



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106901719 B

(45) 授权公告日 2022.03.08

(21) 申请号 201611176433.8

(22) 申请日 2016.12.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106901719 A

(43) 申请公布日 2017.06.30

(30) 优先权数据
14/978864 2015.12.22 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 A.戈瓦里 Y.埃普拉斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 张金金 姜甜

(51) Int.Cl.

A61B 5/318 (2021.01)

A61B 5/33 (2021.01)

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 34/20 (2016.01)

(56) 对比文件

CN 104887231 A, 2015.09.09

CN 103536353 A, 2014.01.29

CN 1981710 A, 2007.06.20

CN 102448400 A, 2012.05.09

US 2009264736 A1, 2009.10.22

US 2004077942 A1, 2004.04.22

审查员 陈尧

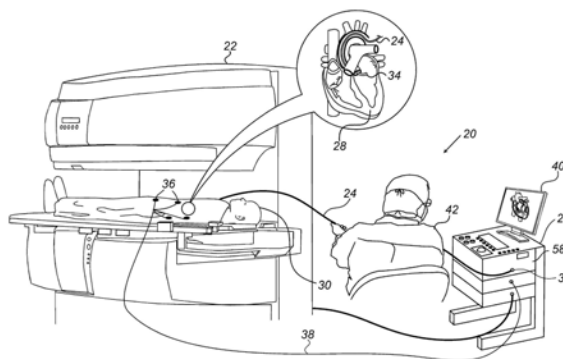
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

用于使工具可视化的坐标系统之间的配准

(57) 摘要

本发明题为“用于使工具可视化的坐标系统之间的配准”。本发明公开了当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中所述导管杆包括传感器并设置在所述导管主体的管腔内,将所述传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准,所述配准使用(a)由所述成像系统采集的示出所述导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)来自所述传感器的信号,但不使用所述校准图像中示出的所述传感器的任何指示。使用所述配准来生成可视输出。本发明还描述了其他实施方案。



1. 一种医疗设备,包括:

电接口;和

处理器,所述处理器配置成:

当包括(i)导管主体和(ii)包括传感器并设置在所述导管主体的管腔内的导管杆的导管位于受检者的身体内时,将所述传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准,所述配准使用(a)由所述成像系统采集的示出所述导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)通过所述电接口接收的自所述传感器的信号,但不使用所述校准图像中示出的所述传感器的任何指示;以及

使用所述配准来驱动显示器生成可视输出,

其中所述处理器配置成通过以下方式将所述传感器的所述坐标系统与所述成像系统的所述坐标系统配准:

通过识别所述校准图像中所述导管主体的所述远侧端部的所述指示来探知所述导管主体的所述远侧端部相对于所述成像系统的所述坐标系统的位置和取向,

基于来自所述传感器的所述信号来探知所述传感器相对于所述传感器的所述坐标系统的位置和取向,以及

使用(i)所述导管主体的所述远侧端部相对于所述成像系统的所述坐标系统的所探知的位置和取向、(ii)所述传感器相对于所述传感器的所述坐标系统的所探知的位置和取向和(iii)所述导管主体的所述远侧端部相对于所述传感器的已知位置和取向,将所述传感器的所述坐标系统与所述成像系统的所述坐标系统配准。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理器配置成通过驱动所述显示器将所述导管主体的所述远侧端部的视觉表示叠加到所述受检者的所述身体的一部分的图像上而驱动所述显示器生成所述可视输出。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述导管主体的所述远侧端部包括一个或多个电极,并且其中所述导管主体的所述远侧端部的所述视觉表示包括所述一个或多个电极的视觉表示。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理器配置成通过驱动所述显示器显示所述受检者的所述身体的一部分的标测图而驱动所述显示器生成所述可视输出。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述标测图包括所述受检者的心脏的至少一部分的电解剖标测图。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述传感器为电磁传感器。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述校准图像为磁共振成像MRI图像。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述导管主体的所述远侧端部的所述指示包括与所述导管主体的所述远侧端部对应的所述MRI图像中的空隙。

9. 一种存储有程序指令的非暂态计算机可读介质,所述指令在被处理器读取时,使得所述处理器:

当包括(i)导管主体和(ii)包括传感器并设置在所述导管主体的管腔内的导管杆的导管位于受检者的身体内时,将所述传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准,所述配准使用(a)由所述成像系统采集的示出所述导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)来自所述传感器的信号,但不使用所述校准图像中示出的所述传感器的任何指示;以及

使用所述配准来驱动显示器生成可视输出，

其中所述处理器配置成通过以下方式将所述传感器的所述坐标系统与所述成像系统的所述坐标系统配准：

通过识别所述校准图像中所述导管主体的所述远侧端部的所述指示来探知所述导管主体的所述远侧端部相对于所述成像系统的所述坐标系统的位置和取向，

基于来自所述传感器的所述信号来探知所述传感器相对于所述传感器的所述坐标系统的位置和取向，以及

使用 (i) 所述导管主体的所述远侧端部相对于所述成像系统的所述坐标系统的所探知的位置和取向、(ii) 所述传感器相对于所述传感器的所述坐标系统的所探知的位置和取向和 (iii) 所述导管主体的所述远侧端部相对于所述传感器的已知位置和取向，将所述传感器的所述坐标系统与所述成像系统的所述坐标系统配准。

用于使工具可视化的坐标系统之间的配准

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请与提交于同一天的名称为“*Ascertaining a position and orientation for visualizing a tool*”且代理人案卷号为1002-1402的美国专利申请相关。

技术领域

[0003] 本发明的实施方案涉及医学过程，例如涉及心脏组织的标测和/或消融的医学过程。

背景技术

[0004] 美国专利公布2014/0148688描述了一种侵入式医疗探头，该探头包括具有近侧端部和配置成插入患者体内的远侧端部的插入管，该专利的公开内容以引用方式并入本文。多个臂从插入管的远侧端部朝远侧延伸。每个臂具有远侧末端并且包括磁换能器和粘合元件，粘合元件配置成将远侧末端可拆卸地附接到体内的组织表面。

[0005] 美国专利6,368,285描述了一种用于心内标测状况诸如心室的电特性或机械特性的方法，其公开内容以引用方式并入本文。该方法使用具有远侧末端和容纳于其中或靠近其的至少一个状况传感器的导管。该至少一个传感器能够感测腔室中的状况信息并提供导管末端在定位参照系中的三维位置。该方法包括采集腔室的第一图像和第二图像的步骤。图像采集自不同的突出部并且包含腔室的拓扑信息。将腔室图像与定位参照系配准。导管远侧末端被推进到导管中并在包含于或来源于图像的拓扑信息的指引下被导航到采集点。在采集点中的每一个处采集状况和位置信息，采集点的数量和间距足以允许生成有关腔室中状况的标测图。用于引导导管导航的拓扑信息优选地为来源于图像中所包含的拓扑信息的腔室的三维重建。

