



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104755031 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 01

(21) 申请号 201380055581. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 15

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

61/717, 153 2012. 10. 23 US

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 04. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059366 2013. 10. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/064577 EN 2014. 05. 01

(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 H·J·W·贝尔特

S·A·W·福肯鲁德 S·德拉迪

(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

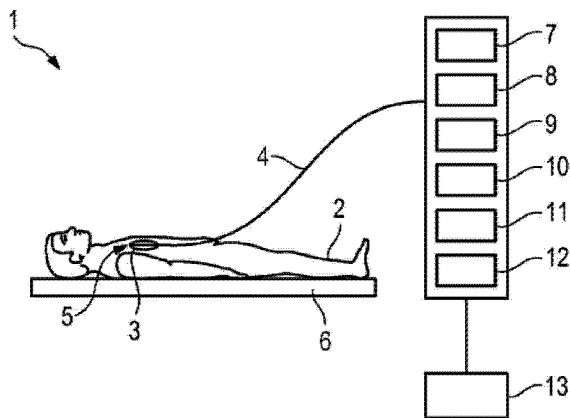
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

空间构型确定装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定超声设备周围的空间构型,具体用于确定超声设备与超声设备周围的对象相对于彼此的取向的空间构型确定装置。所述超声设备优选地被布置在心脏消融导管(4)的端部(5)处,使得可以确定比如端部(5)相对于心脏组织的取向。根据由超声设备采集的超声数据沿不同方向确定运动数据和/或距离数据,其中,所确定的运动数据和/或距离数据被用于确定空间构型。这允许确定比如消融导管(4)的端部(5)相对于心脏组织的取向,而不必要求另外的取向确定模块。



1. 一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定装置,所述空间构型确定装置适于基于采集到的第一超声数据和第二超声数据来确定所述空间构型,由所述超声设备(40)沿第一采集方向和第二采集方向已经分别采集了所述第一超声数据和所述第二超声数据,其中,所述第一采集方向和所述第二采集方向是不同的,并且其中,所述空间构型确定装置包括:

- 超声数据处理单元(11),其用于处理所述采集到的第一超声数据和第二超声数据,以沿所述第一采集方向和所述第二采集方向确定表示所述超声设备(40)周围的对象的运动的运动数据,和/或表示所述对象和所述超声设备之间的距离的距离数据,

- 空间构型确定单元(12),其用于基于针对所述不同采集方向确定的所述运动数据和/或所述距离数据来确定在所述超声设备(40)周围的所述空间构型。

2. 根据权利要求1所述的空间构型确定装置,其中,所述空间构型确定单元(12)适于将所述超声设备(40)与所述超声设备(40)周围的所述对象相对于彼此的取向和/或位置确定为所述空间构型。

3. 根据权利要求1所述的空间构型确定装置,其中,所述超声数据处理单元(11)适于根据所述第一超声数据确定沿所述第一采集方向的指示所述超声设备(40)与所述超声设备(40)周围的所述对象之间的运动的幅值和/或方向的运动数据,并且根据所述第二超声数据确定沿所述第二采集方向的指示所述超声设备(40)与所述超声设备(40)周围的所述对象之间的运动的幅值和/或方向的运动数据。

4. 根据权利要求3所述的空间构型确定装置,其中,所述采集到的第一超声数据形成第一M-模式图像,并且所述采集到的第二超声数据形成第二M-模式图像,其中,所述超声数据处理单元(11)适于根据所述第一M-模式图像来确定第一子M-模式图像,并且根据所述第二M-模式图像来确定第二子M-模式图像,并且将运动确定算法应用到所述第一子M-模式图像以确定指示沿所述第一采集方向的运动的第一运动数据,并且将所述运动确定算法应用到所述第二子M-模式图像以确定指示沿所述第二采集方向的运动的第二运动数据。

5. 根据权利要求1所述的空间构型确定装置,其中,所述超声数据处理单元(11)适于通过对所述第一超声数据和所述第二超声数据进行阈值处理来确定所述距离数据。

6. 根据权利要求1所述的空间构型确定装置,其中,所述空间构型确定单元(12)适于将统计分类器用于基于沿所述不同采集方向的所述运动数据和/或所述距离数据来确定所述超声设备(12)周围的所述空间构型。

7. 根据权利要求6所述的空间构型确定装置,其中,所述统计分类器适于确定来自预定义空间构型的集合中的哪个空间构型最可能与沿所述不同采集方向的所述运动数据和/或所述距离数据相对应,其中,来自所述预定义空间构型的集合中的最可能的空间构型被确定为所述空间构型。

8. 根据权利要求7所述的空间构型确定装置,其中,所述预定义空间构型的集合包括以下组中的至少一个:所述超声设备(40)被埋在对象中的空间构型;所述超声设备(40)被定位在心脏的叶尖内的空间构型;所述超声设备(40)被定位在所述心脏的梁结构中的空间构型;所述超声设备(40)与所述超声设备(40)周围的对象相对于彼此的预定义取向;所述超声设备与所述超声设备周围的对象相对于彼此的预定义位置。

9. 根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置,其中,所述超声数据被提供为 RF- 线或 A- 线。

10. 一种用于将引入元件引入到对象中的引入装置,所述引入装置包括:

- 所述引入元件 (4),其被引入到所述对象中,

- 超声设备 (40),其用于沿不同采集方向采集第一超声数据和第二超声数据,其中,所述超声设备 (40) 被布置在所述引入元件 (4) 处,

- 根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置 (11、12),其用于基于所述第一超声数据和所述第二超声数据来确定所述对象内的所述超声设备 (40) 周围的所述空间构型。

11. 根据权利要求 10 所述的引入装置,其中,所述超声设备 (40) 被布置在所述引入元件 (4) 的端部 (5) 处,并且包括前向换能器 (23) 和至少一个侧向换能器 (21、22),所述前向换能器 (23) 用于沿相对于所述引入元件 (4) 的端部 (5) 的前向方向 (26) 采集所述第一超声数据,所述至少一个侧向换能器 (21、22) 用于沿相对于所述引入元件 (4) 的侧向方向 (24、25) 采集所述第二超声数据。

12. 根据权利要求 11 所述的引入装置,其中,所述超声设备 (40) 包括至少三个侧向换能器 (21、22),所述至少三个侧向换能器 (21、22) 用于采集所述第二超声数据,并且用于采集第三和第四超声数据,其中,所述超声设备 (40) 适于使得所述第一超声数据至所述第四超声数据全部是沿不同采集方向 (24...27) 采集的,其中,所述空间构型确定装置适于基于所述第一超声数据至所述第四超声数据来确定所述超声设备 (40) 周围的所述空间构型。

13. 一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定方法,所述空间构型确定方法适于基于采集到的第一超声数据和第二超声数据来确定所述空间构型,已经由所述超声设备 (40) 沿第一采集方向和第二采集方向分别采集了所述采集到的第一超声数据和第二超声数据,其中,所述第一采集方向和所述第二采集方向是不同的,并且其中,所述空间构型确定方法包括:

- 由超声数据处理单元来处理所述采集到的第一超声数据和第二超声数据,以沿所述第一采集方向和所述第二采集方向表示所述超声设备 (40) 周围的对象的运动的运动数据,和 / 或表示所述对象和所述超声设备之间的距离的距离数据,

- 由空间构型确定单元 (12) 基于所述运动数据和 / 或所述距离数据来确定所述超声设备 (40) 周围的所述空间构型,已经沿所述不同采集方向确定了所述运动数据和 / 或所述距离数据。

14. 一种用于确定在超声设备周围的空间构型的空间构型确定计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于在所述计算机程序在控制根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置的计算机上运行时,令所述空间构型确定装置执行根据权利要求 13 所述的空间构型确定装置的步骤。

