



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102772247 B

(45) 授权公告日 2015.06.03

(21) 申请号 201210181874.2

(22) 申请日 2012.04.21

(30) 优先权数据

11163501.7 2011.04.21 EP

(73) 专利权人 厄比电子医学有限责任公司

地址 德国蒂宾根

(72) 发明人 E·韦尔纳

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 徐红燕 卢江

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1735383 A, 2006.02.15, 说明书第3页第5-8行, 第8页第13-17行, 第9页16-19行, 第11页第9-26行, 第12页第16-23行, 第14页第11-12行, 第15页第18-19行, 第20页第10-11行, 附图1-3.

CN 1735383 A, 2006.02.15, 说明书第3页第

5-8行, 第8页第13-17行, 第9页16-19行, 第11页第9-26行, 第12页第16-23行, 第14页第11-12行, 第15页第18-19行, 第20页第10-11行, 附图1-3.

US 2009/0209956 A1, 2009.08.20, 说明书第4页第[0039]段, 附图4.

EP 1862137 A1, 2007.12.05, 说明书第4栏第[0014]-[0017]段.

CN 1245410 A, 2000.02.23, 全文.

审查员 任春颖

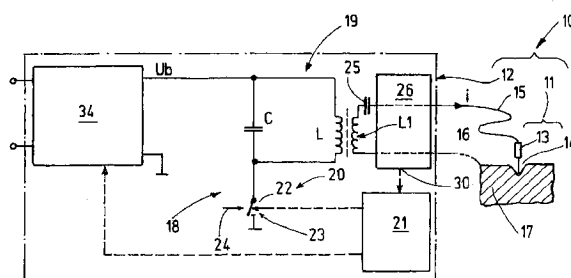
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

具有改良切开的电外科设备

(57) 摘要

公开了具有改良切开的电外科设备。为了实现从切开模式中等离子(33)的点燃至在切割模式期间等离子(33)的燃烧的安全转换, 将向工具(11)供应电力的电医疗设备(12)装配有由传感器设备(26)形成的点燃识别装置。一旦识别到点燃, 该点燃识别装置将提供在设备(12)中的HF发生器(18)从切开操作模式切换至切割操作模式。通过HF调制的切换(优选地从切开操作模式中的小于2.5的低波峰因数至切割操作模式中的高于2.5的高波峰因数), 带来所述切换。



1. 一种电外科设备 (10), 其具有包含电极 (14) 的工具 (11) 和用于向所述工具 (11) 供应电力的设备 (12), 其中设备 (12):

具有可控 HF 发生器 (18), 用于以在切开阶段期间在切开操作模式 (I) 中产生 HF 功率, 其中放置在潮湿组织环境中的电极 (14) 的周围的流体 (31) 蒸发, 并且在切割阶段期间在切割操作模式 (II) 中, 在此期间电极 (14) 上保持 HF 放电, 以及

具有传感器设备 (26, 26a), 以探测蒸发已经发生并且 HF 放电已经开始, 其特征在于, 当探测到所述 HF 放电已经开始, 传感器设备 (26, 26a) 将 HF 发生器 (18) 从切开操作模式 (I) 切换至切割操作模式 (II), 在切开操作模式 (I) 中 HF 发生器 (18) 产生介于 1.0 及 2.5 之间的峰值因数, 以及在切割操作模式 (II) 中 HF 发生器 (18) 产生高于切开操作模式 (I) 的峰值因数的峰值因数。

2. 根据权利要求 1 的所述电外科设备, 其特征在于 HF 发生器 (18) 提供作为正弦振动的 HF 功率, 其中切开操作模式 (I) 中的峰值因数达到介于 1.4 及 2.5 之间。

3. 根据权利要求 1 的所述电外科设备, 其特征在于 HF 发生器 (18) 在切开操作模式 (I) 中间歇地重复地操作。

4. 根据权利要求 3 的所述电外科设备, 其特征在于 HF 发生器 (18) 具有共振电路 (19) 及电开关 (22), 电开关 (22) 其以切换运行而操作并且连接至共振电路 (19), 从而重复地向共振电路 (19) 供应全操作电压。

