(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 112704283 A
(43)申请公布日 2021.04.27

(21)申请号 202110199961.X

(22)申请日 2021.02.23

(71)申请人 中国航天科工集团七三一医院
地址 100074 北京市丰台区云岗镇岗南里三号

(72)发明人 冯帅

(51)Int.Cl.
A41D 13/05(2006.01)
A41D 13/06(2006.01)
A61F 2/58(2006.01)
A61F 2/64(2006.01)
A61F 2/72(2006.01)

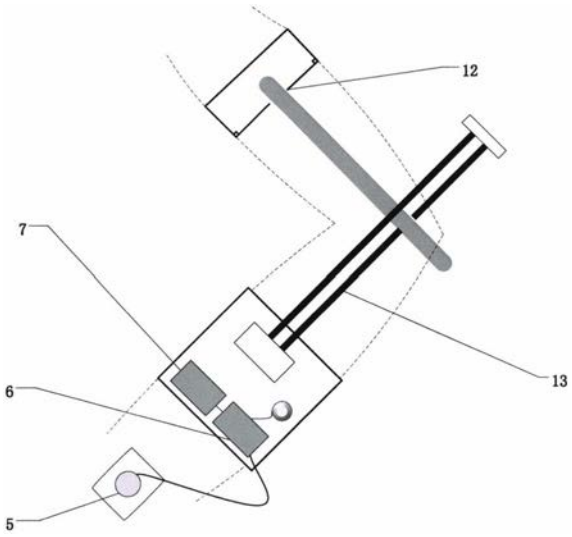
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

防止关节快速活动的护具

(57)摘要

本发明公开一种防止关节快速活动的护具，属于骨科用医疗器械领域。包括近端固定部(4)、远端固定部(3)、肌电控制装置以及连接装置；近端固定部(4)固定在关节处近心端肢体(1)上，远端固定部(3)固定在关节处远心端肢体(2)上，连接装置分别与近端固定部(4)以及远端固定部(3)连接。肌电控制装置用于感测关节相对应的肌肉信号，对连接装置进行控制。当关节缓慢屈伸时，近端固定部(4)与远端固定部(3)之间作自由相对运动；当关节突然快速屈伸时，连接装置阻止近端固定部(4)与远端固定部(3)之间相对运动，从而防止对关节造成损伤。



CN 112704283 A

1.防止关节快速活动的护具,其特征在于,包括近端固定部(4)、远端固定部(3)、肌电控制装置以及连接装置;

所述近端固定部(4)固定在关节处近心端肢体(1)上,所述远端固定部(3)固定在关节处远心端肢体(2)上;所述连接装置分别与所述近端固定部(4)以及所述远端固定部(3)连接;

所述肌电控制装置用于感测关节相对应的肌肉信号,对所述连接装置进行控制;当关节缓慢屈伸时,所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)之间作自由相对运动;当关节突然快速屈伸时,所述连接装置阻止所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)之间相对运动,从而防止对关节造成损伤。

2.根据权利要求1所述的防止关节快速活动的护具,其特征在于,还包括肌电控制装置,所述肌电控制装置包括肌电电极(5)、肌电放大滤波电路(6)、控制电路(7)以及复位按钮(8);所述肌电电极(5)粘贴于近心端肢体(1),所述肌电电极(5)感测关节相对应的肌肉信号;所述肌电放大滤波电路(6)将接收的肌肉信号进行放大滤波后,传入所述控制电路(7);所述控制电路(7)通过信号的强度控制所述连接装置,预先设定一阈值,当小于所述阈值时,不对所述连接装置进行控制;当超过所述阈值时,控制所述连接装置阻止所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)之间作相对运动;所述复位按钮(8),用于通过控制电路(7)将所述连接装置恢复原位,解除所述连接装置锁止状态。

3.根据权利要求2所述的防止关节快速活动的护具,其特征在于,所述连接装置包括滑竿(9)以及两个套环(10);所述套环(10)通过旋转支撑件分别安装在所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)的外侧,所述旋转支撑件一端与所述近端固定部(4)或所述远端固定部(3)固定,另一端安装所述套环(10),所述套环(10)可沿旋转支撑件中心线自由旋转;所述滑竿(9)穿过所述两个套环(10),所述滑竿(9)两端安装螺帽(11),防止所述滑竿(9)从所述套环(10)中脱落;

