



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102118994 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 25

(21) 申请号 200980123163. 6

(22) 申请日 2009. 04. 17

(30) 优先权数据

- 61/046, 298 2008. 04. 18 US
- 12/117, 549 2008. 05. 08 US
- 12/421, 332 2009. 04. 09 US
- 12/424, 037 2009. 04. 15 US
- 12/424, 007 2009. 04. 15 US
- 12/423, 996 2009. 04. 15 US
- 12/423, 973 2009. 04. 15 US
- 12/423, 994 2009. 04. 15 US
- 12/423, 966 2009. 04. 15 US
- 12/423, 957 2009. 04. 15 US
- 12/424, 013 2009. 04. 15 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2010. 12. 17

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2009/040984 2009. 04. 17

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02009/129477 EN 2009. 10. 22

(73) 专利权人 美敦力公司  
地址 美国明尼苏达州  
专利权人 明尼苏达大学董事会

(72) 发明人 H·托比·马科维茨  
谢安·坎贝尔-马萨  
菲利普·福克纳 约阿娜·弗莱明  
沙德·吉斯

穆斯塔法·卡拉马诺格卢  
迈克尔·克里格  
卡尔·伊万·诺瓦克 普贾·梅赫塔  
詹姆斯·斯蒂夫斯  
拉内·A·菲利普斯 尚谦·彼得·张  
史蒂文·L·瓦尔德豪泽  
大卫·A·斯坎隆  
布赖恩·豪斯顿·克雷格  
爱德华多·N·瓦曼  
科恩·米克尔斯  
马里耶·P·史密斯  
诺埃勒·克里斯蒂娜·胡蒂格  
奥拉夫·艾克 罗吉尔·勒瑟弗尔  
文森特·拉里克 布兰特·谢尔格伦  
维多利亚·因特兰特

(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 朱胜 陈炜

(51) Int. Cl.  
A61B 5/042(2006. 01)

(56) 对比文件  
US 5512920 A, 1996. 04. 30,  
US 7189208 B1, 2007. 03. 13,

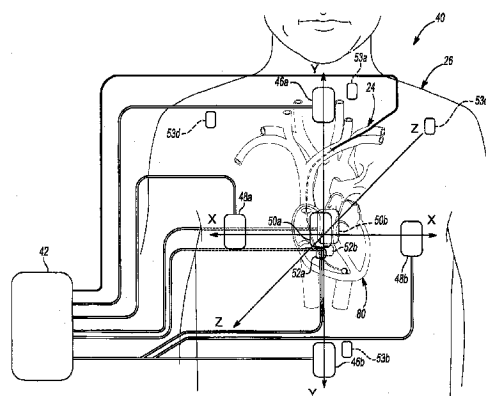
审查员 方炜园

权利要求书3页 说明书55页 附图38页

(54) 发明名称  
用于标测结构的方法和设备

(57) 摘要  
可以利用系统标测患者的体,该系统能够操作用于标识多个定位并且保存标测仪器的多个定位。标测仪器可以包括可以感测电压的一个或者多个电极,所述电压可以与感测或者测量时的电极的三维定位相互关联。因此,可以基于感测多个点而确定体的图,而无需使用其它成像装置。然后,可以相对于标测数据而导航植入式医疗装置。

CN 102118994 B



1. 一种利用二维显示屏显示出结构的三维表示的方法,包括:  
以三维收集体内的位置元件的多个位置;  
存储所述多个位置作为多个标测数据点;  
以所存储的多个标测数据点定义所述体的表面的三维结构图;  
利用显示装置显示定义的三维结构图的第一虚拟摄像机透视,其中,所述第一虚拟摄像机透视在相对于所定义的三维结构图的虚拟摄像机的第一位置处;  
选择旋转区域;  
围绕所述旋转区域将所述虚拟摄像机旋转至相对于所定义的三维结构图的第二位置;  
以及

利用所述显示装置显示所述三维结构图的第二虚拟摄像机透视,其中,所述第二虚拟摄像机透视在相对于所定义的三维结构图的所述虚拟摄像机的所述第二位置处。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,选择所述旋转区域包括选择通过所述三维结构图定义的线。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述三维结构图是患者中的结构的面的图。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,还包括:

其中,利用所述体内的所述位置元件收集被存储作为所述多个标测数据点的所述多个位置包括安置在所述患者中;

其中,所述多个标测数据点均是所述患者内的所述位置元件的确定的位置。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:

生成作为三维结构图的、包括存储的多个标测数据点的至少部分多个的面;

其中,显示第一虚拟摄像机透视并且显示第二虚拟摄像机透视包括显示生成的面的透视。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,还包括:

其中,存储多个标测数据点包括以三维存储所述位置元件的所述多个位置的每个。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,围绕所述旋转区域而旋转所述虚拟摄像机包括定义围绕所选择的旋转区域的圆弧;

在第一时间步长处将所述虚拟摄像机沿所述圆弧移动所选择的距离;

其中,显示所述第二虚拟摄像机透视包括从所述虚拟摄像机在所述第一时间步长处沿所述圆弧的位置显示所述三维结构图的透视。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,还包括:

从所述显示装置去除显示的第一虚拟摄像机透视,并且在所述显示装置上单独显示所述第二虚拟摄像机透视;

其中,从显示的第一虚拟摄像机透视到显示的第二虚拟摄像机透视的变化模仿用户围绕所述三维结构图的移动。

9. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,所述虚拟摄像机沿所述圆弧移动的距离是所选择的距离;

其中,所述虚拟摄像机自动地沿所述圆弧移动,并且所述显示装置上的显示自动地从显示的第一虚拟摄像机透视变化到所述第二虚拟摄像机透视。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,还包括:

用户选择改变透视；

其中，所述虚拟摄像机围绕所述旋转区域而旋转包括所述虚拟摄像机沿所述圆弧和多个时间步长移动到多个位置，以生成多个虚拟摄像机透视；

其中，在所述显示装置上顺序以及单独地显示所述多个虚拟摄像机透视的每个。

11. 一种利用二维显示屏示出结构的三维表示的方法，包括：

通过患者的心脏将位置元件移动至多个位置，以收集多个单独标测数据点；

存储所收集的多个单独标测数据点；

利用所收集的多个单独标测数据点生成表示所述心脏的三维面的图；

选择相对于所生成的图的移动区域；

相对于所选择的移动区域而移动虚拟摄像机；

利用显示装置显示基于移动所述虚拟摄像机而生成的图的多个虚拟摄像机透视；以及显示重叠在所生成的图的所显示的多个虚拟摄像机透视上的可植入装置的位置。

12. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，所述移动区域包括所述生成的图内的旋转点；

其中，移动所述虚拟摄像机包括在围绕旋转平面中的旋转点的圆弧上移动所述摄像机。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，还包括：

选择围绕所述旋转点的、小于  $360^\circ$  的所述圆弧的尺寸；

将所述圆弧划分成多个分区；

选择用于沿所述圆弧移动所述虚拟摄像机的时间步长长度；以及

自动将所述虚拟摄像机沿所述圆弧移动所述时间步长长度到所述分区的每个。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，还包括：

在所述显示装置上顺序显示所述多个虚拟摄像机透视。

15. 根据权利要求 14 所述的方法，还包括：

用户选择所述时间步长长度；

将所述时间步长长度输入到处理系统；

其中，所述处理系统基于所述时间步长长度而执行指令，以生成所述多个虚拟摄像机透视。

16. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，移动位置元件通过所述患者的心脏包括：

确定所述位置元件在所述患者的心脏内的多个位置；

将所述位置元件的所述多个位置的表示绘制到显示装置；

其中，执行所述位置元件的所述多个位置的绘制，而无需所述心脏的任何另外的图像数据。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其中，确定所述位置元件的位置包括：

将包括三对轴电极的一组轴电极放置于所述患者的面上；

在所述患者内的所述轴电极组之间注入电流；

基于注入的电流，利用所述位置元件感测电压；

基于感测到的电压和注入的电流，确定生物阻抗；以及

基于确定的阻抗，确定所述位置元件在所述患者内的位置。

18. 一种利用二维显示屏示出结构的三维表示的方法，包括：

存储定义三维结构的多个标测数据点；  
绘制表示所述三维结构的内壁的外部范围的标测面；  
选择摇动区域；

围绕所述摇动区域而摇动虚拟摄像机，包括在远离起始点的第一方向上移动所述虚拟摄像机以及在朝向所述起始点的第二方向上使所述虚拟摄像机反向；以及

在所述虚拟摄像机摇动时根据所述虚拟摄像机的透视在显示装置上显示绘制的标测面的透视。

19. 根据权利要求 18 所述的方法，其中，摇动所述虚拟摄像机包括：

选择围绕所述摇动区域的圆弧长度；以及  
将所选择的圆弧划分成分区；

其中，摇动所述虚拟摄像机包括将所述虚拟摄像机移动到所选择的圆弧的所述分区的每个；

其中，显示所绘制的标测面的透视包括：(i) 在沿所述圆弧的所述分区的每个处，生成虚拟摄像机透视；以及 (ii) 基于所述虚拟摄像机在所述圆弧的所述分区处的位置，顺序显示绘制的标测面的多个透视。

20. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括：

用户选择在沿所述圆弧的所述分区处的所述虚拟摄像机的位置的每个之间的时间步长长度；

所述用户指示处理器系统基于所述分区的每个处的所述时间步长长度，将所述虚拟摄像机移动到所述分区的每个；

基于所述分区和所选择的时间步长长度而将所述虚拟摄像机从所述圆弧的第一端移动到所述圆弧的第二端，并且自动地从所述圆弧的所述第二端返回到所述圆弧的所述第一端；以及

其中，显示所绘制的标测面的透视还包括：基于在所述圆弧的所述分区的每个处的所选择的时间步长长度，自动地并且按时间顺序在所述显示装置上显示绘制的标测面的所述虚拟摄像机的所述多个透视的每个。

## 用于标测结构的方法和设备

### 技术领域

[0001] 本公开一般涉及解剖位置确定,并且特别涉及标测解剖区域并且示出图。

### 背景技术

[0002] 在该节中的叙述仅提供了与本公开相关的背景信息,并且不构成现有技术。

[0003] 人体解剖包括可以自主或不自主地执行特定功能的许多类型组织。在生病或受伤之后、或由于特定遗传素因,特定组织可能不再在通常的解剖规范内工作。例如,在生病、受伤、时间或其组合之后,心肌可能开始经受特定衰竭或缺陷。可利用植入式医疗装置(IMD)医治或治疗这些衰竭或缺陷,该植入式医疗装置诸如植入式心脏起搏器、植入式心律转复除颤器(ICD)装置、心脏再同步化治疗除颤器装置、或其组合。

[0004] IMD的主要部分之一可以包括一个或多个电极导线(lead),其直接连接到要由IMD作用或治疗的组织。电极导线可以包括:尖端或电极部分,其直接连接到诸如肌束的解剖组织的第一部分,以及电极导线体,其连接到作为装置体或治疗驱动装置的第二主要部分。通常已知装置体或壳部分可以被植入在解剖结构的所选择部分中(诸如在胸腔或腹中),并且电极导线可以被插入通过各种静脉部分,使得尖端部分可以放置于接近心肌或心肌中的所选择位置。

[0005] IMD是可需要使用成像装置用于植入的植入式装置。成像装置可以包括萤光镜,其使患者和外科医生暴露于电离性辐射。另外,使用成像装置会需要时间用于获取图像数据并且根据该图像数据理解图像。例如,可能需要相当多的经验和培训用于正确解释萤光镜图像。

[0006] 各种成像装置的使用会需要各种另外的成本和过程(procedure)。例如,萤光镜装置采用电离性辐射以获取患者的图像。诸如参加植入过程的外科医生和技术人员的个人会不断或重复地暴露于电离性辐射,并且通常需要穿防护服。然而,防护服会是重的并且可使操作者和工作人员劳累。另外,诸如萤光镜、磁共振成像仪、超声系统的成像装置可能相对昂贵并且在使用成像装置时需要大量的培训。因此,由于成本和培训要求,某些机构会放弃获取成像装置,从而减少了能够执行特定过程的机构的数量。

### 发明内容

[0007] 位置感测单元(PSU)系统可操作用于标测并示出标测并保存的点。该系统可以确定跟踪或位置元件的定位或位置。跟踪元件可以是电极,并且通过在患者中生成电压并计算电极处的阻抗来确定位置。算出的阻抗用来确定如在患者或其它适当的导电介质中的电极的位置。

[0008] 保存的点可用来创建利用电极确定的图,该图可以用来确定稍后放置的电极的定位。放置于解剖体中的电极可以包括起搏电极导线、除颤电极导线、或用于任何其它目的的电极导线。电极通常可以是IMD的部分。利用PSU生成的图可以用来将电极导线引导或导航到所选择的定位,而不使用其它先前或同时的成像装置(诸如外部萤光镜、磁共振成像

仪 (MRI)、超声 (US) 等)。

[0009] 使用位置感测单元来生成图可以消除或减少对其它成像装置的需要。如以上所讨论的诸如萤光镜的成像装置会需要可被消除的另外的成本和训练要求。例如,如果不使用萤光镜,那么房间中的个体可不需要穿诸如铅防护板的防护服,并且可以减少由个体承受的压力和重量。另外,消除电离性辐射可以对患者和用户有益。此外,如这里所讨论的那样,使用位置感测单元并消除或减少使用其它成像装置,可减少或消除成本中心或资本投资,同时允许机构执行所选择的过程。

[0010] 根据这里提供的描述,额外的应用领域将变得明显。应该理解的是,描述和具体示例仅旨在说明的目的,并且不旨在限制本公开的范围。

## 附图说明

[0011] 这里描述的附图仅用于说明目的,并且不旨在以任何方式限制本公开的范围。

[0012] 图 1 是标测或导航系统的环境视图;

[0013] 图 2 是根据各个实施例的位置感测单元 (PSU) 和相关联的装置的详细视图;

[0014] 图 3 是根据各个实施例的标测导管的详细视图;

[0015] 图 4 是根据各个实施例的具有可伸缩电极的植入式可伸缩电极导线的详细视图;

[0016] 图 4A 是根据各个实施例的在缩进配置中的植入式可伸缩电极导线的详细视图;

[0017] 图 4B 是根据各个实施例的在延伸配置中的植入式可伸缩电极导线的详细视图;

[0018] 图 5 是患者的视图,其中,标测导管插入在该患者的内部器官中;

[0019] 图 5A 是插入在患者中的标测导管的详细视图;

[0020] 图 6 是在其上示出标测数据的显示装置的详细视图;

[0021] 图 7 是示出利用位置感测单元标测的方法的流程图;

[0022] 图 8 是标测导管和显示相关标测信息的显示装置的详细环境视图;

[0023] 图 9 是示出根据各个实施例的基于标测信息而绘制面的方法的流程图;

[0024] 图 10 是示出原始标测信息和面绘制数据的显示装置;

[0025] 图 11 是示出根据各个实施例的基于标测信息而绘制面的方法的流程图;

[0026] 图 12 是示出面绘制数据的显示装置;

[0027] 图 12A(i)-12C(ii) 示出了具有多个跟踪电极的电极导线的各个实施例以及其图示和其显示;

[0028] 图 13A 是心脏和利用导向线 (guide wire) 而被放置于心脏中的电极导线的详细局部剖视图;

[0029] 图 13B 是对用于利用导向线跟踪电极导线的显示的图示;

[0030] 图 13C 是示出跟踪导向线的方法的流程图;

[0031] 图 14 是示出显示数据的三维特性的方法的流程图;

[0032] 图 15A-15B 示出了展示数据的三维特性的示例;

[0033] 图 16 是放置于患者内的植入式医疗装置的视图;

[0034] 图 17 是示出校正失真的方法的流程图;

[0035] 图 18A 和 18B 示出了在校正失真之前和之后的数据的图形表示;

[0036] 图 19A 和 19B 示出了在校正失真之前和之后的数据的图形表示;

- [0037] 图 20 是示出校正失真显示的方法的流程图；
- [0038] 图 21A-21C 是标测导管和多个虚拟点的示意图；
- [0039] 图 22A-22C 是显示装置上的通道生成和显示的图形表示；
- [0040] 图 23A-23B 是显示位置数据的图形表示；
- [0041] 图 24A 是其中放置有的电极导线的心脏的示意图示；
- [0042] 图 24B 是基于标测数据的面的图形表示；
- [0043] 图 24C 是基于标测数据和传感器数据的显示装置上的数据的图形说明；
- [0044] 图 25 是根据各个实施例的标测导管；
- [0045] 图 26A 是 PSU 和各个生理传感器的图示；
- [0046] 图 26B 是心脏内的标测导管的示意图；
- [0047] 图 27A-27D 示出了在相同时间轴上示出的电描记图和心电图的示意表示；
- [0048] 图 28 是显示装置上的、患者内标识的定位的图形表示；
- [0049] 图 29A 是基于最后已知位置而示出接下来的可能定位的图；
- [0050] 图 29B-29C 示出了用于标识标测导管或电极导线的状态或位置的流程图；
- [0051] 图 29C' 是基于最后已知定位而示出仪器在心脏内的接下来的可能定位的简化流程图；
- [0052] 图 30A-30B 示出了在显示装置上显示的尺寸变化；
- [0053] 图 31A-31B 示出了显示装置上的移动的流动方向图形表示；
- [0054] 图 32 示出了具有易弯曲部分的标测导管；
- [0055] 图 33 示出了根据各个实施例的具有易弯曲部分的标测导管；
- [0056] 图 34A 是根据各个实施例的具有标测导管和易弯曲部分的心脏的示意图；
- [0057] 图 34B 是定位信息的图形表示；
- [0058] 图 35 是示出装鞘的电极和未装鞘的电极的显示装置的表示；以及
- [0059] 图 36 是用于利用位置数据的流程图。

### 具体实施方式

[0060] 下面的描述本质上仅是示例性的，并且不旨在限制本公开、应用或使用。这里描述的装置包括示例性数量的电极导线、壳体等。将理解的是，可在不变更本公开范围的情况下改变部件（包括数量和种类）。另外，根据各个实施例的装置可用在包括心脏、神经或其它解剖过程的任何适当的诊断或治疗过程中。

#### [0061] 概述

[0062] 如这里所讨论的那样，导航系统（诸如在图 1 中示出的导航系统 20）可以用来相对于患者 26 导航过程。如这里所详细讨论的那样，各个仪器可以相对于患者 26 被移动并且相对于患者 26 被跟踪。虽然图像引导系统可以包括诸如利用成像装置 28 获取患者 26 的图像数据，但是如这里所讨论的那样，成像装置不是必须的。可以通过确定仪器的相对定位来标识患者 26 内的多个点，标测患者 26 的解剖的部分。可以单独或顺序示出多个点，或者可以在该多个点上或不使用该多个点示出面，以示出或标识患者 26 的解剖的部分。这里的讨论可指的是标测数据或标测数据点，并且将理解为包括各个获取的数据点、通过施加到获取的数据点以通过消除特别高密度的区域来改进视觉显示、并且在调制绘制的面的特

性中有用的算法处理而示出的各个或管理的点、绘制的面、或者示出获取的标测数据的任何适当的方式。另外,这里关于患者的讨论是示例性的,并且可以获取关于诸如飞机机翼、船壳、工件等的任何适当体的标测数据。

[0063] 一旦创建了患者 26 或患者 26 的部分的图,则在利用或不利用相对于各个点绘制的面的情况下,可以使用标测数据来引导或导航过程。可以在没有其它成像信息(诸如可利用萤光镜系统、磁共振成像(MRI)系统、计算断层(CT)成像系统、三维回声、超声(2 维、3 维或 4 维)或诸如成像系统 28 的其它成像系统获取的图像数据)的情况下生成标测数据。

[0064] 诸如在图 10 中示出的、可以被显示的标测数据可以用来标识各种解剖特征。另外,可以使用标测数据相对于患者 26 导航仪器。可以执行植入、切除或插管过程或其它过程的标识。因此,可以利用生成的标测数据基本精确地导航并执行过程。显示装置可以用来显示标测数据和 / 或示出表示相对于患者 26 的各个部分或参考点的图标。例如,图标可以表示相对于患者 26 的仪器的位置。另外,可以按基本三维或甚至四维方式生成标测数据。因此,显示可以包括三维视图、模拟的三维视图、或甚至四维视图,以便示出患者 26 随时间的变化。

[0065] 可以利用任何适当的系统来生成或获取标测数据。如这里所讨论的那样,位置感测单元(PSU)可以获取患者 26 的多个点或者患者 26 内的多个点。PSU 系统可以测量电压、生物阻抗、声学(例如,声音和超声)、行进时间、磁场强度或任何适当的特性。

[0066] 然而,将理解的是,导航系统 20 可以用来在不使用由除 PSU 40 之外的其它成像系统(诸如萤光镜成像系统)生成的图像数据的情况下,相对于患者 26 导航过程。然而,在本领域中通常已知图像引导的导航。显示可以包括标测数据,该标测数据包括通过跟踪患者 26 内或相对于患者 26 的位置元件或装置而确定或生成的一个或多个点。位置元件可以关联于、连接到、或者包括利用任何适当的跟踪系统(诸如生物阻抗、电磁、光学、声学或其它适当的跟踪系统)跟踪的仪器。如这里所进一步讨论的那样,标测数据可以用来生成或绘制面,以更清楚或选择性地示出或标识患者 26 内的各个解剖特征和定位。

[0067] 进一步参照图 1,导航或标测系统 20 可以由用户 22 利用仪器 24 操作,以标测所选择的空间,诸如患者 26 的部分。还可以相对于患者 26 导航仪器 24。仪器 24 可以相对于患者 26 移动以用于各种过程,其包括相对于心脏的电极导线(例如,暂时或永久的植入式心脏起搏电极导线,其中,具有绝缘布线用于刺激和 / 或记录心脏中或心脏上的信号)安置、心脏的标测、患者 26 的所选择器官的标测、或者相对于患者 26 的任何适当的部分引导或导航仪器 24。

[0068] 导航系统 20 可以包括诸如可选成像装置 28 的各种部件。可选成像装置 28 可以包括萤光镜,诸如被配置为 C 型臂的萤光镜。C 型臂萤光镜可以包括成像部 30 和 x 射线发射部 32。成像装置 28 可以由控制器 34 控制。可以在与成像装置 28 相关联的显示装置 35 上显示利用成像装置 28 获取的图像。然而,将理解的是,单独的显示装置 35 不是必须的。另外,如果成像装置是 x 射线成像装置,那么包括仪器 24 的任何不透射线的部分当被查看时,将出现作为图像的部分。此外,诸如超声的其它成像系统可以用来对患者 26 进行成像,并且还可包括关于超声换能器的成像场内的仪器的信息。

[0069] 控制器 34 可以控制成像装置 28,并且可以存储利用成像装置 28 生成的图像、或者经由数据传输线 36 将数据传送到处理器和 / 或存储器、或经由数据传输线 36 从处理器和



/或存储器接收指令,其中该处理器和/或存储器诸如是可包括在工作台 38 中的处理器和/或存储器。尽管这里示出的可选成像装置 28 是 C 型臂荧光镜,但是也可以采用诸如 CT、MRI、超声等的其它成像装置。另外,将理解的是,通信线 36 可以是任何适当的通信线,诸如有线通信线、无线通信系统或任何其它的数据传递机制。

[0070] 导航系统 20 还可以包括如图 2 所示的位置感测单元 (PSU) 40。PSU 40 可以包括阻抗或电势 (EP) 系统。PSU 可以是如由美国明尼苏达州明尼阿波利斯市的美敦力公司 (Medtronic Inc.) 先前提提供的 Localisa<sup>®</sup> 心内导航系统。PSU 40 还可以包括诸如电磁 (EM) 或光学跟踪系统的任何适当的跟踪系统。示例性 EM 跟踪系统可以包括 Stealthstation<sup>®</sup> Axiem<sup>®</sup> 电磁跟踪系统,并且示例性光学跟踪系统包括 Stealthstation<sup>®</sup> TRIA<sup>®</sup> 光学跟踪系统,这两者均由在美国科罗拉多州具有营业场所的美敦力导航公司 (Medtronic Navigation, Inc.) 销售。

[0071] 生物阻抗位置感测单元

[0072] 如果 PSU 40 包括 EP 跟踪单元,那么它可以包括控制或驱动单元 42,控制或驱动单元 42 包括一个或多个输入或输出连接器 44,以与直接连接于患者 26 的多个电流传导或驱动膜片 (patch) 相互连接。电流膜片可以包括在患者 26 内创建三个基本正交的电压或电流轴的膜片。例如,第一 y 轴膜片 46a 和第二 y 轴膜片 46b 可以与患者 26 相互连接,以形成具有导电路径的 y 轴 (诸如如图 2 所示的通常是患者的上下的轴),使得导电电流基本沿该轴并且在膜片 46a 与 46b 之间建立电势梯度。相关 y 轴电流基本沿 y 轴从第一 y 轴膜片 46a 流到第二 y 轴膜片 46b。同样,第一 x 轴膜片 48a 和第二 x 轴膜片 48b 可以与患者 26 连接,以创建 x 轴 (诸如通常是患者的中间横向 (medial-lateral) 的轴),其中电压梯度基本沿膜片 48a 与 48b 之间的 x 轴,并且相应 x 轴电流在膜片 48a 与 48b 之间流动。最后,第一 z 轴膜片 50a 和第二 z 轴膜片 50b 可以与患者 26 连接,以创建 z 轴 (诸如通常是患者的前后的轴),其中电势梯度基本沿膜片 50a 与 50b 之间的 z 轴,相应 z 轴电流在膜片 50a 与 50b 之间流动。这三个轴通常被形成为使得感兴趣的器官或区域位于轴 x、y、z 的每个的公共交叉点或原点。因此,膜片 46-50 可以放置于患者 26 上,以实现轴 x、y、z 相对于患者 26 的所选择的安置。膜片 46a-50b 的每个可以经由端口 44 处的有线连接或其它适当的连接与 PSU 输入/输出 (I/O) 盒 42 相互连接。

[0073] 在相关膜片之间施加的电流在患者中沿各膜片对之间的轴生成小电流或微电流,其可能是大约 1 微安 ( $\mu\text{A}$ ) 到大约 100 毫安 (mA)。感应的电流对于每个相关膜片对可以是不同频率,以允许区分正测量哪个轴。在患者 26 中感应的电流将跨越诸如心脏的不同部分生成电压梯度,其可以利用位置元件来测量。如这里所进一步详细讨论的那样,位置元件可以是电极。感测的电压可以用来标识沿轴的位置 (借此每个轴可以通过被测量的电流的特定频率来标识),以大致确定电极沿三个轴的每个的位置。虽然可以感测电压,但是也可以计算或测量阻抗,以按类似方式确定定位。将理解的是,除非具体指出,否则感测电压将不会消除用于位置确定的其它可能测量。如这里所进一步讨论的那样,电极针对三个轴的每个的位置可以用作要在显示装置 58 上示出的标测数据。位置元件可以是患者内的电极,并且参考电极与 PSU I/O 盒 42 相互连接,使得通过高阻抗电路处理信号,以便不载入感测到的信号或使其失真。

[0074] 另外,参考膜片可以与患者 26 相互连接,用于为相对于患者 26 的利用仪器 24 的

引导或标测提供参考。参考膜片可以包括第一参考膜片 52a 和第二参考膜片 52b。参考膜片 52a、52b 的安置可以是患者 26 上的任何适当的位置,包括这里根据各个实施例进一步讨论的位置。例如,第一参考膜片 52a 可以放置于基本在患者 26 的皮肤上的剑突之上、正好在患者 26 的剑突的外部。第二参考膜片 52b 可以放置于基本正好在第一膜片 52a 对面的、患者 26 的背面上。

[0075] 通过将参考膜片 52a 放置在患者 26 的剑突处,参考膜片 52a 具有比患者 26 的皮肤上的许多其它定位相对更少的关于心脏的运动。患者 26 的心脏 80 相对于剑突在位置上是基本固定的。通过在这些定位处放置参考膜片 52a、52b,可通过使用 PSU 40 来测量两个参考电极 52a、52b 之间的相对电压或阻抗差异来监视呼吸。如这里所讨论的那样,在两个参考膜片 52a、52b 之间测量的阻抗或电压可以用来确定呼吸周期和患者 26 在该周期的部分。另外,参考膜片 52a、52b 可以用来以类似方式帮助心动周期监视。

[0076] PSU I/O 盒 42 可以经由连接或数据传递系统 56 与工作台 38 相互连接。数据传递系统 56 可以包括有线传输、无线传输或任何适当的传输。工作台 38 可以接收关于由参考膜片 52a、52b 和仪器 24 上的电极感测的电压的信号,其可以是模拟或数字信号。该信号可以用来确定仪器 24 的相对定位,并且在显示装置 58 上显示确定的相对定位。显示装置 58 可以与工作台 38 集成或者与工作台 38 分离。另外,可以提供各个相互连接或协作的处理器和 / 或存储器以处理信息,每个处理器和 / 或存储器可以是工作台 38 的部分或者与工作台 38 分离。处理器可以处理来自膜片 46-52 和仪器 24 的信号,以确定仪器 24 的位置、在显示装置 58 上显示确定的位置或其它数据。

[0077] 导航系统 20 还可以包括用户输入或数据输入装置,诸如键盘 60、操纵杆 62、或脚踏板 64。每个输入装置 60-64 可以与工作台 38 或用于将信息或数据输入到工作台 38 的适当系统相互连接。如这里所进一步讨论的那样,该信息或数据可以包括标识适当的信息,诸如各个部件、或解剖区域。

[0078] 继续参照图 1 和 2,特别参照图 2,多个驱动或电压膜片 46a-50b 用来在患者中传导电流,以创建可以由放置于患者 26 上或患者 26 内的电极感测的患者 26 内的电势。将理解的是,驱动膜片 46-50 可以放置于患者 26 上的任何适当的定位(诸如由美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司先前提提供的 Local Lisa™ 位置感测单元描述的定位)。PSU I/O 盒 42 可以创建电压并且沿相关膜片之间的轴生成小电流。生成的电流可以包括沿不同的 x、y 以及 z 轴的不同频率,以区分 x、y 以及 z 轴。

[0079] 如这里所进一步讨论的那样,仪器 24 可以包括电极,该电极能够感测由于放置于患者 26 上的膜片 46a-50b 而在患者 26 内生成的电压。感测到的电压可以用来基于在膜片的各对之间生成的电势梯度和相应的电流而计算患者 26 中的组织的阻抗。通常,电流由于患者 26 中的电解质(诸如患者 26 的心脏 80 和身体内的血液、胞间液等)而被输送。

[0080] 跟踪参考

[0081] 如这里所进一步讨论的那样,算出的阻抗或感测到的电压可以用来确定仪器 24 的电极相对于所选择的参考(诸如参考膜片 52a 或 52b)的定位。参考膜片 52a、52b 可以放置于患者 26 上的任何适当的位置。如以上所讨论的那样,第一参考膜片 52a 可以放置于基本在患者 26 的剑突之上。将第一参考膜片 52a 放置于患者 26 的剑突之上可以限制由于呼吸或心动运动造成的参考膜片 52a 的移动。参考膜片 52a、52b 还可以用于不同时刻的重

复过程或多个过程。例如,参考膜片可以用来在诸如稍后过程期间的第二时刻将标测数据 194 重定向或登记到患者 26。因此,参考膜片 52a 可以是用于关于由 PSU 40 生成的电压的参考的基本固定的参考膜片。

[0082] 第二参考膜片 52b 可以放置于基本正好在第一参考膜片 52a 对面距其患者 26 的厚度的、患者 26 的背面上。这两个参考膜片 52a、52b 可以在同一水平面上。水平面垂直于解剖的冠状面或正中面。第二参考膜片 52b 还可以相对于患者 26 至少部分基本固定,这是因为它放置于患者 26 的背面上,并且患者对于电极导线植入的过程是仰卧的。

[0083] 另外,第二参考膜片 52b 可以用来在去除第一参考膜片 52a 的情况下,重定向或继续利用仪器 24 的电极获取的数据的参考。例如,在过程期间,紧急情况可能会要求从患者 26 的腹侧去除包括第一参考膜片 52a 的全部膜片。然而,在紧急情况的处理之后,可以使用第二参考膜片 52b 相对于患者 26 或相对于仪器 24 重定向利用仪器 24 获取的数据。另外,第二参考膜片可以用来在即使第一参考膜片 52a 没有被重放置的情况下,继续标测并且提供参考。因此,使用至少两个参考膜片 52a、52b 可以帮助为相对于患者 26 获取的标测数据提供参考。

[0084] 包括若干膜片的 PSU 40 可以将电流注入患者 26。注入的电流可以是基本不随时间变化的基本稳定的电流。如果电流是基本稳定的,那么可以利用仪器或参考膜片测量电压,如这里和以上所讨论的那样,用于确定仪器或参考膜片相对于患者 26 上的轴的定位。替选地,或者除此之外,还可以基于利用仪器或参考膜片测量到的电压和测量到的注入到患者中的电流而确定阻抗。因此,阻抗可以用来确定仪器或参考膜片的定位。因此,将理解的是,可以通过测量患者或任何适当的体 26 内的电压或确定阻抗、基于欧姆定律的关系,确定电极的位置(诸如仪器的位置)。

[0085] 还将理解的是,PSU 40 可以被理解为成像系统。然而,PSU 40 的成像系统或图像获取可以基于确定患者 26 内的多个点以及在显示装置上示出或显示点或相对于点的面。可以在没有任何其它成像装置的情况下单独使用 PSU 40。其它成像装置可包括在患者的外部或放置于患者内以生成视场的装置,诸如患者的 MRI、CT 或超声。

[0086] 除了电极被放置于患者 26 的剑突上或附近之外,各种参考电极还可以放置于患者上的其它定位处。例如,如图 2 所示,患者 26 上的其它定位可以包括诸如示例性参考膜片 53a 的上方位置、诸如膜片 53b 的示出的位置的下方位置、或诸如参考膜片定位 53c 和 53d 的左上或右上的任何适当的象限。每个参考膜片(包括剑突参考膜片 52a 和其它膜片 53a-53d)可以包括相应的前后膜片对。另外,每个参考膜片对可以连接到 PSU I/O 盒 42。因此,可以利用各个参考膜片 52a-b 和 53a-d 进行测量,并且测量可以被提供到导航系统 20 的 PSU 40。

[0087] 如以上所讨论的那样,剑突参考电极 52a、52b 可以用于各种目的。例如,剑突参考电极 52a、52b 可以用来如图 10 所示例性地示出那样,利用相对于参考电极 52a、52b 的参考图标 52ai 来对标测的数据的位置提供参考。类似地,另外的参考电极 53a-53d 还可以用来对标测数据进行定向。例如,如果标测或跟踪的仪器在患者 26 内移动并且例如如果仪器与 PSU I/O 盒 42 之间丢失连接而使暂时的定位或跟踪丢失,那么这会是是有用的。当重获仪器与 PSU I/O 盒 42 之间的信号时,参考电极 52a、52b 或其它参考电极 53a-53d 的任一可以用来相对于跟踪的仪器和参考电极 52a-b、53a-d 重定向示出的标测数据。

[0088] 参考电极（剑突参考电极 52a、52b 或其它参考电极 53a-53d）可以相对于标测的数据（诸如包括面绘制 281）被示出。例如，面绘制 281 可以表示诸如右心室的解剖的部分。剑突参考膜片 52a 可以放置于患者 26 上的剑突处，该剑突是相对于心脏 80 的右心室的所选择的物理定位。因此，可以在显示器 58 上示出参考电极 52a 的位置作为参考标记 52ai。因此，诸如剑突参考电极 52a 的参考电极可以用作图像显示器 58 上的示出的图标或跟踪的部分。类似地，可以在显示装置 58 上相对于标测数据在特定定位处示出参考电极 53a-53d，以为相对于患者 26 的显示的标测数据提供参考。可以沿着或利用跟踪电极 56a-56b 来跟踪包括剑突电极对 52a、52b 和其它参考电极 53a-53d 的参考电极。诸如在患者 26 的心脏 80 内跟踪的仪器。因此，可以使用跟踪或定位系统 PSU 40 跟踪各个参考电极 52a、52b 以及 53a-53d 的位置。

[0089] 参考膜片还可以用来测量组织膜片界面的压降。利用电流驱动膜片具有横跨电极组织界面的压降。使用原始未参考的电压引入测量误差，该测量误差通过使用参考而被消除。参考电极可以用来测量压降。

#### [0090] 标测导管

[0091] 参照图 3，根据各个实施例，标测或导航导管 100 可以用作仪器 24。标测导管 100 可以包括各个部分，诸如球囊或可扩张部分 102。可扩张或可膨胀部分 102 可以是诸如由爱德华生命科学 (Edwards Lifesciences) 销售并且通常在本领域中已知的斯旺-甘兹 (Swan-Ganz) 球囊导管系统 [参考 :D97120F5(5F)] 的导管系统的部分。

[0092] 标测导管 100 还可以包括鞘 104，其可以是可偏转的。限定内腔的电极导线或导管 106 可以延伸通过通过鞘 104 和通过球囊 102。尖端或第一电极 108 可以设置在导管 106 的远端，并且环形或第二电极 110 可以设置在球囊部分 102 的近端。当标测导管 100 放置于患者内并且电流膜片被驱动时，这可以提供至少两个电极来感测患者 26 内的电压。如这里所进一步讨论的那样，电极 108、110 可以感测在患者 26 内产生的电压，并且如这里所进一步讨论的那样，可以根据感测到的电压算出阻抗，以确定标测导管 100 的定位。

[0093] 另外，在标测期间，球囊部分 102 可以帮助保证导管 106 不刺穿、刮伤或穿透心脏 80 或其它血管的壁。当标测导管 100 移动通过心脏 80 或其它解剖部分时，球囊部分 102 还可以用作停止。根据用户 22 的选择，球囊部分 102 可以是扩张的或收缩的。可以以诸如通过导管 106 指引流体（诸如液体或气体）的任何适当的方式执行球囊部分 102 的扩张。另外，可以以任何适当的方式（诸如导引 (steering) 机制（未特别示出））或经由施加在导管 100 的各个部分上的解剖力（诸如通过血液的流动在球囊部分 102 上产生的拖动），相对于患者 26 移动标测导管 100。此外，各种导体可以用来将感测到的电压从电极 108、110 传递到 PSU I/O 盒 42。

#### [0094] 电极导线仪器

[0095] 参照图 4，示出了还可以用作仪器 24 的电极导线 120。电极导线 120 可以是任何适当的电极导线，诸如由美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司销售的 5076 型。电极导线 120 可以用作植入式医疗装置 300（在图 13 中示出）的部分，但是通常不需要用来获取标测数据。如这里所进一步讨论的那样，电极导线 120 的位置可以被确定并且显示在显示装置 58 上。电极导线 120 可以包括外部鞘或套 122，其基本使电极导线 120 的内部与诸如解剖部分的外部环境绝缘。电极导线 120 可以包括导体 124 和可伸缩螺旋状电极 126。

电极 126 可以与 PSU 40 一起使用以确定电极 126 的定位。然而,通常在电极导线 120 的插入和安置期间,电极 126 基本缩进至电极导线 120 的套 122 中。因此,在缩进的状态不可以有效地确定电压的适当的或强的信号。这可能是因为在电极被缩进时信号可能具有高的源阻抗,并且可能误导电压测量。因此,可以在套 122 中形成可以包括一个或多个入口或窗 128a、128b 的开口,以允许当移动电极 126 通过患者 26 的同时,电解质与电极 126 接触。可以用通过窗部分 128a、128b 而暴露的电极 126 有效地感测电压。

[0096] 如这里所讨论的那样,可以在显示装置上相对于利用电极导线 120 或利用标测导管 100 收集的数据来示出电极导线 120 的确定的位置。因此,通过窗 128 的感测到的电压可以用来确定电极导线 120 相对于标测数据的位置。还将理解的是,电极导线 120 可包括不止植入式电极 126。电极导线 120 可至少包括诸如环形电极 127 的第二电极。还可以通过环形电极 127 感测电压,并且该电压还用于确定电极导线 120 或其部分的位置。

[0097] 导管开口或通道

[0098] 参照图 4A 和 4B,根据各个实施例的电极导线 140 可以包括可移动窗覆盖部分 142。当电极 126 被移出套或鞘 122 时,盖 142 可以与电极 126 一起移动。如图 4A 所示,当在缩进配置中时,窗 128a、128b 未被覆盖,以允许电解质与电极 126 在大表面面积上接触,这降低了电路的阻抗。如图 4B 所示,当在伸长配置中时,窗 128a、128b 被窗覆盖物 142 覆盖,这阻隔了通过窗 128a、128b 来接近电极 126。

[0099] 因此,当电极 126 被展开或延伸时,盖 142 可以相对于窗 128 从非覆盖或开口的位置移动到覆盖位置。盖 142 可以覆盖窗 128 以确保在电极 126 的延伸之后,诸如血液或其它物质的物质不进入套 122。将理解的是,对于利用植入式医疗装置的电极导线 120 的适当操作,提供盖 142 可以不是必须的。

[0100] 显示标测数据点

[0101] 参照图 1-3 并且此外参照图 5 和 6,可以产生诸如心脏 80 的解剖区域的所选择的标测数据 194。可以仅使用 PSU 40 来生成如图 6 所示的标测数据 194。因此,可以在不参考外部成像装置或其它成像装置的情况下,考虑标测数据 194。然而,可以如这里所讨论的那样生成面或虚拟图像。

[0102] 如以上所讨论的那样,心脏 80 包括诸如血液的电解质,该电解质可以用来允许利用电极(诸如标测导管 100 的电极 108、110 或电极导线 120 的电极 126)来感测电压或生物阻抗。通过经膜片 46a-50b(如在图 1 和 2 中特别示出并且为了清晰而从图 5 去除)传导的电流,生成由电极 108、110 感测的电压。放置于患者 26 上的膜片创建患者 26 内的感应的电压梯度的虚拟轴。可以通过当在患者 26 中传导电流的同时在患者内感测电压或确定阻抗,进行电极的位置的确定。感测到或确定的特定电压或阻抗基于患者 26 中的电极的定位。标测导管 100 的电极 108、110 可以感测三个轴的每个的电压,以确定患者 26 内标测电极 108、110 的三维位置。类似地,电极导线 120、140 的电极可以用来感测三个轴中的电压,以确定患者 26 内电极的位置。包括电极 108、110 的标测导管 100 可以被移动通过患者 26 中的各个部分,同时电极基本连续或根据选择来感测三个轴当中的电压,以确定电极的多个三维位置。

