



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104921902 B

(45)授权公告日 2017. 11. 24

(21)申请号 201410097679.0

A61H 39/04(2006.01)

(22)申请日 2014.03.17

审查员 张瑞娟

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104921902 A

(43)申请公布日 2015.09.23

(73)专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72)发明人 胡晓翎 汤启宇 荣威 李伟明

胡军岩

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理

有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51)Int.Cl.

A61H 1/02(2006.01)

A61H 39/00(2006.01)

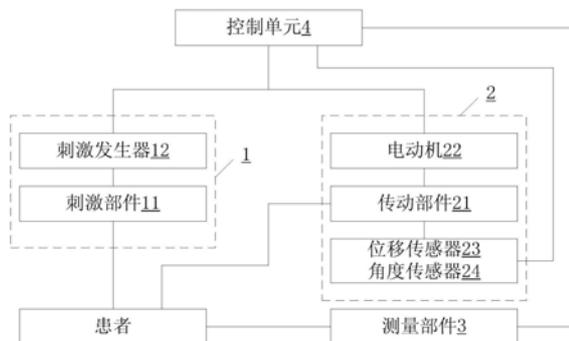
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种结合感知功能与机械辅助的康复系统

(57)摘要

本发明公开了一种结合感知功能与机械辅助的康复系统,该系统包括感知功能部件、机械辅助部件、用于测量主观运动意向强度的测量部件、以及控制单元;控制单元与感知功能部件、机械辅助部件、测量部件连接;感知功能部件,设有用于对肌群产生感知刺激的刺激部件、以及连接于刺激部件与控制单元之间的刺激发生器;机械辅助部件,设有用于为患者提供辅助机械式支持的传动部件、以及带动传动部件工作的电动机。实施本发明的有益效果是,在康复训练中对患侧肢体不仅提供外源性机械辅助以外,还对患侧肌肉提供感知刺激,在训练中机械辅助与感知刺激都受控于患者的主观运动意向。



1. 一种结合感知功能与机械辅助的康复系统,其特征在于,所述系统包括感知功能部件(1)、机械辅助部件(2)、用于测量主观运动意向强度的测量部件(3)、以及控制单元(4);所述控制单元(4)与所述感知功能部件(1)、所述机械辅助部件(2)、所述测量部件(3)连接;

所述感知功能部件(1),设有用于对肌群产生感知刺激的刺激部件(11)、以及连接于所述刺激部件(11)与所述控制单元(4)之间的刺激发生器(12);

所述机械辅助部件(2),设有用于为患者提供辅助机械式支持的传动部件(21)、以及带动所述传动部件(21)工作的电动机(22);

所述控制单元(4),接收所述测量部件(3)所测量到的主观运动意向强度,按照所述刺激发生器(12)所产生的感知刺激强度与所述主观运动意向强度的第一关系模式,实时控制所述感知功能部件(1)以使所述刺激部件(11)刺激患者的相应肌群,以及按照所述电动机(22)预设的关节最大输出扭矩与所述主观运动意向强度的第二关系模式,实时控制所述机械辅助部件(2)以使所述传动部件(21)为患者的相应关节提供辅助机械式支持;

所述刺激发生器(12)所产生的感知刺激强度与所述主观运动意向强度的第一关系模式定义为:

$$S_i(t) = \begin{cases} 0, & \text{在主观运动意向强度为零时} \\ S_{iMax} * M_i(t) + S_{iMin}, & \text{在主观运动意向强度不为零时} \end{cases}$$

其中, $S_i(t)$ 为所述刺激发生器(12)在肌肉*i*上所产生的实时感知刺激强度,以通过所述刺激部件(11)刺激所述肌肉*i*; S_{iMax} 为所述刺激发生器(12)在所述肌肉*i*上所产生的最大感知刺激强度,所述最大感知刺激强度不引起肌肉主动收缩, S_{iMin} 为所述刺激发生器(12)在所述肌肉*i*上所产生的最小感知刺激强度; $M_i(t)$ 定义为:

$$M_i(t) = \frac{|y_i(t)|}{|y_{iMax}|}$$

其中, $y_i(t)$ 为所述测量部件(3)在所述肌肉*i*上实时测量到的主观运动意向强度, y_{iMax} 为所述测量部件(3)在所述肌肉*i*上所测量到的主观运动意向强度的最大值。

