



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111657940 B

(45) 授权公告日 2023.04.18

(21) 申请号 202010575682.4

A61N 1/36 (2006.01)

(22) 申请日 2020.06.22

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 111657940 A

Akar, Olcay. Efficacy of neuromuscular electrical stimulation in patients with COPD followed in intensive care unit. 《CLINICAL RESPIRATORY JOURNAL》.2017, 第 743-750页.

(43) 申请公布日 2020.09.15

(73) 专利权人 中国人民解放军陆军特色医学中心

地址 400042 重庆市渝中区大坪长江支路10号

莫林宏. 脑卒中后呼吸机依赖患者的康复. 《中国医疗设备》.2017, 全文.

审查员 董卫

(72) 发明人 唐昊 刘冬 张连阳

(74) 专利代理机构 重庆鼎慧峰合知识产权代理事务所(普通合伙) 50236

专利代理师 刘立烈

(51) Int. Cl.

A61B 5/389 (2021.01)

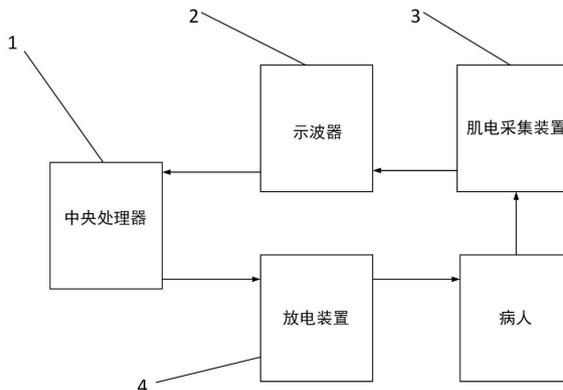
权利要求书2页 说明书4页 附图5页

(54) 发明名称

一种重症病人康复训练辅助装置及其工作方法

(57) 摘要

本发明创造属于病人康复训练的领域,具体涉及了一种重症病人康复训练辅助装置及其工作方法。本发明创造所采用的技术手段是,一种重症病人康复训练辅助装置,包括示波器,还包括:中央处理器,与示波器通信连接,用于处理示波器获取的电信号;放电装置,与中央处理器电连接,用于对病人需要康复的肌肉进行放电刺激;肌电采集装置,与示波器电连接,用于采集病人的肌肉电压,并通过示波器显示。本发明的装置可以检测病人的腹部肌肉电压,并根据实时腹部肌肉电压给予病人腹部肌肉电刺激,提升肌肉的紧张度,使得病人早日恢复自主呼吸能力,早日脱离呼吸机或者呼吸面罩,从而早日可以进行其他的恢复锻炼。



1. 一种重症病人康复训练辅助装置,包括示波器,其特征在于,还包括:
 中央处理器,与示波器通信连接,用于处理示波器获取的电信号;
 放电装置,与中央处理器电连接,用于对病人需要康复的肌肉进行放电刺激;
 肌电采集装置,与示波器电连接,用于采集病人的肌肉电压,并通过示波器显示;
 该装置的工作方法包括以下步骤:
- S1:初始化;
- S2:采集基础数据,获取肌肉紧张度 V_{\max} ;所述的S2包括以下步骤:
- A1:中央处理器获取无刺激时肌电采集装置所采集到的呼吸时的腹部肌肉电压 V 的变化曲线 Q_0 ;
- A2:根据呼吸频率给予肌肉逐渐增大的刺激电流 I ;
- A3:获取随着刺激电流 I 的变化的肌肉电压的变化曲线 Q_1 ;
- A4:在安全电流范围内,当 Q_1 不再随着 I 的增大而变化时,停止检测;
- A5:最终获得 V_{\max} 随 I 的变化曲线 Q_1 ;
- S3:中央处理器对基础数据进行处理;所述的S3包括以下步骤:
- B1:将 Q_1 与 Q_0 作差,得出随电流大小变化的肌肉电压增幅曲线 Q_2 ;
- B2:获取正常人呼吸时腹部肌肉电压的波峰值 N_1 ,与 Q_0 中的波峰值 N_0 做差,得出肌肉电压补偿值 N_2 ;
- B3:在 Q_2 中选取与 N_2 相等的增幅值 N_Q 所对应的 I 设定为放电装置的输出电流 I_{out} ,如果 N_2 大于 Q_2 中的最大的 N_Q ,则取最大的 N_Q 所对应的 I 作为 I_{out} ;
- B4:将 N_Q 与 N_0 相加得到期望值 N_p ;
- S4:中央处理器控制放电装置对腹部肌肉进行电刺激;所述的S4包括以下步骤:
- C1:通过肌电采集装置获取实时腹部肌肉电压的变化曲线 Q_3 ,并预选择下一个刺激节点;
- C2:在刺激节点对腹部肌肉输出给定的电流值,并持续一定时间;
- S5:采集当前的肌肉电压,结合基础数据进行判断处理,并跳转S4;所述的S5包括以下步骤:
- C3:获取 Q_3 的波峰值 N_3 ,并将 N_p 减去 N_3 ,得出肌肉电压误差值 N_4 ,如果 N_4/N_p 在第一阈值范围内,跳转C1,如果 N_4/N_p 不在第一阈值范围内,跳转C4;
- C4:将 N_4 与 N_2 相加,获得肌肉电压修正值 N_5 ;
- C5:在 Q_2 中获取与 N_5 相同的 N_Q 所对应的刺激电流 I ,作为下一次的刺激电流 I_{next} ,如果 N_5 大于 Q_2 中的最大的 N_Q ,则取最大的 N_Q 所对应的 I 作为 I_{next} ;
- C6:在 Q_1 中查找与 I_{next} 所对应的肌肉紧张度 $V_{\max1}$ 与本次执行的刺激电流 I_{out} 所对应的肌肉紧张度 $V_{\max0}$;
- C7:将 $V_{\max0}$ 与 $V_{\max1}$ 作差并计算比值 N_6 ,如果 $|N_6|$ 小于第二阈值,则跳转C9,如果 $|N_6|$ 大于第二阈值,跳转C8;
- C8:停止刺激,让病人进行自然呼吸;
- C9:将 I_{next} 设定为 I_{out} ,并跳转C1。
2. 根据权利要求1所述的一种重症病人康复训练辅助装置,其特征在于,所述的肌电采集装置通过贴片式电极监测病人呼吸时腹部的肌肉电压。

