



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103251451 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201310130402. 9

US 6423057 B1, 2002. 07. 23,

(22) 申请日 2006. 12. 06

审查员 周青青

(30) 优先权数据

60/748234 2005. 12. 06 US

(62) 分案原申请数据

200680052341. 7 2006. 12. 06

(73) 专利权人 圣朱德医疗有限公司房颤分公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 S·保罗 K·R·贝尔赫 曹宏

C·邵

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51) Int. Cl.

A61B 18/14(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2001034501 A1, 2001. 10. 25,

US 6391024 B1, 2002. 05. 21,

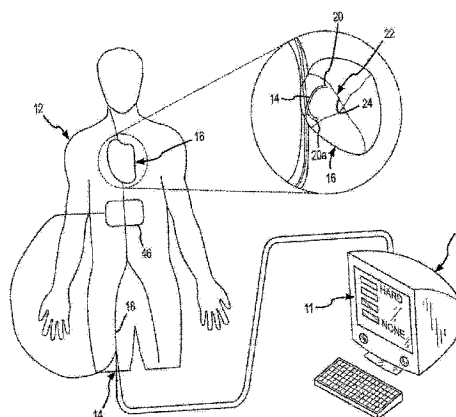
权利要求书1页 说明书20页 附图19页

(54) 发明名称

用于组织消融的电极耦合评估

(57) 摘要

本发明公开了一种用于评估电极-组织接触和耦合的方法和电极导管。一个示例性的电极导管包括适于施加电能的电极。当电极趋近目标组织时,测量电路适于测量电极与地之间的阻抗。处理器至少部分地基于测量电路所测量的阻抗的电抗来确定目标组织的接触和耦合情况。在另一示例性实施例中,电极导管至少部分地基于阻抗的相角来确定接触和耦合情况。



1. 一种医疗系统,包括:
电力系统,配置为向导管的电极提供多个频率的电力;以及
评估模块,配置为当电学参数是预设值的时候,确定目标频率,以及基于目标频率与至少第一基准频率值的比较来评估电极和组织间的耦合。
2. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述电极是消融导管电极。
3. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述电力系统配置为提供具有多个频率的电信号。
4. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述电力系统被配置为顺序地提供多个电信号,每个所述电信号具有不同的频率。
5. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述电学参数是相位角或电抗。
6. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述评估模块包括:
第一评估模块,配置为确定目标频率;以及
第二评估模块,配置为根据从第一评估模块的输出来评估电极与组织之间的耦合。
7. 权利要求 1 的医疗系统,其中所述耦合是机械耦合或电耦合。
8. 权利要求 1 的医疗系统,还包括可由评估模块访问的数据结构,其中所述数据结构包括第一范围、第二范围、和第三范围,其中所述第一范围包括与耦合不足情况相关联的频率,其中第二范围包括与充分耦合的情况相关联的频率,以及其中在第三范围内包括与提高的耦合情况相关联的频率。
9. 一种医疗系统,包括:
电力系统,配置为向导管的电极提供多个频率的电力;
电学参数测量模块,配置为在所述多个频率中的每个频率测量至少一个电学参数;
评估模块,配置为:
确定测量用于所述多个频率中的一个频率的第一电学参数,其中所述第一电学参数处于预设值;以及
对于所述多个频率中的所述一个频率基于所述第一电学参数的顺序变化来评估电极和组织之间的耦合。
10. 权利要求 9 的医疗系统,其中所述多个频率中的所述一个频率包括目标频率,以及其中所述第一电学参数包括基准值。
11. 权利要求 10 的医疗系统,其中所述电学参数测量模块配置为在测量所述第一电学参数之后的第二时间在所述多个频率中的所述一个频率测量第二电学参数。
12. 权利要求 11 的医疗系统,其中所述评估模块适于使用所述第二电学参数以确定所述第一电学参数的所述变化。
13. 权利要求 11 的医疗系统,其中所述医疗系统配置为在测量所述第一电学参数之后向所述电极施加消融能量,其中所述第二电学参数在施加所述消融能量之后被测量。
14. 权利要求 13 的医疗系统,其中所述医疗系统还包括用于提供所述第一电学参数和所述第二电学参数之间变化的指示的输出,其中所述变化提供组织中损伤形成的测量。
15. 权利要求 11 的医疗系统,还包括包含用于所述电学参数的至少一个基准值的数据结构,其中所述评估模块还被配置为相较于所述至少一个基准频率值比较所述变化。
16. 权利要求 9 的医疗系统,其中所述电学参数包括相角。

用于组织消融的电极耦合评估

[0001] 关于分案申请

[0002] 本发明是中国专利申请号 200680052341.7 的分案申请。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请要求 2005 年 12 月 6 日提出的美国临时申请 No. 60/748,234 的优先权,其通过引用被包括于此。本申请还涉及与本申请同时提交的国际申请案卷号 0B-047801W0, 案卷号 0B-047809US、案卷号 0B-047810US、案卷号 0B-047812US、案卷号 0B-047813US、案卷号 0B-047814US 和案卷号 0B-047815US (“国际申请”)。这些国际申请通过引用被包含于此。

技术领域

[0005] 本发明涉及用于组织消融的电极导管和使用该电极导管的方法。特别地,本发明的电极导管可包括电路,用于评估电极-组织接触和电学耦合以向目标组织施加消融能量(例如射频能量)。

背景技术

[0006] 已知如果可以控制所形成损伤的深度和位置,则可以通过在组织中形成损伤而受益。特别地,期望将组织温度提升到大约 50°C,直到通过凝固性坏死形成损伤为止,其中凝固性坏死改变组织的电学性质。例如,通过凝固性坏死在心脏组织的特定位置形成损伤,以减少或消除不希望的心房纤维性颤动。

[0007] 然而,当尝试使用一些现有的消融电极在特定位置形成损伤时,可能会遭遇几个困难。使用现有消融电极所遇到的一个这样的困难是如何保证足够的组织接触和电学耦合。使用诸如荧光透视法的传统技术不容易确定电极-组织接触。作为替代,医师使用电极导管基于他/她的经验来确定电极-组织接触。这种经验仅来源于时间的积累,并且一旦该医师不使用正规基准的电极导管,则会很快丧失。此外,当在心脏中形成损伤时,心脏的跳动进一步使问题变得复杂,使得很难在电极和组织之间确定并保持足够的接触压力达到足够长的时间以形成所期望的损伤。如果不能恰当保持电极和组织之间的接触,则无法形成有质量的损伤。类似地,不容易先验地获知电极和目标组织之间的电学耦合信息,以确定在消融过程中组织可吸收多少消融能量。作为替代,医师使用通用的预定的消融参数,例如功率和持续时间,使用电极导管基于他/她的经验来施行消融程序。这种经验可导致不足、低效和复杂化,诸如损伤形成不足、提前高阻抗关闭、组织炭化和血栓形成。

发明内容

[0008] 人们期望能够评估用于组织消融程序的电极导管的电极-组织接触和电学耦合。尽管在典型的大约 500kHz 的操作频率下,射频(RF)消融能量主要是电阻性加热,但在较低的频率下,患者的血液和组织中存在电容。可以测量血液-组织界面上电阻和电容的组合效果(例如,作为阻抗),来自动评估电极和目标组织之间的不同接触情况。

[0009] 一个示例性的电极导管系统可包括适于施加电能的电极。当所述电极接近目标组

织时,可在所述电极和地之间应用适于测量阻抗的测量电路。可应用处理器或处理单元,至少部分地基于所述测量电路测量的阻抗的电抗,来确定目标组织的接触情况。在另一个实施例中,接触情况可基于阻抗的相角。

[0010] 一个示例性的电极导管系统可包括适于施加电能的电极。当所述电极接近目标组织时,在所述电极和地之间应用适于测量阻抗的测量电路。可应用处理器或处理单元,至少部分地基于所述测量电路测量的阻抗的电抗,来确定目标组织的电学耦合情况。在另一个实施例中,所述电学耦合情况可以基于阻抗的相角。

[0011] 一种用于组织消融的评估电极-组织接触的示例性方法可包括:当电极接近目标组织时测量电极和地之间的阻抗,从所测量的阻抗中分离出电抗分量,和至少部分地基于所述电抗分量来指示目标组织的接触情况。

[0012] 一种用于组织消融的评估电极-组织电学耦合的示例性方法可包括:当电极接近目标组织时测量电极和地之间的阻抗,从所测量的阻抗中分离出电抗分量,和至少部分地基于所述电抗分量来指示目标组织的电学耦合情况。

[0013] 另一种用于组织消融的评估电极-组织接触的示例性方法可包括:当电极接近目标组织时直接测量电极和地之间的相角,并且至少部分地基于所述相角来指示目标组织的接触情况。

[0014] 另一种用于组织消融的评估电极-组织电学耦合的示例性方法可包括:当电极接近目标组织时直接测量电极和地之间的相角,并且至少部分地基于所述相角来指示目标组织的电学耦合情况。

[0015] 所述接触情况可传达给用户(例如,医师或技师),例如在显示设备或其它界面上。然后,用户可使用所述接触情况作为反馈,来将电极导管以所期望的接触水平恰当地放置到目标组织上,以用于消融程序。例如,如果接触情况指示接触不足,则用户可增加接触。或者例如,如果接触情况指示接触过多,则用户可减少接触。

[0016] 电学耦合情况可传达给用户(例如医师或技师),例如在显示设备或其他界面上。然后,用户可使用所述电学耦合情况作为反馈,来将电极导管以所期望的耦合水平恰当地放置到目标组织上,以用于消融程序。例如,如果耦合情况指示耦合不足,则用户可增加耦合。或者例如,如果耦合情况指示耦合过多,则用户可减少耦合。

[0017] 还注意到,在示例性实施例中,电流源(或可选择的,电压源)可用于管理电能。该电源可以与用于消融程序和电极定位过程中用于“查验(ping)”的电源是同一电源,或者其可以为单独提供的电源。在任一情况下,可使用恒流源(或恒压源)。可选择的,可变电流源(或可变电压源),例如运行于适应组织温度的模式中的消融电源。此外,可使用多个电流源(或电压源)。所述多个电流源(或电压源)可运行于并发、顺序或暂时重叠模式。

[0018] 本发明存在许多附加的方面。特征为本发明第一至第七方面的每一个都可以用于评估电极和组织之间的耦合,此后其被称为“电极耦合”。这种电极耦合可以是电极和组织之间的机械耦合的形式,或者换句话说,就是电极和组织之间的物理接触的情况或状态。另一实施例中,这种电极耦合为电极和组织之间的电学耦合的形式。电学耦合是指足够数量的电能从电极转移到组织的情况或状态。还应当理解,可能存在一种或多种“程度”的电极耦合,与特定程度的电极耦合相关联的一种或多种基准可能是取决于组织的。

[0019] 本发明第一方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极

可相对于组织布置在特定位置,第一电信号被发送给第一电极。与该到第一电极的第一电信号的提供相关联的相角被用于评估所述第一电极和组织之间的耦合(电极耦合)。更具体地,可将这样的相角与至少一个其他相角值相比较,以评估电极和组织之间的耦合。

[0020] 涉及本发明第一方面的特征存在各种改进。本发明的第一方面中还可以包含有其它的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或以任何方式结合。首先,下面讨论的涉及第五方面的特征可包含在该第一方面中。

[0021] 根据该第一方面,可以提供至少一个相角基准值以用于相角比较。在一个实施例中,该相角基准值存储于数据结构中或以其他方式被相角比较器或类似装置所存取。在一个实施例中,相角基准值与耦合不足的情况相关联。在又一实施例中,相角基准值与提高的耦合或过度耦合的情况相关联。

[0022] 在第一方面的一个实施例中,可提供一个或多个种类或范围用于相角比较,以评估电极耦合。可使用任何适当数量的相角种类或范围,并且这些相角种类或范围可以任何适当的方式(例如根据经验)确定或设置。例如:1)第一范围可包括那些与耦合不足的情况相关联的相角,并且其可被相角比较器或类似装置使用来确定与第一电信号相关联的相角是否位于该第一范围内;2)第二范围可包括那些与充分耦合的情况相关联的相角,并且其被相角比较器或类似装置使用来确定与第一电信号相关联的相角是否位于该第二范围内;以及3)第三范围可包括那些与提高的或过度耦合的情况相关联的相角,并且其可被相角比较器或类似装置使用来确定与所述第一电信号相关联的相角是否位于该第三范围内。第一、第二和第三范围的每个都可以单独使用,以将其同与第一电信号相关联的相角值进行比较,或者可以任何适当的彼此结合的方式来使用。应当理解,何为“不足”、“充分”、“提高/过度”依赖于与第一电极耦合的组织和其他一个或多个因素。

[0023] 在医疗程序的一定时间点的与所述第一电信号相关联的相角可以任何适当方式确定,并且用于根据所述第一方面评估该一定时间点处电极耦合的目的。当然,期望基于某种预定的时间基础或另外根据某种预定的函数来评估电极耦合(例如,在医疗程序的至少部分中,每“x”秒评估与第一电信号相关联的相角)。在一个实施例中,与第一电信号相关联的相角为提供给所述第一电极的电流和存在于第一电极和诸如返回电极的另一电极之间的电压之间的相角。

[0024] 本发明的第二方面实施为在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极可相对于组织布置在特定位置,第一电信号被发送给第一电极。与该到第一电极的第一电信号的提供相关联的电抗被用于评估所述第一电极和组织之间的耦合(电极耦合)。更具体地,可将这样的电抗与至少一个其它电抗值相比较,以评估电极和组织之间的耦合。

[0025] 涉及本发明第二方面的特征存在各种改进。本发明的第二方面中还可以包含有进一步的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或以任何方式结合。首先,下面讨论的涉及第五方面的特征可包含在该第二方面中。

[0026] 根据该第二方面,可以提供至少一个电抗基准值以用于电抗比较。在一个实施例中,该电抗基准值存储于数据结构中或以其他方式被电抗比较器或类似装置所存取。在一个实施例中,电抗基准值与耦合不足的情况相关联。在又一实施例中,电抗基准值与提高的耦合或过度耦合的情况相关联。

[0027] 在第二方面的一个实施例中,可提供一个或多个种类或范围用于电抗比较,以评

估电极耦合。可使用任何适当数量的电抗种类或范围,并且这些电抗种类或范围可以任何适当的方式(例如根据经验)确定或设置。例如:1)第一范围可包括那些与耦合不足的情况相关联的电抗值,并且可被电抗比较器或类似装置使用来确定与第一电信号相关联的电抗是否位于该第一范围内;2)第二范围可包括那些与充分耦合的情况相关联的电抗值,并且可被电抗比较器或类似装置使用来确定与第一电信号相关联的电抗是否位于该第二范围内;以及3)第三范围可包括那些与提高的或过度耦合的情况相关联的电抗值,并且电抗比较器或类似装置可使用其来确定与所述第一电信号相关联的电抗是否位于该第三范围内。第一、第二和第三范围的每个都可以单独使用,以将其同与第一电信号相关联的电抗值进行比较,或者可以任何适当的彼此结合的方式来使用。应当理解,何为“不足”、“充分”或“提高/过度”依赖于与第一电极耦合的组织和其它一个或多个因素。

[0028] 在医疗程序的一定时间点的与所述第一电信号相关联的电抗可以任何适当方式确定,并且用于根据所述第二方面评估该一定时间点处电极耦合的目的。当然,期望基于某种预定的时间基础或另外根据某种预定的函数来评估电极耦合(例如,在医疗程序的至少部分中,每“x”秒评估与第一电信号相关联的电抗)。在一个实施例中,与所述第一电信号相关联的电抗为与第一电极和诸如返回电极的另一电极之间的电学路径相关联的电抗。

[0029] 本发明第三方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极可相对于组织布置在特定位置,第一电信号可被发送给第一电极。使用特征为与提供第一电信号到第一电极相关联的阻抗分量比率来评估第一电极和组织之间的耦合(电极耦合)。该“阻抗分量比率”为限定阻抗(例如,电阻、电抗、阻抗)的两个分量的值的比率,其与第一电信号的提供相关联。更具体地,这种阻抗分量比率可与至少一个其它阻抗分量比率值相比较,来评估电极和组织间的耦合。

[0030] 本发明第四方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极可相对于组织布置在特定位置,第一电信号可被发送给第一电极。通过适当的评估,可以确认提高的或过度耦合情况(例如,机械的、电学的、或二者)的发展。

[0031] 涉及本发明第四方面的特征存在各种改进。本发明的第四方面中还可以包含有其它的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或以任何方式结合。首先,下面讨论的涉及第五方面的特征可包含在该第四方面中。

[0032] 在第四方面的情况中,出于确认第一电极和组织间提高的或过度耦合情况的存在的目的,可以对一个或多个参数进行监控/评估,包括但不限于阻抗、相角(例如根据第一方面)、电抗(例如根据第二方面)和目标频率(例如根据下面讨论的第七方面)。电抗(例如,从第一电极延伸穿过患者身体,并延伸至返回电极的电路的一部分的电抗)可与至少一个电抗基准值相比较,以确定是否存在过度耦合情况。在一个实施例中,提高的或过度耦合情况等同于小于预定的负电抗值的电抗。相角(例如,在第一电极处的电流同第一电极和返回电极之间的电压之间的相角)可与至少一个相角基准值相比较,以确定是否存在提高的或过度耦合情况。在一个实施例中,提高的或过度耦合情况等同于小于预定的负相角值的相角。

[0033] 相角位于一定的、预设值(例如,第一电极的电流同第一电极与返回电极间的电压之间的相角)的第一电信号的频率可称作“目标频率”,并且为了该第四方面的目的,该目标频率可与至少一个频率基准值相比较以确定是否存在提高的或过度耦合情况。在一个实施

