



(21)申请号 201480008973.8

(22)申请日 2014.01.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105073172 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据

61/764,594 2013.02.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.08.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058601 2014.01.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/125388 EN 2014.08.21

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·H·德尼森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61M 25/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

(56)对比文件

US 2009137952 A1, 2009.05.28, 说明书第
[0085]-[0131]段, 图2A-15.

US 2009137952 A1, 2009.05.28, 说明书第
[0085]-[0131]段, 图2A-15.

US 2010030063 A1, 2010.02.04, 说明书第
[0044]-[0070]段, 图1-5.

CN 102883655 A, 2013.01.16, 全文.

审查员 李尹岑

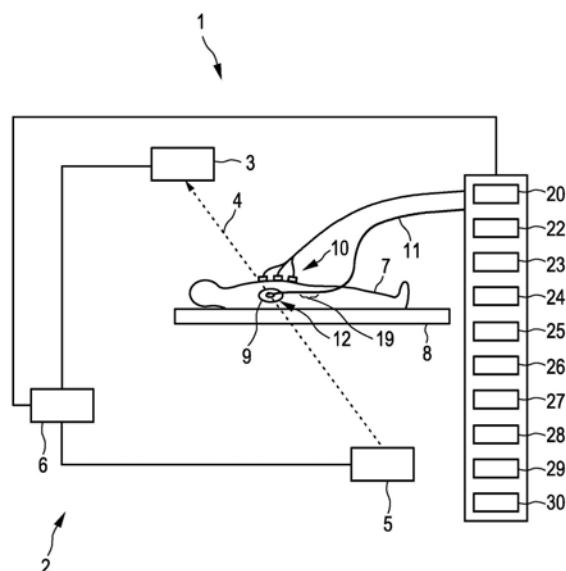
权利要求书3页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

介入系统

(57)摘要

本发明涉及一种介入系统,所述介入系统包括介入设备(11),所述介入设备用于被插入到生物(7)中并且包括光学形状感测纤维,其中,所述光学形状感测纤维被用于通过监测介入设备的部分的移动来确定呼吸运动,所述介入设备的所述部分根据呼吸运动而移动。因此,可以确定呼吸运动而不必要求医生处理如呼吸带的另外的设备,即同一介入设备可以被用于执行介入过程并且用于确定呼吸运动。因此所述介入过程可以对于医生更方便的。此外,由于对呼吸运动的确定基于光学形状感测,而所述光学形状感测是非常准确的位置确定技术,因此可以非常准确地确定呼吸运动。



1. 一种介入系统,包括:

-介入设备(11),其用于被插入到生物(7)中,其中,所述介入设备(11)包括光学形状感测纤维(16),其中,所述介入设备(11)包括近端部分、中间部分和要被插入到所述生物的心脏中并适于消融目的和/或感测组织属性的功能性远端部分,

-位置确定单元(20),其用于通过使用所述光学形状感测纤维(16)来确定所述介入设备(11)的所述中间部分的部分(19)的随时间的位置,所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分(19)根据所述生物(7)的呼吸运动而移动,

-呼吸运动确定单元(22),其用于取决于所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分(19)的确定的位置来确定所述生物(7)的所述呼吸运动。

2. 根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述介入系统(1)还包括:

-电场生成设备(10),其用于生成所述生物(7)内的电场,其中,所述介入设备(11)包括具有感测元件(21)的、所述功能性远端部分的感测部分(13)以用于感测所述电场,其中,所述位置确定单元(20)适于通过使用所述光学形状感测纤维(16)来确定在所述生物(7)内的不同定位处所述感测元件(21)的位置,

-电信号测量单元(24),其用于通过使用所述电场生成设备(10)和/或所述感测元件(21)来测量指示在所述感测部分(13)的确定的位置处的所述电场的电信号,以及

-相关性图确定单元(25),其用于基于所述感测元件(21)的确定的位置和测得的电信号来确定对在位置与电信号之间的相关性进行定义的相关性图。

3. 根据权利要求2所述的介入系统,其中,所述相关性图确定单元(25)适于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的信号和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿相关性图。

4. 根据权利要求3所述的介入系统,其中,所述呼吸运动确定单元(22)适于取决于所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分的确定的位置来将呼吸阶段确定为所述呼吸运动,所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分根据所述呼吸运动而移动,其中,所述感测部分(13)是要在所述生物(7)的心脏(9)中使用的所述介入设备(11)的远端的部分,其中,所述介入系统(1)还包括呼吸阶段分配提供单元(26),所述呼吸阶段分配提供单元用于提供所述心脏(9)的位置与所述呼吸阶段之间的分配,其中,所述相关性图确定单元(25)适于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的信号、所确定的呼吸阶段和所提供的分配来确定所述呼吸补偿相关性图。

5. 根据权利要求2所述的介入系统,其中,所述介入系统(1)还包括心脏运动确定单元(27),所述心脏运动确定单元用于确定心脏运动,其中,所述相关性图确定单元(25)适于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的信号和所确定的心脏运动来确定心脏补偿相关性图。

6. 根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述介入设备(11)的感测部分(13)被定位在所述功能性远端部分中。

7. 根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述介入设备(11)适于被插入到所述生物(7)的心脏(9)中,并且包括具有感测元件(21)的、所述功能性远端部分的感测部分(13)以用于感测在不同定位处的心脏(9)壁处的电心脏信号,其中,所述位置确定单元(20)适于通过使用所述光学形状感测纤维(16)来确定在所述不同定位处所述感测元件(21)的位置,其中,所述介入系统还包括:

-电心脏信号测量单元(28),其用于通过使用所述感测元件(21)来测量在所述不同定位处的所述心脏壁处的所述电心脏信号,

-解剖图提供单元(29),其用于提供所述心脏(9)的解剖图,

-电解剖图确定单元(30),其用于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的电心脏信号和所提供的解剖图来确定对解剖位置与电心脏信号之间的相关性进行定义的电解剖图。

8.根据权利要求7所述的介入系统,其中,所述电解剖图确定单元(30)适于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的电心脏信号、所提供的解剖图和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿电解剖图。

9.根据权利要求7所述的介入系统,其中,所述呼吸运动确定单元(22)适于取决于所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分的确定的位置来将呼吸阶段确定为所述呼吸运动,所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分根据所述呼吸运动而移动,其中,所述感测部分(13)是要在所述生物(7)的心脏(9)中使用的所述介入设备(11)的远端的部分,其中,所述介入系统(1)还包括呼吸阶段分配提供单元(26),所述呼吸阶段分配提供单元用于提供所述心脏(9)的位置与所述呼吸阶段之间的分配,其中,所述电解剖图确定单元(30)适于基于所述感测元件(21)的确定的位置、测得的电心脏信号、所确定的呼吸阶段和所提供的分配来确定呼吸补偿电解剖图。

10.根据权利要求7所述的介入系统,其中,所述介入系统(1)还包括心脏运动确定单元(27),所述心脏运动确定单元用于确定心脏运动,其中,所述电解剖图确定单元(30)适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的电心脏信号、所提供的解剖图和所确定的心脏运动来确定心脏补偿电解剖图。

