



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115136200 A

(43) 申请公布日 2022. 09. 30

(21) 申请号 202180015352.2

(22) 申请日 2021.02.12

(30) 优先权数据

20290016.3 2020.02.18 EP

63/042,801 2020.06.23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.08.18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2021/053563 2021.02.12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/165165 EN 2021.08.26

(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

E·M·S·阿蒂亚 J-M·鲁埃

C·乔福洛-法伊特 A·奥利维尔

V·S·帕伊赖卡尔 K·维迪雅

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.

G06T 15/50 (2011.01)

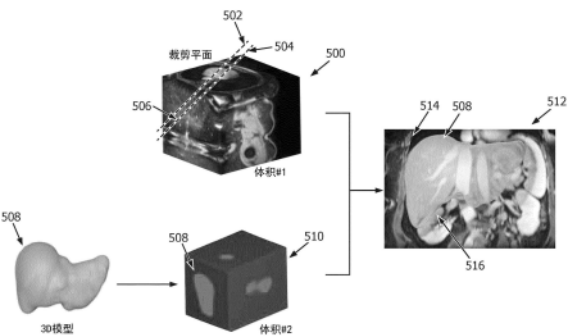
G06T 19/20 (2011.01)

(54) 发明名称

将三维叠加物绘制在二维图像上

(57) 摘要

在一些示例中,可以相对于二维 (2D) 成像切片来绘制一个或多个三维 (3D) 目标。可以将所述 3D 目标绘制为使得所述 3D 目标将着色阴影投射在所述 2D 成像切片上。在一些示例中,所述 3D 目标可以是以彩色绘制的,其中,不同的颜色指示所述 3D 目标的部分距所述 2D 成像切片的距离。



1. 一种装置, 包括:
处理器, 其被配置为:
将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;
将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素; 并且
绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景, 其中, 当绘制所述3D场景时, 被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述3D目标: 被绘制为在所述3D场景中是半透明的, 并且在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改来自所述至少一个虚拟光源的所述光的颜色; 以及
显示器, 其被配置为显示所述3D场景。
2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述处理器与用户接口通信, 所述用户接口被配置为接收用户输入, 所述用户输入定义从所述第一体积获得的所述图像切片的位置和厚度。
3. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述虚拟光源相对于所述第一体积和所述第二体积的位置是能调节的。
4. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一体积和所述第二体积来自相同的图像采集。
5. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述处理器被配置为: 将第一材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更靠近所述图像切片的一个或多个体素, 并且将不同于所述第一材料属性的第二材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更远离所述图像切片的一个或多个体素。
6. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述3D目标包括模型、有创设备或解剖特征中的至少一项。
7. 一种方法, 包括:
将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;
将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素; 并且
绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景, 其中, 被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述3D目标在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改所述光的颜色。
8. 根据权利要求7所述的方法, 还包括从所述第二体积中分割所述3D目标。
9. 根据权利要求8所述的方法, 还包括用所述3D目标的模型叠加或替换所述3D目标。
10. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 所述图像切片的所述体素的所述材料属性决定所述图像切片的透明度。
11. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 所述绘制包括投射与虚拟观察者的观察平面正交的光线。
12. 根据权利要求11所述的方法, 还包括: 将第一材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更靠近所述观察平面的一个或多个体素, 并且将不同于所述第一材料属性的第二材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更远离所述观察平面的一个或多个体素。
13. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 所述观察平面相对于所述第一体积和所述第二体积的位置和取向是能调节的。

14. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 所述3D目标的所述体素的所述材料属性是波长依赖性的。

15. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 所述图像切片是以灰度绘制的, 并且所述3D目标是以彩色绘制的。

16. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 绘制包括将来自所述虚拟光源的光线传播通过所述第一体积和所述第二体积。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 在绘制期间忽略在所述图像切片之外的所述第一体积的体素和在所述3D目标之外的所述第二体积的体素。

18. 根据权利要求7所述的方法, 还包括将材料属性分配给从所述第二体积或第三体积获得的第二三维 (3D) 目标的体素,

其中, 所述3D场景还包括所述第二3D目标, 并且其中, 被分配给所述第二3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述第二3D目标在来自所述至少一个虚拟光源的光传播通过所述第二3D目标时更改所述光的颜色。

19. 一种非瞬态计算机可读介质, 包括当被运行时使成像系统执行以下操作的指令:

将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;

将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素; 并且

绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景, 其中, 被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述3D目标在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改所述光的颜色。

20. 根据权利要求19所述的非瞬态计算机可读介质, 还包括当被运行时使所述成像系统执行以下操作的指令:

将第一材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更靠近所述3D场景的观察平面的一个或多个体素, 并且将不同于所述第一材料属性的第二材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更远离所述观察平面的一个或多个体素。

21. 根据权利要求19所述的非瞬态计算机可读介质, 还包括当被运行时使所述成像系统执行以下操作的指令:

将第一材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更靠近所述图像切片的一个或多个体素, 并且将不同于所述第一材料属性的第二材料属性分配给所述3D目标的所述体素中更远离所述图像切片的一个或多个体素。

将三维叠加物绘制在二维图像上

技术领域

[0001] 本申请涉及在医学成像中进行的三维叠加物绘制。更具体地,本申请涉及相对于二维图像平面对三维叠加物的体积光照绘制。

背景技术

[0002] 通过训练并获得经验,放射科医生、外科医生和其他临床医生在处理二维 (2D) 图像时常常更有信心,即使有可用的三维 (3D) 成像源时也是如此。以3D超声为例,通常从不同取向的3D数据集 (例如,体积) 中提取多个重新格式化的切片并且将其显示为2D图像,以便更有信心地进行诊断、介入规划或实时导航。随着越来越多的分割工具的出现,也能够创建3D模型并将其显示为特定结构、解剖模型或介入设备的虚拟表示。常常希望将这些3D目标与主要的2D成像源结合起来进行可视化。

发明内容

[0003] 如在本文中所公开的,通过使用体积光照并将半透明材料分配给3D目标而使其将着色阴影投射到灰度值图像纹理上,将三维 (3D) 目标叠加在二维 (2D) 帧上。任选的,可以基于距视图和/或2D平面的距离来对3D目标进行着色。

[0004] 在一些示例中,该技术可以包括绘制包括以下多个元素的3D场景:来自2D成像源或来自以任意取向切片的3D体的在3D空间中具有已知的位置和取向的2D图像;一个或多个来自体积的目标、3D图形和/或表面网格。至少一个光源可以以倾斜角度从(一个或多个)目标投射体积阴影。可以用照片逼真材料定义(包括光吸收属性)来绘制3D场景。

[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:将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素;并且绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景,其中,当绘制所述3D场景时,被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述3D目标:被绘制为在所述3D场景中是半透明的,并且在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改来自所述至少一个虚拟光源的所述光的颜色。所述装置可以包括显示器,所述显示器被配置为显示所述3D场景。

[0006] 根据本文公开的至少一个示例,一种方法可以包括:将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素;并且绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景,其中,被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述3D目标在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改所述光的颜色。

[0007] 根据本文公开的至少一个示例,一种非瞬态计算机可读介质包括当被运行时使成像系统执行以下操作的指令:将材料属性分配给从第一体积获得的图像切片的体素;将材料属性分配给从第二体积获得的三维 (3D) 目标的体素;并且绘制包括所述图像切片和所述3D目标的3D场景,其中,被分配给所述3D目标的所述体素的所述材料属性被配置为使所述

3D目标在来自至少一个虚拟光源的光传播通过所述3D目标时更改所述光的颜色。

附图说明

[0008] 图1示出了在二维图像上的三维目标的叠加物的示例图像。

[0009] 图2A和图2B示出了根据本公开内容的示例的在二维图像上的三维目标的叠加物的示例图像。

[0010] 图3是根据本公开内容的示例布置的超声成像系统的框图。

[0011] 图4是图示根据本公开内容的示例的示例处理器的框图。

[0012] 图5提供了根据本公开内容的示例绘制三维场景的图形概览。

[0013] 图6提供了根据本公开内容的示例的用于绘制3D场景的光照通过和复合通过的图形概览。

[0014] 图7提供了根据本公开内容的示例的光照通过的图形描绘。

[0015] 图8提供了根据本公开内容的示例的复合通过的图形描绘。

[0016] 图9提供了根据本公开内容的示例的对3D场景的增强可视化的图形描绘。

[0017] 图10是根据本公开内容的示例的方法的流程图。

[0018] 图11A和图11B示出了根据本公开内容的示例的在通过超声成像采集的心脏视图的2D平面中的二尖瓣夹的3D模型的3D场景。

[0019] 图12A和图12B示出了根据本公开内容的示例的在通过超声成像采集的心脏视图的2D平面中的二尖瓣夹的3D场景。

[0020] 图13示出了根据本公开内容的示例的通过超声成像采集的心脏组织的3D场景和心脏视图的2D平面。

[0021] 图14示出了根据本公开内容的示例的通过超声成像采集的3D目标的模型的3D场景和胎儿头骨的2D平面。

[0022] 图15A和图15B示出了根据本公开内容的示例的通过计算机断层摄影采集的血管的3D场景和关节的2D平面。

[0023] 图16A和图16B示出了根据本公开内容的示例的通过计算机断层摄影采集的2D平面的3D场景和各种内部器官。

具体实施方式

[0024] 下面对一些示例性示例的描述在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。在下面对本系统和方法的示例的详细描述中,对附图进行参考,附图形成下面的详细描述的部分并且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。本文足够详细地描述这些示例,从而使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,可以利用其他示例和进行结构和逻辑上的改变而不会脱离本公开内容的精神和范围。此外,为了清楚起见,当某些特征对于本领域技术人员来说显而易见时,将不会详细讨论这些特征的详细描述,以免模糊对本公开内容的描述。因此,以下详细描述不应被视为具有限制意义,并且本装置、系统和方法的范围仅由权利要求来限定。

[0025] 尽管三维(3D)成像和绘制技术取得了进步,医学成像系统的用户(例如,放射科医

生、外科医生和超声医生)也常常能够更加自信地基于二维(2D)图像来做出决策。因此,即使是在对象体内扫描体积的,通常也是从体积中提取2D图像(例如,帧)的,例如由多平面重新格式化器提取2D图像(例如,帧)以显示给用户,而不是绘制整个扫描体积或绘制扫描体积内的选定的3D目标(例如,器官、植入物)。然而,在一些应用中,用户想要或需要查看与2D平面相关的3D目标。例如,外科医生可能想要查看与的2D图像相关的二尖瓣夹的3D绘制。然而,即使在从与2D图像相同的数据集中提取3D目标时,用户也不易将2D图像和3D目标在3D场景中进行协调和可视化。

[0026] 许多可视化工具包(例如,VTK、OpenGL)支持将表面绘制网格与被映射到3D平面上的2D纹理进行融合。这种类型的3D“叠加物”是难以解读的,并且常常要求操纵到倾斜视角以了解空间关系和距离。当视图平面平行于图像时(这是在没有几何失真的情况下对图像显示的优选角度),深度感知尤其受到限制。

[0027] 在图1中说明了这个问题,图1示出了在二维切片上的三维目标的叠加物的示例图像。在该图像中,已经从3D超声采集中提取了虚拟的经间隔穿刺针102。将针102表示为3D网格模型,同时绘制针102与根据来自相同采集的切片生成的2D平面图像104。利用标准3D可视化软件(在该示例中为VTK)的表面和纹理着色器来执行绘制。在左侧视图100A中,视图平面平行于图像104,并且难以在视觉上感知针102到图像104的平面的距离。如右侧视图100B所示,将该视图旋转到倾斜角提供了略微更好的透视效果,但是将几何失真引入了图像104,并且仍然不能充分表达出针102的尖端与图像104之间的距离。

[0028] 在一些应用中,为了融合2D信息与3D信息,虚拟/混合现实头戴式设备和立体/全息显示器可以有助于深度感知,但是要求专用硬件而无法被广泛使用。因此,希望既具有2D信息又具有3D信息(例如,2D图像和3D目标)的3D场景的改善的绘制。

