



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102187379 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 14

(21) 申请号 200980141720. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 09. 24

G09B 9/00(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/100, 083 2008. 09. 25 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 04. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/CA2009/001351 2009. 09. 24

(87) PCT申请的公布数据

WO2010/034117 EN 2010. 04. 01

(71) 申请人 CAE 医疗保健有限公司

地址 加拿大魁北克省

(72) 发明人 罗伯特·阿米欧 塞巴斯蒂安·纳多

斯特凡·皮莱特 让-马克·卢梭

亚尼克·比利

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 康建峰 李春晖

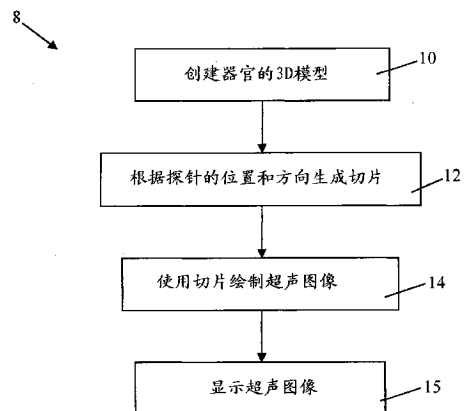
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 11 页

(54) 发明名称

医学成像模拟

(57) 摘要

描述了一种用于模拟器官的成像过程的方法,该方法包括:从存储器取回所述器官的 3D 体积模型,所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布,所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征;根据成像装置的位置和取向生成所述 3D 模型的切片,所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面;根据所述切片绘制图像;以及显示所述图像。



1. 一种用于模拟器官的成像过程的方法,所述方法包括:
从存储器取回所述器官的 3D 体积模型,所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布,所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征;
根据成像装置的位置和取向生成所述 3D 模型的切片,所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面;
根据所述切片绘制图像;以及
显示所述图像。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:
生成所述器官的 3D 表面模型;
将多个位置点分布在所述 3D 表面模型内,每一个所述点具有 3D 空间坐标;
将密度值与每一个所述位置点相关联,从而获得数据点的云;以及
将数据点的所述云作为所述 3D 体积模型存储在所述存储器中。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:
生成所述器官的 3D 表面模型;
将多个位置点分布在所述 3D 表面模型内,每一个所述点具有 3D 空间坐标;
将密度值与每一个所述位置点相关联,从而获得数据点的云;
进行数据点的所述云的体素化;
将密度值作为所述数据点的所述密度值的函数与每一个所述体素相关联,从而获得体素网格;以及
将所述体素网格作为所述 3D 体积模型存储在所述存储器中。
4. 根据权利要求 2 或 3 所述的方法,其中所述 3D 体积模型的内部表面限定其中没有位置点的体积。
5. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的方法,其中所述将所述密度值与每一个所述位置点相关联包括将时变密度值与每一个所述位置点相关联。
6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的方法,其中所述绘制所述图像进一步包括细化所述图像以获得所述图像的逼真纹理。
7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的方法,其中所述生成切片包括根据探针的位置和取向生成切片,并且所述绘制包括绘制超声图像,所述显示包括显示所述超声图像。
8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其中所述取回所述器官的所述 3D 体积模型包括取回心脏的 3D 体积模型。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,进一步包括将所述心脏动画化。
10. 一种计算机可读存储器,所述计算机可读存储器上记录有表示器官的 3D 体积模型的数据集以及为了执行以下步骤而由处理器执行的语句和指令:根据成像装置的位置和取向将所述 3D 体积模型切成切片;根据所述切片绘制图像;以及显示所述图像,所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布,所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征,所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面。
11. 根据权利要求 10 所述的计算机可读存储器,其中所述数据集包括多个数据点,每个所述数据点与 3D 空间坐标和密度值相关联。
12. 根据权利要求 10 所述的计算机可读存储器,其中所述数据集包括多个体素,每个

所述体素与体积、3D 空间坐标和密度值相关联。

13. 根据权利要求 11 或 12 所述的计算机可读存储器,其中所述密度值是时变的。

14. 根据权利要求 10 至 13 中任一项所述的计算机可读存储器,进一步包括细化所述图像以获得所述图像的逼真纹理的步骤(或者其中为了执行细化所述图像以获得所述图像的逼真纹理的步骤,进一步适于由处理器执行所述语句和所述指令)。

15. 一种用于模拟成像过程的系统,包括:

成像装置;

适于确定所述成像装置的位置和取向的位置跟踪装置;以及

包括存储器和处理器的机器,所述存储器中存储有表示器官的 3D 体积模型的数据集,所述处理器被配置用于根据所述成像装置的所述位置和取向将所述 3D 体积模型切成切片、根据所述切片绘制图像、并在显示单元上显示所述图像,所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布,所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征,所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面。

16. 根据权利要求 15 所述的系统,其中所述数据集包括多个数据点,每个所述数据点与 3D 空间坐标和密度值相关联。

17. 根据权利要求 15 所述的系统,其中所述数据集包括多个体素,每个所述体素与体积、3D 空间坐标和密度值相关联。

18. 根据权利要求 16 或 17 所述的系统,其中所述密度值是时变的。

19. 根据权利要求 15 至 18 中任一项所述的系统,其中所述处理器被配置用于细化所述图像以获得所述图像的逼真纹理。

20. 根据权利要求 15 至 19 中任一项所述的系统,其中所述成像装置是探针,所述位置跟踪装置适于确定所述探针的位置和取向,并且所述处理器被配置用于绘制所述器官的超声图像并显示所述超声图像。

21. 根据权利要求 15 至 20 中任一项所述的系统,其中所述数据集表示心脏的 3D 模型。

22. 根据权利要求 21 所述的系统,其中所述数据集表示动画化的心脏的 3D 模型。

医学成像模拟

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求了提交于 2008 年 9 月 25 日的第 61/100,083 号美国临时专利申请的 35USC § 119(e) 下的优先权,通过引用将其内容合并于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学成像模拟领域,尤其涉及使用诸如用于超声成像的探针的成像装置进行的医学成像。

背景技术

[0004] 超声成像模拟器被用来训练学生超声描记技术。然而,使用这类装置能提供的训练是有限的。某些超声描记诊断训练设备使用基于利用超声装置或其它医学诊断设备对真人身体的精确扫描的超声描记数据集的 3D 阵列,要获得它是耗时且昂贵的。然后将在扫描期间获得的各种超声描记“切片”保存在数据库中,并使用插值技术来填充切片之间的间隙。大多数时候,所述数据集来自健康的患者,或者来自具有不需要立即治疗的微小病状的患者。获得关于需要立即介入的罕见病状或病情的超声描记数据集是很困难的,因为那些患者常常不能用来长时间地进行感兴趣区域或器官的完整扫描。

[0005] 此外,在每个病例或数据集中,存在有限量的数据。与真实临床检查相比,扫描窗口和角度是有限的。教师和学生可能发现他们自己在争取更好的图像,但是该完美的图像常常超出所存储的数据的能力。

[0006] 因此,需要改进超声描记诊断训练装置。

发明内容

[0007] 这里提出的方法涉及使用体积建模来生成器官的 3D 模型。与线框和表面建模不同,体积建模系统确保所有表面适当地交会,并且确保对象在几何上是正确的。体积建模对对象进行内部和外部模拟。体积 3D 模型可被截断以揭示它们的内部特征。当对象被构建为 3D 模型时,其内部结构的横截面可就像其被切成切片一样呈现。

[0008] 使用体积建模生成的虚拟 3D 模型可被动画化,以再现例如跳动的心脏,并且因此该技术可被用来对动态器官以及静态器官成像。另外,该方法涵盖了非侵入式、半侵入式和侵入式超声描记术模拟技术。经胸廓回波心动描记术 (transthoracic echocardiography)、经食道回波心动描记术 (transesophageal echocardiography) 和心脏内回波描记术 (intracardiac echography) 分别是非侵入式、半侵入式和侵入式超声成像技术的例子。

[0009] 根据第一个宽泛的方面,提供了一种用于模拟器官的成像过程的方法,该方法包括:从存储器取回所述器官的 3D 体积模型,所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布,所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征;根据成像装置的位置和取向生成所述 3D 模型的切片,所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面;根据

所述切片绘制图像；以及显示所述图像。

[0010] 根据第二个宽泛的方面，提供了一种计算机可读存储器，所述计算机可读存储器上记录有表示器官的 3D 体积模型的数据集以及为了执行以下步骤而由处理器执行的语句和指令：根据成像装置的位置和取向将所述 3D 体积模型切成切片；根据所述切片绘制图像；以及显示所述图像，所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布，所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征，所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面。

[0011] 根据又一个宽泛的方面，提供了一种用于模拟成像过程的系统，该系统包括：成像装置；适于确定所述成像装置的位置和取向的位置跟踪装置；以及包括存储器和处理器的机器，所述存储器中存储有表示器官的 3D 体积模型的数据集，所述处理器被配置用于根据所述成像装置的所述位置和取向将所述 3D 体积模型切成切片、根据所述切片绘制图像、并在显示单元上显示所述图像，所述 3D 体积模型描述所述器官的 3D 结构和所述 3D 结构内的密度分布，所述 3D 结构表示所述器官的表面和内部特征，所述切片包括所述表面和所述内部特征的横截面。

