

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710093277.3

[43] 公开日 2008 年 7 月 16 日

[11] 公开号 CN 101219061A

[22] 申请日 2007.12.7

[21] 申请号 200710093277.3

[30] 优先权

[32] 2006.12.8 [33] US [31] 11/608506

[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·C·阿尔特曼 A·戈瓦里
D·柯申鲍姆

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张雪梅 陈景峻

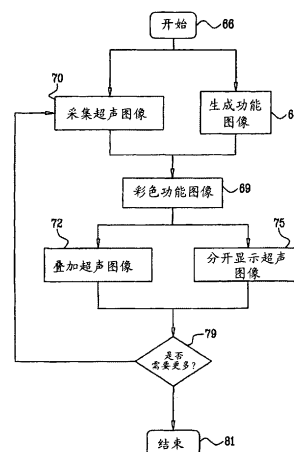
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

对电解剖图着色以指示超声数据采集

[57] 摘要

本发明涉及对电解剖图着色以指示超声数据采集。在医学成像过程中超声数据采集期间，共同显示并视觉标记所成像结构的三维模型，例如，电解剖图，以指示数据采集的进程。连续二维图像相交的平面作为线或着色区域标记在三维模型上。这样的显示可以使操作者确定数据已经被充分获取的区域，并将操作者引导到仍然需要额外的数据采集的区域。多种颜色方案用于指示数据采集的相对充分性。



- 1、一种用于产生活体受检者图像的计算机辅助方法，包括步骤：
 显示所述受检者的体内结构的表面的三维模型；
 采集所述结构的至少一部分的二维图像序列，所述的二维图像具有各自的图像平面；和
 当采集所述序列时，标记所述的三维模型，以显示所述图像平面与所述表面的各个相交处。
- 2、根据权利要求1的方法，其中所述二维图像选自包括二维超声图像、计算机断层摄影图像和磁共振图像的组。
- 3、根据权利要求1的方法，进一步包括如下步骤：显示所述三维模型和在所述三维模型上的所述图像平面与所述表面的所述各个相交处。
- 4、根据权利要求3的方法，其中所述二维图像通过采集多个二维超声切片、计算机断层摄影切片、或实时磁共振切片作为实时图像被采集，该方法进一步包括从所述实时图像构建三维图像以用在所述显示步骤中的步骤。
- 5、根据权利要求3的方法，其中显示所述三维模型包括应用伪彩色到所述图像平面与所述表面的所述各个相交处。
- 6、根据权利要求3的方法，其中标记所述三维模型包括如下步骤：
 内插所述各个相交处之间的所述三维模型的区域；
 标记所述的内插的区域，并且
 所述显示所述三维模型的步骤包括显示所述内插的区域。
- 7、根据权利要求1的方法，进一步包括步骤：
 由所述二维图像重建所述结构的三维解剖图像；和
 用所述三维模型显示所述三维解剖图像的至少一部分。
- 8、根据权利要求7的方法，其中所述的三维解剖图像的所述部分并不延伸超出与所述三维模型表面的预定距离。
- 9、根据权利要求1的方法，其中所述的结构是心脏而所述的三维模型是解剖图。
- 10、一种用于产生活体受检者图像的设备包括：
 显示器；

用于存储所述受检者体内结构的表面的三维模型的存储器；
用于获取所述结构的至少部分的二维解剖图像序列的二维成像模块，
所述二维解剖图像具有各自的图像平面；和
链接到所述存储器和所述二维成像模块的处理器，所述处理器可用于在所述显示器上标记所述三维模型，以显示所述图像平面和所述表面的各个相交处。

11、根据权利要求10的设备，其中所述二维解剖图像选自包括计算机断层摄影图像和磁共振图像的组，并且所述处理器被用来将所述图像平面与所述三维模型自动配准。

12、根据权利要求10的设备，其中所述处理器用于：
由所述二维解剖图像重建所述结构的三维解剖图像；和
与所述三维模型一起显示所述三维解剖图像。

13、根据权利要求10的设备，其中所述二维成像模块产生超声图像，所述的结构是心脏，并且所述的三维模型是电解剖图。

14、一种用于产生活体受检者图像的计算机辅助方法，包括步骤：
将探头插入所述受检者的心脏，所述探头具有方位传感器；
用所述探头确定在所述心脏中不同位置的相应空间坐标，以限定三维空间；
生成包括所述心脏的三维图的功能模块，其包括与在所述心脏的多个点测量的所述心脏相关的功能信息；
采集所述心脏一部分的超声图像；
将所述超声图像与所述三维空间配准；
自动标记所述图上的相应于所述心脏的所述部分的区域；和
显示所述超声图像和所述图，其中所述区域用伪彩色显示。

15、根据权利要求14的方法，其中所述功能模式选自包括解剖图、内腔内体超声图像、多普勒图像和区域性壁运动图像。

16、根据权利要求14的方法，其中所述超声图像是二维超声图像，并且所述自动标记区域的步骤包括确定所述二维超声图像的平面与所述图的相交处。

17、根据权利要求16的方法，其中所述获取超声图像的步骤包括，采集心脏各部分的多个二维超声图像，该方法进一步包括步骤：

由所述二维超声图像重建所述心脏的三维解剖图像;

使用所述二维超声图像中的相应二维超声图像重复所述自动标记区域的步骤,以限定合成标记区域;和

所述显示步骤包括显示带有所述图的所述三维解剖图像,其中所述合成标记区域用所述伪彩色显示。

18、根据权利要求14的方法,所述显示步骤包括显示叠加在所述图上的所述超声图像。

19、一种用于成像受检者体内心脏的设备,包括:

捕获所述心脏的一部分的解剖图像的成像装置;

链接到所述成像装置的处理器,所述处理器链接到适于插入所述心脏的探头,该探头具有用于确定所述探头的位置和方向信息的位置传感器,所述处理器用于产生所述心脏的功能图,该功能图包括在所述心脏的多个点测量的与所述心脏相关的功能信息,所述处理器用于自动标记与所述心脏的所述部分对应的所述图的区域;和

链接到处理器的显示设备,用于显示所述图和所述解剖图像,其中所述区域用伪彩色显示。

20、根据权利要求19的设备,其中所述功能图是电解剖图。

21、根据权利要求19的设备,其中所述成像设备用于采集所述心脏的各部分的多个二维解剖图像。

22、根据权利要求21的设备,其中所述处理器用于:

由所述二维解剖图像重建所述心脏的三维解剖图像;

使用所述二维解剖图像中的相应二维解剖图像重复自动标记区域,以限定合成标记区域;和

所述显示设备用于显示带有所述图的所述三维解剖图像,其中所述合成标记区域用伪彩色显示。

23、一种用于产生活体受检者的图像的计算机辅助方法,包括步骤:

显示所述受检者体内结构的表面的三维模型;

采集一系列所述结构各部分的三维解剖图像,所述的三维解剖图像具有各自的图像平面;

当采集所述系列时,将所述图像平面与所述三维模型自动配准;和

标记所述三维模型，以显示所述三维解剖图像与所述表面的各个相交处。

24、根据权利要求 23 的方法，其中所述系列通过使用超声探头获得。

对电解剖图着色以指示超声数据采集

技术领域

本发明通常涉及身体器官的重建和标测（mapping）。更具体而言，本发明涉及身体内部器官成像，例如心脏成像。

背景技术

超声成像是一种较为成熟的心脏成像的形式。例如，美国专利 No. 6, 066, 096 描述了一种用于内腔内（intraluminal）体超声成像的成像探头，该专利在此引用作为参考。该探头配置成放置到患者身体的内部，并且包括一具有近端和远端的细长主体。超声换能器相控阵列被连接并定位到该细长主体的远端。该超声换能器相控阵列被定位用来发射和接收超声能量，以便从该细长主体远端进行体正向扫描。该超声换能器相控阵列包括多个被超声换能器元件占据的位置。

然而，许多医师发现很难解释典型地以二维扇形图案呈现的超声图像。尽管医师知道什么解剖特征应该出现在由超声导管产生的显示中，他也可能不能把这些特征与扇形的亮和暗区域相匹配。

已经提出把由不同方式获得的图像配准叠加，以改善医学图像解释。例如，美国专利 No. 6, 556, 695（授予 Packer 等人的），建议采集磁共振图像，将该磁共振图像与随后获得的电刺激图（electrical activation map）或超声图像配准。

发明内容

为了在执行实时心脏成像过程中帮助医师，在采集期间，可以绘制心脏的三维图像。然而，由于其他组织的反射，例如来自其他腔或器官的反射，阻碍了使用者对心室的观察。因此对于使用者来说，确定何时已经获得恰当的图像数据或者是否细节正被错过是困难的。

根据本发明所公开的实施方式，在超声数据采集期间，通常通过应用伪彩色显示和标记所述结构的三维表示，以显示数据采集的进展，所述三维表示例

如是诸如电解剖图(electroanatomical map)的功能图。例如,获得的连续二维超声扇形的相交平面可以在电解剖图上被标记为该图表面上的线或着色区域。这种显示使操作者能确定超声数据已经被充分采集的区域,并将操作者引导到仍然需要额外的数据采集的心腔区域。各种颜色方案可用于指示数据采集的相对充分性。

本发明的一种实施方式提供了一种用于产生活体受检者图像的计算机辅助方法,该方法通过以下步骤执行:显示受检者体内的结构的表面的三维模型;获取该结构的至少一部分的二维解剖图像序列;和在获取该序列同时,标记该三维模型以显示图像平面与所述表面的各个相交处。

在本方法的一方面,三维模型可以是计算机断层摄影图像或磁共振图像,它与图像平面自动配准。

本方法的另一方面包括显示该三维模型和在该三维模型上显示所述表面与图像平面的各个相交处。

根据本方法的另一方面,在图像平面与所述表面的各个相交处上显示伪颜色。

本方法的另一方面包括,在所述各个相交处之间内插所述三维模型的区域,标记并显示内插的区域。

本方法的另一方面,包括,根据所述二维解剖图像重建该结构的三维解剖图像,和与该三维模型一起显示该三维解剖图像的至少一部分。

根据本方法的另一方面,三维解剖图像的显示部分没有延伸超出与该三维模型表面的预定距离。

根据本方法的一方面,该结构是心脏,并且三维模型是解剖图。

在本方法的另一些方面,二维解剖图像可由实时三维超声成像,实时计算机断层摄影成像,或实时磁共振成像获得。

本发明的其他实施方式提供用于执行上述方法的设备。

附图说明

为了更好地理解本发明,通过结合下列附图阅读示例性实施方式,给出本发明的细节说明的参考,附图中同样的元件给出同样的参考数字,并且其中

图1显示了一种依照本发明实施方式的用于成像和标测患者心脏的系统;

图2是依照本发明实施方式进一步详细说明图1所示系统的框图;

图3是依照本发明实施方式,标记体内部的结构三维模型,以指示采集该结构的多个二维图像的进展的一般方法的流程图。

图4是依照本发明可选择的实施方式,对功能图着色以指示超声数据采集的方法的细节流程图。

图5是依照本发明实施方式的心脏的多模式图像的显示。

图6显示了依照本发明实施方式所准备的心脏右心室的骨架(skeleton)模型。

图7是依照本发明实施方式的合成图像,其中代表心脏的三维超声心脏图的骨架模型,被叠加在右心室的电解剖图上。

具体实施方式

在接下来的描述中,描述了许多具体细节以便透彻理解本发明。然而,对于本领域技术人员来说显而易见的是,没有这些详细的细节也能实践本发明。在其他的实例中,为了不使本发明产生不必要的晦涩,熟知的电路、控制逻辑、常规算法和过程的计算机程序指令没有详细说明。

系统概述

现在翻到附图,从参考附图1开始,其使出了根据本发明的一种实施方式的系统20,该系统用于成像和产生患者心脏24的电刺激图,并适合实施涉及心脏24的诊断或治疗过程。

虽然本发明的原理通过参考心脏成像说明,但所描述的技术可适用于使用手动或自动控制的探头对其他器官进行成像,尤其是空心器官,例如可用超声导管成像的膀胱。

系统20包括一个可被医师经皮插入到心脏的腔或脉管结构内的导管28。导管28典型地包括医师操纵导管的手柄29。手柄29上的适当控制可使医师按需要操纵(steer)、定位和定向导管的远端。

系统20使得医师能够实施多种标测和成像过程。这些过程包括例如下列技术,下列技术进一步细节已经在共同未决的共同转让的申请No. 11/115,002和11/262,217中说明,这些申请的内容在此合并引入作为参考:

显示实时或接近实时的二维图像,例如,超声图像;

