·康复工程·

一款轻量化双髋驱动的下肢外骨骼康复机器人设计

马锁文[1,2,3,4]　孟青云[2]　喻洪流[1,3,4]　李慧[1,3,4]　胡杰[1,3,4]　杜青[5]　孟巧玲[1,3,4]
[1]上海理工大学康复工程与技术研究所,上海　200093;[2]上海健康医学院,上海　201318;
[3]上海康复器械工程技术研究中心,上海　200093;[4]民政部神经功能信息与康复工程重点实验室,上海　200093;[5]上海交通大学医学院附属新华医院康复医学科,上海　200092
通信作者:孟青云,Email:mengqy1996@126.com
基金项目:上海市科技创新行动计划技术标准项目(19DZ2203600)
DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.06.015

脑卒中及脊髓损伤造成的偏瘫和截瘫患者逐年增加,患者长期卧床会导致基础心率增加,心脏对定量负荷反应变差,触发血栓形成[1]。下肢外骨骼康复机器人,因其具有辅助行走、实现运动康复治疗、缩短康复训练周期以及填补治疗师人数空缺的优势,使得其成为行走康复发展的主流趋势[2-3]。

国外学者对下肢外骨骼机器人的研究起步较早,日本Cyberdyne公司研发的四电机主动驱动髋、膝关节的下肢外骨骼机器人 HAL[4],通过采集患者下肢表面肌电信号判断患者运动意图,电机根据患者的运动意图带动下肢外骨骼关节,帮助患者运动行走,整套设备总质量达 13 kg;新西兰公司研发的下肢外骨骼机器人 REX[5],外骨骼作为一种移动辅助设备采用 10 个定制的线性驱动器以帮助患者进行站立行走,总重 48 kg;美国 Ekso Bionics 公司研发的下肢外骨骼机器人 EKSO[6-7],通过髋、膝关节的主动驱动和踝关节的被动驱动配合,实现患者运动行走,总重 23 kg;荷兰恩斯赫德温特大学研发的下肢外骨骼机器人 MindWalker[8],可以提供步行速度 0.8 m/s 的无拐杖行走;以色列产的外骨骼机器人 ReWalk[9],采用髋、膝关节电机驱动,通过穿戴者的重心变化控制机器人运动,整个设备重 23 kg。国内哈尔滨工业大学于 2016 年研发了可穿戴下肢外骨骼机器人 HIT-LEX[10],其下肢外骨骼质量为 43 kg,整机具有 14 个自由度,采用模块化设计,髋关节采用“准拟人化”结构设计;北京大艾机器人科技有限公司研发的下肢外骨骼机器人 Ailegs[11],采用髋、膝关节电机主动驱动,搭配各种数据采集系统,辅助患者行走,设备总重 20 kg。总之,国内外的下肢外骨骼机器人的结构设计大多采用髋膝关节四电机主动驱动,增加下肢外骨骼的整体质量和体积,成本提高,过重的外骨骼外出携带不便,穿戴行差,对于穿戴式下肢外骨骼机器人的应用和推广有一定的限制[12],对此本文提出一款轻量化双髋驱动的下肢外骨骼康复机器人,总重 10 kg。

结构分析与设计

一、结构系统分析

本研究设计的穿戴式下肢外骨骼康复机器人(如图 1 所示)根据正常人体下肢结构和各个关节活动度,提出适合的外骨骼设计方案和合适的关节角度范围,穿戴式下肢外骨骼康复机器人单腿的自由度分别是髋关节矢状面的屈曲伸展(主动)、额状面的内收外展(被动)、水平面的内旋外旋(被动),以及膝关节矢状面的屈曲伸展(主动)和踝关节的背屈跖屈(被动),详见表 1[13]。

二、髋关节设计

髋关节设计简图和模型图如图 2 所示,电机所提供的动力作为髋关节屈曲伸展的动力来源。根据临床步态分析(clinical gait analysis CGA)数据库提供的数据,正常人行走髋关节屈曲伸展最大力矩为 40 N·m[14],据此选择穿戴式下肢外骨骼机器人髋关节电机 maxon EC90flat24V、减速器 LHSG-20-160-C-I 盘式谐波,输出轴正常输出扭矩为 56 N·m。