3. 根据权利要求1所述的一种重症病人康复训练辅助装置,其特征在于,所述的放电装置通过贴片式电极对病人腹部肌肉给予电刺激;所述放电装置的放电频率、放电时间以及放电电压由中央处理器控制。

4. 根据权利要求1所述的一种重症病人康复训练辅助装置,其特征在于,所述的C1中下一个刺激节点的预选择方法是,由于病人的正常呼吸时肌肉电压上升时间 T_1 已知,且整个装置的延迟时间 T_2 已知,所以取上升时间 $T_1 - T_2$ 所对应的电压值 V ,作为电刺激节点;即当检测到肌肉电压处于上升状态,且当电压值上升到 V 时,中央处理器控制放电装置进行放电,使得腹部肌肉得以继续收缩,提高呼吸效率。

5. 根据权利要求1所述的一种重症病人康复训练辅助装置,其特征在于,所述的C7中的 N_6 的计算方式为 $(V_{\max 0} - V_{\max 1}) / V_{\max 0}$ 。

一种重症病人康复训练辅助装置及其工作方法

技术领域

[0001] 本发明创造属于病人康复训练的领域,具体涉及了一种重症病人康复训练辅助装置及其工作方法。

背景技术

[0002] ICU获得性衰弱(ICU acquired weakness,ICU-AW)是危重症患者常见的获得性神经肌肉功能障碍,是ICU较为严重的并发症之一。ICU-AW不仅会延长患者ICU机械通气时间和住院时间,增加医疗费用,还严重影响患者的远期生活质量。

[0003] ICU-AW的特征是对称性的四肢无力,肢体近端肌肉(如肩部和髋部)受累较远端更为显著,而面部肌和眼外肌较少累及,还会累及呼吸机,多发生于机械通气患者。临床表现为脱机困难、轻瘫或四肢瘫、反射减少和肌萎缩。

[0004] 目前临床上采取早期活动进行干预的研究较多,有学者认为患者一入ICU应当进行早期的功能锻炼和物理治疗。尽管已有开展ICU机械通气患者早期活动的专家共识,但是临床实践效果欠佳,德国的一项一日现况调查发现仅有24%的机械通气患者及8%的气管插管患者将早期下床活动作为常规护理项目。国内ICU也普遍存在行机械通气时对患者采取制动和镇静,只有转出ICU后才开始物理治疗的问题,大大增加了ICU-AW的发病风险。

[0005] 所以目前急需一种可以解决IUC病人难以脱机问题的装置。

发明内容

[0006] 为了解决现在不能对ICU获得性衰弱中的脱机困难进行有效解决的问题,本发明创造提出了一种可以帮助重症病人恢复自主呼吸能力,解决脱机困难问题的重症病人康复训练辅助装置。

[0007] 为了实现上述目的,本发明创造所采用的技术手段是,一种重症病人康复训练辅助装置,包括示波器,还包括:中央处理器,与示波器通信连接,用于处理示波器获取的电信号;放电装置,与中央处理器电连接,用于对病人需要康复的肌肉进行放电刺激;肌电采集装置,与示波器电连接,用于采集病人的肌肉电压,并通过示波器显示。

[0008] 作为优选,所述的肌电采集装置通过贴片式电极监测病人呼吸时腹部的肌肉电压。

[0009] 作为优选,所述的放电装置通过贴片式电极对病人腹部肌肉给予电刺激;所述放电装置的放电频率、放电时间以及放电电压由中央处理器控制。

[0010] 作为优选,一种重症病人康复训练辅助装置的工作方法,适用于如上所述的一种重症病人康复训练辅助装置,包括以下步骤:S1:初始化;S2:采集基础数据,获取肌肉紧张度 V_{max} ;S3:中央处理器对基础数据进行处理;S4:中央处理器控制放电装置对腹部肌肉进行电刺激;S5:采集当前的肌肉电压,结合基础数据进行判断处理,并跳转S4。

