



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103732168 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 16

(21) 申请号 201180072634. 2

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332

(22) 申请日 2011. 07. 28

代理人 杨生平 钟锦舜

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2014. 01. 28

(51) Int. Cl.  
A61B 18/12(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2011/045660 2011. 07. 28

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02013/015812 EN 2013. 01. 31

(71) 申请人 德雷格医疗系统股份有限公司  
地址 美国马萨诸塞州安多佛

(72) 发明人 查尔斯·勒梅

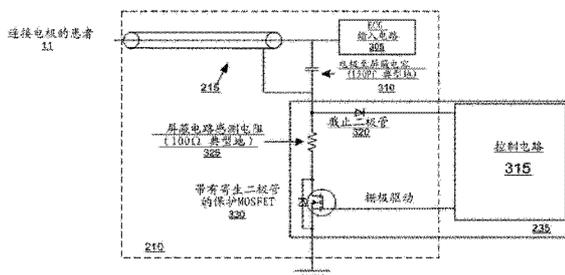
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

射频程序保护

(57) 摘要

提供用于在射频医疗程序期间保护患者的方法和装置。检测器包括从连接至患者的至少一个屏蔽的传感器接收表示至少一个患者参数的电脉冲的输入。检测器检测(a)与射频医疗程序期间生成的寄生电流相关的电压和(b)射频医疗程序期间生成的电流中的至少一个。控制电路耦合至所述检测器并且对(a)检测电压与阈值电压值和(b)检测电流与阈值电流值中的至少一个进行比较。开关耦合在所述检测器和所述控制电路之间。响应于所述控制电路生成的控制信号,开关选择性地导体状态和非导通状态之间切换。当(a)检测电压低于阈值电压值和(b)检测电流低于阈值电流值中的至少一个时,导通状态维持在所述至少一个屏蔽的传感器处的低阻抗和将所述至少一个屏蔽的传感器的屏蔽维持在有效状态。当(a)检测电压大于或等于阈值电压值和(b)检测电流大于或等于阈值电流值中的至少一个时,非导通状态提供在所述至少一个屏蔽的传感器处的高阻抗和导致所述至少一个屏蔽的传感器的屏蔽变成无效。



1. 一种用于在射频医疗程序期间保护患者的装置,包括:

检测器,其具有从连接至患者的至少一个屏蔽传感器接收用于表示至少一个待监视患者参数的电脉冲的输入,所述检测器检测(a)与射频医疗程序期间生成的寄生电流相关的电压和(b)射频医疗程序期间生成的电流中的至少一个;

控制电路,其耦合至所述检测器,对(a)检测电压与阈值电压值和(b)检测电流与阈值电流值中的至少一个进行比较;以及

开关,其耦合在所述检测器和所述控制电路之间,响应于由所述控制电路生成的控制信号,选择性地在导通状态和非导通状态之间切换,其中

当(a)所述检测电压低于所述阈值电压值和(b)所述检测电流低于所述阈值电流值中的至少一个时,所述导通状态维持所述至少一个屏蔽传感器处的低阻抗以及维持所述至少一个屏蔽传感器的屏蔽处于有效状态,和

当(a)所述检测电压大于或等于所述阈值电压值和(b)所述检测电流大于或等于所述阈值电流值中的至少一个时,所述非导通状态提供在所述至少一个屏蔽的传感器处的高阻抗并且导致所述至少一个屏蔽的传感器的屏蔽变得无效。

2. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述射频医疗程序为电外科手术程序。

3. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述射频医疗程序为(a)采用射频能量以生成施加到患者组织的电磁频率和/或RF电流、(b)射频消融和(b)射频毁损中的至少一个。

4. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述检测器包括用于接收寄生电流的至少一个电阻器和响应于在电阻器两端生成的电压差而激活的截止二极管。

5. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述开关为MOSFET开关。

6. 如权利要求1中所述的装置,其中,当开关处于所述非导通状态中时,防止在所述屏蔽传感器处形成电流强度增加并且烧伤所述患者。

7. 如权利要求1中所述的装置,其中,当所述开关处于所述非导通状态时,减少在所述屏蔽传感器处的电流强度并且防止烧伤所述患者。

8. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述控制电路持续地监视被检测电压。

9. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述装置与使用所述至少一个屏蔽传感器来选择性监视患者的电脉冲的患者监视设备一体形成,所述至少一个屏蔽传感器中的每一个具有电极并且连接至所述患者监视设备,所述设备连接在所述至少一个屏蔽传感器和所述患者监视设备的监视电路之间。

10. 如权利要求1中所述的装置,其中,所述装置为选择性连接至患者监视装置的适配器,所述适配器包括允许到所述至少一个屏蔽传感器的连接的第一耦合以及允许所述装置与所述患者监视设备的连接的第二耦合。

11. 一种用于在射频医疗程序期间保护患者的方法,包括以下活动:

在从连接至患者的至少一个屏蔽传感器接收用于表示至少一个待监视患者参数的电脉冲的输入处,检测(a)与射频医疗程序期间生成的寄生电流相关的电压和(b)射频医疗程序期间生成的电流中的至少一个;

由控制电路对(a)由检测器检测的电压与阈值电压值和(b)由检测器检测的电流与阈值电流值中的至少一个进行比较;以及

响应于所述控制电路生成的控制信号,在导通状态和非导通状态之间切换,其中

当(a)所述检测电压低于所述阈值电压值和(b)所述检测电流低于所述阈值电流值中的至少一个时,所述导通状态维持所述至少一个屏蔽传感器处的低阻抗以及维持屏蔽处于有效状态,和

当(a)所述检测电压大于或等于所述阈值电压值和(b)所述检测电流大于或等于所述阈值电流值中的至少一个时,所述非导通状态提供在所述至少一个屏蔽的传感器处的高阻抗并且导致所述传感器的屏蔽变得无效。

12. 如权利要求 11 中所述的方法,其中,所述射频医疗程序为电外科手术程序。

13. 如权利要求 11 中所述的方法,其中,所述射频医疗程序为(a)采用射频能量以生成施加到患者组织的电磁频率和 / 或 RF 电流、(b) 射频消融和(b) 射频毁损中的至少一个。

14. 如权利要求 11 中所述的方法,其中,所述检测活动包括接收电阻器处的寄生电流并且响应于在电阻器两端生成的电压差而激活截止二极管。

15. 如权利要求 11 中所述的装置,其中,使用 MOSFET 开关来执行所述切换活动。

16. 如权利要求 11 中所述的方法,进一步包括用于当处于非导通状态中时防止在所述屏蔽传感器处的电流强度增加的活动。

17. 如权利要求 11 中所述的方法,进一步包括用于当处于非导通状态时减少在所述屏蔽传感器处的电流强度的活动。

18. 如权利要求 11 中所述的方法,进一步包括用于持续地监视被检测电压的活动。

19. 如权利要求 11 中所述的方法,其中,在使用所述至少一个屏蔽传感器来选择性监视患者的电脉冲的患者监视设备内执行所述方法,所述至少一个屏蔽传感器中的每一个具有电极并且连接至所述患者监视设备。

20. 如权利要求 11 中所述的方法,其中,在选择性连接至患者监视装置的适配器中执行所述方法,所述适配器包括允许到所述至少一个屏蔽传感器的连接的第一耦合以及允许所述装置与所述患者监视设备的连接的第二耦合。

## 射频程序保护

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于在利用射频能量的医疗程序如电外科手术期间保护患者的方法和系统以及和患者监视设备。

### 背景技术

[0002] 在例如电外科手术程序的射频程序期间,高频电流(AC 电流)施加到生物组织,以直接加热生物组织来针对具体病情治疗患者。电外科手术设备有益地使得执业医师能够精确地治疗主区域,同时减少正在经历治疗的患者的失血量。电外科手术仪器可以包括电外科手术发生器(electrosurgical generator),其中,该电外科手术发生器生成通过电外科手术工具施加到患者身上的电压。由返回板接触患者的身体,返回板接收流经患者以允许返回板到地面的电流。返回板是连接至 AC 源的返回电极的相对大的金属板或柔性金属化塑料板。在该程序期间,电流从电外科手术工具上的有效源电极通过身体流至返回电极,然后流回电外科手术发生器。