11.根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述介入设备(11)包括具有篮子结构的、所述功能性远端部分的感测部分(13),所述篮子结构具有若干细长元件(14、15),若干感测元件(21)沿所述细长元件被布置,其中,所述细长元件(15)中的至少一个包括光学形状感测纤维(16),其中,所述位置确定单元(20)适于通过使用所述光学形状感测纤维(16)来确定包括所述光学形状感测纤维(16)的所述细长元件(15)的形状、取向和位置,并且适于基于包括所述光学形状感测纤维(16)的所述细长元件(15)的所述形状、取向和位置以及包括所述光学形状感测纤维(16)的所述细长元件(15)与所述感测元件(21)之间的预定义空间关系来确定所述感测元件(21)的位置。

12.根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述位置确定单元(20)适于通过使用所述光学形状感测纤维(16)来确定所述介入设备(11)的根据所述生物(7)的心脏运动而移动的部分的位置,其中,所述介入系统还包括心脏运动确定单元(27),所述心脏运动确定单元用于取决于所述介入设备(11)的根据所述生物的心脏运动而移动的所述部分的确定的位置来确定所述生物(7)的所述心脏运动。

13.一种计算机可读存储介质,包括程序代码单元,所述程序代码单元用于在运行时令根据权利要求1所述的介入系统执行以下步骤:

-从被包括在介入设备(11)中的光学形状感测纤维(16)接收光学形状感测信号,其中,所述介入设备还包括近端部分、中间部分和已经被插入到生物的心脏中并适于消融目的和/或感测组织属性的功能性远端部分;

-根据接收到的光学形状感测信号,通过使用位置确定单元(20)来确定所述介入设备(11)的所述中间部分的部分随时间的位置,所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分根据所述生物(7)的呼吸运动而移动,并且

-由呼吸运动确定单元(22)取决于所述介入设备(11)的所述中间部分的所述部分的位置来确定所述生物(7)的所述呼吸运动。

介入系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种介入系统、介入方法以及介入计算机程序。

背景技术

[0002] 在介入过程中,呼吸运动通常是问题。比如,在用于生成人的心脏的电解剖图的过程中,由于由呼吸诱发的心脏的移动,一般难以将测得的电心脏信号分配到正确的解剖位置。或者,作为另一范例,在其期间心脏应当在特定的解剖位置处被消融的消融过程中,由于由呼吸引起的心脏的运动,难以确保期望的解剖位置确实被消融。为了克服该呼吸运动问题,已知用于捕捉呼吸运动的技术上相对复杂的技术,如使用呼吸带、通过使用跟踪设备(如照相机等)来跟踪被附接到人的胸的标记的位置。然而,用于检测呼吸运动的这些技术对于医生是不方便的,并且不是非常准确。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种允许对介入过程期间的呼吸运动的准确且更方便的探测的介入系统、介入方法和介入计算机程序,。

[0004] 在本发明的第一方面中,提出了一种介入系统,其中,所述介入系统包括:

[0005] -介入设备,其用于被插入到生物中,其中,所述介入设备包括光学形状感测纤维,其中,所述介入设备包括近端部分、中间部分和要被插入到所述生物的心脏中的远端部分,

[0006] -位置确定单元,其用于通过使用所述光学形状感测纤维来确定所述介入设备的所述中间部分的部分的随时间的位置,所述介入设备的所述中间部分的所述部分根据所述生物的呼吸运动而移动,

[0007] -呼吸运动确定单元,其用于取决于所述介入设备的所述部分的确定的位置来确定所述生物的所述呼吸运动。

[0008] 由于所述位置确定单元通过使用所述光学形状感测纤维来确定所述介入设备的部分的位置,所述介入设备的部分根据所述生物的呼吸运动而移动,因此可以取决于所述介入设备的所述部分的这些经确定的位置来确定所述呼吸运动,而不必要求医生处理另外的设备,如呼吸带、胸上的标记和用于跟踪所述标记的运动的额外跟踪设备等。可以通过仅使用由所述光学形状感测纤维提供的光学形状感测信号来确定所述呼吸运动,所述光学形状感测纤维存在于所述介入设备中,使得在介入过程期间对所述呼吸运动的确定对于用户更方便。此外,由于对所述呼吸运动的确定基于光学形状感测,而所述光学形状感测是非常准确的位置确定技术,因此可以非常准确地确定所述呼吸运动。

[0009] 所述介入设备优选地是细长的设备,如具有功能性远端部的导管。所述远端部可以适于能量施加目的(如消融目的)、感测目的(如感测所述生物内的组织属性)等。所述光学形状感测纤维优选地沿着整个细长的介入设备被布置,即从所述整个细长的介入设备的近端到所述远端部被布置,并且所述位置确定单元也优选地适于通过使用所述光学形状感测纤维来确定所述细长的介入设备的所述远端部的位置,即相同的光学形状感测纤维可以

被用于确定细长设备的端部的位置并且用于确定呼吸运动。由此,也用于确定细长介入设备的端部的位置,不必要求额外的跟踪系统,从而进一步简化医生对介入系统的使用。

[0010] 根据所述生物的呼吸运动而移动的所述介入设备的部分优选地依靠着所述生物的部分,所述生物的部分基本仅由于呼吸而移动,以便非常准确地确定所述呼吸运动。比如,如果所述介入设备的所述远端部已经被插入到人的心脏中,则所述介入设备用于确定所述呼吸运动的所述部分优选地在腹主动脉与主动脉弓之间的位置处依靠着所述生物的内壁。

[0011] 所述呼吸运动确定单元优选地适于基于所述介入设备的所述部分的确定的位置来将呼吸周期和所述呼吸周期的呼吸阶段确定为呼吸运动,所述介入设备的所述部分根据所述呼吸运动而移动。

[0012] 所述介入系统优选地还包括:

[0013] -电场生成设备,其用于生成所述生物内的电场,其中,所述介入设备包括具有感测元件的感测部分以用于感测所述电场,其中,所述位置确定单元适于通过使用所述光学形状感测纤维来确定在所述生物内的不同定位处所述感测元件的位置,

[0014] -电信号测量单元,其用于通过使用所述电场生成设备和/或所述感测元件来测量指示在所述感测部分的确定的位置处的所述电场的电信号,以及

[0015] -相关性图确定单元,其用于基于所述感测元件的确定的位置和测得的电信号来确定对位置与电信号之间的相关性进行定义的相关性图。

[0016] 由于所述相关性图是基于所述感测元件的位置而被确定的,所述位置是通过使用光学形状感测技术而已经被确定的,因此所述相关性图是非常准确的。所述相关性图可以由另一介入设备使用,所述另一介入设备不需要包括光学形状感测纤维,但其被配备有如电极的感测元件以用于确定在所述生物内该另外的介入设备的位置。具体而言,所述电信号测量单元可以适于通过使用所述电场生成设备和/或所述另外的介入设备的所述感测元件来测量电信号,并且该测得的电信号可以与所述相关性图一起被用于确定在所述生物内所述另外的介入设备的实际位置。

