

# 虚拟骨科手术中触觉交互建模方法综述

王琼<sup>1</sup> 陈辉<sup>2</sup> 王平安<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

<sup>2</sup>(中国科学院软件研究所 北京 100190)

**摘要** 虚拟骨科手术可以让骨科医生使用多种虚拟骨科手术器械在三维重建的骨性解剖结构模型上进行骨科手术操作和训练。力触觉交互在骨科手术中起着不容忽视的作用,如何在骨科手术模拟中实现真实快速的触觉交互,已成为近年来虚拟骨科手术研究的热点。文章主要对现有的骨科手术模拟系统中用到的触觉交互模型进行了研究、分类和总结,分析了现有的一些模型的特点和不足,并展望了骨科手术系统中未来力触觉交互的发展。

**关键词** 虚拟骨科手术; 计算机触觉

## A Survey on the Haptic Interaction Models in Virtual Orthopedic Surgery

WANG Qiong<sup>1</sup> CHEN Hui<sup>2</sup> HENG Pheng Ann<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Shen Zhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

<sup>2</sup>(Institute of Software, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

**Abstract** Virtual orthopedic surgery allows the surgeon to perform operations and trainings on the reconstructed anatomic bone model with a variety of virtual instruments. Haptic interaction plays an important role in the virtual surgery. How to simulate realistic and fast haptic interaction in virtual orthopedic surgery has become a concerned research topic recently. In this paper, existing haptic models used in orthopedic surgical simulation system were reviewed and analyzed, and their characteristics and disadvantages were discussed as well. Finally, some perspectives for the development of the haptic interaction in future pointed out.

**Keywords** virtual orthopedic surgery; haptic rendering

## 1 引言

将迅速发展的计算机技术引入医疗领域极大地推动了医学诊断和手术操作技术的发展,一方面可以帮助规划和制定手术方案、缩减手术时间、提高手术精确度,另一方面可改善医生的培养和训练方式,避免单一的学徒式教育。临床上,80%的手术失误是由人为因素导致的。训练医生的花费十分昂贵,据统计<sup>[1]</sup>,让医生在手术室进行训练一年所需的花费高达48,000美元。因此,虚拟手术作为一种安全、可靠、

低成本、可重复的训练方式,近年来受到广泛关注和研究。

骨科最早被引入虚拟手术系统的领域。自20世纪80年代,Delp和Rosen研制出了第一个用于观察关节移植手术过程和结果的仿真系统,虚拟骨科手术得到了蓬勃的发展。它可以让骨科医生运用各种虚拟的手术器械,例如骨钻、骨锯、骨凿等,在三维重建的硬性解剖结构模型,如骨骼、软骨上进行手术操作。目前,现有的骨科手术训练系统能够模拟的复杂骨科手术有:关节内窥镜术、磨骨术、截骨术、骨折切开复位术、关节离断手术操作等。

**作者简介:** 王琼(通讯作者),博士,助理研究员,研究方向为虚拟手术、计算机辅助手术、以及人机交互中的触觉模拟等, E-mail: wangqiong@siat.ac.cn; 陈辉,博士,副研究员,研究方向为虚拟手术、计算机触觉、人机交互; 王平安,博士,教授,研究方向为计算机辅助医学、虚拟现实在医学中的应用、交互式科学计算可视化、三维医学图像、三维用户界面以及交互式图形学等。

骨科手术的一大特点是病人骨骼的个体差异较大,且骨骼的形状、厚度以及病人的患病模式都会对手术结果产生很大的影响。针对这些情况,早期的手术模拟系统<sup>[2-4]</sup>常被用于术前的规划、预演或术后的效果预测。但对于这类模拟,用户只能通过鼠标或空间定位设备与虚拟人体模型进行简单的交互,交互中无法获得任何力觉信息反馈。近年来人机交互技术的兴起将触觉模拟技术引入到手术模拟系统中,一方面可以尽可能真实地模拟实际手术操作环境,增强手术规划和训练的可交互性,让医生通过力反馈设备触摸并感知虚拟病人模型,通过提高真实性和可操作性锻炼医生手眼配合协调能力;另一方面还可以将有经验的医生操作手术工具时的视觉画面、手的运动和用力过程记录下来作为教程,可将真实的手术情景再现,提供给年轻医生学习。尤其适合用于训练当视觉受限,医生需要完全依赖工具交互时所感受到的力觉来进行判断的手术技巧,这使得手术训练中只可意会的手术技巧变得可以亲身体验,从而缩短训练学习周期。

