

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03812074.7

[45] 授权公告日 2008年8月13日

[11] 授权公告号 CN 100409822C

[22] 申请日 2003.5.23 [21] 申请号 03812074.7

[30] 优先权

[32] 2002.5.27 [33] DE [31] 10224154.6

[32] 2003.4.10 [33] DE [31] 10317243.2

[86] 国际申请 PCT/EP2003/005439 2003.5.23

[87] 国际公布 WO2003/099372 德 2003.12.4

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.26

[73] 专利权人 塞隆医疗设备公司

地址 德国泰尔托

[72] 发明人 凯·德辛尔 托马斯·斯坦

安德烈·罗根

托马斯·普莱泽沃斯凯

[56] 参考文献

WO0232335A 2002.4.25

US5383917A 1995.1.24

审查员 徐 可

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 李 辉

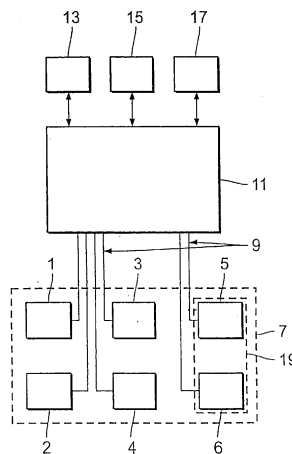
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于体组织电外科硬化的装置

[57] 摘要

本发明涉及一种施加装置，用于施加高频电流，以进行体组织的热破坏。所述装置具有：包括至少三个作用电极(1-6)的电极集合(7)，这些作用电极与体组织电连接；高频生成器(17)，可以分别与多个作用电极(1-6)电连接，用于产生高频电压；测量装置(13)，用于测量多个作用电极(1-6)之间的体组织的阻抗。此外，该施加装置还包括选择器装置(15)，用于从包括至少两个作用电极(5、6)的电极集合(7)中选择子集(19)，根据所测量的阻抗来进行该选择。将控制装置(11)实现为：在所选择的子集(19)的多个作用电极(5、6)之间分别施加高频电压，以使高频电流通过体组织在所选择的多个作用电极(5、6)之间流动。



1、一种施加装置，用于施加高频电流，以进行体组织的热硬化，该施加装置包括：所连接的电极阵列（7），具有至少三个可插入体组织中的作用电极（1-6）；高频生成器（17），用于产生高频电压，该高频生成器与所述电极（1-6）中的一个或多个可切换地连接；以及测量装置（13），用于测量所有或所选择的作用电极（1-6）之间的体组织的阻抗，该施加装置的特征在于：选择器装置（15），与所述测量装置（13）相连，并用于根据所测量的阻抗从所述电极阵列（7）中选择包括至少两个作用电极（5、6）的子阵列（19）；以及控制装置（11），与所述选择器装置（15）相连，并用于向所选择子阵列（19）的作用电极（5、6）施加高频电压，以使高频电流通过体组织在所选择子阵列（19）的作用电极（5、6）之间流动；其中，所述选择器装置（15）被设计为使得：如果所述子阵列的预定数量的作用电极（5、6）之间的阻抗、欧姆电阻，阻抗的变化或欧姆电阻的变化达到或超过一预定值，则所述选择器装置（15）自动选择新的包括至少两个作用电阻（5、6）的子阵列（19）。

2、根据权利要求1所述的施加装置，其特征在于，所述测量装置用于根据所测量的阻抗获得所有所连接电极的子阵列（19）的预定数量的作用电极（5、6）之间的欧姆电阻。

3、根据权利要求1或2所述的施加装置，其特征在于，所述选择器装置（15）具有下述构造：当从前次选择开始经过预定时间时，该选择器装置（15）自动执行新的阻抗测量操作，并重新选择包括至少两个作用电极（5、6）的子阵列（19）。

4、根据权利要求1所述的施加装置，其特征在于，所述测量装置（13）用于在施加高频电流的过程中测量作用电极（1-6）之间的体组织的阻抗或欧姆电阻。

5、根据权利要求1所述的施加装置，其特征在于，所述选择器装置（15）具有下述构造：在选择或重新选择包括至少两个作用电极（5、6）的子阵列（19）之前，所述选择器装置（15）使测量装置（13）测量作

用电极（1-6）所有可能的配对之间的体组织的阻抗或欧姆电阻，并将其之间的阻抗、欧姆电阻、阻抗的变化或者欧姆电阻的变化最小或未超过一预定值的那些作用电极（1-6）选择为子阵列（19）。

6、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述控制装置（11）具有下述构造：在施加过程的开始，将以预定周期变化的高频电压施加给所述作用电极（1-6），并在施加过程中根据在稍后时刻产生的阻抗或欧姆电阻及时地选择包括至少两个作用电极（5、6）的子阵列（19）。

7、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述选择器装置（15）或所述控制装置（11）被设计为：断开阻抗或欧姆电阻超过一预定最大值 R_{\max} 的子阵列或电极组合，并在进一步的处理中不再考虑所述子阵列或电极组合。

8、根据权利要求 7 所述的施加装置，其特征在于，所述控制装置（11）用于将待输送的最大功率 P_{\max} 减少到预定量，该最大功率 P_{\max} 是在超过小于 R_{\max} 的限定阻抗或限定欧姆电阻时通过分别选择的子阵列（19）预先确定的。

9、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述选择器装置（15）或控制装置（11）被设计为：断开阻抗或欧姆电阻小于预定最小值 R_{\min} 的子阵列或电极组合。

10、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述控制装置（11）在选择子阵列（19）之后，将通过分别选择的子阵列（19）输送的功率初始调节为较低，并在预定的时间内，以一个或更多个阶段或者连续地将该功率增大到预定的最大功率 P_{\max} 。

