

1. 一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,包括:控制单元、分别与所述控制单元相连接的感知放大器、第一开关以及第二开关;

所述感知放大器包括:依次连接的极性选择模块、放大单元以及滤波单元;

所述第一开关设置于所述极性选择模块,所述第二开关设置于所述滤波单元;

所述控制单元用于根据起搏间期的起搏阶段和放电阶段逐级控制所述第一开关和第二开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对所述感知放大器的干扰。

2. 根据权利要求1所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述感知放大器还包括连接于所述滤波单元的比较器;

所述滤波单元包括:低通滤波器和高通滤波器;

所述低通滤波器的输入端连接于所述放大单元的输出端,所述低通滤波器的输出端连接于所述高通滤波器的输入端,所述高通滤波器的输出端连接于所述比较器的输入端;

所述第二开关设置于所述低通滤波器的输入端。

3. 根据权利要求2所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述比较器为全差分比较器。

4. 根据权利要求2所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述用于治疗心律失常的植入式医疗设备还包括:连接于所述控制单元的第三开关;

所述第三开关设置于所述高通滤波器的输入端;

所述控制单元用于根据所述起搏阶段和放电阶段逐级控制所述第一开关、第二开关以及第三开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对所述感知放大器的干扰。

5. 根据权利要求4所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述控制单元用于在所述起搏阶段之前控制所述第一开关、第二开关以及第三开关均断开,并在所述放电阶段结束之后控制所述第一开关、第二开关以及第三开关均导通。

6. 根据权利要求5所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述控制单元用于在所述起搏阶段之前控制所述第一开关、第二开关以及第三开关同时断开。

7. 根据权利要求5所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述控制单元用于在所述放电阶段结束之后控制所述第一开关、第二开关以及第三开关依次延后导通。

8. 根据权利要求5所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述控制单元用于按照起搏间期控制起搏,所述起搏间期包括:按照时间先后顺序依次发生的起搏阶段、放电阶段、空白期以及感知期;其中,所述空白期的前半段为数字感知屏蔽期;

所述控制单元用于控制所述第三开关在所述数字感知屏蔽期到来时导通。

9. 根据权利要求1所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述放大单元具有多档增益;

所述控制单元还用于在所述起搏间期的至少部分非感知期控制所述放大单元工作于最小增益,并在所述起搏间期的剩余阶段控制所述放大单元工作于预设增益。

10. 根据权利要求1所述的用于治疗心律失常的植入式医疗设备,其特征在于,所述放大单元包括电流镜以及放大晶体管,所述电流镜连接于所述放大晶体管;其中,所述电流镜的输入电流为纳安级,所述电流镜的输出电流为所述放大晶体管的工作电流;

所述放大单元还包括负反馈电路,所述负反馈电路的输入端连接于所述放大单元的输

入端,所述负反馈电路的输出端连接于所述放大单元的输出端。

用于治疗心律失常的植入式医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备。

背景技术

[0002] 对于永久患有心律失常的病患,植入心脏植入式电子器械是一种有效的治疗手段。对于植入式电子器械来说,能够正确检测出心脏内部心肌细胞的微弱电信号是非常重要的。要检测出这种微弱的电信号,首先需要把电极植入到心内膜的位置,电信号通过电极和电极导线传到起搏器内部的处理电路,先由模拟前端电路对电信号进行放大、滤波等处理,然后将处理过的信号传给MCU(Microcontroller Unit,微控制单元),由MCU来判断是否检测到了有效的心跳信号,以及是否需要发放起搏脉冲进行治疗。

[0003] 模拟前端电路用于在信号进行数字化处理之前,对信号进行放大,滤波等预处理。心脏起搏器中检测心跳的模拟前端电路模块称为感知放大器。它是起搏器中的关键核心技术。起搏器就是依靠感知放大器来检测微弱的心电信号,放大R波,衰减并抑制T波和远场R波,肌电干扰信号和其他干扰信号,并且判断信号幅度是否超过了阈值。感知放大器的设计难点在于低噪声,高线性度,并且对放大器端口的高压信号有很好的保护作用。起搏器通过发放起搏脉冲来刺激心肌跳动,起搏脉冲信号会影响感知放大器,而感知放大器对起搏脉冲的影响的抑制能力叫做起搏抑制。

[0004] 本发明的发明人在实现本发明的过程中发现:传统起搏器感知放大电路,在双极感知极性工作时的起搏抑制比较好,而在单极感知极性工作时的起搏抑制是比较差的,而如果感知放大器的起搏抑制能力不够好的话会降低最高感知灵敏度,对于心房的应用影响很大。同时,植入式心脏起搏器要能够安全可靠的在人体内工作10年左右,中途没有故障不能更换起搏器,不能更换电池,也不能充电。所以一块容量1000mAh左右的电池要使用10年。传统的模拟前端电路功耗都在mA(毫安)量级,是无法满足起搏器电路的应用要求的。