[0012] 应当理解，术语“回波描记术”、“超声描记术”和“医学声波描记术”可以互换使用。

[0013] 术语“器官”应被理解为可由超声扫描的生命的任何单元或结构，包括肌肉、腱和内部器官，如心脏、肝脏等。胎儿也是器官的一个例子。

附图说明

[0014] 根据以下结合附图作出的详细描述，将容易理解本发明的更多特征和优点，其中：

[0015] 图 1a 是根据一个实施例的用于模拟器官的超声图像的方法的流程图；

[0016] 图 1b 是根据一个实施例的用于创建 3D 模型的方法的流程图；

[0017] 图 2 是根据一个实施例的心脏的 3D 结构的横截面；

[0018] 图 3 是根据一个实施例的填充有随机点的心脏的 3D 结构的横截面；

[0019] 图 4 示出了根据一个实施例的与随机点相关联的球体的体素化 (voxelization)；

[0020] 图 5 示出了根据一个实施例的与第一横截平面相交的 3D 心脏；

[0021] 图 6 示出了根据一个实施例的根据图 5 的横截平面生成的模拟超声图像；

[0022] 图 7 示出了根据一个实施例的与第二横截平面相交的图 5 的 3D 心脏；

[0023] 图 8 示出了根据一个实施例的根据图 7 的横截平面生成的模拟超声图像；

[0024] 图 9 示出了根据一个实施例的与第三横截平面相交的图 5 的 3D 心脏；

[0025] 图 10 示出了根据一个实施例的根据图 9 的横截平面生成的模拟超声图像；

[0026] 图 11 示出了根据一个实施例的滤波处理之前的根据 3D 心脏模型生成的模拟超声图像；

[0027] 图 12 示出了根据一个实施例的滤波处理之后的图 11 的模拟超声图像；以及

[0028] 图 13 示出了根据一个实施例的超声模拟器。

具体实施方式

[0029] 图 1a 示出了用于模拟器官的超声图像的方法 8 的一个实施例。方法 8 的第一个

步骤 10 是创建器官的 3D 体积模型。可以存储在存储器中的 3D 模型包括器官的 3D 结构, 该 3D 结构包括器官的 3D 表面和内部特征这两者。器官的 3D 表面包括器官的外部表面并且还可以包括内部表面。诸如密度的数据分布在 3D 模型内。内部特征包括包含在器官的外部表面内的单元, 如肌细胞、静脉、动脉、腔等。以心脏为例, 3D 模型考虑到了诸如心内膜、心室腔、乳头肌、瓣膜等的内部特征。此外, 3D 模型还可以被修改为包括任何病状, 甚至罕见病状。

[0030] 在一个实施例中, 如图 1b 中所示, 创建 3D 模型 10 包括四个步骤。第一个步骤 16 是生成器官的 3D 结构。3D 结构是表示器官外部轮廓的器官的空模型。空模型包括器官的外部表面。换句话说, 第一个步骤 16 是创建器官的外部包络。3D 结构还可以包括器官的内部特征。在此情形下, 空模型还包括任何内部特征的表面。以心脏为例, 图 2 示出了心脏的空模型的横截面 20。心脏的空模型包括心脏的外部表面 22 以及内部腔 24 和 26 的表面。应当理解, 在 3D 结构中, 可以省略内部腔 24 和 26 的表面。可使用诸如多边形表面建模或非均匀有理 B 样条建模的任何表面建模技术来生成空模型。

[0031] 创建 3D 模型 10 的第二个步骤 17 是将多个点分布在器官的 3D 结构内。在一个实施例中, 所述点随机分布在器官的 3D 结构内。图 3 示出了随机分布有多个点 30 的心脏 20 的横截面。可替代地, 可以根据预定的空间模式在空间上组织所述点 30。例如, 可以沿着预定的线对齐点 30, 并且可以使连续的点 30 间隔开预定的距离。尽管在图 3 中没有点 30 存在于腔 24 和 26 中。但应当理解, 一些点 30 可以分布在腔 24 和 26 内。

[0032] 下一个步骤 18 是将数据与每个点 30 相关联。诸如密度值的数据与每个点 30 相关联。在图 3 中, 不包含点 30 的区域被认为是具有零密度的区域, 并且在模拟超声图像上表现为黑色。如果多个点 30 存在于腔 24 和 26 中, 则与这些点相关联的密度值被设定为零。

[0033] 在器官包括内部特征的一个实施例中, 在步骤 16 生成的器官的 3D 结构不包括内部特征。在此情形下, 在步骤 17, 将多个点 30 以随机方式或有组织的方式分布在 3D 结构内, 并在步骤 18, 将诸如密度值的数据与每个点 30 相关联。通过将一些点相关联的数据的值设定为特定值, 在 3D 模型中生成器官的内部特征。例如, 可以将包含在 3D 结构的与腔 24 和 26 对应的区域中的多个点 30 的密度值设定为零。这些特定的零密度区域在模拟超声图像上表现为黑色。

[0034] 在一个实施例中, 影响参数 R 也与每个点 30 相关联。参数 R 可以是限定了以点 30 为中心的球体的半径。球体内任何点的密度值由与球体的中心即点 30 相关联的密度值来限定。应当理解, 参数 R 可以用来限定不同于球体的 3D 对象。例如, 参数 R 可以限定以点 30 为中心的立方体, 并且立方体内任何点的密度值由与立方体的中心即点 30 相关联的密度值来限定。在一个实施例中, 对于整个 3D 模型内的所有点 30, 参数 R 可以是固定的。可替代地, 对于不同的点 30, 参数 R 可以不同。例如, 可以在器官的密度逐渐变化的区域中使用大的球体, 而在密度在小区域内大范围变化的区域中使用小的球体。

[0035] 生成 3D 模型 10 的第四个步骤 19 是模型的体素化。将包括点 30 的 3D 模型划分成多个单位体积元 (体素)。将体积值、指示 3D 空间位置的指数和密度值与每个体素相关联。每个体素所关联的密度值被限定为与它相关的点 30 的密度值的函数。图 4 示出了与点 30 相关联的体素化。

[0036] 在一个实施例中, 将密度值 d_1 和半径 R 与每个点 30 相关联。点 30 是具有半径 R

的球体 32 的中心。所述体素化生成与球体 32 相交的多个体素 34。球体 32 限定了球体中心 30 的影响区域以便向体素分配密度值。将密度值作为与点 30 相关联的密度值 d_1 的函数赋给每个体素 34。

[0037] 在一个实施例中,每个体素 34 共享与点 30 所关联的密度值相同的密度值 d_1 。可替代地,与特定体素 34 相关联的密度值可依赖于点 30 的密度值以及该特定体素与点 30 之间的距离。与特定体素 34 相关联的密度值还可依赖于体素 34 周围的多于一个的点 30。

[0038] 在属于多于一个的球体 32 的体素 34 的情形下,其密度可以是其所属的球体的中心的密度值的平均。在包括两个点 30 的体素的情形下,可进行子采样。这意味着较小尺寸的体素生成,使得每个点 30 被包括在不同的体素中。应当理解,可以使用将密度值作为点 30 的密度值的函数分配给体素的任何数学方法。

[0039] 在一个实施例中,省略体素化步骤 19,而直接从点 30 的云及其相关联的数据如密度值生成超声图像。限定例如球体的参数 R 也可以与云的每个点 30 相关联。在此情形下,根据球体中心即点 30 的密度值来确定包含在球体中的点的密度值。参数 R 的使用允许创建器官的 3D 模型所需的点 30 的数目得以减少。

[0040] 还可创建动画化的 3D 模型。例如,可以模拟跳动的心脏的图像。另一个例子是活的胎儿。任何移动和 / 或该移动的任何频率可被包括在 3D 模型中。在一个实施例中,为了将 3D 模型动画化,与点 30 相关联的位置、半径和密度中的至少一个随时间变化。此外,还可以将 3D 结构动画化,使得包括器官内部特征的器官的形状可以随时间变化。应当理解,可以使用将器官动画化的任何动画技术,如对象变形技术。

[0041] 在另一个实施例中,使用实体建模来创建器官的 3D 模型。在此情形下,通过体素的 3D 组装直接得到器官的 3D 模型。诸如密度值的数据与每一个所述体素相关联。因体素不同而异的密度值允许限定器官的内部特征。在整个建模的心脏中,体素的尺寸可以是恒定的。可替代地,体素的尺寸可以在模型内变化。体素的尺寸可依赖于器官内的密度的变化率。例如,可以在器官的密度逐渐变化的区域中使用大的体素,而在密度在小区域内大范围变化的区域中使用小的体素。

