



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110574074 B

(45) 授权公告日 2024.01.09

(21) 申请号 201880028382.5

(72) 发明人 D·拉斯特 D·A·施特拉斯纳

(22) 申请日 2018.03.29

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110574074 A

专利代理人 孟杰雄

(43) 申请公布日 2019.12.13

(51) Int.CI.

G06T 15/08 (2011.01)

(30) 优先权数据

G06T 15/50 (2011.01)

62/478,058 2017.03.29 US

G06T 19/00 (2011.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.29

(56) 对比文件

WO 2015124388 A1, 2015.08.27

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2016292913 A1, 2016.10.06

PCT/EP2018/058155 2018.03.29

CN 106030657 A, 2016.10.12

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 104134210 A, 2014.11.05

W02018/178274 EN 2018.10.04

US 2015042657 A1, 2015.02.12

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

审查员 王雨晴

地址 荷兰艾恩德霍芬

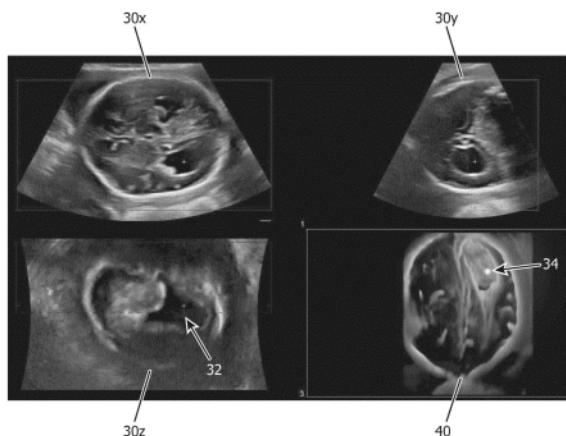
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

链接到MPR视图十字线的3D体积中的嵌入式
虚拟光源

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统具有用于采集对象的3D图像数据集的阵列探头。执行体积绘制以产生对象的体积图像，并且执行MPR重建以产生对象的三幅正交2D图像。三个2D图像平面的相交点在每幅2D图像中由十字线或其他图形在位置上标记。体积图像中的对应的位置被标记有虚拟光源，所述虚拟光源照明3D体积的内部，并在位置上链接到MPR图像中的位置标记。



1. 一种用于三维(3D)成像的超声诊断成像系统,包括:

超声探头,其包括适于在三个维度上扫描对象的阵列换能器;

3D图像数据存储器,其耦合到所述超声探头,并且适于存储所述对象的3D图像数据集;

体积绘制器,其耦合到所述图像数据存储器,并且适于绘制所述对象的体积图像;

2D图像重建电路,其耦合到所述图像数据存储器,并且适于产生所述对象的多幅2D图像,其中,所述2D图像重建电路还包括多平面图像重建电路,所述多平面图像重建电路适于根据所述体积图像产生所述对象的相交平面的三幅2D图像,其中,所述三幅2D图像还包括针对所述三幅2D图像的所述相交平面的相交点的图形标记;

图形生成器,其适于产生包括所述图形标记的图像图形;以及

显示器,其适于同时显示具有图像图形的所述对象的所述体积图像和所述三幅2D图像中的一幅或多幅2D图像,

其中,所述体积图像包括由所述图形生成器产生的虚拟光源图形,所述虚拟光源图形在位置上链接到针对所述三幅2D图像的所述相交平面的所述相交点,

其中,所述超声诊断成像系统还包括用户界面,所述用户界面用于使所述图形标记和所述虚拟光源图形能够被重新定位,并且其中,所述图形标记和所述虚拟光源图形在空间上链接,使得响应于所述图形标记的重新定位而在所述体积图像中自动重新定位所述虚拟光源图形,反之亦然。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述体积图像还被显示有来自所述虚拟光源的照明效果。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述照明效果由是所述体积绘制器产生的。

4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述照明效果适于产生更接近于所述虚拟光源的结构的最大照明和更远离所述虚拟光源的结构的最小照明。

5. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述最大照明和所述最小照明是关于到所述虚拟光源的距离的平方反比律的函数。

6. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述照明效果被产生为亮度、色调或强度的差异。

7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述体积图像的所述虚拟光源的位置适于随着所述图像平面的所述相交点的改变而改变。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,被显示有所述虚拟光源的所述体积图像和所述一幅或多幅2D图像适于同时被显示。

9. 一种用于显示对象的三维超声图像数据的方法,包括:

显示所述超声图像数据的体积绘制;

同时显示所述超声图像数据的平面的多幅2D图像;

在所述多幅2D图像中的每幅2D图像中显示所述多幅2D图像的三个相交平面的相交点的图形标记;

