



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102802537 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 20

(21) 申请号 201180014912. 9

G01S 15/89(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 03. 17

G06F 19/00(2011. 01)

(30) 优先权数据

61/316, 471 2010. 03. 23 US

(56) 对比文件

US 2005/0033160 A1, 2005. 02. 10,

WO 03/045222 A2, 2003. 06. 05,

US 6511426 B1, 2003. 01. 28,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 20

审查员 李明泽

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/051125 2011. 03. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/117788 EN 2011. 09. 29

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·R·布朗 K·布拉德利

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

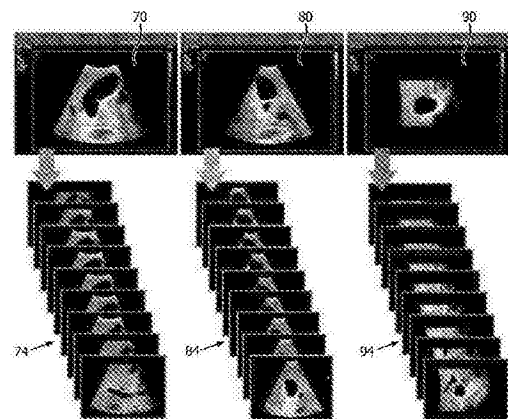
权利要求书2页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

体积超声图像数据重新格式化为图像平面序列

(57) 摘要

一种超声探头采集身体的体积区域的 3D 图像数据集。所述 3D 图像数据被重新格式化为连续平行图像平面的序列, 该序列沿穿过体积的三个正交方向之一延伸。优选根据 DICOM 标准格式化所述图像的序列(74、84、94), 从而临床医师能够在图像工作站上将 3D 图像数据作为 DICOM 图像的序列进行复查。



1. 一种超声诊断成像系统,其生成身体的体积区域的三维(3D)图像数据,所述超声诊断成像系统包括:

超声探头,其能够用于采集所述体积区域的 3D 图像数据集;

图像数据重新格式化器,其响应于所述 3D 图像数据集,生成多幅连续平行切平面的 2D 图像以将所述 3D 图像数据集布置在所述多幅 2D 图像中;

图像定序器,其响应于所述 2D 图像,生成符合针对二维图像的 DICOM 标准的 2D 图像的序列,所生成的 2D 图像的序列能够作为标准格式的 2D 图像序列被存储和回放;

数据端口,其与所述图像定序器耦合,所述 2D 图像的序列能够通过所述数据端口被传送至其他成像平台;以及

显示器,其能够用于观察所述 2D 图像序列。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述其他成像平台能够用于将所述 2D 图像的序列作为 DICOM 图像序列进行回放。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,还包括电影回放存储器,所述电影回放存储器能够用于将由所述图像定序器生成的所述 2D 图像的序列作为图像电影回放来存储,

其中,所述 2D 图像的序列能够在所述显示器上回放。

4. 根据权利要求 3 所述的超声诊断成像系统,其中,从所述电影回放存储器,所述 2D 图像的序列能够作为实时图像序列被回放,或者能够被播放和停止以在所述显示器上观察所述 2D 图像中的特定一幅。

5. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,还包括用户控制界面,所述成像系统的用户能够操作所述用户控制界面以选择穿过所述 3D 图像数据集的垂直方向。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述垂直方向的选择包括选择穿过所述 3D 数据集的 2D 图像平面,

其中,所述 2D 图像的序列中的所述图像平行于所选择的 2D 图像平面中的平面。

7. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制界面还能够被用户用于针对多达三个正交 2D 图像数据集选择多达三个正交垂直方向,

其中,所述图像数据重新格式化器和所述图像定序器响应于对多达三个正交垂直方向的所述选择,从所述 3D 数据集生成多达三个 2D 图像的序列。

8. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制界面还能够被所述用户用于选择所述切平面的间距。

9. 根据权利要求 8 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制界面还能够被所述用户用于选择切平面的数量,

其中,所述切平面的数量等于由所述图像定序器生成的所述序列的 2D 图像的数量。

10. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制界面还能够被所述用户用于选择切平面的数量,

其中,所述切平面的数量等于由所述图像定序器生成的所述序列的 2D 图像的数量。

11. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,还包括体积绘制器,其响应于所述 3D 图像数据集,生成经绘制的 3D 超声图像,

