



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113286557 A

(43) 申请公布日 2021. 08. 20

(21) 申请号 201980088940.1

(74) 专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

(22) 申请日 2019.10.25

代理人 郭玥 方挺

(30) 优先权数据

62/760,561 2018.11.13 US

16/206,005 2018.11.30 US

16/247,463 2019.01.14 US

(51) Int.Cl.

A61B 34/10 (2016.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G06N 3/08 (2006.01)

A61B 34/20 (2016.01)

A61B 5/283 (2021.01)

G06F 30/00 (2020.01)

A61B 18/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.07.13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2019/058217 2019.10.25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/101864 EN 2020.05.22

(71) 申请人 维克多医疗股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 克里斯多夫·维隆戈

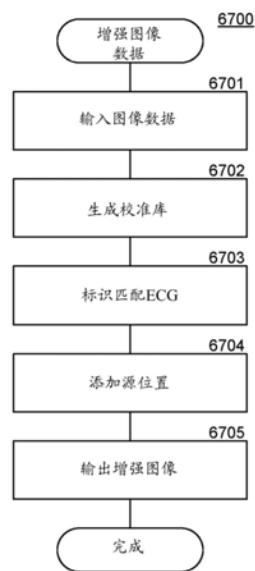
权利要求书4页 说明书66页 附图67页

(54) 发明名称

利用源位置对图像的增强

(57) 摘要

提供用于生成表示心脏的电磁状态的数据以用于医学、科学、研究和/或工程目的的系统。所述系统基于源配置(诸如心脏的尺寸,以及心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置)以及所述心脏的电磁输出的计算模型来生成数据。所述系统可动态生成所述源配置,以提供在群体中可找到的代表性源配置。针对所述电磁源的每个源配置,所述系统对所述心脏的功能运行模拟以生成那个源配置的模型化电磁输出(例如,每个模拟步的电磁网格,其中所述电磁网格的每个点处具有电压)。所述系统可针对每个源配置从那个源配置的所述模型化电磁输出生成心动图,以用于预测心律失常的源位置。



1. 一种由一种或多种计算系统执行的用于利用患者心脏的心脏病症的患者源位置增强图像数据的方法,所述方法包括:

接收图像数据,所述图像数据包括所述患者心脏的3D图像和患者底物位置;

接收患者的患者心动图;

基于所述患者心动图以及心动图到源位置的映射来标识所述患者的心脏病症的患者源位置;以及

将所述患者源位置添加到所述图像数据以生成所述增强图像数据。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述标识所述患者源位置包括:应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法,所述机器学习算法基于所述映射来训练。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述标识所述患者源位置包括:将所述患者心动图与所述映射的所述心动图进行比较以标识与所述患者心动图类似的心动图。

4. 如权利要求1所述的方法,其中所述映射包括基于以下中之一者或多者的映射:从实际患者收集的临床数据,基于变化配置参数对心脏的电活动的模拟,以及基于从所述患者导出的配置参数对所述患者心脏的电活动的模拟。

5. 如权利要求1所述的方法,其还包括:在标识所述患者源位置之前针对所述患者心脏校准所述映射,使得所述标识是基于校准映射。

6. 如权利要求5所述的方法,其中所述校准是基于所述患者心脏的几何形状。

7. 如权利要求5所述的方法,其中所述校准是基于所述患者的心动图。

8. 如权利要求1所述的方法,其还包括:将所述增强图像数据提供到规划系统以用于基于所述图像数据为对所述患者的护理提供依据。

9. 如权利要求1所述的方法,其中所述3D图像包括在呈标准格式的文件中。

10. 如权利要求9所述的方法,其中所述标准格式是医学数字成像和通信(“DICOM”)格式。

11. 如权利要求10所述的方法,其中所述患者底物位置和所述患者源位置作为元数据包括在所述文件中。

12. 如权利要求10所述的方法,其中所述患者底物位置和所述患者源位置在所述文件外部。

13. 如权利要求10所述的方法,其中所述患者底物位置和所述源位置叠加在所述文件的所述3D图像上。

14. 如权利要求1所述的方法,其还包括:显示所述3D图像,其中所述患者底物位置和所述源位置叠加在所显示3D图像上。

15. 一种或多种用于利用患者器官的病症的患者源位置增强图像数据的计算系统,所述一种或多种计算系统包括:

一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令,所述计算机可执行指令用于控制所述一种或多种计算系统以:

接收图像数据,所述图像数据包括所述患者器官的3D图像和患者底物位置,所述3D图像呈医学数字成像和通信(“DICOM”)格式;

接收从所述患者器官的电磁(“EM”)输出导出的患者导出EM数据;

基于所述患者导出EM数据以及导出EM数据到源位置的映射来标识所述患者器官的病

症的患者源位置;以及

将所述患者源位置添加到所述图像数据以生成增强图像数据;以及

一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。

16. 如权利要求15所述的一种或多种计算系统,其中所述器官是心脏,所述导出EM数据是心动图,并且所述患者导出EM数据是非窦性心律心动图。

17. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中标识所述患者源位置的所述指令应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法,所述机器学习算法已经基于所述映射训练。

18. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中标识所述患者源位置的所述指令将所述患者心动图与所述映射的所述心动图进行比较以标识与所述患者心动图类似的心动图。

19. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中所述映射包括基于以下中的一者或多者的映射:从实际患者收集的临床数据,基于变化配置参数对心脏的电活动的模拟,以及基于从所述患者导出的配置参数对所述患者心脏的电活动的模拟。

20. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中所述指令还在标识所述患者源位置之前针对所述患者心脏校准所述映射,使得所述标识是基于校准映射。

21. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中所述指令还将所述增强图像数据提供到规划系统以用于基于带注释图像数据为对所述患者的护理提供依据。

22. 如权利要求16所述的一种或多种计算系统,其中所述指令还显示所述3D图像,其中所述患者底物位置和所述患者源位置叠加在所显示3D图像上。

23. 一种或多种用于利用患者心脏的心脏病症的患者源位置增强图像数据的计算系统,所述一种或多种计算系统包括:

一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质用于存储计算机可执行指令,所述计算机可执行指令用于控制所述一种或多种计算系统以:

访问图像数据,所述图像数据包括所述患者心脏的3D图像和患者底物位置;

访问患者的患者心动图;

基于所述患者心动图来标识所述患者的心脏病症的患者源位置;以及

利用所述患者源位置增强所述图像数据以生成所述增强图像数据;以及

一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。

24. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述标识是基于心动图到源位置的映射。

25. 如权利要求24所述的一种或多种计算系统,其中标识所述患者源位置的所述指令应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法,所述机器学习算法基于所述映射来训练。

26. 如权利要求24所述的一种或多种计算系统,其中标识所述患者源位置的所述指令将所述患者心动图与所述映射的所述心动图进行比较以标识与所述患者心动图类似的心动图。

27. 如权利要求24所述的一种或多种计算系统,其中所述映射包括基于以下中的一者

或多者的映射:从实际患者收集的临床数据;基于变化配置参数对心脏的电活动的模拟;以及基于从所述患者导出的配置参数对所述患者心脏的电活动的模拟。

28. 如权利要求24所述的一种或多种计算系统,其中所述指令在标识所述患者源位置之前针对所述患者心脏校准所述映射,使得所述标识是基于校准映射。

29. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述指令将所述增强图像数据提供到规划系统以用于基于所述图像数据为对所述患者的护理提供依据。

30. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述指令将所述增强图像数据提供到支持治疗患者的系统。

31. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述指令将所述增强图像数据提供到规划系统以用于基于所述图像数据为对所述患者的护理提供依据。

32. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述图像数据是医学数字成像和通信(“DICOM”)格式。

33. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述图像数据包括指示所述底物位置处的底物的体积的患者底物体积,并且所述指令还包括用于以下事项的指令:

访问所述患者心脏的4D图像,所述4D图像包括在所述心脏的周期期间收集的3D图像序列;以及

在所述底物位置处并且具有所述底物体积将底物掩模添加到所述4D图像。

34. 如权利要求33所述的一种或多种计算系统,其中所述患者底物位置由3D坐标指定,并且所述患者底物体积由所述3D坐标的每个尺寸的半径的指示表示。

35. 如权利要求33所述的一种或多种计算系统,其中所述4D图像具有体素,所述体素具有强度值,并且所述指令还包括用于将对应于所述底物掩模的体素的强度值设定为底物强度值的指令。

36. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述标识所述患者源位置是基于心动图到源位置的映射,其中所述患者源位置是映射到与所述患者心动图类似的心动图的源位置,其中每个心动图与3D图像相关联,并且其中所述指令还包括用于基于由与跟所述患者心动图类似的心动图相关联的所述3D图像表示的心脏的几何形状与由所述患者心脏的所述3D图像表示的所述患者心脏的几何形状的差异来调整所述患者源位置的指令。

37. 如权利要求36所述的一种或多种计算系统,其中所述调整是基于对准所述几何形状的标示位置。

38. 如权利要求37所述的一种或多种计算系统,其中所述患者心脏的所述3D图像的所述标示位置由添加到所述3D图像的基准标记物指定。

39. 如权利要求23所述的一种或多种计算系统,其中所述指令还包括用于以下事项的指令:

标识与患者源位置相关联的患者源体积;

访问所述患者心脏的4D图像,所述4D图像包括在所述心脏的周期期间收集的3D图像序列;以及

在所述患者源位置处并且具有所述患者源体积将源掩模添加到所述4D图像。

40. 如权利要求39所述的一种或多种计算系统,其中所述患者源位置由3D坐标指定,并且所述患者源体积由所述3D坐标的每个尺寸的半径的指示表示。

41. 如权利要求40所述的一种或多种计算系统,其中所述4D图像具有体素,所述体素具有强度值,并且所述指令还包括用于将对应于所述源掩模的体素的强度值设定为源强度值的指令。

利用源位置对图像的增强

背景技术

[0001] 许多心脏病症可能会引起症状、发病(例如,晕厥或中风)和死亡。由心律失常引起的常见心脏病症包括不适当窦性心动过速(“IST”)、房性异位心律、交界性心律、室性逸搏心律、心房颤动(“AF”)、心室纤颤(“VF”)、局灶性房性心动过速(“局灶性AT”)、心房微折返、室性心动过速(“VT”)、心房扑动(“AFL”)、室性早搏(“PVC”)、房性早搏(“PAC”)、房室结折返心动过速(“AVNRT”)、房室折返性心动过速(“AVRT”)、永久性交界性往复性心动过速(“PJRT”)和交界性心动过速(“JT”)。心律失常的来源可包括电转子(例如,心室纤颤)、复发性电聚焦源(例如,房性心动过速)、基于解剖学的折返(例如,室性心动过速)等。这些来源是持续性的或临床上显著的发作的重要驱动因素。可通过针对心脏病症的来源使用不同的技术来通过消融治疗心律失常,所述技术包括射频能量消融、冷冻消融、超声消融、激光消融、外部放射源、定向基因治疗等。由于心脏病症的来源和源位置因患者而异,因此即使对于常见的心脏病症,靶向治疗也需要标识心律失常的来源。

[0002] 可惜的是,当前用于可靠地标识心脏病症的源位置的方法可能是复杂、繁琐且昂贵的。例如,一种方法使用具有多电极篮式导管的电生理导管,所述多电极篮式导管从血管内插入心脏(例如,左心室),以诸如在VF诱发发作期间从心脏内收集心脏电活动的测量结果。然后可分析测量结果以帮助标识可能的源位置。目前,电生理导管价格昂贵(并且通常仅限于单次使用),并且可能导致严重的并发症,包括心脏穿孔和填塞。另一种方法使用带有电极的外部体表背心来从患者的体表收集测量结果,可对所述测量结果进行分析以帮助确定心律失常源位置。这种体表背心价格昂贵、复杂且难以制造,并且可能干扰在心律失常期间在诱发VF之后需要以收集测量结果的除颤器垫片的放置。另外,背心分析需要计算机断层扫描(“CT”)扫描,并且无法感测约20%的心律失常来源可能存在于的室间隔和房间隔。

附图说明

[0003] 本申请包含至少一个彩色绘图。在请求并支付必要的费用时,专利商标局将提供带有彩色附图的本申请的副本。

[0004] 图1是示出一些实施方案中的MLMO系统的整体处理的框图。

[0005] 图2是示出一些实施方案中的由MLMO系统生成分类器的整体处理的流程图。

[0006] 图3是示出一些实施方案中的使用卷积神经网络进行的训练和分类的框图。

[0007] 图4是示出一些实施方案中的MLMO系统的生成分类器的部件的处理的流程图。

[0008] 图5是示出一些实施方案中的MLMO系统的生成模拟VCG的部件的处理的流程图。

[0009] 图6是示出一些实施方案中的MLMO系统的针对周期生成训练数据的部件的处理的流程图。

[0010] 图7是示出一些实施方案中的MLMO系统的标识周期的部件的处理的流程图。

[0011] 图8是示出一些实施方案中的MLMO系统的将周期归一化的部件的处理的框图。

[0012] 图9是示出一些实施方案中的MLMO系统的针对相似周期的序列生成训练数据的部

件的处理的流程图。

[0013] 图10是示出一些实施方案中的MLMO系统的分类部件的处理的流程图。

[0014] 图11是示出一些实施方案中的MLG系统的部件的框图。

[0015] 图12是示出从种子解剖结构生成模拟解剖结构的框图。

[0016] 图13是示出一些实施方案中的用于查看模拟解剖结构的用户体验的显示页面。

[0017] 图14是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模型库的部件的处理的流程图。

[0018] 图15是示出一些实施方案中的MLG系统的生成多个模拟解剖结构的部件的处理的流程图。

[0019] 图16是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模拟解剖结构的部件的处理的流程图。

[0020] 图17是示出一些实施方案中的MLG系统的生成源配置的部件的处理的流程图。

[0021] 图18是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模型的部件的处理的流程图。

[0022] 图19是示出一些实施方案中的MLG系统的显示模拟解剖结构的部件的处理的流程图。

[0023] 图20是示出基于具有相似解剖参数的先前模拟的EM网格来自举模拟的过程的框图。

[0024] 图21是示出一些实施方案中的MLG系统的生成组的代表性心律失常模型的电压解的部件的处理的流程图。

[0025] 图22是示出一些实施方案中的MLG系统的基于代表性电压解来生成一组心律失常模型的电压解的部件的处理的流程图。

[0026] 图23是示出基于具有不同解剖参数的心律失常模型的电压解来近似心动图的过程的框图。

[0027] 图24是示出一些实施方案中的MLG系统的近似VCG的部件的处理的流程图。

[0028] 图25是示出一些实施方案中的将基于第一多面体的心律失常模型转换成基于第二多面体的心律失常模型的过程的框图。

[0029] 图26是示出一些实施方案中的MLG系统的转换多面体模型的部件的处理的流程图。

[0030] 图27是示出一些实施方案中的PM系统的标识属性的部件的处理的流程图。

[0031] 图28是示出一些实施方案中的PM系统的标识匹配VCG的部件的处理的流程图。

[0032] 图29是示出一些实施方案中的PM系统的基于聚类来标识类别的部件的处理的流程图。

[0033] 图30是示出一些实施方案中的PM系统的生成集群分类器的部件的处理的流程图。

[0034] 图31是示出一些实施方案中的MLCD系统的患者分类器系统的整体处理的框图。

[0035] 图32是示出一些实施方案中的患者分类器系统的生成患者分类器的部件的处理的流程图。

[0036] 图33是示出一些实施方案中的患者分类器系统的生成集群患者分类器的处理的流程图。

[0037] 图34是示出一些实施方案中的MLCD系统的患者特定模型分类器系统的部件的框图。

- [0038] 图35是示出一些实施方案中的PSMC系统的生成患者特定模型分类器的部件的处理的流程图。
- [0039] 图36是示出一些实施方案中的PSMC系统的标识相似模型的部件的处理的流程图。
- [0040] 图37是示出一些实施方案中的患者特定模型显示系统的整体处理的框图。
- [0041] 图38是示出一些实施方案中的PSMD系统的生成患者心脏显示的部件的处理的流程图。
- [0042] 图39是示出一些实施方案中的PSMD系统的计算显示值的部件的处理的流程图。
- [0043] 图40示出向量心动图的各种表面表示。
- [0044] 图41是示出一些实施方案中的EFD系统的使VCG可视化的部件的处理的流程图。
- [0045] 图42是示出一些实施方案中的EFD系统的显示VCG表面表示的部件的处理的流程图。
- [0046] 图43是示出一些实施方案中的CSC系统的标识模拟心动图的部件的处理的流程图。
- [0047] 图44是示出一些实施方案中的CSC系统的部件的框图。
- [0048] 图45是示出由电生理学家(“EP”)执行以收集患者数据的处理的流程图。
- [0049] 图46是示出一些实施方案中的CSC系统的校准模拟心动图的部件的处理的流程图。
- [0050] 图47是示出一些实施方案中的CSC系统的生成向量的部件的处理的流程图。
- [0051] 图48是示出一些实施方案中的CSC系统的标识取向相似的部件的处理的流程图。
- [0052] 图49是示出一些实施方案中的CSC系统的校准心脏几何形状的部件的处理的流程图。
- [0053] 图50是示出一些实施方案中的CSC系统的校准动作电位的部件的处理的流程图。
- [0054] 图51是示出一些实施方案中的CSC系统的生成映射函数的部件的处理的流程图。
- [0055] 图52是示出一些实施方案中的CSC系统的变换模拟心动图的部件的处理的流程图。
- [0056] 图53示出用于手动校准取向的用户接口。
- [0057] 图54是示出一些实施方案中的API系统的整体处理的流程图。
- [0058] 图55是示出一些实施方案中的API系统的生成映射的函数的处理的流程图。
- [0059] 图56是示出一些实施方案中的用于在消融期间治疗患者的方法的处理的框图。
- [0060] 图57是示出一些实施方案中的API系统的部件的框图。
- [0061] 图58是示出一些实施方案中的API系统的生成消融图案模拟的部件的处理的流程图。
- [0062] 图59是示出一些实施方案中的API系统的引导消融的部件的处理的框图。
- [0063] 图60是示出一些实施方案中的API系统的标识潜在消融图案的部件的处理的流程图。
- [0064] 图61是示出一些实施方案中的API系统的选择实际消融图案的部件的处理的流程图。
- [0065] 图62是示出一些实施方案中的DLSR系统的部件的框图。
- [0066] 图63是示出一些实施方案中的区块的结构和区块内的记录的框图。

- [0067] 图64是示出一些实施方案中的研究系统的处理的流程图。
- [0068] 图65是示出一些实施方案中的事务生成器系统的处理的流程图。
- [0069] 图66是示出一些实施方案中的挖掘器 (miner) 系统的处理的流程图。
- [0070] 图67是示出一些实施方案中的AISL系统的整体过程的流程图。
- [0071] 图68是示出一些实施方案中的AISL系统的部件的框图。
- [0072] 图69是一些实施方案中的AISL系统的生成校准库部件的流程图。
- [0073] 图70是示出标识匹配ECG部件的处理的流程图。
- [0074] 图71是示出一些实施方案中的添加源位置部件的处理的流程图。
- [0075] 图72是示出一些实施方案中的捕获4D CT图像部件的处理的流程图。

具体实施方式

[0076] 提供用于生成表示身体内的电磁源 (例如,心脏) 的电磁状态 (例如,正常窦性心律相对于心室纤颤) 的数据以用于各种目的 (诸如医学、科学、研究和工程目的) 的方法和系统。所述系统基于电磁源的源配置 (例如,心脏的尺寸,以及心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置) 以及电磁源的电磁输出的计算模型来生成数据。所述系统可动态生成源配置,以提供在群体中可找到的代表性源配置。针对电磁源的每个源配置,所述系统对电磁源的功能运行模拟,以生成那个源配置的模型化电磁输出。所述系统从每个源配置的模型化电磁输出生成那个源配置的导出电磁数据 (例如,向量心动图)。然后,所述系统可将模型化电磁输出用于各种目的,诸如标识患者身体的电磁源内的病症的位置、指导修复 (例如,定向基因治疗) 或修改 (例如,消融) 电磁源的程序、预测电磁源上的程序的结果、分析遗传缺陷等。所述系统可包括基于机器学习的模型化输出系统和模型库生成系统,下面将对这些进行描述。

[0077] 基于机器学习的模型化输出系统

[0078] 提供一种用于生成分类器的方法和系统,所述分类器用于对从体内电磁源得到的电磁数据进行分类。身体可以是例如人体,并且电磁源可以是心脏、大脑、肝、肺、肾或生成可从体外或体内测量的电磁场的另一身体部分。电磁场可由各种测量装置 (例如,心电图仪和脑电图仪) 使用例如连接到电极的一条或多条 (例如,12条) 引线来测量,所述电极与患者的身体、患者佩戴的体表背心、电磁源内装置 (例如,篮式导管)、患者佩戴的帽子等附接或邻近 (例如,通过智能手表装置)。测量结果可通过心动图 (诸如心电图 (“ECG”) 和向量心动图 (“VCG”))、脑电图 (“EEG”) 等表示。在一些实施方案中,提供一种基于机器学习的模型化输出 (“MLMO”) 系统,所述系统用于通过以下方式生成分类器:针对多种源配置对电磁源的电磁输出进行模型化,并且使用机器学习来通过将从模型化电磁输出导出的导出电磁数据用作训练数据来训练分类器。下面主要将MLMO系统描述为用于生成用于心脏电磁数据的分类器。

[0079] 在一些实施方案中,MLMO系统采用电磁源的计算模型来生成用于训练分类器的训练数据。计算模型基于电磁源的源配置而对电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。电磁输出可表示电位、电流、磁场等。当电磁 (“EM”) 源是心脏时,源配置可包括由关于以下各项的信息组成的组的任何子集:心脏的几何形状和肌纤维、躯干解剖结构、正常和异常心脏解剖结构、正常和异常心脏组织、瘢痕、纤维化、炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿

瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如,右或左心室辅助装置)、外部除纤颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心、其他正常和病理生理特征分布等,并且EM输出是随时间推移的各个心脏位置处的电位的集合。为了生成EM输出,可针对一定步长(例如,1ms)的模拟步执行模拟,以生成用于那一步的EM网格。EM网格可以是存储在那一步内每个心脏位置处的电位值的有限元网格。例如,左心室可定义为具有大约70,000个心脏位置,而EM网格存储每个心脏位置的电磁值。如果如此,则步长为1ms的三秒模拟将生成各自包括70,000个值的3,000个EM网格。EM网格的集合是用于模拟的EM输出。特此通过引用并入的C.T.Villongco、D.E.Krummen、P.Stark、J.H.Omens和A.D.McCulloch,“Patient-specific modeling of ventricular activation pattern using surface ECG-derived vectorcardiogram in bundle branch block,”Progress in Biophysics and Molecular Biology,第115卷,第2-3期,2014年8月,第305-313页中描述一种计算模型。在一些实施方案中,MLMO系统可生成顶点之间的点的值作为网格,而不是仅生成顶点处的值。例如,MLMO系统可使用高斯求积技术来计算此类点的值。

[0080] 在一些实施方案中,MLMO系统通过运行各自基于不同源配置的许多模拟来生成训练数据,所述源配置是计算模型的配置参数的不同值的集合。例如,心脏的配置参数可以是心脏几何形状、转子位置、局灶源位置、心室在胸部中的取向、心室肌纤维取向、心肌细胞细胞内电位生电和传播等。每个配置参数可具有可能值的集合或范围。例如,转子位置可以是对应于心室内的不同位置的78个可能的参数集。由于MLMO系统可针对可能值的每种组合运行模拟,因此模拟的次数可能为数百万次。

[0081] 在一些实施方案中,MLMO系统使用模拟的EM输出来训练分类器,以用于基于从患者收集的EM数据而生成分类。MLMO系统可针对模拟的每个EM输出生成导出EM数据。导出EM数据对应于基于将由使用例如12条引线来生成ECG或VCG的EM测量装置、体表背心、电磁源内装置等收集的测量结果生成的EM数据。ECG和VCG是EM输出的等效源表示。然后,MLMO针对每个导出EM数据生成一个或多个标记以指定其对应分类。例如,MLMO系统可生成标记,所述标记是在生成从其导出EM数据的EM输出时使用的配置参数(例如,转子位置)的值。对应于特征向量的导出EM数据的集合及其标记构成用于训练分类器的训练数据。然后,MLMO系统训练分类器。分类器可以是包括神经网络(诸如完全连接神经网络、卷积神经网络、递归神经网络)、自动编码器或受限玻尔兹曼机、支持向量机、贝叶斯分类器等的一种分类器或分类器组合中的任一者。当分类器是深度神经网络时,训练针对深度神经网络的激活函数生成一组权重。所选择的分类器可基于要标识的病症的类型。例如,某些类型的神经网络可能基于局灶源而不是转子源进行有效训练。

[0082] 在一些实施方案中,MLMO系统可利用来自用于生成训练数据的源配置的配置参数的附加特征来扩充训练数据。例如,MLMO系统可生成附加特征以表示心脏的几何形状、心脏的取向、一个或多个瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置、消融位置、消融形状等。MLMO系统可将这些附加特征连同由卷积神经网络(“CNN”)的全连接层之前的层生成的输出输入到全连接层中,这在下面加以描述。可将全连接层之前的层(例如,池化层)的输出“展平”为一维阵列,并且MLMO系统可添加附加特征作为一维阵列的其他元素。全连接层的输出可提供

训练数据中使用的每个标记的概率。因此,概率将基于导出EM数据和附加特征的组合。即使当导出EM数据相同或相似从而反映出例如可针对具有不同心脏几何形状和不同瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置的患者生成相同或相似的EM数据时,分类器也将能够输出不同的概率。替代地,MLMO系统可使用附加分类器,所述附加分类器(1)输入由CNN基于仅导出EM数据而生成的概率,并且(2)输入附加特征,然后输出将附加特征考虑在内的每个分类的最终概率。附加分类器可以是例如支持向量机。CNN和附加分类器可并行训练。

[0083] 在一些实施方案中,MLMO系统在电压和时间轴上归一化训练数据的每个周期的VCG。周期可定义为定义在正常或异常节律期间周期性电活动的单个单位或搏动的时间间隔(例如,开始时间至结束时间)。周期便于逐搏动分析随时间推移的源配置演变,并且使得随后能够在每个周期内进行电压和时间归一化。归一化保留电压-时间动态的显著特征,并且提高训练数据对在实际患者中预期的源配置参数(例如躯干传导率、引线放置和电阻、心肌传导速度、动作电位动态、整体心脏大小等)的变化的通用化。MLMO系统可将电压归一化到-1与1之间的范围,并将时间归一化到0至1的固定范围,增量为毫秒或百分比。为了将周期的电压归一化,MLMO系统可标识跨轴线的向量的最大大小。MLMO系统将每个电压除以最大大小。为了将时间轴归一化,MLMO系统从VCG中的点数(可能大于或小于1000)到归一化周期的1000个点执行插值。

[0084] 在一些实施方案中,在训练分类器之后,MLMO系统准备好基于从患者收集的EM和其他例行可获得的临床数据而生成分类。例如,可从患者收集ECG,并且可从ECG生成VCG。将VCG输入到分类器以生成指示例如患者的转子位置的分类。因此,即使不知道患者心脏的几何形状或没有基于与患者心脏相同的几何形状的模拟,MLMO系统也可用于生成分类。如果可获得其他患者测量结果,诸如心脏尺寸和取向、瘢痕或纤维化或致心律失常底物配置等,则可包括所述其他患者测量结果作为EM数据以提高准确性。这允许分类器有效地学习各种临床数据中的训练数据未直接表示的复杂隐藏特征。

[0085] 在一些实施方案中,通过生成基于具有相似EM特征的连续周期的序列的训练数据,MLMO系统可对源稳定性(即,局限于心脏中特定区域的显性心律失常源的逐搏动一致性)进行分类。特此通过引用并入的Krummen,D.等人的Rotor Stability Separates Sustained Ventricular Fibrillation from Self-Terminating Episodes in Humans, *Journal of American College of Cardiology*,第63卷,第23期,2014年中描述用于确定心律失常源的稳定性的技术。此参考文献证明在稳定源部位处进行靶向消融对预防复发性心律失常发作的有效性。例如,鉴于VCG,MLMO系统可标识周期,然后标识两个连续周期、三个连续周期、四个连续周期等的序列,其中序列中的所有VCG周期彼此具有相似形态。可基于用于生成VCG的源配置的参数的值对每个所标识序列进行标记。然后,MLMO系统可针对每个序列长度(例如,2个、3个、4个等)使用那个序列长度的序列的训练数据来训练单独的分类器。例如,MLMO系统可针对两个周期的序列训练分类器,并针对三个周期的序列训练分离分类器。为了生成患者的分类,MLMO系统可在患者的VCG中标识具有不同序列长度的相似周期的序列,并将这些序列输入到针对适当序列长度的分类器中。然后,MLMO系统可组合来自所有分类器的分类以得出最终分类,或者可简单地输出所有分类。

[0086] 尽管可使用实际患者ECG或VCG以及源位置的对应心内篮式导管测量结果来训练分类器,但目前收集、准备和标记足够数量的数据的成本可能非常昂贵,尽管技术进步可显

著降低成本。而且,尽管收集和存储医疗记录方面的进步可导致使用实际患者数据更为有效,但基于实际患者的训练数据当前可能过于稀疏和嘈杂,以至于无法特别有效地针对庞大群体训练分类器。在一些实施方案中,可使用实际患者VCG与从模拟导出的VCG的组合来训练MLMO系统。可使用诸如柔性电子装置(例如,表皮电子系统)、智能服装等各种装置来收集从实际患者收集的训练数据。

[0087] 在一些实施方案中,可使用实际患者VCG与从模拟导出的VCG的组合来训练MLMO系统。

[0088] 图1是示出一些实施方案中的MLMO系统的整体处理的框图。MLMO系统包括分类器生成部件110和分类部件120。心脏的计算模型是心脏模型,其可包括存储在心脏模型数据存储区111中的数据 and 代码。生成模拟的部件112输入心脏模型和用于模拟的参数集。参数集(也称为源配置)可包括参数的可能值的每种组合的参数集,或者可指定如何生成(例如,通过计算机代码)参数集。例如,针对转子位置参数,计算机代码可包括可能转子位置的列表,并且针对心室取向参数,计算机代码可动态地从基本取向轴线以及用于从那个基本取向生成可能倾斜角(诸如x轴和j[^]轴增量)的代码生成值。生成模拟的部件的输出存储在电压解数据存储区113中,其中电压解是EM输出。电压解是EM网格的示例。生成VCG的部件114从电压解生成VCG并将VCG存储在VCG数据存储区115中。生成VCG的部件可从电压解生成ECG,然后从ECG生成VCG。特此通过引用并入的J.A.Kors、G.Van Herpen、A.C.Sittig和J.H.Van Bommel的“Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads:diagnostic comparison of different methods,” European Heart Journal,第11卷,第12期,1990年12月1日,第1083-1092页中描述从ECG生成VCG。生成训练数据的部件116输入VCG,并使用可从参数集导出的一个或多个标记来标记每个VCG,并将训练数据存储在训练数据存储区117中。标记可以是例如用于生成可从其导出VCG的EM输出的参数集中的参数的值。训练分类器的部件118输入训练数据,训练分类器并将权重(例如,卷积神经网络的激活函数的权重)存储在分类器权重数据存储区119中。为了生成分类,收集ECG的部件121输入从患者收集的ECG。生成VCG的部件122从ECG生成VCG。分类部件123输入VCG并使用所训练分类器的分类器权重来生成分类。

[0089] 可在其上实现MLMO系统和其他所描述系统的计算系统(例如,网络节点或网络节点的集合)可包括中央处理单元、输入装置、输出装置(例如,显示装置和扬声器)、存储装置(例如,存储器和磁盘驱动器)、网络接口、图形处理单元、蜂窝无线链路接口、全球定位系统装置等。输入装置可包括键盘、定点装置、触摸屏、手势识别装置(例如,用于空中手势)、头部和眼睛跟踪装置、用于语音识别的麦克风等。计算系统可包括高性能计算系统、基于云的服务器、台式计算机、膝上型计算机、平板电脑、电子阅读器、个人数字助理、智能手机、游戏装置、服务器等。例如,可使用高性能计算系统来执行模拟和训练,并且可通过平板电脑来执行分类。计算系统可访问包括计算机可读存储介质和数据传输介质的计算机可读介质。计算机可读存储介质是不包括瞬时传播信号的有形存储装置。计算机可读存储介质的示例包括诸如主存储器、高速缓存存储器和辅助存储器(例如,DVD)的存储器以及其他存储装置。计算机可读存储介质可已在其上记录有实现MLMO系统和其他所描述系统的计算机可执行指令或逻辑,或者可用所述计算机可执行指令或逻辑进行编码。数据传输介质用于通过有线或无线连接通过瞬时传播信号或载波(例如,电磁)来传输数据。计算系统可包括作为

中央处理单元的一部分的安全密码处理器,所述安全密码处理器用于生成并安全地存储密钥并且使用密钥对数据进行加密和解密。

[0090] MLMO系统和其他所描述系统可在由一个或多个计算机、处理器或其他装置执行的计算机可执行指令(诸如,程序模块和部件)的一般上下文中描述。通常,程序模块或部件包括执行MLMO系统和其他所描述系统的任务或实现其数据类型的例程、程序、对象、数据结构等。通常,在各种示例中,程序模块的功能性可根据需要来结合或分布。MLMO系统和其他所描述系统的方面可使用例如专用集成电路(“ASIC”)或现场可编程门阵列(“FPGA”)来在硬件中实现。

[0091] 图2是示出一些实施方案中的由MLMO系统生成分类器的整体处理的流程图。执行生成分类器的部件200以生成分类器。在框201中,部件访问要用于运行模拟的计算模型。在框202中,部件选择要在模拟中使用的下一个源配置(即,参数集)。在决策框203中,如果已选择所有源配置,则部件在框205处继续,否则部件在框204处继续。在框204中,部件使用所选择源配置来运行模拟以生成模拟的EM输出,然后循环至框202以选择下一个源配置。在框205中,部件选择通过模拟生成的下一个EM输出。在决策框206中,如果已选择所有EM输出,则部件在框210处继续,否则部件在框207处继续。在框207中,部件从EM输出导出EM数据。例如,EM输出可以是EM网格的集合,并且EM数据可以是EM网格的电磁值导出的ECG或VCG。在一些实施方案中,部件另外可标识ECG或VCG内的周期(心律失常活动的周期性间隔)。周期可通过相对于包括参考系或一组参考系的空间方向或一组方向从负电压到正电压的连续交叉(“正交叉”)或从正电压到负电压的连续交叉(“负交叉”)来界定。参考系可与解剖轴(例如,x轴的从左到右、y轴的从上到下、z轴的从前到后)、成像轴(例如,CT、MR或x射线坐标系)、体表导联向量、通过对测量或模拟的EM源配置和输出进行主成分分析而计算出的主轴或者用户定义的感兴趣方向重合。例如,三秒VCG可具有三个周期,并且每个周期可由沿x轴的正交叉的时间来界定。替代地,周期可通过沿y轴或z轴的交叉来界定。另外,周期可由负交叉定义。因此,在一些实施方案中,部件可基于各种周期定义而从单个VCG生成训练数据,所述各种周期定义是正交叉与负交叉的各种组合,其中针对所有轴线的周期由x轴、y轴和z轴中的一者上的交叉定义,或者针对每条轴线的周期由那条轴线上的交叉定义。此外,训练数据可包括基于所有可能的周期定义或周期定义的子集而标识的周期。例如,训练数据可针对每条轴线包括由x轴的正交叉、y轴的负交叉以及那条轴线本身的正交叉定义的周期。周期定义还可通过从存储在EM网格中的值导出的电事件的时序来定义。例如,网格中的一个点或一组点可周期性地跨越表示电激活和去激活的电压阈值。因此,可通过与网格内的一个点或一组点对应的激活-去激活、或连续的激活-激活或者去激活-去激活间隔来定义周期。所得的这些间隔的时序可共同定位到ECG或VCG,以进行周期标识。在框208中,部件基于源配置(例如,源位置)而标记EM数据。当标识周期时,部件可用相同标记来标记每个周期。例如,部件可用相同转子位置来标记所标识周期。在框209中,部件将EM数据连同标记添加到训练数据,然后循环到框205以选择下一个EM输出。在框210中,部件使用训练数据来训练分类器,然后完成。

[0092] 图3是示出一些实施方案中的使用卷积神经网络进行的训练和分类的框图。在卷积神经网络输入作为单个像素行(其中每个像素具有红、绿和蓝(“RGB”)值)的图像的意义,卷积神经网络可以是一维的。MLMO系统基于训练数据的VCG的电压而设置像素值。图像

具有与训练数据的VCG的向量相同数量的像素。MLMO系统将图像像素的红、绿和蓝值设置为VCG的对应向量的x、y和z值。例如，如果VCG的周期为1秒长并且VCG每毫秒具有一个向量，则图像为1乘1000个像素。一维卷积神经网络（“1D CNN”）训练器310使用训练数据301来学习卷积神经网络的激活函数的权重。为了生成患者的分类，MLMO系统作为一维图像提供患者的VCG 302。然后，1D CNN 320基于权重而对VCG进行分类，并输出分类信息，诸如转子位置。

[0093] CNN是专门为处理图像而开发的神经网络类型。CNN可用于输入整个图像并输出图像的分类。例如，CNN可用于自动确定患者的扫描是否指示异常（例如，肿瘤）的存在。MLMO系统将导出EM数据视为一维图像。CNN具有多个层，诸如卷积层、修正线性单元（ReLU）层、池化层、完全连接（FC）层等。一些更复杂的CNN可具有多个卷积层、ReLU层、池化层和FC层。

[0094] 卷积层可包括多个滤波器（也称为内核或激活函数）。滤波器输入图像的卷积窗口，对卷积窗口的每个像素施加权重，并输出那个卷积窗口的激活值。例如，如果图像是256乘256个像素，则卷积窗口可以是8乘8个像素。滤波器可对卷积窗口中的64个像素中的每一个施加不同的权重，以生成激活值，也称为特征值。假设在适当填充的情况下步幅为1，则针对每个滤波器，卷积层可包括用于图像的每个像素的节点（也称为神经元）。每个节点基于在那个节点的训练阶段期间习得的滤波器的权重集而输出特征值。继续所述示例，针对每个滤波器，卷积层可具有65,536个节点（256*256）。可将滤波器的节点生成的特征值视为形成高度和宽度为256的卷积特征图。如果假设针对一个位置处的卷积窗口计算以标识特征或特性（例如，边缘）的特征值将有助于在不同位置处标识那个特征，则滤波器的所有节点可共享同一权重集。通过共享权重，可显著降低训练时间和存储需求。如果图像的每个像素由多种颜色表示，则卷积层可包括另一个维度来表示每种单独的颜色。而且，如果图像是3D图像，则卷积层可包括用于3D图像内的每个图像的另一个维度。在这种情况下，滤波器可输入3D卷积窗口。

[0095] 针对卷积层的每个节点，ReLU层可具有生成特征值的节点。所生成特征值形成ReLU特征图。ReLU层对卷积特征图的每个特征值施加滤波器，以生成ReLU特征图的特征值。例如，可使用滤波器诸如 $\max(0, \text{激活值})$ 来确保ReLU特征图的特征值不是负的。

[0096] 池化层可用于通过对ReLU特征图进行下采样以形成池化特征图来减小ReLU特征图的大小。池化层包括池化函数，所述池化函数输入ReLU特征图的一组特征值并输出特征值。例如，池化函数可生成特征值，所述特征值是ReLU特征图的多组2乘2个特征值的平均值。继续上述示例，针对每个滤波器，池化层将具有128乘128池化特征图。

[0097] FC层包括一定数量的节点，每个节点都连接到池化特征图的每个特征值。例如，如果要将图像分类为猫、狗、鸟、老鼠或雪貂，则FC层可包括五个节点，这些节点的特征值提供指示图像包含这些动物中的一种的可能性的分数。每个节点具有滤波器，所述滤波器具有其自己的适于滤波器要检测的动物的类型的权重集。

[0098] 在下文中，参考以下数据结构描述MLMO系统。括号表示阵列。例如， $VCG[2].V[5].x$ 表示第二VCG中的第五时间间隔的x轴的电压。下面在首次引用时进一步描述数据结构。

[0099] VCG数据结构



[0105] 图4是示出一些实施方案中的MLMO系统的生成分类器的部件的详细处理的流程图。调用生成分类器的部件400以生成分类器。在框401中，部件调用生成模拟VCG的部件以针对多种参数集模拟VCG (VCG[])。在框402-405中，部件循环，从而针对每个模拟生成训练数据。在框402中，部件将索引i设置为1以用于对参数集进行索引。在决策框403中，如果索引i等于参数集的数量，则已生成所有训练数据，并且部件在框406处继续，否则部件在框404处继续。在框404中，部件调用生成训练数据的部件，从而传递索引参数集的指示。在框405中，部件使索引i递增，然后循环至框403。在框406中，部件调用训练分类器的部件以基于所生成训练数据而训练分类器，然后完成。

[0106] 图5是示出一些实施方案中的MLMO系统的生成模拟VCG的部件的处理的流程图。调用生成模拟VCG的部件500以针对每个参数集生成模拟VCG。在框501中，部件将索引i设置为1以用于索引通过这些参数集。在决策框502中，如果索引i大于参数集的数量，则部件完成，否则部件在框503处继续。在框503中，部件将索引j设置为1以用于索引通过模拟步。在决策框504中，如果索引j大于模拟步的数量，则针对索引参数集的模拟完成，并且部件在框507处继续，否则部件在框505处继续。在框505中，部件基于索引参数集和索引模拟步而应用计算模型，以针对索引模拟步生成电压解 (VS[j])。在框506中，部件使索引j递增，然后循环至框504以处理下一个模拟步。在框507中，部件针对索引参数集从针对参数集计算出的电压解 (VS[]) 生成VCG (VCG[i])。在框508中，部件使索引i递增，然后循环至框502以处理下一个参数集。

[0107] 图6是示出一些实施方案中的MLMO系统的针对周期生成训练数据的部件的处理的流程图。调用生成训练数据的部件600，从而传递索引i，生成训练数据的部件600针对参

数集生成的VCG进行索引并从VCG生成训练数据。在框601中,部件调用标识周期的部件,从而传递索引VCG (VCG[i]) 的指示,并接收针对每个周期的归一化VCG (nVCG[]) 连同所标识周期的计数(#C)。在框602中,部件将索引k设置为1以用于索引通过这些周期。在决策框603中,如果索引k大于周期的计数,则已生成索引VCG的所有周期的训练数据并且部件完成,否则部件在框604处继续。在框604中,部件使训练数据 (TD) 的运行计数 (#TD) (其用作到训练数据中的索引) 递增。在框605中,部件将索引训练数据的归一化nVCG (TD[#TD].nVCG) 设置为VCG的由索引周期指定的部分。部件从x轴、y轴和z轴对所述部分进行提取,如由周期的起点和终点所定义。在框606中,部件基于索引参数集的函数(例如,转子位置)来设置索引训练数据的一个或多个标记。在框607中,部件使索引k递增以索引到下一个周期,然后循环至框603以处理所述下一个周期。

[0108] 图7是示出一些实施方案中的MLMO系统的标识周期的部件的处理的流程图。调用标识周期的部件700以标识VCG内的周期,并针对这些周期提供归一化VCG (nVCG[])。在框701中,部件将索引j初始化为2以用于索引通过VCG,并且将索引k设置为0以索引通过所标识周期。在决策框702中,如果索引j大于VCG的大小,则部件已标识所有周期并且部件完成,从而提供归一化nVCG,否则部件在框703处继续。在框703中,如果VCG的x轴的先前电压 (VCG.V[j-1].x) 大于或等于零并且VCG的x轴的索引电压 (VCG.V[j].x) 小于零(即x轴的负交叉),则已标识可能周期的开始,并且部件在框704处继续以标识所述周期,否则部件在框709处继续。在框704中,部件将索引周期的开始 (C[k].开始) 设置为等于索引j。在决策框705中,如果已标识至少一个周期,则先前周期的结束是已知的,并且部件使索引k递增并在框706处继续,否则部件使索引k递增并在框709处继续。在框706中,部件将先前周期的结束设置为索引j-1。在框707中,部件针对由先前周期的开始和结束界定的先前索引周期提取VCG (eVCG)。在框708中,部件调用将周期归一化的部件,从而传递所提取VCG (eVCG) 的指示,并且接收归一化周期 (nVCG)。在框709中,部件使索引j递增以用于索引通过VCG,并循环至框702。

[0109] 图8是示出一些实施方案中的MLMO系统的将周期归一化的部件的处理的框图。调用将周期归一化的部件800,从而传递周期的VCG的指示,并将所述周期归一化。在框801中,部件标识周期中的向量的最大向量大小 V' 。例如,可通过对向量的x、y和z值的平方和取平方根来计算向量的向量大小。在框802中,部件设置索引i以对VCG的下一条轴线进行索引。在决策框803中,如果已选择所有轴线,则部件完成,从而提供归一化VCG,否则部件在框804处继续。在框804中,部件将索引j初始化为1以用于索引通过归一化周期的向量。在决策框805中,如果索引j大于归一化周期的向量的数量,则部件循环至框802以选择下一条轴线,否则部件在框806处继续。在框806中,部件将针对索引轴线针对索引向量的归一化VCG设置为所传递VCG、索引向量和最大向量大小 V' 的插值。插值有效地将VCG压缩或扩展到归一化VCG中的向量的数量,并将向量的x、y和z值除以最大向量大小V。在框807中,部件使索引j递增,然后循环至框805。

[0110] 图9是示出一些实施方案中的MLMO系统的针对相似周期的序列生成训练数据的部件的处理的流程图。调用针对相似周期的序列生成训练数据的部件900以标识由所传递索引i索引的VCG的两个连续相似周期的序列,并且基于所标识的相似周期的序列而生成训练数据。序列中的周期是根据反映周期的稳定性的相似性分数而相似的。在框901中,部件调

用标识周期的部件以标识VCG的周期 ($nVCG[]$)。在框902中, 部件将索引j设置为2以用于索引通过所标识周期。在决策框903中, 如果索引j大于所标识周期的数量, 则已索引所有周期, 然后部件完成, 否则部件在框904处继续。在框904中, 部件生成由j-1和j索引的周期的相似性分数。相似性分数可基于例如余弦相似性、Pearson相关性等。在决策框905中, 如果相似性分数高于指示相似周期的相似性分数阈值(T), 则已标识出相似周期的序列, 并且部件在框906处继续, 否则部件在框909处继续。在框906中, 部件使训练数据的运行计数(#TD)递增。在框907中, 部件将训练数据设置到相似周期的序列。在框908中, 部件将训练数据的标记设置为从用于生成VCG的参数集(PS[i])导出的标记, 然后在框909处继续。在框909中, 部件使索引i递增以选择下一个周期序列并循环至框903。

[0111] 图10是示出一些实施方案中的MLM0系统的分类部件的处理的流程图。调用分类部件1000, 从而传递从患者得到的VCG, 并输出分类。在框1001中, 部件调用标识周期的部件, 从而传递VCG的指示, 并接收针对周期的归一化VCG以及周期的计数。在框1002中, 部件将索引k设置为1以用于索引通过周期。在决策框1003中, 如果索引k大于周期的数量, 则部件完成分类, 否则部件在框1004处继续。在框1004中, 部件对索引周期应用分类器以生成分类。在框1005中, 部件使索引递增, 然后循环至框1003以处理下一个周期。针对每个周期, 可生成不同分类(例如, 不同转子位置)。在这种情况下, 可从不同分类的组合(例如, 转子位置的平均值)导出整体分类。

[0112] 模型库生成系统

[0113] 提供了用于生成体内EM源的模型的模型库的方法和系统。在一些实施方案中, 模型库生成(“MLG”)系统基于具有配置参数的源配置来生成模型, 所述配置参数包括EM源的解剖参数和电生理参数。解剖参数指定EM源的尺寸或整体几何形状。当EM源是心脏时, 则模型可以是基于包括由以下组成的组的任何子集的解剖参数的心律失常模型: 心脏壁的厚度(例如, 心内膜、心肌和心外膜的厚度)、腔室的尺寸、直径、心室在胸部中的取向、躯干解剖结构、纤维结构、瘢痕、纤维化和致心律失常底物的位置、瘢痕形状等。心脏的几何形状可在最大腔室容积和最小壁厚以及激活发生时测量。在正常窦的情况下, 激活在搏动的舒张末期部分的时间发生。在心律失常的情况下, 激活可能在搏动期间的不同时间发生。因此, MLG系统可允许在舒张末期部分以外的时间指定几何形状。躯干解剖结构可用于基于躯干的大小、形状、组成等来调整EM输出。电生理参数是非解剖参数, 所述非解剖参数可包括由以下组成的组的任何子集: 炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如, 右或左心室辅助装置)、外部除颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心以及其他正常和病理生理特征分布、动作电位动态、传导率、心律失常源位置等。针对模拟选择的配置参数可基于所采用的机器学习算法。例如, 纤维结构参数可针对卷积神经网络而不是针对其他类型的神经网络被选择。MLG系统生成可从其生成心律失常模型的源配置。针对每个源配置, MLG系统生成心律失常模型, 所述心律失常模型包括网格和模型参数, 诸如心律失常模型的可变权重。MLG系统基于解剖参数而生成网格。在生成计算网格之后, MLG基于那个源配置的电生理参数而生成心律失常模型在网格内的点处的模型参数。电生理参数基于电生理参数控制例如

那个点处的电磁传播的模型化。心律失常模型的集合形成心律失常模型库。然后,MLMO系统可针对每个心律失常模型生成模型化EM输出,并使用模型化EM输出来训练分类器。心律失常模型库可用于其他目的,诸如研究不同类型的消融的疗效。

[0114] 在一些实施方案中,MLG系统生成心脏的解剖参数集,其中每个集具有每个解剖参数的值(例如,标量、向量或张量)。解剖参数集指定心脏的解剖结构。MLG系统基于种子解剖结构集(指定EM源的尺寸的值)和包括每个种子解剖结构的权重的权重集而生成模拟解剖结构。种子解剖结构还可包括从指定值(诸如腔室的质量、体积、长宽比、球度等)导出的特征值。种子解剖结构可表示在患者中发现的极端解剖结构。例如,可从具有极端心脏病症(诸如右心室扩大、心内膜很厚或很薄等)的患者的超声、计算机断层扫描和磁共振成像扫描生成种子解剖结构。MLG系统针对每个权重集生成模拟解剖结构。权重集中的每个权重指示种子解剖结构的解剖参数对模拟解剖结构的贡献。例如,如果指定四个种子解剖结构,则权重可为0.4、0.3、0.2和0.1。MLG系统针对权重集将模拟解剖结构的每个解剖参数的值设置为种子解剖结构的每个解剖参数的值的加权平均值。MLG系统可使用各种技术来生成权重集,诸如定义固定间隔(例如,0.001)、随机选择相加为1.0的权重、使用实验设计技术等。MLG系统还可基于解剖参数与实际患者的实际解剖参数的比较来验证模拟解剖结构。例如,如果心腔的高度、宽度与深度的组合导致在实际患者中未看到(例如,在患者群体中未发现)的体积,则MLG系统可丢弃那个模拟解剖结构,因为它不太可能出现在实际患者中。