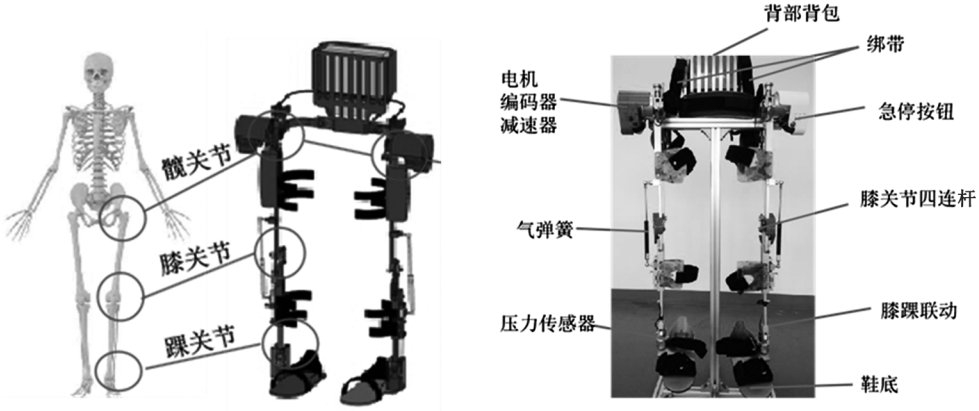


图 1　穿戴式下肢外骨骼康复机器人结构模型和平台

表 1　下肢关节运动角度

关节运动	正常人运动角度	设计安全极限角度
髋关节屈曲	120°~160°	120°
髋关节伸展	20°	20°
髋关节内收	25°	15°
髋关节外展	40°	15°
髋关节内旋	35°	30°
髋关节外旋	45°	30°
膝关节屈曲	120°~160°	120°
膝关节伸展	5°~10°	0°
踝关节背屈	15°~25°	15°
踝关节跖屈	40°~55°	30°

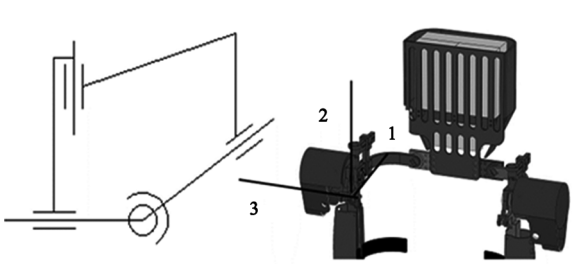


图 2　髋关节设计简图和模型图

三、膝关节设计

正常人在行走过程中,膝关节屈曲伸展自由度运动实际上是一条 J 型曲线[15],且瞬时转动中心为曲线的优点是站立相稳定,摆动相灵活,本设计采用模拟膝关节瞬心变化的四连杆变化结构。四连杆的机构简图如图 3 所示,其中杆件 L_2 和小腿杆件固连,杆件 L_4 和大腿杆件固连。根据三心定理可知杆件 2 和杆件 4 的瞬心必在杆件 1 和杆件 3 延长线的交点处,因此 P_{42} 点即为杆件 2 和杆件 4 的瞬心。将 P_{42} 点和理想的膝关节瞬时转动中心点之间的距离差之和作为距离函数,距离函数值最小,得出的杆长和角度将是最优解。

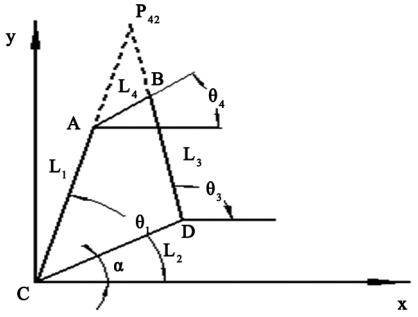


图 3　膝关节四杆简图

由三心定理可以确定四杆机构瞬心 P_{42} 点位置。四连杆的杆长 L_1、L_2、L_3、L_4 和结构角 α 作为设计变量,θ_4 作为设计常量,通过搜索最优杆长和结构角使得距离函数最小。根据上文定义的距离函数,其数学表达式为:

$$F(x)=\sum_{i=1}^{n}\left[W_i=(x_{42}^i-x_p^i)^2+W_i'(y_{42}^i-y_p^i)^2\right]^{1/2}$$

其中,W_i,W_i' 为加权系数,n 为设计的点数,在这里 n 取 14,也既在膝关节每转动 10°采集一个点,(x_p,y_p) 为理想的膝关节瞬时转动中心坐标。