空间构型确定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定装置、空间构型确定方法和空间构型确定计算机程序。本发明还涉及引入装置,所述引入装置包括空间构型确定装置。

背景技术

[0002] 在心脏消融过程中,消融导管被引入到活体的心脏中,其中,消融导管的端部包括比如用于将射频能量施加到待消融的心脏组织的消融电极。此外,消融导管的端部可以包括用于以超声的方式监测消融过程的超声换能器。为了确定心脏内消融导管的端部的取向和位置,一般对所述端部进行电磁跟踪,其中,被放置在消融导管的端部的电磁感测器感测由外部场发生器生成的变化的磁场,并且其中,基于感测到的变化的磁场来计算消融导管的端部的取向和位置。

[0003] 使用这样的用于确定心脏内消融导管的端部的取向和位置的电磁技术的缺点是需要将三维传感器集成在消融导管的端部里面已经受限的空间中,并且需要将额外的外部磁场发生器放置在执行消融过程的实验室中。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定装置、空间构型确定方法和空间构型确定计算机程序,所述空间构型确定装置、空间构型确定方法和空间构型确定计算机程序允许确定所述超声设备周围的空间构型,而不需要多的空间。

[0005] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定装置,其中,所述空间构型确定装置适于基于采集到的第一超声数据和第二超声数据来确定所述空间构型,所述采集到的第一超声数据和第二超声数据是由所述超声设备沿第一采集方向和第二采集方向已经分别采集的,其中,所述第一采集方向和所述第二采集方向是不同的,并且其中,所述空间构型确定装置包括:

[0006] - 超声数据处理单元,其用于处理采集到的第一超声数据和第二超声数据,以沿第一采集方向和第二采集方向确定表示所述超声设备周围的对象运动的运动数据和/或表示所述对象与所述超声设备之间的距离的距离数据,

[0007] - 空间构型确定单元,其用于基于针对不同采集方向确定的所述运动数据和/或所述距离数据来确定所述超声设备周围的所述空间构型。

[0008] 由于空间构型确定单元基于所述运动数据和/或所述距离数据来确定所述超声设备周围的所述空间构型,所述运动数据和/或所述距离数据已经是根据针对不同采集方向采集的第一超声数据和第二超声数据确定的,所以可以确定所述空间构型,而不需要额外的模块,由此允许所述空间构型确定装置来确定所述空间构型而不需要多的空间。比如,由被布置在引入元件(如消融导管)的端部的超声换能器提供的超声数据可以被用于

确定所述端部周围的空间构型,其中,消融导管的端部仍然可以包括相对小的尺寸。具体地,可以仅基于由被布置在消融导管的端部处的超声设备提供的超声数据来将消融导管的端部和心脏壁相对于彼此的取向,即消融导管的端部相对于心脏壁的取向确定为所述空间构型。因此消融导管的端部处的超声换能器可以被用于至少两个不同目的,例如,如在 WO 2010/082146 A1 中公开的,超声地可视化待消融的心脏组织,以便监测消融过程,以及确定消融导管的端部相对于心脏壁的取向。

[0009] 空间构型确定单元优选地适于将所述超声设备和所述超声设备周围的对象相对于彼此的取向确定为所述空间构型。比如,所述对象可以是活体的心脏壁,其中,所述空间构型确定单元可以适于将所述超声设备和所述壁相对于彼此的取向,即所述超声设备相对于所述壁的取向,确定为所述空间构型。

[0010] 所述空间构型确定单元还可以适于将所述超声设备和所述超声设备周围的对象(如心脏壁)相对于彼此的位置确定为所述空间构型。

[0011] 所述采集方向是相对于所述超声设备的方向,即如果所述超声设备的取向和/或位置被修改,则所述采集方向也被修改。由此,沿心脏内的不同采集方向采集的超声数据取决于所述超声设备的位置和/或取向,使得所述超声数据可以被用于确定比如超声设备,以及如果所述超声设备被附接到介入一起(如导管)的端部的话,所述介入仪器的端部的位置和/或取向。

[0012] 优选地,空间构型确定单元适于将超声设备和在超声设备周围的对对象的相对于彼此的取向和/或位置确定为所述空间构型。所述超声数据处理单元可以适于根据所述第一超声数据确定沿所述第一采集方向的指示所述超声设备与所述超声设备周围的所述对象之间的运动的幅值和/或方向的运动数据,并且根据所述第二超声数据确定沿所述第二采集方向的指示所述超声设备和所述超声设备周围的所述对象之间的运动的幅值和/或方向的运动数据。沿不同采集方向的所述超声设备周围的运动可以强烈地取决于所述超声设备周围的一个或若干对象的空间构型,尤其取决于所述超声设备相对于所述超声设备周围的所述一个或若干对象的位置和/或取向。因此沿不同采集方向确定的运动可以被用于以高准确度来确定所述空间构型。

[0013] 采集到的第一超声数据优选地形成第一 M- 模式图像,并且采集到的第二超声数据优选地形成第二 M- 模式图像。为了确定所述运动数据,所述超声数据处理单元优选地适于根据所述第一 M- 模式图像来确定第一子 M- 模式图像,并且根据所述第二 M- 模式图像来确定第二子 M- 模式图像,并且将运动确定算法应用到所述第一子 M- 模式图像以用于确定指示沿所述第一采集方向的运动的第一运动数据,并且将所述运动确定算法应用到所述第二子 M- 模式图像以用于确定指示沿所述第二采集方向的运动的第二运动数据。具体而言,对于每个采集方向,确定两个子 M- 模式图像,并且将所述两个子 M- 模式图像输入到所述运动确定算法中以用于分别确定沿所述第一采集方向和所述第二采集方向的运动。比如,所述运动确定算法可以是光流算法、基于相关性的算法等。

[0014] 所述超声数据处理单元优选地适于根据所述第一超声数据确定所述距离数据,使得所述距离数据指示所述超声设备和所述超声设备周围的所述对象之间沿所述第一采集方向的距离;并且根据所述第二超声数据确定所述距离数据,使得所述距离数据指示所述超声设备和所述超声设备周围的所述对象之间沿所述第二采集方向的距离。具体而言,所

述超声数据处理单元可以适于通过对所述第一超声数据和所述第二超声数据进行阈值处理来确定所述距离数据,其中,如果超声值大于预定义的阈值,则可以假设所述对象被定位在到所述超声设备的对应距离处。由于所述超声设备与所述超声设备周围的对象之间沿所述第一采集方向和所述第二采集方向的距离可以定义所述超声设备周围的所述空间构型,因此通过基于沿不同采集方向采集的所述超声数据来确定这些距离,可以以高准确度确定所述超声设备周围的所述空间构型。

[0015] 所述空间构型确定单元优选地适于使用统计分类器基于沿不同采集方向的所述运动数据和 / 或所述距离数据来确定所述超声设备周围的空间构型。所述统计分类器优选地适于确定来自预定义空间构型的集合中的哪个空间构型最可能与沿不同采集方向的所述运动数据和 / 或所述距离数据相对应,其中,将来自所述预定义空间构型的集合中的最可能的空间构型确定为所述空间构型。所述预定义空间构型的集合可以包括以下组中的至少一个,比如:所述超声设备被埋在对象中的空间构型;所述超声设备被定位在心脏的叶尖内的空间构型;所述超声设备被定位在心脏的梁结构中的空间构型;所述超声设备和所述超声设备周围的对象相对于彼此的预定义取向;所述超声设备和所述超声设备周围的对象相对于彼此的预定义位置。这意味着所述预定义空间构型的集合可以包括,比如:所述超声设备被埋在对象中的空间构型;和 / 或所述超声设备被定位在心脏的叶尖内的空间构型;和 / 或所述超声设备被定位在心脏的梁结构中的空间构型;和 / 或所述超声设备和所述超声设备周围的对象相对于彼此的预定义取向;和 / 或所述超声设备和所述超声设备周围的对象相对于彼此的预定义位置。由此,所述空间构型确定装置不仅可以适于确定比如所述超声设备相对于所述超声设备周围的对象的取向和 / 或位置,而且所述空间构型确定装置也可以适于识别具体情况,如所述超声设备被埋到组织中的状况,或所述超声设备到达心脏的叶尖中或到达心脏的梁结构中的状况。

