



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102760306 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 31

(21) 申请号 201210236786. 8

(22) 申请日 2009. 01. 04

(30) 优先权数据

11/969, 504 2008. 01. 04 US

(62) 分案原申请数据

200910007286. 5 2009. 01. 04

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 A. 戈瓦里 A. C. 阿尔特曼

Y. 埃夫拉斯 Y. 施沃茨

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

代理人 徐予红 王忠忠

(51) Int. Cl.

G06T 17/00 (2006. 01)

A61B 8/12 (2006. 01)

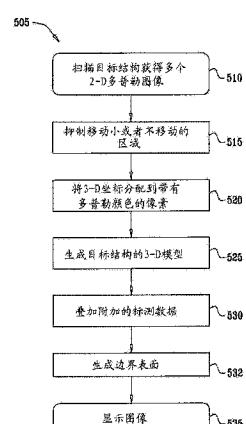
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 9 页

(54) 发明名称

利用多普勒超声的三维图像重建

(57) 摘要

本发明涉及利用多普勒超声的三维图像重建。一种对解剖结构成像的方法，包括获取解剖结构的多个超声图像。至少其中一个所述图像包含多普勒信息。由多普勒信息生成解剖结构的一个或多个轮廓。利用该一个或多个轮廓，从所述多个超声图像中重建解剖结构的三维图像。



1. 一种对解剖结构成像的方法,包含 :

获取在所述解剖结构的附近移动的成分的多个二维多普勒图像;以及
重建移动成分的三维图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中重建三维图像包含显示不呈现解剖结构的三维图
像。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,并且包含为移动成分设置阈值速率,并且其中重建三
维图像包含显示速率大于该阈值速率的移动成分。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中重建三维图像包含确定限制至少其中一些成分的
表面,并显示该表面。

5. 一种对解剖结构成像的系统,包含 :

探针,包含超声传感器,其被配置成获取在该解剖结构的附近移动的成分的多个二维
多普勒图像;以及

处理器,其被配置成由二维多普勒图像重建移动成分的三维图像。

利用多普勒超声的三维图像重建

技术领域

[0001] 本发明通常涉及成像，并尤其涉及医学成像。

背景技术

[0002] 心内膜（也就是心脏的内表面）的 3-D 标测 (mapping) 方法在本领域是已知的。例如，授予 Ben-Haim 的美国专利 5,738,096 描述了一种构建心脏图的方法，该专利被转让给本发明的受让人并且其公开的内容在此引入以供参考。使侵入性的探针或导管接触心脏壁的多个地点 (location)。为每个地点确定侵入性探针的位置 (position)，且所述位置被组合以形成心脏的至少一部分的结构图。

[0003] 在一些系统中，比如上面引用的美国专利 5,738,096 所介绍的系统，还通过导管获取附加的生理特性以及心脏表面上的局部电活动。相应的图合并了所获得的局部信息。

[0004] 一些系统利用合并了位置感测的混合导管。例如，授予 Ben-Haim 等人的美国专利 6,690,963 描述了一种确定侵入性医疗器械的地点和方位的定位系统，该专利被转让给本发明的受让人并且其公开的内容在此引入以供参考。

[0005] Altmann 等人的美国专利申请公开号 2006/0241445 描述了一种对解剖结构建模的方法，该申请被转让给本发明的受让人并且其公开的内容在此引入以供参考。解剖结构的多个超声图像是通过在不同空间位置使用超声传感器而获得的。在这些空间位置的每一个处测量超声传感器的地点和方位坐标。在一个或多个超声图像上标记涉及解剖结构特征的感兴趣的轮廓 (contour)。基于感兴趣的轮廓和测量的地点和方位坐标构建解剖结构的三维 (3-D) 模型。

[0006] 授予 Govari 等人的美国专利 6,773,402 描述了一种对体腔尤其是心脏进行 3-D 标测和几何重建的系统，该专利被转让给本发明的受让人并且其公开的内容在此引入以供参考。该系统使用包含多个声换能器的心脏导管，所述声换能器发射超声波，该超声波从体腔表面反射并被换能器接收。从每个换能器到与换能器相对的表面上的点或区域的距离被确定，并且距离测量被组合以重建该表面的 3-D 形状。该导管还包含位置传感器，其用来确定导管在心脏内的地点和方位坐标。在一个实施例中，处理电路分析反射波的频率以及飞行时间 (time of flight) 以便探测多普勒频移。多普勒测量用来确定心壁速度 (velocity) 并对其进行绘图。

[0007] 授予 Guracar 等人的美国专利 5,961,460 描述了一种超声成像系统，其产生多普勒和 B 模式（二维诊断超声）图像信号，然后利用调制的非线性标测函数将多普勒和 B 模式图像信号组合成输出信号，该专利的公开内容在此引入以供参考。

[0008] 授予 Ma 等人的美国专利 6,679,843 描述了一种通过使用调制的非线性函数组合多普勒和 B 模式图像信号减少上升叠入伪影 (elevation fold-in artifact) 的方法，该专利的公开内容在此引入以供参考。与静止 (stationary) 组织相关的 B 模式图像信号的多个部分是完整的而与流相关的 B 模式图像信号的多个部分基本被抑制。

发明内容

[0009] 诸如心脏之类的器官的三维 (3-D) 图像在许多基于导管的诊断和治疗应用中是有用的。实时成像改进了医师的工作,甚至能够让相对不熟练的医师更容易地实施复杂的手术程序。3-D 成像还帮助减少了实施一些手术程序所需的时间。附加地,3-D 超声图像可用于策划复杂的程序和导管操控 (catheter maneuver)。

[0010] 为了从二维 (2-D) 超声扫描创建有意义的 3-D 重建,计算机必须知道 2-D 图像的哪些特征表示感兴趣器官的实际轮廓。在现有技术中对于这个问题常见的解决方案是超声成像系统的用户“帮助”计算机追踪 2-D 图像上的轮廓。这种解决方案被用在例如上面引用过的美国专利申请公开号 2006/0241445 中。

[0011] 本发明的一些实施例利用多普勒超声自动或半自动地提供器官的轮廓位置,其中用户至多需要复检并可能校正计算机产生的轮廓。在心脏的情况下,例如,由于心脏内的血流速率 (speed),多普勒图像清楚地将心脏的内部容积与心壁分开来。这种现象在引入心室和从心室引出的血管中尤其显著。

[0012] 本发明的替换实施例利用多普勒超声确定移动的地点,通常是血液的移动,但也有组织的移动。这些地点可用来重建移动区域的 3-D 模型,比如血流和 / 或限制 (bound) 这种区域的表面,而无需形成或显示所述区域周围的器官轮廓。

[0013] 因此,依照本发明的实施例提供了一种对解剖结构成像的方法,该方法包括:

[0014] 获取解剖结构的多个超声图像,至少其中一个所述图像包含多普勒信息;

[0015] 利用该多普勒信息产生解剖结构的一个或多个轮廓;以及

[0016] 利用所述一个或多个轮廓从所述多个超声图像中重建解剖结构的三维图像。

[0017] 典型地,产生所述一个或多个轮廓包括确定解剖结构的具有大于或等于第一值的移动速率的第一区域和移动速率小于或等于比第一值小的第二值的解剖结构的第二区域之间的边界。第一值可为 0.08m/s 且第二值可为 0.03m/s。

[0018] 在一个实施例中,解剖结构包括心脏,并且获取所述多个超声图像包括将包含超声传感器的导管插进心室中并在心室内的多个空间位置之间移动导管。典型地,该方法还包括测量超声传感器的地点和方位坐标,以及相对于同步信号同步所述多个超声图像及地点和方位坐标,所述同步信号包括心电图 (ECG) 信号,内部产生的同步信号和外部提供的同步信号中的一个。

[0019] 三维图像可包括解剖结构的三维表面模型,并且该方法可进一步包括:

[0020] 测量同步到同步信号的组织特性,温度,和血液流速 (rate offlow of blood) 中的至少一个,以产生参量图;以及

[0021] 将参量图覆盖到三维表面模型上。

[0022] 在公开的实施例中,获取所述多个超声图像包括移动产生超声图像的超声传感器使得超声传感器的移动速度小于预定的阈值速度。

[0023] 可选地或者附加地,获取所述多个超声图像包括确定产生超声图像的超声传感器的移动速度,并响应于移动速度校正多普勒信息。

[0024] 三维图像可包括解剖结构的三维骨骼模型和 / 或解剖结构的三维表面模型。

[0025] 该方法可包括将电解剖图覆盖到三维表面模型上。

[0026] 该方法可包括将从磁共振成像 (MRI) 系统,计算机断层摄影 (CT) 系统和 X 射线成

像系统中的一个或多个引入的信息覆盖到三维表面模型上。

[0027] 依照本发明的实施例,进一步提供了一种对解剖结构成像的方法,包括:

[0028] 获取在解剖结构的附近移动的成分的多个二维多普勒图像;以及

[0029] 重建移动成分的三维图像。

[0030] 典型地,重建三维图像包括显示不呈现解剖结构 (absent the anatomical structure) 的三维图像。

[0031] 在一个实施例中,该方法包括为移动成分设置阈值速率,并且重建三维图像包括显示速率大于阈值速率的移动成分。

[0032] 在公开的实施例中,重建三维图像包括确定构成至少其中一些成分的界限 (bound) 的表面,并显示该表面。

[0033] 依照本发明的实施例,进一步提供了一种对解剖结构成像的系统,该系统包括:

[0034] 探针,包括超声传感器,其被配置成获取解剖结构的多个超声图像,至少其中一个所述图像包含多普勒信息;以及

[0035] 耦合到超声传感器的处理器,其被配置成利用多普勒信息产生解剖结构的一个或多个轮廓,并利用该一个或多个轮廓从所述多个超声图像中重建解剖结构的三维图像。

[0036] 依照本发明的实施例,进一步提供了一种对解剖结构成像的系统,该系统包括:

[0037] 探针,包括超声传感器,其被配置成获取在解剖结构附近移动的成分的多个二维多普勒图像;以及

[0038] 处理器,其被配置成从二维多普勒图像重建移动成分的三维图像。

[0039] 依照本发明的实施例,进一步提供了一种对解剖结构成像的计算机软件产品,包括其中存储有计算机程序指令的计算机可读介质,当所述指令被计算机读取时会使计算机获取解剖结构的多个超声图像,至少其中一个所述图像包含多普勒信息,利用多普勒信息产生解剖结构的一个或多个轮廓,以及利用该一个或多个轮廓从所述多个超声图像中重建解剖结构的三维图像。

附图说明

[0040] 为了更好地理解本发明,作为示例,参考本发明的详细描述,该详细描述应结合附图来阅读,在附图中相同的元素被给予相同的附图标记,并且其中

[0041] 图 1 是依照本发明实施例的心脏标测和成像系统的示意性图示;

[0042] 图 2 是依照本发明实施例的导管的示意性图示;

[0043] 图 3-6 是依照本发明实施例的非人类心脏的示意性图像;

[0044] 图 7 是依照本发明实施例的在图 3-6 中所示的心脏的 3-D 骨骼模型;

[0045] 图 8 是依照本发明实施例的在图 3-6 中所示的心脏的 3-D 表面模型;

[0046] 图 9 是依照本发明实施例的示意性地说明心脏标测和成像方法的流程图;

[0047] 图 10 是依照本发明替换实施例的非人类心脏的示意性图像;以及

[0048] 图 11 是依照本发明替换实施例的示意性地说明心脏标测和成像方法的流程图。

具体实施方式

[0049] 在以下描述中,大量具体细节的提出是为了提供本发明的全面理解。然而对本领

域技术人员显而易见的是，本发明无需这些具体细节就可以实现。在其他实例中，公知电路，控制逻辑，传统算法和过程的计算机程序指令细节没有详细示出，以免不必要的混淆本发明。

[0050] 现在转到附图，首先参考图1，图1为依照本发明实施例的对患者的心脏24标测和成像的系统20的示意性图示。系统20包含探针，例如导管27，其由医师通过静脉或动脉插进心室中。导管27典型地包含手柄28，用于医师对导管进行操作。在手柄28上的适当控件使得医师能够按照需要导引，定位和定向导管27的远端29。

[0051] 系统20包含定位子系统30，其测量导管27的远端29的地点和方位坐标。在说明书和权利要求书中，术语“地点”是指诸如导管远端的物体的空间坐标，术语“方位”是指物体的角坐标，而术语“位置”是指物体的全部位置信息，包含地点和方位坐标两者。

[0052] 在一个实施例中，定位子系统30包含确定导管27的远端29的位置的磁位置跟踪系统。定位子系统30在患者附近的预定工作容积中产生磁场，并在下述的导管27中的传感器中感测这些场。定位子系统30典型地包含一组外部辐射体，比如场产生线圈31，其被放置于患者外部的固定的已知位置处。线圈31在心脏24的附近产生场，通常产生磁场。

[0053] 现在参见图2，图2为依照本发明实施例的在图1所示的系统中所用的导管27的远端29的示意性图示。上述产生的场通过放置在导管27的远端29内的位置传感器32来感测。

[0054] 位置传感器32响应于所感测的场将位置相关的电信号通过穿过导管27的电缆33传输到控制台34(图1)。可选地，位置传感器32可通过无线链路将信号传输到控制台。

[0055] 在替换实施例中，导管中的一个或多个辐射体(典型地为线圈)产生被患者体外的传感器接收的磁场。外部传感器产生位置相关的电信号。

[0056] 再次参见图1，控制台34包含定位处理器36，其基于由位置传感器32(图2)发送的信号计算导管27的远端29的地点和方位。定位处理器36典型地接收，放大，过滤，数字化，以及以其他方式处理来自传感器32的信号。

[0057] 一些可用于本发明实施例中的位置跟踪系统例如在上面引用过的美国专利6,690,963，以及美国专利6,618,612和6,332,089，以及美国专利申请公开2004/0147920A1和2004/0068178A1中进行了介绍，所有这些专利和专利申请的内容在此引入以供参考。尽管定位子系统30利用磁场，但本发明的实施例可利用任何其他适合的定位子系统来实现，比如基于电磁场测量，声测量和/或超声测量的系统。

[0058] 再次参见图2，导管27包含位于远端29内的超声成像传感器39。超声成像传感器39典型地包含超声换能器40的阵列。尽管超声换能器40被示出为按线性阵列的配置排列，其他阵列配置也可被使用，如圆形或凸形配置。在一个实施例中，超声换能器40是压电式换能器。超声换能器40被定位在窗41中或其附近，窗41限定了导管27的壁或主体中的开口。

[0059] 换能器40用作相控阵，共同地通过窗41从阵列孔径中发射超声束。在一个实施例中，该阵列发射超声能量短脉冲(burst)，然后切换到接收模式以接收从周围组织反射的超声信号。典型地，换能器40以受控方式被独立驱动以便沿期望的方向导引超声束。通过换能器的适当定时，生成的超声束可具有同心弯曲的波阵面，以便使超声束聚焦到距离换能器阵列的给定距离处。典型地，系统20包含发射/接收扫描机构，其能够进行超声束的

导引和聚焦,以及记录超声束的反射,从而生成 2-D 超声图像。

[0060] 在一个实施例中,超声成像传感器 39 包含 16 到 64 个之间的超声换能器 40,典型地包含 48 到 64 个之间的超声换能器 40。典型地,超声换能器 40 产生中心频率在 5-10MHz 范围内的超声能量,典型的穿透深度范围从几毫米到大约 16 厘米。穿透深度取决于超声成像传感器 39 的特性,周围组织的特性,以及工作频率。在可选的实施例中,其他适合的频率范围和穿透深度可以被使用。

[0061] 超声换能器 40 还可探测接收的超声波的频率。发射和接收频率之间的变化表示多普勒频移,其可用来计算在超声束的方向上反射超声束的物体速度的分量。

[0062] 可用在系统 20 中的合适的导管是 SOUNDSTAR™ 导管, Biosense Webster Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA91765 制造和销售。