[0017] 所述感测部分可以包括一个或若干感测元件。所述一个或若干感测元件优选地是已经被插入到所述生物中的电极,并且所述电场生成设备优选地包括用于生成所述电场的电极和电压源,其中,所述电场生成设备的所述电极可以被附接到所述生物的外表面,如胸,或者所述电场生成设备的所述电极可以被附接到所述生物的内表面,如心脏的内表面。

[0018] 所述电信号测量单元可以适于通过在所述感测元件处直接执行测量或通过测量由所述感测元件中的感应引起的所述电场生成设备的变化来测量所述电信号。

[0019] 还优选地,所述相关性图确定单元适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的信号和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿相关性图。具体而言,所述呼吸运动确定单元优选地适于取决于所述介入设备的所述中间部分的所述部分的确定的位置来将所述呼吸阶段确定为所述呼吸运动,所述介入设备的所述中间部分的所述部分根据所述呼吸运动而移动,其中,所述感测部分是要在所述生物的心脏中使用的所述介入设备的远端的部分,其中,所述介入系统还包括呼吸阶段分配提供单元,所述呼吸阶段分配提供单元用于提供所述心脏的位置与所述呼吸阶段之间的分配(assignment),其中,所述相关性图确定单元适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的信号、所确定的呼吸阶段和所提供的分配来确

定所述呼吸补偿相关性图。这得到更准确的相关性图。

[0020] 还优选地,所述介入系统包括心脏运动确定单元,所述心脏运动确定单元用于确定心脏运动,其中,所述相关性图确定单元适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的信号和所确定的心脏运动来确定心脏补偿相关性图。优选地,所述相关性图确定单元适于补偿心脏运动并补偿呼吸运动。所述相关性图确定单元还可以适于补偿所述生物的不是呼吸运动或心脏运动的移动。这得到更进一步经改进的相关性图。

[0021] 所述介入设备包括所述远端部分,所述近端部分和所述中间部分,其中,在实施例中,感测部分被定位在所述远端部分中。

[0022] 还优选地,所述介入设备适于被插入到所述生物的心脏中,并且包括具有感测元件的感测部分以用于感测在不同定位处的心脏壁处的电心脏信号,其中,所述位置确定单元适于通过使用所述光学形状感测纤维来确定在不同定位处所述感测元件的位置,其中,所述介入系统还包括:a)电心脏信号测量单元,其用于通过使用所述感测元件来测量在所述不同定位处的所述心脏壁处的所述电心脏信号,b)解剖图提供单元,其用于提供心脏的解剖图,以及c)电解剖图确定单元,其用于基于所述感测元件的确定的位置、测得的电心脏信号和所提供的解剖图来确定对解剖位置与电心脏信号之间的相关性进行定义的电解剖图。由于所述电解剖图是基于已经通过使用光学形状感测纤维技术确定的位置而被确定的,因此所述电解剖图是非常准确的。优选地,所述介入系统适于通过使用相同的介入设备,即通过使用相同的光学形状感测纤维和具有所述一个或若干感测元件的相同的感测部分来确定相关性图和电解剖图两者。这允许通过使用单个设备快速并准确地确定所述相关性图和所述电解剖图,所述单个设备使得对用于确定所述相关性图和所述电解剖图的所述介入系统的处理相对简单。

[0023] 所述电解剖图确定单元优选地适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的电心脏信号、所提供的解剖图和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿电解剖图。具体而言,所述呼吸运动确定单元优选地适于取决于所述介入设备的所述中间部分的所述部分的确定的位置来将所述呼吸阶段确定为所述呼吸运动,所述介入设备的所述中间部分的所述部分根据所述呼吸运动而移动,其中,所述感测部分是要在所述生物的心脏中使用的所述介入设备的远端的部分,其中,所述介入系统还包括呼吸阶段分配提供单元,所述呼吸阶段分配提供单元用于提供心脏的位置与所述呼吸阶段之间的分配,其中,所述电解剖图确定单元适于基于所述感测元件的确定的位置、测得的电心脏信号、所确定的呼吸阶段和所提供的分配来确定所述呼吸补偿电解剖图。这得到进一步经改进的电解剖图。

[0024] 所述介入系统还可以包括心脏运动确定单元,所述心脏运动确定单元用于确定心脏运动,其中,所述电解剖图确定单元适于基于所述感测部分的确定的位置、测得的电心脏信号、所提供的解剖图和所确定的心脏运动来确定心脏补偿电解剖图。优选地,所述电解剖图确定单元适于补偿心脏运动并补偿呼吸运动。所述电解剖图确定单元还可以适于补偿所述生物的不是呼吸运动或心脏运动的运动。这得到更进一步经改进的电解剖图。

[0025] 在优选实施例中,所述介入设备包括具有篮子结构的感测部分,所述篮子结构具有若干细长元件,若干感测元件沿所述细长元件被布置,其中,所述细长元件中的至少一个包括光学形状感测纤维,其中,所述位置确定单元适于通过使用所述光学形状感测纤维来确定包括所述光学形状感测纤维的所述细长元件的形状、取向和位置,并且适于基于包括

所述光学形状感测纤维的所述细长元件的所述形状、取向和位置以及包括所述光学形状感测纤维的所述细长元件与所述感测元件之间的预定义空间关系来确定所述感测元件的位置。因此,单个光学形状感测纤维可以被用于非常准确地确定沿着所述若干细长元件布置的若干感测元件的位置。因此,所述介入设备可以是非常紧凑并且相对小的,这是因为不要求使用若干光学形状感测纤维来确定所述若干感测元件的位置。

[0026] 在实施例中,所述位置确定单元适于通过使用所述光学形状感测纤维来确定所述介入设备的部分的位置,所述介入设备的所述部分根据所述生物的心脏运动而移动,其中,所述介入系统还包括心脏运动确定单元,所述心脏运动确定单元用于取决于所述介入设备的所述部分的确定的位置来确定所述生物的所述心脏运动。因此,还可以确定所述心脏运动而不要求额外的心脏运动跟踪器件。具体而言,同一光学形状感测纤维可以被例如用于确定所述介入设备的所述远端部的位置、用于确定所述呼吸运动、并且用于确定所述心脏运动,其中,同一光学形状感测纤维的不同部分被用于确定所述远端部的位置和不同的运动。同一光学形状感测纤维的另外的部分可以被用于通过使用同一光学形状感测纤维的另外的部分来确定所述生物的不是心脏移动或呼吸移动的移动,特别是患者移动,所述同一光学形状感测纤维的另外的部分不根据心脏运动和呼吸运动而移动。因此,可以通过仅使用具有所述光学形状感测纤维的所述介入设备来确定不同种类的运动,所述光学形状感测纤维使得这些确定对于医生是相对容易的。