其中,所述显示器还能够用于显示所述经绘制的 3D 超声图像。

12. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,还包括与所述显示器耦合的显示处理器,所述显示处理器生成覆盖由所述探头采集的超声图像的图示,所述图示指示 2D 图像平面的序列的空间位置。

13. 根据权利要求 12 所述的超声诊断成像系统,其中,所述图示还包括表示切平面的线的网格,并且所述系统还包括用户控制界面,用户能够通过所述用户控制界面调整所述网格的所述切平面的数量、所述网格的所述切平面的间距以及所述切平面相对于所述体积区域的所述空间位置的定位中的至少一个。

14. 根据权利要求 13 所述的超声诊断成像系统,其中,用户能够通过所述用户控制界面旋转或倾斜穿过所述体积区域的所述切平面。

体积超声图像数据重新格式化为图像平面序列

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学诊断超声系统,并且尤其涉及一种用于三维(3D)成像的超声系统,所述超声系统能够将体积图像数据输出为平面图像的序列。

背景技术

[0002] 超声诊断成像常规上扫描身体解剖结构的二维截面图像。随着技术的发展,超声目前能够以静态图像和实时地两种情况对三维体积进行扫描和成像。被扫描体积的 3D 数据集可以被连续绘制成三维视图,速度快到足以让临床医师观察处于实时运动中的解剖结构的运动。但是放射科医师和心脏病科医师依然对观看解剖结构的标准 2D 平面图像更为熟悉并且许多人依然对在 3D 中诊断解剖结构感到不舒服,组织错杂(tissue clutter)使这一挑战更加困难,这些组织错杂常常围绕处于被成像体积中心的感兴趣区域并使该区域模糊。因此,许多医师更喜欢观看 3D 体积的平面 2D 图像“切片”。一旦获取了 3D 体积图像数据集,一种被称作多平面重新格式化(reformat)的技术使得临床医师能够选择穿过体积的一个或多个切平面,以作为 2D 图像进行观察。在典型的用户界面中,临床医师能够在体积图像中定位三条正交线。每条线代表穿过该体积的三个正交图像平面之一的定位,所述三个正交图像平面为 $x-y$ 平面(方位对深度)、 $y-z$ 平面(深度对高度,通常被称作 C 平面)以及 $x-z$ 平面(方位对高度)。当所述线被重新定位时,由被切平面截取的数据集的体素形成相应切平面的 2D 图像。参见美国专利 6572547 (Miller 等人),其说明了使用这样的切平面从三种不同的成像视角对导管的尖端进行可视化。

[0003] 三维成像的另一限制是,各个超声成像系统供应商以不同的方式格式化 3D 图像的数据集,因为供应商试图处理和提供在三维成像中固有的大(3D)数据集的存储。在将这些不同的专有方法相匹配的努力中,DICOM 标准委员会的工作组在 2009 年 4 月发布了对其标准的增补 43,其特别针对用于存储 3D 超声图像的 DICOM 标准。然而针对 3D 超声图像的这一标准并未迅速实施,并且不同供应商将诸如 PACS 系统的成像系统转换成新的 3D 标准的计划大部分仍然是未知的。因此,依然存在以标准化的格式提供 3D 图像数据的需求,其易于进行传输以及在没有实施针对 3D 超声图像的 DICOM 标准的其他医学图像平台上使用。

发明内容

[0004] 根据本发明的原理,描述了一种超声系统,该系统将 3D 图像数据重新格式化为处在各自切平面方向上的 2D 图像的一个或多个序列,所述序列能够作为标准 2D 实时图像序列被传送到其他成像平台并进行回放和诊断。用户界面提供了对切平面方向、平面的间距和 / 或序列中图像的数量选择。体积然后被重新格式化为处在所选择的(一个或多个)切平面方向上的平面图像并且被存储为一个或多个图像序列,使得能够在大多数常规医学成像平台上回放每个序列,优选作为 2D DICOM 图像序列进行回放。

