

下肢外骨骼机器人研究进展*

魏小东^{1,2,3,4} 孟青云^{1,2,3,5} 喻洪流^{1,3,4} 曹武警^{1,3,4} 胡冰山^{1,3,4}

下肢运动能力损伤或缺失会带来肌肉萎缩、骨质疏松、压疮等严重的健康问题^[1]。研究表明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^[2]。因此,如何最大程度地恢复患者的运动功能是临床康复治疗迫切而又重要的内容。由于大脑具有可塑性,准确、及时的重度康复训练能够促进神经组织功能代偿或者重组,弥补受到损伤的神经细胞所缺失的功能,从而提高患者的运动控制能力,促进各个关节肌群的协调运动,最终恢复步行功能。

传统的康复训练主要由康复治疗师完成,由于患者众多和康复治疗师人员不足,导致患者得不到充分的康复训练且康复治疗师工作强度很大^[3]。随着机器人学、机构学、仿生学、控制理论、通讯技术、信息处理技术等学科的发展,穿戴在人体下肢上,可在使用者操纵下完成特定任务的仿生机器人即下肢外骨骼机器人逐渐成为康复机器人研究的热点^[4]。下肢外骨骼机器人可增加截瘫患者、偏瘫患者和老年人康复训练的时间,减轻康复治疗师工作强度,帮助使用者完成上下楼梯、跨越障碍等轮椅不能完成的任务。

发达国家康复医疗团队较多,其下肢外骨骼机器人研究起步较早,且已经逐步实现产业化,已经从单纯的实验室样机研究发展到市场化产品阶段,如ReWalk、Indego、Ekso、HAL等,而我国区域结构不均衡,整个康复医疗器械行业均相对落后,且下肢外骨骼机器人的研究大量涉及新材料的研究和应用,以及高精度加工件的使用,在这两方面国内与国外均有一定的差距,因此目前国内研究大多处于实验室研究阶段或者处于上市前的临床测试阶段且未正式面向消费者销售,如中科院深圳研究院样机、电子科技大学样机、Fourier X1和大艾机器人。面向消费者销售的高端下肢外骨骼机器人均是国外的且价格昂贵,严重制约了我国截瘫患者、偏瘫患者和老年人的生存质量的提高。因此,对国内外下肢外骨骼机器人研究进行总结分类,找出其共性问题,可为下肢外骨骼机器人的后续研究提供重要参考。

现阶段全世界下肢外骨骼机器人产品多种多样,处于实

验室研究阶段的下肢外骨骼机器人样机更是种类繁多。下面按照关节驱动方式、控制方法、功能用途对下肢外骨骼机器人进行分类阐述。

1 关节驱动方式

下肢外骨骼机器人的关节驱动方式主要有气压驱动、液压驱动、电机驱动、串联弹性驱动器驱动^[5]。基于关节驱动方式的下肢外骨骼机器人及其分类如表1所示。

气压驱动的工艺简单,也比较安全,所用压缩介质对环境无污染。但由于空气的可压缩性,使得执行器的位置和速度控制比较困难,稳定性较差。气压驱动中常用的是气动肌肉驱动,气动肌肉则是充分利用了拟人化的设计思想,外骨骼机器人的每个转动关节由2个气动肌肉驱动,通过2个气动肌肉的伸缩模仿拮抗肌的功能,使下肢外骨骼机器人关节进行运动。但是气动肌肉的抗弯能力很差,只能承受拉力,不能承受压力载荷,而且其技术还不够成熟,经济性也较差。液压驱动的驱动力矩大且响应速度快,但工艺相对复杂,使用时液压缸的背负导致整体重量的增加,液压油的散热和泄漏问题难以解决。电机驱动的控制系统成熟,不存在污染等问题且能达到气压和液压难以达到的精确位置控制,已经成为下肢外骨骼机器人驱动的主要方式。但是关节刚性驱动方式受到电机性能的限制和机构刚度的约束,造成刚性驱动器的强鲁棒性和弱适应性,存在电机转矩低、摩擦和噪音等缺点,针对此类问题,麻省理工的Williamson等人研发了串联弹性驱动器,采用电机作为驱动源,中间部分与弹性元件串联,可有效降低外界干扰、缓冲外部冲击,达到精确的力控制,并具有输出稳定、能量密度高、低阻抗等优点^[5-7]。