在骨科手术模拟中,触觉交互建模指的是针对骨科手术工具和骨骼的特性以及材料属性,结合用户所控制的工具与骨骼交互时的运动姿态,创建基于物理或非物理的力觉渲染模型,来求解手术操作过程中用户所感受到的作用力。然而针对骨科手术中典型的手术工具,

如骨钻、骨锯等,与骨骼模型交互过程中的精确力觉模拟还具有一定难度。一方面,由于用于去除骨质的手术工具工作过程中需利用高速旋转来削除坚硬的骨质,因此在建模过程中需充分考虑明显的碰撞感和震动力感;另一方面,影响交互力的因素很多,包括工具外型和尺寸、运动和自转速度以及工具和骨骼的材料属性等,创建力觉模型时也需考虑这些因素。这篇文章中,我们对现有骨科手术模拟系统中用到的触觉交互模型进行了研究、分类和总结,分析了现有一些模型的特点和不足,并展望了骨科手术系统中未来力觉模型的发展。

## 2 虚拟骨科手术系统的总体框架

一般虚拟骨科手术系统的总体设计框架主要包括:三维骨组织建模、虚拟手术工具建模、力觉模拟以及人机交互模块等四个主要组成部分,如图1所示。

三维骨组织建模主要负责从原始的CT扫描的二维数据图像中,利用图像处理方法将目标骨骼区域分割出来,然后利用三维重建方法,如Marching Cube<sup>[5]</sup>,将骨骼三角面片表面提取出来,同时还可以获取体数据表示的三维骨骼模型。为了给后续的力觉建模打下基础,还需对不同的骨骼部位所具有的物理材料属性进行设定,这些参数一般需要通过真实的组织承压拉伸测试或者有限元建模的方法进行确定。

