



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104736198 B

(45)授权公告日 2017.03.08

(21)申请号 201380048251.0

(22)申请日 2013.08.15

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104736198 A

(43)申请公布日 2015.06.24

(30)优先权数据

61/691,137 2012.08.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.03.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/055110 2013.08.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/031433 EN 2014.02.27

(73)专利权人 佐尔医药公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 J.G.拉德泽洛瓦格

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 张贵东

(51)Int.Cl.

A61N 1/39(2006.01)

(56)对比文件

US 8155740 B2, 2012.04.10, 全文.

审查员 杨林靖

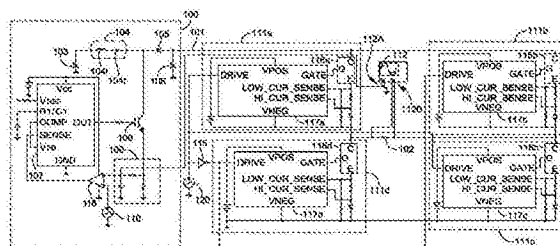
权利要求书2页 说明书9页 附图11页

(54)发明名称

将双相方波功率波形施加于负载

(57)摘要

一种向患者输送治疗量的能量的系统和方法。该系统包括具有基本上等于能量的治疗量的额定储能容量的电容器;与该电容器耦合和被构造在时间间隔内,以基本恒定电流从电容器中释放能量的升压转换器;以及与该升压转换器耦合和被构造以双相电压波形将基本恒定电流施加于患者的H桥电路。该方法包括在电容器中储存数量基本上等于能量的治疗量的能量;使用与该电容器耦合的升压转换器在时间间隔期间以相对恒定电流释放该数量的能量;以及使用与该升压转换器耦合的H桥电路沿着第一方向向患者输送该数量能量的第一部分。



1. 一种向患者负载输送能量的治疗量的系统,该系统包含:
电容器,配置为存储和释放治疗能量;
升压转换器,与该电容器耦合和被构造成控制在时间间隔内释放治疗能量时出现的治疗波形,其中该升压转换器包含:
与该电容器耦合的电感器;
电流感测网络;以及
耦合在该电感器和该电流感测网络之间的固态开关;以及
H桥电路,与该升压转换器耦合和被构造成根据被控制的治疗波形,将从所述电容器释放的治疗能量施加于患者负载。
2. 如权利要求1所述的系统,其中该升压转换器进一步包含与该固态开关和该电流感测网络耦合和被构造成使该固态开关循环工作的控制电路。
3. 如权利要求1或2所述的系统,其中该电流感测网络被构造成接收电流分布,并将该电流分布与来自该固态开关的接收电流相比较。
4. 如权利要求1所述的系统,其中该H桥电路包含多个开关,该多个开关的每一个包括构造成控制开关和接收具有第一相和第二相的相位分布的电路。
5. 如权利要求4所述的系统,其中该H桥电路进一步包含与该多个开关的至少两个耦合以便将相位分布反相的反相器。
6. 如权利要求4或5所述的系统,其中该多个开关的至少两个开关被配置成在第一相期间处在打开状态下而在第二相期间处在闭合状态下。
7. 如权利要求1所述的系统,其中该升压转换电路被进一步构造成补偿在该时间间隔上电容器上的电压降和患者负载的变化。
8. 如权利要求1-2,4-5和7的任何一项所述的系统,其中将该能量的治疗量和该时间间隔选择成对心脏在纤颤的患者除纤颤。
9. 如权利要求1-2,4-5和7的任何一项所述的系统,其中将该能量的治疗量和该时间间隔选择成起搏心脏需要起搏脉冲的患者。
10. 一种控制输送给负载的能量的方法,该方法包含:
在电容器中储存一数量的能量;
将该数量的能量转移给与该电容器耦合的电感器;
使用与该电容器耦合的、包括所述电感器的升压转换器在时间间隔期间以波形释放储存的该数量的能量;
根据感测通过耦合在该电感器与电流感测网络之间的固态开关的电流的数量,控制所述波形的形状;以及
使用与该升压转换器耦合的H桥电路沿着第一方向输送储存的该数量的能量的第一部分。
11. 如权利要求10所述的方法,其中该方法进一步包含使用该H桥电路沿着第二方向输送该数量能量的第二部分。
12. 如权利要求10所述的方法,其中释放储存的该数量的能量进一步包括使用与该固态开关和该电流感测网络耦合的控制电路使该固态开关循环工作。
13. 如权利要求10或12所述的方法,其中释放储存的该数量的能量进一步包括接收电

流分布,并使用该电流感测网络将该电流分布与通过该固态开关的电流的数量相比较。

14.如权利要求11所述的方法,其中该H桥电路包含多个开关,以及其中沿着第一方向输送储存的该数量能量的第一部分和沿着第二方向输送储存的该数量能量的第二部分包括控制多个开关。

15.如权利要求14所述的方法,其中控制多个开关包括接收具有第一相和第二相的相位分布。

16.如权利要求15所述的方法,其中控制多个开关进一步包括响应相位分布从第一相到第二相的变化的接收,改变多个开关的至少4个开关的状态。

17.如权利要求10所述的方法,其中释放储存的该数量的能量包括补偿在该时间间隔上电容器上的电压降的变化。

18.如权利要求10-12和14-17的任何一项所述的方法,还包括确定该数量的能量和该时间间隔,该数量的能量和该时间间隔足够用于除纤颤心脏在纤颤的患者。

19.如权利要求10-12和14-17的任何一项所述的方法,还包括确定该数量的能量和该时间间隔,该数量的能量和该时间间隔足够用于起搏心脏需要起搏脉冲的患者。

将双相方波功率波形施加于负载

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2012年8月20日提交、发明名称为“将双相方波功率波形施加于负载的装置和方法(METHOD AND APPARATUS FOR APPLYING A RECTILINEAR BIPHASIC POWER WAVEFORM TO A LOAD)”的美国临时申请第61/691,137号基于35U.S.C.§119(e)的优先权,特此通过引用将其全文并入本文中。

技术领域

[0003] 实施例的各个方面一般涉及不超过安全功率水平地将所选能量脉冲施加于负载的方法和装置。更具体地说,实施例的各个方面涉及为了治疗的医学用途将电能脉冲施加于患者。还更具体地说,实施例的各个方面涉及像用在心脏除颤器和/或起搏设备中那样的方法和装置。

背景技术

[0004] 当前除颤技术将电能储存在电容器,即,无源储能元件上,以准备将所希望幅度的定时,例如,10毫秒双相方波能量脉冲施加于患者。在已知的除颤器中,在能量脉冲的前6毫秒内,以来自电容器,沿着第一相,即,第一方向通过患者的电流施加能量,然后,在能量脉冲的其余4毫秒内,以也来自电容器,但沿着与第一相相反的相,即,沿着第二方向通过患者的电流施加能量。为了适应大范围的患者和操作条件,尤其,随着能量从电容器转出而发生的电压降,电容器被充电到比产生所希望能量输送所需高的能量水平。上述已知除颤器并入了当传感器检测到在患者体内可能耗散超过安全功率水平的功率水平时,通过使一部分电流改道不输送给患者,耗散掉多余能量的电阻网络。

发明内容

[0005] 按照一个实施例的一些方面,提供了施加双相方波功率波形来输送治疗量的能量,以治疗呈现电负载的患者的方法。该方法包含将数量基本上等于和基本上不超过能量的治疗量的能量储存在电容器上;以及以使用升压转换器的受控方式,沿着通过患者呈现的负载的第一方向,在第一间隔期间释放储存的能量。该方法可以进一步包含沿着通过患者呈现的负载的第二方向,在第二间隔期间释放储存的能量。该方法还可以进一步包含,当患者呈现的负载在近似 $25\ \Omega$ 与 $200\ \Omega$ 之间时,不超过预定最大安全功率水平地在组合的第一间隔和第二间隔上基本上耗尽储存的能量。该方法甚至还可以进一步包含将一部分储存能量从电容器释放到电感器中;将该部分储存能量从电感器释放到电容器中;以及以交替顺序控制该部分能量到电感器和到负载的释放,以便产生到负载的基本均匀能量流。按照该实施例的其它方面,将能量的治疗量和第一间隔选择成起搏心脏需要起搏脉冲的患者。按照该实施例的另外其它方面,将能量的治疗量和第一间隔选择成除颤心脏在纤颤的患者。

[0006] 按照另一个实施例的一些方面,提供了施加双相方波功率波形来输送治疗量的能

量,以治疗呈现电负载的患者的系统。该系统包含具有基本上等于能量的治疗量的额定储能容量的电容器;被构造和安排成在电容器两端的电压由于储存在电容器上的能量减少而下降的时候,以基本恒定电流计量从电容器出来的能量的升压转换器;以及被构造和安排成以双相方波功率波形将电流施加于患者的H桥电路。该系统可以进一步包含在10毫秒组合第一和第二间隔、和6毫秒第一间隔内控制的控制器。

[0007] 按照一个实施例的一些方面,提供了向患者负载输送治疗量的能量的系统。该系统包含具有基本上等于能量的治疗量的额定储能容量的电容器;与该电容器耦合和被构造在时间间隔内,以基本恒定电流从电容器中释放能量的升压转换器;以及与该升压转换器耦合和被构造以双相电压波形将基本恒定电流施加于患者负载的H桥电路。

