现2D图像)耦合到图像处理器236,以用于在将其显示在图像显示器238上之前进行进一步的增强、缓存和临时存储。在一些示例中,扫描转换器230和/或图像处理器236可以将多普勒图像叠加在组织结构的B模式图像上以供显示。

[0056] 图形处理器240可以生成图形叠加物以用于与图像一起显示。这些图形叠加物可

以包含标准识别信息(例如,患者姓名)、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器240可以被配置为从用户接口224接收输入,例如,键入的患者姓名或其他注释。

[0057] 系统200可以包括本地存储器242。本地存储器242可以被实施为任何合适的非瞬态计算机可读介质(例如,闪存驱动器、磁盘驱动器)。本地存储器242可以存储由系统200生成的数据,包括图像、3D模型、可执行指令、用户经由用户接口224提供的输入,或系统200的操作所必需的任何其他信息。

[0058] 如前面所提到的,系统200包括用户接口224。用户接口224可以包括显示器238和控制面板252。显示器238可以包括使用诸如LCD、LED、OLED或等离子显示技术之类的各种已知的显示技术实施的显示设备。在一些示例中,显示器238可以包括多个显示器。控制面板252可以被配置为接收用户输入(例如,期望的图像平面、期望的光源等)。控制面板252可以包括一个或多个硬控件(例如,按钮、旋钮、拨号盘、编码器、鼠标、轨迹球等)。在一些示例中,控制面板252可以额外地或替代地包括在触敏显示器上提供的软控件(例如,GUI控制元件或简称为GUI控件)。在一些示例中,显示器238可以是包括控制面板252的一个或多个软控件的触敏显示器。

[0059] 在一些示例中,在图2中示出的各种部件都可以组合。例如,图像处理器236和图形处理器240可以被实施为单个处理器。在另一示例中,多普勒处理器260和B模式处理器228可以被实施为单个处理器。在一些示例中,在图2中示出的各种部件可以被实施为单独的部件。例如,信号处理器226可以被实施为针对每个成像模式(例如,B模式、多普勒)的单独的信号处理器。在一些示例中,在图2中示出的各种处理器中的一个或多个由被配置为执行指定任务的通用处理器和/或微处理器来实施。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个可以被实施为专用电路。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个(例如,图像处理器236)可以利用一个或多个图形处理单元(GPU)来实施。

[0060] 图3是图示根据本公开内容的原理的示例处理器300的框图。处理器300可以用于实施本文描述的一个或多个处理器,例如,图2所示的图像处理器236。处理器300可以是任何合适的处理器类型,包括但不限于微处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程阵列(FPGA)(其中,FPGA已被编程为形成处理器)、图形处理单元(GPU)、专用电路(ASIC)(其中,ASIC已被设计为形成处理器)或其组合。

[0061] 处理器300可以包括一个或多个核302。核302可以包括一个或多个算术逻辑单元(ALU)304。在一些示例中,除了ALU 304之外或代替ALU 304,核302可以包括浮点逻辑单元(FPLU)306和/或数字信号处理单元(DSPU)308。

[0062] 处理器300可以包括被通信性耦合到核302的一个或多个寄存器312。可以使用专用逻辑门电路(例如,触发器)和/或任何存储器技术来实施寄存器312。在一些示例中,可以使用静态存储器来实施寄存器312。寄存器可以向核302提供数据、指令和地址。

[0063] 在一些示例中,处理器300可以包括被通信性耦合到核302的一个或多个级别的高速缓冲存储器310。高速缓冲存储器310可以向核302提供计算机可读指令以供运行。高速缓冲存储器310可以提供数据以供核302处理。在一些示例中,计算机可读指令可能已经由本地存储器(例如,被附接到外部总线416的本地存储器)提供给高速缓冲存储器310。高速缓冲存储器310可以利用任何合适的高速缓冲存储器类型来实施,例如,金属氧化物半导体(MOS)存储器,例如,静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)和/或其

他合适的存储器技术。

[0064] 处理器300可以包括控制器314,控制器314可以控制从其他处理器和/或系统中包括的部件(例如,图2所示的控制面板252和扫描转换器230)到处理器300的输入和/或从处理器300到系统中包括的其他处理器和/或部件(例如,图2所示的显示器238和体积呈现器234)的输出。控制器314可以控制ALU 304、FPLU 306和/或DSPU 308中的数据路径。控制器314可以被实施为一个或多个状态机、数据路径和/或专用控制逻辑单元。控制器314的门可以被实施为独立门、FPGA、ASIC或任何其他合适的技术。

[0065] 寄存器312和高速缓冲存储器310可以经由内部连接320A、320B、320C和320D与控制器314和核302通信。内部连接可以被实施为总线、多路复用器、交叉开关和/或任何其他合适的连接技术。

[0066] 可以经由总线316来提供针对处理器300的输入和输出,总线316可以包括一条或多条导线。总线316可以被通信性耦合到处理器300的一个或多个部件,例如,控制器314、高速缓冲存储器310和/或寄存器312。总线316可以被耦合到系统的一个或多个部件,例如,前面提到的显示器238和控制面板252。

[0067] 总线316可以被耦合到一个或多个外部存储器。外部存储器可以包括只读存储器(ROM) 332。ROM 332可以是掩模ROM、电可编程只读存储器(EPROM)或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括随机存取存储器(RAM) 333。RAM 333可以是静态RAM、电池备份的静态RAM、动态RAM(DRAM)或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括电可擦除可编程只读存储器(EEPROM) 335。外部存储器可以包括闪速存储器334。外部存储器可以包括磁性存储设备,例如,磁盘336。在一些示例中,外部存储器可以被包括在系统中,例如,图2所示的超声成像系统200,例如,本地存储器242。

[0068] 现在将参考以下附图更详细地描述根据本公开内容的示例的由诸如体积呈现器234之类的体积呈现器执行以生成呈现2D图像的功能。

[0069] 图4示出了根据本公开内容的示例将2D图像(例如,2D数据集)变换成3D体积(例如,3D数据集)的示例。2D图像的离散像素网格 $I(x, y)$ 上的值用于生成在3D体素网格上定义的3D体积 $V(x, y, z)$,其中, x, y 是平面的维度(例如,长度和宽度),而 z 是体积的高度。虽然本文提供的示例使用了标量值图像,但是也能够通过为每个通道创建一个体积来将该方法用于多通道图像。

[0070] 在第一示例方法401中,能够利用二元值402来填充体积400,其中,2D图像404的像素的强度被解读为固体目标表面在对应于该像素的每个点处的高度。该方法生成二元高度体积400并且可以由下式描述:

$$V(x, y, z) = I(x, y) \geq z \quad \text{公式1}$$

[0072] 由公式1生成的表示在原理上可以类似于参考图1描述的表面明暗处理方法,然而,该第一示例方法401可以在呈现2D图像的生成期间至少实现一定的体积效果。

[0073] 在第二示例方法403中,可以利用依赖于图像的值来填充体积406。例如,体积406可以被构建为完全相同的重复2D图像404的堆叠,或者图像值和高度的任何函数。这可以用下式来描述:

$$V(x, y, z) = I(x, y) \times I(x, y) \geq z \quad \text{公式2}$$

[0075] 第二方法403可以为在一些应用中分配材料属性和生成呈现2D图像提供更大的灵

活性。任选地,可以修改公式2,使得基于2D图像404的像素的强度被分配给体素的值随高度衰减。例如,如果将密度分配给体素,则密度可能会随着 z 的增大而减小。在一些示例中,使用第一方法401还是方法403可以至少部分地基于经由用户接口(例如,用户接口224)提供的用户输入。

[0076] 图5图示了根据本公开内容的示例将材料属性分配给体积中的体素。如参考图4所描述的在生成3D数据集期间定义的体素值 $V(x, y, z)$ 可以被映射到光学材料属性。这些基于物理学的属性可以定义光照计算将如何影响后续呈现步骤中的任何给定体素。选择的材料属性可能取决于在一些应用中对特定体积呈现器的选择。被分配给每个体素的材料属性可以由一个或多个传递函数来表示。

[0077] 对于照片级真实感的材料,被分配给体素的属性可以包括材料的密度(例如,不透明度)、吸收、散射和/或反射系数。任选地,能够通过红-绿-蓝(RGB)空间中定义这些系数对依赖于光频率的光-物质相互作用的物理现象进行建模。换句话说,该系数可以基于光的颜色(例如,波长)而变化。例如,可以选择依赖于波长的吸收效应来向在呈现期间的光传播添加颜色。

