



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101073502 B

(45) 授权公告日 2012.08.15

(21) 申请号 200710129220.4

CN 1650188 A, 2005.08.03, 全文.

(22) 申请日 2007.04.30

审查员 方炜园

(30) 优先权数据

11/417766 2006.05.03 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 R·塔尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 王岳 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(56) 对比文件

US 2006/0036167 A1, 2006.02.16, 全文.

US 6556695 B1, 2003.04.29, 说明书第2栏
第15-60行, 第5栏第14-25行, 第7栏第24行至
第8栏第22行, 第11栏第40至第13栏第24行,
图2-10.

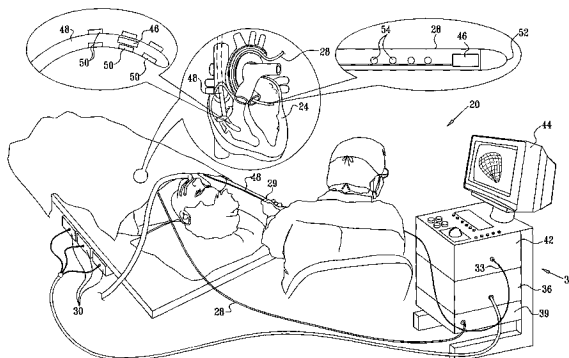
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

增强的超声图像显示

(57) 摘要

使用用于图像采集的专用心脏导管, 基于先前产生的心脏电活动图, 在超声图像上可容易地识别心脏的特征。使用从导管中的位置传感器所获得的信息, 该电活动图自动地与超声图像进行配准。电活动图上可识别的特征被呈现为点、标签、设计线和文本标识, 其被投射到超声扇的平面中并被覆盖在超声图像上, 从而澄清在超声图像上可见的特征。



1. 一种用于产生活体心脏的图像的成像系统,包括:

至少一个细长探头,其适合用于插入所述心脏,所述探头具有:位置传感器;以及至少一个声换能器,其可操作用于当所述探头在所述心脏中时发射和接收声波;以及电传感器,用于检测通过所述心脏的电信号;

定位子系统,用于根据从所述位置传感器接收到的位置信号来确定该探头在所述心脏中的位置坐标;

第一控制电路,用于处理所述电信号以产生所述心脏的电图,以及用于识别在其上的特征,以及用于与所述定位子系统协作来限定所述特征的相应第一位置;

第二控制电路,用于分析来自所述声换能器的信号以构建所述心脏的声学图像,以及与所述定位子系统协作来限定所述声学图像上的第二位置;

监视器,其可操作用于显示所述声学图像;以及

图像处理电路,其可操作用于把所述电图与所述声学图像进行配准,所述图像处理电路可操作用于通过使所述已配准的电图上的所述特征与所述声学图像上的所述第二位置相关来识别在所述监视器上所述显示的声学图像上的所述心脏的解剖结构。

2. 根据权利要求1所述的成像系统,其中所述图像处理电路可操作用于对所述已识别的解剖结构应用相应的视觉指示符。

3. 根据权利要求2所述的成像系统,其中所述视觉指示符是文本标记。

4. 根据权利要求2所述的成像系统,其中所述视觉指示符是图形。

5. 根据权利要求1所述的成像系统,其中所述声学图像是门控超声图像。

6. 根据权利要求1所述的成像系统,其中所述声学图像是三维超声图像。

7. 根据权利要求1所述的成像系统,其中所述探头包括第一探头和第二探头,其中所述第一探头具有所述位置传感器,而所述第二探头具有所述至少一个声换能器。

增强的超声图像显示

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像。更特别地,本发明涉及对在心脏超声图像中识别拓扑特征的改进。

背景技术

[0002] 超声成像现在被公认为是一种用于对心脏进行成像的模式。例如,美国专利 No. 6, 066, 096 描述了一种用于容积腔内超声成像的成像探头,该专利的公开被结合于此以作参考。该探头被配置成放置在患者体内,其包括具有近端和远端的细长体。超声换能器相控阵被连接到该细长体的远端并被定位在其上。该超声换能器相控阵被定位成发射和接收超声能量,以用于从细长体的远端开始容积性前向扫描。该超声换能器相控阵包括由超声换能器元件所占据的多个位点。

[0003] 然而,许多医生发现难以判读通常作为二维扇形模式呈现的超声图像。尽管医生知道在由超声导管所产生的显示中应该出现什么样的解剖特征,但是他也许不能把这些特征与该扇的明暗区域相匹配。

[0004] 已经提出通过叠加由不同模式所采集的处于配准的图像来改进医学图像的判读。比如,颁发给 Packer 等人的美国专利 No. 6, 556, 695 提出,可以采集磁共振图像,然后与随后采集的电活动图或超声图像进行配准。

发明内容

[0005] 根据本发明所公开的实施例,使用用于图像采集的专用心脏导管,基于先前产生的心脏的电活动图,心脏的特征可容易地在超声图像上识别。使用从导管中的位置传感器所获得的信息,电活动图被自动地与超声图像配准。在电活动图上可识别的特征呈现为点、标签、设计线以及文本特征标识,其被投射到超声扇的平面中,覆盖在超声图像上,并被用作使得在超声图像上能够识别其他拓扑特征的基准。根据本发明所公开的实施例的技术提高了超声导管的诊断有用性,并使在超声成像方面不是专家的医生更易理解超声图像。