发明内容

[0005] 本发明实施方式的目的在于提供一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备,通过根据起搏脉冲的起搏阶段和放电阶段控制加入至感知放大器中的多级屏蔽开关的通断,从而屏蔽起搏脉冲对感知放大器的干扰、提高感知放大器对起搏脉冲的抑制能力。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的实施方式提供了一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备,包括:控制单元、分别与所述控制单元相连接的感知放大器、第一开关以及第二开关;所述感知放大器包括:依次连接的极性选择模块、放大单元以及滤波单元;所述第一开关设置于所述极性选择模块,所述第二开关设置于所述滤波单元;所述控制单元用于根据起搏间期的起搏阶段和放电阶段逐级控制所述第一开关和第二开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对所述感知放大器的干扰。

[0007] 本发明实施方式相对于现有技术而言,通过在感知放大器中加入多级屏蔽开关

(在极性选择模块加入第一开关,在滤波单元加入第二开关),并通过控制单元根据起搏间期中的起搏阶段和放电阶段逐级控制第一开关和第二开关的通断,从而屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。其中,第一开关用于控制放大单元的信号输入线路的通断,第二开关用于控制滤波单元的信号输入线路的通断,且放大单元为滤波单元的前级电路,所以通过第一开关、第二开关可以逐级控制放大单元和滤波单元的导通、断开状态,从而通过多级屏蔽实现对感知放大器的保护,有效防止由于起搏脉冲信号的影响导致的感知放大器的误触发,提高设备的可靠性。

[0008] 另外,所述感知放大器还包括连接于所述滤波单元的比较器;所述滤波单元包括:低通滤波器和高通滤波器;所述低通滤波器的输入端连接于所述放大单元的输出端,所述低通滤波器的输出端连接于所述高通滤波器的输入端,所述高通滤波器的输出端连接于所述比较器的输入端;所述第二开关设置于所述低通滤波器的输入端。

[0009] 另外,所述比较器为全差分比较器。这样,不但比较器的输出信号是差分的,比较阈值电压也是差分的,从而可以提高电路的抗干扰能力、共模抑制能力和电源抑制比。

[0010] 另外,所述用于治疗心律失常的植入式医疗设备还包括:连接于所述控制单元的第三开关;所述第三开关设置于所述高通滤波器的输入端;所述控制单元用于根据所述起搏阶段和放电阶段逐级控制所述第一开关、第二开关以及第三开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对所述感知放大器的干扰。通过在高通滤波器的输入端增加第三开关,从而可以更好地屏蔽起搏脉冲信号。

[0011] 另外,所述控制单元用于在所述起搏阶段之前控制所述第一开关、第二开关以及第三开关均断开,并在所述放电阶段结束之后控制所述第一开关、第二开关以及第三开关均导通。

[0012] 另外,所述控制单元用于在所述起搏阶段之前控制所述第一开关、第二开关以及第三开关同时断开。

[0013] 另外,所述控制单元用于在所述放电阶段结束之后控制所述第一开关、第二开关以及第三开关依次延后导通。这样不仅可以通过后级开关屏蔽前级电路中的残余信号的影响,而且可以避免前级开关(如第一开关、第二开关)的开关动作影响到后级电路。

[0014] 另外,所述控制单元用于按照起搏间期控制起搏,所述起搏间期包括:按照时间先后顺序依次发生的起搏阶段、放电阶段、空白期以及感知期;其中,所述空白期的前半段为数字感知屏蔽期;所述控制单元用于控制所述第三开关在所述数字感知屏蔽期到来时导通。从而可以最大限度地屏蔽起搏脉冲信号的干扰。

[0015] 另外,所述放大单元具有多档增益;所述控制单元还用于在所述起搏间期的至少部分非感知期控制所述放大单元工作于最小增益,并在所述起搏间期的剩余阶段控制所述放大单元工作于预设增益。由于低增益时残余电荷对感知放大器产生的波动会比高增益的时候大大减小,所以可以更有效地屏蔽起搏脉冲信号的影响。

[0016] 另外,所述放大单元包括电流镜以及放大晶体管,所述电流镜连接于所述放大晶体管;其中,所述电流镜的输入电流为纳安级,所述电流镜的输出电流为所述放大晶体管的工作电流;所述放大单元还包括负反馈电路,所述负反馈电路的输入端连接于所述放大单元的输入端,所述负反馈电路的输出端连接于所述放大单元的输出端。从而可以使得感知放大器工作于超低功耗状态,且具有稳定高增益。

附图说明

- [0017] 图1是起搏器发放的起搏脉冲的示意图；
- [0018] 图2是根据本发明第一实施方式用于治疗心律失常的植入式医疗设备的结构示意图；
- [0019] 图3是根据本发明第一实施方式第一开关、第二开关的通断时序图；
- [0020] 图4是根据本发明第二实施方式用于治疗心律失常的植入式医疗设备的结构示意图；
- [0021] 图5是根据本发明第二实施方式第一开关、第二开关、第三开关的通断时序图；
- [0022] 图6是根据本发明第三实施方式放大单元的增益调节时序图。

具体实施方式

[0023] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本发明的各实施方式进行详细的阐述。然而，本领域的普通技术人员可以理解，在本发明各实施方式中，为了使读者更好地理解本申请而提出了许多技术细节。但是，即使没有这些技术细节和基于以下各实施方式的种种变化和修改，也可以实现本申请所要求保护的技术方案。

