

文章编号:1004-7220(2014)06-0504-07

外骨骼框架生物力学设计及强度分析

何旅洋^a, 张志强^b, 郑百林^a

(同济大学 a. 航空航天与力学学院; b. 医学院, 上海 200092)

摘要: **目的** 依据人体运动学分析,设计一套模仿人体下肢生理结构和运动特点的外骨骼机械结构,研究外骨骼在步行过程中两个不同时相下的生物力学特性,为外骨骼的设计与优化提供研究基础。**方法** 首先根据下肢步态分析,应用三维建模软件进行外骨骼机械结构的设计,在生成实体模型后利用有限元软件进行装配、网格划分以及单元属性赋值,并建立各个构建之间的面-面接触关系,模拟分析外骨骼的应力分布情况。**结果** 在1 kN载荷下,双腿站立(工况1)的最大应力为91.45 MPa,胫骨竖直(工况2)最大应力为154.55 MPa,分别发生在后背支架和髋部,与设计前的传力机制分析结果一致。**结论** 外骨骼在不同工况下应力分布有明显不同。由于在计算中没有考虑到步行过程中可能产生的冲击等不确定因素,在设计优化外骨骼时需要考虑并乘以一定的安全系数。

关键词: 外骨骼; 步态; 有限元分析; 力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanics design and strength analysis of exoskeleton frame

HE Lü-yang^a, ZHANG Zhi-qiang^b, ZHENG Bai-lin^a (a. School of Aerospace Engineering and Applied Mechanics, b. School of Medicine, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract: Objective To design mechanical structure of exoskeleton which simulates physiological structure and kinematic characteristics of lower limbs according to kinematics analysis of human body, and investigate biomechanical properties of exoskeleton under two different phases of human gait period, so as to provide references for such exoskeleton design and optimization. **Methods** Based on clinical gait analysis of lower limbs, the mechanical structure of exoskeleton was first established by using 3D modeling software. Then the physical model was assembled, meshed and materialized by 3D modeling software, and surface to surface contact relationship between each component was also constructed to simulate and analyze the stress distributions of exoskeleton.

Results Under the load of 1 kN, the maximum stress of double stance (calculating condition I) was 91.45 MPa and the maximum stress of vertical tibia (calculating condition II) was 154.55 MPa, occurring at the back support and hip, respectively, and such results were in accordance with the analysis results of force transmission mechanism got before design. **Conclusions** The stress distributions of exoskeleton under different calculating conditions were obviously different. Some uncertain factors such as some shock caused during the walking period, which have not been taken into account in the calculation, should be considered for the design and optimization of exoskeleton and multiplied by a certain safety coefficient.

Key words: Exoskeleton; Gait; Finite element analysis; Mechanical properties

外骨骼是类似于昆虫体外骨骼的新型机械助力装置,旨在帮助人们扩展其下肢部位的运动能力,可帮助单兵增加负重能力,增强救灾、防爆人员运动能

力,以及帮助老人、残疾人提高自主生活能力等。其基本思想是模拟人体骨骼框架,将载重通过外骨骼传递至地面,以减轻人体对负重的承载。

收稿日期:2013-12-11; 修回日期:2014-02-21

基金项目:国家大学生创新训练计划项目(1500-107-050)。

通信作者:郑百林,教授,博士研究生导师, Tel: (021) 65988647; E-mail: blzheng@tongji.edu.cn。

外骨骼的研究是一个多学科交叉的难题,涉及仿生、液压、传感、控制以及结构材料等诸多领域。目前,国内对外骨骼的研究大多基于控制领域,对外骨骼机械结构的研究较少,而外骨骼机械结构设计的合理与否直接决定了整个系统性能的优劣。因此,本文对于外骨骼机械结构的设计研究以及分析具有实用意义。

1 人体运动学分析

人体负重外骨骼作为一种人机一体化系统,在人行走过程中,其穿戴性和舒适性是首要考虑的问题。为设计出穿着舒适的外骨骼,必须依照一个重要的原则——拟人化^[2]。因此,在对外骨骼机械结构进行设计之前,首先要对人体下肢的生理结构和运动机理进行深入研究,并根据人体下肢行走时各个关节的运动特征设计合理自由度和活动范围。