[0006] 美国专利7,937,132公开了一种使用成像数据将医疗装置递送至人体组织内目标位置的方法和装置，其公开内容以引用方式并入本文。该方法能够从一个成像系统获得目标位置，然后使用第二成像系统验证装置的最终位置。具体地讲，该发明公开了一种方法，该方法基于使用MR成像对组织目标进行初始识别，然后使用超声波成像来验证和监测准确的针定位。该发明可用于采集活检标本以确定包括大脑、乳腺、腹腔、脊、肝脏和肾在内的各种组织中癌症的分级和分期。该方法还可用于递送标记物至特定位置以利于手术切除患病组织，或用于定向递送原位破坏患病组织的施用装置。

[0007] 美国专利7,653,426描述了类似内窥镜的图像采集方法，该方法包括在导管末端提供可与MR图像上的其它部分区分开来的至少一个特殊指数，预先将用于引导导管的金属导丝插入患者体腔，将导管沿导丝插入体腔，对与导丝相交的多个切片图像执行MR成像序列，基于由导丝接收的核磁共振信号重建三维图像数据，并基于三维图像数据检测导管末端提供的特殊指数以确定导管的末端位置和插入方向，然后使用三维图像数据重建中心投影的图像，并将导管的末端位置和插入方向设置为观察点和视线方向并在显示装置上显示中心投影的图像，该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0008] 美国专利8,974,460公开了一种装置,该装置用于调整能够移动外科器械的部件的螺钉的位置,其公开内容以引用方式并入本文,该装置包括:--杆,该杆包括适用于螺钉的头部的末端,--用于驱动所述杆旋转的致动系统,--与控制单元通信的通信装置,使得控制单元将圈数传输到致动系统以施加于杆,从而到达螺钉的目标位置。该发明还涉及用于对准手术引导装置的手术系统,其包括:--用于支撑手术引导装置的包括固定件和移动件的定位单元,可通过螺钉调整所述移动件相对于固定件的位置,--用于检测定位单元相对于手术引导装置目标位置的位置的参考单元,--用于计算螺钉的目标位置的控制单元,--用于调整螺钉的位置的所述装置。

[0009] 美国专利公布2013/0083988描述了一种装置可视化的方法,该方法包括接收一组物理特性,物理特性包括对装置内多个标记物的空间关系的描述,该专利的公开内容以引用方式并入本文。采集受检者体内装置的影像学数据。在影像学数据中标识多个标记物中的每一个的大约位置。基于所标识的每个标记物的大约位置和所接收组的物理特性来构建受检者体内装置的轨迹函数。基于该组物理特性构建装置的分段函数,并基于所构建的轨迹函数和分段函数生成装置的3D模型。3D模型的透视图显示于显示装备上。

[0010] 美国专利公布2011/0230758描述了一种用于确定插入患者体内管状器官的医疗导管的选择的部分的当前位置的方法和系统,该方法包括以下程序:将医疗定位系统(MPS)导管插入管状器官,采集管状器官内多个标测位置,显示代表多个标测位置的一个标测位置,根据标测位置构建标测路径,将医疗导管插入管状器官直至选择的部分到达初始位置,显示管状器官的操作图像、代表标测路径的路径以及代表叠加到操作图像上的初始位置的初始位置,将选择的部分与初始位置配准,测量医疗导管在管状器官内从初始位置的行进长度,以及估计当前位置,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

发明内容

[0011] 根据本发明的一些实施方案,提供用于坐标系统配准的方法。当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的官腔内,传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准。配准使用(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像和(b)来自传感器的信号,但不使用校准图像中所示传感器的任何指示。使用该配准来生成可视输出。

[0012] 在一些实施方案中,生成可视输出包括将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的一部分的图像上。

[0013] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部的视觉表示包括导管主体的远侧端部的计算机生成的模型。

[0014] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部包括一个或多个电极,并且导管主体的远侧端部的视觉表示包括该一个或多个电极的视觉表示。

[0015] 在一些实施方案中,将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的该一部分的图像上包括:在受检者的身体的该一部分的消融过程中,将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的该一部分的图像上。

[0016] 在一些实施方案中,生成可视输出包括显示受检者的身体的一部分的标测图。

[0017] 在一些实施方案中,标测图包括受检者的心脏的至少一部分的电解剖图。

[0018] 在一些实施方案中,传感器为电磁传感器。

[0019] 在一些实施方案中,校准图像为磁共振成像(MRI)图像。

[0020] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部的指示包括与导管主体的远侧端部对应的MRI图像中的空隙。

[0021] 在一些实施方案中,将传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准包括:

[0022] 通过识别校准图像中导管主体的远侧端部的指示来探知导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向,基于来自传感器的信号来探知传感器相对于传感器的坐标系统的位置和取向,以及

[0023] 使用(i)所探知的导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向、(ii)所探知的传感器相对于传感器的坐标系统的位置和取向和(iii)导管主体的远侧端部相对于传感器的已知位置和取向,将传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准。

[0024] 根据本发明的一些实施方案,还提供包括电接口和处理器的设备。当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的管腔内,处理器将传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准,配准使用(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)通过电接口接收自传感器的信号,但不使用校准图像中所示传感器的任何指示。处理器使用配准来驱动显示器以生成可视输出。

[0025] 根据本发明的一些实施方案,还提供包括存储有程序指令的有形非暂态计算机可读介质的计算机软件产品。指令在经处理器读取后会使得处理器:当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的管腔内,将传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统配准,配准使用(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像,以及(b)来自传感器的信号,但不使用校准图像中所示传感器的任何指示。指令还使得处理器使用配准来驱动显示器以生成可视输出。

[0026] 根据本发明的一些实施方案,还提供用于探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向的方法。当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的管腔内,探知位置和取向,探知基于(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)来自传感器的信号,但并不基于校准图像中所示传感器的任何指示。使用所探知的导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向来生成可视输出。

[0027] 在一些实施方案中,生成可视输出包括将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的一部分的图像上。

[0028] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部的视觉表示包括导管主体的远侧端部的计算机生成的模型。

[0029] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部包括一个或多个电极,并且导管主体的远侧端部的视觉表示包括该一个或多个电极的视觉表示。

[0030] 在一些实施方案中,将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的一部分的图像上包括:在受检者的身体的该一部分的消融过程中,将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到受检者的身体的该一部分的图像上。