[0103] 可以进行所选数量的位置测量或确定,诸如在所选时间间隔处的手动选择或自动选择。然后,如这里所讨论的那样,感测的电压可以用来确定电极的相对位置。另外,诸如

当提供两个电极 108、110 时,还可以确定导管 100 的方向。例如,可以进行电极 108 和 110 两者的定位。基于该确定,可以基于两个定位或位置确定,进行导管 100 的方向或导管的定向的确定。将理解的是,关于沿其长度放置有至少两个电极的任何适当的导管,可以进行类似的方向确定。

[0104] 如以上所讨论的那样,标测导管 100 可以包括斯旺-甘兹导管,该斯旺-甘兹导管可以包括注射器或类似装置 150,以注入流体或气体来使球囊 102 扩张。压力计或传感器 152 还可以与球囊 102 内的电极导线相互连接,以感测当球囊在患者 26 内时置于球囊 102 上的压力。例如,一旦球囊 102 被扩张,诸如当球囊 102 放置于鞘 104 的外部时,则在球囊 102 上感应的压力将通过导管 106 传送,并且可以利用压力计 152 测量该压力。然而,将进一步理解的是,压力计或换能器还可以放置于诸如球囊 102 内的任何适当的定位。如这里所进一步讨论的那样,压力脉冲或压力变化的测量可以用来通过用户 22 标识心脏 80 的各个区域。就此而言,搏动压力的增加或者变化可以用来标识心脏的区域,诸如右心房、右心室、肺动脉以及瓣膜的定位。

[0105] 可以经由任何适当的方法将标测导管 100 导入到患者 26 中来收集标测数据。返回参照图 5A,可以通过在患者 26 的真皮中产生的切口 146 和插入器 (introducer) 145,将导管 100 放置于患者 26 的静脉 144 中。其它适当的机构也可以用来将标测导管 100 导入到静脉 144 中。插入器 145 可以是任何适当的插入器,诸如在美国加利福尼亚州圣佩德罗市具有营业场所的压力产品公司 (Pressure Products, Inc.) 销售的插入器 HLS-1007。插入器 145 通常提供半刚性 (semi-rigid) 或充分刚性 (substantially rigid) 的开口,用于将导管 100 导入或移动到患者 26 中。插入器 145 可以包括开口,该开口包括大于导管 100 的外径的所选尺寸的直径。插入器 145 中的开口通常可以被定义为从插入器 145 的第一端延伸到第二端的通眼 (throughbore) 或插管。诸如标测导管 100 的仪器可以穿过仪器插入器 145。

[0106] 可以利用任何适当的机构相对于患者并且相对于标测导管 100 跟踪插入器 145。例如,插入器 145 可以包括电极 145a,可以通过 PSU 40 跟踪电极 145a 或确定其位置。如以上所讨论的那样,可以利用 PSU 40 使用电极处测量到的电压或阻抗,标识或者确定标测导管 100 的位置。插入器 145 的电极 145a 可以基本相同地工作,并且通过 PSU 40 确定其位置。

[0107] 然而,将理解的是,也可以使用任何适当的跟踪系统来跟踪插入器 145 的定位。例如,电磁、光学、声学或任何适当的跟踪系统可以用来跟踪插入器 145 的至少部分。如图 5A 所示,跟踪装置 147 可以与插入器 145 相互连接。使用可以与 PSU 40 分离或附加到 PSU 40 的跟踪系统来跟踪跟踪装置 147,可以允许相对于患者 26 确定插入器 145 的位置。

[0108] 各种导航或跟踪系统可以包括转让给美敦力导航公司的美国专利申请公布第 2008/0132909 号中公开的系统,并且该申请公布通过引用合并于此。根据各个实施例,可以在过程之前获取患者 26 的图像数据,并且可以根据适当的方法并且利用适当的装置将该图像数据登记到患者 26。因此,可以诸如利用患者 26 的图像数据跟踪并导航包括跟踪装置 147 的插入器 145,以将插入器 145 放置于相对患者 26 的所选择的定位处。另外,可以相对于患者 26 的生成的标测数据 194 来导航插入器 145。

[0109] 初始参照图 7,示出了可以使用位置感测单元 40 的过程 180,位置感测单元 40 的

相关联的膜片与 PSU I/O 盒 42、标测导管 100 以及电极导线 120 相互连接,以标测并确定患者 26 中的电极导线 120 的位置,而不需要采用外部成像装置。如这里所简要讨论的那样,过程 180 可以包括创建患者 26 的部分的图,并且将电极导线放置于患者 26 的部分内。将理解的是,虽然关于心脏过程而讨论过程 180,但是可以通过将标测导管 100、电流膜片以及参考电极放置于患者 26 的不同部分中,执行其它适当的过程。例如,图可以由其它区域构成,其它区域诸如胃肠区域、胸膜区域或包括电解质物质的患者 26 的解剖的其它区域。因此,可以以适当的方式修改过程 180 以由适当的过程使用。

[0110] 过程 180 可以在开始块 182 中开始。然后,过程 180 可以进行准备并配置如图 1 所示的位置感测单元和显示装置。在块 184 中准备 PSU 可以包括许多步骤,诸如对用于放置于患者 26 上的膜片进行标注、将膜片与 PSU I/O 盒 42 相互连接、将工作台 38 与 PSU I/O 盒 42 相互连接、以及其它适当的步骤。

[0111] 在块 184 中准备了 PSU 40 之后,可以在块 186 中将膜片 46a-50b 放置于患者 26 上。另外,同样在块 186 中,可以将参考膜片 52a 和 52b 放置于患者 26 上。如图 1 和 2 所示,膜片 46a-52b 可以放置于患者 26 上。将膜片放置于患者 26 上允许位置感测单元 40 在患者 26 内生成电势,该电势可以利用标测导管的电极 108、110 和电极导线 120 的电极感测。膜片 46-52 可以附着在患者 26 的皮肤表面上。这可以允许在患者 26 中有效地生成电流。

[0112] 电流可以是任何适当的量。例如,沿各个轴注入的电流可以是大约  $1\ \mu\text{A}$  到大约  $100\text{mA}$ 。作为具体示例,电流可以是大约  $1\ \mu\text{A}$  的电流。然而,这样的微电流不可能一直精确地以  $1\ \mu\text{A}$  注入,而是可以 1%、2%、5% 或任何可接受的百分比而变化。确定阻抗可帮助获得精确或准确的位置。确定阻抗是基于在已知或测量到的电流处感测到的电压。另外,确定阻抗而不是电压可调整并解决三个正交轴之间的电流的差异。因此,变化的或易变的电流可以用来确定精确阻抗以用于位置确定。通常,感测电压和 / 或确定阻抗两者均可以被称为评价电特性,诸如以用于位置确定。

[0113] 然后,在块 188 中并且如图 6 所特别示出的那样,可以调整显示装置 58 及其相关联的控制器或处理器,以示出或显示右前斜位 (RAO) 和左前斜位 (LAO) 视图。这两个斜位视图可以为用户 22 示出患者 26 的标测的数据的视图,该视图可以通常类似于患者 26 的另外获取的荧光镜或 x 射线图像。然而,因为不需要成像装置来形成图像,因此患者 26 的视图或接近患者 26 没有被成像装置 28 阻碍。如图 6 所示,图例立方体 98 可以用来标识被表示的视角。如以上所讨论的那样,使用标测导管 100 和位置感测单元 40 可以消除或基本减少患者 26 的荧光镜成像,同时维持诸如患者 26 内的电极导线 120 的各个部分的定位标识的适当水平。然而,将理解的是,可以在显示装置 58 上显示任何适当的视角,斜位视图仅是示例性的。

[0114] 显示参考

[0115] 即使利用参考立方体和已知显示定向,对患者 26 的物理定位的参考也可以用于将显示器 58 定向到患者 26。因此,在图 6 中示出的显示器 58 还可以用来选择性地显示除标测数据点 198 之外的信息。图标 46a'、46b' 可以示出 PSU 40 的轴膜片的伪定位。通过图标 46a'、46b' 示出的膜片的伪定位或其它膜片的伪定位可以基于轴膜片电极 46a-50b 的相对位置。这是因为轴膜片电极 46a-50b 注入电流,并且不是到 PSU 40 的输入,使得可

以利用 PSU 40 确定它们的位置。膜片电极 46a-50b 根据适当的方式放置于患者 26 上。例如,如以上图 2 所示,膜片可以放置于患者上以生成轴 x、y 以及 z 的电流。放置于患者 26 上的膜片 46a-50b 还可以用来对在显示器 58 上示出的数据进行定向。例如,用户 22 可以选择在显示器 58 上示出或显示膜片。

[0116] 如图 6 所示,可以显示所选择的膜片。为了更好地相对于患者 26 在显示装置 58 上示出数据的定向,用户 22 可以选择显示图标 46a'、46b',以表示膜片 46a、46b 的相对物理定位。因为膜片 46a、46b 物理地在患者 26 上,因此用户 22 可以相对于患者 26 在显示装置 58 上定向。将理解的是,PSU 40 可以具有输入,以允许用户选择示出膜片作为显示器 58 上的图标或不示出膜片作为显示器 58 上的图标。

[0117] 可以基于标测点数据 198 的位置,确定被示出作为显示器 58 上的图标(诸如两个膜片图标 46a' 和 46b')的膜片的位置。如这里所讨论的那样,通过基于在膜片 46a-50b 的对之间生成的电流而测量电压或生物阻抗,确定标测点数据 198。因此,被用来测量电压的电极的定位的确定还可以用来相对于测量到的电压确定膜片的位置,以用于确定用于在显示器 58 上示出膜片图标的适当的定位。以类似方式,参考电极 52a、52b 的相对位置可以被示出为显示器 58 上的图标 52a'、52b'。

[0118] 返回参照图 7,进一步讨论标测数据的收集。可以在块 190 中准备标测导管 100。例如,可以相对于鞘 104 标记导管 106,以示出将球囊 102 和电极正好放置于鞘 104 之外所需的球囊 102 的位置。这通常是无菌过程,并且可以以适当的无菌方式来执行。

[0119] 然后,在块 192 中,可以将标测导管 100 插入或导入到患者中。将理解的是,标测导管 100 可以以任何适当的方式被导入到患者 26 中。当导入到患者 26 中时,在块 192 中可以开始利用标测导管 100 描绘数据点。描绘数据点可以包括在如图 1 和 6 所示的显示装置 58 上示出数据点。可以基本连续地或以所选择的速率获取数据点。描绘数据点可以产生可以以任何适当的方式示出的标测数据 194,诸如显示装置 58 上的多个点 198。可以通过移动标测导管 100 通过患者 26 的心脏 80、静脉以及其它适当的部分或者移动机构,产生在显示装置 58 上示出的多个点。

[0120] 例如,一旦使球囊 102 扩张,则由于患者 26 中的血液的流动,在球囊 102 上导致拖动。这可以帮助球囊 102 通常在患者中血液的流动方向上移动,并且允许球囊导管 100 在患者 26 内的轻松移动和引导。例如,球囊导管 100 可以导入到患者 26 中,并且血液的流动可以指引球囊导管 100 从右心室通过右心室流出道并且进入肺动脉。

[0121] 如图 6 所示,显示装置 58 可以显示随着标测导管 100 移动通过患者 26 的各个部分而获取的多个点。当导管 100 通常随时间而移动通过患者时的多个点允许创建标测导管 100 移动通过的患者 26 的部分的图。如图 6 所示例性示出的那样,显示装置 58 可以示出获取的标测数据 194,以示出心脏 80 的适当的部分。

[0122] 为了用户 22 的轻松和效率,还可以管理在显示装置上示出的标测数据点 198。例如,可以选择数据点 198 的所选择的密度。一旦达到密度阈值,则可以在显示装置 58 上示出代表性的数据点,而不是示出利用标测导管 100 获取了的、全部获取的标测数据点。换句话说,代表性数据点 198 可实际上代表不止一个获取的位置标测点,使得示出少于全部获取的位置数据点,但是如这里所进一步讨论的那样,全部数据点可以用于绘制面。这可以允许利用多个交叠的标测数据点图标 198 选择性地整理标测数据 194 显示。



[0123] 在块 193 中,可以标识陆标 (landmark),以用于在显示装置 58 上显示。在块 193 中标识的陆标可以是任何适当的陆标,并且可以诸如利用圆环 204 或所选择的点(诸如标测数据 194 中不同颜色或形状的点 206)被示出。在块 193 中标识的陆标可以是用作过程的陆标的任何适当的解剖特征。例如,解剖特征或陆标可以包括心脏 80 的心门或开口、瓣膜、壁或尖端,或者利用标测导管 100 标测的患者 26 的其它部分。可以基于标测导管或电极导线的电极的仅可能随后定位的确定,进一步限制陆标或此外的定位。例如,标测导管 100 或电极导线 120 可以通常从肺动脉内仅移动回到右心室中。因此,标测的点或关于其的信息可以被提供到用户 22,以限制可能的此外或接下来的位置。

[0124] 如图 6 所示,陆标可以包括表示下腔静脉与右心房的连接的第一圆环 204a、表示三尖瓣的第二圆环 204b、表示肺动脉瓣的第三圆环 204c 以及表示上腔静脉与右心房的连接的第四圆环 204d。其它图标(诸如可以表示尖的三角形 206)也可以用来表示陆标。

[0125] 随着获取数据的各个部分,可以改变显示装置 58 上虚拟摄像机的透视或位置。例如,如在块 195 所选择的那样,在初始描绘数据期间,可以示出自动跟随 (auto-follow) 位置。自动跟随位置允许主要电极或被跟踪的电极或标测电极保持在显示装置的中心。自动跟随位置可以基于被跟踪的电极的移动速度或被跟踪的电极或主要电极相对于虚拟摄像机的位置的定位,如在显示装置 58 上示出的那样移动虚拟摄像机。因此,显示装置 58 上的视图可以基于电极相对于摄像机的虚拟位置的位置。

[0126] 自动跟随特征可以将主要电极的尖端保持为显示装置 58 上的焦点的中心。该方法通过平滑转移到给定时间点来工作,而不是允许摄像机视图跳到电极尖端在该给定时间点处碰巧所处的任何地方。转移的速率取决于焦点的当前中心与焦点的期望中心(尖端电极的定位)之间的距离。这组规则定义了如何更新焦点的中心,并且可以包括按与到尖端的距离成比例的速度移动摄像机视图、或者如果当前焦点的点接近新的期望的焦点,那么立即将它移动到新的期望的位置。这些规则允许当需要时转移是快速的,同时避免了当摄像机接近成为中心时的不必要和过大的移动。

[0127] 在块 196 中,在期望的点处,可以中断自动跟随位置。当被中断时,随着电极(诸如电极导线 120 的电极 126)移动通过心脏 80 并且它的相对位置被显示在显示装置 58 上,标测数据 194 的视图可以在显示装置 58 上保持不变。然而,可以重新启动自动跟随特征,以维持电极的跟踪的位置接近显示装置 58 的中心。在块 197 中,在标测数据获取的任何部分期间或之后(诸如经过了或观测到三尖瓣之后),可以标识此外的陆标。

[0128] 在块 200 中,在适当的时刻,可以产生标测数据 194 中一个或多个点 198 的绘制。绘制可以包括使用标测数据 194 中的数据点 198 的 3 维绘制的面。如这里所进一步讨论的那样,可以绘制标测数据 194,以在点 198 上或相对于点 198 示出或形成面。绘制的数据可以用来为适当的目的是示出标测数据 194。

[0129] 可以在任何适当的时刻处绘制标测数据。用户 22 可以选择已选择或示出适当量的数据。替选地,或除手动选择之外,当没有利用来自用户 22 的另外输入而收集适当量的标测数据时,PSU 40 或其它适当的自动处理器可以绘制面。

[0130] 一旦适当量的数据被获取并且被示出在显示装置 58 上,所选择的过程可以使用从患者 26 获取的标测数据 194。例如,各个电极导线可以放置于患者 26 内,诸如在右心室中或在右心房中。因此,过程 180 可以示例性地包括在块 202 中配置 RV 电极导线。在块

202 中配置 RV 电极导线可以包括将 RV 电极导线与 PSU I/O 盒 42 相互连接,用于将诸如电极导线 120 的 RV 电极导线引导到患者 26 中所选择的点,并且配置 PSU 40 以当 RV 电极导线被导入并导航通过患者时示出并显示该 RV 电极导线。例如,如图 6 所示,可以相对于标测数据 194 或者叠加在标测数据 194 上显示电极导线 120 的图形表示 120'。示出电极导线 120 的图形表示可以允许用户 22 理解电极导线 120 相对于患者 26 的标测数据的位置。可以相对于数据点 198 显示电极导线的表示 120'。例如,数据点可以表示 3 维体;因此,电极导线表示 120' 可被部分数据点 198 部分遮掩。然而,标测数据 194 的表示可以根据用户 22 的选择而旋转,以按适当的所选择的方式查看标测数据 194 和电极导线表示 120'。

[0131] 还将理解的是,在将电极导线 120 放置于患者 26 中之前,可以从患者 26 去除标测导管。然后,过程 180 可以前进到在块 206 中在患者 26 中安置并测试 RV 电极导线。可以根据诸如用于安置起搏或除颤 IMD 的电极导线的通常已知方法,进行安置并测试 RV 电极导线。另外,还可以跟随在块 208 中配置 RA 电极导线和在块 210 中安置并测试 RA 电极导线。然而,将理解的是,可以执行任何适当的过程,并且心脏过程仅是示例性的。另外,对于所选择的过程,可以将任何适当类型的电极导线或任何适当数量的电极导线放置于患者 26 的心脏 80 内。

[0132] 在所选择的点(诸如在导线电极被放置并且被测试之后)处,在块 211 中,可以通过外部成像装置获得可选图像。外部成像装置可以包括荧光镜 28 或其它适当的外部成像系统。通过成像装置获取的最少或单个图像可以基本减少暴露于 x 射线或者对器材使用的需要。

[0133] 然后,过程 180 可以在块 212 中结束或终止。过程的结束可以包括适当的步骤,诸如对放置于心脏内的 IMD 进行程控、如图 13 所示将植入的电极导线连接到 IMD、封闭切口、植入植入式医疗装置或其它适当的步骤。对 IMD 进行程控可以包括无线程控仪,诸如使用美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司提供的美敦力 2090 或 Carelink™程控仪。

[0134] 电极膜片放置

[0135] 参照图 1 和 2,在块 184 中准备的并且在块 188 中安置于患者中的电极膜片 46a-50b 可以是任何适当的膜片,诸如由美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司先前销售的 Local Lisa™的膜片 and 控制器。作为示例,Local Lisa®装置可以用来在患者 26 中生成电流。PSU 40 还可以是颁发给 Wittkampf 的美国专利第 5,697,377 号或者第 5,983,126 号中公开的装置,该专利通过引用合并于此。将理解的是,可以使用任何适当数量的轴膜片,但是这里公开的六个可以限制无菌场维护的问题,并且允许在过程期间合理地接近患者 26。膜片可以放置于患者 26 上(诸如彼此正交或通常近似彼此正交),以在患者 26 内创建三个正交或者通常近似正交的轴,并且这些轴特别地在患者 26 的心脏 80 或所关心的其它器官内相交。可以基于患者中所关心的器官或区域,对膜片 46-50 进行定向,使得原点在所关心的区域处。另外,基于被探察或标测的器官,可以使用诸如具有不同大小或配置的各种仪器。

[0136] 施加的膜片 46、48 以及 50 均可以用来导通通过患者 26 的基本独特的电流波形。例如,每对膜片可以用来以不同的频率导通电流。替选地,电流可以是时分复用的。因此,PSU 40 可以用来在患者 26 中生成独特的电流。在患者 26 中生成的电流产生可以利用标测导管 100 的电极 108、110 或电极导线 120 感测的电压,该电压用来确定患者 26 中电极的相

对位置。

[0137] 放置于患者 26 上的参考电极 52 可以用来作为用于在患者 26 中感测电压的电极的参考电极。放置于剑突之上的参考电极 52a 可以相对于患者 26 基本保持固定。放置于患者 26 上的参考电极为患者 26 内通过标测导管 100 的电极 108、110 进行的电压确定提供参考。

[0138] 如以上所讨论的那样,参考电极的至少一个(诸如第一参考电极 52a)可以基本放置于患者 26 的剑突上或该剑突上方。将参考电极 52a 放置于基本接近患者 26 的剑突可以允许参考膜片 52a 相对于患者 26 的基本固定定位,而与患者 26 的呼吸运动、心动运动等无关。另外,如以上所讨论的那样,将第二参考电极 52b 放置于基本与第一参考电极 52a 正好相对(如以上所讨论的那样,诸如在水平面上)可以提供第二参考,该第二参考可以用来对相对于患者 26 生成或产生的标测数据 194 提供参考。另外,通过将第二参考膜片 52b 放置于相对于第一参考膜片 52a 的该定位处,可以通过使用 PSU 40 测量两个参考膜片 52a、52b 之间的相对电压或阻抗差异来监视呼吸。

[0139] 可以以任何适当的方式(诸如经由通常已知的半永久或永久粘结),将各个膜片固定到患者 26。膜片 46-50 还通常电耦合到患者 26 的皮肤,以允许在患者 26 内导通电流。例如,膜片 46-50 可以被直接附着到患者 26 的皮肤表面。然而,一旦完成标测或其它过程,则可以去除膜片 46-50。

[0140] 在块 192 中实现描绘允许生成多个数据点,该多个数据点用于生成患者 26 的标测数据 194 并且标测患者 26 的所选择的区域(诸如心脏 80)。可以通过移动标测导管 100 通过患者 26 的心脏 80 的所选择部分,实现患者 26 的心脏 80 的标测。如以上所讨论的那样,将理解的是,可以标测患者 26 的任何适当的区域。移动标测导管 100 通过患者 26 的心脏 80 允许基于通过标测导管 100 的电极 108、110 进行的心脏 80 内的多个定位处的多个感测的电压和算出的阻抗,生成标测数据 194。随着标测导管 100 移动通过患者 26 的心脏 80,如图 5 所示例性示出的那样,可以在设置的时间间隔或当用户 22 选择时,获取数据点。用户 22 可以使用脚踏板 64 以确定要何时获取数据点或者用于选择应该在何处示出并标识陆标。然而,标测导管 100 移动通过心脏 80 允许基于在心脏 80 中的多个定位处感测电压和/或计算阻抗而收集数据点。

[0141] 管理的点

[0142] 例如,如图 5 所示,随着标测导管 100 移动通过心脏 80,它可以被放置于心脏 80 内的不同定位处。例如,当它进入心脏的右心房腔室时,它可以放置于如假想标测导管 100' 所示的第一所选择的定位中。可以确定当在位置 100' 时的标测导管的数据点。标测导管还可以进一步移动通过心脏 80,诸如到达如在 100 或 100'' 所示的第二或第三定位,并且还可以进一步在这些另外的定位处获取数据点。虽然这里具体提到三个点,但是将理解的是,可收集任何适当数量的数据点以形成如图 6 所示的标测数据 194。这些数据点可以在显示装置 58 上被示出作为数据点 198。同样如图 6 所示,随着标测导管 100 相对于患者 26 移动,可以生成或获取多个数据点 198。还将理解的是,可以在显示装置 58 上显示任何适当数量的数据点 198。

[0143] 数据点 198 可以被单独表示或者表示为群。例如,所选择的球形、圆形或其它适当的几何形状可以用来表示患者 26 内的标测导管 100 或其各电极 108、110 的位置的一个或

多个获取的数据点 198。当对于标测数据 194 的各体素 (voxel) 收集了两个、三个或更多数据点时,可以显示在显示装置 58 上示出的单个球形数据图标 (或管理的点)。因此,显示装置 58 上的单个数据点表示 198 可以代表利用标测导管 100 获取的一个或多个位置数据点。因此,图像显示器 58 可以密集或稀疏地聚集有标测导管 100 的位置数据点的表示。表示可以基于用户 22 的选择或其它适当的选择。

[0144] 另外,标测导管 100 可以根据各种力而移动通过心脏 80。例如,标测导管 100 的鞘 104 可以是基本可偏转的或可引导的鞘。另外,标测导管 100 可以是根据通常已知的技术或处理而可引导的。因此,标测导管 100 可以通过用户 22 的指引,移动通过患者 26。另外,患者 26 内的力 (诸如血液的流动) 可以用来移动标测导管 100 通过心脏 80。

[0145] 球囊部分 102 由于患者 26 内的血液流动或其它流体流动,可以在患者 26 内产生拖动。因此,如图 5 所示,标测导管 100 可以在所选择的定位处进入心脏 80,并且可以经由在球囊部分 102 上形成的拖动而移动通过心脏 80,以帮助移动球囊部分 102 和相关联的电极 108、110 通过心脏 80 诸如到达或通过肺动脉。因此,标测导管 100 可以以任何适当的方式 (包括在球囊部分 102 上产生的拖动) 相对于患者 26 移动。

[0146] 陆标

[0147] 继续参照图 2、5 以及 7 并且进一步参照图 8,导管 100 可以移动通过心脏 80。随着导管 100 移动通过心脏 80,位置感测单元系统 40 可以确定或计算标测导管 100 的电极 108、110 的位置。如图 8 所示,这些确定的定位的每个可以在显示装置 58 上被显示为包括 198a 和 198b 的各个数据点。关于标测导管 100 的位置而收集的数据点的每个还可以包括时间印记或周期印记。因此,例如,第一数据点 198a 和第二数据点 198b 可以包括不同的时间印记。时间印记可以表示当标测导管 100 相对于心脏 80 移动时,首先获取到哪个数据点。如以上所讨论的那样,球囊部分 102 上的拖动可以使导管 100 移动通过心脏 80。

[0148] 因此,可以基于标测导管 100 的随时间算出或确定的定位,确定并示出移动方向。还可以在显示装置 58 上示出箭头 199 以表示移动方向。箭头 199 可以向用户 22 提供在心脏 80 中的移动方向的指示,并且可以帮助确定陆标。

[0149] 另外,如图 8 所示,随着标测导管 100 移动通过心脏 80,可以利用压力计 152 测量施加在球囊部分 102 上的搏动压力,以确定施加在球囊部分 102 上的压力脉冲。压力脉冲可以被示出为波形,该波形可以用来帮助标识心脏 80 中的各个定位或者患者 26 中的其它定位。由于可压缩气体并且还由于导管 100 的内腔 106 中的小内腔的使用,测量到的波形可能会是低保真度的,但是会是足以标识解剖陆标或部分的保真度。当采集关于标测导管 100、特别是电极 108、110 的定位的数据点时,还可以确定与这些位置有关的压力脉冲。当测量压力脉冲时,工作台 38 可以保存每个压力脉冲或使每个压力脉冲与关于标测导管 100 的定位的数据点相关联。因此,标测数据 194 的每个数据点 198 可以包括利用标测导管 100 收集的信息。另外,标测导管 100 可以用于电描记图记录和显示。例如,对心内电描记图的同等的心房和心室的贡献可帮助确认最接近于三尖瓣或肺动脉瓣的定位。因此,除导管 100 的位置之外,标测数据 194 的数据点 198 的每个可以具有与其相关联的信息。

[0150] 另外的信息可以与位置信息结合使用,以帮助标识心脏 80 的各个区域,诸如陆标。例如,可以使用电描记图、压力信息等标识心脏的诸如瓣膜、腔室等的不同部分。与数据点 198 相关联的该信息可以用来标识心脏 80 的标测数据 194 中的陆标。因此,如图 6 所

示,可以在显示装置 58 上示出陆标,以帮助医生标识或再调用利用标测导管 100 确定的心脏 80 的所选择的区域。可以使用医生的知识、从标测导管 100 收集的信息以及从诸如心电图 (ECG) 的其它仪器收集的信息,标识陆标 204、206。

[0151] 可以以适当的方式在显示装置 58 上对陆标进行标注。在显示装置 58 上显示并标注的陆标可以包括标注线 220,其将陆标 204 与文本框 222 相互连接。可以计算标注线 220 的长度和文本框 222 的位置,以确保文本框 222 的位置不遮掩或尽可能少地遮掩在显示装置 58 上显示的数据点 198。另外,还可以利用脚踏板 64 和 / 或操纵杆 62 进行对陆标 204、206 或者标识陆标 (其应该被标注或标识) 的标注。例如,压下脚踏板 64 可以用来显示可能的陆标的菜单,并且操纵杆可以用来使陆标高亮,且脚踏板 64 可以选择陆标标注。然后,工作台 38 可以在显示装置 58 上示出陆标,并且进一步以适当的方式提供文本框标注 222 和标注线 220。

[0152] 返回参照图 6 和 7,如以上所简要讨论的那样,可以在显示装置 58 上示出块 197 中的陆标的标识。可以使用圆环 204 示出所选择的陆标,诸如瓣膜的插管、静脉或脉管的口。圆环陆标 204 包括以轴 204' 为中心的半径。轴 204' 和圆环 204 的半径可以基于接近圆环 204 获取的数据点 198 或圆环 204 标识的陆标的定位。例如,接近圆环 204 (诸如圆环 204 任一侧上的一毫米或两毫米或任何适当的毫米) 的数据点 198 的所选择的部分可以用来确定用于在显示装置 58 上显示的中心轴 204' 的方向。另外,圆环 204 内的数据点 198 可以用来确定用于在显示装置 58 上显示的圆环 204 的半径。因此,陆标圆环 204 除标识所选择的陆标之外,还可以向用户 22 提供关于特定区域 (诸如瓣膜或脉管的区域) 的大小以及瓣膜或脉管相对于其它获取的数据的相对定向的另外信息。

[0153] 标测数据 194 的数据点 198 还可以包括诸如以上所讨论的时间印记。时间印记还可以用来标识在最近时段获取的、诸如数据点 198' 的那些数据点,这些数据点可以被示出为比更早获取的数据点 198'' 更黑或被示出不同的颜色。用户 22 可以使用数据点的衰变的图示或图示的定时,以标识标测导管 100、电极导线 120 或任何其它适当的原因的最近定位。

[0154] 面显示

[0155] 如在图 7 的处理 180 中所讨论的那样,可以在块 200 中进行面的绘制。可以基于如这里示例性地描述的技术进行绘制面,以相对于或利用获取的数据 194 的数据点 198 绘制面。可以使用至少两种面绘制技术进行绘制面。

[0156] 块 200 的第一面绘制技术可以包括“扫描面 (swept surface)”。扫描面绘制技术可以包括在图 9 中示出的扫描面处理 240,其可以绘制在图 10 中示出的扫描面图像数据 241。扫描面处理 240 可以在开始块 242 中开始。如关于图 7 所讨论的那样,作为开始块 242 的部分,可以在患者 26 中准备并导入标测导管 100。

[0157] 扫描面处理 240 可以包括在块 244 中选择球形大小。在块 244 中选择的球形大小可以是任何适当的大小,诸如电极 (诸如电极 108 或 110) 的相对直径。根据扫描面处理 240,可以确定或估计电极的大小为球形。因此,块 244 中的球形大小可以基本是标测导管 100 的电极 108、110 的物理大小。例如,球形或半径大小可以是大约 1mm 到大约 50mm (包括大约 1mm 到大约 15mm、或大约 1 或 5mm 到大约 15mm)。

[0158] 一旦在块 244 中确定了球形大小,则在块 246 中可以在患者中移动标测导管 100。

当在块 246 中在患者中移动标测导管时,可以在块 248 中获取关于导管 100 的位置的数据点 198,并且其被示出为在图 10 中示出的数据点 198。当获取每个位置数据点 198 时,可以基于在块 244 中输入的球形大小来确定球形。在块 250 中,多个球形可以用来形成扫描面绘制 241。多个球形的面的显示生成或绘制关于在块 248 中获取的有关标测导管的位置的每个位置数据点的三维数据。然而,绘制会受到在块 244 中选择的球形的大小的限制,但是可以基本实时地执行绘制。

[0159] 因为在显示装置 58 上显示三维数据,因此在块 250 中可以使用显示的三维数据来显示适当的三维面。另外,可以实时示出面,以实现 3 维面的实时获取和发展。因此,可以在显示装置 58 上显示表示标测导管 100 的通道的三维扫描面 241 而不是显示简单的各个点 198。

[0160] 然后,扫描面处理 240 可以在块 252 中结束。使用图 9 中的扫描面处理 240 在块 200 中绘制的面可以使用标测导管 100 创建基本实时的面模型。另外,如图 10 所示,显示装置 58 可以显示标测数据的各个点 198 和标测数据的扫描面绘制 241 两者,用于用户 22 查看。

[0161] 再次返回参照图 7 并且另外参照图 11,还可以或者替选地利用包括等距(isometric)或其它适当的面提取过程 280 的第二处理进行过程 180 的块 200 中绘制面。使用获取的并且显示在显示装置 58 上的数据点 198,可以利用面提取过程 280 产生在图 12 中示出的面绘制 281。

[0162] 面提取过程 280 可以在开始块 282 中开始,块 282 可以包括在患者 26 内准备并放置标测导管 100。用于根据面提取过程 280 进行绘制的数据点可以如上所讨论的那样被获取、相对于患者 26 被描绘、并且被保存在可以由工作台 38 或任何适当的处理器访问的存储器中。因此,在块 284 处,可以将描绘的点输入到面提取过程 280 中。一旦输入了所选择的描绘的点,则面提取过程 280 可以前进到块 286 中的点离散化。点离散化可以包括适当的分层或组织方法(包括已知的立方体栅格或八叉树布置)。

[0163] 如果选择立方体栅格组织方法,那么来自块 284 中的描绘的点的每个点可以被分配给栅格图案的所选大小的立方体。当位置数据点 198 与立方体栅格重叠或对齐时,每个立方体可以被分配落在栅格的立方体的周边内的数据点。然后,可以查询立方体栅格以标识存在于所选择的立方体内的这些点。以此方式,如这里所进一步讨论的那样,位置数据点 198 可以被标识并且进一步被处理或绘制。

[0164] 根据各个实施例,还可以使用八叉树过程。八叉树结构是如下数据组织结构:其包括具有存在数据点的叶子节点或节点的分层或主干结构。因此,在分层结构上不存在叶子节点,除非在特定定位处存在数据点。因此,位置数据点 198 将存在于它们被确定的主干结构上。因此,对于空立方体没有浪费存储器,但是如果对于特定立方体或栅格定位没有获取数据,那么可能存在浪费。

[0165] 根据各个实施例,块 286 中的点离散化允许数据的索引或布局,用于面提取处理 280 中的访问和进一步处理步骤。因此,点离散化可以包括适当的离散化或索引处理(包括以上讨论的这些)。点离散化用来确定获取的并且用于以下讨论的进一步处理中的查询的数据的适当的定位。

[0166] 在块 286 中的点离散化之后,可以在块 288 中进行高斯体素化(Gaussian

Voxelization)。块 288 中的高斯体素化用来沿所选择的栅格（诸如在 x、y 以及 z 方向上）将数据体素化成 3 维数据。数据的体素化可以包括沿栅格图案形成三维体素数据集。

[0167] 通过访问栅格中的每个立方体或体素、并且通过查询点离散化数据来标识数据点距体素的中心的距离（其是所选择的距离），进行体素化。这可以包括查找在距每个体素的中心的所选择的半径内的全部数据点。如果对于特定体素查找到数据点，那么基于该点距体素的中心的距离，计算标量值。高斯函数可以用来确定给予点的离散化值，其中，随着点偏离或进一步远离体素的中心，该值以已知的高斯方式降低。因此，相比更远离体素的中心的点，更接近体素的中心的数据点被给予更高的值。体素内的每个点可以具有不同值。点接收的值通过它距体素的中心的距离而确定。因此，在体素的死点处的点将具有与其它点（其依然在同一体素中，但是稍微偏离）不同的值。通过以上讨论的高斯函数来确定该值。没有数据点的体素可以被分配零。根据各个实施例，即使体素包含多个点，它也可被给予单个值，诸如体素中最高赋值点的值。

[0168] 一旦在块 288 中对数据体素化，则可以在块 290 中进行等距 (Iso) 面提取。块 288 中的高斯体素化创建基本三维体集合，其中可以在块 290 中从该三维体集合提取面。适当的面提取算法可以用来基于块 288 中的高斯体素化而提取面。例如，移动立方体算法 (marching cubes algorithm) 可以用来基于块 288 中的高斯体素化数据而提取面。可以根据诸如 <http://public.kitware.com/vtk> 处的可视化工具包的各个源实现移动立方体算法，其通过引用合并于此。在颁发给 Cline 和 Lorensen 的美国专利第 4,710,876 号中还描述了各种其它技术，该专利通过引用合并于此。其它适当的提取技术还可以包括移动四面体。无论如何，面提取算法可以使用块 288 中的体素化的数据来确定面。

[0169] 一旦在块 290 中完成面提取，则提取出的数据可以被保存为块 292 中的几何网格。几何数据可以包括与块 290 中发生的移动方块提取相关的三角数据。然后，在块 294 中，可以在显示装置 58 上绘制在块 292 中保存的几何网格数据。可以使用适当的绘制系统，诸如 OpenGL<sup>®</sup> 绘制软件或系统（在美国弗吉尼亚州山景城 (Mountain View) 具有营业场所的硅图公司 (Silicon Graphics, Inc.)），其定义对硬件（诸如 PSU 40 的硬件）的接口。块 294 中将数据绘制到显示装置 58 可以显示利用标测导管 100 获取的数据的提取出的三维面 281。

[0170] 提取出的三维面 281 可以由用户 22 查看，以帮助标识解剖体内（诸如心脏 80 内）的定位，或者用于了解心脏 80 的解剖或心脏 80 内的标测导管 100 或电极导线 120 的位置。将理解的是，如图 12 所示，陆标图标 204 还可以相对于提取出的三维面 281 被显示。换句话说，在位置数据点 198 中标识的陆标也可以叠加在提取出的三维面 281 上。将进一步理解的是，也可以在任何适当的数据（诸如扫描面数据 241）上示出陆标。然后，面提取处理 280 可以在块 296 中结束。因此，面提取处理 280 可以用来绘制或显示利用标测导管 100 获取的数据点 198 的面。

[0171] 还可以在显示装置 58 上未绘制或未滤波地显示利用标测导管 100 获取的数据点 198。即，如图 7 所示，标测数据可以在显示装置 58 上被显示为利用作为位置感测单元系统 40 的部分的标测导管确定的多个点。因此，可以在显示装置上显示多个数据点，用于由用户 22 查看。

[0172] 另外，可以利用或不利用任何选择的滤波来显示在显示装置 58 上显示的标测数

据 194。例如,在显示装置 58 上显示的数据点可以与它们被获取和计算基本实时地被显示。即,随着感测电压并且计算阻抗,可以在显示装置 58 上显示标测导管 100 或电极导线 120 的确定的定位。

[0173] 位置感测单元 40 还可以对在屏幕 58 上显示的数据进行滤波。在屏幕 58 上显示的数据可以是平滑的或平均定位。例如,在屏幕上显示的点可以包括标测导管 100 或电极导线 120 的对于设置的时段获取并确定的数据点的平均定位。例如,可以在显示装置 58 上显示标测导管 100 或电极导线 120 五秒的平均定位。然而,将理解的是,可以使用或不使用所选择的滤波量来在显示装置 58 上显示数据点。诸如当将导联电极 (lead electrode) 126 放置于心脏 80 中时,可选择将基本未滤波的视图给予用户 22,以允许相对于在显示装置 58 上显示的数据点或面的、导联电极 126 的位置的基本精确图示。这可以帮助在所选择的过程期间导联电极 126 的基本精确的定位和植入。

[0174] 多个电极跟踪

[0175] 如图 12 所示并且如以上所讨论的那样,可以在显示器 58 上示出利用标测导管 100 获取的数据,并且可以相对于该数据绘制面。另外,可以跟踪诸如电极导线 120 的各种其它仪器,或者利用 PSU 40 确定它的位置,并且还可以在显示器 58 上相对于标测数据示出它的位置。在各个实施例中,可以沿仪器的长度放置多个电极。例如,如图 12Ai-12Ci 所示,可以沿电极导线体 120b 放置多个电极。

[0176] 可以沿电极导线 120 的主体放置一个或多个电极。电极导线 120 可以包括植入式电极 126,并且电极导线的主体 120b 可以包括通过其放置电极导线 120 的导管或其它部分。如图 12Ai 所示,跟踪电极 121 可以相对于植入式电极 126 直接放置于电极导线 120 的主体上或者放置于通过其放置电极导线 120 的导管上。跟踪电极 121 可以经由诸如线 121a 的连接与 PSU I/O 42 相互连接。如以上所讨论的那样,PSU 40 可以用来标识电极(诸如植入式电极 126 和跟踪电极 121)的相对定位。

[0177] 跟踪电极 121 可以包括金属环或金属带(诸如实心金属带),其可以放置于绝缘体部分上或直接放置于电极导线体 120b 上或通过其放置电极导线 120 的导管上。然后,跟踪电极 121 可以用来测量它在电极导线 120 上的位置处的电压或阻抗。

[0178] 如果放置电极导线 120(诸如通过导管延伸或在导管外延伸),那么跟踪电极 121 可以用来跟踪除仅基于植入式电极 126 的位置的电极导线的远侧尖端之外的电极导线 120 的位置。

[0179] 跟踪电极 121 沿电极导线 120 的长度相对于植入式电极 126 可以是固定的,其中,在植入植入式电极 126 之后,可以选择性地去除跟踪电极 121。根据各个实施例,跟踪电极 121 可以固定于电极导线壁,与电极导线壁整体地形成或者形成为一个构件、或者可从电极导线壁去除。例如,可以通过拉紧连接线 121a 使易碎片破碎,以去除跟踪电极 121。替选地,跟踪电极 121 可以被设置为与电极导线 120 一起植入并且不能被去除。