5. 根据权利要求 1 的所述电外科设备, 其特征在于传感器设备 (26, 26a) 具有幅度探测设备、直流分量探测设备或谐波探测设备。

6. 根据权利要求 1 的所述电外科设备, 其特征在于在切开操作模式 (I) 中在 HF 发生器 (18) 的操作期间, HF 发生器 (18) 供应比在切割操作模式 (II) 中的 HF 发生器 (18) 的操作期间较低的电压。

具有改良切开的电外科设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电外科设备,其特别地包括用于以电力 (electrical power) 供应外科工具的设备。

背景技术

[0002] 电外科设备或系统已经使用了相当长时间。例如,EP1053720A1 公开了一种电外科系统,包含外科工具及设备,该设备提供外科工具 HF 功率。HF 发生器,其递送 (deliver) 相应的 HF 电压,用于该目的。该发生器以快速序列被接通及断开来调节电极处转换的功率,其中可能通过设定占空比实现功率调节。这特别旨在用于防止电极过热。

[0003] 为了确定电极温度,建议针对直流分量研究电极上的电压使得如果电极变得太热,可探测到热离子效应,即与温度有关的电子发射。所连接的处理器建立这个并且调节 HF 电压的占空比以带来功率中期望的减少。本发明在此用于避免对电极的损伤。

[0004] 另外例如由 US2009/0209956A1 已知,如何对电外科设备监测电极电流的波峰因数以推断电极是否处于切开 (incision) 或切割 (cutting) 模式。在切开模式中,电极被可传导离子的水例如 NaCl 溶液环绕。其承载相对高的电流。这导致在电极上产生蒸汽泡,其中随后产生等离子放电。这一旦发生,流动电流的波峰因数发生明显改变。波峰因数的改变被识别并被评估用于对该设备的进一步控制。

[0005] 已发现特别是从切开到切割 / 消融阶段的转换可能是危险的。包围电极的水非常快速地蒸发,使得在切开阶段需要并实际上向电极供应的功率必须快速降低。如果这没有发生,那么可能会有过多的功率供应在开始等离子放电中,导致不希望的效果。另一方面,在切开阶段必须以高功率工作进而带来蒸汽泡及等离子放电的可靠发生。

发明内容

[0006] 出于此,本发明的目的在于提供一种概念,使用其电外科设备可以以一种安全且可控的方式从切开模式切换到切割模式。

[0007] 通过根据权利要求 1 的电外科设备及 / 或根据权利要求 9 的方法实现该目的。

[0008] 根据本发明, HF 发生器用于提供 HF 功率,所述 HF 发生器与电外科工具的电极连接或可与其连接,并且在其功率递送中是可控制的。在最简单的情况下,为了此目的其可以被接通及断开。

[0009] HF 发生器包括至少一个共振电路及一个放大器模块,例如用作非线性放大器模块的电开关。这在校正阶段中被断开及接通来激励共振电路。中断开关的这种周期性接通及断开以中断 HF 功率的产生。选择接通及断开的工作周期可影响 HF 功率。

[0010] 根据本发明的设备包括传感器设备。其识别切开阶段的结束以及 HF 放电的开始。在这种情况下,其将 HF 发生器从切开模式切换至切割模式。在切开阶段 HF 发生器以高电流递送操作。在切割模式中,其在低电流操作。

[0011] 在最简单的实施方式中,通过波峰因数、HF 发生器产生的 HF 电压 / 所产生的 HF 电

流的变化实现在切开及切割模式之间的切换。波峰因数为峰值电压或电流值与电压或电流的有效值的比率。

[0012] 在切开期间,波峰因数优选地介于 1.0 及 2.5 之间,并且优选地介于 1.4 及 2.5 之间,而在切割/消融操作模式中,使用介于 2.5 及 5.0 之间的波峰因数。在优选的实施方式中,随时将根据识别初期 HF 放电的波峰因数从较低的值切换至较高的值,所述较低的值旨在用于切开阶段,所述较高的值旨在用于切割模式。至少在该切换期间不执行波峰因数的滑动调节,从而避免了可能导致不期望的外科效果的瞬态响应。

