



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105310680 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 10

(21) 申请号 201510245544. 9

(22) 申请日 2015. 05. 14

(71) 申请人 南京神桥医疗器械有限公司

地址 210042 江苏省南京市玄武区玄武大道
699-2 号 02 地块 6 号楼

(72) 发明人 王志功 吕晓迎 赵鑫泰

(74) 专利代理机构 南京瑞弘专利商标事务所

(普通合伙) 32249

代理人 吴旭

(51) Int. Cl.

A61B 5/04(2006. 01)

A61N 1/36(2006. 01)

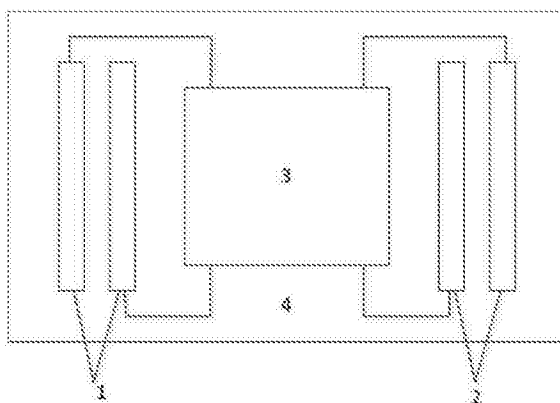
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

一种植入式神经信号阻断装置

(57) 摘要

本发明提出的一种植入式神经信号阻断装置,包括柔性卷曲衬底,以及设置在柔性卷曲衬底表面的第一卡夫电极、第二卡夫电极、信号处理模块。第一卡夫电极置于发出信号的神经束源端或称近端,第二卡夫电极置于神经束的远端。采用第一卡夫电极探测到引起肌肉痉挛的运动神经冲动信号或引起疼痛的感觉神经动作电位信号,将其进行放大,并根据动作电位在神经元中的传播速度对放大后的信号进行必要的延迟、反转,使之能够在动作电位到达“拦截”地点之前,出现在第二卡夫电极上,从而在施加阻断的神经段内实现对动作电位信号的抵消,达到消除肌肉痉挛或疼痛感觉的目的。



1. 一种植入式神经信号阻断装置,其特征在于:包括柔性卷曲衬底(4),以及设置在所述柔性卷曲衬底(4)表面的第一卡夫电极(1)、第二卡夫电极(2)、信号处理模块(3);所述第一卡夫电极(1)设置在柔性卷曲衬底(4)长度方向一端,并连接所述信号处理模块(3)的输入端,所述第二卡夫电极(2)设置在柔性卷曲衬底(4)长度方向的另一端,并连接所述信号处理模块(3)的输出端;所述第一卡夫电极(1)用于检测神经束近端的动作电位信号,所述信号处理模块(3)用于对第一卡夫电极(1)检测得到的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并通过第二卡夫电极(2)作用于神经束远端;

所述信号处理模块(3)包括依次顺序连接的信号放大电路(31)、信号延迟电路(32)、信号极性反转电路(33)、阻断信号生成电路(34);所述信号放大电路(31)用于对所述第一卡夫电极(1)检测得到的动作电位信号进行放大处理后,发送至所述信号延迟电路(32);所述信号延迟电路(32)用于对放大后的动作电位信号进行延迟处理后,发送至信号极性反转电路(33);所述信号极性反转电路(33)用于对延迟后的动作电位信号进行电位反转处理后,发送至阻断信号生成电路(34);所述阻断信号生成电路(34)用于对反转后的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并发送至第二卡夫电极(2)。

2. 根据权利要求1所述的一种植入式神经信号阻断装置,其特征在于:所述第一卡夫电极(1)和第二卡夫电极(2)沿所述柔性卷曲衬底(4)卷曲方向平行设置,第一卡夫电极(1)和第二卡夫电极(2)之间距离为40~80mm。

