



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111134835 A

(43)申请公布日 2020.05.12

(21)申请号 201911059461.5

A61B 34/20(2016.01)

(22)申请日 2019.11.01

(30) 优先权数据

16/177977 2018.11.01 US

(71)申请人 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 A.C.阿尔特曼
V.格林纳 A.布门迪尔

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 徐予虹 张金金

(51) Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

权利要求书1页 说明书7页 附图3页

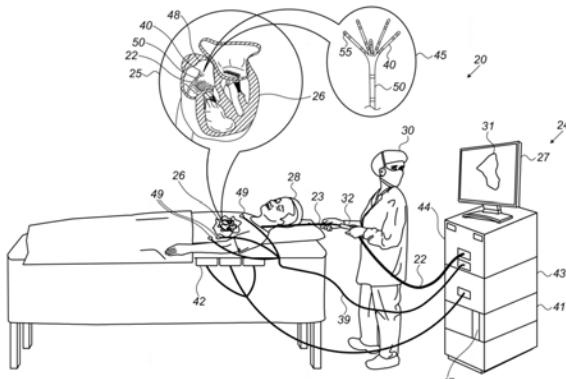
(54)发明名称

利用射频(RF)发送系统查找组织壁中的开

(57) 摘要

本发明题为“利用射频(RF)发送系统查找组织壁中的开口”。本发明公开了一种方法,该方法包括从包括电极并且被定位在患者的器官中的腔体内的探头接收:(i)指示电极与腔体的壁的接近度的接近度信号、以及(ii)指示电极在腔体内的位置的位置信号。基于接近度信号和位置信号,通过包括多个球体的球体模型表示腔体的体

积的至少一部分。标识一个或多个球体比一个或多个周围球体大至少给定倍数所沿的方向。基于所指示的方向，估计腔体的壁中的开口的位置并将其呈现给用户。



1. 一种方法, 包括:

从包括电极并且被定位在患者的器官中的腔体内的探头接收: (i) 指示所述电极与所述腔体的壁的接近度的接近度信号、以及 (ii) 指示所述电极在所述腔体内的位置的位置信号;

基于所述接近度信号和所述位置信号, 通过包括多个球体的球体模型来表示所述腔体的体积的至少一部分;

标识一个或多个球体比一个或多个周围球体大至少给定倍数所沿的方向;

基于所指示的方向, 估计所述腔体的所述壁中的开口的位置; 以及

将所述开口的所述位置呈现给用户。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中标识所述方向包括基于所述球体模型来构建对应于所述壁的表面, 并且标识沿所述表面的一个或多个球体的半径比相邻球体的所述半径大至少所述给定倍数。

3. 根据权利要求1所述的方法, 并且包括将所述开口的所估计的位置存储在存储器中。

4. 根据权利要求1所述的方法, 其中呈现所述位置包括将叠加在所述壁的所述部分的解剖标测图上的所述开口的所述位置显示给所述用户。

5. 一种系统, 包括:

接口, 所述接口被配置成从包括电极并且被定位在患者的器官中的腔体内的探头接收: (i) 指示所述电极与所述腔体的壁的接近度的接近度信号、以及 (ii) 指示所述电极在所述腔体内的位置的位置信号; 以及

处理器, 所述处理器被配置成:

基于所述接近度信号和所述位置信号, 通过包括多个球体的球体模型来表示所述腔体的体积的至少一部分;

标识一个或多个球体比一个或多个周围球体大至少给定倍数所沿的方向;

基于所指示的方向, 估计所述腔体的所述壁中的开口的位置; 以及

将所述开口的所述位置呈现给用户。

6. 根据权利要求5所述的系统, 其中所述处理器被配置成基于所述球体模型来构建对应于所述壁的表面, 并且通过标识沿所述表面的一个或多个球体的半径比相邻球体的所述半径大至少所述给定倍数来标识所述方向。

7. 根据权利要求5所述的系统, 其中所述处理器进一步被配置成将所述开口的所估计的位置存储在存储器中。

8. 根据权利要求5所述的系统, 其中所述处理器被配置成通过将叠加在所述壁的所述部分的解剖标测图上的所述开口的所述位置显示给所述用户来呈现所述位置。

利用射频 (RF) 发送系统查找组织壁中的开口

技术领域

[0001] 本发明整体涉及体内探头，并且具体地讲，涉及使用导管的心脏电解剖标测。

背景技术

[0002] 提出了用于腔体壁组织的电解剖标测的各种技术。例如，美国专利申请公布2005/0107718描述了一种用于通过下述方式检查组织以便根据所检查的组织的介电性质将其与其他组织区分开的方法和系统，所述方式包括：向待检查的组织施加探头，使得探头在所检查组织的区域中产生电边缘场并由此利用穿透到组织自身内的可忽略不计的辐射来产生反射脉冲；检测所反射的电脉冲；以及比较所反射的电脉冲相对于所施加的电脉冲的电特性，以提供所检查组织的介电特性的指示。