在所述体积绘制中定位虚拟光源图形,

其中,所述虚拟光源图形在所述体积绘制中的位置链接到所述多幅2D图像的所述相交点的所述图形标记,并且

其中,所述方法还包括:

从用户界面接收用户指令以重新定位所述图形标记和所述虚拟光源图形,并且在空间上链接所述图形标记和所述虚拟光源图形,从而响应于所述图形标记的重新定位而在所述体积图像中自动重新定位所述虚拟光源图形,反之亦然。

10.根据权利要求9所述的方法,还包括:

显示具有由所述虚拟光源产生的照明效果的所述体积绘制。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,同时显示还包括同时显示相互正交的图像平面的三幅2D图像;并且

其中,显示具有所述照明效果的所述体积绘制还包括显示根据到所述虚拟光源的距离的平方反比而下降的照明效果。

链接到MPR视图十字线的3D体积中的嵌入式虚拟光源

技术领域

[0001] 本发明涉及三维超声成像，并且尤其涉及将MPR视图十字线链接到对应的三维超声图像中的嵌入式虚拟光源位置标记。

背景技术

[0002] 四十多年来，诊断超声成像已经由二维(2D)成像主导。从B臂系统开始，然后是机械振荡的换能器，并且最后是电子操纵的波束阵列探头，超声成像已从静态2D成像演变为高质量的实时成像。因此，超声检查医师变为习惯于利用2D图像导航通过身体并识别2D图像中用于诊断的病理学。大约十五年前，超声技术在实时相控三维(3D)成像进展方面向前迈进了一步。尽管解剖结构的3D图像提供比2D图像多的诊断信息，但许多超声检查医师还是不熟悉它们，因为所述超声检查医师习惯于查看2D解剖结构视图。尽管继续采用3D超声技术，但是对于许多超声检查医师和医生来说，超声体积图像的3D导航仍然是困难的，即使3D功能已经投放市场很多年了。为了帮助临床医师进行3D体积导航，开发了一种查看格式，其以3D和更熟悉的2D图像两者呈现3D图像数据。除了显示3D体积图像外，超声系统还将在3D体积中显示相交(通常是正交)平面的三幅2D图像。因此，如果临床医师在看起来不熟悉的3D体积图像中发现了解剖结构，则他或她可以定位2D图像平面中的一个或多个以与感兴趣的解剖结构相交并在更熟悉的2D视图中对其进行可视化。由于三个2D平面全部将在图像体积中的一个点处相交，因此临床医师可以将该交点定位在3D体积中的目标上，从而在三个不同的切割平面视图中可视化目标解剖结构。然而，尽管广泛使用这种组合的2D-3D可视化技术，但是3D图像导航对于许多临床医师而言仍然具有挑战性。特别地，一个问题是将在2D图像之一中标识的点引用到3D体积表示中的位置。因此，期望提供进一步帮助临床医师导航3D体积图像的成像工具。

发明内容

[0003] 根据本发明的原理，描述了一种超声诊断成像系统和显示技术，其中，图像显示器包括3D体积图像和图像体积的一个或多个相交的2D平面图像视图。位置标记或十字线存在于对应于空间中的相同点的每幅2D图像中，并且也存在于体积图像中的空间中的相同点处。然而，体积图像中的位置标记不是十字线，而是在空间上链接到2D图像的位置标记或十字线的虚拟光源。位置标记或十字线以及虚拟光源可以重新定位，并在空间上进行链接，使得在2D图像中重新定位位置标记或十字线将导致体积图像中虚拟光源的对应的重新定位，和/或反之亦然。

附图说明

[0004] 在附图中：

[0005] 图1以框图形式示出了根据本发明原理构造的超声系统。

[0006] 图2是由图1的体积绘制器执行的过程的图示。

[0007] 图3图示了三幅2D平面图像和对应的3D体积图像,其中,在平面图像中的十字线在位置上链接到3D体积图像中的虚拟光源位置标记。

[0008] 图4a和图4b图示了由于3D体积图像中的虚拟光源的位置改变而引起的解剖照明的改变的效果。

具体实施方式

[0009] 首先参考图1,以框图形式示出了根据本发明原理构造的超声系统。在该实施方式中,超声探头包括二维阵列换能器500和微波束形成器502。微波束形成器包含控制应用到阵列换能器500的元件组(“片块”)上的信号并对由每个组的元件接收的回波信号进行一些处理以产生部分波束形成信号的电路。探头中的微波束形成有利地减少了探头和超声系统之间的线缆503中的导体数量,并且在美国专利US 5997479 (Savord等人) 和美国专利US 6436048 (Pesque) 中被描述。

