

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610064382. X

[43] 公开日 2007 年 7 月 25 日

[11] 公开号 CN 101002689 A

[22] 申请日 2006.10.27

[21] 申请号 200610064382. X

[30] 优先权

[32] 2005.10.28 [33] US [31] 11/262217

[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·普赖斯

A·戈瓦里

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 梁 永

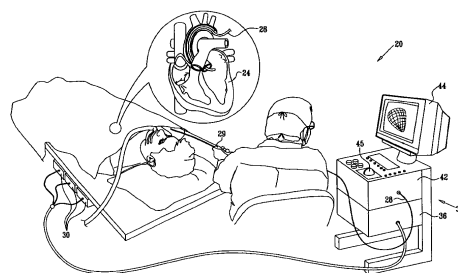
权利要求书 4 页 说明书 22 页 附图 14 页

[54] 发明名称

超声成像数据与电标测的同步

[57] 摘要

具有周期性运动的身体结构的电解剖标测图的图像被叠加在该结构的三维超声图像上。通过在所述运动周期中的特定点处选通电解剖数据获取和解剖图像,使得所述电解剖数据与解剖图像数据同步。图像数据的传输包括识别出所述运动周期中的一点,在该点处捕获了所述三维图像或者将要显示所述三维图像。



1. 一种用于显示活体对象体内的周期性运动结构的图像的方法，包括以下步骤：

在所述结构的运动周期中选择选通点；

利用成像装置获取所述结构的数据；

获取包括所述成像装置的部位和取向的位置数据；

输出所述结构的所述数据和所述位置数据，以便分别定义所述结构的所述数据的输出和所述位置数据的输出；以及

相对于所述选通点使所述结构的所述数据的所述输出与所述位置数据的所述输出同步，以便分别定义所述结构的同步数据和同步位置数据。

2. 根据权利要求1所述的方法，还包括以下步骤：将所述结构的所述同步数据和所述同步位置数据传输到处理装置。

3. 根据权利要求1所述的方法，还包括以下步骤：显示与所述同步位置数据对准的所述结构的所述同步数据。

4. 根据权利要求1所述的方法，还包括以下步骤：从所述结构的所述数据和所述位置数据的其中之一构建所述结构的图像。

5. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述成像装置包括超声换能器，所述位置数据包括所述超声换能器的所述部位和取向。

6. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述结构的所述数据包括电解剖标测图。

7. 根据权利要求6所述的方法，其中，所述结构的所述数据是一维数据。

8. 根据权利要求6所述的方法，其中，所述结构的所述数据是二维数据。

9. 根据权利要求6所述的方法，其中，所述结构的所述数据是三维数据。

10. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述结构的所述数据包括在所述运动周期的不同阶段获取的多个帧，并且所述同步步骤包括使所述帧与所述位置数据的所述输出的相应部分相关联。

11. 根据权利要求10所述的方法，其中，所述同步步骤还包括以下步骤：

在获取所述结构的所述数据时生成能量脉冲；

使其中一个所述帧与所述能量脉冲相关联；以及

确定所述一个帧与所述位置数据的所述输出的所述相应部分之间的时间偏移量。

12. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 获取所述结构的数据和获取位置数据的所述步骤是同时执行的。

13. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 获取所述结构的数据和获取位置数据的所述步骤不是同时执行的。

14. 一种用于显示活体对象体内的周期性运动结构的图像的方法, 包括以下步骤:

在所述结构的运动周期中选择选通点;

利用第一模式获取所述结构的第一数据;

利用第二模式获取所述结构的第二数据;

输出所述第一数据和所述第二数据, 以便分别定义所述第一数据的输出和所述第二数据的输出; 以及

相对于所述选通点使所述第一数据的所述输出与所述第二数据的所述输出同步。

15. 根据权利要求14所述的方法, 还包括以下步骤: 将所述第一数据的所述同步输出和所述第二数据的所述同步输出传输到处理装置。

16. 根据权利要求14所述的方法, 还包括以下步骤: 显示与所述第二数据的所述同步输出对准的所述第一数据的所述同步输出。

17. 根据权利要求14所述的方法, 还包括以下步骤: 从所述第一数据和所述第二数据的其中之一构建所述结构的图像。

18. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 所述第一模式包括超声换能器, 所述第一数据包括超声信号, 所述第二数据包括所述超声换能器的部位和取向。

19. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 所述第一数据包括超声信号, 所述第二数据包括电活动标测图信号。

20. 根据权利要求19所述的方法, 其中, 所述第一数据是一维数据。

21. 根据权利要求19所述的方法, 其中, 所述第一数据是二维数据。

22. 根据权利要求19所述的方法, 其中, 所述第一数据是三维数据。

23. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 所述第一数据包括在所述运动

周期的不同阶段获取的多个帧，所述同步步骤包括使所述帧与所述第二数据的所述输出的相应部分相关联。

24. 根据权利要求 23 所述的方法，其中，所述同步步骤还包括以下步骤：
在获取所述第一数据时生成能量脉冲；
使其中一个所述帧与所述能量脉冲相关联；以及
确定所述一个帧与所述第二数据的所述输出的所述相应部分之间的时间偏移量。

25. 根据权利要求 14 所述的方法，其中，获取所述第一数据和获取所述第二数据的所述步骤是同时执行的。

26. 根据权利要求 14 所述的方法，其中，获取所述第一数据和获取所述第二数据的所述步骤不是同时执行的。

27. 一种用于显示活体对象体内的周期性运动结构的图像的系统，包括：
用于在所述结构的运动周期中选择选通点的电路；
第一获取装置，其用于利用第一模式获取所述结构的第一数据；
第二获取装置，其用于利用第二模式获取所述结构的第二数据；
处理器，其用于相对于所述选通点使所述第一获取装置的输出与所述第二获取装置的输出同步，以及用于从所述第一获取装置的所述输出生成第一视觉显示并且从所述第二获取装置的所述输出生成第二视觉显示；以及
链接到所述处理器的显示装置，其用于显示与所述第二视觉显示对准的所述第一视觉显示。

28. 根据权利要求 27 所述的系统，其中，所述第一数据包括超声信号，所述第二数据包括电活动标测图信号。

29. 根据权利要求 28 所述的系统，其中，所述第一数据是一维数据。

30. 根据权利要求 28 所述的系统，其中，所述第一数据是二维数据。

31. 根据权利要求 28 所述的系统，其中，所述第一数据是三维数据。

32. 根据权利要求 27 所述的系统，其中，所述第一数据包括在所述运动周期的不同阶段获取的多个帧，所述处理器用于通过使所述帧当中的所选定的一个与所述第二获取装置的所述输出的相应部分相关联来进行同步。

33. 根据权利要求 32 所述的系统，还包括能量发生器，该能量发生器用于在所述第一获取装置正在获取所述第一数据时生成能量脉冲，其中所述处理器用于通过以下步骤进行同步：

使所述帧当中的所述选定的一个与所述能量脉冲相关联；以及

确定所述帧当中的所述选定的一个与所述第二获取装置的所述输出的所述相应部分之间的时间偏移量。

超声成像数据与电标测的同步

技术领域

本发明涉及解剖心脏成像和电解剖标测。更具体地说，本发明涉及心脏的三维超声图像和电解剖标测图的同步显示。

背景技术

在此将本申请中用到的缩写词和某些技术术语的含义列表如下：

表 1

CT	计算机断层摄影术；计算机断层摄影的
ECG	心电图
HIFU	高强度聚焦超声波
IOD	信息对象定义
MRI	磁共振成像
PET	正电子发射断层摄影术

心内表面的三维几何标测和重建方法在本领域内是公知的。例如，美国专利 No. 5,738,096（其公开文本在此并入以作为参考）描述了心内膜的标测方法，所述方法是基于使探头与心脏壁上的多个部位相接触并且确定探头在每个部位处的位置坐标。这些位置坐标被组合在一起，以便形成至少一部分心脏的标测图。这些方法是精确而有效的，但是它们需要充足的时间和技术才能实现。

结合位置感测来进行超声成像的混合导管（Hybrid catheter）现在是公知的。这样的装置诸如公开在共同转让的美国专利 No. 6,690,963、No. 6,716,166 和 No. 6,773,402 中（这些文献在此并入以作为参考）。医学应用包括体腔的三维标测、腔室壁厚度和壁速度的测量以及电行为的标测。在医学应用中，普遍的是利用不同的模式来获得身体器官的标测图和图像，其中将彼此相关地对所述标测图和图像进行解释。其中一个例子是心脏的电解剖标测图与图像（例如三维超声图像）的相关性。

当前可以获得基于检测体内探头位置的商用电生理和物理标测系统。其

中，可以从 Biosense Webster Inc., 3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765 购得的 Carto-Biosense® 导航系统就是一种用于对局部电行为与导管位置进行自动相关和标测的系统。

发明内容

超声成像和电解剖标测图都是可用来诊断和监测心脏状态（例如局部缺血和梗塞）的方法。当这两种监测技术被一起使用时，它们能够提供比单独使用每种方法时更高的诊断精确度。另外，这两种方法能够与摘除术结合使用，以便确认预定区域已经被摘除。

在对准电解剖标测图以及二维和三维超声图像时所面临的困难是，心室形状在心博周期中是变化的。因此，在实施电测量的心壁上的各点的部位与这些点在超声图像中出现的部位之间就存在偏差。这种偏差可导致电解剖标测图的呈现失真，以及医生对此信息的解释混乱。

前面提到的方法在电解剖标测系统中包括 ECG 选通，其中电解剖标测图典型地被叠加在预先获取的三维图像上。这种系统无法实时地同时显示三维解剖图像和电解剖标测图。

当活动器官（例如心脏）的二维图像被捕获时，所述图像通常都会随着时间与器官的运动同步被建立。例如，心脏的 CT 图像与体表 ECG 信号同步地被捕获，从而所有 CT 切片在心脏周期中的同一点产生。当缺乏这种同步时，所述三维图像将不可避免地变得模糊。不同的三维图像可以在心脏周期中的不同点形成。另外或者可替换地，心脏或者胸腔中的其他器官的图像可以与呼吸周期同步。

当把电解剖标测图或者其他接近实时的标测图或图像与预先获取的心脏或者其他活动器官的二维或三维图像相对准时，为了在标测图和图像之间获得合适的对准，重要的是知道这些图像是在运动周期中的哪个点获得的。本发明提供了一种用于将同步信息从成像装置传输到电解剖标测装置的协议。在采用 Carto-Biosense 导航系统的一个实施例中，当诸如 CT、MRI、PET 或者超声扫描仪之类的成像器向 Carto-Biosense 导航系统传送图像时，其同时也传送与图像相应的同步数据，例如关于图像被捕获时的 ECG 或者呼吸周期中的该点的标识。

按照本发明的一个公开实施例，结合电解剖标测图分析和显示近乎实时的解剖信息（例如超声信息）。此处所用的“近乎实时”指的是，在操作过程期间获取和处理数据或图像所必须的间隔（例如从获取解剖数据以作为一系列二维图像开始并且到后来将其重建为三维图像时为止的间隔）都必须发生在对一个对象的成像过程期间或者紧接在其后发生。在一个实施例中，本发明提供了用于近乎实时地生成和呈现覆盖在心室的三维超声图像上的心室的电解剖标测图的设备和方法。通过组合不同位置和取向上的多幅二维图像来重建三维超声图像。可以通过给图像着色的方式把电解剖信息叠加到三维图像上。通过对心博周期中的特定点处的电解剖数据获取和解剖图像进行选通，使得电解剖数据和解剖成像数据同步。在电解剖数据和解剖成像选通之间的恒定偏移量用于补偿两个获取系统之间的超声系统图像处理和图像传输。所述选通点通常是通过对于由体表电极测量的 ECG 信号或者心内 ECG 信号触发心电图和解剖成像系统来确定的。电解剖和解剖图像获取的共同选通可用于生成具有高解剖精确度的组合的三维图像标测图。本发明的实施例可应用于具有周期性运动的其它身体结构，例如呼吸结构。

与最频繁地在心脏收缩或者时选通的传统的解剖图像（例如超声图像）不同，在本发明的实施例中，所述选通是在被成像结构的运动周期中的任意点执行的。这种特征允许操作者选择产生图像标测图的最适当的阶段。在进行摘除时，特别是当心脏处于纤维性颤动的时候，这种能够选择选通点的能力在心脏应用中是特别重要的。在这种情况下，心脏收缩和舒张的点是很难或者根本无法准确确定的。

虽然在此描述的实施例主要涉及超声图像与电解剖标测图的组合，但是本发明的原理同样适用于官能性解剖标测图信息（包括电类型或者其他类型）在利用其他模式（例如 CT 和 MRI）获得的图像上的同步叠加。

本发明提供了一种用于显示活体对象内的周期性运动结构的图像的方法，这种方法包括如下步骤：在该结构的运动周期中选择选通点；利用成像装置获取该结构数据；获取包括该成像装置的部位和取向的位置数据；输出该结构的数据和该位置数据；以及将该结构的数据的输出与该位置数据的输出相对于该选通点进行同步。