11、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述选择器装置（15）被设计为：选择至少三个作用电极作为子阵列（19），并且所述控制装置（11）被设计为：使作用电极受到相互之间分别相移了固定相位角的高频电压的作用。

12、根据权利要求 11 所述的施加装置，其特征在于，所选择的子阵列（19）包括三个作用电极，并且所述相位角为 120 度。

13、根据权利要求 1 所述的施加装置，其特征在于，所述作用电极

(1-6) 设置在多个电极针(100)上。

14、根据权利要求13所述的施加装置，其特征在于，所述电极针(100)为双极型电极针。

15、根据权利要求13所述的施加装置，其特征在于，所述电极针(100)为多极型电极针。

16、根据权利要求13所述的施加装置，其特征在于，所述电极针(100)由绝缘套包围，并且可以从所述绝缘套延伸出预定的长度。

17、根据权利要求13到16中的任意一项所述的施加装置，其特征在于，所述电极针(100)具有用于冷却或加热所述电极针(100)的流体通道。

18、根据权利要求17所述的施加装置，其特征在于，所述通道通向所述作用电极(1-6)，并用于提供冷却流体。

19、根据权利要求17所述的施加装置，其特征在于，所述流体为去离子液。

20、根据权利要求1所述的施加装置，其特征在于，将所述高频生成器、所述测量装置、所述选择器装置和所述控制装置一起组合在一个或多个壳体中，以形成施加生成器，该施加生成器具有用于所述电极及其馈线的连接插头。

用于体组织电外科硬化的装置

技术领域

本发明涉及一种用于施加高频电流来进行体组织热硬化的施加装置。该施加装置包括一电极阵列，该电极阵列具有可以插入体组织的至少三个作用电极（active electrode）。该施加装置还包括：高频生成器，用于产生高频电压，该高频生成器与一个或更多个电极可切换地连接；以及测量装置，用于测量所有或者所选择的作用电极之间的体组织阻抗。

背景技术

病变组织（在下文中简称为组织）的电外科硬化，特别是电热硬化，是在医学领域公知的方法。该方法对于器官肿瘤（特别是肝脏肿瘤）的治疗特别有用。对于硬化过程，将一个或更多个电极置入待硬化的组织（即肿瘤组织）中，或与其紧邻，并使交流电流在该多个电极之间或一电极与固定在体外的一中性电极之间流过。如果电流在该电极和该中性电极之间（也可以是多个电极与一个或更多个中性电极之间）流过，则将其称为单极电极结构。如果相反，电流在置入组织中的多个电极本身之间流过（在这种情况下，组织中必须有至少两个电极），则将其称为双极结构。若组织中存在多于两个的电极（交流电流在这些电极之间流过），则将该结构称为多极结构。

要置入组织中的电极通常是电极针的形式。它们具有导电圆柱杆，除一个或更多个末端区域（即所谓的电极作用区域，或简称为作用电极）外，该导电圆柱杆相对于周围的组织电绝缘。相反地，作用电极与体组织导电连接。可选择地，作用电极可以具有集成的热传感器。在特定的实施例中，可以在杆的末端机械地延伸出另外的作用电极，以扩大可以进行治疗的组织的体积。

在单极结构中，通过高频生成器在作用电极和中性电极之间，或者

多个作用电极之间感应出电流。在另选的双极结构中，可以取消中性电极。在这种情况下，通过另一作用电极使电路闭合，在这方面，可以将所需的作用电极相互绝缘地以同轴的结构设置在电极针上，或者设置在两个独立的电极针上。

组织的欧姆电阻（为复合组织阻抗的一部分）使通过电极施加的交流电流被转换为焦耳热。在 50℃ 到 100℃ 之间的温度下，体特异（body-specific）蛋白发生大规模的变性，结果使有问题的组织区域死亡。通过在作用电极处的高密度电流，主要在这些电极区域进行了加热，从而可以进行局部热肿瘤破坏。

在美国专利 No.5630426 中以示例的方式公开了一种用于病理组织电热硬化的装置和方法。

对于治疗效果尤其是治疗的可靠性至关重要是产生最适合于病理组织（即肿瘤组织）范围的热破坏区域。

发明内容

本发明的目的是提供一种装置，用于组织的电热硬化，使得能够可靠地破坏病理组织。

通过本说明书开始部分所述的用于施加高频电流的那种装置来实现该目的，该装置具有选择器装置，该选择器装置与测量装置相连，并用于根据所测量的阻抗从电极阵列中选择包括至少两个作用电极的子阵列。用于施加高频电流的该装置还具有控制装置，该控制装置与该选择器装置相连，并用于将高频电压施加给所选子阵列的作用电极，以使高频电流通过体组织在作用电极之间流过。

在优选结构中，该施加装置具有下述构造：高频生成器、测量装置、选择器装置和控制装置组合在一个或更多个壳体中，以形成施加生成器，该施加生成器具有用于电极及其馈线的连接插头。因此可以选择性地将电极与施加生成器相连。

该施加生成器优选地包括连接检测单元，该连接检测单元与连接插头相连，并用于自动检测电极是否与连接插头相连。该连接检测单元优

选地与控制单元相连。

相应地，该控制单元优选地具有下述构造：所有所连接的电极都参与电疗法，以在预定的时间内，通过选择器装置向各个所连接的电极施加至少一次高频电压。

在一另选结构中，可以为施加生成器提供多个开关，可以通过这些开关选择性地切断给定电极，以不将高频电压以所述方式施加给被切断的电极。

其它的从属权利要求说明了本发明的更好的构造。

本发明基于下述事实，即电极在肿瘤中的排列在产生最适于肿瘤组织的破坏区域方面起关键作用。在临床实践中，当处理相对大的待破坏组织区域时，通常在组织中同时置入多个电极针，以通过叠加由单个电极产生的热破坏区域来提高功效。此外，在一些应用中，通过多通道温度测量来实现均匀的热破坏区域。然而实践证明这是不够的，因为其只涉及点的测量，而不能考虑与测量位置有一定距离的组织特性。这需要反复的治疗，也就是说，在进行治疗的组织区域中没有达到完全破坏肿瘤组织所需的温度。因而，病人会受复发的困扰，并不得不再次接受治疗。

