



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102106743 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201010620927. 7

(22) 申请日 2010. 12. 23

(30) 优先权数据

12/646225 2009. 12. 23 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 A·C·阿尔特曼 N·基利姆
A·戈德伯格

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 柯广华 蒋骏

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101404940 A, 2009. 04. 08,

CN 101548897 A, 2009. 10. 07,

CN 1853576 A, 2006. 11. 01,

CN 1911471 A, 2007. 02. 14,

US 5830145 A, 1998. 11. 03,

US 6968299 B1, 2005. 11. 22,

审查员 廖怡芳

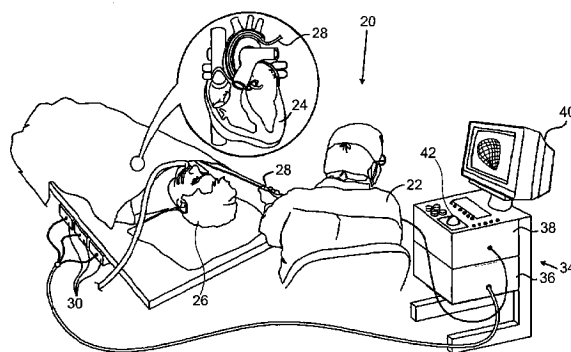
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

用超声图像进行快速解剖绘图

(57) 摘要

本发明名称为“用超声图像进行快速解剖绘图”。本发明公开了一种三维(3D)绘图方法,所述方法包括获取活体受试者体内腔体的多个二维(2D)超声图像,所述2D图像在3D参照系中具有不同的相应位置。在每个所述2D超声图像中,与所述腔体内部的一些位置对应的像素被识别。将从所述2D图像识别的所述像素记录在所述3D参照系中,以确定与所述腔体内部相对应的体积。重建所述体积的外表面,所述外表面代表所述腔体的内表面。



1. 一种 3D 绘图方法,包括:

获取活体受试者体内腔体的多个 2D 超声图像,所述 2D 超声图像在 3D 参照系中具有不同的相应位置;所述 2D 超声图像为 2D 扇形的形式,其顶点在成像装置处;

在每个所述 2D 超声图像中识别与所述腔体内部中的位置相对应的像素;

将从所述多个 2D 超声图像识别的所述像素记录在所述 3D 参照系中,以确定与所述腔体内部对应的体积;以及

在继续获取 2D 超声图像的同时,用处理器重建所述体积的外表面,所述外表面代表所述腔体的内表面,使用 3D 域中的血液池作为外表面重建的基础,在不同区域应用不同的分辨率水平,其中识别 2D 超声图像中的像素包括将与所述体内具有低反射的位置相对应的像素归类为属于所述腔体的内部。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中获取所述多个 2D 超声图像包括用含有位置换能器的超声探头获取所述 2D 超声图像,并且

其中记录所述识别的像素包括接收和处理与所述位置换能器相关的信号,以找出所述探头在所述 3D 参照系中的坐标,以及用所述坐标将所述识别的像素记录在所述 3D 参照系中。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中将所述像素进行归类包括设定阈值,以及将具有低于指定阈值的相应灰度值的像素归类为属于所述腔体的内部。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中获取所述 2D 超声图像包括获取多普勒图像,其中颜色代表流动,并且其中识别所述像素包括根据所述像素的相应颜色值将像素归类为属于所述腔体的内部。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中重建所述外表面包括对所述体积内的所述像素应用滚球算法。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中应用滚球算法包括用在体积上变化的重建分辨率处理所述像素。

7. 一种用于 3D 绘图的设备,包括:

超声探头,所述超声探头被配置成获取活体受试者体内腔体的多个 2D 超声图像,所述 2D 超声图像在 3D 参照系中具有不同的相应位置;所述 2D 超声图像为 2D 扇形的形式,其顶点在成像装置处;以及

处理器,所述处理器被配置成可在每个所述 2D 超声图像中识别与所述腔体内部中的位置相对应的像素,并可将从所述多个 2D 超声图像识别的像素记录在所述 3D 参照系中,以确定与所述腔体内部对应的体积并在继续获取 2D 超声图像的同时重建所述体积的外表面,所述外表面代表所述腔体的内表面,使用 3D 域中的血液池作为外表面重建的基础,在不同区域应用不同的分辨率水平,其中所述处理器配置成将与所述体内具有低反射的位置相对应的像素归类为属于所述腔体的内部。

8. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述超声探头配置成插入所述体内并获取所述体内的 2D 超声图像。

9. 根据权利要求 8 所述的设备,其中所述探头包括可插入所述受试者心脏的导管,其中所述导管包括超声成像装置,并且其中所述体积对应于所述心脏的心室内部。

10. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述导管配置成插入所述心脏,以使所述超声成

像装置位于所述心脏的第一心室内,并且

其中除所述第一心室外,所述体积还对应于所述心脏的第二心室内部,使得重建所述外表面包括生成所述第二心室的内表面的 3D 图。

11. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述超声探头包括位置换能器,并且

其中所述处理器被配置成可接收和处理与所述位置换能器相关的信号,以找出所述探头在所述 3D 参照系中的坐标,并用所述坐标将所述识别的像素记录在所述 3D 参照系中。

12. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述处理器被配置成可设定阈值,并将具有低于指定阈值的相应灰度值的像素归类为属于所述腔体的内部。

13. 根据权利要求 7 所述的设备,其中所述 2D 超声图像包括多普勒图像,其中颜色代表流动,并且其中所述处理器被配置成可根据所述像素的相应颜色值将像素归类为属于所述腔体的内部。

14. 根据权利要求 9 所述的设备,其中所述处理器被配置成可对所述体积中的所述像素应用滚球算法,以重建所述体积的所述外表面。

15. 根据权利要求 14 所述的设备,其中所述导管配置成可用在体积上变化的重建分辨率来处理所述像素。

16. 一种 3D 绘图装置,包括:

用于接收活体受试者体内腔体的多个 2D 超声图像的部件,所述 2D 超声图像在 3D 参照系中具有不同的相应位置;所述 2D 超声图像为 2D 扇形的形式,其顶点在成像装置处;

用于在每个所述 2D 超声图像中识别与所述腔体内部位置对应的像素的部件;

用于将从所述多个 2D 超声图像识别的所述像素记录在所述 3D 参照系中,以确定与所述腔体内部对应的体积的部件以及用于在继续获取 2D 超声图像的同时重建所述体积的外表面的部件,所述外表面代表所述腔体的内表面,使用 3D 域中的血液池作为外表面重建的基础,在不同区域应用不同的分辨率水平,以及

用于将与所述体内具有低反射的位置相对应的像素归类为属于所述腔体的内部的部件。

17. 根据权利要求 16 所述的装置,其中所述体积对应于心脏的心室内部。

18. 根据权利要求 17 所述的装置,其中用所述心脏的第一心室中的超声成像装置获取所述 2D 超声图像,并且其中除所述第一心室外,所述体积还对应于所述心脏的第二心室的内部,使得重建所述外表面包括生成所述第二心室的所述内表面的 3D 图。

19. 根据权利要求 16 所述的装置,其中用含有位置换能器的超声探头获取所述 2D 超声图像,并且其中包括用于处理与所述位置换能器相关的信号,以找出所述探头在所述 3D 参照系中的坐标的部件,以及用于用所述坐标将所述识别的像素记录在所述 3D 参照系中的部件。

20. 根据权利要求 16 所述的装置,其中包括用于对所述体积中的所述像素应用滚球算法,以重建所述外表面的部件。

21. 根据权利要求 20 所述的装置,其中包括用于用在体积上变化的重建分辨率处理所述像素的部件。

用超声图像进行快速解剖绘图

技术领域

[0001] 本发明一般地涉及超声成像,具体地讲,涉及根据超声图像进行解剖结构三维(3D)重建的方法和系统。

背景技术

[0002] 多种用于心脏内超声成像的装置和方法为本领域所公知。例如, Biosense Webster Inc. (Diamond Bar, California) 提供了用于实时生成 3D 超声图像的 CartoSound™系统和 SoundStar™导管。可通过脉管系统插入心脏的 SoundStar 导管包括位置传感器和相控超声换能器阵列。CartoSound 系统可通过处理来自位置传感器和超声换能器的信号来生成心室的 3D 图像。

[0003] 本领域已知用心脏内超声成像进行心内膜表面非接触式重建的若干方法。例如, PCT 国际专利公布 WO 00/19908 描述了用于心脏内超声成像的可操纵换能器阵列,该专利的公开内容以引用方式并入本文中。该阵列可形成超声束,该超声束由有源孔径引导到所需方向。美国专利 6,004,269 描述了一种以装入导管中的超声装置为基础的声学成像系统,该专利的公开内容也以引用方式并入本文中。该超声装置可将超声信号朝心脏内的内部结构引导,以产生超声图像。