[0016] 所述超声数据优选地被提供为 RF- 线或 A- 线。比如,可以沿所述第一采集方向采集形成 M- 模式图像的若干 A- 线,并且可以沿所述第二采集方向采集形成另一 M- 模式图像的若干 A- 线,以便提供时间相关的第一超声数据和第二超声数据。为了确定沿所述第一采集方向的运动,可以将不同时间点沿所述第一采集方向采集的不同的 A- 线相对于彼此进行比较。对应地,为了确定沿所述第二采集方向的运动,也可以将沿所述第二采集方向采集的 A- 线进行比较。

[0017] 所述空间构型确定装置可以适于基于多于两个的超声数据来确定所述空间构型。比如,可以提供沿多于两个的采集方向已经采集的超声数据,其中,可以通过处理沿不同采集方向采集的对应的超声数据来针对不同采集方向确定所述超声设备周围的不同运动数据和 / 或距离数据,并且其中,可以基于沿不同采集方向确定的所述运动数据和 / 或所述距离数据来确定所述超声设备周围的所述空间构型。

[0018] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于将引入元件引入到对象中的引入装置,其中,所述引入装置包括:

[0019] - 所述引入元件,其被引入到所述对象中,

[0020] - 超声设备,其用于沿不同采集方向采集第一超声数据和第二超声数据,其中,所述超声设备被布置在所述引入元件处,

[0021] - 根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置,其用于基于所述第一超声数据和所

述第二超声数据来确定所述对象内所述超声设备周围的所述空间构型。

[0022] 在优选实施例中,所述超声设备被布置在所述引入元件的端部处,并且包括用于相对于所述引入元件的端部沿前向方向采集所述第一超声数据的前向换能器,以及其用于相对于所述引入元件沿侧向方向采集所述第二超声数据的至少一个侧向换能器。所述前向换能器也可以被认为是轴向换能器,这是因为所述引入元件优选地是定义轴向方向的稍长的引入元件,并且因为所述前向换能器优选地适于沿所述轴向方向采集所述第一超声数据。此外,所述引入元件的端部的横截面可以基本是圆形的,使得侧向是径向采集方向,其中,在这种情况下,所述至少一个侧向换能器可以被认为是径向换能器。

[0023] 所述超声设备优选地包括用于采集所述第二超声数据并且用于采集第三和第四超声数据的至少三个侧向换能器,其中,所述超声设备适于使得第一超声数据至第四超声数据全部是沿不同采集方向采集的,其中,所述空间构型确定装置适于基于所述第一超声数据至所述第四超声数据来确定所述超声设备周围的所述空间构型。换能器的这种配置允许所述超声设备周围的所述空间构型的进一步改进的确定,其中,还提出了相对少量的超声换能器,所述超声换能器允许为所述引入元件提供具有相对小尺寸的超声设备。

[0024] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定方法,其中,所述空间构型确定方法适于基于采集到的第一超声数据和第二超声数据来确定所述空间构型,所述第一超声数据和所述第二超声数据是由所述超声设备沿第一采集方向和第二采集方向已经分别采集的,其中,所述第一采集方向和所述第二采集方向是不同的,并且其中,所述空间构型确定方法包括:

[0025] - 由超声数据处理单元来处理采集到的第一超声数据和第二超声数据,以沿所述第一采集方向和所述第二采集方向确定表示所述超声设备周围的对象运动的运动数据,和/或表示所述对象和所述超声设备之间的距离的距离数据,

[0026] - 由空间构型确定单元基于已经沿不同采集方向确定的所述运动数据和/或所述距离数据来确定所述超声设备周围的所述空间构型。

[0027] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定计算机程序,其中,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于在所述计算机程序在控制根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置的计算机上运行时,令所述空间构型确定装置执行根据权利要求 13 所述的空间构型确定装置的步骤。

[0028] 应当理解,根据权利要求 1 所述的空间构型确定装置、根据权利要求 10 所述的引入装置、根据权利要求 13 所述的空间构型确定方法、以及根据权利要求 14 所述的空间构型确定计算机程序具有具体而言根据从属权利要求所述的相似和/或相同的优选实施例。

[0029] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求与相应的独立权利要求的任何组合。

[0030] 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

[0031] 在附图中:

[0032] 图 1 示意性且示范性地示出了用于对心脏组织进行消融的消融装置的实施例,

- [0033] 图 2 示意性且示范性地示出了消融装置的消融导管的端部，
- [0034] 图 3 示范性地示出了 RF- 线和 A- 线，
- [0035] 图 4 示意性且示范性地示出了以特定取向接触心脏壁的消融导管的端部，
- [0036] 图 5 示意性且示范性地示出了以另一取向在心脏左心房中的消融导管的端部，
- [0037] 图 6 示意性且示范性地更详细地示出了在收缩期中以图 5 中示出的取向的导管的端部，
- [0038] 图 7 示意性且示范性地更详细地示出了在舒张期中以图 5 中示出的取向的导管的端部，
- [0039] 图 8 示范性地示出了沿不同采集方向并且在消融导管的端部相对于心脏壁的不同角度取向处测得的超声数据，
- [0040] 图 9 和图 10 示范性地示出了对于不同采集方向和消融导管的端部相对于心脏壁的不同角度取向的移动性值，
- [0041] 图 11 示出了示范性地示出了用于根据采集到的超声数据来确定消融导管的端部相对于心脏壁的角度取向的过程的示意图，
- [0042] 图 12 示出了在将在消融装置的显示器上示出以指示消融导管的端部相对于心脏壁的角度取向的示意图，
- [0043] 图 13 示出了示范性地示出了用于训练统计分类器的过程的示意图，所述统计分类器可以被用于确定消融导管的端部相对于心脏壁的角度取向，并且
- [0044] 图 14 示出了示范性地示出了用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0045] 图 1 示意性且示范性地示出了用于将引入元件引入到对象中的引入装置。在该实施例中，引入装置是用于执行心脏消融过程的消融装置 1，其中，消融装置 1 包括消融导管 4，消融导管 4 是用于被引入到卧在支撑体期间 6（如桌台）上的人 2 的心脏 3 中的引入元件。在图 2 中示意性且示范性地更详细地示出了消融导管 4 的端部 5。

[0046] 消融导管 4 的端部 5 包括用于沿不同采集方向采集超声数据的超声设备 40。在该实施例中，超声设备 40 包括前向换能器 23，其用于沿相对于消融导管 4 的端部 5 是前向方向的第一采集方向 26 采集第一超声数据，和三个侧向换能器，在所述三个侧向换能器中仅两个换能器 21、22 在图 2 中可见，用于沿是侧向方向的第二、第三和第四采集方向 24、25、27 采集第二、第三和第四超声数据。

[0047] 前向换能器 23 可以被认为是沿作为第一采集方向的轴向方向 26 采集第一超声数据的轴向换能器。此外，在该实施例中，消融导管 4 的端部 5 的横截面基本是圆形的，使得侧向方向 24、25、27 可以被认为是径向方向，并且相应的侧向换能器可以被认为是径向换能器。

[0048] 消融导管 4 的端部 5 还包括消融电极 20，消融电极 20 包括轴向开口 30 和侧向开口 31、32，超声换能器可以通过轴向开口 30 和侧向开口 31、32 来采集超声数据。此外，消融电极 20 包括冲洗开口 28、29，用于允许在消融导管 4 内流动的冲洗流体离开消融导管 4 的端部 5。

