

- partial weight-bearing instructions[J]. Yale J Biol Med, 2012, 85(1): 119—125.
- [46] Hustedt JW, Blizzard DJ, Baumgaertner MR, et al. Is it possible to train patients to limit weight bearing on a lower extremity?[J]. Orthopedics, 2012, 35(1): e31—37.
- [47] Fu MC, DeLuke L, Buerba RA, et al. Haptic biofeedback for improving compliance with lower- extremity partial weight bearing[J]. Orthopedics, 2014, 37(11): e993—998.
- [48] Takacs J, Leiter JR, Peeler JD. Novel application of lower body positive-pressure in the rehabilitation of an individual with multiple lower extremity fractures[J]. J Rehabil Med, 2011, 43(7): 653—656.
- [49] Melvin JS, Mehta S. Patellar fractures in adults[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2011, 19(4): 198—207.

·综述·

下肢外骨骼机器人控制策略研究进展

李根生¹ 侣国宁^{1,2} 徐 飞¹

外骨骼机器人的研究可以追溯到20世纪60年代,最初的研究目的主要是用于提高士兵的背负承载能力,随着机器人技术和生物检测技术的不断发展,外骨骼机器人的研究取得了飞跃性突破^[1]。基于不同作用对象,大致可以将其分为三类:增强健康人群自身机能的人类增强型外骨骼,如BLE-EX(Berkeley lower extremity exoskeleton)^[2];下肢运动能力受损患者康复治疗的步态康复型外骨骼,如ReWalk^[3];辅助残疾人或老年人站立或行走的辅助型外骨骼,如HAL(hybrid assistive leg)^[4]。

基于不同目的和作用对象,外骨骼机器人通过采用不同控制策略,并利用信息采集模块实时监测穿戴者运动信息及人机交互信息,以保证运动的正确性和穿戴者的适宜性。同时,通过对外骨骼进行精确控制可以有效避免对患者造成二次伤害,因此开展外骨骼机器人控制策略的研究具有重要的实际应用价值。

1 下肢外骨骼机器人控制策略

根据控制参数的不同,外骨骼控制类型可分为基于位置的控制、基于力信息的人机交互控制、基于生物电信号的人机交互控制和智能控制。

其中,基于位置的控制策略可分为轨迹跟踪控制、骨盆控制;基于力信息的人机交互控制策略可分为阻抗控制、力/

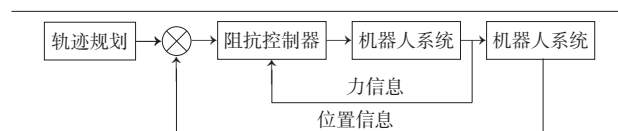
位混合控制、灵敏度放大控制、零力矩点控制、地面反作用力控制^[5];基于生物电信号的人机交互控制策略可分为肌电控制、脑电控制;智能控制策略分为模糊控制、神经网络控制。其特点和应用如表1所示。

1.1 基于位置的控制

基于位置的控制类型根据正常人体关节位移轨迹,规划外骨骼运动轨迹,其控制策略又可分为轨迹跟踪控制和骨盆控制。

1.1.1 轨迹跟踪控制策略是指外骨骼带动患肢沿预先规划的轨迹进行步态训练,其原理如图1所示。瑞士Lokomat^[6]康复机器人采用轨迹跟踪控制,预先设定期望运动轨迹,通过控制机器人的关节角度和角速度,实现患者的康复训练。意大利的卧式步态康复机器人^[7]通过规划特定轨迹的腿部运动,带动患者患肢在矢状面沿期望轨迹运动,以模拟人体步态运动。韩国庆熙大学研制的步态康复训练机在采用轨迹跟踪控制的基础上,在脚踏板上安装压力传感器实时监测患