基于二维超声图像，重建患者身体内的目标结构的三维模型；

在重建的三维模型上配准、叠加和显示参数图，例如电生理信息图或电解剖图；

在重建的三维模型上配准、叠加和显示从外部系统获得的三维图像；和
在从外部系统获得的三维图像上配准和显示二维超声图像。

系统 20 包括测量导管 28 的三维位置信息和方向坐标的定位子系统，该导管 28 具有多达六个自由度。定位子系统可包括决定导管 28 的位置和方向的磁性位置跟踪系统。该定位子系统在其附近在预定的工作体积内产生磁场，并感测导管处的这些场。定位子系统典型地包括一组外部辐射体，例如定位在患者外部固定的已知位置处的场发生线圈 30。线圈 30 在心脏 24 附近产生场，典型的是电磁场。

在一可选择的实施方式中，导管中的辐射器，例如线圈，产生被患者身体外面的传感器（未示出）接收的电磁场。

位置传感器（position sensor）响应于所感应的场经由电缆 33 传送与位置相关的电信号，该电信号流经导管到达控制台 34。或者，位置传感器可通过无线链路发射信号到控制台 34。控制台 34 包括基于方位传感器（location sensor）46 发送来的信号，计算导管 28 的位置和方向的定位处理器 36。定位处理器 36 通常对来自导管 28 的信号进行接收、放大、滤波、数字化和其他处理。系统 20 产生的图像显示在监视器 44 上。

可用于上述目的一些位置跟踪系统在例如 US 专利 6,690,963, 6,618,612 和 6,332,089，和美国专利申请公开 2004/0147920，和 2004/0068178 中有说明，其内容在此合并引入作为参考。尽管图 1 所示的定位子系统使用电磁场，但是可以使用其他任何适合的定位子系统，例如基于声测量或超声测量的系统，来实施下面描述的方法。

为生成超声图像，系统 20 可采用在美国专利 No. 6,716,166 和 6,773,402 中说明的导管，该专利内容在此合并引入作为参考，以便采集超声图像，从而在相同或不同会话（session）中以及以许多不同的组合，与扩张导管（deployment catheter）位置的图像或表示同时地、接近实时地显示超声图像。这种导管具有适于发射声波，从心脏回波产生界面（echogenic interface）接收反射的声学换能器。反射接着被分析以建造心脏的二维或三维图像。

系统 20 包括一超声驱动器 39, 当导管 28 作为超声成像导管时, 超声驱动器驱动导管 28 的超声换能器。一种可用于此目的的适合的超声驱动器的实施例是 Analogic 公司生产的 AN2300™ 超声系统, 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960。超声驱动器 39 可支持不同的成像模式例如本领域熟知的 B 模式, M 模式, CW 多普勒和彩色血流多普勒。

任选地, 导管 28 和另一导管 48 都结合在系统 20 中并且经由不同的血管路径同时插入心脏。在这个实施例中, 导管 28 作为标测 (mapping) 导管, 导管 48 作为使用声学换能器阵列 50 的超声成像导管。每个都具有用于确定导管在体内的位置和方向的方位传感器 46。

系统 20 包括产生电刺激图的电子电路, 并能与许多专门的标测导管结合使用。一种可作为导管 28 使用的适合的标测导管在共同转让的美国专利 No. 6,892,091 中说明, 该专利内容在此合并引入作为参考。简要地说, 标测导管的远端包括在远侧放置的用于测量心脏组织的电属性的标测电极 52。标测导管的远端进一步包括用于测量在心腔中远场电信号的非接触电极 54 的阵列。

典型地, 标测导管被首先引入, 并根据它的数据产生电刺激图。此后, 超声成像导管被引入。这两个导管经由相同的或不同的血管路径被引入。

在另一备选方案中, 可使用一种既能够采集适用于产生电刺激图的数据, 并且也具有超声成像功能的混合导管。这样的导管在例如, 美国专利 No. 6,772,402, 6,788,967、6,645,145 中说明。使用这样的导管使医疗过程缩短。在这一备选方案中, 仅仅需要一导管插入。在如下面的进一步详细解释的所有可能的备选方案中, 通常首先获得电刺激图, 接着将其应用到超声图像以有助于后者的解释。用于协调两种模式的适合的图像配准技术在美国专利 No. 6,650,927 和共同未决的申请 No. 11/215,435 中说明, 这两个专利与本专利具有共同的受让人, 并且在此合并引入作为参考。

现在参考图 2, 它是进一步说明系统 20 (图 1) 细节的框图图示。如上所述的, 系统 20 的许多元件可采用通用或专用计算机实现, 所述计算机包括处理器和存储器, 该存储器包含图 2 中描述的功能框的对应物。定位处理器 36 链接到靠近心脏导管远端放置的方位传感器, 并执行位置跟踪。

驱动换能器 50 (图 1) 的超声驱动器 39 与超声电路 56 协作, 并生成二维超声图像。

图像处理器 60 链接到标测电路 58、定位处理器 36 和超声电路 56。图像处理器 60 能执行三维超声图像重建，并专用于超声图像上的心脏部分解剖 (topological) 特征的自动识别。在一些实施方式中，图像处理器 60 可以通过标测电路 58 增加电子刺激图上部分解剖特征的自动识别，不需要操作者的协助。图像处理器 60 也执行图像配准功能。它的操作经由用户输入 62 来调整。它的输出被送到显示器 64。

在能够产生电刺激图的系统 20 中适用的商业单元是，来自 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765, Biosense Webster 有限公司的 CARTO XP EP Navigation and Ablation System。使用不同模式获得的图像可以使用 CARTOmerge™ 图像整合模块配准进行显示，所述图像整合模块适于与 CARTO XP EP Navigation and Ablation System 一起操作。特别是，可以用这个模块，将三维超声图像与三维解剖图或电解剖图配准。而且，由二维超声成像产生的超声扇形图像与解剖或电解剖图共享坐标系统。该系统能够自动计算扇形图像与三维图像的相交处，以及在不同扇形图像的相邻相交处之间进行内插。

操作

现在参考图 3，它是根据本发明实施方式的一般方法流程图，该方法标记身体内部结构的三维模型以指示该结构的多个二维图像采集过程中的进展。

在初始步骤 80，采集并显示该结构的三维模型。这是一种用例如上述 CARTO XP EP Navigation and Ablation System 的系统获得的心脏的图像。然而任何三维模型都可被使用，例如断层摄影图像。显示心脏或其他结构的断层摄影图像是重要的，功能数据（例如可显示在该模型上的电势）是附带的。

