



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102958429 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201180032884. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 14

A61B 5/05 (2006. 01)

(30) 优先权数据

12/777, 736 2010. 05. 11 US

12/777, 397 2010. 05. 11 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 31

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/032399 2011. 04. 14

(87) PCT申请的公布数据

W02011/142931 EN 2011. 11. 17

(71) 申请人 里斯米亚医疗公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 多伦·哈尔列夫 德雷克·凯恩

布赖恩·斯图尔特 保罗·赫尔茨

阿尔帕尔·琴代什

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 纪晓峰

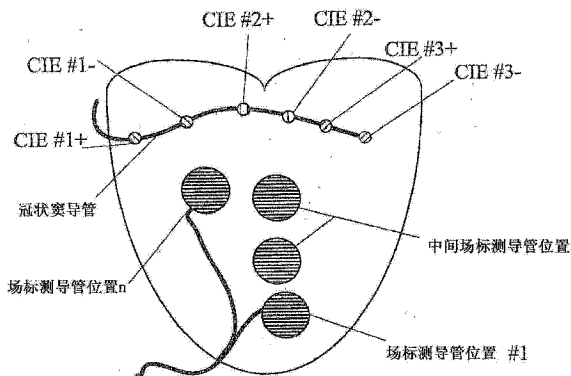
权利要求书 4 页 说明书 21 页 附图 13 页

(54) 发明名称

使用场标测的跟踪

(57) 摘要

本文公开了用于测定物体的位置的方法和系统,如跟踪患者的心腔中一个或多个导管的位置。



1. 一种方法,所述方法包括:

引起电流在多个电流注入电极之间流动,所述电流注入电极的至少一些放置在患者的身体内的稳定位置中以在器官中产生场;

响应于由所述电流注入电极引起的所述电流流动,对于导管的多个位置中的每一个位置在所述导管上的多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号;

基于测量到的信号在所述器官内另外的位置处确定预期信号;以及

基于至少所述预期信号,确定所述器官中所述导管的所述测量电极和/或另一个导管的测量电极中的至少一个的位置。

2. 权利要求1所述的方法,其中所述电流注入电极不在包括所述测量电极的导管上。

3. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括在没有来自外部跟踪系统的信息的情况下确定预期信号。

4. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括基于所述测量到的信号在所述器官中所述多个位置中的不同的位置处确定所述多个测量电极的相对位置。

5. 权利要求4所述的方法,其中确定所述相对位置包括协调在所述多个位置中的不同的位置处测量到的场。

6. 权利要求5所述的方法,其中协调所述场包括使用关于点、多个点、表面和体积中的一个或多个的成本最小化函数。

7. 权利要求4所述的方法,其中确定所述相对位置包括确定所述多个位置处所述多个测量电极之间的平移和旋转。

8. 权利要求1所述的方法,其中在每个位置处对于所述导管测量到的信号定义相应的一组测量值,并且其中确定所述预期信号包括将来自不同的组的信息组合以确定指示所述另外的位置处的所述预期信号的场标测图。

9. 权利要求8所述的方法,其中所述组合包括基于所述导管上所述测量电极的已知相对位置校正来自所述不同的组的信息以说明所述导管的所述不同位置。

10. 权利要求8所述的方法,其中来自所述组测量值中的每一组的所述信息包括局域场标测图。

11. 权利要求10所述的方法,其中确定所述预期信号包括协调来自所述多个位置的局域场标测图。

12. 权利要求11所述的方法,其中协调所述局域场标测图包括使用关于点、表面和体积中的一个或多个的成本最小化函数。

13. 权利要求11所述的方法,其中协调所述局域场标测图包括确定多个所述局域场标测图之间的平移和旋转。

14. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括基于所述测量到的信号和所述导管上所述多个测量电极之间的已知相对位置确定所述预期信号。

15. 权利要求1所述的方法,其中所述预期信号包括场标测图。

16. 权利要求15所述的方法,其中所述场标测图包括可微函数。

17. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括使用拉普拉斯方程。

18. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括使用泊松方程。

19. 权利要求1所述的方法,其中确定所述预期信号包括使用多项式估计。

20. 权利要求 1 所述的方法,其中所述电流注入电极安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上。

21. 权利要求 1 所述的方法,其中所述电流注入电极包括安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上的电极和一个或多个身体 - 表面电极两者。

22. 权利要求 1 所述的方法,其中测量所述信号包括测量电势。

23. 权利要求 1 所述的方法,其中在所述多个位置处测量所述信号包括将所述导管移动至所述器官内的所述多个位置,并且使用所述测量电极对于所述导管的所述多个位置中的每一个位置测量信号。

24. 权利要求 1 所述的方法,其中确定预期信号包括:

对于所述多个位置,使用来自所述一个或多个测量电极的所述测量到的信号将所述场的多个部分建模,以产生所述场的多个部分的多个模型;以及

组合所述多个模型以产生组合的场模型。

25. 权利要求 24 所述的方法,其中组合所述多个模型包括相继地组合所述多个模型以产生所述场的组合模型。

26. 权利要求 24 所述的方法,其中组合所述多个模型包括同时地组合所述多个模型以产生所述场的组合模型。

27. 权利要求 24 所述的方法,其中所述组合的场模型包括所述场的多个部分的多个模型的加权平均值。

28. 权利要求 1 所述的方法,所述方法还包括:

将所述测量电极从所述器官移除;以及

在将所述测量电极从所述器官移除之后,使用所述预期信号测量来跟踪所述另一个导管的所述测量电极的位置。

29. 权利要求 1 所述的方法,其中所述电流注入电极包括至少三组电流注入电极,并且其中所述电流流动的所述引起包括引起电流在各组电流注入电极之间流动。

30. 权利要求 1 所述的方法,其中所述器官是所述患者的心脏。

31. 权利要求 1 所述的方法,其中确定所述位置包括在所述另一个导管是与包括所述多个测量电极的导管分开的导管的情况下确定所述另一个导管的所述测量电极的位置。

32. 权利要求 1 所述的方法,其中处理所述测量到的信号和预期信号以说明呼吸和心搏。

33. 权利要求 32 所述的方法,其中处理所述测量到的信号和预期信号包括使用来自定位在相对于所述器官的稳定位置中的导管电极的信息。

34. 权利要求 33 所述的方法,其中所述稳定位置包括冠状窦。

35. 一种系统,所述系统包括:

导管,所述导管配置为用于插入至患者的身体中的器官中并且包括多个测量电极;

多个电流注入电极,所述多个电流注入电极放置在患者的身体内的稳定位置中以在器官中产生场;

电子控制系统,所述电子控制系统连接至所述多个电流注入电极并且连接至所述测量电极,并且配置为:

引起电流在多个电流注入电极之间流动以在器官中产生场并测量所述场;

响应于由所述电流注入电极引起的所述电流流动,对于所述导管的多个位置中的每一个位置在所述多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号;

处理系统,所述处理系统连接至所述电子系统并且配置为:

基于测量到的信号在所述器官内另外的位置处确定预期信号;以及

基于至少所述预期信号确定所述器官中所述导管的所述测量电极和/或另一个导管的测量电极中的至少一个的位置。

36. 权利要求 35 所述的系统,其中所述电流注入电极安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上。

37. 权利要求 35 所述的系统,其中安装在所述导管上的所述测量电极包括能够在器官中移动和定位在多个位置处的电极。

38. 权利要求 35 所述的系统,其中所述电流注入电极包括至少三组电流注入电极。

39. 权利要求 35 所述的系统,其中所述电流注入电极不在包括所述测量电极的导管上。

40. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为在没有来自外部跟踪系统的信息的情况下确定所述预期信号。

41. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为基于所述测量到的信号在所述器官中所述多个位置中的不同的位置处确定所述多个测量电极的相对位置。

42. 权利要求 41 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为使用成本最小化函数协调在所述多个位置中的不同的位置处测量到的场。

43. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为确定所述多个位置处所述多个测量电极之间的平移和旋转。

44. 权利要求 35 所述的系统,其中在每个位置处对于所述导管测量到的信号定义相应的一组测量值,并且其中所述处理系统进一步配置为通过将来自不同的组的信息组合确定所述预期信号,以确定指示所述另外的位置处的所述预期信号的场标测图。

45. 权利要求 44 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为组合所述来自不同的组的信息以通过校正来自所述不同的组的信息确定场标测图以基于所述导管上所述测量电极的已知相对位置说明所述导管的所述不同位置。

46. 权利要求 35 所述的系统,其中所述预期信号包括场标测图。

47. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为使用拉普拉斯方程确定所述预期信号。

48. 权利要求 35 所述的系统,其中将所述处理系统进一步配置为使用泊松方程确定所述预期信号。

49. 权利要求 35 所述的系统,其中将所述处理系统进一步配置为使用多项式估计确定所述预期信号。

50. 权利要求 35 所述的系统,其中所述电流注入电极包括安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上的电极和一个或多个身体-表面电极两者。

51. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为使用所述预期信号测量来跟踪所述另一个导管的所述测量电极的位置。

52. 权利要求 35 所述的系统,其中所述处理系统进一步配置为处理所述测量到的信号

和预期信号以说明呼吸和心搏。

使用场标测的跟踪

技术领域

[0001] 本发明涉及确定物体的位置,如跟踪患者的心腔中一个或多个导管的位置。

[0002] 背景

[0003] 为治疗多种心脏病症,如室上性和室性心律失常,微创方法,如导管消融的使用变得越来越普遍。这种方法包括心脏中电活动性的标测(例如,基于心脏信号),如在心内膜表面上的多个位置处的标测(“心脏标测”),以确定心律失常的起源部位,之后是所述部位的靶向消融。为进行这种心脏标测,可以将具有一个或多个电极的导管插入至患者的心腔室中。

[0004] 在一些情况下,使用跟踪系统确定心腔室中导管的位置。导管跟踪是现代标测系统的核心功能,所述现代标测系统还包括软件和图形化用户界面以将电数据投影在心腔室的3D渲染图上。目前,存在可用的多种跟踪系统,其中一些比其他的更有用并且更通常使用。一些系统基于来自外部源的磁或电场的使用以感测并追踪导管的位置。一些基于安装在所跟踪的导管上的磁或电场源的使用。

[0005] 概述

[0006] 在一些方面,该方法包括引起电流在多个电流注入电极之间流动,所述电流注入电极的至少一些放置在患者的身体内的稳定位置中以在器官中产生场。该方法还包括,响应于由所述电流注入电极引起的所述电流流动,在所述导管的多个位置中的每一个位置在导管上的多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号。该方法还包括基于所测量到的信号在所述器官内另外的位置处确定预期信号和基于至少所述预期信号,确定所述器官中所述导管的所述测量电极和/或另一个导管的测量电极中的至少一个的位置。

[0007] 实施方案可以包括以下各项中的一个或多个。

[0008] 所述电流注入电极不在包括所述测量电极的导管上。

[0009] 确定所述预期信号可以包括在没有来自外部跟踪系统的信息的情况下确定预期信号。

[0010] 确定所述预期信号可以包括基于所测量到的信号在所述器官中所述多个位置中的不同的位置处确定所述多个测量电极的相对位置。

[0011] 确定所述相对位置可以包括协调(reconcile)在所述多个位置中的不同的位置处测量到的场。

[0012] 协调所述场可以包括使用关于点、多个点、表面和体积中的一个或多个的成本最小化函数。

[0013] 确定所述相对位置可以包括确定所述多个位置处所述多个测量电极之间的平移和旋转。

[0014] 其中在每个位置对于所述导管测量到的信号可以定义相应的一组测量值,并且其中确定所述预期信号可以包括将来自不同的组的信息组合以确定指示所述另外的位置处的所述预期信号的场标测图。

[0015] 所述组合可以包括基于所述导管上所述测量电极的已知相对位置校正

(aligning) 来自不同的组的信息以说明所述导管的不同位置。

[0016] 来自所述组测量值中的的每一组的所述信息可以是局域场标测图 (local field map)。

[0017] 确定所述预期信号可以包括协调来自所述多个位置的局域场标测图。

[0018] 协调所述局域场标测图可以包括使用关于点、表面和体积中的一个或多个上的成本最小化函数。

[0019] 协调所述局域场标测图可以包括确定多个所述局域场标测图之间的平移和旋转。

[0020] 确定所述预期信号可以包括基于所测量到的信号和所述导管上所述多个测量电极之间的已知相对位置确定所述预期信号。

[0021] 预期信号可以是场标测图 (field map)。

[0022] 场标测图可以是可微函数。

[0023] 确定所述预期信号可以包括使用拉普拉斯方程、泊松方程和 / 或多项式估计。

[0024] 所述电流注入电极可以是安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上。

[0025] 所述电流注入电极可以包括安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上的电极和一个或多个身体 - 表面电极两者。

[0026] 测量所述信号可以包括测量电势。

[0027] 在所述多个位置处测量所述信号可以包括将所述导管移动至所述器官内的所述多个位置, 并且使用所述测量电极以对于所述导管的所述多个位置中的每一个位置测量信号。

[0028] 确定预期信号可以包括对于所述多个位置, 使用来自所述一个或多个测量电极的测量到的信号将所述场的多个部分建模, 以产生所述场的多个部分的多个模型; 以及组合所述多个模型以产生组合的场模型。

[0029] 组合所述多个模型可以包括相继地组合所述多个模型以产生所述场的组合模型。

[0030] 组合所述多个模型可以包括同时地组合所述多个模型以产生所述场的组合模型。

[0031] 所述组合的场模型可以包括所述场的多个部分的多个模型的加权平均值。

[0032] 该方法还可以包括: 将所述测量电极从所述器官移除; 以及在将所述测量电极从所述器官移除之后, 使用所述预期信号测量来跟踪所述另一个导管的所述测量电极的位置。

[0033] 所述电流注入电极可以包括至少三组电流注入电极, 并且其中所述电流流动的所述引起包括引起电流在各组电流注入电极之间流动。

[0034] 所述器官是所述患者的心脏。

[0035] 确定所述位置可以包括在所述另一个导管是与包括所述多个测量电极的导管分开的导管的情况下确定所述另一个导管的所述测量电极的位置。

[0036] 可以处理所测量到的信号和预期信号以计算呼吸和心搏。

[0037] 处理所测量的信号和预期信号可以包括使用来自定位在相对于所述器官的稳定位置中的导管电极的信息。

[0038] 所述稳定位置可以是冠状窦。

[0039] 在一些另外的方面, 该系统包括导管, 所述导管配置为用于插入至患者的身体中的器官中并且包括多个测量电极。该系统还包括多个电流注入电极, 所述多个电流注入电

