



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105873505 A

(43)申请公布日 2016.08.17

(21)申请号 201480071768.6

(22)申请日 2014.10.31

(30)优先权数据

13191239.6 2013.11.01 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/073408 2014.10.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/063246 EN 2015.05.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·格拉斯 F·M·韦伯

G·H·M·海斯贝斯 S·什莱格特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 6/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

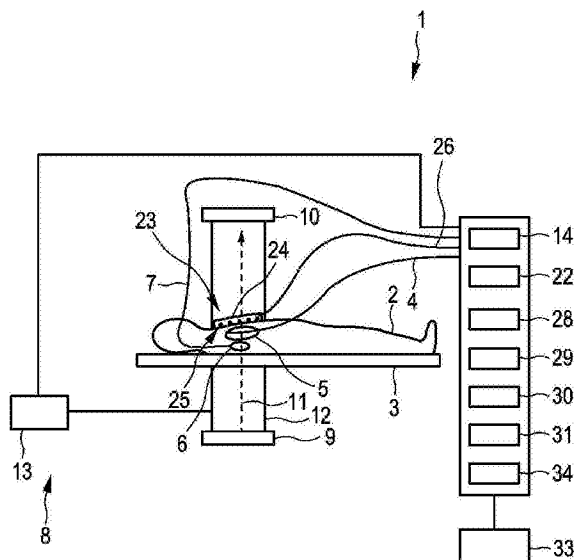
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

用于确定心脏的表面上的电特性的系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定像心脏(5)的表面上的电势的电特性的系统。食道电极结构(6)测量食道内的电特性,并且位置确定单元(34)确定所述食道内的所述食道电极结构的位置和所述心脏(5)的所述表面的位置。然后,基于所测量的电特性并且基于所述食道电极结构(6)所确定的位置和所述心脏(5)的表面的所确定的位置来确定所述心脏(5)的表面上的所述电特性。由于为了测量所述电特性,使用所述食道电极结构(6),因而所述电特性可以在所述食道内测量并且因此接近所述心脏(5)的所述表面,从而允许确定所述心脏(5)的所述表面上的所述电特性的经改进的准确度。



1. 一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的系统,其中,所述系统包括:
 - 食道电极结构(6),其适于被引入到所述生物(2)的食道(16)中并且适于测量所述食道(16)内的电特性,
 - 位置确定单元(34),其用于确定所述食道(16)内的所述食道电极结构(6)的位置和所述心脏(5)的所述表面的位置,
 - 电特性确定单元(28),其用于基于由所述食道电极结构(6)所测量的电特性并且基于所述食道电极结构(6)的所确定的位置和所述心脏(5)的所述表面的所确定的位置来确定所述心脏(5)的所述表面上的电特性。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括外部电极结构(23),所述外部电极结构适于被布置在所述生物(2)的外部表面上,其中,所述位置确定单元(34)还适于确定所述生物(2)的所述外部表面上的所述外部电极结构(23)的位置,并且其中,所述电特性确定单元(28)适于基于由所述食道电极结构(6)所测量的电特性、由所述外部电极结构(23)所测量的电特性和所确定的位置来确定所述心脏(5)的所述表面上的电特性。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述系统还包括成像单元(8;15、21),所述成像单元用于生成示出所述生物(2)的所述外部表面上的所述外部电极结构(23)的图像数据,其中,所述位置确定单元(34)适于基于所生成的图像数据来确定所述生物(2)的所述外部表面上的所述外部电极结构(23)的位置。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括成像单元,所述成像单元用于生成示出所述食道电极结构(6)和/或所述心脏(5)的所述表面的图像数据,其中,所述位置确定单元(34)适于基于所生成的图像数据来确定所述食道电极结构(6)的位置和/或所述心脏(5)的所述表面的位置。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述成像单元(8)是C型臂X射线单元,其用于生成三维图像作为所述图像数据。
6. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述成像单元(15、21)包括经食道超声心动图超声探头(15),所述经食道超声心动图超声探头适于被引入到所述生物(2)的所述食道(16)中并且适于生成超声图像作为所述图像数据。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述经食道超声心动图超声探头(15)和所述食道电极结构(6)彼此集成。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述食道电极结构(6)包括电极(17)和食道承载结构(18),所述食道承载结构适于承载所述电极(17)并且适于被引入到所述生物(2)的所述食道(16)中。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述食道承载结构(18)包括球囊,并且其中,所述电极(17)被布置在所述球囊的外部表面上。
10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述食道承载结构是线性的或平面的或部分圆柱形的或完全圆柱形的。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述位置确定单元适于通过光学形状感测或通过电磁跟踪来确定所述食道电极结构(6)的位置。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述食道电极结构(6)适于对所述食道(16)进行冷却。

13. 一种用于执行生物的心脏内的介入流程的介入系统,所述介入系统(1;101)包括:

-介入仪器(4),其适于被引入到所述生物(2)的所述心脏(5)中;

-根据权利要求1所述的用于确定所述心脏(5)的表面的电特性的系统。

14. 一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的方法,其中,所述方法包括:

-通过使用已经被引入到所述生物(2)的食道(16)中的食道电极结构(6)来测量所述食道(16)内的电特性,

-由位置确定单元来确定所述食道(16)内的所述食道电极结构(6)的位置和所述心脏(5)的所述表面的位置,

-由电特性确定单元(28)基于由所述食道电极结构(6)所测量的电特性并且基于所述食道电极结构(6)的所确定的位置和所述心脏(5)的所述表面的所确定的位置来确定所述心脏(5)的所述表面上的电特性。

15. 一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序在控制所述系统的计算机上运行时,所述程序代码单元用于使得根据权利要求1所述的系统执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于确定心脏的表面的电特性的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的系统、方法和计算机程序。本发明还涉及一种用于执行生物的心脏内的介入流程的介入系统。

背景技术

[0002] 为了确定人的心脏的表面的电势,可以使用心电图成像。已知心电图成像方法包括:a)通过使用放置在人的胸廓的前表面的电极来测量前表面上的电势;b)例如,基于示出电极和心脏的表面的计算机断层摄影图像来确定电极和心脏的表面的位置;并且c)基于所测量的电势和电极和心脏的表面的所确定的位置来计算心脏的表面的电势。心电图成像的该技术具有以下优点:在不要求在心脏的表面上直接测量这些电势的情况下,提供心脏的表面的电势。然而,心脏的表面的电势的计算一般不是非常准确的。

发明内容

[0003] 本发明的目标是提供一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的系统、方法和计算机程序,其允许所述心脏的所述表面上的所述电特性的更准确的确定。本发明的另一目标是提供一种用于执行所述生物的所述心脏内的介入流程的介入系统,其包括用于确定所述心脏的所述表面上的电特性的所述系统。

[0004] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定生物的心脏的表面的电特性的系统,其中,所述系统包括:

[0005] -食道电极结构,其适于被引入到所述生物的食道中并且测量所述食道内的电特性,

[0006] -位置确定单元,其用于确定所述食道内的所述食道电极结构的位置和所述心脏的所述表面的位置,

[0007] -电特性确定单元,其用于基于由所述食道电极结构所测量的所述电特性并且基于所述食道电极结构和所述心脏的所述表面的所确定的位置来确定所述心脏的所述表面上的电特性。