[0004] 作为另一个实例, PCT 国际专利公布 WO 99/55233 描述了一种用于描绘患者心脏的 3-D 表面的方法,该专利的公开内容以引用方式并入本文中。用训练数据形成 3-D 网格模型,以用作一组患者心脏的原型形状。在不同图像平面上取得患者心脏的多个超声图像。在每个图像上人工识别出解剖位置。将网格模型相对于预定的解剖位置与图像严格对齐。

[0005] 描绘轮廓时的此类人工辅助在基于超声图像的 3D 重建方法中是常见的。例如,美国专利申请公布 2006/0241445 描述了解剖结构的建模方法,其中用超声波传感器在超声波传感器的相应的多个空间位置处获得解剖结构的多个超声图像,该专利的公开内容以引用的方式并入本文中。在多个空间位置的每一处测量超声波传感器的位置和取向坐标。在一个或多个超声图像中标出与解剖结构特征有关的所关注的轮廓。根据所关注的轮廓以及测量的位置和取向坐标,构建解剖结构的三维(3D)模型。

发明内容

[0006] 下文所述的本发明实施例提供了用 2D 超声图像的集合快速准确地进行 3D 表面重建的方法。

[0007] 因此根据本发明的实施例提供了进行三维(3D)绘图(mapping)的方法,该方法包括获取活体受试者体内腔体的多个二维(2D)超声图像,其中 2D 图像在 3D 参照系中具有不同的、相应的位置。在每个 2D 超声图像中,可识别出与腔体内部各位置对应的像素。将从多个 2D 图像中识别的像素记录在 3D 参照系中,以确定与腔体内部对应的体积。处理器可重建该体积的外表面,其代表腔体的内表面。

[0008] 在一些实施例中,获取多个 2D 图像包括将含有超声成像装置的探头插入体内,用

位于体内的探头获取 2D 图像。在本发明所公开的实施例中,插入探头包括将导管插入受试者的心脏,并且其中体积对应于心室的内部。插入导管通常包括将导管设置为可使得超声成像装置位于第一心室内,其中除第一心室外,体积可以对应第二心室的内部,以使得重建外表面包括生成第二心室内表面的 3D 图。

[0009] 通常,获取多个 2D 图像包括用含有位置换能器的超声探头获取 2D 图像,记录识别的像素包括接收和处理与位置换能器相关的信号,以找出探头在 3D 参照系中的坐标,以及用坐标将识别的像素记录在 3D 参照系中。

[0010] 在一些实施例中,在 2D 超声图像中识别像素包括将与具有低反射的体内位置相对应的像素归类为腔体内部。通常,将像素进行归类包括设定阈值,以及将具有低于指定阈值的相应灰度值的像素归类为腔体内部。在可供选择的实施例中,获取二维 (2D) 超声图像包括获取多普勒图像,其中颜色代表流动,并且其中识别像素包括根据像素相应的颜色值将像素归类为腔体内部。

[0011] 在本发明所公开的实施例中,重建外表面包括对体积中的像素应用滚球算法 (ball-pivoting algorithm)。应用滚球算法可以包括用在体积上变化的重建分辨率处理像素。

[0012] 根据本发明的实施例,还提供了用于三维 (3D) 绘图的包括超声探头的设备,其能够获取活体受试者体内腔体的多个二维 (2D) 超声图像,其中 2D 图像在 3D 参照系中具有不同的相应位置。处理器能够识别与腔体内部位置对应的每个 2D 超声图像像素,将从多个 2D 图像识别的像素记录在 3D 参照系中,以确定与腔体内部对应的体积,以及重建代表腔体内表面的体积外表面。

[0013] 根据本发明的实施例,另外提供了计算机软件产品,其包括可储存程序指令的计算机可读介质,当处理器读取了指令时,可使处理器接收活体受试者体内腔体的多个二维 (2D) 超声图像 (这些 2D 图像在 3D 参照系中具有不同的相应位置),以识别与腔体内部位置对应的每个 2D 超声图像像素,并且将从多个 2D 图像识别的像素记录在 3D 参照系中,以确定与腔体内部对应的体积,以及重建代表腔体内表面的体积外表面。

[0014] 通过以下结合附图的实施例的详细说明,将更全面地理解本发明。

附图说明

[0015] 图 1 为根据本发明实施例的用于超声成像的基于导管的系统的示意性说明图;