四连杆机构的膝关节运动过程是一个双摇杆机构,根据距离函数和双摇杆机构的判别条件,利用 MatLab 进行最优化计算,结果显示,L_1 = 58.1 mm,L_2 = 49.5 mm,L_3 = 50.2 mm,L_4 = 32.6 mm,α = 25.52°,设计常量为 26°,距离函数为 4.21。

四、助力机构设计

日常生活中,站立-坐下姿态变换时膝关节承担较大的力拒,本设计中的膝关节采用无动力机构,因此设计一个气弹簧助力机构,只用于站立-坐下姿态变换助力。气弹簧一端固定在大腿杆件上,另一端固定在小腿滑动导轨的滑块上。在站立-坐下姿态变换时,只需手动将滑块固定,使得气弹簧另一端不能再滑动导轨上移动。由于坐下膝关节屈曲,气弹簧受压从而为坐下提供一定的阻力使得使用者可以缓慢坐下,当使用者站立时,气弹簧将压缩储存的能量释放,以此来为站立助力。气弹簧助力站立-坐下姿态变换如图 4 所示。

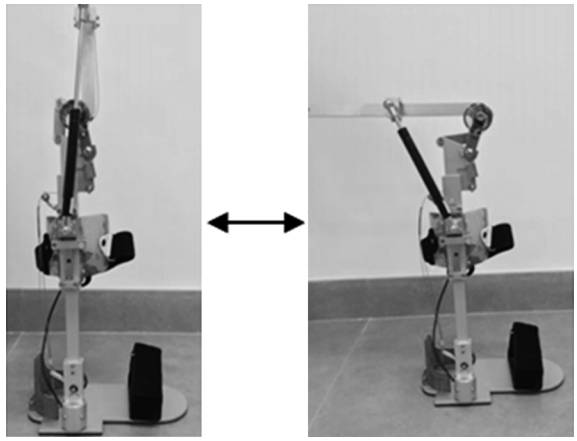
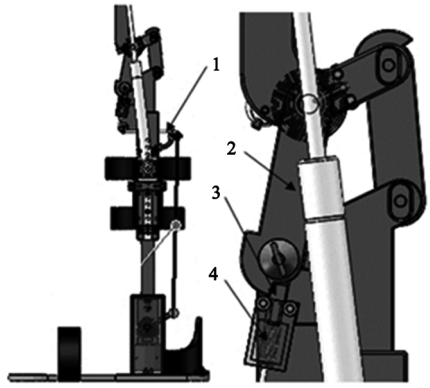


图 4　气弹簧助力站立-坐下姿态变换示意图

根据 CGA 数据可知,正常人行走过程中膝关节屈曲角度可达 60°[14],根据这个角度值进行导轨长度的设计。通过三维软件 SolidWorks 进行运动仿真计算,得出合理的导轨长度为105 mm。

五、膝踝联动机构设计

在行走过程中,踝关节的跖屈/背屈自由度占比较大,考虑到机器人结构的复杂度,踝关节设计采用单轴被动机构;为使外骨骼在行走过程中膝关节自然屈曲,采用膝踝联动机构(如图 5 所示)。



注:1.钢丝绳　2.四连杆机构　3.挡块　4.弹簧

图 5　踝膝联动机构三维设计图

六、下肢运动分析

下肢在进入摆动相时，踝关节处于背屈状态，钢丝绳长度从站立相 249.81 mm 变化到进入摆动相时的 260.1 mm，钢丝绳变化 10 mm 左右，通过钢丝绳拉动挡块向下运动，使得挡块离开四连杆机构凹槽，设计的挡块向下移动 5 mm 即可解锁，因此，解锁膝关节之后进入摆动相，由于穿戴者小腿和小腿杆件的自重，膝关节屈曲，穿戴者在髋关节电机的强大瞬时驱动力作用下，摆动大腿，带动膝关节向前伸展，挡块在弹簧力的作用下紧贴四连杆机构的表面进行运动，助力弹簧下端固定连接在小腿滑动导轨的滑块此时处于自由滑动的状态，滑块在 105 mm 导轨自由滑动，可以实现摆动相屈膝角度 60°；助力弹簧期间在摆动期不提供任何助力。在摆动相末期，髋关节屈曲到最大角度时停止，小腿杆件以更大的惯性力绕膝关节继续向前摆动，使得膝关节的伸展角度达到最大，此时挡块在弹簧的作用下插入四连杆机构的凹槽，锁定膝关节，之后进入站立相。通过以上方法和拐杖辅助支撑，可以实现膝关节站立相可靠支撑，摆动相解锁。