[0078] 标绘图500示出了标量传递函数的示例,该标量传递函数通过经由传递函数 $F(V)$ 映射体积502的体素 $V(x, y, z)$ 的强度而使得密度等于 $F(V)$ 来控制材料密度。请注意,被分配给体素的密度可以至少部分地基于原始2D图像501中的强度,因为 $V(x, y, z)$ 的值基于 $I(x, y)$,如参考图4所讨论的那样。在一些示例中,传递函数在一些示例中可以包括阈值 T 。值低于阈值 T 的体素将被呈现为透明的。在一些示例中,包括阈值可以降低噪声。

[0079] 可以定义RGB吸收系数 $A[R, G, B]$ 。如果期望依赖于波长的效应,那么 R 、 G 、 B 因子可以是不同的值(例如可以不相等)。例如,为了模拟红光比其他频率被更少地吸收的组织样外观,针对吸收系数的 R 值可以小于 G 系数和 B 系数。可以通过将标量密度 $F(V)$ 乘以针对吸收系数 $A[R, G, B]$ 中的每种颜色的系数值来获得总体吸收。因此,密度和吸收系数都可以被分配给体积502中的每个体素。

[0080] 虽然本文描述了分配密度和吸收系数,但这仅是将这些内容提供为示例,并且可以将额外的材料属性分配给3D数据集的体素(例如,体积)。例如,为了获得诸如镜面高光或柔和阴影之类的光照效果,可以定义从体素值到散射和反射属性的类似映射。在另一示例中,如果解剖结构的分割图可用于2D图像,那么除了强度映射之外,还能够将不同的材料属性分配给体积的不同区域。

[0081] 在多通道输入图像的情况下,每个通道能够用于单独控制各种参数,例如,通道#1控制高度 z 、通道#2控制密度、通道#3控制散射等。多通道输入的示例包括i)不同的正交带通(QBP)滤波器输出,ii)亮度和相干图像,iii)颜色序列的功率、方差和平均角度,iv)亮度和一个或多个组织属性(例如,刚度、衰减和/或声速)的任意组合。

[0082] 图6以图形方式描绘了根据本公开内容的示例的两步呈现的示例。在一些示例中,可以使用两步过程(光照过程和合成过程)根据(如参考图4和图5所描述的那样生成的)体素体积来呈现3D场景。

[0083] 在光照过程601中,可以通过将光线602投射穿过体积604来模拟虚拟光源600。在一些示例(例如,图6所示的示例)中,光源600可以是向所有方向辐射光线602的点源。然而,在其他示例中,光源600可以是定向光源(例如,聚光灯、光束)。在一些示例中,光源600可以

在体积604上居中(例如,集中在体积604的x-y坐标的中心点),但是在其他示例中,光源600可以偏离中心或偏离体积604(例如,光源600可以将光线602从体积604的x-y坐标之外的位置辐射在该体积上)。在一些示例中,光源600距体积604的距离(或距体积604的体素608的距离)可以是预设的,或者基于一种或多种算法(例如,基于期望的光照条件,检测到的解剖结构的定位)。在其他示例中,所述距离可以通过用户经由用户接口(例如,用户接口224)进行的输入来选择。在一些示例中,可以使用一个以上的光源600。

[0084] 在用于生成体积604的2D图像是超声图像的示例中,光源600可以被定位为使得光源600的定位位于采集2D图像的换能器阵列相对于2D图像被定位的定位。在一些应用中,这可以允许产生与实际超声衰减相对应的声学阴影位于同一定位的虚拟光学阴影。

[0085] 光线602传播通过体积604(包括体素608)。光线602如何与体素608相互作用至少部分地基于被分配给体素608的材料属性。在一些示例中,基于指数衰减模型来计算在每个体素608处的光。在一些示例中,衰减模型可以通过对R、G和B具有不同吸收系数来允许不同地处置不同颜色的光(例如,RGB)。例如,在每个体素处的光可以被提供为:

$$[0086] \quad L_{R,G,B}(X) = \exp\left(-A_{R,G,B} \int_x^{Light} F(V) ds\right) \quad \text{公式 3}$$

[0087] 其中,L(X)是在定位(例如,体素)X处的光。A是吸收系数,并且F(V)是(如参考图5所讨论的)密度函数。计算并存储在每个定位处的光以供在合成过程603中使用。

[0088] 在合成过程603中,平行射线612从虚拟观察者610的观察平面614进行投射。为了生成类似于原始2D图像的3D场景(与体积的透视图不同),观察平面614可以平行于体积604的x-y平面,并且射线612可以在正交于体积604的(例如平行于体积的z轴的)x-y平面的方向上进行投射。也就是说,虚拟观察者610可以正向下直视体积604。因此,呈现可以被称为俯视呈现。在一些示例中,类似于虚拟光源600,虚拟观察者610可以关于体积604居中。在一些示例中,虚拟观察者610可以与虚拟光源600位于同一定位。在一些示例中,观察平面614距体积604的距离可以由用户经由用户接口来预设或选择。

[0089] 在合成过程603期间,可以使用通过射线行进和三线性体积采样计算的从前到后的RGB合成方案来计算针对呈现2D图像的像素的最终值。所述计算至少部分地基于体素608的材料属性和/或在光照过程601期间计算的在每个体素608处的光。

[0090] 图7示出了根据本公开内容的示例的示例2D图像和对应的示例呈现2D图像。2D图像700是利用超声成像系统采集的心脏的四腔观视图。基于图像700和如参考图4-6所描述的那样呈现的3D场景来生成体积数据集,以产生2D图像702。俯视呈现2D图像702在例如包括右心室与左心室之间的壁的部分的区域704中提供阴影处理。阴影处理和提高的对比度可以为一些观察者提供改善的深度感知。

[0091] 任选地,在一些示例中,可以在合成过程期间执行基于深度的明暗处理。在一些应用中,这可能会在呈现2D图像中进一步提高对比度。

[0092] 图8以图形方式描绘了根据本公开内容的示例的基于深度的明暗处理的示例。如参考图6所讨论的,在两步呈现过程的合成过程期间,平行射线804从虚拟观察者800的观察平面802传播通过体积806。除了在合成期间使用的材料属性和光计算之外,还可以在射线行进期间基于该体素808沿着射线804到观察平面802的距离来修改给定体素808的色调(例

如,颜色)。例如,可以将更靠近观察平面802的体素808修改为具有更偏红的颜色,而远离观察平面802的体素808可以具有更偏蓝的色调。这在图8中被描绘为体素808通过体积806的不同明暗处理。仅将红色和蓝色作为示例来提供,并且可以使用其他颜色。此外,在一些示例中,两种以上的颜色可以用于对体素808的颜色的深度相关调制。请注意,虽然体素808的颜色依赖于高度(例如,z轴),但是在一些示例(例如,参考图4所描述的那些示例)中,高度基于2D图像中的像素的强度。因此,体素808的基于“深度”或“距离”的明暗处理可以是对2D图像中的信号强度的指示。信号强度可能并不总是对应于2D图像中的点距观察者的实际物理距离。例如,一种组织类型可以提供比另一种组织类型更强的信号,尽管它们距观察者的物理距离相同(例如,距换能器阵列的物理距离相同)。无论如何,与原始2D图像相比,为不同的强度提供不同色调仍然可以提高观察者解读呈现2D图像的能力。

[0093] 图9示出了根据本公开内容的示例的示例2D图像和对应的示例呈现2D图像。2D图像900是利用超声成像系统采集的血管904和周围组织的视图。基于图像900和如参考图4-6和图8所描述那样呈现的3D场景来生成体积数据集,以产生呈现2D图像902。除了阴影处理和对比度(例如参见区域906)之外,呈现2D图像902还(例如在区域908和910中)提供依赖于深度的着色。对于一些观察者来说,依赖于深度的着色可以进一步增强低信号区域与高信号区域之间的对比度。

[0094] 图10是根据本公开内容的示例的方法的图形概览。在一些示例中,方法1000中的一些或全部可以由体积呈现器(例如,图2所示的体积呈现器234)来执行。

[0095] 方法1000可以包括将二维(2D)数据集1002变换成三维(3D)数据集1006,如箭头1004所示。在一些示例中,2D数据集1002可以包括像素(例如,医学图像)并且3D数据集1006可以包括体素。在一些示例中,3D数据集的高度维度(z)(例如,从x-y平面延伸的体素的数量)至少部分地基于像素的强度值。在一些示例中,可以将二元值分配给体素,或者可以将至少部分地基于像素的强度值的值分配给体素,如参考图4所讨论的那样。