[0029] 照片逼真绘制应用基于物理的光线追踪来生成包括多个3D目标的3D场景的2D视图。与在大多数3D可视化软件包中使用的表面阴影化相比,基于物理的绘制可以通过更逼真的光照效果来改善深度感知。这些高级算法可以改善对3D虚拟对象相对于2D图像的空间位置的可视化,尤其是投射阴影的能力。根据本公开内容的示例,可以通过以下操作将2D图像与一个或多个3D目标融合:使用体积光照并且将半透明材料分配给一个或多个3D目标,使得这一个或多个3D目标将着色阴影投射在2D图像的灰度值(例如,灰度)图像纹理上。任选地,可以至少部分地基于3D目标与2D图像的距离来对3D目标进行着色。

[0030] 图2A和图2B示出了根据本公开内容的示例的在二维图像上的三维目标的叠加的示例图像。如图2A所示,当视图平行于图像时,在灰度2D图像200A上的3D目标202A的阴影204A提供了深度提示。基于物理的光吸收和/或散射计算可以创建可识别颜色(例如,蓝色、橙色、绿色、红色)的柔和阴影。将着色阴影而不是灰度阴影投影到2D图像200A上可以防止阴影204A与2D图像200A的较暗区域相混淆并且/或者可以更容易被观看者解读。如图2B所示,除了在灰度2D图像200B上提供的3D目标202B的阴影204B以外,3D目标202B还具有渐变阴影化以提供额外的深度提示。3D目标202B在靠近2D图像200B的位置206B处是一种颜色,并且在远离2D图像200B的位置208B处逐渐变为不同的颜色。虽然图2B所示的示例提供了作为3D目标202B的部分距2D图像200B的距离的函数的两种不同颜色之间的渐变,但是也可以使用具有多种(例如,三种、四种)颜色的渐变。

[0031] 图3示出了根据本公开内容的示例构建的超声成像系统300的框图。根据本公开内

容的超声成像系统300可以包括换能器阵列314,换能器阵列314可以被包括在超声探头312(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314可以呈柔性阵列的形式,该柔性阵列被配置为保形地应用于要被成像的对象(例如,患者)的表面。换能器阵列314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的回波(例如,接收到的超声信号)。可以使用各种换能器阵列,例如,线性阵列、曲线阵列或相控阵列。例如,换能器阵列314能够包括换能器元件的二维阵列(如图所示),该二维阵列能够在高度维度和方位维度这两者上进行扫描以进行2D成像和/或3D成像。通常已知:轴向取向是法向于阵列面的取向(在曲线阵列的情况下,轴向取向是扇出取向),方位取向通常由阵列的纵向维度来定义,并且高度取向横向于方位取向。

[0032] 在一些示例中,换能器阵列314可以被耦合到微波束形成器316,微波束形成器316可以位于超声探头312中,并且可以控制阵列314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316可以通过阵列314中的激活元件(例如,在任何给定时间定义激活孔径的阵列的元件的激活子集)来控制对信号的发射和接收。

[0033] 在一些示例中,微波束形成器316可以例如通过探头线缆或以无线方式被耦合到发射/接收(T/R)开关318,T/R开关318在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器322免受高能量发射信号的影响。在一些示例中,例如在便携式超声系统中,T/R开关318和系统中的其他元件能够被包括在超声探头312中,而不是被包括在超声系统基座中,该超声系统基座可以容纳图像处理电子器件。超声系统基座通常包括软件部件和硬件部件,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。

[0034] 在微波束形成器316的控制下从换能器阵列314发射超声信号的过程是由发射控制器320来指导的,发射控制器320可以被耦合到T/R开关318和主波束形成器322。发射控制器320可以控制波束被转向的取向。波束可以从换能器阵列314的正前方(正交于换能器阵列314)向前转向,或者以不同的角度转向以获得更宽的视场。发射控制器320还可以被耦合到用户接口324并且从用户输入设备(例如,用户控件)的用户操作接收输入。用户接口324可以包括一个或多个输入设备(例如,控制面板352),这一个或多个输入设备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。

[0035] 在一些示例中,由微波束形成器316产生的部分波束形成的信号可以被耦合到主波束形成器322,在主波束形成器322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316。在这些示例中,换能器阵列314在主波束形成器322的控制下,并且主波束形成器322执行对信号的所有波束形成。在具有和没有微波束形成器316的实施例,主波束形成器322的波束形成的信号被耦合到处理电路350,处理电路350可以包括一个或多个处理器(例如,信号处理器326、B模式处理器328、多普勒处理器360以及一个或多个图像生成和处理部件368),这一个或多个处理器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。

[0036] 信号处理器326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分量与Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器326还可以执行额外的信号增强,例如,散斑抑制、信号复合和电子噪声消除。经处理的信号(也被称为I分量和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,其中的每条信号路径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358,B模式信号路径358将来自信号处理器326的信号耦合到B模式处理器328以用于产生B模式图像数据。

[0037] B模式处理器328能够采用幅度检测以用于对身体中的结构进行成像。B模式处理器328可以生成用于组织图像和/或相衬图像的信号。由B模式处理器328产生的信号可以被耦合到扫描转换器330和/或多平面重新格式化器332。扫描转换器330可以被配置为根据回波信号被接收时的空间关系将回波信号布置为期望的图像格式。例如,扫描转换器330可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或金字塔或其他形状的三维(3D)格式。

[0038] 在一些示例中,该系统可以包括多普勒信号路径362,多普勒信号路径362将来自信号处理器326的输出耦合到多普勒处理器360。多普勒处理器360可以被配置为估计多普勒频移和生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括彩色数据,该彩色数据然后与B模式(即,灰度)图像进行叠加以用于显示。多普勒处理器360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360还可以被配置为根据已知的技术来估计速度和功率。例如,多普勒处理器可以包括多普勒估计器(例如,自相关器),其中,速度(多普勒频率)估计基于滞后一(lag-one)自相关函数(例如,R1)的自变量,并且多普勒功率估计基于滞后零(lag-zero)自相关函数(例如,R0)的幅值。速度估计结果可以被称为彩色多普勒数据,并且功率估计结果可以被称为功率多普勒数据。也能够通过已知的相域(例如,参数化频率估计器,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,加速度的估计器或时间和/或空间速度导出物)来代替或补充速度估计器。在一些示例中,速度估计结果(例如,彩色多普勒数据)和功率估计结果(例如,功率多普勒数据)可以经受进一步的阈值检测以进一步降低噪声,并且经受分割和后处理(例如,填充和平滑化)。然后可以根据一幅或多幅颜色图和/或强度图将速度估计结果和/或功率估计结果映射到期望的显示颜色和/或强度的范围。图数据(也被称为多普勒图像数据)然后可以被耦合到扫描转换器330,在扫描转换器330中,多普勒图像数据可以被转换为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。

[0039] 多平面重新格式化器332能够将从身体的体积区域中的公共平面(例如,切片)中的点接收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,用户接口324可以被耦合到多平面重新格式化器332以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的显示。换句话说,用户可以在体积内选择期望的平面,从该平面可以生成2D图像。在一些示例中,除了选择平面在体积中的位置和/或取向以外,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332的平面数据提供给体积绘制器334。体积绘制器334可以生成(也被称为绘制)如从给定参考点观察到的3D数据集的图像(也被称为投影、绘制或3D场景),例如,如在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述的那样。虽然3D数据集可以包括体素并且3D数据集的图像是基于体素生成的,但是在一些示例中,根据3D数据集绘制的图像可以是包括能够在传统的2D显示器(例如,液晶显示器、等离子屏幕)上显示的像素的2D图像。

[0040] 根据本公开内容的示例,体积绘制器334可以绘制包括与2D图像相关的一个或多

个3D目标的3D场景。从中生成2D图像的平面相对于体积(例如,3D空间)的位置和取向可以是已知的,它们被统称为位置信息。在一些示例中,多平面重新格式化器332可以将平面、2D图像和/或平面的位置信息提供给体积绘制器334。体积中的一个或多个3D目标的位置和取向也可以是已知的。在一些示例中,可以根据从中生成2D图像的相同图像采集来提取3D目标。在一些示例中,将来自单独的采集和/或体积数据集的3D目标配准到从中生成2D图像的体积。

[0041] 体积绘制器334可以将材料属性分配给平面和3D目标(例如,颜色、吸收度、不透明度、反射率)。在一些示例中,材料属性可以跨平面和/或3D目标是一致的。在一些示例中,材料属性可以跨平面和/或3D目标的体素是变化的。任选地,可以至少部分地基于体素相对于平面或3D场景的观察者的位置来分配3D目标的一些材料属性。例如,被分配给3D目标的体素的颜色可以根据体素距平面的距离而变化。

[0042] 体积绘制器334可以通过虚拟光源来模拟3D场景的光照情况。在一些示例中,用户可以经由用户接口324(例如,在键盘上录入距离值,在显示器上将光图标拖拽得更靠近或更远离先前绘制的3D场景或表示2D图像和/或3D目标的图标)来调整和/或选择光源相对于3D目标和平面的位置。光如何从光源传播通过3D场景可以至少部分地基于被分配给体素的材料属性。例如,3D目标投射的阴影的强度和颜色可以基于被分配给3D目标的材料属性。体积绘制器334可以至少部分地基于材料属性和由虚拟光源提供的光照来绘制3D目标和3D场景的2D图像。

[0043] 来自扫描转换器330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332的输出和/或来自体积绘制器334的输出(例如,体积、3D场景)可以被耦合到图像处理器336以用于在被显示在图像显示器338上之前被进一步增强、缓存和临时存储。在一些示例中,扫描转换器330和/或图像处理器336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。

[0044] 图形处理器340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例如标准识别信息(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340可以被配置为接收来自用户接口324的输入(例如,键入的患者姓名或其他注释)。

[0045] 系统300可以包括本地存储器342。本地存储器342可以被实施为任何合适的非瞬态计算机可读介质(例如,闪速驱动器、磁盘驱动器)。本地存储器342可以存储由系统300生成的数据(包括图像、3D模型、可执行指令、由用户经由用户接口324提供的输入),或者系统300的操作所需的任何其他信息。

[0046] 如先前所提到的,系统300包括用户接口324。用户接口324可以包括显示器338和控制面板352。显示器338可以包括使用各种已知的显示技术(例如,LCD、LED、OLED或等离子体显示技术)实施的显示设备。在一些示例中,显示器338可以包括多个显示器。控制面板352可以被配置为接收用户输入(例如,期望的图像、平面、期望的三维目标等)。控制面板352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352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控制元件或被简称为GUI控件)。在一些示例中,显示器338可以是触敏显示器,该触敏显示器包括控制面板352的一个或多个软控件。

[0047] 在一些示例中,图3所示的各种部件可以被组合。例如,图像处理器336和图形处理器340可以被实施为单个处理器。在另一示例中,多普勒处理器360和B模式处理器328可以被实施为单个处理器。在一些示例中,图3所示的各种部件可以被实施为单独的部件。例如,信号处理器326可以被实施为针对每种成像模式(例如,B模式、多普勒)的单独的信号处理器。在一些示例中,图3所示的各种处理器中的一个或多个处理器可以由通用处理器和/或被配置为执行特定任务的微处理器来实施。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个处理器可以被实施为专用集成电路。在一些示例中,各种处理器中的一个或多个处理器(例如,图像处理器336)可以利用一个或多个图形处理单元(GPU)来实施。

[0048] 图4是图示根据本公开内容的示例处理器400的框图。处理器400可以用于实施本文描述的一个或多个处理器,例如,图3所示的图像处理器336。处理器400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已经被编程以形成处理器)、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)(其中,ASIC已经被设计为形成处理器)或其组合。

[0049] 处理器400可以包括一个或多个核402。核402可以包括一个或多个算术逻辑单元(ALU)404。在一些示例中,除了ALU 404以外或者代替ALU 404,核402可以包括浮点逻辑单元(FPLU)406和/或数字信号处理单元(DSPU)408。