3. 根据权利要求1或2所述的一种植入式神经信号阻断装置,其特征在于:还包括用于给植入式神经信号阻断装置供电的跨皮电能传输模块。

一种植入式神经信号阻断装置

技术领域

[0001] 本发明属于康复医学和电子科学的交叉领域,涉及一种植入式神经信号阻断装置。

背景技术

[0002] 神经信号阻断对多种疾病的临床研究和治疗具有重要意义,是目前医学领域的研究热点。该技术用途广泛,例如,抑制偏瘫患者患侧的肌肉痉挛;消除疼痛;选择性激励膀胱括约肌和逼尿肌,重建并改善脊髓损伤患者的排尿功能;选择性兴奋迷走神经,实现对心率的调节等等。目前对于肌肉痉挛、疼痛多采用压力、局部低温、药物等手段进行抑制,但启动和停止阻断过程缓慢。

发明内容

[0003] 发明目的:针对上述现有技术,提出一种植入式神经信号阻断装置,可快速有效抑制肌肉痉挛和疼痛。

[0004] 技术方案:一种植入式神经信号阻断装置,包括柔性卷曲衬底,以及设置在所述柔性卷曲衬底表面的第一卡夫电极、第二卡夫电极、信号处理模块;所述第一卡夫电极设置在柔性卷曲衬底长度方向一端,并连接所述信号处理模块的输入端,所述第二卡夫电极设置在柔性卷曲衬底长度方向的另一端,并连接所述信号处理模块的输出端;所述第一卡夫电极用于检测神经束近端的动作电位信号,所述信号处理模块用于对第一卡夫电极检测得到的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并通过第二卡夫电极作用于神经束远端;

[0005] 所述信号处理模块包括依次顺序连接的信号放大电路、信号延迟电路、信号极性反转电路、阻断信号生成电路;所述信号放大电路用于对所述第一卡夫电极检测得到的动作电位信号进行放大处理后,发送至所述信号延迟电路;所述信号延迟电路用于对放大后的动作电位信号进行延迟处理后,发送至信号极性反转电路;所述信号极性反转电路用于对延迟后的动作电位信号进行电位反转处理后,发送至阻断信号生成电路;所述阻断信号生成电路用于对反转后的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并发送至第二卡夫电极。

[0006] 进一步的,所述第一卡夫电极和第二卡夫电极沿所述柔性卷曲衬底卷曲方向平行设置,第一卡夫电极和第二卡夫电极之间距离为 40 ~ 80mm。

[0007] 进一步的,还包括用于给植入式神经信号阻断装置供电的跨皮电能传输模块。

[0008] 有益效果:本发明提出的一种植入式神经信号阻断装置,第一卡夫电极置于发出信号的神经束源端或称近端,第二卡夫电极置于神经束的远端。其工作原理是,采用神经信号探测电极探测到引起肌肉痉挛的运动神经冲动信号或引起疼痛的感觉神经动作电位信号,将其进行放大,并根据动作电位在神经元中的传播速度对放大后的信号进行必要的延迟,使之能够在动作电位到达“拦截”地点之前,出现在阻断电极上,再将延迟的信号进行反相,产生极性与探测得到的源信号相反、脉宽覆盖传来的源信号的单个阻断电压脉冲,从而

在施加阻断的神经段内实现对源信号电压的抵消,达到消除肌肉痉挛或疼痛感觉的目的。采用阳极阻断能够在 1/10 秒内启动或停止阻断,其反应快速,阻断效果明显,是临床研究和治疗肌肉疼痛、痉挛等疾病的有效方法。

[0009] 本发明的植入式神经信号阻断装置体积微小、功耗低、工作安全、性能可靠、造价低廉,便于长期植入人体使用,能够充分实现阳极阻断的功能,具有可观的经济效益和社会效益。本发明对于诸如中风引起的肌肉痉挛、各种疼痛、泌尿系统功能障碍、心率失常等疾病具有明显的治疗效果。

附图说明

[0010] 图 1 是本发明中采用的神经信号阻断系统示意图;