[0011] 作为优选,所述的S2中肌电采集装置可以分别对腹直肌、腹斜肌以及腹横肌的肌肉电压进行采集。

[0012] 作为优选,所述的S2包括以下步骤:A1:中央处理器获取无刺激时肌电采集装置所采集到的呼吸时的腹部肌肉电压V的变化曲线 Q_0 ;A2:根据呼吸频率给予肌肉逐渐增大的刺激电流I;A3:获取随着刺激电流I的变化的肌肉电压的变化曲线 Q_1 ;A4:在安全电流范围内,当 Q_1 不再随着I的增大而变化时,停止检测;A5:最终获得 V_{\max} 随I的变化曲线 Q_1 。

[0013] 作为优选,所述的S3包括以下步骤:B1:将 Q_1 与 Q_0 作差,得出随电流大小变化的肌肉电压增幅曲线 Q_2 ;B2:获取正常人呼吸时腹部肌肉电压的波峰值 N_1 ,与 Q_0 中的波峰值 N_0 做差,得出肌肉电压补偿值 N_2 ;B3:在 Q_2 中选取与 N_2 相等的增幅值 N_Q 所对应的I设定为放电装置的输出电流 I_{out} 。如果 N_2 大于 Q_2 中的最大的 N_Q ,则取最大的 N_Q 所对应的I作为 I_{out} 。B4:将 N_Q 与 N_0 相加得到期望值 N_p 。

[0014] 作为优选,所述的S4包括以下步骤:C1:通过肌电采集装置获取实时腹部肌肉电压的变化曲线 Q_3 ,并预选择下一个刺激节点;C2:在刺激节点对腹部肌肉输出给定的电流值,并持续一定时间。

[0015] 作为优选,所述的S5包括以下步骤:C3:获取 Q_3 的波峰值 N_3 ,并将 N_p 减去 N_3 ,得出肌肉电压误差值 N_4 ,如果 N_4/N_p 在第一阈值范围内,跳转C1,如果 N_4/N_p 不在第一阈值范围内,跳转C4;C4:将 N_4 与 N_2 相加,获得肌肉电压修正值 N_5 ;C5:在 Q_2 中获取与 N_5 相同的 N_Q 所对应的刺激电流I,作为下一次的刺激电流 I_{next} ,如果 N_5 大于 Q_2 中的最大的 N_Q ,则取最大的 N_Q 所对应的I作为 I_{next} ;C6:在 Q_1 中查找与 I_{next} 所对应的肌肉紧张度 $V_{\max 0}$ 与本次执行的刺激电流 I_{out} 所对应的肌肉紧张度 $V_{\max 1}$;C7:将 $V_{\max 0}$ 与 $V_{\max 1}$ 作差并计算比值 N_6 ,如果 $|N_6|$ 小于第二阈值,则跳转C9,如果 $|N_6|$ 大于第二阈值,跳转C8;C8:停止刺激,让病人进行自然呼吸;C9:将 I_{next} 设定为 I_{out} ,并跳转C1。

[0016] 作为优选,所述的C1中下一个刺激节点的预选择方法是,由于病人的正常呼吸时肌肉电压上升时间 T_1 已知,且整个装置的延迟时间 T_2 已知,所以取上升时间 $T_1 - T_2$ 所对应的电压值V,作为电刺激节点;即当检测到肌肉电压处于上升状态,且当电压值上升到V时,中央处理器控制放电装置进行放电,使得腹部肌肉得以继续收缩,提高呼吸效率。

[0017] 作为优选,所述的C7中的 N_6 的计算方式为 $(V_{\max 0} - V_{\max 1}) / V_{\max 0}$ 。

[0018] 本发明创造的有益效果:本发明的装置可以检测病人的腹部肌肉电压,并根据实时腹部肌肉电压给予病人腹部肌肉电刺激,提升肌肉的紧张度,使得病人早日恢复自主呼吸能力,早日脱离呼吸机或者呼吸面罩,从而早日可以进行其他的恢复锻炼。

附图说明

[0019] 图1是装置的组成结构图

[0020] 图2是主步骤的步骤流程图

[0021] 图3是S2的步骤流程图

[0022] 图4是S3的步骤流程图

[0023] 图5是S4和S5的步骤流程图

[0024] 图中:1、中央处理器,2、示波器,3、肌电采集装置,4、放电装置。

具体实施方式

[0025] 以下通过特定的具体实施例说明本发明创造的实施方式,本领域技术人员可由本

说明书所揭露的内容了解本发明创造的优点和功效。需要说明的是,以下实施例中所提供的图示仅用于示例性说明,表示的仅是示意图,而非实物图,不能理解为对本发明创造的限制,为了更好地说明本发明创造的实施例,图中某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;对本领域技术人员来说,图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0026] 本发明创造实施例的图中相同或相似的标号对应相同或相似的部件,在本发明创造的描述中,需要理解的是,若有术语“上”、“下”、“左”、“右”、“前”、“后”等指示的方位或位置关系为基于图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明创造和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此图中描述位置关系的用语仅用于示例性说明,不能理解为对本发明创造的限制,对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述用于的具体含义。