2. 根据权利要求1所述的康复系统,其特征在于,所述传动部件(21)对关节*j*提供所述辅助机械式支持时的输出扭矩是与患者想要运动方向一致的辅助力矩,或者是与患者想要运动方向相反的阻力力矩。

3. 根据权利要求1所述的康复系统,其特征在于,所述测量部件(3)为用于测量所述主观运动意向强度的测量电极。

4. 根据权利要求1所述的康复系统,其特征在于,所述主观运动意向强度为在肌肉上所测量到的肌电信号强度、肌音信号强度中的任意一种。

5. 根据权利要求1所述的康复系统,其特征在于,所述刺激部件(11)所产生的所述感知刺激为有感知的振动、电刺激、温度刺激中的至少一种。

一种结合感知功能与机械辅助的康复系统

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助医疗康复训练设备领域,尤其涉及一种结合感知功能与机械辅助的康复系统。

背景技术

[0002] 瘫痪肢体功能的恢复有赖于长期的物理康复治疗。例如,对于中风患者而言,要想恢复偏瘫侧肢的功能,就要重复性地让患侧肢体练习所想获得的功能或动作,即所谓的功能再学习。在此过程中,患者往往需要在外力的协助下学会使用指定肌肉群来完成要求的训练任务。同时要尽量纠正身体其他部位不必要的代偿性动作,从而使受训肢体的运动更接近正常人。机器人辅助康复训练主要是通过机电结合的机器人对相应的关节或肢体提供外源性的机械支持,帮助患者的瘫痪肢体体验指定动作以及相应的运动轨迹。在训练时,机器人虽然可以从运动轨迹上纠正患者动作的偏差,但是无法提示患者在过程中应使用哪些肌肉来完成标准动作。这样的训练结果往往是当有机器人辅助时,患者可以完成动作,而没有帮助时患者就无法实现,或使用其他代偿肌肉群。在物理康复治疗中引入感知刺激,例如振动、电刺激、温度等可以增强患者对患侧肌肉位置的本体感受,并有利于受损神经系统的重建以提高康复训练效果。感知刺激一般不直接引起肌肉收缩,只是让患侧肢体产生感觉,从而使患者在运动中可意识到所应使用的肌肉部位。

[0003] 目前,感知刺激设备与康复机器人还是分别独立的系统,还没有结合两种功能的技术对患者肢体进行协同康复训练的装置。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题在于,针对上述感知刺激设备与康复机器人分别为独立系统的问题,提供一种结合感知功能与机械辅助的康复系统。

[0005] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:构造一种结合感知功能与机械辅助的康复系统,所述系统包括感知功能部件、机械辅助部件、用于测量主观运动意向强度的测量部件、以及控制单元;所述控制单元与所述感知功能部件、所述机械辅助部件、所述测量部件连接;

[0006] 所述感知功能部件,设有用于对肌群产生感知刺激的刺激部件、以及连接于所述刺激部件与所述控制单元之间的刺激发生器;

[0007] 所述机械辅助部件,设有用于为患者提供辅助机械式支持的传动部件、以及带动所述传动部件工作的电动机;

[0008] 所述控制单元,接收所述测量部件所测量到的主观运动意向强度,按照所述刺激发生器所产生的感知刺激强度与所述主观运动意向强度的第一关系模式,实时控制所述感知功能部件以使所述刺激部件刺激患者的相应肌群,以及按照所述电动机预设的关节最大输出扭矩与所述主观运动意向强度的第二关系模式,实时控制所述机械辅助部件以使所述传动部件为患者的相应关节提供辅助机械式支持。

[0009] 在本发明所述的康复系统中,所述刺激发生器所产生的感知刺激强度与所述主观运动意向强度的第一关系模式定义为:

$$[0010] \quad S_i(t) = \begin{cases} 0, & \text{在主观运动意向强度为零时} \\ S_{iMax} * M_i(t) + S_{iMin}, & \text{在主观运动意向强度不为零时} \end{cases}$$

