



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102202592 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 22

(21) 申请号 200980143248. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 10. 28

A61B 18/12 (2006. 01)

A61B 18/16 (2006. 01)

(30) 优先权数据

102008053841. 8 2008. 10. 30 DE

102009013917. 6 2009. 03. 19 DE

(56) 对比文件

US 4416277 , 1983. 11. 22, 全文 .

EP 1902684 A1, 2008. 03. 26, 全文 .

EP 1707151 A2, 2006. 10. 04, 全文 .

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 04. 28

审查员 王婷婷

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/007722 2009. 10. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/049145 DE 2010. 05. 06

(73) 专利权人 爱尔伯电子医疗设备公司

地址 德国杜宾根

(72) 发明人 P·泽利希

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

公司 11283

代理人 肖冰滨 南毅宁

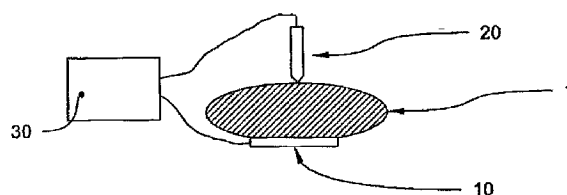
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

具有温度测量设备的电外科设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定电外科设备中的中性电极处的温度的改良方法。此目的通过一种用于确定具有接触中介层的中性电极处的温度和 / 或温度变化的方法来实现, 其中该方法包括以下步骤 : a) 确定所述接触中介层的至少一个阻抗值 ; b) 至少基于所述阻抗值, 计算所述中性电极处的温度变化和 / 或温度。本发明的基本思想在于, 在优选接触中介层 (例如, 由水凝胶制成的接触中介层) 中的温度变化与阻抗变化之间存在关系。由于可测量所述阻抗变化, 故能够导出所述温度变化。



1. 一种电外科设备,该电外科设备包括:

HF 生成器 (31),该 HF 生成器 (31) 用于产生 HF 电流 (I_{HF}),该 HF 电流 (I_{HF}) 能够经由仪器 (20) 以及具有接触中介层 (13) 的中性电极 (10) 而被导入到生物组织 (3) 中;

温度测量设备 (37),该温度测量设备 (37) 用于确定所述中性电极 (10) 处的温度和 / 或温度变化 (ΔT);

其中,用于确定所述温度和 / 或所述温度变化 (ΔT) 的所述温度测量设备 (37) 包括阻抗测量设备,该阻抗测量设备被配置以检测所述接触中介层 (13) 的阻抗 ($R(T)$);

其中,所述阻抗测量设备包括测量电流生成器,该测量电流生成器被配置为向第一电极部分 (11) 以及向第二电极部分 (11') 提供测量电流 (I_{Mess});

其特征在于,该电外科设备还包括:

电流积分设备,该电流积分设备被配置为在时间上对与所述 HF 电流 (I_{HF}) 相关的值进行加和以生成总量,并将该总量与阻抗变化 (ΔR) 相联系,以确定所述温度和 / 或所述温度变化 (ΔT)。

2. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,

所述测量电流生成器被配置为提供具有频率 $\leq 300\text{kHz}$ 的交流电压的测量电流 (I_{Mess})。

3. 根据前述任一项权利要求所述的电外科设备,其特征在于,

所述电极部分 (11, 11') 被安排为在所述接触中介层 (13) 上相互之间电绝缘。

4. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,

所述 HF 生成器 (31) 被配置为提供具有频率 $\geq 300\text{kHz}$ 的交流电压的 HF 电流 (I_{HF})。

5. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,

所述接触中介层 (13) 具有电阻抗,该电阻抗具有温度依赖性,具有每摄氏度 $\geq 1\%$ 的相对阻抗变化。

6. 根据权利要求 5 所述的电外科设备,其特征在于,

所述接触中介层 (13) 包括水凝胶。

7. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,

所述温度测量设备 (37) 包括阻抗积分设备,该阻抗积分设备被配置为在预先确定的时间段上对阻抗变化 (ΔR) 进行积分,以进行热平衡估计。

8. 根据权利要求 7 所述的电外科设备,其特征在于,

所述预先确定的时间段包括所述 HF 生成器 (31) 的多个激活阶段以及去激活阶段。

9. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,该电外科设备还包括:

识别设备,该识别设备用于确定所述中性电极 (10) 的至少一个电极区域的参数和 / 或温度系数 (α) 的参数。

10. 根据权利要求 9 所述的电外科设备,其特征在于,

所述识别设备包括具有多个参数以及多个中性电极类型的数据库,其中所述识别设备被配置为检测特定中性电极类型的连接,并相应地从所述数据库读出所述参数。

11. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,该电外科设备还包括:

中断设备,该中断设备被配置为在超过预先确定的阻抗变化情况下,中断或限制所述 HF 电流 (I_{HF})。

12. 根据权利要求 1 所述的电外科设备,其特征在于,

所述接触中介层(13)具有其阻抗随温度升高而降低的材料特性。

13. 根据权利要求1所述的电外科设备,其特征在于,

为确定所述温度和/或所述温度变化,所述温度测量设备(37)考虑所述HF电流(I_{HF})的有效值。

14. 根据权利要求13所述的电外科设备,其特征在于,

所述电流积分设备被配置为在时间上对所述HF电流(I_{HF})的有效值进行加和。

具有温度测量设备的电外科设备

技术领域

[0001] 本发明涉及根据权利要求 1 的前序部分的一种电外科设备以及根据权利要求 16 的前序部分的一种用于确定中性电极处的温度和 / 或温度变化的方法。

背景技术

[0002] 在高频外科手术中,将电能供应给要被治疗的组织。这种情况下,应用单极以及双极高频电流(HF 电流)通常会出现差别。

[0003] 在单极应用中,通常仅提供一个有效电极,向该有效电极施加高频交流电压。例如,在用于切割和 / 或凝结组织的电外科仪器处放置所述有效电极。还需要对患者身体施加中性电极,来完成经过位于所述有效电极与所述中性电极之间的所述组织的电流电路。有效电极的形式由其用途决定。通过有效电极的表面,交流电压被导入到所述组织中,该表面相对较小,这样会在所述有效电极直接邻近的区域出现高电流密度,并因此出现高热量生成。

[0004] 假设其他身体部分会由于组织传导性存在实质性不同而不会出现高电流密度,所述电流密度随距离所述有效电极的距离的增加而迅速减小。所述施加到所述有效电极的交流电流由所述中性电极传出去。需要说明的是,所述中性电极被施加到患者身体的广大区域,并仅对高频交流电流呈现很小的接触电阻。

[0005] 在双极应用中,提供两个有效电极,在该两个有效电极之间放置要被治疗的组织。电流经由位于所述两个有效电极之间的组织而被传导,这样,在施加 HF 电流的情况下,所述组织被加热。大量电流在所述两个有效电极之间流动。

[0006] 在治疗期间会出现所述中性电极没有正确地施加到所述患者或所述电极变得部分分离。在这样的情况下,所述电流会被限制到所述中性电极仍接触着的部分,并且这能够在所述部分造成相当大的阻抗,并且通常来讲,会在临近组织造成较大的电流密度。从下面参考现有技术文献所描述内容可以看出,已知一种能够进行中性电极施加质量评估的监控系统。

[0007] 例如,专利 DE 10 2004 025 613 B4 公开了一种用于在高频外科手术中确定两个部分电极之间、或拆分中性电极(divided neutral electrode)的电极部分之间的接触阻抗的方法。此处,所述两个电极部分之间的接触阻抗可通过振荡器电路来确定。可以假设,对于具有大接触面积的中性电极而言,在单个部分之间的接触阻抗非常低。

[0008] 近些年来,治疗方法已得到了发展,其中相对大的 HF 电流可被施加相对长的时间。在使用该方法时,在中性电极处烧伤组织的危险随之增加。这样,即使在正确施加中性电极的情况下,仍然会造成对组织的损害,这取决于治疗方法或治疗过程。从理论上讲,可进一步想到增加中性电极的接触面积,尽管这点常常不可实施。

[0009] 因此,有必要对中性电极处的温度进行监控。专利申请 US 2006/0079872 A1 公开了出于这种目的的一种设备。根据这篇文献,在治疗电流中耦合了电阻器,其中所述电阻器的热量可利用热传感器来监控。可选择电阻器,以充分模拟中性电极和有效电极之间的真

实阻抗状况。然而,由于依赖于所使用的方法、仪器、中性电极与仪器的位置、以及被治疗的器官等,阻抗值在每种应用情况下均会改变,选择合适的电阻器是非常困难的。

[0010] 现已采用的其他方法,其中考虑了直接在电极上提供商业上可获得的温度传感器。然而,在电极处提供所述测量设备是非常复杂的。此外,不能被所述传感器检测到的局部热量常常会升高。

[0011] 通常,如上所述那样对拆分中性电极的两半之间阻抗进行测量。由于电阻与接触面积成比例,该阻抗为接触面积提供了一个引导值。此外,通过中性电极测量电流,并将该电流与接触电阻结合在一起,可估算出电极处发生的理论功率损耗。可将该功率损耗与以经验确定的限制值相比较,来得出有关中性电极处的温度的结论。然而,这些方法容易出错,并且不能提供对患者可靠的伤害保护。此处没有考虑不同的组织类型。

