

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 18/12



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200380103677.8

[43] 公开日 2005 年 12 月 28 日

[11] 公开号 CN 1713857A

[22] 申请日 2003.10.27

[21] 申请号 200380103677.8

[30] 优先权

[32] 2002.11.19 [33] US [31] 10/299,952

[86] 国际申请 PCT/US2003/034076 2003.10.27

[87] 国际公布 WO2004/045438 英 2004.6.3

[85] 进入国家阶段日期 2005.5.19

[71] 申请人 康曼德公司

地址 美国纽约

[72] 发明人 蒂姆·雷菲尔 吉姆·潘泰拉

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
标事务所

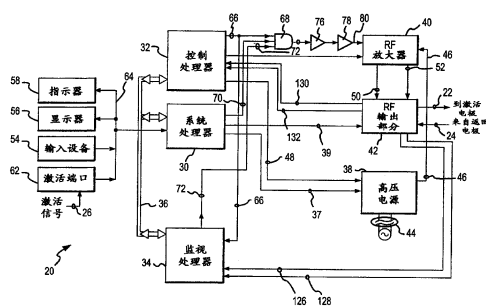
代理人 王 萍

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 3 页

[54] 发明名称 电外科发生器和交叉检查模式功能性的方法

[57] 摘要

通过确定促使产生电外科能量的模式化脉冲信号是否是所期望的来评估在电外科发生器中的功能性和工作模式。比较在模式化脉冲信号中的脉冲数和所期望的脉冲数，并且当该二值不相同或不同多于预定量时指示错误条件。所期望的脉冲数依赖于电外科发生器的工作模式。该错误条件可以用作终止输出功率传送的基础。



1、一种用于评估传送电外科输出功率的电外科发生器的功能性的方法，包括：

5 产生用来产生电外科输出功率的模式化脉冲信号，该模式化脉冲信号具有多个驱动脉冲；

 计数在模式化脉冲信号中的驱动脉冲数；

 将所计数的驱动脉冲数与所期望的驱动脉冲数进行比较；和

10 当所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数之间的不同达到预定量时，指示错误条件。

 2、如权利要求1所述的方法，进一步包括：

 通过调整驱动脉冲的宽度来控制电外科输出功率。

 3、如权利要求2所述的方法，进一步包括：

 建立用于驱动脉冲的最小宽度。

15 4、如权利要求1所述的方法，其中，电外科输出功率依赖于驱动脉冲的宽度，以及该方法进一步包括：

 防止驱动脉冲的宽度降低到最小宽度之下。

 5、如权利要求4所述的方法，其中，电外科发生器对电外科输出功率执行与功率相关的检查，以及该方法进一步包括：

20 当驱动脉冲的宽度大约处于最小宽度时，产生具有所述驱动脉冲的模式化脉冲信号。

 6、如权利要求1所述的方法，进一步包括：

 当所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数之间的不同至少为1时，指示错误条件。

25 7、如权利要求1所述的方法，进一步包括：

 当所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数之间的不同达到所期望的驱动脉冲数的预定百分比时，指示错误条件。

 8、如权利要求1所述的方法，进一步包括：

 对电外科输出功率执行与功率相关的检查，包括计算电外科输出

功率的功率电平；和

当所计算的功率电平处于预定范围之外时，指示错误条件。

9、如权利要求 1 所述的方法，其中，所述电外科发生器包括用于控制电外科输出功率的传送的控制处理器，还包括用于监视电外科发生器的性能的监视处理器，以及该方法进一步包括：

使用控制处理器产生模式化脉冲信号；和

使用监视处理器计数驱动脉冲数。

10、如权利要求 1 所述的方法，其中，在模式化脉冲信号中的驱动脉冲被按在连续时间间隔上重复的模式进行设置，以及该方法进一步包括：

在大于至少一个所述连续时间间隔的计数时间间隔上计数模式化脉冲信号中的驱动脉冲数。

11、如权利要求 10 所述的方法，进一步包括：

15 在至少两个所述连续时间间隔上计数模式化脉冲信号中的驱动脉冲数。

12、如权利要求 1 所述的方法，其中，在模式化脉冲信号中的驱动脉冲被按在连续时间间隔上重复并且包括不产生脉冲的非操作时间的模式进行设置，以及该方法进一步包括：

20 在长到足以确保在至少一个所述连续时间间隔中的所有驱动脉冲都处于计数时间间隔内的该计数时间间隔上计数在模式化脉冲信号中的驱动脉冲数。

13、一种用于评估在多种工作模式下传送电外科输出功率的电外科发生器的功能性的方法，包括：

指示电外科发生器传送电外科输出功率的其中一种工作模式；

25 通过根据所指示的工作模式产生模式化脉冲信号来产生电外科输出功率；

检测驱动信号；

从该驱动信号确定电外科输出功率是否是根据所指示的工作模式产生的；

当确定电外科输出功率不是根据所指示的工作模式产生的，则指错误条件。

14、如权利要求 13 所述的方法，进一步包括：

将电外科输出功率降低到大约为零。

5 15、如权利要求 13 所述的方法，进一步包括：

对电外科输出功率执行与功率相关的检查，包括计算电外科输出功率的功率电平；和

当所计算的功率电平处于依赖于所指示的工作模式的预定范围之外时，指示错误条件。

10 16、一种根据所选模式信号传送电外科输出功率的电外科发生器，包括：

根据所选模式信号产生模式化脉冲信号的控制处理器，该模式化脉冲信号包括促使产生该电外科输出功率的一系列驱动脉冲；

15 连接到控制处理器的监视处理器，其接收模式化脉冲信号，计数模式化脉冲信号中的驱动脉冲数，根据所选模式信号确定期望的驱动脉冲数，比较所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数，并在所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数之间的不同达到预定量时指示错误条件；和

