



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101677834 B

(45) 授权公告日 2012.05.02

(21) 申请号 200880016060.5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.05.20

A61B 18/12(2006.01)

(30) 优先权数据

0709994.8 2007.05.24 GB

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.11.13

WO 2006/051252 A1, 2006.05.18, 说明书摘要、说明书第4页第6-11行, 第5页第26行至第6页第2行, 第9页第12行, 第13页第14行至第14页第31行, 第18页第8-14行、附图9-10, 14A.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2008/001727 2008.05.20

US 2004/0082946 A1, 2004.04.29, 说明书摘要、说明书第12段, 14段, 47段.

(87) PCT申请的公布数据

W02008/142404 EN 2008.11.27

WO 2005/117735 A1, 2005.12.15, 全文.

US 2005/0113820 A1, 2005.05.26, 全文.

(73) 专利权人 佳乐医疗设备有限公司

EP 1082944 A1, 2001.03.14, 全文.

地址 英国加地夫

审查员 宋含

(72) 发明人 迈克尔·大卫·牛顿

理查德·詹姆斯·柯蒂斯

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉

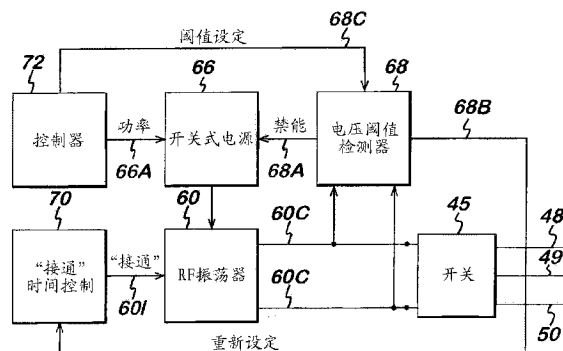
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 10 页

(54) 发明名称

电外科发生器

(57) 摘要

一种电外科发生器包括一个或多个射频(RF)源(60)以及输出级,该输出级包括至少两条用于连接到电外科器械的输出线(60C,48,49,50)。该发生器包括用于测量与电外科手术有关的参数(如,在多条输出线中的两条之间测出的阻抗)的装置。控制器(72)控制该发生器,使得该发生器向输出线传送第一RF波形(如,切割信号)或第二RF波形(如,凝血信号),并且,在组合模式下同时传送第一波形和第二波形。所述控制器(72)响应于与测出的与外科手术有关的参数自动调节组合模式下一个波形或两个波形的至少一个状态。



1. 一种用于生成要供应给电外科器械的射频功率的电外科发生器,该电外科发生器包括:

一个或更多个射频输出功率源,

输出级,其包括至少两条被设置用于连接到电外科器械的输出线,以及

控制器,其可操作以控制发生器系统,使得其能够向所述输出线传送被设计用来进行组织的电外科切割的切割射频波形或被设计用来进行组织的电外科凝血的凝血射频波形,以及按组合模式向所述输出线传送包括所述切割射频波形和凝血射频波形的复合信号,其特征在于:所述电外科发生器还包括用于测量与电外科手术有关的参数的装置,配置是这样的,在组合模式下,该控制器响应于测出的与外科手术有关的参数自动地调节所述切割射频波形的占空比或所述凝血射频波形的占空比,或所述切割射频波形的占空比和所述凝血射频波形的占空比二者,所述切割射频波形的占空比为所述复合信号的其间向所述输出线供应所述切割射频波形的那部分,所述凝血射频波形的占空比为所述复合信号的其间向所述输出线供应所述凝血射频波形的那部分。

2. 根据权利要求1所述的电外科发生器,其中,所述测出的参数是在所述多条输出线中的两条之间测出的阻抗。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的电外科发生器,该电外科发生器包括第一射频功率源和第二射频功率源,连接所述第一射频功率源是为了传送所述切割射频波形,连接所述第二射频功率源是为了传送凝血射频波形。

4. 根据权利要求3所述的电外科发生器,其中,在所述组合模式下,所述控制器被设置成连续地供应来自第一射频功率源和第二射频功率源的射频波形。

5. 根据权利要求3所述的电外科发生器,其中,在所述组合模式下,所述控制器被设置成间断地供应来自第一射频功率源和第二射频功率源中至少一个的射频波形。

6. 根据权利要求5所述的电外科发生器,其中,在所述组合模式下,所述控制器被设置成接通或切断第一射频功率源的连接,以间断地传送所述切割射频波形。

7. 根据权利要求5或权利要求6所述的电外科发生器,其中,在所述组合模式下,所述控制器被设置成接通或切断第二射频功率源的连接,以间断地传送所述凝血射频波形。

8. 根据权利要求1或权利要求2所述的电外科发生器,该电外科发生器包括单个射频功率源,所述控制器被设置成在所述组合模式下,根据交替信号在向所述输出线传送切割射频波形和凝血射频波形之间进行交替。

9. 根据权利要求1所述的电外科发生器,其中,所述控制器能够进行操作以将形成在输出连接之间的射频峰值输出电压限制为至少针对切割的第一预定阈值和针对凝血的第二预定阈值,而在所述电外科发生器的所述组合模式下,持续地在所述第一预定阈值和所述第二预定阈值之间进行交替,其中第一预定阈值用于产生所述切割射频波形,第二预定阈值用于产生所述凝血射频波形。

10. 根据权利要求1所述的电外科发生器,该电外科发生器包括至少三条输出线,并且还包括选择装置,该选择装置用于改变所述一个或更多个射频输出功率源与三条输出线之间的连接,使得在所述组合模式下,在第一对输出线之间传送复合信号中的切割射频波形的那部分,而在第二对输出线之间传送该复合信号的凝血射频波形的那部分。

电外科发生器

技术领域

[0001] 本发明涉及用于与组织治疗中使用的电外科器械一起使用的电外科发生器（也称电刀）(electrosurgical generator)。

背景技术

[0002] 申请人的在先美国专利 6416509 和 6966907 描述了电外科发生器能够传送切割信号和凝血信号的混合信号 (blend)，以便同时进行组织的切割与止血的不同方式。在较新的系列号为 No. 10/858406，公开为 US2004/0260279 的美国专利申请中，电外科发生器的使用者能够针对发生器所传送的切割信号与凝血信号之间的比例，手动地在各个预设设置之间进行选择。

发明内容

[0003] 通过引用将上述现有专利和专利申请的公开内容并入此处。本发明试图提供对这类电外科发生器进一步的改进。

[0004] 因此，提供了一种用于生成要供应给电外科器械的射频功率的电外科发生器，该电外科发生器包括：

[0005] (i) 一个或更多个 RF 输出功率源，

[0006] (ii) 输出级，其包括至少两条被设置用于连接到电外科器械的输出线，

[0007] (iii) 用于测量与电外科手术有关的参数的装置，以及

[0008] (iv) 控制器，其可操作以控制所述电外科发生器系统，使得其能够向所述输出线传送第一 RF 波形，或向所述输出线传送第二 RF 波形，以及按组合模式同时传送第一 RF 波形和第二 RF 波形，配置是这样的，在组合模式下，该控制器响应于测出的与外科手术有关的参数自动地调节第一 RF 波形和第二 RF 波形中的至少一个或两者的状态 (aspect)。

[0009] 这样，与等待使用电外科发生器的外科医生手动调节电外科器械的性能不同，该电外科发生器对正被测量的参数作出反应，以自动调节正在传送给组织的电外科信号。这样，电外科发生器响应于不同的工作条件而动态地自我调节，根据需要来选择不同的电外科信号以进行有效操作。能够想象出，可以测量多个不同的参数并且将它们用于调节电外科发生器。

[0010] 能够想象出，所测量的参数是在任意两条输出线之间测出的阻抗。因此，当测出的阻抗比较低（表示与出血组织有关的相对流动的手术环境）时，电外科系统可增大电外科器械的凝血效果。相反，当测出的阻抗比较高（表示相对较干的手术环境）时，电外科系统可增大电外科器械的切割效果，从而使切割过程的速度和效率最大化。在有多于两条输出线的情况下，可以测量任意两对输出线之间的阻抗，甚至可想象出，能够在操作电外科发生器的过程中的不同时刻测量不同对输出线之间的阻抗。

[0011] 在一个便利配置中，所述电外科发生器包括第一射频 (RF) 功率源和第二射频功率源，连接第一源是为了传送第一 RF 波形，连接第二源是为了传送第二 RF 波形。这样，就频

率、功率而言,能够针对特定的用途来优化每一个源。利用第一源和第二源,在组合模式下,所述控制器被设置成便利地连续供应来自第一源和第二源的 RF 波形。能够想像出,所述控制器可以响应于测出的参数(如阻抗)方便地增大或减小第一源和第二源中的任何一个的功率,或交替地改变任何一个源的工作频率,以改变电外科器械的切割性能或凝血性能。

[0012] 另选的是,在组合模式下,所述控制器被设置成间断地供应来自第一源和第二源中至少一个的 RF 波形。方便的是,所述控制器被设置成接通或切断第一源和/或第二源的连接,以间断地传送第一 RF 波形和第二波形。