[0027] 在本发明的另外的方面中,提出了一种介入方法,其中,所述介入方法包括:

[0028] -通过使用光学形状感测纤维在介入设备的中间部分的部分根据生物的呼吸运动而移动时通过使用位置确定单元来确定所述部分的随时间的位置,所述介入设备包括所述光学形状感测纤维以及近端部分、所述中间部分和已经被插入到所述生物的心脏中的远端部分,并且

[0029] -由呼吸运动确定单元取决于所述介入设备的所述部分的确定的位置来确定所述生物的所述呼吸运动。

[0030] 在本发明的另外的方面中,提出了一种计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在对根据权利要求1所述的介入系统进行控制的计算机上运行时令所述介入系统执行根据权利要求13所述的介入方法的所述步骤。

[0031] 应当理解,根据权利要求1所述的介入系统、根据权利要求13所述的介入方法、以及根据权利要求14所述的计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例,具体而言,具有如在从属权利要求中所述的优选实施例。

[0032] 应当理解,本发明的优选实施例还可以是从属权利要求或以上实施例与各自的独立权利要求的任意组合。

[0033] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的,并且将参考下文描述的实施例对本发明的这些和其他方面进行说明。

附图说明

[0034] 在附图中:

[0035] 图1示意性且示范性地示出了介入系统的实施例,

[0036] 图2示意性且示范性地示出了介入系统的介入设备的端部的实施例,以及

[0037] 图3示出了示范性地图示了介入方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0038] 图1示意性且示范性地示出了介入系统1,所述介入系统1包括用于被插入到人7中的介入设备11,其中,介入设备11包括光学形状感测纤维。介入系统1还包括:位置确定单元20,其用于通过使用光学形状感测纤维来确定介入设备11的部分19的位置,所述介入设备11的部分19根据人7的呼吸运动而移动;以及呼吸运动确定单元22,其用于取决于介入设备11的部分19的确定的位置来确定人7的呼吸运动。人7被定位在支撑器件(如患者台8)上。

[0039] 在该实施例中,介入设备是具有功能性远端部12的导管11,在图2中更详细地示意性且示范性地示出了所述功能性远端部12,并且所述功能性远端部12适于感测电信号,其中,光学形状感测纤维16沿着整个导管11延伸,即从功能性端部12到位置确定单元20延伸。因此,位置确定单元20可以通过使用光学形状感测纤维16来确定导管11的每部分的位置,还例如导管11的远端功能性端部12的位置。位置确定单元20可以适于使用已知的光学形状感测技术来确定导管11的特定部分的位置。比如,在US 7772541 B2中公开的技术或在EP 2478331 A2中公开的技术可以被用于确定导管11的特定部分的位置。

[0040] 导管11的部分19依靠着大体上仅由于呼吸而移动的人7的部分,以便非常准确地确定呼吸运动。在该实施例中,远端功能性端部12适于感测在人7的心脏9中的电信号。因此,如果导管11的端部12已经被插入到人7的心脏9中,位置确定单元20优选地确定导管11的部分19的位置,所述导管11的部分19在腹主动脉与主动脉弓之间的位置处依靠着人7的内壁。

[0041] 呼吸运动确定单元22适于基于部分19的确定的位置来将呼吸周期和呼吸周期的呼吸阶段确定为呼吸运动,所述部分19根据呼吸运动而移动。比如,呼吸周期可以被确定为部分19再次到达相同位置所需要的时间,其中,该时间可以被划分成不同的时间段,以用于对呼吸周期的呼吸阶段进行定义。

[0042] 因此,可以通过找出光学形状感测纤维的中段(即中间部分)的重复移动来确定呼吸运动。可以通过使用解剖映射来确定光学形状感测纤维的确切部分,可以使用X射线投影系统2通过X射线配准来确定所述解剖映射,下面将对此进行更详细的描述。具体而言,由X射线投影系统2生成的X射线投影图像可以被用于将光学形状感测纤维的不同部分与人7的部分的不同解剖位置配准,其中,该X射线配准可以被用于确定导管11的部分19(即光学形状感测纤维的相应部分),所述导管11的部分19根据呼吸运动而移动。还可以以另一种方式,来确定导管11的根据呼吸运动而移动的部分19,例如通过使用计算机断层摄影系统来将人7内的解剖位置与导管11的不同部分配准。当导管11的远端部已经被插入到人7的心脏9中时出现的导管11的特定弯曲也可以被用于确定导管11的根据呼吸运动而移动的部分19。比如,可以将导管11的实际弯曲与期望的弯曲进行比较,以用于识别肋骨弯曲和主动脉弓的大弯曲,其中,这些弯曲之间的部分可以被确定为导管11的根据呼吸运动而移动的部分19。

[0043] 为了确定呼吸周期的阶段,可以使用这样的知识,即呼吸周期一般具有特定的时间跨度并且如果排除咳嗽,遵循特定的运动样式。比如,与时间跨度的预定义的可能的范围

和/或预定义的运动样式相对应的运动时期可以被识别为呼吸周期,并且这些呼吸周期可以被细分成不同的呼吸阶段。所确定的各自的呼吸阶段可以被存储为浮动点值或被存储为各自整个循环的百分比,并且可以与心脏9的刚性变换相关。具体而言,可以在呼吸周期期间通过使用例如X射线投影系统2来测量由呼吸引起的心脏9的移动,其中,对于呼吸周期的每个阶段,心脏9的各自的位置都可以被分配用于确定心脏的刚性变换。

[0044] 导管11的远端功能性端部12形成导管11的感测部分13。感测部分13具有篮子结构,所述篮子结构具有若干细长元件14、15,若干感测元件21沿着所述若干细长元件被布置。在该实施例中,感测元件21是电极,并且细长元件14、15包括记忆形状材料,如镍钛合金,所述记忆形状材料被成形使得如果细长元件14、15不被强迫到导管11的管形套40中,则形成篮子结构。在其他实施例中,其他材料和构件可以被用于提供可展开的篮子结构。一个细长元件15包括光学形状感测纤维16,其中,位置确定单元20适于通过使用光学形状感测纤维16确定包括光学形状感测纤维16的细长元件15的形状、取向和位置,并且适于基于包括光学形状感测纤维16的细长元件15的形状、取向和位置以及包括光学形状感测纤维16的细长元件15与感测元件之间的预定义的空间关系来确定感测元件21的位置。预定义的空间关系可以是提供细长元件15的(并且由此是光学形状感测纤维16的)形状、取向和位置与感测元件的位置之间的直接分配的直接关系;或者是描述感测元件的位置如何取决于细长元件15的(并且由此是光学形状感测纤维16的)形状、取向和形状,并且可以被定义为位置确定步骤的规则或序列的间接关系,所述位置确定步骤的规则或序列可以被用于通过直接或间接地使用细长元件15的(即光学形状感测纤维16的)形状、取向和位置来确定感测元件的位置。