[0010] 探头耦合到超声系统的扫描器子系统310。扫描器包括波束形成器控制器312,其响应于用户控件60并且向微波束形成器502提供控制信号,从而指示探头关于发射波束的定时、频率、方向和聚焦。波束形成器控制器还通过其到模数(A/D)转换器316和波束形成器116的耦合来控制接收到的回波信号的波束形成。由探头接收的回波信号由扫描器中的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路314放大,然后由A/D转换器316数字化。然后,数字化的回波信号由波束形成器116形成为完全相干的波束。回波信号由信号处理器318处理,所述信号处理器执行数字滤波、B模式检测和多普勒处理,并且还可以执行其他信号处理功能,例如谐波分离、通过频率或空间复合的散斑降低和其他期望的图像处理。

[0011] 由扫描器子系统310产生的回波信号被耦合到数字显示子系统320,数字显示子系统320处理回波信号以以期望的图像格式进行显示。回波信号由图像线处理器322进行处理,图像线处理器322对回波信号进行采样,将波束的段拼接成完整的线信号,并对线信号进行平均,以用于信噪比改进或流动持续。通过执行R-θ到笛卡尔坐标转换的扫描转换器324将图像线扫描转换成期望的图像格式,如现有技术中已知的。扫描转换器还通过插值来填充接收到的回波信号与波束之间的图像区。来自每个波束的个体图像像素值存储在3D存储器326中,3D存储器326可根据其在被扫描的3D体积中的x、y和z坐标位置进行寻址。由存储在3D存储器中的3D图像数据产生的最终图像被覆盖有要与图像一起显示的图形。这些图形由图形生成器332生成,图形生成器332响应于用户控制,以输入和显示患者识别信息或例如光标的移动或十字线图形形式的位置标记,如下所述。

[0012] 对于实时体积成像,显示子系统320还包括体积绘制器328,体积绘制器328从3D存储器接收3D数据集或一组空间上分离的2D图像并且将它们绘制为实时三维图像。来自3D图像数据集的体积绘制是公知的,并且作用于将扫描的3D物体的特定视图转换成适合于在诸如计算机监测器的二维查看介质上显示的2D图像视图。在图2中图示了体积绘制过程。快200表示存储在3D存储器326中并且可在x、y和z坐标中寻址的图像数据,此处在空间上被布置为扫描图像平面的图像数据的快。在该示例中,图像数据是通过利用阵列换能器500扫描连续的平面而采集的:图像平面202、图像平面204等。x、y图像数据的图像平面在附图中在z维度上堆叠示出,从而为数据提供z坐标。通过射线投射执行体积绘制,由观察者D在体积的特定查看方向上投影通过体积200的许多平行的虚拟线70。沿着虚拟线70遇到的像素根据

期望的绘制算法进行累积(例如,表面绘制、最大值绘制、平均值绘制)以产生投影平面72中绘制的2D图像的一个像素值。在图2的示例中,虚拟投影线70在其穿过块200的解剖图像数据集时与组织像素t和血液像素b相交。线70被视为与平面202上的组织像素202t相交,然后与平面204上的组织像素204t相交。线70然后分别在平面210、212和214上与血管126v的三个血液像素210b、212b和214b相交。然后,投影线与平面206和208上的组织像素206t和208t相交。相交的像素值根据选定的绘制算法进行处理。当对产生绘制的图像的期望的图像像素密度所需的足够的虚拟投影线重复该过程时,结果是从特定查看方向看到的体积的x和y中的2D图像。绘制算法通常可以描述为:

$$[0013] \quad P_{x,y}(\theta) = \sum_{i=1}^N f(P_1 \dots P_{i-1}) P_i$$

[0014] 其中, $P_{x,y}(\theta)$ 是当以相对于3D数据集的角度 θ 查看体积200时投影平面72中x、y坐标处的图像点,并且N是沿投影线遇到的数据值。函数 $f(P_1 \dots P_{i-1})$ 是期望的绘制函数,诸如不透明-透明函数,用于将组织视为不透明,将流体视为透明,或者反之亦然,如美国专利US 5720291(Schwartz)中所描述的。在下面描述的本发明的实施方式中,绘制函数包括照明因子,所述照明因子是从虚拟光源到沿着虚拟线70的点的距离的函数。可以通过根据以下表达式绘制3D数据集来产生最大强度投影:

$$[0015] \quad P_{x,y}(\theta) = \text{Max}_{i=1,N}[P_i]$$

[0016] 并且可以通过根据以下表达式绘制数据集来产生平均强度投影:

$$[0017] \quad P_{x,y}(\theta) = \left(\frac{1}{N}\right) \sum_{i=1}^N P_i$$

[0018] 可以根据给定的3D数据集形成多幅这样的投影图像,每幅投影图像在稍有不同的查看方向 θ 处,然后实时连续回放以在旋转时呈现3D体积的移动视图,一种称为动态视差的呈现技术。从以下可以找到关于体积绘制的另外的细节:Kaufman, A., *Introduction to Volume Visualization*, IEEE Computer Society Press, 1991。

