



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102215768 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 31

(21) 申请号 200880113108. 4

(22) 申请日 2008. 05. 14

(30) 优先权数据

102007051097. 9 2007. 10. 24 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 04. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2008/055911 2008. 05. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/053117 EN 2009. 04. 30

(73) 专利权人 奥林匹斯冬季和 IBE 有限公司

地址 德国汉堡

(72) 发明人 蒂莫·斯特劳斯

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 张旭东

(51) Int. Cl.

A61B 18/12 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6565558 B1, 2003. 05. 20, 全文.

US 2005096651 A1, 2005. 05. 05, 全文.

CN 1798526 A, 2006. 07. 05, 全文.

US 2007073284 A1, 2007. 03. 29, 全文.

US 3933157 A, 1976. 01. 20, 全文.

CN 1956683 A, 2007. 05. 02, 全文.

审查员 胡金云

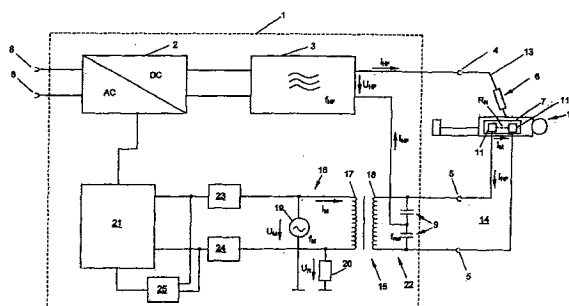
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

高频手术设备以及用于高频手术设备的方法

(57) 摘要

本发明涉及用于切割和 / 或凝固生物组织的高频手术设备以及用于该方法, 该设备在操作中监测具有至少两个分离接触表面的已连接的中性电极与患者皮肤的接触。该设备包括: 布置在患者回路中的至少一个并联谐振电路; 至少一个测量能量源, 其布置在与患者回路电流隔离的测量电路中, 用于产生作用于中性电极的接触表面之间的测量电压 / 电流; 以及至少一个测量和计算单元, 其在操作中利用测量电压 / 电流来确定表示与患者皮肤的接触且作用于接触表面间的组织阻抗。在切割或凝固操作中高频电流在闭合的患者回路中流动, 而在测量电路中能产生独立于高频电流的测量电压。为了提供改进的高频手术设备, 本发明规定测量电压源的频率大体上等于并联谐振电路的谐振频率。



1. 一种用于切割和 / 或凝固生物组织的高频手术设备, 该高频手术设备在操作中监测具有至少两个分离接触表面的已连接的中性电极与患者皮肤的接触, 该高频手术设备包括: 布置在患者回路中的至少一个并联谐振电路; 布置在与所述患者回路电流隔离的测量电路中的至少一个测量能量源, 其用于产生作用在所述中性电极的所述接触表面之间的测量电压和测量电流; 以及至少一个测量和计算单元, 其在操作中利用所述测量电压和所述测量电流来确定表示与患者皮肤的接触并且作用于所述接触表面之间的组织阻抗, 其中高频电流在当执行所述切割或凝固操作时闭合的所述患者回路中流动, 而在所述测量电路中能产生独立于所述高频电流的所述测量电压, 该高频手术设备的特征在于, 所述测量能量源的频率大体上等于所述并联谐振电路的谐振频率。

2. 根据权利要求 1 所述的高频手术设备, 其特征不在于, 该高频手术设备具有将所述测量电路与所述患者回路电流隔离的变压器, 并且所述并联谐振电路包括所述变压器的与所述患者回路相关联的次级侧和至少一个抗感应电容器。

