



(10)授权公告号 CN 106456112 B

(45)授权公告日 2020.08.11

(21)申请号 201580024234.2

(22)申请日 2015.05.09

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106456112 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据
61/990,740 2014.05.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.11.09

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/053409 2015.05.09

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/170304 EN 2015.11.12

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 D·N·朗德西尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)
G06T 19/20(2011.01)

(56)对比文件
US 6416476 B1,2002.07.09,
US 2012245465 A1,2012.09.27,
US 2011125016 A1,2011.05.26,
CN 101903909 A,2010.12.01,
US 6416476 B1,2002.07.09,

审查员 陈煜

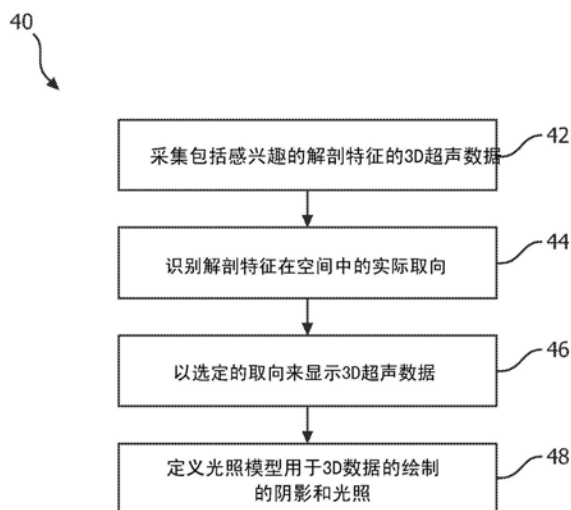
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

用于以期望的取向定位3D超声体积的成像
系统和方法

(57)摘要

提供用于以期望的视图取向来显示3D超声
图像体积的方法和系统。能够采集患者中的解剖
特征的3D超声图像。能够确定所述解剖特征在空
间中的实际取向。能够显示包括解剖特征的得到
所述3D超声图像,使得所述解剖特征以与所述实
际取向不同的选定取向被定位,并且与光照模型
相关,用于在所述解剖特征上生成光照和阴影。



1. 一种用于以期望的视图取向来显示3D超声图像的方法,所述方法包括:

利用被包括在超声系统中的换能器探头(12、54)采集(42)包括患者中的解剖特征的3D超声图像数据;

由所述超声系统确定所述解剖特征关于所述超声探头的实际取向,其中,所述超声系统包括多个存储的设置,每个存储的设置定义所述解剖特征的取向和用于生成所述解剖特征上的光照和阴影的光照模型;并且

显示(46)所述3D超声图像数据作为包括所述解剖特征的绘制,使得所述解剖特征被定位在与所述实际取向不同的选定取向中,并且与光照模型空间相关,使得显示所述解剖特征上的光照区域和阴影区域,所述取向和光照模型对应于从所述多个存储的设置中选择的存储的设置;

其中,所述方法包括在显示包括所述解剖特征的所述3D超声图像数据的多个实时绘制(64)的情况下由用户选择所述选择的存储的设置,每个实时绘制根据在所述超声系统上存储的所述设置中的每一个示出所述解剖特征的不同取向和不同的光照模型。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述方法还包括以对应于所述实际取向的取向来显示包括所述解剖特征的所述3D超声图像数据的绘制。

3. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用所述选择的存储的设置以针对不同患者进行随后的超声扫描。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定(44)所述实际取向包括:应用结构模型以定义所述解剖特征的表面取向,识别所述解剖特征中的解剖界标,或者其组合。

5. 根据权利要求1所述的方法,还包括在显示所述3D超声图像数据作为绘制之后由用户来调谐光照和阴影的相对强度。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述解剖特征包括胎儿的面部的至少部分。

7. 一种用于以期望的视图取向来显示3D超声图像体积的超声系统(10),所述系统包括:

换能器探头(12、54),其被配置为采集包括患者中的解剖特征的3D超声图像数据;