[0003] 因为这是外科手术程序,所以认识到需要在外科手术期间监视多个患者参数以保证患者生命稳定。例如,常规监视可以包括通过多根导线连接至患者以监视患者心脏的电脉冲的心电图(ECG)监视器。但是,存在在电外科手术程序期间由于出现电流增加而导致患者烧伤的问题。而且,为了防止烧伤,高阻抗块的插入显著降低 ECG 监视的信号的质量。用于显示保护患者免于烧伤的常规方法的示例性框图显示在图 1 中。ECG 监视器 12 被显示为经由至少一根电导线 14 连接至患者 11。在导线 14 和屏蔽之间存在电容 16,该电容 16 继而连接到电感器 18,电感器 18 提供足以在电外科手术程序期间防止患者烧伤的阻抗。图 1 中显示的系统的重要缺点是阻抗 18 典型地为必须在电外科手术程序之前连接并且在完成程序之后移除的外部块。这个块可能包括位于 ECG 屏蔽导线中以用作对于外科手术期间创建的 RF(射频)能量的高阻抗的至少一个扼流圈。这导致医疗专业人员必须与患者的监视妥协,以在电外科手术期间保护患者,这是因为由于外部块的使用造成的不合适的屏蔽引起 ECG 信号质量的降低。

[0004] 虽然常规烧伤防止系统能够提供必要阻抗以防止烧伤患者,但是这些系统导致监视恶化。根据本发明原理的系统解决已知系统的不足。

### 发明内容

[0005] 在一个实施方式中,提供一种用于在射频医疗程序期间保护患者的装置。检测器包括从连接至患者的至少一个屏蔽的传感器接收表示要监视的至少一个患者参数的电脉冲的输入。检测器检测(a)与射频医疗程序期间生成的寄生电流相关的电压和(b)射频医疗程序期间生成的电流中的至少一个。控制电路耦合至检测器并且比较(a)检测电压与阈值电压值和(b)检测到电流与阈值电流值中的至少一个。开关耦合在检测器和控制电路之间。响应于控制电路生成的控制信号,开关选择性地在导电状态和非导电状态之间切换。当(a)检测电压低于阈值电压值和(b)检测电流低于阈值电流值中的至少一个时,导电状态维

持在至少一个屏蔽的传感器处的低阻抗并且将维持在至少一个屏蔽的传感器处的屏蔽在有效状态中。当(a)检测电压等于或大于阈值电压值和(b)检测电流等于或大于阈值电流中的至少一个时,非导电状态提供在至少一个屏蔽的传感器处的高阻抗并且导致至少一个屏蔽的传感器的屏蔽变得无效。

[0006] 在另一个实施方式中,提供一种用于在射频医疗程序期间保护患者的方法。保护患者的方法包括在从连接至患者的至少一个屏蔽的传感器接收表示要监视的至少一个患者参数的电脉冲的输入处,检测(a)与射频医疗程序期间生成的寄生电流相关的电压和(b)射频医疗程序期间生成的电流中的至少一个。控制电路比较(a)检测器检测的电压和阈值电压值与(b)检测器检测的电流和阈值电流中的至少一个。响应于控制电路生成的控制信号,开关在导电状态和非导电装置之间切换。当(a)检测电压低于阈值电压值和(b)检测电流低于阈值电流值中的至少一个时,导电状态维持至少一个屏蔽的传感器处的低阻抗并且将屏蔽维持在有效状态中。当(a)检测电压等于或大于阈值电压值和(b)检测电流等于或大于阈值电流中的至少一个时,非导电状态提供至少一个屏蔽的传感器处的高阻抗并且导致传感器的屏蔽变得无效。

#### 附图说明

- [0007] 图 1 描述患者保护设备的现有技术的设置;
- [0008] 图 2 描述正在经历电外科手术程序的患者的实例性设置;
- [0009] 图 3 是根据本发明原理的患者保护装置的实例性框图;
- [0010] 图 4 是根据本发明原理的患者保护装置的实例性框图;
- [0011] 图 5 是根据本发明原理的患者保护装置的控制电路的实例性框图;
- [0012] 图 6 是根据本发明原理的患者保护装置的实例性电路图;
- [0013] 图 7A 和图 7B 是根据本发明原理的患者保护装置的操作的图示;和
- [0014] 图 8 是详细描述根据本发明原理的患者保护装置的操作的流程图。

#### 具体实施方式

[0015] 患者保护装置自动地增加连接患者的 ECG 导线的阻抗。这有利地提供采用 RF 能量的医疗程序期间的屏蔽。采用 RF 能量的医疗程序生成加到患者的组织的电磁频率和/或施 RF 电流。使用 RF 能量来治疗患者的医疗程序的实例包括但不限于(a)电外科手术;(b)RF 消融;(c)RF 毁损;(d)RF 能量到组织的任何其它应用。患者保护装置有利地提供电外科手术期间的屏蔽以减少能量传导且从而通过自动检测由有效电外科手术工具生成的电流的增加总量来防止患者烧伤。电外科手术程序是采用 RF 能量的医疗程序的一种并且只为了实例的目的描述。本领域技术人员会识别在任何 RF 程序期间采用患者保护装置的能力,从而增加连接至监视设备的患者的阻抗。对患者的电流烧伤可视为电极表面区域和流经电极的电流强度的函数。因此,装置可能可以有效提供高阻抗并且防止在患者身体上的电极的位置处的烧伤。当流经患者身体的电流总量在指示没有当前进行的电外科手术程序的阈值之下时,装置还有利地将阻抗和 ECG 屏蔽返回至低阻抗水平。因此,自动反转到低阻抗情况有利地提供高水平屏蔽和因此地高信号完整性。因此,患者保护装置有利地一方面提供良好病患保护并且另一方面提供高性能 ECG 监视(低噪音,良好带宽)之间瞬时且

自动的模式变化。

[0016] 图 2 是详细说明临床情形中的患者保护装置的操作的示意性图。本文中显示的正在经历使用 RF 能量的医疗程序的患者 200。如本文所显示的并且在以下的图中, RF 程序是电外科手术程序。由患者参数监视器 210 来监视患者 200。通过多根电导线 215a-215c 将患者参数监视器 210 连接至患者。患者参数监视器可以感测患者身上的电脉冲并且自动地将感测脉冲转换成与医疗相关数据以提供给医疗专业人员。示例性患者参数监视器 210 为 ECG 监视器。但是, 患者保护装置可以包括在任何能够感测电脉冲的患者参数监视器 210 中。

[0017] 在外科手术期间, 患者 200 以上文描述的常规方式连接至 ECG 监视器。电外科手术装置包括电连接在电外科手术工具 225 和返回板 230 之间的电外科手术发生器 220。电外科手术工具可以为医疗上适合于执行的手术并且治疗患者 200 的任何类型的电外科手术工具。在一个实施方式中, 电外科手术工具 225 为施加由发生器 220 生成的高能量 RF 功率的电手术刀。高能量 RF 功率施加给患者身上的精确的点, 并且流至工具 225 的电流通过返回板 230 典型地返回至发生器从而完成电外科手术电路。

[0018] 取决于执行的电外科手术程序的类型和电外科手术工具 225 在患者身体 200 上操作的位置, 电导线 215a-215c 的放置可能导致电流流经电外科手术工具 225 的低阻抗意外路径。例如, 在患者参数监视器 210 为 ECG 监视器并且电导线 215a-215c 为连接至患者 200 的 ECG 导线的实例中, 与电外科手术位置(例如, 工具接触患者身体的点)相关的 ECG 电极的放置导致电流的低阻抗路径。如果形成了该低阻抗路径, 由电外科手术工具 225 施加的电流被从患者身体 200 分流, 并且改为流经 ECG 导线导致在 ECG 电极处出现使温度增加的电流强度, 引起在 ECG 电极附接的点处的患者 200 的皮肤的烧伤。这种电流强度增加的发生是因为独立的电极覆盖患者 200 身上的小区域。

