

基于四连杆的下肢矫形器机械膝关节和市面产品特性分析的综述

——一种四连杆膝矫形器的相关分析

马 傲¹, 杨泽霖², 杨峻岩³, 沈秀童^{2*}

¹北京石油化工学院机械工程系, 北京

²青岛大学青岛医学院临床医学系, 山东 青岛

³山东省民政综合服务中心业务服务三部, 山东 济南

收稿日期: 2024年6月19日; 录用日期: 2024年7月13日; 发布日期: 2024年7月22日

摘 要

背景: 下肢矫形器能够帮助老年人, 下肢有疼痛、病变的年轻人等患者更平稳、安全地行走。市面机械膝关节的矫形器功能单一, 适应症有限, 不能满足大多数老年人、患者的需要。智能膝关节的下肢矫形器效果良好, 价格昂贵。目的: 设计一个简单可靠、适应面广的机械膝关节。方法: 调查机械膝关节产品, 了解不同类型的机械膝关节的原理在步态中起到的作用、适应症和失效形式。根据人体膝关节的解剖特点, 利用四连杆的相对瞬时转动中心位置可变等优势。同时基于人体的解剖特性、运动生物力学、使用者下肢的运动障碍、机械原理来设计机械膝关节。结果: 相比市面现有机机械膝关节产品, 四连杆机械膝关节能更好地满足大部分患者的需求; 相较市面智能膝关节产品, 四连杆膝关节能控制支撑期和摆动期的下肢运动, 性价比高, 允许大部分有需求的人士使用。结论: 四连杆机械膝关节可以广泛用于批量装配当中, 提高患者群体的生活质量。

关键词

下肢矫形器, 四连杆机械膝关节, 康复机械, 助老机械

A Review of Mechanical Knee Joints Based on Four-Link Lower Limb Orthotics and Analysis of Market Product Characteristics —Correlation Analysis of a Four-Link Knee Orthotic Device

Ao Ma¹, Zelin Yang², Junkui Yang³, Xiutong Shen^{2*}

*通讯作者。

文章引用: 马傲, 杨泽霖, 杨峻岩, 沈秀童. 基于四连杆的下肢矫形器机械膝关节和市面产品特性分析的综述[J]. 临床医学进展, 2024, 14(7): 970-979. DOI: 10.12677/acm.2024.1472103

¹School of Mechanical Engineering, Beijing Institute of Petrochemical Technology (BIPT), Beijing

²Department of Clinical Medicine, Qingdao Medical College, Qingdao University, Qingdao Shandong

³Business Service Department III, Shandong Provincial Civil Affairs Comprehensive Service Center, Jinan Shandong

Received: Jun. 19th, 2024; accepted: Jul. 13th, 2024; published: Jul. 22nd, 2024

Abstract

Background: Lower limb orthotics can help the elderly and young people with pain and lesions in the lower legs walk more smoothly and safely. Orthotics using mechanical knee joints on the market have single functions and limited indications which cannot meet the needs of most elderly people and patients. Lower limb orthotics using smart knees are effective but at the same time expensive. **Objective:** To design a simple, reliable, and widely adaptable mechanical knee joint. **Methods:** Investigating mechanical knee joint products to understand the role, indications, and failure modes of different types of mechanical knee joint principles in gait. According to the anatomical characteristics of the human knee joint, the mechanical knee joint is designed based on the anatomical characteristics of the human body, motion biomechanics, movement disorders of the user's lower legs, and mechanical principles by taking the advantage of the four-link's relatively instantaneous rotation center varying. **Results:** Compared with the existing mechanical knee joint products on the market, the four-link mechanical knee joint can better meet the needs of the elderly, people with lower leg pain and instability. Compared with the smart knee joint products on the market, the four-link knee joint, which is cost-effective and can be used by most people in need, can control lower legs movements in the support phase and swing phase. **Conclusion:** The four-link mechanical knee joint can be widely used in batch assembly to improve the quality of life of patients.

Keywords

Lower Limb Orthotics, Four-Link Mechanical Knee Joints, Rehabilitation Machinery, Machinery to Assist the Elderly

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

下肢矫形器广泛地用于骨科、神经外科、神经内科、外伤科、烧伤科、康复科等科室。下肢矫形器的作用有稳定和支持、固定和保护、支撑和免荷、预防和矫正畸形、长度补偿、抑制痉挛、牵引等。

下肢矫形器能帮助下肢存在疼痛、病变的人缓解痛感，同时避免人体膝关节病症加重：因成年人关节软骨中胶原蛋白生成和更新的速度非常有限，故软骨再生能力很低，而现代人习惯在硬化路面上做长跑等剧烈下肢运动来控制体重。这种重载的交变载荷会使半月板、关节唇的磨损速度大于再生速度，长此以往会出现骨性关节炎等退行性病变[1]。下肢矫形器能减少骨和关节的轴向压力和摩擦力，矫正畸形，恢复人体膝关节正常的力线，这对于减少疼痛、缓解病情非常重要[2]-[4]。装配下肢矫形器并让使用者穿戴[5]-[7]，再辅以康复训练，并做好后遗症、运动障碍的三级预防工作，可以让患者顺利、尽快地康复，回归社会。