例中,提高的或过度耦合情况等同于具有大于预定频率值的目标频率。电感处于一定的、预设值(例如,从第一电极延伸穿过患者身体,并延伸至返回电极的电路的一部分的电感)的第一电信号的频率也可限定目标频率,并且该目标频率可与至少一个频率基准值相比较以确定是否存在提高的或过度耦合情况。在一个实施例中,提高的或过度耦合情况等同于具有大于预定频率值的目标频率。通常地,适当的电学参数可与目标频率相关联,并且为了目标频率的目的,该电学参数可使用任何适合的值。大于目标频率的频率与某种情况相关联,小于目标频率的频率与某种情况相关联,或二者均与某些情况相关联。

[0034] 本发明第五方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极可相对于组织布置在特定位置,提供第一电流的第一电信号被发送给第一电极。该第一电流用于执行第一医疗程序(例如心脏组织的消融)。第一电极和组织间的耦合也可使用该第一电流进行评估。

[0035] 涉及本发明第五方面的特征存在各种改进。本发明的第五方面中还可以包含有其它的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或以任何方式结合。在第五方面的情况下,第一电极和组织间的耦合可用任何适当的参数进行评估。该评估可基于阻抗比较、相角比较(例如根据第一方面)、电抗比较(例如,根据第二方面)、和目标频率比较(例如,根据下面讨论的第七方面)。

[0036] 在第五方面的情况下,可以将提供第二电流的第二电信号发送到第一电极。也可使用该第二信号对第一电极和组织间的耦合进行评估。各种特征可能涉及到第二电信号,并且其单独地或以任意组合地应用:1)第二电流可小于第一电流;2)第一和第二电信号至少具有大体上相同的频率;以及3)第一和第二信号可顺序发送,例如通过从一个电源切换至另一个电源。在后者中,可将开关布置在一个位置以使得第一电极和第一电源(例如,评估电源)互相连接,并且可使用第一电极耦合评估模块来评估电极耦合。将该开关布置在另一位置,可使第一电极和第二电源(例如,消融电源)相互连接,并且可使用第二电极耦合评估模块对电极耦合进行评估。这些第一和第二电极耦合评估模块可为共同的配置。

[0037] 本发明第六方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。在一个实施例中,具有第一电极的第一导管同具有第二电极的第二导管一起放置于患者心脏的第一腔室中(例如,左心房)。在另一实施例中,第一和第二电极尖端(例如,与不同导管相关联;与公共导管相关联)位于心脏的第一腔室中。在每种情况中,可发送第一电信号到第一电极,以执行第一医疗程序,并使用该第一电信号对第一电极和组织间的耦合进行评估。

[0038] 涉及本发明第六方面的特征存在各种改进。本发明的第六方面中还可以包含有其它的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或任意结合。在第六方面的情况下的第一电极和组织间的耦合可用任何适当的参数进行评估。该评估可基于阻抗比较、相角比较(例如根据第一方面)、电抗比较(例如,根据第二方面)、和目标频率比较(例如,根据下面讨论的第七方面)。此外,上述涉及第五方面的特征可包含在该第六方面中。

[0039] 本发明第七方面实施为用于在组织上施行医疗程序的医疗系统/方法。第一电极可相对于组织布置在特定位置,第一电信号可被发送给第一电极。可分析一个或多个频率来识别电学参数为特定值(其中“值”包括值的一定范围)的频率。

[0040] 涉及本发明第七方面的特征存在各种改进。本发明的第七方面中还可以包含有其它的特征。这些改进和附加的特征可单独存在或以任何方式结合。目标频率可以为提供零

相角的频率(例如,提供给第一电极的电流同第一电极和诸如返回电极的另一电极间存在的电压之间的相角)。零频率也可以为提供为零的电感的频率(例如,从第一电极延伸穿过患者身体,并延伸至返回电极的电路的一部分的电感)。为了目标频率的目的,可使用任意电学参数,并且为了目标频率的目的,该电学参数可以是任何适当的值。在一个实施例中,通过以不同频率顺序提供多个电信号(例如,使用频率扫描),并且确定这些电信号中的哪一个产生具有所需值的电学参数来确认目标频率。在另一实施例中,包含有多个频率的电信号被发送到第一电极。可使用滤波器,使得可以对来自该公共电信号的各种频率中的每一个进行单独分析,以确定这些频率中的哪一个产生具有所需值的电学参数。

[0041] 在第七方面的情况中,可使用目标频率来评估第一电极和组织间的耦合。在这点上,根据第七方面,可为频率比较提供至少一个频率基准值以评估电极耦合。在一个实施例中,该频率基准值存储在数据结构中或可被频率比较器或类似装置以其它方式所存取。在一个实施例中,频率基准值与耦合不足的情况相关联。在又一实施例中,频率基准值与提高的或过度耦合的情况相关联。

[0042] 在第七方面的一个实施例中,可提供一个或多个种类或范围用于频率比较,以评估电极耦合。可使用任何适当数量的频率种类或范围,并且这些频率种类或范围可以任何适当的方式(例如根据经验)确定或设置。例如:1)第一范围可包括那些与耦合不足的情况相关联的频率,并且其可被频率比较器或类似装置使用来确定目标频率是否位于该第一范围内;2)第二范围可包括那些与充分耦合的情况相关联的频率,并且其可被频率比较器或类似装置使用来确定目标频率是否位于该第二范围内;以及3)第三范围可包括那些与提高的或过度耦合的情况相关联的频率,并且其可被频率比较器或类似装置使用来确定目标频率是否位于该第三范围内。第一、第二和第三范围的每个都可以单独使用,以同目标频率值进行比较,或者可以任何适当的彼此结合的方式来使用。应当理解,何为“不足”、“充分”或“提高/过度”依赖于与第一电极耦合的组织和其他一个或多个因素。

[0043] 有许多可应用于第一至第七方面中的每一个方面中的特征等,现在将对其进行总结。第一电极可为任何适当的尺寸、形状、配置、和/或类型,并且进一步地可用于执行任何类型的医疗程序(例如,消融)。在一个实施例中,第一电极为导管电极的形式。

[0044] 在第一至第七方面的情况中,第一电信号可为任何适当的频率。在一个实施例且除了第七方面的情况中,为了提供电极耦合评估的目的,仅需单个频率。任何适合的电源或信号发生器都可用于提供第一电信号或任何其他电信号。每个这种电源或信号发生器可持续地与第一电极相互连接,或可以根据期望/需要,通过开关操作或类似操作,电学上相互连接。

[0045] 在第一至第七方面的情况下,可将返回电极与第一电极结合使用来执行使用第一电极的医疗程序,并且其也可以用于对电极耦合进行评估。下述涉及这样的返回电极的特征可以单独使用或以任何适当组合使用:1)第一电极和返回电极的每个可为导管电极的形式,并且每个这种导管电极可以独立灵活操控;2)所述返回电极可利用比所述第一电极更大的表面积;以及3)第一电极和返回电极中的每个可布置于心脏的共同的腔室中,例如左心房。

[0046] 第一至第七方面所使用的任何电极耦合评估都可利用至少一个电极耦合评估模块(例如,电路)。每个这种电极耦合评估模块可以任何适当方式且在任何适当位置被包含。

例如,电极耦合评估模块可被包含于导管中,可以为独立单元的形式,可以被电能发生器包含,可以被电生理学测绘系统包含,或者可以被电生理学信号记录系统包含。

[0047] 第一至第七方面的每一个都可用于确认提高的或过度耦合情况的存在。由于多种原因,期望具有确认这种提高的或过度耦合情况存在的能力。例如,期望能避免提高的或过度耦合的情况(例如,降低刺破组织壁或组织膜的可能)。可能还期望达到提高的或过度耦合情况(例如,增加第一电极穿过组织壁或组织膜的可能)。

[0048] 第一至第七方面所使用的任何相角比较都可利用相移电路来促进相角的测量和确定。例如,被提供给第一电极的电流信号的相可移动适当的量(例如,90°)。为了基于相角比较的任何电极耦合评估,还期望对剩余相移进行补偿。也就是说,当实际上在当前情况下没有相差时,可指示相移的存在来评估电极耦合。

[0049] 第一至第七方面所使用的任何电极耦合评估的结果可以任何适当方式输出至一个或多个位置。该输出可为视觉反馈、听觉反馈或物理反馈的一个或多个的形式。例如,可以利用直方图或其他显示来视觉上传达电极耦合的当前程度。可能期望调整/放大电极耦合评估的输出。

[0050] 通过阅读下面的说明书和权利要求书,以及通过阅读附图,本发明的前述以及其他方面、特征、细节、应用和优点将变得清晰。

附图说明

[0051] 图1为示例性的组织消融系统的图解说明,在患者的组织消融程序中,可应用该系统来评估电极-组织接触。

[0052] 图1a为图1中患者心脏的详细图解说明,示出了移动进入患者心脏后的电极导管。

[0053] 图2a示例说明电极导管和目标组织间示例性的电学接触或耦合水平。

[0054] 图2b示例说明电极导管和目标组织间示例性的机械接触或耦合水平。

[0055] 图3为高级功能框图,更详细地示出了图1的示例性组织消融系统。

[0056] 图4为与目标组织接触(或耦合)的电极导管模型。

[0057] 图4a为用于图4中所示模型的简化的电路。

[0058] 图5为示例性相位探测电路,其可应用于组织消融系统以评估电极-组织接触或耦合。

[0059] 图6为示例性框图,示出用于接触传感和组织传感的相角测量。

[0060] 图7为示例性框图,示出消融能量和接触传感信号同时施加在消融电极上的消融过程中,相角的测量。

[0061] 图8为示例性框图,示出在传感信号和消融功率间切换的消融过程中,相角的测量。

[0062] 图9a示例说明可用于基于相角比较来评估电极和组织间的耦合的协议的一个实施例。

[0063] 图9b示例说明可用于基于电抗比较来评估电极和组织间的耦合的协议的一个实施例。

[0064] 图9c示例说明可用于基于阻抗分量比率比较来评估电极和组织间的耦合的协议

的一个实施例。

[0065] 图 10 示例说明具有代表性的、电极和组织间的电学耦合的示意性表示。

[0066] 图 11a 示例说明使用两个运行在不同频率的电源的消融系统的一个示意性实施例,其中在任何时候仅有这些电源中的一个与消融电极相互连接,并且其中这些电源中的一个用于评估电极和组织间的耦合。

[0067] 图 11b 示例说明使用两个运行在不同频率的电源的消融系统的一个示意性实施例,其中两个电源都一直与消融电极相互连接,并且其中一个电源用于评估电极和组织间的耦合。

[0068] 图 11c 示例说明使用两个运行在至少大体上相同频率的电源的消融系统的一个示意性实施例,其中在任何时候仅有这些电源中一个与消融电极相互连接,并且其中每个电源都可用于评估电极和组织间的耦合。

[0069] 图 12a 示例说明用于评估电极和组织间耦合的系统的一个实施例。

[0070] 图 12b 示例说明协议的一个实施例,可用于基于对基线耦合情况的确认来评估电极和组织间的耦合。

[0071] 图 12c 示例说明协议的一个实施例,可用于基于对目标频率的确认来评估电极和组织间的耦合。

具体实施方式

[0072] 附图中描述了组织消融系统的示例性实施例及其评估电极-组织接触和电学耦合的使用方法。如下面进一步描述的那样,本发明的组织消融系统提供了许多优点,包括,例如,在减轻电极-组织接触和耦合问题的同时,对目标组织施加合理量的消融能量的能力。本发明还使得困难环境中(例如,在跳动的心脏内侧表面形成损伤的过程中)增强的组织接触和电学耦合变得容易。

[0073] 图 1 为示例性的电极导管系统 10 的图解说明,在对患者 12 进行组织消融程序的过程中,其可用于评估电极-组织接触。导管系统 10 可包括电极导管 14,其可插入患者 12 用来例如在患者心脏 16 内形成消融性损伤。在示例性的消融程序过程中,用户(例如,患者的医师或技师)可将电极导管 14 插入患者的血管 18 之一中,例如,通过患者的颈部或腿部(如图 1 所示)。在实时荧光透视成像设备(未示出)的引导下,用户将电极导管 14 移动进入患者的心脏 16 (如图 1a 更详细的示出)。

[0074] 当电极导管 14 到达患者的心脏 16,电极导管 14 尖端的电极 20 可用于电学测绘心肌 22 (即心脏壁中的肌肉组织)并定位目标组织 24。在定位目标组织 24 后,用户必须移动电极导管 14,以在施加消融能量来形成一个或多个消融损伤前,使电极 20 接触并电学耦合至目标组织 24。所述电极-组织接触是指电极 20 物理接触目标组织 24,从而引发电极 20 和目标组织 24 间的机械耦合的情况。电学耦合是指在消融过程中,电学能量的足够的部分从电极 20 传输到目标组织 24,使得允许有效地产生损伤的情况。对于电学和机械性质类似的目标组织,电学耦合包括机械接触。也就是说,机械接触是电学耦合的子集。这样,导管电极可与目标组织充分电学耦合而不产生机械接触,但反之则不行。换句话说,如果导管电极处于机械接触,则其也处于电学耦合。然而,电学耦合的范围或灵敏度随组织的不同电学性质而变化。例如,导电的心肌组织的电学耦合范围不同于血管壁。同样地,电学耦合的范

围或灵敏度还随组织的不同的机械性质而变化,例如组织顺应性。例如,相对较柔顺平滑的心房壁的电学耦合范围不同于相对较不柔顺的梳状心肌组织。在心脏 16 中,为了在目标组织 24 上形成足够深的消融损伤而不伤害周围组织,接触和电学耦合水平经常是至关重要的。可应用导管系统 10 来测量电极-组织界面的阻抗,并评估电极导管 14 和目标组织 24 间的接触水平(由显示器 11 图解说明),如下面更详细描述的那样。

[0075] 图 2a 说明电极导管 14 和目标组织 24 间的电学接触或耦合的示例性水平。图 2b 示例说明电极导管 14 和目标组织 24 间机械接触或耦合的示例性水平。接触或耦合的示例性水平包括如接触情况 30a 所示例说明的“很少接触或未接触”,如接触情况 30b 所示例说明的“轻到中度接触”,以及接触情况 30c 所示例说明的“重度接触”。在一个示例性实施例中,可应用导管系统 10 来为用户显示接触情况,或否则输出接触情况,例如,灯阵列 31a-c 所示例说明的情况分别相应于接触情况 30a-c。

[0076] 在电极导管 14 接触到目标组织 24 之前,可能会经历接触情况 30a (“很小或未接触”)。当操作电极导管 14 来施加消融能量时,接触不足可能会抑制或者甚至阻止足够损伤的形成。然而,接触情况 30c (“重度接触”)可导致所形成的损伤太深(例如,导致心肌 22 穿孔)和/或破坏目标组织 24 周围的组织。因此,用户可能希望接触情况 30b (“轻到中度接触”)。

[0077] 注意到在图 2a-b 中示出示例性接触或耦合情况 30a-c 的目的是示例说明,而无意限制。还可能存在和/或用户期望有其他接触或耦合情况(例如,接触情况间更精细的间隔)。这种接触情况的定义至少在某种程度上可依赖于操作情况,仅举出一些例子,例如目标组织类型、所期望的消融损伤深度和 RF 辐射的操作频率。

[0078] 图 3 为高水平功能结构图,更详细地示出了导管系统 10,其可应用于评估电极导管 14 的接触或耦合情况。注意到,为了简洁起见,图 1 中传统组织消融系统的某些典型部件以简化形式示出和/或根本没有示出。然而,也可提供这种部件作为导管系统 10 的一部分,或用于导管系统 10。例如,电极导管 14 可包括,仅列举若干示例,手柄部分、荧光透视成像设备和/或各种其他控制装置。这种部件在医疗设备领域中可以是公知的,因此对于本发明的完全理解不需要在此进一步讨论。

[0079] 示例性导管系统 10 可包括发生器 40,例如射频(RF)发生器和电连接至电极导管 14 的测量电路 42(如所示通过线路 44 连接到电极导管)。电极导管 14 还可以电学接地,例如通过附于患者手臂或胸部的接地片 46(如图 1 所示)。

[0080] 可操作发生器 40 在电极导管 14 的尖端附近发射电能(例如,RF 电流)。注意到,尽管本发明此处参考 RF 电流进行描述,但也可使用其他类型的电能来评估接触情况。

[0081] 在一个示例性实施例中,当电极导管 14 接近目标组织 24 时,发生器 40 发射所谓“查验(pinging)”(例如,低)频率。该“查验”频率可由用于施加消融能量以形成损伤的同一电极导管发射。可替换地,可使用独立的电极导管来施加“查验”频率。在这样的一个实施例中,独立的电极可紧密接触(或附着)所述施加消融能量的电极,使得将要施加消融能量的电极的接触或耦合情况可以被确定。

[0082] 在接触或耦合评估(或“查验”)过程中,可使用测量电路 42 来测量在电极-组织界面上得到的阻抗。在一个示例性实施例中,测量电路 42 可为常规上可获得的电阻-电容-电感(RCL)测量仪。下面参照图 5 更详细地描述了另一个可用来确定相角分量的示例

性测量电路。还可应用其他测量电路 42, 并且本发明不限于使用任何特定类型或配置的测量电路。

[0083] 阻抗测量的电抗和 / 或相角分量可用于确定接触或耦合情况。然后, 接触或耦合情况被实时传送给用户以实现消融程序所期望的接触或耦合水平。例如, 可以在光源阵列中为用户显示接触或耦合情况(例如, 如图 2a-b 所示)。