[0050] 处理器400可以包括被通信性耦合到核402的一个或多个寄存器412。寄存器412可以使用专用逻辑门电路(例如,双稳态触发器)和/或任何存储器技术来实施。在一些示例中,寄存器412可以使用静态存储器来实施。寄存器可以向核402提供数据、指令和地址。

[0051] 在一些示例中,处理器400可以包括被通信性耦合到核402的一个或多个级别的高速缓冲存储器410。高速缓冲存储器410可以向核402提供计算机可读指令以供执行。高速缓冲存储器410可以提供用于由核402进行处理的数据。在一些示例中,计算机可读指令可以已经通过本地存储器(例如,附接到外部总线416的本地存储器)被提供给高速缓冲存储器410。高速缓冲存储器410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/或任何其他合适的存储器技术。

[0052] 处理器400可以包括控制器414,控制器414可以从在系统中包括的其他处理器和/或部件(例如,图3所示的控制面板352和扫描转换器330)到处理器400的输入和/或从处理器400到在该系统中包括的其他处理器和/或部件(例如,图3所示的显示器338和体积绘制器334)的输出。控制器414可以控制ALU 404、FPLU 406和/或DSPU 408中的数据路径。控制器414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414的门可以被实施为独立门、FPGA、ASIC或任何其他合适的技术。

[0053] 寄存器412和高速缓冲存储器410可以经由内部连接420A、420B、420C和420D与控制器414和核402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。

[0054] 针对处理器400的输入和输出可以经由总线416来提供,总线416可以包括一条或多条导线。总线416可以被通信性耦合到处理器400的一个或多个部件,例如,控制器414、高速缓冲存储器410和/或寄存器412。总线416可以被耦合到系统的一个或多个部件,例如,先前提到的显示器338和控制面板352。

[0055] 总线416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) 432。ROM 432可以是掩模ROM、电子可编程只读存储器(EPR0M)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) 433。RAM 433可以是静态RAM、电池备份静态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) 435。外部存储器可以包括闪速存储器434。外部存储器可以包括诸如磁盘436之类的磁性存储设备。在一些示例中,外部存储器可以被包括在系统(例如,图3所示的超声成像系统300)中,例如,本地存储器342。

[0056] 图5提供了根据本公开内容的示例的绘制3D场景的图形概览。可以通过成像系统(例如,如图3所示的成像系统300)来采集体积500。然而,也可以通过其他成像模态(例如,计算机断层摄影或磁共振成像)来采集体积。可以通过在体积500内位置两个平行的裁剪平面502、504来选择从中生成2D图像的切片506。在一些示例中,可以由用户经由用户接口(例如,用户接口324)来选择这两个裁剪平面502、504的位置和/或取向。在一些示例中,这两个裁剪平面502、504之间的距离可以是能调节的。也就是说,切片506的厚度可以是能调节的。在一些示例中,可以至少部分地利用多平面重新格式化器(例如,多平面重新格式化器332)来执行从体积500中选择和提取切片506的操作。

[0057] 可以从另一体积510中提取一个或多个3D目标508。在一些示例中,体积510与体积500可以来自相同的成像采集。在其他示例中,体积510来自不同的成像采集或被配准到体积500的模拟体积。例如,可以使用体积500和510共有的解剖界标使这两个体积彼此配准。在一些示例中,3D目标508可以是可以通过已知的图像处理技术从体积510分割的解剖结构(例如,血管、肝脏)和/或有创设备(例如,导管、二尖瓣夹、支架)。在一些示例中,3D目标可以是解剖结构和/或有创设备的模型。在一些示例中,解剖结构或设备是从体积510分割的并且模型可以被叠加在解剖结构或设备上并且/或者替换体积510中的解剖结构或设备。在一些示例中,可以通过3D表面的体积光栅化来生成3D目标508,例如,可以使用已知算法将三角形网格输入变换为在体素网格上定义的有符号的距离函数。可以针对解剖结构或模型生成体积光栅化。在一些示例中,可以至少部分地通过体积绘制器(例如,体积绘制器334)来执行对3D目标508的提取/分割和/或对体积500、510的配准。

[0058] 体积绘制器可以将材料属性分配给体积500的体素。在一些示例中,可以将材料属性定义为:在传播期间吸收光而不影响光的颜色,并且根据切片506中的体素的灰度值强度来反射光。切片506的材料属性可以被分配为控制切片506的透明度(例如,不透明、半透明)。在一些示例中,可以向体积500中的没有被包括在切片506中的所有体素分配材料属性,使得这些体素是透明的。体积绘制器可以将材料属性分配给体积510的体素。在一些示例中,可以将3D目标508中包括的体素的材料属性定义为允许光深入地穿透内部并穿过3D目标508。可以将3D目标508中包括的体素的材料属性进一步定义为在传播期间修改光的色调(例如,颜色)。在一些示例中,3D目标508对于观看者可以看起来不透明或几乎不透明,但是3D目标508可以具有足够的透明度以允许由3D目标508投射的着色阴影。可以向体素分配额外的材料属性,例如,反射和散射。例如,反射属性可以使3D目标508看起来“闪亮”或“无光泽”。在一些示例中,可以向3D目标508之外的体积510中的体素分配材料属性,使得这些体素是透明的。

[0059] 体积绘制器可以利用相同的光源同时绘制体积500和510以绘制包括根据切片506

和3D目标508生成的2D图像514的3D场景512。由3D目标508在2D图像514上投射的阴影516在3D场景512中也是可见的。现在将参考图6-9更详细地讨论体积500和510的绘制细节。

[0060] 图6提供了根据本公开内容的示例的用于绘制3D场景的光照通过和复合通过的图形概览。光照通过和复合通过可以由体积绘制器(例如,体积绘制器334)来执行。在一些示例中,可以在复合通过之前执行光照通过。在光照通过期间,相对于体积500和510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可以是在所有方向上以相等强度辐射光的点光源。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,可以模拟多个光源。用户可以经由用户接口来预设或选择光源的数量、光源的类型、光源600相对于体积500和510的位置和/或光源600的强度。在一些示例中,用户还可以选择光源的其他属性,例如,光源600的尺寸和/或光源600的颜色(例如,波长范围)。合适的光源及其用户控制的示例可以在美国专利申请US 16/406951和US 16/347739中找到,出于任何目的,通过引用将其内容并入本文。

[0061] 继续光照通过,来自光源600的光在三维空间中传播通过体积500和510。在图6中,仅示出了单条光线602,但是应当理解,许多光线传播通过了体积500、510以模拟光源600。根据光源600的属性和被分配给每个体素的材料属性来计算到达体积500和510中的每个体素的光量。存储针对每个体素计算出的光量以用于复合通过。

[0062] 在复合通过期间,光线610从虚拟观察者606的观察平面608传播通过体积500和510。在一些示例中,光线610可以彼此平行并且与观察平面608正交。在一些示例(未示出)中,光线610可以从观察平面608上的单个点(例如,在虚拟观察者606的位置处)传播通过体积500和510(类似于从点光源投射的光线)。从单点传播的光线610可以生成透视图。用户可以经由用户接口来预设或选择观察平面608与体积500和510的距离和/或观察平面608相对于体积500和510的取向。至少部分地基于光线610传播通过体积500和510的体素,体积绘制器可以计算在显示器(例如,显示器338)上显示给用户的3D场景的体素和/或像素的最终值。

[0063] 图7提供了根据本公开内容的示例的光照通过的图形描绘。示出了包括3D目标508的体积510以及定义体积500的切片506的裁剪平面502和504。如参考图6所讨论的,光线602可以从光源600传播通过空间,并且可以根据物理模型来计算和存储到达每个位置的光量。在一些示例中,物理模型可以包括指数光衰减方程:

$$[0064] \quad L_{RGB}(X) = \exp\left(-\sum_{i=1}^2 A_{RGB}^i \int_X^{光} F(V^i) ds\right) \quad \text{方程 1}$$

[0065] 其中, $L(X)$ 是到达每个位置X的光量。在一些示例中,每个位置X可以是体积500或510中的体素。 A^i 对应于针对每个体积i(例如,体积500或510)或每个体素的一部分体积(例如,切片506和3D目标508)定义的吸收系数,并且 $F(V^i)$ 是材料密度(一种材料属性)的估计结果,它是体积i体素值的函数。

[0066] 在一些示例(例如,方程1所示的示例)中,可以针对红色、绿色和蓝色单独定义吸收系数A, $A=[R,G,B]$ 。例如,切片506可以具有 $A^1=[1,1,1]$,并且3D目标508可以具有 $A^2=[1,1,0.1]$ 。针对 A^2 的蓝色分量被设置得很低,使得蓝光深入地穿透3D目标508并传播到3D目标508之外,这样可以在3D目标508之外的切片506上生成蓝色阴影(从光线602的角度来

看)。A²的所有分量都相等,因此切片506在传播期间不会影响光的颜色。

[0067] 在图7中通过沿着光线602的点描绘了这种情况。在点700处,光线602尚未入射到3D目标508上。随着光线602传播通过3D目标508,光线602的红色分量和绿色分量以比蓝色分量更高的衰减速率发生衰减。因此,光呈现出更蓝的外观,如通过点702和704的阴影化所指示的那样。然而,光线602的蓝色分量也被衰减到一定程度,如通过与点704相比更暗的点706的阴影化以及与点702相比更暗的点704的阴影化所指示的那样。光线602的蓝色光然后将入射到切片506上,从而创建蓝色阴影(在图7中未示出)。如果切片506未被设置为完全不透明,则光线602将继续传播通过切片506。如点708和710所示,由于A¹的参数相等,光线602的分量被切片506相同地衰减,因此光线602的色调在其传播通过切片506时不会改变。

[0068] 图8提供了根据本公开内容的示例的复合通过的图形描绘。示出了体积500,体积500包括由裁剪平面502、504定义的切片506、虚拟观察者606、观察平面608和平行光线610。裁剪平面之间的距离控制正被显示的体积部分的厚度,而密度F(V¹)的值控制半透明程度或图像平面。在一些示例中,体积绘制器可以实施光线前进数值方案,该光线前进数值方案使用沿着光线610的方向的三线性内插体积样本604的前后RGB累积。基于针对光照通过中的每个体素和光线610前进所计算的光,体积绘制器可以计算在显示器(例如,显示器338)上显示给用户的3D场景的体素和/或像素的最终值。

[0069] 在一些示例中,在光照通过和复合通过这两者中,除了切片506中的体素(例如,裁剪平面502和504之间的区域)以外的任何地方(如在裁剪平面502、504之外的体积500的空“框”所指示的)都可以忽略体积500。在一些示例中,除了3D目标508中的体素以外的任何地方都可以忽略体积510。在一些示例中,可以将体积500和510的忽略体素从体积的数据集中移除。在一些示例中,可以向忽略体素分配使这些体素不被绘制和/或不影响光传播(例如,透明度)的材料属性。

[0070] 图9提供了根据本公开内容的示例的3D场景的增强可视化的图形描绘。任选地,为了进一步增强对3D目标508和切片506的相对位置的可视化,可以对3D目标应用基于距离的人工着色。在一些示例中,在复合通过期间,3D目标508的每个体素的RGB值可以乘以通过3D目标508的体素的位置与切片506的位置之间的距离所索引的颜色图值。例如,颜色图值可以使更接近切片506的3D目标508的体素呈现出更蓝的外观,并且使远离切片506的3D目标508的体素呈现出更橙的外观。仅作为示例而提供了蓝色和橙色,并且还可以使用其他颜色。此外,在一些示例中,可以使用两种以上的颜色来生成颜色图值。

[0071] 在其他示例中,可以在复合通过之后应用颜色映射,并且可以将颜色映射应用于3D场景的最终像素值。如图9所示,颜色映射可以至少部分地基于沿着光线610的距离估计结果(例如,“首次撞击”)。在这种方法中,距离基于从虚拟观察者606的观察平面608到3D目标508中的点的距离。这与先前的方法相反,在先前的方法中,着色基于3D目标508与切片506之间的距离。在图9所示的示例中,平面902上的3D目标508的最近点可以是距平面608的最小距离(d最小),而平面904上的3D目标的最远点可以是距平面608的最大距离(d最大)。平面900指示3D目标508的中点。在一些示例中,颜色图值可以使根据更远离观察平面608的3D目标508中的体素生成的像素呈现出更蓝的颜色,如由箭头908所指示的。颜色图值可以使根据更靠近观察平面608的3D目标508中的体素生成的像素呈现出更橙的颜色,如由箭头906所指示的。仅作为示例而提供了蓝色和橙色,并且还可以使用其他颜色。此外,在一些示

