



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050641 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880055476.1

(22)申请日 2018.08.16

(30)优先权数据

62/546,775 2017.08.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/056158 2018.08.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/035023 EN 2019.02.21

(71)申请人 纳维斯国际有限公司

地址 英属维尔京群岛托托拉岛

(72)发明人 S·本-海姆

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 俞立文 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61B 90/00(2006.01)

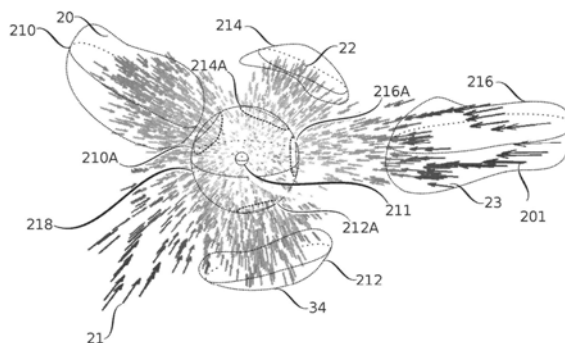
权利要求书3页 说明书35页 附图22页

(54)发明名称

基于场梯度的远程成像

(57)摘要

描述了用于对解剖学结构进行基于远程场测量(例如,使用电场的阻抗图像)的映射的系统和方法。在一些实施例中,通过对在远离目标区域特征的测量区域中得出的场测量结果的空间图案进行分析来产生目标区域内的特征的图像,例如但非排他性地,通过将所述测量区域的某个部分中的场测量结果的空间布置视为指示所述目标区域中的特征(例如,解剖学结构的形貌和/或组织类型)的空间(例如,角度和/或距离)布置。



1. 一种使用对在身体的第一区域内形成的至少一个电场的测量结果来产生图像的方法,所述方法包括:

对于所述至少一个电场中的每一个:

接收使用体内探针在所述第一区域内的不同位置处测量的所述电场的多个电压测量结果,以及

使用所述电压测量结果将所述电场的电压梯度映射到所述第一区域;以及

基于所述映射来产生示出位于所述身体的第二区域中并且在所述第一区域之外的特征的图像。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,所接收的测量结果是使用沿着所述体内探针位于已知距离处的多个电极来获得的,并且由所述电压测量结果指示的电压梯度是基于所述电压测量结果和所述已知距离来确定的。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述电压梯度包括位于所述第一区域内的多个不同的局部电压梯度。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的方法,其中,产生图像使用来自所述第一区域的外围附近的电压梯度,所述外围附近被定义为排除来自所述第一区域的中心部分的电压梯度。

5. 如权利要求4所述的方法,其中,通过滚球算法的参数来定义到所述外围的接近度。

6. 如权利要求4所述的方法,其中,产生所述图像包括:根据所述外围附近的梯度强度来设置从所述第一区域到所述图像的特征的距离。

7. 如权利要求6所述的方法,其中,产生所述图像包括:基于所述外围附近的电压梯度强度图来设置从所述第一区域到所述图像的特征的距离,所述电压梯度强度图作为立体角的函数。

8. 如权利要求4至7中任一项所述的方法,其中,产生所述图像包括:根据电压梯度的失真随距离的衰减来设置从所述第一区域到所述图像的特征的距离。

9. 如权利要求1至8中任一项所述的方法,包括:基于在其期间测量所述电压测量结果的心跳相位来产生与对应的多个不同的心跳相位相对应的多个图像。

10. 如权利要求1至9中任一项所述的方法,包括:接收在所述探针接触所述第二区域的表面时测量的接触测量结果;以及基于由所述接触测量结果所测量的表面的位置与所述图像中所指示的同一表面的位置之间的失配,识别指示位于所述第二区域的表面后面的解剖学结构的图像特征。

11. 如权利要求1至10中任一项所述的方法,其中,所述图像是在接收到所述第一测量结果的约5秒内产生的。

12. 如权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,所述第一区域的多个各自对应部分和所成像的第二区域中的多个各自对应部分基于它们相对于参考位置的共享角位置而相对应。

13. 如权利要求12所述的方法,其中,所述第一区域的所述多个各自对应部分位于所述参考位置与所述第二区域中的同所述第一区域的所述各自对应部分相对应的各个部分之间。

14. 如权利要求1至13中任一项所述的方法,其中,所述第一区域的多个各个部分和所

述图像的多个各个部分是对应的,使得所述图像部分各自分别通过来自所述第一区域的各个对应部分的测量结果来指示。

15.如权利要求1至14中任一项所述的方法,其中,所述产生包括对所述测量结果进行处理以分离所述第一区域内的位置处的梯度之间的差异。

16.如权利要求1至15中任一项所述的方法,其中,所述第二区域包括体腔的内腔壁。

17.如权利要求16所述的方法,其中,所述内腔壁是心血管腔的壁。

18.如权利要求17所述的方法,其中,所述心血管腔包括左心房。

19.如权利要求16至18中任一项所述的方法,其中,所述第一区域包括所述体腔内的并且与所述内腔壁相距至少1cm的区域。

20.如权利要求1至19中任一项所述的方法,包括呈现所述图像,其中,所述图像被呈现为所述第二区域的3D表面。

21.如权利要求1至20中任一项所述的方法,其中,由所述图像示出的特征包括所述第二区域内的组织结构。

22.如权利要求1至20中任一项所述的方法,其中,由所述图像示出的特征包括所述第二区域内的内腔壁的形貌特征。

23.如权利要求22所述的方法,其中,所述内腔壁的形貌特征包括所述内腔壁中的孔。

24.如权利要求22至23中任一项所述的方法,其中,所述内腔壁的形貌特征包括沿着所述内腔壁的至少一部分的脊。

25.如权利要求1至24中任一项所述的方法,其中,位于所述身体的第二区域中的所述特征与所述第一区域相距至少1cm。

26.如权利要求1至25中任一项所述的方法,其中,所述映射产生所述电场的电压梯度图,并且使用所述电压梯度图来生成所述图像。

27.如权利要求1至26中任一项所述的方法,其中,所述至少一个电场包括在所述第一区域内交叉的至少三个电场。

28.如权利要求1至27中任一项所述的方法,其中,所述探针在所述第一区域内的每个不同位置都远离孔,所述孔具有面向所述第一区域的第一侧和背离所述第一区域的第二侧,所述不同位置在所述孔的第一侧上,并且所产生的图像示出了在所述孔的第二侧上的区域。

29.如权利要求1至28中任一项所述的方法,其中,所接收的测量结果是使用沿着所述体内探针位于已知距离处的多个电极来获得的,并且由所述电压测量结果指示的电场梯度是基于所述电场数据和所述已知距离来确定的。

30.如权利要求1至29中任一项所述的方法,其中,所述电压梯度包括在所述不同位置处的多个不同的局部电压梯度。

31.如权利要求28至30中任一项所述的方法,其中,产生所述图像包括:根据电压梯度的失真随距离的衰减来设置从所述第一区域到孔的距离。

32.如权利要求1至31中任一项所述的方法,包括:基于在其期间测量所述电压测量结果的心跳相位来产生与对应的多个不同的心跳相位相对应的多个图像。

33.如权利要求1至32中任一项所述的方法,其中,所述图像是基于在约5秒期间获得的测量结果而产生的。

34. 如权利要求28至33中任一项所述的方法,其中,所述第二区域包括在所述孔的第二侧上的区域。

35. 如权利要求1至34中任一项所述的方法,其中,所述探针的不同位置和所述图像的多个部分各自相对应,使得每个图像部分分别对应于各自的位置。

36. 如权利要求28至35中任一项所述的方法,其中,所述孔在体腔的内腔壁内。

37. 如权利要求36所述的方法,其中,所述内腔壁是心血管腔的壁。

38. 如权利要求37所述的方法,其中,所述心血管腔包括左心房。

39. 如权利要求38所述的方法,其中,所述孔是肺静脉的口。

40. 如权利要求38所述的方法,其中,所述孔是二尖瓣。

41. 一种成像系统,被配置用于使用对在身体的第一区域内形成的至少一个电场的测量结果来产生图像,所述成像系统包括处理器和配置有处理指令的存储器,所述处理指令用于进行以下操作:

对于所述至少一个电场中的每一个:

接收使用体内探针在所述第一区域内的不同位置处测量的所述电场的多个电压测量结果,以及

使用所述电压测量结果来产生所述电场的电压梯度图;以及基于该电压梯度图来产生示出位于所述身体的第二区域中并且在所述第一区域之外的特征的图像。

42. 如权利要求41所述的成像系统,包括被配置用于测量所述电压测量结果的电场测量器。

43. 如权利要求41至42中任一项所述的成像系统,包括被配置用于测量所述体内探针在所述不同位置处的位置的位置跟踪器。

44. 如权利要求41至43中任一项所述的成像系统,包括被配置用于显示所产生的图像的显示器。

基于场梯度的远程成像

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35USC§119 (e) 要求于2018年8月17日提交的美国临时专利申请号62/546,775的优先权的权益,所述美国临时专利申请的全部内容通过引用包含在本文中。

背景技术

[0003] 在本发明的一些实施例中,本发明涉及解剖学映射领域,并且更具体地涉及对身体内部结构的非接触式解剖学映射。

[0004] 在许多介入医疗手术中,操作者可以通过具有对在手术操作区的相关区域中的解剖结构进行实时成像的能力而受益。特别是在心脏电生理学映射中(例如,对于心脏电生理学消融以及在其他介入心脏手术中),存在多种技术来提供对操作区的实时成像。

[0005] 术中成像技术包括可以远离腔室壁成像的技术、以及可以使用壁上的多个点或腔室内多个点、或以上两者的组合的位置的知识来重建腔室壁的技术。

[0006] 心脏内超声探针例如可以从腔室内的远程位置生成腔室壁的图像。

[0007] 可导航导管(例如,电极导管)可以用于从腔室壁的多个位置获取测量结果。相关的现有技术包括国际专利公开号WO 2010129095A2,所述专利涉及“使用例如非接触式导管来确定和表示与心脏有关的解剖学信息和/或生理信息”。

发明内容

[0008] 根据本发明的一些实施例,提供了一种使用对在身体的第一区域内形成的至少一个电场的测量结果来产生图像的方法,所述方法包括:对于所述至少一个电场中的每一个:接收使用体内探针在所述第一区域内的不同位置处测量的所述电场的多个电压测量结果,以及使用所述电压测量结果来映射所述电场的电压梯度;以及基于所述映射来产生示出位于所述身体的第二区域中并且在所述第一区域之外的特征的图像。

[0009] 在一些实施例中,所接收的测量结果是使用沿着所述体内探针位于已知距离处的多个电极来获得的,并且由所述电压测量结果指示的电压梯度是基于所述电压测量结果和所述已知距离来确定的。

[0010] 在一些实施例中,所述电压梯度包括位于所述第一区域内的多个不同的局部电压梯度。

[0011] 在一些实施例中,产生图像使用来自所述第一区域的外围附近的电压梯度,所述外围附近被定义为排除来自所述第一区域的中心部分的电压梯度。

[0012] 在一些实施例中,通过滚球算法的参数来定义到所述外围的接近度。

[0013] 在一些实施例中,产生所述图像根据所述外围附近的梯度强度来指示从所述第一区域到特征的距离。

[0014] 在一些实施例中,产生所述图像基于所述外围附近的电压梯度强度图来指示距所述第一区域的特征距离,所述电压梯度强度图作为立体角的函数。

[0015] 在一些实施例中,产生所述图像根据电压梯度的失真随距离的衰减来指示从所述

第一区域到所述图像的特征的距离。

[0016] 在一些实施例中,所述方法包括:基于在其期间测量所述电压测量结果的心跳相位来产生与对应的多个不同的心跳相位相对应的多个图像。

[0017] 在一些实施例中,所述方法包括:对所述第二区域的表面进行接触式测量;以及基于由所述接触测量结果所测量的表面的位置与所述图像中所指示的同一表面的位置之间的失配,识别指示位于所述第二区域的表面后面的解剖学结构的图像特征。

[0018] 在一些实施例中,所述图像是在接收到所述第一测量结果的约5秒内产生的。

[0019] 在一些实施例中,所述第一区域的多个各自对应部分和所成像的第二区域中的多个各自对应部分基于它们相对于参考位置的共享角位置而相对应。

[0020] 在一些实施例中,所述第一区域的所述多个各自对应部分位于所述参考位置与所述第二区域中的同所述第一区域的所述各自对应部分相对应的各个部分之间。

[0021] 在一些实施例中,所述第一区域的多个各个部分和所述图像的多个各个部分是对应的,使得所述图像部分各自分别通过来自所述第一区域的各个对应部分的测量结果来指示。

[0022] 在一些实施例中,所述产生包括对所述测量结果进行处理以分离所述第一区域内的位置处的梯度之间的差异。

[0023] 在一些实施例中,所述第二区域包括体腔的内腔壁。

[0024] 在一些实施例中,所述内腔壁是心血管腔的壁。

[0025] 在一些实施例中,所述心血管腔包括左心房。

[0026] 在一些实施例中,所述第一区域包括所述体腔内的并且与所述内腔壁相距至少1cm的区域。

[0027] 在一些实施例中,所述图像被呈现为所述第二区域的3D表面。

[0028] 在一些实施例中,由所述图像示出的特征包括所述第二区域内的组织结构。

[0029] 在一些实施例中,由所述图像示出的特征包括所述第二区域内的内腔壁的形貌特征。

[0030] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括所述内腔壁中的孔。

[0031] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括沿着所述内腔壁的至少一部分的脊。

[0032] 在一些实施例中,位于所述身体的第二区域中的所述特征与所述第一区域相距至少1cm。

[0033] 在一些实施例中,所述映射产生所述电场的电压梯度图,并且使用所述电压梯度图来生成所述图像。

[0034] 在一些实施例中,所述至少一个电场包括在所述第一区域内交叉的至少三个电场。

[0035] 根据本发明的一些实施例,提供了一种使用对在身体的第一区域内形成的至少一个电场的测量结果来产生图像的方法,所述方法包括:对于所述至少一个电场中的每一个:接收使用体内探针在所述第一区域内的不同位置处测量的所述电场的多个电压测量结果,所述不同位置中的每一个都远离身体内部的孔、并且在所述孔的同一侧;以及使用所述电压测量结果来映射所述电场的电压梯度;以及基于所述映射来产生示出所述身体的孔的图

像。

[0036] 在一些实施例中,所接收的测量结果是使用沿着所述体内探针位于已知距离处的多个电极来获得的,并且由所述电压测量结果指示的电场梯度是基于所述电场数据和所述已知距离来确定的。

[0037] 在一些实施例中,所述电压梯度包括在所述不同位置处的多个不同的局部电压梯度。

[0038] 在一些实施例中,所述产生包括根据电压梯度的失真随距离的衰减来指示所述图像中的孔距所述第一区域的距离。

[0039] 在一些实施例中,所述方法包括:基于在其期间测量所述电压测量结果的心跳相位来产生与对应的多个不同的心跳相位相对应的多个图像。

[0040] 在一些实施例中,所述图像是在接收到所述第一测量结果的约5秒内产生的。

[0041] 在一些实施例中,在所产生的图像中示出的所述孔的多个部分基于它们相对于参考位置的共享角位置而对应于不同的位置。

[0042] 在一些实施例中,所述不同位置位于所述参考位置与所述孔的各个部分之间。

[0043] 在一些实施例中,所述不同位置和所述图像的各部分各自相对应,使得所述图像部分各自分别通过来自所述各个对应部分的测量结果来指示。

[0044] 在一些实施例中,所述产生包括对所述测量结果进行处理以分离所述不同位置处的梯度之间的差异。

[0045] 在一些实施例中,所述孔在体腔的内腔壁内。

[0046] 在一些实施例中,所述内腔壁是心血管腔的壁。

[0047] 在一些实施例中,所述心血管腔包括左心房。

[0048] 在一些实施例中,包括所述不同位置的区域包括所述体腔内的并且与所述内腔壁相距至少1cm的区域。

[0049] 在一些实施例中,所述图像包括对限定所述孔的3D表面的呈现。

[0050] 在一些实施例中,由所述图像示出的特征包括限定所述孔的组织结构。

[0051] 在一些实施例中,由所述图像示出的特征包括限定所述孔的内腔壁的形貌特征。

[0052] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括沿着所述内腔壁的至少一部分的脊。

[0053] 在一些实施例中,所述至少一个电场包括在所述第一区域内交叉的至少三个电场。

[0054] 根据本发明的一些实施例,提供了一种成像系统,所述成像系统被配置用于使用对在身体的第一区域内形成的至少一个电场的测量结果来产生图像,所述成像系统包括处理器和配置有处理指令的存储器,所述处理指令用于进行以下操作:对于所述至少一个电场中的每一个:接收使用体内探针在所述第一区域内的不同位置处测量的所述电场的多个电压测量结果,以及使用所述电压测量结果来产生所述电场的电压梯度图;以及基于所述电压梯度图来产生示出位于所述身体的第二区域中并且在所述第一区域之外的特征的图像。

[0055] 在一些实施例中,所述成像系统包括被配置用于测量所述电压测量结果的电场测量器。

[0056] 在一些实施例中,所述成像系统包括被配置用于测量所述体内探针在所述不同位置处的位置的位置跟踪器。

[0057] 在一些实施例中,所述成像系统包括被配置用于显示所产生的图像的显示器。

[0058] 根据本发明的一些实施例,提供了一种使用体内探针来产生图像的方法,所述体内探针测量在身体的第一区域中的不同位置处的场,所述方法包括:当所述体内探针的电极位于所述第一区域内的不同位置时,使用所述电极来测量指示至少一个电场的数据;将所测得的数据与指示所述不同位置的数据相关联,以使每个测得的电场指示与各自的位置指示相关联;以及基于相关联的位置和电场数据来产生示出了位于身体的第二区域中的、与所述第一区域相距至少1.5cm的特征的图像。

[0059] 在一些实施例中,所述测量包括确定所述第一区域内的不同位置处的电场梯度,并且所述产生基于所确定的电场梯度。

[0060] 在一些实施例中,使用沿着所述体内探针位于已知距离处的多个电极来执行所述测量,并且对电场梯度的确定基于所述电场数据和所述已知距离。

[0061] 在一些实施例中,所述第一区域的多个各自对应部分和所成像的第二区域中的多个各自对应部分基于它们相对于参考位置的共享角位置而相对应。

[0062] 在一些实施例中,所述第一区域的所述部分位于所述参考位置与所述第二区域中的同所述图像的所述各自对应部分相对应的各个部分之间。

[0063] 在一些实施例中,所述第一区域的多个各个部分和所述图像的多个各个部分是对应的,使得所述图像部分各自分别通过来自所述第一区域的各个对应部分的测量结果来指示。

[0064] 在一些实施例中,所述产生包括对所述测量结果进行处理以分离所述第一区域的不同位置处的梯度之间的差异。

[0065] 在一些实施例中,所述第二区域包括体腔的内腔壁。

[0066] 在一些实施例中,所述内腔壁是心血管腔的壁。

[0067] 在一些实施例中,所述心血管腔包括左心房。

[0068] 在一些实施例中,所述第一区域包括在所述体腔内并且远离所述体内探针与所述内腔壁的接触部位的区域。

[0069] 在一些实施例中,所述探针是篮式电极探针。

[0070] 在一些实施例中,所述图像被呈现为所述第二区域的3D表面。

[0071] 在一些实施例中,所述图像被呈现为所述3D表面的内部视图。

[0072] 在一些实施例中,所述方法包括呈现所述体内探针相对于所述第二区域的结构的位置的指示。

[0073] 在一些实施例中,所述第二区域的表面包括所述第二区域的内腔表面,并且所述图像被呈现为所述第二区域的表面的3D浮凸图,所述浮凸图被扁平化以允许观看所述内腔表面的总角度范围的至少80%。

[0074] 在一些实施例中,由所述图像指示的特征包括所述第二区域内的组织结构。

[0075] 在一些实施例中,由所述图像指示的特征包括所述第二区域内的内腔壁的形貌特征。

[0076] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括所述内腔壁中的孔。

[0077] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括沿着所述内腔壁的至少一部分的脊。

[0078] 在一些实施例中,所述内腔壁的形貌特征包括沿着所述内腔壁的凹陷。

[0079] 在一些实施例中,所指示的组织结构包括所述第二区域内的内腔壁的组织类型成分的指示。

[0080] 在一些实施例中,由所述图像指示的特征包括所述第二区域内的内腔壁中的组织的电传输特性。

[0081] 在一些实施例中,位于所述身体的第二区域中的所述特征与所述第一区域相距至少2cm。

[0082] 根据本发明的一些实施例,提供了一种使用定位在身体区域中的体内探针来产生图像的方法,所述方法包括:使用所述体内探针的电极并从身体的第一区域内测量指示在所述身体内感应出的电场的数据;基于所述测量来产生示出第二区域的在所述第一区域之外的特征的第一图像;在所述第一区域内继续进行所述测量;以及基于所述测量和所述继续测量来产生示出所述第二区域的在所述第一区域之外的特征的第二图像。

[0083] 在一些实施例中,所述方法包括将所述体内探针定位在所述第一区域内、以及操纵所述体内探针跨越所述第一区域移动。

[0084] 在一些实施例中,在所述测量期间,由于心脏收缩和呼吸运动,跨越所述第一区域移动包括相对于身体的相对移动。

[0085] 在一些实施例中,跨越所述第一区域内移动包括所述体内探针在大体上遍历所述第一区域时的多次重新定向。

[0086] 在一些实施例中,所述方法包括在继续所述测量之前和/或期间靠近所述第二区域。

[0087] 在一些实施例中,用于产生所述第二图像的至少一些测量结果来自所述第一区域内的位置,所述位置比所述第一区域内用于产生所述第一图像并且还对应于所述图像中指示的第二区域的一些对应位置的任何测量位置更靠近所述图像中指示的第二区域的相同部分。

[0088] 在一些实施例中,产生所述第二图像包括使用来自所述第一区域内的、更靠近所述图像中指示的第二区域的对应位置的位置的测量结果,从而产生比所述第一图像更详细地指示所述第二区域的视图的第二图像。

[0089] 在一些实施例中,所述方法包括呈现所述图像中的至少一个图像以及对所述图像的不同位置之中的相对图像质量的指示。

[0090] 在一些实施例中,所述指示包括对采样密度的指示。

[0091] 在一些实施例中,所述指示包括对可变性的指示。

[0092] 在一些实施例中,对于所述第一区域中的、在所述图像中的至少一个图像内共享对应位置的测量位置,对可变性的所述指示是对作为测量位置到所述第二区域的接近度的函数的测量结果变化的指示。

[0093] 在一些实施例中,所述方法包括呈现所述第二图像以及对在所述图像与所述第一图像相比的不同位置处的相对图像质量的指示。

[0094] 在一些实施例中,所述方法包括呈现至少所述第二图像以及对在产生中使用的多

个测量样本的指示。

[0095] 在一些实施例中,所述方法包括呈现所述第二图像以及对在产生中使用的测量样本的指示,所述测量样本是从所述第一区域中的、在产生所述第一图像时使用的更靠近所述第二区域中的对应位置的位置处获得的。

[0096] 在一些实施例中,第三图像基于至少所述第一图像的测量结果以及通过探针与所述第二区域的表面接触而得出的进一步测量结果。

[0097] 根据本发明的一些实施例,提供了一种估计体内探针的位置的方法,所述方法包括:使用所述体内探针的电极并从身体的第一区域内测量指示在所述身体内感应出的电场的数据;以及基于所述测量来产生指示第二区域中远离所述第一区域的特征的映射;接收所述第二区域的图像;将所述映射配准到所述图像;以及基于所述配准来在所配准图像上示出所述探针的位置。

[0098] 在一些实施例中,通过从远离所述第二区域的参考区域执行所述测量和所述产生,预先为所述第二区域产生所接收到的图像。

[0099] 在一些实施例中,所述参考区域基本上与所述第一区域重叠。

[0100] 在一些实施例中,所述参考区域超过所述第一区域朝向所述第二区域径向地延伸。

[0101] 在一些实施例中,所接收到的图像包括所述第二区域的CT图像或MRI图像。

[0102] 在一些实施例中,所接收到的图像包括所述第二区域的3D重建。

[0103] 在一些实施例中,位置估计包括相对于位于远离所述第二区域的位置的角位置估计。

[0104] 在一些实施例中,位置估计包括距所述第二区域的距离的估计。

[0105] 根据本发明的一些实施例,提供了一种将体内探针引导至目标的方法,所述方法包括:使用所述体内探针的电极并从身体的第一区域内测量指示在所述身体内感应出的电场的数据;以及基于所述测量来产生指示第二区域中远离所述第一区域的至少一个估计特征的第一估计;基于所述第一估计来选择用于到达所述第二区域的目标部分的目标方向;沿着所述目标方向将所述体内探针移动到所述身体的后续区域;在所述后续区域内继续进行所述测量;基于所述继续测量来产生指示所述第二区域的估计特征的后续估计;基于所述后续估计来重新选择用于到达所述目标部分的目标方向;以及重复所述移动、继续测量、基于所述继续测量进行产生、和重新选择,以利用所述体内探针到达所述目标部分。

[0106] 在一些实施例中,所述第一估计和任何后续估计包括图像。

[0107] 除非另外定义,否则在此使用的所有技术术语和/或科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。虽然可以使用与在此描述的那些相似或等同的方法和材料来实践或试验本发明的实施例,但是下文描述了示例性方法和/或材料。如有冲突,本专利说明书、包括定义将占先。此外,所述材料、方法和示例仅是说明性的,并非旨在是必然限制性的。

[0108] 如将由本领域的技术人员理解,本披露的各方面可以具体化为一种系统、方法或计算机程序产品。因此,本披露的各方面可以采取完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、驻留软件、微代码等)或者在本文中通常被称为“电路”、“模块”或者“系统”的组合软件和硬件方面的实施例的形式。此外,本披露的一些实施例可以采取在一个或多个计算机