[0019] 以下将关于图 3-图 8 而详细描述的患者保护装置 235 连接在患者参数监视器 210 内并且自动感测在任何给定时间流经电极屏蔽的电流水平。装置 235 取决于感测电流总量而自动地切换操作模式。在第一操作模式中, 装置感测流经患者电极的电流在指示患者烧伤的风险为低的第一范围内。这种操作模式对应于当没有执行电外科手术程序时的时间周期。在这个第一操作模式中, 导线 215a-215c 上的屏蔽维持在当保证监视的患者参数信号为高质量的时提供高度屏蔽的低阻抗状态中。当装置感测到流经单独的电极屏蔽的电流达到阈值电流水平(例如, 10mA)时, 装置 235 自动地切换到第二操作模式。感测到流经屏蔽的电流等于或大于阈值电流值时, 触发电路并且开始第二操作模式。在第二操作模式中, 装置 235 不再监视电流, 而是改为监视当前高阻抗屏蔽上的电压。在第二操作模式中, 装置 235 增加导线中的阻抗从而减少流经屏蔽的电流并且保护患者免于烧伤。患者保护装置 235 有利地使得操作模式之间的瞬间切换成为可能从而在同时改进 ESU 电外科手术工具的应用之间的 ECG 信号的质量时, 提高使患者免于烧伤风险的保护水平。

[0020] 图 3 为实现在患者参数监视设备 210 中的患者保护装置 235 的示例性电路图。患者监视设备 210 包括被耦合为从经由电极(未示出)连接至患者的至少一根监视导线 215 接收输入信号的监视输入电路 305。监视输入电路可以感测表示从患者经由电极和监视导线 215 发送的患者参数的电信号。在一个实施方式中, 监视设备 210 为 ECG 监视器并且至少一根导线 215 为具有连接至患者以监视患者心脏脉冲的电极的 ECG 监视导线。在另一个实施

方式中, 监视输入电路可以为选择性地监视患者温度的温度监视电路。虽然只显示单根监视导线 215, 本领域中的技术人员会认识到任意数量的监视导线 215 可以连接至输入电路 305 用于监视期望患者参数。电容 310 存在在监视导线 215 之间并且提供增加监视设备 210 所监视的信号的质量的低阻抗屏蔽。在一个实施方式中, 电容 310 提供基本上 150pF 的电容。电容可以不是离散电容器而是载有电极的线缆的同轴结构的几何形形成的寄生电容。

[0021] 患者保护装置 235 包括感测屏蔽中的寄生电流并且确定患者烧伤的潜在存在的控制电路 315。在那种时候, 装置 235 以以下描述的方式从第一操作模式切换到第二操作模式。患者保护装置 235 包括连接在截止二极管 320 和开关 330 之间至少一个电阻器 325。在一个实施方式中, 开关 330 为 MOSFET 开关。在另一个方式中, 开关 330 为具有固有内部电阻的 MOSFET 开关, 因而不需要在装置中存在独立电阻。控制电路 315 还连接在截止二极管 325 和开关 330 之间, 从而当开关 330 处于第一“接通”位置时形成完整的电路。当开关 330 处于第一“接通”位置时, 开关 330 导通, 由监视电路 305 对具体电极提供使输入信号的高质量监视成为可能的低阻抗屏蔽。

[0022] 在寄生电流沿着导线 215 传导的情况下, 电压建立在至少一个电阻器 325 两端并且控制电路 315 经由截止二极管 320 自动地感测这个电压。在感测电阻器 325 两端的这个电压时, 控制电路导致开关以从第一“接通”位置移动到第二“关断”位置。在第二“关断”位置中, 开关 330 不导通并且允许屏蔽浮置并且随着输入线缆的信号导体(例如, 同轴线缆的中心导线)变动电压。这样防止寄生电流流经屏蔽和在电极连接患者的所在点处烧伤患者。当开关 330 处于第二“关断”位置时, 监视电路 305 监视的信号的质量减少但是保护了患者, 这是在电外科手术程序期间必须进行的必要折衷。但是, 患者保护装置 235 有利地减少降低质量的时间总量, 这是因为使得响应于在电阻器 325 处感测电压的保护成为可能。

[0023] 图 4 是包括患者保护装置 235 的患者参数监视器 210 的示例性电路图。在这个实施方式中, 多个电极 410、420、430 和 440 连接至监视设备 210。电极 410 通过输入线路 412 和输出线路 414 连接至监视设备 210。电极 420 通过输入线路 422 和输出线路 424 相似地连接至监视设备 210。电极 430 通过输入线路 432 和输出线路 434 连接至监视设备 210 以及电极 440 通过输入线路 442 和输出线路 444 连接至监视设备。

[0024] 患者保护装置 235 包括至少一个电阻器 320、截止二极管 325 和开关 330(见图 3)。相应的输入线路 412、422、432 和 442 电连接至截止二极管 325 并且相应的输出线路 414、424、434、444 电连接至开关 330。控制电路 315 控制开关 330 的操作并且在截止二极管 325 处感测电压作出响应。在第一操作模式中, 开关 330 处于“接通”位置并且电极的 410、420、430 和 440 中的每一个的屏蔽保持在使得高质量信号监视成为可能的低阻抗状态中。

[0025] 控制电路 315 自动地响应于在电极 410、420、430 和 / 或 440 中任何一个处的寄生电流的导入而改变开关 330 的位置。在导致电压在电阻器 320 两端生成并且由截止二极管 325 感测的电外科手术过程期间可能导致寄生电流。如果感测电压在阈值值之上(大于大约为 1 伏特的参考电压), 那么控制电路引起开关从第一“接通”位置移动到第二“关断”位置。当这个发生时, 控制电路 315 关断开关 330, 释放屏蔽并且大幅减少电流。因此开关 330 不再吸收大量电流, 所以由控制电路 315 感测屏蔽上的电压现遵循患者电极上的电压从而将开关 330 的位置维持在第二“关断”位置中。当电外科手术程序结束时或在医疗专业人员通过使电外科手术工具无效而停止程序的情况下, 在电阻器 320 两端的电压下降、截止二

极管 325 感测电压变化和控制电路 315, 开关 330 返回第一“接通”位置, 该第一“接通”位置使得相应的电极上的屏蔽有效并且使高质量患者参数监视成为可能。

[0026] 图 5 为控制电路 315 的示例性电路图。控制电路 315 从由参考标号 502 统一表示的多个截止二极管接收电流。本领域熟练技术人员会认识到截止二极管 502 的数量等于这样一种电极的数量, 其中, 该电极连接至患者并且监视设备能够通过该电极监视患者参数信号。在一个实施方式中, 患者参数监视器为 ECG 监视器并且有四根 ECG 导线, 每根 ECG 导线包括连接至患者以用于监视表示心脏数据的电脉冲的相应的电极。

[0027] 在屏蔽中感应的高电流情况下, 电流通过最正电极进入, 穿过电阻器 320 到“地面”, 同时在对应的最负电极处, 所述电流通过 MOSFET 开关中的寄生二极管, 流经该第二电极的电阻器 320, 并且通过那个屏蔽流回至患者。同时地, 最正电极驱动对应的截止二极管 325 导通, 对控制电路 315 中的输入电容器 506 (峰值检测器) 进行充电。控制电路的电压检测器 504 耦合至开关 330 并且指导第一“接通”位置和第三“关断”位置之间的开关的操作。在一个实施方式中, 电压检测器 504 可以为将由峰值检测器 506 感测电压与阈值值进行比较的比较器, 而且如果感测电压等于或大于阈值, 那么导致开关从第一“接通”位置移动到第三“关断”位置。当开关处于“关断”位置时, 阻抗水平增加, 从而禁止电极上的任何屏蔽并且基本上减少来自流经电极的电流并且因此防止患者烧伤。电路的时间常数确定电路的重置时间(典型地为毫秒)。这样的时间常数有效地作为电路的“恢复”时间, 并且对应于当屏蔽再次生效时的时间。