例中,可以使用两种以上的颜色来生成颜色图值。

[0072] 在又另外的示例中,在复合通过和光照通过之前,3D目标508的每个体素的衰减 A^i 值可以乘以通过3D目标508的体素的位置与切片506的位置之间的距离所索引的颜色图值。在这些示例中,由3D目标508投射的阴影可以根据3D目标508的负责投射阴影的部分距切片506的距离来改变颜色。在一些示例中,阴影的不同颜色可以是对3D目标508本身的不同颜色的补充。

[0073] 图10是根据本公开内容的示例的方法的流程图。在一些示例中,体积绘制器(例如,体积绘制器334)可以至少部分地执行方法1000。在一些示例中,多平面格式化器(例如,多平面格式化器332)可以执行方法1000的部分。

[0074] 在框1002处,可以执行“将材料属性分配给图像切片的体素”。在一些示例中,图像切片可以从第一体积获得的。在一些示例中,第一体积可以通过超声成像系统、磁共振成像系统和/或计算机断层摄影成像系统采集的。在框1004处,可以执行“将材料属性分配给3D目标的体素”。在一些示例中,3D目标可以从第二体积获得的。在一些示例中,第一体积和第二体积可以来自相同图像采集(例如,相同数据集)。在一些示例中,3D目标和/或图像切片的体素的材料属性是波长依赖性的。在一些示例中,第一体积和第二体积可以从不同的图像采集、成像模态和/或数据集采集的。在一些示例中,3D目标可以从第二体积分割的。在一些示例中,经分割的3D目标可以被叠加有3D目标的模型或者被3D目标的模型所替换。

[0075] 在框1006处,可以执行“绘制包括图像切片和3D目标的3D场景”。在一些示例中,绘制可以是利用至少一个虚拟光源来执行的。在一些示例中,绘制包括将来自虚拟光源的光线传播通过第一体积和第二体积。在一些示例中,绘制包括投射与虚拟观察者的观察平面正交的光线。在一些示例中,接收指示观察平面相对于第一体积和第二体积的位置和取向的用户输入。任选地,可以将材料属性分配给3D目标的体素,使得3D目标中更靠近观察平面的体素被绘制的颜色与3D目标中更远离观察平面的体素被绘制的颜色不同。在一些示例中,以灰度绘制图像切片并且以彩色绘制3D目标。在一些示例中,在绘制期间忽略在图像切片之外的第一体积的体素和在3D目标之外的第二体积的体素。

[0076] 在一些示例中,被分配给3D目标的体素的材料属性被配置为将3D目标绘制成半透明状并且当来自虚拟光源的光传播通过3D目标时更改所述光的颜色。在一些示例中,图像切片的材料属性被配置为将图像切片绘制成半透明状。

[0077] 图11-16示出了根据本公开内容的示例的根据不同3D数据集绘制的示例3D场景。

[0078] 图11A和图11B示出了根据本公开内容的示例的在通过超声成像采集的心脏视图的2D平面中的二尖瓣夹的3D模型的3D场景。图11A示出了二尖瓣夹1102相对于2D超声切片1104的平面外视图1100A。二尖瓣夹1102的材料属性被设置为使得二尖瓣夹1102是不透明的,同时切片1104是半透明的(例如,至少一些光传播通过切片1104),从而允许二尖瓣夹1102的另一半被看到通过切片1104。然而,切片1104具有足够的不透明度,使得由二尖瓣夹1102投射的蓝色阴影1106是可见的。在视图1100A中,光源的位置被示为球体1108。

[0079] 图11A示出了二尖瓣夹1102相对于2D超声切片1110的平面视图11B。虽然切片1110的透明度不太明显,但是由二尖瓣夹1102投射的阴影1106仍然可见。在一些示例中,多平面重新格式化器(例如,多平面重新格式化器332)可以从体积数据集中提取切片1104和1110

这两者。

[0080] 图12A和图12B示出了根据本公开内容的示例的在通过超声成像采集的心脏视图的2D平面中的二尖瓣夹的3D场景。图12A和图12B是根据与图11A和图11B相同的数据集来绘制的。然而,代替了二尖瓣夹的3D模型,从所采集的图像体积中分割的“原始”二尖瓣夹1202被绘制为3D目标。此外,还应用了不同的材料属性。例如,二尖瓣夹1202被绘制为具有组织状视觉特性并且微红色阴影1206被投射到超声切片1204上。在另一示例中,如在平面外视图1200A中能够看到的,切片1204是不透明的,因此只有二尖瓣夹1202的部分是可见的。此外,与视图1100A中的情况相比,模拟光源位于不同的位置。在平面内视图1200B中,光源几乎是“正面”放置的,因此在切片1210上几乎看不到阴影化1206。

[0081] 图13示出了根据本公开内容的示例的通过超声成像采集的心脏组织的3D场景和心脏视图的2D平面。3D目标与2D切片无需相对于彼此处于任何特定的空间关系,观察平面也不需要平行于切片。在3D场景1300中,已经从被扫描的超声体积中分割了心脏组织1302的部分,并且利用倾斜切片1304来绘制心脏组织1302的该部分,所述倾斜切片相对于虚拟观察者产生了倾斜。与图12A和图12B相似,具有材料属性,利用给出具有组织状外观的体素的材料属性来绘制与心脏组织1302相对应的体素,所述组织状外观在切片1304上投射微红色阴影1306。类似于切片1204和1210,利用使切片1304不透明的材料属性来绘制切片1304。

[0082] 图14示出了根据本公开内容的示例的通过超声成像采集的3D目标的模型的3D场景和胎儿头骨的2D平面。在一些示例中,3D目标可以是在与从中获得2D切片的体积分离的体积中包括的模型。如图14所示,可以相对于胎儿头骨的2D切片1400来绘制3D目标1402、1404、1406和1408的多个模型。每个3D目标1402、1404、1406和1408可以用不同的材料属性(例如,颜色和透明度)绘制的。例如,对象1402被绘制成半透明状,而3D目标1404、1406和1408则更加不透明。此外,3D目标1402、1404、1406和1408分别投射不同的着色阴影1410、1412、1414和1416。

[0083] 虽然已经参考超声成像系统描述了本公开内容的原理,但是本公开内容的示例可以被扩展到其他成像模态。

[0084] 图15A-15B示出了根据本公开内容的示例的通过计算机断层摄影采集的血管的3D场景和关节的2D平面。图15A示出了相对于包括关节1504的图像平面1500将血管1502绘制为3D目标。血管1502已被绘制成半透明状。然而,在图15A中,没有绘制阴影。在图15B中形成对比,根据本公开内容的示例绘制了血管1502,并且血管1502在图像平面1500上投射了蓝色阴影1506,这可以提高观看者相对于关节1504辨别血管1502的位置的能力。

[0085] 图16A-16B示出了根据本公开内容的示例的通过计算机断层摄影采集的2D平面的3D场景和各种内部器官。如图16A和图16B所示,能够通过已知方法从3D数据集中分割各种解剖特征,并且根据3D数据集与期望的2D平面相关地选择性绘制各种解剖特征。在一些示例中,用户可以选择要绘制哪个2D切片以及相对于该2D切片的哪些解剖特征(例如,器官)。

[0086] 如本文所描述的,可以通过以下操作在具有一个或多个3D目标的3D场景中同时绘制根据切片生成的2D图像(例如,成像平面):使用体积光照并且将半透明材料分配给这一个或多个3D目标,使得这一个或多个3D目标在2D图像上投射着色阴影。任选地,可以至少部分地基于3D目标离2D图像和/或观察平面的距离来对3D目标进行着色。根据本公开内容的示例绘制2D图像和3D目标的方法可以提高观看者在一些应用中辨别2D图像与3D目标之间

的空间关系的能力。

[0087] 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)实施装置、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之类的设备的信息)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一部分,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。

[0088] 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。

[0089] 虽然已经具体参考超声成像系统描述了本系统,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。

[0090] 当然,应当理解,本文描述的示例、实施例或过程中的任一个可以与一个或多个其他示例、实施例和/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/或者在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中得到执行。

[0091] 最后,上述讨论仅旨在说明本装置、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装置、系统和方法,但是还应当理解,本领域普通技术人员可以设计出许多修改和替代示例,而不脱离如权利要求所阐述的本系统和方法的更广泛和预期的精神和范围。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。