[0013] 如上所述,该发生器能够提供多个不同的信号,包括但不限于下述信号:

[0014] i) 来自第一源和第二源的同时连续信号;

[0015] ii) 来自第一源的连续信号,以及来自第二源的间歇信号;

[0016] iii) 来自第二源的连续信号,以及来自第一源的间歇信号;

[0017] iv) 来自第一源和第二源的连续交替式交替信号;以及

[0018] v) 来自第一源和第二源二者的其间带有空隙的间歇信号。

[0019] 在另一个另选配置中,发生器包括单个射频(RF)功率源,所述控制器被设置成在组合模式下,根据交替信号在向所述输出线传送第一 RF 波形和第二 RF 波形之间进行交替。

[0020] 方便的是,第一波形和第二波形的响应于测出参数而改变的状态是从第一 RF 波形或第二 RF 波形的功率、电压、电流甚至频率中选择的。另选的是,测出的参数可包括第一 RF 波形和第二 RF 波形的相位。

[0021] 在一个便利配置中,第一 RF 波形是设计用来进行组织的电外科切割的切割 RF 波形,而第二 RF 波形是设计用来进行组织的电外科凝血的凝血 RF 波形。因此,当测出的阻抗比较低(表示与出血组织有关的相对流动的手术环境)时,电外科系统能够增大施加到组织的凝血信号的比例。相反,当测出的阻抗比较高(表示相对较干的手术环境)时,电外科系统能够增大施加到组织的切割信号的比例,从而使切割过程的速度和效率最大化。

[0022] 在优选配置中,所述控制器能够进行操作以将形成在输出连接之间的射频峰值输出电压至少限制在用于切割的第一预定阈值和用于凝血的第二预定阈值,并且在发生器的组合模式下,连续地在所述第一阈值和所述第二阈值之间进行交替,其中所述第一阈值用于产生第一切割 RF 波形,而所述第二阈值用于产生第二凝血 RF 波形。

[0023] 无论使用了一个 RF 功率源还是两个 RF 功率源,在间断地供应切割波形和凝血波形的情况下,“第一占空比”都是整个信号中的其间向输出线供应第一切割 RF 波形的一部分,而“第二占空比”是整个信号的其间向输出线供应第二凝血 RF 波形的一部分。最方便的是,响应于测出的参数而调节的状态是第一占空比和第二占空比中的一个或两者。这样,当测出的参数表示需要更多的凝血效果时,可以增大整个信号中专门用来传送凝血信号的比例。相反,当测出的参数表示需要更少的凝血效果时,可以增大整个信号中专门用来传送切割信号的比例。应该指出的是,第一占空比和第二占空比没有必要构成为 100%(即,可能故意在波形的切割部分和凝血部分之间留有空隙)。

[0024] 然而,如上所述的电外科发生器能够与具有两个电极的双极电外科器械一起使用(从而,发生器只有两条输出线),根据本发明的发生器还能够与诸如申请人的美国专利 6696907 中所描述的具有多于两个电极的电外科器械一起使用。因此,发生器包括至少三条输出线,并且还包括选择装置,该选择装置用于改变一个或更多个源与三条输出线之间的

连接,使得在组合模式下,在第一对输出线之间传送组合信号中的第一 RF 波形的那部分,而在第二对输出线之间传送组合信号的第二 RF 波形的那部分。

[0025] 在第一 RF 波形是切割波形,第二 RF 波形是凝血波形的情况下,在被优化用于 (optimised for) 凝血组织的两个电极之间传送凝血信号,而向被优化用于切割组织的一个不同的电极传送切割信号。在美国专利 US6696907 以及下面的说明中更详细地描述这种优化。

[0026] 但是,第一 RF 波形和第二 RF 波形不必分别为切割波形和凝血波形。在一个可以想象出的配置中,第一 RF 波形和第二 RF 波形可以都是被设计用于进行组织的电外科切割的切割 RF 波形。由于向不同的电极组提供第一波形和第二波形,因此可以通过增大或减小供应给器械的第一 RF 信号和第二 RF 信号的比例来改变由电外科器械产生的 RF 切割宽度。另选的是,第一 RF 波形和第二 RF 波形可以都是被设计用于进行组织的电外科凝血的凝血 RF 波形。在该配置中,可以通过增大或减小供应给器械的第一 RF 信号和第二 RF 信号的比例来改变由电外科器械产生的 RF 凝血损伤宽度。

附图说明

[0027] 下面将参照附图只以示例的方式更详细地描述本发明,其中:

[0028] 图 1 是包括根据本发明的电外科发生器的电外科系统的示意图;

[0029] 图 2 是图 1 的电外科发生器的框图;

[0030] 图 3 是用作图 1 中系统的一部分的电外科器械的示意性立体图;

[0031] 图 4 是图 2 的电外科发生器中使用的开关电路的示意图;

[0032] 图 5A 和图 5B 是图 4 中开关电路的两个电子开关装置的电路图;

[0033] 图 6 是能够在图 2 的电外科发生器中使用的开关电路的另选实施方式的示意图;

[0034] 图 7 是根据图 2 的电外科发生器的框图,该电外科发生器包含了根据图 4 的开关电路;

[0035] 图 8A 和图 8B 是示出了用于响应于测出的参数来自动调节混合开关比例 (blend switching ratio) 的技术的图,图 8A 是比例调节装置的电路图,而图 8B 是示出了图 8A 的装置的操作的波形图;

[0036] 图 9 是根据本发明的电外科发生器系统的另选实施方式的框图;

[0037] 图 10 是根据本发明的又一个另选电外科发生器系统的框图;

[0038] 图 11A 和图 11B 是自动向不同的各个电极对馈送切割输出和凝血输出的又一个另选系统;

[0039] 图 12A 和图 12B 是示出了能够由根据本发明的电外科发生器产生的不同混合信号的控制包络的图。

具体实施方式

[0040] 参照图 1,发生器 10 具有经由连接线 14 向器械 12 提供射频 (RF) 输出的输出插口 10S。该发生器的启动可以通过线 14 的连接由器械 12 或通过脚踏开关单元 16 来进行,如图所示,脚踏开关单元 16 通过脚踏开关连接线 18 连接到该发生器的后部。在所示的实施方式中,脚踏开关单元 16 具有分别用于选择发生器的凝血模式和切割模式的两个踏板 16A

和 16B。发生器前面板上具有分别用于设置凝血功率电平和切割功率电平的按钮 20 和 22，且凝血功率电平和切割功率电平被指示在显示器 24 中。按钮 26 被提供作为在凝血模式和切割模式之间进行选择的另选手段。

[0041] 参照图 2，该发生器包括射频 (RF) 功率振荡器 60，该振荡器具有用于连接到器械 12 的一对输出线 60C。器械 12 在图 2 中被表示为电负载 64 的形式。通过开关式电源 66 向振荡器 60 供电。在优选实施方式中，RF 振荡器 60 工作在大约 400kHz 下，实际上从 300kHz 向上进入 HF 范围内的任何功率都是可行的。开关式电源通常工作在 20 至 50kHz 范围内的频率下。连接在输出线 60C 之间的是电压阈值检测器 68，该检测器 68 具有连接到开关式电源 16 的第一输出端 68A 和连接到“接通”时间控制电路 70 的第二输出端 68B。连接到（图 1 中所示的）操作者控制和显示的微处理器控制器 72 被连接到电源 66 的控制输入 66A，用于通过电源电压变化来调节发生器输出功率，并且微处理器控制器 72 被连接到电压阈值检测器 68 的阈值设定输入端 68C，用于设定峰值 RF 输出电压极限。而且，其中一条输出线 60C 上还连接了电流检测电路 80，该电路通过线 81 向控制器 72 馈送表示负载电流的信号 V_I 。

[0042] 在手术中，在操作可能设置在把手或脚踏开关（参见图 1）上的启动开关装置的外科医师需要电外科功率时，微处理器控制器 72 使功率施加到开关式电源 66。根据发生器的前面板（参见图 1）上的控制设定，通过输入端 68C 独立于电源电压来设置输出电压阈值。通常，为干燥或凝血之目的，将阈值设定在 150 伏和 200 伏之间的干燥阈值。当需要切割输出或汽化输出时，将阈值设定为从 250 或 300 伏到 600 伏的范围内的值。这些电压值是峰值。它们是峰值意味着对于干燥而言，至少优选地在电压固定在给定值之前，使低波峰因数的输出 RF 波形给出最大功率。通常实现 1.5 或更低的波峰因数。当需要组合模式输出时，通过输出端 68C 设定的电压输出在用于干燥或凝血的值和用于切割或汽化的值之间持续地交替，以形成混合信号。

[0043] 初次启动发生器时，RF 振荡器 60 的控制输入端 60I（连接到“接通”时间控制电路 70）的状态是“接通”，这样构成振荡器 60 的振荡元件的功率切换装置就在每个振荡周期中被开启了最大导电时段 (maximum conduction period)。传送给负载 64 的功率部分取决于从开关式电源 66 施加到 RF 振荡器 60 的电源电压，部分取决于负载阻抗 64。当达到电压阈值时，设置针对干燥输出的电压阈值，从而向“接通”时间控制电路 70 以及开关式电源 66 发送触发信号。“接通”时间控制电路 70 具有几乎瞬时缩短 RF 振荡器切换装置的“接通”时间的效果。同时，开关式电源被禁能，使得供应给振荡器 60 的电压开始下降。申请人的欧洲专利 No. 0754437 中详细地说明了这种方式的发生器操作，此处通过引用将该专利的公开内容并入。

