

小腿假肢接受腔计算机三维模型的构建

张绍岚, 李古强, 邵长庆

Three-dimensional modeling of leg prosthetic socket by computer

Zhang Shao-lan, Li Gu-qiang, Shao Chang-qing

Department of
Medical Technology,
Yancheng Health
Vocational &
Technical College,
Yancheng 224005,
Jiangsu Province,
China

Zhang Shao-lan,
Associate professor,
Associate chief
physician,
Department of
Medical Technology,
Yancheng Health
Vocational &
Technical College,
Yancheng 224005,
Jiangsu Province,
China
yczsl2010@163.com

Received: 2010-08-26
Accepted: 2010-10-26

盐城卫生职业技术
学院医学技术系,
江苏省盐城市
224005

张绍岚, 女, 1962
年生, 江苏省盐城
市人, 汉族, 1995
年上海医科大学
毕业, 副教授, 副
主任医师, 主要从
事康复工程的研究。
yczsl2010@163.
com

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 1673-8225
(2010)48-08954-04

收稿日期: 2010-08-26
修回日期: 2010-10-26
(20100826009/G·A)

Abstract

BACKGROUND: Prosthetic socket as the only passage to transfer load between patient affected limb and prosthesis significantly influence matching degree of the prosthesis. Three-dimensional modeling of prosthetic socket is important for socket utility to obtain accurate data.

OBJECTIVE: To establish the three-dimensional model of prosthetic socket by computer to provide data for prosthetic socket finite element analysis and provide reliable parameter for processing prosthetic socket.

METHODS: One male patient, 32 years old, undergoing below knee amputation, was selected, with normal hip muscle strength, 18° flexion contracture, and normal other joint activity. According to CT and MRI, data were processed using the Mimics10.0 software to construct three-dimensional model of the prosthetic socket and accurately simulate the residual limb and prosthetic socket structure.

RESULTS AND CONCLUSION: The three-dimensional models of the prosthetic socket and residual limb accurately displayed geometry characteristic and exterior outline. The establishment of prosthetic socket is helpful to improve manufacture success ratio, fundamentally changes the traditional manual design, measurement, sampling and repair.

Zhang SL, Li GQ, Shao Chang Q. Three-dimensional modeling of leg prosthetic socket by computer. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(48): 8954-8957. [http://www.crter.cn http://en.zgclckf.com]

摘要

背景: 假肢接受腔作为截肢患者肢体残端和假肢之间载荷传递的惟一通道, 是影响假肢适配性的重要部件。假肢接受腔的三维建模是接受腔实用性的关键, 可以在测量时得到更准确的数据。

目的: 建立假肢接受腔计算机三维模型, 为接受腔有限元分析提供数据基础, 为加工制造接受腔提供可靠的参数。

方法: 选择 1 例 32 岁右侧小腿截肢的男性患者, 髋关节各肌力正常, 髋 18° 屈曲挛缩, 其他关节活动度正常。根据患者 CT 和核磁共振扫描图像, 采用 Mimics10.0 软件处理数据, 构建假肢接受腔计算机三维模型, 准确模拟残肢和接受腔的结构。

结果与结论: 建立的小腿残肢和接受腔计算机三维模型比较准确地反映了接受腔和残肢的几何特征和外部轮廓。假肢接受腔三维模型的建立有助于提高制作的成功率, 从根本上改变传统依靠手工设计、测量、取型、修型等落后的生产模式。

关键词: 假肢; 接受腔; 小腿; 三维模型; 计算机技术

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.48.007

张绍岚, 李古强, 邵长庆. 小腿假肢接受腔计算机三维模型的构建[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(48):8954-8957. [http://www.crter.org http://cn.zgclckf.com]

0 引言

根据全国残疾人抽样调查显示, 中国现有残疾人约 6 000 万, 肢体残疾人 877 万, 其中有半数以上可以通过康复治疗 and 康复训练的方法恢复生理功能, 安装假肢是截肢患者恢复活动能力和外观的主要康复手段^[1]。