[0013] 无论波峰因数在切开及切割操作模式中的大小,如果 HF 发生器在切割模式产生的波峰因数大于在切开操作模式下产生的波峰因数,这是有利的。

[0014] 例如通过突然改变二次调制曲线的占空比,HF 发生器通过波峰因数的切换实现从切开操作模式至切割操作模式的操作模式的受控切换,通过所述二次调制曲线调节 HF 发生器递送的振动。换句话说,为了影响功率,HF 发生器周期地接通并断开。在切开操作模式下,在接通时间和循环时间之间具有高比率,而在切割操作模式下,在接通时间和循环时间之间具有较低的比率。

[0015] 至于在切开模式下并没有将高能量输入到生物组织内,可使用 1 的占空比,即 1.4 的波峰因数(正弦)。HF 发生器以连续模式在此操作。然而优选地在切开操作模式下也使用小于 1 的占空比,从而限制引入生物组织的功率(例如 400Ws/s)。随后可能使用 HF 电压的短空白间隙用于降低功率。此外,根据在每个 HF 振动循环的开始时再次接通 HF 发生器,在电极上获得较高的电流脉冲,其支持等离子点火。如果将平行共振电路用作 HF 发生器,其线圈在 HF 振动周期开始时暂时地连接至全操作电压,这是特别如此的情况。

[0016] 供应 HF 发生器的单元,例如电源组,可供应可调或不可调操作电压。然而,HF 发生器通常具有(优选地正)内电阻,其位于低负载电阻,即在切开模式下,可导致电极上有效电压的降低。

[0017] 为了允许识别从切开操作模式至切割操作模式的转换,可监控流至电极的电流或施加于电极上的电压。如果监控到电压,那么可基于电极上电压的增加来探测初始切开。而在切开模式中电极上的有效欧姆电阻位于几十欧姆的区域内,例如 25 欧姆,在切割模式中电阻显著地较高,例如大于 200 欧姆。

[0018] 还有可能,为了识别初始等离子放电,光谱地检查流至电极的电流或施加于电极上的电压。用于此目的的光谱分析仪可识别由谐波的突然出现而放电的开始,其在切开阶段中不存在。

[0019] 还有可能使用电极电压的直流分量作为初始放电的指示器。该直流分量不是基于热离子效应,而主要基于场效应并且因此已经观察到具有相对冷的电极。例如,至少具有合适的电极形状,在电极上的场强度感应电子发射可大于组织的电子发射,其形成用于等离子放电的反电极。

附图说明

[0020] 由附图及下面对实施方式的描述或由从属权利要求,本发明有利的实施方式的进一步细节变得显而易见:

[0021] 图 1 以图示方式示出了电外科设备;

- [0022] 图 2 以剖面图示例示出了具有电极及蒸汽泡的生物组织；
- [0023] 图 3 示出了电极电流、操作电压及调制信号的时间曲线图；
- [0024] 图 4 示出了在切开阶段期间 HF 电流在时间间隔上随时间的变化；以及
- [0025] 图 5 和 6 均按图示通过示例的方式示出了传感器设备。

具体实施方式

[0026] 图 1 示出了电外科设备 10/ 电外科系统,其具有电外科工具 11 及用于供应该工具 11 的电动医疗设备 12。所述工具 11 例如为可通过外科医生使用手柄 13 而用手操作的工具,优选地由电绝缘材料及电极 14 制成,其至少在一个地方具有暴露的金属导体。其可具有任何医用期望的形状,例如为球形、铲子形、刀片形、针形或类似的。

[0027] 在当前实施方式中,至少在图 1 和 2 中电外科工具显示为单极工具。其通过供给线路 15 与设备 12 连接。在该单极实施方式中,用作返回线路的另一个线路 16 将例如患者的生物组织 17 与设备 12 连接,将外科效应带给该患者。然后,线路 15 及 16 被容纳在分开的电缆中。线路 16 可以产生与组织 17 的电耦合或电容耦合。