多个存储的设置,每个存储的设置定义所述解剖特征的取向和用于生成所述解剖特征上的光照和阴影的光照模型;

体积绘制和光照模型处理器;

显示器(36、62);

输入设备;

其中,所述体积绘制和光照模型处理器被配置为确定所述解剖特征相对于所述换能器探头的实际取向,并且生成包括所述解剖特征的所述3D超声图像数据的绘制,使得所述解剖特征被自动定位在与所述实际取向不同的选定取向中并且与光照模型空间相关,使得显示所述解剖特征上的光照区域和阴影区域,所述取向和光照模型对应于从所述多个存储的设置中选择的存储的设置;

其中,所述体积绘制和光照模型处理器还被配置为生成包括所述解剖特征的所述3D超声图像数据的多个实时绘制(64),每个实时绘制根据在所述超声系统上存储的所述设置中的每一个示出所述解剖特征的不同取向和不同的光照模型;

其中,所述显示器被配置为显示所述3D超声图像数据的所述多个实时绘制(64);

其中,所述输入设备被配置为在显示器上显示所述多个实时绘制(64)的情况下允许用户从所述多个存储的设置中选择所述选择的存储的设置。

8.根据权利要求7所述的超声系统,其中,所述超声系统还被配置为在所述显示器上以对应于所述实际取向的取向显示包括所述解剖特征的所述3D超声图像数据的绘制。

9.根据权利要求7所述的超声系统,其中,确定所述实际取向包括:应用结构模型以定义所述解剖特征的表面取向,识别所述解剖特征中的解剖界标,或者其组合。

10.根据权利要求7所述的超声系统,其中,所述解剖特征包括胎儿的面部的至少部分。

11.根据权利要求10所述的超声系统,其中,所述体积绘制和光照模型处理器还被配置为移除表示不是所述胎儿的所述面部的面部组织的组织的3D超声数据中的至少一些。

用于以期望的取向定位3D超声体积的成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体地,涉及用于以期望的视图取向来显示3D超声图像的成像系统和方法。

背景技术

[0002] 随着超声数据的高分辨率3D绘制的出现,诊断超声应用已经得到持续的改善,具有更好的3D成像以及识别在常规2D扫描流程中不易识别的组织特征的增强的能力。尽管如此,针对特定3D超声应用的简易度和效率仍需要改善。例如,在想要其孩子面部的3D绘制的母亲的例行产科超声检查上赋予逐渐增加的重要期望。试图生成该图像对于许多临床医师而言从商业角度看是必要的,如果该服务不可用,则其患者将去其他地方。遗憾的是,获得孩子的面部的良好质量的3D绘制会是令人受挫和耗时的经历,其也将剥夺在更具有临床价值的超声诊断扫描上所花费的时间。因此,需要尽可能快地达到期望的成像结果,并且节省时间用于针对各种潜在的异常进行胎儿的临床相关的筛查。更一般地,需要更好的方法来根据针对特定超声应用进行查看最优的设置以期望的视图取向来显示3D超声图像。本发明提供了这种方法以及其他。

发明内容

[0003] 根据本发明的原理,提供用于以期望的视图取向来显示3D超声图像的方法和系统。如在本文中所描述的,本发明能够包括:采集包括患者中的解剖特征的3D超声图像数据。另外,所述解剖特征的实际取向能够关于换能器探头或其他感兴趣点来确定。例如,能够使用3D超声系统来对胎儿进行成像并且能够确定胎儿面部的取向。本发明还包括将所述3D超声图像数据显示为所述解剖特征的绘制,使得所述解剖特征被定位在不同于所述实际取向的选定取向中。另外,被绘制的所述解剖特征能够与光照模型空间相关地被定位,使得将在所述解剖特征上的光照区域和阴影区域显示给用户,并且在一些实施例中,根据在超声系统上的存储的设置来定位。

附图说明

[0004] 在附图中:

[0005] 图1以框图形式图示了在本发明的实施例中使用三维超声成像来引导或监测消融。

[0006] 图2图示了根据本发明的用于以选定取向来显示3D超声数据的工作流程。

[0007] 图3描绘了用于识别胎儿中的解剖特征以确定胎儿在母亲子宫中的实际取向的范例超声流程。

[0008] 图4图示了能够被存储在超声系统上以供用户快速且可再现地查看的解剖特征的不同选定取向的显示。

具体实施方式

[0009] 参考图1,以框图的形式示出了根据本发明的原理构造的超声成像系统10。在图1的超声诊断成像系统中,超声探头12包括用于发射超声波并接收回波信息的换能器阵列14。例如,换能器阵列14能够包括换能器元件的二维阵列(如图所示),其能够在高度和方位维度两者上进行扫描,以用于2D和/或3D成像。换能器阵列14被耦合到探头12中的微射束形成器16,其控制由阵列中的换能器元件对信号的发射和接收。在该范例中,所述微射束形成器由探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关18,其在发射与接收之间进行切换并且保护主射束形成器22免受高能量发射信号影响。在一些实施例中,在所述系统中的T/R开关18和其他元件能够被包括在换能器探头中而不是在分立的超声系统基底中。在一些实施例中,探头12能够包含用于输出视频信号所需的所有部件,所述视频信号能够由外部显示器简单地显示。例如,系统可能不包括主射束形成器22,而是可以在探头12中完成射束形成,并且所述探头还能够包括信号处理器26、B模式处理器28、以及用于处理超声信号的其他电子器件。

[0010] 如图所示,在微射束形成器16的控制下来自换能器阵列14的超声射束的发射由被耦合到T/R开关18和射束形成器22的发射控制器20来引导,其接收来自用户接口或控制面板24的用户的操作的输入。由发射控制器20控制的功能之一是射束被转向的方向。射束可以被转向为从(正交于)换能器阵列直接向前,或者处于不同的角度转向以获得更宽的视场。在该实施例中,由微射束形成器16产生的部分射束形成的信号被耦合到主射束形成器22,其中,来自换能器元件的个体衬片的部分射束形成的信号被组合为完全射束形成的信号。被称为“衬片”或“子阵列”的相邻换能器元件的组由探头12中的微射束形成器(μ BF)集成操作。例如,在美国专利6,419,633(Robinson等人)和在美国专利6,368,281(Solomon等人)中描述了适当的二维阵列。例如,在美国专利5,997,479(Savord等人)和6,013,032(Savord)中描述了微射束形成器,在此通过引用将其全部并入本文。

[0011] 射束形成的信号被耦合到信号处理器26。信号处理器26能够以各种方式来处理所接收的回波信号,诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器26还可以执行额外的信号增强,诸如斑点减少、信号复合以及噪声消除。经处理的信号被耦合到B模式处理器28,其能够采用幅度检测以进行解剖特征的成像,诸如母亲中的孩子的面部。由B模式处理器产生的信号被耦合到3D图像数据处理器30,其被配置为生成3D图像数据集,所述3D图像数据集能够通过体积绘制和光模型处理器32来绘制和处理。如在本文中将进一步描述的,体积绘制和光模型处理器32能够绘制被成像解剖特征,使得所述解剖特征被定位在与所述特征关于超声探头12的实际取向不同的选定取向中。体积绘制和光模型处理器32还能够与光照模型空间相关地定位解剖特征的取向,使得根据在超声系统上存储的设置来显示所述解剖特征上的光照区域和阴影区域。这样,用户接口或控制面板24能够由用户操作以预定义在所述系统上所存储的设置,并且由此生成所述解剖结构的用户期望的视图,连同用于生成所述解剖特征(诸如孩子的面部)的绘制的最优光照布置。

[0012] 本发明的方法是使用在本文中所描述的超声系统来实现的。例如,所述超声系统能够操作用于执行如下步骤中的任意步骤:采集包括患者中的解剖特征的3D超声图像数据;确定所述解剖特征在空间中的实际取向;和/或将所述3D超声图像数据显示为包括所述解剖特征的绘制,使得所述解剖特征被定位在:(1)与所述实际取向不同的选定取向中,以