[0027] 如图1所示,一种重症病人康复训练辅助装置,包括示波器2,还包括:放电装置4、中央处理器1和肌电采集装置3。中央处理器1,与示波器2通信连接,用于处理示波器2获取的电信号。

[0028] 放电装置4,与中央处理器1电连接,用于对病人需要康复的肌肉进行放电刺激。放电装置4通过贴片式电极对病人腹部肌肉给予电刺激。放电装置4的放电频率、放电时间以及放电电压由中央处理器1控制。

[0029] 肌电采集装置3,与示波器2电连接,用于采集病人的肌肉电压,并通过示波器2显示。肌电采集装置3通过贴片式电极监测病人呼吸时腹部的肌肉电压。

[0030] 如图2所示,一种重症病人康复训练辅助装置的工作方法,适用于如上所述的一种重症病人康复训练辅助装置,包括以下步骤:S1:初始化S2:采集基础数据,获取肌肉紧张度 V_{max} ;S3:中央处理器1对基础数据进行处理;S4:中央处理器1控制放电装置4对腹部肌肉进行电刺激;S5:采集当前的肌肉电压,结合基础数据进行判断处理,并跳转S4。

[0031] 测量肌肉紧张度可以得知当前病人的肌肉状态,可以更加合理的安排刺激电流的大小。

[0032] 本申请通过检测病人的腹部肌肉电压,并根据实时腹部肌肉电压给予病人腹部肌肉电刺激,提升肌肉的紧张度,使得病人早日恢复自主呼吸能力,早日脱离呼吸机或者呼吸面罩,从而早日可以进行其他的恢复锻炼。

[0033] S2中肌电采集装置3可以分别对腹直肌、腹斜肌以及腹横肌的肌肉电压进行采集。本申请在腹部的各个肌肉对应的位置设置了电刺激贴片以及肌电检测贴片。

[0034] 如图3所示,S2包括以下步骤:A1:中央处理器1获取无刺激时肌电采集装置3所采集到的呼吸时的腹部肌肉电压 V 的变化曲线 Q_0 ;A2:根据呼吸频率给予肌肉逐渐增大的刺激电流 I ;A3:获取随着刺激电流 I 的变化的肌肉电压的变化曲线 Q_1 ;A4:在安全电流范围内,当 Q_1 不再随着 I 的增大而变化时,停止检测;A5:最终获得 V_{max} 随 I 的变化曲线 Q_1 。

[0035] 如图4所示,S3包括以下步骤:B1:将 Q_1 与 Q_0 作差,得出随电流大小变化的肌肉电压增幅曲线 Q_2 。B2:获取正常人呼吸时腹部肌肉电压的波峰值 N_1 ,与 Q_0 中的波峰值 N_0 做差,得出肌肉电压补偿值 N_2 。B3:在 Q_2 中选取与 N_2 相等的增幅值 N_0 所对应的 I 设定为放电装置4的输出电流 I_{out} 。如果 N_2 大于 Q_2 中的最大的 N_0 ,则取最大的 N_0 所对应的 I 作为 I_{out} 。B4:将 N_0 与 N_0 相加得到期望值 N_p 。

[0036] 如图5所示,S4包括以下步骤:C1:通过肌电采集装置3获取实时腹部肌肉电压的变化曲线 Q_3 ,并预选择下一个刺激节点;C2:在刺激节点对腹部肌肉输出给定的电流值,并持续一定时间。

[0037] S5包括以下步骤:C3:获取 Q_3 的波峰值 N_3 ,并将 N_p 减去 N_3 ,得出肌肉电压误差值 N_4 ,如果 N_4/N_p 在第一阈值范围内,跳转C1,如果 N_4/N_p 不在第一阈值范围内,跳转C4;C4:将 N_4 与 N_2 相加,获得肌肉电压修正值 N_5 ;C5:在 Q_2 中获取与 N_5 相同的 N_Q 所对应的刺激电流 I ,作为下一次的刺激电流 I_{next} ,如果 N_5 大于 Q_2 中的最大的 N_Q ,则取最大的 N_Q 所对应的 I 作为 I_{next} ;C6:在 Q_1 中查找与 I_{next} 所对应的肌肉紧张度 V_{max0} 与本次执行的刺激电流 I_{out} 所对应的肌肉紧张度 V_{max0} ;C7:将 V_{max0} 与 V_{max1} 作差并计算比值 N_6 ,如果 $|N_6|$ 小于第二阈值,则跳转C9,如果 $|N_6|$ 大于第二阈值,跳转C8。C8:停止刺激,让病人进行自然呼吸。C9:将 I_{next} 设定为 I_{out} ,并跳转C1。其中第一阈值的范围为 $(-0.01, 0.01)$;第二阈值为0.1。