[0008] 按照一个实施例,该升压转换器包含与该电容器耦合的电感器、电流感测网络、和耦合在该电感器和该电流感测网络之间的固态开关。该升压转换器可以进一步包含与该固态开关和该电流感测网络耦合和被构造使该固态开关循环工作的控制电路。按照该实施例的其它方面,该电流感测网络被构造接收电流分布,并将该电流分布与来自该固态开关的接收电流相比较。

[0009] 按照一个实施例,该H桥电路包含多个开关,该多个开关的每一个包括构造成控制开关和接收具有第一相和第二相的相位分布的电路。按照该实施例的其它方面,该H桥电路可以进一步包含与该多个开关的至少两个耦合以便将相位分布反相的反相器。该多个开关的至少两个开关可以配置成在第一相期间处在打开状态下而在第二相期间处在闭合状态下。

[0010] 按照一个实施例,该升压转换电路被进一步构造成补偿在该时间间隔上电容器上的电压降和患者负载的变化。按照一个实施例,将该能量的治疗量和该时间间隔选择成除纤颤心脏在纤颤的患者。按照一个实施例,将该能量的治疗量和该时间间隔选择成起搏心脏需要起搏脉冲的患者。

[0011] 按照一个实施例的一些方面,提供了向患者负载输送治疗量的能量的方法。该方法包含在电容器中储存数量基本上等于能量的治疗量的能量;使用与该电容器耦合的升压转换器在时间间隔期间以相对恒定电流释放该数量的能量;以及使用与该升压转换器耦合的H桥电路沿着第一方向向患者负载输送该数量能量的第一部分。按照一个实施例,该方法进一步包含使用该H桥电路沿着第二方向向患者负载输送该数量能量的第二部分。

[0012] 按照一个实施例,释放该数量的储存能量包括将能量转移给与该电容器耦合的电感器;以及感测通过耦合在该电感器与电流感测网络之间的固态开关的电流的数量。按照一个实施例,释放该数量的能量包括使用与该固态开关和该电流感测网络耦合的控制电路使该固态开关循环工作。按照一个实施例,释放该数量的能量进一步包括接收电流分布,并使用该电流感测网络将该电流分布与通过该固态开关的电流的数量相比较。

[0013] 按照一个实施例,该H桥电路包含多个开关,以及其中沿着第一方向输送该数量能量的第一部分和沿着第二方向输送该数量能量的第二部分包括控制多个开关。按照一个实施例,控制多个开关包括接收具有第一相和第二相的相位分布。按照一个实施例的其它方面,控制多个开关进一步包括响应相位分布从第一相到第二相的变化的接收,改变多个开关的至少4个开关的状态。

[0014] 按照一个实施例,释放该数量的能量包括补偿该时间间隔上电容器上的电压降和

在患者负载阻抗的变化。按照一个实施例,该方法进一步包含确定该能量的治疗量和该时间间隔以便除纤颤心脏在纤颤的患者。按照一个实施例,该方法进一步包含确定该能量的治疗量和该时间间隔以便起搏心脏需要起搏脉冲的患者。

[0015] 按照又一个实施例的一些方面,在电荷储存设备上的电压下降的同时保持从电荷储存设备到患者负载的目标功率流的方法包含将升压转换器插在电荷储存设备与患者负载之间以保持功率流。该方法可以进一步包含控制该升压转换器输送的电流,以便补偿电荷储存设备上的电压降以及以便补偿患者负载阻抗随时间的变化。

附图说明

[0016] 附图无意按比例绘制。在附图中,例示在各种图形中的每个相同或几乎相同组件用相同编号表示。为了清楚起见,在每个附图中可能未标出每个组件。在附图中:

[0017] 图1是输送双相方波功率波形来输送治疗量的能量,以便治疗呈现电负载的患者的电路的示意图;

[0018] 图2是具有 $25\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路在一段时间上产生的电波形的曲线图;

[0019] 图3是具有 $50\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路在一段时间上产生的电波形的曲线图;

[0020] 图4是具有 $100\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路在一段时间上产生的电波形的曲线图;

[0021] 图5是具有 $150\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路在一段时间上产生的电波形的曲线图;

[0022] 图6是具有 $200\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路在一段时间上产生的电波形的曲线图;

[0023] 图7A-F例示了可以用在图1的电路上将多种多样不同除纤颤波形输送给患者的身体的各种电流分布和相位分布;

[0024] 图8是用在图1的电路的H桥分电路中的开关的驱动电路的示意图;

[0025] 图9是当为起搏模式编程时,具有 $25\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路产生的电波形的曲线图;以及

[0026] 图10是当为起搏模式编程时,具有 $300\ \Omega$ 的患者负载的图1的电路产生的电波形的曲线图。

具体实施方式

[0027] 本发明在其应用方面不局限于在如下描述中所阐述和例示在附图中的组件的构造和安排的细节。本发明拥有其它实施例,以及能够以各种方式实践或实施。此外,本文使用的短语和术语是为了描述的目的,不应该认为是限制性的。本文“包括”、“包含”、“含有”、“具有”、“牵涉到”及其变体的使用意味着内含列在其后的项目及其等效物,以及附加项目。

[0028] 如在“背景技术”部分中所述,除纤颤器是不超过安全功率水平地将所希望数量的能量输送给患者的设备。能量只不过是的一段时间上输送给负载的功率:

[0029] $P_t = E$; 或

[0030] $P = \frac{E}{t}$;

[0031] 其中P代表以瓦为单位的功率,E代表以焦耳为单位的能量,以及t代表以秒为单位的输送能量的一段时间。当电能耗散在纯电阻负载,即,当施加电压时,阻止电流流动的负载中时,可以用施加于负载的电压、和通过负载的电流表示功率,该电压是跨过负载的电压

强的度量,该电流是通过负载的电荷的运动的度量。电功率是:

[0032] $P=VI$;或

[0033] $P=I^2R$;或

[0034] $P = \frac{V^2}{R}$;

[0035] 其中V代表以伏特为单位的电压,I代表以安培为单位的电流,以及R代表以欧姆为单位的负载的电阻。

[0036] 除纤颤器以电荷形式将所希望数量的能量储存在电容器上。将电荷储存在电容器上使电压出现在电容器的两端。当除纤颤器的用户将治疗脉冲施加于患者时,其身体基本上提供耗散能量的纯电阻负载。随着电容器将能量施加于负载,电容器上的电荷减少,因此出现在电容器两端的电压也减小。随着电压减小或下跌,驱过负载的电流也减小。当应用上面给出的电功率的任何定义时,可以观察到,在所定义幅度 E_0 的治疗电击开始时通过电容器输送的功率 P_0 大于在治疗电击结束时通过电容器输送的功率 P_0 ,因为电容器上的电压随着将电流供应给患者消耗掉电容器上的电荷而下跌。

[0037] 传统上,为了适应电压下跌,在输送恒定、所希望最大功率水平直到输送了所希望能量脉冲的同时,将电容器的尺寸选择成在能量脉冲结束时向最坏情况负载提供所希望能量脉冲。对于这些目的,可以认为最坏情况负载是在预期电阻范围的低端上的情况,因为这样的负载在能量脉冲期间需要较大的电流来保持恒定功率水平。这样的设计要求电容器在被充电到产生所希望能量脉冲的水平时,在患者体内耗散超过在能量脉冲的初始部分期间所希望的功率水平。如前所述,在输送过多功率的时间期间,简单地使多余能量耗散在电阻中,以便将输送给负载,即,患者的功率降低到所希望功率水平,这既浪费功率又必须使用额定储能容量大于最大能量输送要求的电容器,因为能量被倾倒入耗散电阻,无法回收或另一方面无法投入治疗使用中。

[0038] 使用额定储能容量大于最大能量输送要求的电容器从几个视角来看都是不利的。对于给定电容器技术,较大的储存容量要求较大的尺寸和/或重量。物理上较大的电容器是非所希望的,尤其用在便携式装备中,因为该装备必须做得较大和更难以运输。对于意味着被本身可能无法自由走动的患者穿戴,与其一起运输,或被其携带的装备来说,可以证明尺寸和重量因素是起阻碍作用的。此外,浪费的能量也必须储存在如上所述的电容器上,增加了将能量放在电容器上的充电电路所需的充电时间和工作特性。

[0039] 例如,在使多余能量耗散在耗散电阻中的在“背景技术”部分中所述的传统除纤颤器中,使用具有近似381焦耳的最小所需能量额定值。在最大能量电击(即,对呈现161 Ω 的阻抗的患者设置200焦耳)的有利条件下,向患者输送电容器的最小所需能量额定值的近似69%。对于较高阻抗的患者,能量利用率对于呈现175 Ω 的阻抗的患者稍多地下降到67%,对于呈现200 Ω 的阻抗的患者稍多地下降到63%。能量利用率的下降对于较低阻抗患者更加严重(例如,对于呈现25 Ω 阻抗的患者到37%,对于呈现15 Ω 阻抗的患者到21%),主要由于能量耗散在耗散电阻中。有效用在这样的传统除纤颤器中的物理上最小电容器之一重量为10盎司(283.5克),具有近似20 in³(327.7 cm³)的体积。

[0040] 按照实施例的一些方面,应用升压转换器来控制 and 调节恒定电流的输送,使得在输送所希望能量脉冲期间功率耗散水平恒定。简而言之,升压转换器将与输送总所希望能