附图说明

[0005] 在附图中：

[0006] 图 1 以框图形式图示了根据本发明的原理构建的超声系统。

[0007] 图 2 图示了根据本发明的用于采集 3D 数据集并将所述数据重新格式化为一个或多个平面图像序列的流程。

[0008] 图 3 图示了根据本发明的在 3D 图像上方指示切平面的位置的线。

[0009] 图 4 图示了根据本发明的来自体积图像数据集的三个平面图像序列的格式化。

具体实施方式

[0010] 参照图 1, 以框图形式示出了根据本发明的原理创建的超声系统。具有阵列换能器 12 的超声探头 10 向患者的身体内发射超声波并作为响应接收来自体积区域的回波。已知用于以超声方式对身体的体积区域进行扫描的若干种技术。一种是在皮肤上方以垂直于探头的图像平面的方向移动包含一维阵列换能器的超声探头。该探头于是在探头被移动的同时采集一系列大体上平行的图像平面, 并且所述图像平面的图像数据包括 3D 图像数据集。在美国专利 5474073 (Schwartz 等人) 中描述了这种被称作徒手扫描的手动技术。第二种技术是在探头的隔室内前后机械地震荡换能器阵列。探头于是将采集与在徒手技术中相同的一系列大体上平行的图像平面的数据, 但在这种情况中, 换能器阵列的机械震荡可以足够快以生成实时 3D 图像。第三种方法是使用具有二维阵列换能器的探头, 从该探头, 能够通过相控阵列波束操纵在三个维度上以电子方式扫描波束。美国专利 5993390 (Savord 等人) 描述了一种用于该目标的具有二维阵列的 3D 探头。第三种方法有利地使用没有运动部件的探头, 并且能够足够快速地完成电子波束操纵从而以实时成像的方式对甚至是心脏进行扫描。这些扫描技术中的每一种都能够生成适于与本发明一起使用的 3D 图像数据集。

[0011] 波束形成器 14 处理由阵列 12 的个体换能器元件接收的回波信号, 以形成与身体内的特定点相关的相干回波信号。所述回波信号由信号处理器 16 进行处理。信号处理可以包括谐波回波信号成分的分离, 例如用于谐波成像和杂波移除。图像处理器 18 将经处理的信号布置成具有期望格式的图像, 诸如梯形扇区或立方体。3D 图像数据根据其在体积区域内的 $x-y-z$ 坐标进行组织并被存储在图像存储器 20 中。3D 图像数据由体积绘制器 22 绘制为三维图像。可以以运动视差动态地显示一系列体积绘制图像, 从而如同在美国专利 6117080 (Schwartz) 中描述的那样, 用户可以从不同观察视角旋转、重定向和重定位所述体积。图像由显示处理器 24 进行处理以供显示, 显示处理器 24 可以在 3D 图像上覆盖图示, 并且所述图像在图像显示器 26 上显示。

[0012] 也可以通过“切片贯穿”体积并将特定的切片显示为 2D 图像来检查 3D 体积图像。用户通过操作用户控制界面 28 上的控制来选择切片在体积中的位置。用户控制将如上所述地在 3D 体积中选择特定的 2D 平面, 并且多平面重新格式化器 30 选择在所选择的平面中具有坐标的 3D 数据集的平面数据。所选择的平面的 2D 图像显示于显示器 26 上, 或者单独显示或者连同 3D 图像一起显示。如之前所述的, 用户控制界面能够向用户呈现三种不同颜色的线和光标, 其中的每种都能够选择各个相互正交取向的平面。用户于是能够同时观察穿过 3D 体积的三组正交的平面, 例如在美国专利 6572547 (Miller 等人) 中描述的那样。

[0013] 根据本发明的原理, 将 3D 体积的图像数据布置在体积的连续、平行平面的图像的序列中。所述图像的序列可以被存储为在超声 DICOM 多帧图像中的帧的序列, 其能够在

多数医学图像工作站和 PACS 系统上以存储于超声 DICOM 多帧图像中的 2D 图像序列的方式存储和回放。临床医师从而能够将 3D 体积的图像数据作为穿过所述体积的切平面的序列进行观察。临床医师能够快速回放图像序列,从而形成“游过”体积的效果。或者,临床医师能够慢速地逐步浏览序列或者选出处于切过感兴趣区域的平面中的特定图像以供诊断。3D 体积图像因此能够作为 2D 图像进行复查,相比 3D 体积图像,临床医生对 2D 图像感觉更舒服和更熟悉。