发明内容

[0012] 鉴于这样的现有技术,特别是专利申请 US 2006/0079872 A1,本发明的目的在于提供一种带有改进的温度测量设备的电外科设备。此外,将提供一种对应的用于确定中性电极处的温度和 / 或温度变化的方法。特别地,所述方法和所述设备都能够对中性电极处的温度状况进行可靠且有效的估计。

[0013] 根据本发明,该目的可通过根据权利要求 1 所述的电外科设备来实现。

[0014] 特别地,可利用一电外科设备实现上述目的,该电外科设备包括:

[0015] HF 生成器,用于生成 HF 电流,该 HF 电流经由仪器 (20) 以及具有接触中介层 (contacting agent layer) (13) 的中性电极 (10) 而被导入到生物组织 (3) 中;

[0016] 温度测量设备,用于确定所述中性电极处的温度和 / 或温度变化,

[0017] 其特征在于,

[0018] 用于确定所述中性电极处的温度和 / 或温度变化的温度测量设备包括阻抗测量设备,该阻抗测量设备被配置以检测所述接触中介层的阻抗。

[0019] 因此,本发明的主要理念在于基于阻抗测量来估计中性电极的温度或中性电极的温度变化。出于这样的目的,根据本发明的中性电极具有接触中介层,该接触中介层具有温度特定阻抗。该接触中介层的电阻随盛行温度 (prevailing temperature) 而变化。本发明意义中的温度特性阻抗应被理解为意味着阻抗的变化依赖于相关温度范围内的温度。对于电外科,所述相关温度范围位于 10°C 与 100°C 之间的区间。20°C 到 70°C 的区间可能更合适,特别是 20°C 到 60°C 的区间。

[0020] 优选地,所述接触中介层具有其阻抗随温度升高而降低的材料特性,特别是在相关区间内。假定对所述中性电极局部加热,所测量的阻抗会降低。因此所述阻抗测量设备总能够检测最小阻抗并且因此检测出接触中介层的具有最高温度的部分。

[0021] 所述阻抗测量设备可包括测量电流生成器,该测量电流生成器被配置为向第一电极部分以及向第二电极部分提供测量电流。因此,优选地,可将中性电极再分为至少一个第一电极部分以及至少一个第二电极部分。可确保在所述两个电极部分之间方便地进行阻抗的测量。同时,还可想到在多个电极部分之间对多个阻抗的测量。用这样的方式,可获得中性电极处具有经改善的详细分辨率的温度状况。从而,该中性电极不仅用于 HF 电流的施加,还用于确定接触中介层处或该接触中介层内的阻抗或阻抗状况。

[0022] 所述测量电流生成器被配置为提供具有交流电压（特别是具有频率 $\leq 300\text{kHz}$ ，更具体 $\leq 150\text{kHz}$ ，再具体 $\leq 100\text{kHz}$ 的交流电压）的测量电流。利用该频率（与利用 HF 电流进行治疗时使用的频率相比，该频率很低），可以进行有效的阻抗测量。可以想象到通过滤波器将测量电流与 HF 治疗电流彼此分开，并且对他们分别估计。

[0023] 所述电极部分可被安排为处于接触中介层上，且相互之间电绝缘。为了在单个电极部分产生不同的电势，需要配置所述电极部分相互之间电绝缘。

[0024] 所述 HF 生成器被配置为提供具有频率 $\geq 300\text{kHz}$ 且具体为 $\geq 1000\text{kHz}$ 的交流电压的 HF 电流。这样的频率在 HF 外科手术中是常见的，并且适于进行组织的有益凝结以及分离。这些频率与测量电流中所使用的频率有显著的不同。可以使用频率滤波器来从 HF 电压中分离测量电压。

[0025] 所述接触中介层可具有高温依赖性电阻抗，特别具有每摄氏度 $\geq 1\%$ 的（相对）阻抗变化，更具体为具有每摄氏度 $\geq 2\%$ 的（相对）阻抗变化。所使用的接触中介层的温度依赖性越大，越容易通过阻抗变化来检测温度变化。优选地，相关温度范围内的相对阻抗变化大于每摄氏度 1% 。

[0026] 所述接触中介层可包括水凝胶或由水凝胶构成。优选地，所述接触中介层由水凝胶制成。在施加 HF 电流的情况下，使用水凝胶来减小电极与皮肤之间的接触电阻。水凝胶的阻抗对其温度具有强烈的依赖性。因此，根据本发明，水凝胶非常适合用于进行温度检测。在这种情况下，水凝胶具有双重功能。首先，所述水凝胶用于 HF 电流的更好施加和/或用于中性电极至患者的机械固定；以及其次，成为温度传感器的一部分。

[0027] 所述温度测量设备可包括阻抗积分设备，该设备被配置为在预先确定的时间段期间对阻抗变化进行积分，以进行热平衡估计。通过对干预过程中所有变热和冷却阶段的阻抗变化的长时期监视（在时间上进行积分），可以作出实际的热平衡估计，从而可作出对中性电极处热量状态的可靠评估。