本方法的一方面包括将所述结构的同步数据和同步的位置数据传送给处理

装置。

本方法的另一方面包括与所述同步的位置数据对准地显示所述结构的同步数据。

本方法的另一方面包括根据所述结构的数据和位置数据的至少其中之一来构造该结构的图像。

根据本方法的另一方面，所述成像装置是超声换能器。

根据本方法的一方面，所述结构的数据是电解剖标测图。

根据本方法的其他方面，所述结构的数据可以是一维数据、二维数据或者三维数据。

在本方法的另一方面中，所述结构的数据包括在所述运动周期的不同阶段获取的多个帧，其中通过把所述帧与所述位置数据的输出的相应部分相关联来对所述帧进行同步。

在本方法的另一个方面中，所述同步包括：在获取所述结构的数据的同时生成能量脉冲；把其中一个帧与该能量脉冲相关联；以及确定这一个帧与所述位置数据的输出的相应部分之间的时间偏移量。

在本方法的一个方面中，所述结构的数据和位置数据是同时获取的。

在本方法的另一方面中，所述结构的数据和位置数据不是同时获取的。

本发明提供了一种用于显示活体对象内的周期性运动的结构的图像的方法，这种方法包括以下步骤：选择该结构的运动周期中的选通点；利用第一模式获取该结构的第一数据；利用第二模式获取该结构的第二数据；输出第一数据和第二数据；以及将第一数据的输出与第二数据的输出相对于该选通点进行同步。

本发明提供了一种用于显示活体对象内的周期性运动的结构的图像的系统，这种系统包括：用于选择该结构的运动周期中的选通点的电路；用于利用第一模式获取该结构的第一数据的第一获取装置；用于利用第二模式获取该结构的第二数据的第二获取装置；处理器，其用于将第一获取装置的输出与第二获取装置的输出相对于该选通点进行同步，以及用于从第一获取装置的输出生成第一视觉显示并且从第二获取装置的输出生成第二视觉显示。该系统包括链接到该处理器的显示装置，其用于对准地显示第一视觉显示与第二视觉显示。

附图说明

为了能更好地理解本发明，下面将以举例的方式参考应当结合附图阅读的本发明的详细描述，其中相同的部件用相同的附图标记来表示，其中：

图 1 是按照本发明的一个公开实施例的、用于获取心脏的解剖图像和电解剖标测图的系统的示意图；

图 2 是按照本发明的一个实施例的、在图 1 所示的系统中使用的导管的远端的示意图；

图 3 是按照本发明的一个公开实施例的、电解剖标测图的简化几何表示，其已经准备好与诊断图像对准；

图 4 是按照本发明的一个公开实施例的、在与图 3 所示的标测图对准后的心脏诊断图像的示意性分解图；

图 5 示出按照本发明的一个公开实施例的、利用图 1 所示的系统获取的示例性二维超声图像；

图 6 是按照本发明的一个公开实施例的、在三维空间中取向并投影的二维超声图像；

图 7 是按照本发明的一个公开实施例的心脏的框架模型；

图 8 是按照本发明的一个公开实施例的合成图像，其中心脏的三维超声图像的框架模型被叠加在右心室的三维电解剖标测图上；

图 9 是按照本发明的一个公开实施例的合成图像，其中二维超声图像与预先获取的三维 CT 图像对准；

图 10 是按照本发明的一个公开实施例的、用于近乎实时地使三维超声图像与电解剖标测图同步的系统的示意图；

图 11 是按照本发明的一个替换实施例的、用于近乎实时地使先前获取的电解剖标测图与当前获取的一系列二维超声图像同步的系统的示意图；

图 12 是按照本发明的一个替换实施例的、用于近乎实时地使三维电解剖标测图与当前获取的解剖数据同步的系统的示意图；

图 13 是按照本发明的一个公开实施例的、为了建立延迟偏移量而以 10ms 间隔获取的一系列三幅心脏超声图像；

图 14 是按照本发明的一个公开实施例的、同时显示利用不同模式获取的两幅选通的图像的方法的流程图；

图 15 是按照本发明的一个替换实施例的、同时显示利用不同模式同时获取的两幅图像的方法的流程图；以及

图 16 是按照本发明的一个替换实施例的、同时显示利用不同模式在不同时刻获取的两幅图像的方法的流程图。

具体实施方式

在随后的描述中，为了更好地理解本发明，众多的细节将会被详细描述。但是，对于本领域技术人员来说显而易见的是，本发明也可以在没有这些具体细节的情况下得以实施。在其他事例中，为了避免对本发明的理解产生不必要的干扰，将不再详细描述公知的电路、控制逻辑以及用于常规算法和处理的计算机程序指令的细节。

实现本发明的各方面的软件编程代码典型地被存储在永久性存储装置中，比如计算机可读介质。在客户端-服务器的环境中，所述软件编程代码可以被存储在客户端或者服务器上。所述软件编程代码可以被包含在用于数据处理系统的任何目前已知的多种介质上。所述介质包括（但不限于）磁及光学存储装置（例如盘驱动器、磁带、紧致盘（CD）、数字视频盘（DVD））以及包含在传输介质中的计算机指令信号（其中具有或者没有所述信号被调制在其上的载波）。例如，所述传输介质可以包括通信网络（例如因特网）。另外，虽然本发明可以在计算机软件中实施，但是执行本发明所必须的功能可以部分地或者全部使用硬件组件来实现（例如专用集成电路或其他硬件），或者使用软件和硬件的某种组合来实现。

系统概述

如图所示，首先来看图 1，该图示出按照本发明一个实施例的、用于对患者的心脏 24 进行成像和标测的系统 20。该系统包括导管 28，该导管由医师通过静脉或者动脉插入到心室中。导管 28 通常包括供医师操作该导管的把手 29。在把手上进行适当的控制使得医师能够按照需要操控、定位和定向该导管的远端。

系统 20 包括测量导管 28 的部位和取向坐标的定位子系统。（在本申请全文中，术语“部位”指的是导管的空间坐标，术语“取向”指的是其角坐标。术语“位置”指的是导管的全部位置信息，包括部位和取向坐标。）

在一个实施例中，所述定位子系统包括磁位置跟踪系统，其用于确定导管 28 的位置和取向。该定位子系统在其附近的预先限定的工作体积中生成磁场，并且感测导管处的这些磁场。该定位子系统通常包括一组外部辐射器（例如场生成线圈 30），其位于患者体外的固定的已知位置处。线圈 30 在心脏 24 的附近产生场，其一般是电磁场。所生成的场由导管 28 内部的位置传感器 32 感测到。

在另一个实施例中，导管中的辐射器（例如线圈）产生电磁场，所述电磁场由患者体外的传感器接收到。

所述位置传感器响应于所感测到的场而在通过该导管的线缆 33 上把位置相关的电信号传输到控制台 34。或者，该位置传感器可以通过无线链接将信号传输到控制台。该控制台包括定位处理器 36，其根据由位置传感器 32 发送的信号来计算导管 28 的部位和取向。该定位处理器 36 通常对来自导管 28 的信号进行接收、放大、滤波、数字化以及其他处理。

一些可以被用于上述目的的位置跟踪系统例如在美国专利 6,690,963、6,618,612 和 6,332,089 以及美国专利申请公开 2002/0065455 A1、2004/0147920 A1 和 2004/0068178 A1 中有所描述，这些文献的公开内容在此被并入本文以作为参考。虽然图 1 所示的定位子系统使用的是磁场，但是下面描述的方法也可以利用任何其他合适的定位子系统来实现，例如基于电磁场、声学或者超声测量的系统。

或者，系统 20 可以被实现为前面所述的 Carto-Biosense 导航系统，其被适当地修改以便执行下文所述的程序。例如，系统 20 可以被适配成（经过必要的修改）采用前面所提到的美国专利 No. 6,716,166 和 No. 6,773,402 所公开的导管，以便预先获取对应于电解剖标测图的电解剖数据，然后在相同或者不同的操作过程中以许多不同的组合与预先获取的电解剖标测图的图像同时显示近乎实时的超声图像。

正如下面将要解释和证实的那样，系统 20 使得医师能够执行多种标测和成像程序。这些程序包括例如下列的不同组合：

显示实时或者近乎实时的二维超声图像（选通的图像）；

基于二维超声图像重建患者体内的目标结构的三维模型；

在该重建的三维模型上可选地覆盖和显示参数标测图，比如电生理信息标

测图或者电解剖标测图;

在该重建的三维模型上对准、覆盖和显示从外部系统获取的三维图像; 以及

在从外部系统获取的三维图像上显示二维超声图像。

现在参见图 2, 该图示意性示出按照本发明的一个实施例的导管 28 (图 1) 的远端的一个实施例。导管 28 包括超声成像传感器。该超声传感器通常包括超声换能器 40 的阵列。在一个实施例中, 这种换能器是压电换能器。所述超声换能器位于窗口 41 内或者邻近窗口 41, 该窗口 41 在导管体或者导管壁内限定一个开口。

换能器 40 作为相控阵列来操作, 它们共同通过窗口 23 从阵列孔径发送超声束。虽然所示出的换能器是线性阵列结构, 但是也可以使用其他阵列结构, 比如圆形或者凸起阵列。在一个实施例中, 该阵列发送超声能量短脉冲群, 然后切换到接收模式, 以便接收从周围组织反射回来的超声信号。为了在所需方向上操控超声束, 换能器 40 通常以受控的方式被单独驱动。通过对各换能器进行适当的计时, 所产生的超声束能够获得同心的曲线波前, 从而将超声束聚焦在距离换能器阵列的给定距离处。因此, 系统 20 (图 1) 使用所述换能器阵列以作为相控阵列, 并且实现了允许操控和聚焦超声束的发送/接收扫描机构, 以便产生二维超声图像。

在一个实施例中, 所述超声传感器包括 16 到 64 个之间的换能器 40, 优选地包括 48 到 64 个之间的换能器。通常来说, 所述换能器产生的超声能量的中心频率在 5-10MHz 的范围内, 其穿透深度典型地是 14cm。穿透深度的范围通常从几毫米到 16 厘米左右, 这取决于超声传感器特性、周围组织的特性以及操作频率。在替换实施例中, 可以使用其他合适的频率范围和穿透深度。

在接收到所反射的超声回波之后, 基于反射回波电信号被换能器 40 经由穿过导管 28 的线缆 33 发送到控制台 34 中的图像处理器 42 (图 1), 该图像处理器把这些信号转换成二维的通常为扇形的超声图像。图像处理器 42 通常计算或者确定位置和取向信息、显示实时超声图像、执行三维图像或者体积重建以及其他功能, 这些都将在下文进行更详细的描述。

在一些实施例中, 所述图像处理器利用所述超声图像和位置信息来产生患者心脏的目标结构的三维模型。该三维模型在显示器 44 上作为二维投影被呈

现给医师。

在一些实施例中，所述导管的远端还包括至少一个电极 46，其用于进行诊断功能、治疗功能或者二者，例如电生理标测和射频（RF）摘除。在一个实施例中，电极 46 被用于感测局部电势。由电极 46 所测量的电势可用于标测心内表面上的局部电活动。当电极 46 接触或者接近心脏 24（图 1）的内表面上的一点时，其对该点处的局部电势进行测量。所测量的电势被转换成电信号，并且通过该导管被发送到所述图像处理器以进行显示。在其他实施例中，所述局部电势是从另一个导管获得的，该另一个导管包括连接到控制台 34 的合适的电极和位置传感器。

在替换实施例中，电极 46 可以用于测量不同的参数，比如各种组织特性、温度以及血流量。虽然图示的电极 46 是单个环电极，但是所述导管也可以包括任何数目的任何形式的电极。例如，该导管可以包括两个或者更多的环电极、多个点电极或者点电极的阵列、尖电极或者这些电极类型的任意组合，以用于实施前述的诊断和治疗功能。

位置传感器 32 通常位于导管 28 的远端之内，其邻近电极 46 和换能器 40。通常来说，位置传感器 32、电极 46 以及超声传感器的换能器 40 之间的相互位置和取向偏移量是恒定的。这些偏移量通常被定位处理器 36 用来在给出位置传感器 32 的测量位置的情况下导出超声传感器和电极 46 的坐标。在另一实施例中，导管 28 包括两个或者更多的位置传感器 32，其中的每一个都具有相对于电极 46 和换能器 40 的恒定的位置和取向偏移量。在一些实施例当中，所述偏移量（或者等效的校准参数）在定位处理器 36 中被预先校准和存储。或者，所述偏移量可以被存储在安装于导管 28 的把手 29 内的存储装置（例如电可编程只读存储器或者 EPROM）中。

位置传感器 32 通常包括三个不同心的线圈（图中未示出），比如前面引用的美国专利 No. 6,690,963 对此进行了描述。或者，可以使用任何其他合适的位置传感器安排，比如包括任意数目的同心或者不同心线圈的传感器、霍尔效应传感器或者磁阻传感器。

通常来说，通过相对于体表心电图（ECG）信号或者心内心电图来选通信号和图像捕获，所述超声图像和位置测量都与心博周期同步。在一个实施例中，所述 ECG 信号可以由电极 46 产生。由于心脏的特征在心脏的周期性收缩和舒

张过程中改变其形状和位置，因此整个成像处理通常以相对于该周期的特定定时进行。在一些实施例中，所述导管进行的附加测量（例如对各种组织特性、温度以及血流量的测量）也与心电图（ECG）信号同步。这些测量还与位置传感器 32 进行的位置测量相关。所述附加测量通常重叠在所重建的三维模型上，这将在下文中详细说明。

