



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110383345 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 15

(21) 申请号 201880016373.4

(22) 申请日 2018.01.12

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110383345 A

(43) 申请公布日 2019.10.25

(30) 优先权数据
62/445,368 2017.01.12 US
62/564,479 2017.09.28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.06

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2018/050201 2018.01.12

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/130981 EN 2018.07.19

(73) 专利权人 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 里奥尼德·格鲁霍夫斯基
Y·施瓦茨 埃里·迪克特尔曼
S·本-海姆 亚拉·亚登

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262
专利代理师 陆建萍 杨明钊

(51) Int.Cl.
G06T 19/00 (2006.01)

(56) 对比文件
EP 2075763 A1, 2009.07.01
TW 201129342 A, 2011.09.01
US 2005058328 A1, 2005.03.17
US 2007197891 A1, 2007.08.23
WO 0006046 A1, 2000.02.10
WO 2011152895 A2, 2011.12.08
US 2009225077 A1, 2009.09.10
CN 1850005 A, 2006.10.25
Ge Wang et al..Colon Unraveling Based on Electrical Field-Recent Progress and Further Work.《MEDICAL IMAGING 1999》.1999, 第125-132页.

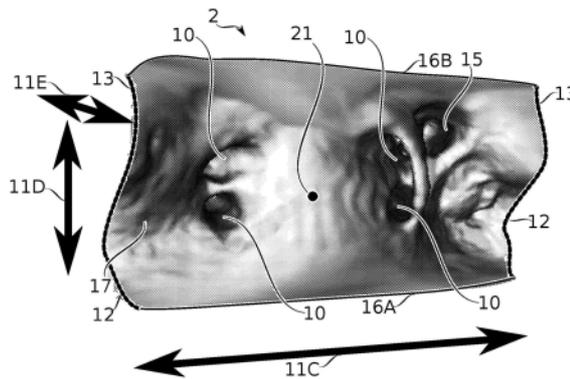
审查员 贾慧敏

权利要求书4页 说明书37页 附图28页

(54) 发明名称
用于内腔导航的扁平化视图

(57) 摘要
用于创建和使用(例如,用于导航)组织表面的扁平化(例如,曲率拉直的)3D重建的显示的方法,可选地包括对中空器官的内表面进行重建。在一些实施例中,对包括组织表面(例如,心脏腔室内表面)的3D表示的数据进行几何变换,从而允许基本上在扁平化重建的单一视图内呈现所述组织表面。在一些实施例中,在使用中在所述组织表面附近的导管探针被示出为处于与3D空间中足以允许导航的位置相对应的位置;例如,所述探针在所述扁平化重建视图被示出为处于与所述探针实际靠近的区域相对应的视图区域附近。在一些实施例中,实现了在扁平化重建视图与源重建视图之间的自动和/或容易触发的

手动视图切换。



1. 一种产生弯曲身体组织表面的图像的方法,其中,所述身体组织表面包括心脏腔室的内腔表面,所述方法包括:

将所述弯曲身体组织表面的源3D模型变换成包括所述身体组织表面的浮凸细节的扁平化3D模型,所述浮凸细节表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差;以及

从所述扁平化3D模型产生图像;其中,所述变换产生具有宽度、长度和深度的扁平化3D模型;并且

其中,所述浮凸细节以深度表示,并且所述扁平化3D模型的宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置;

其中,所述变换在所述扁平化3D模型的与所述源3D模型的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性;

其中,基于所述浮凸细节的深度,将权重分派给所述源3D模型的表面重建上的位置,以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化3D模型。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述扁平化3D模型还表示来自所述源3D模型的远离所述弯曲身体组织表面的体积的经变换位置。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述源3D模型通过至少 3π 球面度的立体角来表示所述内腔表面。

4. 如权利要求1或3所述的方法,其中,所产生的图像表示所述内腔表面的至少80%。

5. 如权利要求1所述的方法,其中,所述心脏腔室包括心脏左心房。

6. 如权利要求5所述的方法,其中,由以下各项组成的一组特征中的至少一个特征在所述扁平化3D模型中被可区分和可识别地表示出:心脏左心耳脊、经中隔和二尖瓣小叶。

7. 如权利要求1所述的方法,其中,所述心脏腔室包括心脏右心房。

8. 如权利要求7所述的方法,其中,由以下各项组成的一组特征中的至少一个特征在所述扁平化3D模型中被可区分和可识别地表示出:冠状窦瓣、欧氏瓣、三尖瓣小叶和冠状窦。

9. 如权利要求1至8中任一项所述的方法,其中,所述变换包括将球坐标中的所述源3D模型的表示转换到3D笛卡尔坐标中以产生所述扁平化3D模型。

10. 如权利要求1至9中任一项所述的方法,其中,所述身体组织表面还包括由以下各项组成的组中的至少一项:血管、淋巴管、骨、膜、囊肿、胃肠道部分、肾/泌尿道部分、呼吸道部分、生殖道部分、眼、耳、CNS脑室和腹膜。

11. 如权利要求1至10中任一项所述的方法,包括:重复多次执行所述变换和产生,其中,在所述重复期间用指示所述表面的位置的新数据来更新所述源3D模型。

12. 如权利要求11所述的方法,其中,当体内探针在由所述表面定义的内腔内移动时,利用由所述体内探针测量的所述表面的位置测量结果来迭代地更新所述源3D模型。

13. 如权利要求12所述的方法,其中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用在所述心脏腔室内建立的一个或多个电场的测量结果来测量的。

14. 如权利要求12所述的方法,其中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用远程电场成像测量的。

15. 如权利要求1至14中任一项所述的方法,进一步包括:

接收处于所述弯曲身体组织表面定义的内腔内且位于远离所述弯曲身体表面的位置

的指示;以及

将所述位置变换成所述扁平化3D模型的3D坐标;

其中,所产生的图像包括位于经变换位置处的指示。

16. 如权利要求1至15中任一项所述的方法,包括:从所述扁平化3D模型产生多个图像,其中,第一图像是从第一方向对所述扁平化3D模型的视图,第二图像是从第二方向对所述扁平化3D模型的视图,并且所述第一图像和所述第二图像示出相同表面部分的不同侧面。

17. 如权利要求1至15中任一项所述的方法,包括:从所述扁平化3D模型产生示出所述扁平化3D模型中表示的表面的内侧部分和外侧部分两者的图像。

18. 如权利要求1至17中任一项所述的方法,其中,从所述扁平化3D模型的一个边缘延伸到所述扁平化3D模型的另一个边缘的直线区域在整个所述直线区域上相对于所述源3D模型失真基本上相同量的距离。

19. 如权利要求18所述的方法,其中,沿着所述直线区域的失真量是可通过用户选择而调整的。

20. 一种用于显示弯曲身体组织表面的系统,其中,所述身体组织表面包括心脏腔室的内腔表面,所述系统包括:

计算机电路系统,被配置成将所述弯曲身体组织表面的计算机存储器存储的源3D模型变换成包括所述身体组织表面的浮凸细节的计算机存储器存储的扁平化3D模型,所述浮凸细节被表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差;以及

显示器,被配置成接收并显示所述扁平化3D模型的图像,所述图像是由所述计算机电路系统从所述扁平化3D模型产生的;

其中,所述扁平化3D模型被变换成具有宽度、长度和深度;并且

其中,所述浮凸细节以深度表示;并且所述扁平化3D模型的宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置;

其中,所述扁平化3D模型在与所述源3D模型的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性;

其中,基于所述浮凸细节的深度,将权重分派给所述源3D模型的表面重建上的位置,以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化3D模型。

21. 如权利要求20所述的系统,其中,所述扁平化3D模型还表示来自所述源3D模型的远离所述弯曲身体组织表面的体积的经变换位置。

22. 如权利要求20至21中任一项所述的系统,其中,所述计算机电路系统被进一步包括在内以在通过指示所述表面的位置的新数据重复地更新所述源3D模型的同时从由所述源3D模型变换的更新的扁平化3D模型重复地产生图像。

23. 如权利要求22所述的系统,包括体内探针,被配置成向所述计算机电路系统提供位置指示测量结果,其中,所述源3D模型使用由所述体内探针测量的位置指示测量结果而重复地被更新。

24. 如权利要求20至23中任一项所述的系统,其中,所述计算机电路系统进一步被配置成:

接收处于所述弯曲身体组织表面定义的内腔内且位于远离所述弯曲身体表面的位置

的指示;以及

将所述位置变换成所述扁平化3D模型的3D坐标;以及
其中,所产生的图像包括位于经变换位置处的指示。

25. 如权利要求20至24中任一项所述的系统,其中,直线区域从所述扁平化3D模型的一个边缘延伸到所述扁平化3D模型的另一个边缘,在整个所述直线区域上,所述直线区域相对于所述源3D模型失真基本上相同量的距离。

26. 一种方法,包括:

接收指示体腔内的电测量结果的数据;

将所述电测量结果映射到所述体腔内的定位;

从所述体腔内的所述定位重建所述体腔的内表面的形状;以及

呈现所述体腔的所述内表面的基本上整个形状,以便在单一视图内观看;

其中:

所述体腔包括心脏腔室;

所述重建包括:将所述体腔的内表面的源3D模型变换成包括所述体腔的内表面的浮凸细节的扁平化3D模型,所述浮凸细节表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差;

所述变换产生具有宽度、长度和深度的扁平化3D模型;并且

所述浮凸细节以深度表示,并且所述扁平化3D模型的宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置;

其中,所述扁平化3D模型在与所述源3D模型的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性;

其中,基于所述浮凸细节的深度,将权重分派给所述源3D模型的表面重建上的位置,以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化3D模型。

27. 如权利要求26所述的方法,包括:在所述映射期间重复所述重建和呈现,其中,在所述重复期间通过来自所述映射的、指示所述内表面的定位的新数据来更新所述单一视图。

28. 如权利要求27所述的方法,其中,来自所述映射的所述新数据是在体内探针在所述体腔内移动时从所述体内探针测量的。

29. 如权利要求26至28中任一项所述的方法,进一步包括:

接收位于远离所述内表面的位置的指示;以及

将所述位置变换为所述单一视图内的经变换位置;

其中,所述单一视图包括位于所述经变换位置处的指示。

30. 如权利要求29所述的方法,其中,所述指示是所述体腔内的探针位置的指示。

31. 如权利要求26至30中任一项所述的方法,其中,所述单一视图示出所述内表面的内侧部分和外侧部分两者。

32. 如权利要求26至31中任一项所述的方法,其中,从所述单一视图的一个边缘延伸到所述单一视图的另一个边缘的直线区域在整个所述直线区域上相对于所述内表面的形状失真基本上相同量的距离。

33. 一种包括计算机电路系统的系统,所述计算机电路系统被配置成:

接收指示体腔内的电测量结果的数据；
将所述电测量结果映射到所述体腔内的定位；
从所述体腔内的所述定位重建所述体腔的内表面的形状；以及
使用显示器来呈现所述体腔的所述内表面的基本上整个形状，以便在单一视图内观看；

其中：

所述体腔包括心脏腔室；

所述重建包括：将所述体腔的内表面的源3D模型变换成包括所述体腔的内表面的浮凸细节的扁平化3D模型，所述浮凸细节表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差；

所述变换产生具有宽度、长度和深度的扁平化3D模型；并且

所述浮凸细节以深度表示，并且所述扁平化3D模型的宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置；

其中，所述扁平化3D模型在与所述源3D模型的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性；

其中，基于所述浮凸细节的深度，将权重分派给所述源3D模型的表面重建上的位置，以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向，基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化3D模型。

用于内腔导航的扁平化视图

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2017年1月12日提交的美国临时专利申请号62/445,368和2017年9月28日提交的美国临时专利申请号62/564,479的优先权权益。本申请还与2017年1月12日提交的美国临时专利申请号62/445,433有关。上述申请的内容均通过引用并入本文,如同在本文中完整阐述一样。

背景技术

[0003] 在本发明的一些实施例中,本发明涉及使用可在体内空间内导航的体内探针的医疗手术领域,并且更具体地涉及对导管手术过程中获取的数据进行呈现。

[0004] 心脏病和其他医疗领域中的几种医疗手术包括使用导管来达到组织以用于诊断和/或治疗,同时使手术侵入性最小化。用于导管导航和治疗监测的早期基于成像的技术(诸如荧光镜检查)继续进行改进,并且现在加入了诸如电磁场引导的位置感测系统的技术。对用于将患者的先前成像(例如,通过CT和/或MRI)的解剖学特征与电磁场感测的导管位置配准(registration)的技术的改进是正在进行的研究和开发的主题,例如,如Schwartz等人于2016年5月11日提交的国际专利申请号IB2016/052687和Schwartz等人于2016年5月11日提交的国际专利申请号IB2016/052692中所描述的。还描述了由导管探针进行体内感测以确定关于例如组织接触和/或损伤评估的信息(例如,Schwartz等人于2016年5月11日提交的国际专利申请号PCT IB2016/052690和Schwartz等人于2016年5月11日提交的国际专利申请号IB2016/052686)。

发明内容

[0005] 根据本披露的一些实施例,提供了一种产生弯曲身体组织表面的图像的方法,所述方法包括:将所述弯曲身体组织表面的源3D模型变换成包括所述身体组织表面的浮凸细节的扁平化3D模型,所述浮凸细节表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差;以及从所述扁平化3D模型产生图像。

[0006] 在一些实施例中,所述变换产生具有宽度、长度和深度的扁平化3D模型。

[0007] 在一些实施例中,所述浮凸细节以深度表示,并且宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置。

[0008] 在一些实施例中,所述扁平化3D模型还表示来自所述源3D模型的远离所述弯曲身体组织表面的体积的经变换位置。

[0009] 在一些实施例中,所述身体组织表面包括体腔的内腔表面。

[0010] 在一些实施例中,所述源3D模型通过至少 3π 球面度的立体角来表示所述内腔表面。

[0011] 在一些实施例中,所产生的图像表示所述内腔表面的至少80%。

[0012] 在一些实施例中,所述体腔包括心脏左心房。

[0013] 在一些实施例中,由以下各项组成的一组特征中的至少一个特征在所述扁平化3D

模型中被可区分和可识别地表示出：心脏左心耳脊、经中隔和二尖瓣小叶。

[0014] 在一些实施例中，所述体腔包括心脏右心房。

[0015] 在一些实施例中，由以下各项组成的一组特征中的至少一个特征在所述扁平化3D模型中被可区分和可识别地表示出：冠状窦瓣、欧氏瓣、三尖瓣小叶和冠状窦。

[0016] 在一些实施例中，所述变换在所述扁平化3D模型的与所述弯曲身体组织表面的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性。

[0017] 在一些实施例中，所述变换包括将球坐标中的所述源3D模型的表示转换到3D笛卡尔坐标中以产生所述扁平化3D模型。

[0018] 在一些实施例中，所述身体组织表面包括由以下各项组成的组中的至少一项：心脏腔室、血管、淋巴管、骨、膜、囊肿、胃肠道部分、肾/泌尿道部分、呼吸道部分、生殖道部分、眼、耳、CNS脑室和腹膜。

[0019] 在一些实施例中，在重复多次执行所述变换和产生期间更新所述源3D模型，其中，在所述重复期间用指示所述表面的位置的新数据来更新所述源3D模型。

[0020] 在一些实施例中，当体内探针在由所述表面定义的内腔内移动时，利用由所述体内探针测量的所述表面的位置测量结果来迭代地更新所述源3D模型。

[0021] 在一些实施例中，由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用在所述体腔内建立的一个或多个电场的测量结果来测量的。

[0022] 在一些实施例中，由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用远程电场成像测量的。

[0023] 在一些实施例中，所述方法进一步包括：接收处于所述弯曲身体组织表面定义的内腔内且位于远离所述弯曲身体表面的位置的指示；以及将所述位置变换成所述扁平化3D模型的3D坐标；其中，所产生的图像包括位于所述经变换位置处的指示。

[0024] 在一些实施例中，从所述扁平化3D模型产生多个图像，其中，第一图像是从第一方向对所述扁平化3D模型的视图，第二图像是从第二方向对所述扁平化3D模型的视图，并且所述第一图像和所述第二图像示出相同表面部分的不同侧面。

[0025] 在一些实施例中，所述方法包括：从所述扁平化3D模型产生示出所述扁平化3D模型中表示的表面的内侧部分和外侧部分两者的图像。

[0026] 在一些实施例中，从所述扁平化3D模型的一个边缘延伸到所述扁平化3D模型的另一个边缘的直线区域相对于所述源3D模型失真贯穿所述线性区域基本上相同量的距离。

[0027] 在一些实施例中，沿着所述线性区域的失真量是可通过用户选择而调整的。

[0028] 根据本披露的一些实施例，提供了一种用于显示弯曲身体组织表面的系统，所述系统包括：计算机电路系统，被配置成将所述弯曲身体组织表面的计算机存储器存储的源3D模型变换成包括所述身体组织表面的浮凸细节的计算机存储器存储的扁平化3D模型，所述浮凸细节被表示为在展开的且扁平化的表面范围上的相对深度差；以及显示器，被配置成接收并显示所述扁平化3D模型的图像，所述图像是由所述计算机电路系统从所述扁平化3D模型产生的。

[0029] 在一些实施例中，所述扁平化3D模型被变换成具有宽度、长度和深度。

[0030] 在一些实施例中，所述浮凸细节以深度表示，并且宽度和长度对应于所述源3D模型中的球面角位置。

[0031] 在一些实施例中,所述扁平化3D模型还表示来自所述源3D模型的远离所述弯曲身体组织表面的体积的经变换位置。

[0032] 在一些实施例中,所述扁平化3D模型在与所述弯曲身体组织表面的两个不同且相邻部分相对应的两部分之间引入不连续性。

[0033] 在一些实施例中,所述计算机电路系统被进一步包括在内以在通过指示所述表面的位置的新数据重复地更新所述源3D模型的同时从由所述源3D模型变换的更新的扁平化3D模型重复地产生图像。

[0034] 在一些实施例中,所述系统包括体内探针,所述体内探针被配置成向所述计算机电路系统提供位置指示测量结果,其中,所述源3D模型使用由所述体内探针测量的位置指示测量结果而重复地被更新。

[0035] 在一些实施例中,所述计算机电路系统进一步被配置成:接收处于所述弯曲身体组织表面定义的内腔内且位于远离所述弯曲身体表面的位置的指示;以及将所述位置变换成所述扁平化3D模型的3D坐标;并且其中,所产生的图像包括位于所述经变换位置处的指示。

[0036] 在一些实施例中,直线区域从所述扁平化3D模型的一个边缘延伸到所述扁平化3D模型的另一个边缘,所述直线区域相对于所述源3D模型失真贯穿所述线性区域基本上相同量的距离。

[0037] 根据本披露的一些实施例,提供了一种方法,所述方法包括:接收指示体腔内的电测量结果的数据;将所述电测量结果映射到所述体腔内的定位;从所述体腔内的所述定位重建所述体腔的内表面的形状;以及呈现所述体腔的所述内表面的基本上整个形状,以便在单一视图内观看。

[0038] 在一些实施例中,所述方法包括在所述映射期间重复所述重建和呈现,其中,在所述重复期间通过来自所述映射的、指示所述内表面的定位的新数据来更新所述单一视图。

[0039] 在一些实施例中,来自所述映射的所述新数据是在体内探针在所述体腔内移动时从所述体内探针测量的。

[0040] 在一些实施例中,所述方法进一步包括:接收位于远离所述内表面的位置的指示;以及将所述位置变换为所述单一视图内的经变换位置;其中,所述单一视图包括位于所述经变换位置处的指示。

[0041] 在一些实施例中,所述指示是所述体腔内的探针位置的指示。

[0042] 在一些实施例中,所述单一视图示出所述内表面的内侧部分和外侧部分两者。

[0043] 在一些实施例中,从所述单一视图的一个边缘延伸到所述单一视图的另一个边缘的直线区域相对于所述内表面的形状失真贯穿所述线性区域基本上相同量的距离。

[0044] 根据本披露的一些实施例,提供了一种包括计算机电路系统的系统,所述计算机电路系统被配置成:接收指示体腔内的电测量结果的数据;将所述电测量结果映射到所述体腔内的定位;从所述体腔内的所述定位重建所述体腔的内表面的形状;以及使用显示器来呈现所述体腔的所述内表面的基本上整个形状,以便在单一视图内观看。

[0045] 根据本披露的一些实施例,提供了一种通过存储在计算机存储器中的数据结构来表示弯曲身体组织表面的方法,所述方法包括:接收包括存储在计算机存储器中的数据结构的源3D模型,所述数据结构以三维方式表示表面形状同构体,其中:浮凸细节叠加在围绕

所述3D表面内部的点弯曲的参考表面形状上,其中,所述浮凸细节叠加了与所述内部点偏移的相对径向差;将所述源3D模型的所述浮凸细节与所述参考表面形状隔离;以及使用被隔离的浮凸细节产生包括从所述源3D模型变换的扁平化3D模型的三维表面。

[0046] 在一些实施例中,所述方法包括从所述扁平化3D模型产生图像。

[0047] 在一些实施例中,所述浮凸细节在所述扁平化3D模型中表示的形状与其在所述源3D模型中的表示相比是失真的。

[0048] 在一些实施例中,与所述浮凸细节隔离的所述参考表面形状也存储在计算机存储器中。

[0049] 在一些实施例中,所述方法包括重复多次执行所述接收和隔离,其中,在所述重复期间用指示所述表面的位置的新数据来更新所述源3D模型。

[0050] 在一些实施例中,利用从在所述弯曲身体组织表面附近移动的体内探针测量的位置测量结果来更新所述源3D模型。

[0051] 在一些实施例中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用在所述体内探针正在移动时所建立的一个或多个电场的测量结果来测量的。

[0052] 在一些实施例中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用远程电场成像测量的。

[0053] 根据本披露的一些实施例,提供了一种指示探针在身体的内腔空间内的位置的方法,所述方法包括:将所述内腔空间的源3D表示变换为扁平化表示,其中,所述扁平化表示包括相对于所述源3D表示内的原点的总球面角范围的至少80%的表示;以及将所述扁平化表示与所述探针相对于所述扁平化表示的位置指示一起显示,以指示所述探针在所述内腔空间内的位置。

[0054] 在一些实施例中,所述扁平化表示被定义在具有宽度、长度和深度的3D空间内,并且所指示的探针位置被定义在所述3D空间的宽度、长度和深度内。

[0055] 在一些实施例中,所述探针的所指示位置包括所述探针距所述扁平化表示中指示的所述内腔空间的表面的距离的指示。

[0056] 在一些实施例中,所述距离的指示包括显示在所述扁平化表示的所述表面上的标记。

[0057] 在一些实施例中,所述距离的指示包括从所述探针在所指示位置处且以所指示定向延续的线与所述扁平化表示的所述表面的模拟交点的位置。

[0058] 在一些实施例中,所述方法包括:从用户接收所述内腔空间的壁的一部分的指示;以及将所述内腔空间的所述3D表示变换成扁平化显示表示,从而与所述壁的另一部分相比,选择性地保留沿所述内腔空间的所述壁的所选部分的3D距离的表示。

[0059] 根据本披露的一些实施例,提供了一种对围绕身体的内腔空间的表面的扁平化视觉表示,所述扁平化视觉表示适合于在扁平表面上同时显示所述表面的所有部分;其中,所述扁平化视觉表示表示了围绕表面所对着的角范围的至少80%;并且包括所述扁平化视觉表示的至少15%的目标区域;其中,相对于位于所述目标区域内的参考大小而测量的每单位面积的平均距离失真在所述目标区域之外比所述目标区域之内大至少为4:1的比率。

[0060] 根据本披露的一些实施例,提供了一种使用上述扁平化视觉表示的方法,所述方法包括在由所述扁平化视觉表示所表示的、体内探针当前最接近的表面上示出所述体内探

针的表示。

[0061] 在一些实施例中,所述目标区域包括多个区域,所述多个区域并不通过仅延伸通过所述目标区域的任何连续路径相连接。

[0062] 在一些实施例中,所述内腔空间包括左心房。

[0063] 在一些实施例中,所述目标区域包括围绕肺静脉根部的至少一个区域。

[0064] 在一些实施例中,所述目标区域包括完全围绕左心房的所有肺静脉根部的区域。

[0065] 根据本披露的一些实施例,提供了一种寻找表面重建的定向的方法,所述方法包括:接收所述表面重建,包括表面的在一定深度范围内的浮凸细节;基于所述浮凸细节的深度,将权重分派给所述表面重建上的位置;以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向。

[0066] 在一些实施例中,所述表面重建包括用于根据权利要求1所述的方法产生扁平化3D模型的浮凸细节。

[0067] 在一些实施例中,所述表面重建包括用于根据权利要求7所述的方法产生扁平化3D模型的浮凸细节。

[0068] 在一些实施例中,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化3D模型。

[0069] 在一些实施例中,所述表面重建包括根据所述方法产生的扁平化3D模型的浮凸细节。

[0070] 在一些实施例中,所述方法包括产生所述扁平化3D模型的视图,其中,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述视图中。

[0071] 根据本披露的一些实施例,提供了一种用于产生弯曲身体组织表面的显示的系统,所述系统包括计算机处理器,所述计算机处理器被配置成执行处理器指令以进行以下操作:接收源重建,所述源重建以三维方式表示包括分布在全局曲率周围的浮凸细节的表面;将所述源重建扁平化以产生扁平化3D模型,所述扁平化3D模型以三维方式表示沿着具有减小的全局曲率的表面的所述浮凸细节;以及从所述扁平化3D模型产生图像。

[0072] 根据本披露的一些实施例,提供了一种指示探针在身体的内腔空间内的位置的方法,所述方法包括:将所述内腔空间的3D视图表示变换为扁平化显示表示,其中,所述扁平化显示表示包括相对于所述内腔空间内的3D原点的总3D角范围的至少80%的表示;以及指示探针在扁平化表示内的位置。

[0073] 根据本披露的一些实施例,所述探针的所指示位置包括所述探针距所述扁平化表示中指示的所述内腔空间的表面的距离的指示。

[0074] 根据本披露的一些实施例,所述距离的指示包括显示在所述内腔空间的所述表面上的标记。

[0075] 根据本披露的一些实施例,所述距离的指示包括延续所述探针的线与所述内腔空间的所述表面的模拟交点的位置。

[0076] 根据本披露的一些实施例,与壁的另一部分相比,所述变换选择性地保留沿所述内腔空间的壁的所选部分的3D距离的表示;并且其中,所述壁的所选部分是基于将所述部分作为治疗的目标而预定义的,并且所述扁平化显示表示在所述探针的所指示位置改变的同时是固定的。

[0077] 根据本披露的一些实施例,所述扁平化显示表示包括通过将3D物体投影到弯曲2D表面上的几何变换,其中,所述2D表面在扁平化显示表示中被示出为扁平的。

[0078] 根据本披露的一些实施例,提供了一种提供指示探针在身体的内腔空间内的位置的导航显示的方法,所述方法包括在包括3D空间到弯曲表面的扁平化投影的显示与3D空间到平面表面的投影之间进行切换。

[0079] 根据本披露的一些实施例,提供了一种对围绕身体的内腔空间的表面的扁平化视觉表示,所述扁平化视觉表示适合于在扁平表面上同时显示所述表面的所有部分;其中,所述扁平化视觉表示表示了围绕表面所对着的角范围的至少80%;并且包括所述扁平化视觉表示的至少15%的目标区域;其中,相对于位于所述目标区域内的参考大小而测量的每单位面积的平均距离失真在所述目标区域之外比所述目标区域之内大至少为4:1的比率。

[0080] 根据本披露的一些实施例,提供了一种使用上述扁平化视觉表示的方法,所述方法包括在由所述扁平化视觉表示所表示的、体内探针当前最接近的表面上示出所述体内探针的表示。

[0081] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括多个区域,所述多个区域并不通过仅延伸通过所述目标区域的任何连续路径相连接。

[0082] 根据本披露的一些实施例,所述内腔空间包括左心房。

[0083] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括围绕肺静脉根部的至少一个区域。

[0084] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括完全围绕左心房的所有肺静脉根部的区域。

[0085] 根据本披露的一些实施例,提供了一种显示弯曲身体组织表面的方法,所述方法包括:接收源重建,所述源重建以三维方式表示包括分布在全局曲率周围的浮凸细节的表面;将所述源重建扁平化以产生扁平化重建,所述扁平化重建表示沿着具有减小的全局曲率的表面的所述浮凸细节;以及从所述扁平化重建产生图像。