[0044] 图 3 示出了电外科器械 12 的一种可能设计。器械 12 包括器械柄 5，位于该柄的远端的是总体表示为 8 的电极组件。电极组件 8 包括设置在两个较大的凝血电极 3 和 40 之间的中央切割电极 2。绝缘层 4 使切割电极 2 和第一凝血电极 3 分离，而绝缘层 41 使切割电极 2 和第二凝血电极 40 分离。切割电极 2 稍稍突出于这两个凝血电极。

[0045] 当使用者想让器械对组织进行切割时，发生器在切割电极 2 与这两个凝血电极 3 中的一个或两个之间施加切割 RF 信号。相反，当使用者想让器械对组织进行凝血时，发生器在这两个凝血电极 3 和 40 之间施加凝血 RF 信号。下面将参照图 4 中所示的开关电路来

详细说明混合 RF 信号的应用。

[0046] 图 4 示出了总体由 45 表示的开关电路,该电路包括分别连接到发生器 10 的两条输出线 60C 的输入连接端 46 和 47。开关电路 45 具有三个输出连接端 48,49 以及 50。输出连接端 48 连接到图 3 的装置中的切割电极 2。输出连接端 49 和 50 分别连接到图 3 的装置中的凝血电极 3 和 40。电子开关装置 51 连接在输出连接端 48 和 49 之间。开关 51 能够快速建立并断开输出线 48 和 49 之间的连接。电容器 53 连接在输出连接端 49 和 50 之间,该电容器通常具有 1nF 和 10nF 之间的值。

[0047] 当使用者踩动踏板 16A 或 16B 来使器械 12 工作在混合模式时,发生器向输入连接端 46 和 47 供应 RF 切割信号和 RF 凝血信号的交替脉冲 (alternating burst)。开关装置 51 与这种交替的 RF 信号同步地动作,使得在接收到含有切割信号的那部分信号时,该开关装置被打开,从而在输出连接端 48 与 49 之间存在开路。因此,分别通过输出连接端 48 和 50 在切割电极 2 和凝血电极 40 之间提供了切割 RF 信号。相反,如果在输入连接端 46 和 47 之间接收到含有凝血电压的那部分信号,则开关装置 51 被关闭,使得输出连接端 48 和 49 彼此电连通。因此,在混合信号的凝血部分期间,通过输出连接端 49 和 50 在两个凝血电极 3 和 40 之间供应信号,且电容器 53 提供了它们之间的电势差。

[0048] 开关装置 51 可以包括 AC 光电继电器 (opto-relay),如图 5A 中示出的光耦合 FET 装置。另一个使控制电路与输出线隔离的开关装置是通过隔离驱动器来控制的 AC 桥和单个 MOSFET 开关的组合,如图 5B 所示。

[0049] 上述描述是建立在控制混合模式信号的发生器 10 以及与之同步地打开和关闭的开关装置 51 的基础上的。但是,情况未必总是这样,开关装置可以控制发生器,以确定切割 RF 信号与凝血 RF 信号之间的转换。

[0050] 考虑图 4 中所示的开关电路 45。当开关装置 51 处于打开状态时,在输出连接端 48 和 50 之间供应了切割信号。当开关装置 51 闭合时,最初在输出连接端 49 和 50 之间供应切割信号,且输出连接端 49 与 50 被电容器 53 分离开。这会造成发生器所传送的电流迅速增大,以使得发生器内的限流电路开始工作以降低正在传送的功率,使得信号迅速转换为通常用于凝血的 RF 信号。发生器中限流电路的效果是:开关装置 51 的闭合造成正在传送的信号几乎瞬时地从切割信号转变为凝血信号。相反,当开关装置 51 又一次打开时,发生器不再是限流的,信号又一次迅速地恢复为切割 RF 信号。这样,开关装置 51 的打开和闭合使发生器在其切割模式与凝血模式之间切换,从而产生供应给器械 12 的电极的混合信号。

[0051] 图 6 示出了开关电路的另选实施方式,该开关电路可以在发生器 10 不是限流发生器,或不想使用发生器的限流特征的情况下来使用。图 6 的开关电路与图 4 中的几乎相同,主要区别在于增设了与输入连接端 46 串联的附加电容器 52。电容器 52 的值通常是电容器 53 的一半,使得在输出连接端 49 和 50 之间传送的电压被分成通常用于凝血的水平而不降低发生器 10 的功率输出。这样,当开关装置 51 打开时,在输出连接端 48 和 50 之间传送了切割 RF 信号,而当开关装置闭合时,在输出连接端 49 和 50 之间传送了凝血 RF 信号。

[0052] 和图 4 中的上述配置一样,图 6 的另选开关电路的开关装置 51 可以如图 5A 或图 5B 中所示的那样,从与开关装置自身相关联的源,或从发生器中的控制其他发生器功能的控制电路来获得驱动信号。

[0053] 图 9 示出了另选的发生器系统,该系统采用了两个 RF 源电路 74 和 74'。源电路

74 包括 RF 振荡器 60 及其有关的电源和控制元件。该源电路和参照图 2 所描述的一样,并且相同的元件被赋予了与图 2 中相同的标记。第二源电路 74' 包括第二 RF 振荡器 60', 以及第二控制器 72'、电源 66'、电压阈值检测器 68' 和接通时间控制电路 70'。图 9 将源电路 74' 表示为这些单元中的每一个都具有其特有的形式, 尽管它们中的某些(例如电源 66' 和控制器 72') 可以与源电路 74 共用也是可行的。电压阈值检测器 68 被设置为使得源电路 74 的输出连接端 60C 提供具有切割 RF 波形的输出功率信号, 而电压阈值检测器 68' 被设置为使得源电路 74' 的输出连接端 60C' 提供具有凝血 RF 波形的输出功率信号。第二振荡器 60' 在与振荡器 60 不同的频率下工作。

[0054] 为源电路 74 和 74' 设置了公共输出级 73。源电路 74 的输出连接端 60C 被连接到输出级 73 的输入连接端 46 和 47, 而源电路 74' 的输出连接端 60C' 被分别连接到该输出级的输入连接端 46' 和 47'。在输出级 73 中, 输入连接端 47 和 47' 都被连接到输出连接端 49, 而输入连接端 46 被连接到输出连接端 48, 输入连接端 46' 被连接到输出连接端 50。该配置的结果是: 来自源电路 74 的切割 RF 信号在输出连接端 48 和 49 之间传送, 从而被传送到电外科器械 12 上的一对电极。同时, 来自源电路 74' 的凝血 RF 信号在输出连接端 49 和 50 之间传送, 从而被传送到器械 12 的一对不同的电极。因此, 电外科器械 12 能够借助这两个不同的频率信号同时对组织进行切割和凝血。如前所述, 优点是: 无论是同时被施加还是以交替混合信号的形式被施加, 切割信号和凝血信号都被传送给电外科器械的不同对电极。因此, 可以根据想让这些电极对组织进行切割还是对组织进行凝血, 来优化这些电极的设计。

[0055] 参照图 10, 在又一个另选发生器和器械组合中, 两个 RF 功率振荡器 60-1 和 60-2 由一个公共电源 66 来供电, 并且由公共控制器 72 来控制以在各自的输出线 60C 上产生适于切割的 RF 功率信号和适于凝血的 RF 功率信号。这些信号可以被馈送到开关电路 63, 用于根据来自例如脚踏开关的输入来选择来自其中一个振荡器 60-1 或另一个振荡器 60-2 的功率信号, 且在输出连接端 80 和 81 上发送所选择的功率信号。在混合模式下, 开关以预定速率重复动作, 从而在连接端 80, 81 之间产生混合输出功率信号。功率振荡器 60-1 和 60-2 工作在不同频率下, 并且通过将输出连接端 80, 81 上的功率信号馈送给调谐到不同频率的调谐电路 82-1 和 82-2, 向所需电极馈送各自的切割信号和凝血信号。调谐电路的输出通过电极线 48, 49 和 50 连接到电外科器械的各自电极。这样, 来自振荡器 60-1 的切割信号被馈送到切割电极 48 和公共电极 49, 而来自振荡器 60-2 的凝血信号被馈送到凝血电极 50 和公共电极 49。

[0056] 在图 10 所示的实施方式中, 电外科发生器和电外科器械之间的连接通常由输出连接端 80 和 81 来提供, 但是电路块在发生器与器械之间的分配可以改变。

[0057] 图 11A 和图 11B 示出了另外的实施方式。与图 9 的实施方式相同, 这些实施方式无需信号线路开关或开关电路。

[0058] 参照图 11, 设置了两个调谐为到不同频率的调谐电路 82-1 和 82-2 (与图 10 一样)。各个调谐电路都具有串联谐振电感器 - 电容器对 84, 以及并联谐振电感器 - 电容器对 86, 后者是一方面连接到输出连接端 46 和 47, 另一方面连接到输出连接端 46' 和 47' 的变压器。与图 10 的实施方式一样, 各个调谐电路都有两个输入端, 其中一个输入端连接到发生器输出连接端 80, 另一个输入端连接到发生器输出连接端 81。在这个实施方式中, 发