由于截肢患者的残肢情况不同, 假肢接受腔的形状也是因人而异, 接受腔适配情况与制作师的经验、手法、技巧等因素有重要关系, 传统加工方法多采用石膏绷带取形和手工修模, 制作工艺费时费力, 使用时还会造成残肢部位组织损伤^[2], 为了克服传统手工假肢制作的缺点, 20 世纪 80 年代后期将计算机辅助接受腔设计技术应用于假肢接受腔的加工^[3-8]。计算机辅助接受腔设计技术首先建立接受腔的可重复

三维模型; 针对不同患者残肢形状和尺寸修改模型后得到接受腔阳模的加工数据; 在专用数控机床上加工出接受腔阳模; 最后通过真空注塑等方法从阳模上抽取取出接受腔^[9]。计算机辅助接受腔设计技术应用后大幅度提高了假肢接受腔制作的质量和加工效率, 减少对制作师因知识和经验缺乏造成的失败, 降低制作成本和接受腔质量的不确定性, 提高成功率, 从根本上改变传统依靠手工设计、测量、取型、修型等落后的生产模式。

本文结合国内的实际情况, 对小腿截肢患者进行分析, 建立假肢接受腔计算机的三维建模, 为假肢的加工制造提供可靠的加工数据。

1 对象和方法

设计: 计算机三维模型建立实验。

时间及地点: 于2010-05在盐城卫生职业技术学院完成。

对象: 选择1例32岁健康男性小腿截肢患者为观察对象, 身高173 cm, 体质量62 kg, 车祸致右侧小腿截肢, 关节各肌力正常, 髌18°屈曲挛缩, 其他关节活动度正常, 残肢萎缩定形, 无其他神经、骨骼、肌肉病史。

方法:

小腿残肢计算机三维建模: 由于残肢由骨骼及软组织构成, 结构复杂, 难以固定, 容易变形, 直接测量操作难度大, 为了保证三维模型的准确性和真实性, 对患者残肢采用CT与核磁共振扫描的方法测量。

核磁共振扫描沿患者小腿残肢每隔6 mm对截面进行一次成像, 对扫描后图片进行处理, 重构残肢外型轮廓数据, 对采集的三维点云数据进行可视化处理, 除噪和拼接, 导出点云数据。

将数据输入至Mimics 10.0软件, 由于初步形成的三维图像外形粗略, 面与面之间的连接不光顺, 利用软件提供的工具编辑修改, 对模型作全局拼接、光顺、去噪、切割、变形等图像处理, 编辑生成残肢的计算机三维模型图像。

小腿接受腔计算机三维建模: 根据患者残肢的测量数据, 自动生成患者接受腔的三维模型。用三坐标测量仪测量模型数据, 离散化后存入计算机中形成原始模型。

由于残肢形状的个体差异, 接受腔的形状不能与残肢完全一样, 需要把患者信息反馈在计算机模型中进行修模^[10]。

包括三维模型的平滑处理; 残肢接受腔长度的微调; 根据输入的残肢长度调节接受腔的高度, 主要包括各个数据层的高度变换以及在各层之间插入新层; 残肢接受腔围长的微调, 主要是径向变化, 口径变化和接受腔下部的相应变化; 根据输入的不同高度处的围长值变换内收/外展角度调整; 屈曲角度调整; 局部修改与调整^[11]。

主要观察指标: 患者残肢的测量数据及接受腔的三维模型。

2 结果

计算机三维模型建立情况: 残肢结构由骨骼、肌肉、脂肪、皮肤等构成, 小腿活动靠股骨、胫骨和髌骨实现运动, 行走中胫骨与腓骨之间几乎不存在相对运动, 所以可将胫骨和腓骨合为一个硬组织整体考虑, 肌肉、脂肪、皮肤视为一个软组织整体, 小腿残肢的计算机三维模型见图1, 接受腔的计算机三维模型见图2。