[0180] 不管跟踪电极 121 到电极导线 120 的连接如何,显示器 58 可以用来显示电极导线 120 的各个电极的相对位置。可以在显示器 58 上示出面数据 281。可以相对于面数据 281 示出第一图标元素 126'。例如,图标 126' 可以用来示出植入式电极 126 的植入位置。第二图标元素 121' 可以用来示出放置于电极导线 120 上的跟踪电极 121 的位置。因此,诸如外科医生的用户 22 可以确定或获悉电极导线 120 的所选择部分相对于植入电极 126 的位



置。

[0181] 例如,用户 22 可以使用放置于电极导线 120 上的已知定位处的跟踪电极 121 来确定患者 26 内的电极导线松弛的量。如果跟踪电极 121 放置于距植入式电极 126 五厘米处,但是显示器 58 上的图标 126' 和 121' 彼此接近(诸如在彼此一厘米内),那么用户 22 可以估计放置于患者 26 内(诸如心脏 80 内)的电极导线的量。

[0182] 图 12Bi 示出了跟踪电极 121 可以包括多个跟踪电极 121i、121ii、121iii 以及 121iv。跟踪电极 121i-121iv 的每个可以与线 121a 相互连接到 PSU I/042。跟踪电极 121i-121iv 的每个可以被构造成与图 12Ai 中示出的跟踪电极 121 基本类似。因此,可以通过跟踪多个跟踪电极 121i-121iv,确定电极导线体 120b 的多个位置。跟踪电极 121 的数量越大,确定的或示出的几何的分辨率越大。因此,可以对于图示和跟踪分辨率,选择跟踪电极 121 的数量和间隔。

[0183] 如图 12Bii 所示,示出了图标元素,该图标元素示出植入式电极 126' 和位置元件或位置电极导线/电极 121i'-121iv'。因此,用户 22 可以确定或了解电极导线体 120b 相对于植入式电极 126 的多个位置。再者,可以在显示器 58 上相对于面数据 281 或标测数据 198 示出电极的各个位置。用户 22 可以了解电极导线体 120b 的多个点,以确定患者 26 内电极导线的轮廓、长度、或其它适当的信息。

[0184] 根据各个实施例,如图 12Ci 所示,在图 12Ai 和 12Bi 中示出的位置元件或电极 121 可以被设置为单个位置电极元件 123。单个位置电极元件 123 可以包括多个跟踪电极 123i-123vi。将理解的是,可以在单个电极元件 123 上设置任何适当数量的单独跟踪电极,但是示例性地示出了六个。跟踪电极组件 123 或单个位置电极部分可以利用线 121a 连接到 PSU I/O 42。各个电极部分 123i-123vi 的每个可以放置于单个易弯曲或刚性的部分套管 123a 上。套管部分 123a 可以是易弯曲的,并且由绝缘体材料或任何适当的材料构成以放置于电极导线 120 上。另外,若干个电极部分 123i-123vi 可以与电极导线 120 一起形成。

[0185] 如以上所讨论的那样,可以在显示器 58 上示出各个位置电极部分 123i-123vi 的位置。多个图标元素 123i'-123vi' 可以相对于面数据 281 或标测点数据 198 被示出,以示出它们相对于面数据 281 或标测点 198 的位置。可以使用并且在显示器 58 上示出多个跟踪电极部分 123i-123vi 的位置,以向用户 22 提供关于电极导线体 120b 的多个位置的信息。再者,电极导线体 120b 的轮廓可以用来确定放置于患者 26 内的电极导线的量或电极导线松弛的量、或者电极导线体 120b 的各个具体部分的位置。

[0186] 导向线跟踪

[0187] 除跟踪电极导线或仪器上的多个定位之外,还可以跟踪导向线 125。如图 13A 所示,导向线 125 可以放置于患者 26 内,诸如相对于患者 26 的心脏 80、静脉或任何适当的部分。导向线 125 可以包括金属部分,或可以基本全部是金属并且可以是在患者 26 内可引导的。导向线可以是任何适当的导向线,诸如 silverspeed™导向线。通常,导向线 125 可以包括远端,该远端是钝的、弯曲的或非常易弯曲的,以阻挡或减少可能使心脏 80 穿孔。导向线 125 可以用来帮助相对于患者的心脏 80 放置包括导联电极 126 的电极导线 120。如所理解的那样,导向线 125 可以用来将稍后放置的电极导线引导到患者 26 中。如这里所讨论的那样,导向线 125 的位置可以被示出用于用户 22 使用,以帮助选择植入地点或确认导向线 125 的适当的移动方向。例如,即使当没有示出图时,PSU 40 也可以用来确定导向线在患者

26 中大致向下、向上、横向或者中间地移动。

[0188] 如这里所讨论的那样,可以根据插入点确定导向线 125 的位置。插入点可以是当导向线 125 最初进入患者 26 的导电介质(诸如血液)时的点。插入点可以是当导向线 125 最初进入患者 26 时(诸如进入患者 26 的静脉中的插入点 310)或者当导向线 125 从其它绝缘部分(诸如导管或电极导线鞘)脱离时。导管或鞘可以包括电极 129,其可以是位置元件。电极导线还可以包括导联电极 126。

[0189] 通常,导向线 125 和导联电极 126 或者导管或鞘的电极 129 可以彼此电绝缘,使得每个可以单独或独立地用来感测患者 26 内的电压。导向线 125 可以用来测量电压或确定生物阻抗。因此,导向线 125 可以与 PSU I/O 42 连接。如以上所讨论的那样,利用 PSU 40,可以在患者 26 内生成电流,并且可以利用导向线 125 的暴露和导电部分来测量电压。通过测量包括导向线 125 的电路中的阻抗,还可以确定导向线 125 要暴露于患者 26 的导电部分。

[0190] 将理解的是,导向线 125 可以基本独立于电极导线 120 或诸如导管的任何其它部分而放置于患者 26 内。例如,导向线 125 可以移动到患者 26 内所选择的定位,诸如移动到导向线 125 与特定尖(例如,右心室尖)接触的位置,然后,扩张器和导管可以越过导向线 125。可以使用导向线 125 移动导管,以将导管引导到所选择的定位。

[0191] 一旦导向线 125 放置于患者 26 内,并且它连接到 PSU 40 的 PSU I/O 42,则在导向线 125 处可以感测电压和/或可以确定生物阻抗。可以利用 PSU 40 根据如上所讨论的包括感测到的电压或确定的阻抗来确定导向线 125 的位置。另外,导向线的位置可以被示出为单个点,或者路径或面可以被示出以显示导向线 125 经过的路径和位置。

[0192] 导向线 125 的电压测量或确定的生物阻抗是单个值,由于导向线 125 是导体,因此沿着它的电压可以被理解为单个值。导向线 125 的暴露的长度将产生如下电压值:其有效地把将在导向线 125 占据的多个定位处测量到的平均值加和。这是因为导向线 125 可以包括被暴露的大体长度,而不是诸如导联电极 126 的相对小的部分或构件。如图 13B 所示,在显示器 58 上,导向线的位置可以被示出为相对于面 281 或标测点 198 的图标 125'。如果电极导线 120a 也相对于导向线被放置,那么导联电极 126(以假想示出)可以被示出为显示器 58 上的图标 126'(以假想示出)。替选地,或者除导联电极 126 之外,还可以使用具有尖端电极 129 的导管,并且图标 129' 可以示出尖端电极 129 的定位。可以利用 PSU 40 确定尖端电极 129 的位置。

[0193] 可以根据在图 13C 中示出的流程图 300 中示出的方法,确定导向线 125 的位置。如流程图 300 所示,导向线位置确定过程或算法可以在开始块 302 处开始。在块 304 中,可以将导向线 125 放置于患者 26 中,并且当导向线 125 初次插入到患者 26 中或暴露于导电介质(例如,当脱离导管时)时,可以在块 306 中进行初始位置或插入确定。插入位置可以基于所选择的信息。例如,插入位置可以基于在块 306a 中当导向线 125 的仅所选择的长度放置于患者中时采取的初始测量或确定。例如,可以选择将导向线 125 的一段长度放置于患者 26 中,使得测量到的生物阻抗基本等于点或单个定位。替选地,导向线的插入定位可以是电极导线 120 的远端,电极导线 120 在远端处具有电极 129 或位置元件。利用远端处的电极的测量可以用作块 306b 中的插入点确定,并且可以在显示器 58 上被示出为图标 129'。另外,导向线可从诸如电极导线的任何适当的部分延伸,并且可延伸经过导联电极 126。导联电极如果与导向线 125 绝缘,那么可以与电极导线 120 的远端上的电极类似地被使用。另

外,可以在块 306c 中手动输入插入位置。

[0194] 基于块 306 中的插入位置,如图 13B 所示,可以生成面 281 以示出患者 26 的所选择部分的面。然而,将理解的是,导向线 125 的位置不需要相对于面 281 或标测点 198 被示出,而是可以被示出为显示器 58 上的相对定位。无论如何,导向线 125 的插入点可以是在图 13A 中示出的插入点 310。该插入点 310 可以是患者 26 中的任何适当的点,用于将导向线 125 放置于患者内用以执行过程。插入点还可以是导向线 125 初次从绝缘鞘(诸如电极导线 120 或经过的导联电极 126)延伸的点。无论如何,在块 308 中确定的插入点可以用来示出当导向线的所选择的长度或大体长度暴露在患者 26 内时的患者内导向线 125 的位置。

[0195] 然后,在块 312 中,导向线可以前进。在块 314 中,可以在任何所选择的点或基本连续地进行导向线上的生物阻抗的测量。可以以与如以上所讨论的测量任何适当电极的生物阻抗的方式类似的任何适当的方式测量在块 314 中沿导向线测量的生物阻抗。然而,对于导向线 125,在块 316 中,可以理解确定的生物阻抗为沿暴露的线的长度的平均或累积测量。换句话说,感测的电压或确定的阻抗是单个值,但是却基于暴露的导向线 125 的整个长度。因此,确定导向线 125 的单个值为在导向线 125 的暴露部分的中点处。如以上所讨论的那样,在任何电极处确定的生物阻抗可以用来在显示器 58 上示出电极的相对位置。因此,在块 318 中,在块 314 中在导向线处测量的阻抗可以用来确定单个位置。

[0196] 导向线 125 的报告的位置仅是与测量到的阻抗的单个值(平均)相关的点,并且通常是导向线 125 的中点。然而,导向线 125 的远端的位置可以在块 320 中被确定,并且基于来自块 306 的已知插入点。可以确定导向线 125 的远侧部分的位置并且在显示装置 58 上将其表示为如下点:其从插入点(例如,导向线 125 脱离电极导线或导管的地方)延伸到两倍于从在块 306 中确定的插入点到在块 318 中确定的位置的长度。因此,可以在块 320 中执行导向线 125 的长度的投影,其中,导向线 125 的长度是如下距离的两倍:其从在块 306 中确定的插入点到在块 318 中基于确定的生物阻抗而确定的导向线 125 的位置。

[0197] 如图 13B 所示,导向线 125 的位置可以在显示器 58 上被示出为单个点 125', 其表示导向线 125 的远端的位置。替选地,或者除此之外,导向线 125 还可以被示出为图标 125a', 其从插入点延伸到两倍于从插入位置到块 318 中确定的位置的距离长度的点。另外,可以显示多个点,以示出点的面或轨迹,其示出导向线 125 的确定的路径。然而,将理解的是,如果导向线 125 在患者 26 内物理弯曲,那么导向线 125 的远端的表示的位置可能具有一定误差。

[0198] 一旦投影了导向线的长度或确定了远侧尖端的位置,则可以在显示器 58 上投影或显示它。将理解的是,根据用户 22 的选择,可以基本连续或顺序地更新导向线 125 的被显示的位置。在块 320 中导向线 125 的投影之后,可以在块 322 中判断是否将进一步使导向线前进。

[0199] 如果确定导向线 125 应该进一步前进,那么可以跟随“是”例程(routine)324,以在块 312 中进一步使导向线 125 前进。如果确定导向线 125 在所选择的或适当的定位处(诸如用于将电极导线 120 引导到患者 26 内的选择定位),那么可以跟随“否”例程 326 到结束块 328。将理解的是,结束块 328 可以仅示出用于确定导向线 125 的位置的结束,而不是完整的手术过程的结束。例如,如以上所讨论的那样,导向线 125 可以用来将电极导线 120 引导到患者 26 内的所选择的位置。因此,一旦确定应该跟随“否”例程 326 以结束导向

线前进过程,则电极导线 120 可以越过导向线 125 前进到它所选择的定位。

[0200] 阐明数据的三维特性

[0201] 显示器 58 可以是以三维方式显示标测数据的二维显示器。然而,如图 15A 和 15B 所示,数据的虚拟视图可以被改变成更清楚和 / 或清晰地表示标测数据的三维 (3D 特性)。使标测数据的视图摇动或旋转可以阐明或提高对显示器 58 上的标测数据的 3D 特性的理解。

[0202] 如上所述,例如在图 6 和 12 中,可以在显示器 58 上显示表示患者 26 的解剖的标测数据的图像。然而,显示器 58 可以包括诸如 CRT (阴极射线管) 或 LCD (液晶显示器) 显示器的、基本二维的视频监视器。如以上所进一步讨论的那样,关于患者 26 生成的标测数据可以是基本三维的。如图 2 所示,可以通过使用各个电极膜片 46a-50b,相对于患者 26 生成三个轴  $x$ 、 $y$  以及  $z$ 。

[0203] 如图 6 所示,可以从各个透视显示例如标测点 198 的数据。可以在显示器 58 上查看前后和中间横向透视或斜位透视。然而,显示器 58 上的视图可以是基本静止的。虽然本领域技术人员将理解,静止图像表示基于患者 26 的标测数据的患者 26 的单个视图,但是因为被显示在显示装置 58 的二维面上的数据的三维特性,因此被标测的各个三维特征可保持基本隐藏在背景中。因此,摇动或振动方法可以用来在显示装置 58 上示出基本不是静止的图像或者至少数据不是静止的图像的视图。可以设置虚拟摄像机相对于描绘或显示的标测数据点 198 或面 281 移动,以允许用户 22 更清楚地理解数据的三维特性。

[0204] 如图 14 所示,在流程图中示出的方法 370 可以用来在基本二维显示器上示出数据 (诸如患者 26 的获取的标测数据) 的三维特性。如在图 15A-15B 中所进一步示出的那样,旋转虚拟摄像机 (VC) 可以用来生成或显示三维对象的变化了的二维视图 (真实的或虚拟的)。显示器 58 上的图像来自虚拟摄像机 VC 的视点。根据图 14 中的方法 370,摇动过程可以在块 372 中开始。在开始方法 370 之后,如图 15A 所示,可以在块 374 中进行包括点或面之一或两者的标测数据的显示。这里关于图 15A 和 15B 对“T”的讨论仅是为了清楚。然后,在块 376 中,用户 22 可以对开启还是关闭摇动进行判定。如果用户关闭或不启动摇动,那么可以跟随“关”例程到块 378 中的停止块。如果用户开启摇动,那么可以跟随“开”例程,以在块 378 中相对于显示的标测数据选择焦点。

[0205] 当在块 378 中选择焦点 F 时,如图 15A 所示,可以通过算法基本自动地、通过用户 22 手动地或者其组合来选择焦点。例如,可以通过算法选择焦点作为块 374 中显示的标测数据的基本几何中心。替选地,用户 22 可以标识显示的标测数据内或相对于显示的标测数据的位置处的区域或点,用于选择作为焦点。因此,焦点不一定在标测数据的边界内。

[0206] 一旦在块 378 中选择了焦点,则如图 15A 所示的圆圈或圆弧可以被定义为环绕相对于块 374 中显示的标测数据而生成或定义的  $y$  轴、或者以块 378 中选择的焦点为中心。在块 380 中,还可以基于摄像机的当前定位或者在任何所选择的半径处,定义如图 15A 所示的半径  $R$ 。例如如果摇动不干扰标测数据的查看或者与标测数据的查看基本无缝,那么可以选择使得块 380 中定义的圆圈的半径等于从焦点到用于查看标测数据的虚拟摄像机的当前视点而定义的距离。然而,将理解的是,可以通过用户预定义或通过系统自动地预定义半径,并且虚拟摄像机可以移动到该半径。

[0207] 在定义圆圈 (包括块 380 中的半径) 之后,可以在块 382 中定义摄像机要行进的

圆圈的圆弧。再者,将理解的是,可以通过用户 22 手动、通过诸如 PSU 40 的系统、或者其组合来定义块 382 中用于移动摄像机的圆弧。例如, PSU 40 可以包括诸如大约 15 度的预设的移动圆弧。然而,用户 22 可以在查看设定的摇动重复数之前或之后,将移动圆弧增大到大于或小于预设量的圆弧。另外,或者替选地,如果在块 376 中用户选择开启摇动,那么可以设置初始弹出或配置菜单,并且用户可以选择各种特征,诸如块 380 中的半径、块 382 中的圆弧以及如这里所讨论的各种其它特征。

[0208] 例如,可以在块 384 中设置 VC 沿圆弧的移动方向。再者,沿圆弧的移动的方向可以是用户选择的、系统选择的或其组合。还可以在示出任何摇动之前、在设定的摇动重复数之后或者在任何适当的时刻,选择摇动的方向。然而,通常,摄像机能够以顺时针或逆时针方向(其可以在块 384 中被选择或开始)沿圆弧旋转或移动。

[0209] 如图 15B 所示,在块 386 中,可以沿在块 382 中定义的圆弧移动 VC 一个时间步长或增量。VC 将在块 384 中设置的方向上移动。时间步长可以包括每摄像机移动的行进距离,诸如设置的度数。例如,系统或用户 22 可以选择将摄像机移动一度、两度、三度、或任何适当数量的度数。例如,如果在块 382 中圆弧被定义为 15 度,并且用户 22 希望查看数据的五个视图,那么时间步长可以被定义为三度。因此,在块 386 中,可以每时间步长移动摄像机三度,并且可以行进一个时间步长。

[0210] 然后,可以基于块 386 中摄像机的位置,在块 388 中重新显示标测数据。如以上所讨论的那样,标测数据(包括标测数据点 198 或面 281)是通过测量患者的诸如心脏 80 的部分而生成的数据或点。因此,如果数据没有移动,而是查看数据的透视移动,那么数据的视图会被变更。例如,如图 6 所示,可以提供前后和斜位视图,以从不同透视示出数据,从而示出各个解剖特征。在图 15A-15B 中示出此外的示例。

[0211] 在块 388 中重新显示点之后,在块 390 中,用户 22 可以确定是否应该停止摇动。如以上所讨论的那样,可以在任何时刻(诸如设置的摇动重复数之后、设置的时间步长数之后或在任何适当的时刻),进行用于停止摇动的询问。因此,来自用户 22 的手动输入可以是或可以不是必须跟随“是”例程到停止块 378。类似地,来自用户 22 的手动输入可以是或可以不是必须跟随“否”例程到摄像机是否到达圆弧的末端的判定块 392。

[0212] 如以上所讨论的那样,在块 382 中,可以标识或确定圆弧的长度或范围。如果确定 VC 没有到达圆弧的末端,那么可以不跟随例程,以在块 386 中将 VC 移动再一个时间步长。在该点处(诸如在距 VC 的初始位置的第二个时间步长(即,  $i+2$ )处),可以在块 388 中重新显示数据点,并且在块 390 中可以再次询问用户关于是否应该停止摇动。

[0213] 返回参照块 392 中摄像机是否到达圆弧的末端的判定块,可以跟随“是”例程以在块 394 中切换行进方向。如果在块 394 中确定切换行进方向,那么在块 386 中摄像机可以沿圆弧在当前行进方向上移动一个时间步长,其中当前行进方向可以与块 384 中选择的初始方向相反。因为 VC 可以沿圆弧以所选择的时间步长移动并然后无缝地反转方向,因此这可以允许摇动运动。在每个时间步长处,可以在块 388 中重新显示点。

[0214] 如流程图 370 所示,可以在定义焦点并且相对于数据移动 VC 之后,基本自动执行标测数据的查看的摇动。返回参照图 15A 和 15B,在图 15A 中示出了三维对象 400。三维对象 400 可以是任何适当的对象,并且为了简化当前讨论,三维对象 400 被示出为“T”。如在块 378 中那样,可以标识焦点 F。还可以相对数据标识垂直轴或 y 轴。虚拟摄像机 (VC) 可

以被确定或放置于沿 x 轴的某个半径 (R) 处。如在块 380 中那样,还可以定义圆弧  $\alpha$ 。如以上所讨论的那样,然后,可以在块 384 和 386 中标识 VC 的方向和时间步长,并且 VC 可以移动。

[0215] 如图 15B 所示,一旦 VC 移动了第一时间步长 (i+1),那么虚拟摄像机的透视相对于三维数据 400 从 VC 的初始位置“i”改变。不同的透视可以示出隐藏数据或者从圆弧  $\alpha$  上的位置 (i) 处的第一透视查看不到的数据。例如,从第一时间步长 (i+1) 处的第二透视清楚地看到开口或中空区域 402,其中,由于第一点 (i) 的第一透视处的面数据 404 而不能看到该开口或中空区域 402。

[0216] 如在流程图 370 中所讨论的那样,VC 可以继续沿圆弧移动。一旦 VC 到达最终点 (f) (其可以是两个时间步长 (即, i+2)),则虚拟摄像机 (VC) 可以诸如在块 394 中切换方向,或者诸如在块 390 中用户 22 停止摇动而被停止。无论如何,即使显示器是诸如显示器 58 的基本二维显示器,相对于数据 400 改变的透视也可以允许用户 22 以数据的三维特性更清楚地理解数据 400。摇动可以增强用户对在显示装置上显示的数据的空间关系的感知。

[0217] 植入式装置

[0218] 如以上所讨论的那样,PSU 40 可以用来植入任何适当的系统,例如,如图 16 所示,可以植入植入式医疗装置 (IMD) 600。可以植入 IMD 600 和它相关联的电极导线 120,而不需要外部成像装置 28。然而,将理解的是,可以在植入过程期间使用成像装置 28 或适当的成像装置,以便确认曾经利用 PSU 40 放置的电极导线 120 的安置。还将理解的是,PSU 40 可以用来补充利用成像装置 28 的、诸如电极导线 120 的植入式构件的安置,以减少获取的图像数或者完全消除患者 26 和仪器的直接成像。

[0219] 示例性示出,IMD 600 可以包括植入式心脏起搏器、植入式心律转复除颤器 (ICD) 装置、心脏再同步化治疗除颤器装置、或其组合。示例性双腔室 IMD 可以包括由美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司销售的 Concerto 型 C154DWK,但是也可以植入适当的单腔室 IMD。IMD 600 可以包括植入式壳或主体组件 602。植入式壳 602 可以由适当的材料构成,并且可以包括适当的特征,诸如密闭的体壁。体壁可以由基本惰性材料构成或者由导电材料形成。

[0220] 在所选择的时刻处,电极导线组件 120 可以与植入式壳 602 相互连接。如以上所讨论的那样,可以利用 PSU 40 将电极导线引导到植入定位,诸如在右心室中。然后,电极导线 120 可以使它的电极 126 固定到心脏 80。然而,将理解的是,任何适当数量的电极导线可以与植入式壳 602 相互连接,并且可以包括任何适当数量的电极。

[0221] PSU 40 和以上讨论的各个方法可以用来植入电极导线 120 和诸如植入式医疗装置的其它部分。如图 16 所示,植入式医疗装置一旦被植入,则可以被程控。可以设置程控仪或程控系统 610 以对植入式医疗装置进行程控。程控仪 610 可以包括遥测系统,其可操作用于将信号无线传送到壳体 602 内的处理器。将理解的是,还可以使用有线通信系统。另外,在线圈放置于接近壳体 602 的地方,可以使用感应系统,并且信号经由感应从程控仪被发送。程控仪 610 还可以从 IMD 600 接收信息 (例如,心律不齐的时间和持续以及程控设置),以帮助提供用于起搏的适当的程序。程控仪 610 还可以包括任何适当的程控系统,其包括本领域技术人员通常已知的系统,诸如美国明尼苏达州明尼阿波利斯市美敦力公司提供的美敦力 2090 or Carelink™程控仪。

### [0222] 失真校正

[0223] 标测数据或其图示可能由于各种影响而失真。如这里所讨论并且如图 17-19B 所示的用于失真的校正可以帮助显示标测数据点并且确定用于植入电极导线或 IMD 600 的位置。如以上所讨论的那样,标测数据可以被生成并且用来在显示器 58 上示出标测数据点 198 或面 281。然后,可以利用 PSU 40 或任何适当的跟踪系统来相对于患者 26 跟踪或引导电极导线 120。然而,为了适当地收集数据并且在显示器 58 上示出数据,可以对数据进行各种校正或者对系统 40 进行校准,以确保在显示器 58 上正确且可信地示出数据。根据各个实施例,可以执行校准或校正,以对在使用 PSU 40 时在患者 26 内可能产生或遇到的失真进行校正。如图 17 所示,流程图 650 示出了方法 650,其用于校正患者 26 内各种固有的或遇到的失真。

[0224] 继续参照图 17,在流程图中示出的方法 650 可以在开始块 652 中开始。然后,在块 654 中,可以将仪器(诸如包括尖端 108 和环形 110 的标测导管 100)放置于患者中。将理解的是,这里对尖端和环形的讨论仅是仪器的具体示例,其可以包括放置于距彼此相对固定距离的两个或更多个电极。作为示例,如上所示,标测导管 100 可以包括放置于仪器的远端的尖端电极 108 和放置于接近标测导管 100 的球囊部分 102 的、诸如环形电极 110 的环形电极。因此,在流程图 650 中讨论的尖端和环形可以示例性地是在标测导管 100 中示出的尖端和环形电极。然而,将理解的是,尖端和环形可以仅是仪器上的任何两个电极。例如,尖端和环形可以是任何仪器的放置于相对于彼此基本固定定位处的远侧电极和近侧电极。例如,双极起搏电极导线可以相对于心脏 80 放置,用于标测或者用于植入。使用流程图 650 的校准或校正还可以用来对双极电极导线的两个电极的位置进行校准或校正。

[0225] 一旦在块 654 中将具有尖端和环形电极的仪器放置于患者中,则在块 656 中可以针对尖端和环形电极收集电极阻抗数据。如以上所讨论的那样,PSU40 可以包括可以将电流注入患者 26 中的电极膜片 46a-50b。该电流引起要在电极对之间形成的电压变化或者电流,并且可以在患者 26 内测量阻抗。因此,如以上所讨论的那样,可以利用电极测量阻抗,并且可以确定电极的相对位置。

[0226] 在块 658 中,可以确定尖端和环形的的位置。块 656 中电极阻抗数据的收集可以用来在块 658 中确定位置。可以在尖端和环形电极两者均在患者 26 内之后,基本上紧接地执行在块 656 中尖端和环形电极阻抗数据的收集以用于在块 658 中确定位置。因此,在块 654 中将尖端和环形仪器放置于患者 26 中可以仅是将尖端和环形电极放置于患者 26 内,使得它们可以用来测量患者 26 内的初始或第一阻抗。

[0227] 在块 660 中,可以基于尖端和环形电极两者的确定的位置,计算从环形到尖端的矢量。如以上所讨论的那样,环形电极可以仅是接近于尖端电极的电极。因此,矢量可以被理解为是从近侧电极到远侧电极定义的矢量。另外,如以上所讨论的那样,可以在将尖端和环形电极安置在患者 26 内之后,基本上紧接地执行确定尖端和环形的的位置。因此,初始测量可以是尖端和环形的相对位置的标准或未失真的测量。

[0228] 另外,第一测量可包括多个第一测量。例如,可以在患者内生成的每个轴中进行第一测量。因此,可以对于每个轴进行校准或误差校正。另外,一旦标测导管 100 放置于心脏 80 内,则可以执行校准。因此,针对标测导管 100 的定位标识心脏 80 的部分可以用来帮助 PSU 40 的校准。

[0229] 如这里所讨论的那样,流程图 650 示出了校正或解决患者 26 内的电流或感测到的阻抗中的失真的方法。因此,使用流程图 650 的校正可以用来确保:用来描绘标测数据点 198 的在患者 26 内收集的全部或基本全部阻抗测量放置于相对于彼此已知或类似的位置。换句话说,使用尖端距环形的标准或校准后的距离允许减少或消除这两者之间确定的或测量到的距离的失真。

[0230] 在块 660 中基于尖端和环形电极的确定位置而算出矢量之后,在块 662 中可以选择距环形电极的距离。距环形电极的距离可以是环形电极到尖端电极的测量的距离,还基于块 658 中确定的尖端和环形电极的位置。替选地,对于尖端电极距环形电极可以选择任何适当的距离。例如,可选择确定略微小于尖端电极距环形电极的物理距离的距离,以确保当显示尖端电极在面处或面上时,尖端电极接触物理面或嵌入物理面中所选择的距离。替选地,可以在块 662 中选择确定大于尖端电极距环形电极的物理距离的距离。这确保当显示出尖端在标测的面处时,在尖端电极与任何面之间存在空间。例如,如果利用标测导管 100 确定面并且要植入电极导线 120,那么可以选择利用示出的标测数据将电极导线 120 导航到植入的定位,并同时在将电极导线 120 植入到患者中之前,试图维持电极导线 120 与患者 26 的任何面之间的距离。

[0231] 一旦在块 660 中算出矢量并且在块 662 中确定距环形电极的距离,则可以在块 664 中执行环形的描绘的位置。另外,可以在块 666 中描绘沿在块 660 中算出的矢量并在块 662 中所选择的距离处的点。在分别在块 664、666 中描绘环形电极的位置以及描绘第二点的位置之后,可以描绘表示环形电极和尖端电极的位置的两个点。如以上所讨论的那样,可以在块 656 中执行环形和尖端电极的阻抗的测量。因此,PSU 40(尖端和环形仪器可以是其部分)可以基于测量到的阻抗,确定环形电极的位置。在环形电极处的阻抗的测量可以用来基于块 658 中确定的它的位置而描绘环形电极的位置。然而,为了校正各种失真,块 662 中计算或选择环形电极距尖端电极的距离可以确保尖端电极的全部测量或描绘是相同的。换句话说,通过测量仅确定一个位置,而不是单独对于每个电极确定两个位置。因此,如果第二一直距第一固定距离,那么对于两点的显示可以减少或消除失真。另外,可以仅对一个电极进行位置的确定,并且第二的位置或定向仅作为距第一的方向。

[0232] 判定块 668 用来确定是否要收集更多数据。如果跟随“是”例程 670,那么可以在块 656 中执行尖端和环形电极处的阻抗测量。第二判定块可以用来在块 672 中确定块 656 中的测量是否是第一测量。如果在 674 中跟随“是”例程,那么可以执行确定尖端和环形的的位置、在块 660 中算出矢量以及在块 662 中选择距离。如果在 676 中跟随“否”例程,例如,如果在块 660 中已经算出矢量并且在块 662 中已经选择了距离,那么可以在块 678 中基于随后的测量而确定环形电极的位置。然后,在块 664 中,可以基于块 678 中确定的位置,描绘环形的的位置。此外,在块 666 中,可以基于在块 660、662 中算出的矢量和所选择的距离,描绘第二点的位置。

[0233] 如果在块 668 中没有收集此外的数据,那么可以跟随“否”例程 660,以可选地在块 682 中绘制标测数据点 198 或面 281、或者在块 684 中结束过程。将理解的是,在块 662 中绘制面是可选的,这至少是因为流程图 650 中的校正方法可以仅是校准过程。

[0234] 为了用图形示出利用未校正的和利用校正的尖端和环形或双电极位置收集数据之间的差别,图 18A 和 18B 分别示出了表示在未校正和校正的显示器中的双电极或尖端和



环形仪器的图标。图 19A 和 19B 还分别以未校正和校正的方式示出了在显示器 58 上示出的多个标测数据点。简要地,在没有校正的情况下,图 18A 和 19A 中的数据比校正后的图 18B 和 19B 中的数据更散开并且更失真。

[0235] 另外参照图 18A,可以在显示器 58 上示出图标 100'。图标 100' 可以包括第一图标部分,其示出了环形电极的确定或测量到的未校正的位置 110uc。显示器 58 还可以包括示出尖端电极 108 的位置作为图标 108uc 的图标部分。可以确定环形和尖端电极的未校正的位置 110uc、108uc 为分开的位置或距离  $D_{uc}$ 。距离  $D_{uc}$  可以是确定的距离,其仅基于两个电极(诸如标测导管 100 的环形和尖端电极 110、108)处的测量到的距离或测量到的阻抗。

[0236] 然而,如图 18B 所示,显示器 58 可以相对于标测数据点 198 来显示标测导管 100 的图标,并且还可以包括表示环形电极的校正后位置 110c 的第一图标部分和表示尖端电极的校正后定位 108c 的第二图标部分。校正后环形电极与尖端电极之间的距离  $D_c$  可以小于、大于未校正的距离  $D_{uc}$ ,或者可以是相对于未校正的距离  $D_{uc}$  的任何校正后距离。如以上所讨论的那样,在患者 26 内的标测导管 100 的初始或第一安置期间,可以选择尖端电极距环形电极的距离。所选择的距离可以用来示出图标 108c 相对于环形电极图标 110c 的校正后位置。校正后距离可以是如下校准后距离:当相对于环形电极示出尖端电极时,其对于在环形电极内测量的全部点,维持显示器 58 上所选择或测量到的距离。

[0237] 如图 19A 所示,当在显示装置 58 上显示标测数据点 198 时,未校正的标测数据点 198uc 可被扩展,其中,与在图 19B 中示出的校正后或校准后标测数据点 198c 相比,在各个标测数据点之间(诸如在区域 198uc' 和 198uc'' 中)可存在距离。可以在图 19B 中的区域 198c' 和区域 198c'' 中看到标测数据点的更紧凑区域。区域 198uc' 与区域 198c' 相比示出了校正后的数据在校正后的标测数据 198c 中示出了更紧凑的标测数据点。紧凑数据和校正后的标测数据点 198c 基于环形电极相对于仪器(其可以包括尖端电极 108)的远侧尖端的基本已知且不变化的位置。然而,在患者 26 内,由于患者内横向的(或失真的)电流流动、患者内的软组织或引起患者 26 的特征的其它失真,测量到的阻抗可能被变更。虽然尖端电极相对于环形电极的测量到的距离可基于失真而不同,但是尖端电极相对于环形电极的物理位置可以基于标测导管的物理特性而基本固定。因此,说明标测导管的物理特性,可以使用点的单个测量(诸如环形电极的测量到的点)来标测相对于环形电极的至少两个点。另外,环形电极较不可能延伸到或接近胸腔或胸壁,因此,较不可能接近身体的外部,因此比尖端电极更可能测量精确的位置。

[0238] 将理解的是,虽然讨论在流程图 650 中示出的方法来确定远侧尖端电极相对于较近侧电极的位置,但是也可执行替选或相反的位置确定。例如,可以通过确定从远侧电极向近侧电极的矢量并且选择两者之间的距离,相对于远侧电极确定近侧电极的校正后或校准后位置。因此,从环形电极或任何近侧电极测量不是必须的。

[0239] 另外,将理解的是,PSU 40 可以允许用户选择显示类型或者同时查看校正后和未校正的标测数据点。因此,可以在显示器 58 上显示校正后和未校正的标测数据点两者。它们可以在显示器的同一区域上顺序显示或在显示器 58 上彼此相邻显示,以用于用户 22 查看。另外,将理解的是,可以如图 19A 和 19B 所示单独示出标测数据点 198,或者可以绘制并显示面而不显示标测数据点 198。绘制的面可以被生成或基于校正后或未校正的数据点,并且与标测数据点 198 类似,还可以在显示器 58 上显示校正后或未校正的面。

[0240] 根据各个实施例,对于患者内的两个或更多个测量电极之间的位置或距离的校正可以包括缩放因子,其可以用来校正数据的图。这可以是对图 17 中示出的方法 650 的备选或者除其之外的方法。可以基于相对于彼此放置的两个电极的标识的或确定的点,确定缩放因子。诸如在标测导管 100 上的两个电极可以相对于彼此基本固定,以用于校正过程。可以在过程期间或在任何适当的时刻连续收集两个电极的位置。缩放因子可以用来校正图,诸如标测数据点 198 或面 281。

[0241] 参照图 20,在缩放因子内插(SFI)流程图 421 中示出了使缩放因子公式化并且内插标测数据 194 的方法。在 SFI 流程图 421 中,该方法可以在开始块 423 中开始。然后,在获取标测数据或点的块 425 中,可以探察并标测要标测的体或面。

[0242] 如先前所讨论的那样,标测导管 100 可以包括诸如尖端和环形电极 108、110 的两个或更多电极(虽然任何仪器可以包括任何适当数量的电极,但是为了简化本讨论,仅讨论两个电极)。每个电极可以用来测量体内(诸如患者 26 的心脏 80 内)的阻抗。在每个获取周期期间,PSU 40 还可以确定两个电极 108、110 之间的测量到的距离。可以基于输入或预定的距离,知道两个电极 108、110 之间的距离。可以在块 427 中从存储器或输入系统再调用已知的距离。

[0243] 测量到的距离可以与已知或输入的距离进行比较。在块 429 中,比较可以用来确定缩放因子。因为标测数据可以是三维的,因此可以确定三个坐标  $x$ 、 $y$  以及  $z$  的每个中的缩放因子。可以对一个点或任何适当数量的“ $n$ ”个点确定缩放因子。因此,可以对标测数据 194 的  $n$  个点确定缩放因子  $r_{nx}$ 、 $r_{ny}$  以及  $r_{nz}$ 。

[0244] 可以基于确定的缩放因子的初始值而确定全部缩放因子  $r_{nx}$ 、 $r_{ny}$  以及  $r_{nz}$ ,其中,确定的缩放因子的初始值基于仪器上的至少两个电极或位置元件(诸如标测导管上的电极 108、110)之间的距离。两个电极 108、110 将在三维中彼此相对的位置处。因此,标量距离可以基于两个电极 108、110 之间的已知定向而被算出,并且可以被应用于三维中的标测数据。

[0245] 标量距离可以用来基于当收集标测数据时两个电极 108、110 相对彼此的测量到的或确定的定向而确定矢量。校正矢量基于尖端电极 108 和环形电极 110 的标量距离和确定的三维位置。然后,使用标量值或距离的校正矢量可以用来确定所有三维中的标量值,以确定或生成缩放因子  $r_{nx}$ 、 $r_{ny}$  以及  $r_{nz}$ 。

[0246] 然后,在块 431 中,可以使用缩放因子  $r_{nx}$ 、 $r_{ny}$  以及  $r_{nz}$ ,校正生成标测数据点 198 的电极 108、110 的测量到的或感测到的位置,以生成内插的标测数据。内插的数据可以与图 19B 中的数据(其是校正后的数据)类似或相同。未内插的数据可以与图 19A 中的未校正的数据类似或相同。如上所示,在图 19A 和 19B 中,如果在用来生成标测数据点的各个电流中存在失真,那么内插和未内插数据之间的差别可能是显著的。可以利用任何适当的算法(诸如由 MathWorks 公司销售的 Matlab® 计算机软件的 `griddata3` 函数)来执行内插。内插可以将每个测量到的标测数据点校正成校正后的或内插的标测数据点。

[0247] 实质上,缩放因子是电极的获取的标测数据点中的确定的位置与电极的已知位置之间的差别(诸如数学比率)。如果标测数据点确定两个电极分离 3cm,但是已知它们分离 2cm,那么缩放因子用于对测量到的数据进行归一化。此外,因为可以在三个空间维度收集数据,因此缩放因子可以在全部三个空间维度中被确定并应用。

[0248] 在块 433 中,可以在显示器 58 上显示内插的标测数据。如图 19B 所示,内插的或校正后的标测数据可以校正失真。此外,标测数据可以被显示为点 198 和 / 或面 281。然后,在块 435 中,如果选择的话,那么内插的标测数据可以用于导航或引导。然而,内插的数据或任何数据不是必须用于导航。然后,该方法可以在块 437 结束。

[0249] 虚拟标测数据

[0250] 可以只通过利用电极(诸如利用标测导管 100)测量阻抗,收集标测数据(无论校正与否)。然而,还可以通过知道物理结构相对于测量阻抗的电极或其它跟踪构件的尺寸或面,确定标测数据。如图 21A-21C 所示,可以相对于标测导管 100 收集或确定虚拟标测数据点。可以基于知道或确定用来收集标测数据点的仪器的相对定位,收集标测数据。因此,可以生成并显示根据各个实施例的、被示出用于用户 22 查看的标测数据点或面,而不需要来自诸如荧光镜、MRI 等的其它成像系统的信息。

[0251] 如以上所讨论的那样,在屏幕或显示器 58 上示出的标测数据点 198 可以是基于患者 26 内的感测到或测量到的阻抗而生成的点。另外,被示出作为标测数据点 198 的数据基于利用 PSU 40 收集的标测数据 194。如图 21A 所示,标测数据 194 可以基于患者 26 内所选择的定位处的电压或生物阻抗的实际测量。例如,尖端电极 108 和环形电极 110 处测量的阻抗可以用来确定尖端和环形电极 108、110 的具体定位或相对定位的位置。

[0252] 除利用标测导管 100 测量的尖端和环形电极 108、110 的实际位置之外,还可以通过 PSU 40 推断作为相对于环形和尖端电极的已知定位的各个位置。如以上所讨论的那样,PSU 40 可以包括与存储器系统相互连接的处理器,其中,该存储器系统可以存储用于各种计算的可执行指令。计算可以包括确定标测导管 100 的各个物理部分相对于尖端和环形两个电极 108、110 的相对的或推断的或确定的位置。

[0253] 示例性的推断的位置可以包括标测仪器或导管 100 的物理结构的完整面上的点或该完整面。如以上所讨论的那样,标测导管 100 可以包括球囊 102,其在尖端与环形电极之间扩张。球囊可以包括已知的物理尺寸,诸如可以用来推断或确定沿尖端和环形电极 108、110 之间的球形的一个或多个点或者面的直径。可以基于尖端和环形电极 108、110 的测量到的阻抗,推断或确定还被称为虚拟点或面的这些点或面。可以通过在标测仪器的物理面上定义的多个虚拟点来定义虚拟面。