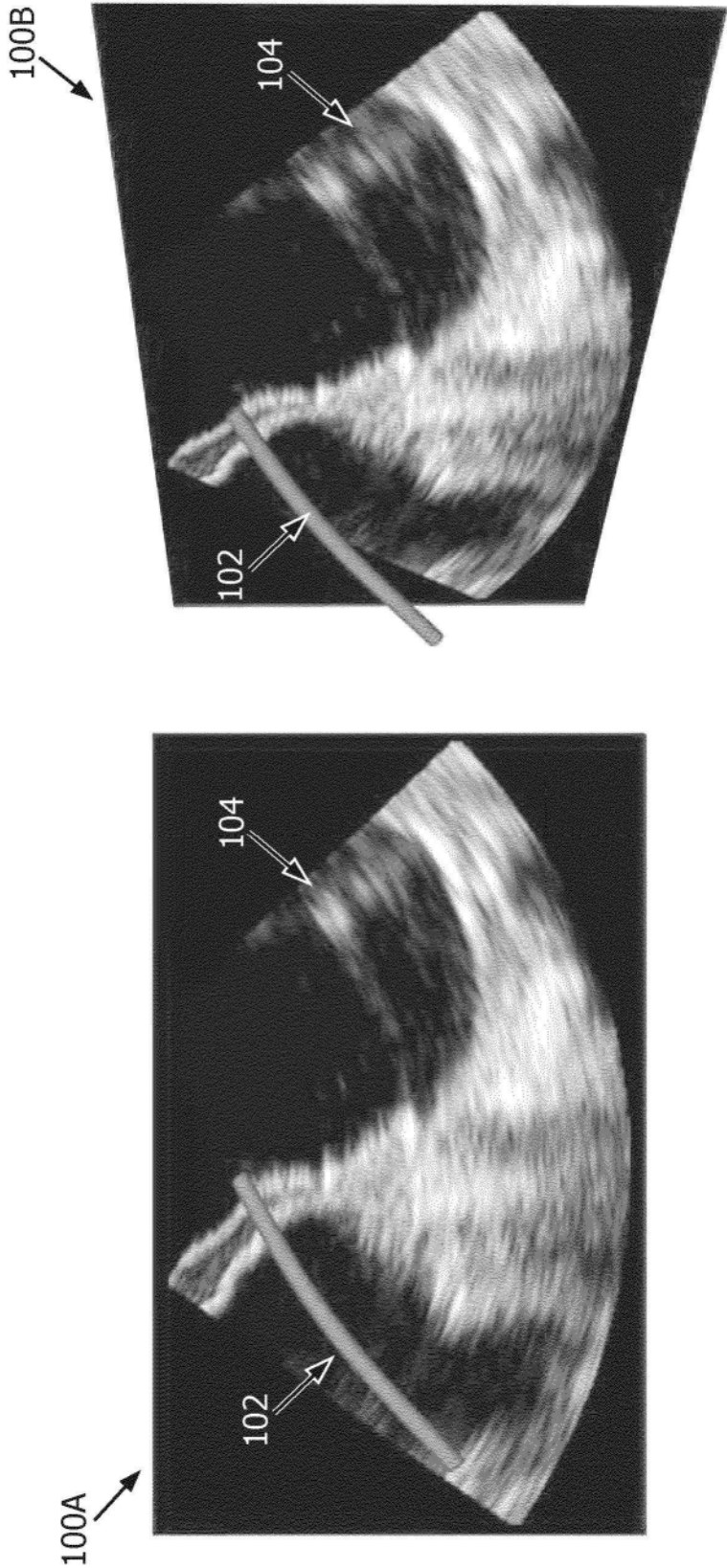


图1

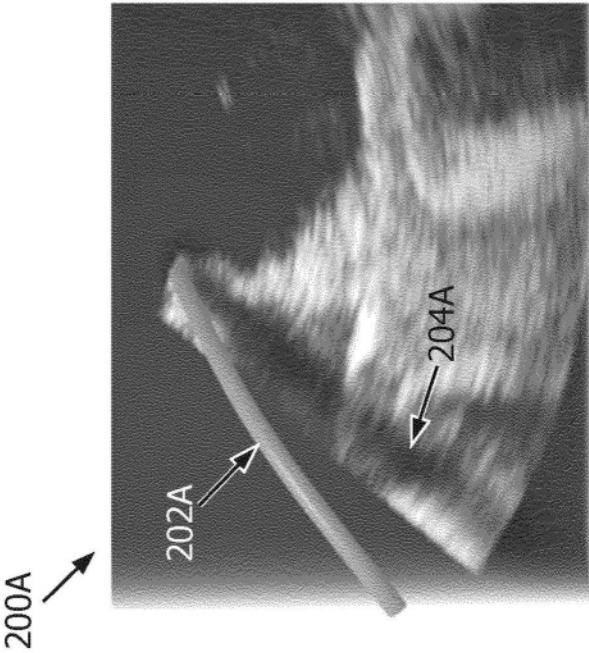


图2A

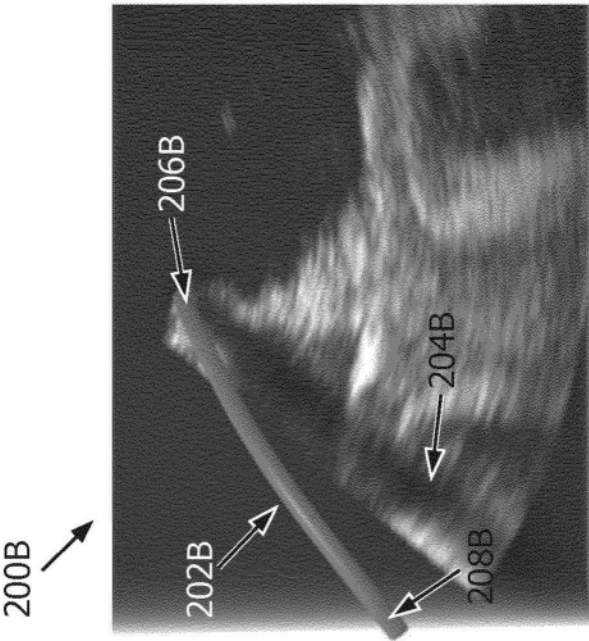


图2B

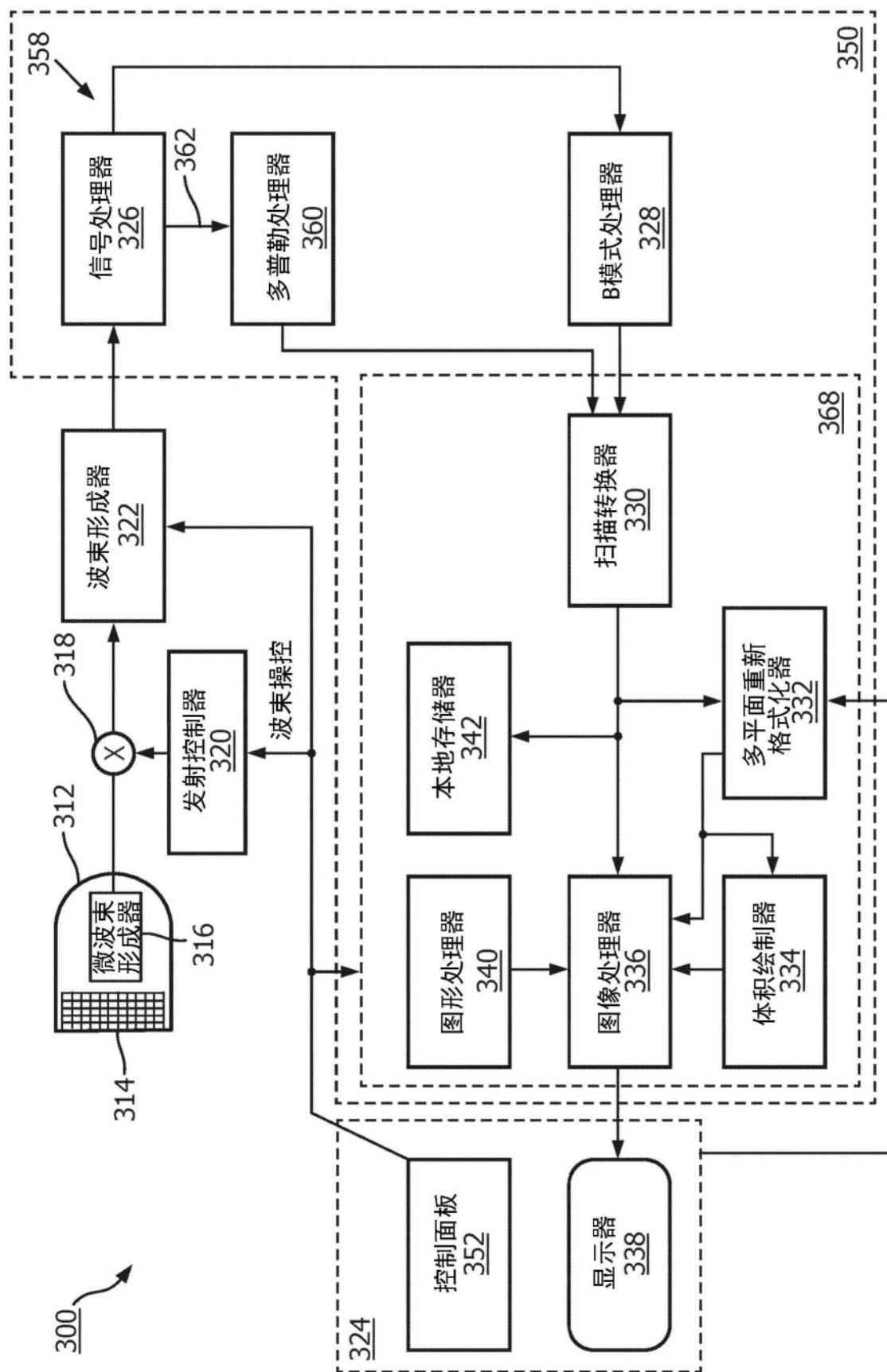


图3

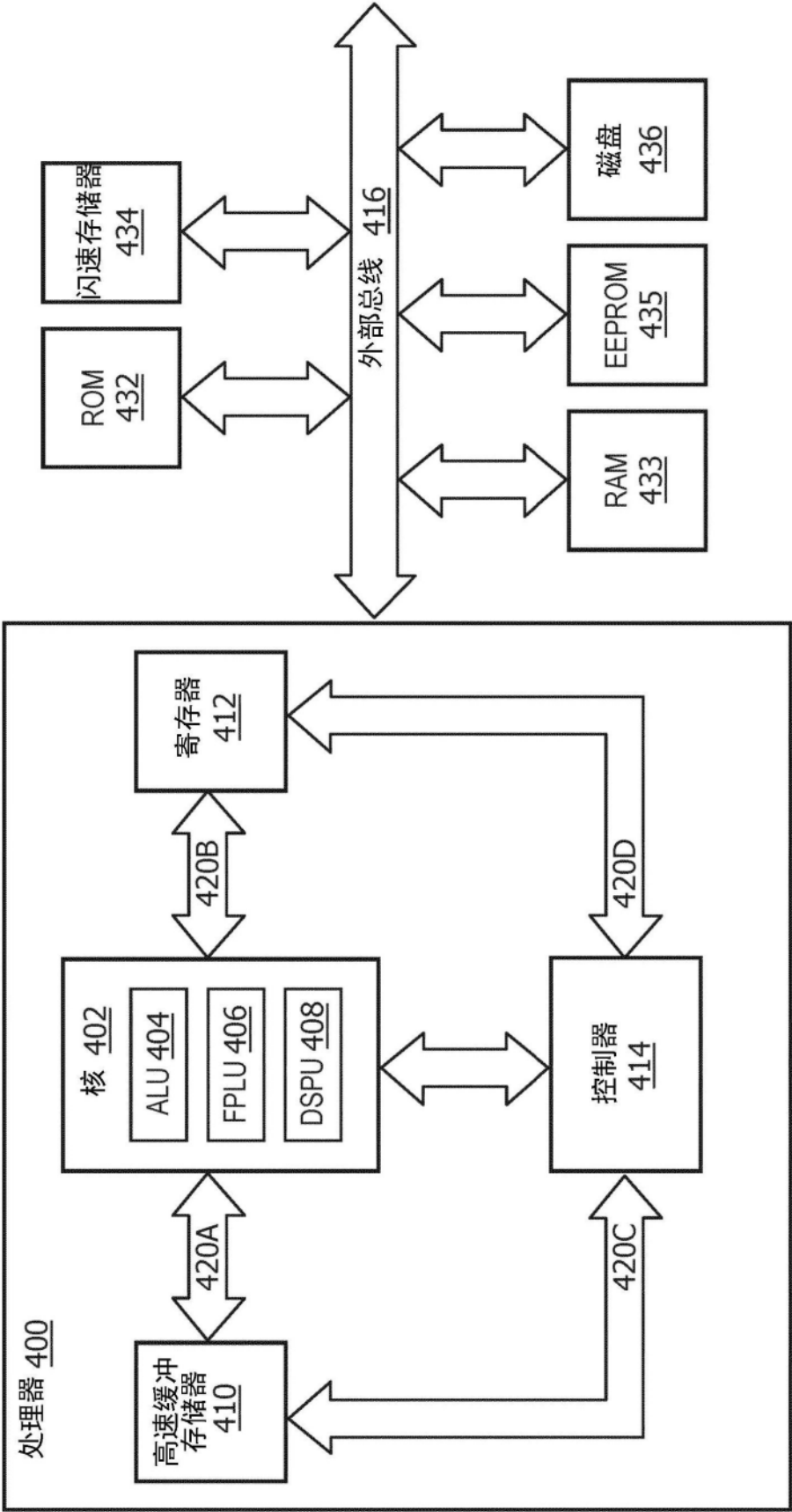