本模型模拟出小腿残肢和接受腔的计算机三维模型, Mimics 10.0软件作为专业的三维图像处理软件, 能将CT与核磁共振图像转化为残肢和接受腔三维模型, 计算机生成的三维模型是按照患者的实际尺寸测量, 并按

实际大小比例计算的图像结果, 基本无差别。

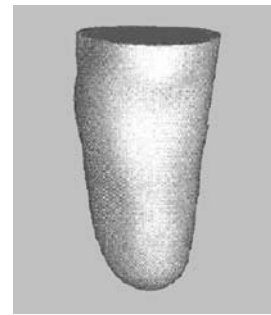


Figure 1 Three-dimensional computer model of leg stump
图1 小腿残肢的计算机三维模型



Figure 2 Leg three-dimensional computer model of the socket
图2 小腿接受腔的计算机三维模型

3 讨论

3.1 计算机辅助接受腔设计 残肢轮廓形状复杂, 测量方法也有所不同。如浸水法是通过一个透明的水和一个支持水箱上的升降机测升降机的位置和残肢浸水的深度, 计算残肢的断面体积和整体体积, 有学者采用了圆周测量和一个可程序计算器来计算残肢的总体积的体积增量, 这个方法可测出水平面上的残肢横截面面积^[12]。

接触式测量是用一个固定圆盘和一个可以在任何高度水平方向旋转的测头在石膏模型旋转时测量模型内侧, 并将测量位置记录在计算机中, 采用这种方法测量精度主要依赖测头与石膏模型的接触程度, 测量结果精确度较浸水法准确, 但还是不能比较准确的反映残肢的外形。

20世纪80年代开始计算机辅助接受腔设计技术就已经在广泛的研究和应用, 假肢接受腔先后经历了插入式、四边形式、坐骨承重式及坐骨包容式几个发展阶段^[13]。

本文中计算机辅助设计是通过获取残肢轮廓或外形

尺寸,在计算机中对残肢三维模型进行建模和修改的计算机程序,可以在短时间内得出接受腔结构和基本尺寸的三维模型,满足生物力学要求,患者才能穿戴舒适,避免因制作师经验不足导致的主观差异,减少了石膏污染。

工业发达国家相继出现多种系统,典型的有美国俄亥俄州的OMEGA Tracer CAD系统、加拿大Varum公司的CANFIT系统、瑞典的CAPOD系统、德国的IPOS公司系统、OTTO BOCK公司以及其他一些系统,计算机辅助接受腔设计技术在发达国家已得到广泛的临床推广使用。

由于残肢和接受腔具有三维不规则外形,尤其是残肢内部结构复杂,需要用计算机辅助设计构建三维模型完成,计算机辅助设计构建的三维模型和有限元分析可以更真实的模拟图像的外观和结构。CT及核磁共振技术扫描,不仅提高了三维模型的精度,而且进一步细化了残肢的内部结构,为有限元分析提供了更准确的数 据^[14-16]。

3.2 三维有限元方法分析 残肢的受力是由接受腔引起,通过骨骼从接受腔传递给软组织,改变接受腔的形状可以改变残肢的受力分布,接受腔的形状修改应保证残肢各部位的受力均衡。以往残肢与接受腔的载荷是通过实验测量的,被测者穿上假肢,通过安装在接受腔上或旋转于残肢和接受腔之间的薄膜式压力传感器测量患者站立或行走过程中残肢表面的应力,这种方法比较准确,但测量数目和面积有限,只能测量残肢上离散点的应力,而且是在假肢制作后进行^[17-18]。虽然残肢与接受腔力学分析不能达到完全一致,但也为接受腔优化设计提供了科学依据,是假肢接受腔制造的前提和基础。因此,接受腔设计的好坏直接影响假肢的功能和使用时的舒适程度。