[0042] 还可创建动画化的实体 3D 模型。在一个实施例中,器官由动态体素 (doxel) 的数据集表示。动态体素是具有另一个维度即时间的体素。每个动态体素是一个矩阵,其中密度值与每个时间 t 相关联。应当理解,每个动态体素还可包含与除密度以外的特性有关的信息。可使用本领域技术人员已知的制作器官的动画化 3D 模型的任何技术。

[0043] 可使用本领域技术人员已知的创建包括与 3D 模型的点相关联的至少一个密度值的器官的 3D 模型的任何技术。应当注意,各种特性的值可与模型的每个点或体素相关联。可使用本领域技术人员已知的将 3D 模型动画化的任何方法。

[0044] 在一个实施例中,分布多个点的步骤 17 包括将多个点 30 分布在器官的 3D 结构之外,以便考虑到器官周围的单元,例如骨骼或其它器官。在此情形下,将数据与点相关联的步骤 18 包括将数据与位于器官的 3D 结构之外的外部点相关联。诸如密度的数据与这些外部点相关联,并且参数 R 也可以与这些外部点中的每一个相关联,以便生成球体、立方体等。当存在体素化步骤 19 时,该步骤包括器官周围的分布有多个外部点的区域的体素化。在使用实体建模生成器官的 3D 模型的一个实施例中,体素或动态体素可分布在器官的 3D 结构之外,并且诸如密度的数据与器官外部的体素或动态体素相关联,以便表示器官的周

围环境。

[0045] 回到图 1a, 该方法的步骤 12 包括生成 3D 模型的平面切片。根据探针的位置和取向生成切片, 并且切片具有给定的厚度。切片的厚度被选择为使得模拟超声图像逼真地再现真实超声图像。如图 5 中所示, 探针的位置和取向限定横截平面 52。根据该横截平面限定切片。下一个步骤 14 包括使用在步骤 12 生成的切片绘制超声图像。由所述体素化得到的体积以及每个体素所关联的密度值为超声图像提供虚拟的超声描记纹理。可以将所得到的超声图像彩色化或灰度化。所显示的图像的每个像素的色彩或灰度值由与其对应体素相关联的密度值来限定。如果切片的厚度大到足以包括多个体素, 则将所显示的图像的每个像素与多个体素相关联。在此情形下, 与该像素相关联的色彩和密度值是与该像素相关联的所有体素的密度值的函数。例如, 可以计算平均密度值并使用该平均密度值来向所显示的图像的该特定像素分配色彩。图 1a 中所示的方法 8 的最后一个步骤 15 是显示所绘制的超声图像。

[0046] 尽管本说明书涉及将器官的整个 3D 模型体素化并随后切成切片的实施例, 但是应当理解, 可以在将模型切成切片之后执行体素化步骤。在此情形下, 首先根据探针的位置和取向生成切片, 随后将生成的切片体素化。然后, 使用体素化的切片绘制超声图像。

[0047] 在省略体素化步骤 19 的一个实施例中, 切片包括一些点 30, 每个点 30 具有至少一个相关联的密度值。所显示的图像的每个像素的色彩或灰度值由与其对应点 30 相关联的密度值来限定。可以使用插值技术来确定像素的色彩或灰度值。如果切片的厚度大到足以包括多个点 30, 则将所显示的图像的每个像素与多个点 30 相关联。在此情形下, 与该像素相关联的色彩和密度值是与该像素相关联的所有点 30 的密度值的函数。例如, 可以计算平均密度值并使用该平均密度值来向所显示的图像的该特定像素分配色彩。如果限定例如球体的参数 R 与每个点 30 相关联, 则与特定像素相关联的色彩和密度值是与该特定像素相关联的所有球体的密度值的函数。

[0048] 在省略体素化步骤 19 的一个实施例中, 可以在时间上插入点 30 的位置, 以降低或增大动画的速度, 同时基本上不影响所显示的图像的运动的流动性。此外, 点 30 的云可以被基本上实时地动态修改或变形, 从而提供对模拟器官的形状的动态变化或者会影响模拟器官的形状的任何过程如外科切除进行模拟的能力。

[0049] 通过改变探针的位置和取向, 横截平面改变, 且不同的超声图像被创建并显示。图 5 示出了心脏 50 的 3D 模型和第一横截平面 52, 如图 6 中所示, 根据第一横截平面 52 生成超声图像 54。图 7 示出了对应于探针的第二位置和取向的第二横截平面 56。如图 8 中所示, 横截平面 56 与 3D 心脏 50 的相交生成第二超声图像 58。最后, 如图 9 中所示, 通过将探针移动到第三位置和取向, 生成横截平面 60。如图 10 中所示, 平面 60 与建模的 3D 心脏 50 相交, 且心脏 50 的第三超声图像 62 被生成并显示。

[0050] 在一个实施例中, 图 1a 中所示的方法可以进一步包括细化图像的逼真的虚拟超声描记纹理以产生逼真的超声描记纹理的步骤。所得到的图像对应于人在使用真实超声装置时将看到的视图。图 11 示出了当未进行超声描记纹理的细化时的模拟超声描记图像。可通过向切片施加滤波来进行超声描记纹理的细化。图 12 示出了呈现逼真的超声描记纹理的超声图像 72。超声图像 70 和 72 由同一个切片得到, 但是滤波步骤被用来创建图像 72, 这导致逼真的超声图像。

[0051] 在某些情况下,超声描记图像的创建可能涉及劣化图像质量,以便更逼真地再现超声图像。例如,为了考虑到假象和障碍如骨骼或其它器官,可以进行图像的劣化。可以根据探针的位置和取向进行图像的劣化。可替代地,图像的劣化独立于探针的位置和取向。

[0052] 在一个实施例中,基本上实时地完成超声图像的创建及其显示,并且所显示的图像基本上对应于根据探针的实际位置和取向生成的切片。

[0053] 在模拟跳动的心脏的情形下,3D模型还包含时间。根据在特定时间每个点30或体素所关联的密度值进行每个图像的绘制。通过连续地显示超声图像来实现动画。例如,可以模拟跳动频率在超声成像模拟期间变化的跳动的心脏,并且同样可以模拟任何类型的心律失常。

[0054] 上述方法可体现在可连接到探针和显示器并且包括处理单元和存储器的机器中。器官的3D模型存储在存储器中,并且处理单元适于根据探针的位置和取向生成3D模型的切片、绘制超声图像、并在显示器上显示超声图像。还应当理解,上述方法可体现在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器上记录有器官的3D模型以及为了执行根据探针的位置和取向将3D模型切成切片、使用切片绘制超声图像并显示超声图像的方法而由处理器执行的语句和指令。

[0055] 图13示出了超声模拟器110的一个实施例。超声模拟器110包括连接到监视器114的计算机112、探针116和人体模型118。人体模型118担任要受训练的用户必须通过超声扫描的病人的角色。用户通过将探针116移位和定向来选择要显示的器官的视图。

[0056] 计算机112包括可由处理器122存取的存储器120。包括器官3D结构和器官内部特征的器官3D模型被保存在存储器120上。在一个实施例中,表示3D模型的数据集被存储在存储器120中,该数据集包括位置点的云,每个位置点与3D空间坐标和诸如密度的数据相关联。具有相关联的数据的位置点表示分布在3D结构内的数据点的云。在一个实施例中,处理器122适于进行数据点的云的体素化以便获得体素或动态体素的3D网格。体素或动态体素的密度值被确定为数据点的密度值的函数。可替代地,表示3D模型并且存储在存储器120中的数据集包括体素或动态体素及其相关联的数据。

[0057] 处理器122适于根据由探针116的位置和取向限定的横截平面123来生成3D模型的切片,并使用切片绘制超声图像。在存储在存储器120中的3D模型包括器官的表面模型以及与密度值相关联的点的云的一个实施例中,处理器122适于使用点的云绘制超声图像。通过根据云中的点的密度值向切片的每个点分配色彩或灰度值来生成超声图像。所得到的超声图像124显示在监视器114上。可替代地,处理器122适于进行切片的体素化、计算每个体素的密度值、并使用体素化的模型绘制超声图像。通过根据与特定点相关联的体素的密度值向切片的每个点分配色彩或灰度值来生成超声图像。在存储在存储器120中的3D模型包括体素和相关联的数据的另一个实施例中,处理器122适于将3D模型切成切片并通过根据与特定点相关联的体素的密度值向切片的每个点分配色彩或灰度值来绘制超声图像。所得到的超声图像124显示在监视器114上。

[0058] 在超声模拟器110的一个实施例中,处理器122适于通过向切片施加滤波来细化超声纹理。

[0059] 处理器122基本上实时地生成和显示超声图像124。结果,当用户移动探针116时,模拟器110将对应的超声图像无任何实质时间延迟地显示在监视器110上。将探针116

移位导致显示器官的不同视图。

[0060] 在模拟器 110 的一个实施例中,处理器 122 适于在绘制超声图像 124 时考虑到假象和障碍。例如,为了考虑到位于要被扫描的器官与探针之间的骨骼或其它器官,可以劣化所得到的超声图像 124。这些假象和障碍可以由负责训练的教授选择。