[0086] 在一些实施例中,所述扁平化产生具有宽度、长度和深度的扁平化重建,其中,所述浮凸细节以深度表示,并且宽度和长度对应于所述源重建中的球面角位置。

[0087] 在一些实施例中,所述身体组织表面包括体腔的内腔表面。

[0088] 在一些实施例中,所述源重建表示所述内腔表面的至少270°。

[0089] 在一些实施例中,所述体腔包括心脏左心房。

[0090] 在一些实施例中,在所述扁平化重建中表示来自以下各项组成的组的特征中的至少一个:心脏左心耳脊、经中隔和二尖瓣小叶。

[0091] 在一些实施例中,所述体腔包括心脏右心房。

[0092] 在一些实施例中,在所述扁平化重建中表示来自以下各项组成的组的特征中的至少一个:冠状窦瓣、欧氏瓣、三尖瓣小叶和冠状窦。

[0093] 在一些实施例中,所述身体组织表面包括身体内腔的内表面。

[0094] 在一些实施例中,所产生的图像表示身体内腔的内表面的至少80%。

[0095] 在一些实施例中,所述扁平化包括将不连续性引入所述扁平化重建。

[0096] 在一些实施例中,所述扁平化包括将球坐标中的源重建的表示转换到笛卡尔坐标中以产生所述扁平化重建。

[0097] 在一些实施例中,所述身体组织表面包括由以下各项组成的组中的至少一项:心

脏腔室、血管、淋巴管、骨、膜、囊肿、胃肠道部分、肾/泌尿道部分、呼吸道部分、生殖道部分、眼、耳、CNS脑室和腹膜。

[0098] 在一些实施例中,所述方法包括使用源重建迭代地多次执行所述接收、扁平化和产生,所述源重建是在迭代期间通过指示所述表面的位置的新数据更新的。

[0099] 在一些实施例中,当体内探针在由所述表面定义的内腔内移动时,利用由所述体内探针测量的所述表面的位置测量结果来交互式地更新源构建。

[0100] 在一些实施例中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用远程电场成像测量的。

[0101] 根据本披露的一些实施例,提供了一种通过存储在计算机存储器中的数据结构来表示弯曲身体组织表面的方法,所述方法包括:接收包括存储在计算机存储器中的数据结构的源重建,所述数据结构以三维方式表示弯曲身体组织表面的全局曲率、以及沿全局曲率分布的浮凸细节;将所述源重建的浮凸细节与所述源重建的全局曲率隔离;以及产生包括存储在计算机存储器中的数据结构的扁平化重建,所述数据结构以三维方式表示被隔离的浮凸细节。

[0102] 在一些实施例中,所述方法包括从所述扁平化重建产生图像。

[0103] 在一些实施例中,所述扁平化重建的存储在计算机存储器中的数据结构的被隔离浮凸细节的多个部分三维表示之一,这些部分三维表示是作为产生图像的一部分单独地和中间地产生的。

[0104] 在一些实施例中,所述浮凸细节在所述扁平化重建中表示的形状与其在源重建中的表示相比被改变。

[0105] 在一些实施例中,与所述浮凸细节隔离的所述全局曲率也存储在计算机存储器中。

[0106] 在一些实施例中,所述方法包括使用源重建迭代地多次执行所述接收、扁平化和产生,所述源重建是在迭代期间通过指示所述表面的位置的新数据更新的。

[0107] 在一些实施例中,使用由体内探针测量的位置测量结果来更新源构建。

[0108] 在一些实施例中,由所述体内探针测量的所述位置测量结果是使用远程电场成像测量的。

[0109] 根据本披露的一些实施例,提供了一种指示探针在身体的内腔空间内的位置的方法,所述方法包括:将所述内腔空间的源3D表示变换为扁平化表示,其中,所述扁平化表示包括相对于所述源表示内的原点的总球面角范围的至少80%的表示;以及将所述扁平化表示与所述探针相对于所述扁平化表示的位置指示一起显示,以指示所述探针在所述内腔空间内的位置。

[0110] 在一些实施例中,所述扁平化表示被定义在具有宽度、长度和深度的3D空间内,并且所指示的探针位置被定义在所述3D空间的宽度、长度和深度内。

[0111] 在一些实施例中,所述探针的所指示位置包括所述探针距所述扁平化表示中指示的所述内腔空间的表面的距离的指示。

[0112] 在一些实施例中,所述距离的指示包括显示在所述扁平化表示的所述表面上的标记。

[0113] 在一些实施例中,所述距离的指示包括从所述探针在所指示位置处且以所指示定

向延续的线与所述扁平化表示的所述表面的模拟交点的位置。

[0114] 在一些实施例中,所述方法包括:从用户接收指示所述内腔空间的壁的一部分的选择;以及将所述内腔空间的3D视图表示变换成扁平化显示表示,从而与所述壁的另一部分相比,选择性地保留沿所述内腔空间的所述壁的所选部分的3D距离的表示。

[0115] 根据本披露的一些实施例,提供了一种对围绕身体的内腔空间的表面的扁平化视觉表示,所述扁平化视觉表示适合于在扁平表面上同时显示所述表面的所有部分;其中,所述扁平化视觉表示表示了围绕表面所对着的角范围的至少80%;并且包括所述扁平化视觉表示的至少15%的目标区域;其中,相对于位于所述目标区域内的参考大小而测量的每单位面积的平均距离失真在所述目标区域之外比所述目标区域之内大至少为4:1的比率。

[0116] 根据本披露的一些实施例,提供了一种使用上述扁平化视觉表示的方法,所述方法包括在由所述扁平化视觉表示所表示的、体内探针当前最接近的表面上示出所述体内探针的表示。

[0117] 在一些实施例中,所述目标区域包括多个区域,所述多个区域并不通过仅延伸通过所述目标区域的任何连续路径相连接。

[0118] 在一些实施例中,所述内腔空间包括左心房。

[0119] 在一些实施例中,所述目标区域包括围绕肺静脉根部的至少一个区域。

[0120] 在一些实施例中,所述目标区域包括完全围绕左心房的所有肺静脉根部的区域。

[0121] 根据本披露的一些实施例,提供了一种寻找表面重建的定向的方法,所述方法包括:接收所述表面重建,包括表面的在一定深度范围内的浮凸细节;基于所述浮凸细节的深度,将权重分派给所述表面重建上的位置;以及使用用于分配权重的、被应用于所分派权重的至少一个标准来确定所述表面重建的定向。

[0122] 在一些实施例中,所述表面重建包括用于根据权利要求1所述的方法产生扁平化重建的浮凸细节。

[0123] 在一些实施例中,所述表面重建包括用于根据权利要求7所述的方法产生扁平化重建的浮凸细节。

[0124] 在一些实施例中,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述扁平化重建。

[0125] 在一些实施例中,所述表面重建包括根据权利要求1所述的方法产生的扁平化重建的浮凸细节。

[0126] 在一些实施例中,基于所确定的定向将至少一个不连续性引入所述视图。

[0127] 根据本披露的一些实施例,提供了一种用于产生弯曲身体组织表面的显示的系统,所述系统包括计算机处理器,所述计算机处理器被配置成执行处理器指令以进行以下操作:接收源重建,所述源重建以三维方式表示包括分布在全局曲率周围的浮凸细节的表面;将所述源重建扁平化以产生扁平化重建,所述扁平化重建表示沿着具有减小的全局曲率的表面的所述浮凸细节;以及从所述扁平化重建产生图像。

[0128] 根据本披露的一些实施例,提供了一种指示探针在身体的内腔空间内的位置的方法,所述方法包括:将所述内腔空间的3D视图表示变换为扁平化显示表示,其中,所述扁平化显示表示包括相对于所述内腔空间内的3D原点的总3D角范围的至少80%的表示;以及指示探针在扁平化表示内的位置。

[0129] 根据本披露的一些实施例,所述探针的所指示位置包括所述探针距所述扁平化表

示中指示的所述内腔空间的表面的距离的指示。

[0130] 根据本披露的一些实施例,所述距离的指示包括显示在所述内腔空间的所述表面上的标记。

[0131] 根据本披露的一些实施例,所述距离的指示包括延续所述探针的线与所述内腔空间的所述表面的模拟交点的位置。

[0132] 根据本披露的一些实施例,与壁的另一部分相比,所述变换选择性地保留沿所述内腔空间的壁的所选部分的3D距离的表示;并且其中,所述壁的所选部分是基于将所述部分作为治疗的目标而预定义的,并且所述扁平化显示表示在所述探针的所指示位置改变的同时是固定的。

[0133] 根据本披露的一些实施例,所述扁平化显示表示包括通过将3D物体投影到弯曲2D表面上的几何变换,其中,所述2D表面在扁平化显示表示中被示出为扁平的。

[0134] 根据本披露的一些实施例,提供了一种提供指示探针在身体的内腔空间内的位置的导航显示的方法,所述方法包括在包括3D空间到弯曲表面的扁平化投影的显示与3D空间到平面表面的投影之间进行切换。

[0135] 根据本披露的一些实施例,提供了一种对围绕身体的内腔空间的表面的扁平化视觉表示,所述扁平化视觉表示适合于在扁平表面上同时显示所述表面的所有部分;其中,所述扁平化视觉表示表示了围绕表面所对着的角范围的至少80%;并且包括所述扁平化视觉表示的至少15%的目标区域;其中,相对于位于所述目标区域内的参考大小而测量的每单位面积的平均距离失真在所述目标区域之外比所述目标区域之内大至少为4:1的比率。

[0136] 根据本披露的一些实施例,提供了一种使用上述扁平化视觉表示的方法,所述方法包括在由所述扁平化视觉表示所表示的、体内探针当前最接近的表面上示出所述体内探针的表示。

[0137] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括多个区域,所述多个区域并不通过仅延伸通过所述目标区域的任何连续路径相连接。

[0138] 根据本披露的一些实施例,所述内腔空间包括左心房。

[0139] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括围绕肺静脉根部的至少一个区域。

[0140] 根据本披露的一些实施例,所述目标区域包括完全围绕左心房的所有肺静脉根部的区域。

[0141] 根据本披露的一些实施例,提供了一种用于显示心脏腔室的图像的系统,所述系统包括:场生成电极,被配置成在心脏腔室中生成电场;场测量电极,被配置成测量心脏腔室中的电场的至少一个参数;界面,被配置成允许用户指示感兴趣区域;计算机电路系统,被配置成:基于从场测量电极接收的输入生成心脏腔室的图像;以及显示器,被配置成显示图像;其中,计算机电路系统被配置成生成示出心脏腔室的内表面的图像,就好像心脏腔室内表面从定位在心脏腔室内的虚拟相机视点观察一样,所述虚拟相机视点具有覆盖心脏腔室的内表面的至少80%的视场并且看向感兴趣区域。

[0142] 根据本披露的一些实施例,提供了一种用于如从虚拟相机视点观察的那样显示心脏腔室的图像的系统,所述系统包括:场生成电极,被配置成在心脏腔室中生成电场;场测量电极,被配置成测量心脏腔室中的电场的至少一个参数;界面,被配置成允许用户为虚拟相机视点指示位置、观看方向、或者位置和观看方向两者;计算机电路系统,被配置成:基于

从场测量电极接收的输入生成心脏腔室的图像；以及显示器，被配置成显示图像；其中，计算机电路系统被配置成生成示出心脏腔室的内表面的图像，就好像从虚拟相机视点观察心脏腔室的内表面一样，所述虚拟相机视点具有覆盖心脏腔室的内表面的至少80%的视场、定位在经由界面指示的位置中、并且看向经由界面指示的观看方向。

[0143] 根据本披露的一些实施例，提供了一种用于如由虚拟相机视点观察的那样显示心脏腔室的图像的系统，所述系统包括：场生成电极，被配置成在心脏腔室中生成电场；场测量电极，被配置成测量心脏腔室中的电场的至少一个参数；界面，被配置成允许用户指示由以下各项组成的组中的至少一个成员：切割线、虚拟相机视点的位置和虚拟相机视点的观看方向；计算机电路系统，被配置成：基于从场测量电极接收的输入生成心脏腔室的图像；以及显示器，被配置成显示图像；其中，计算机电路系统被配置成生成示出心脏腔室的内表面的图像，就好像心脏腔室沿切割线切割、被铺展以适应2维框架、并从虚拟相机视点观察一样，所述虚拟相机视点定位在经由界面指示的位置中并看向经由界面指示的观看方向，并且当从所述位置看向所述方向时具有覆盖心脏腔室的铺展壁的至少80%的视场。

[0144] 根据本披露的一些实施例，提供了一种用于显示心脏腔室的图像的系统，所述系统包括：多个电极，被配置成在心脏腔室中生成电场；多个电极，被配置成测量心脏腔室内的电场的至少一个参数；界面，被配置成允许用户指示感兴趣区域；计算机电路系统，被配置成：基于从至少多个电极接收的输入生成心脏腔室的图像；以及显示器，被配置成显示图像；其中，所述图像示出心脏腔室的内表面，就好像由定位在心脏腔室内的观察器观察心脏腔室的内表面一样，所述观察器具有覆盖心脏腔室的整个内表面的视场并且看向感兴趣区域。

[0145] 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类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，这些材料、方法和示例仅是说明性的，并且旨在是必然限制性的。

[0146] 如将由本领域的技术人员理解，本发明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，本发明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（例如，可以使用“计算机电路系统”来实施方法）的形式。此外，本发明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，这些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。本发明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，根据本发明的方法和/或系统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。

[0147] 例如，用于执行根据本发明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，根据本发明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。在本发明的示例性实施例中，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器（诸如用于执行多个指令的计算平台）来进行。可选地，数据处理器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器、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。这些实施方式中的任一者在本文中更一般地被称为计算机电路系统的实例。

[0148] 一个或多个计算机可读介质的任何组合可以用于本发明的一些实施例。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适合的组合。计算机可读存储介质的更具体示例(非详尽列表)将包括以下内容:具有一根或多根导线的电连接、便携式计算机磁盘、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或闪存存储器)、光纤、便携式光盘只读存储器(CD-ROM)、光学存储装置、磁性存储装置或前述内容的任何合适组合。在本文件的上下文中,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。

[0149] 计算机可读信号介质可以包括传播的数据信号,所述信号中实施有计算机可读程序代码,例如在基带中或作为载波的一部分。这样的传播信号可以采取多种形式中的任何一种形式,包括但不限于电磁的、光学的、或其任何适合的组合。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。

[0150] 被实施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适合的组合。

[0151] 用于执行本发明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,诸如作为“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、部分在用户的计算机上执行,作为独立的软件包执行、部分在用户的计算机上执行、以及部分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)。

[0152] 下文可以参考根据本发明实施例的方法、设备(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或框图来描述本发明的一些实施例。应当理解,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。

[0153] 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,包括实现流程图和/或框图的一个或多个框中指明的功能/动作的指令。

[0154] 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

[0155] 在此仅通过举例的方式参考附图来描述本发明的一些实施例。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本发明的实施例的目的。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发明的实施例。

[0156] 在附图中:

[0157] 图1A示意性地表示根据本披露的一些实施例的以其通常的3D形状表示的左心房的解剖学特征。

[0158] 图1B示意性地表示根据本披露的一些实施例的展开成扁平化形状的左心房的解剖学特征;

[0159] 图1C示出根据本披露的一些实施例的以其通常(未扁平化)的3D表示来表示的左心房内腔表面的重建;

[0160] 图1D是根据本披露的一些实施例的图1C的源重建的扁平化表示的视图;

[0161] 图1E是概述根据本披露的一些实施例的产生扁平化表示的图像的方法的流程图;

[0162] 图1F是概述根据本披露的一些实施例的产生扁平化表示的方法的流程图;

[0163] 图1G是概述根据本披露的一些实施例的确定弯曲身体器官表面的表示的定向的方法的流程图;

[0164] 图2A示出根据本披露的一些实施例的左心房解剖结构的扁平化表示视图;

[0165] 图2B示出根据本披露的一些实施例的图2A的视图,其中附加标记指示消融点和导管探针;

[0166] 图3示意性地表示根据本披露的一些实施例的包括叠加的激活图的左心房解剖结构的扁平化表示;

[0167] 图4示意性地表示根据本披露的一些实施例的导管探针的导航情况,所述导管探针被表示为相对于左心房的扁平化表示视图而进行移动;

[0168] 图5A至图5B示意性地表示根据本披露的一些实施例的导航目标的指示,所述指示为相对于扁平化重建视图移动的导管探针距表面的距离和/或方向;

[0169] 图6A至图6B分别示出了图1C至图1D的视图以及导管探针的位置指示。

[0170] 图7A至图7B示出了根据本披露的一些实施例的在不同倾斜角度下观察的图1D和图6B中所示的相同的扁平化表示;

[0171] 图8A至图8B展示了根据本披露的一些实施例的具有轮廓重叠的、左心房的未扁平化和扁平化的表示;

[0172] 图9A示出了根据本披露的一些实施例的身体部位重建的3D表示的平面分割;

[0173] 图9B至图9C示出了根据本披露的一些实施例的看向身体部位重建的两个分割部分的视图;

[0174] 图10A至图10D示出了根据本披露的一些实施例的重建的左心房内部的一系列标

准相机类型视图；

[0175] 图11A至图11D示出了根据本披露的一些实施例的右心房的的不同扁平化表示；

[0176] 图12呈现了根据本披露的一些实施例的基于使用基于场梯度的远程成像获取的数据的左心房的详细扁平化表示；

[0177] 图13示意性地表示了根据本披露的一些实施例的用于产生扁平化表示的系统；

[0178] 图14A至图14E示意性地展示了根据本披露的一些实施例的预扁平化和后扁平化全局曲率和浮凸细节的不同3D示例。

[0179] 图15A至图15D示意性地展示了根据本披露的一些实施例的在右心房(图15A至图15B)和左心房(图15C至图15D)的扁平化表示视图上可见的特征；

[0180] 图16A展示了根据本披露的一些实施例的左心房的形状的三角形网格划分；

[0181] 图16B至图16E展示了根据本披露的一些实施例的图16A的三角形网格划分的不同扁平化；并且

[0182] 图17A至图17B各自示出了根据本披露的一些实施例的从早期测量阶段图和基于一组累积的腔内电压测量结果的后期测量阶段更精细的身体内腔壁结构图产生的一系列扁平化3D图像。

具体实施方式

[0183] 在本发明的一些实施例中,本发明涉及使用可在体内空间内导航的体内探针的医疗手术领域,并且更具体地涉及对导管手术过程中获取的数据进行呈现。

[0184] 概述

[0185] 本发明的一些实施例的一方面涉及用于显示组织表面的扁平化表示的方法和系统;并且在具体实施例中,涉及显示中空器官(体腔)的内表面的扁平化表示。表面可选地从其两侧中的一侧或两侧来呈现:例如,可以从表面的外侧或内侧(在本文中分别称为“心外膜”视图和“心内膜”视图)呈现中空器官的所表示内表面以用于观察。从一些视角,可以观察到内表面的外部视图的一部分以及内表面的内部视图的一部分。在一些实施例中,表示了外部组织表面。

[0186] 在一些实施例中,包括弯曲身体组织表面(例如,身体器官或其一部分的表面)的3D表示(即,具有宽度、长度和深度的表示)的数据经历几何变换,这导致不同的表示,其也是3D(具有宽度、长度和深度)的,但是可能更好地适合于基本上在单一视图内显示器官表面和可选地由器官表面定义的体积。本文中,通过这种变换获得的结果被称为“扁平化重建”。形状的“重建”、“3D表示”或“3D模型”(如本文可互换使用的术语)包括存储在计算机存储器中的数据结构,所述数据结构指定定义形状的表面的位置的3D坐标。

[0187] 此外,重建(3D表示、3D模型)可以是“扁平的”。这在本文中也称为“曲率拉直(curvature-straightened)”,“相对拉直(relatively straightened)”和“铺展(unrolled)”。还在本文中,曲率的“减小”是指使曲率相对更直和/或更平缓。在扁平化3D模型的情况下,从某种意义上来说,扁平化是指第一(或“源”)3D表示的围绕某个参考点和/或路径弯曲延伸的表面(在第二/修改或“扁平化”的3D表示中)被转换到相对拉直的表面。执行变换使得在通过扁平化相对拉直(减小)全局曲率的同时,保留沿弯曲表面分布的浮凸细节。此外,在一些实施例中,进行扁平化以使得源3D模型的体积中远离表面的其他位置也被

变换,并且在扁平化3D表示内具有相应的位置。在一些实施例中,变换是1:1,使得扁平化3D模型中的位置唯一地对应于源3D模型中的位置。例如,这可以与从源3D模型投影的2D图像形成对比,所述2D图像将表示通过一系列深度位置折叠到单一像素或其他2D图像区域。然而,扁平化3D模型可以进而被转换为图像(诸如,2D图像)以进行观察。中间扁平化3D模型相对于源3D模型直接投影到图像的潜在优点在于允许基本上以其整体呈现表面,同时表面的特征在观察视角的变化(例如,虚拟相机的有利点的变化)时保持与物体在观察者的视野中的正常行为相对应的特性。这可以辅助观察变化图像的人保持特征持久性的感觉。例如,缩短、改变大小和/或相互屏蔽的变化表现得与普通视野中的任何正常物体的行为几乎一样,使得扁平化3D模型的各个部分之间的关系保持视觉上清晰。与此相反,改变鱼镜头类型视图(例如,将 2π 球面度或更多的立体角视图投影到2D图像的视图)的观察视角会导致图案变化失真(具体地,当特征靠近图像边缘时存在径向压缩),这可能使得更加混乱。当观察视角改变时,这可能干扰特征的识别和/或特征被识别为同一个特征。在一些实施例中,从扁平化3D模型生成的图像用于实时应用,例如,通过在扁平化3D模型内的某个位置处放置指示来可视化探针在所建模空间内的导航,当图像是从扁平化3D模式制作的时,所述指示转换为探针相对于扁平化3D模型中的其他特征的位置的指示。为了更好地匹配视觉物体的正常行为,图像可以潜在地帮助用户在正在导航的空间中保持方向感。

[0188] 可选地,由诸如球体、椭球体、参数化曲线(例如,贝塞尔曲线)、球面谐波的组合、和/或被变换回到空间域的表面的傅立叶变换的长波长频域分量等函数来定义旨在通过扁平化进行拉直的全局曲率。由这种函数定义的表面在本文中也称为“具有全局曲率的表面”。在一些实施例中,全局曲率至少部分地隐含在对在扁平化期间使用的坐标系的选择中;例如,在一些实施例中,球形全局曲率隐含在对包括将球坐标系中的坐标值直接转换为笛卡尔坐标系的坐标值的变换的选择中。本文中,扁平化变换也称为“展开”。所述术语从某种意义上来说产生于在源3D模型中围绕某个中心区域弯曲的表面“裹绕(wraps around)”该中心区域;并且当创建扁平化3D模型时,同一个表面被有效地扁平化以使得中心区域不再被表面包围。然而,应当理解,在本发明的一些实施例中,源3D模型的体积中远离展开表面的其他区域也通过“展开”被变换。

[0189] 浮凸细节包括例如具有距参考点的距离的细节,所述距离与具有全局曲率的表面分开地变化。例如,浮凸细节的深度可以线性地添加到球坐标或另一坐标系中的全局曲率的深度。对用于产生扁平化重建的全局曲率的选择(和/或对全局曲率进行建模的方法的选择)可选地受到要保留或抑制的重建细节(浮凸细节)的结构的影响:例如,比例和/或形状。只要全局曲率遵循源重建中的某个细节的形状,该细节就将倾向于在扁平化重建中被抑制。

[0190] 在扁平化重建和/或其视图中由浮凸细节的深度表示的浮凸细节可选地在宽度、长度和/或深度的尺寸上失真(至少在一些地方)一定量;例如,作为用于产生扁平化重建的变换的副产品。在一些实施例中,扁平化重建中的宽度和长度对应于源重建中的球面角位置。

[0191] 可选地(例如,当源重建基本上围绕参考点时),扁平化包括引入一个或多个不连续性,例如与源重建相比在扁平化重建中的“切口”。可选地,在扁平化重建和/或其视图中通过复制(例如,通过在不连续性的边缘处连结(可选地利用反射或另一操作)来自重建的

另一部分的数据)来抑制不连续性。另外地或可替代地,只要扁平化重建本身是计算机存储器中的数据结构(和/或是其一部分),其就不一定受到3D空间的限制的约束。具体地,在存储器中被表示为扁平化并且在所有方向上都是周向连续(例如,被结构化为一个或多个圆形链表,从而给出数据结构的球形、环形、无限平面或另一类型的逻辑连续拓扑)的扁平化重建不一定存在固有的矛盾。然而,在准备可观察图像的某个阶段,通常引入至少一个不连续性,使得图像本身可以是扁平的、或至少包含在有限的视角内(例如与如可以使用一些虚拟现实显示装置获得沉浸式和360度 4π 球面度围绕图像相反)。为了便于讨论,本文的示例假设在产生扁平化重建的过程期间引入切口。在一些实施例中,引入不连续性,使得其将扁平化3D模型的与弯曲身体组织表面在变换之前的两个不同且相邻部分相对应的两部分分离(通过在其间引入不连续性)。

[0192] 得到的扁平化重建和/或其视图可以被认为是“准2D”的;应当理解,“准”表明保留了相对特征深度(例如,距参考点的距离)的3D表示。

[0193] 在一些实施例中,扁平化重建的“视图”包括示出扁平化重建的2D或3D图像。所述视图可选地被视为图像本身(例如,计算机存储器中的数字图像)和图像的显示和/或其他表示(例如,打印输出和/或3D打印的物体)中的任一者。

[0194] 应当注意,在一些实施例中,通过例如在产生图像或示出扁平化重建的另一视图的过程中将函数迭代地应用于源重建的多个部分(例如,各个数据点),可以将扁平化重建作为一组中间结果分段产生。在这种实施例中,扁平化重建不一定全都一次存储在计算机存储器中。出于本文的描述和要求保护的的目的,这种实施例中的中间结果的聚合也应被视为包括“扁平化重建”,并且还等同于在扁平化重建的计算机存储器中的存储(其中,术语“计算机存储器”的范围包括板载处理器寄存器),尽管可选地是串行的。产生扁平化重建的任何给定中间结果也应当被认为包括“扁平化重建”和在扁平化重建的计算机存储器中的存储,尽管是部分重建。

[0195] 在一些实施例中,相对扁平化创建了基本上扁平的表面(即,曲率实际上为零,或者比源重建具有的曲率小得多)。在一些实施例中,扁平化保留一些全局曲率。可选地,扁平化的测量可以被表示为与用于表面的源3D表示的最佳拟合球体相比最佳地拟合扁平化重建(例如,使其平均距离最小化)的球体的半径增大。半径增大针对基本上未改变大小的表面特征(例如,平均相同)来确定。在一些实施例中,该半径增大为至少2倍,并且优选地为至少5倍。可选地,源3D表示的最佳拟合球体被认为定义了相对扁平的全局曲率。

[0196] 在一些实施例中,弯曲身体组织表面围绕参考点延伸至少 135° 、 180° 、 270° 、并且优选地 360° 。参考点应当被理解为弯曲身体组织围绕其延伸的体积的中间附近(例如,其中心50%内)。例如,为了确定弯曲表面的角范围:在一些实施例中,弯曲表面通过半径小于所述表面与参考点之间的最小距离的大约两倍的球体来最佳拟合。另外地或可替代地,弯曲表面围绕其延伸的参考点位于具有半径 r 的最佳拟合球体内、距最佳拟合球体的中心小于 $r/2$ 的距离处。

[0197] 在本发明的一些实施例中,在完整源重建的大区域(例如,源重建中的表面的至少70%、80%、90%、95%或另一分数——即,表面的形状可选地覆盖从源重建内的参考定位的立体角的至少 2π 、 2.5π 、 3π 、 3.5π 或 4π 球面度)上对扁平化重建进行扁平化。扁平化3D模型中的建模可以包括在源3D模型中表示的体腔表面的基本上所有形状。扁平化重建视图可选