[0008] 所述心脏的所述表面上的所述电特性的所述确定的准确度随着增加测量所述电特性的所述电极与所述心脏的所述表面之间的距离而减少。由于为了测量所述电特性,使用所述食道电极结构,因而所述电特性可以在所述食道内测量并且因此接近所述心脏的所述表面,从而允许所述心脏的所述表面上的所述电特性的所述确定的经改进的准确度。

[0009] 所述系统优选地适于执行心电图成像。所测量的电特性优选地是电势。因此,所述食道电极结构优选地适于测量所述食道(特别地所述食道的壁上)内的电势,其中,所测量的电势由所述电特性确定单元使用来确定所述生物的所述心脏的所述表面上的电特性。所述生物的所述心脏的所述表面上的所确定的电特性优选地是电势(特别地胞外电势)和/或电激活波前的位置。

[0010] 所述系统还可以包括成像单元,所述成像单元用于生成示出所述食道电极结构

和/或所述心脏的所述表面的图像数据,其中,所述位置确定单元可以适于基于所生成的图像数据来确定所述食道电极结构和/或所述心脏的所述表面的位置。所述心脏的所述表面,在其上所述电特性被确定,优选地不是所述整个心脏的表面,而是心房(特别地仅所述左心房)的表面。因此,可以不必对完整的心脏进行成像,并且可以使用较少的电极。所述位置确定单元优选地适于对所生成的图像数据中的所述心脏的所述表面和/或所述食道电极结构进行分割以确定所述心脏的所述表面和/或所述食道电极结构的位置。由于在实施例中,在所述图像数据中对所述心脏的所述表面和所述食道电极结构二者进行分割,因而在不要求用于跟踪例如所述食道电极结构的所述位置的其他跟踪技术的情况下,可以可靠地确定所述心脏的表面和所述食道电极结构的所述位置。然而,所述位置确定单元还可以适于使用像光学形状感测或电磁跟踪的用于确定所述食道电极结构的位置的额外的跟踪技术,其中,在该情况下,所述图像可能不示出所述食道电极结构。

[0011] 在实施例中,所述系统还包括外部电极结构,所述外部电极结构适于布置在所述生物的外部表面上,其中,所述位置确定单元适于还确定所述生物的所述外部表面上的所述外部电极结构的位置,并且其中,所述电特性确定单元适于基于由所述食道电极结构所测量的所述电特性、由所述外部电极结构所测量的所述电特性和所确定的位置,来确定所述心脏的所述表面上的所述电特性。所述外部电极结构优选地适于布置在所述生物的胸廓的前表面上。其优选地包括若干电极和用于承载所述电极的承载元件。所述外部电极结构可以被视为是包括所述若干电极的面片(patch)。通过在确定所述心脏的所述表面上的所述电特性时还考虑由所述外部电极结构所测量的所述电特性,所述心脏的所述表面上的所述电特性的所述确定的准确度可以进一步改进。

[0012] 在实施例中,所述系统还包括成像单元,所述成像单元用于生成示出所述生物的所述外部表面上的外部电极结构的图像数据,其中,所述位置确定单元适于基于所生成的图像数据来确定所述生物的所述外部表面上的所述外部电极结构的位置。具体而言,所述心脏的所述表面、所述外部电极结构和所述食道电极结构可以全部在所述相同图像数据中进行分割以用于确定其位置。这允许确定可靠的位置的相对简单的方式。然而,所述位置确定单元还可以适于以另一方式(例如,通过使用光学形状感测跟踪、电磁跟踪或另一跟踪技术)来确定所述外部电极结构的位置,其中,在该情况中,所述图像数据可以不示出所述外部电极结构。

[0013] 所述成像单元可以是C型臂X射线单元,用于生成三维图像作为图像数据。所述C型臂X射线单元优选地适于执行用于采集X射线投影数据的旋转血管造影采集和基于所采集的X射线投影数据来对重建图像。所述旋转血管造影采集和以下重建可以是三维血管造影(3D ATG)流程。

[0014] 造影剂可以存在于心脏的心房(特别地所述左心房)中,并且可以生成示出所述心房内的所述造影剂的分布的三维图像。该图像可以被用于对所述心房的表面进行分割并且还对所述食道电极结构的电极进行分割。该图像还可以被用于对所述外部电极结构的电极进行分割。基于这些分割,可以确定所述位置,其可以连同所测量的电特性由所述电特性确定单元用于确定所述心房的表面上的所述电特性。由于所述电极和所述心脏的表面在已经基于所采集的X射线投影数据重建的经重建的三维图像中是可非常好地检测的,因而可以非常准确地确定所述电极和所述心脏的表面的位置,从而允许确定所述心脏的所述表面上

的所述电特性的进一步的改进的准确度。

[0015] 在实施例中,所述成像单元可以备选地或者额外地包括经食道超声心动图(TEE)超声探头,其适于被引入所述生物食道中和生成超声图像作为图像数据。所述TEE超声探头可以是微TEE超声探头。其宽度和高度可以小于10mm,更优选地小于5mm并且甚至更优选地小于3mm。所述TEE超声探头和所述食道电极结构可以是分离的部件。然而,在实施例中,其可以是集成的。例如,其可以集成在相同食道导管内。

[0016] 如果所述TEE超声探头被用于对人的心脏的表面进行成像,则不必要求另一成像模态来确定所述电极和所述心脏的表面的位置。具体而言,使用所述TEE超声探头可以允许在不必要求用于对所述心脏的所述表面的所述电极进行成像的X射线的情况下,确定所述心脏的所述表面上的所述电特性,即可以减少施加到生物的辐射剂量。所述位置确定单元可以适于基于示出心脏的表面的图像数据,来确定所述心脏的所述表面的位置,并且在实施例中,所述TEE超声探头可以集成在所述食道电极结构中,使得所述TEE超声探头与所述食道电极结构之间的空间关系是已知的,其中,所述位置确定单元可以适于基于所述TEE超声探头与所述食道电极结构之间的已知的空间关系,来确定所述食道电极结构相对于由所述TEE超声探头所生成的图像数据的位置。

[0017] 所述食道电极结构优选地包括电极和食道承载结构,所述食道承载结构适于承载所述电极并且被引入到生物食道中。所述食道承载结构优选地与食道导管集成以被引入所述食道中。而且,所述食道承载结构优选地被适配为使得在测量所述电特性时,所述电极可以与所述食道的所述壁接触。

[0018] 在实施例中,所述食道承载结构包括球囊,并且所述电极被布置在所述球囊的外部表面上。所述球囊优选地是通过将像空气或盐水的流体填充到所述球囊中而可膨胀的,其中,在所述球囊已经膨胀之后,所述电极与所述食道的所述壁接触以测量所述壁上的所述电特性。

[0019] 在另一实施例中,所述食道承载结构是线性或平面或部分圆柱形或完全圆柱形的。相应地,所述电极可以以线或平面或部分圆柱形(特别地半圆柱形)或完全圆柱形布置。所述部分或完全圆柱形结构优选地是空的。如果以这种方式对所述食道承载结构进行塑造,则在所述食道中,留下针对唾液的开口。这可以允许在不要求麻醉医师的情况下执行所述电特性的确定。