[0254] 如图 21A 所示,如果并且仅当尖端和环形电极 108、110 的测量到的阻抗用来确定标测数据 194 时,那么在每时间步长或测量瞬间仅存在两个可以测量的点。点 108p 和 110p 可以分别与利用尖端电极 108 和环形电极 110 测量到的阻抗的两个点对应。这些点可以在显示器 58 上被显示作为标测数据点 198,并且可以用来累积多个点用于示出面 281。因为球囊 102 放置于尖端和环形电极 108、110 之间的固定定位处,并且如果它被充分扩张使得当在血液中时不显著地压缩,那么球囊 102 的面还可以用来相对于尖端和环形电极 108、110 标识已知点。

[0255] 确定球囊 102 的面上的点使用球囊 102 相对于尖端电极 108 和环形电极 110 的已知几何。一旦球囊 102 被扩张,则它可以是基本刚性的,并且在尖端与环形电极 108、110 之间的固定定位处。这允许相对于尖端和环形电极 108、110 来定义球囊 102 的面。例如,球囊的中心可以被标识为 102c,并且被标识为沿尖端与环形电极 108、110 之间的线的点。球囊相对于它的中心 102c 的几何可以是任何适当的几何。例如,球囊 102 可以是基本完美的

球形。因此,可以相对于中心 102c 来确定球形的面。备选地,如图 21B 所示,球囊 102 可以具有卵形形状。无论如何,球囊 102 的面可以相对于它的中心 102c 以及标测导管 100 的尖端和环形处的两个电极 108、110 而被确定。

[0256] 一旦相对于尖端和环形电极 108、110 确定了球囊 102 的面,则除了仅基于尖端和环形电极 108、110 的测量到的阻抗的两个点之外,球囊 102 的面还可以用来生成标测数据 194。例如,在从尖端和环形电极 108、110 采取阻抗测量的每个时间增量处,可以确定由球囊 102 的面定义的一个或多个点的确定。例如,如图 21B 所示,可以确定表面点 102p1-102p6。如图 21C 所示,将理解的是,球囊 102 是基本三维对象。因此,可以确定环绕面的点,其可以包括点 102p7,点 102p7 可以在点 102p2 的对面或者基本与点 102p2 相对,并且可以旋转偏移其它点 102p1 和 102p390 度或大约 90 度。

[0257] 球囊 102 的面的确定的点不需要被具体测量或基于患者 26 内的阻抗的测量。相反地,球囊 102 的面的点可以被确定为相对于尖端和环形电极 108、110 的定位(其基于在尖端和环形电极 108、110 处的阻抗测量)的具体定位。因此,每次利用尖端和环形电极 108、110 采取对阻抗的测量并且基于阻抗测量而确定环形和尖端电极 110、108 的位置时,还可以确定由球囊 102 的面定义的许多点。可以通过计算球囊 102 的点相对于尖端和环形电极 108、110 的几何,确定由球囊 102 定义的点。基于球囊 102 相对于尖端和环形电极 108、110 的几何而相对于球囊 102 确定的每个点还可以用来添加到用于 PSU 40 的标测数据 194。这可以用来基本上增加对于利用标测导管 100 收集标测数据 194 的每个时间增量而算出或收集的标测数据 194 的数量。

[0258] 另外,球囊 102 可以被膨胀以具有大于导管 100 的外部几何的外部直径或几何,并且即使尖端和环形电极 108、110 不需要特别接触面,球囊 102 也可以接触诸如心脏 80 的结构的面。因此,球囊 102 可以接触面,而尖端和环形电极 108、110 不接触面,并且这允许确定面的位置,而仅测量尖端和环形电极 108、110 处的阻抗。这是因为球囊 102 的面的位置相对于尖端和环形电极 108、110 是已知的,并且球囊 102 的面上的点可以用来如上所讨论的基于球囊的已知几何而确定标测数据 194。

[0259] 包括球囊 102 和电极 108、110 的标测导管 100 在电极 108、110 附近或者在电极 108、110 之间可以具有基本固定的几何。球囊 102 可以被膨胀成两个电极 108、110 之间的固定并已知的几何。由于球囊 102 的固定的几何,可以基于电极 108、110 的测量到和确定的位置,知道球囊 102 定义的虚拟点 102p。

[0260] 可以算出球囊 102 上的虚拟点(诸如点 102p4)在电极 108、110 之间的特定轴向定位处、并且在距标测导管 100 的纵向轴一定距离处、并且还在相对于标测导管 100 的已知角度或定向处。可以利用处理器(诸如 PSU 40 的处理器)基本连续地进行虚拟点 102p4 的计算。另外,或者备选地,每个虚拟点 102p 的定位可以相对于电极 108、110 被算出,并且在利用电极 108、110 采取的测量期间被基本连续地收集。与方法无关,对于利用电极 108、110 测量的每个阻抗,可以收集并且生成多个数据点。

[0261] 通道图标

[0262] 如图 22A 和 22B 所示,可以在显示装置 58 上显示通道图标 456。通道图标 456 可以帮助用户 22 返回第二仪器或先前标识的路径。可以在过程中的第一时间期间利用第一仪器生成该路径。如这里所讨论的那样,通道图标 456 可以基本仅基于或完全基于在插入

第二仪器（诸如电极导线 120）之前的第一仪器（诸如标测导管 100）的确定的位置而被生成。因此，可以仅利用 PSU 40 生成通道图标。

[0263] 标测数据点 198（标测数据 194 的图示）可以在显示器 58 上被示出，以示出患者 26 的部分的面，诸如心脏 80 的面。如以上所讨论的那样，示出的面或者关于患者 26 的信息可以用于确定植入物（诸如植入式医疗装置的电极导线 120）的植入或者放置。诸如电极导线 120 的电极导线可以以任何适当的方式放置于患者 26 中。然而，诸如电极导线 120 的电极导线通常在患者 26 的所选择部分的标测之后并且甚至在标测导管 100 的去除之后而被放置于患者 26 中。用户 22 可以使用显示器 58 上的标测数据点 198，确定用于在患者 26 内植入电极导线 120 的适当的或所选择的位置。

[0264] 可以在显示器 58 上相对于标测数据点 198 或者面 281 显示信息，以标识用于植入电极导线 120 的所选择的定位或者适当的定位。用户 22 可以在显示器 58 上标识点，并且使图标相对于标测数据点 198 或者面 281 而示出在显示器 58 上，以帮助稍后相对于患者 26 放置电极导线 120。如以上所讨论的那样，可以跟踪电极导线 120，或者可以通过 PSU 40 或者任何其它适当的跟踪系统来确定它的位置。因此，可以在显示器 58 上相对于标测数据点 198 示出电极导线 120 的位置。

[0265] 如在图 22A 中示例性示出的那样，可以基于标测数据 194，在显示器 58 上示出面 281。面 281 可以是任何适当的面，诸如示出患者的心脏 80 的部分的面。可以相对于面数据 281 示出陆标图标 450，其可以标识或者作用于标识电极导线 120 的植入位置的标记。如以上所讨论的那样，各种信息（诸如压力数据、运动数据以及包括标测面 281 的其它数据）可以用来标识用于植入的位置。

[0266] 如图 22A 所示，当用户 22 取出标测导管 100 时，可以在显示器 58 上示出尖端图标 108'。另外，可以相对于面数据 281 示出细长的管道图标 456。细长的管道图标 456 还可以被称为要在植入过程期间使用的车道（driveway）或通道图标。可以基于标识或确定直径并且围绕利用标测导管 100 确定的点画出三维圆柱或者管道，生成通道图标 456。将理解的是，可以以任何适当的方式生成通道图标 456，并且通道图标 456 可以包括定义相互连接当从患者 26 取出标测导管 100 时的、标测导管 100 的电极 108、110 的多个确定的位置的基本连续的线。另外，可以在任何适当的时刻生成并且示出通道图标 456。

[0267] 通道图标 456 可以是相对于标测数据（诸如面 281）而生成的基本三维图标。通道 456 的三维特性可以用来帮助用户 22 引导电极导线 120 回到以图标 450 表示的植入位置。如以上所讨论的那样，可以在标识用于植入的定位并且以图标 450 表示它之后，执行从患者 26 去除标测导管 100。因此，标测导管 100 的去除路径可以表示至少一个通道（其可以包括最高效的通道），用以返回到以图标 450 表示的植入地点。

[0268] 另外，标测导管 100 可以经由如本领域已知的可偏转或可导引的鞘而安置于患者 26 内。因此，去除标测导管 100 可以通过鞘，其允许基本平滑并且高效地去除标测导管 100。虽然标测导管可在鞘内，但是可以利用 PSU 40 完成确定鞘内标测导管 100 的位置。例如，如这里所讨论的那样，鞘可包括多个孔或窗，以允许体液进入鞘来帮助或者允许标测导管 100 测量鞘内的阻抗。

[0269] 一旦从患者去除了标测导管 100，则可以将电极导线 120 放置于患者中。如图 22B 和 22C 所示，可以利用图标 120' 在显示器 58 上示出电极导线 120 的位置。图标 120' 可

以标识电极导线 120 上的植入式电极或者任何其它部分的位置。可以在显示器 58 上相对于显示器 58 上显示的面 281 或者任何其它适当的数据来显示通道图标 456。通道图标 456 可以标识用于将电极导线 120 移动到以图标 450 表示的植入位置的所选择的通道。

[0270] 如图 22B 所示,可以由用户 22 沿通道图标 456 跟随或移动以图标 120' 表示的电极导线 120。在图 22C 中可以更容易地使得数据的基本三维特性可视化,其中,图 22C 示出了表示电极导线 120 的位置的图标 120' 可以在通道图标 456 的三维管道内示出。将理解的是,如图 22B 和 22C 两者所示,诸如显示器 58 的单个显示器可以示出通道图标 456 和电极导线图标 120' 的透视图。因此,可以在显示器 58 上示出电极导线图标 120' 相对于通道图标 456 的不止一个视图。与提供的透视无关,用户 22 可以使用通道图标 456 以帮助将电极导线 120 放置于以图标 450 表示的所选择的植入地点。

[0271] 例如由面 281 示出的患者 26 的标测数据 194 可以是基本三维的。因此,提供通道图标 456 的三维视图可以帮助保证电极导线 120 跟随适当的路径。可以通过电极导线图标 120' 示出电极导线 120 的路径或位置。当将电极导线图标 120' 维持在相对于通道图标 456 的所选择的位置处时,电极导线 120 的所选择的路径可以被维持在患者 26 内。如果以植入图标 450 表示的用于植入的位置在解剖特征内或接近解剖特征,那么这可能是有帮助的,其中,解剖特征可要求电极导线 120 的特定三维放置或靠近。

[0272] 插管和面细化

[0273] 为了更好地示出小的面特征或者难以查找的面特征,如图 23A 所示,可以生成空白或者平滑面。标测导管 100 可以被移动并且面 480 可以被扩大,以清楚地示出相对于平坦或平滑周围的小偏差。另外,诸如温度的另外的测量可以用来确定解剖结构的定位。

[0274] 可以在显示装置 58 上显示面 281,以显示出基于利用标测导管 100 或者其它适当的仪器收集的标测数据的面。替选地,或者除此之外,也可以在显示器 58 上显示标测数据点 198。根据各个实施例,在显示器 58 上生成并且显示的各个点和面基于通过利用 PSU 40 的阻抗测量而确定的位置。基于增量的或添加的测量而生成的面可以被称为正面。换句话说,正面基于标测数据 194,其仅基于在添加处理中通过诸如标测导管 100 的标测仪器进行的阻抗测量而生成。在添加处理中,每个新点被添加到先前的点集合,并且可以基于完整的点集合或者点集合的任何部分而生成面。然而,使用添加处理可能难以可视化或者查找解剖的各个部分。例如,在将植入物放置在患者的心室的左部分中期间,可选择标识冠状窦口。如果不标识该口的位置,那么识别该口会是困难的。

[0275] 在添加处理期间,另外的点被添加到标测数据 194,并且被示出作为标测数据点 198 或面 281。因此,可能难以标识并且增强凹陷或小裂隙。然而,如果生成面或体,并在删减或逆处理中从该体去除部分,那么可以容易地标识大的、未干扰区域内的小结构。在删减或者逆标测处理中,标测导管 100 可以用来标识不是面的点。因此,如以上所讨论的那样,可以从体或者面去除点,而不是构建或者添加到标测数据 194 或者管理的或标测数据点 198,以显示出解剖结构没有出现的区域。这可以用来标识解剖结构出现的地方。

[0276] 如图 23A 所示,根据各个实施例,可以查看面 281 的内部视图。例如,可以生成切片或者横截面 484,以允许查看面或结构的内部,诸如心脏 80 的内部。还可以在显示器 58 的所选择的部分中相对于面 281 生成虚拟填充的或者原始的体或面 480(例如,生成的填充的体)。体 480 可以是任何适当的形状或者面几何,并且仅为了该讨论而被示出为立方体。

此外,体 480 是通过处理器(诸如 PSU 40 的处理器)生成的虚拟体,并且相对于面 281 或者标测数据点 198 而被显示。还可以在显示器 58 上显示探针图标 482,其可以是表示标测导管 100 的位置的图标。

[0277] 如图 23A 所示,可以显示完整的体 480,以相对于面 281 示出基本虚拟原始的面或体。原始体 480 通常可以被理解为在通过面 281 并在面 281 上定义的体内,例如在面 281、横截面部分 484 的剖面或切片视图内。原始体 480 可以放置于所选择的区域处或者覆盖所选择的区域,其中所选择的区域诸如可包括冠状窦口的区域。

[0278] 参照图 23B,标测导管图标 482 可以相对于原始面 480 移动,以生成干扰的或逆标测体 480'。逆标测体 480' 可以包括逆或者删减的区域 486。删减的区域可以以边缘 488 为界,边缘 488 可以用来标识患者 26 的解剖的部分。如以上所讨论的那样,可以通过患者 26 的解剖的凹陷或者其它适当的几何,相对于患者 26 标识冠状窦口。

[0279] 因此,删减的区域 486 可以被标识或者示出为相对于干扰体 480' 的凹陷。删减的区域 486 可以被确定为心脏 80 的部分,其不包括物理壁而仅包括相对于先前获取的标测数据而生成的虚拟面的部分。为了形成删减的区域 486,可以基于跟踪如在显示器上由图标 482 示出的标测导管 100 的位置,去除标测数据点 198 或者管理的点,而不是将标测数据点 198 或者管理的点添加到数据集。当从原始体 480 去除标测数据点以生成干扰的体 480' 时,可以标识并且示出解剖区域。可以相对于与删减的部分 486 相对的剩下的未干扰的部分 490,清楚地示出并且看到解剖区域。删减的区域 486 周围的基本陡峭边缘 488 可以用来高效地或者快速地标识患者 26 的解剖的部分。可以通过用户 22 或者利用处理器(诸如 PSU 40 的处理器或者其它适当的处理器)基本自动地标识边缘 488。

[0280] 如以上所讨论的那样,可以与生成标测数据的数据集基本类似地生成删减的部分 486。然而,去除原始体 480 内的标测数据、标测数据点 198 或者管理点,而不是将标测数据添加到数据集。因此,原始体 480 可以是相对于面 281 的所选择区域内的完整的点集合。利用如图标 482 所示出的标测导管 100 确定的标测数据可以是如下这些点:其基于通过利用标测导管 100 上的电极测量阻抗而确定的标测导管 100 的位置。通过从原始面或者体 480 去除这些点,清楚地示出删减的区域 486。

[0281] 然后,可以利用相对于生成的面 281 而生成或者确定的其它标测数据点单独示出删减的区域 486,而没有剩余的原始部分 490。通过从扩大或干扰的体 480' 去除剩余的原始部分 490,可以更有用地显示患者 26 的解剖的视图。如以上所讨论的那样,原始体 480 不是基于相对于患者 26 的标测数据,而是仅描述或者包括点的整个体的数据集。因此,原始体 480 不是基于患者 26 的解剖,而是用来有效地生成删减的区域 486。另外,还可以从内部或者外部视图相对于面 281 示出删减的区域 486。如所示出的那样,可以从面 281 的内部查看删减的区域 486。

[0282] 因此,删减的区域 486 可以用于标识患者 26 的解剖部分,诸如冠状窦口。冠状窦口或者其它部分可以用于陆标标识并且执行相对于患者 26 的所选择的过程。还可以标识其它解剖凹陷或者裂隙。另外,可以根据用户 22 的选择或者自动地相对于任何部分生成体。这可以允许用户 22 探察任何所选择的区域以得到用户 22 所选择的凹陷或者裂隙。例如,用户可以检查梗塞的区域以得到患病或者坏死的组织。

[0283] 除在显示器 58 上标测并且示出标测数据点 198 或者面 281 之外,还可以使用各种

技术来容易地示出各种解剖结构。标识冠状窦可以用于冠状窦的插管,或者可以执行患者 26 中的电极导线的安置。另外,可以在患者 26 中标识其它解剖特征。

[0284] 标识解剖特征可以用于插管。如图 24A 所示,心脏 80 通常包括若干个和各种解剖结构。通常,为了讨论冠状窦的插管,解剖结构可以包括进入右心房 (RA) 502 的上腔静脉 (SVC) 500 和可以离开 RA 502 的下腔静脉 (IVC) 504。在右心房 502 附近,三尖瓣 (TCV) 结构 506 将 RA 502 与右心室 (RV) 508 分开。RA 502 内是冠状窦口 (CSO) 510。如以上所讨论的那样,标测导管 (诸如包括球囊 102 的标测导管 100) 可以移动通过患者 26,以标测各个解剖结构。例如,冠状窦的插管可以帮助标识用于将电极导线植入患者 26 中的位置和定位。通过穿过 CSO 510 放置标测导管 100,可以进行 CSO 510 的插管。

[0285] 可以在显示器 58 上示出各个标测数据点或者可以绘制面,以示出 CSO 510 的插管。如图 24B 所示,面 281c 可以用来通过示出面 510' 而示出 CSO 510 的口。可以在显示器 58 上显示面 281c 的任何适当的视图,以向用户 22 提供面 281c 的变化的透视。

[0286] 当标测导管 100 穿过 SVC 500 (在显示器 58 上被示出为面 500') 进入 RA 502 (在显示器 58 上被示出为面 502') 时,可以生成用来生成面 281c 的数据点。如图 23A 和 24B 所示,如以上所讨论的那样,标测导管 100 可以移动通过患者 26。如以上所讨论的那样,当标测导管 100 移动通过患者 26 时,尖端和环形电极 108、110 可以用来测量患者 26 内的阻抗,以确定或者生成标测数据点和面 281、281c。

[0287] 替代地,可以使用各种其它仪器,诸如如图 25 所示的包括球囊 522 的标测导管 520。标测导管 520 可以是任何适当的导管,诸如由在美国明尼苏达州明尼阿波利斯市具有营业场所的美敦力公司销售的 6215 型导管。标测导管 520 可以通过可偏转鞘 524 被放置,该鞘 524 可以包括任何适当的可偏转鞘,诸如由在美国明尼苏达州明尼阿波利斯市具有营业场所的美敦力公司销售的 C304 型可偏转鞘。

[0288] 导向线 526 还可以通过由标测导管 520 限定的内腔 527 被放置。导向线 526 可以被放置成穿过球囊 522 的远端 522d 而暴露并且延伸所选择的距离 526d (诸如大约 1 到 2 毫米)。导向线的暴露的部分 526e 可以允许导向线 526 用来测量患者 26 内的阻抗。因此,标测导管 100 可以由标测导管 520 替换或者扩充,用于测量患者 26 内的生物阻抗或者电压、并且生成或者收集标测数据 194 用于在显示器 58 上示出作为标测数据点 198 或者面 281。

[0289] 导向线 526 可以包括比诸如标测导管 100 的导管的直径或其它横截面尺寸小的直径或其它横截面尺寸。因此,导向线 526 可以被导入小包围物中,并且用来确定由导向线 526 的暴露部分限定的位置元件的精细或小移动。为此,导向线 526 可以用来帮助标识 CSO 和其它小区域。因此,导向线 526 可以用来标识用于插管或者被插管的区域。

[0290] 还将理解的是,根据各个实施例,任何适当的导航或者跟踪系统可以用来确定用于在显示器 58 上显示的标测数据和标测点。因此,可以利用诸如电磁跟踪系统的跟踪系统,生成在显示器 58 上显示的标测数据点 198。电磁跟踪系统可以是任何适当的跟踪系统,诸如由在美国科罗拉多州路易斯维尔市具有营业场所的美敦力导航公司销售的、用于电磁跟踪的 Stealthstation® Axium® 系统。电磁跟踪系统可以用来以任何适当的方式确定标测导管 (诸如标测导管 100 或者标测导管 520) 的定位。例如,电磁感应线圈或者电磁跟踪装置可以放置于标测导管 100 或者标测导管 520 上。根据各个实施例,可以在导向线 526 内包括或者形成电磁跟踪装置,以跟踪患者 26 内的标测导管 520。类似地,可以在标测导管



100 内形成跟踪装置,诸如在尖端电极 108、环形电极 110 附近或者在沿标测导管 100 的任何适当的定位处形成的线圈。因此,可以使用任何适当的跟踪系统来生成或者确定标测数据点 198,并且 PSU 40 可以用来在显示装置 58 上示出标测数据点 198 或者面 281。

[0291] 根据各个实施例,还可以基本实时地更新面 281。例如,旋转缓冲系统或者更新区域可以用来基本实时地示出面 281。在 2008 年 10 月 16 日提交的共同待决美国临时专利申请第 60/105,597 号中描述了用于在向表面点 281 添加数据点的同时显示面 281 的技术,该申请通过引用合并于此。

[0292] 除利用标测数据点标识各个解剖结构(诸如如上所讨论的凹陷)之外,还可以获取关于患者 26 的心脏 80 的其它信息,以帮助确定各个解剖结构或特征。例如,可以在标测导管 100 上包括诸如热电偶的一个或多个温度传感器。热电偶、调温器、感温集成电路或者其它适当的温度测量装置可以放置于任何适当的定位,诸如接近标测导管 100 的电极。通过在标测导管 100 上放置温度传感器,可以将标测导管 100 的定位处的温度信号传送到 PSU 40。温度传感器的位置相对于标测导管 100 的电极可以是已知的,使得可以确定特定标测数据点的温度。然而,温度是可以感测的任何适当条件(诸如压力、流速等)的示例。

[0293] 患者 26 的各个区域可以包括基于解剖结构的接近度的温度差异。解剖结构可以是任何解剖结构,例如,在图 24A 中示出的冠状窦口 510。冠状窦排来自心脏循环的血液,因此它是通常比从体循环返回的血液更温暖的血液。

[0294] 如图 24C 所示,可以在显示器 58 上相对于心脏 80 的标测数据点 198 或者面 241 显示表示标测数据点 510”或面 510””的温度。标测数据点或区域 510”可以包括诸如颜色、对比度、闪烁速率等的特征,以相对于其它或者周围面区域或者标测数据点标识温度。如在显示器 58 的左部分上所示出的那样,温度标测数据点 510”可以包括比其它标测数据点 198 更暗的颜色。该颜色可表示更高的相对或者绝对温度,其可以表示它们接近冠状窦 510。在冠状窦的区域 510”中的血液的温度可以高于心脏 80 的其它区域中的血液。可以选择用于确定是否应该显示不同颜色的阈值,或者可以选择许多颜色的梯度。此外,可以提供温度变化的其它标记而不是颜色。

[0295] 当相对于剩余的标测数据点 198 或者面区域 241 在显示器 58 上诸如利用标测数据点或面 510”示出温度差异时,用户 22 可以标识温度差异的区域。温度差异的区域可以帮助标识解剖结构。如图 23B 所示,还可以诸如利用去除的区域 486 在显示器 58 上显示解剖结构。因此,将理解的是,可以在显示器 58 上显示多种信息以帮助标识解剖结构和特征。将进一步理解的是,测量解剖的任何适当定位中的温度可以帮助标识解剖的该部分中的解剖结构。将进一步理解的是,处理器(诸如 PSU 40 的处理器)可以用来基于温度差异而标识解剖结构。替选地或者除此之外,用户 22 可以单独或者利用处理器的帮助、基于测量到的温度而标识解剖特征。

[0296] 状态或者定位确定系统

[0297] 患者的心脏 80 可以包括一个或多个可测量的特征或者特性,其可以用来标识或确定测量该特征的仪器的状态或者定位。例如,标测导管 100 或者电极导线 120 可以用来测量患者 26 内的压力或者电描记图 (EGM),以帮助标识患者 26 内的具体定位。当标识患者 26 内的定位时,用户 22 可以获得与显示装置 58 上显示的信息相关的另外的定位和定向信息,诸如标测数据 194 的绘制。将理解的是,可以在患者 26 内任何适当的定位处测量信息,

以帮助标识患者 26 内的具体定位。例如,可以利用仪器在患者 26 的任何循环部分、肺部分或者器官中测量压力和电描记图。还可以手动或者以任何所选择的速率(诸如每次心跳执行一次)自动进行特性的测量。这里与测量患者 26 的心脏 80 内的信息相关的讨论仅被理解为这里讨论的示例。

[0298] 参照图 26A,标测导管 100 可以放置于患者 26 中的各个定位处。如图 26B 所示,可以在患者 26 的解剖中标识心脏 80 的各个部分,例如,上腔静脉 SVC、右心房 RA、下腔静脉 IVC、右心室 RV、肺动脉 PA、三尖瓣 TCV 以及肺动脉瓣 PV。可以利用标测导管 100 访问心脏 80 的每个部分。

[0299] 如在图 26A 中具体示出的那样,标测导管 100 可以与 PSU I/O 42 连接。另外,各种患者监测系统可以包括心电图 (ECG) 570。ECG 570 可以使用如电极 572a-c 示例性示出的各个电极与患者 26 连接。ECG 电极 572a-c 的每个可以与 ECG 570 连接。而 ECG 570 与 PSU 40 可以相互连接或者合并。通过将 ECG 570 与 PSU 40 相互连接,PSU 40 可以使用来自 ECG 570 的信息。如本领域的技术人员将理解的那样,可以利用 ECG 570 测量心律或心动周期,并且可以确定心动周期的所选择的部分。可以自动地(例如,通过执行指令并且从 ECG 570 接收信号的处理器)或者通过本领域技术人员查看从 ECG 570 产生的图,标识心动周期的各相。心动周期的各个部分可以包括 P 波、R 波、T 波以及心动电周期的其它特定特征。心动周期还可以用来标识或诊断并且 26 的状况。

[0300] ECG 570 的 ECG 电极 572a-c 可以测量或者检测来自患者的身体 26 的外部的、可以由 ECG 570 测量的诸如电压的电信号。如以上所讨论的那样,标测导管 100 的电极(诸如尖端和环形电极 108、110)也可以用来测量患者 26 的电信号。除获取标测数据 194 之外或者替换地,还可以进行通过标测导管 100 测量或者感测患者 26 的电活动。来自身体中、特别是来自心脏内的电极的电信号被称为电描记图 (EGM)。标测导管 100 的电极可以用来测量要由 PSU 40 使用的 EGM。如这里进一步所讨论的那样,利用标测导管 100 的 EGM 的测量与利用 ECG 570 的测量的比较可以用来帮助标识标测导管 100 的定位。例如,如本领域技术人员将理解的那样,可以在时间上将记录的 ECG 的各个部分(诸如 P 波)与利用标测导管 100 测量的 EGM 的测量或者偏转进行匹配或者对准,以确定标测导管 100 的定位。另外,球囊 102 或者其它适当的传感器可以用来测量标测导管 100 的所选择的定位(诸如基本接近远端)处的搏动压力。

[0301] 如图 26B 所示,标测导管 100 可以如以上所讨论的那样通过插入器插入到患者 26 中,进入延伸到 SVC 的腋脉中。标测导管 100 通常可以被理解为至少以当通过腋脉被导入时的初始状态而基本一直或选择性地穿过 SVC。如果标测导管 100 最初被插入到患者 26 的腿中,那么它可通过 IVC 移动到心脏中,然而,当标测导管 100 在 SVC 或者 RA 中低时,利用标测导管 100 测量的电测量或者偏转可以测量如图 27A 所示的电描记图 (EGM)。可以在线 580a 中随时间 (T) 描绘电压 (V)。EGM 线 580a 可以包括大尖峰或者偏转 581a<sub>1</sub>,其表示电压中的尖峰。可以将尖峰 581a<sub>1</sub>的定时与 ECG 线 582a 的部分的定时进行比较。例如,可以将 EGM 线 580a 的尖峰 581a<sub>1</sub>的位置与 P 波尖峰 583a<sub>1</sub>进行比较。当 EGM 580a 的尖峰 581a<sub>1</sub>与 ECG 582a 的 P 波尖峰 583a<sub>1</sub>在时间上同时出现或者在 ECG 582a 的 P 波尖峰 583a<sub>1</sub>之前出现时,这表示测量 EGM 的电极在 SVC 或者 RA 中。即使当在 SVC 或者 RA 中测量 EGM 时,也可以测量 EGM 线 580a 中的更小的尖峰 581a<sub>2</sub>,其与 R 波 583a<sub>2</sub>一致。更小的尖峰 581a<sub>2</sub>可以

表示心室活动。

[0302] 参照图 27B,与图 27A 中示出的类似,相对于 ECG 582b,EGM 线 580b 可以被描绘为作为时间的函数的电压。示出了相对较小的偏转或测量到的电压,或者没有示出偏转或测量到的电压。当在 EGM 中电极测量到相对没有或者较小的电压时,这表示测量 EGM 的电极在 SVC 中非常高或者在 IVC 中非常低。即,如果电极在 SVC 或者 IVC 中,那么它距心脏(诸如心脏的心房)相对大距离。

[0303] 参照图 27C,测量被表示随时间的函数的电压的 EGM 可以被显示为线 580c。EGM 可以包括两个尖峰或者大偏转 581c<sub>1</sub>和 581c<sub>2</sub>。ECG 线 582c 可以包括或者示出表示 P 波 583c<sub>1</sub>和 R 波 583c<sub>2</sub>的两个电压测量或者偏转。如果两个尖峰 581c<sub>1</sub>和 581c<sub>2</sub>与 P 波 583c<sub>1</sub>、R 波 583c<sub>2</sub>在时间上基本对应,那么可以进行如下表示:测量 EGM 的电极在 TCV 或 PV 中、或者非常接近 TCV 或 PV。

[0304] 参照图 27D,电极可以测量 EGM,并且被描绘为作为时间的函数的电压幅度线 580d。EGM 可以包括大偏转或者电压尖峰 581d。ECG 线 582d 也可以关于相同的时间函数而被描绘,并且示出 R 波 583d<sub>2</sub>。如果 EGM 线 580d 的单个大尖峰 581d 与 ECG 582d 的 R 波 583d<sub>2</sub>在时间上基本对应或者匹配,那么这可以表示测量 EGM 的电极在 RV 中。

[0305] 除标测数据 194 之外,还可以利用从各个仪器相对于患者 26 收集的信息的帮助(诸如 ECG 570 或者利用标测导管 100 上的电极记录 EGM),进行标测导管 100 的定位的确定。利用标测导管 100 收集的标测数据 194 可以用来示出并且标识患者 26 的解剖的各个部分。标测数据 194 还可以用来标识患者 26 的各个部分。然而,独立于标测数据 194 或者除标测数据 194 之外标识患者 26 的各个部分对用户 22 可以是有帮助的。

[0306] 如图 28 所示,显示器 58 可以包括分区,以帮助示出患者 26 的解剖的各个部分。例如,块、正方形、或者其它适当的几何形状可以用来围绕 SVC 内的标测数据点 198,并且可以以标注 SVC' 标识该块。将理解的是,可以以任何适当的方式在显示器 58 上示出标测数据点或者管理的点 198,以帮助标识。例如,可以以不同颜色、亮度、闪烁速率等示出在显示器 58 上示出的 SVC 的标测数据点或者面。类似地,其它标记可以用来示出右心房(诸如标注 RA')、右心室(诸如标注 RV)、肺动脉(诸如标注 PA')、三尖瓣 TCV'、以及肺动脉瓣 PV'。

[0307] 继续参照图 26A-28 并且此外参照图 29A-29C',处理器可以用来至少帮助标识患者 26 的心脏 80 的各个部分。处理器可以是 PSU 40 的处理器或者与 PSU 40 分离,并且执行算法或者包括算法的计算机程序,以帮助自动地或者利用来自用户 22 的输入而标识心脏 80 的各个部分或者患者 26 的其它部分。根据各个实施例,状态机可以用来帮助标识患者 26 的解剖(诸如心脏 80)的各个部分。

[0308] 简要地,如在图 29a 中所列出的那样,仅存在仪器可以从心脏 80 中或者接近心脏 80 的任何给定定位行进(而不会使心脏 80 穿孔)的有限数量的状态或者定位。图 29B 示出了流程图 590,流程图 590 示出了如下方法:其可以用作算法或者用在计算机程序中,以基于在图 29C 和 29C' 中示出并描述的输入而自动确定仪器的状态或者定位。处理器(诸如 PSU 40 的处理器)可以从心脏 80 中的电极(例如,标测导管 100 的电极 108、110)和 ECG 570 自动接收输入。可以在任何给定间隔(诸如每次心跳执行一次)运行或者处理流程图 590 中的方法。也可以在没有来自用户 22 的此外干涉的情况下(即,基本或完全自动地)运行或者处理流程图 590 的方法。

[0309] 如本领域的技术人员所理解的那样,通过穿过心脏 80 的各个自然开口,标测导管 100 可以在心脏 80 内从一个特定区域移动到另一特定区域。从诸如上腔静脉的特定区域,标测导管 100 仅可以移动到有限数量的其它解剖区域。因此,可以利用标测导管 100、ECG 570 采取的测量以及参照仪器(例如,标测导管 100)的先前状态或者定位,标识标测导管 100 的位置,以标识标测导管 100 的定位。

[0310] 如图 29A 所示,从如在“如果最后已知的定位”下面的左栏中所列出的所选择的解剖定位,标测导管 100 仅可以转到在“仅可能的新当前定位”下面的右栏中列出的特定其它解剖定位。如图 29A 所示,标测导管 100 从 SVC 仅可以转到 RA。标测导管 100 从 RA 可以返回到 SVC,或者它可以转到 IVC、RV 或者 CS。标测导管 100 从 IVC 仅可以返回到 RA。标测导管 100 从 RV 仅可以返回到 RA 或者转到 PA。标测导管 100 从 PA 仅可以返回到 RV。将理解的是,可以基于进行的改变或者测量,确定每个当前定位。另外,可以使用任何适当的仪器,并且标测导管 100 的讨论仅是示例性的。此外,可以标识任何适当的解剖部分的状态,并且这里仅讨论心脏 80 作为示例。

[0311] 如图 29B 所示,示出了流程图 590,该流程图 590 可以用来示出使用在图 29A 的图表中示出的状态规则的算法。图 29C 和 29C' 示出了当确定仪器的状态或者定位时可以使用特定询问和信息。这里对图 29B 中的确定块的参照可以包括在图 29C 和 29C' 中示出的各个询问和测量。询问可以包括仪器的位置、EGM 与 ECG 的比较(例如,任何 EGM 尖峰在时间上与 ECG 尖峰一致吗)以及脉压(例如,测量到的压力大于调零的或者初始压力吗)。可以以任何适当的频率(诸如利用心脏 80 的每次跳动、时间步长等)进行状态确定。

[0312] 对于当前讨论,将理解的是,标测导管 100 在块 592 中在 SVC 内开始。然而,标测导管 100 可以在 IVC 中开始。从 IVC 的状态变化也将是相同的。一旦确定标测导管 100 在 SVC 中,则可以采取测量,或者可以询问关于患者 26 和标测导管 100 的信息。首先,可以通过标识与标测导管 100 的电极测量的 EGM 基本同时发生的、患者 26 中的电活动的偏转或者测量,确定标测导管 100 在 SVC 中。如果标测导管在 SVC 中较高,那么如图 27B 所示,可能没有记录 EGM 信号。如果电极接近 RA,那么如图 27A 所示,可出现与 ECG 570 所测量的 P 波一致的 EGM 信号。

[0313] 然后,可以在确定块 594 中进行电极导线是否移动到 RA 的询问。如图 29B 和 29C' 所示,标测导管 100 从 SVC 仅可以移动到 RA。在确定块 594 中,确定可以基于任何适当的信息。例如,如果如图 27A 所示,利用标测导管 100 测量的 EGM 具有在时间上与 ECG 570 的 P 波基本一致的偏转(其显著大于先前的测量),那么可以跟随“是”例程 596,从而确定标测导管在块 598 中的 RA 内。将理解的是,确定块 594 中的询问也可以包括其它测量或考虑。例如,可以确定标测导管 100 的物理定位在相对于患者 26 的更下方。这表示标测导管 100 相对于心脏 80 向下方移动。此外,询问可以是是否测量了脉压。如果脉压不存在或者确定为没有出现,诸如小于或者等于大约 1mmHg,那么可以确定仪器依然在 SVC 中。将理解的是,如果确定还没测量或者还没有发生以上讨论的并且在图 29C 的块 594 和图 29C' 中示出的三个条件的任一个或者任何其它适当的条件,那么可以跟随“否”例程 600,从而确定标测导管 100 保持在块 592 中的 SVC 内。将理解的是,以上和这里,当确定状态变化时,可权衡测量到的变化。

[0314] 可以进一步跟随或者分析流程图 590,以确定标测导管 100 从块 598 中的右心房移

动到如在图 29C 和 29C' 中示出的状态转移规则所允许的解剖的任何其它部分。一旦确定标测导管或者其它测量部分在块 598 中的 RA 内,则可以基于利用标测导管 100 的测量进行进一步确定。如在图 29A 中的状态图表和图 29C' 所示出的那样,对于标测导管 100 从 RA 出发,存在去往的四个可能的定位。因此,确定块 602 可以询问标测导管 100 是否转到 SVC、确定块 604 可以询问标测导管 100 是否转到 IVC、确定块 606 可以询问标测导管 100 是否经过三尖瓣 (TCV) 转到 RV、以及确定块 608 可以询问标测导管 100 是否转到 CS。

[0315] 如这里所讨论的那样,SVC、RA 以及 IVC 可以具有类似的生理学特性。然而,它们通过下方和上方放置而分离。因此,虽然可以选择将这三个区域标识为一个(例如,利用显示器 58 上的单个图标),但是如下面所讨论的那样,可以试图区分它们。

[0316] 在确定块 602 中,如果 EGM 电压幅度的下降在时间上与 ECG P 波一致,那么可以跟随“是”例程 610。如以上所讨论的那样,如果存在与 P 波一致的 EGM 幅度的增加,那么可以确定标测导管 100 在块 598 的 RA 中。因此,如果存在与 ECG P 波对准的 EGM 幅度的下降,那么可以确定标测导管 100 已转移回到块 592 中的 SVC。可以通过利用标测导管 100 测量搏动压力,进一步增强该确定。通常,SVC 中的脉压是微弱的,但是由于不存在分离 SVC 和 RA 的瓣膜或者其它机械特征,因此 SVC 中的脉压可以与 RA 中的脉压基本匹配。因此,如以上所讨论的那样,可确定脉压不存在。另外,如以上所讨论的那样,可以使用 PSU 40 确定标测导管 100 的位置。如图 26A 和 26B 所示,SVC 和 RA 可以基本对准,并且在距彼此一定距离处。因此,如果确定标测导管的位置从 RA 物理移动到先前确定为 SVC 的定位,那么这还可以用来在块 602 中确定标测导管 100 确实移动到 SVC,并且应该跟随“是”例程 610。

[0317] 如果确定没有发生确定块 602 中的事件,那么可以跟随“否”例程 612 到确定块 604,并且可以进行关于标测导管 100 是否移动到 IVC 的询问。询问可以包括是否存在与 ECG P 波一致的 EGM 的降低或者如图 27B 所示根本没有 EGM。如果确定或者测量到与 P 波一致的 EGM 的降低,那么可以确定标测导管移动到了 IVC,并且应该跟随“是”例程 614,以确定标测导管 100 在块 616 中的 IVC 内。确定块 604 中的第二询问可以是是否没有脉压变化连同 EGM 降低是否与 ECG P 波一致,如果是这样,那么标测导管 100 可在块 616 中的 IVC 内。另外,如以上所讨论的那样,可确定脉压是不存在的。第三询问可以针对标测导管 100 的位置。如果 EGM 的幅度降低与 ECG P 波一致并且没有测量到脉压变化,但是标测导管 100 已从 SVC 移开或者在患者 26 内向下方移动,那么可以进行如下确定:应该跟随“是”例程 614,以确定或者标记标测导管 100 在块 616 中的 IVC 中的状态。

[0318] 从标测导管 100 从 RA 开始的位置确定简要地转变,可以确定标测导管从块 616 中的 IVC 开始的位置。从 IVC 开始,在块 618 中仅可以确定标测导管 100 是否移回到 RA。如果确定标测导管没有移回到 RA,那么可以跟随“否”例程 620,并且可以确定标测导管 100 保持在块 616 的 IVC 中。然而,确定可以基于是否发生了如图 27A 所示的、EGM 幅度的增加与 ECG P 波一致的询问。另外,询问标测导管 100 是否移动到更接近先前确定的 RA 区域。此外,如以上所讨论的脉压不存在可以用来确定仪器没有改变状态。如果询问的任一个为真,那么可以确定应该跟随“是”例程 622,并且可以确定标测导管 100 为已返回到块 598 中的 RA。如图 29A 和 29C' 所示,标测导管 100 从 IVC 仅可以移动到一个其它状态,即返回到 RA。

[0319] 如以上所指出的那样,可能难以确定标测导管 100 或者任何适当的仪器在 SVC、RA 以及 IVC 之间的状态。然而,如所讨论的那样,如图 29B、29C 以及 29C' 所示的、块 594、602、