[0038] 随着电刺激的进行,肌肉会渐渐发生疲劳,所以需要对肌肉电压误差值进行分析,确认这个误差是属于正常误差,还是由于肌肉疲劳或者肌肉发生了增长所产生的误差。并对误差结果进行矫正,并同时矫正时的数据进行分析计算,确认病人是否需要继续进行刺激。此处避免了过量的刺激对病人造成的伤害,又能确保适量的刺激,加快病人的恢复进程。

[0039] C1中下一个刺激节点的预选择方法是,由于病人的正常呼吸时肌肉电压上升时间 T_1 已知,且整个装置的延迟时间 T_2 已知,所以取上升时间 $T_1 - T_2$ 所对应的电压值 V ,作为电刺激节点。即当检测到肌肉电压处于上升状态,且当电压值上升到 V 时,中央处理器1控制放电装置4进行放电,使得腹部肌肉得以继续收缩,提高呼吸效率。刺激节点的选择可以使得放电装置4放电时,腹部肌肉处于自然收缩的最高点,在此时刺激肌肉,使得肌肉再次进行收缩,与病人的呼吸规律或者说呼吸时的肌肉收缩规律相配合,使得刺激效果最大化,同时也避免了呼吸冲突,可以提升病人每次呼吸时的呼吸量,有利于病人及早康复。

[0040] C7中的 N_6 的计算方式为 $(V_{max0} - V_{max1}) / V_{max0}$ 。

[0041] 本申请中的方法的主要目的为,通过符合病人呼吸规律的电刺激,使得病人的吸氧量增大,并同时矫正病人的腹部肌肉进行锻炼,使得病人早日脱离呼吸机进行自主呼吸。

[0042] 以上实施例仅用以说明本发明创造的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明创造进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明创造的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明创造技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明创造的权利要求范围当中。本发明创造未详细描述的技术、形状、构造部分均为公知技术。