[0063] 再次参见图 1,在接收反射的超声回波之后,基于反射回波的电信号由超声换能器 40(图 2)通过穿过导管 27 的电缆 33 发送到控制台 34 中的图像处理器 43。处理器 43 将信号变换为 2-D 的通常为扇形的 (sector-shaped) 超声图像和对应的 2-D 多普勒图像。图像处理器 43 典型地显示心脏 24 的截面 (section) 的实时超声图像,执行所述截面的 3-D 图像或容积重建,并执行下面更详细介绍的其他功能。

[0064] 在一些实施例中,图像处理器利用超声图像和位置信息生成诸如患者心脏的解剖结构的 3-D 模型。在本专利申请的上下文中,并且在权利要求书中,术语“解剖结构”是指诸如心脏的器官的整体或部分的室,或是指心脏或其他器官的特定的壁,表面,血管或其他解剖特征。在显示器 44 上作为 2-D 投影将 3-D 模型呈现给医师。

[0065] 在一些实施例中,导管 27 的远端 29 还包含至少一个电极 46,用于执行诊断和 / 或治疗功能,比如电解剖标测和 / 或射频 (RF) 消融。在一个实施例中,电极 46 被用来感测局部电位。由电极 46 测量的电位可用于标测心内表面上的局部电活动。当使电极 46 与心脏内表面上的点接触或接近其的时候,其测量该点处的局部电位。测量的电位被转化成电信号并通过导管发送到图像处理器进行显示。在其他实施例中,局部电位是从另一个导管获得的,该另一个导管包含适合的电极和位置传感器,全部都连接到控制台 34。

[0066] 在可选的实施例中,电极 46 可用于测量不同的参数。例如,电极 46 可用于测量各种不同的组织特性。附加地或可选地,电极 46 可用于测量温度。进一步附加地或可选地,电极 46 可用于测量血液流速。尽管电极 46 被示出为单个环形电极,但是导管可包含任何适宜数量的本领域已知形式的电极 46。例如,导管可包含两个或更多个环形电极,多个点电极或点电极阵列,尖端电极 (tip electrode),或这些类型电极的任意组合,以执行上面概述的诊断和 / 或治疗功能。

[0067] 位置传感器 32 典型地被放置在导管 27 的远端 29 内,靠近电极 46 和换能器 40。典型地,超声传感器 39 的位置传感器 32,电极 46 以及换能器 40 之间的相互地点和方位偏移量是恒定的。给定位置传感器 32 的测量位置,这些偏移量典型地由定位处理器 36 用来得到超声传感器和电极 46 的坐标。在另一个实施例中,导管 27 包含两个或更多个位置传感器 32,其中每个位置传感器相对于电极 46 和换能器 40 具有恒定的地点和方位偏移量。在一些实施例中,所述偏移量 (或等效的校准参数) 是预校准的并且被存储在定位处理器 36 中。可选地,所述偏移量可被存储在存储器装置中,比如 EPROM (可擦除可编程只读存储器),所述存储器装置装配在导管 27 的手柄 28 中。

[0068] 位置传感器 32 典型地包含三个不同心线圈（未示出），比如在上面所引用的美国专利 6,690,963 中介绍过的。可选地，任何其他适合的位置传感器排列可被使用，比如包含任意数量同心或不同心线圈的传感器，霍尔效应传感器和 / 或磁阻传感器。

[0069] 典型地，从传感器 39 得到的超声图像和传感器 32 的位置测量都通过相对于体表心电图 (ECG) 信号或心内心电图选通信号和图像捕获而与心搏周期 (heart cycle) 同步。在一个实施例中，ECG 信号可由电极 46 产生。由于心脏的特征在心脏周期性收缩和舒张过程中会改变它们的形状和位置，整个成像过程典型地要相对于该周期在特定时间点实施。在一些实施例中，由导管进行的附加测量（如上述那些测量）也要同步到心电图 (ECG) 信号。这些测量也与位置传感器 32 进行的对应位置测量相关。附加的测量典型地被覆盖在重建的 3-D 模型上，如以下将解释的。

[0070] 在一些实施例中，位置测量和超声图像的获取被同步到系统 20（图 1）生成的内部产生信号。例如，同步机制可用来避免由内部干扰信号引起的对超声图像的干扰。在这种情况下，图像获取和位置测量的定时被设置为相对于干扰信号有特定的偏移量，使得在没有干扰的情况下获取图像。该偏移量可不时地进行调整以维护无干扰的图像获取。可选地，测量和获取可被同步到外部提供的同步信号。

[0071] 在一些实施例中，图像处理器 43 可利用位置传感器 32 的连续位置测量来估计远端 29 的移动速率。典型地，当移动速率低于预设阈值时，医师操作仪器 20 产生超声图像，设定该阈值使得只要移送低于阈值，基本上不影响测量的多普勒频移，以及进而不影响产生频移的物体的所得速度。可选地或附加地，仪器可被配置成使得远端 29 在超声束方向上的速度分量被加到从测量的多普勒频移所得到的反射超声束的物体的速度分量中。分量的矢量相加校正了远端 29 的移动。

[0072] 在一个实施例中，系统 20 包含驱动超声换能器 40 的超声驱动器（未示出）。可用于此目的的适合超声驱动器的一个例子是由 Analogic Corp. of Peabody, Massachusetts 生产的 AN2300TM 超声系统。在这个实施例中，超声驱动器执行图像处理器 43 的一些功能，驱动超声传感器并生成 2-D 超声图像。超声驱动器可支持不同的成像模式如 B 模式，M 模式（一维诊断超声，时间表示在垂直轴上），CW（连续波）多普勒（其利用连续的超声能量波探测物体速度）和彩色流（color flow）多普勒（其利用超声能量脉冲（pulse）确定物体的距离和速度，并依照相对速度利用颜色来显示得到的图像），如本领域已知的。

[0073] 典型地，定位和图像处理器使用通用计算机来实现，所述通用计算机以软件编程为执行在此所述的功能。软件可以例如通过网络以电子形式下载到计算机上，或者它也可以可选地在实体介质（比如 CD-ROM）上提供给计算机。定位处理器和图像处理器可使用独立的计算机或单个计算机实现，或者可以与系统 20 的其他计算功能集成。附加地或可选地，至少一些定位和图像处理功能可利用专用硬件实施。

[0074] 现在参见图 3,4,5 和 6，它们是依照本发明实施例的非人类心脏的示意图。图 3 示出了一部分非人类心脏的 2-D 超声图像 202。该图像是用定位在猪心脏 204 的右心房中的导管获得的，并显示了特征 205，其表示由在二尖瓣 205M 附近的物体产生的超声强度，以及显示了特征 210，其表示由在主动脉瓣 210A 附近的物体产生的超声强度。尽管特征 205, 210 在图 3 中示出，但是它们的边界没有被清晰地描绘。典型地，人类心脏 24 的对应 2-D 图像可在显示器 44 上显示给医师。生成在显示器 44 上的心脏 204 或心脏 24 的图像典型地

是彩色的。显示器 44 上图像的不同强度在图 3 中用不同的深浅明暗 (shading) 来表示。

[0075] 图 4 示出了显示在 2-D 超声图像 202 (图 4) 中的该部分心脏 204 的 2-D 多普勒图像 211。2-D 多普勒图像 211 是超声图像, 其含有通常由二尖瓣 205M 和主动脉瓣 210A 附近的血流产生的多普勒信息。特征 212 显示主动脉瓣 210A 附近的移动, 特征 213 显示二尖瓣 205M 附近的移动。在超声束方向上的移动典型地用不同的颜色显示。例如, 远离超声成像传感器 39 (图 2) 的移动在显示器 44 上可以表现成红色, 而朝向超声成像传感器 39 的移动在显示器 44 上可以表现成蓝色。显示器 44 上图像的不同颜色在图 4 中用不同的深浅明暗来表示, 其中斜条纹表示的是大约在 +0.2m/s 和 +0.6m/s 之间的速率, 小点表示的是大约在 -0.2m/s 和 +0.2m/s 之间的速率, 而大点表示的是大约在 -0.6m/s 和 -0.2m/s 之间的速率。正速率是指远离传感器 39 的移动而负速率是指朝向传感器的移动。