[0049] 通过使用如电线的电导体（为了清晰的原因在图 2 中未示出），消融电极 20 与消融控制单元 7 电气连接，以便允许医师控制对消融能量的施加。在该实施例中，消融控制单元 7 包括用于将射频能量施加到心脏组织以消融心脏组织的射频源。消融装置还包括冲洗控制单元 8，冲洗控制单元 8 用于控制消融导管 4 内的冲洗流体的流动，并且因此用于控制所述冲洗流体通过冲洗开口 28、29 离开消融导管 4 的端部 5。消融导管 4 包括腔，所述腔用于将流体从冲洗控制单元 8 引导到冲洗开口 28、29。冲洗控制单元 8 优选地包括用于将流体提供到消融导管 4 的端部 5 的流体源和泵。

[0050] 消融装置 1 还包括超声控制单元 9，超声控制单元 9 经由如电线的电连接（为了清晰的原因在图 2 中未示出）电气连接到消融导管 4 的端部 5 中的超声换能器。超声控制单元 9 和消融导管 4 的端部 5 中的超声换能器被优选地配置为使得超声数据被以以下方式采集。

[0051] 在发送模式中，比如由超声控制单元 9 生成脉冲信号，所述脉冲信号令相应的换能器，尤其是相应的压电换能器，将超声波发送到心脏组织中。然后，由超声控制单元 9 和相应的超声换能器形成的超声数据采集系统被从发送模式切换到接收模式。在接收模式中，由相应的超声换能器来接收来自心脏组织的超声波，其中，相应的超声换能器生成电信号，优选地将所述电信号放大并转换到数字域，并且任选地预滤波以减少噪声。属于单个发送脉冲的采集到的数据样本的最终集合被称为 RF-线。图 3 示范性地示出了这样的 RF-线 60，其中，任意单位的幅度 A 被示为取决于任意单位的时间 t。超声控制单元 9 可以适于将包络检测算法应用到相应的 RF-线，以创建 A-线 61，在图 3 中也示范性地示出了 A-线 61。

[0052] 在图 3 中的时间轴可以与心脏组织内的不同深度相关，使得每条 RF-线或 A-线可以被认为提供取决于心脏组织内的深度的幅度。每个换能器随着时间采集若干 RF-线，使得每个换能器采集时间相关的超声数据，所述时间相关的超声数据提供取决于心脏组织内的深度和时间的幅值。具体而言，对于每个换能器，沿相应采集方向采集 M-模式图像。

[0053] 消融装置 1 被用于执行并且被用于监测心脏消融过程。消融装置 1 特别适于对心律失常进行治疗。消融导管 4 的端部 5 中的超声换能器使得在电生理实验室中的医师能够从里面实时评估心脏壁的特定相关参数。在下文中将参考图 4 来对此进行示范性的图示。

[0054] 图 4 示出了沿第一采集方向通过使用轴向前向换能器来采集超声数据的消融导管 4 的端部 5。在图 4 中通过虚线 82 示意性地指示了对应的超声射束。将超声波发送到心脏壁 70 中，并且由在消融导管 4 的端部 5 处的前向轴向换能器来接收经散射和 / 或经反射的超声波。在图 4 的右上部分中示范性地示出了得到的时间相关超声数据，即在该实施例中是得到的 M-模式图像 83。M-模式图像 83 示出了取决于以毫米计的深度 d 并且取决于以秒计的时间 t 的超声信号幅度。线 73 指示超声监测的持续时间，并且线 74、75 指示将消融能量施加到心脏组织的持续时间。线 76 指示消融深度，并且柱 78 通过使用块 79 来指示心脏壁 70 的前面 72 的位置，并且通过使用块 81 来指示消融深度。通过对超声 M-模式图像 83 的视觉检查，医师可以测量心脏壁的厚度，即心脏壁 70 的前面 72 和背面 71 的位置，并且接着可以决定最佳消融方案，如最优消融功率、冲洗流体（优选地是盐冷却流体）的最优流率和最优消融持续时间。在消融能量的施加期间，可以监测损伤的形成，其中，医生可以在损伤已经变得透壁时，即当处置到达心脏壁 70 的背面 71 时，停止消融过程。在心脏组

织里面形成蒸汽囊的情况下,医师可以在 M- 模式图像 83 中看到该形成,并且可以停止消融过程以防止组织破裂,即以防止所谓的“爆开 (pop)”。

[0055] 图 4 示意性且示范性地示出了消融导管的端部 5 相对于心脏壁 70 的特定取向。当然也可以以另一方式将消融导管的端部 5 相对于心脏壁 70 进行定向。比如,如在图 5 中示意性且示范性地示出的,也可以将侧向换能器指向心脏壁 70。

[0056] 图 5 示出了被引入到心脏的左心房 90 中的消融导管 4,其中,图 6 更详细地示出了在收缩期中消融导管 4 的端部 5 的取向,以及图 7 更详细地示出了在舒张期中消融导管 4 的端部 5 的取向。在图 6 和 7 中可以看出,特定数量的换能器看管心室的外面,并且其他的看管心室的里面。

[0057] 一般地,如果不知晓在诸如跳动的心脏(其中心脏的固有运动对肺的呼吸运动经行调制)的移动环境中可能变化的消融导管 4 的端部 5 相对于心脏组织的取向,那么对比比如在图 4 中示出的超声 M- 模式图像 83 的采集到的超声数据的解读是困难的。因此,消融装置 1 适于基于采集到的超声数据来确定超声设备 40 周围,即在消融导管 4 的端部 5 周围的空间构型。在该实施例中,消融装置 1 适于将超声设备 40 和超声设备 40 周围的心脏壁 70 相对于彼此的取向确定为空间构型。换言之,在该实施例中,消融装置 1 适于将超声设备 40 以及由此的消融导管 4 的端部 5 相对于心脏壁 70 的取向确定为空间构型。因此,在消融导管 4 的端部 5 处的超声换能器不仅如以上参考图 4 所述的被用于实时监测损伤进展,而且还用于确定超声设备周围的空间构型,具体而言即超声设备以及由此的消融导管 4 的端部 5 相对于心脏组织的取向,以及任选地还有位置,而不必要求并入额外的传感器。

[0058] 为了确定超声设备周围的空间构型,具体而言即消融导管 4 的端部 5 的取向,消融装置 1 还包括超声数据处理单元 11,超声数据处理单元 11 用于处理采集到的第一超声数据和第二超声数据以沿第一采集方向至第四采集方向 24……27 确定超声设备 40 周围的运动数据和 / 或距离数据。消融装置 1 还包括空间构型确定单元 12,空间构型确定单元 12 用于基于沿不同采集方向 24……27 的所确定的运动数据和 / 或所确定的距离数据来确定超声设备 40 周围的空间构型。超声数据处理单元 11 和空间构型确定单元 12 形成用于基于采集到的超声数据来确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定装置。在该实施例中,超声数据处理单元 11 适于确定将要由空间构型确定单元 12 用于确定超声设备周围的空间构型的运动数据和距离数据。具体而言,在该实施例中,空间构型确定单元 12 适于将超声设备 40 以及由此的消融导管 4 的端部 5 相对于心脏壁的取向确定为空间构型。

[0059] 超声数据处理单元 11 优选地适于沿不同采集方向确定指示超声设备与超声设备周围的对象(在该实施例中是心脏壁)之间的运动的幅值和 / 或方向的运动数据。此外,超声数据处理单元 11 适于根据沿相应的采集方向采集的超声数据来针对每个采集方向确定指示超声设备 40 与超声设备 40 周围的对象之间的距离的距离数据。