[0020] 所述系统还可以包括接近度确定单元,其用于基于由所述食道内的所述食道电极结构所测量的电特性,来确定适于电处置所述心脏的介入仪器是否在所述食道附近。由于所述介入仪器适于电处置所述心脏,因而所述电仪器可以影响由所述食道电极结构所测量的电特性,其中,所述接近度确定单元可以在已经检测到由所述食道电极结构所测量的所述电特性的所述影响情况下,则确定所述介入仪器接近所述食道。如果所述接近度确定单元确定所述介入仪器接近所述食道,则这可以使用用于执行介入流程的介入仪器来输出给医师以便避免所述食道的损伤。例如,所述介入仪器可以是用于消融心脏的消融导管,其中,如果所述消融导管接近所述食道,则因此可以警告医师。

[0021] 在另一优选的实施例中,所述食道电极结构适于对所述食道进行冷却。例如,所述食道电极结构可以包括电极和承载所述电极的球囊,其中,所述球囊可以被布置为充满冷却流体。所述冷却流体可以是气体或液体。例如,其可以是空气或盐水。所述冷却流体还可

以被用于使所述球囊膨胀。如果对所述心脏的内壁进行加热以对其处置,则对所述食道进行冷却是特别有帮助的。在这种情况下,所述食道的所述冷却可以强烈地减少通过热损伤所述食道的可能性。

[0022] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于执行生物的心脏内的介入流程(特别地电生理(EP)流程)的介入系统,其中,所述介入系统包括:

[0023] -介入仪器,其适于被引入到所述生物的心脏中,

[0024] -根据权利要求1所限定的用于确定所述心脏的表面上的电特性的系统。

[0025] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于确定生物的心脏的表面上的电特性的方法,其中,所述方法包括:

[0026] -通过使用已经被引入到食道中的食道电极结构来测量所述生物的所述食道内的电特性,

[0027] -由位置确定单元来确定所述食道内的所述食道电极结构的位置和所述心脏的所述表面的位置,

[0028] -由电特性确定单元基于由所述食道电极结构所测量的所述电特性并且基于所述食道电极结构和所述心脏的所述表面的所确定的位置,来确定所述心脏的所述表面上的电特性。

[0029] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于确定生物的心脏的表面上的电特性的计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序控制所述系统的计算机上运行时,所述程序代码单元用于使根据权利要求1所述的系统执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

[0030] 应当理解,根据权利要求1所述的系统、根据权利要求13所述的介入系统、根据权利要求14所述的方法和根据权利要求15所述的计算机程序具有类似和/或相同的优选的实施例,特别地,如从属权利要求中所限定的。

[0031] 应当理解,本发明的优选的实施例还可以是从属权利要求或者以上实施例与各个独立权利要求的任何组合。

[0032] 本发明的这些和其他方面将从在下文中所描述的实施例而显而易见并且参考在下文中所描述的实施例得以阐述。

附图说明

[0033] 在附图中:

[0034] 图1示意性地并且示范性地示出了用于执行生物的心脏内的介入流程的介入系统的实施例;

[0035] 图2示意性地并且示范性地示出了介入系统的食道电极结构;

[0036] 图3示意性地并且示范性地示出了相对于生物的心脏的食道电极结构的优选的位置;

[0037] 图4示出了示范性地示出用于确定生物的心脏的表面上的电特性的方法的实施例的流程图;

[0038] 图5至12示意性地并且示范性地示出了食道电极结构的其他实施例;

[0039] 图13示意性地并且示范性地示出了用于执行生物的心脏内的介入流程的介入系

统的另一实施例;并且

[0040] 图14和15示意性地并且示范性地图示了食道电极结构的另一实施例。

具体实施方式

[0041] 图1示意性地并且示范性地示出了用于执行人的心脏内的介入流程的介入系统的实施例。在该实施例中,介入系统1适于执行躺在如台面3的支撑器件上的人2的心脏5内的消融流程。消融导管4已经被引入到心脏5内用于消融心脏组织。导管4被连接到处置单元31(其在该实施例中是射频(RF)源)以便通过RF能量来消融心脏组织。

[0042] 介入系统1还包括食道电极结构6,其被引入到人2的食道中以测量食道内的电势。在图2中的食道16内示范性地并且示意性地详细示出了食道电极结构6。

[0043] 食道电极结构6包括电极17和承载电极17的食道承载结构18。在该实施例中,食道承载结构18是可膨胀的球囊,其中,电极17被布置在球囊的外部表面上。球囊18经由导管7连接到流体提供单元30,使得球囊18是通过利用流体填充球囊而可膨胀的。流体提供单元30可以包括流体储存器和泵,所述流体储存器包括流体,所述泵用于将流体抽吸到球囊18中以用于对其进行膨胀。如果球囊18是膨胀的,则电极17与食道16的壁接触。

[0044] 可以提供具有不同的大小的不同的食道电极的集合。例如,可以提供食道电极结构,其具有非膨胀状态中的从1mm至5mm范围的直径和膨胀状态中的从10mm至30mm范围的直径。这允许用户根据人的解剖结构选择食道电极结构的大小。而且,可以对食道电极结构的集合进行配置,使得电极之间的距离随着增加食道电极结构的集合中的相应的食道电极结构的球囊的直径而是恒定的或变化的。

[0045] 介入系统1还包括测量单元14,测量单元14用于在其与食道16的壁接触时通过使用电极17测量食道16的壁上的电势。电极17经由集成在导管7中的接线与测量单元14连接。

[0046] 介入系统1还包括布置在人2的胸廓的前表面上的外部电极结构23。外部电极结构23包括承载结构24,其承载用于测量人2的外部表面上的电势的若干电极25。外部电极结构23可以被视为是包括电极的面片。外部电极结构23的电极25经由电缆26连接到测量单元22用于测量人2的外部表面上的电势。

[0047] 介入系统还包括成像单元8,成像单元8用于生成示出食道16内的食道电极结构6、人2的外部表面上的外部电极结构23和应当确定电势的心脏5的表面的图像数据。在该实施例中,其是应当确定电势的心脏5的左心房的表面。

[0048] 成像单元8是C型臂X射线单元,其用于生成示出食道16内的食道电极结构6、人2的外表面上的外部电极结构23和心脏5的表面。C型臂X射线单元8包括X射线源9和X射线探测器10,X射线源9用于发射穿过人2的X射线11,并且X射线探测器10用于探测已经穿过人2之后的X射线11。X射线源9和X射线探测器10安装在C型臂12上。C型臂12围绕不同的轴可旋转以便在不同的采集方向上采集X射线投影数据。所采集的X射线投影数据被提供到成像控制单元13,成像控制单元13适于控制C型臂X射线单元8并且适于基于在不同的采集方向上所采集的X射线投影数据来重建三维图像。为了重建三维图像,可以使用像滤波反投影算法、Radon逆变换算法等等的已知重建算法。可以非门控地或者使用超步来执行重建。而且,造影剂可以已经注入并且可以存在于左心室中以便允许C型臂X射线单元8生成示出左心室的对比增强表面的三维图像。C型臂X射线单元8可以特别地适于执行旋转血管造影采集即根

据特别地针对心房的X射线投影的集合重建三维图像来执行3D ATG。

[0049] 介入系统1还包括位置确定单元34,其用于基于由C型臂X射线单元8所生成的三维图像来确定食道电极结构6、外部电极结构23和心脏5的表面的位置。具体而言,位置确定单元34适于对食道电极结构6、外部电极结构23和心脏5的表面进行分割以确定其位置。心脏5的表面的位置的确定包括应当在其上确定电势的心脏的表面的每个部分的位置的确定,其中,心脏的表面的部分的位置定义表面的位置、取向和形状。而且,所确定的位置可以是相对位置,例如,电极结构的位置可以是相对于心脏的位置的位置或所确定的位置可以是绝对位置。