[0028] 所述预先确定的时间段可覆盖所述 HF 生成器的多个激活以及去激活阶段。从而，在激活阶段期间利用所施加的 HF 电流进行的加热以及在去激活阶段期间没有施加 HF 电流时的冷却都能够被考虑到对温度的评估中。

[0029] 所述电外科设备可包括识别设备，该识别设备用于确定参数，特别是所述中性电极的至少一电极区域的参数和/或温度系数的参数。中性电极处所测量的阻抗值取决于若干因素。这些因素中的部分因素为中性电极的面积（特别是电极部分的面积）、电极部分相对于彼此的位置、组织电阻等。可以针对特定设备以及特别针对特定中性电极，储存与温度计算相关的参数。所述识别设备能够确定或读出所述参数，并在相关模型或计算中处理所述参数。

[0030] 所述识别设备可包括具有多个参数以及多个中性电极类型的数据库，其中所述识别设备被配置为检测特定中性电极的连接，并相应地从所述数据库读出参数。从而，对所连接的中性电极的确定能够自动进行（例如，经由位于中性电极处的 RFID 标签）。可以想到许多种用于确定中性电极类型的方法。还可以在治疗前手动输入中性电极类型，或在预先确定的测试位置，执行相关参数的确定。

[0031] 所述电外科设备可包括中断设备，该中断设备被配置为在中性电极处超过预先确定的阻抗变化、或超过预先确定的温度的情况下，中断或限制所述 HF 电流。还可以想到在

超过预先确定的阻抗值的情况下,所述中断设备发出报警信号。

[0032] 所述电外科设备可包括接触中介层,该接触中介层具有其阻抗随温度升高而降低的材料特性。这意味着可以使用具有负温度系数的材料。从而可检测大面积中性电极大具有由特别高的温度引起的特别低的电阻的部分。

[0033] 为确定所述温度和 / 或所述温度变化,所述温度测量设备考虑所述 HF 电流的有效值,特别是所施加的 HF 电流。例如,可以计算阻抗变化与有效值之间的关系 (例如, $\Delta R / I_{HF}$),以确定温度变化和 / 或电阻,特别是组织电阻或电极与组织之间的接触电阻。所述电阻能够给出信息,尤其是中性电极连接到组织连接得好不好。

[0034] 所述电外科设备可包括电流积分设备,该电流积分设备被配置为在时间 (特别是预先确定的时间段) 上对有关所述 HF 电流的值 (特别是有效值) 进行加和,并将该总量与阻抗变化相联系,以确定所述温度和 / 或所述温度变化。如果在预先确定的时间段期间监视阻抗变化以及所施加的 HF 电流的总量,则可以更容易或更少出错。单个值能够放入关系式中 (例如 $\Delta R / \Sigma I_{HF}$),以记录系统的特征值并确定温度和 / 或温度变化。

[0035] 上述问题还可由根据权利要求 16 所述的方法解决。

[0036] 特别地,问题由一种用于确定具有接触中介层的中性电极处的温度和 / 或温度变化的方法解决,其中该方法包括以下步骤:

[0037] a) 确定所述接触中介层的至少一个阻抗值;

[0038] b) 至少基于所述阻抗值,计算所述中性电极处的温度变化和 / 或温度。

[0039] 根据本发明的方法也使用接触中介层的阻抗对盛行温度的依赖性。由于接触中介层与中性电极的施加部分之间的直接接近以及由于接触中介层与组织之间的接近,会发生快速热交换。可以假设直接处于中性电极下面的组织的温度基本上与中性电极和接触中介层的温度相同。从而,能够执行对中性电极处的温度平衡的实际估计。由于 HF 电流的施加而造成的不允许的温度严重升高能够被识别并被防止。

[0040] 步骤 a) 在多个激活和去激活阶段期间多次被执行,以确定多个阻抗值。用这种方式,中性电极处的温度模式或单个温度变化能够被更好地估计。能够进行盛行温度的实际估计。

[0041] 在步骤 b) 中,考虑激活阶段和 / 或去激活阶段的持续时间和 / 或所述 HF 电流的有效值。

[0042] 步骤 b) 可包括在时间上对多个阻抗值进行积分。

[0043] 该方法可包括激活阶段和 / 或去激活阶段期间的阻抗变化。例如,可以基于冷却时间与阻抗变化之间的商,来得出关于盛行温度的结论。可以假设,如果中性电极与周围环境之间的温度下降越剧烈,所述中性电极冷却得越快。从而随时间的阻抗变化能够代表用于确定温度的重要参数。

[0044] 所述温度变化的计算可包括线性估计,具体通过使用下面的公式:

[0045]
$$\Delta T = \frac{R(T) - R(T_0)}{\alpha * R(T_0)}$$

[0046] 其中

[0047] α 是特定温度系数,

[0048] T_0 是起始温度,

[0049] $R(T_0)$ 是在起始温度 T_0 下的阻抗,

[0050] $R(T)$ 是所测量的阻抗。

[0051] 尽管所使用的接触中介(优选为水凝胶)的阻抗与温度之间没有线性关系,但可通过线性方程式,根据阻抗变化对温度的依赖关系,充分精确地近似计算阻抗变化。可替换地,可使用更高阶的多项方程式来进行近似计算。所述特定温度系数能够在合适的测试场所提前确定。还可以想到,可为更高阶的多项方程式确定多个温度系数。

[0052] 该方法可包括:

[0053] 检测所连接的中性电极的特定类型;

[0054] 根据所述中性电极类型,选择预先确定的温度系数或任意其他参数。

[0055] 这样,提前确定的参数能够自动地被包括在本方法中。

[0056] 该方法可包括如果所测量的阻抗变化超过预先确定的限制值,则发出警报信号和/或关闭或减小所述 HF 电流。这样,在存在不允许的温度的情况下,可输出报警信号,并且中断或限制 HF 电流,以避免对患者的伤害。

附图说明

[0057] 下面将参考以图示形式进行说明的一些示例性实施方式,对本发明进行详细说明。在附图中:

[0058] 图 1 示出了具有单极仪器的 HF 生成器系统;

[0059] 图 2 示出了 HF 生成器系统的组件;

[0060] 图 3 示出了中性电极处的电阻以及电流状况;

[0061] 图 4 示出了理想的电阻-温度曲线图;以及

[0062] 在下面的描述中,对相同部件或以相同方式工作的部件使用相同的参考标记。

具体实施方式

[0063] 图 1 示出了一种电外科设备,该电外科设备包括 HF 生成器系统 30、单极仪器 20 以及中性电极 10。所述 HF 生成器系统 30 提供 HF 电流 I_{HF} ,该 HF 电流通过单极仪器 20 以及中性电极 10 被施加到躯干 1。图 1 示出了躯干 1 的示意性横截面。中性电极 10 被施加至躯干 1 的一大区域。单极仪器 20 包括面积远小于中性电极 10 的面积的有效电极。电流从有效电极流到中性电极。在紧邻有效电极时,电流密度很高,从而可以进行组织 3 的定向凝结或分离(见图 3)。

[0064] 图 2 示出了 HF 生成器系统 30 的必备组件。这些包括控制设备 36、显示设备 32、操作设备 34 以及测量设备 37。电外科设备的操作者可通过操作设备 34 来激活或去激活 HF 电流 I_{HF} 。还可以设置不同的操作模式,例如,用于切割组织的模式以及用于凝结所述组织的另一种模式。取决于来自用户的信息,控制设备 36 控制根据输入提供 HF 电流 I_{HF} 的 HF 生成器 31。显示设备 32 能被用来显示所设置的参数,例如,当前操作模式。显示设备 32 还可显示中性电极 10 处当前盛行的温度,并能够输出报警消息,该消息可保护患者不受来自该治疗的不希望的损害。根据本发明,通过测量设备 37 使用辅助电流源 38 来确定中性电极 10 的温度。一旦所述中性电极 10 达到可能导致燃烧的温度,所述 HF 生成器 31 被关闭,并且显示设备 32 输出相关报警消息。

[0065] 在根据本发明的中性电极 10 的一个示例性实施方式中（见图 3），所述中性电极包括第一电极部分 11 以及第二电极部分 11'。所述电极部分 11、11' 被安排在支撑材料上，以使得所述部分相互之间电绝缘。

[0066] 在所述中性电极 10 的一个实施方式中，在单个电极部分 11、11' 之间放置电绝缘体或水凝胶 13。在本示例性实施方式中，涉及一种自粘性中性电极 10，该自粘性中性电极包括导电水凝胶层 13，并被贴敷到组织 3 上，以施加 HF 电流 I_{HF} 。本发明利用了水凝胶 13 具有高温度阻抗系数这一事实。例如，对于商业上可获得的中性电极 10 以及商业上可获得的水凝胶 13，在从 25°C 到 40°C 的温度范围，可测量到每摄氏度 2% 到 4% 范围内的相对阻抗变化。这种效应可用来确定中性电极 10 处的温度增加。然而，还必须考虑多种其他参数。例如，环境状况对所测量的阻抗 $R(T)$ 具有强烈影响。