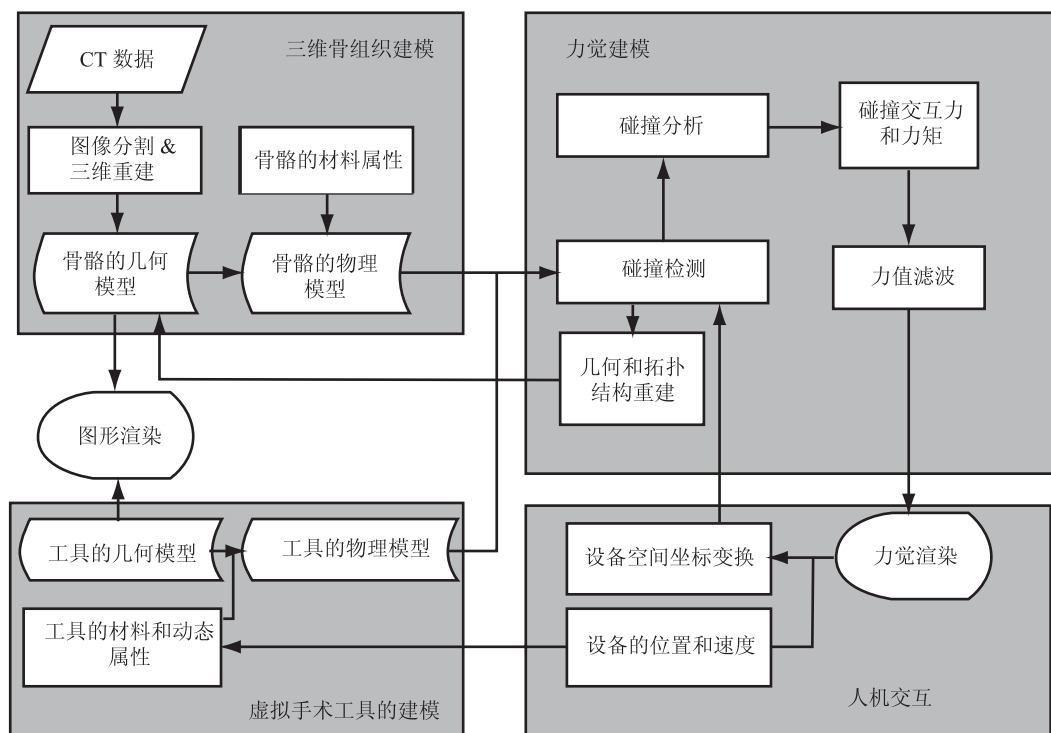


图1 虚拟骨科手术系统的一般性框架

虚拟手术工具的建模对手术中会用到的手术器械, 创建它们的三维几何模型和物理模型, 并实时接收交互硬件设备传送的信息, 用来确定手术工具模型当前的位置、姿态和运动状态。

力觉模块要通过虚拟手术工具与三维骨骼模型之间的碰撞检测来确定两者之间的交互区域, 获取交互信息。通常碰撞检测算法的选取与力觉交互建模有十分紧密的联系, 根据力模型的计算特性选择恰当的碰撞检测算法可提高整体的运算效率。随后, 可根据获取的交互信息, 计算碰撞交互力。

人机交互模块提供人与计算机交互接口。将用户控制力反馈时, 对设备的空间位置坐标、变化矩阵以及用户手移动的速度等进行纪录, 并传送给虚拟手术工具模块。人机交互模块还负责对交互模拟的力觉反馈结果进行实时渲染, 使用户感受到手术工具上所受到的力觉效果。

### 3 骨科手术模拟中力觉建模方法

骨科手术模拟中的力觉建模最关键的问题是如何在实时性和力觉计算的精确性之间达到平衡。在这个部分中, 我们对现有的力觉建模方法进行了归纳和总结。

#### 3.1 基于惩罚的模型

早期的虚拟骨科手术系统中, 大部分使用的是基于惩罚的力觉模型。这种模型并非针对骨科手术交互特点而设计, 沿用了传统力觉渲染的基础算法。Petersik 等人<sup>[6]</sup>对圆头骨钻磨骨过程进行了模拟, 把虚拟手术工具的表面进行离散化, 获取分布在手术工具表面的交互点, 并给每个交互点分配一个指向钻头圆心的向量。在碰撞检测发生的过程中, 工具表面的一部分交互点会进入到三维骨骼模型内部, 而在工具内部上的每个点, 都沿着其相应的向量方向求解其与

骨骼表面的交点然后利用虎克定律求得每对相对应的交点之间的弹簧力, 最后把所有骨骼模型上参与碰撞的点的力合成, 作为骨钻工具磨骨时受到的阻力。这种方法虽然不是基于物理模型出发的, 但算法实现相对简单, 且运行速度较快, 因此也成为很多骨骼手术模拟系统的首选<sup>[7,8]</sup>。

另外一种求解碰撞力的方法则充分利用了交互物体体数据建模的优势。Morris 等人<sup>[9]</sup>在 2006 年提出的模型中, 骨骼模型和手术模型都使用了体数据方式表达, 如图 2 所示。在交互过程中, 实时地检测两个体数据模型中体素叠加交叉的情况, 随后将骨骼模型中所有参与交互体素的向量进行叠加获取交互力。相对于上述只对工具表面的点进行离散(如图 2(a)所示), 这种体数据填充式的离散化方式, 可以避免产生不均衡的力觉交互效果。

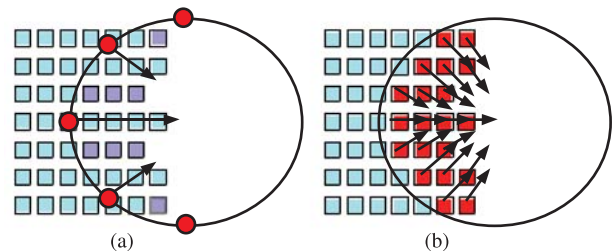


图 2 工具表面离散化的建模方式(a)及 Morris 等人<sup>[9]</sup>提出的基于体数据建模的力觉模型(b)