[0061] 在另一个实施例中,处理器 122 适于从位置跟踪系统或装置接收信息以确定探针 116 的位置和取向。应当理解,可以使用任何适当的位置跟踪系统或装置。例如,位置跟踪系统可以包括信号发射装置和信号接收装置。信号发射装置可以定位在人体模型 118 中、将占据模拟人体器官的位置处,而信号接收装置可以位于探针 116 中。可替代地,信号发射装置可以定位在人体模型 118 内的任何位置处。信号发射装置适于在多个方向上发射信号,并且所发射的信号作为方向的函数而变化。信号接收装置适于接收所发射的信号、使用接收到的信号和信号发射装置的位置来确定探针 116 的位置和取向、并向处理器 122 发送所确定的位置和取向。可替代地,信号接收装置适于向处理器 122 发送表示接收到的信号的数据,处理器 122 适于确定探针 116 的位置和取向。在另一个例子中,位置跟踪系统包括适于测量由位于探针 116 上的可跟踪装置发射或反射的信号的传感器。处理器 122 适于将探针 116 的位置和取向确定为从传感器接收到的数据的函数。人体模型 118 可设有为探针 116 提供参考位置的参考标记。

[0062] 可使用允许选择器官的特定视图或切片的任何成像装置。在一个实施例中,成像装置是用来取得器官的真实医学图像并且设有适当的 3D 位置跟踪装置的真实成像装置。例如,成像装置可以是设有适当的 3D 位置跟踪装置的真实探针。

[0063] 在另一个实施例中,成像装置被确定形状和尺寸以模仿将被用来取得器官的真实医学图像的真实成像装置。例如,成像装置可以是设有适当的位置跟踪装置的假探针。

[0064] 在又一个实施例中,成像装置是手持装置,其尺寸和 / 或形状与将被用来生成器官的真实医学图像的真实成像装置的尺寸和 / 或形状无关。例如,成像装置可以是计算机 112 的鼠标、游戏杆等。在此情形下,可以在显示单元 114 上显示身体的表示上的虚拟探针。用户通过操纵鼠标或游戏杆将虚拟探针在虚拟身体上移位,且图像 124 作为虚拟探针的位置和取向的函数显示在显示单元 114 上。可替代地,不提供虚拟探针,而只使用鼠标或游戏杆。可以使用允许确定成像装置的位置和取向的任何系统或装置。

[0065] 在一个实施例中,可以将模拟超声图像动画化,以模拟例如回波心动描记术或产科超声成像。在此情形下,3D 模型的每个点或体素所关联的密度值、参数 R 和 / 或该点或体素的位置是依赖于时间的。因此,可以例如再现心脏的跳动。模拟器官的移动频率可在训练期间改变,从而更逼真。

[0066] 在一个实施例中,模拟器 110 的用户可以改变模拟超声的功率和 / 或频率。为了模拟功率和 / 或频率的变化,处理器 122 向超声图像 124 施加滤波。这导致与不同的超声频率和 / 或功率相关联的修改后的超声图像 124。可替代地,存储在存储器 120 中的 3D 模型对于每个点和 / 或体素可以包含一个不同的密度值集合。一个密度值集合对应于一个特定的超声功率和 / 或频率。

[0067] 在一个实施例中,3D 模型是器官的逼真且精确的表示。可替代地,3D 模型可以是器官的简化表示。应当理解,在 3D 模型中可包括任何特征。

[0068] 在一个实施例中,超声描记模拟器 110 还可模拟多普勒图像。多普勒技术允许利

用多普勒效应确定血流的速度和方向。在此情形下,保存在存储器 120 中的器官的 3D 模型还包含与血流的速度和方向有关的信息。3D 模型的每个点或动态体素与速度值以及模拟超声图像所需的其它值相关联。

[0069] 在一个实施例中,超声模拟器 110 适于生成模拟 M 模式超声图像。M 模式超声图像是根据时间沿着单条发光线的图像(时间-运动超声描记术)。

[0070] 超声成像模拟器 110 可设有表示不同器官或同一器官的不同模型的多个 3D 模型。例如,用户可通过使用器官的简化模型来开始他的训练。当用户变得对超声扫描技术熟悉时,可使用更复杂和精确的模型。

[0071] 人体模型 118 可设有食道,以训练用户经食道回波心动描记技术。在此情形下,用户将探针 116 插入人体模型的食道中。然后,根据探针 116 的位置和取向在显示器 114 上显示心脏的模拟超声图像。

[0072] 在一个实施例中,模拟器包括不同器官的 3D 模型,使得用户在使用同一个模拟器时可被训练关于不同器官的超声成像。在此情形下,人体模型 118 适应于存储在计算机 112 中的器官的数目和类型。例如,人体模型可以包括腹部和 / 或胸部和 / 或头部等。

[0073] 应当注意,上述方法和设备可被用来模拟二维和 / 或三维回波描记术。

[0074] 应当理解,上述方法和设备可被用来模拟其它医学成像技术,如磁共振成像、血管造影、CT 扫描等。

[0075] 应当注意,上面描述的本发明的实施例意在仅是示范性的。本发明可作为方法来执行,可体现在系统或计算机可读介质中。因此,本发明的范围意在仅由所附权利要求的范围来限定。