[0067] 为了测量依赖于温度 T 的阻抗 $R(T)$ ，测量设备 37 包括辅助电流源 38。这提供了施加到电极部分 11、11' 的测量电流 I_{Mess} 。可通过与所述辅助电流源 38 并联的电压测量设备，确定测量电压 U_{Mess} 。从而，所述测量设备 37 能够测量总阻抗。如图 3 所示，在第一模型中，假设总阻抗由多个电阻组成。这样，测量电流 I_{Mess} 经过所述第一电极部分 11、通过所述水凝胶 13、至少部分进入所述组织 3、再次经过所述水凝胶 13 以及然后到达所述第二电极部分 11'。所述总阻抗由凝胶电阻 R_{Gel1} 、组织电阻 R_{Gewebe} 以及第二凝胶电阻 R_{Gel2} 组成。

[0068] 在该第一模型中，可以假设可以在相关温度范围内（大约 20° 到 70°）忽略所述组织电阻变化。所述测量设备 37 能够通过测量电流 I_{Mess} 确定凝胶电阻值 R_{Gel1} 、 R_{Gel2} 。所述组织电阻 R_{Gewebe} 能够通过进一步测量来确定、或能够被设置为对应于组织所产生的近似电阻的常数。

[0069] 在第二模型中，假设凝胶电阻值 R_{Gel1} 、 R_{Gel2} 比组织电阻 R_{Gewebe} 低，这样由测量设备 37 进行的测量仅包括水凝胶 13 的阻抗 $R(T)$ 的变化。可以相应地选择水凝胶 13。

[0070] 在第三模型中，当使用普通水凝胶 13 时，该模型可最好地对实际情况进行模拟。假设水凝胶 13 的电阻大于组织 3 的电阻。特别是由于水凝胶 13 层的厚度很小，这是现实中经常存在的。实验显示，在水凝胶层中存在 30% 的电流，然而在组织中存在 70% 的电流。可以想到的情况为仅大约 10% 的电流存在于水凝胶 13 中。如图 2 所示，因此由凝胶电阻值 R_{Gel1} 、 R_{Gel2} 以及组织电阻 R_{Gewebe} 组成阻抗 $R(T)$ 。由于与水凝胶 13 的温度相比较，在施加 HF 电流 I_{HF} 情况下，组织温度仅非常慢地变化——血液循环致使所产生的热能被快速传导走——同时，利用这个模型，还可以假设 R_{Gewebe} 的常数或近似常数值。组织 3 的温度对组织中的阻抗变化 ΔR 仅有很小的影响。因此，根据本发明，这能够被检测到。

[0071] 由于随着温度 T 的升高，凝胶电阻值 R_{Gel1} 、 R_{Gel2} 迅速下降，这样可出现进一步的有益效果。假定对中性电极 10 进行点加热或局部加热，在该区域内能够检测到所测量的阻抗 $R(T)$ 的快速下降。

[0072] 在组织 3、水凝胶 13 以及中性电极 10 均出现的热效应均可归因于所施加的 HF 电流 I_{HF} 。在使用两个电极部分 11、11' 情况下，所述 HF 电流 I_{HF} 被分为两个 HF 部分电流 I_{HF1} 、 I_{HF2} 。这些 HF 部分电流 I_{HF1} 、 I_{HF2} 在图 3 中被示意性示出。

[0073] 在该示例性实施方式中，假设水凝胶 13 的阻抗和水凝胶 13 的温度 T 之间的关系能够用第一阶温度系数 α 足够准确地建模。可替换地，随后能够包括更高阶的温度系数。

[0074] 在数学上，由下述公式计算温度变化 ΔT ：

$$[0075] \quad \Delta T = \frac{R(T) - R(T_0)}{\alpha * R(T_0)}$$

[0076] 此处, $R(T)$ 是在温度 T 下测量出的阻抗, $R(T_0)$ 是在起始温度 T_0 下的阻抗, 以及 α 是特定温度系数。该特定温度系数 α 能够在例如测试装备中被确定。

[0077] 通过参考图 4 中的曲线图对测量设备 37 的功能进行说明。

[0078] X 轴表示时间 t 的推移, 以秒为单位。 Y 轴表示所测量的阻抗 $R(T)$ 的值 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 (以欧姆为单位) (下面的线) 以及中性电极 10 处的盛行温度 $T(t)$ (上面的线) (以摄氏度为单位)。在 Y 方向上, 温度值 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 下降, 所述阻抗值 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 在 Y 方向上上升。

[0079] 该曲线图通过举例的方式示出了根据本发明使用中性电极 10 的 HF 治疗过程。在施加中性电极 10 之后, 立即在水凝胶 13 中建立第一温度值 T_1 。所述第一温度值 T_1 基本对应于约为 32°C 的身体表面温度。测量设备 37 能够检测第一阻抗值 R_1 。在时间点 t_1 , HF 生成器 31 在低功率水平下被激活 (图中由斜坡示意性表示)。激活阶段持续直到时间点 t_2 。在激活阶段期间, 所测量的阻抗 $R(T)$ 降到阻抗值 R_3 。由于测量设备 37 知晓起始温度 T_1 、起始阻抗 R_1 、以及时间点 t_2 处的阻抗值 R_2 , 该测量设备能够使用上述公式计算所述温度变化 ΔT 。基于此, 能够确定绝对温度值 T_3 。