[0016] 图 2 为图 1 系统中所用导管的远端的示意性侧视图;

[0017] 图 3 为根据本发明实施例的用导管获取的超声图像的示意图;

[0018] 图 4 为流程图,其示意说明根据本发明的实施例的用超声图像进行快速解剖绘图的方法;以及

[0019] 图 5 为根据本发明实施例制作的心室 3D 图的示意图。

具体实施方式

[0020] 现在参见图 1 和图 2,图中示意说明根据本发明实施例的基于导管的超声成像系统 20。图 1 为整个系统的说明图,而图 2 为系统中所用探头 (如导管 28) 的远端的侧视图。这里以举例说明的方式示出了该系统和导管,有助于理解下文所述的基于超声波的 3D 绘

图方法。然而,这些方法并不限于基于导管的超声感测,还可以通过适当的变更,在体内或体外使用其他类型的探头获取的 2D 或 3D 超声图像来应用这些方法。此外,这些方法不仅可用于心脏,还可以用于其他解剖腔体的绘图。

[0021] 如图 1 所示,操作者 22(如医生)将导管 28 插入患者 26 体内,使得导管的远端穿过脉管系统进入患者的心脏 24。将导管的近端连接到控制台 34 上,此控制台通常包括具有合适的信号处理电路和用户接口电路的处理器 38。该处理器可接收和处理来自导管 28 的信号,如下文所述。处理器 38 可包括一般用途的计算机处理器,其可以通过软件编程来实现本文所述的功能。该软件可以通过(例如)网络以电子形式下载到处理器中。作为另外一种选择或除此之外,该软件可以储存在有形的计算机可读储存介质中,例如光学、磁性或电子存储介质。作为另外一种选择或除此之外,该处理器的至少某些功能可以通过数字信号处理器(DSP)或专门的或可编程的硬件逻辑电路实现。

[0022] 通常,控制台 34 还让使用者能够观察并控制导管 28 的功能,以及查看并编辑利用导管形成的图像。为了这些目的,该控制台包括显示器 40 和用户界面 42。

[0023] 如图 2 所示,导管 28 的远端包括超声成像装置 50,该装置用于生成体内的超声图像。装置 50 通常包括换能器相控阵列 52,如本领域所知,它可用来在扫描超声束平面(本文中称为“束平面”或“图像平面”)中获取二维(2D)“扇形”图像,其包含导管的纵向轴线。这些换能器可接收从束平面中的对象反射的超声波,并根据反射的超声波输出信号。通常,这些信号由穿过导管 28 的导线 56 传送至控制台 34,控制台可以处理信号以形成并显示超声图像和 3D 图,如下文所述。

[0024] 导管 28 的远端还包括位置传感器 54,其可以生成表示体内导管位置(位置和取向)的信号。根据这些位置信号,控制台 34 可以确定由成像装置 50 获取的每个扇形图像的位置和取向。这样,处理器 38 能够确定在扇形图像中出现的对象的坐标,并记录和合并不同导管位置处获取的多个 2D 图像。

[0025] 在图示的实施例中,系统 20 使用磁性位置感测来确定导管 28 远端在心脏 24 内的位置坐标。为了确定位置坐标,控制台 34 中的驱动电路 36 驱动磁场发生器 30,使其在患者 26 体内产生磁场。磁场发生器 30 通常包括线圈,其放置在患者躯干下面的体外已知位置处。这些线圈在包含心脏 24 的预定工作体积内产生磁场。传感器 54 可以包括(例如)在导管 28 远端内的一个或多个线圈,其可以响应这些磁场而产生电信号。处理器 38 可处理这些信号,以确定导管 28 远端的位置(位置和取向)坐标。控制台 34 可以用这些坐标来驱动显示器 40,使其显示导管的位置和状态。

[0026] 该位置感测和处理方法在由 Biosense Webster Inc 制造的 CARTO™系统中实施。这种磁性位置感测在(例如)美国专利 6,266,551 中有详细描述,其公开内容以引用方式并入本文中。将超声成像与磁性位置感测相结合的其他系统在美国专利 6,690,963、6,716,166 和 6,773,402 中有所描述,这些专利的公开内容也以引用方式并入本文中。

[0027] 作为另外一种选择或除此之外,系统 20 可包括用于在患者 26 体内操纵和操作导管 28 的自动化机构(未示出)。在此类实施例中,处理器 38 根据位置感测系统提供的信号生成用于控制导管运动的控制输入。