[0031] 在一些实施方案中,生成可视输出包括显示受检者的身体的一部分的标测图。

- [0032] 在一些实施方案中,标测图包括受检者的心脏的至少一部分的电解剖图。
- [0033] 在一些实施方案中,传感器为电磁传感器。
- [0034] 在一些实施方案中,校准图像为磁共振成像(MRI)图像。
- [0035] 在一些实施方案中,导管主体的远侧端部的指示包括与导管主体的远侧端部对应的MRI图像中的空隙。
- [0036] 在一些实施方案中,探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向包括:
- [0037] 通过识别校准图像中导管主体的远侧端部的指示来探知导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向,基于来自传感器的信号来探知传感器相对于传感器的坐标系统的位置和取向,并基于(i)所探知的导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向、(ii)所探知的传感器相对于传感器的坐标系统的位置和取向和(iii)传感器的坐标系统与成像系统的坐标系统之间的先前配准,探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向。
- [0038] 根据本发明的一些实施方案,还提供导管。导管包括导管主体,其被成形为限定其管腔,以及包括一个或多个电极的导管主体的远侧端部。导管还包括导管杆,导管杆包括电磁传感器并配置成置于导管主体的管腔内。
- [0039] 根据本发明的一些实施方案,还提供包括电接口和处理器的设备。当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的管腔内,处理器探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向,探知基于(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)来自传感器的信号,但并不基于校准图像中所示传感器的任何指示。处理器使用所探知的导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向来驱动显示器以生成可视输出。
- [0040] 根据本发明的一些实施方案,还提供包括存储有程序指令的有形非暂态计算机可读介质的计算机软件产品。指令在被处理器读取后会使得处理器:当包括(i)导管主体和(ii)导管杆的导管位于受检者体内时,其中导管杆包括传感器并设置在导管主体的管腔内,探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向,探知基于(a)由成像系统采集的示出导管主体的远侧端部的指示的校准图像,和(b)来自传感器的信号,但并不基于校准图像中所示传感器的任何指示。指令还使得处理器使用所探知的导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向来驱动显示器以生成可视输出。
- [0041] 结合附图阅读本发明实施方案的以下详细说明,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

- [0042] 图1是根据本发明的一些实施方案用于心脏组织标测和/或消融的系统的示意图;
- [0043] 图2是根据本发明的一些实施方案的导管的远侧端部的示意图;
- [0044] 图3A和3B是根据本发明的一些实施方案所实施的校准方法的相应流程图;
- [0045] 图3C是根据本发明的一些实施方案用于在手术过程中更新显示器的方法的流程图;
- [0046] 图4A是根据本发明的一些实施方案采集的校准图像的示意图;
- [0047] 图4B是根据本发明的一些实施方案显示于显示器上的视觉输出的示例。

具体实施方式

[0048] 概述

[0049] 本发明的实施方案提供用于解剖或电解剖标测和/或消融的导管。除用于标测和/或消融的电极之外,导管还包括用于在受检者体内导航导管的电磁传感器。通常,外部磁系统在传感器中感应电压和/或电流。测量在传感器中所感应的电压和/或电流,然后用所感应的电压和/或电流得出传感器的位置和取向。另选地,传感器可以在外部磁系统中感应电压和/或电流。测量在外部磁系统中所感应的电压和/或电流,然后用所感应的电压和/或电流得出传感器的位置和取向。

[0050] 本申请包括在权利要求书中所称的来自传感器的“信号”或“跟踪信号”是指上述在传感器或外部磁系统中感应的电压和/或电流。外部磁系统、传感器以及任何其它相关的部件(例如,硬件和/或软件部件,诸如下文所述的处理器)在本文中统称为“跟踪系统”。

[0051] 在本发明的实施方案中,导管包括两个单独的部件;一个部件是导管的内杆,包括电磁传感器及其相关联的电路,而另一个部件是导管的中空外部主体,包括耦合到导管主体的远侧端部的标测和/或消融电极。导管杆被插入导管主体的管腔,并且然后两个部件都被插入受检者体内。

[0052] 通常,由于导管杆被导管主体覆盖,因此在手术后只需丢弃导管主体,而包括相对昂贵部件的导管杆可重复使用。这样,本发明的“两件式导管”实施方案相比包括类似传感器的常规“一体式导管”显著节约了成本。(与传感器相对的电极需要接触组织,因此电极需要定位到导管主体上。在任何情况下,由于电极通常相对便宜,因此在手术后丢弃导管主体通常没有重大损失。)

[0053] 本发明的实施方案还提供在标测或消融手术过程中使用来自传感器的信号来导航导管的方法和设备。例如,在心脏的电解剖标测中,包括标测电极的导管主体的远侧端部的计算机生成的模型可叠加到受检者心脏的图像上,叠加位置和取向由来自传感器的信号指示。

[0054] 为了在图像中正确显示导管主体的远侧端部的模型,需要克服以下两项挑战:

[0055] (a) 用于采集图像的成像系统的坐标系统需要与传感器的坐标系统配准。

[0056] (b) 需要探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向。(如上所述,传感器并不设置在导管主体上,并因此导管主体与传感器之间的定位和操作偏置存在较大变化,这一情况造成该挑战被放大。)

[0057] 本发明的实施方案解决了上述两项挑战,因此能够正确显示导管主体的远侧端部的模型。在一些实施方案中,例如使用基准来进行术前坐标系统配准。(这解决了第一项挑战。)随后,采集显示导管主体的远侧端部的指示的校准图像,并使用该校准图像来探知导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向。使用此信息、传感器信号以及坐标系统之间的术前配准(但不使用校准图像中传感器的任何指示,校准图像在任何情况下通常完全不显示传感器),探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向。(这解决了第二项挑战。)

[0058] 在其它实施方案中,执行术前校准过程以探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向。(这解决了第二项挑战。)随后,采集显示导管主体的远侧端部的指示的校准图像,并使用该校准图像来探知导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和

取向。使用此信息、传感器信号以及导管主体的远侧端部相对于传感器的已知位置和取向(但不使用校准图像中传感器的任何指示,校准图像在任何情况下通常完全不显示传感器),将两个坐标系统彼此配准。(这解决了第一项挑战。)

[0059] 通常,磁共振成像(MRI)用于采集校准图像以及受检者解剖结构的任何后续图像。MRI系统与跟踪系统双向通信,由此使得例如跟踪系统可指引MRI系统在与传感器的当前位置和取向相关的特定位置和取向处采集MRI“切片”。

[0060] 在MRI图像中,导管主体的远侧端部通常显示为空隙。因此,通过识别图像中的空隙可探知导管主体的远侧端部相对于MRI成像系统的坐标系统的位置和取向。

[0061] 系统说明

[0062] 首先参见图1,该图是根据本发明的一些实施方案用于心脏组织标测和/或消融的系统20的示意图。另外参见图2,该图是根据本发明一些实施方案的导管24的远侧端部的示意图。