及(2)与光照模型空间相关,使得根据在超声系统上存储的设置来显示所述解剖特征上的光照区域和阴影区域。

[0013] 图2是示出了本发明的实施的工作流程40的流程图。该工作流程40以步骤42开始,其包括采集3D超声图像数据,所述3D超声图像数据包括感兴趣解剖特征的至少部分。例如,如在本文中进一步描述的,3D超声成像系统能够被用于收集母亲中的胎儿的图像。所述感兴趣解剖特征可能包括,但不限于:胎儿的鼻子、下巴、眼睛和/或颅骨。在一些实施例中,感兴趣解剖特征可能包括患者的器官(诸如心脏、肾脏或肝脏)的至少部分。

[0014] 在步骤44中,超声系统能够被用于处理所述3D超声数据,使得能够确定所述解剖特征(例如,孩子的面部)的实际取向,并且任选地,在屏幕上显示给用户。该步骤包括用于执行3D超声成像的已知技术,其中,探头发射并接收来自患者的回波数据,以在显示器上示出患者的解剖结构的2D或3D图像。在一些实施例中,能够使用结构建模和解剖界标识别来完成对解剖特征的取向的自动检测。在特定实施例中,本发明能够包括通过应用结构模型以定义解剖特征的表面取向和/或识别所述解剖特征中的解剖界标来识别实际取向。

[0015] 在一个方面中,用于确定解剖特征(例如,胎儿的面部)的实际取向的方法遵循Cuignet等人在2013IEEE Symposium on Biomedical Imaging,第768-771页上所描述的方法,在此通过引用将其全文并入本文。例如,确定实际取向的方法能够包括识别胎儿的解剖特征,其回波独立于探头位置:颅骨、正中矢状平面和眼睛的眼眶。能够使用形状模型和模板变形算法来检测和分割颅骨。因此,能够定义初始解剖参考系。然后,正中矢状平面和眼睛的眼眶两者的检测允许移除取向歧义并且最终细化该参考系。

[0016] 还可以检测其他特征,并且将其用于确定实际取向。例如,能够检测面部和其他界标。如在图3中所示,对应于矢状平面的超声图像平面50能够通过利用超声探头54对母亲52进行常规扫描来采集。能够使用例如基于学习的算法或其他模型来识别胎儿的前额56、鼻子58和下巴60。在一些实施例中,其他结构,诸如下丘脑、鼻骨末端、腭骨和/或颧骨能够被识别,并且被用于确定胎儿取向。在识别胎儿的各种解剖特征的相对位置后,能够确定胎儿的实际取向,并且在一些实施例中,被显示给用户。例如,相对于胎儿面部,本发明还包括自动雕刻掉表示不是面部组织的部分的组织的超声数据。这能够通过不同的技术来完成,诸如,通过应用能够被应用于对胎儿头部进行取向的相同结构模型。

[0017] 如在本文中所提供的,本发明部分地提供快速且容易的技术从而以期望的取向来显示解剖特征,而无需在扫描期间由超声医师耗时的交互。例如,替代以相对于探头的实际取向来显示解剖特征的图像,工作流程40的步骤46包括以不同于实际取向的选定取向来显示包括解剖特征的3D超声数据。例如,超声医师可以对胎儿进行成像,使得胎儿的面部被实际取向为直接看向换能器探头。然而,为了更好地查看胎儿面部的特征,超声医师可能希望图像以不同的选定取向来显示,其中,胎儿的面部处在相对于换能器探头的一角度处。然而,如在步骤48中所示的,光照模型能够被用于将阴影和/或光照方面添加到向超声医师显示的3D绘制的超声数据。在一些实施例中,所述光照模型能够包括相对于解剖特征(例如胎儿)的绘制的3D体积在3D空间中被定位的一个或多个光。在光照模型中的光能够由用户手动地定位,或者它们能够被包括在位置的标准集合中,其提供针对3D绘制的超声体积的特定取向的最佳光照和阴影。在特定实施例中,光照和阴影的相对强度能够在显示3D超声图像数据之后由用户调谐。此外,所述解剖特征的选定取向以及所述光照模型能够被存储在