[0096] 方法1000可以包括将材料属性分配给体积1006的体素,如箭头1008所示。如参考图5所讨论的,在一些示例中,材料属性可以至少部分地基于像素的强度值。在一些示例中,材料属性可以基于一个或多个传递函数来定义。在一些示例中,不同的传递函数可以定义每个不同的材料属性。在一些示例中,传递函数中的一个或多个可以包括阈值。针对该特定材料属性,可以将值低于阈值的体素呈现为透明的(例如,非活跃的)。在一些示例中,材料属性可以包括密度、吸收、反射和/或散射。在一些示例中,一个或多个材料属性可以是波长相关的。在2D数据集是多通道数据集的示例中,其中,体素的不同材料属性各自基于来自多通道数据集的不同通道的值。

[0097] 方法1000可以包括从平行于2D数据集的平面的观察平面呈现3D数据集的3D场景以生成俯视呈现(例如,呈现2D图像)1012,如箭头1010所示。如参考图6所讨论的,呈现可以包括模拟至少一个虚拟光源传播通过3D数据集并使平行射线行进通过该3D数据集。光如何传播通过体素可以至少部分地基于被分配给该体素的材料属性。

[0098] 任选地,在一些示例中,方法1000还可以包括至少部分地基于从体素到观察平面的距离来将颜色值分配给体素,如箭头1014所示。在一些示例中,这可以生成具有增强的高强度信号区与低强度信号区之间的对比度的呈现2D图像1016。

[0099] 虽然已经参考单幅2D图像描述了本公开内容的原理,但是本公开内容的示例可以

扩展到多幅2D图像的混合和融合。例如,多幅B模式图像、谐波图像与基波图像、B模式与多普勒图像等。

[0100] 图11示出了根据本公开内容的示例的叠加在2D B模式图像上的2D多普勒图像的示例以及包含多普勒图像和B模式图像的呈现2D图像。图像1100描绘了组织的2D B模式图像1102,其中,血管的2D彩色多普勒图像1104叠加在B模式图像1102之上。在一些示例中,可以如参考图4-6和图10所描述的那样为每幅2D图像生成单独的体积。换句话说,可以为B模式图像1102生成3D数据集,并且为多普勒图像1104生成单独的3D数据集。在一些示例中,可以将材料属性独立地分配给每个3D数据集的体素。也就是说,针对B模式图像1102的3D数据集中的体素的材料属性可能不影响被分配给针对多普勒图像1104的3D数据集的体素的材料属性。在一些示例中,这两个3D数据集可以通过在相同3D场景中的相同光照条件下同时呈现两个3D数据集而在3D空间中融合。在其他示例中,这两个3D数据集可以在呈现前混合成单个体积。图像1110描绘了根据B模式图像1102和多普勒图像1104生成的呈现2D图像。如参考图8所描述的那样使用任选的深度相关的明暗处理来呈现所呈现的2D图像1110的B模式部分1106。所呈现的2D图像1110的多普勒部分1108保持了来自多普勒图像1104的速度颜色映射数据。

[0101] 在一些示例中,不同的呈现和/或明暗处理技术可以用于不同的图像组合以生成呈现2D图像。例如,可以使用图4所示的第一方法来生成针对一幅图像的体积,而可以使用图4所示的第二方法来生成针对第二图像的另一体积。在另一示例中,可以根据依据本公开内容的示例来呈现第一图像,而另一图像可以利用如参考图1所描述的并且叠加在第一图像的呈现2D图像上的局部表面明暗处理。

[0102] 本文公开的装置、系统和方法可以允许将3D呈现技术(包括照片级真实感呈现技术)应用于2D图像。与传统的2D图像和/或利用常规的表面增强技术增强的2D图像相比,这些技术可以为观察者提供具有更强对比度和/或深度感知的2D图像。虽然本文公开的示例已经利用了超声图像,但是本公开内容的原理也可以应用于生成2D数据集(例如,X射线或来自计算机断层摄影的切片)的其他成像模式。

[0103] 在使用可编程设备(例如,基于计算机的系统或可编程逻辑单元)实施部件、系统和/或方法的各种示例中,应当理解,能够使用各种已知的或后来开发的编程语言(例如,“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等)来实施上述系统和方法。因此,能够准备各种存储介质(例如,计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其能够包含能够指导诸如计算机的设备的信息)来实现上述系统和/或方法。一旦适当的设备访问了被包含在存储介质上的信息和程序,存储介质就能够向设备提供信息和程序,从而使得设备能够执行本文所述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料(例如,源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘,则计算机可以接收该信息,适当配置其自身并执行在上面的图表和流程图中概述的各种系统和方法的功能,从而实施各种功能。也就是说,计算机可以从盘中接收与上述系统和/或方法的不同元件有关的各种信息的部分,实施各个系统和/或方法并协调上述各个系统和/或方法的功能。

[0104] 鉴于本公开内容,应当注意,本文描述的各种方法和设备能够以硬件、软件和/或固件来实施。另外,各种方法和参数仅作为示例被包括在内,而不具有任何限制意义。鉴于本公开内容,本领域普通技术人员能够在确定他们自己的技术和所需仪器时实施本教导来

影响这些技术,同时保持在本发明的范围内。本文描述的处理器中的一个或多个处理器的功能可以并入更少数量或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用专用集成电路(ASIC)或被编程为响应于可执行指令而执行本文所述的功能的通用处理电路来实施。

[0105] 虽然已经具体参考超声成像系统描述了本装置、系统和方法,但是还可以设想到,本系统能够被扩展到其他医学成像系统,在其他医学成像系统中,以系统方式获得一幅或多幅图像。因此,本系统可以用于获得和/或记录以下图像信息,这些图像信息涉及但不限于肾脏、睾丸、乳腺、卵巢、子宫、甲状腺、肝脏、肺、肌肉骨骼、脾脏、心脏、动脉和脉管系统,以及与超声引导的介入相关的其他成像应用。另外,本系统还可以包括可以与常规的成像系统一起使用的一个或多个程序,使得所述一个或多个程序可以提供本系统的特征和优点。在研究本公开内容后,本领域技术人员能够容易想到本公开内容的某些额外优点和特征,或者本领域技术人员在采用本公开内容的新颖系统和方法后能够经历本公开内容的某些额外优点和特征。本系统和方法的另一个优点可以是能够容易地升级常规的医学图像系统以结合使用本系统、设备和方法的特征和优点。

[0106] 当然,应当理解,本文描述的示例或过程中的任一个可以与一个或多个其他示例和/或过程进行组合,或者可以被分开在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中,并且/或者在根据本装置、系统、设备和方法的设备或设备部分中得到执行。

[0107] 最后,上述讨论仅旨在说明本系统和方法,而不应被解释为将权利要求限制到任何特定的示例或示例组。因此,虽然已经参考示例性示例具体且详细地描述了本系统和方法,但是还应当理解,本领域普通技术人员可以在不脱离如权利要求所阐述的本发明的更广泛和预期的精神和范围的情况下设计出许多修改和替代示例。因此,说明书和附图应被视为是说明性的,而不是要限制权利要求的范围。