[0050] 介入系统1还包括电特性确定单元28,电特性确定单元28用于基于由食道电极结构6所测量的电特性、由外部电极结构23所测量的电特性和所确定的位置,来确定心脏5的表面上的电特性。在该实施例中,电特性确定单元28适于基于由食道电极结构6和外部电极结构23所测量的电势并且基于所确定的位置,来确定心脏5的左心房的表面上的电势。为了基于人2的外部表面上和食道16的壁上所测量的电特性来确定心脏的表面上的电特性,可以使用已知算法,像Ramanathan等人的文章:“Electrocardiographic Imaging(ECGI):A Noninvasive Imaging Modality for Cardiac Electrophysiology and Arrhythmia”, Nature Medicine 10,22-428(2004)中所公开或US 7471971中所公开的算法,在此通过引用将其并入。

[0051] 针对左心房的表面所确定的电势可以连同例如人2的心脏的图像示出在显示器33上。

[0052] 图3示意性地并且示范性地图示了食道电极结构6相对于心脏5的优选的位置,其中,附图标记19指示支气管并且附图标记20指示心脏的左心房。

[0053] 介入系统1还包括接近度确定单元29,其用于基于电特性(即,在该实施例中,由食道16内的食道电极结构6所测量的电势),确定消融导管4是否接近人2的食道16。例如,接近度确定单元29可以适于在所测量的电势大于预定义阈值情况下,则确定消融导管4接近食道16。在这种情况下,可以经由显示器33或经由提供视觉或声输出的另一输出单元将警告提供给医师。

[0054] 在该实施例中,流体提供单元30适于提供冷却流体(其可以是空气或盐水)以使球囊18膨胀。因此,食道电极结构6可以被用于在消融流程期间对食道16进行冷却,从而减少在消融流程期间损伤食道16的可能性。因此,在该实施例中,相同流体可以被用于消融球囊18并且用于对食道电极结构6和因此对食道6进行冷却。

[0055] 食道电极结构6、成像单元8、位置确定单元34、电特性确定单元28和测量单元14、22可以被视为用于确定生物的心脏的表面上的电特性的系统的部件,其在上文所描述的实施例中与介入系统1集成。在另一实施例中,用于确定生物的心脏的表面上的电特性的系统可以是分离的系统,其可以不与介入系统集成。

[0056] 在以下中,将参考图4中所示的流程图示范性地描述用于确定生物的心脏的表面上的电特性的方法的实施例。

[0057] 在步骤201中,通过使用食道电极结构6测量人2的食道16内的电特性,并且通过外部电极结构23测量人2的外部表面上的电特性。在步骤202中,成像单元8生成图像数据,所述图像数据示出食道16中的食道电极结构6、人2的外部表面上的外部电极结构23和在其上

应当确定电特性的心脏5的表面。在步骤203中,位置确定单元34基于所生成的图像数据,来确定食道电极结构6、外部电极结构23和心脏5的表面的位置。例如,食道电极结构6、外部电极结构23和心脏5的表面可以在所生成的图像数据中进行分割以用于确定其位置。在步骤204中,通过电特性确定单元28基于这些位置和由食道电极结构6和外部电极结构23所测量的电特性,来确定心脏5的表面上的电特性。在步骤205中,所确定的电特性被示出在显示器33上,例如作为彩色的图,其中,电特性是颜色编码的并且被示出在心脏5的三维图像或模型上。

[0058] 还可以以另一顺序来执行用于确定心脏5的表面上的电特性的方法的步骤。例如,可以在步骤201之前执行步骤202和203,或者可以与步骤202和203同时执行步骤201。而且,可以循环执行步骤201至205,使得在若干时间处,特别是,连续地,测量电特性、生成图像数据、确定位置、并且确定和显示电特性。例如,在像消融流程的介入流程期间,显示器可以基于实际地测量的电特性和/或实际地生成的图像数据连续地更新以便允许医师取决于心脏的表面上的所显示的实际的电特性,执行介入流程。心脏的表面上的所确定的电特性还可以提供给可以执行介入流程的机器人以便允许机器人自动地基于所确定的电特性来执行介入流程。

[0059] 虽然在上文所描述的实施例,食道电极结构具有某种配置,但是在其他实施例中,食道电极结构可以具有另一配置。例如,可以如图5至12中示意性地并且示范性地所示对食道电极结构进行配置。具体而言,食道电极结构的食道承载结构可以是线性、平面、部分圆柱形(特别地半圆柱形)或完全圆柱形的。相应地,所述电极可以以线、平面、部分圆柱形(特别地半圆柱形)或完全圆柱形布置。如果以这种方式对承载结构进行成形,则留下针对唾液的开口。这可以允许在不要求麻醉医师的情况下心脏的表面上的电特性的确定。

[0060] 图5和6示意性地并且示范性地图示了食道电极结构106的线性配置,其中,图5是侧视图并且图6是通过在图5中的箭头119所指示的方向上的视图。线性食道电极结构106包括电极117和线性食道承载结构118。图7和8示意性地并且示范性地图示了包括平面食道承载结构218和电极217的平面食道电极结构206,其中,图7是侧视图并且图8是通过在图7中的箭头219所指示的方向上的视图。图9和10示意性地并且示范性地图示了包括半圆柱形食道承载结构318和电极317的半圆柱形食道电极结构306,其中,图9是侧视图并且图10是通过在图9中的箭头319所指示的方向上的视图。图11和12示意性地并且示范性地图示了包括圆柱形食道承载结构418和电极417的圆柱形食道电极结构406,其中,图11是侧视图并且图12是通过在图11中的箭头419所示的方向上的视图。图5至12仅图示了食道电极结构的优选的形状,其中,出于清晰原因,在这些附图中未示出像用于连接电极的电线等其他部件。

[0061] 图5至12中示意性地并且示范性地图示的食道电极结构未充满完整的食道,即,例如,图9和10中所示的半圆柱形食道承载结构和图11和12中所示的圆柱形食道电极结构相应地是空半圆柱形结构和空圆柱形结构。因此,唾液可以通过食道电极结构,使得在心电图成像期间可以不要求麻醉医师。

[0062] 图13示意性地并且示范性地示出了用于执行生物的心脏内的介入流程的介入系统的另一实施例。图4中示意性地并且示范性地所示的系统101与上文参考图1至3所描述的介入系统1类似,除成像单元外,即在该实施例101中,成像单元不是C型臂X射线单元而是TEE超声成像单元。TEE超声成像单元包括TEE超声探头,其与食道电极结构集成以用于形成

组合的TEE超声探头和食道电极结构设备15。经合的设备15被引入食道中并且经由导管37内的电连接连接到超声图像生成单元21。TEE超声探头(其可以是微TEE超声探头或另一TEE超声探头)生成TEE超声信号,其由超声图像生成单元21被用于生成示出心脏组织和心脏5的表面的三维超声图像。