2 控制方法

下肢外骨骼机器人的控制方法主要分为:灵敏度放大控制、预定义步态轨迹控制、基于模型的控制、基于自适应振荡器的控制、模糊控制、基于脑电—肌电信号控制和混合控

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.04.025

*基金项目:国家自然科学基金项目(61473193);上海市工程技术研究中心建设专项(15DZ2251700)

1 上海理工大学医疗器械与食品学院/康复工程与技术研究所,上海,200093; 2 上海健康医学院; 3 上海康复器械工程技术研究中心;

4 民政部神经功能信息与康复工程重点实验室; 5 通讯作者

作者简介:魏小东,男,硕士研究生;收稿日期:2017-10-30

制^[22]。不同控制方法的下肢外骨骼机器人及其分类见表2。

2.1 灵敏度放大控制

灵敏度放大控制方法(sensitivity amplification control, SAC)又称为虚拟力矩控制方法,该方法不需要在人机之间安置传感器,可同时控制外骨骼机器人跟随患者运动^[28]。该方法是将患者作用到外骨骼上的力与外骨骼输出的传递函数定义为灵敏度函数,传统方法是将灵敏函数最小化,以增加系统抵抗外界干扰的能力,而此处的控制目标却是设计合理的控制器使灵敏度函数最大化,实现患者用微小的力带动

外骨骼机器人的运动。患者主动机器随动模式下患者与外骨骼之间维持一定的相互作用力,此时外骨骼与患者的运动数据相同,利用安装在下肢外骨骼机器人上的传感器所读出的数据,可对患者进行康复评价。灵敏度放大控制方法多用于增加人负重能力的下肢外骨骼机器人,然而此方法须具有一个高精度的逆动力学模型,且会放大干扰力,使系统难以稳定。美国加州大学伯克利分校利用此控制方法来控制下肢外骨骼机器人BLEEX为士兵提供助力,士兵穿戴此外骨骼背负34kg重物可以以平均1.3m/s的速度进行行走。

表1 下肢外骨骼机器人的驱动方式

驱动类型	典型产品	实验室阶段或样机	典型实验室
气压驱动	Nures Robot Suit、Power assist wear by D. Sasaki ^[8]	Lower body 10-DOF exoskeleton by Caldwell ^[5] 、浙江大学流体与传动控制国家重点实验室的下肢外骨骼样机 ^[9]	神奈川工学院、日本冈山大学、浙江大学流体与传动控制国家重点实验室等
液压驱动	BLEEX ^[5] 、XOS ^[10]	华东理工大学ELEBOT样机 ^[11] 、东南大学SPAEX样机 ^[12]	美国加州大学伯克利分校的人体工程实验室、华东理工大学等
电机驱动	HAL ^[13] 、REWALK ^[14] 、EKSO ^[15] 、Rex ^[16] 、Indego ^[17]	HUALEX ^[18] 、BE、WPAL	日本筑波大学、美国范德堡大学、美国加州大学伯克利分校的人体工程实验室、电子科技大学机器智能研究所等
串联弹性驱动器	X1 ^[19] 、MINDWALKER ^[20]	MIT AAFO ^[21] 、Powered ankle-foot orthosis by Boehler A W ^[5]	麻省理工大学、休斯顿大学等

表2 下肢外骨骼机器人的控制方法

控制方法	典型产品	实验室阶段或样机
灵敏度放大控制	BLEEX、XOS	NAEIES ^[22]
预定义步态轨迹控制	ReWalk、Ekso(Elegs)	IHMC ^[22] 、MINDWALKER、ATLAS ^[23] 、Vanderbilt LowerLimb Exoskeleton ^[22]
基于模型的控制	Nures Robot Suit ^[22]	WWH、WPAL、XoR、ABLE ^[22] 、BE ^[22]
基于自适应振荡器的控制	Lower-limb exoskeleton by Tagliamonte N L et al ^[24] 、Full body exoskeletonby Matsubara T et al ^[25]	Robot suit by X. Zhang et al
模糊控制	EXPOS ^[22]	Lower-limb motion assist exoskeleton by H. He et al ^[22]
基于脑电—肌电信号控制	RoGO ^[26] 、HAL-3 ^[5]	human musculoskeletal model、Myomo ^[27]
混合控制	Indego、HAL-5 ^[5] 、REX	Pneumatic muscles orthosis、AIT leg exoskeleton-I