[0014] 在图 1 的实施中,用户操作用户控制界面以选择要被创建的(一个或多个)2D 图像序列的平面的取向。标准的 2D 图像具有方位(x)维度和深度(y)维度,并且临床医师可能例如想要得到定向在一系列 x-y 平面中的切平面,每个切平面在体积中都具有不同的 z(高度)坐标。这一选择被应用于多平面重新格式化器 30,其选择 3D 数据集的 x-y 图像平面序列。将 x-y 切平面图像的这一序列耦合至图像定序器 32,其将所述图像处理为一系列 2D 图像。图像序列可以具有由特定超声系统使用的专用(自定义的)格式,但优选依照针对二维医学图像的 DICOM 标准来处理所述 2D 图像。通过 DICOM 标准格式化,所述图像序列能够在各种医学图像平台上被回放和观察。2D 图像序列在电影回放(Cineloop)®存储器 34 中被存储为 2D 图像的序列或“环”。图像序列能够经超声系统的图像数据端口被发送至其他成像系统和平台。例如,本发明的图像序列能够通过医院的图像数据网络被传送至医院的另一部门。

[0015] 在本发明的优选实施中,用户能够指定和选择 3D 体积的 2D 图像序列的额外参数。如图 1 所示,用户控制界面 28 使用相同的或其他的用户控制来指定 2D 图像序列的其他特性,包括选择序列的图像的数量以及序列的切平面的平面到平面的间距。用户控制还可以为用户提供选择 3D 体积中针对所述切平面的特定子体积的功能。例如,用户可以仅选择体积中针对 2D 图像序列的中心三分之一。再例如,整个 3D 体积要被重新格式化为在 100 个图像平面的序列中的 2D 图像平面。多平面重新格式化器获得这一选择并沿所选择的取向在所述体积上等间隔地分配 100 个切平面。再例如,用户选择 2mm 平面到平面的间距,并且多平面重新格式化器沿所选择的取向以 2mm 的间隔穿过所述体积切出 2D 图像平面。

[0016] 图 2 图示了根据本发明用于生成和输出 3D 体积的 2D 图像序列的过程。在步骤 40 中,临床医师扫描身体的体积区域以采集 3D 数据集。在步骤 42 中,临床医师观察绘制的 3D 图像并选择针对一个或多个图像序列的一个或多个平面取向,所述体积被多平面重新格式化器切片为所述一个或多个图像序列。临床医师可以选择两个序列,例如,一个具有 x-y 坐标的切平面而另一个具有 y-z 坐标的切平面。在构建的实施例中,通过选择和观察特定 MPR 图像平面来完成对序列的平面取向的选择。之后将在平行于所选择的平面的平面中格式化序列的其他图像。在步骤 44 中,临床医生选择每个序列的图像平面的数量。例如,临床医生可以为 x-y 平面序列选择 50 个平面并且为 y-z 平面序列选择 20 个平面。在步骤 46 中,临床医生选择图像平面间距。例如,临床医生可以为 x-y 平面选择 1mm 的间距并为 y-z 平面选择 2mm 的间距。如果这一步骤的平面间间距对于步骤 44 中所选择的平面的数量而言过大,系统将通知用户该冲突从而用户能够选择一个参数或其他参数。如果所选择的平面间间距对于整个体积而言过小,系统会将所选择的平面的数量以所选择的平面间间隔关于体积的中心进行分布,用户大多数将此处定位为感兴趣区域。或者,用户可以指定体积的子区域,将图像平面分布在该子区域之上。在构建的实施例中,不必执行步骤 44 和 46;超声

系统自动从 3D 体积的一侧到另一侧生成图像数据的平面,并且以超声系统允许的最小平面到平面的间距来生成图像平面。在步骤 48 中,多平面重新格式化器和图像定序器生成指定的(一个或多个)图像序列。在步骤 50 中,(一个或多个)图像序列作为超声 DICOM 多帧图像被输出至图像工作站以供复查和诊断。