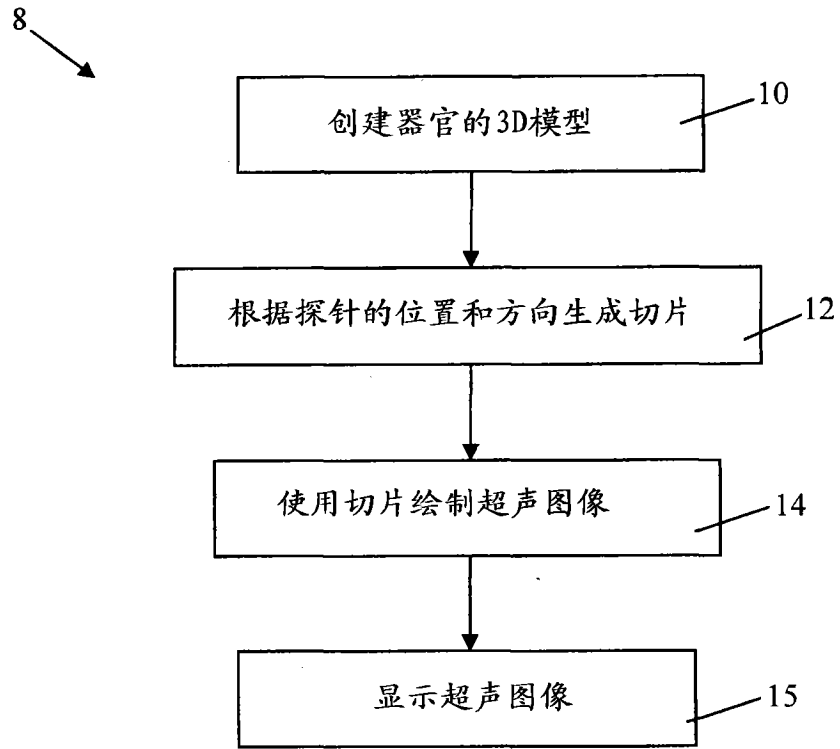


图 1a

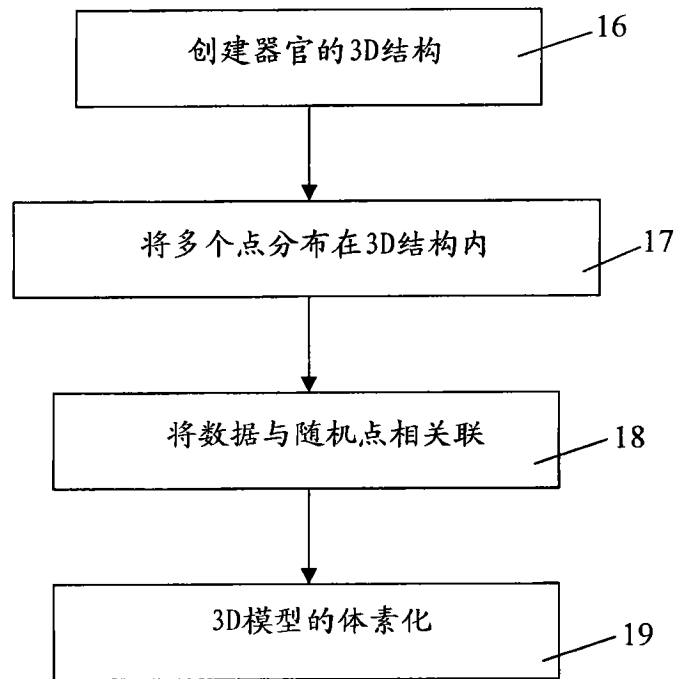


图 1b

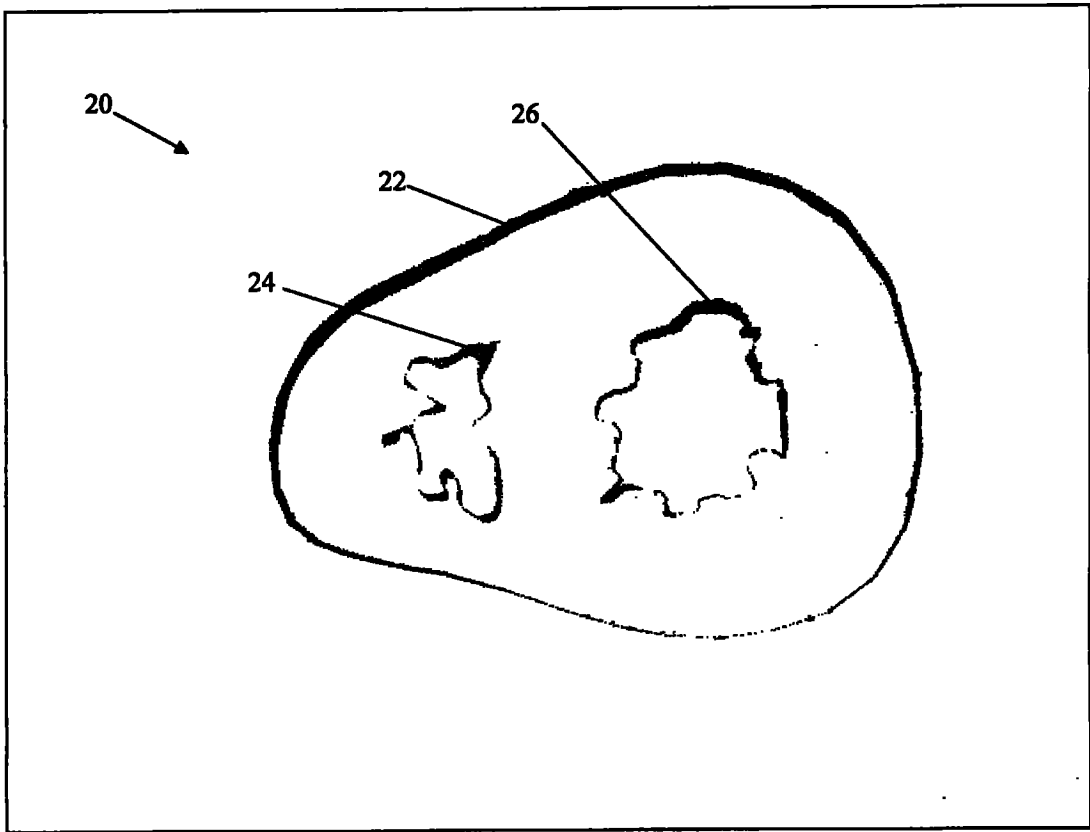


图 2

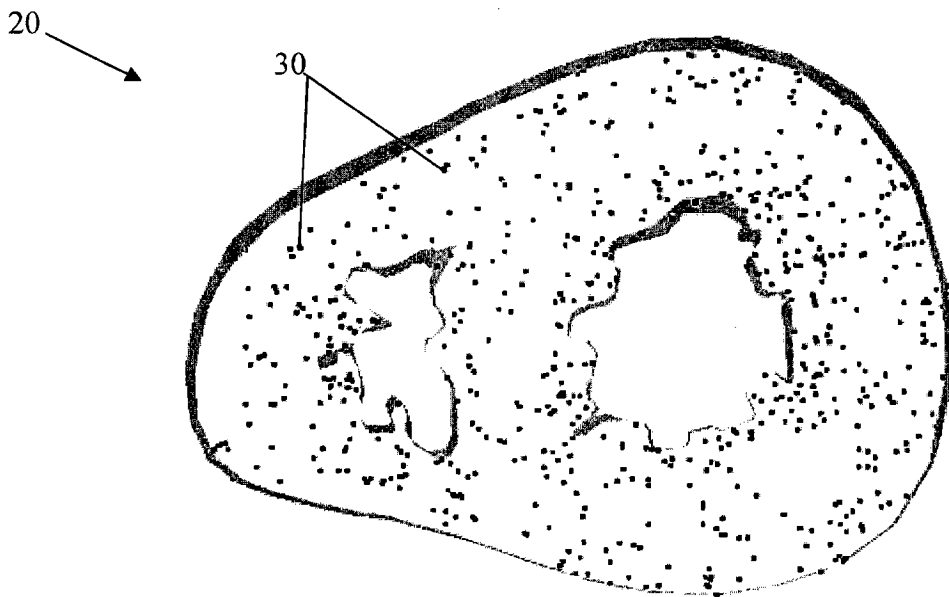


图 3

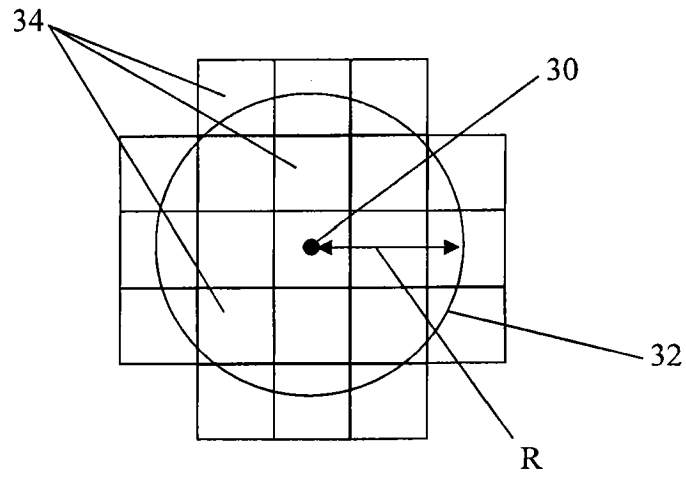


图 4

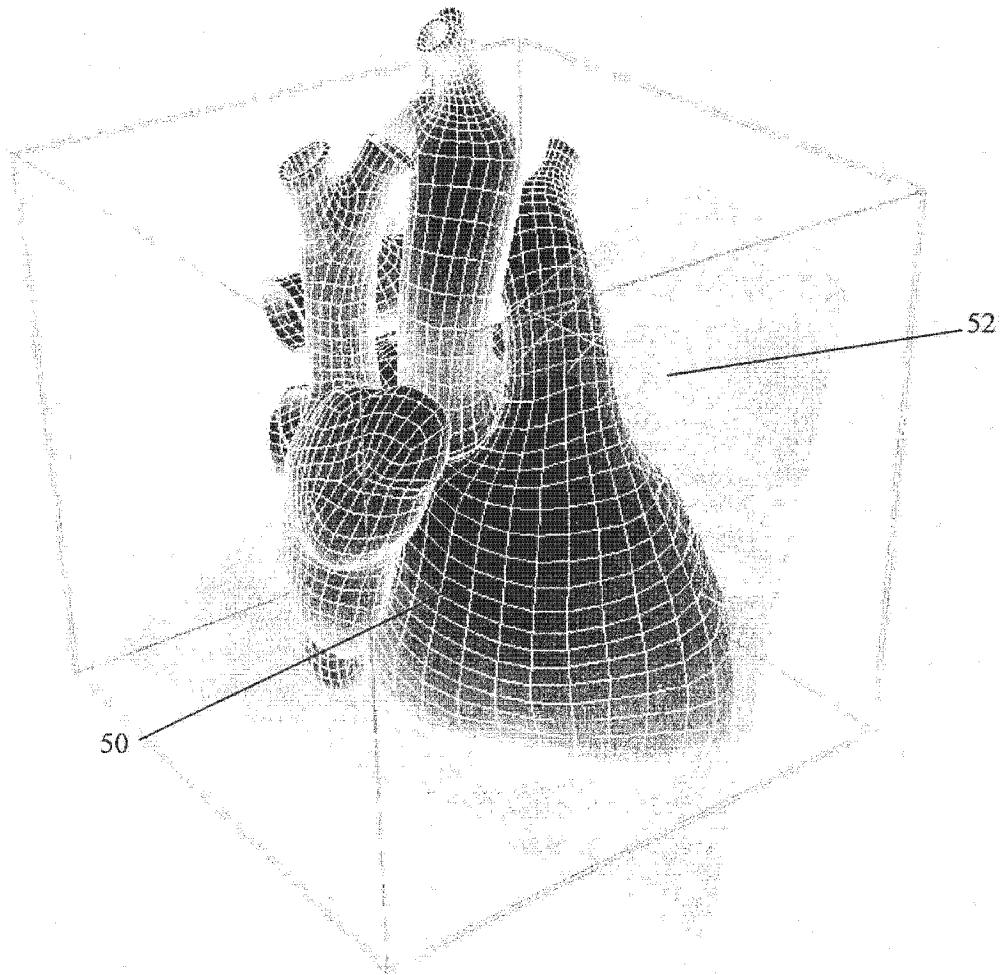
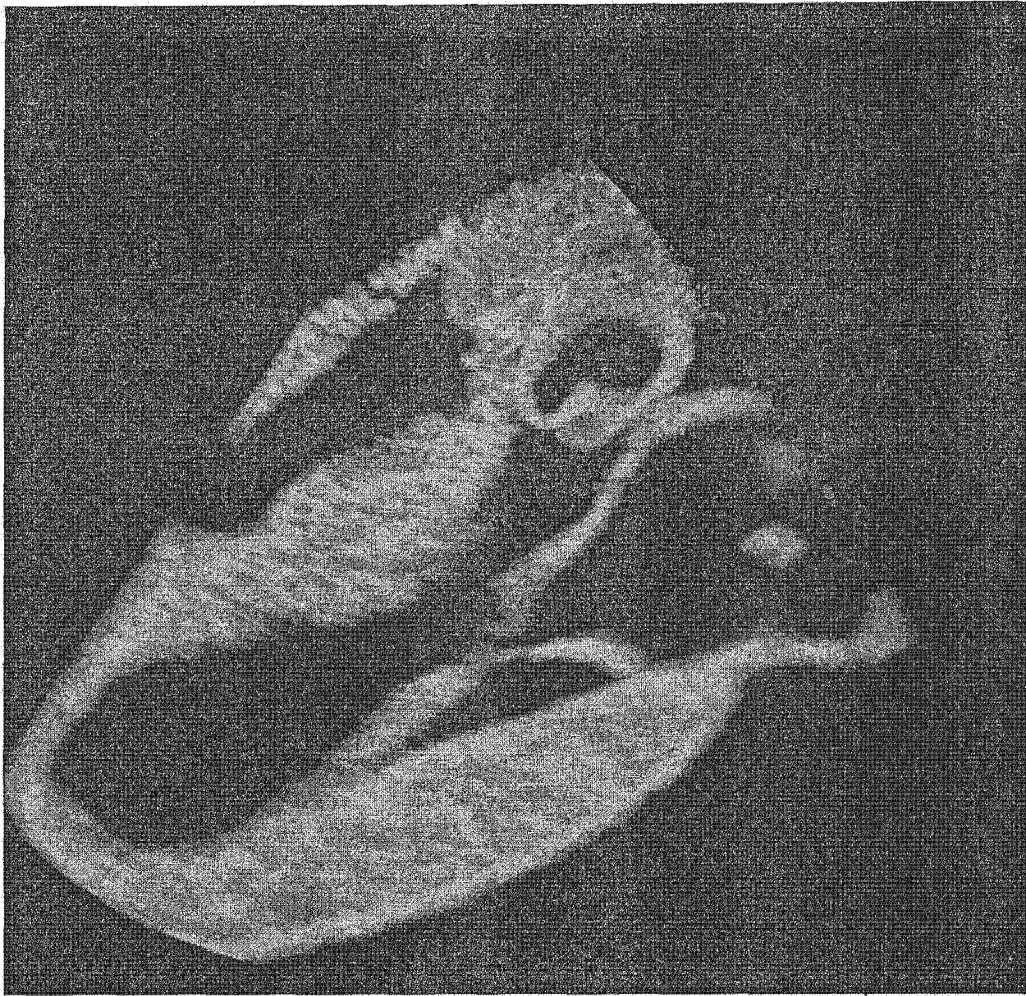