生器具有这样的输出级,该输出级包括被设置成两个相反动作的推挽式 RF 开关对 90A,90B 以及 91A,91B。通常,这些开关包括功率 MOSFET。如图所示,各个开关 90A、90B、91A 和 91B 被连接到接收 RF 驱动信号的驱动器输入端 92、93,该 RF 驱动信号为了在输出连接端 80 和 81 上产生具有切割波形的输出而具有某个 RF 频率,而为了在输出连接端 80 和 81 上产生凝血输出而具有一个不同的 RF 频率,这些频率分别是第一调谐电路 82-1 的谐振组合 84、86 的谐振频率,以及另一个调谐电路 82-2 的相应谐振组合的谐振频率。如上所述,可以根据例如脚踏开关控制来驱动发生器输出级的 RF 开关 90A、90B、91A 和 91B 以产生切割输出或凝血输出。此外,还可以产生混合输出,其中,RF 频率持续地在调谐输出电路的两个谐振频率之间交替。

[0059] 图 11B 的实施方式是图 11A 的实施方式的变型,其中,发生器输出级具有单个推挽式 RF 开关对 90A,90B,并且其中,各个调谐电路都具有连接到开关 90A,90B 之间的交点的一个输入端,以及连接到地的另一个输入端。

[0060] 图 12A 示出了第一混合信号的电压控制包络,其包括切割信号包络 30 和凝血信号包络 31 的持续交替组合。切割信号 30 的包络限定了第一电压阈值 32,该阈值限制了切割信号的电压,而凝血信号的包络 31 限定了(较低的)电压阈值 33,该阈值限制了凝血信号的电压。切割信号以 50% 的占空比来供应,凝血信号也以 50% 的占空比来供应,表示这种合成的混合信号的剩余部分。该输出信号产生了同时对组织进行切割和凝血的组织效果。

[0061] 图 12B 示出了另选混合输出信号的电压控制包络,依然是在切割信号包络 30 与凝血信号包络 31 之间持续交替,切割信号包络 30 和凝血信号包络 31 分别限定了电压阈值 32 和 33。但是,在这种情况下,在合成的输出信号中,切割信号是以 90% 的占空比来供应的,而凝血信号仅以 10% 的占空比来供应。该输出信号将比图 12 的信号更有效率地对组织进行切割,但是对正在处理的组织的凝血效果比图 12A 的要差。如前所述,切割信号和凝血信号的占空比并不必一共是 100%,可以故意在整个信号的切割部分和凝血部分起作用的时段之间留有间隙。

[0062] 控制器 72 测量输出线 60C(如图 2 的两条输出线的实施方式)之间的阻抗,或三条输出线 48、49 和 50 中的任意两条(如图 4、5、7、9、10 和 11 的三条输出线的实施方式中)之间的阻抗。控制器 72 利用测出的阻抗来改变正供应给输出线的切割信号与凝血信号的比例。例如,如果测出的阻抗低于阈值(表明相对较湿的手术区,其说明有血或其他流体的存在),那么控制器可以供应图 12A 的波形,信号中凝血比例为 50%。相反,如果测出的阻抗高于阈值(表明相对较干的手术区),那么控制器可以供应图 12B 的波形,信号中切割比例为 90%。这将提供最有效率并且最有益的切割速度,而手术区仍然比较干,但是一旦遇到出血,凝血比例就会增大。

[0063] 技术人员应该理解,图 12A 和图 12B 中的两种配置不是对于切割信号和凝血信号的有效性的改变的唯一可能。实际上,可以使用很大范围的预设设置或者甚至可以使用切割信号和凝血信号的连续调节。效果是:外科医师在遇到手术条件变化(如,出血量增加)时不需要手动调节发生器的设置。发生器通过测量负载阻抗或其他手术参数来感测手术条件的变化,并且自动调节输出。

[0064] 控制器 72 利用以下配置自动执行这样的调节,该配置中,表明呈现给发生器输出终端 62 的负载阻抗的信号被施加到具有可变标间比率的脉冲发生器。参照图 8A 和图 8B

并结合图 2,通过在除法级 (division stage)55 中将由信号 V_v 表示的设定输出电压除以从电流检测电路 80 (图 2) 馈送给控制器 72 的表示电流的信号 V_i ,在控制器 72 中产生表示阻抗的信号 V_z 。在比较器 56 中将该取决于阻抗的信号与三角波发生器的输出进行比较,如图 8B 所示,然后将其供应给图 6 的开关装置 51,来控制混合输出的切割信号与凝血信号之间的切换。这样,根据手术现场测出的阻抗的升高和降低,可以持续地调节切割信号与凝血信号的比例。这样就得到了如下电外科器械:该器械能够瞬时对手术环境的变化作出反应,无论如何都比外科医师或手术助手通过手动按下按钮或使用脚踏板或其他输入机构来调节发生器的设置可能需要的反应要快得多。

[0065] 返回参照图 3,交替地向电极 2 和 3 或 3 和 40 供应的混合信号不必是切割信号和凝血信号的混合信号。能够想象出的是,混合信号的两个组成部分可以都是切割 RF 信号。供应在电极 3 和 40 之间的切割信号会产生比供应在电极 2 和 3,或 2 和 40 之间的切割信号宽得多的 RF 切割。因此,通过改变 (供应在电极 2 和 3 之间的) 第一 RF 信号相比 (供应在电极 3 和 40 之间的) 第二 RF 信号的量,可以响应于测出的参数来改变 RF 切割的宽度。

[0066] 类似地,能够想象出的是,混合信号的两个组成部分可以都是凝血 RF 信号。供应在电极 3 和 40 之间的凝血信号会产生比供应在电极 2 和 3,或 2 和 40 之间的凝血信号宽得多的 RF 损伤。因此,通过改变 (供应在电极 2 和 3 之间的) 第一 RF 信号相比 (供应在电极 3 和 40 之间的) 第二 RF 信号的量,可以响应于测出的参数来改变 RF 损伤的宽度。