在需要机械膝关节结构来控制人体膝关节的下肢矫形器中，不同种类的矫形器的结构、材料直接决定其适应症、禁忌症和优缺点，以及装配复杂程度。内设传感器，自动化控制功能的智能膝关节产品性能优越[8]-[10]，但价格过高，大部分人难以负担。因此设计一个结构简单、价格低廉、使用可靠的机械膝关节可以造福广大人民。下肢矫形器的主要适应症如图1所示。

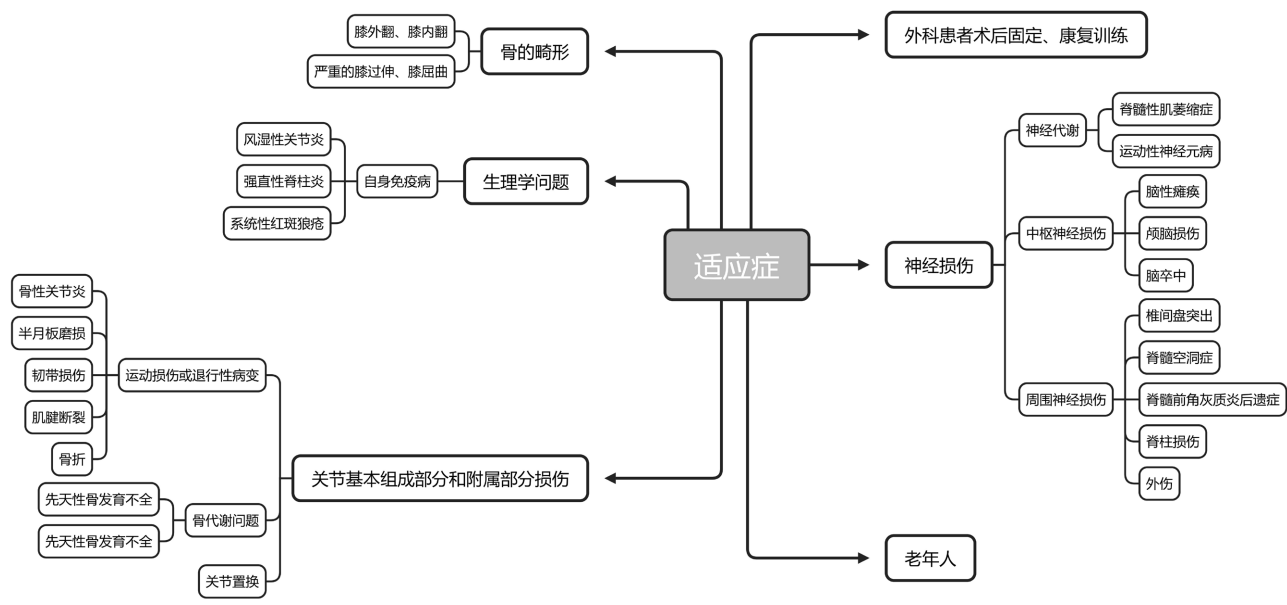


Figure 1. The main indications of lower limb orthotics
图 1. 下肢矫形器的主要适应症

2. 市面矫形器产品的机械膝关节

2.1. 概述

机械膝关节的分类一般按照基于其对步态的控制效果和原理。首先对于步态的控制作用分为：手动锁机械膝关节、单铰链机械膝关节、支撑期控制机械膝关节、支撑期、摆动期控制膝关节四种。按照结构和原理，单铰链机械膝关节可以细分为自由机械膝关节、后置机械膝关节两种；支撑期控制膝关节只有电磁锁智能膝关节一种；支撑期和摆动期控制机械膝关节可分为抱轴式刹车机械膝关节、液压阻尼智能膝关节。其中电磁锁和液压阻尼智能膝关节含有传感器、控制电路、执行元件等，能实现自动控制，所以统称为智能膝关节。支撑期控制是指改变支撑期到摆动期的开锁时机与支撑期到摆动期的自锁时机，机械膝关节比人体膝关节锁定更牢固，因此能提高支撑期稳定性。摆动期控制是防止生理膝屈曲和伸展过快，可以让患者更好地控制患侧下肢，也能避免人体膝关节突然快速屈曲，患者摔倒。下文将依次按图2介绍。

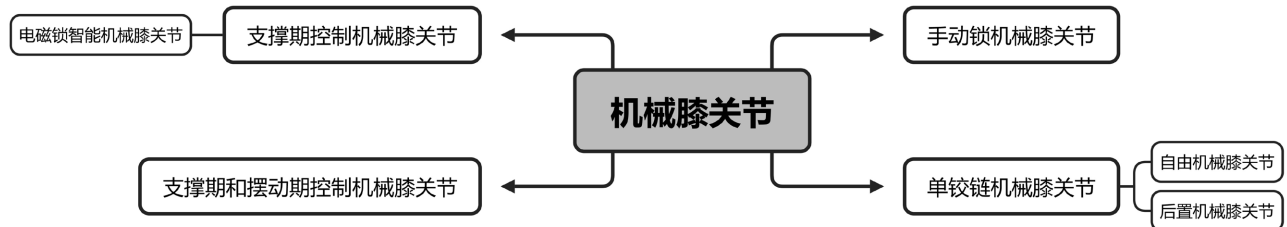


Figure 2. The classification of lower limb orthotics in mechanical knee
图 2. 下肢矫形器机械膝关节分类