组织阻抗在很大程度上取决于热组织破坏的进展。具体地，随着组织硬化的增加，其欧姆电阻增大，同时阻抗也增大。本发明的基本原理在于：与温度相比，组织阻抗表示一条体积信息（volume information），该体积信息完整地描述了阻抗测量所需的两个测量位置之间的组织特性。因此，根据本发明，可以将与多极施加结构相结合的阻抗特性的变化用于最优治疗控制。意外地发现，在涉及多极施加的情况下，也就是说，在使高频电流在多个作用电极对之间流过的情况下，各作用电极之间的组织阻抗没有表现出一致的特性。相反地，各作用电极对之间的组织可能已转变为干枯状态（drying-out），在这种情况下，该组织具有非常高的阻抗，而其它电极对之间的组织还没有达到该状态，因而表现出较低的阻抗。这与临床诊断（recognition）相关，即使利用点温度测量，也不能保证可靠的大量破坏。导致体组织非均质干枯的原因例如是非均匀

分布的血管，血管产生局部限定的冷却效果，因而抵消了治疗效果。

另外，在多电极结构的情况下，与纯粹的双极结构的情况相类似，可以完全取消中性电极。通过这种方式，电流的流动仍然被限制在目标区域中，因而不再产生单极施加模式中的公知的次生效应（secondary effect）。

测量单元优选地用于根据所测量的阻抗获得所有所连接电极的子阵列（19）的预定数量的作用电极（5，6）之间的欧姆电阻。优选地，对于低值 R （0-200 欧姆），这通过将欧姆电阻或作用电阻 R 确定为在根据所测量的作用功率和所测量电流的平方而获得的商的范围内来实现。相反地，对于高值 R （大约 4200 欧姆），主要通过所测量电压的平方与同时测量的功率之间的商来确定欧姆电阻或作用电阻 R 。这种另选结构的优点在于可以根据对实际关注的欧姆组织电阻的关键依赖关系来实现组织切除（tissue ablation）功率的控制，而相反地，依赖于所测量阻抗的控制很大程度上受到可变电抗性阻抗（reactive impedance）元件（例如，由于线路电容和线路电感）的影响。确定有效欧姆电阻的目的在于使用简单的手段来减少电抗性阻抗对电极作用的影响。

根据本发明的施加装置用于施加高频电流以进行体组织的热硬化，该施加装置包括：电极阵列，具有可以插入体组织的至少三个作用电极；高频生成器，用于产生高频电压，该高频生成器可切换地连接到一个或更多个电极；以及测量装置，用于测量全部或所选择的作用电极之间的组织的阻抗或欧姆电阻。该施加装置还包括选择器装置，该选择器装置与测量装置相连，并用于根据所测量的阻抗或欧姆电阻从电极阵列中选择包括至少两个作用电极的子阵列。还包括控制装置，该控制装置与选择器装置相连，并用于向所选择子阵列的作用电极施加高频电压，以使高频电流通过体组织在这些作用电极之间流过。

在这种情况下，术语“子阵列”用于表示电极阵列的包括至少两个作用电极的任一部分，包括选择整个电极阵列作为子阵列的情况。由于作为与组织特性相关的体积信息的阻抗（特别是欧姆电阻）表示对硬化效果的进展的测量，所以阻抗或作用电阻测量适用于在待硬化的组织区

域中确定硬化的不同程度。可以通过向电极阵列的所选作用电极施加高频电压，以指定目标的形式治疗各种组织区域。在这种情况下，电极的选择（即，子阵列的形成）确定了通过待硬化组织的电流路径。

在本发明的实施例中，选择器装置具有下述构造：当从前一次选择开始经过预定时间时，进行新的阻抗或作用电阻测量操作并选择新的包括至少两个作用电极的子阵列。

仅仅在预定的时间内施加高频电流，并且根据新的阻抗或作用电阻选择新的子阵列，意味着可以以预定的时间间隔检查硬化处理的进展，并可使高频电流的进一步施加与所检测的进展相适应。在这方面，该新的选择可以选择与先前使用的子阵列不同的电极子阵列，以通过待硬化组织中的变化的电流路径对硬化的进展作出反应。尤其在不是对所有待硬化组织都均匀硬化，而是以不同的速度局部进行硬化的情况下，这是优选的。此外，通过按时间顺序限制施加的周期，可以避免因过长时间施加高频电流而导致所治疗的组织区域被灼伤（burning）。

在本发明的另一构造中，在施加高频电流的过程中，采用测量装置测量体组织的阻抗或作用电阻。所测量的阻抗或作用电阻值例如可以与电热治疗开始前测量的基准值相关。这种构造具有下述优点：可以根据电极之间组织的阻抗或作用电阻测量，尤其是相对于基准值的阻抗或作用电阻的变化，来连续地检测硬化的进展。因此，可以根据硬化的进展来确定通过电极子阵列施加高频电流的持续时间。通过将所测量的阻抗或作用电阻值与先前确定的基准值进行比较，使得在确定施加持续时间时可以考虑对所测量的阻抗或作用电阻值的不良影响，该不良影响例如是由不同电极之间的不同间隔而引起的，或者是由在治疗开始前已经存在的与不同的待治疗组织区域相关的不同阻抗而引起的。