2.2 预定义步态轨迹控制

预定义步态轨迹控制方法是把健康人运动的关节轨迹应用到外骨骼机器人上,为了提高患者的使用性和灵活性,预定义关节轨迹通常将不同体位的轨迹参数化,然后将这些参数保存在控制器中进行应用。但此方法不具有针对特定使用者具有特定的步态轨迹。此控制方法一般用于部分或者完全丧失下肢移动能力的患者。日本的T. Ikehara等利用此方法来控制一种辅助老年人行走的下肢外骨骼机器人,其实验表明髋关节处力的使用同不穿戴助行外骨骼机器人相

比可下降7.4%,美国加州大学伯克利分校的人体工程实验室使用此种方法研制出用于脊髓损伤患者的下肢外骨骼机器人Ekso,5个不同等级的脊髓损伤患者可以快速地适应并学会使用此外骨骼^[22]。

2.3 基于模型的控制

基于模型的控制是通过计算人机模型得到外骨骼运动状态,在模型计算中通常会考虑重力补偿以及零力矩点平衡标准。但利用此控制方法来控制下肢外骨骼机器人运动时要求有高精度的人机模型和多种传感器用来辨别运动学和

动力学变量。日本神奈川理工学院基于此方法研究出全身驱动外骨骼 Nures Robot Suit,在护士托举起患者时提供助力,避免其腰椎损伤;意大利 PERCRO 实验室研发的 BE 基于其解析模型进行控制,该模型综合考虑了其运动学和动力学特征及人机环境之间的力交互^[22]。

2.4 基于自适应振荡器的控制

基于自适应振荡器的控制被广泛应用于机器人领域,Ronsse 等^[29]将此模型扩展到可穿戴机器人的研究,以获取使用者行走或康复训练时的周期性运动的信号特征,例如幅值、周期、频率和偏移等。但基于自适应振荡器的控制只能用于可以传送出周期性和稳定性运动信号的患者,多用于髋关节驱动的控制。日本 N.Tagliamonte 等研发的下肢外骨骼利用自适应振荡器跟随髋关节和膝关节的角度变化频率,耦合非线性滤波器预测出下一角度。日本 X.Zhang 等研发的 Robot suit 将下肢外骨骼和人之间的作用关节力矩输入到神经振荡器中(用来同步人与外骨骼的运动),之后振荡器输出预期的关节角度。

2.5 模糊控制

对于复杂的系统,由于变量太多难以构造精确的动态模型时,可以考虑使用模糊控制。模糊控制是以模糊集合理论、模糊语言及模糊逻辑为基础的一种计算机数字控制,它是模糊数学在控制系统中的应用,是一种非线性智能控制。模糊控制器包括四个部分,分别是模糊化、规则库、模糊推理和解模糊。但信息简单的模糊处理将导致系统的控制精度降低和动态品质变差,如果要提高控制精度,则必须增加量化级数,这样会导致搜索范围扩大,决策速度随之降低,甚至会导致不能实时控制^[30]。日本佐贺大学基于此方法研究了髋膝踝足下肢联动助力外骨骼机器人,通过基于肌电(electromyography, EMG)信号的神经模糊控制器来控制髋关节和膝关节的助力,大腿上八块肌肉的肌电信号分别用来控制不同的运动,例如坐下,站立,上台阶。当 EMG 信号较弱时,将髋关节和膝关节的力当作变量输入到神经模糊控制器,当 EMG 信号较强时,将 EMG 信号当作变量输入到神经模糊控制器。韩国西江大学研发的 EXPOS 也是采用此种控制方法,其预期的助力输出通过基于关节角速度和力矩的模糊控制器计算得到。

2.6 基于脑电—肌电信号控制

运动学、力学信号无可避免具有滞后性,而人体的生物电信号可直接实时反映运动意图。目前常用于人体运动意图预测的生物电信号分别是脑电信号(electroencephalograph, EEG)和 EMG,基于这两种信号用来控制下肢外骨骼辅助日常活动和康复训练的控制方法也得到重点研究^[5,31-32]。脑机接口可分为侵入式脑机接口和非侵入式脑机接口,非侵入式脑机接口技术已应用于下肢外骨骼康复机器