[0003] 又如，美国专利申请公布2007/0032747描述了一种用于组织表征的装置，该装置被设计用于有效的传感器-组织接触。该装置包括具有横截面为线性的其上布置有至少一个传感器的刚性表面的元件、以及用于将力施加到软组织的机构，该力的线与刚性表面成锐角，以用于抵靠刚性表面拉伸或者拉伸和推压软组织，从而实现组织与至少一个传感器之间的有效接触。因此，感测的准确性得以改善。根据另一个实施方案，沿着弯曲元件布置的多个传感器可用于例如通过小型计算机断层摄影来提供关于组织的三维信息。

[0004] 美国专利申请公布2006/0116576描述了用于相对于心脏来导航导管的系统和方法。在解剖体的表示上显示表示感兴趣的解剖区域（诸如针对治疗的心脏组织）的标记（诸如点或线）。在三维坐标系中确定医疗探头和标记的位置，并且基于这些位置确定医疗探头和标记之间的接近度。然后可将该接近度指示给用户（例如，使用图形、文本或可听声音）。

发明内容

[0005] 本发明的实施方案提供了一种方法，所述方法包括从包括电极并且被定位在患者的器官中的腔体内的探头接收：(i) 指示电极与腔体的壁的接近度的接近度信号、以及 (ii) 指示电极在腔体内的位置的位置信号。基于接近度信号和位置信号，通过包括多个球体的球体模型表示腔体的体积的至少一部分。标识一个或多个球体比一个或多个周围球体大至少给定倍数所沿的方向。基于所指示的方向，估计腔体的壁中的开口的位置并将其呈现给用户。

[0006] 在一些实施方案中，标识方向包括基于球体模型构建对应于壁的表面，并且标识沿该表面的一个或多个球体的半径比相邻球体的半径大至少给定倍数。

[0007] 在一些实施方案中，方法还包括将开口的所估计的位置存储在存储器中。

[0008] 在一个实施方案中，呈现位置包括将叠加在壁的一部分的解剖标测图上的开口的位置显示给用户。

[0009] 根据本发明的实施方案，还提供了一种包括接口和处理器的系统。接口被配置成从包括电极并且被定位在患者的器官中的腔体内的探头接收：(i) 指示电极与腔体的壁的接近度的接近度信号、以及 (ii) 指示电极在腔体内的位置的位置信号。处理器被配置为基

于接近信号和位置信号通过包括多个球体的球体模型来表示腔体的体积的至少一部分，并且为了标识一个或多个球体大比一个或多个周围球体的方向大至少给定倍数的方向，处理器还被配置为基于所指示的方向，估计腔体的壁中的开口的位置并且将开口的位置呈现给用户。

[0010] 结合附图，通过以下对本发明的实施方案的详细描述，将更全面地理解本发明，其中：

附图说明

[0011] 图1为根据本发明的实施方案的用于电解剖标测的系统的示意性图解；

[0012] 图2A-2C为根据本发明的实施方案的靠近和远离腔体壁组织中的开口的导出腔体球体模型的示意性侧视图；并且

[0013] 图3为示意性地示出根据本发明的实施方案的用于标识腔体壁中的开口的方法的流程图。

具体实施方式

[0014] 概述

[0015] 器官的腔体的基于导管的解剖标测的应用之一是查找开口存在于腔体的壁组织中的一个或多个位置。例如，心脏的左心房的标测可涉及查找四个肺静脉的开口。然而，在一些情况下，标测技术可由于例如难以使导管沿循靠近开口的解剖结构而不能查找体积中的解剖开口。所得的低分辨率标测图可需要受过训练的、有资格的人员诸如放射科专家或心脏病专家来标识开口。然而，在一些情况下，甚至专业人员在导管插入术期间也可需要耗时的试误法来查找开口。

[0016] 为了便于查找腔体的组织壁中的开口，下文所述的本发明的实施方案提供了一种用于查找开口的射频(RF)发送系统和方法，该系统和方法不需要导管紧密地沿循开口附近的解剖结构。本发明所公开的方法依赖于通常具有比血液更高阻抗的组织，尤其是在1KHz-4KHz的低RF频率范围内。因此，所测量的阻抗值通常随着导管靠近腔体壁而增大。