1.1 步态分析

人体下肢步行运动序列是对动态步行在时间序列上的划分,是研究步行特征的基础理论^[3]。只有清楚分析人体下肢的运动规律,才能进一步设计下肢的关节自由度。人体的行走是其下肢的循环运动,一个完整的循环周期成为一个跨步。一个跨步包括支撑相和摆动相。

摆动相期间只有一条腿接触地面,另一条腿摆动,它从一只脚离开地面开始到同只脚与地面发生碰撞结束。在人类行走中,摆动相占跨步时间的80%~90%;支撑相是两条腿同时接触地面的时期,人类行走时这一阶段只占跨步周期10%~20%^[4]。

对整个跨步的分析耗费资源比较大,故选取步态中的两个临界点作为计算工况进行静力学分析。

1.2 下肢各关节自由度及活动范围

从机构学角度来看,下肢骨骼运动链表现为以旋转运动为主的串并联混合结构。根据下肢的运动形式不同,表现为不同的运动链形式^[5]。考虑到各个关节的活动,本文将人体下肢的运动定位为7个自由度。

外骨骼的运动学接近人腿运动学,故外骨骼关节的活动范围通过研究人体关节的活动范围来决定^[1]。至少外骨骼关节的活动范围在行走过程中要等于人体关节的活动范围(见表1),这可以通过检查临床步态分析(clinical gait analysis, CGA)数据

来发现。出于安全的要求,外骨骼的活动范围不宜超过操作者的活动范围。表1列取了外骨骼的活动范围,一般情况下,这一活动范围要大于人在行走时的活动范围而小于人的最大活动范围。

表1 人体活动范围

Tab.1 Ranges of motion for human body

运动特征	步行时最大活动范围/(°)	关节最大活动范围/(°)	外骨骼活动范围/(°)	
髋关节	屈	32.3	125	121
	伸	22.5	—	30
	内收	7.9	53	16
	外展	6.4	31	16
膝关节	屈	73.5	159	121
	伸	14.1	35	45
踝关节	伸	20.6	38	45
	内收	—	23	20
	外展	—	24	20
	外旋总量	13.2	73	35
	内旋总量	1.6	66	35

2 外骨骼设计

机械结构设计是人体外骨骼开发过程的第1步,也是整个系统良好运行的前提,机械结构的好坏将是决定人体外骨骼运行和功能实现的关键因素^[6]。根据人体下肢生物学结构特征和步态分析,在设计外骨骼机械结构方案时,主要需要遵循以下3个原则:

- (1) 机械机构要具有人体下肢运动的主要自由度,以满足正常人步态规律的要求;
- (2) 机械结构尽量减小人体与外骨骼的直接接触面和相互干扰,达到减小对人体限制的目的;
- (3) 在满足最大负载时强度和刚度的条件下,要保证外骨骼在结构设计上尽量简单紧凑,轻巧舒适^[7]。

2.1 传力机制分析

对外骨骼机械结构进行设计,首先必须要了解外骨骼的传力机制与力学原理,包括外骨骼在不同步态情况下的受力特征。

在人体步态进行分析后,选取双腿站立、左脚尖离地和胫骨竖直临界点作为计算工况。由于双脚站

立和左脚尖离地情况类似,故最终将双腿站立和胫骨竖直临界点作为计算工况。

2.1.1 计算工况 1 选取的步态是初始时期的双脚站立。图 1 所示为工况 1 的传力机制模型,整个外骨骼尺寸以作者身高尺寸为标准,后背支架为 125 mm,施加 1 N/mm 的均布载荷,脚底板与地面接触,在外骨骼与人体连接的地方施加边界约束条件,可以通过求约束反力得到外骨骼和人体之间的相互作用力。