20 电外科发生器通过发布错误指示或终止传送输出功率的其中之一来响应于错误条件的指示。

17、如权利要求 16 所述的电外科发生器，进一步包括：

连接到控制处理器和监视处理器的系统处理器，其监视控制处理器和监视处理器的功能性，所述系统处理器产生所选模式信号并发送该所选模式信号到控制处理器和监视处理器。

电外科发生器和 交叉检查模式功能性的方法

5

技术领域

本发明通常涉及电外科。更具体来说，本发明涉及一种新的改进电外科发生器和检查电外科发生器的工作模式以确保该电外科发生器的正确功能性，以及在外科手术期间传送所需电外科临床效果的方法。

10

背景技术

电外科涉及对进行手术的病人的组织应用相对高压、射频（RF）电功率以便切除、凝结或阻止来自组织的血液或液体流、或同时切除或凝结该组织。高压、RF 电功率是由电外科发生器产生的，来自发生器的电功率被从由外科医生在手术期间操纵的激活电极应用到组织。

传送到病人的电外科能量的量和特性是由外科医生确定的，并且依赖于手术的类型，等等。例如，切除是通过传送具有相对高功率（例如，300 瓦特）的连续 RF 信号来完成的。凝结是通过在工作循环内快速打开和关闭 RF 功率来产生的。凝结工作循环具有与传送的 RF 功率相比相当低的频率。然而，在每个工作循环的工作时间期间，电功率以 RF 频率来传送。在凝结期间传送的功率典型地处于大约 40 - 80 瓦特的附近，虽然可能需要低到 10 瓦特或高到 110 瓦特的功率传送。同时切除并凝结，也称作“混合”操作模式，还涉及传送 RF 能量的工作循环，但是在混合期间的工作循环的工作时间高于凝结期间的工作循环的工作时间。功率是按 RF 频率传送的，这是因为该频率足够高以避免神经刺激，从而允许该组织在没有因电能引起收缩的情况下保持稍微静止。

电外科发生器还必须具有传送相对宽范围功率的能力。组织的电

阻或阻抗在手术期间可以从点到点根本上改变，从而增加了电外科发生器的功率调节要求。例如，充满很多液体的组织，例如肝脏，可以显示出 40 欧姆左右的电阻或阻抗。其它组织，例如骨髓，可以具有 900 欧姆左右的阻抗。组织的肥肉或脂肪将增加其阻抗。组织的可变特性需要电外科发生器能够事实上基于即时改变的基础，在外科医生移动通过并在外科手术地点工作于不同类型组织时传送有效的功率量到所有类型的这些组织中。

在电外科期间所遇到的功率传送的这些宽泛变化对电外科发生器施加了严格的性能约束。几乎没有其他电放大器能够快速响应于这种宽泛变化的功率传送要求。如果不能充分地操作和控制输出功率，就可能对组织产生不必要的破坏或伤害到病人或外科手术人员。同样，如果不能充分地建立用于切除、凝结或同时执行两种过程的电特性，也会导致不必要的组织破坏或伤害。

几乎所有的电外科发生器都涉及某种形式的输出功率监视电路，以便用来控制输出功率。为调节目的进行功率监视的程度依据所选的模式类型而变化。例如，凝结操作模式通常不涉及感测传送的电压和电流，也不使用这些测量来计算用于调节输出功率目的的功率。然而，在切除操作模式中，典型地要感测输出电流和功率，并使用这些值作为反馈来调节传送的功率。

除了功率调节的能力之外，大多数电外科发生器还具有确定错误条件的能力。监视电外科发生器的输出功率以确保传送合适功率内容和特性的电外科能量。如果检测到错误就产生告警。该告警提醒外科医生产生问题和/或关闭或终止从电外科发生器的功率传送。

由微处理器或微控制器控制的某些类型的医疗设备使用多个处理器用作备份和监视目的。一般说来，其中一个处理器担当主要用来控制设备的正常功能的控制处理器。另一个处理器担当主要用来检查控制处理器和医疗设备的其它部件的恰当运行的监视处理器。使用主要用于控制功能的一个处理器和主要用于监视功能的另一个处理器具有实现监视冗余性目的的优点，这是因为每个处理器在错误条件下都