人。肌电信号相比脑电信号,提取更为容易,并且在等长收缩过程中,关节力矩和对应肌电信号成线性关系,可以准确预测人体运动意图^[31]。纯脑电和肌电信号虽然可以实时精确预测人体运动意图,但其敏感度较高、易受外界干扰,例如汗液和传感器的位置均对肌电脑电信号的提取有很大的影响。美国加利福尼亚大学研制的 RoGO 和日本筑波大学研制的 HAL-3 都是采用基于脑电—肌电信号控制。

2.7 混合控制

混合控制方法是利用两种或两种以上控制方法的结合来控制外骨骼机器人的运动轨迹,使之更加符合人的行走步态并提供更适合的助力。日本筑波大学研制的 HAL-5 采用肌电控制和预定义步态轨迹控制的混合控制方法来为穿戴者助力,利用肌电信号来判断穿戴者的运动意图从而驱动执行器运动,当穿戴者的肌电信号难以采集时,则采用预定义步态轨迹控制方法;中国台湾国立清华大学研发的 Pneumatic muscles orthosis 采用基于模型的控制和预定义步态轨迹的混合控制方法,在站立期时采用基于模型的控制方法,在摆动期时采用预先设定的健康人步态轨迹方法,健康人穿戴此装备进行行走时,肌电信号减少 36%,上下楼梯时,肌电信号分别减少 33%和 26.1%^[33]。

3 按下肢外骨骼机器人的功能用途分类

下肢外骨骼机器人按其功能用途分类可以分为功能增强型、功能辅助型和功能康复型^[7]。

功能增强型下肢外骨骼机器人的设计是为了增强人的力量、耐力和其他生理能力,这一类型的外骨骼常用于仓库、建筑工地、紧急救援、军事和远足等地方。如 Hardiman、BLEEX、HULC、XOS、FORTIS 等。

功能辅助型下肢外骨骼机器人的设计是为了来帮助中风、脊髓损伤、肌无力以及其他神经系统或肌肉组织障碍导致行走困难的患者实现行走目的的,也可以帮助使用者完成不能独自完成的动作。如 HAL、ReWalk、Indego、EKSO 等。

功能康复型下肢外骨骼机器人的设计是可以帮助、抵抗或扰乱使用者的运动以实现康复治疗,也可以训练一个人的肌肉和神经系统。功能康复型和功能辅助型下肢外骨骼机器人的最大区别是功能康复型下肢外骨骼机器人只能帮助使用者在原地行走并进行康复训练,而功能辅助型下肢外骨骼机器人是可以辅助使用者进行远距离行走。如 Lokomat、LOPES、ALEX 等。

4 现有下肢外骨骼机器人存在的问题及对未来的展望

下肢外骨骼机器人的驱动方式是限制其发展的一个基本问题,如驱动器的大小、重量和效率等。由于直流无刷电机转矩大、重量小、噪音低、稳定性好,可以达到气压、液压驱

动很难达到的高精度位置控制,因此电机驱动方式已成为下肢外骨骼机器人的主流驱动方式,但当前的电机相对来说还是较重且性能不能满足使用者更高的要求,重量轻、输出转矩大的高性能电机研究是发展的方向。

控制方法是下肢外骨骼机器人研究的普遍缺陷,基于单一控制方法的下肢外骨骼机器人都存在较大的局限性,如灵敏度放大控制会放大干扰力,使系统不稳定;预定义步态轨迹控制不具有针对性,特定个体参数匹配较为困难;基于模型的控制方法对人机模型精度要求较高,且需要繁杂的传感器来采集运动学和动力学信号;基于自适应振荡器的控制适用人群较小,只能用于具有周期性和稳定性运动信号的使用者;信息简单的模糊处理导致系统控制精度降低;基于脑电—肌电信号的控制方法稳定性较差。但基于脑电—肌电信号的控制方法具有一定的实时性,其他控制方法均具有一定的滞后性,因此,融合两种或两种以上控制方法优点的混合控制是重要的研究方向,特别是将生物电、运动学、力学信息融合实现运动意图实时感知、人机协同控制的混合控制方法。

随着经济的发展和需求,可用于单兵作战、工厂等场合的功能增强型下肢外骨骼机器人,以及助力行走的功能辅助型下肢外骨骼机器人和为截瘫、偏瘫患者提供康复训练的功能康复型下肢外骨骼机器人都具有巨大的市场前景。