极放置在患者的身体内的稳定位置中以在器官中产生场。该系统还包括电子控制系统,所述电子控制系统连接至所述多个电流注入电极并且连接至所述测量电极。电子控制系统配置为引起电流在多个电流注入电极之间流动以在器官中产生场并测量所述场以及,响应于由所述电流注入电极引起的所述电流流动,在对于所述导管的多个位置中的每一个位置在所述多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号。该系统还包括处理系统,所述处理系统连接至所述电子系统。处理系统配置为基于所测量的信号在所述器官内另外的位置处确定预期信号;以及基于至少所述预期信号确定所述器官中所述导管的所述测量电极和/或另一个导管的测量电极中的至少一个的位置。

[0040] 实施方案可以包括以下各项中的一个或多个。

[0041] 所述电流注入电极可以安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上。

[0042] 安装在所述导管上的所述测量电极可以包括可以在器官中移动和定位在多个位置处的电极。

[0043] 所述电流注入电极可以包括至少三组电流注入电极。

[0044] 所述电流注入电极不在包括所述测量电极的导管上。

[0045] 所述处理系统可以进一步配置为在没有来自外部跟踪系统的信息的情况下确定所述预期信号。

[0046] 所述处理系统可以进一步配置为基于所测量的信号在所述器官中所述多个位置中的不同的位置处确定所述多个测量电极的相对位置。

[0047] 所述处理系统可以进一步配置为使用成本最小化函数协调在所述多个位置中的不同的位置处测量到的场。

[0048] 所述处理系统可以进一步配置为确定所述多个位置处所述多个测量电极之间的平移和旋转。

[0049] 其中在每个位置处对于所述导管测量到的信号定义相应的一组测量值,并且其中所述处理系统可以进一步配置为通过将来自不同的组的信息组合确定所述预期信号,以确定指示所述另外的位置处的所述预期信号的场标测图。

[0050] 所述处理系统可以进一步配置为组合所述来自不同的组的信息以通过校正来自不同的组的信息确定场标测图以基于所述导管上所述测量电极的已知相对位置说明所述导管的不同位置。

[0051] 所述预期信号可以是场标测图。

[0052] 所述处理系统可以进一步配置为使用拉普拉斯方程、泊松方程和/或多项式估计确定所述预期信号。

[0053] 所述电流注入电极可以包括安装在固定于所述器官内部的一个或多个导管上的电极和一个或多个身体-表面电极两者。

[0054] 所述处理系统可以进一步配置为使用所述预期信号测量来跟踪所述另一个导管的所述测量电极的位置。

[0055] 所述处理系统可以进一步配置为处理所测量到的信号和预期信号以说明呼吸和心搏。

[0056] 在一些另外的方面,该方法包括通过以下方式产生基线信号测量:引起电流在多个电流注入电极之间流动,所述电流注入电极中的至少一些放置在患者的身体内的稳定位

置中以在器官中产生场；以及响应于所述电流流动，在定位于一个或多个可靠位置处的一个或多个测量电极处测量信号。该方法还包括在产生所述基线信号测量之后：引起电流在所述多个电流注入电极之间流动；响应于所述电流流动，在一个或多个测量电极处测量信号；以及将所测量到的信号与所述基线信号比较，以产生比较结果。

[0057] 实施方案可以包括以下各项中的一个或多个。

[0058] 该方法还可以包括基于所述比较结果确定所述患者的身体内所述多个电流注入电极的位置是否已经改变。

[0059] 该方法还可以包括在确定所述多个电流注入电极的所述位置已经改变之后提供音频或视觉指示符。

[0060] 所述一个或多个测量电极可以是一个或多个 ECG 导联。

[0061] 所述一个或多个测量电极可以是一个或多个身体表面电极。

[0062] 该方法还可以包括，在产生所述基线信号测量之后，响应于所述电流流动，对于所述导管的多个位置中的每一个位置在导管上的多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号；以及基于所测量到的信号在所述器官内另外的位置处对于所述测量电极确定预期信号。

[0063] 该方法还可以包括，在产生所述基线信号测量之后，响应于所述电流流动，在导管上的多个测量电极中的每一个处测量信号；以及基于由所述导管上的所述多个测量电极测量到的所述信号确定所述导管的相对位置。

[0064] 所述一个或多个测量电极可以包括一个或多个稳定的心内电极。

[0065] 所述器官可以是患者的心脏。

[0066] 产生所述基线信号测量可以包括补偿所述患者的呼吸和心跳。

[0067] 将所测量到的场与所述基线信号比较可以包括计算所述基线信号与所测量到的信号之间的残差范数。

[0068] 将所测量到的场与所述基线信号比较可以包括将所述残差范数与阈值比较。

[0069] 该方法还可以包括提供信息以使临床医生能够将所述电流注入电极引导至产生所述基线信号测量的位置。

[0070] 将所测量到的场与所述基线信号比较可以包括计算位移轨道。

[0071] 所述位移轨道可以提供三维模型，所述三维模型提供对所述电流注入电极的电流位置的指示和对产生所述基线信号测量的所述位置的指示。

[0072] 在一些方面，该系统包括一个或多个测量电极，所述一个或多个测量电极定位在一个或多个可靠位置处；以及多个电流注入电极，所述电流注入电极中的至少一些放置在患者的身体内的稳定位置中以在器官中产生场。该系统还包括电子控制系统，所述电子控制系统连接至所述多个电流注入电极并连接至所述一个或多个测量电极。所述电子控制系统配置为：引起电流在多个电流注入电极之间流动并且，响应于所述电流流动，在所述一个或多个测量电极处测量信号。该系统还包括处理系统，所述处理系统连接至所述电子系统。所述处理系统配置为：产生基线信号测量；在产生所述基线信号测量之后，将来自所述一个或多个测量电极的测量到的信号与所述基线信号比较以产生比较结果；以及基于所述比较结果确定所述患者的身体内所述多个电流注入电极的位置是否已经改变。

[0073] 实施方案可以包括以下各项中的一个或多个。

[0074] 该系统还可以包括指示器,所述指示器配置为在确定所述多个电流注入电极的所述位置已经改变之后提供音频或视觉指示。

[0075] 所述一个或多个测量电极可以是一个或多个 ECG 导联。

[0076] 所述一个或多个测量电极可以是一个或多个身体表面电极。

[0077] 该系统还可以包括导管上的多个测量电极。所述电子控制系统可以进一步配置为对于所述导管的多个位置中的每一个位置在所述导管上的多个测量电极中的每一个测量电极处测量信号;并且所述处理系统可以进一步配置为基于所测量到的信号在所述器官内另外的位置处对于所述测量电极确定预期信号。

[0078] 所述处理系统可以进一步配置为基于由所述导管上的所述多个测量电极测量到的所述信号确定另一个导管的相对位置。

[0079] 所述一个或多个测量电极可以是一个或多个稳定的心内电极。

[0080] 所述处理系统可以进一步配置为补偿呼吸和心跳。

[0081] 所述处理系统可以进一步配置为使用所述基线信号与所测量到的信号之间的残差范数将所测量到的场与所述基线信号比较。

[0082] 所述处理系统可以进一步配置为通过将所述残差范数与阈值比较从而将所测量到的场与所述基线信号比较。

[0083] 所述系统还可以包括显示装置,所述显示装置配置为提供信息以使临床医生能够将所述电流注入电极引导至产生所述基线信号测量的位置。

[0084] 所述系统还可以包括显示装置,所述显示装置配置为显示位移轨道。

[0085] 所述位移轨道可以提供三维模型,所述三维模型提供对所述电流注入电极的电流位置的指示和对产生所述基线信号测量的所述位置的指示。

[0086] 本文描述的系统和方法的实施方案还可以包括上面与本文描述的方法和系统相关地描述的执行任何特征的设备、软件、组件和 / 或系统。

[0087] 本文一般地公开的方法和系统的实施方案可以用于确定患者的身体中的器官如患者的心脏、肺、大脑或肝脏内的任意物体的位置。

[0088] 如本文所使用的,物体的“位置”意指关于完整地定义三维物体在三维坐标系中的位置和方向的 6 个自由度中的一个或多个的信息。例如,物体的位置可以包括:指示笛卡尔坐标系中物体的点的坐标的三个独立值和指示物体的方向关于每个笛卡尔轴所成角度的三个独立值;或这样的值的任意子集。

[0089] 如本文所使用的,“心腔”意指心脏和周围的组织。

[0090] 除非另外提及,本文使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域中的普通技术人员通常理解的相同的含义。在与通过引用结合于本文的文件冲突的情况下,以本文件为准。

[0091] 在下面的附图和详述中给出本发明的一个或多个实施方案的细节。本发明的其他特征、目标和优势将从详述和附图以及从权利要求是显见的。

[0092] 附图简述

[0093] 图 1 是用于相对于患者的心腔定位电流注入电极 (CIE) 和电势测量电极 (PME) 的布置方式的示例性示意图。

[0094] 图 2A、2B 和 2C 是由多个 CIE 构型产生并且通过场标测导管 (FMC) 测量的示例性

场的图。

[0095] 图 3A、3B 和 3C 是由多个 CIE 构型产生并通过电势测量电极 (PME) 测量的示例性场。

[0096] 图 4 是场标测系统的图示。

[0097] 图 5A、5B 和 5C 是示例性场图。

[0098] 图 6A、6B 和 6C 是与图 5A、5B 和 5B 中所示的场相关联的示例性局域场模型。

[0099] 图 7A、7B、7C 和 7D 是示例性场模型。

[0100] 图 8 是示例性场标测图。

[0101] 图 9 是示例性的围绕场标测导管的体积和封闭表面的图。

[0102] 图 10 是用于对于封闭体积产生场标测图的方法的流程图。

[0103] 图 11 是用于使用场标测图确定电极的位置的示例性流程图。

[0104] 图 12 是包括局域模型和全局场标测图的二维切片等高线图的表。

[0105] 图 13 是三维跟踪的 PME 位置的图。

[0106] 在多个附图中相同的附图标记表示相同的元件。

[0107] 详述

[0108] 本文所公开的实施方案包括用于产生场的模型的方法和系统,所述场的模型提供在心腔内的多个位置处的场的预期信号测量并且使用所确定的场的模型确定导管在患者的心腔中的位置。

[0109] 更具体地,本文所述的方法和系统提供一种用于在心腔内并相对于心腔跟踪安装在导管上的电极的方法,所述心腔包括该腔内任意数目的腔室和它周围的血管,但它同样可以用于在其他身体器官中跟踪导管。电极可以安装在一个或多个导管上,并且通过跟踪这些电极,可以确定这种导管的位置并且可以跟踪导管。通过了解导管的物理特征和其上电极的位置,可以跟踪导管的特定部分(例如末梢段)或确定导管的形状和方向(例如通过在相同的导管的多个电极的位置上使用样条拟合方法)。电极也可以安装在需要在心腔内跟踪的其他设备上。

[0110] 在一些实例中,该系统通过使用定位和固定在内部(例如,固定在冠状窦、心耳和/或心尖中的场发生设备)或外部(例如,固定在背部、胸部或其他身体表面上的场发生设备)的稳定位置中的场发生设备(FGD)产生大量的场来跟踪电极和导管的位置,并使用安装在其他导管上的电极上的相同的场的测量值将它们定位。通常,FGD 是可以建立一些类型的可测量场,例如,电势场、磁场、声场等的元件或设备。该系统的一个实现方式使用电流注入电极(CIE)以建立电势场,并使用电势测量电极(PME)测量场。通常,CIE 是通过注入电流至所感兴趣的区域中产生电势场的元件,CIE 与提供反向电流的元件配对,并且 PME 是可以测量电势场的电极。然而,本文描述的方法和方式可以应用于使用磁场、声场或其他可测量场的系统和方法。

[0111] 所公开的发明不必须但可以使用附着至身体的任意外部贴片,或任何其他的外部能量发射器。然而,即使仅内部场发生器可用,本发明也能工作,并且它不需要关于任何场发生器的空间位置的任何知识。在一些实施方案中,场产生可以使用固定至心脏自身的物体,减少来自系统经历的参照外部坐标系或受场发生器与心脏(例如皮肤至心脏)之间的相对运动影响的运动伪影的误差。系统还结合用于当场发生器具有改变的位置时检测并且

用于在将它们重新定位时指导使用者的方法。

[0112] 通常,一方面,使用包括可以测量场(例如,测量响应于由 CIE 提供的电流的心腔中的电势)的一个或多个电势测量电极(PME)的导管用于产生场标测图。场标测图提供在心腔内多个位置处的场的预期信号测量。在一些实施方案中,不需要场标测导管被独立跟踪系统跟踪。

[0113] 在产生场标测图之后,可以任选地将用于产生场标测图的导管取出身体。然而,用于产生场的 CIE 留在它们的稳定位置用于后继在跟踪其他电极中使用。使用场标测图能够确定可以测量在由场标测图覆盖的体积内产生的场(例如,使用电流注入电极产生的场)的任意电势测量电极(PME)的位置。通过将所测量到的场值与建模的场值比较确定跟踪的 PME 的位置。将保持与所跟踪的 PME 的测量值匹配的值的场标测图中的位置指定为那个 PME 的位置。

[0114] 在上面的讨论和后面的细节中,关注点在于确定心腔中一个或多个导管的位置用于心脏心律失常的诊断和治疗。然而,这仅是示例性应用。可以使用本文一般公开的方法和系统以跟踪基本上任意的安装有至少一个电极的导管,而与导管的预期功能无关。相关实例包括心内活组织检查,包括细胞、药物或生长因子的心肌内注射的治疗,以及经皮放置心脏瓣膜。在其他实例中,本文一般地公开的方法和系统可以应用于确定由电导率图表征的材料的任意分布内的任意物体的位置。例如,本文一般地公开的方法和系统可以应用于确定患者的身体中的器官如患者的心脏、肺、大脑或肝脏内的任意物体的位置。

[0115] 图 1 显示用于相对于患者的心腔定位电流注入电极(CIE)和场标测导管的布置方式的示例性示意图。它显示安装在放置在冠状窦中的单个导管上的电极上的三个 CIE 对(例如, $CIE_{1+}-CIE_{1-}$; $CIE_{2+}-CIE_{2-}$; 以及 $CIE_{3+}-CIE_{3-}$), 其充当场发生设备。如本文所述,虽然显示为定位在冠状窦中,可以使用心腔室外部、其器官内和 / 或患者的身体外部的其他位置固定 CIE 对。