量脉冲的时间相当的极短脉冲串中的能量首先从电容器转移到以基本恒定电流储存能量的电感器,然后从电感器转移给患者。因为通过电感器输送给患者的电流由于电感器倾向于阻止通过它们的电流的变化的固有电特性而基本上恒定,所以在患者体内依照上面给出的电功率的定义耗散最大所希望功率水平。现在更详细地描述并入实施例的一些方面的除纤颤器的升压转换电路。

[0041] 首先,结合图1描述基本升压转换电路。升压转换电路100在它的输出节点与负载102连接时,在那个节点上提供基本恒定电路。电路100包括将所希望脉冲的能量保存到触发对患者负载的放电的储存电容器103;连接成当触发放电时,从储存电容器103接收电流的电感器104;防止电流放电反向的二极管105;和可选地,平滑电容器106,以及下面列举的控制元件。像电池或其它DC电源(未示出)那样的充电电路,例如,经由继电器与储存电容器103耦合,以便将能量提供给储存电容器103。储存电容器103的一端与电感器104的第一端耦合,电感器104在图1中被模拟成与电阻104r串联的电感器1041。电感器104的第二端与二极管105的阳极电耦合,二极管105的阴极与可选平滑电容器106的第一端和与输出节点101耦合。

[0042] 按照电容器能量方程 $E = 1/2 CV^2$,如图1所示,被充电到大约1218V的270 μ F的示范性电容器103将为示范性治疗电击储存200焦耳。在10毫秒脉冲上输送200焦耳需要向负载102输送20kW的基本恒定瞬时功率。如果负载102是25 Ω ,则功率方程 $P = I^2 R$ 需要28A的电流,而200 Ω 的负载102需要10A的电流。电感器104具有在向患者负载102输送所希望功率水平的时候,防止电流显著下降的尺寸。如图1所示的1mH电感器产生如下面图2-6所例示的所希望结果。依照一个实施例,电感器104可以是尺度使自感最佳的不饱和1mH利兹线空心线圈。

[0043] 虽然100%地利用电容器储能能力是理论目标,但具有与其相联系的真正损耗的实际电路元件按下表1,达到了稍低的利用率。在图2-6中给出以及下面讨论的模拟假设电容器103具有270 μ F的电容以及305焦耳的初始储能。

[0044]	患者 阻抗	治疗电击 能量	10 毫秒 连续功率	初始能量 利用率
	25 Ω	249 焦耳	24.9 kW	81 %
	50 Ω	255 焦耳	25.5 kW	83 %
	100 Ω	236 焦耳	23.6 kW	77 %
	150 Ω	221 焦耳	22.1 kW	72 %
	200 Ω	210 焦耳	21.0 kW	69 %

[0045] 表1

[0046] 与使用最小能量额定值为381焦耳的储存电容器的传统除纤颤器相比较,本发明的实施例在向患者提供相似数量的能量的同时允许使用最小能量额定值低近似20%(例如,305焦耳)的储存电容器。其结果是,用在本发明的实施例上的储存电容器103的尺寸和重量相对于用在传统除纤颤器中的储存电容器可以减小近似20%。通过消除用在传统除纤

颤器中的耗散电阻和它们的相关分流器件,以及耗散从中产生的热量所需的任何热管理特征件的需要,使尺寸和成本更加有效。

[0047] 为方便起见模拟成UC3842电流模式PWM控制器的专门控制电路107具有与耦合在电感器104的第二端与电流感测网络109之间的高压和大电流固态开关108的控制输入端连接的控制输出端。固态开关108可以是如图1所示的IGBT,或像晶闸管那样的另一种类型的高压和大电流固态开关。应该懂得,本发明的实施例不局限于特定类型的PWM控制器或特定类型的大电流固态开关的使用,因为可替代地可以使用其它类型的控制电路或其它类型的大电流开关。通过开关108引出的电流通过电流感测网络109测量;与所希望电流分布110相比较;并且将结果作为输入提供给控制电路107。由于如上所述,电流通过平方律直接与瞬时功率有关,所以控制所希望电流也控制了所希望瞬时功率水平。

[0048] 使患者呈现的负载102通过使电流在所希望时间沿着所希望方向流过患者的H桥结构与输出节点101连接。该H桥包括四个H桥开关111,每个H桥开关111a,111b,111c,111d包括各自开关晶体管116a,116b,116c,116d和与每一个相联系的各自控制电路117a,117b,117c,117d。该开关晶体管可以是绝缘栅双极晶体管(IGBT)、金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)、可控硅整流器(SCR)、或像可能可用那样的其它大电流开关器件。在只为了模拟目的的示范性、例示性实施例中,包括了具有通道A输入端112A和通道B输入端112B的示波器112。通道A 112A监视通过开关108传递的电流脉冲,通道B 112B监视患者负载102两端的电压。通道A和B 112A和112B产生的迹线显示在下面在说明图1的电路的操作时将提及的图2中。

[0049] 如图2所例示,图1的电路起如下向 $25\ \Omega$ 的患者负载提供200焦耳除纤颤电击的作用。首先通过充电电路(未示出)对储存电容器103充电大约200焦耳的电。由于包括电感器104r中或其它地方的寄生电阻、将电荷输送给患者的整个电路中的寄生电阻,存在少量寄生损耗。如果寄生电阻可忽略不计,则在电容器上需要储存不超过大约200焦耳的电;但是,如果寄生电阻不可忽略不计,则储存电容器103应该保存略超过上述所希望200焦耳的电,该超过量刚好足以抵过在最坏情况条件下耗散在寄生电阻中的能量。应该懂得,如本领域的普通技术人员所知,可以提供其它电击能量(即,除了200焦耳之外)。

[0050] 按照一个实施例,从打开固态开关108和打开H桥开关111a-d的每一个开始工作。当触发治疗电击时,闭合—对H桥开关,例如,111a和111c,开始让电流通过患者负载102。然后使电流在电感器104中增强。如图2所示,直线200所指,通过开关108的电流在这个初始时段201期间是零。接着,在时段202期间,控制电路107开始使开关108循环地接通和断开,从而使电流通过开关108。当开关108闭合以及控制电路107检测到所希望电流或较大电流流过开关108时,向固态开关108提供控制信号,再次将开关108打开,使电流通过电感器104到患者负载102。每隔一定时间,控制器107就使开关108闭合,并检验电流是否增强到控制信号再次将开关108打开的所希望水平。

[0051] 在每个周期期间,在时段202期间,当控制电路107从电流感测网络109的输出中确定已经达到或超过恰当电流水平时,将控制信号施加于固态开关108,将该开关打开,使源自储存在存储电容器103上的能量的电流通过电感器104和患者负载102。随着电流开始通过患者,跨过患者地出现在图2中直线210所指的电压,使电感器104中的电流开始衰减,因此控制电路107再次使固态开关闭合,通过使储存在电感器中的电流增强再次开始循环。通

过在治疗电击期间重新前述循环许多次,量出不曾超过患者体内的最大允许功率耗散水平地输出给患者的储存在储存电容器103上的能量。按照一些实施例,已经发现,施加于患者的所希望波形在一段间隔之后使极性反向。于是,通过所希望相位分布120控制H桥开关,将闭合的一对开关111a和111c打开,使打开的一对开关111b和111d闭合,在大约6毫秒上进入治疗电击循环,使施加电击211的极性反向。应该注意到,使开关111a和111c在开关111b和111d闭合之前打开,以避免将H桥结构短路。施加于患者负载102的电流的幅度(以及跨过患者负载102两端的所得电压)在极性反向211和213期间基本上不变。

[0052] 如图3,4,5和6所示,对于呈现50 Ω 、100 Ω 、150 Ω 和200 Ω 的患者,操作是类似的。负载102的变化导致治疗电击波形的阻尼特征,即,波形的总体形状不同,也导致患者电压不同,使得如所希望施加200焦耳的脉冲。在图3,4,5和6的每一个中,指示与图2的元素相对应的元素的标号除了对应于图号的百位之外是一致的。例如,图2的直线200对应于图3的直线300,但针对不同的患者负载102。

[0053] 如图2所示,对于25 Ω 的患者负载102,患者电压210的绝对值在大约1.5kV和500V的峰值之间变化。对于50 Ω 的患者负载102,患者电压310的绝对值如图3所示,具有平坦得多的形状。它达到大约2kV的峰值,但大部分脉冲保持在大约1.2kV上,最后削减到刚好在1.0kV以下。如图4所示,对于100 Ω 的患者负载102,患者电压410的绝对值具有甚至更加平坦的形状。它也达到大约2kV的峰值,但大部分脉冲保持在大约1.5kV上,最后削减到大约1.2kV。对于150 Ω 的患者负载102,患者电压510的绝对值如图5所示,具有相当平坦的形状。它达到大约2kV的峰值,但几乎整个脉冲保持在大约1.8kV上。对于200 Ω 的患者负载102,患者电压510的绝对值如图6所示,具有相当平坦的形状。它达到大约2kV的峰值,但几乎整个脉冲保持在大约1.8kV上。

[0054] 在实际系统中,最好是在一个时段期间向患者输送基本恒定的能量。因此,如果希望在10毫秒时段中输送200焦耳的治疗电击,则将控制电路107设计或编程成在电感器104中获得输送20J/ms的电流水平。控制电路107与电流感测网络109、所希望电流分布110、和固态开关108结合,形成控制和保持20J/ms水平,或像所希望那样的其它水平或波形的反馈环路。除了下面所述的寄生损耗之外,储存电容器103只需具有200焦耳的额定储能容量,因为在治疗电击完成之后,不倾倒入余能量,并且希望在储存电容器103中不留下残余能量。