地是整个扁平化重建,和/或扁平化重建的任何合适部分(例如,小于70%、小于50%、或另一分数)。可选地,视图放大到诸如肺静脉口等特定特征,或者甚至被调整到从浮凸细节(例如,血管)本身内的视点。在一些实施例中,扁平化重建内的尤其针对以低角度和/或距离失真来显示的区域包括(在相应的源重建中,并且相对于参考点)彼此间隔开至少90°、至少120°、至少135°、至少150°、或至少另一角度的多个区域(可选地连续或分开)。

[0198] 在一些实施例中,针对性区域内的距离失真(例如,在扁平化重建本身中、和/或比较弯曲和扁平化重建的相应视图中具有相同大小的两个特征)包括小于约1%、小于约3%、小于约5%、小于约10%、小于约8%、或小于另一个更大、更小和/或中间数字的相对距离失真。在一些实施例中,针对性区域内的角度失真(例如,在相应的3D视场中彼此平行延伸的线的所表示角度的差)包括小于约1°、小于约3°、小于约5°、小于约8°、小于约10°、或小于另一个更大、更小和/或中间角度的角度失真。在一些实施例中,总角度和/或距离(例如,相对于从目标区域内选择的参考大小和/或角度)失真的至少70%、80%、90%、95%、98%或另一量集中在目标区域之外。在一些实施例中,总角度和/或距离失真的相对含量(每单位面积的平均失真相对于从目标区域内选择的参考大小和/或角度)的比率至少为4:1、5:1、10:1、20:1、或至少另一个比率,其中,目标区域与目标区域外的区域相比具有较小的相对失真含量。在一些实施例中,针对性区域本身(在总面积中,无论是否连续)在扁平化重建视图中对着总表示面积的至少15%、25%、33%、40%、50%或另一分数。

[0199] 在一些实施例中,扁平化3D模型中的表面上的失真量(例如,与源3D模型相比,在大小百分比变化方面的失真量)跨扁平化3D模型的例如从模型的一侧移动到另一侧的直线性区域基本相同(例如,在大小百分比差异方面)。在一些实施例中,给予用户在扁平化期间管理失真的手段;例如,选择关键位置的位置,诸如在哪里进行切割,和/或

[0200] 重建的弯曲身体组织表面包括例如身体内腔(例如,心脏腔室、血管、淋巴管、骨、膜、囊肿、胃肠道部分、肾/泌尿道部分、呼吸道部分、生殖道部分、眼睛、耳朵、CNS脑室、腹膜、和/或另一自然和/或人造空间(如植入物周围))的内表面,并且参考点位于重建的身体内腔的中间附近。在本文披露的实施例中,左心房用作可选地应用这种可视化方法的特定中空器官(体腔)的示例。然而,应当理解,所述技术可选地应用于(根据需要而改变)任何中空器官或其一部分的内部。在一些实施例中,器官外表面(例如,心脏、肝、肾、脑和/或其(多个)部分,诸如右心房)的表示是扁平的。

[0201] 在一些实施例中,通过在左心房(LA)中的消融、通过形成一个或多个闭合的损伤线来治疗心房颤动,这些损伤线基本上将一个或多个肺静脉(PV)与它们所连接的周围心脏组织隔离。在典型的手术中,目标是以这种方式隔离所有PV。单个消融线可以环绕一个PV或多个PV。

[0202] 同时观察身体部分的大部分弯曲表面的潜在优点在于呈现所针对区域的统一印象,例如以便进行治疗递送。然而,在没有将源表示变换为扁平化表示的情况下,获得这样的同时视图会引起不同的潜在问题。

[0203] 例如,关于LA中的PV的消融治疗:当通过典型的视场角度(例如,对着60°、50°、40°、30°或更小)在3D中观察LA时,无论选择何种观察方向,要隔离的区域的一些可变部分都可能永久地隐藏和/或可变地失真。从靠近LA壁的有利点来看,目标细节可能在视场范围之外。从远离LA壁的目标侧、但仍然“在内腔内”的有利点来看,一些目标细节可能仍然在视

场之外,和/或由于内腔壁的曲率而失真。利用更大的角度视场,更多的目标细节可能变得明显,但是会带来视场边缘附近的失真增加——如果视场的中心移动,则失真可能会显著改变。从LA之外的有利点来看(例如,使近端壁透明以使得可以看到更远端壁的内部目标细节),一些目标细节可能因透明度而隐藏和/或被缩短以使其变得难以区分。

[0204] 此外,用于定义(例如,渲染到2D图像)重建视图的模拟照明可以包括着色(阴影)效果以提供深度感。但是,模拟固定光源位置的弯曲表面的着色可能导致一些特征取决于它们的一般位置而相对照明过亮或照明不足,从而使得难以进行比较。另一方面,改变光源可能导致特征外观的显著变化(并且可能使其混乱)。

[0205] 实际上,为了在保持工作区视图的同时在PV周围进行消融,来自模拟的内部相机有利点的视图通常保持接近“自然”视场角(例如,30°至60°,和/或类似于显示器的角大小)。旋转有利点以根据需要观看针对性区域的新部分。在这种条件下使用的旋转次数通常约为8次来围绕一个PV闭合圆。实际上,这通常由助理医师或技术人员执行,其根据操作医师的请求来移动视图。该方法的潜在缺点在于它可能在房间中需要额外人员,伴随着潜在的额外费用、培训要求、调度要求(例如,以确保人员同时可用)和/或手术复杂性。

[0206] 本发明的一些实施例的一方面涉及使用身体组织表面的扁平化表示的显示。所述使用可选地包括在映射期间使用从体内探针收集的数据更新扁平化表示和/或引导体内探针本身的导航,该体内探针被示出为在包括扁平化重建的场景(空间)内移动。

[0207] 在一些实施例中,体内探针的位置从源坐标变换为用于与扁平化重建的视图一起指示体内探针的位置的一组新坐标。

[0208] 在一些实施例中,扁平化重建和/或其一个或多个视图在交互式手术期间创建并迭代地更新,所述交互式手术根据在进行测量的导管探针在所表示的身体表面附近(例如在由身体表面界定的内腔内)导航(移动)的同时获取的数据来重复变换和图像产生/显示。

[0209] 在一些实施例中,更新包括改变扁平化重建以包括新表面位置数据,例如,使用由导管探针本身进行的测量(例如,电、磁和/或超声测量)确定的位置数据。可以通过更新源重建并将其进行变换以提供更新的扁平化表示、和/或通过变换新数据并将直接变换的新数据添加到现有扁平化重建来实施这种包括。可选地,当获取新位置数据时,更新是自动的并且可选地是连续的。可选地,手动发起更新和/或可以手动暂停更新,例如,为了在手术的关键阶段期间显示的稳定性。

[0210] 可选地,事件(诸如消融点)和/或除表面位置之外的测量结果(诸如功能数据)的指示与扁平化重建一起示出,可选地被示出为在新事件发生和/或测量结果被收集时进行更新。

[0211] 在一些实施例中,仅使用可用位置数据的一部分来执行更新。例如,通过省略较早的数据,可以可选地获得扁平化重建视图,其指示可能已经随时间改变的当前表面状态——诸如不同的血管直径、由于心律失常引起的心脏腔室大小变化、或另一个变化的特征。可选地,(例如,针对呼吸和/或心跳的特定阶段)使用选通来选择用于包括在扁平化重建中的可用数据。

[0212] 另外地或可替代地,在一些实施例中,更新包括例如通过改变视角、距离或其他观察参数来改变从扁平化重建创建的视图。可选地,视图改变例如响应于导管手术的事件(诸如靠近和/或接触所表示的组织表面)而自动发生。另外地或可替代地,在一些实施例中,视

图改变由操作员手动控制。

[0213] 在一些实施例中,在单一合适的扁平化重建视图中示出要处理的表面通过允许参与体内探针(例如,导管探针)的导航的单一操作员对系统的可操作性而提供了潜在的优点。

[0214] 可选地,最初为手术(例如,在某个体腔内执行的手术)定义扁平化重建的视图,并且在此之后,可以在使用体内探针执行体腔内的导航时同时看到整个体腔表面,而无需进一步观察参数调整(但是可选地,在描述体腔表面的新数据变得可用时用所述新数据来交互式地更新扁平化重建和视图)。

[0215] 可选地,在体内探针导航期间同时显示扁平化重建和源重建视图(可选地,仅在视图中示出扁平化重建)。在一些实施例中,扁平化视图与源视图之间的转变容易由单一用户控制(例如,使用脚踏板、和/或由导管探针的位置触发)。所述过渡可选地是平滑的,例如,包括从源重建“铺展(unrolling)”到扁平化重建,并且可选地再次“卷(rolling)”回来。另外地或可替代地,这可以被描述为在一系列增加的平均曲率半径上产生一系列扁平化重建的视图。平滑过渡潜在地有助于保持物体恒定感。

[0216] 在一些实施例中,通过基于当前条件的算法自动地控制当前视图的过渡和/或另一方面的触发。在一些实施例中,3D视图是从导管的视点来看的(例如,使得没有任何将要处理的部分被隐藏在视图之外)。在一些实施例中,3D视图来自面向要治疗部位的视点,并不遵循导管的移动。然而,可以在3D视图上象征性地表示导管移动。在一些实施例中,医师在扁平化重建视图上标记要治疗的部位,并且例如当导管靠近标记部位时或者当医师例如通过踩下踏板请求这种切换时,扁平化重建视图自动切换到面向标记部位的3D视图。在视图之间自动切换时考虑的参数可选地包括例如距组织壁的距离、前进方向、手术阶段(例如,在单一消融线内的两个不同的子损伤消融之间,和/或在两个不同的消融线之间切换)。

[0217] 在一些实施例中,例如,切换算法被配置成当导管探针被用户导航远离组织壁时呈现扁平化重建视图的概览,并且当用户靠近组织壁和/或主动参与诸如消融等治疗时呈现3D视图。

[0218] 在一些实施例中,监测由一个或多个用户进行的手动视图切换的使用,并将其用作训练机器学习算法的输入以判断在不同情况下优选哪个视图。可选地,使用来自具有不同经验阶段、和/或表现出不同的使用样式集群(例如,基于根据探针位置和其他手术参数的所选视图中的差异的统计集群)的用户的输入来执行机器学习,使得可以向操作员呈现最适合他们自己的使用模式的自动视图切换的选择。

[0219] 本发明的一些实施例的一方面涉及确定源重建的定向,可选地为产生扁平化重建做准备。

[0220] 在一些实施例中,确定重建(例如,源重建)的解剖学定向,例如作为产生扁平化重建的过程的一部分。例如,当在源重建中表示的数据(例如,描述左心房的内腔的数据)的一般解剖学原点最初已知、但仍然存在关于重建如何定向的未知的、不清楚的和/或近似的某些特性(例如,关于解剖结构的界标特征)时,这可能是有用的。此外,即使当定向相对于某个参考坐标系是已知的时,个体解剖结构的变化也可能影响哪个定向框架对于生成扁平化重建和/或重建的显示是优选的。

[0221] 在一些实施例中,基于表面区域的一个或多个度量来确定定向,所述一个或多个

度量是根据表面的3D表示(可选地是扁平化表示或未扁平化表示)确定的。在一些实施例中,所述度量基于深度和/或距离信息。例如,距某个参考点相距较远的位置被赋予与更靠近所述参考点的位置不同(例如,更大)的权重。然后将权重与一个或多个规则结合使用以确定定向。例如,在预期相对较深(更远并且例如接收更多权重)的感兴趣特征(和/或其簇)沿着公共线落下的情况下,规则可以指定该公共线提供定向参考。在另一个示例中,规则可以指定两侧的权重平衡的位置处的线提供另一个定向参考。例如,进一步的规则例如可以应用于解决潜在的模糊性(例如,在两个或更多个位置满足某个标准的情况下)。一旦确定了定向参考,它们就可选地用于定向重建视图的显示。在一些实施例中,基于定向参考确定要在源重建的扁平化期间引入不连续性(切口)的位置。

[0222] 所定义和使用的规则可选地根据不同解剖学定位的特性解剖结构而变化。例如,适用于左心房的规则可选地考虑肺静脉、左心耳、和/或二尖瓣的典型位置和/或簇。适用于右心房的规则可选地考虑上腔静脉和下腔静脉、冠状窦、和/或三尖瓣的典型位置和/或簇。

[0223] 在详细解释本发明的至少一个实施例之前,应当理解,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。

[0224] 对3D内腔形状的重建的扁平化

[0225] 现在参考图1A,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的以其通常的3D形状表示的左心房2的解剖学特征。在图1A中,左心房2被表示为球状。

[0226] 示出了肺静脉10的根部和二尖瓣12的定位。还表示了消融线14,其两半一起环绕最左侧两个肺静脉10的根部。消融线14的较近一半和较远一半用不同的虚线表示。

[0227] 还示出了在图1B的描述中进一步参考的箭头11A、11B和参考点21、22、23。

[0228] 现在进一步参考图1C,其示出根据本披露的一些实施例的以其通常(未扁平化)的3D形状表示的左心房2的重建。

[0229] 二尖瓣12、和肺静脉10的根部也在图1C中与左心耳(LAA)15一起示出。还示出了在图1D的描述中进一步参考的箭头11C、11D、11E和参考点21。

[0230] 图1A和图1C分别指示了线13A和13,左心房2的3D内腔形状沿所述线打开(即,虚拟切口,引入不连续性)以产生图1B和图1D的扁平化重建视图。应当注意,如关于图1B和图1D所解释的,在扁平化时线13A和13的表示略有不同。

[0231] 对于定向,图1A和图1C的参考点21在图1B和图1D中被示出为在每个扁平化重建视图的相应中心处。

[0232] 现在参考图1B,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的展开成扁平化形状的左心房2的解剖学特征。图1B表示图1A的心房2的扁平化重建视图。

[0233] 在产生图1B中示意性地示出的重建时所使用的扁平化变换中,大致好像左心房壁在两侧从图1A的视图的中心部分地向上(例如,沿着从参考点22和23向上延伸的线)被撕裂,并且被展开以供观察。图1A至图1B的箭头11A至11B表示图1A的球面角坐标被映射到图1B的笛卡尔轴。应当注意,参考点22、23成为扁平化重建视图的拐角。二尖瓣12的位置位于所述视图的边缘之外,使得图1B的两个横向边界(在点22与23之间延伸)对应于二尖瓣12的圆周。切割线13A被定向成跨图1B的视图的顶部和底部。

[0234] 在图1B的扁平化重建视图中,整个消融线14现在同时并且从同一侧可见。这在可

以在单一扁平化重建视图中看到左心房2的更多内表面的程度上展示了扁平化重建视图的潜在优点。在一些实施例中,另一个潜在的优点是当导管探针在消融线的任何部分附近移动时导管探针保持在图像中,因为可选地在视图中还在扁平化重建之上表示了体积,导管探针的表示可以放置到所述体积中。

[0235] 现在进一步参考图1D,其是根据本披露的一些实施例的从图1C的源重建扁平化的扁平化重建的视图。在图1D中,使用了与图1C略有不同的变换。在这种扁平化重建中,图1C的小区域16A、16B沿着视图的下边界和上边界拉伸,同时由切口13产生的边缘沿着该扁平化重建视图的横向侧面延伸。除了诸如二尖瓣12、肺静脉10和左心耳15等特征之外,还示出了经中隔17(在卵圆窝的位置处)。

[0236] 应当注意,尽管变换使图1C的重建“扁平化”,但是在扁平化重建中保留了表面位置的相对深度位置。重建是将定义源3D形状(例如,图1C中显示的形状)的坐标重新编码为经变换和扁平化的3D形状(例如,图1D中显示的形状)。

[0237] 从源重建到扁平化重建的变换

[0238] 现在参考图1E,其是概述根据本披露的一些实施例的产生扁平化重建的图像的方法的流程图。

[0239] 在框102处,在一些实施例中,接收包括弯曲身体组织表面的3D表示的源重建。

[0240] 在框104处,在一些实施例中,从源重建产生扁平化重建。产生扁平化重建以使得全局曲率(即,在弯曲表面的区域上定义的曲线,但不遵循其所有细节)被减小。全局曲率是在弯曲表面的区域上定义的曲线的曲率,但不遵循其所有细节。例如,其可以是最佳拟合弯曲表面的球体或椭圆体的曲率。可选地,全局曲率隐含在例如对在扁平化变换中使用的坐标系的选择中。

[0241] 在框106处,在一些实施例中,使用扁平化重建产生图像。

[0242] 现在进一步参考图1F,其是概述根据本披露的一些实施例的产生扁平化重建的方法的流程图。

[0243] 在框110处,在一些实施例中,接收包括弯曲身体器官表面的3D表示的源重建。源重建可以被概念化为包括具有全局曲率的表面(其可以是平滑的或不平滑的)和沿具有全局曲率的表面分布的浮凸细节(例如,由弯曲身体器官表面上的、距表示具有全局曲率的表面的表面一定距离处的3D位置表示的细节)。

[0244] 在框112处,在一些实施例中,将浮凸细节与具有全局曲率的表面隔离。

[0245] 在框114处,在一些实施例中,使用隔离的浮凸细节产生用于存储在计算机存储器中的扁平化重建。在一些实施例中,计算机存储器将扁平化重建存储为直接构成浮凸细节的点的新的坐标副本。在一些实施例中,构成浮凸细节的点的坐标可以构成通过上文(例如,在图1E的框104的上下文中)所述的扁平化变换可获得的扁平化浮凸细节。可选地,还存储从源重建被扁平化以产生扁平化重建的全局曲率。在一些实施例中,所存储的内容包括用于从源重建产生全局曲率减小的扁平化表面的变换的指示,所述指示由处理器指令关联到源重建。例如,渲染程序被配置成将被存储为坐标 (r, θ, ϕ) 的源重建解释为坐标 (z, x, y) 。

[0246] 在一些实施例中,图1E和图1F包括产生弯曲身体组织表面的扁平化重建的相同方法的替代性描述。

[0247] 用于产生源重建的输入数据可选地包括以从对患者的3D成像(例如,CT成像)获得

的笛卡尔坐标表示的数据。可选地,数据来自另一种方法,例如,使用导管探针(例如,电极探针、磁性探针和/或超声探针)的位置的体内映射。在一些实施例中,表示体腔的内腔壁的数据使用远程电场成像方法来获得,例如于2017年8月17日提交的名称为FIELD GRADIENT-BASED REMOTE IMAGING(基于场梯度的远程成像)的美国临时专利申请号62/546,775中描述的方法;所述申请的内容以其全文并入本文。

[0248] 在一些实施例中,表示体腔的内腔壁的数据使用重建方法来获得,所述重建方法描述于2017年1月12日提交的名称为SYSTEMS AND METHODS FOR RECONSTRUCTION OF INTRA-BODY ELECTRICAL READINGS TO ANATOMICAL STRUCTURE(用于将体内电气读数重建为解剖学结构的系统和方法)的美国临时专利申请号62/445,433中;所述申请的内容以其全文并入本文。例如,如以上两个临时专利申请中所披露的对通过体内探针进行的映射的使用通过当导管探针(可选地标准消融导管探针)进入由身体表面界定的身体区域时允许即时(例如,实时地)收集用于扁平化重建身体表面的数据而提供了潜在的优点。上述引用的临时申请甚至可以提供即时收集与探针不一定访问过的区域结构有关的数据的能力。可选地,使用基于场梯度的远程成像来执行重建,而不使用辅助图像数据。

[0249] 这种表面成像方法的使用通过当导管探针(可选地标准电极导管探针)进入由身体表面界定的身体区域时允许即时(例如,实时地)收集用于扁平化重建身体表面的数据(包括从探针不一定访问过的区域进行收集)而提供了潜在的优点。可选地,使用基于场梯度的远程成像来执行重建,而不使用辅助图像数据。

[0250] 在产生扁平化重建的第一示例实施例中,首先将源重建的3D表示编码(例如,从笛卡尔坐标)到球坐标;例如,使用球坐标变换将 (x, y, z) 坐标变换为表示为 (r, θ, φ) 的坐标,其中, r 是半径,并且 θ 和 φ 是球面角。该中间结果包括坐标系的改变,而尚未引入源重建的形状变化。可选地,存在作为转换的一部分应用的刚性变换,例如,以将原点设置在由重建表面定义的内腔的中心附近、和/或设置定向,沿着所述定向将引入不连续性(切口)作为扁平化的一部分。

[0251] 在一些实施例中,接下来创建(概述中的)扁平化变换:扁平化表示的 x (水平)维度被映射到两个角坐标之一(例如, θ ,表示方位角,范围例如从 0° 到 360°)。 y (竖直)维度被映射到另一角坐标(例如, φ ,表示倾斜角,范围例如从 0° 到 180° 或从 -90° 到 $+90^\circ$,这取决于所采用的 θ 角度惯例)。 z (深度)维度可选地直接用 r 代替。在一些实施例中,该映射可以被理解为类似于将角坐标投影到弯曲表面上,例如圆柱、圆锥、或其他表面——区别在于保留了局部相对距离信息以使得所得到的投影不会平滑地遵循圆柱、圆锥或其他表面。

[0252] 在这种扁平化方法中, r 的大小取决于(例如在转换为球坐标的阶段)选择的原点。在一些实施例中,选择原点以使得得到冠状壁上的沿着所述壁与每对肺静脉的中点大致等距的点的距离还被示出为与扁平化图像中的这个参考大致等距(实际上,这倾向于将原点定位在左心房的几何中心附近)。在一些实施例中,根据(例如,通过探针31的位置设置的)当前工作重心动态地改变原点。例如,原点可选地进行移位以给出在位置上与导管探针的当前位置最接近的区域的最小失真的可用视图。

[0253] 注意,如果 r 直接映射到 z ,则这类似于在从源重建到扁平化重建的变换的以下替代实施例的框架中设置 $a(\theta, \varphi) = 0$ 。然而,对坐标系的选择中仍然隐含着全局曲率。这将

在下文解释将r转换为z的间接变换方法之后进行讨论。

[0254] 在扁平化(框104)和/或隔离和产生(框112、114)的一些实施例中,源重建可选地被建模为 $r(\theta,\varphi)$;包括两项的和,其中每一项将从某个参考点到表面的距离描述为球面角坐标的函数,例如:

$$[0255] \quad r(\theta,\varphi) = a(\theta,\varphi) + b(\theta,\varphi)$$

[0256] 在这里和以下描述中, θ 可以被认为是方位角,并且 φ 被认为是极(倾斜)角。

[0257] 第一项 $a(\theta,\varphi)$ 将全局曲率描述为任何合适的平滑几何物体(例如,球体、椭球体、参数化曲线、球面谐波的组合、和/或被变换回空间域的表面的傅里叶变换的长波长频域分量)。物体和/或其平滑度可选地由要保留或抑制的细节的结构(例如,角大小)确定。例如,只要第一项遵循源重建中的细节的曲率,该细节就将倾向于在扁平化重建中被抑制。例如,可以选择平滑几何物体的参数作为最佳拟合(例如,最小化距离差、最小化方差、最小化这两者的某种加权组合、或根据另一标准最佳地满足)源重建 $r(\theta,\varphi)$ 的参数。

[0258] 第一项 $a(\theta,\varphi)$ 将平滑物体表面距参考点的距离给出为球面角的函数。第二项 $b(\theta,\varphi)$ 描述了浮凸细节。第二项可以作为球坐标中源重建的表示与第一项的数学差(通过减法)而导出,例如:

$$[0259] \quad b(\theta,\varphi) = r(\theta,\varphi) - a(\theta,\varphi)$$

[0260] 与从参考点到作为全局曲率的定义提供的平滑几何物体的表面的距离相比,如此定义的第二项 $b(\theta,\varphi)$ 在由源重建定义的每个球面角处提供了从参考点到源重建的表面的额外/减小的距离。

[0261] 在一些实施例中,产生扁平化重建(“对源重建进行扁平化”)包括将第二项 $b(\theta,\varphi)$ 重新绘制到笛卡尔坐标中的查找操作。例如, $z(x,y) = b(\Theta_x, \Phi_y)$;其中,x和y用作通过函数 Θ_x 和 Φ_y 变换到所定义范围的 θ 和 φ 的查找变量。所述分派有效地确定将在哪里进行“切割”以允许将源表示铺展为扁平化表示。

[0262] 该操作产生扁平化重建,其保留了(尽管通常具有某种失真,例如,拉伸、大小变化和/或局部角度变化) $b(\theta,\varphi)$ 的浮凸特征,并且相对于全局曲率是平面的(例如,如果 $r(\theta,\varphi) = a(\theta,\varphi)$,则 $b(\theta,\varphi) = 0$,并且 $z(x,y) = 0$)。

[0263] 这种特定方法在扁平化重建中引入了某种失真。例如,源重建中的中纬线圆周(当 $\theta = 0$ 时)的路径比其平行路径(如 $\theta \rightarrow \frac{\pi}{2}$)的长度长得多,但是这两条路径在刚才解释的扁平化重建中表示为具有相等的长度。当将弯曲的3D表面转换为扁平(3D空间中)表示时,通常不可避免地存在一定程度的失真和/或不连续性,但是可以控制失真/不连续的性质例如以保留相对面积、方向、和/或距离。例如,x轴和y轴的相对比例包括可以被设置的参数。在一些实施例中,将所述比率设置为使得其在肺静脉区域中最接近1:1。

[0264] 可选地,使用用于控制例如地球仪的平面地图中的陆块失真的一种或多种制图技术来控制相对于(可选地球形)全局曲率的(x,y)平面中的表示的失真。利用刚刚描述的框

架,这通常可以通过使查找函数以任何合适的方式依赖于 x 和 y (例如, $\Theta_{x,y}$ 和 $\Phi_{x,y}$)两者来实施,或通过另一种产生等效结果的方法来实施。在一些实施例中,控制失真以使得身体组织表面的针对性部分(例如,针对治疗的部分)以相对减小的失真来呈现。

[0265] 其他扁平化的方法和/或结果是可能的。例如,通过选择与最佳拟合的平滑形状适当地不同的全局曲率项 $a(\theta,\varphi)$ 、和/或通过在产生扁平化重建时使用偏移项(例如,如 $z(x,y) = b(\Theta_x, \Phi_y) + c(x,y)$),可以获得碗形或其他非平面的扁平化重建。非平面的扁平化重建提供了允许减小与扁平化相关的失真、同时仍然暴露较大的表面以进行同时观察的潜在优点。然而,鉴于扁平化重建的视图的最终目标是由人眼观察——在视场感知上具有其所有的固有限制——充分利用这种潜在优点可能需要特殊安排来用于在视图中移动重建和/或用于沉浸式显示。

[0266] 在扁平化的另一个示例中:在一些实施例中,以拉直的形式渲染纵向延伸和旋绕的器官(例如,肠或血管)。在这样的实施例中,用于定义全局曲率的平滑几何物体可选地是沿着遵循旋绕器官的中心线的参数化路径(例如,贝塞尔曲线)挤出平面图形(例如,圆形或椭圆形)。可选地,平面图形本身根据沿参数化路径的距离变化而可变。所使用的坐标系可以不是球形的,例如,一种类型的圆柱坐标系,其中,沿参数化路径的距离用作线性轴,并且参数路径周围的位置表示为角度和距离(半径)的极坐标组合。

[0267] 这些类型的变换是否合适可选地取决于导航类型和/或可用的导航控制。例如,外表面的内向外反转可以适用于射束类型的治疗系统,其中,射束可以从基本上任何定位引导,使得用户总是感觉好像射束来自中心点。可选地,通过将视图渲染为实际3D几何结构的更直的版本来辅助在导航基本上是推拉的(例如,内窥镜穿过肠的导航)器官中的治疗。

[0268] 在特殊情况下,如果是第一项 $a(\theta,\varphi)$ 是关于以球坐标原点为中心的球体定义的,则 $a(\theta,\varphi) = k$,其中, k 是球体的恒定半径。然而,最终的扁平化重建对于在这种情况下 k 的选择是不敏感的。对于以球坐标原点为中心的球形全局曲率, k 的每个选择产生基本相等的结果,除了扁平化重建沿着由 k 控制的 z 轴具有某个距离的相对偏移。

[0269] 在本节描述的第一种变换方法中(其中, r 直接映射到 z),注意到结果类似于设置 $a(\theta,\varphi) = 0$,并且因此,相应地 $k = 0$ 。这种0半径球体不是指示“无全局曲率”,而是由于坐标系选择中固有的全局曲率的特定(球形)模型而是可能的。全局曲率被定义为球形,虽然是隐含的,但仍然被移除(甚至对于 $k = 0$,因为在这种特殊情况下, k 的所有值都会导致扁平化,因此不必特别指定一个值)。