[0115] 在一些实施方案中,MLG系统可采用自举技术来加速基于模型化EM输出基于心律失常模型的生成。由于用于左心室的网格可具有70,000个顶点,因此针对左心室的心律失常模型生成模型化EM输出的模拟每EM网格将需要计算70,000个值。如果模拟持续三秒且步长为1ms,则将需要计算顶点的 70×10^6 个值。如果心律失常模型库包括一百万个心律失常模型,则需要计算的值的数量将为 70×10^{12} 。另外,单个值的计算可能涉及许多数学运算,并且可针对每个顶点计算多个值。为了帮助减少需要计算的值的数量,MLG系统有效地将针对基于一个心律失常模型的一个模拟生成的EM网格的一些值与基于另一个心律失常模型的另一个模拟共享。例如,当开始模拟时,在EM网格的一些值对这些值产生明显影响之前,可能要花费大约一秒的时间。例如,在模拟中的一秒点处,基于除了瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置之外具有同源配置的心律失常模型的模拟的EM网格可具有非常相似的值。为了减少需要计算的值的数量,MLG系统将具有除了瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置之外相同或几乎相同的源配置的心律失常模型分组在一起。分组也可不考虑传导速度和动作电位参数。然后,MLG系统针对这一组的代表性心律失常模型(例如,没有瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置的模型)运行模拟。为了针对其他心律失常模型运行模拟,MLG系统将初始EM网格的值设置为针对代表性心律失常模型的模拟中的一秒点处的EM网格的值。然后,从初始EM网格的值开始,MLG系统运行其他模拟两秒。每个其他心律失常模型的模型化EM输出包括针对代表性心律失常模型的第一秒的EM网格和针对那个其他心律失常模型的两秒的EM网格。以这种方式,MLG系统可显著减少在一些模拟期间需要计算的值的数量(例如,减少大约三分之一),这可显著加速心律失常模型库的模型EM输出或电压解的生成。

[0116] 在一些实施方案中,MLG系统可采用其他自举技术来加速模型化EM输出的生成。一种自举技术可允许不同配置参数(诸如不同几何形状、不同动作电位和不同传导率参数)的快速生成。例如,针对给定局灶或转子源位置以及一组其他配置参数集,可运行模拟两秒。

然后,基于不同几何形状来修改来自那个模拟的EM网格,或者基于不同动作电位或传导率参数来调整模型参数。然后继续模拟。基于不同配置参数,可能花费一秒左右来使激活电位稳定。另一种自举技术可加速锚定到不同瘢痕位置的转子的生成。例如,针对给定锚定瘢痕位置,可运行模拟两秒。在第一秒之后,转子可稳定锚定至瘢痕位置。在第二秒期间,模拟足够的模型化EM输出以生成心动图。然后修改来自那个模拟的EM网格以使锚定瘢痕位置在附近移动,并且可能地基于不同几何形状进行修改。然后继续模拟。模拟将允许转子脱离先前锚定瘢痕位置并附接到新锚定瘢痕位置。一旦附接,就可使用下一秒左右的模型化EM输出来生成ECG或VCG。同样,代替修改锚定瘢痕位置,可将消融形状和图案添加到EM网格以模拟那个消融的效果,或者可修改锚定瘢痕的配置以快速模拟那个配置的影响。

[0117] 在一些实施方案中,MLG系统可加速从针对心律失常模型库的心律失常模型生成的模型化EM输出导出的导出EM数据的生成。导出EM数据可以是模型化EM输出(例如,3,000个EM网格)生成的VCG(或其他心动图)。MLG系统可将源配置具有相似解剖参数的心律失常模型组合在一起。因此,一组中的每个心律失常模型将具有相似电生理参数和不同解剖参数。然后,MLG系统针对这一组的代表性心律失常模型运行模拟。然而,MLG系统不需要针对这一组中的其他心律失常模型运行模拟。为了针对其他心律失常模型中的一个生成VCG,MLG系统输入代表性心律失常模型的模型化EM输出以及这一个其他心律失常模型的解剖参数。然后,MLG系统通过基于代表性心律失常模型与这一个其他源配置的解剖参数差异进行调整而基于模型化EM输出的值针对这一个其他心律失常模型计算VCG值。以这种方式,MLG系统避免运行除针对每组心律失常模型的代表性心律失常模型以外的任何模拟。

[0118] 在一些实施方案中,MLG系统将基于一个多面体模型的心律失常模型转换成基于另一个多面体模型的心律失常模型。不同的有限网格问题求解器可基于不同的多面体模型。例如,一个多面体模型可以是六面体模型,而另一个多面体模型可以是四面体模型。对于六面体模型,网格填充有六面体。对于四面体模型,网格填充有四面体。如果基于六面体模型生成心律失常模型库,则无法将那个心律失常库输入到四面体问题求解器。可基于源配置生成基于四面体模型的单独的心律失常模型库,但这样做将是计算上昂贵的。为了减少生成四面体心律失常模型库的计算开支,MLG系统将六面体心律失常模型转换成四面体心律失常模型。为了转换四面体心律失常模型,MLG系统例如基于六面体心律失常模型的网格的面而生成四面体心律失常模型的表面表示。然后,MLG系统使用四面体填充由表面表示形成的体积,以生成四面体网格。然后,MLG系统通过以下方式针对四面体网格的每个顶点生成值:对接近四面体网格的那个顶点的六面体网格的顶点的值进行插值。以这种方式,MLG系统可使用一种类型的多面体的心律失常模型库来生成另一种类型的多面体的心律失常模型库,并且避免从源配置生成另一种类型的多面体的心律失常模型库的计算开支。MLG系统还可将心律失常模型从一种多面体模型转换成另一种多面体模型以用于显示电磁源。例如,MLG系统可使用六面体心室网格来运行模拟,然后为了显示而转换成表面三角形心室网格以提供更逼真的心室显示。

[0119] 图11是示出一些实施方案中的MLG系统的部件的框图。MLG系统1100包括生成模型库的部件1101、生成多个模拟解剖结构的部件1102、生成模拟解剖结构的部件1103、生成源配置的部件1104、生成模型的部件1105、显示模拟解剖结构的部件1106、生成代表性的电压解的部件1107、生成组的电压解的部件1108、近似VCG的部件1109以及转换多面体模型的部

件1110。MLG系统还包括存储心律失常模型的模型库1111、存储(例如,心脏的)种子解剖结构的种子解剖结构库1112以及存储(例如,心脏的)模拟解剖结构的模拟解剖结构库1113。生成模型库的部件控制模型库的整体生成。生成多个模拟解剖结构的部件通过针对每个权重集调用生成模拟解剖结构的部件而针对各种权重集合生成模拟解剖结构。生成源配置的部件基于模拟解剖结构以及电生理参数的可能值而生成各种源配置。生成模型的部件基于源配置而生成模型。显示模拟解剖结构的部件可提供用于指定权重集并查看种子和模拟解剖结构的应用程序编程接口或用户体验。生成代表性的电压解的部件生成一组的代表性源配置的电压解。生成组的电压解的部件基于自举使用代表性源配置的电压解而生成一组中的源配置的电压解。近似VCG的部件基于用于相似但具有不同解剖参数的电源配置的电压解而生成近似VCG。转换多面体模型的部件将六面体模型转换成四面体模型。

[0120] 图12是示出从种子解剖结构生成模拟解剖结构的框图。在此示例中,使用种子解剖结构1201-1206生成模拟解剖结构1210。每个种子解剖结构具有指定种子解剖结构对模拟解剖结构的贡献的相关联权重。权重总和可为1.0。在一些实施方案中,MLG系统可采用种子几何形状的每个解剖参数的权重,而不是每个种子解剖结构的单个权重。例如,权重可包括心脏腔室的尺寸的权重、心脏壁的厚度的权重等。种子解剖结构的解剖参数的权重总和可为1.0。例如,对于左心室的尺寸,种子解剖结构1201-1206的权重可分别为0.1、0.1、0.1、0.1、0.3和0.3,并且对于心内膜、心肌和心外膜的厚度,可分别为0.2、0.2、0.2、0.2、0.1和0.1。替代地,种子解剖结构或种子解剖结构的解剖参数的权重不需要总和为1.0。

[0121] 图13是示出一些实施方案中的用于查看模拟解剖结构的用户体验的显示页面。显示页面1300包括图形区域1310、权重区域1320和选项区域1330。图形区域显示心脏的每个种子解剖结构的图形和权重,以及基于这些权重的心脏的模拟解剖结构的图形。用户可使用权重区域来指定每个种子解剖结构的权重。用户可使用选项区域来针对每个选项添加附加种子解剖结构、删除种子解剖结构、以及基于用户接口(未示出)而指定权重规则。MLG系统可指定用于存储种子解剖结构的解剖参数的数据结构。当添加新种子解剖结构时,用户可上传数据结构。MLG系统还可允许用户创建可用于生成模拟解剖结构的种子解剖结构库。权重规则指定如何针对模拟解剖结构库生成权重集。例如,权重规则可指定生成在0.0与1.0之间范围内且增量为0.2的非归一化权重的集合的每个组合,然后将权重归一化,使得每个权重集中的权重总和为1.0。鉴于此权重规则和六个种子解剖结构,可指定 5×10^6 个权重集。图形可使用诸如Blender的3D计算机图形软件工具集来生成。

[0122] 图14是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模型库的部件的处理的流程图。调用生成模型库的部件1400,以基于种子解剖结构而生成模型库(诸如心律失常模型库),并且针对每个模型生成种子解剖结构的权重集,以用于生成解剖参数以及指定每个电生理参数的值的范围的电生理参数说明。部件从解剖参数与电生理参数的组合生成源配置。在框1401中,部件调用生成多个模拟解剖结构的部件以从种子解剖结构生成模拟解剖结构。在框1402中,部件调用生成源配置的部件,以基于模拟解剖结构的解剖参数和电生理参数说明而生成源配置。在框1403-1406中,部件循环,从而针对每个源配置生成模型。在框1403中,部件选择下一个源配置*i*。在决策框1404中,如果已选择所有源配置,则部件完成,否则部件在框1405处继续。在框1405中,部件调用生成模型的部件,从而传递源配置*i*的指示,以针对那个源配置生成模型(model[i])。在框1406中,部件将所生成模型添加到模型库,然后

循环至框1403以选择下一个源配置。

[0123] 图15是示出一些实施方案中的MLG系统的生成多个模拟解剖结构的部件的处理的流程图。调用生成多个模拟解剖结构的部件1500,以基于种子解剖结构和相关联权重集而生成模拟解剖结构。在框1501中,部件选择下一个权重集*i*。在决策框1502中,如果已选择所有权重集,则部件完成,否则部件在框1503处继续。在框1503中,部件调用生成模拟解剖结构的部件,从而传递所选择权重集*i*的指示,并接收模拟解剖结构的解剖参数的指示。在框1504中,部件存储解剖参数,然后循环至框1501以选择下一个权重集。

[0124] 图16是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模拟解剖结构的部件的处理的流程图。调用生成模拟解剖结构的部件1600,从而传递权重集的指示,并基于那个权重集而生成模拟解剖结构。在框1601中,部件选择下一个解剖参数*i*。在决策框1602中,如果已选择所有解剖参数,则部件返回模拟解剖结构的解剖参数的指示,否则部件在框1603处继续。在框1603中,部件将所选择解剖参数*i*初始化。在框1604-1606中,部件循环,从而基于权重和每个种子解剖结构的所选择解剖参数的值来调整那个解剖参数。在框1604中,部件选择下一个种子解剖结构*j*。在决策框1605中,如果已选择所有种子解剖结构,则部件循环至框1601以选择下一个解剖参数,否则部件在框1606处继续。在框1606中,部件将所选择解剖参数*i*设置为所选择解剖参数*i*与所选择种子解剖结构*j*的那个解剖参数*i*之和除以所选择种子解剖结构的权重。然后,部件循环至框1604以选择下一个种子解剖结构。

[0125] 图17是示出一些实施方案中的MLG系统的生成源配置的部件的处理的流程图。调用生成源配置的部件1700以生成用于生成模型库的源配置。源配置由模拟解剖结构以及解剖参数的值的组合指定。在框1701中,部件选择下一个模拟解剖结构。在决策框1702中,如果已选择所有模拟解剖结构,则部件完成,否则部件在框1703处继续。在框1703-1707中,部件循环,从而针对所选择模拟解剖结构选择解剖参数集。在框1703中,部件选择纤维结构解剖参数的下一个值。在决策框1704中,如果已针对所选择模拟解剖结构选择纤维结构解剖参数的所有值,则已生成所选择模拟解剖结构的所有源配置,并且部件循环至框1701以选择下一个模拟解剖结构,否则部件继续选择其他解剖参数中的每一个的值,如省略号所示。在框1705中,部件针对所选择模拟解剖结构以及其他解剖参数的值集选择下一个源位置。在决策框1706中,如果已针对所选择模拟解剖结构以及其他解剖参数的值集选择所有源位置,则部件循环至框1705以选择新值集。在框1707中,部件将所选择模拟解剖结构的指示以及解剖参数的所选择值的集合存储为源配置,然后循环至框1705以选择下一个源位置。

[0126] 图18是示出一些实施方案中的MLG系统的生成模型的部件的处理的流程图。调用生成模型的部件1800,从而传递源配置*i*的指示,并生成模型。模型针对表示源配置的模拟解剖结构的网格的每个顶点包括一个或多个模型参数。在框1801中,部件基于解剖参数而生成网格。网格可由数据结构表示,所述数据结构针对每个顶点包括对其相邻顶点的引用,所述引用明确地或隐含地与一个或多个模型参数的值一起用于生成例如那个顶点的电压。在框1802中,部件选择下一个顶点*j*。在决策框1803中,如果已选择所有顶点,则部件完成,否则部件在框1804处继续。在框1804中,部件针对所选择顶点选择计算模型的下一个模型参数*k*。在决策框1805中,如果已选择所有模型参数,则部件循环至框1802以选择下一个顶点,否则部件在框1806处继续。在框1806中,部件针对所选择顶点*j*基于源配置*i*计算所选择模型参数*k*,然后循环至框1804以选择下一个模型参数。

[0127] 图19是示出一些实施方案中的MLG系统的显示模拟解剖结构的部件的处理的流程图。调用显示模拟解剖结构的部件1900以显示已基于种子解剖结构生成的模拟解剖结构。在框1901中,部件显示模拟解剖结构的模拟表示,诸如图形1311。在框1902-1906中,部件循环,从而显示每个种子解剖结构的种子表示。在框1902中,部件选择用于生成模拟解剖结构的下一个种子解剖结构。在决策框1903中,如果已选择所有种子解剖结构,则部件在框1907处继续,否则部件在框1904处继续。在框1904中,部件显示所选择种子解剖结构的种子表示,诸如图形1301-1306。在框1905中,部件显示从种子表示到模拟表示的箭头。在框1906中,部件邻近箭头显示与种子解剖结构相关联的权重,然后循环至框1902以选择下一个种子解剖结构。在决策框1907中,如果用户指示改变权重,则部件在框1908处继续,否则部件完成。在框1908中,部件显示基于改变的权重的模拟解剖结构的新模拟表示。部件可调用生成模拟解剖结构的部件以生成模拟解剖结构,并且调用一部件以生成模拟解剖结构的图形。在框1909中,部件在来自权重已改变的种子解剖结构的种子表示的箭头附近显示改变的权重,然后完成。

[0128] 图20是示出基于具有相似解剖参数的先前模拟的EM网格而自举模拟的过程的框图。可基于先前模拟而自举模拟,所述先前模拟进而基于除了不同的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置以外相同的源配置的心律失常模型。为了生成初始EM网格,生成模拟的部件2020输入具有第一瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置的心律失常模型2010,并输出电压解2030。生成模拟的部件2020包括将网格初始化为默认的部件2021和运行模拟的部件2022。将EM网格初始化的部件将EM网格初始化成具有顶点的电压的默认值。运行模拟的部件2022基于初始化EM网格和心律失常模型2010而运行模拟(例如,运行3秒),以生成电压解(例如3,000个EM网格)并输出电压解2030。为了自举模拟,生成模拟的部件2060输入具有第二瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置的心律失常模型2050,并输出电压解2070。生成模拟的部件2060包括基于电压解将EM网格初始化的部件2061和运行模拟的部件2062。基于电压解将EM网格初始化的部件2061输入电压解2030,并将EM网格初始化为例如对应于电压解2030的一秒点的EM网格。运行模拟的部件2062基于初始化EM网格而运行模拟。例如,如果模拟是三秒并且初始化EM网格是基于一秒点处的EM网格,则运行模拟的部件2062运行模拟持续另外两秒。运行模拟的部件2062将电压解存储在电压解存储区2070中。

[0129] 图21是示出一些实施方案中的MLG系统的生成组的代表性心律失常模型的电压解的部件的处理的流程图。生成代表性的电压解的部件2100生成心律失常模型 i 的电压解。在框2101中,部件将索引 j 初始化以跟踪模拟步的数量。在决策框2102中,如果索引 j 大于模拟步的数量,则部件完成,从而指示电压解,否则部件在框2103处继续。在框2103中,部件基于心律失常模型和所选择模拟步而应用计算模型,以针对所选择模拟步生成电压解。在框2104中,部件递增到下一个模拟步并循环至框2102。

[0130] 图22是示出一些实施方案中的MLG系统的基于代表性电压解而针对一组心律失常模型生成电压解的部件的处理的流程图。向生成组的电压解的部件2200传递代表性电压解的指示和心律失常模型集。在框2201中,部件选择下一个心律失常模型 i 。在决策框2202中,如果已选择所有心律失常模型,则部件完成,否则部件在框2203处继续。在框2203中,部件将所选择心律失常模型的电压解初始化为前1000个模拟步的代表性电压解。在框2204-2206中,部件循环,从而从模拟步1001开始运行模拟并继续进行到模拟结束。在框2204中,

部件从模拟步1001开始选择下一个模拟步j。在决策框2205中,如果当前模拟步大于模拟步的数量,则部件循环至框2201以选择下一个心律失常模型,否则部件在框2206处继续。在框2206中,部件基于模拟步而应用心律失常模型以生成模拟步的电压解,然后循环至框2204以选择下一个模拟步。

[0131] 图23是示出基于具有不同解剖参数的心律失常模型的电压解而近似向量心动图的过程的框图。为了基于第一组解剖参数而生成心律失常模型2301的电压解,生成模拟的部件2302输入心律失常模型并输出电压解2303。然后,生成VCG的部件2304从电压解生成VCG并将其存储在VCG存储区2305中。为了基于相似但具有不同的解剖参数的源配置而近似心律失常模型的VCG,近似VCG的部件2314输入心律失常模型2311、生成近似VCG并输出电压解2315。

[0132] 图24是示出一些实施方案中的MLG系统的近似VCG的部件的处理的流程图。近似VCG的部件2400输入基于具有第一解剖参数的第一心律失常模型而生成的电压解(“VS1”),并且近似具有第二解剖参数的第二心律失常模型的VCG。在框2401中,部件设置索引i以用于索引通过模拟步。在决策框2402中,如果索引i大于模拟步的数量,则部件在框2408处继续,否则部件在框2403处继续。在框2403中,部件设置索引j以用于索引通过心律失常模型的网格的点(例如,顶点或高斯点)。在决策框2404中,如果索引j大于点的数量,则部件在框2407处继续,否则部件在框2405处继续。在框2405中,部件将第二心律失常模型的电压解在索引模拟步和点处的值(“VS2”)设置为第一心律失常模型的电压解的对应值。在框2405中,部件使索引j递增,并循环至框2404。在框2407中,部件使索引i递增,并循环至框2402。在框2408中,部件基于所生成电压解VS2而生成第二心律失常模型的VCG,然后完成。

[0133] 图25是示出一些实施方案中的将基于第一多面体的心律失常模型转换成基于第二多面体的心律失常模型的过程的框图。将第一多面体心律失常模型2501的第一多面体心律失常模型输入到提取表面的部件2502。提取表面的部件提取心律失常模型的网格的表面。用第二多面体进行填充的部件2503输入表面,并用第二类型的多面体填充表面内的体积。对模型参数进行插值的部件2504输入第二多面体网格和第一多面体模型并生成第二多面体模型的模型参数,并输出第二多面体模型2505。

[0134] 图26是示出一些实施方案中的MLG系统的转换多面体模型的部件的处理的流程图。调用转换多面体模型的部件2600以将六面体模型转换成四面体模型。在框2601中,部件从六面体模型提取表面。在框2602中,部件基于六面体模型的表面而生成四面体网格。在框2603中,部件将四面体网格的顶点映射到六面体模型的六面体网格的空间,例如,相对于相同原点设置顶点的位置。在框2604中,部件选择四面体网格的下一个顶点j。在决策框2605中,如果已选择所有此类顶点,则部件完成,否则部件在2606处继续。在框2606中,部件选择下一个模型参数k。在决策框2607中,如果已针对所选择顶点选择所有模型参数,则部件循环至框2604以选择下一个顶点,否则部件继续到框2608。在框2608中,部件基于对六面体模型中相邻顶点的所选择模型参数的值进行插值来设置所选择模型参数。然后,部件循环至框2606以选择下一个模型参数。

[0135] 患者匹配系统

[0136] 提供了用于基于患者匹配来标识体内EM源的属性或分类的方法和系统,所述患者匹配是将患者源配置匹配到EM源的模型源配置。在一些实施方案中,患者匹配(“PM”)系统

使用匹配模型源配置来加速标识患者的属性或使用分类器来提供患者的更准确分类的过程。为了标识患者的属性(例如,心律失常源位置),PM系统生成用于生成模拟(或模型化)EM输出的每个模型源配置到从基于那个模型源配置生成的模拟EM输出导出的导出EM数据的映射。每个导出(或模型化)EM数据也映射到与具有模型源配置的EM源相关联的属性。例如,当EM源是心脏时,模型源配置包括配置参数,诸如解剖参数和电生理参数。配置参数可包括心律失常的源位置、转子类型、病症或病状的类型等。可将配置参数中的一个(诸如心律失常源位置)指定为表示要针对患者进行标识的属性的属性参数。PM系统生成模型源配置到模型化VCG的映射,并生成模型化VCG到其对应心律失常源位置的映射。可以与MLMO系统利用对应于标记的属性生成训练数据的方式相似的方式生成模型化VCG到源位置的映射。在一些实施方案中,导出电磁数据到源配置和属性的映射可基于从实际患者收集的数据,而不是输入和由模拟生成的数据。

[0137] 在一些实施方案中,PM系统使用映射基于患者的患者源配置和患者的患者VCG的组合而标识患者的属性。可通过以下方式来标识属性:将患者VCG与每个模型化VCG进行比较以标识最相似的模型化VCG,以及将那个最相似的模型化VCG的属性标识为患者的患者属性。然而,将患者VCG与每个模型化VCG进行比较在计算上非常昂贵,因为模型化VCG的数量可能为数百万。PM系统可采用各种技术来减少计算开支。通过一种技术,PM系统使用患者源配置来减少需要将患者VCG与之进行比较的模型化VCG的数量。PM系统可允许用户提供患者的患者源配置。可提供患者源配置的每个配置参数的值将是优选的。然而,实际上,患者可能仅知道某些配置参数的值。在这种情况下,PM系统基于已知配置参数值而不是所有配置参数执行比较。可基于成像扫描来计算患者的解剖参数。可基于插入患者心脏的篮式导管的输出或患者的抗心律失常药物或基因治疗的历史来计算动作电位,并且可基于对患者ECG的分析来计算传导率。配置参数还可包括指示动作电位和/或传导率是否表示疾病状态的电生理参数。在这种情况下,如果患者的动作电位或传导率不可获得,则配置参数指示动作电位或传导率是否表示疾病状态。PM系统可使用各种技术来评估患者源配置与模型源配置之间的相似性,诸如基于最小平方、余弦相似性等的技术。PM系统可生成每个模型源配置的相似性分数,并且将相似分数高于匹配阈值的那些标识为匹配模型源配置。

[0138] 在一些实施方案中,在标识匹配模型源配置之后,PM系统将患者VCG与匹配模型源配置所映射到的模型化VCG进行比较。PM系统可生成每个模型化VCG的相似性分数(例如,使用Pearson相关技术),并且将相似性分数高于阈值相似性的那些标识为匹配模型化VCG。然后,PM系统基于匹配模型化VCG的属性而标识患者的属性。例如,如果属性是心律失常的源位置,则PM系统可生成基于匹配模型VCG的相似性分数而加权的源位置的平均值。以这种方式,PM系统避免了将患者VCG与每个模型化VCG进行比较的计算开支。

[0139] 在一些实施方案中,PM系统可采用其他技术来减少将患者VCG与每个模型化VCG进行比较的计算开支。例如,PM系统可标识VCG的特征,诸如面积、最大尺寸等。然后,PM系统可生成索引,所述索引将特征的值映射到具有那些值的模型化VCG。为了标识与患者VCG匹配的模型化VCG,PM系统标识患者VCG的特征,并且使用索引来标识匹配模型化VCG。例如,PM系统可针对每个特征标识与患者VCG的那个特征匹配的模型化VCG的集合。然后,PM系统可将每个集共有的模型化VCG(例如,集的交集)或对于集来说最共同的模型化VCG标识为匹配模型化VCG。然后,PM系统可如上所述将那些匹配模型化VCG与患者VCG进行比较以标识属性。

[0140] 在一些实施方案中,PM系统可采用患者匹配来改进基于所训练分类器对VCG的分类。PM系统可使用各种聚类技术来生成相似模型源配置的集群。聚类技术可包括基于质心的聚类技术(例如,k均值聚类)、有监督或无监督学习聚类技术(例如,使用神经网络)等。通过基于质心的聚类技术,PM系统通过将每个模型源配置按顺序添加到与其最相似的模型源配置的当前集群来生成集群。PM系统可例如基于每个集群中的模型源配置的数量、一个集群与另一个集群的模型源配置的相似性等而动态地组合和拆分集群。在标识集群之后,PM系统可采用MLMO系统的部件来针对每个集群生成分类器。PM系统基于集群的模型源配置的模型化VCG作为分类器的训练数据来训练那个集群的分类器。

[0141] 在一些实施方案中,为了生成患者的分类,PM系统标识模型源配置与患者源配置最佳匹配的集群。例如,PM系统可基于每个集群的代表性模型源配置(例如,具有集群的平均值)与患者源配置之间的相似性来生成那个集群的相似性分数。然后,PM系统选择具有最高相似性分数的集群的分类器,并将那个分类器应用于患者VCG以生成患者的分类。因为每个分类器是基于相似模型源配置的集群而训练的,所以每个分类器适于仅基于那些相似模型源配置差异(所述差异可能是细微的)而生成分类。相比之下,基于所有模型源配置训练的分类器可能无法将相似模型源配置之间的细微差异考虑在内。因此,与基于所有模型源配置训练的分类器相比,基于相似模型源配置的集群训练的分类器可提供更准确的分类。

[0142] 在一些实施方案中,PM系统可针对采取标准心脏取向的模型源配置生成模型化EM输出。然而,如果患者的心脏的取向稍微不同,则由于取向的差异,匹配模型化VCG可能不具有将适用于患者的属性或分类。在这种情况下,PM系统可在将患者VCG与模型化VCG进行比较之前执行VCG旋转。PM系统可旋转每个模型化VCG或患者VCG。PM系统可基于取向的差异而生成旋转矩阵。然后,PM系统在VCG的每个点(例如,x、y和z值)与旋转矩阵(例如 3×3 矩阵)之间执行矩阵乘法,以生成旋转VCG的旋转点。MLMO系统还可基于取向的差异来旋转VCG。

[0143] 图27至图30是示出一些实施方案中的PM系统的部件的处理的流程图。图27是示出一些实施方案中的PM系统的标识属性的部件的处理的流程图。标识属性的部件2700基于患者源配置和患者心动图(例如,VCG)而标识患者的患者属性。在框2701中,部件调用MLMO系统的生成模拟VCG的部件以生成模型化VCG,然后将模型化VCG映射到它们所生成自的模型源配置。在框2702中,部件检索患者源配置和患者VCG。在框2703中,部件调用标识匹配VCG的部件,从而传递患者源配置和患者VCG的指示以基于匹配VCG标识患者属性。在框2704中,部件呈现患者属性以通知对患者的治疗,然后完成。

[0144] 图28是示出一些实施方案中的PM系统的标识匹配VCG的部件的处理的流程图。向标识匹配VCG的部件2700传递患者源配置和患者VCG,并且标识匹配VCG的部件2700标识患者属性。在框2801中,部件选择模型源配置到模型化VCG的下一个映射。在决策框2802中,如果已选择所有映射,则部件完成指示患者属性,否则部件在框2803处继续。在决策框2003中,如果所选择模型源配置与患者源配置匹配,则部件在框2804处继续,否则部件循环至框2801以选择下一个映射。在决策框2804中,如果所选择映射的模型化VCG与患者VCG匹配,则部件在框2805处继续,否则部件循环至框2801以选择下一个映射。在框2805中,部件将所选择模型化VCG的属性添加到患者属性,然后循环至框2801以选择下一个映射。在一些实施方案中,PM系统可包括用于标识其他类型的匹配测量结果(诸如EEG以及对应于通过体表背

心、篮式导管、患者佩戴的帽子等收集的那些的测量结果)的部件。

[0145] 图29是示出一些实施方案中的PM系统的基于聚类而标识类别的部件的处理的流程图。基于聚类而标识类别的部件2900基于使用相似模型源配置的集群训练的分类器来标识患者的类别。在框2901中,部件调用生成集群分类器的部件以针对相似模型源配置的集群生成分类器。在框2902中,部件接收患者源配置和患者VCG。在框2903-2908中,部件循环选择集群以标识模型源配置与患者源配置最相似的集群。在框2903中,部件将变量初始化以跟踪到目前为止所计算出的最大相似性。在框2904中,部件选择下一个集群。在决策框2905中,如果已选择所有集群,则部件在框2909处继续,否则部件在框2906处继续。在框2906中,部件调用计算相似性的部件以计算所选择集群的模型源配置与患者源配置之间的相似性。在决策框2907中,如果相似性大于到目前为止所计算出的最大相似性,则部件在框2908处继续,否则部件循环至框2904以选择下一个集群。在框2908中,部件将最大相似性设置为针对所选择集群计算的相似性,并且设置变量以指示具有到目前为止所计算出的最大相似性的集群的索引。然后,部件循环至框2904以选择下一个集群。在框2909中,部件调用基于集群而进行分类的部件,以基于具有最大相似性的集群而标识患者VCG的类别。基于集群而进行分类的部件可对应于已适于输入要使用的分类器的MLMO系统的分类部件。然后,部件完成指示类别。

[0146] 图30是示出一些实施方案中的PM系统的生成集群分类器的部件的处理的流程图。调用生成集群分类器的部件3000以对模型源配置进行聚类,并基于每个集群而生成分类器。在框3001中,部件生成模型源配置的集群。在框3002中,部件选择下一个集群。在决策框3003中,如果已选择所有集群,则部件完成指示分类器,否则部件在框3004处继续。在框3004中,部件调用MLMO系统的生成分类器的部件,从而传递所选择集群的模型源配置的指示以针对那个集群生成分类器。然后,部件循环至框3002以选择下一个集群。

[0147] 基于临床数据的机器学习

[0148] 提供用于使MLMO系统适于基于实际患者数据而生成分类器的方法和系统。在一些实施方案中,提供一种基于临床数据的机器学习(“MLCD”)系统,所述MLCD系统(1)使用模型分类器权重的转移基于与实际患者相关联的患者训练数据而生成分类器,并且(2)基于根据与患者的相似性选择的模型训练数据而生成分类器。患者分类器由MLCD系统的患者分类器系统生成,并且患者特定模型分类器由患者特定模型分类器系统生成。术语“患者分类器”是指基于根据患者的数据生成的患者训练数据而生成的分类器,并且术语“模型分类器”是指基于根据EM源的计算模型生成的模型训练数据而生成的分类器。

[0149] 患者分类器系统

[0150] 在一些实施方案中,患者分类器(“PC”)系统生成患者分类器,以用于对从体内EM源的EM输出导出的导出EM数据进行分类。例如,患者分类器对从ECG导出的VCG进行分类。PC系统访问模型分类器,诸如使用MLMO系统生成的模型分类器。使用利用EM源的计算模型生成的模型训练数据来生成模型分类器。模型分类器包括在训练模型分类器时习得的模型分类器权重,诸如CNN的激活函数的权重。PC系统还访问患者训练数据,所述患者训练数据针对每个患者包括那个患者的患者导出EM数据(例如,VCG)和患者分类,诸如转子位置和先前消融程序结果。示例性先前消融程序结果可以是患者在某个位置以某种烧伤图案消融后的一定时间段内没有心律失常。为了训练患者分类器,PC系统基于模型分类器的模型分类器

权重而将患者分类器的患者分类器权重初始化,然后利用患者训练数据和初始化患者分类器权重训练患者分类器。通常,将分类器的权重初始化为默认值,诸如全部初始化为某个值(例如,0.0、0.5或1.0)或随机值。因此,对分类器权重的学习被认为是“从零开始”的。基于先前学习的权重而将权重值初始化的过程称为知识的“转移”。通过先前分类器的先前训练所获得的知识被转移到新分类器的训练。转移的目标是加速新分类器的训练速度并提高其准确性。

[0151] 在一些实施方案中,PC系统使用患者分类器来对患者进行分类。例如,当EM源是心脏时,PC系统可接收患者的心电图(例如,ECG或VCG),并将患者分类器应用于那个心电图。取决于选择用于训练患者分类器的患者,患者分类器可以是比基于使用计算模型生成的模型训练数据训练的模型分类器更准确的分类器。此外,如果患者与用于训练患者分类器的患者相似,则分类器的准确性可甚至更加准确。PC系统还可标识相似患者的集群,并且针对每个集群训练单独的患者分类器(称为集群患者分类器)。患者的相似性可以各种方式来确定,诸如基于各种特性的比较,所述特性诸如从患者收集的导出EM数据(例如,心电图)、患者的患者源配置(例如,解剖参数、电动态特性)、患者人口统计信息等中的一者或多者。可基于每个集群中患者的VCG和对应标记而训练那个集群的集群患者分类器。当要对目标患者进行分类时,PC系统标识与目标患者最相似的患者的集群。然后,PC系统将所标识集群的集群患者分类器应用于目标患者的VCG。

[0152] 患者特定模型分类器系统

[0153] 在一些实施方案中,患者特定模型分类器(“PSMC”)系统生成患者特定模型分类器,以用于对体内EM源的导出EM数据进行分类。PSMC系统标识与患者相似的模型。PSMC系统基于患者模型相似性而标识相似模型。患者模型相似性可基于模型的模型源配置与患者的患者源配置之间的相似性和/或模型的模型化导出EM数据(例如,VCG)与患者的对应患者导出EM数据之间的相似性。例如,PSMC系统可使相似性基于解剖参数(例如,右心室的尺寸)、某些电生理参数等。然后,PSMC系统可使用MLMO系统使用相似模型的模型源配置来生成患者特定模型分类器。PSMC系统可通过首先应用EM源的计算模型以基于相似模型的模型源配置而生成EM源的模型化EM输出来生成患者特定模型分类器。然后,PSMC系统生成模型训练数据,所述模型训练数据包括来自所生成模型化EM输出的模型化导出EM数据(例如,VCG)和模型的标记。替代地,如果已针对相似模型生成模型训练数据,则PSMC系统无需重新生成模型训练数据。然后,PSMC系统基于模型训练数据而训练患者特定模型分类器。

[0154] 在一些实施方案中,在生成患者特定模型分类器之后,PSMC系统将患者特定模型分类器应用于患者的导出EM数据(例如,VCG)以生成患者的分类。因为患者特定模型分类器是使用基于患者选择的模型训练数据来训练的,所以患者特定模型分类器提供的分类比基于并不特定于患者的模型训练数据的集合而训练的模型分类器将提供的分类更准确。

[0155] 在一些实施方案中,PSMC系统可针对目标患者的集群生成集群特定模型分类器。为了生成集群特定模型分类器,PSMC系统标识与集群的目标患者总体上相似的模型,然后基于相似模型而训练集群特定模型分类器。然后,PSMC系统可应用集群特定模型分类器来生成集群的目标患者的分类。PSMC系统还可生成目标患者的集群,并针对每个集群生成集群特定模型分类器。然后,PSMC系统可使用目标患者是其成员的集群的集群特定模型分类器来生成每个目标患者的分类。PSMC系统甚至可使用集群特定模型分类器来生成新目标患

者的分类。PSMC系统可标识与新目标患者最相似的集群,并将那个所标识集群的集群特定模型分类器应用于新目标患者的患者导出EM数据,以生成新目标患者的分类。

[0156] 图31是示出一些实施方案中的MLCD系统的患者分类器系统的整体处理的框图。分类器部件3110(即,部件3111-3119)与图1的分类器部件110相似。术语“模型”已插入各种部件中,以强调这些部件是用于基于由模拟源配置或参数集表示的模型而生成分类器。部件3120包括患者数据存储区3121、生成患者训练数据的部件3122、患者训练数据存储区3123、训练患者分类器的部件3124和患者分类器权重存储区3125。患者数据存储区可包括从患者收集的ECG和对应的标记,诸如心脏病症的位置。例如通过从ECG生成VCG并标记VCG并将训练数据存储在学生训练数据存储区中,生成患者训练数据的部件从患者数据生成患者训练数据。训练患者分类器的部件输入来自模型分类器权重存储区3119的模型分类器权重作为来自模型分类器的知识的转移,并基于患者训练数据而训练患者分类器。然后,训练患者分类器将患者分类器权重存储在患者分类器权重存储区中。

[0157] 图32是示出一些实施方案中的患者分类器系统的生成患者分类器的部件的处理的流程图。生成患者分类器的部件3200使用来自模型分类器的知识的转移来针对患者的集合生成患者分类器。在框3201中,如果尚未生成模型分类器,则部件调用生成分类器的部件以基于模型训练数据而生成模型分类器。生成分类器的部件为模型分类器生成模型分类器权重。在框3202中,部件提取模型分类器的模型分类器权重。在框3203中,部件例如通过生成VCG并标记VCG来生成患者训练数据。在框3204中,部件将患者分类器的患者分类器权重初始化为模型分类器权重。在框3205中,部件调用训练分类器的部件以基于患者训练数据和初始化患者分类器权重而训练患者分类器。然后部件完成。

[0158] 图33是示出一些实施方案中的患者分类器系统的生成集群患者分类器的处理的流程图。生成集群患者分类器3300针对患者集群生成集群患者分类器。在框3301中,部件例如基于患者的临床特征、源配置或VCG的相似性而生成患者集群。在框3302中,部件选择下一个集群。在决策框3303中,如果已选择所有集群,则部件完成,否则部件在框3304处继续。在框3304中,部件调用生成患者分类器的部件,从而传递所选择集群的指示以针对所选择集群中的患者生成集群患者分类器,然后循环至框3302以选择下一个集群。当调用生成患者分类器的部件时,不需要针对每个调用生成模型分类器,因为它可针对每个调用重复使用相同的模型分类器权重。

[0159] 图34是示出一些实施方案中的MLCD系统的患者特定模型分类器系统的部件的框图。PSMC系统包括与图1的部件110相似的部件3410(部件3411-3419)。PSMC系统还包括表示PSMC系统的两个不同实施方案的标识相似心脏配置的部件3430和标识相似VCG的部件3440。在第一实施方案中,标识相似心脏配置的部件输入患者心脏配置和模型心脏配置,并标识与患者心脏配置相似的模型心脏配置。然后,将相似模型心脏配置输入到生成模拟的部件,以生成电压解并最终训练患者特定模型分类器。在第二实施方案中,标识相似VCG的部件输入患者VCG和训练数据,并且标识与患者VCG相似的训练数据的VCG。相似VCG的训练数据是到训练PSMC分类器的部件3418以训练患者特定模型分类器的输入。尽管未示出,但训练PSMC分类器可使用转移来将PSMC分类器权重初始化。而且,第一实施方案和第二实施方案都可用于基于相似心脏配置而生成训练数据,然后选择相似VCG以用于训练。

[0160] 图35是示出一些实施方案中的PSMC系统的生成患者特定模型分类器的部件的处

理的流程图。生成患者特定模型的部件3500针对目标患者生成患者特定模型分类器。在框3501中,部件调用标识相似模型的部件,从而传递目标患者的指示以标识相似模型。在框3502中,部件基于所标识相似模型而生成模型训练数据。部件可采用MLMO系统来基于所标识相似模型的模型心脏配置而生成训练数据,或者在已生成训练数据的情况下,基于相似VCG来检索训练数据。在框3503中,部件调用训练分类器的部件以基于相似模型的模型训练数据而训练患者特定模型分类器,然后完成。

[0161] 图36是示出一些实施方案中的PSMC系统的标识相似模型的部件的处理的流程图。标识相似模型的部件3600标识与患者相似的模型。在框3601中,部件选择下一个模型。在决策框3602中,如果已选择所有模型,则部件完成指示相似模型,否则部件在框3603处继续。在框3603中,部件生成所选择模型与患者之间的相似性分数。患者-模型相似性分数可基于心脏配置、心动图或两者。在决策框3604中,如果相似性分数高于相似性阈值,则部件在框3605处继续,否则部件循环至框3601以选择下一个模型。在框3605中,部件将模型指定为与患者相似,并循环至框3601以选择下一个模型。

[0162] 患者特定模型显示

[0163] 提供使MLMO系统适于支持生成并显示患者的EM源的表示的方法和系统,所述表示是基于与患者相似的模型的模型化EM输出。在一些实施方案中,患者特定模型显示(“PSMD”)系统标识被认为与患者的EM源相似的EM源的模型。然后,PSMD系统基于患者的临床参数(诸如梗塞和药物史)而生成患者EM源的图形表示。例如,如果EM源是心脏,则PSMD系统可生成表示患者心脏的解剖模型的图。然后,PSMD系统用从相似模型的模型化EM输出导出的显示值来填充图。例如,PSMD系统可选择那个模型化EM输出的EM网格,并基于那个EM网格的对应电压来设置图的每个顶点的值。PSMD系统还可将来自模拟中使用的多面体网格的模型化EM输出映射到另一个多面体网格,以生成更逼真的显示,诸如将六面体网格映射到表面三角形网格。PSMD系统可将对应于高电压的值设置为红色(或灰度阴影)的变化强度,并将对应于低电压的值设置为绿色的变化强度。作为另一个示例,PSMD系统可选择模型EM输出的周期,并基于所述周期中第一个EM网格与所述周期中最后一个EM网格的电压之间的差或增量来设置值。PSMD系统还可基于周期中的连续EM网格内的增量的累加(其可被加权)来设置值。然后,PSMD系统显示图(例如,使用光栅化技术)作为患者EM源的活动的表示。PSMD系统还可基于患者的解剖参数而显示心脏的轮廓图像。轮廓图像可示出心脏的腔室的边界。

[0164] 在一些实施方案中,PSMD系统可通过将模型源配置和模型化导出EM数据与患者源配置和患者导出EM数据进行比较而标识与患者相似的模型。比较可基于由图28所示的标识匹配VCG的部件的处理所表示的处理。然而,那个部件可适于针对每个匹配VCG生成相似性分数,使得PSMD系统可选择与患者最相似的VCG,并因此选择与患者最相似的模型。替代地,PSMD系统可基于所有匹配模型的EM网格的值的加权组合(例如,平均值)而生成图的像素的值。PSMD系统还可基于匹配模型的相似性分数而对值进行加权。

[0165] 在一些实施方案中,PSMD系统可生成图序列,以用于显示为患者EM源随时间推移的激活的视频表示。例如,PSMD可将周期划分为30个显示间隔,并基于与每个显示间隔对应的EM网格的值而针对那个显示间隔生成图。然后,PSMD系统可在周期的时间内按顺序显示30个图以提供基于实际周期时间的视频,或在比周期长的时间内按顺序显示30个图以提供

慢动作效果。PSMD系统还可通过与显示的最大帧速率相比每秒模拟生成更多图来实现慢动作效果。例如,如果最大帧速率为每秒60帧,则每秒模拟生成120个图将导致在两秒内显示一秒的模拟时间。可通过从每个模拟时间的电压解生成一个图来实现最慢且最平滑的慢动作效果。

[0166] 图37是示出一些实施方案中的患者特定模型显示系统的整体处理的框图。部件3710(即,部件3711-3715)与图1的部件111-115相似。部件3720包括收集ECG的部件3721、生成VCG的部件3722、标识相似VCG的部件3723、生成显示表示的部件3724和显示装置3725。收集ECG的部件接收将由PSMD系统的输出表示其心脏的患者的ECG。生成VCG的部件接收患者的ECG并为患者生成VCG。标识相似VCG的部件将患者VCG与VCG存储区的模型化VCG进行比较,以标识与患者的VCG相似的模型化VCG。可基于VCG的周期的比较而标识相似VCG。因此,标识相似VCG的部件可调用标识周期的部件以标识每个VCG的周期。生成显示表示的部件输入相似模型化VCG,并基于从其导出相似模型化VCG的电压解而生成患者心脏的显示表示。然后,生成显示表示的部件将显示表示输出到显示装置。

[0167] 图38是示出一些实施方案中的PSMD系统的生成患者心脏显示的部件的处理的流程图。向生成患者心脏显示的部件3800提供患者VCG和患者心脏配置,并且部件生成患者心脏的输出表示。在框3801中,部件调用患者匹配系统的标识匹配VCG的部件,从而传递患者VCG和患者心脏配置的指示以标识一个或多个匹配VCG。在框3802中,部件标识VCG的最接近匹配。在框3803中,部件标识最接近匹配VCG内的周期。在框3804中,部件调用计算显示值的部件,从而传递所标识周期的指示以生成图的显示值。在框3805中,部件通过将显示值存储在图中来生成显示表示。在框3805中,部件在图中显示基于那个患者的解剖参数表示患者心脏的轮廓的值。在框3807中,部件输出图并完成。

[0168] 图39是示出一些实施方案中的PSMD系统的计算显示值的部件的处理的流程图。向计算显示值的部件3900传递周期的指示,并且部件基于那个周期的EM网格而生成显示值。在框3901中,部件选择周期的第一个电压解。在框3902中,部件选择周期的另一个电压解,诸如最后一个电压解。在框3903中,部件选择电压解的下一个值。在决策框3904中,如果已选择所有值,则部件在框3906处继续,否则部件在框3905处继续。在框3905中,部件将所选择值的增量值设置为周期的第一个电压解与最后一个电压解的值之间的差。替代地,增量值可以是周期内的差的权重累积。然后,部件循环至框3903以选择电压解的下一个值。在框3906中,部件选择图的下一个显示值。在决策框3907中,如果已选择所有显示值,则部件完成指示显示值,否则部件在框3908处继续。在框3908中,部件标识接近显示值的相邻增量值。在框3910中,部件将显示值设置为相邻增量值的函数,然后循环至框3906以选择下一个显示值。函数可取相邻增量值的平均值、基于电压解的位置与显示值所表示的位置和患者心脏之间的距离的加权平均值等。

[0169] 电磁力的显示

[0170] 提供用于生成由体内电磁源生成的电磁力的视觉表示的方法和系统。在一些实施方案中,电磁力显示(“EFD”)系统从表示电磁力随时间推移的大小和方向的向量序列而生成电磁力的“表面表示”。例如,当电磁源是心脏时,向量序列可以是向量心动图。向量是相对于可位于电磁源内的原点的。为了生成表面表示,EFD系统针对时间上相邻的向量对来基于原点和向量对而标识区域。例如,如果向量针对其x、y和z坐标具有值(1.0、2.0、2.0)并且

相邻向量具有值(1.1、2.0和2.0),则区域是由顶点位于(0.0、0.0、0.0)、(1.0、2.0、2.0)和(1.1、2.0和2.0)处的三角形界定。然后,EFD系统显示每个区域的表示以形成电磁力的表面表示。由于这些区域不太可能位于一个平面中,因此EFD系统可提供阴影或着色以帮助示出所述区域位于不同平面中。EFD系统还可显示电磁源的表示,使得表面表示在视觉上是从电磁源发出。例如,EFD系统可显示基于从其收集VCG的患者的解剖参数的的心脏。当电磁力具有周期时,周期的区域形成那个周期的表面表示。EFD系统可同时显示多个周期的表面表示。例如,当电磁源是心脏时,周期可基于心律失常。EFD系统还可按顺序显示每个周期的表面表示(例如,在显示器上的相同位置处居中),以示出电磁力随时间推移的变化。EFD系统可按顺序显示表面表示的每个区域,以示出与向量相关联的时间。EFD系统可用于显示模拟VCG或从患者收集的VCG。

[0171] 图40示出向量心动图的各种表面表示。图像4010示出基于透视图的向量心动图的面表示的显示。图像4020示出显示为从心脏发出的向量心动图的面表示的显示。图像4031-4034示出表面表示随时间推移的显示,以示出电磁力的变化。

[0172] 在一些实施方案中,EFD系统可采用多种动画技术来辅助用户分析VCG。例如,EFD系统可通过以与VCG的实际时序相同的时序按顺序显示每个区域来使表面表示的显示动画化。如果周期为1000ms,则EFD系统将在1000ms内按顺序显示区域。当按顺序显示多个周期的表面表示并且要显示的下一个区域将与先前显示的区域重叠时,EFD系统可首先删除将重叠的区域,然后显示下一个区域。EFD系统还可允许用户指定仅显示周期的表面表示的一部分。例如,用户可指定显示对应于表面表示的250ms的部分。在这种情况下,EFD系统可通过在添加头部区域时删除尾部区域来使所述部分的显示动画化。EFD系统还可允许用户加速或减慢表面表示的显示。

[0173] 图41是示出一些实施方案中的EFD系统的使VCG可视化的部件的处理的流程图。向使VCG可视化的部件4100传递VCG,并且部件针对VCG的每个部分(例如,周期)生成表面表示。在框4101中,部件显示心脏的表示。在框4102中,部件选择VCG的下一个周期。在决策框4103中,如果已选择所有周期,则部件完成,否则部件在框4104处继续。在框4104中,部件调用显示VCG表面表示的部件以显示所选择周期的表面表示,然后循环至框4102以选择下一个周期。

[0174] 图42是示出一些实施方案中的EFD系统的显示VCG表面表示的部件的处理的流程图。向显示VCG表面表示的部件4200传递向量心动图,并且部件生成VCG的表面显示表示。在框4201中,部件将索引 t 设置为2以用于索引通过VCG的时间间隔。在决策框4202中,如果索引 t 大于时间间隔的数量,则部件完成,否则部件在框4203处继续。在框4203中,部件基于原点、索引间隔 t 和先前间隔 $t-1$ 而生成VCG三角形。在框4204中,部件用阴影填充VCG三角形,所述阴影可基于三角形的平面而变化。在框4205中,部件显示已填充VCG三角形。在框4206中,部件使索引 t 递增。在决策框4207中,如果索引 t 大于显示跨度 $t_{\text{跨度}}+1$,则部件在框4208处继续,否则部件循环至框4202。在框4208中,部件从显示移除当前所显示跨度的开始处的VCG三角形,并循环至框4202。

[0175] 模拟的校准

[0176] 提供由计算系统执行的用于基于与患者心动图的形态相似性(诸如取向相似性和/或电生理相似性)而生成模拟心动图(也称为模型心动图)的校准集合的方法和系统。可