[0055] 图7A-F例示了可以使用图1的升压转换电路100控制施加于患者的除颤波形的形状和/或相位的方式。如前面参照图1所述,通过开关108引出的电流通过电流感测网络109测量,与所希望电流分布110相比较,并且作为输入提供给控制电路107。在例示在图1中的电路中,这种比较通过配置成比较器的运算放大器118来进行。通过控制所希望电流分布110的形状和幅度,可以向患者负载102输送所希望幅度和所希望形状的波形。

[0056] 例如,如图7A所示,具有与近似22A的电流水平相对应和逐渐增加到与近似40A相对应的水平的阶跃脉冲的电流分布110可以用于提供描绘在图3-6中的电流和电压波形。电流分布110持续近似10毫秒,包括电流为零的初始时段或区域110a(对应于图3-6中的时段301,401,501和601),后面接着与近似20A相对应的阶跃脉冲(区域110b)。在近似1毫秒上,电流分布110线性增加(区域110c)到与近似24A相对应的数值。电流分布110在大约2毫秒(区域110d)内保持在与大约24A相对应的水平上,然后线性增加(区域110e)到与近似40A相对应的水平,此后该电流分布在近似10毫秒上返回到零电流水平(区域110f)。用于生成描

绘在图3-6中的电流和电压波形的电流分布110的总体形状通过流过开关108的电流的各自包络或分布303,403,503和603显示在每个各自图形中。图3-6中施加于患者的电压波形310,410,510,和610的差异主要由于患者负载102的差异。用于生成描绘在图2中的电流和电压波形的电流分布110的总体形状通过流过开关108的电流200的包络203显示在图2中。

[0057] 施加于患者的除纤颤波形的相位可以通过提供给每个H桥开关111的所希望相位分布120来控制。例如,图7B例示了可以用于控制描述在图2-6中的波形的相位的所希望相位分布120。如图所示,相位分布120最初在时间零上(或在在6毫秒上改变成低电平状态之前)呈现高电平状态,接着在6毫秒上改变成低电平状态。在描绘在图1中的电路中,H桥开关111a和111c的每一个接收相位分布120,而H桥开关111b和111d的每一个接收相位分布120的反相形式。相位分布120的高电平状态起在最初6毫秒期间完全闭合H桥开关111a和111c的每一个,以及使H桥开关111b和111d的每一个保持在完全打开位置上的作用。在近似6毫秒上,相位分布120的电平发生改变,从而完全打开H桥开关111a和111c和完全闭合H桥开关111b和111d,从而使如图2-6的每一个所示的输送电压波形的极性反向。反相器115的存在不仅用于使相位分布120反相,而且延迟提供给H桥开关111b和111d的每一个的信号,以便有助于保证这些开关不闭合,直到开关111a和111c打开之后。如果有必要,可以提供另外的延迟。在用在H桥开关111a,111b,111c和111d的每一个中的开关晶体管116a,116b,116c和116d能够以线性模式操作的情况下,相位分布120的高电平状态和低电平状态应该是这样的,使开关晶体管完全导通(接通)或完全不导通(断开),以避免热破坏。

[0058] 图7C例示了可以用在图1的升压转换电路100上,生成在每个相位的初始部分上渐近地从零值增加到所希望电压水平(例如,对于200 Ω 的患者,幅度近似到2kV)的可替代所希望电流分布110。当与类似于例示在图7B中的那个的相位分布110结合时,升压转换电路100可以向患者的身体提供类似于显示在图7D中的那个的除纤颤电压710。如图7D所示,双相电压波形710持续近似10毫秒,在近似6毫秒上切换相位。在每个相位的前几毫秒期间,施加于患者的身体的电压710渐近地上升到大约2000V的幅度(针对200 Ω 的患者)。为了取得显示在图7D中的电压波形710的形状,可以省略平滑电容器106(图1)或将其设置成零的数值。像显示在图7D中那样的倾斜渐近电压波形通过避免显示在图2-6的每一个中的电压的阶跃脉冲,可以降低除纤颤期间对患者心脏的损伤程度。

[0059] 图7E和7F例示了可以用在上面参照图7A讨论的电流分布110上的可替代相位分布。例如,图7E例示了在10毫秒持续时间上具有两个相反相位的所希望相位分布120,其中相反相位在持续时间上基本相似(即,各大约5毫秒)。这样的相位分布可以用于平衡沿着每个方向输送给患者心脏的电荷数量,从而潜在地降低对患者心脏的损伤。图7F还例示了可以用于向患者的身体提供单相除纤颤电击的可替代相位分布。

[0060] 应该懂得,可以将多种多样的不同电流分布110和相位分布120用在图1的升压转换电路100上,以生成每一种具有不同形状、振幅和/或相位的相应多种多样不同除纤颤波形。例如,电流分布110可以包括简单指数波形或阻尼正弦波形,以及相位分布120可以是单相的,双相的,三相的,或其它形式。于是,在确定特定形状、幅度、相位、相位的顺序、或所有这些特别有效的情况下,可以生成参考波形,并将其用作取得所希望结果除纤颤波形的所希望电流分布110和所希望相位分布120。尽管未描绘在图1中,但可以将所希望电流分布110和所希望相位分布120的每一种存储在存储器中,例如,通过除纤颤器的处理品提供给

比较器118和每个H桥开关111,以便如所希望改变施加于患者的除纤颤波形的形状、幅度、或相位。

[0061] 回头再次参照图1,在每个H桥开关111a-d内的是驱动电路(即,117a,117b,117c,和117d)。这些电路是更详细地例示在图8中的反馈系统。每个驱动电路被配置成控制开关晶体管,即,分别是116a,116b,116c,和116d),以便传递高达限幅电流的受控最大水平的电流。

[0062] 在每个驱动电路中的是运算放大器802,其被连接成接收基于所希望相位分布120的控制信号DRIVE,并产生按需将开关晶体管(图1,116a,116b,116c,和116d)接通和断开的输出GATE。第二运算放大器804被连接成感测通过每个开关晶体管(图1,116a,116b,116c,和116d)的电流,并控制运算放大器802的输入,因此,输出端GATE上的电压将开关晶体管接通,直到所希望最大电流通过开关晶体管。在描绘在图1中的实施例中,开关晶体管116a,116b,116c,和116d的每一个都是可以在非线性模式下作为双态(即,接通和断开)开关,或在线性模式下作为电压受控电流源操作的IGBT。在电路100用于提供足以除纤颤的治疗有效数量的能量的情况下,开关晶体管116a,116b,116c,和116d通常在非线性模式下(例如,作为双态开关)操作,以避免热破坏。但是,通过调整通过控制电路107、所希望电流分布110、和所希望相位分布120定义的定时,除了除纤颤之外,可以将图1的电路编程成进行起搏。例如,通过适当控制通过控制电路107和所希望电流分布110定义、和在通常用于起搏的能量的定时,平滑电容器106可以基本上对应于所希望电压的DC电源。然后通过将适当相位分布提供给数对H桥开关(例如,111a和111c、111b和111d),各对H桥开关的开关晶体管可以在它们的线性模式下操作,以提供所希望起搏波形。

[0063] 图9和10例示了当已经适当编程了通过控制电路107和电流分布110定义的定时,可以提供给数对H桥开关111a和111c或111b和111d,以便向患者负载102输送适当起搏波形902,1002的相位分布120。在图9和10的每一个中,已经编程了控制电路107和电流分布110的定时,以便平滑电容器106有效地起50V直接电压源的作用。如图9所例示,提供给驱动电路117A和117C的DRIVE输入端的近似27mV的电压水平足以向呈现 25Ω 负载的患者输送8mA,200mV的起搏脉冲。通过适当控制相位分布120,可以使用与用于输送除纤颤电击相同的电路布局向患者提供范围从几毫安到两百毫安或更大的起搏脉冲。

[0064] 应该懂得,尽管主要针对除纤颤和起搏描述了本发明的实施例,但它们也可以用于将输送的能量在通常用于起搏或除纤颤的能量的范围之间的其它类型的治疗波形输送给患者的身体。例如,起搏脉冲的范围通常从几mA到近似200mA,除纤颤脉冲的范围通常从大约1A到大约35-40A。在这些电流范围之间存在可以为了多种多样的治疗目的,例如,进行患者心脏的电荷崩溃等而施加于患者的身体的宽能谱。于是,通过改变控制电路、电流分布110、和相位分布120的定时,可以将本发明的实施例用于修整要施加于患者的身体的治疗波形的形状、电压、和电流的一种或多种。

[0065] 虽然如此描述了本发明的至少一个实施例的几个方面,但要懂得的是,本领域的普通技术人员可以容易地想到各种变更、修改、和改进。这样的变更、修改、和改进被定为本公开的一部分,以及被定为在本发明的范围之内。于是,前面的描述和附图只是为了举例。