[0028] 尽管图 1 示出了具体的系统构型,但也可在本发明的可供选择的实施例中使用的其他系统构型。例如,可以用其他类型的位置换能器实施下文描述的方法,如阻抗型或超声位

置传感器。如本文所用,术语“位置换能器”是指安装在导管 28 之上或之内的元件,该元件可使控制台 34 接收指示该元件坐标的信号。因而该位置换能器可包括导管中的接收器,如传感器 54,其可根据换能器接收到的能量产生送给控制单元的位置信号;或者该换能器可包括发射器,其发射探头外部的接收器可感测的能量。此外,在通过下文所述的方法进行绘图和成像不仅可以使用导管,还可以使用其他类型的探头,可以在心脏和其他身体器官及区域中使用,也可以使用体外的超声探头。

[0029] 图 3 为根据本发明的实施例由导管 28 获取的超声图像 60 的示意图。图像为 2D 扇形的形式,其顶点在成像装置 50 处。如上文所述,控制台 34 可以根据从位置传感器 54 接收到的信号,确定 3D 空间中的顶点位置和扇形取向。图像中的暗区域 62、64 对应于充满血液而具有低反射的区域,例如心室。较亮的区域通常代表组织,如心脏内壁和外壁。

[0030] 如前文所述,操作者 22 可以操纵心脏 24 内的导管 28,以便从不同位置、以不同的方向获取图像。构成图像的反射不仅可以来自导管远端所在的心室,也可以来自其他的心室和解剖结构。因此,例如可以将导管 28 插入右心房(比较容易通过腔静脉插入),导管可以从右心房或左心房并且可以从心室获取图像。

[0031] 图 4 为流程图,其示意说明根据本发明的实施例用超声图像进行快速解剖绘图的方法。在该方法的每次重复中,在图像获取步骤 70,传感器 50 获取 2D 超声扇形图像,其具有图像 60(图 3)的一般形式。例如,可以在心动周期中的某个标注点(例如心脏收缩或心脏舒张)选通图像获取,同时同步使用心电图(ECG)监测,或者作为另外一种选择,可以连续获取图像而无需选通。在腔体识别步骤 72,处理器 38 可识别由超声导管获取的每个 2D 图像中所关注的心室内部(血池区域)。这些低反射“暗”区域可以通过(例如)对超声图像的灰度级应用阈值来识别。阈值可以自动或手动设置。可以用本领域已知的任何合适的方法自动选择阈值,如 Otsu 法,其根据像素灰度值的集群选择阈值。

[0032] 作为另外一种选择,步骤 70 中的图像获取可以使用其他超声成像模式,并可以对步骤 72 中用来识别腔体的方法作相应的修改。例如,可以用多普勒成像技术来获取 2D 图像,例如本领域已知的彩色多普勒、能量多普勒或组织成像多普勒。此类技术用图像颜色(通常称为伪彩色)代表流动。在彩色多普勒中,图像中将血流区域着色,而组织区域不着色。在这种情况下,在步骤 72,可以将颜色值大于某个阈值的像素识别为属于血池区域。另一方面,在组织成像多普勒中,将组织区域着色而血液不着色,以使颜色值低于某个阈值的像素将被识别为属于血池区域。

[0033] 无论使用哪种成像模式,在二值化步骤 74,处理器 38 都会用阈值将 2D 灰度或彩色图像转换成二值图像。在二值图像中,将值为“0”的像素归类为血液区域,而值为“1”的像素属于组织。可以使用其他图像处理操作,以改善血液与组织之间区分的精确度。例如,可以通过连续使用形态学腐蚀和膨胀来移除组织区域内的小的暗区域,这些区域会被错误地识别为血池区域。

[0034] 在图像记录步骤 76 中,处理器 38 找出获取的 2D 图像的顶点位置和取向。如上文所述,处理器可以根据位置传感器 54 输出的信号计算位置和取向坐标。在获知顶点位置和图像取向的条件下,处理器可以计算二值化图像中每个像素在磁场发生器 30 的固定 3D 参照系中的 3D 坐标,从而将 2D 图像像素记录在 3D 体积中。

[0035] 在获取完成步骤 78 中,获得每个 2D 图像后,操作者移动心脏中的导管顶端,并重

复上述 2D 图像获取和处理步骤,直到处理器在所关注的体积内收集到足够数量的二值像素值。

[0036] 在表面重建步骤 80 中,处理器 38 收集值为“0”的像素(血液),并找出与这些像素接界的外表面。与心室中的血池接界的外表面为包围该心室的心脏壁内表面。因此,通过找出包围血池的外表面,处理器可有效地构建所考虑的心室的 3D 图。任选地,处理器可以在重建 3D 表面的同时继续获取 2D 图像,从而可以逐渐改进该图。