可读介质中具体化的计算机程序产品的形式,所述计算机可读介质具有在其上具体化的计算机可读程序代码。本披露的一些实施例的方法和/或系统的实施方式可以涉及手动地、自动地或以其组合方式执行和/或完成所选任务。此外,根据本披露的方法、系统和/或计算机程序产品的一些实施例的实际仪器和设备,所选的若干任务可以通过硬件、软件、或固件和/或其组合、例如使用操作系统来实施。

[0109] 例如,用于执行根据本披露的一些实施例的所选任务的硬件可以被实施为芯片或电路。作为软件,根据本披露的一些实施例的所选任务可以被实施为由计算机使用任何适合的操作系统来执行的多个软件指令。在示例性实施例中,根据如本文所述的方法和/或系统的一些示例性实施例的一个或多个任务通过数据处理(诸如用于执行多个指令的计算平台)来进行。可选地,数据处理包括用于存储指令和/或数据的易失性存储器,和/或用于存储指令和/或数据的非易失性存储装置、例如磁性硬盘和/或可移除介质。可选地,还提供网络连接。还可选地提供显示器和/或用户输入装置、诸如键盘或鼠标。

[0110] 一个或多个计算机可读介质的任何组合可以用于一些实施例。所述计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可以是例如但不限于电子、磁、光学、电磁、红外或半导体系统、设备或装置、或者前述内容的任何合适的组合。计算机可读存储介质的更多具体示例(非穷尽性列举)将包括以下各项:具有一条或多条导线的电连接、便携式计算机盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存)、光纤、便携式致密盘只读存储器(CD-ROM)、光存储装置、磁存储装置、或者前述各项的任何合适组合。在本文件的背景下,计算机可读存储介质可以是任何有形介质,其可以包含或存储用于由指令执行系统、设备或装置使用或与其结合使用的程序。

[0111] 计算机可读信号介质可以包括具有在其中(例如,在基带中或作为载波的一部分)具体化的计算机可读程序代码的传播数据信号。这种传播信号可以采取多种形式中的任何一种,包括但不限于,电磁的、光的或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是并非计算机可读存储介质并且可以传送、传播或传输用于由指令执行系统、设备、或装置使用或与其结合使用的程序的任何计算机可读介质。

[0112] 被具体化在计算机可读介质上的程序代码和/或由其使用的数据可以使用以下任何适当的介质传输,包括但不限于无线、有线、光纤电缆、RF等、或者前述内容的任何合适的组合。

[0113] 用于执行本披露的一些实施例的操作的计算机程序代码可以用以下一种或多种编程语言的任何组合来编写,包括面向对象的编程语言,诸如Java、Smalltalk、C++等;以及传统的程序化编程语言,诸如“C”编程语言或类似的编程语言。程序代码可以完全在用户的计算机上执行、部分地在用户的计算机上执行,作为独立的软件程序包执行、部分地在用户的计算机上执行、以及部分地在远程计算机上执行、或完全在远程计算机或服务器上执行。在后一种情况下,远程计算机可以通过以下任何类型的网络连接至用户的计算机,包括:局域网(LAN)或广域网(WAN);或者可以连接到外部计算机(例如,通过互联网使用互联网服务提供商)。

[0114] 下文可以参考方法、设备(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或框图来描述本披露的一些实施例。应理解的是,流程图图示和/或框图的每个框、以及流程图图示和/

或框图中的框的组合可以由计算机程序指令来实施。这些计算机程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生机器,使得经由计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令创建了用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指明的功能/动作的装置。

[0115] 这些计算机程序指令还可以存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质可以命令计算机、其他可编程数据处理设备或其他装置以特定方式起作用,使得存储在计算机可读介质中的指令产生制造制品,包括实施流程图和/或框图的一个或多个框中指明的功能/动作的指令。

[0116] 所述计算机程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理设备或其他装置上,以使得在计算机、其他可编程设备或其他装置上执行一系列操作步骤从而产生计算机实施的过程,使得在所述计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实施在流程图和/或框图的一个或多个框中指明的功能/动作的过程。

附图说明

[0117] 仅通过举例的方式参考附图来描述本披露的一些实施例。现在详细地具体参考附图,所强调的是,所示的细节是示例性的、并且是出于阐释讨论的目的。在这方面,结合附图进行的描述使得本领域技术人员清楚可以如何实践本披露的实施例。

[0118] 在附图中:

[0119] 图1是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用体内探针来对身体区域中的某一区域进行远程场感测映射的方法的流程图。

[0120] 图2A至图2E示出了根据本披露的一些实施例的从左心房内表面(从“心外膜视图”中的外部看)的解剖图得到的3D重建的五个图像,其中,该表示是使用图1的方法来构建的;

[0121] 图2F至图2G展示了根据本披露的一些实施例的图2A至图2E的左心房内表面的全景(“展开的并扁平化的”)表示的两种取向(分别为“心外膜”视图和“心内膜”视图);

[0122] 图3A示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置,这些测量位置相对于身体区域、并且相对于延伸穿过整个身体区域并且从身体区域的外部感应出的感应场而被示出;

[0123] 图3B示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置,这些测量位置相对于身体区域、并且相对于延伸穿过整个身体区域并且从测量探针本身的电极感应出的感应场而被示出;

[0124] 图3C至图3D示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置,这些测量位置相对于身体区域、并且相对于延伸穿过整个身体区域并且从测量探针本身感应出的感应场而被示出;

[0125] 图4A至图4D示意性地展示了根据本披露的一些实施例的(例如,如图3A至图3D所示地那样获得的)测量结果到身体区域的表示(例如,映射、重建和/或图像)的转换;

[0126] 图5A示意性地展示了根据本披露的一些实施例的心脏腔室中的局部电场梯度大小和方向的空间分布的示例;

[0127] 图5B至图5C是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于基于使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果产生的解剖学结构图来产生目标身体区

域的图像的方法的流程图；

[0128] 图6是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果来更新产生目标身体区域的解剖学结构图(可选地,可显示为图像的映射)的方法的流程图；

[0129] 图7A至图7B示出了根据本披露的一些实施例的基于远离目标区域的解剖学结构的位置处的一组累积的腔内电压测量结果从身体内腔壁结构的早期阶段图和后期阶段图产生的图像(每个图像被显示为“心内膜”图像)；

[0130] 图8是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用对目标身体区域的解剖学结构图的显示作为图像并且使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果来产生和细化该解剖学结构图的方法的流程图；

[0131] 图9A至图9B各自示出了根据本披露的一些实施例的基于远离身体内腔壁的位置处的一组累积的腔内电压测量结果从身体内腔壁结构的早期测量阶段图和更精细的后期测量阶段图产生的一系列图像；

[0132] 图10是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用从来自电极的远程测量结果产生的区域映射来引导到身体区域的方法的流程图；

[0133] 图11A至图11B示意性地展示了根据本披露的一些实施例的左心房的形貌特征；

[0134] 图11C至图11D示意性地展示了根据本披露的一些实施例的左心房的形貌特征；

[0135] 图12示意性地表示了根据本披露的一些实施例的用于基于场感测来对身体区域进行远程映射的系统；

[0136] 图13示出了根据本披露的一些实施例的基于远程场感测映射来生成的跳动左心房的电影的选定帧；

[0137] 图14示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于对基于聚合物的体模左心房的电标测的测量箱；

[0138] 图15A示出了根据本披露的一些实施例的电极、立架和体模左心房相对于在所指示的两个电极之间生成的模拟电场的电势梯度的位置；并且

[0139] 图15B展示了根据本披露的一些实施例的由于与心脏体模的相互作用而导致的同一模拟电场的等势线的失真。

具体实施方式

[0140] 在本发明的一些实施例中,本发明涉及解剖学映射领域,并且更具体地涉及对身体内部结构的非接触式解剖学映射。

[0141] 综述

[0142] 本披露的一些实施例的广泛方面涉及使用由探针在所指示的探针位置处感测到的场梯度进行的身体区域可视化。可选地,在医疗手术期间(例如,在使用探针执行医疗治疗的手术期间,和/或在基于从探针接收的信息引导的手术期间),探针处于体身内部。

[0143] 本发明人已经发现,组合的位置信息和场梯度信息可以用于产生关于(甚至远离已经由感测探针实际经过(在本文中也称为访问)的位置几厘米的)解剖学特征的令人惊讶的详细信息。在一些实施例中,该信息被转换成图像,可选地,这些图像以对探针的解剖学环境的粗略指示开始、然后随着时间推移而演化以在接收到新信息时(例如,在进行新测量

时)揭示新结构。此外,在一些实施例中,新测量可以针对环境内的特定目标:相距一定距离(例如,通过将探针“指向”目标)、从附近(例如,距目标小于1cm)测量、和/或在探针与目标表面接触期间。在一些实施例中,结果是具体地响应于目标搜索和/或目标指示的探针移动而得到变得更加详细的图像,无论如何,其中许多探针移动是在手术过程中自然地执行的。

[0144] 本发明的一些实施例的一方面涉及使用来自远离目标身体区域(在本文中也称为第二身体区域)并且在测量身体区域(在本文中也称为第一身体区域)内的位置的场测量结果来对该目标身体区域进行映射。在一些实施例中,测量结果包括指示电场与目标身体区域中的场影响(例如,场失真)特征的相互作用的数据。指示电场的测量结果可选地是电压、相位、阻抗、通量和/或其他电场参数的测量结果。

[0145] 在一些实施例中,从目标区域的映射产生图像,其中,该映射包括例如测量结果到相关联位置的映射。一般而言,本文中将某物称为图像强调是其被显示/可显示的作用;并且在本文中将某物称为映射是强调其对至少一个空间分布特性进行编码的作用。例如,在本文中,术语“映射”是指对空间中的位置与同这些位置相关联的一个或多个特性的值之间的关系进行展示/编码的图像和/或数据结构。与这些位置相关联的特性可以通过测量结果来确定。在一些实施例中,“图像”包括可显示和/或被显示以作为对图像主题的描绘进行观看的数据结构或物理对象。在一些实施例中,数据结构可以包括栅格数据命令和/或矢量绘图命令。图像也可以是映射。在本文中,在一些实施例中,所使用的映射的实例包括所测得的电场特性到位置的映射。在本披露的一些实施例中,图像的实例包括使用图像主题的一个或多个映射生成的图像。在一些实施例中,对象可以是空间延伸的体腔。在一些实施例中,可以通过根据与映射中的空间位置相关联的特性值将亮度值和/或颜色值分派给图像中的这些空间位置来使用映射生成对象的图像。如本文中所解释的,本发明的一些实施例的特定特性在于某一区域的图像(诸如体腔形状或身体组织的另一布置的图像)是使用某个其他区域的映射来生成的。例如,所映射区域可以是体腔的、不与该体腔的表面接触的内部部分,并且从该映射产生的图像可以是该体腔的表面的图像。在另一个示例中,所映射区域可以是体腔的内部部分,该体腔的表面具有通向该体腔外部的孔,并且从映射产生的图像可以包括该孔以及该孔所通向的体腔外部的至少一些区域。可以相对于测量区域内的参考位置来定义与测量相关联的位置。例如,可以通过为每个位置指定从参考点指向目标区域的立体角来定义这些位置。在一些实施例中,经由另一种方法(例如迭代重建技术)来从测量结果产生映射。

[0146] 在一些实施例中,目标身体区域的一个或多个被映射部分与测量身体区域中的任何区域之间的距离至少为例如1cm、1.5cm、2cm、2.5cm和/或3cm。在一些实施例中,该距离是所使用的传感器(诸如电极)的最大大小的至少10倍、15倍、20倍、25倍和/或30倍。

[0147] 在一些实施例中,在可以将测量身体区域中的测量结果处理为对目标身体区域的对应部分中的状况的直接指示的意义上,目标身体区域的被映射部分与测量身体区域的部分相对应。例如,测量结果可以指示目标身体区域的对应部分的特性。在另一个示例中,测量结果指示目标区域部分的本身与测量结果高度相关的特征(诸如材料和/或形貌结构)。

[0148] 在一些实施例中,待映射的特征(例如,静脉入口、瓣膜、脊等)会在本地和远程影响场。远程影响可以包括影响第一身体区域中的场,在该第一身体区域内对这些场进行测量以获得这些特征的映射。在类似地远离多个不同特征的位置处,场受到多个特征的影响。

在一些实施例中,在第一身体区域中的其他位置处获取的场测量结果的差异可归因于与第一身体区域成特定角方向和/或相距特定距离处的特征。在一些实施例中,通过求解例如关于图1所描述的“逆问题”来确定被映射部分的特性,以区分和定位影响第一身体区域内的场的待映射特征的远程位置。逆问题例如可以通过重建方法(可选地,迭代重建方法)来求解。

[0149] 在一些实施例中,在不同位置处的测量结果之间的差异指示从测量结果获得的局部场梯度的差异。即:测量结果定义了多个不同位置的局部场梯度,并且在不同位置处这些局部场梯度之间存在差异。

[0150] 可选地,局部场梯度被表示为标量场特性的偏导数;例如,空间上的电压梯度为 $\partial V/\partial R$ (实际的梯度测量结果将是有限差分,但出于解释目的使用了偏导数概念)。可选地或另外地,使用另一梯度,例如,电压在场频上的空间梯度 $\partial(\partial V/\partial f)/\partial R$ 、和/或场相位 $\partial(\partial V/\partial \Phi)/\partial R$ 。可选地,空间梯度具有复数场特性,诸如阻抗。在一些实施例中,所使用的场梯度是射频电磁场信号的任何合适的场测量结果的梯度。在一些实施例中,第一身体区域内的测量结果是在体腔(诸如心脏腔室(例如,左心房内的腔))的一部分内获得的,该部分本身被第二区域的解剖学结构(例如,左心房内腔壁的组织、其孔、食道的邻近部分等)所包围。

[0151] 在整个说明书和权利要求中,对第一区域和第二区域的引用、或者类似地对测量区域和目标区域的应用是对两个不同区域的引用。尽管这两个不同的区域可能部分地重叠,但它们绝对不会彼此完全重叠。在一些实施例中,目标区域中的至少一个特征或界标不在测量区域内,使得探针没有访问至少一个被映射特征。在一些实施例中,一个区域中的每个位置距另一区域中的每个位置至少1cm,例如,距另一区域中的每个位置1cm、1.5厘米、2厘米、2.5厘米、3厘米或更多厘米。

[0152] 在一些实施例中,可以在相隔不超过约1mm、2mm、3mm、4mm、5mm或10mm的两个测量位置之间获得度量局部梯度(例如,局部电压梯度)的测量结果。

[0153] 在一些实施例中,产生目标身体区域的图像用于表示对目标身体区域的解剖学结构的一个或多个方面的估计。在一些实施例中,所表示的解剖学结构包括解剖学结构的形貌;例如,标记在两种组织类型、组织与流体、组织与空气之间的边界的表面或者另一表面。在一些实施例中,所成像的形貌包括体腔的内表面的形貌,可选地包括对体腔的孔和/或连接到体腔的内腔的指示。可选地,形貌以低空间分辨率来指示,例如以指示诸如孔和/或凹陷等特征的一般角位置和/或距离位置。在一些实施例中,一般角位置以立体角分辨率由与底角大于20°、25°、30°、35°或45°的圆锥体相对应的立体角提供。可选地,通过使用重建约束来增加代表实际解剖结构的形貌的保真度;这些重建约束例如从超声心动图、MRI和/或CT扫描获得的体积、宽度、高度、长度和/或其他测量结果。

[0154] 在一些实施例中,来自场影响特征(并且特别是充当场影响特征的解剖学结构)的影响包括对场相位、梯度和/或幅度等的影响;此外,这些影响可能根据磁场本身的参数(诸如频率)而变化。

[0155] 在一些实施例中,解剖学结构表示包括表示组织类型,并且因此可以指示例如健康组织与不健康组织之间的细胞结构差异、和/或一种或多种功能特性的差异。可选地,图

像中所表示的解剖学结构包括心脏腔室(例如,左心房)的内表面,并且组织类型差异包括活的心肌组织与纤维化组织之间的差异。可选地,功能特性包括心肌组织的电传输特性。

[0156] 在一些实施例中,将映射产生为对远离测量区域的被映射区域中的特征的角位置的估计,而无需特别引用绝对距离。例如,场测量数据在映射中被视为在任意大小的球体上描述特征。可选地,这包括对应关系,使得测量区域的各部分经由映射内的共享角位置在被映射区域中具有对应的部分。可选地,此任意大小的球体用作被映射区域的3D形状的初步重建。

[0157] 可选地,任意大小的球体重建进一步使用场数据来成形,例如,使用以下假设:较大的场集中度和/或场梯度对应于被映射区域的特征处于较远处角度。在一些实施例中,重建的图像重新构造了重建几何结构的外观,以提供被映射区域的全景(部分扁平化的)视图,例如从而允许同时查看限定3D身体区域的基本上整个表面。

[0158] 本发明的一些实施例的一方面涉及使用来自场感测探针的测量结果来对目标身体区域进行映射,该场感测探针移动以对测量区域进行采样,以便获得用于映射远离该测量区域的目标区域的数据、并且然后产生揭示关于远程目标区域的结构信息的映射。通过对在测量区域中得出的场测量结果的空间图案进行分析来产生目标区域的映射;例如但非排他性地,通过将该测量区域的某个部分中的场测量结果的空间布置视为指示该目标区域中的特征(例如,解剖学结构的形貌和/或组织类型)的空间(例如,角度和/或距离)布置。

[0159] 在一些实施例中,测量区域小于第二目标区域,其相对大小差为使得测量区域基本上处处都远离(例如,至少1cm、1.5cm、2cm、2.5cm、3cm或另一距离)被映射目标区域的至少一些部分。在一些实施例中,测量区域不大于目标区域所对着的体积(例如,基本上由目标区域的内腔壁包围的体积)的10%,或者可选地不大于目标区域的10%、20%、40%或50%。在一些实施例中,测量区域占据由目标区域的内腔壁限定的内腔的中心区域,其中,所产生的映射是内腔壁和/或其孔的特征的映射。在一些实施例中,测量区域被定位在被成像的孔的一侧;例如,测量区域是以下所有区域:在身体内部的区域、远离身体内部的孔(即,不触及由孔的外围所限定的平面)的区域、在被成像的孔的同一侧(例如,不与该平面交叉)的区域。在一些实施例中,通向体腔的孔尤其可以包括血管附接到体腔的位置、体腔的瓣膜、通向身体外表面的开口、或体腔壁中的另一个开口(诸如穿孔、切口和/或孔眼)。

[0160] 本发明的一些实施例的一方面涉及基于从探针到内腔壁界标的方向的指示来将探针引导到内腔壁目标(在目标区域中)。可以根据探针与所指示的界标的接近度来更新指示。

[0161] 再次并且对于随后的其他方面,在一些实施例中,通过对在远离目标特征的测量区域中得出的场测量结果的空间图案进行分析来产生目标区域的映射,例如但非排他性地,通过将所述测量区域的某个部分中的场测量结果的空间布置视为指示所述目标区域中的特征(例如,解剖学结构的形貌和/或组织类型)的空间(例如,角度和/或距离)布置。

[0162] 在一些实施例中,远程场图不一定给出内腔壁目标的精确角外观,这些角外观通过内腔壁目标对局部场状况的远程影响而在映射中被广泛地揭示。但是,在测量探针例如沿这种目标的估计方向或任何其他方向的运动之后,有可能获得新的测量结果,从而可能为感兴趣的场影响特征建立新的角外观。该外观可以在基于被更新为包括来自新测量结果的信息的映射而生成的新图像中被示出。另外地或可替代地,映射以非成像模式被使用,例

如,用于生成方向指示(诸如箭头或其他标记)、和/或导航指令(以供人类使用者使用和/或由机器人操纵器自动使用)。

[0163] 本发明的一些实施例的一方面涉及使用在电场失真图中界标特征相对于彼此的位置来进行位置寻找,这些电场失真被映射到测量区域中的位置同时受到目标区域的在测量区域之外的特征的影响。在本文中,短语“受X影响的失真”——关于电场的失真,并且其中,“X”是指代诸如组织和/或其特征(诸如孔)等结构的短语——具体是指对电场中的特性(诸如电压)分布的影响,这些影响是由于电场与“X”指代物的相互作用而引起的(即,在没有这种相互作用的情况下将消失)。类似地,如果“X”指代物不同(例如,在形状和/或成分方面),则失真将不同。此外,失真可以尤其包括与“X”指代物不同位置处(例如,远离该指代物至少1cm、2cm或3cm)的电场部分的失真。

[0164] 在一些实施例中,位置寻找包括对除了界标的相对位置之外的数据进行配准。例如,基于使用探针测得的对应界标(诸如远程场图中的形貌界标)的位置,将来自示出某些界标的CT和/或MRI图像的数据与探针的当前位置配准。

[0165] 本发明的一些实施例的一方面涉及使用远程场映射来建立初始粗略图,可选地使用远离目标区域的测量区域中的一般运动,然后是探针的附加运动以更详细地测量某些目标区域。在一些实施例中,该结果用于产生在更接近地访问的区域中被选择性增强的图像。

[0166] 可选地,增强的图像还被修改为包括指示探针与映射目标区域进行接触的位置的测量结果。

[0167] 本发明的一些实施例的一方面涉及对内腔壁结构进行估计。该估计可以包括将从内腔的区域内感测到的电场特性的测得特性归于对内腔壁表示。

[0168] 如本文所使用的,术语“重建”用于指示基于在目标内和/或表面的位置指示来生成对目标的三维形状(在本发明的一些实施例中为体腔形状)的表示的过程,该过程可选地由进一步的信息(诸如经过变换以与可用位置数据匹配的模板形状、和/或模板形状的其他测量结果)补充。在一些实施例中,该表示包括和/或可呈现为目标形状的图像。

[0169] 在本文中,术语“约束”在一些描述中用于指代限制了在空间中的潜在未知位置处获得的测量结果的可能位置、配置和/或关系的信息和/或假设。约束可选地不用作“硬约束”,例如,由于例如测量误差、竞争约束、用于最小化所分派位置的误差的算法的特征等,在实际的重建中,可以将来自认为“被约束”在彼此相距固定距离处的多个电极的同时测量放置在稍微不同的距离处。

[0170] 在详细解释本发明的至少一个实施例之前,应理解的是,本发明不一定限于其在以下描述中阐述的和/或附图中展示的部件和/或方法的构造细节和布置方面的应用。本发明能够具有其他实施例或以各种方式来实践或执行。

[0171] 基于位置参考的场测量结果集的远程成像

[0172] 一般方法

[0173] 测量

[0174] 现在参考图1,其是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用体内探针来对身体区域中的某一区域进行远程场感测映射的方法的流程图。在一些实施例中,场感测映射包括通过体内电极探针进行的阻抗映射。该映射可选地针对通过对所感测场的测量结果的影响而被适当地揭示的解剖结构的任何结构方面。

[0175] 在框110处,流程图开始。使用体内探针获得感应场(可选地,多个感应场)的体内测量结果。这些测量结果在本文中称为测量结果集。在一些实施例中,(多个)感应场是(多个)电场,并且体内探针包括至少一个电极(例如,参考外部电极处的电压的体内电极)。可选地,体内探针包括用于进行电场测量的多个电极。电场可以由内部和/或外部电极(可选地包括测量电极本身)的任何合适的配置感应出。例如,还关于图3A至图3D描述了感应场配置。在使用多个电极的实施例中,电极可以相对于彼此位于固定的位置(例如,沿刚性探针尖端定位),或者位于灵活的相对位置(例如,沿套索状电极探针的曲率分布(例如,沿 LASSO[®] 导管的远侧尖端的圆形脊分布))。在一些实施例中,多个电极位于扩展的可展开元件上,该可展开元件将这些电极围绕3D形状(诸如球形、伞形、卵形或其他形状的轮廓)分布。在本文中,这种扩展的可展开探针元件也称为篮式探针。在一些实施例中,篮式探针包括间隔开的电极、间隔开的磁性传感器和/或间隔开的另一种类型的传感器。

[0176] 使用更多数量的电极(尤其是更多数量的更紧密间隔开的电极)的潜在优点是对电场的细粒度采样。来自多个电极的测量结果也可以是同时的,这提供了潜在的优点,因为可以使用每两个电极之间的距离来分析由这些电极获得的测量结果从而获得映射。例如,在一些实施例中,通过将所感测场数据变换成映射数据来获得映射数据,并且将一个或多个已知的传感器间的距离用作对该变换的约束。

[0177] 在一些实施例中,关于电极之间的距离的信息可以用于计算场的特征(诸如局部梯度)。对于可展开探针,潜在的问题涉及确保电极之间的相对距离是已知的。在一些实施例中,基于电极间的场来估计距离(例如,根据当一起被激活时在两个电极之间通过的电流来调整距离估计)。

[0178] 可选地,将在不同时间进行的测量视为对同一个场的近似测量,就好像它们是同时进行的一样。可选地,这种近似可以伴随对由于在不同时间之间发生的移动和/或漂移而引起的场测量结果变化的校正。但是,使用在不同时间进行的测量就好像它们是同时进行的一样可能会导致分辨率稍微降低,并且将较大的权重施加于根据同时进行的测量而确定的梯度可能是有利的。在场由于外部影响(例如,心跳运动和/或呼吸运动)而在结构上时变的情况下,可以应用校正、装仓(bin)和/或门控技术。

[0179] 场是物理学中广泛使用的概念,用于描述通常在场影响特征的影响下穿过空间分布的条件(例如,力、运动和/或能量)。这样的场影响特征可以包括诸如粒子、电荷、压力、电流、动能和/或质能等特征。可选地,场影响特征例如充当源、汇、衰减器、耗散器、扩散器、偏转器、吸收器、移相器、移频器和/或集中器。可以存在任何数量的这种场影响特征,每个特征都具有在空间上扩展的(理论上可能是无限的)影响范围。然而,在任何给定位置(例如,场的数学模型中的某一点),场都被描述为单个元素(例如,标量、向量、自旋量或张量)。该单个元素当被应用于物理场时被理解为表示物理量。