参考文献

- [1] Rathore A, Wilcox M, Ramirez D Z, et al. Quantifying the human-robot interaction forces between a lower limb exoskeleton and healthy users.[C]// International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2016:586—589.
- [2] 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,(12):1503.
- [3] 周海涛. 下肢外骨骼康复机器人结构设计及控制方法研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2015.
- [4] Zhu Z, Jiang C, Wang X, et al. Design of a wearable lower limb exoskeleton for paralyzed individuals[C]// International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice. 2017:1—6.
- [5] Huo W, Mohammed S, Moreno J C, et al. Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: a state of the art[J]. IEEE Systems Journal, 2016, 10(7):1—14.
- [6] 张增峰,陈伟,李浩,等. 外骨骼机器人驱动方式的研究[J]. 医疗卫生装备,2016,37(8):126—129.
- [7] 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.
- [8] Sasaki D, Noritsugu T, Takaiwa M. Development of pneumatic lower limb power assist wear driven with wearable air supply system[C]//Ieee/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems.IEEE,2013:4440—4445.
- [9] 李超. 气动肌肉驱动的外骨骼助力系统研究[D]. 浙江:浙江大学,2016.
- [10] Yuan P, Wang T, Ma F, et al. Key technologies and prospects of individual combat exoskeleton[C]// the seventh international conference on intelligent system and knowledge engineering, iske 2012/the 1st international conference on cognitive system and information processing, csip 2012. 2012.
- [11] 方明周,王瑜,朱钧,等. 负重型下肢外骨骼机器人机构研究与仿真[J]. 华东理工大学学报自然科学版,2014,40(5):656—659.
- [12] 贾山,路新亮,韩亚丽,等. 在摆动相中用于下肢外骨骼跟踪人体踝关节轨迹的方法[J]. 东南大学学报自然科学版,2014,44(1):87—92.
- [13] 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.
- [14] Talaty M, Esquenazi A, Briceno JE. Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics.[C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.IEEE,2013:1—5.
- [15] Pransky J. The Pransky interview: Russ Angold, Co-Founder and President of Ekso™ Labs[J]. Industrial Robot, 2014, 41(4).
- [16] Kwak NS, Muller KR, Lee SW. Toward exoskeleton control based on steady state visual evoked potentials[C]// International Winter Workshop on Brain-Computer Interface. IEEE, 2014:1—2.
- [17] Ha KH, Murray SA, Goldfarb M. An approach for the cooperative control of FES with a powered exoskeleton during level walking for persons with paraplegia[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2016, 24(4):455—466.
- [18] Huang R, Cheng H, Chen Q, et al. Interactive learning for sensitivity factors of a human-powered augmentation lower exoskeleton[C]// Ieee/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2015:6409—6415.
- [19] He Y, Nathan K, Venkatakrishnan A, et al. An integrated neuro-robotic interface for stroke rehabilitation using the NASA X1 powered lower limb exoskeleton[C]// Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2014:3985—3988.
- [20] Wang L, Wang S, Asseldonk EHFV, et al. Actively controlled lateral gait assistance in a lower limb exoskeleton [C]// Ieee/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2013:965-970.
- [21] Herr H, Blaya J, Pratt G A. Active ankle foot orthosis: US, US 8376971 B1[P]. 2013.
- [22] Yan T, Cempini M, Oddo C M, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons [J]. Robotics & Autonomous Systems, 2015, 64:120—136.
- [23] Sanz-Merodio D, Cestari M, Carlos J, et al. Control motion approach of a lower limb orthosis to reduce energy