2.2. 手动锁机械膝关节

包括落环锁、拉线锁,利用构件之间的形锁合和力锁合,能够保证机械膝长期锁定在 0 度伸直位。不容易解锁,只能直腿坐下或依靠别人帮助开锁。所以,该种机械膝适合于需要长期锁死在伸直位的患者,如术后固定、固定在伸直位来矫正畸形和痉挛,以及人体膝关节稳定性特别差的患者。自锁机械膝不适合经常行走的患者:因患侧迈步困难,故在上楼梯、上坡时容易失去重心摔倒。只能侧身上楼,行走步态不美观、不方便,同时可能会加重患者心理负担;其次,直腿行走增加中心上下移动幅度,重力势能消耗变大,进而会扩大能量消耗。

2.3. 自由机械膝关节

仅适用于无矢状面的运动障碍,故只适用于需要矫正冠状面的畸形、侧副韧带存在疼痛和病变、或需要免荷的患者。

2.4. 后置机械膝关节

后置机械膝是在自由机械膝的基础上,向后平移回转中心。其延长伸膝力矩的杠杆,缩短屈膝力矩的杠杆。虽然增大了支撑期稳定性,但在摆动期时患者很难屈膝摆动,因此后置机械膝关节仅适用于伸膝肌 3 级,且屈膝肌 4 级及以上的患者。因为技师很难根据患者病情量化后置机械膝关节的转动中心相对于人体膝关节协调轴(后文简称协调轴)的后移的距离,而一旦完成矫形器制作就无法调节回转中心位置,不能适应患者在康复中的肌力变化,故对技师的要求很高。

2.5. 抱轴式刹车机械膝关节

患者自身的重力在支撑期使机械膝关节受到自上而下的压力,压力使得摩擦块和轴之间能够产生与这种压力大小呈正相关的滑动摩擦力和静摩擦力。在最需膝关节稳定的跟着地时期,轴向压力最大,能产生足够的摩擦力使机械膝关节锁死,提高稳定性;支撑期,其能保证机械膝关节不旋转,保证人体膝关节锁死;预摆期,因压力随人体膝关节屈曲角度增大而降低,故摩擦阻力随之降低,便于人体膝关节屈曲摆腿;摆动期轴向压力为 0,所产生很小的摩擦力可以防止人体膝关节膝屈曲和伸展过快,使步态更安全、平稳;步态看起来和普通人相近。综上,这种机械膝关节能很好地适应人体膝关节的运动[11],兼具支撑期灵活性和摆动期稳定性。缺点是摩擦损耗大,发热量大,容易磨损和热胶合失效,需要定期更换轴套等易损件,不适合我国夏天普遍高温的气候,和人民的消费和生活习惯。

2.6. 电磁锁智能膝关节

该关节通过传感器采集步态数据,微处理器推算步态周期[12],控制系统间接调整机械膝的开闭程度,进而控制开锁和闭锁时机。开锁时,增大电磁铁电流,磁力增大,其竖直分力大于重力、摩擦力的竖直分力,锁块上移开锁,机械膝关节可以屈伸;关闭电流,锁块受重力克服摩擦力下降,机械膝关节锁死。它对患者的关节挛缩、骨对线情况、肌力要求很高。优点:反应灵敏而智能;有诸如坐位、站立、自行车等实用的模式方便患者使用。值得一提的是,当产品电量低时自动锁死膝关节来保证患者安全。缺点:价格昂贵,每侧下肢装配价四十万;续航仅约 5 km,而充电时间十余小时;对于患者骨骼对线、关节活动度和肌力要求特别高,绝大部分患者不满足;患者在上楼梯和坡道时人体膝关节要伸直到 0 度位以保证电磁锁完全锁死,因此增加大量能量消耗,患者在用力强制伸膝的过程中容易失去平衡摔倒。