[0017] 图 3 是在显示器 26 的屏幕上显示的图像,其图示了切平面线的网格,该切平面线的网格向用户显示了将被重新格式化为 2D 图像的序列的平面。显示器屏幕 60 的左侧是定向在 x - y 平面中的超声图像 66。覆盖在这一图像 66 上的是垂线的网格 64,其指示沿 y - z (高度)方向穿过体积的一系列切线。该网格 64 向用户显示出,被这三十个切平面跨越的体积的部分将在 y - z 维度上被重新格式化为三十幅 2D 图像的序列。显示器的右侧是在 x - y 维度上穿过体积的第二图像 68,该图像被水平线的网格 62 覆盖。该网格 62 向用户显示出,体积的子区域将被重建为三十幅 C 平面图像的序列,所述体积的子区域从接近图像的顶端向下延伸至整个图像深度的大约三分之二,亦即,所述图像中的每幅都在 x - z 维度上并且处在体积的连续深度(沿 y - 方向增加)上。网格 62 由图示条(graphical box)60 表示,处于顶部的这一图示条用小刻度线指示处在左侧图像 66 上 y - z 维度的切平面的位置。因此,用户能够一眼观看两组相互垂直的网格线和切平面的相对位置。

[0018] 也可以给予用户旋转或倾斜网格 62、64 的能力并从而创建相对于完全水平和垂直切平面的公称(nominal)取向倾斜或旋转的切平面线。

[0019] 图 4 图示了通过本发明的实施生成的三个图像序列 74、84、94。处于图 4 左侧的显示器屏幕 70 显示了在 x - y 维度上切过体积的超声图像 72,以及在穿过体积和 3D 数据集的连续 x - y 平面中的 2D 图像的图像序列 74。图 4 的中间是显示器屏幕 80,其显示了在 y - z 平面中的图像 84,并且该图像下方是在穿过体积与 3D 数据集的连续 y - z 切平面中的图像的图像序列 84。图 4 的右侧的显示器屏幕 90,其显示了 C 平面(x - z 维度)92,并且其下方是在切过体积和 3D 数据集的连续 x - z 平面的图像的序列 94。三个图像序列显示了切过体积和 3D 数据集的相互正交平面的图像,一个序列在 z 方向上推进,第二序列在 x 方向上推进,而第三序列在 y 方向上推进。用户能够将一个、两个或全部三个图像序列作为 DICOM 图像输出至工作站以供进一步的分析和诊断。

[0020] 由于每个切平面都穿过整个 3D 图像数据集,每个 2D 切平面图像因此贯穿并包含为特定重新格式化图像采集的全部图像数据。在优选实施例中,2D 图像处于笛卡尔坐标系中,并且每个图像序列是在各个正交笛卡尔坐标方向上连续的切平面。所述 2D 图像因此与通过常规手段由一维阵列换能器采集的标准 2D 图像同样程度地适用于测量和量化。