[0076] 图 5 示出了显示从多普勒信息得到的轮廓的 2-D 多普勒图像 211 的增强版 214。该轮廓可通过图像处理器 (比如处理器 43) 确定速度例如大于 0.2m/s 的快速移动区 (area) 和例如速度小于 0.03m/s 的移动小或不移动区之间的边界获得, 所述快速移动区典型地表示血流。因为, 与血流速率相比, 心室壁和 / 或血管的移动速率通常较小, 该轮廓典型地表示心室内壁和血管。特征 213 已经用轮廓 215 标记。特征 212 已经用轮廓 220 标记。

[0077] 图 6 是 2-D 超声图像 202 (图 3) 的增强版 230。从多普勒信息得到的轮廓 215 和 220 已经被映射到 2-D 超声强度图像上。图 5 和图 6 说明了通过在超声强度图像或多普勒信息图像上显示轮廓, 医师可以更精准并且更容易地察觉到主动脉瓣 210A 和二尖瓣 205M 的边界。

[0078] 现在参见图 7, 图 7 为依照本发明实施例的心脏 204 的左心室 257 的 3-D 骨骼模型 255。该骨骼模型包含 3-D 空间中的多个轮廓。3-D 骨骼模型 255 从与图 6 不同的视点显示了轮廓 215 和 220。3-D 骨骼模型 255 还显示了附加的轮廓 260, 其是以与轮廓 215 和 220 相同的方式利用从超声成像传感器 39 的其他位置获得的 2-D 多普勒超声图像得到的。为了清楚起见, 在图 7 中仅示出几个轮廓。

[0079] 现在参见图 8, 图 8 为依照本发明实施例的左心室 257 的 3-D 表面模型 265。模型 265 是利用“线网 (wire-mesh)”型过程获得的, 其中包括了未在图 7 中示出的附加轮廓的 3-D 骨骼模型 255 几乎被包住以形成骨骼模型上的表面并生成解剖结构的 3-D 形状。用电活动图 290 覆盖所生成的左心室 257 的表面, 如下所述。该图利用不同颜色表示不同的电位值 (示出为图 8 中不同的明暗模式)。

[0080] 现在参见图 9, 图 9 为依照本发明实施例的示意性地示出心脏标测和成像方法的流程图 305。流程图 305 的方法典型地将在超声成像传感器 39 (图 2) 的不同位置获取的多个 2-D 超声图像组合成解剖结构的单个 3-D 模型。

[0081] 在初始步骤 310 中, 获取解剖结构的 2-D 超声图像的序列。典型地, 医师将导管 27 通过适合的血管插入心脏 24 的室中, 比如右心房, 然后通过在室内不同位置间移动导管远端扫描解剖结构。解剖结构可包含导管所在室的全部或一部分, 或者, 附加地或可选地, 包含不同的室 (如左心房), 或者脉管结构 (如主动脉)。在超声成像传感器 39 的每个位置中, 图像处理器利用从超声成像传感器 39 接收到的信号获取并产生 2-D 超声强度图像和, 典型地, 2-D 超声多普勒图像。

[0082] 并行地, 定位子系统测量并计算导管远端的位置。计算的位置与相应的超声图像

一起存储起来。典型地,导管远端的每个位置用坐标形式表示,比如六维坐标 (X, Y, Z 轴位置和俯仰,偏航和横滚角方位)。

[0083] 在步骤 312 中,图像处理器分析每个 2-D 多普勒图像 211 以识别实体的轮廓,如上关于图 5 所述的。

[0084] 在步骤 325 中,轮廓被映射到每个 2-D 多普勒图像上,如图 6 中所示,如上所述。该轮廓标记了解剖结构在 3-D 工作容积中的边界并帮助医师在程序中识别这些结构。

[0085] 对所有在步骤 310 产生的 2-D 超声图像实施步骤 312 和 325。在一些情况下,图像处理器 43(图 1)不能从对应的 2-D 多普勒图像中推断出部分轮廓的地点,处理器可以利用从其他 2-D 超声和多普勒图像所得到的轮廓来自动识别和重建轮廓,所述其他 2-D 超声和多普勒图像典型的是空间上邻近正被讨论的图像的图像。这个识别和重建过程可利用任何适合的图像处理方法,包括边缘检测法,相关法和本领域已知的其他方法。图像处理器还可利用与每个图像相关的导管的位置坐标来一个图像一个图像地使轮廓地点相关。附加地或可选地,步骤 312 可通过用户辅助的方式实现,其中医师利用 2-D 超声图像或 2-D 多普勒图像,或这两种图像,来复检并校正由图像处理器执行的自动轮廓重建。

[0086] 在步骤 340 中,图像处理器将 3-D 坐标分配给图像集中所识别的轮廓。2-D 超声图像的平面在 3-D 空间中的地点和方位根据位置信息是已知的,所述位置信息在步骤 310 与图像储存在一起。因此,图像处理器能够确定 2-D 图像中任意像素的 3-D 坐标,并且尤其是那些与轮廓所对应的像素的 3-D 坐标。在分配坐标时,图像处理器典型地利用存储的校准数据,其包含位置传感器和超声传感器之间的地点和方位偏移量,如上所述。

[0087] 在步骤 345 中,图像处理器产生解剖结构的 3-D 骨骼模型,如上面关于图 7 所述的。在一些实施例中,图像处理器通过如上所述几乎将 3-D 骨骼模型包住来产生 3-D 表面模型,比如图像 265(图 8)。

[0088] 如上所述,在一些实施例中,系统 20(图 1)支持对解剖结构表面上的局部电位的测量。由导管 27(图 2)所获取的每个电活动数据点包含由电极(图 2)测量的电位或活化(activation)时间值以及由定位子系统测量的导管的对应位置坐标。在步骤 370 中,图像处理器将电活动数据点与 3-D 模型的坐标系统配准并将它们覆盖在模型上。这被示出为图 8 中的电活动图 290。步骤 370 在该方法中是任选的并仅在系统 20 支持该类测量并且医师选择利用该特征时才实施。

[0089] 可选地,可生成和显示单独的 3-D 电活动图(通常被称为是电解剖图)。例如,适合的电解剖图可由 CARTO™ 导航和标测系统产生,该系统由 Biosense Webster, Inc. 制造并销售。电位值例如可用色标(color scale),或者任何其他适合的可视化方法表示。在一些实施例中,图像处理器可内插或外推测量到的电位值并显示描述解剖结构壁上的电位分布的全色图。

[0090] 如上所述,从其他成像应用引入的信息可与 3-D 模型配准并覆盖在该模型上进行显示。例如,预获取的计算机断层摄影(CT),磁共振成像(MRI)或 X 射线信息可与基于超声的 3-D 模型配准。

[0091] 附加地或可选地,如果如上所述使用电极 46 获得附加的测量,这些测量可以与 3-D 模型配准并显示为附加层,这经常被称为参量图。

[0092] 在最终步骤 380 中,典型地在显示器 44(图 1)上向医师呈现该 3-D 模型。

[0093] 现在参见图 10, 图 10 为依照本发明替换实施例的非人类心脏的示意性图像。图 10 示出了心脏 204 的 2-D 多普勒图像 405。除了下面所述的差异之外, 图像 405 大体上与图像 211 和 214(图 4 和 5)类似, 并且在图像 405, 211 和 214 中用相同附图标记表示的元素大体上有相似的描述。在 2-D 多普勒图像 405 中仅示出了移动区。因此, 特征 212, 213 被示出, 分别表示主动脉瓣和二尖瓣附近的移动, 如图 4 和 5 中一样。然而, 在图像 405 中, 阈值被设定在 0.08m/s, 因此得到的速率在 -0.08m/s 和 +0.08m/s 之间的物体没有被显示。因此, 与图像 211 和 214 相反, 在图像 405 值没有显示所得速率缓慢的轮廓或区域。

[0094] 现在参见图 11, 图 11 为依照本发明替换实施例的示意性地示出心脏标测和成像方法的流程图 505。流程图 505 的方法典型地将在超声成像传感器 39(图 2)的不同位置获取的多个 2-D 超声图像组合成生成该图像的物体的 3-D 模型。