[0116] 场标测导管(FMC)置于心腔室内并且可以相对于心腔室移动。一个示例性 FMC 是具有至少四个非平面场测量传感器的导管。FMC 能够测量由不同的 CIE 对产生的场。空间多样化的场测量允许对导管周围区域中的场进行建模和预测。图 1 显示当 FMC 穿过心脏腔室移动并测量跨越不同位置的场时 FMC 的多个位置(例如,场标测导管位置 1..n)。

[0117] 进行场标测以便产生场的完整表示,在所述场内可以跟踪电极和导管。场标测包括采集对在一个或多个不同的时间和跨越一个或多个不同的位置由 FGD 产生的场的测量值。测量值通过一个或多个场标测导管(FMC)采集。将 FMC 测量值与关于相对 FMC 位置的信息组合以建立用于跟踪电极和导管使用的场标测图。

[0118] 如果 FMC 含有四个以上不完全被包含在一个平面中的电极,可以使用其测量值来产生局域场模型,换言之,对于由 FGD 产生的场的每一个对围绕 FMC 的体积中的电势测量的估计。

[0119] 如图 2A-2C 中所示,对于 FMC 的特定位置,FGD 产生多个场(例如,通过使用 CIE 对 $CIE_{1+}-CIE_{1-}$; $CIE_{2+}-CIE_{2-}$; 和 $CIE_{3+}-CIE_{3-}$ 中的不同的对),可以将它们中的每一个在围绕 FMC 的区域中建模。之后可以将将在 FMC 的多个不同的位置处制成的局域场模型(例如,在围绕 FMC 的区域中的预期信号测量值的局域模型)组合为跟踪系统所需的场标测图(例如,在心腔内多个位置处场的预期信号测量值)。场的模型可以,例如,通过在表示心腔室的均匀介

质中求解拉普拉斯方程以产生局域场模型或场标测图来确定。在一些另外的实例中,可以使用用于表征场的其他数学方法确定场的模型,例如,所测量到的值的插值和外推或拟合为参数模型。可以使用这些技术的组合以产生在未通过 FMC 具体探测的区域中以及甚至不位于所探测的位置之间的区域中准确的场标测图。

[0120] 为了组合单个的 FMC 测量值(例如,在器官内不同的位置处采集的测量值)以产生场标测图,使用相对位置,在该相对位置处采集测量值。确定 FMC 位置的一个方法是通过使用独立跟踪系统。这种系统在本领域中已知,并且可以使用磁场或声场以确定传感器的位置,诸如,例如,在题为“使用场标测的跟踪系统 (TRACKING SYSTEM USING FIELD MAPPING)”并且在 2008 年 10 月 27 日提交的美国专利申请号 12/258,688 中公开的方法,其内容通过引用结合于本文中。与使用独立跟踪系统的方法相反,确定本文描述的相对 FMC 位置的方法包括协调对应于 FMC 测量值的局域场模型。协调两个或多个局域场模型可以包括最小化关于由单独的模型描述的体积的交点内的点、表面、体积或这些的组合的成本函数。模型协调 (model reconciliation) 也可以利用关于场的预期特征或 FMC 的形状的先验信息。

[0121] 可以使用 FMC 测量值和它们的相对位置产生场标测图。场标测图可以是局域场模型的加权平均值,以使得来自最近的 FMC 位置的局域场模型对场标测图具有最大的影响。另一个选择是以与如何产生局域场模型的方法类似的方法使用全部 FMC 电极位置和测量值产生场标测图。可以使用完整组的位置以求解逆拉普拉斯问题,或可以使用数学方法以插值测量值或将它们拟合为参数模型。

[0122] 通常,产生的场标测图可以由可微函数表示。将电极测量值与场标测图中的位置匹配的跟踪算法需要使用优化找到成本函数中的最小值。可微函数的优化技术比其他技术更快并且更准确,对所公开的发明给出另一个优势。

[0123] 在产生足够准确并完整的场标测图之后,可以将 FMC 从身体移除。当为了临床原因需要在身体器官内具有更少的导管时这可以有优势的。备选地,可以将 FMC 保留在身体中,同时基于使用 FMC 产生的场标测图跟踪一个或多个其他的导管。

[0124] 使用场标测图,可以确定任意可以测量在由场标测图覆盖的体积内产生的场的 PME 的位置。

[0125] 图 3A-3C 显示暴露于三个示意性系统的场(例如,由三个不同的 CIE 对产生的场)的示例性 PME。使用相同的场的场标测图,跟踪处理器可以识别将使 PME 测量三个观察到的电势的腔室内的唯一位置。跟踪处理器可以通过结合关于导管的任意先验信息,例如,导管几何结构(例如电极尺寸和电极间距离)或导管动力学(例如材料性质或已知的形状)提高跟踪性能。

[0126] 使用场标测图,该系统可以跟踪身体内的传感器而不需要这些传感器发射需要检测的任何场。换言之,用来产生场的 CIE 是主动的,而被跟踪的 PME 是被动的。相反,要求被跟踪的电极是主动的系统通常在任意给定时间跟踪单个电极。为了多个电极的跟踪,这种系统通常每次激活一个电极并且历经所有被跟踪的电极相继地循环。因为在这种系统中存在每个电极需要是主动的最小持续时间,并且还存在着对于被跟踪的位置所需的刷新速率,存在着对于在这种系统中可以同时跟踪的电极的数目的限制。归因于在本文描述的系统和方法中所跟踪的 PME 的被动性质,对可以同时被跟踪的 PME 的数目没有限制

[0127] 此外,在一些方面,本文描述的系统和方法提供使用皮肤贴片(例如,ECG导联)和心内电极监控FGD的位置稳定性的方法。在FGD移位的情况下,该系统可以使得临床医生能够将FGD适当地复位。

[0128] 场产生和测量

[0129] 再参考图1,图1显示用于定位安装在一个或多个导管上的多个电流注入电极(CIE)的布置方式的示例性示意图。CIE位于心脏中的稳定的位置中并且以最小化电极与心脏壁之间的相对移动的方式固定。这可以通过选择位置以使得导管将符合解剖学并且将保留在固定的位置(例如,冠状窦、心耳或心尖),或通过使用固定机构(例如旋入式导联或气囊机构)完成。

[0130] 通常,为了注入电流,电极必须具有对于电流驱动器要克服的足够低的阻抗(例如 $5\text{k}\Omega$)。低阻抗可以通过足够的表面积或通过使用降低电极的阻抗的材料或涂层获得。应当注意的是可以使用任何足够低阻抗的电极用于电流注入,并且在特定导管上很多或所有电极能够注入电流的情况下,这种电极作为CIE的指定仅表示这些电极实际用于电流注入。

[0131] 在一些实施方案中,例如,如图1中所示,可以布置一组3个CIE的构型以跨越三维(3D)空间并提供其他电极的XYZ坐标。因为心脏的电导率不均匀并且跨频变化,因此也可以使用较少的CIE构型建立具有足够的空间多样性的电势场。CIE构型的实例是配置为双极子的一对CIE,一个CIE充当电流源并且另一个CIE充当电流吸收器。可以以多于一种的CIE构型使用电极。理想地,电极不全都放置在相同的平面中,以明显地跨越3D空间。因为该原因,在一些实施方案中,最少4个CIE构型可以是优选的。

[0132] CIE的其他构型是可能的,条件是这些构型跨越3D空间。这种构型的实例可以是包含4个CIE的四重体,或者甚至是包括3个CIE的非对称构型。CIE可以在相同的导管上或在不同的导管上。它们可以在相同的腔室内、在不同的腔室内、在心脏周围的心血管系统或在其他组织中。也可以配置CIE以使得电流源自心内电极同时皮肤贴片担当吸收器。应当明白的是源和吸收器之前的区分并不显著,尤其是当通过载波频率调制信号时。为了简单,这里将说明使用电极对的方法,但可以使用其他构型应用相同的方法。在这种情况下,需要电极构型建立具有足够的空间多样性的一组场,以唯一地定位被跟踪的一组电极。

[0133] 应当明白的是对于操作跟踪系统不需要知道CIE的空间构型,条件是用于注入电流使用的对跨越所描述的腔室的三维空间。介质的性质及其不均匀性不以任何方式建模,并且不需要关于介质的既往知识。

[0134] 题为“心内跟踪系统(Intracardiac Tracking System)”并且在2008年4月2日提交的待决专利申请序列号12/061,297,其公开通过引用以其全部结合于本文,描述了示例性信号采集和产生模型。

[0135] 在本文描述的跟踪系统中,安装在所跟踪的导管上的电势测量电极(PME)测量来自心脏活动的电势和由CIE产生的场两者。需要将用于位置确定的跟踪信号与用于产生电活动标测图的心脏信号分开。CIE以高于心脏激动的频率(心脏激动 $< 2\text{kHz}$,CIE $> 4\text{kHz}$,例如 5kHz)注入电流,以使得使用频率分析可以容易地分辨两种类型的信号。应当注意的是可以使用用于区分CIE信号与心脏激动信号的其他方法,如注入在心脏激动信号的频率范围内具有低能量水平的扩展频谱信号,并且在通过所有PME的信号采集中检测该扩展频

谱信号。

[0136] 为了跨越该空间,多 CIE 构型必须注入电流(例如三个不位于相同的平面中的对)。需要确定注入信号的源并追踪其至具体的 CIE 构型。一个实现方式需要数对 CIE 相继地注入电流,每次一对,以使得可以追踪所测量的 PME 信号的源至特定的对。这被称为时分多路复用。在时分多路复用的情况下,将 CIE 相继激活以使得在一个时间点激活一个对(例如 CEI_{1+} 和 CEI_{1-})并且在下一个时间点激活另一个对(例如 CIE_{2+} 和 CIE_{2-})。对之间的转换可以每个循环(例如 $1/5\text{kHz} = 200\ \mu\text{s}$)或每数个循环(例如 20 个循环, $20 \times 200\ \mu\text{s} = 4\text{ms}$)出现。应当注意的是,可以使用频分或码分(扩展频谱)多路复用,而不是时分多路复用来分开信号。在频分多路复用的情况下,所有 CIE 对可以在相同的时间注入电流,但每一个对使用不同的信号频率。将在 PME 处采集的信号根据频率过滤,并且之后将在每个频率测量的信号与适当起源的对相关联。

[0137] 血液与周围的介质之间的相对阻抗随频率变化。作为结果,在相同的 CIE 处以多个频率(例如 5kHz 和 30kHz)注入电流在介质中产生不同的场。可以使用该方法将用相同的电极获得的场多样化。当尝试将 CIE 的数目和跨度最小化时,这是有利的。

[0138] 虽然在接下来的一些具体的实施方案中由电极测量到的信号与所测量到的电信号(例如,电势)的相对强度(例如,振幅)对应,其他实施方案也可以单独地或与测量到的信号的振幅组合,分析测量到的信号的相位。测量到的信号的相位是材料的分布中复电导率的虚部(例如,介电常数)上的空间变化的指示。

[0139] 场标测

[0140] 通常,系统基于通过 FMC 测量的信号产生一组预期信号。一组预期信号的一个实例是场标测图。场标测图将所产生的场的标量或矢量测量值分配至在其内将跟踪电极和导管的体积中的位置。场标测图可以表示为函数,例如,可微函数。在其中器官内的 FMC 的绝对位置不是已知的实施方案中,初始测量中的 FMC 的位置可以定义用于场标测图的坐标框架的原点和方向。通常,场是将标量或矢量值与空间中的点(例如,与空间中的每一个点)联系起来的任意可测量现象。PME 可以测量不同类型的标量场,如电势场(相对于参考位置的电势差)、阻抗场(每个位置与参考位置之间的阻抗)等。

[0141] 场标测处理使用具有至少四个可以测量通过 CIE 产生的场的非共面 PME 的导管。可以用于场标测处理的示例性导管是在题为“非接触式标测导管(Non contact mapping catheter)”并且 1007 年 12 月 28 日提交的待决专利申请序列号 12/005,975 中描述的 MEA 导管,其公开通过引用以其全部结合于本文。所使用的导管被称为场标测导管(FMC)。

[0142] 现在参考图 4,在使用电势场的场标测系统的实施方案中,图 4 显示场标测系统的示意性实现方式。该系统包括四个电极(源电极 #1、源电极 #2、源电极 #3 和接收器电极(sink electrode))。为了清楚,这示意性显示与所提出的场标测系统的二维相似物。真实系统将定位四个 CIE 以使得 CIE 不是非共面的。该系统还包括场标测导管,所述场标测导管包括多个(例如,至少四个)非共面 PME。

[0143] 如图 5A-5C 中所示,在操作中,首先将 FMC 放置在所感兴趣的区域内(例如,在器官内)的某处。系统引起电流在多个电流注入电极之间流动。例如,图 5A 中所示的实施例中,该系统引起电流在源电极 1(SE_1)与接收器电极(SK)之间流动,在图 5B 中,该系统引起电流在源电极 2(SE_2)与接收器电极(SK)之间流动,并且在图 5C 中,该系统引起电流在源

电极 3(SE₃) 与接收器电极 (SK) 之间流动。如图 5A-5C 中所示,由电极的各对产生的场是基于电极的相对位置而不同的。响应于由电流注入电极引起的电流流动,该系统在 FMC 上的多个测量电极的每一个测量电极处测量信号。更具体地,该系统测量在其电极的不同的位置处由每个 CIE 对产生的场的电势。可以随后将 FMC 移动至所感兴趣的区域内的另一个位置。

[0144] 如图 6A-6C 中所示,由 FMC 上的测量电极采集的信号测量值允许跟踪处理单元建立描述 FMC 周围区域中的每个场的一组预期信号测量值(本文称为局域场模型)。可以对于 CIE 对中的每一对并对于 FMC 的每个位置产生局域场模型。该系统组合多个模型以产生为比通过局域场模型建模的器官的面积更大的器官面积提供一组预期信号测量值的组合的场模型。本文更详细地描述用于建立局域场模型的处理。局域场模型在没有来自外部跟踪系统的信息的情况下产生。