有限元方法是固体力学中的一种重要方法,原理是把固体系统转变为离散型的结构,即先将物体假想分成多个子单元,各个单元是由结点联系在一起的,再对每个单元用结点未知量来近似表示单元内部的各种位置量,从而将每个单元对整体的影响转化到各自单元的结点上;随后将这些单元总装成一个整体,并使它们满足整个物体的边界条件和连续条件,从而得到一組有关节点未知量的方程组;通过求解方程组,就可以求得物体内部各点所要求的各种物理量;单元内部物理量通过单元各节点内插来得到^[19-23]。

随着计算机技术的发展,在20世纪70年代有限元方法由Belytschko等开始引用,由于有限元模型可以在仿真实验条件进行拉伸、弯曲、扭转、抗疲劳等力学模拟,并求解不同实验条件下模型任意部位变形、应力/应变分布、内部能量变化、极限破坏分析等变化情况,极大满足了生物力学研究的需要,因此发展迅速,人们开始大量使用数值模型和有限元分析复杂结构,有限元分析已逐渐成为生物力学的重要分析手段。

优点有以下几种:①研究范围广,对于复杂结构均可以进行力学分析。②可以给予出数值解,结构模型内任意一点的应力变化情况都可以用列表或梯度线图直观地显示出来。③具有灵活的分析能力,根据研究对象的特点,可以灵活、方便地改变载荷或边界条件,增强了分析的适用范围。尽管有限元法有上述优点,但其计算结果仍是一个近似解,需要与临床实践相结合加以综合的分析^[24-28]。

从有限元方法引用于接受腔的应力分析,20余年中建立了许多模型,从不同的角度改善模型的建立试图更准确的模拟真实情况^[29]。建立残肢与接受腔有限元分析的目的有两个,第一可以增加对接受腔承载的生物力学理解,第二可以提高接受腔计算机辅助设计和制造技术的效益和可靠性。采用有限元方法建立残肢和接受腔的几何模型,施加载荷,模拟界面应力分布,可更好地优化建模,节约时间和成本,提高临床可行性。本文只建立残肢和接受腔的三维模型,接下来的实验准备用有限元方法进行分析,并深入研究,这对于假肢接受腔的设计更具有指导意义。

3.3 假肢接受腔材料 假肢接受腔材料选择对截肢患者配带的舒适度有至关重要的作用。目前常用的接受腔材料有热塑性树脂,例如聚乙烯树脂、聚丙烯树脂、聚碳酸酯树脂等,弹性模量为10~25 GPa,泊松比为0.3~0.4,有些分析中将其假设为刚体。衬套常采用聚氨酯泡沫塑料,弹性模量一般为360~800 GPa,泊松比为0.3~0.5^[30]。股骨、胫骨、腓骨、髌骨等弹性模量为10~15 GPa,泊松比约为0.2~0.3,或假设为刚体。肌肉、脂肪、皮肤等软组织多简化为均匀、各向同性、线弹性材料,弹性模量大小差异较大,为27~965 GPa,有的甚至高达2 490 GPa。

4 参考文献

- [1] Zeng YS. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2008;12(35):6911-6914.
曾育山. 假肢接受腔界面应力的有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2008,12(35):6911-6914.
- [2] Liu Z, Fan YB, Zhang M, et al. Shengwu Yixue Gongchengxue Zazhi. 2004;21(4):562-565.
刘展,樊瑜波,张明,等. 壁面厚度对一体化小腿假肢应力分布的影响[J]. 生物医学工程学杂志,2004,21(4):562-565.
- [3] He P, Xue K, Chen Q, et al. A PC-based ultrasonic data acquisition system for computer-aided prosthetic socket design. IEEE Trans Rehabil Eng. 1996;4(2):114-119.
- [4] Foort J, Spiers R, Bannan M. Experimental fitting of sockets for below-knee amputees using computer aided and manufacturing techniques. Prosth Orthot Int. 1985;9(1):46-47.
- [5] Houston VL, Burgess EM, Childress DS, et al. Tomated fabrication of mobility aids (AFMA): below-knee CASD/CAM testing and evaluation program results. J Rehabil Res Dev. 1992;29(4):78-124.
- [6] Saunders CG, Foort J, Bannan M, et al. Computer aided design of prosthetic sockets for below-knee amputees. Prosth Orthot Int. 1985;9(1):17-22.
- [7] Boone DA, Harlan JS, Burgess EM. Automated fabrication of mobility aids: review of the AFMA process and VA/Seattle ShapeMaker software design. J Rehabil Res Dev. 1994;31(1):42-49.
- [8] Klasson B. Computer sided design, computer aided manufacture and other computer aids in prosthetics and orthotics. Prosth Orthot Int. 1985;9(1):3-11.