[0017] 在一些实施方案中，在电解剖标测阶段期间，本发明所公开的系统利用定位在腔体中的具有多个远侧电极的导管来进行阻抗测量。所测量的阻抗通常为位于一个或多个RF频率范围内的双极阻抗(远侧电极对之间的阻抗)。处理器利用所测量的阻抗以及先前的校准过程来估计腔体壁中的开口的位置。

[0018] 可用于此目的的射频(RF)发送系统在例如2018年9月25日提交的名称为“RF Transmission System To Find Tissue Proximity”的美国专利申请序列号16/141,125中有所描述，该专利申请被转让给本专利申请的受让人并且其公开内容以引用方式并入本文。

[0019] 在一些实施方案中，标测涉及三个阶段：

[0020] 数据采集阶段

[0021] 在一些实施方案中，当导管移动穿过心腔时，位置跟踪系统测量导管远侧端部的各个位置P。该系统采用例如装配在导管的远侧端部处的磁性传感器。传感器响应于外部施加的磁场来输出位置信号，该位置信号由位置跟踪系统的处理器接收。基于位置信号，处理

器导出心腔内的导管位置P。

[0022] 同时,即,当导管移动穿过腔体时,位置跟踪系统利用例如装配在导管的远侧端部处的磁性传感器来测量导管远侧端部在腔体内的相应位置P。传感器采集由处理器(诸如位置跟踪系统的处理器)接收的位置信号,处理器从所述位置信号导出位置P。

[0023] 在一些实施方案中,基于所测量的位置P并且基于相应的阻抗(其指示在相应位置P处采集的相对于导管的壁组织接近度),处理器构建腔体球体模型。球体模型通过部分重叠的球体集合 $\{(P, \rho)\}$ 来表示腔体体积的至少一部分。每个球体由(a)其中心的已知位置P以及(b)未标定的半径 ρ 描述,该未标定的半径指示位置P与腔体壁之间的相对距离。

[0024] 在一个实施方案中,(i)磁性测量位置P为球体 $\{(P, \rho)\}$ 的中心P,并且(ii)未标定的半径 ρ 从电阻抗导出,使得当阻抗变大时, ρ 变小。因此,在本发明所公开的腔体表示中,具有远离腔体壁的中心P的球体 (P, ρ) 大于较靠近腔体壁定位的球体。从较大直径球体到较小直径球体的转变通常为渐进的和“平滑的”。

[0025] 校准阶段

[0026] 为了将半径 ρ 标定成绝对值R(即,校准 ρ),处理器使用远侧端部与腔体壁组织物理接触的情况。当电极对与腔体壁组织上的位置物理接触时,处理器使双极信号与电极对和位于相应位置处的磁性传感器之间的几何已知距离相关联,从而产生用于标定球体集合 $\{(P, \rho)\}$ 的半径的参考球体 (P, R) 。在一些实施方案中,处理器在基于导管已知已与腔体壁(组织)形成物理接触的位置的腔体的特定部分中标定球体模型的半径。为了检测该位置处的物理接触,系统可采用远侧电极和/或专用传感器,诸如接触力传感器、或本领域已知的其他方法和装置。

[0027] 开口查找阶段

[0028] 一旦已进行校准,如果导管靠近壁组织中的开口,则处理器通常在壁组织的方向上标识出一个或多个球体,所述一个或多个球体具有比周围球体的至少部分的直径异常大的直径(例如,具有高于给定比率的尺寸比率),由此指示开口。相应地,处理器向用户指示壁中的开口可能所处的位置。

[0029] 在一些实施方案中,处理器通过查找开口例如相对于所测量的位置而存在的方向来估计腔体壁中开口的位置。为了指示该方向,处理器构建对应于壁的表面,其中沿该表面的一个或多个球体的半径比相邻球体的半径大至少给定倍数。所指示的方向垂直于其中该方向指向可能开口的表面。

[0030] 本发明所公开的系统和方法可与各种类型的导管一起用于提供局部信息诸如导管的电极与壁组织之间的距离,以及/或者用于快速地采集全局信息诸如可包括整个腔体(例如,整个心腔)的标测图。

[0031] 本发明所公开的RF发送系统最小限度地物理干扰和电干扰心脏组织,因为(a)RF技术不需要医师抵靠组织推进导管以紧密地沿循解剖结构,并且(b)RF技术施加具有高频(即,远高于任何生物生理激活频率)的低电压双极信号。

[0032] 通常,处理器利用包含特定算法的软件进行编程,所述算法允许处理器执行上文列出的处理器相关步骤和功能中的每个。

[0033] 用于查找腔体的壁组织中的开口的本发明所公开的RF发送系统为医师提供有效且安全的方式以用于获得临床信息来支持治疗决策,诸如对心脏组织进行消融以便抑制心