[0028] 在图 1 和 2 的图示中,工具 11 为具有只有一个电极 14 的单极工具。然而,其也可以为双极工具,其两个电极由线路 15、16 供给。然后,线路 15、16 优选地容纳在共同的电缆中。

[0029] 设备 12 包含 HF 发生器 18,在当前示例性实施方式中由(平行)共振电路 19、用于激励的电子元件 20 及控制设备 21 形成。电子元件 20 显现放大器特征。该元件 20 可以为线性或非线性的设计。在优选的实施方式中,其为电开关 22,例如为 MOSFET、IGBT 或类似的。电开关 22 具有控制电极 23,其连接至控制设备 21 并且由后者提供控制信号。该开关 22 形成位于共振电路 19 及参考电位之间的电流通路 24,根据控制设备 21 的控制信号接通和断开该电流通路。共振电路 19 进一步连接至操作电压 U_0 。

[0030] 共振电路 19 包括平行连接并且提供高电路质量的共振电路的至少一个电容器 C 及线圈 L。共振电路 19 的共振频率确定递送的 HF 电压的频率,例如为 350KHz。虽然电容器 C 的电容优选地位于 50 及 200nF 之间,线圈 L 的电感优选地位于 4 μ H 及 1 μ H 之间。线圈 L 与去耦线圈 L1 磁性耦合,该去耦线圈通过去耦电容器 25 及传感器设备 26 连接至线路 15、16,并且因此归根结底连接至电极 14。

[0031] 传感器设备 26 用于探测电极 14 上等离子放电的发生。其例如可为图 5 所示的形式。其输入是分压器 27,所述分压器通过耦合电容器 25 连接至去耦线圈 L1。低通滤波器 28 形成平均电压值,其被放大器 29 捕获并且在其输出端 30 上可作为表征平均电压值的信号获得。该信号供应给控制设备 21,其确定是否其高于或低于阈值并且相应地控制切开操作模式或切割/消融模式。也可提供比较器以代替放大器 29。

[0032] 比较器或控制设备的阈值可被指定,使得有可能在切开阶段呈现的低直流分量与在切割模式期间在电极 14 处呈现的电压的高直流分量之间可靠区分。因此,信号在切开阶段期间具有第一值而在切割阶段期间具有不同于第一值的第二值。在这些值的基础上,控制设备 21 探测到电极 14 的操作状态。

[0033] 设备 12 另外还具有操作电压源,在这种情况下为受控电源 34 的形式,其向 HF 发生器 18 和所有其他元件供应操作电压 U_0 。操作电压 U_0 具有一值,例如,几百伏特,例如,400 伏特。操作电压可以是可切换的或可调整的用于选择不同的外科效果。特别地有可能在控

制设备 21 和电源 34 之间提供有效路径,使得由各部件或还有控制设备 21 的操作元件对电源 34 的功率调节和 / 或特征设定成为可能。

[0034] 控制设备 21 可包含一个或多个电子电路,特别是微控制器,其控制了 HF 发生器 18 的操作。下面描述的设备 12 的功能特别地允许功能的识别,以及因此也允许对控制设备 21 中的任何微控制器进行编程。

[0035] 请注意用于描述功能的图 2。其示出了电极 14 位于由流体 31 包围的组织 17 中。这种流体是,例如,生理盐水溶液,可能混合有组织液或其他流体。如果外科效果,例如切开或类似,受到电极 14 影响,则 HF 发生器 18 被激活。这可通过使用例如未在这显示的开关或其他设备,由外科医生驱动完成。在这个指令之上,HF 发生器 18 开始以切开操作模式操作。在这其中控制设备 21 引起开关 22 的快速关闭以及其后周期阶段的开启和关闭,以便激励共振电路 19 至其共振频率。HF 功率通过去耦线圈 L1 从共振电路 19 提取。高频率电流 i 因此供应至电极 14。电极 14 与组织 17 接触。高频率电流 i ,如图 3 中所示,具有几安培的振幅进行流动,例如 6 至 8 个安培。结果所得到的相对高功率输入引起电极附近存在的流体的突然蒸发和蒸汽泡 32 的发生。从电极 14 至组织 17 的转换电阻在该过程中突然大量增加。在所发生的蒸汽泡 32 中可形成 HF 气体放电,产生等离子 33。