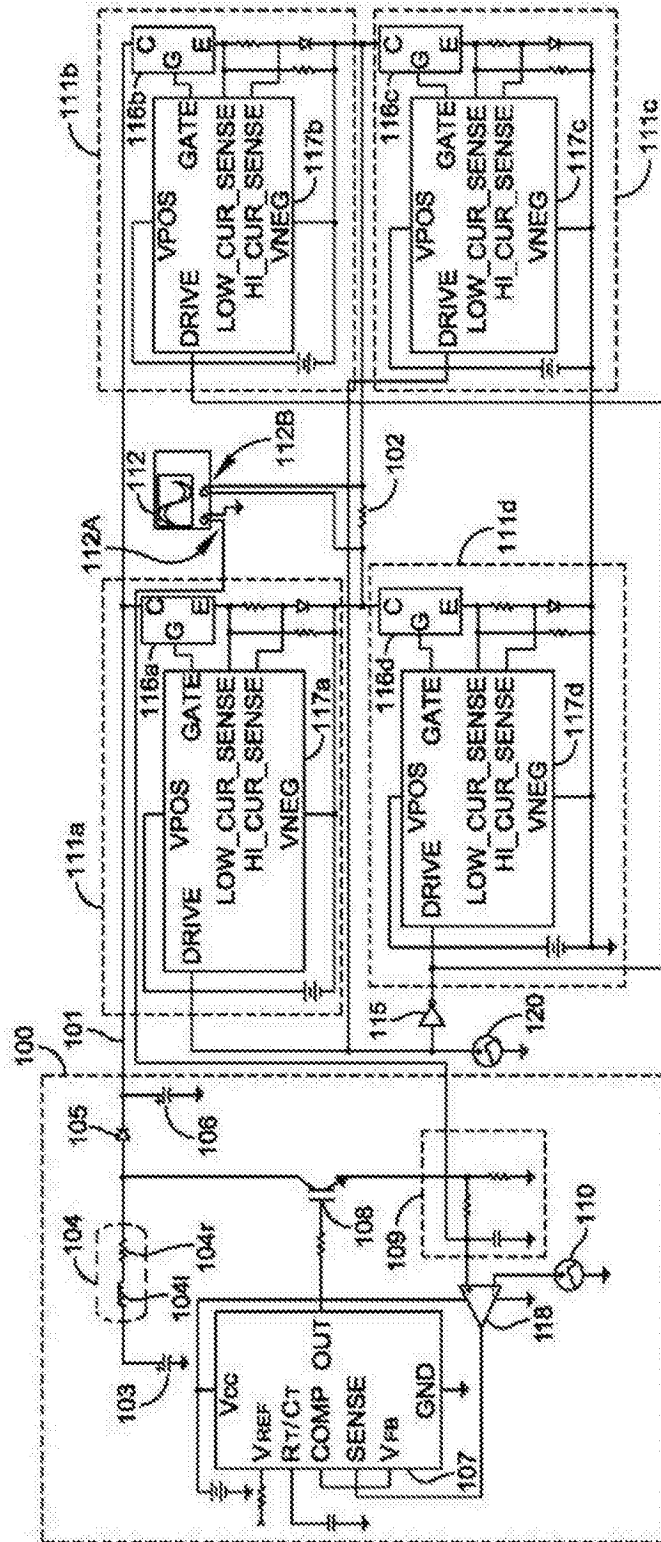


图1

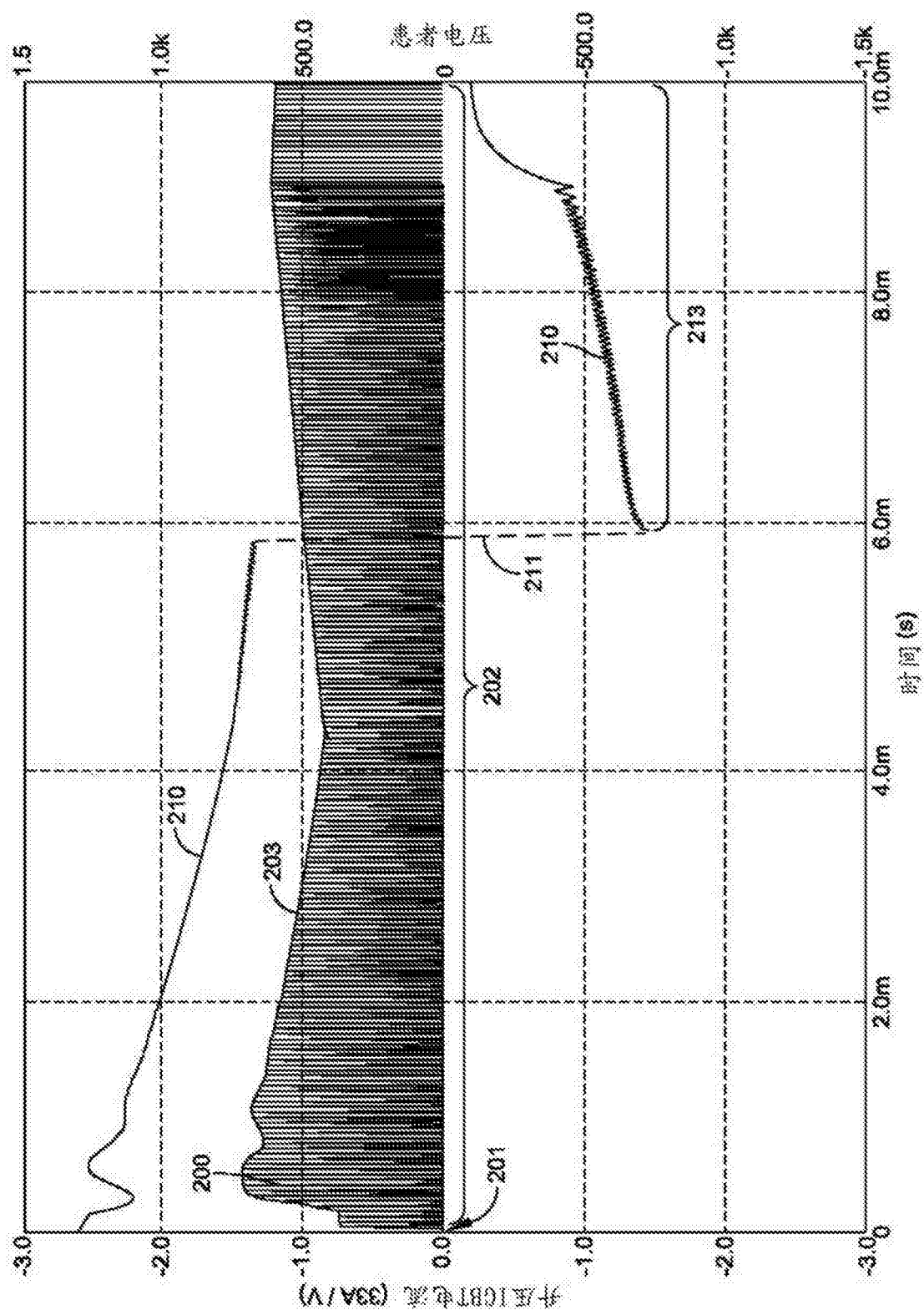


图2

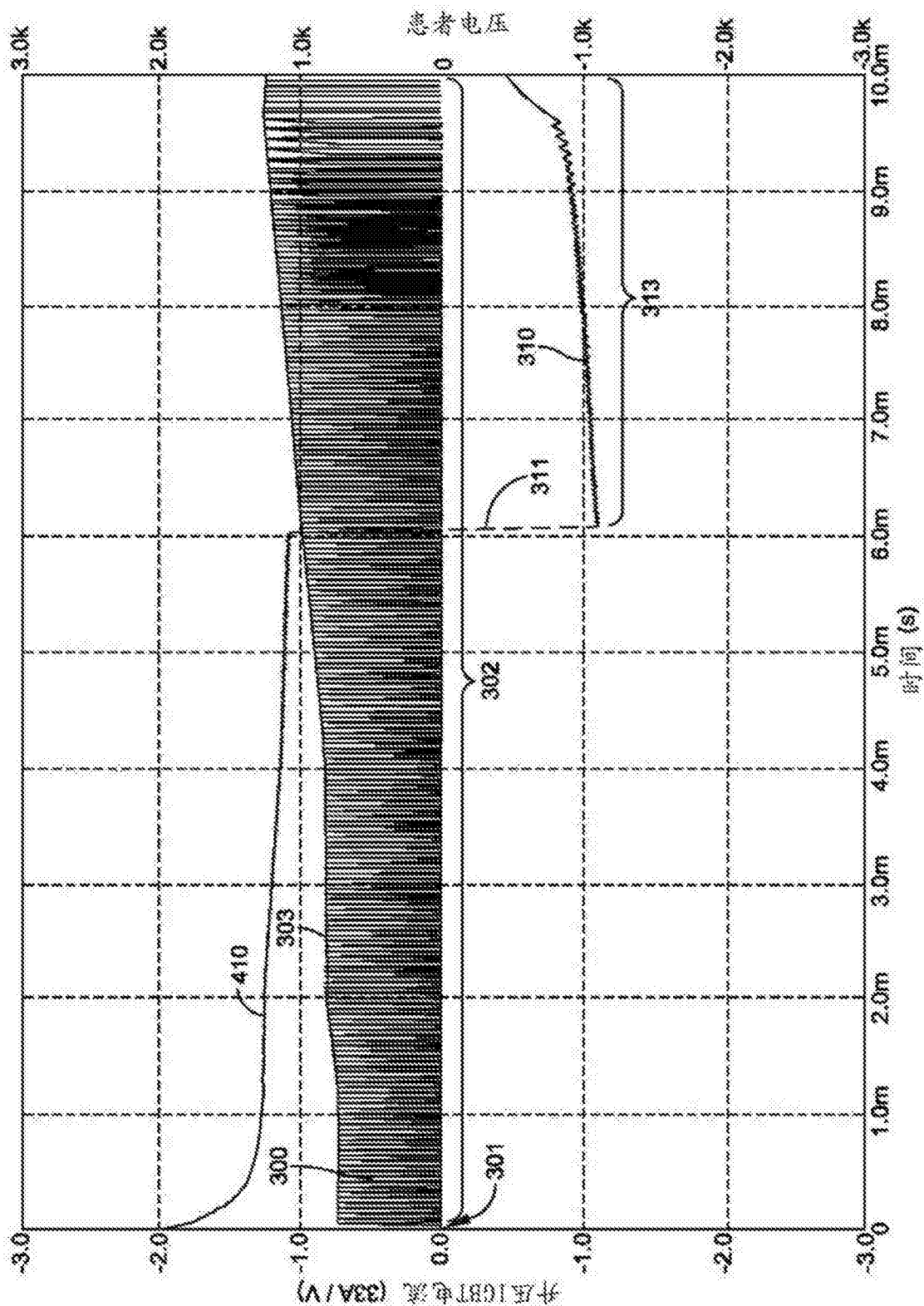


图3

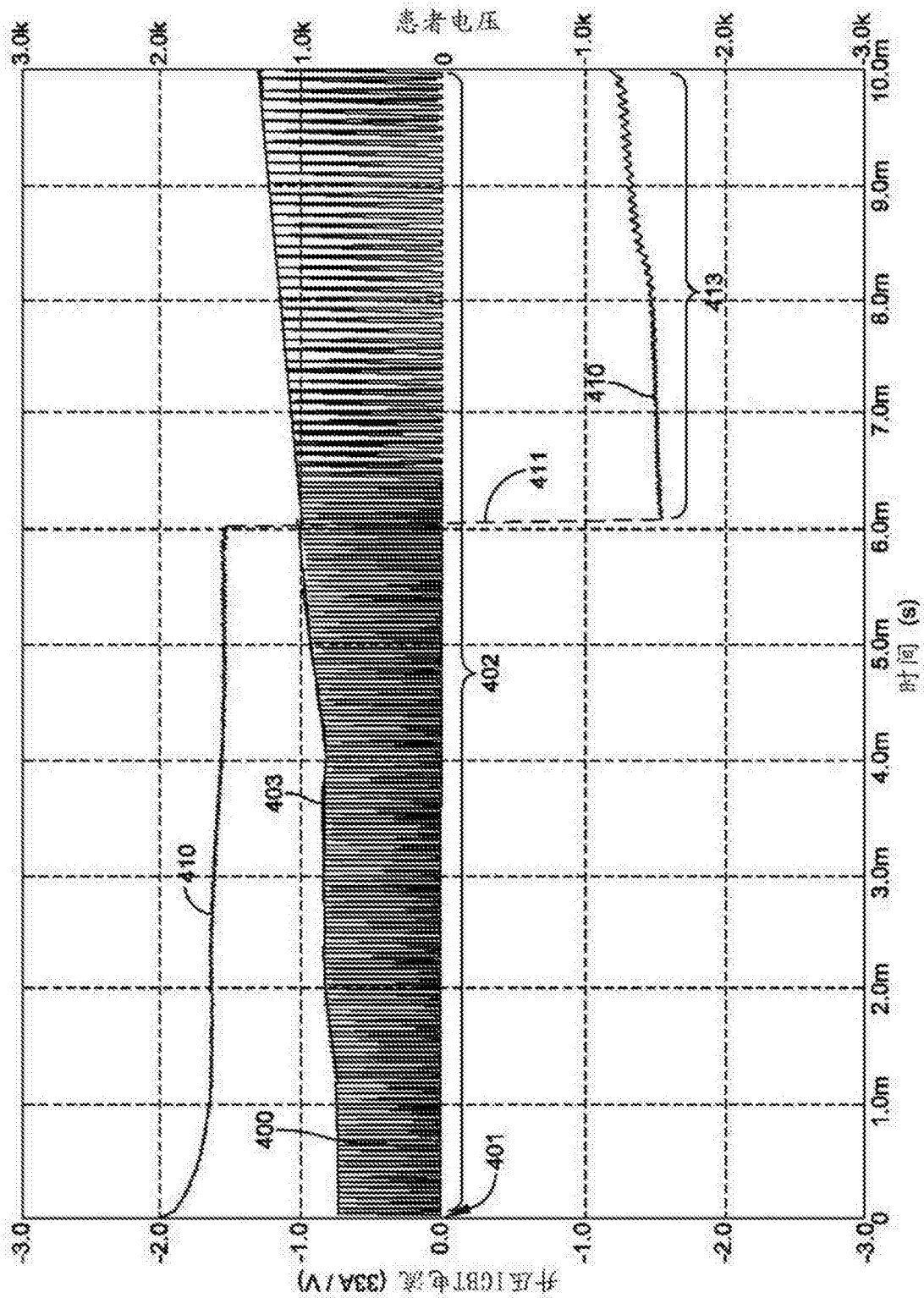