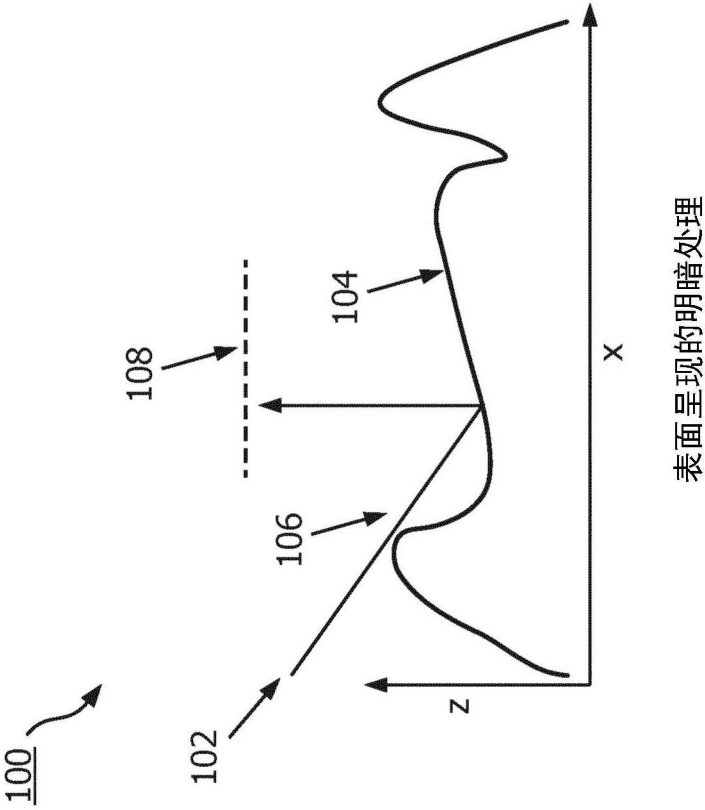


图1A

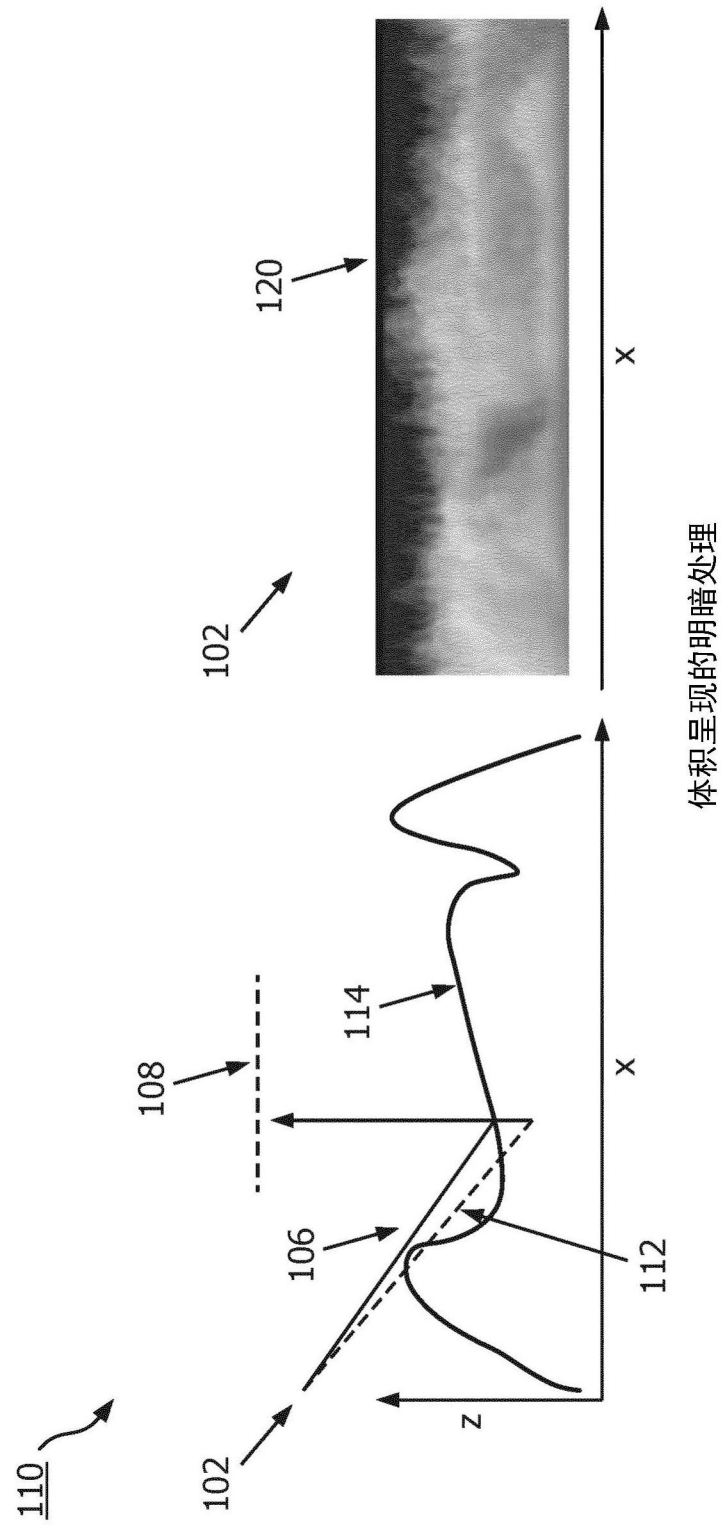


图1B