图1 轨迹跟踪控制原理



DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.12.025

1 上海理工大学医疗器械与食品学院,上海,200093; 2 通讯作者
作者简介:李根生,男,硕士研究生; 收稿日期:2017-06-14

1488 www.rehabi.com.cn

表1 下肢外骨骼机器人控制策略

控制类型	控制策略	特点	应用
基于位置的控制	轨迹跟踪控制	常用于被动训练,适宜于患者早期康复训练;但需要准确步态规划。	Lokomat ^[6] ,意大利卧式机器人 ^[7] ,韩国庆熙大学 ^[8] ,哈工大减重式步态训练机器人 ^[9] 和卧式下肢康复机器人 ^[10] ,燕山大学站立式下肢康复训练机 ^[11] ,德国 Gait Training ^[12] ,筑波大学步态康复机器人 ^[13] ,日本 Hart Walker ^[14] 。
	骨盆控制	基于轨迹跟踪的一种新型控制策略,常需要额外辅助装置,但形式有限。	新加坡南洋理工步态康复机器人 ^[15] ,PAM步态康复训练机器人 ^[16] ,哈尔滨工业大学助行训练机器人,日本早稻田大学减重机器人 ^[17] ,Walk Trainer康复机器人 ^[18] 。
基于力信息的交互控制	阻抗控制	控制对象为力和位置间的动态关系,需要实时检测力和位置信息,因此需安装大量传感器。	ALEX ^[19] ,HAL,BLEEX,上海大学下肢康复机器人 ^[20] ,Lokomat,LOPES,Haptic Walker ^[21] 。
	力/位混合控制	可实现对机器人力和位置的控制,但需要准确建模,对系统的实时性要求较高。	ALEX,韩国国立庆尚大学康复机器人 ^[22] ,Lokomat。
	灵敏度放大控制 SAC	避免大量安装传感器,并且人机间相互作用力达到最小,但会造成系统不稳定,需要精确建模。	BLEEX,河北工业大学李长鹏等 ^[23] ,赵广宇等 ^[24] 。
	零力矩点控制 ZMP	需保证将零力矩点落到稳定区域才可以保持机器人稳定,需要准确建立数学模型,计算量较大。	德国 String-man 下肢康复训练机器人 ^[25] ,单兵装甲下肢外骨骼机器人 ^[26] ,江西理工大学下肢外骨骼 ^[27] 。
基于生物电信号的交互控制	地面反作用力控制 GRF	需测量人的地面反作用力和外骨骼的地面反作用力,且系统所有运动特性均要被测量,需要精确建立人机间动态模型。	Walking Helper 助力机器人 ^[28-29] ,Andrew J 等 ^[30] ,林尔东等 ^[31] 。
	肌电控制 EMG	可以准确反映人体运动意图,但采集肌电信号的传感器在激烈运动时容易异位和脱落,并且常因人体出汗干扰传感器测量效果。	Christian Fleischer 等 ^[32] ,HAL ^[33] ,LOPES ^[34] ,燕山大学的赵鹏等 ^[35] 。
	脑电控制 EEG	不受限于肢体残疾程度,只要大脑能产生运动控制信号,都可以使用 EEG 控制,但该方法不能用于控制脑损伤患者的运动,易受其他生物电信号影响。	Andrew J 等 ^[30]
	智能控制	不需要建立精确的数学模型,可直接将专家知识转化为控制信号,可以较好地实时处理非线性复杂系统。	浙江大学杨灿军课题组外骨骼 ^[36-37] ,电子科技大学 ^[38] ,韩国西江大学 ^[39] ,四川理工学院的陈磊等 ^[40] ,哈尔滨工业大学的周海涛等 ^[41] 。
	神经网络	可以充分逼近任何复杂的非线性关系,能够自我学习和实验严重不确定性系统的动态特性。	浙江大学杨灿军等 ^[36-37] ,河北工业大学的张元春等 ^[42] ,LEE K 等 ^[43] ,郭晓波等,河北工业大学 ^[44] 。

者在训练时的足底压力,评定康复效果^[8]。日本筑波大学研制的步态康复机器人根据预先制定好的步态轨迹,带动患者患肢做上楼梯运动^[13]。哈尔滨工程大学研制的减重式步态训练机器人^[9]和站立式下肢康复训练机^[11]也是采用轨迹跟踪控制帮助患者模拟正常人行走训练。太原理工大学张政等^[45]结合传统PID控制算法,设计了 bangbang-PD 轨迹跟踪控制算法。

应用轨迹跟踪控制策略需要预先获取并规划好期望步态轨迹,由外骨骼带动患肢沿预设轨迹运动训练。所以此控制常需要获取准确的正常人步态轨迹,并结合悬吊床等额外的辅助设备来保持患者行走的稳定,实现的运动形式比较有限且不能应对因突发原因造成的步态变化情况,此外必须获

取精确步态规划。

1.1.2 骨盆控制是指根据人体在行走过程中,骨盆上下位移的位置变化而设计出的一种控制策略。新加坡南洋理工大学步态康复机器人^[15]在轨迹跟踪控制的基础上,又着重提出了骨盆控制。PAM(pelvic assist manipulate)步态康复训练机器人^[16]采用骨盆控制实现对骨盆五个自由度的位置和姿态控制。日本早稻田大学研制的减重支撑机器人在2010年增加了骨盆控制,将骨盆运动信息作为减重机构的前馈信息,对期望减重力进行实时调整^[17]。瑞士的 Walk Trainer 康复机器人采用了六自由度并联骨盆控制机构,可以控制骨盆实现任意期望位置和角度的运动^[18]。