[0180] 因此,在单个局部场测量中,可用信息量存在一种退化,因为它合并了多个场影响特征的影响。此外,场影响(例如,由场影响特征(诸如分开的电荷)感应出的电场的电压)的大小可以随着其在范围上传播而迅速衰减,使得各个场影响特征的远距离效应很快就会被测量结果的噪声和/或其他场影响特征的效果淹没。随着合适地获得更多的测量结果,至少在原理上可以获得关于场影响特征的分布的更多信息。使用此信息来逆转对场影响特征的合并的实际问题是所谓的“逆问题”的一个方面。许多数学工具可用于找到逆问题的至少近

似解；例如，称为迭代重建算法的一系列技术（例如，这将结合图5A进行进一步讨论）。然而，对于它们的成功应用而言，仍然存在以下问题：在给定例如测量时间、测量位置、测量噪声和/或测量环境的可用先验知识的实际约束的情况下，在形成用于此类工具的合适起点的条件下收集数据的问题。

[0181] 在本申请的发明人已经出乎意料地发现，医学上相关的和技术上可用的一类体内场测量条件可用于产生在身体区域中远离（例如，相距至少1cm）获得场测量结果的体内位置的区域内的场影响特征的可能有用图像。在实施例中，场影响特征处于身体区域中距体内位置至少1.5cm、2cm或3cm的区域内。可选地，例如，如关于图4A至图4D所描述的，可以执行映射产生而无需针对逆问题的显式解。

[0182] 在本文中，描述了用于使用体内探针电极测量电场和确定场梯度的一些条件。这些测量结果可以包括例如可选地根据电场相位和/或频率而变化的阻抗测量结果和/或电压测量结果。然而，应当理解，可选地，根据需要变为将本发明应用于磁场的磁性测量结果（例如，使用线圈传感器）并且从中确定梯度。

[0183] 在一些实施例中，收集用于产生远程场影响特征的映射的场测量结果，并将其作为测量结果集（可选地，随着进行更多测量而动态增长的测量结果集）进行处理。还确定测量结果的位置（至少相对于彼此）；并且与测量结果一起记录这些位置、和/或在一些实施例中使用测量结果本身来确定这些位置。在一些实施例中，在预定位置或沿着预定路径进行测量。可替代地，使用测量探针碰巧采用的任何位置来获得测量结果。这些位置可以是在手术过程期间（例如，在寻找心脏腔室的远壁的谨慎移动的过程期间）测量探针通常所访问的位置。另外地或可替代地，操作者可以选择这些位置以特别地增强远程阻抗映射的某些区域中的可用细节。可选地，测量探针在测量位置之间的移动是例如由于被测量患者的自然身体运动（例如，心跳和/或呼吸运动）而引起的。

[0184] 可选地，以例如大约或至少10Hz、50Hz、100Hz或200Hz的频率进行测量。例如，在100Hz的测量频率下，本发明人已经发现，在进入新的测量区域（诸如心脏腔室）的几秒钟（例如，约5秒）内获得的测量结果可能足以提供腔室壁特征（诸如通向血管的孔、瓣膜）和/或结构（诸如左心耳）的初始低分辨率图。随着采样的继续（优选地立即进行；可选地在停顿后进行），图质量通常会提高，并且可以通过对新区域和/或新取向进行采样的测量探针运动来进一步增强图质量。

[0185] 为了确定测量位置，可以使用任何合适的测量探针位置跟踪系统，例如基于磁感测、电感测、X射线成像、超声的定位系统和/或其他定位系统。可选地，通过在至少一个传感器（例如1、2、3、4、5、8、10、12、64、128或256个传感器）移动到采样区域内的不同可确定位置的同时进行测量来获得测量结果集。可选地或另外地，通过从包括大量传感器（例如至少64、128、256个传感器）的探针进行测量来获得测量结果集；并且甚至来自每个传感器的单个测量结果都可能足以产生至少初始图。在一些实施例中，该测量结果集是从身体内腔内获得的，例如在心脏腔室、主血管、脑室、胃、肠、食道、肺或其他内腔器官内获得。

[0186] 图像产生

[0187] 在框112处，在一些实施例中，基于测量结果集的测量结果和这些测量结果的所记录位置，产生远离测量结果集的位置的区域的映射。在本文中，测量结果的位置是传感器进行测量时该传感器的位置，例如，电场测量结果的位置是进行测量的电极在进行测量时该

电极的位置。可选地对映射进行处理以呈现为图像。可选地,将映射处理为区域的重建(例如,使用一个或多个附加参数,诸如单独确定的区域宽度、高度、深度和/或体积),该重建进而被呈现为图像。现在将呈现此类图像的示例、然后是测量过程、映射创建以及图像产生过程的进一步细节。

[0188] 在图2A至图2G中呈现了示例性图像;在图3A至图3D中呈现了(例如,框110的)测量过程的细节;并且在图4A至图4D中呈现了(例如,框112的)映射、重建和/或图像产生的各个方面,并且关于图5A至图5B进行了进一步讨论。

[0189] 图像结果示例

[0190] 现在参考图2A至图2E,该图示出了从外部看(心外膜视图)时左心房内表面的五个图像。这些图像是从使用图1的方法创建的映射来产生的。每个图像都是左心房内表面的外部视图的3D重建,该重建是根据从左心房内得到的测量结果来重建的。还参考图2F至图2G,这些图展示了根据本披露的一些实施例的图2A至图2E的左心房的两个图像。图2F至图2G的图像表示从外部(心外膜视图,图2F)和从内部(心内膜视图,图2G)看时内表面的全景视图的取向。在一些实施例中,通过“展开和扁平化”图2A至图2E中成像的类型的重建来获得全景视图。

[0191] 为了说明的目的,图2A至图2G的图像是根据从位于浸入生理盐水中的基于聚合物的体模左心房内的电极探针测得的电压数据来重建的(例如,关于图14至图15B所描述的)。利用仅在远离壁的位置移动、并集中在图2G中由球体256象征性指示的中心区域中的电极探针进行测量。通过测量关于三个交叉且时变的电场中的每一个电场的电压、并将这些测量结果变换成定位信息来获得测量电极的定位信息。在2017年1月12日提交的美国临时专利申请号62/445,433、以及在国际专利申请公开号W0/2018/130974中提供了可以在实践中使用以获得定位数据的变换的示例,但本发明不必限于获得定位信息的这种特定方式。

[0192] 图2A至图2E是同一重建250的处于围绕竖直旋转轴251的不同旋转取向的图像。在图2F至图2G中,重建250被呈现为好像沿着图2E的线255切开,并且在保持相同的轴向取向的同时展开。图2F示出了好像“从外部看”的重建250,而图2G是两端被翻转180°以显示出重建250,就好像从内腔的内部观看一样。图2A至图2E中的每一个大致对应于从图2F正下方的对应位置的角度来看的视图。

[0193] 在一些实施例中,用作创建重建250的输入的测量结果(例如,阻抗测量结果或电压测量结果)可选地是从整个内腔的相对较小的区域(例如,球体256)内得到的。用于生成图2A至图2G的视图的移动幅度约为 $\pm 1\text{cm}$,同时以约100Hz的采样率在约1分钟内收集数据。尽管此采样区域有限,但至少在粗略轮廓上可以揭示远离球体256的特征。具体地,可以注意到,肺静脉257的根部的位置(虽然没有精确地勾勒出轮廓)由所标记位置处的更深凹陷(从心内膜视图可见为明显的凹坑,和/或从心外膜视图可见为明显的突起)来指示。本文中更具体地关于图4A至图4D描述了能够根据阻抗测量结果或电压测量结果生成诸如图2A至图2G中呈现的图像的重建方法。

[0194] 现在参考图14,该图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于对基于聚合物的体模左心房1401的电标测的测量箱1400。这表示了例如用于测量关于图2A至图2G描述的数据的测量箱1400。通过围绕测量箱1400内部、并且特别是体模左心房1401内部移动电极探针来进行测量。

[0195] 箱1400包括例如由玻璃制成的壁1403,并且这些壁被制成水密的以允许填充生理盐水(模拟血液的电特性)。电极1402被配置用于在它们之间(例如,在相对地定位的电极1402对之间)穿过生理盐水并且穿过基于聚合物的体模左心房1401发射电场。在一些实施例中,这些是在电极探针的移动期间测得的电场。为了近似心脏组织的导电特性,左心房1401的聚合物材料可选地通过一排小孔1401A刺穿(在图14中展示为体模左心房1401的表面的斑点)。立架1405在箱1400的中心附近支撑体模左心房1401。

[0196] 现在参考图15A,该图示出了根据本披露的一些实施例的电极1402、立架1405和体模左心房1401相对于在所指示的两个电极1402之间生成的模拟电场1407的电势梯度的位置。还参考图15B,该图展示了根据本披露的一些实施例的由于与心脏体模1401的相互作用而导致的同一模拟电场1407的等势线的失真。

[0197] 图15B的区域1500在插图中被放大显示。区域1502对应于穿过体模1401的中心内腔的截面。在对应于体模1401的壁的厚度1401B上,电场1407的等势线被移位。可以注意到,靠近厚度1401B的等势线(例如,等势线1504)比更中心的等势线(例如,等势线1505)移位得稍微更多。失真的量可以通过对相对较无失真的等势线部分1504A、1505A的水平位置与对应的等势线1504、1505的水平位置进行比较来大致判断。尽管显然更中心区域的梯度失真较少,但由壁引起的失真仍然在电场的梯度上留下印记。在本发明的一些实施例中,这种失真用于创建远离执行电场测量的区域的组织结构的图像。

[0198] 测量结果和测量条件

[0199] 从待成像区域的外部生成的场测量结果

[0200] 现在参考图3A,该图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置402,这些测量位置相对于身体区域50、并且相对于延伸穿过整个身体区域50并且从位于身体区域外部的电极感应(发射)出的感应场而被示出。在一些实施例中,感应电极定位在身体本身的外部,可选地作为体表电极。在一些实施例中,发射电场的电极在体内,但在待成像区域的外部;例如,当待成像区域是左冠状心房时,发射电场电极位于冠状窦内。示例场在图中以场线示出,其中,一个场(场220)用实线示出,而另一个场(场222)用虚线示出。

[0201] 为了简化说明,将身体区域50和相关联的特征绘制为二维的;然而,应当理解,所涉及的结构是三维身体部分。

[0202] 在一些实施例中,通过在使用一个或多个探针电极3进行测量(例如,阻抗测量和/或电压测量)的同时,在解剖结构的相对受限的第一区域内到处移动电极探针11来获得测量结果集402。图3A的电场220、222以相互交叉的配置(在完整的3D示例中,可选地存在一个或多个附加的电场,例如至少三个交叉的电场,包括延伸到该图的平面中的场)示出。每条场线可以被理解为指示大体上沿着该场线传递的电通量(电流)的量,使得间隔更近的场线对应于比间隔更宽的线更高的局部通量条件。在图3A的示例中,电场在身体区域50的外部生成。例如,电场可以从诸如体表电极等体外电极生成。另外地或可替代地,电场可以从体内电极(例如,放置在身体区域50外部的身体区域内的电极)生成。例如,如果身体区域50是左心房,则电场220、222可以从放置在诸如食管、冠状窦或其他血管等另一身体内腔和/或相邻的心脏腔室中的导管电极生成。

[0203] 如图3A所示,场线(实线场线和虚线场线被示出为与两个场220、222相对应)的路线显著地受到从中央腔室引出的内腔51的影响。在所示的示例中,与其他区域相比,场线更

倾向于集中在内腔的开口附近。例如,与不存在诸如内腔51等任何场影响特征的情况下预期的非失真场线集中相比,这种场线集中的变化可以被称为失真。如本文所使用的,术语“失真”指的是在存在场影响特征的情况下获得的测量结果与预期不存在那些场影响特征的情况下获得的测量结果之间的差异。在一些实施例中,预期不存在场影响特征的情况下获得的测量结果由参考值近似,该参考值在一些实施例中可以对于所有方向都具有相同的值。当测量结果是诸如如场、场梯度、电压梯度等矢量时,则失真也可以是矢量,并且可以被称为失真矢量。场线的集中可以被理解为是与相对绝缘并且抵抗电流通过的附近结构(身体区域50的内腔壁)相比,内腔51的相对较低电阻允许更高的电流通过的结果。场线的相对集中伴随着时变场(具体地电压、相位(例如,复阻抗的分量))的某些测量结果的变化。在不同组织类型的阻抗随频率变化的情况下,场失真本身在不同频率下可能不同。

[0204] 通过任何合适的手段来记录在测量结果集402的测量期间探针11的位置,这些手段例如为超声映射、X射线照相术、基于感应磁场的测量结果来确定位置的磁定位系统、和/或基于感应电场的测量结果来确定位置的阻抗定位系统。可选地,基于心跳和/或呼吸相位来执行门控。

[0205] 应当注意,解剖结构的在其中获得测量结果集402的相对受限的第一区域被示出为显著小于解剖结构的包括身体区域50的壁和该身体区域的连接内腔51的包含第二区域。例如,包围测量结果集的位置的体积可选地小于身体区域50的体积的50%、25%、15%和/或10%。在一些实施例中,测量结果集的体积可以被定义为由包含所有测量结果集成员中的至少80%的位置的凸壳所包围的体积。可选地,该体积是相对于在某一较短时间间隔(例如,小于5秒、10秒和/或30秒)内测得的所有测量结果集成员的位置来定义的,这些测量结果集成员用于产生至少初始图和/或基于该初始图的重建和/或图像。

[0206] 在一些实施例中,基于在较短时间间隔(例如,小于5秒、10秒、20秒和30秒)内获得的测量结果来生成早期图和/或基于该早期图的重建和/或图像。又例如,该时间不超过用于获得少于500个测量结果、1000个测量结果、2000个测量结果和/或3000个测量结果的时间。在一些实施例中,无论相对于第二区域的体积如何,解剖结构的第一区域(至少在其被测量用于生成早期图的大小上)都被定义为包含在该较短的时间间隔期间获得测量结果的位置的最小连续且凸形的体积。可选地,第一区域在体积上比最小连续且凸形的体积大不超过10%、20%、30%、40%或50%。在一些实施例中,早期图包括表示,该表示包括围绕解剖结构的第一区域内的位置的球面立体角的至少约四分之一、一半、并且可选地全部。

[0207] 应当注意,这些时间间隔可能不足以详尽地探索待映射的区域。然而,它们可以在向在该区域中导航导管的医生提供至少最小程度的取向时提供足够有用的信息。在一些实施例中,对用于产生映射的测量结果的测量在将传感器导航到新位置时立即发生。

[0208] 可选地,初始图和/或后一图的至少一个指示特征与目标区域中的解剖学结构相对应。目标区域中的每个这样的解剖学结构可选地定位成与获取指示特征的测量结果以创建映射的每个相应位置相距至少1cm、1.5cm、2cm、3cm或更远。指示特征的示例包括指示以下各项中的一项或多项的特征:目标区域中的解剖学结构的位置、解剖学结构的组织的状态(例如:健康、水肿或纤维化)和/或解剖学结构的组织的类型(例如,心肌、结缔组织、肺组织、骨骼或软骨)。在一些实施例中,第一区域远离壁及其开口的特征;例如,第二目标身体区域中待映射的特征中的至少50%与测量结果集402的位置相距不近于1cm、1.5cm、2cm、

3cm或其他更大或中等的距离。另外地或可替代地,目标区域距最小凸壳至少1cm、1.5cm、2cm或3cm的距离,该最小凸壳包含在映射中使用的测量区域中的所有测量结果集点中的至少80%。

[0209] 然而,尽管测量区域距目标区域较远,但是在测量区域中感测到的场也受到目标区域的影响,使得目标区域可以在不被访问的情况下被映射。例如,在图3A中,当在内腔处发生的电场集中的指示沿着场线传播到测量结果集402的区域中时,测量集402可能受到这电些场集中的影响并因此提供关于该电场集中的信息。本文中关于图4A至图4D进一步讨论了使用该信息形成目标区域的映射。

[0210] 在待成像区域的内部生成的场测量结果

[0211] 现在参考图3B,该图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置,这些测量位置相对于身体区域、并且相对于延伸穿过整个身体区域并且从测量探针11本身的多个电极感应出的感应场而被示出。进一步参考图3C至图3D,这些图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的一组测量位置,这些测量位置相对于身体区域、并且相对于延伸穿过整个身体区域并且从测量探针11本身感应出的感应场而被示出。

[0212] 在本发明的一些实施例中,使用相同的电极探针11来感应电场并测量感应出的电场。图3B示出了从以双极模式操作的一对电极3D、3E感应出、并且因诸如内腔51等场影响特征而失真的场的示例。在电极3C处感测到的电场414的场特性随探针11的位置(即,中心位置和/或取向)而变化。场特性的示例可以包括电压、相位和/或阻抗。图3C至图3D示出了以单极模式(例如,与探针11的体内位置相距几厘米(例如,5厘米或更多)的距离处的外部接地电极配对)操作的电极3A感应出的场中的失真和失真变化的示例。在图3C中,从电极3A感应出的场416遍布由身体区域50限定的腔,但是该场被由内腔51(例如,对应于身体区域50的是左心房,并且对应于内腔51的是肺静脉)表示的较低电阻的区域集中。在图3D中,当探针11占据不同位置时,感应出另一场形状。

[0213] 探针11(例如,电极3B)上的任何一个电极都可能取决于其在场感应电极3A附近的位置而感测到略微不同的电场。类似地,如果在身体区域50的腔内存在另一导管探针,则该另一导管探针上的每个电极都可能感测到略微不同的电场。由测量电极感测和测量到的内容取决于周围结构如何影响场的整体形状、并且尤其取决于周围结构如何影响测量电极附近的场。为了说明的目的,示出了来自单个电极的单极感应;但是可选地,存在同时(例如,以不同的频率)和/或以任何合适的脉冲操作顺序从探针11的不同电极(以单极模式和双极模式中的一个或两个)生成的多个电场,每个场都以与其他场不同的方向定向。因此,在探针11的单个位置处,可选地同时感测来自探针11的多个不同方向上的电场参数。

[0214] 在一些实施例中,相同的场(例如,电场)用于感测场影响特征的位置和影响两者——这些影响为例如在关于图3A至图3D讨论的任何场配置中的场失真。

[0215] 在很大程度上,当使用阻抗定位时,电场失真本身可能引起空间定位不准确。例如,在假设场失真可忽略的情况下,从阻抗测量结果中提取位置信息可能会导致所获得位置的较大误差。因此,在失真校正定位技术与基于场失真的映射之间可能存在协同作用。在这样的特定示例中,于2017年1月12日提交的美国临时专利申请号62/445,433(其全部内容通过引用包含在本文中)描述了将多电极探针上的电极之间的已知距离用作一种标尺,从而允许电压梯度的空间校准用于辅助空间的导航和/或重建。在一些实施例中,可以使用与

以下示例中所描述的相同或相似的方法来评估场失真：

[0216] 在第一示例中：由同一电极探针的多个电极同时进行的测量提供了对局部电场梯度(每个电极处的电压之间的差除以它们之间的距离)的直接指示,并且可选地在电极探针的每个新位置处获得新的场梯度测量结果。这些梯度直接是相对电场线(通量)集中和/或分散的指示。

[0217] 在第二示例中：具有足够的单独测量结果(例如,至少500个、1000个、2000个或更多个测量结果),并且使用诸如在2017年1月12日提交的美国临时专利申请号62/445,433中所描述的估计测量结果的空间位置的方法,在电极探针本身处于不同位置的情况下,在不同时间处测得的电压测量结果在位置上也可能是相关的。在一些实施例中,重建测量空间的方法基于来自多个传感器(例如,承载多个传感器(诸如相对于体内探针的几何结构占据已知间隔位置的电极)的体内探针)的测量结果。在一些实施例中,重建过程由对多个传感器的相对位置的已知空间约束来引导。可选地,将由空间约束条件限定的局部空间校准与关于测量的空间相干性的约束条件组合用作重建过程的一部分。

[0218] 为了重建的目的,对单独或组合地被视为识别体腔内的特定位置的一个或多个参数进行测量。可选地,这些参数被视为在特定条件下特定位置的标识符,例如,如本文中关于状态随时间的变化(例如,相态变化)所讨论的。在一些实施例中,测量包括对交叉的时变电磁场内的电压的测量。为了区分场,在一些实施例中,交叉电磁场以可区分的频率变化。如本文所使用,交叉场(crossed field)或交叉场(crossing field)是在彼此不平行也不反平行的方向上定向的场,使得每个场的方向与所有其他场的方向交叉。如果交叉场的数量不小于空间的维度,则交叉场可以允许向空间中的每个点分派场值的唯一组合。因此,为了明确地映射三维空间,使用至少三个交叉场,并且可以使用更多交叉场。与仅利用三个交叉场可实现的鲁棒性相比,更大数量的交叉场可以提供可用于例如噪声降低和改进鲁棒性的信息。在一些实施例中,交叉电磁场的电压梯度用于限定指示空间位置随测量到的电压而变的轴线。由于电压梯度通常是弯曲的,和/或以其他方式不规则的,因此到轴线限定的位置的转换通常依赖于使用某种形式的变换,这种变换本身可能是非线性的、动态的、和/或容易受到估计和/或校准误差的影响。

[0219] 在一些实施例中,体腔区域的重建和/或使用重建在体腔中的导航可以通过计算测量结果集 X 的变换函数 $T(x)$ 以得到 R (例如,对那些测量结果位于体腔中的区域的重建)来获得。测量结果 X 可以包括从安装在体腔内移动的探针上的多个不同电极获取的测量结果。可以计算变换函数 $T(x)$,使得 $T(X) \rightarrow R$ 。在一些实施例中,体腔的预先获取的图像和/或其他数据可以是可用的,例如,体腔的CT图像,以及用于体腔中的重建和/或导航。例如,它可用于计算变换函数,使得 $T(X) \rightarrow R$ (R 在CT图像中受到体腔尺寸的约束)。

[0220] 在一些实施例中,(例如,根据 T)确定 T 的逆变换(T^{-1}),使得 $T^{-1}(R) \rightarrow V$ 。逆变换结果 V 不但(至少近似地)恢复测量结果 X 的电压,而且还估计最初可能尚未直接测量的其他位置的电压。根据 V ,可以确定 V 在 R 中的局部导数($\partial V / \partial R$)。

[0221] 根据测量结果构建图像

[0222] 角投影法

[0223] 现在参考图4A至图4D,这些图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的测量结果(例如,其为如图3A至图3D所示地那样获得的)到身体区域50的表示(例如,图像)的转换。

[0224] 在图4A中,电场220、222的通量线被示出为在身体区域50内交叉,包括在内腔51处的场集中(如针对图3A所描述的)。已经在与图3A的测量402相同的一般区域中进行了测量(未示出)。

[0225] 圆235表示(1)壳体边界的可选一般位置,选择沿着该壳体边界的测量结果402以用于形成身体区域50的映射表示,以及(2)圆形图的参考电场梯度大小(例如,以mV/cm为单位表示)。在该示例中,参考大小被选择为在壳体周围测得的最低梯度(但原则上可以是任何参考大小)。曲线230到圆235的距离(被认为是参考梯度大小)表示根据围绕壳体(也表示为圆235)的角位置而变化的电场梯度大小和/或通量密度。

[0226] 比较图4B和图4C(其示出了图4A的元素的不同部分),可以观察到三个瓣230A、230B、230C大致对应于从由身体区域50限定的腔引出的三个内腔51的位置。最后,进一步说明一般对应关系,图4D将图4B和图4C的特征转换为组合的极坐标图,该图叠加了曲线230的负幅度(-r)以及身体区域50(包括内腔51)距其中心的径向距离D,每个都绘制为角度 θ 的函数。这种图可以被理解为指示用于例如图2G的3D全景图的2D空间的“展开”类似物。

[0227] 当仅使用测量结果的有限集(例如,在测量的前5秒中获得的测量结果集)来绘制图4D的图时,与利用更完备的测量结果集(例如,在一整分钟的测量期间获得的)可获得的细节水平相比,图4D表示出的身体区域50的结构具有较少的细节。然而,即使是测量结果的有限集也可能提供足以向用户提供有用的早期指示的细节,该早期指示为,可以在身体区域50内相对于测量探针的位置的何处发现某些感兴趣的界标(例如,“形貌界标”)。

[0228] 上述方法将每个角位置处的场失真视为显然是由于角隔离的场影响特征(例如,形貌结构)所导致的。然而,该方法的变体可能用于使用以下假设来区分更近和更远的特征:更远的特征导致的失真随着距导致这些失真的特征的距离变大而更慢地变小。因此,从广义上讲,与特定角方向相关联的总失真(例如,因为它随着移动更远离该方向而减小)可能会被分解为快速变小分量和慢速变小分量,其中,慢速变小分量是由于失真源越来越远而导致的。

[0229] 此外,例如,如本文中关于图6至图11D所描述的,可以在获取进一步的数据之后以不同的方式来细化初始图。

[0230] 位移图——左心房中的电场梯度特征和行为

[0231] 现在参考图5A,该图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的心脏腔室中的电场梯度大小和方向的空间分布的示例。现在参考图11A至图11D,这些图示意性地展示了根据本披露的一些实施例的左心房的形貌特征。

[0232] 图5A使用表示电场梯度失真矢量的多个箭头201展示了,在图5A的情况下,其是在左心房40内测得的电场梯度与参考电场梯度(例如,10mV/cm)之间的差的大小和方向。