[0006] 本发明的一个实施例提供一种用于产生活体心脏的图像的计算机辅助方法,该方法通过把至少一个探头插入到心脏中来执行。该探头具有用于确定心脏中不同位置的相应空间坐标以限定三维空间的位置传感器。该方法进一步通过下述来执行:采集心脏的参考图像;使参考图像上的点与三维空间中对应的点相关,以便定义参考图像的参考空间坐标;采集心脏的门控(gated)超声图像;把超声图像与三维空间进行配准;并通过使参考空间坐标与超声图像的对应坐标相关来自动地识别超声图像上的特征。

[0007] 根据该方法的一个方面,该参考图像可以是电解剖图、三维超声图像、磁共振图像或计算机断层扫描图像。

[0008] 根据该方法的另一方面,该超声图像是二维超声图像。

[0009] 在该方法的又一方面中,识别超声图像上的特征包括对特征应用相应的视觉指示符。该视觉指示符可以是文本标记或图形。

[0010] 本发明的一个实施例提供一种用于产生活体心脏的图像的计算机辅助方法,该方法通过把至少一个探头插入到心脏中来执行,该探头具有位置传感器。使用该探头,该方法进一步通过在心脏的不同位置测量通过心脏的电信号并确定这些位置的相应空间坐标来执行。该方法进一步通过下述来执行:响应于这些电信号而产生电活动图;采集心脏的超声图像;把电活动图与超声图像进行配准;并通过使已配准的电图上的空间坐标与超声图像上的空间图像坐标相关来自动地识别超声图像上的解剖结构。

[0011] 在该方法的一方面中,测量电信号和采集超声图像利用正好一个探头来执行。可选择地,测量电信号利用第一探头进行,而采集超声图像利用第二探头执行。

[0012] 本发明的一个实施例提供一种产生活体心脏的图像的成像系统,该成像系统包括至少一个适合插入到心脏中的细长探头,该探头具有位置传感器、至少一个当探头在心脏中时可操作用于发射和接收声波的声换能器、以及用于检测通过心脏的电信号的电传感器。该系统包括:定位子系统,用于根据从位置传感器接收到的位置信号来确定探头在心脏中的位置坐标;第一控制电路,用于处理电信号以产生心脏的电图,用于识别在其上的特征,以及用于与定位子系统协作来限定特征的相应第一位置;以及第二控制电路,用于分析来自声换能器的信号以构建心脏的声学图像,并与定位子系统协作来限定在声学图像上的第二位置。该系统包括:监视器,其可操作用于显示声学图像;以及图像处理电路,其可操作用于把电图和声学图像进行配准。该图像处理电路可操作用于通过使已配准电图上的特征与声学图像上的第二位置相关来识别在监视器上所显示的声学图像上心脏的解剖结构。

[0013] 根据本发明的附加方面,该成像系统包括第一探头和第二探头,其中第一探头具有位置传感器,以及第二探头具有至少一个声换能器。

附图说明

[0014] 为了更好地理解本发明,参考作为例子的本发明的详细描述,该详细描述应该结合后面的附图来阅读,其中相同的元件被给予相同的参考数字,并且其中:

[0015] 图 1 说明根据本发明所公开的实施例用于对患者的心脏进行成像和绘图的系统;

[0016] 图 2 是说明根据本发明所公开的实施例的图 1 所示的系统的更多细节的方框图;

[0017] 图 3 是根据本发明所公开的实施例在心脏的超声图像上提取和覆盖心脏电活动图信息的过程的流程图;

[0018] 图 4 是说明根据本发明所公开的实施例在与电活动图配准的超声图像上识别解剖结构的方法的流程图;

[0019] 图 5 是根据本发明所公开的实施例使用图 4 所示的方法产生的示例性覆盖层;

[0020] 图 6 是说明根据本发明可选实施例用于评估患者心脏的超声图像的装置的合成示意图;以及

[0021] 图 7 是根据本发明所公开的实施例使用图 6 所示的装置对活体的心脏进行成像的方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 在后面的描述中,陈述了众多特定细节以便提供对本发明的彻底理解。然而,对于本领域技术人员而言显而易见的将是,本发明可以在没有这些特定细节的情况下来实行。

在其他实例中,公知的电路、控制逻辑、以及用于常规算法和过程的计算机程序指令的细节没有被详细示出,以免不必要地模糊本发明。

[0023] 系统概观

[0024] 现在转向附图,首先参考图 1,根据本发明的一个实施例,图 1 是用于对患者心脏 24 进行成像并产生电活动图的系统 20 的说明,并且图 1 适合用于执行涉及心脏 24 的诊断或治疗过程。该系统包括导管 28,该导管由医生经由皮肤插入到心脏的腔或血管结构中。导管 28 通常包括一个供医生操作导管的把手 29。对把手 29 的合适控制使医生能够根据需要来操纵、定位以及定向导管的远端。

[0025] 系统 20 包括测量导管 28 的三维位置信息和高达 6 个自由度的方向坐标的定位子系统。在本专利申请中,术语“地点”是指导管的空间坐标,以及术语“方向”是指其角度坐标。术语“位置”是指导管的全部位置信息,包括位置坐标和方向坐标。