[0028] 图 6 为可以连接至患者用于监视至少一个患者参数的多根电导线的示例性电路图。每根电导线包括本文中显示为屏蔽 1- 屏蔽 10 的屏蔽, 用于提供患者监视期间的低阻抗。屏蔽 1- 屏蔽 10 中的每个连接至相应的截止二极管, 并且由峰值检测器 506 检测流经相应导线和截止二极管中的任意一个的任何寄生电流并且。峰值检测器 506 包括电阻器和电容器。电压检测器 504 持续地对峰值检测器 506 两端检测的电压和阈值电压进行比较并且控制开关 330 在“接通”位置和“关断”位置之间移动。

[0029] 在电外科手术期间, 电流流经患者并且进一步通过连接患者监视器的导线流至患者。在这个程序期间, 一根导线具有从其流经的更多电流并且比其他导线更热。电流在提供给至少一个电阻器和开关(例如 MOSFET)的导线上向下流。该屏蔽上的电流流经电阻器, 导致由截止二极管感测到与其相关的电压从而导致开关打开至“关断位置”。给峰值检测器 506 充电并且电压检测器 504 识别出屏蔽中的电流导致的电压达到阈值并且自动地将开关从“接通”位置切换到“关断”位置。在“关断”位置, 屏蔽能够浮置从而增加导线上的阻抗并且防止在各个电极处的电流强度增加和导致患者皮肤上的烧伤。当电压检测器确定电压在阈值以下时, 控制电路 315 导致开关返回至“接通”位置并且开始再次导通从而降低阻抗并且改进患者监视设备监视的信号质量。

[0030] 图 7A 和 7B 为显示在详细说明连接至 ECG 监视设备的患者保护装置的操作的电外科手术程序之前、期间和之后的当前电压的图表表示。可替代地, 这个可以表示具有与其一体形成的患者保护装置的 ECG 监视设备。图 7A 和 7B 包括表示经过电阻器 710、电压检测器 720 检测的电压和对 MOSFET 开关 730 的控制电压的三个曲线图。这些曲线图显示在包括电外科手术程序之前 702、电外科手术程序的开始 704, 在电外科手术程序期间 706 和电外科手术程序之后 708 的不同时间处。

[0031] 现参照图 7A, 在电外科手术程序 702 之前, 曲线图 702 上的电压检测器两端的电压以及到 MOSFET 开关 730 的栅极电压基本上是平坦和恒定的。这导致在 ECG 导线两端的低阻抗, 该低阻抗导致从患者监视到高质量信号。如从曲线 710 图看出的, 在电外科手术事件的开始 704 处, 电阻器中的电流在不到 5 微秒的时间内达到基本上 27mA 的阈值。这种增加的电流由截止二极管感测并且对峰值检测器的电容器充电, 而且电压检测器检测在点 725 处高于阈值电压的电压。这时候, 控制电路驱动 MOSFET 的栅极变低位, 导致 MOSFET 开关从第一“接通”位置移动到第二“关断”位置, 这“释放”屏蔽, 继而快速驱动第二电压上至 1.2V 钳位。应当注意, 点 725 和点 735 发生在时间线期间基本上相同时间上。这个结果是导线上的阻抗增加, 该阻抗增加导致在一个或多个电极处的电流强度减少。

[0032] 患者保护装置的优点特征是由于随着 ESU 程序开始而感测到屏蔽电流, 电路突然从第一“接通”位置切换到第二“关断”位置, 并且随后由于在当 ESU 程序结束时为止的 ESU 程序期间感测到屏蔽电压, 从第二“关断”位置切换至第一“接通”位置。这样帮助防止电路在操作边缘处的通断振荡。

[0033] 在参考标号 706 表示的时间期间电外科手术程序继续。在这个时间段期间, 由于浮置的屏蔽, 在电压检测器感测到的电压中有增加。电压检测器持续将感测到的电压与阈值进行比较, 并且从而控制 MOSFET 开关操作。在电外科手术程序期间, 流经电阻器的电路基本上减少(大约 3mA) 并且在该程序中基本上保持恒定。

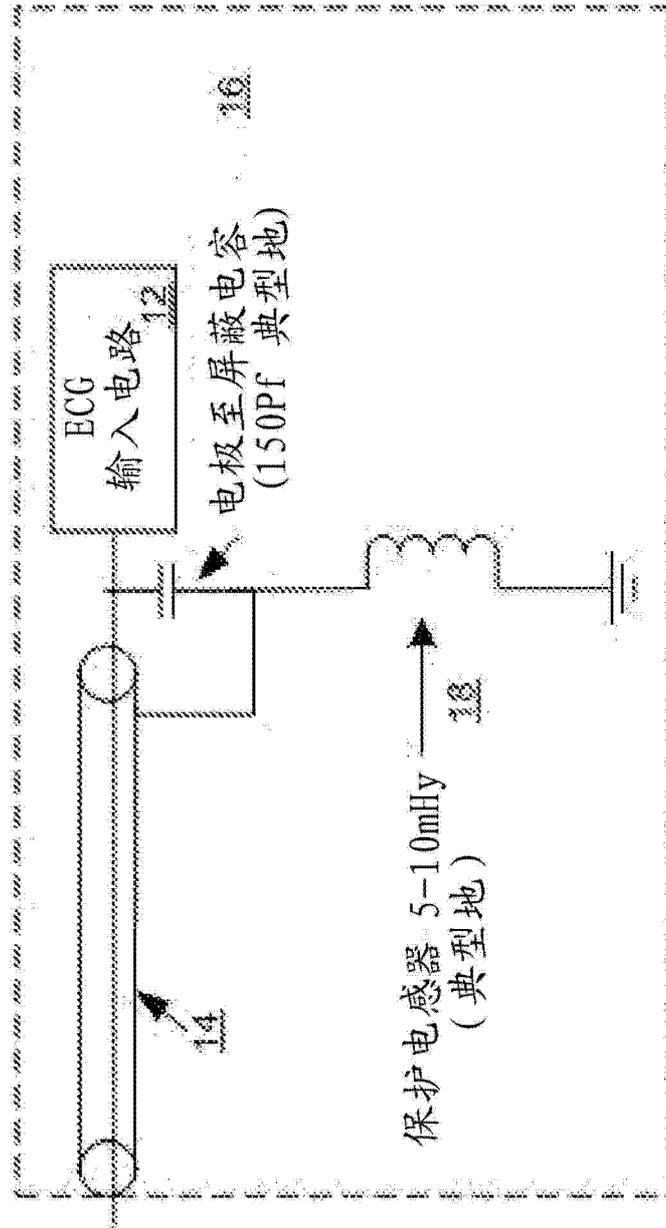
[0034] 现参照图 7B, 图 7B 是图 7A 的曲线图 710、720 和 730 的继续, 参考标号 706 指示电外科手术程序继续。电外科手术事件的结论由参考标号 708 表示, 并且在曲线图 710 上的点 740 和曲线图 720 上的点 745 处开始, 从而流经电阻器的电流总量返回到预电外科手术程序 702 期间看零水平附近。如图 7B 的曲线图 710 和 720 中所显示的, 通过电阻器的电流随着电压检测器感测到的电压减小。当电压检测器感测到的电压降到如曲线 720 上的点 752 所指示阈值之下时, 控制电路自动地引起 MOSFET 从“关断”位置移动到如曲线 730 上的点 750 所指示的“接通”位置。当在接通位置时, MOSFET 导通并且将屏蔽设置在低阻抗状态从而使得具体患者参数的高质量监视成为可能。

