



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103385705 A

(43) 申请公布日 2013. 11. 13

(21) 申请号 201310164609. 8

(22) 申请日 2013. 05. 07

(30) 优先权数据

13/465, 103 2012. 05. 07 US

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 M. 巴-塔尔 A. 特格曼
N. S. 加夫尼

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 徐予红 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 5/06 (2006. 01)

A61B 19/00 (2006. 01)

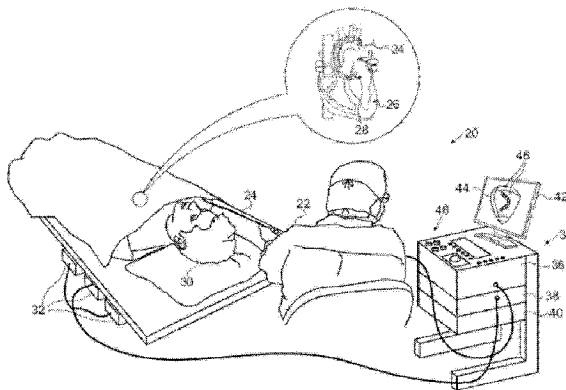
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

自动消融跟踪

(57) 摘要

本发明公开一种实施医疗手术的方法,该方法包括使探针与患者体内的器官相接触。显示了器官标测图,并且跟踪所述探针相对于标测图的位置。在探针所接触的器官中的多个组织位点处通过探针施加治疗。在施加治疗的同时,评估探针与组织位点之间的接触稳定性。响应评估的稳定性来自动标记图,以指示在其上施加治疗的组织位点。



1. 一种用于执行医疗手术的方法,包括:
使探针与患者体内的器官接触;
显示所述器官的标测图并且跟踪所述探针相对于所述标测图的位置;
在所述探针接触的器官中的多个组织位点处通过所述探针施加治疗;
在施加治疗的同时评估所述探针与所述组织位点之间的接触稳定性;以及
响应所述评估的稳定性自动标记所述标测图以指示施加治疗的组织位点。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中自动标记所述标测图包括接受稳定性标准的定义,并且标记所述评估的稳定性符合所述稳定性标准的位点。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中接受所述定义包括设定用于不同的器官区域的不同相应定义。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述器官具有壁,所述壁包括施加所述治疗的组织位点,并且其中设定不同的相应定义包括响应不同区域中的所述壁的厚度变化来设定不同阈值。
5. 根据权利要求2所述的方法,其中所述稳定性标准规定最小时间,并且其中所述标测图被自动标记以指示所述探针在其上稳定不小于所述最小时间的组织位点。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中评估所述稳定性包括在施加所述治疗期间测量所述探针的位置改变,同时补偿身体的运动。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述器官是心脏,并且其中补偿所述运动包括补偿由于呼吸而造成的心脏位置的变化。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中评估所述稳定性包括测量所述探针与所述组织位点之间的接触力。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中施加所述治疗包括消融所述组织位点。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中自动标记所述标测图包括使用所述探针测量所述组织位点处的电阻抗,并且在治疗期间响应所述阻抗的改变来标记所述组织位点。
11. 根据权利要求9所述的方法,其中自动标记所述标测图包括使用所述探针测量所述组织位点处的电生理信号,并且在治疗期间响应所述电生理信号的改变来标记所述组织位点。
12. 根据权利要求9所述的方法,其中自动标记所述标测图包括使用所述探针测量所述组织位点处的温度,并且在治疗期间响应所述温度的改变来标记所述组织位点。
13. 根据权利要求9所述的方法,其中自动标记所述标测图包括通过所述探针测量被递送至所述组织位点的电功率,并且在治疗期间响应施加于所述组织位点中的每一个的累积功率来标记所述组织位点。
14. 一种用于执行医疗手术的装置,包括:
侵入式探针,所述侵入式探针被构造成与患者体内的器官接触以及在所述探针接触的器官中的多个组织位点处施加治疗;以及
处理器,所述处理器联接至所述探针并且被构造成显示所述器官的标测图以及跟踪所述探针相对于所述标测图的位置,以在施加治疗的同时评估所述探针与所述组织位点之间的接触稳定性,以及响应所述评估的稳定性来自动标记所述标测图,从而指示在其上施加治疗的组织位点。

15. 根据权利要求 14 所述的装置,其中所述处理器被构造成接受所述稳定性标准的定义,以及标记所述评估的稳定性符合所述稳定性标准的位点。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,其中所述处理器被构造成接受用于不同的器官区域的不同的相应的稳定性标准的定义。

17. 根据权利要求 16 所述的装置,其中所述器官具有壁,所述壁包含在其上施加治疗的组织位点,并且其中所述不同的相应的定义包括响应不同区域中的所述壁的厚度变化而设定的不同阈值。

18. 根据权利要求 15 所述的装置,其中所述稳定性标准规定了最小时间,并且其中所述处理器被构造成自动标记所述标测图以指示所述探针在其上稳定不小于所述最小时间的组织位点。

19. 根据权利要求 14 所述的装置,其中所述处理器被构造成通过在施加治疗期间测量所述探针的位置改变来评估稳定性,同时补偿所述身体的运动。

20. 根据权利要求 19 所述的装置,其中所述器官是心脏,并且其中补偿所述运动包括补偿由于呼吸而造成的心脏位置变化。

21. 根据权利要求 14 所述的装置,其中所述处理器被构造成通过测量所述探针与所述组织位点之间的接触力来评估稳定性。

22. 根据权利要求 14 所述的装置,其中由所述探针施加的治疗包括消融所述组织位点。

23. 根据权利要求 22 所述的装置,其中所述处理器被构造成使用所述探针测量所述组织位点处的电阻抗,并且在治疗期间响应所述阻抗的改变在所述标测图上标记所述组织位点。

24. 根据权利要求 22 所述的装置,其中所述处理器被构造成使用所述探针测量所述组织位点处的电生理信号,以及在治疗期间响应所述电生理信号的改变在标测图上标记所述组织位点。

25. 根据权利要求 22 所述的装置,其中所述处理器被构造成使用所述探针测量所述组织位点处的温度,以及在治疗期间响应所述温度的改变在图上标记所述组织位点。

26. 根据权利要求 22 所述的装置,其中所述处理器被构造成通过所述探针测量被递送至所述组织位点的电功率,并且在治疗期间响应施加于所述组织位点中的每一个的累积功率在所述标测图上标记所述组织位点。