具有关闭或限制医疗设备的功能的独立能力。甚至存在描述监视处理器的责任的多处理器医疗设备的标准和建议。

发明内容

5 希望开发本发明来在传送用于外科手术的电外科能量的多处理器电外科发生器中实现高可靠性监视的目的。控制处理器产生定义用于产生输出电外科能量的脉冲模式的模式化脉冲信号。监视处理器接收该模式化脉冲信号和指示激活电外科发生器的所选工作模式的模式信号。为了确定电外科发生器是否工作在合适的选择模式，监视处理器
10 计数模式化脉冲信号中的脉冲数并将其与用于所选模式的期望脉冲数进行比较。如果所计数的脉冲数与所期望的脉冲数相同，或在其可接受的范围内，那么监视处理器就确定电外科发生器工作在所选模式下。如果所计数的脉冲数与所期望的脉冲数不同，或不在其可接受的范围内，那么监视处理器就采取合适的动作，例如向外科医生发布错误指示和/或使电外科发生器终止传送电外科能量或关闭。
15

 根据这些改进，本发明涉及一种用于评估电外科发生器功能的方法。产生具有多个驱动脉冲的模式化脉冲信号。该模式化脉冲信号是用来产生电外科输出功率的信号。计数在该模式化脉冲信号中的驱动脉冲数。将所计数的驱动脉冲数与所期望的驱动脉冲数进行比较。当
20 所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数不同达到预定量时（该量优选地是一个或多个），就指示错误条件。此外，电外科输出功率优选地是通过调整驱动脉冲的宽度来控制的，其中建立了最小宽度。另外，当驱动脉冲的宽度大约处于最小宽度时，优选地仍然产生模式化脉冲信号。而且，该方法优选地与对电外科输出功率执行与功率相关的
25 的检查和当所计算的功率电平处于预定范围之外时指示错误条件组合在一起。

 可选地，本发明涉及用于评估在多种工作模式下传送电外科输出功率的电外科发生器的功能的方法。指示电外科发生器传送电外科输出功率的其中一种工作模式。通过根据所指示的工作模式产生模式化

脉冲信号来产生电外科输出功率。检测该模式化脉冲信号。从该模式化脉冲信号确定电外科输出功率是否正在根据所指示的工作模式产生。当确定电外科输出功率不在根据所指示的工作模式产生时，就指示错误条件。

5 此外，本发明还涉及根据所选模式信号传送电外科输出功率的电外科发生器。该电外科发生器包括控制处理器和监视处理器。该控制处理器根据所选的模式信号产生模式化脉冲信号。该模式化脉冲信号包括一系列促使产生电外科输出功率的驱动脉冲。监视处理器被连接到控制处理器并接收该模式化脉冲信号，计数在该模式化脉冲信号中的驱动脉冲数，根据所选的模式信号确定期望的驱动脉冲数，比较所计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数，并且当计数的驱动脉冲数和所期望的驱动脉冲数之间的不同达到预定量时指示错误条件。该电外科发生器通过发布错误指示或终止传送输出功率来响应于该错误条件的指示。

15 通过参考下面结合附图对当前优选实施例的详细描述及所附权利要求书，可以获得对本发明及其范围和实现上述和其它改进方式的更完整理解，下面对附图进行简单概括。

附图说明

20 图 1 是包括本发明的多处理器电外科发生器的框图。

图 2、3 和 4 是在图 1 所示的电外科发生器中产生的波形。

图 5 是用于核实图 1 所示电外科发生器的工作模式的流程图。

具体实施方式

25 图 1 所示电外科发生器 20 在 22 提供电外科输出电压和输出电流，22 连接到单极和双极电外科的激活电极（没有示出）。在已经传导通过病人的组织之后，电流在 24 从返回电极（没有示出）返回到电外科发生器 20。由在 26 提供的激活信号激活发生器 20 来传送在 22 的电外科输出功率。一旦关闭支持有效电极并由外科医生持有的手持件（没

有示出)上的开关,就在26产生激活信号。在26的激活信号还可以从由外科医生的脚踏压力按压的传统脚踏开关(没有示出)来断言(assert)。

电外科发生器20包括系统处理器30、控制处理器32和监视处理器34。系统处理器30通常控制电外科发生器20的整体功能。系统处理器30包括非易失存储器(没有示出),其包含下载到其它处理器32和34来建立控制和监视处理器32和34的功能的编程指令。处理器30、32和34在系统总线36上相互通信。通常,系统处理器30在高层监视和控制电外科发生器20的整体功能。这样,系统处理器30提供电源使能信号37到高压电源38来使能该高压电源38。系统处理器30还在39提供输出选择信号到RF输出部分42。在39的输出选择信号使得RF输出部分42在22输出所需的电外科能量到连接于单极或双极电外科输出连接器(没有示出)的所选手持件(没有示出)。

控制处理器32的主要功能是建立和调节在22从电外科发生器20传送的功率。控制处理器32连接到高压电源38、RF放大器40和RF输出部分42。高压电源38通过整流由传统电网供电线44提供的传统交流(AC)功率来产生DC工作电压,并将DC工作电压传送到46处的RF放大器40。控制处理器32通过在48提供给高压电源38的电压设置信号在46设置DC工作电压的电压电平。RF放大器40将DC工作电压转换成单极驱动信号50和双极驱动信号52,这些信号具有适于由外科医生选择的电外科操作模式和功率量的含能量和工作循环。RF输出部分42将单极和双极驱动信号50和52转换成RF电压和电流波形,并将这些波形提供给在22的激活电极作为电外科发生器20的输出功率。