优选地，将选择器装置设计为使得：如果子阵列的预定数量的作用电极之间的体组织的阻抗或作用电阻达到或超过预定值，则选择包括至少两个作用电极的新的子阵列。

达到或超过预定的阻抗或作用电阻值的事实表明硬化已进行到给定的程度。随后可以对待硬化组织的还没有硬化到这种程度的其它部分进

行硬化处理。这使得可以避免不必要的过长施加持续时间以及由此导致的患者紧张。此外，这也可以特别有效地避免由于在组织区域过长时间地施加高频电流而灼伤该组织。

可以组合依赖于时间的选择和依赖于阻抗的选择，从而只要经过预定时间或达到预定的阻抗或预定的作用电阻就进行新的选择。

在本发明的另一构造中，选择器装置构造为使得：在选择或重新选择包括至少两个作用电极的子阵列之前，该选择器装置使测量装置进行与所有可能的作用电极对之间的体组织的阻抗或作用电阻相关的测量，并选择其之间的阻抗或作用电阻最小或未超过预定值的那些电极作为子阵列。

在新的选择中，由于选择了其之间的体组织表现出最低阻抗或最低作用电阻的那些作用电极，所以可以有目的地将高频电压施加到硬化进展程度最低的那些组织区域。

根据本发明的施加装置的有益进展在于，控制装置被构造为使得：在施加过程的开始，将以预定周期变化的高频电压施加给作用电极，并在施加过程中根据在稍后时刻产生的阻抗或欧姆电阻及时地选择包括至少两个作用电极的子阵列。在施加操作的开始，整个待硬化组织中的阻抗或作用电阻通常仍为相同或大致相同的值。阻抗或作用电阻的局部差异仅在施加过程期间产生，从而与阻抗或作用电阻相应的电极选择仅在施加过程期间才有意义。

施加装置的另一有益进展在于，选择器装置设计为选择至少三个作用电极作为子阵列，并且控制装置被设计为使得作用电极受到相互之间分别相移了固定相位角的高频电压的作用。相移高频电流改善了在待硬化组织中施加的高频电流的均匀性。

优选地选择三个作用电极作为子阵列，相位角为 120 度。这使得可以使用三相电流来操作作用电极。

优选地将选择器装置或控制装置设计为使得：选择器装置或控制装置断开阻抗或欧姆电阻超过预定的最大值 R_{\max} 的子阵列或电极组合。随后在对应的体积单元（volume element）中终止组织硬化。

另外地或另选地，控制装置用于将待输送的最大功率 P_{\max} 减少到预定量，该最大功率 P_{\max} 是在超过小于 R_{\max} 的限定阻抗或限定欧姆电阻时通过分别选择的子阵列预先确定的。以这种方式，通过单纯地使基本硬化的组织干枯，可以防止在硬化将要结束之前，所选择的电极子阵列被过早地断开。

优选地，选择器装置或控制装置被设计为使得：选择器装置或控制装置切断阻抗或欧姆电阻小于预定的最小值 R_{\min} 的子阵列或电极组合。通过这种方式可以检测短路，以防止危及患者。

优选地，在选择子阵列之后，控制装置将通过分别选择的子阵列传输的功率初始调节为较低，并在预定的时间内，以一个或更多个阶段或连续地将功率增大到预定的最大功率 P_{\max} 。这避免了“爆玉米花效应”，该效应是指在突然施加最大功率时，由于可能的蒸汽泡不能足够快地消散，所以突然产生的压力使组织破裂或者使该电极针脱离。

在本发明的优选构造中，将施加装置的作用电极或所选择的电极设置在电极针上，这使得能够在待硬化的组织区域中或待硬化的组织区域周围精确地设置这些作用电极。

电极针可以是双极电极针的形式，即，这些电极针分别包括两个相互绝缘的作用电极，这两个作用电极可以相互独立地受到高频电压的作用。通过这种方式，不仅可以使高频电流在不同的电极针之间流动而且可以使高频电流沿单个电极针流动，这增加了电流路径的可变性，并由此增加了待硬化组织区域的可单独硬化部分的数量。

通过使用多极电极针（即，具有多于两个的作用电极的电极针）可以进一步增加可变性因素。

电极针的有益进展在于，它们被绝缘套（enclosure）包围，并且可以从绝缘套延伸出预定的长度，从而可以通过从套中延伸或回缩电极针来调节多极电极针的电极数量。

电极针可以具有一个或更多个流体通道，用于冷却或加热作用电极或整个针。具体地，将气体和液体看作为流体。可以使用加热或冷却来使由于高频电流而引起的组织温度升高（即，组织中的温度模式（pattern））

变得均匀。也可以将流体通道用于现有的普通电极针中，以实现更均匀的温度模式。

在一种构造中，通道的特征在于，它们通向作用电极，并用于提供冷却流体。高频电流的电流密度最大的地方，组织温度的升高最大。通常电流密度在作用电极处最大。对电极进行冷却可以降低与电极直接相邻的组织温度，并由此使组织中的温度模式更加均匀。

在一实施例中，该流体为去离子液（deionised liquid）。液体的导热系数通常比气体的高，但通常导电，从而需要为通道提供良好的电绝缘。使用经过去离子并由此而不导电的液体意味着基本上可以省去通道的电绝缘。液体的去离子程度越好，绝缘所需的范围和费用就相应地越低。

附图说明

下文中参照附图通过详细的实施例，以示例的方式描述本发明的其它特征和优点，在附图中：

图 1 是表示本发明的组件的电路方框图；

图 2 是表示本发明一另选结构的电路方框图；

图 3a 和图 3b 表示在根据本发明的装置中使用的电极针；

图 4a 和图 4b 以示例的方式表示了组织中电极针的设置的平面图和侧视图以及相关电流；以及

图 5a 和图 5b 以示例的方式表示了组织中电极针的另一设置的平面图和侧视图以及相关电流。

具体实施方式

图 1 是根据本发明的用于硬化体组织的装置的示例方式的实施例的电路方框图。该装置包括多个作用电极 1 到 6，这些作用电极一起形成电极阵列 7。电极 1 到 6 分别通过各自的独立线路 9 与控制单元 11 相连。与控制单元 11 相连的还有：测量装置 13，用于测量电极 1 到 6 之间的组织的阻抗或作用电阻；选择器装置 15，用于选择电极；以及高频生成器 17，用于产生高频交流电压。