在一些实施例中，所述位置测量和超声图像的获取被同步到由系统 20 产生的内部生成的信号。例如，所述同步机制能够被用来避免由某个信号导致的对超声图像的干扰。在这个例子中，图像获取和位置测量的定时被设定到相对于该干扰信号的特定偏移量，从而图像获取能够在无干扰的情况下进行。为了保持无干扰的图像获取，该偏移量偶尔也可以被调节。或者，所述测量和获取可以被同步到外部提供的同步信号。

在一个实施例中，系统 20 包括用来驱动超声换能器 40 的超声驱动器（图中未示出）。一个能够用于此目的的适当的超声驱动器的例子是由 Analogic Corp.（Peabody, Massachusetts）生产的 AN2300™超声系统。在这个实施例中，所述超声驱动器执行图像处理器 42 的一些功能，其驱动超声传感器并且产生二维超声图像。正如本领域内公知的那样，该超声驱动器可以支持不同的成像模式，比如 B 模式、M 模式、CW 多普勒以及彩色血流多普勒模式。

通常来说，所述定位和图像处理器是用通用计算机实现的，其用软件编程以实施本文所述的功能。例如，所述软件可以通过网络以电子形式被下载到计算机，或者可以在实体介质（例如 CD-ROM）上被提供给计算机。所述定位处理器和图像处理器可以利用单独的计算机或者可以利用同一台计算机来实现，或者可以与系统 20 的其他计算功能集成在一起。附加地或者可替换地，至少一些定位和图像处理功能可以用专用硬件来执行。

无论三维解剖图像是在获取标测图的同时重建的还是在不同的时间重建的，腔体表面的电势标测图的图像以如下描述的方式与该表面的三维图像对准。

二维解剖成像

现在回到图 1，如下文所述，产生心脏的选通的图像（例如超声、SPECT 图像）并且将其与导管 28 的部位数据相关，并且与电解剖标测图对准。在本申请的共同受让人的美国专利 No. 6,650,927 中公开了合适的对准技术，该文献

在这里作为参考被并入本文。该技术简要描述如下：

现在参见图 3，其是按照本发明一个公开实施例的、电解剖标测图 50 的简化几何表示，该标测图已经被准备好与诊断图像对准。标测图 50 的准备细节在后面的描述中详细介绍。表面 52 近似对应于心脏的心内表面。定义一个坐标系，在该坐标系中，表面 52 上的每个点 54 都用一个距离顶点 56 的距离 R 和一个与向下方向 58 所成的角度 α 来表示（即相对于对象 26（图 1）向内向后的方向）。为了使诊断图像与标测图 50 对准，轴 60 和顶点 56 被标识在标测图上，并且利用由导管 28（图 1）上的传感器提供的部位信息将其与待对准的图像的相应特征对齐。这优选地自动完成，但是附加地或者可替换地也可以由操作员完成或者辅助完成。心脏上的其他显著标记或者基准标记也可以用于执行所述对齐。调节诊断图像的尺度，以使其尺寸与标测图 50 的尺寸尽可能地匹配。

现在参见图 4，其是按照本发明一个公开实施例的、在与标测图 50（图 3）对准后的心脏 24（图 1）的诊断图像 62 的示意性分解图。该视图是利用牛眼再现（bullseye rendition）技术生成的。图像 62 包括垂直于轴 60 的平行切片 64 的堆叠。这些切片一般沿着轴 60 以固定的切片增量获取。每个切片显示出一个截面 66。

应该注意，通过简单地将二维的其中之一设置到 0 值，还能够如上所述地处理一维数据。

三维解剖成像

重新回到图 1，在 2005 年 4 月 26 日提交的标题为“Three-Dimensional Cardiac Imaging Using Ultrasound Contour Reconstruction”的共同受让申请 No. 11/115,002 中描述了三维成像，该文献在此作为参考并入本文。对该方法的简单描述将有利于理解本发明。

从本质上说，所公开的方法把如上所述的在导管 28 的不同位置处获取的二维超声图像组合成目标结构的单一三维模型。通常来说，医师将导管 28 通过合适的血管插入到心室内，然后通过在心室内的不同位置之间移动该导管来扫描目标结构。在每个导管位置处，图像处理器 42 获取并产生二维超声图像。

现在参见图 5，图 5 所示的是按照本发明一个公开实施例的、由导管 28（图 1）的超声换能器在特定位置处获取并且由图像处理器 42 生成的示范性二维超

声图像 68。该图像显示出心脏的两个不同特征 70、72。

重新回到图 1，系统 20 的定位子系统测量并计算导管 28 的当前位置。所计算出的位置与相应的超声图像 68（图 5）存储在一起。通常，导管 28 的每个位置被表示成坐标形式，例如六维坐标（X、Y、Z 轴位置以及纵倾（pitch）、横倾（yaw）和横摆（roll）角度取向）。

在一些实施例中，导管 28 利用电极 46 进行附加的测量。所测量的参数（例如局部电势）作为附加层可选地被重叠并显示在目标结构的重建的三维模型上。

图像处理器 42 随后给在这组图像中标识出的感兴趣的轮廓（例如特征 70、72（图 5））指定三维坐标。通过与图像存储在一起的位置信息，获知这些图像的平面在三维空间中的部位和取向。因此，该图像处理器能够确定二维图像中的任意像素的三维坐标。当指定这些坐标时，该图像处理器通常使用所存储的校准数据，这些数据包括前面所述的位置传感器和超声传感器之间的位置和取向偏移量。

现在参见图 6，其是按照本发明一个公开实施例的、在三维空间中被取向和投影的二维超声图像的显示 74。该显示 74 是一个典型的分屏显示，其可以由图像处理器 42（图 1）生成并且被显示在系统 20 的显示器 44 上。按照本发明的一个公开实施例，在显示 74 右边的分开的窗口 78 内显示超声图像 76 的“原始的”二维版本，其在三维空间中被适当取向。

图 6 中心处的等比例显示所示出的是投影图像 80，该投影图像是依照位置传感器 32（图 1）的位置测量通过将超声图像 76 的平面在三维空间中进行取向和投影而生成的。一般具有所成像的解剖结构（在这个例子中是心脏）的取向图标 82 以和投影图像 80 相同的取向被显示。该图标 82 有助于医师了解投影图像 80 的三维取向。

射束图标 84 与投影图像 80 联合使用，以便标记由超声束扫描的区域。这样，图标 84 在与投影图像 80 相同的平面上被取向和显示。图标 84 可以包括网状或者扇形直线描绘，优选地是彩色（例如红色）的。或者，图标 84 可以包括标记由射束扫描的区域的边界以便生成投影图像 80 的彩色线条，或者可以包括用于显现超声束的位置和取向的任何其它适宜方式。在图 6 所示的实施例中，图标 84 包括表明由超声束限定的角度扇形的两条直线。在一些实施例

中,还可以显示标记导管 28 (图 1) 的远端的部位和位置的附加图标。

投影图像 80 一般被显示在标记工作体积的边界的立方体内。该工作体积通常参照所述定位子系统的场辐射线圈 30 的坐标系。在一个实施例中,所述立方体(也就是工作体积的特征尺寸)的每一边大约是 12cm。或者,对于所述工作体积可以选择任何其他合适的尺寸及形状,这通常取决于超声束的组织穿透能力。

在该图底部的信号显示 86 示出 ECG 信号,如前所述,所述测量被同步到该信号。

当系统 20 (图 1) 进行实时操作时,投影图像 80 和图标 84 的位置和取向就会随着导管 28 的移动而变化。在一些实施例中,医师能够利用交互显示改变观察角度、放大和缩小以及以其他方式操纵所显示的图像。此处描述的用户界面特征是作为一种示范结构示出的。也可以采用其他任何合适的用户界面。

在一些实施例中,系统 20 (图 1) 与相关联的用户界面可以被用于对二维超声图像的三维显示和投影,而无需重建三维模型。例如,医师能够获取单个二维超声图像,并且在该图像上对感兴趣的轮廓进行标记。系统 20 然后能够按照与投影图像 80 (图 6) 的呈现类似的方式在三维空间中取向和投影该超声图像。在医疗程序中,如果需要的话,所述系统能够持续跟踪和显示执行该程序的导管(其可以与获取投影图像 80 的导管不同)相对于投影图像 80 和任何所标识出的感兴趣的特征的三维位置。

图像传感器 42 (图 1) 产生目标结构的三维框架模型。该图像处理器把来自一些或者全部二维图像的所标记的轮廓排列在三维空间中,从而形成该框架模型。在一些实施例中,图像处理器 42 利用“丝网(wire-mesh)”型处理来生成这个框架模型上的各表面,并且产生目标结构的立体三维形状。该图像处理器 42 把感兴趣的轮廓投影在所生成的三维模型上。该模型通常在显示器 44 (图 1) 上被呈现给医师。

现在参见图 7,其中示出按照本发明一个公开实施例的、目标结构的框架模型 88。在图 7 中,该目标结构是心脏的右心室,其由图像处理器 42 通过前述的三维重建产生。在生成框架模型 88 之前,图像处理器 42 从未标记的超声图像自动跟踪和重建轮廓 90、92,并且还从二维的经过医师标记的超声图像(图中未示出)自动重建轮廓 94。

三维电解剖标测图

再回到图 1 当中, 在一些实施例中, 系统 20 支持对目标结构的各表面上的局部电势进行测量。在这个测量过程中, 由导管 28 获取的每个电活动数据点包括由电极 46 测量的电势或者激活时间值以及由所述定位子系统测量的导管的相应位置坐标。所述图像处理器将所述电活动数据点与所述三维模型的坐标系对准, 并且将它们重叠在该模型上。所述电活动数据点的测量通常是在电极 46 接触或者紧邻目标结构壁时进行的。因此, 所述数据点一般被叠加在该结构的三维模型上。

替换地, 可以生成并且显示单独的三维电活动标测图 (也称作电解剖标测图)。例如, 合适的电解剖标测图可以用前面提到的 Carto-Biosense 导航系统生成。例如, 所述电势值可以用颜色标度或者任何其他合适的显现方法来呈现。在一些实施例中, 所述图像处理器可以对所测得的电势值进行内插或者外插, 并且可以显示描述跨越目标结构壁的电势分布的全色标测图。

图像对准

如前所述, 希望把从其他成像应用中导入的信息与电解剖标测图进行对准以供显示。依据本发明, 对于通过不同模式获取的二维或者三维图像的对准是通过改善它们之间的同步来实现的。来自两个模式的图像可以被同时获取。或者, 一种类型的图像可以被预先获取并且被缓冲, 而第二种类型的图像在对准和显示时或者紧接在对准和显示之前获取。在图像处理器和相关的显示单元中使用图像捕捉器来捕获不同的图像。

例如, 同时获取的或者预先获取的二维或三维超声图像可以与手术中的电解剖标测图对准并且被一起显示。

现在参照图 8, 其是按照本发明一个公开实施例的示范性合成图像 96, 其中心脏的三维超声图像 98 的框架模型被叠加在右心室的三维电解剖标测图 100 上。该框架模型与框架模型 88 (图 7) 很相似, 其具有分别勾画出左、右心室的多个轮廓 102、104。

电解剖标测图 100 是对应于右心室的表面的立体模型。用不同的阴影图案示出的区域 106、108、110 代表在心博周期的特定阶段的不同电势。

在其他实施例中, 作为解剖图像的预先获取的计算机断层造影、核磁共振成像或者 X 射线信息可以与二维图像或者三维的基于超声的模型对准并且一起

被显示出来。现在参照图 9，其是按照本发明一个公开实施例的合成图像 112，其中，当前获取的二维超声图像 114 与预先获取的三维解剖图像 116（在这个例子中是 CT 图像）对准。该合成图像 112 可以在手术中被显示在显示器 44（图 1）上。

附加地或者可替换地，如果在超声图像 114 的获取过程中得到附加的参数测量结果，则这种测量结果也能与所述三维模型对准，并且作为一个附加层被显示出来（通常称作“参数标测图”）。

再回到图 1，在一些实施例中，系统 20 能够被用作实时或者近乎实时的成像系统。例如，作为医疗程序开始前的准备步骤，医师能够用前面所述的方法来重建目标结构的三维模型。医师能够标记任何所需的解剖显著标记或者感兴趣的特征，这些都被显示在该三维模型上。在所述程序的进行期间，系统 20 能够持续跟踪和显示所述导管相对于该模型和所标记的轮廓的三维位置。用于执行该医疗程序的导管可以是用于生成该三维模型的相同导管，或者可以是配备有适当的位置传感器的不同导管。

同步

再返回到图 8，可以使用不同的设备、在不同的时间、甚至在不同的部位获取超声图像 98 和电解剖标测图 100。当所述图像的其中之一或者全部二者都近乎实时地被跟踪时（特别是当不同的设备被用于这两种模式时），为了使合成图像 96 的两个组成部分同步，必须注意源设备和图像处理器 42（图 1）之间的传播延迟。实际上，同步问题通常出现在系统 20（图 1）的不同实施例中。

在一个实施例中（其中近乎实时的电解剖数据被获取并且被叠加在先前获取的解剖图像或模型上），在电解剖数据和解剖图像选通之间建立一个预先定义的恒定偏移量（其可以是时间偏移量），所述解剖图像选通补偿由图像处理以及从解剖图像源到图像处理器的图像传输所导致的系统延迟，这样从所述电解剖数据产生电解剖标测图。