骨盆控制机构不但可以支撑骨盆而且也起到了步态检

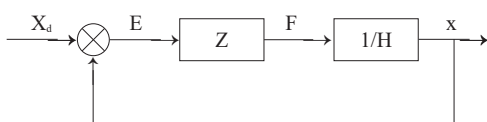
测的作用;常用于步态跟踪控制基础上的下肢外骨骼机器人中,并且需要悬吊装置等辅助控制外骨骼。因此骨盆控制需要准确的步态规划和建立人机间的精确数学模型。

1.2 基于力信息的交互控制

基于力信息的交互控制对象是穿戴者与外骨骼间的接触力信息。使用此类控制方法需要检测人机间的相互作用力。其常用的控制策略包括阻抗控制、力/位混合控制、灵敏度放大控制、零力矩点控制和地面反作用力控制等。

1.2.1 阻抗控制:是一种通过调节机器人的位置和交互力之间动态关系来控制机器人的控制策略,其原理如图2所示。美国ALEX(active leg exoskeleton)主动式外骨骼在控制系统上提出了力场控制器策略的阻抗控制,预先规划期望轨迹,并设定波动范围,通过检测人机间交互力来矫正步态轨迹^[19]。Mirzaei等^[46]在下肢康复机器人中采用一种新的阻抗控制方法,解决了训练过程中人与地面间的作用力,优化了系统的稳定性。HAL外骨骼机器人和BLEEX外骨骼机器人均采用阻抗控制方法来解决脚底板接地时的冲击力,提高了行走的稳定性^[47]。电子科技大学结合阻抗控制,设计了一种基于PI2的变参数阻抗控制方法,上海大学研发了一款下肢康复机器人^[20],其主动训练采用了阻抗控制,被动训练采用力反馈控制。

图2 阻抗控制原理



阻抗控制不是直接对力和位置分别控制,而是控制力和位置间的动态关系,所以在这种控制中,需要快速、准确地检测力和位置的信息变化,需要安装大量传感器,并且要求系统有较高的响应频率。

1.2.2 力/位混合控制:是指对机器人的力和位置分别控制,实现对期望位置和期望力的控制,其原理如图3所示。瑞士的Lokomat下肢康复机器人^[48-49]在步态规划控制的基础上,其主动训练模式中采用了力/位混合自适应控制策略,并验证了这些控制方法的有效性。美国ALEX主动式下肢外骨骼^[50]在主动训练模式中采用了力/位混合控制算法,使得外骨骼在穿戴者腿上施加合适的力实现期望的步态规划。

力/位混合控制由闭环位置控制和力控制组成,可实现对机器人的力和位置的控制,但依赖于机器人和外界环境间的动力学模型,需要准确建模并且对系统的实时性要求较高;并且在应用此类控制方法的过程中需要实时监测力和位置的变化情

况,因此需要大量传感器采集信息。

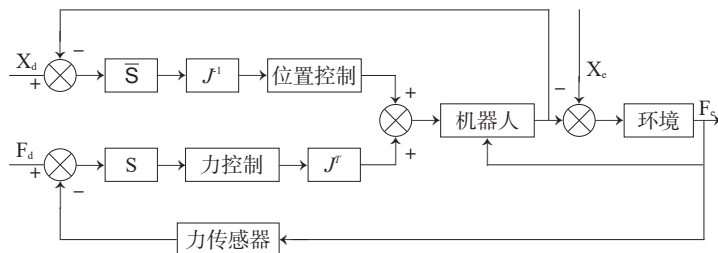
1.2.3 灵敏度放大控制(sensitivity amplification control, SAC):是通过将人作用在外骨骼上的外力定义为灵敏度函数,然后将该函数最大化,从而实现用较小的力控制外骨骼的运动。SAC通过放大系统对力或力矩的灵敏度控制外骨骼跟随运动,避免安装大量传感器。美国伯克利下肢外骨骼机器人BLEEX,在控制系统上采用了SAC,在闭环系统中引入SAC,提高整个系统对力和力矩的灵敏度,避免安装大量传感器^[51]。河北工业大学李长鹏等^[23]设计出了一种下肢外骨骼康复机器人,其在患者主动与抗阻康复训练模式中,采用SAC控制方法,并且利用三层BP神经网络优化SAC控制器的控制精度。赵广宇等^[24]构造了基于支持向量机(SVM)模型的SAC控制方法,有效地计算出人体下肢各关节的输出力矩,并控制外骨骼跟随人体运动。

灵敏度放大控制可以避免安装大量传感器,能够减小患者的承受力矩,减少体能消耗,并保证在行走过程中外骨骼紧密跟随人体行走,人机间相互作用力达到最小,但高灵敏度对其他外力也表现得非常敏感,易造成系统的不稳定。因此灵敏度放大控制需要获取精确的系统动态模型,通过调整模型的参数来对系统的稳定性进行调整。