[0060] 图 8 示出了超声数据,已经沿不同采集方向采集了所述超声数据,同时超声设备以及由此的消融导管的端部相对于心脏壁的取向是已知的。在图 8 中,纵轴指示到相应的超声换能器的距离,并且横轴指示消融导管的端部相对于心脏壁的取向。在图 8 中,零度的角度与垂直取向相对应,在所述垂直取向中消融导管的端部垂直于心脏壁;并且 +90 度和 -90 度的角度与平行取向相对应,在所述平行取向中消融导管的端部平行于心脏壁。在图 8 中示出了 A- 线,其中,针对每个角度随时间测量了若干 A- 线,其中,在已经沿第一采集

方向 26 采集了第一超声数据 101, 已经沿第二采集方向 24 采集了第二超声数据 102, 已经沿第三采集方向 27 采集了第三超声数据 103, 并且已经沿第四采集方向 25 采集了第四超声数据 104。可以将运动分析应用到这些超声数据 101……104, 以确定运动数据。

[0061] 优选地沿每个采集方向对以相应的角度取向采集的后续 A- 线的集合执行运动分析。在对 A- 线的采集期间, 它们可以被收集在存储器中, 其中, 如果新的 A- 线进来, 则可以移除存储器中最老的 A- 线, 并且可以将新的 A- 线附在存储器中。当新的 A- 线已经被采集并且被存储在在存储器中时, 可以在每个时间 t 执行运动估计。

[0062] 在相应的角度取向处的后续 A- 线的集合可以被认为是二维图像, 从图像处理领域已知的运动估计的技术可以被应用到所述二维图像。这些技术需要表示两个不同时间的两幅图像, 并且对于图像中的每个位置产生位移矢量或所谓的运动矢量 (v_x, v_y) 。该矢量描述了以水平像素 (v_x) 和竖直像素 (v_y) 的量测得的两幅图像之间的像素的位移。为了确定特定角度取向的运动数据, 可以由从时间 $t-t_0$ 直到时间 t 的 A- 线来定义可以被认为是第一子 M- 模式图像的第一图像, 其中, 时间 t 可以被认为是当前时间, 并且可以由从时间 $t-t_d-t_0$ 直到时间 $t-t_0$ 的 A- 线来定义可以被认为是第二子 M- 模式图像的第二图像。 t_d 的值优选地相对小, 例如, 仅与单个或很少的 A- 线相对应。

[0063] 为了确定运动数据, 优选地仅使用运动矢量的竖直分量 v_y 。可能仅使用可以被称为移动性值的运动矢量的竖直分量的绝对值, 或者直接使用运动矢量的竖直分量, 以便也考虑运动的方向, 即考虑运动的幅值和方向。

[0064] 可以将已知的运动估计技术, 即已知的运动确定算法应用到第一图像和第二图像。比如, 如在 B. Lucas 等人在 Proceedings of Imaging Understanding Workshop, 121 至 130 页 (1981) 的 “An iterative image registration technique with an application to stereo vision” 以及卡内基梅隆大学, 计算机科学系 (1984) 的 B. Lucas 的博士论文 “Generalized Image Matching by the Method of Differences” 中公开的, 可以使用已知的基于相关性的技术或已知的光流技术, 通过引用将其并入本文。

[0065] 图 9 示范性地示出了得到的移动性值, 其中, 已经基于第一超声数据 101 确定了第一移动性值 201, 已经基于第二超声数据 102 确定了第二移动性值 202, 已经基于第三超声数据 103 确定了第三移动性值 203, 并且已经基于第四超声数据 104 确定了第四移动性值 204。如在图 9 中可以看出的, 消融导管的端部的取向角度 (也可以被认为是接触角度) 在四个换能器上具有特定移动性特征, 所述移动性特征对于不同的取向角度是不同的。在图 10 中针对不同取向角度的移动性特征之间的差异甚至更可见, 图 10 示出了分别与取向角度 -90 度、 -70 度、 -30 度、 0 度、 $+30$ 度、 $+60$ 度和 $+90$ 度相对应的七个运动特征 301……307。

[0066] 如在图 8 中可以看出的, 可以根据超声数据来确定换能器到组织的距离, 所述距离针对不同取向角度是不同的。因此, 超声数据处理单元 11 适于根据沿不同采集方向的超声数据来确定距离数据。比如, 可以对图 8 中示出的超声数据应用阈值处理, 用于估计相应的换能器与心脏壁 (具体是心脏组织) 之间的距离。从 A- 线的起点开始, 可以将信号强度与阈值进行比较, 其中, 信号强度超过阈值的位置可以被用于沿相应的采集方向并以相应的角度取向定义相应的换能器与心脏壁之间的距离。可以基于心脏壁的已知位置的经验来预定义所述阈值, 和 / 或可以基于超声测量结果的已知或估计噪声水平来确定所述阈值,

其中,如果信号强度超过噪声水平,则可以推断存在心脏壁。为了确定心脏壁到相应的换能器的距离,可以使用相应的单个 A- 线,或可以对若干连续的 A- 线进行平均并且可以将得到的平均值与阈值进行比较,以确定相应的超声换能器与心脏壁之间的距离。

[0067] 为了确定实际取向角度,空间构型确定单元 12 使用统计分类器,其中,所述统计分类器适于确定来自预定义取向角度的集合的哪个取向角度最可能与从实际超声数据导出的所确定的运动数据和所确定的距离数据相对应,其中,来自预定义取向角度的集合的最可能的取向角度被确定为实际取向角度。比如,在该实施例中,预定义取向角度可以是以 15 度的增量从 -90 度到 +90 度的取向角度。统计分类器可以适于使得其确定来自预定义取向角度的该集合的取向角度,所述取向角度最可能与从实际测得的超声数据导出的运动数据和距离数据相对应。

[0068] 比如,统计分类器可以是神经网络,例如 S.Pal 和 S.Mitra 在 IEEE Transactions on Neural Networks, 卷 3,5 号,683 至 697 页 (1992) 的文章“Multilayer Perceptron, Fuzzy Sets, and Classification”中公开的多层感知器,通过引用将其并入本文。任何其他的分类器方案也可以被用于基于从实际测得的超声数据导出的运动数据和距离数据来确定实际取向角度。

[0069] 图 11 图示了优选的取向角度估计过程的一般方案。方框 301 表示沿相应的不同采集方向对第一超声数据至第四超声数据的采集。超声数据是 A- 线,其被收集在存储器中。由方框 302 象征在存储器中对 A- 线的收集。然后,A- 线被用于沿相应的采集方向确定运动和距离,即心脏壁与相应的超声换能器之间的距离。在图 11 中由方框 303 表示基于收集到的 A- 线的对运动和距离的这种确定。所确定的运动和距离被输入到在图 11 中由方框 304 表示的分类逻辑中。所述分类逻辑是依据所确定的运动和距离来估计取向角度的统计分类器。可以实时执行该过程,使得医师可以时刻看到在心脏里面消融导管的端部是如何相对于心脏壁定向的。比如,如图 12 中所示,可以在消融装置 1 的显示器 13 上使所确定的取向角度可视化。

[0070] 已经通过使用训练超声数据来训练了所述统计分类器,其中,已知训练超声数据与哪个角度取向相对应。根据训练超声数据,沿不同采集方向确定运动数据和距离数据,其中,训练所述统计分类器使得在给定所确定的运动数据和距离数据的情况下,已知的相应的角度取向是最可能的那个。比如,可以通过台上 (benchtop) 研究来确定这些训练超声数据,其中,人为移动的组织被安装在允许以期望的已知取向角度来相对于组织固定具有超声设备的导管的端部的设置中。当采集所述训练超声数据时,也可能通过另一手段,即不通过超声设备,来在活体内测量超声设备相对于组织的取向和 / 或位置。在下文中将参考图 13 来示范性地描述对统计分类器的训练。