在多极的情况下，高频生成器 17 例如具有在 $20\text{-}50\Omega$ ，工作频率为 470kHz 条件下的 250W 输出功率。在双极的情况下，输出功率例如为在 100Ω ，工作频率同样为 470kHz 条件下的 125W 。高频生成器的工作范围为 10 到 1000Ω 之间。由测量装置 13 进行的阻抗或作用电阻测量可以在 470kHz 的工作频率或其它频率，尤其是低频（例如 20kHz ）下实现。将高频生成器设计为适于在满负荷下工作 20 分钟的典型施加时间或者更长时间。

将测量装置 13 设计为能够测量电极阵列 7 中的每两个电极之间的组织的阻抗或作用电阻。例如通过下述过程来实现测量操作：在电极阵列 7 的两个电极之间施加交流电压，然后测量装置 13 测量流过两个电极的交流电流。在这方面，这足以测量阻抗的幅值（即，组织的作用电阻）。然而，另选地，测量装置 13 可以确定流过两个电极的交流电流和施加给电极的交流电压之间的相位差，从而可以完全地确定阻抗。根据阻抗测量的结果，选择器装置 15 可以确定电极之间的组织的硬化程度。硬化程度越高，组织的阻抗相应地越高。

为了在确定组织状态时，能够考虑阻抗的频率依赖性，可以以多种频率进行阻抗测量。例如在确定施加高频电流的施加参数时，可以考虑包含在阻抗的频率依赖性中的信息。

在本实施例中，对电极阵列 7 的所有可能的电极对进行所述的阻抗测量操作，以使选择器装置 15 可以获得每两个相应电极对之间的所有组织区域的阻抗值。然后，基于这些阻抗值，选择器装置 15 选择电极阵列 7 的至少两个电极，该至少两个电极构成电极阵列 7 的子阵列。

选择器装置 15 将所选择的子阵列与控制单元 11 连通，然后控制单元 11 通过线路 9 将由高频生成器 17 产生的高频电压提供给子阵列 19 的多个电极（这里为电极 5 和 6）。为此，控制单元 11 包括开关单元，利用该开关单元，可以将多个线路 9 分别连接到高频生成器 17。该高频生成器 17 例如可以是恒流源或恒压源。

当向子阵列 19 的电极 5 和 6 施加高频电压时，高频交流电流在电极 5 和 6 之间流过，导致组织温度升高，结果使组织变性。在预定的时间周

期之后，控制单元 11 终止向子阵列 19 的电极提供高频电压，并使测量装置 13 再次测量电极阵列 7 的所有可能电极对之间的阻抗。选择器装置 15 随后例如从电极阵列中选出其之间组织的阻抗升高最小的电极对作为子阵列 19。还可以使用不同的加权因子对阻抗值进行加权。所选择的电极对可以是与前一选择过程中相同的电极对 5、6，或者是不同的电极对。后者可能是下述的情况：由于电热治疗，电极 5 和 6 之间组织的阻抗增大，使其高于至少另一对电极之间的组织的阻抗。

电极阵列 7 的子阵列 19 还可以包括多于两个的电极。在这种情况下，预先确定一阻抗阈值是适宜的，该阈值预先设定是否向对应电极对之间的组织施加高频电流。如果电极对之间的阻抗没有达到或超过该阻抗阈值，则将所关注的电极对并入子阵列 19。

在本发明的一另选结构中，在施加高频电流的过程中，测量装置 13 连续测量电极之间的阻抗，并且只要电极 5 和 6 之间组织的阻抗或阻抗的增幅超过预定阈值，就向控制单元 11 输出信号。控制单元随后终止施加高频电流。在终止施加高频电流之后，控制单元 11 使测量装置 13 再次测量所有电极对之间组织的阻抗，并随后根据阻抗测量过程的结果，使选择器装置 15 选择电极阵列 7 的新的子阵列 19，然后通过该新的子阵列 19 向组织施加高频电流。

如果子阵列 19 包括多于两个的电极，则可以假定只要多个电极对中的一对之间的阻抗超过预定值或者另选地当预定数量的电极对之间的组织的阻抗超过预定的阻抗阈值，控制装置 11 就终止施加高频电流。

本发明的一另选实施例在图 2 中被表示为电路方框图。由相同的标号表示与图 1 所示的实施例中相同的组件，并且在下文中不再进行描述。

该另选构造与图 1 所示实施例的不同在于，具有与控制单元 11 分离的单元形式的开关单元 12。与开关单元 12 直接相连的有高频生成器 17 和 A/D 转换器 14，A/D 转换器 14 用于将由阻抗测量获得的模拟信号转换为数字信号，该数字信号被传送给处理器 16。开关单元 12 用于将各个电极 1-6 分别连接到高频生成器 17 和/或 A/D 转换器 14。

处理器 16 包括测量或评估单元 13'，该测量或评估单元 13' 与 A/D 转

换器 14 相连，用于接收由阻抗测量获得的数字信号，并根据所接收的信号确定体组织的阻抗。评估单元 13'还与选择器单元 15 相连，用于输出阻抗值，选择器单元 15 进而连接到控制单元 11。该选择器单元 15 根据阻抗值选择要使用的作用电极（在所示实施例中为电极 5 和 6），并随后将该选择通知给控制单元 11。根据该选择，控制单元 11 通过控制线路对开关单元 12 进行控制，从而将所选择的作用电极连接到高频生成器 17。