所述套环(10)为电致伸缩材料制成,当关节突然快速屈伸时,所述套环(10)在所述控制电路(7)的电信号作用下内径变小,抱紧所述滑竿(9)阻止所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)之间作相对运动。

4.根据权利要求2所述的防止关节快速活动的护具,其特征在于,所述连接装置包括悬臂(12)以及悬臂轨道(13);所述悬臂轨道(13)安装在所述近端固定部(4)外侧,所述悬臂轨道(13)由两条轨道组成,所述悬臂(12)的固定端安装在所述近端固定部(4)上,自由端伸进所述悬臂轨道(13)的两条轨道之间;当关节突然快速屈伸时,在所述控制电路(7)的电信号作用下,所述悬臂轨道(13)的两条轨道距离靠近,夹紧所述所述悬臂(12)阻止所述近端固定部(4)与所述远端固定部(3)之间作相对运动。

5.根据权利要求4中所述的防止关节快速活动的护具,其特征在于,所述悬臂(12)为硬橡胶材料,所述悬臂轨道(13)与所述悬臂(12)接触的一侧为锯齿状、斜面或波纹状。

防止关节快速活动的护具

技术领域

[0001] 本发明涉及骨科用医疗器械领域，特别是涉及关节康复期对关节进行保护的用具。

背景技术

[0002] 人体关节(包括膝关节、肘关节等)是人体重要器官，但由于关节可以转动，相比骨科其他疾患，关节的恢复过程更难。特别是在关节康复期，保证一定的活动幅度，缓慢活动关节，有利于关节力量的恢复，但又不能突然快速活动，以防止对关节造成损伤。现实中，避免出现以上情况，主要依靠患者自控。但人在无意间、睡眠中等状态下经常会出现突然猛烈活动关节的情况，尤其对于无自控能力的儿童，更容易出现这种情况，从而对关节造成损伤。

[0003] 现有技术中，大多是通过限制关节活动幅度避免损伤，如专利“用于固定关节的夹板”(公开号为CN102858282B)，该方案适用于关节损伤或术后初期，但不适用于康复期。在康复期，为保证一定活动量，有一些专利还公开了在训练中引入康复机器人技术，如“一种欠驱动上肢康复机器人控制系统”(公开号为CN 106974795 A)，这样不仅可以将康复治疗师从繁重的康复训练中解放出来，还能针对不同患者采用不同的训练方法与训练强度，但系统复杂、价格昂贵，而且还不适合康复期自主锻炼的方式。

[0004] 综上所述，如何解决康复期自主锻炼时期，既能让关节缓慢活动，又保证猛烈的活动不对关节造成损伤，在关节康复领域公开文献中未见报道。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题在于，提出了一种防止关节快速活动的护具，在关节康复期，既不妨碍关节的缓慢活动，又能在病人有意或无意间突然快速活动关节情况下，阻止关节的活动，以免造成损伤。

[0006] 本发明的技术方案如下：

[0007] 本发明公开的防止关节快速活动的护具，包括近端固定部4、远端固定部3、肌电控制装置以及连接装置；

[0008] 近端固定部4固定在关节处近心端肢体1上，远端固定部3固定在关节处远心端肢体2上；连接装置分别与近端固定部4以及远端固定部3连接；

[0009] 肌电控制装置用于感测关节相对应的肌肉信号，对连接装置进行控制；当关节缓慢屈伸时，近端固定部4与远端固定部3之间作自由相对运动；当关节突然快速屈伸时，连接装置阻止近端固定部4与远端固定部3之间相对运动，从而防止对关节造成损伤。

[0010] 进一步地，肌电控制装置包括肌电电极5、肌电放大滤波电路6、控制电路7以及复位按钮8；肌电电极5粘贴于近心端肢体1，肌电电极5感测关节相对应的肌肉信号；肌电放大滤波电路6将接收的肌肉信号进行放大滤波后，传入控制电路7；控制电路7通过信号的强度控制连接装置，预先设定一阈值，当小于阈值时，不对连接装置进行控制；当超过阈值时，控

制连接装置阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动;复位按钮8,用于通过控制电路7将连接装置恢复原位,解除连接装置锁止状态。

[0011] 进一步地,连接装置包括滑竿9以及两个套环10;套环10通过旋转支撑件分别安装在近端固定部4与远端固定部3的外侧,旋转支撑件一端与近端固定部4或远端固定部3固定,另一端安装套环10,套环10可沿旋转支撑件中心线自由旋转;滑竿9穿过两个套环10,滑竿9两端安装螺帽11,防止滑竿9从套环10中脱落;