功能设计与实现

一、控制系统整体设计

整体的控制系统采用模块化的控制思路，包括主控制器、电源模块、人机交互模块、姿态采集系统模块和动力驱动模块。控制系统各个模块之间的分工合作如图 6 所示。各个模块之间通信采用 CANopen 协议，通过拐杖按键发送康复训练模式信号，外骨骼进行康复训练。此外，控制系统还设计急停开关，保障穿戴者在穿戴外骨骼康复训练时的安全性。

二、评定指标

行走过程中的下肢关节屈伸角度是人体正常行走的重要参考指标。本研究采用绝对误差和相对误差来判断外骨骼机器人助行的可行性，绝对误差小于 5°，相对误差小于 5%，可以说明外骨骼机器人助行的可行性。

三、实验验证

由于没有现有的康复外骨骼机器人作参照，通过正常人进行穿戴，模拟截瘫患者实验（如图 7 所示）。

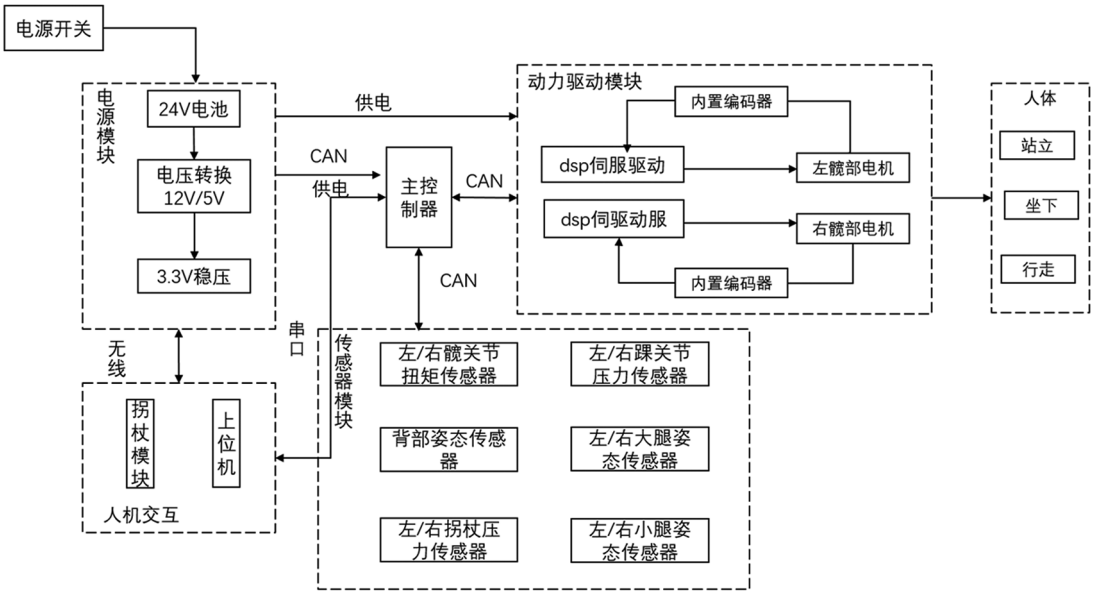


图 6　控制系统各个模块间的分工与合作

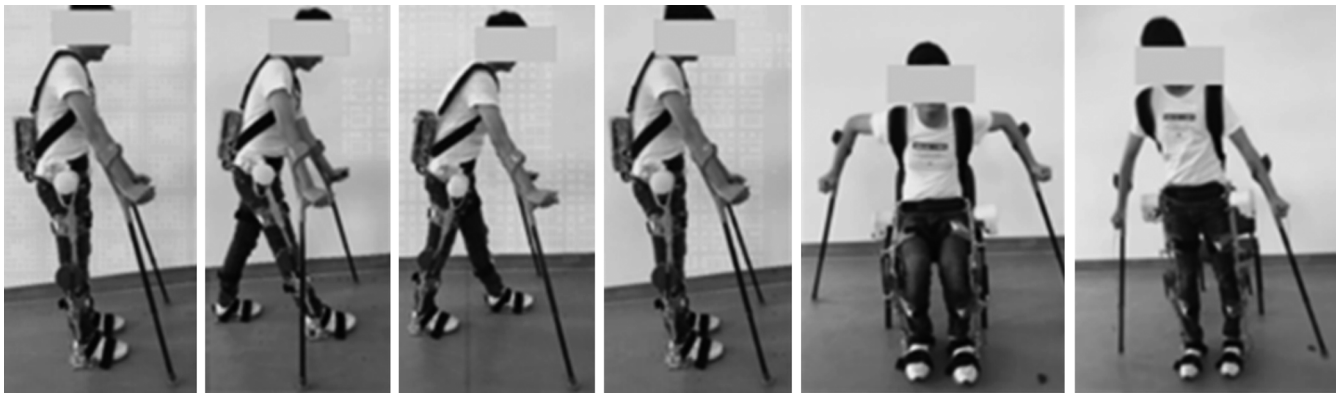


图 7　正常人穿戴下肢外骨骼康复机器人进行平地行走和姿态变换实验

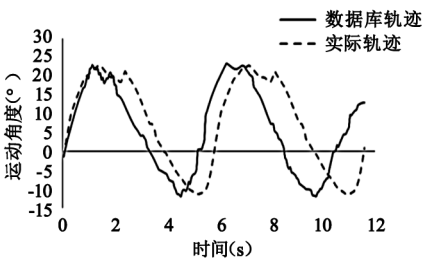