系统上以供后续使用和参考。

[0018] 如在本文中所描述的,本发明包括将3D超声图像数据显示为包括感兴趣解剖特征的绘制。在特定实施例中,所述解剖特征例如由图1中的体积绘制和光照模型处理器以不同于实际取向的选定取向被定位。所述解剖特征还能够与光照模型空间相关地被定位,使得根据在超声系统上存储的设置来显示解剖特征上的光照区域和阴影区域。在一些实施例中,能够通过用户从多个显示的取向视图中选择选定的取向来生成针对定位和光照模型细节的存储的设置。另外,所存储的设置能够被配置为用于多个顺序超声扫描。例如,同一选定的取向能够被用于顺序患者扫描,使得每个孩子面部超声图像针对不同患者具有相同的取向和相同的光照模型。这一方面能够提高例如扫描流程的吞吐量,使得超声医师不必花费时间对绘制和光照进行取向。替代地,本发明的系统具有存储的设置,其能够由用户选择,其自动地开始这些步骤。

[0019] 图4图示了本发明的实施例,其中,超声系统包括三个存储的设置,其示出了在3D中绘制的孩子的面部的选定的取向,并且具有不同的光照模型以突出显示孩子的面部的特定特征。例如,显示器62包括三幅缩略图像64,其示出了对孩子的面部的所采集的3D超声图像数据的实时绘制。孩子的面部的选定取向66中的每个能够被显示给用户,并且用户能够在这三个中间选择期望的取向。在选择之后,例如,使用触摸屏输入、鼠标或其他输入设备,选定的感兴趣取向能够以较完整视图68显示给用户。孩子的面部的图像能够被简单地存储和打印或者电子地提供给母亲。在所述系统上所存储的设置可以由成像系统上的默认值来提供。备选地,超声医师或其他医师能够手动地定义选定的取向并将那些设置存储在系统上以供后续使用,例如,如在图4中所示。应当注意,本发明还能够被应用于查看胎儿中的其他组织结构,诸如手或脚。在另一范例中,可以类似于在本文中所描述的胎儿,对心脏进行成像。心脏模型可以被用于识别心脏的取向,并且选定的取向可以被用于以与在采集的3D超声数据中所示的实际取向不同的取向示出心脏。所选择的取向可以被设计为使得心脏的特定腔室总是以特定的取向来显示,并且另外地,具有光照和阴影以更好地查看心脏的特定组织区域,以获得更好的诊断能力。

[0020] 应当理解,在本文中所描述的范例和实施例是出于例示性的目的,并且本领域技术人员可以想到对其光照的各种修改或改变,并且所述范例和实施例被包括在本申请的主旨和条款以及随附的权利要求的范围内。此外,在本文中所描述的实施例的不同组合是可能的,并且这样的组合被认为是本文的一部分。另外,与本文中的任意一个实施例结合描述的所有特征能够被容易地适于在本文中的其他实施例中使用。不同的实施例中针对相似的特征使用不同的术语或参考标记不一定暗指不同,除非其明确阐述。相应地,本发明意图仅通过参考随附的权利要求来描述,而限于在本文中所公开的优选实施例。

