



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107361841 A

(43)申请公布日 2017. 11. 21

(21)申请号 201710329911.2

(22)申请日 2017.05.11

(30)优先权数据

16169234.8 2016.05.11 EP

(71)申请人 德国欧华内镜有限公司

地址 德国图宾根

(72)发明人 塞巴斯蒂安·斯克斯特克

志义·何 托马斯·哥特瓦尔德

马克·舒尔

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理

有限公司 11006

代理人 徐金国 吴启超

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

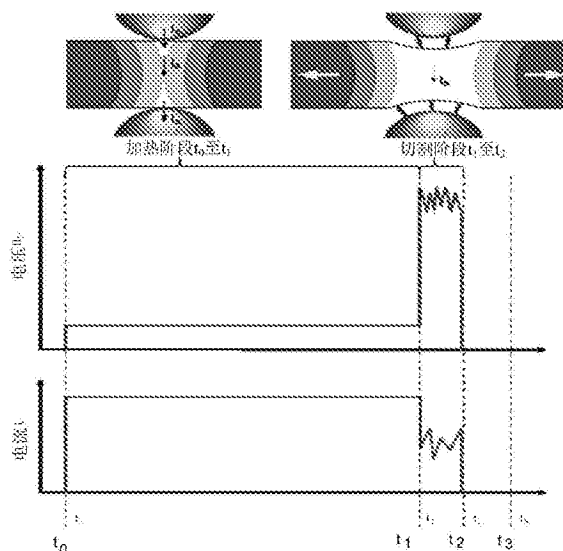
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

医疗DC电流发生器和配备医疗DC电流发生器的双极医疗植入物分割装置

(57)摘要

本发明涉及在直流上操作的双极型内窥镜植入物切割和/或分割设备,包括:内窥镜器械,在其远端器械头部具有至少两个相对电极,从而在这两者间形成切割间隙,用于接收导电植入物或植入物区段以生成与所述植入物的点状物理接触;以及DC脉冲发生器,具有或连接到控制装置,控制装置适于以脉冲的方式生成由控制装置控制的直流,使得在第一物理接触阶段中,电流脉冲优选地通过控制电极处的电流值进行调整,以将电能引入植入物材料中,电能足以熔融仅接触部分区域中的植入物材料,并且在第二物理不接触的阶段中,电流脉冲优选地通过控制在电极处的电压值进行调整,以便在至少一个电极与熔融植入物材料之间生成电弧,电弧足以切割熔融植入物材料。



1. 一种医疗/外科双极分割装置的医疗DC脉冲发生器,所述医疗DC脉冲发生器在直流上操作,并且适于分割由导电材料制成的医疗植入物,所述医疗DC脉冲发生器包括:

电流源(4)和电流控制装置,其中所述DC脉冲发生器适于将连接到医疗内窥镜器械,所述医疗内窥镜器械在其远端部分具有至少两个电极(1),所述至少两个电极(1)适于物理接触所述医疗植入物,并且以脉冲或定时的方式将具有预定或可调的强度的直流电流施加到所述电极(1),使得所述电流经由所述植入物材料从一个电极向另一电极流动,并且由此在切割过程中,将电能施加到所述植入物材料以便切割所述材料,

其特征在于

所述医疗DC脉冲发生器的所述电流控制装置具有:第一控制部分或实现的第一控制过程,适于在第一阶段(t_0-t_1)中,在所述医疗内窥镜器械的所述电极(1)与所述医疗植入物之间建立物理接触之后,施加电流以便熔融所述植入物材料;以及第二控制部分或实现的第二控制过程,适于在第二阶段(t_1-t_2)中,在至少一个所述电极(1)与所述植入物材料之间失去所述物理接触之后,在预定维持持续时间内维持所述电流通过所述植入物材料,其中所述预定维持持续时间被预调整或可预调整为在所述植入物区段的分离/切开完成之前安全避免所述植入物材料重新凝固的值。

2. 如权利要求1所述的DC直流脉冲发生器,其特征在于

在所述电极(1)与所述植入物之间进行直接接触的第一阶段(t_0-t_1)中,在所述电极(1)之间流动通过所述植入物(2)的材料的所述电流的电流值是由所述电流控制装置控制,以便在所述电极(1)与所述植入物(2)之间的所述接触部分处生成适于熔融仅在所述接触部分的所述植入物材料的电能密度,

所述电流控制装置适于优选地通过利用电流表测量电流值的突然减小和/或利用电压表测量电压值的突然增加,检测所述电极(1)与所述植入物之间的物理接触失去,以及

在所述电极(1)与所述植入物(2)之间失去物理接触的第二阶段(t_1-t_2)中,由所述电流感生的所述电压值是由所述电流控制装置控制,以便允许电弧在所述电极(1)中的至少一个与所述植入物(2)之间延伸,其中所述电压值优选地限于比生物相容的电压值更低的预定的最大值。

3. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,所述电流控制装置包括安全装置(6),所述安全装置电连接到所述电流源(4)并且适于将所述第一阶段中的所述电流脉冲的所述最大持续时间限制为最大第一脉冲宽度。

4. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,所述电流控制装置包括滞后元件(7),所述滞后元件电连接到所述电流源(4)并且适于将所述第二阶段中的所述电流脉冲的所述最大持续时间维持和限制为最大第二脉冲宽度。

5. 如权利要求4所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,所述两个连续阶段中的所述第二阶段具有在 $50\mu s$ 与 $600\mu s$ 之间的持续时间或脉冲宽度。

6. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,所述两个连续阶段的所述持续时间的总和少于 $120ms$,优选地少于 $100ms$,并且最优选地等于或少于 $80ms$ 。

7. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,所述电流源(4)适于在第二阶段中将在所述电极(1)处的所述电压值限制为约 $4V$ 的最大值。

8. 如权利要求2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在于,通过所述电弧引入所述植入物

(2) 中的所述电能密度适于切开所述植入物 (2) 的所述金属。

9. 如权利要求4所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,通过在所述电极 (1) 处的达预定值的电压上升或通过与将所述电流源 (4) 与所述电极 (1) 连接的导线 (11) 串联地电连接的分流器 (3) 处的电压下降,激活所述滞后元件 (7)。

10. 如权利要求2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,所述电流值被控制为 >100 安培,优选地在 $140-155$ 安培之间。

11. 如权利要求2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,对于低电压,所述电压值被控制为在所述电极 (1) 处低于约4伏特的极限,优选地在所述电极 (1) 处为 $2-4$ 伏特。

12. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,所述电极 (1) 由耐热材料、具体地是银制成,它的电阻调整的比熔融能量大于 $35 \cdot 10^{15} \text{ Jm}^{-4} \Omega^{-1}$,优选地大于 $100 \cdot 10^{15} \text{ Jm}^{-4} \Omega^{-1}$ 。

13. 如权利要求1或2所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,所述器械是适于插入标准内窥镜的工作通道中的内窥镜器械。

14. 如权利要求1或3所述的医疗DC脉冲发生器,其特征在在于,所述器械还包括远端器械头部,在所述远端器械头部上布置至少两个相互相对器械分支,所述器械分支在它们间限定切割间隙,用于接收导电植入物或植入物区段,其中所述至少两个器械纵向分支的相互面对的侧面各自形成所述电极 (1),或者各自配备所述至少一个电极 (1),并且所述电极 (1) 被成形为在它们的相互面对的电极侧面处形成与所述金属植入物 (2) 材料的点状接触区域。

15. 一种双极分割装置,所述双极分割装置在直流上操作,并且适于分割由导电材料诸如金属制成的植入物,包括:内窥镜器械,所述内窥镜器械在其远端具有至少两个电极 (1); 以及根据前述权利要求1至14中任一项所述的DC脉冲发生器。

医疗DC电流发生器和配备医疗DC电流发生器的双极医疗植入物分割装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗直流发生器,所述医疗直流发生器适于将连接到用于利用直流分割薄壁和/或线状金属植入物的外科/医疗切割装置(优选地根据EP 2967712 A1)。

背景技术

[0002] 关于本发明的描述,假定EP 2967712 A1的教导内容是已知的,其中将此现有技术文献作为本申请的主题。

[0003] 更详细地,在EP 2967712 A1中,公开了一种双极型外科/医疗植入物切割器械并且它是在直流上操作。这种器械具有器械头部,器械头部位于器械柄或轴的远端并且适于优选地经由内窥镜来将器械微创插入患者体内。器械头部配有至少两个相互相对器械分支,这两个相互相对器械分支的定位限定切割间隙,用于接收导电植入物或植入物区段。

[0004] 在检测到分支与植入物材料之间的物理接触后,通过将一或若干单个DC电流脉冲施加到植入物节段实现切割。将单个DC电流脉冲施加到OTSC夹(“吻合夹”)材料上导致植入物材料(例如镍钛诺)的横截面以非常局部的方式而加热到它的(众所周知)熔点。例如,镍钛诺的熔点为约1300°C。DC电流发生器以及相应手术/医疗器械已设计为使得DC电流脉冲的参数被优化以实现在最小并行效应(如电解效应和法拉第电效应)下进行有效切割。

[0005] 根据EP 2967712 A1中示出的器械,在分支的相互面对的纵向侧面上形成电极,或者它们各自配备至少一个电极,其中这些电极进而在其相互面对的纵向侧面上成形,从而形成切割边缘,以便实现与导电植入物或植入物区段的准线性或点状物理接触,用于实现在电极之间的电短路。

[0006] 根据EP 2967712 A1的器械设计的目的是通过使用最小量的电能实现特定体积的植入物材料(介于电极之间)的熔融。这通过在电极与植入物材料之间建立小的(点状)接触区域来实现,通过这种小的接触区域就实现了高的电流密度,以便确保仅非常有限体积的金属熔融。此外,为了减少散热效应,最小化/限制电流脉冲持续时间。为了能够在非常短的脉冲持续时间内实现植入物材料的熔融,需要在150A的范围内的电流,其中在植入物/电极处可测量到约2V至4V的电压值。这种器械设计允许植入物材料的横截面在几毫秒(通常在约20ms与100ms之间)内实质上在电极之间有效且非常局部地熔融。

[0007] 现在,本申请人已认识到,即使正确使用以上众所周知的医疗器械,也不可能安全进行成功分割,不过已发生了植入物材料的熔融效应。

[0008] 本申请人发现,在植入物材料的横截面熔融的时间点上,沿着植入物材料存在实质上垂直于流过植入物材料的电流的非常高的热梯度。这种非常高的热梯度明显导致从熔融材料区段朝较冷植入物材料区域的非常高的热流动,这种非常高的热流动在相对于在电极之间的电流的垂直方向上有效远离熔融材料。因此,在植入物材料的横截面熔融的时间点上,在实质上垂直于在电极之间的电流的方向上的散热处于其最大值并且导致对