接下来，在步骤 82，该结构的一部分的二维图像被采集。这可以是超声图像。可选择的是，该二维图像可以通过例如磁共振成像或计算机断层摄影成像技术获得的二维功能图像。

接下来，在步骤 84，在步骤 82 获得的二维图像与在初始步骤 80 中产生的三维模型自动配准或者以其它方式协调。该步骤允许三维模型的形貌 (topographical) 特征与步骤 82 中成像的结构相关。

接下来，在步骤 86，在该显示上标记二维图像的平面与三维模型的相交处。此步骤可通过对该显示应用伪彩色实施。可选择的是，可以使用许多其他用于指示相交处的图形技术，例如，闪烁效果，粗体强调。此外，如下说明，可使

用伪彩色，以便显示在不同扇形图像的相邻相交处之间的三维模型图像上的区域。这些区域通过插值来确定。无论如何，通过参考该显示和在三维模型上的标记，操作者能够识别在当前二维图像上获得的结构的形貌特征。任选地，操作者能通过与当前二维图像相关的文本描述信息，对该显示加以注释。

控制现在进行到判断步骤 88，这里决定是否需要更多的图像来完成成像研究。如果在步骤 88 的决定是肯定的，接着控制回到步骤 82 进行另一循环。

如果在步骤 88 的决定是否定的，接着控制进行到最后的步骤 90，并且进程结束。

备选实施方案 1

现在参考图 4，它是根据本发明的一种实施方式的方法的细节流程图，该方法对电刺激图或其他功能图进行上色以指示超声数据采集。可以理解“上色”表示计算任务并且涉及对其中存储了图象数据的存储器的修改，此处“上色”可以称为应用伪彩色。该操作的结果可以作为彩色显示可视化在计算机显示器上。以举例的方式，通过参考电解剖图讨论了此方法。然而，此方法可适用于心脏的其他功能图，只要心脏的局部解剖 (topology) 被显示，并能与超声数据的位置相关。在初始步骤 66，使用上面参考图 1 和图 2 说明的仪器，使用已知的技术，将标测导管引入到受检者。超声成像导管也被引入到心脏。

接下来，在步骤 68，标测导管在心脏内行进 (navigate)，并获得电子数据。功能图像被产生。在一实施方式中，例如使用上述 CARTO XP EP Navigation and Ablation System 产生电解剖图。通过确定在心脏中不同位置的空间坐标，使用标测导管产生图像，以限定三维空间。接着功能模块被准备好，它是在三维空间中的心脏的三维图，其中该图显示功能信息，即，心脏的多个点的电势。

与步骤 68 并列，在步骤 70，采集至少一个二维超声图像。通常，这是一种门控图像 (gated image)。在超声成像导管上的方位传感器提供位置的信息，被定位子系统处理以建立超声图像上不同点的座标。典型地，电解剖图和二维超声图像在相同时间段期间被采集。然而，这不是必须的，并且可选择的是，电解剖图可预先获取并与二维超声图配准。

接下来，在步骤 69，通过应用伪彩色，识别与在步骤 70 的最后一个循环获取的超声图像对应的电解剖图或其他功能图的区域。可使用一种伪彩色，随着图像的充分性改进用不同强度。可选择，可以组合使用多种伪彩色，以便在

许多不同的方案中指示当前图像质量。作为附加或者替代地，图像质量的其他图形指示可在此步骤中显示，例如闪烁效果。在某一实施方案中，通过计算超声扇形图像在电解剖图上的相交处的平面，确定电解剖图的相关部分。

现在参考图 5，它是根据本发明的实施方式，心脏的多模式图像的显示。在图 5 的左侧，图像 92 是由上述 CARTO XP EP Navigation and Ablation System 产生的心腔部分解剖图。

在中间图像 94 中，此图被部分上色用来显示超声数据已经被采集的室壁区域 96。例如采集的每个连续超声二维扇形的相交处的平面可被标记在图像 94 上，作为在图表面上的着色区域。可选择的是，所述相交处的平面可被标记为着色的线。进一步可选择地，图像 94 可以被上色，用来标记超声束平面与电刺激图相交处的每个数据体素。无论如何，该显示使操作者能看到哪里已经采集了充分的超声数据，并可用于将操作者引导到还需要额外的数据采集的心腔区域。

在图 5 右侧的图像 98 显示了叠加在图像 98 上的三维超声图像 100 的重建，其在此处称为区域 102。图像 98 和区域 102 基于所采集的超声数据。

在一实施方案中，投影二维超声图像，而不重建立体三维模型。这种技术在上述申请 No. 11/115,002 和 11/262,217 中说明。例如，连续二维超声图像可以在步骤 70（图 4）的循环中获得，并且感兴趣的轮廓被加标签。图像接着在三维空间内取向和投影。

现在参考图 6，它显示根据本发明实施方式的右心室的骨架模型 88。系统 20（图 1）能从未加标签的超声图像中自动追踪和重建轮廓 90、92，和从标注了医师的（physician labeled）二维对应部分自动重建轮廓 94。

现在参考图 7，它是根据本发明实施方式的示例性合成图像 96，其中心脏的三维超声图像 98 的骨架模型被叠加到右心室的电解剖图 100 上。该骨架模型与骨架模型 88（图 6）相似，具有多个轮廓 102、104 分别地描绘右心室和左心室轮廓。轮廓 102 被覆盖在电解剖图上。通过不同阴影图案指示不同电势值。在步骤 72 中（图 4）叠加骨架模型在电解剖图上，与使用完全再现的三维模型相比，在显示上产生的干扰更少，这通过比较图 7 和图像 98（图 5）可以理解。如在图 5 中，图 100 的一些部分可使用伪彩色自动标记，用于指示充分的超声数据采集。例如，伪彩色已经应用到区域 105，在图 7 中通过对角阴影图案表示。

再次参考图4，当数据在步骤70的连续循环中被采集，电解剖图和可选地脉管（其可作为轮廓或圆柱结构，概略地显示在电解剖图上），被逐渐上色以指示被成像的区域，如图像94（图5）所示。例如，该图可从灰色开始，如图像92上那样（图5），然后在与超声图像数据已经获得点相对应的图上的每个点处，颜色从灰色改变到红色。以这种方式，操作者接收到当前数据覆盖的清晰指示。