[0045] 比如,位置确定单元20可以适于确定图2中示出的第一点17与第二点18之间的距离,以用于确定篮子结构的展开的程度。位置确定单元20还可以适于以另一方式来确定展开的程度。例如,针对两个点17、18之间的沿着光学形状感测纤维16的每个定位,可以确定从各自的定位到篮子结构的中心轴的矢量,其中,这些矢量可以由位置确定单元20用于确定篮子结构的展开的程度。此外,位置确定单元20可以确定扭曲值,所述扭曲值可以被用于确定篮子结构的取向。由于还通过使用光学形状感测纤维16由位置确定单元20已知篮子结构的位置,因此篮子结构的确定的展开的程度、取向和位置可以与感测元件21相对于篮子结构的预定义的已知位置一起被用于确定感测元件21相对于由光学形状感测探测技术定义的参考系的位置。应当注意,在图2中仅出于解释性目的而示出了点17、18,并且点17、18当然不是真实的篮子结构的部分。

[0046] 特别是如果导管的感测部分具有另一结构,则也可以以另一方式来确定感测元件的位置。一般地,例如在设备制造时已知感测元件沿着导管的感测部分的位置(即感测元件相对于导管的感测部分的位置)。还已知光学形状感测纤维相对于导管的感测部分的位置、形状和取向,使得感测元件相对于光学形状感测纤维的位置、形状和取向的位置也是已知的。因此,通过在三维中确定光学形状感测纤维的位置、形状和取向,还可以在三维中确定感测元件相对于由光学形状感测技术定义的参考系的位置。

[0047] 介入系统1还包括:电场生成设备10,其用于生成心脏9内的电场;以及电信号测量单元24,其用于通过使用电场生成设备10和/或感测元件21来测量指示在感测元件21的位置处的电场的电信号。电场生成设备10包括被连接到电压源23以用于提供心脏9内的电场

的若干电极(如心电图导联)。在该实施例中,电场生成设备10的电极被附接到人7的胸。然而,在其他实施例中,电场生成设备10的电极还可以被附接到人7的另一外表面。此外,电场生成设备10的电极还可以被附接到人7的内表面。

[0048] 电信号测量单元24可以适于通过在感测元件21处直接执行测量来测量电信号,即由感测元件21测得的电信号可以被用作由电信号测量单元24提供的电信号,或者电信号测量单元24可以适于测量由感测元件21中的感应引起的电场生成设备10的变化,并且适于将该变化提供为电信号。

[0049] 介入系统1还包括相关性图确定单元25,所述相关性图确定单元25用于基于已经由位置确定单元20确定的感测元件21的位置以及通过使用电信号测量单元24在这些位置处测得的电信号来确定对位置与电信号之间的相关性进行定义的相关性图。具体而言,相关性图确定单元25适于基于感测元件21的确定的位置、测得的信号和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿相关性图。比如,呼吸阶段分配提供单元26可以提供心脏9的位置与各自的呼吸阶段之间的预定义的分配,其中,相关性图确定单元25可以适于基于感测元件21的确定的位置、由电信号测量单元24测得的信号、所确定的呼吸阶段和所提供的分配来确定呼吸补偿相关性图。因此,呼吸周期,尤其是呼吸阶段,可以被用于确定由呼吸引起的心脏相对于患者的解剖结构的位移,其中,该确定的位移可以被用于确定呼吸补偿相关性图。呼吸阶段分配提供单元26还可以适于提供心脏的位置与电场生成设备10的电极的位置之间的分配,以便允许相关性图确定单元25确定由呼吸引起的这些电极在人7上的位移,所述位移可以被用于确定具有经改进的呼吸补偿的相关性图。

[0050] 介入系统1还包括心脏运动确定单元27,所述心脏运动确定单元27用于确定心脏运动,其中,相关性图确定单元25还适于基于感测元件21的确定的位置、由电信号测量单元24测得的信号和所确定的心脏运动来确定心脏补偿相关性图。因此,相关性图确定单元25可以适于确定相关性图,不仅相对于呼吸运动而且相对于心脏运动进行补偿的相关性图。心脏运动还优选地被确定为周期和阶段,即被确定为心动周期和心动阶段。比如,导管11的基本只根据心脏运动而移动的部分的位置可以被确定并且被用于确定心动周期和心动阶段。然而,其他测量结果也可以被用于确定心动周期和心动阶段。比如,电场生成设备10的电极可以适于测量心电图,所述心电图可以由心脏运动确定单元27用于确定心动周期和心动阶段。

[0051] 如果导管11的基本只根据心脏运动而移动的部分的位置被用于确定心动周期和心动阶段,则该部分优选地是导管11的重复移动的近远段部分。心动周期具有特定的时间跨度并且遵循特定的运动样式的知识可以被用于确定心动周期中的各自的心动阶段。比如,与时间跨度的预定义的可能范围和预定义的运动样式相对应的运动时期可以被识别为心动周期,并且这些心动周期能够被细分成不同的心动阶段。各自的心动阶段可以被存储为浮点值或为各自的整个心动周期的百分比。

[0052] 光学形状感测纤维16优选得被用于确定导管11的远端部12的位置并且用于确定呼吸运动。如以上描述的,同一光学形状感测纤维也可以被用于确定心脏运动。此外,同一光学形状感测纤维(即同一光学形状感测纤维的另外的部分)可以被用于通过使用同一光学形状感测纤维16的另外的部分来确定人7的不是心脏移动或呼吸移动的移动,所述同一光学形状感测纤维16的另外的部分不根据心脏运动和呼吸运动而移动。不是心脏移动或呼

吸移动的这种人的移动也可以由相关性图确定单元25使用,以便提供相关性图,所述相关性图也是针对这种运动而被补偿的。因此,可以仅通过使用具有光学形状感测纤维16的介入设备11来确定不同种类的运动,可以由相关性图确定单元25使用用于确定相关性图,所述相关性图是针对这些不同种类的运动而被补偿的。

[0053] 具体而言,可以通过使用呼吸阶段与心脏9的各自的位置之间的确定的相关性针对心脏9的呼吸运动来校正点击的位置,即由于针对每个呼吸阶段由呼吸运动引起的心脏9的位移是已知的,则该位移可以被用于确定各自的电极在各自的呼吸阶段相对于心脏9的解剖结构的三维位置。为了补偿心脏运动,可以选择最小运动心动阶段,并且可以仅针对这些最小运动心动阶段来确定电极相对于心脏的解剖结构的电信号和对应的三维位置。备选地,三维位置可以与各自的心动阶段一起被存储,并且心脏的四维模型可以被用于针对每个心动阶段确定各自的电极相对于心脏的解剖结构的各自的三维位置。对于各自的电极三维位置的关于人7的不由心脏运动或呼吸运动引起的与支撑器件8有关的运动的可能的另外的补偿,可以通过使用光学形状感测纤维来确定人7相对于支撑器件8的位移,并且该位移可以直接被用于确定各自的电极相对于心脏的解剖结构的位置。在已经确定了心脏9内的各自的电极的经补偿的三维位置之后,各自的测得的电信号可以被映射到该各自的电极位置。如在US 2011/0282187 A1中描述的,可以执行电信号到三维位置的这种映射。