熔融材料的非常强的冷却效果。

[0009] 然而,在非常小的植入物材料区段熔融的时间点上的冷却效果导致熔融植入物材料快速冷却并且因此重新凝固。这种重新凝固可以在约50微秒到几百微秒内发生。

[0010] 本申请人最后发现,在植入物材料的完整的横截面熔融的时间点上,由于施加在植入物结构上的力(例如来自接触的双极外科/医疗器械、来自周围组织、或者由于植入物结构内的张力),在所述横截面的任一侧上的植入物区段开始移动。这种移动有时导致外科/医疗器械的至少一个电极与植入物材料之间突然失去物理接触,并且因此导致电流突然中断。在这个电流发生突然中断的时间点上,强力散热导致植入物结构的快速重新凝固,通常是在可将植入物区段有效分离/切开之前。因此,由于整体植入物结构保持原样,因此分割尝试是不成功的。

发明内容

[0011] 鉴于本申请人首次认识到的这个问题,本发明的目的在于提供一种外科/医疗切割装置的医疗电流发生器、以及装备医疗电流发生器的外科/医疗切割装置,所述切割装置基于直流进行操作,适于在切割装置的医疗器械的切割电极与医疗植入物(由金属制成的)之间建立物理接触之后,提供电输出以用于熔融植入物材料,并且即使已熔融的植入物材料开始移动,也提高率分割的成功率。

[0012] 这种目的基本通过具有权利要求1所述的特征的直接医疗电流发生器来解决。有利实施方式为从属权利要求的主题。

[0013] 更具体地,为了解决上述目的,本发明提供了一种医疗直流发生器和装配医疗直流发生器的外科/医疗切割装置,其中医疗直流发生器具有或连接到控制装置,例如CPU或模拟控制电路,所述控制装置具有:第一控制部分(或实现的控制过程),适于在切割装置的医疗器械的切割电极与医疗植入物(由金属制成)之间物理接触之后施加电输出/电流以用于熔融植入物材料;以及第二控制部分(或实现的控制过程),适于在至少一个电极与植入物材料之间(突然)失去物理接触之后优选地在预定时间内维持电流流过植入物材料,其中优选地基于对不同植入物/植入物材料的多个测试调整或预调整预定时间,以便在植入物节段的分离/切开完成之前安全避免植入物材料的重新凝固。

[0014] 因此,本发明公开了一种医疗DC脉冲发生器,所述医疗DC脉冲发生器适于连接到双极外科器械(或连接到双极外科器械),并且优选地包含电流源,所述电流源适于以脉冲或定时的方式将预定或可调的强度(以安培计的最大的电流值)的直流施加到电极,使得在至少一个电流脉冲中的电流量(或能量密度)足以熔融电极(优选地朝彼此定向以生成与植入物材料的点状物理接触)之间的(已识别的)植入物材料,其中医疗直流发生器(DC脉冲发生器)优选地具有CPU或连接到CPU或另一这种控制装置(例如模拟控制电路),CPU或这样的控制装置适于确定和控制流过电极的电流,使得在当前脉冲由两个连续阶段组成的情况下实现两阶段切割过程的执行。

[0015] 在电极与植入物(机械/物理)接触的第一阶段中,在电极之间的植入物材料通过直接经由植入物材料从一个电极向另一个电极流动(短路阶段)的电流加热(熔融)。这个第一阶段也称加热(熔融)阶段。在第二阶段,电流发生器的电输出被适配/控制以允许/生成/保持电弧在电极中的至少一个与植入物材料之间延伸,优选地持续从已发生/检测到

物理接触中断的时间点开始的预定最大持续时间/时段(电弧阶段)。这个第二阶段也称切割阶段。

[0016] 例如,在一个电极失去与植入物材料的物理接触的时间点上,因为已熔融的植入物材料开始移动,所以电极与植入物材料之间的距离逐渐增加,并且当所述电极之间的距离非常小(例如在几微米的范围内)时/因为所述电极之间的距离非常小,因此即使在低电压下也会允许建立电弧。在空气中,建立电弧所需电场强度为约1000V/mm。因此,例如,在约1微米的范围内的小距离处,约1伏至2伏范围内的电压足以在两个导体(在这种情况下:至少一个电极与植入物材料)之间建立电弧。因此,在至少一个电极与植入物材料之间中断物理接触的第一时刻,在预定最大时段内建立电弧。

[0017] 一旦建立,电弧表示其自身的导电路径,并且因此无需相当电场强度就能维持如发起新的电弧需要的电弧。因此,在中断电极与植入物材料之间的物理接触之后建立的电弧可以相当低的电压维持某段时间。

[0018] 此外,维持电弧需要使用DC电流,因为只有DC电流提供不间断电流。当使用AC电流时,例如,在氩等离子体凝结(APC)应用中,以正弦波的每个半周期建立和消灭电弧。因此,在APC应用中使用的电压为几千伏特,并且需要提供容易电离特性的大气。此外,应当注意,本发明利用了电流器具进行维持,即使在检测到至少一个电极与植入物材料之间中断物理接触之后也是如此,,使得在预定时段内(或直到在早期的时间点上切割植入物材料)生成最大电弧,其中EP 2967712 A1教导在任何情况下避免电弧,其中所公开的系统可以配备/配备“断路”装置。

[0019] 作为脉冲的第一阶段的加热(熔融)阶段是从约 $\Delta t=10\text{ms}$ 到最大 $\Delta t=120\text{ms}$ 的典型持续时间的单相矩形波形。优选地,该阶段的最大脉冲持续时间为约 $\Delta t=60\text{ms}$ 到最大 $\Delta t=100\text{ms}$,并且更优选地 $\Delta t=80\text{ms}$ (毫秒)。因为检测到/发生在电极与植入物材料之间失去物理接触的时刻无法预先确定并且在各个电流脉冲应用之间有所不同,所以加热阶段的持续时间可以变化。

[0020] 优选地,提供时滞元件,适于确保不会超过预定脉冲持续时间。由于电流源与电极之间的高电流导线上的电压降通常非常大(大于20V)并且电流非常高(超过100A),因此时滞元件防止器械过热。

[0021] 在加热阶段期间,电流基本上是恒定的并且设定为预定值,优选在145-155安培的范围内。此外,电极之间(在靠近电极的位置处检测)的电压显著较低,通常在1-3伏(其中电流源的电压为约36-48伏特)的范围内。一旦至少一个电极与植入物材料之间失去物理接触并且形成电弧(在预定时段内最大),电弧表示电流路径内的另一分量,它的电阻强烈波动。因此,一旦在至少一个电极与植入物材料之间形成电弧,在加热阶段期间,电流立即降低并且以显著低于当前值的水平波动。此外,在加热阶段期间,电极之间的电压立即增加并且以显著高于电压值的值波动。

[0022] 为了能够将电输出调整成两个连续阶段,医疗DC电流发生器适于在直流电流施加期间检测至少一个电极与植入物材料之间的物理接触的突然失去。这优选地通过利用电压监测装置(电压表)监测电极之间的电压或利用电流监测装置(电流表)监测经由植入物材料从一个电极向另一电极流动的电流、或这两者来实现。

[0023] 切割阶段是单相脉冲,优选地具有 $\Delta t=50\mu\text{s}$ 至 $500\mu\text{s}$ 的最大脉冲持续时间。时滞

元件将切割阶段的持续时间限制为预定值。优选地, Δt 为约 $450\mu\text{s}$ (微秒)。在这个阶段中, 通过至少一个电极与植入物之间的电弧实现切割过程。

[0024] 因此, 本发明中的电流控制装置可以包含安全装置和滞后元件以控制这两个阶段的持续时间。在这种情况下, 安全装置被连接到开关和电流源。滞后元件被连接到电流源。滞后元件在第二(切割)阶段中维持电流。当电流源由开关激活时, 开始切割过程的第一阶段并且启动在安全装置中的定时器。优选地, 开关是脚踏开关。

[0025] 滞后元件电连接到电流源, 并且适于在第二阶段中维持和限制DC电流脉冲的持续时间。滞后元件在激活后在预定时间内维持DC脉冲。

[0026] 电流通过高电流导线从电流源流动到电极, 与电极电接触的植入物被定位在所述电极之间。

[0027] 可经由电压控制单元(电压传感器/电压表) (dU/dt) 来测量电极/植入物上的电压降, 所述电压控制单元与滞后元件电连通。如果电极/植入物上的电压超过预定极限, 那么电压控制单元发出信号(“肯定标准”)。

[0028] 取决于被馈送通过电极的电流以及电极之间的植入物的电阻, 第一阶段(熔融阶段)中的电压可以在电极处调整到约2V。来自电压控制单元的“肯定标准”启动滞后元件。此外, 当电压上升时, 电流源将电极之间的电压限制为约4V。

[0029] 作为冗余控制的独立电流控制单元(电流表)可应用来控制通过植入物/电极/高电流导线的电流。电流控制单元(限流器)与滞后元件电连通。电流例如被测量为与高电流导线和电极串联连接的分流器上的电压降。

[0030] 如果检测到电流改变(dI/dt) (电流从高值下降到低值), 那么可以发出与电压控制单元发出的信号类似的信号。然后, 这个信号也会用作如针对电压控制单元所述的“肯定标准”, 并且可独立地启动滞后元件。

[0031] “肯定标准”表示/指示医疗植入物的材料(金属)失去与电极的物理接触的时刻(金属熔融, 第一阶段完成), 并且第二阶段(即, 切割阶段)开始。当电极失去与植入物的物理/金属接触时, 接着形成电极与熔融金属之间的电弧。

[0032] 这个电弧由滞后元件维持, 所述滞后元件由“肯定标准”激活并且与电流源电接触。如果预定时间已经过去(最大 $600\mu\text{s}$), 那么滞后元件将使电流源去激活。这里, 应当注意, 例如对不同植入物材料的测试可以发现上述预定最大时间, 并且将其存储在控制装置(如ROM、存储棒等的存储器部分)中。因此, 对不同材料的不同时间可以存储在控制装置中, 或者仅用一次, 这保证了通常用于医疗植入物的任何材料的切割成功。另外, 应当选择在失去物理接触之后维持电弧的最大时间, 使得可以避免患者发生损伤。