[0012] 套环10为电致伸缩材料制成,当关节突然快速屈伸时,套环10在控制电路7的电信号作用下内径变小,抱紧滑竿9阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。

[0013] 进一步地,连接装置包括悬臂12以及悬臂轨道13;悬臂轨道13安装在近端固定部4外侧,悬臂轨道13由两条轨道组成,悬臂12的固定端安装在近端固定部4上,自由端伸进悬臂轨道13的两条轨道之间,当关节突然快速屈伸时,在控制电路7的电信号作用下,悬臂轨道13的两条轨道距离靠近,夹紧悬臂12阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。

[0014] 进一步地,悬臂12为硬橡胶材料,悬臂轨道13与悬臂12接触的一侧为锯齿状、斜面或波纹状。

[0015] 本发明的有益效果:

[0016] 本发明护具包括近端固定部4、远端固定部3、肌电控制装置以及连接装置。肌电控制装置通过测量人体肌电信号,对肌电信号进行处理,当判断患者对关节作出剧烈活动的行为时,阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。肌电信号的控制方式,不依赖关节肢体部位实际的相对运动,当患者作出关节肌肉运动的努力时,即可对关节快速活动作出限制。

[0017] 实施例1采用滑竿以及套环,套环使用电致伸缩材料,此方案的设计,将连接装置安装在近端固定部4与远端固定部3的外侧,关节最大幅度弯曲时,两个套环10可以逐渐逼近,中间没有其他部件阻挡,保证了关节的活动幅度。而且,关节缓慢活动时,滑竿9沿套环10运动,近端固定部4或远端固定部3固定之间没有任何阻力。

[0018] 实施例2采用包括悬臂12以及悬臂轨道13的连接装置,通过调整两条轨道距离、悬臂12接触的角度以及接触面形状,更容易控制与悬臂12的抱紧程度,可根据患者的习惯以及康复过程随时进行调整。

附图说明

[0019] 图1为本发明近端固定部与远端固定部安装示意图;

[0020] 图2为本发明实施例1滑竿套环连接装置示意图;

[0021] 图3为本发明实施例2悬臂轨道连接装置示意图。

[0022] 图中,1:近心端肢体、2:远心端肢体、3:远端固定部、4:近端固定部、5:肌电电极、6:肌电放大滤波电路、7:控制电路、8:复位按钮、9:滑竿、10:套环,11:螺帽、12:悬臂、13:悬臂轨道。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图并通过具体实施例来进一步说明本发明的技术方案。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明

的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0024] 为解决关节康复期,既能让关节缓慢活动,又保证猛烈的活动不对关节造成损伤的问题,本发明的思路是,在关节两端近心端肢体1和远心端肢体2靠近关节处分别安装近端固定部4和远端固定部3(见图1),近端固定部4和远端固定部3之间通过连接装置进行连接。肌电控制装置通过测量人体肌电信号,对肌电信号进行处理,判断患者对关节作出剧烈活动的行为时,控制连接装置。当关节缓慢屈伸时,连接装置不对近端固定部4和远端固定部3施加作用力,使得近端固定部4与远端固定部3之间能够自由相对运动;当关节突然快速屈伸时,连接装置阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动,从而防止对关节造成损伤。

[0025] 中枢神经系统通过运动单位(motor units,MUs)的募集(运动单位由小到大渐次兴奋的过程)和发放率(单位时间内运动单位的兴奋次数)等控制肌肉收缩力的大小和变化速度。肌电信号是一维时间序列信号,发源于中枢神经脊髓中的运动神经元,是电极所接触到的许多运动单元发放的动作电位(action potentials,APs)的总和。因此,肌电信号包含了肌肉收缩模式及强度信息,可以作为控制信息源。

[0026] 目前肌电信号通常用来控制假手动作,包括四个方面:

[0027] 1.基于阈值决策

[0028] 采用肌电信号的双态幅值及包络解调方法:肌电信号经过校正,滤波及调制后,对于肌肉的一次收缩活动,对应产生一个信号峰值,通过峰值与阈值大小的比较,输出假手抓握或者伸展动作。