监视处理器34的基本功能是监视高压电源38和RF输出部分42的功能,并监视控制处理器32的功能。如果监视处理器34检测到输出电外科能量中的偏差,或控制处理器32的期望功能中的偏差,就指示故障模式,并且监视处理器34终止从电外科发生器20传送输出电外科能量。

处理器 30、32 和 34 是传统微处理器、微控制器或数字信号处理器,所有这些实质上都是已经被编程来执行电外科发生器 20 的具体功能的通用计算机。

电外科发生器 20 还包括允许用户选择电外科工作模式(切除、
5 凝结或两者混合)和所需输出功率量的用户输入设备 54。通常,输入设备 54 是用户操作来提供控制模式和其它信息到电外科发生器的转盘和开关。电外科发生器 20 还包括信息输出显示器 56 和指示器 58
显示器 56 和指示器 58 提供反馈、菜单选项和性能信息给用户。输入设备 54 和输出显示器 56 和指示器 58 允许用户建立和管理电外科发生
10 器 20 的工作。

在 26 的激活信号被从手指和脚踏开关(没有示出)应用到激活
端口 62。系统处理器 30 从端口 62 读取在 26 的激活信号来控制从电外科发生器 20 的功率传送。部件 54、56、58 和 62 通过与系统总线
36 分离的传统输入/输出(I/O)外设总线 64 连接到系统处理器 30 并
15 与之进行通信。

为了在 22 产生电外科能量,控制处理器 32 通过在 48 的电压设置
信号设置来自高压电源 38 的在 46 的 DC 工作电压输出的电压电平。
接着,控制处理器 32 在 66 产生模式化脉冲信号并将其发送到使能
AND 逻辑门 68,在此,在 66 的模式化脉冲信号被与分别由系统处理
20 器 30 和监视处理器 34 提供的使能信号 70 和 72 进行逻辑 AND 运算。
使能逻辑门 68 的输出被提供给串联的线驱动器 76 和接收机 78。线驱动器 76 和接收机 78 的输出形成了在 80 的功率驱动信号。在 80 的功率驱动信号被提供到 RF 放大器 40。RF 放大器 40 根据从由控制处理器 32 输出的在 66 的模式化脉冲信号形成的在 80 的功率驱动信号将在
25 46 的 DC 工作电压转换成在 50 和 52 的单极和双极驱动信号。然后来自系统处理器 30 的在 39 的输出选择信号使得 RF 输出部分 42 输出在 50 或 52 的单极或双极驱动信号作为在 22 的至所选手持件(没有示出)的电外科能量。

线驱动器 76 优选地是传统运算放大器。线驱动器 76 和接收机 78

优选地将 RF 放大器 40 的高压电子器件与系统、控制和监视处理器 30、32 和 34 分离开来。

为了关闭电外科发生器 20 或终止电外科发生器 20 的功率传送，监视处理器 34 停止断言 (deassert) 监视使能信号 72 和/或系统处理器 30 停止断言放大器使能信号 70。需要断言两种到使能逻辑门 68 的使能信号 70 和 72 以通过使能逻辑门 68、线驱动器 76 和接收机 78 从在 66 的模式化脉冲信号形成在 80 的功率驱动信号。停止断言使能信号 70 或 72 中的任意其中一个将阻止使能逻辑门 68 将在 66 的模式化脉冲信号传导到线驱动器 76 和接收机 78 以形成在 80 的提供给 RF 放大器 40 的功率驱动信号。在没有断言在 80 的功率驱动信号的情况下，RF 放大器 40 不会将在 50 和 52 的单极或双极驱动信号传送到 RF 输出部分 42，并且电外科发生器 20 将不会传送输出功率或将终止传送输出功率。

在 66 的模式化脉冲信号 66 通常是由在所选工作模式期间连续重复的驱动周期 100 内的模式化驱动脉冲序列 98 形成的波形 (例如, 92、94 和 96, 如图 2、3 和 4 所示)。波形 92、94 和 96 分别是用于切除、凝结和混合工作模式的例子。包括每个驱动周期 100 的时间宽度的驱动脉冲模式 98 是由系统处理器 30 根据所选的工作模式来固定的。在大多数情况下，每个驱动周期 100 的时间宽度对于切除、凝结和混合工作模式来说基本相同，但是在驱动周期 100 内的驱动脉冲模式 98 是不同的，如图 2-4 所示。

连续不中断的驱动脉冲序列 98 定义了切除模式 (波形 92)，如图 2 所示。驱动脉冲 98 的重复工作循环应用定义了凝结模式 (波形 94) 和混合模式 (波形 96)，分别如图 3 和 4 所示。换句话说，在驱动周期 100 的部分期间“off”时间 102 不传送驱动脉冲 98。其它具体化的工作模式存在作为这三种基本模式的子集，并且在凝结模式中的凝结量和在混合模式中切除和凝结量通过调整驱动周期 100 的工作循环来改变。一旦选择了该模式，由所选模式定义的驱动脉冲 98 的模式就保持不变，直到选择了不同的模式为止。然而，驱动脉冲 98 的宽度在