基于惩罚的力觉模型可以充分满足力觉交互中对实时性的要求, 且具有很强的鲁棒性。但由于并非从物理分析的角度出发, 因此建模过程中丢失了针对手术工具高度运转特性的模型, 并且较难在算法中对骨骼的材料属性进行准确设置。

#### 3.2 基于 Hertz 碰撞理论的模型

Agus 等人<sup>[10,11]</sup>于 2002 年提出了利用 Hertz 碰撞理论来模拟手术过程中骨钻与骨骼接触的碰撞力, 如图 3 所示。Hertz 碰撞理论早先用来计算相互挤压的

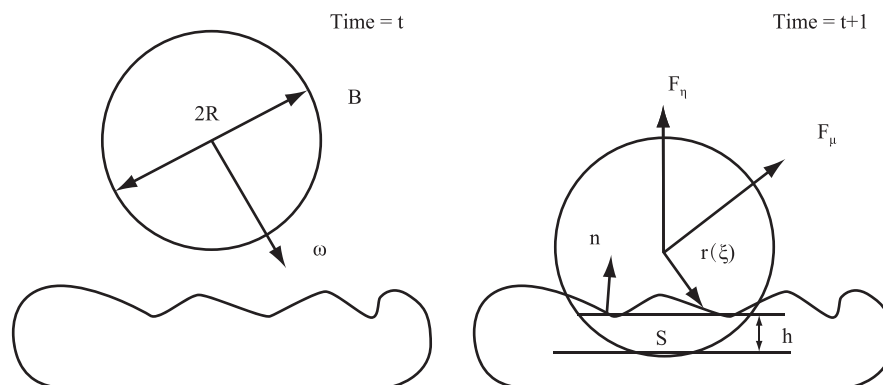


图 3 基于 Hertz 碰撞理论的模型<sup>[10]</sup>

弹性物体之间的压力和形状变化。它通过分析碰撞区域内两个弹性物体的几何形变程度和接触面积大小来获得碰撞区域上任意一点所受到的压力，然后通过对整个碰撞区域进行积分获取整体的压力大小。文章中还利用库伦定律对骨钻受到的摩擦力进行求解。此方法一大优点就是在计算过程中包含了针对物体材料属性参数的设置，因此，利用此方法用户可以清晰地感受到不同材料属性的骨骼模型所具有的差异，从而使虚拟手术的训练更贴近真实手术。参考文献[12]对 Agus 等人所提出的方法进行了有效的验证。然而，此方法仍然不能确切地表达不同自转速度下接触碰撞力的差异。

### 3.3 基于金属磨削理论的模型

在工业加工过程中经常会用到磨钻工具对金属进行磨削，以获得理想的形状。由于对金属加工件的精度、尺寸要求都较为严格，误差需控制到最小，因此工业界早期就对金属磨削的过程展开了深入的研究，并形成了一套理论。2006年，Tsai 等人<sup>[13]</sup>利用此理论对骨锯削骨的过程进行了模拟，通过对手术工具的精确建模，估算在每个时间段内，有一定宽度的工具锯齿所切削下来的骨质体积，然后乘以切削系数，获取切削力。在随后的一年中，Tsai 等人<sup>[14]</sup>利用类似的方法对骨钻的磨骨操作也进行了模拟。2009年，Arbabafti 等人<sup>[15]</sup>创建了一个更为通用的算法，如图4所示，可适用于任意形状、刀片为任意角度的力觉交互模型，同时引入能量的概念，认为每磨除一个单位骨质所需要的能量是常数，然后利用金属磨削理论方法计算磨削力。文章中还创建了真实的骨骼磨削实验，采集磨削过程中的工具受力与利用建模获取的结果进行了比较，两者的误差很小。