[0145] 不同的位置处的 FMC 的相对位置可以基于在不同的位置处由 FMC 上的测量电极采集的信号测量值确定。更具体地,每个场的结构允许确定相对的 FMC 位置。如图 7A 中所示,当将 FMC 移动至器官内的新位置时,FMC 上的 PME 测量新的一组信号(例如,新的一组电势)。基于在新位置处新测量到的一组信号,如图 7B 中所示构造第二局域场模型。用于示例,由源电极 #1 产生的场显示在图 7A 和 7B 中。将测量另外的场并且可以基于由其他电流注入电极产生的场测量到的信号构造另外的局域场模型。

[0146] FMC 的相对位置可以基于在各个位置处产生的局域场模型确定。为相对于初始位置定位第二 FMC 位置,系统最初假设它占据特定的,但很可能不正确的位置。当比较重叠区域上的两个局域场模型的预测时,位置上的误差将导致预测之间的差异。例如,如图 7C 中所示,对于 FMC 的第二位置假定初始位置。然而,对于第二位置产生的场模型不匹配之前的场模型,所以 FMC 被认为处于错误的位置和方向。这示意性地显示当 FMC 被认为处于错误的位置和方向时联系至 FMC 的坐标框架的第二场模型如何不匹配之前的场的模型。

[0147] 该系统可以通过最小化跨越重叠区域中的所有场的模型之间的差异确定位置 #2 处的 FMC 的平移和方向。例如,如图 7D 中所示,该系统确定对齐两个模型所需的平移和方向。示意性地,当对于 FMC 选择正确的第二位置时,这显示两个场模型之间完美的一致。

[0148] 如图 8 中所示,通过组合多个模型以产生组合的场模型,该系统基于场的建模部分(例如,基于多个局域场模型)产生组合的场模型。该系统基于在每个位置处所测量到的信号和在每个位置处确定的 FMC 的相对位置组合多个模型。更具体地,场标测导管在所感兴趣的器官内各处移动,同时持续地(或在以预定时间间隔或基于用户选择的时间测量场的同时)测量所产生的场。在多个测量位置处重复在上面描述的采集信号测量值和对齐场模型的处理。如图 8 中所示,可以组合来自多个位置的测量值以产生所感兴趣的器官内场的更大的部分的模型。在多个位置处测量到的信号产生一组测量值和相对位置,所述测量值和相对位置可以组合以提供对于所感兴趣的整个体积的场描述。

[0149] 将在多个位置处的 FMC 测量值组合以在所感兴趣的整个区域上对于每个 CIE 对建立场标测图。此“全局”场标测图用于跟踪单个的电极或电极的集合。一个用于产生全局场标测图的方法是通过使用由最近一次的 FMC 测量值产生的局域场预测给定位置处的电势。该方式对齐并组合所有的单个的局域场模型。第二种方法依赖于在给定位置处的每个局域场模型的置信度通过加权平均将局域场模型混合。第三种方式是使用所有的 FMC 电极测量

值和位置（或者同时地或者相继地）产生单个场模型

[0150] 随着采集到更多的数据，可以使用另外的数据提高场标测图的精度。用于得到相对 FMC 位置的优化可以结合关于区域中的预测电势的测量的数目和质量的知识。随着每个新测量值变得可得，可以构造、更新场标测图并且将其做得更准确。当认为场标测图足够准确时，可以通过将新测量值与全局场标测图而不是之前测量值的子集比较来确定新 FMC 测量位置（或者与 FMC 导管分开的另一个导管上的另一个测量电极的位置）。

[0151] 局域场模型

[0152] 下面简洁地概述控制 FMC 附近场的重构的示例性方法的物理定律。如果均匀介质的区域中每个点处的电荷密度为零，那么该电势场满足如方程 11 中所示的拉普拉斯方程。

[0153]

$$\nabla^2 \varphi = 0 \quad (1)$$

[0154] 该体积上满足拉普拉斯方程的场完全由围绕该体积的表面上的电势确定。此外，拉普拉斯方程是线性的，所以该体积内任意点处的电势是表面电势的线性组合（加权积分）。

[0155] 表面电势可以通常使用有限的一组离散分离元素近似，以使得每个元素表示表面的小区域上的电势。使用该近似，该体积中任意点处的电势成为这些表面电势的加权和。因此，该体积中任意一组点处的电势可以由与表面电势的矩阵乘法表示，如方程 22 中所示。

[0156]

$$\mathbf{A}\varphi_s = \varphi_v \quad (2)$$

[0157] 公式 22 表示一组体积电势， φ_v ，各自作为表面电势 φ_s 的有限组的线性组合计算。矩阵 A 的元素可以通过多种方法如有限元素方法、有限差方法、边界元素方法等确定。矩阵 A 依赖于表面元素以及待计算电势处的体积位置。

[0158] 图 10 显示用于对封闭体积产生场标测图的方法的流程图。在步骤 1002，该系统使用场标测导管收集在场标测点处的场测量值。例如，如上所述，可以将 FMC 移动至器官内的不同的位置，并且可以在每个不同的位置处测量信号。对于特定位置（以及相关的一组信号测量值），在步骤 1004 该系统定义了围绕 FMC 的体积和封闭表面。例如，在图 9 中，显示了围绕 FMC 的示例性体积和封闭表面。在步骤 1006，该系统通过用作为给定体积电势的 FMC 电极测量值对于表面电势求解方程 22 估计表面电势（例如，表面 S 上的电势分布 V_s ），并且因此估计所有的封闭体积电势。确定估计的表面电势可以包括求解逆拉普拉斯问题。因此，使用 FMC 电极位置和封闭表面以得到矩阵 A 中的值，并且将所测量到的电极电势用于体积电势 φ_v 。

[0159] 为了准确地表现表面电势， φ_s 中表面元素的数目倾向于远远地超过 φ_v 中 FMC 电极测量值的数目。作为结果，该问题是欠定的，暗示着它具有无限的解的数目。可以通过求解包括限制表面电势的项的最小二乘问题得到单一解，如方程 33 中所示。

[0160]

$$\hat{\varphi}_s = \arg \min_{\varphi_s} (\|\mathbf{A}\varphi_s - \varphi_v\|^2 + \alpha^2 \|\mathbf{L}\varphi_s\|^2) \quad (3)$$

[0161] 在该最小化中有两个项。第一个表示满足方程 22 的均方逼近误差，其应当与预期测量误差理想地是相当的。第二项表示表面电势的线性函数的能量，并且它称为正则化 (regularization) 项。

[0162] 如果方程 33 中的矩阵 L 是对角的,那么该正则化表示平方表面电势的加权和,所以最小化平衡对解能量的逼近误差。另一个选择是使用矩阵 L,以使得 $L\phi_s$ 表示表面电势的加权梯度。在那种情况下,最小化平衡针对跨越表面的电势变化的逼近误差。在任一种情况下,正则化因子 α 控制两个误差项之间的平衡。已经发现后一种正则化方案产生光滑的并且对于不同的正则化因子 α 的范围仍然准确的解。0.01 的正则化因子一般是有效的。方程 33 的使用实例,以及关于矩阵计算的进一步细节,描述在题为“包括移动导管和多拍整合的非接触式心脏标测 (NON-CONTACT CARDIAC MAPPING, INCLUDING MOVING CATHETER AND MULTI-BEAT INTEGRATION)”并且于 2006 年 6 月 13 日提交的专利申请序列号 11/451,898 中,其内容通过引用结合于本文中。

[0163] 在步骤 1008,该系统将场标测图函数 A 定义为从表面分布 V_s 至由表面 S 封闭的体积内的任意点的前向算子 (forward operator)。更具体地,在使用方程 33 计算表面电势之后,可以通过对于给定位置应用方程 22 (矩阵 A 依赖于所计算的点) 计算在该体积内任意点处的电势。对于每个所产生的场重复估算表面电势和之后计算体积电势的该处理。该方法产生对于整个封闭体积准确的场标测图。

[0164] 应当明白的是可以使用相似的方法用于对不同类型的标量或矢量场产生场标测图。可以使用相同的逆向方式产生阻抗场从而在不插值的情况下获得准确的和可微的阻抗场标测图。在该体积内存在注入电流的电极的情况下,如其中在电流注入中涉及场标测导管的情况下,可以是使用相似的逆方法:不使用拉普拉斯方程,而是代之以使用电势场的更一般的表示,泊松方程。可以使用相似的工具用于求解逆泊松问题并产生场标测图。

[0165] FMC 位置校正

[0166] 如上所述,将在多个位置处的 FMC 测量值 (局域场标测图) 组合以在所感兴趣的整个区域上建立场标测图。使用该“全局”场标测图用于跟踪单个的电极或电极的集合。为了产生全局场标测图,该系统对于不同的信号测量值确定 FMC 的相对位置,并且使用确定的相对位置组合多个单个的局域场模型。

[0167] 更具体地,为了确定 FMC 的相对位置,该系统求解优化问题以得到新 FMC 测量值相对于现有的场标测图的旋转和平移。

[0168] 假设 $\phi_i(\mathbf{r})$ 是在场标测图的坐标系统中位置 \mathbf{r} 处的第 i 个场的现有的模型。用 FMC 的新测量值提供围绕 FMC 的区域中一个离散组的点处的场的估计值,并且这些估计值对于第 i 个场和第 j 个点表示为 ψ_{ij} 。相对于 FMC 自身而不是现有的场标测图指定这些场估计值的位置,并且它们表示为 p_j 。场标测图的坐标系统中相应的点依赖于 FMC 的旋转 θ 和平移 t 并且表示为 $r_j(\theta, t)$ 。当正确地选择方向 θ 和平移 t 时,因此预期对于新测量值的场估计值 ψ_{ij} 以匹配场标测图值 $\phi_i(r_j(\theta, t))$ 。我们可以通过最小化均方误差的和如下面的方程 4 中所示求解这些参数。

[0169]

$$(\hat{\theta}, \hat{t}) = \operatorname{argmin}_{(\theta, t)} \sum_i \sum_j w_{ij} \left| \phi_i(r_j(\theta, t)) - \psi_{ij} \right|^2 \quad (4)$$

[0170] 均方误差的和补偿在 FMC 的附近的一个离散组的点范围内场预测值的差别。其通过权重 w_{ij} 加权对于第 i 个场中的第 j 个点处的误差的补偿。这些权重结合测量误差、建模误差以及有效重叠的区域的先验和后验知识。例如,建模误差对与 PME 的距离灵敏,所以权

重可以结合与至 FMC 中最近的电极的距离成反比的项。可以使用任意标准非线性优化技术以求解方程 4 用于最佳参数 $(\hat{\theta}, \hat{t})$ 。

[0171] 用于确定一组测量值的相对位置的备选方法是建立预测涵盖所有的测量值的体积中的场的公共场模型。例如,公共场可以使用有限元方法建模。之后将模型与测量值之间的误差最小化以得到每个 FMC 位置的旋转和平移。在这种情况下,第 i 个场的模型 φ_i 依赖于所有的假定的 FMC 电极位置和所测量到的电势,如下面在方程 5 中所示的。

[0172]

$$\varphi_i(r) = \varphi_i(r | \{r_j(\theta_k, t_k) \forall j, k\}, \{\psi_{ijk} \forall j, k\}) \quad (5)$$

[0173] 这里,引入新下标 k 以指示每个独立的 FMC 测量值和位置。方程 5 显示位置 r 处的场模型依赖于所有的 FMC 电极位置和所有的测量到的电势。

[0174] 如果将第 i 个场中的第 j 个电极的第 k 个 FMC 测量值表示为 ψ_{ijk} , 并且如果对于第 k 个测量值的 FMC 电极位置在场模型的坐标系统中表示为 $r_j(\theta_k, t_k)$, 那么通过最小化均方误差的和如下面的方程 6 中所示可以得到测量位置。

[0175]

$$(\hat{\theta}_1, \hat{t}_1, \dots, \hat{\theta}_K, \hat{t}_K) = \arg \min_{(\theta_1, t_1, \dots, \theta_K, t_K)} \sum_i \sum_j \sum_k \left| \varphi_i(r_j(\theta_k, t_k)) - \psi_{ijk} \right|^2 \quad (6)$$

[0176] 除了另外的测量值和在所有的位置和测量值上的模型依赖性之外,该最小化类似于方程 4。应当注意的是场模型的全部平移和旋转是任意的。这在方程 7 中通过从最小化 θ_0 和 t_0 , 第一 FMC 测量值的位置参数中删去来求解。假设这些是固定的,并且它们定义场模型的坐标系统。还应当注意的是可以修正方程 8 以包括方程 4 中的权重,并且它们可以跨越场、电极和测量变化。

[0177] 全局场标测图产生

[0178] 该系统可以使用多个方法以产生局域场标测图。产生局域场模型或全局场标测图的一个示例性方式是产生具有满足跟踪系统的所需精度的分辨率的 3D 栅格,并且之后对所测量到的值应用插值技术。例如,栅格分辨率可以是 0.2mm。可以使用插值算法如三次插值以将所测量到的值插值至栅格上。

[0179] 产生场模型的备选方法将来自每个连续 FMC 位置的局域场模型合并为在遍及所感兴趣的体积散布的栅格上连续改良的全局场标测图。每个局域场模型可以关于所感兴趣的区域上的栅格定向,并且它将提供对局域体积内含有的栅格点上的场的预测。栅格点上现有的全局场标测图值具有与它们相结合的权重,大概表示场标测图在每个点所附带有置信度。类似地,局域体积预测将具有相容的权重。可以在每个栅格点处使用这些权重组合现有的场标测图和新局域模型,例如,通过使用如下面在方程 9 中所示的估计值的简单加权平均值。

[0180]

$$\varphi(r) = \frac{1}{w(r) + w_{\text{局域}}(r)} \left(w(r)\varphi(r) + w_{\text{局域}}(r)\varphi_{\text{局域}}(r) \right) \quad (9)$$

[0181] 在方程 9 中, $\varphi(r)$ 是在栅格点 r 处的场标测图, $\varphi_{\text{局域}}(r)$ 是在相同的点处基于新 FMC 测量值的场的新局域估计值, $w(r)$ 是与 r 处的现有的场标测图相关的权重,并且 $w_{\text{局域}}$