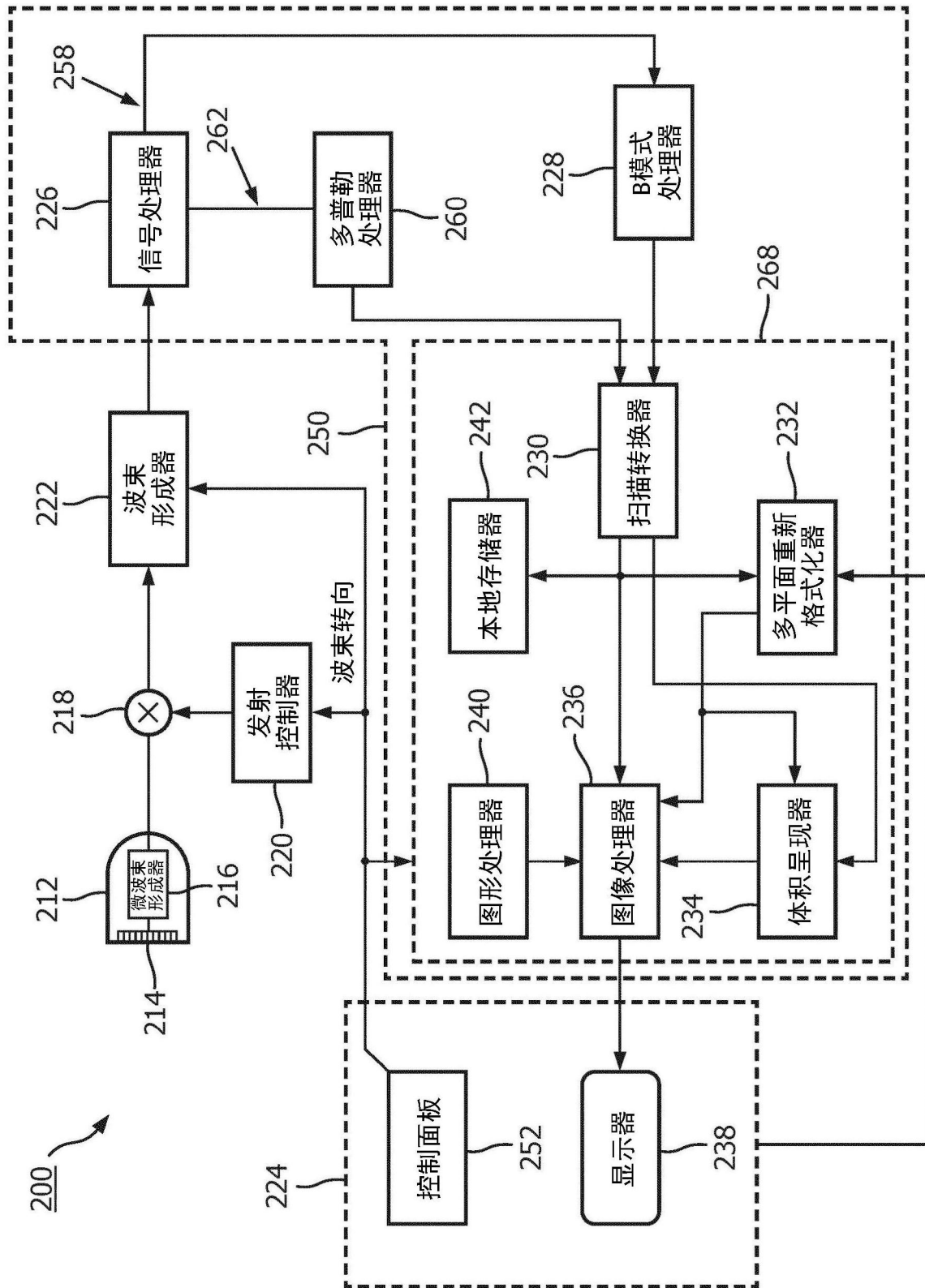


图2

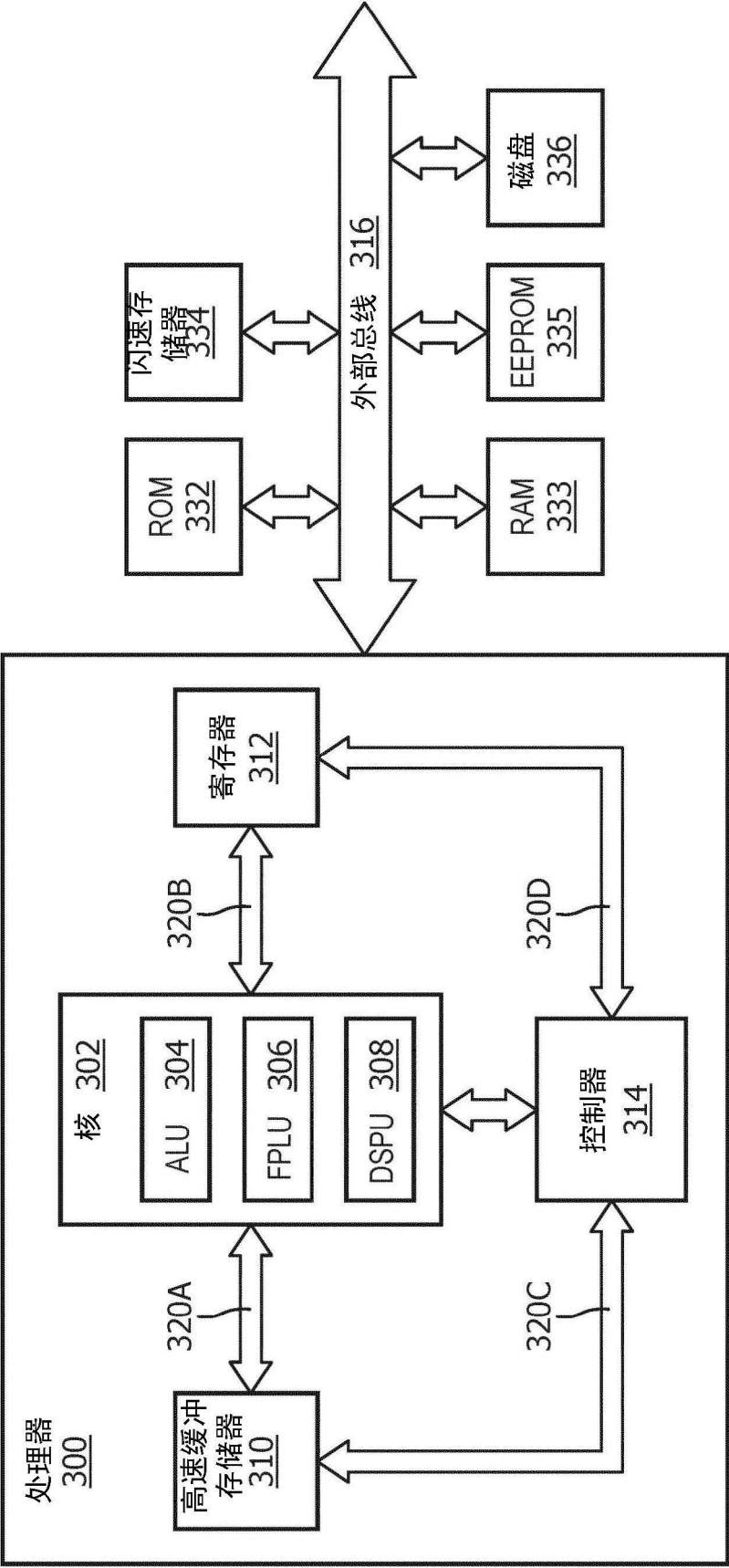


图3

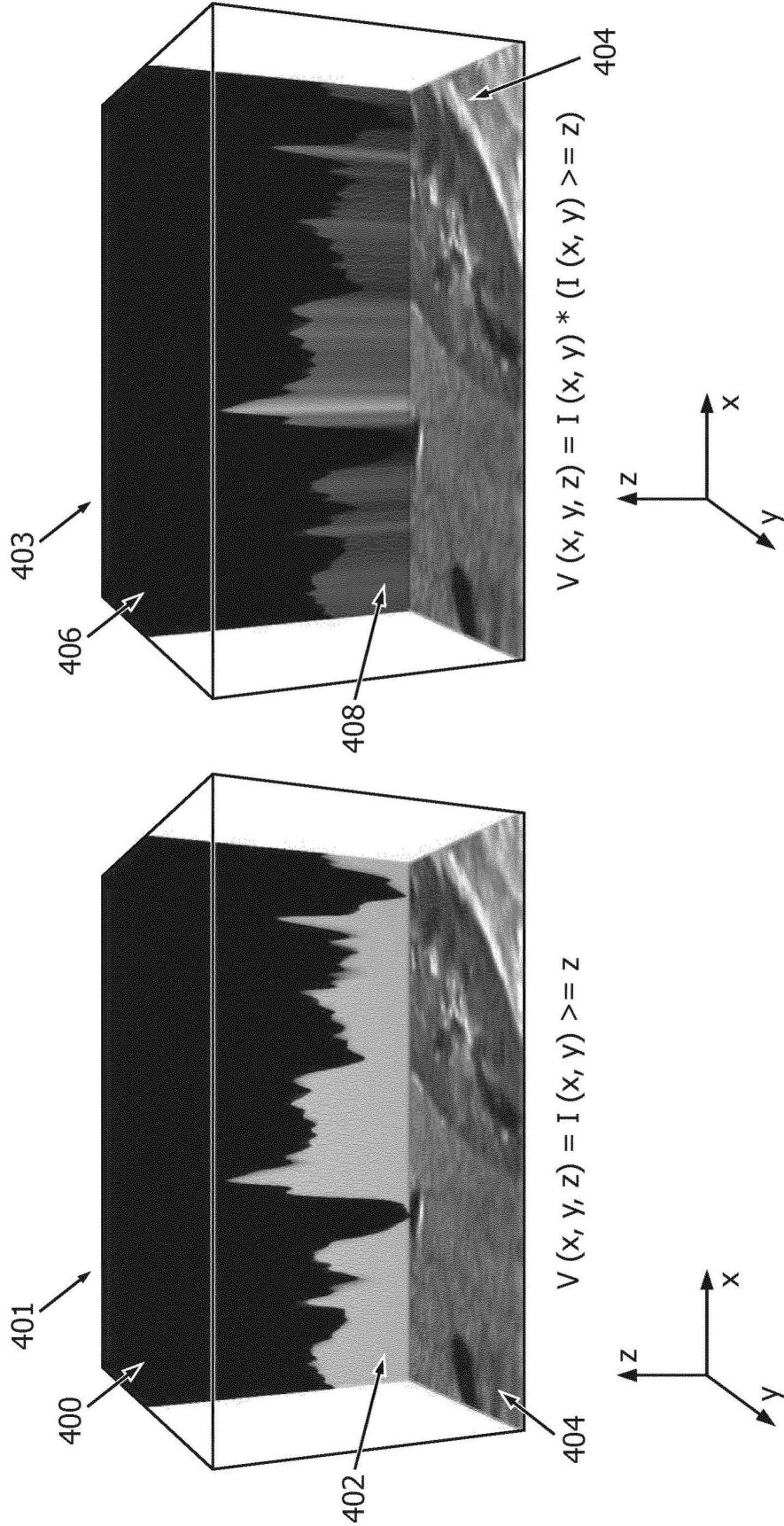