[0026] 在一个实施例中,定位子系统包括确定导管 28 的位置和方向的磁位置跟踪系统。定位子系统在预定义的工作容积附近产生磁场,并在导管处检测这些场。该定位子系统通常包括一组外部辐射器,例如场产生线圈 30,它们位于患者外部的固定的已知位置。线圈 30 在心脏 24 的附近产生场,通常是电磁场。

[0027] 在可选实施例中,在导管中的诸如线圈之类的辐射器产生电磁场,该电磁场由在患者体外的传感器(未示出)来接收。

[0028] 响应于所检测到的场,位置传感器经由穿过导管的电缆 33 把位置相关的电信号传送到控制台 34。可选择地,位置传感器可以经由无线链路把信号传送到控制台 34。控制台 34 包括定位处理器 36,该定位处理器基于由位置传感器 46 所发送的信号来计算导管 28 的位置和方向。该定位处理器 36 通常接收、放大、滤波、数字化以及以其他方式处理来自导管 28 的信号。由系统 20 所产生的图像被显示在监视器 44 上。

[0029] 例如,在美国专利 6,690,963、6,618,612 和 6,332,089 以及美国专利申请公布 2004/0147920 和 2004/0068178 中描述了一些可用于此目的的位置跟踪系统,这些专利的公开被结合于此以作参考。尽管图 1 所示的定位子系统使用磁场,但是下面描述的方法可以使用任何其他合适的定位子系统来实施,比如基于声学或超声测量的系统。

[0030] 对于超声图像的产生,系统 20 可以采用在美国专利 No. 6,716,166 和 6,773,402 中所公开的导管以便采集超声图像,以用于在同一会话或不同会话以及在许多不同组合中准实时地显示超声图像以及同时显示部署的导管的图像或位置表示,这些专利的公开被结合于此以作参考。这种导管具有声换能器,该声换能器适合用于发射声波以及接收来自心脏的发生回波的界面的反射波。然后分析这些反射波以构建心脏的二维和三维图像。

[0031] 系统 20 包括超声驱动器 39,当导管 28 起超声成像导管的作用时,该超声驱动器驱动导管 28 的超声换能器。可用于该目的合适超声驱动器的一个例子是由 Analogic Corporation, 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960 所生产的 AN2300™ 超声系统。该超声驱动器 39 可以支持不同的成像模式,比如 B 模式、M 模式、CW 多普勒和彩色流多普勒,正如在本领域所知。

[0032] 可选地,导管 28 和另一导管 48 都被结合在系统 20 中,并且经由不同的血管途径被同时插入心脏。在本例子中,使用声换能器阵列 50,导管 28 起绘图导管的作用,而导管 48 起超声成像导管的作用。每个导管具有位置传感器 46 的一个实例,其用来确定导管在体

内的位置和方向。

[0033] 系统 20 包含用于产生电活动图的电子电路,并且可以与许多专用绘图导管结合使用。在共同受让的美国专利 No. 6, 892, 091 中描述了一种用作导管 28 的合适的绘图导管,该专利的公开被结合于此以作参考。简单地说,绘图导管的远端包括一个用于测量心脏组织的电特性的放置在远端的绘图电极 52。绘图导管的远端进一步还包括一个用于测量心脏腔中的远场电信号的非接触式电极阵列 54。

[0034] 系统 20 可以包括作为子系统的 CARTO™ XP EP 导航和消融系统,其可以从 Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765 得到,经过适当的修改以执行下文所述的过程。

[0035] 通常,首先插入绘图导管,然后从其数据中产生电活动图。其后,插入超声成像导管。这两个导管可以经由相同或不同的血管途径被插入。

[0036] 在又一可选方案中,可以使用混合导管,该混合导管既能够采集适合产生电活动图的数据,又具有超声成像功能。这种导管例如在美国专利 No. 6, 773, 402、6, 788, 967 和 6, 645, 145 中进行了描述。使用这种导管可以允许缩短医疗过程。在该可选方案中,只需要插入一个导管。在所有可选方案中,如以下进一步详细解释的,优选地,首先采集电活动图,然后将其用于超声图像以协助后者的判读。在美国专利 No. 6, 650, 927 中以及在 2005 年 8 月 30 日提交的、题为“Segmentation and Registration of Multimodal Images using Physiological Data(使用生理学数据的多模式图像的分割和配准)”的同时待审的申请 No. 11/215, 435 中,公开了用于协调两种模式的合适的图像配准技术,这两个专利是共同的受让人,并且被结合于此以作参考。

[0037] 定位和图像处理器可以使用通用计算机来实施,该计算机以软件来编程以执行在此所述的功能。软件例如可以经由网络以电子形式被下载到计算机中,或者它可以可选地通过有形介质比如 CD-ROM 被提供给计算机。定位处理器和图像处理器可以使用分开的计算机或者使用单台计算机来实施,或者可以与系统 20 的其他计算功能集成。另外或可选地,定位和图像处理功能中的至少一些可以使用专用硬件来执行。

[0038] 现在参考图 2,该图是说明系统 20(图 1)的更多细节的方框图。如上所述,系统 20 的许多元件可以被实现为通用或专用计算机,所述计算机包括处理器以及包含对应于图 2 中所绘的功能块的对象存储器。定位处理器 36 被连接到放置在心脏导管的远端附近的位置传感器,并且执行位置跟踪。

[0039] 驱动换能器 50(图 1)的超声驱动器 39 与超声电路 56 合作,并且产生二维超声图像。

[0040] 如上所述,用于产生电活动图的绘图电路 58 可以被实现为 CARTO XP EP 导航和消融系统,其接收来自绘图电极 52(图 1)的信号。在一些实施例中,绘图电路 58 可以与定位处理器 36 集成。