[0029] 2.基于幅值编码

[0030] 将肌电信号的三态模式按照时序进行编码输出。具体的肌电控制语言由三位编码组成,(a1(t),a2(t),a3(t))ai(t)属于{0,1,2}每一位可以使用肌电信号幅值的三个态“1”“2”“0”表示(通过肌电收缩幅度的大小实现“1”和“2”,“0”代表无肌肉活动)它们组合起来对应各种假手抓取模式及抓取力度。

[0031] 每次肌肉收缩的检测依靠对肌电信号的非高斯性评估(倾斜度、峭度),并随即进行特定时间窗口内的滤波(去除干扰噪声),以确定信号幅度峰值强度是“1”或“2”。编码语言的全部三位采集完毕后假手即作出规定动作(为映射表),其位置/力控制采用一种底层的顺应性控制方法。

[0032] 3.分层控制决策

[0033] 由先进的信号调制及模式识别算法识别出肌肉残肢端进行的手部抓取模式,而底层控制器实现假手对物体的稳定抓取。

[0034] a.德国采用一种基于转换信号及控制信号相结合的假手控制方法,通过处理处理转换信号得到肌电模式信息,再通过处理控制信号得到各手指控制信息(速度/力的比例控制)。

[0035] b.英国南安普顿大学对Southampton Hand的控制有类似结构:用户使用普通的双态控制模式实现假手对物体的抓取,而采取微处理器及传感系统获取抓取有关的祖国反馈信息,从而实现抓取的自律及抓取力的分配。“灵巧手适应性操作流程”为:预置、接触、保持、挤压及放松5个状态,各个状态之间的转换依靠单一肌肉的收缩及伸展来实现。

[0036] c.加拿大使用不同动作模式发起时240ms时间内的肌电信号的时域特征(过零点

数，平均绝对值等)，利用人工神经网络多层感知器作为分类器能够识别4中不同的肌肉收缩模式。但其缺点在于假手的抓取模式及运动控制仍需要人眼的视觉反馈。

[0037] 混合型控制方法：如果将b和c的方法结合起来，利用c确定b中的抓取模式判定，然后采取适应性操作流程，抓取性能将改善。

[0038] 4.基于模式识别算法

[0039] 人体->有效肌电采集->特征提取->特征分类->灵巧手控制器

[0040] 有效肌电采集：原始肌电信号的调制(过滤、放大)以及肌肉收缩发起的可靠性检测(依据肌肉收缩肌电信号幅值、统计学特性的变化等)，而特征提取(特征生成及降维)以及分类算法(识别及回归)。

[0041] 为实现肌电信号控制方式，本发明的肌电控制装置包括肌电电极5、肌电放大滤波电路6、控制电路7以及复位按钮8；肌电电极5粘贴于近心端肢体1皮肤表面，对于肘关节可以放置在上臂，对于膝关节可以放置在大腿。肌电电极5感测关节相对应的肌肉信号，肌电放大滤波电路6将接收的肌肉信号进行放大滤波后，传入控制电路7；控制电路7根据信号的强度控制连接装置。可以预先设定一阈值，当小于阈值时，不对连接装置进行控制；当超过该阈值时，控制连接装置阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。出现阻止情况后，患者操作复位按钮8，通过控制电路7，将连接装置恢复原位，然后患者可继续自由活动关节。

[0042] 肌电信号的采集以及产生控制信号的过程，在本领域相关技术比较成熟，已公开了利用肌电信号进行假肢的控制，或者利用肌电信号控制机器人对患者进行康复的技术方案，比如专利“利用肌电信号提供机械帮助的康复机器人系统”(公告号CN101061984B)详细描述了从检测患部关节的肌电信号，放大滤波，到形成控制信号的全部过程。在此，不详细赘述信号处理过程，而且本发明侧重于取得信号的峰值，以便根据此峰值发出是否使连接装置作出阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动的信号，因此处理过程更加简单。

[0043] 本发明采用肌电信号进行控制，不依赖关节肢体部位实际的相对运动，当患者作出关节肌肉运动的努力时，即可对关节快速活动作出限制。

[0044] 下面实施例公开了该方案连接装置的具体设计方案。

[0045] 实施例1

[0046] 如图2所示，本实施例的连接装置包括滑竿9以及两个套环10。套环10通过旋转支撑件分别安装在近端固定部4与远端固定部3的外侧，注意不能安装在关节弯曲的内侧，以免对关节弯曲的幅度造成影响。旋转支撑件一端与近端固定部4或远端固定部3固定，另一端安装套环10，套环10可沿旋转支撑件中心线自由旋转；滑竿9穿过两个套环10，滑竿9上具有防止滑竿9从套环10中脱落的部件，可以在滑竿9中间设计圆台凸起，圆台外径大于套环10内径，或者在滑竿9两端安装螺帽11，当然也可以一端设计为固定圆台，另一端为螺帽11的结构。