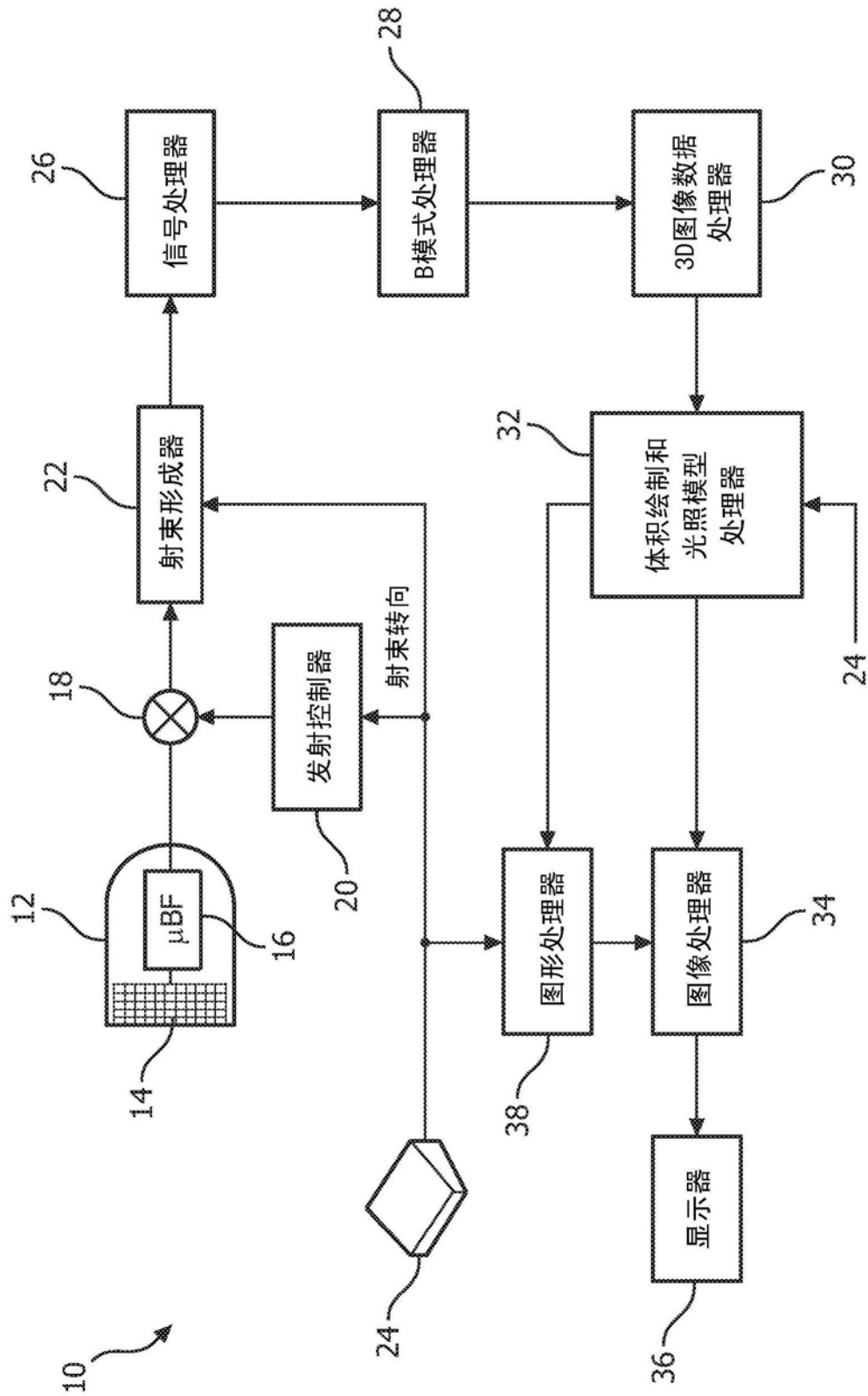


图1