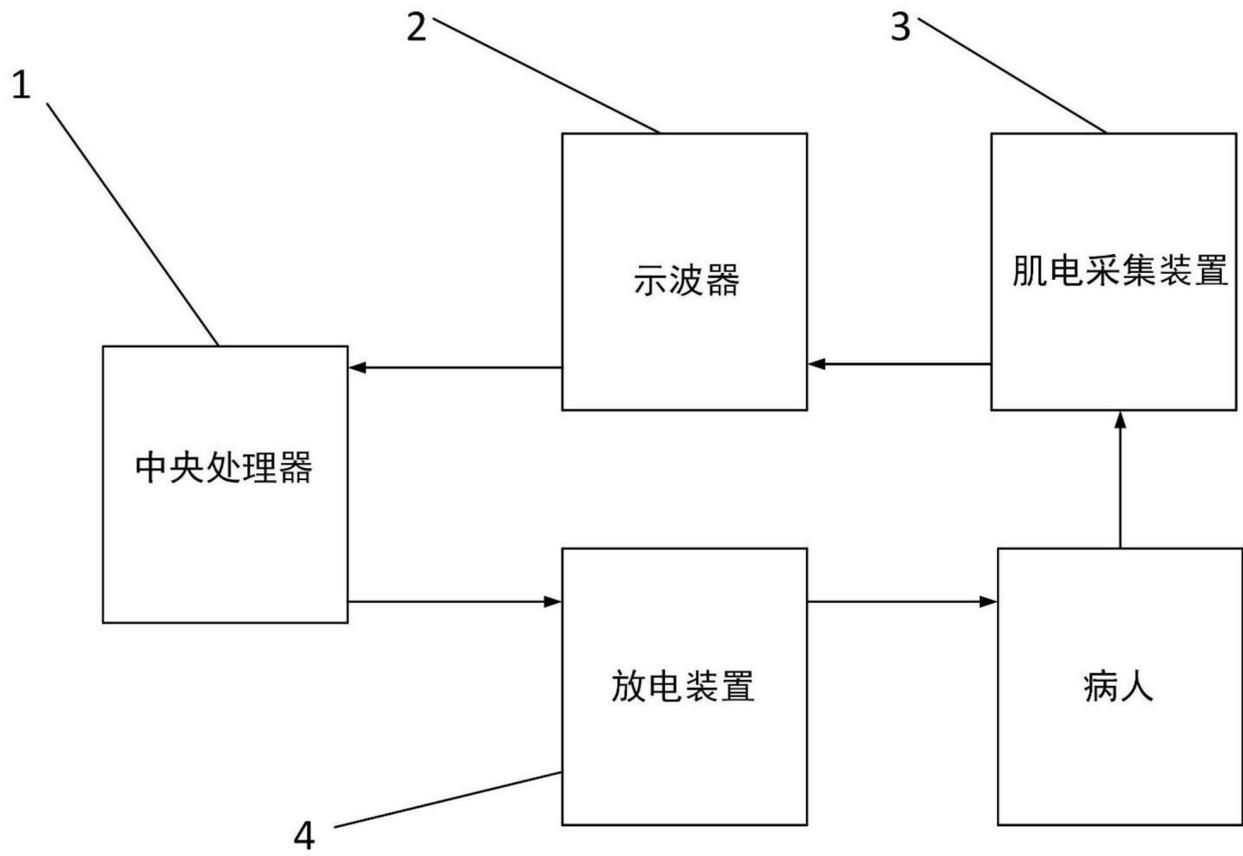


图1

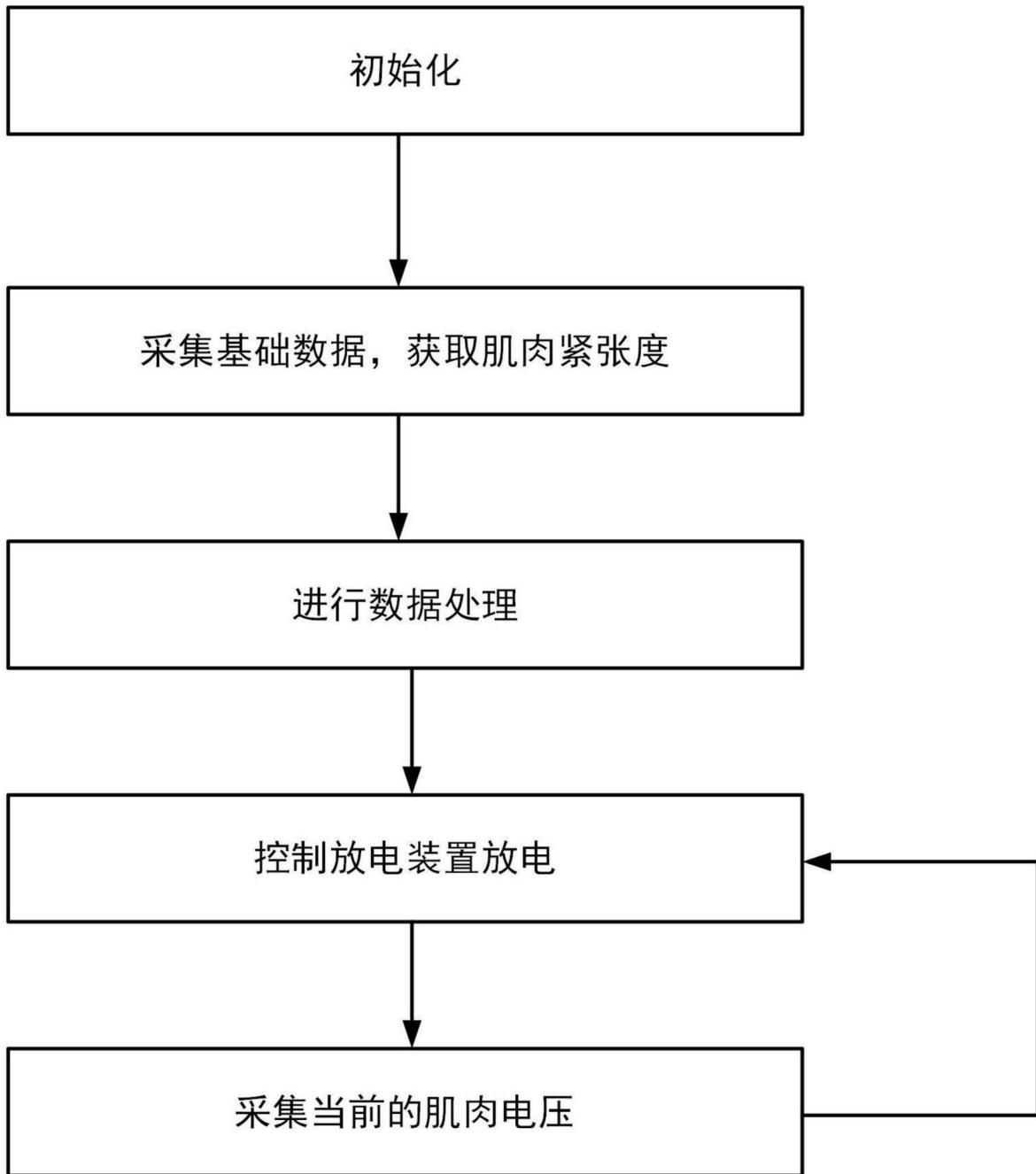