图4

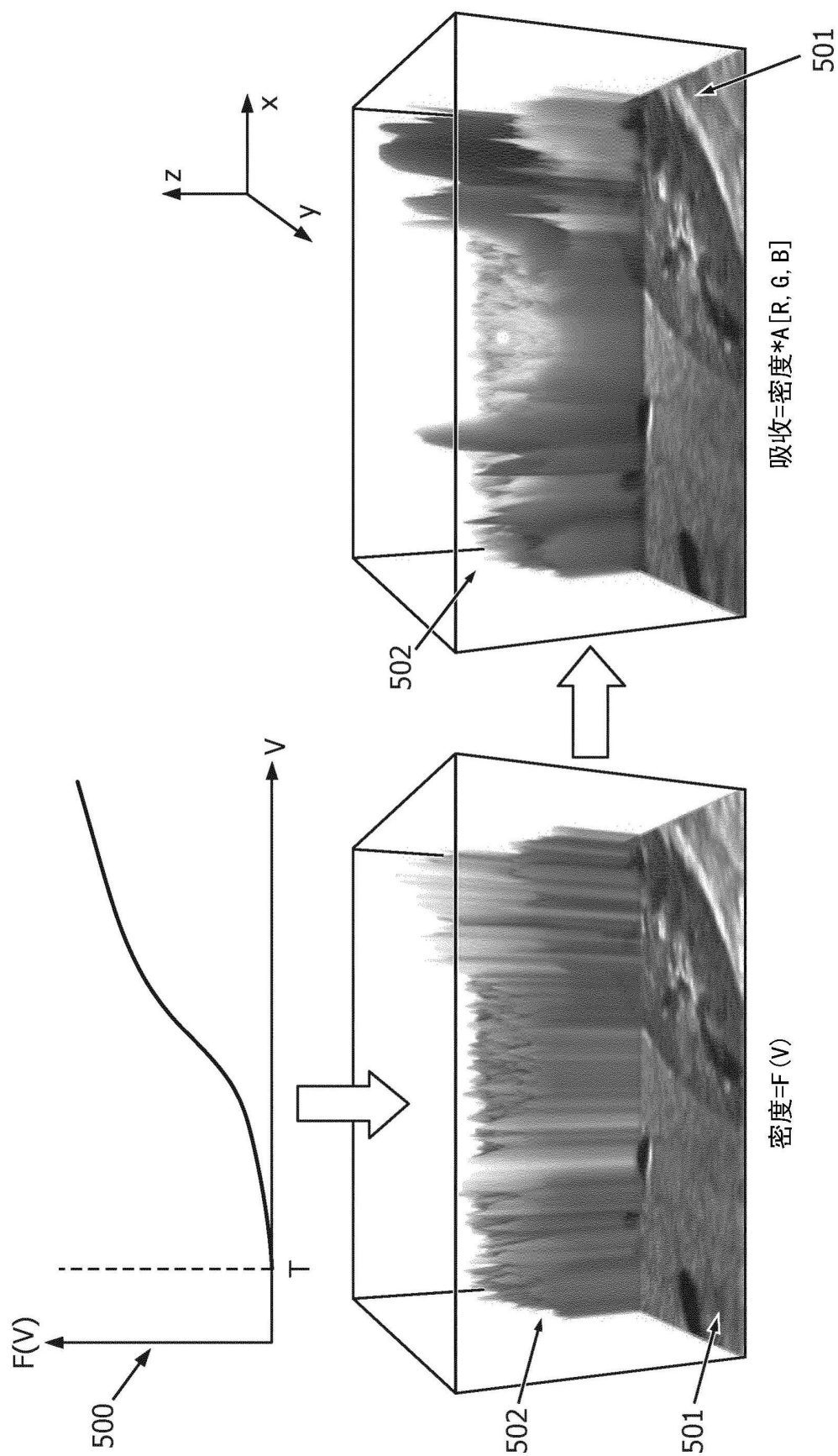


图5

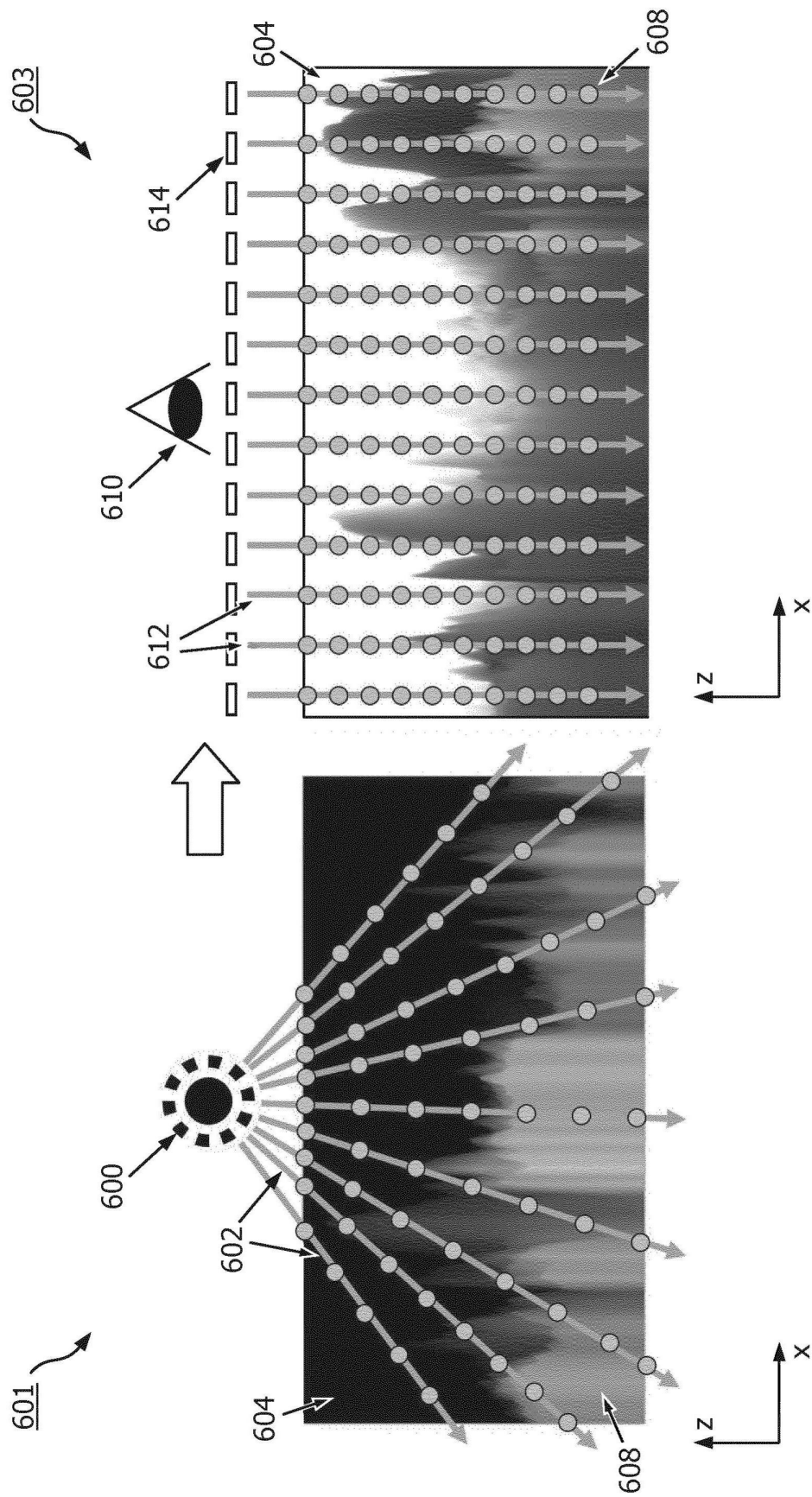


图6