(r) 是与在那一点处的新局域估计值相关的权重。将场标测图 $\varphi(r)$ 用现有的和新的值的加权平均值代替。也必须将权重 $w(r)$ 更新以反映新的信息。用于更新权重的一个方法是将如方程 10 中所示的新和旧权重简单地相加。

$$[0182] \quad w(r) = w(r) + w_{\text{局域}}(r) \quad (10)$$

[0183] 可以取该方法中的权重以表现在每个点处场估计值的逆误差方差。对于局域场模型,可以使用局域建模误差估计逆误差方差,并且预期误差倾向于跨越局域体积,以使得误差被假设为在 PME 电极附近低并且同时所测量到的电势接近地匹配局域模型。可以将场标测图的栅格点处的逆误差方差初始化至零(这假设无限初始误差)。应当注意的是对于每个场(每个 CIE 构型)必须重复更新场模型和权重的该处理。

[0184] 跟踪

[0185] 在构造了表现所感兴趣的区域的一组预期信号测量值(例如,场标测图)之后,可以使用场标测图以在那个区域内跟踪电极和导管。被跟踪的电极可以是 FMC 导管上的电势测量电极和/或不同的导管上的其他电势测量电极。使用场标测图,可以同时跟踪多个电极(一个导管上或多个不同的导管上)。

[0186] 在下面更详细地描述的 PME 跟踪通过将 PME 测量值与预期信号测量值(例如,由场标测图预测的测量值)比较来完成,并且之后选择提供最佳匹配的 PME 位置。除了强制 PME 位置符合它们所位于的导管的预期形状,或备选地,对于与预期形状约束的偏离补偿优化器之外,类似地完成下面再更详细地描述的导管跟踪。PME 和导管跟踪可以被场测量值随心脏和呼吸周期的变化而减损。下面也描述了补偿这些变化(例如,归因于心脏和呼吸周期的变化)的方法。

[0187] PME 跟踪

[0188] PME 的跟踪通过求解将作为 CIE 对的激活的结果由 PME 采集的测量值与在给定位置中场标测图中的预期测量值比较的优化问题进行。将该位置分配给电极,所述位置以某种方式最小化场标测图中的预期场与所测量到的场之间的误差。以下描述用于确定所跟踪的 PME 的位置的一个示例性方法。然而,其他方法是可能的。

[0189] 图 11 显示用于使用场标测图(例如,使用本文描述的一个或多个方法产生的场标测图)确定 PME 的位置的处理的示例性流程图。

[0190] 在步骤 1102,该系统获得场标测图。场标测图将场测量值分配至空间中的每个位置并且可以使用本文描述的一个或多个方法产生。

[0191] 在步骤 1104,CIE 定位在腔中(这些 CIE 是用于产生场标测图的相同的 CIE)。在步骤 1106,系统引起 CIE 使用用于产生场标测图的 CIE 构型的每一个注入电流。例如,在三个 CIE 对的情况下,3D 空间 $r = (x, y, z)$ 中的每个位置被分配以对应于由 CIE 对产生的三个不同的场的三个测量值 $\varphi_1(r)$ 、 $\varphi_2(r)$ 和 $\varphi_3(r)$ 。在步骤 1108,在定位在器官中的导管(例如,所跟踪的导管)上的 PME 上测量信号。在具有三个 CIE 对的实例中,由所跟踪的 PME 获得三个测量到的电势 v_1 、 v_2 和 v_3 :对于每个 CIE 对一个。基于所测量到的信号和场标测图,在步骤 1110,该系统通过求解将所测量到的信号与场标测图中预期信号的值比较的优化问题确定 PME 中的每一个的位置。因此,PME 可以被分配以该位置, $\hat{r} = (\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$,所述位置如方程 11 中所示最小化均方测量误差的和。

[0192]

$$\hat{r} = \arg \min_r \sum_i |\varphi_i(r) - v_i|^2 \quad (11)$$

[0193] 方程 11 是非线性优化问题, 并且它可以使用迭代方案如牛顿拉夫逊 (Newton-Raphson) 或 Levenberg-Marquardt 或直接搜索方法如 Nelder-Mead Simplex 方法求解。在没有 CIE 空间构型的任意先验知识或介质特征的任意先验知识的情况下, 方程 11 中的优化确定 PME 的位置。在多于三对 CIE 的情况下, 对于 \hat{r} 的解成为超定的, 因为我们获得比未知数更多的方程, 这可以帮助提高依赖于具体实施方案的跟踪精度。

[0194] 方程 11 中的优化可以以多种方式修改以调节跟踪算法的行为。可以将权重因子应用至每个场中的误差, 其可以用于, 例如, 防止该解由最近的 CIE 的贡献支配。对每个场误差的优化的灵敏度也可以通过将平方和用升高至不同的幂次的误差和代替来调节; 例如, 升高误差至四次方使得优化对场中的最大误差更灵敏, 然而将每个误差的绝对值相加使得优化对最差场误差更不灵敏。另一个选择是使用分类过滤器, 如加权中值或最大值, 代替平方和。使用分类过滤器也调节对无关的误差的优化灵敏度。

[0195] 应当明白的是可以使用该方案同时地跟踪多于一个 PME。为这样做, 信号从所跟踪的电极的每一个获得, 并且对于所跟踪的电极的每一个求解优化问题。如果将这种电极安装在不同的导管上, 则可以同时地跟踪多个导管。

[0196] 在 PME 处采集到的作为通过 CIE 注入的电流的结果的测量值一般地由介质的复电导率或导纳率、分布影响。应当注意的是方程 11 中的优化对于实值或复值测量值是有效的。作为结果, 振幅和相位两者都可以用于跟踪目的。复电导率的虚部的使用在其中介电常数对比度超过电导率对比度值的材料分布中是特别重要的。

[0197] 导管跟踪

[0198] 通过跟踪导管上单个的 PME, 可以确定导管的位置和形状。同样, 因为使用来自多个 PME 的测量值以跟踪导管, 跟踪精度可以提高超过用单个 PME 可能得到的精度。PME 可以以下面描述的多种方式由导管约束。

[0199] 如果以使它们不可以相对于彼此移动的方式约束电极, 则认为导管是刚体, 并且仅必须通过优化确定该刚体的平移和旋转。除了 (1) 将误差在全部 PME 上求和以及 (2) 通过平移和旋转表示导管上 PME 的位置的一组参考位置确定 PME 位置之外, 可以通过如方程 11 中所示最小化均方误差的和得到导管位置。之后优化找到最小化全部 PME 上的误差的导管平移和旋转, 并且这给出 PME 所位于的导管区域的位置。(导管的形状是固定并且已知的。) 与单个 PME 的情况相同, 方程 11 中的优化可以通过加权来自每个场和每个 PME 的误差或通过将均方误差的和用不同的, 可能非线性的, 误差组合代替来修改。

[0200] 如果约束电极以使得它们的间距不改变, 那么可以使用逆动力学以求解它们的位置。逆动力学对于通过刚体片段连接的接头链的连接角求解。与之前相同, 可以最小化全部场和全部 PME 范围内的误差的一些组合以得到 PME 位置, 但在优化中的每个步骤, 约束 PME 的位置以保持片段长度。优化得到每个 PME 的位置, 给出 PME 所位于的导管区域的形状和位置。动力学模型假设导管形成每个 PME 对之间的直线片段, 但可以应用插值方法以便得到导管的更真实的形状。

[0201] 可以用对于不正确的导管形状的罚分扩充方程 11 中的 PME 跟踪问题。例如, 可以将第二误差项加入至量化所预测的电极间距和预期间距之间的差别的方程 11。通过调整应用至该第二误差项的相对权重, 可以以最优化方式调整测量误差与间距误差之间的平衡。

作为另一个实例,可以依赖柔性梁取得 PME,并且可以使用所预测的梁应力或负载作为方程 11 中的附加误差项。这些方法不直接产生导管的形状,但可以使用插值方法以求解完整的导管形状。

[0202] 用于跟踪导管的另一个示例性方法是求解每一个 PME 的位置并且之后将它们拟合至导管的模型上。例如,如果将导管取为刚体,则可以得到最小化刚体上的 PME 和最优化的 PME 位置之间的距离的导管平移和旋转。作为另一个实例,可以得到运动链的形状以使得连接和最优化的 PME 位置之间的距离最小化。

[0203] 心脏和呼吸运动

[0204] 心脏收缩和呼吸改变其中正在产生场的介质,从而改变所产生的场。换言之,实际的场是随时间改变的。为解决该问题存在多种方式。

[0205] 一个方式是将低通过滤器应用至所测量到的电势,以便减少归因于心脏和呼吸周期的测量变化。例如,仅通过低于呼吸和心脏周期的基本频率的信号的过滤器将移除它们的效果。

[0206] 第二种方式是对于心脏和呼吸周期中的多个阶段产生独立的场标测图:这称为阶段选通(phase-gating)。在这种情况下,PME 通过优化其在场标测图中与电流心脏和/或呼吸周期阶段对应的位置来跟踪。使用来自固定的导管上的 PME,如其上存在 CIE 的那些,和/或皮肤贴片如 ECG 的测量值检测周期阶段。这些固定的测量值的变化归因于心脏和呼吸周期。通过将电流固定的 PME 测量值与对应于每个阶段的先前测量值比较,可以确定电流阶段。对于每个阶段的模板或范本可以通过多个聚类方法如,例如,k-均值聚类来挑选。

[0207] 第三种方式是归一化归因于心脏和呼吸周期的场变化的数据。场变化的大部分是可加的并且对所感兴趣的区域中的全部测量值是共同的。可以合成该可加分量,使用来自固定的导管上的一组 PME(例如其中存在 CIE)的测量值,并且之后将它从所测量到的电势中减去。从而从测量值中除去可加的相位变化。

[0208] 可加阶段依赖性场变化可以是如下合成。当 FMC 在固定的位置中时,其测量值的变化很大地归因于心脏和呼吸周期。用所感兴趣的区域中固定的位置中的 FMC,计算跨越 FMC 上电极的平均测量值(FMC 普通模式),并且之后从其减去跨越时间的平均值。所得到的信号表示对于所感兴趣的区域中 FMC 测量值的预期的阶段依赖性场变化。该变化可以作为在固定的导管上 PME 测量值的线性组合而近似地合成。从每个固定的 PME 测量值中减去跨越时间的平均值,并且结果表示由每个固定的 PME 检测到的阶段依赖性场变化。选择 PME 测量值的线性组合以使得 PME 阶段依赖性场变化的组合最佳匹配由 FMC 测量到的阶段依赖性场变化。

[0209] 下面描述用于确定固定的 PME 测量值的所需的线性组合的一个具体的方法。如方程 12 中所示,可以求解线性最小二乘问题以得到应当应用至固定的 PME 测量值的权重,以使得它们的和最接近 FMC 上预期的阶段依赖性场变化。

[0210]

$$\varphi_{CM} - E\{\varphi_{CM}\} = [\varphi_{S1} - E\{\varphi_{S1}\} \quad \varphi_{S2} - E\{\varphi_{S2}\} \quad \dots] \cdot \alpha \quad (12)$$

[0211] 在上面: φ_{CM} 是跨越 FMC 电极的平均值(普通模式); $E\{\cdot\}$ 是跨越时间的平均值; φ_{S1} 是来自第一固定的 PME 的测量值;并且 α 是应用至每个固定的 PME 测量值的一组

权重。对于权重 α 使用最小二乘法求解该线性方程，并且使用所得到的权重以合成可加阶段变化分量。必须对每个场重复以上程序。

[0212] 存在多种相关的方式求解应用至固定的 PME 测量值的一组权重，以便合成可加阶段依赖性场变化。胜过仅使用在一个固定的 FMC 位置中的测量值求解，可以通过垂直关联方程 12 中的相应的测量值和对于单组权重求解得到最优化多个固定的 FMC 位置的权重。同样，可以使用更一般的优化方式以求解权重，而不是求解权重的线性最小二乘问题。例如，可以使用标准优化技术找到非负的或总和为 1 的权重。

[0213] 对于阶段依赖性场变化的相加修正仅补偿场中的整体偏移，但可以补偿每个场中归因于心脏和呼吸周期的高阶变化。例如，可以使用阶段依赖性的缩放项以补偿场强度随心脏和呼吸周期的变化。这种缩放项可以通过采集一组固定的位置中的 FMC 测量值并且之后对最佳近似阶段依赖性场强度变化的固定的 PME 测量值的组合进行优化来确定。

[0214] FGD 位移校正

[0215] 如上所述，基于一组预期信号（例如，场标测图）与在被跟踪电极的 PME 上测量到的信号之间的比较跟踪 PME，其中用于产生用于获得场标测图的信号和用于跟踪 PME 的 CIE 是相同的（并且在相同的位置）。为了准确地确定被跟踪的电极的位置，应当将 CIE 保持在与当产生场标测图时它们所在的位置相同的位置。然而，在场标测或导管跟踪的过程中，FGD 可以变得非故意地移位。例如，如果多个 CIE 位于冠状窦中的导管上，在右心房中移动的导管可以与冠状窦导管接触并且使它移位。携带 FGD 的导管也可以归因于患者呼吸或其他患者运动而移位。克服该问题的一个方式是使用保持携带 FGD 的导管稳定地定位的设备或方法。这可以通过使用任意数目的固定方案完成，例如支架或气囊锚。另一个方式是可以检测这种移位并辅助用户校正它的子系统。这可以以如下所述的多种方式完成。

[0216] FGD 位移校正包括检测 FGD 与一个或多个已知处于稳定的位置的 PME 之间的相对位移。可以使用皮肤 PME 或稳定的心内 PME 为该目的采集稳定的测量值。尤其是，可以使用作为 PME 的标准 ECG 导联用于测量心脏电活动和使用较早描述的多路复用方案监控跟踪信号的双重目的。此外，可以使用另外的皮肤 PME 以增加位移校正子系统的精度。

[0217] 用初始位置中的 FGD，可以使用稳定的 PME 形成所产生的场的基线测量值（例如，该系统可以引起电流在电流注入电极之间流动，并且在定位在一个或多个可靠位置处的测量电极处测量信号）。之后监控来自稳定的 PME（例如，响应于来自电流注入电极的电流流动在 PME 处测量到的信号）的测量值并且将其与基线测量值比较，以检测由于 FGD 的移位引起的变化。基线与电流测量值之间的误差可以使用距离度量，如 L2 标准量化，并且之后可以通过将误差度量与阈值比较来检测移位。如果误差度量超过目前的阈值，警告临床医生 FGD 已经移位。

[0218] 除了警告临床医生之外，可以使用误差度量以将导管引导回初始位置。当临床医生移动移位的 FGD 时，显示并且更新误差度量的值。当误差度量落在目前的阈值以下时，提供 FGD 已经返回至初始位置的指示。