[0011] 其中, $S_i(t)$ 为所述刺激发生器在肌肉*i*上所产生的实时感知刺激强度,以通过所述刺激部件刺激所述肌肉*i*;当控制单元未接收到所述刺激部件检测的主观运动意向强度时,刺激发生器的输出强度为0; S_{iMax} 为所述刺激发生器在所述肌肉*i*上所产生的最大感知刺激强度,所述最大感知刺激强度不引起肌肉主动收缩, S_{iMin} 为所述刺激发生器在所述肌肉*i*上所产生的最小感知刺激强度; $M_i(t)$ 定义为:

$$[0012] \quad M_i(t) = \frac{|y_i(t)|}{|y_{iMax}|}$$

[0013] 其中, $y_i(t)$ 为所述测量部件在所述肌肉*i*上实时测量到的主观运动意向强度, y_{iMax} 为所述测量部件在所述肌肉*i*上所测量到的主观运动意向强度的最大值。

[0014] 在本发明所述的康复系统中,所述电动机的预设的关节最大输出扭矩与所述主观运动意向强度的第二关系模式定义为:

$$[0015] \quad T_j(t) = T_{jMax} * M_i(t)$$

[0016] 其中, $T_j(t)$ 为实时控制所述机械辅助部件中的所述传动部件对关节*j*提供所述辅助机械式支持时的输出扭矩, T_{jMax} 为预设的机械辅助部件中的传动部件对所述关节*j*的关节最大输出扭矩。

[0017] 在本发明所述的康复系统中,所述传动部件对关节*j*提供所述辅助机械式支持时的输出扭矩是与患者想要运动方向一致的辅助力矩,或者是与患者想要运动方向相反的阻力力矩。

[0018] 在本发明所述的康复系统中,所述机械辅助部件还包括连接于所述传动部件及所述控制单元之间的位移传感器和角度传感器,分别用于测量关节所产生的扭矩和根据所述扭矩而产生的角度信号。

[0019] 在本发明所述的康复系统中,所述控制单元还包括存储单元,用于存储所述测量部件所测量到的主观运动意向强度,以及存储所述位移传感器和所述角度传感器分别所测量到的所述扭矩和所述角度信号。

[0020] 在本发明所述的康复系统中,所述测量部件为用于测量所述主观运动意向强度的测量电极。

[0021] 在本发明所述的康复系统中,所述主观运动意向强度为在肌肉上所测量到的肌电信号强度、肌音信号强度中的任意一种。

[0022] 在本发明所述的康复系统中,所述刺激部件所产生的所述感知刺激为有感的振动、电刺激、温度刺激中的至少一种。

[0023] 实施本发明的一种结合感知功能与机械辅助的康复系统,具有以下有益效果:在康复训练中对患侧肢体不仅提供外源性机械辅助以外,还对患侧肌肉提供感知刺激,在训练中机械辅助与感知刺激都受控于患者的主观运动意向。

附图说明

- [0024] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:
 [0025] 图1为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统框图;
 [0026] 图2为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统的实施例结构示意图;
 [0027] 图3为本发明的测量部件与刺激部件在肌肉上摆放位置示意图;
 [0028] 图4为图2中机械辅助部件的纵向剖面图;
 [0029] 图5为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统的另一实施例结构示意图。

具体实施方式

[0030] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图详细说明本发明的具体实施方式。

[0031] 如图1所示,为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统框图,该系统除了可以对患侧肢体提供外源性机械支持的同时,还可对瘫痪肌肉进行感知性刺激以提高其定位功能。该系统包括感知功能部件1、机械辅助部件2、用于测量主观运动意向强度的测量部件3、以及控制单元4;控制单元4与感知功能部件1、机械辅助部件2、测量部件3连接;其中,感知功能部件1,设有用于对肌群产生感知刺激的刺激部件11、以及连接于刺激部件11与控制单元4之间的刺激发生器12;其中,机械辅助部件2,设有用于为患者提供辅助机械式支持的传动部件21、以及带动传动部件21工作的电动机22;控制单元4,接收测量部件3所测量到的主观运动意向强度,按照刺激发生器12所产生的感知刺激强度与主观运动意向强度的第一关系模式,实时控制感知功能部件1以使刺激部件11刺激患者的相应肌群,以及按照电动机22预设的关节最大输出扭矩与主观运动意向强度的第二关系模式,实时控制机械辅助部件2以使传动部件21为患者的相应关节提供辅助机械式支持。