2.7. 液压阻尼智能膝关节

它的支撑期和摆动期控制的执行元件是一个双向活塞液压阻尼器,微处理器根据传感器数据推算步

态周期, 控制系统根据步态周期变化的速度, 使电机转动, 来调节调整螺旋上的阀芯的位置, 进而调节调速阀开闭大小, 改变阻尼器阻尼大小, 之后改变阻尼器对机械膝产生阻力矩的大小, 拟和不同步态周期不同肌肉的向心收缩和离心收缩的速度 - 力量曲线关系[13], 最终控制智能单轴膝关节在不同步态周期的旋转速度大小, 令患者安全平稳地行走。简单讲即利用单向阀, 用两个油道、两个调速阀分别对支撑期和摆动期的阻尼分别做控制[14]。优点是反应灵敏, 安全平稳; 低电量时能够保持阻力为一个较大值不变, 保证安全。旋转压缩调节阀的角度, 记录通流面积在 100%、80%、60%、40%、20% 和 0 的情况下, 小型液压阻尼缸在一个压缩行程下反馈的关节扭矩。为确保数据的准确性, 将每组实验重复 9 次, 并求其均值, 绘制折线图。显然, 当通流面积调节到最大时, 小型液压阻尼缸反馈的关节扭矩最小。经计算, 绘制小型液压阻尼缸压缩行程反馈阻力[15]。缺点: 价格约百万; 对患者的骨对线、畸形、肌力要求很高, 绝大部分患者不满足要求; 因为管道、阀口尺寸小, 患者站立和下蹲上厕所时, 活塞到达阻尼器上下两端, 使污垢进入管道和阀门, 液压系统易堵塞、易损坏阀门形状, 出现阻尼器爬行现象, 使智能膝关节运动阻力如图 3 异常地增大, 步态不顺畅; 涉及到矫形器装配、机械、自动化等多学科知识, 结构复杂、精度高, 难以排查故障元件, 维修困难。

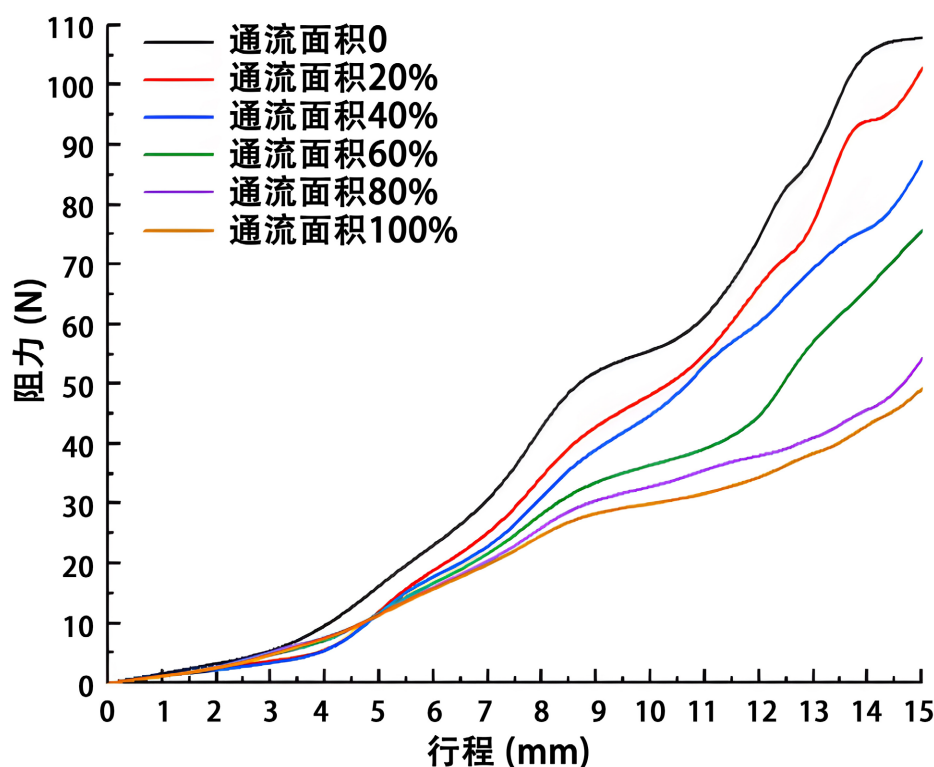


Figure 3. Diagram of the hydraulic damping cylinder compression stroke feedback resistance
图 3. 液压阻尼缸压缩行程反馈阻力[15]

3. 四连杆机械膝关节设计

3.1. 人体膝关节的解剖结构和特点

人体膝关节由三个关节构成[16]-[18], 下肢矫形器主要研究胫骨和股骨之间的运动规律, 以胫股关节的运动代替整个生理膝的运动。胫股关节的骨性结构由胫骨关节面和股骨关节头组成, 两者可以分别简化为面和球, 因此人体膝关节是一个五自由度的球面高副, 即矢状面的旋转和两个坐标轴的平移、水平

面的旋转、冠状面的旋转。但是在关节附属结构、肌肉的限制下，只能做两个自由度的运动，这两个运动主要在三个面上发生。矢状面的自由度使人体膝关节的屈曲伴随平移，水平面的旋转如图 4 所示仅在屈膝 90 度左右才有一定的活动度。