[0035] 现关于图 8 的流程图来描述患者保护装置的操作。在步骤 800 中, 在由患者监视设备监视的患者身上开始电外科手术程序。电外科手术程序的开始可以包括使用电外科手术工具来将 RF 能量施加到患者身上的点, 以用于向患者提供治疗的医疗相关目的。将 RF 能量应用到患者导致电流流经患者流至返回板并且流回电外科手术发生器。在步骤 802 中, 流经患者的电流还流经将患者连接至患者监视设备的至少一个电极。步骤 804 中, 电流流经电极并且在将电极连接至患者监视器的输入线缆上流动。在步骤 806 和步骤 808 中在电阻上生成对应于流经输入线缆的电流的电压, 步骤 806 中截止二极管检测在电阻器两端生成的电压。步骤 810 中, 控制电路中的电压检测器将检测电压与阈值值进行比较。如果检测电压等于或大于阈值值时, 控制电路导致 MOSFET 开关从第一“接通”位置移动至第二“关断”位置。如步骤 812 中所陈述的, 当处于第二“关断”位置中时, MOSFET 为不导通状态并且基本上减小在将患者连接至患者监视设备的一个或多个电极处的电流强度。步骤 814 中, 电压检测器继续地确定感测到的电压是否等于或大于阈值。如果确定为肯定的, 则如步骤 816 所指示的开关保留在“关断”位置。如果步骤 814 中的确定是否定的, 那么其是电外科手术程序结束的指示, 并且如在步骤 818 中, 控制电路导致 MOSFET 从第二“关断”位置移动

回到第一“接通”位置。在“接通”位置中,开关处于导通状态并且在电极屏蔽处提供使得监视的信号具有高质量的低阻抗。

[0036] 上文关于图 2- 图 8 描述的患者保护装置可以与患者监视设备一体形成并且从而使得患者监视和电外科手术程序之间的快速且近乎瞬间的切换成为可能。这有利地减少典型地与插入典型地用于在常规 ESU 程序中保护患者不被烧伤的导体块相关的时间。另外地,患者保护设备可以形成为选择性地连接在监视导线的输入和监视设备之间的不可移动的适配器。因此,患者保护装置给患者提供免于受烧伤风险的相对高水平保护,同时提供 ESU 电外科手术工具的应用之间的相对高质量的 ECG 信号。

[0037] 尽管根据示例性实施方式来描述本发明,但是并不限于此。相反,应当将所附的权利要求广义地解释为包括本发明技术人员在不偏离本发明的范围和等同的范围的情况下做出的其他变型和本发明的实施方式。本公开意图覆盖本文中讨论的实施方式的任何修改或变型。