[0036] 电阻突然增加的结果,如从图 3 可以看到的,在时间 t_1 点处,在此处蒸汽泡形成,流动电流 i 突然变得较低。在蒸汽泡 32 处并且因而在线路 15,16 处的 HF 交流电压由于从电极 14 与组织 17 的不同电子发射而迅速地发生直流分量。这由传感器设备 26 检测到。出现在输出端 30 上的合适信号到达控制设备 21 并且表征从切开模式 I 至切割模式 II 的转换。

[0037] 由传感器设备 26 产生的信号表征流体到气体或蒸汽阶段的转换及因此蒸汽泡 32 的发生。这个信号由控制设备 21 使用以将 HF 发生器 18 的操作从切开操作模式切换至切割操作模式,其因此应用于大于 t_1 的时间中的点。这在图 3 中说明。电流 i 的值减少,并且自第一调制开始的高频率电流 i 的调制切换至第二调制,其中第一调制对于 0 至 t_1 的时段以及因此对切开操作模式是有效的,所述第二调制对切开后的时间,即对切割操作模式,是有效的。

[0038] 第一调制示于图 3 的底部左侧。如可所见的,HF 发生器 18 在切开操作模式中带有较小或不带有中断地进行操作。其波峰因数因此大约为 1.4 或略高于该值,但是优选地至少小于 2.5。如果 HF 发生器 18 不是在连续的模式下工作,而是在如图 3 中的底部左侧所示的脉冲的操作模式中,占空比 T_1/Te_1 几乎为 1 并且优选地至少大于 0.7 至 0.8。 T_1 在此为调制信号的周期而 Te_1 为切换周期。这导致整体上波峰因数比 1.4 稍微大一点。

[0039] 在时间 t_1 处,调制被从第一操作模式切换至第二操作模式,其中存在更大的波峰因数。占空比 T_2/Te_2 优选地显著地低于 0.7。该结果是根据图 3,第一个上面的图,右手方一半,对于大于 t_1 的时间的间歇 HF 波序列。

[0040] 根据识别蒸汽泡 32 的发生,从切开操作模式的低波峰因数至切割操作模式的较高波峰因数的立即切换防止了过多的功率输入到正形成的蒸汽泡 32 中,并且因此防止了对组织 17 和 / 或电极 14 的热损伤。而且,调制和因此波峰因数的突然切换避免了慢控制过程和瞬变的影响,所述瞬变例如,在时间点 t_1 后的 HF 电压的上升。

[0041] 图 4 示出了可用于本发明的另一方面。正如显而易见的,至少使用优选实施方式

执行 HF 发生器 18 的短期消隐 (blanking)。例如, 占空比 $T1/Te1$ 具有 0.9 的值。例如 $T1$ 为 50ms。在 HF 发生器 18 的 HF 电压的两个波序列之间的暂停持续大约 5ms, HF 电压下降 (settle)。为了重新启动, 将用于激励的开关 22 关闭短暂的周期。作为将开关 22 关闭的结果, 第一电流峰值 35 产生并且可能呈现大的值, 例如高达 $10A_{\text{峰值}}$ 并且因而导致在切开操作模式下等离子 33 的可燃性的实质性改善。该效果可独立于周期 $T1$ 及工作周期 $Te1$ 的持续时间而使用。以这样的方式, 例如由共振电路 19 的周期性循环瞬变现象导致的切开操作模式期间, 针对电流 i 获得具有周期性电流峰值的几乎连续的 HF 波序列。

[0042] 根据本发明的设备 10 的所有实施方式要求可靠识别蒸汽泡 32 及等离子 33 的发生。作为上述对电极 14 上 HF 电压的直流分量的探测的替换, 可评估其他特征的电变量。例如, 由于 HF 发生器的内电阻, 电极 14 上的 HF 电压在切开操作模式期间具有比在切割模式期间较低的值。传感器设备 26 可以为阈值电路。其输出信号显示了 HF 电压的值是否大于或低于合适的特定限制值。输出信号依次被发送给控制设备 21。