[0011] 图 2 是本发明中采用的神经信号阻断系统原理图;

[0012] 图 3 阳极阻断原理仿真结果:利用正脉冲使激励出的动作电位被阻断。

具体实施方式

[0013] 下面结合附图对本发明做更进一步的解释。

[0014] 如图 1 所示,一种植入式神经信号阻断装置,包括柔性卷曲衬底 4,以及设置在柔性卷曲衬底 4 表面的第一卡夫电极 1、第二卡夫电极 2、信号处理模块 3。使用时柔性卷曲衬底 4 会自行卷曲,形成圆柱状,包裹神经束。第一卡夫电极 1 和第二卡夫电极 2 的形状均为两条平行的金属带,第一卡夫电极 1 和第二卡夫电极 2 沿柔性卷曲衬底 4 卷曲方向平行设置,第一卡夫电极 1 设置在柔性卷曲衬底 4 长度方向一端,并连接信号处理模块 3 的输入端,第二卡夫电极 2 设置在柔性卷曲衬底 4 长度方向的另一端,并连接信号处理模块 3 的输出端,一卡夫电极 1 和第二卡夫电极 2 之间相距 40 ~ 80mm。第一卡夫电极 1 用于检测神经束近端的动作电位信号,信号处理模块 3 用于对第一卡夫电极 1 检测得到的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并通过第二卡夫电极 2 作用于神经束远端,通过阻断电压脉冲阻断动作电位信号在神经束上的传播。其中:

[0015] 信号处理模块 3 包括依次顺序连接的信号放大电路 31、信号延迟电路 32、信号极性反转电路 33、阻断信号生成电路 34。信号放大电路 31 用于对第一卡夫电极 1 检测得到的动作电位信号进行放大处理后,发送至信号延迟电路 32。信号延迟电路 32 用于对放大后的动作电位信号进行延迟处理后,发送至信号极性反转电路 33。信号极性反转电路 33 用于对延迟后的动作电位信号进行电位反转处理后,发送至阻断信号生成电路 34。阻断信号生成电路 34 用于对反转后的动作电位信号进行处理后生成阻断电压脉冲,并发送至第二卡夫电极 2。

[0016] 如图 2 所示,其工作原理是:利用探测电极探测引起肌肉痉挛的运动神经动作电位或引起疼痛的感觉神经动作电位信号,根据检测到的神经工作电位信号生成与其极性相反的阻断电压脉冲,该阻断电压脉冲的脉宽应足以覆盖神经工作电位信号的脉宽,同时阻断电压脉冲的上升和下降沿应足够平缓,从而保证阻断电压脉冲本身不激发动作电位。将极性相反的阻断电压脉冲施加到神经远端,实现对神经动作电位的抵消来达到消除肌肉痉挛或疼痛感觉的目的。

[0017] 第一卡夫电极 1 作为探测电极,第二卡夫电极 2 作为阻断电极,两个电极之间距设

置为 40 ~ 80mm, 以保证动作电位信号在神经束内传输到第二卡夫电极接触的神经段之前, 信号处理模块 3 能够生成极性相反的阻断电压脉冲。由于采用阳极阻断, 即利用正电位对神经动作电位信号进行阻断, 而神经近端探测到的动作电位信号是负极性的, 因此需要进行反相才能起到阻断神经信号的作用。使用时, 通过柔性卷曲衬底 4 将第一卡夫电极 1 包裹在神经束的近端, 用来探测动作电位信号, 该动作电位信号可以是肌肉痉挛相关的运动神经信号或疼痛相关的感觉神经信号。探测得到的动作电位信号输入到信号处理模块 3 进行信号放大、信号延迟、信号反转等处理后, 生成阻断电压脉冲并通过第二卡夫电极 2 作用到神经束相应位置。其中, 将探测得到的动作电位信号输入放大电路进行放大, 便于后续电路的处理。由于动作电位信号从神经近端传输到神经远端需要一定的时间, 且传输时间远大于信号处理模块生成最终阻断信号的时间; 因此, 经过放大处理的信号再进行延时处理, 延时的目的是使阻断信号生成电路 34 生成的阻断信号能够比神经信号提前 10-100 毫秒到达阻断位置, 使神经信号到达时, 神经束已达到可将其阻断的程度, 并保持在该位置直至神经信号消失为止。阻断信号生成电路 34 对延时后的信号进行处理, 使其输出的阻断信号的脉宽应足以覆盖神经工作电位信号的脉宽, 同时使阻断电压脉冲的上升和下降沿足够平缓, 从而保证阻断电压脉冲本身不激发动作电位。