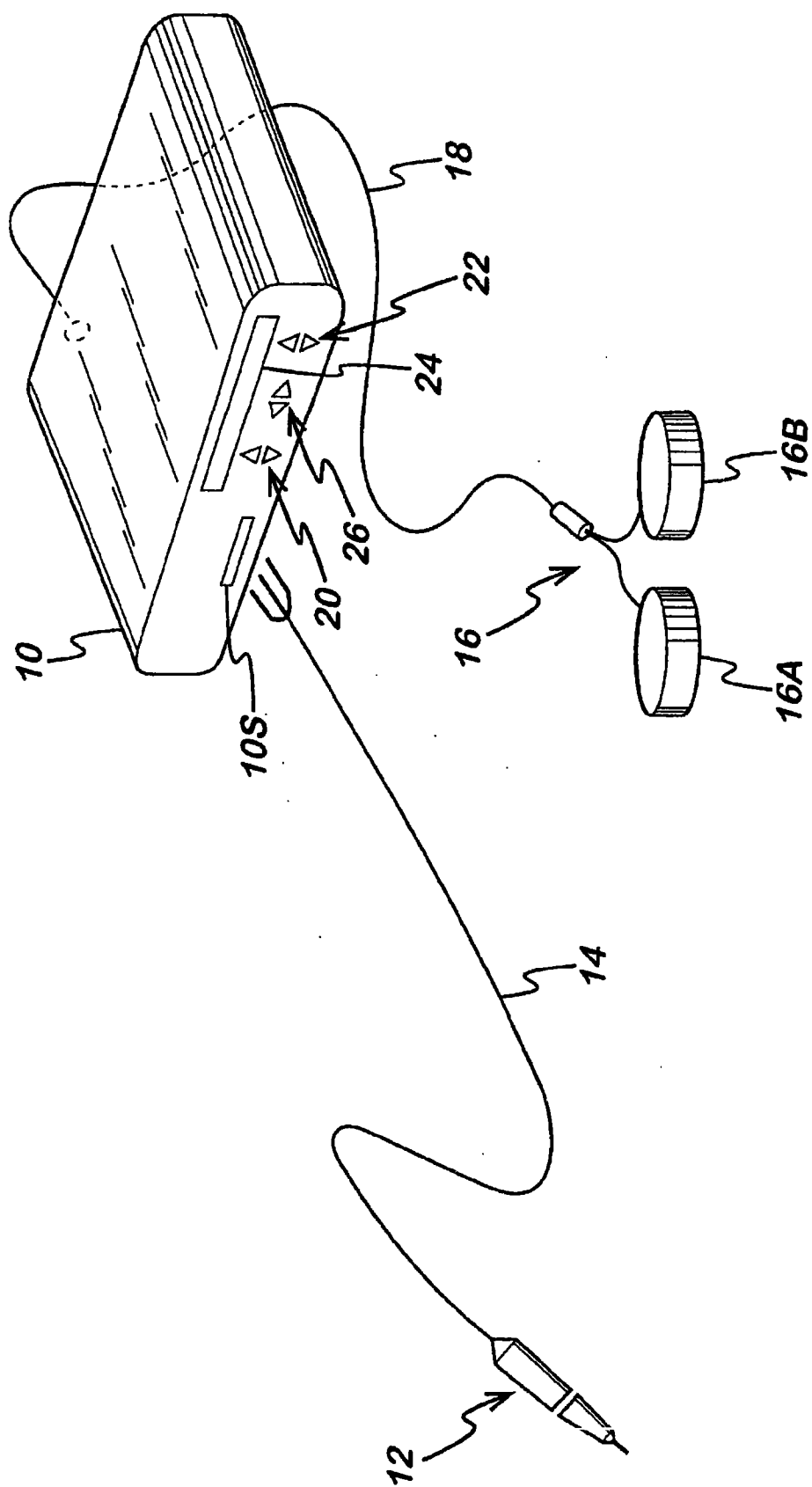


图 1

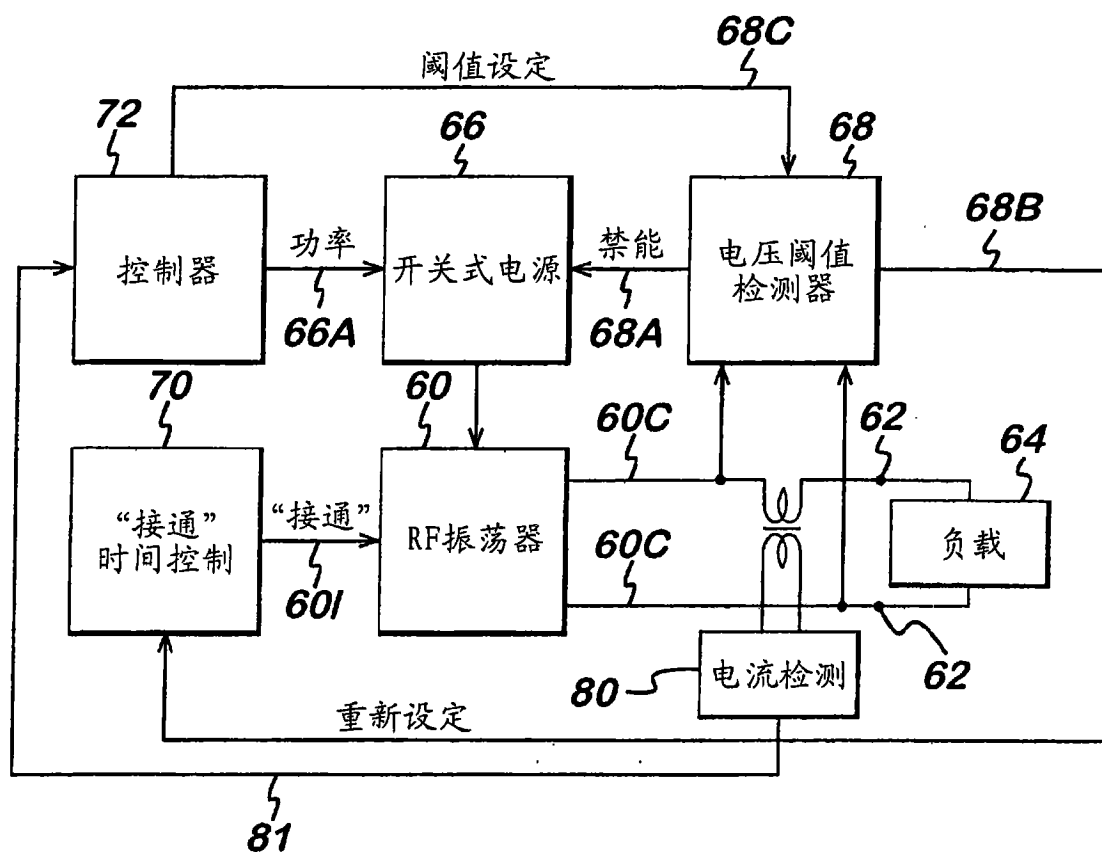


图 2

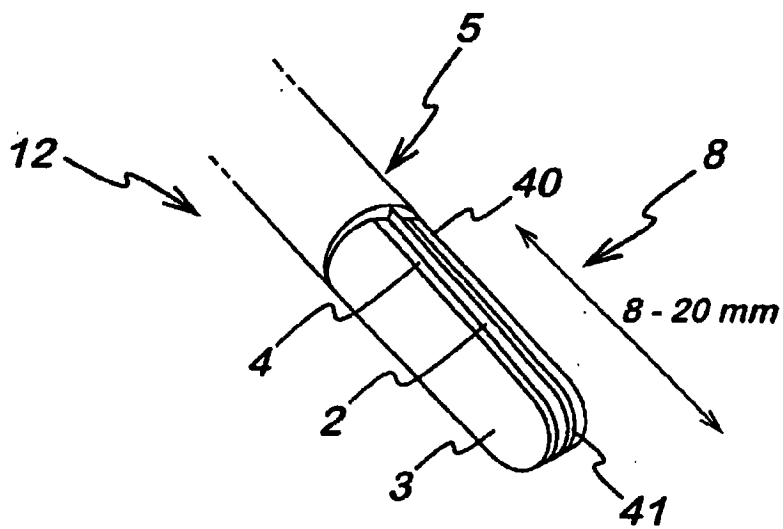


图 3

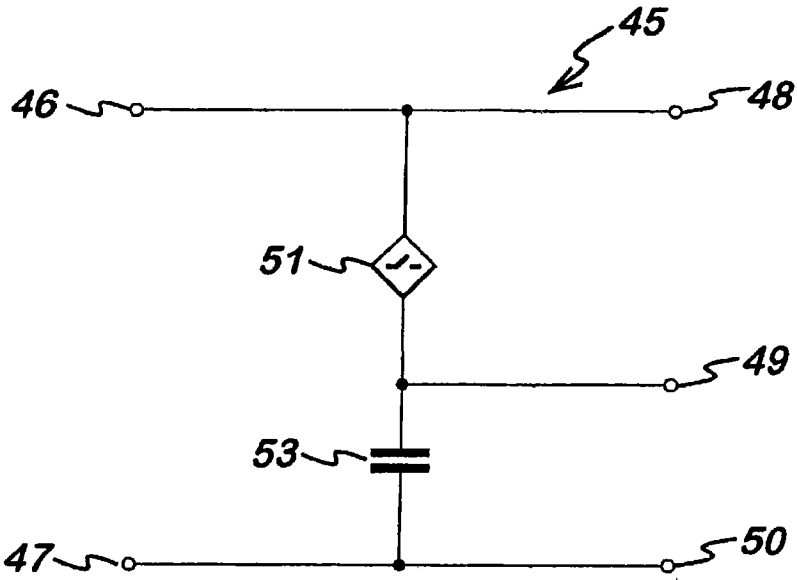


图 4