27. 一种计算机软件产品,包括其中存储有程序指令的计算机可读介质,所述指令被构造成由联接至侵入式探针的处理器读取,所述侵入式探针用于在所述探针接触的器官中的多个组织位点处施加治疗,并且所述指令使所述处理器显示所述器官的标测图以及跟踪所述探针相对于所述标测图的位置,以在施加治疗的同时评估所述探针与所述组织位点之间的接触稳定性,并且响应所述评估的稳定性自动标记所述标测图,以指示在其上施加治疗的组织位点。

自动消融跟踪

技术领域

[0001] 本发明一般涉及用于侵入式医疗治疗的系统和方法，并且更具体地涉及对这种治疗进行跟踪和可视化。

背景技术

[0002] 微创心内消融是用于各种类型的心律失常的选择治疗。为了实施此类治疗，医生通常通过血管系统将导管插入到心脏中、使导管的远端在异常电活动的区域中与心肌组织相接触、并且接着对远端处或远端附近的一个或多个电极通电，以便产生组织坏死。

[0003] 许多用于心内消融治疗的系统是可商购获得的，诸如由 Biosense Webster Inc.（加利福尼亚州，戴蒙德巴）所提供的 CARTO™ 系统。CARTO 跟踪导管的远端的位置和操作参数，并且将该信息电子显示在心脏的三维（3D）解剖图上。CARTO 使得系统操作者能够将已消融的位置电子标记在标测图上，并且因此保持对手术进展的跟踪。

[0004] 美国专利申请公开 2011/0125150（其公开内容以引用方式并入本文）描述了用于评估消融治疗向身体中的组织的有效递送的系统和方法。产生和显示组织的 3D 解剖图。产生与位置相对应并且指示该位置处的消融治疗的状态的标记。该标记来源于诸如消融电极在该位置处出现的持续时间、所提供的能量的量、电极与组织之间电耦合的程度、和温度的因素。与该位置相对应的解剖图的一部分的视觉特性（例如，色彩强度）响应标记发生改变。

发明内容

[0005] 下文所述的本发明的实施例提供了用于增强侵入式治疗的可视化的方法和系统。

[0006] 因此，根据本发明的一个实施例，提供用于实施医疗手术的方法。该方法包括使探针与患者体内的器官相接触、显示器官标测图并且跟踪探针相对于标测图的位置。在探针与其相接触的器官中的多个组织位点处通过探针施加治疗。在施加治疗的同时评估探针与组织位点之间的接触稳定性，并且响应评估的稳定性来自动标记所述标测图，以指示在其上施加治疗的组织位点。

[0007] 在一些实施例中，自动标记所述标测图包括接受稳定性标准的定义，并且标记评估的稳定性符合稳定性标准的位点。可以设定用于不同的器官区域的不同的相应的定义。在所公开的实施例中，器官具有壁，该壁包括在其上施加治疗的组织位点，并且设定不同的相应的定义包括响应不同区域中的壁的厚度的变化来设定不同阈值。除此之外或作为另外一种选择，稳定性标准规定最小时间，并且标测图被自动标记，以指示探针在其上稳定不小于最小时间的组织位点。

[0008] 在所公开的实施例中，评估稳定性包括在施加治疗期间测量探针位置的改变，同时补偿身体的运动，例如补偿由于呼吸而造成心脏位置的变化。除此之外或作为另外一种选择，评估稳定性包括测量探针与组织位点之间的接触力。

[0009] 在一些实施例中，施加治疗包括消融组织位点。自动标记所述标测图可以包括使

用探针测量组织位点处的电阻抗,并且在治疗期间响应阻抗的改变来标记组织位点。除此之外或作为另外一种选择,自动标记所述标测图包括使用探针测量组织位点处的电生理信号,并且在治疗期间响应电生理信号的改变来标记组织位点。再除此之外或作为另外一种选择,自动标记所述标测图包括使用探针测量组织位点处的温度,并且在治疗期间响应温度的改变来标记组织位点。再如,自动标记所述标测图包括通过探针测量被递送至组织位点的电功率,并且在治疗期间响应施加于组织位点中的每一个的累积功率来标记组织位点。

[0010] 根据本发明的实施例,还提供用于实施医疗手术的装置,该装置包括侵入式探针,该侵入式探针被构造成与患者体内的器官相接触并且在探针与其相接触的器官中的多个组织位点处施加治疗。处理器联接至探针并且被构造成显示器官标测图且跟踪探针相对于标测图的位置,以在施加治疗的同时评估探针与组织位点之间的接触稳定性,并且响应评估的稳定性来自动标记所述标测图,从而指示在其上施加治疗的组织位点。

[0011] 根据本发明的实施例,还提供一种计算机软件产品,该计算机软件产品包括其中存储有程序指令的计算机可读介质,所述指令被构造成由联接至侵入式探针的处理器读取,该侵入式探针用于在探针与其相接触的器官中的多个组织位点处施加治疗,所述指令使处理器显示器官标测图且跟踪探针相对于标测图的位置,在施加治疗的同时评估探针与组织位点之间的接触稳定性,并且响应评估的稳定性来自动标记所述标测图,以指示在其上施加治疗的组织位点。

[0012] 结合附图,通过以下对实施例的详细说明,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0013] 图 1 为根据本发明实施例的用于心内消融的系统的示意性说明图;

[0014] 图 2 为根据本发明实施例的展现在显示屏上的心室的 3D 标测图的示意图;

[0015] 图 3 为示意性地示出了根据本发明实施例的用于跟踪心内消融的方法的流程图;

[0016] 图 4 为示意性地示出了根据本发明实施例的用于评价心内消融的方法的流程图;

[0017] 图 5 为根据本发明实施例的心室的标测图的示意图,其中示出了一系列导管位置数据;

[0018] 图 6 为根据本发明实施例的消融位置处的导管接触力的示意图;

[0019] 图 7 为根据本发明实施例的消融标测显示屏上的窗口的示意图;以及

[0020] 图 8 为心室的 3D 标测图的示意图,其中示出了应用于标测图的消融标记。

具体实施方式

[0021] 综述

[0022] 在本领域中已知的基于导管的处理系统(诸如上文所述的 CARTO 系统)中,医生通过手动操作系统的控制器来实施消融手术在器官标测图上标记消融位置。一旦医生认为该位置已被恰当治疗,则她/他通常将基于经验以及可在手术期间获得的参数读数来标记给定的治疗位置。所述参数例如可以包括电生理信号(也被称为 ECG)、被消融区域的位置、给定位点处的消融离逝时间、所施加的消融功率、导管所记录的力(大小和方向)、以及一个或多个温度测量结果。根据被用于手术中的导管,其它的参数也可能是相关的,诸如导管