[0063] 系统20包括(i)成像系统,诸如MRI扫描仪22,(ii)导管24,以及(iii)控制台26。导管24包括导管主体27,其包括通常具有一个或多个电极的远侧端部34。例如,在一些实施方案中,远侧端部34包括至少一个消融电极29和一个或多个标测电极31。导管24还包括导管杆25,其包括传感器,诸如电磁传感器23。导管主体27被成形为限定管腔,在将导管插入受检者体内之前,将导管杆25插入管腔。(在图2中,为清楚起见,导管杆25与导管主体27一起显示,而不是显示在导管主体内部,这与手术过程中的情况相同。)如上所述,将传感器23及其相关联的电路设置到未暴露的导管杆上而非设置到导管的暴露外部部分,这通常会显著节约成本。

[0064] 如图1所示,医生42通过受检者30的血管系统插入导管24,由此使得导管主体的远侧端部34进入体腔,在本文中假定体腔为受检者心脏28的腔室。如上所述,传感器23提供有利于导管导航的跟踪信号。在一些实施方案中,传感器为电磁传感器并且使用电磁跟踪技术,例如美国专利5,391,199、5,443,489、6,788,967、6,690,963、5,558,091、6,172,499和6,177,792中所述,其公开内容以引用方式并入本文。在其它实施方案中,使用其它跟踪技术,例如美国专利5,983,126、6,456,864和5,944,022中所述的基于阻抗的跟踪技术,其公开内容以引用方式并入本文。

[0065] 当导管的远侧端部进入心腔时,标测电极31可用于采集可对心腔进行电解剖标测的心腔内心电图(ECG)信号。通常通过导管24中的导体和/或光纤将标测电极采集的心腔内ECG信号传输到控制台26,然后在控制台进行分析。另选地或除此之外,消融电极29可用于执行心脏消融。

[0066] 另选地或除使用导管24采集心腔内ECG信号之外,系统20可通常通过受检者皮肤上充当电极的多个导电贴片36采集来自受检者30的皮肤的体表ECG信号。体表ECG信号可经由缆线38传输到控制台26。

[0067] 控制台26包括处理器58。处理器58经由电接口35接收来自传感器的跟踪信号。处理器还接收由MRI扫描仪22采集的数据和/或任何采集到的心腔内或体表ECG信号。如下文所详述,处理器58处理接收到的数据,并进行响应以驱动显示器40显示相关的可视输出和/或生成其它适当的输出。

[0068] 一般来讲,处理器58可体现为单个处理器或协作式联网或集群的处理器集。处理

器58通常是编程化数字计算装置,该装置包括中央处理单元(CPU)、随机存取存储器(RAM)、非易失辅助存储器诸如硬盘驱动器或光盘驱动器、网络接口和/或外围装置。如本领域所知,将程序代码(包括软件程序)和/或数据载入RAM以待CPU执行和处理,并且生成结果以用于显示、输出、传输或存储。程序代码和/或数据可以电子形式例如经网络下载到计算机,或者,另选地或除此之外,程序代码和/或数据可在诸如磁性存储器、光学存储器或电子存储器等非临时性有形介质上提供和/或存储。此类程序代码和/或数据在提供给处理器之后,即成为配置成执行本文所述任务的设备或专用计算机。

[0069] 现在参见图3A和3B,其示出根据本发明的一些实施方案所实施的校准方法的相应流程图。

[0070] 简而言之,图3A的校准方法与图3B的校准方法的区别在于,图3A的方法在开始时探知变量,而图3B的方法在结束时探知变量,反之亦然。具体地讲:

[0071] (i) 图3A的校准方法从配准步骤74开始,在该步骤中,例如使用基准来进行成像系统的坐标系统CIS与传感器的坐标系统CS之间的(通常为等轴)配准。然后使用所得的配准CS_CIS来探知DE_S,即导管主体的远侧端部相对于位于导管主体的管腔内的传感器的位置和取向。

[0072] (ii) 图3B的校准方法从第一校准步骤75开始,在该步骤中,例如使用专业校准设备探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向DE_S。然后使用DE_S来探知CS_CIS,即是成像系统的坐标系统与传感器的坐标系统之间的配准。

[0073] 概括地说,在图3A中,使用CS_CIS来探知DE_S,而在图3B中则相反:使用DE_S来探知CS_CIS。

[0074] 现在下文将继续描述图3A和3B的校准方法,并另外参照图4A,该图是根据本发明的一些实施方案所采集的校准图像60的示意图。(尽管为便于说明,校准图像60在图4A中示出为二维图像,但应注意,校准图像通常为三维图像。)

[0075] 将导管24插入受检者的身体之后,在校准图像采集步骤76中采集校准图像60。例如,图4A示出在导管24到达受检者的心脏28时采集校准图像的情形。在图4A中,心腔33内的血液显示为白色,指示这部分血液在MRI扫描仪中可见。相反,周围组织以较暗的阴影显示,指示该组织在MRI扫描仪中不易看见,因为其中水的浓度低于血液中水的浓度。(应注意,图4A基于来自人体模型的数据,并因此其中的解剖细节未必准确对应于实际的人体解剖结构。)

[0076] 在校准图像采集步骤76中,还基于来自传感器的信号探知校准图像中传感器的位置和取向。传感器信号自然提供了传感器相对于传感器的坐标系统(其也可指跟踪系统的坐标系统)的位置和取向S_CS。(通常,传感器未在校准图像中示出,由此使得传感器相对于成像系统的坐标系统的位置和取向无法仅从校准图像中探知。)

[0077] 随后,在DE_CIS探知步骤78中,校准图像用于探知导管主体的远侧端部相对于成像系统的坐标系统的位置和取向(DE_CIS)。例如,如果MRI扫描仪22为正在使用的成像系统,导管主体的远侧端部34将通常在校准图像中以空隙62指示,因为导管通常由MRI不可见的材料制成。因此,通过识别空隙62,可探知导管主体的远侧端部相对于MRI扫描仪的坐标系统的位置和取向。在一些实施方案中,处理器58使用图像处理技术自动识别空隙。

[0078] 在图3A的校准方法中,处理器58随后探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位

置和取向DE_S。如流程图中的虚线箭头所指出的那样,可通过下列方式中的任一种来探知DE_S:

[0079] (i) 在一些实施方案中,在S_CIS探知步骤82中,处理器使用两个坐标系统之间的已知配准($S_CS+CS_CIS \rightarrow S_CIS$)来探知传感器相对于成像系统的坐标系统的位置和取向S_CIS。然后,在DE_S探知步骤84中,处理器使用传感器和导管主体的远侧端部两者相对于成像系统的坐标系统的已知位置和取向($S_CIS+DE_CIS \rightarrow DE_S$)来探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向DE_S。