[0043] 图 6 示出了另一个可替换的传感器设备 26a。该传感器设备 26a 具有连接至分压器 27 的频率分析模块 36, 该分压器捕获位于线路 15、16 之间的 HF 电压的频谱。频率分析模块 36 分析所施加的电压。这可例如通过快速傅立叶变换执行, 在此通过微控制器执行。频率分析模块 36 随后例如针对特征频谱线或频谱分量的出现评估频谱, 并且如果基于频谱识别到蒸汽泡的发生, 则向输出 30a 发送信号。频谱中的特征变化是从电极 14 至组织 17 的转换电阻的特征变化的结果。只要电极 14 通过氯化钠溶液 (NaCl) 与组织 17 接触, 那么转换电阻大约为线性的。一旦等离子 33 点燃, 然而其基本是非线性的, 其结果是产生了特征谐波。

[0044] 传感器设备 26、26a 用于切割模式的即刻启动以用于等离子识别。然而如果传感器设备 26、26a 识别到等离子 33 由于输出端 33 上的相应信号的变化而熄灭, 那么控制设备 21 可相应地的反应并且将设备 12 及其 HF 发生器 18 返回至切开操作模式 I。因此即使具有连续循环的熄灭事件, 仍可能用周期性循环的切开操作模式工作, 例如为了执行组织消融。这应用于所有类型的所述传感器设备及所有类型的调制。

[0045] 为了获得从切开操作模式中的等离子 33 点燃到在切割操作期间等离子 33 燃烧的可靠转换, 向工具 11 供应电力的电动医疗设备 12 装备有由传感器设备 26 形成的点燃识别装置。一旦识别到点燃, 该点燃识别装置将存在于设备 12 中的 HF 发生器 18 从切开操作模式 I 切换至切割操作模式 II。通过 HF 调制的切换 (优选地从切开操作模式中的小于 2.5 的低波峰因数至切割操作模式中的高于 2.5 的高波峰因数), 带来所述切换。

[0046] 附图标记列表

[0047]

10	电外科设备/系统
11	电外科工具
12	电动医疗设备
13	手柄
14	电极
15	供给线路
16	返回线路
17	组织
18	HF 发生器
19	共振电路/平行共振电路
20	电子元件
21	控制设备
22	开关
23	控制电极
24	电流通路
U _b	操作电压
C	共振电路 19 的电容器
L	共振电路 19 的线圈
L1	去耦线圈
25	耦合电容器
26,26a	传感器设备
27	分压器
28	低通滤波器
29	放大器
30,30a	输出
31	流体
32	蒸汽泡
33	等离子

[0048]