整个外科手术中可以变长或变短以便调节输出功率。

在 22 的输出功率的能量电平（图 1）是通过驱动脉冲 98 的宽度和高压电源 38 的电压（图 1）来建立的。每个驱动脉冲 98 的宽度是通过依赖于控制处理器 32 的时钟周期（未示出）的等宽步数来建立的（图 1）。等宽步数是通过脉冲宽度计数来建立的，该计数由系统处理器 30 初始设置作为表示驱动脉冲 98 的所需初始脉冲宽度。由 RF 放大器 40（图 1）响应于每个驱动脉冲 98 传送的功率量直接与每个驱动脉冲 98 的宽度相关。因此，在每个电外科手术期间，增加和减小驱动脉冲 98 的宽度来调节功率输出。

为了监视或检查工作模式并获得用于监视目的的高可靠性，监视处理器 34（图 1）通过系统总线 36（图 1）从系统处理器 30（图 1）接收模式信息或模式信号，并从控制处理器（图 1）接收在 66 的模式化脉冲信号（图 1）。由监视处理器 34 接收的模式信号包括有关由控制处理器 32 产生的用于模式化脉冲信号 66 的驱动脉冲 98（图 2-4）的模式的模式的信息。因此，监视处理器 34 具有有关在给定时间量内在 66 的模式脉冲信号中应有的期望脉冲数的信息。监视处理器 34 计数在该给定时间量内在 66 的模式脉冲信号中的驱动脉冲 98（例如，典型地在每个驱动脉冲 98 的上升沿）并比较该计数的驱动脉冲 98 的数量和所期望的驱动脉冲 98 的数量。如果在所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数之间的不同处于可接受的限制内，那么就确认电外科发生器 20 工作在合适的工作模式下。否则，如果该不同大于可接受的限制，那么就指示错误或故障条件，并且监视处理器 34 采取合适的动作，例如使电外科发生器 20 发布错误指示、停止产生电外科能量和/或关闭。

监视处理器 34（图 1）计数驱动脉冲 98（图 2-4）的时间间隔优选地长于一个驱动周期 100。此外，计数时间间隔优选地足够长，以便最小化由于在产生驱动脉冲 98 的控制处理器 32（图 1）和计数驱动脉冲 98 的监视处理器 34（图 1）之间的时钟不同步而可能产生的潜在计数错误。可接受的计数时间间隔大约为两到三个驱动周期 100 或更多。

比较所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数(图 204)允许在所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数之间的不同处于可接受的限制或范围内,这是因为监视处理器 34(图 1)可能与控制处理器 32(图 1)的工作不同步,尤其是因为控制处理器和监视处理器 32 和 34 可能不按相同时钟速度工作。因此,在所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数之间的某些错误可以被预料和考虑到。

图 5 显示了由监视处理器 34(图 1)执行用来检查工作模式的过程 104。模式检查过程 104 开始于 106,并在 108 等待电外科能量的激活。该激活通常是由系统处理器 30(图 1)响应于在 26 由系统处理器 30 提供的激活信号而向监视处理器 34 指示的。然后,在 110 根据从系统处理器 30 提供到监视处理器 34 的模式信息确定所选的工作模式。可选地,驱动脉冲 98(图 2、3 和 4)的模式或数量在模式信息中被提供给监视处理器 34。然后,在 112,在计数时间间隔内计数驱动脉冲 98 或脉冲边沿。接着,在 114 确定所指示激活的时间长度是否大于计数时间间隔。如果不大于,那么就假设激活结束于在 112 计数完成之前,从而,计数无效,并且不能用于核实工作模式。所以,在 116 清除该计数,模式检查过程 104 返回到 108 等待下一个激活。另一方面,如果所指示激活的时间长度大于计数时间间隔,如在 114 确定的那样,那么该计数就有效。在此情况下,在 118 计算所计数驱动脉冲 98 的数量和所期望脉冲的数量之间的差。期望的脉冲数量依赖于在 110 确定的所选模式或模式信息中指示的脉冲的模式或数量。然后,在 120 确定于 118 计算的差的绝对值是否大于可接受的限制。该可接受限制优选地是经验性地确定的,并依赖于所选的模式。如果所计算的差的绝对值大于可接受限制,如在 120 确定的那样,那么在 122 就宣布错误,并在 124 结束模式检查过程 104。另一方面,如所计算的差的绝对值不大于可接受限制,如在 120 确定那样,那么在 116 就清除该计数,并且模式检查过程 104 返回到 108 以等待下一个激活。

控制处理器 32(图 1)优选地被编程以便将功率输出降低到几乎为零,在 66 的模式化脉冲信号的驱动脉冲 98(图 2-4)的宽度(图

1) 不减少到零, 而是到一个最小宽度。以该最小宽度, 当通过使能 AND 逻辑门 68 (图 1) 接收时, 线驱动器 76 和接收机 78 (图 1) 的衰减特性使得它们不能通过在 66 所应用的模式化脉冲信号的驱动脉冲 98。这样, 驱动脉冲 98 的最小宽度导致在 80 无功率驱动信号的传送 (图 1), 其导致没有来自 RF 放大器 40 的功率输出。在此情况下, 由于模式脉冲信号 66 的驱动脉冲 98 还没有减少到零, 而仍然保持在最窄的宽度, 那么仍然可以执行模式检查。换句话说, 驱动脉冲 98 的最小宽度使得由监视处理器 34 (图 1) 执行的模式检查能够确定电外科发生器 20 工作在合适的模式, 即使没有功率输出时也是如此。