[0084] 当用户成功地引导电极导管 14 进入所期望的与目标组织 24 的接触或耦合情况后, 可操作诸如发生器 40 或第二发生器的发生器以产生消融性(例如, 高频)能量, 来在目标组织 24 上形成一个或者多个消融性损伤。在一个示例性实施例中, 同一发生器 40 可用来在各种频率产生电能, 以用于阻抗测量(例如, “查验”频率)和用于形成消融性损伤。然而, 在可替换的实施例中, 还可以应用独立的发生器或发生单元, 这也不脱离本发明的范围。

[0085] 在一个示例性实施例中, 测量电路 42 可操作地与处理器 50 和存储器 52 相关联, 来分析所测量的阻抗。作为示例, 处理器 50 可确定阻抗测量的电抗和 / 或相角分量, 并基于该电抗分量和 / 或相角, 所述处理器 50 可为电极导管 14 确定相应的接触或耦合情况。在一个示例性实施例中, 相应于各种电抗和 / 或相角的接触或耦合情况可预先确定, 例如, 在各种频率下且对广大范围组织类型内任一组织类型进行测试的过程中。接触或耦合情况可存储于存储器 52 中, 例如, 作为表或其他合适的数据结构。然后, 处理器 50 可存取存储器 52 中的表, 并且基于电抗分量和 / 或相角确定相应于阻抗测量的接触或耦合情况。所述接触或耦合情况可为对用户的输出, 例如, 在显示设备 54 上。

[0086] 注意到, 导管系统 10 不限于使用处理器 50 和存储器 52。在其他实施例中, 可将模拟电路应用于基于阻抗测量的接触情况评估, 以及用于输出相应的接触情况。当电子领域普通技术人员熟悉此处的教导后, 将很容易提供这种电路, 因此, 无需进一步讨论。

[0087] 还注意到, 显示设备 54 不限于任一特定类型的设备。例如, 显示设备 54 可为诸如液晶显示器(LCD)的计算机监视器。可替换地, 显示设备可以光源阵列的方式实现, 其中, 光源阵列中的一个或多个发光二极管(LED)被启动以指示接触情况(例如, 发光灯越多, 表明接触越多)。当然, 可以使用任何合适的输出设备来向用户指示接触情况, 而不限于显示设备。例如, 接触情况可以作为声音信号或电极导管的手柄上的触觉反馈(例如振动)输出给用户。

[0088] 还注意到, 不必在同一外壳中提供导管系统 10 的多个部件。作为例子, 测量电路 42 和 / 或处理器 50 和存储器 52 可配在电极导管 14 的手柄部分。在另一例子中, 测量电路 42 的至少一部分可在电极导管 14 的其他部分提供(例如, 在尖端部分)。在又一例子中, 可将处理器 50、存储器 52 和显示设备 54 作为独立的计算设备提供, 例如个人桌面计算机或膝上计算机, 其可操作地与导管系统 10 的其他部件相联系起来。

[0089] 参照图 4 和图 4a, 可更好地理解基于在电极 - 组织界面上阻抗测量来对电极导管 14 和目标组织 24 间的接触或耦合情况的评估。图 4 是与目标组织 24 接触(或耦合)的电极导管 14 的模型。电极导管 14 电连接到发生器 40(例如, 射频发生器)。在一个示例性实施例中, 所述电路可穿过目标组织 24 完成, 示出流经血液、心肌和其他器官到达诸如患者身体上的接地片 46(图 1)的参考电极的电流。

[0090] 如上所述, 可操作发生器 40 以产生用于电极导管 14 发射的电能。所述发射在图 4 中由箭头 60 示例说明。且如上所述, 当电极导管 14 接近所述目标组织 24 来评估电极 - 组

织接触或耦合时,发生器 40 可发射“查验”频率。在一个示例性实施例中,可选择该“查验”频率,使得在血液-组织界面以外的电感、电容和电阻效应不明显影响所述阻抗测量。

[0091] 在一个示例性的应用中,发现在高于大约 50kHz 的频率下,在电极-血液界面(例如,金属电极导管和血液之间)以及血液的电容效应为最小或甚至不存在。还发现在高于大约 50kHz 的频率下,在电极界面处的杂散电感(例如,由于相对细的导管线)、电容和电阻,以及其他器官(例如,肺)的电容效应也最小或甚至不存在。

[0092] 此外,发现在 50kHz 以下的频率,在血液-组织界面处,电阻效应处于主导地位,因为电流主要经过组织间液空间 23 流入目标组织 24,并且细胞膜 25(例如,二脂类或“脂肪”)充当绝缘体。然而,在高于大约 50kHz 的频率下,细胞膜变得导电,电流通过组织间液空间 23 和细胞膜 25 穿透目标组织 24。相应地,细胞膜作为“电容器”,且在高于大约 50kHz 的频率下,电阻效应减小。

[0093] 在接触或耦合评估过程中,为了避免产生消融损伤的风险,期望使用少量的电流和功率。目前对小于 1mA 的电流的优选范围是在 50 ~ 500kHz 范围内的工作频率。

[0094] 频率选择主要基于生理学方面和工程学方面,并在本领域普通技术人员的能力范围内。对于生理学方面,由于电极-电解液界面,更低的频率可引入测量错误。当频率上升到 MHz 范围或以上时,寄生电容变得重要。然而,注意到,本发明不限于使用在任何特定频率或频率范围。频率至少在一定程度上取决于操作的考虑,例如,仅给出几个示例,如具体应用、目标组织类型和所用电能类型。

[0095] 假定已经为特定应用选择了所期望的频率,图 4 所示的模型可进一步表达为简化的电路 62,如图 4a 所示。在电路 62 中,发生器 40 被表示为 AC 电源 64。如上所述,在血液-组织界面处的电容和电阻主导了诸如用于评估电极-组织接触的低频操作下的阻抗测量结果。因此,可忽略其它电容、电感和电阻效应,并且在电路 62 中,在血液-组织界面的电容电阻效应可由电阻器-电容器(R-C)电路 66 表示。

[0096] 所述 R-C 电路 66 可包括电阻器 68,用于表示血液对阻抗的电阻效应,其与电阻器 70 和电容器 72 并联,电阻器 70 和电容器 72 表示目标组织 24 对阻抗的电阻效应和电容效应。当电极导管 14 与目标组织 24 没有或只有很少接触时,血液的电阻效应影响所述 R-C 电路 66,因而还影响阻抗测量结果。然而,随着电极导管 14 移动至与目标组织 24 接触,目标组织 24 的电阻和电容效应影响 R-C 电路 66,因而还影响到阻抗测量结果。

[0097] 参考阻抗的定义,可以更好的理解电阻和电容对阻抗测量结果的影响。阻抗(Z)可表达为:

[0098] $Z=R+jX$

[0099] 其中:

[0100] R 为来自血液和 / 或组织的电阻;

[0101] j 为虚数,表明该项具有 + 90 度的相角;

[0102] 以及

[0103] X 为来自电容和电感的电抗。

[0104] 从上面公式可以看出电抗分量的大小响应于电路 62 的电阻和电容效应。这种变化直接相应于电极-组织界面处的接触或耦合水平,因此,可用于评估电极-组织接触或耦合。通过示例,当在 100kHz 频率下操作电极导管 14,并初步接触血液时,阻抗为纯电阻,且

电抗(X)接近于零 0hm。当电极导管 14 接触目标组织时,所述电抗分量变为负数。随着接触或耦合水平的提高,电抗分量变得更负。

[0105] 可选地,可基于相角确定接触或耦合情况。当然,在某些应用中基于相角确定接触或耦合情况可能是优选的,因为相角可表示为电抗和电阻之间的三角比率(trigonometric ratio)。尽管在变化情况下(例如,对不同的患者),电抗分量的大小可能不同,但相角是一个相对的测量值,其趋向对外部情况不敏感。

[0106] 在一个示例性的实施例中,可根据阻抗测量结果确定相角(例如,通过图 3 中的处理器 50)。就是说,阻抗可以表达为:

[0107] $Z = |Z| \angle \phi$ 其中:

[0108] $|Z|$ 为阻抗的大小;以及

[0109] ϕ 为相角。

[0110] 项 $|Z|$ 和 ϕ 可进一步表达为:

[0111] $|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}$; 和

[0112] $\tan \phi = \frac{X}{R}$

[0113] 相角还直接对应于电极-组织界面上的接触或耦合水平,并且因此可用于评估电极-组织接触或耦合。通过示例的方式,当电极导管 14 在 100kHz 频率下操作,并初步接触血液时,相角接近于零(0)。当电极导管 14 接触到目标组织时,相角变成负的,并且随着接触或耦合水平的提高,相角变得更负。为了示例说明,表 1 给出了一个例子。

[0114] 表 1:相角与接触情况的关系

[0115]

相角	接触情况
$\phi > -3^\circ$	很少或没有接触或耦合
$-3^\circ > \phi > -7^\circ$	中等程度接触或耦合
$-7^\circ > \phi > -10^\circ$	高度接触或耦合
$\phi < -10^\circ$	过度接触或耦合

[0116] 尽管阻抗测量可用于确定相角,但在一个可选实施例中,测量电路 42 可以实现为直接确定相角的相位探测电路。图 5 示出了一种示例性的相位探测电路 80。参照功能性部件,对相位探测电路 80 进行了展示和描述。注意到,对于本发明的全面理解并不需要描述特定的硬件配置。当熟悉此处的教导后,对电子领域的普通技术人员来说,将清楚相位探测电路 80 的数字的和/或模拟的硬件和/或软件的实现。

[0117] 示例性的相位探测电路 80 可包括电流传感器 82 和电压传感器 84,用于测量电极-组织界面处的电流和电压。电流和电压的测量结果可被输入相位比较器 86。所述相位比较器 86 提供直流(DC)输出电压,该电压与电压和电流测量结果之间的相位差成比例。

[0118] 在一个实施例中,电流传感器 82 可用于测量消融电流。所述传感器可与消融线串

联。例如,可将 Coilcraft CST1 型电流传感变压器设置为与消融线串联。可选地,电流线可穿过电流传感器的孔,可以有或没有物理连接。此外,消融电极和接地片之间的电压可以被传感。该电压可被削弱,使其可被馈入相位传感电路。然后,所述相位传感电路测量电流和电压,并确定它们之间的相位角,该相位角随后与耦合水平相互关联。以这种方式,消融电流可用于测量相角而不是为了耦合传感的目的注入额外的电流。

[0119] 可选地,可通过相移电路 88 实现对电流测量结果的相移,以经过对所测量的电流和所测量的电压之间的相位延迟进行修正来便于相位比较器 86 的操作。还可选地,相位比较器 86 的输出可通过相位调整电路 90 进行“修正”,来补偿外部因素,例如所使用接地片 46 的类型。还可提供信号缩放电路 92 来放大输出(例如,从毫伏到伏),以被各种设备所用(例如,图 3 中的处理器 50 和显示设备 54)。

[0120] 在消融过程中,所测量的阻抗,及其分量的电阻和电抗,都随着组织温度而变化。在这种情况下,由于组织温度的变化而产生的变化提供了在消融过程中损伤形成的测量。

[0121] 注意到,提供图 5 所示的相位探测电路 80 是作为一个示例,而无意进行限制。熟悉此处的教导后,在不脱离本发明的范围情况下,电子领域的普通技术人员也可容易地给出其他实现方式。

[0122] 描述过用于电极接触评估的示例性系统后,参照图 6-8 所示的框图可更好地理解示例性操作模式。图 6 为示例性的框图 100,示出用于传感接触或耦合的相角测量。图 7 为示例性的框图 200,示出在对消融电极同时施加消融能量和接触传感信号的消融过程中相角的测量。图 8 为示例性框图 300,示出在利用在传感信号和消融功率间切换的消融过程中相角的测量。注意到图 7 和图 8 中分别使用 200 系列和 300 系列附图标记,来标注类似的元件并且参考图 7 和图 8 时这些元件可能不会再次描述。

[0123] 如上所述,传感接触或耦合的相角方法基于以下事实:(1)相比于血液,组织具有更大的电阻和电容,以及(2)所测量的电极阻抗主要取决于紧接的周围的物质。这样,当电极从血液移动至心肌时,所测量的阻抗值增加,并且相角从 0° 变为负值(电容性)。相角可用于表示接触或耦合水平,因为相角是电阻和电抗两者的相对项。也就是说,当电极与血液接触时,其提供了 0° 基线,当建立起更多的接触或耦合时,变得增加地更负。其还使导管、器具和生理学变量的影响最小化。

[0124] 可通过对负载的电压(V) 102 和电流(I) 104 采样,然后计算这些信号间的延迟作为相角来测量相角。如图 6 所示,传感信号 106 施加于消融电极 108 和参考电极 110 之间。该传感信号 106 可为,例如,在 50-500kHz 之间以小幅度($<1\text{mA}$)。

[0125] 根据参考电极的配置,示例性的器具可操作于例如但不限于 100kHz、400kHz 和 485kHz 的频率。电流 104 和电压 102 都被传感。可将这两者信号传输至相位比较器 112,以计算对应于电极 108 的接触或耦合情况的相角。在模块 114 中调整原始相角信号来补偿例如由导管、器具和生理学变量引起的对相角的外部影响。还对其进行调节以便解释和接口,然后在模块 116 中输出给用于显示或进一步处理的其他设备。

[0126] 在消融程序的初始,可以实现相位补偿。首先,操纵导管电极进入心腔室(例如,右心房或左心房)中间,使得电极 108 仅接触血液。该系统测量相角,并将该值作为零接触水平的基线。这种调整补偿了由诸如导管线路、参考电极的位置和皮肤或肥胖(如果使用外部接地片)的导管和患者引起的固定相角。

[0127] 在初始的零调整后,用户可操纵导管电极进入一个或多个期望的位置来消融心律失常的心肌。在一个示例性实施例中,当电极 108 趋近至例如距离心肌 3mm 以内时,相角开始变化,并且随着更多接触或耦合的建立,变得增加地更负。在施行消融能量之前,用户可基于相角输出来判断电极接触或耦合的质量。在一个示例性实施例中,当 4mm 的消融电极实际接触到心肌时,该相角值为大约 -3° 。注意到,至少有两种在消融过程中测量相角的方法,如现在参考图 7 和图 8 更详细地描述那样。

[0128] 在图 7 中,消融功率 218 施加于电极 208,而同时还施加传感信号 206。所述消融和接触传感操作在不同频率下。相应地,通过滤波,可在消融过程中测量相角而不干扰心肌的消融。

[0129] 另外一种选择是在传感信号 306 和消融功率 318 之间切换相位测量,如图 8 中开关 320 所示。当在趋近过程中关闭消融功率 318 时,开启小幅值的传感信号 306,并用于测量用于传感接触或耦合的相角。当消融功率 318 为消融程序开启时,大幅值的消融功率 318 的电流和电压被传感,并作为消融过程中的接触或耦合指示器。

[0130] 图 9a 示例说明可用于评估电极(例如,导管电极)与任何适当组织间耦合的电极耦合评估协议 400(此后简称“评估协议 400”)的一个实施例,其中该评估基于相角。因此,协议 400 可用于上述涉及图 6-8 的实施例。在任何情况下,“耦合”可包括电极与目标组织的电学耦合、电极与目标组织的机械耦合或二者。

[0131] 图 9a 的评估协议 400 的步骤 402 是发送电信号至电极。通常,这将在把电极至少定位在目标组织的大体附近(例如,在心腔室中,诸如左心房)后进行。其后,在步骤 404 确定相角,之后在步骤 408 基于该相角对电极耦合进行评估。所述步骤 408 的电极耦合评估可通过步骤 410 的执行加以分类。然而,并非在所有的情况中都需要步骤 410 的分类。在任一情况下,步骤 408 的评估结果依照步骤 412 输出。

[0132] 依照协议 400 的步骤 402 发送的电信号可为任何适当的频率。然而,为了协议 400 的目的,仅需要单一频率来进行评估。与步骤 404 相关的相角可为阻抗的相角。可以任何适当的方式确定该相角,例如,使用任何适当配置的相位传感电路。在一个实施例中,使用与步骤 402 相关联的电信号,相角的确定首先通过测量所述电极的电流、测量所述电极和另一电极(例如,返回电极)之间的电压,然后确定这些电流和电压测量结果间的相角而得到。另一种选择是以适当方式测量 / 确定电抗和阻抗,然后根据这些值确定相角(例如,相角的正弦为电抗与阻抗的比率)。

[0133] 可使用 RCL 仪表或相位探测电路(例如,具有振荡器、多路器、滤波器、相位探测电路)来确定相角,并可称为相位模块。该相位模块(测量和 / 或探测)可设置于任何适当位置,例如并入或嵌入到导管手柄组件中、作为消融导管和功率发生器之间的独立单元的形式、并入或嵌入到功率发生器中、并入在电生理学或 EP 测绘系统中、或者为电生理学记录系统的一部分。

[0134] 可以任何适当方式评估电极与组织的耦合(协议 400 的步骤 408)。例如,通过步骤 404 确定的相角可与一个或多个基准相角值比较(例如,使用相角比较器)。可以任何适当方式确定 / 设定这些基准相角值,例如,根据经验。这些基准相角值可存储在适当的数据结构中,例如,在计算机可读数据存储介质,或其他方式对相角比较器可用。通常情况下,并且在一个实施例中,随着更多的电极-组织(例如,心肌)耦合的存在,相角减小。

