



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107028653 B

(45) 授权公告日 2021.07.06

(21) 申请号 201611040908.0

(22) 申请日 2016.11.11

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107028653 A

(43) 申请公布日 2017.08.11

(30) 优先权数据

14/937998 2015.11.11 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 Y.邦亚克 D.S.莱维 D.M.路德温

E.M.萨巴 M.巴尔-塔尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

72001

代理人 朱铁宏 傅永霄

(51) Int.Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 2010131390 A, 2010.06.17

JP 2013534832 A, 2013.09.09

JP 2014128680 A, 2014.07.10

审查员 张文静

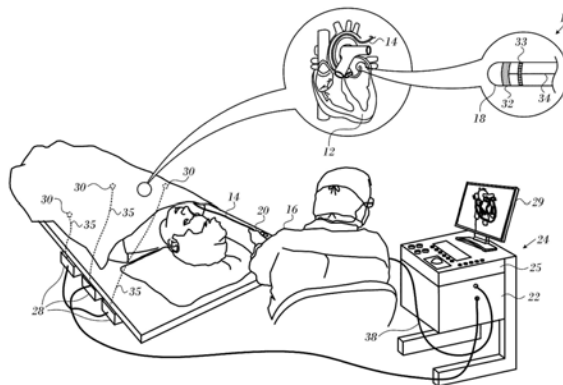
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

具有四个线圈的对称短接触力传感器

(57) 摘要

本发明题为“具有四个线圈的对称短接触力传感器”。在柔性导管插入术探头中,弹性构件将探头的末端联接到远侧部分,并且被配置成响应于在接合组织时施加到末端上的压力而变形。探头的远侧部分中的位置传感器感测探头的末端相对于远侧部分的位置。该相对位置响应于弹性构件的变形而变化。位置传感器响应于由位于位置传感器中的磁场发生器产生的磁场而生成表示末端的位置的信号。位置传感器包括具有第一绕组的传导线的第一线圈和具有相应第二绕组的传导线的三个第二线圈。第二线圈围绕第一线圈的纵向轴线对称地分布。



1. 一种设备,包括:

柔性探头,所述柔性探头具有用于插入患者的体腔中的远侧部分,所述探头具有远侧末端,所述远侧末端被配置成与所述体腔中的组织接触;

弹性构件,所述弹性构件将所述探头的所述远侧末端联接到所述远侧部分并且被配置成响应于在所述远侧末端接合所述组织时施加到所述远侧末端上的压力而变形;和

位置传感器,所述位置传感器设置在所述探头的所述远侧部分中以用于感测所述探头的所述远侧末端相对于所述远侧部分的位置,所述位置响应于所述弹性构件的变形而变化,其中所述位置传感器被配置成响应于在所述远侧末端附近生成的磁场而生成表示所述远侧末端的位置的信号;

磁场发生器,所述磁场发生器位于所述远侧末端内以用于生成所述磁场,其中所述位置传感器包括:

具有纵向轴线和第一绕组的传导线的第一线圈,和

具有相应第二绕组的传导线的三个第二线圈,所述第二线圈围绕所述第一线圈的纵向轴线对称地分布;

其中,所述第二线圈中的每一个均与所述第一线圈之间存在接触关系。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中存在正好三个第二线圈。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一绕组被围绕所述第一线圈的纵向轴线导向。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第二线圈为分别具有长轴线、第一顶点和第二顶点的椭圆线圈。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中所述椭圆线圈的长轴线平行于所述第一线圈的纵向轴线。

6. 根据权利要求4所述的设备,其中所述第二绕组分别从所述第一顶点至所述第二顶点导向。

7. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一线圈缠绕中空管。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第二线圈为空心电感器。

具有四个线圈的对称短接触力传感器

背景技术

1. 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗装置。更具体地,本发明涉及用于测量施加到身体部分的力的医疗装置。

[0002] 2. 相关领域描述

[0003] 当心脏组织的区域向相邻组织异常地传导电信号时,发生心律失常诸如心房纤颤,从而破坏正常的心动周期并导致心律不同步。

[0004] 用于治疗心律失常的过程包括以外科方式扰乱导致心律失常的信号的起源,以及破坏此类信号的传导途径。通过导管施加能量来选择性地消融心脏组织,有时可能的是终止或修改从心脏的一部分至另一部分的不需要的电信号的传播。该消融处理通过形成非传导性消融灶来破坏不需要的电途径。

[0005] 验证物理电极与目标组织的接触对于控制消融能量的递送是重要的。本领域已针对验证电极与组织的接触进行了大量尝试,并且已提出多种技术。例如,美国专利6,695,808描述了用于治疗所选患者组织或器官区域的设备。探头具有可抵靠该区域进行推压的接触表面,从而产生接触压力。压力换能器测量该接触力。该布置据说通过向器械的使用者提供表示接触力的存在和大小的信息来满足手术的需要,在手术中医疗器械必须牢固放置但不与解剖表面过度接触。

[0006] 又如,美国专利6,241,724描述了利用分段电极组件在身体组织中产生消融灶的方法。在一个实施方案中,导管上的电极组件携带压力换能器,该压力换能器感测与组织的接触并且将信号传送到压力接触模块。该模块识别与压力换能器信号相关联的电极元件并且引导能量发生器将RF能量传送到这些元件,并且不传送到仅与血液接触的其他元件。

[0007] 另外的示例可见于美国专利6,915,149。该专利描述了利用具有末端电极(该末端电极用于测量局部电活动)的导管来标测心脏的方法。为了避免可由于末端与组织的不良接触所致的人工痕迹,可利用压力传感器来测量末端与组织之间的接触压力以确保稳定接触。

[0008] 美国专利申请公布2007/0100332描述了用于评估用于组织消融的电极与组织接触的系统和方法。导管轴内的机电式传感器生成对应于电极在导管轴的远侧部分内的移动量的电信号。输出设备接收电信号以用于评估电极和组织之间的接触水平。