604 以及 618 中标识的确定规则或转移规则可以用来试图确定标测导管 100 的状态或位置。然而,将理解的是,利用 PSU40 确定的导管的位置最可以指示心脏 80 内的标测导管 100 的定位为在 SVC、RA 以及 IVC 的三个状态或者定位的任一个。如所示出的那样,心脏 80 的解剖是使得上腔静脉在右心房和下腔静脉上方的定位处。右心房在上腔静脉的下方并且在下腔静脉的上方。最后,下腔静脉在右心房的直接下方,并且还在上腔静脉的下方。因此,如果指定标测导管 100 的初始开始位置,诸如在上腔静脉中开始,那么如果标测导管 100 通过腋脉被导入,则标测导管 100 的下方和上方位置可以用来帮助确定它在心脏 80 内的定位或者状态。

[0320] 返回到确定标测导管是否离开图 29A 和 29B 中的 RA 598,如果在块 604 中确定标测导管 100 没有移动到 IVC,那么可以跟随“否”例程 624 到确定块 606,以询问标测导管是否移动到 RV。然而,首先,如图 29C' 所示,标测导管将首先通过 TCv。

[0321] 在标测导管 100 移动到右心室中之前,标测导管 100 将穿过三尖瓣 TCv。因此,当标测导管 100 在 RA 中时,可以确定标测导管在三尖瓣的心房侧上。然后,标测导管 100 将需要移动到三尖瓣的心室侧,以位于右心室 RV 中。当标测导管 100 在三尖瓣或者三尖瓣的环面处或者接近三尖瓣或者三尖瓣的环面时,可以测量压力脉冲,其是超过当标测导管 100 在 RA 内时测量到的压力脉冲的增加。在 TCv 处,压力脉冲可以是中等的,其可以被定义为大约 5mmHg 到大约 15mmHg。另外,EGM 可以包括如图 27C 所示的电压的两个尖峰或者幅度偏转,其中,一个与 P 波一致并且第二个与 R 波一致。如这里进一步所讨论的那样,与 R 波一致的 EGM 可以表示标测导管 100 在 RV 内。然而,在 TCv 处,EGM 可以测量右心房和右心室两者的电活动。因此,利用标测导管 100 测量的 EGM 可以包括或者具有与 ECG 的 R 波和 P 波两者一致的两个峰值。

[0322] 块 606 中确定标测导管是否移动到了 RV 可以基于是否测量到脉压的增加。如果测量到脉压的增加,那么可以确定标测导管 100 从 RA 移动到了 RV。特别地,如果测量到显著更大的脉压,那么标测导管 100 可能在 RV 中。大脉压可以大于大约 10mmHg 到大约 15mmHg,并且包括大于大约 10mmHg 的脉压。另外,可以进行 EGM 和 ECG 的比较。例如,当标测导管 100 移动到右心室中并且利用标测导管 100 上的电极测量 EGM 时,如图 27D 所示,测量到与 ECG 的 R 波一致的大电压幅度。因此,如果任一询问是肯定的,那么可以确定从块 606 中的确定跟随“是”例程 630 到块 632 中的 RV。如果通过跟随“是”例程 630 确定标测导管 100 从 RA 移动到 RV,那么可以进一步确定标测导管是否移出块 632 中的 RV。

[0323] 遵循如图 29A 所示的标测导管 100 的状态,标测导管 100 从 RV 可以移回到 RA 或者进一步移动到 PA。从导管从 RA 开始的移动简要地转变,在确定块 634 中,可以进行关于标测导管是否从 RV 移动到 RA 的第一确定。在图 29B、29C 以及 29C' 中,在块 634 中,测量到的脉压的降低可以用来确定标测导管 100 从 RV 移回到 RA。另外,如果 EGM 具有与 P 波基本一致的大电压幅度并且如果 EGM 不再具有与 R 波一致的大电压幅度,那么块 634 中的确定可以跟随“是”例程 636,并且确定标测导管 100 移回到块 598 中的 RA。还将理解的是,仪器将再次横越 TCv 以返回到 RA。当通过 TCv 返回时,将测量到具有与 R 波和 P 波一致的两个尖峰的 EGM,同时在从大返回到不存在之前将有中等的初始脉压测量。

[0324] 如果进行的确定没有为“是”,那么可以跟随“否”例程 638 到确定块 640,以确定标测导管 100 是否从 RV 移动到了 PA。标测导管 100 可以从右心室移动到肺动脉,并且可以在

块 640 中进行确定。然而,在标测导管 100 从 RV 移动到 PA 之前,标测导管 100 将穿过肺动脉瓣 PV 环面或者和肺动脉瓣 PV 环面在一起。在肺动脉瓣处,利用标测导管 100 测量的 EGM 可以包括如图 27C 所示的、与 P 波和 R 波基本一致的两个电压幅度。在 PV 处利用标测导管测量的心脏的 EGM 可以与在 TCV 处测量的 EGM 类似。这是因为标测导管 100 正从右心室移动到接近右心房的区域。另外,当标测导管 100 从右心室移动到肺动脉瓣时,可以利用标测导管 100 测量从较高到较低脉压的搏动压力转移。脉压可以被测量为中等的(例如,大约 5mmHg 到大约 15mmHg),并且可以被测量为小于 RV 中的脉压而大于 RA 中的脉压。第二指示可以是利用标测导管 100 测量的 EGM 可以与如图 27A 所示的在 RA 中测量的 EGM 更类似,但是也可包括如图 27C 所示的与 R 波一致的若干 EGM 尖峰。因此,如果确定标测导管 100 先前在右心室中,那么块 640 中的两个询问可以用来确定标测导管 100 从右心室移动到了 PA。

[0325] 如果确定标测导管 100 从 RV 移动到 PA,那么可以跟随“是”例程 642,从而确定标测导管在块 644 中的 PA 内。如果确定标测导管 100 没有从 RV 移动到 PA,那么可以跟随“否”例程 646。因此,可以确定标测导管保持在块 632 的 RV 中。

[0326] 一旦确定标测导管 100 在块 644 的 PA 内,则可以在块 646 中确定标测导管是否返回到 RV。在确定块 646 中,询问利用标测导管 100 测量的 EGM 是否具有如图 27D 所示的、与 ECG R 波基本一致的大偏转或者幅度。另外,可以询问脉压的增加的测量,以确定标测导管 100 从 PA 再次返回到 RV。如以上所讨论的那样,RV 中的脉压如以上定义的那样较大,并且大于 PA 中的脉压,并且该脉压的增加可以用来确定标测导管 100 返回到了 RV。如果确定标测导管 100 从 PA 移动到 RV,那么可以跟随“是”例程 648 到块 632 中的 RV。如果确定标测导管 100 没有从 PA 移动到 RV,那么可以跟随“否”例程 650,以确定标测导管保持在块 644 的 PA 中。

[0327] 再次返回到标测导管 100 从块 598 中的 RA 开始的状态变化或者移动,在图 29B 和 29C 中,在确定块 608 中,可以进行关于标测导管 100 是否从 RA 移动到 CS 的确定。如以上所讨论的那样,标测导管 100 可以用来测量脉压。从 RA 开始,如果测量到微小或者小脉压增加,那么可以确定标测导管 100 移动到了冠状窦环面中。微小或者小脉压可以是大约 1mmHg 到大约 5mmHg。根据一个理论,标测导管 100 的球囊 102 的物理压缩可以是微小脉压测量的原因。当球囊 102 在冠状窦内时,心脏当收缩时可以物理挤压球囊 102。因此,当标测导管 100 除此之外在 RA 中时测量到的小脉压增加可以用来确定标测导管 100 移动到了 CS。另外,如图 26B 所示,CS 是 RA 的内侧。因此,如果确定仪器的位置是 RA 的内侧或者在内侧方向上移动,则这可以表示仪器移动到了 CS。还可以进行温度测量以确定 CS 中的仪器的位置的定位。如以下所讨论的那样,CS 中或者接近 CS 的血液温度可以比其他血液温暖大约 0.1 度。此外,CS 处的血液的流动方向将远离 CS。如这里所讨论的那样,可以确定流动方向,并且这还可以用来确定仪器的状态或者定位以及 CS 的定位。如果确定没有发生以上指出的测量或者变化,那么可以跟随“否”例程 660,以确定标测导管保持在块 598 的 RA 中。如果确定块 608 确定标测导管 100 移动到了 CS,那么可以跟随“是”例程 662,以确定标测导管 100 在块 664 中的 CS 内。

[0328] 然后,确定块可以用来确定标测导管是从块 664 中的 CS 移动到块 598 中的 RA 还是保持在块 664 的 CS 中。在确定块 666 中,确定标测导管 100 是否移动到了 RA 可以基于询问是否去除了脉压的微小增加。如以上所讨论的那样,脉压的微小增加可以用来确定标

测导管 100 移动到了 CS 中。因此,如果不再测量到微小脉压增加,那么可以确定标测导管 100 移回到 RA 且移出 CS。另外,仪器将在与以上讨论的内侧方向相对的方向上从 CS 外侧移动。如果确定标测导管 100 没有移动到 RA,那么可以跟随“否”例程 668,从而确定标测导管 100 保持在块 664 的 CS 中。然而,如果确定询问是肯定,那么可以跟随“是”例程 670,以确定标测导管 100 在块 598 的 RA 中。

[0329] 如以上所讨论的那样,流程图 590 可以用来确定标测导管 100 的状态或者位置。进行确定的信号可以基于手动输入、测量的变化、或者时间步长或时间差异。例如,用户 22 可以移动标测导管 100,并且可以初始确定标测导管 100 是否在患者 26 内(诸如在心脏 80 内)。

[0330] 可以在所选择的时段(诸如一个、两个或者更多个心脏 80 的心动周期的完整周期)进行或者收集用于以上讨论的确定的测量。另外,定时可以基于位置采样定时,诸如一个或者更多位置样本。位置采样可以是以每大约 80 毫秒一个(大约每秒 12.5 个)的速率。如以上所讨论的那样,ECG 570 可以与患者 26 连接。ECG570 还与 PSU 40 连接。因此,可以基于 ECG 570 确定心动周期的部分或者数量。另外,ECG 570 中的处理器可以标识 ECG 的各个波,诸如 P 波、T 波或者 R 波。任何其它适当的处理器也可以用于波确定。此外,还可以手动进行波确定。因此,将理解的是,标测导管 100 的位置可以基于诸如利用 ECG 570 采取的患者 26 的各个测量,并且包括如以上所讨论的其它适当的信息和在图 29A 中示出的状态标识。

[0331] 可以更新或者校正显示器上的标测数据的各个部分的定位或者状态。即,可以校正显示器上的特定状态的表示,以在稍后的时间步长处重新显示。因此,如图 28 所示,状态表示不一定是静止的。

[0332] 此外,基于患者 26 的心脏 80 是正常或者窦性心律的假设,进行流程图 590 和相关询问。患病患者的 ECG、压力以及其它测量可以不同。然而,不同的状态信息可以用来确定包括在各个询问块中的仪器的状态。另外,可以添加此外的询问,诸如可以进行并且询问舒张压的变化、脉压的变化速率、平均舒张压力以及其它测量,以确定仪器的状态。因此,以上讨论的询问是当确定仪器的状态或者定位时可以进行的询问的示例。

[0333] 除了可以与 ECG 定时比较的、利用标测导管 100 采取的各种测量之外,如以上所讨论的那样,将理解的是,跟踪标测导管 100 以得到在患者 26 内的位置。因此,如以上所讨论的那样,标测导管 100 的下方和上方定位可以用来帮助彼此区分 SVC、RA 以及 IVC。另外,中间和横向位置可以用来帮助确定肺动脉瓣和动脉距三尖瓣和右心房的位置。如图 26A 和 26B 所示,PV 和 PA 从 TCV 和 RA 横向移位。因此,标测导管 100 的位置还可以用来帮助确定标测导管 100 的位置并且确定患者 26 内的标测导管 100 的状态。

[0334] 解剖同步

[0335] 如图 26A 所示,PSU 40 和 ECG 570 可以与患者 26 连接。ECG 570 或者任何适当的生理监测系统可以用来测量患者生理功能。该信息可以用来使位置确定与患者功能的生理周期同步。位置确定可以是使用标测导管 100 上的电极进行的确定,以确定患者 26 内的标测导管 100 的位置。另外,参考电极 52a、52b 可以用来确定参考阻抗 Z52a52b,其可以用来确定参考电极 52a、52b 相对于患者 26 和其它电极膜片 46a-50b 的位置。

[0336] ECG 570 可以用来识别患者 26 的心动周期,并且确定患者 26 当前存在于心动周期



的哪个部分。参考膜片 52a、52b 可以用来通过测量放置于患者 26 的背侧和前侧上的两个参考膜片 52a、52b 之间的阻抗,确定患者 26 的心动和呼吸周期。

[0337] 根据一个理论,随着心脏 80(例如心室)填充血液并然后排空血液,在两个参考膜片 52a、52b 之间确定的参考阻抗 Z52a52b 变化。如由本领域技术人员理解的那样,显著量的血液经由主动脉流入心室、然后到肺和体循环。患者 26 的血液相对于周围组织和其它身体组成部分(诸如骨骼肌、骨头和空气)是高导电的。因此,当心脏 80 跳动并且血液进入心脏 80 和流出心脏 80 时,由于被泵送的血团(bolus of blood)的位置的移动,在心脏 80 附近的患者 26 的部分的导电性作为时间的函数而变化。因此,参考阻抗 Z52a52b 的变化可以用来确定或者跟随心动周期。

[0338] 除心脏 80 泵送血液之外,胸腔和胸廓区域中的压力也可以基于患者 26 的呼吸周期而变更。当在吸入期间患者 26 的肺填充时,胸腔膨胀并且胸廓内的相对负压降低。在呼出期间,例如当肺在峰值呼出处时,胸廓中的相对负压帮助血液引到心脏 80 的心室中。当肺在峰值吸入时,负压较少,并且心脏的填充较少。另外,当肺膨胀和收缩时,心脏位置相对于其它解剖结构(诸如剑突)而变化。因此,在峰值吸入期间,心脏 80 内的血液的体积和相关确定的阻抗将具有与峰值呼出期间不同的血液量。

[0339] 如以上所讨论的那样,参考膜片 52a、52b 可以安置于剑突和剑突的直接背侧上。如以上所讨论的那样,在吸入和呼出期间,心脏 80 可以移动。因此,确定的参考阻抗 Z52a52b 的差异还可以用来确定心脏 80 的位置和呼吸周期。另外,由于参考阻抗 Z52a52b 基于呼吸和心动周期,因此可以对参考阻抗 Z52a52b 的信号进行滤波,以确定关于这两个周期的信息。

[0340] 因此,PSU 40 可以单独使用或者与其它生理监测系统一起使用,以使用阻抗和/或关于参考膜片 52a、52b 的位置的信息以及 ECG 570 来确定患者的心动和呼吸周期两者。生理周期的部分可以用来对标测数据 194 进行分类。例如,第一标测数据点可以被确定为在右心室周期的填充(例如,心脏舒张)部分内。第二标测数据点可以被分类为在右心室心动周期的排空(例如,心脏收缩)部分内。类似地,标测数据 194 可以被分类成在呼吸周期的呼出或者吸入部分内。因此,可以基于心动周期和呼吸周期,将每个标测数据 194 分类为适当的或者所选择的群。

[0341] 然而,生理周期不一定仅被分成两个群或者分开查看。例如,标测数据可以被收集并且分类成(1)在呼出期间的心脏收缩中,(2)在吸入期间的心脏收缩中,(3)在呼出期间的心脏舒张中,以及(4)在吸入期间的心脏舒张中。还可以提供或选择其它分类,以进一步对收集期间的标测数据进行分割。然而,标测数据不一定被分类,但是为了这里讨论的原因或目的,可以以任何适当数量的类别进行分类。

[0342] 参照图 30A,一旦基于所选择的类别(其可以是关于所选择的周期的部分,诸如右心室的心动周期的心脏收缩部分)而收集了标测数据 194 的适当的数据集,则可以在显示器 58 上显示心脏舒张面绘制 700。然后,在面 700 上或者相对于面 700,用户 22 或者 PSU 40 可以标识第一点 702、第二点 704 以及第一与第二点 702、704 之间的尺寸 706 来用于分析。面上的点 702、704 可以用于心脏 80 的诸如体积变化等的分析。

[0343] 参照图 30B,还可以收集关于右心室的心脏收缩状态的适当的数据集,并且还可以在显示器 58 上绘制示出心脏 80 的心脏收缩状态的面 720。可以在心脏收缩面 720 上确定

相应点 702' 和 704'。还可以确定两个点 702' 和 704' 之间的尺寸 722 用于分析。面上的点 702'、704' 可以用于心脏 80 的诸如体积变化等的分析。

[0344] 因此,用户 22 可以选择标测数据 194,其被示出为显示器 58 上的标测数据点 198 或者示出为显示器 58 上的面 700 和 720。然后,用户可以查看心脏 80 的各个面或者模型,以标识电极导线植入位置、解剖功能以及其它所选择的信息。还将理解的是,还可以在呼吸周期的不同状态中收集用来绘制面的数据。因此,显示的面可以包括呼吸周期的不同状态。各个面(诸如心脏收缩和心脏舒张状态面)可以基于在心动周期中心脏 80 的状态,示出心脏 80 中的差异。可以由用户 22 或者任何适当的系统使用该信息,以诊断心脏 80 的疾病、植入电极导线定位(例如,用于最佳刺激)等。

[0345] 如本领域技术人员将理解的那样,心脏的部分的三维空间或者患者空间中的位置(诸如右心室的内壁位置)至少基于患者 26 的心律和呼吸。因此,利用标测导管 100 收集的标测数据 194 可以被标识或者分类,以对与被标测的各个部分(诸如心脏 80 的壁)的位置相关的标测数据进行分类。这可以允许对各个收缩、张弛以及呼吸位置处的心脏 80 基本精确的解剖图。

[0346] 仅对或者基本仅对类似分类的标测数据进行分类、保存以及绘制还可以允许在显示器 58 上确定、绘制以及显示多个面。根据各个实施例,将标测数据分配成不同类别的技术可以用来至少提供 1) 心脏的稳定显示,2) 与患者 26 的生理同步的视频或者运动“图像”,或者 3) 缓慢运动视频或者运动图像,而不参照任何当前的患者 26 的生理。心脏 80 和各个仪器(诸如心脏 80 内的标测导管 100)的运动给予用户 22 利用的信息。可以通过显示被分类成多个周期或各个周期的相继部分的标测数据的相继图像而生成运动。得到的标测数据点或者面可以用来示出心脏 80 的自然和真实的位置以及移动。然而,将理解的是,可以对于患者 26 的任何适当的区域收集标测数据,并且心脏 80 仅是示例。然而,显示器 58 上的图像不一定是仅与心脏 80 内的最大距离的平均相关的静止图像,而可以是基于来自患者 26 的被分类标测数据的多个绘制的相继显示的运动图像。

[0347] 作为一个示例,可以根据特定或者单个所选择的标测数据类别(例如,心脏舒张和呼出)的数据绘制心脏的稳定图像。这样的图像可以给予用户 22 很大理解和信任。还可以与相同分类一起呈现诸如标测导管 100 的电极 108、110 的仪器的绘制,使得物理位置的表示在与心脏腔室/脉管的绘制图像相同的背景中。

[0348] 当标测数据被聚集、分类以及存储时,运动视频(诸如通过与患者 26 的生理同步的稳定图像的顺序渐变(morph)而生成的运动视频)可以如所发生的一样模仿心脏 80 的位置和运动。虽然在节律变化(诸如叹气或者额外收缩的心动活动)期间可以采取特别注意,但是这样的运动视频允许基本上实时绘制诸如标测导管 100 的仪器。即,电极或者其它传感器的定位可以在它们被接收并被叠加在运动背景上的同时而被画到显示器 58。这可以与心脏 80 的稳定图像(其可以根据相同分类的标测数据而画出)进行比较。显示叠加在稳定或者固定图像上的仪器的运动可能是模糊的;即,当实际上心脏 80 运动时,它会示出移动并且穿透心脏 80 的壁的电极导线,但是在显示器 58 上没有这样示出。播放作为背景图像(在其上显示仪器位置)的视频假设心脏位置和运动保持与获取数据时的相同。尽管这可能不是精确真实的,但是可以向用户 22 提供利用基于未分类的数据或者仅标测数据的单个类别的稳定图像看不到或者没有提供的信息。

[0349] 心脏 80 和仪器的缓慢运动视频可以帮助用户 22 理解被呈现的数据。这可以是保存的标测数据的重放,使得可以很容易看到心脏和仪器的相对位置。这样的视频可以从最近保存的标测数据中选择,并且在植入过程期间被重放。另外,可以为了培训、回顾或者计划的目的,重放标测数据。

[0350] 作为此外的具体示例,可以针对心动周期和呼吸周期的任何适当的部分聚集标测数据。然后,可以在显示器 58 上显示不同分类的数据,如图 30A 和 30B 所示,以示出不同心动周期位置处的心脏 80 的面绘制 700、720。然后,可以相继或者与 ECG 570 或者诸如剑突和背部的两个电极之间的位移同步地显示所选择数量(诸如 2、4、16)或者任何适当的数量的绘制。这可以允许显示器 58 上的显示基本模仿患者 26 的心动周期和呼吸周期。

[0351] 面 700、720 可以基于绘制利用标测导管 100 收集的标测数据 194。利用在患者 26 的外部或者与 PSU 40 和标测导管 100 分离的成像系统收集的图像数据不一定是生成在图 30A 和 30B 中示出的面 700、720 所必须的。然而,显示器 58 上的显示可以用来基于将标测数据 194 分类成患者的周期(诸如心动和呼吸周期),显示心脏 80 的基本正确的解剖位置。因此,可以生成显示器 58 上的面绘制,以向用户 22 示出顺序运动以及其它适当的信息,而不需要外部成像系统来对患者 26 进行连续成像。

[0352] 双极性和单极性测量

[0353] 如先前所讨论的那样,标测导管 100 可以包括两个电极,诸如尖端电极和环形电极 108、110。当两个电极被暴露时,可以进行双极性测量,并且当仅一个电极被暴露时,可以进行单极性测量。标测导管 100 的两个电极可以通过鞘或者其它套管部分在特定的定位被传递到患者 26。当两个电极在鞘内时,没有电极或者仅尖端电极 108 暴露于流体,该流体允许电极测量患者 26 内的阻抗或者电压。当两个电极(包括尖端和环形电极 108、110)都暴露时,则两个电极都可以测量患者内的阻抗。另外,放置于患者 26 内的其它仪器可以包括一个或多个电极以测量阻抗。标测导管 100 的电极 108、110 还可以用来测量患者 26 内的电活动(诸如测量患者 26 的心脏 80 中的电活动),以生成患者 26 的心电图。

[0354] 因为暴露于患者 26 的解剖的电极的数量可以随时间而不同,因此包括 PSU I/O 42 的 PSU 40 可以确定系统 PSU 40 应该以单极性还是双极性方式测量诸如 EGM。当两个电极被暴露时,PSU 40 可以以双极性方式测量诸如患者 26 的 EGM 或者阻抗。当两个电极的仅一个被暴露时,则系统 PSU 40 可以以单极性方式测量。因此,PSU 40 和其它适当的系统可以以单极性或者双极性方式测量(例如,利用一个电极或者两个或者更多电极测量),并且可以在单极性与双极性之间手动或者自动地切换。

[0355] PSU 40 可以基于各种输入,在单极性与双极性方式之间切换。例如,当电极导线或者标测导管 100 正被推动经过鞘或者其它绝缘套的末端时,用户 22 可以输入。因此,基本手动输入可以用来指示系统 PSU 40 以单极性或者双极性方式测量。

[0356] PSU 40 可以取决于暴露的电极的数量,基本自动地确定单极性还是双极性测量。当两个电极在时间步长处测量阻抗和/或 EGM 基本相同时,当在基本紧接的时间步长处测量 EGM 和/或阻抗基本不同时,PSU 40 可以确定两个电极被暴露。以此方式,当一个电极暴露于患者 26 的体液时,可以测量阻抗,而其它基本绝缘的电极没有测量患者 26 内的阻抗。在第二时间步长处,当第二电极暴露于患者 26 时,其可以测量患者 26 的阻抗。另外,当标测导管 100 的两个电极都被暴露时,两个电极测量的阻抗应该基本匹配。可以使用其它适

当的方法来确定电极何时被暴露或者何时被推动经过鞘的末端,该方法诸如在 2009 年 4 月 9 日提交的美国专利申请第 12/421,375 号中公开的方法,该专利申请通过引用合并于此。

[0357] 当在以双极性或者单极性方式测量患者中的 EGM 或者阻抗之间切换时,可以测量差异或者相似度。例如,利用彼此接近的第一和第二电极(诸如标测导管 100 的尖端电极 108 和环形电极 110)测量患者的阻抗,则患者 26 的测量的阻抗应该基本类似。因此,当采取适当的测量时,可以获得信赖的测量。另外,诸如通过确定电极何时被取回,EGM 测量可以在双极性与单极性测量之间变化。例如,当电极与导管绝缘或者取回到导管中时,EGM 信号消失。

[0358] 流动方向

[0359] 根据各个实施例,如图 31A-34B 所示,可以利用 PSU 40 确定患者 26 内的物质的流动方向。另外,还根据各个实施例,可以在显示器 58 上显示患者 26 内的物质的流动。患者 26 内的物质的流动方向可以用于各种目的,诸如确定冠状窦、其它开口的定位、脉管或者脉管系统内的物质的流动、或者其它信息。流动方向可以用来标识心脏 80 内的冠状窦口(CS OS)。CS OS 的标识可以用来帮助标识诸如心脏 80 的左部分内的电极导线的适当植入的定位,并且可以用来标识与先天循环异常相关联的不希望的流动方向。因此,流动方向可以用来标识或者诊断各种疾病。

[0360] 参照图 31A 和 31B,标测导管 100 可以放置于患者 26 内,诸如在心脏 80 内。如以上所讨论的那样,标测导管 100 包括电极,其可以测量患者 26 内的阻抗以用于利用 PSU 40 的位置确定。可以基于标测导管的电极 108、110 随时间的移动,计算患者 26 内(诸如心脏 80 内)的流动或者移动的方向。电极 108、110 可以在保持标测导管 100 的部分(诸如标测导管 100 的近端)稳定或者在静止定位处的同时而移动。因此,电极 108、110 的移动可以基本或者仅因为标测导管 100 的远端处的物质的流动。

[0361] 例如,如图 31A 所示,在第一时刻处,可以相对于面 281 的部分上的点 740 确定表示尖端电极 108 的位置的尖端电极点 108'。可以计算两个点 740、108' 之间的距离 742。在比第一时刻晚的第二时刻(诸如第二时刻的分数、完整的第二时刻或者任何适当的时刻部分)处,可以确定尖端电极 108 的第二位置或者点 108",并且可以计算相对于面 281 上的同一点 740 的第二距离 744。

[0362] 两个距离 742 与 744 之间的差异可以用来计算流动量或者流动力。还可以基于两个点 108'、108" 确定尖端电极 108 的移动方向,以确定相对于面 281 上的点 740 的流动方向。因此,可以基于标测导管 100 的位置随时间的变化,计算流动方向和流动力的表示。

[0363] 球囊 102 可以用来通过产生患者 26 内的流内的阻力,帮助确定流动方向。如以上所讨论的那样,球囊 102 一旦放置于患者 26 内则可以扩张,并且球囊 102 可以具有比标测导管 100 的剩余部分的横截面大的横截面。球囊 102 及它的大面积可以相对于标测导管 100 的电极 108、110 产生拖动,以帮助流动方向和力的确定。物质(诸如血液)的流动可以拖动球囊 102 以确定运动。

[0364] 还可以通过两个点之间的物理差异来确定患者 26 内的流动方向。因为 PSU 40 允许基于患者 26 内的测量到的阻抗或者电压,确定放置于患者 26 内的电极的三维位置。因此,如果两个电极相对于彼此放置,并且允许流作用于两个电极的至少一个(即,可移动的电极),那么可以确定可移动电极相对于基本更固定电极的移动方向。可以选择标测导管

100 上的两个电极相对于彼此移动,以帮助确定流动方向。然而,可以提供其它装置或扩充的标测导管 100。

[0365] 例如,如图 32 所示,示出了标测导管 750。标测导管 750 可以与以上所讨论的标测导管 100 类似,并且与标测导管 100 一样,可以包括不止一个电极或者球囊 102。然而,为了当前讨论简单,讨论标测导管 750 为仅包括单个导管电极 752。标测导管 750 可以包括可以放置于患者 26 内的鞘或者插管的管道 754。穿过内插管或者通道 756 的可以是第二易弯曲电极体 760。易弯曲电极体 760 可以包括电极尖端 762 和可以与套 764 绝缘的长度。与以上讨论的电极(诸如标测导管 100 的尖端和环形电极 108、110)类似,电极尖端 762 可以用来测量患者 26 内的阻抗或者电压。

[0366] 导管电极 752 可以用来测量第一位置,并且易弯曲构件电极 762 可以用来测量第二位置。易弯曲构件电极 762 可以被允许基于患者 26 内的物质的流动,相对于导管电极 752 而弯曲和移动。为了允许易弯曲构件电极 762 相对于导管电极 752 移动,易弯曲构件 760 可以由如下任何适当的材料构成:当受到患者内的物质的流动影响时,其足够弯曲以相对于导管电极 752 移动。另外,外部部分 750(特别是其远端)在流动或者运动确定期间,可以保持在心脏或者其它适当的体内的静止定位处。根据各个实施例,易弯曲构件 760 可以由基本小直径线构成,其中该小直径线可以由任何适当的材料(诸如金或者铜)构成。另外,将理解的是,仅为了清楚而示出标测导管 750 和易弯曲构件 760 的尺寸,并且可以以任何适当的尺寸设置它们。例如,易弯曲构件 760 可以具有基本填充插管 756 的内径的外径。

[0367] 如图 33 所示,标测导管 750a 可以包括内部插管 756a,其具有与易弯曲构件 760 的外径基本匹配的内径。因此,除了作用于易弯曲构件 760 的从标测导管 750a 的远端 770 延伸的部分的力之外,易弯曲构件 760 可以相对于导管电极 752a 保持基本固定。因此,基于易弯曲构件电极 762 相对于导管电极 752a 的位置,将基本仅表示流动运动。

[0368] 参照图 34A 和 34B,标测导管 750a 可以放置于患者 26 内,诸如在心脏 80 的右心房内。一旦标测导管 750a 放置于心脏 80 内(或者在任何适当的时刻),易弯曲构件 760 则可以延伸出导管体 754a 所选择的距离。一旦易弯曲构件 760 延伸出导管体 754a(诸如距远端 770 所选择的距离),则心脏 80 内的流动可以使得易弯曲构件 760 弯曲或者移动。易弯曲构件电极 762(其基本放置于易弯曲构件 760 的远端或者任何适当的位置处,易弯曲构件 760 能够相对于导管体 754a 的远端 770 移动)可以在流内移动。一旦流动的力作用于易弯曲构件 760 以移动易弯曲构件电极 762,则 PSU 40 可以确定导管电极 752a 和易弯曲构件电极 762a 两者的位置。

[0369] 如图 34B 中的显示器 58 上所示出的那样,可以在显示器 58 上相对于诸如面 281 的标测点 198 显示标测导管电极图标 752a'。然而,将理解的是,确定流动方向不一定需要示出其它标测数据 194。为了说明目的和该讨论,显示面 281 作为示例。

[0370] PSU 40 还可以将易弯曲构件电极 762 的位置示出作为易弯曲构件电极图标 762'。然后,用户 22 可以查看显示器 58 上的标测导管电极图标 752a' 与易弯曲构件电极图标 762' 之间的位置,以查看流动的方向。另外,PSU 40 可以基于标测导管电极 752 和易弯曲构件电极 762 的确定的位置的位置差异,确定流动方向。流动方向可以被示出为图标,诸如箭头图标 780。箭头图标 780 可以示出所选择的区域中的流动方向。例如,心脏 80 内的血液的流动可远离 CS OS,但是血液在心脏 80 内的其它定位处可在任何各个方向上流动。将

理解的是,流动方向还可基于患者 26 内的位置而变化。因此,可以在显示器 58 上显示一个或多个流动方向图标,诸如箭头 782、784 以及 786。

[0371] 根据各个实施例,显示器 58 可以包括任何和全部以上讨论的数据。另外,如以上所讨论的那样,可以根据任何方法操纵显示器 58。因此,可以进行摇动以示出如在图 34B 中的显示器上所示出的流动方向的变化位置的基本三维特性。这可以允许用户 22 示出标测数据和流动方向确定的二维或者三维视图。另外,可以基本实时处理各个电极(诸如标测导管电极 752a 和易弯曲构件电极 762)的位置。这允许显示器 58 实时更新以示出流动随时间的变化。显示器 58 还可以用来随时间显示单个定位中的多个流动方向。因此,用户 22 可以基于多个流动方向测量,查看扰动区域并且理解单个区域中的扰动。扰动可能是由于导致倒流流动的瓣膜机能障碍而引起的。

[0372] 另外,可以基于易弯曲构件 760 的弯曲量,确定流动力。弯曲量可以基于延伸经过标测导管体 754a 的远端 770 的易弯曲构件 760 的已知尺寸和易弯曲构件电极 762 相对于标测导管电极 752a 的位置。易弯曲构件电极 762 从标测导管电极 752a 径向位移越远,则可以推断或者确定特定区域内的流动力越大。

[0373] 根据以上,PSU 40 可以用来标识各个点和 / 或定位,并且在显示器 58 上示出各个点。通过标识多个点并且在三维空间中描绘或者确定每个点相对于彼此的定位来生成图。如以上所讨论的那样,可以在显示器 58 上示出该图作为标测数据点 198 或者面 281。另外,如以上所讨论的那样,PSU 40 可以用来标识并且示出患者 26 内的各个陆标或者特征的定位。

[0374] 装鞘 (sheathing) 检测

[0375] 如以上所讨论的那样,放置于患者 26 内的电极可以用来感测或者测量电压和 / 或确定阻抗。电压或者阻抗可以用来确定患者 26 内电极的位置。可以在显示器 58 上示出患者 26 内的电极的位置,并且可以根据位置数据生成图。

[0376] 然而,根据各个实施例,如图 3 所示,标测导管 100 可以通过鞘 104 导入到患者 26 中。鞘 104 可以使标测导管 100 上的电极基本绝缘,使得电极无法正确地感测患者 26 内的电压,因此变更患者内的导管和电极的确定的位置。类似地,作为可伸缩电极的电极可以缩进绝缘外壳中,从而基本绘制无法测量的任何电压和阻抗确定。

[0377] 因此,可以选择包括如下算法或者方法:其确定用于标测或者位置确定的电极是否被正确地暴露于患者 26 内。根据各个实施例,PSU 40 可以识别电极是装鞘的还是未装鞘的。如这里所讨论的那样,装鞘的电极可以是由绝缘体(诸如用于传递导管或者导入导管的鞘)覆盖的任何电极。未装鞘的电极可以是暴露于患者 26 内的导电介质的任何电极,用于正确地感测电压以确定阻抗。

[0378] 参照图 35,显示器 58 可以示出导管(例如,相对于导管可移动的电极)、可伸缩到鞘中的导联电极、或者其他位置元件是否被确定为装鞘的或者未装鞘的。如屏幕 58a 所示,示出了标测导管 100 的部分的表示。标测导管 100 可以被示出为包括鞘部分 108 和可延伸电极部分 102x。将理解的是,可以以任何适当的颜色或者灰度等级设置或者示出图标 108 和 102x。例如,如图 35 所示,可以示出鞘图标 108 比电极图标 102x 更宽或者与电极图标 102x 不同颜色,其中,电极图标 102x 可以被示出基本为空或者仅为轮廓。另外,还可以相对于图标 108 和 102x 显示标测数据点 198。如这里所讨论的那样,如果确定标测导管 100 是

装鞘的,那么替选显示器 58a' 可以显示装鞘的图标 102x'。装鞘的图标 102x' 可以在颜色、阴影或者灰度等级上与电极图标 102x 不同,并且被示例性地示出为阴影线图标,但是也可被示出为鲜红或者橙色。然而,鞘图标 108 可以保持相同的颜色、阴影等。

[0379] 将理解的是,可以以蓝色、绿色、灰色或者其它适当的颜色示出未装鞘的图标 102x。然而,可以以通常理解的暖色(诸如红色、黄色、橙色等)示出装鞘的图标 102x'。然而,与图示无关,显示器 58 可以用来标识或者向用户 22 通知标测导管或者电极是装鞘的或者未装鞘的。另外,除了视觉警报之外,还可以向用户给出标测导管或者电极变成装鞘的声音警报。

[0380] 根据各个实施例,各个标测电极的位置(相对的或者绝对的)的测量可以用来确定电极是否被装鞘。一个或者多个算法或者方法可以用来确定标测导管 100 的电极是否被装鞘。因此,虽然这里公开或者讨论了多个算法,但是可以选择仅一个或者任何适当的数量用于鞘或者未装鞘检测。

[0381] 还将理解的是,如果电极是装鞘的,那么位置信息可能不是可靠或者有效的。因此,如果确定标测导管的标测导管电极是装鞘的,那么可以确定在生成显示器 58 上显示的标测数据点 198 或者面时,不使用或者不应该使用基于装鞘的标测导管的位置信息。

[0382] 任何适当的时间标度(诸如用于收集标测导管 100 的位置信息的一个或多个时间步长)可以用来确定信息是否用来生成显示器 58 上的图。通常,可以以大约每 80 毫秒一个样本来对标测导管的位置进行采样。针对各种目的,可以选择在一个时段内或者在任何其它适当的时段(诸如两个、三个或者其它采样速率)处进行标测导管是装鞘还是未装鞘还是变成了装鞘的检测。例如,如果选择不应该使用标测导管是否变成装鞘的确定以及位置信息,那么可以使用十个样本来确定特定位置样本是否有效。

[0383] 用于鞘检测的算法可以基于各个观察或者确定。观察可以包括至少以下五个观察:

[0384] 1. 如果电极在两个相继时间步长(无论是不是紧接的)之间比它在先前时间步长之间行进得显著更远,那么电极有可能变成了装鞘的。

[0385] 2. 如果属于同一仪器的两个电极在非常不同的方向上行进,那么仪器有可能变成了装鞘的。

[0386] 3. 如果属于同一仪器的两个电极行进非常不同的量,那么仪器有可能变成了装鞘的。

[0387] 4. 如果期望或者已知为相对接近间隔和不易弯曲的仪器上的电极间间距从绝对意义上讲或者相对于先前样本变得非常大,那么仪器有可能变成了装鞘的。

[0388] 5. 如果确定电极或者仪器经过了最大距离(尤其如果在所选择的时段),那么它有可能变成了装鞘的。

[0389] 如这里进一步所讨论的那样,五个观察的每个可以被编码成计算机可读程序并且遵循算法。五个观察的任一或者全部可以用来确定一个或者多个电极或者整个仪器(例如,标测导管 100)是装鞘的。此外,如这里进一步所讨论的那样,观察可以用来比较位置信息或者数据的一个或多个样本。

[0390] 参照图 36,在流程图 800 中示出了用于鞘检测的常规算法。该方法可以在开始块 802 中开始。在确定块 804 中,如以下根据各个方式所讨论的那样,可以确定电极是否是装

鞘的。如果确定电极未装鞘,那么可以跟随“否”路径 806,并且可以在块 808 中收集并且保存标测数据。如以上所讨论的那样,可以在显示器 58 上显示收集的标测数据以用于各种过程和目的。然后,方法 800 可以在块 810 中结束。

[0391] 根据以下讨论的各种方式的任一个,如果确定电极是装鞘的,那么可以跟随“是”路径 812。然后,在块 814 中,可以将电极标记为装鞘的,并且可以忽略当电极装鞘的同时收集的位置数据。然后,方法可以前进到块 816 中将电极抽出鞘。一旦电极是未装鞘的,那么在块 808 中可以再次收集并且保存标测数据,并且鞘检测方法可以在块 810 中结束。

[0392] 这里讨论的方式的任一或者全部可以用来确定电极是否是装鞘的。另外,可以确定仪器上的全部或者少于全部的电极是装鞘的。如以上所讨论的那样,可以以任何适当的方式在显示器 58 上示出然后被标记为装鞘的电极或者仪器。

[0393] 在鞘检测的一个方式中,确定电极是否变成装鞘的可以基于如下明显确定:电极在两个相继时间步长之间比它在两个或更多个先前时间步长之间行进得显著更远。为了做出确定,PSU 40 可以确定与用于每个到来样本的一个或多个电极相关的矢量。记录与当前时间步长和全部先前或者所选择数量的时间步长相关的当前矢量。如果当前矢量显著大于(诸如至少重要阈值)用于所选择的电极的先前矢量,那么所选择的电极被标记为装鞘的。将理解的是,任何适当数量的电极可以被如此测试,并且被标记为装鞘与否。然而,通常,如果确定仪器的至少一个电极装鞘的,那么整个仪器被标记为装鞘的。

[0394] 重要阈值可以是任何所选择的和适当的值。另外,重要阈值可以取决于先前矢量的大小而变化。通常,当前矢量是否显著大于先前矢量的关系反比于该矢量的幅度。因此,如果矢量小,那么重要阈值的值必须高;并且如果矢量大,那么重要阈值应该低。这通常是因为如果电极在患者 26 内相对静止,那么可能存在非常少的移动。一旦用户移动电极(诸如标测导管 100 的电极),则新运动可以是大于先前运动的幅度,然而,它没有被装鞘。如果用户快速移动电极并且它变成装鞘的,那么由于装鞘而导致的运动量不会远远大于由于用户的操作而导致的自然运动。

[0395] 为了解决矢量幅度与阈值之间的关系,可以进行如下确定:当前行进的距离或者矢量幅度是否是提高到先前移动或者矢量的四次方的至少 4.5 倍。换句话说,如果确定电极的先前矢量的幅度是 2mm,其提高到 4 次方是 16mm,并且当前矢量具有 72mm 或者更多的幅度,那么 PSU 40 可以确定电极变成了装鞘的。可以选择其它适当的阈值,诸如大于或者小于 4.5 的乘数或者大于或者小于 4 的乘方。