现在参照图 10，其是按照本发明一个公开实施例的系统 118 的示意图，该系统能够近乎实时地使三维超声图像与电解剖标测同步。存储器 120 已经在其内存储了一系列预先获取的三维模型，其与在心博周期的不同点处的框架模型 88（图 7）相似。其中代表性地示出了心脏收缩模型 122、心脏舒张模型 124 和中间模型 126。如前所述，在系统 118 的其他实施例中，存储在存储器 120

中的图像可以是二维超声图像、二维断层摄影图像或者在心博周期的不同点处重建的三维图像。

图标 128 代表系统 20 (图 1) 中的一部分, 其包括导管 28, 如上所述, 特别是参照电解剖标测图 100 (图 8), 该导管处于用于从活体对象中获取电活动数据的功能位置。图像处理器 130 访问存储器 120, 并且还从导管 28 上的传感器接收数据。来自该对象的 ECG 的同步数据经由 ECG 信号 132 可以由图像处理器 130 获得。该图像处理器 130 在心博周期中的一点处构建电解剖标测图, 并且将该标测图与储存在存储器 120 中的相应的一个图像进行对准。与合成图像 96 相似的结果被显示在显示器 134 上。延迟 136 提供必要的时间调节, 以便补偿图像处理器 130 构建该电解剖标测图所需要的时间。延迟 136 可以被实现为图像处理器 130 中的软件模块, 或者可以被实现为常规的电子延迟电路。

现在参照图 11, 其中示出了按照本发明一个公开实施例的系统 118 的一个替换实施例, 其中近乎实时地把先前获取的电解剖标测图与当前获取的一系列二维超声图像对准。存储器 120 现在存储了一系列预先获取的电解剖标测图, 这些标测图是在心博周期中的不同点处构建的, 其中包括心脏收缩标测图 138、心脏舒张标测图 140 和中间标测图 142。近乎实时地从对象获取一系列二维超声图像, 并且将其传送给图像处理器 130。现在将延迟 136 配置成允许图像处理器 130 在心博周期中的选定点处构建三维框架模型。显示器 134 上的结果与图 10 所示的合成图像相似。

现在参照图 12, 其示出按照本发明一个替换实施例的系统 144, 该系统能够近乎实时地使三维电解剖标测图与同时获取的解剖数据同步。存储器 120 (图 10) 已经被图像获取装置所替代, 该图像获取装置在这个例子中是适合获取 PET 图像的摄影机 146。图标 128 表示系统 20 (图 1) 的一部分, 其包括导管 28, 该导管在操作中用于获取电活动数据, 正如前面参照图 10 所描述的那样。系统 144 可用于近乎实时地使收缩的电心肌功能与适当放射性标记的药物分布相关。第二图像处理器 148 从摄影机 146 所获取的数据构建三维解剖图像。由图像处理器 148 产生的图像被传送到图像处理器 130, 其中插入延迟 136 来调节图像处理器 130、148 执行各自的功能以及其间的图像传输所需的时间差。显示器 134 显示与合成图像 112 (图 9) 类似的合成图像。

本领域的技术人员将会想到电解剖标测图和预先获取的或者同时获取的三

维解剖图像的许多其它组合。在每种情况下，必须建立延迟 136 的值，以便使这两种类型的图像正确地对准。

实例 1

可以从 Biosense Webster 获得的 Carto XP 系统被用于产生电解剖标测图以及用于标测导管的位置计算。可以从 Siemens Medical Solutions USA, Inc. (Ultrasound Division Headquarters P.O. Box 7393 Mountain View, CA 94039-7393) 获得的 Sequoia™系统被用于与同样可以从 Siemens 获得的 AcuNav™诊断超声导管相结合地获取超声图像。所述 AcuNav 导管通过在邻近超声换能器的地方插入部位传感器而得到修改。该部位传感器与超声换能器一起被校准，从而使得 Carto XP 系统能够计算二维超声图像中的每个像素的位置。将视频捕捉卡添加到 Carto XP 系统的工作站。来自 Sequoia 系统的视频输出被连接到该视频捕捉卡。来自 AcuNav 导管的超声信号被连接到该 Sequoia 系统，利用单独的线缆把来自该部位传感器的位置信号连接到该 Carto XP 系统。

所述 Carto XP 系统被配置成每 10ms 接收所述部位传感器的位置信息。虽然所述视频捕捉卡能够达到每秒 60 帧的成帧速率，但是通常由所述图像捕捉卡以每秒 30 帧的速度捕获视频图像。为了使所述位置信息容易与周期性的二维超声图像一起使用，利用 ECG 确定的选通点作为参照，必须在心博周期中的不同点处正确地对超声图像或帧与电解剖标测图上的位置数据进行配对。

在一种方法中，上述内容是如下实现的：利用选通点作为参照，检查带时间标记的超声图像的第一缓冲器和示出部位数据的电解剖标测图的第二缓冲器，以便确定最接近心博周期中的选定点的第二缓冲器的图像。所述导管的位置和所用的图像必须尽可能地靠近所述注释选通点。每 10ms 就会有多个位置，选择最靠近的位置并且使之与所述位置信息配对。

或者，可以从第一缓冲器中选择在心博周期中的选定点的图像。然后检查第二缓冲器，以便识别出在时间上最接近从第一缓冲器中选择的该图像的该标测导管的电解剖标测图或者部位数据。

实例 2

建立延迟的另一种方法是测量确定导管位置的时间与呈现相应图像的时间之间的时间间隔。通过使用成像频率（~7MHz）中的脉冲 RF 信号在超声图像中产生干扰来建立时间参考。在产生干扰的该时刻触发所述 Carto XP 系统，

以便获得导管的位置数据。然后，通过导管位置被采样的时间与图像出现干扰的时间标记（由该 Carto XP 系统捕捉到）之间的差异来确定时间延迟。然后计算该间隔并且将其用作恒定延迟。

现在参照图 13，其是按照本发明一个公开实施例的、为了建立延迟偏移量而以 10ms 的间隔获取的一系列三幅心脏超声图像。数据是利用实例 1 的系统获取的。如前所述，导管和解剖图像上的各点的坐标是已知的。

在时间 0 处取得的最左侧图像 150 上，没有射频干扰的迹象。如水平轴上所示，在 10ms 的时间处取得的中心图像 152 中，可以开始看出射频干扰突发。其表现为垂直条纹 154。左心室的内壁表现为宽带 156。

最右侧的图像 158 是在 20ms 的时间处获取的。条纹 154 比在图像 152 上变得更加明显。在后续的图像（图中未示出）上，条纹 154 会逐渐减弱，然后消失。再回到图 10，在此系统中，把延迟 136 的值设置成使得导管的部位数据比解剖图像滞后 20ms 是适当的。

操作

实施例 1

现在参照图 14，其是按照本发明一个公开实施例的、同时显示用不同模式获取的两个选通的图像的方法的流程图。为了清楚起见，按照图 14 中所示的特定序列示出了各处理步骤。然而，显然其中许多步骤能够并行地、异步地或者以不同顺序执行。

在初始步骤 160 中，利用已知技术获取第一周期性图像。该图像是三维电解剖标测图，其可以利用前面所述的 Carto XP 系统得到。

然后，在步骤 162 中，近乎实时地获取第二周期性图像。通常来说，该图像是具有周期性运动的结构（例如心脏）的三维超声图像。然而，第二图像可以通过许多其他模式获得，例如 X 射线计算机断层造影术或者 PET 技术。

然后，在步骤 164 中，选择一个选通点。这通常是由操作人员完成的。在对心脏进行研究的情况下，操作员通常结合标准心电图分析心脏中的电活动，同时考虑到心脏中的机械活动。例如，如果结合电传播对心室动脉瘤进行评估，那么对于该选通点的选择可以与没有动脉瘤的情况有所不同。一般而言，选择不同于心脏收缩和舒张的运动周期的极值的点。

然后，在步骤 166 中，至少其中一副图像被格式化并且被准备传输给显示

系统。该选通点作为同步信息被包括在内。

然后，在步骤 168 中，该格式化后的数据被传输给该显示系统。步骤 168 是在步骤 162 的解剖图像获取期间近乎实时地执行的。

然后，在近乎实时地进行的步骤 170 中提取图像数据，所述图像数据被限制于与所选定的选通点对应的数据。对第二图像也执行相同的操作。其结果是通过在获取时间进行选通而获取的等同图像。步骤 170 的优点在于，不需要预先知道该选通点。实际上，有可能显示在其运动周期中的不同点处选通的多幅图像。

然后，在最后的步骤 172 中，所选通的两幅图像同时被显示在其运动周期中的相同点处。所述程序终止。

实施例 2

现在参照图 15，其是按照本发明一个公开实施例的、同时显示用不同模式获取的两个选通的图像的方法的流程图。下面描述的这些步骤经常可以方便地按照不同顺序来执行。

在步骤 174 中，利用已知技术获取第一周期性图像。该图像是心脏的三维电解剖标测图，其能够利用前面所述的 Carto XP 系统得到。

与步骤 174 同时，在步骤 176 中获取心脏的二维超声图像。这可以使用与步骤 174 中相同的导管来进行。然而，该第二图像可以利用其他技术（例如 HIFU）来获取。通常，利用不同的设备来处理所述超声图像和电解剖标测图。

然后，在步骤 178 中，像步骤 164（图 14）中那样选择一个选通点。

然后，在步骤 180 中，从在步骤 174 中获取的数据中提取所选通的电数据。该电数据将被用于在所选择的选通点处创建电解剖标测图。

与步骤 180 同时，在步骤 182 中，从在步骤 176 中获取的超声图像数据中提取所选通的图像数据。

为了接下来的步骤，假设用来获取该电解剖标测图的设备中的图像处理器对准这两种类型的图像。或者，对于两种类型的图像的图像处理可以发生在超声获取系统中，在这种情况下，将执行对于电解剖数据的传输。

在步骤 184 中，在步骤 176 获取的图像数据被传输给图像处理器。然后，在步骤 186 中，从该数据准备二维超声图像。

与步骤 184 和步骤 186 同时，控制从步骤 180 前进到延迟步骤 188，在这

里等待步骤 184 和步骤 186 中的图像传输和构建的完成。该步骤利用所述图像处理器来同步这两种类型的图像的对准。

在延迟步骤 188 完成之后，控制前进到步骤 190，在此将所述超声图像和电解剖标测图对准放置，以便创建合成图像（如上所述）。

然后，在最后的步骤 192 中显示该合成图像。

实施例 3

在本实施例中，一系列预先获取的超声图像（或者其他解剖图像）被存储在缓冲器中。近乎实时地把所选择的缓冲图像与当前获取的电解剖标测图对准。

现在参照图 16，其是按照本发明一个替换实施例的、同时显示用不同模式获取的两个图像的方法的流程图。下面描述的其中一些步骤通常可以方便地按照不同的顺序来执行。

在初始步骤 194 中，如前所述，从心脏获取二维超声数据。该数据被用来构建一系列二维图像当中的一员，其中每个图像处在心搏周期的不同阶段。

然后，在步骤 196 中，从在初始步骤 194 中获取的数据准备二维图像，并且将其存储在缓冲器中。

现在控制前进到判决步骤 198，在此确定是否仍然需要准备和存储更多的二维图像。如果在判决步骤 198 中的确定是肯定的，那么控制返回到初始步骤 194。

如果在判决步骤 198 中的确定是否定的，那么控制前进到步骤 200，在此选择一个选通点。

在步骤 202 中，如前所述地获取电解剖标测图。希望把该电解剖标测图与一个或者多个所述二维超声图像对准。因此，在对于对象的操作过程期间通常重复执行下列步骤。随着选通点改变，所述二维超声系列中的不同成员与所述电解剖标测图的不同版本被对准显示。步骤 202 通常是在所有二维超声图像都被缓冲以后开始的，可能是在不同的操作过程、不同的部位以及使用不同的设备开始的。或者，只有原始图像数据被缓冲，并且二维超声图像的构建被推迟，直到该数据被传送到如下所述的图像处理器。步骤 196 和步骤 202 可以用与不同的图像处理单元相关联的不同图像获取单元来执行。

如实施例 2 中那样，假设用来获取所述电解剖标测图的设备中的图像处理

器对准两种类型的图像。或者，对于两种类型的图像的图像处理可以在超声获取系统中发生，在这种情况下将执行电解剖数据的传送。下面关于二维超声图像和电解剖标测图描述的两个步骤序列是同时执行的。首先描述关于二维超声图像的序列。

在步骤 200 完成之后，在步骤 204 中，在所选择的选通点处或者在其附近选择其中一个缓冲的二维超声图像（或者图像数据）。

然后，在步骤 206 中，将所选择的图像（或者图像数据）传输给图像处理器。

然后，在步骤 208 中，在其中仅传输图像数据的实施例中，构建二维超声图像。如果已经被构建，则步骤 208 可以省略。

控制现在前进到判决步骤 210，在这里确定为了提供必要的延迟以适应任何图像处理时间或者把该图像或数据传输到图像处理器所需的时间，是否有必要对所述选通点进行调节。如果在判决步骤 210 中的确定是否定的，则控制前进到以下所述的步骤 212。