[0080] 在去激活阶段 (时间点 t_2 到 t_3), 所测量的阻抗 $R(T)$ 升高。这里同样, 由于 R_2 可被测量并且 R_3 、 T_3 已知, 可基于阻抗变化 ΔR , 确定所述温度变化 ΔT 。这样, 测量设备 37 能够根据当前温度变化 ΔT , 计算温度 T_2 。在 HF 生成器 31 激活的后续阶段 (时间点 t_3 到 t_4), 中性电极的温度 $T(t)$ 再次升高。这里, 温度变化 ΔT 能够再次被计算。

[0081] 已描述了根据本发明的确定中性电极 10 处的温度 $T(t)$ 和温度变化 ΔT 的示例性实施方式。

[0082] 在其他示例性实施方式中, 能够使用其他参数。例如, 可想到考虑时间间隔期间的温度变化 ΔT 。由于存在接近环境的急剧温度下降, 这样可以使用相对短的去激活阶段期间的急剧温度下降作为中性电极 10 处存在相对高的温度 $T(t)$ 的指示。利用水凝胶 13 的阻抗变化 ΔR 与水凝胶温度变化 ΔT 之间存在直接关系这一效应的许多种其他方法亦是可以预见的。

[0083] 参考标记

[0084] 1 躯干

[0085] 3 组织

[0086] 10 中性电极

[0087] 11、11' 电极部分

[0088] 13 水凝胶

[0089] 20 单极仪器

[0090] 30 HF 生成器系统

[0091] 31 HF 生成器

[0092] 32 显示设备

[0093] 34 操作设备

[0094] 36 控制设备

- [0095] 37 测量设备
- [0096] 38 辅助电流源
- [0097] 39 电压测量设备
- [0098] ΔR 阻抗变化
- [0099] ΔT 温度变化
- [0100] $T(t)$ 中性电极的温度
- [0101] $R(T)$ 阻抗
- [0102] I_{Mess} 测量电流
- [0103] U_{Mess} 测量电压
- [0104] R_{Gel1} 、 R_{Gel2} 凝胶电阻
- [0105] R_{Gewebe} 组织电阻
- [0106] I_{HF} HF 电流
- [0107] I_{HF1} 、 I_{HF2} HF 部分电流
- [0108] t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 、 t_5 时间点
- [0109] T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 温度值
- [0110] R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 阻抗值
- [0111] T 温度
- [0112] α 温度系数