[0396] 一旦确定电极是装鞘的,则确定收集的数据是无效的。PSU 40 没有收集并且使用有效的数据用于标测,直到确定电极是未装鞘的为止。一旦 PSU 40 确定电极是装鞘的,则该确定保持直到做出未装鞘的确定为止。维持装鞘的确定,直到电极接近最后已知未装鞘定位的电极的所选择半径为止。换句话说,当确定电极接近电极先前是未装鞘的点时,可以确定电极已从鞘中移出。该半径可以随时间增加,以补偿当电极被装鞘时会出现的自然移动。

[0397] 在各种方式中,如果两个电极相对接近,并且在属于同一仪器(诸如电极导线或者标测导管 100)的刚性部分上在非常不同的方向上行进,那么可以确定电极是装鞘的。两个电极可以是标测导管 100 的尖端和环形电极。用于确定两个电极在显著不同的方向上行进的处理可以以确定单位矢量开始,该单位矢量描述尖端电极 108 和环形电极 110 的行进



方向。如以上所讨论的那样,环形电极 110 是近侧,并且比尖端电极 108 更靠近鞘 104。首先,如果尖端电极 108 移动了非常小的量(例如,小于大约 2mm,或者小于大约 1mm),那么认为该处理是不准确的,这是因为确定的运动可能是由于 PSU 40 系统中的噪声而导致的。因此,通过该处理,环形电极 110 的装鞘的属性没有变化。然而,如果尖端电极 108 的确定的移动大于所选择的初始阈值,那么确定尖端电极 108 和环形电极 110 的矢量之间的点积,以计算行进方向的相似度。如果点积低于点积阈值,那么环形电极被标记为装鞘的。点积阈值可以通过用户选择或者通过 PSU 40 自动选择并且被编程到 PSU 40 中。例如,点积阈值可以是 0.25。还将理解的是,仪器(诸如标测导管)可包括不止一个环形电极,因此,对于每个环形电极重复该处理。

[0398] 再者,一旦电极被标记为装鞘的,则它不被标记为未装鞘的,直到计算未装鞘发生为止。在这种情况下,如果尖端-环形距离返回到最后已知的良好尖端-环形距离的某个未装鞘因子,那么可以确定电极是未装鞘的。该未装鞘因子随时间流逝而增加,以解决 PSU 40 在患者 26 中生成的当前场中的非线性,这可使得尖端-环形距离自然增加。

[0399] 根据各种方式,如果属于同一仪器(诸如标测导管 100)的两个电极行进显著不同的量(例如,超过移动重要阈值),那么可以确定电极变成装鞘的。为了确定移动量是否显著不同,那么确定尖端和每个环形电极的行进距离。再者,如果尖端移动了非常小的量,那么认为该处理是不准确的,这是因为运动可能是由于噪声而导致的。因此,通过该测试,环形电极的装鞘的属性未受影响。另外,比较距离以了解环形电极是否比尖端电极显著移动更远。

[0400] 移动重要阈值可以由用户选择、自动选择或者预先选择。例如,移动重要阈值可以是三倍的差异。因此,如果确定尖端电极移动了至少三倍于环形电极的距离,那么该电极可以被标记为装鞘的。然而,可以选择任何适当的移动重要阈值,诸如两倍。

[0401] 再者,一旦电极被标记为装鞘的,则它不被标记为未装鞘的,直到进行未装鞘的测量为止。以此方式,确定尖端-环形距离返回到了最后已知的良好尖端-环形距离的某个良好距离未装鞘因子。该良好距离未装鞘因子随时间流逝而增加,以解决 PSU 40 在患者 26 中生成的当前场中的非线性,这可使得尖端-环形距离自然增加。

[0402] 根据各个方式,如果单个仪器(诸如标测导管 100)上的电极间间隔在绝对意义上讲或者相对于先前的样本变得显著更大,那么电极可变成装鞘的。如以上所讨论的那样,可以确定电极(诸如尖端电极 108 和环形电极 110)的位置。因此,还可以确定它们之间的距离。它们之间的距离可以是在患者 26 中在任何时刻测量的绝对值(诸如 1mm),或者当比较两个测量时的相对值。如以上所讨论的那样,可以确定尖端和环形电极 108、110 之间的距离并且根据尖端-环形校正方法校正该距离。然而,确定环形电极是装鞘的可以是替选确定,而不是仅校正 PSU 40 生成的患者 26 中的当前场的失真。

[0403] 鞘检测方法可以开始于确定和/或保存仪器上的每个电极与它的邻近电极之间的距离。如果距离高于某一绝对距离阈值,那么电极间的对中的近侧电极(例如,尖端电极 108)被标记为装鞘的。这可以是绝对距离确定或者装鞘确定处理的部分。绝对距离阈值可以是任何适当的距离,可以是已知的或者最初测量到的距离。例如,可已知两个电极分开 5mm。因此,绝对距离阈值可以是 5mm。

[0404] 如果没有达到绝对距离阈值,那么将电极间间隔与先前样本比较,以确定达到了

相对距离阈值。先前样本可以是紧接的先前样本或者任何适当的先前样本。如果达到相对距离阈值,那么对中的近侧电极被标记为装鞘的。

[0405] 相对距离阈值可以是任何适当的值。通常,相对距离阈值的重要性可以与距离相关。电极间距离越小,则越变得被认为是装鞘的。因此,相对距离阈值可以是如果当前电极间距离的平方是紧接的先前电极间距离的 2.5 倍,那么电极可以被标记为装鞘的。例如,如果当前电极间距离是 5mm,那么其平方是 25mm。因此,如果先前的电极间距离是 10mm 或者更小,那么电极被标记为装鞘的。

[0406] 再者,确定电极保持装鞘,直到测量到电极间距离返回到某一良好电极间距离因子为止。良好电极间距离因子可以是任何适当的因子,诸如是最后已知的良好电极间距离的 1.1 倍。最后已知的良好电极间距离可以是紧接在装鞘确定之前测量的电极间距离。

[0407] 此外,存在电极可在心脏 80 或者脉管系统内行进的有限距离。当经过有限距离时,电极将撞上内壁。因此,如果 PSU 40 跟踪以相对高的速率、在相当一致方向上行进以得到若干样本的电极,那么电极有可能变成装鞘的并且是电无法测量的。行进的距离可以取决于电极的已知位置或者电极的先前已知位置。例如,如果已知仪器在受限的区域(诸如接近右心室尖)中,那么可以使用短距离作为阈值。另外,任何适当数量的时间样本、速度或者距离可以用来确定电极变成了装鞘的。

[0408] 如以上所讨论的那样,在任何仪器中,最近侧的电极最接近鞘,诸如环形电极 110 在标测导管 100 上的近侧并且最接近鞘 104。因此,通常,近侧电极可以是被装鞘的仅有的电极。当将电极标记为装鞘的时,整个仪器被标记为装鞘的。当标记为装鞘的时,确定在标记为装鞘的时间期间的全部位置信息为无效的。此外,PSU 40 可以向用户提供如下指示(诸如显示器 58 上的视觉显示):整个仪器是装鞘的。

[0409] PSU 频率切换和阻隔

[0410] 除以上所讨论的用于确定有效和无效数据的各种方法和过程(例如,鞘检测、尖端-环形校正等)之外,PSU 40 还可以检测干扰或者误差的其它源。误差的检测或者校正可以基于硬件滤波器、处理器确定或者其它适当的过程。然而,根据各个实施例,供除 PSU 40 之外的仪器使用的、注入到患者 26 中的电流的频率可干扰 PSU 40 使用的、用来确定标测仪器或者其它适当的仪器的部分的电特征的适合且正确的功能。

[0411] 生物阻抗的确定和电压的测量可以在 PSU 40 外部或者除 PSU 40 之外的应用中。生物阻抗的外部示例包括测量血液动力性能、保证患者电极连接以及其它患者特定应用。特别地,患者 26 可植入心脏起搏器。如果患者 26 具有植入的心脏起搏器,并且同时经受利用 PSU 40 的过程,那么来自心脏起搏器的干扰可干扰 PSU 40。

[0412] PSU 40 通过患者 26 注入电流、测量电极对或多个对之间的电压、并且计算阻抗。如以上所讨论的那样,PSU 40 可以针对不同轴膜片对以任何适当的频率或者多个频率注入电流。该频率由患者 26 安全地容许、有效地检测、并且提供高的信噪比特性。如果信号(还被称为解剖信号或者电流)被注入到身体、除 PSU 40 之外的系统中,那么场中的结果被叠加,其中,该信号具有与 PSU 40 使用的相同或类似的频率。如果一个系统与另一个系统在同一带内,那么可能出现干扰,对一个或者这两个系统带来易误解的或者失真的结果。如果发生干扰,那么解剖信号或者电流、或者非 PSU 信号可能是干扰信号或者电流。

[0413] 可以在利用 PSU 40 的位置确定开始之前确定解剖干扰信号是否出现。为了检测

干扰电流或者信号是否在患者 26 中出现,PSU 40 可以执行干扰测试,其包括信号生成和检测系统以及方法。干扰测试可以包括:在通过 PSU40 将信号支配或者注入患者 26 之前,确定是否出现干扰信号。如果检测到干扰信号,那么 PSU 40 可以在备选(诸如,相邻)频率上测试仪器的电极的检测。如果备选频率是无杂的,那么 PSU 40 的信号生成器可以切换到备选频率,并且 PSU 40 然后可以用来确定位置元件(诸如标测导管 100 的电极 108、110)的位置。因此,PSU 40 可以基于除 PSU 40 生成的信号之外的信号的带内检测、标测导管 100 的位置信息是否是准确的、或者其它适当的方法,自动检测解剖信号是否是干扰信号。PSU 40 还可以自动切换到没有被解剖信号干扰的频率。

[0414] 可以调用 PSU 40 的采样系统以检测在利用 PSU 40 的过程开始之后干扰信号是否进行干扰。采样系统可以执行周期性干扰检查,以揭示干扰信号是否出现并且可以以对用户 22 透明的方式切换频率。PSU 40 的采样系统可以周期地终止信号生成,以给予检测电路时期和自由来感测干扰信号并且确定干扰信号的频率。可以手动或者自动开始周期性干扰检查。当检测到干扰信号时,可以为 PSU 40 的操作选择非干扰频率或者信道。然后,PSU 40 可以自动或者手动切换到不会被干扰信号干扰的信道。具有宽的频率选择可以允许同时操作。

[0415] PSU 40 的采样系统可以包括用于针对信号生成和检测切换频率的系统。在采样系统中,信号生成可以使用可调谐滤波器,使得相邻频率操作是可能的。换句话说,一旦检测到将干扰轴膜片之间的 PSU 40 的信号生成的信号频率,则可以在用于 PSU 40 的位置确定的轴膜片的至少一对之间选择并且生成备选频率。还将理解的是,如果发现或者确定存在干扰信号,那么可以阻隔或者消除该信号的源。例如,可以暂时消除来自心脏起搏器的注入的电流。除了改变频率之外或者作为改变频率的备选,这也可以发生。

[0416] 因此,PSU 40 可以用来确定从位置元件确定的标测数据是否有效。如以上所讨论的那样,在利用 PSU 40 的过程开始之前或者在利用 PSU 40 的过程期间,可以进行干扰信号采样。如果发现存在干扰信号,那么特定标测数据可以被标记为无效的并且被丢弃、或者不用来生成标测数据点 198 或者面 241。然后,PSU 40 还可以对用户透明地切换到非干扰频率,以继续或者开始标测数据收集。

[0417] 结论

[0418] 患者 26 或者任何适当的对象的图、或者特征可以用作仪器(诸如电极导线 20)相对于物理结构的导航的图形表示。可以在不使用萤光镜或者其他成像系统的情况下,生成在显示器 58 上显示的图。因此,可以在不需要外部成像装置的情况下,实现导航(诸如图像引导导航)的优点。这可以通过消除或者减少需要获取患者 26 的图像数据的必要性,消除或者减少用户 22 暴露于辐射,并且减少过程次数。

[0419] 根据以上提供的详细描述,本教导的此外应用领域将变得明显。应该理解的是,详细的描述和具体示例(虽然表示各个实施例)仅旨在说明的目的,并且不旨在限制本教导的范围。