连接电极的患者

11

图 1

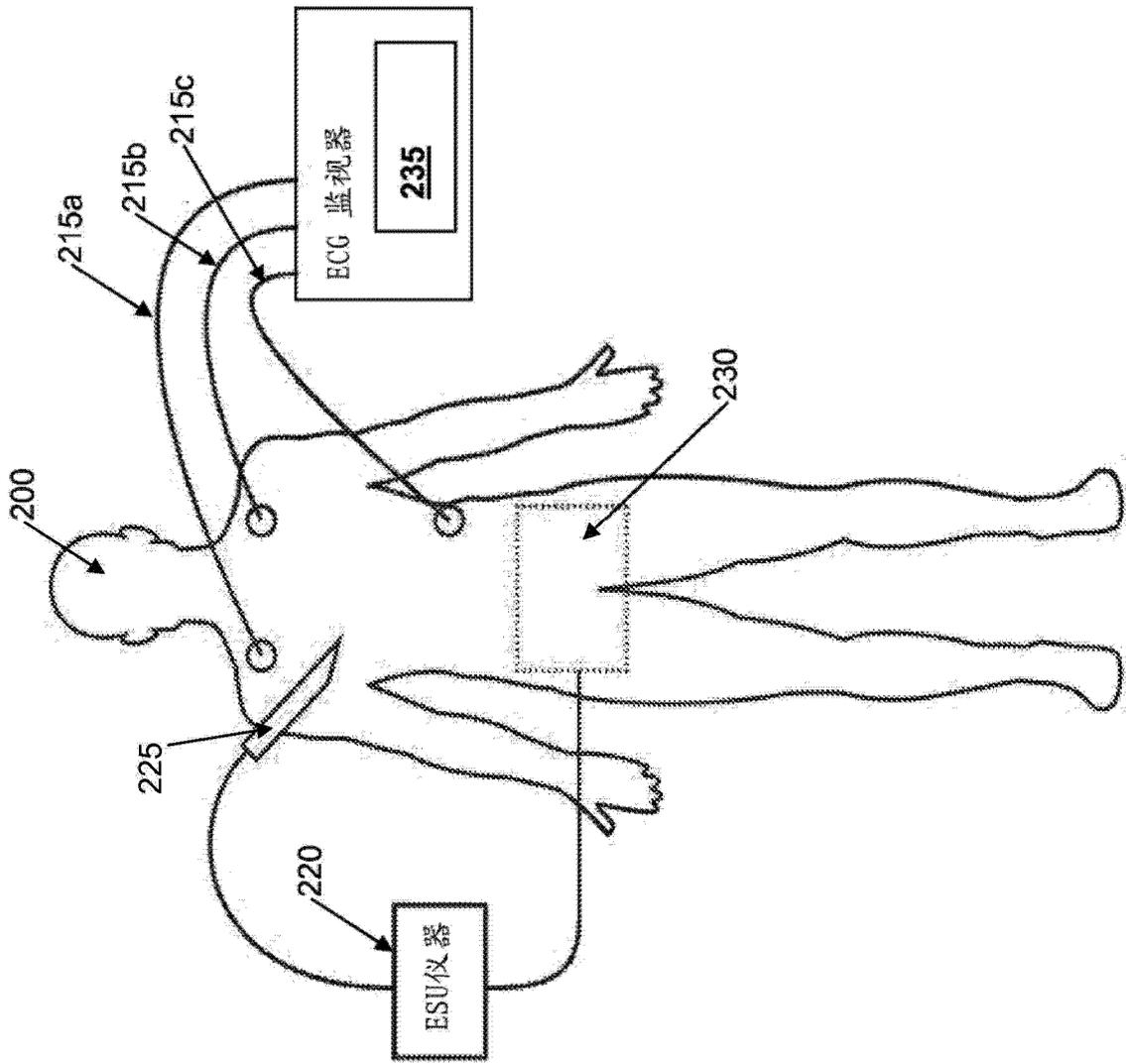


图 2

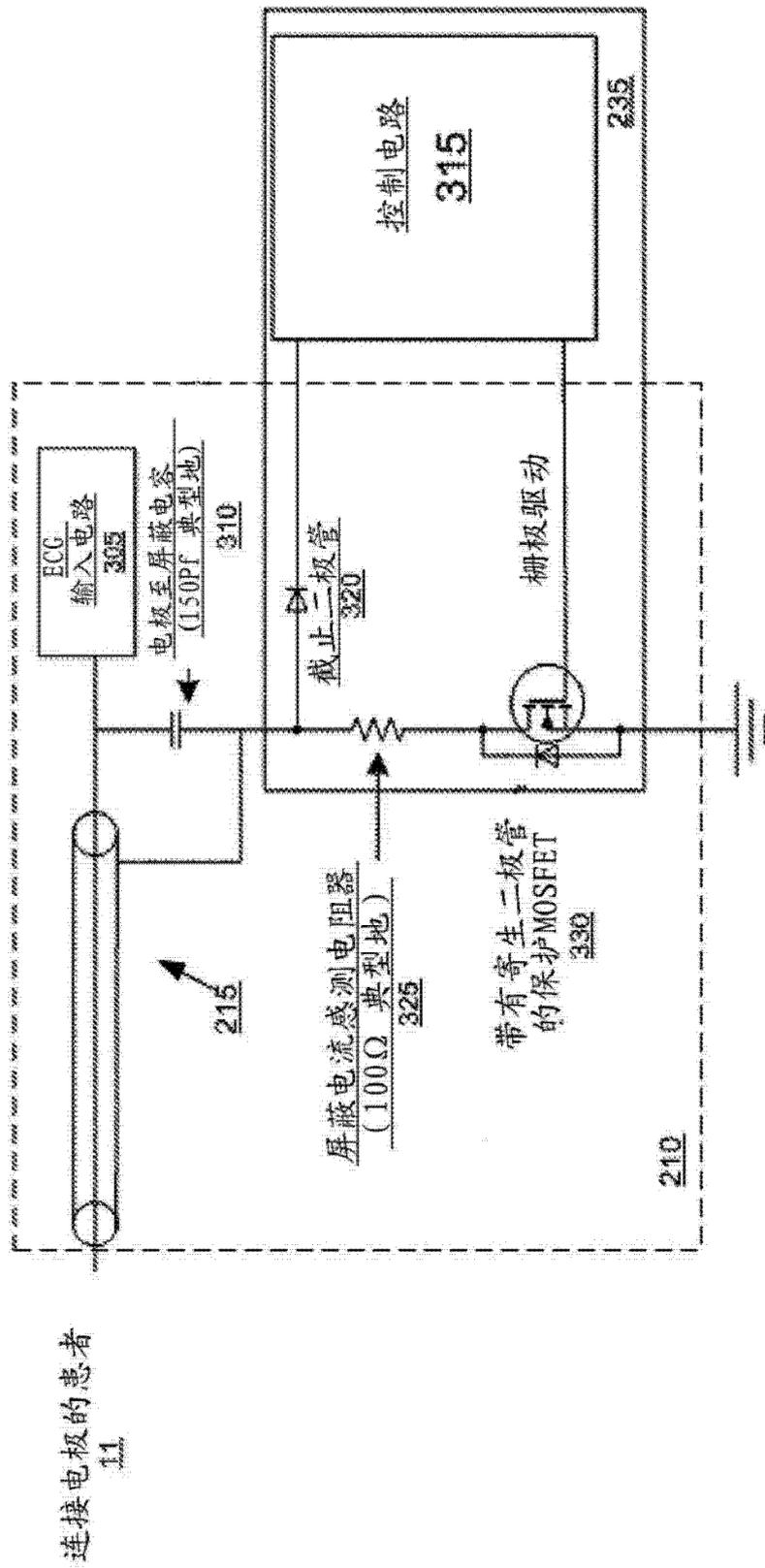


图 3

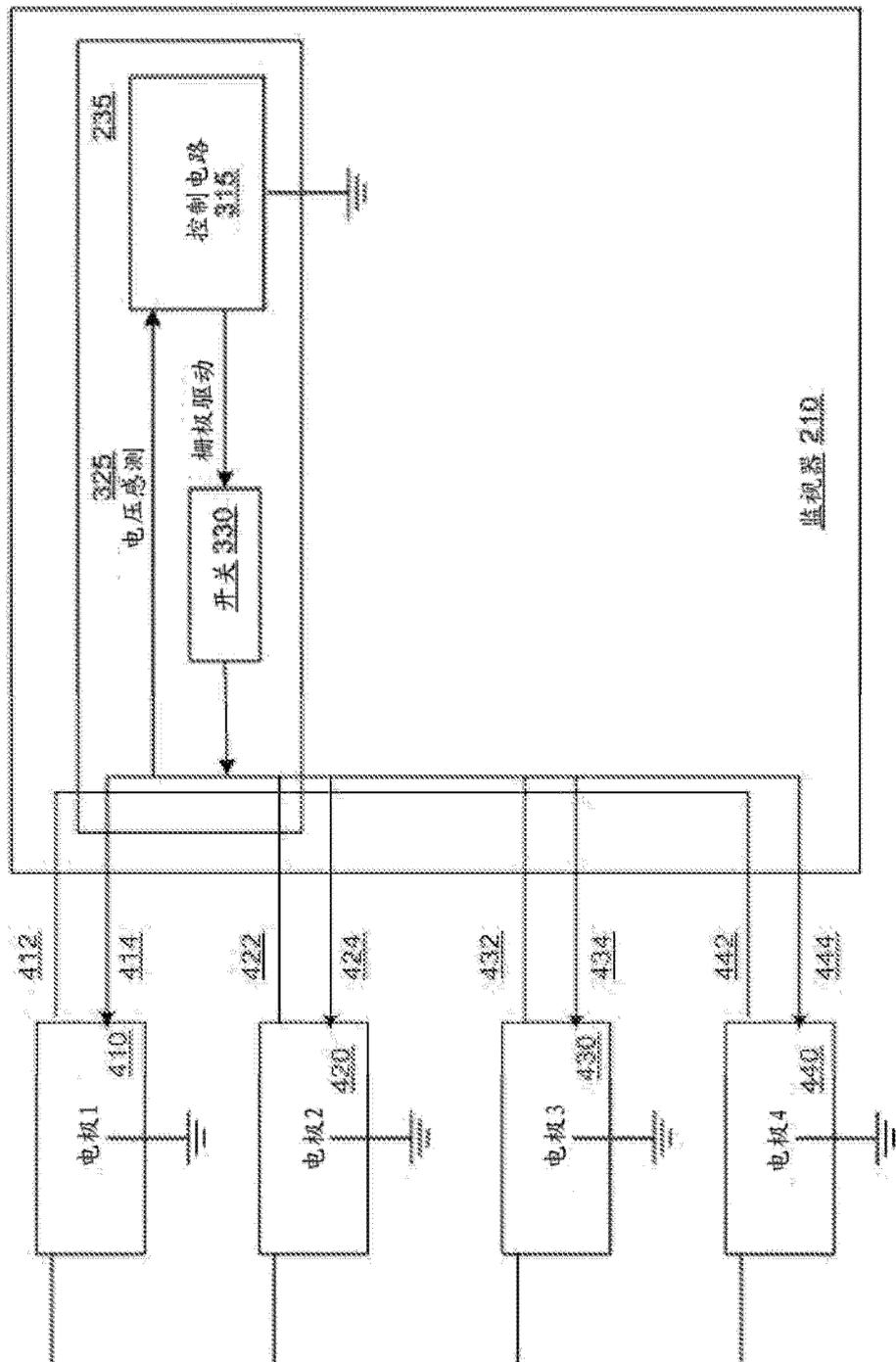