[0032] 刺激发生器12所产生的感知刺激强度与主观运动意向强度的第一关系模式定义为:

$$[0033] \quad S_i(t) = \begin{cases} 0, & \text{在主观运动意向强度为零时} \\ S_{iMax} * M_i(t) + S_{iMin}, & \text{在主观运动意向强度不为零时} \end{cases} \quad \text{Eq.1}$$

[0034] 其中, $S_i(t)$ 为刺激发生器12在肌肉*i*上所产生的实时感知刺激强度,以通过刺激部件11刺激肌肉*i*,例如扭扣式微型振动器产生的振动强度,或电刺激器产生的有感刺激。当控制单元4未接收到刺激部件11检测的主观运动意向强度时,即控制单元4不能检测到患者的主观运动意向时,刺激发生器12的输出强度为0; S_{iMax} 为刺激发生器12在肌肉*i*上所产生的最大感知刺激强度,并且这种强度不引起肌肉主动收缩, S_{iMin} 为刺激发生器12在肌肉*i*上所产生的最小感知刺激强度; $M_i(t)$ 为归一化并取绝对值后实时的主观运动意向强度,患者的主观运动意向可由相关的生理信号,即主观运动意向强度为在肌肉上所测量到的肌电信号强度、肌音信号强度中的任意一种,如收缩肌肉上测得的肌电、肌音信号、相应脑区信号如脑电、脑磁信号强度来表征,其定义为:

$$[0035] \quad M_i(t) = \frac{|y_i(t)|}{|y_{iMax}|} \quad \text{Eq.2}$$

[0036] 其中, $y_i(t)$ 为测量部件3在肌肉 i 上实时测量到的主观运动意向强度, y_{iMax} 为测量部件3在肌肉 i 上所测量到的主观运动意向强度的最大值。

[0037] 电动机22的预设的关节最大输出扭矩与主观运动意向强度的第二关系模式定义为:

$$T_j(t) = T_{jMax} * M_i(t) \quad \text{Eq.3}$$

[0039] 其中, $T_j(t)$ 为实时控制机械辅助部件2中的传动部件21对关节 j 提供辅助机械式支持时的输出扭矩, 可表征为关节的角速度、关节的输出扭矩, 此处的关节可指肩, 肘, 腕, 指, 膝, 踝等。 T_{jMax} 为预设的机械辅助部件中的传动部件对所述关节 j 的关节最大输出扭矩, 不同的关节有不同的最大输出值, 其中, 为了使患者更安全地使用该系统, $M_i(t)$ 的定义和公式Eq.1中的 $M_i(t)$ 相同。肌肉 i 与关节 j 的关系为: i 的收缩引起 j 的关节角度变化, 如 i 为屈肌时, 关节 j 发出屈的动作, 或者 i 为展肌时, 关节 j 发出伸的动作。传动部件21还可对关节 j 提供辅助机械式支持时的输出扭矩是与患者想要运动方向一致的辅助力矩, 或者是与患者想要运动方向相反的阻力力矩。

[0040] 机械辅助部件2还包括连接于传动部件21及控制单元4之间的位移传感器23和角度传感器24, 分别用于测量关节所产生的扭矩和根据扭矩而产生的角度信号。控制单元4还包括存储单元41, 用于存储测量部件3所测量到的主观运动意向强度, 以及存储位移传感器23和角度传感器24分别所测量到的扭矩和角度信号。

[0041] 测量部件3为用于测量主观运动意向强度的测量电极。其中, 主观运动意向强度为在肌肉上所测量到的肌电信号强度、肌音信号强度中的任意一种。刺激部件11所产生的所述感知刺激为有感的振动、电刺激、温度刺激中的至少一种。

[0042] 如图2所示, 为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统的实施例结构示意图, 该实施例为一用于腕关节伸展和弯曲训练的座机式系统, 该系统中, 用于测量患者主观运动意向强度的测量部件3为一测量电极, 优选为肌电电极, 而给予目标肌肉感知刺激的刺激部件11可以刺激部件的形式106粘贴于肌肉的皮肤表面上, 刺激部件11可以是振动电极, 该肌电电极与振动电极的摆放方式参见图3, 在图3中, 肌电电极以平行于目标肌肉长轴并尽可能摆放于肌腹上。而单个的振动电极摆放于两个肌电电极的中间。控制单元4可通过数据线112存储并处理肌电电极信号, 其中, 测量部件3所测量到的肌电电极信号存储于存储单元41中, 同时按控制程序将感知刺激控制信号和电机控制信号通过电缆111传递给刺激发生器12与机械辅助部件2。