[0009] 本领域内已知的用于评估导管与组织接触的基于阻抗的方法通常依赖于测量该导管上的电极与体表电极之间的阻抗的量值。当该量值低于一些阈值时,电极被认为与组织接触。然而,这种二元接触指示可为不可靠的,并且对体表电极与皮肤之间的阻抗变化敏感。

[0010] 均授予Sauarav等人的以引用方式并入本文的美国专利申请公布2008/0288038和2008/0275465描述了电极导管系统,该电极导管系统可包括适于施加电能量的电极。适于测量阻抗的测量电路在电极接近目标组织时可实施于该电极和地面之间。可实施处理器或

处理单元以至少部分地基于由测量电路测得的阻抗的电抗来确定目标组织的接触条件。在另一个实施方案中,接触条件可基于阻抗的相位角。

发明内容

[0011] 根据本发明的公开实施方案,导管的接触力传感器对金属干扰具有增强的免疫作用。在一个实施方案中,圆柱形接收线圈居中地设置在镍钛诺外壳中并且可操作地用于估计力值。三个椭圆线圈围绕圆柱形接收线圈装配,其中该三个椭圆线圈之间成120度。椭圆线圈用于评估力的值和方向。因为接收线圈被居中地安装在传感器的中心深处,并且远离镍钛诺外壳,所以距该传感器小于约1mm的金属物体(诸如导管轴)不导致显著的力测量误差。此外,由于接触力传感器的对称设计,金属物体的效应不受导管末端的取向的影响。

[0012] 根据本发明的实施方案提供了柔性探头,该柔性探头的远侧部分适于插入患者的体腔中。该探头的远侧末端被配置成与体腔中的组织接触。弹性构件将该探头的远侧末端联接到远侧部分,并且被配置成响应于在远侧末端接合组织时施加到远侧末端上的压力而变形。位置传感器设置在该探头的远侧部分中以用于感测探头的远侧末端相对于远侧部分的位置,该位置响应于弹性构件的变形而变化。该位置传感器被配置成响应于磁场生成表示远侧末端的位置的信号。磁场发生器设置在该远侧末端内以用于生成磁场,其中该位置传感器包括具有第一绕组的传导线的第一线圈和具有相应第二绕组的传导线的三个第二线圈。第二线圈围绕第一线圈的纵向轴线对称地分布。

[0013] 仍根据该设备的另一方面,存在正好三个第二线圈。

[0014] 还根据该设备的另一方面,第一绕组围绕第一线圈的纵向轴线导向于。

[0015] 仍根据该设备的另一方面,第二线圈为椭圆线圈。

[0016] 根据该设备的另外的方面,第二线圈与第一线圈接触。

[0017] 根据该设备的一个方面,椭圆线圈的长轴线平行于第一线圈的纵向轴线。

[0018] 根据该设备的另一方面,第二绕组分别从椭圆线圈的第一顶点至第二顶点导向。

[0019] 根据该设备的另外的方面,第一线圈缠绕中空管。

[0020] 还根据该设备的另一方面,第二线圈为空心电感器。

[0021] 根据本发明的实施方案还提供了方法,该方法通过下述步骤实现:将柔性探头的远侧部分插入患者的体腔中,使该探头的远侧末端与体腔中的组织接触,用弹性构件将探头的远侧末端联接到远侧部分,该弹性构件被配置成响应于在远侧末端接合组织时施加在远侧末端上的压力而变形,以及利用设置在该探头的远侧部分中的位置传感器来感测探头的远侧末端相对于远侧部分的位置。该远侧末端的位置响应于弹性构件的变形而变化。该方法还通过下述步骤实现:响应于在远侧末端附近生成的磁场而生成表示远侧末端的位置的信号,在远侧末端内提供磁场发生器以用于生成磁场。该位置传感器包括传导线的第一线圈和传导线的三个第二线圈。第二线圈围绕第一线圈的纵向轴线对称地分布。具体地提供了以下技术方案。

[0022] 技术方案1.一种方法,包括以下步骤:

[0023] 将具有远侧部分和远侧末端的柔性导管插入患者的体腔中;

[0024] 使所述探头的远侧末端与所述体腔中的组织接触;

[0025] 利用弹性构件将所述探头的所述远侧末端联接到所述远侧部分,所述弹性构件被

配置成响应于在所述远侧末端接合所述组织时施加到所述远侧末端上的压力而变形;以及

[0026] 利用设置在所述探头的远侧部分中的位置传感器来感测所述探头的所述远侧末端相对于所述远侧部分的位置,其中所述远侧末端的位置响应于所述弹性构件的变形而变化,

[0027] 响应于在所述远侧末端附近生成的磁场而生成表示所述远侧末端的位置的信号;

[0028] 在所述远侧末端内提供磁场发生器以用于生成所述磁场,其中所述位置传感器包括:

[0029] 具有纵向轴线和第一绕组的传导线的第一线圈,和

[0030] 具有相应第二绕组的传导线的三个第二线圈,所述第二线圈围绕所述第一线圈的纵向轴线对称地分布。

[0031] 技术方案2.根据技术方案1所述的方法,其中存在正好三个第二线圈。

[0032] 技术方案3.根据技术方案1所述的方法,其中所述第一绕组被围绕所述第一线圈的纵向轴线导向。

[0033] 技术方案4.根据技术方案1所述的方法,其中所述第二线圈为分别具有长轴线、第一顶点和第二顶点的椭圆线圈。

[0034] 技术方案5.根据技术方案4所述的方法,其中所述第二线圈与所述第一线圈接触。

[0035] 技术方案6.根据技术方案4所述的方法,其中所述椭圆线圈的长轴线平行于所述第一线圈的纵向轴线。

[0036] 技术方案7.根据技术方案4所述的方法,其中所述第二绕组分别从所述第一顶点至所述第二顶点导向。

[0037] 技术方案8.根据技术方案1所述的方法,其中所述第一线圈缠绕中空管。

[0038] 技术方案9.根据技术方案1所述的方法,其中所述第二线圈为空心电感器。

[0039] 技术方案10.根据技术方案1所述的方法,其中生成信号包括:

[0040] 利用来自所述第一线圈和三个所述第二线圈的信号来确定第一力向量;

[0041] 利用仅来自三个所述第二线圈的信号来确定第二力向量;

[0042] 利用仅来自所述第一线圈的信号来确定第三力向量;

[0043] 当所述第二力向量和所述第三力向量的差小于阈值时,将所述第一力向量用作表示所述远侧末端的位置的信号;并且

[0044] 当所述第二力向量和所述第三力向量的差大于所述阈值时,将所述第三力向量用作表示所述远侧末端的位置的信号。

附图说明

[0045] 为了更好地理解本发明,以举例的形式,结合下述附图进行阅读对本发明的具体实施方式提供参考,其中类似的元件给定类似的参考数字,并且其中:

[0046] 图1为根据本发明的公开实施方案在心脏上执行导管插入术程序的系统的立体说明图;

[0047] 图2为根据本发明的实施方案的接触力传感器37的示意性倾斜的正视图;

[0048] 图3为根据本发明的实施方案的穿过传感器的剖视图;

[0049] 图4为根据本发明的实施方案的穿过空心椭圆线圈的示意性局部剖视图;

[0050] 图5为根据本发明的实施方案的心脏导管的远侧部分的正视图；

[0051] 图6为根据本发明的实施方案穿过包括被构造的并且可操作的接触力传感器的心脏导管的远侧部分的示意性剖视图；以及图7为根据本发明的实施方案确定探头和组织之间的接触的方法的流程图。

具体实施方式

[0052] 在下文的具体实施方式中，示出了许多具体细节，以便全面地理解本发明的各种原理。它对本领域的技术人员而言将是显而易见的，但是并非所有这些详细描述都是实施本发明所必要的。在此示例中，未详细示出熟知的电路、控制逻辑、以及用于常规算法和过程的计算机程序指令的细节，以免不必要地使一般概念模糊不清。

[0053] 系统综述

[0054] 现在转到附图，首先参见图1，该图为用于在活体受检者心脏12上评估电活动并且执行消融手术的系统10的立体说明图，系统10是根据本发明的公开实施例构造和操作的。该系统包括导管14，由操作者16将导管14经由皮肤穿过患者的血管系统插入心脏12的心室或血管结构中。操作者16（通常为医师）使导管的远侧末端18与心脏壁在例如消融目标位点处接触。可根据美国专利6,226,542和6,301,496以及共同转让的美国专利6,892,091中所公开的方法制备电激活图，上述专利申请的公开内容以引用方式并入本文。实施系统10的元件的一个商业产品可以商品名**CARTO[®]3**系统购自Biosense Webster, Inc., 3333Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765。这种系统可由本领域的技术人员修改以实施本文所述的发明的原理。

[0055] 例如通过电激活图的评估而确定为异常的区域可通过施加热能进行消融，例如通过使射频电流穿过导管中的线到达远侧末端18处的一个或多个电极，这将射频能量施加到心肌。能量被吸收于组织中，从而将组织加热到其永久失去其电兴奋性的点（通常约60℃）。当成功时，这种过程在心脏组织中产生非传导性消融灶，该消融灶破坏导致心律失常的异常电通路。本发明的原理可应用于不同心脏腔室以诊断和治疗许多不同的心律失常。

[0056] 导管14通常包括柄部20，该柄部在其上具有合适的控制器，以使操作者16能够按消融所需的来对导管的远侧端部进行操纵、定位和取向。为了辅助操作者16，导管14的远侧部分包含将信号提供给位于控制台24中的处理器22的位置传感器（未示出）。处理器22可实现下文所述的若干处理功能。

[0057] 可使消融能量和电信号经由电缆34穿过位于远端末端18处或附近的一个或多个消融电极32来在心脏12和控制台24之间来回传送。起搏信号和其他控制信号可从控制台24通过缆线34和电极32传送到心脏12。还连接到控制台24的感测电极33被设置在消融电极32之间并且连接到缆线34。

[0058] 线连接35使控制台24与体表电极30和定位子系统的其他部件联接以用于测量导管14的位置和取向坐标。处理器22或另一个处理器（未示出）可以是定位子系统的元件。电极32和体表电极30可用于测量消融位点处的组织阻抗，如授予Govari等人的美国专利7,536,218中所教导的，该专利以引用方式并入本文。温度传感器（未示出），通常为热电偶或热敏电阻器，可安装在电极32中的每个电极上或附近。

[0059] 控制台24通常包含一个或多个消融功率发生器25。导管14可适于利用任何已知的

消融技术(例如,射频能量、超声能量和产生激光的光能量)将消融能量传导到心脏。此类方法在共同转让的美国专利6,814,733、6,997,924和7,156,816中有所公开,该专利以引用方式并入本文。

[0060] 在一个实施方案中,定位子系统包括磁定位跟踪构造,该磁定位跟踪构造通过利用场生成线圈28在预定义工作空间中生成磁场并且在导管处感测这些磁场来确定导管14的位置和取向。定位子系统在以引用方式并入本文的美国专利7,756,576以及上述的美国专利7,536,218中有所描述。