图 8　髋关节屈曲-伸展运动轨迹

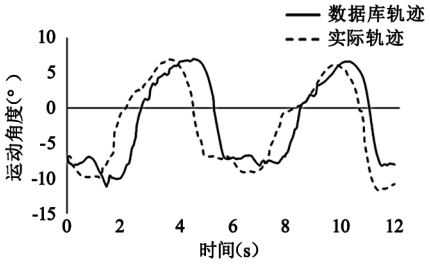


图 9　髋关节内旋-外旋运动轨迹

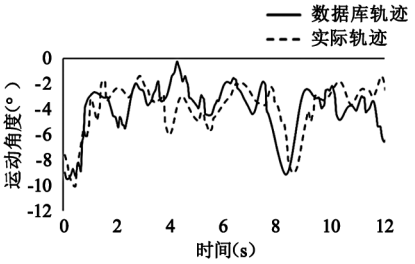


图 10　髋关节内收-外展运动轨迹

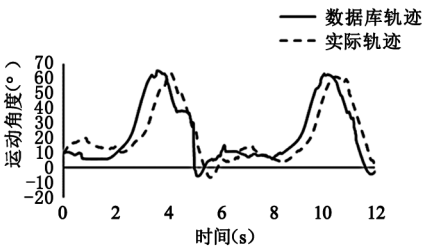


图 11　膝关节屈曲-伸展运动轨迹

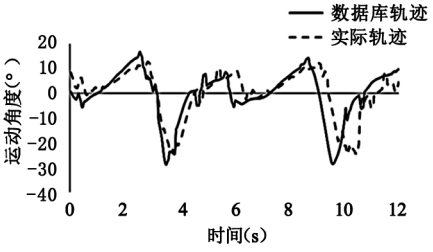


图 12　踝关节背屈-跖屈运动轨迹

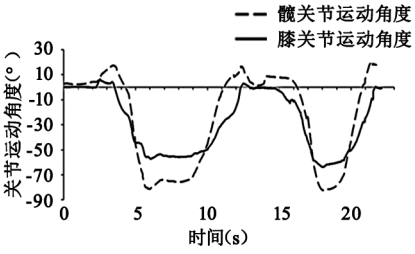


图 13　外骨骼站立-坐下姿态转换运动轨迹

考虑到下肢功能障碍患者肢康复训练速度不能过快,本研究下肢外骨骼康复机器人系统设置的步态周期设置为 5 s。在平地行走康复训练过程中,大腿小腿处的姿态传感器采集髋、膝、踝关节角度,通过与正常人髋、膝、踝关节角度进行对比(图 8~12),其中虚线代表的是穿戴外骨骼行走时外骨骼关节角度的实际变化曲线,实线代表的是未穿戴外骨骼在行走时的角度变化曲线。图 13 曲线图显示外骨骼站立-坐下姿态变换轨迹。