- [9] Zheng SX, Zhao WH, Lu BH. Beijing Shengwu Yixue Gongcheng. 2004;23(9):232-235.
郑淑贤, 赵万华, 卢秉恒. 假肢接受腔数字化技术研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2004, 23(9): 232-235.
- [10] Zhang M, Mai FD. Zhongguo Linchuang Kangfu. 2000;4(2): 192-193.
张明, 麦福达. 假肢接受腔的计算机辅助设计和应力分析模型[J]. 现代康复, 2000, 4(2): 192-193.
- [11] Cao XJ, Ni XS, Liu WY, et al. Zhongguo Kangfu Lilun yu Shijian. 2009;15(3):283-285.
曹学军, 倪先胜, 刘文勇, 等. 大腿假肢接受腔几何建模方法和实验研究[J]. 中国康复理论与实践, 2009, 15(3): 283-285.
- [12] Silver-Thorn MB, Childress DS. Generic, geometric finite element analysis of the transibial residual limb and prosthetic socket. J Rehabil Res Dev. 1997;34(2):171-186.
- [13] Tao J, Zhao LW. Zhongguo Kangfu Lilun yu Shijian. 2010;16(5): 495-496.
陶静, 赵立伟. 一种新型大腿假肢接受腔-Marlo Anatomical Socket 概述[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(5): 495-496.
- [14] Zachariah SG, Sorenson E, Sanders JE. A method for aligning trans-tibial residual limb shapes so as to identify regions of shape change. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2005;13(4): 551-557.
- [15] Zhang M, Turner-Smith AR, Tanner A, et al. Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis. Med Eng Phys. 1998;20(3):188-198.
- [16] Jia XH, Zhang M, Wang RC, et al. Shengwu Yixue Gongchengxue Zazhi. 2005;22(3):468-471.
贾晓红, 张明, 王人成, 等. 惯性载荷对截肢患者残肢/接受腔界面应力的影响研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(3): 468-471.
- [17] Sanders JE. Interface mechanics in external prosthetics: review of interface stress measurement techniques. Med Biol Eng Comput. 1995;33(4):509-516.
- [18] Silver-thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. J Rehabil Res Dev. 1996;33(3): 253-266.
- [19] Peery JT, Klute GK, Blevins JJ, et al. A three-dimensional finite element model of the transibial residual limb and prosthetic socket to predict skin temperatures. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2006;14(3):336-343.
- [20] Faustini MC, Neptune RR, Crawford RH, et al. An experimental and theoretical framework for manufacturing prosthetic sockets for transibial amputees. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2006;14(3):304-310.
- [21] Faustini MC, Neptune RR, Crawford RH. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transibial amputees using finite element methods. Med Eng Phys. 2006;28(2):114-121.
- [22] Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, et al. Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. Int J Prosthodont. 2010;23(1):63-68.
- [23] Lee WC, Doocey JM, Brånemark R, et al. FE stress analysis of the interface between the bone and an osseointegrated implant for amputees--implications to refine the rehabilitation program. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23(10):1243-1250.
- [24] Portnoy S, Yizhar Z, Shabshin N, et al. Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. J Biomech. 2008;41(9):1897-1909.
- [25] Portnoy S, Yarnitzky G, Yizhar Z, et al. Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: a new tool for prosthetic fitting. Ann Biomed Eng. 2007;35(1):120-135.
- [26] Peery JT, Klute GK, Blevins JJ, et al. A three-dimensional finite element model of the transibial residual limb and prosthetic socket to predict skin temperatures. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2006;14(3):336-343.
- [27] Jia X, Zhang M, Wang R, et al. Inertial effects on interface pressure between prosthetic socket and residual limb. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi. 2005;22(3):468-471.
- [28] Lee WC, Zhang M. Design of monolimb using finite element modelling and statistics-based Taguchi method. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005;20(7):759-766.
- [29] Pan ZH, Wang JL, Jiang PP. Zhongguo Kangfu. 2004;19(6): 375-378.
潘朝晖, 王剑利, 蒋萍萍. 足部三维有限元模型的建立及应用进展[J]. 中国康复, 2004, 19(6): 375-378.
- [30] Fang LD, Jia XH, Dou P. Kangfu Yixue Gongcheng. 2005;20(7): 490-491.
方丽丹, 贾晓红, 窦鹏. 小腿残肢与假肢接受腔界面应力的理论研究[J]. 康复医学工程, 2005, 20(7): 490-491.