[0037] 将 3D 域中的血池作为表面重建的基础,可以为解决图像分割问题提供快速有效的方法。基于此类内点的集合可以用各种算法来重建某个体积的外表面。例如,处理器 38 可以使用美国专利 6,968,299 中所述的滚球算法,该专利的公开内容以引用方式并入本文中。该算法可以通过在点云上方“旋转”具有一定半径的球,推算出插入给定点云的三角网格。用该方法找出的三角形的顶点可限定云的外表面。

[0038] 为了减小计算量,不是所有的“0”像素都必须用于建立模型,处理器 38 可以在不同区域使用不同的分辨率。上文提到的滚球算法适用于通过在图的不同区域使用不同的球半径来进行这样的可变分辨率绘图。通常仅在血液-组织界面区域(沿着血池的边缘)需要使用高分辨率。该区域可在二维图像中自动或手动加以识别。然后处理器仅在组织边界附近进行高分辨率重建,其他地方采用低分辨率。换句话讲,处理器使用较少的 2D 图像中远离组织的区域中的像素,而使用较多的组织界面(通常在大约 1mm 的厚度内)区域中的像素。

[0039] 处理器 38 以上文所述方式重建和显示 3D 图之后,使用者可以使用图像编辑工具通过用户界面 42(例如)切割和/或改变模型,以改正伪像并移除不受关注的特征。

[0040] 图 5 为心室的 3D 图 90 的示意图,这是一种可用根据本发明实施例的上述方法制作的 3D 图。在这种情况下,该图示出了心脏的左心室,包括肺静脉的一些部分。这样的图可以用于各种目的,例如用作电解剖图(用上文所述的 CARTO 系统制成的那种图)的起点或用作全 3D 超声或层析图像的片段的起点。

[0041] 应当理解以上述的实施例仅是举例方式的援引,本发明并不限于上文具体示出和描述的内容。并且,本发明的范围包括上述各种特征的组合和子组合、以及本领域技术人员在阅读上述说明书时可能想到的并且现有技术中未公开的变型形式和修改形式。