图4

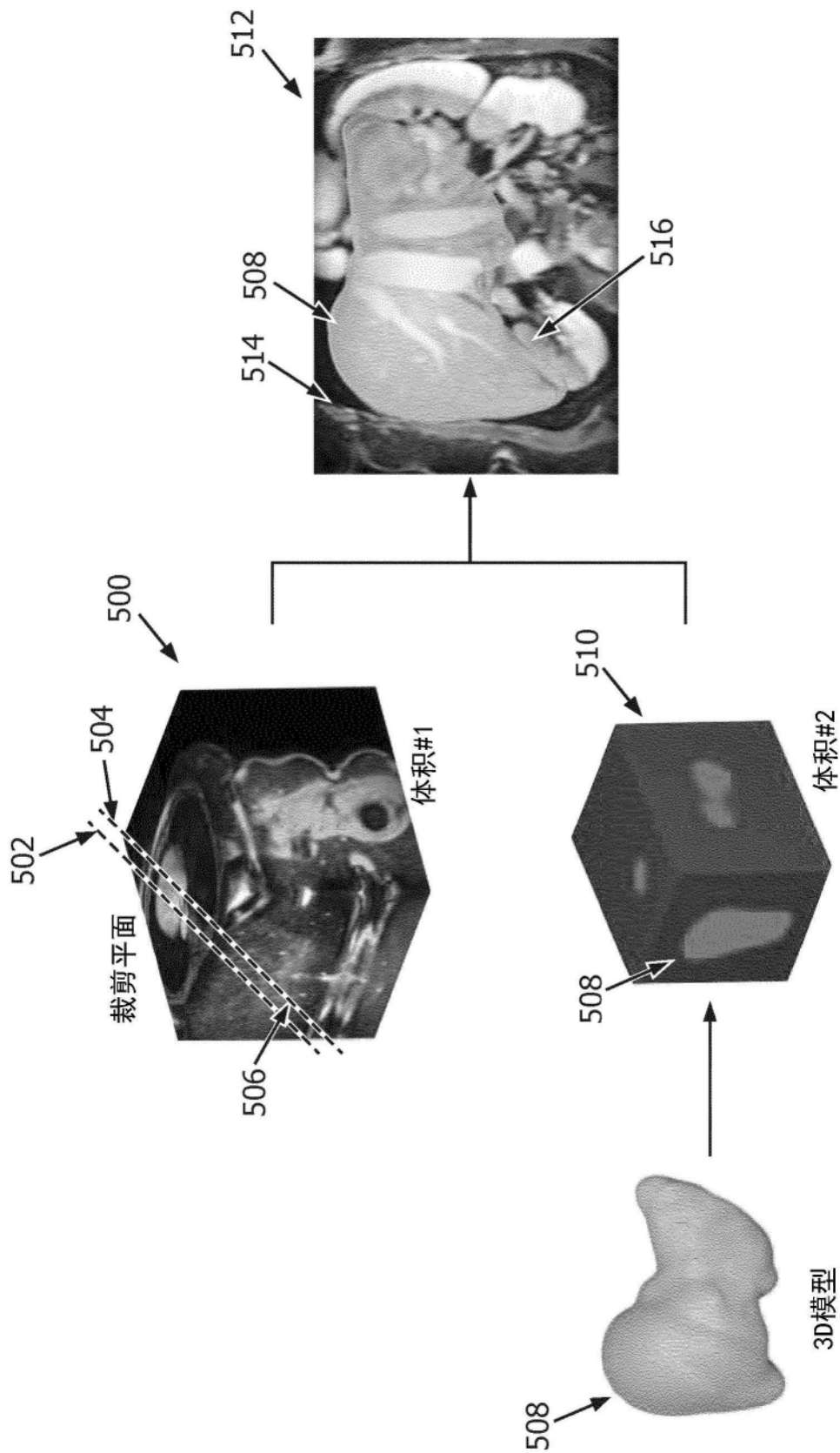


图5

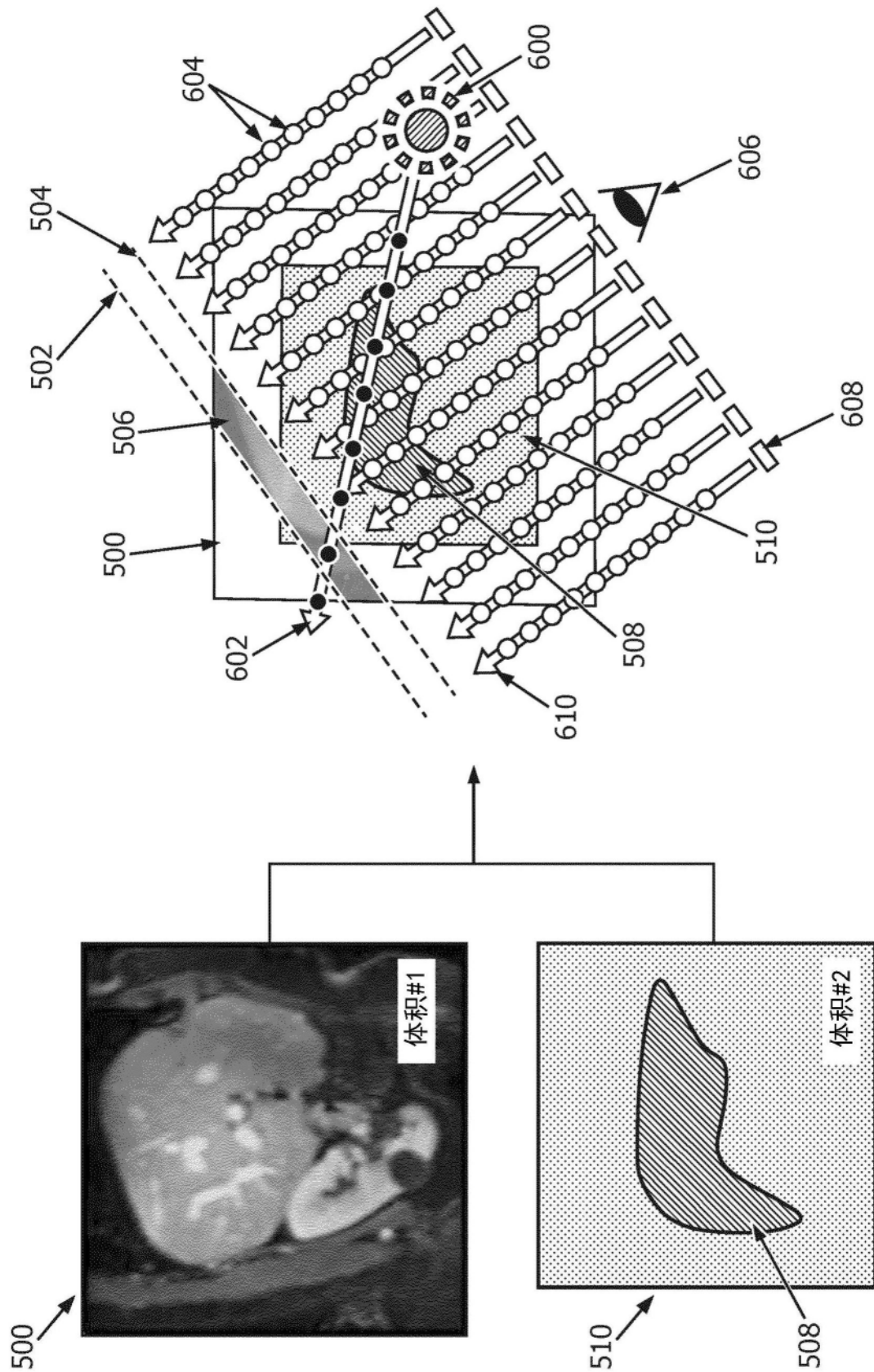


图6

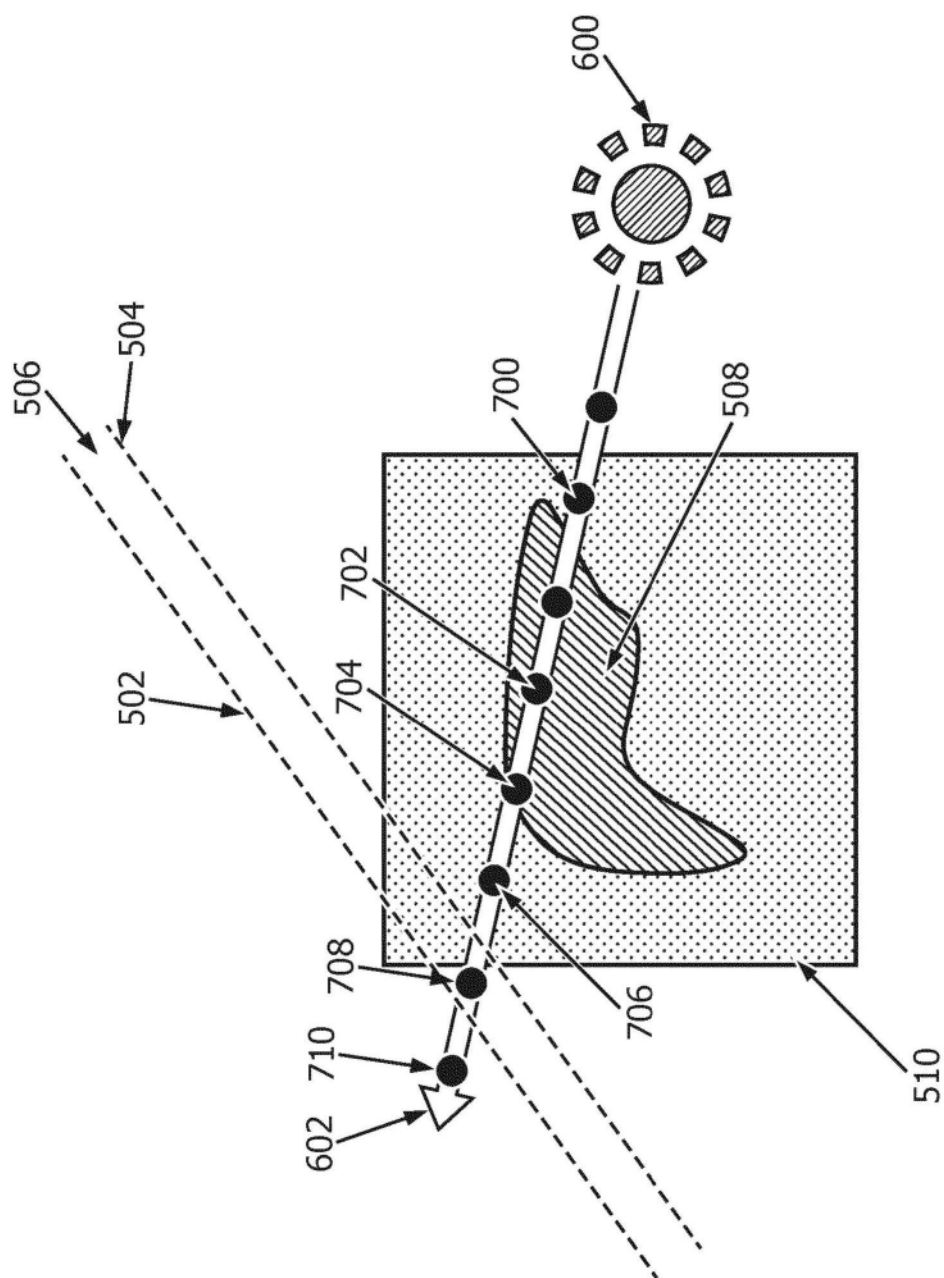


图7

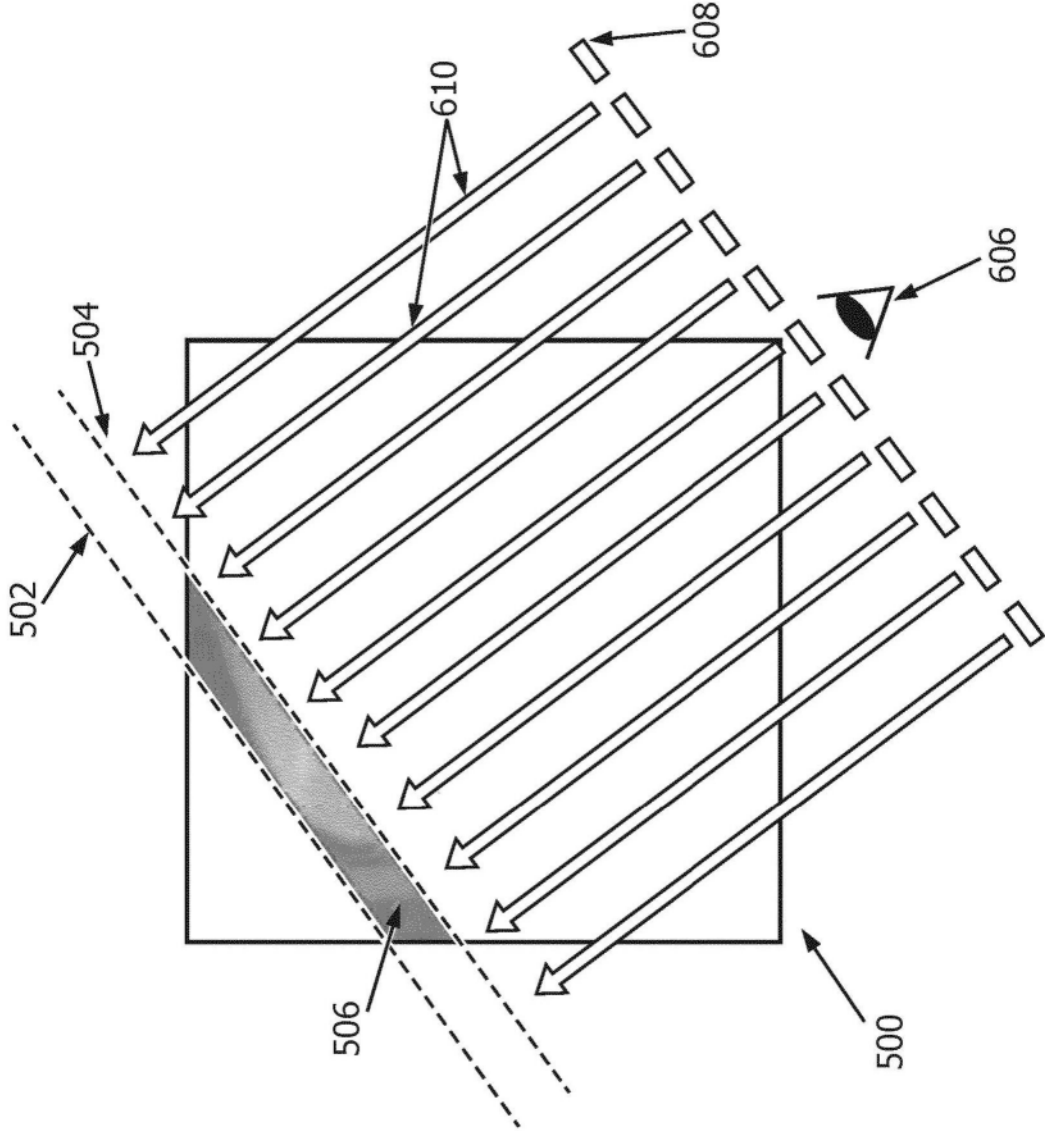


图8

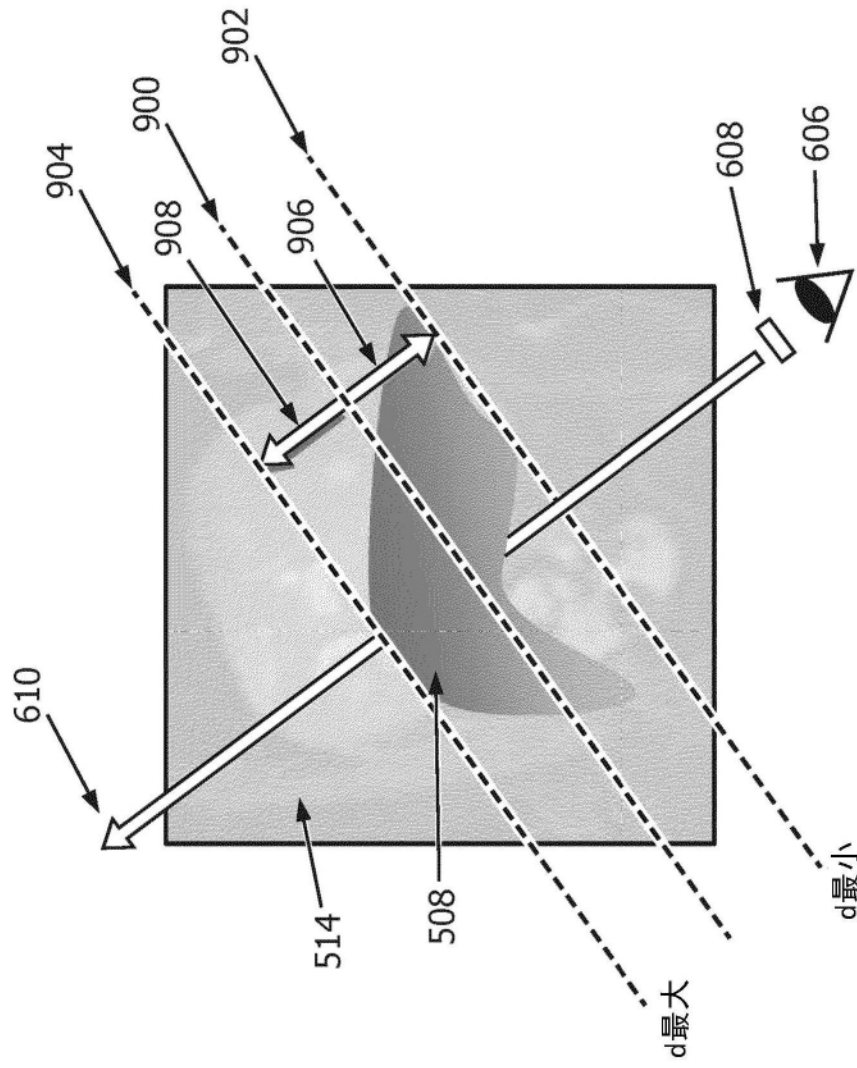