[0024] 起搏间期是起搏器发放起搏脉冲或感知自身激动后至下一次发放起搏脉冲的时间间隔。起搏间期可以包含按照时间先后顺序依次发生的：起搏阶段、放电阶段、空白期以及感知期等多个阶段。不同类型的起搏器的起搏间期可能不同，此处不一一列举。其中，起搏脉冲用于刺激心肌跳动、进行起搏治疗。起搏脉冲的幅度一般在1~5V，最大可以达到7.5V。这么大的起搏信号直接进入感知放大器会导致放大单元中的晶体管饱和，并且饱和的晶体管恢复过程很缓慢，会影响到下一次心跳的检测。因为起搏脉冲发放之后最短几十毫秒之后，可能就会出现下一次心跳。所以要求起搏脉冲发放之后几十毫秒之内感知放大器的放大单元就要恢复正常的工作状态。

[0025] 如图1所示为起搏脉冲的波形，起搏脉冲包括：起搏阶段和放电阶段。起搏阶段用于发放起搏脉冲，起搏脉冲宽度最大可以达到1.5ms（毫秒），放电阶段用于释放起搏电容上储存的电荷。放电阶段的脉冲宽度比较长，一般为几十毫秒，放电结束时电荷仍不能完全放完，还会有部分残余。放电开始时，起搏电容上的电荷产生的电压可以达到几百毫伏，经过一段时间的放电后，放电电压减小，放电时间越长，放电电压越小。但是，如果残余电荷放不完，会进入感知放大器（简称放大器），被放大器放大，影响放大器处理正常的心电信号，甚至导致放大器饱和。

[0026] 本发明的第一实施方式涉及一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备，可用于起搏器。如图2所示，本实施方式的用于治疗心律失常的植入式医疗设备包括：控制单元1、感知放大器2、第一开关（图未示）以及第二开关（图未示），感知放大器2、第一开关以及第二开关均连接于控制单元1。感知放大器2包括：依次连接的极性选择模块（即In-Switch）20、放大单元21、滤波单元22、比较器（即Comp, Comparator的简称）23。第一开关设置于极性选择模块20，第二开关设置于滤波单元22。控制单元用于根据起搏间期的起搏阶段和放电阶段逐级控制第一开关和第二开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0027] 举例而言，极性选择模块20的输入端分别连接于第一隔直电容C1和第二隔直电容C2，极性选择模块20的输出端连接于放大单元21的输入端。滤波单元22包括：低通滤波器

(LPF, Low Pass Filter) 220和高通滤波器 (HPF, High Pass Filter) 221。放大单元21的输出端连接于低通滤波器220的输入端,低通滤波器220的输出端连接于高通滤波器221的输入端,高通滤波器221的输出端连接于比较器23的输入端,比较器23的输出端连接于控制单元1。第二开关设置于低通滤波器220的输入端。

[0028] 其中,心电信号经过第一隔直电容C1、第二隔直电容C2,滤除直流分量之后,进入极性选择模块20。In-switch模块对放大单元21的工作极性进行选择,In-switch模块内的第一开关用于控制心电信号是否进入放大单元21。放大单元21可以采用跨导放大器 (Operational Transconductance Amplifier, OTA),心电信号主要由放大单元进行放大。从放大单元输出的就是腔内心电图EGM。本实施方式的感知放大器可以为全差分结构。差分输出去除了DC分量,易于程控仪对EGM信号进行处理。低通滤波器和高通滤波器决定了整个感知放大器 (亦称模拟前端电路) 的带宽和频率特性。其中,低通滤波器主要用于滤除肌电干扰、电磁干扰等高频信号,高通滤波器主要用于抑制T波。高通滤波器和低通滤波器都可以采用有源和无源相结合的结构。经过放大和滤波之后的模拟输出信号 (心电信号) 与比较器预设的阈值电压进行比较,输出比较结果信号经数字模块处理为一个脉冲。控制单元1还用于根据这个脉冲来判断感知放大器检测到的心跳信号是否高于感知阈值,并根据这个判断结果来决定是否进行起搏治疗。

[0029] 本实施方式中,控制单元用于在起搏阶段之前控制第一开关、第二开关均断开,并在放电阶段结束之后控制第一开关、第二开关均导通。换句话说,起搏器的起搏电路不发放起搏脉冲时,控制单元用于控制第一开关、第二开关均导通,极性选择模块的输出信号进入放大单元,放大单元的输出信号进入滤波单元,此时,感知放大器可以感知正常的心跳信号;起搏器的起搏电路发放起搏脉冲时,即起搏阶段之前,控制单元用于控制第一开关、第二开关断开。其中,控制单元可以包括:微控制单元 (Microcontroller Unit, MCU) 和数模转换模块,数模转换模块用于将微控制单元的控制指令转换成第一开关、第二开关的控制信号,从而控制第一开关、第二开关的通断。具体地,控制单元可以用于控制第一开关、第二开关同时断开,此时放大单元以及滤波单元的输入信号被第一开关、第二开关屏蔽,控制单元还可以用于在放电阶段结束之后控制第一开关、第二开关依次延后导通,即控制单元在放电阶段结束之后先控制第一开关导通,并在延后几十微秒之后控制第二开关导通,使得感知放大器可以继续检测正常的心跳信号。通过该种方式,从而可以逐级屏蔽起搏阶段和放电阶段起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0030] 图3为第一开关、第二开关工作的一种时序图,结合图3,对控制单元控制第一开关、第二开关的通断时序说明如下:如图3所示,起搏信号 (Pace) 是发放起搏脉冲 (即起搏阶段) 的控制信号,当Pace为低时,不发放起搏脉冲,当Pace为高时,发放起搏脉冲。放电信号 (Recharge) 是起搏脉冲放电的控制信号,当Recharge为低时,起搏脉冲不放电,当Recharge为高时,起搏脉冲放电。第一开关控制信号 (Blank1) 是In-switch模块里的第一开关的控制信号,当Blank1为低时,第一开关导通,当Blank1为高时,第一开关断开。第二开关控制信号 (Blank2) 是低通滤波器的输入端的第二开关的控制信号,当Blank2为低时,第二开关导通,当Blank2为高时,第二开关断开。图3中, t_1 、 t_2 、 t_3 分别代表Recharge的放电时间、第一开关断开时间、第二开关断开时间。其中, t_1 、 t_2 和 t_3 之间满足 $t_1 < t_2 < t_3$,并且, t_2 、 t_3 的起始时间点都早于 t_1 的起始时间点几十微秒,由此可知,起搏脉冲发放时,第一开关、第二开关已经