[0080] (ii) 在其它实施方案中,在DE_CS探知步骤86中,处理器使用两个坐标系统之间的已知配准($DE_CIS+CS_CIS \rightarrow DE_CS$)来探知导管主体的远侧端部相对于传感器的坐标系统的位置和取向DE_CS。然后,在另选的DE_S探知步骤88中,处理器使用传感器和导管主体的远侧端部两者相对于传感器的坐标系统的已知坐标($S_CS+DE_CS \rightarrow DE_S$)来探知导管主体的远侧端部相对于传感器的位置和取向DE_S。

[0081] 另一方面,在图3B的校准方法中,使用从第一校准步骤75中已知的DE_S来探知CS_CIS。如流程图中的虚线箭头所指出的那样,可通过下列方式中的任一种来探知CS_CIS:

[0082] (i) 在一些实施方案中,在另选的S_CIS探知步骤90中,处理器使用传感器与导管主体的远侧端部之间的已知位置和取向偏置($DE_CIS+DE_S \rightarrow S_CIS$)来探知传感器相对于成像系统的坐标系统的位置和取向S_CIS。然后,在CS_CIS探知步骤92中,处理器使用传感器相对于两个坐标系统的已知位置和取向($S_CIS+S_CS \rightarrow CS_CIS$)来探知两个坐标系统之间的配准CS_CIS。

[0083] (ii) 在其它实施方案中,在另选的DE_CS探知步骤94中,处理器使用传感器与导管主体的远侧端部之间的已知位置和取向偏置($S_CS+DE_S \rightarrow DE_CS$)来探知导管主体的远侧端部相对于传感器的坐标系统的位置和取向DE_CS。然后,在另选的CS_CIS探知步骤96中,处理器使用导管主体的远侧端部相对于两个坐标系统的已知位置和取向($DE_CIS+DE_CS \rightarrow CS_CIS$)来探知两个坐标系统之间的配准CS_CIS。

[0084] 如下文参见图3C和图4B进一步所述,处理器使用校准过程中采集的信息以有利于受检者心脏的解剖或电解剖标测和/或其它手术如心脏消融手术的效果。

[0085] 现在参见图3C,该图是根据本发明一些实施方案用于电解剖标测手术的流程图。另外参见图4B,该图是根据本发明一些实施方案的可视输出63的示例,可视输出包括显示在显示器40(图1)上的三维电解剖图68。

[0086] 首先,在图像采集步骤98中,采集受检者身体的相关部分的图像72。例如,对受检者心脏的表面进行电解剖标测时,可在图像采集步骤98中采集表面的图像。(在一些情况下,如果校准图像60已显示出受检者身体的相关部分,则可省略图像采集步骤98。换句话说,在一些情况下,校准图像60并不仅仅用于校准,而是也在进行实际标测或消融时实时使用。)所采集的图像随后显示于可视输出63中。

[0087] 接着,随着医生沿受检者的心脏表面移动导管,电极31记录心腔内ECG信号,并且处理器反复执行如下步骤序列:

[0088] (i) 在数据采集步骤100中,处理器接收并分析ECG信号,而且在记录到ECG信号时基于传感器信号探知传感器的位置和取向S_CS。

[0089] (ii) 在实时DE_CS探知步骤102中,处理器使用校准过程中获得的DE_S根据S_CS探

知导管远侧端部的位置和取向DE_CS。

[0090] (iii) 在标测图更新步骤104中,处理器更新电解剖图68。例如,处理器可从ECG信号得到各种局部激活时间,并更新电解剖图以反映这些局部激活时间。在执行该更新时,处理器使用DE_CS得出电极在组织上的位置。通常,在更新标测图时,处理器还在DE_CS所指示的位置和取向上,将导管主体的远侧端部的视觉表示置于电解剖图上。

[0091] (iv) 在显示步骤105中,处理器使用在校准过程中获得的CS_CIS显示与图像72配准的更新电解剖图。例如,如图4B所示,在可视输出63中,电解剖图可叠加到图像72上。有效地,通过显示与图像配准的标测图,处理器将导管主体的远侧端部的视觉表示叠加到图像上。这样,医生便能够轻松看到导管主体的远侧端部相对于受检者解剖结构的当前位置和取向。

[0092] 图4B示出可能在显示步骤105后出现的可视输出63。可视输出63中所示心脏的白色部分对应于尚未经过电解剖标测的心脏的一部分。相反,在图4B中以各种阴影图案示出的标测图中的彩色部分对应于经过电解剖标测的心脏的那些部分。各种颜色对应于例如心脏不同部分的各种局部激活时间,这些时间从ECG信号中得出,如上所述。

[0093] 医生可决定在第一决定步骤106中随时结束手术。医生还可以决定在第二决定步骤108中采集新图像。

[0094] 通常,导管主体的远侧端部的视觉表示为计算机生成的模型64。通常,模型64包括耦合到导管主体的远侧端部的电极的视觉表示,包括例如标测电极31的视觉表示70和/或消融电极29的视觉表示66。

[0095] 在一些实施方案中,未采集图像72,因此显示步骤105中显示的电解剖图未叠加于或以其它方式结合任何其它图像。

[0096] 上述技术还能够以必要的变更应用于其它类型的手术。例如,对于消融手术,在数据采集步骤100中,处理器可接收和/或分析与消融电流流过相关的信息,并且也可在消融电流流过时探知传感器的位置和取向S_CS。处理器可随后探知DE_CS,如上文所述。在标测图更新步骤104中,处理器可随后通过将标记物增加至标测图以标记消融的组织区域来更新电解剖图68,这些区域通过使用DE_CS得出消融电极在组织上的位置来确定。另选地或除此之外,处理器可将导管主体的远侧端部的视觉表示置于电解剖图上,如上所述,以帮助引导消融手术。

[0097] 应注意,尽管本文描述了基于MRI的特定实施方案,但本文所述的实施方案可实现为使用任何相关成像模式的任何类型的成像系统,与导管主体的远侧端部在成像系统所采集的图像中显示为“正”或“负”无关。此外,尽管本说明书和附图主要涉及心脏手术,但应注意,本文所述的设备和方法可应用于其它类型的手术,例如耳鼻喉(ENT)或肺部手术。

[0098] 本领域技术人员应当理解,本发明并不限于上文中特别示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合,以及本领域的技术人员在阅读上述说明时可能想到的未在现有技术范围内公开的变型和修改。以引用方式并入本专利申请的文献将视为本专利申请的整体部分,不同的是如果在这些并入的文献中定义的任何术语与在本说明书中明确或隐含地给出的定义在某种程度上相冲突,则应只考虑本说明书中的定义。