如果在判决步骤 210 中的确定是肯定的，则控制前进到步骤 214，在这里执行对于二维超声图像的选通点的任何所需调节，以便在选通的二维超声图像和电解剖标测图之间获得同步。这种调节具有在序列中延迟或者提前与电解剖标测图对准的图像的效果。这种调节可以通过在电影模式下显示二维超声图像并且根据情况手动延迟或提前循环的阶段来实现。或者，这种调节可以简单地通过从二维超声图像的序列中选择一个不同的图像来实现。控制返回到步骤 204。

与步骤 204、206、208、判决步骤 210 和步骤 214 的执行同时，执行对电解剖标测图进行处理的步骤序列。在步骤 216 中，响应于在步骤 200 中选择的选通点，从在步骤 202 中获取的超声图像数据中提取选通的图像数据。

在判决步骤 210 处退出循环时以及在步骤 216 之后执行步骤 212，其中将所选择的二维超声图像和所选通的电解剖标测图对准放置，以便创建如前所述的合成图像。

然后，在最后的步骤 218 中，显示该合成图像。

在这个实施例或者前面描述的其他实施例中，第一组数据可以是被研究的结构的数据，第二组数据可以是用来研究该结构的装置的位置数据。从这两

组数据准备的同步的图像随后如前所述地被对准显示。

本领域的技术人员应该意识到，本发明并不限于这里特别示出或者上文所提到的内容。相反，本发明的范围包括上述各种特征的组合或者子组合及其在现有技术中所没有的变型和修改，本领域的技术人员在阅读前述内容之后能够想到这些。

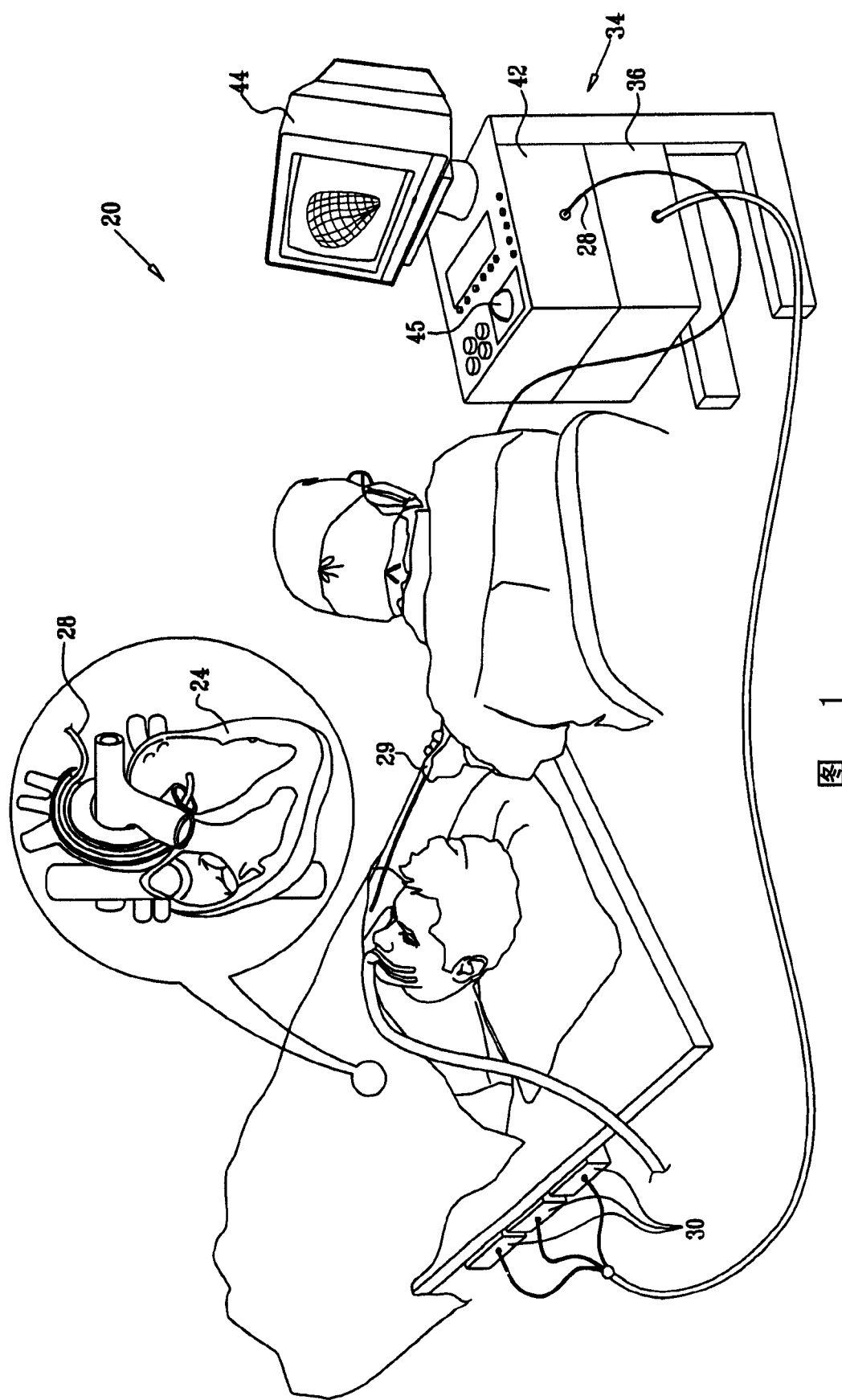


图 1

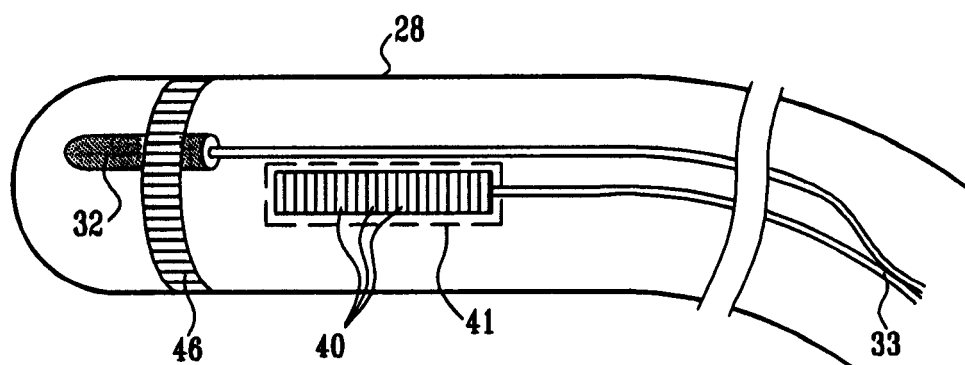


图 2

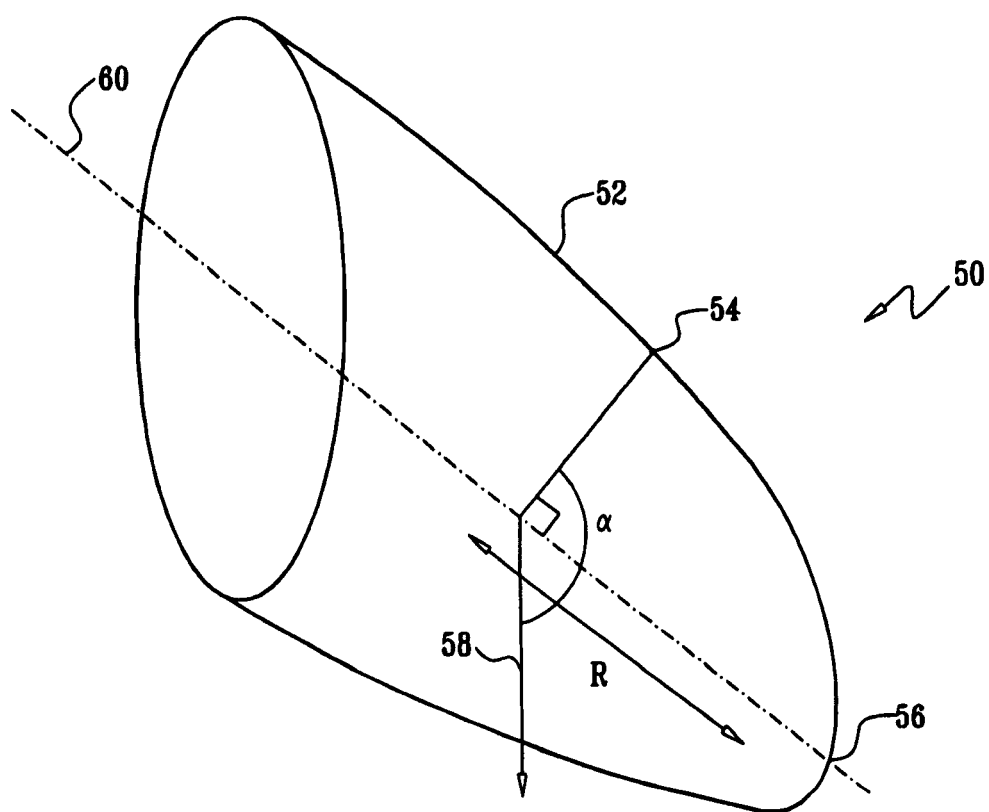
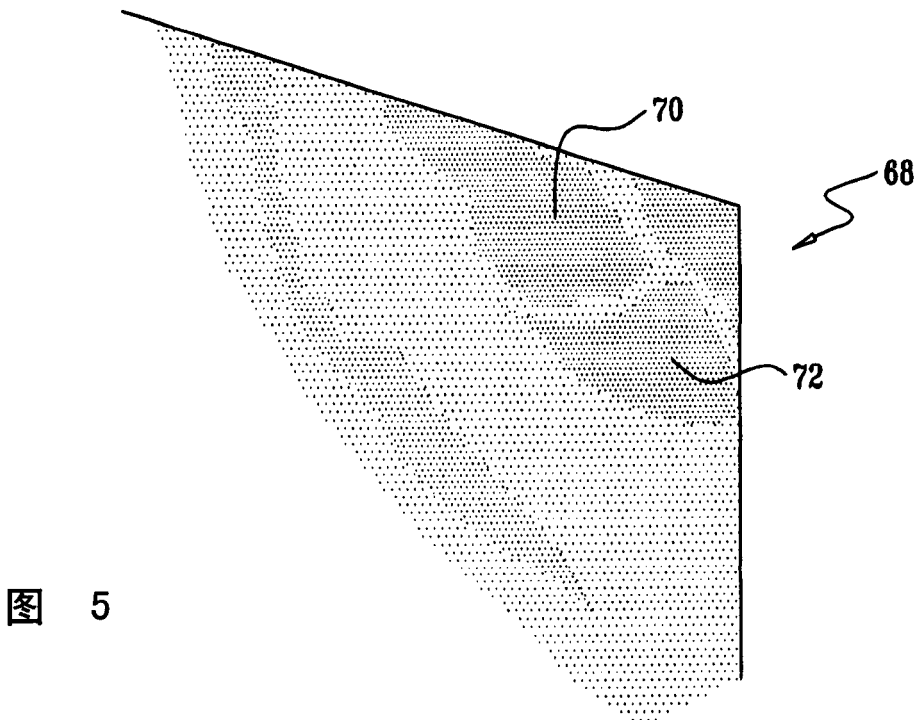
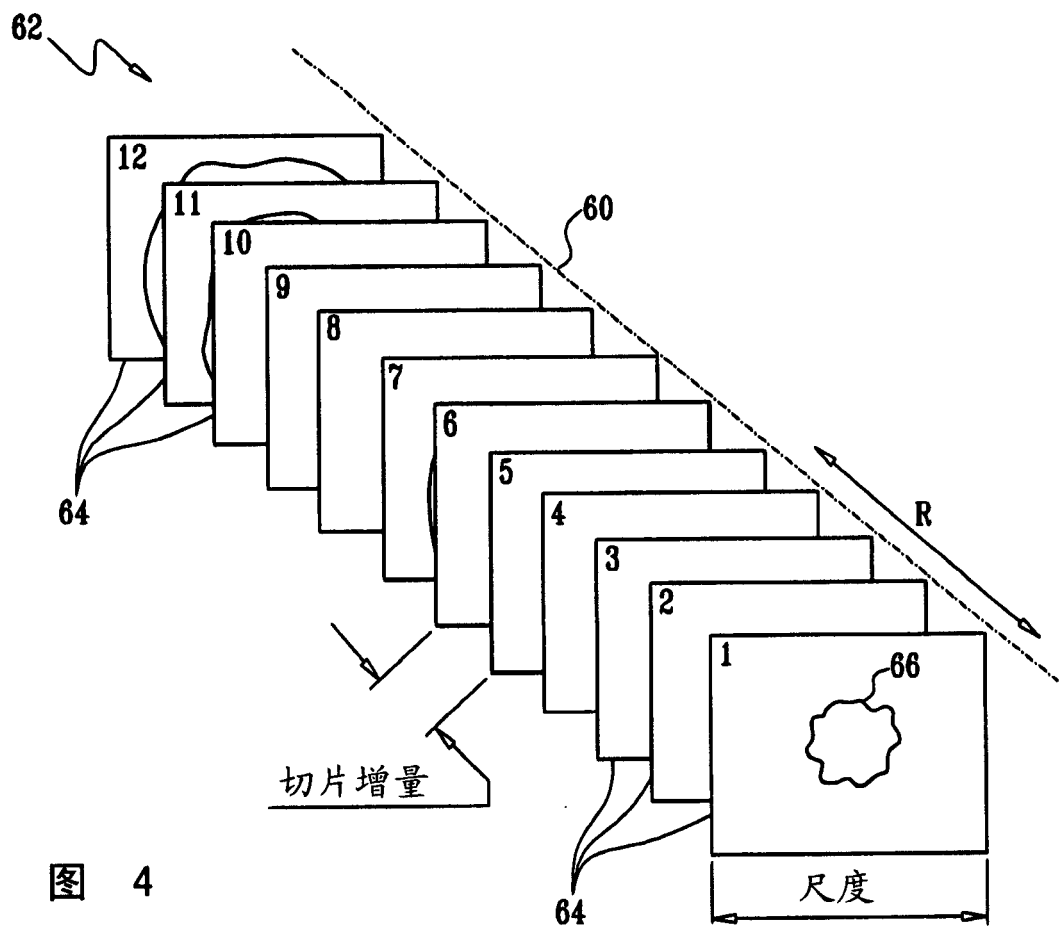
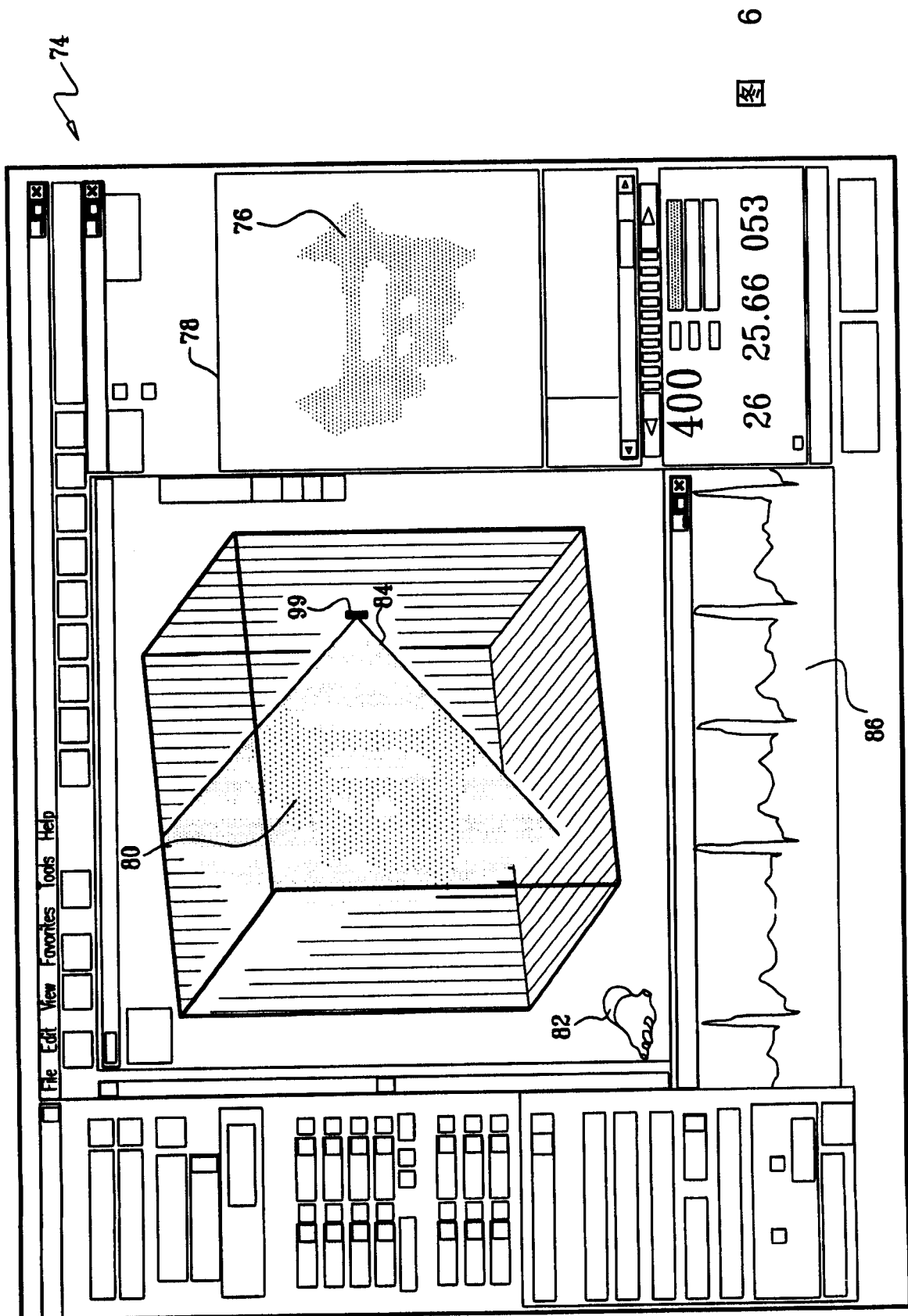