1.2.4 零力矩点(zero moment point, ZMP)理论^[52]:是指地面上的一点,机器人的惯性力和重力的和力矩在该点水平方向上的分量为零。若ZMP处于机器人足底与地面形成的多边形内,则机器人保持稳定状态。德国String-man下肢康复训练机器人^[25]的姿态和平衡控制基于零力矩点概念,通过控制绳张力控制ZMP位置。装甲兵工程学院^[26]利用零力矩点分析单兵装甲下肢外骨骼机器人的动态稳定性,并进行步态规划。江西理工大学^[27]提出了一种基于零力矩点稳定判据,用三次样条对关节轨迹进行插值的步态控制策略,设计了一款下肢外骨骼机器人。新加坡南洋理工大学^[28]的下肢外骨骼机器人^[53]利用零力矩点控制外骨骼行走过程中的运动轨迹。HAL和BLEEX外骨骼在实现站立及身体平衡控制上采用了ZMP控制,其依靠足底力信息计算站立过程人体和整个系统的ZMP位置,再以电信号的形式反馈给计算机^[33,47]。

采用ZMP控制必须保证将零力矩点落到稳定区域才可

图3 力/位混合控制原理



以保持机器人稳定,所以需要对机器人建立准确的数学模型,并进一步求解控制法则,计算量较大。

1.2.5 地面反作用力(ground reaction force, GRF):是除重力外,唯一作用在人身上的外力。通过控制外骨骼的地面反作用力和人的地面反作用力,并使其相似,使得外骨骼机器人与穿戴者同步行走。日本东北大学研制的Walking Helper助力机器人^[28-29]在控制系统上提出了基于人体模型及地面反作用力的控制策略。林尔东等^[31]提出了一种改进的基于地面反作用力的步态识别方法,该方法从人连续行走过程中足底对地面的反作用力信息中提取步态特征,用于步态识别。

地面反作用力控制必须测量人的地面反作用力和外骨骼的地面反作用力,且系统所有运动特性都要被测量,所以需要精确建立人和外骨骼间的动态模型。

基于人机间的力信息控制策略应用广泛、种类较多、可靠性较强,但是在系统响应上存在一定的滞后性,并不能同步反映出人体运动意图。

1.3 基于生物电信号的交互控制

基于生物电信号的控制是指通过对人体运动时或准备运动时身体产生的电信号进行特征提取,预测人体运动模式。该控制方式可以准确、迅速地驱动外骨骼跟随人体运动,解决了系统的滞后性这一问题。常用的生物电信号有肌电信号(electromyography, EMG)和脑电信号(electroencephalography, EEG)。相比于力信号,EMG和EEG通过传感器检测,信号的获取较为简单,安全性较高。

1.3.1 肌电控制:肌电信号是通过肌电传感器测量获取的电信号,能够反映人体运动意图,原理如图4所示。日本筑波大学研制的HAL外骨骼机器人采用了基于生物电信号的控制策略,通过采集穿戴者肌电信号和运动时力学信息,判断穿戴者运动意图,从而驱动外骨骼完成相应的动作^[33]。荷兰LOPES(lower extremity powered exoskeleton)康复机器人在步态规划的基础上,通过采集腿部肌电信号,判断患者主动运动意图,步态控制算法根据患者意图做相应调整^[34]。燕山大学的赵鹏等^[35]提出一种基于肌电特征的康复机器人控制策略,利用肌电特征实时修正机器人运动速度和轨迹参数。

肌电信号可以准确反映人体运动意图,但采集肌电信号的传感器在激烈运动时容易异位和脱落,并且常因人体出汗干扰传感器测量效果。

1.3.2 脑电控制:脑电信号是大脑神经元

间离子流动造成的电压波动,利用EEG可以控制外骨骼,原理如图5所示。Gwin等使用贝叶斯分类器对EEG信号进行分类,实现了下肢运动识别,并成功应用于外骨骼机器人的控制中。Andrew J等^[30]开发了一种读取稳态视觉诱发电位信号并解码用户意图,用于控制机器人。

脑电控制的重大优势是不受限于肢体残疾程度,只要大脑能产生运动控制信号,都可以使用EEG控制。但该方法不能用于控制脑损伤患者的运动。同时运动控制信号的脑电信号易受其他生物电信号影响,所以其信号采集需要患者注意力高度集中。与EMG信号相比,EEG的采集和特征提取更困难。