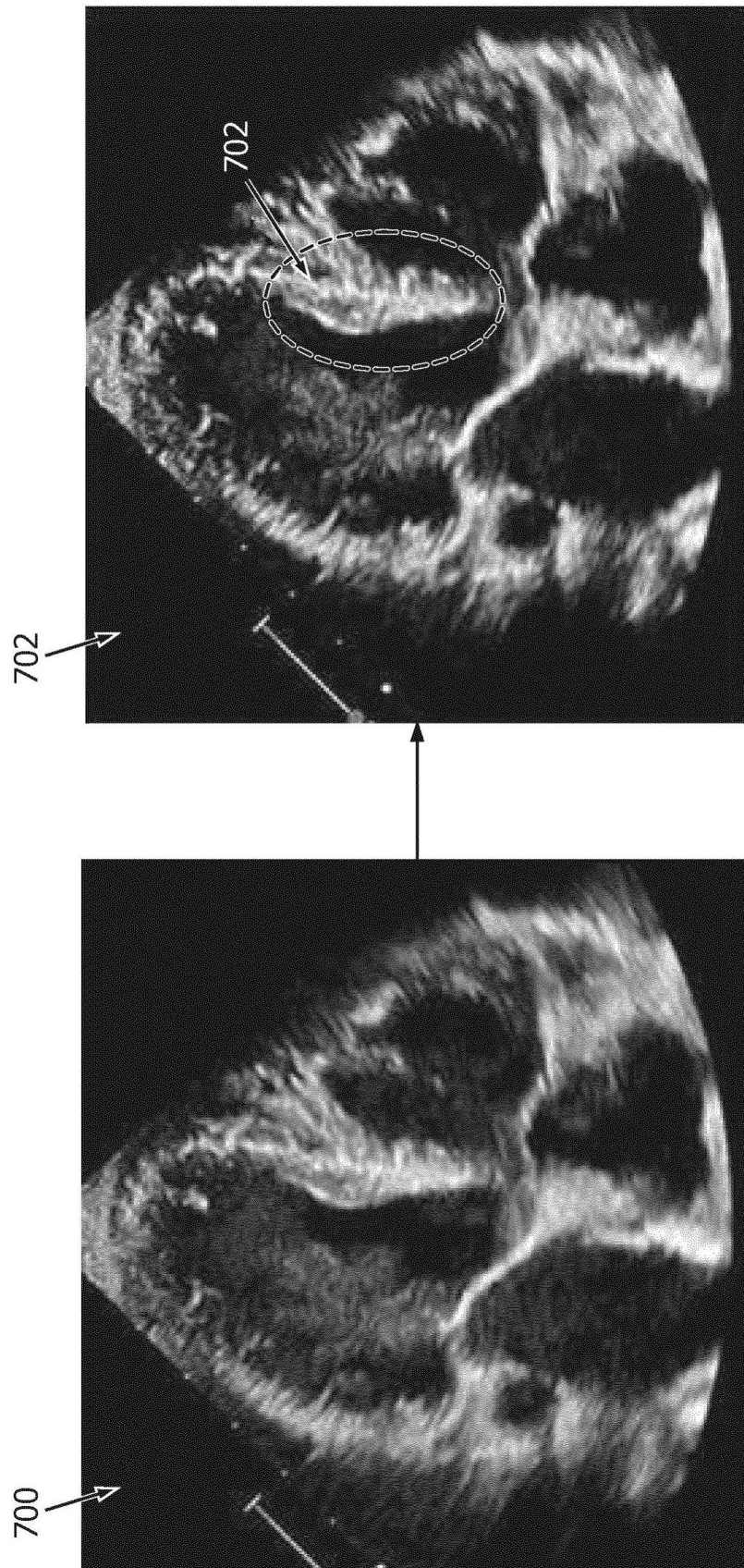


图7

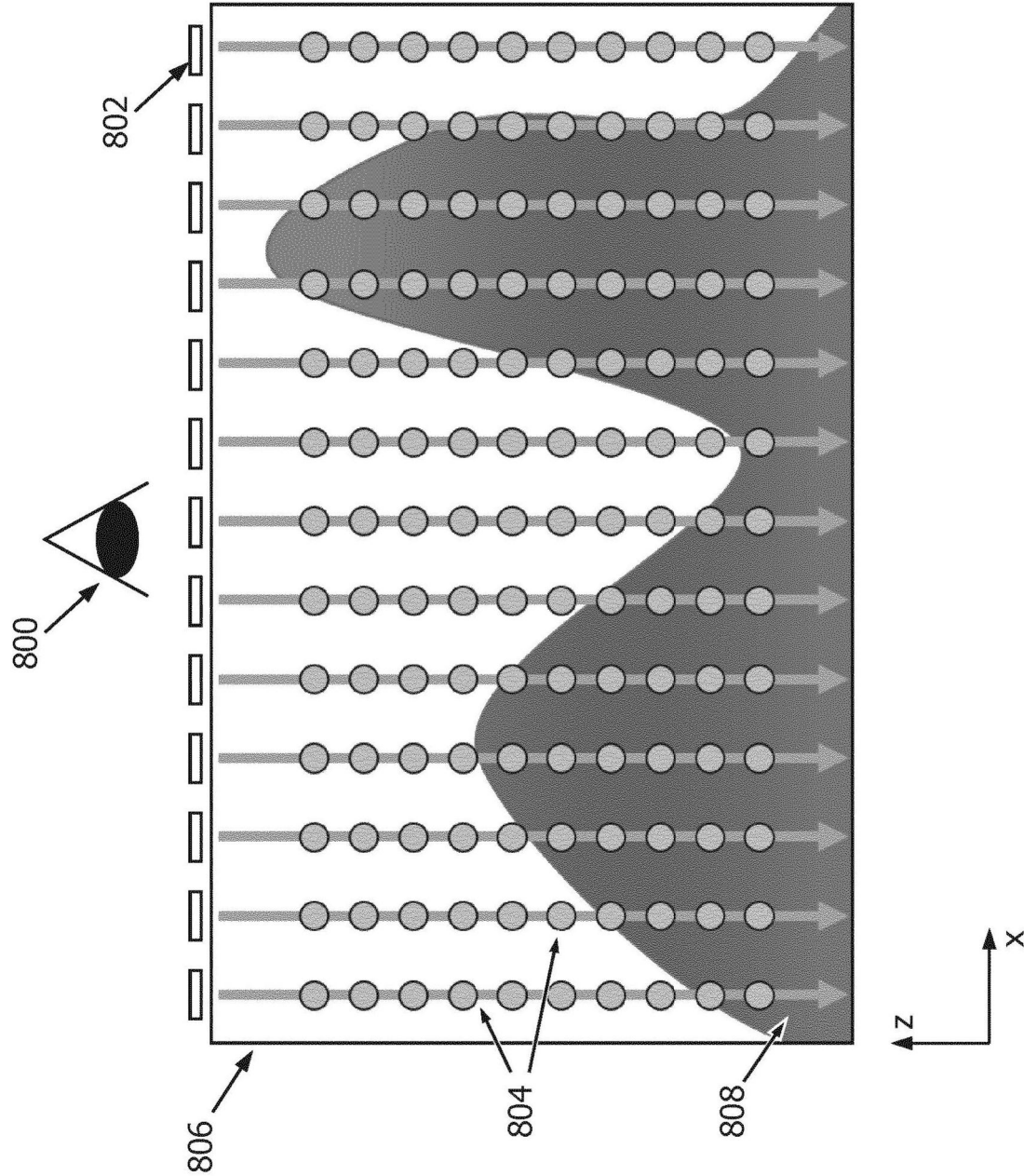


图8

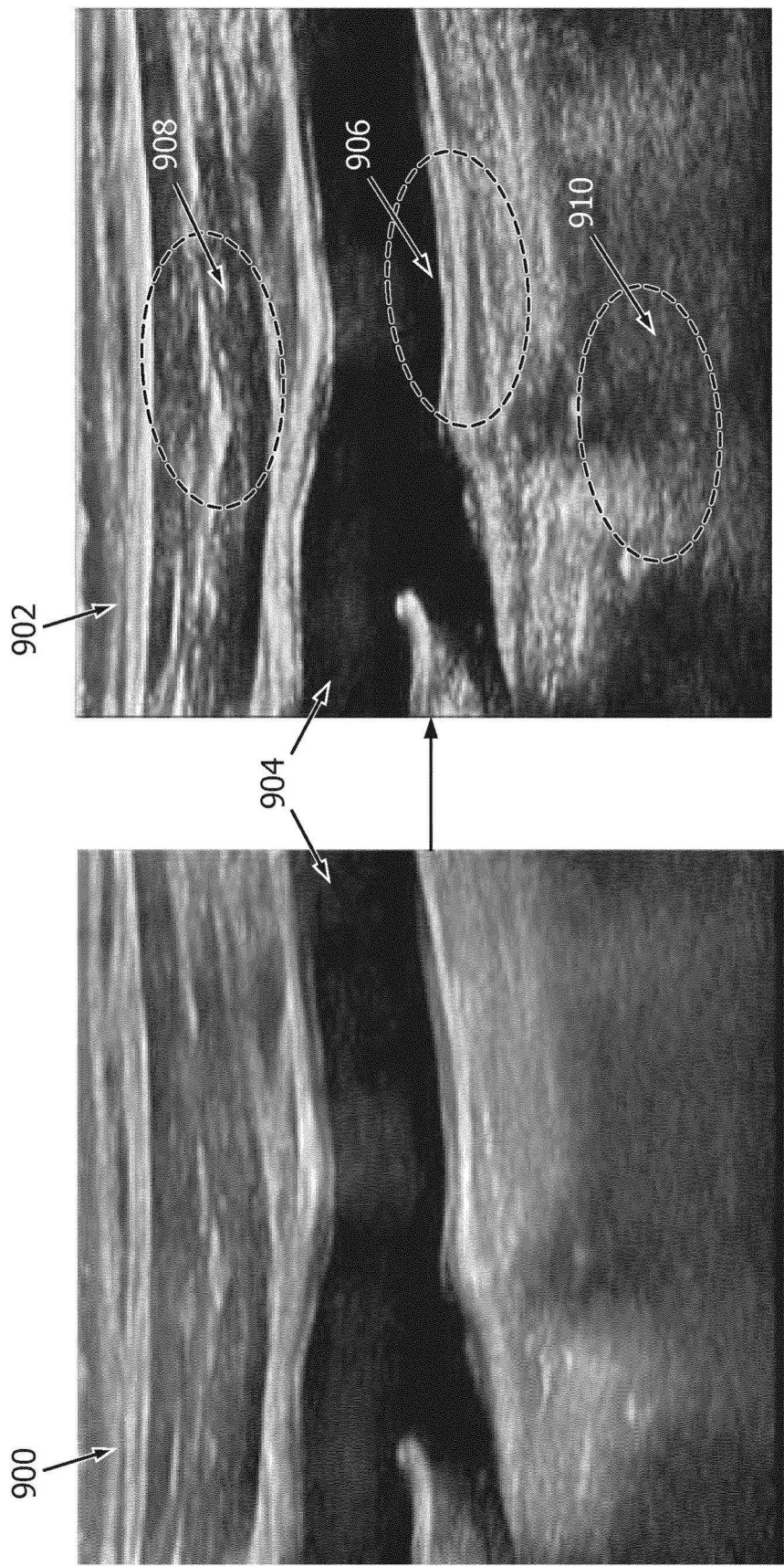