接下来，在步骤72，在步骤70的循环中采集的超声图像被叠加到电解剖图上，使得二者被可见地配准在显示器上。这通过使用同步的方法以及如上所述的重建图像与电解剖图的配准自动地执行。简而言之，超声导管中在一个单元中包括方位传感器和超声换能器二者。系统适当校正后，能自动将在超声图像上可见的任何点与电解剖图三维空间中的其对应点相关联。典型地，通过将电解剖图产生期间的坐标和在步骤70中获得的超声图像上的位置信息和坐标相关联，建立图像配准。外部自动标记器可用于提供公共参考系，以便耦合来自两种模式的数据。在一些实施方式中，超声图像是从多个二维超声图像重建的三维超声图像。可选择，二维扇形图像被作为线叠加到电解剖图上。

任选地，如步骤75所示，超声图像和电解剖图被分别显示。这样选择，具有避免在显示中多模式图像配准问题的好处。而且，一个图像不会被其他图像遮掩。在步骤75的变体中，至少三维图像的一部分被显示在三维模型内，并且三维解剖图像并不延伸超出与三维模型表面的预定距离。结果就是三维空间根据显示的三维图像的比例被分割。本操作适用的分割技术，在上述申请 No. 11/215,435 中有说明。

在步骤72、75中任意一个中，当然要求两种模式间的同步。再次参考图7，超声图像98和电解剖图100能使用不同的设备获得。当所述图像中的一个或两者都被接近实时的跟踪，并且特别地，当不同设备用于这二种模式时，在源装置和处理器36（图1）间的传播延时，使得有必要注意合成图像96的这两种组分的同步。实际上，在系统20（图1）的不同实施方式中，一般发生同步问题。这种问题的解决办法在上述申请 No. 11/262,217 中有教导。简而言之，当接近实时的电解剖数据被采集并叠加先前采集的解剖图像或模型上时，在电解剖数据和解剖图像选通之间建立一恒定的预定偏移，可以是时间偏移。这种偏移补偿了由图像处理和从解剖图像源到图像处理器的图像传输引起的系统延时，所述

图像处理器如上所述根据电解剖数据产生电解剖图。

在实施步骤 72、75 中的任意一个后，操作者能够识别解剖特征并能使用图形用户界面在显示器上标记它们。

控制接下来进行到决定步骤 79，这里决定是否需要更多的二维超声图像以便完成检查。这个决定通常由操作者决定，但他可被系统提示，系统能自动确定检查是否完成。如果在决定步骤 79 的决定是肯定的，接着控制返回到步骤 70。当心脏成像时，操作者可开始成像过程，对左右心房进行轮廓标测，标记相关结构，例如肺静脉、大动脉和卵圆窝。肺静脉、大动脉能作为血管显示，具有超声轮廓限定的具有可调节半径。

如果在决定步骤 79 的决定是否定的，接着控制转到结束步骤 81。导管被抽回，过程结束。

可选实施方式 2

除了反转显示模式能被用于显示三维图像，例如，在步骤 72、75（图 4）中的图像 100（图 5）外，此实施方式与可选实施方式 1 相似。超声图像的数据采集本质上是相同的，但不是用高灰度级显示组织，而是三维超声图像指示在腔或血管中的血液，并是腔或血管血量的指示器。

可选实施方式 3

在步骤 72、75（图 4）其他生理数据可被标测用于与超声图像一起显示和应用伪彩色着色，用来如上所述地指示超声数据采集的充分性。可使用如上述美国 No.6,066,096 说明的内腔内体超声成像。能被标测的其他生理参数包括温度，血流量、化学特性和机械活性，例如区域壁移动。例如，由上述美国专利 No.6,716,166 和 6,773,402 中说明的超声导管探测的高速流动区域，可在多普勒图像中识别并与在三维超声图像中观察到的血管狭窄配准。作为另一例子，化学传感器可用于识别具有低 NADPH 水平的区域，用来指示局部缺血。这种区域可与在超声图像上观察到的相应区域配准。在 Takahiro Yabe 等人发表于 *Circulation* 1995; 92: 15-23 的 *Quantitative Measurements of Cardiac Phosphorus Metabolites in Coronary Artery Disease by ³¹P Magnetic Resonance Spectroscopy* 文章中说明了适于显示这样区域的技术。

可选实施方式 4

在这个实施方式中，步骤 70（图 4）用一种不同于二维超声成像的模式实

施，来获取作为一系列穿过受检者结构的图像“切片”的实时数据。步骤 70 能使用实时三维超声成像探头、实时计算机断层摄影成像，实时磁共振成像或其他实时成像模式实施，所述其他实时成像模式能够产生三维图像并将该三维图像与在特定区域应用了伪彩来指示数据成像充分性的功能图像一起显示。

可选实施方式 5

这种变体能被添加使用到任何前述的实施方式中。在步骤 72、75（图 4），附加的指示显示在图显示器上，以便在数据采集期间用来指导操作者。例如，填充比率，即在电解剖图上或其他功能图上着色区域与整个目标区域的比，可被显示以定量指示进程的完成程度。

在伪彩的另外应用中，可以根据每个体素的灰度级水平，使用相应的查找表格，来修正它自己。这使得使用者能看到是否采集到的数据与壁组织或血管或在腔中打开的瓣膜相对应。

本领域技术人员可以领会到本发明不限制于已经被上文中特别显示和说明的。而且，本发明的范围包括各种上文中说明的特征的组合和下位组合，和在本领域技术人员阅读前述说明后发生的不在现有技术中变化及它的改进。