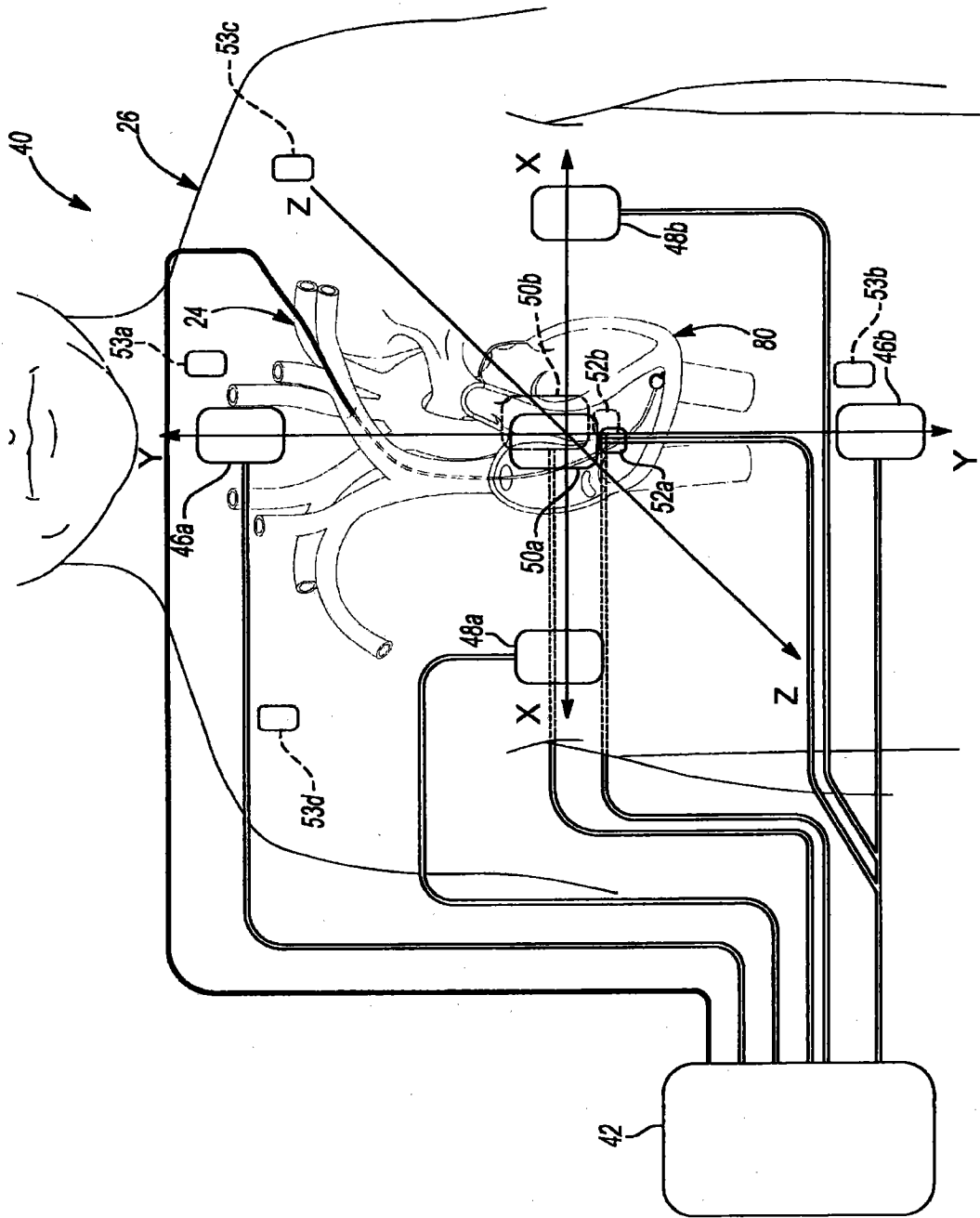


图 2

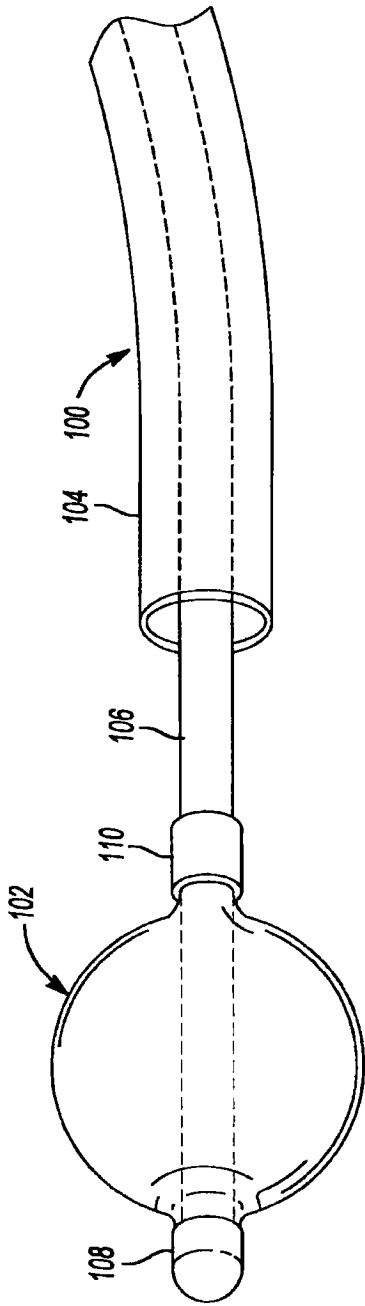


图 3

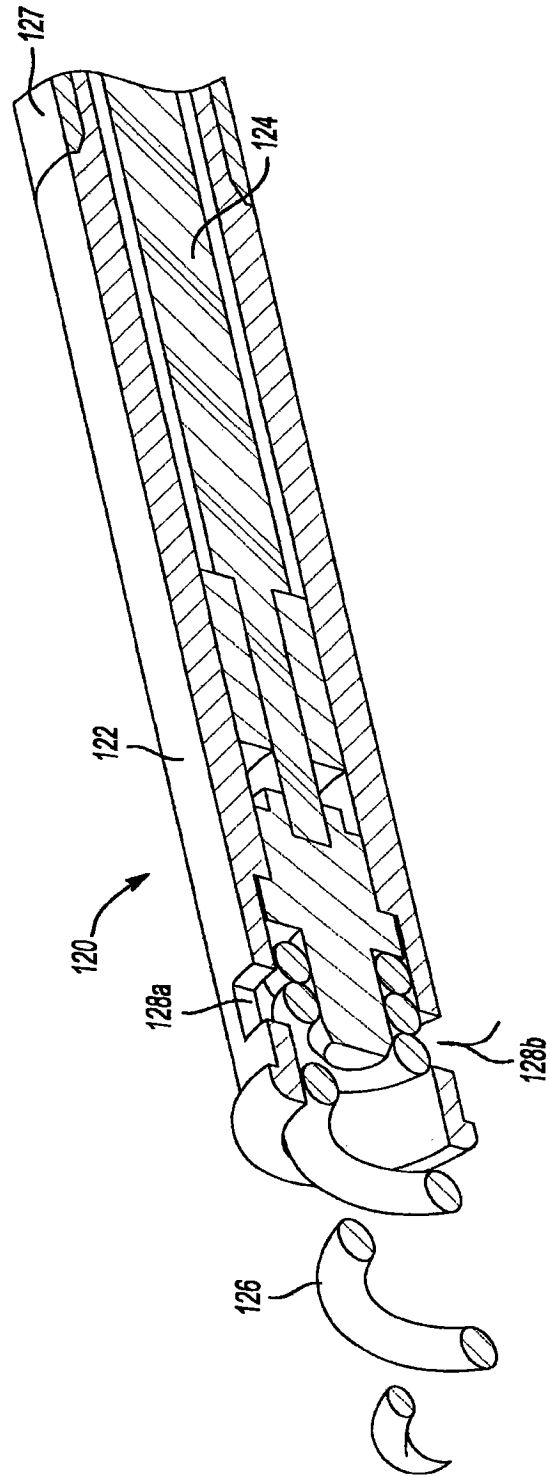


图 4



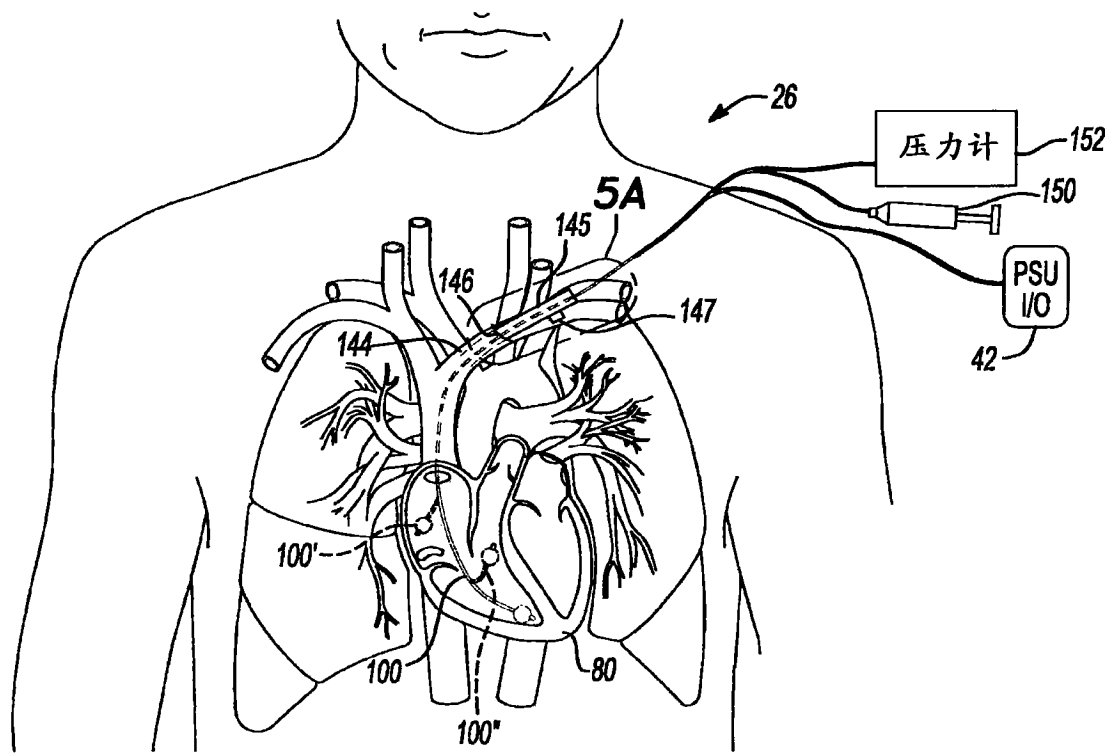


图 5

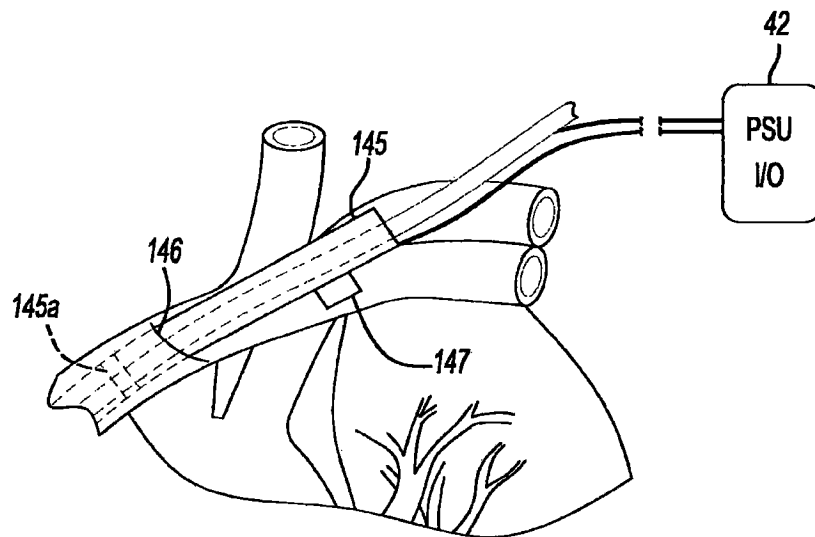


图 5A



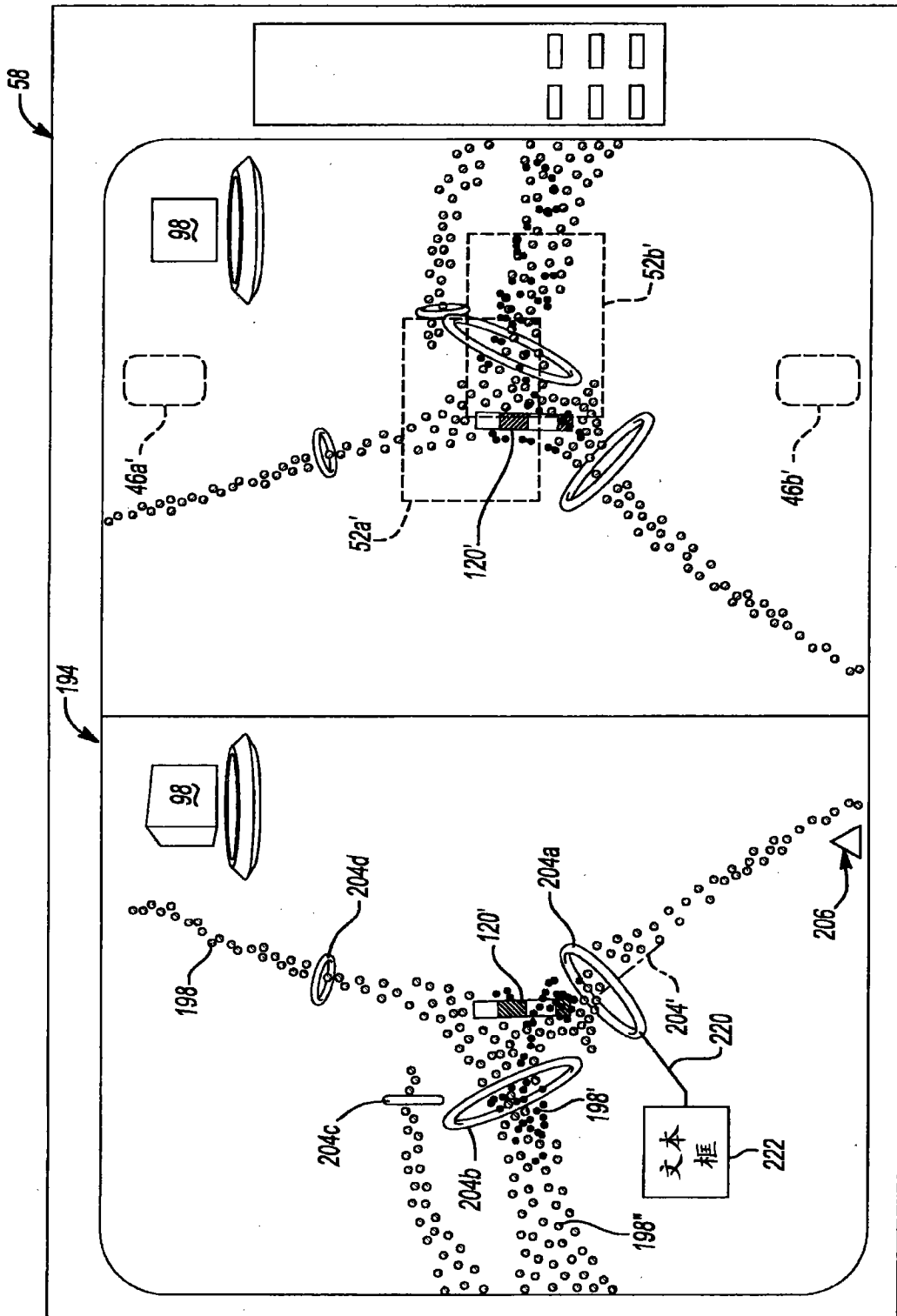


图 6

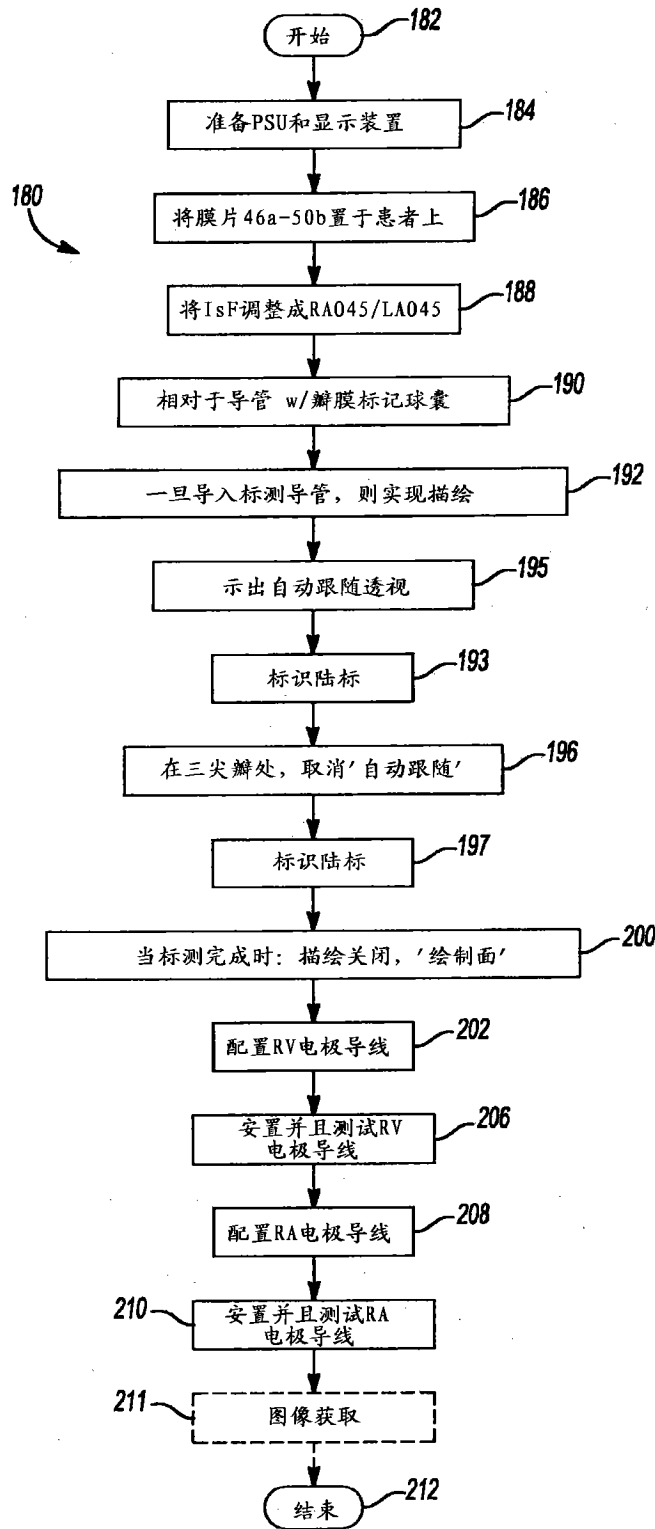


图 7

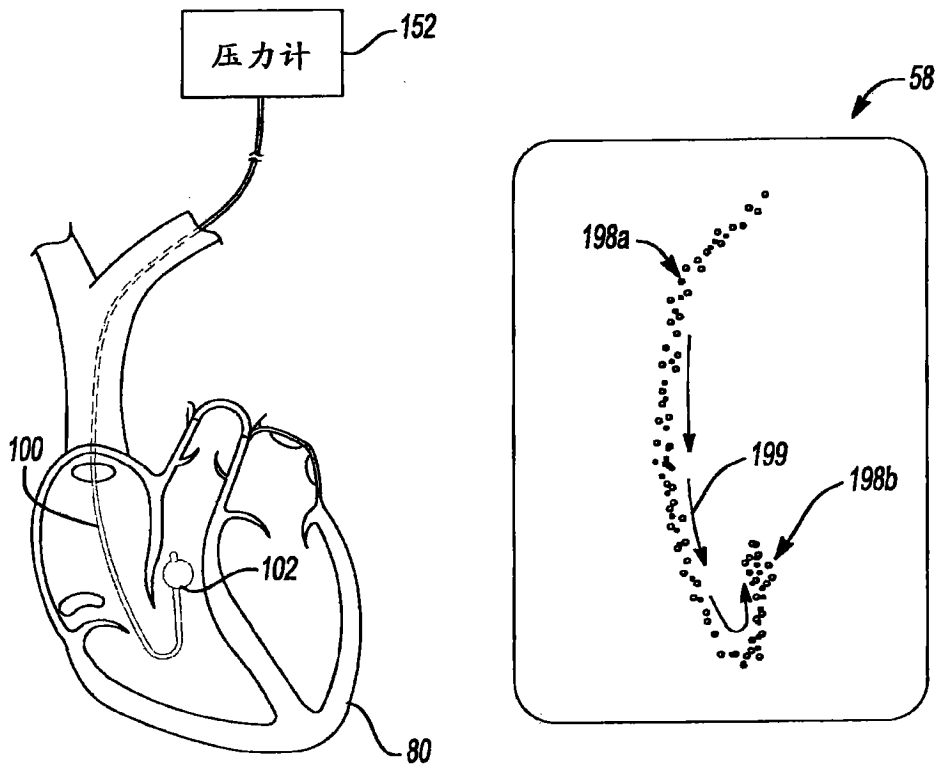


图 8

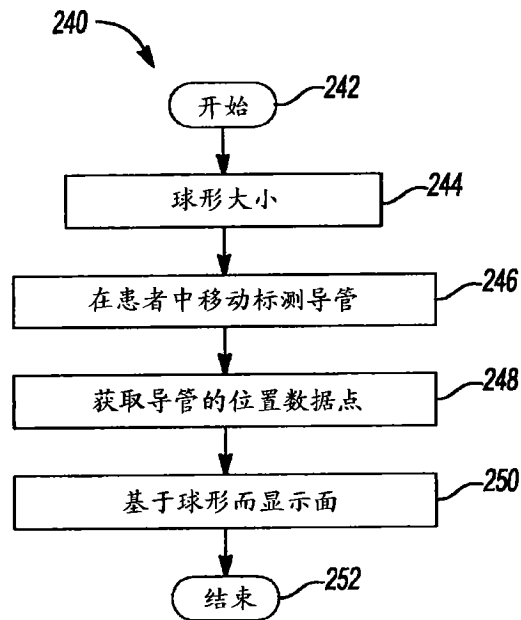


图 9

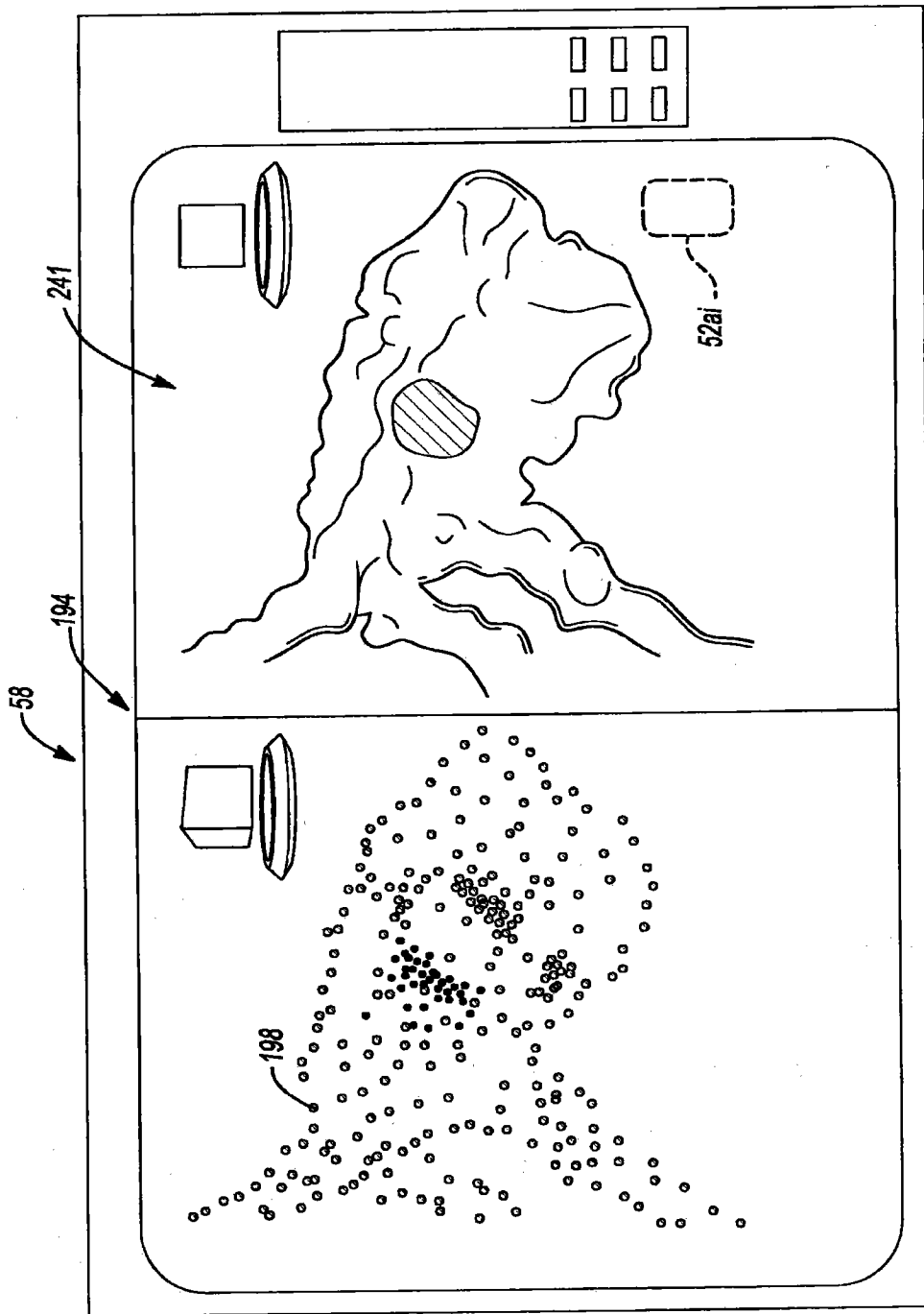


图 10

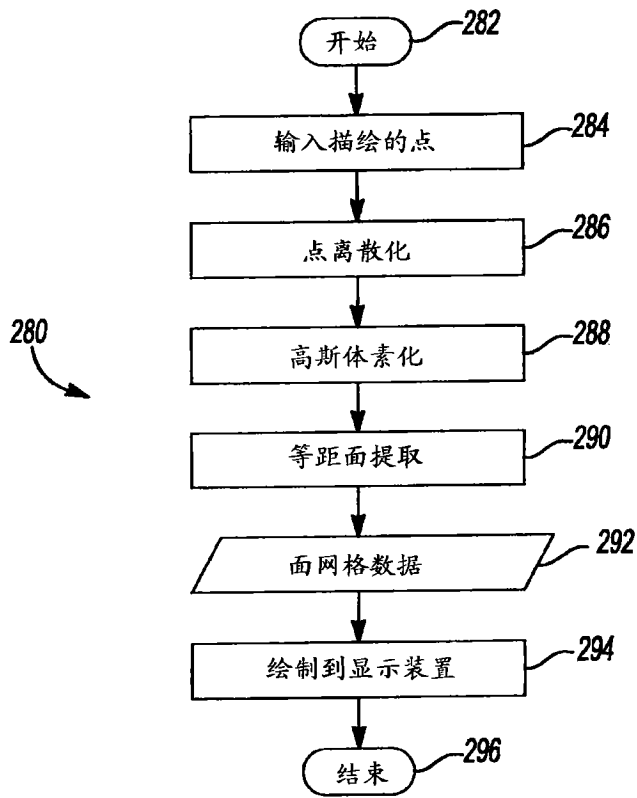


图 11A

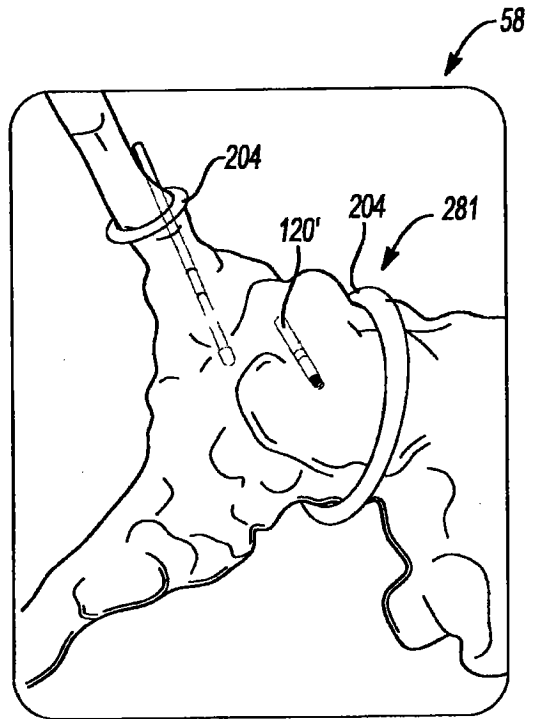


图 12

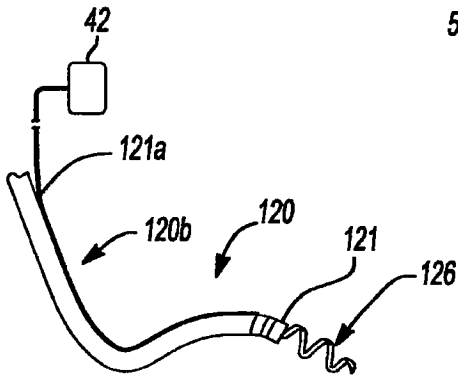


图 12Ai

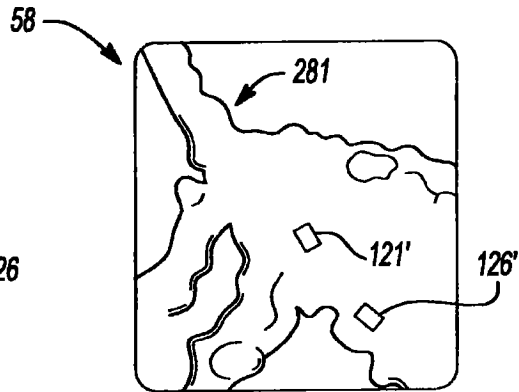


图 12Aii

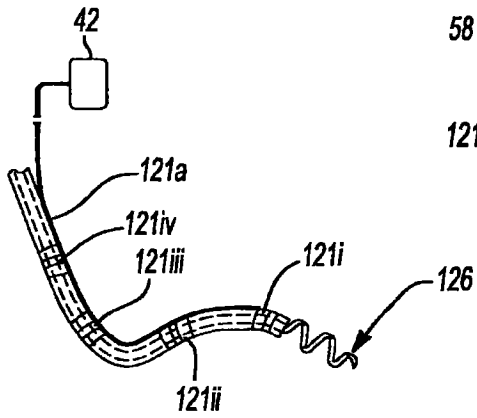


图 12Bi

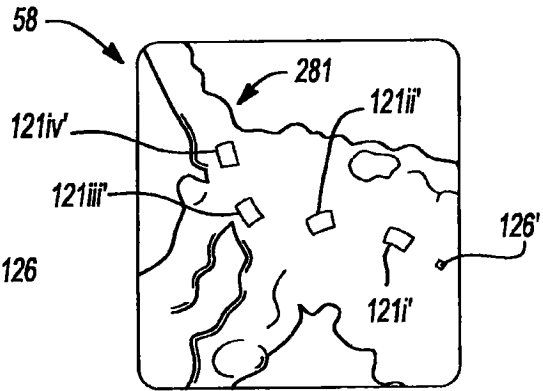


图 12Bii

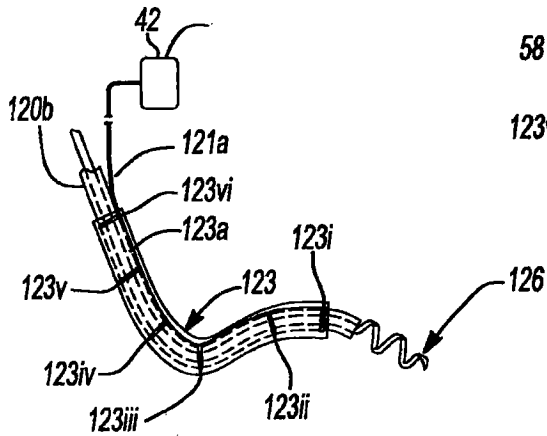


图 12Ci

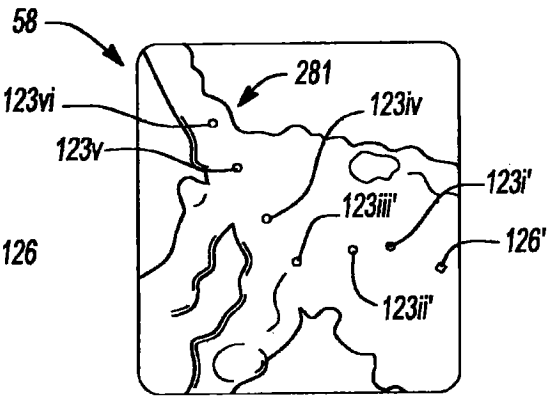


图 12Cii

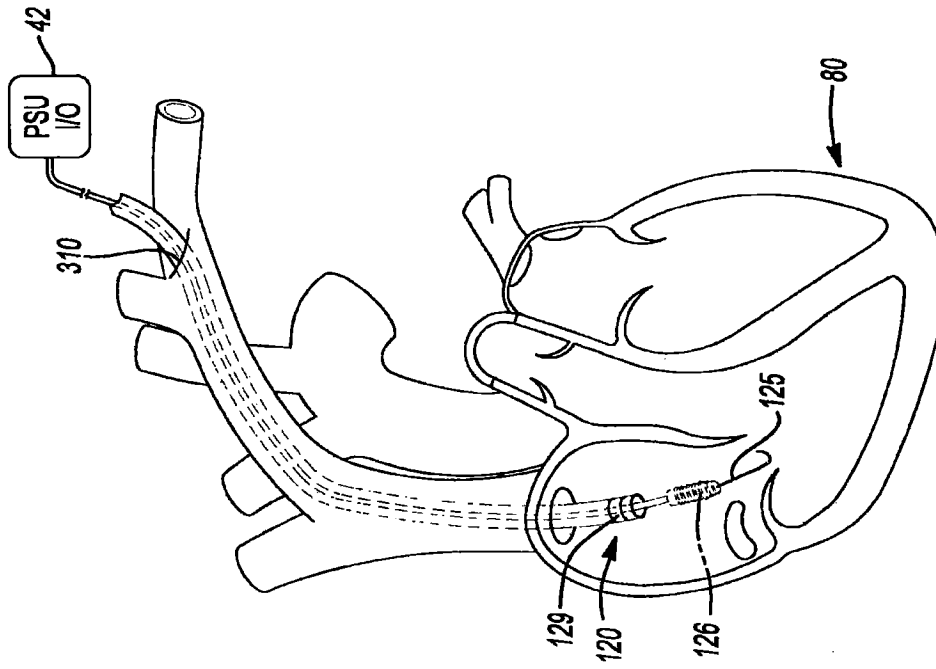


图 13A

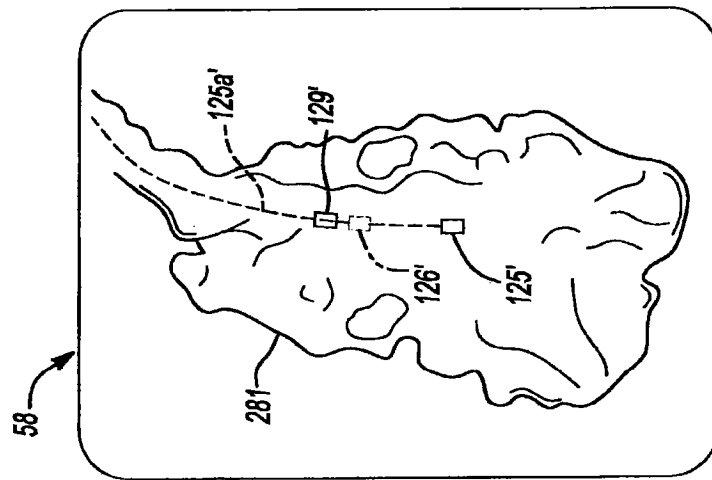


图 13B

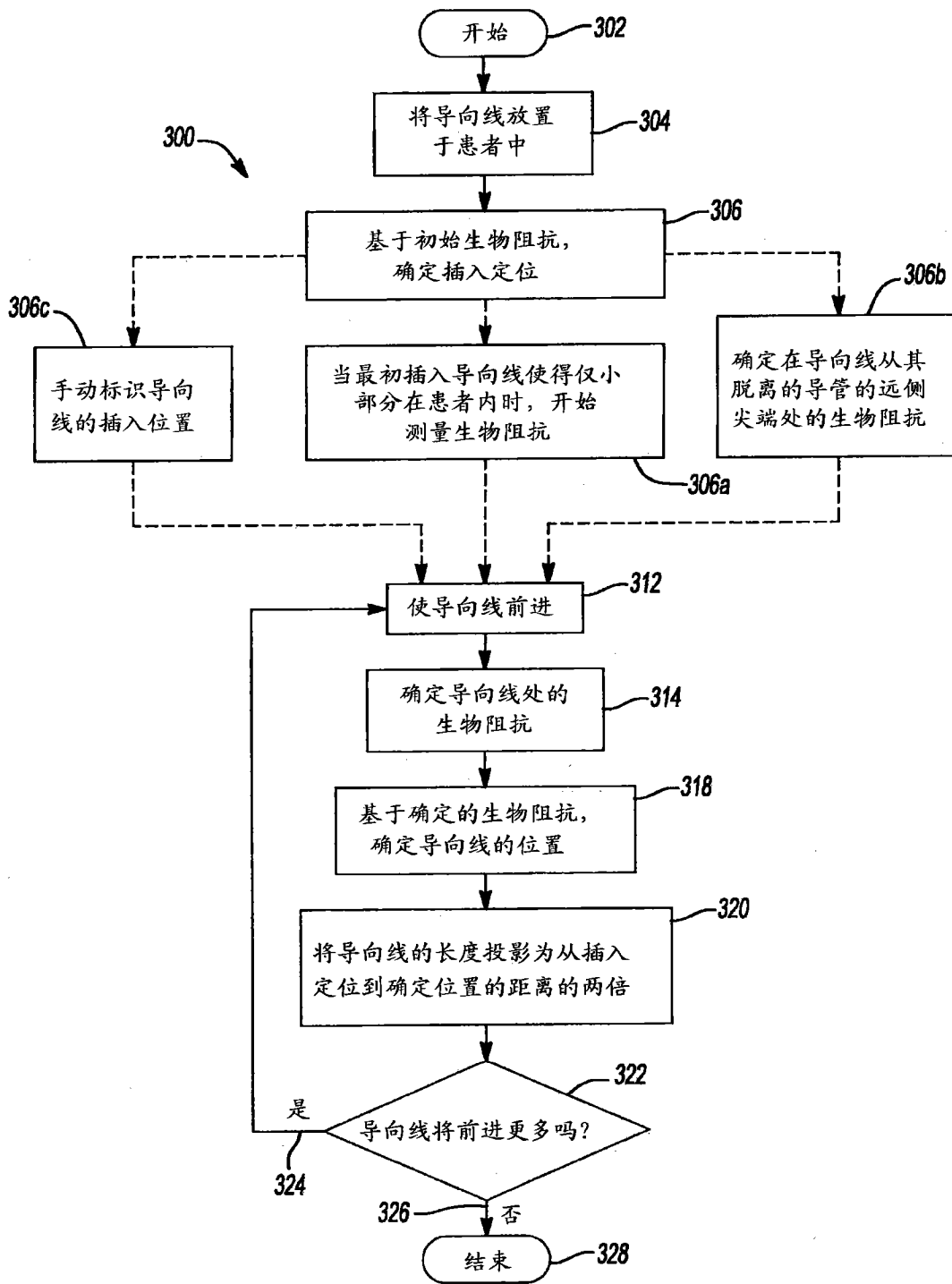


图 13C



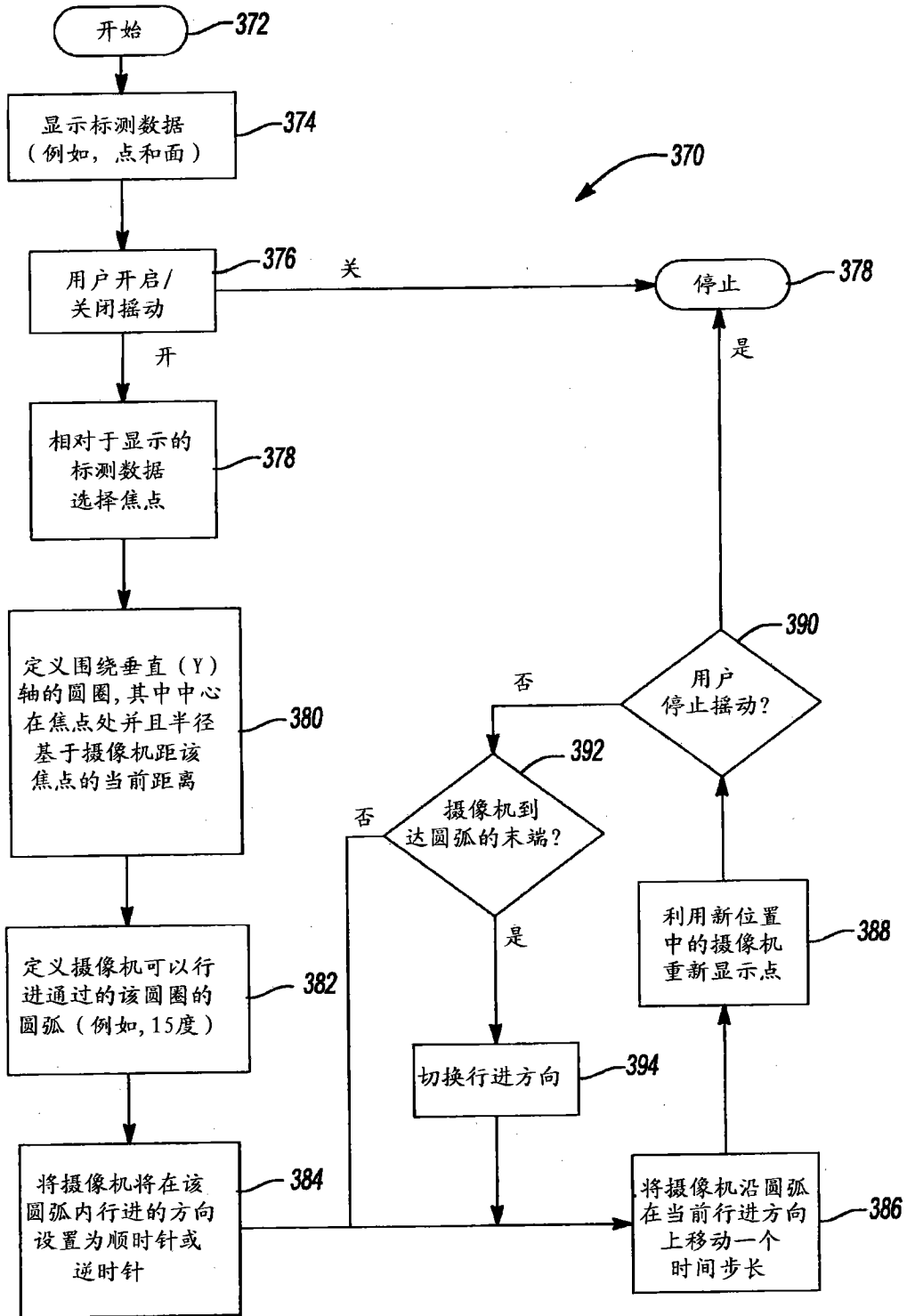


图 14

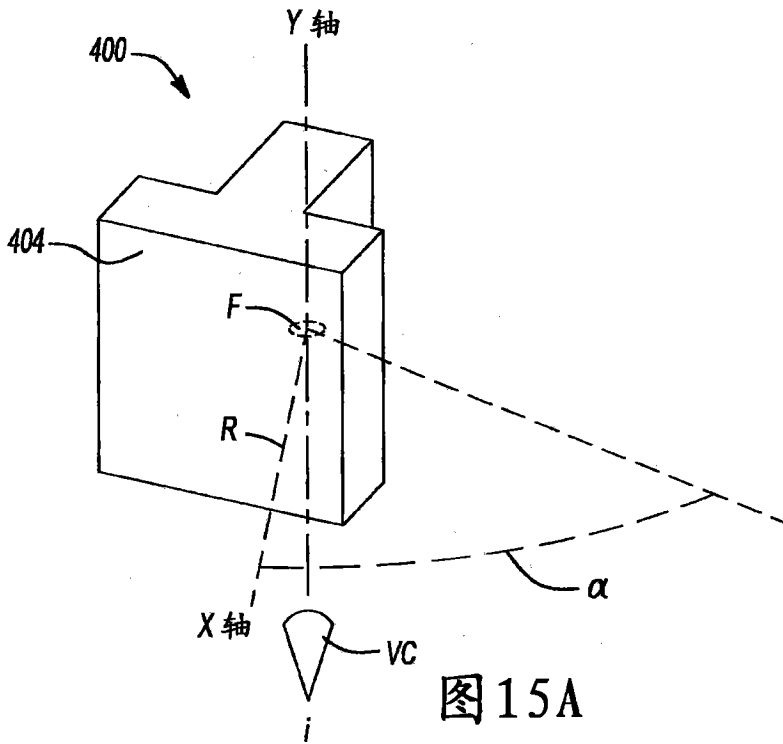


图 15A

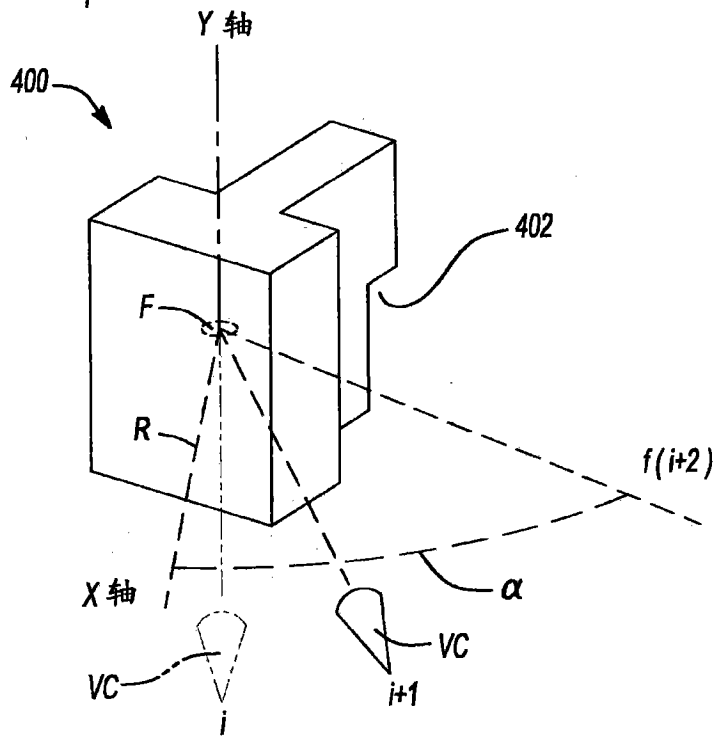


图 15B

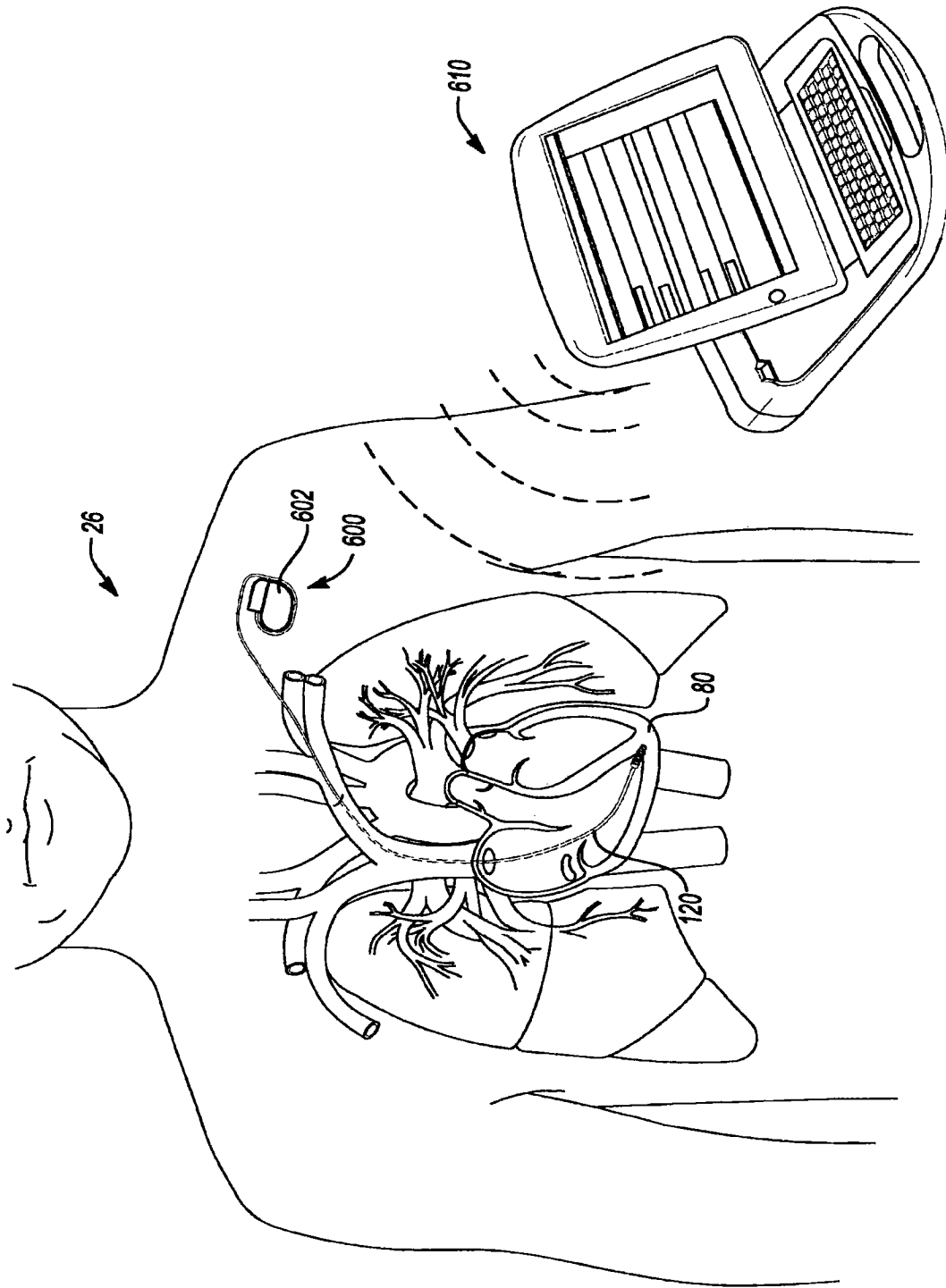


图 16

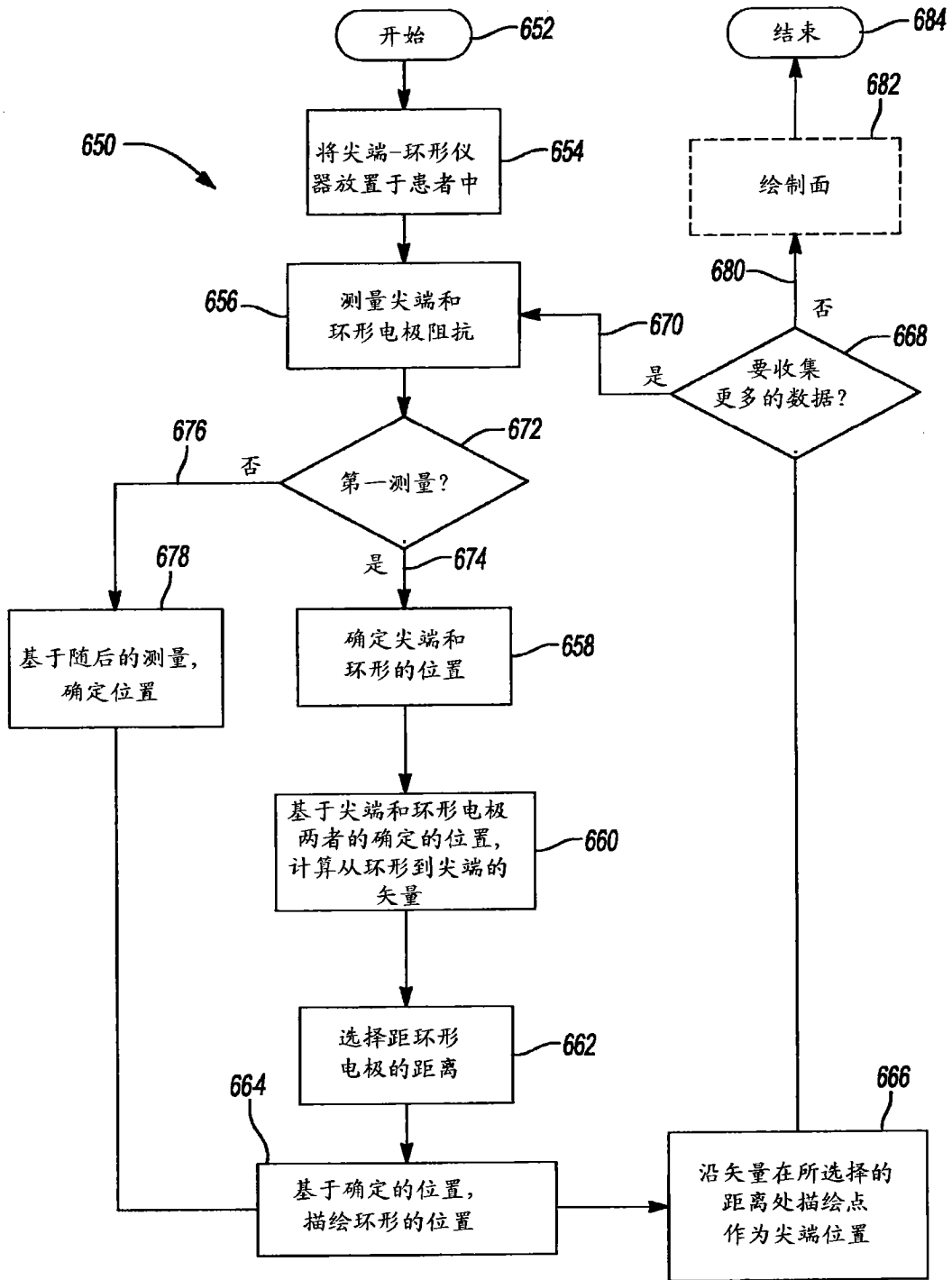


图 17

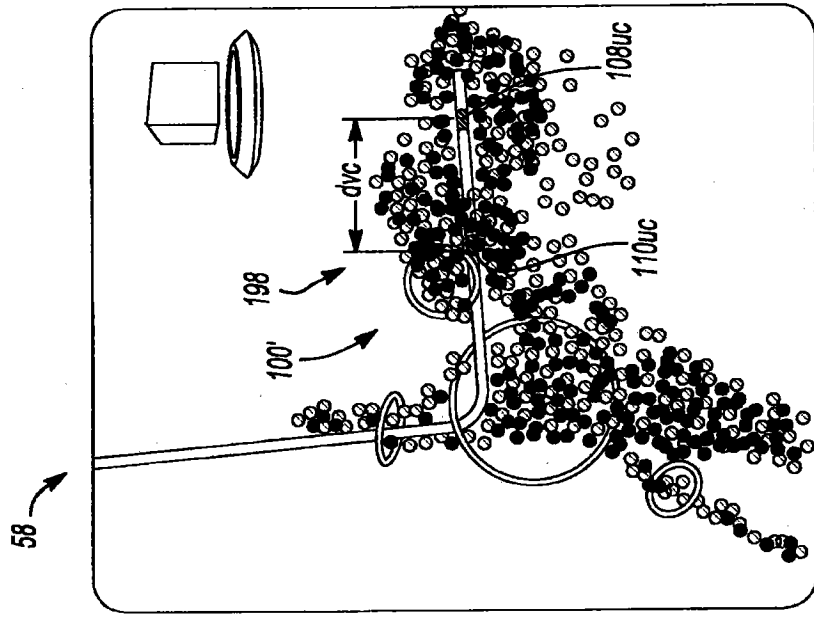


图 18A

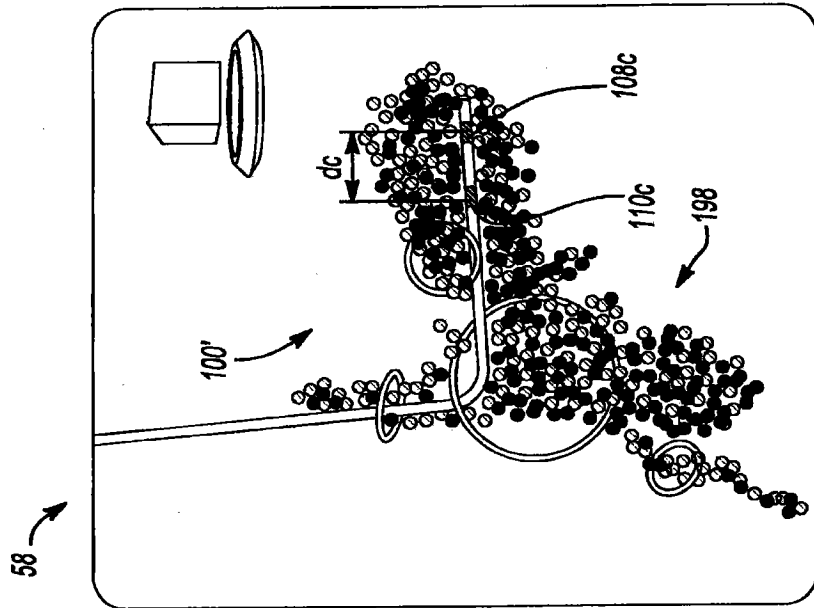


图 18B



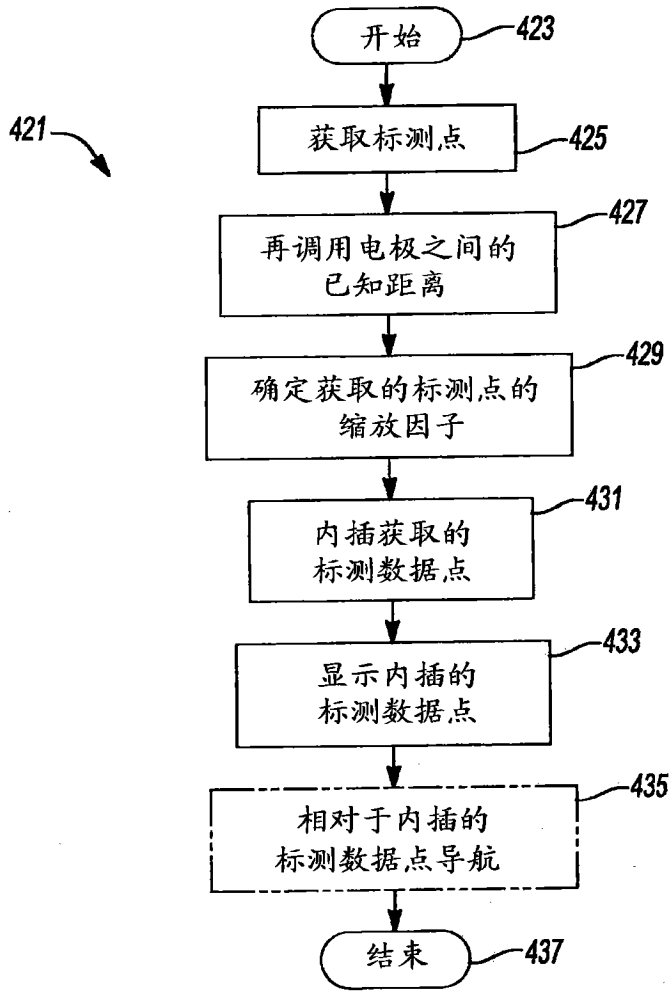


图 20

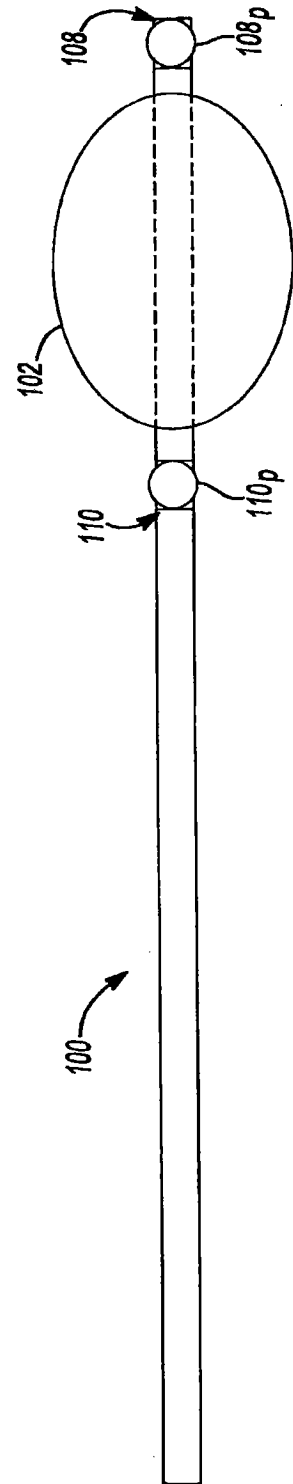


图 21A

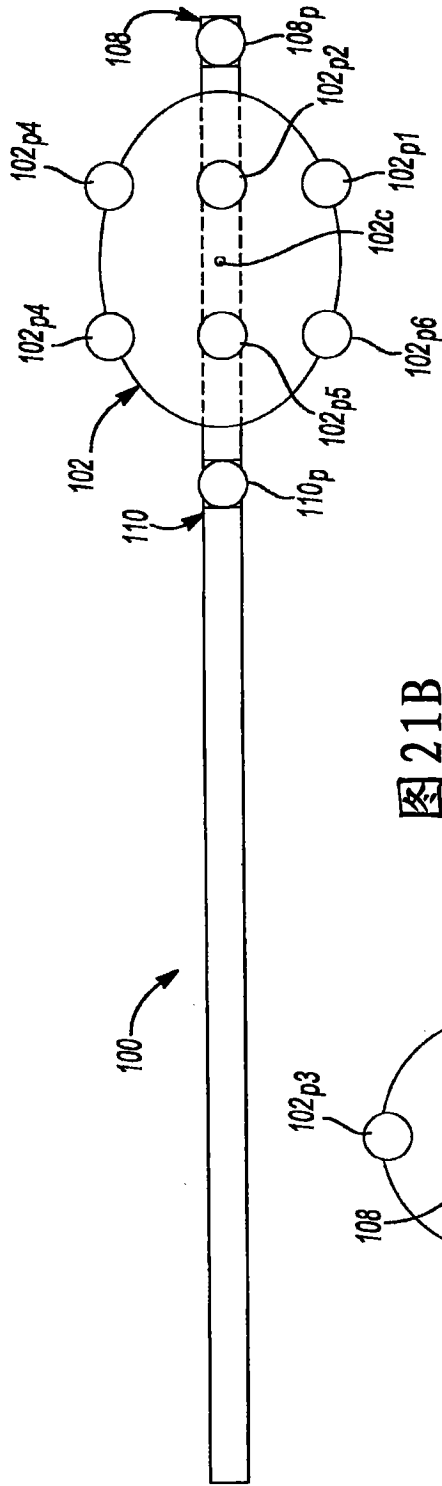


图21B

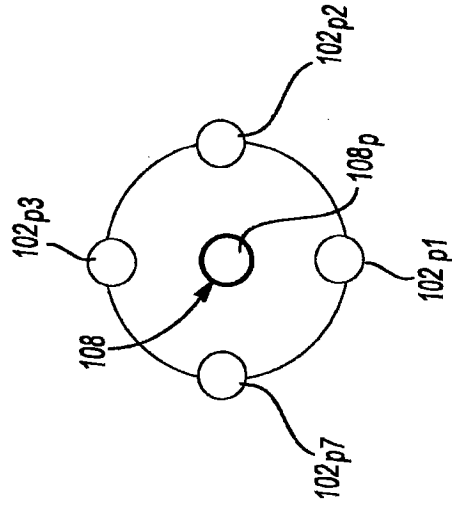


图21C



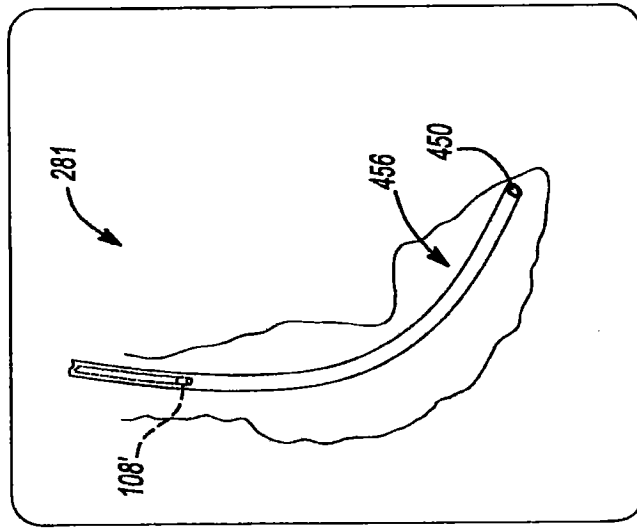


图 22A

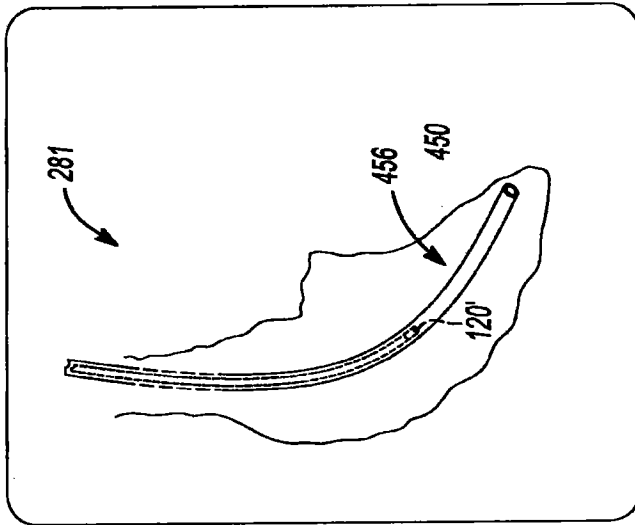


图 22B

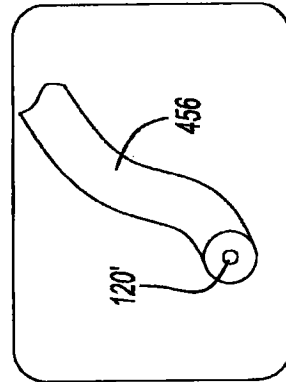


图 22C

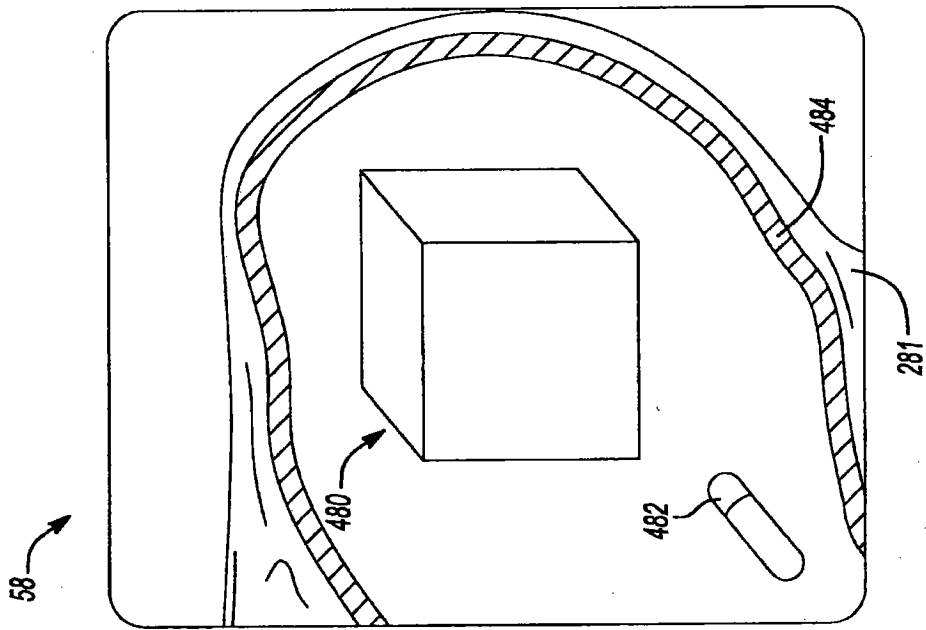


图 23A

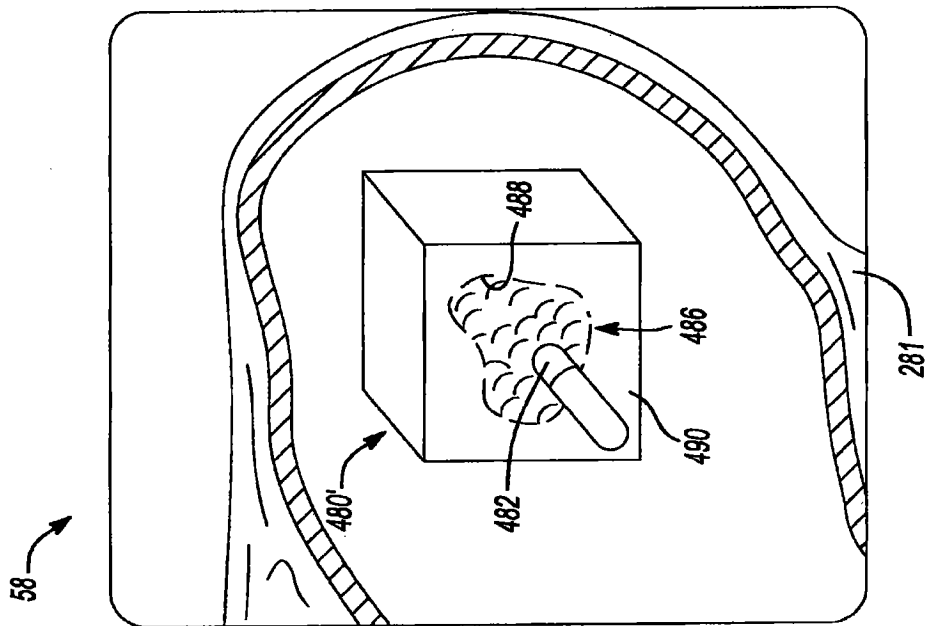


图 23B

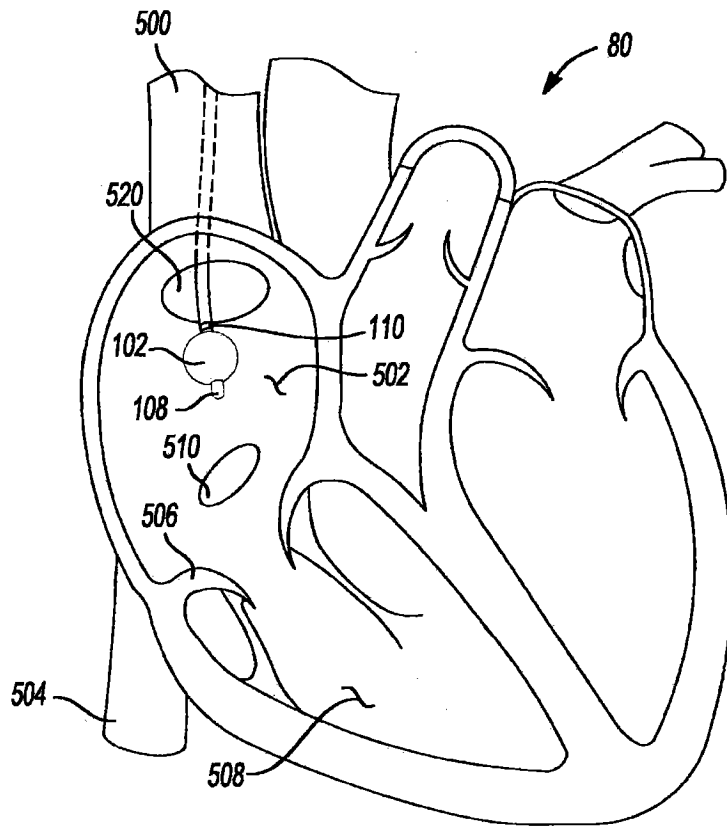


图 24A

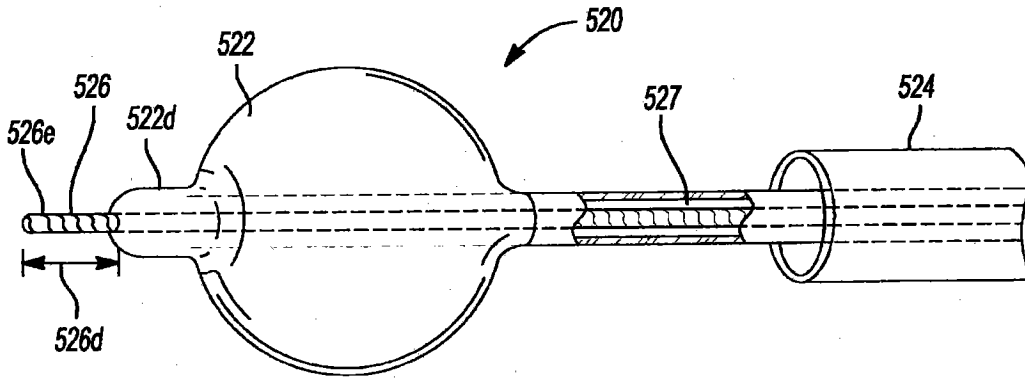


图 25

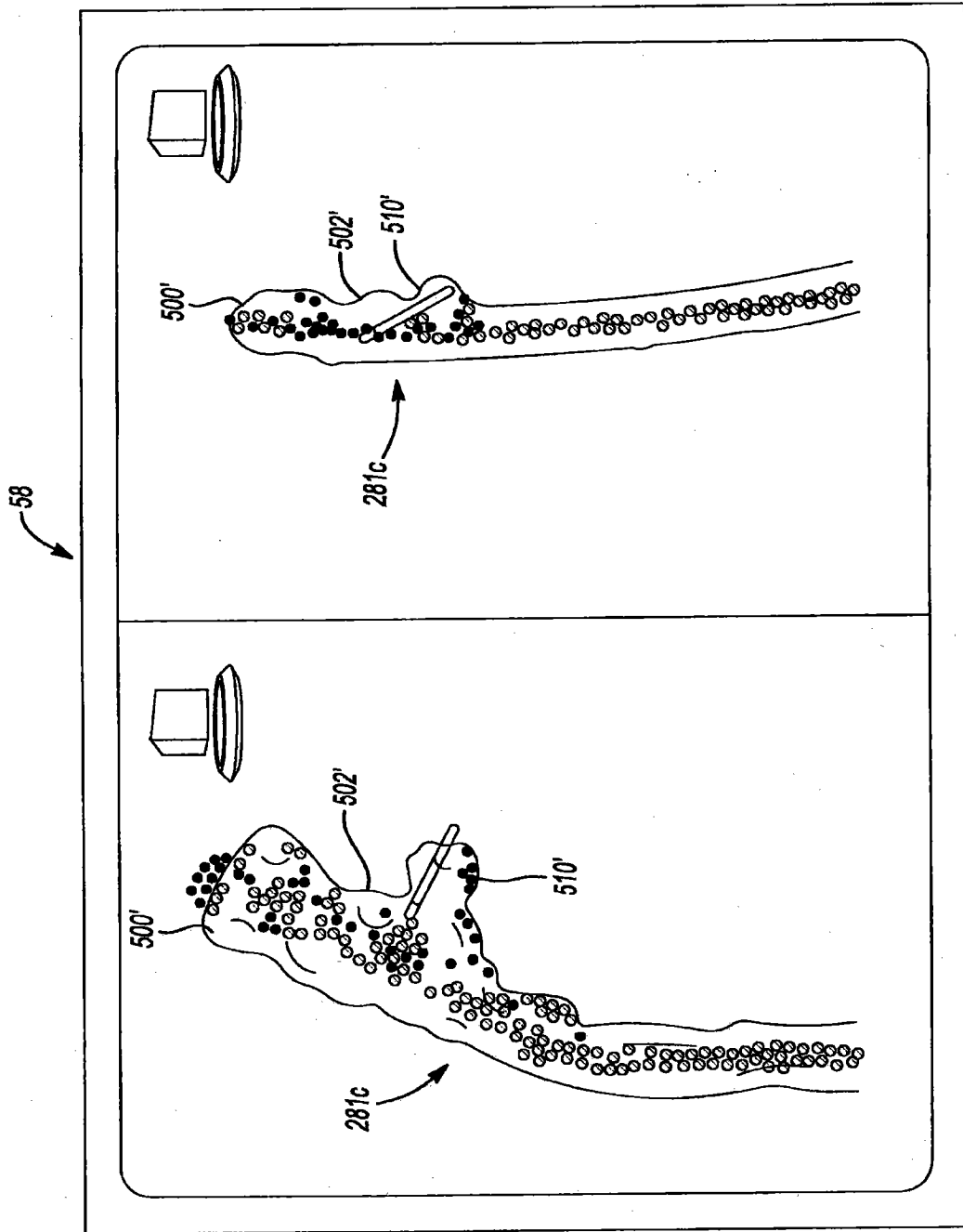


图 24B