图 5



54

图6

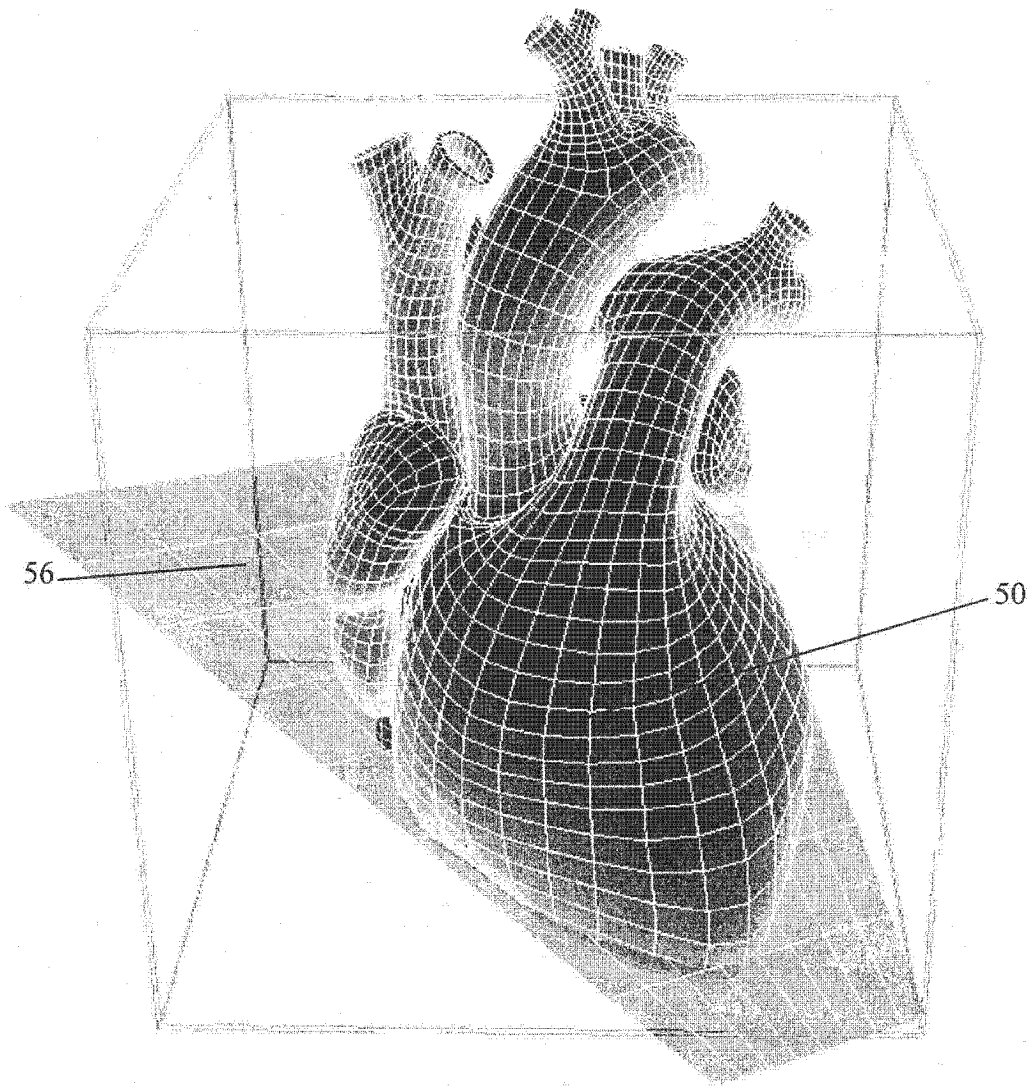
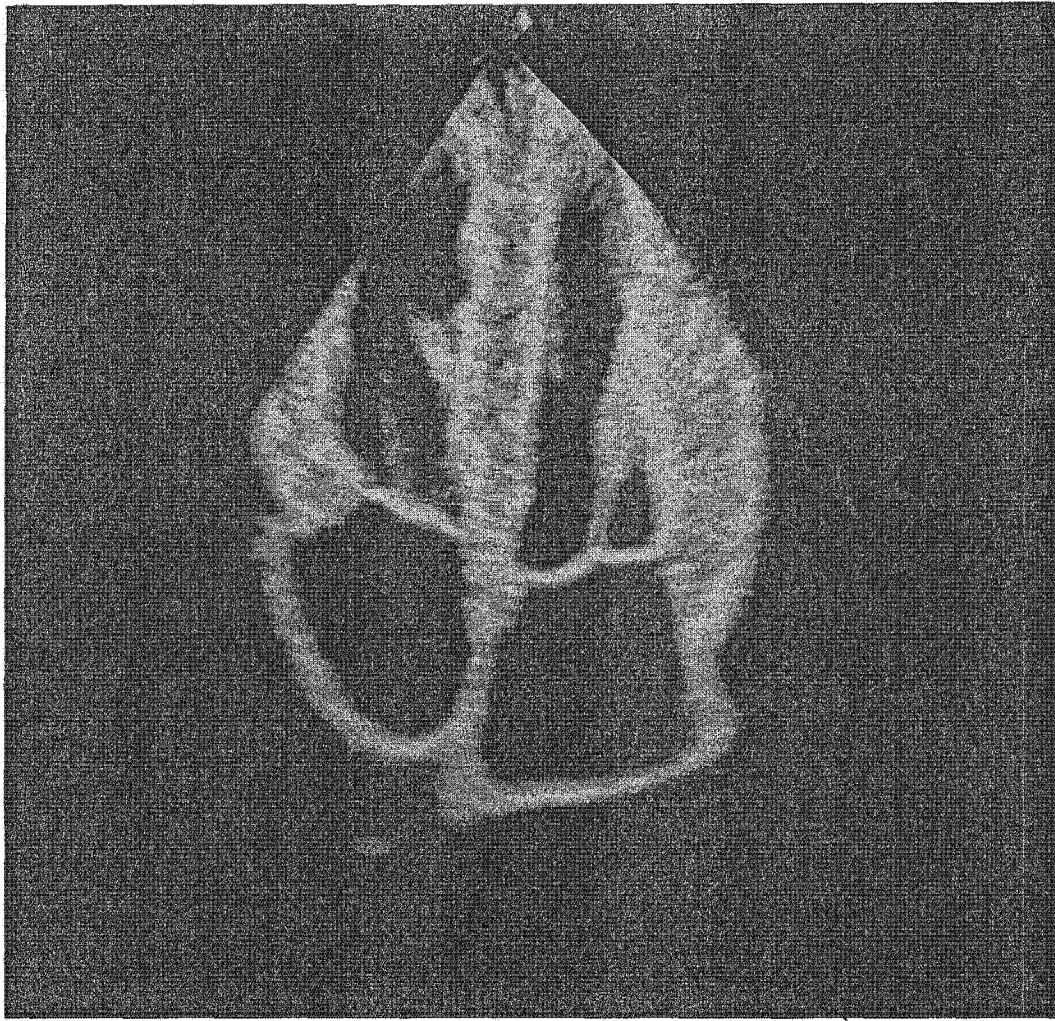