的远端的灌水率以及由位于导管的远端处的电极所记录的阻抗。

[0023] 在本发明的实施例中，联接至导管的处理器接收上文所述的参数。基于预设消融标准（其中的至少一些可以由医生或其它的系统操作者设定），处理器自动标记所述标测图（而不需要操作者手动标记标测图）并且保持对在每一个位点处所记录的消融参数的跟踪。由于标记的计算机化，因此不会受到由人工标测图标记而造成的误差的影响。自动记录保持使得操作者能够回顾已处理的位点，并且如果必要的话选择待消融的其它位点。

[0024] 其上标记有消融的标测图可以被分为不重叠区域，例如在 Voronoi 图中。可以根据区域特性来预设消融标准，诸如该区域在心脏内的位置、区域心壁的平均厚度、壁的局部阻抗、以及 / 或者壁的收缩性。

[0025] 尽管下文所述的实施例具体地涉及使用具有合适设计的导管实施心内消融，但本发明的原理不仅仅可类似地应用于对消融进行跟踪和可视化，而且还可应用于其它的各种治疗（使用导管或其它合适类型的侵入式探针，可以应用于心脏或者其它的器官）。

[0026] 在下文所公开的实施例中，心脏消融系统的操作者使导管的远端与患者体内的内心壁相接触。消融系统显示心脏标测图并且跟踪和显示导管相对于标测图在心脏中的位置。操作者调控导管并且控制系统，以在导管与其相接触的心脏中的多个组织位点处施加消融治疗。基于导管位置测量，系统在施加治疗的同时评估导管与组织位点之间的接触稳定性。基于评估的稳定性，系统接着自动标记所述标测图，以指示在其上施加治疗的组织位点。

[0027] 通常，系统将满足可由系统操作者定义的某些稳定性标准的位点标记在标测图上。稳定性标准例如可能需要导管存在于给定位点处（以属于某些最大位置偏差的范围内）至少某些最小消融时间，并且在该周期期间导管与心壁之间的力可能小于预定的最小力。符合标准的位点被标记在标测图上，而不符合标准的那些位点不被标记或者以将其与“稳定”消融位点区分开的方式标记。如上文所注意到的，根据心壁厚度的变化等，对于不同的心脏区域而言，稳定性标准的定义可以发生变化。在评估消融期间导管稳定性的过程中，系统可以补偿身体的运动，并且具体而言可以补偿由于患者的呼吸而造成的心脏位置的改变。

[0028] 除此之外或作为另外一种选择，系统可以将其它的标准应用于自动跟踪消融过程以及应用于在心脏标测图上标记相应的位点。例如，系统可以使用导管测量消融组织位点处的电阻抗，并且根据治疗期间阻抗的改变来标记组织位点。又如，系统可以响应在治疗期间由导管所测量的电生理信号（例如 ECG）的改变以及 / 或者由导管所测量的温度的改变来标记组织位点。系统可以用于确定如何标记消融位点的另一个因素是通过导管递送至组织位点的累积电功率。

[0029] 通常，系统允许操作者选择将用于标记消融位点以及用于设定阈值的参数，以区分已恰当消融的位点与那些可能尚未恰当消融的位点。操作者可以选择为此目的而测量的参数的任何合适的组合。根据所选择的参数以及适用的阈值，系统可以决定标记或不标记的位点，并且 / 或者可以改变其放置在标测图上的标记的外观。

[0030] 对系统的描述

[0031] 图 1 为根据本发明实施例进行操作的心脏标测和消融系统 20 的示例性说明图。系统 20 例如可以基于上述的 CARTO 系统，并且适当增加系统软件。系统 20 包括探针（诸如

导管 24) 和控制台 34。在下文所述的实施例中,导管 24 用于消融患者 30 的心脏 26 的一个或多个室中的心律失常的位点。或者,以必要的变更,导管 24 或其它合适的探针可用于对心脏或其它身体器官进行其他治疗的目的。

[0032] 操作者 22 (如心脏病医生) 通过患者 30 的血管系统插入导管 24,使得导管的远端进入心室 26。操作者 22 使导管前进,使得位于导管的远侧末端处的电极 28 与位于期望的消融位点处的心内膜组织相接合。导管 24 通常由位于其近端处的合适的连接器连接至控制台 34,并且具体而言连接至射频 (RF) 发生器 36,射频 (RF) 发生器 36 产生射频能以用于通过导管 24 传输至电极 28。操作者 22 启用射频发生器 36,以消融心脏中可疑的心律失常位点处的组织。

[0033] 在该图示的实施例中,系统 20 使用磁性位置感测来确定导管 24 远端在心脏 26 内的位置坐标。为了该目的,控制台 34 中的驱动电路 38 驱动磁场发生器 32,以在患者 30 体内产生磁场。通常,磁场发生器 32 包括线圈,线圈被置于患者躯干下方固定的已知位置处。这些线圈在含有心脏 26 的预定工作空间内产生磁场。导管 24 的远端内的磁场传感器 (未示出) 响应这些磁场而产生电信号。信号处理器 40 处理这些信号以确定导管 24 远端的位置坐标,通常包括位置和取向坐标。该位置感测方法在上述的 CARTO 系统中实施并且是本领域中众所周知的。作为另外一种选择或除此之外,系统 20 可以使用本领域中已知的其它的位置感测方法,诸如基于超声或电阻抗的方法。

[0034] 此外,导管 24 可以包括位于其远端中的力传感器,以用于测量导管末端与心脏 26 的壁之间的接触力。由 Biosense Webster Inc. 为 CARTO 系统开发的 SmartTouch™ 导管提供这种能力。此类导管例如在美国专利申请公开 2011/0130648 中有所描述,其公开内容以引用方式并入本文中。在保证电极 28 与心壁足够牢固地接触以有效地传送射频能并且消融心脏组织方面,力的测量是有用的。

[0035] 位于控制台 34 中的处理器 40 通常包括通用计算机处理器,该通用计算机处理器具有合适的前端和接口电路以用于从导管 24 接收信号并且用于控制和接收来自控制台 34 的其它部件的输入。处理器 40 可以在软件内编程,以执行本文所述功能。例如,可以经网络将所述软件以电子形式下载到处理器 40 中,作为另外一种选择或除此之外,或者可以将软件提供在有形非临时性介质上,诸如光学、磁或电子存储介质。作为再另外一种选择或除此之外,可通过专用或可编程数字硬件部件来执行处理器 40 的一些或全部功能。