[0033] 当金属完全熔融(仅在植入物与电极之间的接触区域中)并且电弧已经切开植入物(仅在熔融植入物材料的区域中)时, 电弧自动崩溃(即使未达预定最大时间), 因为电极之间不再存在熔融金属。在电极之间的距离对于电弧而言变得太远。这通常在滞后元件维持电流的时间期间发生。当植入物被切开时的电弧的崩溃完成切割阶段。在任何情况下, 安全装置使切开过程在预定时间后去激活, 以便避免组织损坏和器械过热。安全装置在不超过120ms内保持电流源激活, 优选地不超过80ms(如电弧的上述预定时间)。

[0034] 根据本发明的“具有DC电流的金属分离”的一般能量考虑如下:

[0035] 金属晶格具有以晶格原子振动表现自己的特征化热能。因此, 热能是动能, 并且

材料的热能 E_{th} 取决于温度 T 、质量 m 和材料比常数 c (比热容) :

$$[0036] \quad E_{th} = c \cdot m \cdot T$$

[0037] 行进通过材料的DC电流导致热能 E_{th} 的增加(加热),其等于材料所吸收的 电能 E_{el} 。这个电能 E_{el} 取决于DC流脉冲的功率 P 和持续时间 Δt :

$$[0038] \quad E_{el} = P \cdot \Delta t$$

[0039] 热能和电能通常由单位瓦秒(Ws)或焦耳(J)指定。

[0040] 当电流行进通过材料时,电能完全转化成热能,这导致了在 t_0 与 t_1 之间存 储在材料中的热能差异。加热区与植入物材料的相邻材料之间的温差 ΔT 导致能 量耗散。这个能量 E_{Diss} 损失,以用于在加热区中朝向熔点增加温度。散热取决 于材料参数,其以变量 k 组合并且没有进一步指定,以及来自温度差在脉冲持 续时间 Δt 上的积分:

$$[0041] \quad E_{Diss} = k \cdot \int_{\Delta t} \Delta T(t) \cdot dt$$

[0042] 热能的耗散很大程度上取决于脉冲持续时间 Δt :脉冲越短,热能从加热区 耗散得越少,并且损失热能以用于达到熔融温度。

[0043] 加热阶段的开始(t_0)和结束(t_1)的热能 E_{th} 的差异可以描述如下:

$$[0044] \quad E_{th,t1} = E_{th,t0} + E_{el} - E_{Diss}$$

[0045] 温度升高 ΔT 可以计算如下:

$$[0046] \quad \Delta T = (T_{t1} - T_{t0}) = \frac{E_{el}}{c \cdot m} - E_{Diss}$$

[0047] 在包括加热区的比材料密度 ρ 和体积 V 的情况下,这产生了以下比例:

$$[0048] \quad \Delta T = \frac{1}{c \cdot \rho} \cdot \frac{E_{el}}{V} - k \cdot \int_{\Delta t} \Delta T(t) \cdot dt$$

[0049] 参考上述比例,材料常数 c 、 ρ 和 ΔT 由植入物材料给出。因此,保持三个 参数,通过其可以优化DC脉冲,并且因此优化切割过程:

[0050] a) 增加施加到材料的电能 E_{el}

[0051] b) 减少加热区的体积 V

[0052] c) 减少脉冲持续时间 Δt 以便减少热能耗散

[0053] 根据c)的脉冲持续时间的减小 Δt 导致电能 E_{el} 的减小,这抵消了a)。这可以 通过增加功率 P 来进行补偿。因此,以下是可取的:最小化脉冲持续时间 Δt 以 便减少耗散热量 E_{Diss} ;并且使脉冲的电功率 P 最大化以便在短脉冲持续时间内 仍然向材料施加足够的电能 E_{el} 。

[0054] 在优选实施方式中,根据本发明的医疗DC发生器和/或配备医疗DC发生 器的医疗分割装置被优选地适配,使得如上定义的两个连续阶段的持续时间的 总和比120ms更短,优选地等于或小于80ms。

[0055] 在另一优选实施方式中,根据本发明的医疗DC发生器和/或配备有医疗DC 发生器的医疗分割装置被适配成使得两个连续阶段的第二阶段优选具有在50 μ s 与600 μ s之间的持续时间,优选地持续时间为450 μ s。

[0056] 优选地,根据本发明的医疗DC发生器和/或配备医疗DC发生器的医疗分 割装置被设计成切割和/或分割所谓的吻合夹。根据本发明的医疗DC发生器和/ 或配备医疗DC发生器的医疗分割装置可替代地适于通过使用特定电极形式切 割金属支架的导线。在这种情

况下,分支/电极被形成成为线状,使得可能以比点状电极更好的方式来抓持支架的单个导线。

[0057] 在植入物切割或分割装置中使用的DC脉冲发生器配备可存储和释放短高功率脉冲的内部能量存储装置或能量缓冲器。能量缓冲器只能通过将DC电量充入能量存储单元(诸如电容器或电池)来实现。

[0058] 考虑到在最大155A输出电流下在DC脉冲发生器处的优选地最大26V输出电压的最大规格,在DC电流的情况下,输出功率在最大 $\Delta t=120\text{ms}$ 的脉冲持续时间内高达 $P=4030\text{W}$ 。换句话说,这意味着在1秒时间内的平均输出功率大于480瓦(483,6瓦)。这是提供安全装置的另一原因,即,避免器械过热。

[0059] 在120ms内从供电干线直接汲取4030W的功率可能不是可行的。因此,在较长时间内从供电干线(DC脉冲发生器需要大约10分钟进行初始充电)为所述能量缓冲器充电,这允许了在短时间内以高功率放电而不从供电干线供电。

[0060] 另外,在这种情况下,DC电流是有利解决方案。根据本发明的医疗DC发生器和/或配备医疗DC发生器的医疗分割装置不太复杂,并且技术要求也降低了与故障相关联的风险。从DC能量缓冲器汲取AC功率将会显着增加装置的技术复杂性。在AC输出的情况下,切割所需要的能量大于DC输出的情况下所需要的能量。进一步提高了对能量缓冲器和DC到AC转换器的技术要求。

[0061] 优选地,能量存储装置是高电容型电容器,优选地是“金盖”电容器或“超盖”电容器。优选地,存储装置的电容大于15法。能量存储器允许器件生成DC脉冲,而不会在电源上产生附加负载。

[0062] DC电流脉冲(其由DC脉冲发生器生成,并且被施加到在之间形成切割间隙的相互相对电极)的电流强度大于100安培,优选地在140-155安培之间。

[0063] 在另一实施方式中,装置被解释为使得两个器械分支可通过致动机构来移动或设置,以便以限定的方式改变切割间隙宽度。

[0064] 另外,根据本发明,公开了一种内窥镜切割/分割金属植入物的方法,所述方法包括以下步骤:

[0065] 在方法的第一步骤中,金属植入物与优选地在器械轴的尖端/头部处的至少两个电极物理接触,使得植入物的材料(金属)位于电极之间,就像两极点之间的电阻器。电极具有各自外形(针形或刀形),以便实现电极与植入物的材料(金属)之间的几乎点状或线形(一维)的物理接触区域。

[0066] 在第二步骤中,在两个连续阶段中的第一阶段中,从DC脉冲发生器向(金属)植入物施加预定强度电流脉冲,使得金属植入物的金属在电极之间的区域中熔融。通过根据对所选择的预定脉冲强度(电流值)的测试,可以发现第一阶段中的脉冲持续时间。

[0067] 电流控制装置(例如CPU)适于优选地经由与植入物串联切换的分流器来确定流过植入物的电流(当建立物理接触时),其中(在第三方法步骤中)电流控制装置在第一阶段(t_0-t_1)期间检测通过医疗植入物的材料和电极的电流。

[0068] 在第四步骤中,当在(t_1)检测到电流降低到减小电平时,在第二阶段(t_1-t_2)中,将电流维持在所述减小电平(至少持续50 μs 至500 μs 的持续时间,优选地持续450 μs 的持续时间,但不超过600 μs),以便确保在建立物理接触时已熔融的植入物材料利用电弧(完全)

分离,电弧由减小的电流电平生成。在(t_1),通过DC 脉冲发生器中的电流控制装置检测电流降。

[0069] 此外,提供具有电流控制装置的DC脉冲发生器,所述DC脉冲发生器适于生成用于执行上述方法的电流脉冲。脉冲发生器还适于将这些脉冲递送到导体或电极可以附接/附接到的触点。

[0070] 一般来说,本发明基于以下考虑:

[0071] 为了避免组织损伤,即使没有特殊保护(或冷却)装置的情况下,对待切开的植入物材料的热量输入应尽可能小,并且仍会导致植入物/支架材料的快速熔融。

[0072] 这可通过将电极与支架材料之间的接触表面/触摸表面保持为尽可能小的(优选地点状)来实现,以便在物理接触区域/过渡部分中获得高电流密度(在直接施加直流的情况下)。

[0073] 也就是说,有效接触表面/触摸表面由至少一个电极以一种方式配置,使得沿着整个电流路径实现最高电流密度。这通过至少一个电极(或两个分支处的电极)来实现,所述电极具有设置用于与植入物的接触接合的区域,其显示或限定(实质上一维)的点状(或线状)接触,所述接触通过圆形接触而很好地实现。优选地,电极具有凸形或刀状形状。植入物材料在这个具有非常小的表面的接触位置处加热(尤其是由于高电流密度),并且因此在此更远地定位的植入物材料开始加热前快速熔融。为此,已经证明以下是特别有利的:至少电极由耐热材料(诸如低合金钢,特别是由类似铜、钨或银的金属)制成。

[0074] 另外,热输入应通过直接施加(电极与医疗植入物之间存在物理接触)直流来进行,其中电直流是脉冲或循环的。每个所得的DC包导致热能输入到植入物的金属材料或支架材料中,其中由于不可避免地短的脉冲持续时间,到周围组织的散热仍然是小的(与电流的非循环施加相比较)。

[0075] 根据本发明的双极器械的电极可以另外地或进而替代地布置在器械尖端处,以使得器械本身具有部署一种保护效果,而不必布置根据现有技术的特定保护装置。为此,在器械的纵向方向上形成两个器械分支,在所述器械分支之间形成一个(纵向)切割间隙,其中器械分支在其相应面对的两侧处具有电极或形成电极,已被证明是有利的。因此,电极可能不可避免地转动远离周围组织,其中分支将其自身隐蔽地布置在电极与周围组织之间。