[0135] 对下述一种或多种情况,为了图 9a 的评估协议 400 的步骤 410 的分类的目的,可有一个或多个基准相角值(例如,单个基准相角值或基准相角值的范围):1) 电极耦合不足(例如,其中相关相角小于“A”的电极耦合等同于电极耦合不足);2) 充分电极耦合(例如,具有大于“A”且小于“B”的相关相角的电极耦合等同于充分电极耦合);以及 3) 提高的或过度的电极耦合(例如,其中相关的相角大于“B”的电极耦合等同于提高的或过度电极耦合)。一个实施例的下述相角值与所表明的情況等同:

[0136] 电极耦合不足: $\Phi > -5^\circ$

[0137] 充分电极耦合: $-5^\circ > \Phi > -10^\circ$

[0138] 提高的 / 过度电极耦合: $\Phi < -10^\circ$

[0139] “提高的”或“过度的”电极耦合可以是与电学耦合、机械耦合或二者(电极和目标组织间的耦合)相关的提高的 / 过度的。在一个实施例中,提高的 / 过度的或硬电极耦合意味着电极和目标组织间的提高的 / 过度的机械接触。出于各种原因,期望能够知道何时电极和组织间的提高的或过度的机械接触存在。例如,可能期望避免电极和目标组织间的提高的或过度的机械接触(例如,减小引导电极穿过组织壁、膜或类似物的可能性)。然而,还可能期望知道何时电极对目标组织施加了充分的机械力(例如,增加引导电极穿过组织壁、膜或类似物,以靠近位于该组织壁或膜的另一侧的所期望的区域的可能性)。

[0140] 根据图 9a 的电极耦合评估协议 400 的步骤 412,步骤 408 的评估结果可以任何适当方式输出。可使用任何适当的输出,例如是视觉的(例如,直方图或在任何适当的位置或多个位置相结合处的任何其他适当的显示),听觉的(例如,警报),身体上的(例如,通过振动正在施行基于电极的程序的医师所握的手柄,如此处更详细的讨论那样),或其任何结合。可以提供单个的输出。还可使用两个或多个输出的结合。一个或多个输出可发送给单个位置或多个位置。

[0141] 图 9b 示例说明电极耦合评估协议 400' 的一个实施例,其可用于评估电极(例如,导管电极)与任何适当组织间的耦合,其中,该评估基于电抗。由于协议 400' 为图 9a 的协议 400 的变化,涉及识别图 9b 的协议 400' 的各个步骤的附图标记使用“单撇号”指示。

[0142] 图 9b 的评估协议 400' 的步骤 402' 用于发送电信号。对于协议 400', 仅需单个频率以进行评估。也就是说,在评估协议 400' 的例子中,使用单个频率来进行电极耦合评估。通常,这将在已经把电极放置在至少大体接近目标组织处(例如,在心腔室中)后进行。然后,在步骤 404' 确定包括电极和目标组织的电路的电抗。该电抗可以任何适当方式确定。例如,可测量相角(例如,根据前述),可测量阻抗,然后,根据这两个值计算得到电抗(例如,相角的正弦值等于电抗与阻抗的比率)。确定电抗的另外一种选择是确定脉冲波的相位或频率响应。

[0143] 在协议 400' 的步骤 408', 基于上述的电抗评估电极耦合。根据步骤 408' 的电极耦合可通过步骤 410' 的执行加以分类。然而,并非在所有情况下都需要步骤 410' 的分类。在任何情况下,评估的结果都根据步骤 412' 加以输出。步骤 412' 可相应于图 9a 的电极耦合评估协议 400 的步骤 412。

[0144] 可以任何适当方式对电极与组织的耦合进行评估(协议 400' 的步骤 408')。例如,可将步骤 404' 确定的电抗与一个或多个基准电抗值相比较(例如,使用电抗比较器)。可以任何适当方式确定 / 设定这些基准电抗值,例如根据经验。这些基准电抗值可存储于适当

数据结构中,例如计算机可读数据存储介质,或其他方式对电抗比较器可用。通常情况下,并且在一个实施例中,随着更多的电极-组织(例如,心肌)耦合存在,电抗降低。

[0145] 对下述一种或多种情况,为了步骤 410' 的分类的目的,可有一个或多个基准电抗值(例如,单个基准电抗值或基准电抗值的范围):1) 电极耦合不足(例如,其中相关电抗小于“A”的电极耦合等同于电极耦合不足);2) 充分电极耦合(例如,具有大于“A”且小于“B”的相关电抗的电极耦合等同于充分电极耦合);以及 3) 提高的或过度的电极耦合(例如,其中相关的电抗大于“B”的电极耦合等同于提高的或过度的电极耦合)。一个实施例的下述电抗值与所表明的情況等同:

[0146] 电极耦合不足: $X > -5$

[0147] 充分电极耦合: $-5 > X > -15$

[0148] 提高的 / 过度电极耦合: $X < -15$

[0149] 基于相角进行电极耦合评估的一个优点是,相比于单独或个别考虑阻抗或电抗,相角对于患者与患者或操作设置的变化较不敏感。可使用其他方式实现对组织与组织或其他这种情况的变化的更小的敏感性,从而提供电极耦合评估。图 9c 示例说明这样一种电极耦合评估协议 480 的实施例—该协议 480 可用于评估电极(例如,导管电极)与任何适当组织间的耦合。评估协议 480 的步骤 482 用于以某一频率发送电信号至电极。在步骤 484 测量至少一个电学参数。然后在步骤 486 根据该测量确定特征为“阻抗分量比率”(impedance components ratio)的量。短语“阻抗分量比率”表示任何等于阻抗的两个独立分量的比率的项,例如相角(相角的正切等于电抗与电阻的比率)。所述阻抗分量比率可以任何适当方式确定,例如简单地测量相角。确定阻抗分量比率的其他方式包括但不限于,确定在步骤 482 所包含的频率下的电阻和电抗,然后根据这两个参数计算所述阻抗分量比率。使用涉及阻抗的两个分量的比率可为电极耦合评估—电极和目标组织间的耦合评估—提供对组织到组织的改变的更小的敏感性。

[0150] 在协议 480 的步骤 488 评估电极耦合。可通过步骤 490 的执行对步骤 488 的电极耦合进行分类,其中步骤 490 可依照上述根据图 9a 讨论的电极耦合评估协议 400 的步骤 410。同样地,步骤 490 的分类不是在所有情况下必须的。在任一情况下,评估结果根据步骤 492 被输出。步骤 492 可与上述涉及图 9a 的电极耦合评估协议 400 的步骤 412 一致。

[0151] 图 9a-c 的每个协议包括电极耦合为电极和目标组织间的机械耦合(例如,物理接触),以及电学耦合(例如,当足够的电能部分从电极到达目标组织的情况)。任何时候,只要有机械耦合,就有电学耦合。然而,相反情况却不成立。可存在电极不接触目标组织的电学耦合。图 10 示例说明一个有代表性的例子,其中存在电极 414 和目标组织 416 间没有机械接触的电学耦合。此处,电极 414 设置在组织 416 表面的空腔 418 中,并且其提供了电极 414 和目标组织 416 间的电学耦合。因此,图 9a-c 的每个协议都可提供电学耦合的指示,而无需电极和目标组织间的机械接触。

[0152] 图 11a-c 示意性示出可用于提供电极耦合评估的各种配置。尽管这些系统的每个都将参照消融电极进行论述,该电极耦合评估可用于任何适当应用,在这些应用中电极提供了任何适当的功能或多种功能的组合。图 11a-c 的每个系统都可用于提供涉及图 9a-c 的上述评估协议。还应当理解,可能期望利用各种其他部件来商业化实现这些配置,例如滤波器(例如,可存在来自一个或多个其他电源的电流,其应当同用于耦合评估的电流分离),

一个或多个部件来“电学上保护”患者和 / 或用于电极耦合评估的电路。

[0153] 图 11a 示例说明消融系统 420, 包括消融电源 424、消融电极 422 和返回电极 426。消融电源 424 可使用任何适当的频率。消融电极 422 和返回电极 426 的每一个可为任何适当的尺寸、形状和 / 或配置。通常, 消融电极 422 为设置在患者体内的导管电极的形式。返回电极 426 可设置在任何适当位置(例如, 设置在患者皮肤上的接地片; 设置在患者体内的导管电极)。

[0154] 消融系统 420 的附加部件包括电极耦合评估电源 428(以下称为“评估电源 428”)、评估返回电极 430、以及电极耦合评估模块 432(以下称为“评估模块 432”)。评估电源 428 可使用任何适当频率。通常, 消融电源 424 所使用的电流显著高于评估电源 428。

[0155] 评估返回电极 430 可为任何适当尺寸、形状、和 / 或配置, 并可设置在任何适当位置。一个实施例具有返回电极 426 和评估返回电极 430, 其具有分立结构的形式, 并设置在不同位置。另一个实施例具有由单一结构提供的返回电极 426 的功能和评估返回电极 430 的功能(行使返回电极 426 和评估返回电极 430 功能的单一单元)。

[0156] 消融电极 422 从消融电源 424 或评估电源 428 接收功率, 这取决于消融系统 420 中开关 434 的位置。也就是说, 在图 11a 的消融系统 420 的情况下, 不能同时进行消融操作和电极耦合评估操作。在电极耦合评估操作过程中, 开关 434 当然被放置以接收来自评估电源 428 的功率。这允许评估模块 432 可以评估消融电极 422 和目标组织间的耦合。评估模块 432 可使用任何适当的配置来提供电极耦合评估功能, 包括但不限于此处所描述的各种配置(例如, 基于相角比较的评估; 基于电抗比较的评估; 基于阻抗分量比率比较的评估; 基于确认与 0° 相位频率或 0 电感频率相关的频率的评估, 如下面将根据图 12a-b 所论述的那样的评估)。评估模块 432 可使用图 9a-c 的任何协议在单一频率下提供电极耦合评估。

[0157] 图 11b 示例说明消融系统 440, 包括消融电源 444、消融电极 442 和返回电极 446。消融电源 444 可使用任何适当的频率。消融电极 442 和返回电极 446 的每一个都可为任何适当的尺寸、形状、和 / 或配置。通常, 消融电极 442 可为设置在患者体内的导管电极的形式。返回电极 446 可设置在任何适当位置(例如, 设置在患者皮肤上的接地片; 设置在患者体内的导管电极)。

[0158] 消融系统 440 的附加部件包括电极耦合评估电源 448(以下简称“评估电源 448”)、评估返回电极 450, 以及电极耦合评估模块 452(以下简称“评估模块 452”)。评估电源 448 可使用任何适当的频率。然而, 在消融系统 440 的情况中, 消融电源 444 和评估电源 448 运行在不同频率下, 目的是适应同时执行消融和电极耦合评估操作。此外, 通常消融电源 444 所使用的电流显著高于评估电源 448。

[0159] 评估返回电极 450 可为任何适当的尺寸、形状、和 / 或配置, 并且可设置于任何适当位置。一个实施例中, 返回电极 446 和评估返回电极 450 以分立结构的形式设置在不同位置。在另一个实施例中, 由单一结构提供返回电极 446 的功能和评估返回电极 450 的功能(单一单元行使返回电极 446 和评估返回电极 450 的功能)。

[0160] 消融电极 442 可同时接收来自消融电源 444 和评估电源 448 的功率。也就是说, 在图 11b 的消融系统 440 的情况下, 消融操作和电极耦合评估操作可同时执行。在这点上, 消融电源 444 和评估电源 448 将再次运行在不同频率下。评估模块 452 可使用图 9a-c 的

任一协议在单一频率下提供电极耦合评估。在任何情况下,评估模块 452 对消融电极 442 和目标组织间的耦合进行评估。上述关于图 11a 的消融系统 420 的评估模块 432 的论述可同样应用于图 11b 的消融系统 440 的评估模块 452。

[0161] 图 11c 示例说明消融系统 460,包括消融电源 464、消融电极 462 和返回电极 466。消融电源 464 可使用任何适当频率。消融电极 462 和返回电极 466 的每一个都可为任何适当的尺寸、形状、和 / 或配置。通常,消融电极 462 将为设置在患者体内的导管电极的形式。返回电极 466 可设置在任一合适位置(例如,设置在患者皮肤上的接地片;设置在患者体内的导管电极)。

[0162] 消融系统 460 的附加部件包括电极耦合评估电源 468(以下简称“评估电源 468”)。评估电源 468 可使用任何适当的频率。通常,消融电源 464 所使用的电流也明显大于评估电源 468。

[0163] 消融系统 460 进一步包括一对电极耦合评估模块 472a、472b(以下简称“评估模块 472a”和“评估模块 472b”)。评估模块 472a 与评估电源 468 相关,而评估模块 472b 与消融电源 464 相关。消融操作和电极耦合评估操作都利用所示实施例中的返回电极 466,尽管在上述的图 11a 和图 11b 的实施例的情况中,还可能使用分立的返回电极。

[0164] 消融电极 462 从消融电源 464 或评估电源 468 接收功率,这取决于消融系统 460 的开关 474 的位置。然而,与图 11a 的实施例不同,电极耦合评估操作的执行与开关 474 的位置无关。当消融电极 462 通过开关 474 与评估电源 468 电学相互连接时,使用评估模块 472a 来评估消融电极 462 和目标组织间的耦合。当消融电极 462 通过开关 474 与消融电源 464 电学相互连接时,使用评估模块 472b 来评估消融电极 462 和目标组织间的耦合。评估模块 472a、472b 的每一个可使用图 9a-c 的任何协议在单一频率下进行电极耦合评估。

[0165] 每个评估模块 472a、472b 可使用任何适当的配置来提供它们各自的电极耦合评估功能,包括但不限于此处描述的各种配置。上述关于图 11a 的消融系统 420 的评估模块 432 的论述同样可应用于图 11c 的消融系统 460 的评估模块 472a、472b。通常,评估模块 472a、472b 具有相同的配置用于评估电极耦合,尽管这不是所有情况下所必须的。当评估模块 472a、472b 为同样配置时,消融电源 464 和评估电源 468 将典型地运行在相同的频率下。因此,消融系统 460 在开始进行消融操作前提供电极耦合评估(例如,使用评估电流和评估模块 472a),并在消融操作过程中进一步提供电极耦合评估(例如,使用实际消融电流而不是较小电流,并使用评估模块 472b)。在消融操作过程中,图 11b 的消融系统 440 也提供电极耦合评估,但其使用分立的评估电流而不是实际消融电流。

[0166] 当然,在图 11a-c 的每个实施例中的评估模块使用的一个电极是消融或“有源”电极。电极耦合评估模块和消融电极需要另一电极,该电极以某种方式与患者接口,以提供它们各自的功能。图 1a 示例说明一个实施例,其中评估模块所用的返回电极和与消融电极合作向组织提供电能以提供一个或多个所期望的功能的返回电极被集成到一个公共结构中。更具体地,消融电极 20(例如,导管电极)设置在心脏 16 的腔室中(例如,左心房),并且为导管电极的形式。返回电极 20a(例如,导管电极)也设置在心脏 16 的同一个腔室中,并且图 11a-c 的每个评估模块(评估消融电极 20 与目标组织 24 间的耦合)和消融电极 20(将电能传递给目标组织 24 以提供所期望的医疗功能)可使用该返回电极 20a。因此,消融电极 20 和返回电极 20a 可与不同的导管相关联,并且因此可独立移动或操纵。在一个实施例中,

返回电极 20a 具有比消融电极 20 更大的表面积。每个消融电极 20 和返回电极 20a 都具有彼此分开的电极尖端。

[0167] 图 1a 所示的配置在一个公共的心脏腔室中提供了两个电极 20、20a。另外一个选择是具有两个或多个与公共导管相关联的电极,但是其中导管具有两个分离的远端部分,每个远端部分上都具有电极,分离的电极尖端在其远端上,使得电极尖端彼此间隔开。

[0168] 上面已经介绍了一种或几种使用相角评估有源电极和目标组织间耦合的方法。图 12a-b 示例说明了另外一种使用相角评估电极耦合的方法。图 12a 介绍了一种电极耦合评估系统 500 的示意图,包括变频电源 502、电学参数测量模块 504、电极耦合评估模块 506 以及电极 508,该电极 508 用于与组织 510 耦合以提供所期望的功能或多个功能的组合(例如,消融)。返回电极未在图 12a 中示出,但可以为任何适当类型并且可设置于任何适当位置。通常,变频电源 502 提供电信号给电极 508,目的为将电能传递给组织 510。电学参数测量模块 504 可为任何适当类型和/或配置,测量一个或多个电学参数,并且提供电极耦合评估模块 506 所使用的信息。电极耦合评估模块 506 评估电极 508 和组织 510 间的耦合。

[0169] 图 12b 介绍了电极耦合协议 520 的一个实施例,其可由图 12a 的电极耦合评估模块 506 使用。通过执行步骤 524,一个或多个电信号发送给电极 508。可对基线耦合情况进行评估。例如,基线耦合情况可依照协议 520 的步骤 524-528 进行限定。术语“基线耦合情况”包括在介质(例如,血液)中在所期望频率下的归零相角或归零阻抗的情况。

[0170] 通过执行步骤 525 来确定何时电极位于所期望的介质中,例如血液。然后,通过执行步骤 526,建立基线耦合情况。例如,医师可以激活输入设备,以指示基线耦合条件的建立。之后,协议 520 在步骤 528 中通过将相角或电抗修正为零,调整至基线耦合情况。