图9

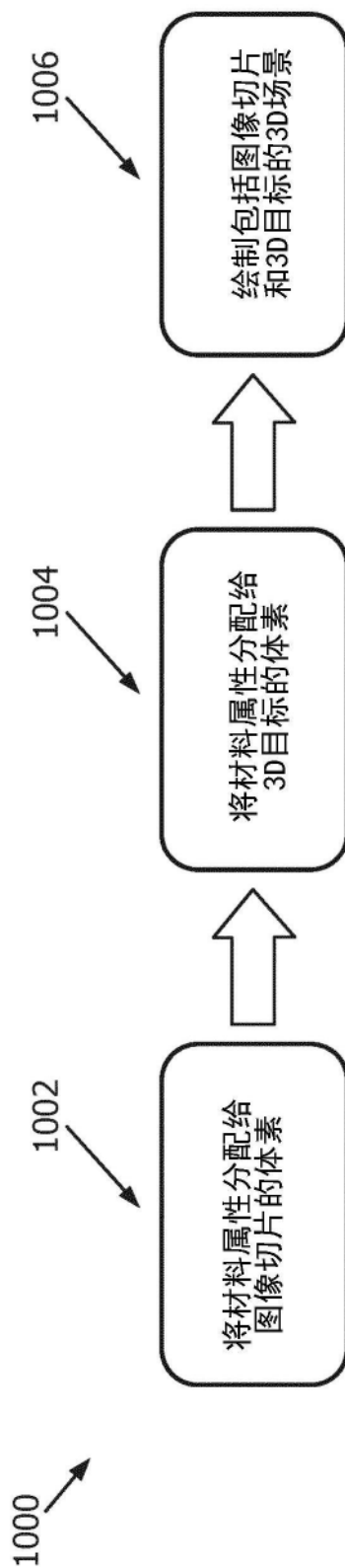


图10

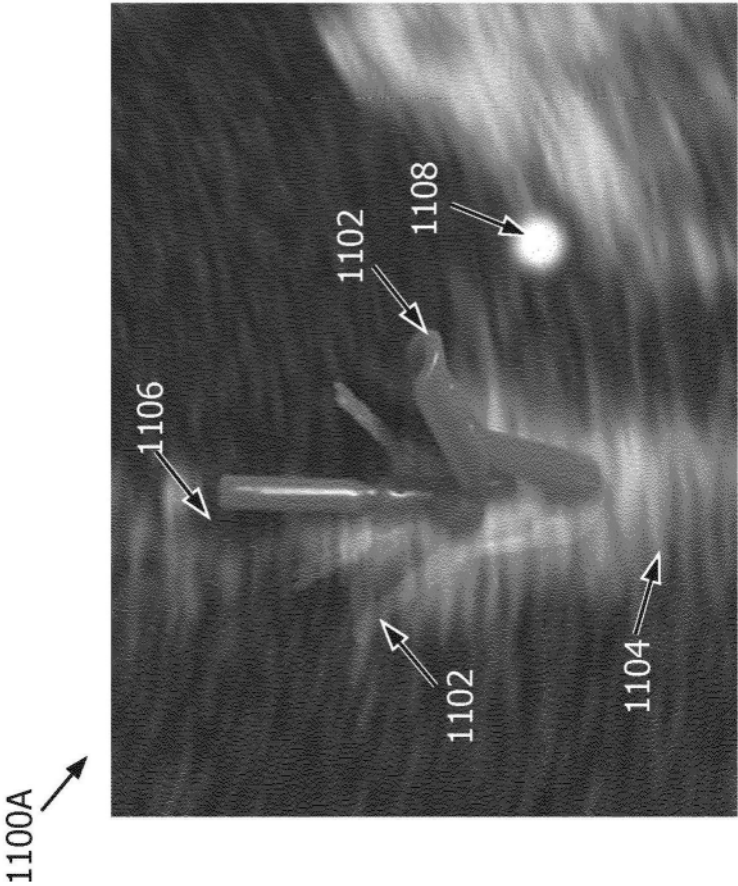


图11A

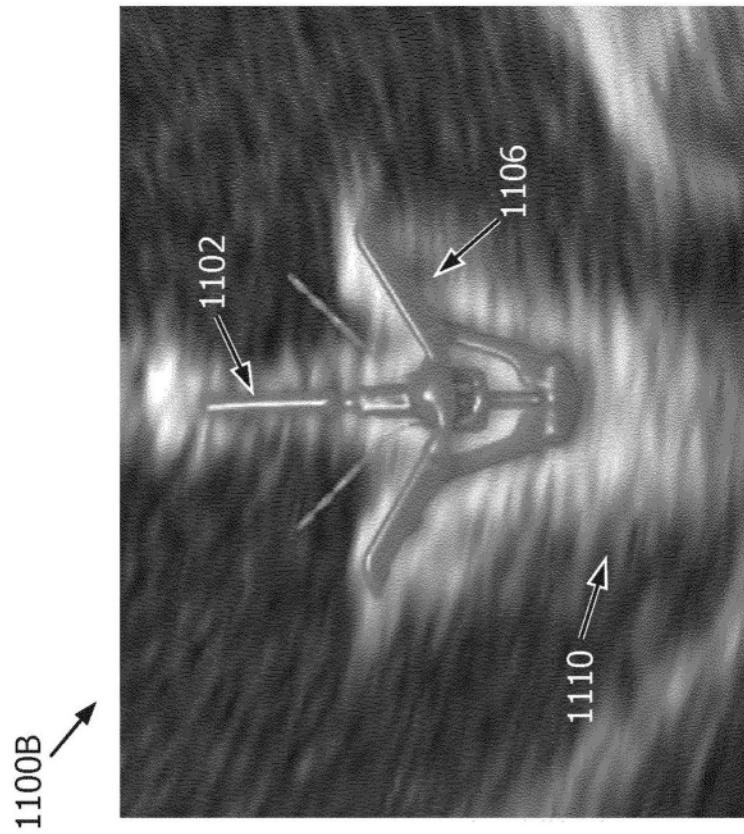


图11B



图12A

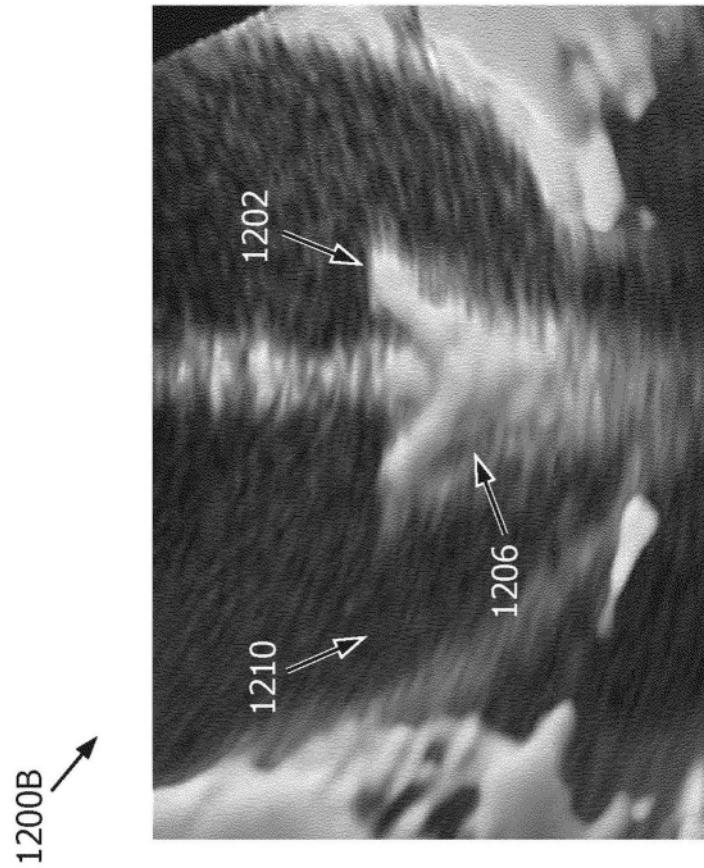


图12B