[0036] 基于从探针 24 和系统 20 的其它部件接收的信号,处理器 40 驱动显示器 42 以向操作者 22 呈现心脏 26 的三维 (3D) 标测图 44。该标测图可以指示由导管 24 所测量的心脏电生理活动,并且提供与导管在患者体内的位置有关的视觉反馈以及与正在进行的手术有关的状态信息和指导。可以由导管 24 并且由系统 20 的其它元件测量并且显示在显示器 42 上的其它参数例如可以包括导管与心脏组织之间的接触力、心脏组织的电阻抗、局部温度、以及通过导管递送的射频功率。

[0037] 处理器 40 评估其从系统 20 接收的参数作为对心脏 26 中每一个被处理位点处消融的充分性的指示器。当给定位点处的消融参数符合某些预定标准时,处理器自动将标记 46 置于标测图 44 上以指示位点。处理器可以响应每一个位点处的参数来改变标记 46 的外观 (诸如其色彩)。用于自动标记消融位点的标准可以预构造,作为另外一种选择或除此之外,或者可以由操作者 22 通常使用用户界面控制器 48 和屏幕上的菜单来设定。

[0038] 尽管在图示实施例中,导管 24 由操作者 22 手动调控,但是作为另外一种选择或除此之外,系统 20 可以包括用于在患者 30 体内操纵和操作导管的自动机构(未示出)。在这种实施例中,处理器 40 基于由导管中的磁场传感器所提供的信号以及其它的系统参数(诸如上文所述的那些系统参数)产生控制输入以用于控制导管 24 的运动。

[0039] 图 2 为根据本发明实施例的当出现在显示器 42 上时的标测图 44 的示意图。标测图 44 是心室的 3D 表示,标测图 44 是彩色的以显示局部电活动,像在上述的 CARTO 系统中一样。(色彩由附图中的阴影表示。)该标测图可以仅基于使用导管 24 做出的位置测量结果而产生,或者作为另外一种选择,这些位置测量结果可以与心脏的预先获得的图像(诸如 CT、MRI、或者超声图像)一起记录以产生该标测图。

[0040] 处理器 40 已将标记 50、52 置于标测图 44 上,以指示已由导管 24 消融的位点。通常,处理器自动标记这样的位点:在所述位点处,诸如停留时间以及由导管相对于组织所施加的力的消融参数符合预定标准。标记 50 和 52 可以具有不同色彩,以指示所测量的参数的不同范围。通常,如上所述,在标记消融位点将由处理器 40 应用的标准可以由操作者 22 定义。除此之外或作为另外一种选择,操作者可以通过调控适当的系统控制器来选择手动标记位点。

[0041] 尽管图 1 和 2 示出了特定的系统构型和应用环境,但是本发明的原理可类似地应用于不仅使用导管还使用其它类型的探针的其它的标测和治疗应用中(既在心脏中,又在其它的身体器官和区域中)。

[0042] 用于自动标记的方法

[0043] 图 3 为示意性地示出了根据本发明实施例的用于跟踪心内消融的方法的流程图。为了清晰和方便起见,结合系统 20 描述该方法。然而,如上所述,下文所述的方法原理可以类似地应用于其它的系统和应用环境中。

[0044] 处理器 40 在系统 20 操作期间连续收集数据并且将数据存储于存储器中的循环缓冲器中。基于先进先出原则数据从缓冲器被清除。在启动步骤 60 处,当消融开始时,通常当操作者 22 启用射频发生器 36 时,启动数据处理。在这一点上,在预消融收集步骤 68 处,处理器 40 能够收集和存储在消融之前积累在缓冲器中的数据。在周围消融(periblation)收集步骤 64 处,处理器继续在消融期间收集数据,直到射频发生器在消融终止步骤 62 处停止工作为止。在消融后收集步骤 70 处,处理器可以在步骤 62 之后继续收集数据,以用于评估当前位点处消融的结果。

[0045] 在任何给定位点处实施消融花费至少若干秒,并且可以花费一分钟那么长。在该周期期间,患者 30 通常将进行一次或多次呼吸,从而造成心脏 26(以及患者胸腔的其它部分)的位置相对于磁场发生器 32 移动。这些呼吸在图 3 中由最终呼气(end-expirium)点 66 指示。胸腔的该呼吸性运动的结果是,由处理器 40 相对于导管 24 形成的位置读数将与呼吸循环同步循环移动,并且导管坐标将甚至在导管与给定消融位点保持稳定接触时发生改变。

[0046] 在呼吸补偿步骤 70 处,为了消除呼吸运动对导管位置的该混淆效应,处理器 40 校正位置坐标,以补偿呼吸。通常,处理器 40 使用最终呼气点 66 作为基线、确定呼吸循环期间心脏 26 在每一点处相对于该基线的移动、并且接着从导管坐标减去该移动,以便将所有的位置读数投射于等同的最终呼气位置。当导管相对于心脏实际移动时,步骤 70 将导管位置

读数序列转化成运动的开始点与结束点之间的线性路径。例如在美国专利申请 13/017,469 中描述了可以用于该步骤的补偿呼吸运动的方法,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0047] 在滤波步骤 72 处,处理器 40 对所收集的数据进行滤波,以识别应当被标记在标测图 44 上的消融位点。在该步骤处,处理器评价给定位点在探针与组织之间的接触稳定性以及其它因素方面是否满足预定标准,以便使待标记的位点合格。下文结合图 4 对该步骤进行了更详细的描述。选择符合滤波器标准的位点标记在标测图上,同时放弃不符合标准的位点。图 5 和 6 示出了如何在该步骤中应用稳定性标准,而图 7 示出了能够被操作者 22(或其它人员)用于设定滤波器标准的用户界面窗口。

[0048] 在网格分配步骤 74 处,当位点符合滤波器标准时,处理器 40 将位点数据分配至与标测图 44 相对应的 3D 空间中的特定位置。换句话讲,即使消融期间在呼吸补偿之后,所测量的导管坐标中存在一些残余变化,处理器仍选择待标记的特定坐标位置,诸如经过补偿的坐标值的质心。例如,该位置可以是 3D 网格中的特定体素,或者其可以与标测图的区域相对应,例如与标测图形状相对应的 Voronoi 图中的区域。

[0049] 在投射步骤 76 处,处理器 40 接着将投射在步骤 74 处被分配给标测图 44 的表面上的相应位置的体积点,并且在这些表面位置处产生标记 50、52。下文结合图 8 对该步骤进行了更详细的描述。

[0050] 图 4 为示意性地示出了根据本发明实施例的用于评估在步骤 72 处所施加的心内消融的方法的流程图。处理器 40 基于消融期间在给定位点处所收集的数据(步骤 64),并且可能基于在消融之前和/或之后所收集的数据(步骤 68、70)来应用决策逻辑 80(通常在软件中)。可以应用以下滤波器:

[0051] ●位置稳定性滤波器 82。在补偿呼吸性运动(步骤 70)之后,处理器 40 测量消融期间导管 24 位置的改变。滤波器 82 通常需要经过预定最小消融时间的位置变化不大于预定最大距离。例如可以以关于消融时间期间平均位置的标准偏差来测量该变化。

[0052] ●速度滤波器 84。该滤波器能够用于检测稳定性的损耗。为此目的,处理器 40 测量导管的连续位置之间的移位并且(含蓄或明确地)除以所述位置之间的时间增量,以找到导管的运动速度。如果速度大于特定阈值(诸如 10mm/秒),则导管可能被认为不稳定。

[0053] ●阻抗降低滤波器 86。处理器 40 通常将稳定位点中的第一位置的阻抗值作为基本阻抗值,并且接着相对于预定百分比阈值测试后续阻抗值。例如,后续测量中的阻抗降低可以被定义为:
$$\left(1 - \frac{\text{当前位置阻抗值}}{\text{基本阻抗值}}\right) \times 100$$
。如果该降低大于百分比阈值,则该位点被认为已被消融并且因此被标记在标测图 46 上。作为另外一种选择或除此之外,在为相应的标记 50、52 着色的过程中可以考虑阻抗降低的量。

[0054] ●ECG 降低滤波器 88。对于每一个稳定位点而言,处理器 40 例如可以计算终止于进行相应位置测量的时间处的两秒的 ECG 数据跨度中的最大峰-峰 ECG 幅值。如果计算所得的幅度小于预定阈值,则位点可以被标记成已被消融和/或已被着色,以指示 ECG 降低的量。

[0055] ●力水平滤波器 90。在每一个稳定位点处,处理器 40 相对于预定阈值测试导管 24 与心脏组织之间的平均接触力。当平均接触力大于预定阈值时,位点被标记成已被消融并且可以被着色以指示平均力水平。除此之外或作为另外一种选择,处理器 40 可以

评估力百分比,即导管在其中存在于力大于某些力阈值的给定消融位点处的时间部分:

$$\frac{\text{超过接触力阈值的位置的数量}}{\text{稳定位点中的位置的总数}} \times 100$$
。如果百分比值大于预定时间百分比阈值,则位点被标记,并且/或者标记可以根据百分比值被着色。

[0056] 除此之外或作为另外一种选择,处理器 40 可以应用图 4 中未示出的其它的滤波器。例如,如果导管 24 包括位于其远端中的温度传感器,则处理器可以在手术期间计算每一个消融位点处的温度升高。如果温度升高大于预定阈值,则处理器可以将标记置于该位点处。除此之外或作为另外一种选择,标记可以根据温度升高被着色。

[0057] 其它的收集数据以及滤波器可以应用于被递送至每一个位点处的累积量的射频能并且应用于超声反射数据(如果可获得的话)。处理器 40 还可以对导管相对于组织的接触力的积分测量进行计算和滤波,所述积分测量指示向组织递送的能量。这种积分测量例如可以包括稳定位置处的力随着时间的积分,或者力和射频功率的积的积分。

[0058] 图 5 为标测图 44 的一部分的示意图,其中示出了一系列导管位置数据点 100。该附图示出了根据本发明实施例,处理器如何基于导管位置稳定性对消融位点 102、104、106 进行识别和滤波。

[0059] 图 5 中的每一个数据点 100 都指示导管位置测量结果(在补偿呼吸运动之后)。以预定时间间隔收集数据,使得点 100 代表连续导管位置的时间序列。半径 108 限定了能够被认为属于单个位点的导管位置的范围。甚至在操作者 22 相对于心壁将导管稳定地保持就位时,实际测量位置可能出现例如由于小滑移、噪声、以及对呼吸运动的不完全补偿而造成的改变。因此,尽管与图 5 中的位点 102、104、106 相对应的数据点的“云”的散布,但是处理器 40 仍认为每一个范围内的数据点都与在收集数据的相应的周期期间稳定地存在于位点中的每一个处的导管相对应。

[0060] 预定时间阈值确定导管彼此存在于给定位点处的时间长度(或者等同地,给定的半径 108 范围内的数据点 100 的数量),以便使导管被认为已稳定地存在于位点处。因此,当围绕给定中心点的半径 108 内的连续数据点 100 的数量超过阈值并且同时启用射频发生器 36 时,处理器 40 可以认为位点已被消融并且可以相应地标记位点。半径 108 和阈值停留时间都可以由操作者 22 设定。然而,处理器 40 可以不仅基于停留时间,还基于上文所解释的其它参数来决定是否和如何标记给定位点。

[0061] 图 6 示出了根据本发明实施例的消融位点处的导管接触力的示意图 110。附图中的上部迹线示出了处理器 40 如何识别导管 24 稳定地存在于给定位点处。在步骤 68 和 64 处(图 3),在消融之前和期间积累位置数据。处理器随时间推移而积累和处理数据,直到处理器在时间 112 处确定经过等于已落入半径 108 内的时间阈值 114 的间隔的位置数据点。当第一稳定位置处于当前消融位点时,处理器接着回顾地标记时间 116 以及相应的位置。在本例子中假设导管也在时间 112 之后在当前位点的半径 108 内保持稳定。

[0062] 同时,处理器 40 监测导管 24 与心脏 26 之间的接触力,以产生和存储力曲线图 110 并且计算时间窗口 120 上的接触力的运行平均值。在时间 118 处,处理器 40 确定终止于时间 118 处的时间窗口 120 上的平均力已超过图 6 中所示的接触力阈值。(窗口 120 的持续时间和接触力阈值的水平都可以由操作者 22 设定。)当第一稳定位置处于导管施加足够的力以在位点处消融心脏组织的当前消融位点时,处理器 40 接着在窗口 120 的开始处以及导管的相应位置处标记时间 122。

[0063] 从时间 122 开始,处理器 40 积累经过导管位置稳定性和平均力水平在其间继续满足上文所述的阈值标准的时间间隔 124 的消融数据。显示器 42 上可以具有进度条,以向操作者 22 显示当前位点处的有效消融时间的累积长度。如上文所解释的,间隔 124 期间的积累数据可以包括 ECG、组织阻抗、温度、以及 / 或者特别是射频能量递送。处理器对这些数据进行滤波并且接着相应地标记标测图 44。