图9

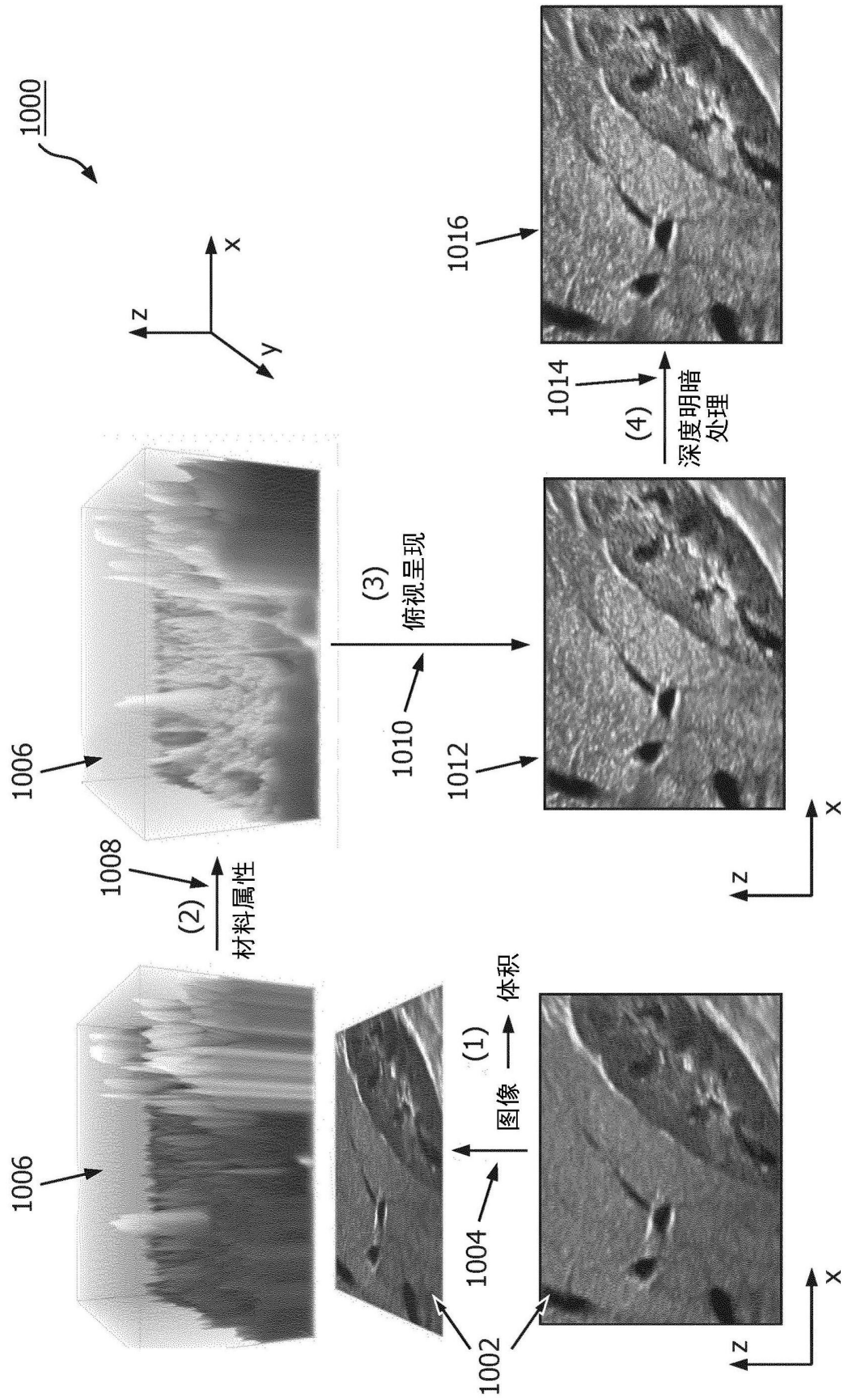


图10

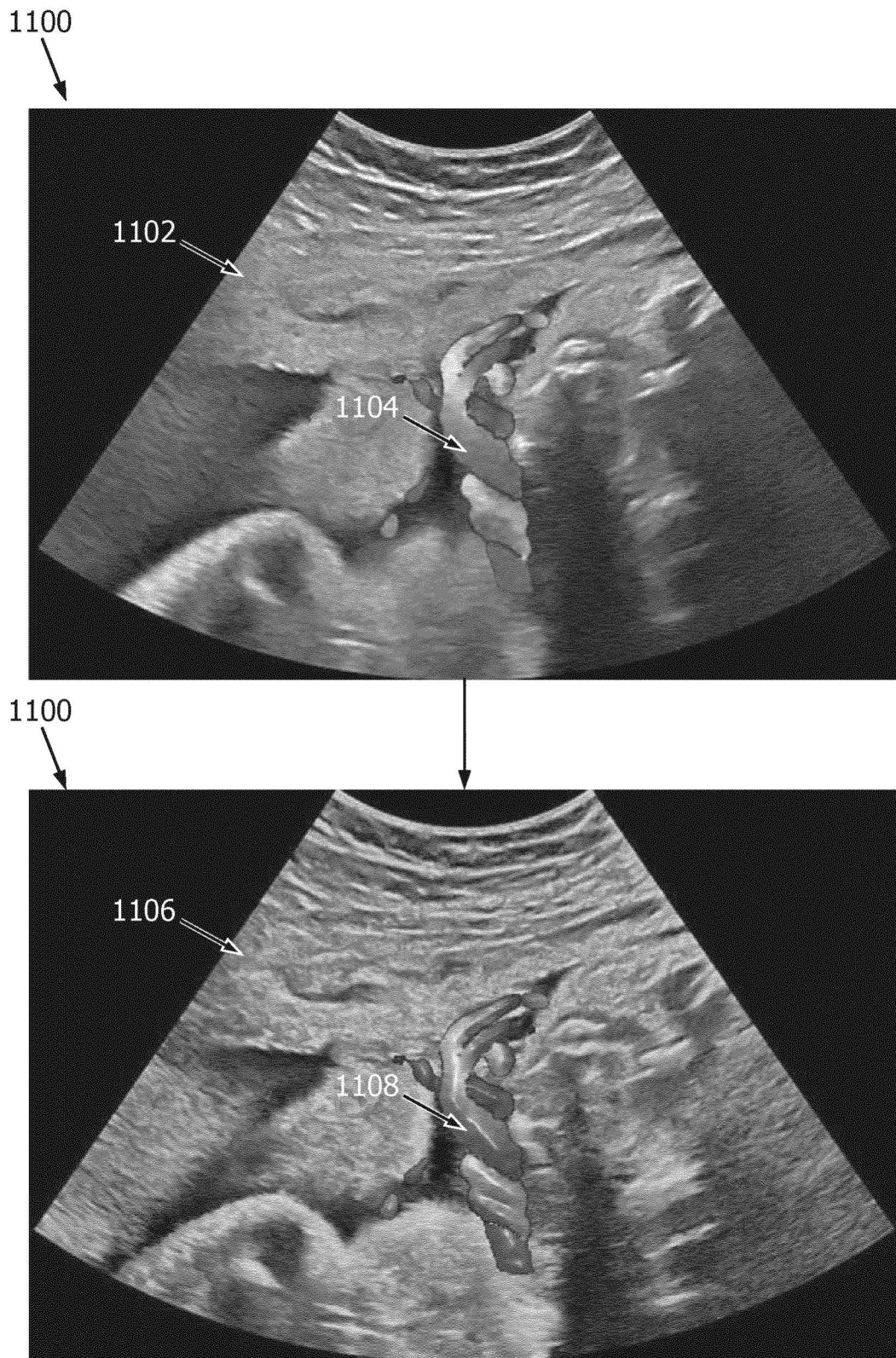


图11