[0171] 在将基线耦合情况调零的一种可选方案中,步骤 526 建立的基线耦合情况的值可被存储并被用于确定相对于该基线耦合情况的电极耦合情况。在第二种可选方案中,基线耦合情况可通过将所确定的相角与一个或多个预定的基准值比较而确定。这些基准值可以任何适当方式确定/设定,例如根据经验通过体外、间接体内或体内的研究。这些基准值可存储在适当的数据结构中,例如在计算机可读数据存储介质上,或者其他方式可以被相位比较器利用。

[0172] 可依照协议 520 的步骤 532,使用步骤 528 的基线耦合情况对电极耦合进行评估。可以任何适当方式确定一个或多个电学参数,并将其与步骤 528 的基线耦合情况的相应的值比较。例如,可以提供下述分类:1) 电极耦合不足(例如,其中与基线耦合情况相关的值小于“A”的电极耦合等同于电极耦合不足);2) 充分电极耦合(例如,其中与基线耦合情况相关的值大于“A”且小于“B”的电极耦合等同于充分电极耦合);以及 3) 提高的或过度电极耦合(例如,其中与基线耦合情况相关的值大于“B”的电极耦合等同于提高的或过度电极耦合)。

[0173] 在另一实施例中,将电极耦合作为“目标频率”的函数加以测量,其中所述“目标频率”为相应于电学参数预设值的频率(例如,预设的电抗或相角值)。图 12c 介绍了电极耦合协议 620 的一个实施例,其可由图 12a 的电极耦合评估模块 506 使用。通过执行步骤 624 将电信号发送给电极 508。以变化频率发送电信号。在每个发送频率下,步骤 626 测量电抗和/或相位。步骤 628 将所测量的电抗或相位与预设值进行比较。电抗或相位与所述预设值匹配的频率为“目标频率”。步骤 628 可使用任何适当的值作为预设值,包括正值、零或

负值(例如,零相角,这样目标频率可称为 0° 相位频率;或者零电感,这样目标频率可称为 0 电感频率)。

[0174] 当协议 620 确定目标频率存在时,协议 620 继续进行步骤 630,其中使用步骤 628 提供的信息评估电极 508 与组织 510 间的耦合,并且该评估结果依照协议 620 的步骤 636 被输出。步骤 636 可与上述涉及图 9a 的协议的步骤 412 一致。

[0175] 通过图 12c 的协议 620 的步骤 630 对电极与组织的耦合进行评估。可将步骤 628 得到的目标频率与一个或多个基准频率值进行比较(例如,使用比较器)。可以任何适当方式确定 / 设定这些基准频率值。例如根据经验,通过体外、间接体内或体内的研究,可以预先确定所述值。这些基准频率值可存储于适当的数据结构中,例如在计算机可读数据存储介质中。在由医师操作的程序过程中,还可确定该基准频率值。例如,当电极位于诸如血液的所期望的介质中时,可以做出确定。在该时刻,医师可以激活输入设备以为现有的耦合相关情况设置基准值。

[0176] 对于一个或多个下述情况,可存在一个或多个基准频率值(例如,单个基准频率值或基准频率值的范围)用于对图 12c 的评估协议 620 进行分类:1) 电极耦合不足(例如,其中目标频率小于“A”的电极耦合等同于电极耦合不足);2) 充分电极耦合(例如,其中目标频率大于“A”且小于“B”的电极耦合等同于充分电极耦合);以及 3) 过度电极耦合(例如,其中目标频率大于“B”的电极耦合等同于过度电极耦合)。对所说明情况,一个实施例给出了下述目标频率值(其中 F_t 为所说明情况的目标频率):

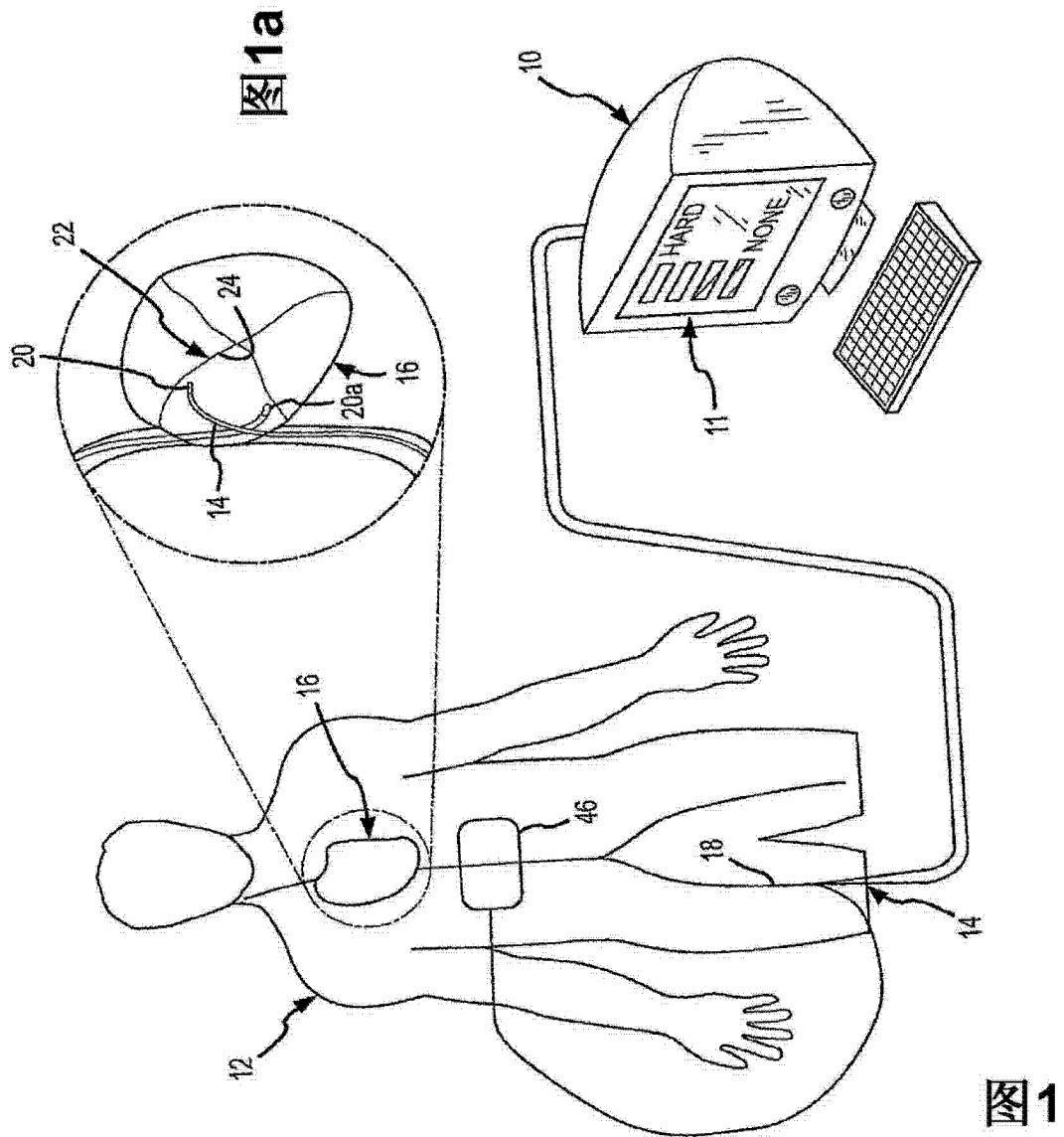
[0177] 电极耦合不足: $F_t < 120\text{kHz}$

[0178] 充分电极耦合: $120\text{kHz} < F_t < 400\text{kHz}$

[0179] 提高的 / 过度电极耦合: $F_t > 400\text{kHz}$

[0180] 图 12c 的协议 620 可以任何合适方式实现。例如,可通过扫描信号频率来监视阻抗以获取目标相位频率(例如,根据图 12a 的系统 500)。可在两个适当值之间进行这种频率扫描(例如,50kHz 和 1MHz),并且在这些值之间使用任意合适的递增的改变用于扫描(例如,10-20kHz 递增)。这种方法使用被称之为频率切换的方法,其涉及每次测量一个频率的阻抗,并且通过频率合成器或类似装置轮换频率。另一个方法是将多个频率组合在一起,并且通过滤波确定组合信号中每个单独频率下的阻抗。应当理解,在一些情况下,可能需要使用内插法来确定与目标频率情况相关的频率(例如,确定与目标频率情况相关的频率存在于协议 620 所使用的两个频率之间)。

[0181] 尽管上面已经对本发明的具有一定程度特定性的几个实施例进行了描述,但在不脱离本发明的精神或范围的情况下,本领域的普通技术人员应当可以对所披露的实施例进行许多改造。所涉及的内容仅用于证明的目的,以帮助读者理解本发明,而非对本发明的位置、方向或使用加以限制。上述说明书包含的或附图所示所有的内容都应当理解为解释说明性的,而非限制。可在不脱离如所附权利要求所限定的本发明精神的情况下,对细节或结构进行改变。