[0233] 可选地,基于测量数据本身(例如,所选区域内的平均值)来选择参考梯度。可选地,参考梯度是非常量;例如,基于不存在特定感兴趣的场影响特征的情况下针对一组特定场参数(例如,电极配置、电极驱动参数和/或理想传输介质的介电特性)的电场行为模型。在具有基本不同的导电性的材料之间的边界(例如,血管或心脏腔室壁与其中的血液之间的边界)附近的区域中,电压梯度倾向于更加陡峭。在这样的边界附近,梯度衰减可以是迅速成指数的,例如,与距边界的距离的五次幂成比例。

[0234] 图5A在本文中也称为位移图。箭头201可以被认为表示距电场等势线的某一参考

布置的位移,和/或表示假设某一特定参考电场梯度而导致的多电极测量探针的估计大小与探针的已知实际大小相比较的失真。

[0235] 为了参考以下描述中提到的特征,图11A至图11D示出了左心房40的内表面的详细解剖学表示,每个解剖学表示均部分地通过远程阻抗映射(例如,使用图1的远程阻抗映射方法获得)、并且部分地通过由测量探针在接近和/或接触所示的左心房40的特征时进行的测量来获得。图11A和图11C是基于使用远程场梯度映射的映射并辅以来自更靠近心房壁和/或血管壁的测量结果、如从心房外部查看到的不同的左心房内表面的重建的图像(“心外膜视图”)。图11B和图11D包括根据例如如本文中关于图2F至图2G描述的重建来构建的、如从内部查看的相应左心房的全景视图(“心内膜视图”)。

[0236] 图11A至图11D各自示出了四个肺静脉(PV) 257(在图2G中被共同指示),包括右上PV20(RSPV)、右下PV21(RIPV)、左上PV23(LSPV)和左下PV22(LIPV)。它们还指示了左心耳34、以及二尖瓣36的位置。还指示了左心耳(LAA)脊30(有时称为“香豆素”或“华法林”脊30;因为在突出的地方,LAA脊30有时会与同LAA相关联的血块混淆,从而导致不必要的抗凝治疗)的位置。

[0237] 在创建图5A时使用的测量结果是在左心房40中感应出的多个时变电场的测量结果,每个电场在不同的方向上穿过左心房40。这些测量结果是通过移动多电极导管探针11穿过整个左心房40(包括穿过连接诸如肺静脉257等内腔的整个部分)来获取的。然而,应当注意,场失真也出现在像二尖瓣36一样未被访问的区域中。

[0238] 在每个单一测量位置处(其处的场失真用箭头201表示),导管探针11上的多个电极3(均彼此相距已知的间隔)各自测量与多个时变电场的时变局部电势相对应的一组电压。

[0239] 应当注意,在给定的区域内(例如,分别与RSPV 20、LAA 34、LIPV 22和LSPV 23的部分相对应的区域210、212、214、216)中,箭头201倾向于与附近的箭头指示相同的方向,并且具有相似的大小。然而,向围绕位移图中心的壳体区域的外围(例如,围绕由壳体表面218标记的外围)的更远处移动时,不同区域中的箭头201具有明显不同的方向和/或大小。具体地,所示出的最大大小倾向于沿着位移图的几个管状延伸(例如,在区域210、212、214、216处)发展。这些延伸与左心房中引向诸如肺静脉20、21、22、23和左心耳34等结构的开口相对应。

[0240] 此外,大小和方向的变化通常是连续排列的。一个例外是被采样区域之间的间隙。这些间隙主要是由于左心房和相连的血管的壁对探针移动所施加的限制而导致的。

[0241] 另一个潜在的例外是在图的中心附近的较小模糊区域211,在该区域中,来自几个不同方向的箭头201的“流”汇合。这导致箭头201的低失真大小(例如,相对于可以选择的任何基线失真)和相应不确定(并且可能由于测量中的噪声而不连续)的取向。然而,在围绕此模糊区域211并且比此区域略微更大的壳体表面(例如,球形表面218)上,建立了良好的流图案。例如,可以在表面218的周边周围看到,附近的箭头201通常在垂直于或几乎垂直于表面218的方向上定向。

[0242] 更具体地,在外围区域中已经注意到的箭头201的相对较大和较小大小(长度)的整体图案也开始在距模糊区域211相对较短的距离(例如,0.5cm、1cm或另一距离)内建立。具体地,(1)在测量区域210A、212A、214A和216A中的矢量箭头201的方向分别与来自待映射

的区域210、212、214和216的箭头的方向相匹配——但是这些测量区域中的箭头具有更小的大小。除此之外，(2) 靠近中心的矢量大小倾向于与其外围大小大致成比例。在图5A中，这示出为来自具有最强外围失真的方向的略长矢量箭头的中心“侵入”。在一些实施例中，创建远离其相应测量区域的待映射区域的图像包括：放大在测量区域中确定的场失真、以及将这些场失真归因于和/或用作对待映射区域中的一个或多个场影响特征的指示。可选地，在放大之前校正场失真；例如，通过去除失真分量（诸如，场失真平均值和/或选定的场失真分量）。

[0243] 场失真分量可以例如通过诸如FFT、PCA、小波、最大似然等分量分离方法或另一种分析和/或统计方法来分离。在一些实施例中，所去除的场失真分量表示渐变的（作为距离的函数的）梯度变化。

[0244] 在矢量方向和大小的连续性条件保持不变、并且不存在对场条件的其他显著的短距离干扰的情况下，可以认为壳体218的表面附近的电场状况直接提供了具有更多外围状况的粗略图。在本发明的一些实施例中，位移图的这种特征用于构建内腔空间的边界的初步图像。简言之，将从左心房的相对受限部分内测得的阻抗视为在超出受限部分的较大距离处的内腔壁结构的指示。

[0245] 更特别地，在一些实施例中，通过将壳体表面上的角位置视为与更远的位置相对应、并将电场梯度失真的幅度用作引起失真的特征的距离的指示来将在壳体位置（其例如围绕具有大约0.5cm半径、1cm半径或1.5cm半径的大致球形区域的边缘）处的场测量结果直接变换为映射（例如，诸如如图2G所示）。例如，较大的失真被视为指示更远的壁和/或壁中的开口。

[0246] 通过从测量壳体进行映射的图像构建

[0247] 现在参考图5B至图5C，这些图是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于基于使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果产生的解剖学结构图来产生目标身体区域的图像的方法的流程图。图5B展示了使用已经获得的测量结果的方法；图5C的方法包括测量并且可选地是迭代的。

[0248] 在框510（图5C）处，在一些实施例中，在腔内身体位置处的导管电极探针的电极用于在电场的体内区域内进行测量（例如，电压测量）。同时，测量电极探针的位置。在一些实施例中，例如，当出于引导探针定位和/或导航的目的而感应出所测量的电场时，使用与用于产生映射相同的测量结果来确定电极探针的位置。

[0249] 在框512（图5B）处，在一些实施例中，接收测量结果。从在所测量区域的外围附近的位置处记录的测量结果中提取电压梯度（可替代地，被描述为作为位置的函数的电压的偏导数）。可选地，将外围定义为距所采样的最远位置某个选定距离内的区域。在一些实施例中，外围由“滚球”（或枢转球）型算法来定义，该算法能够包括在所测量区域的外围附近的区域，同时排除来自更中心区域的测量结果。这样的算法可以定义数学上定义的球的半径，该球被视为如同它在测量区域上“滚过（roll over）”，从而防止其在遇到测量位置时更深地侵入该区域。可以使用另一个参数（例如，较大的半径）来确定包括从中提取测量结果以确定梯度的外围区域的壳体的深度。较厚的外围壳体可能允许使用更多的测量结果；然而，更深的测量结果可能会导致外围处的梯度方向的模糊。更大半径的滚球可能会由于消耗了模糊细节而降低噪声；可选地，随着更多测量结果变得可用而调整（例如，减小）滚球的

大小。可选地,针对不同的外围区域来动态地调整大小。

[0250] 可以根据两个电压测量结果之间的差来计算电压梯度。具体地,可以由在更靠近一起的位置处得到的测量结果之间的差来更好地表示非线性梯度。可以通过任何合适的方法(例如,求平均、异常值去除和/或相干约束)来求解同一区域内冲突的梯度计算。还可以进行用于分离不同区域之间的特定于位置的梯度差的处理,否则这些梯度差将叠加在常见和/或与解剖学结构无关的梯度变化上。例如,可以减去平均场梯度;或者场梯度模型考虑不存在感兴趣的场影响特征的情况下的场结构。

[0251] 在用于确定电压梯度的测量结果之间也可能存在至少两种不同类型的关系中的一种或多种。在一些实施例中,一些测量是以同时并且每个测量之间的距离已知的方式进行的(例如,来自固定几何结构的电极探针上的多个电极的同时测量)。在这种情况下,在测量期间很好地确定了这两个电极之间的梯度。另外地或可替代地,在不同时间得到的测量结果之间计算梯度。这些梯度可能不太精确(例如,由于电场的变化和/或降低的精度,由此可以获知电极间的距离);然而,可能存在更多可用的这种类型的梯度计算。

[0252] 在框514处,在一些实施例中,创建电压梯度到角位置的映射。在一些实施例中,可以将电压梯度的映射理解为通过从测量区域内的某一点(例如,测量区域的重心)向外投射立体角,并将在外围区域处与该立体角相交的电压梯度分派到相关联的角位置来创建。实际上,可以使用另一种算法。

[0253] 在框516处,在一些实施例中,使用该映射、并且可选地还使用诸如从其他测量模式获得的对待映射区域的最大大小的约束等的进一步约束来产生目标区域的重建。在一些实施例中,通过超声心动图或诸如MRI和/或CT等成像模式来提供大小约束。

[0254] 在一些实施例中,简单的重建包括任意大小的球体,其中,映射数据的某一表示分布在该球体的表面上。映射数据可以被解释为指示相对深度,在这种情况下,可以使重建球体“凹凸不平(lumpy)”以反映相对近和相对远的表面区域、和/或目标区域的孔。在一些实施例中,重建的大小被确定为保持在由某一另外方法限定的空间内、和/或最优地充满由某一另外方法限定的空间。例如,可以从超声心动图获取的测量结果中获知体积和/或一个或多个最大尺寸,或使用来自从超声心动图获取的测量结果的体积和/或一个或多个最大尺寸。可选地,在映射过程期间获取的数据本身也指示目标区域的界限。例如,可以通过感测力和/或阻抗来接收探针与目标区域的壁接触的指示。接触时的位置可选地用于对重建内的位置设置约束。

[0255] 在框518处,在一些实施例中,将框516的重建渲染为图像。在目标区域包括身体内腔的情况下,图像可选地以其正常的3D形式(例如,封闭的3D表示)来示出身体内腔的表面。可选地,该视图是从身体内腔的内部或外部观察的。

[0256] 可选地,例如,如图2F至图2G所示,使表面“扁平化”以创建全景视图(从任何合适的角度查看,例如,从心外膜、心内膜或任何中间角度)。在一些实施例中,全景视图被呈现为表面的3D浮凸图。在一些实施例中,全景视图显示了身体内腔表面的总角度范围的至少80%。

[0257] 在一些实施例中,在框520(图5C)处,流程图可选地返回到框510。将新的测量结果与旧的测量结果一起用于产生更新的梯度、映射、重建和图像。循环继续进行(优选地,立即;可选地,在停顿后),直到完成测量为止。

[0258] 其他图像构建方法

[0259] 应当理解,本发明的实施例对以从几个不同方向指向的失真矢量汇合的中心模糊区域为中心的球形壳体没有特别限制。用于重建较远特征的测量结果可以来自距中心的任何径向距离,并且未特别要求仅使用来自壳状区域的测量结果(例如,测量结果可以扩展为包括在任何采样半径处的测量结果)。然而,当选取来自更接近被重建的目标特征的位置的测量结果时,可以提高恢复细节的能力。中心本身可以部分地任意进行选择(例如,恰好是当前点集的位置的几何中心)、和/或保持隐含。可选地至少部分地通过适当的偏差减法和/或归一化来校正由于将中心偏移成更靠近/更远离感兴趣的特征而导致的偏差影响。

[0260] 应当理解,关于图3A至图5A描述的直接映射过程提供了图像产生的特定展示,但其不是本发明的实施例唯一可用的过程。

[0261] 例如,可选地用于求解已经提到的逆问题的迭代重建技术(例如,代数重建)可选地分为五个部分:对象模型、系统模型、统计模型、成本函数以及用于使成本函数最小化的算法。

[0262] 关于图3A至图5A描述的腔壁重建方法可以理解为如同在这些方法的各部分上进行迭代重建,但跳过对成本函数以及在其上的迭代的需要。例如,可以理解为使用对象模型,在该对象模型中,待重建的目标场影响特征被假设为远距离并且角隔离的(例如,围绕测量区域的一层目标)。可选地,更近和更远的场影响通过影响本身的变化率来区分——即,不快速变化的失真(例如,分布在测量区域的更大部分中)更可能是由于更远的对象而导致的。可选地,由于场影响而导致的梯度($\partial V/\partial R$)失真的衰减率被视为是距失真源的距离的指数函数;例如,与距源的距离的逆五次幂成比例。在一些实施例中,梯度失真随距离的衰减率提供了有关导致失真的特征的方向和/或距离的信息。

[0263] 在一些实施例中,系统模型可以大致概括为:孔的传导性比壁好,并且电场梯度(在适当的校正之后)围绕中心近似径向地排列。测量“壳体”的使用指示可选的近似统计模型,其中,远离中心(在目标的方向上更远地)进行的测量预期会产生噪声较小的结果。最后,如果跳过迭代,则无需选择成本函数或成本最小化算法,并且可以在如已经描述的一个步骤中产生映射。

[0264] 在一些实施例中,详细描述了所提及的迭代重建技术的组成部分中的任何一个,以便有可能从相同的输入测量结果中产生更准确的结果。

[0265] 关于对象模型,诸如骨骼、食管和/或肺等(例如,其中,这些位于腔壁层之外)电学上重要的身体特征的存在(可选地包括粗略的大小和/或位置)可以被假定为对象模型的部分,这些部分产生的影响与更特别感兴趣的更近结构的影响叠加。应当注意,在一些实施例中,选择从结构内部(其中,对结构的紧密包围部分特别感兴趣)进行测量可能简化对于对象模型、系统模型和/或成本函数的选择,并且提高对象模型、系统模型和/或成本函数的可用估计准确性。例如,附近的结构通常将对电场失真具有更大和/或更局部的影响。更远结构的影响将由于距离衰减而倾向于更弱(可能消失在噪声中)、和/或更加扩散(可能允许它们被视为可以通过减去平均值或产生基本上等同的偏差校正的其他方法来校正的偏差)。在一些实施例中,在迭代重建中使用除了电压和/或空间电压梯度 $\partial V/\partial R$ 之外的场参数;例如,作为频率 $\partial V/\partial f$ 和/或场相位 $\partial V/\partial \Phi$ 的函数的电压变化。可选地,梯度是诸如阻抗等

复数值的函数。

[0266] 系统模型可以通过对电场行为和/或组织特性的更复杂的模拟来开发(电场模拟程序包是众所周知的并且可商购获得;已经在电场频率的宽范围上公开了针对例如肌肉、肺、血液和骨骼的组织介电常数)。

[0267] 通过先前对测量系统的表征和/或通过重复测量,可以容易地确定测量结果的统计特征,诸如测量噪声。可以通过门控诸如心跳和呼吸等运动的独立测量结果(例如,ECG)和/或在测量数据本身中找到的运动的周期性指示(并且可选地基于它们进行校正)来减少和/或解决由于这些运动引起的噪声。

[0268] 可以选择成本函数,例如以将对象模型的元素的位置/大小/成分约束在解剖学上和/或生理上合理的限制内。可以将任何其他通用约束添加到对象模型和/或成本函数。例如,在不同受试者中经受解剖学变化的结构中,当前受试者的特定解剖学变体可以是已知的(并且用于定义成本函数),或者如果未知,则可以将成本函数定义为收敛于多个可能的变体之一。

[0269] 从医学图像重建(例如,断层重建)领域的先前工作中可获得算法的几种选择;例如,一系列统计的、基于似然的、迭代期望最大化算法。

[0270] 动态映射

[0271] 通用动态映射

[0272] 现在参考图6,该图是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的、用于使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果来更新产生目标身体区域的解剖学结构图(可选地,可显示为图像的映射)的方法的流程图。

[0273] 在框610处,在一些实施例中,承载测量传感器的测量探针(例如,包括电极3的电极探针11)被定位在第一身体区域内,并开始在第一身体区域内移动。

[0274] 可选地,探针不根据任何详细的预先确定的一组运动和/或指定目标在第一身体区域内移动。然而,运动例如可以遵循一般常规路线;例如,从左心房壁的卵圆窝穿过到达心房的相对壁。整个移动可选地包括探针的小运动和/或重新定向,其具有足够的幅度和变化以逐渐导致将测量传感器定位在跨越第一区域的三维范围的各种位置(和可选的取向)处。可选地,一部分运动可以被描述为“悬停”,其中,探针大体上保持在适当的位置,但是处于其位置容易遭受抖动(小的但不受控制、或仅受到松散控制的运动)的情况下。在一些实施例中,抖动例如在具有小于约0.75cm、1.0cm、1.5cm、2.0cm的半径或另一半径的体积内。可选地,一部分运动可以被描述为“摆动”,其中,使承载探针的导管弯曲,以在以其他方式大体上纵向前进或缩回期间将探针定向在不同的方向上。这样的运动通常在导管在身体内腔内的前进期间使用,甚至没有本文描述的远程阻抗映射的辅助。

[0275] 该运动可以通过小的有意运动(例如,导管探针的前进、缩回和/或弯曲控制)和/或非指令性运动(例如,由于诸如心跳、呼吸和/或胃肠道收缩等生理运动引起的探针在身体内腔内的运动)的任何合适组合来实现。

[0276] 这样的移动(例如,具有叠加的抖动和/或摆动的、常规一般方向的运动)的潜在优势在于,其可以在相对于探针的位置,在被导航的身体区域内明确地建立界标位置之前发生。它可能也相对容易实现,而无需操作员发展出高水平的技能,并且甚至可以(至少在这样的运动是由周围身体的自主运动所引起的情况下)是将探针定位在特定地方并然后简单

地等待的自然结果。

[0277] 还可以避免使用探针对壁和/或的环境的凹部进行物理探索,同时仍然提供(如关于框612、614描述的)对这些壁和/或凹部存在于何处的指示。这具有潜在的价值,因为可以对身体区域的由于某种原因而较敏感的一些区域进行映射。例如,在接触时,组织壁可能易于受伤和/或出现水肿反应。还可能存在摄动血块的风险。例如,左心耳可能(特别是在患有心房颤动的患者中)变成流量低得足以积聚血块的区域。如果在手术过程中血块受到扰动(例如,由于导管探针的进入),则存在血块的一部分移入血流并且在体内其他部位引发血栓栓塞的风险。

[0278] 在框612处,在一些实施例中,在运动期间进行测量。在其上下文中,框612对应于关于图1的框110所描述的体内测量。

[0279] 在框614处,在一些实施例中,产生具有远离第一区域的特征(例如,围绕第一区域的特征和/或位于与第一区域相距至少1cm、1.5cm、2cm、3cm或更远的距离处的特征)的第二区域的映射。在其上下文中,框614对应于关于图1的框112所描述的产生第二区域的映射。可选地,例如,如关于图5B所描述的,将该映射进一步转换为重建和/或图像。

[0280] 在框616处,在一些实施例中,作出关于是否继续运动的决策。如果决定继续,则流程图返回到框610,并且探针进一步运动。这可能导致对框614处的映射进行细化,例如,如现在关于图7A至图7B所描述的。否则,流程图结束(可选地进入映射、以及可选地图像产生的新阶段)。

[0281] 利用增加的测量进行图像细化

[0282] 现在参考图7A至图7B,这些图展示了基于早期阶段图的早期阶段图像302、以及基于后期阶段图的后期阶段图像303。根据本发明的一些实施例,早期阶段图像302和后期阶段图像303是身体内腔壁结构的图像,并且基于远离身体内腔壁的位置处的一组累积的腔内测量结果(例如,电压和/或阻抗测量结果)。图像本身也是映射,是从它们所基于的源映射中使用的3D表示变换而得的。

[0283] 图7A至图7B的身体内腔壁结构对左心房内部的壁和凹部(例如,内腔)的位置进行成像。所示出的视图为例如关于图2A至图2G所描述的那样构建的全景视图。

[0284] 在早期阶段图像302和后期阶段图像303两者中指示出相互对应的特征311、312、313、314和315。特征315对应于左心耳。其他所指示的特征各自对应于几个肺静脉的位置。

[0285] 通过比较图7A至图7B中的相应特征,可以看出,随着获得更多数据(仍然在受限的第一区域内),总体上朝向所示出特征的更详细的映射发展。随着细节的添加,特征的成像位置可能会发生一些迁移;例如,肺静脉312随时间推移发生偏移,从而在图7B中到达与图7A相比略有不同的位置。例如,这可以是如何提高分辨率和/或如何在图像中对使用映射形成的解剖学结构的重建进行定向(例如,这关于图9A至图9B进行了描述)的功能。在图像所基于的映射内,一旦识别出特征,通常会发现角位置是稳定的。

[0286] 即使是不太详细的映射也仍然会提供特征的大体位置的指示,该指示可用于引导新导航。此外,如现在将要描述的,在一些实施例中,映射方法的另一特征在于,其不仅适用于根据总体上数量增加的测量结果来进行细化,而且还可以根据测量结果与待映射区域的接近度来进行细化。

[0287] 根据图像外观引导的使用增加的测量进行的图像细化

[0288] 现在参考图8,该图是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的、用于使用对目标身体区域的解剖学结构图的显示作为图像、并且使用来自远离目标区域的解剖学结构的测量区域的测量结果来产生和细化该解剖学结构图的方法的流程图。

[0289] 流程图开始于框810处,其中,测量探针在第一身体区域内进行初始移动。在一些实施例中,框810对应于图6的框610的操作。可选地,在框810中,测量探针的初始运动被引导在有限区域内;该初始运动包括例如通过抖动和/或摆动穿过内腔、和/或导管探针以密集采样选定的第一身体区域的模式有意地扫掠。框812的在初始运动期间进行测量、以及框814的产生映射并根据该映射产生图像对应于图1的框110和的112的操作。

[0290] 应当注意(例如,因为已知测量探针的位置与框812的测量结果相关联),很容易将在框814处产生的映射放置成与当前测量探针位置配准。这允许根据映射产生图像(例如,经由对目标身体区域的重建),该图像以相对位置示出了目标区域和探针两者。在一些实施例中,探针位置与在框814处产生的图像一起显示(例如,该特征还可以与图1、图6和图10的方法相关联地执行的操作一起提供)。

[0291] 在框816处,在一些实施例中,基于在框814产生的图像来执行探针的被引导的运动。可选地,这包括基于其在框814处产生的图像上的指示来操纵探针,以使其接近和/或朝向图像上所示的特征之一(或无特征区域)定向。

[0292] 在框818处,在一些实施例中,在被引导的运动期间执行测量(例如,如关于图1的框110所描述的)。在框820处,在一些实施例中,作出关于是否继续的决策。

[0293] 如果继续,则流程图返回到框814,并且产生新的映射和图像。在并入新的测量结果(优选地,在保留框812的测量结果和/或框818的先前测量结果的同时)、特别是与框816的朝向目标的运动和/或定向相关的新的测量结果的情况下,在一个或多个感兴趣区域中,新图像可能会更详细。

[0294] 否则,流程图结束(可选地,开始导航和/或映射的新阶段;可选地,在所导航到的区域执行处理)。

[0295] 现在参考图9A至图9B,这些图各自示出了根据本披露的一些实施例的基于远离身体内腔壁的位置处的一组累积的腔内电压测量结果从身体内腔壁结构的早期测量阶段图和更精细的后期测量阶段图产生的一系列图像。所使用的测量结果来自患者。将参考所示的某些所选特征及其在整个序列中的演变来描述这两个图像序列中的每一个。这些序列各自在时间上从左到右、从上到下进行(即,左上图像是序列中的第一个图像,其下面的图像是序列中的第五个图像,右下角的图像是序列中的第十六个(最后一个)图像)。图像被显示为心内膜的全景视图,例如,如本文中关于图2G所描述的。被示出为待映射的第二区域的成像区域包括左心房的内表面和所连接的内腔、孔和/或腔。

[0296] 在图9A中,在电极探针刚好从右心房经过卵圆窝到达左心房之后获得了所产生的初始图像(其例如根据映射、经由使用图5B的方法的重建而被产生)。该初始图像的总体细节分辨率很低,并且基本上只示出一个假想的内腔901(该内腔基于加权算法而被自动分派到展开的全景图像中的中心位置,该加权算法试图将分布在映射表面上的特征的“质心”置于由该映射产生的全景图像的中心)。

[0297] 导管尖端跨过左心房前进,以“摆动”模式穿过空间,其中,通常使尖端弯曲以使电极探针本身在不同方向上移位和定向。该移位用于在导管尖端前进期间扩大被采样区域的

宽度。

[0298] 探针取向的弯曲变化也影响了用于确定局部梯度的测量数据的质量,这可能是出于现在解释的原因。在此示例中(并且在图9B的示例中),所使用的电极探针是多电极探针,其中,电极彼此间隔开众所周知且固定(相对于彼此)的位置。在这种配置中,根据来自不同电极的同时读数以最小误差测得了电场梯度,因为这些电极的相对距离是已知且具有高精度的。另一方面,在不同时间获得的测量结果之间测得的梯度遭受了更大的误差,例如,由于位置确定的不确定性和/或场本身的动态变化(例如,由于心脏运动和呼吸运动)。当探针被定向成基本上垂直于场梯度时,使用低误差模式几乎无法检测到梯度,因此只能随着可以获得足够的信号来克服噪声源而缓慢地揭示出细节。然而,当探针被定向成更接近指向(或远离)梯度时,低误差梯度感测成为可能,从而允许检测到位于梯度方向上的特征。