[0063] 在该实施例中,组合的设备上的TEE超声探头与食道电极结构之间的空间关系是已知的,其中,位置确定单元134适于基于TEE超声探头与食道电极结构之间的已知空间关系,来确定食道电极结构相对于由TEE超声探头所生成的图像数据的位置。而且,位置确定单元134适于通过对超声图像数据集中的表面进行分割,来确定心脏5的表面的位置。另,位置确定单元134适于通过光学形状感测来确定外部电极结构23相对于组合的设备15的位置,其中,导管37和电缆26装配有光学形状感测光纤,其用于生成由位置确定单元134使用来确定组合的设备15和外部电极结构23的绝对位置的光学形状感测信号,并且其中,这些绝对位置可以被用于确定组合的设备15与外部电极结构23之间的相对位置。在另一实施例中,由TEE超声探头所生成的超声图像还可以示出外部电极结构23,其中,在这种情况下,可以通过对超声图像中的外部电极结构23进行分割来确定外部电极结构23的位置。然后,可以不需要像上文所描述的光学形状感测技术的额外的跟踪技术。

[0064] 基于位置和由食道电极结构6和外部电极结构23所测量的电势,由电特性确定单元28来确定心脏5的表面的电势。

[0065] 图14和15示意性地并且示范性地图示了组合的设备5的实施例,其中,图14示出了侧视图并且图15示出了通过在图14中的箭头519所指示的方向上的视图。组合的设备15包括承载结构518(其在该实施例中是圆柱形的),其中,承载结构518承载电极517和TEE超声探头520。图14和15仅示范性地图示了包括食道电极结构和TEE超声探头的组合的设备的特定结构,其中,出于清晰原因,在这些附图中未示出像用于连接电极和用于连接TEE超声探头的电线的其他部件。在另一实施例中,可以用另一方式构建组合的设备。例如,电极可以提供在TEE超声探头的表面上以便提供组合的食道电极结构和TEE超声探头设备。具体而言,TEE超声探头可以包括超声换能器的矩阵,其中,电极可以布置在矩阵周围并且可能在TEE超声探头上的其他位置处。在组合的设备的另一实施例中,食道电极结构可以邻近TEE超声探头布置。例如,具有形成食道电极结构的外部电极的可膨胀球囊可以邻近TEE超声探头布置。

[0066] 已知的心电图成像系统利用覆盖人类胸廓的电极阵列来测量体表电势。例如,这些系统可以包括具有150-250电极的背心。通过组合可以从计算机断层摄影图像获得的人的胸廓的个体特异解剖数据使用所测量的电势数据,可以无创地重建心脏的电活动。电活动的该确定可以出于诊断目的和/或在像EP介入的介入流程期间执行以便引导处置和评价处置成功。然而,由于心电图重建的准确度与测量电极到例如在其上应当重建电流分布的心脏的表面的平方距离反比例相关,其中,该距离是相对大的,并且由于心电图重建取决于心脏表面与电极之间的组织类型和组织导电性(其一般不是确切已知的),因而确定心脏的表面的电特性的准确度不是非常高的。而且,如果具有旋转血管造影采集的C型臂X射线单元被用于重建用于消融流程期间的消融引导的解剖线路图,则仅可以基于所采集的X射线数据来重建有限的视场。该有限的经重建的视场可以仅包含心脏的左心房,并且一些周围的解剖结构和胸廓上的电极的集合中的一些(例如背心的所有150至250个电极)在经重

建的视场中可以不是可见的。因此,如果为了重建针对消融引导的解剖线路图,具有被用于消融流程的旋转血管造影采集的C型臂X射线单元还应当被用于确定心脏的表面上电特性,则仅可以考虑布置在胸廓表面上的电极中的少数电极,从而还减少确定心脏的表面上电特性的准确度。备选地,可以要求使用用于对胸廓表面上的所有电极进行成像的额外的成像单元,但是使用两个不同的成像单元对于医师而言是技术上更复杂并且麻烦的。

[0067] 上文参考图1和13所描述的用于确定心脏的表面上电特性的系统因此被配置为使得被用于心电图成像的所有电极的子集布置在食道导管上(特别地,在连同电极的子集形成食道电极结构的食道导管的承载结构)以便将电极的子集定位在接近例如左心房的食道中。由于对于电极的该子集而言到心脏的表面的距离已经减少并且由于具有不同的导电性的较少的组织存在于电极的该子集与靶重建表面(即,应当确定电特性的心脏的表面)之间,因而可以改进确定心脏的表面上电特性的准确度。而且,电极的子集可以定位在食道内,使得如果C型臂X射线单元与旋转血管造影采集一起使用以用于生成图像数据,则其在可用的有限的经重建的视场内。人的胸廓表面上的剩余的电极也可以被布置为使得其在有限的经重建的视场内,即所有电极可以布置在有限的经重建的视场内,使得心脏的表面上电特性可以在不要求额外的成像单元的情况下已经使用具有旋转血管造影采集的C型臂X射线在像消融流程的介入流程期间非常准确地确定。例如,电极的集合可以布置在可以定位在食道内的球囊上,并且其他电极的小面片可以布置在胸廓的前表面上,使得所有电极仍然在有限的重建体积内。这允许使用图像数据将定位所有电极与心脏的表面的关系,特别是左心房的表面。

[0068] 上文参考图1和13所描述的系统特别地适于在EP介入期间执行左心房的心电图成像以便监测例如治疗效果,其中,使用来自电极的两个集合的组的测量结果。其包括食道球囊导管,其可以通过口或鼻引入到食道中。食道球囊导管优选地包括具有可膨胀球囊和球囊的表面上电极的小直径导管。非膨胀状态中的球囊的直径可以等于或小于5mm,然而在其膨胀状态中,球囊可以具有10mm至30mm的范围内的直径。优选地,球囊被配置为使得如果球囊是膨胀的,则电极紧密地连接到食道的表面,其中,在该紧密接触情况期间,可以执行电势测量。

[0069] 在上文参考图1和13所描述的实施例中,球囊与电极的面片(即人的前侧的外部电极结构)组合以便将来自左心房的两侧的测量结果集成到心电图成像中。优选地,在EP介入期间执行心电图成像,其中,面片被附接到人的表面并且球囊被定位在食道中。在上文参考图1所描述的实施例中,可以执行左心房的旋转血管造影采集以用于生成图像数据,其中,可以对左心房的表面进行分割并且可以定位球囊和面片上的电极的位置。使用电极的电势测量结果并且知悉其关于左心房的位置,可以贯穿EP介入特别是贯穿消融介入重建左心房的表面上的电流分布或另一电特性。球囊还可以被用于确定消融导管与食道的接近度以避免由例如RF消融造成食道的损伤。为了确定接近度,可以使用上文所描述的接近度确定单元29。然而,在还未明确地确定消融导管的接近度的情况下,如果消融导管接近食道,则可以向医师给定警告。例如,如果在消融流程期间,左心房的表面的电特性连续地确定并且示出在显示器上,如果消融导管接近食道内的食道电极结构并且如果刺激脉冲施加到消融导管,则可以强烈地干扰电特性的该连续的确定。该强烈的干扰可以在示出左心房的表面上(即,所生成的电特性图像)上的所确定的电特性的显示器33上是可见的。具体而言,施加

到消融导管的刺激脉冲可以在心电图图像中点亮。如果要求接近食道的消融,则球囊还可以被用于使消融部位冷却以避免食道的损伤。

[0070] 在实施例中,用于确定心脏的表面的电特性的系统还可以包括跟踪单元,其用于跟踪可以由呼吸或由心脏运动引起的食道电极结构和/或外部电极结构的移动。食道电极结构和/或外部电极结构的所跟踪的运动可以被用于校正这些电极结构相对于特别是在介入流程期间应当确定电特性的心脏的表面的位置。跟踪单元可以适于使用光学形状感测跟踪技术、电磁跟踪技术或任何其他跟踪技术跟踪电极结构的运动。在上文参考图13所描述的实施例中,跟踪单元可以是位置确定单元,其确定食道电极结构和外部电极结构的位置。