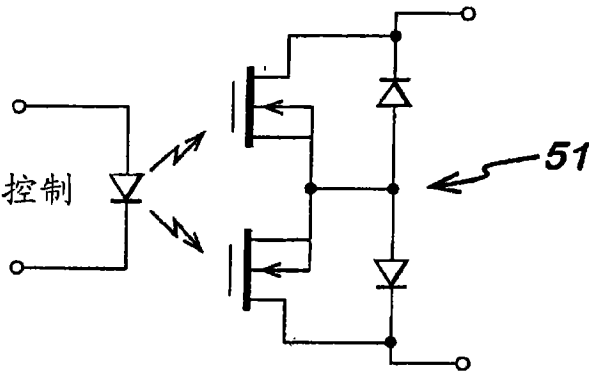


图 5A

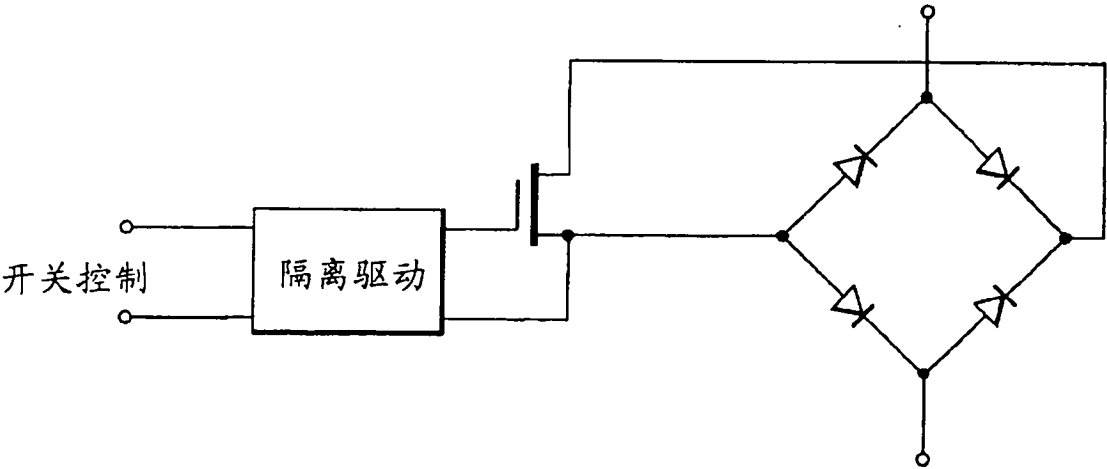


图 5B

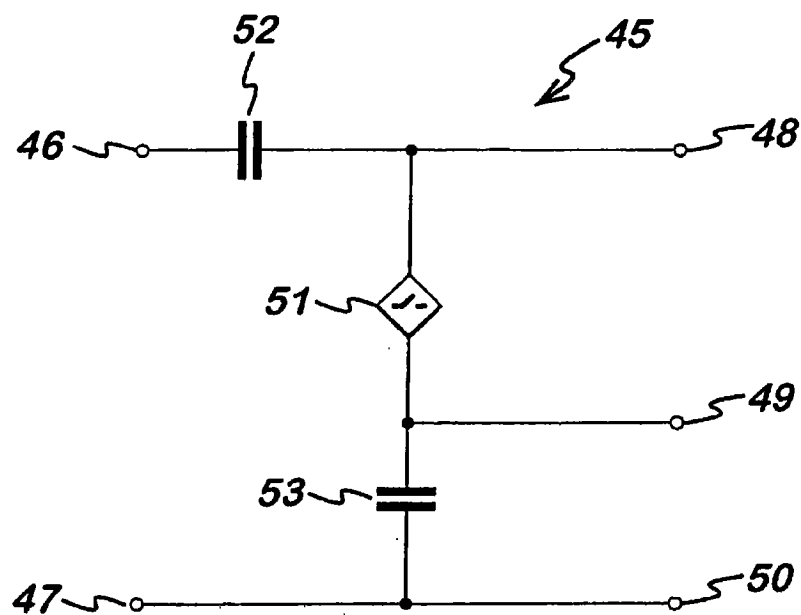


图 6

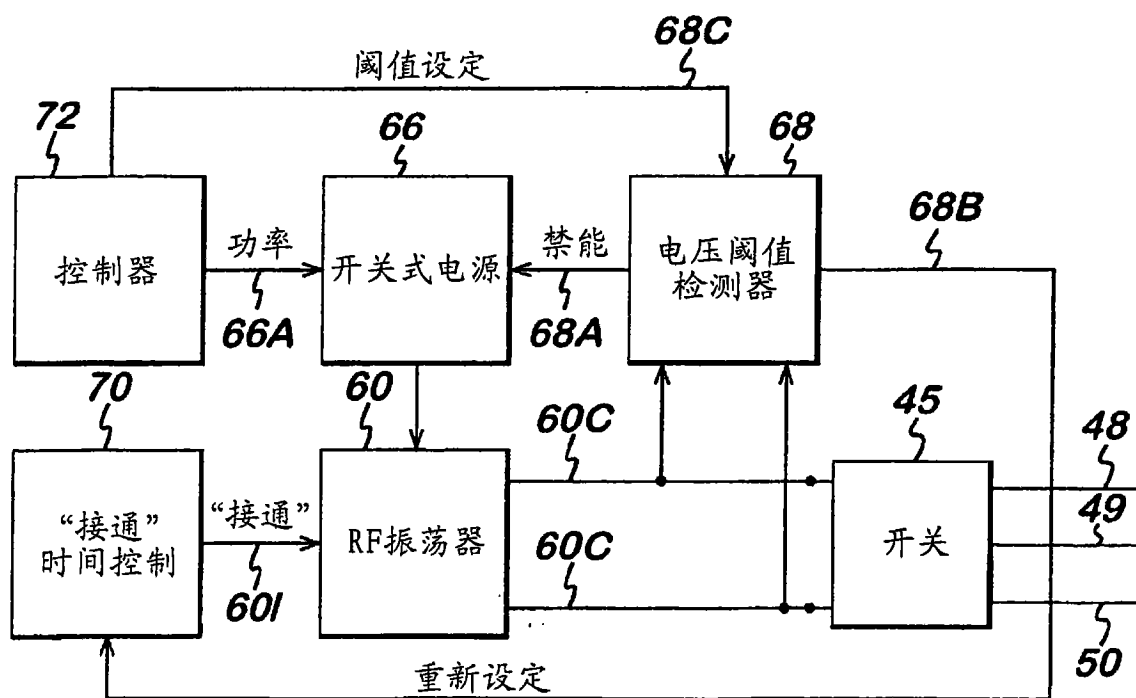


图 7