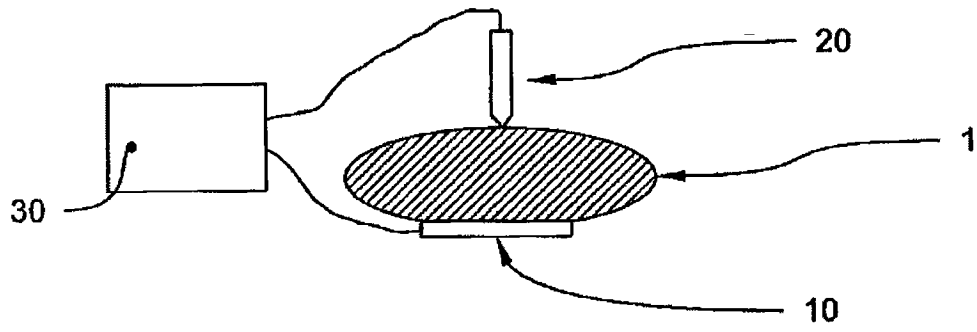


图 1

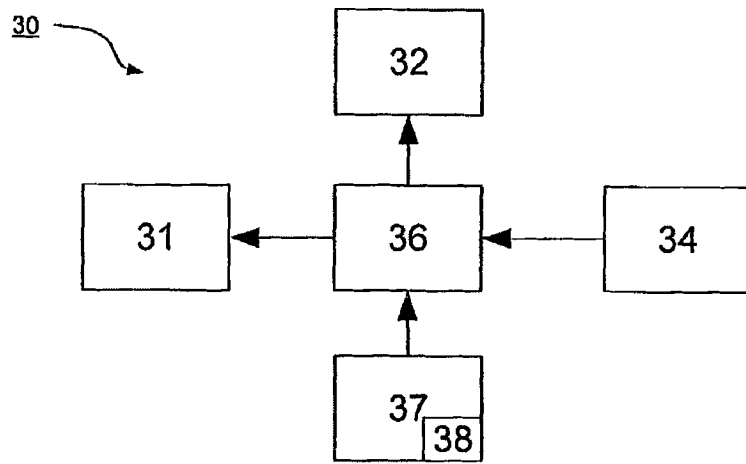


图 2

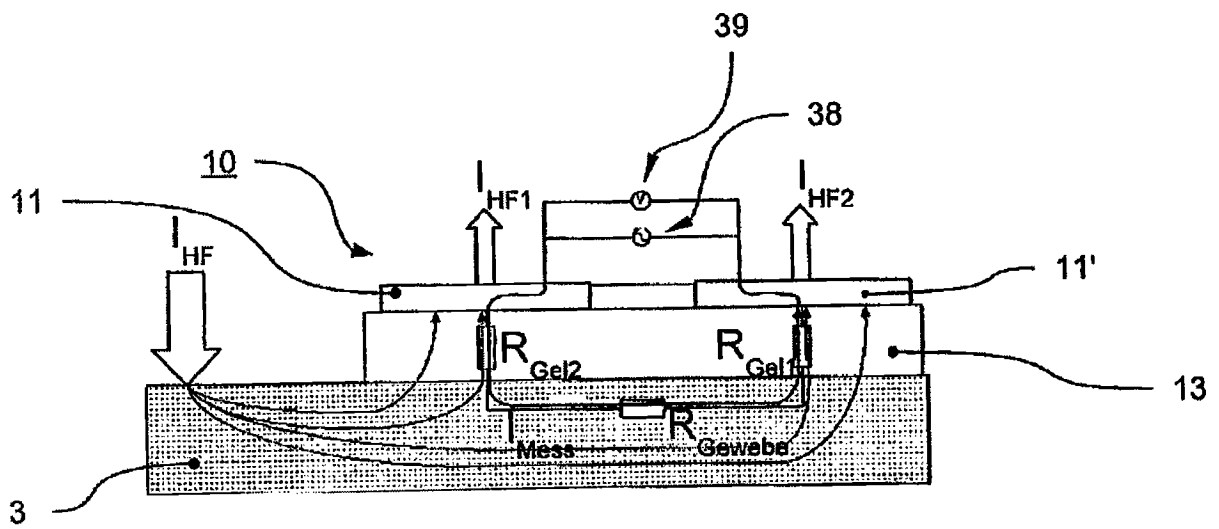


图 3

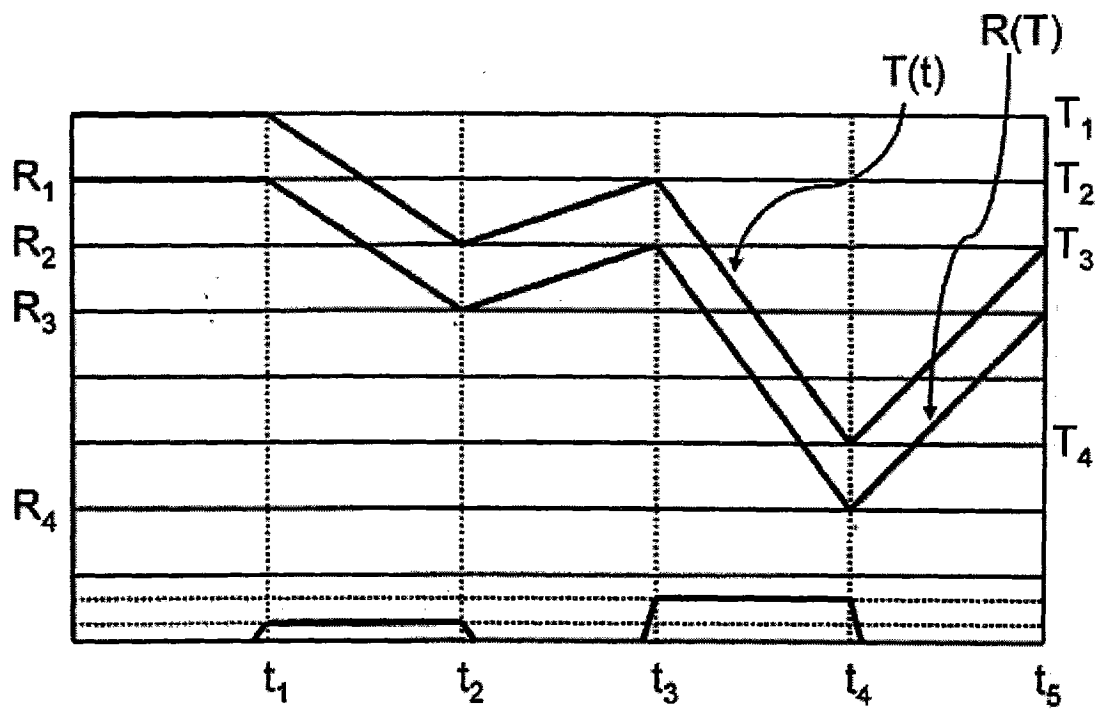


图 4