[0071] 在实施例中,仅跟踪外部电极结构的运动,并且该所跟踪的运动被用于校正外部电极结构相对于心脏的表面的位置。如果可以假定外部电极结构仅由于呼吸运动而移动并且食道电极结构和心脏的表面具有固定的空间关系,则仅外部电极结构的跟踪可以仍然导致好的运动校正。

[0072] 虽然在上文所描述的实施例中,心脏的表面的电特性已经在消融流程期间确定,但是在其他实施例中,心脏的表面的电特性可以在像心脏再同步治疗(CRT)流程或室性心动过速(VT)处置流程的另一介入流程期间确定,其中,在这些情况下,优选地,对完整心脏进行成像并且所得的图像数据被用于确定电极结构和应当确定电特性的心脏的表面的位置。还可以在不同时执行介入流程的情况下确定心脏的表面的电特性。例如,可以出于诊断目的确定心脏的表面的电特性,其中,在这种情况下,可以不要求将任何仪器插入心脏中。

[0073] 在另一实施例中,其他电极可以放置在接近心脏的其他位置处,其中,而且这些额外的电极可以被用于测量电特性,其中,而且可以确定这些其他电极的位置,并且其中,由这些其他电极和其位置所测量的电特性可以额外地被用于确定心脏的表面的电特性。例如,冠状窦(CS)导管上的导管可以用作用于执行心电图成像的其他电极。

[0074] 虽然在上文所描述的实施例中,介入系统适于通过使用RF能量来消融心脏组织,但是在其他实施例中,介入系统可以适于以另一方式来消融心脏组织。例如,介入系统可以适于使用像低温消融、激光消融等等的消融技术,其中,而且在应用这些消融技术时,可以通过使用食道电极结构、外部电极结构和食道电极结构、外部电极结构和心脏的表面的位置来监测心脏的表面的电特性。

[0075] 虽然在上文所描述的实施例中,已经通过使用配准算法基于由C型臂X射线单元所生成的X射线投影数据来重建三维图像,其中,已经通过对所重建的三维图像中的这些分量进行分割以确定电极和心脏的表面的位置,但是在其他实施例中,X射线投影数据可以以另一方式被用于确定电极和/或心脏的表面的位置。例如,可以在已经在不同的采集方向上采集的X射线投影数据中探测电极和/或心脏的表面的位置,其中,投影数据中的这些所确定的位置和对应的采集几何结构可以被用于通过使用对极几何结构来确定电极和/或心脏的表面的三维位置。这可以允许基于与需要采集的X射线投影数据相比较更少的X射线投影数据对电极和/或心脏的表面的三维位置的确定以便重建三维图像。因此,可以减少施加到人的辐射剂量。

[0076] 在另一实施例中,位置确定单元可以适于基于像消融导管的导管的所跟踪的位

置,来确定心脏的表面的位置,其中,在导管与心脏的表面接触时,已经确定导管的这些所跟踪的位置。例如,在跟踪导管的位置时,导管可以沿着心脏的表面移动以便提供导管的所跟踪的位置,其可以由位置确定单元被用于确定心脏的表面的位置。

[0077] 本领域技术人员通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0078] 在权利要求中,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。

[0079] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。尽管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。

[0080] 可以通过任何其他数目的单元或设备来执行由一个或若干单元或设备所执行的像重建图像、确定位置、确定电特性等等的流程。这些流程和/或根据用于确定生物的心脏的表面上电特性的方法对用于确定生物的心脏的表面上电特性的系统的控制和/或介入系统的控制可以被实现为计算机程序的程序代码单元和/或专用硬件。

[0081] 计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或作为其一部分提供的光学存储介质或固态介质的适合的介质上,而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。

[0082] 权利要求中的附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0083] 本发明涉及一种用于确定像心脏的表面上电势的电特性的系统。食道电极结构测量食道内的电特性,并且位置确定单元确定食道内的食道电极结构的位置和心脏的表面的位置。然后,基于所测量的电特性并且基于食道电极结构和心脏的表面的所确定的位置,确定心脏的表面上电特性。由于为了测量电特性,使用食道电极结构,因而电特性可以在食道内测量并且因此接近心脏的表面,从而允许确定心脏的表面上电特性的经改进的准确度。