[0219] 此外，通过在 3D 空间中近似跟踪 FGD，可以使用由稳定的 PME 采集的信号引导导管返回至初始位置。可以以多种方式完成 FGD 跟踪，其中的多个在下面进行概述。

[0220] 与 PME 跟踪的情况相同，FGD 跟踪需要所产生的场的模型——场标测图的等效物。在稳定的 PME 附近对通过 FGD 产生的场建模。可以在该场模型中跟踪 PME 测量值以确定所

产生的场的位移并由此确定 FGD 的位移。场模型上的不准确将引起所检测到的位移扭曲，但它仍可以对临床医生或对跟踪算法提供有用的信息。

[0221] 例如，如果已知稳定的 PME 的近似位置，则可以将三维多项式模型拟合至初始测量的数据。之后假设场模型随 FGD 移动，并且因此稳定的 PME 测量值相对于场模型的任意改变是 FGD 移动的指示。因此可以通过使用上面章节中描述的刚体导管跟踪技术跟踪作为场模型内的刚体的 PME 测量值来量化 FGD 的位移。

[0222] 可以使用其他方式确定 FGD 位移，而不使用初始测量值建模稳定的 PME 附近的场并且之后跟踪该模型内的后继 PME 测量值。例如，可以对于每次测量构造场模型，并且之后可以确定提供 PME 的区域中的两个模型之间的最佳匹配的刚体运动。作为另一个实例，可以构造单个场模型，该场模型最佳匹配初始测量值与电流测量值两者以使得两个测量值通过刚体运动相关联。

[0223] 可以使用其他数学方法用于建模用于 FGD 跟踪的场。例如，代替将每个场作为多项式建模，产生每个场的 CIE 可以建模为均匀介质中的电单极子。给定一组稳定的 PME 测量值和它们的近似位置，可以确定最佳匹配测量到的电势的单极子位置（并且因此确定 CIE 位置）和单极子强度。该场建模方式类似于多项式场建模方式，但它具有每个场模型定义 CIE 位置的益处，而多项式场模型仅给出整个场的相对位移。与之前相同，场模型上的不准确将扭曲所跟踪的 FGD 位置，但所跟踪的位置仍可以对临床医生提供有用的信息。

[0224] 如果稳定的 PME 位置是未知的但初始 CIE 位置是已知的，例如，基于用于 PME 跟踪而构造的场标测图，可以使用电单极子模型确定稳定的 PME 测量值的位置，并且可以使用随后的稳定的 PME 测量值以跟踪 CIE 的位移。以这种方式，用于 PME 跟踪和 FGD 跟踪两者所需的全部空间信息可以得自 FMC 的形状和由可得的 PME 所采集到的测量值。

[0225] 当通过相同的 CIE 中的一些产生不同的场时，或者当使用相同的 FGD 上不同的 CIE 时，FGD 跟踪可以使用该信息约束。例如，如果由相同的 FGD 上不同的 CIE 产生每个场，并且如果将每个 CIE 建模为如上所述的电单极子，可以约束用来找到单极子位置的优化以使得单极子符合共享的 FGD 上的已知的电极间间距。这将产生越来越真实的 FGD 形状，并且可以使得 FGD 跟踪更稳健。可以使用其他导管形状约束，如刚性导管形状，以改进 CIE 和 FGD 跟踪。

[0226] 心脏和呼吸运动将引起 FGD 相对于固定的 PME 移动，并且将扭曲 PME 测量值。该阶段依赖性测量变化可以使用之前的关于补偿所跟踪的 PME 测量值的章节中所描述的方法补偿。

[0227] 实验结果

[0228] 使用在九升盐水槽中采集的测量值体外证明场标测，电极跟踪以及 FGD 跟踪。下面报告的场标测和电极跟踪结果使用如下采集：使用两种可商购十极（decapolar）导管作为 FGD，如使用申请 12/005,975 中描述的多电极阵列导管作为 FMC，以及使用可商购十极导管作为被跟踪的导管。

[0229] 图 12 显示实验结果的表。该表包括当校正新测量值并与对于一个场的现有的场标测图组合时的局域模型和全局场标测图的二维切片的等高线图。

[0230] 在图 12 中所述的实验结果中，将 FMC 在盐水内手工移动，并且使用在八个场中采集的 FMC 测量值使用上面在方程 4、9 和 10 中描述的方法构造全局场标测图。在图 12 中使

用局域模型和全局场标测图的八个场中的一个的二维切片的等高线图以显示每一个如何用相继的 FMC 测量值产生。每行显示新的局域模型、现有的全局场标测图以及对于新 FMC 测量值更新的场标测图。在第一列中, FMC 电极叠加显示在由新测量值产生的局域模型上。在第三列中, 校正之后的 FMC 电极的位置叠加显示在更新之后的新全局场标测图上。每个新局域模型略微改变并扩展 FMC 周围的区域中的全局场标测图。

[0231] 使用如图 12 中所示构造的场标测图在可商购的十极导管上使用从盐水槽中的 PME 采集的电势测量值用方程 11 中描述的跟踪方法跟踪 PME。对于四个不同的导管位置在图 13 中从两个视图显示三维跟踪的 PME 位置。为了清楚, 仅对 PME 中的五个的跟踪位置进行作图, 并且将它们用线连接以显示十极导管的形状。所跟踪的 PME 之间的物理间距为 9mm, 所以所跟踪的导管段的总长度为 36mm。

[0232] 其他实施方案

[0233] 本文描述的方法和系统不限于特定硬件或软件配置, 并且可以在很多的计算或处理环境中具有适用性。方法和系统可以以硬件或硬件和软件的组合实施, 和 / 或可以由可商购的模块应用和设备实施。在本文描述的系统和方法的实施至少部分地基于微处理器的使用的情况下, 该方法和系统可以在一个或多个计算机程序中实施, 其中可以将计算机程序理解为包括一个或多个处理器可执行指令。一个或多个计算机程序可以在一个或多个可编程处理器上实行, 并且可以储存在由处理器可读取的一个或多个储存介质 (包括易失性和非易失性存储器和 / 或储存元件) 上、一个或多个输入设备和 / 或一个或多个输出设备。处理器因而可以访问一个或多个输入设备以获得输入数据, 并且可以访问一个或多个输出设备以通信输出数据。输入和 / 或输出设备可以包括以下各项中的一个或多个: 随机存储存储器 (RAM)、独立冗余磁盘序列 (RAID)、软盘驱动器、CD、DVD、磁盘、内部硬盘、外部硬盘、记忆棒或能够由如本文提供的处理器访问的其他存储设备, 其中这种上面提及的实例不是穷举, 并且用于示例并且是非限制性的。

[0234] 一个或多个计算机程序可以使用一个或多个高级程序化编程语言或面向对象的编程语言实现以与计算机系统通信; 然而, 如果需要, 也可以以汇编或机器语言实现一个或多个程序。可以将语言编译或解释。结合有一个或多个处理器的一个或多个设备或计算机系统可以包括, 例如, 一个或多个个人计算机、工作站 (例如, Sun、HP)、个人数字助理 (PDA)、手持设备如移动电话、膝上型电脑、手持电脑或能够与如本文所提供的可以操作的一个或多个处理器结合的另一设备。因此, 本文提供的设备不是穷举的并且为了示例和非限制性的目的提供。

[0235] 提及“微处理器”和“处理器”, 或“所述微处理器”和“所述处理器”, 可以理解为包括可以以单机和 / 或分布式环境通信的一个或多个微处理器, 并且因此可以配置为与其他处理器经由有线通信或无线通信来通信, 其中可以将这样的—个或多个处理器配置为在一个或多个处理器控制的设备 (可以是相同的或不同的设备) 上操作。此外, 提及存储器, 除非另作说明, 可以包括一个或多个处理器可读和可访问的存储元件和 / 或组件, 其可以是内置于处理器控制的设备, 外置于处理器控制的设备, 并且可以使用多种通信协议经由有线或无线网络访问, 并且除非另作说明, 可以布置为包括外部和内部存储设备的组合, 其中这种存储器基于应用可以是连续的和 / 或分区的。因此, 提及数据库可以理解为包括一个或多个存储器联系体, 其中这种引用可以包括可商购的数据库产品 (例如, SQL、Informix、