从图中可以看出,穿戴下肢外骨骼康复机器人行走时,髋、膝、踝关节的实际运动轨迹和目标轨迹的变化趋势基本一致;行走过程中,髋、膝、踝关节的最主要自由度的峰值角度与数据库数据的绝对值误差分别是 0.8°、2.5°、4°,相对误差分别是 1.5%、3.0%、4.0%。在摆动期,3 个关节角度数据库数据曲线和实验数据曲线数值,存在一定的滞后,因为是髋关节电机转动存在一定的滞后性,而膝关节是靠瞬时的髋关节摆动来屈曲伸展的,需要一定的时间响应,从而造成整个摆动期的滞后,但 3 个关节主要自由度的峰值角度绝对误差均小于 5°,相对误差均小于 5%,因此,采用髋关节双电机驱动,膝关节无动力驱动设计的下肢外骨骼机器人是可以达到良好步态效果的,可以实现助行功能。

从图 13 中可以看出,髋关节在姿态变换的过程中的角度在-90°~20°以内,膝关节在姿态变换过程中的角度变化一直在-60°~10°以内。参考表 1 中的设计可知,髋关节或膝关节运动均在外骨骼的机械限位之内,所设计的外骨骼可以实现站立-坐下姿态转换的功能。

总结与展望

本研究主要是介绍一种轻量化双髋驱动的下肢外骨骼康复机器人,探讨采用髋关节两电机、膝关节被动四连杆机构以及膝踝联动机构组成的主被动驱动轻量化双髋驱动的下肢外骨骼康复机器人在辅助行走和姿态变换康复的可行性。整个系统基于 CANopen 通信协议,通过各个模块之间的通信传输,拐杖模块触发运动指令,实现穿戴式下肢外骨骼康复机器人的运动。

通过穿戴者实验验证,髋关节双电机提供的力矩可以实现膝关节康复行走过程中的自然弯曲,且 3 个关节主要自由度的峰值角度与参考数据峰值绝对值误差均小于 5°,相对误差均小于 5%。外骨骼可以站立-坐下姿态变化,验证了该设计的可行性。在后续的设计中,控制加入使用者的意图识别,通过意图识别来感知使用者想做的动作,从而触发电机转动来带动使用者进行想要的动作;后期也需要加入临床实验,根据患者的体验以及相关数据,改进外骨骼系统,使其更加精确化和合理化。

参 考 文 献

[1] 玉珍. 浅谈长期卧床制动的不良生理效应及康复对策[J]. 健康大视野(医学版), 2012,20(12):1503.

[2] Cao J, Xie SQ, Das R, et al. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: the state of art and future prospects[J]. Med Eng Phys, 2014, 36(12): 1555-1566. DOI: 10.1016/j.medengphy.2014.08.005.

[3] Ma Q, Ji L, Wang R. The development and preliminary test of a powered alternately walking exoskeleton with the wheeled foot for paraplegic patients[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2018, 26(2): 451-459. DOI: 10.1109/TNSRE.2017.2774295.

[4] Tsukahara A, Hasegawa Y, Eguchi K, et al. Restoration of gait for spinal cord injury patients using HAL with intention estimator for preferable swing speed[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2015, 23(2): 308-318. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2364618.

[5] Lajeunesse V, Vincent C, Routhier F, et al. Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury [J]. Disabil Rehabil Assist Technol, 2016, 11(7): 535-547. DOI: 10.3109/17483107.2015.1080766.

[6] Chang SH. Wearable lower extremity exoskeleton to promote walking in persons with multiple sclerosis[DB/OL]. Houston: University of Texas Health Science Center. [2016-06-13]. https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT02519244.

[7] Jayaraman A. EKSO trial: powered exoskeleton for ambulation in subjects with spinal cord injury (SCI) (EKSO) [DB/OL]. Chicago: Shirley Ryan Ability Lab. [2019-02-15]. https://clinicaltals.gov/ct2/show/NCT01701388.
[8] Esquenazi A, Talaty M, Jayaraman A. Powered exoskeletons for walking assistance in persons with central nervous system injuries: a narrative review[J]. PM R, 2017, 9(1): 46-62. DOI: 10.1016/j.pmrj.2016.07.534.
[9] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2012, 91(11): 911-921. DOI: 10.1097/phm.0b013e318269d9a3.
[10] 张超.下肢助力外骨骼机器人研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2016.
[11] 北京大艾机器人官网 [EB/OL]. [2018-01-06]. http://www.ai-robotics.cn/static/index.
[12] Young AJ, Ferris DP. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2017, 25(2): 171-182. DOI: 10.1109/tnsre.2016.2521160.
[13] 霍金月,喻洪流,王峰,等.穿戴式下肢外骨骼助行机器人系统研究[J].中国康复理论与实践, 2019, 25(4): 481-486. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2019.04.021.
[14] CGA 步态数据库数据_中华文本库[DB/OL].https://wenku.baidu.com/view/ad50dbff02d276a200292ee4.html
[15] 张莉洁,卢文涛,曹学民.四连杆仿生膝关节机构优化设计[J].机床与液压, 2015, 43(9): 67-70. DOI: 10.3969/j.issn.1001-3881.2015.09.019.