[0043] 其中, 机械辅助部件2包括固定患者的患侧关节的机械臂211、带动机械臂211进行旋转运动的电动机22; 所述的机械臂211在本发明中可以根据患者不同患处的关节按人体工学特征而具有不同的结构, 如用于如图2所示的腕关节训练时, 机械臂211上还设有手掌固定器212, 这样便于当机械臂211随着电动机22旋转时, 腕关节也能随着运动。同时, 机械辅助部件2也包括了用于固定前臂的基座213, 用于做腕关节运动时, 保持前臂静止不动。机械辅助部件2的纵向剖面图参见图4, 在图4中主要包括了电动机22及其固定部件23和传动部件21。其中固定配件23包括上板231、下板232、四个铝柱233及固定电动机于下板上的多个柱栓234组成。

[0044] 对于腕关节训练, 刺激部件分别放置于桡侧伸腕肌和桡侧屈腕肌上, 以用于控制手腕的伸展和弯屈时相。传动部件21由连接电动机33转动轴221的机械臂211及手掌固定器

212组成。当电动机转动时,所有的固定部件23保持静止,而传动部件21跟随电动机33的转动轴221运动。刺激部件中的测量电极如肌电电极首先测量到患侧肌肉收缩的信号,然后此信号可由数据线传输至控制单元4进行处理。控制单元4再将控制指令分别传递给机械辅助部件2引起电机转动和感知功能部件1在相应的肌肉上产生振动刺激。

[0045] 该实施例的有益效果在于,针对行动不便或者无法站立的患者,通过座机式康复系统帮助其更好地进行康复训练。

[0046] 如图5所示,为本发明的结合感知功能与机械辅助的康复系统的另一实施例结构示意图,该实施例所提供的康复系统不同于上一实施例之处在于,其机械辅助部件2为穿戴式。

[0047] 同样的,该系统包括感知功能部件1、机械辅助部件2、用于测量主观运动意向强度的测量部件3、以及控制单元4;控制单元4与感知功能部件1、机械辅助部件2、测量部件3连接;其中,感知功能部件1,设有用于对肌群产生感知刺激的刺激部件11、以及连接于刺激部件11与控制单元4之间的刺激发生器12;其中,机械辅助部件2,设有用于为患者提供辅助机械式支持的传动部件21、以及带动传动部件21工作的电动机22。电动机22安装在患者的手腕处,刺激部件11及测量部件3的测量电极安装在患者手臂的上下两侧,之间通过机械辅助部件2的传动部件21及固定部件31固定并连接。

[0048] 其中,传动部件21由连接电动机33转动轴221的机械臂211及手掌固定器212组成。当电动机转动时,所有的固定部件23保持静止,而传动部件21跟随电动机22运动。电动机22通过手掌固定器212带动手掌运动的同时,控制单元4控制感知功能部件1在相应的肌肉上产生振动刺激或者电刺激,通过机械辅助部件2和感知功能部件1协同作用于患侧肢体时,检测患侧肢体的主观运动意向,例如手臂上的主观运动意向强度,将该主观运动意向强度回传至控制单元4,控制单元4可依据该主观运动意向强度以做出下一步控制机械辅助部件2和感知功能部件1的决策以帮助患者更好地康复训练。

[0049] 该实施例的有益效果在于,对患者的手部进行针对性康复训练,合理布设测量电极及震动电极,以提高瘫痪肌肉的定位能力。

[0050] 上面结合附图对本发明的实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,而不是限制性的,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可做出很多形式,这些均属于本发明的保护之内。