图 4

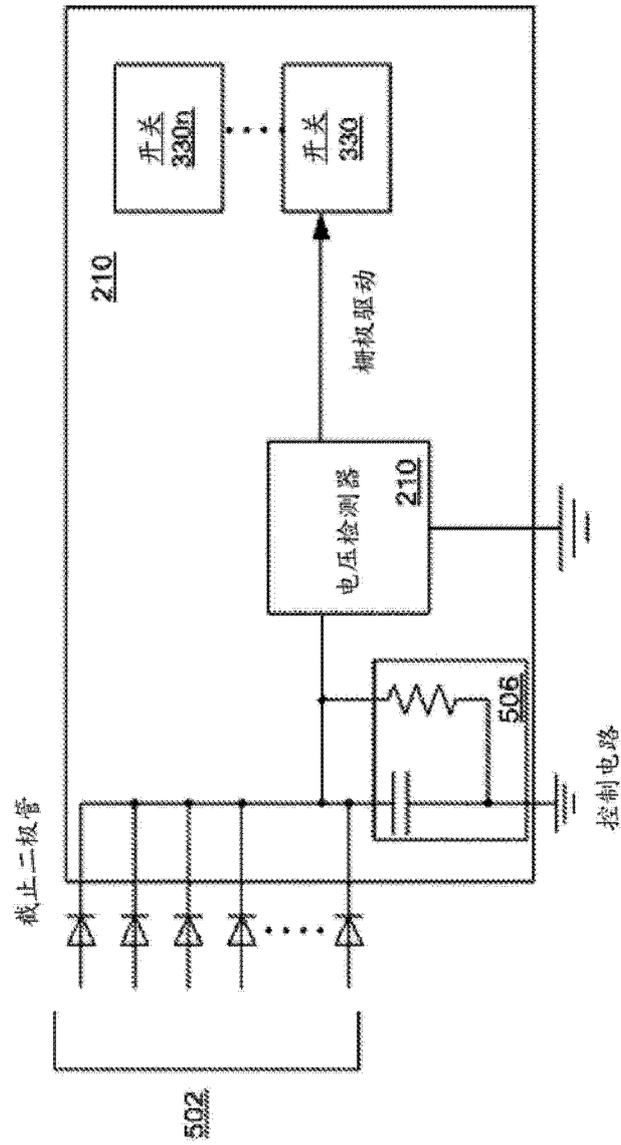


图 5

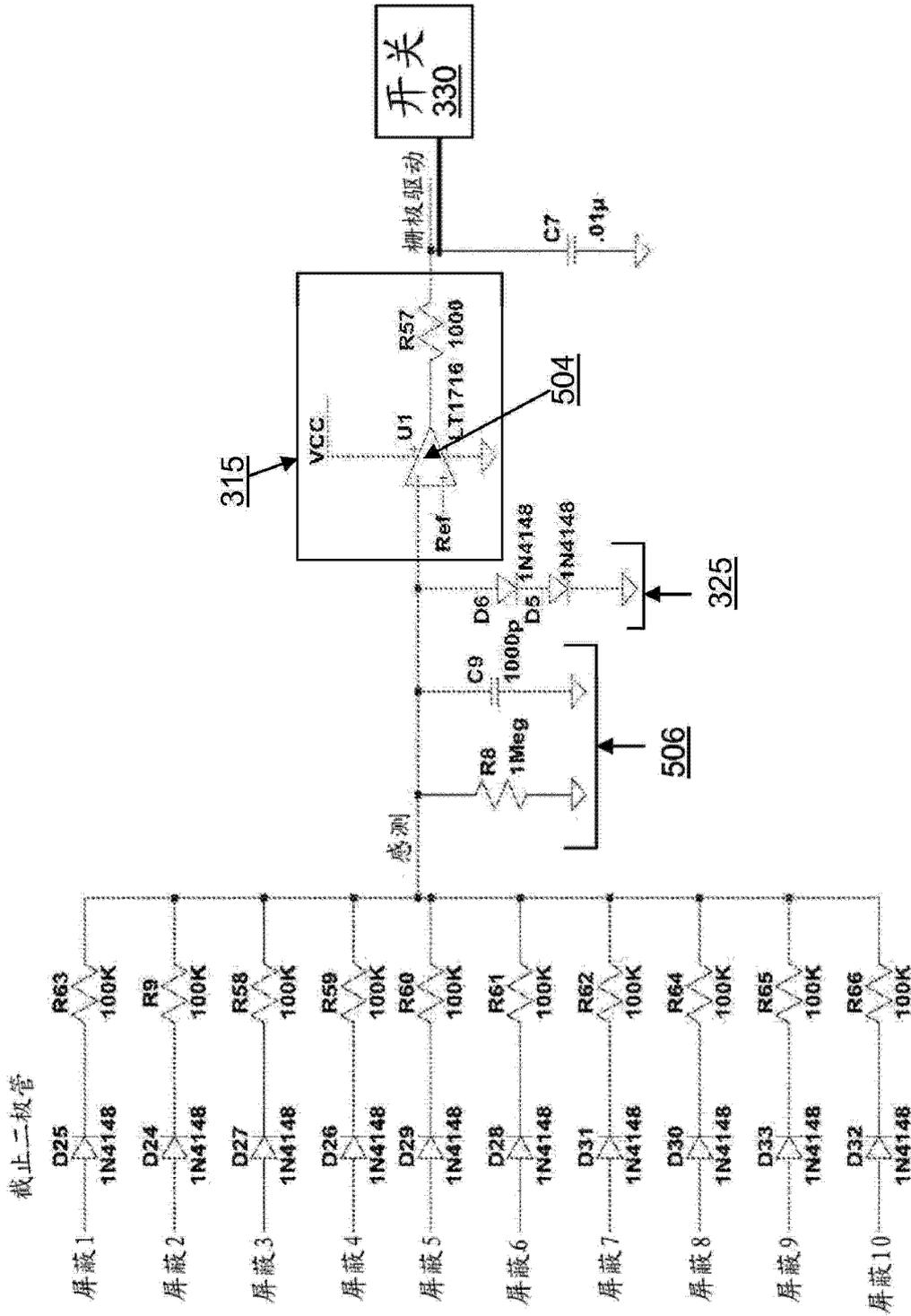
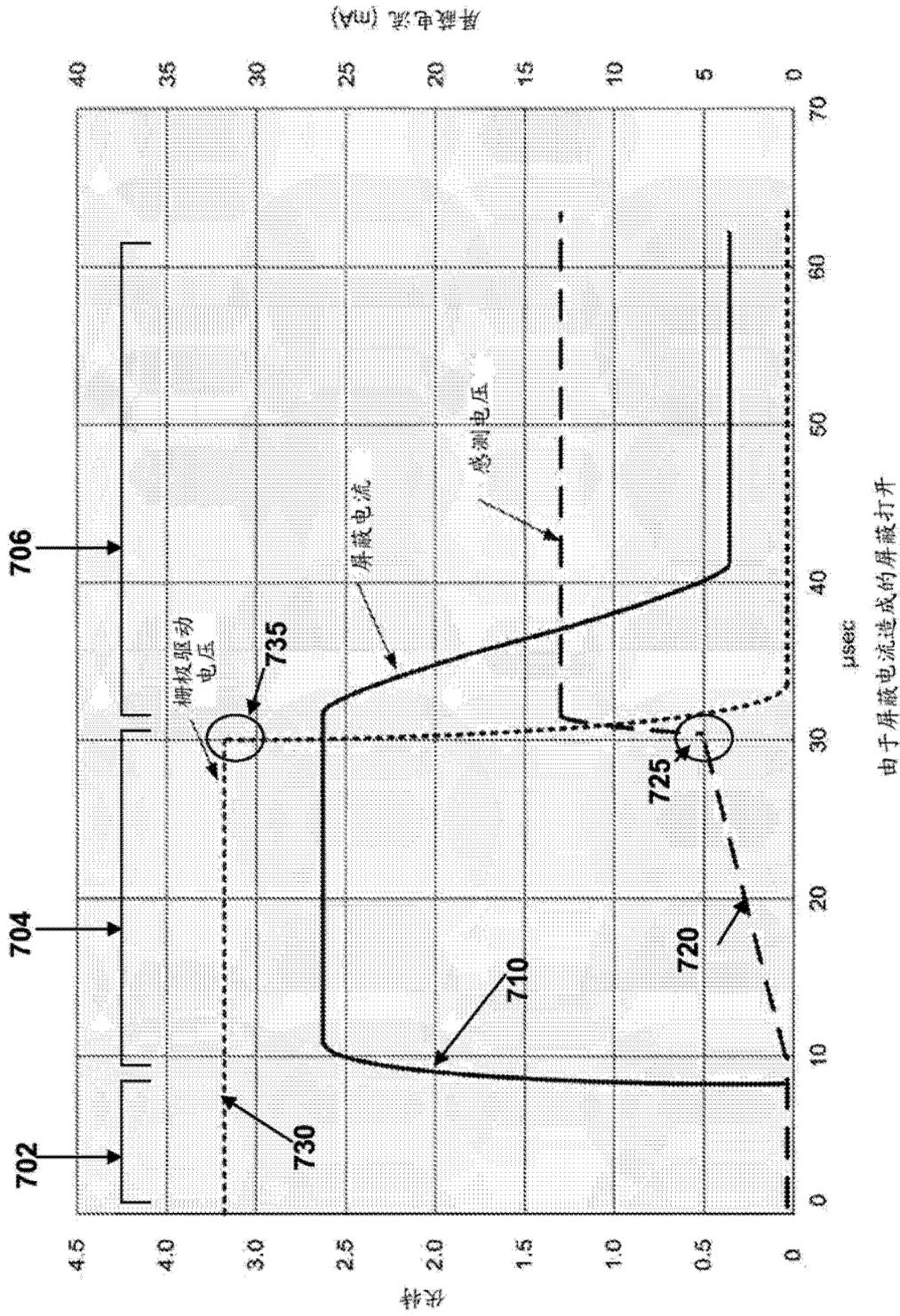