[0071] 如由方框 401 指示的,对于已知取向角度,沿不同采集方向来采集训练超声数据。如由方框 402 指示的,由被收集在存储器中的 A- 线来形成训练超声数据。接着收集的 A- 线被用于确定沿相应的采集方向的运动和距离。这是由方框 403 表示的。所确定的运动和距离被输入到待训练的统计分类器 404 中,其中,统计分类器 404 提供在训练过程开始的初始估计取向角度。接着,如由圆 406 指示的,将估计的取向角度与已知实际取向角度 405 进行比较,在这种情况下已知实际取向角度 405 形成地面实况数据。将可以被认为是估计误差的比较结果反馈到统计分类器 404,其中,修改统计分类器 404,以便减少估计误差。比如,

可以更新统计分类器的系数。接着,在步骤 406 中,统计分类器 404 再次估计取向角度,其中,将新估计的取向角度与已知实际取向角度进行比较,以生成经更新的估计误差。迭代地执行修改统计分类器、估计取向角度、将估计的取向角度与已知实际取向角度进行比较以生成估计误差、以及将估计误差反馈到统计分类器的步骤,以使得估计误差最小化。在已经使估计误差最小化之后,已经完成了对统计分类器的训练,比如,现在已经确定并冻结了统计分类器的系数,其中,比如参考图 11 如以上所述的,经训练的统计分类器可以被用于基于实际超声数据来确定取向角度。

[0072] 虽然在以上描述的实施例中,运动数据是移动性值,即运动矢量的垂直分量的绝对值,但是在其他实施例中,从实际超声数据导出的运动可以直接包括运动矢量的垂直分量,即也可以考虑沿相应的采集方向的运动的方向。这可以进一步提高对取向角度的确定的质量,这是因为如在图 6 和 7 中图示的,心室在收缩阶段期间尺寸较小,而在剩下的阶段期间尺寸较大。因此,向外指向心脏组织的换能器将与心脏活动同步地测量心脏收缩运动,而离开心脏组织看去的换能器则不测量该运动。

[0073] 消融装置和由此的空间构型确定装置不仅可以适于确定取向角度,而且它们还可以适于确定超声设备周围,尤其在消融导管的端部周围的另一种空间构型。一般地,统计分类器可以适于确定来自预定空间构型的集合的哪个空间构型最可能与采集到的超声数据相对应,其中,将来自预定义空间构型的集合中的最可能的空间构型确定为空间构型。预定义空间构型的集合可以包括比如:超声设备被埋在对象中的空间构型;超声设备被定位在心脏的叶尖内的空间构型;或超声设备位于心脏的梁结构的空间构型。因此,消融装置和空间构型确定装置可以适于实现对具体情况识别,如消融导管的端部被埋在心脏组织中的情况,或消融导管的端部到达心脏的叶尖中或到心脏的梁结构中的情况。这些状况也具有沿不同采集方向的具体运动数据和距离数据组合。

[0074] 消融装置还包括导航单元 10,导航单元 10 用于允许将消融导管 4,尤其是消融导管 4 的端部 5 导航到人 2 内的期望位置。导航单元 10 可以适于允许用户完全用手或半自动地对消融导管 4 进行导航。消融导管 4 包括可以由导航单元 10 控制的内置引导器件(未在图 1 中示出)。例如,可以通过使用操纵线来对消融导管 4 进行操纵和导航,以便将消融导管的端部 5 引导到人 2 内的期望位置。

[0075] 在下文中将参考在图 14 中示出的流程图来示范性地描述用于确定超声设备周围的空间构型的空间构型确定方法的实施例。

[0076] 所述空间构型确定方法适于基于采集到的超声数据来确定空间构型,已经由超声设备沿不同采集方向采集了所述超声数据。在步骤 501 中,针对不同采集方向采集的超声数据被处理用于沿每个采集方向确定运动数据和 / 或距离数据,其中,所述运动数据表示超声设备周围的对象沿相应的采集方向的运动,并且其中,所述距离数据表示对象和超声设备之间沿相应的采集方向的距离。具体而言,沿相应的采集方向确定相应的超声换能器到心脏组织的距离和心脏组织相对于相应的超声换能器的运动,以沿相应的采集方向确定距离数据和运动数据。对于所有采集方向执行该确定,以便沿所有采集方向确定的运动数据和距离数据。在步骤 502 中,可以由空间构型确定单元基于运动数据和 / 或距离数据沿不同采集方向来确定超声设备周围的空间构型,具体是超声设备以及由此的导管端部与心脏壁之间的取向角度,其中,已经沿不同采集方向确定了所述运动数据和 / 或距离数据,其

中超声设备可以被附接在所述导管端部。优选地,统计分类器被用于基于运动数据和距离数据来确定空间构型,已经针对不同采集方向确定了所述运动数据和距离数据。

[0077] 消融装置,尤其是空间构型确定装置,优选地适于对当前导管端部相对于心脏内壁的取向进行估计和可视化,其中,所述估计单独地基于从相同导管端部采集的超声数据。电生理学的当前实践是利用射频消融导管来对心律失常进行处置,其中,通过荧光镜检查来监测消融导管的位置。该技术具有在荧光镜检查图像中软组织不提供对比度的缺点,这使得通过荧光镜检查来估计导管取向是不可能的。因此,为了确定心脏内的导管取向和导管位置,也常通过使用电磁技术来对导管端部进行追踪,借此传感器被放置在导管的端部中,所述传感器感测由外磁场发生器生成的变化磁场,其中,依据感测到的变化磁场来计算消融导管的取向和位置。这种电磁技术具有其需要在消融导管里面已经受限的空间中集成三维感测器以及额外的外磁场发生器必须被放置在实验室中的缺点。此外,这种电磁技术不可以满足在心律失常处置期间在组织中跟随消融前端的最终临床需要。

[0078] 在以上参考图 2 描述的实施例中,在消融导管端部处的超声设备包括以 120 度的相应角度距离等距布置的三个侧向超声换能器和前向超声换能器。可以增加超声换能器的数量,比如消融导管的端部的圆周周围的侧向换能器的数量,或沿轴向方向的超声换能器的数量,以便细化并增加确定超声设备周围的空间构型的准确度。在消融导管的圆周上的侧向换能器的等距布置是优选的,这是因为在这种情况下,消融导管的轴向旋转不会对取向角度的确定的准确度产生主要影响。

[0079] 对消融导管的端部的取向以及任选地对消融导管的端部的位置的确定优选地基于这样的事实,即针对不同导管取向实现了朝向和远离换能器的观察到的组织运动的不同集合,并且针对不同导管位置实现了在换能器和心脏组织之间的观察到的距离的不同集合。由于这些原因,对于每个超声换能器信号优选地执行运动分析,所述运动分析揭示了由于在随时间来到的超声数据 A- 线之间的运动的变化。来自不同超声换能器的运动信息的组合指示消融导管的端部相对于心脏组织的取向,使得运动信息的这种组合可以被任选地与距离信息一起用于确定消融导管的端部的取向,以及任选地,确定消融导管的端部的位置。消融导管的端部的经确定的位置是相对于周围心脏组织的位置。

[0080] 虽然在以上描述的实施例中,引入装置是消融装置,其中,引入元件是消融导管,但是在其他实施例中,引入装置也可以是用于将引入元件引入到对象中的另一装置。比如,引入装置可以适于将另一种导管或另一介入仪器(如针)引入到对象中,其中,该介入仪器也可以被配备有用于沿不同采集方向采集超声数据的超声设备,所述超声数据可以被用于确定超声设备周围的空间构型。对应地,在不是心脏消融过程的其他介入过程中可以使用引入装置,尤其是空间构型确定装置。