[0019] 图1的超声系统包括对3D图像数据进行操作的另一处理器,MPR重建电路330。MPR(多平面重建)电路选择通过3D数据集的期望平面中的像素值,并且从被定位于平面中的像素产生2D图像。一旦用户选择了通过体积数据的平面,就可以在几何上计算与所述平面相交的数据的体积中每个点的x、y、z地址。原则上,平面可以以任何倾斜度通过体积数据集,但是对于本发明的实施方式,优选的一组MPR图像是一组三个正交平面,一个具有在具有恒定的x值的y、z中的数据点,另一个具有在具有恒定的y值的x、z中的数据点,而第三个具有在具有恒定的z值的x、y的数据点。也可以采用非正交的相交平面。三个这样的相交平面将在3D空间中的一个点处相交,所述点也存在于由体积绘制器328产生的3D体积图像中。显示处理器334以期望的显示格式布置图像,例如彼此相邻,如图3所示,并且叠加由图形生成器产生的任何显示图形,也由图3所图示。然后,在显示器150的屏幕上显示格式化的图像显示。

[0020] 用户界面60包括控件62-66,控件62-66用于控制由二维阵列探头扫描的体积区域的取向以及对MPR平面的操纵。用户可以选择要通过控件66控制的功能,例如要扫描的探头前面的区域的取向。然后,用户使用操纵杆或轨迹球62来定位扫描区域。一旦已经设置了扫描区域,用户就按下控件64以锁定设置。波束形成器控制器312、波束形成器116和微波束形成器502通过以下而响应于这些设置改变:通过利用二维阵列500的元件进行相控发射而在

期望的方向上发射波束,然后在相同方向上操纵接收到的波束以贯穿被扫描的体积区域采集一系列接收波束。这些接收波束被处理为3D空间中图像值的扫描线,然后通过体积绘制被绘制为扫描体积的3D图像。通过MPR重建,二维MPR图像由通过3D体积的一个或多个切割平面形成。显示屏幕示出扫描体积的绘制体积图像和一个或多个(优选三个)平面MPR图像。

[0021] 如上所述,本发明的优选实施方式显示三幅彼此相交的MPR图像和3D体积图像,所有具有相同体积区域。三幅MPR图像在公共点处相交,并且MPR图像的平面的位置可以由用户控件60调节,使得公共相交点在感兴趣区域中。为了帮助进行该调整,在每幅MPR图像中通过位置标记(例如,图3的MPR图像30x、30y和30z中所图示的“+”十字线32)来标记公共相交点。每幅图像上显示的+十字线由图形生成器332产生,图形生成器332耦合到控制面板60,通过所述控制面板操纵平面重新定位。因此,当使用正交平面时,临床医师可以在x平面、y平面和z平面中看到目标解剖结构,并且可以重新定位所述平面,直到每幅图像中的十字线+定位在目标解剖结构上。可以通过类似的十字线标记+在体积中标记相同的相交点位置,所述十字线标记+可以根据平面相交点的x、y、z坐标自动产生。