律失常的位置。本发明所公开的技术因而可简化和加快复杂的微创规程,诸如心导管插入术中所需的规程。

[0034] 系统说明

[0035] 图1为根据本发明的一个实施方案的电解剖标测系统20的示意性图解。如图所见,医师30通过使用靠近导管近侧端部的操纵器32操纵轴22 和/或从护套23的挠曲来将详细地示于插图45中的 PENTARAY[®] 导管40 (由Biosense-Webster (Irvine, California) 制备) 导航到患者28的心脏26中的目标位置。

[0036] 导管40以折叠配置插入穿过护套23,并且仅在护套23缩回之后,套索导管40才恢复其预期的功能形状。通过将导管40包含在折叠配置中,护套23还用于使在其到目标位置的途径上的血管创伤最小化。

[0037] 图1示出了利用可见于插图25中的导管40来对患者28的心脏26的具有腔体壁48的腔体执行电解剖标测的医师30。在一些实施方案中,系统20确定导管40相对于心脏26的腔体中的心脏壁48组织的位置和/或接近度,如下所述。

[0038] 导管40在轴50上包含磁性传感器22。导管40还包括可为机械柔性的一个或多个臂,其中所述臂中的每个联接到一个或多个远侧电极55,如在插图45中所见。磁性传感器50和远侧电极55通过穿过轴22的导线连接到控制台24中的各种驱动电路。

[0039] 在一些实施方案中,系统20包括磁性感测子系统以估计导管40在心脏26的心腔内的位置。将患者28放置在由包含磁场发生器线圈42的垫产生的磁场中,该磁场发生器线圈由单元43驱动。由线圈42生成的磁场在磁性传感器50中生成位置信号,该位置信号随后作为对应的电输入提供给处理器41,该处理器41使用这些输入来计算导管40的位置。

[0040] 使用外部磁场和传感器50的位置感测方法在各种医疗应用中实现,例如在由 Biosense-Webster生产的CARTO[™]系统中实现,并且详细地描述于美国专利5,391,199、6,690,963、6,484,118、6,239,724、6,618,612和 6,332,089、PCT专利公布W0 96/05768、以及美国专利申请公布 2002/0065455 A1、2003/0120150 A1和2004/0068178 A1中,这些专利的公开内容均以引用方式并入本文。

[0041] 处理器41(通常为通用计算机)经由合适的前端和接口电路44被进一步地连接,以接收来自表面电极49的信号。处理器41通过穿过电缆39 延伸到患者28的胸部的导线连接到表面电极49。在一些实施方案中,处理器41通过使从远侧电极55和/或表面电极49接收的电位置信号与先前采集的位置校准电信号相关联来估计导管40在腔体内的位置。使用校准电信号的电极位置感测方法在各种医疗应用中实现,例如在由Biosense-Webster生产的CARTO[™]系统中实现,并且在美国专利7,756,576、7,869,865、7,848,787和8,456,182中有详细描述,其公开内容均以引用方式并入本文。

[0042] 在一些实施方案中,在标测过程期间,远侧电极55采集并且/或者注入射频(RF) 双极信号(即,远侧电极55对之间的差分电信号)。至少部分地穿过壁48组织的信号通常比穿过心脏26的血液的信号衰减得更多。处理器41 经由电接口44接收各种RF双极接近度信号,并且利用包含在这些信号中的生物阻抗信息来构建腔体的电解剖标测图31,如下文进一步详述。在该过程期间和/或之后,处理器41可在显示器27上显示电解剖接近度标测图31。

[0043] 在一些实施方案中,处理器41还被配置成在测量期间估计和验证远侧电极55中的每个与心脏的壁48表面之间的物理接触的质量,以便使 RF双极接近度指示信号与已知距

离相关联。使用相关联的双极接近度信号和由传感器50测量的相应位置,处理器41构建腔体球体模型,该腔体球体模型用于例如标识壁48中的开口。

[0044] 处理器41通常在软件中编程以执行本文所述的功能。该软件可通过网络以电子形式被下载到计算机,例如或者其可另选地或另外地设置和/或存储在非临时性有形介质(诸如磁学、光学或电子存储器)上。

[0045] 具体地讲,处理器41运行专用算法以允许处理器41执行本发明所公开的步骤,所述步骤包括计算接近度和位置、校准以及计算腔体表面,如下文进一步所述。

[0046] 图1所示的示例性例证完全是为了概念清晰而选择的。为了简单和清楚起见,图1仅示出了与本发明所公开的技术有关的元件。系统20通常包括附加模块和元件,所述附加模块和元件与本发明所公开的技术不直接相关,并且因此所述附加模块和元件从图1和对应的描述中被有意地省略。系统20的元件以及本文所述的方法可进一步地用于例如控制使用远侧电极48的部分来执行的心脏26的壁55组织的消融。