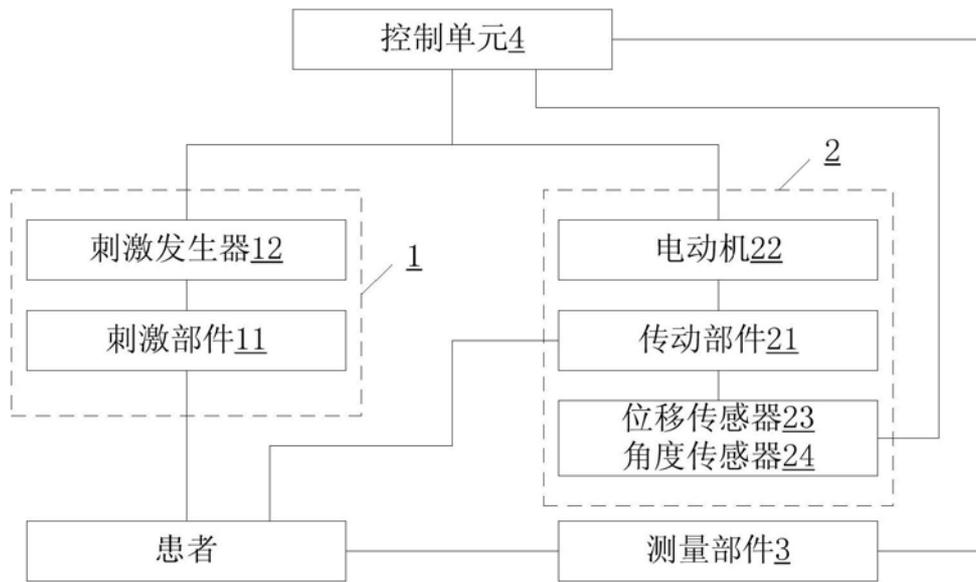


图1

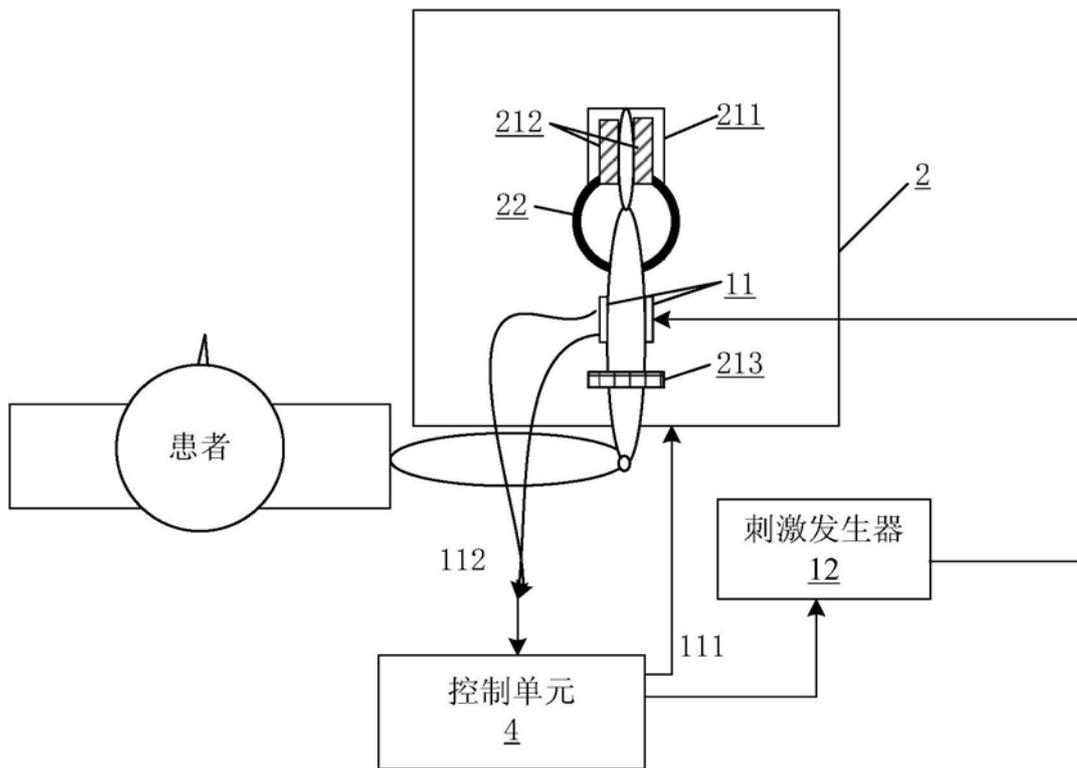


图2

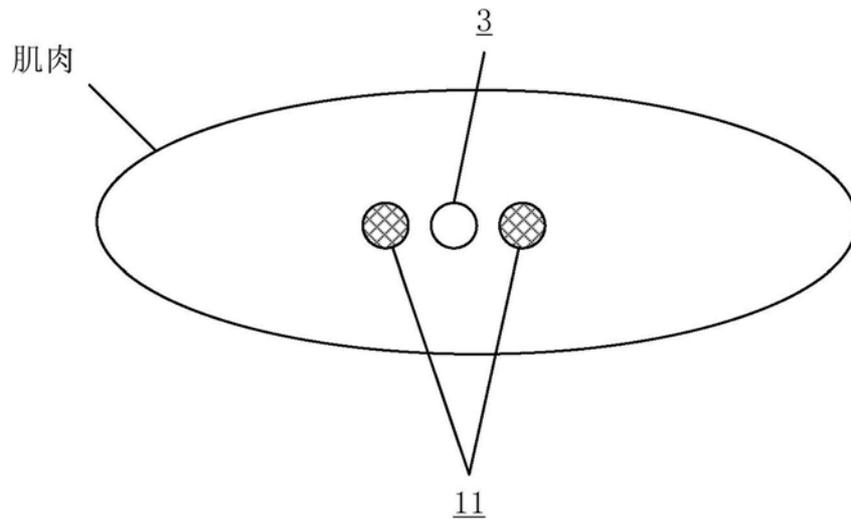