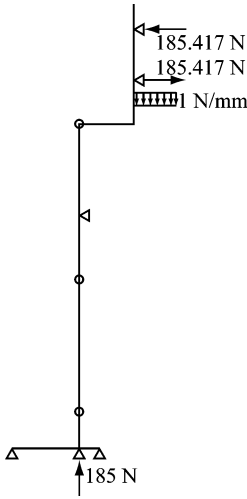


图 1 双脚站立传力机制模型
Fig. 1 Force transmission mechanism model of double stance

图 2 所示为外骨骼计算工况 1 的内力图。由于不清楚其各个截面形状,在计算时将各个截面刚度都定为相同截面刚度;而力的分布只与截面刚度的比值有关,在计算时把截面刚度都定为 1。考虑到外骨骼是由两腿支撑并且有 2 条腰带,在计算工况

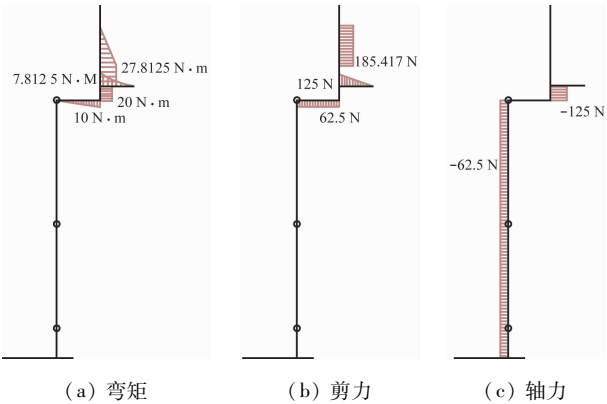


图 2 双脚站立内力图
Fig. 2 Internal force diagram of double stance (a) Bending moment, (b) Shear force, (c) Axial force

1 的情况下,外骨骼两条腿平行,故图中轴力图看到的内力为单腿上轴力,而腰带部位的弯矩和剪力也是单边的弯矩和剪力,其总的剪力为图中所示的 2 倍。

2.1.2 计算工况 2 选取的步态为双支撑阶段的脚后跟着地时期。类似于计算工况 1,仍然将外骨骼简化为链式结构,但两腿位置不对称,其各个关节自由度上角度是依据步态分析数据进行调整得到。

图 3 所示为工况 2 的传力机制模型,边界条件和工况 1 相同。图 4 所示为外骨骼计算工况 2 内力图,各个构建材料和截面刚度也和工况 1 相同。可以看到,不同于计算工况 1,外骨骼在大腿上的约束反力比较大,导致大腿上除了轴力外,产生了比较大的弯矩;而在实际情况中,外骨骼与大腿的连接暂时考虑使用松紧带连接,并不完全是计算中使用的定常约束,故实际情况中大腿上的弯矩要比计算结果小。但出于安全性的考虑,此计算结果仍有比较大的参考价值。

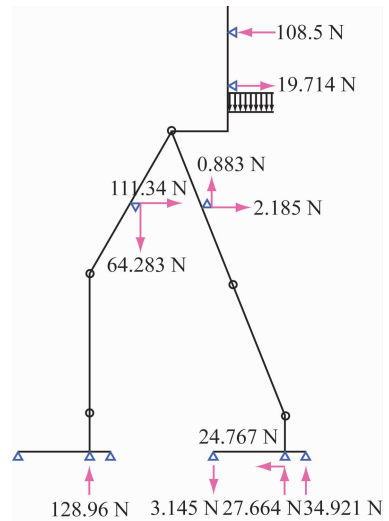


图 3 胫骨竖直传力机制模型
Fig. 3 Force transmission mechanism model of the vertical tibia

2.2 外骨骼设计

2.2.1 脚部设计 外骨骼的脚部是一个非常重要的部件,其设计需要满足以下要求:① 外骨骼脚部将外骨骼及其载重传递到地面,故需要有足够的刚度,并且在周期性环境下保持足够长的寿命;② 外骨骼脚部是与人体刚性连接的一个部位,故必须要保证其穿戴的舒适性,否则会引起不正常的步态和多余的外力(见图 5)。