[0047] 套环10使用电致伸缩材料制成，如丙烯酸酯类、硅橡胶类和聚氨酯类的材料。电致伸缩材料具有在电场中发生弹性形变的现象，在此用来在电信号控制下，通过伸缩对滑竿9形成阻止。当关节突然快速屈伸时，套环10在控制电路7的电信号作用下内径变小，抱紧滑竿9阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。

[0048] 此方案的设计，将连接装置安装在近端固定部4与远端固定部3的外侧，关节最大幅度弯曲时，两个套环10可以逐渐逼近，中间没有其他部件阻挡，保证了关节的活动幅度。而且，关节缓慢活动时，滑竿9沿套环10运动，近端固定部4或远端固定部3固定之间没有任何阻力。

[0049] 实施例2

[0050] 如图3所示，本实施例的连接装置包括悬臂12以及悬臂轨道13。悬臂轨道13安装在近端固定部4外侧，悬臂轨道13由两条轨道组成，两条轨道间距离在电信号作用下可以调节。悬臂12的固定端安装在近端固定部4外部，自由端伸进悬臂轨道13的两条轨道之间，当关节突然快速屈伸时，在控制电路7的电信号作用下，悬臂轨道13的两条轨道距离靠近，夹紧悬臂12从而阻止近端固定部4与远端固定部3之间作相对运动。

[0051] 为增加夹紧效果，悬臂12采用硬橡胶材质，悬臂轨道13的内侧，即与悬臂12接触的一侧采用粗糙形状。如果为锯齿状，可以迅速阻止近端固定部4与远端固定部3之间的相对运动，如果想缓慢阻止近端固定部4与远端固定部3之间的相对运动，可考虑采用斜面或波纹状。两条轨道的移动可以保持平行移动靠近，也可以在悬臂轨道13的自由端两条轨道距离不变，仅缩小固定端的距离，这样一方面省去平行移动的复杂控制机构，还可以对悬臂12呈剪刀状的斜面夹紧，阻止悬臂12的运动过程更加趋缓。另外，悬臂轨道13与悬臂12接触的一侧在材料选择上可以采用金属或硬橡胶等材料。

[0052] 本实施例的设计，通过调整两条轨道距离、与悬臂12接触的角度以及接触面形状，更容易控制与悬臂12的抱紧程度，可根据患者的习惯以及康复过程随时进行调整。

[0053] 本发明主要适用于膝关节、肘关节、腕关节等活动幅度比较大，容易猛烈活动对关节造成损伤的情形，对于肩关节不太适用。

[0054] 上文对本发明的优选实施方式的描述本质上仅仅是示例性的，并非旨在限制本发明、其应用或用途。因此，本发明的保护范围不限于这些方案和细节，在不偏离本发明的基本原理的情况下，本领域技术人员能够对这些方案和细节做出修改或等同替换，修改或替换后的实施方案也将落入本发明的保护范围之内。