- consumption[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2012, 9:1.
- [24] Tagliamonte NL, Sergi F, Carpino G, et al. Human-robot interaction tests on a novel robot for gait assistance[J]. IEEE Int Conf Rehabil Robot, 2013, (2013):1—6.
- [25] Matsubara T, Uchikata A, Morimoto J. Full-body exoskeleton robot control for walking assistance by style- phase adaptive pattern generation[C]// Ieee/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2012:3914—3920.
- [26] HD Ah, Wang PT, King CE, et al. Brain-computer interface controlled robotic gait orthosis[J]. J Neuroeng Rehabil, 2013, 10(1):111.
- [27] Bleakley S M. The effect of the myomo robotic orthosis on [J]. Dissertations & Theses - Gradworks, 2013, 64(4):184—234.
- [28] Racine JLC. Control of a lower extremity exoskeleton for human performance amplification[M]. University of California, Berkeley, 2003.
- [29] Ronsse R, Lenzi T, Vitiello N, et al. Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches[J]. Med Biol Eng Comput, 2011, 49(10):1173—1185.
- [30] 王刚. 模糊控制的研究与发展[J]. 数字技术与应用, 2017, (1): 10—11.
- [31] Fleischer C, Wege A, Kondak K, et al. Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots[J]. Biomed Tech (Berl), 2006, 51(5—6):314—319.
- [32] Wang Y, Makeig S. Predicting intended movement direction using EEG from human posterior parietal cortex[M]// Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience. Springer Berlin Heidelberg, 2009: 437—446.
- [33] Yeh TJ, Wu MJ, Lu TJ, et al. Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis[J]. Mechatronics, 2010, 20(6):686—697.

(上接第449页)

将两组患者出院后康复功能训练部分依从49例及不依从8例进行了影响因素分析,患者年龄、文化程度、居住环境、经济条件、职业等对康复训练依从性的无明显差异,但性别、性格特征、婚姻状况3个因素对康复训练依从性的影响有显著性意义($P<0.05$),见表3。在院外延续管理随访中发现,女性患者的遵医行为及康复训练依从性明显高于男性,57例部分依从及不依从患者中,男性占80.7%;在沟通交流中,发现性格及婚姻状况也是影响康复训练落实的因素,其中性格急躁患者部分依从及不依从患者占49.12%,性格固执患者占28.07%,明显高于其他性格患者。在性格方面,不容忽视的是有抑郁倾向的患者依从性方面也会受影响。在婚姻状况影响因素中发现,离异及丧偶患者的部分依从及不依从所占比例分别是40.35%和38.60%。本研究提醒我们对于有抑郁倾向、离异、丧偶等人员在落实出院后康复功能训练方面需要我们给予更多的关注及干预,让鼻咽癌放疗后患者保持一种积极、乐观的态度更有利于功能训练项目的落实,从而达到最大限度降低张口困难的发生,提高患者的远期生存质量。

参考文献

- [1] Roe JW, Carding PN, Rhys-Evans PH, et al. Assessment and management of dysphagia in patients with head and neck cancer who receive radiotherapy in the United Kingdom—a web-based survey[J]. Oral Oncol, 2012, 48(4): 343—348.
- [2] Roe JW, Ashforth KM. Prophylactic swallowing exercises for patients receiving radiotherapy for head and neck cancer [J]. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg, 2011, 19(3): 144—149.
- [3] Carroll WR, Loeher JI, Canon CL, et al. Pretreatment swallowing exercises improve swallow function after chemoradiation[J]. Laryngoscope, 2008, 118(1): 39—43.
- [4] 汪雪梅,杨冬花,陈瑜,等. 张口训练康复训练管理项目方案的制订及应用[J]. 护理管理杂志, 2015, 15(9): 667—669.
- [5] 汪雪梅,杨冬花,陈瑜,等. 综合护理干预在提高鼻咽癌患者参与功能训练依从性中的作用[J]. 护理研究, 2017, 31(20): 2529—2531.
- [6] 申文江,王绿华. 放射治疗损伤[M]. 北京:中国医药科技出版社, 2001:75—76.
- [7] 成琴琴,湛永毅,刘翔宇,等. 鼻咽癌患者张口训练依从性影响因素及护理干预的研究进展[J]. 护理管理杂志, 2015, 15(8): 576—578.
- [8] 朱丽婵,谢淑萍,李卫阳. 全程康复督导预防鼻咽癌放疗后张口困难的效果观察[J]. 护理与康复, 2013, 8(12): 777.
- [9] 丁从兰,张蓉. 院外延续管理对癌症患者镇痛治疗的作用[J]. 中华护理杂志, 2011, 46(5): 466—468.
- [10] 丘小芬,成素苗,黎燕芳,等. 鼻咽癌患者张口功能训练强度与张口困难程度的相关性分析[J]. 护理学报, 2011, 18(12B): 45—46.
- [11] 何娅娜,张月娟,刘蕾. 应用微信平台开展健康教育对提高院外癌痛患者止痛依从性的效果评价[J]. 中国实用护理杂志, 2015, 31(8): 599—600.