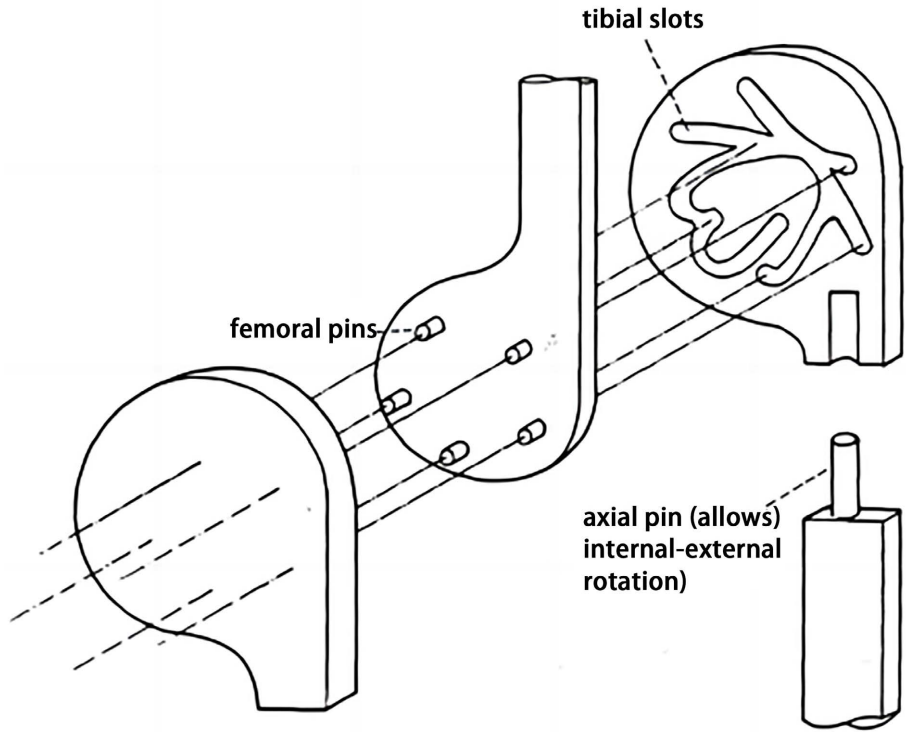


Figure 4. Diagram of the practical teaching system of automation major
图 4. 存在平面滚滑副的机械膝关节[18]

3.2. 人体膝关节运动分析

在人体膝关节屈伸过程中，人体膝关节瞬时转动轴(后文简称瞬轴)在冠状面上有小于 5 度的旋转，水平面上有约 8 度的旋转[19]，基于以下三个原因忽略不计瞬轴在这两个面的运动：① 人体膝关节屈伸主要是一个矢状面上的运动[20] [21]，人体膝关节的稳定性完全由矢状面上的瞬心位置决定，与瞬轴在另外两个面的位置变化无关。② 临床经验得知，忽略冠状面和水平面的微小运动不影响下肢矫形器的舒适度和功能。③ 下肢矫形器穿在患者裤子内，因此要求机械膝关节体积尽量小，避免影响患者工作和生活，而增加冠状面和水平面的自由度，需增加复杂的零件，在保证体积小的前提下强度不够，如图 3 所示的机械膝关节样机，违背了设计初衷。综上，四连杆机械膝和市面产品分析都只探究矢状面运动。

3.3. 四连杆机械膝关节的运动分析

机械膝关节从动件(小腿部分)瞬心的位置随机械膝关节屈曲角度变化而变化，支撑期和摆动期在不同的位置，支撑期瞬心在下肢矫形器膝关节协调轴(后文简称协调轴)后上，摆动期在协调轴前下，因此能使下肢矫形器兼具支撑期稳定性和摆动期灵活性：支撑期便于股四头肌肌力不足的使用者更轻松地站稳；摆动期使腓绳肌弱的使用者容易屈膝迈步，特别是在上下台阶、跨越障碍时更轻松地完成足廓清，避免足拖地、摔倒。

为了达到支撑期和摆动期的控制效果，矢状面上要实现一个自由度的转动伴随上下、前后方向的平

动, 因此选择能按照预定轨迹, 同时实现三个方向上的平面机构, 符合该条件的机构主要有四连杆和平面滚滑副。机械膝的工作场合适合四连杆, 不适合平面滚滑副。机械膝关节的运动场合: 低速、能承受重载和大的冲击载荷、疲劳强度好、结构简单、不易磨损、耐用可靠。而图 3 所示的机械膝关节有平面滚滑副, 平面滚滑副是高副接触, 磨损大、不能承受冲击载荷, 磨损后从动件的运动轨迹和图 5 的轨迹不相符, 因此不合适。

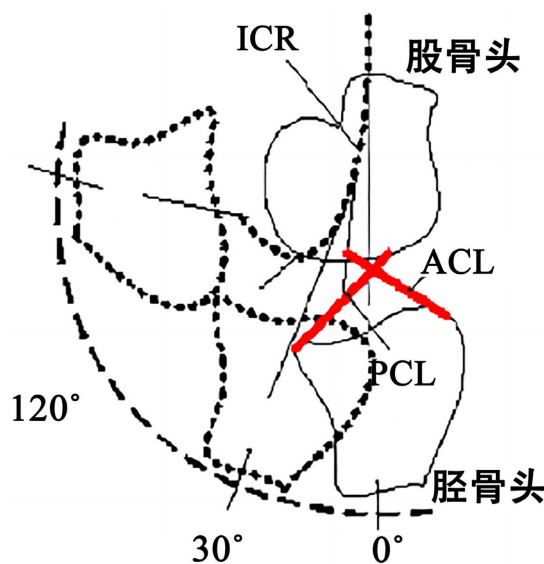


Figure 5. The position of the instantaneous center of rotation trajectory of the tibia of the human knee relative to the anatomical structure