[0299] 因此,随着测量的继续进行(优选地,立即;可选地,在停顿后),在图像中出现明显的第二孔902,与第一孔偏移大约 180° (特征902看起来是分开的,因为它跨越了使心房表面展开成全景视图的分割)。稍后在穿过(在第二行四个图像中)时,两个相对凸起区域903、904也出现。然而,相对于与已被更好地测量的方向相对应的相对后退区域,这些凸起区域可能更好地表征为(当前)“无特征”区域,以揭示梯度的特征。当新测量结果的添加导致由图9A的图像所表示的特征的质心发生变化时,所有这些特征会略微四处移动。到第三行结束时,所识别的凹陷特征以相对高的分辨率表示(例如,通常为较尖锐的边缘,以及区域901内的两个孔洞的分辨率)。然而,可用细节仍受限于受限的初始采样区域和所使用的探针定向。

[0300] 从第四行开始,在几秒钟(例如,大约5至10秒)之后,初始穿过已经完成。现在将探针朝向左心房的中部缩回,并开始有意进行导管弯曲以从不完全采样的方向更彻底地收集测量结果。结果,孔特征902现在分成两个子特征902A、902B。区域903分成两个子区域903A、903B。在揭示了区域902B中的一些新细节之后,探针朝向特征901和902A的区域定向,从而使测量最终看起来分别将其解析为左PV和右PV。这些静脉可选地是治疗目标,例如,线消融手术的目标,该线消融手术旨在用于电隔离肺静脉使得它们不再能够将可能导致不协调的收缩和/或心房颤动的脉冲传输到心房。在序列的最终图像中,探针已经返回以访问特征902B的区域(该区域现在解析为通向二尖瓣(在指示为特征902B的黑暗区域的最右侧)的明显的孔)和明显地指示LAA的另一个区域(黑暗区域902B的左叶)的位置。可选地,向用户呈现允许在特征的身份变得明显时手动标记特征的界面。可选地,特征是基于其单独地特性和/或与其他所解析特征相比较地特性而自动识别的。

[0301] 应当注意,在此阶段,血管的舒张水平通常小于1cm左右。为了其他细节的更大深度和分辨率,可以使测量探针前进以单独访问左心房壁上示出的特征,例如,如关于图11A至图11D所描述的。

[0302] 转到图9B,在电极探针经由卵圆窝进入左心房时(再次,通过重心算法设置全景视图的取向),最初可见两个孔状特征911、912和一个凸起区域913(实际上为“无特征”区)。对测量结果的穿过模式(尖端弯曲地前进)收集引起对该图像的细化,直到大约第二行的第二图像。特征912的方向(靠近图像的下中部)被选择作为细化的第一目标,并且探针被定向成该方向。这允许特征912被解析成两个不同的孔912A、912B,其中,凸起区域913获取一些特征纹理并且在其间突出。到第三行的最后一个图像时,探针已经被定向成用于探索特征911

的方向的梯度,该特征被揭示为与特征912B部分地合并。最终图像(右下方)揭示了区域912A内的右肺静脉(在那里明显变暗的两个叶对应于右上肺静脉和右下肺静脉的口)。左肺静脉的口在与左心耳(对应于特征911)公共的凹处中彼此相邻(包括特征912B)连接,其间具有凹陷的脊。凸起区域913保持在左肺静脉口与右肺静脉口之间延伸的无特征范围。另一个凹处914也变得明显,显然与二尖瓣的特征相关联。

[0303] 应当理解,关于图9A至图9B讨论的映射细化方法也可以与其他映射信息源集成。在一些实施例中,将来自接触映射的数据(其中,壁的确切位置通过力、阻抗或在传感器与内腔壁接触时改变的另一性质的某些特征来获知)替换为在一定位置处的远程映射数据,在这些位置处,该数据可用于和/或用于帮助设置应用于重建的特征的相对比例,该重建用于产生全景图像或封闭表面心外膜图像的基础。图11A至图11D中示出了通过附加的探索来增强的映射的示例。例如,图11D中的RSPV和RIPV的口内可见的双孔是测量探针基本上在口本身中探索的结果。而且,特别是在图11A和11C中突出的纵向延伸的PV延伸超过1cm,这可能是仅使用远程测量数据的映射的近似极限。

[0304] 图11B的明显的远程成像特征被指示为食管隆起37。尽管显示了这种隆起,但其不一定会在图像中指示的实际表面上被找到——准确地说,他们是位于表面后面的显著场影响特征(食管)的结果。在一些实施例中,通过接触测量所测得的表面的位置与图像中所指示的同一表面的位置之间的不匹配被用于识别在表面后面存在特定的解剖学特征(诸如食管)。

[0305] 食管位置是用于避免消融手术引起的并发症的考虑因素,因为在消融手术期间造成的对食管的烧伤或其他损害可能会导致严重到足以造成死亡的情况。

[0306] 食管包括在其中具有一些空气的内腔,因此相对导电特性与血液的相对导电特性(导电性较低)相反。这导致指向其方向的电场梯度的部分的外观出现降低的梯度/分隔更宽的场线。直接从腔内探针(在一些实施例中,与用于消融的探针相同)检测到食管的可能性是简化手术的潜在优势,和/或提供了可能更准确的避免食管意外消融的能力。对应于右心房(未示出)内进行的映射,存在于腔表面本身之外的另一个重要的解剖结构是主动脉,该主动脉也不应当受到治疗的损害,并且在远程阻抗映射的图像中,可以看到该主动脉为在(实际上光滑的)右心房壁上明显的部分圆柱形的凹陷。在一些实施例中,通过将探针移动到足够接近变形的表面,并且观察到当探针与壁接触时探针处于与由非表面引起的变形所指示的位置不同的位置来证实这种非表面引起的表面变形的解剖源。

[0307] 可选地,映射的产生使用门控(例如,通过心跳和/或呼吸数据)作为输入来选择和/或校正用于产生映射的测量数据。图13中示出了使用心跳相位门控来产生电影的帧序列的示例,其示出了在心跳周期过程内的运动。

[0308] 针对图像目标使用增加的测量进行的图像细化

[0309] 现在参考图10,该图是示意性地展示了根据本披露的一些实施例的用于使用腔内测量来引导到身体区域(例如,内腔壁)的方法的流程图。

[0310] 在一些实施例中,可获得来自不同成像模式的图像数据(可选地包括例如根据身体区域的重建来构建的图像数据),该图像数据可以使用利用远程阻抗映射(和/或例如根据关于图1描述的方法的另一场类型的远程映射)识别的参考结构的位置来与探针的当前参考帧配准。更一般地,远程场图的特征的相对布置可选地用于帮助确定针对任何实例的

配准参数,在该实例中,将会相对于还包括相同特征的表示的一些其他数据表示(在距离上和/或基于其相对角位置)来放置探针位置(相对于映射是众所周知的,因为其用于生成映射)。

[0311] 远程阻抗感测映射也可以用于非成像应用,以生成用于使导管探针移动到达特定目标区域的指令。这些指令可以采用对用户的指令(例如,显示器上的指示符)和/或适用于由自动(机器人)导航系统使用的指令的形式。

[0312] 在框1010处,在一些实施例中,产生包括目标的指示用于导航(例如,在映射中所表示的特征,如同图9A的特征901、902A、902B之一或其任何子区域)的初始图。该初始图使用来自体内探针的测量结果来产生,该体内探针例如根据图1的方法被导航到目标。

[0313] 在框1012处,在一些实施例中,提供导管运动方向的指示。可选地,该指示被示出为相对于根据非远程阻抗成像源生成的映射配准图像(诸如,MRI、CT和/或超声图像)的方向。可替代地或另外地,该指示被提供为如何操纵导管本身的指令。指令的生成可选地考虑到所使用的导管的特定机械行为。可以将指令提供给人类操作员和/或机器人操作员。

[0314] 在框1014处,在一些实施例中,基于框1012的指示,在初始目标的方向上移动探针。

[0315] 在框1016处,在一些实施例中,在探针移动期间和/或之后进行测量(例如,如关于图1的框110所描述的)。这可能导致目标区域的分辨率提高;例如,因为探针现在可能朝向目标定向,并因此利用沿着几乎平行于梯度的轴间隔开的电极进行测量。

[0316] 在框1018处,在一些实施例中,使用至少新的测量结果来产生新映射。而且,在框1018处,在一些实施例中,可选地评估新映射以用于映射内目标的演变(与先前的映射相比较)。例如,初始的单个目标内腔可以解析为两个目标内腔。可选地,相应地(例如,自动地)更新当前目标,以选择由当前治疗计划或用户的选择所指示的上或下PV。

[0317] 流程图移动到框1022。如果移动完成,则流程图结束。否则,流程图返回到框1012,其中,目标方向的指示更新。

[0318] 其他内腔传感器和非内腔传感器和/或目标配置

[0319] 出于描述的目的,本文提供的示例总体上涉及从第一区域映射包括体腔(例如,心脏腔室、胃肠系统的内腔、脑室或包括中空区域的其他身体部位)的较远的第二区域。通常在示例中将第一区域本身示出为位于第二区域的中空体内。

[0320] 然而,可以很容易理解的是,在一些实施例中,第一区域可以是体内中空体的在作为映射的目标的第二区域附近(包括其外部)而非在该第二区域内的一部分。例如,第一区域可以是腹膜内空间,并且第二区域可以是诸如肝脏、肾脏、子宫或其他器官等腹部器官。在此配置中,第二区域本身不需要包括中空体。

[0321] 此外,在一些实施例中,第一区域也不需要位于中空体内。例如,可以将电极放置在进入实体组织区域(脂肪、肺、肌肉、并且甚至可能骨骼)的针上。允许对场测量(例如,电场测量和/或磁场测量)的局部区域进行采样的探针传感器移动可以通过实体组织的自然运动和/或相对于实体组织的自然运动、组织由于嵌入传感器而产生的颤动、和/或传感器在其插入轨道允许的任何有限位置范围内的移动来实现。

[0322] 感测探针甚至不必一定定位在体内位置。例如,基于电场和/或磁场的跟踪方法可以被配置成使用被定位在活体外部的探针来工作。可以在这样的体外区域内移动探针,从

而允许探针在该区域内的几个已知位置处进行测量。然后可以按照针对腔内配置的描述(尽管只针对感兴趣的身体所占据的一侧)对测量结果集进行分析。应当注意,这种配置可以与在目标区域周围间隔开的传感器、或者甚至在围绕包围物内的目标身体区域的圆周路径中移动的传感器区分开,只要传感器在其中移动以对场进行采样的区域位于成像区域的一侧即可。虽然这可能降低重建例如身体的完整断层部分的能力,但是对于映射相对靠近身体表面布置的结构存在潜在优势。

[0323] 其他场类型

[0324] 出于描述的目的,本文提供的示例总体上涉及基于探针上的一个或多个电极的电感测来进行映射。然而,应当理解,相同的原理适用于其他场的测量,并且根据需要进行改变。磁场提供了在若干方面与电场相似的示例,例如,磁场可以在源和汇(磁极而不是电荷)方面进行描述,遵循平方反比定律,并且根据其所穿过的介质而经受某种程度(尽管可能不如在生物组织的情况下多)的失真。

[0325] 其他结构特征和相关的测量/分析方法

[0326] 出于描述的目的,本文中提供的示例总体上涉及使用场特性来推断待映射的目标身体区域的形貌结构(几何结构)(例如,内腔壁的形状)的映射。然而,应当理解,对此没有特别限制。具体地,形貌结构可以从电场数据(例如)中得到,因为充满腔的流体(例如,血液、水和/或空气)与腔本身的组织壁之间存在足够大的介电特性差异。然而,不会表现为形貌边界的介电特性(被选取作为影响特定场类型的特性的材料性质的一个示例)也可能存在差异。例如,在心脏组织中,可能会在带瘢痕的心肌组织与健康的心肌组织之间观察到阻抗差异。在一些实施例中,处理较远区域内的场测量结果包括用于揭示不同组织区域之间的这种微结构差异的处理。

[0327] 在一些实施例中,揭示这些差异包括在多种不同的电场频率下执行测量,这可能有助于区分不同组织类型之间的频率相关的介电特性差异。所执行的处理可选地包括差异步骤,例如,比较两种不同频率下的失真差异,作为放大可归因于解剖学结构的特定材料成分的场失真特征的方式。

[0328] 质量指示

[0329] 应当注意,基于在较局部区域内的场测量结果而获得的远程图像可能至少包括映射质量的一些隐含指示,因为这些远程图像从细节的较不详细/较不清晰的表示发展为细节的较详细/较清晰的表示。操作员还可以观察图像是否/如何随时间推移而发生变化,以形成对从其得到图像的映射的当前质量的隐含判断。

[0330] 在本发明的一些实施例中,除了可以通过检查根据映射产生的图像本身来确定的内容之外,还提供了当前估计的映射质量的明确指示。在一些实施例中,根据一个或多个合适的度量自动估计质量;例如:基于映射中(整体和/或特定区域中)所使用的样本的数量、映射和/或映射区域结果的收敛可变性(例如,随着映射的更新,在最近一段时间内映射变化了多少)、用于产生映射的场测量结果样本内的估计噪声(例如,从附近位置获取的测量结果内的估计信噪比)和/或映射质量的另一度量。

[0331] 在一些实施例中,通过呈现至少一个比例尺将映射质量表示给操作员,这些比例尺表示所实施的一个或多个质量度量。可选地,比例尺与映射的图像一起呈现(例如,呈现为叠加图),或作为单独显示器上的指示。可选地,通过另一种视觉指示来表示映射质量,例

如,数字、图标、和/或颜色序列、和/或诸如图标和/或颜色等阈值指示符(超过/尚未超过某一质量阈值)。在一些实施例中,通过一个或多个听觉音调来用信号表示映射质量。

[0332] 在一些实施例中,例如通过改变图像表示的色调、饱和度和/或强度在映射表示的图像本身上呈现映射质量的指示。在一些实施例中,图像质量被表示为在质量上与前一图像的差异。例如,以图像表示的色调、饱和度和/或强度的差异示出了最近更新过质量的区域。

[0333] 用于基于位置参考的场测量结果集的远程成像的系统

[0334] 现在参考图12,该图示意性地表示了根据本披露的一些实施例的用于基于场感测来对身体区域进行远程映射的系统1。

[0335] 示出了能够感应可测量场4A、4B、4C的系统部件的几个说明性示例,这些可测量场延伸穿过活体2的目标区域50(例如,患者心脏的左心房)。在电场的情况下,例如,可测量场可以是被测量为例如在该场的范围内的位置处、在一个或多个探针电极上产生的电信号,并且可以被测量为电压、阻抗、电流、相位、频率或可归因于场对探针电极的影响的其他特性。

[0336] 一对或多对体表电极5可选地用于感应一个或多个时变(例如,射频)的电场4A。导管探针5A的一个或多个感应电极可选地用于生成一个或多个时变电场4C。可选地,定位在目标区域50外部的导管探针5A的一个或多个感应电极用于生成一个或多个时变电场。电磁线圈5B可选地用于生成一个或多个磁场4B。使用一个或多个场发生器1210来生成(任何类型的)场。可选地,由场发生器1210生成的场也用于位置跟踪,并且为此目的,场发生器1210被配置为与位置跟踪器1212通信。

[0337] 探针11(可选地,电极导管探针)与定位装置9(例如,导管)一起使用,以控制(多个)场传感器1203(其在一些实施例中包括一个或多个电极3)的定位。当(多个)传感器1203定位在测量区域1201内时,传感器感测一个或多个场(例如,场4A、4B和/或4C)的局部状况。可以通过场测量器1214将感测到的状况转换成数值测量结果,并且可以将这些测量结果传输到测量结果/位置累积器1216。可选地,场测量器1214与位置跟踪器1212功能连通(例如,在探针11的局部场环境用于通过位置跟踪器1212进行位置跟踪的实施例中)。

[0338] 在一些实施例中,直到通过测量/位置累积器1216收集数据为止,这些部件的操作(以所使用的任何配置)对应于图1的框110。

[0339] 测量/位置累积器1216可以被配置用于将测量结果传递到映射、重建和/或图像构建器1218。构建器1218可以包括处理器、存储器和处理指令,这些处理指令当被执行时使处理器产生目标区域50的映射,例如,如关于图1的框112所描述的。可选地,构建器还被配置用于产生目标区域50的3D重建、和/或直接根据映射和/或根据3D重建生成的目标区域50的图像。测量/位置累积器1216和构建器1218可选地用于本文中(例如,关于图6、图8和/或10)所描述的其他方法,以继续累积测量结果并在手术过程中产生新的图像。在一些实施例中,构建器1218被提供为模块化设备(例如,包括处理指令、处理器和/或存储器),其被配置用于(例如,从单独提供的电场测量器1214和/或位置跟踪器1212)接收电场测量结果和/或位置跟踪信息,并由此产生图像。

[0340] 显示接口1220可以包括用于示出通过构建器1218产生的图像的显示器。可选地,显示接口1220是通用用户接口(另外包括诸如鼠标、键盘和/或其他输入设备等输入设备)

的一部分,其被配置用于允许与所产生的图像进行交互(例如,以改变诸如比例和视角等查看参数)。

[0341] 基于位置参考的场测量结果集的心跳相位成像的成像

[0342] 现在参考图13,该图示出了根据本披露的一些实施例的基于远程场感测映射来生成的跳动左心房的电影的选定帧。

[0343] 行1301、1302、1303中的每一个示出了跳动的左心房的电影图像的一组四个单独的帧。所示出的十个图像本身是从表示一个心跳周期的原始的一组75个图像中提取的。通过合并来自约10个心跳周期的数据来生成所表示的心跳周期,其中,根据获取测量结果的心跳周期所属的阶段来将该测量结果分割成不同的帧。特别值得注意的是与二尖瓣36相对应的结构。在行1301的开始处,瓣膜36是打开的(向下),可见为在相邻肺静脉的线下方的凸起。在行1302的开始处,瓣膜36再次关闭。可以在整个周期中跟踪瓣膜的运动(其在完成行1303之后返回到行1301)。

[0344] 总体而言,图13的帧表示用于产生心跳相位解析图像、从而可能允许在导管手术期间生成功能状态和/或疾病状态的导管探针测量图像的选项。此选项的一种潜在用途在于,检查在手术期间患者的心脏是否出现部分麻痹,这可能导致并发症,因而在手术恢复期间需要额外的医疗照顾。

[0345] 通用

[0346] 如本文中关于数量或值所使用的,术语“约”是指“在 $\pm 10\%$ 以内”。

[0347] 术语“包括(comprises)”、“包括(comprising)”、“包含(includes)”、“包含(including)”、“具有(having)”及其同源词意指:“包括但不限于”。

[0348] 术语“由……组成”意指:“包括但不限于”。

[0349] 术语“基本上由……组成”是指组合物、方法或结构可以包括额外的成分、步骤和/或部分,但仅在所述额外的成分、步骤和/或部分并不实质性改变所要求保护的组合物、方法或结构的基本和新颖特征的情况下。

[0350] 如本文中所使用的,单数形式“一个”、“一种”和“所述”包括复数指示物,除非上下文另外清楚地指出。例如,术语“化合物”或“至少一种化合物”可以包括多种化合物,所述多种化合物包括它们的混合物。

[0351] 词语“示例”和“示例性”本文用于是指“用作示例、实例或展示”。被描述为“示例”和“示例性”的任何实施例不一定被解释为比其他实施例优选或有利、和/或排除纳入来自其他实施例的特征。

[0352] 词语“可选地”本文用于意指“在一些实施例中提供而在其他实施例中未提供”。除非这些特征冲突,否则任何特定实施例可以包括多个“可选”特征。

[0353] 如本文中使用的,术语“方法”是指用于完成给定任务的方式、手段、技术和程序,包括但不限于化学、药理学、生物学、生物化学和医学领域的从业者从已知的方式、手段、技术和程序已知的或容易开发的方式、手段、技术和程序。

[0354] 如本文中所使用的,术语“治疗”包括消除、显著地抑制、减缓或逆转病症的进展;显著地改善病症的临床或美学症状;或显著地防止病症的临床或美学症状的出现。

[0355] 遍及本申请,可以参考范围格式来呈现本披露的实施例。应当理解,范围格式的描述仅仅是为了方便和简洁,并且不应被解释为对本披露范围的不可改变的限制。因此,对范

围的描述应当被认为是具有确切披露的所有可能的子范围以及所述范围内的单独数值。例如,比如“从1到6”的范围的描述应被认为具有具体披露的子范围(比如“从1到3”、“从1到4”、“从1到5”、“从2到4”、“从2到6”、“从3到6”等)以及这个范围内的各个数(例如1、2、3、4、5和6)。无论范围的广度如何,这都适用。

[0356] 每当本文指示了数值范围(例如“10-15”、“10至15”,或由另一个此类范围指示所联系的任何数字对)时,意味着包括所指示范围极限(包括范围极限在内)内的任何数(分数或整数),除非上下文另有明确规定。短语在第一指示数与第二指示数之间的“范围/变化范围/范围内”、以及在第一指示数“到”、“直到”、“直至”或“及至”(或另一个这样的指示范围的术语)第二指示数的“范围/变化范围/范围内”本文可互换地使用,并且意指包括第一与第二指示数以及它们之间的所有分数和整数。

[0357] 虽然已经结合其具体实施例描述了本发明,但显然,许多替代方案、修改和变化对于本领域技术人员将是清楚的。因此,旨在包括如落入所附权利要求的精神和宽范围内的所有此类替代方案、修改、和变化。

[0358] 本说明书中提及的所有披露文献、专利和专利申请的全部内容均通过援引并入本说明书中,其程度如同每个单独的披露文献、专利或专利申请被具体和单独地指示为通过援引并入本文。此外,本申请中对任何参考文件的引用或识别不应解释为承认这种参考文件可用作本发明的现有技术。在使用章节标题的程度上,它们不应被解释为必然限制。

[0359] 应当理解,为清楚起见,在本披露内的单独实施例的背景下描述的某些特征也可以在单一实施例中组合提供。相反,为简洁起见,在单一实施例中的背景下描述的各种特征也可以单独提供或以任何适合的子组合提供,或者按照本披露的任何其他所描述实施例中的适合方式。在各个实施例的背景下描述的某些特征不被认为是那些实施例的必要特征,除非所述实施例在没有那些元件的情况下不起作用。

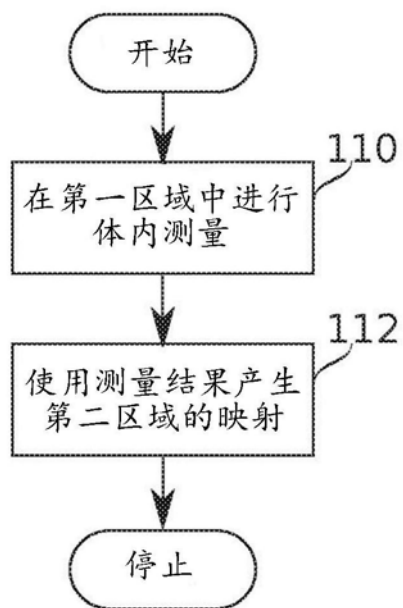
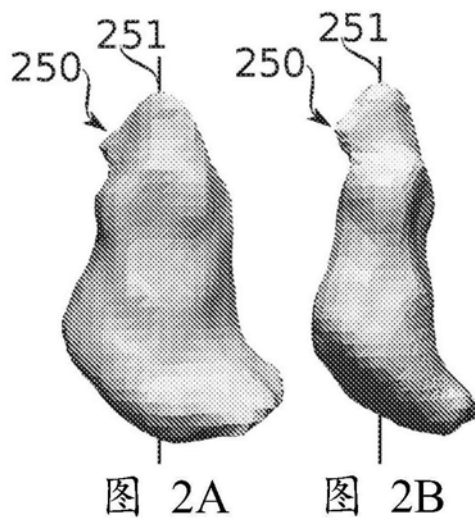


图1



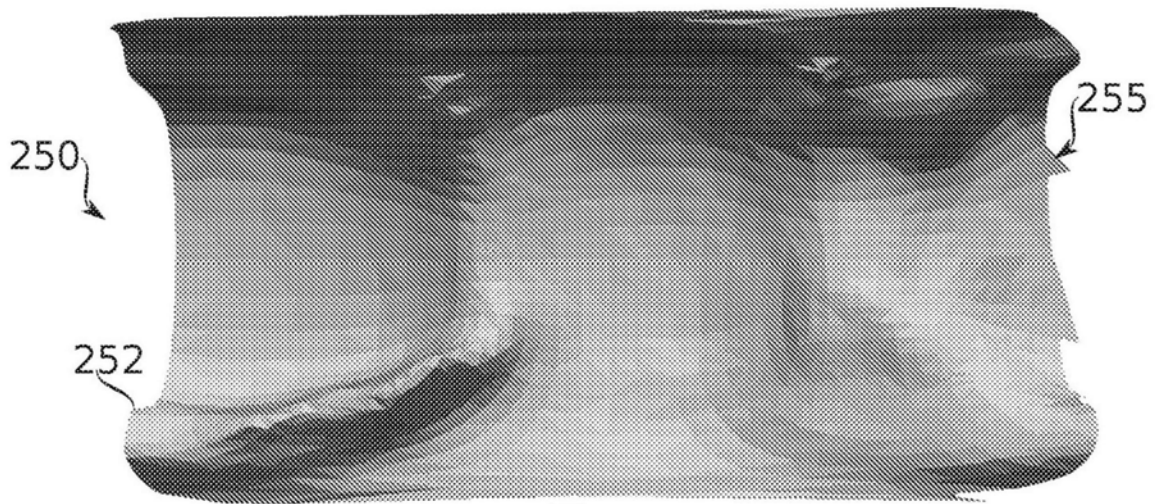
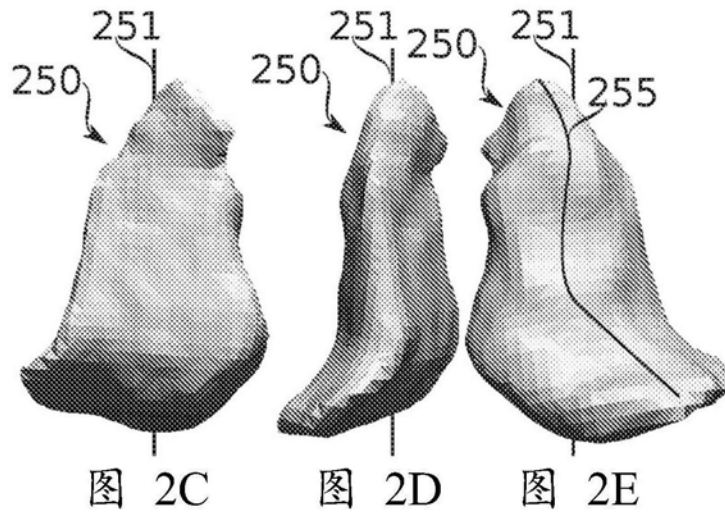