34	电源、操作电压源
35	电流峰值
36	频率分析模块
I	切开操作模式
II	切割操作模式

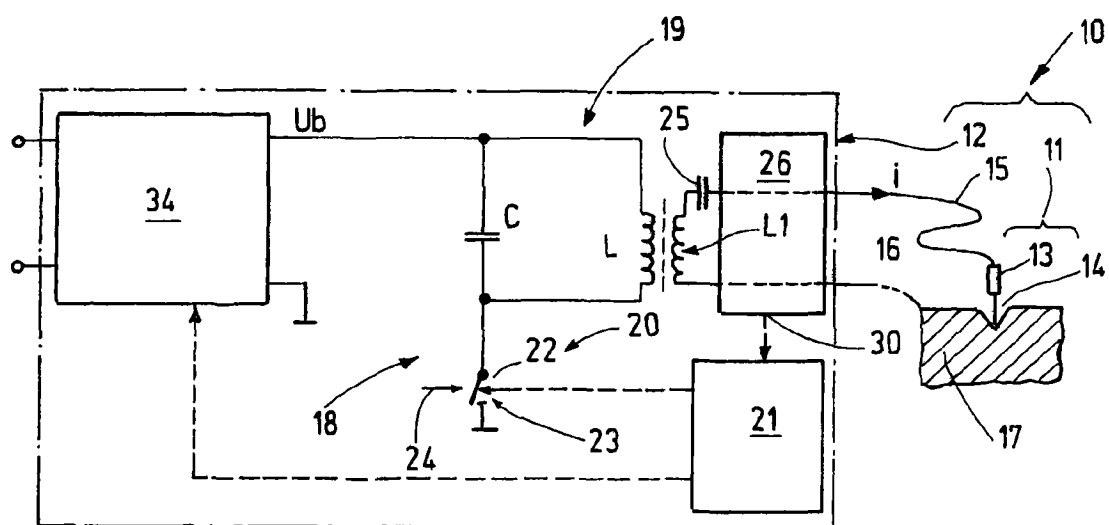


图 1

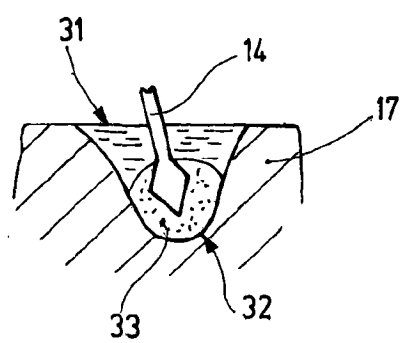


图 2

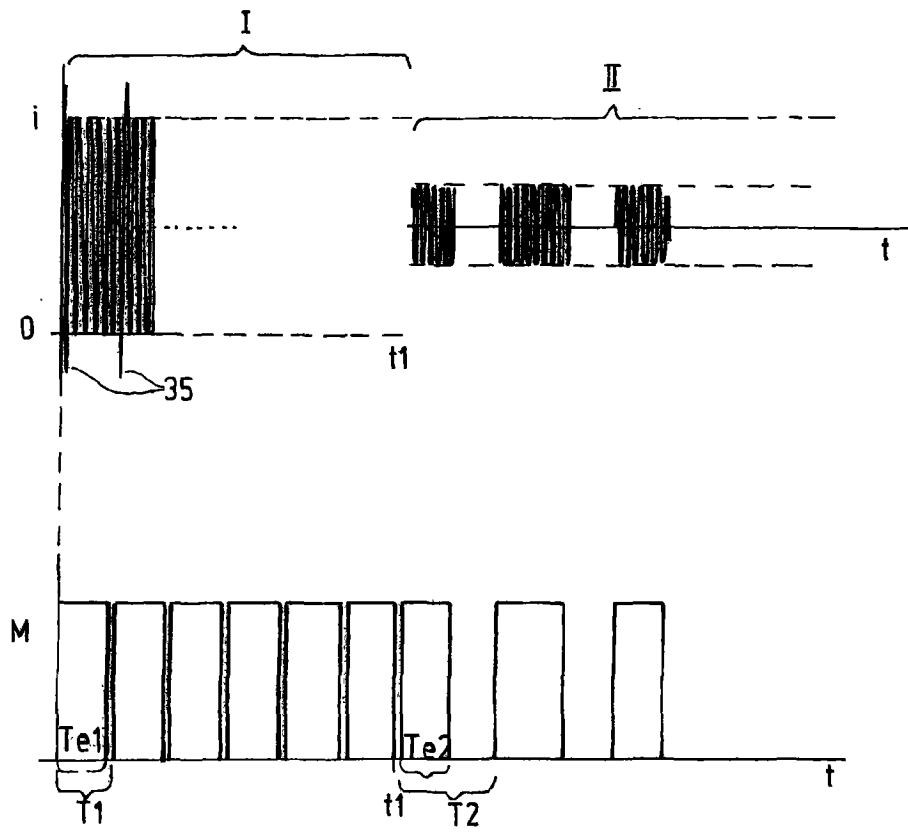