[0095] 初始步骤 510 大体上与步骤 310(图 9)相似。在步骤 510 中, 包括在该结构附近移动的成分的解剖结构的 2-D 多普勒图像的序列被获取。所述移动的成分典型地包含流体, 比如血液。在步骤 510 中, 定位子系统测量并计算导管远端的位置。

[0096] 在步骤 515 中, 图像处理器分析每个 2-D 多普勒图像 211 以识别移动区。移动小或者不移动的区如上图 10 所述被抑制。典型地, 只有在像素地点处在超声束方向上的速率超过阈值的情况下才显示该像素。在 2-D 多普勒图像 405(图 10)的情况下, 该阈值可约为 0.08m/s。

[0097] 在步骤 520 中, 图像处理器将 3-D 坐标分配给 2-D 多普勒图像集中通常为有色的剩余像素。2-D 超声图像的平面在 3-D 空间中的地点和方位根据位置信息是已知的, 所述位置信息在初始步骤 510 中与图像储存在一起。因此, 图像处理器能够确定 2-D 图像中任意像素的 3-D 坐标。在分配坐标时, 图像处理器典型地利用存储的校准数据, 所述校准数据包含位置传感器和超声传感器之间的地点和方位偏移量, 如上所述。

[0098] 在步骤 525 中, 图像处理器产生包含在解剖结构附近移动的点在 3-D 空间中的所有像素的 3-D 图像。

[0099] 在任选步骤 530 中, 附加的数据可被叠加在 3-D 图像上, 如上关于流程图 305(图 9)的步骤 370 所述的。

[0100] 在进一步的任选步骤 532 中, 图像处理器可生成围绕在步骤 525 中产生的像素的边界表面 (bounding surface)。为了生成边界表面, 图像处理器可执行迭代过程以确定该表面。例如, 处理器或医师可选择种子点, 从其开始生成该表面。处理器迭代地通过从该点辐射直到在预定阈值(例如步骤 515 的阈值)以上的所有像素被识别来找到该表面。处理器确定包围被识别出的像素的表面。可选地, 处理器可不考虑阈值而利用所有通过从种子点辐射识别出的像素生成边界表面。

[0101] 在最终步骤 535 中, 在先前步骤中所生成的图像典型地在显示器 44(图 1)上被呈现给医师。应理解, 流程图 505 的实施使得医师能够看到在 3-D 解剖结构附近移动的成分(比如流动的血液)的移动图或模型。可选地或附加地, 医师能够看到与移动成分有关的边界表面。

[0102] 在一些实施例中, 系统 20(图 1)可被用作实时或近实时的成像系统。例如, 医师可利用上述方法重建解剖结构, 和 / 或在解剖结构附近移动的物体的 3-D 模型, 作为开始医疗程序之前的准备步骤。在程序中, 系统 20 可连续地跟踪和显示导管关于模型的 3-D 位置。

用来执行医疗程序的导管可以是用于生成 3-D 模型的同一导管,或者是配备有适合的位置传感器的不同导管。

[0103] 尽管上述实施例涉及利用侵入性探针(例如心脏导管)的超声成像,本发明的原理也可被应用于利用配备有定位传感器的外部或内部超声探针(如经胸廓的探针)重建器官的 3-D 模型。附加地或可选地,如上所述,本公开的方法可用于除心脏外的器官的 3-D 建模,例如,进出心室的血管,或者诸如颈动脉的器官。进一步附加地或可选地,其他诊断或治疗信息(如组织厚度和消融温度)可通过上述电活动覆盖的方式被覆盖在 3-D 模型上。该 3-D 模型还可与其他诊断或手术程序一起使用,比如消融导管。

[0104] 因此,应当理解的是,上述实施例是以示例的方式引用的,并且本发明不限于上面特别所示和描述的内容。相反,本发明的范围包括上面所述的各种不同特征及其变化和修改的组合和次组合,这在本领域技术人员阅读以上描述之后是显而易见的,并且这并未在现有技术中公开。