[0076] 为了不损坏周围的患者组织,以几分之一秒为单位并且通过控制技术向在之间间形成焊缝的相互相对电极施加高电流强度(大于100安培,优选在140A-155A之间)的DC电流脉冲是有利的。因此,在电极之间熔融和切割植入物的金属,而不在切割间隙附近过度加热植入物材料。如以上已经指示的,这原因是借助电流脉冲,可以减少从医疗植入物或支架到周围组织中的散热效果。因此,对于低电压,电压可远低于48伏限制,这对于患者是完全无害的(生物相容)。

附图说明

[0077] 参考附图,本发明将参考优选实施方式示例在下文中进行更详细地解释。

[0078] 图1示出了由加热阶段(t_0-t_1)和切割阶段(t_1-t_2)组成的根据本发明的医疗植入物切割/分割装置的典型DC脉冲的图示,

[0079] 图2示出了DC脉冲发生器和配件、以及根据本发明的医疗植入物分割装置 的尖端的放大，

[0080] 图3示出了具有不同材料的规格的表格，

[0081] 图4示出沿着电流路径的材料规格的示意绘图，

[0082] 图5示出了重新凝固的植入物节段的示例，

[0083] 图6示出了处于与导电植入物的物理接触接合(短路接合)中的装置的远端器械头部处的两个器械分支的概念结构，

[0084] 图7示出了植入物节段与根据本发明的医疗植入物分割装置之间的接触的 建立，

[0085] 图8示出了根据本发明的医疗植入物分割装置的电流控制装置，

图9示出了根据本发明的医疗植入物分割装置的电流控制装置的另一种展 示。

具体实施方式

[0086] 如图1所示，根据本发明，在 t_0 ，当由两个半球形元件1表示的医疗植入物 分割装置的外科器械的两个远端电极与由两个电极1夹持的植入物(支架)2物理 (点状)接触时，DC脉冲释放，其中在两个相对电极1与植入物2之间的接触区 域中的植入物材料的熔融开始(第一阶段/熔融阶段)。在至少一个电极1s与植入 物/支架材料之间的直接(物理)接触中断的情况下(在 t_1)，例如因为已熔融的植入 物材料移动，电极1与植入物/支架材料之间的电弧产生并且维持电极1与植入 物/支架之间的电连接(第二阶段/切割阶段)。这些电弧导致电极1之间的电压 U_{Gr} 的突然增加，并且同时导致电流 I_s 的突然减小。由于通过电弧的电 流传导的不 稳定性，电流 I_s 和电压 U_{Gr} 在第二阶段/切割阶段期间变为噪声信号(电弧在电 极 1与植入物2的材料之间的空间内不可预知地“跳舞(dancing)”，与氩等离子体凝 结中生成的电弧非常相似)。

[0087] 附图仅是说明性的附图；图轴不按比例。然而，从图1可以看出，后续第 二阶段/切割阶段比示意图暗示的短得多(第二阶段/切割阶段比第一/熔融阶段或 加热阶段短约3个数量级)。由于植入物2的材料已经分离，并且两个相对电极 1之间的距离变得过大而不能维持电弧，最晚(甚至更早)在 t_2 ，电弧最终崩溃。

[0088] 这里，应当注意，在上述第一阶段期间的电流值和电压值被保持(调整)在一 个水平，其足以因为两个相对电极1之间的短路而仅在两个相对电极1之间的 物理接触区域中熔融植入物2的材料。优选地，电流源被控制或选择，以使得 生成约150A的最大电流值和36V至48V的电压值，这导致电极处的电压值为 约2V。在物理接触失去的时间点，电流值下降并且电压值自动上升。然而，根 据本发明，在直接跟随第一阶段的上述第二阶段期间，将电流值(自动)保持(调 整)在一个电平，其刚好足以生成/保持电极1与植入物2的材料之间的 电弧。这 可以通过当前控制或适当电流源的相应选择来完成。优选地，电极处的电压值 升高到大约4V(因为所选择的电流源或其控制的限制)，其中电流值因为所生成 的电弧而相应地调整其自身。

[0089] 此外，在这个优选实施方式中，第二阶段的最大持续时间被选择为约500 μ s， 基于通过不同植入物/植入物材料的测试预先选择最大持续时间，所述植入物/植 入物材料实质上保证切割成功但也保护患者。这里应当清楚，因为植入物的较 早切割，第二极端的持续时间可能比优选最大500 μ s更短。

[0090] 图2中的医学植入物分割装置表示支架分割的示例,诸如消化道中的组织夹。为了适用于常规柔性内窥镜、胃镜和结肠镜,切割器械。(器械轴适于引入众所周知的内窥镜工作通道中,并具有如图1所示的配备有两个相对分支2的远端器械尖端)的长度优选最小为220厘米并且直径最大为2.6毫米。由图2所示的DC脉冲发生器生成的DC脉冲必须通过器械轴传导至尖端并再次返回,这对于DC脉冲留下最小440cm(2×最小220cm)的总导电长度。考虑到所需的隔离和至少两个附加的感测导线(如图8所示),可用于传导DC脉冲的(铜)横截面不超过 2.5mm^2 /单根导线(即在440cm上的 2.5mm^2)。

[0091] 医疗植入物分割装置是双极装置,其中至少两个电极1设置在图2所示的器械轴的远端处的两个器械分支中/处。在三个电极1(用于改善夹持)的情况下,三个电极中的两个电极具有相同的极性。如图8所示,器械轴包含至少四个,优选地六个导线10、11、12:

[0092] -用于高电流的两个导线11(大横截面),其与两极点中的每个连接,以及

[0093] -用于电压和/或电流感测的至少两个低直径导线10、12,其分别连接到两个电极1(极点)中的一个和/或分流器3。

[0094] 由于电压沿高电流导线减小(沿整个高电流路径约为25V),因此需要感测导线10。在器械尖端处测量的电压在支架的熔融阶段(第一阶段/熔融阶段(t_0-t_1))期间从约2V变成约4V。当第二阶段(第二阶段/切割阶段, (t_1-t_2))开始时,测量到约4V。当材料开始熔融并且电极失去与熔融金属的接触时,DC脉冲发生器中的电流源然后(自动)尝试维持电流。在试图维持电流时,电流源显示出增加电压的趋势。为了避免过高并因此对患者来说是危险的电压,在第二阶段期间,电极1处的电压被限制为约4V。

[0095] DC脉冲发生器设计成通过双极外科器械发送电直流。这个DC脉冲流过夹节段/支架/植入物,其中在器械远端处的两个相对的电极1与植入物1建立物理接触(也参见图6和7),从而导致植入物材料的局部加热和熔融。DC脉冲发生器递送优选地任选在100A-150A之间的直流脉冲。

[0096] 器械分支实质上是间隔的或可间隔的,以使得其间的切割间隙具有以下间隙宽度:当与两个相互相对的纵向分支/电极进行物理接触时,所述间隙宽度允许/确保将植入物或植入物区段2(OTSC(夹)或支架导线)引入间隙中。

[0097] 现在,如果金属植入物或植入物区段2被引入间隙中,通常已经在器械分支的远端部分处的植入物材料与相应电极1进行接触并使它们短路,由此,由于所施加的电流,所以电极1之间的植入物材料被加热和熔融。

[0098] 电极1与植入物2之间的接触电阻应当尽可能高,以便使植入物材料(仅)在接触区中安全熔融(即,从外侧到内侧),而且另外地使植入区尽可能远地远离以便不被加热。

[0099] 应当发生通到植入物材料中的能量输入,使得即使在没有附加保护措施的情况下,到周围患者组织中的散热也保持尽可能小的。

[0100] 通过DC电流来熔融一个体积元素的植入物材料可以计算如下:

[0101] 熔融一个体积元素的材料所需的热能 E_{th} 取决于:起始温度 T_0 、比熔融温度 T_s 、比热容 c 和比重 ρ :

[0102] $E_{th} = c \cdot \rho \cdot V \cdot (T_s - T_0)$

[0103] 在 $T_0 = 38^\circ\text{C}$ 的情况下,一个体积元素 V 为 1mm^3 ,每 mm^3 所需的熔融能值计算如图3所示。

[0104] 将电能转换成热能的材料处置与材料的欧姆电阻成比例。为了在本发明的情况下考虑这一点,当相同电流 I_s 行进通过不同材料时,比熔融能量通过欧姆电阻(通过与比欧姆电阻的倒数相乘)来调整。这计算出允许对不同材料关于它们在给定电流下的各自熔融意愿进行比较并且因此对关于它们在本发明的电流路径中使用的适用性进行比较的值。

[0105] 材料选择的相关值(仅考虑电性能)是电阻调整的比熔融能量 e 。这种选择的目的是使待熔融的材料(植入物材料)与DC切割器械中使用的材料之间的差异最大化,以便实现植入物材料的非常选择性的熔融,同时DC切割器械中使用的材料甚至不会接近其熔融温度。电阻调整的比熔融能量对于材料是恒定并且计算如下:

$$[0106] \quad e = c \cdot \rho \cdot V \cdot (T_s - T_0) \cdot \frac{1}{r}$$

[0107] 具有以下变量:

[0108] e 电阻调整的比熔融温度

[0109] c 比热容

[0110] ρ 比重

[0111] V 体积元素(这里: $V=1\text{mm}^3$)

[0112] T_s 熔融温度

[0113] T_0 能量摄入前的温度(这里: $T_0=38^\circ\text{C}$)

[0114] r 比欧姆电阻

[0115] 图3给出了相关材料规格的概述。

[0116] 虽然铜具有最高的电阻调整比熔融能量 e ,但是银由于其生物相容性而被选择为电极材料。因此,器械轴内的导线由铜制成,因为它们不与患者的组织接触。

[0117] 图4给出了沿DC切割机的电流路径的材料规格。上方的示意性结构图示出了DC切割机的相关节段。以下描述电等效电路。第三个图示出了沿着电流路径的“电阻调整的比熔融能量”。第四个示意图示出了沿着电流路径的电流密度。

[0118] 通过图4中的材料选择,植入物材料(镍-钛)和相邻电极材料(银)的电阻调整比熔融能量 e 的关系为4.86对比143。这意味着植入物材料在给定电流下熔融的趋势比电极材料熔融的趋势高29.4倍。这提供了大的安全裕度,并且确保电极材料不会被加热到接近熔融温度,同时植入物材料更快地达到熔融温度。另外,导线具有甚至更高的为210的电阻调整比熔融能量 e ,因此导线熔融的趋势甚至比电极中的一个更低。