基于对表示患者的ECG和/或VCG数据的“原始迹线”数据(例如,电压与时间)的分析而确定形态相似性。可基于用于生成模拟心动图的附加配置参数与患者的配置参数的相似性而进一步生成校准集合。在一些实施方案中,校准模拟心动图(“CSC”)的系统生成校准集合。因为CSC系统基于与患者心动图的相似性而生成校准集合,所以校准集合表示患者特定模拟心动图集合。校准集合中的模拟心动图可用于用每个模拟心动图来训练患者特定模型分类器,每个模拟心动图通过用于生成那个模拟心动图的配置参数来标记。模拟心动图可用不是从患者收集的配置参数(诸如转子的源位置)来标记。然后,可使用患者特定模型分类器来确定患者的配置参数。与PSMC系统一样,CSC系统生成患者特定模型分类器,但使用各种相似性测量结果,诸如形态相似性。

[0177] 在一些实施方案中,CSC系统输入模拟心动图和用于生成每个模拟心动图的模拟配置参数。模拟心动图可由MLM0系统生成,如图1的生成模拟的部件112和生成VCG的部件所示。CSC系统还输入患者心动图和患者配置参数。CSC系统标识模拟起搏与收集患者心动图时所使用的患者起搏相似的起搏相似的模拟心动图。为了收集患者心动图,电生理学家(或其他护理提供者)可将导管放置在患者心脏中的不同位置处,诸如冠状窦附近。针对每个位置,使患者的心脏起搏,例如在1Hz下、持续10个搏动,然后在一定延迟后跟着额外刺激搏动。然后在额外刺激搏动的不同延迟下多次重复以1Hz进行起搏的相同过程。然后重复相同的起搏过程,但以不同的起搏率(例如2Hz和4Hz)进行。结果是基于不同的位置、起搏率和额外刺激延迟而收集的患者的患者心电图的集合。也可收集正常窦性心律搏动的心电图。

[0178] 在一些实施方案中,起搏位置包括作为起搏或临床程序的目标的目标腔室中的至少两个部位(它们可以是远离的部位)。例如,如果目标腔室是心室,则起搏位置可包括右后心室中的一个位置和左外心室中的一个起搏位置。此类起搏位置通常是可接近的并且可通过导管容易地接近。然而,可使用其他起搏位置。例如,如果仅有的目标腔室是左心室,则起搏位置可包括靠近基部(在心脏瓣膜的水平处)的左外心室壁中的一个起搏位置和靠近顶点的左心室间隔壁中的一个起搏位置。作为另一个示例,如果目标腔室是心房,则可使用仅一个起搏位置,诸如左心房中的冠状窦中的起搏位置。此起搏位置可与位于右心房中的窦房结处的正常P波配对。通常,校准的有效性随更多起搏位置和更远离的起搏位置而增加。

[0179] CSC系统标识与患者心动图在形态上相似的模拟心动图。形态相似性包括取向相似性和电生理相似性两者,并且电生理相似性包括动作电位和传导速度相似性两者。CSC系统从起搏相似的心动图标识出模拟取向与患者心脏的患者取向相似的模拟心脏的取向相似的模拟心动图。为了确定取向相似性,CSC系统生成患者心室搏动的QRS复合波和T波向量以及患者的心房搏动的P波向量。向量可表示心动周期的那个周期阶段(例如,QRS复合波)时的总电偶极子的平均空间取向。替代地,CSC系统可使用向量的时间序列(即,原始VCG信号),而不是平均向量。CSC系统用其起搏(例如,起搏位置和起搏率)和周期阶段标记每个向量。CSC系统从起搏相似的模拟集合的模拟心动图生成对应的模拟向量。然后,CSC系统计算患者向量与相同起搏和周期阶段的每个模拟向量之间的取向差。例如,CSC系统可计算在QRS复合波和T波期间左心室(“LV”)顶点、LV外侧壁、LV后壁和LV前壁处的向量之间的点积。然后,CSC系统标识总取向差(例如,点积的加权平均值)最小的模拟心动图的集合。为了计算取向差异,CSC系统生成旋转矩阵,所述矩阵表示患者取向与所标识集中的每个模拟取向之间的取向差。为了生成旋转矩阵,CSC系统可将患者向量的最小二乘拟合应用于所述集中

的模拟向量。CSC系统选择具有最小模拟取向差(如由旋转矩阵指示)的模拟心动图作为取向相似的模拟心动图。在一些实施方案中,CSC系统可基于除了从ECG或VCG的QRS复合波、T波和P波导出的向量以外的原始迹线数据(例如,电压与时间)的特征来确定取向相似性。

[0180] CSC系统从形态相似的模拟心动图标识动作电位相似的模拟心动图,所述电位相似的模拟心动图表示与由患者心动图表示的动作电位相似的动作电位。为了确定动作电位相似性,CSC系统在时间和大小上将模拟心动图和患者心动图的ECG归一化。例如,可将每个ECG归一化到一秒,并归一化到某一峰值QRS复合波或P波信号。CSC系统估计控制被激活心肌组织的持续时间(动作电位持续时间)的动作电位参数,这些参数改变ECG和/或VCG周期阶段的相对持续时间。动作电位特性在整个解剖结构上是异质的,并且可取决于心脏组织的各种属性(例如,在解剖结构中的位置、心脏细胞的类型以及健康/疾病分类)。ECG和/或VCG中的心动周期的持续时间表示动作电位参数的局部分布对整体心脏偶极子的总体影响。CSC系统可患者VCG与相同起搏率和起搏位置下的模拟VCG进行比较。基于QRS复合波、T波和P波的X、Y和Z值的相对大小与其间的偏差的相似性,即使周期的绝对时序不同,动作电位也被视为相似的。相对时序指示心肌中电波的形状和持续时间(波前、波后和波长)。CSC系统可基于以下中的一者或多者来调整模拟VCG的时间:1)选择与患者更好匹配的几何形状;2)调整整体心肌传导率参数;3)调整离子模型中决定动作电位的持续时间的参数(即,时间常数)。可改变后两个参数,使得绝对时序与相对时序之间的误差低于某个阈值(例如,10ms或5%)。然后,CSC系统计算每个模拟心动图与每个患者心动图之间的动作电位相似性(例如,使用Pearson相关性)。然后,CSC系统选择最相似的模拟心动图(例如,高于阈值的动作电位相似性)作为动作电位相似的模拟心动图。

[0181] CSC系统从动作电位相似的模拟心动图标识传导速度相似的模拟心动图,所述传导速度相似的模拟心动图表示与由患者心动图表示的传导速度相似的传导速度。CSC系统以与标识动作电位相似的模拟心动图相似的方式标识传导速度相似的模拟心动图,不同之处在于在大小上而非时间上对心动图进行归一化。

[0182] CSC系统还可基于心脏几何形状相似性和疾病底物相似性而标识模拟心动图。心脏几何形状相似性可基于结构性疾病相似性和测量结果相似性,所述结构性疾病相似性是基于某一腔室中的结构性疾病(例如,心室中的严重心肌病)的程度,测量结果相似性是基于患者心脏的测量结果(例如,通过CT或超声收集)与模拟心动图的配置参数的比较。疾病底物可基于患者心肌瘢痕的位置和大小。患者瘢痕的大小和位置可通过人在患者心脏的几何图形上指定患者心脏的瘢痕部分(基于电压图)来确定。疾病底物相似性是基于患者的瘢痕与模拟心动图的瘢痕的重叠程度。

[0183] CSC系统可以任何次序确定心脏几何形状相似性(例如,结构性疾病相似性和测量结果相似性)、取向相似性、电生理相似(性例如,动作电位相似性和传导速度相似性)以及疾病底物相似性。具体地,在确定相似性的给定次序的情况下,CSC系统可基于根据相似性的先前确定而被确定为相似的模拟心动图的集合来确定相似性—这有效地对模拟心动图的集合进行连续过滤。CSC系统还可从模拟心动图的集合标识针对每个相似性指标最相似的集合,然后从那些集合标识最相似的模拟心动图。例如,CSC系统可使用加权平均值将相似性分数组合成每个模拟心动图的最终相似性分数。

[0184] CSC系统还可使用各种机器学习(“ML”)技术(诸如线性回归技术、神经网络等)来

标识模拟心动图的校准集合。为了生成ML校准集合,CSC系统基于配置参数(例如,形态参数)与患者的对应参数的相似性并且基于起搏位置的相似性而确定与患者心动图匹配的模拟心动图的训练集。例如,针对患者心动图的每个起搏位置,CSC从具有那个起搏位置的那些模拟心动图标识配置参数与患者参数相似的模拟心动图的集合。

[0185] 然后,CSC系统训练将模拟心动图映射到患者心动图的映射函数。例如,映射函数可以是基于训练集而学习其权重的神经网络。权重表示模拟心动图到患者心动图的非线性变换,这倾向于使配置参数与患者参数之间的差异最小化。为了训练映射函数,CSC系统可从模拟心动图导出各种特征并将这些特征用作训练数据。这些特征可基于心脏节段的电压的大小、心脏节段的时序等。一旦训练了映射函数,CSC系统就将映射函数应用于与患者心动图匹配的模拟心动图集,以生成ML变换模拟心动图。ML变换模拟心动图形成模拟心动图的ML校准集合。

[0186] 然后,可使用ML校准集合来生成患者特定模型分类器。映射函数可与上面描述的各种技术结合使用,以标识与患者心动图匹配的模拟心动图。例如,可基于取向相似性和电生理相似性而标识匹配模拟心动图。

[0187] 在一些实施方案中,CSC系统还可基于患者特定源配置(例如,几何形状、疾病底物或瘢痕、动作电位)而生成模拟心动图的校准集合。为了标识校准集合,CSC系统基于源配置和/或心动图(诸如VCG)与患者的源配置和/或心动图相似而标识模拟。然后,CSC系统采用与上面描述的用于加速模型库的生成的自举技术相似的自举技术。针对每个所标识模拟,CSC系统使用模拟的某个点处的EM网格的值来自举患者特定模拟。然后,CSC系统使用患者的患者特定源配置而不是所标识模拟的源配置来继续模拟。例如,如果模拟持续四秒,则CSC系统可使用来自三秒点的值来将患者特定模拟初始化,并运行患者特定模拟一秒。然后,CSC系统从患者特定模拟生成患者特定模拟VCG。CSC系统将具有对应源配置的患者特定模拟标识为校准集合,并将患者特定VCG标识为模拟心动图的校准集合。校准集合可用作患者特定分类器的训练数据,或可用于其他目的,诸如直接使用集合中的模拟的源配置来标识源位置。

[0188] 在一些实施方案中,CSC系统还可基于患者特定模拟心动图诸如VCG来标识模拟心动图的校准集合。为了标识校准集合,CSC系统基于源配置与患者的源配置相似而标识模拟。例如,相似性可基于几何形状和瘢痕位置。然后,CSC系统使用每个所标识模拟的EM数据或EM输出以及患者心脏的几何形状来针对那个模拟生成患者特定VCG。为了生成VCG,CSC系统有效地假设EM数据或EM输出是使用与在生成患者特定VCG时的患者的几何形状匹配的几何形状来生成的。然后,CSC系统将VCG与患者特定VCG最佳匹配的模拟标识为模拟心动图的校准集合。校准集合可用作患者特定分类器的训练数据,或可用于其他目的,诸如直接使用集合中的模拟的源配置来标识源位置。

[0189] 在一些实施方案中,CSC系统可通过成对的模拟和患者特定VCG的线性或非线性变换基于与患者特定VCG最佳匹配的所标识模拟VCG而执行另外校准。成对的模拟和患者特定VCG包括具有相似的源配置(例如,几何形状、瘢痕位置、电生理特性、源位置等)和电磁数据(例如,心动图形态)的两个VCG。CSC系统可从至少一对模拟和患者特定VCG的最小二乘拟合计算线性变换,使得应用于模拟VCG的变换提高与患者特定VCG的相似性分数。CSC系统还可使用基于成对的模拟和患者特定VCG训练的神经网络或其他机器学习技术来应用非线性变

换,以变换模拟VCG以使其更好地匹配患者特定VCG。

[0190] 图43是示出一些实施方案中的CSC系统的标识模拟心动图的部件的处理的流程图。向标识模拟心动图的部件4300传递患者心动图和模拟心动图,并且部件标识与每个患者心动图相似的模拟心动图。在框4301中,部件确定每个患者心动图与每个模拟心动图之间的心脏几何形状相似性(例如,结构性疾病相似性和/或测量结果相似性)。在框4302中,部件确定每个患者心动图与每个模拟心动图之间的起搏相似性。起搏相似性可基于模拟心动图的起搏位置和起搏率与患者心动图的起搏位置和起搏率的接近程度。在框4303中,部件确定每个患者心动图与每个模拟心动图之间的取向相似性。在框4304中,部件确定每个患者心动图与每个模拟心动图之间的电生理相似性。在框4305中,部件基于所确定相似性而将模拟心动图标识为校准模拟心动图,然后完成。尽管未示出,但部件还可确定疾病底物相似性以用于标识相似的模拟心动图。用于生成模拟心动图的配置参数被认为与那些心动图相关联。例如,心动图可被认为具有用于生成模拟心动图或患者心动图的起搏位置和疾病底物。

[0191] 图44是示出一些实施方案中的CSC系统的部件的框图。CSC系统4400包括校准模拟心动图的部件4401。CSC系统包括校准取向的部件,所述校准取向的部件包括生成向量的部件4402和确定形态相似性的部件4410,所述确定形态相似性的部件4410具有确定取向相似性的部件4411和确定电生理的部件4412。CSC系统包括标识取向相似的部件4403和校准电生理的部件,所述校准电生理的部件包括校准动作电位的部件4404和校准传导速度的部件4405。CSC系统包括心脏几何形状部件,所述心脏几何形状部件包括校准结构性疾病的部件4406和校准测量结果的部件4407。CSC系统包括校准疾病底物的部件4408和校准起搏的部件4409。CSC系统访问模拟存储区4420并输出校准模拟心动图。校准模拟心动图的部件调用校准取向的部件、校准电生理的部件、心脏几何形状部件、校准疾病底物的部件和校准起搏的部件,以标识校准模拟心动图。在流程图中描述校准取向的部件、校准动作电位的部件和校准心脏几何形状的部件。

[0192] 图45是示出由电生理学家(“EP”)执行以收集患者数据的处理的流程图。在框4501中,EP选择下一个起搏位置。在决策框4502中,如果已选择所有起搏位置,则处理完成,否则处理在框4503处继续。在框4503中,EP将导管放置在起搏位置处。在框4504中,EP选择下一个起搏率。在决策框4505中,如果已针对所选择起搏位置选择了所有起搏率,则处理循环至框4501以选择下一个起搏位置,否则处理在框4506处继续。在框4506中,EP选择下一个额外刺激间隔。在决策框4507中,如果已针对所选择起搏位置和起搏率选择了所有额外刺激间隔,则处理循环至框4504以选择下一个起搏率,否则处理在框4508处继续。在框4508中,EP以所选择起搏率施加刺激。在框4509中,以额外刺激间隔施加刺激,并且处理循环至框4506以选择下一个额外刺激间隔。

[0193] 图46是示出一些实施方案中的CSC系统的校准模拟心动图的部件的处理的流程图。向校准模拟心动图的部件4600传递患者心动图和模拟心动图的指示,并且部件标识与患者心动图相似的模拟心动图。在框4601中,部件调用生成向量的部件,从而传递患者心动图的指示以针对每个患者心动图生成患者向量。在框4602中,部件调用标识取向相似的模拟心动图,从而传递模拟心动图以及每个患者心动图的测量向量的指示,并且作为回报接收取向相似的模拟心动图的指示。框4601和4602表示用于确定取向相似的模拟心动图的处理

理。在框4603中,部件调用校准动作电位的部件,从而传递取向相似的模拟心动图和患者心动图的指示,并且作为回报接收动作电位相似的模拟心动图的指示。在框4604中,部件调用校准传导速度的部件,从而传递动作电位相似的模拟心动图和患者心动图的指示,并且作为回报接收传导速度相似的模拟心动图的指示。框4603和4604表示用于确定电生理相似性的处理。

[0194] 图47是示出一些实施方案中的CSC系统的生成向量的部件的处理的流程图。调用生成向量的部件以针对所传递的每个心动图生成向量。尽管未示出,但针对每个心动图执行框4701-4708的处理。在框4701中,部件选择心动图的下一个心动周期。在决策框4702中,如果已选择所有心动周期,则部件完成,否则部件在框4703处继续。在框4703中,部件选择所选择心动周期的下一个心动周期阶段。在决策框4704中,如果已选择所有心动周期阶段,则部件循环至框4701以选择下一个心动周期,否则部件在框4705处继续。在框4705中,部件选择下一个心脏位置。在决策框4706中,如果已选择所有心脏位置,则部件在框4703处继续以选择下一个心动周期阶段,否则部件在框4707处继续。在框4707中,部件针对心动周期阶段期间的心脏位置从心动图计算向量。在框4708中,部件用心动周期阶段和心脏位置标记向量,然后循环至框4705以选择下一个心脏位置。

[0195] 图48是示出一些实施方案中的CSC系统的标识取向相似的部件的处理的流程图。调用标识取向相似的部件4800,从而传递模拟心动图的指示和每个患者心动图的患者向量。尽管未示出,但针对每个患者心动图执行框4801-4807。在框4801中,部件选择下一个模拟心动图。在决策框4802中,如果已选择所有模拟心动图,则部件在框4808处继续,否则部件在框4803处继续。在框4803中,部件调用生成向量的部件,从而传递模拟心动图的指示,并且作为回报接收模拟向量。在框4804中,部件选择下一个模拟向量。在决策框4805中,如果已选择所有模拟向量,则部件在框4807处继续,否则部件在框4806处继续。在框4806中,部件计算所选择模拟向量与对应患者向量之间的取向差,并循环至框4804以选择下一个模拟向量。在框4807中,部件针对所选择模拟心动图计算取向相似性,然后循环至框4801以选择下一个模拟心动图。在框4808中,部件标识并返回具有最高取向相似性的模拟心动图,然后完成。

[0196] 图49是示出一些实施方案中的CSC系统的校准心脏几何形状的部件的处理的流程图。调用校准心脏几何形状的部件4900以标识与患在心动图在心脏几何形状上相似的模拟心动图。在框4901中,部件接收对患者的结构性疾病的评估。在框4902中,部件标识具有相似结构性疾病的模拟心动图。在框4903中,部件接收患者的几何测量结果。在框4904中,部件选择下一个所标识模拟心动图。在决策框4905中,如果已选择所有模拟心动图,则部件在框4907处继续,否则部件在框4906处继续。在框4906中,部件计算所选择模拟心动图与患者之间的几何分数,然后循环至框4904以选择下一个所标识模拟心动图。在框4907中,部件基于几何分数选择最佳匹配模拟心动图作为心脏几何形状相似的模拟心动图,并将其返回。

[0197] 图50是示出一些实施方案中的CSC系统的校准动作电位的部件的处理的流程图。校准动作电位的部件5000标识动作电位与患者心动图相似的模拟心动图。尽管未示出,但针对每个患者心动图执行框5001-5006的处理。在框5001中,部件针对患者心动图生成归一化ECG。在框5002中,部件选择下一个模拟心动图。在决策框5003中,如果已选择所有模拟心动图,则部件在框5006处继续,否则部件在框5004处继续。在框5004中,部件针对所选择模

拟心动图生成归一化模拟ECG。在框5005中,部件计算归一化患者ECG与模拟ECG之间的动作电位相似性,然后循环至框5002以选择下一个模拟心动图。在框5006中,部件选择并返回具有最高动作电位相似性的模拟心动图。

[0198] 图51是示出一些实施方案中的CSC系统的生成映射函数的部件的处理的流程图。生成映射函数的部件5100标识与患者心动图匹配的模拟心动图的集合以用作训练数据,然后训练映射函数。在框5101中,部件选择患者心动图的下一个起搏位置。在决策框5102中,如果已选择所有起搏位置,则部件在框5107处继续,否则部件在框5103处继续。在框5103中,部件选择具有那个起搏位置的下一个模拟心动图。在决策框5104中,如果已选择所有此类模拟心动图,则部件循环至框5101以选择下一个起搏位置,否则部件在框5105处继续。在决策框5105中,如果模拟心动图的配置参数与患者配置参数匹配,则部件在框5106处继续,否则部件循环至框5103以选择下一个模拟心动图。在框5106中,部件将模拟心动图添加到训练数据,并循环至框5106以选择下一个模拟心动图。在框5107中,部件训练映射函数以将训练数据的模拟心动图映射到患者心动图,然后完成。

[0199] 图52是示出一些实施方案中的CSC系统的变换模拟心动图的部件的处理的流程图。变换模拟心动图的部件5200将映射函数应用于模拟心动图,以生成模拟心动图的ML校准集合。在框5201中,部件选择患者心动图的下一个起搏位置。在决策框5202中,如果已选择所有起搏位置,则部件完成,否则部件在框5203处继续。在框5203中,部件选择具有那个起搏位置的下一个模拟心动图。在决策框5204中,如果已选择所有此类模拟心动图,则部件循环至框5201以选择下一个起搏位置,否则部件在框5205处继续。在决策框5205中,如果模拟心动图的配置参数与患者配置参数匹配,则部件在框5206处继续,否则部件循环至框5203以选择下一个模拟心动图。在框5206中,部件将映射函数应用于模拟心动图以生成ML变换模拟心动图。在框5207中,部件将ML变换模拟心动图添加到ML校准集合,并循环至框5203以选择下一个模拟心动图。

[0200] 尽管主要在作为心脏的电磁源的上下文中进行描述,但CSC系统可用于校准针体内其他电磁源的模拟电磁输出。本文描述的CSC系统和其他系统可在例如身体是人体或另一种动物的身体时并且电磁源是心脏、大脑、肝、肺、肾、肌肉或生成可从体外或体内测量的电磁场的另一身体部分时使用。而且,患者起搏可使用从电磁源内部施用电磁脉冲的侵入式起搏装置(诸如导管)来执行。患者起搏可使用从电磁源外部施加电磁脉冲的非侵入式起搏装置(诸如磁共振扫描仪)来执行。非侵入式起搏装置可生成电磁场以使患者的电磁源起搏。

[0201] 用于校准取向的用户接口

[0202] 在一些实施方案中,CSC系统的用户接口校准(“UIC”)系统提供用于手动校准患者VCG相对于模拟VCG的取向的用户接口。UIC系统访问在正常窦性心律期间收集的和/或基于各种起搏位置处的起搏的患者ECG,所述起搏位置可基于研究成像数据(例如,来自胸部x射线或导管系统定位系统)来标识。然后,UIC系统从ECG提取已知其激活源位置的节段,然后对节段进行去噪。然后,UIC系统从这些节段生成VCG。然后,UIC系统选择源位置与所访问患者ECG的源位置相似的模拟心动图。

[0203] 图53示出用于手动校准取向的用户接口。显示器5300包括患者表示5310和模拟表示5320。为了生成患者表示,UIC系统将患者源位置的患者VCG 5311和5312呈现为三维

（“3D”）表面。可将专利VCG叠加在躯干模型5315上，以提供可在3D上旋转的解剖结构参考系，诸如冠状视图和/或正交视图。为了生成模拟表示，UI系统呈现来自所选择模拟心动图的模拟源位置与患者源位置相似的模拟VCG 5321和5322，它们也可叠加在躯干模型5325上。UIC系统还可基于模拟心动图的心脏几何形状而叠加心脏5326的表示。然后，用户可旋转心脏几何形状与模拟VCG（其随心脏的几何形状旋转），以将模拟VCG与患者VCG对准（基于视觉比较）。为了辅助对准，UIC系统还可生成指示旋转的模拟VCG与患者VCG的对准接近度的对准分数（例如，基于最小二乘拟合）。当用户确定VCG对准时，UIC系统然后基于将模拟VCG与患者VCG对准所需的心脏几何形状的旋转量而生成旋转矩阵。CSC系统可使用旋转矩阵来标识取向相似的心动图。

[0204] 标识消融图案

[0205] 提供用于标识消融图案的方法和计算系统以及用于基于所标识消融图案来治疗患者的方法。在一些实施方案中，消融图案标识（“API”）系统标识用于治疗患者的EM源的消融图案。API系统访问EM源（例如，心脏或大脑）的患者EM输出。API系统基于模拟源配置而不是基于消融图案来标识非消融图案模拟的非消融图案信息。例如，非消融图案信息可以从非消融图案模拟生成的模拟EM输出（例如，模拟ECG）。API系统基于非消融图案模拟的模拟EM输出与患者EM输出的相似性来标识非消融图案信息。然后，API系统基于所标识非消融图案信息和与消融图案模拟相关联的消融图案信息来标识消融图案。例如，可基于模拟EM输出到消融图案模拟中使用的消融图案的映射来标识消融图案。每个消融图案模拟是基于模拟源配置和消融图案而生成的。然后，API系统输出所标识消融图案的指示作为患者的EM源的潜在消融图案。

[0206] 在一些实施方案中，API系统访问非消融图案模拟的模型库和从模型库的模拟EM输出生成的模拟导出EM数据。模型库可由MLMO系统生成。此模型库称为“非消融图案模型库”并且模拟称为“非消融图案模拟”，因为模拟是基于不包括消融图案的模拟源配置。例如，如果EM源是心脏，则非消融图案模拟可基于心律失常的模拟源位置而不采用消融图案，并且模拟导出EM数据可以是VCG。API系统还生成消融图案模型库，所述消融图案模型库可包括用于生成非消融图案模型库的每个模拟源配置的一个或多个消融图案模拟。针对每个模拟源配置，API系统针对一组消融图案中的每一个执行消融图案模拟。每个消融图案模拟用于标识应用于模拟源配置的模拟源位置的那个消融图案的结果。如果消融图案模拟未导致心律失常，则将消融图案标识为对停止模拟源配置的心律失常是成功的。否则，将消融图案标识为不成功。例如，如果所述一组消融图案包括10个消融图案，则API系统针对每个模拟源配置生成10个消融图案模拟。模拟源配置的成功消融图案的数量可从0到10变化。例如，模拟源配置中的一个可具有2个成功消融图案，而另一个可具有7个成功消融图案。

[0207] 在一些实施方案中，API系统通过将患者EM输出（或患者导出EM数据）与模拟EM输出（或模拟导出EM数据）进行比较以标识匹配模拟EM输出来标识患者的一个或多个潜在消融图案。API系统选择从其生成匹配模拟EM输出的非消融图案模拟中使用的模拟源配置。然后，API系统基于那个所选择模拟源配置来标识消融图案模拟。API系统选择那些消融图案模拟的成功消融图案作为潜在消融图案。例如，如果EM源是患者的心脏并且患者导出数据是VCG，则API系统使用患者VCG来选择用于生成最佳匹配模拟VCG的非消融图案模拟的模拟源配置。然后，API系统基于产生成功消融图案的所选择模拟源配置来标识消融图案模拟。

然后,API系统输出成功消融图案作为患者的潜在消融图案。

[0208] 在一些实施方案中,API系统用于辅助治疗患者的方法,例如在治疗患有心律失常(或更一般地患有心动过速)的患者时。消融辅助(“AA”)系统用于辅助医师治疗患者。将在心律失常期间收集的患者的患者VCG输入到AA系统。然后,AA系统将患者VCG提供给API系统。作为响应,API系统输出用于消融的一个或多个潜在消融图案的指示,并且可输出用于消融的一个或多个目标部位。然后,医师选择潜在消融图案和目标部位。为了辅助选择,AA系统可在患者心脏的表示上显示叠加在目标部位处的消融图案。所显示表示可基于患者心脏的解剖特性。当使用立体定向身体放射治疗(“SBRT”)装置时,可根据作为治疗的一部分收集的图像(例如,“侦查”图像)确定患者的解剖特性。AA系统可将所选择消融图案和源位置提供给消融装置(例如,SBRT装置)以用于自动定位。替代地,医师可手动定位消融装置(例如,导管)。当患者准备好消融时,激活能量以基于所选择消融图案执行消融。消融装置可以是SBRT装置、消融导管、冷冻消融导管、可植入脉冲发生器等。

[0209] 图54是示出一些实施方案中的API系统的整体处理的流程图。标识消融图案的部件5400基于患者导出EM数据来标识消融图案。在框5401中,部件访问导出EM数据(例如,VCG)。在框5402中,部件基于与患者导出EM数据最佳匹配的模拟导出EM数据来标识模型库的非消融图案模拟。在框5403中,部件检索用于生成所标识非消融图案模拟的模拟源配置。在框5404中,部件标识使用所检索模拟源配置执行的消融图案模拟。在框5405中,部件检索与所标识消融模拟相关联的消融图案。在框5406中,部件输出检索消融图案的指示,然后完成。

[0210] 图55是示出一些实施方案中的API系统的生成映射的函数的处理的流程图。生成映射的函数5500生成可用于标识潜在源位置和潜在消融图案的映射函数。在框5501中,部件访问消融图案模拟。在框5502中,部件选择下一个消融图案模拟。在决策框5503中,如果已选择所有消融图案模拟,则部件在框5506处继续,否则部件在框5504处继续。在框5504中,部件基于选择消融图案模拟的模拟源配置而生成特征向量。向量的特征可包括与标识源位置和消融图案特别相关的所有模拟源配置或模拟源配置的子集,以及其他信息,诸如从使用模拟源配置的非消融图案模拟生成的模拟EM数据。在框5505中,部件基于所选择消融图案模拟的模拟源位置和消融图案而标记特征向量,然后循环至框5502以选择下一个消融图案模拟。在框5506中,部件使用特征向量和标记来训练映射函数,然后完成。

[0211] 图56是示出一些实施方案中的用于在消融期间治疗患者的方法的处理的框图。作为处理中的初始步骤,方法5600访问患者导出EM数据(例如,VCG)。在步骤5601中,方法标识要使用的源位置和消融图案。此标识可通过以下方式进行:基于从患者的患者源配置导出的特征和患者导出EM数据而生成特征向量,然后应用由API系统训练的映射函数。替代地,所述标识可通过以下方式进行:用与患者EM数据最佳匹配的模拟EM数据来标识非消融图案模拟,然后使用模拟源配置来标识使用那个模拟源配置生成的消融图案模拟。在步骤5602中,方法基于所标识源位置来定位或引导(即,瞄准)消融装置(例如,神经调节装置)。在步骤5603中,方法使用消融装置(例如,神经调节装置)来在从所标识源位置导出的目标部位处并且基于所标识消融图案施加或引导能量。

[0212] 图57是示出一些实施方案中的API系统的部件的框图。生成消融图案模拟的部件5702输入EM源模型5701和源配置的参数集,并使用心脏模型基于源配置执行模拟。然后,消

融图案模拟部件将源配置到消融图案的映射存储在源配置/消融图案映射存储区5703中。引导消融的部件5704输入患者源配置和患者导出EM数据,并访问导出EM数据/源配置映射存储区5707和源配置/消融图案映射存储区以标识源位置和消融图案,并控制消融的执行。发送指令的部件5705输入源位置和消融图案,并将指令发送到消融装置5706。

[0213] 图58是示出一些实施方案中的API系统的生成消融图案模拟的部件的处理的流程图。生成消融图案模拟的部件5800输入源配置并将源配置映射到成功消融图案。针对每个源配置调用部件。在框5801中,部件访问要在消融图案模拟中使用的消融图案。API系统可针对每个源配置使用相同的消融图案。替代地,API系统可基于源位置来选择消融图案,因为不同消融图案在不同源位置处可更有效。在框5802中,部件选择下一个消融图案并将变量*i*设置为所选择消融图案。在决策框5803中,如果已选择所有消融图案,则部件在框5810处继续,否则部件在框5804处继续。在框5804中,部件将变量*j*初始化为零以追踪消融图案模拟的每个步骤。在决策框5805中,部件使变量*j*递增,并确定变量*j*是否大于模拟步的数量,从而指示消融图案模拟完成。如果完成,则部件在框5809处继续,否则部件在框5806处继续以执行模拟的下一个步骤。在框5806中,部件将模型应用于所选择消融图案,以用于消融图案模拟的下一个步骤。在决策框5807中,如果消融图案模拟指示心律失常已停止,则部件在框5808处继续,否则部件循环至框5805以执行模拟的下一个步骤。在框5808中,部件将消融图案标记为成功,并循环至框5802以选择下一个消融图案。在框5809中,部件将消融图案标记为不成功,因为消融模拟已完成但心律失常尚未停止。然后,部件循环至框5802以选择下一个消融图案。在框5810中,部件将源配置映射到成功消融图案,并且完成。

[0214] 图59是示出一些实施方案中的API系统的引导消融的部件的处理的框图。调用引导消融的部件5900以为患者引导消融。在框5901中,部件接收患者的EM源的图像。在框5902中,部件基于图像和关于患者所提供的其他信息(诸如瘢痕位置、先前消融、当前药物治疗等)而生成患者源配置。在框5903中,部件接收患者导出EM数据(例如,VCG)。在框5904中,部件调用标识潜在消融图案的部件。在框5905中,部件调用选择实际消融图案的部件以选择用于消融的消融图案。在框5906中,部件输出基于实际消融图案生成的消融指令。消融指令可直接提供给消融装置或显示给医师。然后部件完成。

[0215] 图60是示出一些实施方案中的API系统的标识潜在消融图案的部件的处理的流程图。调用标识潜在消融图案的部件6000以标识用于消融的潜在消融图案。在框6001中,部件接收患者源配置和患者导出EM数据。在框6002中,部件基于患者源配置和患者导出EM数据来标识一个或多个消融图案模拟。在框6003中,部件选择下一个匹配消融图案模拟。在决策框6004中,如果已选择所有匹配消融图案模拟,则部件完成,否则部件在框6005处继续。在框6005中,部件将所选择匹配消融图案模拟的匹配消融图案和源位置添加到指令集。部件还可将目标体积添加到消融指令。目标体积可以是在生成非消融图案模拟时使用的源配置的参数。然后,部件循环至框6003以选择下一个匹配消融图案。

[0216] 图61是示出一些实施方案中的API系统的选择实际消融图案的部件的处理的流程图。调用选择实际消融图案的部件6100,从而传递患者解剖特性、潜在消融图案和对应源位置的指示。部件标识将在消融中使用的实际消融图案。在框6101中,部件显示基于患者解剖特性的患者EM源的3D表示。在框6102中,部件显示潜在消融图案和对应源位置的列表。在框6103中,部件接收对潜在消融图案的选择。在框6104中,部件将所选择部分消融图案和源位

置叠加在3D表示上。在决策框6105中,如果已指示医师将所选择潜在消融图案用作实际消融图案,则部件完成,否则部件循环至框6103以显示另一个潜在消融图案。

[0217] EM数据的远程收集

[0218] 在一些实施方案中,远程EM数据收集(“REMDC”)系统可接收从不在临床环境中的患者收集的EM源的EM数据。例如,患者可前往诊所以装配有收集EM数据(例如,ECG)的便携式EM数据收集(“PEMDC”)装置(例如,Holter监测器)。另外,可使用非处方PEMDC(例如,可穿戴装置,诸如智能手表;配备电磁传感器的外部移动装置;表皮、真皮或皮下嵌入式电磁传感器;具有嵌入式电磁传感器的智能服装)。当患者离开诊所时,PEMDC装置可定期或连续地收集患者的EM数据。当患者远离诊所时,PEMDC装置允许将所收集EM数据传输到REMDC系统。例如,PEMDC装置可包括无线接口以使用WiFi、蜂窝、蓝牙或其他连接来传输所收集EM数据。当使用WiFi连接时,只要PEMDC装置可连接到具有因特网访问的WiFi网络,PEMDC装置就可将所收集EM数据直接传输到REMDC系统。当使用蜂窝连接(例如,嵌入在PEMDC装置中的蜂窝发射器/接收器)时,只要PEMDC装置在蜂窝网络的范围内,PEMDC装置就可将所收集EM数据直接传输到REMDC系统。当使用蓝牙连接(例如,嵌入在PEMDC装置中的蓝牙发射器/接收器)时,PEMDC装置可将收集EM数据传输到智能电话、智能手表、台式计算机或其他蓝牙使能装置。PEMDC装置还可具有有线接口以通过电线(例如,通用串行总线(“USB”)线缆)将所收集EM数据传输到计算装置(例如,笔记本电脑),所述计算装置将所收集EM数据转发到REMDC系统。PEMDC装置可按排定(例如,一小时一次)、一旦收集到、在REMDC系统请求时、或按一些其他标准(诸如基于由安装在PEMDC上的程序执行的对所收集EM数据的分析)来传输所收集数据。

[0219] 当REMDC系统接收到所收集EM数据时,可通过本文所述的任何系统处理所收集EM数据。例如,当EM数据是ECG时,REMDC系统可使用由MLMO系统生成的分类器基于所收集ECG来标识源位置。作为另一个示例,REMDC系统可使用PSMC系统来生成患者特定模型分类器,所述患者特定模型分类器然后可用于标识源位置。作为另一个示例,REMDC系统可使用CSC系统来生成模拟的校准集合。

[0220] 因为REMDC系统可在患者返回诊所之前处理所收集EM数据,所以护理提供者将能够分析各种系统的输出并在患者返回之前确定行动方案(例如,推荐程序、消融和消融图案)。在这种情况下,可避免与各种系统在患者在诊所时在收集EM数据之后处理EM数据相关联的延迟。此外,当在患者返回诊所之前收集EM数据时,处理EM数据所需的计算资源的成本可大大降低。而且,在患者返回诊所之前,护理提供者可检查各种系统的输出,并基于那个检查来要求患者早于或晚于预期时间返回。最后,使用所收集EM数据的结果,护理提供者可更好地分配并执行给予最佳患者护理所需的必要时间和其他医疗资源。

[0221] 在分布式分类账中记录患者研究结果

[0222] 提供用于在分布式分类账中存储对患者执行的程序的研究结果的方法和系统。在一些实施方案中,用于研究结果的分布式分类账(“DLSR”)系统存储对患者的电磁源执行的程序的研究(或程序)结果。计算定标程序可用于基于从电磁源导出的电磁数据到程序目标的映射来确定程序的程序目标。计算定标程序可以是使用映射训练的生成以标识程序目标的分类器。MLMO系统可用于生成此类分类器。替代地,计算定标程序可标识与患者的电磁数据最相似的映射的电磁数据,并标识那个映射的用于在程序中使用的程序目标。映射的电

磁数据可以是模拟或实际患者数据。在下文中,计算目标程序的实施方案被描述为使用分类器来标识程序目标。

[0223] 在一些实施方案中,电磁源可以是心脏,并且程序可以是医师基于使用分类器标识的消融目标执行的消融程序。DLSR系统可应用分类器以基于患者的心电图来标识心脏的消融目标。每个分类器可使用从多个心脏配置的模型化心电图生成的训练数据来训练。模型化心电图可使用心脏的计算模型来生成,所述计算模型基于心脏配置来将心脏随时间推移的电磁输出模型化。DLSR系统基于与模型化心电图匹配的患者心电图来选择分类器。DLSR系统接收基于所标识消融目标对患者执行的消融程序的结果。针对每个消融程序,DLSR系统生成消融程序的结果的消融程序记录。消融程序记录标识患者和消融程序中的任何其他相关方(例如,医师、保险公司、监管者和医疗保健提供者),并且包括对消融程序的结果的引用。DLSR系统发布每个消融程序记录以用于记录在分布式分类账中以供许可方访问。

[0224] 在一些实施方案中,分布式分类账是区块链。下面描述分布式分类账,并且特别是区块链。相关方可存储对消融程序的结果的引用和患者的电子病历。存储消融程序的结果的相关方可控制一方对结果的访问。可基于一方存储在区块链中的消融程序记录的数量和质量而向所述一方提供对使用从模型化心电图生成的训练数据训练的分类器的访问。消融程序可以是在消融研究期间对患者执行的若干消融程序中的一个,并且可将患者的消融程序记录存储在分布式分类账的同一区块中。分布式分类账的每个区块可存储仅一位患者的消融程序记录。维护分布式分类账所需的计算资源可由分布式分类账的挖掘器提供。可基于由挖掘器执行的挖掘而向挖掘器提供对使用从多个心脏配置的模型化心电图生成的训练数据训练的分类器的访问。可基于权益证明共识算法选择用于挖掘区块的挖掘器。

[0225] 图62是示出一些实施方案中的DLSR系统的部件的框图。DLSR系统包括MLMO系统6210、收集电生理(“EP”)数据的部件6230、研究系统6240、事务生成器系统6250、相关方系统6261-6264、挖掘器系统6270、访问分布式分类账的系统6280和分布式分类账6290。在一些实施方案中,MLMO系统生成心脏配置,应用心脏的计算模型以模拟心脏的功能,并基于模拟功能来生成心电图。MLMO系统将结果存储在MLMO存储区6211中。MLMO存储区可存储模型化心电图到源位置的映射。

[0226] 在一些实施方案中,MLMO系统可定义与支持MLMO系统有关的任务,诸如运行模拟和挖掘分布式分类账。任务可实现为容器,所述容器由基于容器的系统(诸如基于亚马逊网络服务(“AWS”)弹性容器存储库或AWS批处理的系统)部署和安排。MLMO系统可允许挖掘器或其他贡献器(contributor)在MLMO系统的服务器上运行任务。例如,挖掘器可运行挖掘任务。可生成报告,所述报告标识运行任务的每个贡献器以及用于运行任务的计算资源。可针对所使用的计算资源(例如,CPU、存储装置)向贡献器收费,并且可向贡献器奖励任务代币以作为运行任务的激励。例如,基于用于运行任务的计算资源,向运行挖掘任务以挖掘区块的挖掘器或运行模拟任务的贡献器奖励记录在分布式分类账中的一个或多个任务代币。然后,任务代币的所有者可用任务代币交换对在分布式分类账中跟踪的各种资源的访问。例如,可用任务代币交换对某些研究的结果的访问。奖励给挖掘器的任务代币的数量也可在权益证明共识算法中用于选择挖掘器来挖掘区块。(以相似的方式,可向提交程序记录以用于记录在区块链中的一方授予记录代币,这些记录代币可用以交换对资源的访问。)为了支

持模拟的运行,MLMO系统可维护要运行或要完成的模拟任务的队列。当要运行模拟任务时,容器的代码将所述模拟任务从队列顶部移除,并且运行所述模拟任务。例如,如果模拟尚未完成,则队列将包含模拟任务以便完成那个模拟任务。每当模拟任务未完成模拟时(例如,由于贡献器签约花费一定数量的计算资源,而所述数量不足以完成模拟任务),则运行那个模拟任务的容器将向队列(例如,在队列或更精确地双头队列或双端队列的前面)添加新的模拟任务以继续所述模拟。除了模拟任务之外,MLMO系统还可向队列添加模拟前任务和模拟后任务。模拟前任务可与构造模型或模拟初始化有关。模拟后任务可与训练分类器(或其他机器学习)、验证模拟结果以及基于模拟进行推断有关。

[0227] 患者存储区6220存储患者的电子病历。尽管被示出为单个数据库,但单个患者的电子病历可由各种实体(诸如医院、医师、实验室等)存放。此外,可通过分布式分类账系统访问电子病历,所述分布式分类账系统可以是许可分布式分类账系统,或符合各种法规(诸如健康保险可携带性和责任法案(“Health Insurance Portability and Accountability Act, HIPPA”))的公共分布式分类账系统。收集EP数据的系统6230收集患者的电生理数据,并将电生理数据存储于EP研究存储区6231中。研究系统6240输入患者的EP研究的电生理数据和来自患者的电子病历的信息,从MLMO存储区选择分类器,将分类器应用于患者数据以标识消融目标,并将研究信息存储于研究存储区6241中。

[0228] 事务生成器系统6250访问研究存储区并生成用于存储在分布式分类账中的记录(例如,事务)。事务生成器系统还可从保险公司系统6261、监管者系统6262、医疗保健提供者系统6263和医师系统6264接收信息。一旦生成记录,相关方就可使用其私钥来对记录进行签名。在这种情况下,事务生成器系统可将记录发送到保险公司系统、监管者系统、医疗保健提供者系统和/或医师系统以进行签名。然后,事务生成器系统将记录发布到挖掘器系统6270。挖掘器系统可实施权益证明共识算法或某一其他共识算法,以用于标识用于生成存储分布式分类账6290的区块的挖掘器系统。分布式分类账包括框6291,所述框6291各自可表示对单个患者的研究,包括作为那个研究的一部分执行的每个程序的事务。访问分布式分类账的系统6280可基于许可而可访问对分布式分类账。例如,某一类别的访问分布式分类账的系统可配置有私钥以用于访问已用公钥加密的某些记录。替代地,访问分类账的系统可访问分布式分类账的前端系统,所述前端系统控制对区块链分布式分类账的访问。

[0229] 图63是示出一些实施方案中的区块的结构和区块内的记录的框图。区块6310包括区块标头6211和事务6212。区块标头可包括区块散列,所述区块散列是区块的数据的散列,包括区块链中的先前区块的先前区块散列和事务的散列的默克尔树的根节点的散列。下面详细描述区块链的结构。事务6320可包括生成事务时的时间戳、研究标识符、程序标识符、患者标识符、医师标识符、医疗保健提供者标识符、保险提供者以及监管者标识符。事务还可包括证实事务的各个相关方的签名。事务还可包括指向与研究有关的信息的各种指针,诸如指向研究存储区的指针以及指向从研究存储区、患者存储区和EP研究存储区生成的概述信息的指针。

[0230] 图64是示出一些实施方案中的研究系统的处理的流程图。向研究系统部件6400传递患者的指示,并且部件协调医师对患者执行程序。在框6401中,部件访问患者存储区和EP研究存储区以检索与患者有关的信息。在框6402中,部件基于与患者数据和电生理数据匹配来从MLMO存储区选择分类器。在框6403中,部件将分类器应用于患者的心电图。在框6404

中,部件向医师呈现一个或多个消融目标。在框6405中,部件接收程序的消融结果。在框6406中,部件将结果存储在研究存储区中,然后完成。

[0231] 图65是示出一些实施方案中的事务生成器系统的处理的流程图。事务生成器系统部件6500可周期性地运行以生成事务以便存储在分布式分类账中。在框6501中,部件从研究存储区检索对程序结果的引用。在框6502中,部件基于结果中标识的患者来标识程序的相关方。在框6503中,部件可生成时间戳。在框6504中,部件生成事务,所述事务标识相关方、时间戳和存储在研究存储区中的对结果的引用。在框6505中,部件可从相关方获得签名。可能需要相关方许可才能在分布式分类账中记录事务。在框6506中,部件将事务发布到挖掘器系统,然后完成。

[0232] 图66是示出一些实施方案中的挖掘器系统的处理的流程图。可周期性地调用挖掘器部件6600以生成一个或多个程序区块以存储在分布式分类账中。在框6601中,部件执行权益证明共识算法以确定是否选择挖掘器系统来生成下一个区块。在决策框6602中,如果选择,则部件在框6603处继续,否则部件完成。在框6603中,部件将研究的事务添加到区块。在框6604中,部件生成默克尔树并将其添加到区块。在框6605中,部件将先前区块的散列添加到区块。在框6606中,部件将挖掘器的地址添加到区块。在框6607中,部件将整个区块的散列添加到区块。在框6608中,部件将挖掘器的签名添加到区块。在框6609中,部件发布区块,然后完成。部件还可添加区块的创建时间戳,所述创建时间戳可在其他挖掘器系统证实所述区块是由通过权益证明算法标识的挖掘器所创建时使用。

[0233] 分布式分类账

[0234] 分布式分类账目前正在广泛的业务应用程序中使用。比特币系统是分布式分类账的示例。如Satoshi Nakamoto的标题为“Bitcoin:A Peer-to-Peer Electronic Cash System”的白皮书中所描述,比特币系统的开发是为了使电子现金可直接从一方转移到另一方而无需通过金融机构。比特币(例如,电子硬币)由将所有权从一方转移到另一方的事务链表示。为了转移比特币的所有权,生成新事务并将其添加到区块中的事务堆栈。包括新所有者的公钥的新事务由所有者用所有者的私钥进行数字签名,以将所有权转移给新所有者,如由新所有者的公钥所示。比特币的所有者的签名是所有者对通过新事务将比特币的所有权转移给新所有者的授权。一旦区块已满,就用区块标头给区块“加盖”,所述区块标头是区块内的所有事务标识符的散列摘要。区块标头作为第一事务记录在链中的下一个区块中,从而创建称为“区块链”的数学层次结构。为了证实当前所有者,可遵循事务的区块链来证实从第一事务到最后一个事务的每个事务。新所有者仅需要具有与转移比特币的事务的公钥匹配的私钥。区块链在由安全身份(例如,公钥)表示的实体中创建所有权的数学证明,在比特币系统的情况下,所述数学证明是伪匿名的。

[0235] 为了确保比特币的先前所有者不双重花费比特币(即,将同一比特币的所有权转移给两方),比特币系统维护事务的分布式分类账。利用分布式分类账,比特币的所有事务的分类账冗余地存储在区块链网络的多个节点(即,计算机)处。每个节点处的分类账被存储为区块链。在区块链中,按节点接收事务的次序存储事务。区块链网络中的每个节点具有整个区块链的完整副本。比特币系统还实现以下技术:确保每个节点将存储相同区块链,即使节点可能以不同次序接收事务也是如此。为了证实存储在节点处的分类账中的事务是正确的,可以从最旧到最新的次序访问区块链中的区块,从而生成区块的新散列,并将新散列

与创建区块时生成的散列进行比较。如果散列相同,则区块中的事务得到证实。比特币系统还实现以下技术:确保通过采用计算成本高昂的技术来生成在创建区块时添加到区块的随机数来改变事务并重新生成区块链是不可行的。比特币分类账有时称为未花费的事务输出(“UTXO”)集,因为它跟踪所有尚未花费的事务的输出。

[0236] 尽管比特币系统非常成功,但其仅限于比特币或其他加密货币的事务。已开发了区块链来支持任何类型的事务,诸如与车辆销售、金融衍生品销售、股票销售、合约付款等有关的事务。此类事务使用身份代币来唯一地标识可被拥有或可拥有其他事物的某物。物理或数字资产的身份代币使用唯一标识所述资产的信息的加密单向散列来生成。代币还拥有使用附加公钥/私钥对的所有者。所有者公钥或所有者公钥的散列值被设置为代币所有者身份,并且当对代币执行操作时,通过提供由所有者私钥生成并针对被列为代币的所有者的公钥或公钥的散列进行验证的签名来建立所有权证明。人可例如使用用户名、社会保险号和生物特征(例如,指纹)的组合来唯一地标识。在区块链中创建资产的身份代币建立资产的出处,并且身份代币可用于涉及存储在区块链中的资产的事务(例如,购买、出售、保险),从而创建事务的完整的审计跟踪。

[0237] 为了实现比特币所能支持更复杂的事务,某些系统使用“智能合约”。智能合约是包括代码和状态的非集中式计算机程序。智能合约可执行几乎任何类型的处理,诸如汇款、访问外部数据库和服务(例如,oracle)等。智能合约可在支持在区块链中记录事务的安全平台(例如,提供虚拟机的以太坊平台)中执行。智能合约代码本身可使用身份代币(它是智能合约代码的散列)来作为事务记录在区块链中,使得可对所述智能合约进行认证。当部署时,智能合约的构造函数执行,从而将智能合约及其状态初始化。在以太坊中,智能合约与合约账户相关联。以太坊中存在两种类型的账户:由私钥控制的外部拥有账户(“EOA”)和由计算机代码控制的合约账户。账户包含以下字段:余额、代码(如果存在的话)和存储装置(默认为空)。智能合约的代码将作为代码存储在合约账户中,并且智能合约的状态存储在合约账户的存储装置中,可从所述存储装置读取代码以及将代码写入所述存储装置。EOA不具有代码并且不需要存储装置,因此这两个字段在EOA中为空。账户具有状态。EOA的状态仅包含余额,而合约账户的状态包含余额和存储装置两者。所有账户的状态都是以太坊网络的状态,所述状态随着每个区块而更新,并且网络需要就所述状态达成共识。EOA可通过用EOA账户的私钥对事务进行签名来将事务发送给其他账户。事务是签名数据包,其中包含要从EOA发送给事务中标识的接收方账户的消息。像EOA一样,合约账户在其代码的控制下也可将消息发送给其他账户。然而,合约账户只能响应于其已收到的事务而发送消息。因此,以太坊区块链中的所有动作由从EOA发送的事务触发。由合约账户发送的消息与由EOA发送的事务的不同之处在于:由合约账户发送的消息不包括加密签名,因为合约账户不受私钥控制。当合约账户接收到消息时,作为区块验证过程的一部分,维护区块链副本的每个挖掘节点执行合约账户的代码。因此,如果将事务添加到区块中,则验证所述区块的所有节点都执行其执行由所述事务触发的代码。尽管在每个节点处执行计算机代码有助于确保区块链的真实性,但支持计算机代码的这种冗余执行需要大量的计算机资源。