此外, 不是使模式检查基于所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数 (图 2-4) 之间的差的可接受限制, 如在模式检查过程 104 (图 5) 的 120 (图 5) 中确定的那样, 模式检查需要所计数的和所期望的驱动脉冲 98 数相同。可选地, 该差的可接受限制可以基于驱动脉冲的期望数量的百分比, 其中该百分比是为每种工作模式经验性地确定的。

本发明在监视处理器 34 (图 1) 也使用功率相关检查来监视电外科发生器 20 (图 1) 的功率输出的情形中尤其有利, 例如在 2002 年 11 月 19 日申请的美国专利申请 No.10/299998“Electrosurgical Generator and Method for Cross-Checking Output Power”中描述的那样。前述美国专利申请描述包括在电外科发生器 20 中的功率相关检查或监视功能。监视处理器 34 从 RF 输出部分 42 (图 1) 接收表示输出电外科能量的电流和电压的电流和电压反馈信号 126 和 128 (图 1), 通过该信号可以计算功率电平。控制处理器 32 (图 1) 还从 RF 输出部分 42 接受分别表示输出电外科能量的电流和电压的电流和电压反馈信号 130 和 132 (图 1), 通过该信号可以分别计算功率电平。从而, 功率相关检查可以确保电外科发生器使用由所需工作模式给定的合适功率输出电平进行工作和/或确保控制处理器 32 和监视处理器 34 都计算出大约相同的功率输出电平, 如在前面的美国专利申请中描述的那样。然而, 存在功率相关检查不能产生正确故障或非故障的指示的情形。例如, 如果功率输出处于零或其附近, 那么功率相关检查没有作

为检查基础的数据，这在普通非故障的电外科发生器情形和故障情形中可能经常发生。但是，如上所述，最小脉冲宽度能够进行模式检查来确认电外科发生器是否至少工作在合适的模式中，以便当没有实际指示故障时可以避免故障条件。

5 此外，鉴于电外科中的大量和大范围的工作模式，并且由于可能存在用于每种工作模式的相当范围的可允许功率电平，所以一种模式的适当功率输出可以类似于不同模式的适当功率输出。从而，功率相关检查可以确定输出功率适用于想要的工作模式并且不产生错误，即使实际上已经发生使得电外科发生器 20 工作在错误模式的错误时也是如此。虽然，该模式检查将检查到这种故障。

因此，通过本发明执行的模式检查可以检测到功率相关检查不能检查的的错误条件并可以避免当不能执行功率相关检查时的错误条件。该模式检查可以充当功率相关检查的备份检查。

另一方面，在前述美国专利申请中描述的功率相关检查可以检测
15 不能由本发明检测的错误。例如，即使模式检查确定电外科发生器 20（图 1）正在以所选的工作模式传送电外科能量，仍然需要进一步确定电外科能量的功率电平是否处于可接受范围内。这样，监视处理器 34（图 1）从来自 RF 输出部分 42（图 1）的电流和电压反馈信号 126 和 128（图 1）计算功率输出，并确定功率输出电平是否处于基于工作
20 模式的接受范围内，如在前面美国专利申请和在 2002 年 11 月 19 日申请的美国专利申请 No.10/299953“Electosurgical Generator and Method with Multiple Semi-Autonomously-Executable Funcions”中描述的那样。

本发明提供了能够确定在其它检查不能确定的许多情形中是否
25 产生故障条件的改进和优点。可以防止电外科发生器工作在可能对病人产生危险的条件下，并确保电外科发生器工作在电外科发生器的输出功率和性能更可靠地被传送的条件下。在获得本发明的充分理解的情况下，监视电外科发生器的合适功能的其它益处、优点和改进也就变的明了。

本发明的当前优选实施例已经按特定程度进行了描述。该描述以及作为优选示例进行了说明。应该明白，本发明的范围由下面的权利要求书进行限定，并不应当由上述优选实施例的详细描述来不必要地进行限制。