[0018] 由于整个植入式神经信号阻断装置需长期植入人体, 因此要求电路体积小, 且有安全、稳定的供电系统, 常规的电池无法实现这一目标。本装置还包括跨皮电能传输模块, 利用跨皮传输技术, 通过无线的方式自体外对体内的电路进行供电, 体内线圈可以集成在柔性卷曲衬底的外表面, 跨皮电能传输模块既可以保证足够的能量供应, 又可以保证系统植入的安全性和稳定性。

[0019] 如图 3 所示的阳极阻断原理仿真结果: 利用正脉冲使激励出的动作电位被阻断。图中上面的梯形波为阻断信号, 中间的负向方波为加在神经束近端的神经诱发信号, 下面的波形为神经束远端得到的输出信号。阻断信号上升和下降沿均有一个斜率, 以保证本身不诱发神经信号。阻断信号比神经信号提前约 80ms 出现, 且其平顶时间大于神经诱发信号脉冲宽度, 从而保证诱发的神经信号得到完全的抑制, 即在输出端除了局部电位发生缓慢变化外没有动作峰电位产生。

[0020] 以上所述仅是本发明的优选实施方式, 应当指出, 对于本技术领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明原理的前提下, 还可以做出若干改进和润饰, 这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

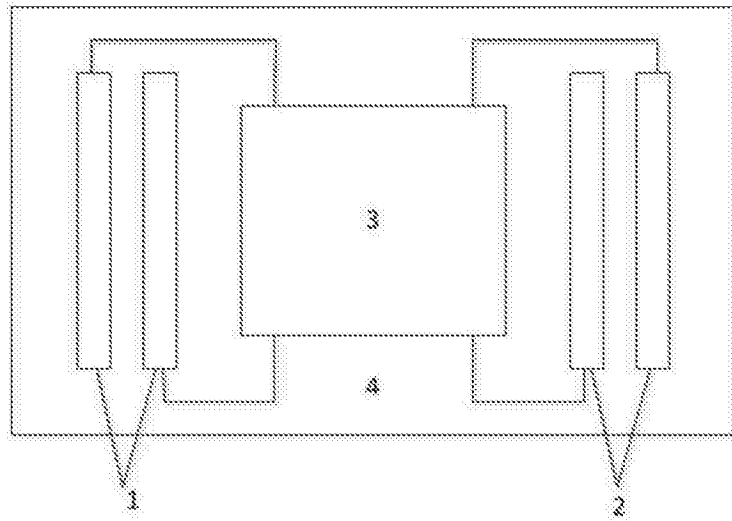


图 1

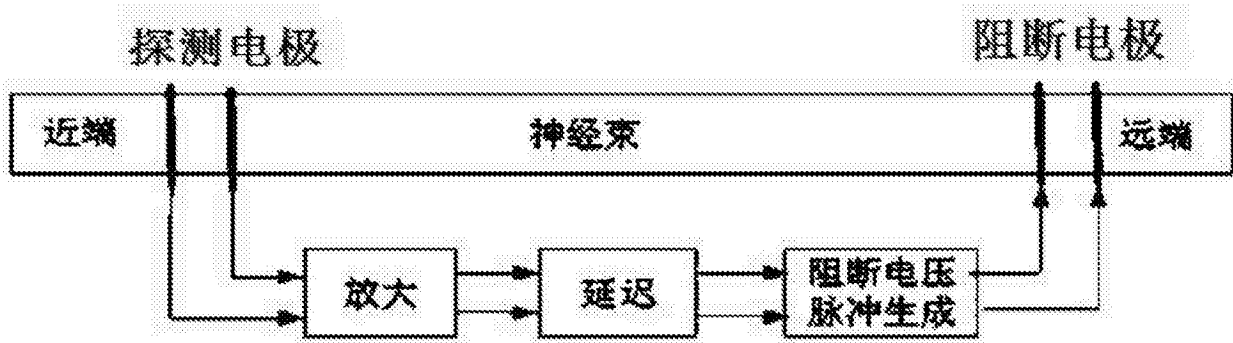


图 2

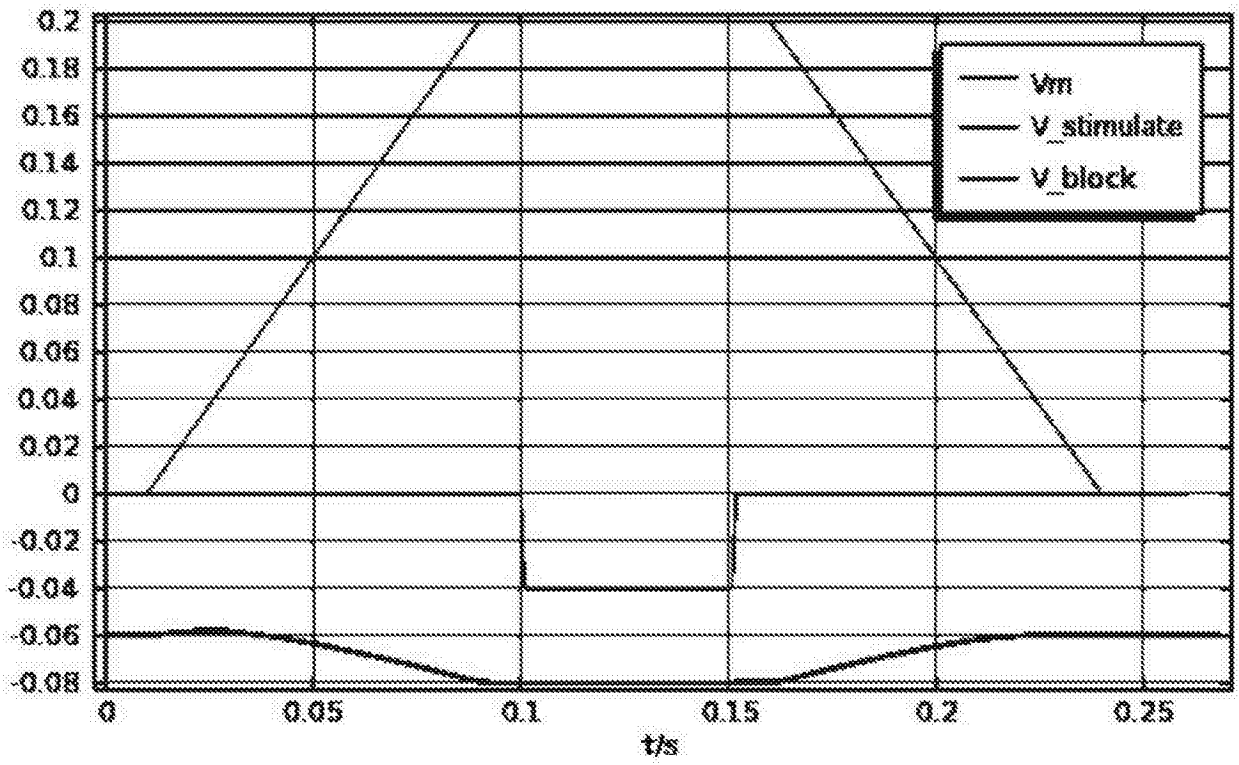


图 3