[0022] 然而,不熟悉3D成像和平面操纵的临床医师能够发现难以感知3D图像中的空间中的相交点,从而使得难以操纵图像。根据本发明,在体积图像中的平面相交点不是显示为十字线+,而是显示为虚拟光源球,示出为白光球并且由图3的体积图像40中的箭头34指示。例如,在美国专利US2016/0292913(Wahrenberg)中描述了用于虚拟结肠镜检查的超声图像中的虚拟光源的使用。图像40中的虚拟光源由图形生成器产生,作为覆盖体积图像的图标,在该示例中为白光球。也可以使用其他颜色。在体积图像40中还可以看到,虚拟光源正在照明其被定位于的腔的周围壁。该光照和阴影增强了3D图像,从而提供了视觉提示,其可以使临床医师能够更好地感知虚拟光源被定位于的解剖结构,并且从而帮助MPR平面位置调节。体积图像40通过表面绘制产生,所述表面绘制将流体绘制为透明的并且将组织表面绘制为固体表面。在图4中,虚拟光源34被定位于对象的流体填充腔中,并且正照明腔的壁。腔表面的这种照明效果是在体积绘制过程期间通过将照明因子与每个像素(其表示由光源照明的腔壁的一部分)组合而产生的。为了提供逼真的照明效果,用于壁像素的照明因子应随该像素与虚拟光源的距离而降低。实际上,由光源产生的光的强度根据应用于距离的平方反比律而下降。因此,本发明的实施方式可以通过确定由沿着投影线70的表面绘制计算产生的像素何时是虚拟光源被定位于的腔的表面像素来进行操作。如果沿着表面像素和虚拟光源的位置之间的线没有组织像素,则像素是腔的被照明的表面像素。例如,如果在表面像素和虚拟光源位置之间的所有像素是血液像素,则表面像素是虚拟光源被定位于的腔的被照明的壁像素。一旦该分析已经发现该像素是腔的被照明的壁像素,则其颜色或显示亮度或强度被调节以反映光源的照明。通过对腔壁像素位置和虚拟光源位置之间的距离应用平方反比律来计算可以使用的一种合适的照明因子,所述距离沿先前用于确定像素是否为被照明的腔壁像素(仅介入流体)的虚拟线。例如,与光源相距5mm的点的腔壁像素将使其亮度通过一个照明因子增加,而与光源相距3mm的另一壁像素将使其亮度通过更大的照明因子增加。从虚拟光源遮挡的壁像素根本不会使其亮度增加。因此,腔壁的一部分距虚拟光源越近,其亮度越大。可以使用色调或强度产生相同的效果。

[0023] 可以通过参考图4更好地意识到这种照明效果,图4表示具有血管壁20的二维横截面的血管。在图4a中,虚拟光源10被定位于血管顶部附近并且靠近血管左壁。因此,光源与

其将照明如由表面14所指示的右侧血管壁相比将更亮地照明左侧的血管壁(由沿左侧壁的表面12指示)。还看出,光源10下方的左侧血管壁20存在弯曲。如由阴影区域16所指示的,该弯曲使血管壁在弯曲下方的部分从光源遮挡。因此,在该示例中有三种类型的壁表面照明:明亮照明的血管壁12,较不明亮照明的血管壁14和阴影的血管壁16,在没有光散射效应的情况下阴影的血管壁16完全不被光源照明。

[0024] 在图4b中,虚拟光源10定位在血管中下部并且更靠近于右侧血管壁20。由于光源和右侧血管壁之间的短距离,壁表面的区12将被最明亮地照明。左侧血管壁如14所指示也被光源照明,但是由于从光源到左侧壁的较大距离而较不明亮。利用图示的位置的光源,血管壁的任何部分都没有阴影,并且因此可以根据到光源的距离的平方反比律或通过一些其他(例如线性)下降的照明因子而将照明因子添加或应用于沿血管壁的每个像素的亮度、色调或强度。

[0025] 因此,本发明的实施方式使用虚拟光源作为体积图像中的位置标记,其中,光源标记一幅或多幅2D图像中的对应的位置,诸如通过成像体积的三个正交平面的MPR图像的交点。在MPR图像中也标记了相交点,如通过图3中32处所指示的十字线,或通过表示其他相交图像平面的位置的每幅2D图像上水平和垂直绘制的虚线。也可以采用其他标记。2D图像中的标记被操作性地链接到体积图像中的虚拟光源标记34;当2D图像平面之一被重新定位时,虚拟光源根据平面相交点的变化而自动地重新定位在体积图像中,和/或反之亦然。

[0026] 应当注意,执行3D成像的超声系统,诸如图1所示的超声系统,可以以硬件、软件或其组合来实施。超声系统的各种实施例和/或部件,例如其中的模块或部件和控制器,也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的一部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元和例如用于访问因特网的接口。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线,例如,以访问PACS系统。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如A线存储器24的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,所述存储设备可以是硬盘驱动器或可移除存储驱动器,诸如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似模块。

[0027] 如本文所使用的,术语“计算机”或“模块”或“处理器”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路和任何其他能够执行本文所描述的功能的电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的,并且因此不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0028] 计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可根据期望或需要存储数据或其他信息。存储元件可以采取处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0029] 包括上述剪切波测量和背景运动补偿子系统的超声系统的指令集可以包括各种命令,所述各种命令指示计算机或处理器作为处理机器以执行特定的操作,诸如本发明各个实施例的方法和过程。指令集可以采取软件程序的形式。所述软件可以采取诸如系统软件或应用软件的各种形式,并且可以被实现为有形且非瞬态的计算机可读介质。此外,软件可以采取单独程序或模块的集合、较大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。例如,可以通过计算方程的软件模块来执行由体积绘制器和MPR重建电路计算的方程。所述软