[0041] 图像处理器 60 被连接到绘图电路 58、定位处理器 36 和超声电路 56。图像处理器 60 执行三维超声图像重建,并且专门用于自动识别超声图像上的心脏拓扑特征。在一些实施例中,图像处理器 60 可以在没有操作者辅助的情况下通过绘图电路 58 来增强在电活动图上的拓扑特征的自动识别。图像处理器 60 还执行图像配准功能。它的操作经由用户输入 62 来传递。它的输出被发送到显示器 64。

[0042] 操作

[0043] 现在参考图 3, 该图是根据本发明所公开的实施例在心脏的超声图像上提取和覆盖心脏电活动图信息的过程的流程图。在初始步骤 66 中, 使用上面参考图 1 和图 2 所述的仪器, 利用公知技术把绘图导管插入对象中。

[0044] 接着, 在步骤 68, 在心脏内对该绘图导管进行导航, 并获得电数据。例如, 使用上述的 CARTO XP EP 导航和消融系统来产生电活动图。

[0045] 接着, 在步骤 70, 可选地取出在步骤 68 中所插入的绘图导管。把超声成像导管插入到心脏中并采集至少一幅超声图像。定位子系统处理由超声成像导管上的位置传感器所提供的位置信息, 以便建立在超声图像上不同点的坐标。

[0046] 接着, 在步骤 72, 超声图像被叠加在电活动图上, 以使二者被配准放置。这使用上述的配准技术来自动地执行。因为超声导管在一个单元中既包括位置传感器又包括超声换能器。系统在适当校准后, 能够自动地使在超声图像上见到的任何一点与电解剖图的三维空间 (CARTO 3D 空间) 中的对应点相关。图像配准通常通过使在产生电解剖图期间的坐标与在步骤 70 中所获得的超声图像上的位置信息和坐标相关来建立。如从上面引用的专利文献中可知, 可以使用外部解剖标记来提供公共参考帧, 以便结合来自这两种模式的数据。在一些应用中, 超声图像是从多幅二维超声图像重建的三维超声图像。

[0047] 最后一步 74 通常作为后处理步骤被执行, 在这一步中识别在超声图像上的心脏腔和其他解剖结构特征。这些特征可以通过视觉指示符来识别并彼此区别, 比如文本标记, 或者通过使用图形, 比如对应于不同解剖特征、不同阴影或结构模式的区域的颜色区别。

[0048] 现在参考图 4, 该图是说明根据本发明所公开的实施例在与电活动图配准的超声图像上识别解剖结构的方法的流程图。基本上, 图 4 描述了最后一步 74 (图 3) 的执行。

[0049] 在初始步骤 76, 心脏腔的列表被呈现给操作者, 从这个列表中, 操作者可以选择腔的任何组合。

[0050] 接着, 在步骤 78, 操作者从列表中选择心脏腔的相关组合, 并使每个选择的腔与一个不同的图形标识符比如颜色相关联。可选择地, 该图形标识符可以由系统自动分配。

[0051] 接着, 在步骤 80, 处理器计算所有已选择腔和超声图像的交点。对于这一步, 在心动周期的方便点对该超声图像进行门控。

[0052] 接着, 在步骤 82, 在步骤 78 所选择的颜色被施加于在步骤 80 中所计算的交点。这导致与所选腔之一相交的超声扇的每个区域上所选颜色的半透明覆盖层。现在参考图 5, 该图是根据本发明所公开的实施例在执行步骤 82 中产生的示例性覆盖层。心脏的超声图像被显示为扇形辐射 84。表示右心房 (RA)、左心房 (LA) 和主动脉的区域被叠加。

[0053] 再次参考图 4, 除了腔的名称和颜色以外, 在步骤 82 中对于超声图像还可以覆盖和显示其他信息, 包括诸如主动脉之类的血管结构、电活动图上标注的感兴趣区域、导管位置、指定消融的候选区域、先前消融的区域以及计划的消融线的标签。

[0054] 在可选的步骤 86 中, 应用文本标签来识别腔以及在覆盖层上的其他信息。这被自动完成。该过程然后终止于最后一步 88。每当使用公共电活动图在心脏内对超声导管进行导航并采集另一幅图像时, 就可以重复该过程。

[0055] 可选实施例

[0056] 现在参考图 6, 该图是说明根据本发明的可选实施例用于评估患者心脏的超声图

像的一种系统和方法的示意图。如图 6 所示,不同的成像模式单独地或以各种组合被使用以作为参考解剖信息的源。所有这些的共同之处在于使用位置传感器来限定 CARTO 3D 空间,如块 90 所示,甚至是在没有产生电解剖图时。一个参考信息源可以是电解剖图,如块 92 所示。如上所述,当采集电解剖图时,绘图导管的位置一直从其位置传感器 46(图 1)所产生的信息中获知。参考解剖信息的附加或可选的源包括 CT 图像或 MRI 图像,如块 94 所示,以及三维超声图像,如块 96 所示,或者是这些图像的组合。三维超声图像使用在上述的美国专利 No. 5, 773, 402 中所公开的方法来构建。作为示例而不是限制,列举了这些模式。在一些应用中,其他的模式可以提供参考解剖信息,例如各种核医学技术。