[0054] 测得的电信号可以受阻抗效应和源于呼吸运动的电场生成设备的电极的位置的变化影响。当住感测部分保持静止时,可以通过采集电信号来确定对测得的电信号的这种作用。当导管的感测部分保持静止时由导管的感测部分测得的电信号的变化指示这种作用,使得这些变化可以被用于校正这种作用。比如,可以使用额外的刚性变换,或者可以将这种作用作为基础信号从测得的电信号中减去。

[0055] 相关性图能够由另一介入设备用于确定在人7内该另外的介入设备的位置,所述另一介入设备不需要包括光学形状感测纤维但必须被配备有感测元件(如电极)。具体而言,电信号测量单元24可以适于通过使用电场生成设备10和/或另外的介入设备的感测元件来测量电信号,并且该测得的电信号可以与相关性图一起被用于确定人7内另外的介入设备的实际位置。因此,可以提供基于电极的跟踪。

[0056] 比如,当在篮子结构的感测元件21中感应电流时,当篮子结构的感测元件21的位置相对于电场生成设备10的电极的位置变化时,可以由电场生成设备10的电极采集的心电图中的测得的信号以可重复的方式改变。由于这些测得的信号与已经通过使用光学形状感测纤维非常准确地确定的篮子结构的感测元件21的位置相关,因此可以确定非常准确的相关性图。接着当具有电极的另外的介入设备在心脏9内移动时,相关性图可以与由电场生成设备10的电极提供的信号的实际测得的变化一起被用于确定该另外的介入设备的电极的位置。例如,如在US 2011/0282187 A1中公开的,为了取决于相关性图来确定电极的位置,可以使用三角测量。

[0057] 介入系统1还包括电心脏信号测量单元28,所述电心脏信号测量单元28用于通过使用感测元件21来测量在心脏9内的不同定位处心脏9的内壁处的电心脏信号。介入系统1还包括:解剖图提供单元29,其用于提供心脏9的解剖图;以及电解剖图确定单元30,其用于基于感测元件21的在该处已经测得电心脏信号的不同位置的定位、测得的电心脏信号和所提供的解剖图来确定对解剖位置与电心脏信号之间的相关性进行定义的电解剖图。通过使

用光学形状感测纤维16由位置确定单元20来确定感测元件21在该处已经测得电心脏信号的位置的定位。解剖图优选地是人7的心脏9的三维解剖图,所述人7的心脏9的三维解剖图可以是基于人7的心脏9的三维图像而已经被确定的,所述人7的心脏9的三维图像是在介入过程之前已经被采集的。比如,三维图像是计算机断层摄影图像或磁共振图像,所述三维图像可以已经被分割用于生成心脏9的三维解剖图。为了将心脏9的提供的解剖图与由光学形状感测技术定义的参考系配准,可以使用X射线投影系统2。

[0058] X射线投影系统2包括:X射线源5,其用于提供用于穿过心脏9的X射线辐射4;以及X射线探测器3,其用于在X射线辐射4已经穿过心脏9之后探测X射线辐射4。X射线投影系统2还可以包括射线控制单元6,所述射线控制单元6用于控制X射线投影系统2,并且用于取决于由X射线探测器3探测到的X射线辐射来生成X射线投影图像。X射线投影系统2可以是用于在不同的方向上生成X射线投影图像的X射线C-臂系统。由X射线投影系统2生成的X射线投影图像优选地示出导管11(具体为导管11的远端部分12)和心脏9的解剖解构,使得X射线投影图像可以被用于将所提供的心脏9的解剖图与由光学形状感测技术定义的参考系配准,所提供的心脏9的解剖图还示出心脏9的解剖解构。在其他实施例中,其他配准方法可以被用于将所提供的心脏9的解剖图相对于由光学形状感测探测定义的参考系配准。

[0059] 电解剖图确定单元30优选地适于基于感测元件21的确定的位置、测得的电心脏信号、所提供的解剖图和所确定的呼吸运动来确定呼吸补偿电解剖图。具体而言,电解剖图确定单元30优选地适于基于感测元件21的确定的位置、测得的电心脏信号、所确定的呼吸阶段和心脏的位置与由呼吸阶段分配提供单元26提供的呼吸阶段之间的分配来确定呼吸补偿电解剖图。比如,这些分配可以取决于呼吸阶段来提供心脏相对于人7的解剖解构的位移,其中,这些位移可以被用于确定呼吸运动补偿电解剖图。

[0060] 电解剖图确定单元30还可以适于使用由心脏运动确定单元27确定的心脏运动(具体为所确定的心动阶段)来基于感测元件21的确定的位置、在这些位置处测得的电心脏信号、所提供并经配准的解剖图以及所确定的心动阶段来确定心脏运动补偿电解剖图。电解剖图确定单元30也可以适于补偿人7的不是呼吸运动或心脏运动的另外的移动。

[0061] 为了确定心脏运动补偿电解剖图,可以确定与最小心脏运动相对应的心动阶段,其中,电解剖图确定单元30可以适于确定针对与最小心脏运动相对应的该确定的心动阶段的电解剖图。将最小心脏运动阶段选择为用来在三维中将电信号映射到电极的位置的采集阶段允许确定相对于心脏运动基本静止的电解剖图。此外,由于针对于每个测得的电信号已经确定了各自的呼吸阶段,因此可以通过使用呼吸阶段与心脏9的位置之间的确定的相关性来针对心脏9的呼吸运动补偿各自的电极的对应的三维位置,以便通过撤销源于呼吸运动的心脏移动来校正电极的确定的三维位置,使得相对于心脏9的解剖解构的各自的三维位置是已知的。这允许电解剖图确定单元30通过这样来指示心脏的三维解剖位置处的各自的电信号,即例如使用颜色标记各自的信号强度以在三维中生成该颜色的体素或在心脏的三维解剖图上标注体素或三角网格(也可以被认为是心脏的三维模型)。

[0062] 已经针对支撑器件8上的人7的特定位置确定了针对不同呼吸阶段的心脏的不同位置。为了考虑人7相对于支撑器件8的可能的移动,可以使用所确定的人7的不是呼吸运动或心脏运动的另外的移动。具体而言,如果人7相对于支撑器件8已经沿着特定距离移动,则当确定各自的电极相对于心脏9的解剖解构的三维位置时可以考虑该特定距离。

[0063] 在下文中,将参考图3所示的流程图示范性地描述介入方法的实施例。

[0064] 在步骤101中,通过使用光学形状感测纤维16在包括光学形状感测纤维16的介入设备11的部分根据人7的呼吸运动而移动时由位置确定单元20确定介入设备11的部分的位置。在步骤102中,呼吸运动确定单元22取决于介入设备11的部分的确定的位置来确定人7的呼吸运动。介入方法任选地可以包括另外的步骤,如对电信号的测量以及对如以上描述的相关性图和/或电解剖图的确定,其中,呼吸运动可以被用于确定呼吸补偿相关性图和/或电解剖图。介入方法还可以包括另外的步骤,如对不是呼吸运动也不是心脏运动的另外的种类的运动,具体为心脏运动和/或人运动的确定,其中,这些额外种类的运动可以被用于确定相关性图和/或电解剖图,所述相关性图和/或电解剖图也针对这些种类的运动而被补偿。