[0081] 虽然在以上描述的实施例中,基于采集到的超声数据来确定运动数据和距离数据,其中,所述运动数据和距离数据被用于确定超声设备周围的空间构型,但是在其他实施例中也可以仅将运动数据或仅将距离数据用于确定空间构型。

[0082] 虽然在以上描述的实施例中,A- 线被用于确定运动数据和位置数据,但是在其他实施例中,也可以将另一种时间超声数据用于确定比如运动数据和距离数据。例如,可以直接将 RF- 线用于确定距离数据和运动数据,而不确定 A- 线。

[0083] 虽然在以上描述的实施例中,在显示器上根据图 12 示出了所确定的取向角度,但

是在另一个实施例中,可以以另一种方式示出取向角度,以及还任选地示出空间构型的另一方面。比如,可以示出导管端部的实时计算机动画和端部周围的空间构型,比如类似于图6和7。计算机动画也可以示出例如组织是否围绕端部褶皱。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 单个元件或其他单元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。

[0087] 可以由任何其他数量的单元或设备来执行由一个或若干个单元或设备执行的过程,如基于 RF-线确定 A-线,确定运动数据,确定距离数据,确定超声设备周围的空间构型等。这些根据空间构型确定方法的过程和/或对空间构型确定装置的控制可以被实施为计算机程序的程序代码模块和/或被实施为专用硬件。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 本发明涉及一种用于确定超声设备周围的空间构型,具体用于确定超声设备与超声设备周围的对象相对于彼此的取向的空间构型确定装置。所述超声设备优选地被布置在心脏消融导管的端部处,使得可以确定比如端部相对于心脏组织的取向。根据由超声设备采集的超声数据沿不同方向确定运动数据和/或距离数据,其中,所确定的运动数据和/或距离数据被用于确定空间构型。这允许确定比如消融导管的端部相对于心脏组织的取向,而不必要求另外的取向确定模块。