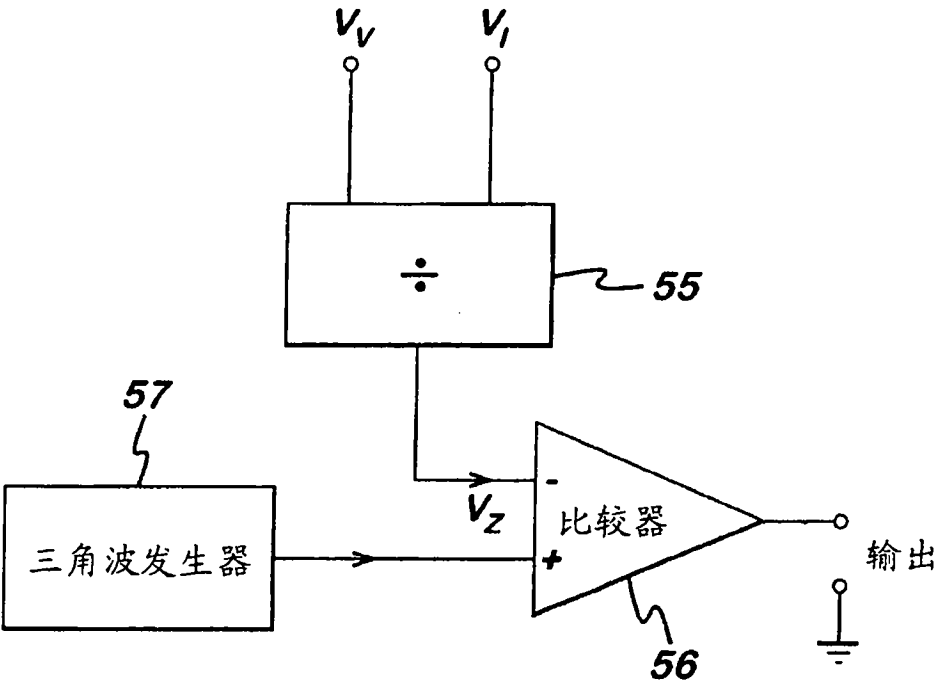


图 8A

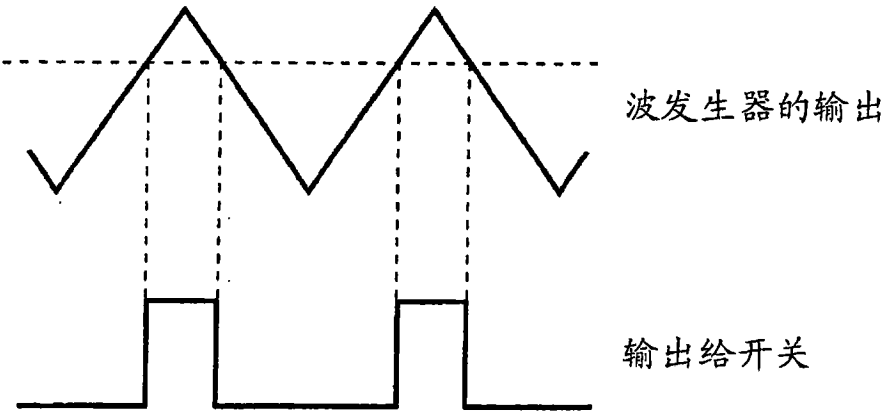


图 8B

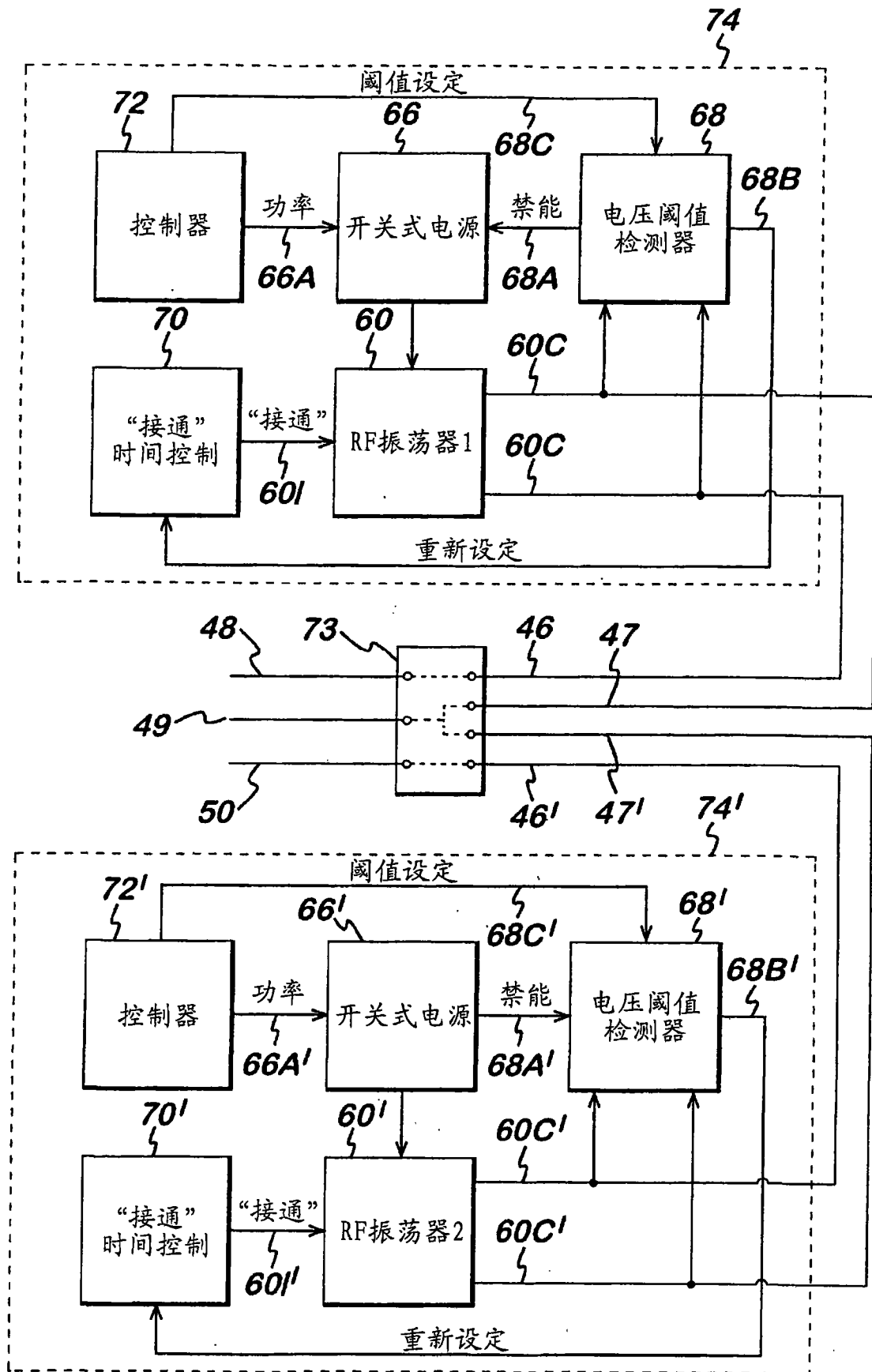


图 9

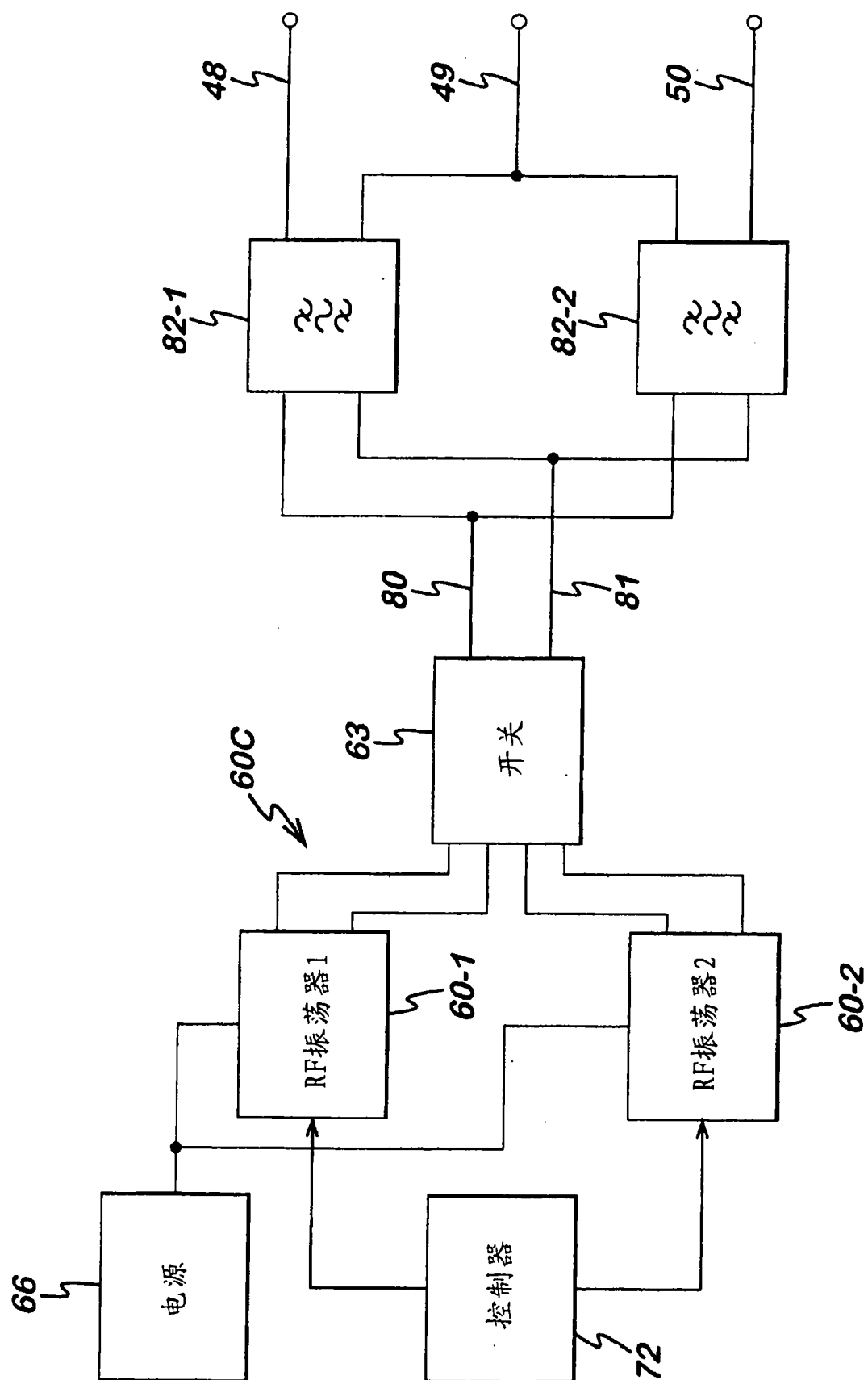


图 10