[0061] 如上文所述,导管14联接到控制台24,这使得操作者16能够观察和调控导管14的功能。控制台24包括处理器,优选地是具有合适的信号处理电路的计算机。该处理器被联接以驱动监视器29。信号处理电路通常接收、放大、过滤和数字化来自导管14的信号,包括由传感器(诸如电传感器、温度传感器和接触力传感器)和位于导管14远侧的多个位置感测电极(未示出)生成的信号。数字化信号由控制台24和定位系统接收和使用,以计算导管14的位置和取向,并且分析来自电极的电信号。

[0062] 为了生成电解剖标示图,处理器22通常包括电解剖标示图发生器、图像对准程序、图像或数据分析程序和被构造成将图形信息呈现在监视器29上的图形用户界面。

[0063] 通常,系统10包括其他元件,为了简单起见所述其他元件未在图中示出。例如,系统10可包括心电图(ECG)监视器,该心电图监视器被联接以从一个或多个体表电极接收信号,以便将ECG同步信号提供到控制台24。如上文所述,系统10通常还包括基准位置传感器,该基准位置传感器在附接到受试者身体外部的外加基准贴片上或者在内置导管上,该基准位置传感器被插入心脏12中以相对于心脏12保持在固定位置。提供了使液体循环流过导管14以用于冷却消融位点的常规泵和线。系统10可从外部成像模态(诸如MRI单元等)接收图像数据,并且包括可被处理器22结合或调用的图像处理器以用于生成和显示图像。

[0064] 接触力传感器

[0065] 现在参加图2,该图为根据本发明的实施方案的接触力传感器37的示意性倾斜的正面图。中心线圈39包括一层或两层10 μ m的漆包铜线,该漆包铜线缠绕圆柱形充气的聚酰亚胺管41,以形成中心空心电感器43。该管41的直径通常为约0.8至0.9mm。围绕聚酰亚胺管材的一层10 μ m线的典型尺寸为:外径0.947mm、长度2.15mm以及350线匝。中心线圈39大致横向于管41的纵向轴线缠绕。

[0066] 围绕电感器43的是多根椭圆线圈。三个椭圆线圈45,47,49示于图2中。每个线圈包括多于10层10 μ m的漆包铜线,以产生具有长轴线和短轴线的空心椭圆线圈,该长轴线和短轴线分别通常为2.15cm-2.35cm和0.6cm-0.8cm。在该实施方案中,椭圆线圈45,47,49围绕中心线圈39设置,其中每个椭圆的长轴线平行于中心线圈39的纵向轴线。椭圆线圈45,47,49的绕组中的每个绕组通常从相应椭圆的一个顶点至另一个顶点导向。椭圆线圈45,47,49围绕管41的纵向轴线对称地分布。引线51将信号从椭圆线圈45,47,49传导至处理器(未示出)。引线53将信号从中心线圈39传导至该处理器。

[0067] 现在参见图3,该图为根据本发明的实施方案的穿过传感器的剖视图。以处于120°间隔分布的椭圆线圈45,47,49示出于该图中。在椭圆线圈45,47,49的形式中的每一个与中心线圈39之间存在接触关系。引线55被提供用于传导来自线圈的信号。

[0068] 现在参见图4,该图为根据本发明的实施方案的穿过空心椭圆线圈57的示意性局

部视图。如沿线圈57的线A-A截取的横截面59所示,多于十层线61以椭圆形式缠绕以形成椭圆空气线圈。

[0069] 现在参见图5,该图为根据本发明的实施方案的心脏导管63的远侧部分的正视图。根据本发明的实施方案构造的接触力传感器被设置在导管的片段65中。除了接触力传感器,导管63可为授予Govari等人的共同转让的美国专利申请公布2009/0093806中所述的导管,该专利申请公布以引用方式并入本文。导管63为柔性插入导管,具有用于插入患者的体腔中的远侧端部67和被配置成与体腔中的组织接触的远侧末端69。弹性构件71将远侧末端69联接到远侧端部67并且响应于在远侧末端69接合组织时施加到远侧末端69上的压力而变形。探头内的接触力传感器感测远侧末端69相对于导管63的远侧端部67的位置。该位置和传感器读数响应于弹性构件71的变形而变化。

[0070] 现在参见图6,该图为穿过心脏导管73的远侧部分的示意性纵向剖视图,该心脏导管的远侧部分通过由根据本发明的实施方案构造的和可操作的接触力传感器75替代常规接触力传感器来修改。从操作者的角度而言,导管63的操作没有不同于未修改的版本。然而,比未修改版本中少了一个线圈和一个电通道。发射线圈77被提供作为接触力传感器75中的中心线圈和椭圆线圈的信号源。呈现了四个接收线圈79(最好见于图2中,如椭圆线圈45,47,49和中心线圈39)。接触力传感器75接收来自外部场发生线圈28(图1)和发射线圈77的信号,使得四个接收线圈79以相应的频率暴露于四个电磁场。接触力传感器75的其他部件包括设置在发射线圈77和接收线圈79之间的弹簧81。具有超越本公开范围的功能的各种典型的非对称性金属结构83可存在于心脏导管73中。如上文所述,金属结构83可不利地影响接触力传感器75的读数。

[0071] 操作

[0072] 如上文所述,椭圆线圈45,47,49提供关于力值和方向的信息。中心线圈39提供关于力值的信息。返回至图2,测量椭圆线圈45,47,49和中心线圈39中接收的信号,并且利用下述相应频率下来自场发生线圈28(图1)的信号来为椭圆线圈45,47,49和中心线圈39中的每个线圈计算发射线圈77(图6)产生的发射信号和从椭圆线圈接收的信号之间的比率,所述相应频率为:

$$[0073] \quad S_i = \left| \frac{RX_力_i}{TX} \right|_{i=1,2,3}$$

[0074] 利用在不将力施加到导管末端时采取的测量使得发射信号和接收信号之间的比率归一化。

$$[0075] \quad Sz_i = \left| \frac{S_i}{S_{0i}} - 1 \right|_{i=1,2,3}$$

[0076] 在校正之后,施加到导管末端的力按下述公式进行估计:

$$[0077] \quad \vec{F}_{\text{估计的向量}} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} Sz_1 \\ Sz_2 \\ Sz_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad \text{公式. (1)}$$

$$[0078] \quad F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}, \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}}{F_z} \right), \quad \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{F_x}{F_y} \right),$$