来自本文课题的更多信息--

作者贡献: 设计、实施、评估均为本文作者, 已经过正规专业培训, 采用盲法。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 患者对试验方案知情同意, 且得到医院伦理道德委员会批准。

本文创新性: 本文结合国内的实际情况, 对小腿截肢患者进行分析, 采用 CT 与核磁共振成像的方法建立了小腿残肢和接受腔的三维模型, 比较准确地反映了接受腔和残肢的几何特征和外部轮廓。作者检索 Pubmed 数据库及万方数据库 1992/2008 的文献相关报道较少。



CRTER 杂志“骨科植入物研究”栏目关于“人工关节翻修”的热点文章题录: 本刊学术部

人工全髋翻修及非骨水泥假体的应用: 5 年同一机构 41 例 41 例资料回顾

[关键词] 全髋关节置换; 非骨水泥假体; 翻修; 并发症; 髋关节假体

具有关节作用的抗生素骨水泥隔体在膝关节置换后感染二期翻修中的应用

[关键词] 人工膝关节置换; 感染; 翻修; 隔体; 生物学固定骨小梁金属杯在髋白翻修中的应用

表面置换; 股骨头坏死; 并发症

髋白缺损翻修中所用移植材料的有限元分析

[关键词] 髋白翻修; 三翼假体; 移植; 移植材料; 有限元分析; 数字化骨科技术

人工全髋关节翻修术中股骨偏心距重建的实施策略

[关键词] 股骨偏心距; 人工全髋关节置换; 并发症

[关键词] 髋关节置换; 假体; 松动; 翻修; 骨小梁金属骨水泥型人工髋关节置换后假体柄的无菌性松动: 36 例翻修标本分析

人工全髋关节翻修与股骨偏心距重建: 术前模板设计所选假体与术中符合率及对髋关节功能的影响

[关键词] 关节成形术; 髋; 股骨; 偏心距; 假体; 组织构建

全髋关节置换后单纯髋白松动翻修 11 例

[关键词] 髋白; 翻修术; 改良前侧切口

髋关节假体置换翻修 75 例随访

[关键词] 髋关节; 假体置换; 翻修

假体置入及骨移植与髋白翻修: 论与应用

[关键词] 髋白; 翻修; 骨缺损; 人工假体; 综述文献

全膝关节翻修中应用金属垫块和髓腔柄组成的翻修假体系统重建骨缺损和关节稳定性: 12 例随访

[关键词] 感染; 假体置入; 关节成形术; 膝关节; 置换; 翻修

三种人工髋关节置换治疗股骨头坏死 67 例: 2 年随访验证

[关键词] 保留股骨颈全髋置换; 无柄关节置换;