[0057] 块 94、96 的图像可以预先采集或者与限定 CARTO3D 空间的数据同时采集。在任一情况下,块 94、96 的图像上的点被自动地转换成 CARTO 3D 空间(块 90)中的点。要由医生判读的二维超声图像 98 与 CARTO 3D 空间中已转换的坐标进行配准,如块 100 所示。根据上述的配准方法之一,这使用覆盖算法来完成。在如上面参考图 4 所述的图形增强之后,结果作为增强图像 102 被显示,在该图像中,判读的医生可以把感兴趣的结构与自动识别的特征相联系。

[0058] 现在参考图 7,该图是根据本发明所公开的实施例对活体心脏进行成像的方法的流程图。

[0059] 在初始步骤 104,上面参考图 6 所述的系统和方法被用于采集至少一幅心脏的参考图像,限定一个 CARTO 3D 空间,将参考图像转换成 CARTO 3D 空间,并采集一幅门控的 2D 超声图像。

[0060] 接着,在步骤 106,操作者或医生观察该门控的 2D 超声图像,该图像通常显示特定心脏腔的横截面。医生标注该图像以描绘腔壁。

[0061] 接着,在步骤 108,用来限定 CARTO 3D 空间的计算机系统,例如 CARTO,使门控的超声图像上的点与 CARTO 3D 空间中的点相关。将会想起,用来限定 CARTO 3D 空间的超声换能器的位置和方向正好在获得门控图像的时刻获知。更具体而言,计算机系统可以把由医生在 2D 超声图像上画的轮廓投射成 CARTO 3D 空间中的轮廓。该 3D 轮廓在步骤 110 中现在可以用来重建在 CARTO 3D 空间中的腔壁。基本上,该 CARTO 3D 空间用作门控 2D 超声图像的空间存储器。

[0062] 接着,在最后一步 112,在步骤 108 中执行的重建被覆盖在任何数量的新参考超声图像上。通常,任何进入 CARTO 3D 空间的参考图像可以被覆盖在门控 2D 超声图像上。

[0063] 本领域技术人员将认识到,本发明不限于上文特别示出和描述的内容。而是,本发明的范围包括上文所述的各种特征的组合和子组合、以及其不处于现有技术的变化和修改,本领域技术人员一旦阅读前面的描述就会想到它们。