图 5. 人体膝关节胫骨的瞬时转动中心轨迹与解剖结构的相对位置[22]

3.4. 四连杆的特点和相比市面产品的优势

手动锁机械膝关节、单铰链机械膝关节适应症少, 不适合老年人、下肢存在疼痛的年轻人的患者。抱轴式刹车机械膝关节价格昂贵, 不适合中国气候和人们的消费习惯, 需要经常返厂维修。智能膝关节性能优越, 但符合使用条件的患者非常少, 此外价格昂贵, 续航短, 结构复杂, 故障率较高, 维修困难[23]-[25]。而四连杆膝关节模仿了人体膝关节的运动特点, 兼具支撑期稳定性和摆动期灵活性, 因此适应症广泛, 能用较低的价格, 实现很好地功能, 适合向更多人推广。

临床装配中, PE、PP 制成的下肢矫形器虽然价格实惠, 但是存在两大缺点, 因此需要大约每三年更换一次: 这两种材料抗蠕变性能差, 如果下肢矫形器受力较大, PE、PP 制成的下肢矫形器分别在使用大约半年、一年以后会出现比较大的不可逆永久形变, 使下肢矫形器适配度变差, 效果变差, 容易异常地突出撑开裤子; 由于这两种材料成型收缩率大[26], 成型后固化慢, 因此矫形器的形状和石膏、泡沫材料制成的阳型有一定差别。因此成年人可以选择金属支条、碳纤维和甲基丙烯酸树脂等材料制成的复合材料矫形器, 日常使用约十年不会变形, 因此能长期保证功能稳定而不需要更换, 降低矫形器花费成本。对于下肢矫形器受力不大的轻症使用者, 小腿和大腿部分也可以采用 3D 打印彰显使用者个性[27] [28]。

因为下肢矫形器做成之后, 大多数只能调整约 5 mm~1 cm 的高度来适应身高的增长, 因此儿童、青少年需要每 8~10 个月更换下肢矫形器来保证尺寸合适, 压力区和释放区对应在患者身上的正确位置, 保证疗效。可以搭配油阻尼踝关节[29]。患侧结构性短缩应该做适当的补高措施[30] [31]。

4. 下肢矫形器未来发展方向——外骨骼

4.1. 自身力源节能外骨骼[32]

这是一款自身力源的下肢外骨骼，使用这种外骨骼比不穿戴(对照组)节省能量，而穿戴传统外骨骼比对照组多消耗能量。因摆动期肌肉向心收缩的效率不高，肌肉为了维持关节稳定性和全身平衡，额外消耗能量。该外骨骼把股四头肌群维持膝关节稳定性所做的额外功储存为电能；摆动末期腓绳肌伸髋伸膝的效率低，该外骨骼释放能量，把电能转化为转矩，减少了能量消耗。而传统外骨骼忽略了软组织的储能作用，在错误的步态周期，以不合适的阻力大小吸收了能量，使肌肉要对抗外骨骼做更多的额外功，因此能量消耗比对照组更多。

与没有外骨骼的行走相比，有伸展辅助行走在初始接触时平均增加了 6° ($p = 0.012$)，而站立时的最大膝关节伸展增加了 12° ($p = 0.001$)。训练时间与外骨骼辅助下膝关节伸展的改善之间没有相关性($p = 0.67$)。姿势的变化与生物膝关节力矩的改变有关。在站立早期和晚期，使用外骨骼辅助行走时，平均生物膝关节伸展力矩分别降低了 0.14 Nm/kg (36%, $p < 0.001$)和 0.25 Nm/kg (76%, $p < 0.001$)。在摆动阶段，在外骨骼辅助的情况下，生物膝关节力矩在弯曲方向上增加了 0.06 Nm/kg ($p = 0.005$)。这种变化与摆动阶段平均膝关节能量吸收增加 0.21 W/kg (269%, $p < 0.001$)相一致。有外骨骼辅助行走和无外骨骼行走的早期和晚期的平均生物膝关节能力在统计学上没有差异。