[0047] 可同样使用其他类型的感测和/或治疗导管,诸如 **DECANAV®**、**SMARTTOUCH®**和**LASSO®**(全部由Biosense-Webster生产)。

[0048] 利用RF发送系统查找组织壁中的开口

[0049] 图2A-2C为根据本发明的实施方案的靠近和远离腔体壁组织中的开口的腔体球体模型的示意性侧视图。在图2A-2C中,导管40的远侧端部被示为浸入在位于腔体壁48的组织36的不同邻近区域内的腔体血液中。

[0050] 图2A示出了包括多个远侧电极55的局部导管,例如, **DECANAV®** 导管。在一个实施方案中,远侧电极55用于注入和接收不同RF频率范围下的双极电流(示意性地示为弯曲箭头60)。如图所见,电路径中的一些部分地穿入组织,而另一些则完全穿入血液。

[0051] 在一个实施方案中,该过程为预设的,就此而言,注入电极和接收电极被预先选定,提供给注入电极的电流的频率和驱动电压也被预先选定。

[0052] 在一些实施方案中,不同的电频率范围包括1-4kHz和12-100kHz的范围。使用两个不同频率范围的原因在于阻抗在12-100kHz范围内对组织36上不敏感,而信号在1-4kHz范围内显示出对组织36测量敏感性。使用高频作为参考,可准确地解决低频阻抗的小变化,即,随组织接近度而变化。

[0053] 数据采集阶段

[0054] 在一个实施方案中,当导管40在心腔内移动时,处理器41接收在成对远侧电极55之间测量的阻抗测量值。每个阻抗测量值依赖于发送电极和接收电极、注入频率和电压、以及居间材料(血液和/或组织)。通常,组织具有比血液更高的阻抗,尤其是在较低频率范围内,使得如果电极更靠近组织36的壁48,则阻抗通常更高,反之亦然。在一个实施方案中,阻抗对频率以及对血液和/或组织的依赖性提供于上文引用的2018年5月 29日提交的美国专利申请序列号15/991,291中。

[0055] 在图2A中,导管40被定位成更靠近腔体的中心并且与腔体壁大致等距,因为处理器40相应地构建在所有方向上具有大致相等直径的腔体球体模型的球体33。

[0056] 处理器41将使利用电极对55测量的每个阻抗与由位置传感器50测得的测量双极阻抗的相应位置相关联,如上文引用的2018年9月25日提交的美国专利申请序列号16/141,

125中所述。

[0057] 校准阶段

[0058] 在其中导管40与腔体壁48形成接触的情况下,处理器41使双极信号与电极对和位于相应位置处的磁传感器之间的几何已知距离相关联。物理接触的出现可由任何合适的传感器来确定,例如通过由导管40中的力传感器测量的力和/或选定远侧电极55之间的阻抗的变化来确定。

[0059] 开口查找阶段

[0060] 在一个实施方案中,当导管40移动穿过较靠近腔体壁48的腔体时,腔体球体模型反映这种接近度。如图2B所示,壁48的方向上的球体60 小于球体33。基于球体模型的这种特性,处理器41生成壁48的局部解剖形状,该局部解剖形状在图2B以举例的方式被示为线性轮廓75B。

[0061] 由于沿轮廓75B(局部表示壁48的轮廓57B)的全部球体60均具有大致相同的尺寸,即大致相同的半径61,因此所得的解剖标测图形状为相当均一的,从而反映出基本上无变化的腔体壁。

[0062] 另一方面,当导管40移动得更靠近腔体壁48中的开口58时,如图 2C所示,腔体球体模型在壁48的方向上包括一个或多个异常尺寸的球体。如图所示,开口方向上的球体66 比沿轮廓75C定位的相邻球体60异常地大至少给定倍数。换句话讲,相邻球体的半径71与半径61的比率高于给定的最小值。如图所示,箭头70指定由处理器41导出的处理器估计开口58在腔体壁48上所处的方向。在图2C中,线性轮廓75C以举例的方式表示局部垂直于箭头70的表面。

[0063] 图2A-2C所示的例证完全是为了概念清晰而选择的。例如,为了清晰地显示,所示的球体中的一些可未精确地标定。在一个实施方案中,将球体66与球体60之间的半径的给定比率用作处理器41估计腔体壁48中存在开口58的最低标准(即,相邻球体66和60之间的半径的给定比率高于给定最小值)。

[0064] 图3为示意性地示出根据本发明的实施方案的用于标识腔体壁中的开口的方法的流程图。通常,处理器41利用执行该算法的各个步骤的软件进行编程。

[0065] 数据采集阶段100(步骤80-82)