提前全部断开,从而可以保证发放起搏脉冲时感知放大器能够完全被屏蔽。当放电阶段结束之后,第一开关、第二开关依次延后打开。其中,第二开关可以晚于第一开关几十微秒打开,这样不仅可以通过后级开关(即第二开关)屏蔽放大单元中的残余信号的影响,而且可以避免第一开关的开关动作影响到后级电路。本实施方式对于第一开关断开的的时间点早于起搏阶段的起始时间点的的时间不作具体限制,对于第二开关的导通时间晚于第一开关的导通时间的的时间亦不作具体限制。

[0031] 在实际使用时,可以使感知放大器工作在单极感知状态,感知灵敏度设在0.5mV,起搏脉冲幅度设在7.5V,起搏脉冲宽度为1.5mS。首先通过程控仪设置起搏极性为单极,放大单元感知极性为单极。起搏器的起搏电路对心房/心室产生一个起搏脉冲(即AP/VP),该起搏脉冲可以通过图2中的第一隔直电容C1、第二隔直电容C2进入感知放大电路。在起搏脉冲的起搏阶段之前的一段时间(例如几十微秒),控制单元控制In-switch模块里的第一开关断开,放大单元的输入信号被屏蔽,同时控制单元还控制低通滤波器的输入端的第一开关也断开,滤波器的输入信号被屏蔽。如图1、图3所示,当放电阶段结束之后,控制单元先控制第一开关闭合,此时起搏电容上的残余电荷可能进入放大单元。在 t_2 时间到达时,残余电压信号被放大单元放大,但是此时第二开关仍旧是断开的,所以放大单元输出的放大信号并不会引起比较器翻转。直到 t_3 结束,滤波单元被完全打开,此时尚未恢复的信号会从滤波单元输出,比较器将滤波单元的输出信号和预设阈值进行比较,由于此时滤波单元的输出信号低于阈值电压,比较器不翻转,输出低电平。比较器输出结果经数字处理之后发送至控制单元,控制单元据此判断检测到正常心跳还是噪声,是否需要发放起搏脉冲进行治疗等。由于屏蔽了起搏脉冲对感知放大器的干扰,所以不会影响下一次起搏脉冲的正常发放。

[0032] 值得一提的是,本实施方式可以采用全差分结构的比较器,即比较器具有4个输入端。这样,不但比较器的输入信号是差分的,比较阈值电压也是差分的,通过这样的设计可以提高感知放大器的抗干扰能力、共模抑制能力和电源抑制比。

[0033] 需要说明的是,在放电阶段结束之后,进入起搏间期中的空白期,而空白期的前半段为数字感知屏蔽期。本实施方式中,控制单元可以用于控制第二开关在数字感知屏蔽期到来时导通,即在数字感知屏蔽期之前,第二开关保持断开,从而可以最大限度地屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0034] 本发明实施方式与现有技术相比,在感知放大器的极性选择模块和滤波单元均加入开关(即第一开关和第二开关),并在起搏脉冲的起搏阶段开始之前,控制第一开关、第二开关均断开,直到起搏脉冲放电阶段结束之后,才控制第一开关、第二开关依次延后导通,从而可以通过多级开关屏蔽掉起搏脉冲信号对感知放大器的干扰,防止放大器饱和,使得放大器在起搏脉冲发放之后快速恢复。本实施方式的感知放大器中,放大单元放在第一级,低通滤波器和高通滤波器依次放在后面几级,因此只有放大单元本身的噪声被放大,所以噪声较低,同时,由于心电信号进入感知放大器以后,只经过一个极点很低的高通滤波器,所以信号基本没有失真,因此可以得到无失真的腔内心电图EGM,所以可以使得程控仪采样得到的信号的形态就是原始心电信号的形态。

[0035] 本发明的第二实施方式涉及一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备。第二实施方式在第一实施方式的基础上做出改进,主要改进之处在于:在第二实施方式中,在滤波单元中增加了一个第三开关,通过第三开关控制高通滤波器的通断,从而可以在起搏脉冲发