Oracle) 并且还包含私有数据库, 并且还可以包含用于联系存储器的其他结构如链接、队列、图、树, 并且这种结构提供用于示例而非限制。

[0236] 因此, 其他实施方案在以下权利要求的范围内。

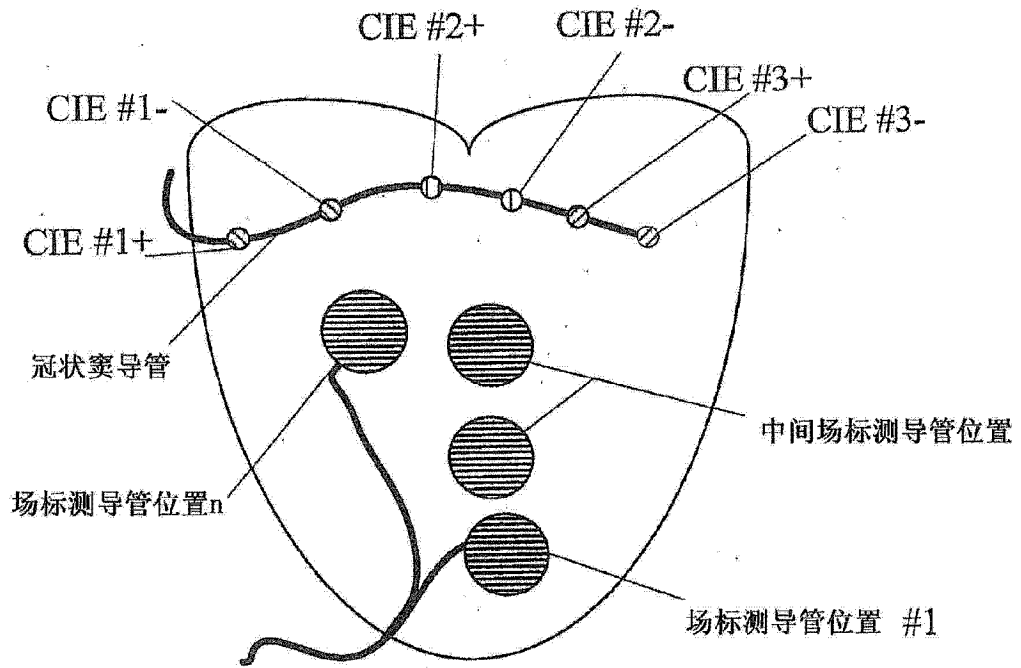


图 1

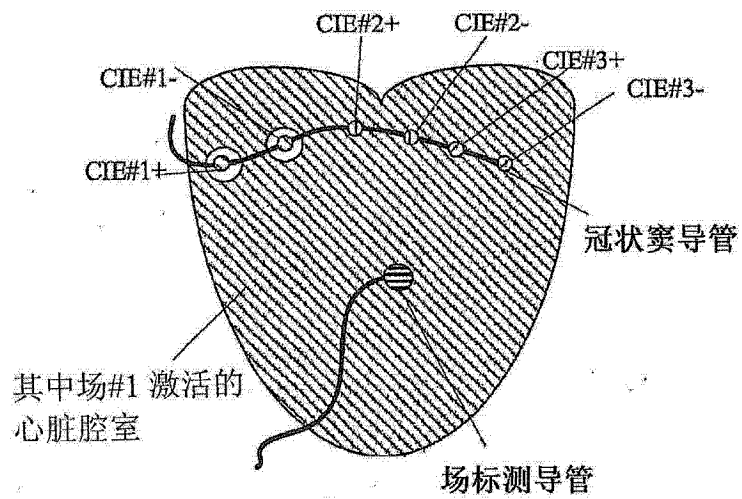


图 2A

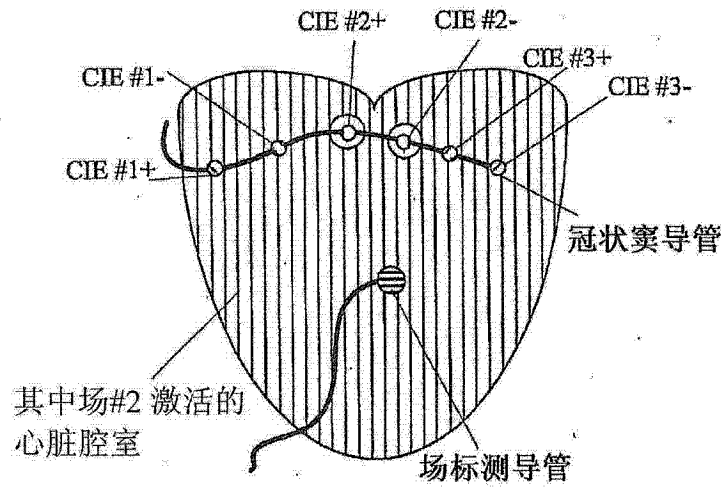


图 2B

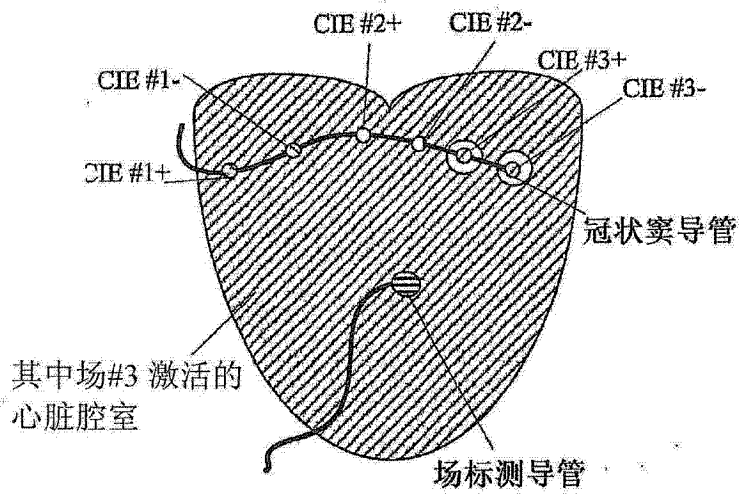


图 2C

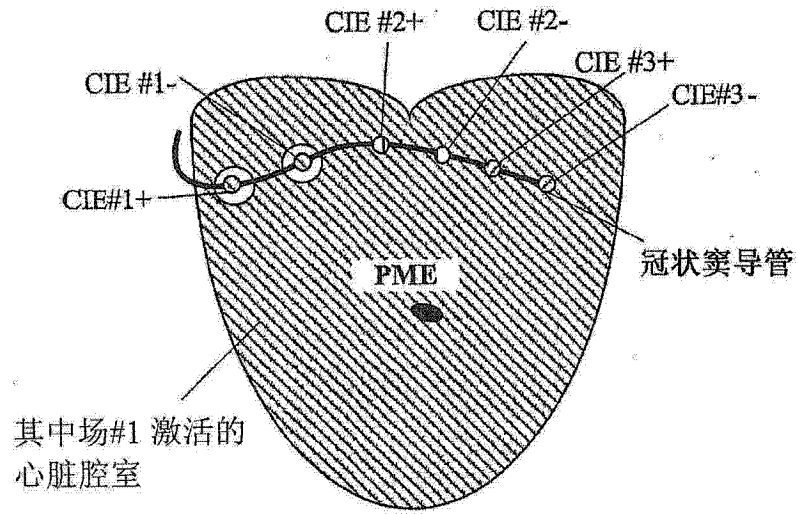


图 3A

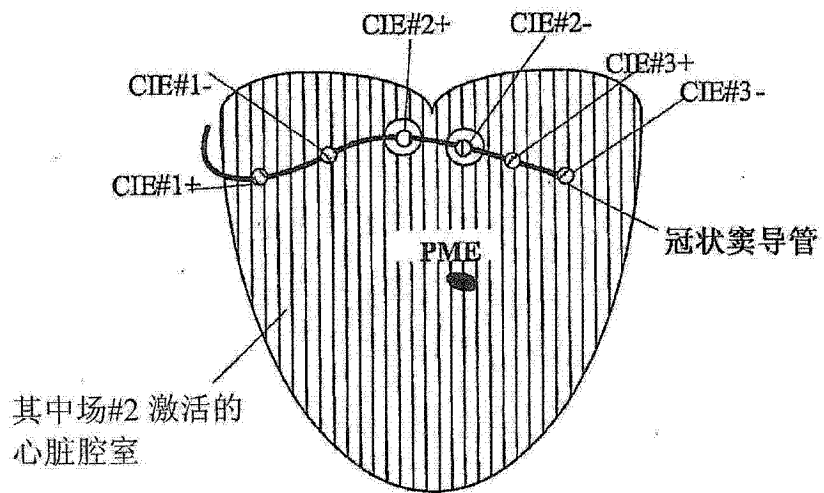


图 3B

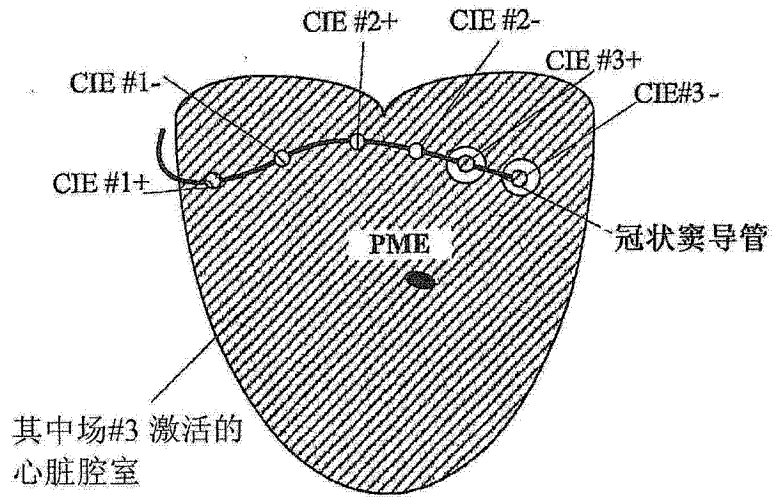


图 3C

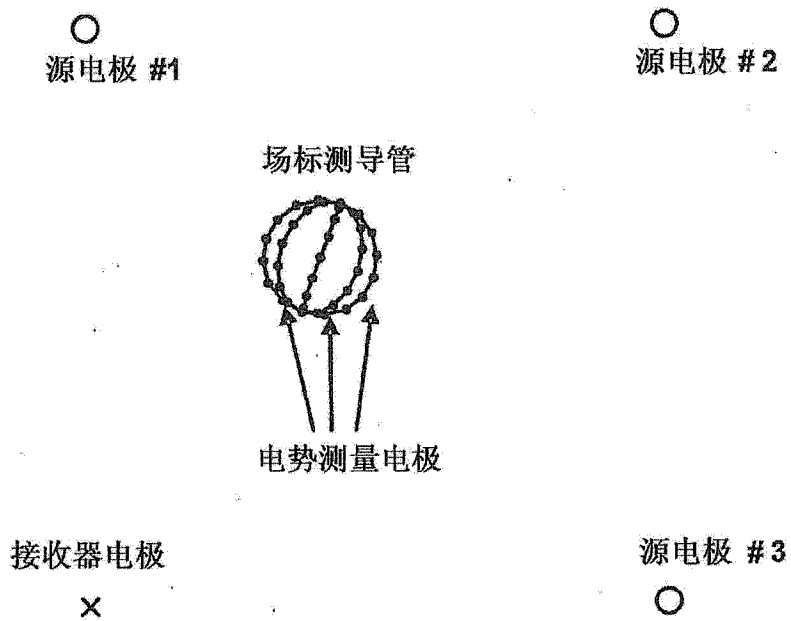


图 4

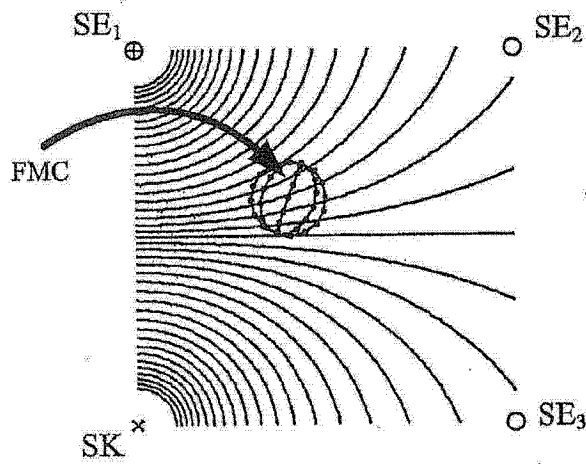


图 5A

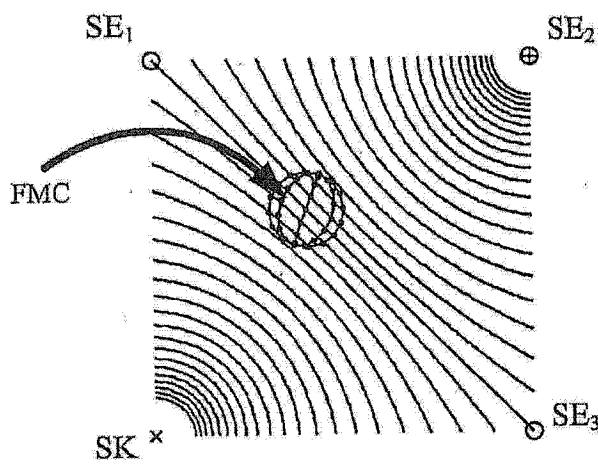


图 5B

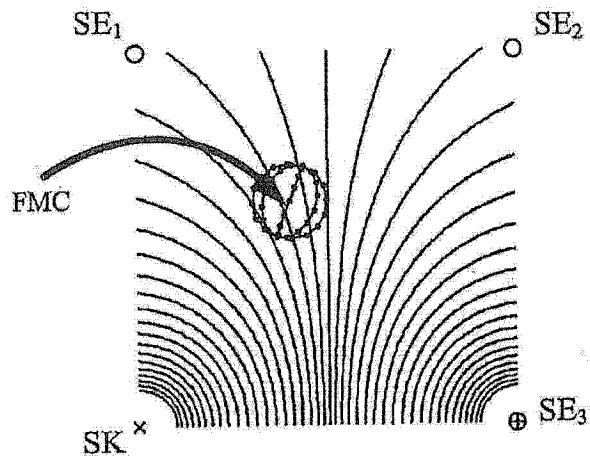


图 5C