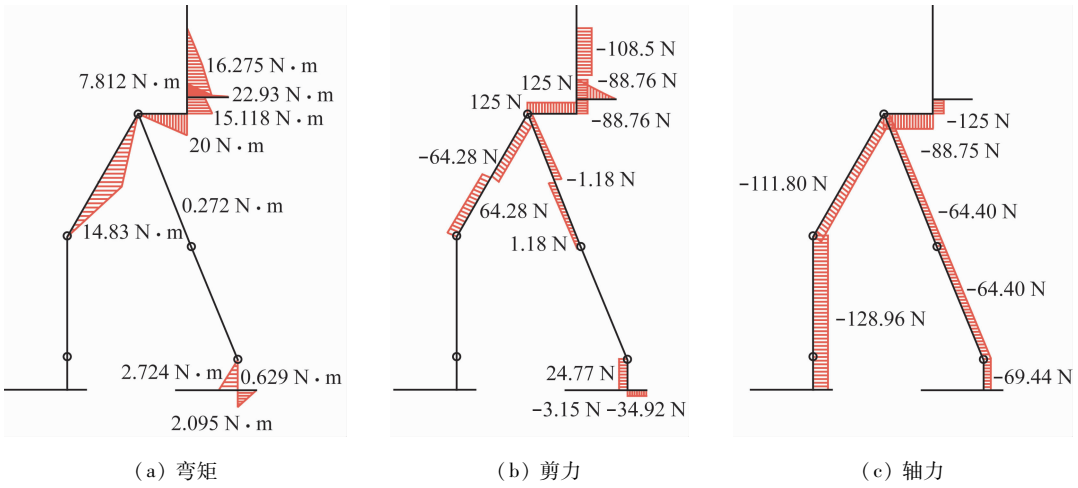


图 4 胫骨竖直内力图

Fig. 4 Internal force diagram of the vertical tibia (a) Bending moment, (b) Shear force, (c) Axial force

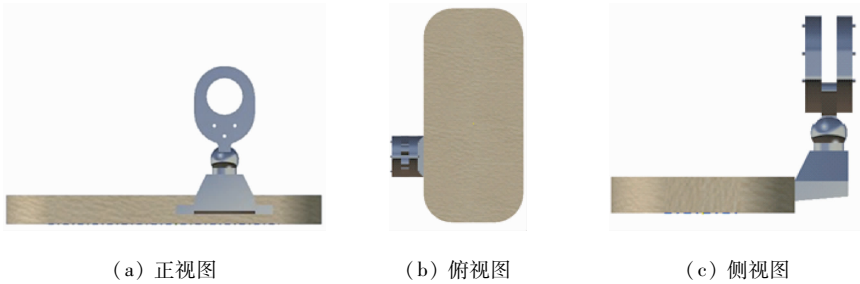


图 5 外骨骼脚部设计

Fig. 5 Exoskeleton foot design (a) Front view, (b) Top view, (c) Side view

2.2.2 小腿及大腿设计 外骨骼大腿和小腿的功能主要是提供一个支撑结构并将屈曲关节连接在一起(见图 6)。考虑到外骨骼是穿戴在人体上,外骨骼与人体之间的问题尤为重要。因此,在对于外骨骼大腿和小腿进行设计时,都对其在关节处进行偏转以保证外骨骼的安全性。

考虑到大腿和小腿与其他部件的连接方式,外骨骼连接处运用仿生学设计,模拟的是人体关节的连接方式,并采用 Y 型的连接;这种连接不仅能够减少应力集中现象,而且接触面积比较大,能够保证各个构件的充分接触,防止由接触不充分引起的不稳定和压力不均匀。