[0079] 其中 M_{ij} 为针对给定矩阵N力测量计算的校正元素,每个力包括分量 F_x, F_y, F_z 。从三个椭圆线圈45,47,49和中心线圈39可获得四个力测量。

[0080] 来自所有四个线圈的信号提供量值和方向的解决方案。

[0081] 对于所有四个线圈,力向量为:

$$[0082] \quad \vec{F} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} Sz_1 \\ Sz_2 \\ Sz_3 \\ Sz_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ F_w \end{bmatrix} \text{ 公式. (2)}$$

[0083] 当正使用仅单个线圈时,公式减少至

$$[0084] \quad \vec{F} = [M_1] * [Sz_1] = [Fx] \text{ 公式. (3)}$$

[0085] 来自三个椭圆线圈的信号比来自所有四个线圈的信号提供量值和方向的较不精确的解决方案。

[0086] 仅取自中心线圈的信号提供量值的解决方案,而不提供方向的解决方案。

[0087] 来自接触力传感器的读数的量值依赖于导管和电子器件的硬件构造。通常,所检测的最大轴向力为150gm。侧向力可精确地测量至多达30gm,高于此值可影响精度。力测量的分辨率小于1gm。

[0088] 现在参见图7,该图为根据本发明的实施方案确定探头和组织之间的接触的方法的流程图。为了呈现清楚起见,以具体的线性顺序示出了过程步骤。然而,显而易见的是,它们中的许多可并行、异步或以不同顺序执行。本领域的技术人员将会理解,处理将另选地被表示为多个相关联的状态或事件,例如处于状态图中。此外,可并非需要所有示出的处理步骤来实施该方法。

[0089] 在初始步骤85处,将探头常规地引入受试者体内并且使其与组织接触。金属物体被假设为足够近地存在,以影响接触力传感器的读数。

[0090] 接下来,在步骤87处,根据公式2用传感器的所有四个线圈(例如,椭圆线圈45,47,49和中心线圈39(图2))来确定力向量(A),

[0091] 接下来,在步骤89处,根据公式1利用三个椭圆线圈45,47,49来确定力向量(B)。

[0092] 接下来,在步骤91处,根据公式3利用仅中心线圈39来确定力向量(C)。

[0093] 接下来,在决策步骤93处,确定在步骤91中从中心线圈39获得的力量值(C)与在步骤89中根据预先确定的标准从椭圆线圈45,47,49获得的力量值(B)一致,例如,该两个力量值之间的差异小于5%。这种判据在不同应用中可改变。

[0094] 如果决策步骤93处的确定为肯定的,那么控制前进至最终步骤95。在步骤87中获得的来自所有四个线圈(A)的力量值和方向读数用于评估探头和组织之间的接触。

[0095] 如果决策步骤93处的确定为否定的,那么在最终步骤97处得自中心线圈39(C)的力量值信息用于评估探头和组织之间的接触。方向信息为不可用的。

[0096] 本领域的技术人员应当理解,本发明并不限于已在上文具体显示和描述的那些。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两者,以及不在现有技术范围内的其变型和修改,所属领域的技术人员在阅读上述说明时应当想到这些变型和修改。