图 3





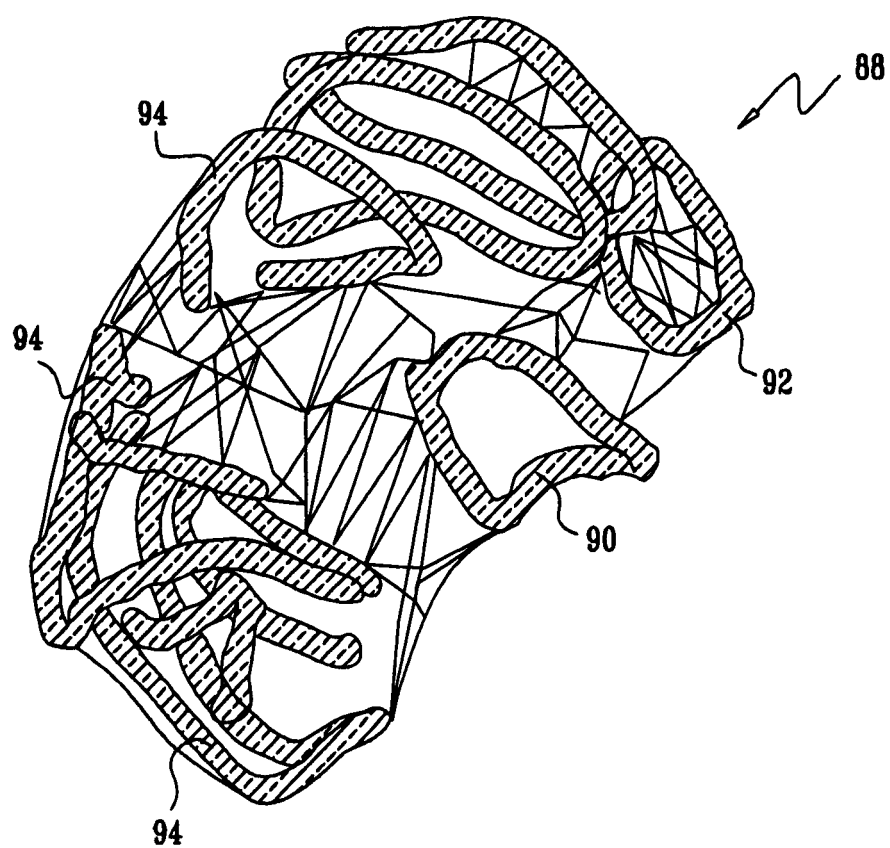


图 7

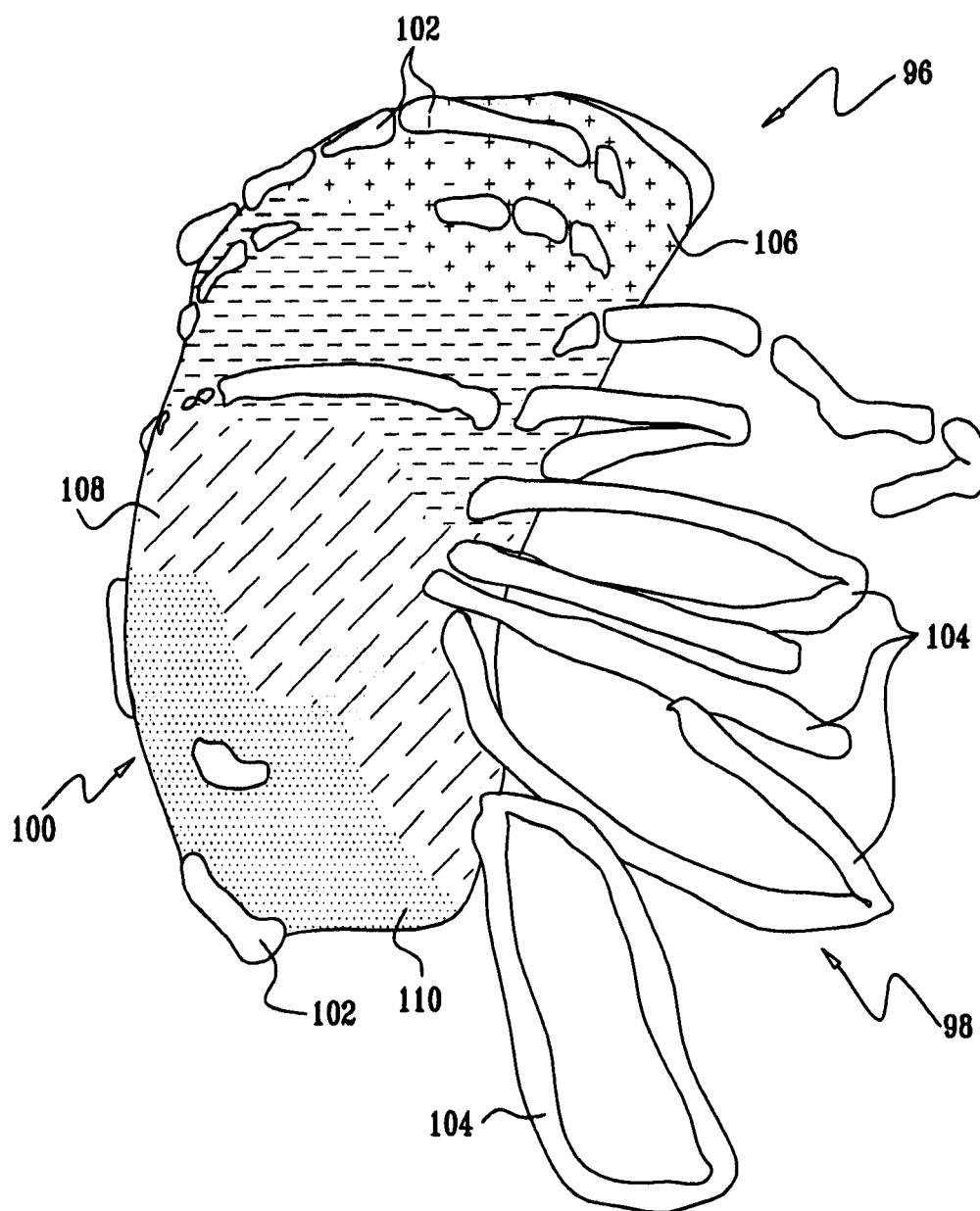


图 8

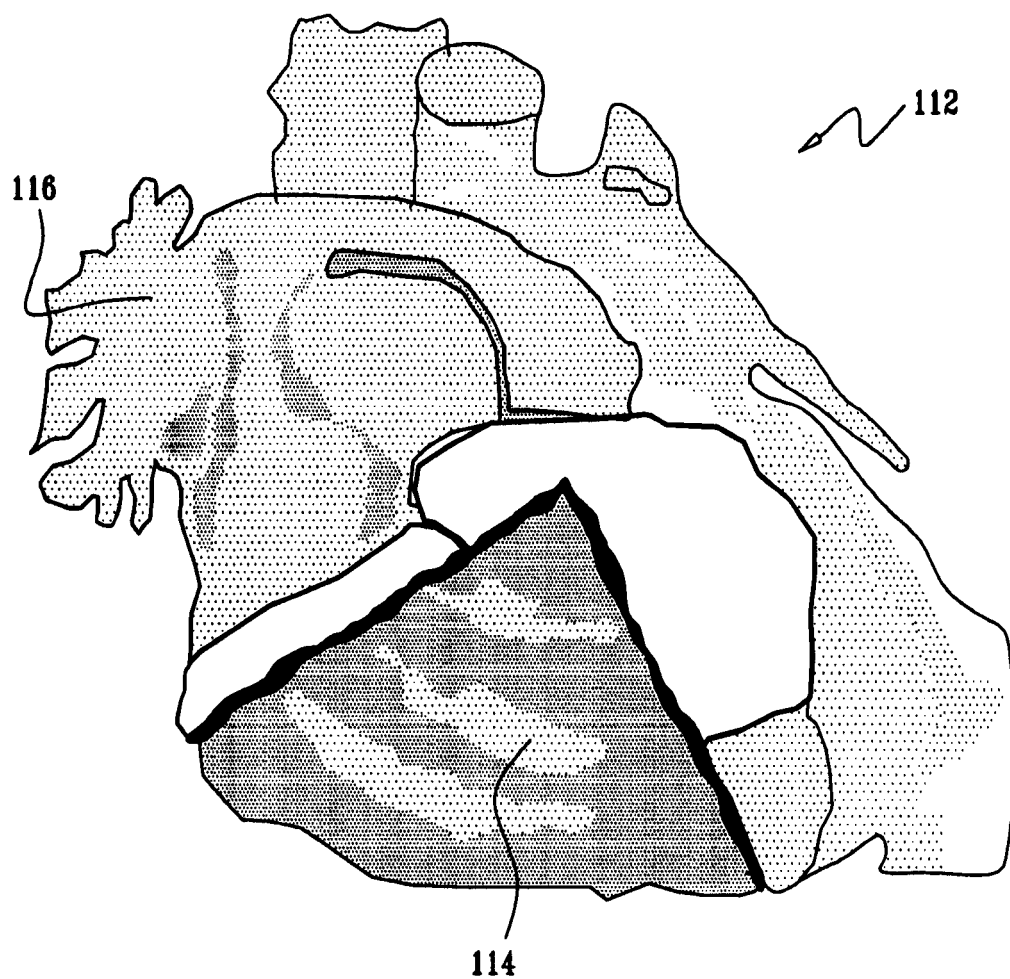


图 9