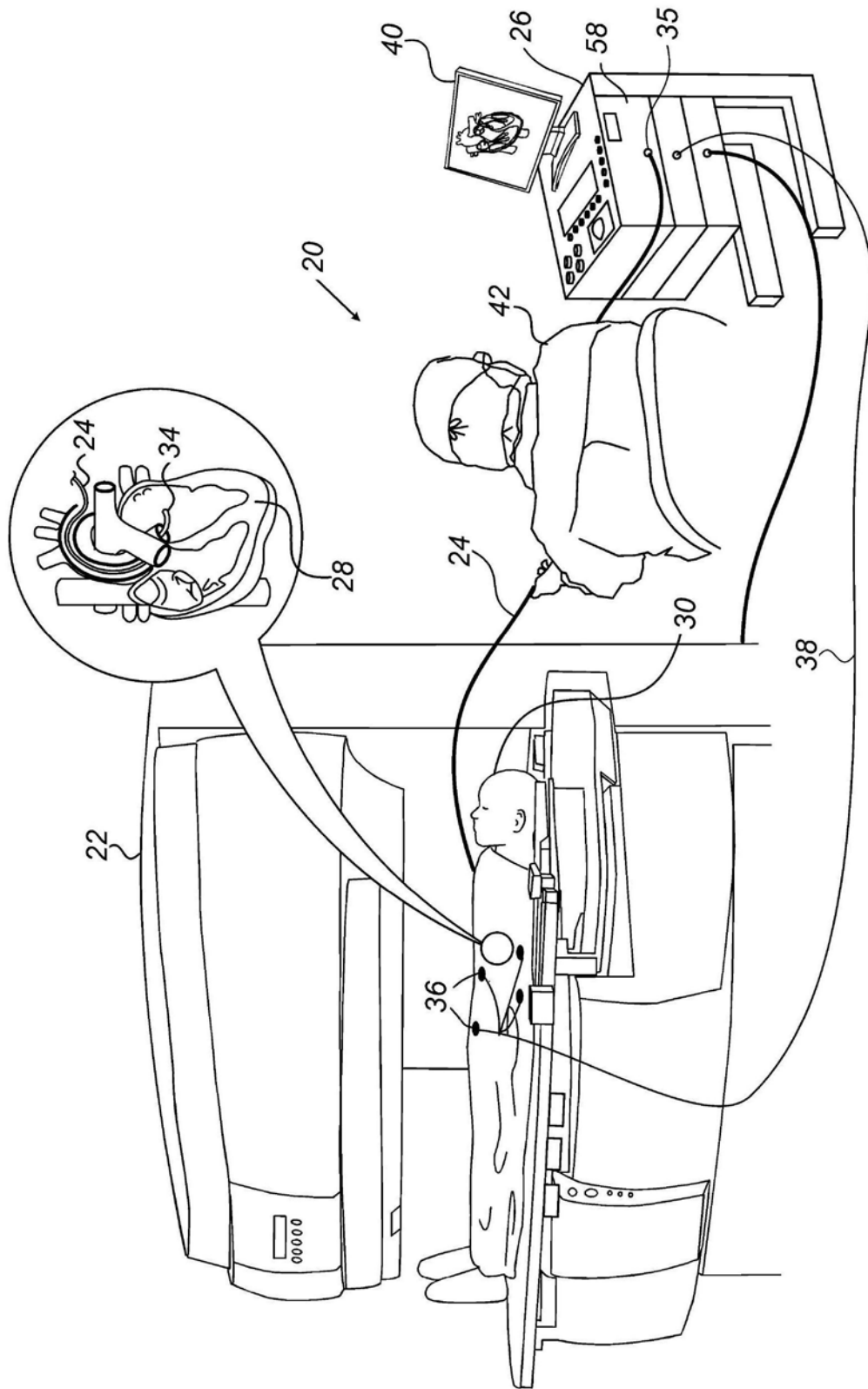


图1

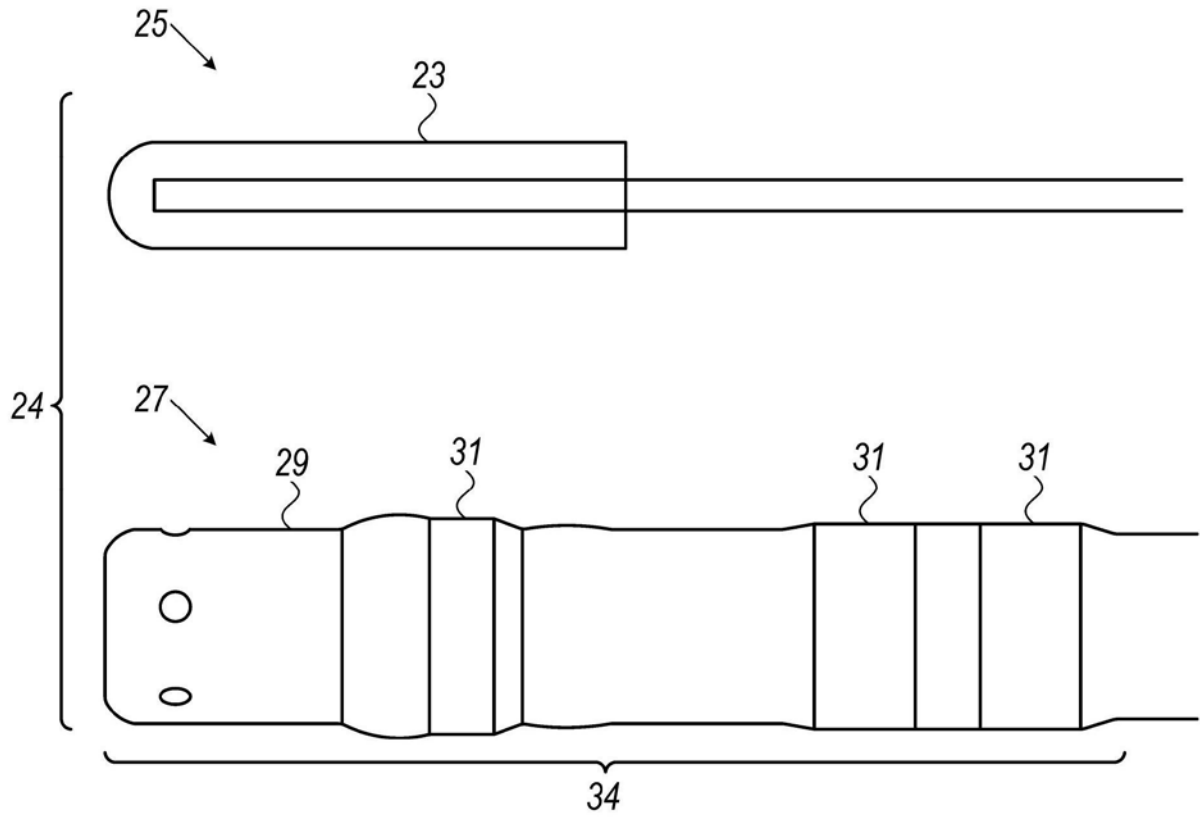


图2