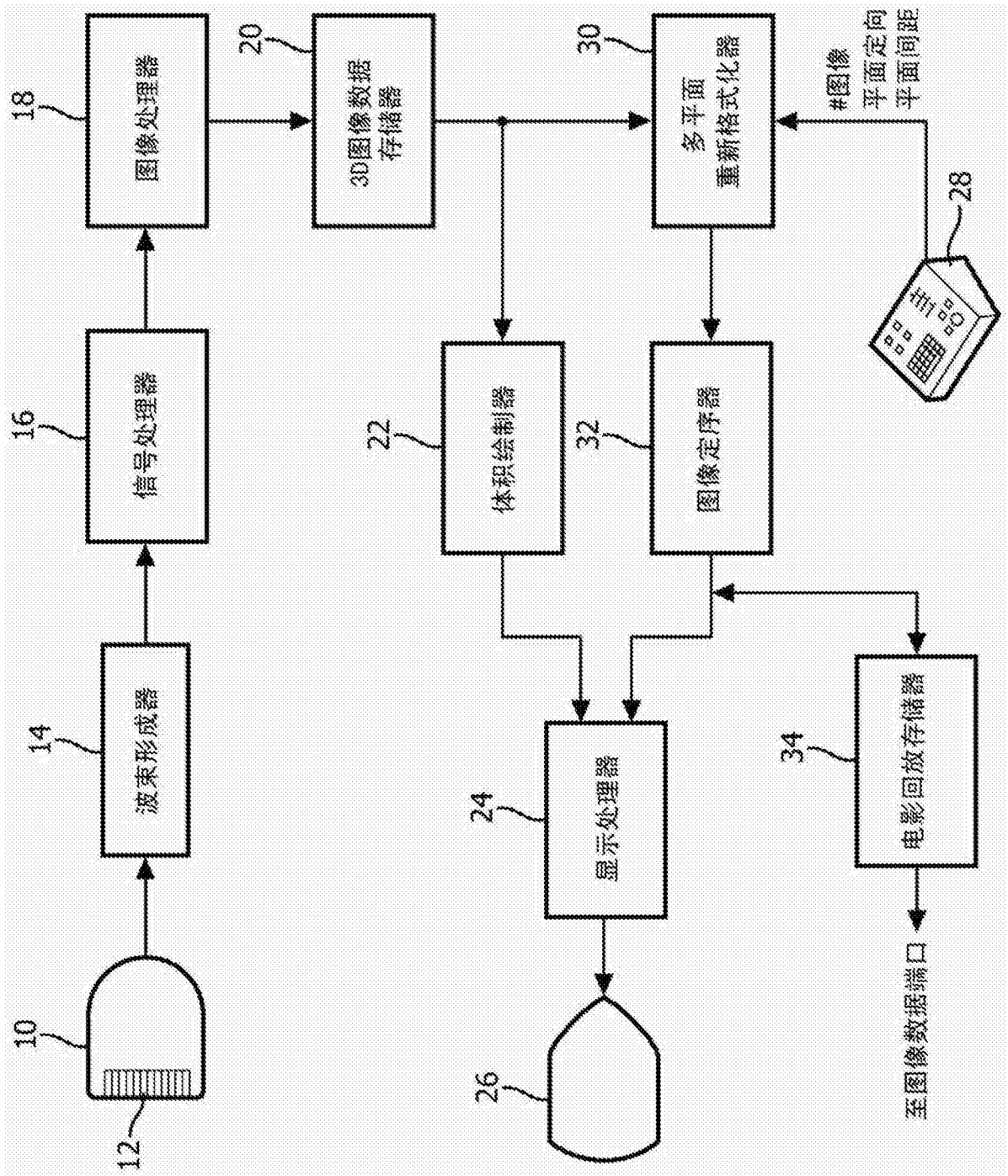


图 1

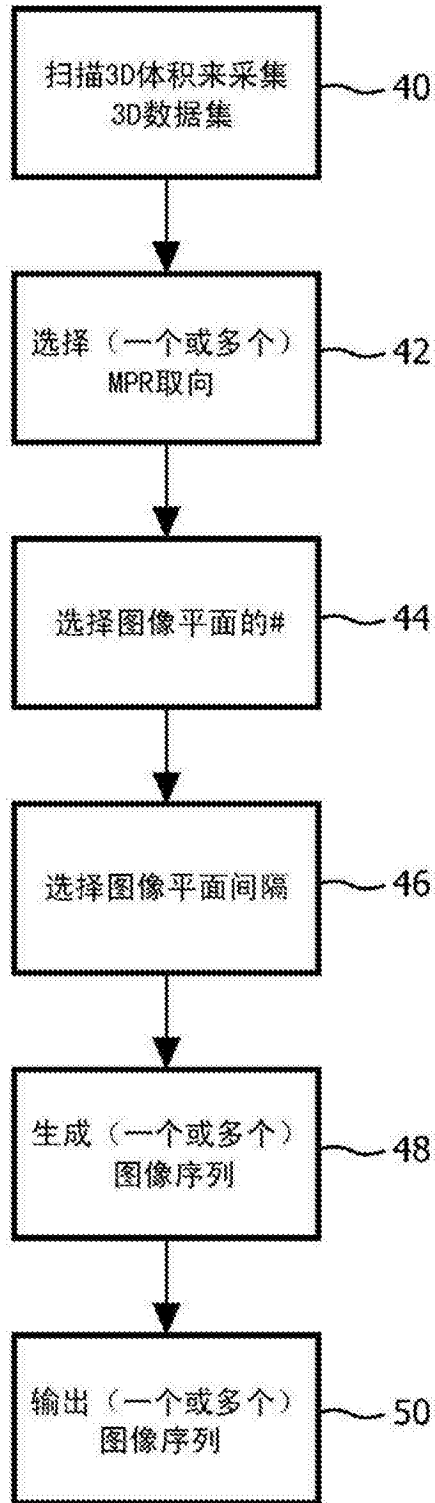


图 2

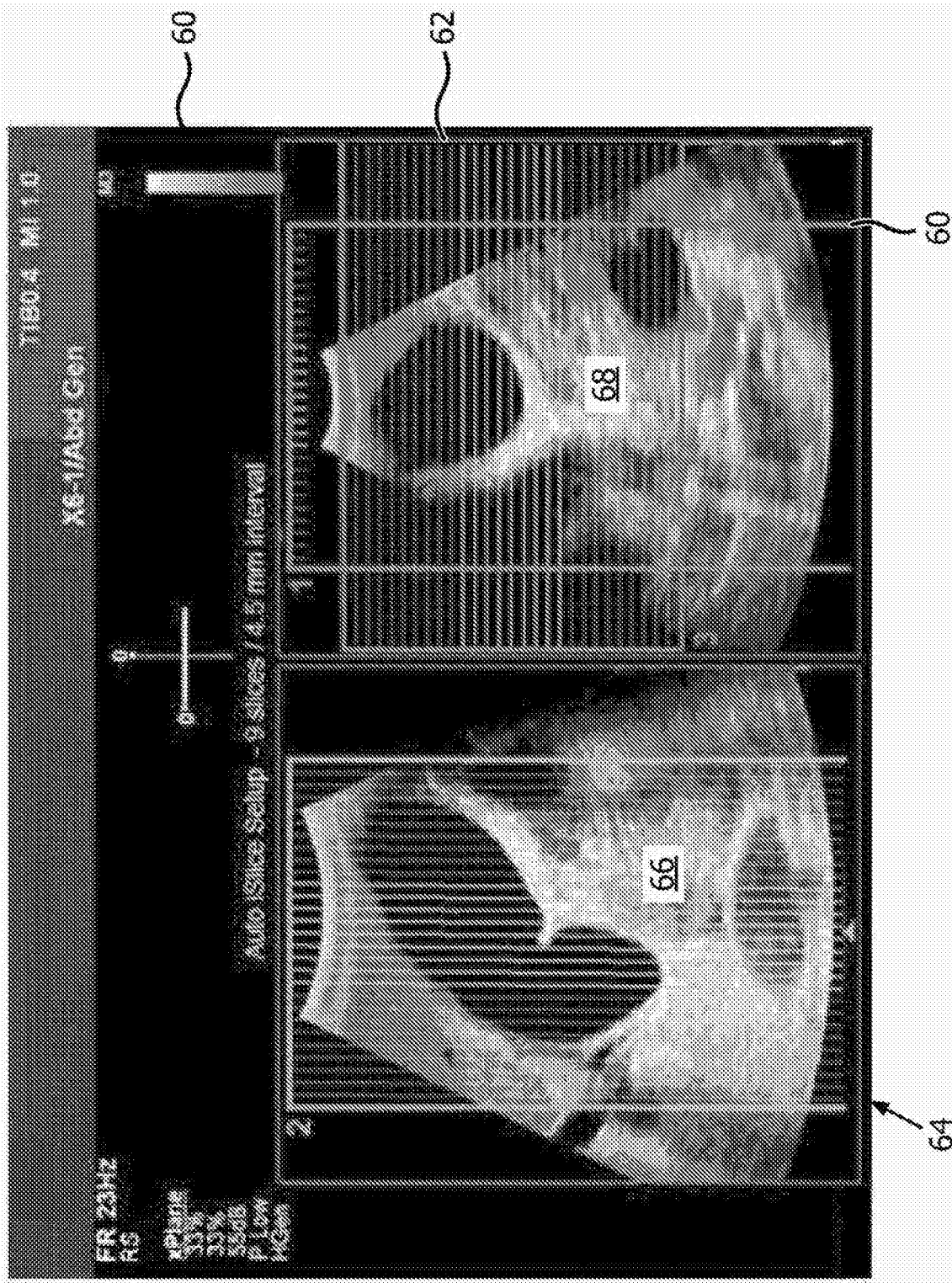


图 3

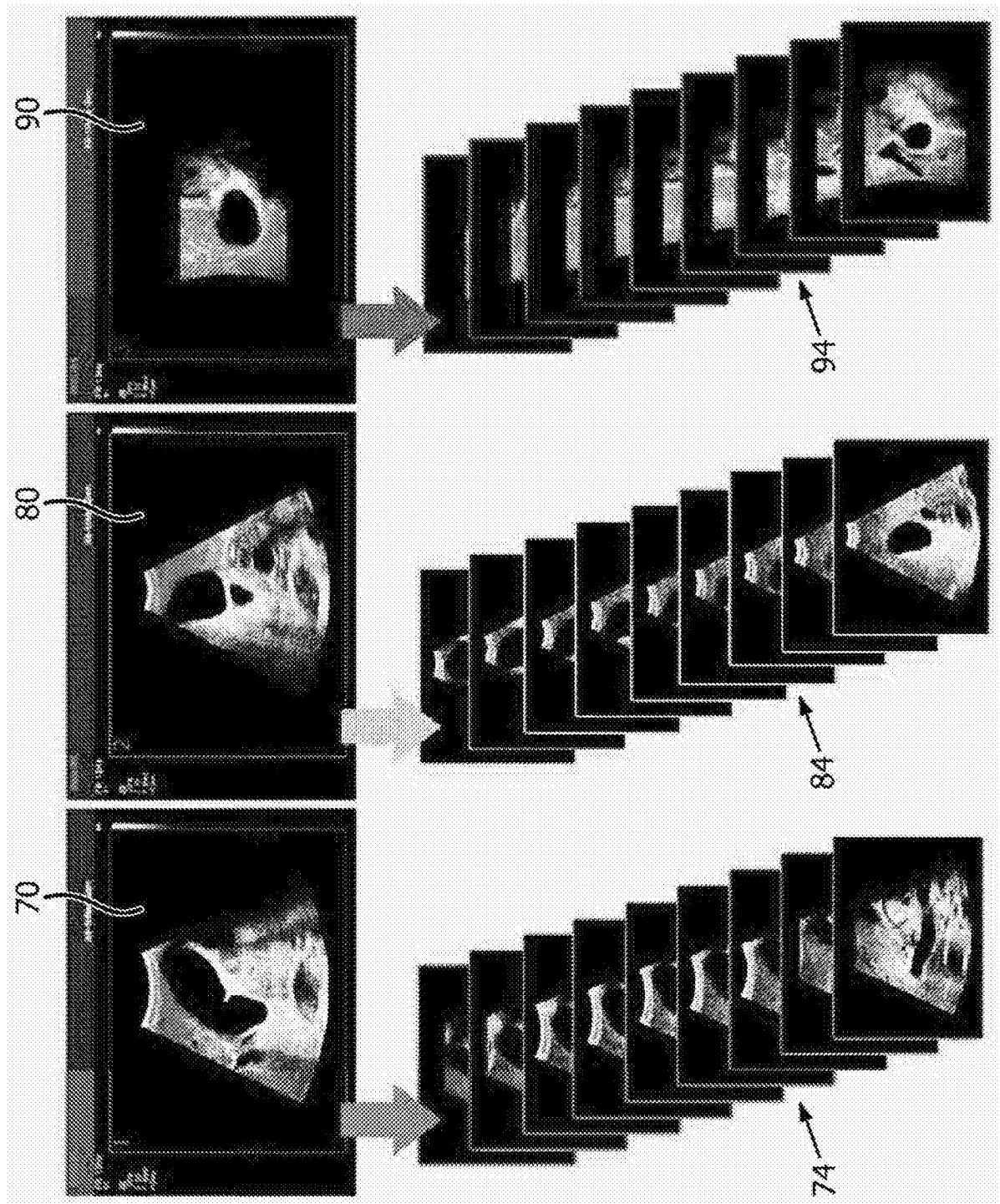


图 4

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 体积超声图像数据重新格式化为图像平面序列 | | |
| 公开(公告)号 | CN102802537B | 公开(公告)日 | 2016-04-20 |
| 申请号 | CN201180014912.9 | 申请日 | 2011-03-17 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | JR布朗 K布拉德利 | | |
| 发明人 | J·R·布朗 K·布拉德利 | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G06F19/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/465 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G16H30/20 G16H30/40 G06F19/321 | | |
| 代理人(译) | 王英 刘炳胜 | | |
| 审查员(译) | 李明泽 | | |
| 优先权 | 61/316471 2010-03-23 US | | |
| 其他公开文献 | CN102802537A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种超声探头采集身体的体积区域的3D图像数据集。所述3D图像数据被重新格式化为连续平行图像平面的序列，该序列沿穿过体积的三个正交方向之一延伸。优选根据DICOM标准格式化所述图像的序列（74、84、94），从而临床医师能够在图像工作站上将3D图像数据作为DICOM图像的序列进行复查。