3. 根据权利要求 2 所述的高频手术设备, 其特征不在于, 该高频手术设备在所述测量电路中具有与所述变压器串联连接的至少一个测量电阻器。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的高频手术设备, 其特征不在于, 该高频手术设备包括相位角测量单元, 所述相位角测量单元测量所述测量电流与所述测量电压之间或与所述测量电流和所述测量电压成比例的值之间的相移角, 并且所述测量和计算单元适于利用所述相移角来确定所述接触表面之间的表示与患者皮肤的接触的有效电阻。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的高频手术设备, 其特征不在于, 该高频手术设备具有至少一个用于对所述测量电流和 / 或所述测量电压进行滤波的滤波器单元。

6. 一种用于高频手术设备的方法, 所述高频手术设备用于监测中性电极与皮肤的接触, 所述中性电极电连接到所述高频手术设备并且具有至少两个分离接触表面, 其中在测量电路中产生测量电压和测量电流, 将所述测量电压和所述测量电流从所述测量电路传输至电流隔离的患者回路中, 在操作中在闭合状态下高频电流在所述患者回路中流动, 所述患者回路中的所述测量电压和所述测量电流通过并联谐振电路以及所述接触表面之间的组织, 并且利用所述测量电压和所述测量电流来确定表示与患者皮肤的接触的组织阻抗, 该方法的特征在于, 将所述测量电压和所述测量电流的频率大体上设置成所述并联谐振电路的谐振频率。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其特征不在于, 在所述测量电路中对测量能量源的总电压和串联连接的测量电阻器的分电压进行测量以确定所述组织阻抗。

8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其特征不在于, 在测量操作前, 对所述总电压和 / 或所述分电压进行滤波。

9. 根据权利要求 6 到 8 中任一项所述的方法, 其特征不在于, 确定所述测量电流与所述测量电压之间或与所述测量电流和所述测量电压成比例的值之间的相移角。

10. 根据权利要求 9 所述的方法, 其特征不在于, 根据所述阻抗和所述相移角, 确定所述接触表面之间的所述组织的、表示所述中性电极与患者皮肤的接触的有效电阻。

11. 根据权利要求 10 所述的方法, 其特征不在于, 根据所述有效电阻的值, 发送操作信号或警告信号, 和 / 或中断所述高频手术设备的所述患者回路。

高频手术设备以及用于高频手术设备的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于切割和 / 或凝固生物组织的高频手术设备, 该设备在操作中监测具有至少两个分离接触表面的已连接的中性电极与患者皮肤的接触。该高频手术设备包括: 布置在患者回路中的至少一个并联谐振电路; 布置在与患者回路电流隔离的测量电路中的至少一个测量能量源, 该测量能量源用于产生作用于所述中性电极的所述接触表面之间的测量电压 / 电流; 以及至少一个测量和计算单元, 该至少一个测量和计算单元在操作中利用所述测量电压 / 电流来确定表示与患者皮肤的接触并且作用于所述接触表面之间的组织阻抗。高频电流在当执行切割或凝固操作时闭合的患者回路中流动, 而在测量电路中能够产生独立于所述高频电流的所述测量电压。

[0002] 本发明还涉及一种用于高频手术设备的方法, 所述高频手术设备用于监测中性电极与皮肤的接触, 所述中性电极与高频手术设备电连接并且具有至少两个分离接触表面。在该方法中: 在测量电路中产生测量电压 / 电流; 所述测量电压 / 电流从所述测量电路传输至电流隔离的所述患者回路中, 其中在操作中高频电流在闭合状态下的所述患者回路中流动; 所述患者回路中的所述测量电压 / 电流通过所述并联谐振电路和所述接触表面之间的组织; 以及利用所述测量电压 / 电流来确定表示与患者皮肤的接触的组织阻抗。

背景技术

[0003] 上述高频手术设备和方法在现有技术中已知。高频 (HF) 手术设备用于切割和 / 或凝固生物组织。有源电极通常连接到高频手术设备。有源电极具有小的电流传输表面, 以便于实现高水平的电流强度。在治疗中, 有源电极由医师来操纵并且将高频电流传送到患者体内。此外, 连接到患者的一个或更多个中性电极被连接到高频手术设备, 以使电流回流。