图2

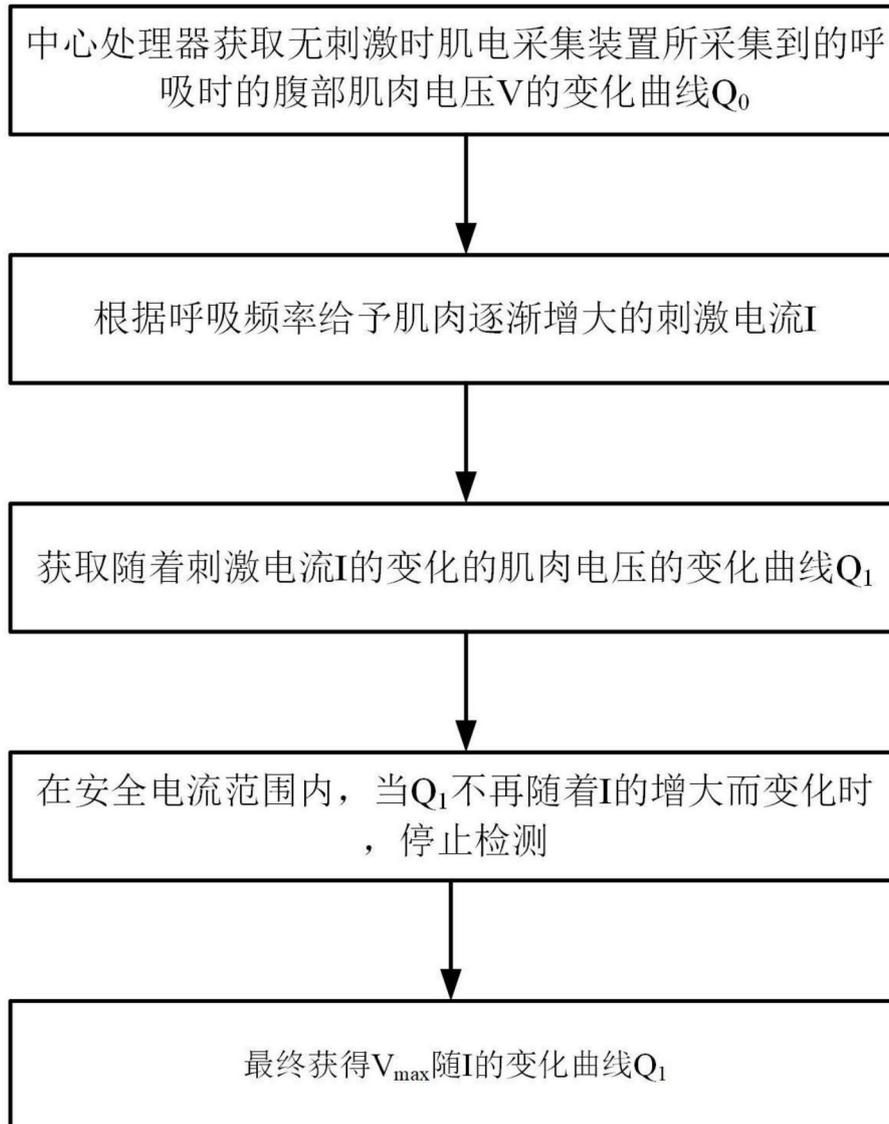


图3