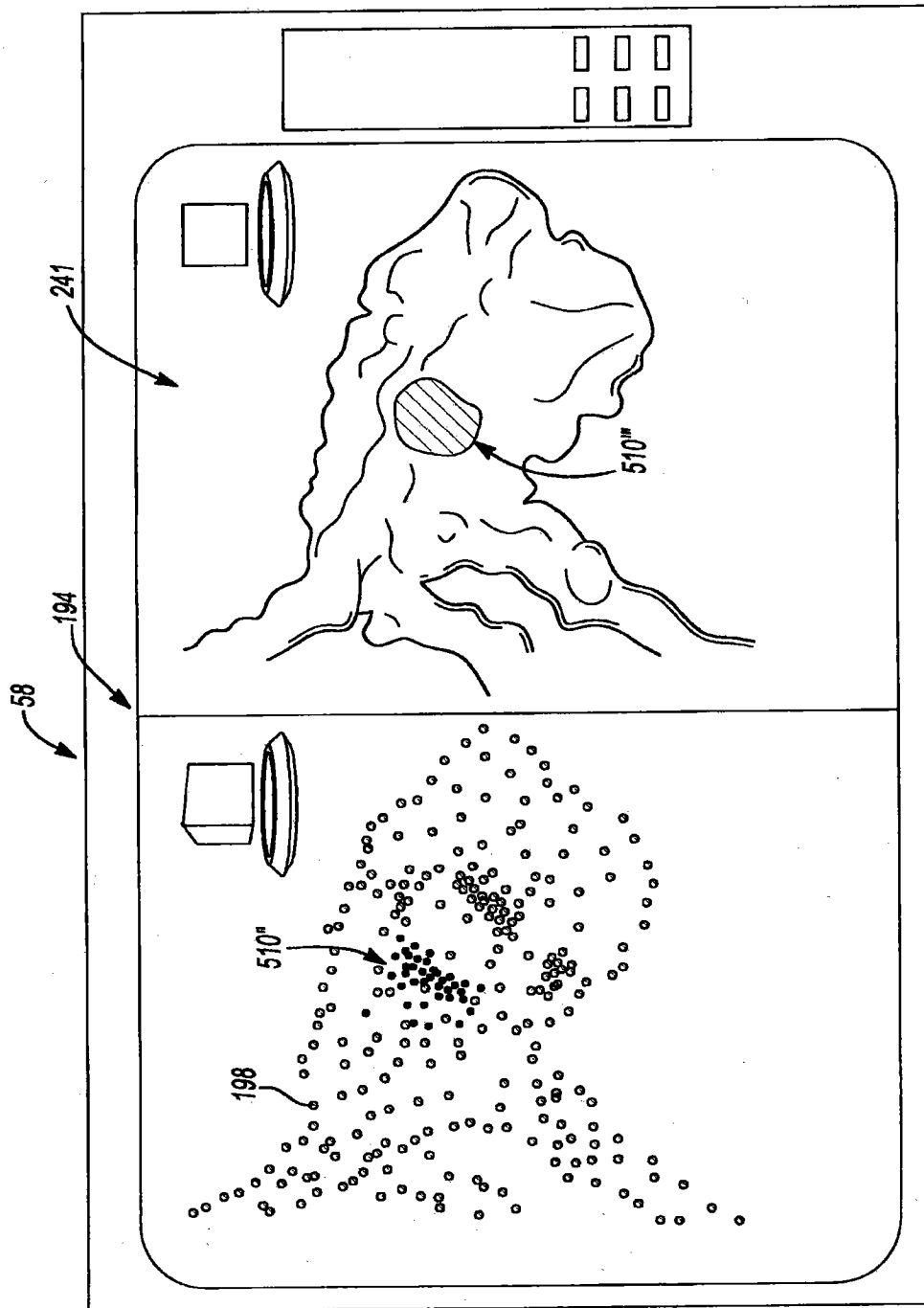


图 24C

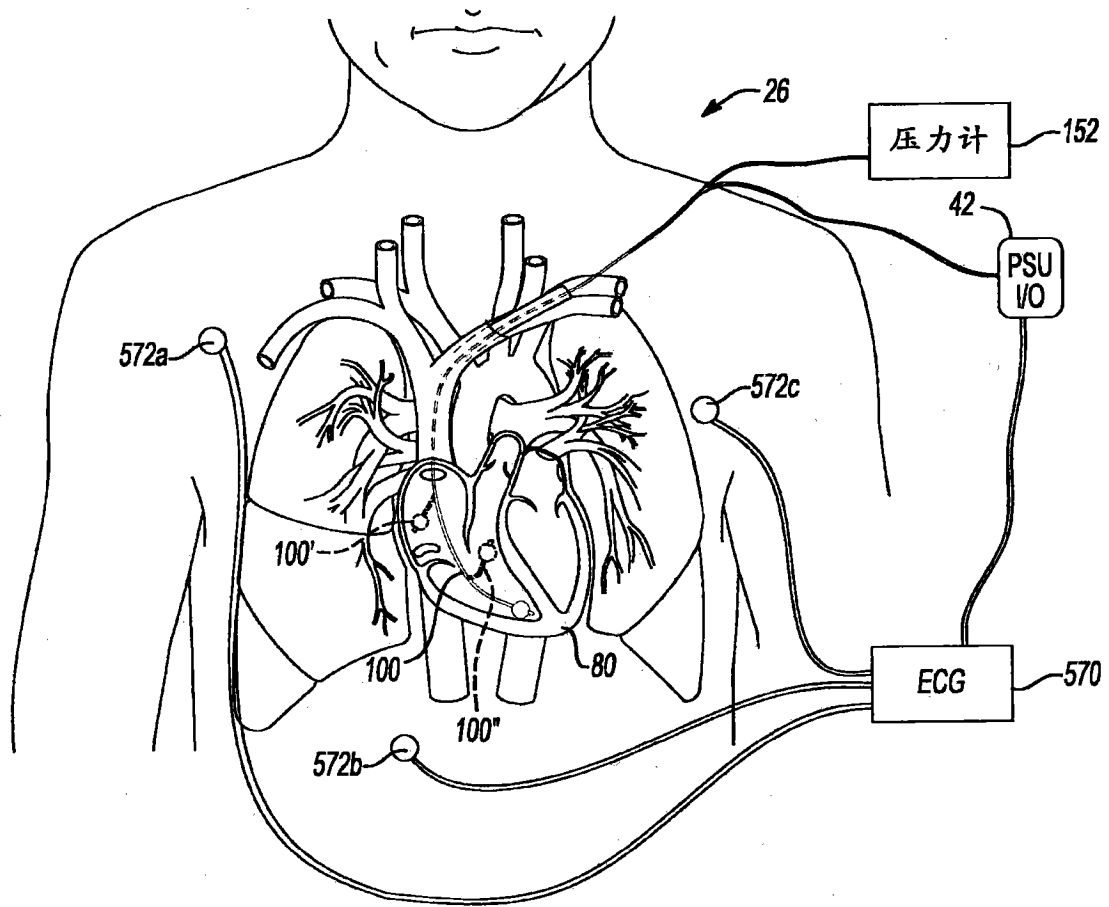


图 26A

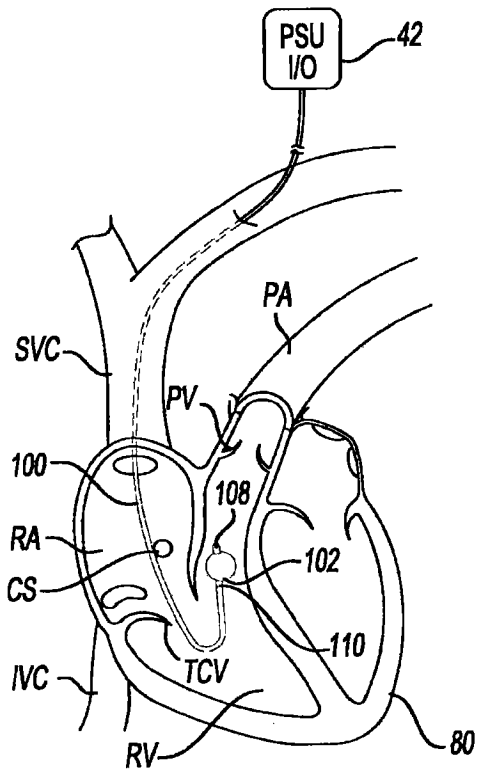


图 26B

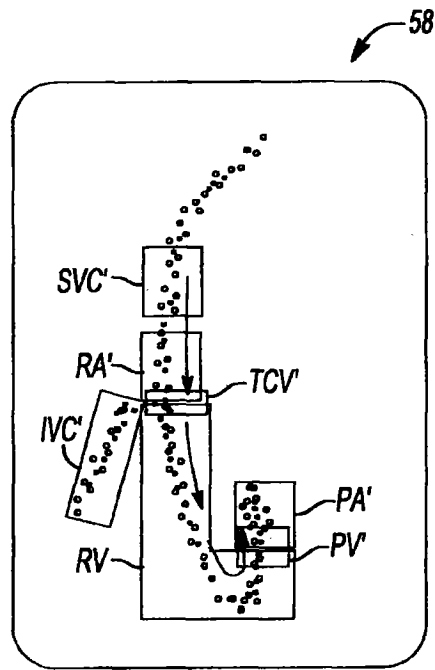


图 28

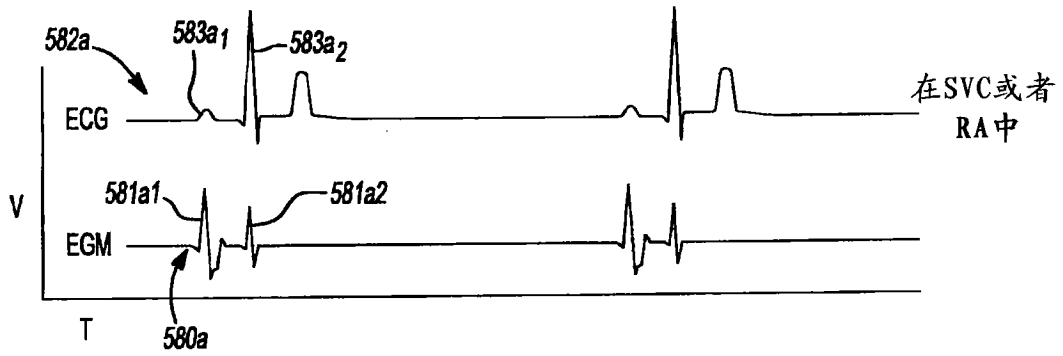


图 27A

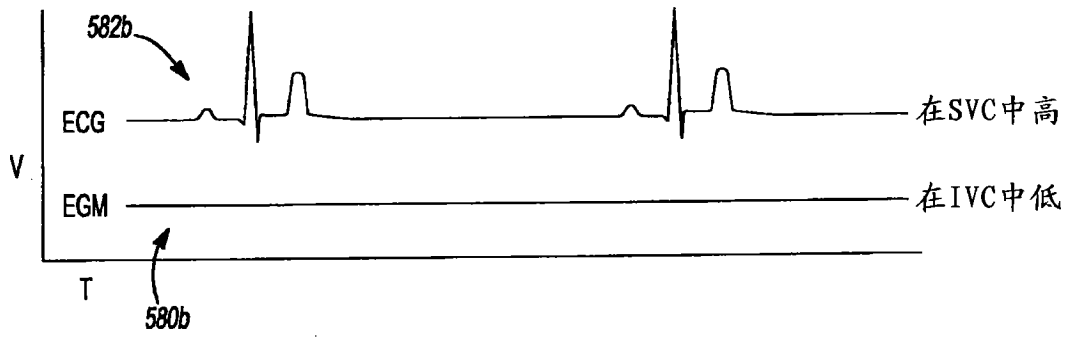


图 27B

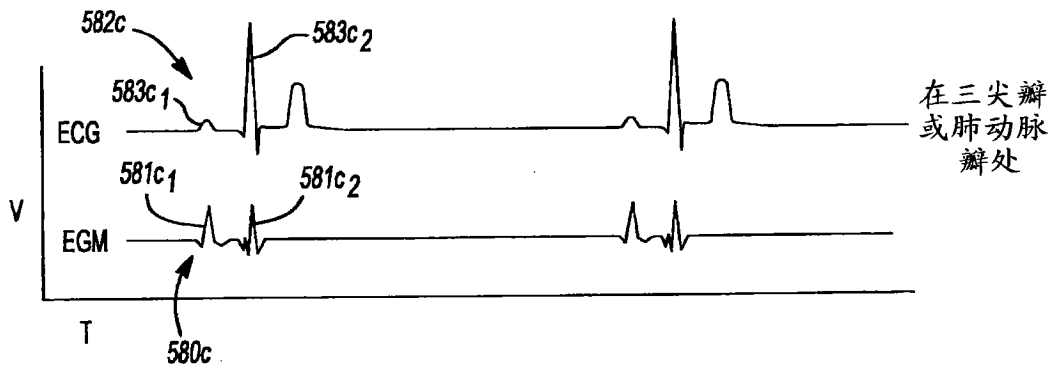


图 27C

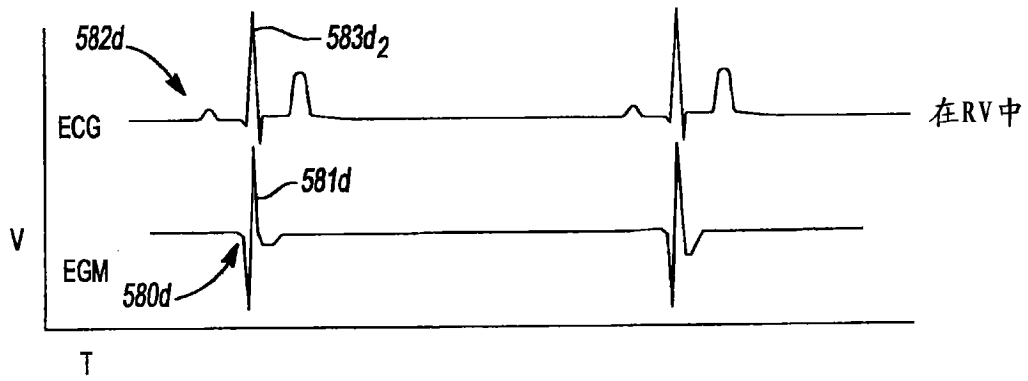


图 27D



如果最后已知的状态或者定位	仅可能的新当前状态或者定位
上腔静脉- (SVC)	右心房- (RA)
右心房- (RA)	上腔静脉- (SVC) 下腔静脉- (IVC) 三尖瓣 (TCV) -右心室- (RV) 冠状窦- (CS)
下腔静脉- (IVC)	右心房- (RA)
右心室- (RV)	右心房- (RA) 肺动脉瓣 (PV) -肺动脉- (PA)
肺动脉瓣 (PV) -肺动脉- (PA)	右心室- (RV)

图 29A



- 594: SVC → RA** - 是 -
1. EGM具有与ECG P波一致的偏转 (图27A)
  2. 仪器的位置在先前位置的下方
  3. 脉压不存在 ( $\leq \approx 1$  mmHg)
- 602: RA → SVC** - 是 -
1. EGM幅度与ECG P波降低一致
  2. 没有测量到脉压变化或者脉压变化  $\leq \approx 1$  mmHg
  3. 电极导线的测量到的位置朝SVC移动
- 604: RA → IVC** - 是 -
1. EGM幅度的降低与ECG P波一致
  2. 没有测量到脉压变化或者脉压变化  $\leq \approx 1$  mmHg
  3. 电极导线位置从SVC移开并且向下方移动
- 618: IVC → RA** (是) -
1. EGM的增加与ECG P波一致
  2. RA中电极导线的确定的位置
- 606A: TCV环面** (是) -
1. 脉压中等 (大约5 - 15 mmHg)
  2. EGM中的尖峰与R波和P波一致 (图27C)
- 606: RA → RV** (是) -
1. 脉压大 (大于大约10 - 15 mmHg)
  2. EGM具有与ECG R波一致的大幅度
- 634: RV → RA** (是) -
1. 脉压降低 (从大到不存在)
  2. EGM具有与ECG P波一致的电压幅度
  3. EGM不再具有与ECG R波一致的大电压幅度
- 640: RV → PA** (是) -
1. 脉压中等 (5 - 15 mmHg), 小于RV脉压而大于RA脉压
  2. EGM与TCV EGM类似 (图27C)
- 646: PA → RV** (是) -
1. EGM具有与ECG R波一致的偏转
  2. 脉压增加到大 ( $\geq$  大约10 - 15 mmHg)
- 608: RA → CS** (是) -
1. 小脉压 大约1 mmHg到大约5 mmHg

图 29C

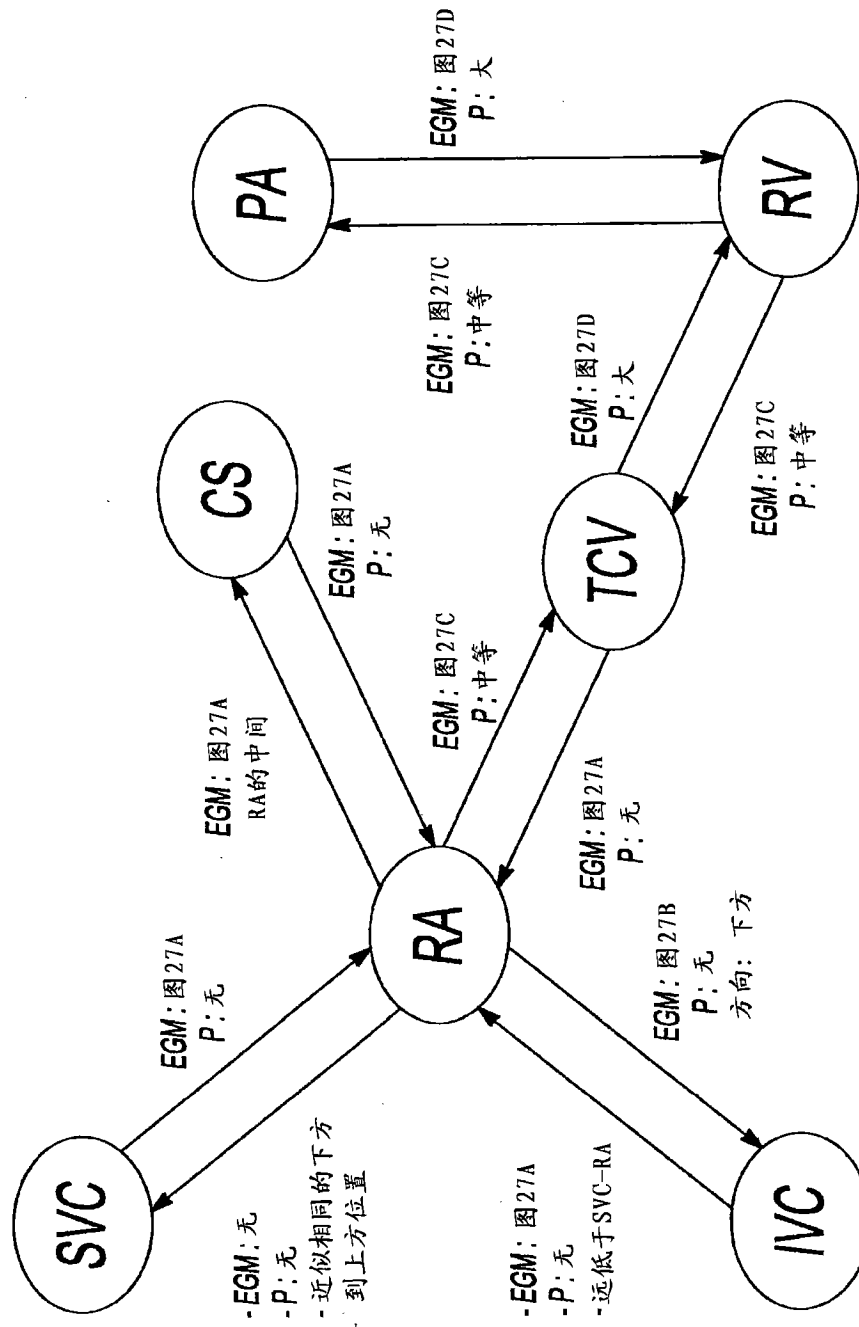


图 29C'

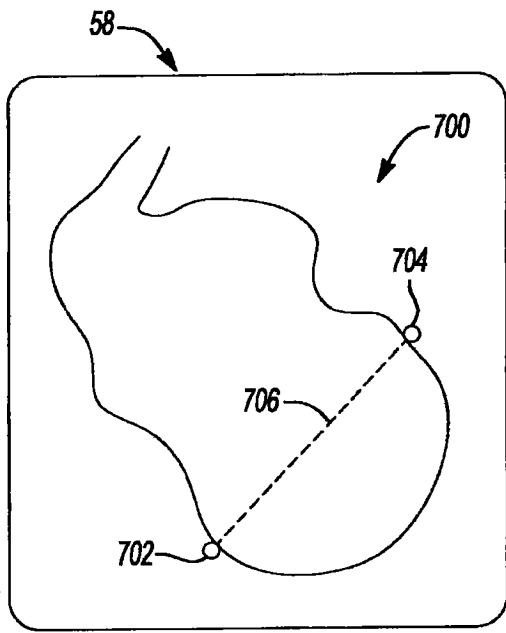


图 30A

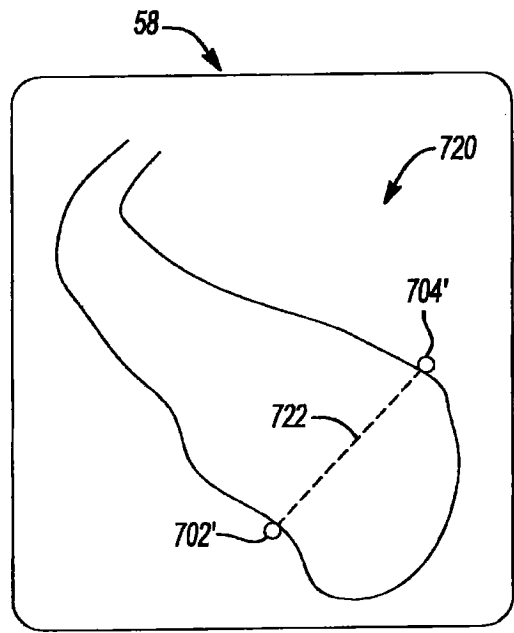


图 30B

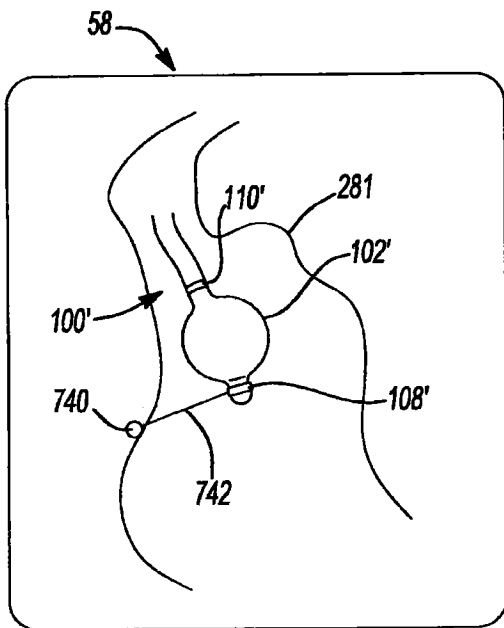


图 31A

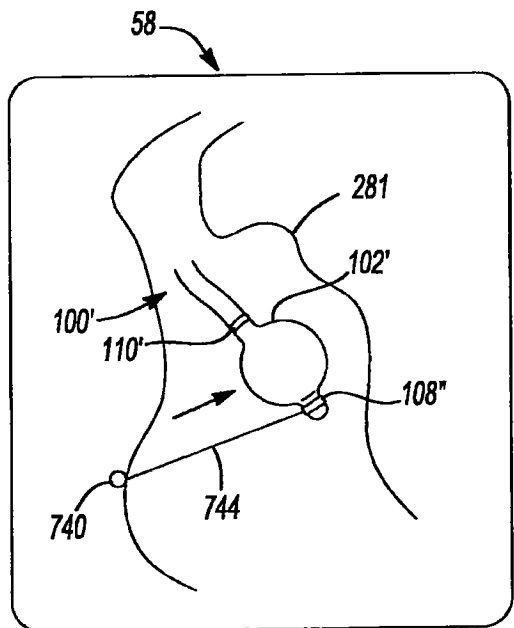


图 31B

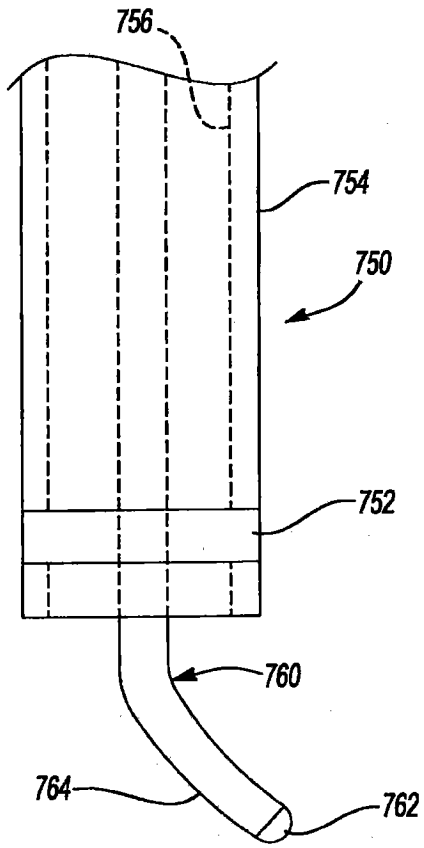


图 32

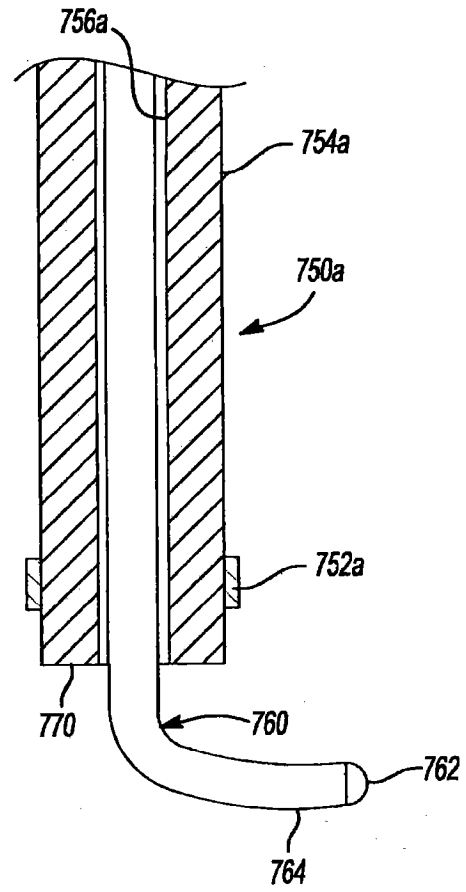


图 33

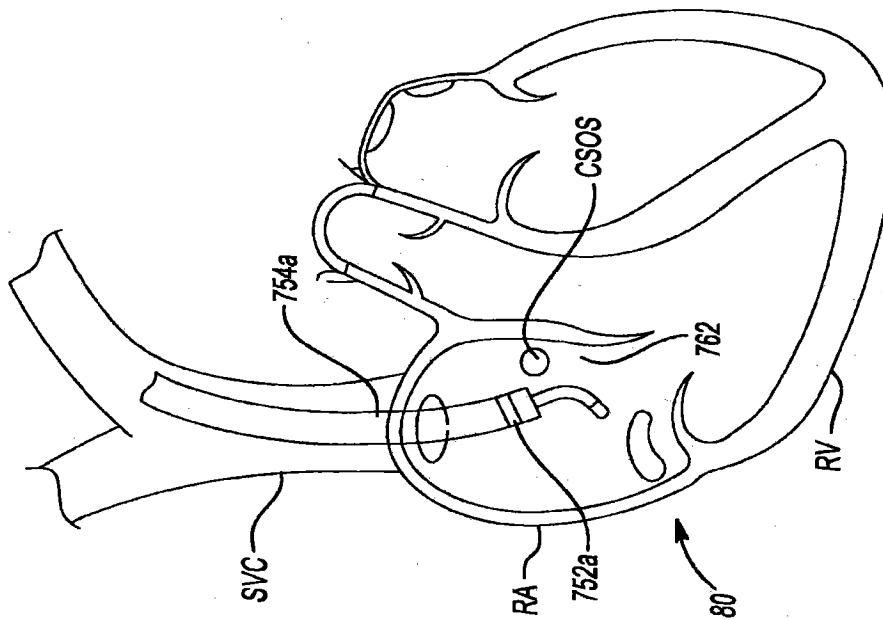


图 34A

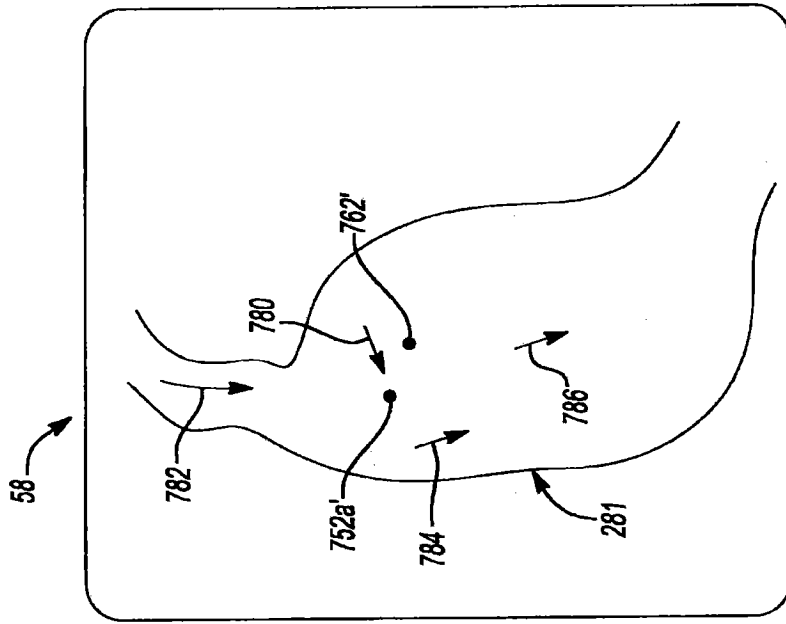


图 34B

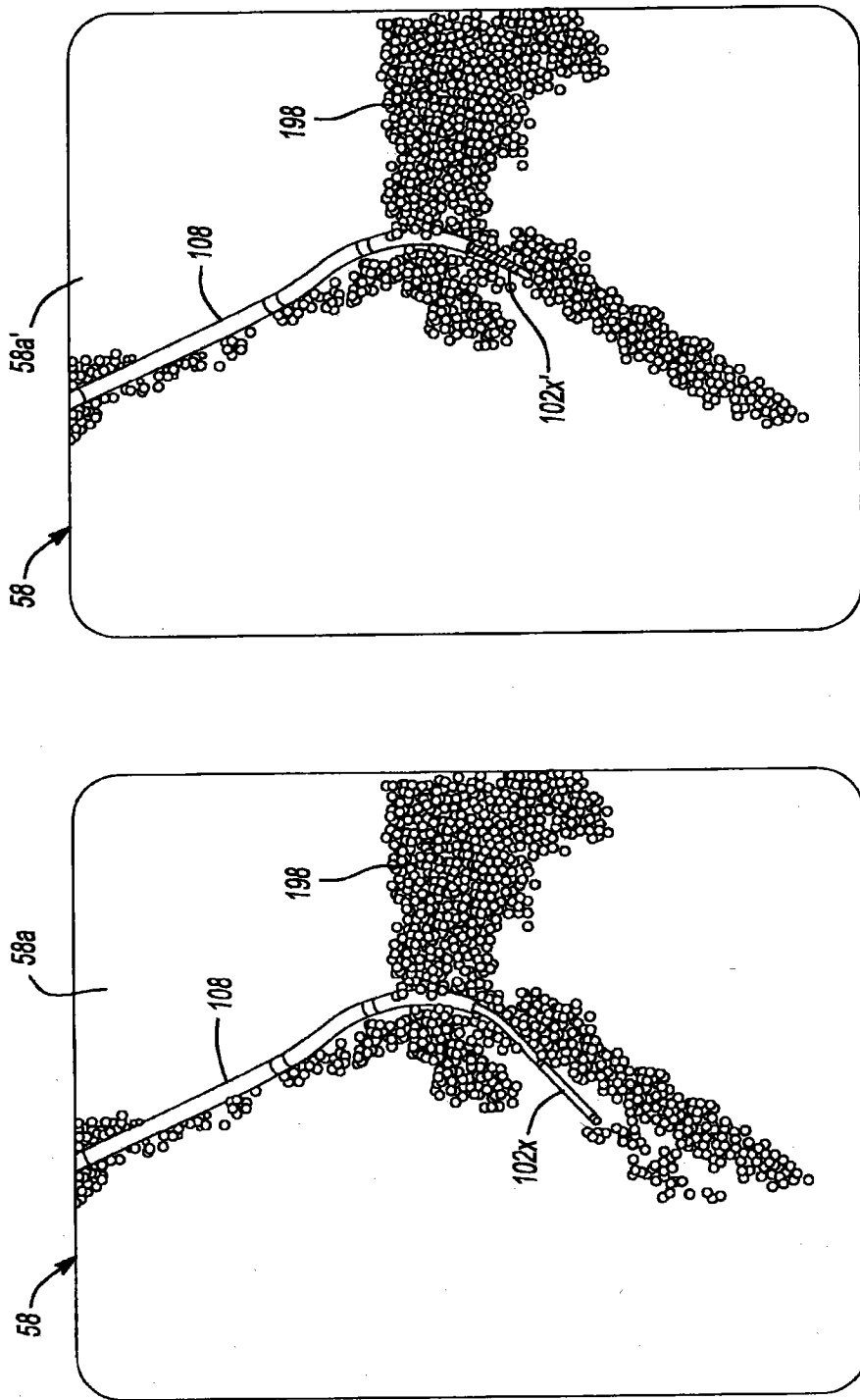


图 35



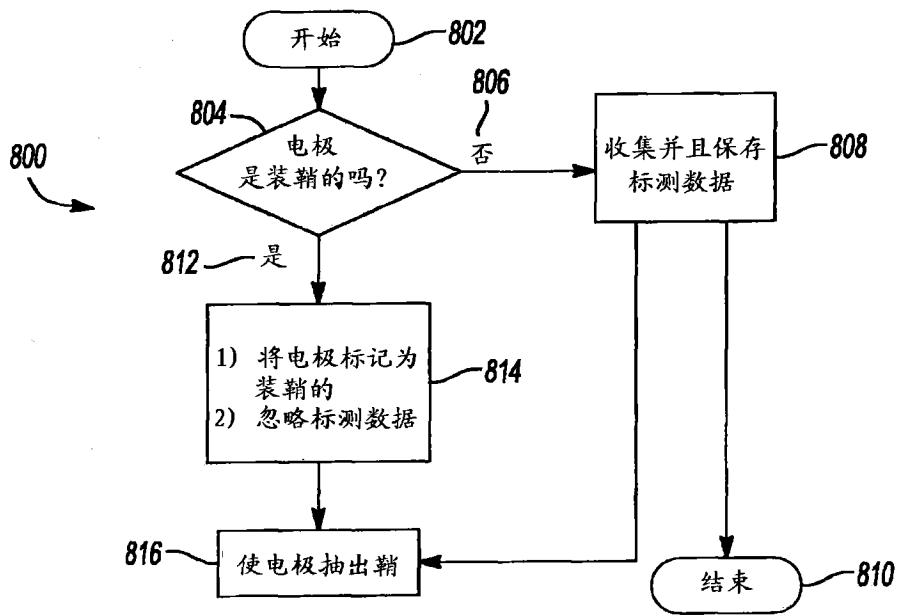


图 36