[0238] 尽管区块链可有效地存储事务,但维护区块链的所有副本所需的大量计算机资源(诸如存储装置和计算能力)可能存在问题。为了克服这种问题,用于存储事务的一些系统不使用区块链,而是让事务的每一方维护其自己的事务副本。一种这样的系统是R3有限公

司开发的Corda系统,所述系统提供非集中式分布式分类账平台,其中所述平台中的每个参与者具有维护其分布式分类账的部分的节点(例如,计算机系统)。当各方就事务条款达成协议时,一方将事务提交给作为受信任节点的公证方以进行公证。公证方维护未花费的事务输出的UTXO数据库。在接收到事务后,公证方对照UTXO数据库检查事务输入,以确保输入所引用的输出尚未花费。如果尚未花费输入,则公证方更新UTXO数据库以指示已花费所引用的输出,对事务进行公证(例如,通过用公证方的公钥对事务或事务标识符进行签名),并将公正发送给提交事务以进行公证的那一方。当这一方接收到公证时,这一方存储公证并将公证提供给合约对方。

[0239] 利用源位置对图像的增强

[0240] 提供用于利用患者器官的病症的患者源位置增强器官的图像的方法和系统。在一些实施方案中,利用源位置增强图像(“AISL”)系统接收包括患者器官的图像的图像数据,接收从患者器官的EM输出导出的导出EM数据,基于导出EM数据标识器官的病症的患者源位置,并且利用患者源位置增强图像数据。例如,图像数据可以是心脏的3D图像,所述3D图像是呈医学数字成像和通信(“DICOM”)格式或其他格式的图像文件。导出EM数据可以是心动图。所接收图像数据还可包括患者心脏的底物的患者底物位置。在标识患者源位置之后,AISL系统将患者源位置添加到图像数据。例如,患者源位置可作为元数据添加到DICOM文件或叠加在3D图像上(例如,添加在3D图像上的指示)。然后,AISL系统可将增强DICOM文件提供到规划系统以为对患者的治疗(例如,消融程序)提供依据。因为增强DICOM文件包括源位置,所以可开发出更有依据的治疗规划。

[0241] 在一些实施方案中,标识患者源位置可基于导出EM输出到源位置的映射。例如,映射可通过针对多种非患者特定的配置参数或患者特定的配置参数运行模拟来生成。模拟的运行可由如上所述的MLMO系统执行。将每次模拟的导出EM数据映射到模拟中所使用的源位置。AISL系统可通过将患者的导出EM数据与模拟的导出EM数据进行比较以标识匹配项并选择匹配导出EM数据的源位置作为患者源位置来标识患者源位置。AISL系统也可使用由MLMO系统使用映射作为训练数据训练的分类器来标识患者源位置。另外,在标识患者源位置之前,AISL系统可使用如上所述的CSC系统来校准映射。

[0242] 尽管主要是在是心脏的器官和是人类的患者的背景下描述AISL系统,但是AISL系统可用于其他器官(例如,大脑和肝)和非人类(例如,马和灵长目动物)。当器官是心脏时,病症可以是例如心律失常、心动过速或纤颤,并且源位置可以是转子或震源的。

[0243] 图67是示出一些实施方案中的AISL系统的整体处理的流程图。增强图像数据部件6680生成增强图像数据。在框6681中,部件输出图像数据,诸如呈DICOM格式的患者心脏的3D图像连同患者底物位置(诸如瘢痕位置)。底物位置可已经由电生理学家通过手动将底物位置的指示叠加在3D图像上或者将底物位置添加作为图像数据的元数据而提供。3D图像和患者底物位置的组合可称为底物映射图。在框6682中,部件可采用CSC系统例如基于与底物位置相关联的映射和与患者的心脏几何形状类似的心脏几何形状来生成校准映射的库。在框6683中,部件标识与患者的ECG匹配的校准映射的ECG。在框6684中,部件将匹配ECG的源位置作为患者源位置添加到图像数据以生成增强图像数据。在框6685中,部件输出增强图像数据,然后完成。

[0244] 图68是示出一些实施方案中的AISL系统的部件的框图。AISL系统6800接收患者的

图像数据,所述图像数据包括患者心脏的3D图像、患者底物位置以及任选地患者的ECG。AISL部件还接收患者的非窦性心律ECG。非窦性心律ECG可以是在例如临床上引起(例如,通过起搏引起)的心律不齐期间收集的。AISL系统输出增强图像数据,所述增强图像数据包括3D图像、患者底物位置以及所标识患者源位置。AISL系统包括增强图像数据部件6801、生成校准库部件6802、标识匹配ECG部件6803和添加源位置部件6804。AISL系统还包括患者特定的库6805、临床库6806、模型库6807和校准库6808。增强图像数据部件控制AISL系统的整体处理。生成校准库部件生成针对患者校准的映射的库。标识匹配部件标识校准库的与患者的非窦性心律ECG匹配的ECG。添加源位置部件将患者源位置添加到图像数据以生成增强图像数据。患者特定的库包括从基于自患者导出的配置参数的模拟生成的ECG的映射。临床库包括从自实际患者收集的ECG导出的ECG位置的映射。模型库包含从基于非患者特定的配置参数的模拟生成的ECG的映射。校准库包括针对患者校准的ECG的映射,所述校准通过诸如以下进行:使ECG与通过图像数据提供的ECG类似并且已经使用与患者的配置参数类似的配置参数生成ECG。每个库将其ECG映射到与ECG相关联的源位置。

[0245] 图69是一些实施方案中的AISL系统的生成校准库部件的流程图。调用生成校准库6900以鉴于由AISL系统接收的图像数据生成校准库。在框6901中,部件从图像数据检索患者底物位置。在框6902中,部件从图像数据检索ECG。在框6903中,部件分析图像以标识患者心脏的几何形状。在框6904中,部件标识与患者心脏几何形状的ECG相似的与心脏几何形状相关联的ECG。在框6905中,部件标识与图像数据的ECG类似的ECG。在框686中,部件将所标识ECG到源位置的映射添加到校准库。然后部件完成。

[0246] 图70是示出标识匹配ECG部件的处理的流程图。调用标识匹配ECG部件7000以标识与患者的非窦性心律ECG匹配的一个或多个ECG。在框7001中,部件检索非窦性心律ECG。在框7002中,部件标识校准库中与患者的非窦性心律ECG匹配的ECG。然后部件完成。

[0247] 图71是示出一些实施方案中的添加源位置部件的处理的流程图。调用添加源位置部件7100以将源位置添加到图像数据以创建增强图像数据。在框7101中,部件检索匹配ECG的源位置。在框7102中,部件将源位置添加到图像数据,然后完成。在一些实施方案中,标识匹配ECG部件可标识多个匹配ECG。在这种情况下,部件可基于多个匹配ECG的源位置生成患者源位置。例如,部件可取源位置的平均。作为另一实例,部件可对源位置应用聚类技术并取最大集群的平均。部件也可将多个患者源位置添加到图像数据,例如,针对两个最大集群中的每一个添加一个。

[0248] 在一些实施方案中,AISL系统接收在收集图像数据的ECG时捕获的患者的4D CT图像。图像捕获系统可在每个心脏周期期间捕获多个3D CT图像。例如,3D CT图像可以是以25毫秒的捕获间隔捕获的。4D CT图像是3D CT图像的集合。如果周期是1秒并且捕获30个周期的3D CT图像,那么4D CT图像将是1200个3D CT图像(即, $30 \times 1000 / 25$)的集合。图像捕获系统可在每个周期中在相同起点(诸如在如ECG上的P波所指示的心脏舒张结束时)开始捕获3D CT图像。图像捕获系统可实时分析患者ECG以标识每个周期的起点。由于周期将不太可能是精确的多个捕获间隔,图像捕获系统可确定当前周期接近下一周期的起点(例如,在10毫秒内)并且在下一周期的起点捕获下一3D CT图像。图像捕获系统可采用变化的而非固定的捕获间隔。图像捕获系统可每周期具有可变捕获间隔。例如,如果每周期将捕获40个3D CT图像并且最后一个周期是0.8秒,那么图像捕获系统可将捕获间隔设定为20毫秒。然而,

如果最后一个周期(或最后10个周期的平均值)是1.2秒,那么图像捕获系统可将捕获间隔设定为30毫秒。

[0249] 在一些实施方案中,输入到AISL系统的图像数据可包括呈DICOM格式的一个周期的4D CT图像,并且可包括患者的患者底物位置。电生理学家可检查4D CT图像以标识患者底物位置。患者底物位置可由电生理学家通过将患者底物位置的标记叠加在4D CT图像上或者将患者底物位置的坐标作为元数据添加到图像数据来添加到图像数据。在捕获4D CT图像期间收集的ECG可作为元数据添加到图像数据。

[0250] 在一些实施方案中,患者底物位置可由各自由3D CT图像的参考系中的3D坐标指定的位置的集合限定。3D坐标的每个尺寸(例如,x、y、z)可具有半径以指示底物的大小。AISL系统可使用位置的集合来针对每个位置将底物位置和底物体积(其由半径限定)的指示添加到3D CT图像上。底物位置和底物体积的指示称为底物掩模。为了添加底物掩模,AISL系统可标识每个体积内的体素并将每个所标识体素的强度设定为底物强度以作为体素是底物的一部分的指示。底物强度可指定为亨氏单位(HU),这是x射线在其穿过对象(例如,骨)时的衰减的单位。底物强度可以是在器官的3D CT图像中不常见的强度(例如,9000HU)。AISL系统还可以类似方式将对应于患者源位置的源掩模添加到3D CT图像。患者源位置可由源位置和从ECG到源位置的映射导出的源位置体积的集合指定。每个ECG可映射到一个或多个源位置和源体积。因此,增强3D CT图像可包括底物掩模和/或源掩模。底物掩模和源掩模可具有不同的强度值以对其进行区分。然后,可显示这种增强3D CT图像以帮助为对患者的治疗提供依据。

[0251] 在一些实施方案中,通过使与匹配导出EM数据相关联的模拟器官的几何形状与由3D CT图像标识的患者的患者器官的几何形状对准,AISL系统可将源位置更准确地定位在3D CT图像上。为了对准几何形状,AISL系统可生成将模拟器官内的标示位置(或更一般地,标示体积)映射到患者器官内的对应标示位置的变换矩阵。然后,AISL系统可使用变换矩阵来将患者源位置变换成3D CT图像上的源位置并将变换的患者源位置添加到3D CT图像。变换可涉及3D CT图像的旋转变换、平移变换、缩放变换和剪切变换。

[0252] 当器官是心脏时,标示位置可以是例如心脏/瓣膜平面、隔膜壁的中间、LV/RV顶点、主动脉瓣和/或二尖瓣。AISL系统可采用自动化技术来标识患者器官内的标示位置。例如,AISL系统可采用利用包括标记有标示位置(例如,主动脉瓣)的3D图像的训练数据训练的卷积神经网络。替代地或另外地,AISL系统可接收来自人的患者器官上的标示位置的指示。标示位置充当“基准标记物”。

[0253] 在一些实施方案中,AISL系统可接收表示在多个周期内收集的3D CT图像的患者4D CT图像。当校准映射时,AISL系统可使用所述患者4D CT图像。例如,AISL系统可将由患者4D CT图像表示的患者心脏的移动与模拟期间的心脏网格的移动进行比较。在这种情况下,患者特定的库和模型库可包括从其生成库的ECG的网格序列。此外,临床库可包括在从临床患者收集ECG时捕获的临床4D CT图像。AISL系统可将校准基于患者4D CT图像与临床4D CT图像的比较。

[0254] 图72是示出一些实施方案中的捕获4D CT图像部件的处理的流程图。捕获4D CT图像部件7200接收患者的ECG,发信号以捕获3D CT图像,并且将每个3D CT图像存储作为4D CT图像的一部分。在框7201中,部件将捕获时间和周期计数初始化。在框7202中,部件在收

集ECG时对其进行分析以标识下一周期的捕获的起点。在框7203中,部件引导3D CT图像的捕获。在框7204中,部件将3D CT图像存储在按时间和周期计数索引的4D CT数据结构中。在框7205中,部件将时间递增捕获间隔。在决策框7206中,如果将终止4D CT图像的捕获,则部件完成,否则部件在框7207处继续。在框7207中,部件等待下一捕获点,所述下一捕获点在捕获间隔的期满或在下一周期的起点。在决策框7208中,如果捕获点是下一周期的起点,则部件在框7209处继续,否则部件循环至框7203以捕获下一3D CT图像。在框7209中,部件将时间重设为零并且将周期计数递增,然后循环至框7203以捕获下一3D CT图像。

[0255] 以下段落描述MLMO系统和其他系统的各方面的各种实施方案。所述系统的实现方式可采用这些实施方案的任何组合。以下描述的处理可由计算系统执行,所述计算机系统具有处理器,所述处理器执行存储在实现所述系统的计算机可读存储介质上的计算机可执行指令。

[0256] 在一些实施方案中,提供一种由一个或多个计算系统执行的用于生成分类器的方法,所述分类器用于对从体内电磁源得到的电磁数据进行分类。所述方法访问所述电磁源的计算模型,其中所述计算模型用于基于所述电磁源的源配置来对所述电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。针对多个源配置中的每一个,所述方法使用所述计算模型来生成那个源配置的所述电磁源的模型化电磁输出。针对每个模型化电磁输出,所述方法导出所述模型化电磁输出的电磁数据,并基于所述模型化电磁数据的所述源配置来为所述导出电磁数据生成标记。所述方法用所述导出电磁数据来训练分类器,然后将其标记为训练数据。在一些实施方案中,源配置的模型化电磁输出针对多个时间间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁源的多个位置中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,针对时间间隔,所述导出电磁数据是所述电磁输出的等效源表示。在一些实施方案中,所述等效源表示是使用主成分分析生成的。在一些实施方案中,所述方法进一步标识模型化电磁输出的导出电磁数据内的周期。在一些实施方案中,针对每个周期生成相同的标记。在一些实施方案中,所述方法进一步标识相似周期的序列,其中针对每个序列生成相同的标记。在一些实施方案中,导出模型化电磁输出的电磁数据包括在每周期基础上将所述模型化电磁输出归一化。在一些实施方案中,所述分类器是卷积神经网络。在一些实施方案中,所述卷积神经网络输入一维图像。在一些实施方案中,所述分类器是递归神经网络、自动编码器、受限玻尔兹曼机或其他类型的神经网络。在一些实施方案中,所述分类器是支持向量机。在一些实施方案中,所述分类器是贝叶斯分类器。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,源配置表示心脏病症的源位置和其他特性,所述模型化电磁输出表示所述心脏的激活,并且所述电磁数据是基于体表测量结果,诸如图。在一些实施方案中,所述心脏病症选自以下组成的组:不适当窦性心动过速(“1ST”)、房性异位心律、交界性心律、室性逸搏心律、心房颤动(“AF”)、心室纤颤(“VF”)、局灶性房性心动过速(“局灶性AT”)、心房微折返、室性心动过速(“VT”)、心房扑动(“AFL”)、室性早搏(“PVC”)、房性早搏(“PAC”)、房室结折返心动过速(“AVNRT”)、房室折返性心动过速(“AVRT”)、永久性交界性往复性心动过速(“PJRT”)和交界性心动过速(“JT”)。

[0257] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于对从目标收集的电磁输出进行分类的方法,所述目标是体内电磁源。所述方法访问分类器以生成电磁源的电磁输出的分类。所述分类器是使用从电磁源的多个源配置的模型化电磁输出生成的训练数据训练

的。所述模型化电磁输出是使用所述电磁源的计算模型生成的，所述计算模型基于源配置来对所述电磁源的随时间推移的所述电磁输出进行模型化。所述方法从所述目标收集目标电磁输出。所述方法将所述分类器应用于所述目标电磁输出以生成所述目标的分类。在一些实施方案中，通过针对所述源配置中的每一个运行模拟来生成所述训练数据，所述模拟针对多个模拟间隔中的每一个生成电磁网格，每个电磁网格针对所述电磁源的多个位置具有电磁值。在一些实施方案中，所述电磁源是心脏，源配置表示心脏病症的源位置，并且所述模型化电磁输出表示所述心脏的激活，并且所述分类器是使用从所述电磁输出的心电图表示导出的电磁数据训练的。

[0258] 在一些实施方案中，提供一种或多种用于生成分类器的计算系统，所述分类器用于对电磁源的电磁输出进行分类。所述一种或多种计算系统包括一个或多个计算机可读存储介质和一个或多个处理器，所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的计算机可执行指令。所述一个或多个计算机可读存储介质存储所述电磁源的计算模型。所述计算模型基于所述电磁源的源配置来对所述电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令，所述计算机可执行指令用于控制所述一种或多种计算系统以：针对多个源配置中的每一个从基于所述源配置的所述计算模型的所述电磁输出生成训练数据，并使用所述训练数据来训练所述分类器。在一些实施方案中，针对源配置生成所述训练数据的所述计算机可执行指令进一步控制所述一种或多种计算系统以：从所述源配置的所述电磁输出生成导出电磁数据，并基于所述源配置来为所述电磁数据生成标记。

[0259] 在一些实施方案中，提供一种由计算系统执行的生成体内电磁源的模拟解剖结构的方法。所述方法访问所述电磁源的种子解剖结构。每个种子解剖结构针对所述电磁源的多个解剖参数中的每一个具有种子值。所述方法访问权重集，所述权重集包括每个种子解剖结构的权重。针对所述解剖参数中的每一个，所述方法通过组合那个解剖参数的所述种子值来生成那个解剖参数的模拟值，从而将所述种子解剖结构的所述权重考虑在内。在一些实施方案中，所述方法基于与在群体中发现的解剖参数的值的比较来验证所述模拟解剖结构。在一些实施方案中，所述解剖参数包括所述电磁源的尺寸，并且其中当所述群体中的患者所包括的尺寸的所述值与所述尺寸的模拟值近似相同时，所述模拟值得到验证。在一些实施方案中，所述种子解剖结构的所述解剖参数是通过扫描实际体内电磁源收集的。在一些实施方案中，所述电磁源是心脏。在一些实施方案中，所述方法基于解剖参数的种子值的加权平均值来生成那个解剖参数的模拟值。在一些实施方案中，所述方法进一步生成多个模拟解剖结构，其中每个模拟解剖结构是基于不同的权重集。

[0260] 在一些实施方案中，提供一种用于生成心脏的模拟解剖结构的计算系统。所述计算系统包括一个或多个计算机可读存储介质，所述一个或多个计算机可读存储介质存储心脏的种子解剖结构，每个种子解剖结构针对心脏的多个解剖参数中的每一个具有种子值。所述一个或多个计算机可读存储介质还存储权重集，所述权重集各自包括每个种子解剖结构的权重。所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令，所述计算机可执行指令用于控制所述计算系统以：针对每个权重集并且针对那个权重集的解剖参数中的每一个，通过组合那个解剖参数的种子值来生成那个解剖参数的模拟值，从而将所述种子解剖结构的所述权重考虑在内。所述计算系统还包括一个或多个处理器，所述一个或多个处

理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。在一些实施方案中,所述指令进一步控制所述计算系统以基于与在群体中发现的解剖参数的值的比较来验证每个模拟解剖结构。在一些实施方案中,所述解剖参数包括心脏的壁厚和所述心脏的腔室的尺寸。在一些实施方案中,当所述群体中的患者所包括的的尺寸的值与所述尺寸的模拟值近似相同时,所述模拟值得到验证。在一些实施方案中,所述种子解剖结构表示在群体中发现的心脏的极端情况。在一些实施方案中,所述种子解剖结构的所述解剖参数是通过扫描心脏收集的。在一些实施方案中,所述生成解剖参数的模拟值是基于那个解剖参数的种子值的加权平均值。在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于生成心律失常模型库的方法,所述心律失常模型库用于对心脏进行模型化。所述方法访问所述心脏的解剖参数的模拟解剖结构。所述模拟解剖结构是基于所述心脏的解剖参数的种子解剖结构以及包括每个种子解剖结构的权重的权重集生成的。所述方法访问配置参数,所述配置参数包括以下中的一者或多者:躯干解剖结构、正常和异常心脏解剖结构、正常和异常心脏组织、瘢痕、纤维化、炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如,右或左心室辅助装置)、外部除颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心以及所述心脏内的其他正常和病理生理特征分布、所述心脏的动作电位动态、所述心脏的传导率集、所述心脏内的心律失常源位置等。所述方法建立源配置,所述源配置各自基于模拟解剖结构以及电生理参数的组合。针对多个源配置中的每一个,所述方法基于那个源配置的所述模拟解剖结构生成网格,所述网格具有顶点,并且针对所述网格的每个顶点,所述方法基于那个源配置的电生理参数的组合来生成所述心脏的计算模型的模型参数。用于对那个顶点处的电磁传播进行模型化的计算模型是基于那个源配置的所述电生理参数。在一些实施方案中,所述方法通过访问心脏的种子解剖结构来生成模拟解剖结构,其中每个种子解剖结构针对所述心脏的所述解剖参数中的每一个具有种子值;访问包括每个种子解剖结构的权重的权重集;并且针对所述解剖参数中的每一个,通过组合那个解剖参数的所述种子值来生成那个解剖参数的模拟值,从而将所述种子解剖结构的所述权重考虑在内。在一些实施方案中,基于与在群体中发现的解剖参数的值的比较来验证所述模拟解剖结构。在一些实施方案中,所述种子解剖结构的所述解剖参数是通过扫描实际心脏收集的。在一些实施方案中,针对多个源配置中的每一个,所述方法使用所述心脏的计算模型来生成那个源配置的所述心脏的模型化电磁输出。在一些实施方案中,针对每个源配置,所述方法针对基于那个源配置的所述模型化电磁输出生成训练数据,并使用所述训练数据来训练用于对所述心脏的电磁输出进行分类的分类器。

[0261] 在一些实施方案中,提供一种用于生成体内电磁源的模型的模型库的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以:从种子解剖结构生成所述电磁源的解剖参数的模拟解剖结构,并生成源配置,所述源配置各自基于模拟解剖结构以及配置参数的组合。所述指令控制所述计算系统以:针

对多个源配置中的每一个,基于那个源配置的所述模拟解剖结构生成网格,所述网格具有顶点;并且针对所述网格的每个顶点,基于那个源配置的配置参数的组合来生成所述电磁源的计算模型的模型参数。在一些实施方案中,用于对顶点处的电磁传播进行模型化的计算模型是基于源配置的配置参数。在一些实施方案中,所述模拟解剖结构是基于所述种子解剖结构的解剖参数以及包括每个种子解剖结构的权重的权重集生成的。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述配置参数包括以下中的一者或多者:躯干解剖结构、正常和异常心脏解剖结构、正常和异常心脏组织、瘢痕、纤维化、炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如,右或左心室辅助装置)、外部除纤颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心以及所述心脏内的其他正常和病理生理特征分布、所述心脏的动作电位动态、所述心脏的传导率集、以及所述心脏内的心律失常源位置。在一些实施方案中,基于与在群体中发现的解剖参数的值的比较来验证所述模拟解剖结构。在一些实施方案中,所述种子解剖结构的所述解剖参数是通过扫描实际电磁源收集的。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以:针对多个源配置中的每一个,使用所述电磁源的计算模型来生成那个源配置的所述电磁源的模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以:针对每个源配置,针对基于那个源配置的所述模型化电磁输出生成训练数据,并使用所述训练数据来训练用于对所述电磁源的电磁输出进行分类的分类器。

[0262] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于生成体内电磁源的模型的模型库的方法。所述方法访问所述电磁源的解剖参数的模拟解剖结构。所述方法生成源配置,所述源配置各自基于模拟解剖结构以及配置参数的组合。针对多个源配置中的每一个,所述方法基于那个源配置的所述模拟解剖结构、那个源配置的配置参数的组合以及所述电磁源的计算模型来生成模型。在一些实施方案中,所述生成模型包括:基于那个源配置的所述模拟解剖结构生成网格,并且针对所述网格的每个顶点,基于那个源配置的配置参数的组合来生成所述电磁源的计算模型的模型参数。在一些实施方案中,所述计算模型用于基于源配置的配置参数来对顶点处的电磁传播进行模型化。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述模型是心律失常模型。在一些实施方案中,所述方法进一步地基于所述种子解剖结构的解剖参数以及包括每个种子解剖结构的权重的权重集来生成所述模拟解剖结构。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述配置参数包括以下中的一者或多者:人类躯干、正常和异常心脏解剖结构、正常和异常心脏组织、瘢痕、纤维化、炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如,右或左心室辅助装置)、外部除纤颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心以及所述心脏内的其他正常和病理生理特征分布、所述心脏的动作电位动态、所述心脏的传导率集、以及所述心脏内的心律失常源位置等。

[0263] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于呈现身体部分的模拟解剖结

构的权重的方法。所述方法访问所述身体部分的种子解剖结构。每个种子解剖结构针对所述身体部分的多个解剖参数中的每一个具有种子值。针对所述身体部分的多个种子解剖结构中的每一个,所述方法基于那个种子解剖结构的解剖参数的种子值来显示所述身体部分的种子表示。所述方法访问权重集,所述权重集包括每个种子解剖结构的权重。所述方法通过以下方式来基于每个解剖参数的模拟值显示所述身体部分的模拟表示:针对每个解剖参数,组合那个解剖参数的所述种子解剖结构的种子值,从而将所述种子解剖结构的权重考虑在内。在一些实施方案中,所述种子表示以圆形布置显示,其中所述模拟表示显示在所述圆形布置内。在一些实施方案中,所述方法进一步地与种子解剖结构的每个所显示种子表示相关联地显示与那个种子解剖结构相关联的所述权重的指示。在一些实施方案中,所述方法进一步显示每个所显示种子表示与所述所显示模拟表示之间的线,其中种子解剖结构的所述权重的所显示指示与那个种子解剖结构的所述所显示种子表示与所述所显示模拟表示之间的所述所显示线相关联地显示。在一些实施方案中,所述方法进一步提供用于指定每个种子解剖结构的权重的用户接口元件。在一些实施方案中,所述方法提供用于指定多个权重集的用户接口元件,其中每个集包括每个种子解剖结构的权重。在一些实施方案中,通过提供权重的范围和增量来指定所述多个权重集。在一些实施方案中,所述身体部分是心脏。在一些实施方案中,所述身体部分是肺。在一些实施方案中,所述身体部分是躯干表面。

[0264] 在一些实施方案中,提供一种用于呈现身体部分的模拟解剖结构的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以:针对所述身体部分的多个种子解剖结构中的每一个,基于那个种子解剖结构的解剖参数的种子值来显示所述身体部分的种子表示;并且基于模拟解剖结构来显示所述身体部分的模拟表示,所述模拟解剖结构具有从所述解剖参数的所述种子解剖结构的所述种子值的加权组合导出的解剖参数的模拟值。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以通过以下方式来生成所述模拟解剖结构:针对每个解剖参数,通过组合那个解剖参数的所述种子解剖结构的所述种子值来生成那个解剖参数的模拟值,从而将所述种子解剖结构的权重考虑在内。在一些实施方案中,所述种子表示以圆形布置显示,其中所述模拟表示显示在所述圆形布置内。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以与种子解剖结构的每个所显示种子表示相关联地显示与那个种子解剖结构相关联的权重的指示。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以提供用于指定多个权重集的用户接口,其中每个集包括每个种子解剖结构的权重。在一些实施方案中,通过权重的范围和增量来指定所述多个权重集。

[0265] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于呈现身心脏的模拟解剖结构的方法。针对所述心脏的多个种子解剖结构中的每一个,所述方法基于那个种子解剖结构的解剖参数的种子值来显示所述心脏的种子表示。所述方法基于针对每个解剖参数从那个解剖参数的模拟值导出的模拟解剖结构来显示所述心脏的模拟表示,那个解剖参数的模拟值是从那个解剖参数的所述种子解剖结构的所述种子值的加权组合生成的。在一些实施方案中,所述种子表示以圆形布置显示,其中所述模拟表示显示在所述圆形(例如,靶心)布置

内。在一些实施方案中,所述方法进一步地与种子解剖结构的每个所显示种子表示相关联地显示与那个种子解剖结构相关联的权重的指示。

[0266] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于将第一多面体模型转换成第二多面体模型的方法。所述第一多面体模型具有第一多面体网格,其具有包含第一多面体的体积。所述第一多面体的每个顶点具有模型参数。所述方法从所述第一多面体生成所述第一多面体模型的表面的表示。所述方法通过用具有不同于所述第一多面体的所述第二多面体的表面填充所述体积来生成所述第二多面体模型的第二多面体网格。针对所述第二多面体网格的所述第二多面体的多个顶点中的每一个,所述方法基于所述第一多面体的邻近那个顶点的顶点的参数来对那个顶点的模型参数进行插值。在一些实施方案中,所述第一多面体是六面体,并且所述第二多面体是四面体。在一些实施方案中,所述多面体网格表示身体部分。在一些实施方案中,所述身体部分是心脏。在一些实施方案中,所述第一多面体网格具有原点,并且所述方法还包括在对所述模型参数进行插值之前,将所述第二多面体网格映射到相同的原点。在一些实施方案中,所述第一多面体的每个顶点具有多个参数并且对每个模型参数进行插值。在一些实施方案中,所述第一多面体模型和所述第二多面体模型表示体内电磁源的计算模型,并且所述方法进一步地使用适于对具有第二多面体的网格进行操作的问题求解器来基于所述第二多面体模型生成所述电磁源的模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述方法进一步地从所述模型化电磁输出生成向量心动图。在一些实施方案中,所述第一多面体模型和所述第二多面体模型是几何模型(例如,心脏或躯干解剖结构的几何模型)。在一些实施方案中,所述第一多面体模型和所述第二多面体模型表示体内电磁源的模型,并且所述方法进一步转换表示不同源配置的多个第一多面体模型。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且源配置指定以下中的一者或多者:纤维结构、躯干解剖结构、正常和异常心脏解剖结构、正常和异常心脏组织、瘢痕、纤维化、炎症、水肿、旁道、先天性心脏病、恶性肿瘤、先前消融部位、先前手术部位、外部放射治疗部位、起搏引线、可植入心脏复律除颤器引线、心脏再同步治疗引线、起搏器脉冲发生器位置、可植入心脏复律除颤器脉冲发生器位置、皮下除颤器引线位置、皮下除颤器脉冲发生器位置、无引线起搏器位置、其他植入的硬件(例如,右或左心室辅助装置)、外部除颤电极、表面ECG引线、体表标测引线、标测背心以及所述心脏内的其他正常和病理生理特征分布、动作电位动态、传导率、一个或多个心律失常源位置等。

[0267] 在一些实施方案中,提供一种用于将身体部分的第一多面体模型转换成所述身体部分的第二多面体模型的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令用于控制所述计算系统以生成所述第一多面体模型的表面的表示。所述第一多面体模型具有基于第一多面体的第一多面体网格。所述指令控制所述计算系统以通过用基于不同于所述第一多面体的第二多面体的表面填充所述体积来生成所述第二多面体模型的第二多面体网格。所述指令控制所述计算系统以针对所述第二多面体网格的所述第二多面体的多个顶点中的每一个,基于所述第一多面体网格的第一多面体的邻近那个顶点的顶点的参数来对那个顶点的模型参数进行插值。在一些实施方案中,所述第一多面体是六面体,并且所述第二多面体是四面体。在一些实施方案中,所述第一多面体网

格具有原点,其中所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以在对所述模型参数进行插值之前将所述第二多面体网格映射到相同的原点。在一些实施方案中,所述第一多面体模型和所述第二多面体模型表示所述心脏的计算模型,并且所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以使用适于对具有第二多面体的网格进行操作的问题求解器来基于所述第二多面体模型生成所述电磁心脏的模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以从所述模型化电磁输出生成向量心动图。在一些实施方案中,所述第一多面体模型和所述第二多面体模型是几何模型(例如,心脏或躯干解剖结构的几何模型)。

[0268] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于将第一多面体模型转换成第二模型的方法。所述第一多面体模型具有第一多面体网格,其具有包含第一多面体的体积。所述第一多面体的每个顶点具有模型参数。所述方法从所述第一多面体生成所述第一多面体模型的表面的表示。针对第二模型的多个点中的每一个,所述方法基于所述第一多面体的被认为邻近那个顶点的顶点的参数来对那个顶点的模型参数进行插值。在一些实施方案中,所述第二模型是第二多面体模型,并且所述点是所述第二多面体模型的顶点。在一些实施方案中,所述第二模型由规则间隔的栅格点表示,并且这些点是栅格点。

[0269] 在一些实施方案中,提供一种由计算装置执行的用于生成体内电磁源的导出电磁数据的方法。所述方法访问所述电磁源的第一模型的随时间推移的模型化电磁输出。所述第一模型是基于指定第一解剖结构的第一源配置。所述模型化电磁输出是使用所述电磁源的计算模型生成的。所述计算模型用于基于模型来生成所述电磁源的随时间推移的模型化电磁输出,所述模型是基于源配置。所述方法访问所述电磁源的第二模型,所述第二模型是基于指定第二解剖结构的第二源配置。所述方法基于所述电磁源的所述第一模型的所述模型化电磁输出来生成所述电磁源的所述第二模型的导出电磁数据,从而将所述第一解剖结构与所述第二解剖结构之间的差异考虑在内。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述导出电磁数据是心动图。在一些实施方案中,所述心动图是向量心动图。在一些实施方案中,所述心动图是心电图。在一些实施方案中,模型的模型化电磁输出针对多个时间间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁网格的多个顶点中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,所述模型化电磁输出是电压解的集合。

[0270] 在一些实施方案中,提供一种用于生成心脏的心动图的计算系统。所述计算系统包括一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储所述心脏的第一心律失常模型的随时间推移的模型化电磁输出。所述第一心律失常模型是基于第一解剖结构。所述模型化电磁输出是使用心脏的计算模型生成的,所述计算模型用于基于心律失常模型来生成所述心脏的随时间推移的模型化电磁输出。所述一个或多个计算机可读存储介质存储基于第二解剖结构的第二心律失常模型。所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令,所述计算机可执行指令用于控制所述计算系统以基于所述第一心律失常模型的所述模型化电磁输出来生成所述第二心律失常模型的心动图,从而将所述第一解剖结构与所述第二解剖结构之间的差异考虑在内。所述计算系统包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。在一些实施方案中,所述心动图是向量心动图。在一些实施方案中,所述心动图是心电图。在一些实施方案中,心律失常模型的模型化电磁输出针对多个时间

间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁网格的多个顶点中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,所述模型化电磁输出是电压解的集合。

[0271] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于自举生成体内电磁源的模型化电磁输出的方法。所述方法访问第一模拟间隔的具有所述电磁源的第一源配置的第一模型的第一模型化电磁输出。所述第一模型化电磁输出是使用所述电磁源的计算模型生成的。所述方法将具有所述电磁源的第二源配置的第二模型的第二模型化电磁输出初始化为所述第一模拟间隔中的一个的第一模型化电磁输出。针对多个第二模拟间隔中的每一个,所述方法使用所述计算模型基于所述初始化第二模型化电磁输出来生成所述电磁源的所述第二模型的第二模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且基于所述心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置,所述第二源配置不同于所述第一源配置。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述第一模型和所述第二模型是心律失常模型。在一些实施方案中,模型的模型化电磁输出针对多个时间间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁网格的多个顶点中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,所述方法进一步地使用所述计算模型来针对多个所述第一模拟间隔中的每一个生成所述第一模型的所述第一模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述方法在第一模拟间隔的所述第一模型化电磁输出已稳定之后,将所述第二模型化电磁输出初始化为所述第一模拟间隔的所述第一模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述第一模型化电磁输出已稳定到一定节律。

[0272] 在一些实施方案中,提供一种用于自举生成心脏的模型化电磁输出的计算系统。所述计算系统包括一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储第一模拟间隔的所述心脏的第一心律失常模型的第一模型化电磁输出,所述第一模型化电磁输出是使用心脏的计算模型生成的。所述一个或多个计算机可读存储介质还存储计算机可执行指令,所述计算机可执行指令用于控制所述计算系统以:将所述心脏的第二心律失常模型的第二模型化电磁输出初始化为所述第一模拟间隔中的一个的第一模型化电磁输出;并且使用所述计算模型基于所述初始化第二模型化电磁输出来模拟所述第二心律失常模型的第二模型化电磁输出。所述计算系统还包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。在一些实施方案中,所述第一心律失常模型和所述第二心律失常模型是基于所述心脏内的不同瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置。在一些实施方案中,心律失常模型的模型化电磁输出针对多个时间间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁网格的多个顶点中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以针对多个第一模拟间隔中的每一个使用所述计算模型来生成所述第一心律失常模型的所述第一模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令控制所述计算系统以在第一模拟间隔的所述第一模型化电磁输出已稳定之后,将所述第二模型化电磁输出初始化为所述第一模拟间隔的所述第一模型化电磁输出。在一些实施方案中,所述第一模型化电磁输出已稳定到一定节律。

[0273] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于标识与从患者收集的电磁数据匹配的导出电磁数据的方法。所述电磁数据表示来自体内电磁源的电磁输出。所述方法针对所述电磁源的多个模型源配置中的每一个访问那个模型源配置到基于那个模型源配

置导出的电磁数据的映射。所述方法访问患者源配置,所述患者源配置表示患者体内的所述电磁源的源配置。所述方法标识与所述患者源配置匹配的模型源配置。所述方法从所标识模型源配置映射到的所述导出电磁数据标识与所述患者电磁数据匹配的导出电磁数据。在一些实施方案中,所述导出电磁数据是从使用所述电磁源的计算模型基于模型源配置生成的模型化电磁输出导出的。在一些实施方案中,模型源配置的模型化电磁数据针对多个时间间隔中的每一个包括电磁网格,所述电磁网格针对所述电磁源的多个位置中的每一个具有模型化电磁值。在一些实施方案中,所述方法进一步地在所标识模型源配置具有的解剖参数值与所述患者源配置的那个解剖参数的值不匹配时,基于那个模型源配置的所述模型化电磁输出和所述值的差来生成经调整导出电磁数据。在一些实施方案中,源配置包括配置参数,所述配置参数包括解剖参数和电生理参数。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述配置参数包括所述心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置、所述心脏的动作电位、所述心脏的传导率以及心律失常位置。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述解剖参数包括所述心脏的腔室的尺寸、所述心脏的壁厚以及所述心脏的取向。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且导出电磁数据是心动图。在一些实施方案中,模型源配置包括与所述电磁源的属性有关的病症参数,使得针对所述模型源配置的导出电磁数据是基于那个属性。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述属性是于心律失常。在一些实施方案中,所述标识与所述患者电磁数据匹配的导出电磁数据是基于Pearson相关系数、均方根误差等。在一些实施方案中,所述标识与所述患者电磁数据匹配的导出电磁数据是基于均方根误差。在一些实施方案中,源配置包括配置参数,所述模型源配置包括每个配置参数的值,并且所述患者源配置包括所述配置参数的仅适当子集的值。在一些实施方案中,所述导出电磁数据是基于所述电磁源的模型取向,并且所述方法还包括:当所述患者的所述电磁源的患者取向不同于所述模型取向时,所述标识所述导出电磁数据将所述模型取向与所述患者取向之间的差考虑在内。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述电磁数据是向量心动图,并且所述标识所述导出电磁数据包括:基于所述模型取向与所述患者取向之间的差生成旋转矩阵,并且基于所述旋转矩阵来旋转向量心动图。

[0274] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于基于患者电磁数据生成患者的分类的方法,所述患者电磁数据表示所述患者体内的电磁源的电磁输出。所述方法针对所述电磁源的模型源配置的多个集群(例如,组)中的每一个访问那个集群的分类器,所述分类器基于那个集群的所述模型源配置来训练以生成导出电磁数据的分类。所述方法访问患者源配置,所述患者源配置表示患者体内的所述电磁源的源配置。所述方法标识模型源配置与所述患者源配置匹配的集群。所述方法将用于所标识集群的分类器应用于所述患者电磁数据以生成所述患者的分类。在一些实施方案中,所述导出电磁数据是从使用所述电磁源的计算模型基于模型源配置生成的模型化电磁输出导出的。在一些实施方案中,源配置包括配置参数,所述配置参数包括解剖参数和电生理参数。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述配置参数包括所述心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置、所述心脏的动作电位以及所述心脏的传导率。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述解剖参数包括所述心脏的腔室的尺寸以及所述心脏的壁厚。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且导出电磁数据是心动图。在一些实施方案中,所述心动图是向量心动图。在一些实施方案中,基于余弦相似性,模型源配置与所述患者源配置匹配。在一些实施方案

中,所述方法进一步生成模型源配置的集群;并且针对所述集群中的每一个,针对那个集群中的所述模型配置源中的每一个,基于那个模型配置源来生成所述电磁源的模拟电磁输出;并从基于那个模型源配置的所述模拟电磁输出生成针对那个模型源配置的导出电磁数据。在一些实施方案中,源配置包括配置参数,所述模型源配置包括每个配置参数的值,并且所述患者源配置包括所述配置参数的仅适当子集的值。在一些实施方案中,所述导出电磁数据是基于所述电磁源的模型取向,并且所述方法进一步地在所述患者的所述电磁源的患者取向不同于所述模型取向时,基于所述模型取向与所述患者取向之间的差来调整所述患者电磁数据。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述分类是基于心律失常的源位置。

[0275] 在一些实施方案中,提供一种用于标识与从患者收集的患者心动图匹配的模型心动图的计算系统。所述计算系统包括一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质:针对心脏的多个模型源配置中的每一个存储那个模型源配置的模型化心动图;存储表示所述患者的心脏的患者源配置;并且存储计算机可执行指令,所述计算机可执行指令在被执行时控制所述计算系统以:标识与所述患者源配置匹配的模型源配置;并且从针对所标识模型源配置的所述模型化心动图标识与所述患者心动图匹配的那些模型化心动图。所述计算系统包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。在一些实施方案中,使用具有模型源配置的心脏的计算模型来从所述心脏的模型化电磁输出生成模型化心动图。在一些实施方案中,基于模型源配置与所述患者源配置的解剖参数的值的差来调整心动图。在一些实施方案中,所述模型源配置包括所述心脏内的瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置、所述心脏的动作电位、所述心脏的传导率以及心律失常位置。在一些实施方案中,所述模型源配置包括所述心脏的腔室的尺寸、所述心脏的壁厚以及所述心脏的取向。在一些实施方案中,源配置包括配置参数,所述模型源配置包括每个配置参数的值,并且所述患者源配置包括所述配置参数的仅适当子集的值。在一些实施方案中,模型化心动图是基于心脏的模型取向,并且当所述心脏的患者取向不同于所述模型取向时,所述标识模型化心动图将所述模型取向与所述患者取向之间的差考虑在内。

[0276] 在一些实施方案中,提供一种由一个或多个计算系统执行的用于生成患者分类器的方法,所述患者分类器用于对从体内电磁源的电磁输出导出的电磁数据进行分类。所述方法访问用于生成电磁源的电磁输出的分类的模型分类器。所述模型分类器具有基于训练数据学习的模型分类器权重,所述训练数据包括模型化导出电磁数据和模型分类。所述模型化导出电磁数据是从使用所述电磁源的计算模型生成的模型化电磁输出导出的,所述计算模型基于源配置来对所述电磁源的随时间推移的所述电磁输出进行模型化。所述方法访问患者训练数据,所述数据患者训练针对多个患者中的每一个包括患者导出的电磁数据和那个患者的患者分类。所述方法基于所述模型分类器权重来将所述患者分类器的患者分类器权重初始化。所述方法用所述患者训练数据和所述初始化患者分类器权重来训练所述患者分类器。在一些实施方案中,所述分类器是卷积神经网络。在一些实施方案中,所述卷积神经网络输入一维图像。在一些实施方案中,所述模型分类器是使用训练数据训练的,所述训练数据包括从基于被标识为与所述患者的源配置相似的源配置生成的模型化电磁输出导出的模型化导出电磁数据。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,源配置表示所述心脏

的解剖参数和电生理参数,所述模型化电磁输出表示所述心脏的激活,并且所述导出电磁数据是基于体表测量结果。在一些实施方案中,电生理参数是基于心脏病症,所述心脏病症选自自由以下但不限于以下组成的组:不适当窦性心动过速、房性异位心律、交界性心律、室性逸搏心律、心房颤动、心室纤颤、局灶性房性心动过速、心房微折返、室性心动过速、心房扑动、室性早搏、房性早搏、房室结折返心动过速、房室折返性心动过速、永久性交界性往复性心动过速和交界性心动过速。在一些实施方案中,所述电磁数据是心动图。在一些实施方案中,所述分类是源位置。在一些实施方案中,患者的患者导出电磁数据是从那个患者的电磁源的患者电磁输出导出的。在一些实施方案中,所述方法进一步接收目标患者的目标患者导出电磁数据,并且将所述患者分类器应用于所述目标患者导出电磁数据以生成所述目标患者的分类。

[0277] 在一些实施方案中,提供一种由一个或多个计算系统执行的用于对目标患者的患者导出电磁数据进行分类的方法。所述患者导出电磁数据是从所述患者的体内电磁源的患者电磁输出导出的。所述方法访问患者分类器以生成所述电磁源的患者导出电磁数据的分类。所述分类器是使用模型分类器的权重和患者训练数据训练的,所述模型分类器是使用模型化导出电磁数据和模型分类训练的。所述模型化导出电磁数据是从模型化电磁输出生成的。所述模型化电磁输出是使用所述电磁源的计算模型来针对多个源配置生成的。所述患者训练数据包括患者导出电磁数据和患者分类。所述方法接收所述目标患者的所述患者导出电磁数据,并且将所述患者分类器应用于所接收患者导出电磁数据以生成所述目标患者的患者分类。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,源配置表示所述心脏的解剖参数和电生理参数,所述模型化电磁输出表示所述心脏的激活,并且所述导出电磁数据是基于体表测量结果。

[0278] 在一些实施方案中,提供一种用于生成患者分类器的计算系统,所述患者分类器用于对心动图进行分类。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以将所述患者分类器的患者分类器权重初始化为模型分类器的模型分类器权重。所述模型分类器基于模型化心动图来训练,所述模型化心动图基于应用于模型心脏配置的所述心脏的计算模型生成。所述指令控制所述计算系统以用所述患者训练数据和所述初始化患者分类器权重来训练所述患者分类器,所述患者训练数据针对多个患者中的每一个包括那个患者的患者心动图和患者分类。在一些实施方案中,所述模型分类器和所述患者分类器是卷积神经网络。在一些实施方案中,所述卷积神经网络输入一维图像。在一些实施方案中,所述模型分类器和所述患者分类器是神经网络。在一些实施方案中,所述模型分类器是使用模型化心动图训练的,所述模型化心动图基于与所述患者的患者心脏配置相似的模型心脏配置生成。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以针对相似患者的多个集群基于患者训练数据来训练集群患者分类器,所述患者训练数据包括那个集群中的患者的心动图和患者配置。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以基于患者的患者心脏配置的比较来标识相似患者。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以基于所述患者的心动图的比较来标识相似患者。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进

一步控制所述计算系统以：标识与目标患者相似的相似患者的集群，并且将那个所标识集群的集群患者分类器应用于所述目标患者的目标患者心动图以生成所述目标患者的目标患者分类。

[0279] 在一些实施方案中，提供一种由计算系统执行的用于基于目标患者的目标心动图来生成所述目标患者的分类的方法。所述方法基于包括患者的心动图的患者训练数据并且基于来自模型分类器的转移来生成患者分类器，所述模型分类器是基于包括模型化心动图的模型训练数据生成的。所述模型化心动图是基于所述心脏的计算模型以及模型心脏配置生成的。所述方法将所述患者分类器应用于所述目标心动图以生成所述目标患者的目标分类。

[0280] 在一些实施方案中，提供一种由一个或多个计算系统执行的用于生成患者特定模型分类器的方法，所述患者特定模型分类器用于对从体内电磁源的电磁输出导出的导出电磁数据进行分类。所述方法标识与目标患者相似的模型。针对每个所标识模型，所述方法应用所述电磁源的计算模型以基于那个模型的模型源配置来生成所述电磁源的模型化电磁输出；从那个模型的所生成模型化电磁输出导出模型化导出电磁数据；并且为那个模型生成标记。所述方法使用所述模型化导出电磁数据和所生成标记用作训练数据来训练所述患者特定模型分类器。在一些实施方案中，所述分类器是输入一维图像的卷积神经网络。在一些实施方案中，所述模型与所述目标患者之间的相似性是基于源配置。在一些实施方案中，所述模型与所述目标患者之间的相似性是基于导出电磁数据。在一些实施方案中，所述电磁源是心脏，源配置表示所述心脏的解剖参数和电生理参数，所述模型化电磁输出表示所述心脏的激活，并且所述导出电磁数据是基于体表测量结果。在一些实施方案中，所述电磁数据是心动图。在一些实施方案中，所述标记表示所述电磁源的病症的源位置。在一些实施方案中，所述训练是基于来自模型分类器的转移，所述模型分类器是基于包括模型化导出电磁数据和模型源配置的模型训练数据生成的，所述模型化导出电磁数据是基于所述电磁源的计算模型生成的。在一些实施方案中，所述方法进一步地针对相似目标患者的多个集群中的每一个，基于与那个集群中的所述目标患者相似的模型的导出电磁数据来训练集群特定模型分类器。在一些实施方案中，所述方法进一步标识目标患者与另一位目标患者相似的集群，并且将那个所标识集群的集群特定模型分类器应用于所述另一位目标患者的所述目标患者导出电磁数据以为所述另一位目标患者生成目标患者标记。在一些实施方案中，所述方法进一步基于目标患者的患者源配置的比较来标识目标患者的集群。在一些实施方案中，所述方法进一步基于目标患者的患者导出电磁数据的比较来标识目标患者的集群。

[0281] 在一些实施方案中，提供一种用于生成患者特定模型分类器的计算系统，所述患者特定模型分类器用于对目标患者的心动图进行分类。所述计算系统包括：一个或多个计算机可读存储介质，所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令；以及一个或多个处理器，所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以：标识与所述目标患者相似的模型；并且基于包括模型化心动图和所标识模型的模型分类的训练数据来训练所述患者特定模型分类器。所述模型化心动图是使用所述心脏的计算模型基于所标识模型的模型心脏配置生成的。在一些实施方案中，所述模型分类表示心脏病症的源位置。在一些实施方