[0064] 图 7 是根据本发明实施例的可以展示在显示器 42 上的窗口 130 的示意图。窗口包括屏幕上的用户控制器 132,操作者 22 能够使用所述屏幕上的用户控制器 132 在选择将哪一个消融位点标记在标测图 44 上的过程中将由处理器 40 应用的阈值设定成消融数据值。上文已对数据参数和适用标准进行了解释。对于每一种标准而言,位于窗口左侧的检验栏允许操作者指示处理器 40 在对消融位点进行滤波的过程中是否考虑所述标准。位于每一个参数名称右侧的滑块使得操作者能够在由系统 20 所设定的界限内设定阈值水平。例如,用于导管稳定性的持续时间(停留时间)可以被设定成处于 0 至 60 秒之间的值,而位置稳定性(与半径 108 相对应)可以被设定成处于 0 至 8mm 之间的值。又如,用于平均接触力的阈值可以被设定成处于 0 至 150 克之间的值。

[0065] 位于窗口 130 下部的显示器偏好控制器 134 使得操作者能够设定将如何显示标测图 44 的其它方面。

[0066] 尽管如图 7 中所示的窗口 130 允许仅设定每一个阈值的单个值,但是在可供选择的实施例(附图中未示出)中,操作者 22 可以输入用于心脏的不同部分的不同的阈值。除此之外或作为另外一种选择,处理器 40 可以计算基于操作者输入并且基于生理参数(诸如局部心脏壁厚)应用的不同阈值。

[0067] 图 8 是根据本发明实施例的心室的 3D 标测图 44 的示意图,其中示出了消融标记 50 如何应用于标测图。在该例子中,在步骤 72 处满足阈值标准的消融位点在步骤 74 处被分配给 3D 网格中的相应的位置 140。处理器 40 将位置 140 投射在标测图 44 的表面上最近的相应位置上,并且将标记 50 置于这些位置处。

[0068] 应当理解,上述实施例仅以举例的方式进行引用,且本发明并不限于上面具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和亚组合以及它们的变化形式和修改形式,本领域的技术人员在阅读上述说明时将会想到所述变化形式和修改形式,并且所述变化形式和修改形式并未在现有技术中公开。