图 7



58

图 8

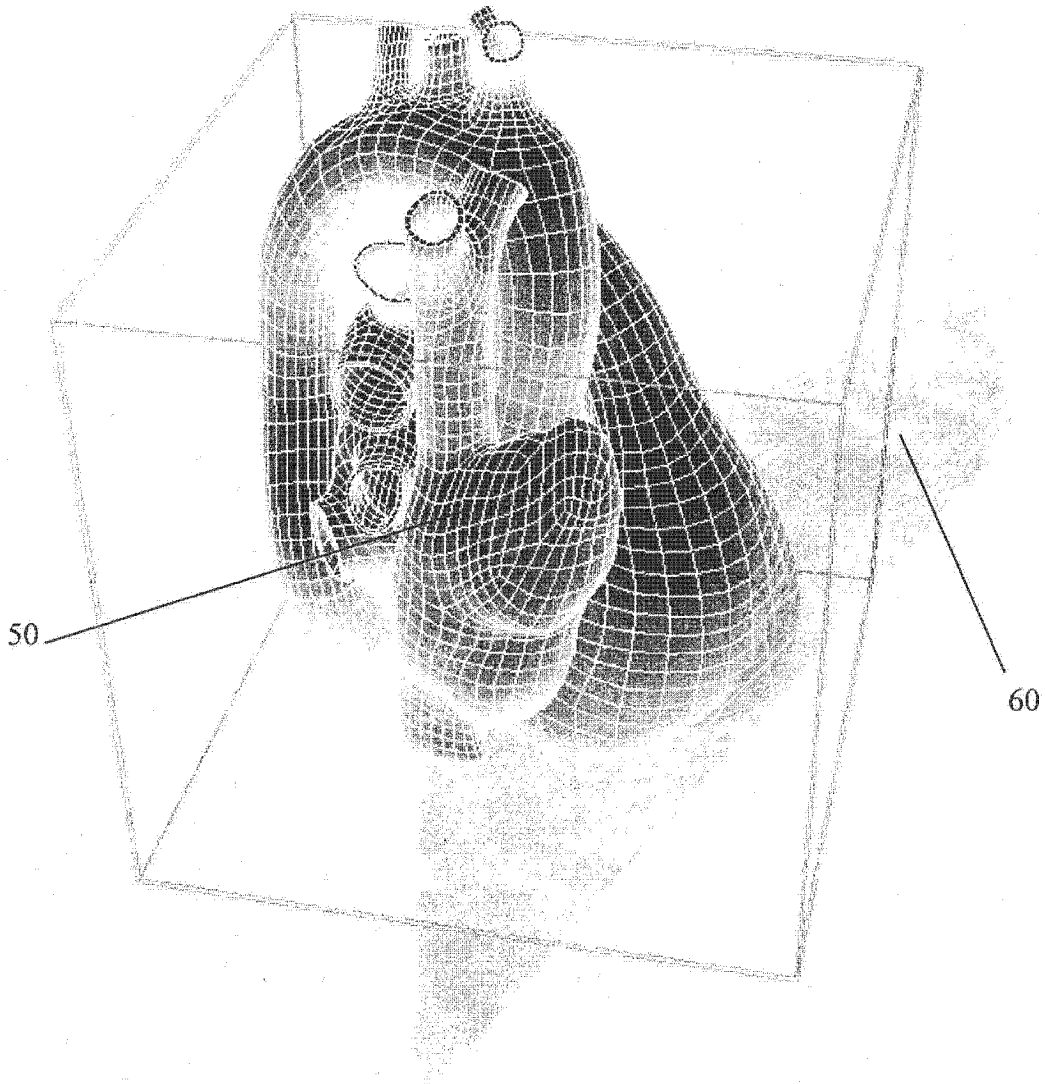
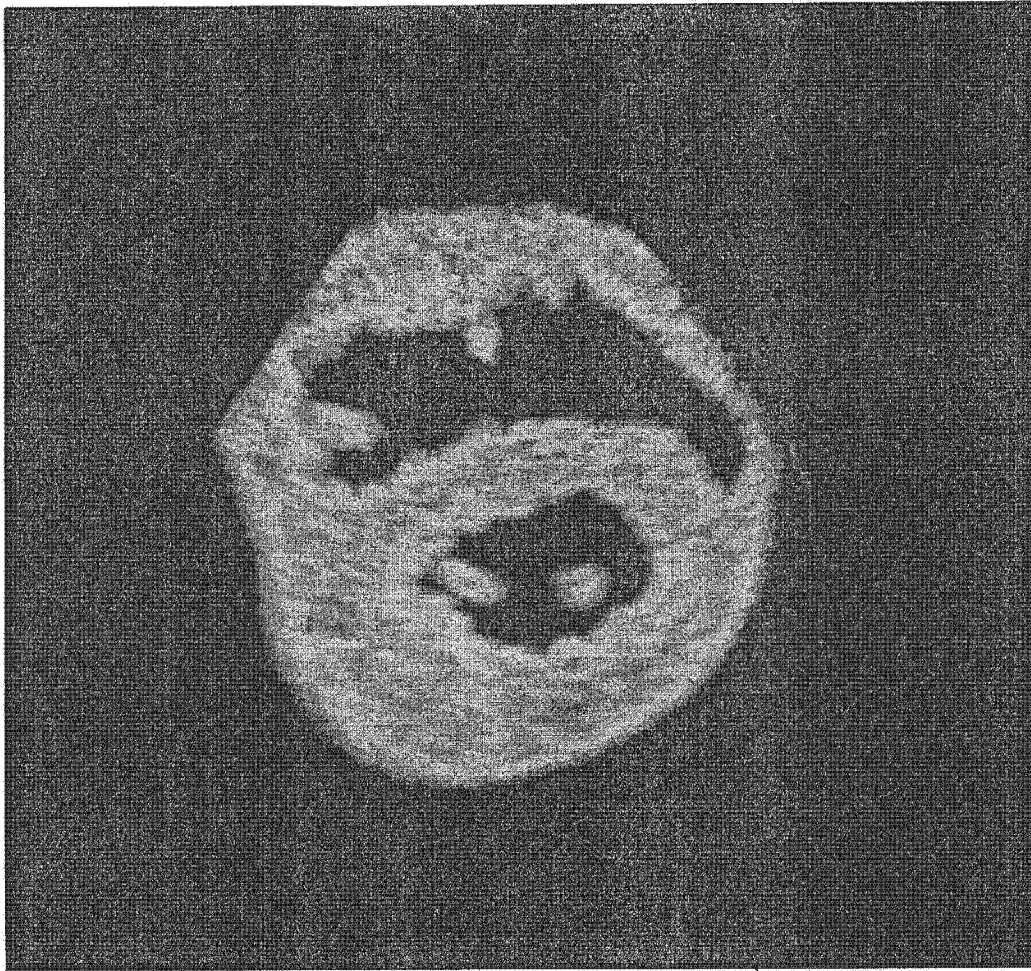