案中,所述训练所述患者特定模型分类器是基于来自模型分类器的转移,所述模型分类器是基于包括模型化心动图的模型训练数据生成的。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算机系统以:针对相似目标患者的多个集群中的每一个,基于训练数据来训练集群特定模型分类器,所述训练数据包括模型化心动图以及与那个集群中的目标患者相似的模型的模型分类。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算机系统以:标识目标患者与另一位目标患者相似的集群,并且将那个所标识集群的集群特定模型分类器应用于所述另一位目标患者的目标患者心动图以生成所述另一位目标患者的目标患者分类。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令控制所述计算机系统以基于目标患者的患者心脏配置的比较来标识相似目标患者的集群。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令控制所述计算机系统以基于目标患者的患者心动图的比较来标识相似目标患者的集群。

[0282] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于生成电磁源的表示的方法。所述方法标识与患者的患者导出电磁数据匹配的模型化导出电磁数据。所述模型化导出电磁数据是从使用所述电磁源的计算模型生成的所述电磁源的模型化电磁输出导出的。所述模型化电磁输出针对多个时间间隔中的每一个针对所述电磁源的位置具有电磁值。所述方法标识从其导出匹配模型导出电磁数据的模型化电磁输出内的周期。针对所述电磁源的多个显示位置中的每一个,所述方法基于所标识周期的所述模型化电磁输出的所述电磁值来生成那个显示位置的显示电磁值。所述方法生成所述电磁源的显示表示,所述显示表示针对所述多个显示位置中的每一个包括那个显示位置的所述显示电磁值的视觉表示。在一些实施方案中,所述显示表示具有基于所述患者的所述电磁源的解剖参数的几何形状。在一些实施方案中,显示电磁值的视觉表示是基于所述显示电磁值的大小的阴影。在一些实施方案中,显示电磁值的视觉表示是基于所述显示电磁值的大小选择的颜色。在一些实施方案中,显示电磁值的视觉表示是基于所述显示电磁值的大小的颜色的强度。在一些实施方案中,所述显示电磁值是基于周期开始时的所述电磁值与周期结束时的所述电磁值之间的差。在一些实施方案中,所述方法进一步地针对所标识周期的多个显示间隔中的每一个,生成并输出那个显示间隔的显示表示。在一些实施方案中,按顺序输出所述显示表示以显示出所述电磁源的随时间推移的激活。在一些实施方案中,当导出电磁数据的多个实例与所述患者导出的电磁数据匹配时,所述针对显示位置生成显示电磁值是基于从其导出所述模型化导出电磁数据的匹配实例的所述模型化电磁输出的所述电磁值的组合。在一些实施方案中,所述组合是基于所述匹配的接近度加权的平均值。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏。

[0283] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于生成心脏的表示的方法。所述方法标识与患者的心动图相似的模型化心动图。针对所述心脏的多个显示位置中的每一个,所述方法基于从其导出所述模型化心动图的心脏的模型化电磁输出的电磁值来生成那个显示位置的显示电磁值。所述模型化电磁输出是使用所述心脏的计算模型生成的。所述方法生成所述心脏的显示表示,所述显示表示针对所述多个显示位置中的每一个包括那个显示位置的所述显示电磁值的视觉表示。在一些实施方案中,所述显示表示具有基于所述患者的所述心脏的解剖参数的几何形状。在一些实施方案中,显示电磁值的视觉表示是基于所述显示电磁值的大小的颜色的强度。在一些实施方案中,所述所显示电磁值是基于所

述模型化电磁输出内的模型周期开始时的所述电磁值与所述模型周期结束时的所述电磁值之间的差。在一些实施方案中,所述模型周期基于与所述心动图内的患者周期的相似性来选择。在一些实施方案中,所述方法进一步地针对所述模型化电磁输出的多个显示间隔中的每一个,生成并输出那个显示间隔的显示表示。在一些实施方案中,按顺序输出所述显示表示以示出所述电磁源的随时间推移的激活。

[0284] 在一些实施方案中,提供一种用于显示患者的心脏的电激活的表示的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以标识与所述患者的心动图相似的模型化心动图。所述指令控制所述计算系统以生成所述心脏的显示表示,所述显示表示针对所述心脏的多个显示位置中的每一个包括那个显示位置的显示值的视觉表示。所述显示值是基于从其导出所述模型化心动图的心脏的模型化电磁输出。所述模型化电磁输出是使用所述心脏的计算模型生成的。所述指令控制所述计算系统以显示所述显示表示。在一些实施方案中,所述显示表示具有基于所述患者的所述心脏的解剖参数的几何形状。

[0285] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于生成由体内电磁源生成的电磁力的表面表示的方法。所述方法访问表示所述电磁力的随时间推移的大小和方向的向量序列。所述向量是相对于原点的。针对每对相邻向量,所述方法基于所述原点和所述向量对来标识区域;生成所述区域的区域表示;并且显示所述区域的所生成区域表示。在一些实施方案中,所述方法显示所述电磁源的表示,使得所显示区域表示在视觉上是从所述电磁源发出。在一些实施方案中,所述原点在所述电磁源内。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏,并且所述向量序列是向量心动图。在一些实施方案中,所述电磁力具有周期,并且周期的区域表示形成那个周期的表面表示,并且所述方法进一步同时显示多个周期的表面表示。在一些实施方案中,按顺序显示所生成区域表示以示出所述电磁力的随时间推移的变化。

[0286] 在一些实施方案中,提供一种用于显示向量心动图的表示的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述计算系统以:生成所述向量心动图的一部分的表面表示,其中所述表面表示由表示所述心动图的所述部分的向量的x、y和z值的点界定;并且显示所生成表面表示。在一些实施方案中,所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以显示从其导出所述向量心动图的所述心脏的表示,使得所显示表面表示在视觉上是从所述心脏的所显示表示发出。在一些实施方案中,所述向量是相对于所述心脏内的原点的。在一些实施方案中,所述向量心动图具有周期,并且所述计算机可执行指令进一步控制所述计算系统以同时显示多个周期的表面表示。在一些实施方案中,增量地显示所生成表面表示以示出所述向量心动图的随时间推移的变化。在一些实施方案中,在逐区域基础上显示所述表面表示。

[0287] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于标识与患者心动图相似的模拟心动图的方法。所述模拟心动图是基于模拟起搏生成的,并且所述患者心动图是基于患

者的患者起搏生成的。所述方法标识模拟起搏与所述患者起搏相似的第一模拟心动图。所述方法从所述第一模拟心动图标识基于模拟心脏生成的第二模拟心动图,所述模拟心脏具有与患者心脏的患者取向相似的模拟取向;所述方法从所述第二模拟心动图标识第三模拟心动图,所述第三模拟心动图表示与由所述患者心动图表示的动作电位相似的动作电位。所述方法从所述第三模拟心动图标识校准模拟心动图,所述校准模拟心动图表示与由所述患者心动图表示的传导速度相似的传导速度。在一些实施方案中,所述方法用在生成每个校准模拟心动图时使用的配置参数来标记那个校准模拟心动图。所述方法用所述校准模拟心动图和所述标记作为训练数据来训练分类器。在一些实施方案中,所述方法将所训练分类器应用于所述患者心动图以标识所述患者的所述配置参数。在一些实施方案中,所述心动图是心电图。在一些实施方案中,所述心动图是向量心动图。在一些实施方案中,起搏包括起搏位置和起搏率。在一些实施方案中,动作电位的相似性是基于在大小和持续时间上归一化的心动图。在一些实施方案中,传导速度的相似性是基于在大小上归一化的心动图。在一些实施方案中,所述模拟心动图是从基于与所述患者的患者结构性疾病相似的模拟结构性疾病生成的模拟心动图的集合标识的。在一些实施方案中,所述模拟心动图是基于模拟心动图的心脏几何形状与所述患者的患者心脏几何形状的相似性而从模拟心动图的集合标识的。在一些实施方案中,取向的相似性是基于与所述患者的患者心脏向量相似的模拟心脏向量,所述患者心脏向量即心脏位置处的心动周期阶段的心脏向量。在一些实施方案中,所述模拟心动图是从基于与所述患者的患者疾病底物相似的模拟疾病底物生成的模拟心动图的集合标识的。

[0288] 在一些实施方案中,提供一种由计算系统执行的用于标识与患者心动图相似的模拟心动图的方法。所述方法基于形态来确定模拟心动图与所述患者心动图的形态相似性。所述方法基于形态相似性来标识相似模拟心动图。在一些实施方案中,所述确定形态相似性包括:基于取向来确定模拟心动图与所述患者心动图的取向相似性;以及确定模拟心动图与所述患者心动图的电生理相似性。在一些实施方案中,所述方法确定模拟心动图与所述患者心动图的起搏相似性,其中所述标识进一步基于起搏相似性。在一些实施方案中,所述电生理相似性是基于动作电位相似性和传导速度相似性。在一些实施方案中,所述方法使用训练数据来训练分类器,所述训练数据包括用配置参数标记的所标识相似模拟心动图。在一些实施方案中,所述方法确定模拟心动图与所述患者心动图的心脏几何形状相似性,其中所述标识进一步基于心脏几何形状相似性。在一些实施方案中,所述心脏几何形状相似性是基于结构性疾病相似性和测量结果相似性。在一些实施方案中,所述方法确定模拟心动图与所述患者心动图的疾病底物相似性,其中所述标识进一步基于疾病底物相似性。

[0289] 在一些实施方案中,提供一种或多种由计算系统执行的用于标识与患者心动图相似的模拟心动图的方法。所述一种或多种计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质用于存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令控制所述一种或多种计算系统以:基于取向来确定模拟心动图与所述患者心动图的取向相似性;确定模拟心动图与所述患者心动图的电生理相似性;并且基于取向相似性和电生理相似性来标识相似模拟心动图。在一些实施方案中,所述计

计算机可执行指令进一步控制所述一种或多种计算系统以：确定所述模拟心动图与所述患者心动图的疾病底物相似性，并且标识相似模拟心动图进一步基于疾病底物相似性。在一些实施方案中，所述计算机可执行指令进一步控制所述一种或多种计算系统以确定所述模拟心动图与所述患者心动图的起搏相似性，并且标识相似模拟心动图进一步基于起搏相似性。在一些实施方案中，所述电生理相似性是基于动作电位相似性和传导速度相似性。在一些实施方案中，所述动作电位相似性是基于在大小和持续时间上归一化的心动图，并且所述传导速度相似性是基于在大小上归一化的心动图。在一些实施方案中，所述计算机可执行指令进一步控制所述一种或多种计算系统以使用训练数据来训练分类器，所述训练数据包括用配置参数标记的所标识相似模拟心动图。

[0290] 在一些实施方案中，提供一种由计算系统执行的用于将模拟心动图映射到患者的患者心动图的方法。所述方法基于配置参数和起搏位置来标识与所述患者心动图匹配的模拟心动图。所述方法训练将所标识模拟心动图映射到所述患者心动图的映射函数。所述方法将所训练映射函数应用于模拟心动图以生成变换模拟心动图。在一些实施方案中，所述方法基于所述变换模拟心动图来训练患者特定模型分类器。

[0291] 在一些实施方案，提供一种由一个或多个计算机系统执行的用于校准模拟向量心动图（“VCG”）相对于患者VCG的取向的方法。所述方法显示所述模拟VCG的表示和所述患者VCG的表示。所述方法从用户接收旋转所显示表示中的一个的指示。所述方法从所述用户接收所旋转表示与另一个表示对准的指示。所述方法基于所述所旋转表示的旋转来生成变换矩阵。在一些实施方案中，所述表示显示在躯干内。在一些实施方案中，所述模拟VCG的表示与基于与所述模拟VCG相关联的心脏几何形状的心脏的表示一起显示。

[0292] 在一些实施方案中，提供一种由计算系统执行的用于标识与患者的电磁源的患者电磁输出相似的电磁源的模拟电磁输出的方法。所述模拟电磁输出是基于所述电磁源的模拟起搏生成的。所述患者电磁输出是基于所述患者的所述电磁源的患者起搏生成的。所述方法标识模拟起搏与所述患者起搏相似的起搏相似的模拟电磁输出。所述方法标识基于模拟配置参数与所述患者的所述电磁源的患者配置参数相似的模拟电磁源生成的配置相似的模拟电磁输出。所述方法标识表示与由所述患者电磁源表示的动作电位相似的动作电位的动作电位相似的模拟电磁输出。所述方法从所标识的起搏相似的、配置相似的以及动作电位相似的模拟心动图标识表示与由所述患者电磁输出表示的传导速度相似的传导速度的校准模拟电磁输出。在一些实施方案中，所述患者起搏是使用从所述电磁源内部施用电磁脉冲的侵入式起搏装置执行的。在一些实施方案中，所述侵入式起搏装置是导管。在一些实施方案中，所述患者起搏是使用从所述电磁源外部施用电磁脉冲的非侵入式起搏装置执行的。在一些实施方案中，所述非侵入式起搏装置生成电磁场以使所述患者的所述电磁源起搏。在一些实施方案中，所述非侵入式起搏装置是磁共振扫描仪。在一些实施方案中，所标识校准模拟电磁输出是起搏相似的、配置相似的且动作电位相似的电磁输出。

[0293] 提供一种由一个或多个计算系统执行的用于标识患者的EM源的潜在消融图案的方法。所述方法访问所述EM源的患者EM输出。所述方法标识非消融图案模拟的非消融图案信息。所述非消融图案信息是基于所述非消融图案模拟的模拟EM输出与所述患者EM输出的相似性来标识的。所述方法基于非消融图案信息和与消融图案模拟相关联的消融图案信息的相似性来标识消融图案。所述方法输出所标识消融图案的指示作为所述患者的所述EM源

的所述潜在消融图案。在一些实施方案中,所述EM源是心脏,并且所述潜在消融图案用于治疗所述患者的心律失常。在一些实施方案中,所述相似性是基于与非消融图案模拟相关联的映射信息到所标识消融图案的映射。在一些实施方案中,所述映射信息包括所述模拟EM输出。在一些实施方案中,所述映射是直接映射。在一些实施方案中,所述映射是间接映射。在一些实施方案中,所述非消融图案信息包括所述非消融图案模拟的非消融图案源配置,并且所述消融图案信息包括所述消融图案模拟的消融图案源配置。在一些实施方案中,将所标识消融图案的所述指示输出到消融装置。在一些实施方案中,所述消融装置是立体定向身体放射治疗装置。在一些实施方案中,显示所标识消融图案的所述指示。在一些实施方案中,将所标识消融图案叠加在所述EM源的图像上。在一些实施方案中,所述图像是基于作为消融程序的一部分收集的解剖参数。在一些实施方案中,所述方法进一步从模拟的校准集合标识所述非消融图案模拟。

[0294] 在一些实施方案中,提供一种由一个或多个计算系统执行的用于生成映射函数的方法,所述映射函数用于将患者的患者信息映射到用于治疗所述患者的心律失常的消融图案。所述方法访问消融图案模拟。每个消融图案模拟是基于模拟源配置和消融图案而生成的。所述模拟源配置包括模拟源位置。针对每个消融图案模拟,所述方法生成模拟特征向量,所述模拟特征向量包括基于所述模拟源配置而不是基于所述模拟源位置的特征以及基于从基于所述模拟源配置而不是基于消融图案的非消融图案模拟生成的模拟心动图的特征;并且进一步用所述模拟源位置和那个消融图案模拟的所述消融图案来标记所述模拟特征向量。所述方法使用所述特征向量和标记作为训练数据来训练分类器。在一些实施方案中,所述方法进一步生成患者特征向量,所述患者特征向量具有基于所述患者的患者源配置而不是基于源位置的特征以及基于所述患者的患者心动图的特征;并且进一步将所述分类器应用于所述患者特征向量以标识源位置和用于治疗所述患者的消融图案。在一些实施方案中,所述方法进一步输出所标识源位置和用于治疗所述患者的所标识消融图案的指示。在一些实施方案中,使用立体定向身体放射疗法来治疗所述患者。

[0295] 在一些实施方案中,提供一种或多种用于标识患者的心脏的消融图案的计算系统。所述一种或多种计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令在被执行时控制所述一种或多种计算系统以标识从非消融图案模拟的模型库中的非消融图案模拟生成的模拟心动图。每个非消融图案模拟是基于所述心脏的计算模型和包括模拟源位置的心脏配置生成的。所述指令在被执行时控制所述一种或多种计算系统以标识消融图案和与所述模拟心动图相关联的模拟源位置,所述消融图案与消融图案模拟相关联,所述消融图案模拟是基于所述心脏的计算模型、基于包括源位置的心脏配置、并且基于所标识消融图案生成的,所标识消融图案是基于所标识模拟心动图到所标识消融图案的映射来标识的。所述指令在被执行时控制所述一种或多种计算系统以基于所标识模拟源位置和所标识消融图案来引导对所述患者的消融治疗。在一些实施方案中,所述消融治疗用于治疗心律失常。在一些实施方案中,所述用于引导消融治疗的计算机可执行指令将所标识模拟源位置和所标识消融图案的指示输出给消融装置。在一些实施方案中,所述消融装置是立体定向身体放射治疗装置。在一些实施方案中,所述消融装置是神经调节装置。在一些实

施方案中,所述用于引导消融治疗的计算机可执行指令显示所述心脏配置的所标识模拟源位置和所标识消融图案的指示。在一些实施方案中,所述用于标识消融图案的计算机可执行指令标识多个消融图案,并且所述用于引导消融治疗的指令输出所标识模拟源位置和所标识消融图案的指示。在一些实施方案中,所述心脏配置包括从作为所述消融治疗的一部分收集的所述患者的图像导出的解剖参数。

[0296] 在一些实施方案中,一种治疗患者的心脏的方法。所述方法包括:标识所述患者的所述心脏内的源位置以及消融图案。所述标识是基于消融图案模拟。每个消融图案模拟是基于源位置(例如,转子位置)和消融图案。所述标识是基于所述患者的患者心动图。所述方法包括:基于所标识源位置来将神经调节装置定位在所述心脏的目标部位处。所述方法包括:使用所述神经调节装置基于所标识消融图案向所述心脏的所述目标部位施加能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置是消融导管,并且向所述目标部位施加能量包括施加消融所述目标部位处的神经或心肌结构的射频能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置是冷冻消融导管,并且向所述目标部位施加能量包括施加冷冻消融所述目标部位处的神经或心肌结构的冷却能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置包括可植入脉冲发生器,并且向所述目标部位施加能量包括向所述目标部位处的神经或心肌结构施加电能。在一些实施方案中,所述神经调节装置包括立体定向身体放射治疗装置,并且向所述目标部位施加能量包括向所述目标部位处的神经或心肌结构施加辐射。

[0297] 在一些实施方案中,提供一种治疗患者的方法。所述方法包括:通过引导计算系统标识与所述患者的患者心动图相似的模拟心动图来标识所述患者的所述心脏内的心律失常的源位置以及消融图案,所述模拟心动图是从非消融图案模拟的模型库中的非消融图案模拟生成的。每个非消融图案模拟是基于所述心脏的计算模型和包括模拟源位置的模拟心脏配置生成的。模拟的每个心脏配置映射到基于所述模拟生成的模拟心动图。所述标识所述源位置进一步引导所述计算系统基于所标识模拟心动图来标识模拟源位置和消融图案。所述模拟源位置和所述消融图案用于生成消融图案模拟。所述消融图案模拟是基于所述心脏的所述计算模型、基于包括所述模拟源位置的所述心脏配置、并且基于所述消融图案生成的。所述方法包括:基于所标识模拟源位置来将神经调节装置定位在所述目标部位处;以及使用所述所定位神经调节装置来基于所标识消融图案施加能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置是立体定向身体放射治疗装置,所述定位包括计算系统向所述立体定向身体放射治疗装置发送指令。在一些实施方案中,所述方法包括:从由所述立体定向放射治疗装置收集的图像标识所述患者的解剖参数。在一些实施方案中,所述神经调节装置是消融导管,并且施加能量包括施加消融所述目标部位处的神经或心肌结构的射频能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置是冷冻消融导管,并且施加能量包括施加冷冻消融所述目标部位处的神经或心肌结构的冷却能量。在一些实施方案中,所述神经调节装置包括可植入脉冲发生器,并且施加能量包括向所述目标部位处的神经或心肌结构施加电能。

[0298] 在一些实施方案中,提供一种治疗患者的方法。所述方法包括:通过引导计算系统标识与所述患者的患者心动图相似的模拟心动图来标识所述患者的所述心脏内的心律失常的源位置。所述模拟心动图是从模拟的模型库中的模拟生成的。每个模拟是基于所述心脏的计算模型和包括模拟源位置的模拟心脏配置生成的。模拟的每个心脏配置映射到基于那个模拟生成的模拟心动图。所述方法进一步引导计算系统标识用于生成从其生成所标识

模拟心动图的所述模拟的模拟心脏配置的模拟源位置。所述方法包括：基于所标识模拟源位置来将神经调节装置定位在目标部位处。所述方法包括：使用所定位神经调节装置向所述目标部位施加能量。

[0299] 在一些实施方案中，一种用于生成心脏的电激活的模拟的模型库的方法。所述方法包括：访问包括模拟源位置和消融图案的模拟心脏配置。针对每个模拟心脏配置，所述方法包括：基于所述模拟心脏配置运行模拟。所述方法包括：在所述模拟未导致心律失常时将所述模拟指定为成功。在一些实施方案中，所述方法包括：将用于生成成功模拟的模拟心脏配置的消融图案映射到基于根据不包括消融图案的模拟心脏配置的模拟生成的模拟心动图。

[0300] 在一些实施方案中，提供一种由计算系统执行的用于存储消融程序的结果的方法。所述方法应用计算定标程序以标识患者的心脏的消融目标。所述计算定标程序是基于心动图到心律失常的源位置的映射。所述计算定标程序输入所述患者的心动图并输出所述源位置作为所述消融目标。所述方法接收基于所标识消融目标对所述患者执行的所述消融程序的所述结果。所述方法生成所述消融程序的所述结果的消融程序记录。所述消融程序记录标识患者和所述消融程序中的相关方，并且包括对所述消融程序的所述结果的引用。所述方法发布所述消融程序记录以用于记录在分布式分类账中以供许可方访问。在一些实施方案中，分布式分类账是区块链。在一些实施方案中，一个或多个相关方存储所述消融程序的所述结果和所述患者的电子病历。在一些实施方案中，存储所述消融程序的所述结果的相关方控制一方对所述结果的访问。在一些实施方案中，所述消融程序是在所述患者的消融研究期间对所述患者执行的多个消融程序中的一个，并且所述患者的所述消融程序记录存储在所述分布式分类账的同一区块中。在一些实施方案中，所述分布式分类账的每个区块存储仅一位患者的消融程序记录。在一些实施方案中，所述方法进一步基于所述分布式分类账的挖掘器的挖掘活动而向所述挖掘器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中，所述方法进一步基于所述挖掘活动而向所述挖掘器提供代币，并用所述代币交换对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中，所述分布式分类账是区块链，并且所述方法还包括：基于权益证明共识算法来选择用于挖掘区块的挖掘器。在一些实施方案中，所述计算定标程序包括应用输入所述患者的所述心动图并输出所述源位置的分类器，所述分类器是使用所述映射作为训练数据训练的。在一些实施方案中，所述映射是使用所述心脏的计算模型生成的，所述计算模型基于包括源位置的心脏配置来对所述心脏的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中，所述映射包括从患者收集的心动图。在一些实施方案中，所述方法进一步基于贡献器提供用于训练所述分类器的计算资源而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中，所述计算定标程序包括标识所述映射的与所述患者的所述心动图相似的心动图，并且选择所标识映射的源位置作为所述消融目标。在一些实施方案中，所述映射是使用所述心脏的计算模型生成的，所述计算模型基于包括源位置的心脏配置来对所述心脏的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中，映射包括从患者收集的心动图。在一些实施方案中，所述映射是使用所述心脏的计算模型生成的，所述计算模型基于包括源位置的心脏配置来对所述心脏的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中，所述方法进一步基于贡献器提供用于生成所述映射的计算资源而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中，映射

包括从患者收集的心动图。在一些实施方案中,所述方法进一步基于贡献器提供从患者收集的心动图而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。

[0301] 在一些实施方案中,一种用于存储对患者执行的程序的结果的计算系统。所述计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质用于存储计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在所述一个或多个计算机可读存储介质中的所述计算机可执行指令。所述指令在被执行时控制所述计算系统以执行如下操作。所述计算系统接收基于程序目标对所述患者的电磁源执行的所述程序的所述结果。所述程序目标是通过应用计算定标程序标识的,所述计算定标程序输入从所述患者的所述电磁源导出的电磁数据并输出程序目标。所述计算系统生成程序记录,所述程序记录包括对所述程序的所述结果的引用。所述计算系统将所述程序记录发布在分布式分类账中以供许可方访问。在一些实施方案中,分布式分类账是区块链。在一些实施方案中,所述程序是在所述患者的程序研究期间对所述患者执行的多个程序中的一个。在一些实施方案中,所述程序是在所述患者的研究期间对所述患者执行的多个程序中的一个,并且所述患者的所述程序记录存储在所述分布式分类账的同一区块中。在一些实施方案中,所述计算系统进一步基于所述分布式分类账的挖掘器的挖掘活动而向所述挖掘器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中,所述指令进一步基于所述挖掘活动而向所述挖掘器提供代币,并用所述代币交换对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中,其中所述计算定标程序包括应用输入所述患者的所述电磁数据并输出所述目标位置的分类器的指令,所述分类器是使用所述映射作为训练数据训练的。在一些实施方案中,所述映射是使用所述电磁源的计算模型生成的,所述计算模型基于包括源位置的电磁源配置来对所述电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中,所述映射包括从患者收集的电磁数据。在一些实施方案中,所述计算系统进一步基于贡献器提供用于训练所述分类器的计算资源而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中,所述计算定标程序包括标识所述映射的与所述患者的所述电磁输出相似的电磁输出,并且选择所标识映射的源位置作为所述程序目标。在一些实施方案中,所述映射是使用所述电磁源的计算模型生成的,所述计算模型基于包括源位置的电磁源配置来对所述电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中,所述映射包括从患者收集的电磁数据。在一些实施方案中,所述映射是使用所述电磁源的计算模型生成的,所述计算模型基于包括源位置的电磁配置来对所述电磁源的随时间推移的电磁输出进行模型化。在一些实施方案中,所述计算系统进一步基于贡献器提供用于生成所述映射的计算资源而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。在一些实施方案中,所述映射包括从患者收集的电磁数据。在一些实施方案中,所述计算系统进一步基于贡献器提供从患者收集的电磁数据而向所述贡献器提供对所述计算定标程序的访问。

[0302] 在一些实施方案中,提供一种由一个或多个计算系统执行的用于标识与患者的患者电磁源的患者电磁数据相似的电磁源的模拟电磁数据的方法。所述模拟电磁数据是基于所述电磁源的模拟起搏位置生成的,并且所述患者电磁数据是基于所述患者电磁源的患者起搏位置生成的。所述方法标识模拟起搏位置与所述患者起搏位置相似的模拟电磁数据。所述方法标识基于与所述患者的所述电磁源的患者配置参数相似的模拟配置参数生成的模拟电磁数据。所述方法标识基于与所述患者的患者动作电位相似的模拟动作电位生成的

模拟电磁数据。所述方法标识基于与所述患者的患者传导速度相似的模拟传导速度生成的模拟电磁数据。所述方法基于所标识模拟电磁数据生成模拟电磁数据的校准集合。在一些实施方案中,所述方法标识与所述患者的患者电磁数据相似的模拟电磁数据。在一些实施方案中,起搏引线与从所述电磁源内部施用电磁脉冲的侵入式起搏装置放置在一起。在一些实施方案中,所述侵入式起搏装置是导管、可植入心脏复律器或起搏器。在一些实施方案中,所述患者起搏是使用从所述电磁源外部施用电磁脉冲的非侵入式起搏装置执行的。在一些实施方案中,所述非侵入式起搏装置生成电磁场以使所述患者的所述电磁源起搏。在一些实施方案中,所述非侵入式起搏装置是磁共振装置。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏。

[0303] 在一些实施方案中,提供一种用于标识与患者的患者电磁源的模拟电磁数据相似的患者电磁数据的方法。所述方法针对所述患者电磁源的多个患者起搏位置中的每一个包括:通过向所述起搏位置发送电磁脉冲来使所述患者电磁源起搏,以及在所述起搏期间收集所述患者电磁数据。所述方法包括:将患者起搏位置和在于患者起搏位置处进行起搏时收集的患者电磁数据提交给生成模拟的校准集合的一个或多个计算装置。所述一个或多个计算装置基于所述模拟与所述患者的起搏位置、源配置、动作电位、传导速度和患者电磁数据之间的相似性来标识所述电磁源的模拟的模型库的模拟。所标识模拟形成所述模拟的校准集合。在一些实施方案中,所述方法包括:将所述患者的患者心动图提交给所述一个或多个计算装置,并基于所述模拟心动图与所述患者心动图之间的相似性而接收所述校准集合中的模拟的源配置参数的指示。在一些实施方案中,所述方法包括:针对每个患者起搏位置,在所述患者起搏位置处放置起搏引线,其中所述电磁脉冲通过所述起搏引线来发送。在一些实施方案中,所述放置起搏引线是使用从所述患者电磁源内部施用电磁脉冲的侵入式起搏装置执行的。在一些实施方案中,其中所述侵入式起搏装置是导管、可植入心脏复律器或起搏器。在一些实施方案中,所述电磁源是心脏。在一些实施方案中,所述电磁脉冲是通过非侵入式起搏装置生成的。在一些实施方案中,所述非侵入式起搏装置是磁共振装置。在一些实施方案中,所述方法包括:从所述一个或多个计算装置接收基于所述校准集合标识的源配置的源参数的指示。在一些实施方案中,所述源参数是源位置。在一些实施方案中,所述方法包括:基于所述源位置对所述患者电磁源执行程序。在一些实施方案中,所述患者起搏位置中的两个是远离的起搏位置。

[0304] 在一些实施方案中,提供由一种或多种计算系统执行的用于利用患者心脏的患者病症的患者源位置增强图像数据的方法。所述方法接收图像数据,所述图像数据包括患者心脏的3D图像和患者底物位置。所述方法接收患者的患者心动图。所述方法基于患者心动图以及心动图到源位置的映射来标识患者的心脏病症的患者源位置。所述方法将患者源位置添加到图像数据以生成增强图像数据。在一些实施方案中,所述方法通过应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法来标识患者源位置,其中机器学习算法已经基于映射训练。在一些实施方案中,所述方法通过将患者心动图与映射的心动图进行比较以标识与患者心动图类似的心动图来标识患者源位置。在一些实施方案中,所述映射包括基于以下中的一者或多者的映射:从实际患者收集的临床数据;基于变化配置参数对心脏的电活动的模拟;以及基于从患者导出的配置参数对患者心脏的电活动的模拟。在一些实施方案中,所述方法还在标识患者源位置之前针对患者心脏校准映射,使得标识是基于校准映射。在一

些实施方案中,校准是基于患者心脏的几何形状。在一些实施方案中,校准是基于患者的心电图。在一些实施方案中,所述方法还将增强图像数据提供到规划系统以用于基于图像数据为对患者的护理提供依据。在一些实施方案中,3D图像包括在呈标准格式的文件中。在一些实施方案中,标准格式是医学数字成像和通信(“DICOM”)格式。在一些实施方案中,患者底物位置和患者源位置作为元数据包括在文件中。在一些实施方案中,患者底物位置和患者源位置在文件外部。在一些实施方案中,患者底物位置和源位置叠加在文件的3D图像上。在一些实施方案中,所述方法还显示3D图像,其中患者底物位置和源位置叠加在所显示3D图像上。

[0305] 在一些实施方案中,提供一种或多种用于利用患者器官的病症的患者源位置增强图像数据的计算系统。所述一种或多种计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储用于控制一种或多种计算系统的计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在一个或多个计算机可读存储介质中的计算机可执行指令。所述指令接收图像数据,所述图像数据包括患者器官的3D图像和患者底物位置。3D图像呈医学数字成像和通信(“DICOM”)格式。所述指令接收从患者器官的EM输出导出的患者导出EM数据。所述指令基于患者导出EM数据以及导出EM数据到源位置的映射来标识患者器官的病症的患者源位置。所述指令将患者源位置添加到图像数据以生成增强图像数据。在一些实施方案中,器官是心脏,导出EM数据是心动图,并且患者导出EM数据是非窦性心律心电图。在一些实施方案中,标识患者源位置的指令应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法,其中机器学习算法基于映射来训练。在一些实施方案中,标识患者源位置的指令将患者心动图与映射的心动图进行比较以标识与患者心动图类似的心动图。在一些实施方案中,所述映射包括基于以下中的一者或多者的映射:从实际患者收集的临床数据;基于变化配置参数对心脏的电活动的模拟;以及基于从患者导出的配置参数对患者心脏的电活动的模拟。在一些实施方案中,所述指令还在标识患者源位置之前针对患者心脏校准映射,使得标识是基于校准映射。在一些实施方案中,所述指令还将增强图像数据提供到规划系统以用于基于带注释图像数据为对患者的护理提供依据。在一些实施方案中,所述指令还显示3D图像,其中患者底物位置和患者源位置叠加在所显示3D图像上。

[0306] 在一些实施方案中,提供一种或多种用于利用患者心脏的心脏病症的患者源位置增强图像数据的计算系统。所述一种或多种计算系统包括:一个或多个计算机可读存储介质,所述一个或多个计算机可读存储介质存储用于控制一种或多种计算系统的计算机可执行指令;以及一个或多个处理器,所述一个或多个处理器用于执行存储在一个或多个计算机可读存储介质中的计算机可执行指令。所述指令访问图像数据并且访问患者的患者心动图,所述图像数据包括患者心脏的3D图像和患者底物位置。所述指令基于患者心动图来标识患者的心脏病症的患者源位置。所述指令利用患者源位置增强图像数据以生成增强图像数据。在一些实施方案中,标识是基于心动图到源位置的映射。在一些实施方案中,标识患者源位置的指令应用输入心动图并输出源位置的机器学习算法,其中机器学习算法基于映射来训练。在一些实施方案中,标识患者源位置的指令将患者心动图与映射的心动图进行比较以标识与患者心动图类似的心动图。在一些实施方案中,所述映射包括基于以下中的一者或多者的映射:从实际患者收集的临床数据;基于变化配置参数对心脏的电活动的模

拟;以及基于从患者导出的配置参数对患者心脏的电活动的模拟。在一些实施方案中,所述指令在标识患者源位置之前针对患者心脏校准映射,使得标识是基于校准映射。在一些实施方案中,所述指令将增强图像数据提供到规划系统以用于基于图像数据为对患者的护理提供依据。在一些实施方案中,所述指令将增强图像数据提供到支持治疗患者的系统。在一些实施方案中,所述指令将增强图像数据提供到规划系统以用于基于图像数据为对患者的护理提供依据。在一些实施方案中,图像数据是医学数字成像和通信(“DICOM”)格式。在一些实施方案中,图像数据包括指示底物位置处的底物的体积的患者底物体积,并且所述指令还:访问患者心脏的4D图像,所述4D图像包括在心脏周期期间收集的3D图像序列;并且在具有底物体积的底物位置处将底物掩模添加到4D图像。在一些实施方案中,患者底物位置由3D坐标指定,并且患者底物体积由3D坐标的每个尺寸的半径的指示表示。在一些实施方案中,4D图像具有体素,所述体素具有强度值,并且所述指令还包括用于将对应于底物掩模的体素的强度值设定为底物强度值的指令。在一些实施方案中,标识患者源位置是基于心动图到源位置的映射,其中患者源位置是映射到与患者心动图类似的心动图的源位置,其中每个心动图与3D图像相关联,并且其中所述指令还包括用于基于由与跟患者心动图类似的心动图相关联的3D图像表示的心脏的几何形状与由患者心脏的3D图像表示的患者心脏的几何形状的差异来调整患者源位置的指令。在一些实施方案中,调整是基于将几何形状的标示位置对准。在一些实施方案中,患者心脏的3D图像的标示位置由添加到所述3D图像的基准标记物指定。在一些实施方案中,所述指令还包括用于以下事项的指令:标识与患者源位置相关联的患者源体积;访问患者心脏的4D图像,所述4D图像包括在心脏周期期间收集的3D图像序列;以及在具有患者源体积的患者源位置处将源掩模添加到4D图像。在一些实施方案中,患者源位置由3D坐标指定,并且患者源体积由3D坐标的每个尺寸的半径的指示表示。在一些实施方案中,4D图像具有体素,所述体素具有强度值,并且所述指令还包括用于将对应于源掩模的体素的强度值设定为源强度值的指令。

[0307] 尽管已经用特定于结构特征和/或动作的语言描述了主题,但是应当理解,所附权利要求中限定的主题不必局限于以上所述的特定特征或动作。相反,以上所述的特定特征和动作是作为实现权利要求的示例性形式而公开。

[0308] 在一些实施方案中,MLMO系统可用于基于不同类型的分类来对电磁源的电磁输出进行分类。例如,分类可包括心脏病症的位置(例如,转子位置)、瘢痕或纤维化或致心律失常底物位置、心脏几何形状(例如,心室取向)等。为了生成训练数据,MLMO系统用分类器要生成的分类类型来标记训练数据。因此,除受所附权利要求限制之外,本发明不受限制。