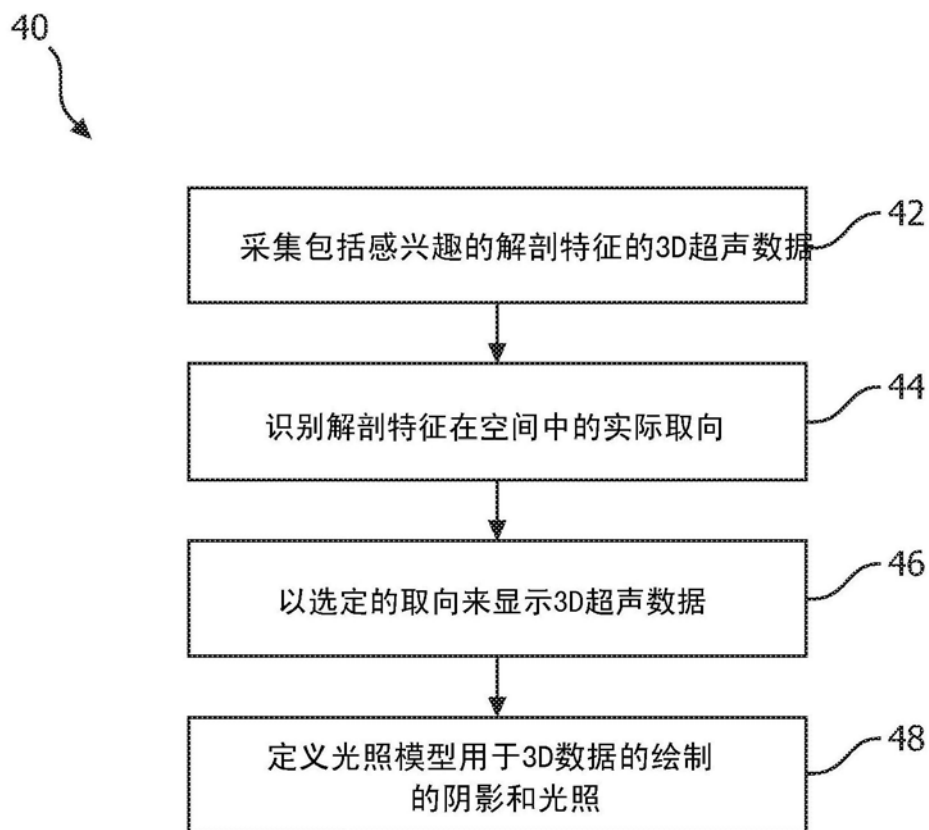


图2

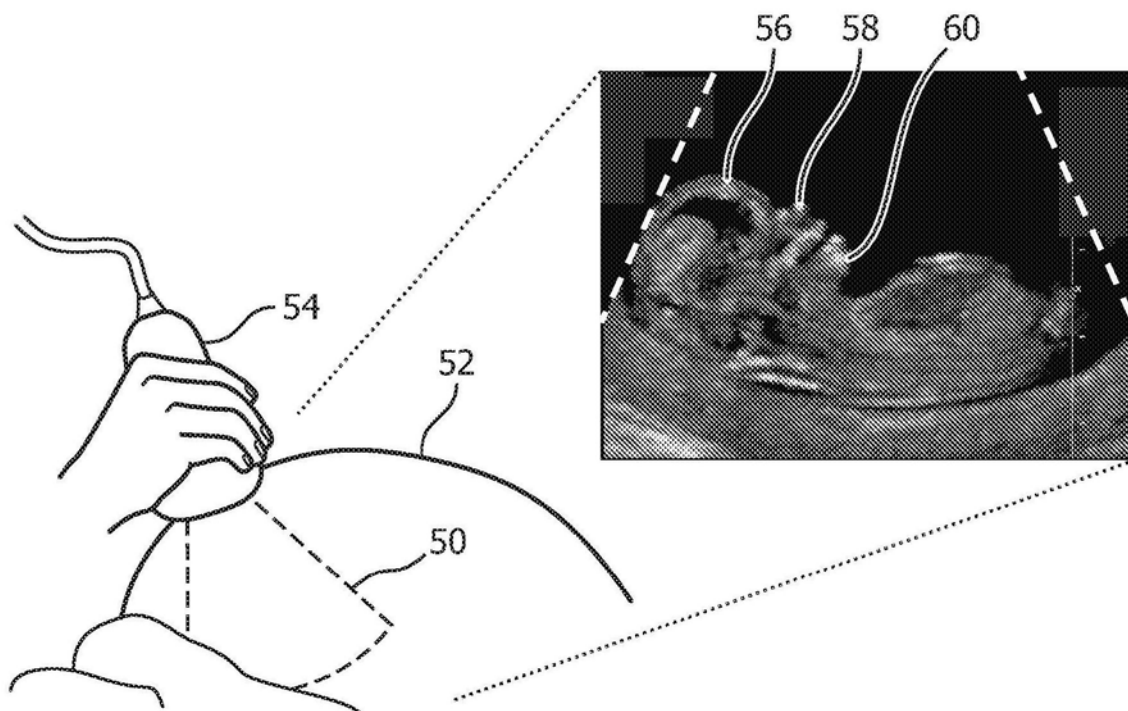