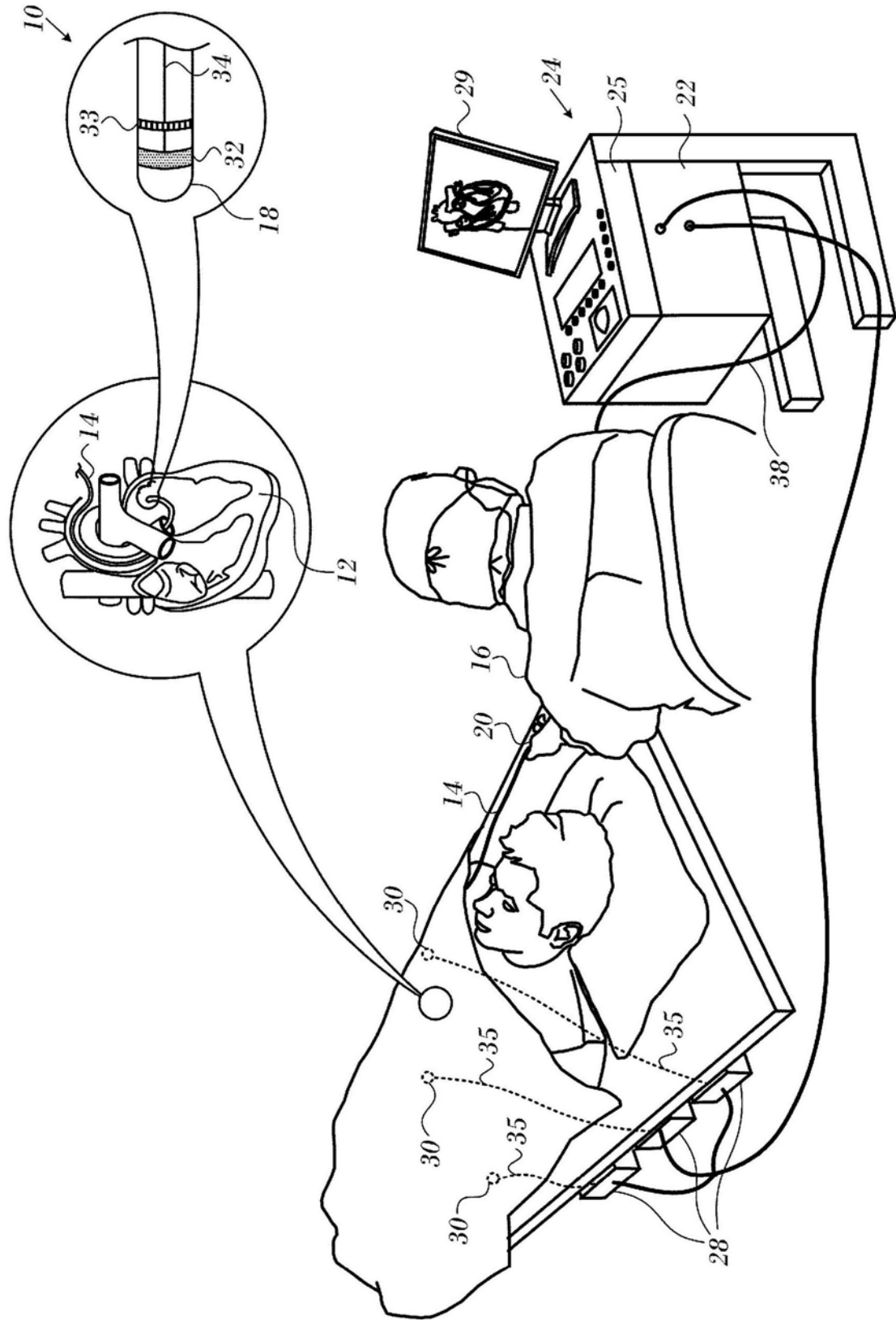


图1

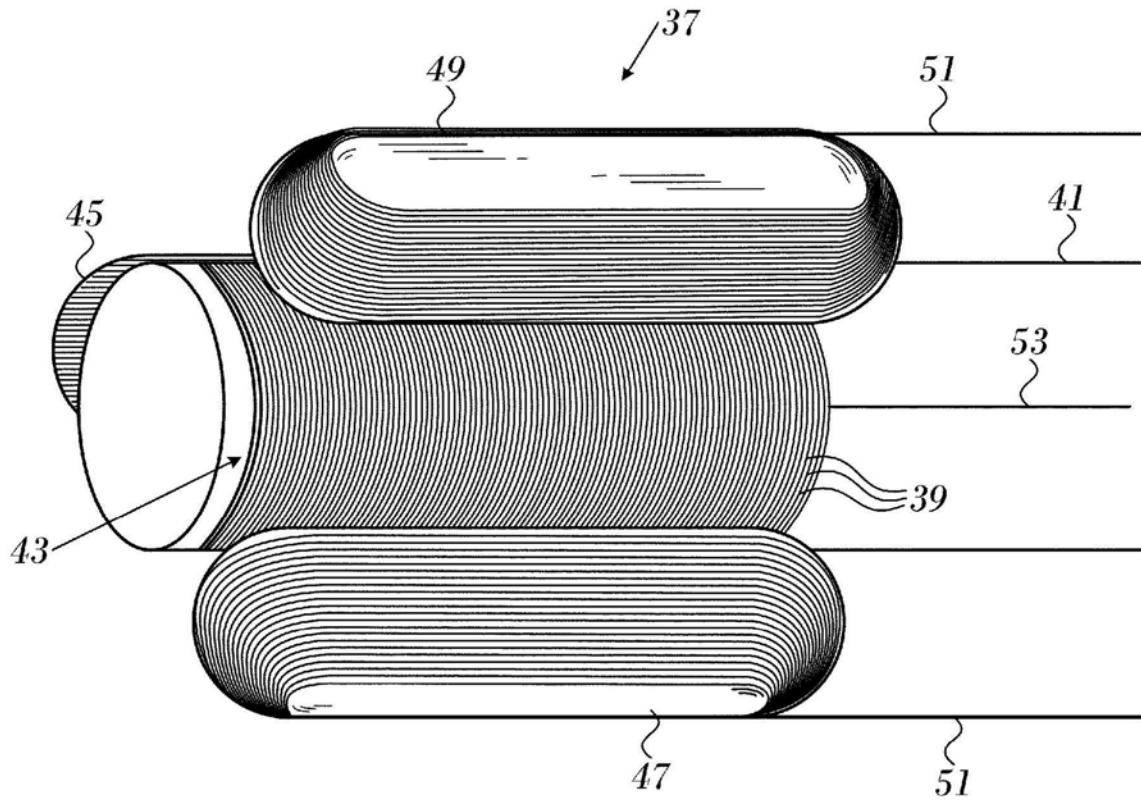


图2