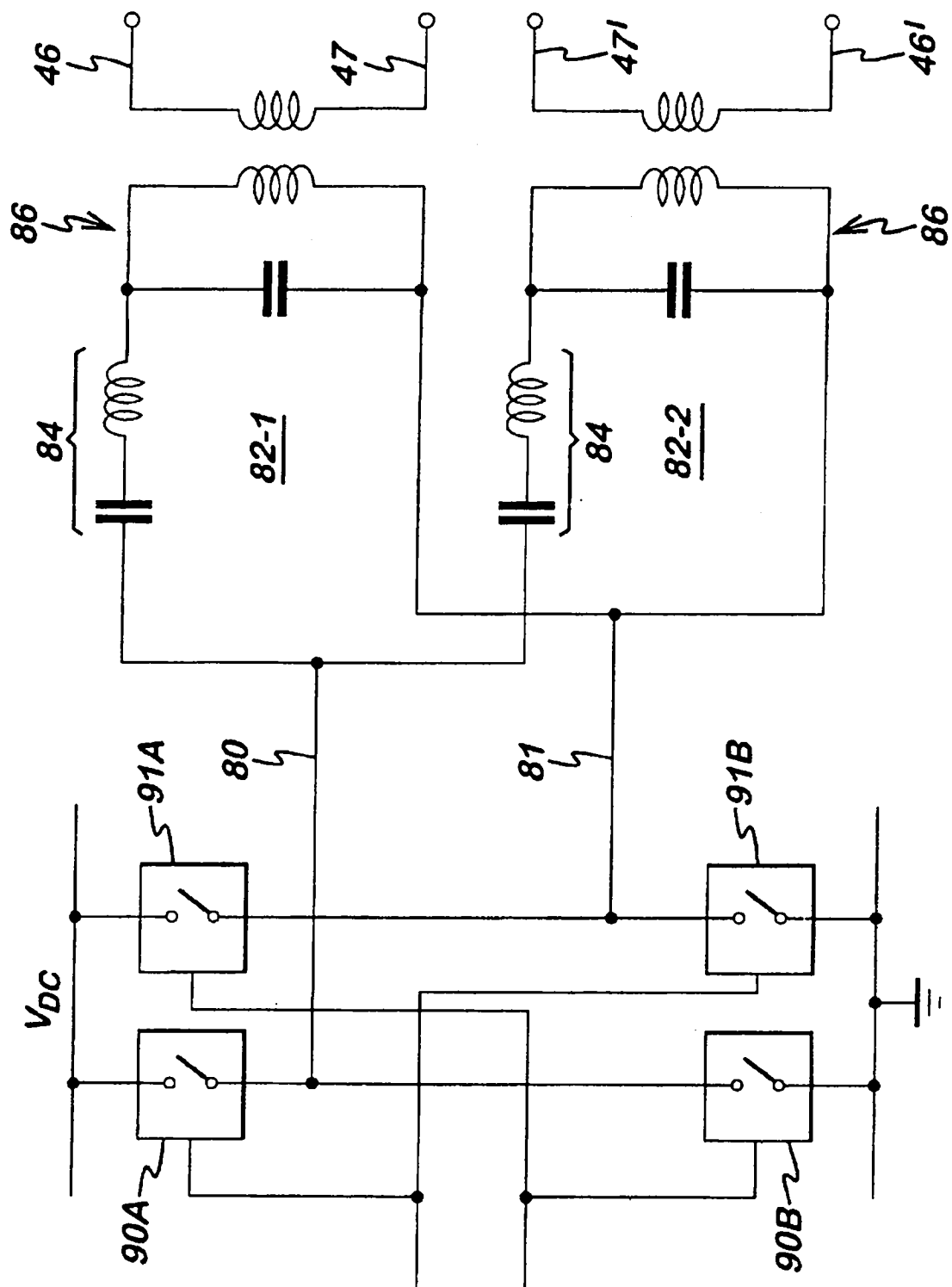


图 11A

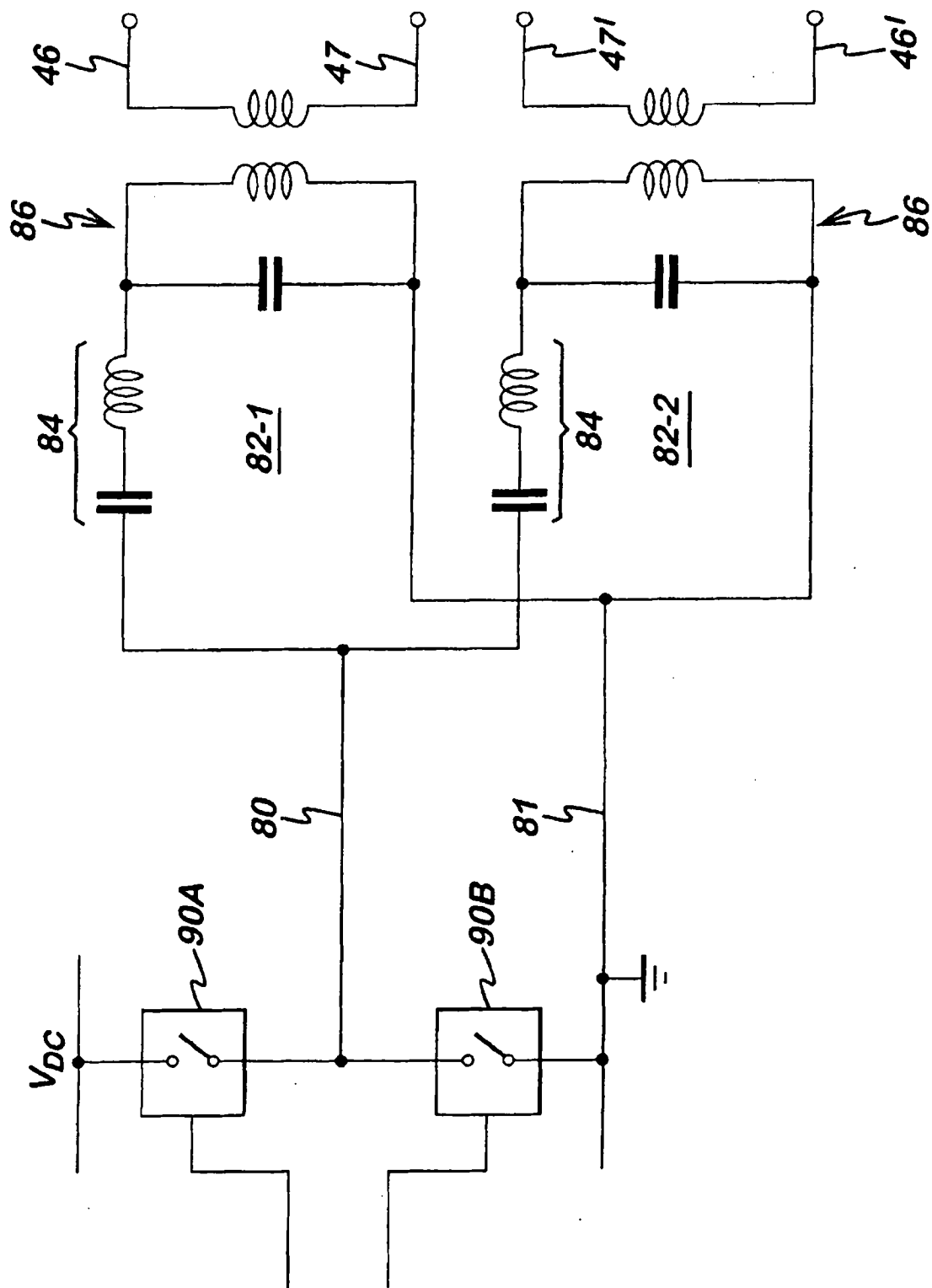


图 11B

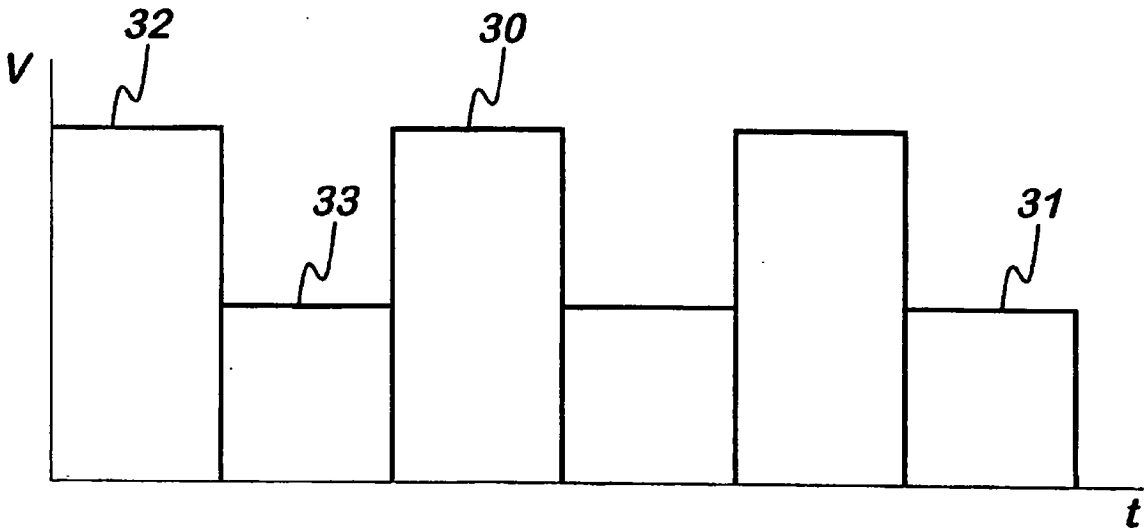


图 12A

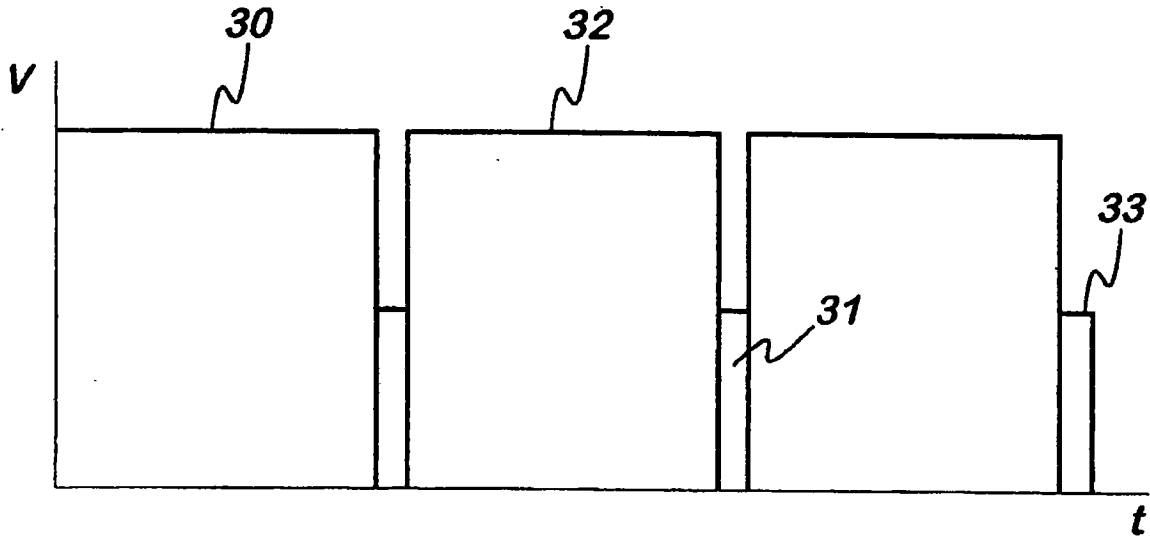


图 12B