这款外骨骼与矫形器组合，能使老年人、患者安全行走、走的更远。如图 6 所示该外骨骼也能帮助负重作业的工人提高工作效率，降低工作强度。

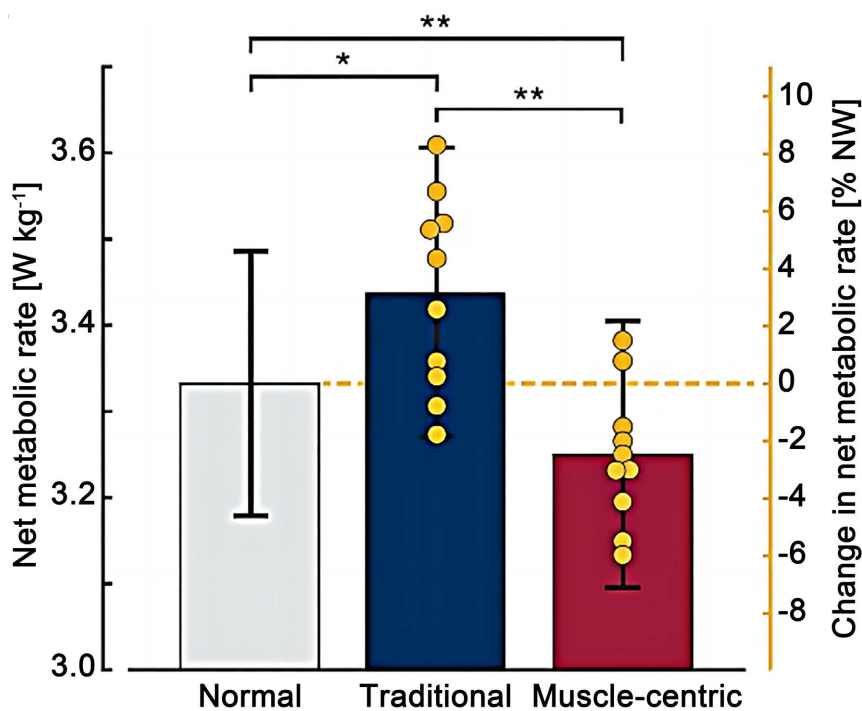


Figure 6. Three experimental comparison of energy consumption

图 6. 三个实验组能量消耗的对比[32]

4.2. 能改善蹲伏步态的电动外骨骼[33]

脑瘫患儿的蹲伏步态有两大障碍：一是让患儿下肢、躯干的整个运动链的关节和其附属结构畸形，

程度不断加重，如果不加以治疗，会导致患儿残疾。二是随着畸形不断加重，走路姿态越来越差，因蹲伏步态额外消耗的能量越来越多。该外骨骼能在使用者做行走训练时辅助其伸膝、伸髌。与对照组相比，穿戴该款电动外骨骼能明显地改善肌肉的异常活动，增加伸膝、伸髌角度，并减少过度屈膝角度，调整了下肢力线，把人体重心转移到合适的位置，改善蹲伏步态，使患者行走更加容易(图 7)。

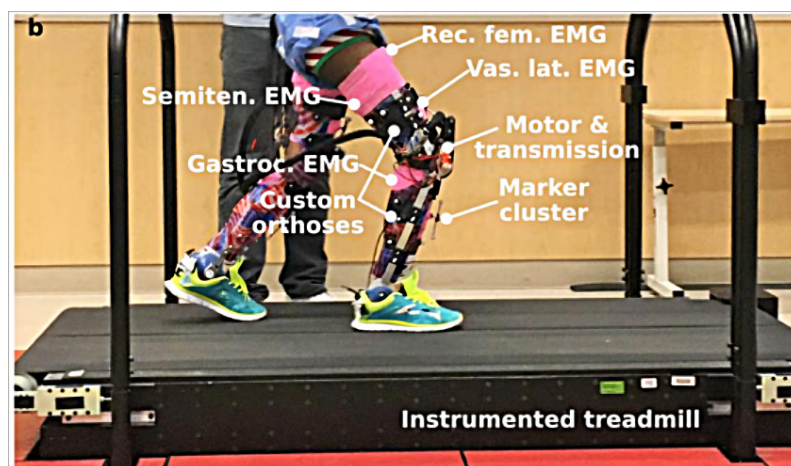


Figure 7. A motorized exoskeleton that improves crouching gait
图 7. 能改善蹲伏步态的电动外骨骼[33]

5. 总结

随着我国经济水平不断发展，人们会越来越关注医疗健康，愿意增加投入，更好的提高生活质量，这会使行业的技术向外骨骼方向发展，产品的电气化、智能化、仿生化水平将会不断提高[34]-[36]，造福广大人民。

致 谢

本论文的顺利完成，首先要把诚挚的敬意献给我的导师，感谢老师的指导和关怀，对论文的整个写作过程都提出了许多指导性的意见，为论文的完成付出了辛勤的劳动。其次要感谢共同完成论文的伙伴们，在论文的写作过程中他们给予我很大的帮助，使我能够顺利地完成任务的写作。

参考文献

- [1] 马圣楠, 柯竟悦, 董洪铭, 等. 矫形器在内侧间室膝关节骨性关节炎中的应用[J]. 中国康复, 2023, 38(2): 119-123.
- [2] Heinemeier, K.M., Schjerling, P., Heinemeier, J., et al. (2016) Radiocarbon Dating Reveals Minimal Collagen Turnover in both Healthy and Osteoarthritic Human Cartilage. *Science Translational Medicine*, 8, 346ra90. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aad8335>
- [3] 蔡丽飞, 曹学军. 下肢矫形器在运动损伤中的应用现状[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(1): 42-43.
- [4] 郑玄. 整体免载型膝关节矫形器提升免载力方法的探究与评价[D]: [硕士学位论文]. 上海: 上海交通大学, 2016.
- [5] Oláh, T., Reinhard, J., Laschke, M.W., et al. (2022) Axial Alignment Is a Critical Regulator of Knee Osteoarthritis. *Science Translational Medicine*, 14, eabn0179. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.abn0179>
- [6] 许苑晶, 高海峰, 吴云成, 等. 定制式增材制造膝关节矫形器间室减荷效果的有限元分析[J]. 上海交通大学学报, 2023, 57(5): 560-569.
- [7] 吴强, 马宗浩, 何成奇. 脊髓损伤患者 E-MAG 和落环锁式膝踝足矫形器的应用对比[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(22): 4152-4160.