图3

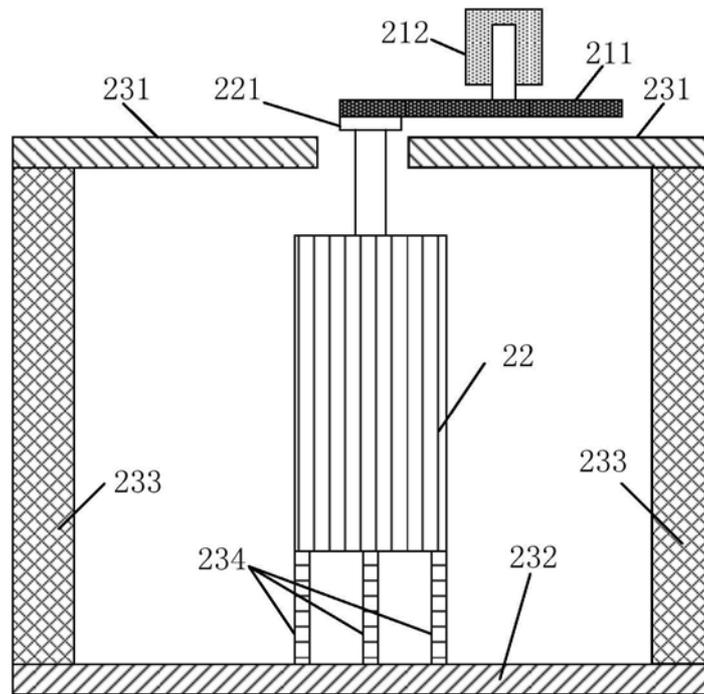


图4

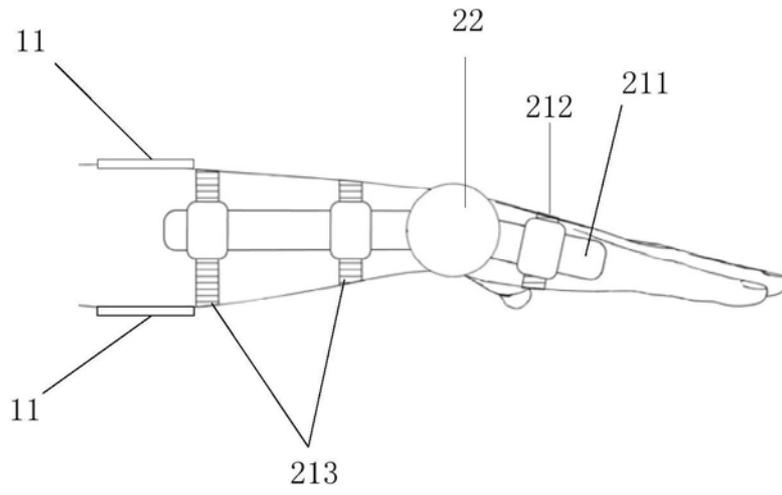


图5