图 3

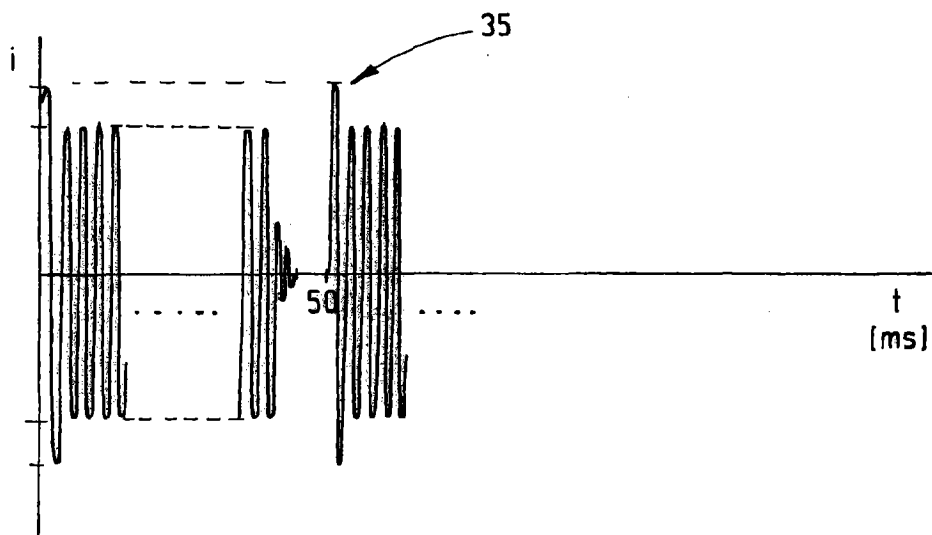


图 4

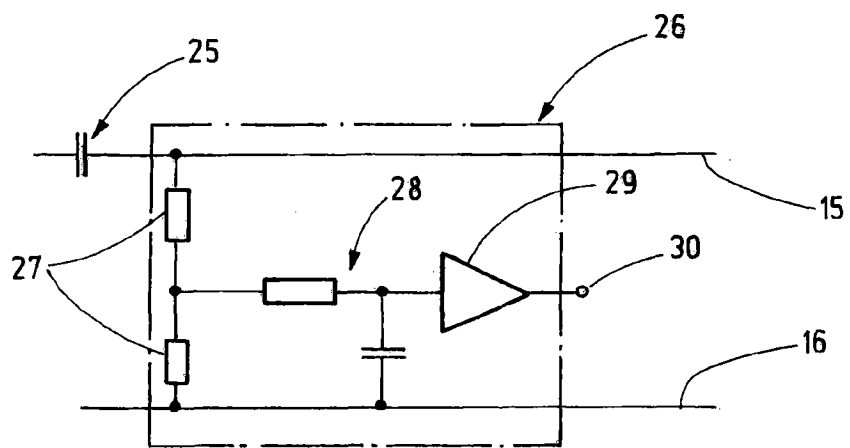


图 5

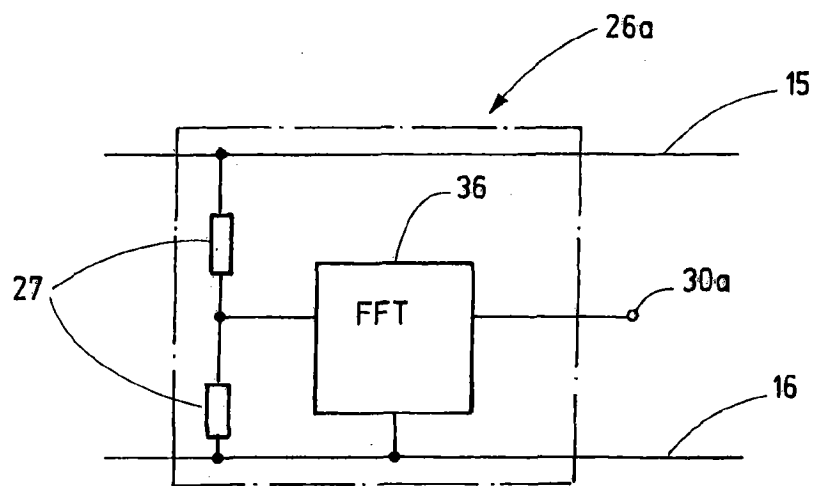


图 6