另选地，控制单元 11 可以通过控制线路另外连接到高频生成器 17，以能够调节由高频生成器 17 传送的高频电压的频率。

在所示的实施例中，作用电极为电极针的形式。在图 3a 中示出了这种电极针。在其近端（即，凸出到组织外部的那一端），电极针 100 具有柄区 102，而在其末端（即，要插入到组织中的那一端 104），具有两个作用电极 120 和 122（见图 3b）。设置在两个电极 120 和 122 之间的是绝缘区 124，该绝缘区 124 使两个电极相互电绝缘。虽然图 3a 和图 3b 中所示的电极针具有两个电极，但电极针也可以具有多于两个的作用电极或只有一个电极。如果存在多于两个的作用电极，则在所有的电极之间的具有各自的绝缘区。电极针 100 的所有电极通过各自的独立线路与控制装置（未示出）相连，以使得可以向各个电极分别施加高频电压。

在其内部，电极针 100 可以包括一个或更多个用于提供流体以冷却或加热该作用电极或整个针的通道。

图 4a 和 4b 图示了该施加装置的应用的第一示例。该图示出了病理组织 200（目标组织），通过穿刺将三个电极针 100 插入病理组织 200 中，以使三个电极针的作用电极 120 和 122 与该目标组织直接电接触。

首先由控制单元 11 向电极 120 和 122 施加高频电压，以使高频电流沿电极针 100 的轴向在电极 120 和 122 之间流动。在图 4b 中示出了这些电流，而在图 4a 中通过虚线示出对应的电势。

图 4a 表示三个电极针 100 的平面图，而图 4b 表示三个电极针 100 中的两个的侧视图。通过所有三个电极针 100 的电流的叠加，在这些针之间产生了电流均匀的组织区域，从而可以实现该组织区域的均匀加热。

同时，随着高频电流的施加，利用测量装置 13 在工作频率或者其它

频率下测量电极 120 和 122 之间的组织阻抗。具体地，如果为此采用了与工作频率不对应的频率，则通过正在进行的施加，可以测量单个电极对之间的组织的阻抗，而施加的电流基本不会妨碍该测量过程。为此，该测量装置包括鉴频器或滤波器，该鉴频器或滤波器能够将阻抗测量频率（例如 20kHz）与工作频率（例如 470kHz）分离。

图 5a 和图 5b 表示根据本发明的施加装置的应用的另一示例。在该实施例中，不是将三个电极针 100 插入到目标组织中，而是通过穿刺插入在目标组织的外部，以将目标组织设置在三个电极针 100 之间。与图 4a 和图 4b 所示的示例相反，在这种情况下，电流与针的轴线不平行，而是从一个电极针到另一电极针。通过这种方式，可以在目标组织 200 中获得均匀的电流。另外，可以避免在去除电极针时夹带恶性组织。

该施加装置可以仅使用沿针流动的轴向电流或仅使用在两个不同的针之间流动的电流或者使用两者的组合来进行工作。在重新选择作用电极的子阵列之后，电流流动的方向可以从一种模式切换到另一种模式。