[0065] 光学形状感测是使用优选地在多芯光纤的四芯里面的反射来测量每条独立的芯上的局部应变的技术。每条芯上的应变是由弯曲引起的张力引起的。根据应变信息并利用所述整个形状可以反向计算这些弯曲。纤维足够小以适合于例如被以血管内或直肠腔内方式引入的大多数医学设备。

[0066] 在生成心脏的三维电解剖图(其可以是电生理图)期间对光学形状感测纤维的使用可以增加生成电解剖图的速度和准确度水平。

[0067] 光学形状感测纤维和位置确定单元可以适于确定沿光学形状感测纤维的具有50 μ m或更小的距离的位置。根据光学形状感测知晓光学形状感测纤维的位置,以及由此的电极沿篮子结构的臂(即沿着细长元件)的位置,所述篮子结构包括光学形状感测纤维。电极在其他臂上的位置优选地具有沿各自的其他臂的已知距离。当篮子展开时,可以使用形状感测的坐标来测量所述展开,并且由此可以确定电极相对于纤维形状探测的坐标系在其他臂上的定位。通过在介入过程之前或期间执行刚性配准,该坐标系具有来自X射线坐标系(即X射线投影系统的坐标系)的已知变换。

[0068] 篮子结构在非展开的情况下被优选地插入到人的心脏中,在所述非展开的情况下臂是基本平行的。在介入设备的端部,即篮子结构已经被插入到心脏中之后,例如如图2所示,所述篮子结构被展开,例如以便开始用于确定电解剖图的映射过程。在映射过程期间,形状感测纤维的近端段(即相对于远端部的近端的段)可以被用于跟踪患者移动和呼吸运动。呼吸运动可以被用于保持对心脏相对于外部参考系的位置的跟踪,所述外部参考系可以由纤维形状探测的坐标系定义。患者运动可以被用于跟踪患者相对于外部参考系的位置;例如将患者的操作前计算机断层摄影图像叠加在所确定的三维电解剖图上。

[0069] 可以从由光学形状感测纤维或由其他心脏数据(如从心电图仪,具体是从电场生成设备接收的数据)提供的形状数据提取心动阶段。为了向用户提供背景,电解剖图可以被与多阶段操作前或操作中三维计算机断层摄影或锥形射束计算机断层摄影图像叠加,其中,心动阶段可以被用于选择具有正确阶段的三维图像计算机断层摄影图像或锥形射束计算机断层摄影图像。

[0070] 到篮子结构的电极中的感应电流将示出心电图的多个通道中的信号的变化,即从电场生成设备的电极获得的信号的变化,并且将取决于篮子结构的电极的定位以不同的方式来影响信号。如以上描述的,取决于篮子结构的电极的定位的信号的变化可以被用于创建对应图,即相关性图。

[0071] 光学形状感测纤维的根据心脏运动而移动的部分的位置可以被用于确定最小移动的时刻,其中,介入系统可以适于确定仅针对该时刻的电解剖图。为了确定该最小移动时刻,也可以使用心电图信号。

[0072] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践要求保护的本发明时,能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0073] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0074] 单个单元或设备可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0075] 可以由任何其他数量的单元或设备来执行由一个或若干单元或设备执行的确定,如基于光学形状感测信号的对感测元件的位置的确定;对呼吸运动、心脏运动或其他种类的运动的确定;对相关性图和电解剖图的确定等。例如,位置确定单元和呼吸运动确定单元可以是单个单元或任何其他数量的不同单元。根据介入方法的确定和/或对介入系统的控制可以被实施为计算机程序的程序代码单元和/或专用硬件。

[0076] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统

[0077] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0078] 本发明涉及一种介入系统,所述介入系统包括介入设备,所述介入设备用于被插入到生物中并且包括光学形状感测纤维,其中,所述光学形状感测纤维被用于通过监测介入设备的部分的移动来确定呼吸运动,所述介入设备的所述部分根据呼吸运动而移动。因此,可以确定呼吸运动而不必要求医生处理如呼吸带的另外的设备,即同一介入设备可以被用于执行介入过程并且用于确定呼吸运动。因此所述介入过程可以是对于医生更方便的。此外,由于对呼吸运动的确定基于光学形状感测,而所述光学形状感测是非常准确的位置确定技术,因此可以非常准确地确定呼吸运动。