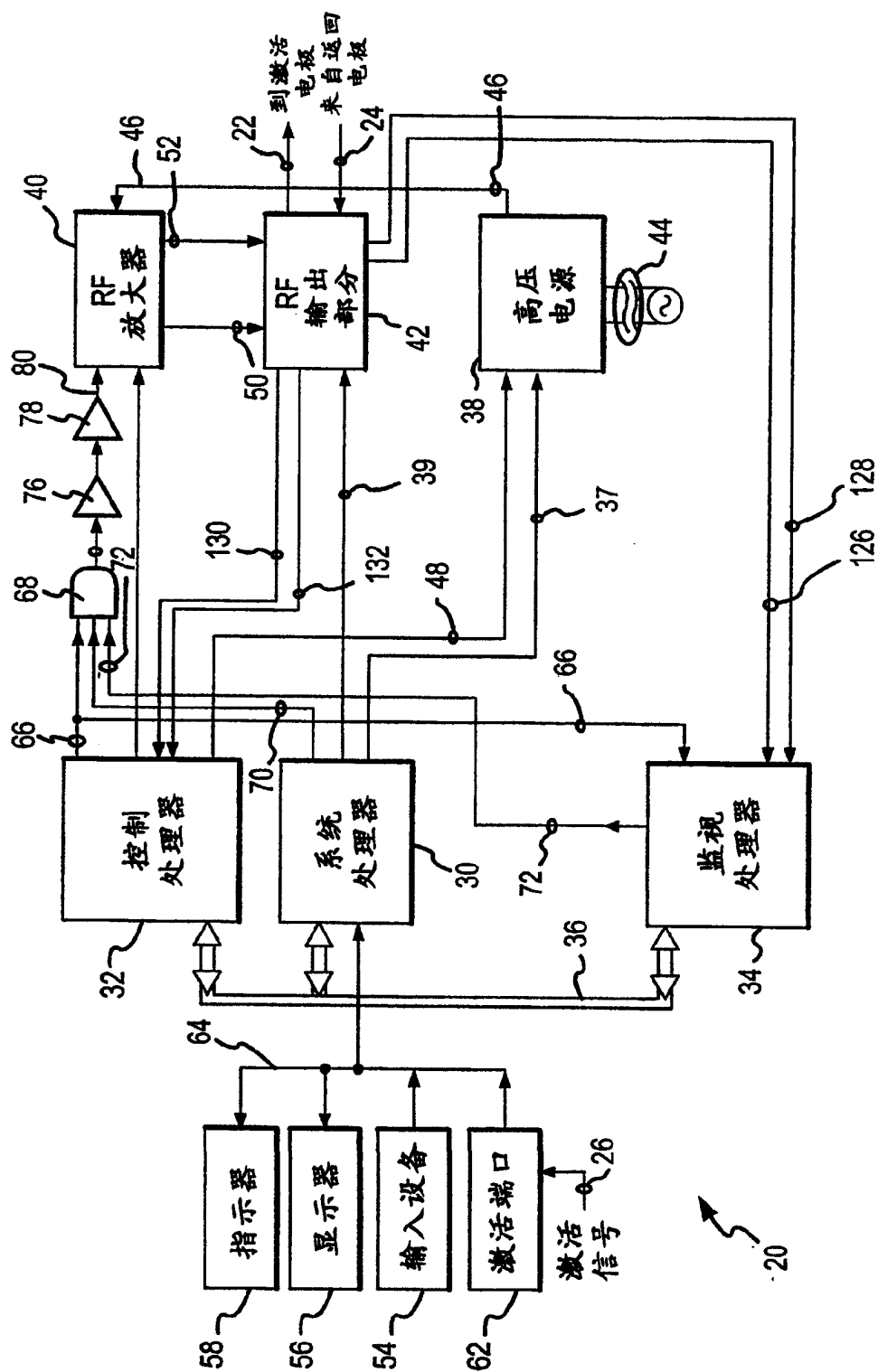


图1

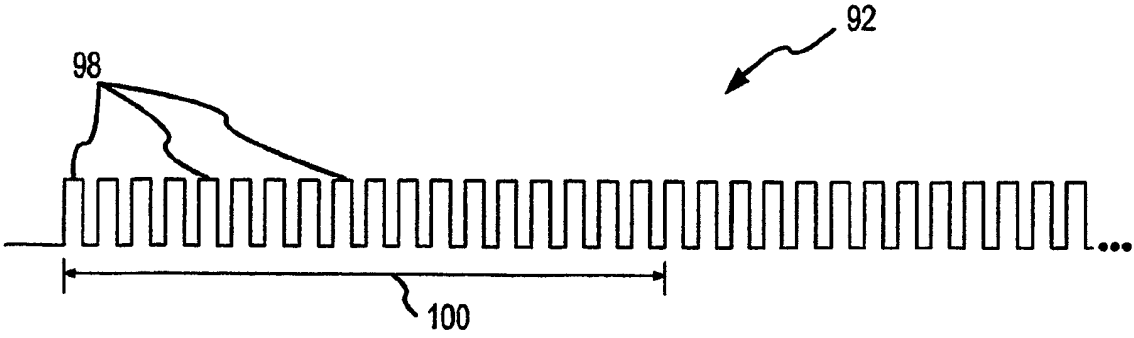


图 2

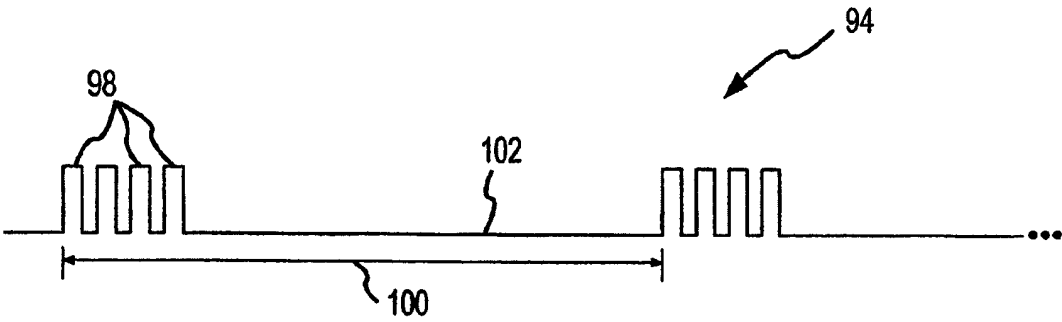