件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。由处理机器对输入数据的处理可以响应于操作者命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于由另一处理机器做出的请求。

[0030] 此外,以下权利要求书的限制不是以模块加功能的格式写的,并且不旨在基于35 U.S.C.112第六段进行解释,除非并且直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于……的模块”,后接没有另外结构的功能说明。

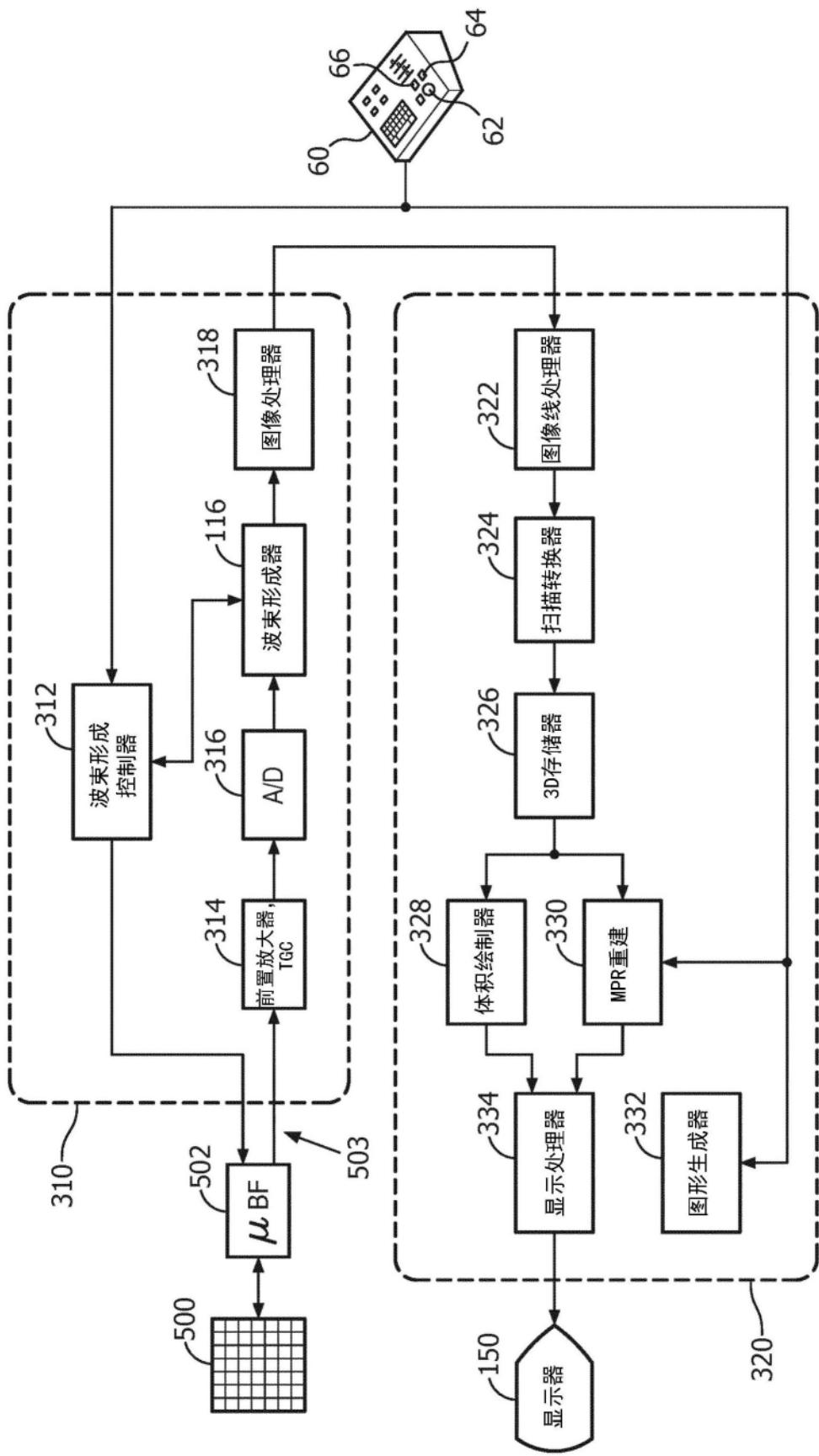


图1