[0119] 图5示出了在不成功加热到熔融温度之后植入物节段已经重新凝固的示例。在加热阶段(如图1所示的第一阶段)期间,加热区中的医疗植入物2的材料达到熔融温度;必须在时间内保持整个温度,以便允许植入物节段在熔融区域(大约电极于植入物之间的接触区域)再次凝固之前分离。然而,在第一阶段期间,如图5所示,无法安全实现植入物的节段的阶段分离。为了避免熔融材料的重新凝固(在电极1和植入物2之间失去物理接触之后,特别是由于已熔融的植入物材料的移动)并且确保植入物节段的有效分离,根据本发明的切割过程包括在加热/熔融(第一)阶段之后的上述第二阶段/切割阶段:支持通过电弧来切割的切割阶段对熔融材料具有磨蚀作用。由于医疗植入物通常具有弹性(预张力),因此这些特性通常在熔融时支持材料的分割。在电流脉冲(在物理接触期间)不足(直到物理

接触中断)的情况下,植入物材料在熔融后冷却,并且植入物2的支撑弹性 特性损失或至少减小。在植入物材料中没有预张力/留有低预张力,并且难以再 次将此重新凝固的植入物2分割。如果使用根据EP 2967712A1的医疗切割器械,那么可能发生这种情况。然而,在本发明的第二(切割)阶段中产生的额外磨蚀电 弧克服这一缺陷。

[0120] 在图6中,示出了植入物材料与电极1之间的点状物理接触。此外,可以 看出,如果 双极医疗植入物分割装置的DC切割器械的极点/电极1与相邻组织 直接接触,那么发生漏电流 I_L 。

[0121] DC脉冲电流 I_s (指定为最大155A)通过植入物馈送,并且在电极1之间生成 电压降 U_{Gr} 。这个电压降导致通过组织馈送的泄漏电流 I_L (如果电极1与组织物 理接触),并且是用于在第二阶段/切割阶段中限制电压的原因。泄漏电流 I_L 在邻 近组织上扩散,而电流密度 J 随着到电极对的距离增加而减小。电流密度 J 取决 于电极间距和到电极对的距离以及总泄 漏电流 I_L 。在用于切割的DC脉冲电流的 考虑中,不考虑 I_L ,因为 I_L 比 I_s 低若干数量级。

[0122] 在图7中,左图示出了如何建立植入物与DC切割器械之间的物理接触。右 图示出 待切割的植入物节段2的横截面以及电极1之间的电流路径 I_s 的标记。

[0123] 在图8中,DC脉冲发生器的控制机构或工作机构以框图示出,并且在下面 详细描述。

[0124] 植入物2位于电极1之间。电极1与植入物2电接触(物理接触)。电极1还 通过两个 高电流导线11连接到电流源4。来自电流源4的电流流过电线11到电 极1,并且因此也通过 (金属)植入物2以便对其进行加热并且熔融植入物材料。分流器3与导线11中的一个串联 连接,这意味着流过植入物2以熔融它的电流 也流过分流器3。

[0125] 两个感测导线12的第一端连接到分流器3的第一端和第二端,感测导线12 的第二 端通向用于电流控制的单元9。这个电流控制器9还测量当电流流过电线 11时在分流器3上的电压降。这个电压与流过导线11和植入物2的电流成比例。感测导线10的第一端分别联 接到导线11的远端,优选地联接到电极1。感测导 线10的第二端分别连接到电压控制单元 8。

[0126] 如果激活开关5(例如,脚踏开关)被激活,那么DC脉冲发生器中的电流源 被激活。同时激活安全装置6。安全装置6定义了电流源4被激活的最大时间。电流源4保持激活达到的 最大时间被定义为120ms,但优选地,电流源4以及因 此DC脉冲在80ms之后被去激活。这 原因是长导线11导致导线11上的大电压 降。结合流过导线11的电流,导线必须承受超过 4kW的功率负载。显然,这 将加热电线11,并且还会加热整个器械。

[0127] 当电流流过导线11时,电流控制单元9和电压控制单元8检测电压曲线和 电流曲 线。平行于电极1测量电压曲线,通过分流器3上的电压降测量电流曲 线。

[0128] 当通过激活开关5来激活电流源4时,植入物2的金属材料与电极1物理 接触。植入 物材料(金属)被加热并且开始熔融。如果材料熔融,那么它失去与电 极1的接触,因为在电 极1与植入物2的熔融材料(金属)之间形成材料“夹紧”和 电弧。换句话说,熔融材料失去其 形状,并且不再物理接触电极。

[0129] 此时,当电极1失去与植入物2的材料/金属的接触时,发生电流和电压的 突然改 变。由于这个过程在几分之一秒内发生,因此优选地通过两个示例来测 量这个过程:电流 进程和电压进程。在电流/电压测量之后,电流控制单元9以 及电压控制单元8都可以由于

“肯定标准”而发出信号。这意味着电流控制单元9 根据 dI/dt 测量来发出信号。如果电极1失去与植入物2的材料/金属的物理接触,则电线11中的电流强度下降。

[0130] 同时或多或少地,优选地在电极1(电线11的远端)处测量的电压从第一值上升到第二值。第一阶段/熔融阶段期间的电极1之间的电压(电极与植入物材料/金属之间的物理接触)在约1.5V至2.5V的范围内,这取决于电极1与植入物2之间的电流和电阻。用于检测电压改变的“肯定标准”取决于 dU/dt (上升沿)。一旦电弧在第二阶段开始(熔融材料失去与电极1的物理接触)时开始,电极1之间的电压上升,并且优选地通过DC电流发生器的控制装置(或更具体地,电压控制单元8)限制在3.5V至4.5V的范围内。优选地,电压(自动)被限制为约4V的最大值(生物相容性值),特别是在第二阶段中。由于理想的电流源尝试通过根据需要使其输出电压上升来维持其与负载无关的直流,因此这在电流源4(DC电流发生器)中完成并且是必要的。这对人类来说很可能将是危险的。

[0131] 一旦电压控制单元8检测到电压的上升,就像电流控制单元9在检测到导线11处的电流降时一样,它发出控制信号。这启动第二阶段/切割阶段。

[0132] 电压控制单元8和电流控制单元9的控制信号被馈送到滞后元件7。这个滞后元件7连接到电流源4。

[0133] 当滞后元件7被激活时,滞后元件7维持在两个连续阶段的描述中先前已提到的所谓“切割阶段”(t₁-t₂)。滞后元件7可用不同“时间常数”编程。时间常数定义滞后元件7允许电流源4维持第二阶段/切割阶段的时间。滞后元件7中的最大时间常数约为600μs,不会超过这个时间。优选地,滞后元件7维持第二阶段/切割阶段持续50μs至500μs。

[0134] 对定时的选择是由“法拉第电效应”与切割效率之间的折中所致。一般来说,滞后时间越高,切割效率越高,但由于法拉第效应引起的风险也越高。滞后时间越低,法拉第效应的风险越低,但同时切割效率也降低。

[0135] 时间常数的持续时间是法拉第效应与电解效应之间的良好折中。

[0136] 如果由于任何原因,滞后元件7是有缺陷的并且将维持切割阶段持续过长时间,那么安全装置6确保整个处理时间(熔融阶段1+切割阶段2)不超过120ms。优选地,电流源4或DC脉冲的最大长度(开始到停止)不大于80ms。

[0137] 总结上述说明,本发明大体涉及双极型医疗内窥镜植入物切割和/或分割装置,所述装置在直流上操作,包括:内窥镜器械,适于插入内窥镜工作通道中并且在其远端器械头部处具有至少两个相对电极,从而在所述电极间形成切割间隙,用于接收导电植入物或植入物区段,以便生成与植入物的点状物理接触;以及DC脉冲发生器,具有或连接到控制装置,所述控制装置适于以脉冲的方式生成由所述控制装置控制的直流,使得在第一物理接触阶段中,优选地通过控制电极处的电流值来调整电流脉冲,以便将电能引入植入物材料中,所述电能足以熔融仅在接触部分的区域的植入物材料,并且在第二物理非接触的阶段中,继续电流脉冲,其中在已检测到电极失去与植入物材料之间的物理接触的之后,将继续电流脉冲的持续时间调整为不超过最大约600μs的极限值。

[0138] 元件符号列表

[0139] 1 电极

[0140] 2 植入物(金属的)

[0141] 3 分流器

-
- | | | |
|--------|----|----------------|
| [0142] | 4 | 电流源 |
| [0143] | 5 | 激活开关 (例如,脚踏开关) |
| [0144] | 6 | 安全装置 |
| [0145] | 7 | 滞后元件 |
| [0146] | 8 | 电压控制单元 |
| [0147] | 9 | 电流控制单元 |
| [0148] | 10 | 传感器导线 (电压控制) |
| [0149] | 11 | 电流导线 (到电极的高电流) |
| [0150] | 12 | 传感器导线 (电流控制)。 |