[0270] 在将扁平化重建转换为2D图像(例如,显示坐标中的2D)从而提供扁平化重建视图时,可以例如通过表面的定向相关的着色和/或通过取决于视点与扁平化重建的相对位置而改变所观察特征的视差来指示深度信息。

[0271] 例如,图1C中距左心房2内部的参考点24(例如,参考点21与表示瓣12的顶点之间的中间点)的距离在图1D所示的扁平化重建中被变换为图像深度的笛卡尔轴。该轴由箭头11E表示。

[0272] 应当注意,图1D的扁平化重建被显示为好像从偏移角度观察,这可能用于突出显示某些特征(例如,允许观察到孔里面)。偏移角度的轻微变化可能用于强调(例如,由于视差变化引起的)深度差异。图1C中相对于参考点24的角度位置在图1D的重建中被变换成两

个其余的笛卡尔轴,例如,沿箭头11D和11C延伸的笛卡尔轴。

[0273] 需要强调的是,虽然在一些实施例中(例如,图1D)扁平化重建使人联想到某些类型的圆柱形地图投影,但是保持经变换的深度信息允许可选地从任何显示角度观察结果,从而导致影响特征呈现的视差和/或角度(例如,与模拟照明条件相互作用的角度)的转变。3D表面的传统2D投影不保留这样的信息(这将例如关于本文的图7A至图7B进一步讨论)。

[0274] 由图1A至图1D中的示例呈现的扁平化(曲线拉直、铺展)类型的变换具有用于导管探针(例如,消融探针)的心内导航的潜在优点。首先,经变换的重建适合于在一个视图中布局扩展的表面区域,所述扩展的表面区域可以是测量和/或治疗手术的目标。第二,同时,扁平化重建可选地保持整个大目标区域(例如,肺静脉10的根部区域)中相对无失真的表面外观。这对于包括形成一条或多条消融线以将肺静脉与周围心脏组织电隔离的手术尤其具有潜在益处。在其他实施例中,可以选择其他目标,例如,可以以最小的失真来观察要表示的3D物体的其他部分。

[0275] 另一个潜在的优点是,由于扁平化表示在性质上仍然是3D的,它定义了一个体积,可以在所述体积中放置与导管探针位置相关的指示,例如,探针图标或探针当前位置的其他指示,包括正确地指示与扁平化表示表面的接触的指示。

[0276] 虽然探针位置可以在渲染到典型的相机视图类型的2D图像之前与源表示一起放置在场景中,但探针外观本身将例如在鱼眼视图的边缘受到例如透视失真的影响,这可能是非常令人不安的。另一方面,一旦表面的2D图像被渲染,一些3D信息就会丢失(例如,通过人工深度提示(诸如着色和自屏蔽)来指示),使得难以准确地将探针尖端位置重新引入到场景中例如以便正确地示出探针在不同深度处与扁平化表面的接触。此外,2D图像将倾向于在存在多于一层的情况下(例如,血管分支超出心脏腔室的内腔表面)抑制细节。

[0277] 切割线的设置

[0278] 在一些实施例中,扁平化的其余参数包括在何处进行“切割”(例如,由从图1A中的参考点22和23延伸的线13A和/或图1C中的线13所表示的)。

[0279] 现在参考图1G,其是概述根据本披露的一些实施例的确定弯曲身体组织表面的重建的定向的方法的流程图。

[0280] 在框120处,在一些实施例中,接收浮凸细节。这些浮凸细节可以是框112的被隔离的浮凸细节。可选地,浮凸细节与全局曲率一起提供,在这种情况下,框122的操作可选地被调整以减弱全局曲率对浮凸细节的权重的影响。

[0281] 在框122处,在一些实施例中,将权重分派给浮凸细节。可选地,根据浮凸细节相对于参考点、参考偏移和/或参考曲率(例如,合适的全局曲率定义)的距离和/或深度(“幅度”)来分派权重。权重可以与浮凸细节幅度成正比、线性相关、与功率函数相关、或作为浮凸细节幅度的某个其他函数提供。

[0282] 在框123处,在一些实施例中,使用应用于在框122处分派的权重的标准来确定浮凸细节的定向。

[0283] 继续参考图1G的方法:已经注意到,在产生图1D时应用的“切口”(由线13表示)被定向成穿过二尖瓣12的中心。线的旋转定向也影响扁平化重建和/或其视图;例如,如果线13(绕竖直轴)旋转90°,则图1D中的特征的布局也将旋转90°,并且不连续性和其他失真也相应地转变。

[0284] 关于左心房内表面的扁平化重建,发明人已经发现所示出的切割定向导致这样的扁平化:其以便于导航心内导管探针的方式呈现表面特征(至少对于常见的解剖学变体)。二尖瓣12附近具有最大失真和/或不连续性的区域也是导管导航可能因强大且可变的血流流动变得复杂的区域。此外,由于瓣始终一直在移动,因此对于由导管作为目标的目的,在该区域中的重建无论如何都可能不太准确和/或不太感兴趣。此外,具有最大拉伸失真的区域16A、16B也被定位成远离一些治疗特别感兴趣的特征(诸如肺静脉10和LAA 15)形成不同簇的区域。

[0285] 在一些实施例中,切口13的定向可以基于特征的明确识别和/或从一系列选项的选择来手动地和/或自动地确定和/或调整。可选地,手动控制允许调整切口位置和/或调整用作扁平化操作的基础的原点(例如,全局曲率的中心),例如以考虑个体解剖学差异。

[0286] 可选地,在源重建上定义的笛卡尔坐标空间上定义控制的操作。这些控制可选地单独控制原点在x、y和z方向上的移动(例如,每次移动5mm,或另一距离)。可选地,对于仰角、滚动和方位角的控制,分别围绕x、y和z轴控制旋转(例如,以5°增量或以另一增量)。在一些实施例中,改变控制设置导致立即更新源重建和扁平化重建的视图中的一个或两个。另外地或可替代地,定义另一个控制集,例如,在扁平化重建本身的笛卡尔空间上定义的控制。例如,x轴控制具有向左或向右平移扁平化重建视图的效果,y轴控制具有向上或向下滚动视图的效果,和/或z轴控制具有朝向或远离视图的透视点平移视图的效果。旋转控制可选地相对于扁平化重建设置x和y轴的基本方向。控制另外地或可替代地被提供用于和/或被解释为对球形或其他非笛卡尔坐标系中的合适参数的调整。

[0287] 在一些实施例中,扁平化参数集的自动选择包括对角度保留、距离保留和/或表示邻接的属性(关于特定解剖结构和/或手术计划)的多个可用扁平化参数集进行评分、以及选择最佳得分选项和/或使最佳得分选项可用于选择的过程。在一些实施例中,扁平化参数集可以包括如何和/或在何处引入不连续性(例如,沿着扁平化重建和/或其视图的边缘的切口)的指示、和/或应当在扁平化重建和/或其视图的中心设置什么角位置。

[0288] 在一些实施例中,基于重建的全局特性和关于解剖学布局的一般信息而自动地且即时地确定定向。例如,在一些实施例中,切口13被定位在所得到的扁平化重建与根据距重建的(x,y)中心21的距离而变化的特征深度最佳平衡(被处理为“权重”)的位置。例如,沿着左右方向(图1D的箭头11C),存在两个相对较深特征的簇;因此这些特征被设置在距中心大致相等的水平距离处。在上下方向(图1D的箭头11D)中,这些簇中的每一个的权重沿着公共中心下降,因此具有较大距离的特征被加权,使得它们“下沉”到中间。可选地,设置轴本身的定向,使得一个轴沿着该公共中心穿过。通过选择在簇位置之间具有最大或最小连续表示的距离的替代方案,可选地解决了设置中心点时的其余模糊性(例如,是否切穿二尖瓣、或切穿相对的心房壁)。

[0289] 可选地,由于不同器官的身体表面具有不同的感兴趣特征的一般解剖学布置和/或在不同手术中使用,因此可以设置不同的规则,并且使用框122的权重来满足这些规则。应当注意,针对图1D描述的规则具有自然地将图像带入左/右和上/下平衡的特征分布的效果(这也恰好产生对于显示与心房消融手术相关的左心房特征有效的扁平化重建视图)。然而,可选地,施加任何合适的偏移以将特征带入特定应用(例如,瓣手术可选地将以视图中的二尖瓣为中心)和/或解剖结构(例如,用于右心房的重建可选地使用上腔静脉和下腔静

脉作为用于右心房的扁平化重建视图的定向的界标)的合适相对位置。

[0290] 考虑到在扁平化表面上观察到的感兴趣解剖学特征的任意分布的更广泛情况,可以在不同条件和/或用于不同目的的情况下(例如,不同的腔室和/或器官、和/或不同的治疗计划)不同地选择最佳扁平化。例如:

[0291] • 左心室(LV)内的消融(例如,用于室性心动过速的消融)可选地针对已经使用特定于腔室的参数扁平化的LV扁平化重建的背景来执行。

[0292] • 对于左心耳封闭手术,可选地在左心房的扁平化重建视图中以LAA口为中心。

[0293] • 对于经中隔手术,可选地在右心房的扁平化重建视图中以卵圆窝为中心。

[0294] • 对于房间隔缺损和/或卵圆孔未闭,可选地在右心房的扁平化重建视图中以卵圆孔未闭和/或房间隔缺损为中心。

[0295] • 对于冠状窦插管和/或放置起搏电极,可选地在右心房的扁平化重建视图中以冠状窦为中心。

[0296] 出于使用扁平化重建以引导腔内的导航的目的,可选地优选目标区域被连续地链接(例如,其间的导航不必经过“切口”),同时角度和/或大小的几何失真被推到远离目标区域的区域。可选地,在手术期间修改管控表面扁平化的参数(例如,刚刚描述的任何参数、或管控不同扁平化方法的其他参数),例如以使失真偏离当前主要目标。

[0297] 可选地,存在多于一个切口。切口可以被认为是不连续性类型的失真,一旦被引入投影中,可能允许更大的自由度来减少其他地方的失真。这提供了潜在的优点,其中,不太感兴趣的区域可以更严重的失真,以换取其他地方的表示的更高的准确性。

[0298] 扁平化重建视图与其他视图类型的比较

[0299] 具体地,图1D的视图的特征可以与其他类型的视图形成对比。

[0300] 例如,现在参考图9A,其示出了根据本披露的一些实施例的身体部位重建900的3D表示的平面分割;并且参考图9B至图9C,其示出了根据本披露的一些实施例的看向身体部位重建900的两个分割部分的视图。

[0301] 图9C示出了沿轴线902(垂直于分割平面901)并朝向肺静脉10中的两个和左心房2的LAA15观看的视图。由于左心房2的曲率,沿着一些内腔壁部分(例如,基本上沿轴线902定向的那些)的细节被遮挡和/或显著缩短。左心房2的曲率也使得难以在一个视图中同时获得所有肺静脉10(甚至从一侧)和LAA 15的相当的印象:存在的每个孔本身的角度变化都很大。这可能会影响表面形状的外观和/或照明条件,所述照明条件影响每个特征可以在多大程度上被区分。作为分割视图的另一个示例:图9A示出了在通过不同平面切割成身体部位重建900的另一部分之后的视图,示出了经受相同的弯曲和/或照明问题的不同肺静脉10。此外,显然不存在这样的单一平面分割:其产生在单一清晰视图中包括图9B和图9C的所有指示特征的分割部分。

[0302] 还例如,现在参考图10A至图10D,其示出了根据本披露的一些实施例的重建的左心房内部的一系列标准相机类型视图。

[0303] 在图10A中,从左心房内部并且相对靠近心房表面的视角以30°视场(30°是视场从左到右对着的角宽度)示出LAA15和两个左肺静脉10C。图10B从相同位置使用60°视场示出了相同特征。在这两种情况下,角度截取使一目了然地识别示出了什么特征以及处于何种全局定向变得复杂。在60°视图中这个问题有所减少,然而更复杂的是,图像边缘附近的区

域在径向方向上被压缩,而在圆周方向上相对展开。

[0304] 图10C示出了右肺静脉10B(也在30°视场中)。所示的特征明显不同于图10A至图10B的特征,但是它们本身也难以明确地识别。在图1D中,与图1C的30°视场相比,视场角已经扩大到60°,但是这显然没有显著改善视场中心部分中的特征的可识别性,同时在图像边缘附近引入显著的特征失真。

[0305] 除了在中間扁平化重建中保留深度信息之外,还应当注意,图1B和/或图1D的视图在性质上可能与例如通过使用源重建的“鱼镜头”变换将可能实现的视图(类似于超广角镜头和/或它们的模拟提供的视图)不同。使用计算机化的图像变换,可以在一个2D屏幕上表示周围视野的180°视图或更大角度的相机视图,可选地最高达360°视图。然而,对于视野的边缘,这引入了随着视场角增大而增加的失真(失真可能远远超出图10B和图10D的60°视图所示的失真)。与刚刚关于图1B描述的扁平化相比的潜在缺点包括:

[0306] • 它们可能在靠近其边缘时使形状和/或角度变得高度失真;

[0307] • 对于特别感兴趣的特征,失真可能不是固有的受控制的;和/或

[0308] • 将视图附接到视点可能导致失真随着视图的中心方向移位而形状不断变化。

[0309] 具有重叠的扁平化表示

[0310] 现在参考图2A,其示出了根据本披露的一些实施例的左心房2解剖结构的扁平化重建视图。进一步参考图2B,其示出根据本披露的一些实施例的图2A的视图,其中附加标记指示消融点14、14A和导管探针31。

[0311] 在图2A至图2B中,再次基于3D左心房模型示出了图1D中指示和图1B中示意性地指示的相同解剖学特征,展示了扁平化重建所支持的特征的“浮凸(relief)”型显示。

[0312] 图2B中还示出了导管探针31的表示。消融线14由嵌入肺静脉10周围的组织中的球14A表示;每个球14A可选地表示消融线的子损伤。每个球14A的大小相似性指示在它们出现的区域中的相对低的相对失真(每个球以3D方式渲染为相同的大小)。

[0313] 再次应当注意,尽管图2A至图2B的图像与左心房的实际几何结构相比是扁平的,但是一些特征(特别是PV)出现在3D浮凸中。可选地,模拟照明例如通过连续链接到用作视图所展示的3D场景的模型的扁平化重建而在扁平化重建视图中是动态的。在一些实施例中,照明效果与视图内所示的导管探针的运动相关,这可以帮助向用户提供探针在深度上相对于所显示的表面特征的位置感。可选地,扁平化重建视图本身可以重新定向(倾斜),例如,如图7A至图7B所示。

[0314] 现在参考图3,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的包括叠加激活图的左心房2解剖结构的扁平化图像40。

[0315] 在一些实施例中,组织表面的扁平化重建视图允许用户同时概览在宽角度区域上延伸的特征。在图3中,示出了映射到LA解剖结构的激活图,其中,颜色指示在脉冲开始之后其到达心脏壁每个特定区域的相对时间。所述图清楚地一目了然地(例如,参考以毫秒为单位的时间标尺41)识别出肺静脉10A周围的活动足够早以成为脉冲的潜在触发源(并且因此,可能是通过消融隔离的优选目标)。此外,由于同时显示所有PV,因此操作员相对容易地评估一系列广泛分开的目标区域的地图特性之间的差异和/或跟踪所述地图特性的变化(例如,当消融的效果开始出现在地图中时)。

[0316] 在一些实施例中,使用叠加(重叠)的指示来指示另一参数,例如,血流方向,其可

能指示心脏腔室中的血管、瓣和其他孔之间的差异。例如,在左心房中,从肺静脉向内流动、从二尖瓣向外流动,并且左心耳的流动是可变的、低的和/或不存在的。例如,关于图11D还描述了使用重叠来指示壁厚度。在一些实施例中,可获得多个不同的重叠指示(例如,本文所述的那些指示中的任何一个),并且它们可以以任何合适的组合打开或关闭。

[0317] 现在参考图8A至图8B,其展示了根据本披露的一些实施例的具有轮廓重叠的左心房2的源(未扁平化)重建和扁平化重建。先前所讨论的一些特征也在这里指示,例如,肺静脉10、探针31、接近度标记33、34、二尖瓣12和左心耳15。

[0318] 这两种不同对的PV10均标记有环绕的内轮廓801、803以及一系列的外轮廓802、804。轮廓可选地沿着表面以恒定距离彼此间隔开(例如,如图所示)。这可能有助于强调3D结构,例如,因为轮廓线在表面角度远离垂直于视角的地方看起来更接近在一起。在图像顶部附近的轮廓804的失真(伸展到水平更宽的间隔)也有助于指示在扁平化变换期间引入的失真的“拉伸”效果。

[0319] 具有探针位置指示的扁平化表示

[0320] 现在参考图4,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的导管探针31的导航情况,所述导管探针被表示为相对于左心房2的扁平化重建视图而进行移动。现在参考图5A至图5B,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的导航目标的指示——相对于扁平化重建视图移动的导管探针距表面的距离和/或方向。

[0321] 扁平化重建的全表面视图(无论是可变的还是静态的)尤其提供了减少在由扁平化重建建模的环境内移动、监测和/或以其他方式操作(例如,用于治疗管理)探针的操作员的精神负担的潜在优点。

[0322] 在一些实施例中,提供了提示,所述提示潜在地帮助用户更好地理解当探针被示出为参考目标组织的扁平化重建视图移动时探针的完整3D位置。在一些实施例中,提示包括标记33,所述标记取决于探针31的当前位置而被投影到左心房2的表面的扁平化重建视图上。可选地,标记33突出显示穿过探针31延伸的纵轴在其与心房壁相交的区域处的位置。随着探针越来越接近心房壁(例如,如在图5A与5B之间移动时),扁平化重建视图示出标记33和探针31彼此更接近地靠近。当导管探针31明显远离正交于壁延伸的轴成角度时,该方法潜在地给予不同深度位置的视觉区别。可选地,在一些实施例中,标记还被着色编码或颜色编码以指示距离(例如,当探针靠近壁时变得更强烈)。

[0323] 可选地,指示性变化是形状的变化。

[0324] 在一些实施例中,另一种类型的标记由标记35展示,其可选地被定向以指示探针31的移动方向和/或定向方向。标记35被示出为移动到图5A与5B之间的标记33的不同侧;应当注意,它不一定跟踪探针本身的定向。

[0325] 此外,标记35被示出为在图5B中比在图5A中更短。长度的差异可选地跟踪距心房2的表面的距离,作为用于指示探针深度位置的形状变化的示例。

[0326] 在一些实施例中,使用照明效果来帮助向用户传达深度位置的印象。例如,定位一个或多个模拟光以将来自探针31的阴影投射到心房2的表面上。可选地,该照明在由经变换的3D表面定义的扁平化空间中被模拟,就好像它是在笛卡尔坐标中定义的新空间。可选地或可替代地,使用原始3D空间的空间配置来渲染着色,并且像心房表面2的其他特征一样渲染和变换阴影。

[0327] 在一些实施例中,仅存在一个光源,其可选地被模拟为好像从有利点发射。可选地,例如在高洛德着色(Gouraud shading)中,表面的不同部分的着色由相应部分与将有利点连接到相应部分的中心的线之间的角度确定。

[0328] 随着探针31从表面越来越远地(例如,朝向变换中定义的原点)取出,其可选地被示出为失真,就好像直接从原始3D空间变换一样(即,使用与用于从源重建创建扁平化重建的变换相同的变换)。探针31可以看起来大幅放大,和/或开始跨图像更快地移动以进行相同大小的移动,就好像被保持接近“相机”一样。在一些实施例中,以某种方式抑制这些变换效果中的一种或多种。例如,探针可选地总是以相同的大小、大约相同的大小示出,或者至少不与其相对于相机状的视点而占据的角空间成比例地放大。潜在地,这可以减少显著放大探针可能以其他方式导致的迷失方向感。例如,探针可选地总是以相同的大小绘制,悬停在最接近它的扁平化重建视图表面位置上,并且鉴于扁平化重建中的所选渲染位置可选地具有适当的角度以指示其在源重建的坐标中的角度。在一些实施例中,针对一些情况(例如,在非常接近坐标原点的位置处)简单地抑制对探针的渲染,并且允许其在明确定义的位置处重新进入视图。在一些实施例中,改变的正是视图本身;例如,移动坐标原点以使其远离探针的位置,或者视图从扁平化重建视图变为源重建视图。

[0329] 在一些实施例中,通过与用于变换身体部分的整个体积相同的变换将探针尖端的位置从源重建变换为扁平化重建,但是从该位置出现的探针总是被显示为直线,并且可选地具有固定的形状和/或大小。在一些实施例中,可以通过扁平化视图中两个点(例如,一个点位于探针的尖端处,并且另一个点位于探针的尖端附近)的坐标来确定直探针显示的定向。

[0330] 在一些实施例中,即使当探针在组织表面附近移动时,也可以调整变换原点和/或其他投影参数。例如,原点可选地被移动到更接近探针附近的组织区域,当它们开始对着更大的角大小时潜在地放大组织区域的外观(例如,允许更详细的跟踪)。可替代地,可选地将原点移动到其以可用的最小失真方式示出当前工作区域的位置,这可以是更远的视点。任何一种调整都可以产生一种镜头效果(例如,像移动的放大镜一样),从而允许同时看到整个扁平化重建(例如,保持方向感和/或上下文),同时还提供选择性地增强特定区域的视图的能力。可选地,扁平化和/或显示的任何参数都是出于类似目的而调整的,或者是出于辅助手术操作的另一目的而调整的。例如,扁平化重建视图可选地在用户手动控制下倾斜和/或响应于探针导航事件(诸如靠近孔和/或与组织接触)而自动倾斜。

[0331] 在一些实施例中,即使对于特定的扁平化重建视图,也不仅仅定义一个视点(如例如通过参考坐标系和/或全局曲率定义的);而是针对空间中不同位置的变换不同地定义视点。所选视点可选地例如仅根据 θ 和 ϕ 、根据 r 、根据所有三个变量、或以任何其他合适的方式而变化。视点定义可选地连续变化,这可以有助于减轻不和谐的过渡,其中,针对对每个作为目标的区域按照特定于该区域的考虑因素进行变换来做出选择;例如,本文描述了一个或多个考虑因素。例如,作为来自某个原点的 r 的函数,视点可选地在深度上进行后退。例如,这可选地减少了探针“隐现(looming)”的问题。

[0332] 现在参考图6A至图6B,其分别示出了图1C至图1D的视图以及导管探针31的位置指示。在这两个图中,探针31以固定大小表示。探针31的位置例如根据探针跟踪方法(诸如基于电场和/或基于磁场的跟踪)来确定。

[0333] 图6A至图6B中的每一个还示出了表面接近度标记33和34。接近度标记33被定位成以探针31的中心纵轴与源或扁平化重建表面相交的点为中心。所述标记在指示导管探针在没有附加转向控制的情况下从其当前位置前进时将接触的位置时可能是有用的。接近度标记34被定位成以源或扁平化重建表面的最靠近探针31的远端尖端的点为中心。如果扁平化重建视图被定向成垂直于将其连接到视图的有利点的线,则这通常将接近度标记34直接放置在探针31的远侧尖端“下方”,而在偏移视角处,探针尖端与接近度标记34之间的距离成为探针表面距离的指示。接近度标记34可能是有用的,例如用于指示倾斜的表面接触和/或与探针31的移动干扰的可能性。当探针朝向壁移动时,这两个标记33和34倾向于彼此靠近,并且当探针接近于接触壁时,这些标记可以彼此重叠。

[0334] 不同定向的扁平化表示

[0335] 现在参考图7A至图7B,其示出了根据本披露的一些实施例的在不同倾斜角度下观察的图1D和图6B中所示的相同的扁平化重建。探针31和接近度标记33、34也在其可见位置中被示出。

[0336] 在所示的角度中,可以从侧面和后面观察扁平化重建的特征。例如,从肺静脉10比从基本上正面(即,内侧)的视图可见到更多血管分支。这些血管的表面分叉为在扁平化表示的更多内部区域外部(后面)的分支。这尤其展示了区别于例如广角投影图像,对于任何特定的(x,y)坐标对,可以存在多个表面z位置。应当特别注意,在一些实施例中,使用通过导管探针在身体内腔内的移动获得的位置测量结果来映射定义血管及其分支的表面的位置。这可能减少或消除在描绘血管形态时使用造影剂的需要。

[0337] 还注意到,重建被示出为在任何地方都是闭合的;例如,血管在扁平化重建中的表示的极限处被示出为“密封”。这是从源重建继承的特征。没有特别要求在产生扁平化重建时避免孔洞;例如,源重建中的孔洞可以被认为表示“无限远处”的表面,或者简单地在变换期间被视为缺失数据。

[0338] 右心房的扁平化表示

[0339] 现在参考图11A至图11D,其示出了根据本披露的一些实施例的右心房3的不同扁平化重建视图。

[0340] 图11A至图11D中的一个或多个中所示的右心房3的特定特征包括通向上腔静脉1102、下腔静脉1104和冠状窦1108(CS)的孔。图11A至图11D中的一个或多个还示出了三尖瓣1110。在图11C中,尤其指示了三尖瓣1110的更多细节,分别包括隔叶1111、后叶1112、和前叶1113。图11C还指示了卵圆窝1106、欧氏瓣1105和冠状窦瓣1109的位置。

[0341] 特别参考图11A至图11B,示出了右心房3的内腔表面的扁平化重建的前视图(图11A的内侧心内膜视图)和后视图(图11B的外侧心外膜视图)。应当理解,对这些确切的定向没有特别限制。例如,可以从任何合适的观察角度从扁平化3D模型产生多个图像,其中,第一图像是从第一方向对扁平化3D模型的视图,第二图像是从第二方向对扁平化3D模型的视图,并且第一图像和第二图像示出相同表面部分的不同侧面。

[0342] 特别指出的是三尖瓣峡部1114(CTI;沿着所示的虚线定位)的位置。CTI 1114作为右心房中某些消融手术(例如,用于治疗心房扑动)的目标是感兴趣的。在一些患有心房扑动病症的患者中,沿着穿过CTI 1114的一些方向的缓慢传导促成了所述病症。通过示出与附近特征明确相关布局的CTI 1114,扁平化重建视图的潜在优点在于辅助医师定位和表征

该特征以用于沿CTI 1114规划消融、进行消融、和/或验证消融的目的。

[0343] 图11C示出了在CTI 1114上应用的消融120的示例。应当注意,右心房3的内腔表面的特定扁平化重建布局将三尖瓣1110置于一个边界(右侧),将上腔静脉1102置于相反边界(左侧),并且通常使在它们之间延伸的、右心房3的孔的聚合体竖直居中。这种布置可能用于在显示器中将不连续性放置在它们对于导航和/或治疗右心房所涉及的决策和操作几乎没有差别的位置。

[0344] 关于冠状窦1108:介入心脏病学家和电生理学专家经常受到冠状窦插管期间冠状静脉解剖结构的高度可变性、心脏再同步治疗(CRT)的左心室外膜引线放置、和/或二尖瓣修复的CS内装置部署的挑战。用于检测冠状窦的精确且全自动的分割解决方案将为这种手术提供潜在的优点。

[0345] 使用利用心内电极探针系统的基于场梯度的远程成像,CS是可以在右心房3内快速区分的特征之一。3D重建(源重建)上的CS“芽(bud)”和其(内部视图)扁平化重建视图上的相应“陷窝(dimple)”两者都可以在将标准电生理导管引入右心房中之后仅几秒内显示——甚至在物理接触心内膜表面之前显示。基于场梯度的远程成像还潜在地使得能够容易地识别和显示保护CS 1108的开口的冠状窦瓣1109,所述冠状窦瓣经常阻碍CS 1108的插管。冠状窦瓣1109解剖结构是可变的并且很少通过CT完全描绘。

[0346] 一旦被识别,CS 1108的完整过程和解剖结构就可以通过一次或多次插入和拉回电生理学导管来确定。这是一种简单的操作,不需要造影剂或荧光剂,可以潜在地产生高度准确的结果。

[0347] 图11D示出了(可选地颜色)重叠1130,其指示右心房3的一部分表面上的组织厚度。具体地,在下腔静脉1104附近示出了最大厚度1107的区域(条1131指示厚度如何映射到重叠1130的着色)。在执行治疗消融(其可选位置由球体1120指示)时,知道组织更厚和更薄的位置是潜在有利的,例如以允许调整消融参数以确保透壁消融,和/或以避免可能太厚而无法有效消融或太薄而无法安全消融的区域。