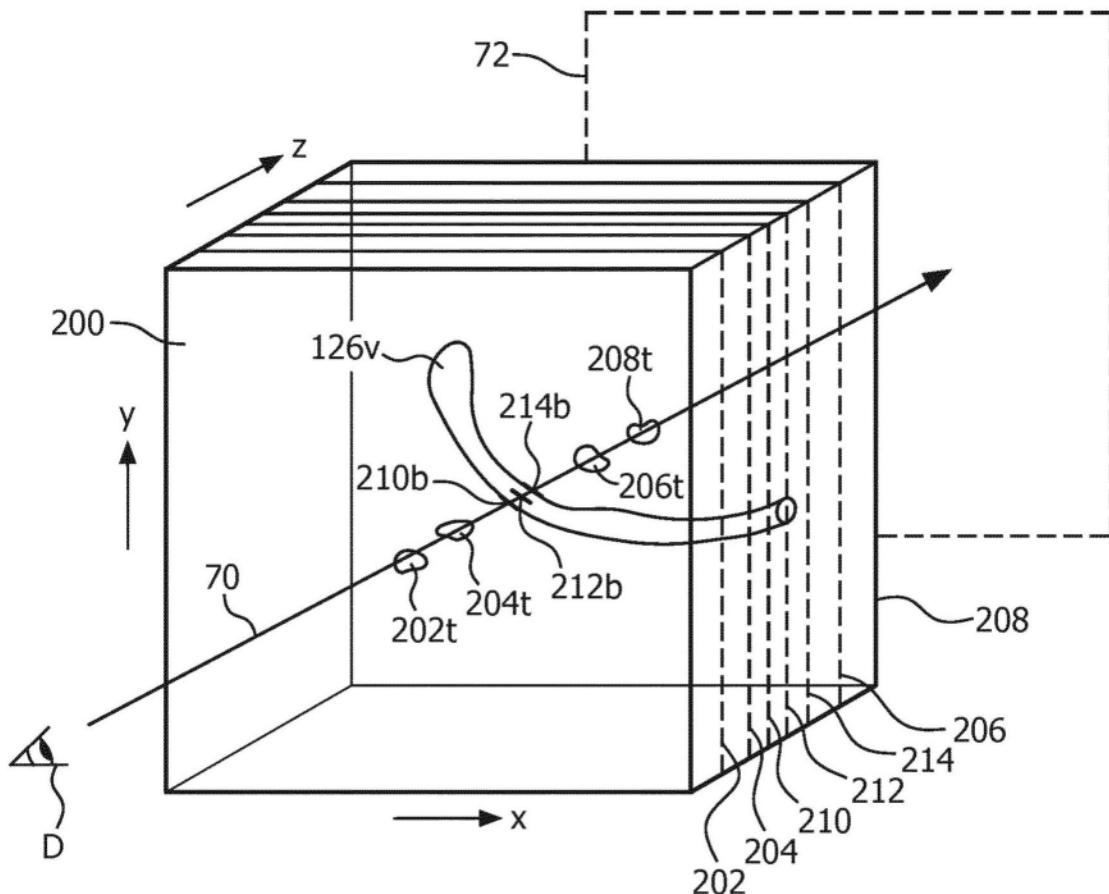


图2

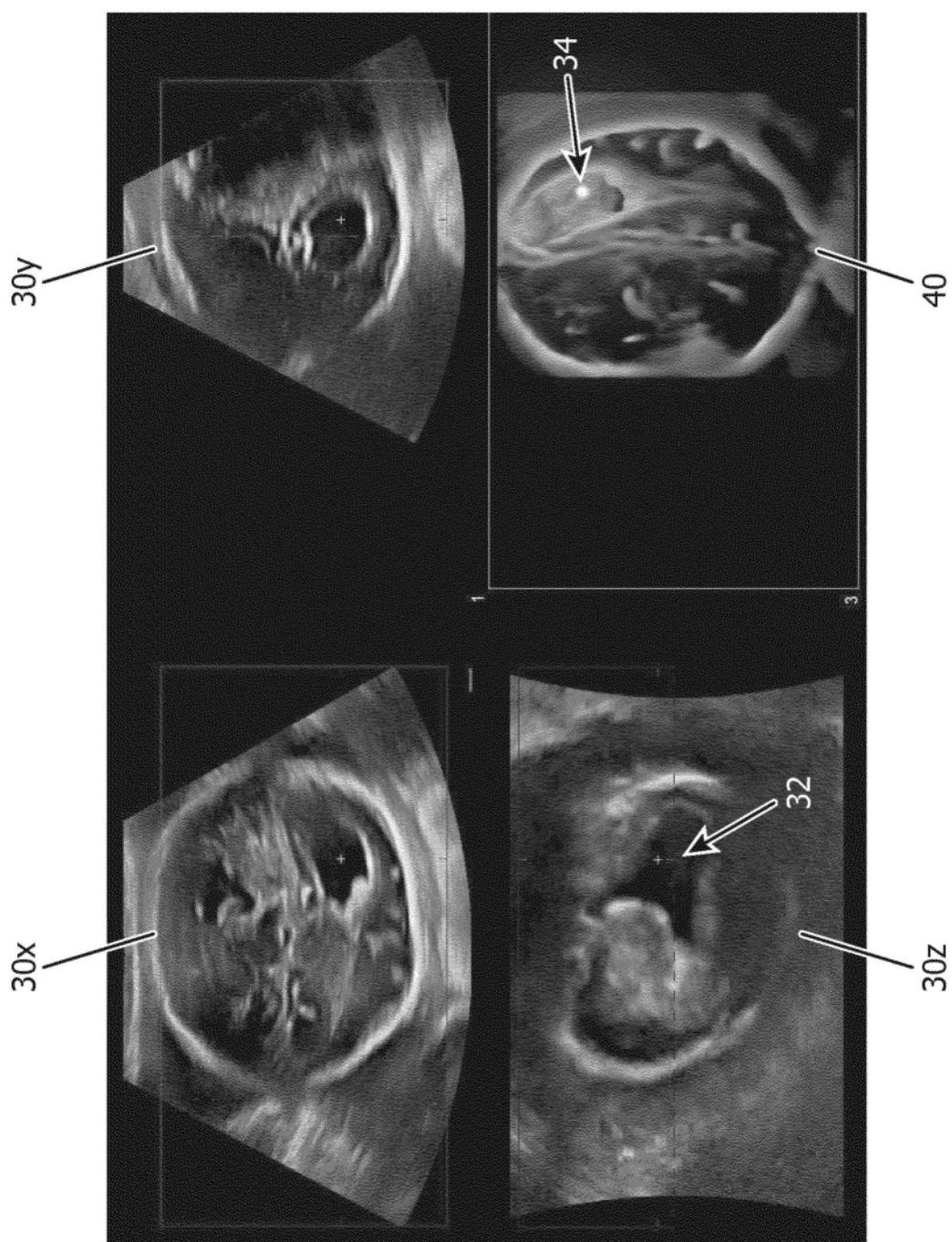


图3

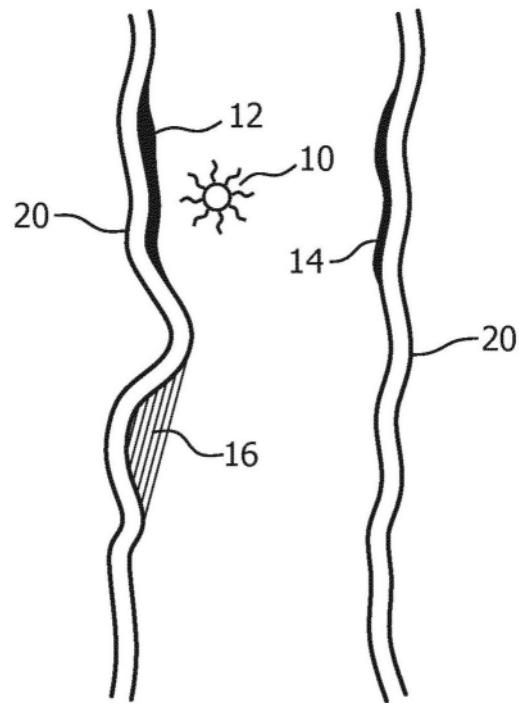


图4a

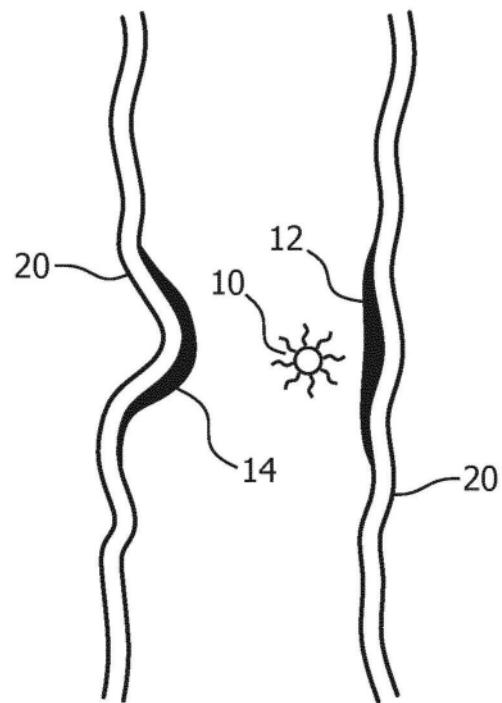


图4b