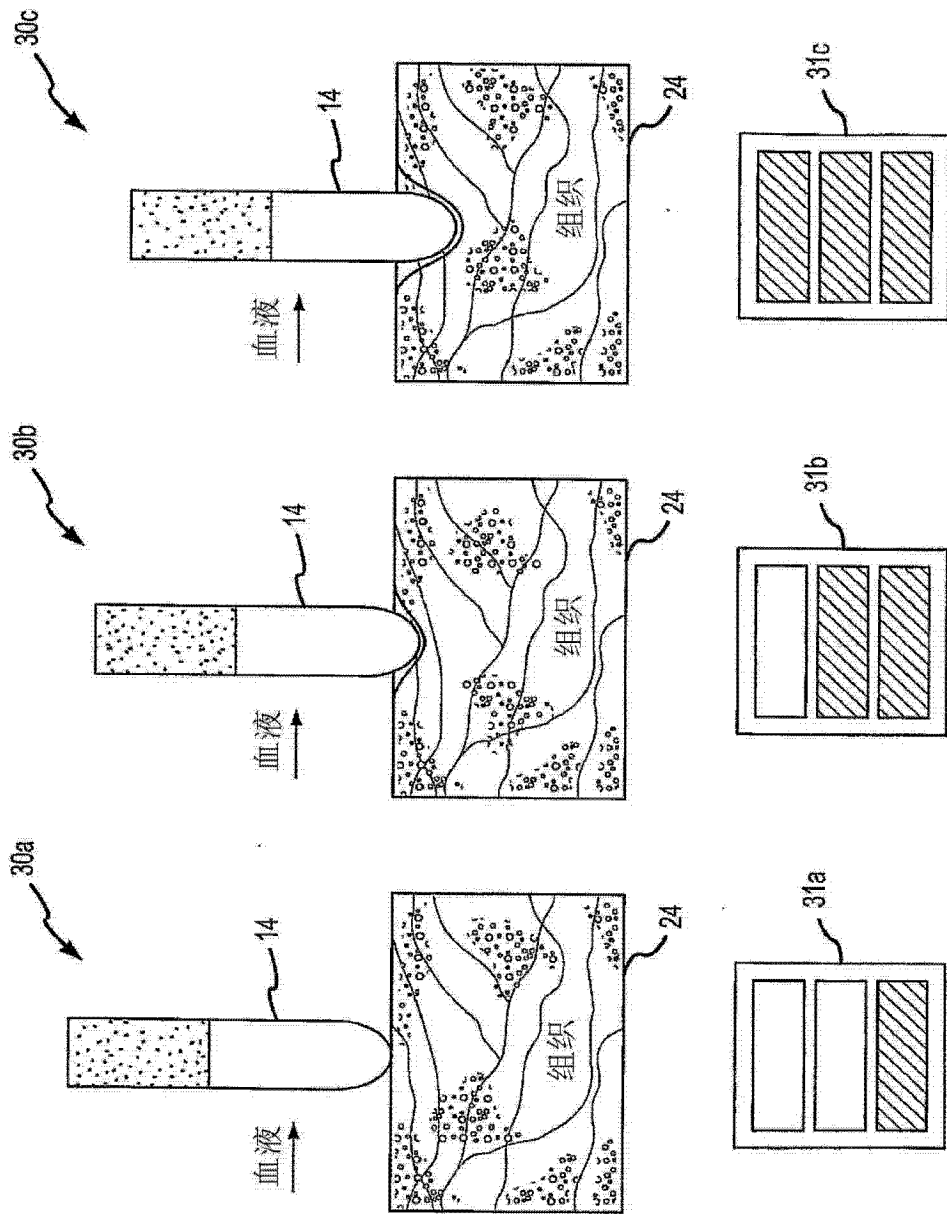


图 2a

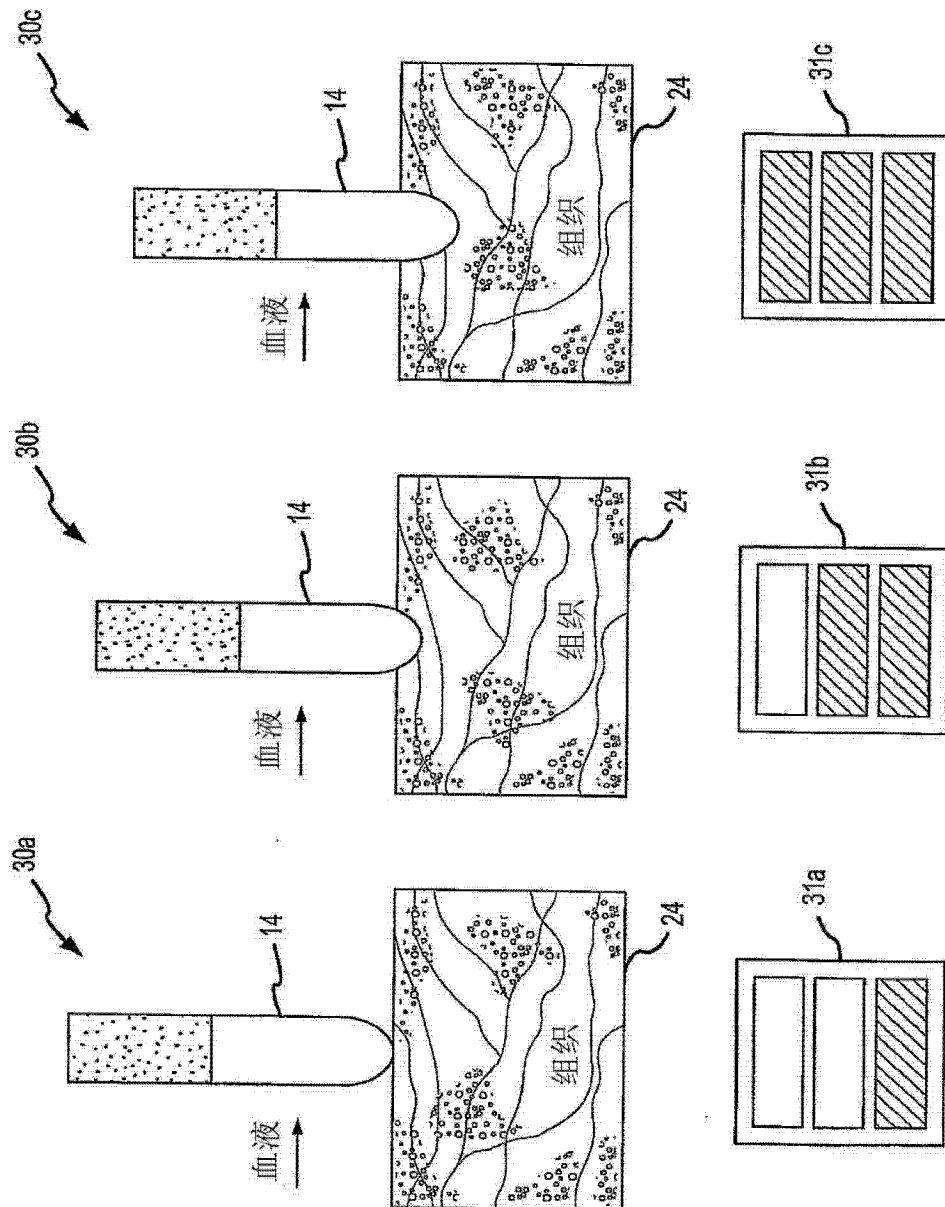


图 2b

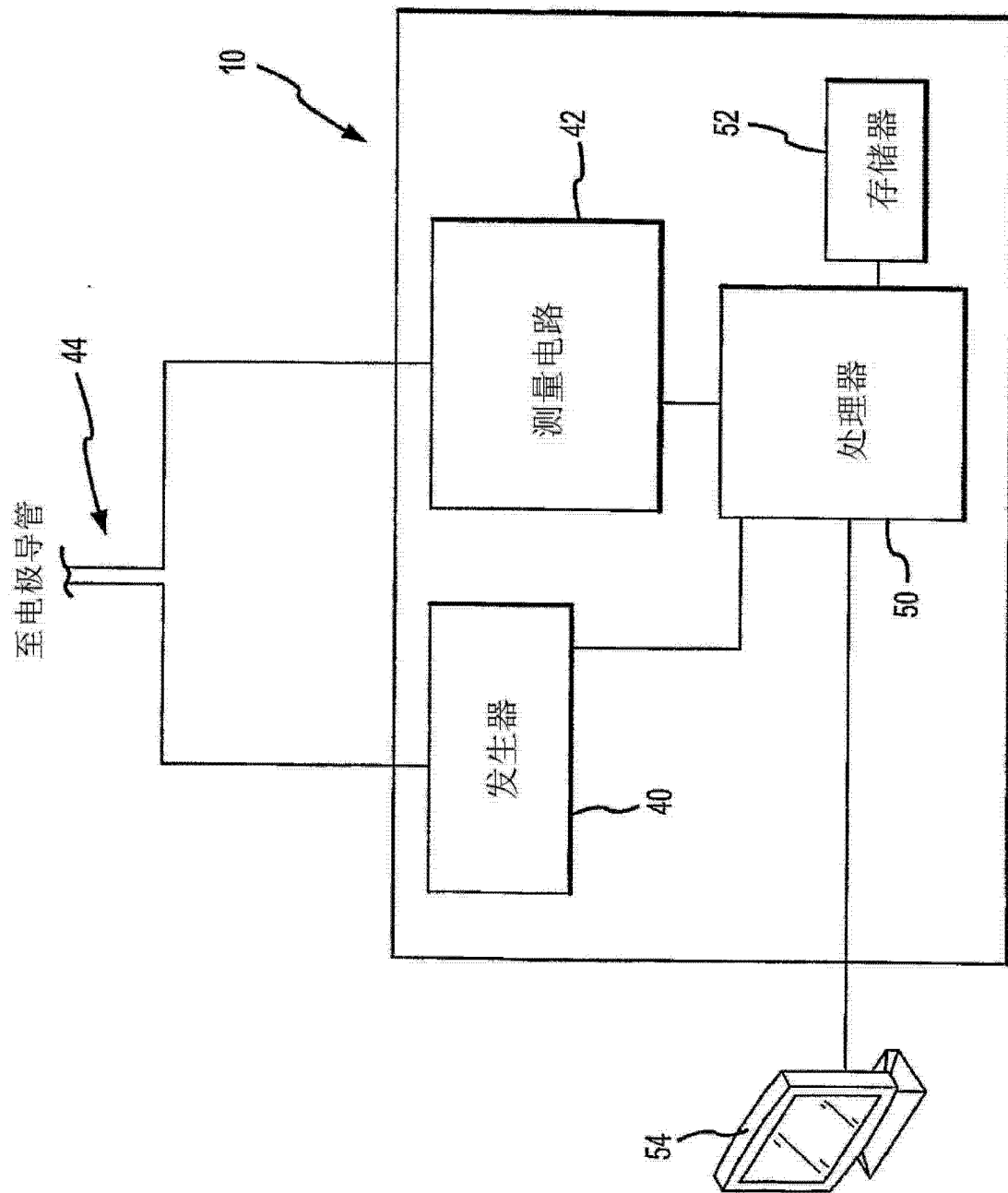


图 3

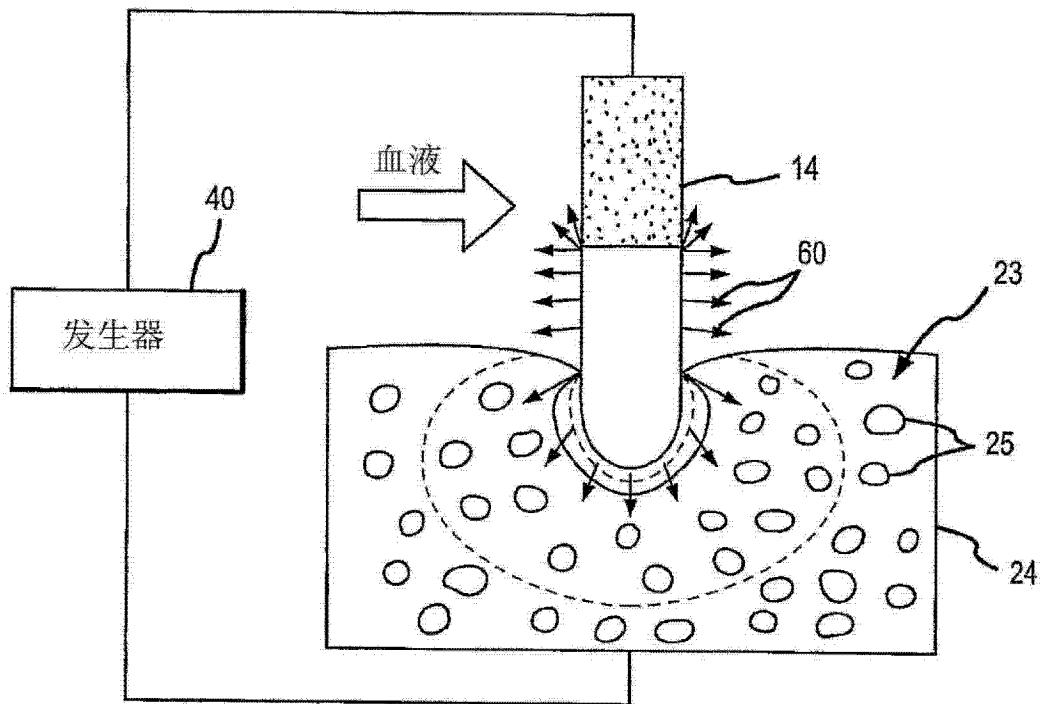


图 4

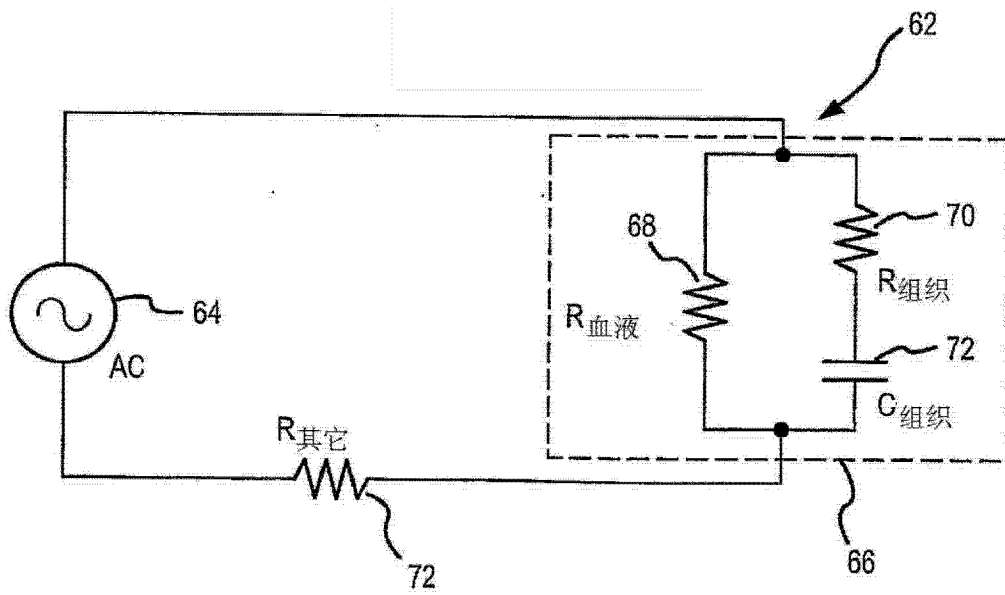


图 4a

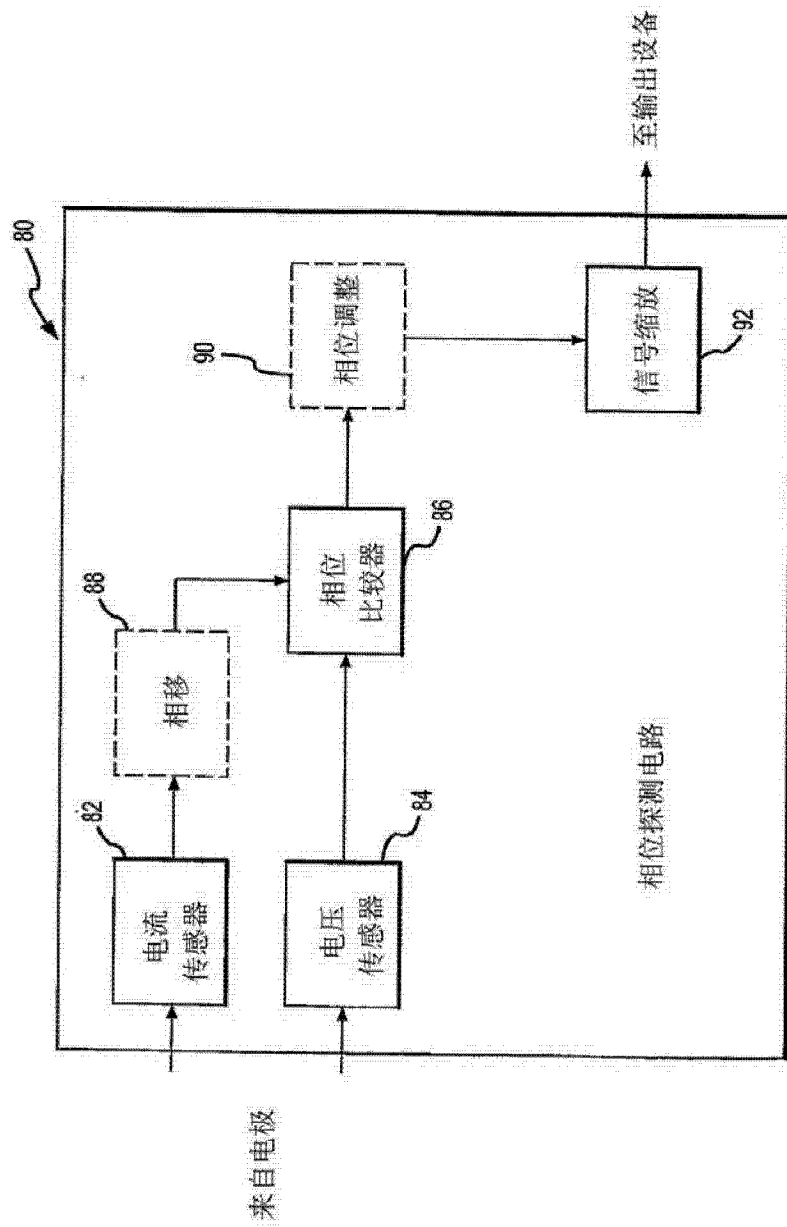


图 5