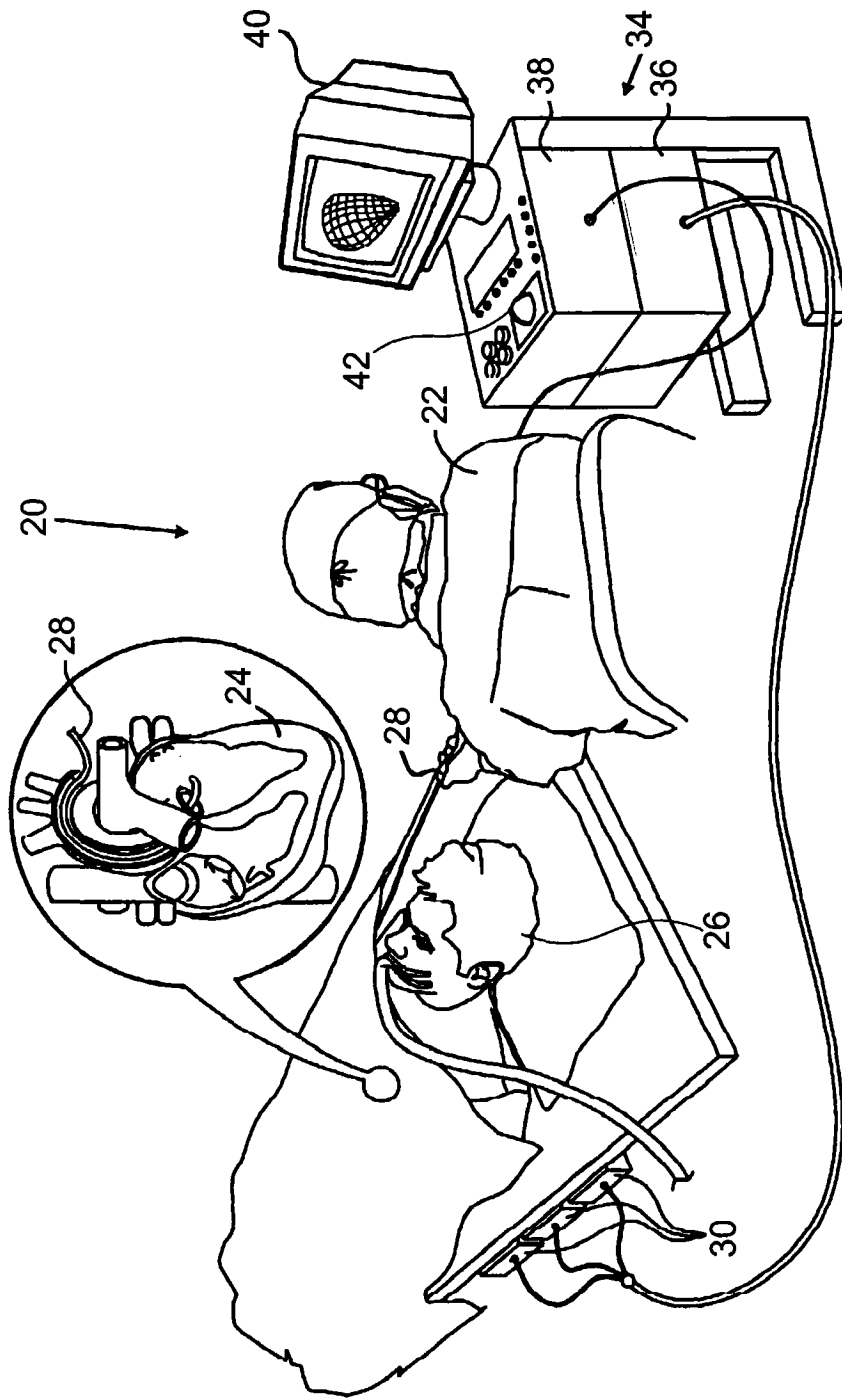


图 1

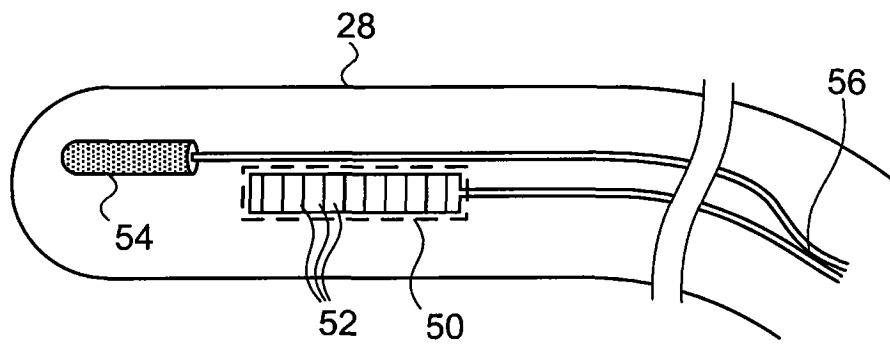


图 2

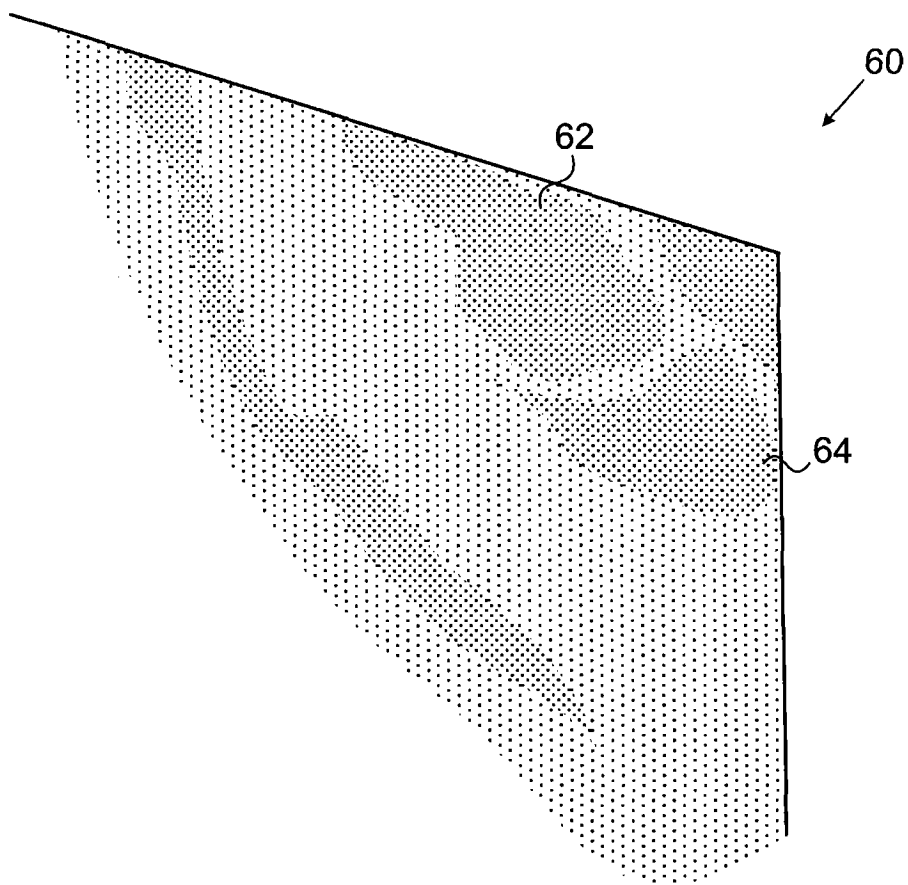


图 3

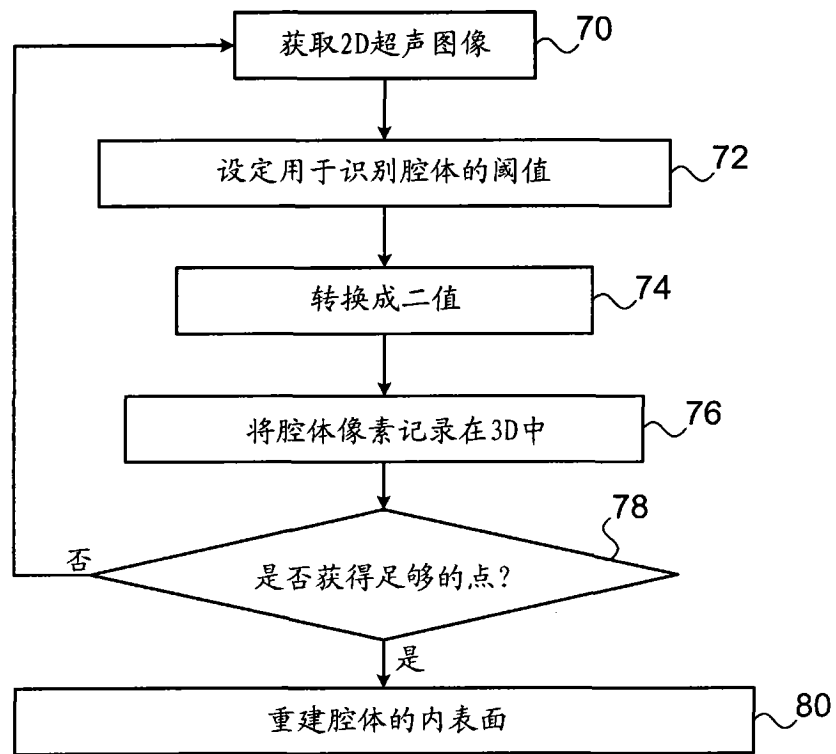


图 4



图 5

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用超声图像进行快速解剖绘图 | | |
| 公开(公告)号 | CN102106743B | 公开(公告)日 | 2015-11-25 |
| 申请号 | CN201010620927.7 | 申请日 | 2010-12-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| [标]发明人 | AC阿尔特曼 N基利姆 A戈德伯格 | | |
| 发明人 | A·C·阿尔特曼 N·基利姆 A·戈德伯格 | | |
| IPC分类号 | A61B8/12 G06T17/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/5238 A61B8/543 G06T7/0075 G06T17/00 G06T2200/08 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T7/593 | | |
| 代理人(译) | 蒋骏 | | |
| 优先权 | 12/646225 2009-12-23 US | | |
| 其他公开文献 | CN102106743A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明名称为“用超声图像进行快速解剖绘图”。本发明公开了一种三维(3D)绘图方法，所述方法包括获取活体受试者体内腔体的多个二维(2D)超声图像，所述2D图像在3D参照系中具有不同的相应位置。在每个所述2D超声图像中，与所述腔体内部的一些位置对应的像素被识别。将从所述2D图像识别的所述像素记录在所述3D参照系中，以确定与所述腔体内部相对应的体积。重建所述体积的外表面，所述外表面代表所述腔体的内表面。