图 6



由于屏蔽电流造成的屏蔽打开

图 7A

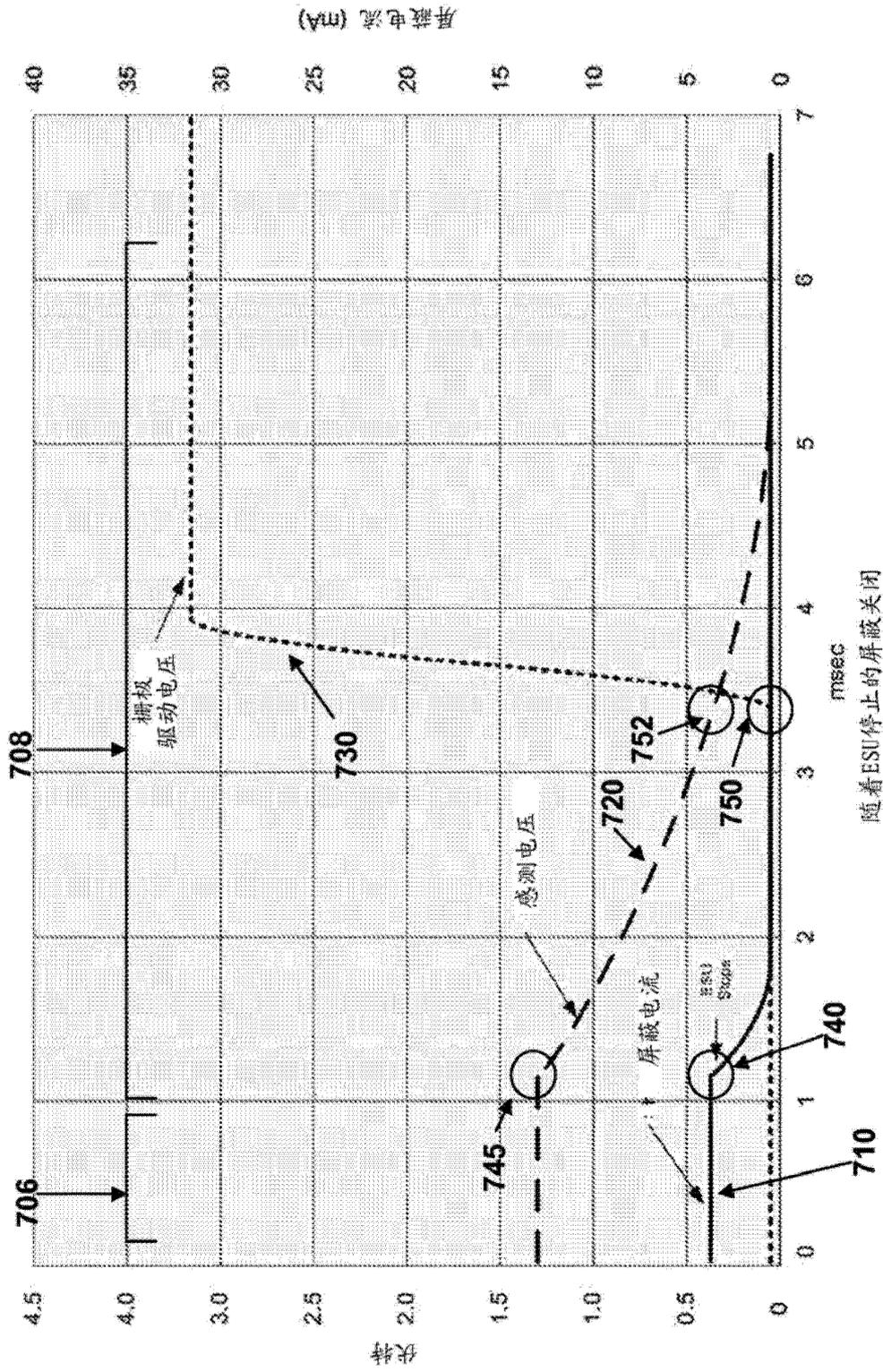


图 7B

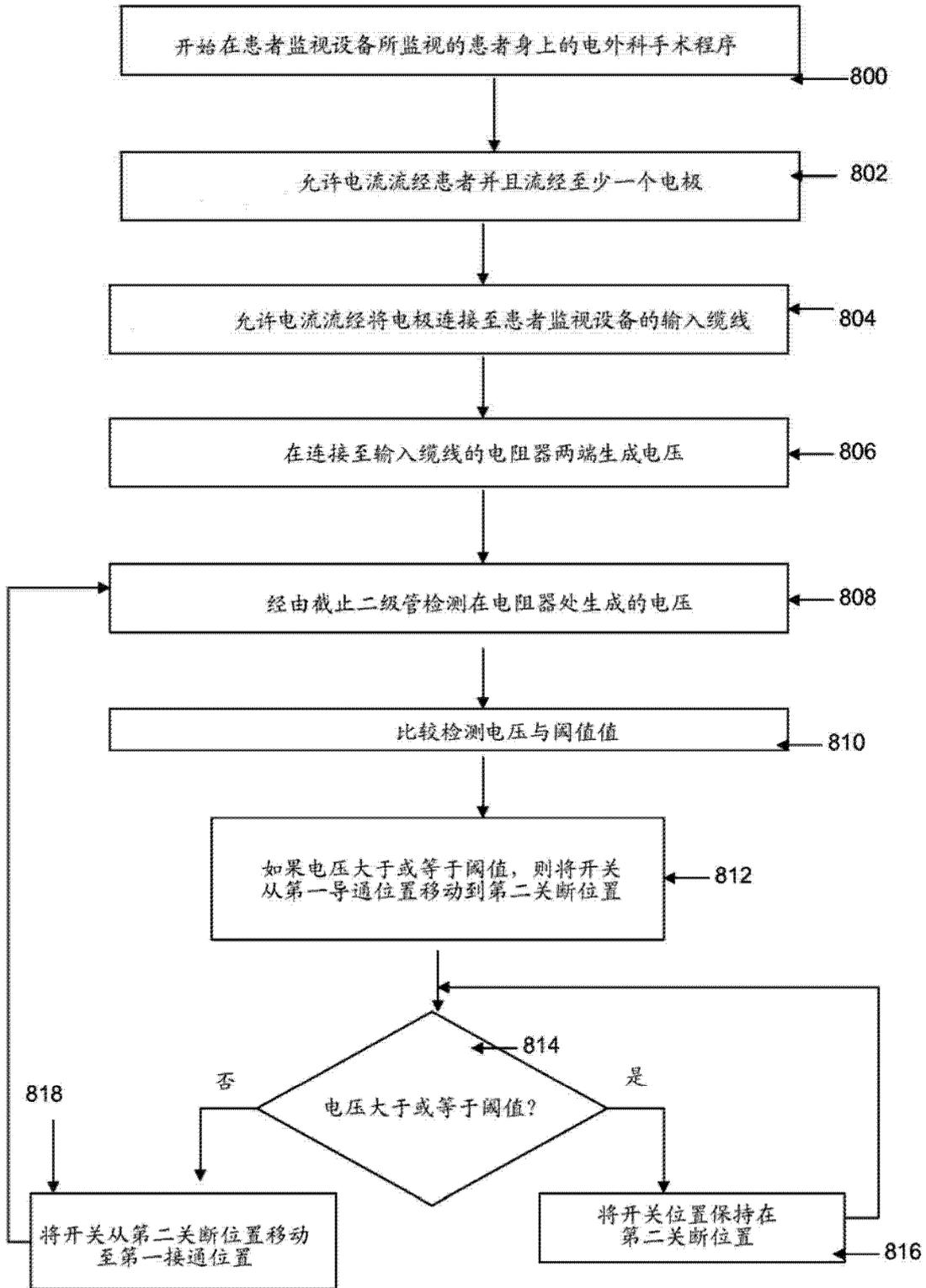


图 8