[0348] 来自左心房的基于场梯度的远程成像的扁平化表示

[0349] 现在参考图12,其呈现了根据本披露的一些实施例的基于使用基于场梯度的远程成像获取的数据的左心房的详细扁平化重建视图。

[0350] 在一些实施例中,表示体腔的内腔表面的位置的数据使用远程电场成像方法来获得,例如于2017年8月17日提交的名称为FIELD GRADIENT-BASED REMOTE IMAGING(基于场梯度的远程成像)的美国临时专利申请号62/546,775中描述的方法;所述申请的内容以其全文并入本文。

[0351] 图12指示可以使用该方法获得的左心房表面细节的潜在水平,这种潜在水平使用扁平化重建方法来显示。

[0352] 相对于本文其他附图已经注意到的所示特征包括肺静脉,这里具体指示为右上肺静脉10D、右下肺静脉10E、左上肺静脉10F和左下肺静脉10G。还示出了左心耳15、经中隔17和二尖瓣12。

[0353] 左心耳15的孔口的清晰度可能大于超声心动图中通常看到的孔口的清晰度,从而为左心耳封堵手术的规划、指导和/或验证提供了潜在的优点。可选地,扁平化重建视图用于表征LAA孔口的形状和/或尺寸。

[0354] 还可以看到某些附加细节,包括左心耳脊19。左心耳脊19的清晰度可能大于CT扫描中通常看到的清晰度,从而为用于心房颤动的消融的规划、指导和/或验证提供了潜在的优点,同时节省了患者和医生对X射线辐射的暴露。脊19的形态在不同患者之间是可变的(例如,其可以或多或少地突出),并且这可能对应当如何进行消融具有实质性影响——例如,因其厚度(例如可能需要更强的消融参数)和/或因其对消融线形态的影响(例如,为了获得能够阻塞电脉冲传输的连续消融线,可能需要在脊的侧面进行消融)。潜在地,脊的更清晰可视化或其他表面不规则性有助于医师理解治疗的结果(例如,理解为什么通过消融治疗最初没有实现阻塞)、和/或计划将调整结果的新动作。

[0355] 还示出了二尖瓣的某些细节,包括二尖瓣后叶的三个分区1301、1302和1303和二尖瓣前叶的三个分区1304、1305和1306。这种细节水平在CT扫描中很少看到,并且展示了基于场梯度的远程成像方法的潜在优点,可选地结合扁平化重建视图用于诸如二尖瓣修复等手术。

[0356] 用于弯曲身体组织表面的扁平化表示的系统

[0357] 现在参考图13,其示意性地表示根据本披露的一些实施例的用于产生扁平化重建1228和/或扁平化重建视图1232的系统。

[0358] 框1224表示源重建,其可选地基于来自表面位置感测源1220和/或3D图像源1222的数据来提供和/或创建。表面位置感测源1220包括例如基于导管探针的感测系统,从而使用交叉电场、自生电场、局部阻抗特性和/或另一模式的感测来生成指示身体组织表面的位置的数据;例如,通过接触和/或接近度感测以及探针位置感测、通过远程场成像和/或通过另一种方法。3D图像源1222包括例如MRI图像、CT图像、放射线图像或另一图像类型。

[0359] 在一些实施例中,变换模块1226包括被配置成将源重建1224变换为扁平化重建1228的计算机处理器、处理器指令和功能上相关联的计算机存储器,例如,如本文中关于图1A至图1G所描述的。

[0360] 在一些实施例中,渲染模块1226包括被配置成从扁平化重建1228产生扁平化重建视图1232的计算机处理器、处理器指令和功能上相关联的计算机存储器。例如,渲染模块1226被配置成从由扁平化重建1228描述的3D位置数据渲染(例如,使用3D图形处理硬件)2D图像。

[0361] 全局曲率和扁平化结果的示例

[0362] 现在参考图14A至图14E,其示意性地展示了根据本披露的一些实施例的预扁平化和后扁平化全局曲率和浮凸细节的不同2D示例。这些示例以2D(即,使用二维路径的曲率)提供,以说明本文所述的概念,特别是与三维表面的曲率有关的概念。

[0363] 在图14A中,曲线1401表示要扁平化的表面的截面。圆1402表示要扁平化的全局曲率(例如,球体的截面)的选择。在所示的特定示例中,圆1402被选择为一种类型的“最佳拟合的”圆。大约与由圆1402而不是曲线1401所包围的面积(类似于在3D的情况下的体积)一样多的面积被曲线1401包围而不是被圆1402包围。图14B表示图14A的扁平化版本。线1402A对应于圆1402,其中,移除了圆的所有曲率。曲线1401A表示在移除全局曲率之后保留在曲线1401中的浮凸细节。应当注意,在该变换中,与圆1402同心的任何圆(例如圆1403)也将被扁平化(例如,如圆1403A所示)。

[0364] 图14C表示图14A的不同扁平化版本,其中,由圆1402表示的一些全局曲率保持在

扁平化圆1402B和扁平化曲线1401B中。等效地,全局曲率的不同选择(诸如曲线1404)可以用作扁平化的基础(并且然后被完全扁平化,例如线1404B)以产生与1401B的形状相似的形状。

[0365] 全局曲率的选择不限于圆(或3D中的球体),并且不同的选择可能导致所保留浮凸特征的不同残余结果。例如,图14D的椭圆1404展示了可用于对路径1401的全局曲率进行建模的不同函数。得到的扁平化曲线(未示出)将抑制诸如叠加在图14B的较短波峰1412和波谷1413上的长波峰1410和波谷1412的图案等浮凸特征。

[0366] 图14E示出了另一个示例,其中侧面敞开曲线1405的全局曲率由抛物线1406进行建模(例如在3D中,全局曲率模型可以是抛物面)。

[0367] 考虑圆1402(例如)作为参考形状,可以说曲线1401表示具有浮凸细节(例如,如图14B的1401A、1402A、1410、1411和1412)的形状同构体,所述浮凸细节叠加在围绕曲线1401内部的点(可以是中心点或任何其他内部点)弯曲的参考形状1402上。浮凸细节叠加了与内部点偏移的相对径向差。(根据需要改变的)相同语言应用于由源3D模型(如曲线1401等2D曲线的3D等同物)以三维方式表示的表面(而不是2D曲线)。

[0368] 前面段落中的“同构”一词应理解为意指曲线1401具有与参考曲线相同的形状,并一起添加了浮凸细节(例如,通过偏移)。所述术语定义了一种参考在扁平化3D模型中表示的浮凸细节的方式,以及一种解释它们与源3D模型中的浮凸细节的关系的方式,而不一定要求实际执行对浮凸细节和参考形状的确切分解。

[0369] 可在扁平化结果上区分的特征的示例

[0370] 现在参考图15A至图15D,示意性地展示了根据本披露的一些实施例的在右心房(图15A至图15B)和左心房(图15C至图15D)的扁平化表示视图上可见的特征。

[0371] 图15A和图15C分别识别在图15B和图15D的扁平化表示视图中的相应位置中可见的轮廓特征。

[0372] 图15A中识别的特征包括:

[0373]	SVC	上腔静脉
[0374]	IVC	下腔静脉
[0375]	EV	欧氏瓣
[0376]	FO	卵圆孔
[0377]	CS	冠状窦
[0378]	ThV	冠状窦瓣
[0379]	TV	三尖瓣
[0380]	S、P、A	三尖瓣的隔叶、后叶和前叶

[0381] 图15C中识别的特征包括:

[0382]	TS	经中隔穿刺
[0383]	RSPV	右上肺静脉
[0384]	RIPV	右下肺静脉
[0385]	LSPV	左上肺静脉
[0386]	LIPV	左下肺静脉
[0387]	R	左心耳的脊

[0388]	LAA	左心耳
[0389]	MV	二尖瓣
[0390]	P1、P2、P3	第一、第二和第三后叶区域
[0391]	A1、A2、A3	第一、第二和第三前叶区域

[0392] 可在扁平化结果上区分的特征的示例

[0393] 现在参考图16A,其展示了根据本披露的一些实施例的左心房的形状的三角形网格划分。还参考图16B至图16E,其展示了根据本披露的一些实施例的图16A的三角形网格划分的不同扁平化。

[0394] 图16A的网格划分包括基本上等边和相等大小的三角形。

[0395] 图16B和图16D示出了图16A的网格的相同扁平化3D表示的内部(心内膜)视图和外部(心外膜)视图。已经根据矩形变换执行了扁平化,例如,如关于图1C至图1D所描述的。网格的三角形在网格的中纬线(中心从左到右)区域附近更接近等边且大小均匀。在更靠近极点(顶部和底部)处,三角形伸出,这指示在每个近极性水平处表示的周长越来越小(并且因此,三角形的数量越少)。尤其应当注意,从扁平化3D模型的一个边缘延伸到扁平化3D模型的另一个边缘的水平线相对于源3D模型失真贯穿这些水平线延伸所跨的线性区域基本上相同量的距离。通过改变如何执行扁平化的参数(例如引入不连续性的位置、以及在所得到的扁平化3D模型中要以哪个区域为中心),在这种扁平化模型中可以像在其他投影类型中那样改变失真分布。

[0396] 图16C和图16E还示出了图16A的网格的相同扁平化3D表示的内部(心内膜)视图和外部(心外膜)视图。已经根据椭圆(摩尔威德(Mollweide))变换执行了扁平化。摩尔威德投影对应于等面积伪圆柱地图投影,其用角度和形状的准确性换取面积比例的准确性。这两个图像中的三角形在图像范围内的面积和形状保持更接近相等,但角度失真导致“向上”方向和“向下”方向(例如)朝向重建的左右边缘附近的侧面倾斜。

[0397] 在任一种类型的投影中,在“展开”期间深度差异导致拉伸的差异的方式使得三角形大小也会发生一些变化。

[0398] 应当理解,扁平化的类型不限于所示的这些,并且可以包括例如任何全球地图投影方法的深度保留等同物。

[0399] 使用扁平化结果来连续更新图像的示例

[0400] 现在参考图17A至图17B,其各自示出了从各个测量阶段(早期到后期)的图产生的一系列图像。后期测量阶段的图更加精细,并且基于一组累积的腔内电压测量结果示出更多的身体内腔壁结构。在所示的图像中,这些测量结果是根据身体内腔内且远离身体内腔壁的测量探针位置、使用电场测量方法进行的,例如,如2017年8月17日提交的名称为FIELD GRADIENT-BASED REMOTE IMAGING(基于场梯度的远程成像)的美国临时专利申请号62/546,775中所描述的,所述美国临时专利的全部内容通过援引包括在本文。然而,在手术期间在新的探针测量数据变得可用时响应于新的探针测量数据而更新扁平化图像的一般原理也适用于其他形式的探针映射方法和/或测量,例如于2017年1月12日提交的名称为SYSTEMS AND METHODS FOR RECONSTRUCTION OF INTRA-BODY ELECTRICAL READINGS TO ANATOMICAL STRUCTURE(用于将体内电气读数重建为解剖学结构的系统和方法)的美国临时专利申请号62/445,433、以及与该申请同日提交的国际专利申请PCT/IB2018/050192中

所描述的方法,这些专利的全部内容通过援引包括在本文。

[0401] 图17A-17B中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(即,身体内腔的内表面的内部视图)全景图,例如,如本文关于图1C至图1D所描述的。所示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。

[0402] 在图17A中,所产生的初始图像(例如,使用刚刚通过卵巢窝从右心房进入左心房之后的电极探针获得的数据)的总体细节分辨率非常低,并且基本上仅示出一个假想的内腔1701。内腔1701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,所述加权算法试图将分布在地图表面上的特征的“质心(center of mass)”置于由所述地图产生的全景图像的中心。

[0403] 随着可用测量结果的数量增加,在图像中出现明显的第二孔1702,与第一孔偏移大约 180° (特征1702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)。稍后在交叉(在第二行四个图像中)时,两个相对凸起区域1703、1704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(最初)“无特征”区域,以揭示表面的特征。当新测量结果的添加导致由图17A的图像所表示的特征的质心(并因此改变所使用的自动扁平化参数)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1701内的两个孔洞的分辨率)。然而,可用细节仍受限于所使用的受限的初始采样区域和探针定向。

[0404] 从第四行开始,孔特征1702现在分成两个子特征1702A、1702B。区域1703分成两个子区域1703A、1703B。在揭示区域1702B中的一些新细节之后,探针朝向特征1701和1702A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,所述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,测量探针已经返回到其可以测量特征1702B的区域(所述区域现在解析为通向二尖瓣(在指示为特征1702B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1702B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,特征是基于一其单独地特性和/或与其他所解析特征相比较地特性而自动识别的。

[0405] 转到图17B,最初可见两个孔状特征1711、1712和一个凸起区域1713(实际上为“无特征”区域)。进一步的测量结果引起对该图像的细化,直到大约第二行的第二图像。特征1712的区域(靠近图像的下中部)被选择作为通过收集附加数据来细化的第一目标。这允许特征1712被解析成两个不同的孔1712A、1712B,其中,凸起区域1713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,测量探针还探索了特征1711,其被揭示为与特征1712B部分地合并。最终图像(右下方)揭示了区域1712A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1711)公共的凹处中彼此相邻(包括特征1712B)连接,其间具有凹陷的脊。凸起区域1713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1714也变得明显,显然

与二尖瓣的特征相关联。

[0406] 通用

[0407] 如本文中关于数量或值所使用的,术语“约”是指“在±10%以内”。

[0408] 术语“包括(comprises)”、“包括(comprising)”、“包括(includes)”、“包括(including)”、“具有(having)”及其同源词意指:“包括但不限于”。

[0409] 术语“由…组成”意指:“包括但不限于”。

[0410] 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。

[0411] 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。

[0412] 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。

[0413] 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,否则本发明的任何特定实施例可以包括多个“可选”特征。

[0414] 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。

[0415] 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。

[0416] 遍及本申请,可以参考范围格式来呈现本发明的实施例。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发明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,诸如“从1到6”等范围的描述应当被认为是具有诸如从“1到3”、“从1到4”、“从1到5”、“从2到4”、“从2到6”、“从3到6”等确切披露的子范围;以及所述范围内的单独数字,例如,1、2、3、4、5和6。无论范围的广度如何,这都适用。

[0417] 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。

[0418] 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。

[0419] 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。

[0420] 应当理解,为清楚起见在单独的实施例的背景下描述的本发明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本发明的各种特征也可以单独提供或以任何适合的子组合提供,或者按照本发明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。