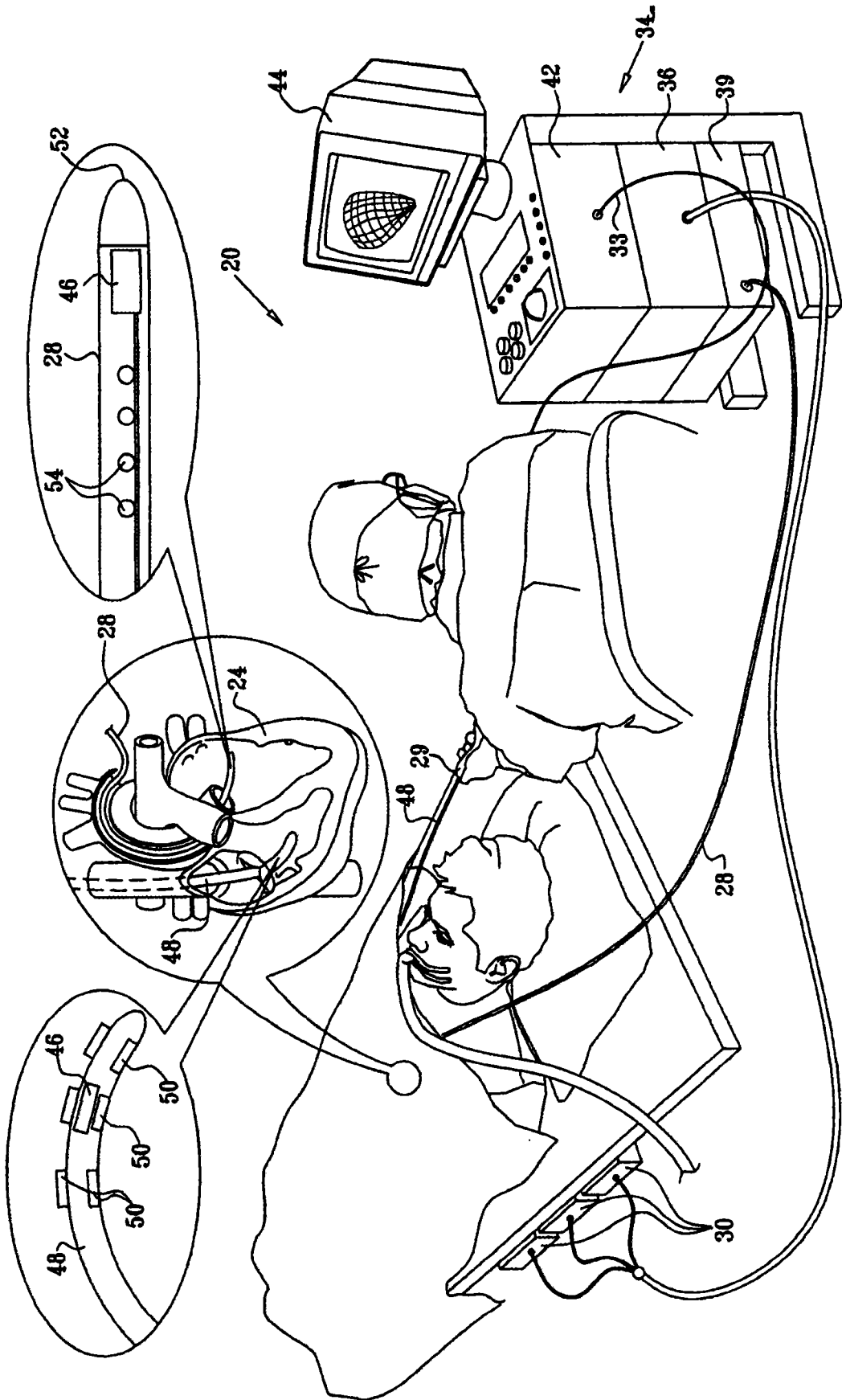


图 1

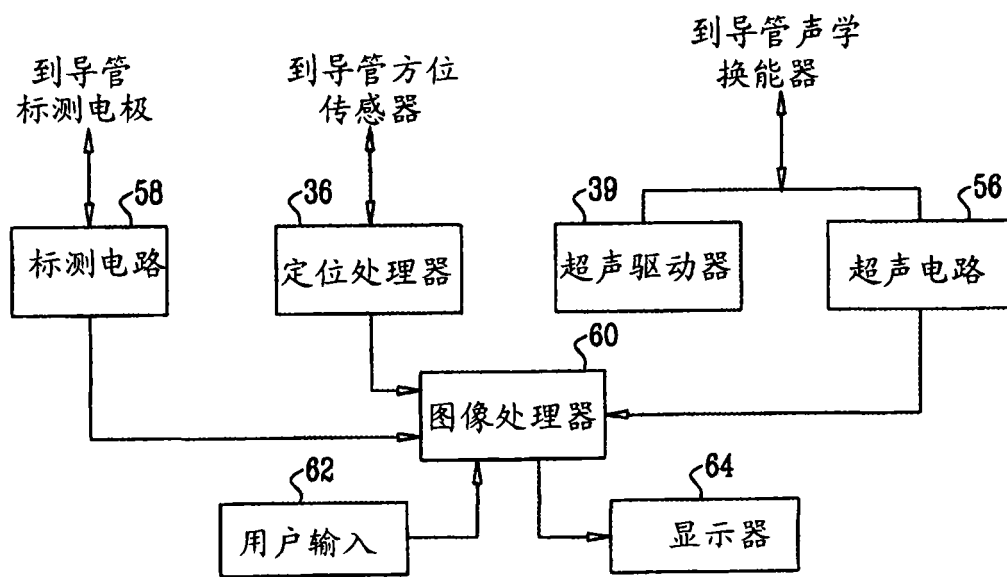


图 2