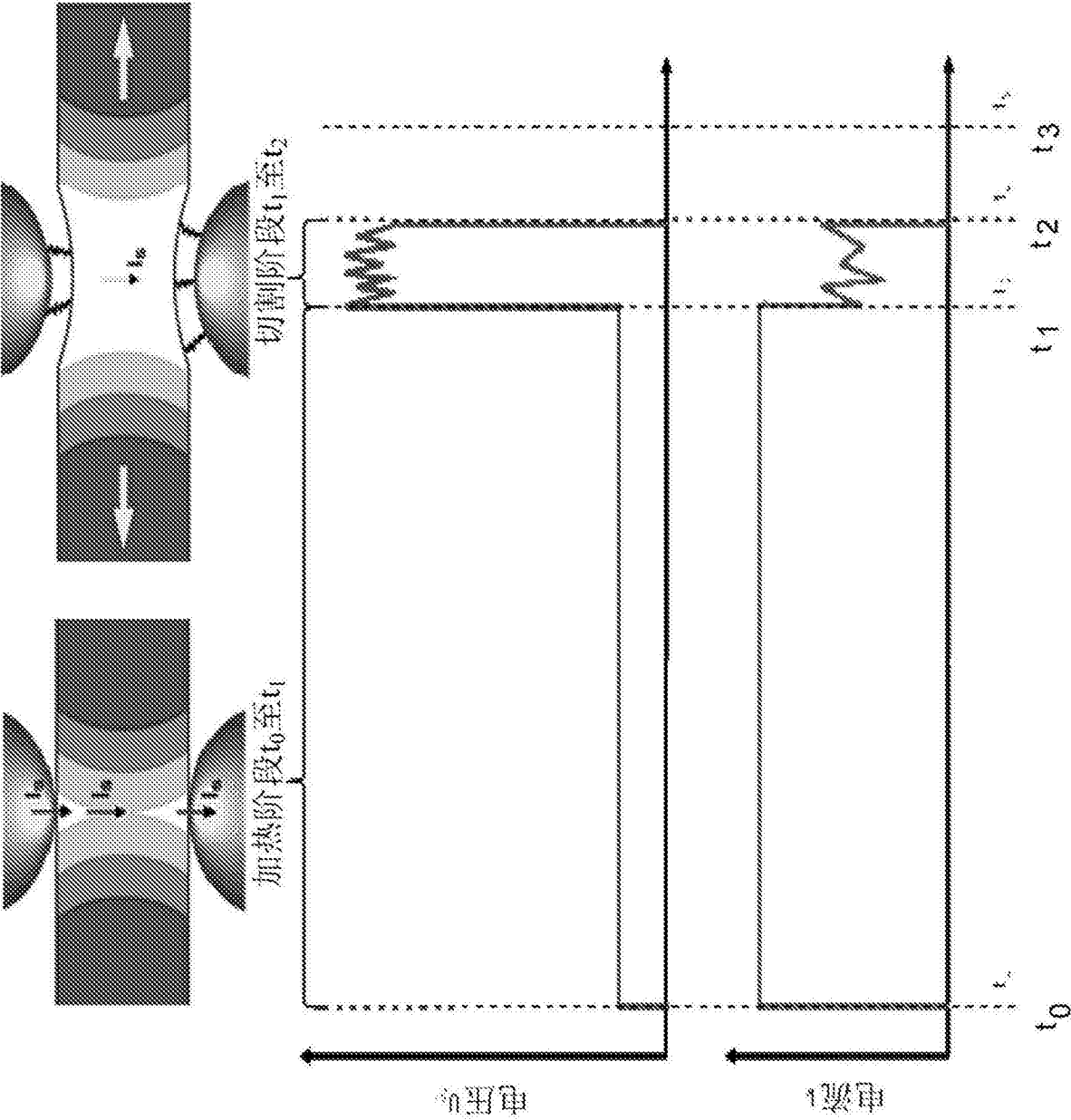


图1

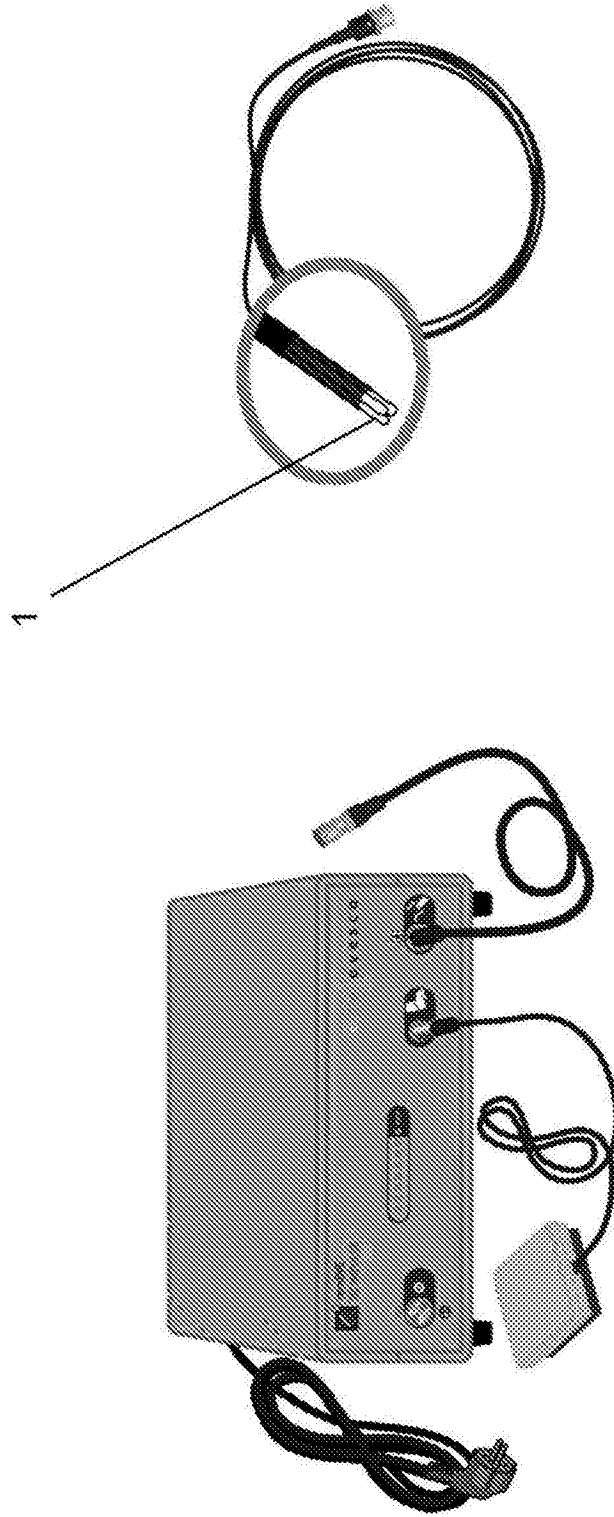


图2

材料	以 Ωm 为单位的 的比欧姆电阻线性温度系数	熔点	以 $\text{W kg}^{-1}\text{K}^{-1}$ 为单位的比热容	以 kg m^{-3} 为单位的比重	以 $\text{J mm}^{-3}\text{bei } 35^\circ\text{C}$ 为单位的比熔 化能量	以 $10^{15}\text{J m}^{-3}\Omega^{-1}$ 为单位的调整 的比欧姆电阻
银	$1.59 \cdot 10^{-6}$	961	0.235	10497	2,28	143
铜	$1.68 \cdot 10^{-8}$	1064	0.382	8960	3,51	210
金	$2.44 \cdot 10^{-6}$	1084	0.130	19790	2,62	107
钨	$5.6 \cdot 10^{-8}$	3422	0.134	19000	8,62	154
铁	$1.0 \cdot 10^{-7}$	1536	0.452	7500	5,08	50,8
纯钢	$1.43 \cdot 10^{-7}$	1493	0.490	7800	5,56	39,0
钛	$4.2 \cdot 10^{-7}$	1668	0.522	4505	3,83	9,12
不锈钢	$6.9 \cdot 10^{-7}$	1147	0.477	7800	4,13	5,99
镍钛合金 (马氏体)	$7.6 \cdot 10^{-7}$	1310	0.45	6450	3,69	4,86
肌肉组织	2					
饮用水	20 bis 2000		4,182			
蒸馏水	180000					