MLMO系统

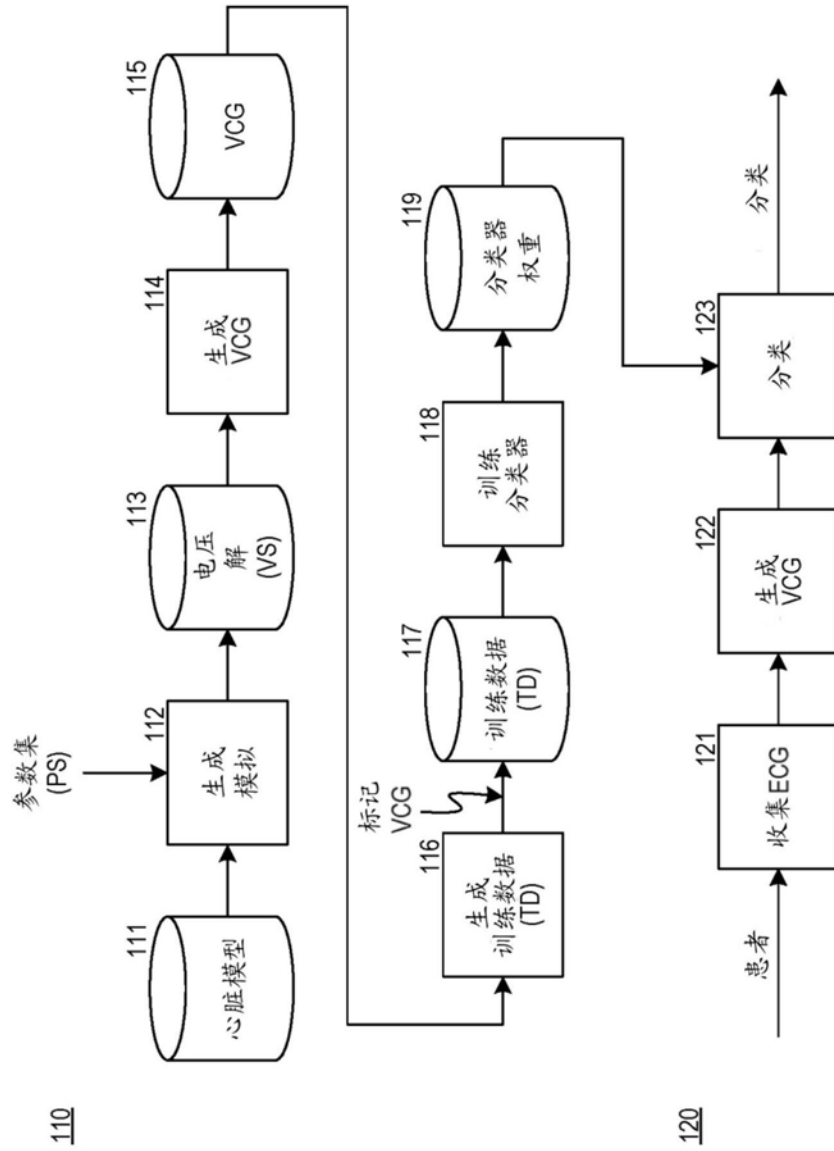


图1

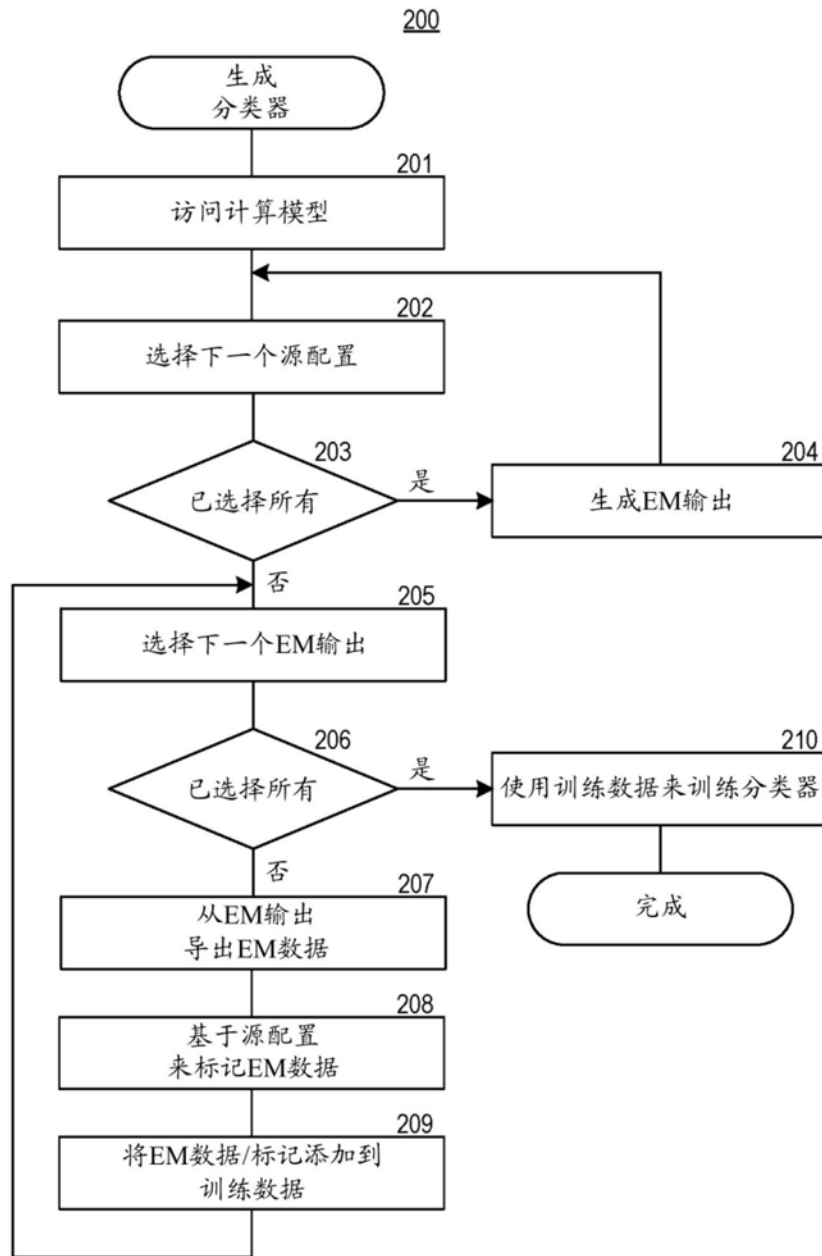


图2

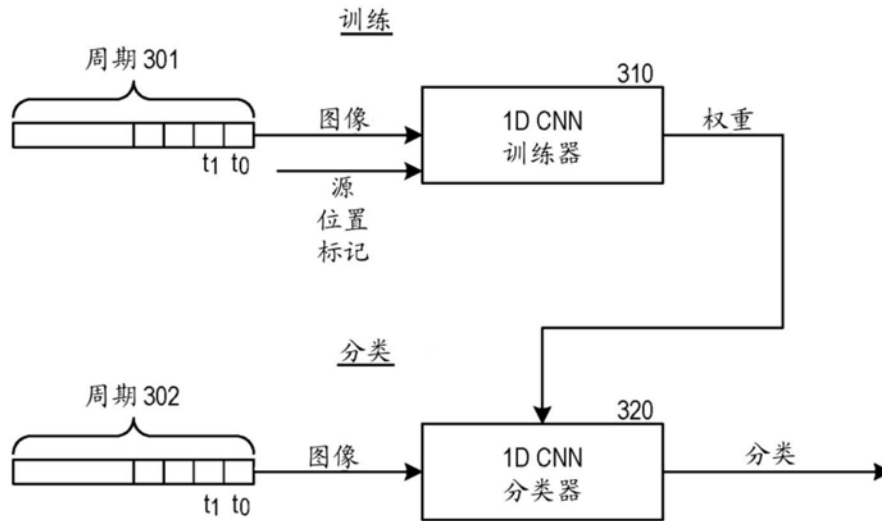


图3

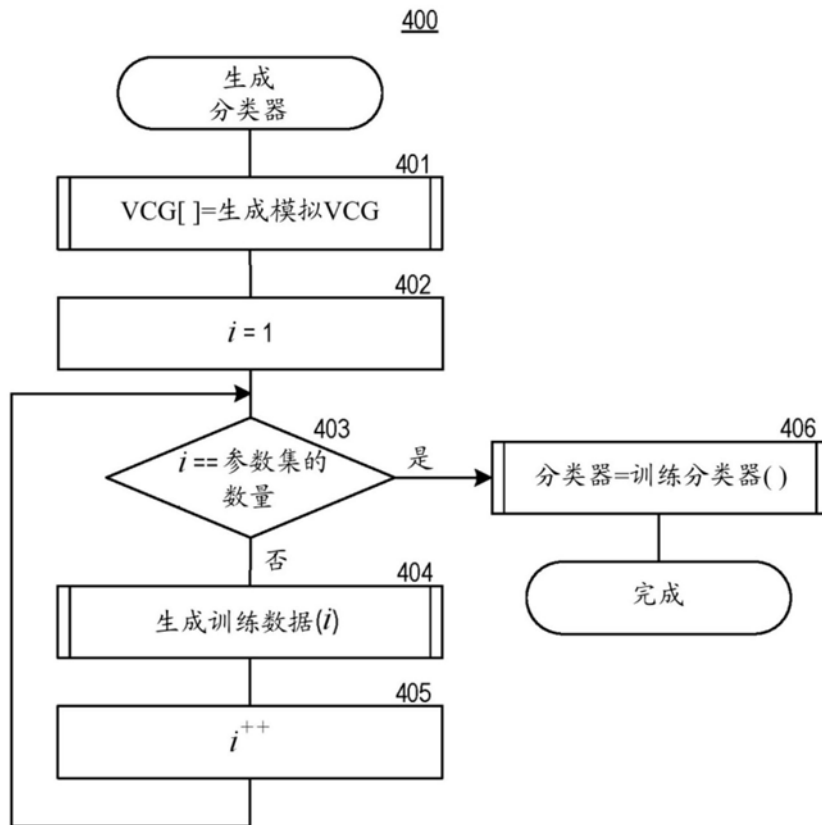


图4

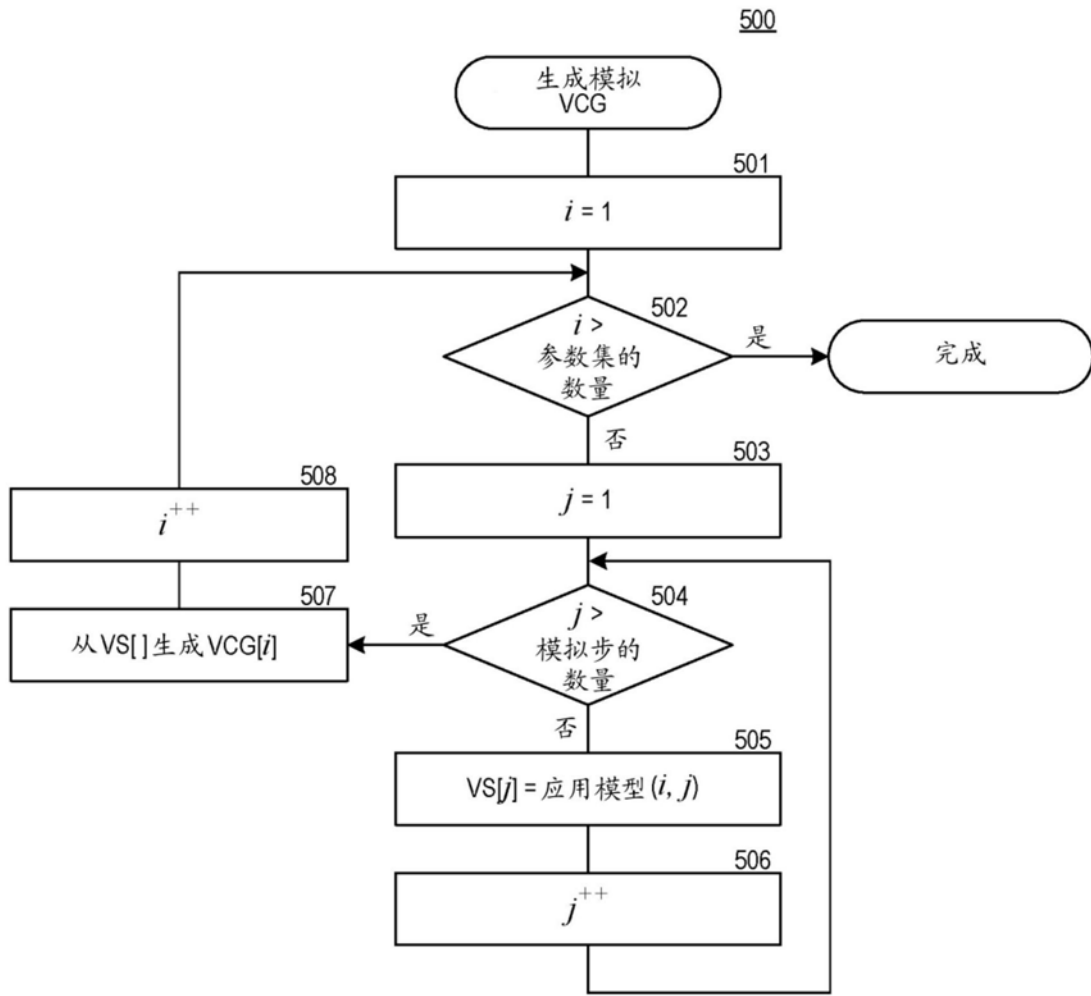


图5

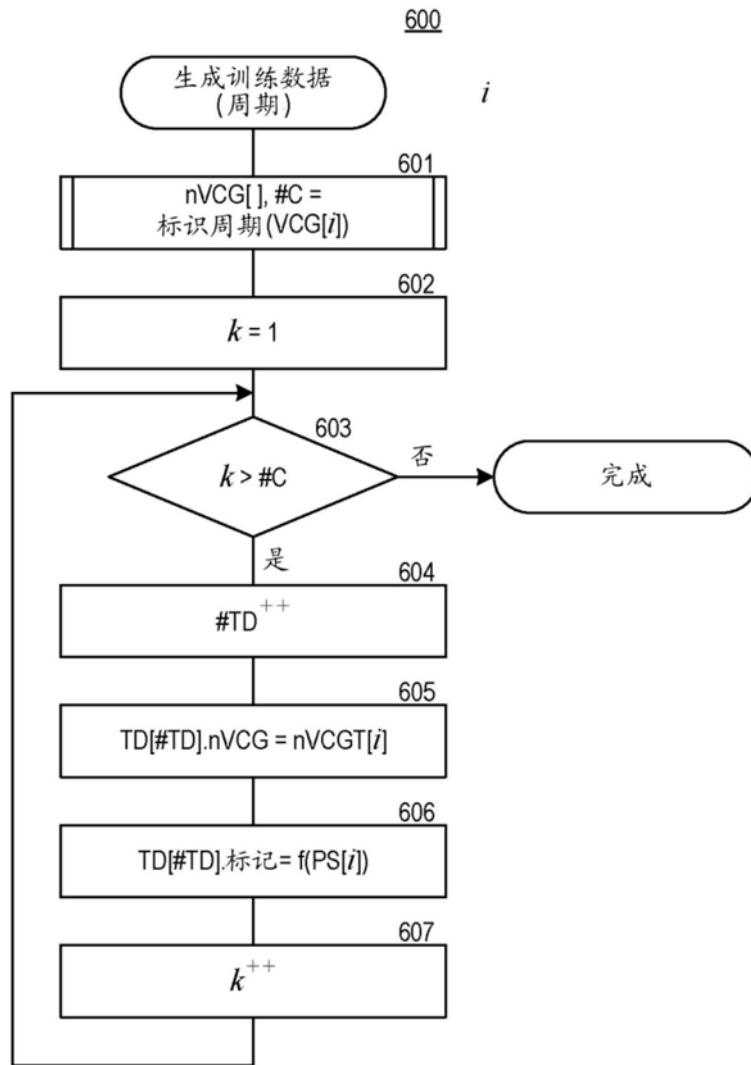


图6

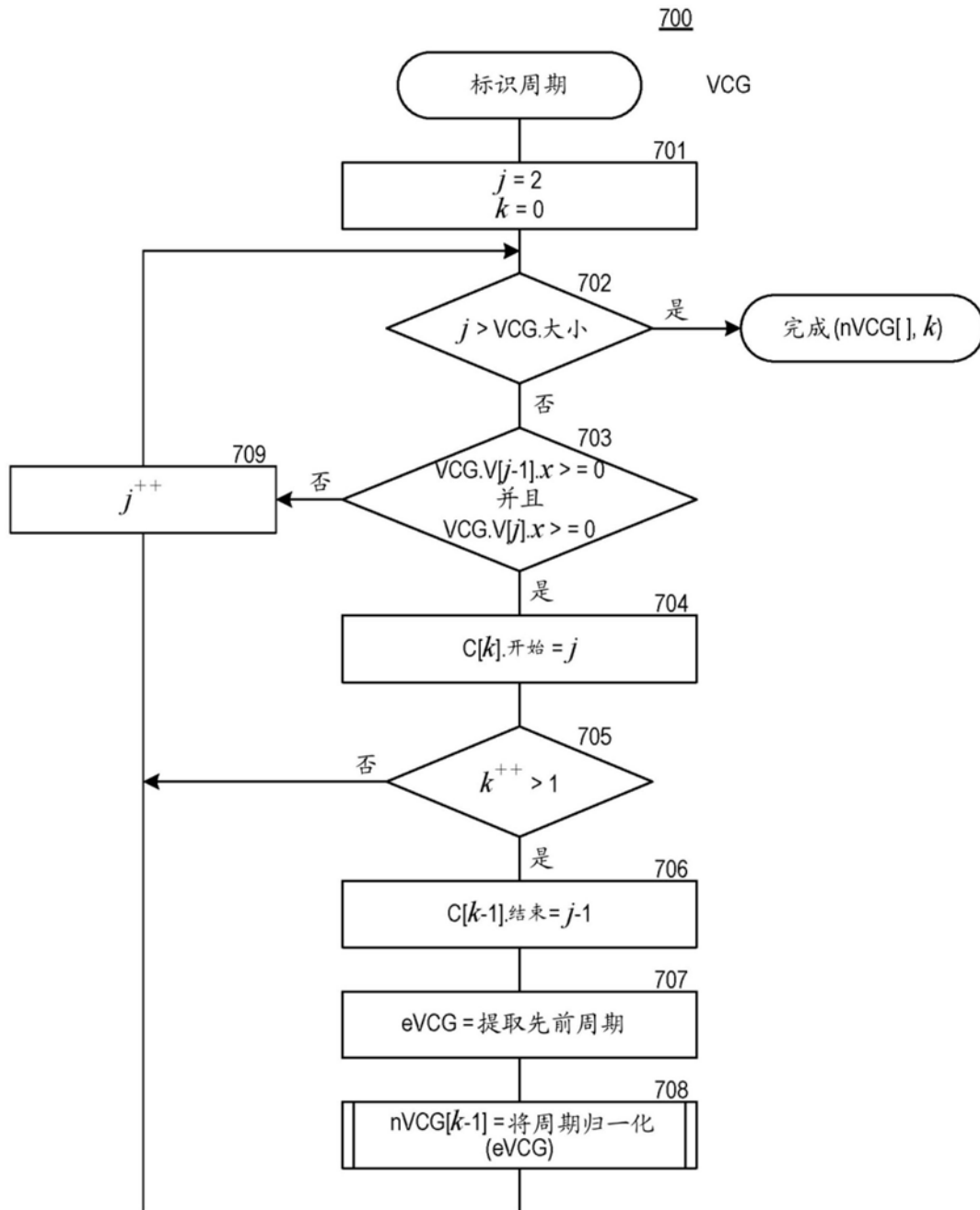


图7

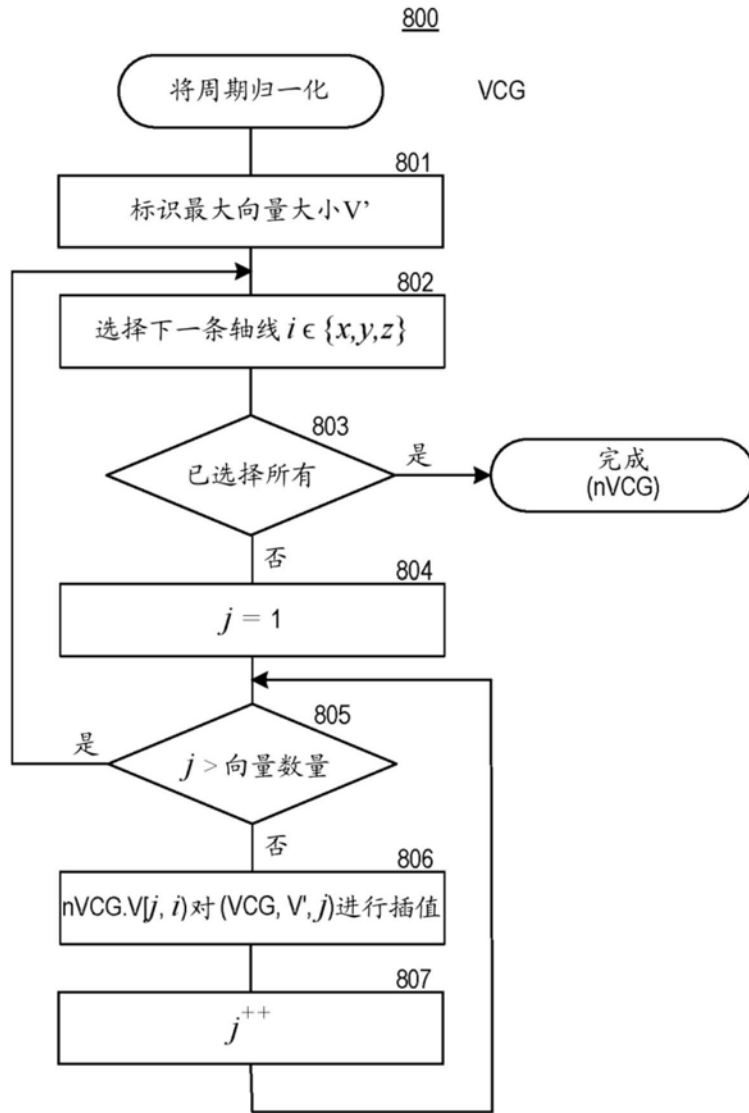


图8

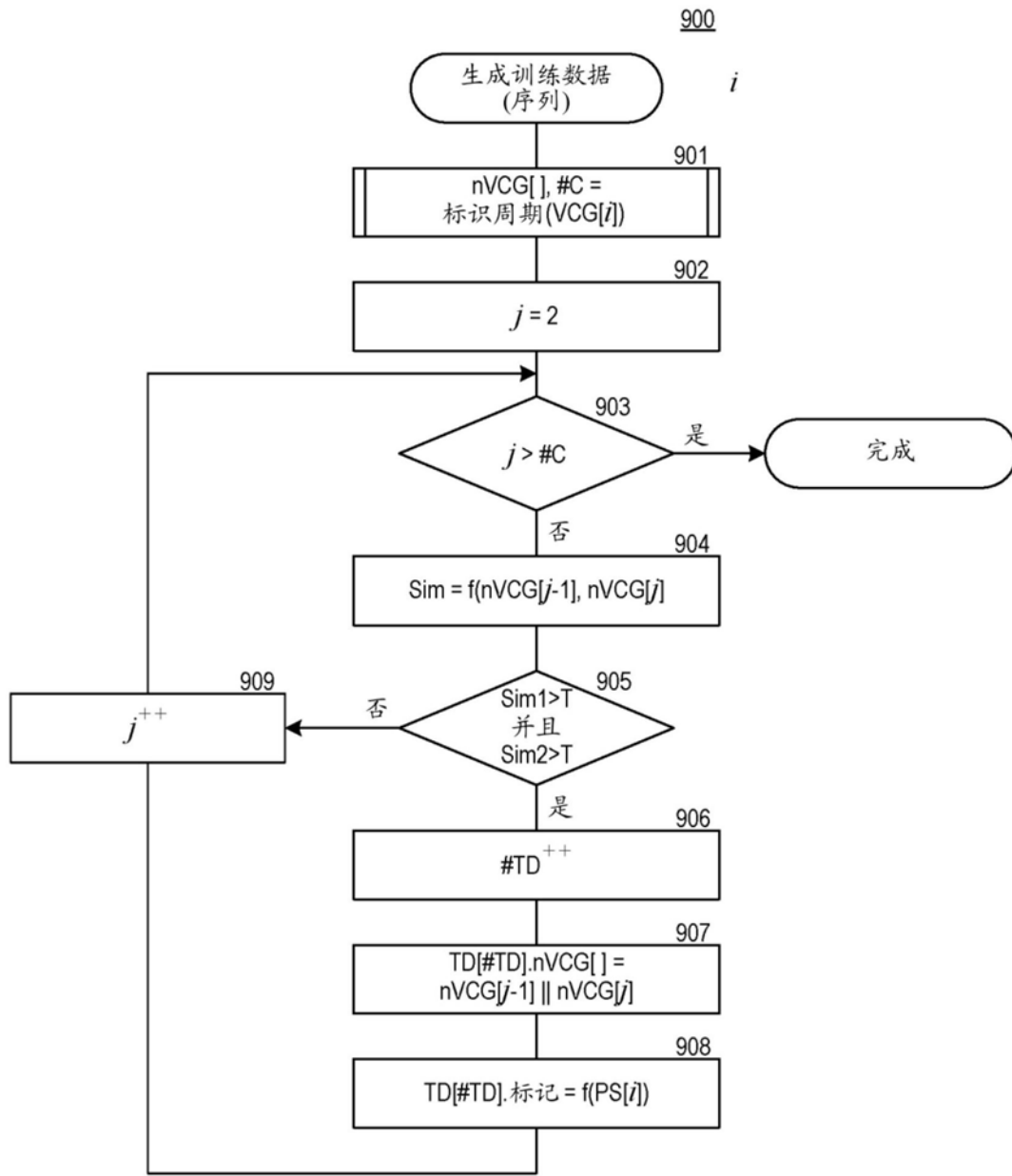


图9

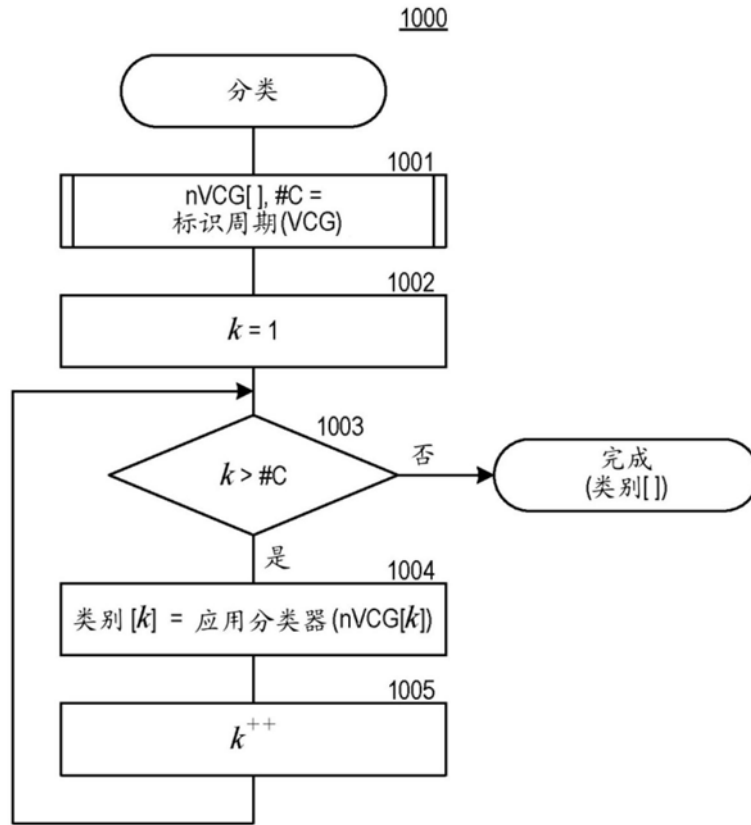


图10

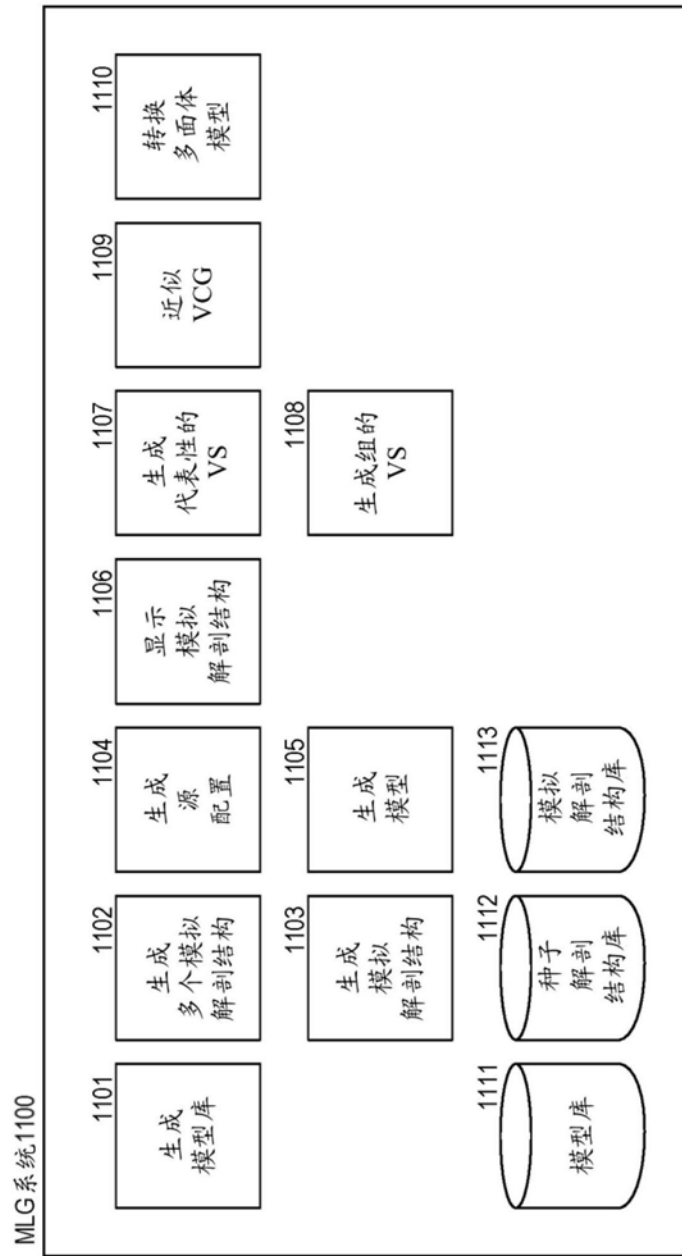


图11

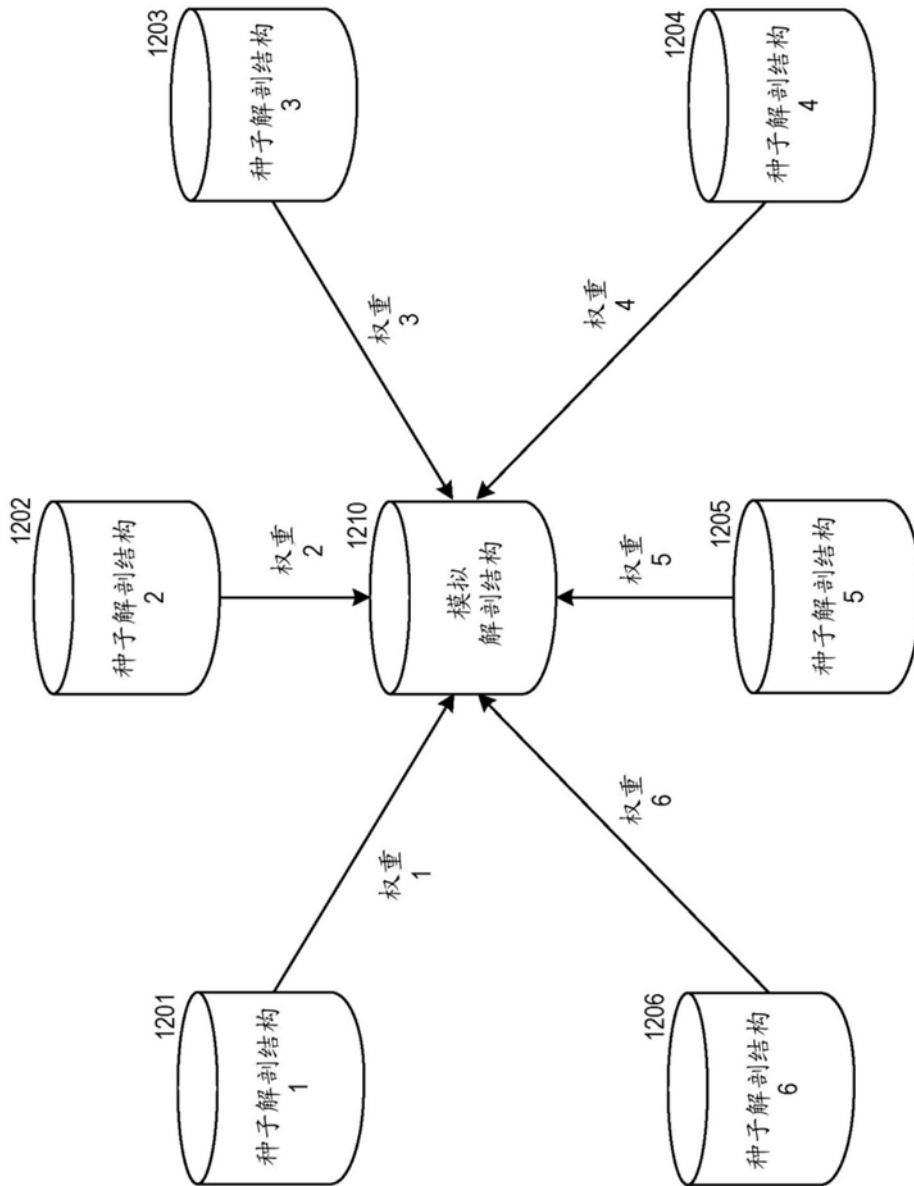


图12

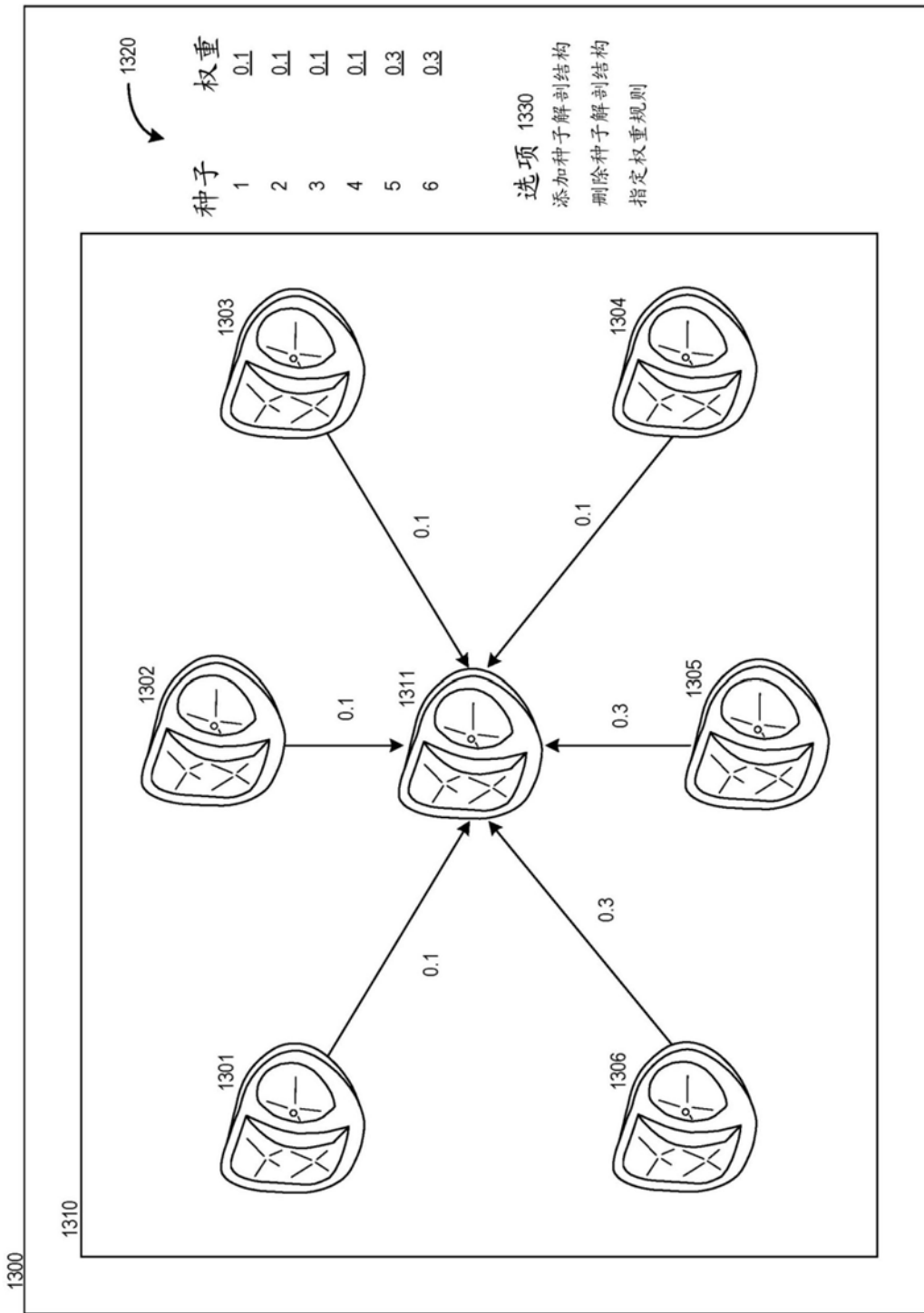


图13

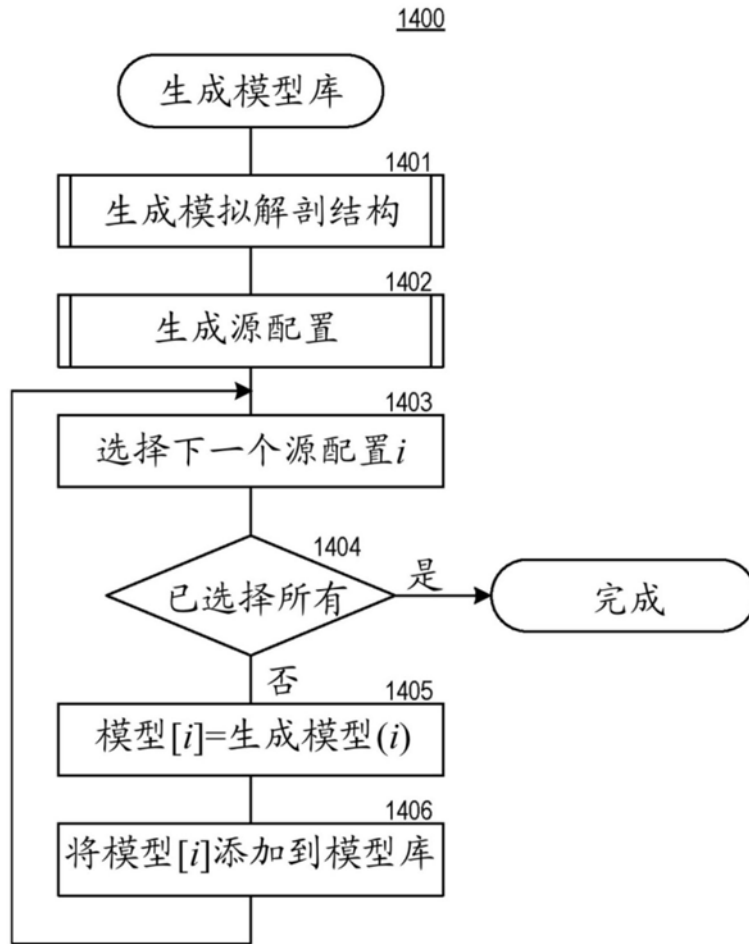


图14

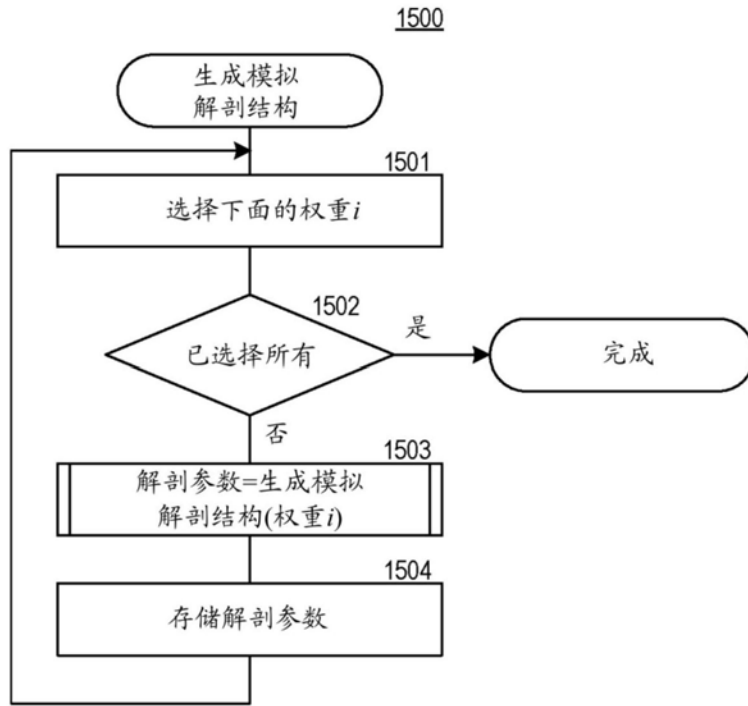


图15

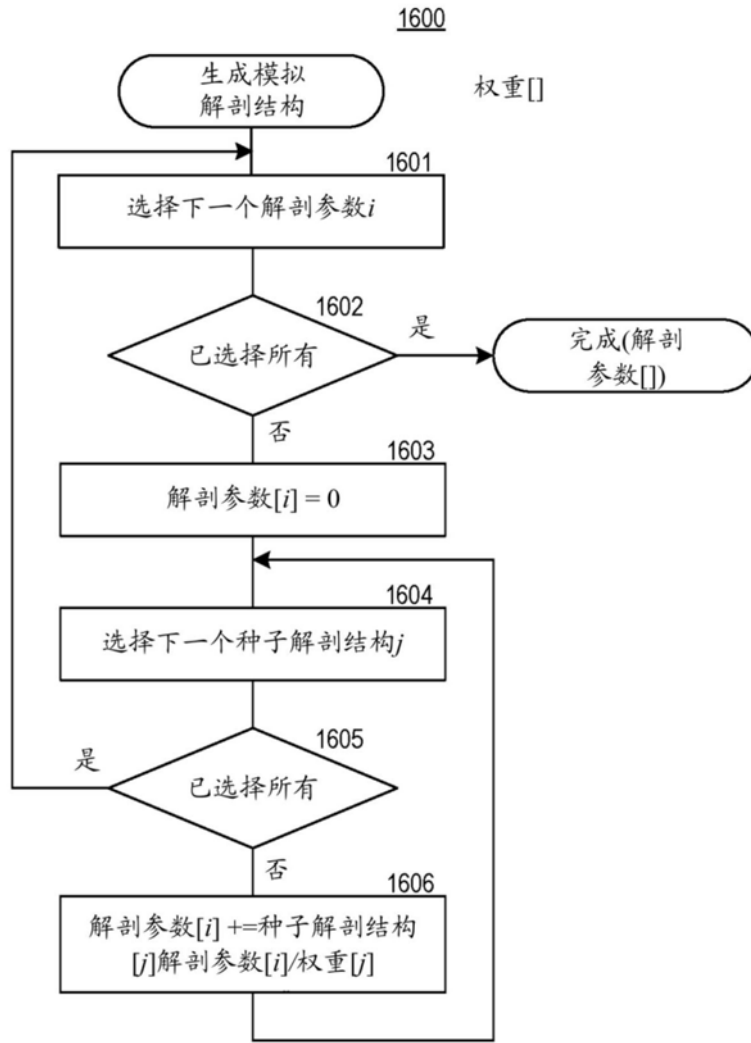


图16

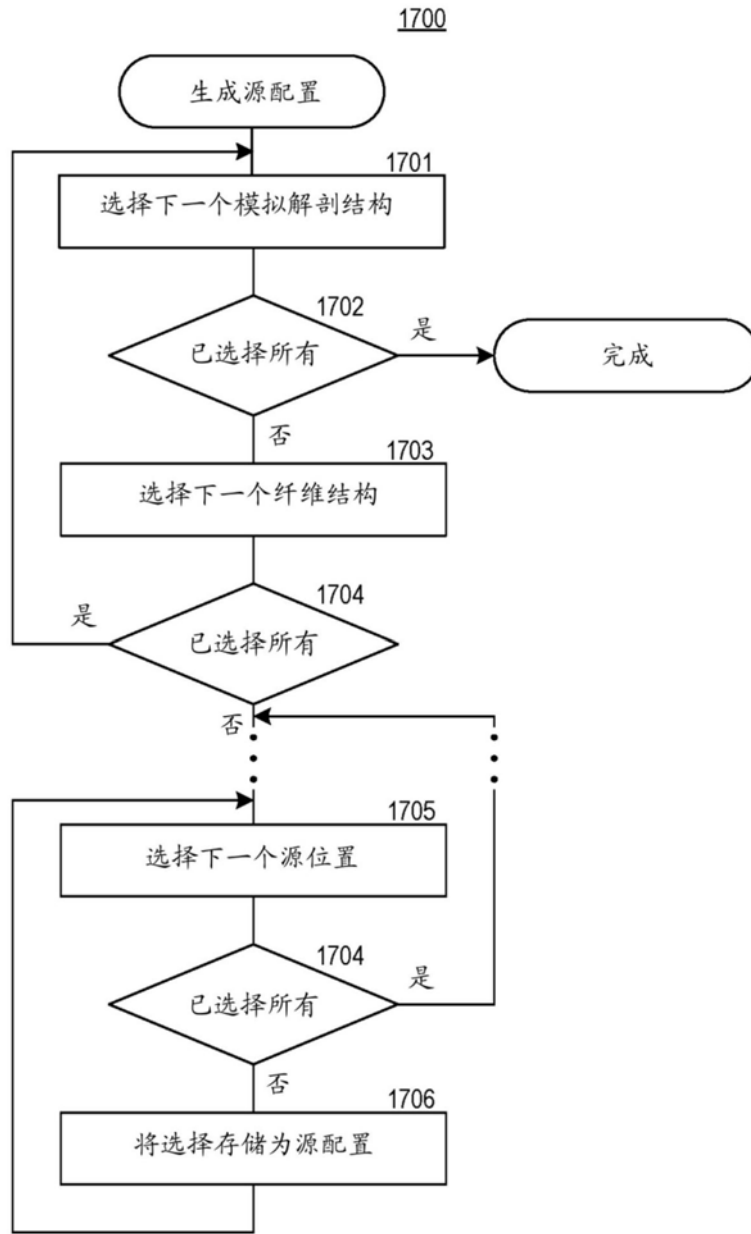


图17

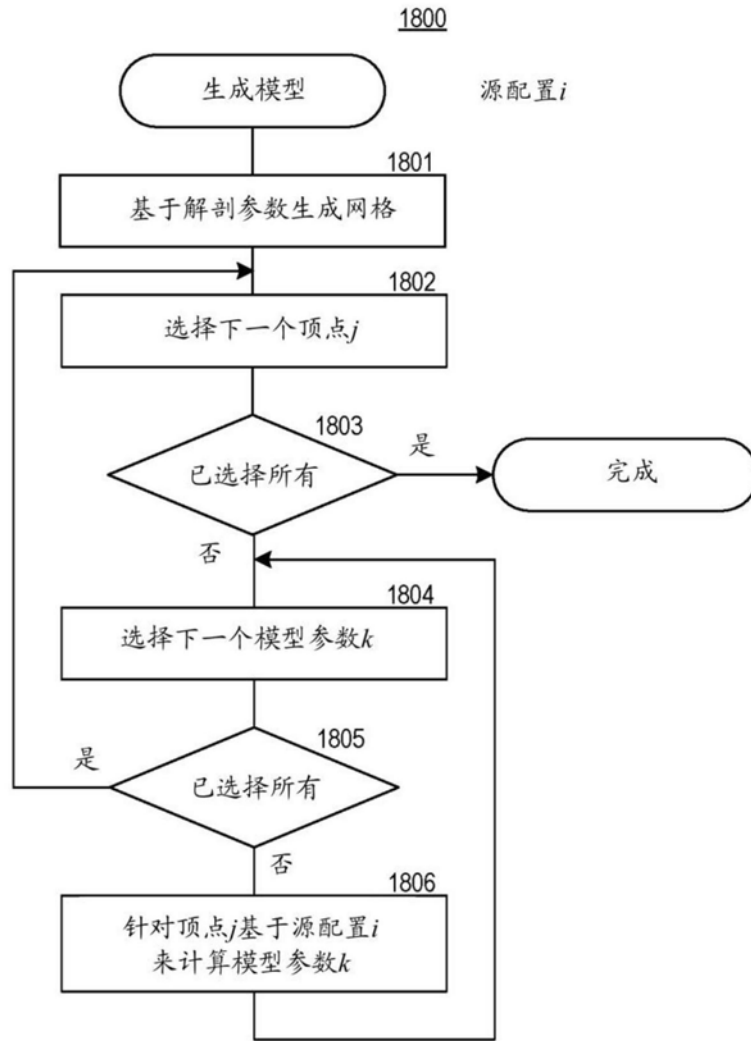


图18

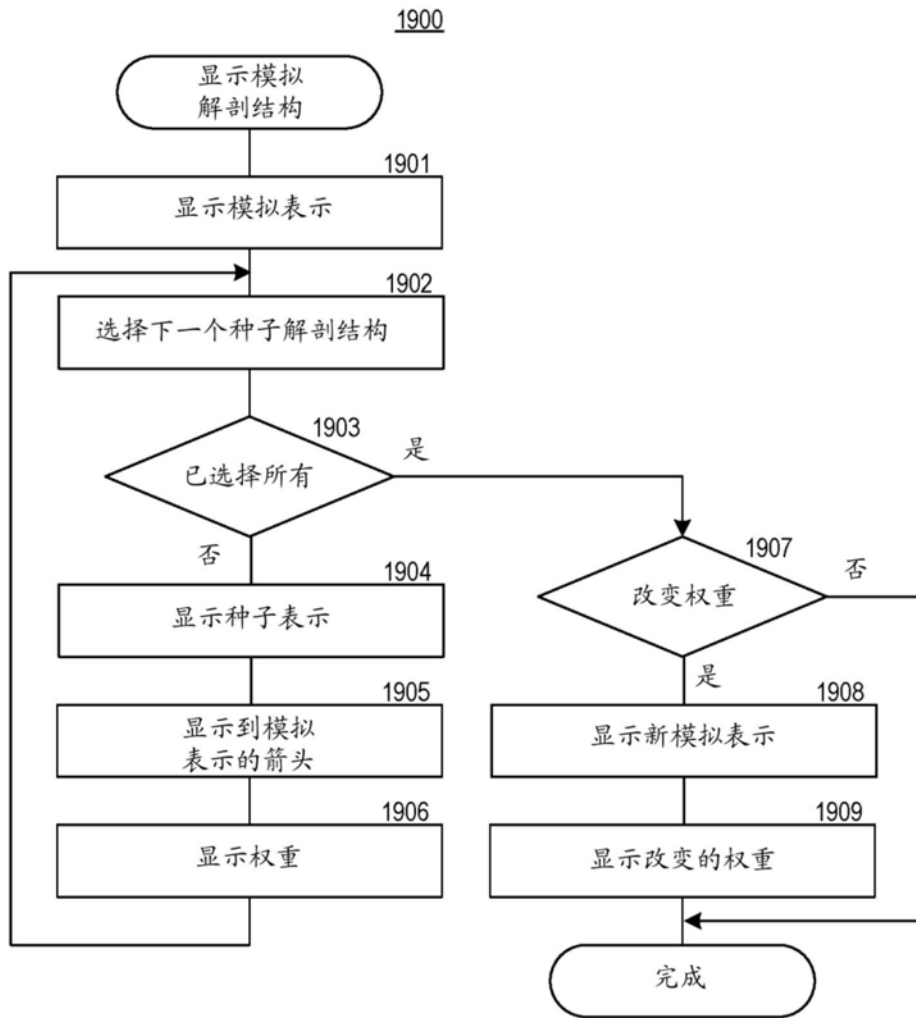


图19

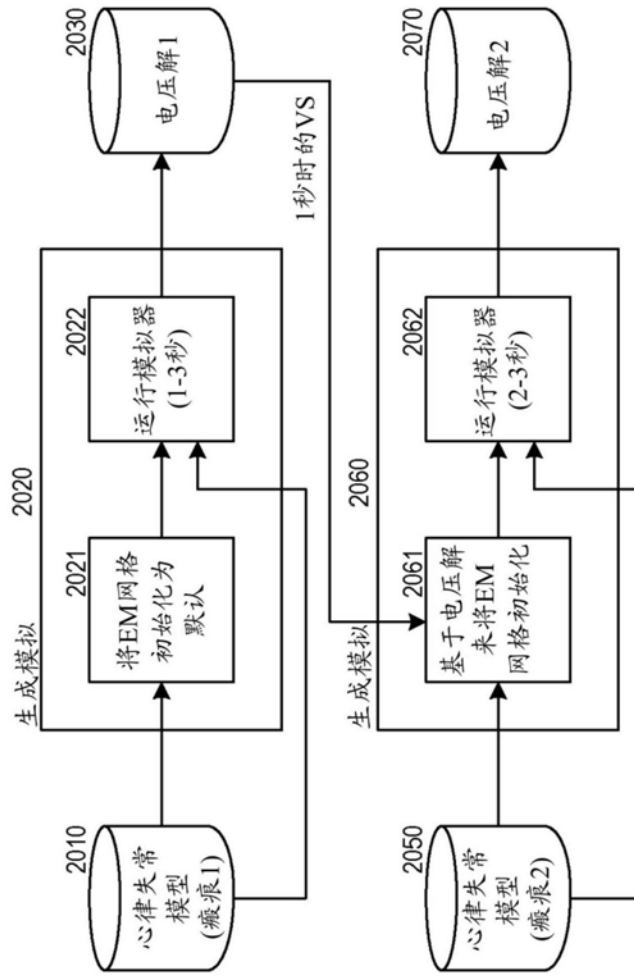


图20

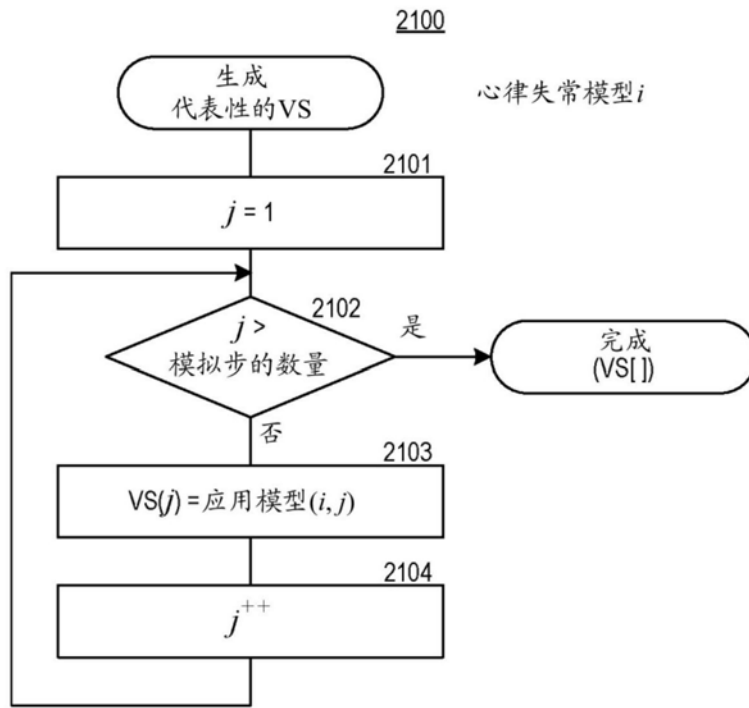


图21

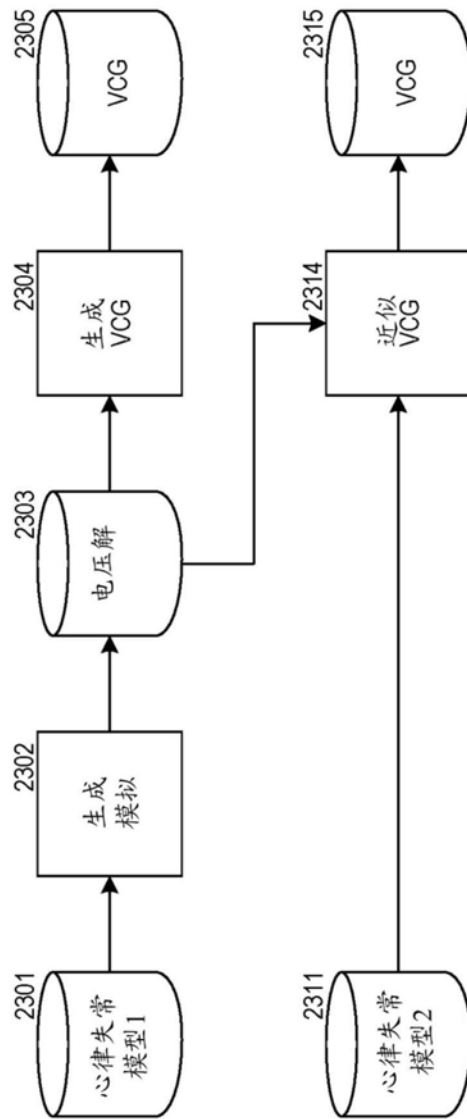


图23

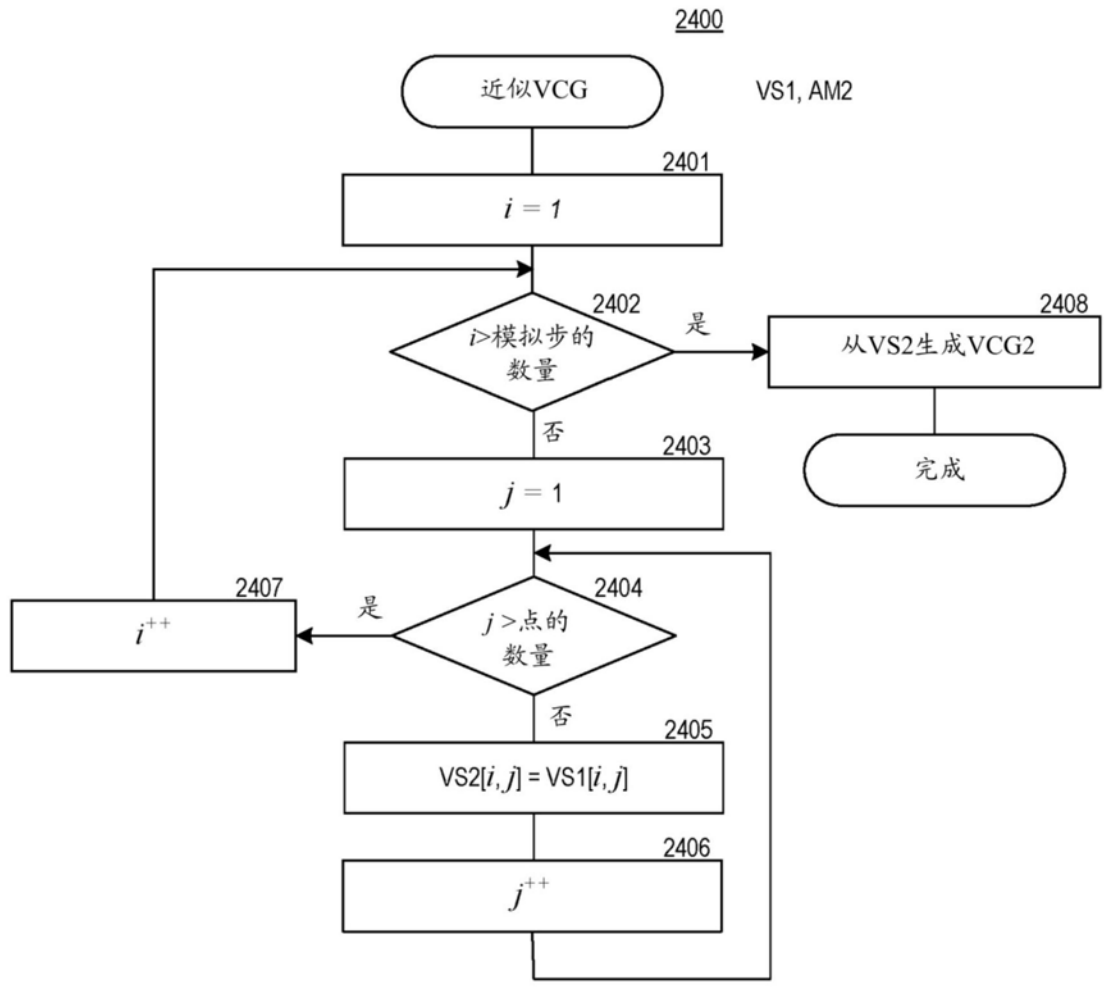


图24