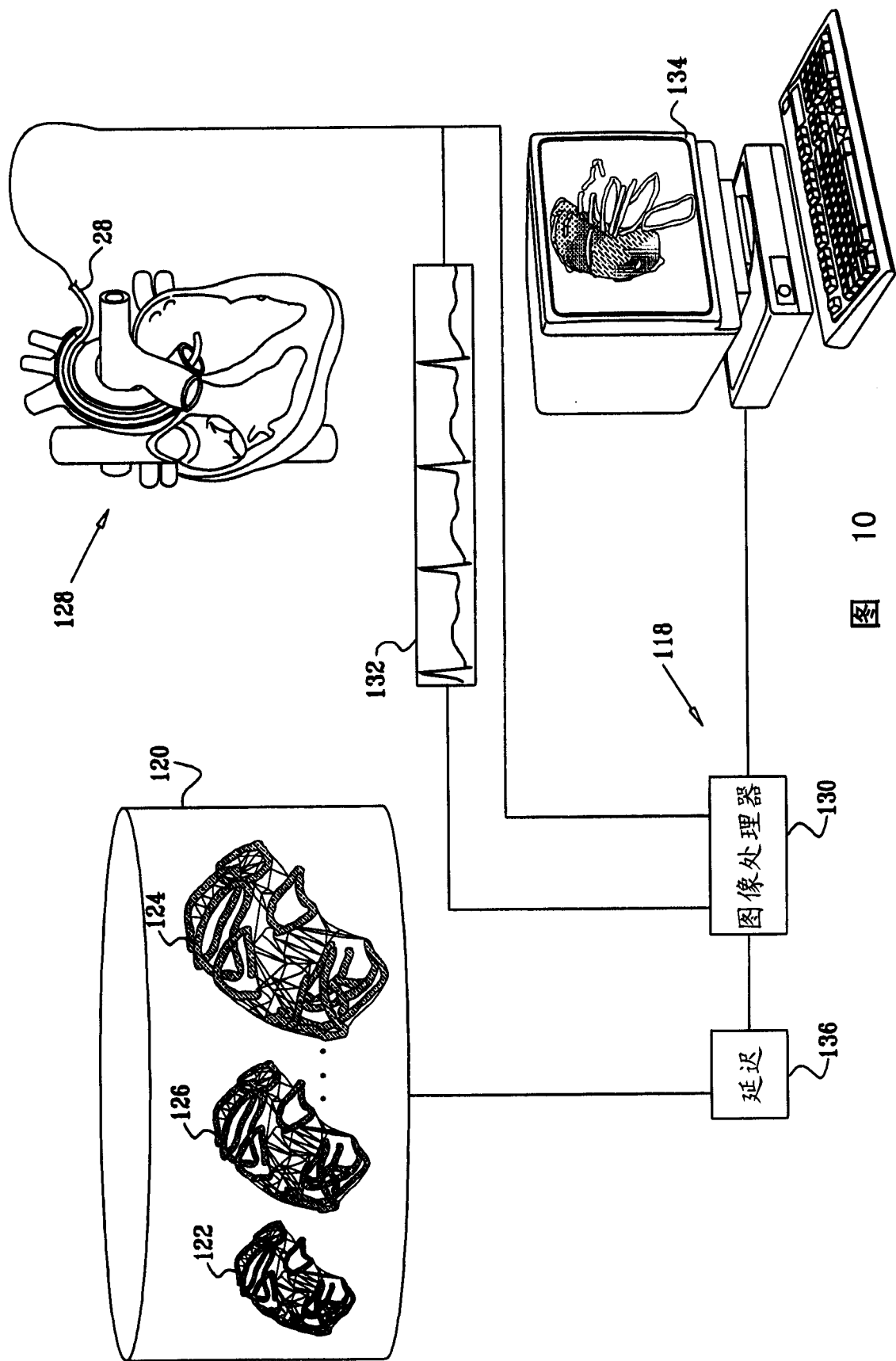


图 10

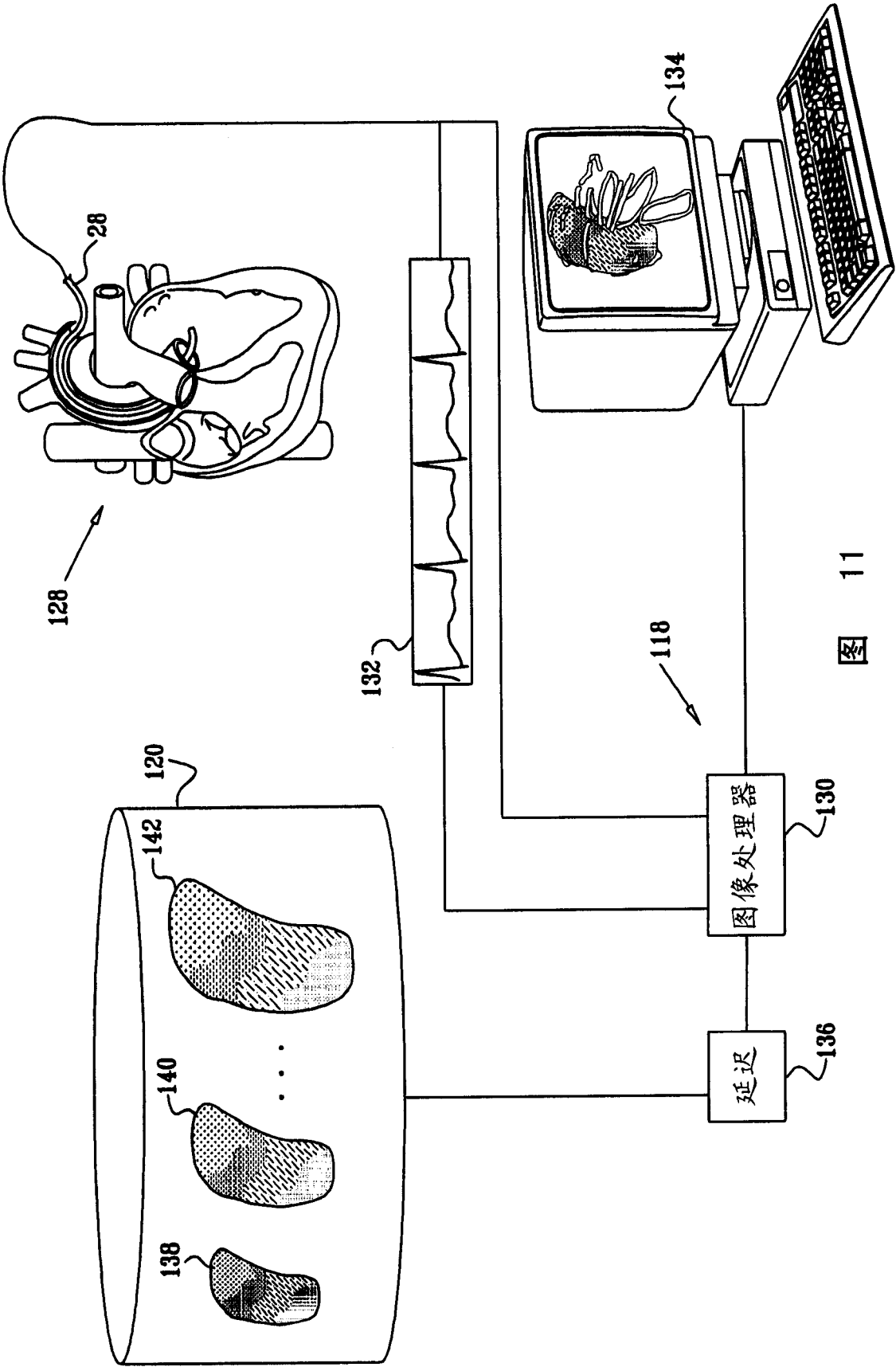


图 11

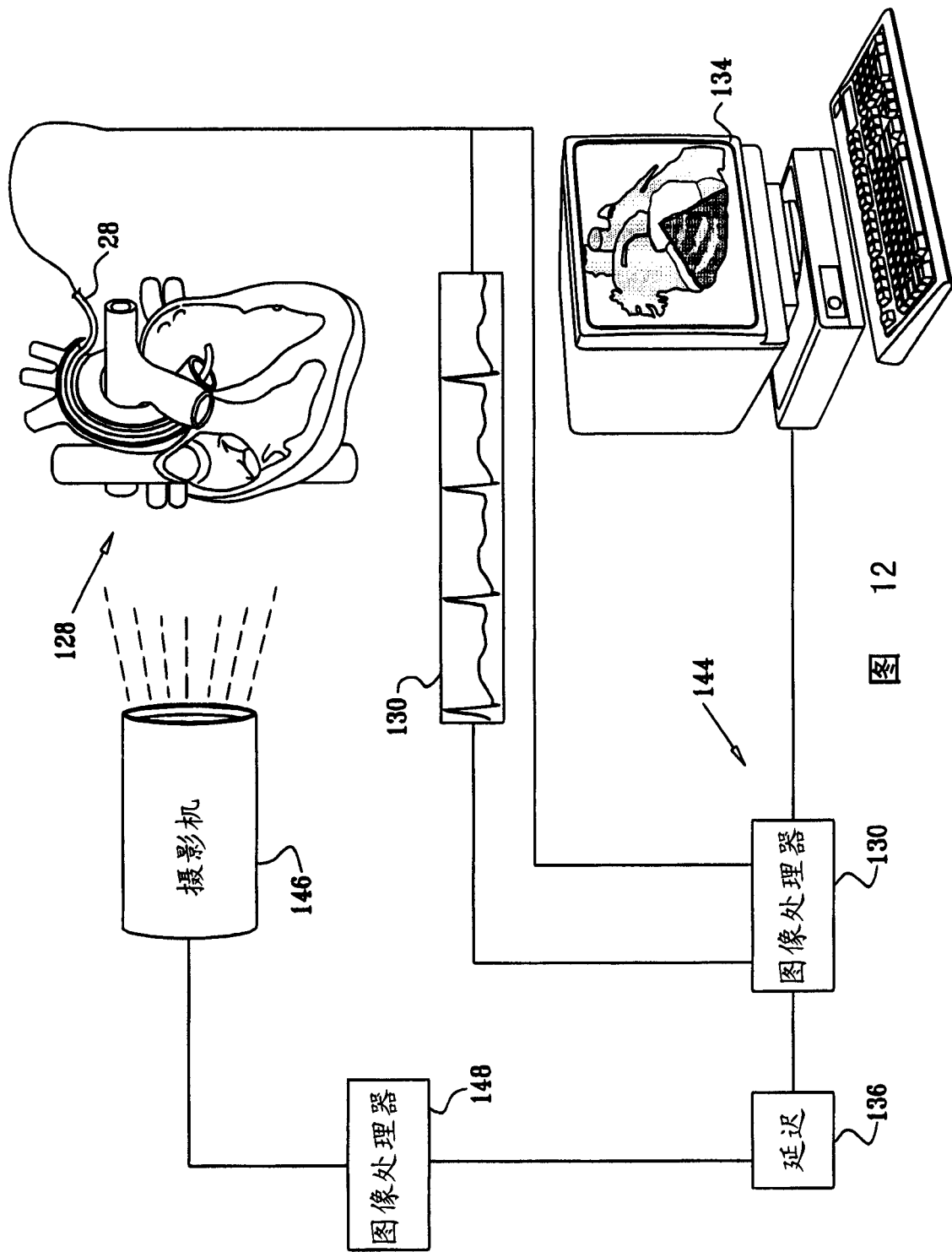
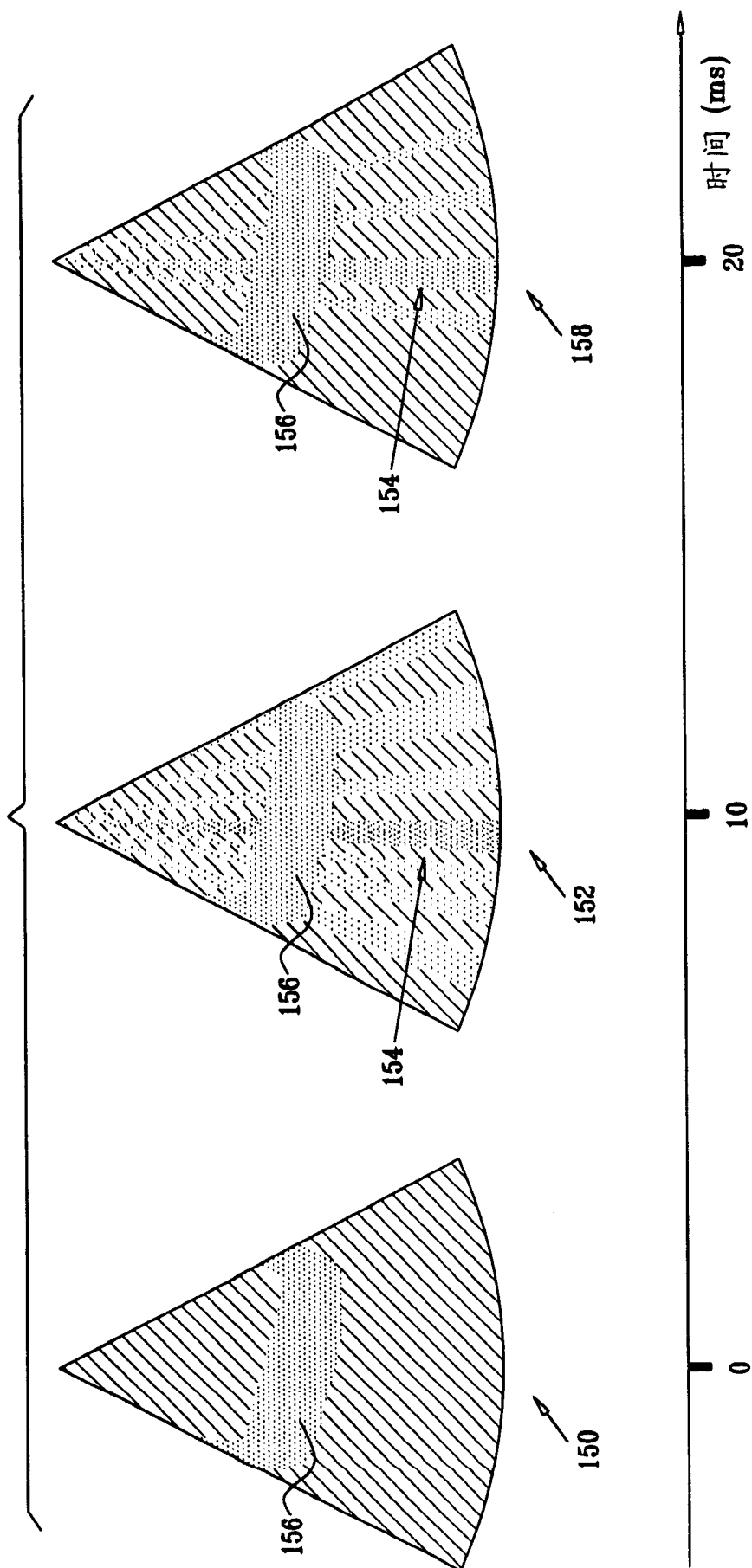