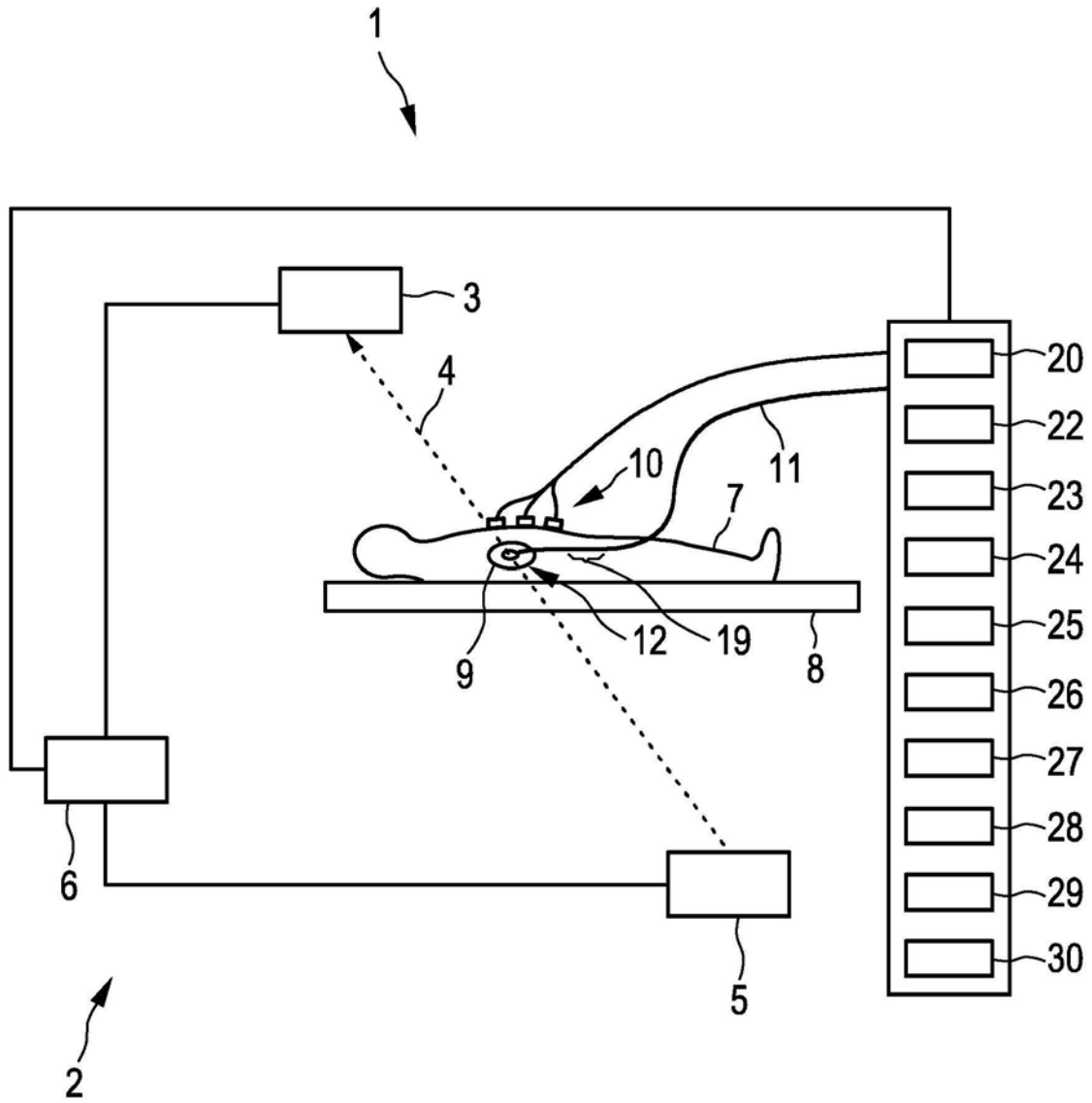


图1

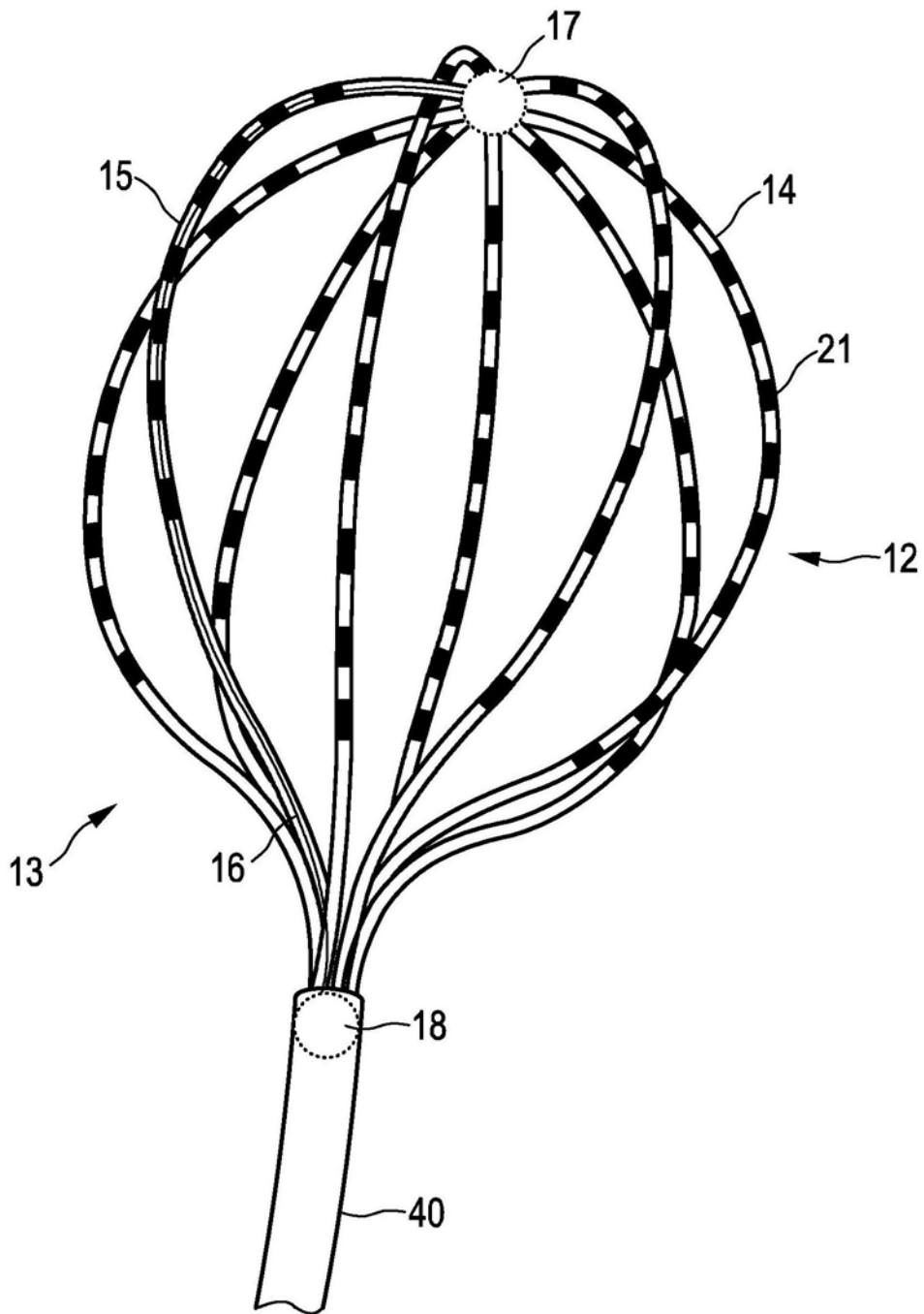


图2

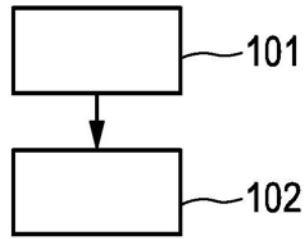


图3

专利名称(译)	介入系统		
公开(公告)号	CN105073172B	公开(公告)日	2019-12-10
申请号	CN201480008973.8	申请日	2014-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	SH德尼森		
发明人	S·H·德尼森		
IPC分类号	A61M25/00 A61B5/00 A61B5/06 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/065 A61B5/113 A61B5/6858 A61B2562/0233 A61B2034/2061 A61B5/044 A61B5/063 A61B5/1102 A61B5/721 A61B5/7246		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/764594 2013-02-14 US		
其他公开文献	CN105073172A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种介入系统，所述介入系统包括介入设备(11)，所述介入设备用于被插入到生物(7)中并且包括光学形状感测纤维，其中，所述光学形状感测纤维被用于通过监测介入设备的部分的移动来确定呼吸运动，所述介入设备的所述部分根据呼吸运动而移动。因此，可以确定呼吸运动而不必要求医生处理如呼吸带的另外的设备，即同一介入设备可以被用于执行介入过程并且用于确定呼吸运动。因此所述介入过程可以是对于医生更方便的。此外，由于对呼吸运动的确定基于光学形状感测，而所述光学形状感测是非常准确的位置确定技术，因此可以非常准确地确定呼吸运动。