放期间,更好地分级屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0036] 如图4所示,本实施方式的用于治疗心律失常的植入式医疗设备包括:控制单元1、感知放大器2、第一开关(图未示)、第二开关(图未示)以及第三开关(图未示),感知放大器2、第一开关、第二开关以及第三开关均连接于控制单元1。感知放大器2包括:依次连接的极性选择模块20(即In-Switch)、放大单元21、滤波单元22、比较器23。第一开关设置于极性选择模块20,第二开关设置于低通滤波器220的输入端,第三开关设置于高通滤波器221的输入端。控制单元用于根据起搏间期的起搏阶段和放电阶段逐级控制第一开关、第二开关以及第三开关的通断以屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。本实施方式与第二实施方式相比,仅增加了第三开关,因此对本实施方式的用于治疗心律失常的植入式医疗设备的具体结构不再赘述。

[0037] 本实施方式中,控制单元用于在起搏脉冲的起搏阶段开始之前控制第一开关、第二开关以及第三开关均断开,例如,可以在起搏脉冲的起搏阶段开始之前的几十微秒控制第一开关、第二开关以及第三开关同时断开,控制单元还用于在起搏脉冲的放电阶段结束之后控制第一开关、第二开关以及第三开关均导通,例如控制单元具体用于在起搏脉冲的放电阶段结束之后控制第一开关、第二开关以及第三开关依次延后导通。具体地,第二开关可以晚于第一开关几十微秒导通,而第三开关可以晚于第二开关几十微秒导通。

[0038] 图5是控制单元控制第一开关、第二开关和第三开关的通断的一种时序图,现结合图5所示,对第一开关、第二开关以及第三开关的通断控制时序说明如下:为了控制第三开关,如图5所示,在第一实施方式的基础上增加了第三开关控制信号(Blank3),控制单元还用于根据起搏阶段和放电阶段控制第三开关的通断。其中,Pace、Recharge、第一开关控制信号以及第二开关控制信号的作用与第一实施方式相同,此处不再赘述。当Blank3为低时,第三开关导通,当Blank3为高时,第三开关断开。其中, t_4 表示第三开关断开时间。 t_1 、 t_2 、 t_3 和 t_4 之间满足 $t_1 < t_2 < t_3 < t_4$,并且, t_2 、 t_3 以及 t_4 的起始时间点都早于 t_1 的起始时间点几十微秒,由此可知,起搏脉冲发放时,第一开关、第二开关以及第三开关已经提前全部断开,从而可以保证发放起搏脉冲时感知放大器能够完全被屏蔽。当放电阶段结束之后,第一开关、第二开关以及第三开关依次延后打开。其中,第三开关可以晚于第二开关几十微秒打开,这样不仅可以通过后级开关屏蔽前级电路中的残余信号的影响,而且可以避免前级开关(如第一开关、第二开关)的开关动作影响到后级电路。然而,本实施方式对于第一开关、第二开关以及第三开关的通断时间不作具体限制。

[0039] 在实际使用时,可以使感知放大器工作在单极感知状态,感知灵敏度(即比较器阈值)设在0.5mV,起搏脉冲幅度设在7.5V,起搏脉冲宽度为1.5mS。首先通过程控仪设置起搏极性为单极,放大单元感知极性为单极。起搏器的起搏电路对心房/心室产生一个起搏脉冲,该起搏脉冲可以通过图4中的第一隔直电容C1、第二隔直电容C2进入感知放大电路。在起搏脉冲的起搏阶段之前的一段时间(例如几十微秒),控制单元控制In-switch模块里的第一开关断开,放大单元的输入信号被屏蔽,同时控制单元还控制低通滤波器的输入端的第一开关断开、高通滤波器的输入端的第三开关都断开,使得滤波器的输入信号被屏蔽。如图1、图5所示,当放电阶段结束之后,控制单元先控制第一开关闭合,此时起搏电容上的残余电荷可能进入放大单元。在 t_2 时间到达时,残余电压信号被放大单元放大,但是此时第二开关仍旧是断开的,所以放大单元输出的放大信号并不会引起比较器翻转。直到 t_4 结束,滤

波单元被完全打开,此时尚未恢复的信号会从滤波单元输出,比较器将滤波单元的输出信号和预设阈值进行比较,由于此时滤波单元的输出信号低于阈值电压,比较器不翻转,输出低电平。比较器输出结果经数字处理之后发送至控制单元,控制单元据此判断检测到正常心跳还是噪声,是否需要发放起搏脉冲进行治疗等。由于屏蔽了起搏脉冲对感知放大器的干扰,所以不会影响下一次起搏脉冲的正常发放。

[0040] 本实施方式中,控制单元可以用于控制第三开关在数字感知屏蔽期到来时导通,即在数字感知屏蔽期之前,第三开关保持断开,从而可以最大限度地屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0041] 与第一实施方式相比,本实施方式在两级滤波电路中均增加了屏蔽开关,从而可以通过控制第二开关和第三开关依次延后导通进一步分级屏蔽起搏脉冲信号对感知放大器的干扰。