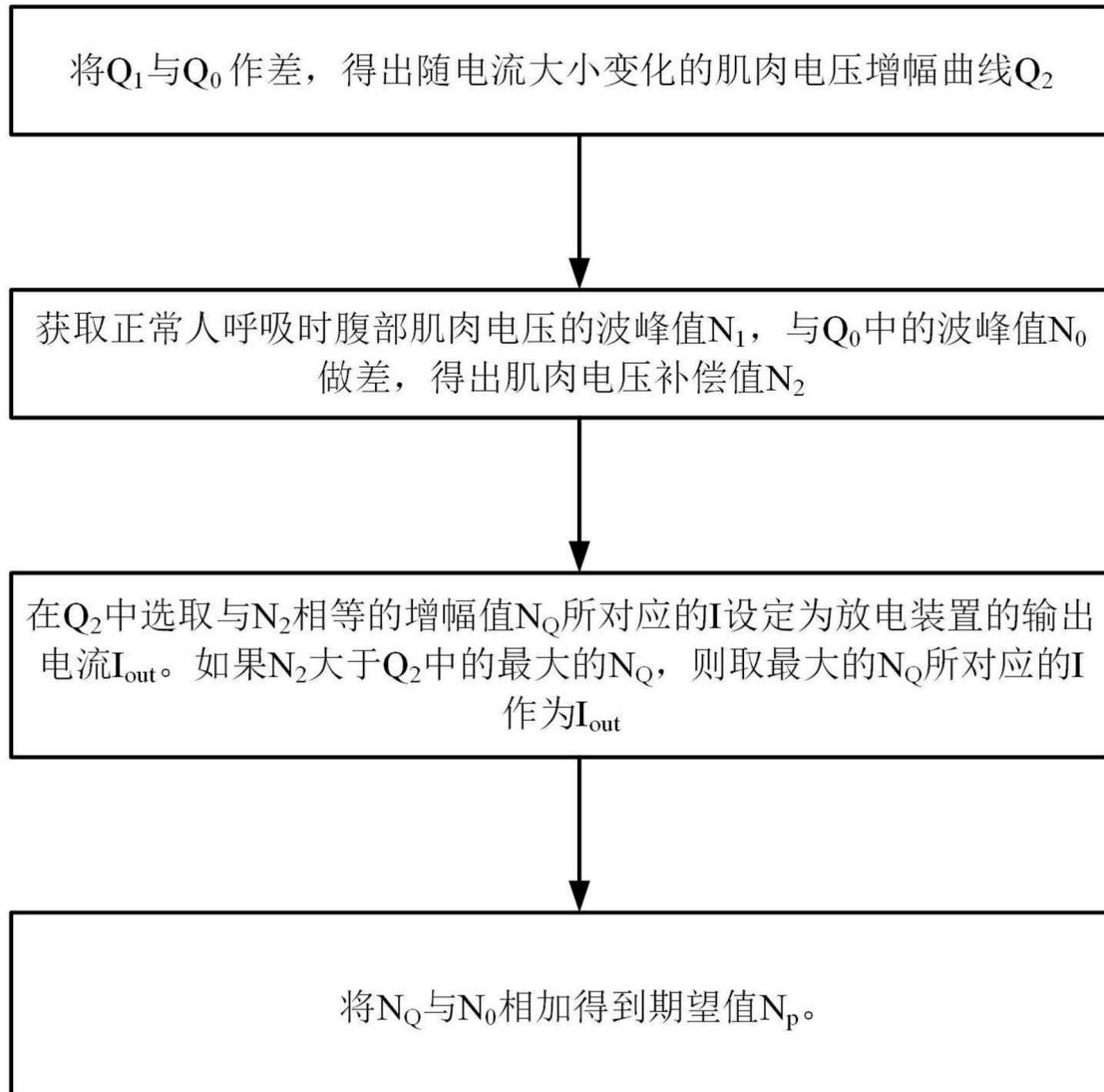


图4

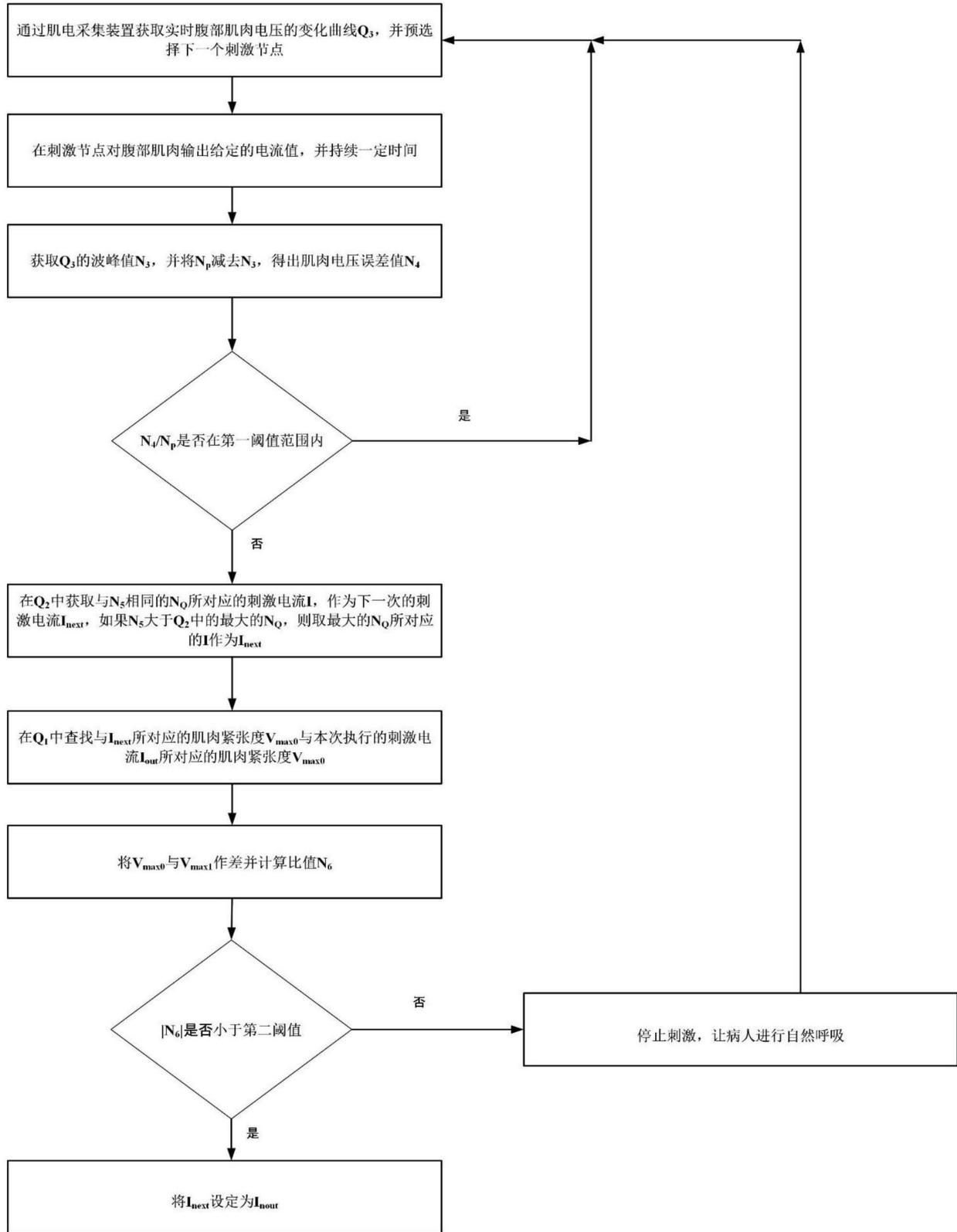


图5