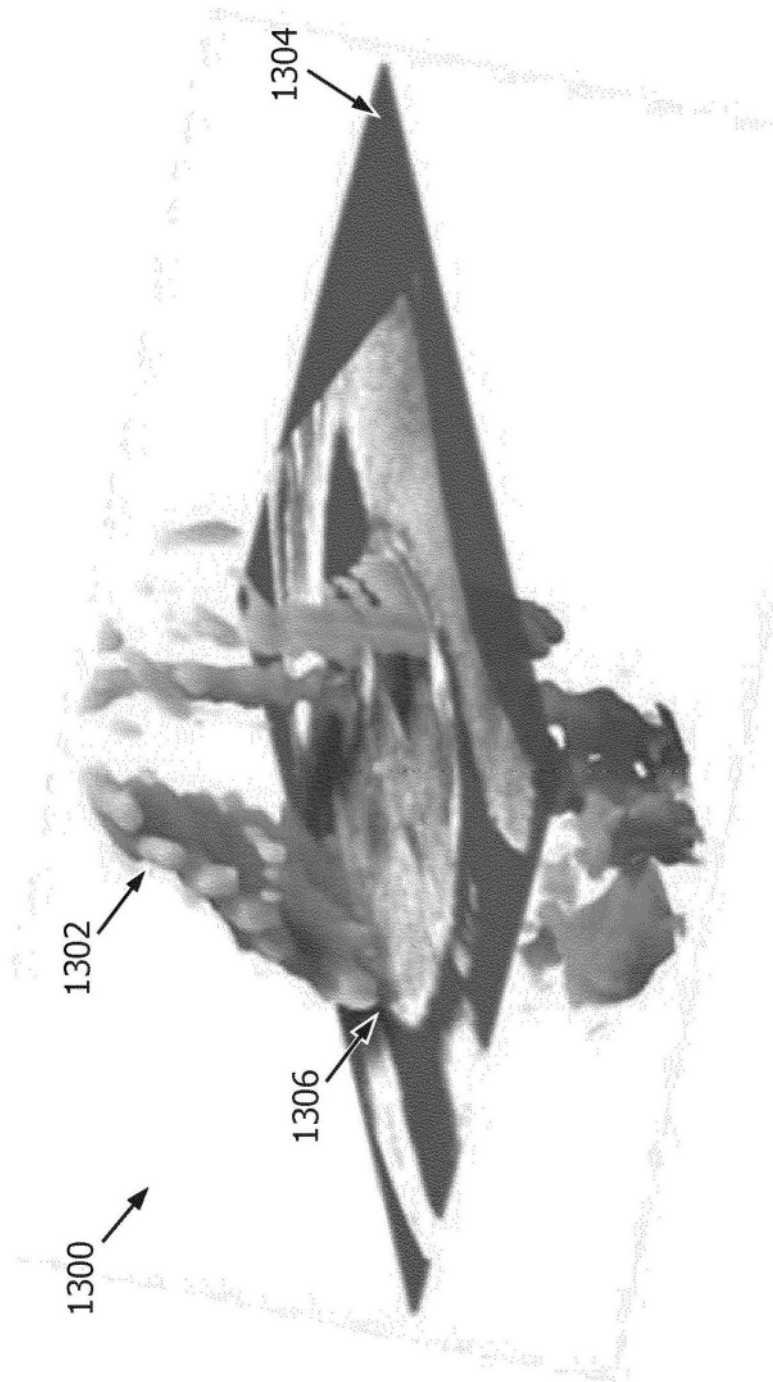


图13

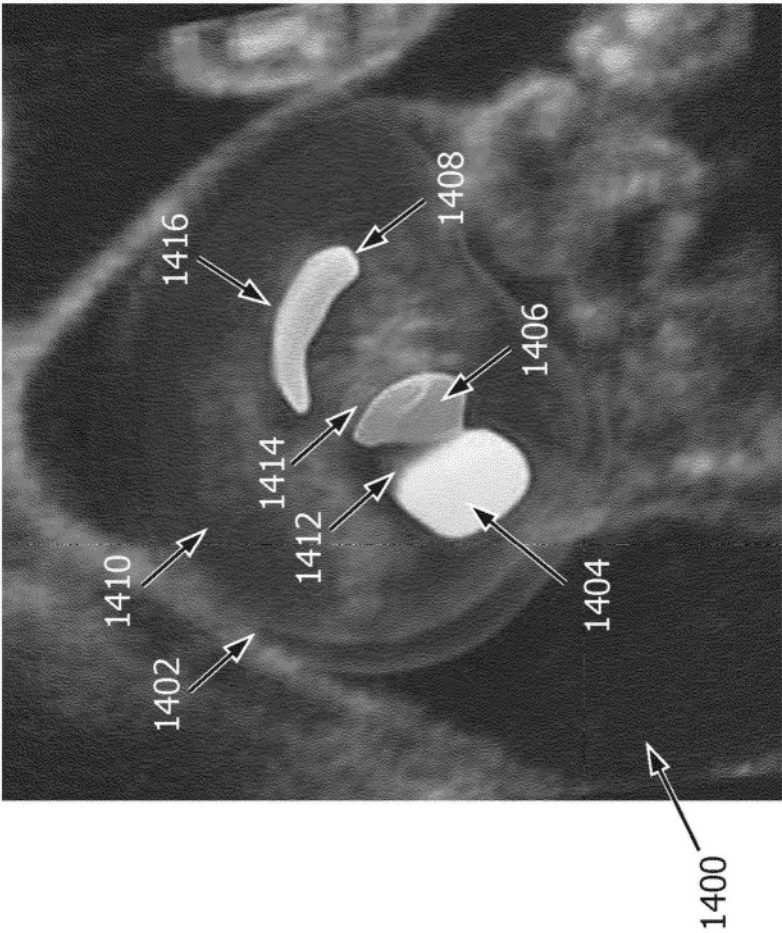


图14

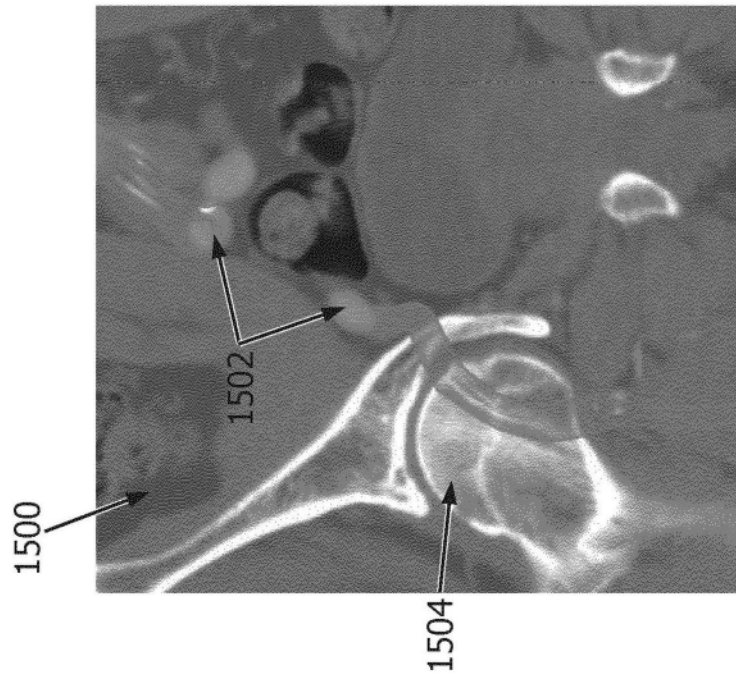


图15A

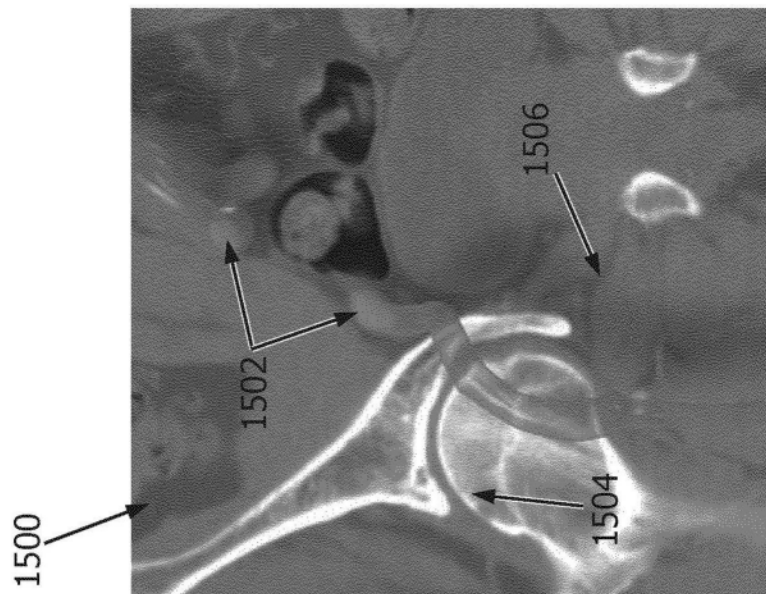


图15B



图16A

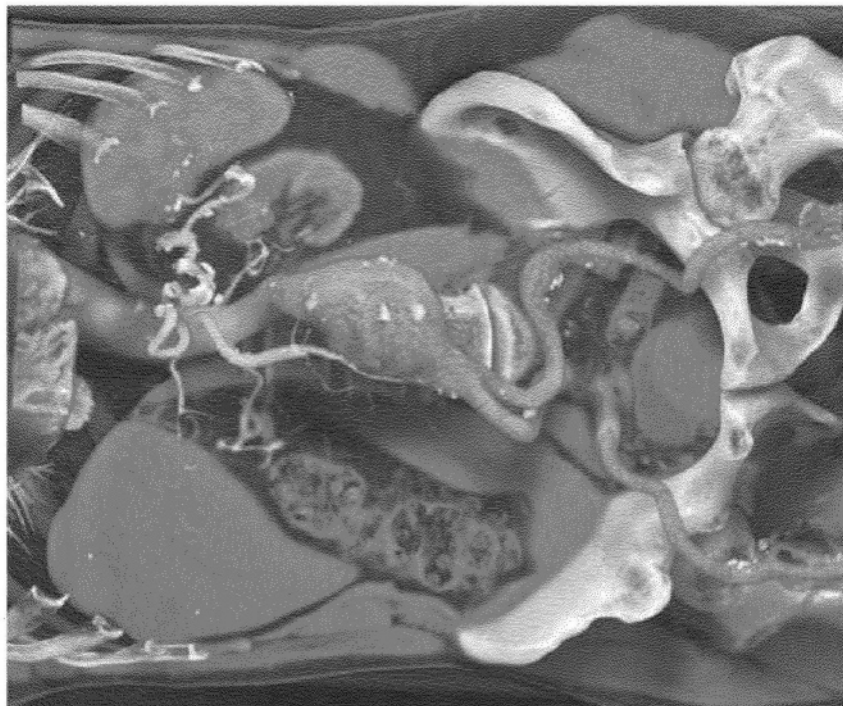


图16B