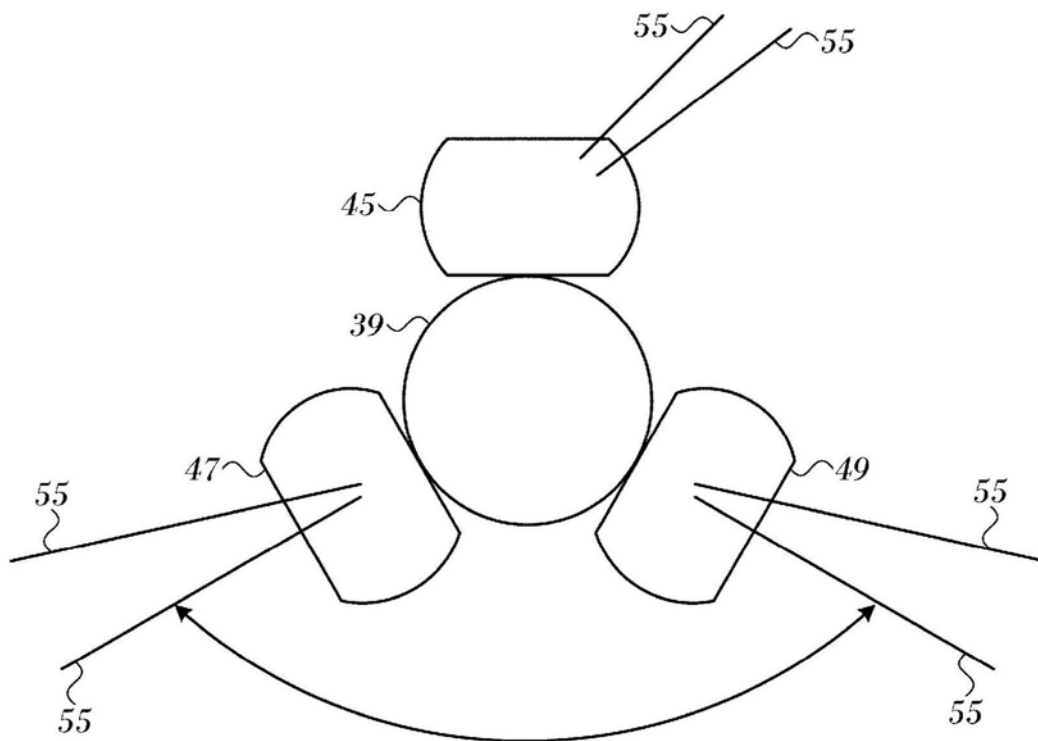


图3

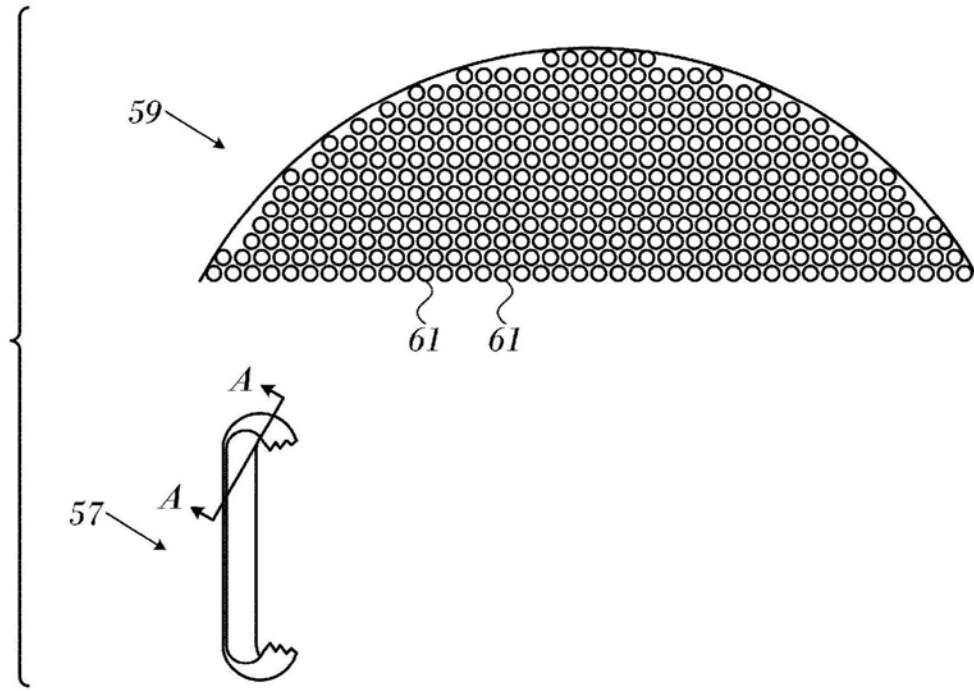


图4

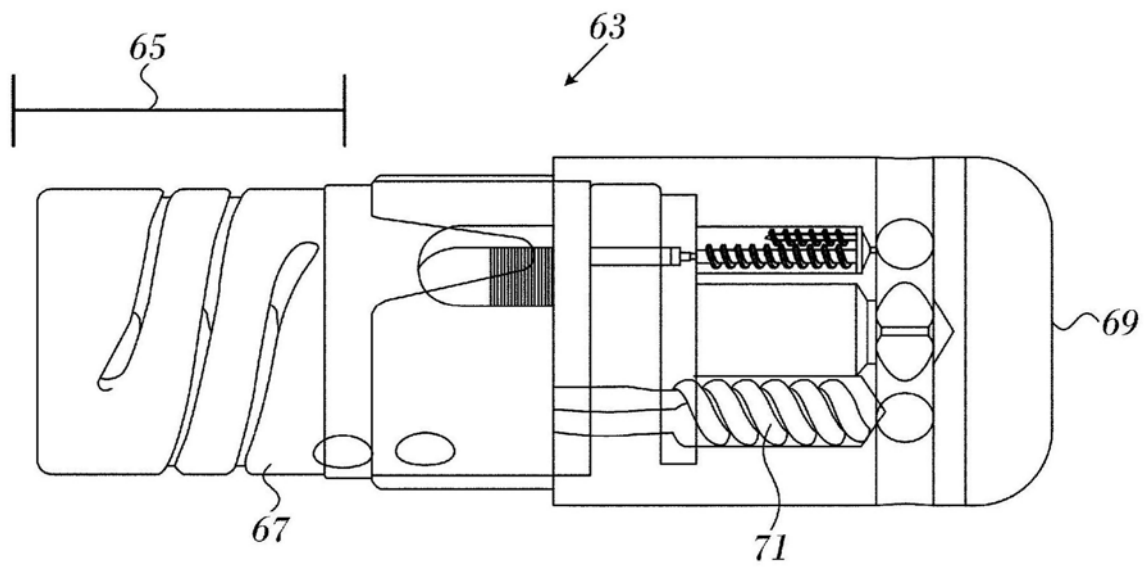