[0066] 在接近度数据采集步骤80处,该过程开始于医师30将配备有磁性传感器50的导管40移动到心脏内以采集多个磁性位置信号和双极电接近度信号。

[0067] 同时,在采集物理接触指示步骤82处,包括用于检测与心脏壁的物理接触的装置的导管40偶尔向处理器41指示导管40与壁组织形成物理接触。

[0068] 在位置和未标定的接近度计算步骤84处,基于位置信号和相应的接近度信号并且利用专用算法,处理器41计算位置和相应的相对(即,未标定的)接近度。接下来,在局部球体模型构建步骤86处,处理器41利用球体 $\{(P, \rho)\}$ 表示心脏的一部分。

[0069] 校准阶段110

[0070] 接下来,基于附近的物理接触的指示(即在步骤82处),处理器41 在校准步骤88处将球体模型校准成具有已知半径的球体模型 $\{(P, R)\}$ 。通常将步骤80-88重复N次,直到腔体壁的足够部分被标测。

[0071] 开口查找阶段120

[0072] 在开口标识步骤90中,处理器41分析该模型以基于例如标识出腔体壁的某个方向上的一个或多个球体与相邻球体相比具有异常大的半径 ρ 来确定在导管40附近的腔体壁48中存在开口。

[0073] 接着,在开口位置估计步骤92处,基于球体模型和步骤90中的估计方向,处理器41估计腔体壁组织中的开口(例如,口)的位置。在存储步骤94处,处理器41将可能开口的位置存储在存储器47中。最后,在显示步骤96处,处理器41将查找到的备选开口在显示器27上呈现给用户。在一个实施方案中,处理器通过将叠加在壁的该部分的解剖标测图上的开口的位置显示给用户来呈现该位置。

[0074] 图3所示的示例性流程图完全是为了清晰起见而高度简化的。例如,在一个实施方案中,步骤84中的分析可将球体的尺寸与基于得自腔体壁处的典型开口的已知解剖结构而预期的尺寸进行比较,以便提高查找的可靠性。

[0075] 尽管本文描述的实施方案主要涉及心脏应用,但本文描述的方法和系统也可用于其他应用,诸如肾脏应用。

[0076] 因此应当理解,上面描述的实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文特定示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述描述时将会想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,不同的是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应仅考虑本说明书中的定义。