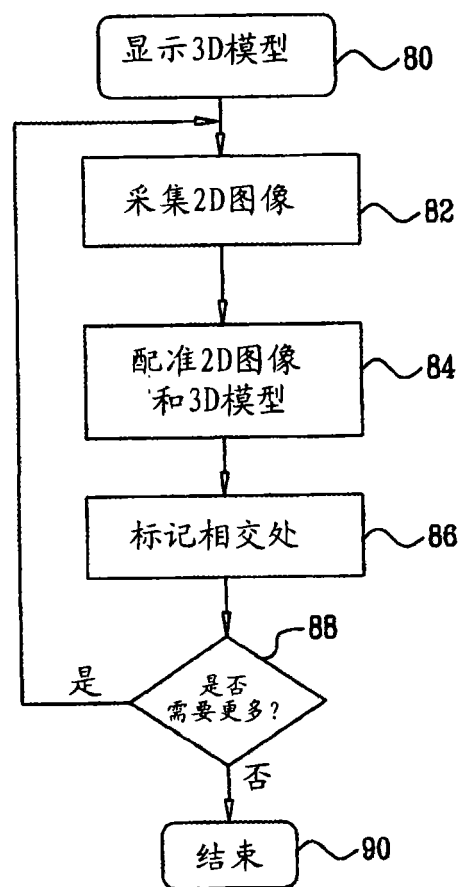


图 3

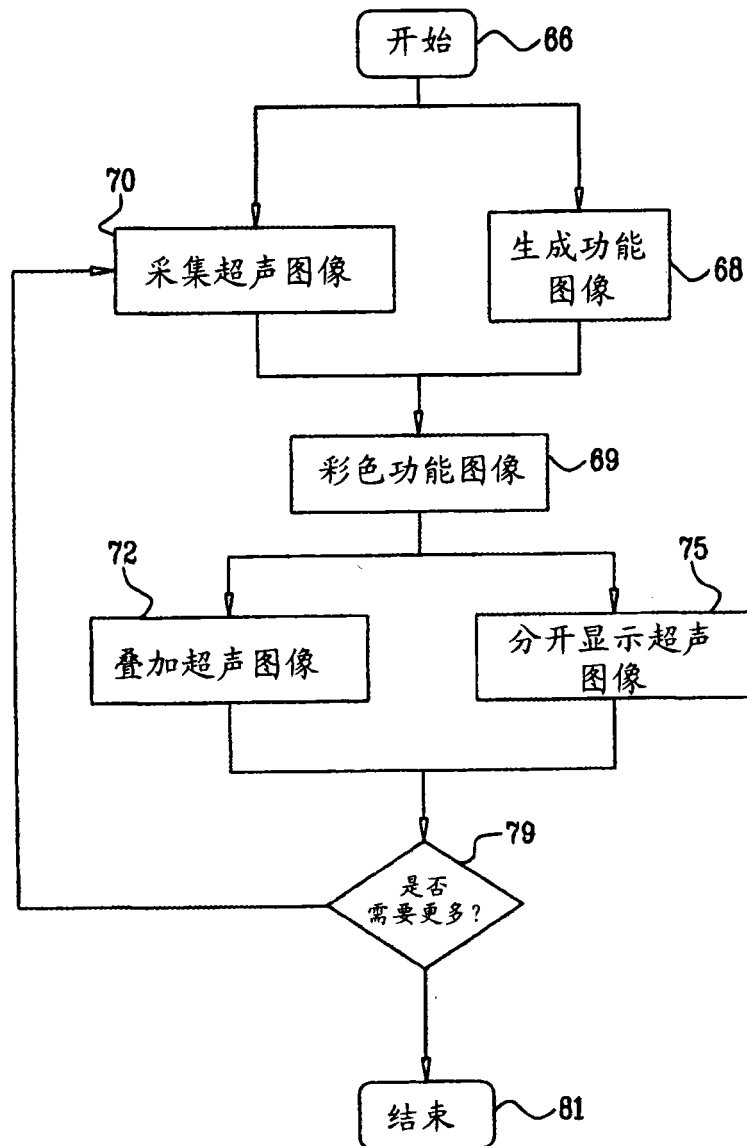
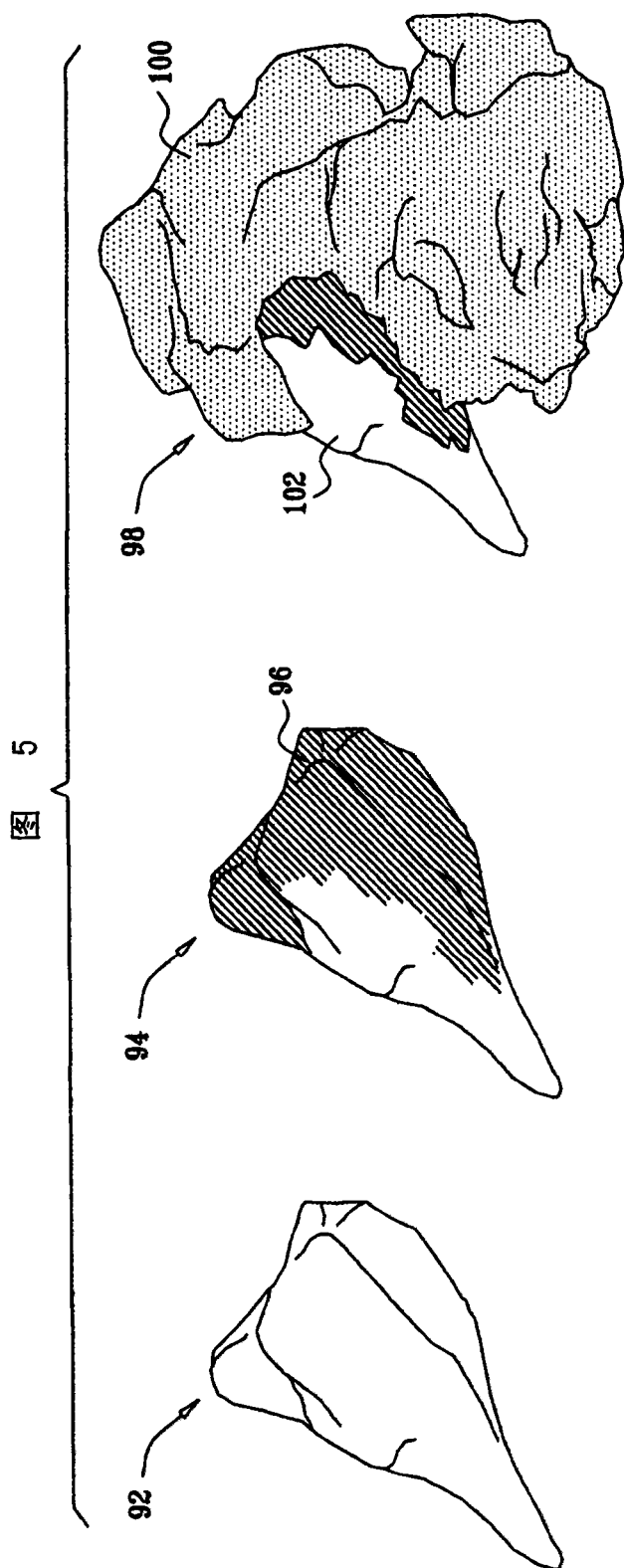