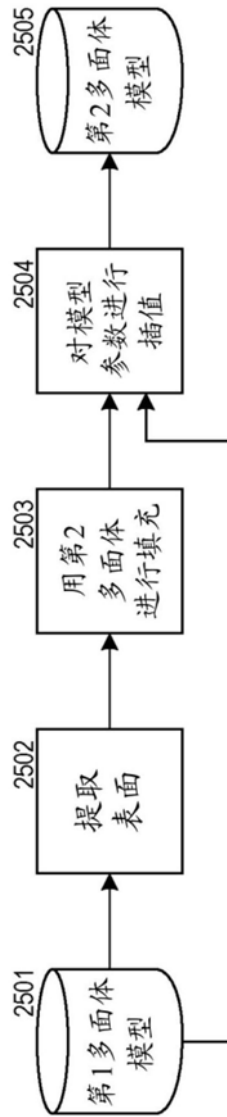


图25

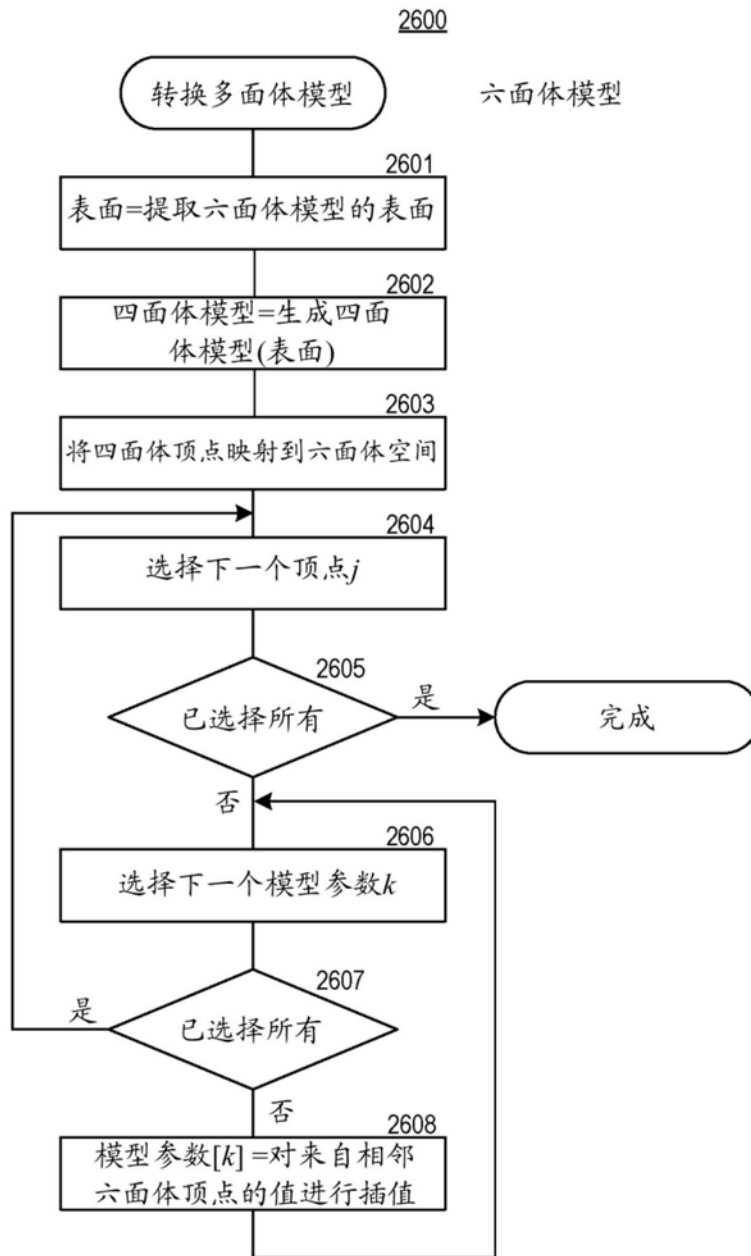


图26

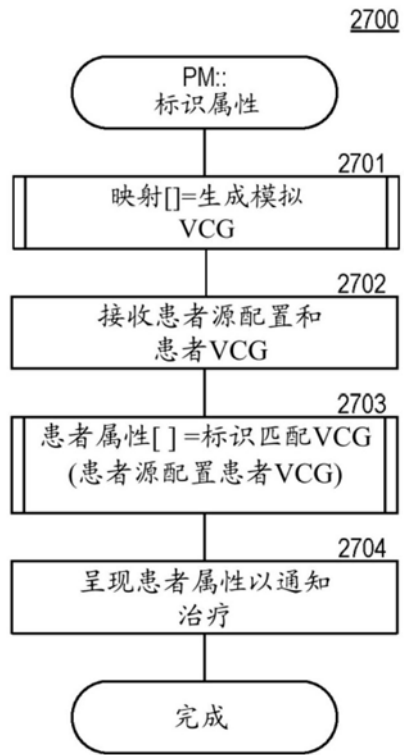


图27

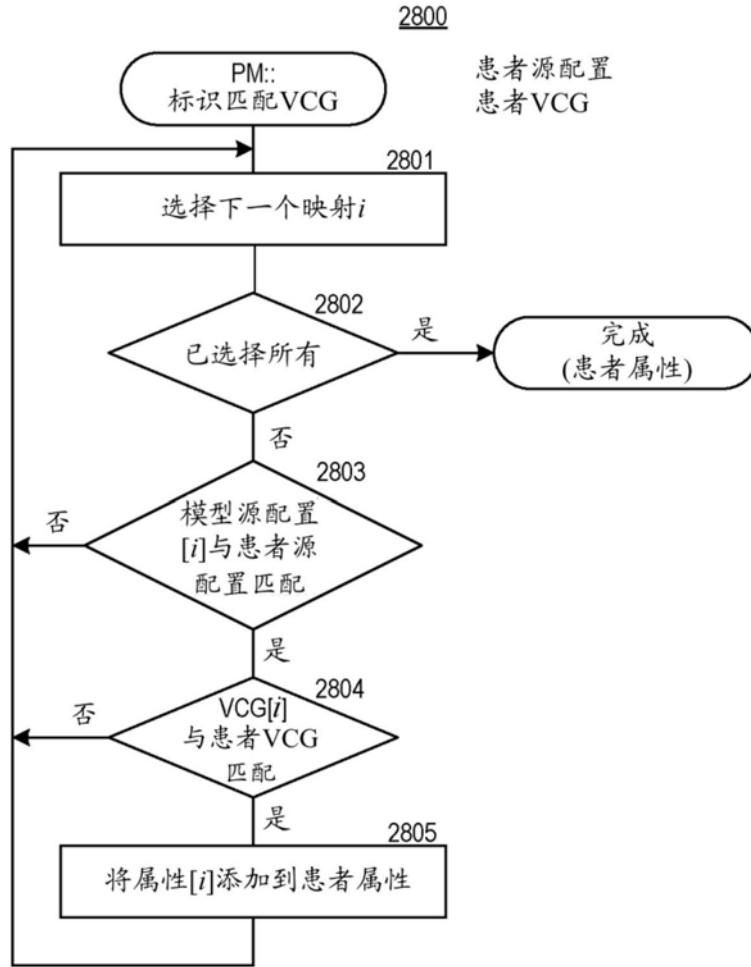


图28

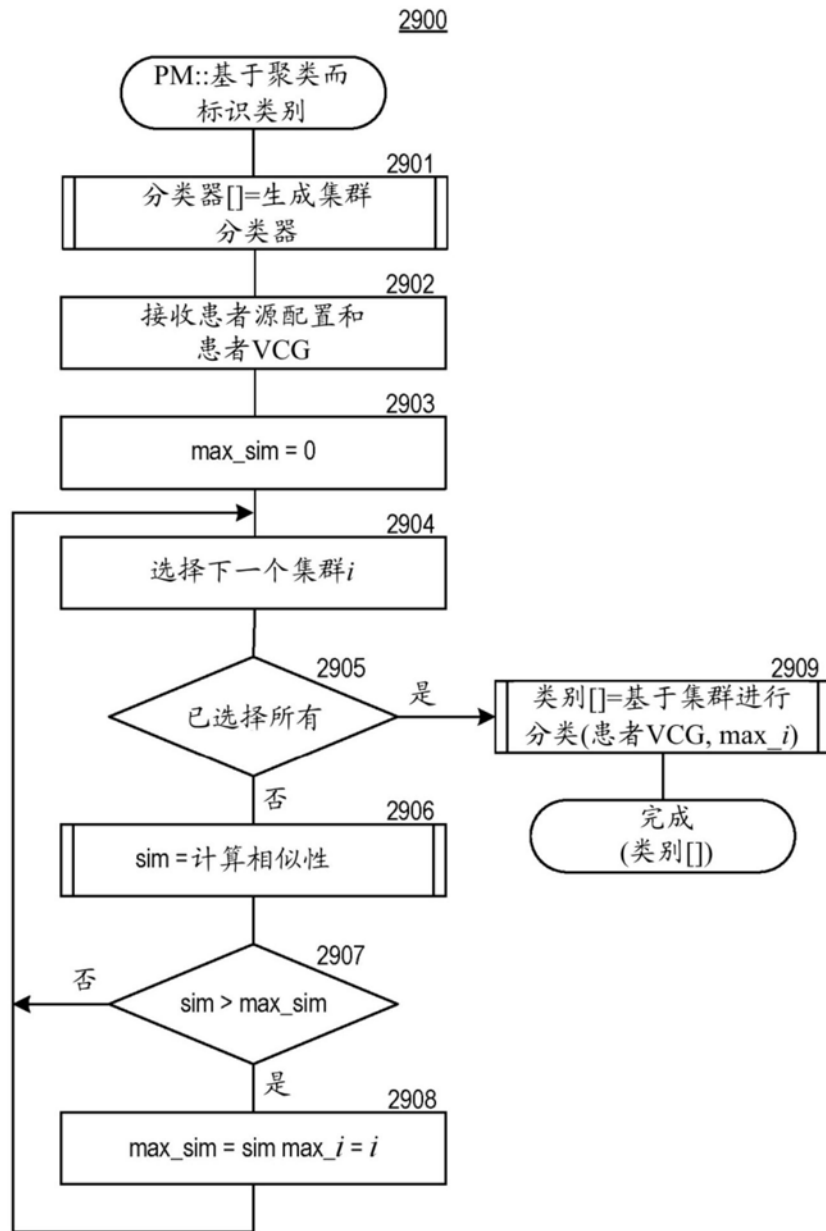


图29

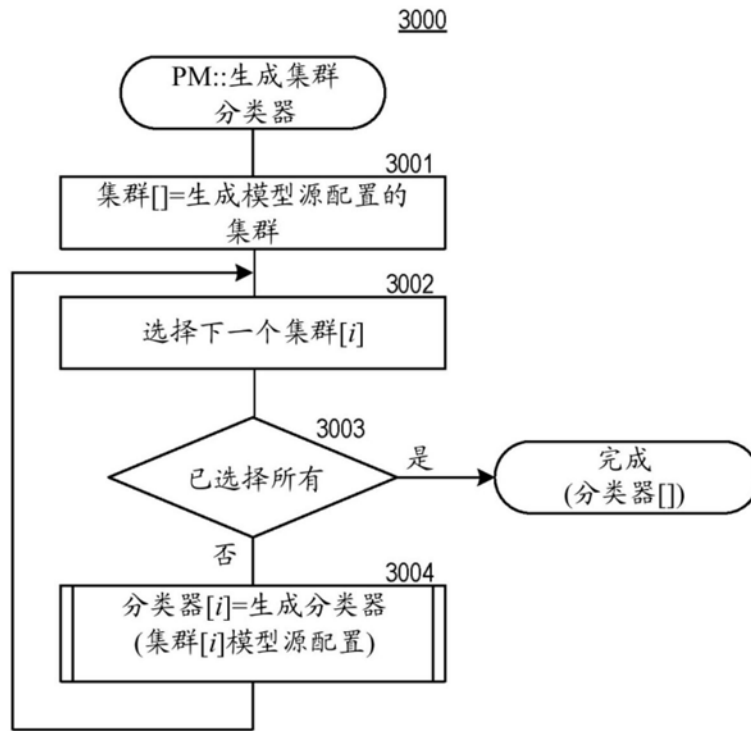


图30

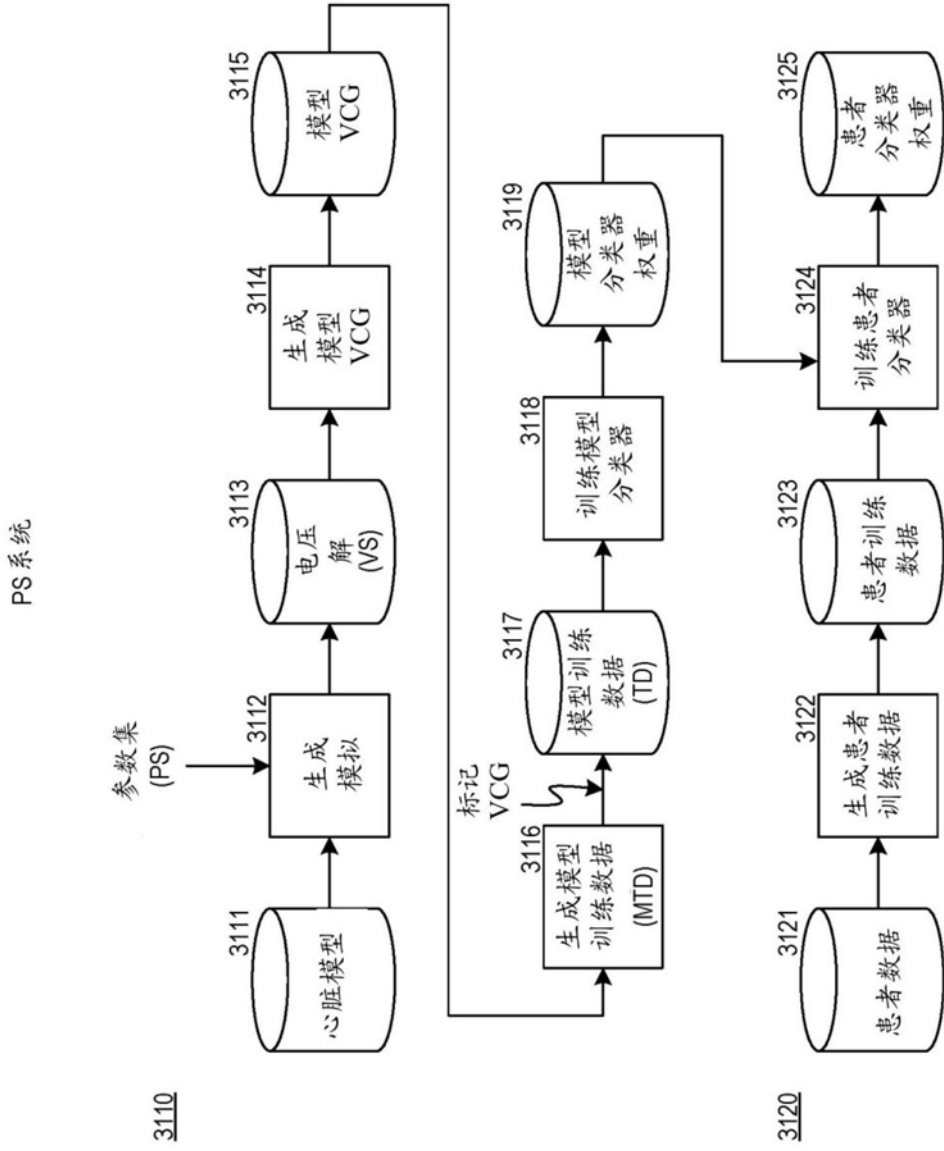


图31

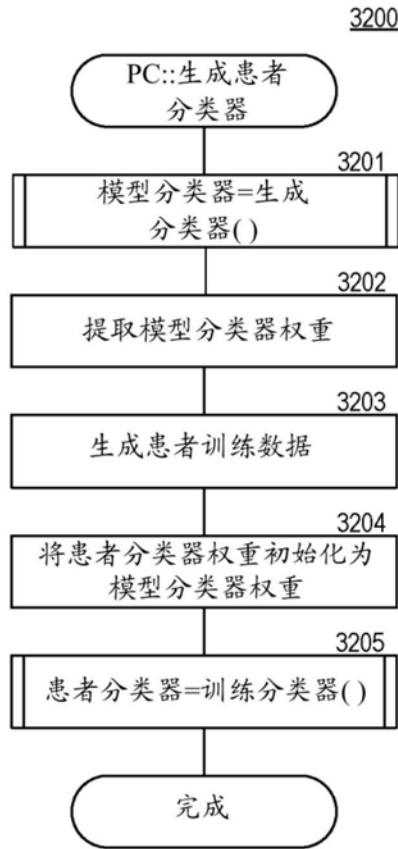


图32

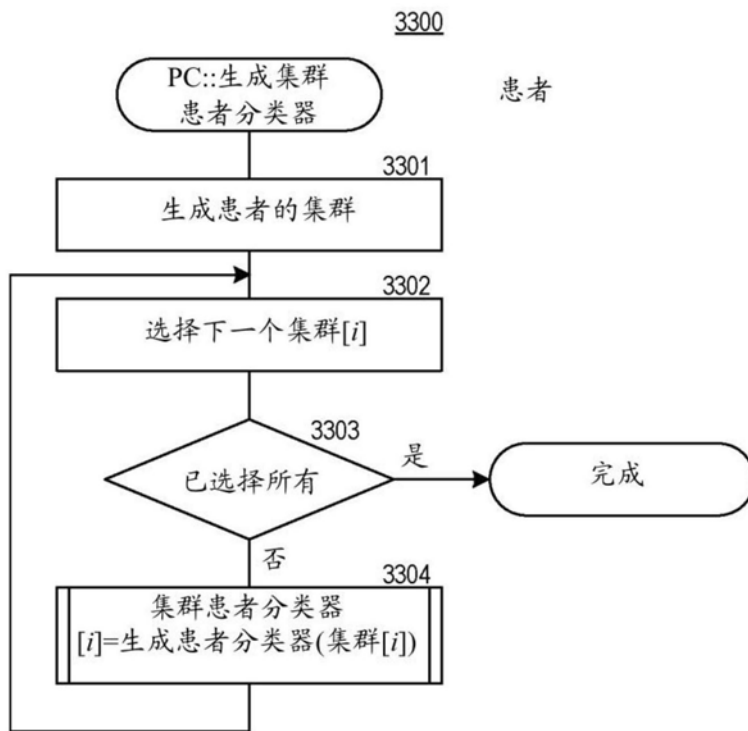


图33

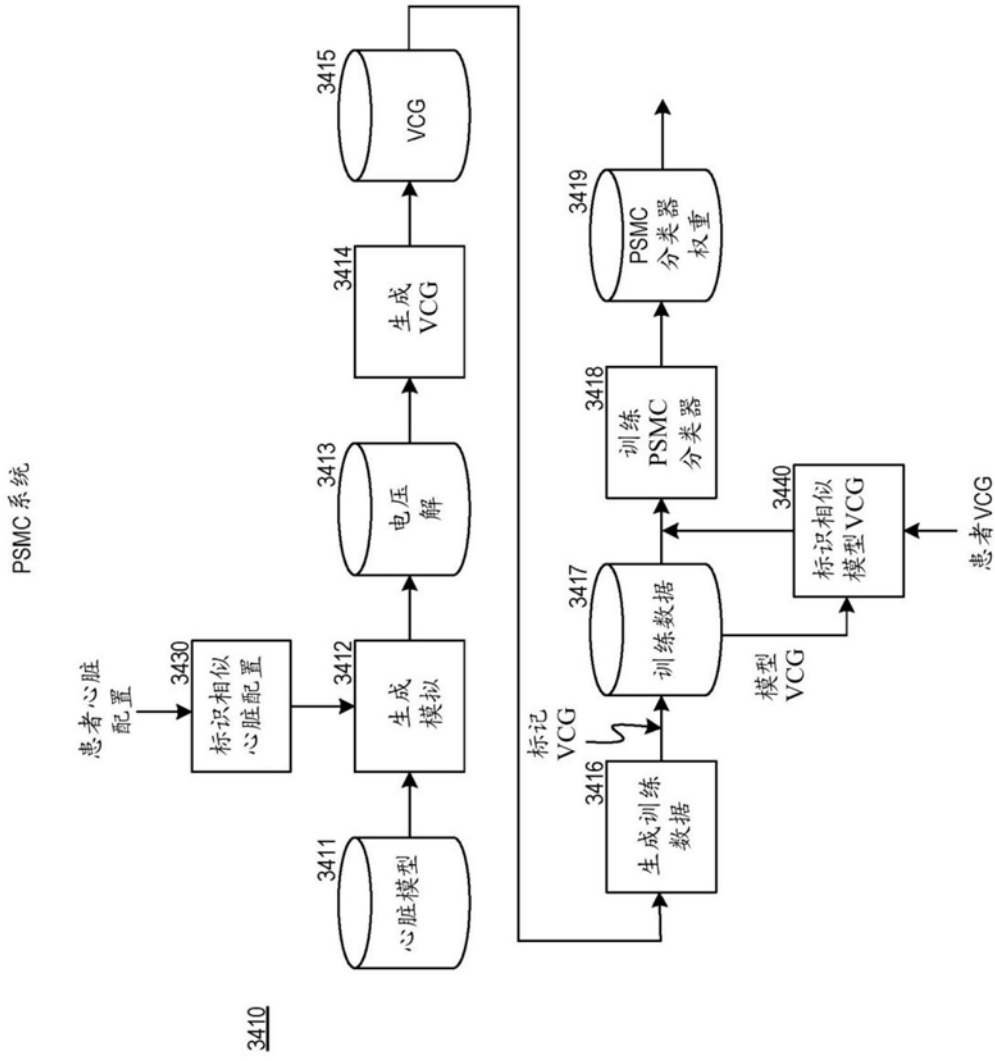


图34

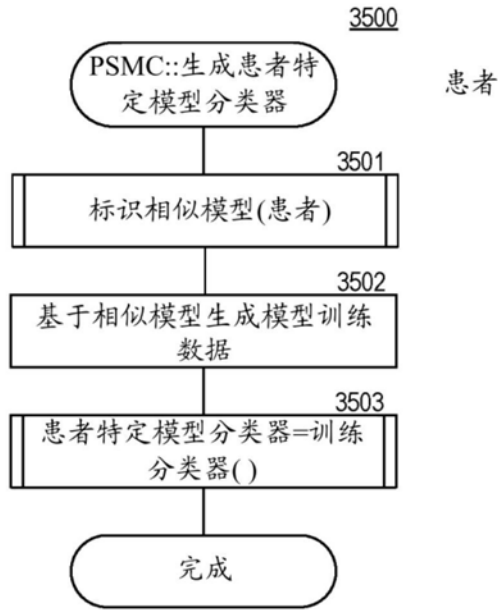


图35

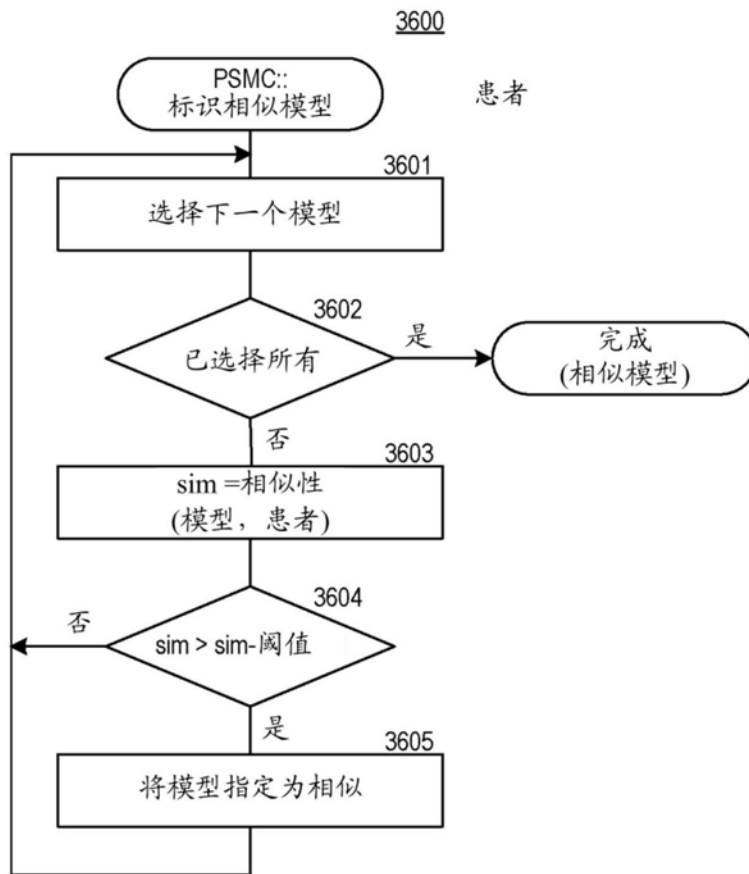


图36

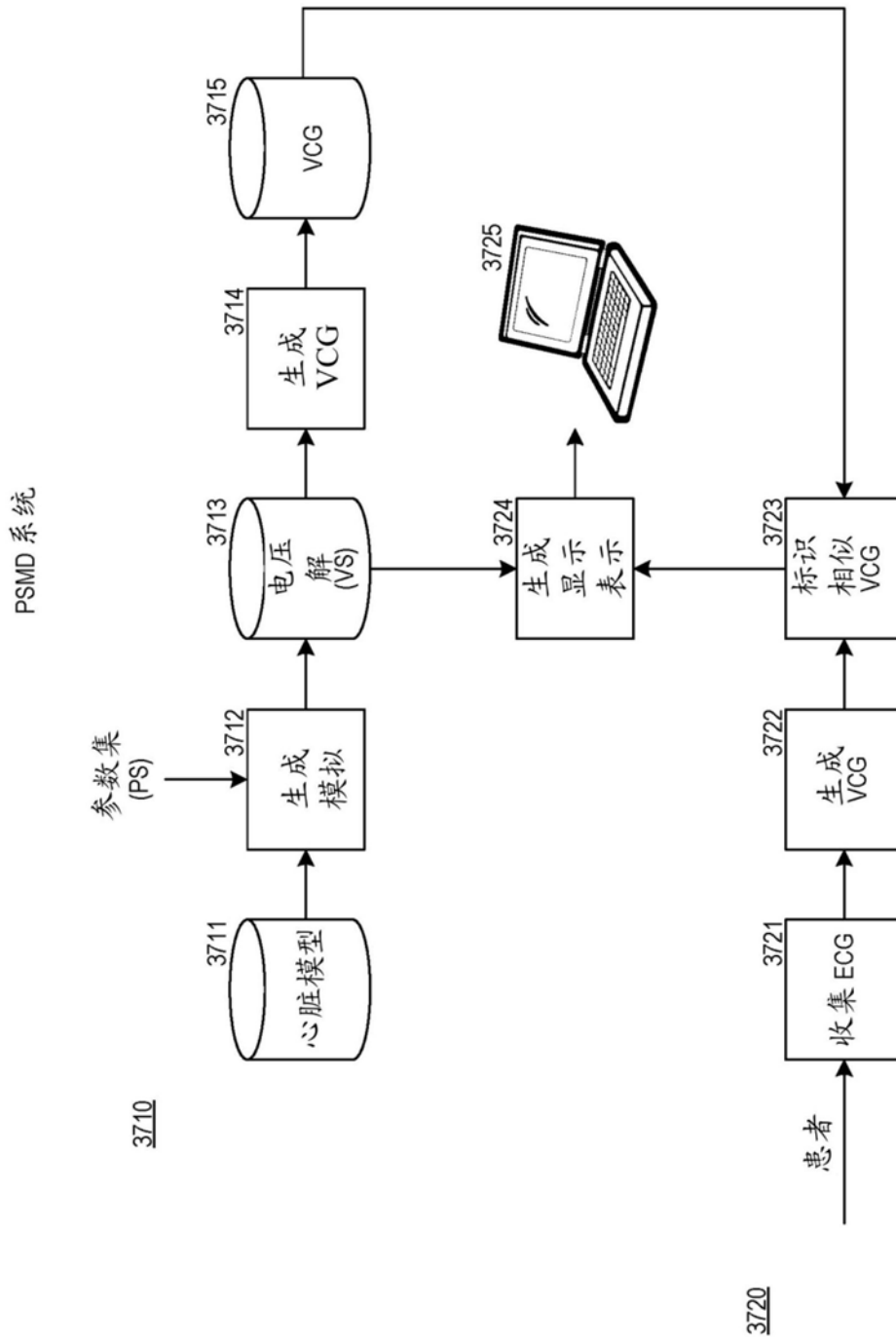


图37

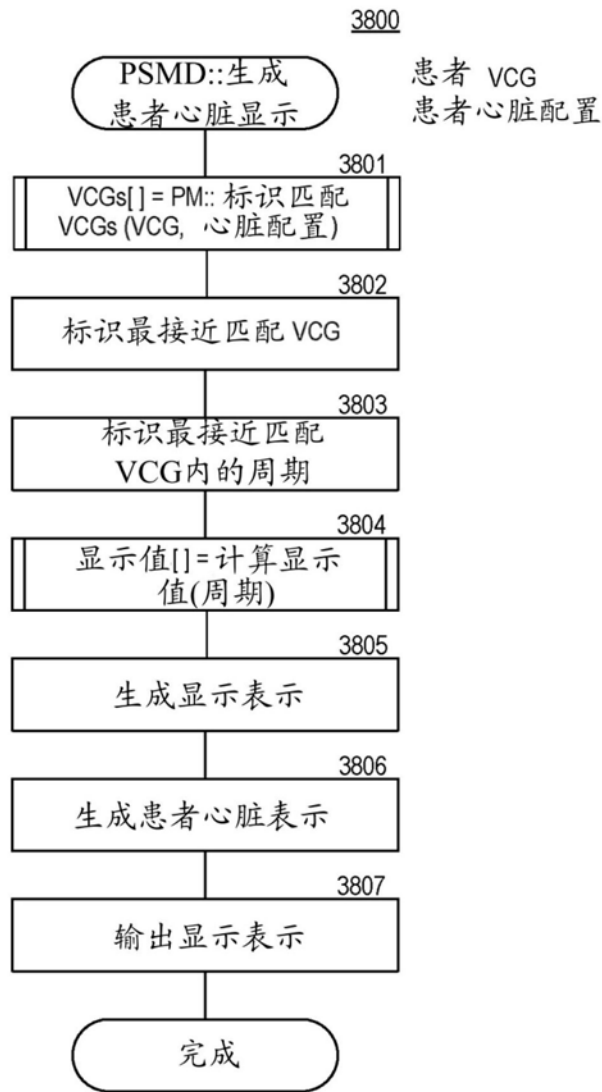


图38

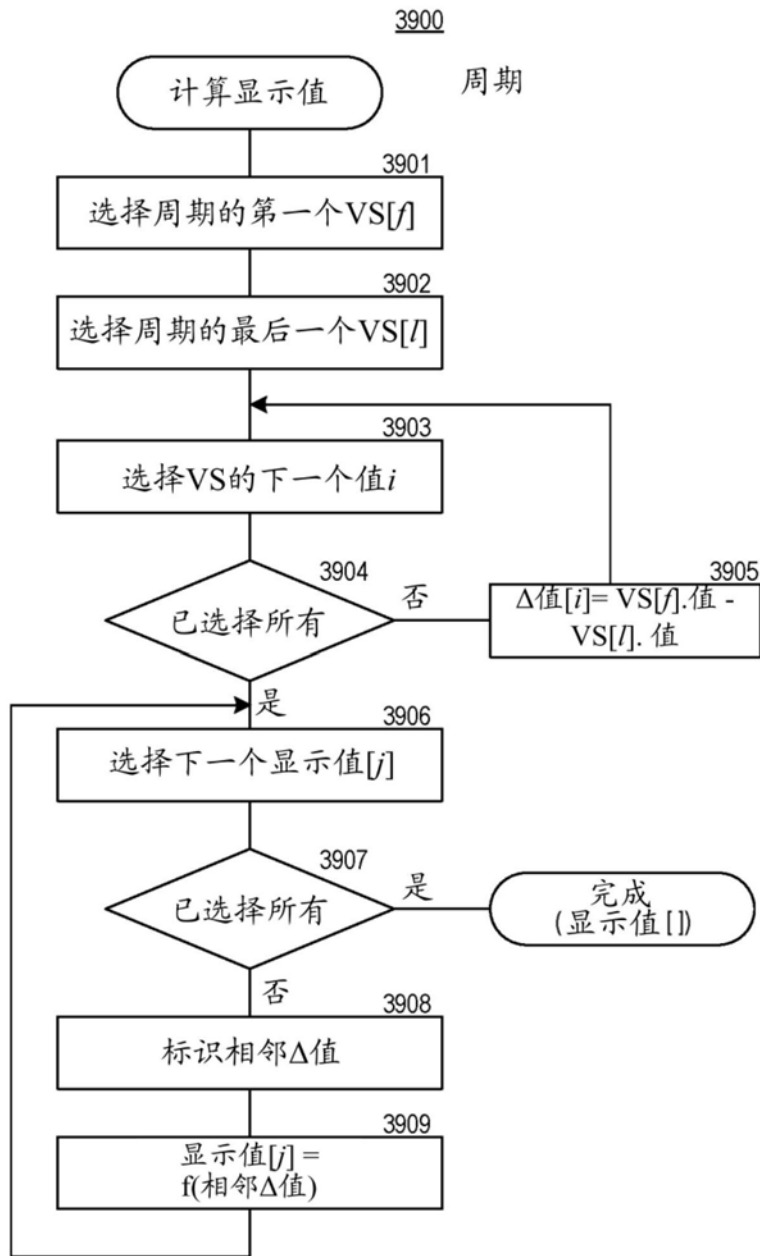


图39

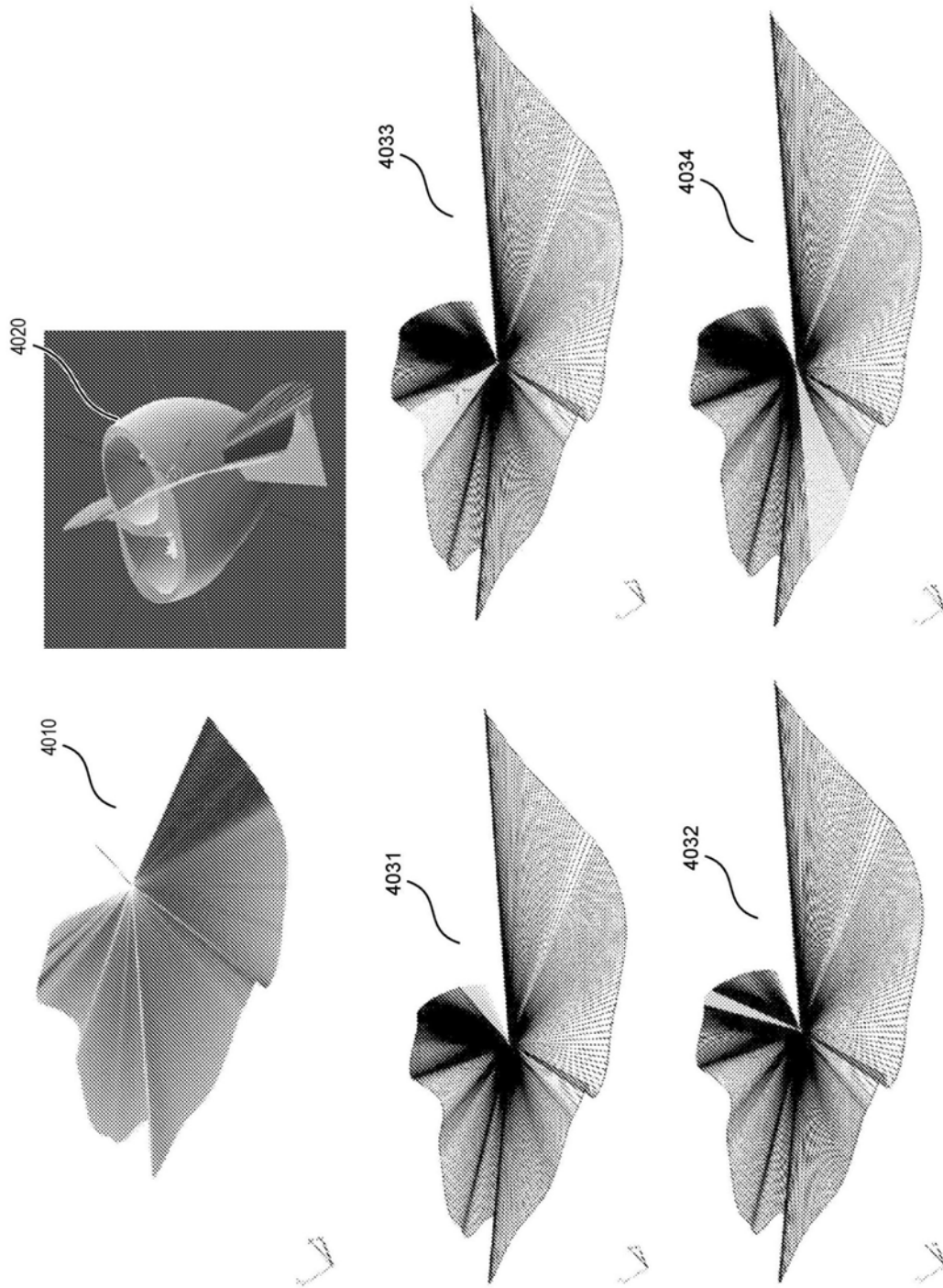


图40

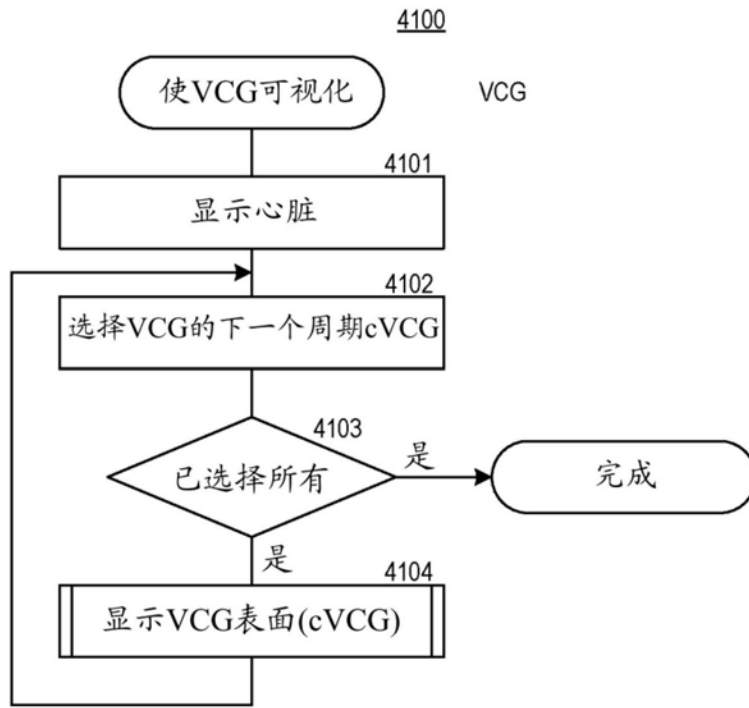


图41

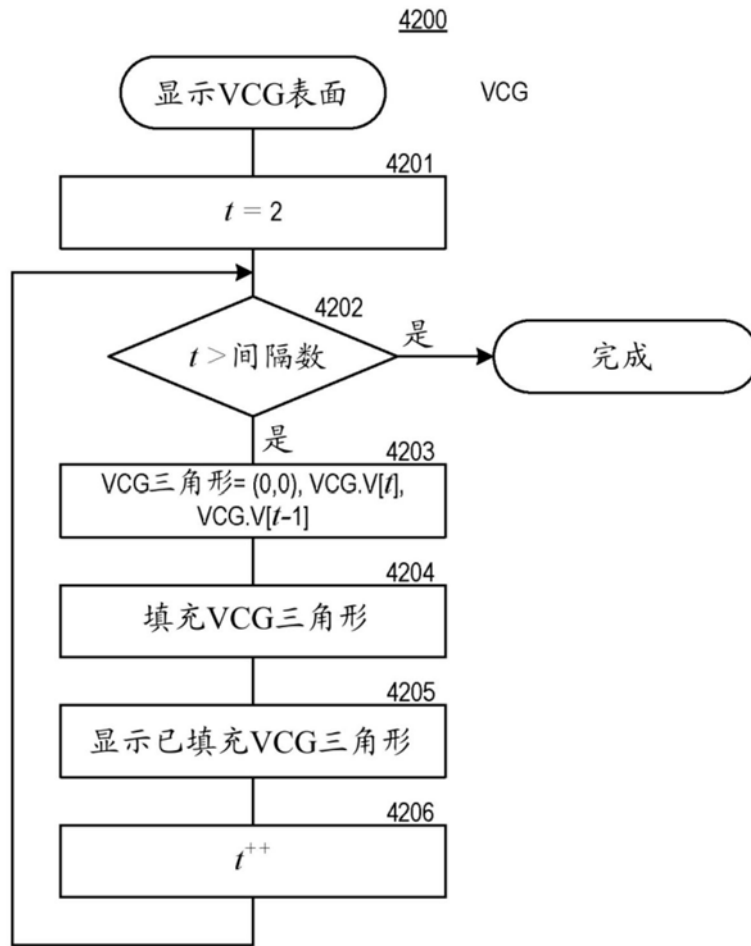


图42

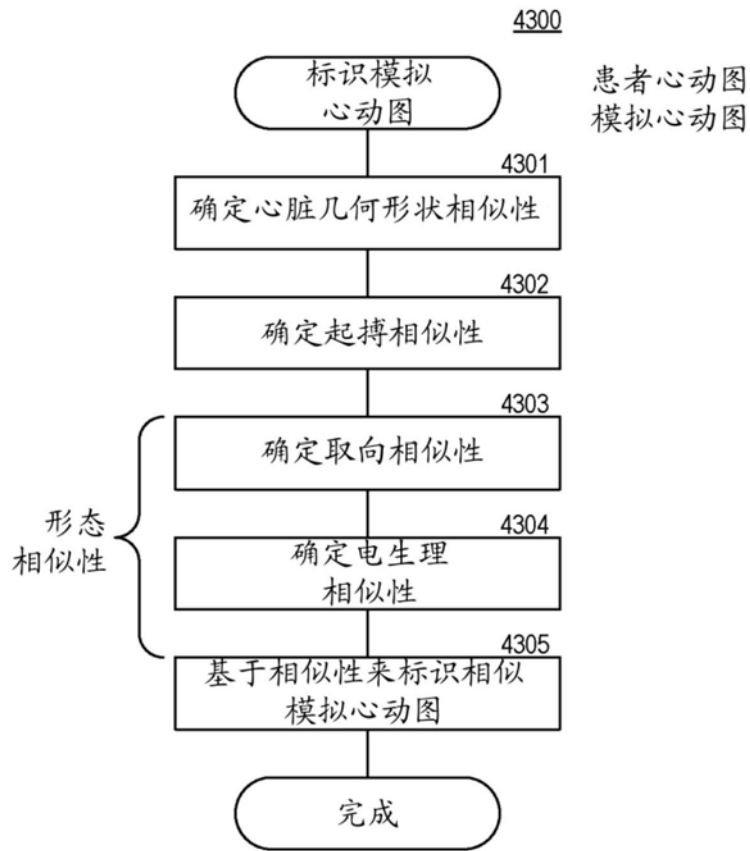


图43

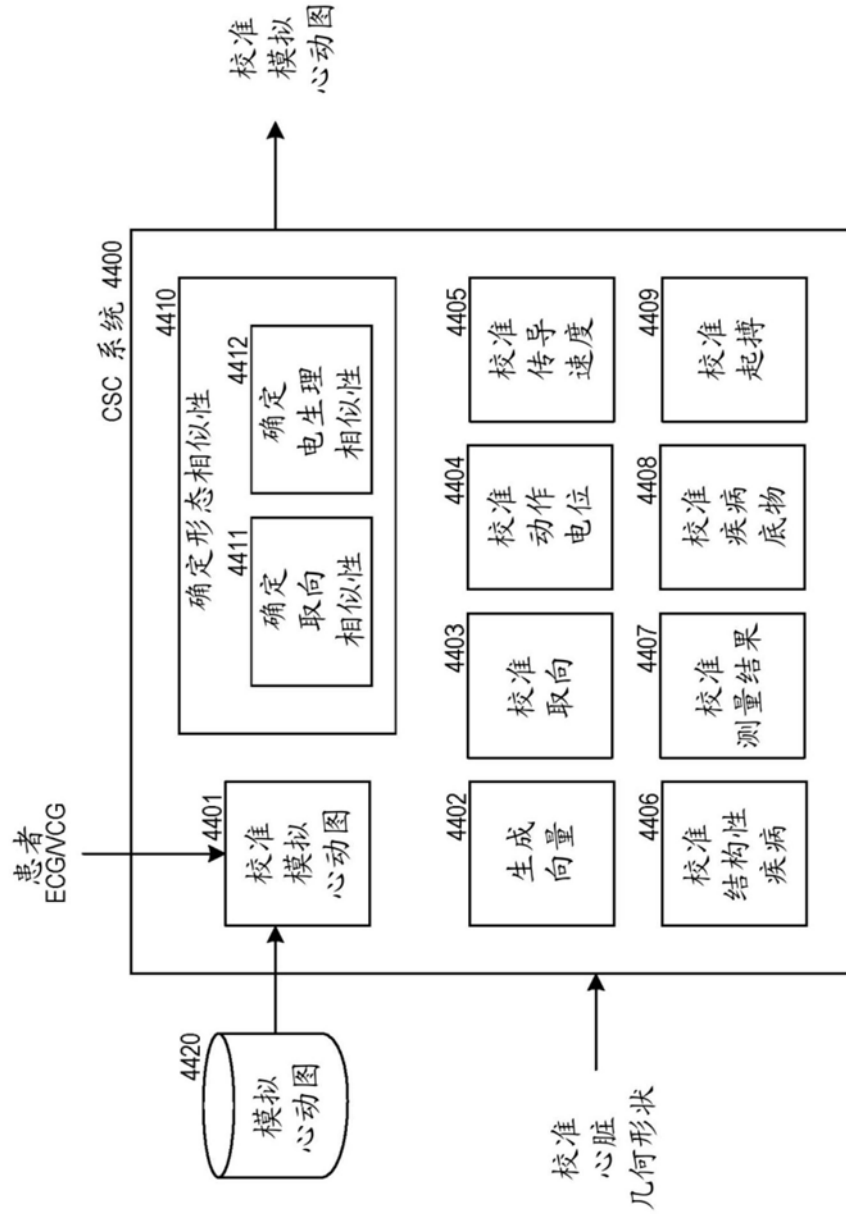


图44

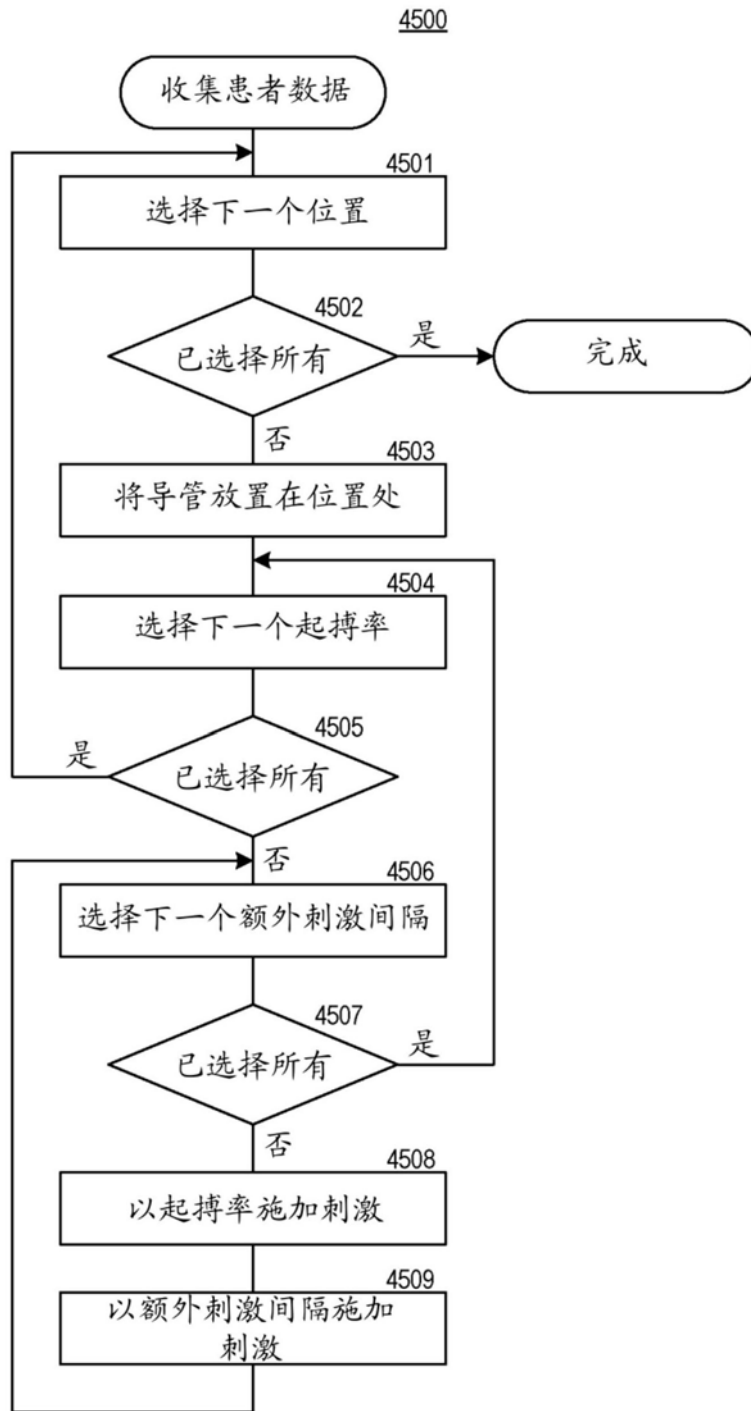


图45

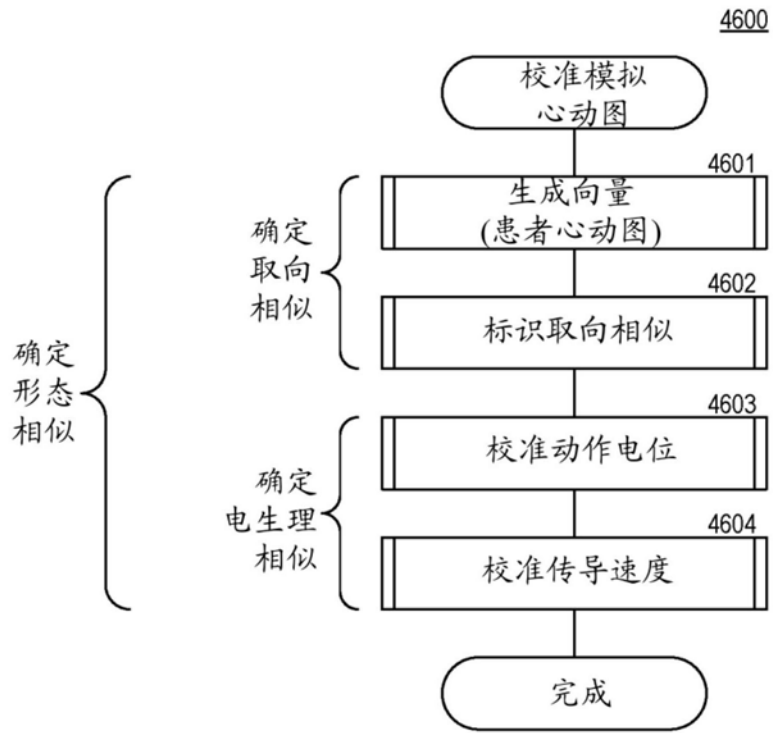


图46

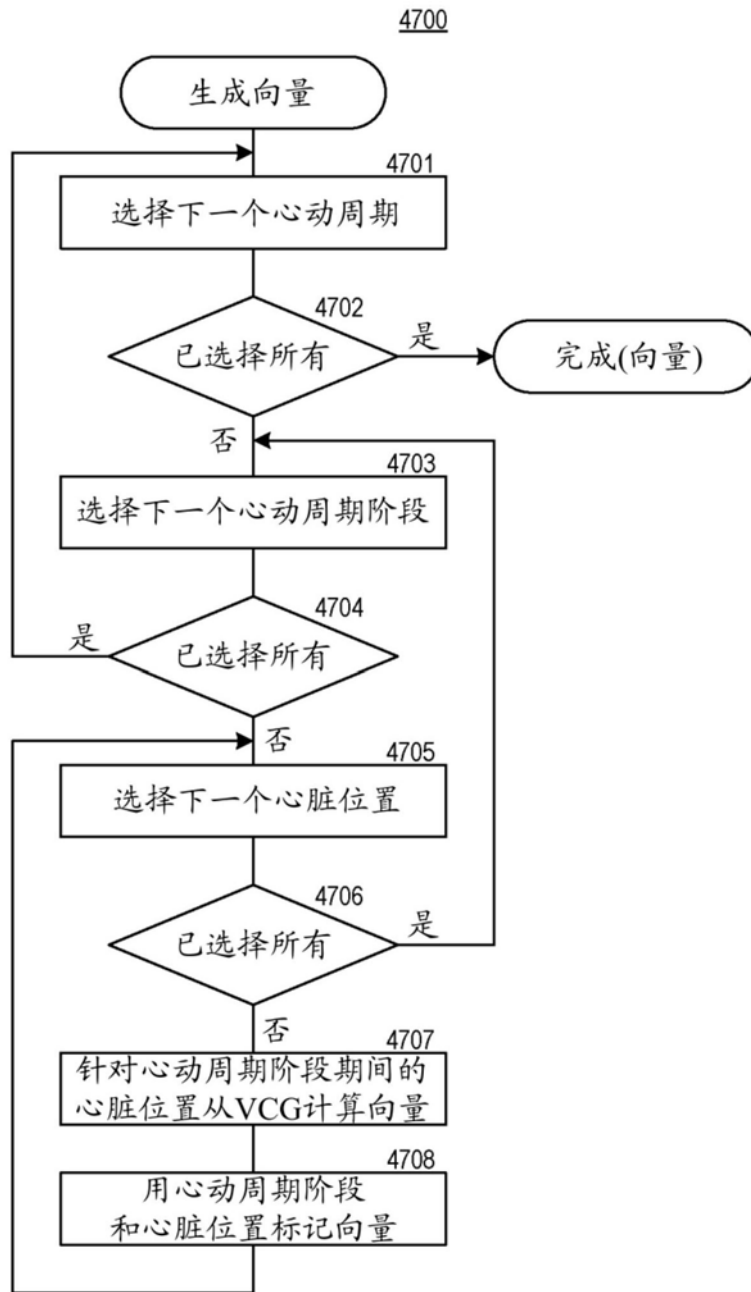


图47