由于金属磨削理论是根据实验获得的模型，因此模型中使用的切削参数由很多复杂的因素决定，如：

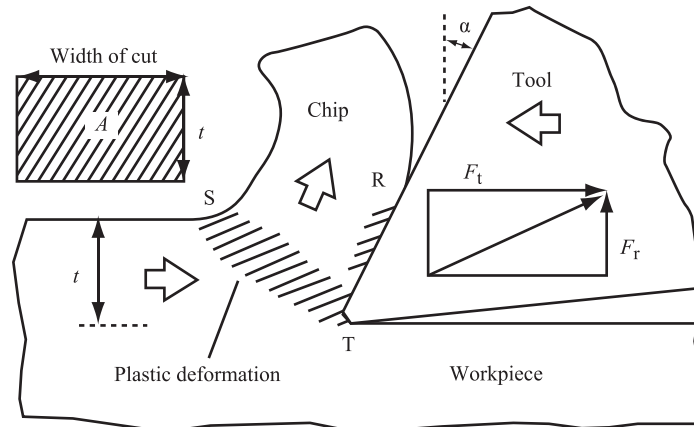


图4 基于金属磨削理论的力觉建模<sup>[15]</sup>

工具几何形状、工具的运动和自转速度、骨质的密度以及工具中心到接触点的距离等，因此通常需要根据复杂的真实实验进行测定，并且对一种手术工具和一种骨质的交互场景仅有一套参数可适用。这无疑也给建模过程中，参数的准确选取增加了难度。

### 3.4 基于冲量动力学的模型

在2012年，Qiong 等人<sup>[16,17]</sup>提出了一种基于冲量动力学的模型(见图5)用来模拟骨钻和骨骼之间的碰撞交互力。此模型有三个基本的理论假设，包括：刚

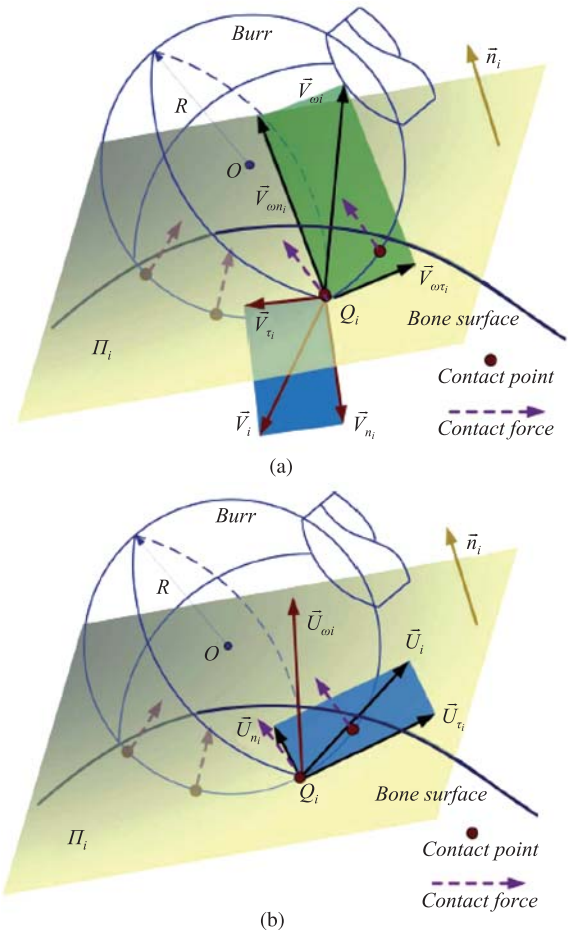


图5 基于冲量动力学的力觉模型<sup>[16]</sup>



性碰撞物体、牛顿碰撞定律和库伦定律。在每个运算时间段内, 跟踪手术工具与骨骼碰撞时所具有的运动速度和自转速度, 根据骨骼上碰撞区域内三角面片的单位向量加和确定工具与骨骼的碰撞接触面, 并在碰撞接触面上对运动速度和线速度进行分解。然后根据冲量理论, 获取垂直于接触面的阻抗力以及平行于接触面的摩擦力。模型还能分别处理动摩擦和静摩擦, 并且可以通过控制模型中的弹性恢复系数来调节手术工具与骨骼的材料物理属性, 使得模型可以适用于更广泛的应用场景。