[0004] 中性电极是具有相对较大表面区域的电极, 用于施贴到患者身体上。中性电极用于在身体组织中以避免了如灼伤等不必要的身体影响的低电流强度来形成高频电流的回流路径。中性电极被设计成在患者身体上可靠地使用其整个表面。此外, 在使用高频的整个过程中, 需要注意确保中性电极的牢固接触。

[0005] 分开的中性电极具有至少两个彼此电绝缘并且以相互并列的关系施贴到患者皮肤上的接触表面, 并且与皮肤形成电接触。当把中性电极安装到患者上时, 接触表面之间的组织表示电连接, 该电连接的电阻随着连接区域的大小而变化。应当理解, 使用两个或更多个中性电极来代替具有分离接触表面的分开的中性电极也是可能的。

[0006] 已知用于自动地监测中性电极与皮肤的接触的各种设备, 如果出现与患者身体接触不恰当, 则这些设备生成警告信号和 / 或关闭高频应用。

[0007] 已知辅助电流或测量电流将通过分开的中性电极的接触表面被传递并且受到监测。在使用过程中, 被供给了测量电流的测量电路与其中高频电流流过有源电极和中性电极的患者回路电流隔离。通过正在被探查和观察的两个电极部分之间的组织阻抗来监测中性电极与皮肤的接触。高频手术设备的测量和计算单元可以实现对中性电极的连续检查并

且发送恰当的警告或切断信号。

[0008] 例如从 DE3249766、DE3544443 或 EP0390937 中已知用于监测中性电极的接触的方法和设备。

[0009] DE19714972 公开了用于对中性电极进行接触监测的设备,该设备包括谐振电路,该谐振电路由具有变化的频率和设定的谐振频率的交变电压启动并且提供了对在谐振频率处出现的交变电压的峰值读数进行记录的峰值读数检测器。

[0010] US7,160,293 公开了多射频回传板触点检测系统 (multiple radio-frequency return pad contact detection system),该系统通过向每个板触点对提供除与相关联的串联谐振网络频率匹配的频率以外的不同信号源频率来消除或最小化多个板对之间的干扰或测量的相互影响。

[0011] DE102004025613 公开了确定两部分中性电极 (two part neutral electrode) 的两个部分之间的瞬变阻抗的设备。

[0012] 已知的方法和电路结构受到皮肤接触监测质量发生波动的缺点的困扰。具体地说,已经发现,从大于大约 130 欧姆的阻抗 (例如可以由组织中增加的脂肪比例引起) 开始,不恰当地布置的中性电极的探测能力劣化。

发明内容

[0013] 因此,本发明的目的是提供一种即使在涉及高的组织阻抗时也可靠地对已连接的中性电极与皮肤的接触进行监测的高频手术设备以及用于该高频手术设备的方法。

[0014] 在根据本发明的高频手术设备中,由于测量能量源的频率大体上等于并联谐振电路的谐振频率,因而实现了本发明的目的。

[0015] 由于将测量电压 / 电流的频率设置成大体上等于并联谐振电路的谐振频率,根据本发明的方法可以实现该目的。

[0016] 本发明具有如下优点:并联谐振电路中的元件对测量电流或测量电压的影响被减到最小。并联谐振电路的电阻在其谐振频率处达到最大值。在操作中,当中性电极被连接至该高频手术设备时,该中性电极的接触表面之间的过渡电阻或组织电阻与并联谐振电路形成并联电路。在并联电路中,单个电阻的倒数之和形成了总电阻的倒数。因此,在并联谐振电路的最大电阻处,该并联谐振电路的元件对测量电流的影响趋向于零或低到可忽略不计。已经发现,即使组织阻抗大于 130 欧姆,也可以通过本发明精确地检测到中性电极与皮肤的接触。