图4

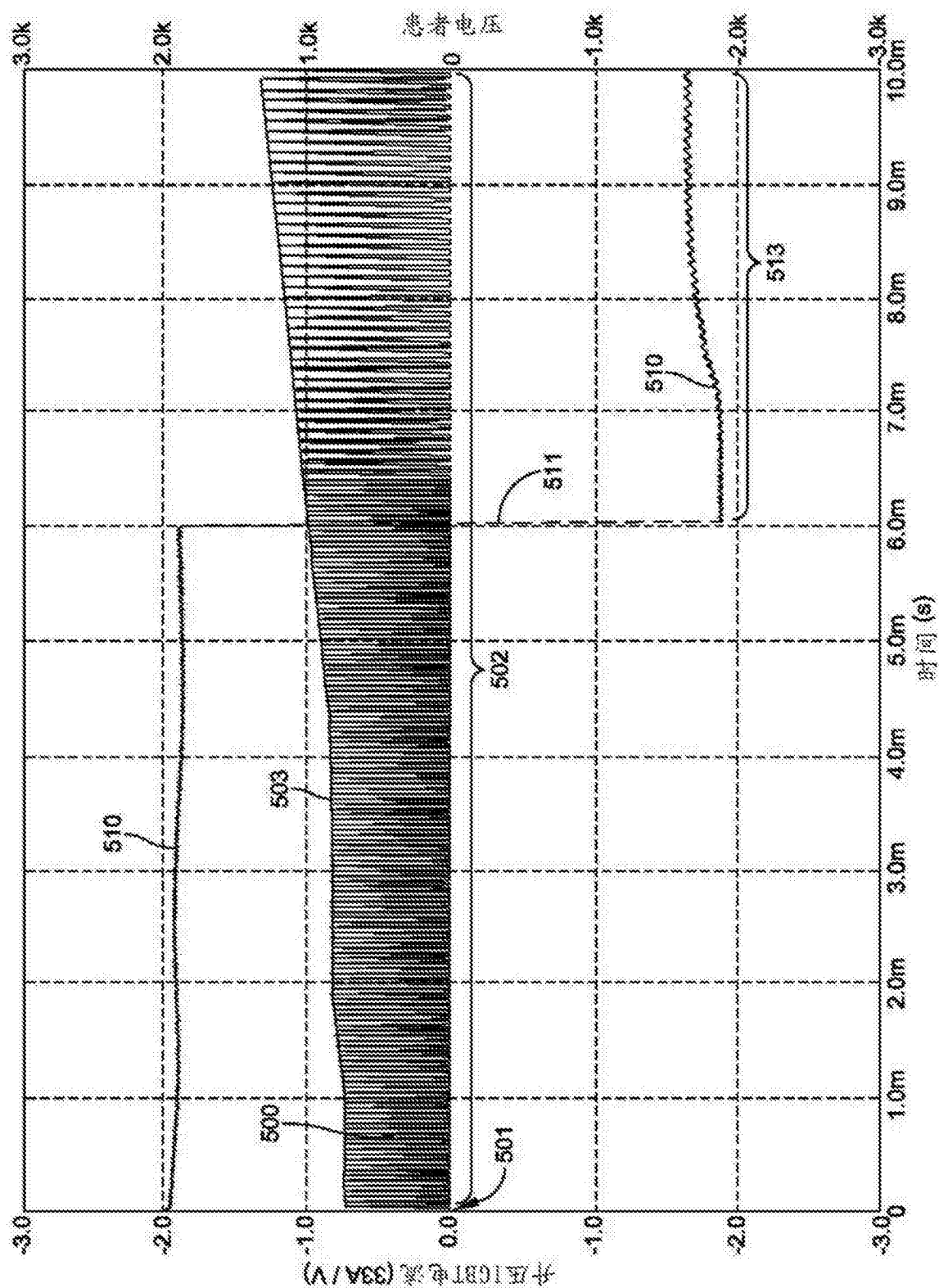


图5

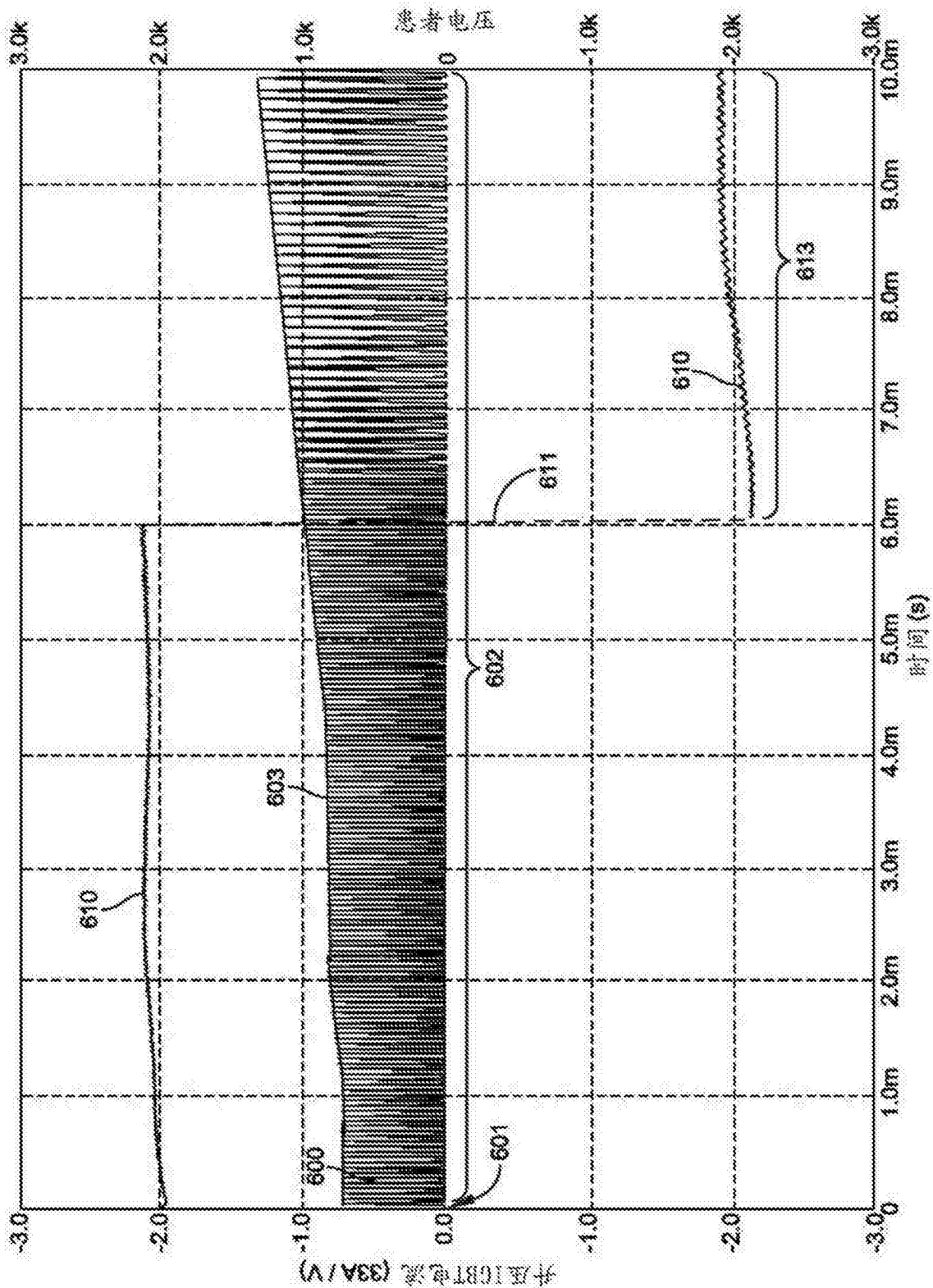


图6

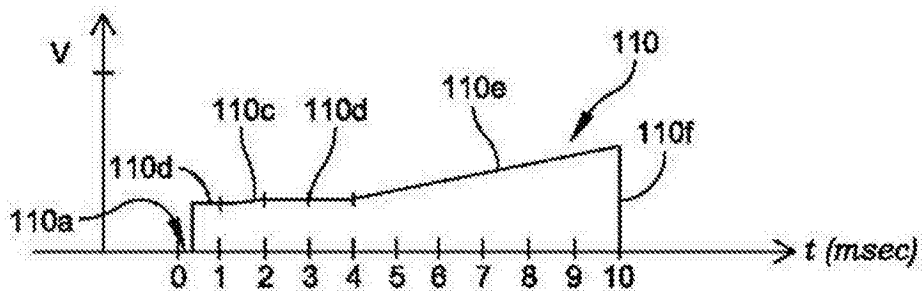


图7A

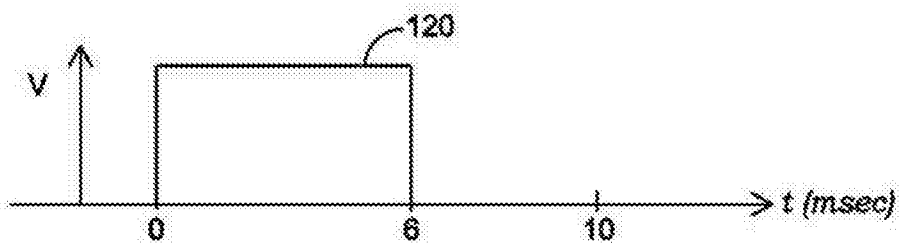