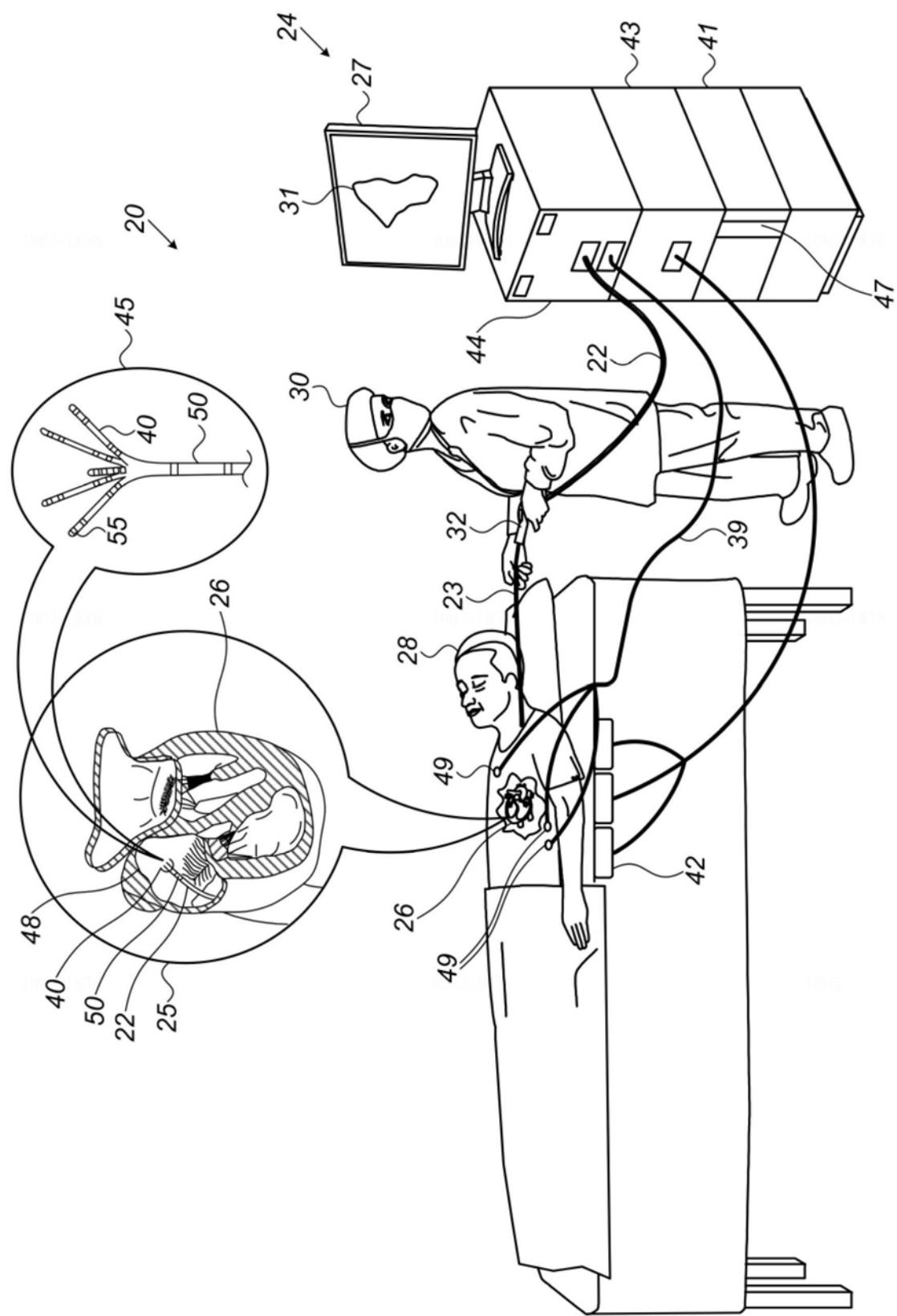
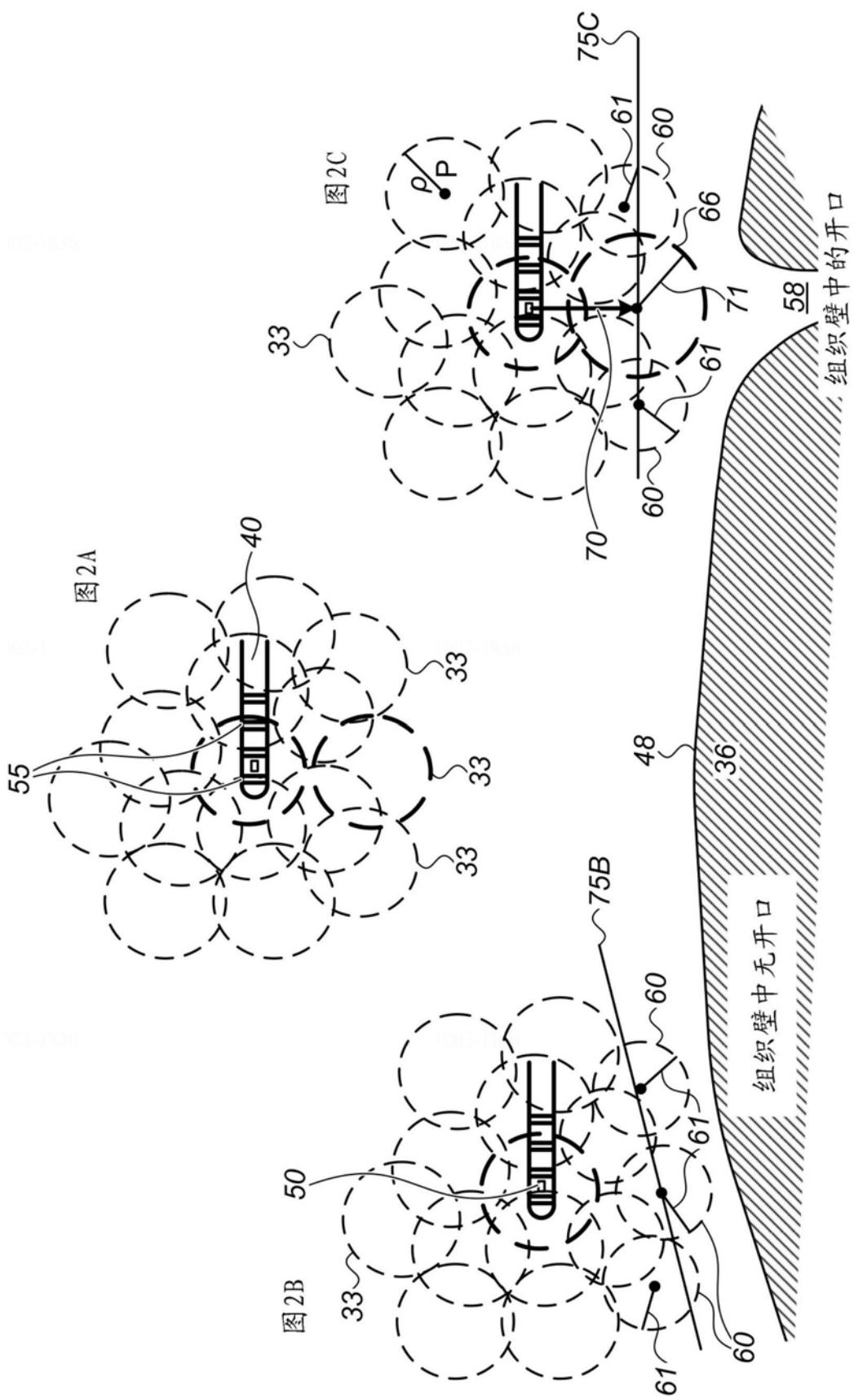