图 12

图 13



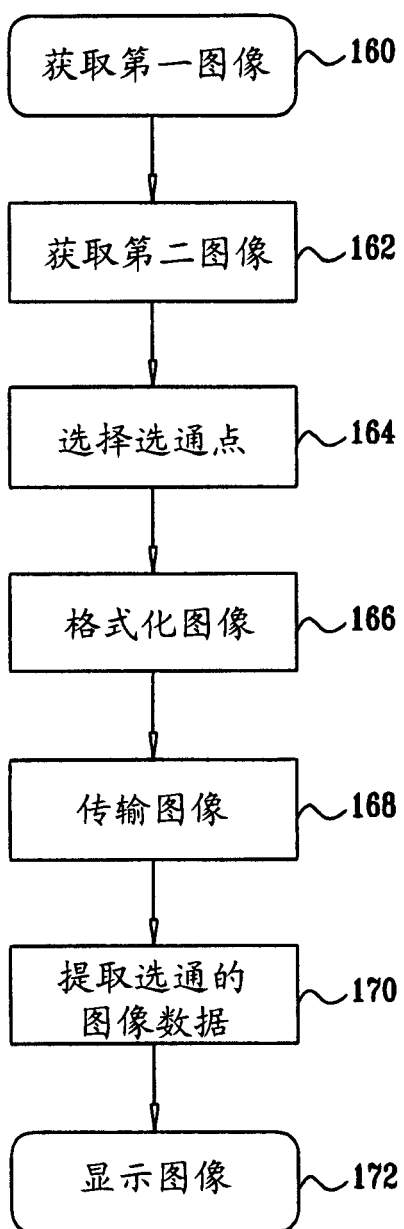


图 14

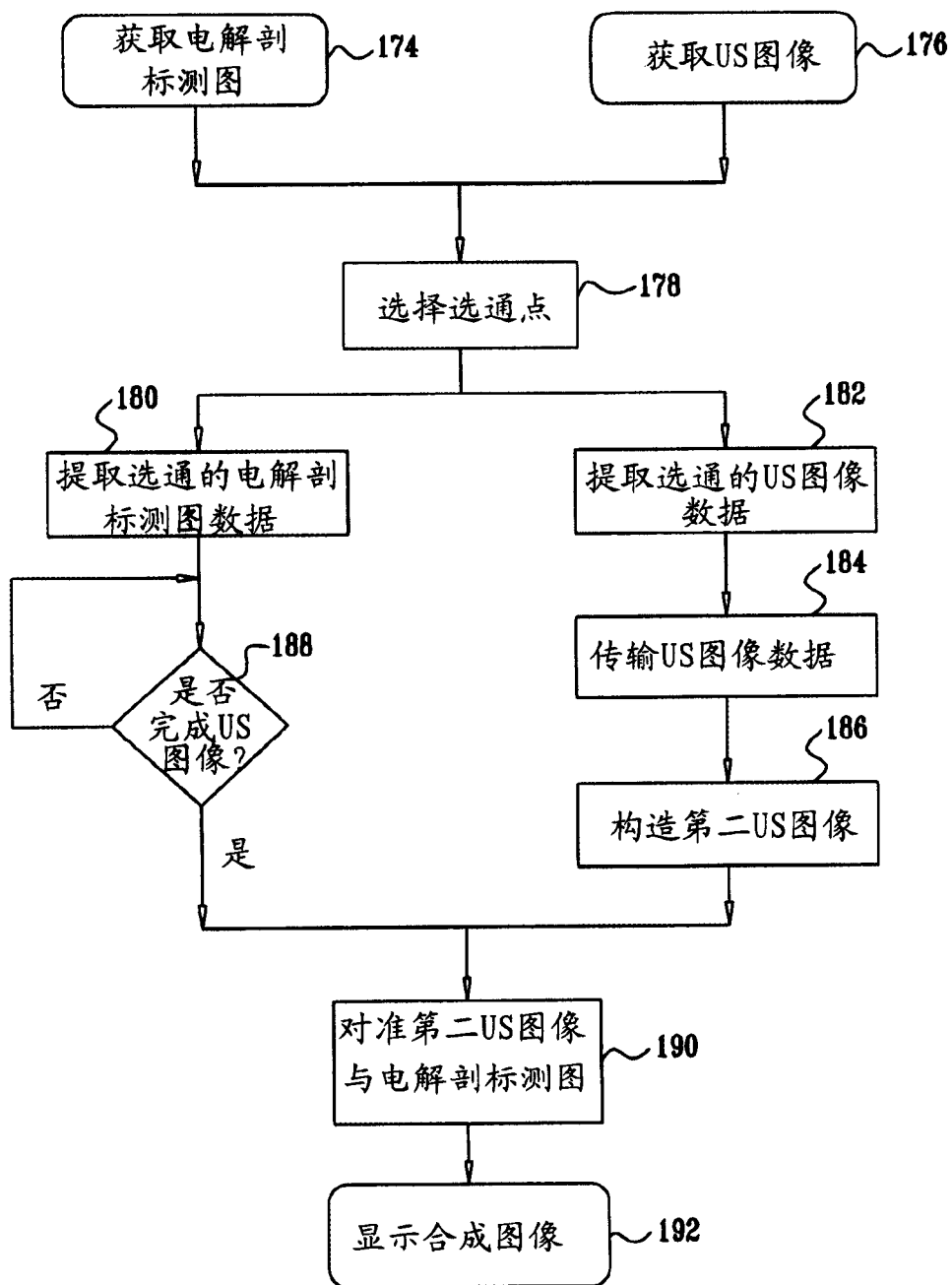


图 15

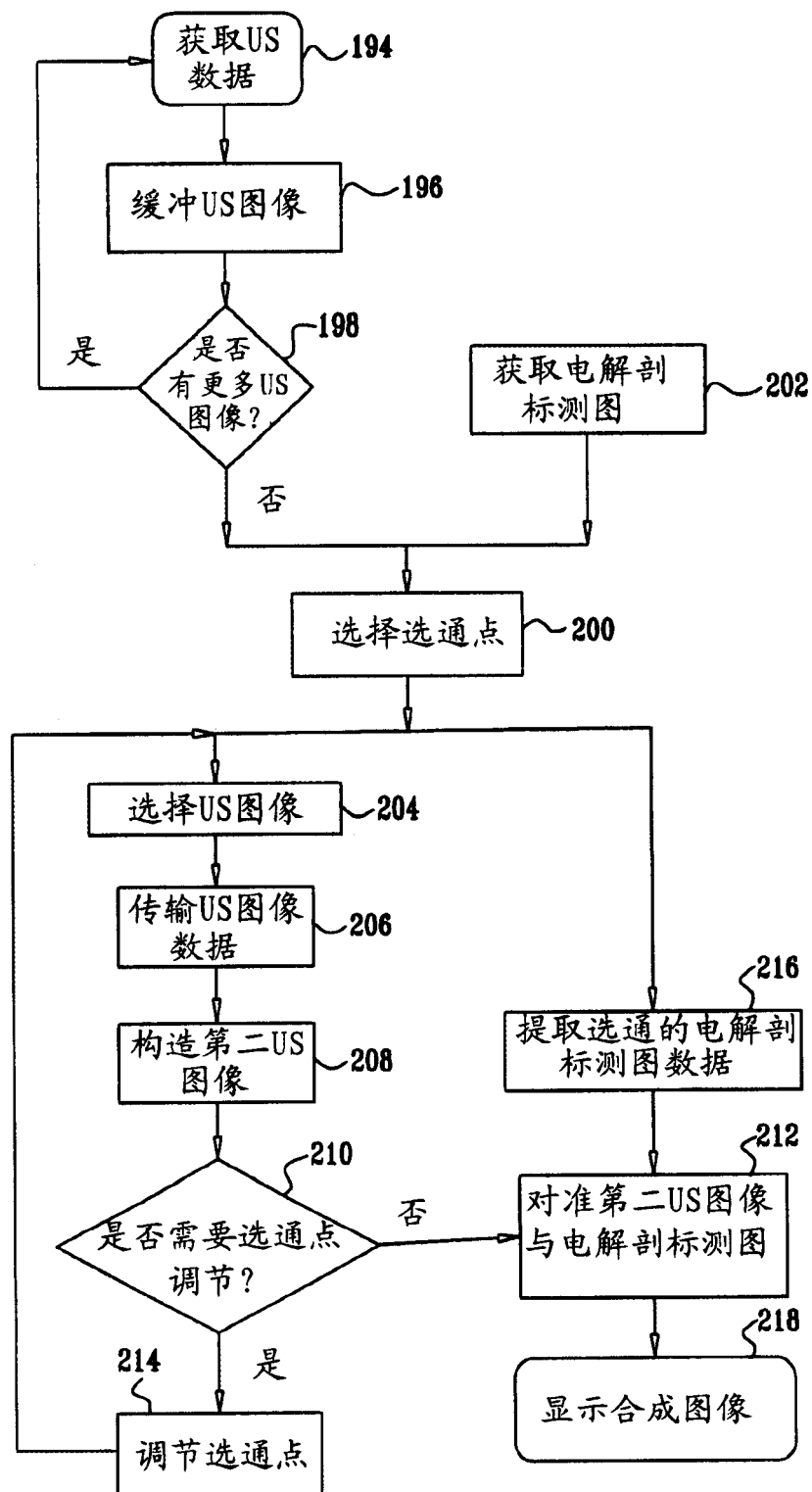


图 16

专利名称(译)	超声成像数据与电标测的同步		
公开(公告)号	CN101002689A	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	CN200610064382.X	申请日	2006-10-27
[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普赖斯 A戈瓦里		
发明人	A·C·阿尔特曼 A·普赖斯 A·戈瓦里		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B6/5247 A61B5/06 A61B8/5284 A61B8/483 A61B5/7289 A61B8/5238 A61B6/5288 A61B8/12 A61B5/042 A61B5/0035 A61B5/062		
代理人(译)	梁永		
优先权	11/262217 2005-10-28 US		
其他公开文献	CN101002689B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具有周期性运动的身体结构的电解剖标测图的图像被叠加在该结构的三维超声图像上。通过在所述运动周期中的特定点处选通电解剖数据获取和解剖图像，使得所述电解剖数据与解剖图像数据同步。图像数据的传输包括识别出所述运动周期中的一点，在该点处捕获了所述三维图像或者将要显示所述三维图像。