图7B

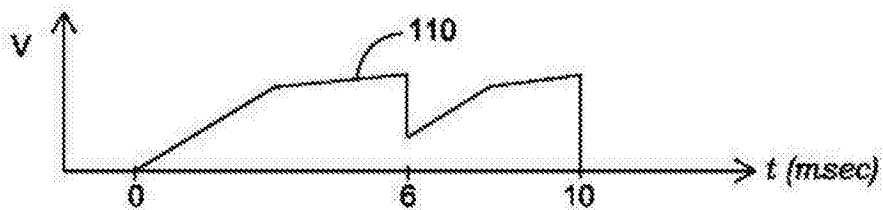


图7C

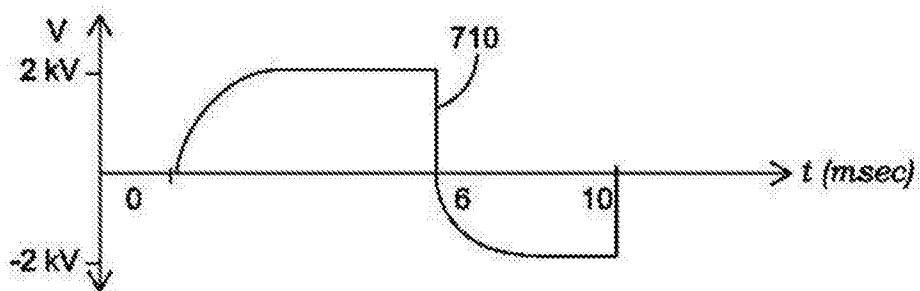


图7D

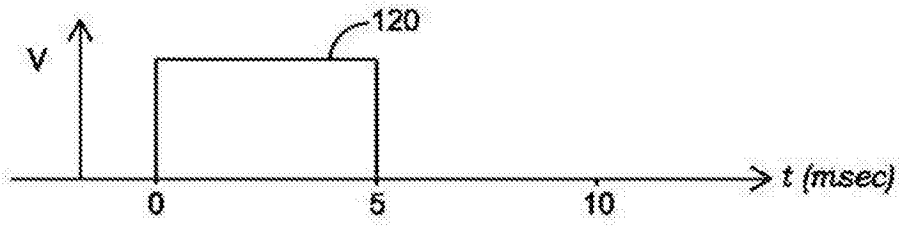


图7E