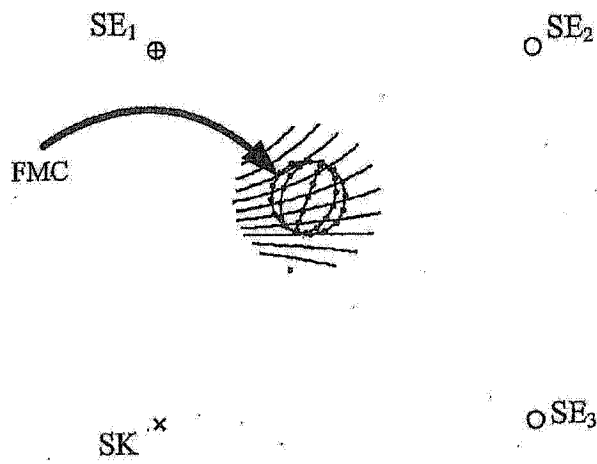


图 6A

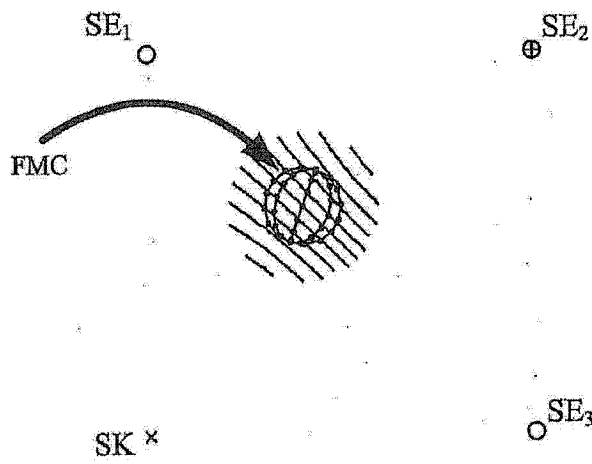


图 6B

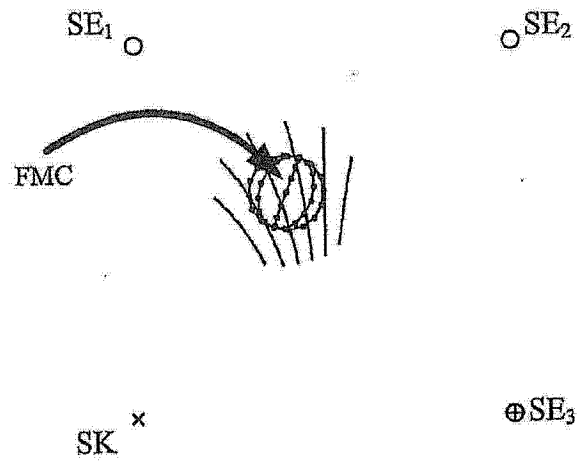


图 6C

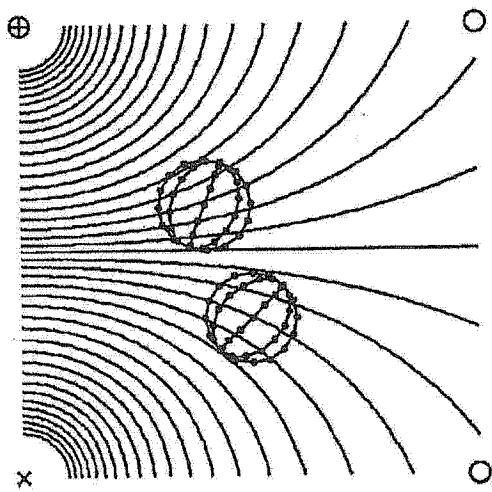


图 7A

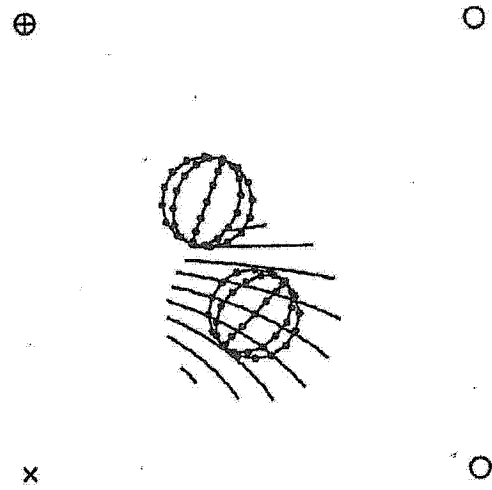


图 7B

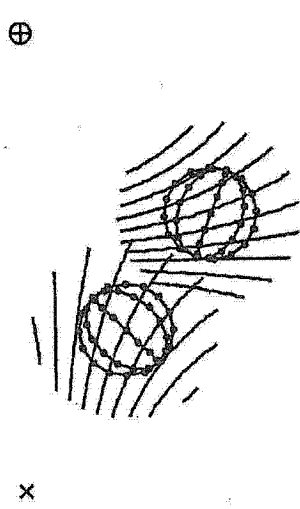


图 7C

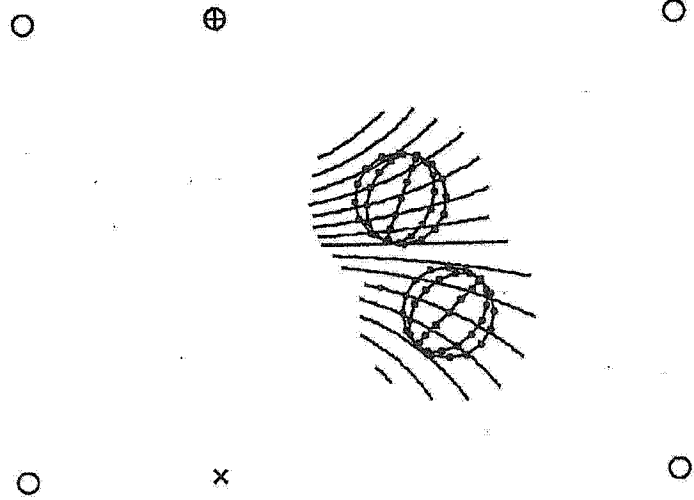


图 7D

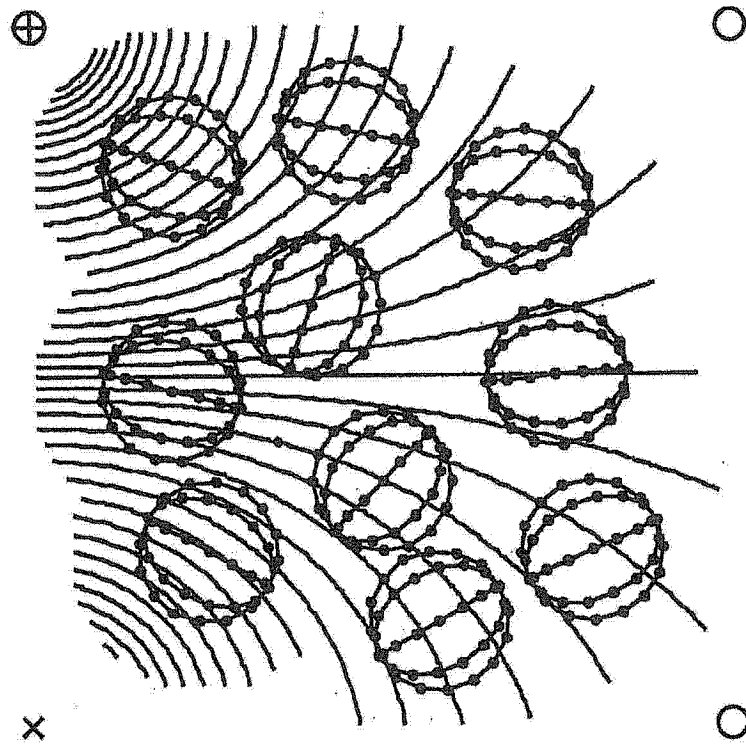


图 8

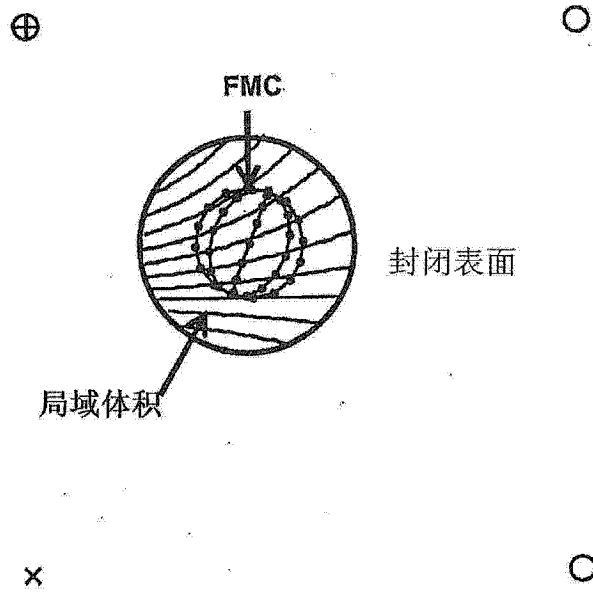


图 9

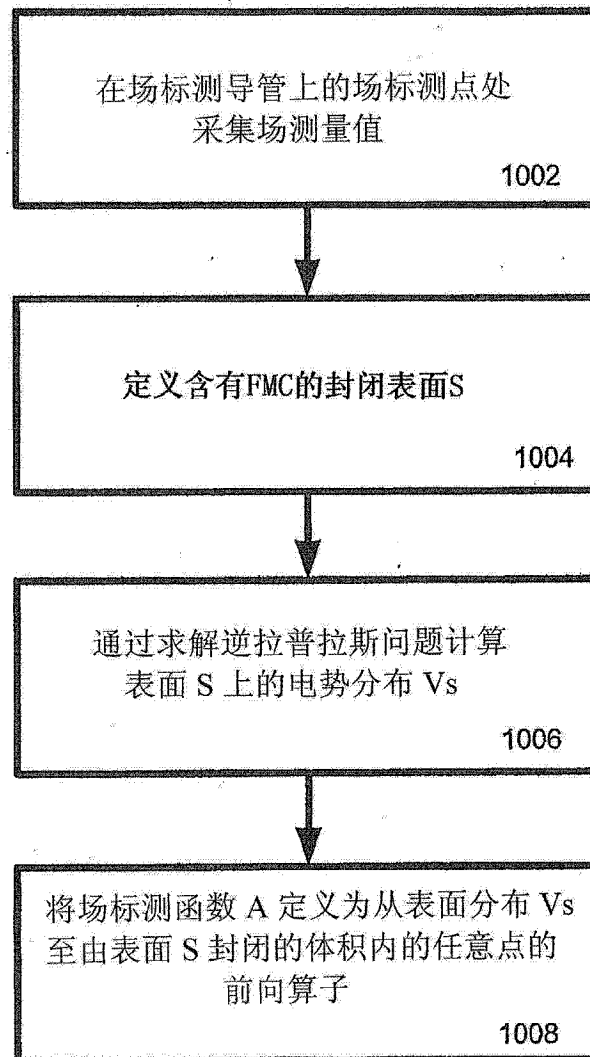


图 10

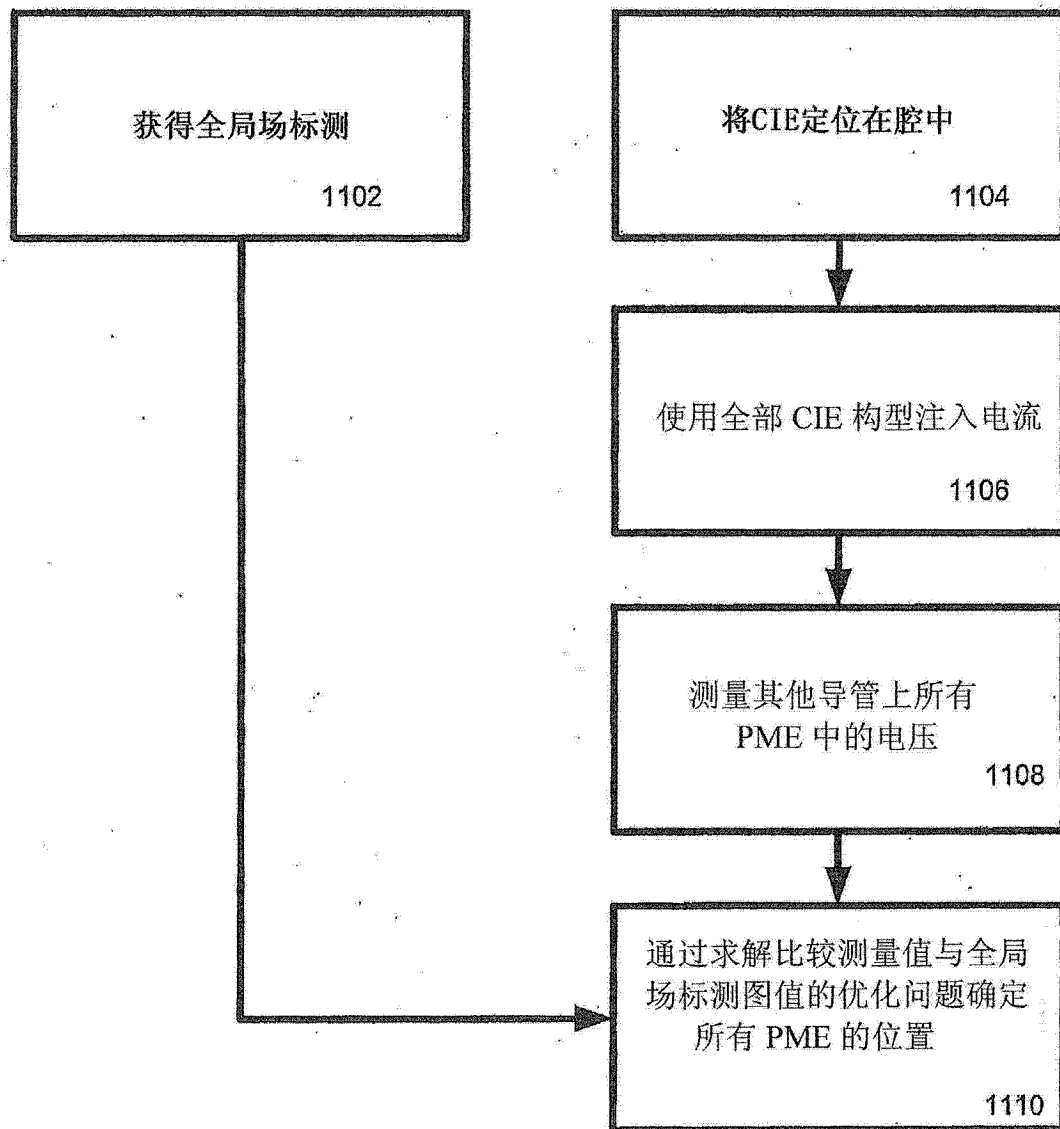


图 11

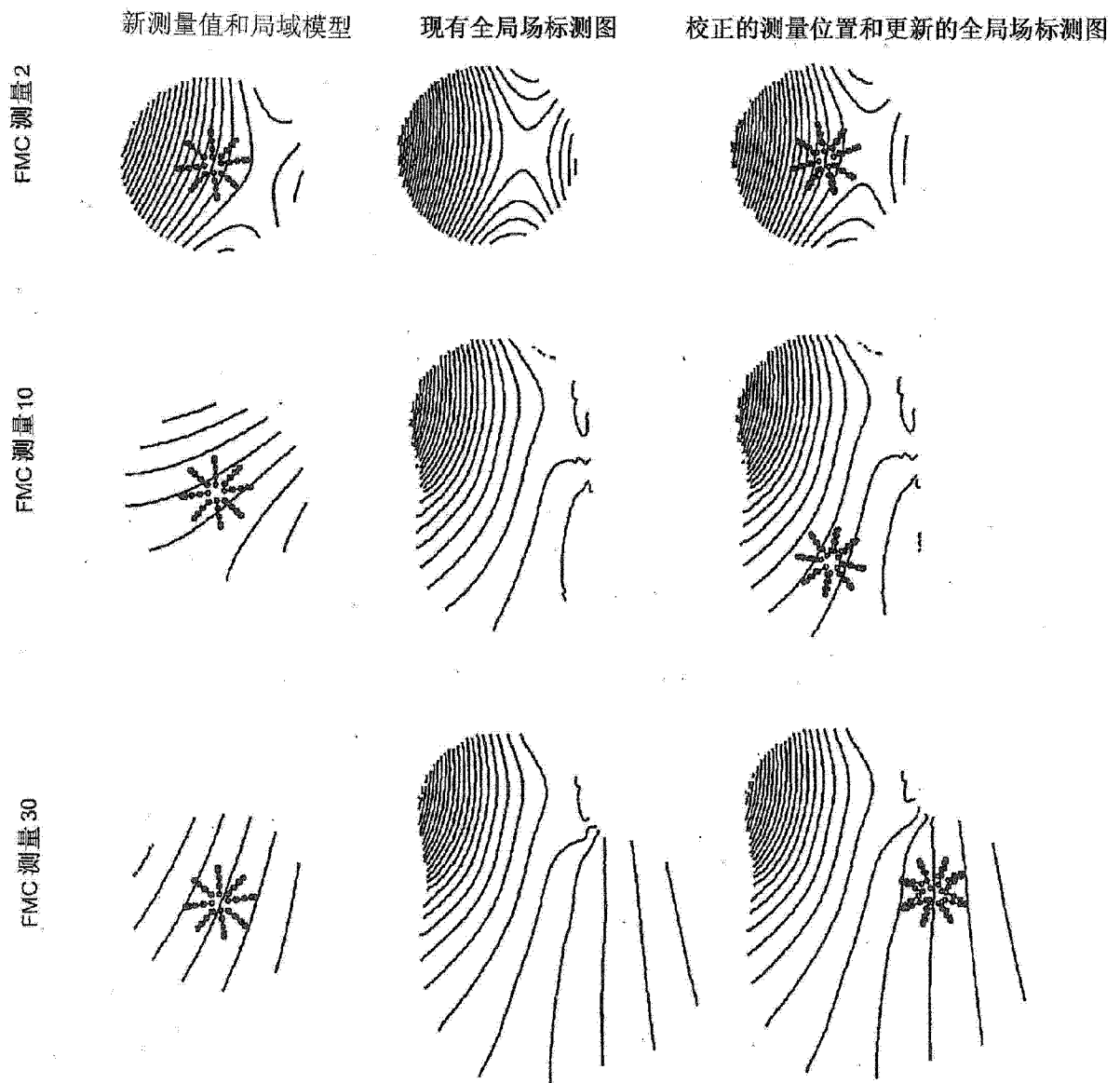


图 12

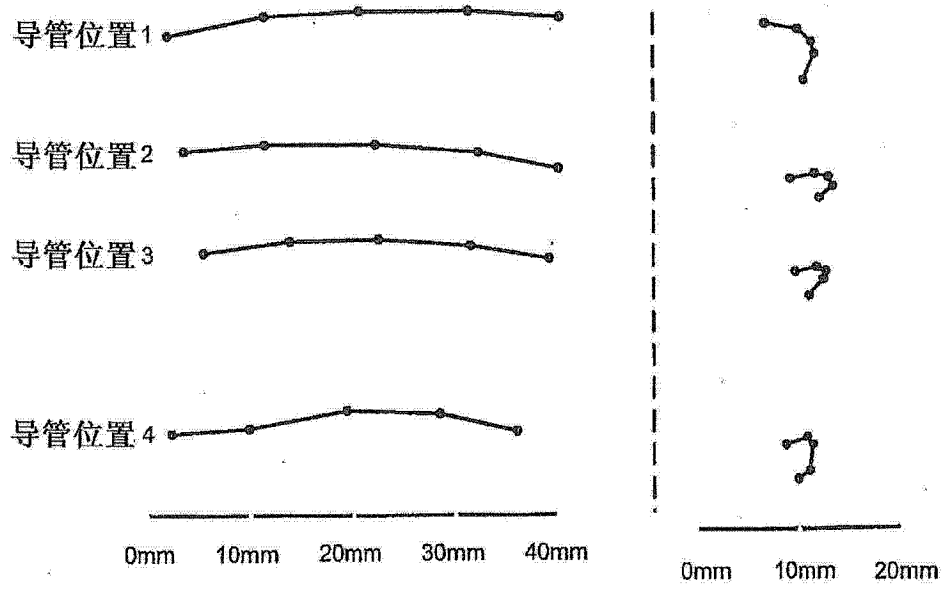


图 13