- [8] 冯治国. 步行康复训练助行腿机器人系统[D]: [博士学位论文]. 上海: 上海大学, 2009.
- [9] 丁敏, 李建民, 吴庆文, 等. 下肢步态康复机器人: 研究进展及临床应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(35): 6604-6607.
- [10] 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]: [硕士学位论文]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.
- [11] 郑翔, 王军领. 一种抱轴式刹车装置[P]. 中国, CN105545985B. 2017-10-27.
- [12] 易锋, 胡国良, 梅鑫, 等. 单轴式磁流变假肢膝关节设计及 CT+PD 轨迹跟踪控制[J]. 机械科学与技术, 2021, 40(7): 985-992.
- [13] 张烜, 封硕, 陈瑱贤, 等. 一种液体弹簧式自身力源膝关节助力矫形器的设计思路与生物力学分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2022, 39(6): 1199-1208+1217.
- [14] 谭先军. 下肢矫形器原理剖析[J]. 社会福利, 2003(1): 54-56.
- [15] 曹宇. 膝关节假肢阻尼技术研究[D]: [硕士学位论文]. 长春: 吉林大学, 2024.
- [16] 张宁, 李剑. 动力型智能假肢膝关节的研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2018, 37(4): 427-432.
- [17] 宋清涛, 王瑞霞, 魏静华, 等. 浅谈下肢矫形器的临床应用[J]. 中国矫形外科杂志, 2001(10): 95-96.
- [18] Walker, P.S., Kurosawa, H., Rovick, J.S., et al. (1985) External Knee Joint Design Based on Normal Motion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 22, 9-22. <https://doi.org/10.1682/JRRD.1985.01.0009>
- [19] 曹武警. 步态自适应仿生膝关节假肢系统建模及智能控制方法研究[D]: [博士学位论文]. 上海: 上海理工大学, 2019.
- [20] Smidt, G.L. (1973) Biomechanical Analysis of Knee Flexion and Extension. *Journal of Biomechanics*, 6, 79-92. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90040-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90040-7)
- [21] 王森, 李艳文, 陈子明, 等. 变轴线生物融合式膝关节康复机构型综合[J]. 机械工程学报, 2020, 56(11): 72-79.
- [22] 杨敏. 基于 ADAMS 二次开发的智能假肢膝关节仿真设计平台的研究[D]: [硕士学位论文]. 北京: 中国地质大学(北京), 2010.
- [23] 范清宇. 矫形器在骨科临床康复领域中的应用进展[J]. 现代康复, 2001(18): 5-7.
- [24] 毕联阳, 唐占英, 钱雪华, 等. 下肢矫形器的应用特点[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008(17): 3317-3320.
- [25] 王妍, 熊杰. 不同类型矫形器在脑卒中偏瘫患者应用中的功能效应[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(42): 7475-7480.
- [26] 郭熙桃, 宁凯军. 物理改性对 PP 成型收缩性的影响[J]. 工程塑料应用, 2010, 38(1): 28-29.
- [27] 裴婉珠. 基于仿生设计学的 3D 打印下肢矫形器设计研究[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 武汉理工大学, 2021.
- [28] 游九红, 刘春龙. 3D 打印技术在下肢矫形器中的应用[J]. 按摩与康复医学, 2020, 11(9): 29-30.
- [29] 凌华, 山本澄子, 蔡丽飞, 等. 新型油液阻尼可调式踝足矫形器的跖屈阻尼在脑卒中患者步态中对胸廓和骨盆运动的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2021, 27(6): 637-644.
- [30] 姚申思, 曹学军, 王林, 等. 单侧下肢严重短缩患者行走功能矫形器的制作[J]. 中国康复理论与实践, 2018, 24(2): 233-236.
- [31] 崔寿昌, 赵辉三, 赵利, 等. 矫形器在下肢骨与关节疾患的临床应用[J]. 中华骨科杂志, 1999(4): 17-20.
- [32] Lerner, Z.F., Damiano, D.L. and Bulea, T.C. (2017) The Effects of Exoskeleton Assisted Knee Extension on Lower-Extremity Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity in Children with Cerebral Palsy. *Scientific Reports*, 7, Article No. 13512. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13554-2>
- [33] Shepertucky, M., Burton, S., Dickson, A., et al. (2021) Removing Energy with an Exoskeleton Reduces the Metabolic Cost of Walking. *Science*, 372, 957-960. <https://doi.org/10.1126/science.aba9947>
- [34] 朱图陵. 康复工程与辅助技术的基本概念与展望[J]. 中国康复理论与实践, 2017, 23(11): 1330-1335.
- [35] 周达岸, 李建军. 下肢外骨骼机器人的现状与展望[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(12): 1132-1134.
- [36] 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.