基于生物医学信号的交互控制方式,信号获取较为简单,可以对人体运动意图进行预判,但难以提取出可以判断人体运动意图的信号特征。并且这种控制方法受外界因素影响较大。

1.4 智能控制

智能控制是将力控制系统分解为多个子系统,同时输入力和位置信息,原理如图6所示。常用的智能控制策略包括模糊控制、神经网络控制、专家系统和学习控制和遗传算法控制。

1.4.1 模糊控制是通过对力和位置信息进行综合,最后输出位置控制量的控制方法。浙江大学杨灿军课题组采用自适应模糊控制神经网络和人机耦合智能算法^[36-37],开发了一种帮助中风偏瘫患者康复的外骨骼机器人。电子科技大学^[38]设计一款基于模糊PID控制和自适应控制算法的轨迹跟踪底层控制算法。韩国西江大学^[39]设计一款下肢外骨骼机器人,采用了类似肌电信号的肌纤维膨胀信号,在信号融合和

图4 肌电控制原理

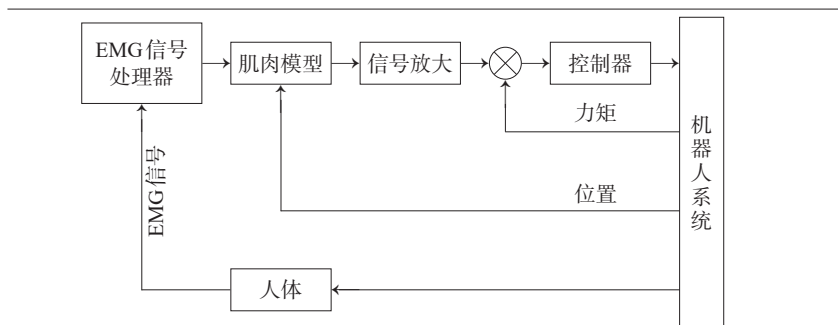
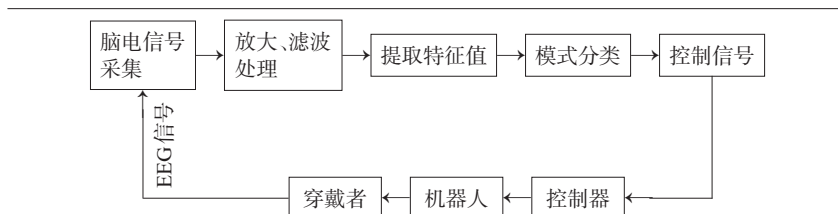


图5 脑电控制原理



处理中,采用模糊控制算法,利用模糊隶属函数和模糊规则对关节进行控制。四川理工学院的陈磊等^[40]提出了一种基于模糊遗传算法的下肢康复机器人控制方法,建立了一个多输入多输出的模糊控制器,用一套模糊控制规则来控制外骨骼对不同患者进行康复训练,并采用遗传算法优化模糊规则和隶属度函数,增强了模糊控制系统的适应性。哈尔滨工业大学的周海涛等^[41]研发了一款下肢外骨骼机器人,该外骨骼采用自适应迭代学习控制算法进行轨迹跟踪控制的患者被动康复训练和模糊自适应阻抗控制方法的患者主动辅助步态康复训练。

模糊控制具有不需要建立精确的数学模型,可直接将专家知识转化为控制信号的优点,可以较好地实时处理非线性复杂系统;并且可以实现机器人的自适应控制,智能地修改控制参数。

1.4.2 神经网络控制是一种基于神经网络算法的智能控制策略,结构如图7所示。浙江大学杨灿军教授等人提出了基于脚底压力变化来判断人体运动意图的自适应模糊神经网络(adaptive-network-based fuzzy inference system, ANFIS)理论,并开发设计了一款外骨骼机器人^[37]。河北工业大学的张元春等^[42]针对数学模型误差对基于位置的阻抗控制的影响这一问题,采用RBF神经网络,设计了RBF神经网络补偿控制器消除了模型误差的问题。Lee K等^[43]用于在线控制动力下肢外骨骼的脑机交互系统,并设计了一个可以控制外骨骼前行、左转和右转的二进制解码器。郭晓波等^[44]针对患

者在训练时肌肉痉挛对系统稳定性的影响,提出了一种基于BP神经网络变参数控制方法,通过检测训练中患者的力、速度、位置等的变化,采用BP神经网络自动调整从端控制参数,消除了系统的不稳定性,有效地克服患者因肌肉痉挛带来的干扰。河北工业大学的陈贵亮等^[44]针对外骨骼机器人的灵敏度放大控制需要精确逆动力学模型的问题,利用BP神经网络获得了外骨骼逆动力学动态数学模型。证明了该方法可以为灵敏度放大控制提高保证。