图 3

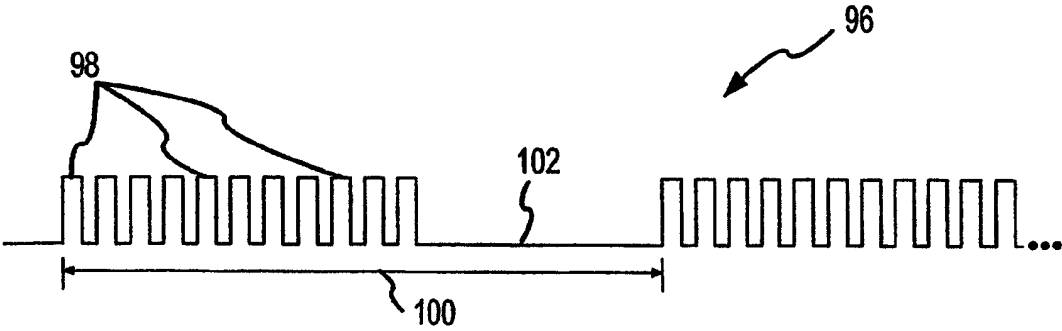


图 4

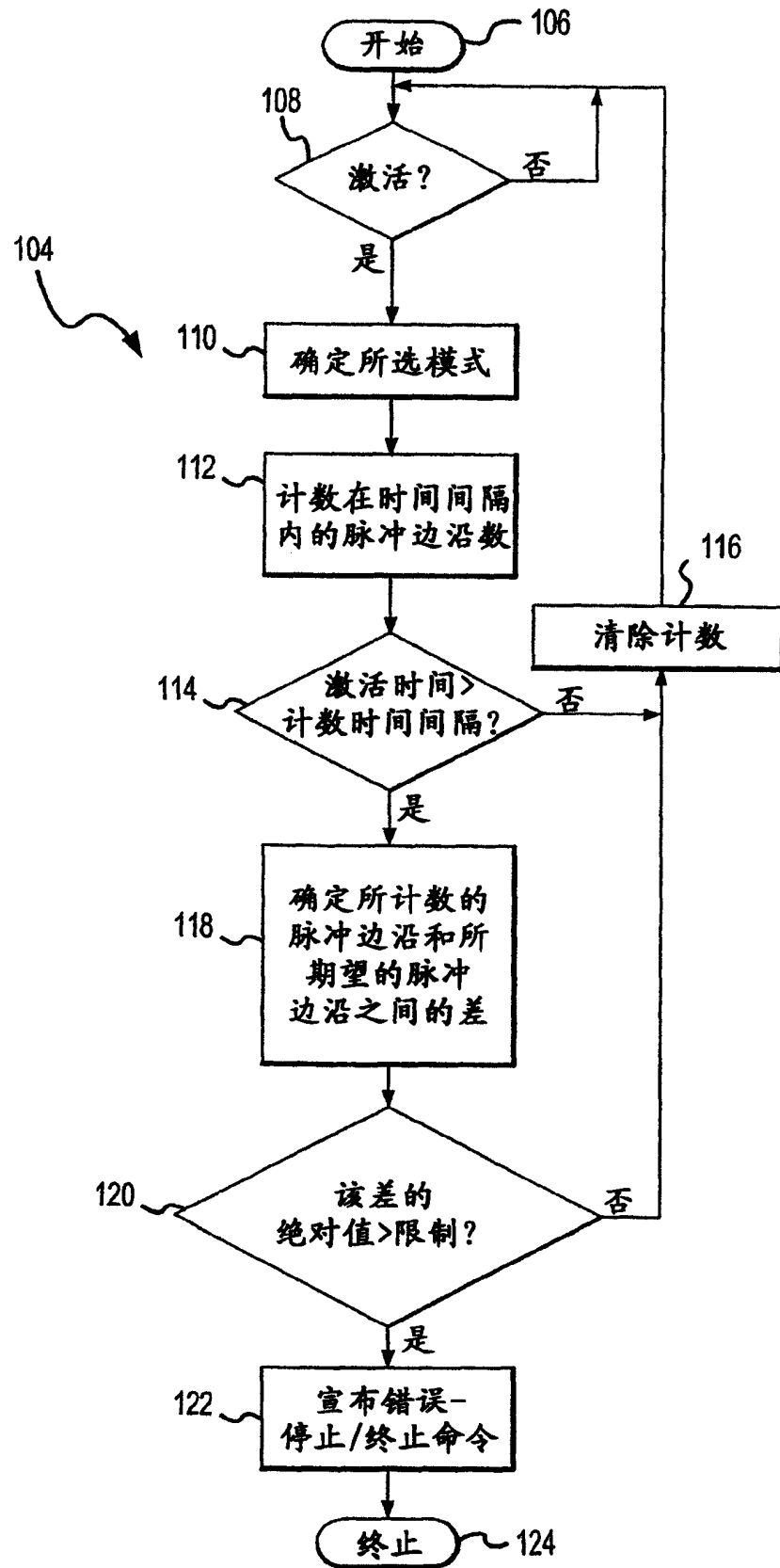


图 5