[0017] 可以通过各种有利构造来进一步发展本发明。这些构造将在下文中描述。

[0018] 因此,该高频手术设备可以具有将测量电路与患者回路电流隔离的变压器。同时,并联谐振电路可以包括该变压器的与患者回路相关联的次级侧、和至少一个抗感应电容器 (anti-faradisation capacitor)。更具体地说,抗感应电容器是为了避免在患者回路中出现对患者危险的直流电而设置的。该有利实施方式具有使所述抗感应电容器在测量过程方面造成干扰的影响减到最小的优点,并且同时提供了具有很少的单个元件的简单结构。

[0019] 根据本发明,可以在将测量电路和患者回路分离开的变压器处确定组织阻抗。为了能够容易地计算出布置在测量电路中的变压器侧的阻抗,该高频手术设备可以在测量电路中具有与变压器串联连接的至少一个测量电阻器。为了信号而连接到测量电路的测量和

计算装置例如测量能量源上的电压和测量电阻器处的电压。根据这两个电压值和测量电阻器的已知电阻,可以容易地计算出在变压器处的表示组织阻抗的阻抗。

[0020] 此外,该高频手术设备可以包括相位角测量单元,该相位角测量单元测量测量电流与测量电压之间、或与测量电流和测量电压成比例的值之间的相移角。同时,测量和计算单元可以被设置为利用所述相移角来确定表示接触表面之间的患者皮肤接触的有效组织电阻。因此,根据中性电极的组织阻抗,可以计算出更能提供信息的有效组织电阻。所述阻抗包括实有效电阻和虚电抗阻抗。就中性电极处的灼伤风险来说,电抗阻抗并不显著,但是例如把中性电极放在皮肤上的电容效应提高了所述电抗阻抗。因此,对于将要确定的与患者皮肤的接触来说,电抗阻抗歪曲了组织阻抗。与测量电流和测量电压成比例的值例如是在整个测量电流源上的电压降和在整个测量电阻器上的电压降。由于执行电压测量比执行电流测量更加容易,因此这样做是有利的。

[0021] 为了消除测量电流或测量电压中由于患者回路的高频电流引起的干扰,该高频手术设备可以具有至少一个滤波器单元,用于对测量电流和 / 或测量电压进行滤波。滤波器单元优选地布置在测量电路中,相对于涉及到的信号而言处于测量和计算单元的上游。滤波器单元将测量信号的频率限制在测量电流的频率附近,即,限制在并联谐振电路的谐振频率附近。因此,除了并联谐振电路在谐振频率的区域中具有滤波作用外,滤波器单元也在该谐振频率的区域中具有滤波作用。

附图说明

[0022] 在下文中,以示例的方式参照附图对本发明进行描述。与上述结构相同,根据需要,可以将不同的特征组合起来。

[0023] 在附图中:

[0024] 图 1 示出了根据本发明的、具有连接的有源电极和中性电极的高频手术设备的简化示意性电路图。

具体实施方式

[0025] 用于切割和 / 或凝固生物组织的高频手术设备 1 具有电源单元 2、频率发生器 3 和用于有源电极 6 和中性电极 7 的连接触点 4、5。

[0026] 电源单元 2 通过电源触点 8 连接到电源电压源 (未示出)。频率发生器 3 在其输入侧连接到电源单元 2。频率发生器 3 在输出侧一方面连接到用于有源电极 6 的连接触点 4,另一方面连接到用于中性电极 7 的连接触点 5。在频率发生器 3 与用于分开的中性电极 7 的两个连接触点 5 之间布置有相应的抗感应电容器 9。

[0027] 如图 1 所示,例如切割或凝固电极的有源电极 6 连接到连接触点 4。中性电极 7 按照已知方式施贴到患者 10 的皮肤。中性电极 7 采用分开的中性电极 7 的形式并且具有两个接触表面 11,这两个接触表面 11 彼此电分离并且各自与患者的皮肤发生电接触。因此,接触表面 11 仅通过患者 10 的导电组织连接起来。