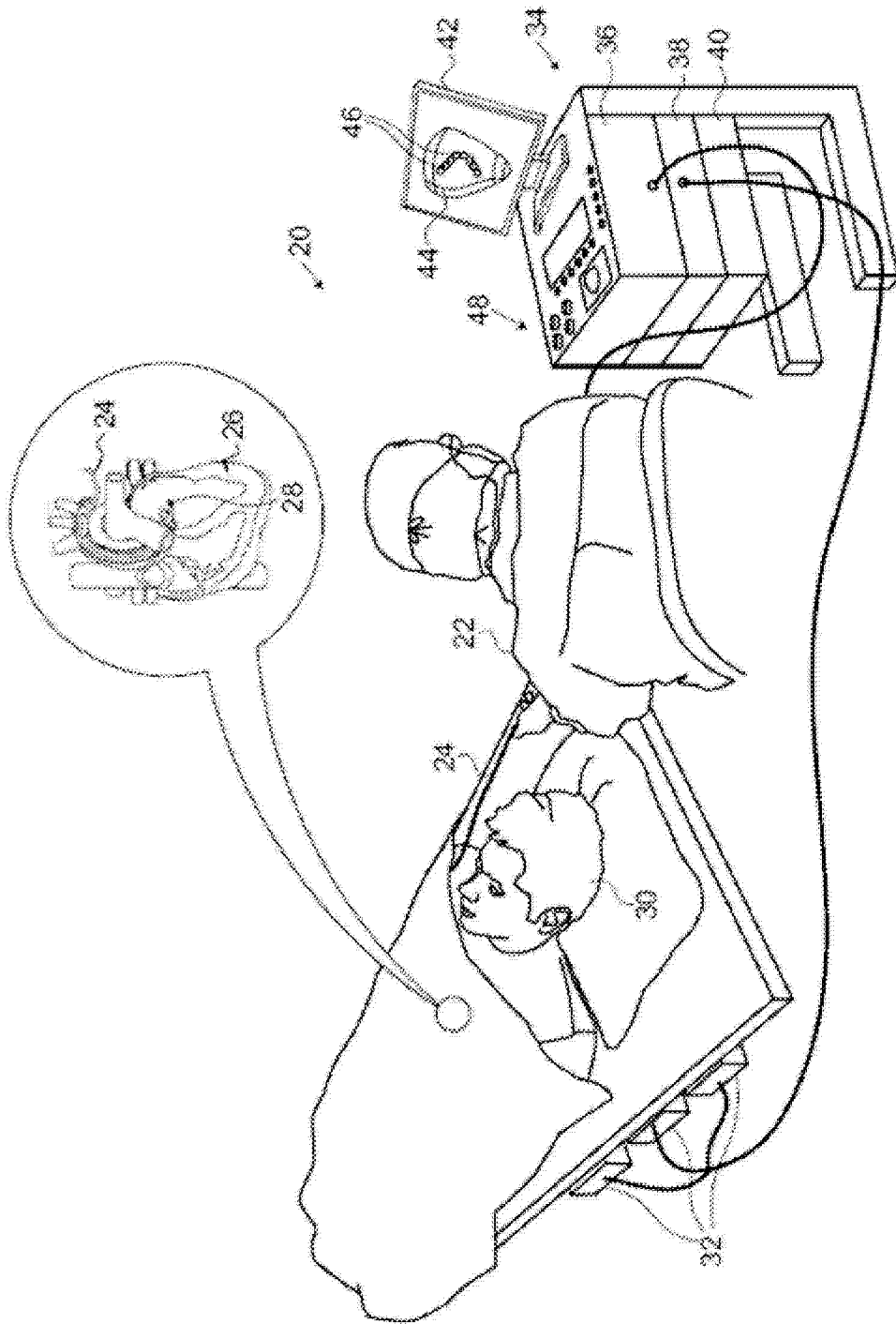


图 1

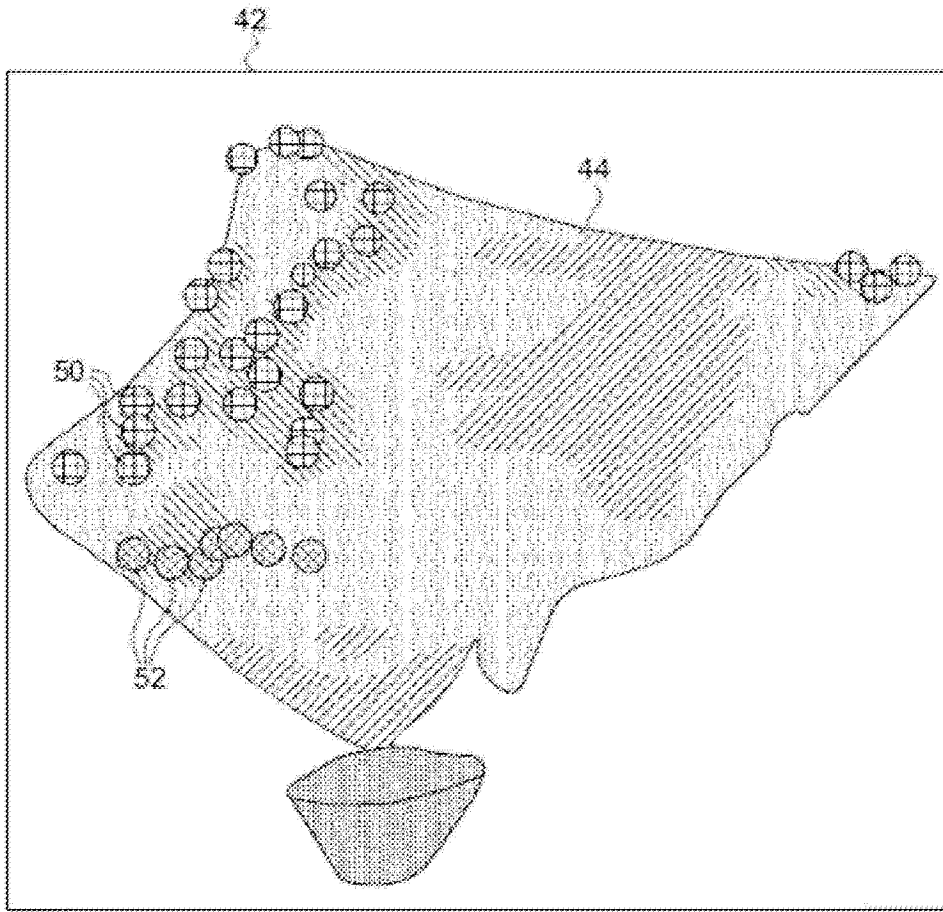


图 2

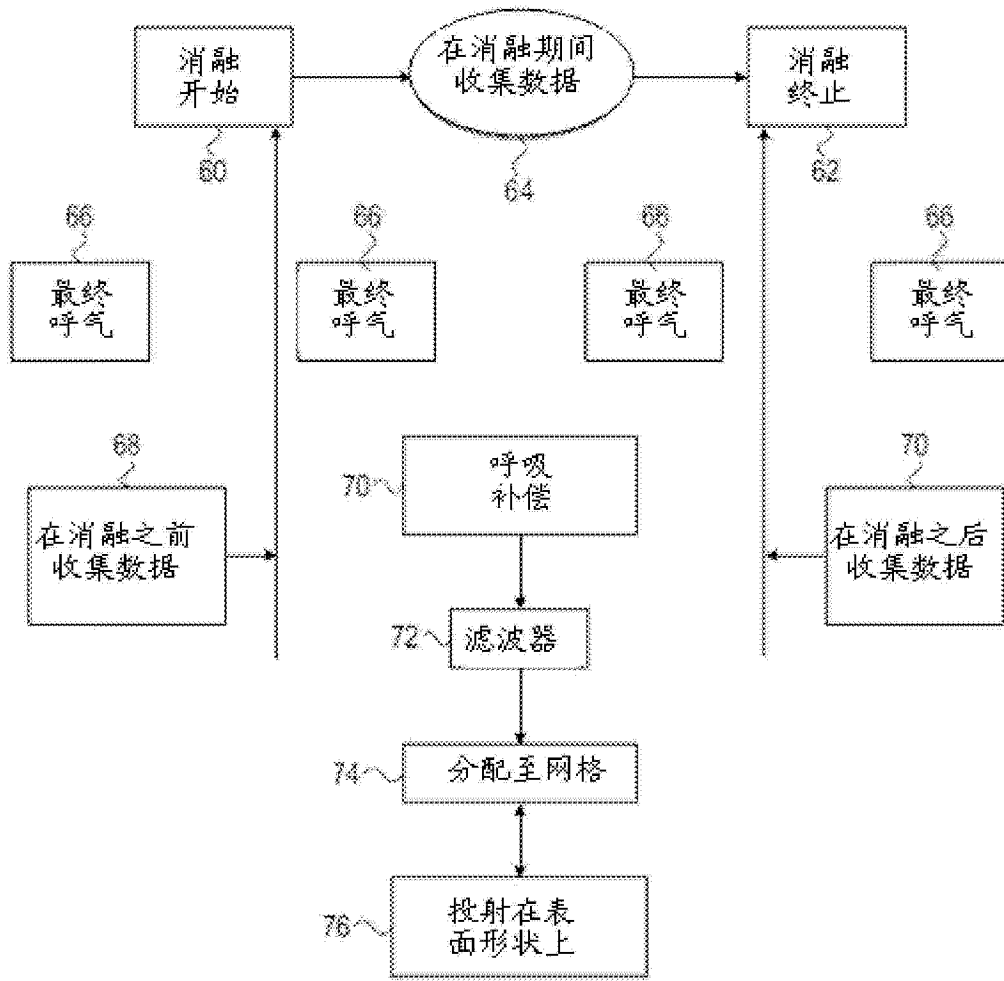


图 3

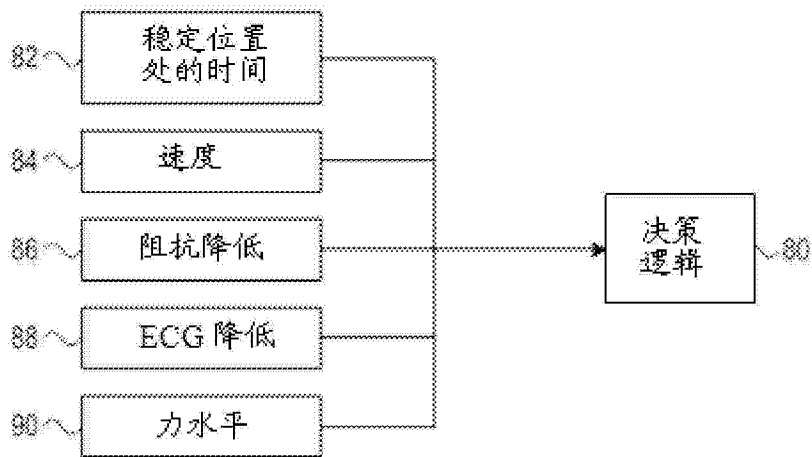


图 4