(修回日期:2021-03-28)
(本文编辑:汪　玲)

·短篇论著·

心理及运动干预对高龄冠心病伴抑郁患者的影响

李建英[1]　何炼英[1]　徐亚琴[2]
[1]浙江省人民医院(杭州医学院附属人民医院)护理部,杭州　310024; [2]浙江省人民医院(杭州医学院附属人民医院)脑病康复病区,杭州　310024
通信作者:何炼英,Email:hly19691202@126.com
基金项目:浙江省医药卫生科技计划项目(2017KY220)
DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.06.016

随着生活水平的提高及人口老龄化趋势的到来,冠心病发病率逐渐升高,其高危因素包括糖尿病、高血脂、肥胖、高血压等[1]。高龄患者由于身体机能退化,生活自理能力下降,丧偶、空巢等,导致抑郁症发病率上升。研究表明,抑郁在高龄冠心病患者中的发生率高达 69.4%~70.4%,是冠心病发病率和病死率升高的独立危险因素[2-4]。高龄冠心病伴抑郁患者的生活质量较同龄人低,平均病死率上升 4 倍[5]。研究表明,有氧运动训练有助于防治冠心病,能显著改善冠心病患者的心功能及生活质量[6]。2015 年,欧洲心脏病学会提出可以通过干预患者的生活方式来辅助提高心脏药物康复的疗效[7]。本研究采用心理及运动干预治疗高龄冠心病伴抑郁患者,取得了较好的疗效,报道如下。

一、对象与方法

纳入标准:①首诊为冠心病,符合 1979 年国际心脏病学会及世界卫生组织发布的《缺血性心脏病的命名及诊断标准》[5],病程≥3 年;②年龄>80 岁;③稳定型冠心病患者,按冠心病患者危险分层标准确定为低、中危者,根据美国心脏病学会心功能分级标准确定为Ⅰ~Ⅱ级;④意识清楚,能正确表达或独立完成问卷,依从性好,均签署知情同意书;⑤Zung 抑郁自评量表(Zung self-rating depression scale, SDS)[8]测评诊断为轻度抑郁症患者。排除标准:①合并其他严重的脏器功能改变,如慢性阻塞性肺气肿、肝功能衰竭、心功能Ⅲ~Ⅳ级;②阿尔茨海默病;③应用抗抑郁焦虑药物治疗者。本研究获浙江省人民医院医学伦理委员会审核批准(2016KY142)。

选取 2018 年 4 月至 2018 年 9 月在我院老年医学科长期住院的 80 例高龄冠心病伴抑郁患者作为研究对象。2 组患者病情稳定,依从性好,观察期间无脱落、无死亡等情况。采用随机数字表法将上述患者分为观察组和对照组,每组 40 例。2 组患者一般资料比较,差异无统计学意义($P>0.05$),具有可比性。详见表 1。

2 组患者均予以冠心病药物治疗(抗血小板、抗心肌缺血药物等),同时辅以健康宣教(告知患者疾病相关知识及注意事项,发放健康宣教手册等)、心理疏导(缓解其焦虑、紧张和抑郁情绪等)等。观察组在上述基础上辅以心理及运动干预,其治疗由具有二级心理咨询师资质的心内科康复医师和护士负责实施。心理干预:采用集体座谈和一对一面谈的方式进行。结合患者 SDS 量表评分,对患者进行心理状态的评估,再根据患者的婚姻状况、性别、年龄、文化程度、疾病程度、生活习惯及社会背景,进行个性化的心理干预,安慰鼓励患者,并请亲属陪伴;集体座谈由患者们分享经验、交流心得;一对一面谈时鼓励