[0028] 在高频手术设备 1 的操作中,通过电源触点 8 馈入的交变电流被转变成直流电,随后流到频率发生器 3。频率发生器 3 将直流电转变成频率 f_{HF} 为大约 300 至 450kHz 的通常用于高频手术的高频交变电流 I_{HF} 。

[0029] 频率发生器 3 是患者回路 12 的一部分,在患者回路中,高频电流 I_{HF} 在有源路径 13 中从频率发生器 3 流到有源电极 6。有源路径 13 是患者回路 12 的一部分,该部分在图 1 中位于患者 10 的上游,从频率发生器 3 延伸到有源电极 6。高频电流 I_{HF} 经由患者 10 从有源电极 6 的上游流到中性电极 7 的接触表面 11。当进入患者 10 的生物组织中或者从有源电极 6 到达患者 10 的生物组织时,高频电流产生诸如切割和 / 凝固等期望的手术效果。

[0030] 患者回路 12 的无源路径 14 从中性电极 7 延伸到频率发生器 3,在图 1 中位于患者的下游。在操作中,高频电流 I_{HF} 在无源路径 14 中经由两个抗感应电容器 9 中的一个从中性电极 7 的接触表面 11 流回到频率发生器 3。抗感应电容器 9 将对于患者而言危险的直流电和低频电流减到最小,并且具有例如大约 50 至 100nf 的电容。

[0031] 中性电极 7 在患者 10 上有缺陷的或不恰当的施贴以及由此引起的不恰当的电接触可以导致接触表面处的灼伤。中性电极 7 的接触表面 11 之间的过渡电阻或组织电阻 R_N 表示中性电极 7 和患者皮肤之间的接触。为了确定组织电阻 R_N ,作用于接触表面 11 之间的测量电压 U_M 或测量电流 I_M 被馈入患者回路 12 的无源路径 14 中。接触表面 11 与皮肤之间的接触面越小,组织电阻 R_N 就越低。因此,测量电流 I_M 通过患者 10 的组织从一个接触表面 11 流到另一个接触表面 11。

[0032] 用于生成测量电流 I_M 的测量能量源 19 布置在测量电路 16 中。为了使测量电路 16 与患者回路 12 电流隔离,在高频手术设备 1 中设置了变压器 15。因此,测量能量源 19 被布置在与患者分离的中间电路级处。变压器 15 具有布置在测量电路 16 中的原级侧 17 和布置在患者回路 12 中的次级侧 18。在图 1 的实施方式中,原级侧 17 和次级侧 18 的匝数相同。此外,在测量电路 16 中,在变压器 15 和测量能量源 19 旁,设置了串联连接的测量电阻器 20。

[0033] 变压器 15 的次级侧 18 的电感与并联连接的两个抗感应电容器 9 一起形成并联谐振电路 22。在该情况下,抗感应电容器 9 与中性电极 7 的组织电阻 R_N 并联布置。

[0034] 高频手术设备 1 还具有针对涉及到的信号而连接到测量电路 16 的测量和计算单元 21。在图 1 的高频手术设备的情况下,测量和计算单元 21 在测量能量源 19 与原级侧 17 之间和在原级侧 17 与测量电阻器 20 之间的两个位置处取信号。测量和计算单元 21 针对涉及到的信号还连接到电源单元 2。两个带通滤波器 23、24 布置在测量和计算单元 21 与测量电路 16 之间。针对涉及到的信号,用于测量上述信号之间的相移角的相位角测量单元 25 也连接到测量和计算单元 21。

[0035] 在高频手术设备 1 的操作中,测量能量源 19 独立于患者回路 12 中的高频电流,而是按测量频率 f_M 生成测量电流 I_M 。测量能量源 19 的测量频率 f_M 被设置为大体上等于并联谐振电路 22 的谐振频率 f_{res} 。