图9



62

图 10

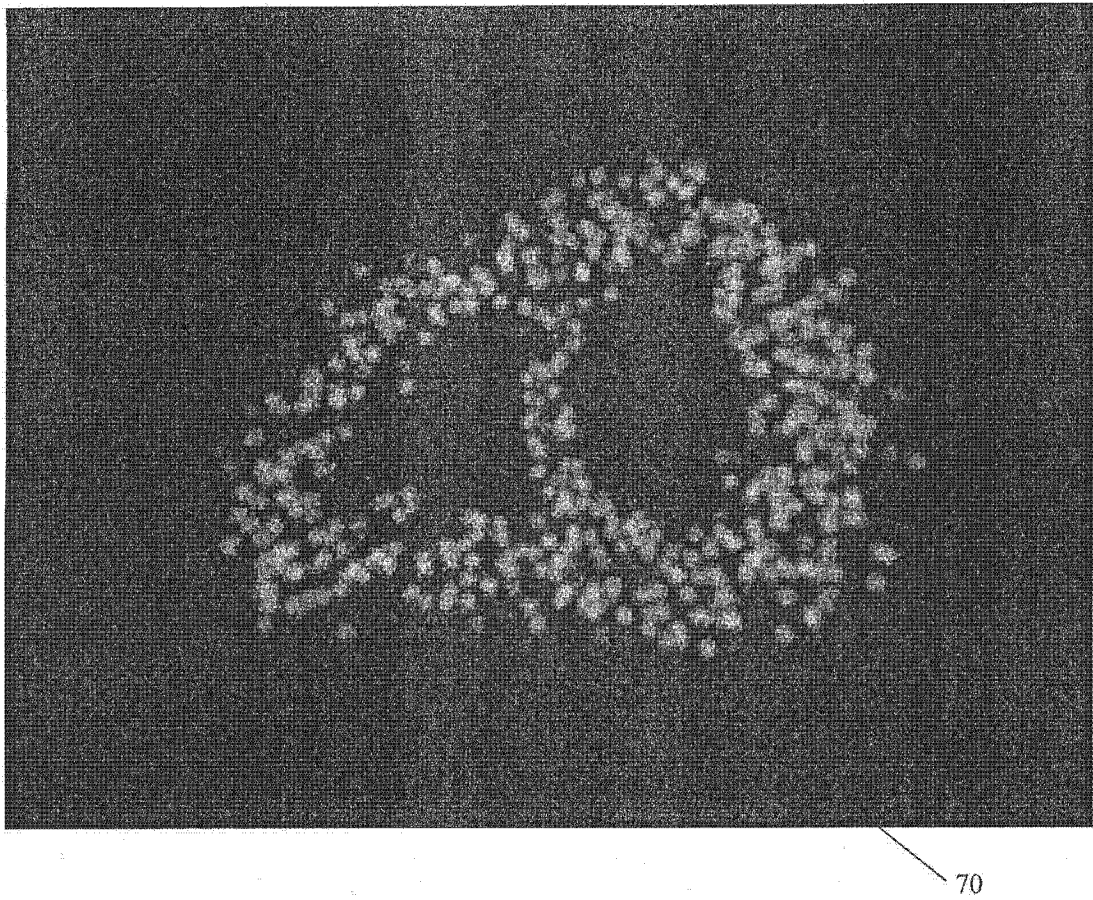
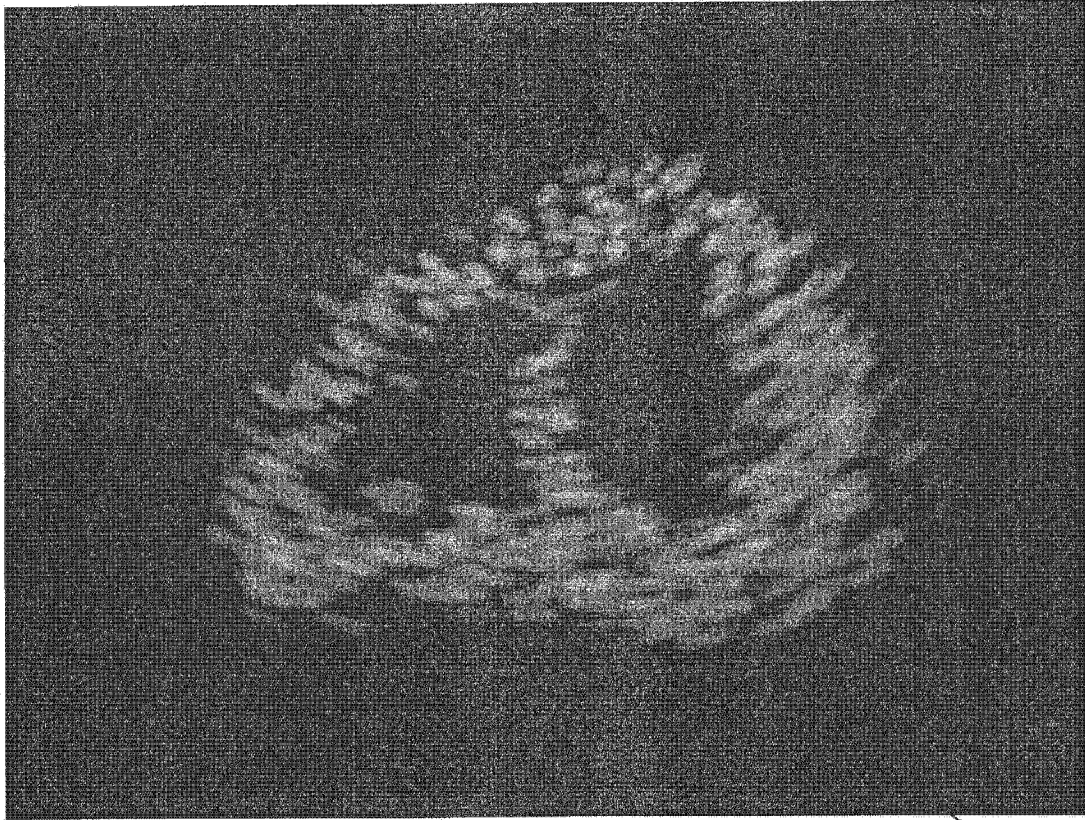


图 11



72

图 12

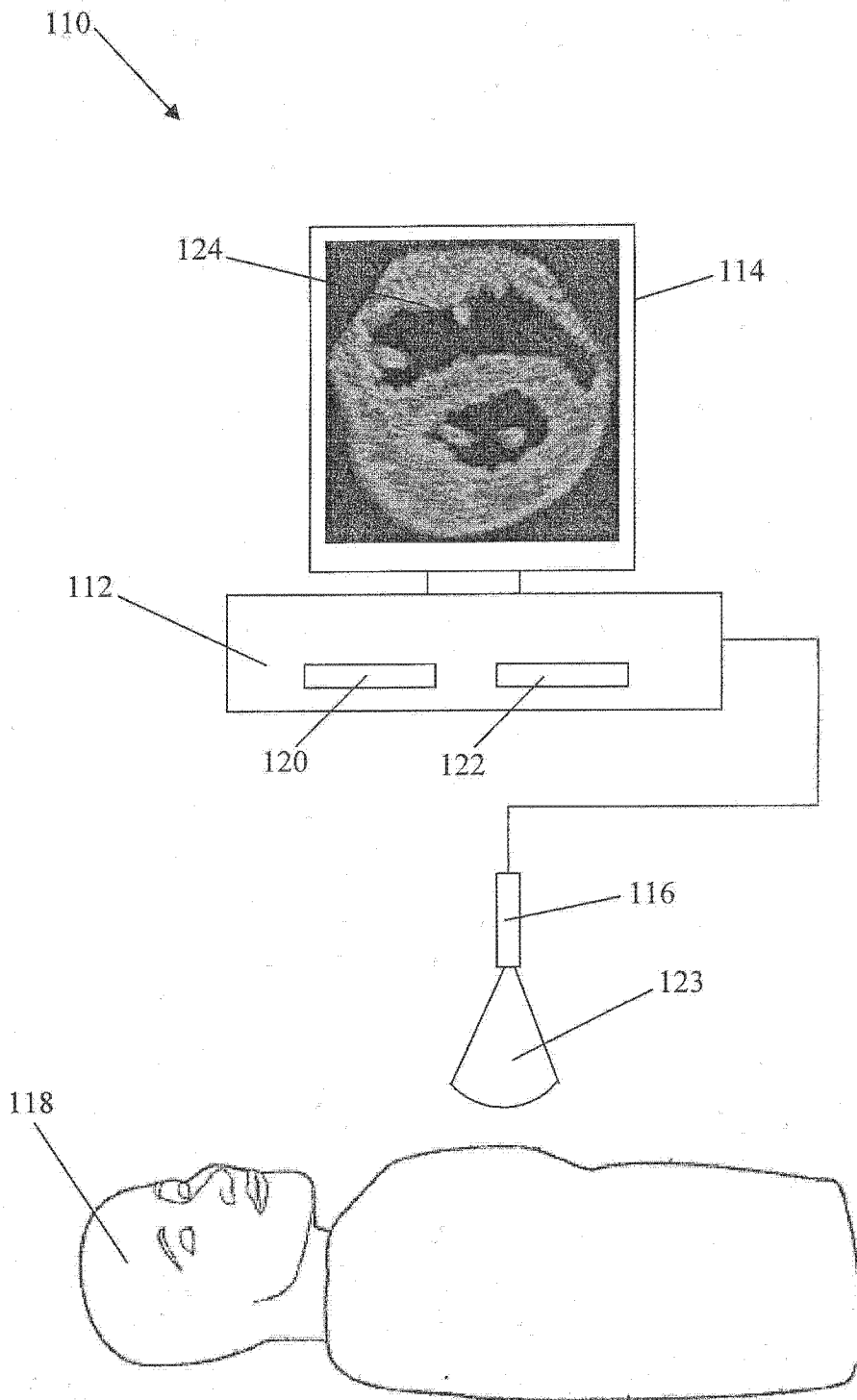


图 13