图2F

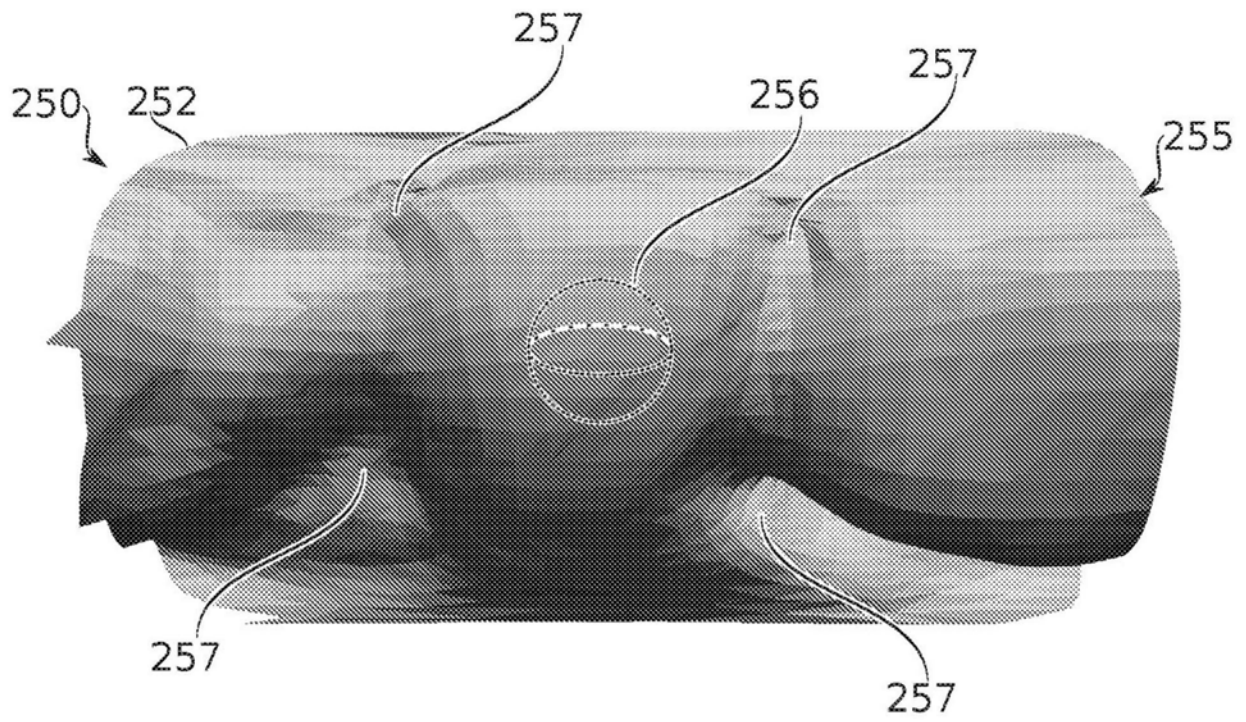


图2G

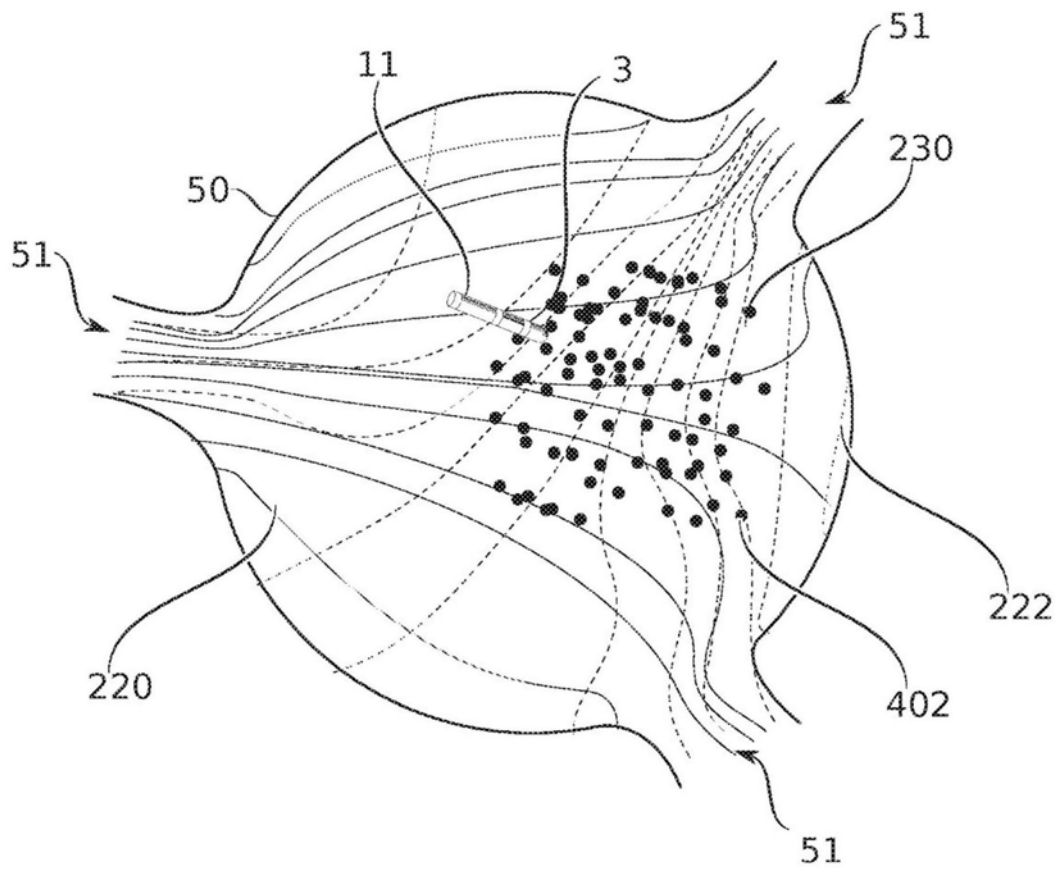


图3A

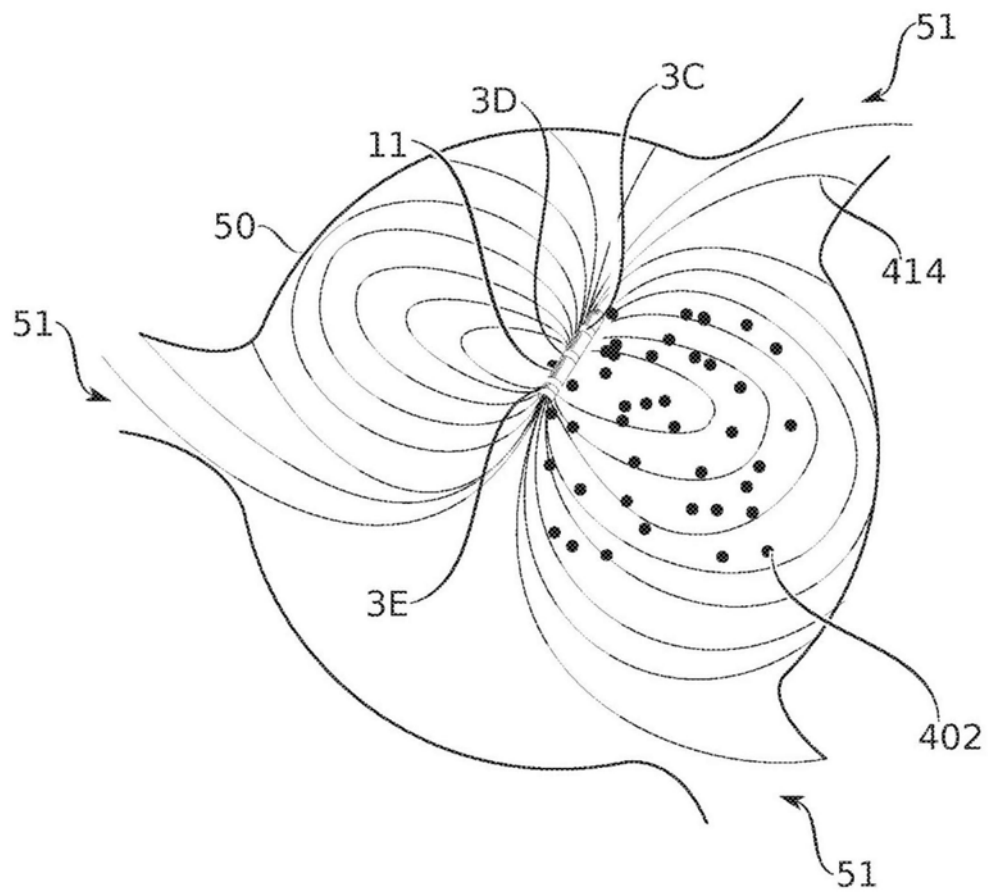


图3B

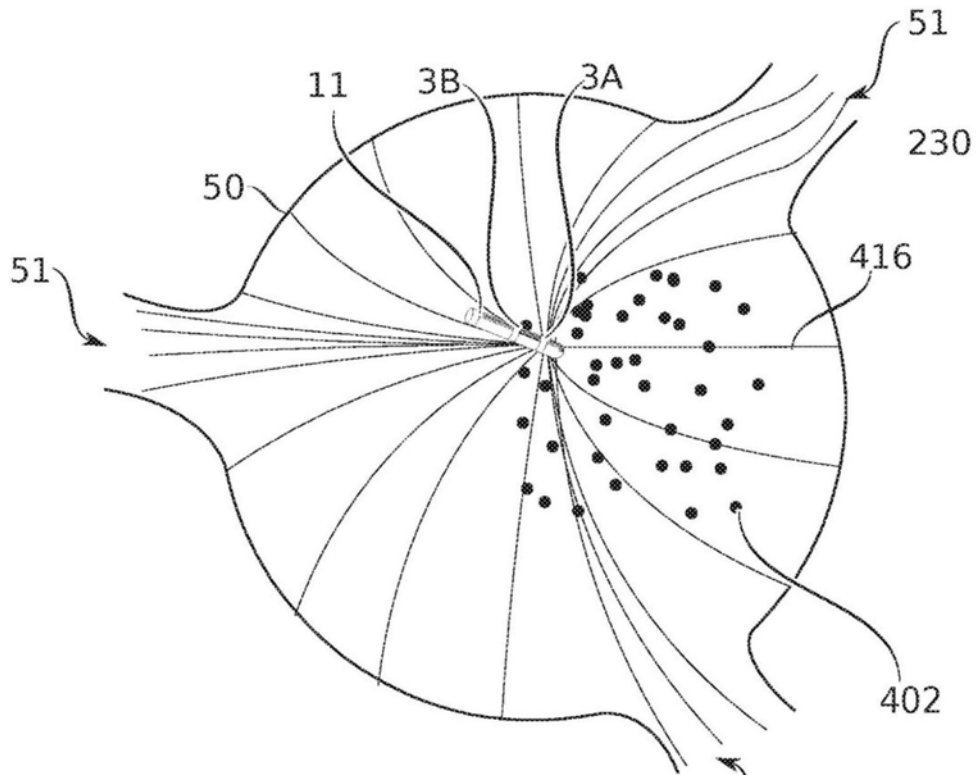


图 3C

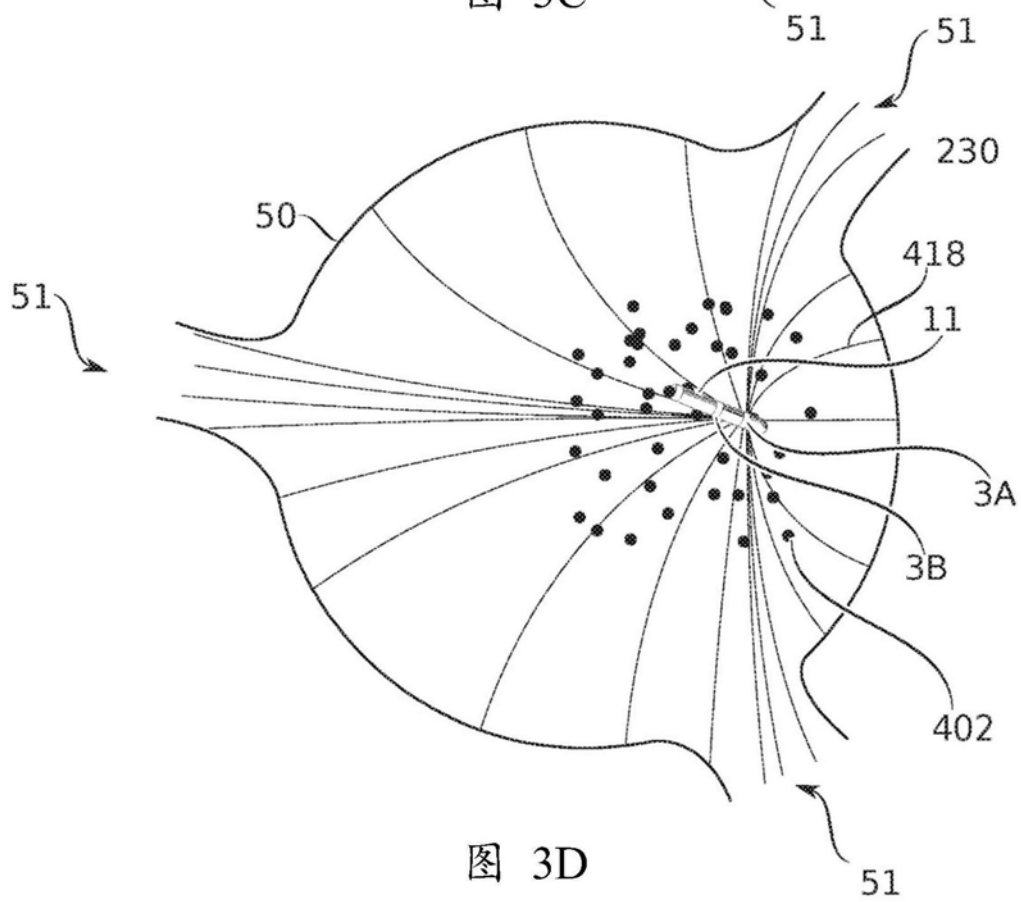


图 3D

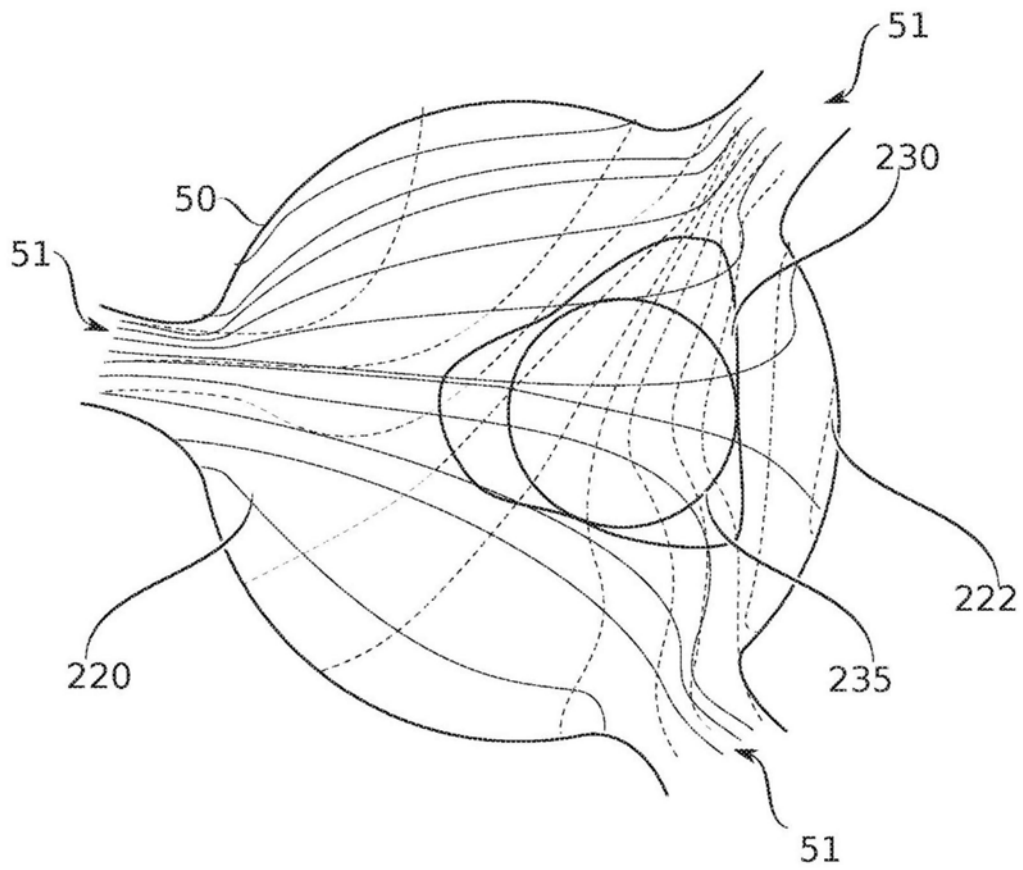


图4A

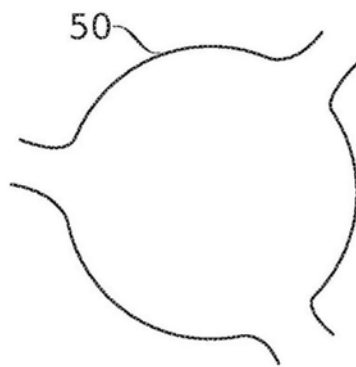


图4B

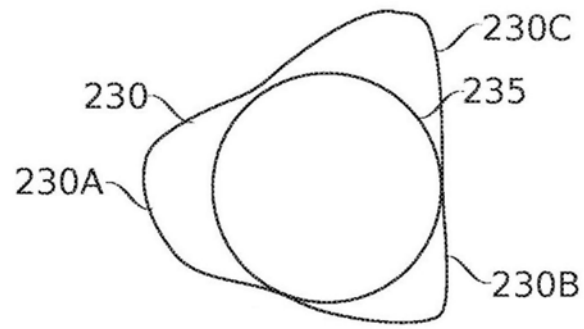


图4C

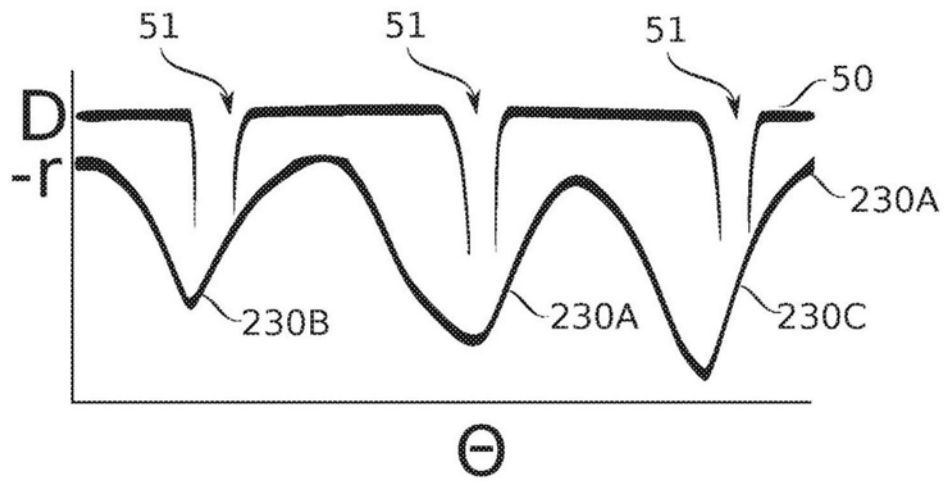


图4D

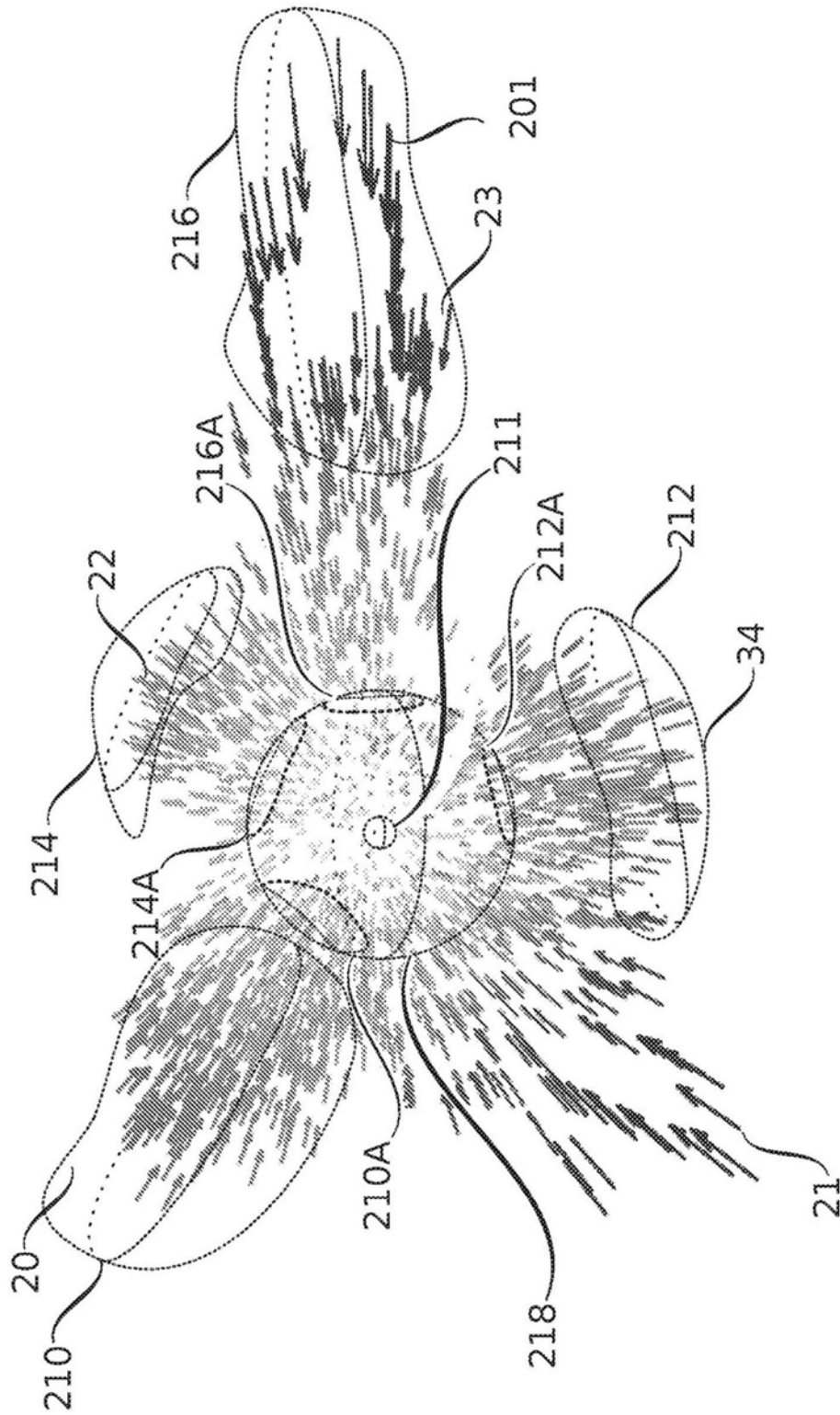


图5A

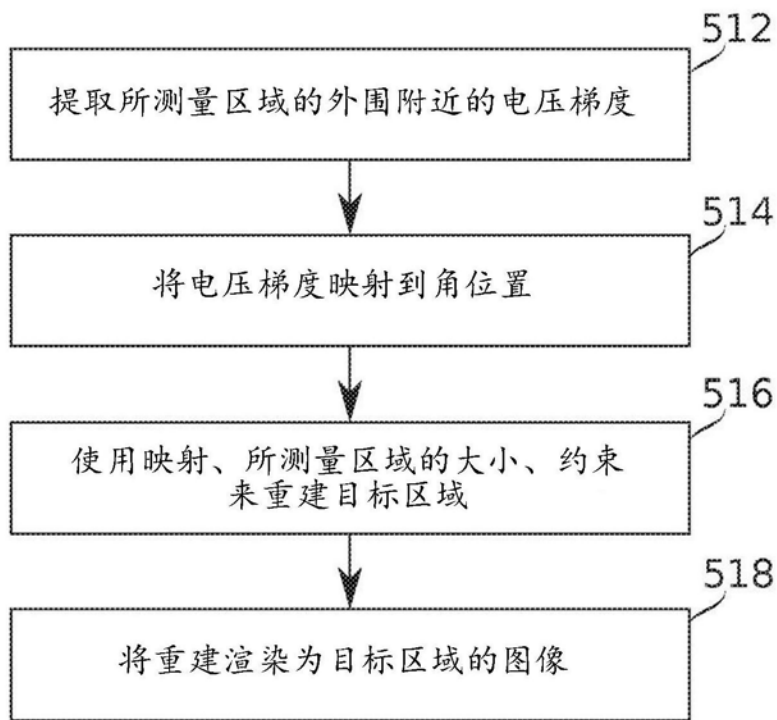


图5B

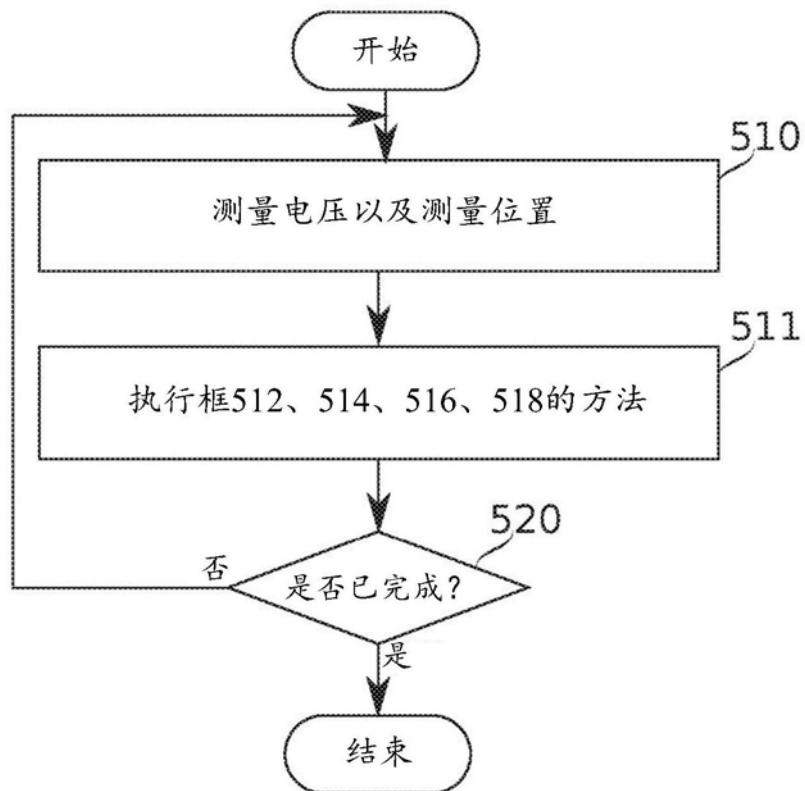


图5C

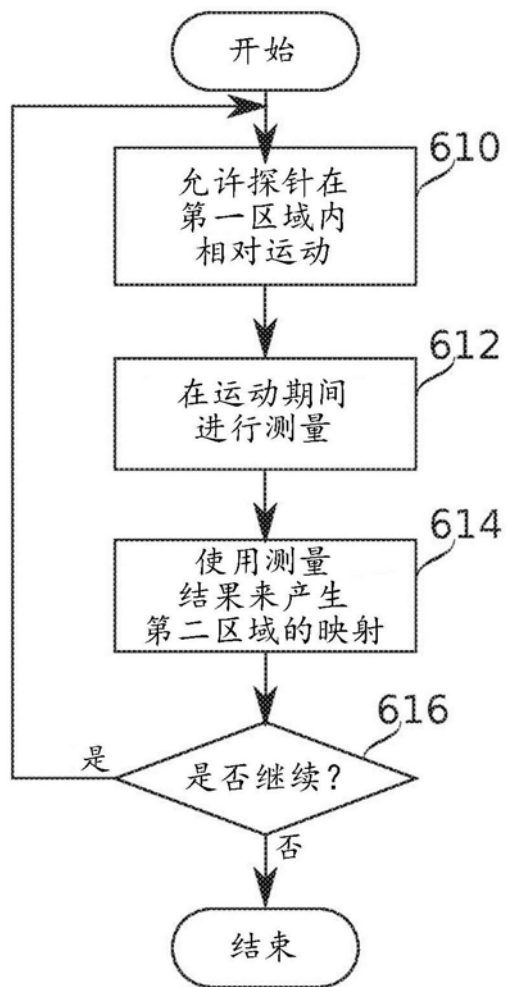


图6

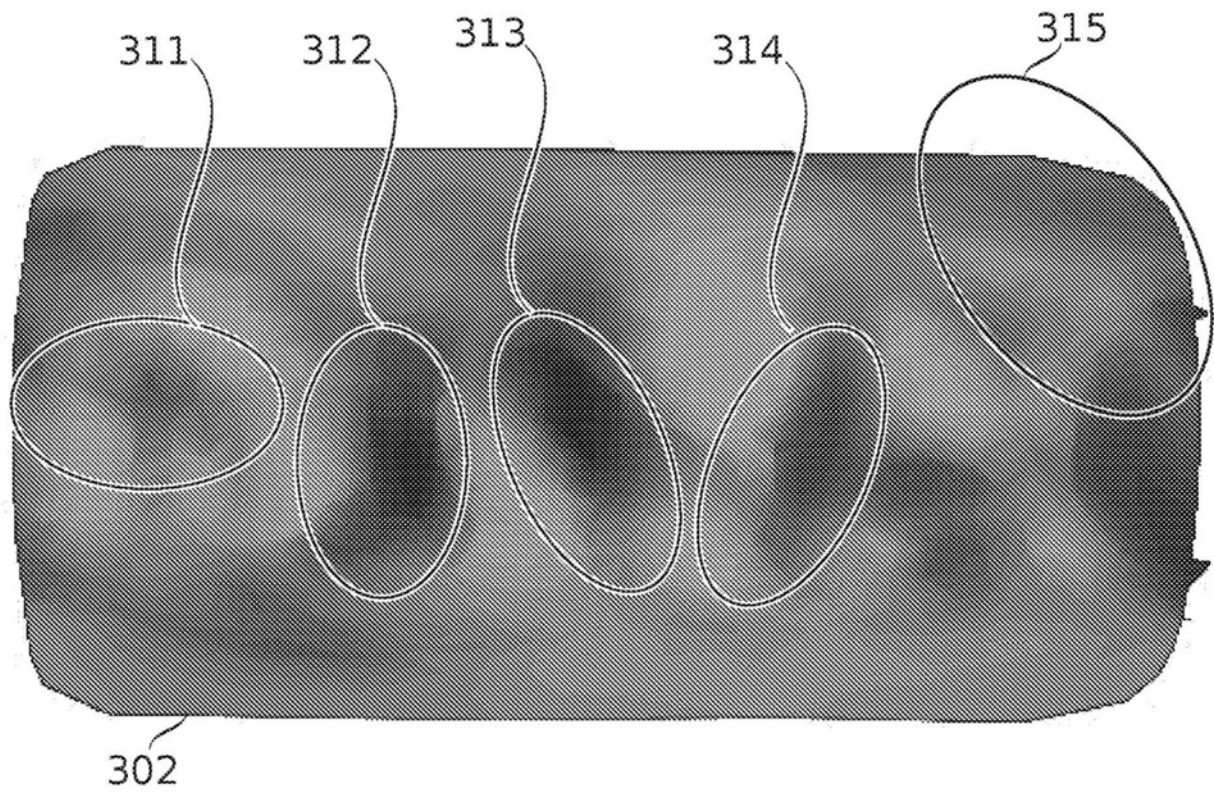


图7A