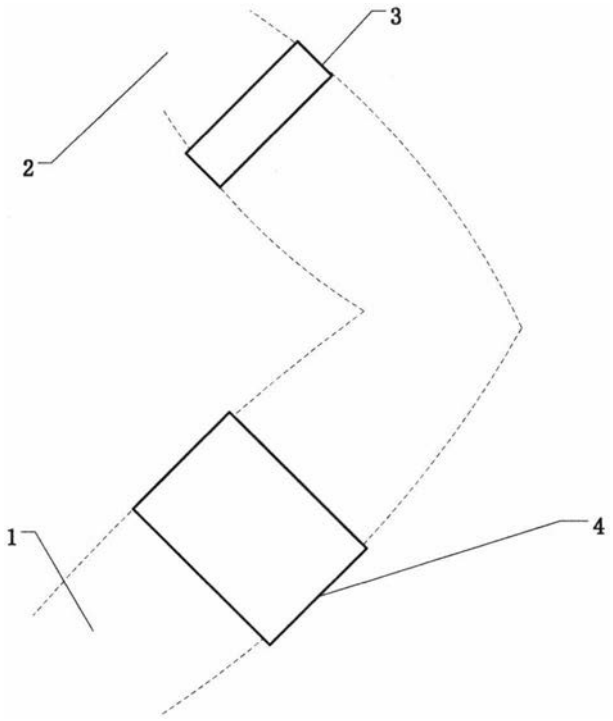


图1

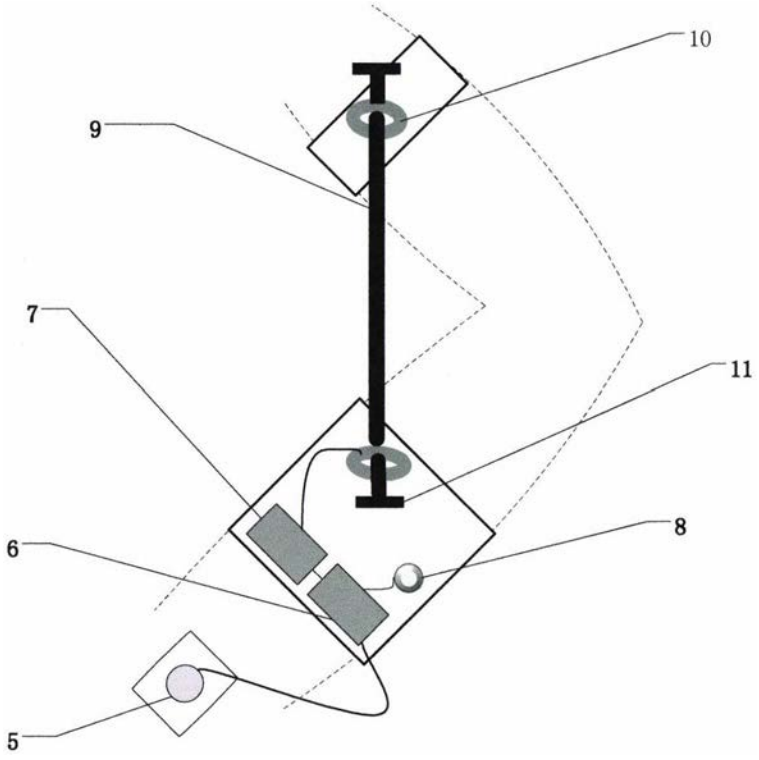


图2

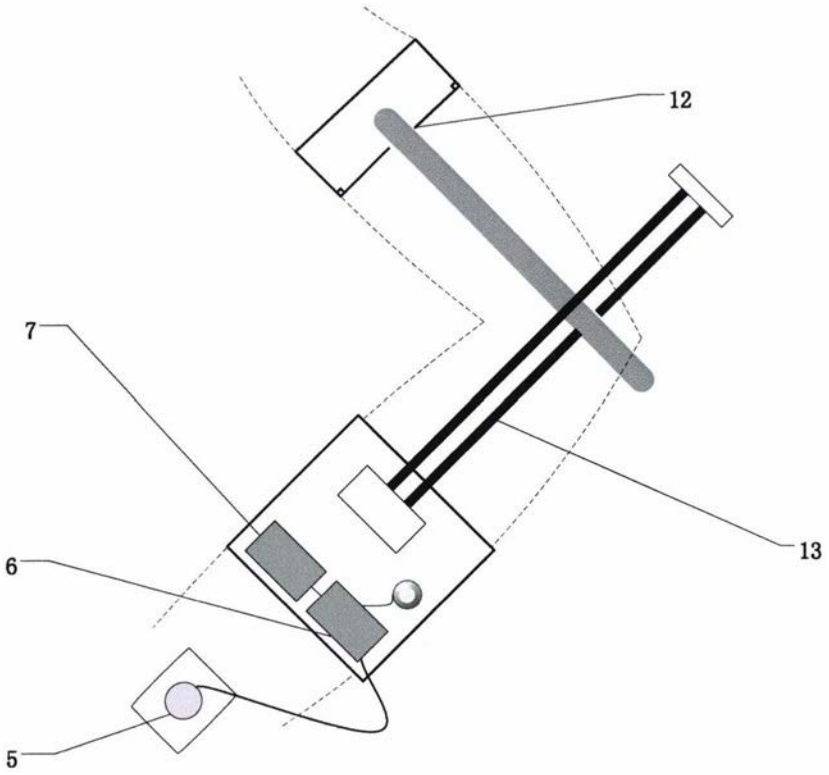


图3