## 4 总 结

目前来看, 具有力反馈的虚拟骨科手术模拟系统在国内外都还处于起步阶段, 仍需较为长期的发展。目前的手术工具交互模型虽然可以满足部分的需求, 但距离医生所要求的真实感和沉浸感还有很大的距离。未来对于骨科手术模拟的力觉建模要解决的问题包括以下几个方面: (1) 目前存在的模型几乎只针对具有单一物质的骨骼模型, 并未考虑多层骨组织以及复杂多孔骨组织模型的切削和磨钻处理, 创建多层次多模态的三维数据模型, 将现有的交互模型延伸扩展至可适用于复杂骨组织的交互处理。(2) 现有的骨科手术交互模拟主要针对骨钻和骨锯这两大类工具, 其他操作起来较为困难的手术工具, 如: 骨凿和骨钳等, 还未有被涉及。(3) 如何利用反馈的触觉信息的模拟和指导用户的行为操作也是一个研究的难点。医生的操作方式对骨科手术有着很大的影响, 如: 磨削的角度、深度不同将大为影响术后的创面愈合。因此, 如何对医生的手术操作方式进行定性定量分析, 利用人们触觉感觉的特征对用户的行为进行合理的限制和指导也是未来一个重要的发展方向。

### 参 考 文 献

- [1] Bridges M, Diamond DL. The financial impact of teaching surgical residents in the operating room [J]. *American Journal of Surgery*, 1999, 177(1): 28-32.
- [2] Xia J, Ip HH, Samman N, et al. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy [J]. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 2000, 29(1): 11-17.
- [3] Troulis M, Evrett P, Seldin E, et al. Development of a three-dimensional treatment planning system based on computer tomographic data [J]. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 2002, 31(4): 349-357.
- [4] Alves PV, Bolognese AM, Zhao L. Three-dimensional computerized orthognathic surgical treatment planning [J]. *Clinics in Plastic Surgery*, 2007, 34(3): 427-436.
- [5] Lorensen WE, Cline HE. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm [J]. *Computer Graphics*, 1987, 21(3): 163-169.
- [6] Petersik A, Pflesser B, Tiede U, et al. Haptic volume interaction with anatomic models at sub-voxel resolution [C] // *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2002: 66-72.
- [7] Pflesser B, Petersik A, Tiede U, et al. Leuwer, volume cutting for virtual petrous bone surgery [J]. *Computer Aided Surgery*, 2002, 7(2): 74-83.
- [8] Acosta E, Liu A, Armonda R, et al. Burrhole simulation for an intracranial hematoma simulator [J]. *Studies in Health Technology and Informatics*, 2007, 125: 1-6.
- [9] Morris D, Sewell C, Barbagli F, et al. Visuo-haptic simulation of bone surgery for training and evaluation [J]. *IEEE Transactions on Computer Graphics and Applications*, 2006, 26(6): 48-57.
- [10] Agus M, Giachetti A, Gobbetti E, et al. A multiprocessor decoupled aystem for the simulation of temporal bone surgery [J]. *Computing and Visualization in Science*, 2002, 5(1): 35-43.
- [11] Agus M, Giachetti A, Gobbetti E, et al. Real-time haptic and visual simulation of bone dissection [C] // *Proceedings of IEEE Virtual Reality*, 2003: 110-122.
- [12] Brelstaff G, Agus M, Giachetti A, et al. Towards a psychophysical evaluation of a surgical simulator for bone-burring [C] // *Proceedings of 2nd Symposium on Applied Perception in Graphics and Visualization*, 2005: 139-143.
- [13] Hsieh MS, Tsai MD, Yeh YD. An Amputation simulator with bone sawing haptic interaction [J]. *Biomedical Engineering Applications, Basis & Communications*, 2006, 18(5): 229-236.
- [14] Tsai MD, Hsieh MS, Tsai CH. Bone drilling haptic interaction for orthopedic surgical simulator [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2007, 37(12): 1709-1718.
- [15] Arbabtafti M, Moghaddam M, Nahvi A, et al. Physics-based haptic simulation of bone machining [J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2011, 4(1): 39-50.
- [16] Wang Q, Chen H, Wu W, et al. Real-time mandibular angle reduction surgical simulation with haptic rendering [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2012, 16(6): 1105-1114.
- [17] Wang Q, Chen H, Wu W, et al. Impulse-based rendering methods for haptic simulation of bone-burring [J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2012, 5(4): 344-355.