图3

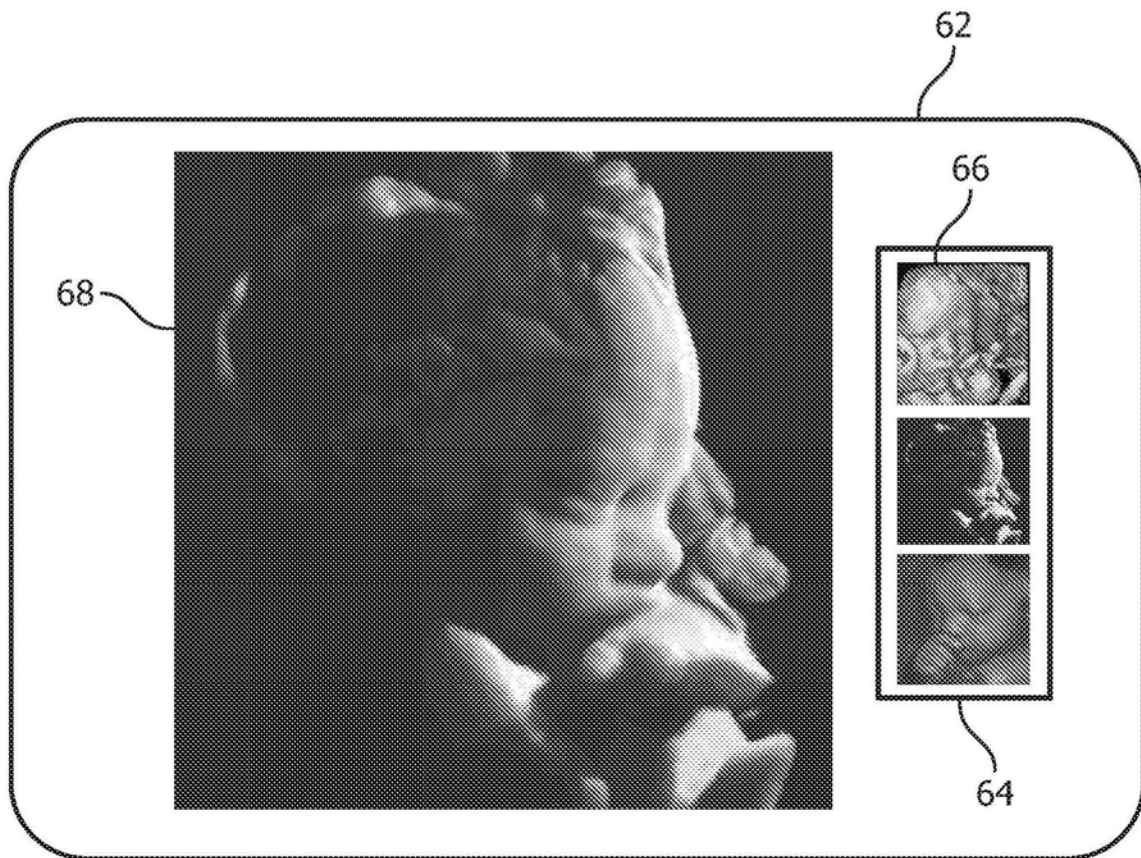


图4