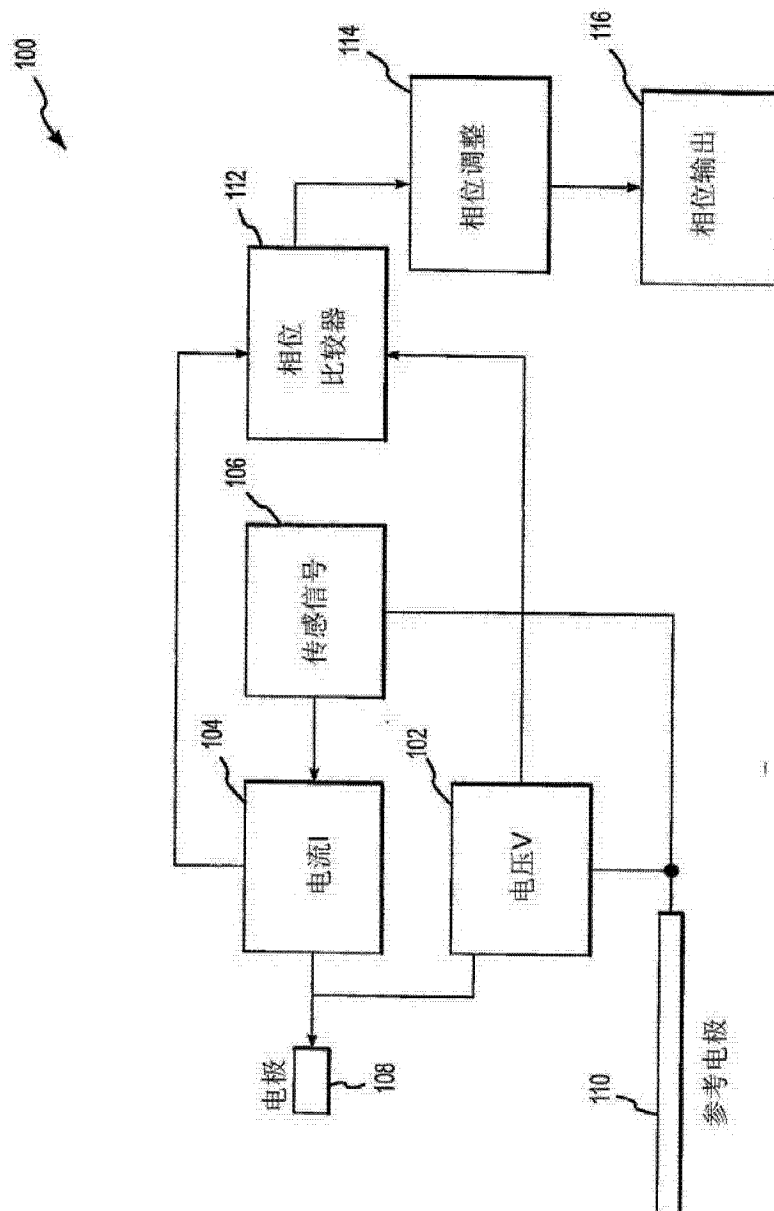


图 6

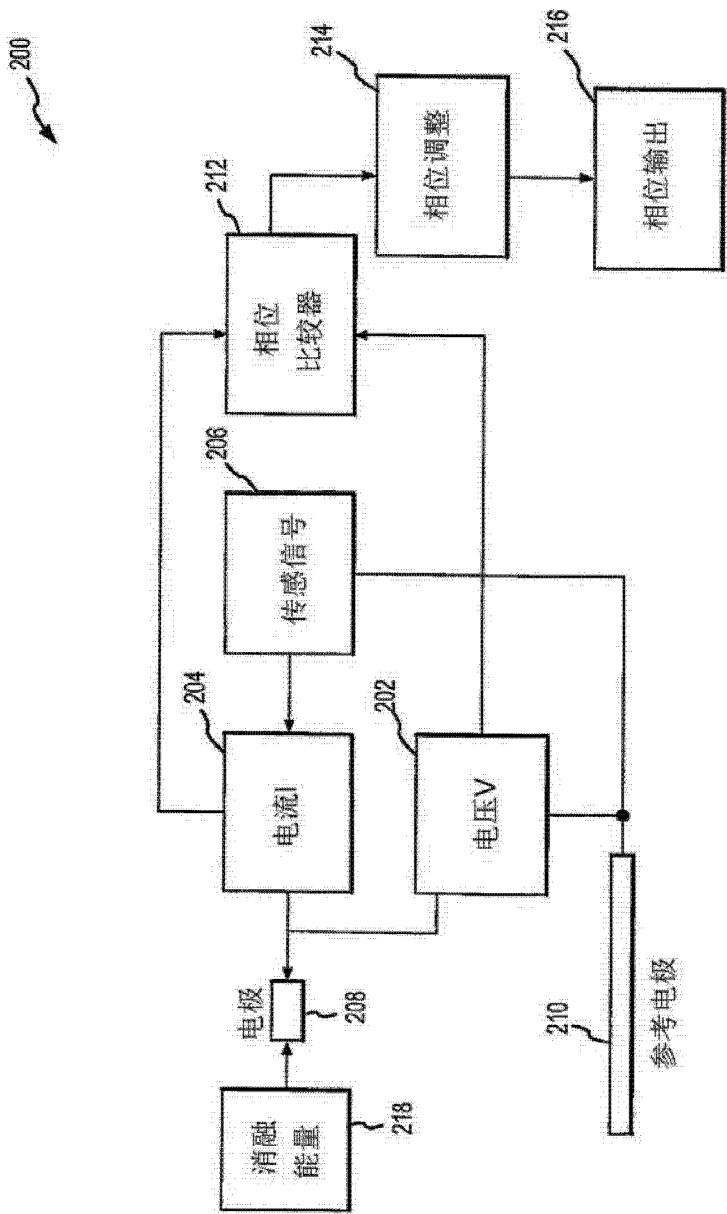


图 7

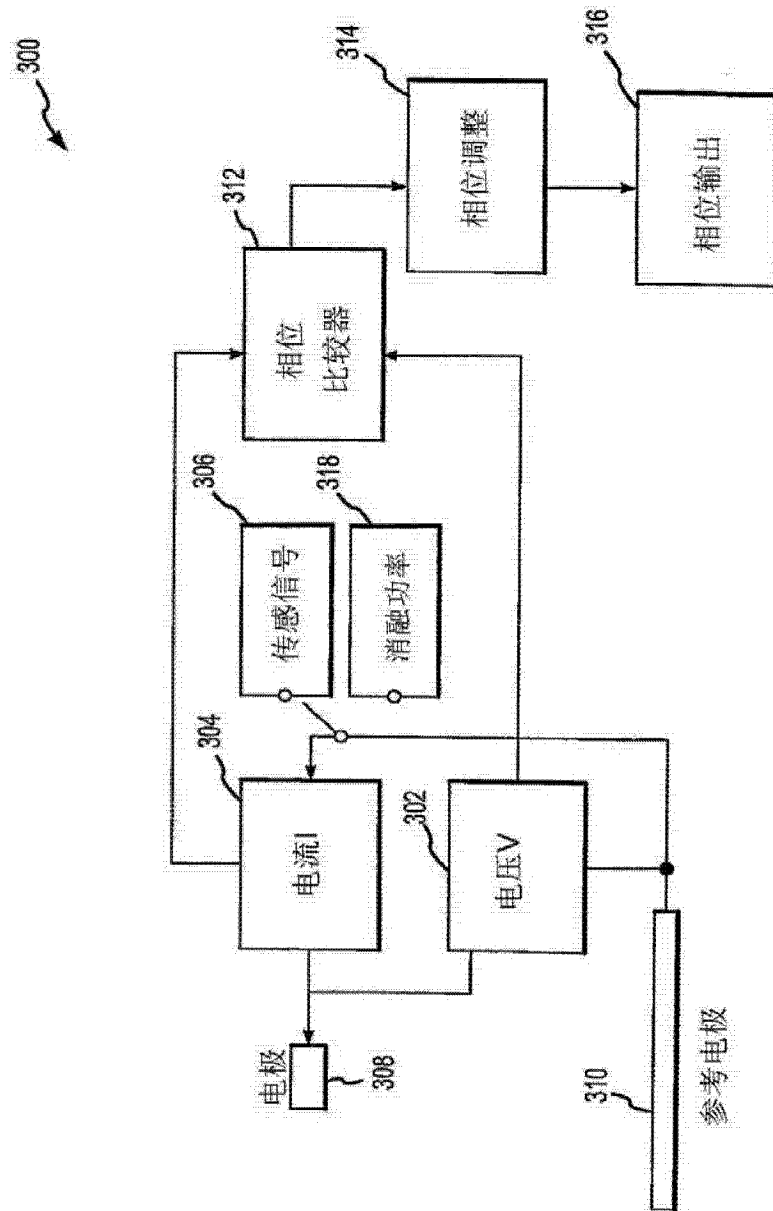


图 8

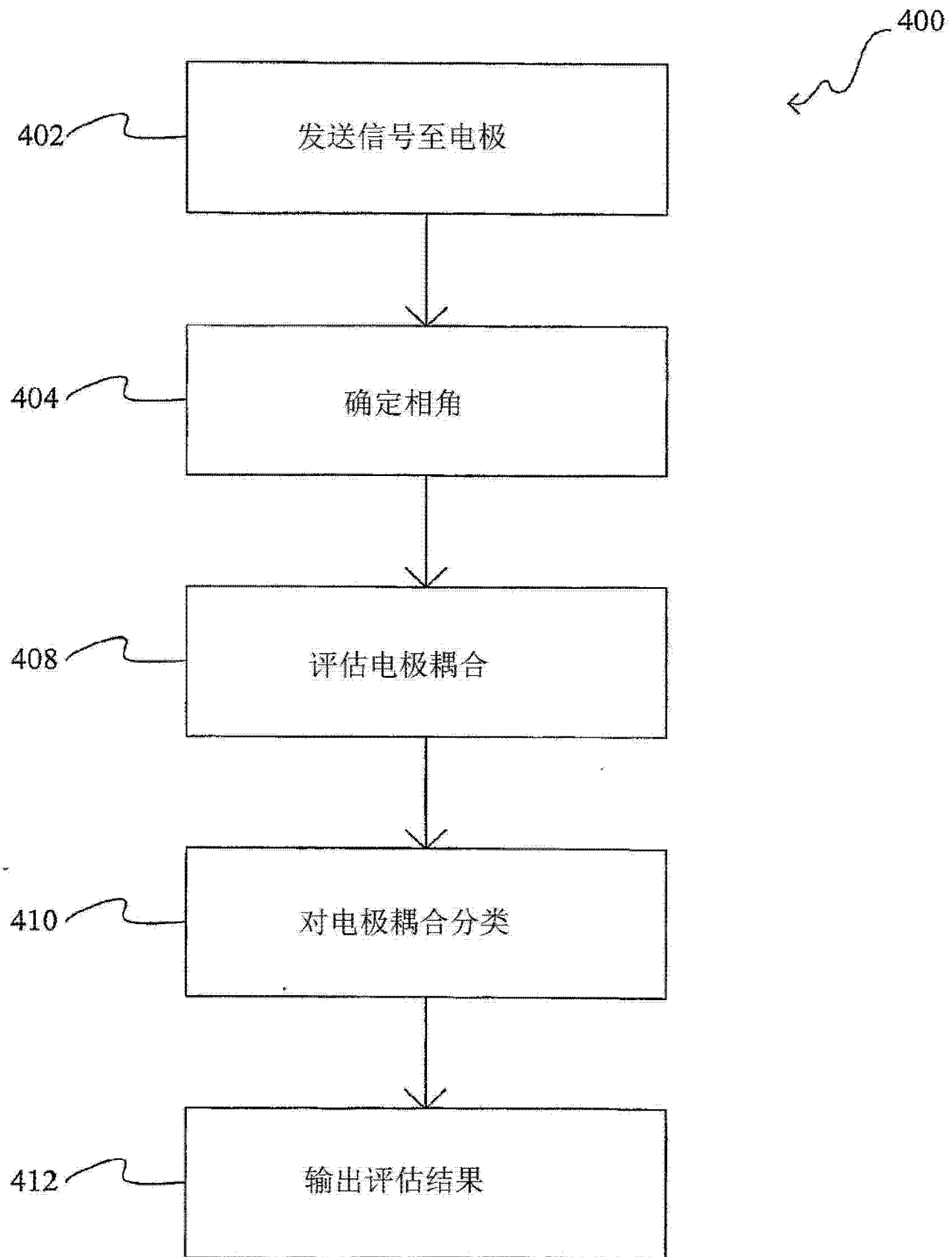


图 9a

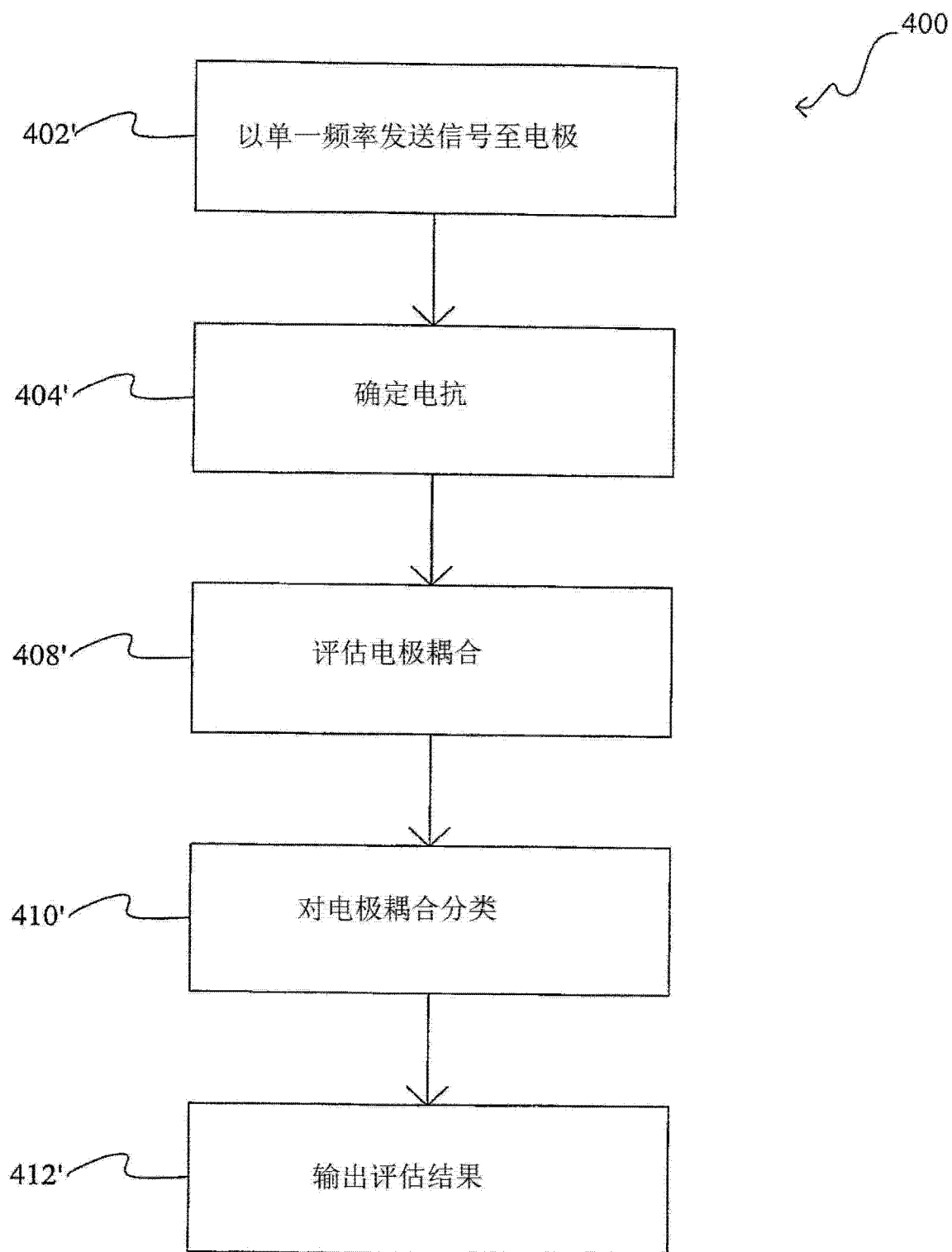


图 9b

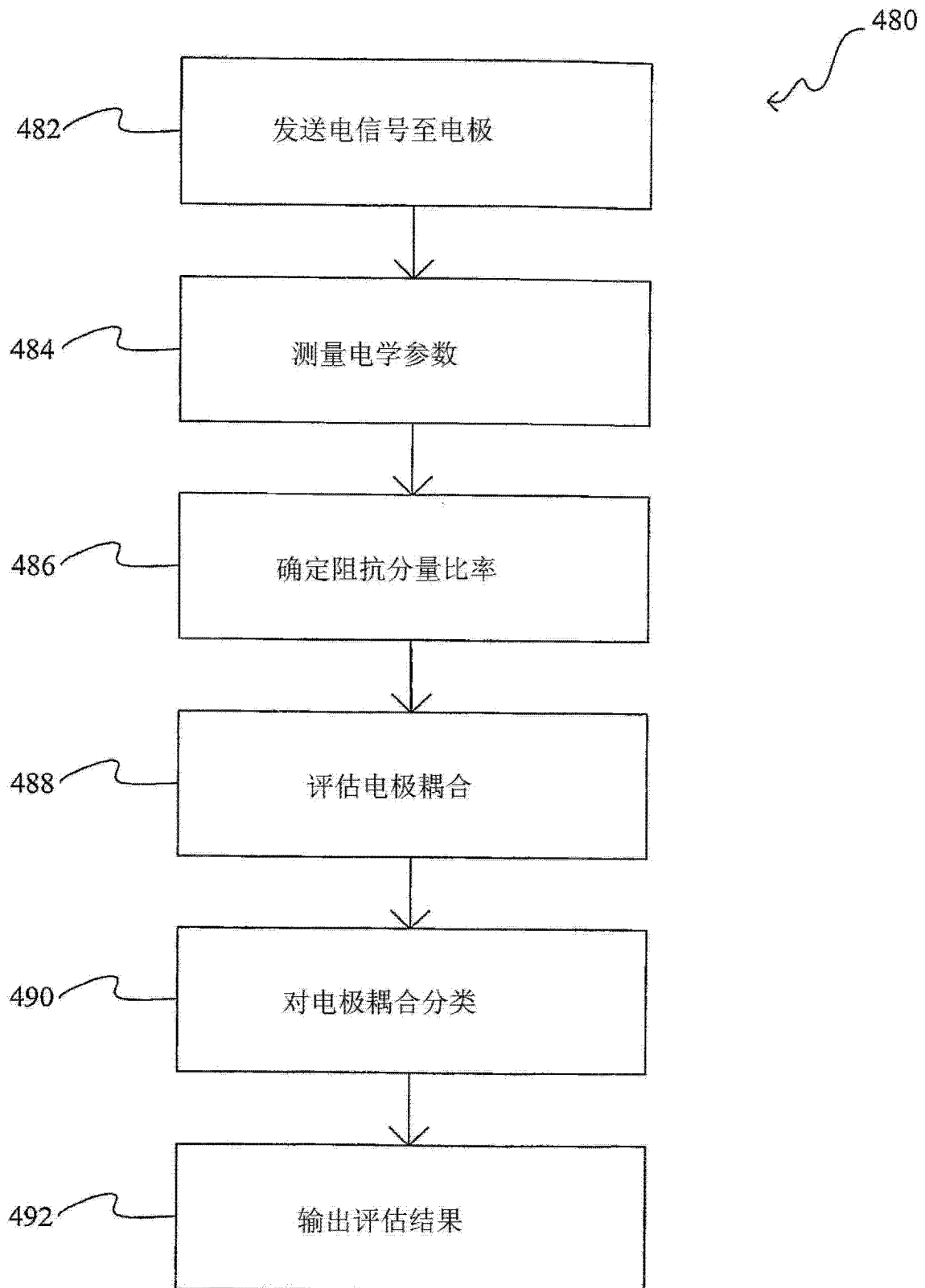


图 9c

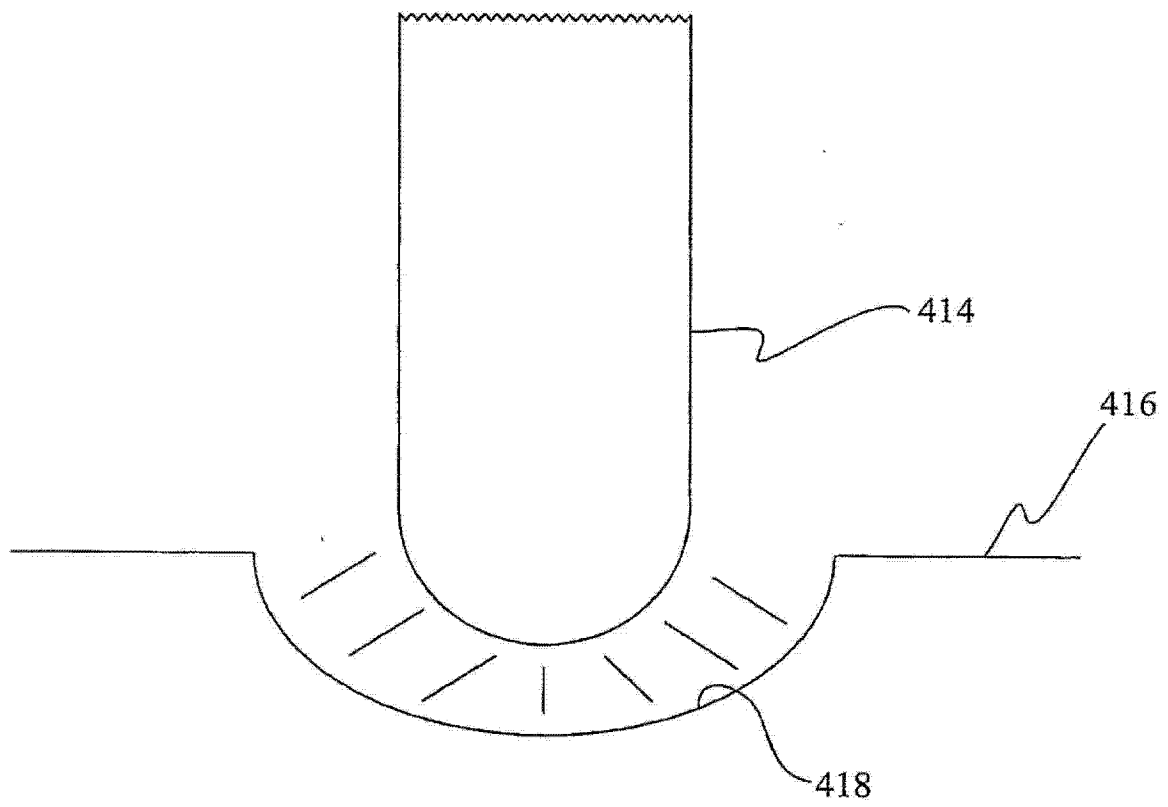