[0042] 本发明第三实施方式涉及一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备,第三实施方式在第二实施方式的基础上做出改进,主要改进之处在于:在第三实施方式中,放大单元具有多档增益,因此本实施方式对放大单元在起搏间期的不同阶段的增益做出进一步限定,从而可以达到更好的屏蔽效果。

[0043] 如前文所述,起搏之后的误感知是由于起搏电容上储存的残余电荷被放大单元放大后,触发了比较器翻转引起的。为了减小这种影响,本实施方式中,放大单元具有多档增益,控制单元还用于在起搏间期的至少部分非感知期控制放大单元工作于最小增益,并在起搏间期的剩余阶段控制放大单元工作于预设增益。

[0044] 图6为放大单元的增益调节时序图,结合图6所示,控制单元用于控制放大单元在 t_5 时间段内工作于最小增益,在其余时间段内工作于预设增益,预设增益例如为最大增益。图6中的增益控制信号为低时,放大单元工作于最小增益,增益控制信号为高时,放大单元工作于预设增益。其中,放大阶段结束之后依次进入起搏间期的空白期。因此 t_5 的起始时间可以为起搏阶段的起始时间, t_5 的结束时间可以持续至空白期之后的数字感知屏蔽期。这样,在 t_2 结束的时候,残余电荷开始进入放大单元,而此时放大单元工作于最小增益,直到起搏脉冲放电阶段结束一段之后,控制单元将放大单元调回预设增益。本实施方式中,在 t_5 时间段内,不管感知放大器之前的增益是多少,在进入 t_5 时间段内以后,控制单元均将放大单元的增益调至最小,当 t_5 结束时,控制单元再调回放大单元应有的增益。由于低增益时残余电荷对感知放大器产生的波动会比高增益的时候大大减小,而当 t_5 结束时起搏脉冲基本上已经没有影响了,所以可以有效改善起搏器的可靠性。然而,本实施方式对于放大单元工作于最小增益的具体时间阶段不作限制。例如,放大单元还可以在从放电阶段至数字感知屏蔽期的期间工作于最小增益。

[0045] 通过上述方式,对于7.5V的起搏脉冲,最坏起搏条件,单极感知条件下,最终感知放大器的输出端看到的波动只有10mV左右,远低于比较器的比较电压,不会引起误感知。

[0046] 本实施方式与现有技术相比,采取了多级开关分级屏蔽并且在起搏之后的空白期之内,将放大单元的增益调至最小,从而可以有效改善放大器的起搏抑制能力,特别是在单极感知下的起搏抑制能力,更安全可靠的防止了放大器饱和,使放大器快速恢复。

[0047] 本发明第四实施方式涉及一种用于治疗心律失常的植入式医疗设备。第四实施方式在第一、第二或者第三实施方式的基础上做出改进,主要改进之处在于:在第四实施方式

中,对放大单元做出进一步改进,使得放大单元可以工作于亚阈值区,从而可以降低起搏器的功耗,延长起搏器的使用寿命。

[0048] 本实施方式用于治疗心律失常的植入式医疗设备的感知放大器的放大单元包括:电流镜以及放大晶体管。电流镜连接于放大晶体管,其中,电流镜的输入电流为纳安级,电流镜的输出电流为放大晶体管的工作电流。

[0049] 常规的集成电路芯片设计中放大单元的晶体管都工作在饱和区和线性区,这两个区的VGS(栅源电压)都是大于VTH(阈值电压)的,晶体管是完全导通的。这样,常规的芯片电流是mA级的,且只把亚阈值电流当成一种漏电流。而本实施方式用于治疗心律失常的植入式医疗设备的感知放大器的带宽在200Hz以下,可以利用亚阈值区稳定工作。因此,本实施方式通过输入电流为纳安级的电流镜为放大晶体管提供工作电流(比如在OTA的设计中,输入电流镜的电流很小,为nA量级,放大器中的每一路工作电流都由这个电流镜相产生,由其偏置的管子都工作在亚阈值区。),从而使得放大单元的工作电流很小,使得放大晶体管可以工作在亚阈值区,当放大晶体管工作在亚阈值区时,VGS是小于VTH的,此时晶体管工作在弱反型区,放大晶体管的电流电压关系为指数关系。这种指数特性使得放大晶体管可以获得较高的增益。但是,由于亚阈值区工作的管子跨导低,因此本实施方式还采用了负反馈技术来提高增益。具体地,放大单元还包括:负反馈电路,负反馈电路的输入端连接于放大单元的输入端,负反馈电路的输出端连接于放大单元的输出端。从而通过负反馈技术可以提高放大单元的增益,保证放大单元工作于较高的增益。

[0050] 本实施方式中,一路感知放大器的静态电流只有500nA,心房,心室两路共1uA(微安)。因此,本实施方式用于治疗心律失常的植入式医疗设备的感知放大器可以工作于超低功耗。

[0051] 本实施方式与现有技术相比,通过采用电流镜技术以及负反馈技术,使得用于治疗心律失常的植入式医疗设备的感知放大器稳定工作于超低功耗以及高增益状态,从而有利于提高起搏器的使用寿命。