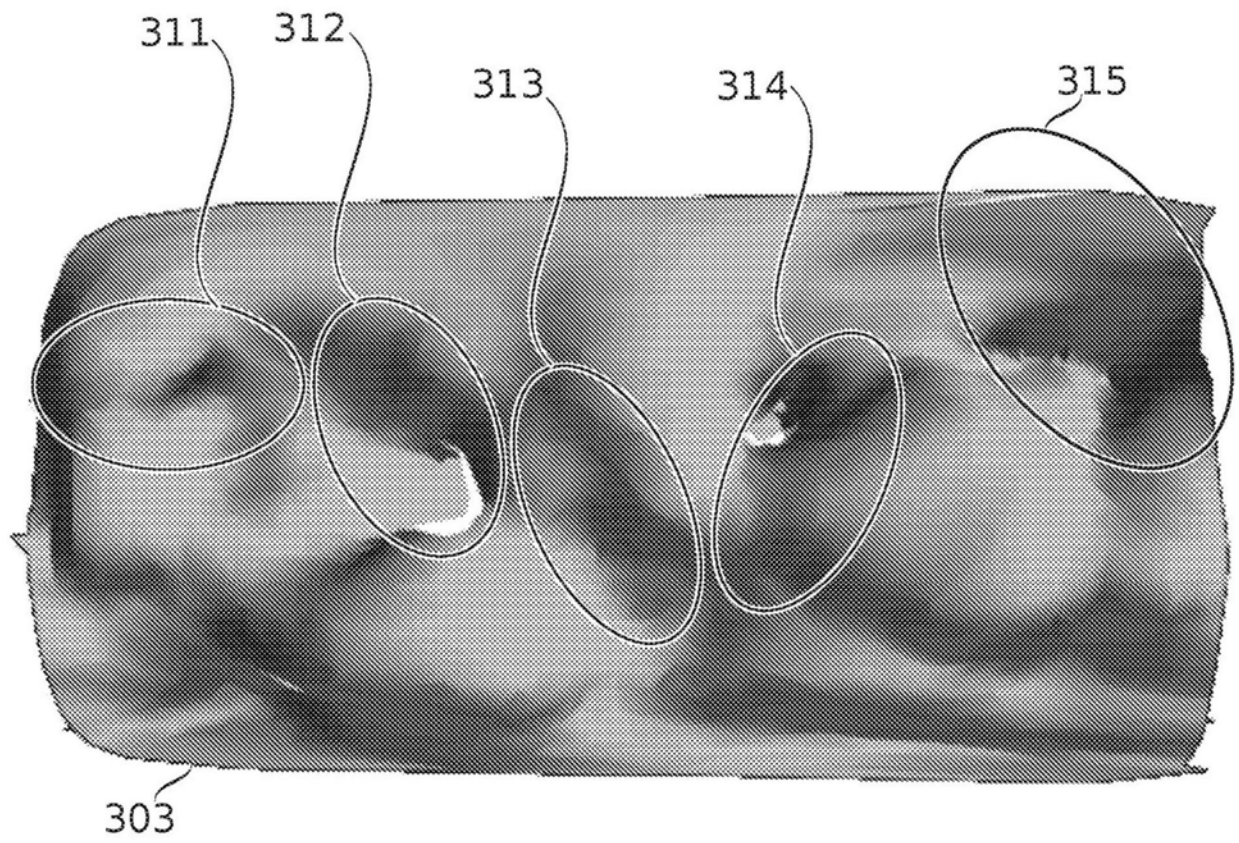


图7B

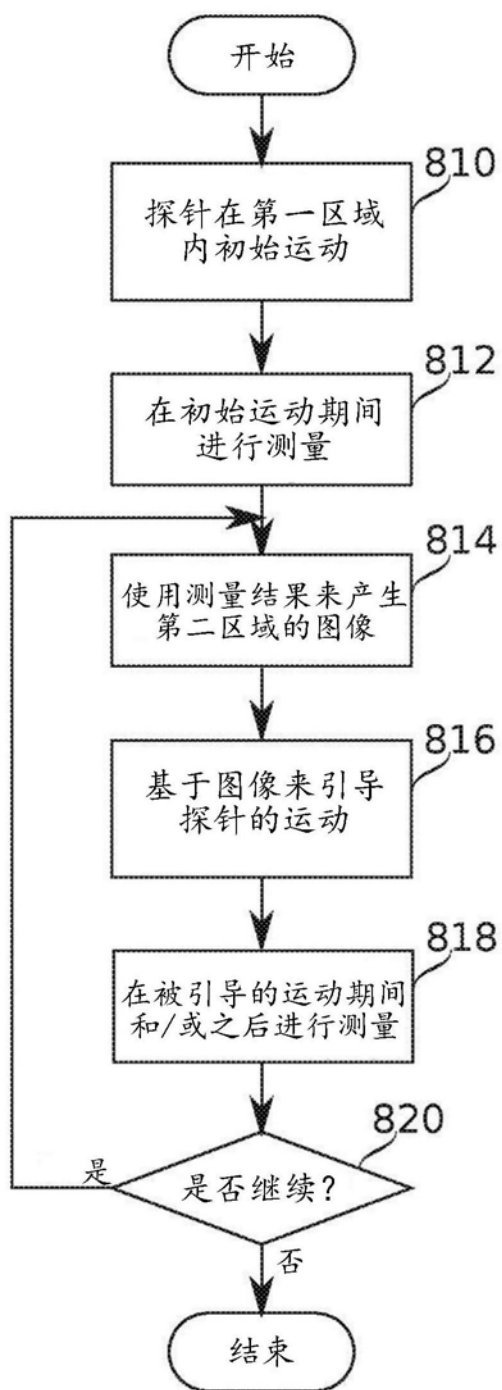


图8

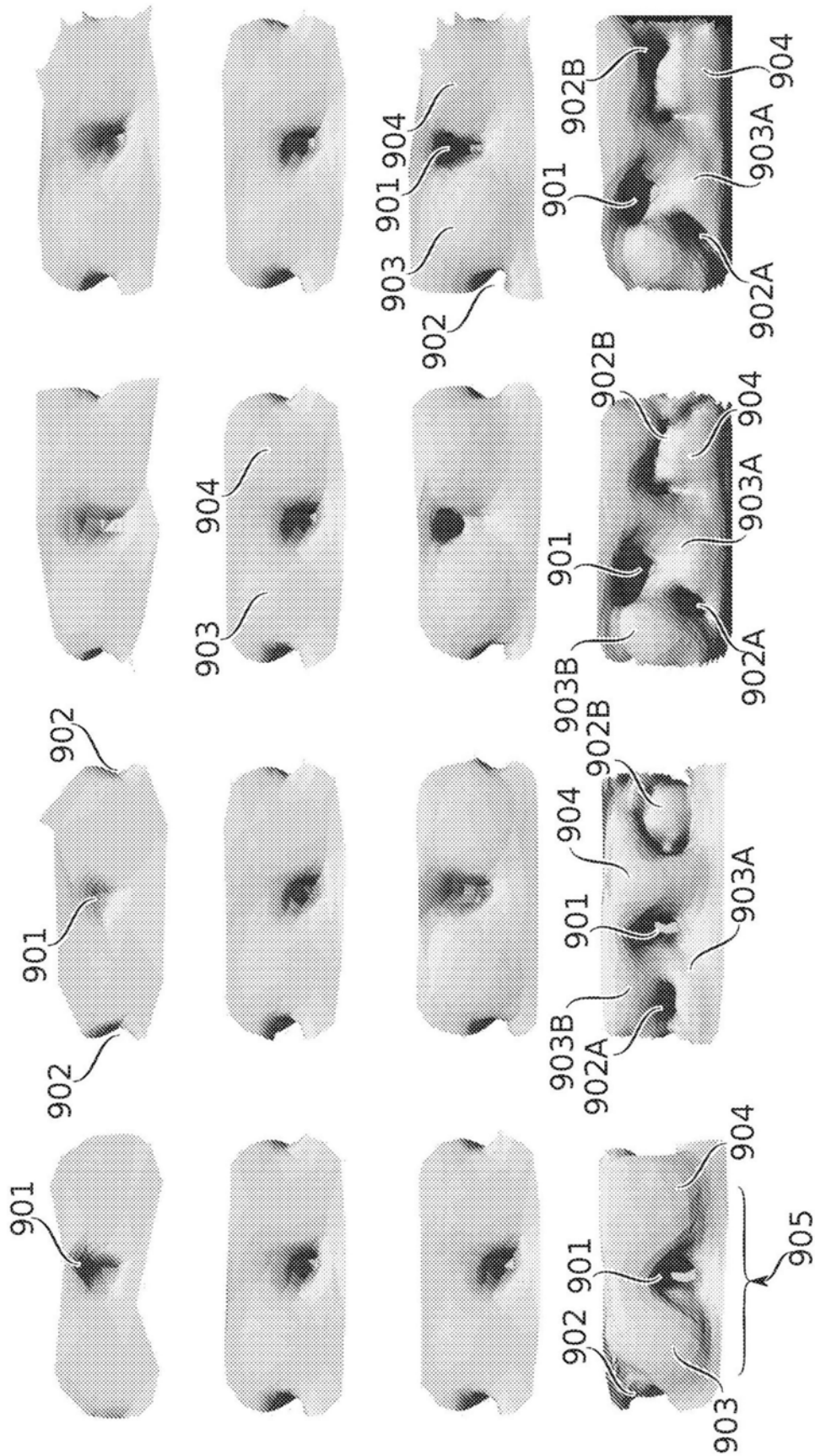


图9A

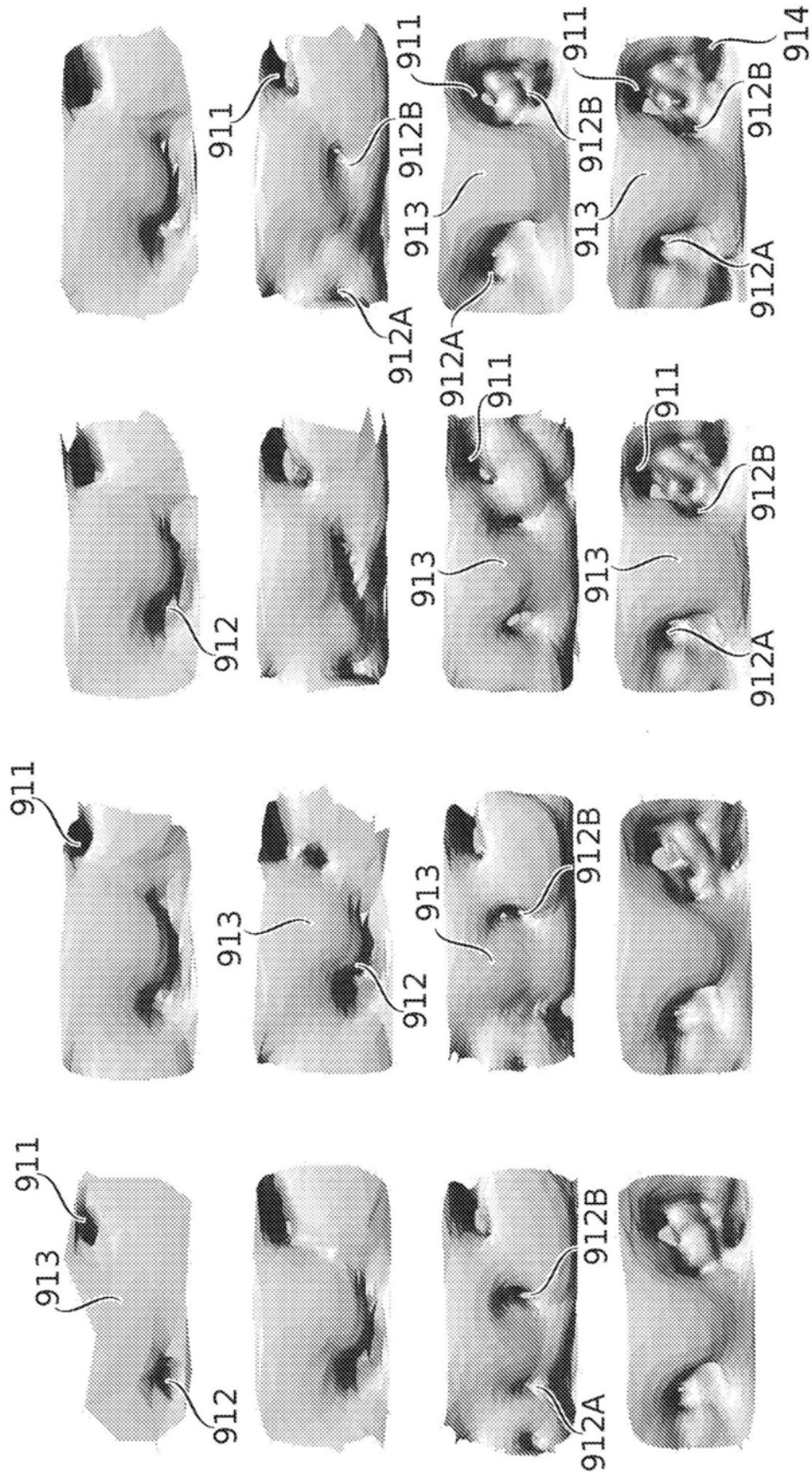


图9B

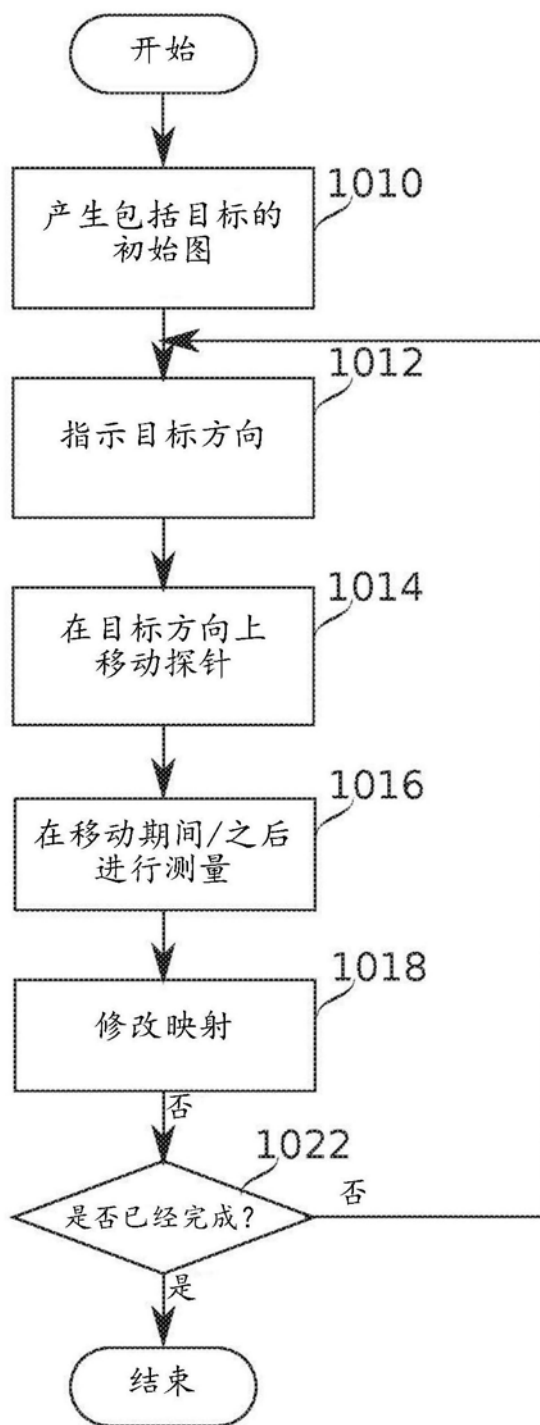


图10

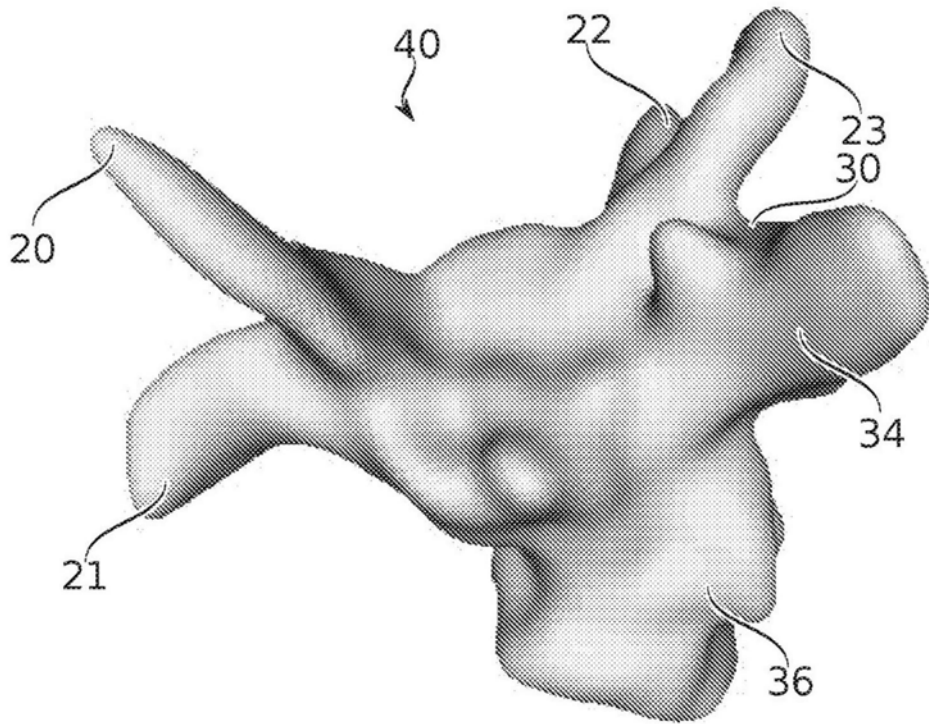


图11A

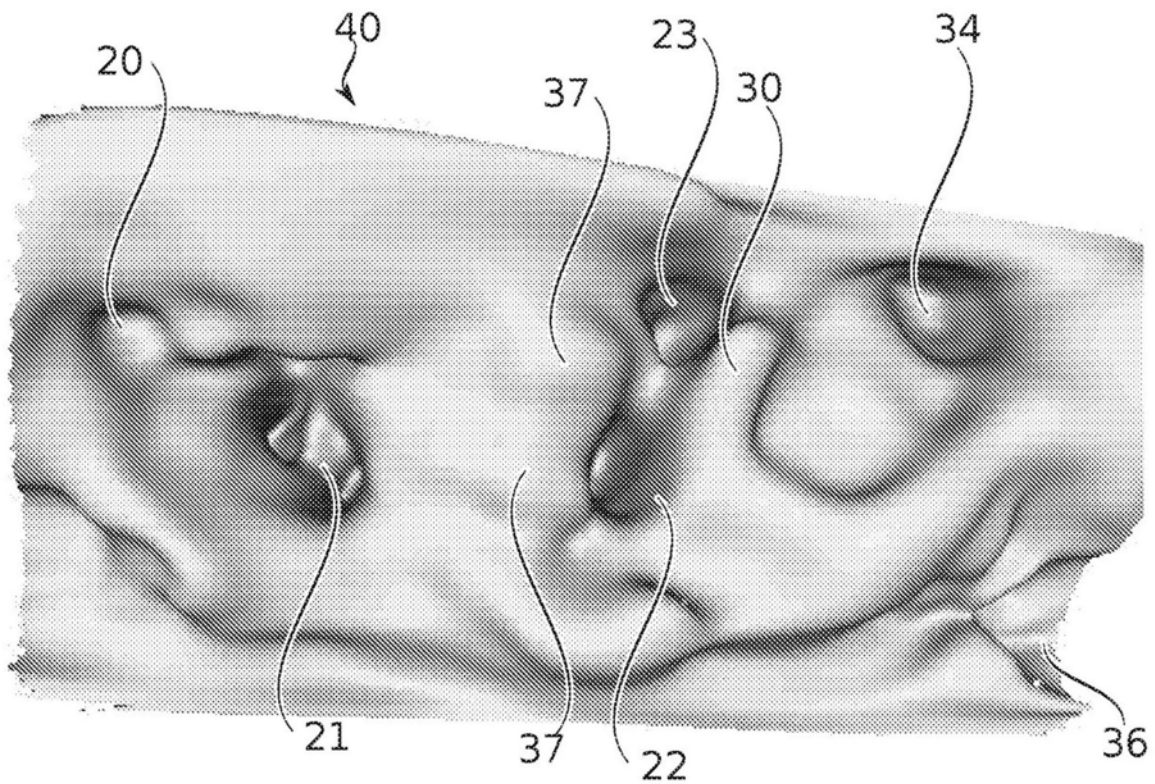


图11B

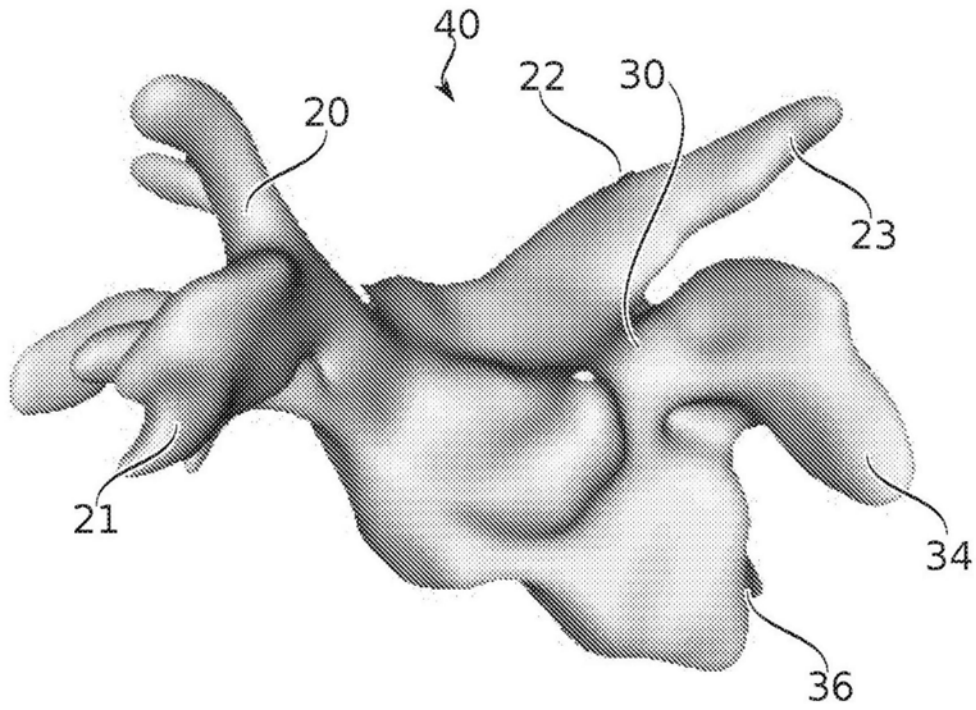


图11C

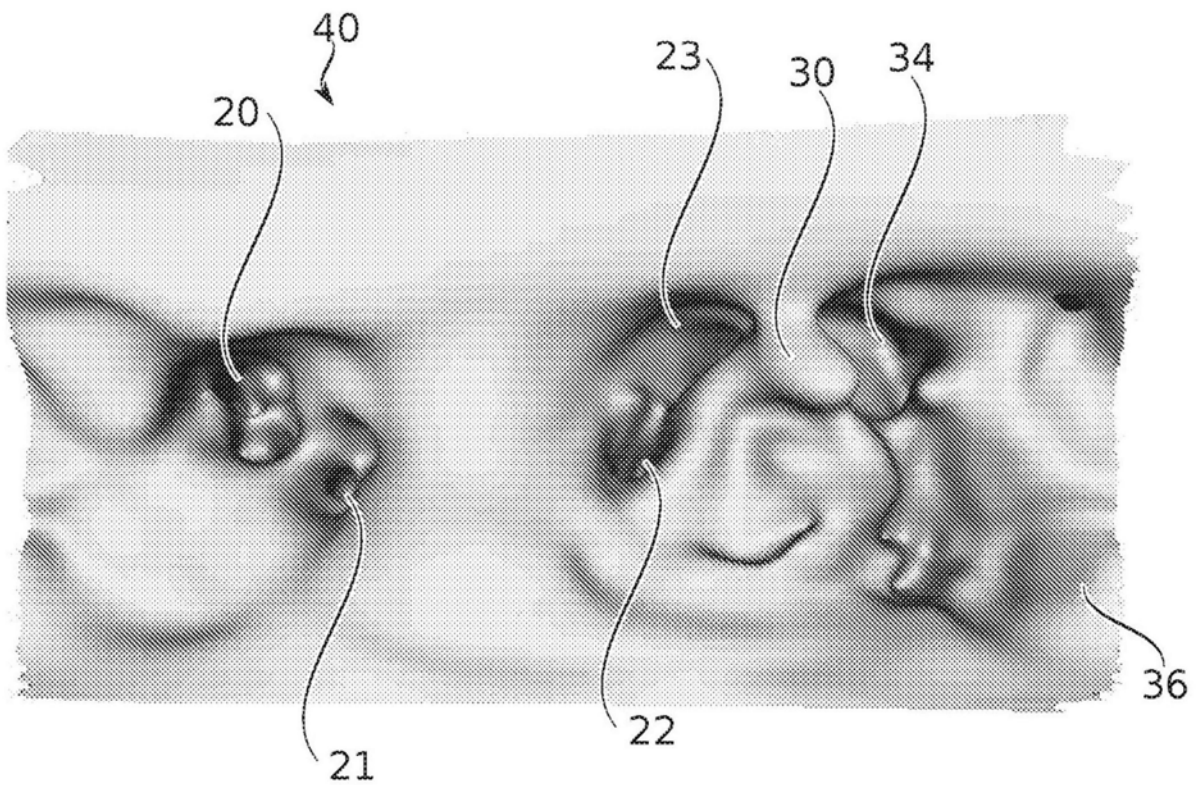


图11D

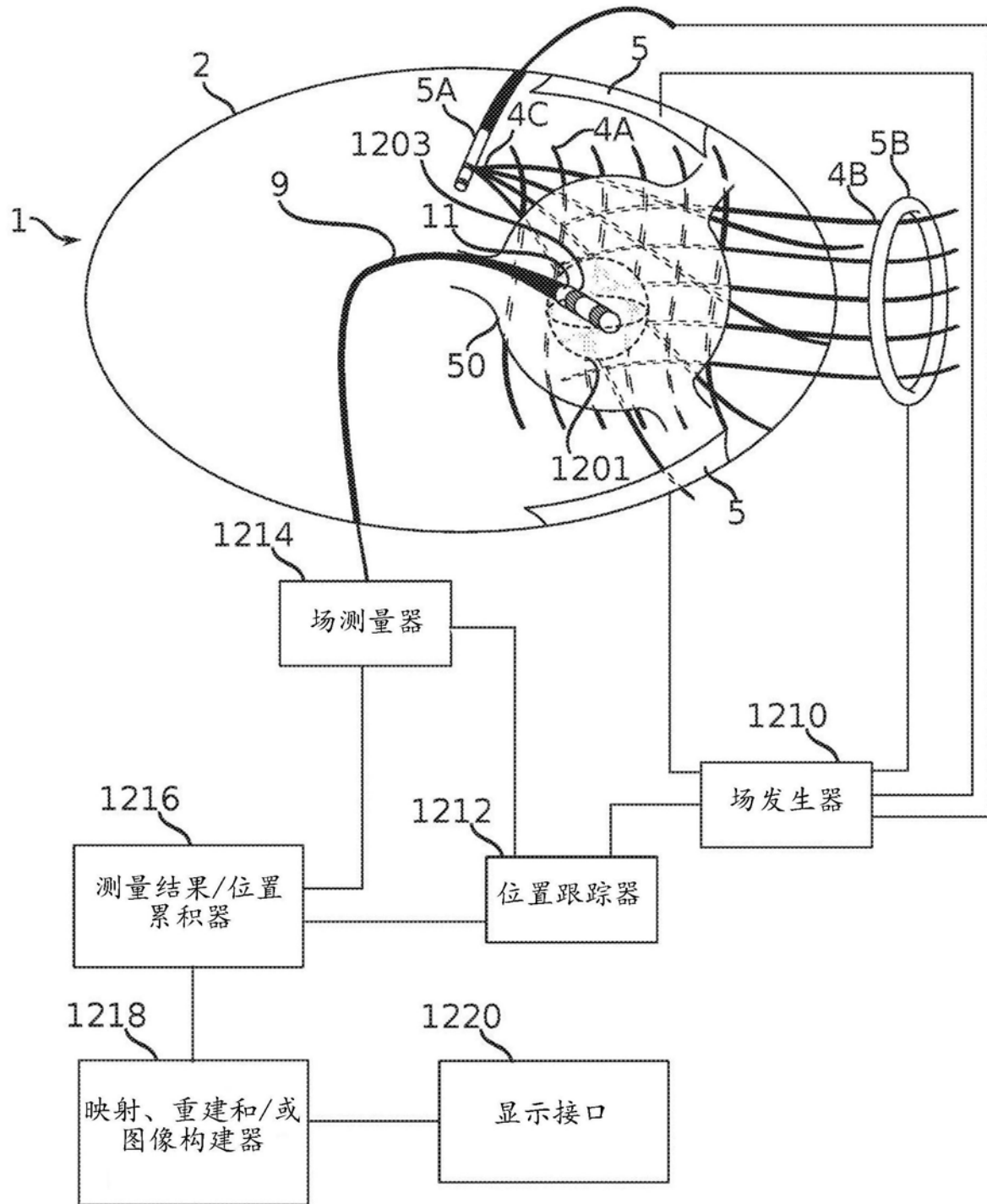


图12

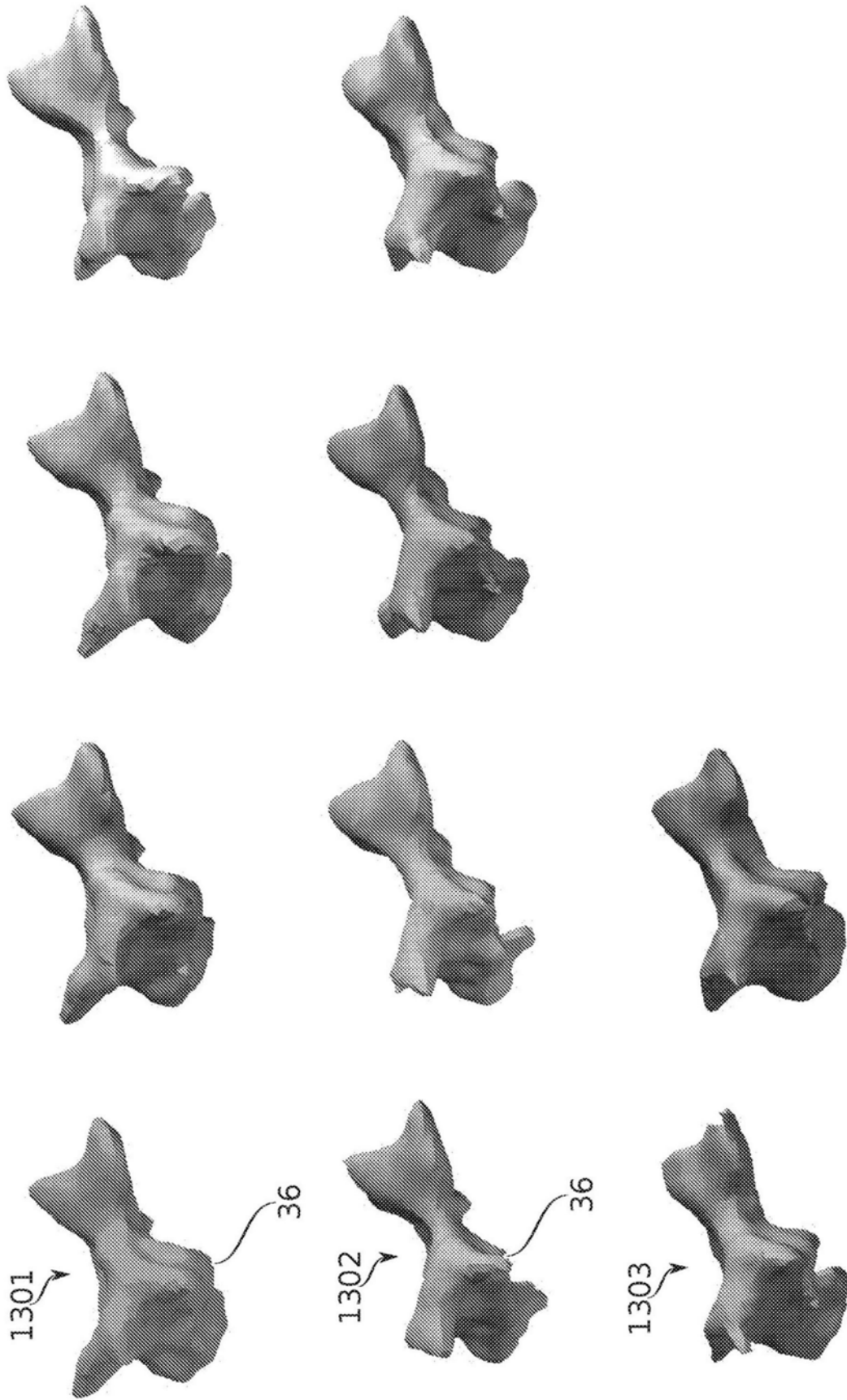


图13

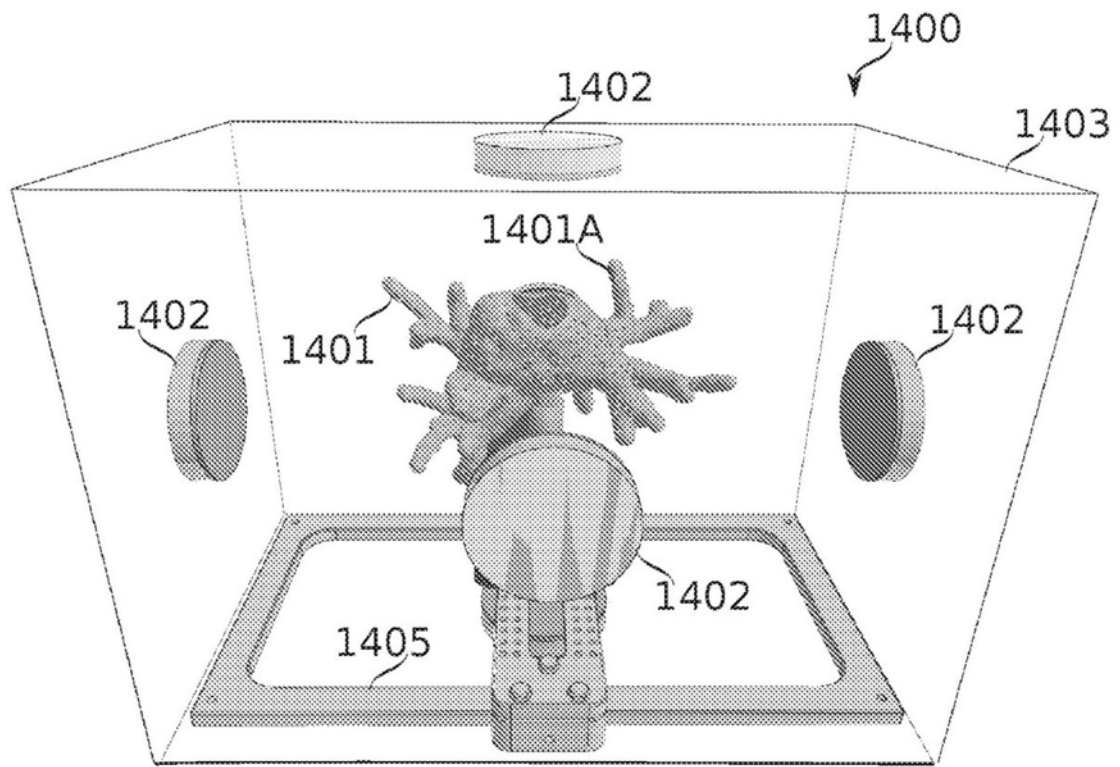


图14

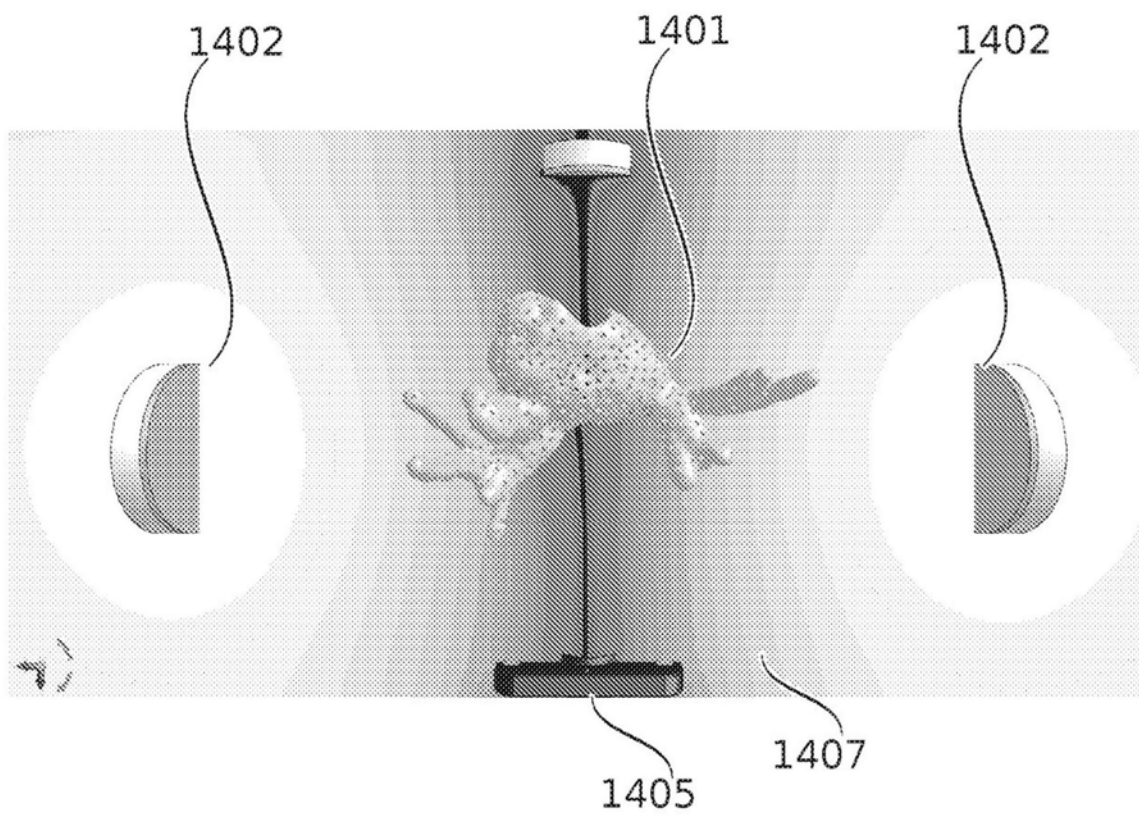


图15A

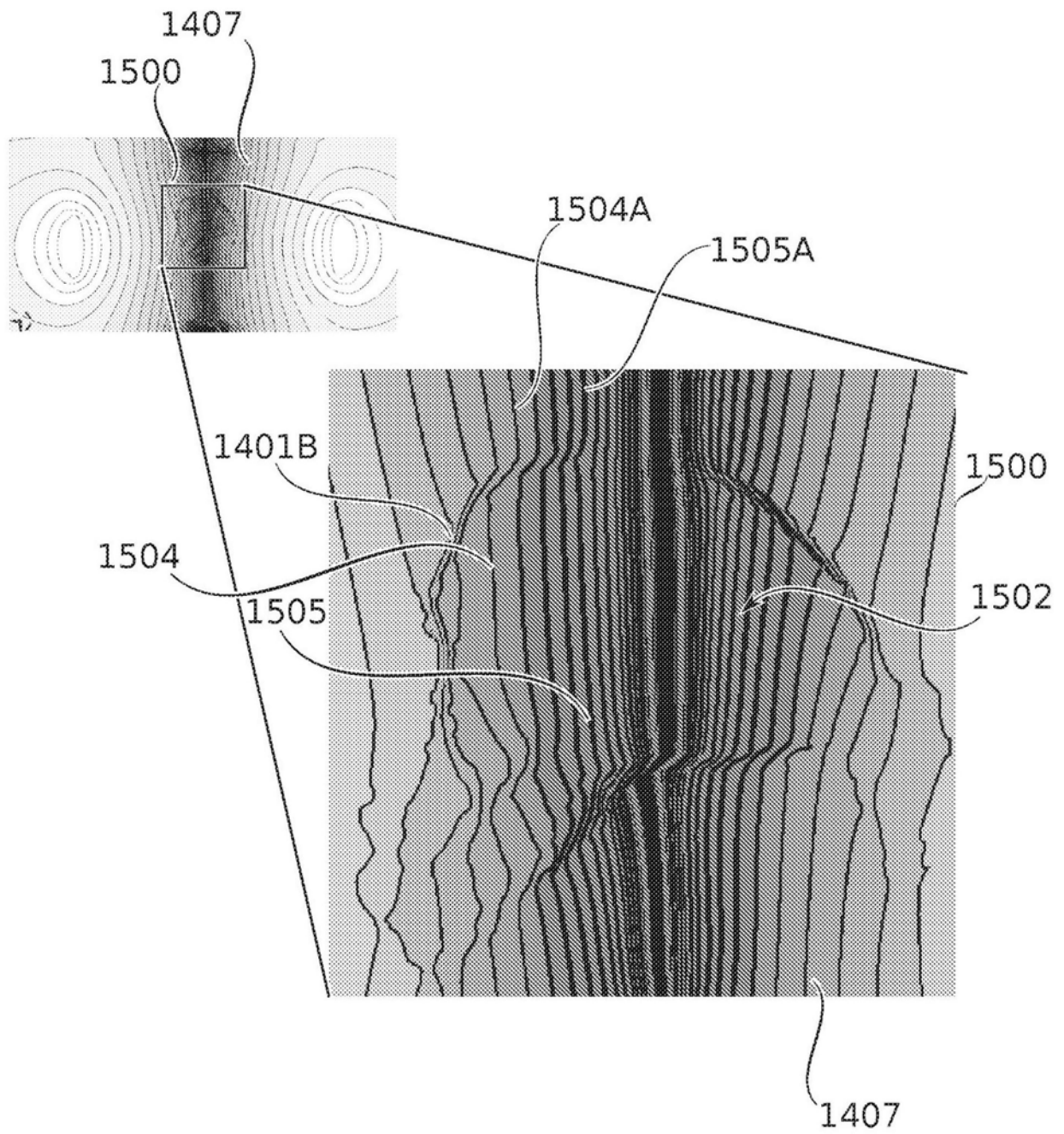


图15B

专利名称(译)	基于场梯度的远程成像		
公开(公告)号	CN111050641A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880055476.1	申请日	2018-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	纳维斯国际有限公司		
申请(专利权)人(译)	纳维斯国际有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	纳维斯国际有限公司		
[标]发明人	S本 海姆		
发明人	S·本-海姆		
IPC分类号	A61B5/042 A61B5/06 A61B5/107 A61B5/00 A61B5/053 A61B1/273 A61B18/00 A61B90/00		
CPC分类号	A61B5/042 A61B5/0538 A61B5/063 A61B5/4233 A61B5/6852		
优先权	62/546775 2017-08-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了用于对解剖学结构进行基于远程场测量(例如,使用电场的阻抗图像)的映射的系统和方法。在一些实施例中,通过对在远离目标区域特征的测量区域中得出的场测量结果的空间图案进行分析来产生目标区域内的特征的图像,例如但非排他性地,通过将所述测量区域的某个部分中的场测量结果的空间布置视为指示所述目标区域中的特征(例如,解剖学结构的形貌和/或组织类型)的空间(例如,角度和/或距离)布置。