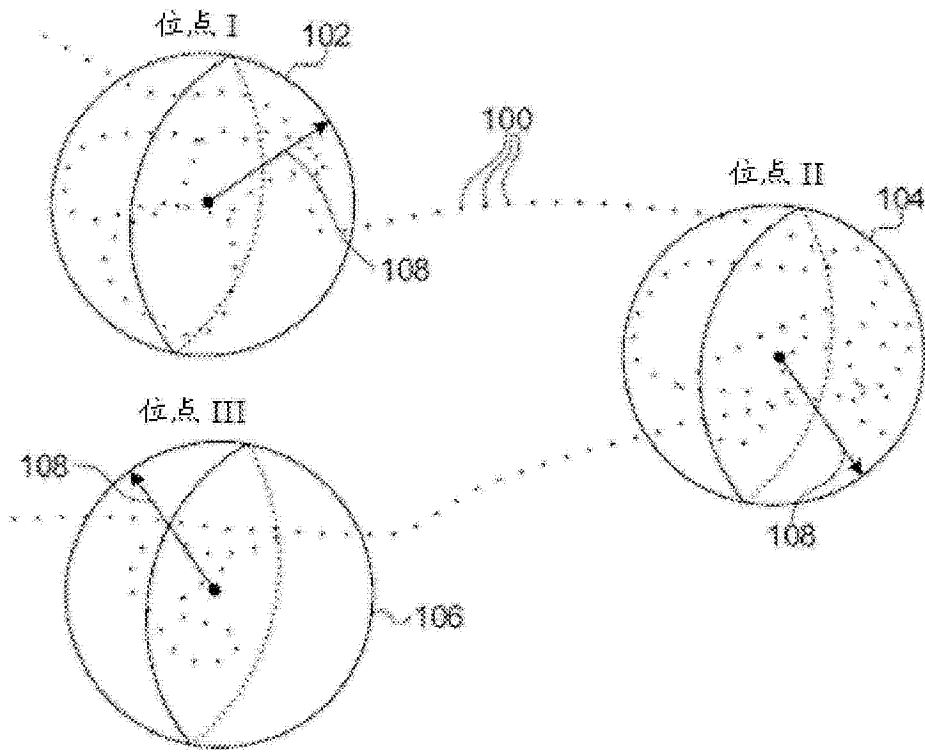


图 5

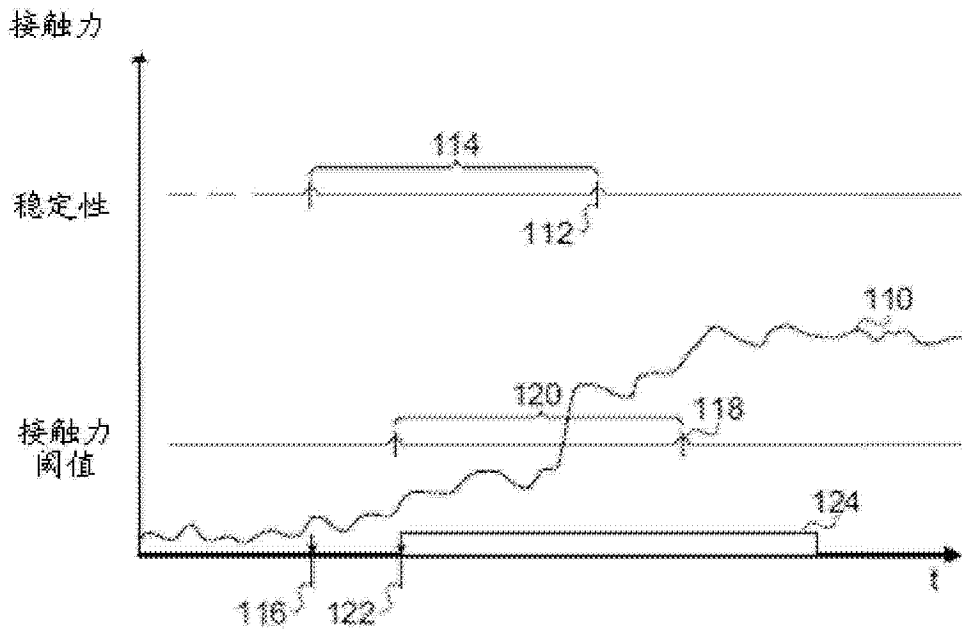


图 6

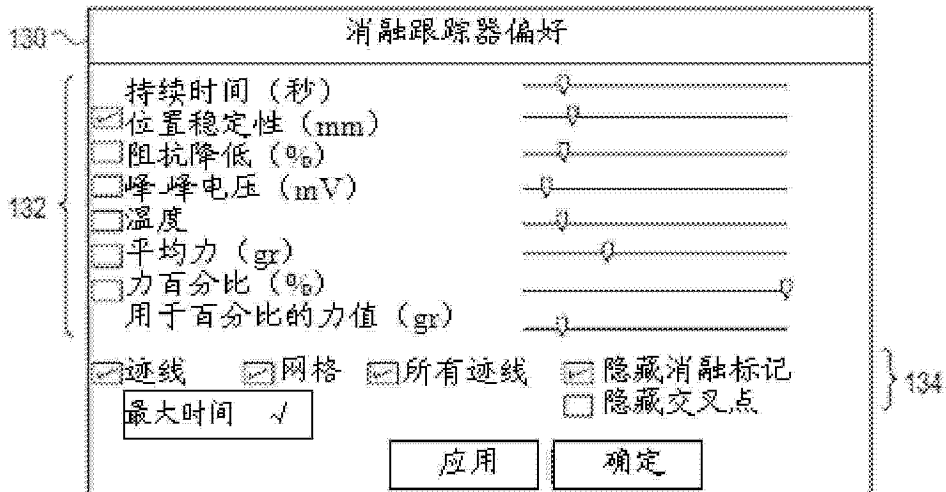


图 7

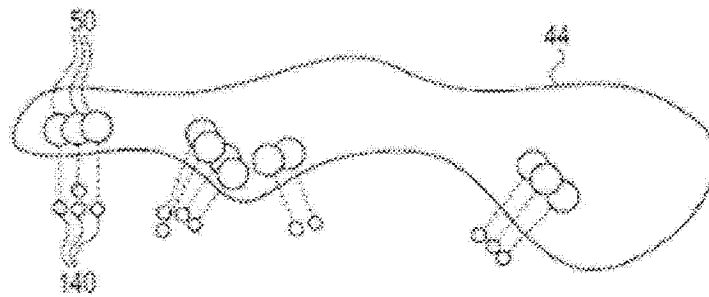


图 8