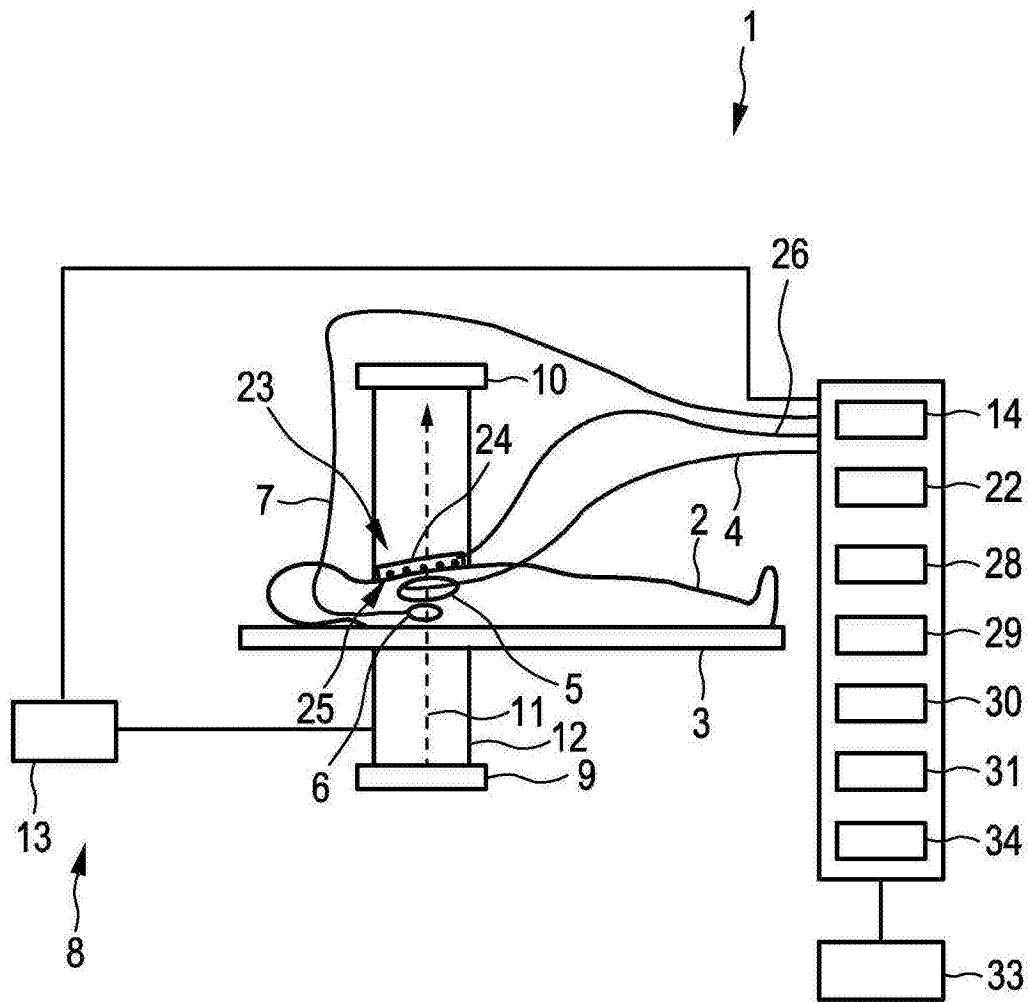


图1

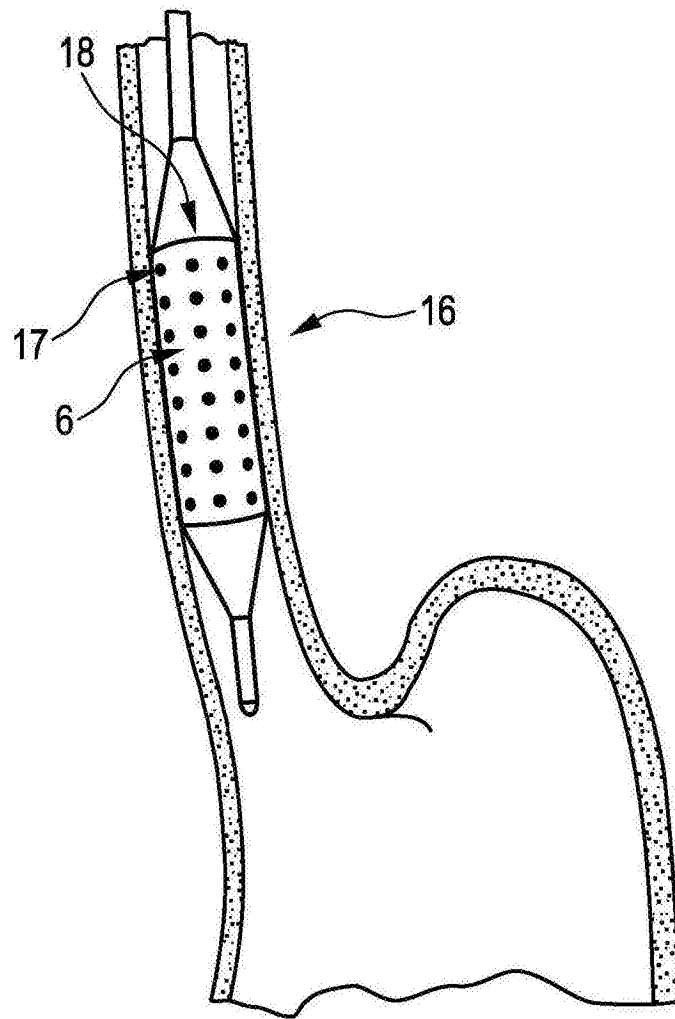


图2

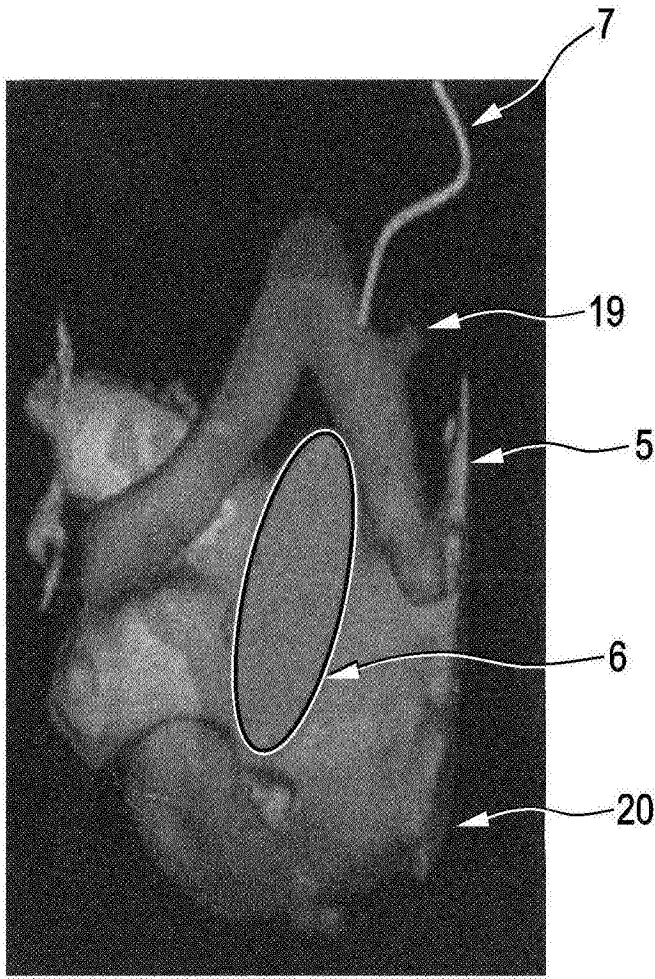


图3

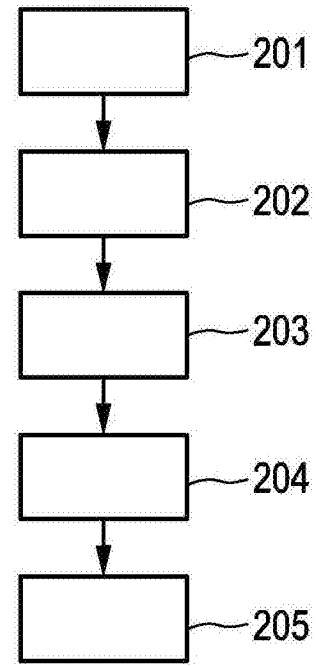


图4

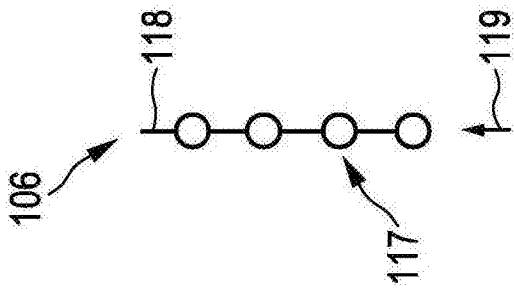


图5

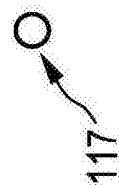


图6

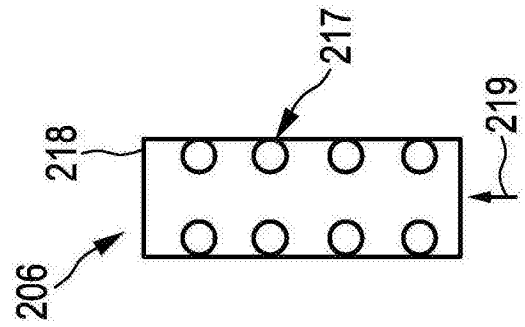


图7

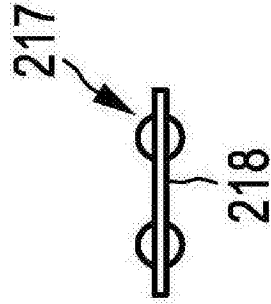


图8

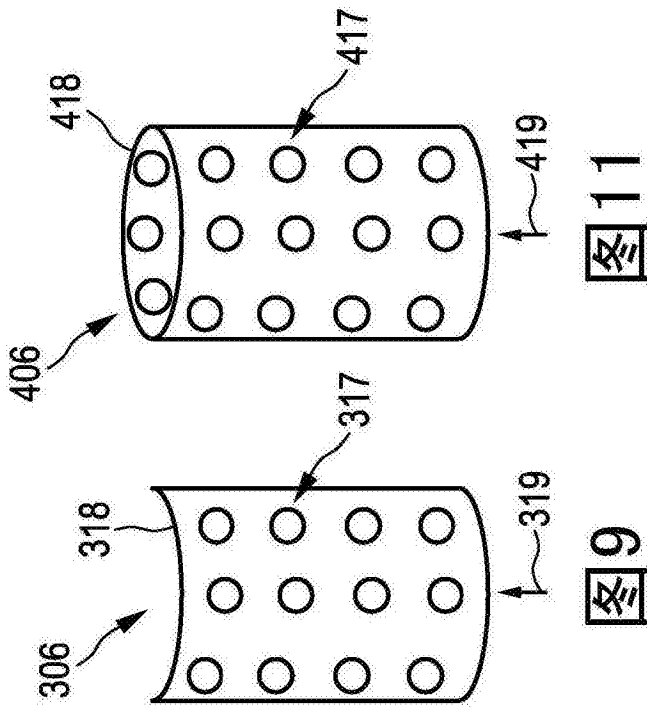


图11

图9

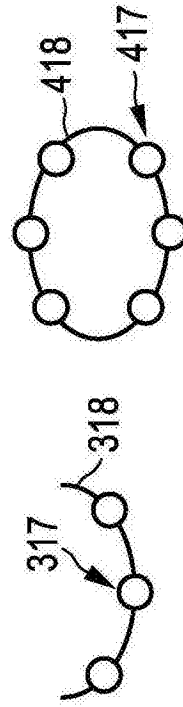


图12

图10

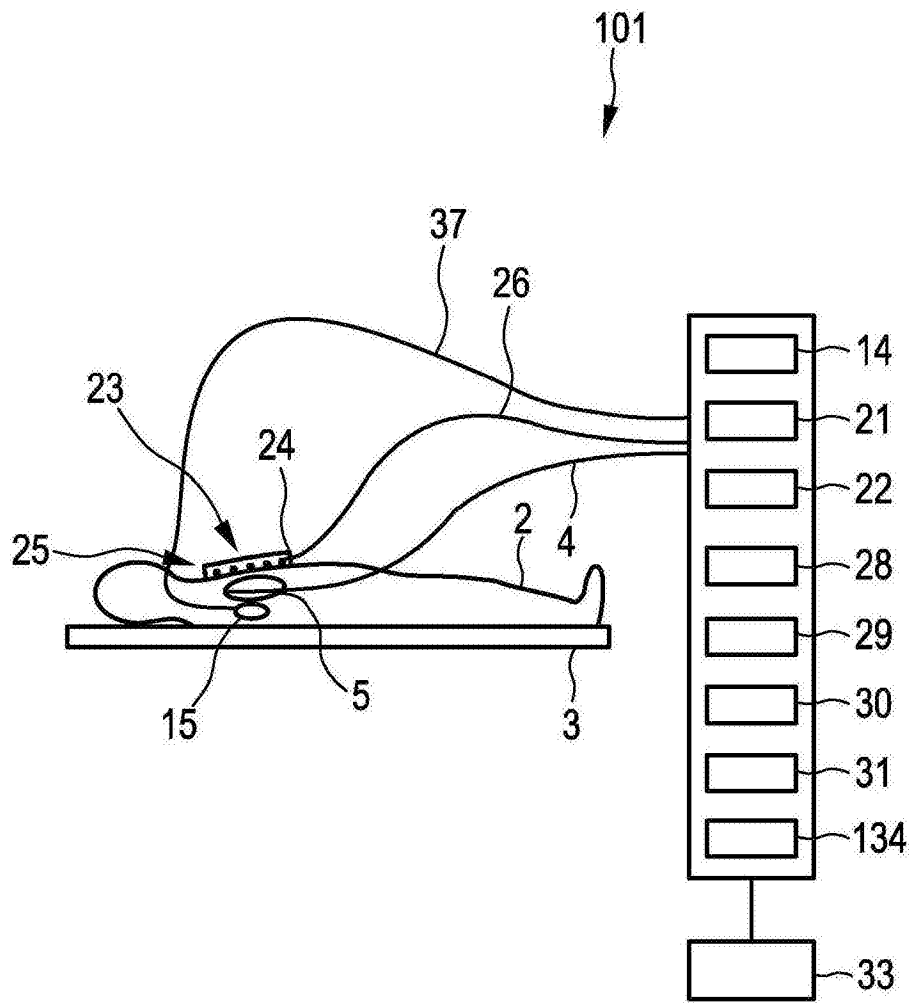


图13

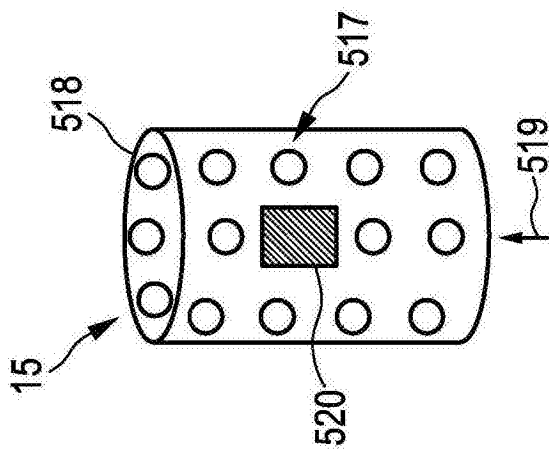


图14

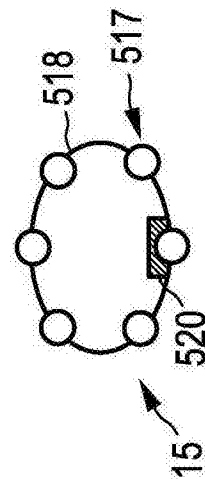


图15

专利名称(译)	用于确定心脏的表面上的电特性的系统		
公开(公告)号	CN105873505A	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201480071768.6	申请日	2014-10-31
[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	M格拉斯 FM韦伯 GHM海斯贝斯 S什莱格特		