神经网络可以充分逼近任何复杂的非线性关系,能够学习和实验严重不确定性系统的动态特性,是一种典型的智能化控制策略,但是在使用神经网络的过程中,其隶属度函数和各层的比重选取上没有理论依据,常根据设计者的经验选择。

2 展望

通过对下肢外骨骼机器人控制策略的分析、归纳,我们可以发现,基于位置的控制策略控制方法简单,但需要根据准确的人体关节运动信息进行轨迹规划,否则容易对人体造成二次伤害。基于力信息的控制策略通过人机间力信息实现力控制,具有一定的柔顺性,但需要安装大量传感器,并且失去了一定的系统精确性和稳定性。基于人体生物电信号的控制可以准确预测患者的运动趋势,快速驱动外骨骼运动,但电信号的测量和特征提取问题仍需提高。智能控制策略有效地弥补了各种单一控制策略的缺点,实现了系统的自适应性。

随着技术的发展和人们对产品要求的提高,运用以往单一经典控制理论不能较好地实现产品要求,一些智能化控制策略更符合发展趋势。外骨骼控制策略的研究需要考虑以下几个方面:①深入研究复合控制策略。单一控制策略各有优劣,复合策略可以将多种控制策略各取所长,优化系统的稳定性。②深入研究系统的实时特性、人机信息交换。临床上,需实现外骨骼的实时控制并且必须避免对穿戴者造成二次伤害,所以控制系统的实时性和安全性尤为重要。实时获取人机间的信息交换可以准确实时地反映人机间的运动情况。③自适应智能切换训练模式。根据患者患肢实际情况,外骨骼可以自适应选择相应的训练模式,相应的控制策略也要做出自适应调整。④采用柔顺性智能控制策略,避免患者的二次伤害。下肢外骨骼机器人要实现人机协调统一

图6 智能控制原理

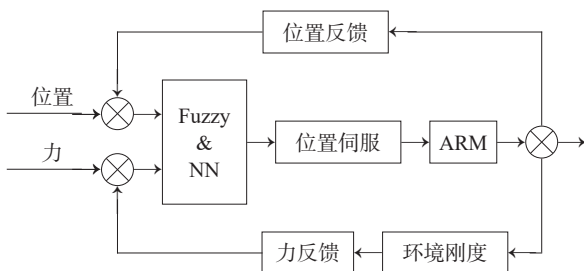
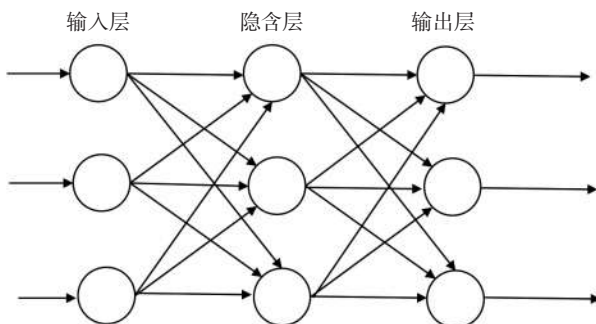