图1



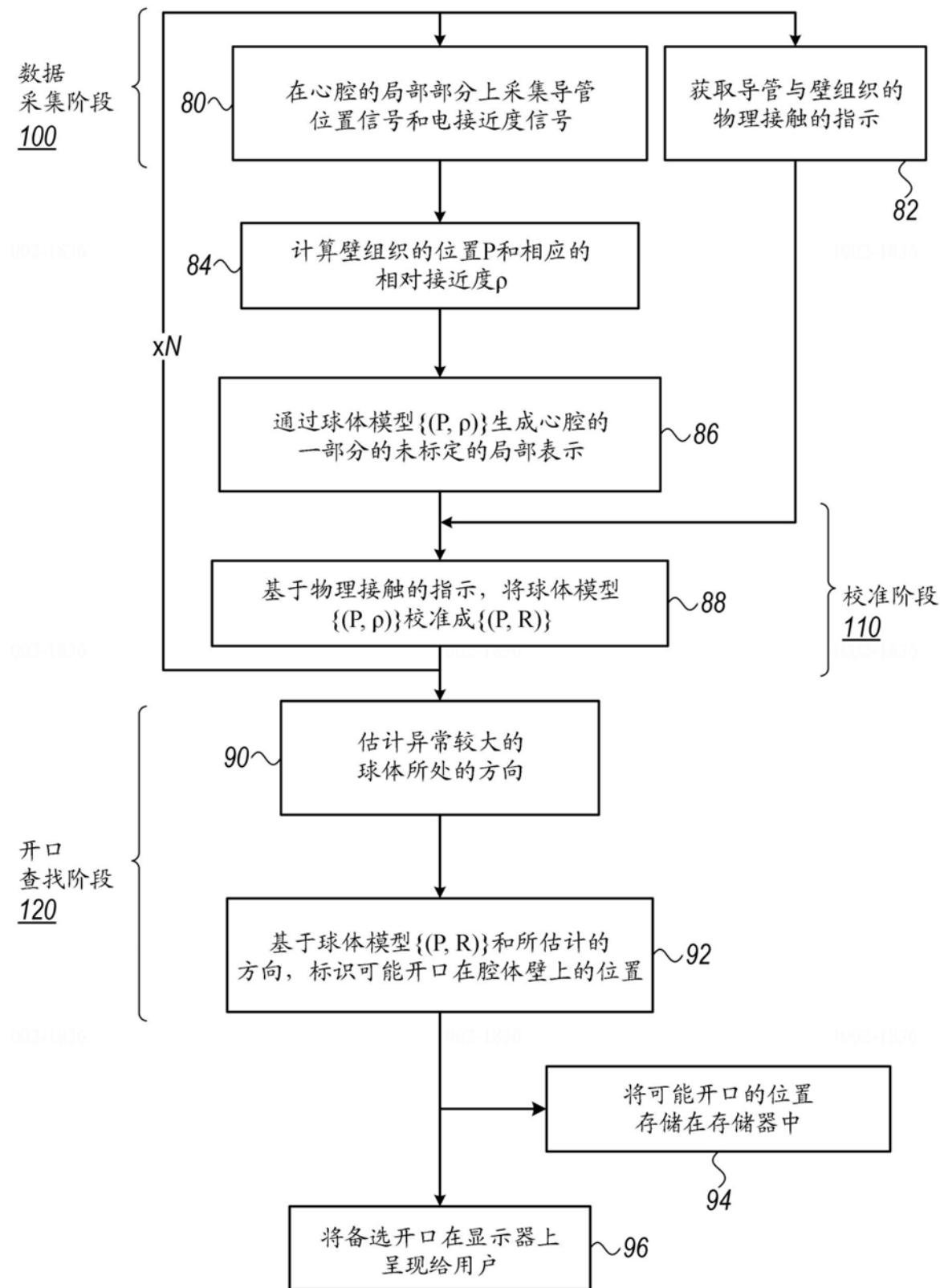


图3