发明人	M·格拉斯 F·M·韦伯 G·H·M·海斯贝斯 S·什莱格特		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/06 A61B6/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0044 A61B5/04085 A61B5/0421 A61B5/0422 A61B5/066 A61B5/6823 A61B5/6853 A61B6/12 A61B8/0841 A61B18/1492 A61B90/37 A61B2018/00023 A61B2018/00892 A61B2018/00898 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61B2090/3782 A61B2090/3784 A61B2576/023 A61F7/12 A61F7/123 G16H30/40 A61B5/061 A61B5/065 A61B6/4441 A61B8/0883 A61B8/12 A61B34/20 A61B2018/0022 A61B2018/00351 A61B2018/00577		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2013191239 2013-11-01 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定像心脏(5)的表面上的电势的电特性的系统。食道电极结构(6)测量食道内的电特性，并且位置确定单元(34)确定所述食道内的所述食道电极结构的位置和所述心脏(5)的所述表面的位置。然后，基于所测量的电特性并且基于所述食道电极结构(6)所确定的位置和所述心脏(5)的表面的所确定的位置来确定所述心脏(5)的表面上的所述电特性。由于为了测量所述电特性，使用所述食道电极结构(6)，因而所述电特性可以在所述食道内测量并且因此接近所述心脏(5)的所述表面，从而允许确定所述心脏(5)的所述表面上的所述电特性的经改进的准确度。