虽然通过示例的方式在各个实施例中示出了具有 6 个电极的电极阵列，但是电极阵列也可以包括多于或少于 6 个的电极。

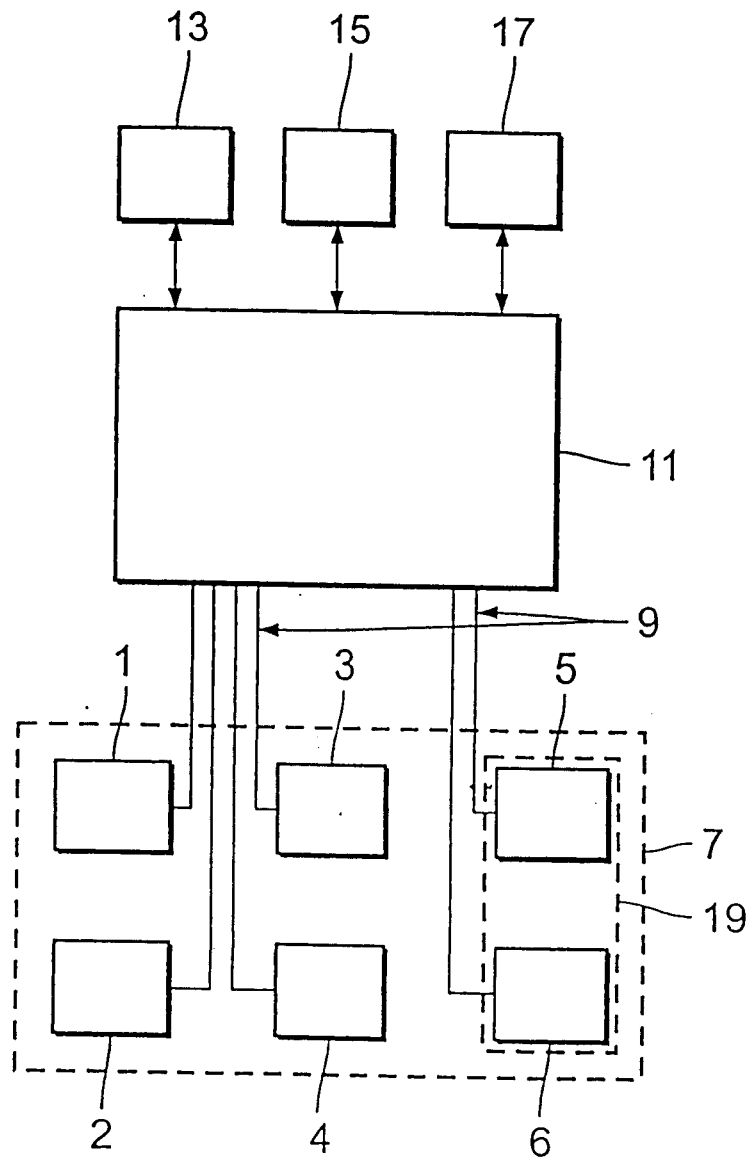


图 1

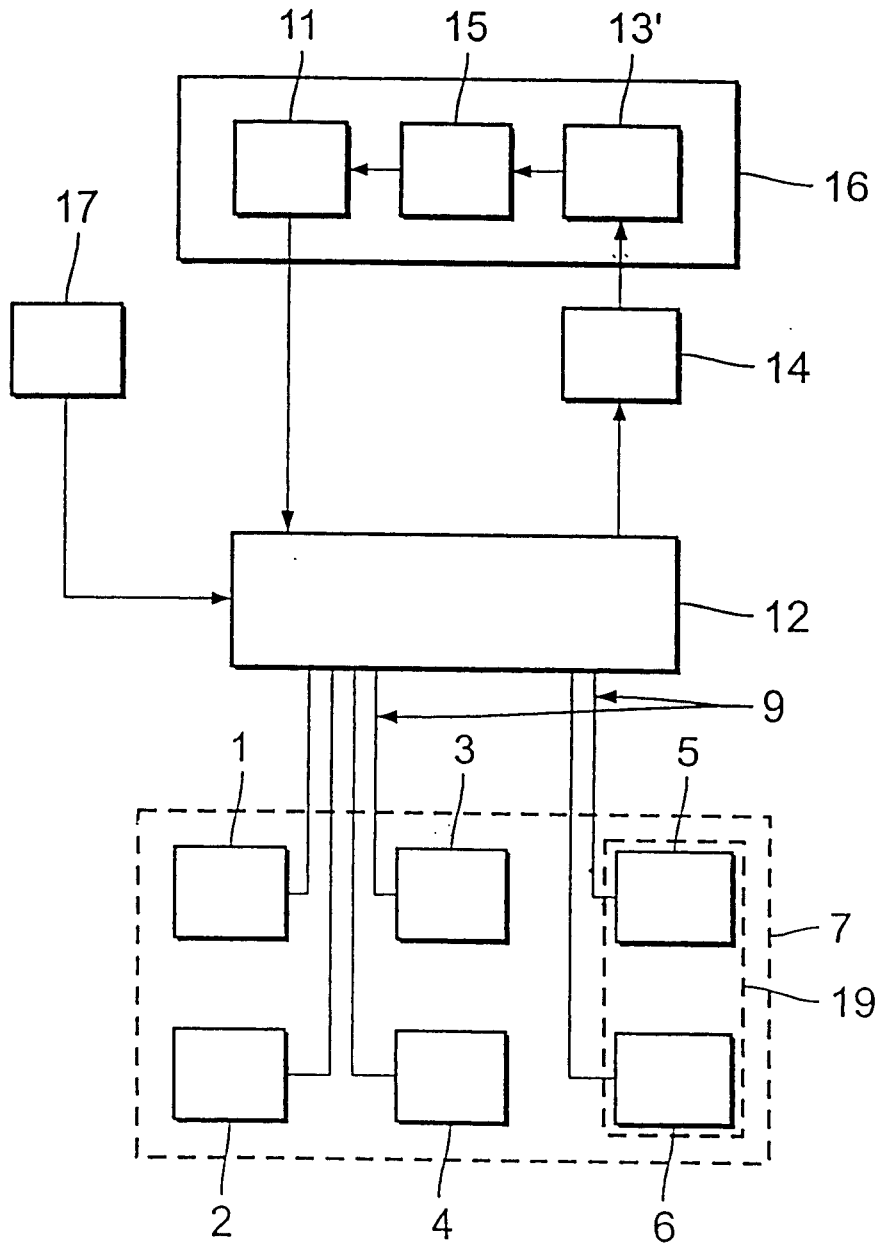


图 2

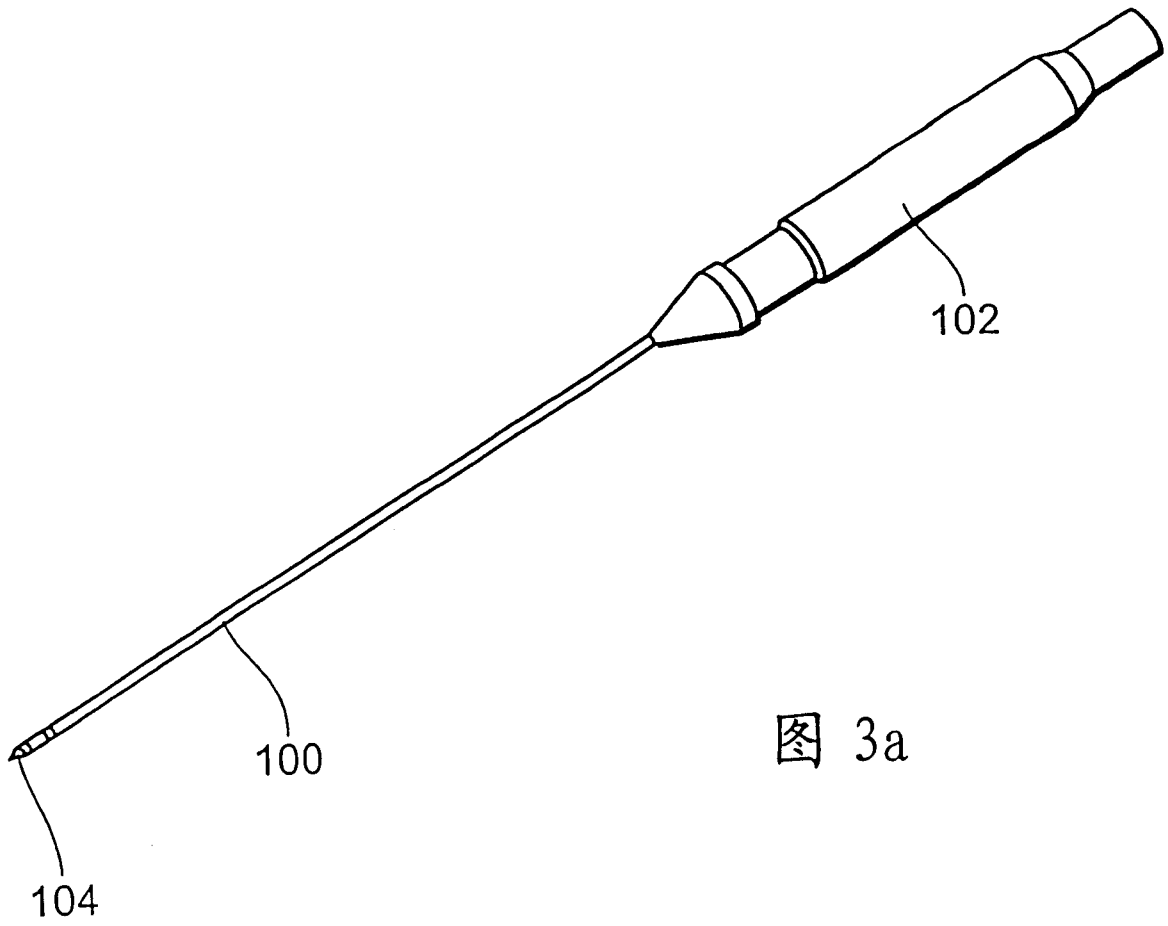


图 3a