[0036] 并联谐振电路 22 中的谐振频率 f_{res} 由并联谐振电路的电感和电容的大小来确定。如已知的那样,以下公式适用:

$$[0037] \quad f_{res} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}},$$

[0038] 其中 L 是电感的大小, C 是电容的大小。

[0039] 在图 1 中以示例方式示出的高频手术设备 1 中,测量频率 f_M 和谐振频率 f_{res} 例如是大约 75kHz。在理想情形中,在稳态条件下,并联谐振电路 22 的阻抗在谐振频率 f_{res} 处无

穷大。实际上,阻抗至少大到可以忽略。并联谐振电路 22 与中性电极 7 的组织电阻 R_N 并联连接。由于并联电路的总阻抗的倒数由各单独阻抗的倒数之和确定,因此并联谐振电路 22 的阻抗的倒数变得非常小,因此变得无关紧要。所以,组织电阻器 R_N 、并联谐振电路 22 以及它们之间的导线的联合阻抗大体上等于组织电阻 R_N 。

[0040] 变压器 15 的作用使得该联合阻抗从次级侧 18 传递到原级侧 17。由此,变压器 15 的原级侧 17 处的复电阻(阻抗)大体上对应于表示皮肤接触的组织电阻 R_N 。可以如下文所述的那样确定原级侧 17 处的阻抗。

[0041] 为了确定变压器 15 的原级侧 17 处的阻抗,测量和计算单元 21 既测量测量能量源 19 处的电压降 U_M ,也测量测量电阻器 20 处的电压降 U_R 。为了实现这个目的,测量和计算单元 21 获取电压源 19 与原级侧 17 之间的电压 U_M 。在原级侧 17 与测量电阻器 20 之间获取第二电压 U_R 。

[0042] 由于测量电流 I_M 按并联谐振电路 22 的谐振频率 f_{res} 振荡,所以并联谐振电路 22 对测量电流和测量电压具有有利的滤波作用。为了避免由于高频电流 I_{HF} 在测量电流和测量电压中产生持久干扰,需要对由测量和计算单元 21 取得的信号进行额外滤波。两个带通滤波器 23、24 就是为此目的而设置的。

[0043] 根据测出的电压 U_M 和 U_R ,测量和计算单元 21 可以计算出原级侧 17 处的阻抗,该阻抗对应于组织阻抗。

[0044] 众所周知,阻抗(即,表观电阻)由电抗和有效电阻组成。在中性电极 7 处灼伤患者的风险主要表现在有效电阻上,其次是电抗。相反,中性电极 7 在患者 10 的皮肤上的接触表面 11 的电容作用增加了电抗。图 1 所示的高频手术设备 1 的优点在于对有效组织电阻的计算,这比只计算组织阻抗更加可靠地反映了皮肤接触。

[0045] 图 1 所示的高频手术设备,特别是测量和计算单元 21,利用在测量电路 16 中测出的电压 U_M 和电压 U_R 之间的相移角来计算有效电阻。相移角由相位角测量单元 25 确定并且被传递到测量和计算单元 21。相位角测量单元 25 针对涉及到的信号而连接到两个带通滤波器 23、24 的输出端以取得经滤波的电压 U_M 和 U_R 。

[0046] 如果由测量和计算单元 21 确定的组织阻抗或有效组织电阻超过预定的极限值,则测量和计算单元 21 可以向电源单元 2 发送开关信号。该开关信号可以关闭电源单元 2 和 / 或频率发生器 3 或者减小其功率输出。因此,没有或只有很小的高频电流会在患者回路 12 中流动,并且防止了可能在中性电极 7 处发生的灼伤。另外或另选的是,取决于关注的值超过极限值或者跌到极限值以下,所确定的表示患者皮肤接触的组织阻抗或者有效电阻可以触发操作信号和 / 或警告信号。该操作和警告信号例如可以由测量和计算单元 21 驱动的信号灯或声音信号。