图7 神经网络结构示意图



运动和互相干涉作用最小,其控制系统必须要具有柔顺性和高度智能化,可以根据穿戴者运动意图自适应提供助力^[55]。

参考文献

- [1] Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2008, 24(1): 144—158.
- [2] Kazerooni H. The Berkeley lower extremity exoskeleton[J]. Journal of Dynamic Systems Measurement & Control, 2006, 128(1):9—15.
- [3] 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.
- [4] Sankai Y. HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics [C]// Robotics Research - the, International Symposium, Issr 2007, November 26-29, 2007 in Hiroshima, Japan. DBLP, 2010:25—34.
- [5] 杨智勇,张静,归丽华,等.外骨骼机器人控制方法综述[J].海军航空工程学院学报,2009,24(5):520—526.
- [6] Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients[J]. Spinal Cord, 2001, 39(5):252—255.
- [7] Monaco V, Galardi G, Jung J H, et al. A new robotic platform for gait rehabilitation of bedridden stroke patients[C]. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2009:383—388.
- [8] Hasan MK, Park SH, Seo SJ, et al. A Gait Rehabilitation and Training System based on Task Specific Repetitive Approach[C]//International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. IEEE, 2009:1—4.
- [9] 王婷.减重式步态康复训练机器人控制及实验研究[D].哈尔滨工程大学,2008.
- [10] 钱振美.卧式下肢康复机器人的研究[D].哈尔滨工程大学,2006.
- [11] 刘洪涛.截瘫患者下肢康复机器人设计与实验研究[D].燕山大学,2010.
- [12] Hesse S, Uhlenbrock D. A mechanized gait trainer for restoration of gait[J]. J Rehabil Res Dev,2000, 37(6):701—708.
- [13] Yano H, Tamefusa S, Tanaka N, et al. Gait rehabilitation system for stair climbing and descending[C]. IEEE Haptics Symposium. IEEE Computer Society, 2010:393—400.
- [14] Kobayashi H, Karato T, Nakayama S. Emergence of gait by an active walker[C]. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. IEEE, 2008:1035—1040.
- [15] Lim HB, Hoon KH, Low KH, et al. Pelvic control and over-ground walking methodology for impaired gait recovery [C]. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. IEEE, 2009:282—287.
- [16] Ichinose WE, Reinkensmeyer DJ, Aoyagi D, et al. A robotic device for measuring and controlling pelvic motion during locomotor rehabilitation[C]. Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the, International Conference of the IEEE. IEEE, 2003:1690—1693 Vol.2.
- [17] Watanabe T, Ohki E, Kobayashi Y, et al. Leg-dependent force control for body weight support by gait cycle estimation from pelvic movement[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2010:2235—2240.
- [18] Stauffer Y, Allemand Y, Bouri M, et al. Pelvic motion measurement during over ground walking, analysis and implementation on the WalkTrainer reeducation device[C]. IEEE/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2008:2362—2367.
- [19] Banala SK, Agrawal SK, Kim SH, et al. Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2010, 15(2):216—225.
- [20] 王企远,钱晋武,冯治国,等.下肢步态矫形器的生理学步态规划与试验[J].中国机械工程,2009,(8):928—932.
- [21] Schmidt H, Sorowka D, Hesse S, et al. Design of a robotic walking simulator for neurological rehabilitation[C]. IEEE/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2002:1487—1492.
- [22] Novandy C B, Yoon J W. Development of gait rehabilitation robot driven by upper limb motion[C]. International Conference on Control, Automation and Systems. IEEE, 2007:2383—2388.
- [23] 李长鹏.下肢外骨骼康复机器人控制策略研究[D].河北工业大学,2013.
- [24] 赵广宇,何龙,李新俊,等.基于支持向量机的外骨骼机器人灵敏度放大控制[J].计算机测量与控制,2016,24(9):211—214.
- [25] Surdilovic D, Zhang J, Bernhardt R. STRING-MAN: Wire-robot technology for safe, flexible and human-friendly gait rehabilitation[C]. IEEE, International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2007:446—453.
- [26] 晁智强,王飞,张传清,等.单兵装甲下肢外骨骼机器人设计与仿真分析[J].装甲兵工程学院学报,2015,29(6):53—57.
- [27] 谭先锋.下肢负重外骨骼机器人系统控制机理研究与实现[D].江西理工大学,2014.
- [28] Nakamura T, Saito K, Kosuge K. Control of wearable walking support system based on human-model and GRF [C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2006:4394—4399.
- [29] Nakamura T, Saito K, Wang ZD, et al. Control of model-based wearable anti-gravity muscles support system for standing up motion[C]. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Proceedings. IEEE, 2005:564—569.
- [30] Mcdaid AJ, Xing S, Xie SQ. Brain controlled robotic exoskeleton for neurorhabilitation[C]. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. IEEE, 2013:1039—1044.
- [31] 林尔东,姚志明,郑重,等.一种改进的基于地面反作用力的步态识别方法[J].模式识别与人工智能,2011,24(3):353—359.
- [32] Fleischer C, Reinicke C, Hommel G. Predicting the intended motion with EMG signals for an exoskeleton orthosis controller[C]. IEEE/rsj International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2005:2029—2034.
- [33] Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit[C]. IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. IEEE, 2004:491—496.
- [34] Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, et al. Design and

- evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007, 15(3):379—386.
- [35] 赵鹏. 基于肌电反馈的下肢康复机器人控制策略研究[D]. 燕山大学, 2014.
- [36] 张杰. 脑卒中瘫痪下肢外骨骼康复机器人的研究[D]. 浙江大学, 2007.
- [37] 牛彬. 可穿戴式的下肢步行外骨骼控制机理研究与实现[D]. 浙江大学, 2006.
- [38] 麻天照. 下肢外骨骼康复机器人控制系统设计与研究[D]. 电子科技大学, 2015.
- [39] Kong K, Jeon D. Fuzzy Control of a New Tendon-Driven Exoskeletal Power Assistive Device[C]. IEEE/Asme International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Proceedings. IEEE Xplore, 2005:146—151.
- [40] 陈磊, 黄文权, 杨长牛, 等. 基于遗传模糊算法的康复机器人康复训练控制[J]. 计算机测量与控制, 2013, 21(11):3080—3082.
- [41] 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]. 哈尔滨工业大学, 2015.
- [42] 张元春. 下肢外骨骼康复机器人助力模式控制策略研究[D]. 河北工业大学, 2014.
- [43] Lee K, Liu D, Perroud L, et al. A brain-controlled exoskeleton with cascaded event-related desynchronization classifiers[J]. Robotics & Autonomous Systems, 2016, 90(C):15—23.
- [44] 陈贵亮, 李长鹏, 赵月, 等. 下肢外骨骼康复机器人的动力学建模及神经网络辨识仿真[J]. 机械设计与制造, 2013, (11):197—200.
- [45] 张政. 下肢外骨骼机器人控制方法的研究[D]. 太原理工大学, 2015.
- [46] Mirzaei A, Ozgoli S. A new impedance control structure for leg Rehabilitation Robot[C]. International Conference on Control, Instrumentation and Automation. IEEE, 2012:952—956.
- [47] 柯显信, 陈玉亮, 唐文彬. 人体下肢外骨骼机器人的发展及关键技术分析[J]. 机器人技术与应用, 2009, (6):28—32.
- [48] Westlake KP, Patten C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke[J]. J Neuroeng Rehabil, 2009, 6(1):18.
- [49] Bernhardt M, Frey M, Colombo G, et al. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT[C]. International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2005:536—539.
- [50] Zanotto D, Stegall P, Agrawal S K. ALEX III: A novel robotic platform with 12 DOFs for human gait training[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2013:3914—3919.
- [51] Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2006:4345—4352.
- [52] 刘飞, 陈小平. 使用零力矩点轨迹规划的四足机器人步态进化方法[J]. 机器人, 2010, 32(3):398—404.
- [53] Low K H, Liu X, Yu H. Development of NTU wearable exoskeleton system for assistive technologies[C]. IEEE International Conference Mechatronics and Automation. IEEE, 2005:1099—1106.
- [54] 郭晓波, 宋爱国, 翟雁. 基于变参数的远程康复训练机器人神经网络控制[J]. 东南大学学报自然科学版, 2008, 38(1):54—57.
- [55] 刘会勇, 赵青. 下肢外骨骼助行机器人研究现状及发展趋势[J]. 机械设计与制造, 2013, (8):146—148.

(下转第 1456 页)

- genic detrusor overactivity in patients with Parkinson's disease[J]. Neurourology & Urodynamics, 2009, 28(1): 62—67.
- [20] Kabay SC, Yucel M, Kabay S, et al. Acute effect of posterior tibial nerve stimulation on neurogenic detrusor overactivity in patients with multiple sclerosis: urodynamic study[J]. Urology, 2008, 71(4):641—645.
- [21] Siegel S, Noblett K, Mangel J, et al. Three year follow-up results of a prospective, multicenter study in overactive bladder subjects treated with sacral neuromodulation[J]. Urology, 2016, 94:57—63.
- [22] Andrews BJ, Reynard JM. Transcutaneous posterior tibial nerve stimulation for treatment of detrusor hyperreflexia in spinal cord injury[J]. Journal of Urology, 2003, 170(3): 926—926.
- [23] Li X, Liao L, Chen G, et al. Combination of sacral nerve and tibial nerve stimulation for treatment of bladder overactivity in pigs[J]. International Urology & Nephrology, 2017, 49(7):1139—1145.
- [24] Allio BA, Peterson AC. Urodynamic and physiologic patterns associated with the common causes of neurogenic bladder in adults[J]. Translational Andrology & Urology, 2016, 5(1):31.
- [25] Gajewski JB, Schurch B, Hamid R, et al. An International Continence Society (ICS) report on the terminology for adult neurogenic lower urinary tract dysfunction (ANLUTD)[J]. NeuroUrol Urodyn, 2017:1—10.
- [26] Groat WCD, Griffiths D, Yoshimura N. Neural control of the lower urinary tract[J]. Comprehensive Physiology, 2015, 5(1):327—396.
- [27] Tai C, Shen B, Chen M, et al. Prolonged poststimulation inhibition of bladder activity induced by tibial nerve stimulation in cats[J]. AJP Renal Physiology, 2011, 300(2):85—92.
- [28] Sanford MT, Suskind AM. Neuromodulation in neurogenic bladder[J]. Translational Andrology & Urology, 2016, 5(1): 117—126.
- [29] Mcgee MJ, Amundsen CL, Grill WM. Electrical stimulation for the treatment of lower urinary tract dysfunction after spinal cord injury[J]. Journal of Spinal Cord Medicine, 2015, 38(2):135—146.
- [30] Elder CW, Yoo PB. Co-activation of saphenous nerve fibers: a potential therapeutic mechanism of percutaneous tibial nerve stimulation?[C]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2016.