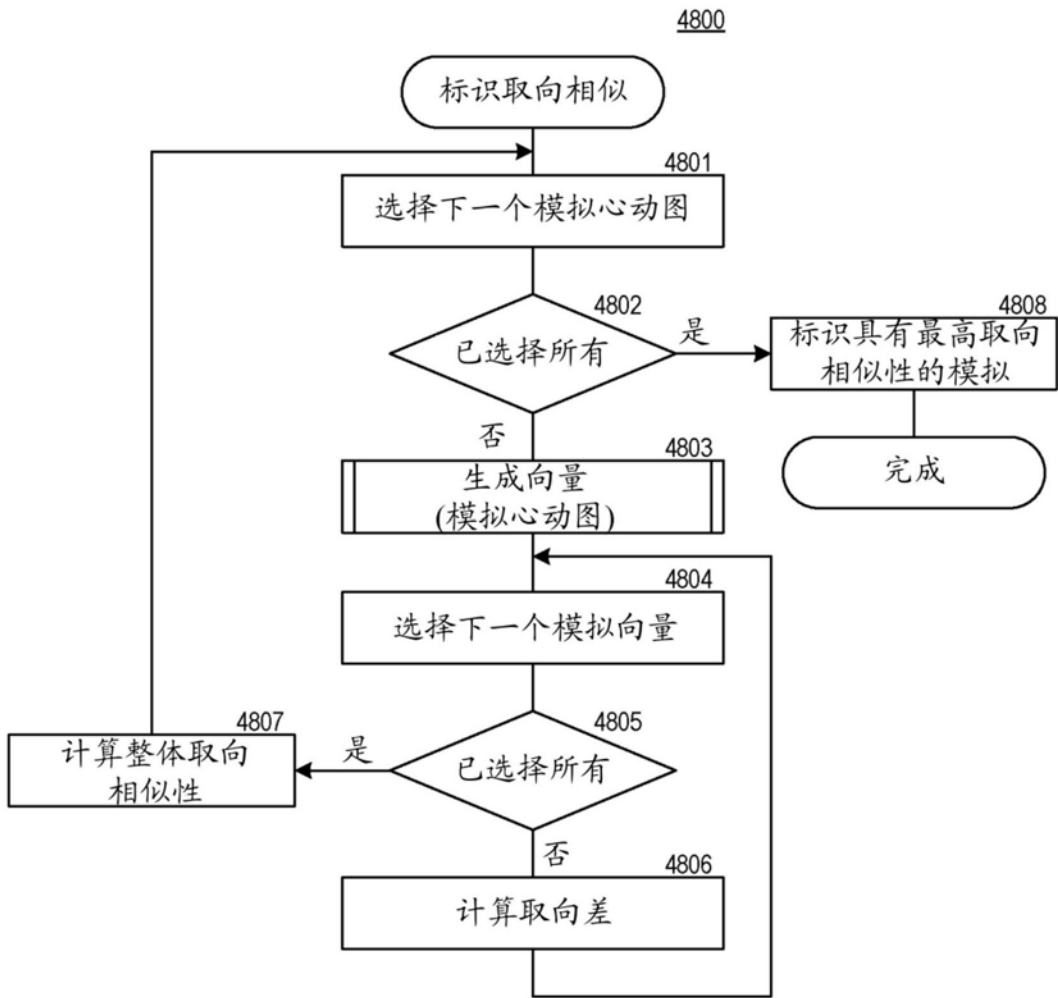


图48

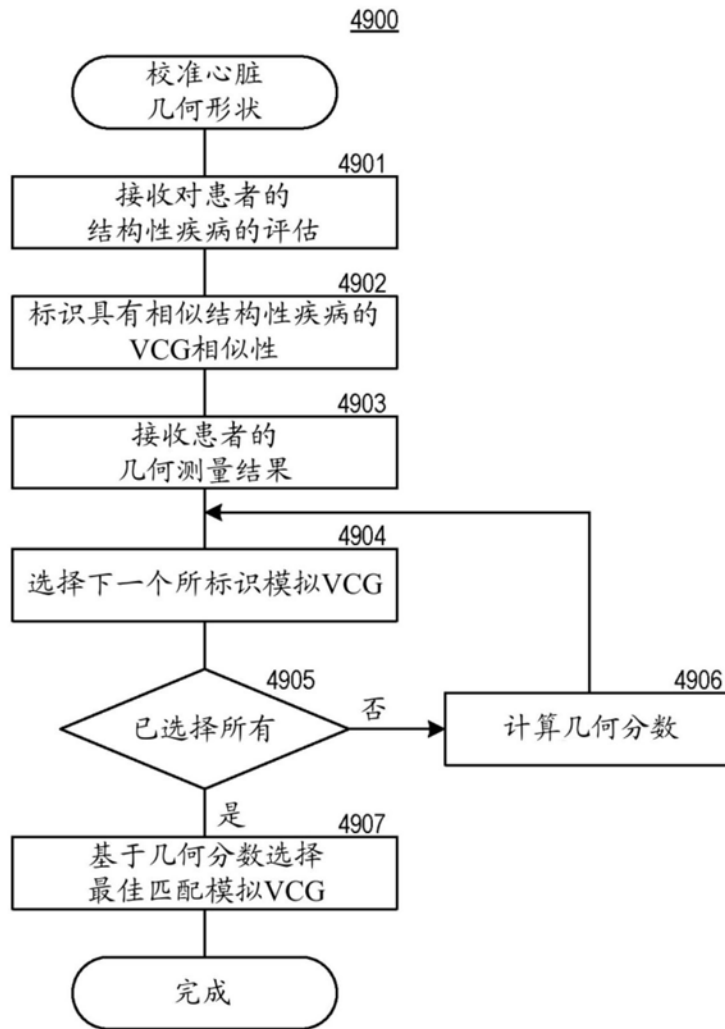


图49

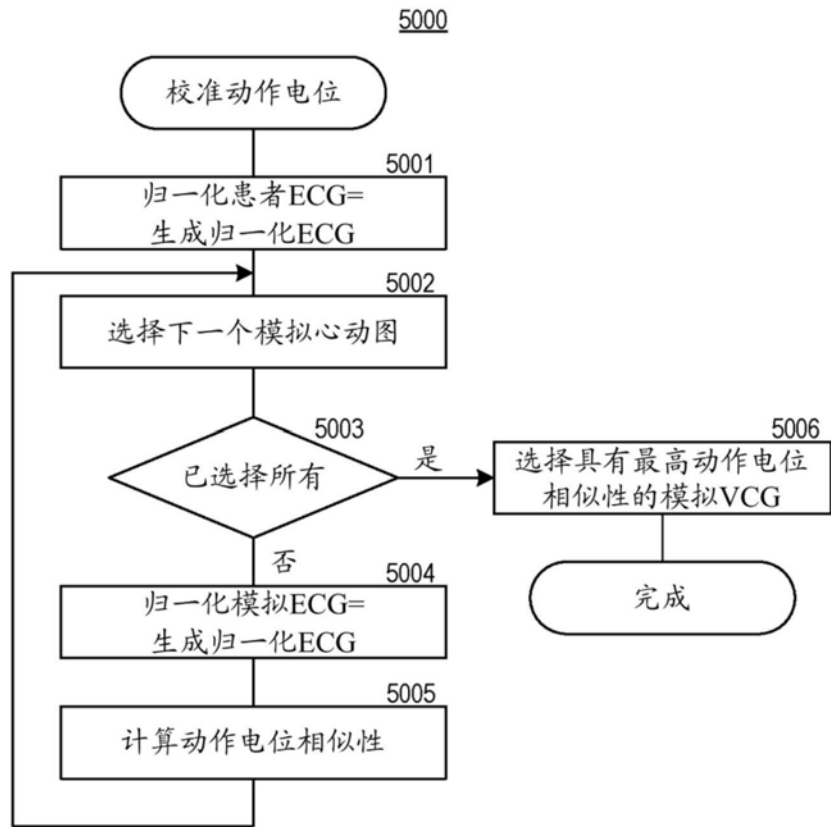


图50

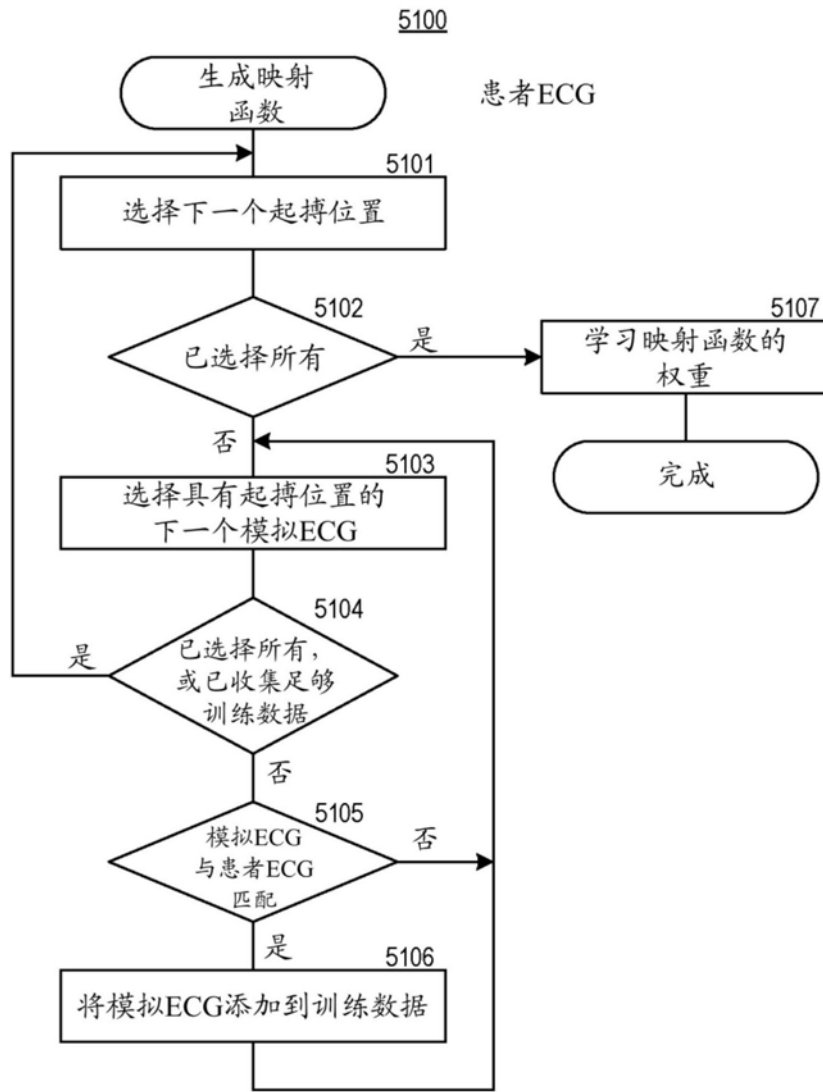


图51

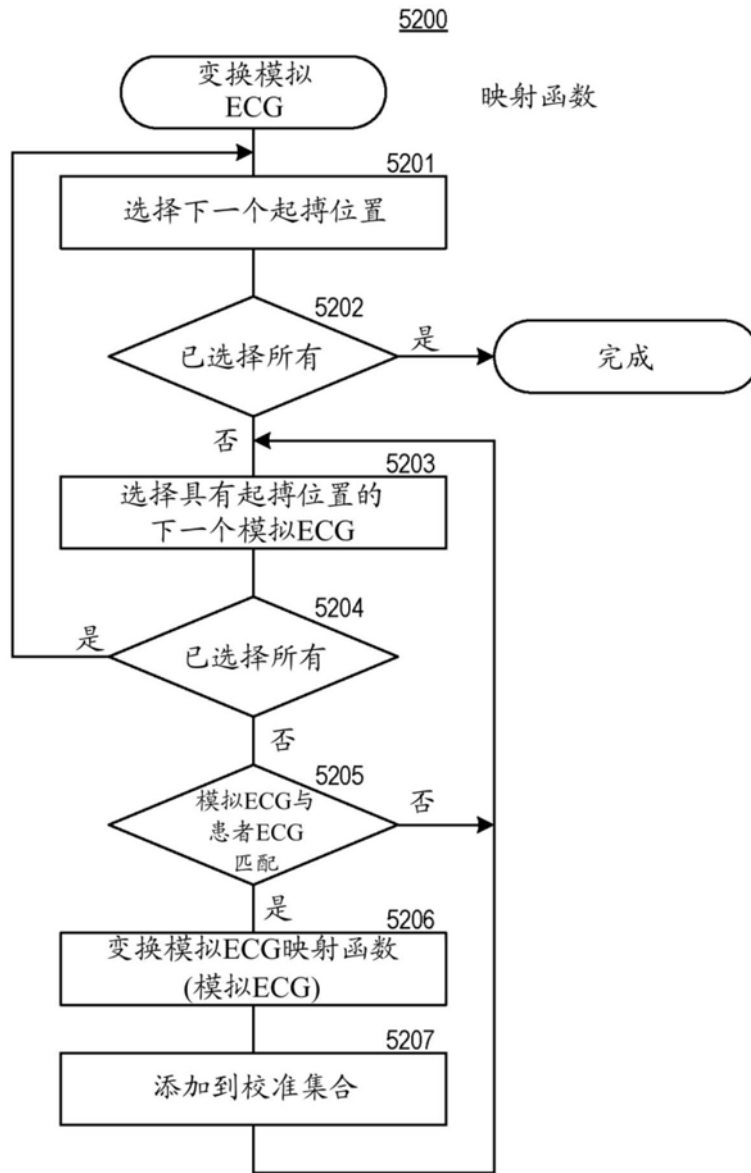


图52

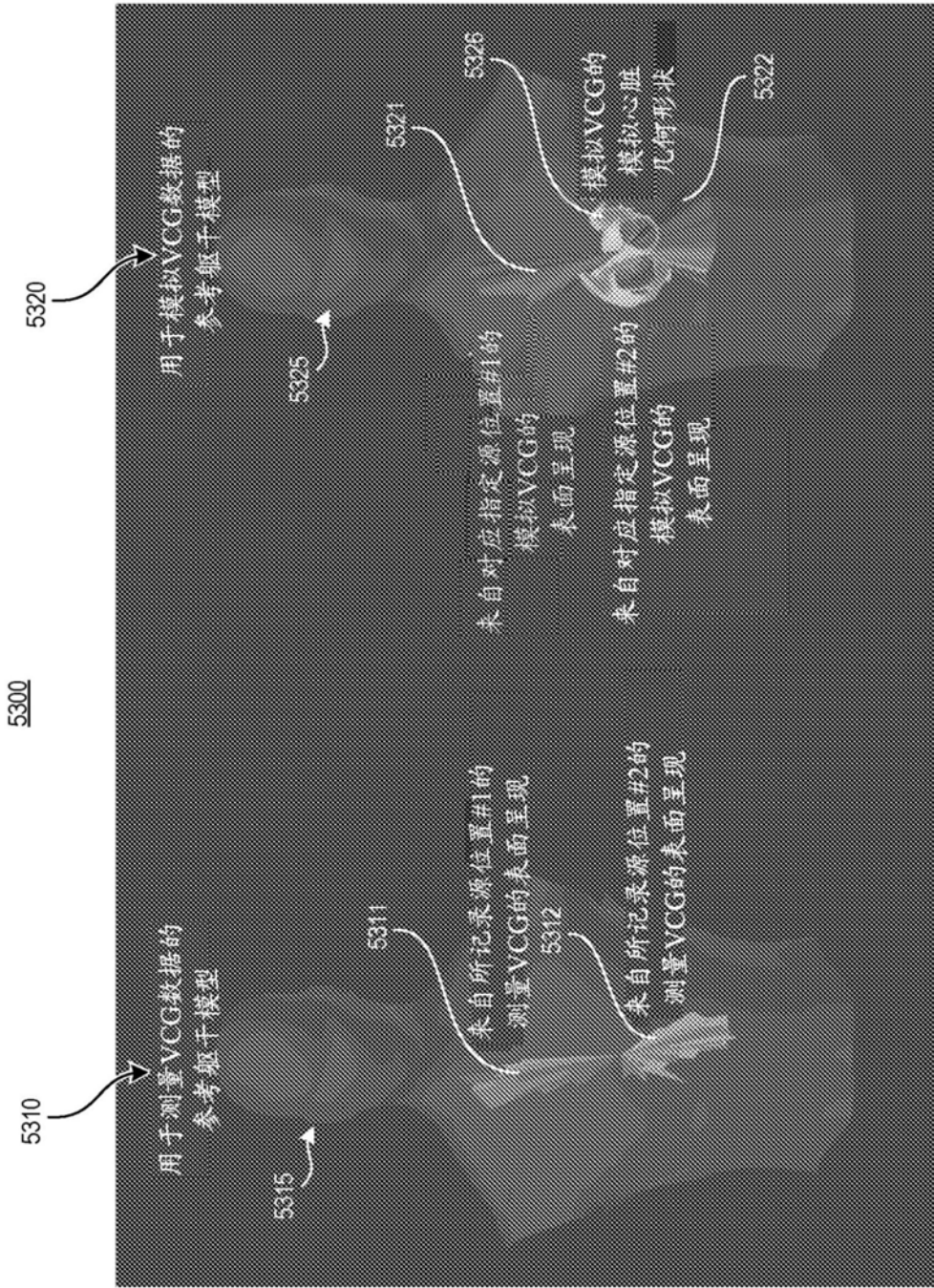


图53

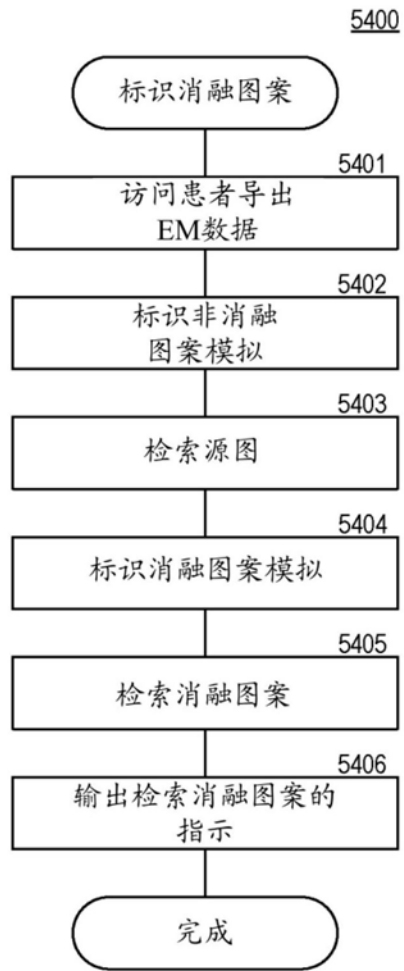


图54

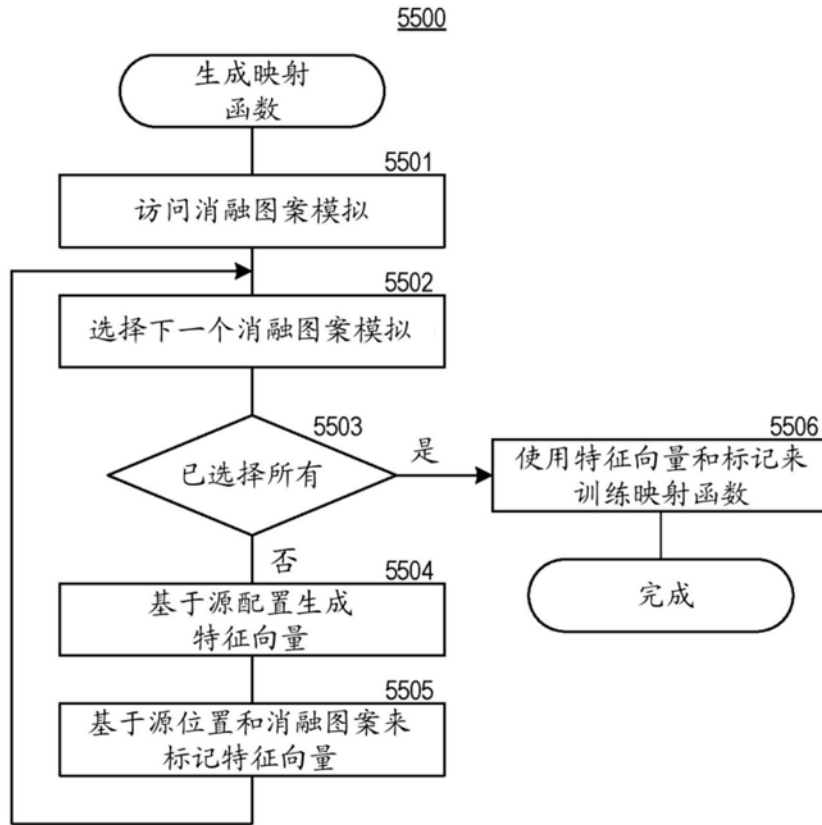


图55

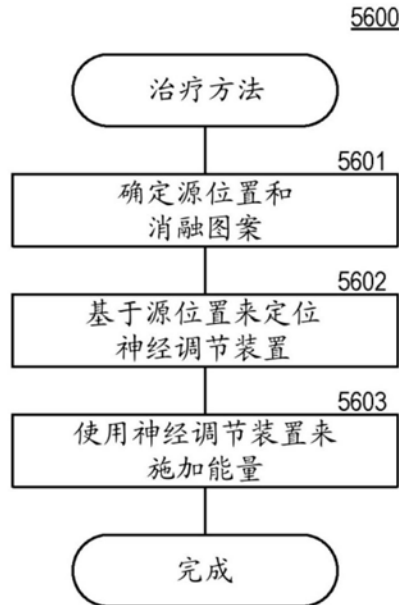


图56

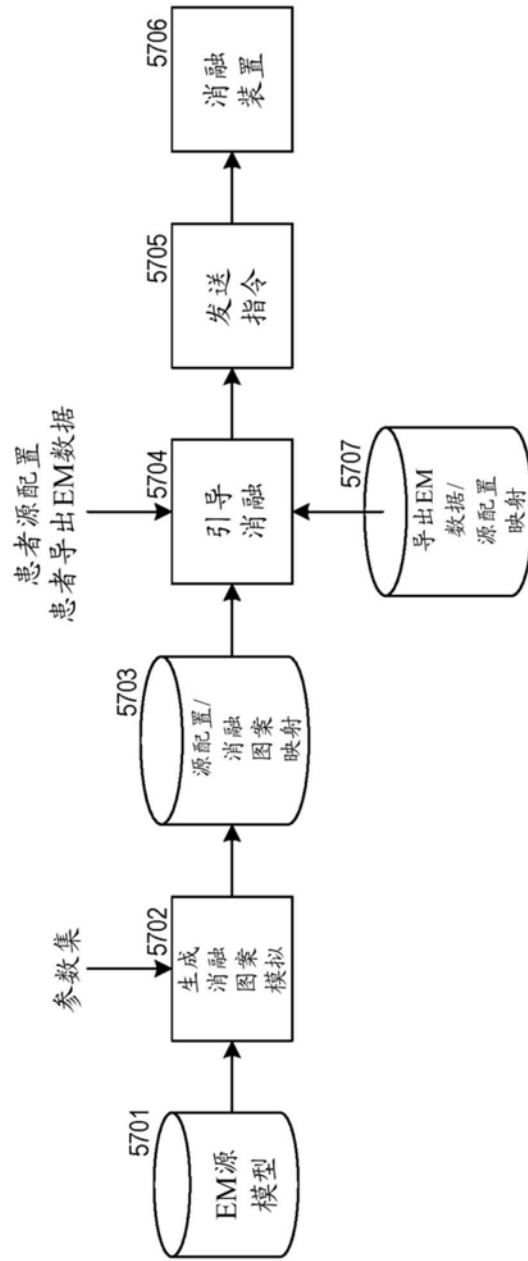


图57

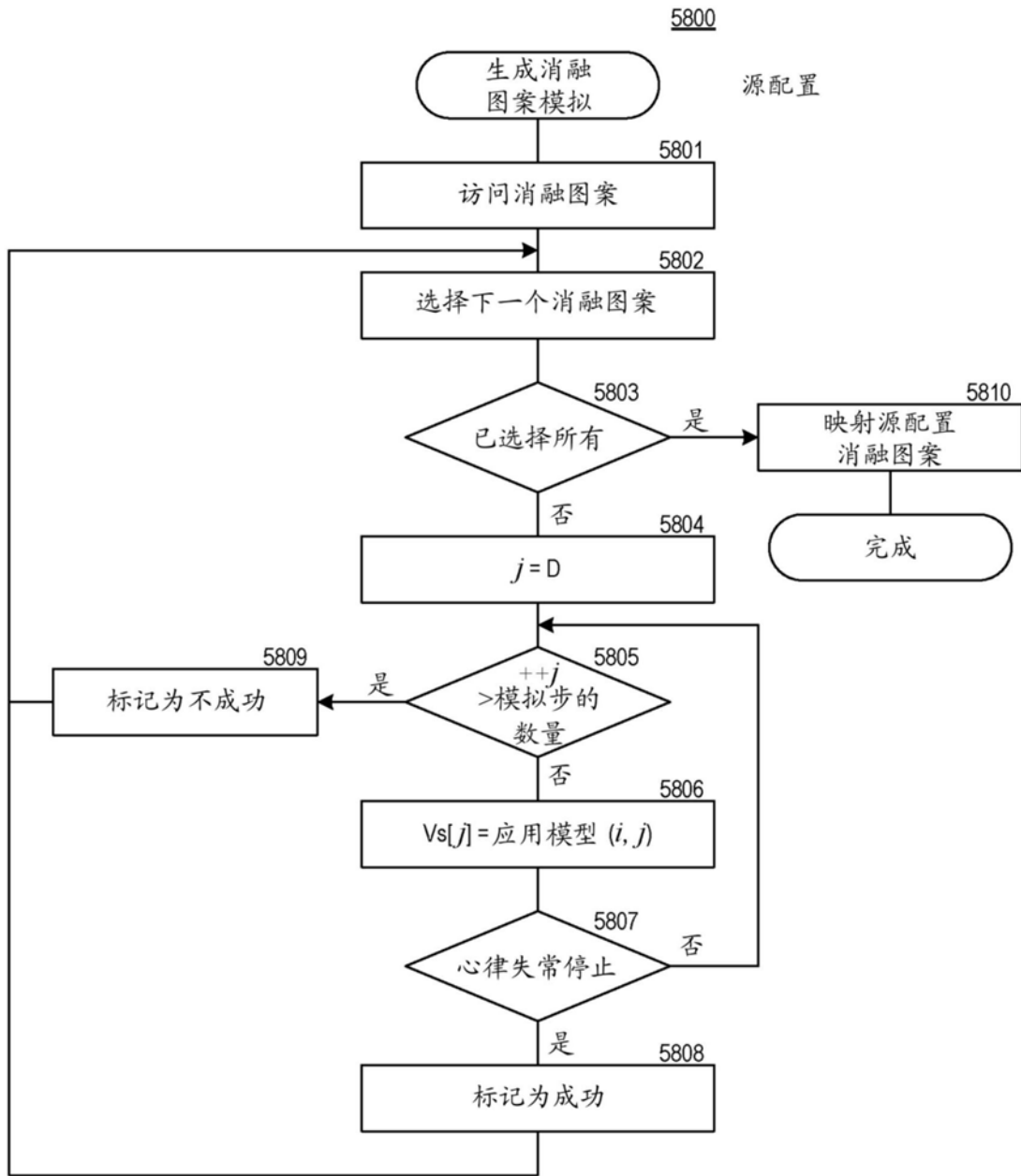


图58

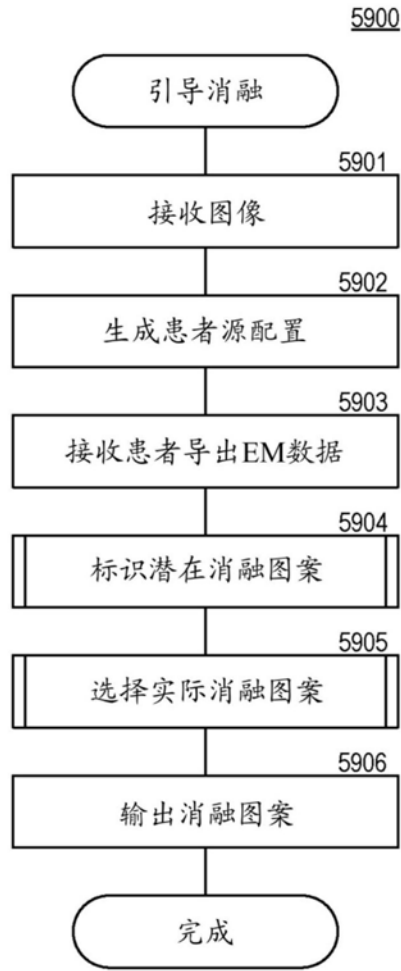


图59

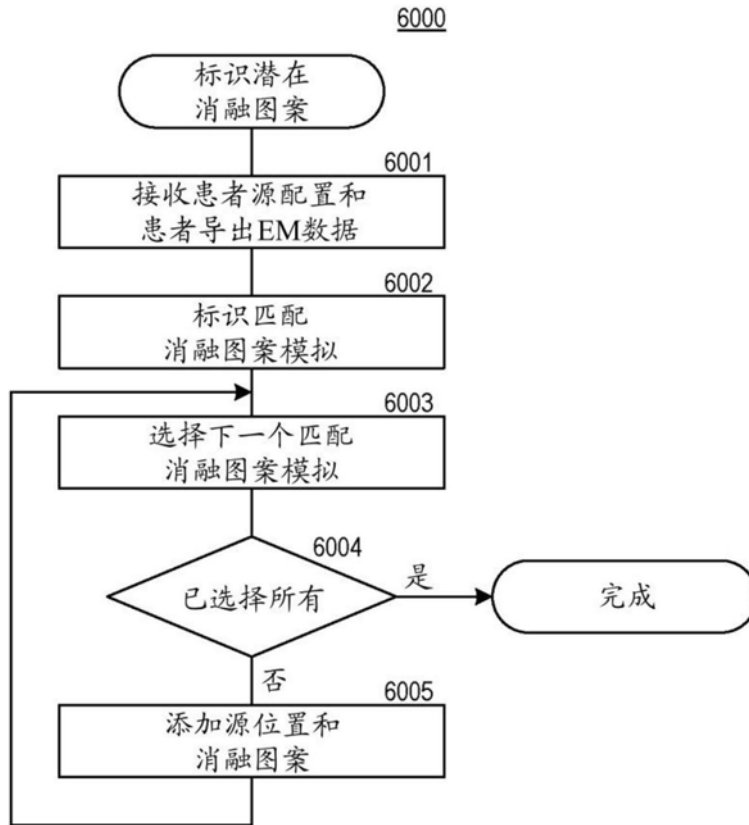


图60

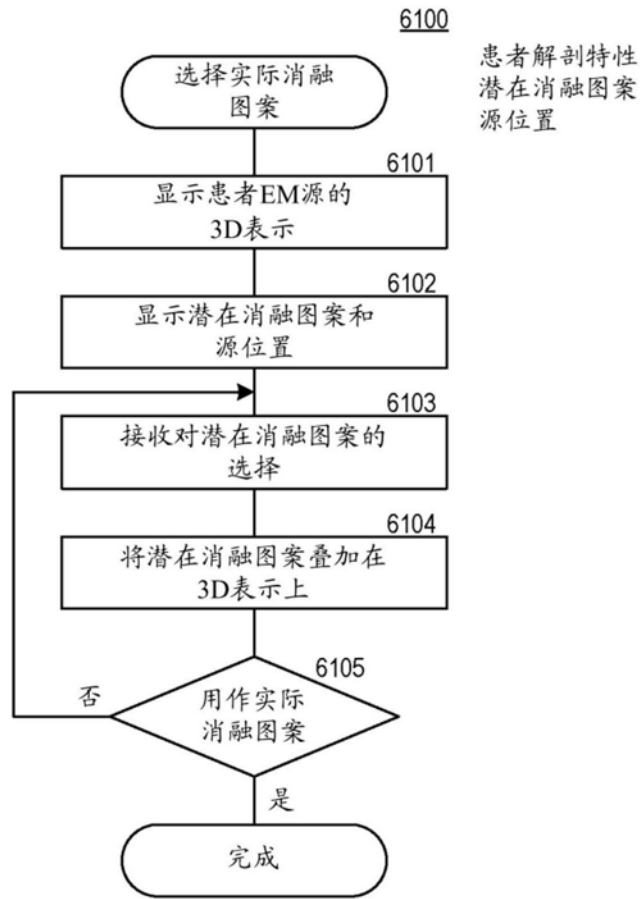


图61

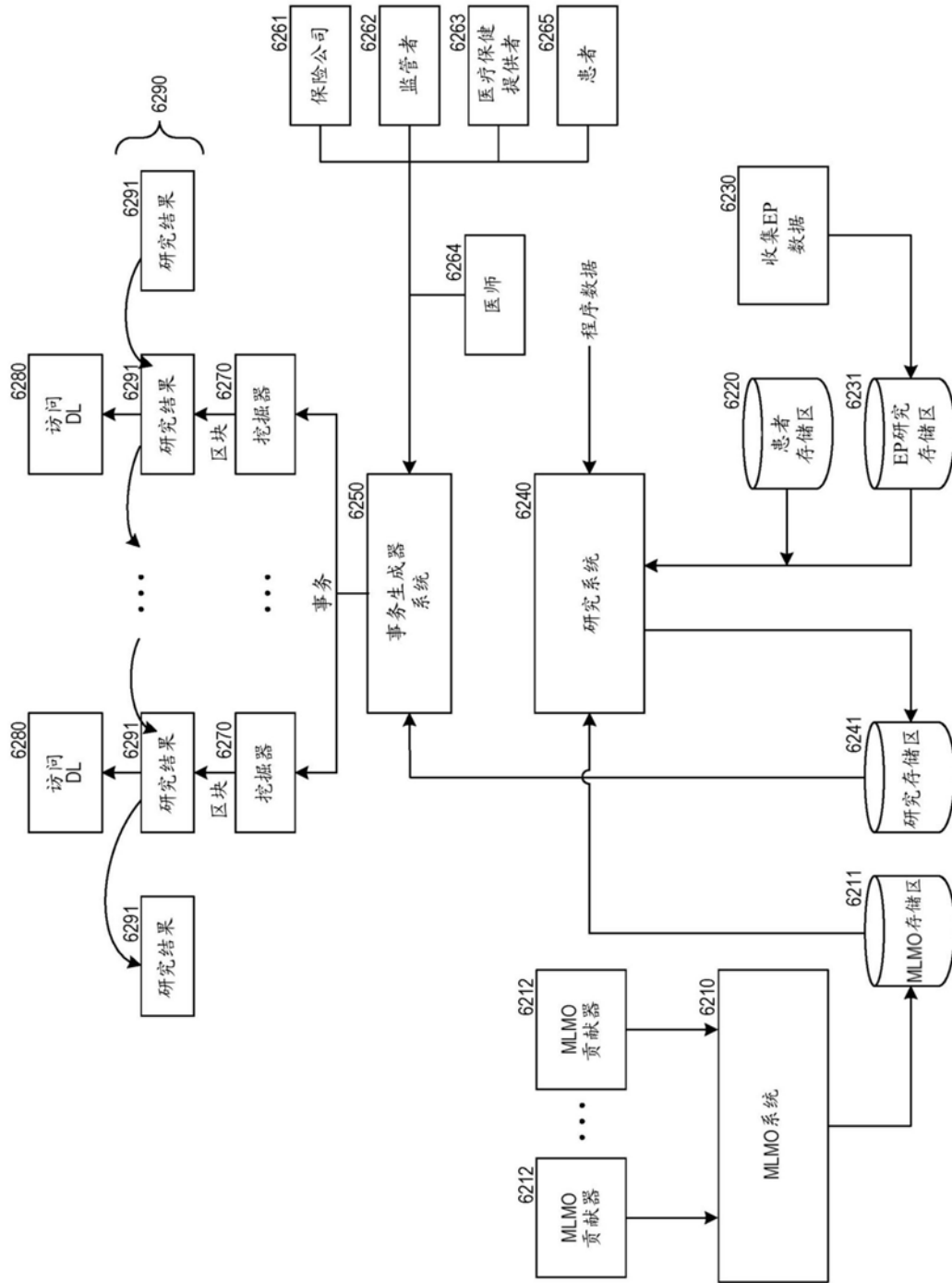


图62

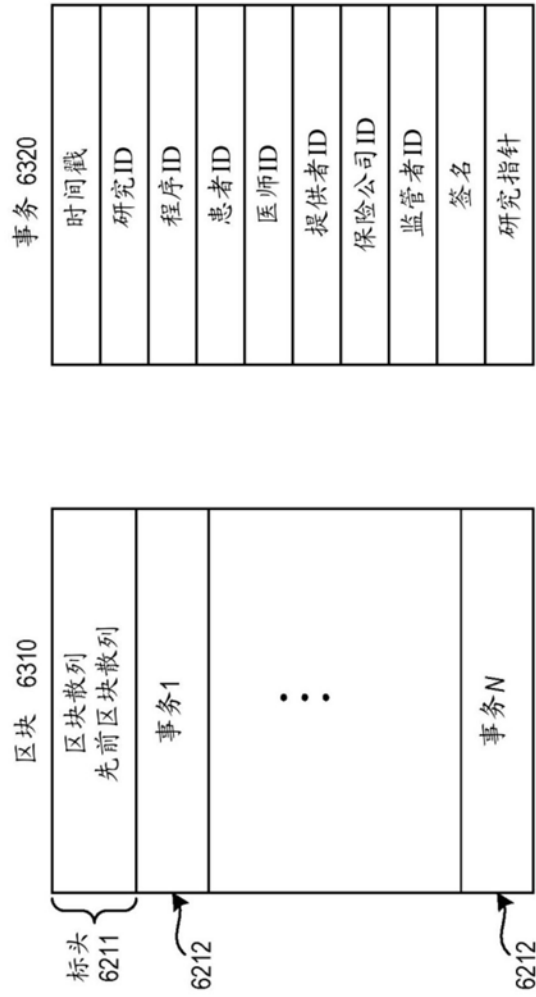


图63



图64

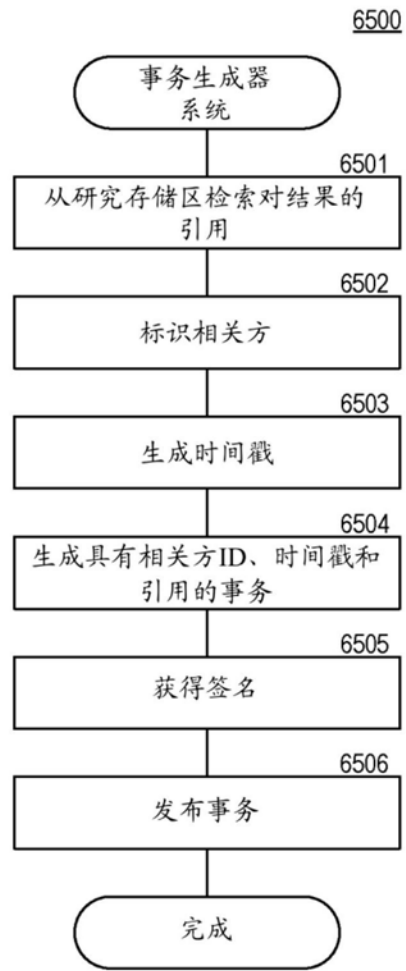


图65

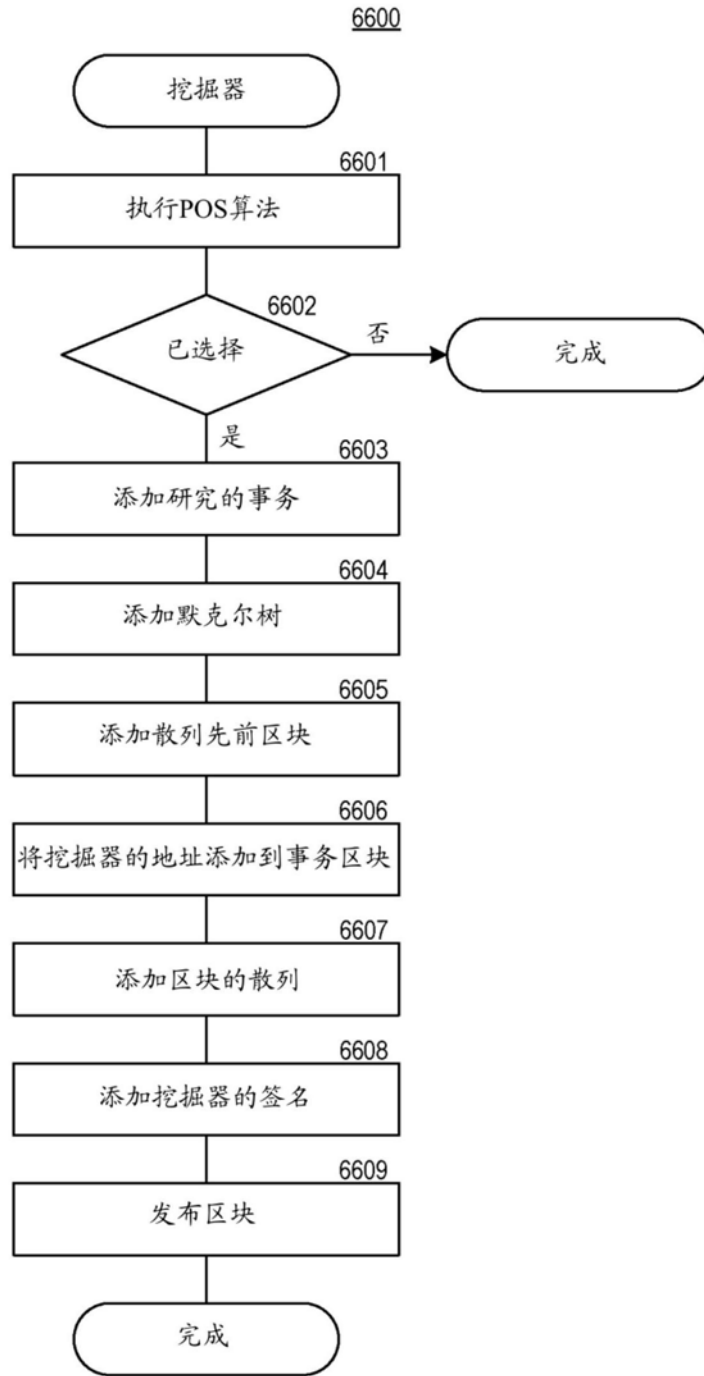


图66



图67

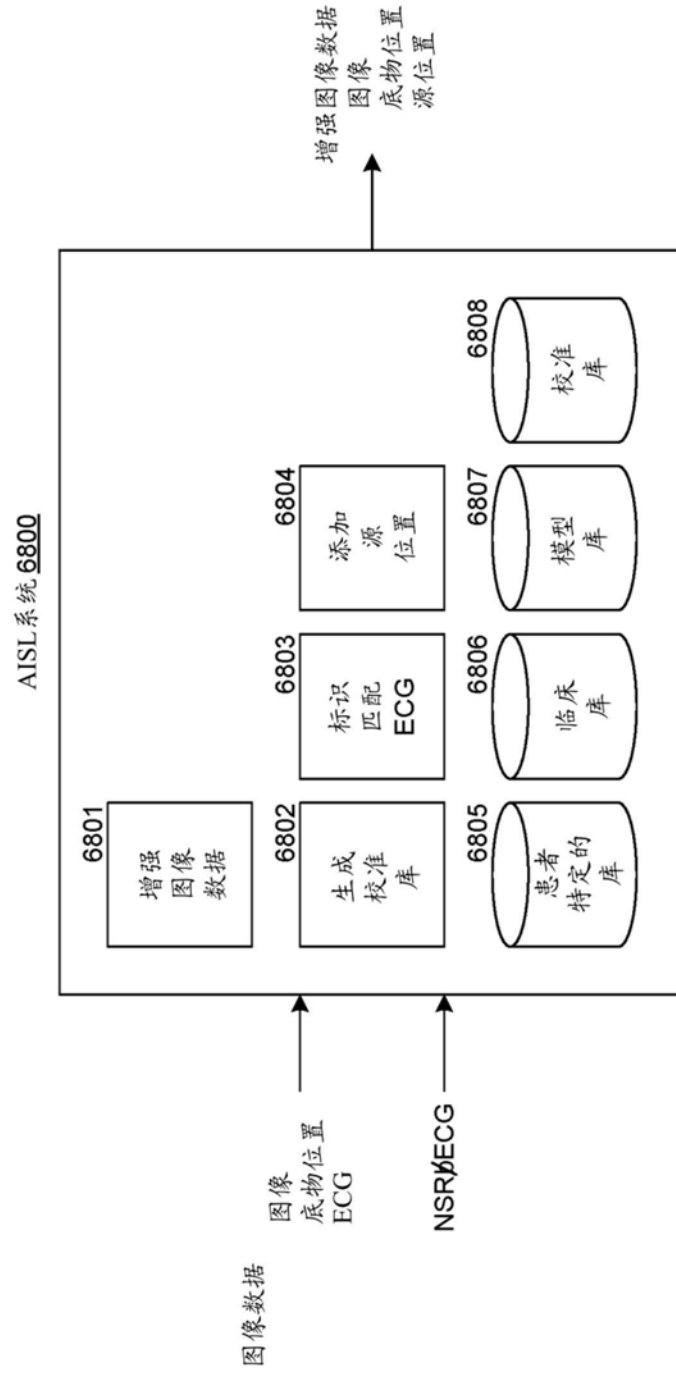


图68

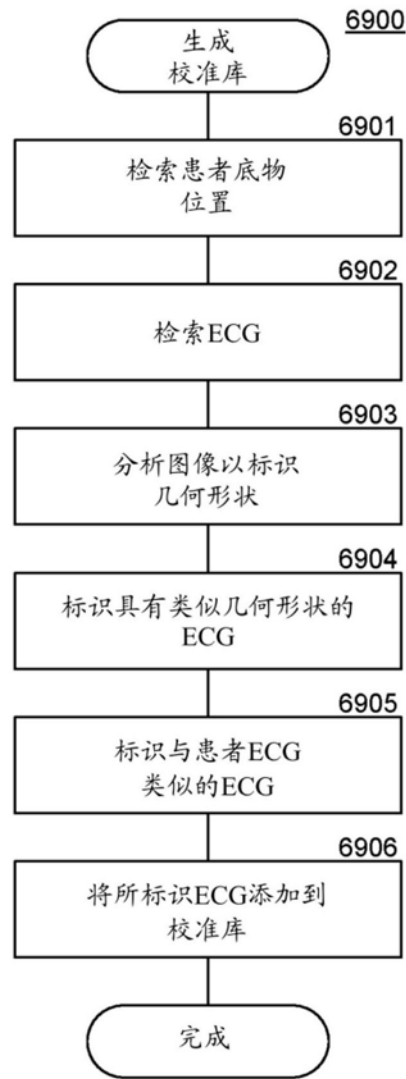


图69

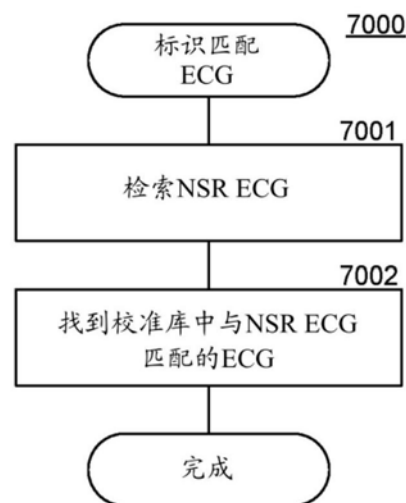


图70

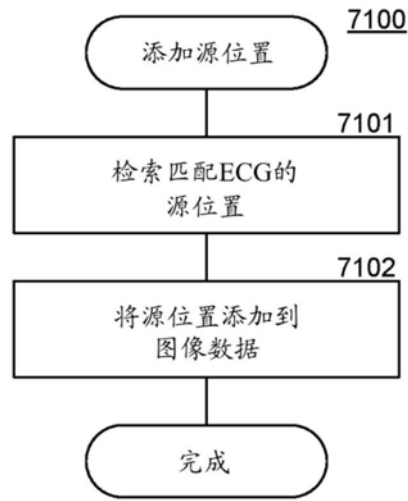


图71

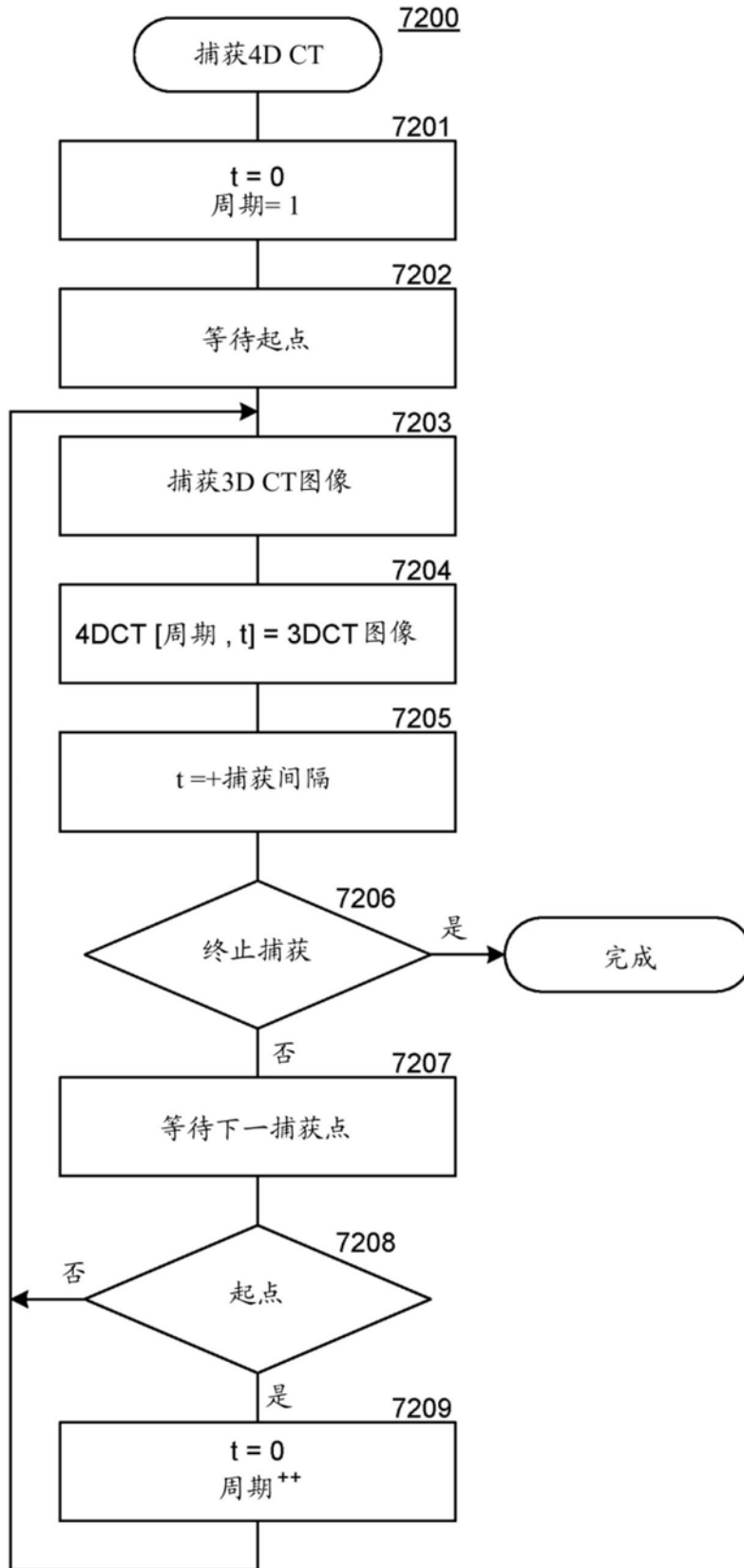


图72