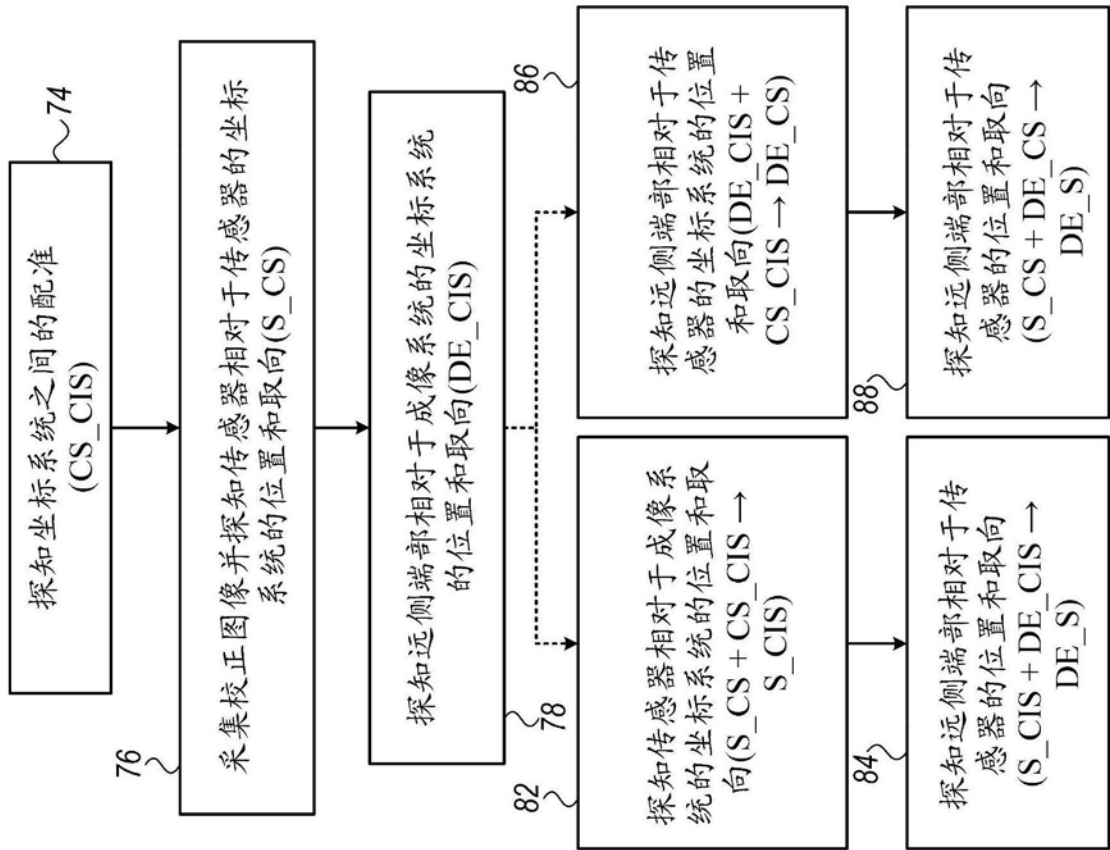


图3A

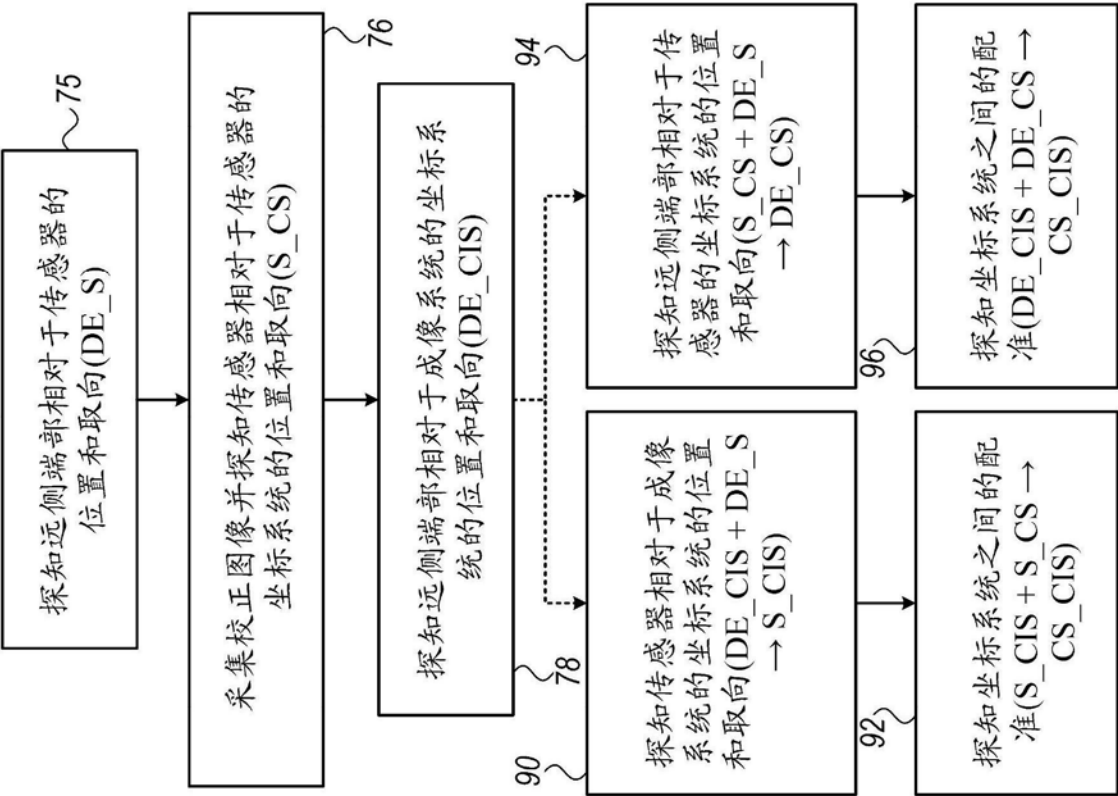


图3B

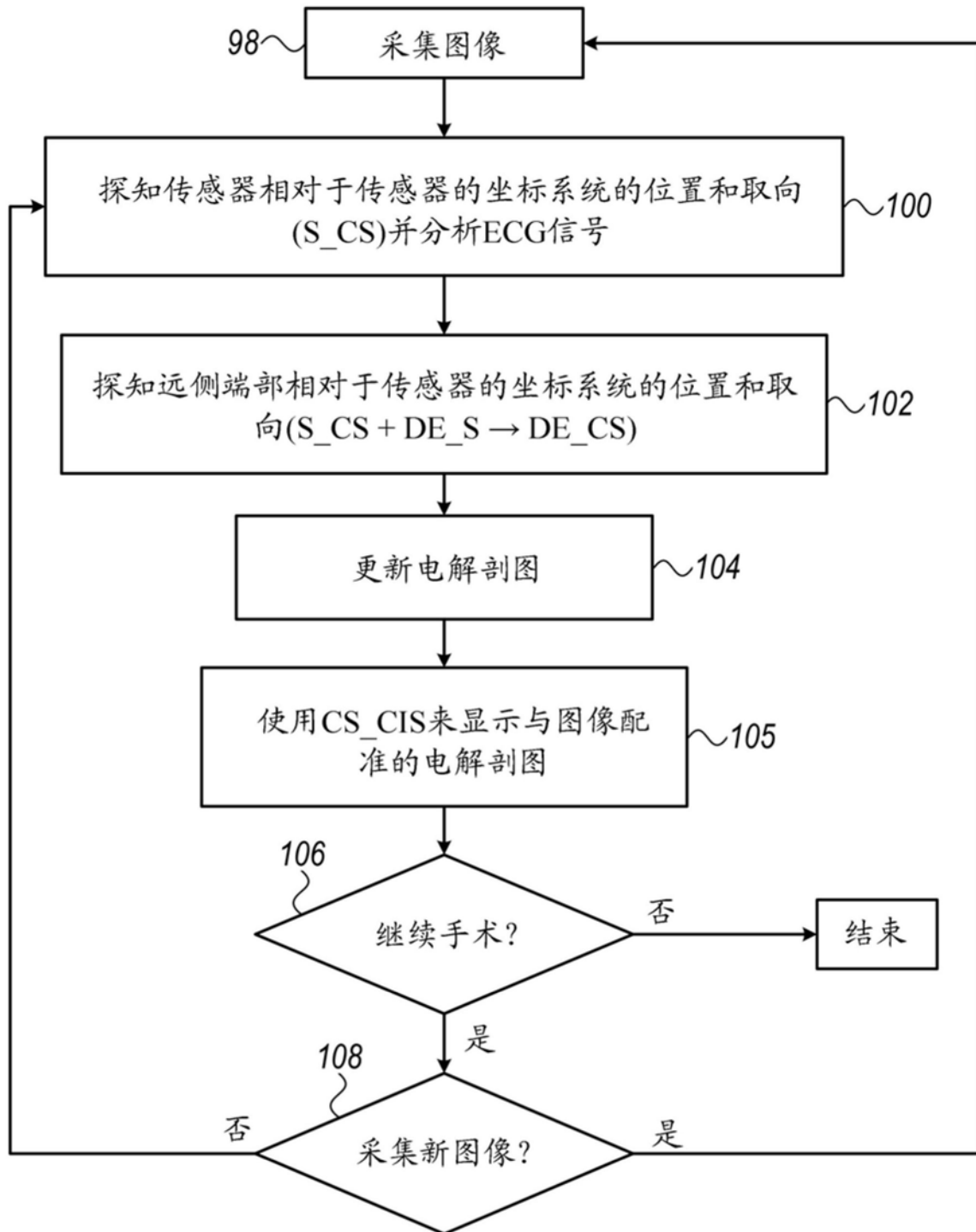