图3

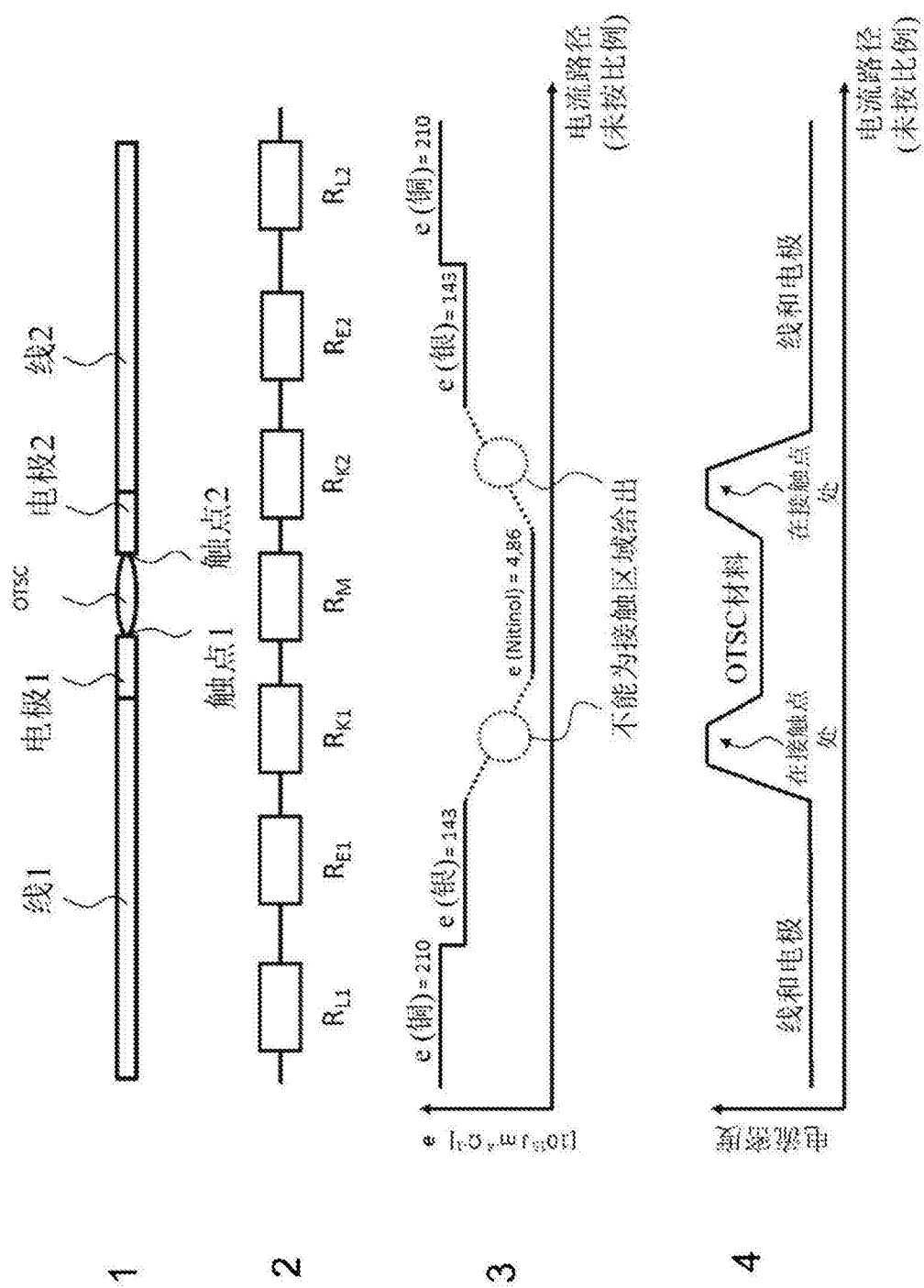


图4

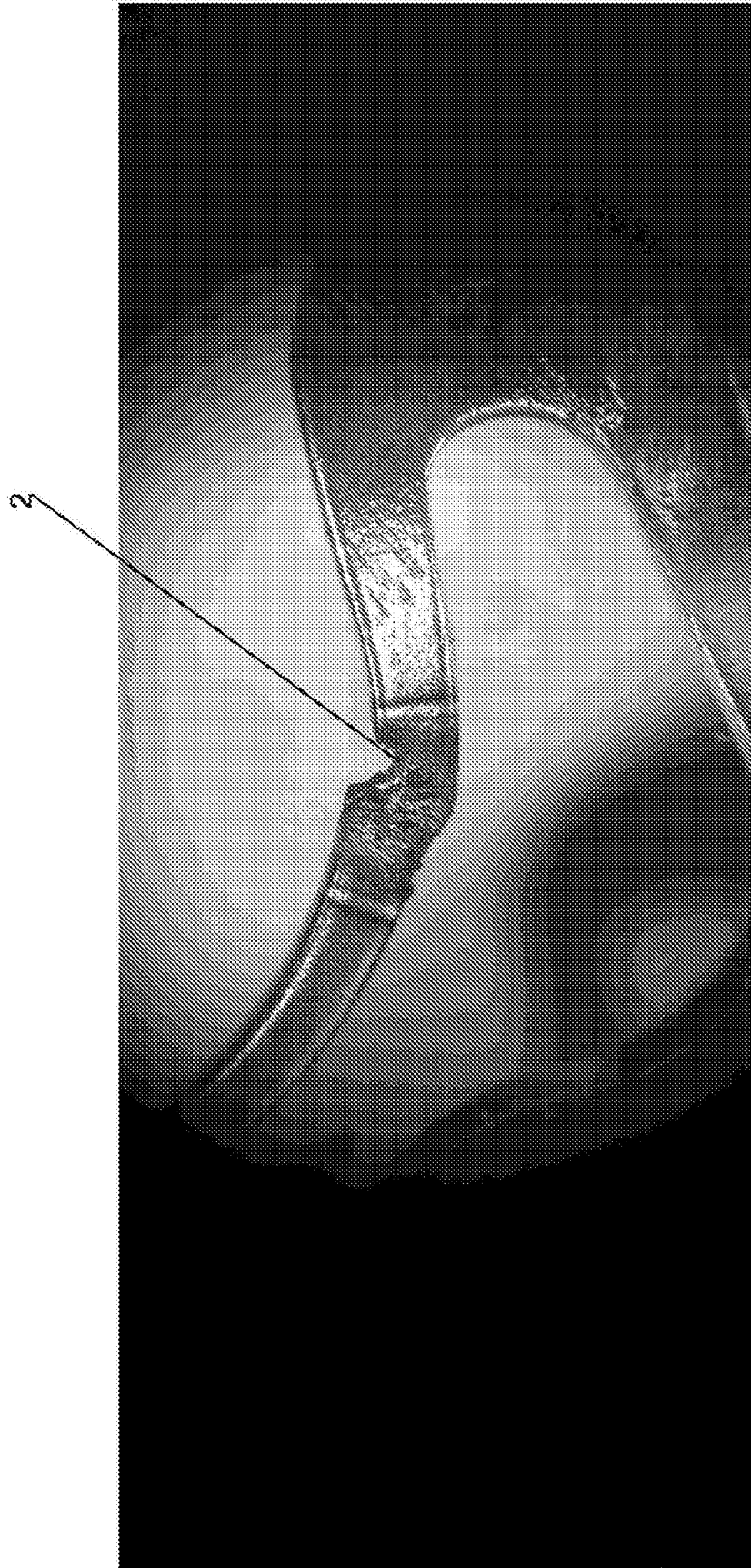


图5

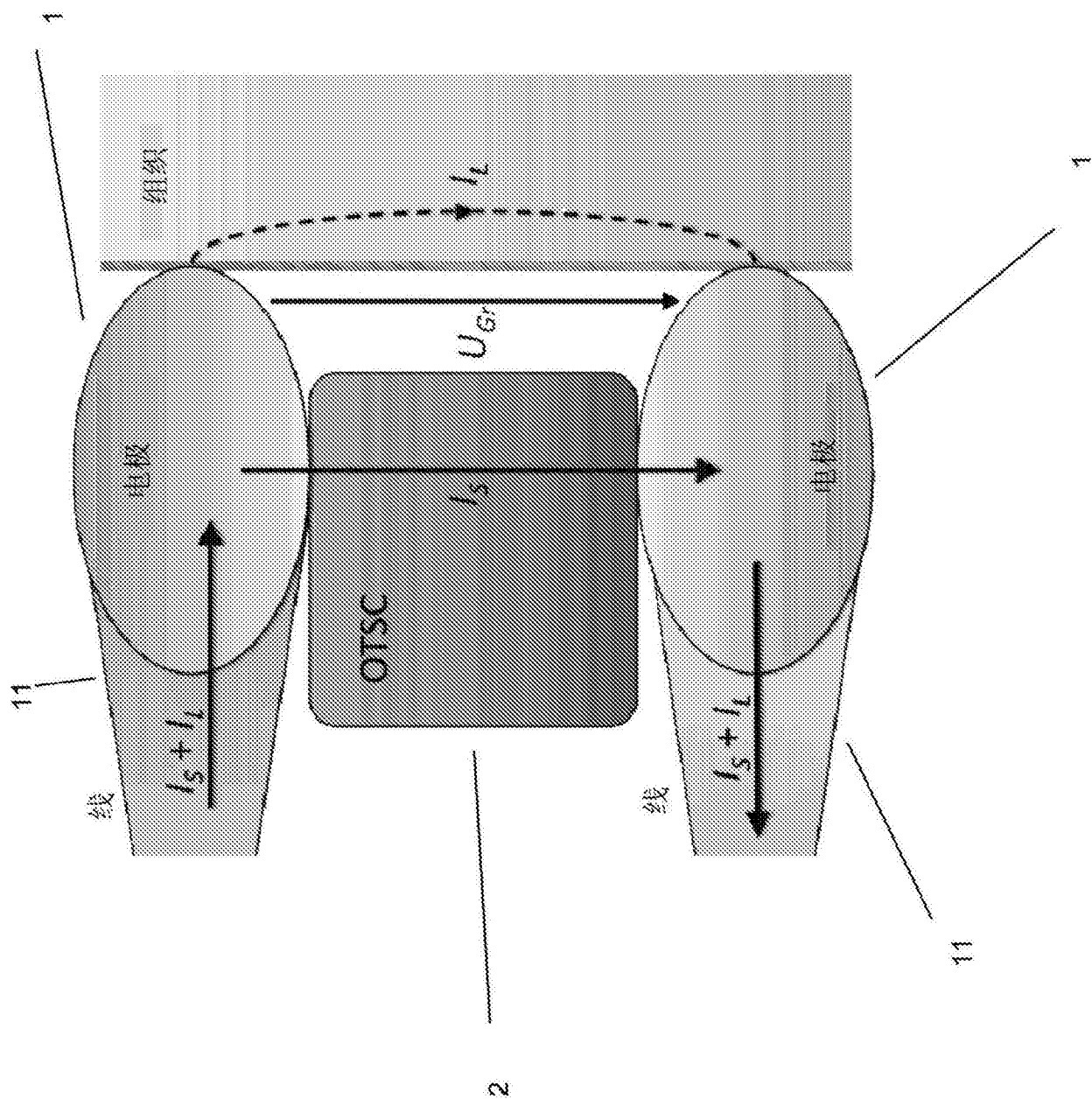


图6

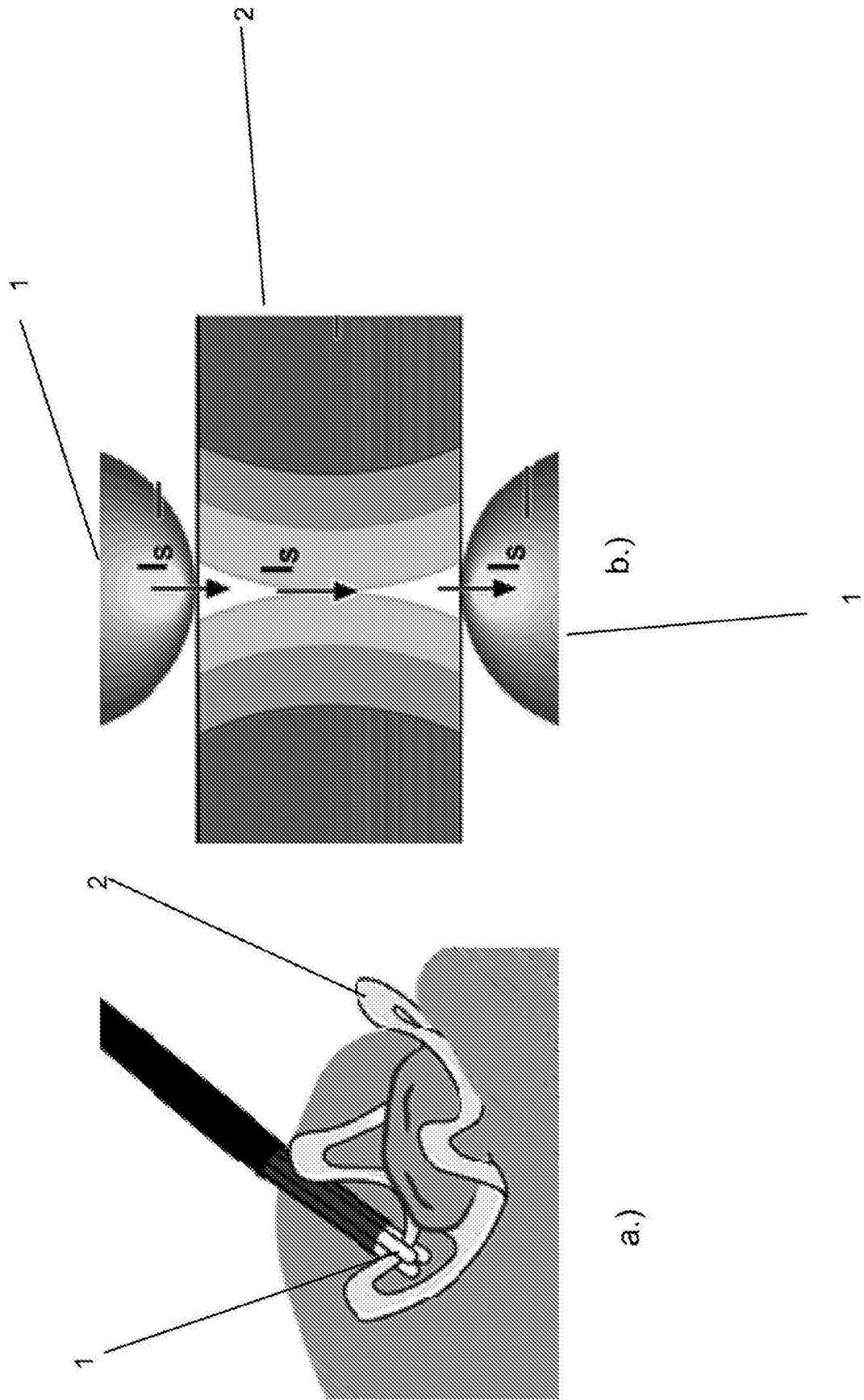


图7

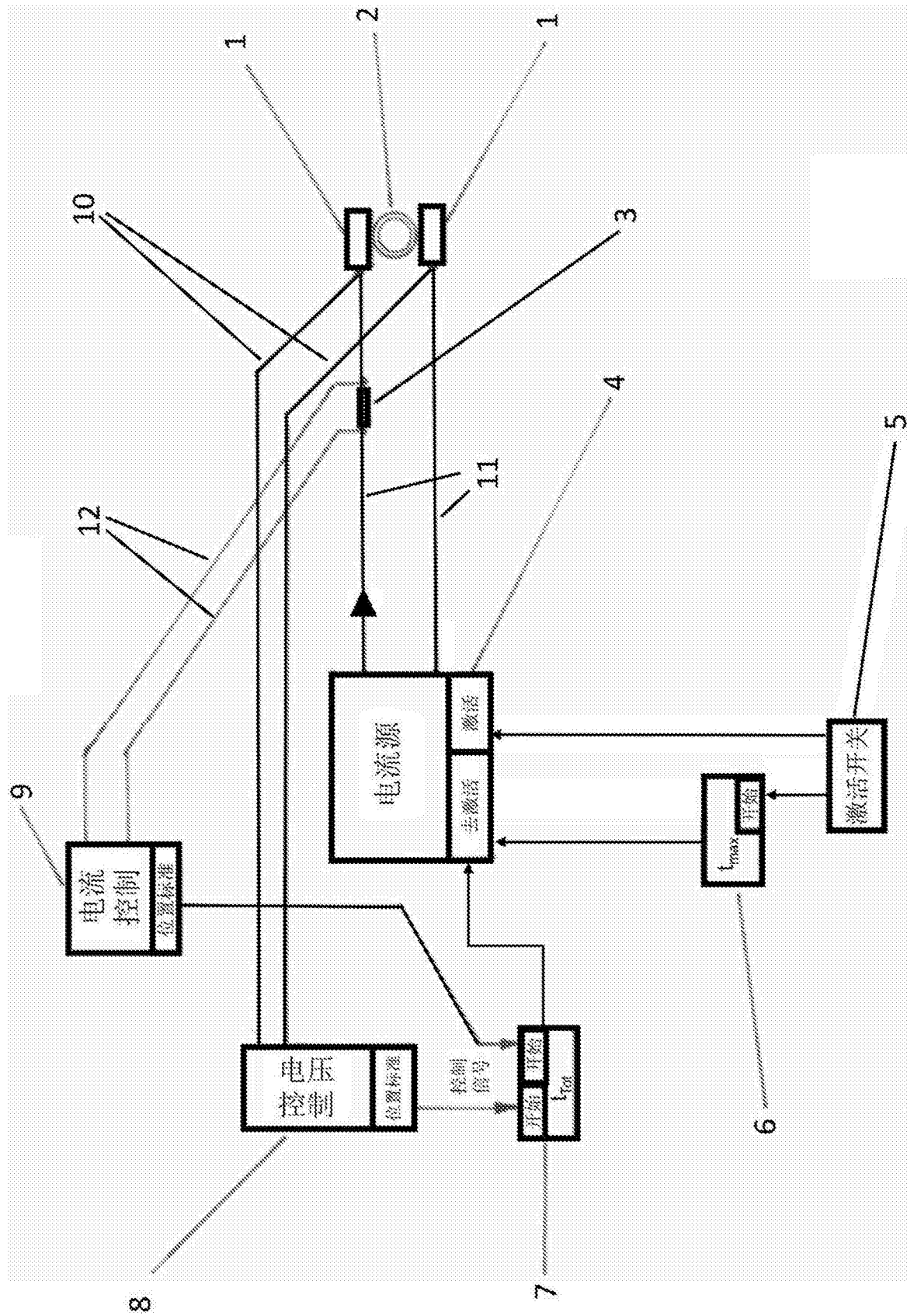


图8

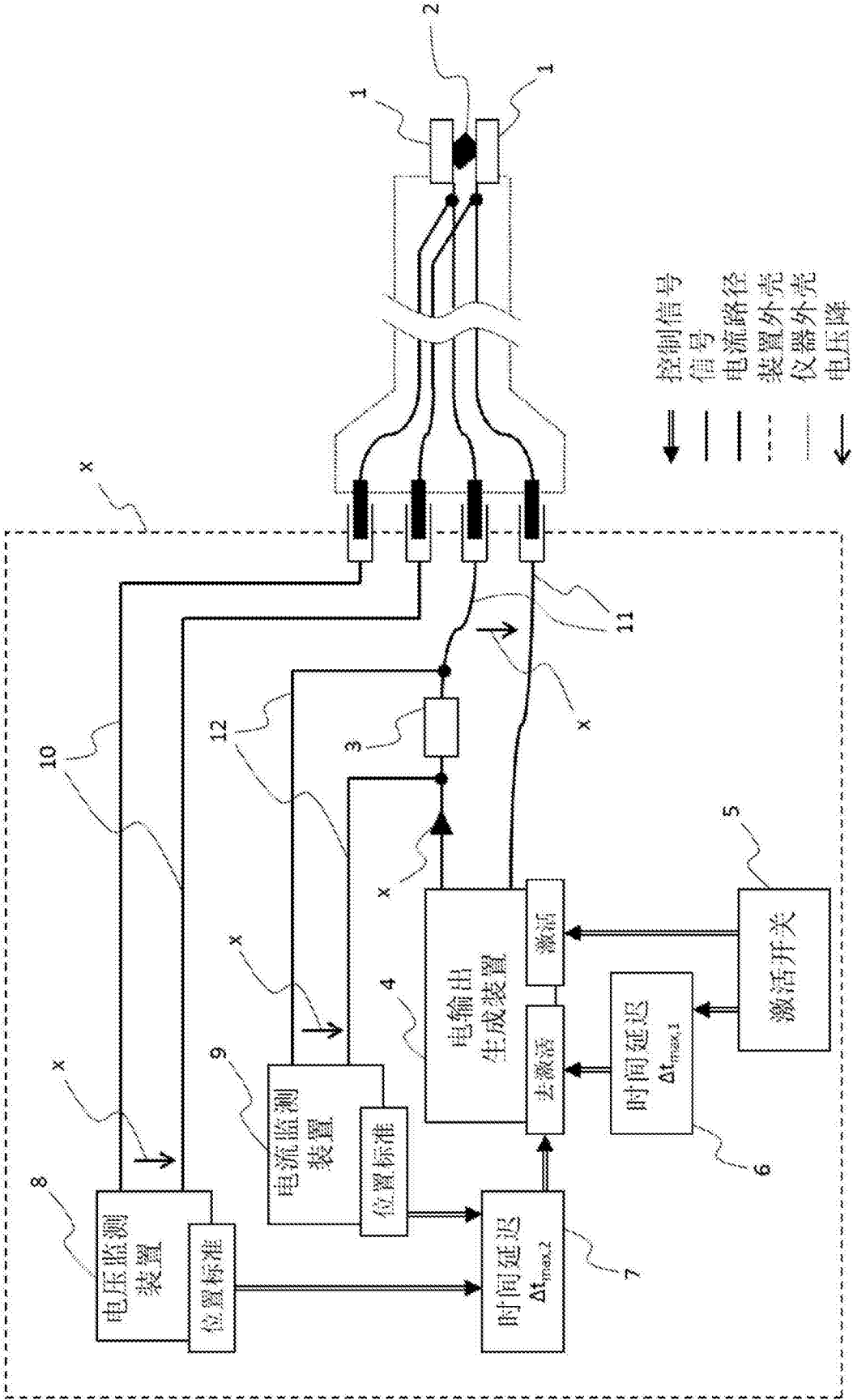


图9

专利名称(译)	医疗DC电流发生器和配备医疗DC电流发生器的双极医疗植入物分割装置		
公开(公告)号	CN107361841A	公开(公告)日	2017-11-21
申请号	CN201710329911.2	申请日	2017-05-11
[标]发明人	塞巴斯蒂安·斯克斯特克 志义何 托马斯·哥特瓦尔德 马克·舒尔		
发明人	塞巴斯蒂安·斯克斯特克 志义·何 托马斯·哥特瓦尔德 马克·舒尔		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1447 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2018/00601 A61B2018/00702 A61B2018/00714 A61B2018/0072 A61B2018/00761 A61B2018/00767 A61B2018/00875 A61B2018/1213 A61B2018/126 A61B2018/1266 A61B2018/142 A61B2018/1452 A61F2/82 A61F2240/001 A61B2018/00642 A61B2018/ /00672 A61B2018/00678 A61B2090/065		
代理人(译)	徐金国 吴启超		
优先权	2016169234 2016-05-11 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及在直流上操作的双极型内窥镜植入物切割和/或分割设备，包括：内窥镜器械，在其远端器械头部具有至少两个相对电极，从而在这两者间形成切割间隙，用于接收导电植入物或植入物区段以生成与所述植入物的点状物理接触；以及DC脉冲发生器，具有或连接到控制装置，控制装置适于以脉冲的方式生成由控制装置控制的直流，使得在第一物理接触阶段中，电流脉冲优选地通过控制电极处的电流值进行调整，以将电能引入植入物材料中，电能足以熔融仅接触部分区域中的植入物材料，并且在第二物理不接触的阶段中，电流脉冲优选地通过控制在电极处的电压值进行调整，以便在至少一个电极与熔融植入物材料之间生成电弧，电弧足以切割熔融植入物材料。