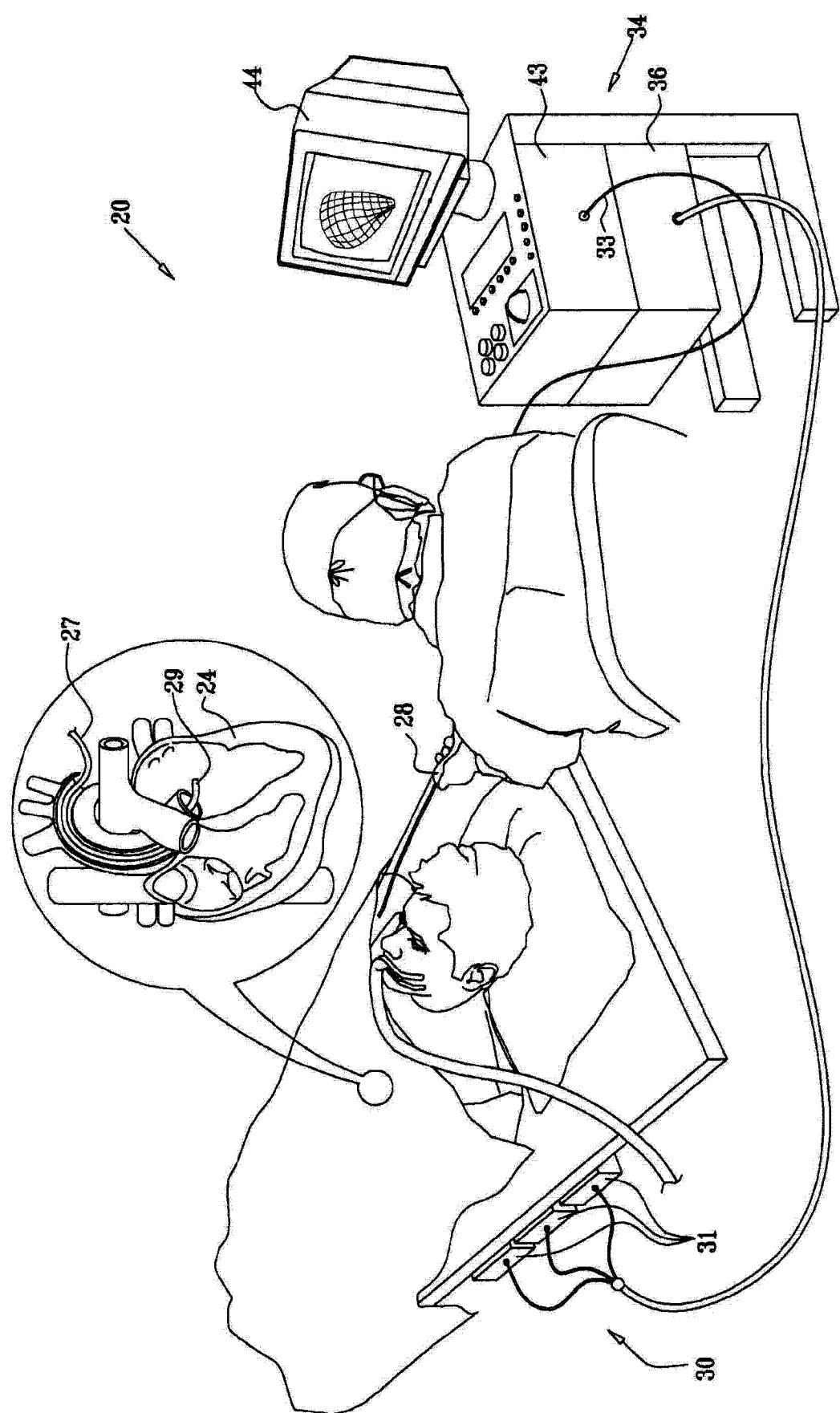


图 1

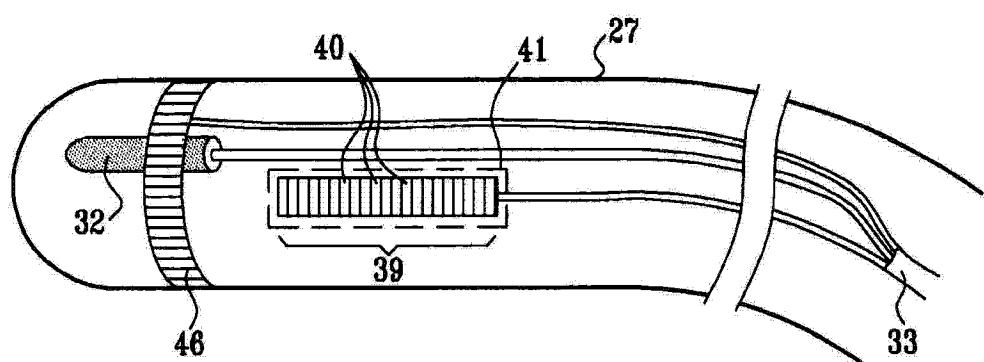


图 2

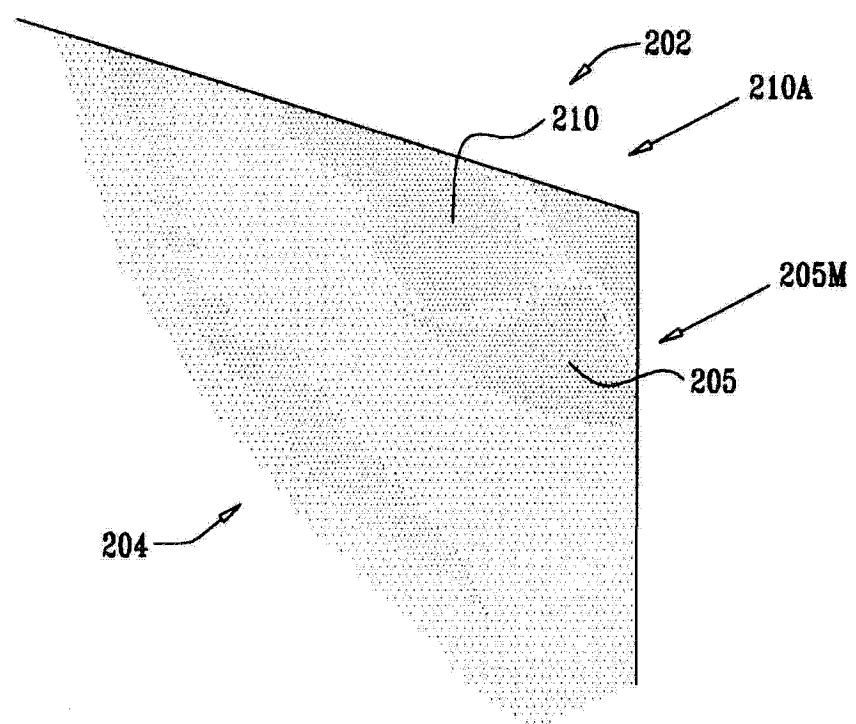


图 3

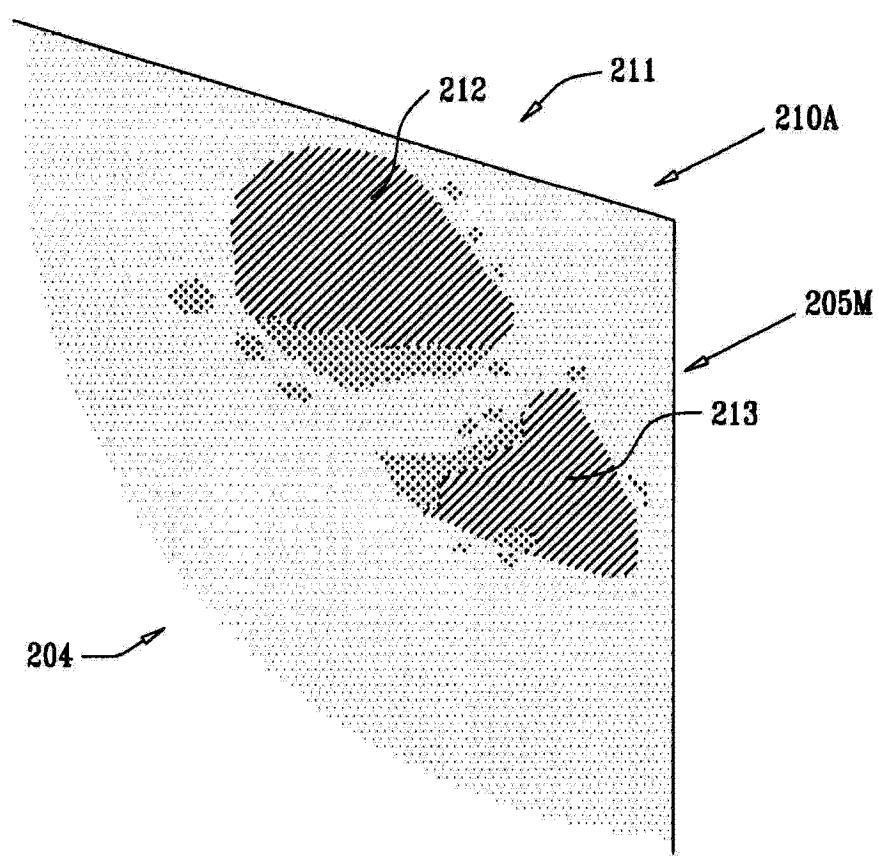


图 4

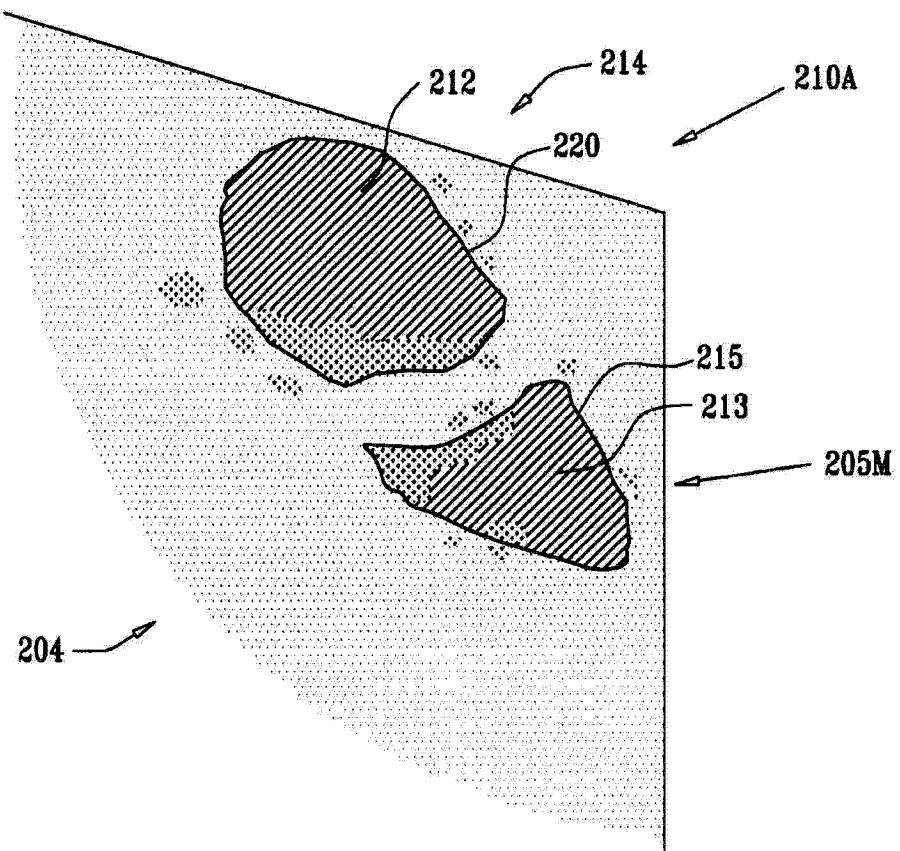


图 5

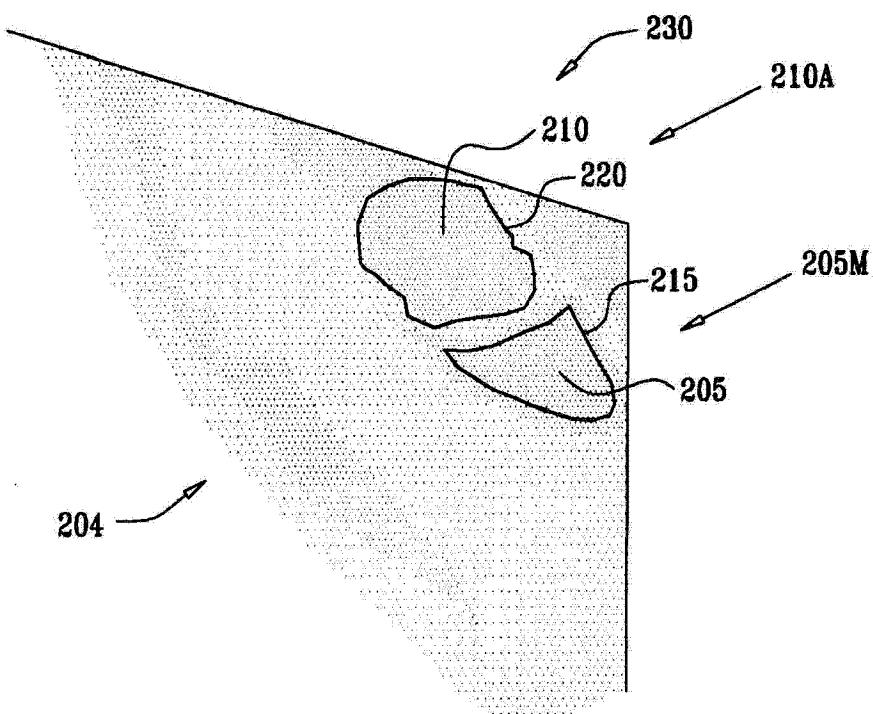


图 6

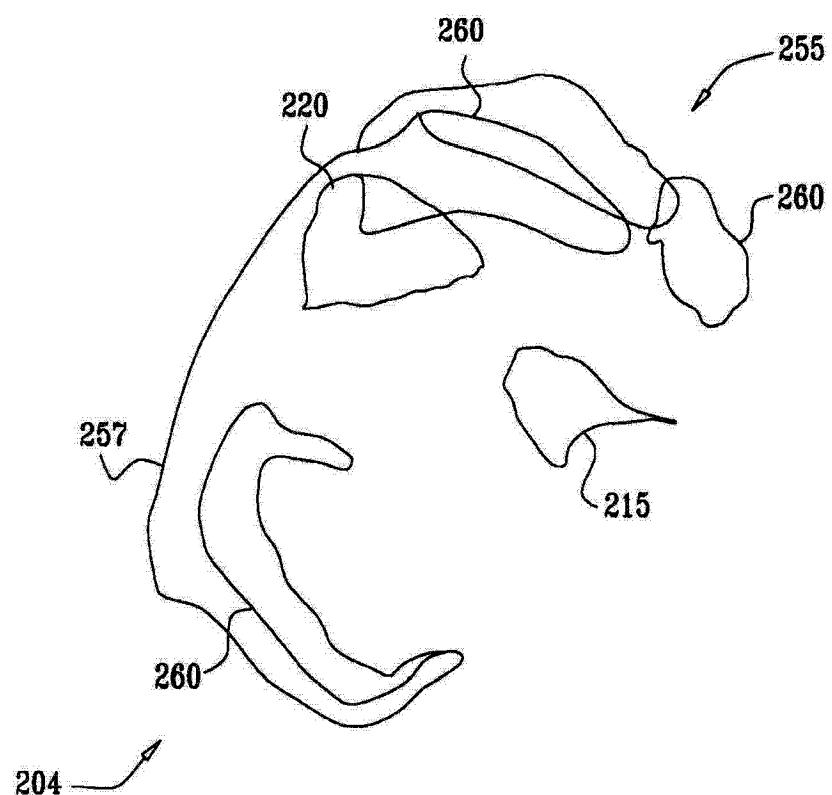


图 7

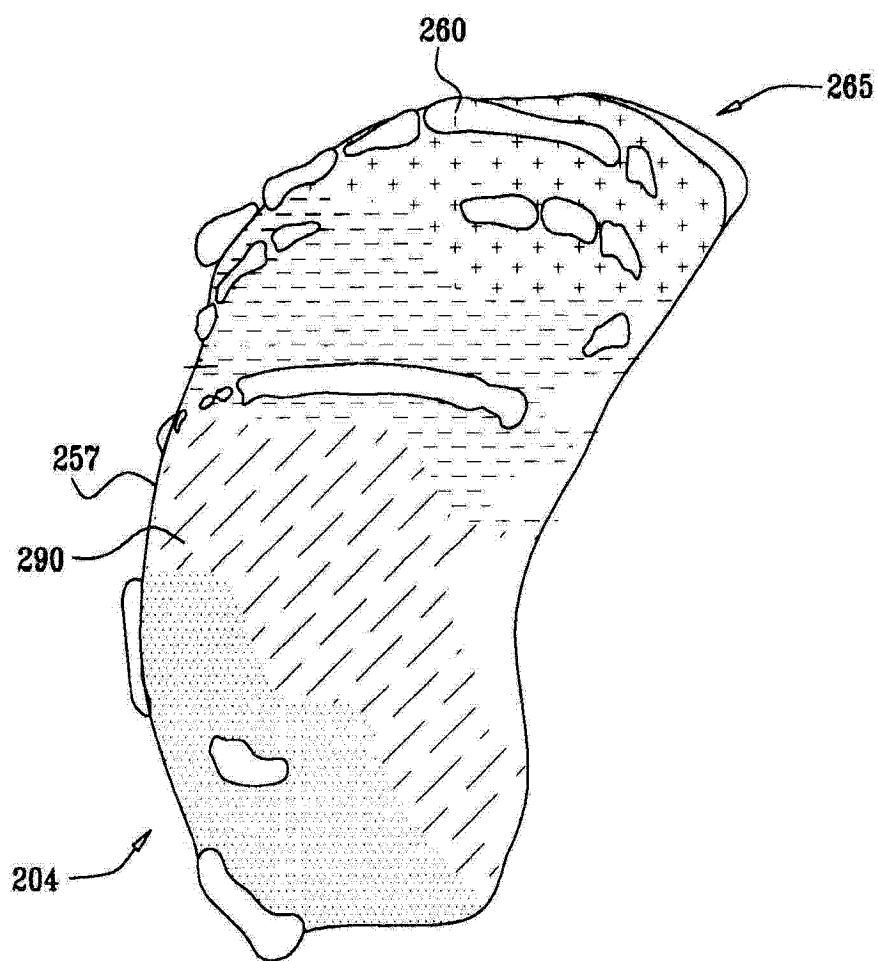


图 8