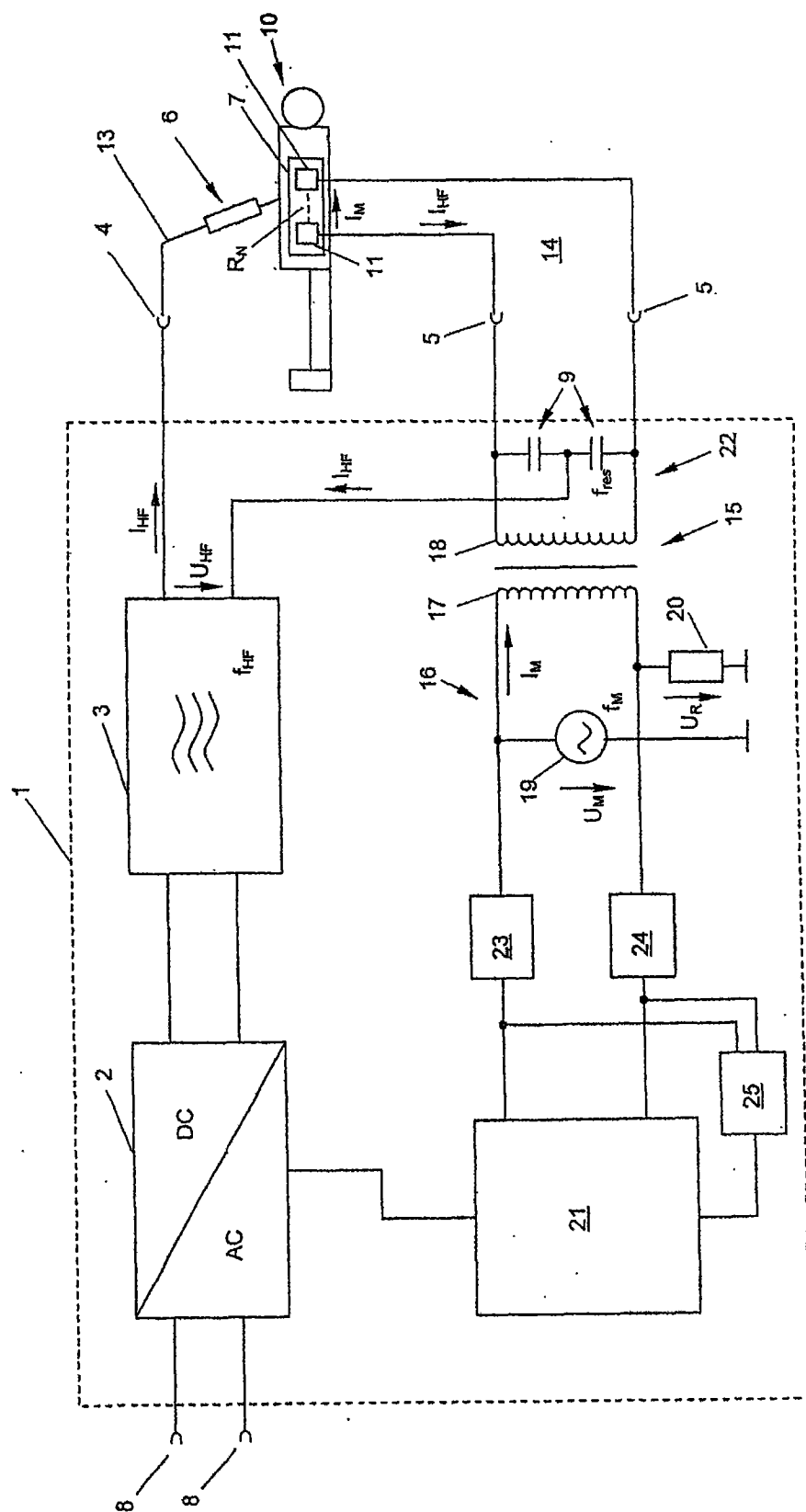


图 1