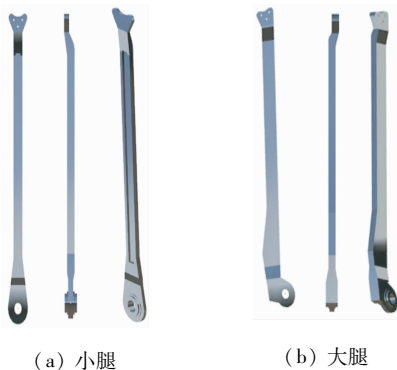


图 6 外骨骼大腿小腿设计

Fig. 6 Exoskeleton design (a) The shank, (b) The thigh

2.2.3 腰部设计 外骨骼腰带主要连接大腿和后背,并且将力传递到腿部的支撑结构上,其设计结构如图 7 所示。

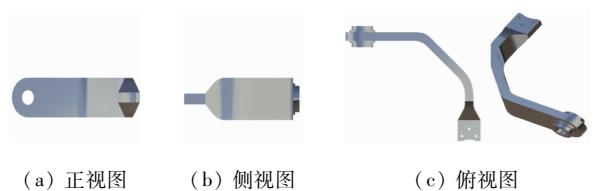


图 7 外骨骼腰部设计

Fig. 7 Exoskeleton belt design (a) Front view, (b) Side view, (c) Top view

外骨骼的腰部受力情况,在计算工况1、2中都类似于悬臂梁结构,主要受到荷载为弯矩和剪力。因此,对于外骨骼腰部的截面设计采用一种长宽比较大的矩形截面;而连接部位也采用仿生学设计,模拟人体骨骼连接。

2.2.4 关节设计 关节的设计直接影响到外骨骼的运动,需要满足以下要点:

(1) 关节是连接两个构建的关键因素,必须保证足够的刚度以保证力能够传递下去;

(2) 关节与构建之间不能发生碰撞,否则会导致整个外骨骼不能运动和卡死的现象;

(3) 关节与构建之间主要接触的地方,磨损会比较大,对于关节的耐久性有比较高的要求;

(4) 出于对外骨骼关节耐久性的考虑,关节中各个构建更换频率相比于其他构建要大,故要求关节中各个构建容易拆卸和更换。

根据上述要求,本文自行设计了一种圆柱副关节(见图8)。关节中大部分都采用圆弧的设计,具有较好的密封性,能够有效防止碰撞,减少氧化和化学腐蚀,增加关节使用寿命。

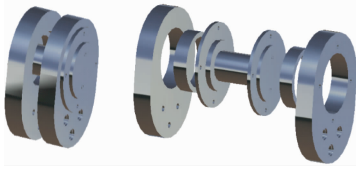


图8 外骨骼关节设计
Fig. 8 Exoskeleton joint design

2.2.5 总体设计 外骨骼的整体最终设计如图9所示,整个外骨骼框架采用铝合金材料,鞋底采用高强度橡胶材料,总质量为9.567 kg。



图9 外骨骼总体设计
Fig. 9 Final exoskeleton design

3 仿真分析

考虑到近年来三维有限元方法在力学性能研究上得到广泛的应用^[11-13],为验证设计方案是否满足设计要求并最终确定设计结果,采用ANSYS软件进行数值仿真;整个构建几何模型比较复杂,故采用Hypermesh进行几何处理和网格划分,并利用两个软件结构将网格导入到ANSYS中,各个关节连接处采用面-面接触单元进行分析。

3.1 有限元模型

为简化计算,本文将外骨骼分成11个部分,采用10个接触对,接触类型为3D接触,使用面-面接触单元。由于工况1、2采用的模型一样,不同之处只有在不同步态情况下,各个关节弯曲角度不同,故在网格划分时,只需要把各个部件上的网格进行旋转,就能够得到两个工况下的网格图,其材料和单元设置一样。

3.2 计算结果

在计算过程中,接触算法选取增广拉格朗日(augmented Lagrangian)算法,接触点的判断选取高斯点接触(On Gauss point),接触表现为标准接触,摩擦系数为0.1。在脚底板、大腿和后背进行约束,在后背加载1 kN载荷。

3.2.1 计算工况1 工况1的整体Von Mises应力云图如图10所示。应力大部分集中在腰带和后背下部,主要是由弯矩引起,而弯矩产生的应力要比轴向压力产生的应力要大得多,故在计算工况1的情况下,大腿和小腿相比于腰带和后背而言,应力比较小,这与之前传力机制中的分析基本上吻合。