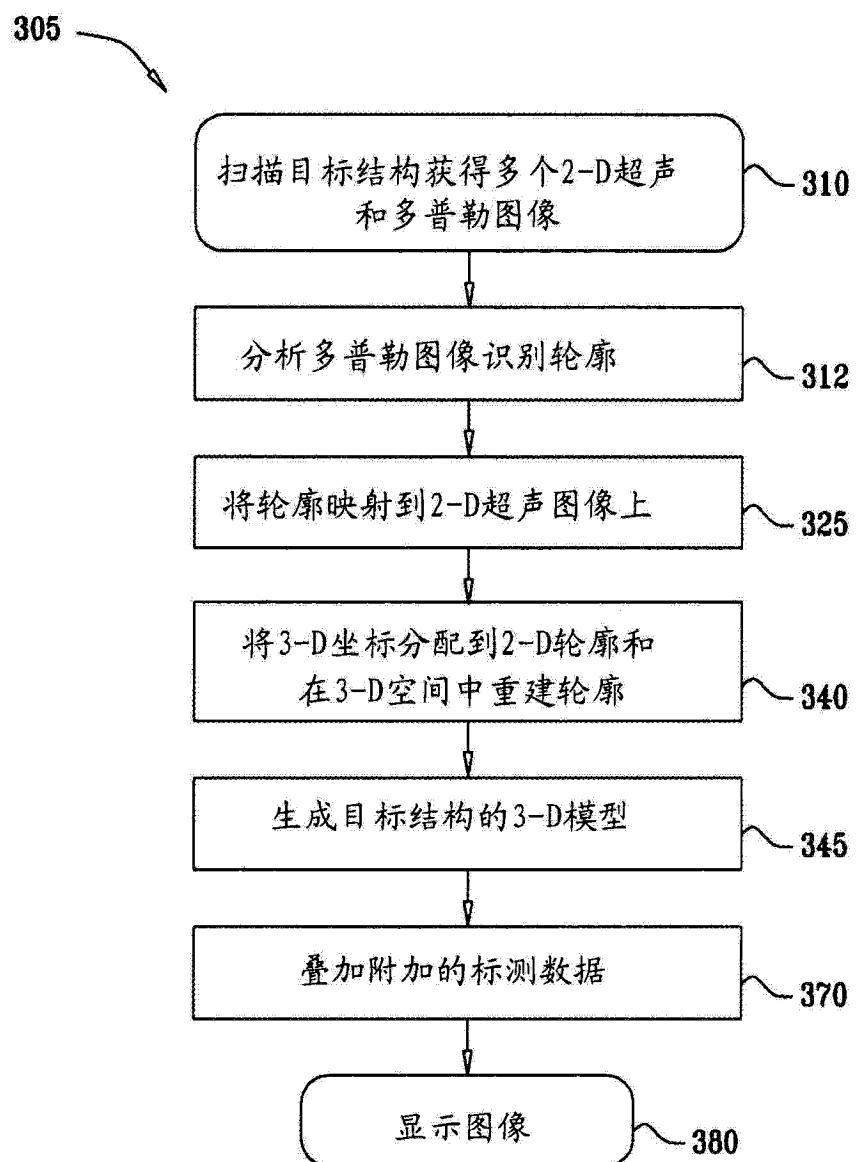


图 9

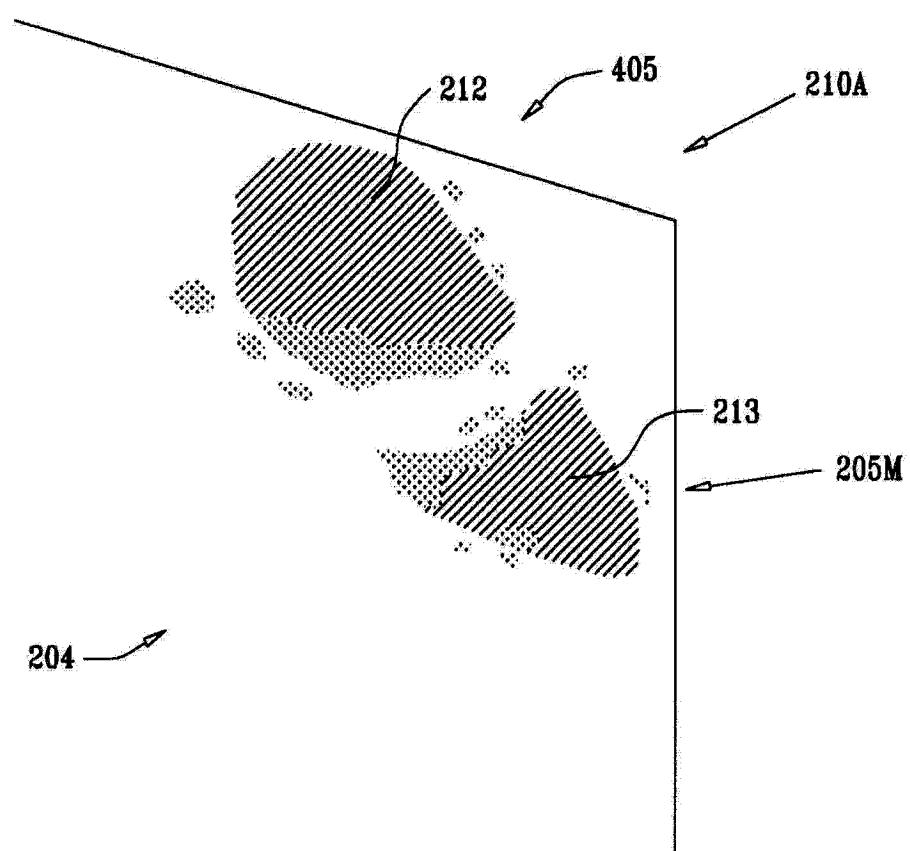


图 10

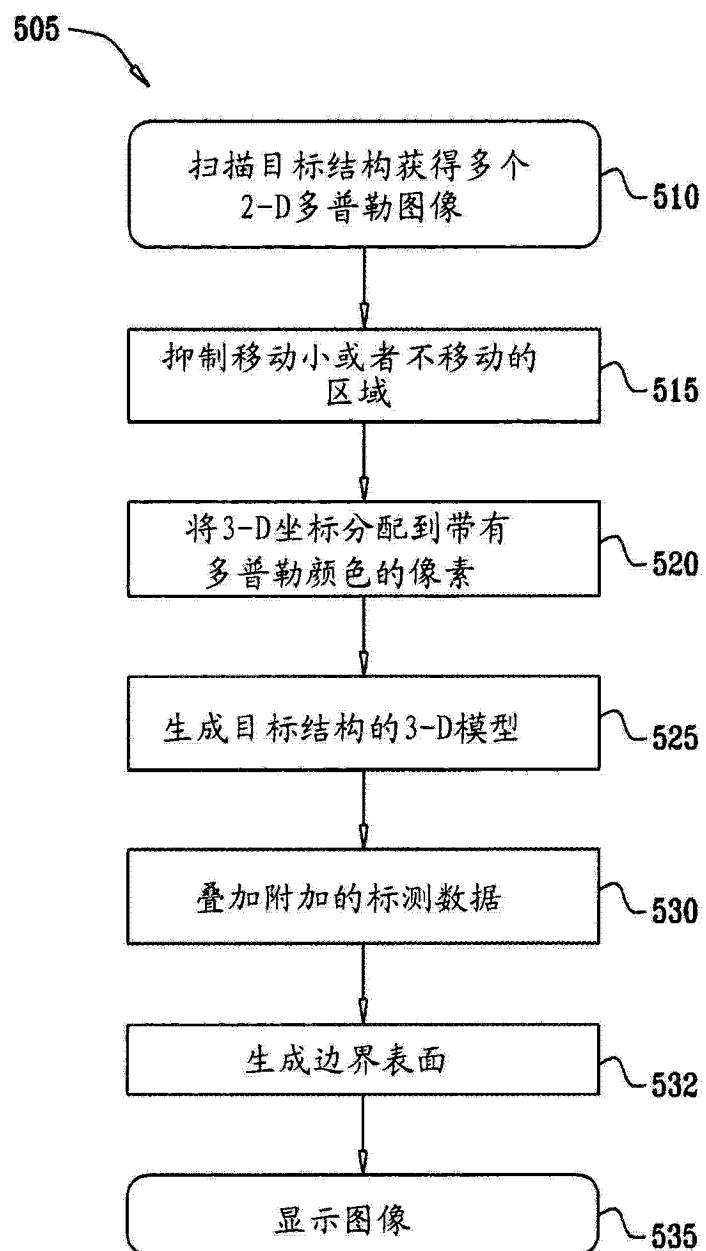


图 11

专利名称(译)	利用多普勒超声的三维图像重建		
公开(公告)号	CN102760306A	公开(公告)日	2012-10-31
申请号	CN201210236786.8	申请日	2009-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	A 戈瓦里 A C 阿尔特曼 Y 埃夫拉斯 Y 施沃茨		
发明人	A.戈瓦里 A.C.阿尔特曼 Y.埃夫拉斯 Y.施沃茨		
IPC分类号	G06T17/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/541 A61B8/14 G06T2207/10132 A61B8/543 G06T7/0067 G06T2207/30048 A61B8/12 G06T2207/10012 G06T7/13 G06T7/564		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	12/969504 2008-01-04 US		
其他公开文献	CN102760306B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及利用多普勒超声的三维图像重建。一种对解剖结构成像的方法，包括获取解剖结构的多个超声图像。至少其中一个所述图像包含多普勒信息。由多普勒信息生成解剖结构的一个或多个轮廓。利用该一个或多个轮廓，从所述多个超声图像中重建解剖结构的三维图像。