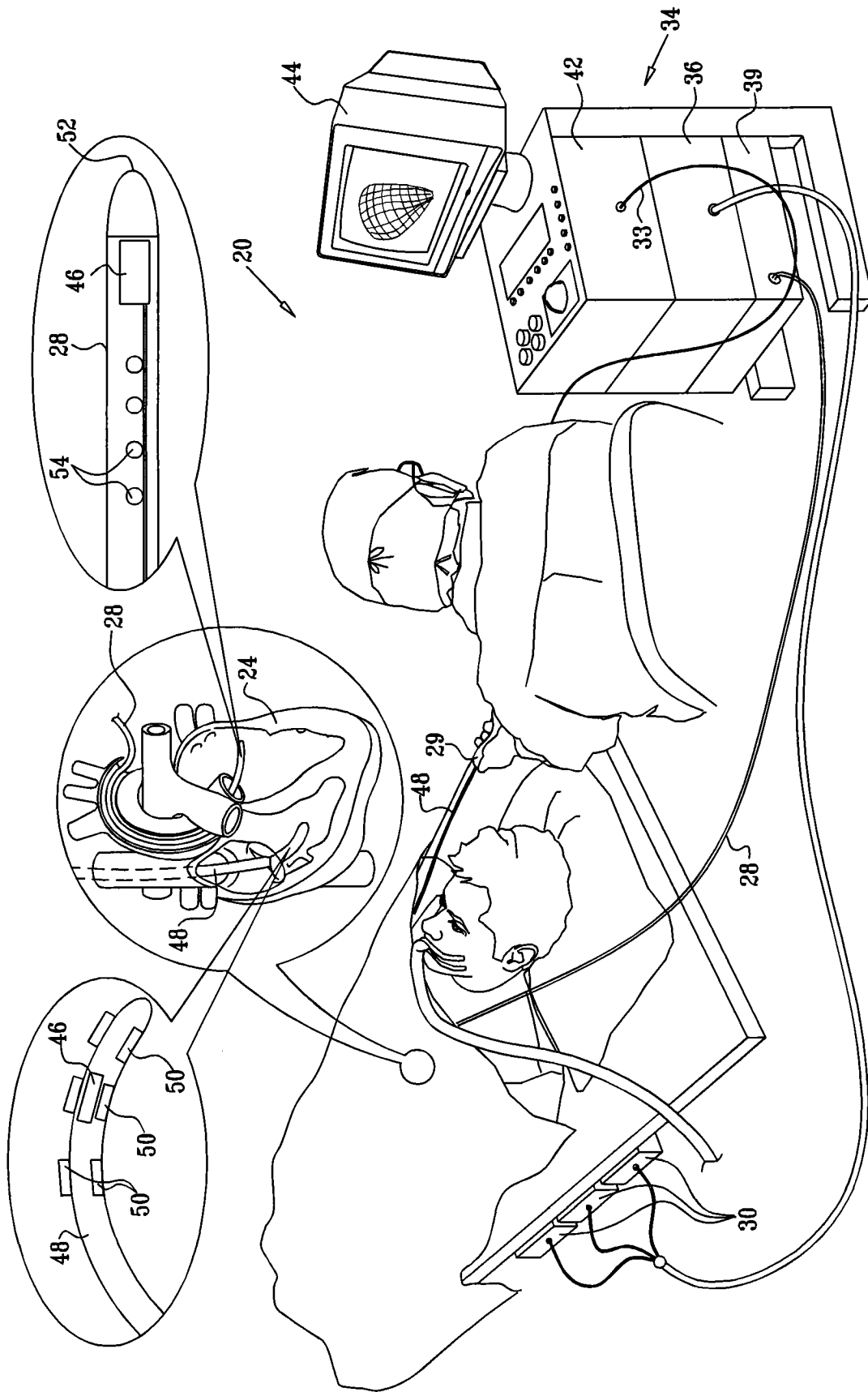


图 1

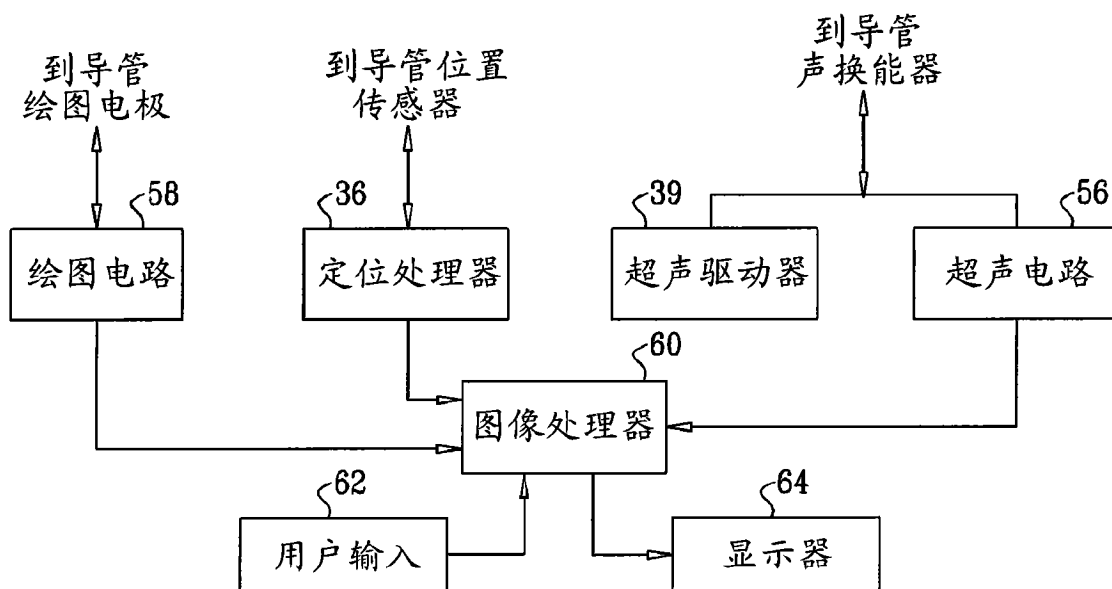


图 2

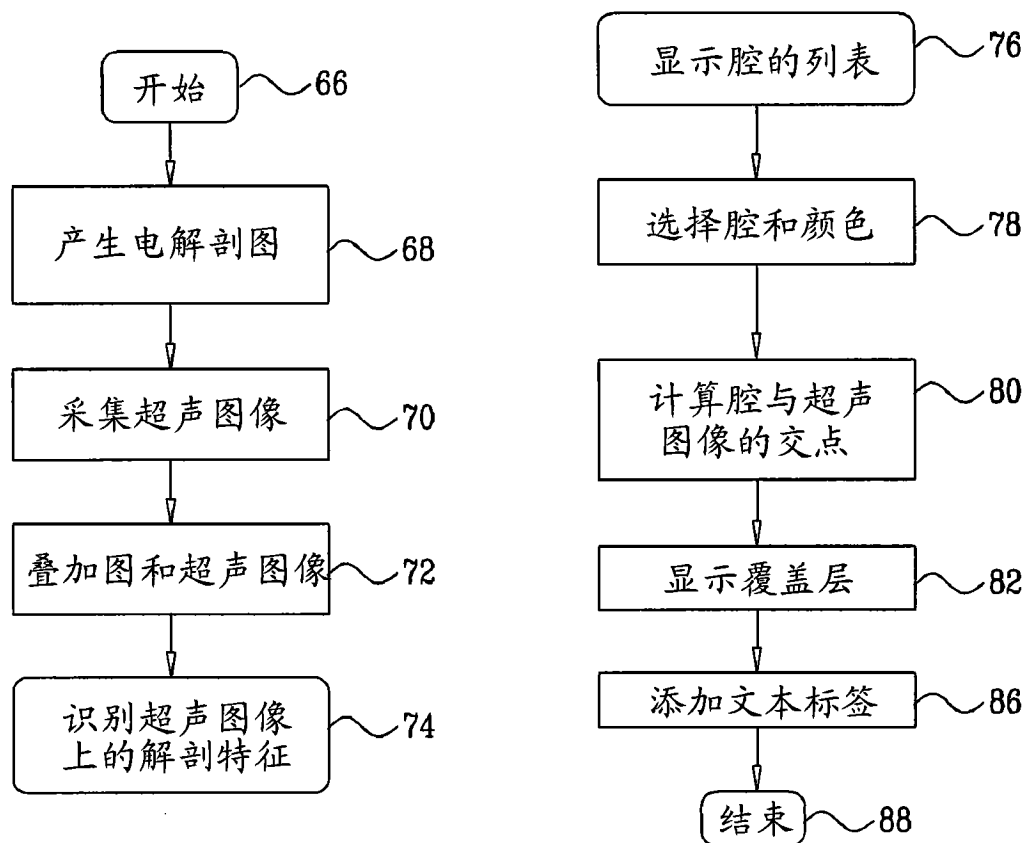


图 3

图 4

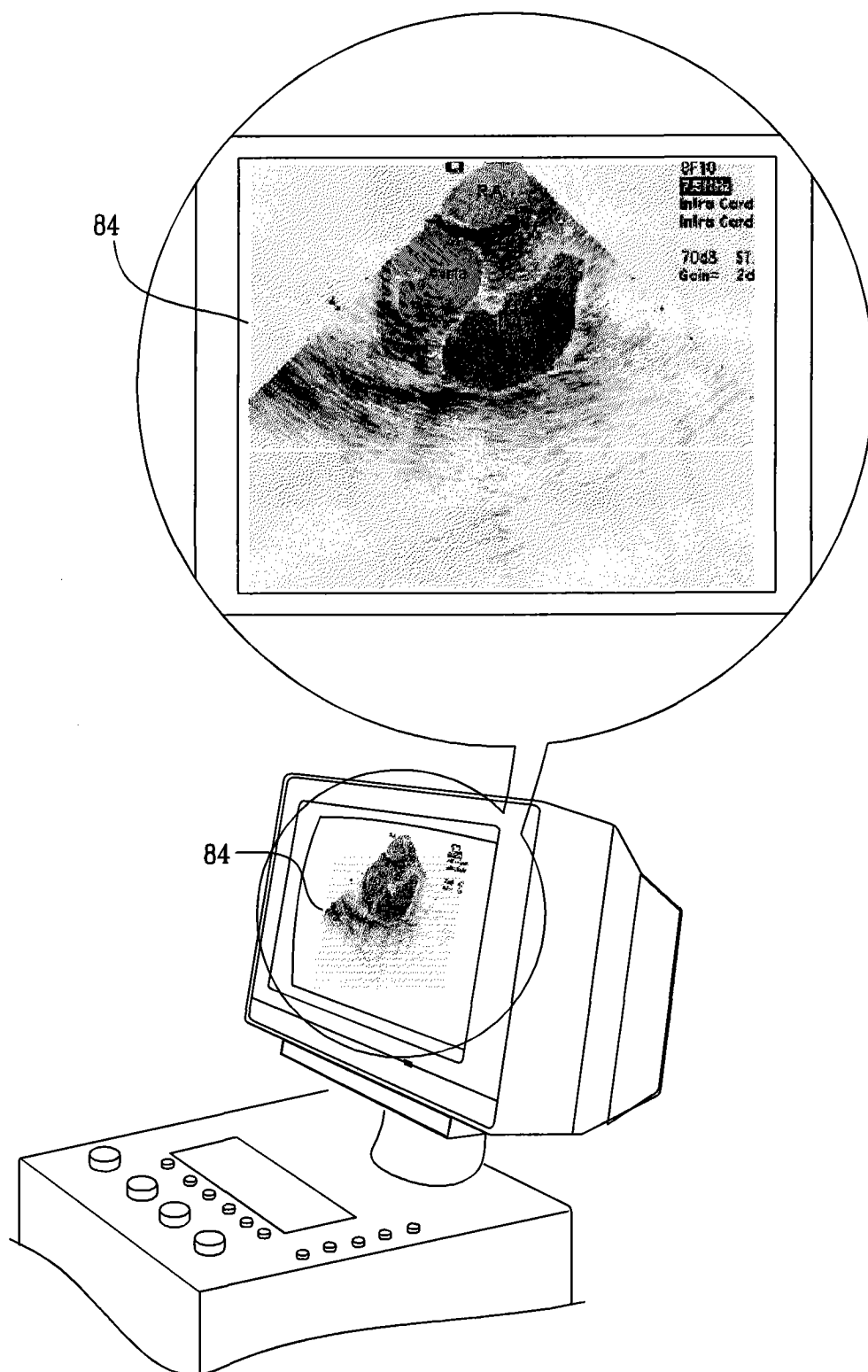


图 5

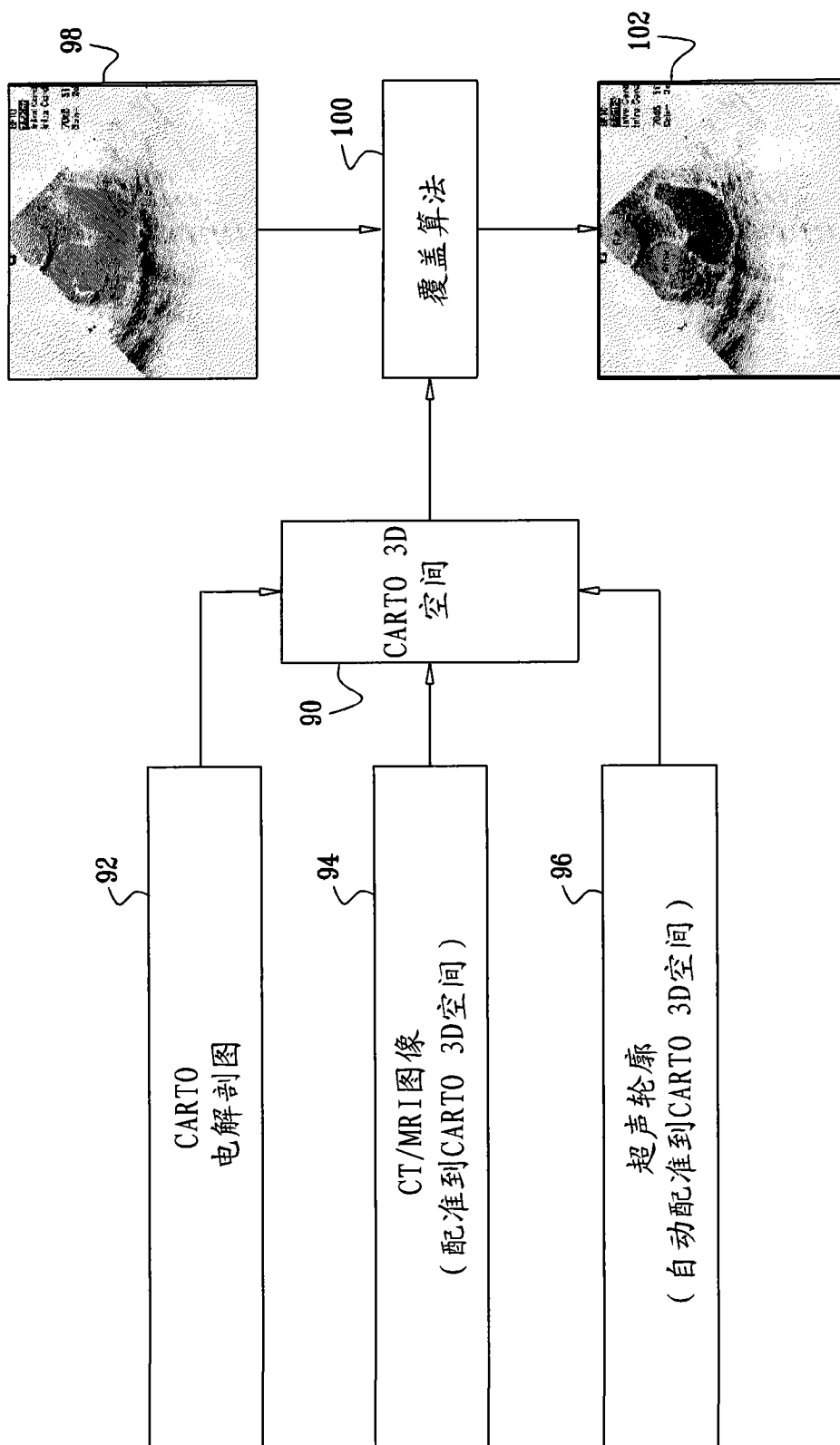


图 6

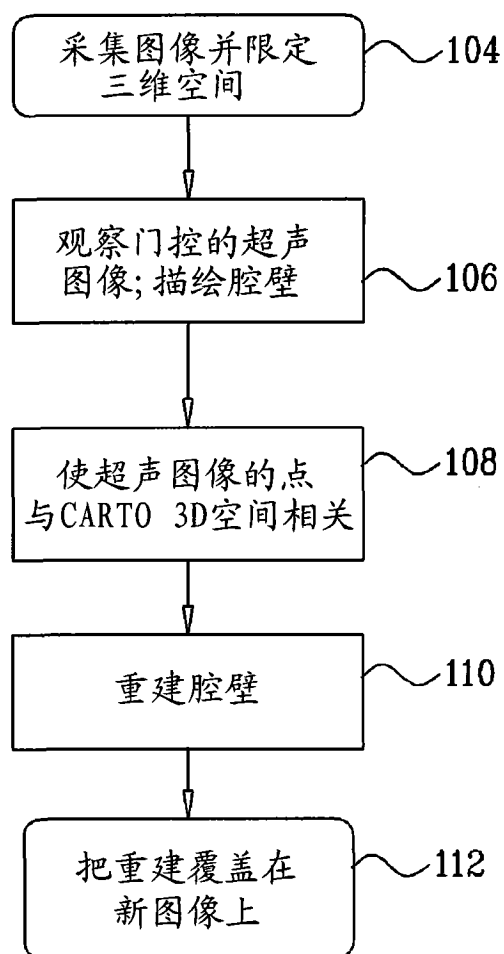


图 7

专利名称(译)	增强的超声图像显示		
公开(公告)号	CN101073502B	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	CN200710129220.4	申请日	2007-04-30
[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	R塔尔		
发明人	R· 塔尔		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	G06T7/0042 G06T7/0026 G06T2207/30048 G06T7/73 G06T7/32		
代理人(译)	王岳		
优先权	11/417766 2006-05-03 US		
其他公开文献	CN101073502A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使用用于图像采集的专用心脏导管，基于先前产生的心脏电活动图，在超声图像上可容易地识别心脏的特征。使用从导管中的位置传感器所获得的信息，该电活动图自动地与超声图像进行配准。电活动图上可识别的特征被呈现为点、标签、设计线和文本标识，其被投射到超声扇的平面中并被覆盖在超声图像上，从而澄清在超声图像上可见的特征。