图5

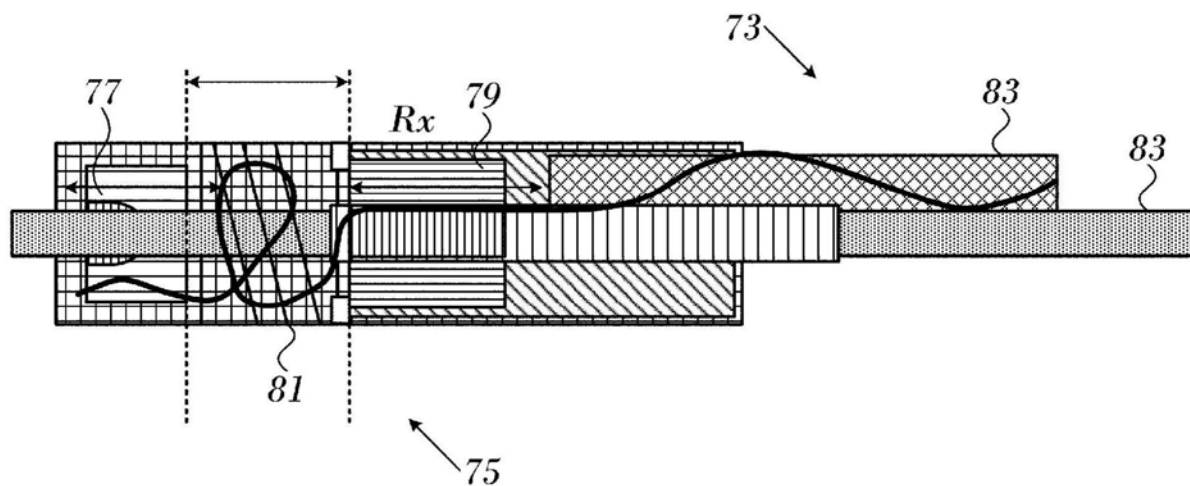


图6

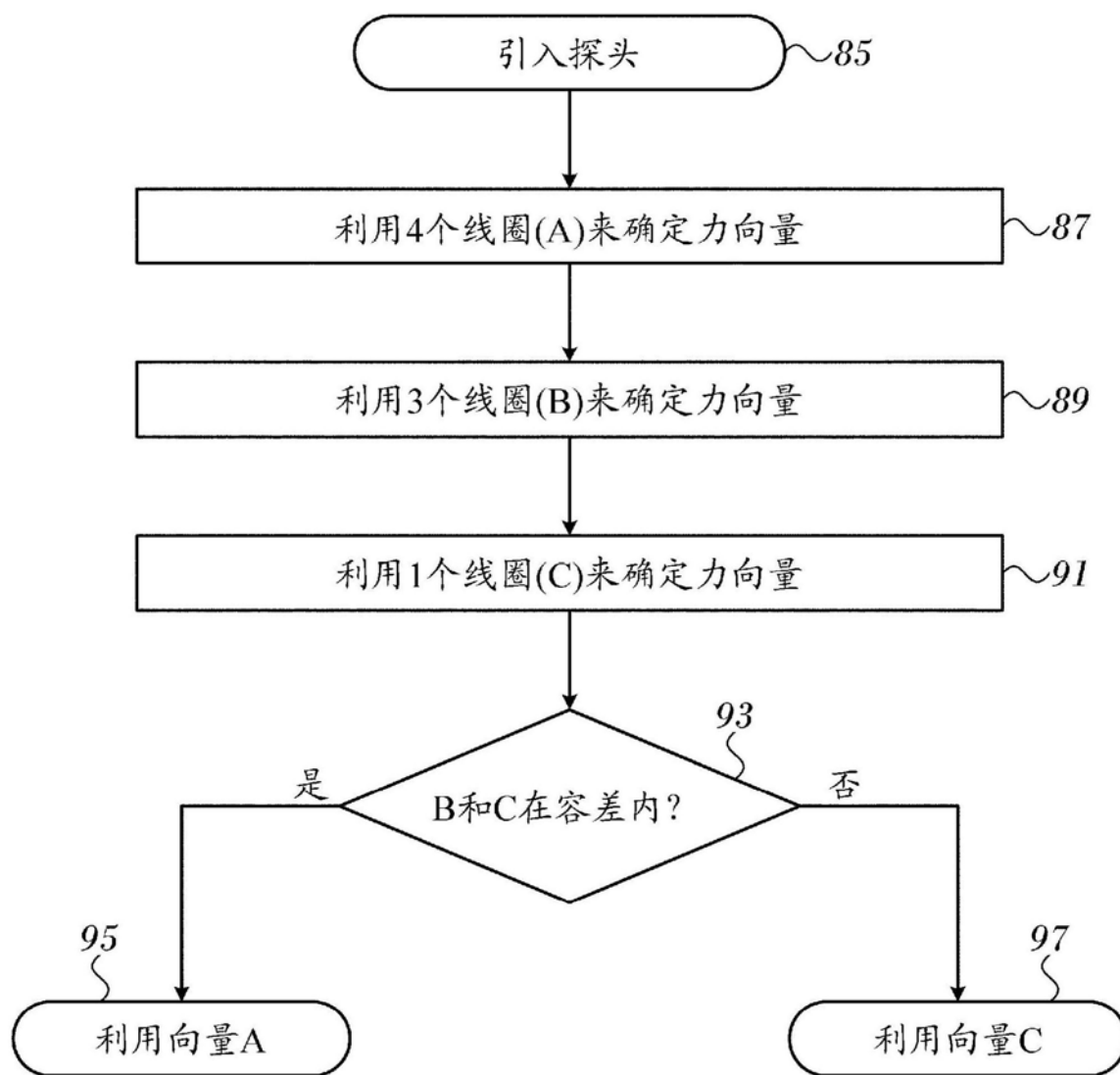


图7