图3C

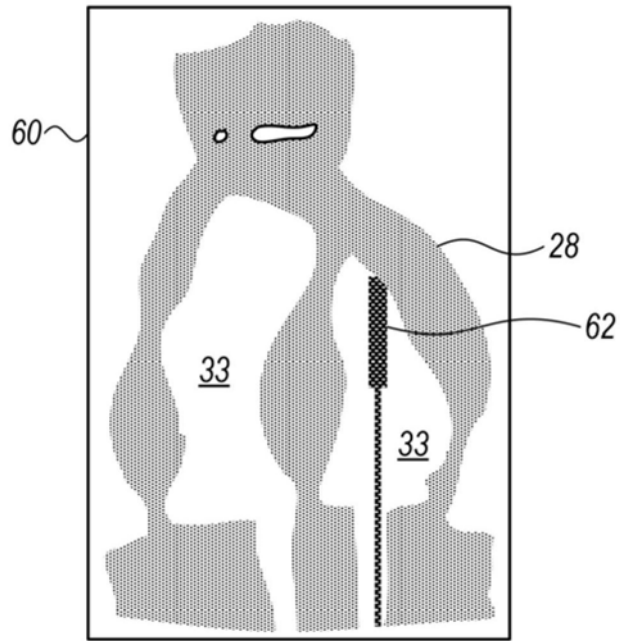


图4A

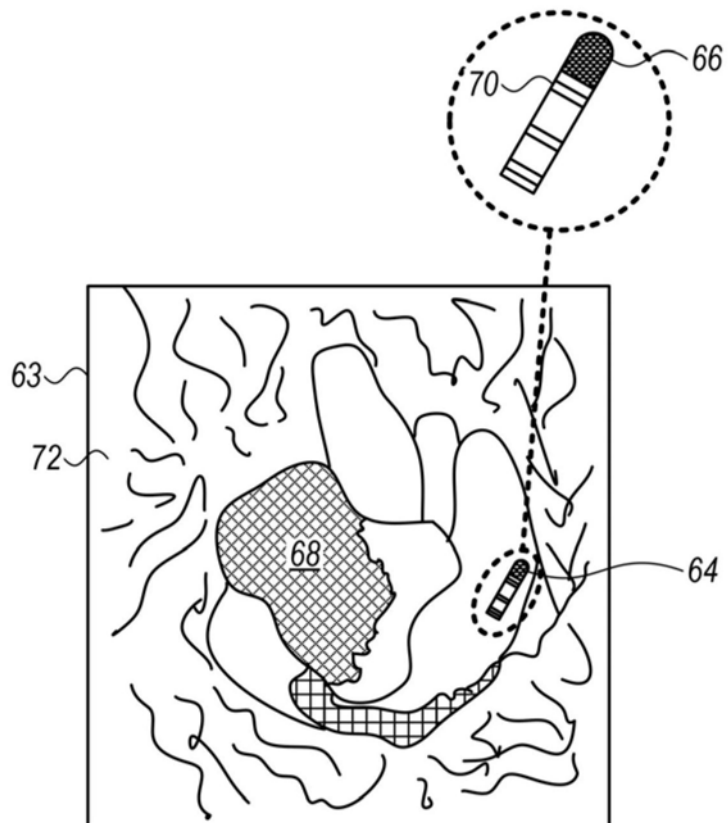


图4B