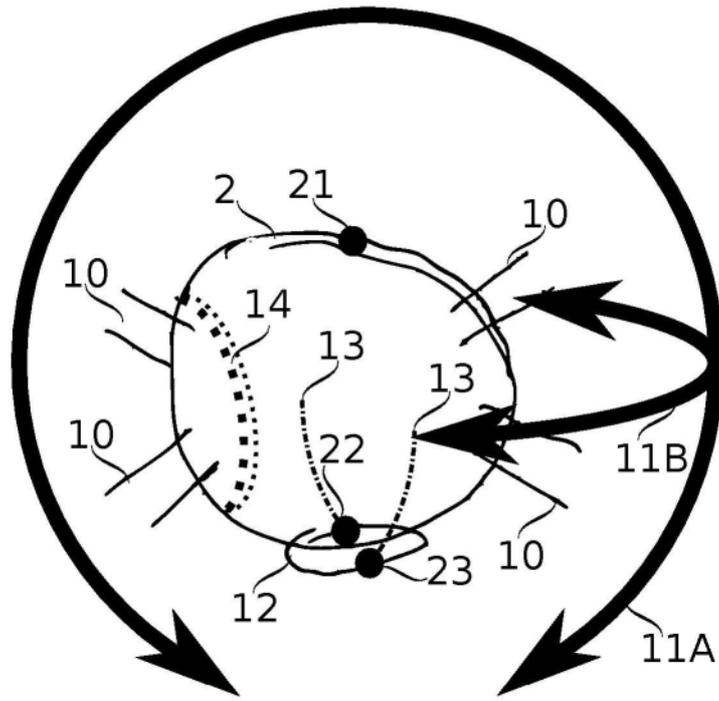


图1A

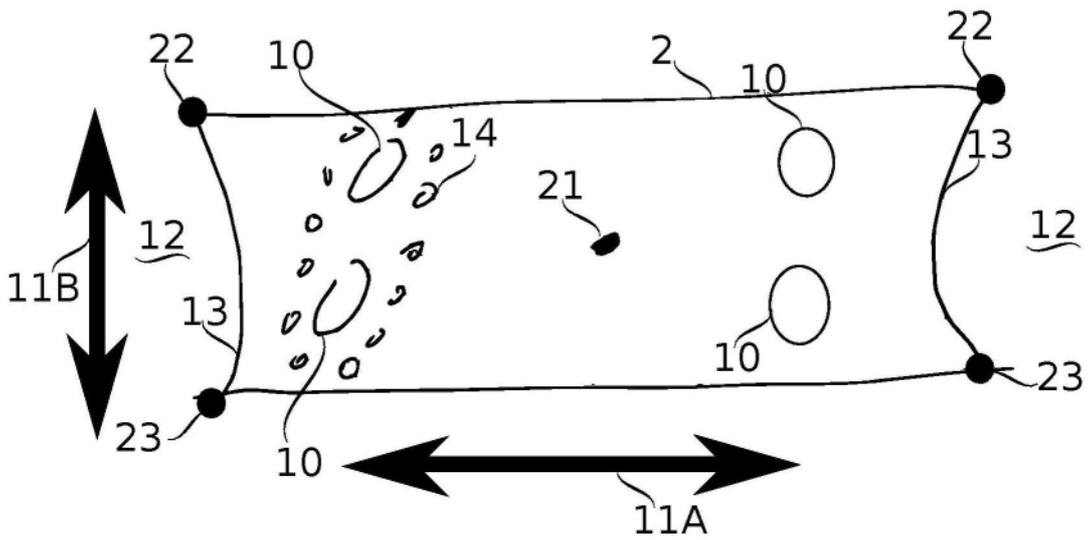


图1B

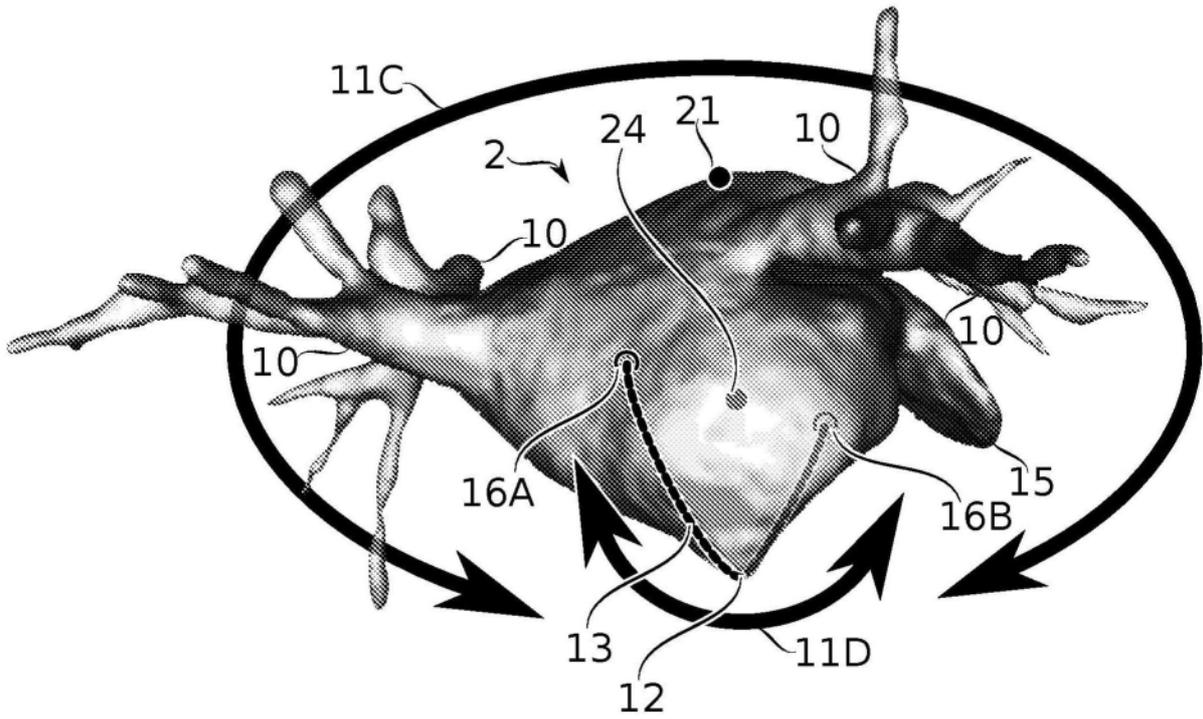


图1C

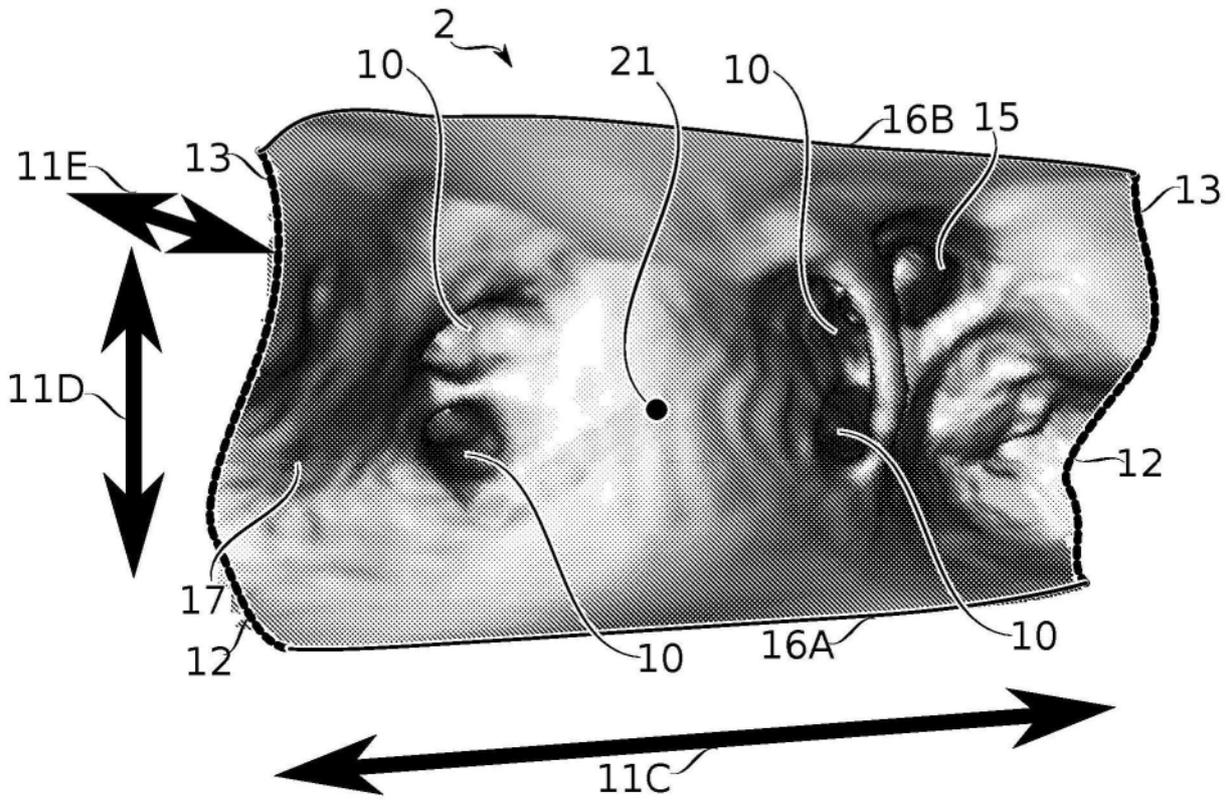


图1D

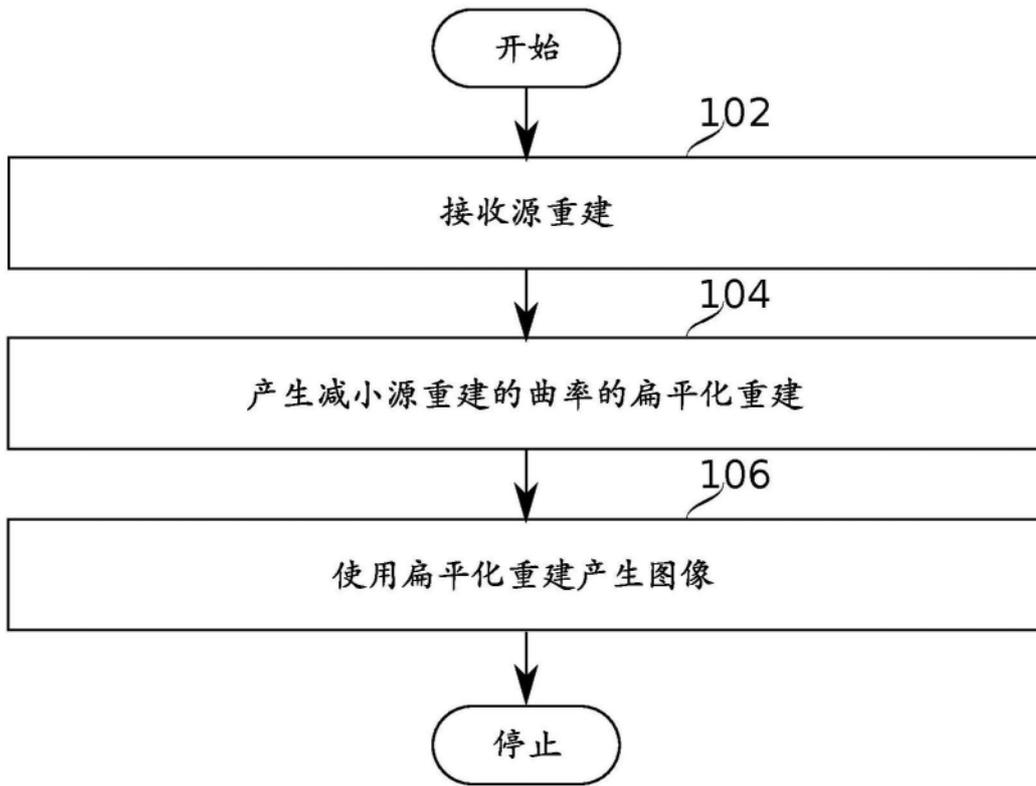


图1E

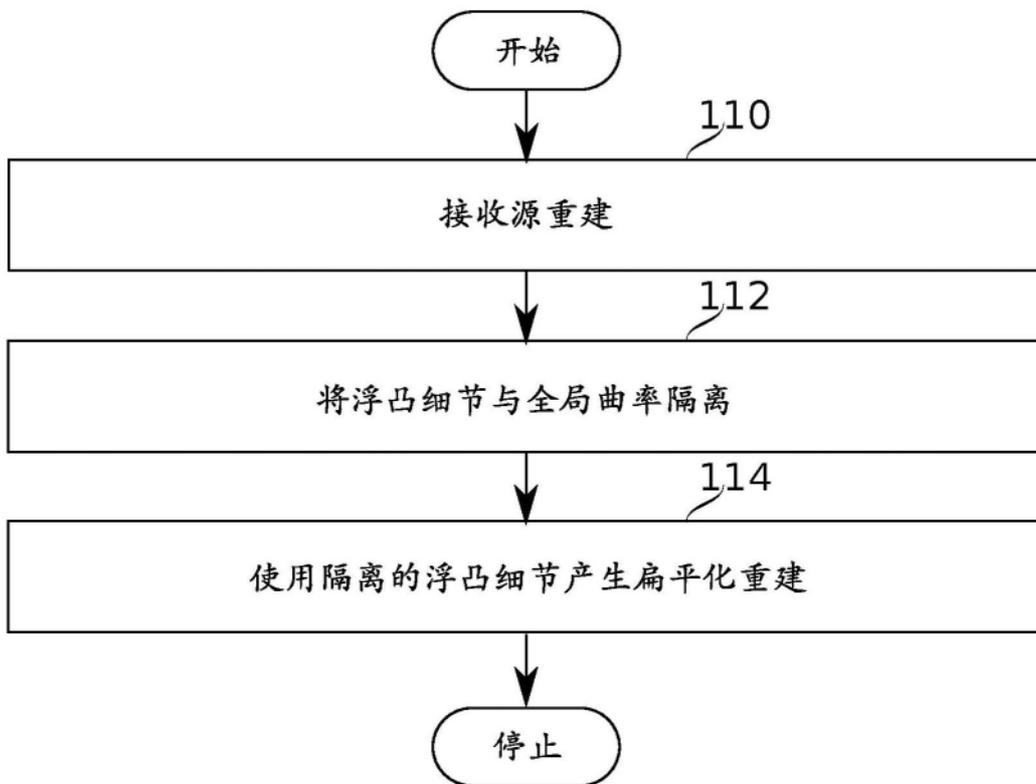


图1F

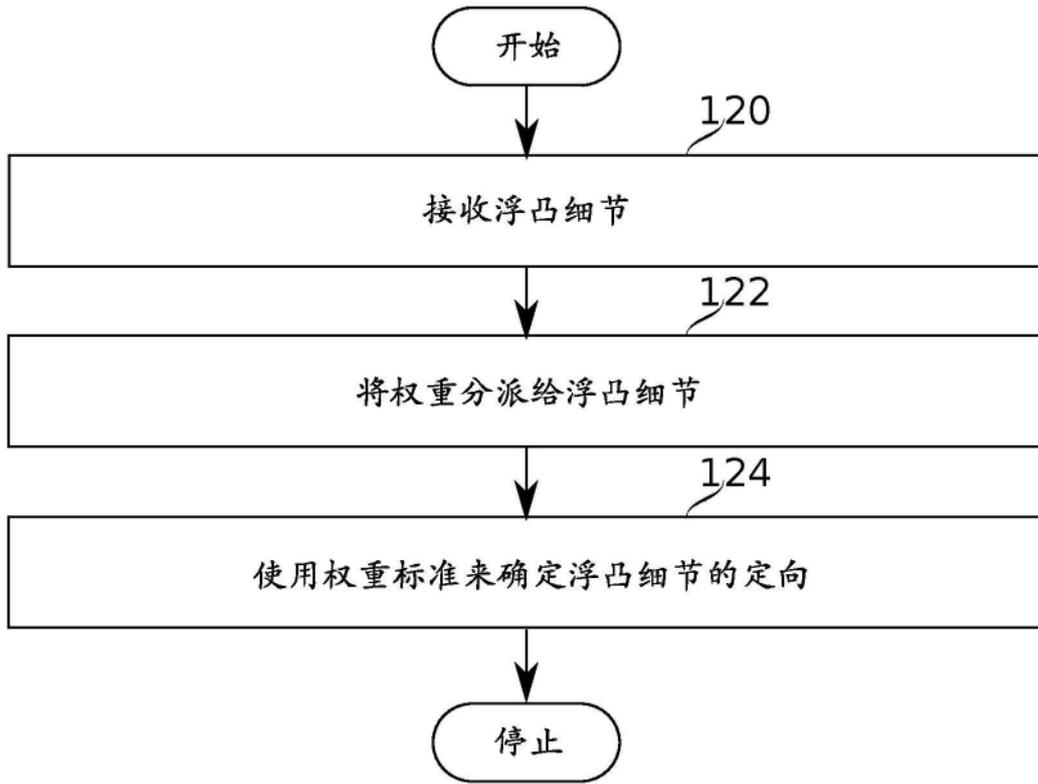


图1G

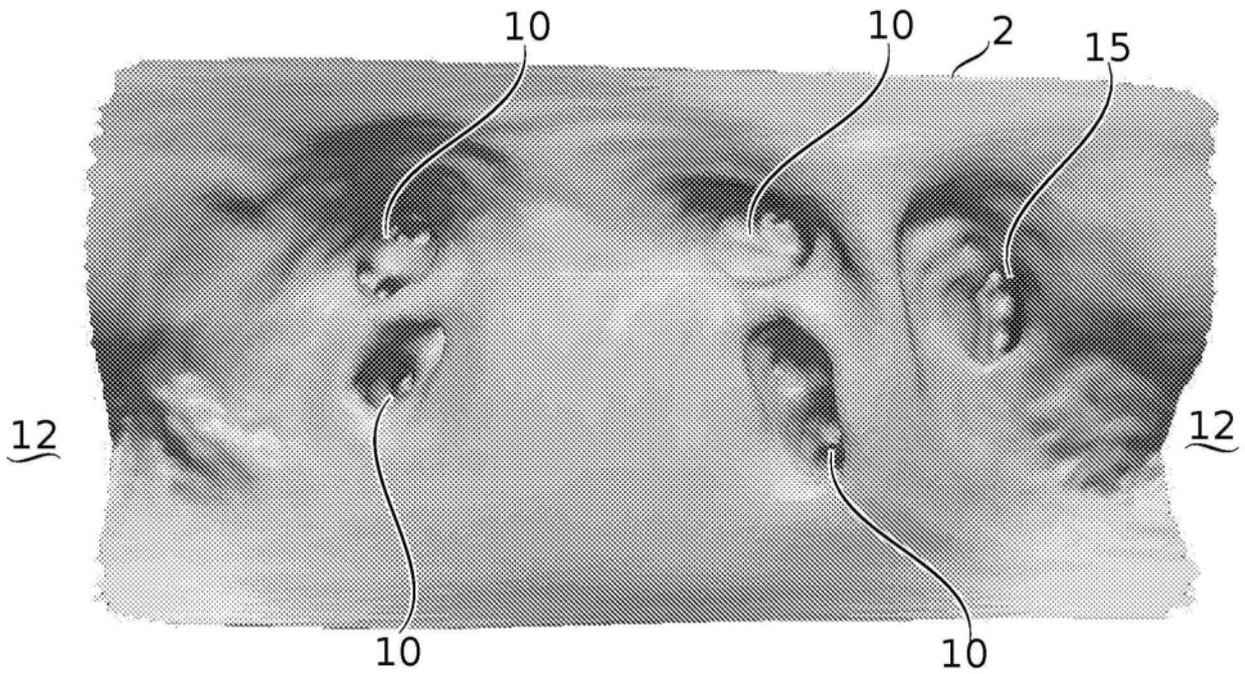


图2A

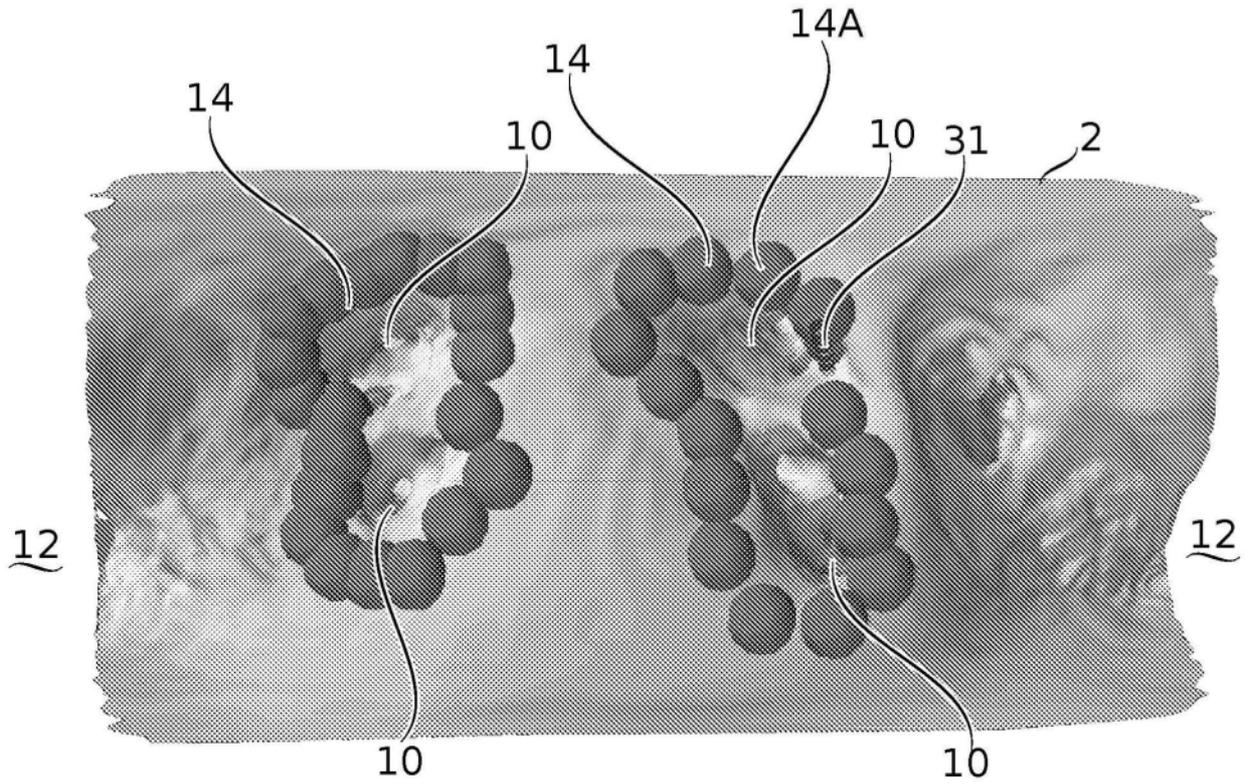


图2B

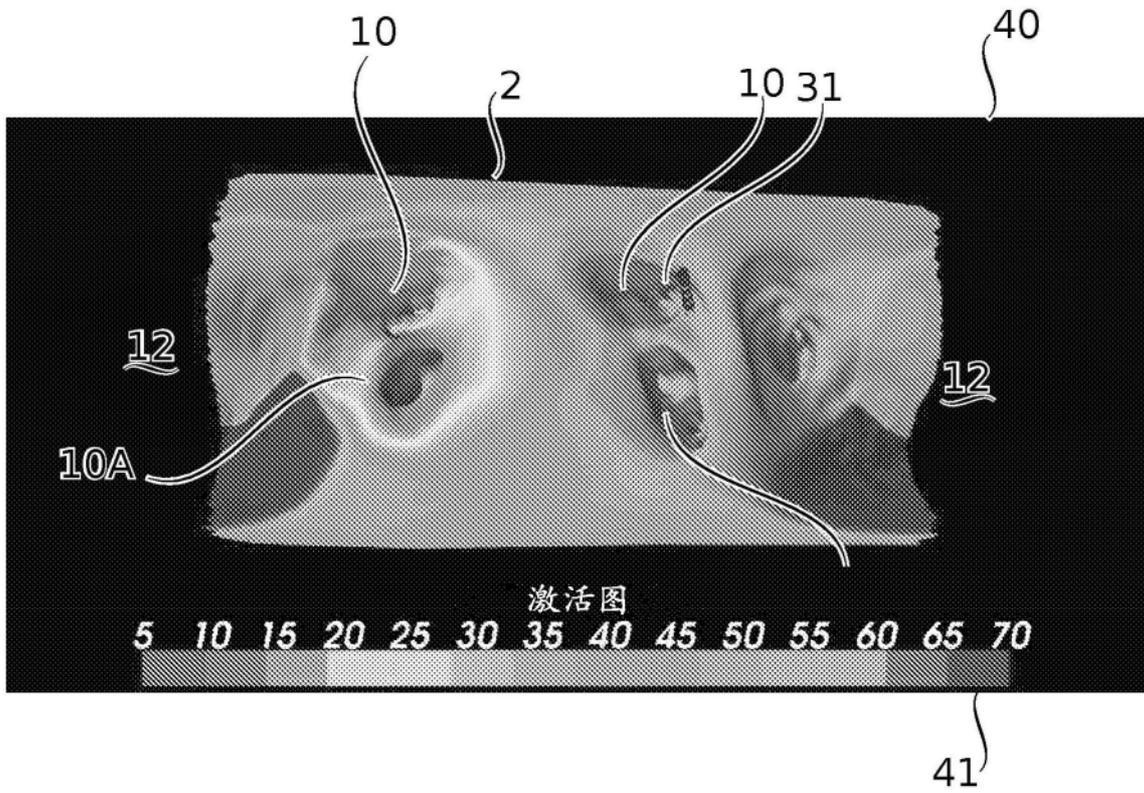


图3

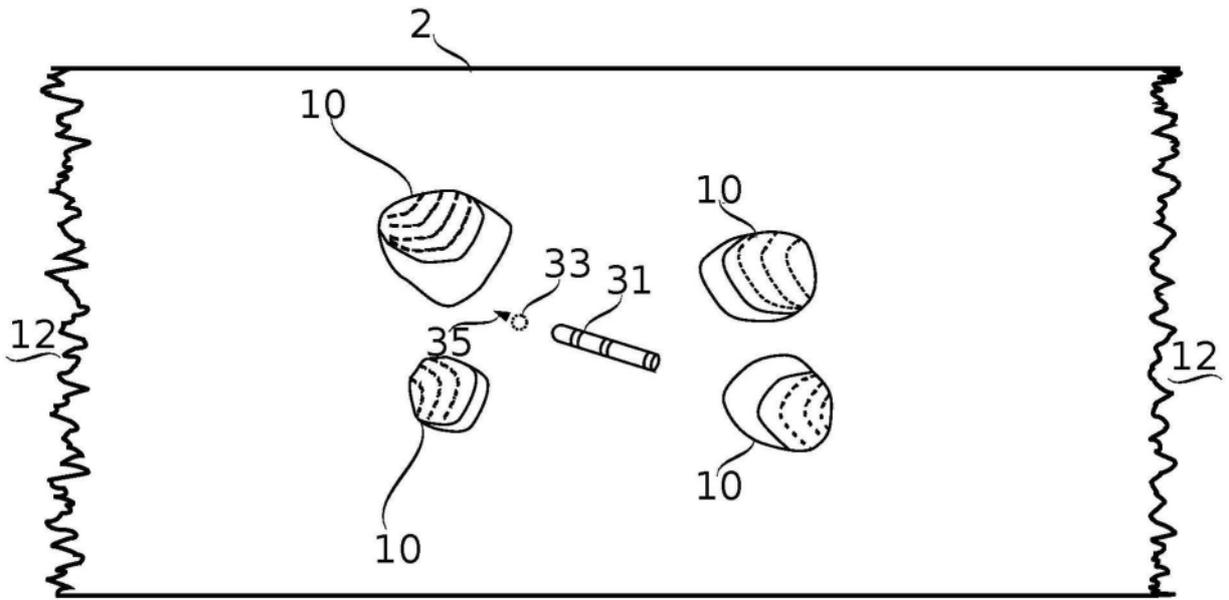


图4

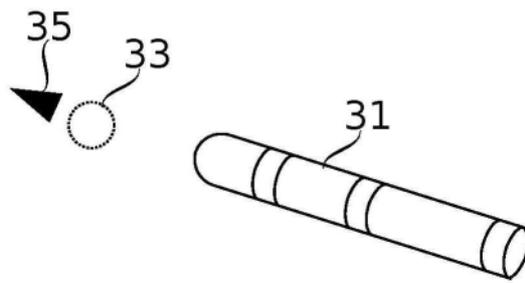


图5A

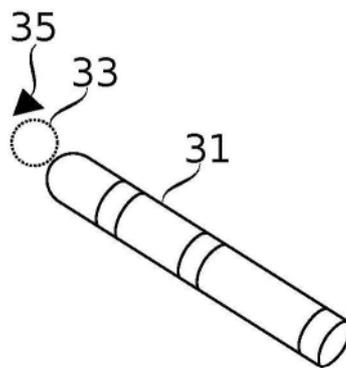


图5B

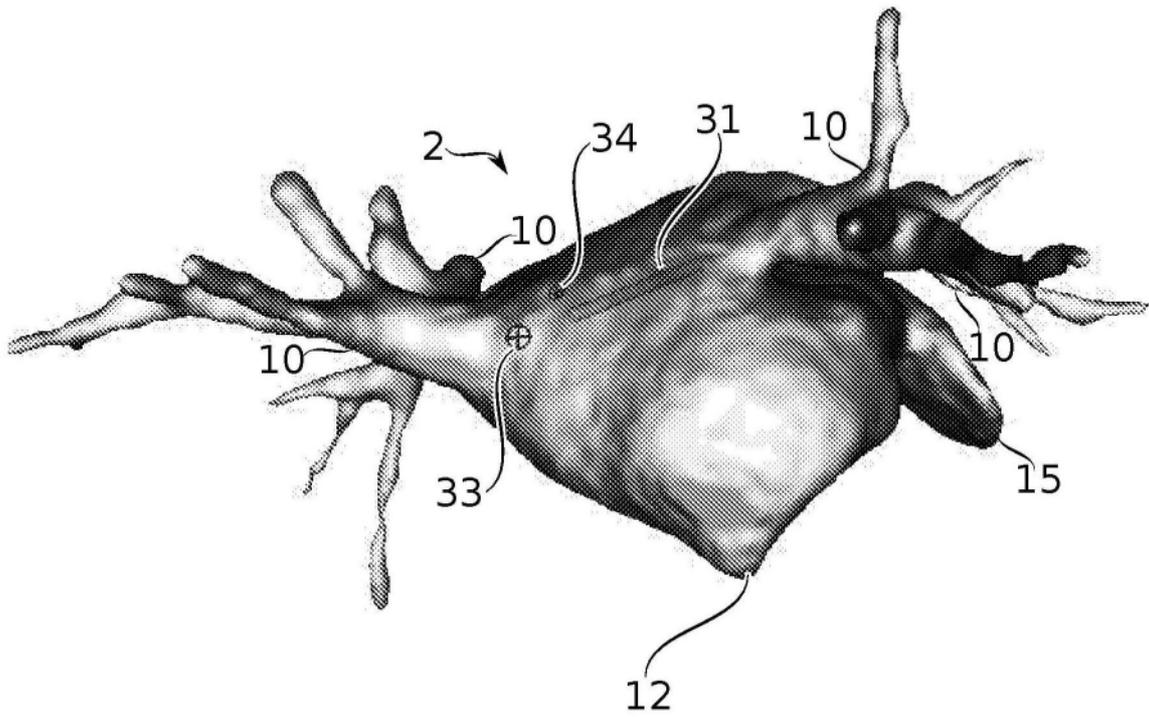


图6A

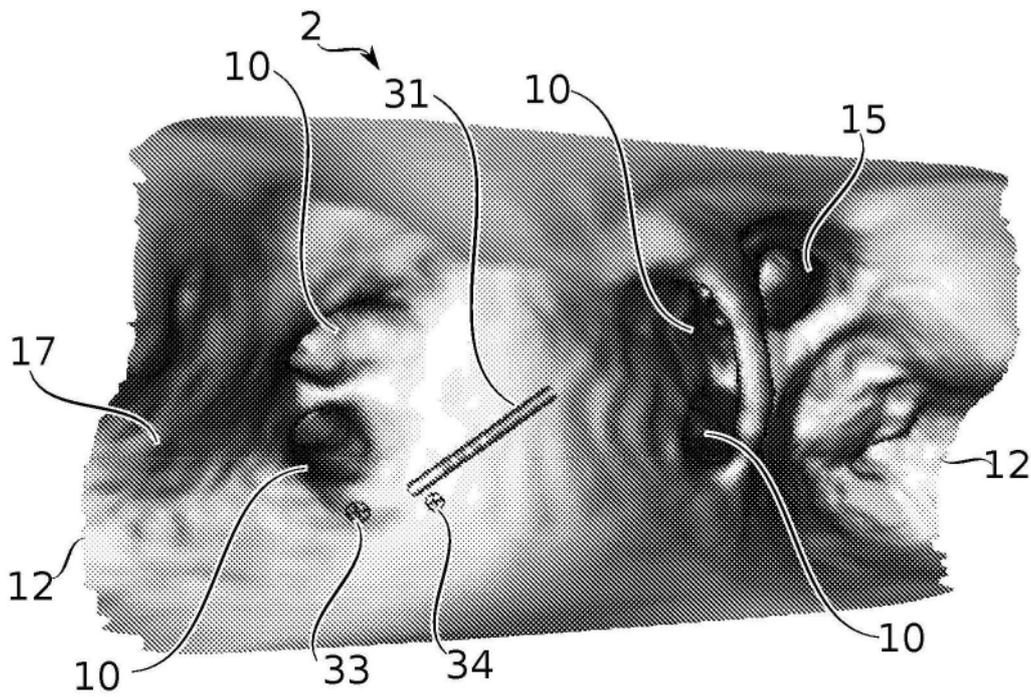


图6B

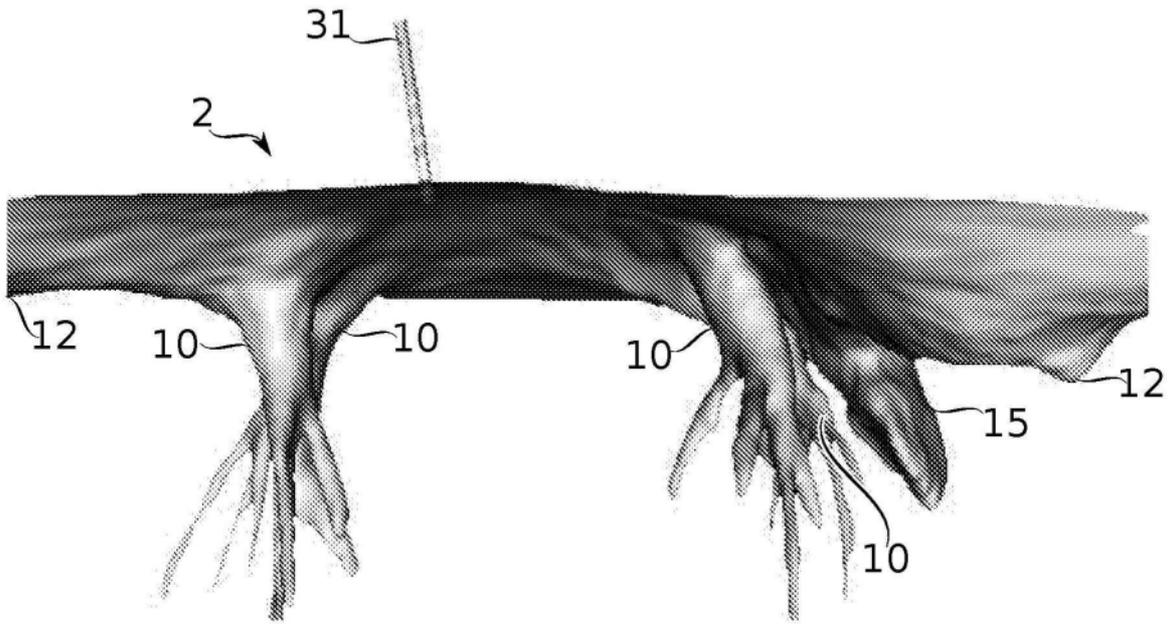


图7A

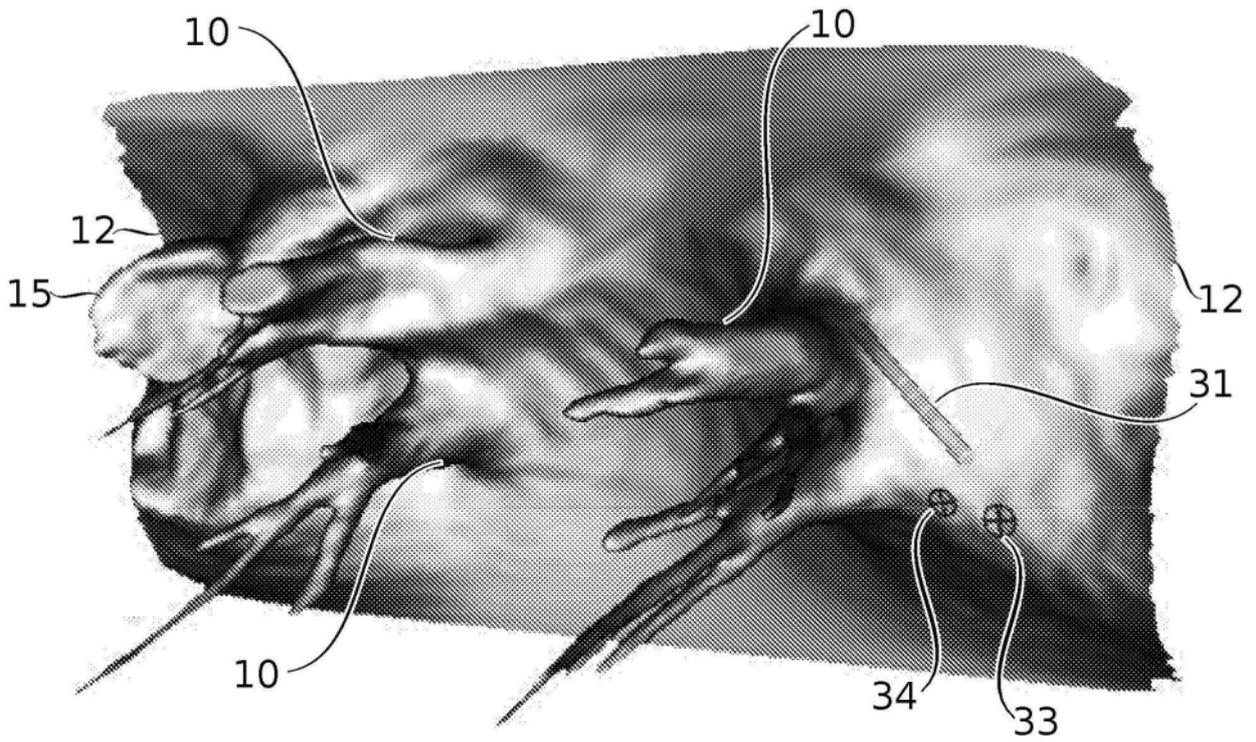


图7B

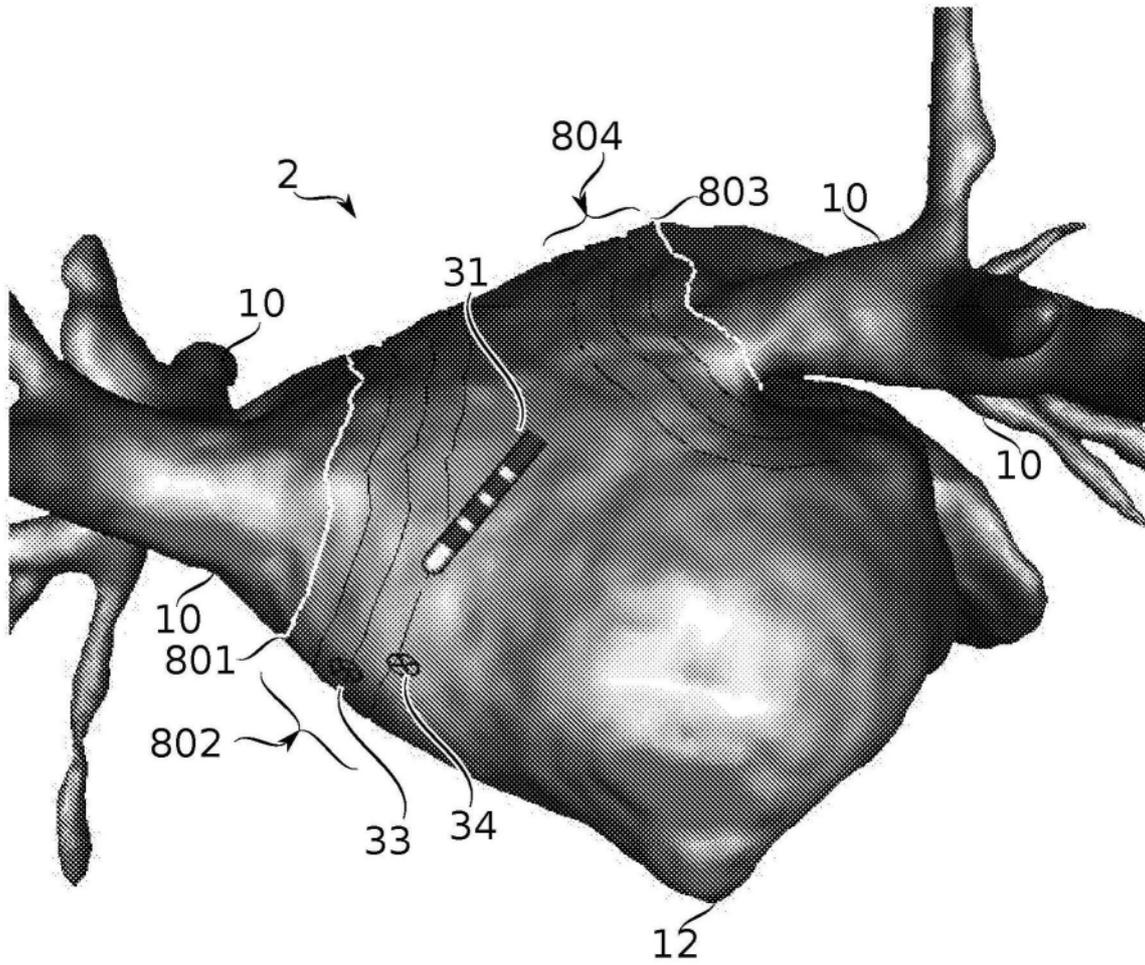


图8A

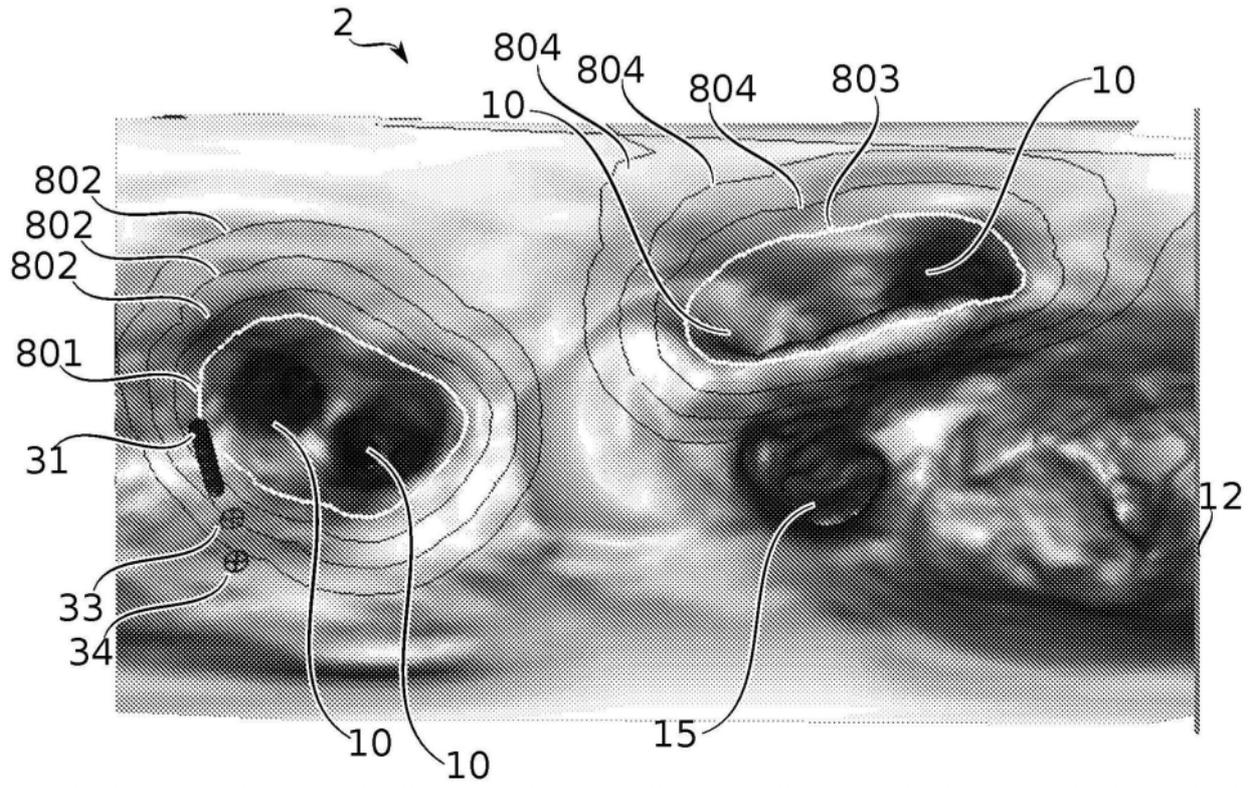
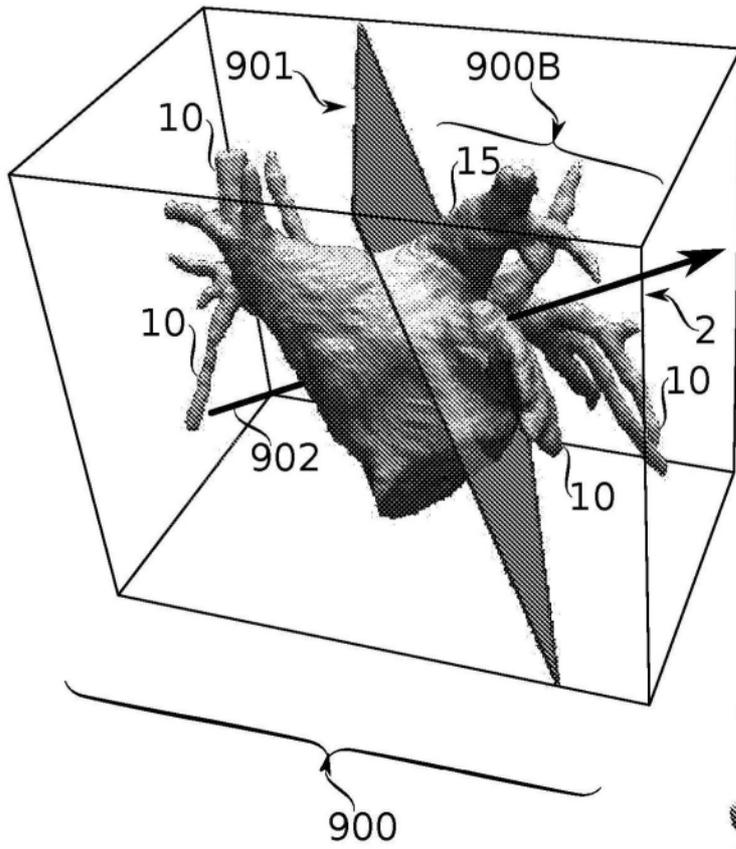