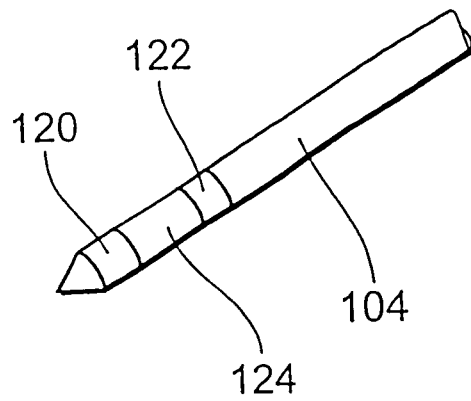


图 3b

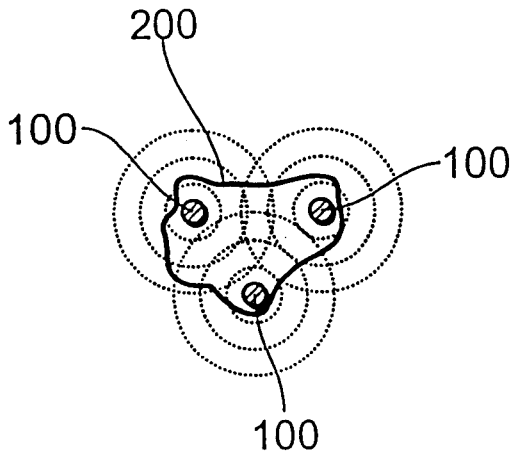


图 4a

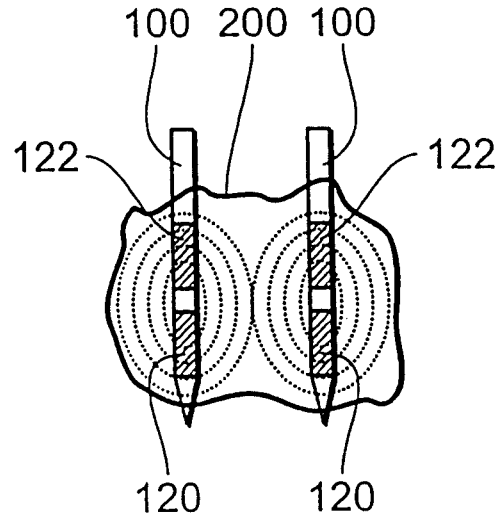


图 4b

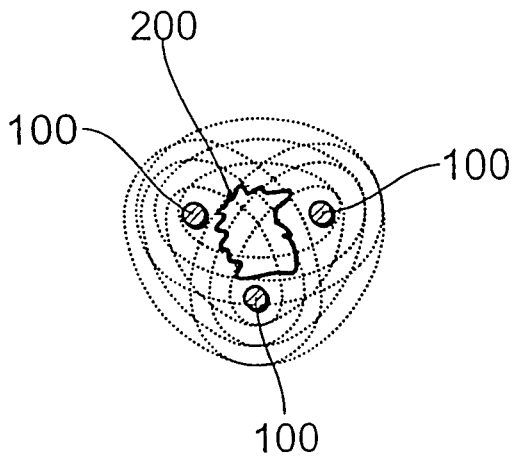


图 5a

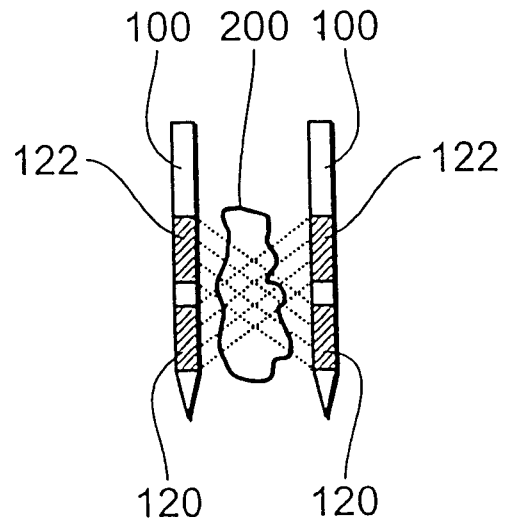


图 5b