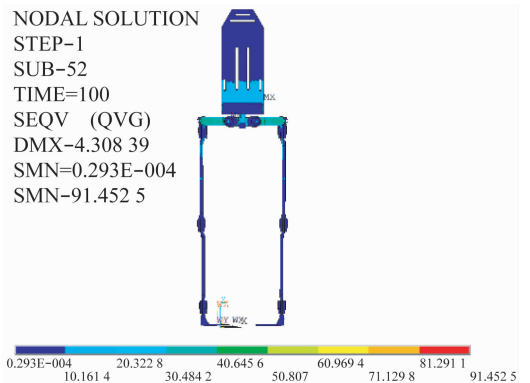


图10 双脚站立应力云图
Fig. 10 Von Mises stress contours of double stance

在计算工况 1 中,外骨骼是左右对称的,故左、右腿的应力相同,在提取结果的时候只需要提取一半的结果即可,其各个构件的应力计算结果见表 2。

3.2.2 计算工况 2 在计算工况 2 下,外骨骼各个单元依据 CGA 数据,在各个关节位置进行旋转,工况 2 的边界条件和外部载荷情况和工况 1 一致。由于工况 2 构型相对于工况 1 复杂,故减小刚度罚函数(FKN),使得整个计算比较容易收敛。图 11 为在工况 2 下的外骨骼应力云图。应力较大的地方仍然集中在腰带部分,仍由后背和腰带上的弯矩产生。此外,在大腿上也有比较大的应力,这是由于在工况 2 的情况下,大腿转了一定角度,在前腿(左腿)上会产生比较大的弯矩,导致如图所示的情况。

表 2 双腿站立应力计算结果

Tab.2 Stress calculation results of double stance

构件	最大应力/MPa	最大应力产生部位
后背	91.45	后背支架上
腰部	61.73	后背连接处
髋部	51.81	腰部连接处
大腿	38.28	偏转处
小腿	19.18	偏转处
脚部	36.03	踝关节处

表 3 胫骨竖直应力计算结果

Tab.3 Stress calculation results of the vertical tibia

构建	最大应力/MPa	最大应力产生部位
后背	151.67	腰部连接处
腰部(左)	154.55	髋部连接处
腰部(右)	89.84	髋部连接处
髋部(左)	93.8	腰部连接处
髋部(右)	42.45	腰部连接处
大腿(左)	104.5	约束点
大腿(右)	137.56	小腿连接处
小腿(左)	27.78	偏转处
小腿(右)	132.07	大腿连接处
脚部(左)	20.95	脚板连接处
脚部(右)	55.54	小腿连接处

4 讨论

人体下肢外骨骼服装不但是军事上的战略必争装备,在民用方面也具有广阔的应用前景。它集当代众多高技术于一身,成为世界各个领域专家研究的重要方向之一。但目前国内外对外骨骼研究的着重点都在对外骨骼的控制上,往往忽略了对于外骨骼力学方面以及其设计原理的研究。本文从力学原理出发,对外骨骼的工作原理以及传力机制进行分析,了解到外骨骼各个部件在不同步态情况下的受力情况,为外骨骼的结构设计提供依据。

本文分析步行过程中 2 个时相的外骨骼应力分布情况,结果发现截面变化的部位和 2 个构建的连接处是主要应力集中的地方。在外部载荷 1 kN 的情况下,计算工况 2 中最大应力为 151.67 MPa,超过铝合金许用应力 140 MPa。针对上述情况,需要对应力集中部位进行处理:① 将部分铝合金材料替换成钢材料,增强结构强度;② 对腰部进行加厚,并在应力集中大的地方设置倒角,消除应力集中。考虑到计算工况都是理想状况,各个约束为刚性约束,构建荷载全部由外骨骼承担,外骨骼在实际步行过程中可能存在冲击等不确定因素,建议将安全系数设定为 2.0,最大许用载荷为 500 N。

5 结语

(1) 使用三维制图软件进行建模,并使用

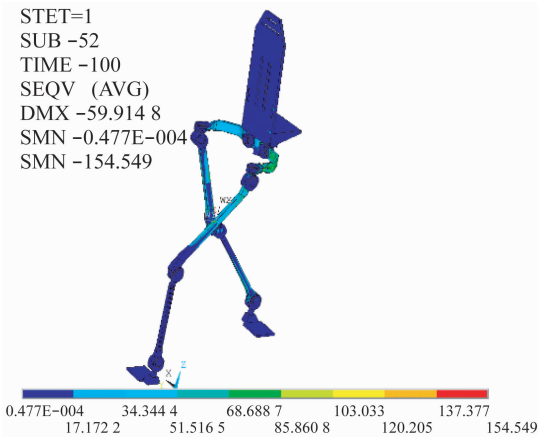


图 11 胫骨竖直应力云图

Fig.11 Von Mises stress contours of the vertical tibia

在计算工况 2 中,外骨骼左右两边不再对称,各个构件应力结果需要分别提取,计算结果见表 3。

Hypermesh进行网格划分,提高建模速度;将不重要的连接构建进行布尔运算合成整体,提高计算速度,为复杂装配整体有限元分析提供可行思路。

(2) 在外骨骼设计中,首先分析人体运动学原理,并模拟人体骨骼连接方式进行关节处的设计,采用符合人体结构的偏转设计,保证人体与外骨骼在步行过程中不发生干涉,同时提高舒适性。