图 4



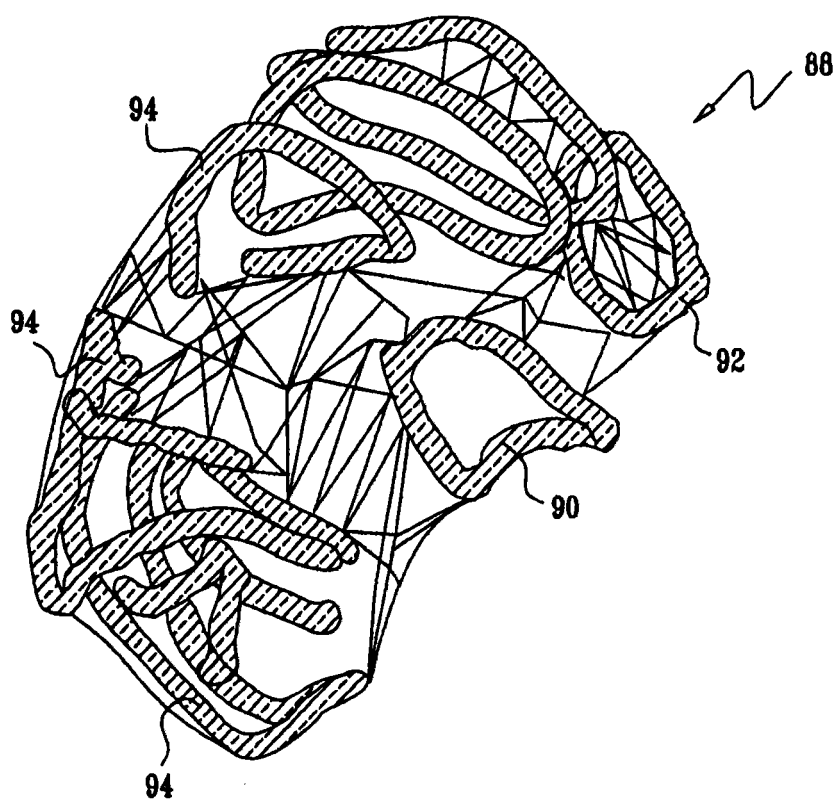


图 6

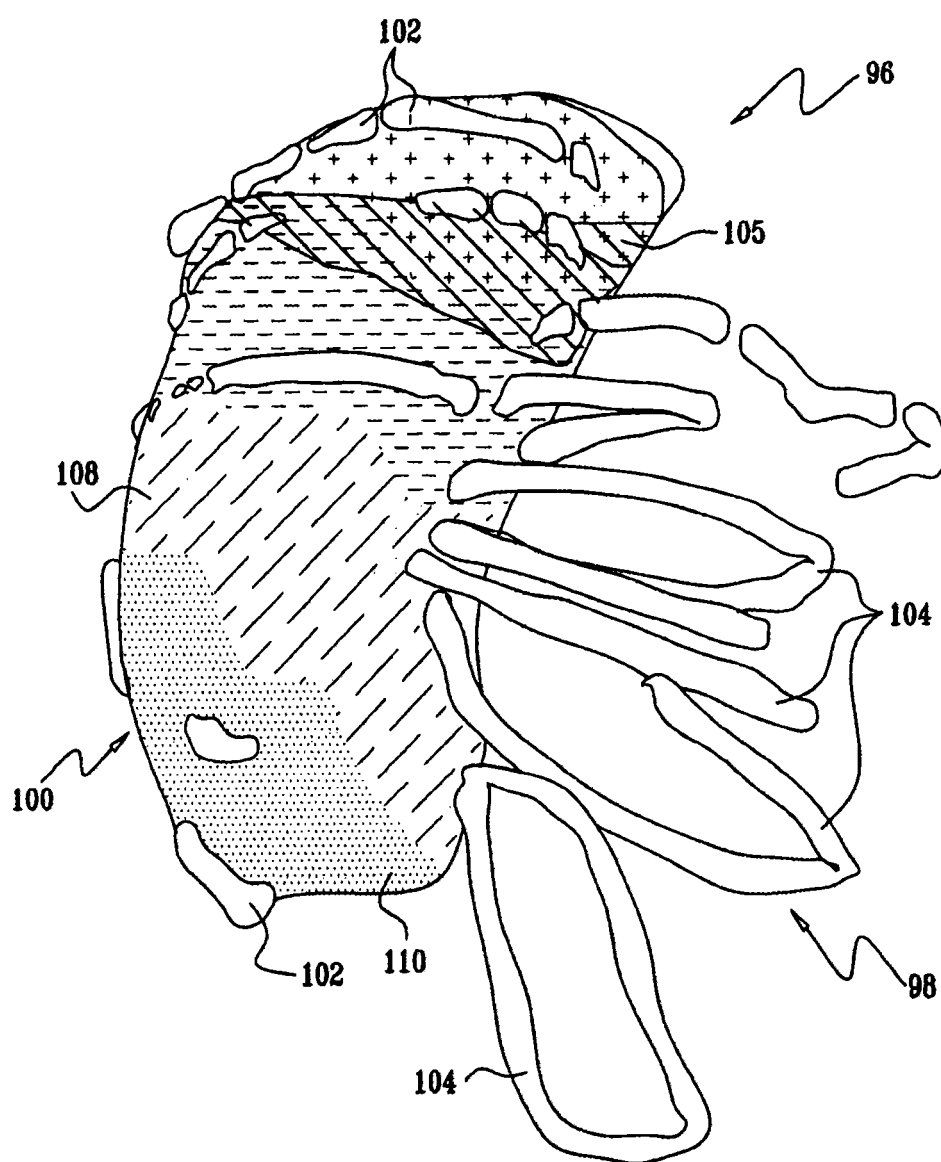


图 7

专利名称(译)	对电解剖图着色以指示超声数据采集		
公开(公告)号	CN101219061A	公开(公告)日	2008-07-16
申请号	CN200710093277.3	申请日	2007-12-07
[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	AC阿尔特曼 A戈瓦里 D柯申鲍姆		
发明人	A·C·阿尔特曼 A·戈瓦里 D·柯申鲍姆		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B6/463 A61B2019/5295 A61B8/13 A61B2019/505 A61B2019/5289 A61B6/5241 A61B8/543 A61B5/7285 A61B8/463 A61B6/08 A61B2019/5291 A61B19/5244 A61B8/483 A61B19/52 A61B8/12 A61B6/5229 A61B8/4488 A61B2019/5251 A61B2019/5276 A61B5/044 A61B8/5238 A61B5/743 A61B34/20 A61B90/36 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/378		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	11/608506 2006-12-08 US		
其他公开文献	CN101219061B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及对电解剖图着色以指示超声数据采集。在医学成像过程中超声数据采集期间，共同显示并视觉标记所成像结构的三维模型，例如，电解剖图，以指示数据采集的进程。连续二维图像相交的平面作为线或着色区域标记在三维模型上。这样的显示可以使操作者确定数据已经被充分获取的区域，并将操作者引导到仍然需要额外的数据采集的区域。多种颜色方案用于指示数据采集的相对充分性。