[0052] 值得一提的是,本实施方式中所涉及到的各模块均为逻辑模块,在实际应用中,一个逻辑单元可以是一个物理单元,也可以是一个物理单元的一部分,还可以以多个物理单元的组合实现。此外,为了突出本发明的创新部分,本实施方式中并没有将与解决本发明所提出的技术问题关系不太密切的单元引入,但这并不表明本实施方式中不存在其它的单元。

[0053] 本领域的普通技术人员可以理解,上述各实施方式是实现本发明的具体实施例,而在实际应用中,可以在形式上和细节上对其作各种改变,而不偏离本发明的精神和范围。

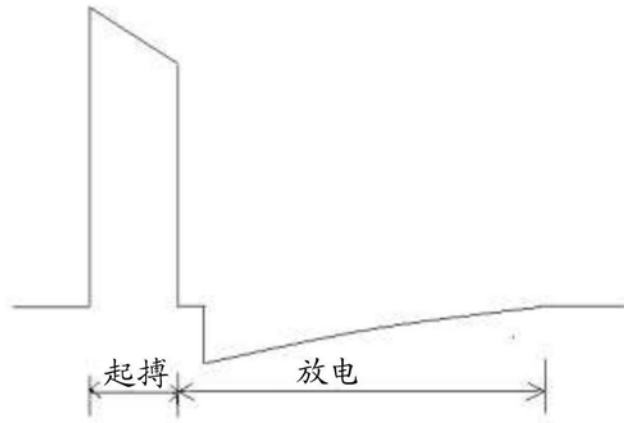


图1

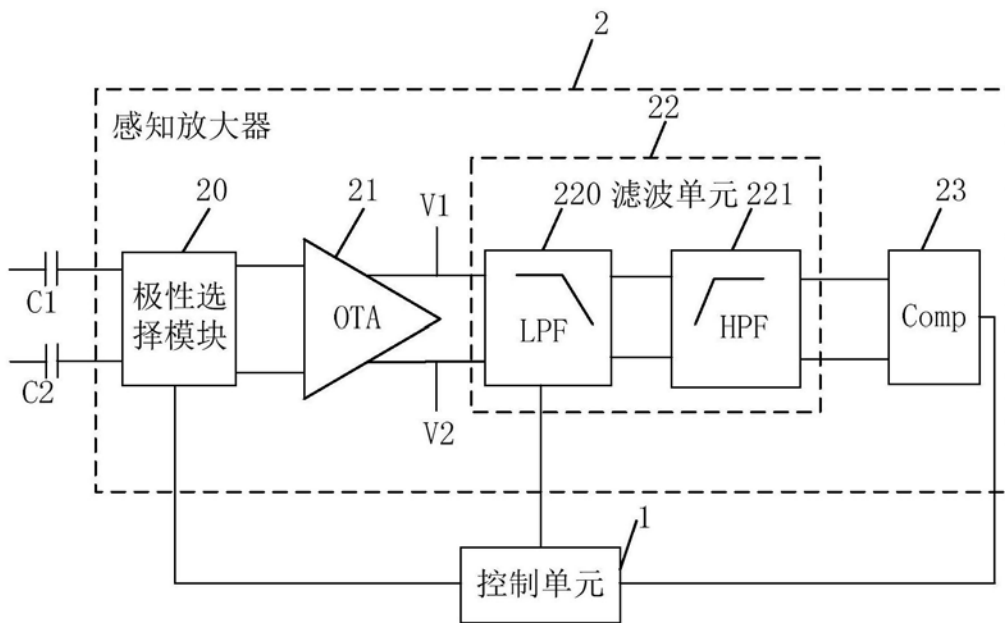


图2

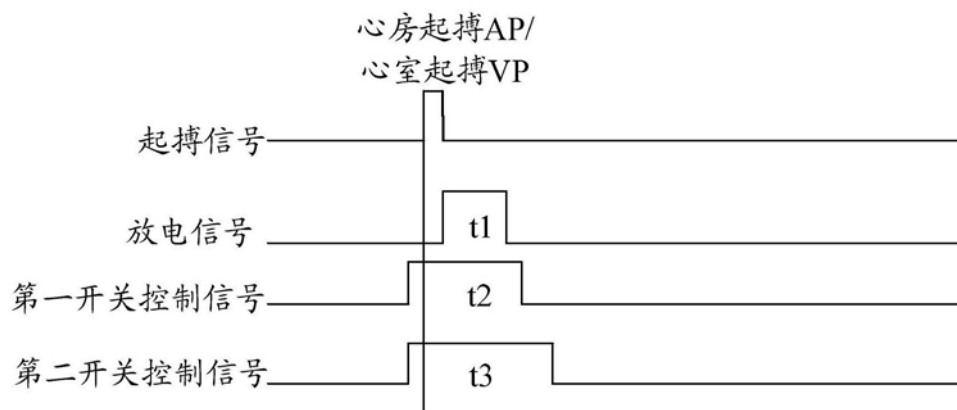


图3

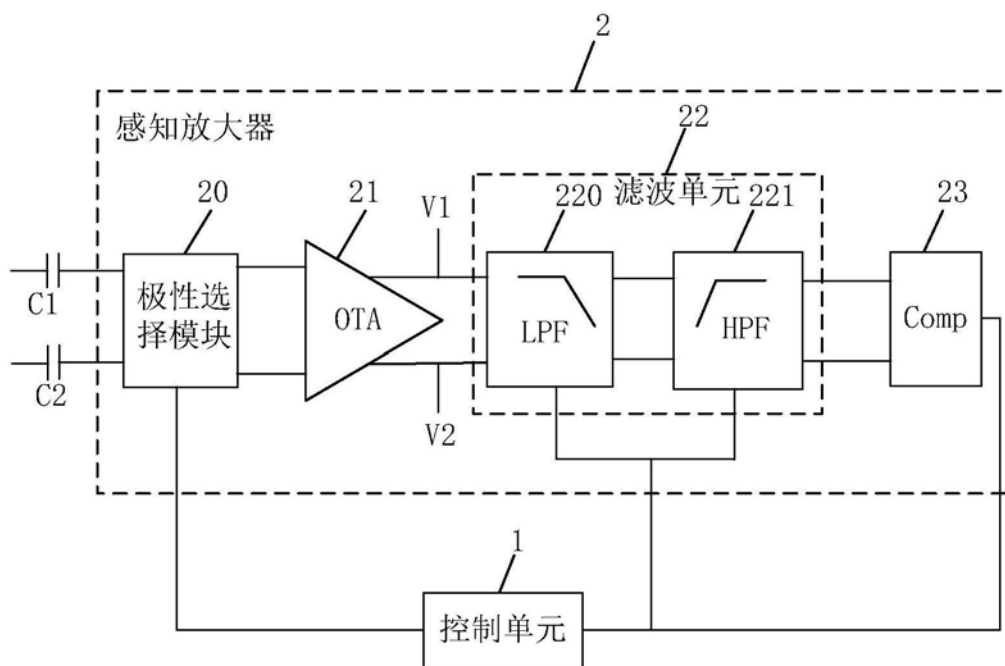


图4

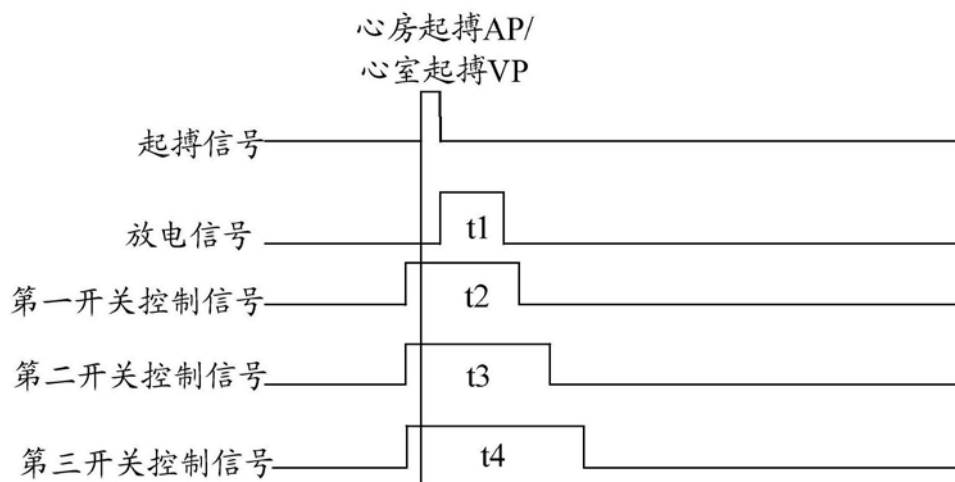


图5

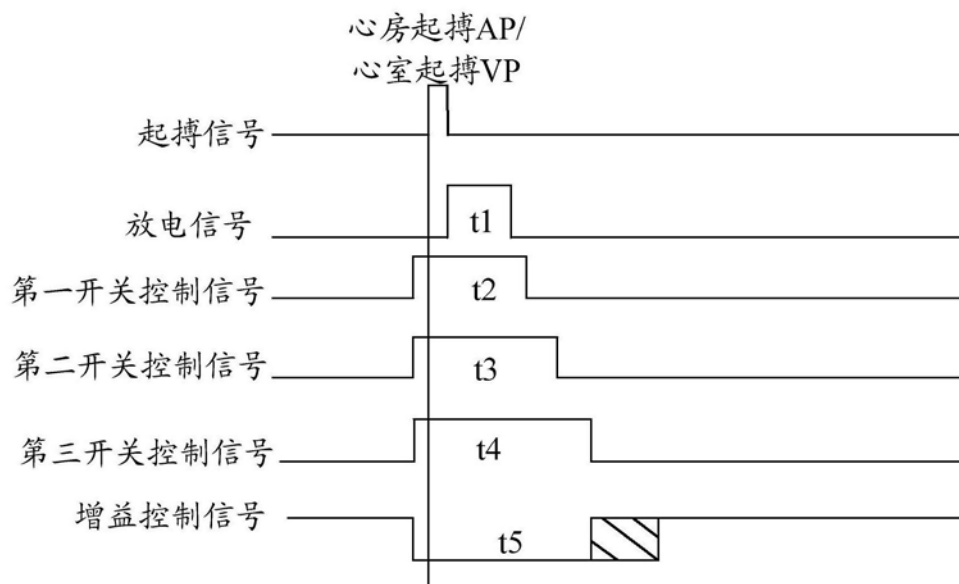


图6