图 10

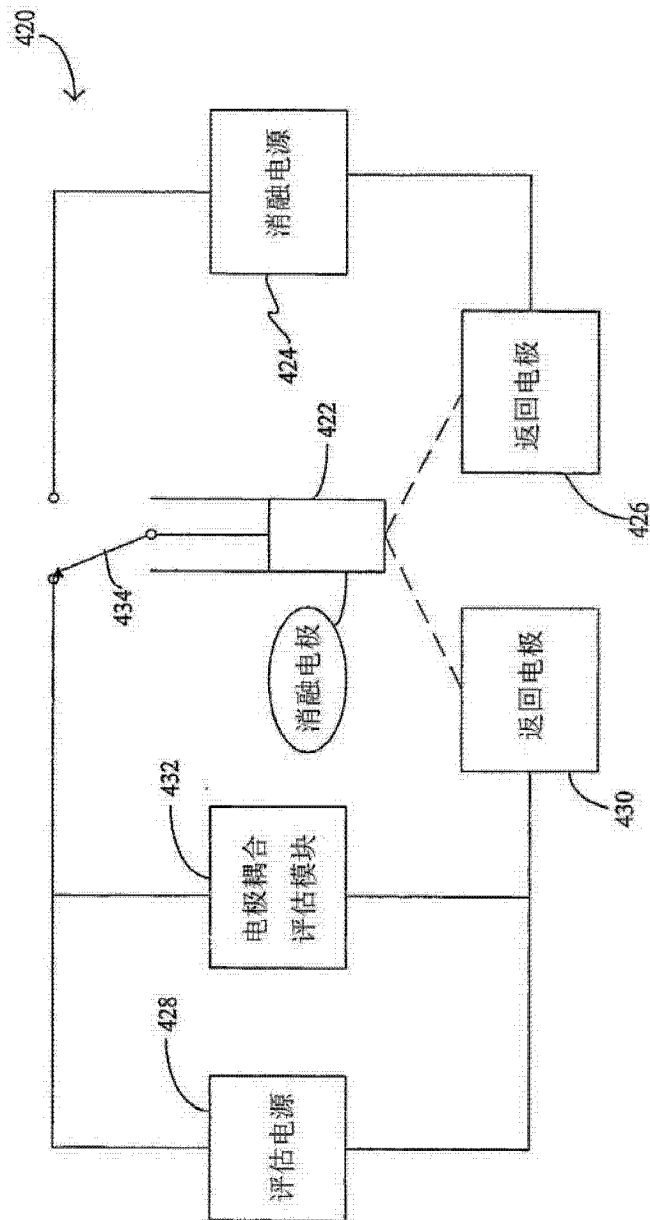


图 11a

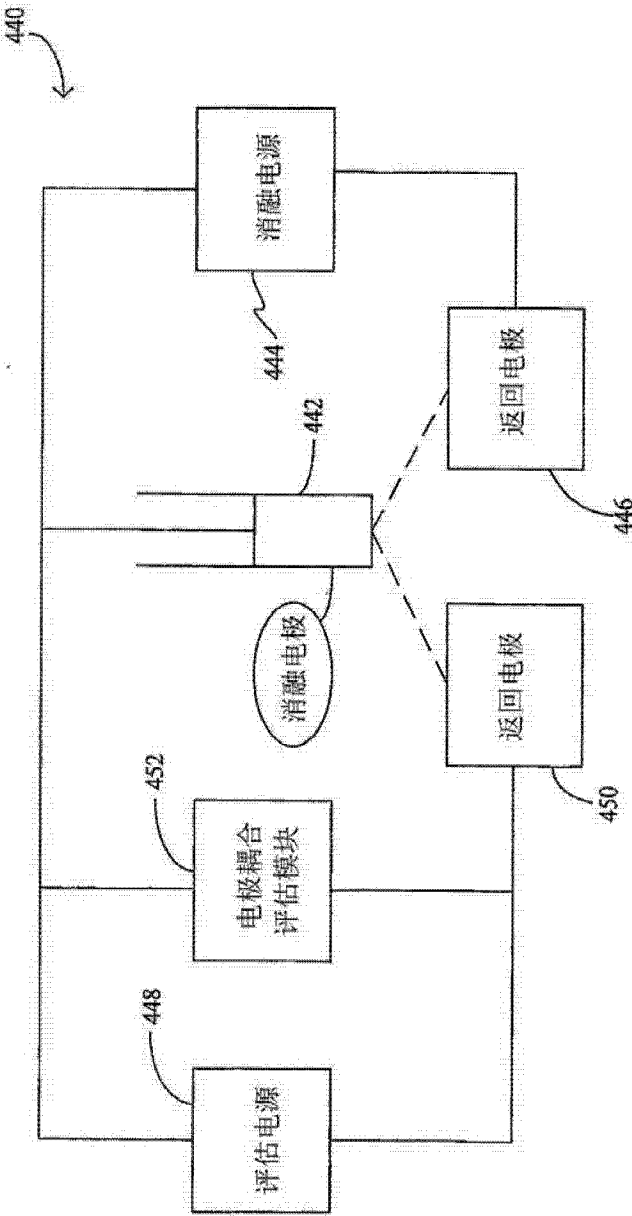


图 11b

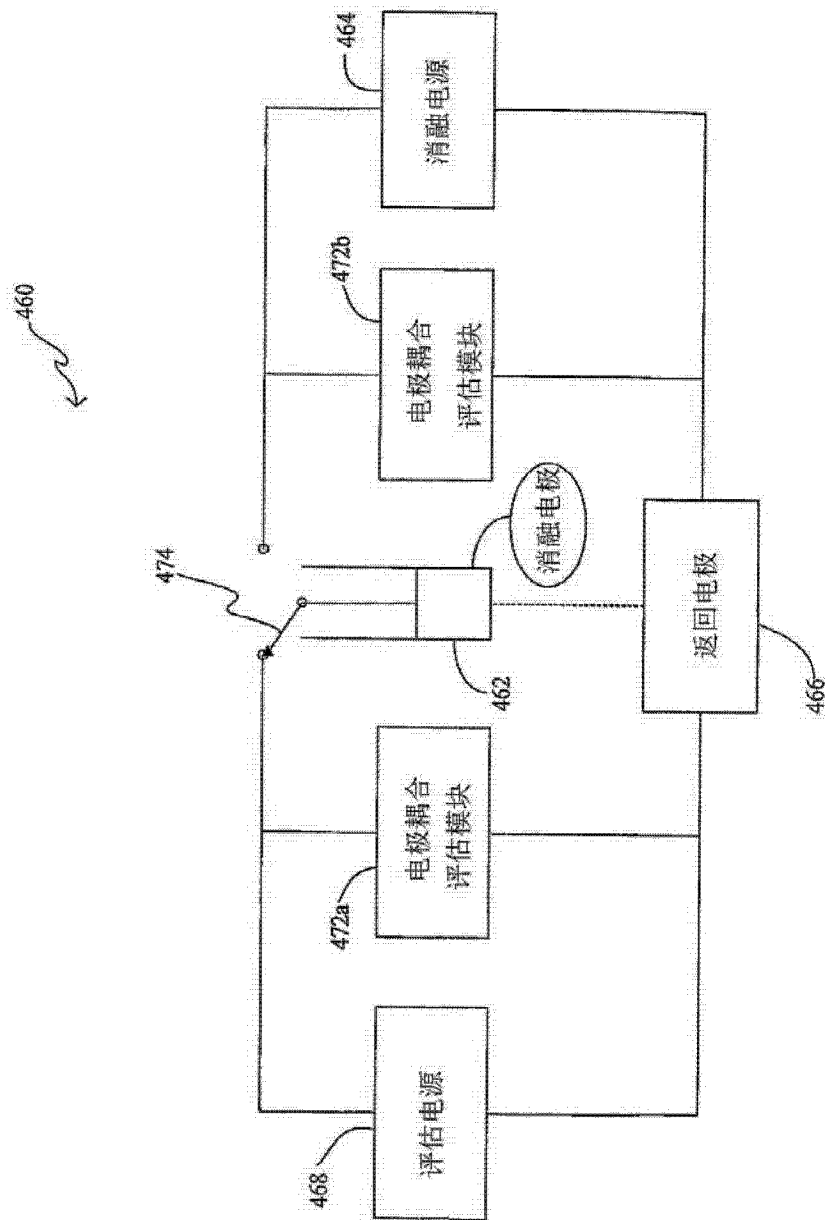


图 11c

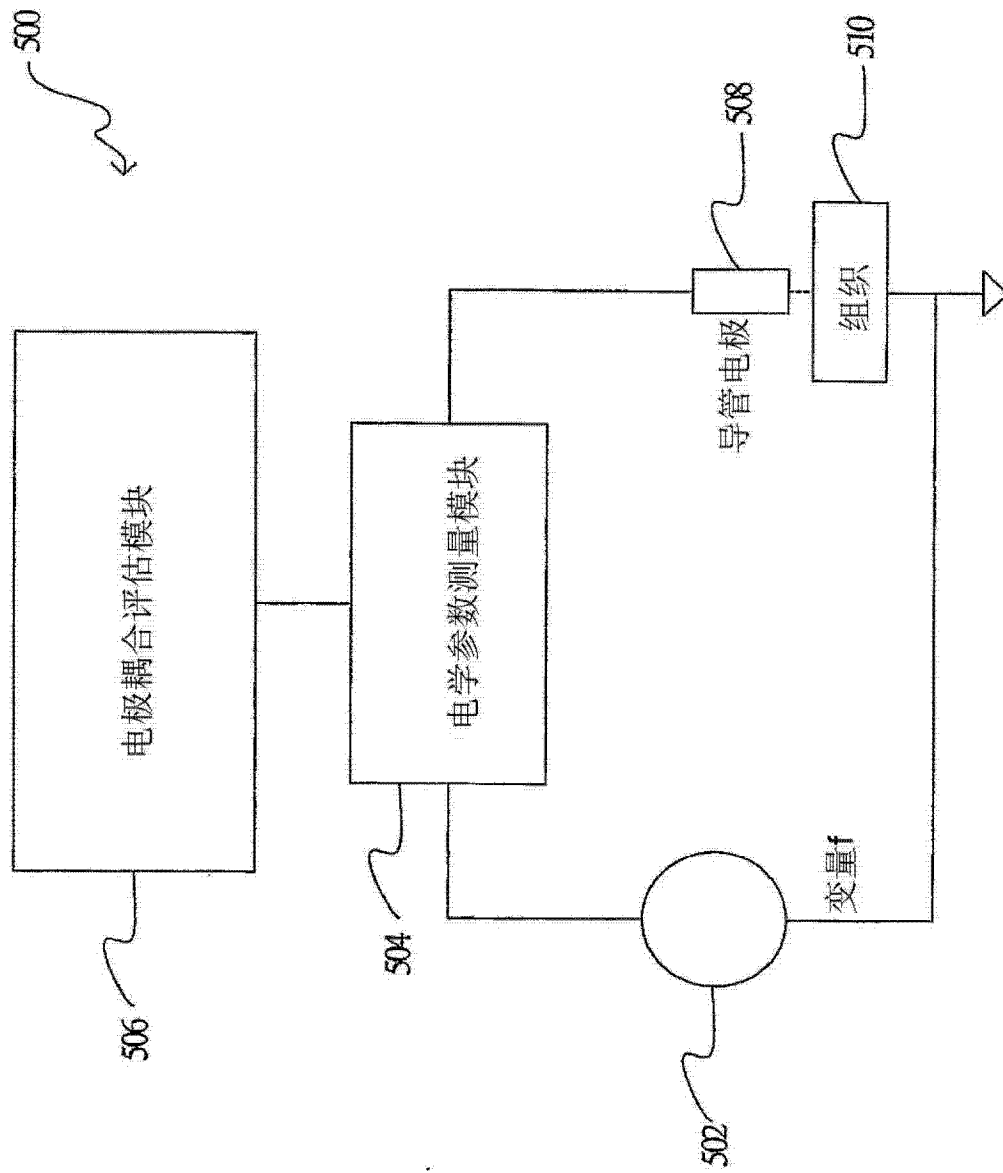


图 12a

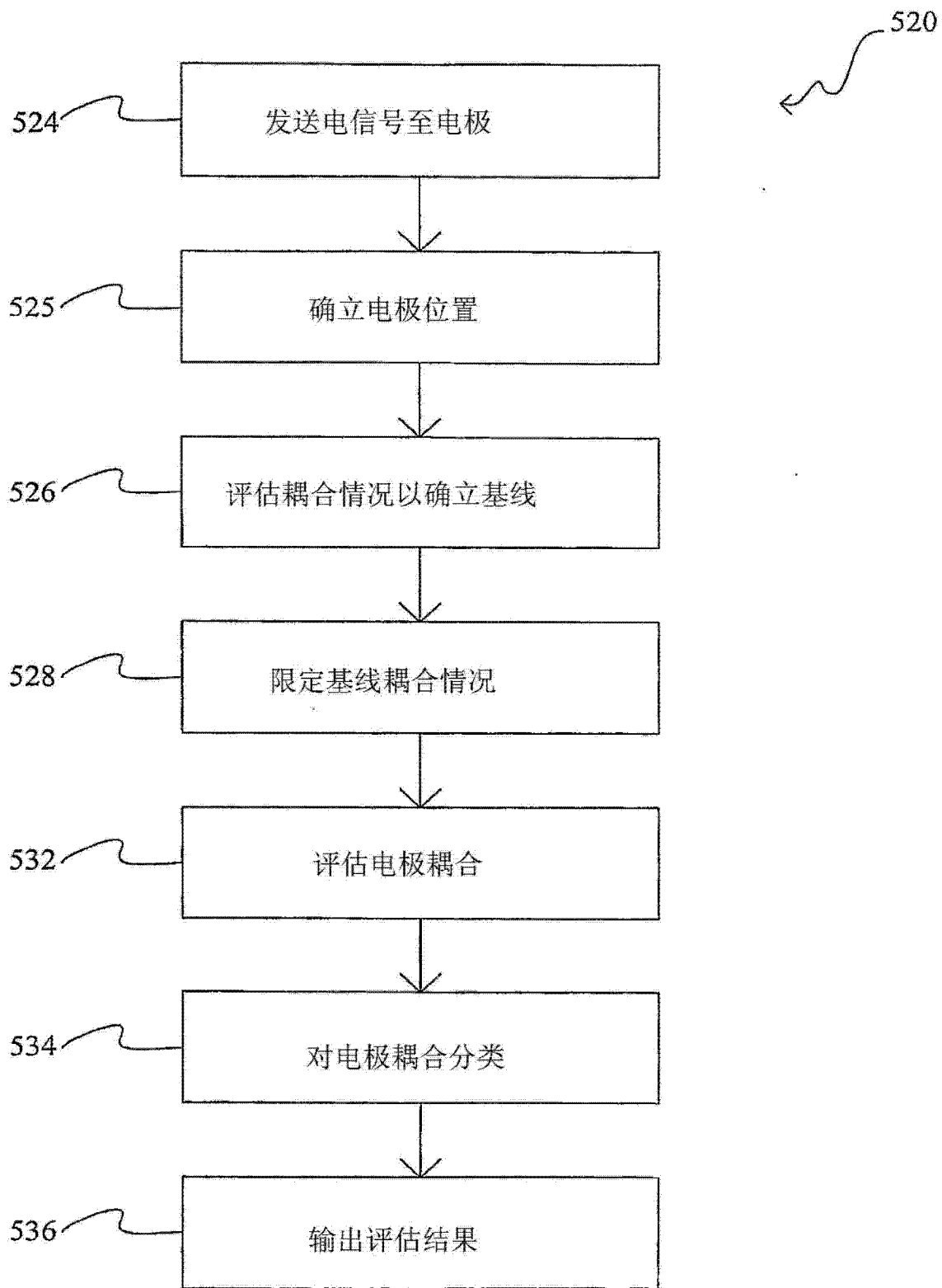


图 12b

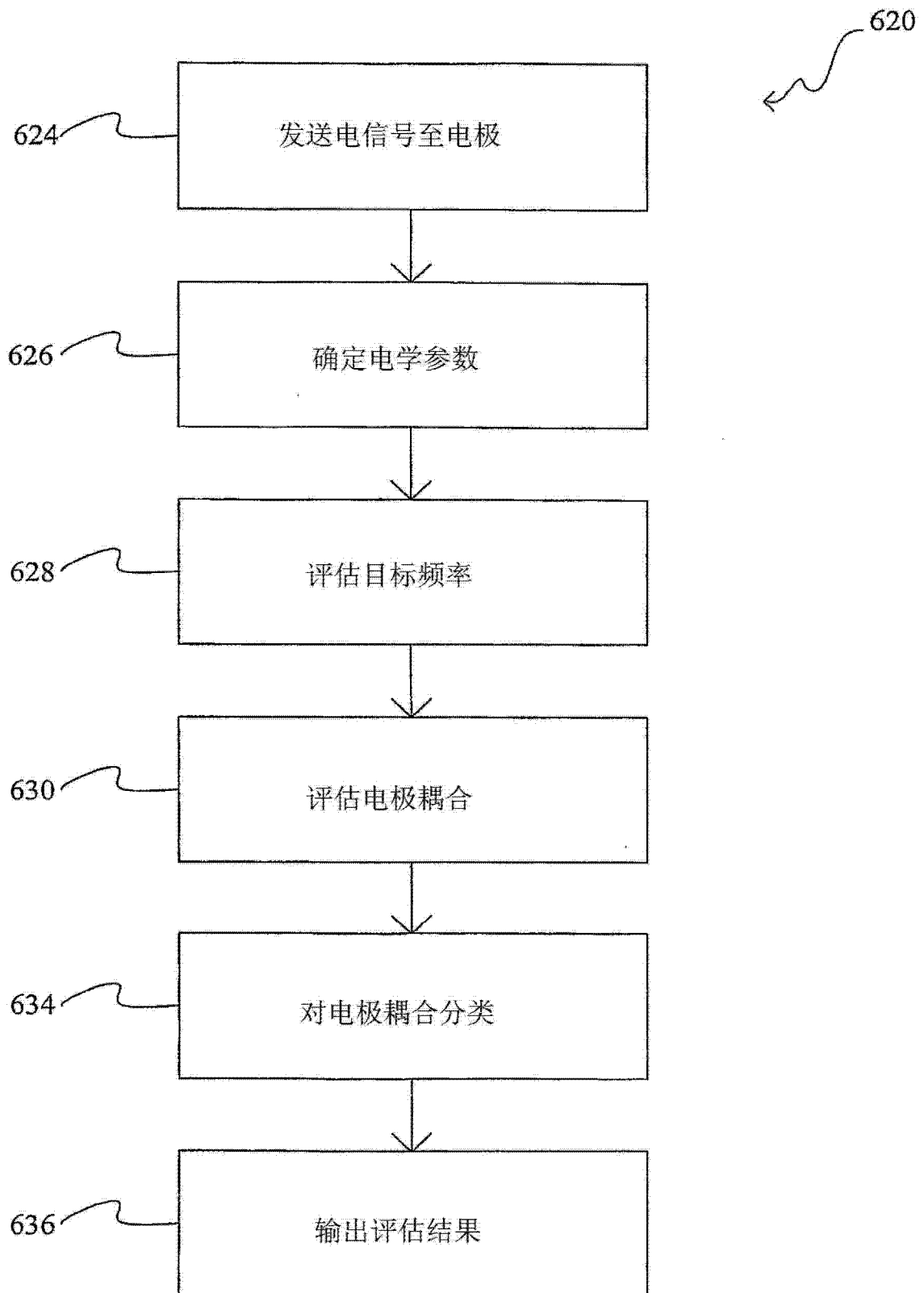


图 12c