(3) 通过有限元计算,验证外骨骼的安全性,得到各个构建的最大应力值,为外骨骼机械结构进一步的优化设计提供依据。

参考文献:

- [1] Zoss AB, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton [J]. IEEE-ASME T Mech, 2006, 11(2): 128-138.
- [2] 饶玲军. 下肢外骨骼行走康复机器人研究[D]. 上海: 上海交通大学硕士学位论文, 2012.
- [3] 陈峰. 可穿戴型助力机器人技术研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学博士学位论文, 2007.
- [4] 牛彬. 可穿戴式的双肢外骨骼控制机理研究与实现[D]. 杭州: 浙江大学硕士学位论文, 2006.
- [5] 杨杰乾. 下肢外骨骼助力机器人系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学硕士学位论文, 2012.
- [6] 尹军茂. 穿戴式下肢外骨骼机制分析与设计[D]. 北京: 北京工业大学硕士学位论文, 2010.
- [7] 陈占伏, 杨秀霞, 顾文锦. 下肢外骨骼机械结构的分析与设计[J]. 计算机仿真, 2008, 25(8): 238-334.
- [8] 杨予, 储小兵, 童培建, 等. 运用有限元分析新型半髌假体装配过程中的应力分布[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 50-55.
Yang Y, Chu XB, Tong JP, *et al.* Finite element analysis on stress distributions during novel semi-hip prosthesis assembly [J]. J Med Biomech, 2013, 28(1): 50-55.
- [9] 张琳琳, 沈凌, 朱明, 等. 大腿残肢步态过程的非线性有限元分析[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 397-402.
Zhang LL, Shen L, Zhu M, *et al.* Non-linear finite element analysis on trans-femoral residual limb during gait phase [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 397-402.
- [10] 曾浪清, 陈云丰, 张长青, 等. 重建钢板与钛制弹性钉两种内固定方式治疗锁骨中段骨折的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 441-447.
Zeng LQ, Chen YF, Zhang CQ, *et al.* Finite element analysis on titanium elastic nail and reconstruction plate fixation for midshaft clavicular fractures [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 441-447.

· 致读者 ·

关于图表的要求

表和图的设计应科学、简洁、合理,有自照性,均分别按其正文出现先后次序连续编号,并冠以图(表)序号和题目。说明性的资料应置于图(表)下方注释中,并在注释中标明图标中使用的全部非公知公用的缩写及表中的统计学处理。均采用三线表,表内数据同一指标有效位数一致,均数及标准差小数点后保留位数一致。图题、表题及图注、表注均应中、英文对照书写。

黑白图片必须清晰度及对比度良好,层次分明,彩色照片要求色彩鲜明,图像清晰。图片或照片大小要基本一致。图不宜过大,最大宽度半栏图不超过 7.5 cm,通栏图不超过 16.5 cm,高与宽比例以 5 : 7 为宜。图注应附于图下或文后,不要粘贴,背面用铅笔注明作者姓名、图序号,并表明上、下方向,照片中需说明的部位请以箭头或字母标注,在图注中说明。图片及照片不得折损。若刊用人像,应征得本人书面同意,或遮盖其能辨认出系何人部分(眼睛)。大体标本照片在图内最好有尺度标记。病理照片要求注明染色方法和放大倍数。

试验数据的曲线图必须根据测试数据绘制,线条必须光滑清明,有横纵坐标的统计图必须有确切的标目名称和规范的计量单位;实验装置等示意图一定要精心绘制,对图内的结构要有必要的注释,使读者一目了然;引用他人的图(表)一定要用文献角码表明出处。