图8B



900
图 9A

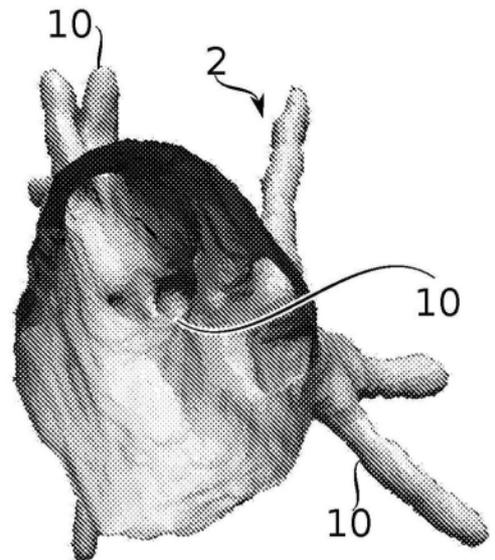


图 9B

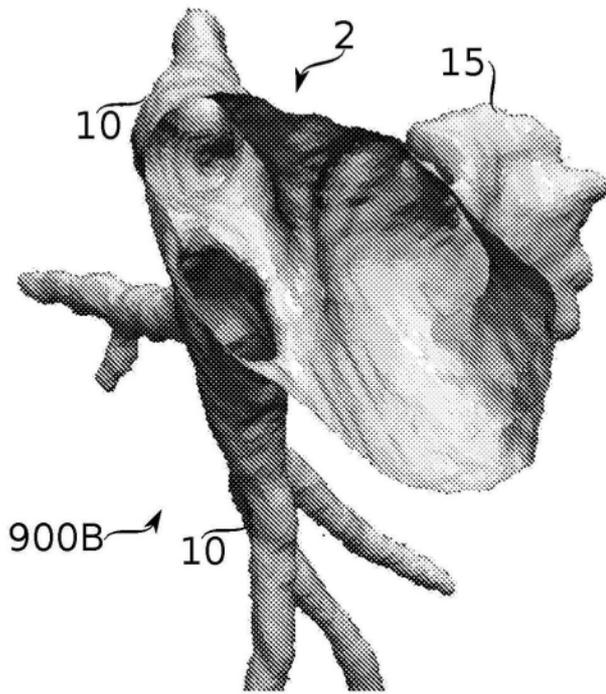


图 9C

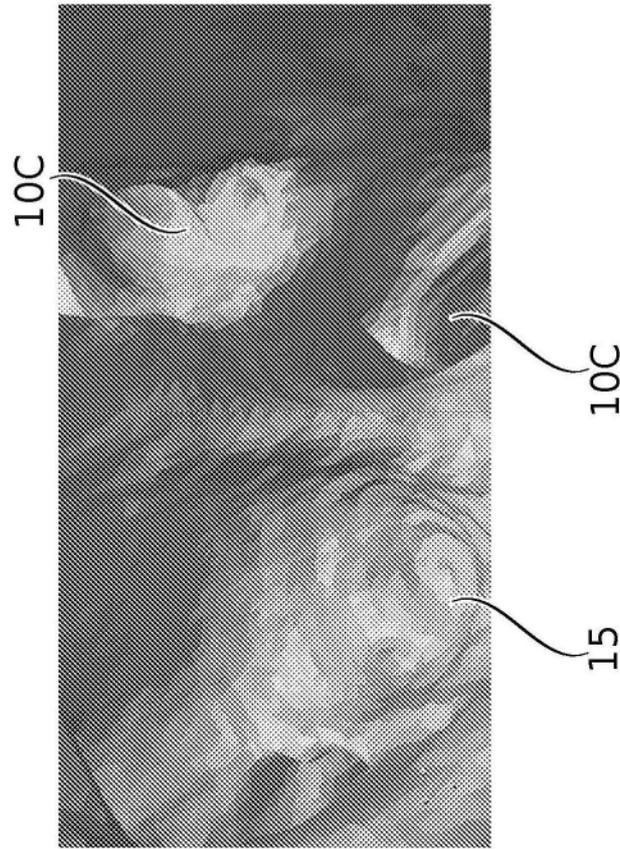


图10A

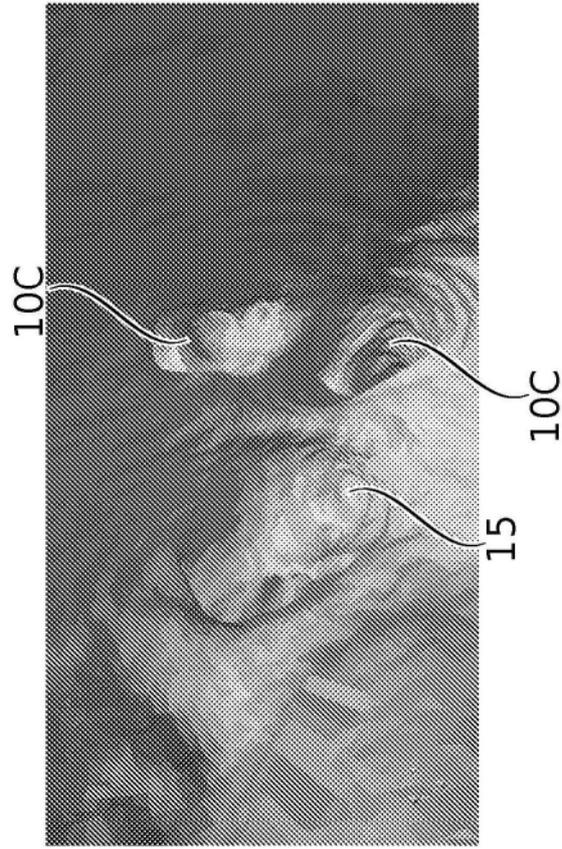


图10B

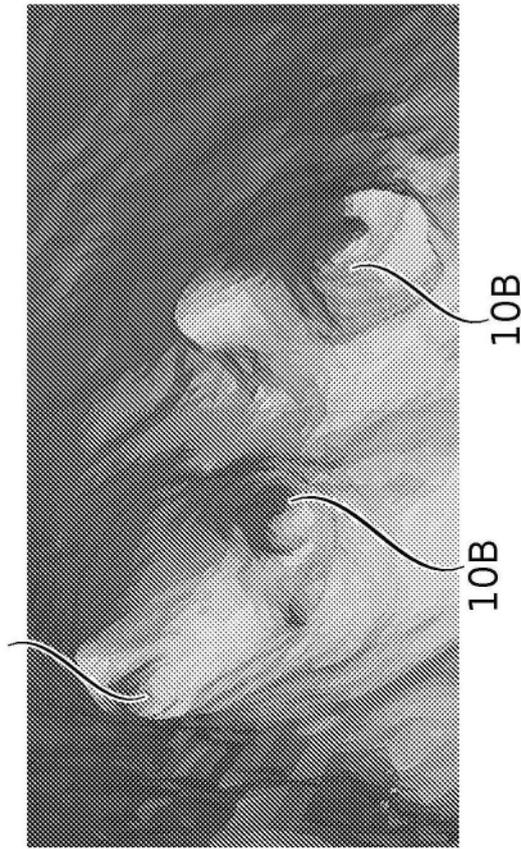


图10C

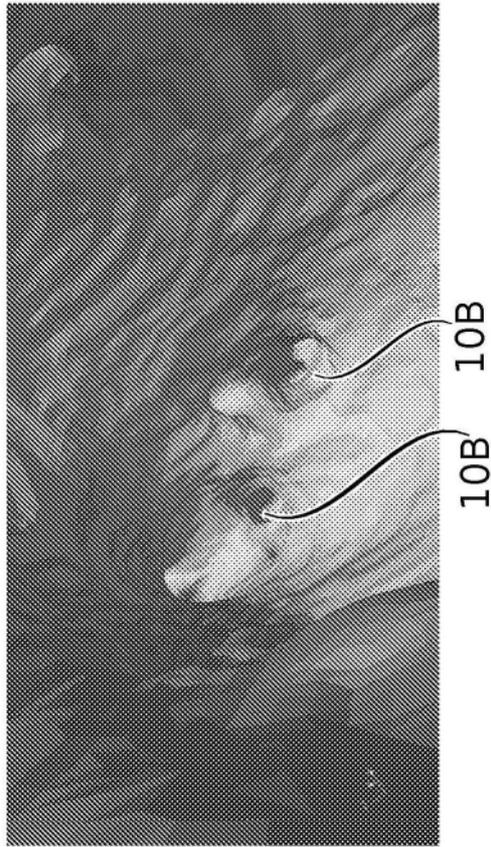


图10D

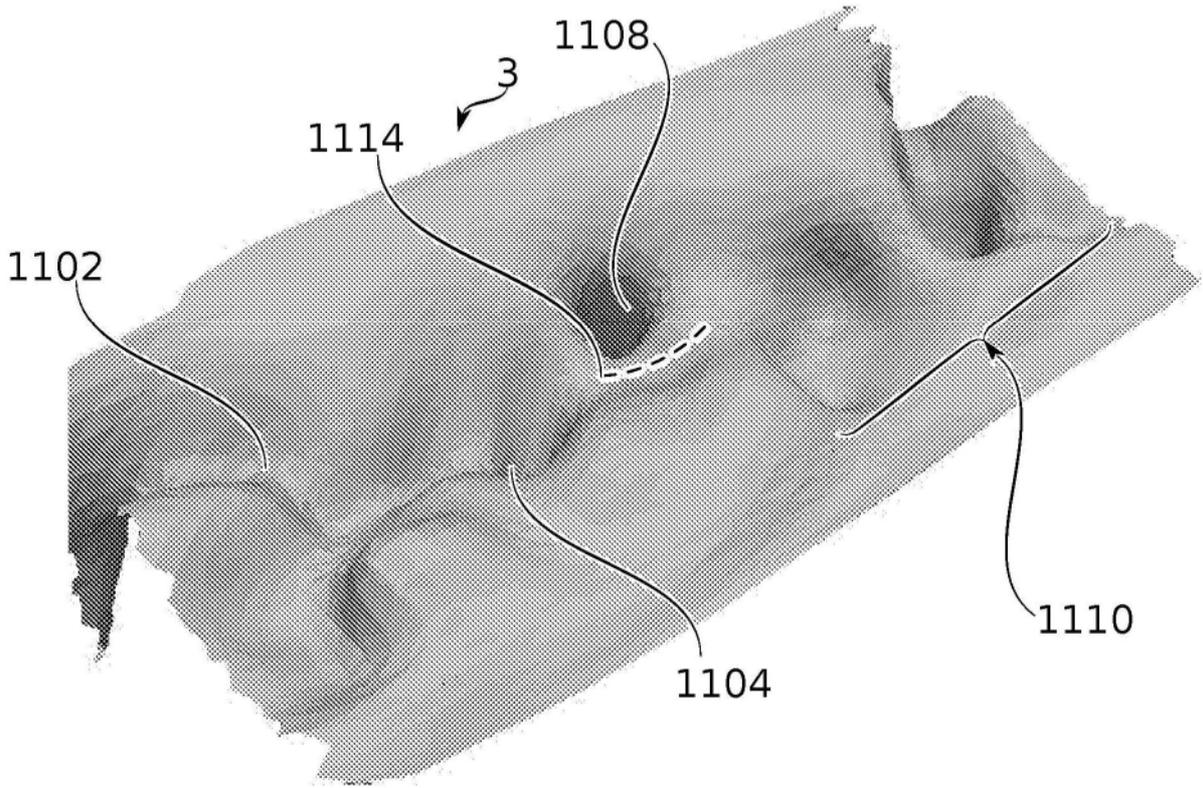


图11A

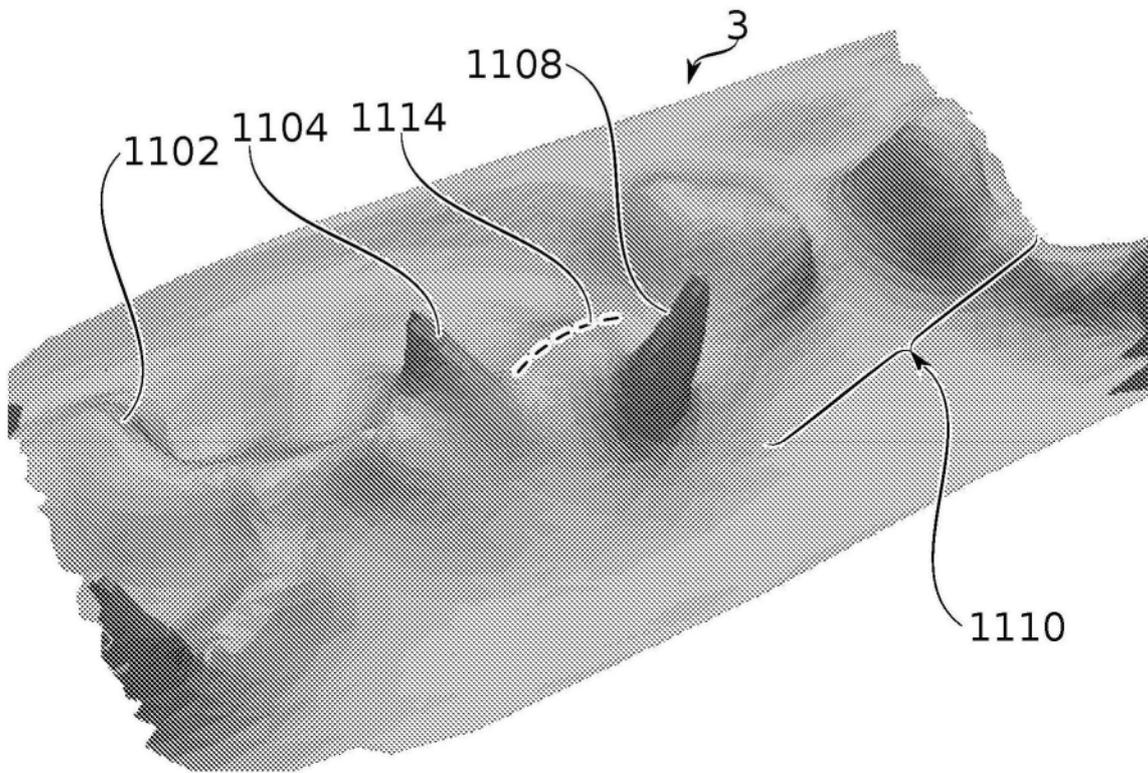


图11B

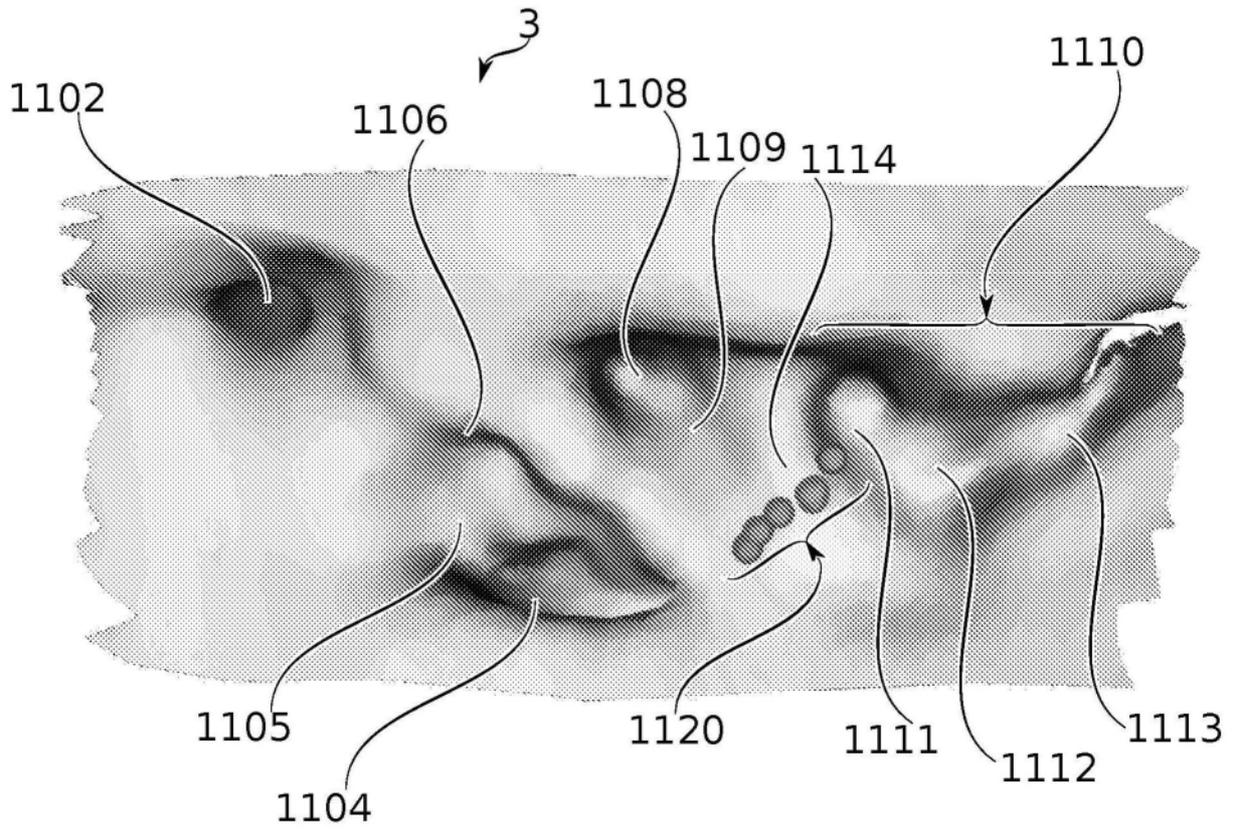


图11C

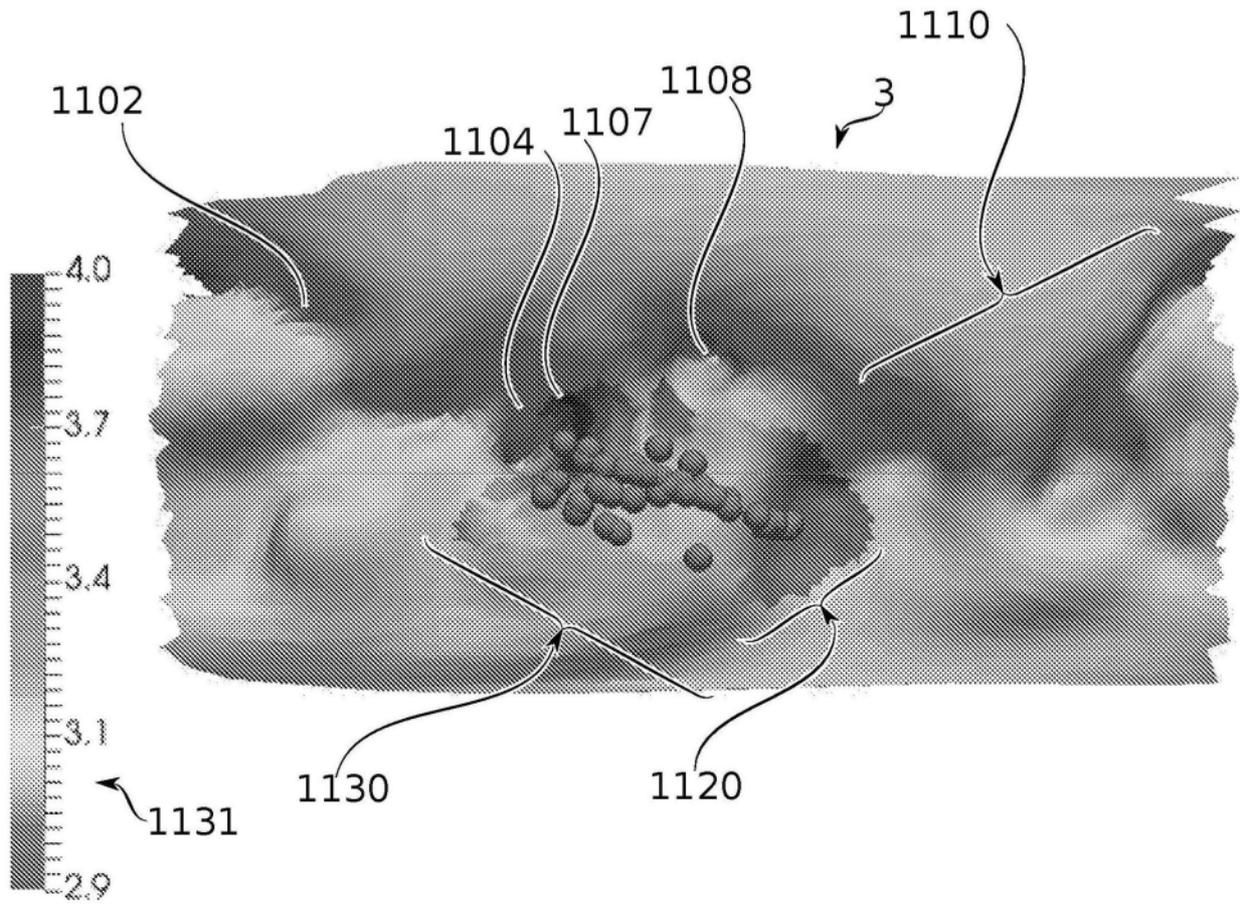


图11D

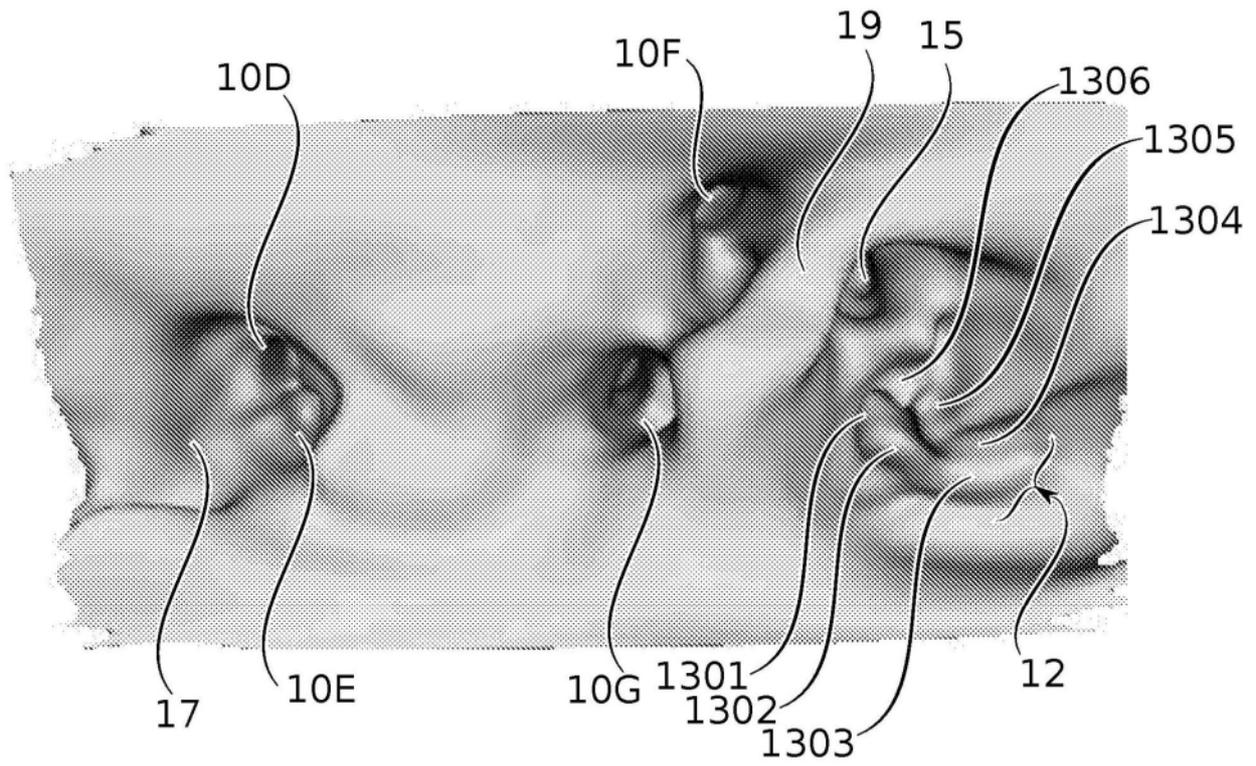


图12

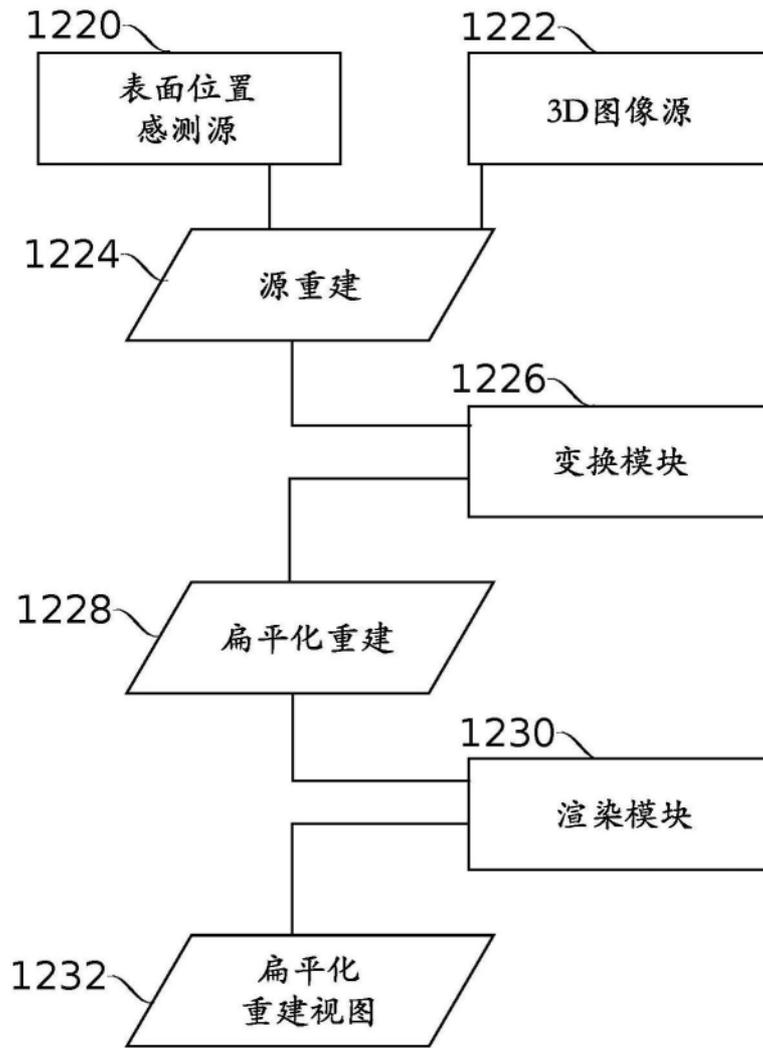


图13

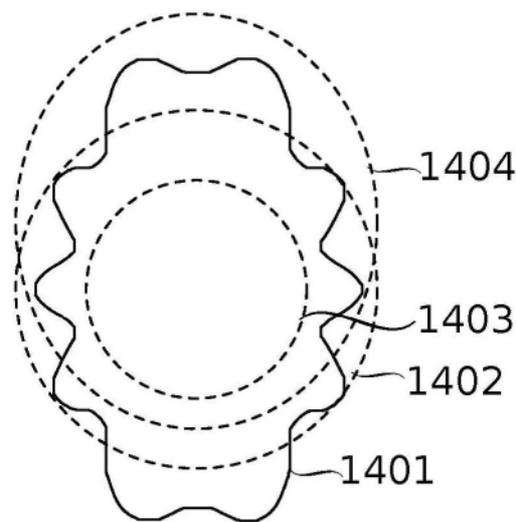


图14A