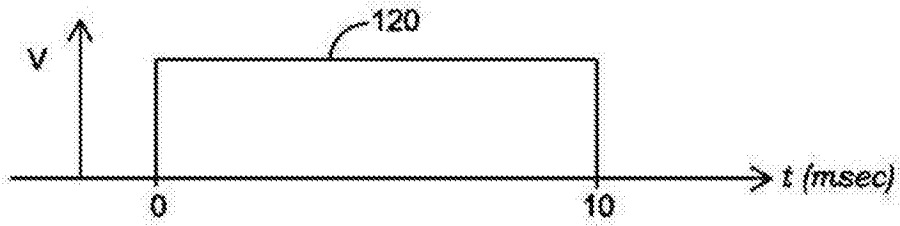


图7F

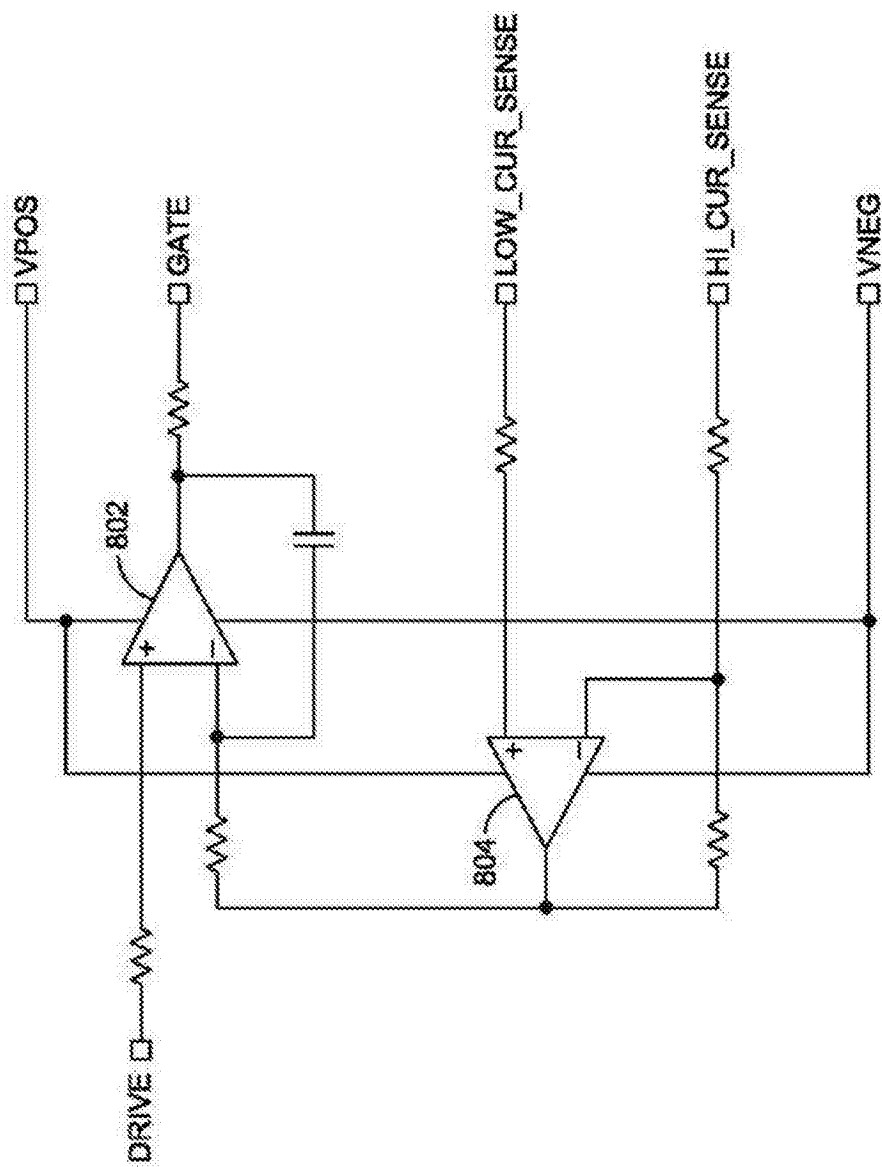


图8

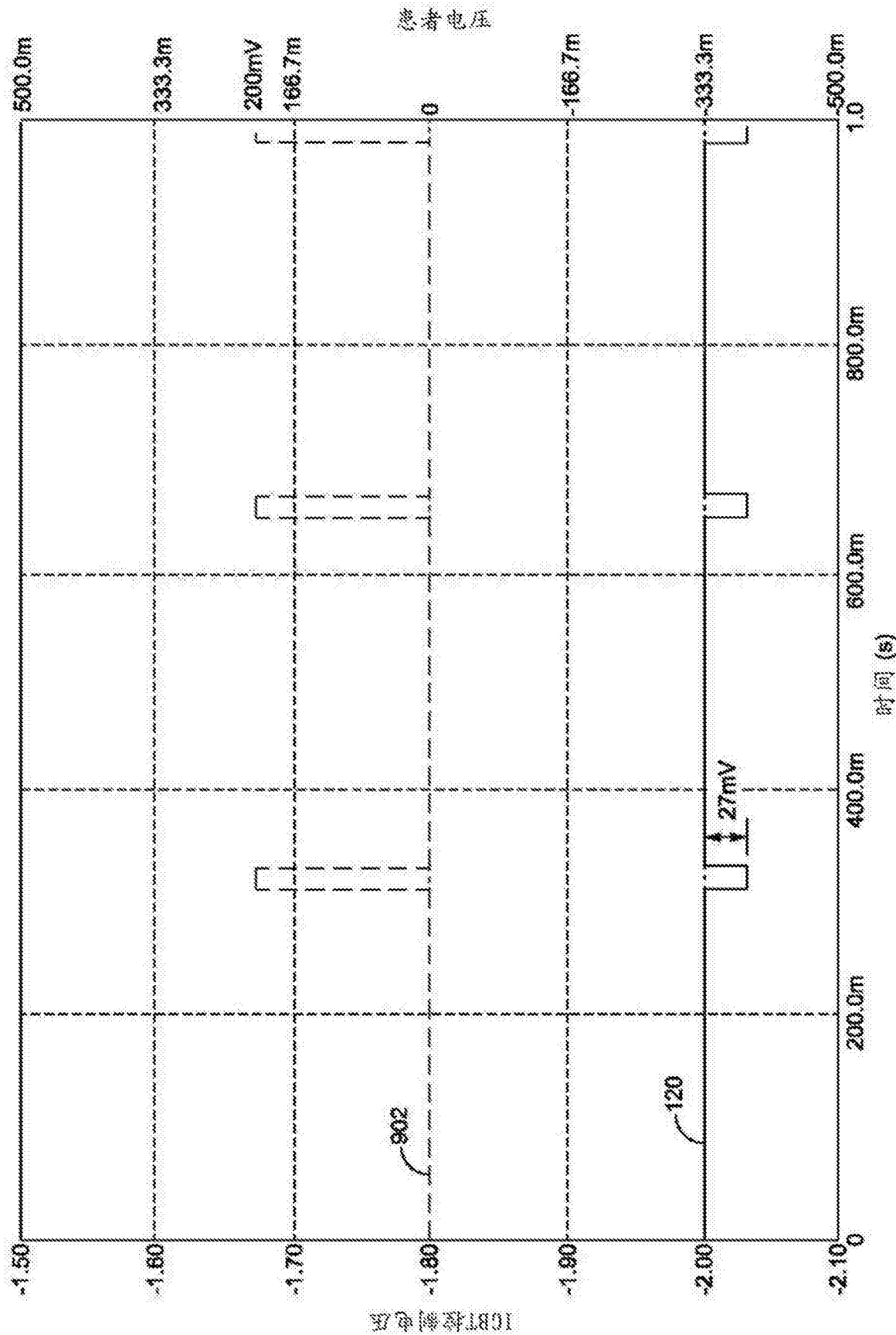


图9

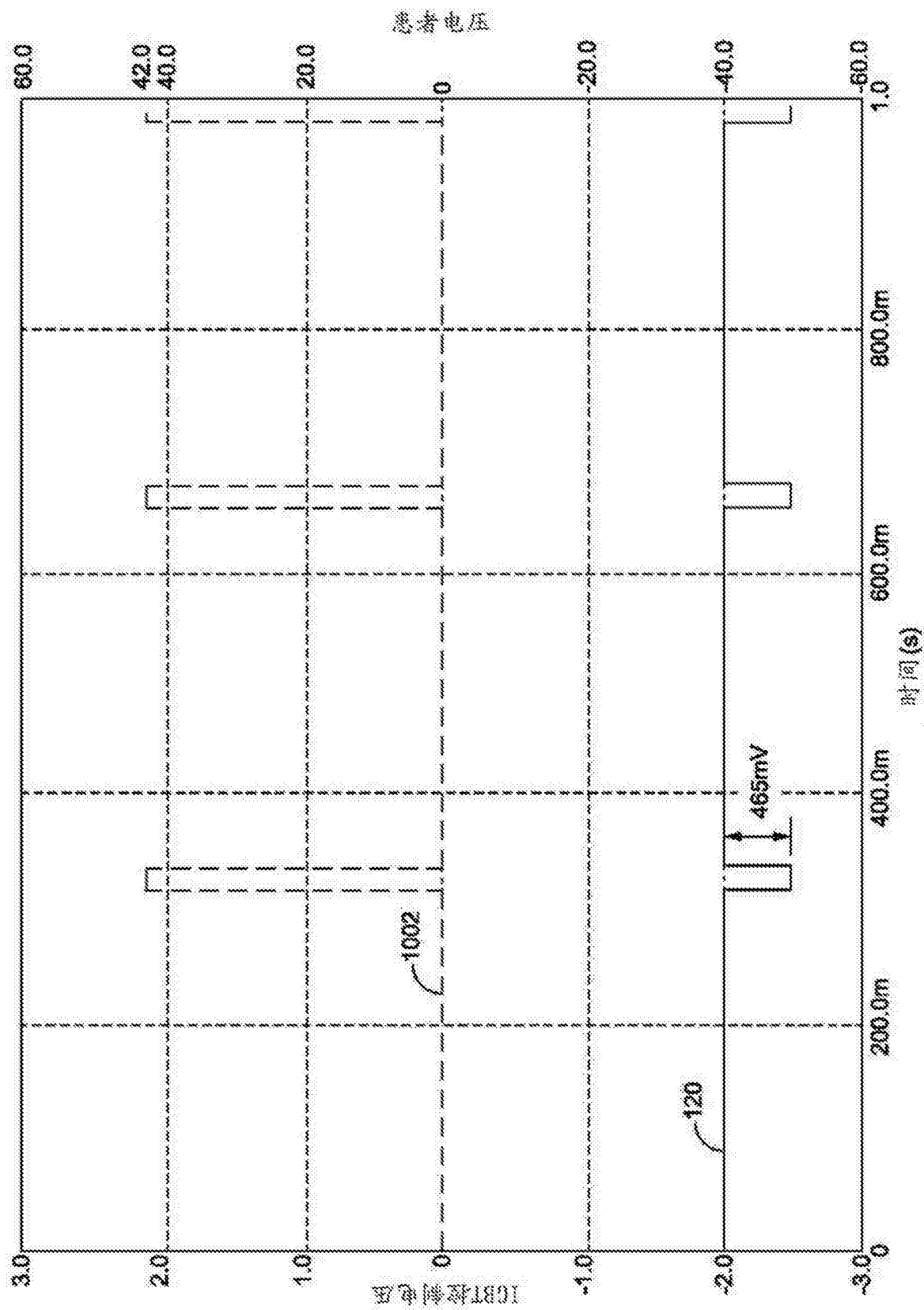


图10