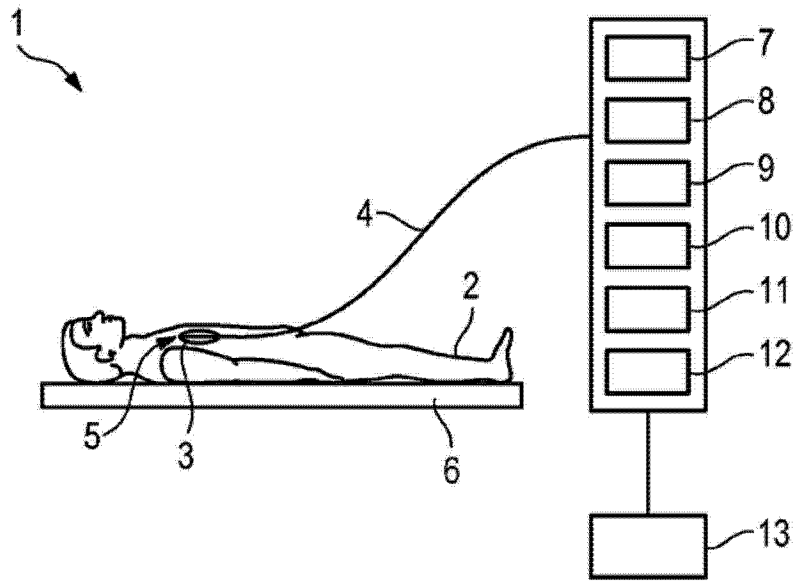


图 1

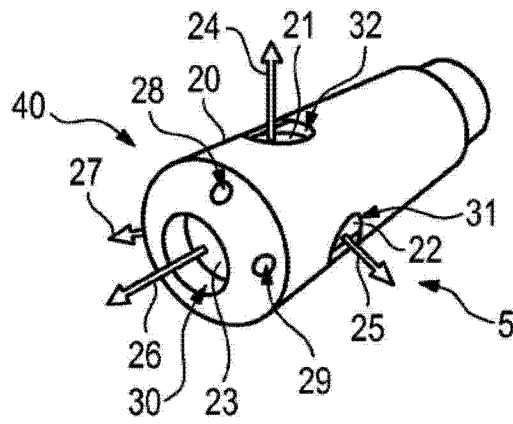


图 2

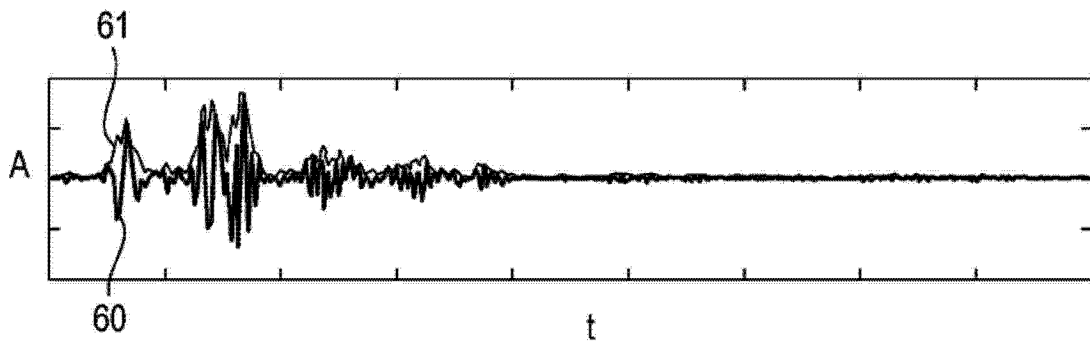


图 3

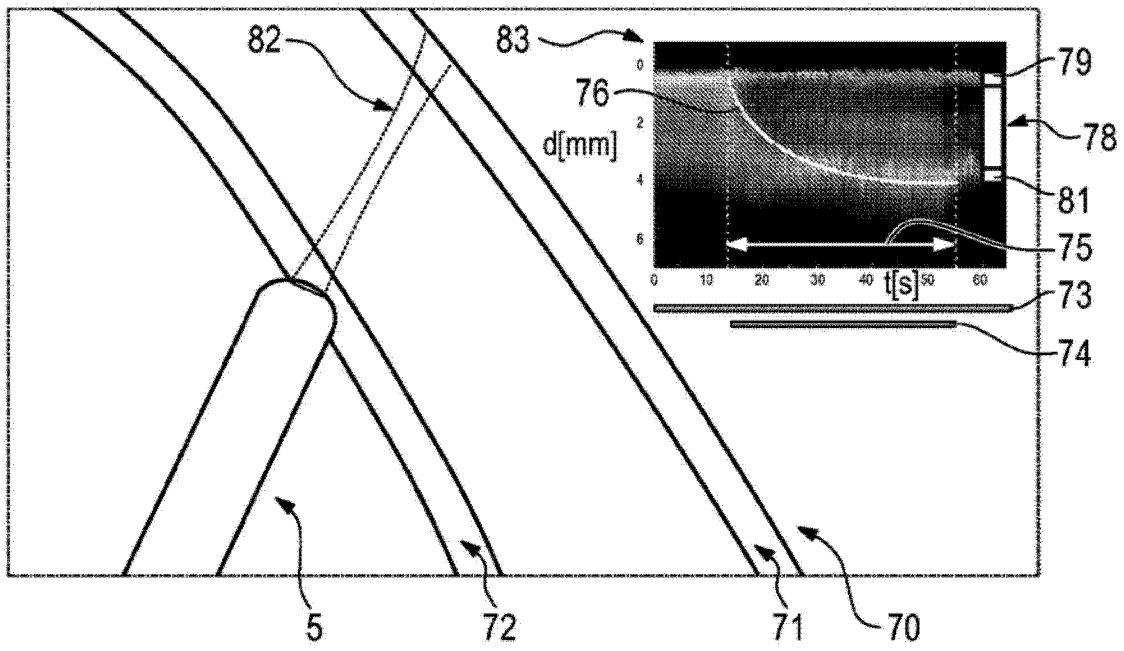


图 4

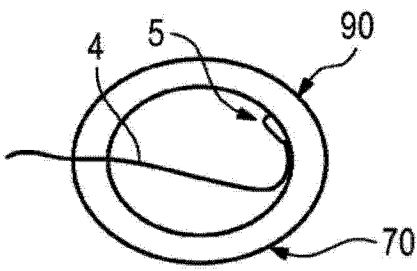


图 5

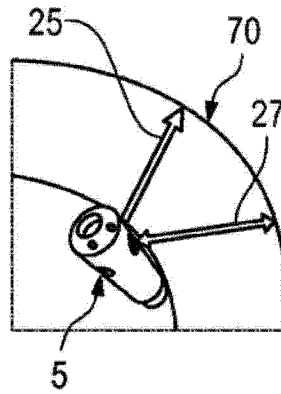


图 6

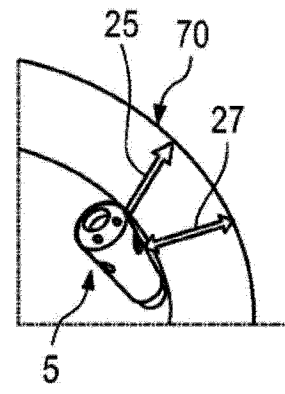


图 7

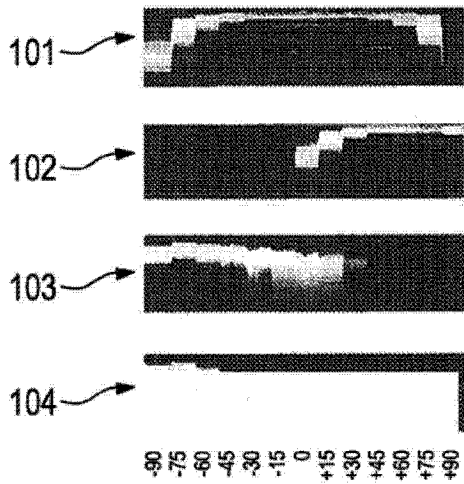


图 8

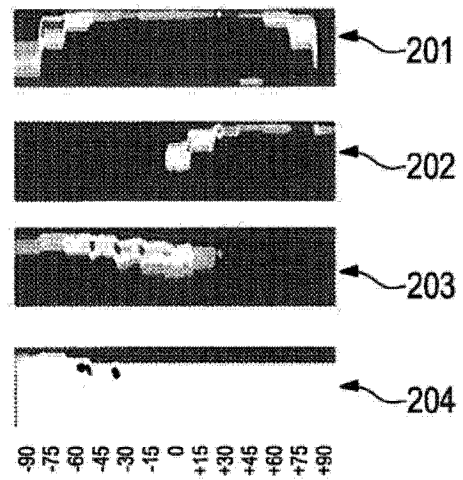


图 9

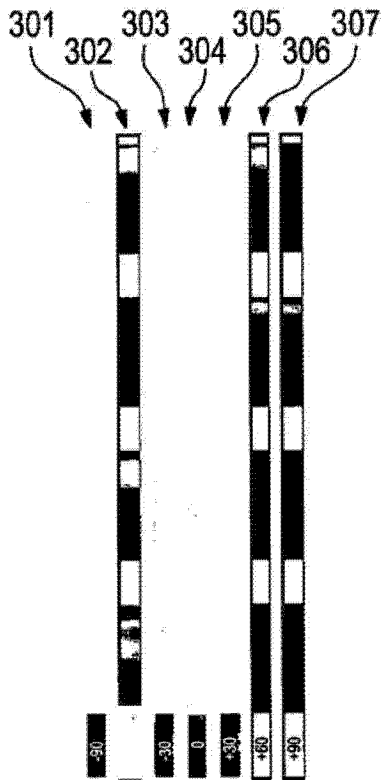


图 10

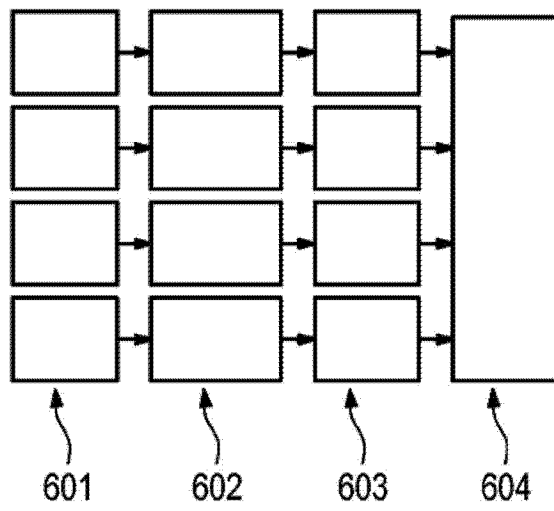


图 11



图 12

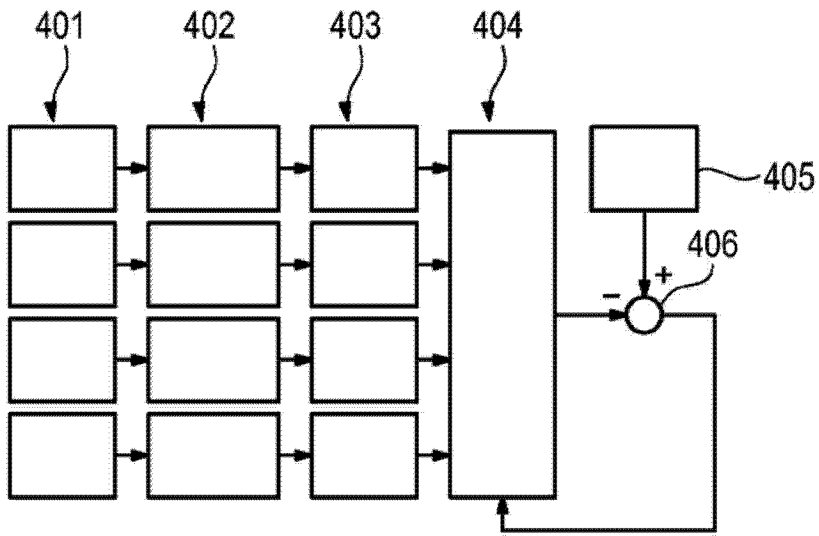


图 13

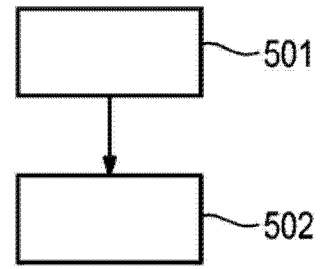


图 14

专利名称(译)	空间构型确定装置		
公开(公告)号	CN104755031A	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	CN201380055581.2	申请日	2013-10-15
[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	HJW贝尔特 SAW福肯鲁德 S德拉迪		
发明人	H·J·W·贝尔特 S·A·W·福肯鲁德 S·德拉迪		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B2018/00351 A61B8/42 A61B2218/002 A61B2018/00577 A61B8/445 A61B2019/528 A61B2019/5265 A61B18/1492 A61B8/0883 A61B8/085 A61B8/486 A61B8/12		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/717153 2012-10-23 US		
其他公开文献	CN104755031B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定超声设备周围的空间构型，具体用于确定超声设备与超声设备周围的对象相对于彼此的取向的空间构型确定装置。所述超声设备优选地被布置在心脏消融导管(4)的端部(5)处，使得可以确定比如端部(5)相对于心脏组织的取向。根据由超声设备采集的超声数据沿不同方向确定运动数据和/或距离数据，其中，所确定的运动数据和/或距离数据被用于确定空间构型。这允许确定比如消融导管(4)的端部(5)相对于心脏组织的取向，而不必要求另外的取向确定模块。