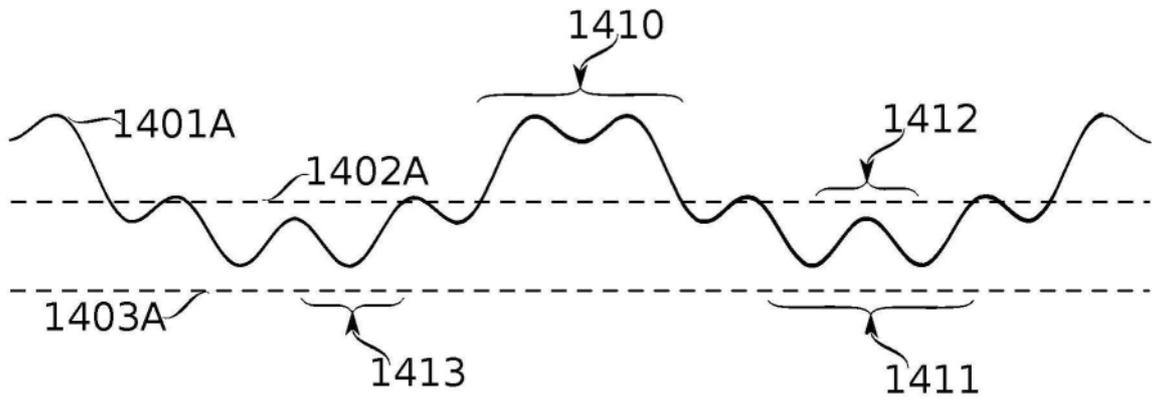


图14B

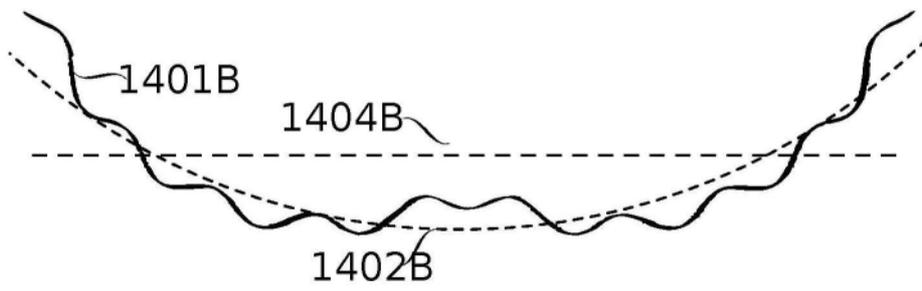


图14C

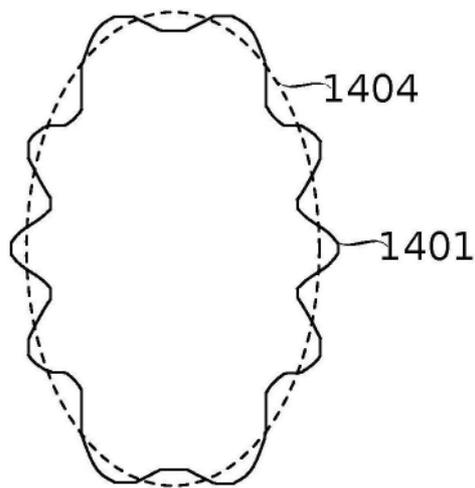


图14D

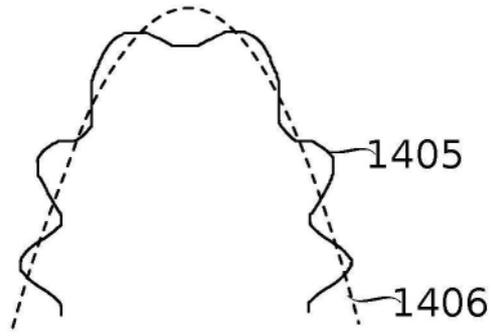


图14E

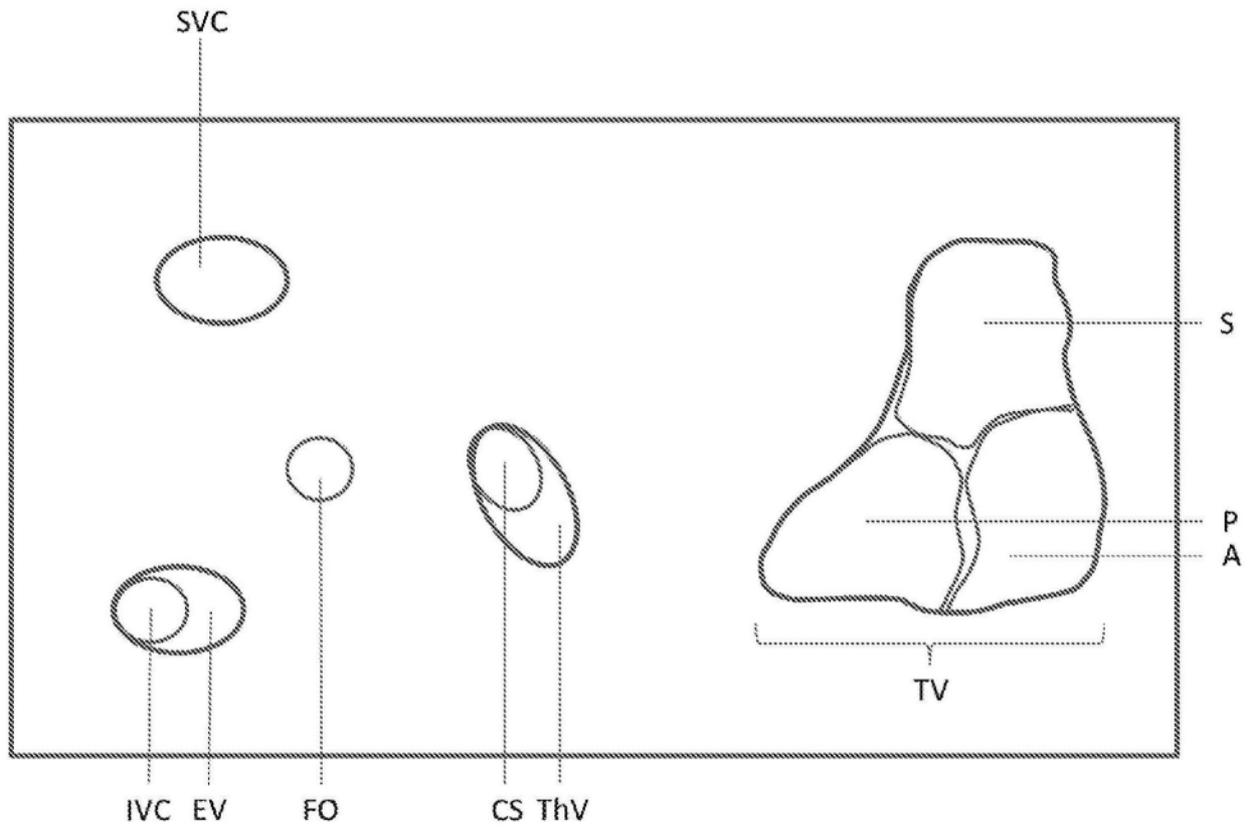


图15A

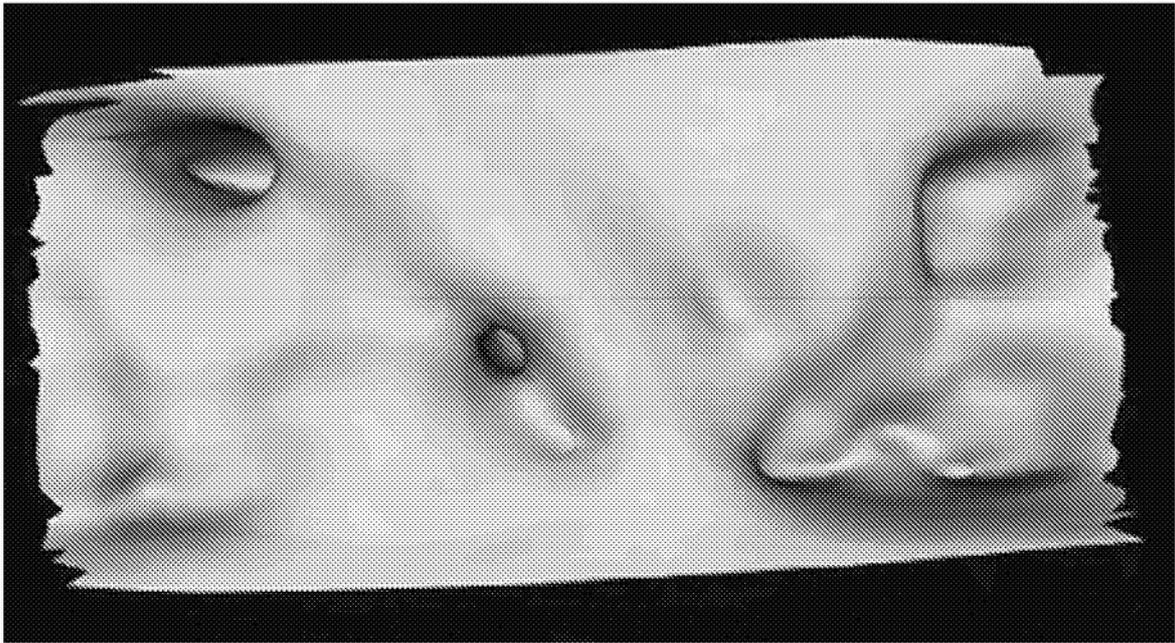


图15B

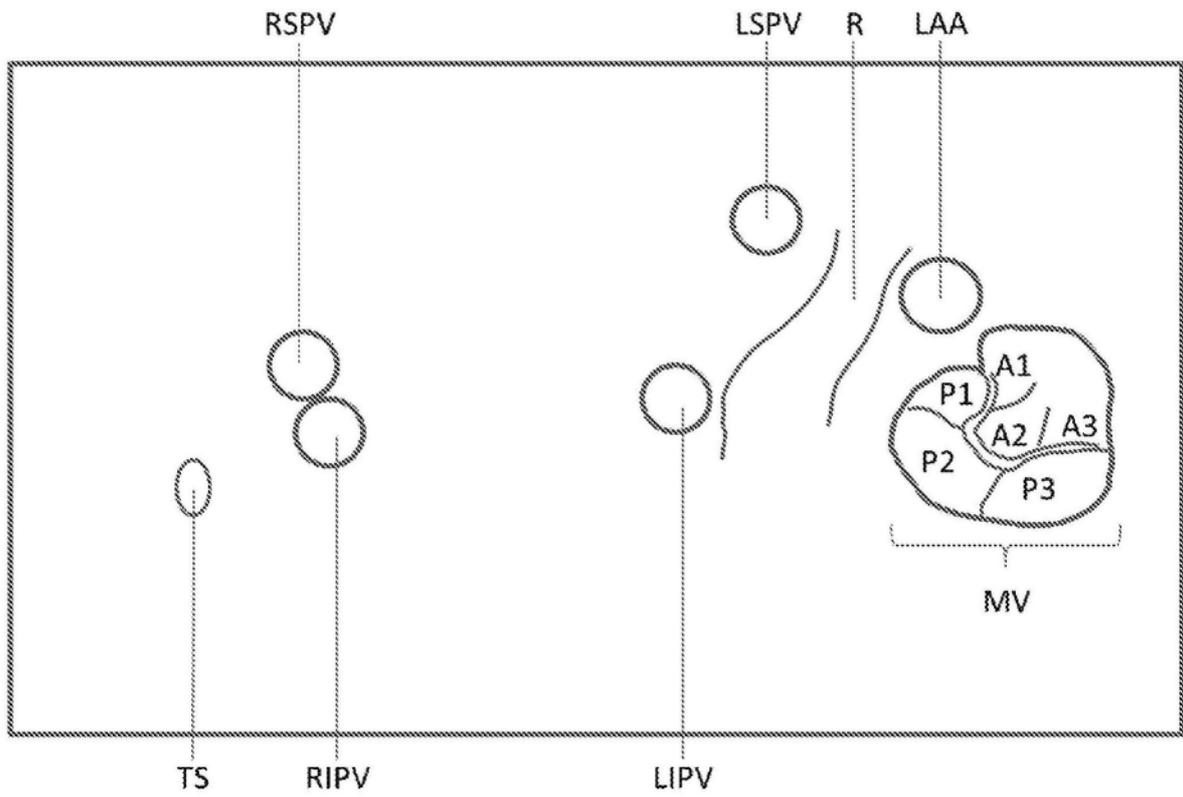


图15C

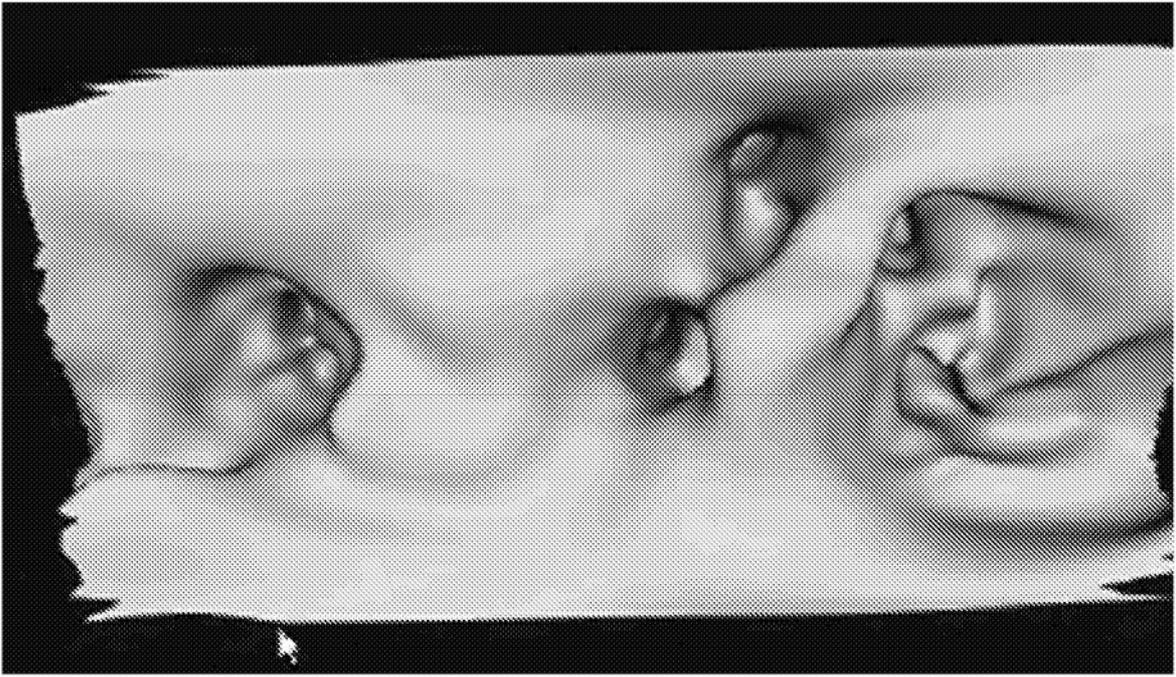


图15D

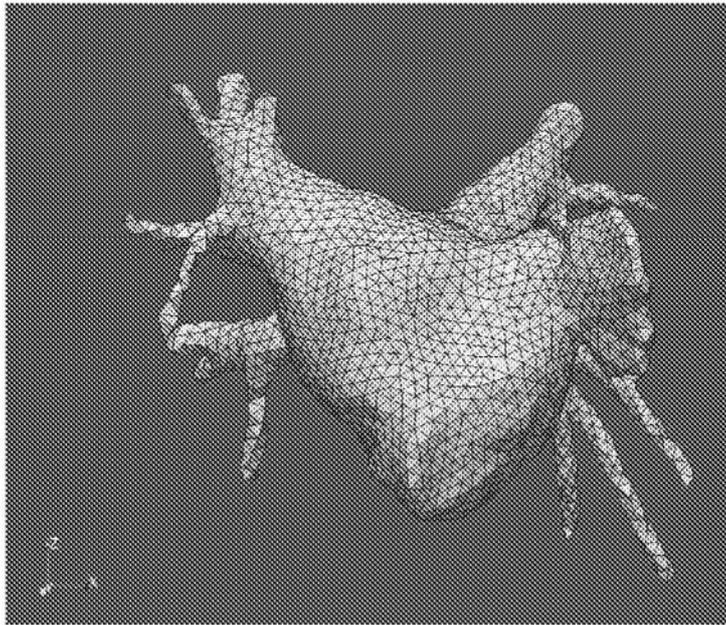


图16A

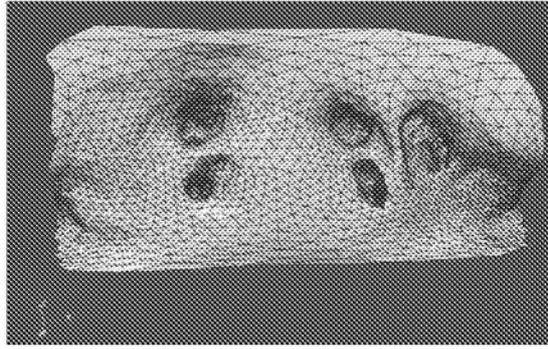


图16B

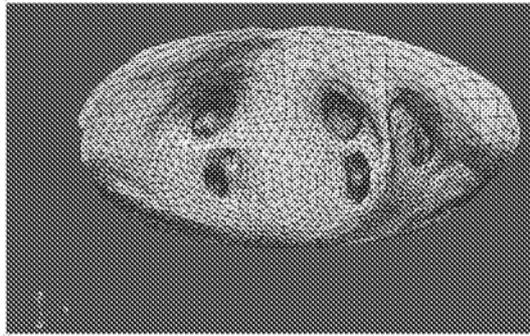


图16C

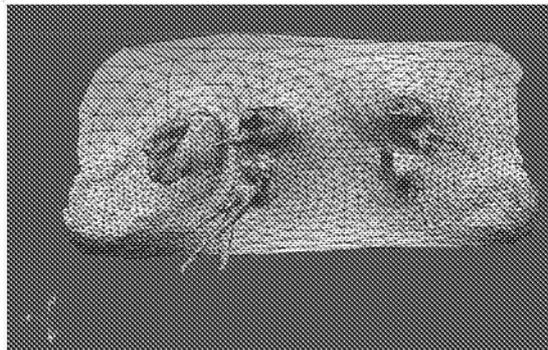


图16D

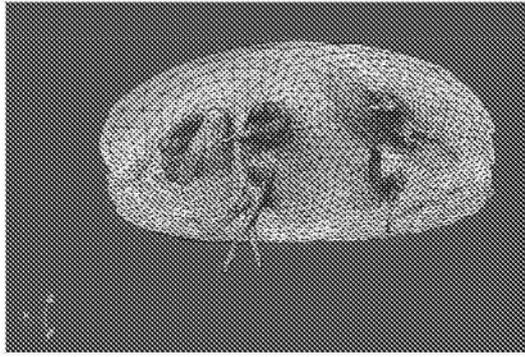


图16E

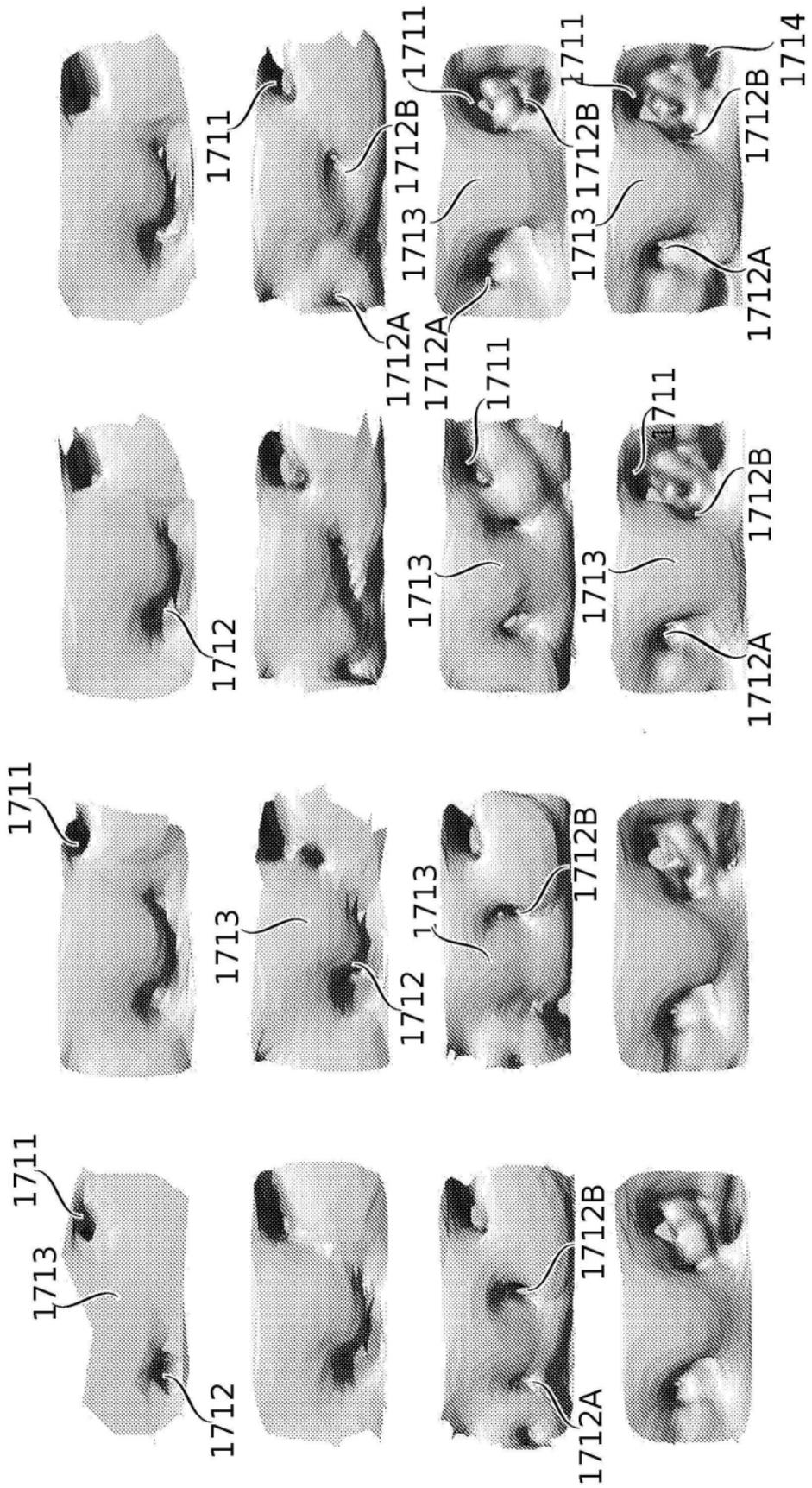


图17B