

# 基于薄膜比拟和克里金插值的软组织扭转模型\*

张小瑞<sup>1,2</sup>, 王澎湃<sup>1</sup>, 孙伟<sup>2</sup>, 朱利丰<sup>3</sup>, 刘佳<sup>2</sup>

(1. 南京信息工程大学江苏省网络监控工程中心 南京 210044; 2. 南京信息工程大学江苏省大气环境与装备技术协同创新中心 南京 210044; 3. 东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

**摘要:**建模速度快和高精度的软组织模型能提高虚拟手术仿真的真实感,提出一种基于薄膜比拟和克里金插值的虚拟软组织扭转模型。该模型采用薄膜比拟法求出棱线上任意关键样本点的变形量,利用克里金插值计算任意棱线内任意一点的变形量。在 PHANTOM OMNI 力触觉交互设备上,搭建实验仿真系统,实现了虚拟小肠的扭转变形仿真。实验结果表明,该模型运行速度快、计算精度高、形变逼真、力触觉反馈准确可靠。

**关键词:** 虚拟手术; 软组织扭转; 薄膜比拟; 克里金插值

**中图分类号:** TP391.9 TH128 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.6020 460.4099

## Soft tissue torsion model based on membrane analogy and Kriging interpolation

Zhang Xiaorui<sup>1,2</sup>, Wang Pengpai<sup>1</sup>, Sun Wei<sup>2</sup>, Zhu Lifeng<sup>3</sup>, Liu Jia<sup>2</sup>

(1. Jiangsu Engineering Center of Network Monitoring, Nanjing University of Information Science & Technology, Nanjing 210044, China; 2. Jiangsu Collaborative Innovation Center of Atmospheric Environment and Equipment Technology (CICAET), Nanjing University of Information Science & Technology, Nanjing 210044, China; 3. School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

**Abstract:** The soft tissue model with high modeling speed and accuracy can improve the realism in a virtual surgery simulation system. In this paper, we propose a new virtual soft tissue torsion model based on membrane analogy and Kriging interpolation. The model adopts the membrane analogy method to compute the deformation of all the key sample points on the ridges, and uses the Kriging interpolation method to compute the deformation of any points among the ridges. An experiment simulation system was built on the haptic interaction device of PHANTOM OMNI, and the deformation simulation of virtual small intestine under the action of the applied torsion was realized. The experiment results show that the proposed model has such advantages as fast operation speed, high calculation accuracy, realistic deformation and accurate, reliable haptic feedback.

**Keywords:** virtual surgery; soft tissue torsion; membrane analogy; Kriging interpolation

## 1 引言

医学在一定程度上可以说是一门经验性学科,特别是对外科而言,医生不仅要具备扎实的医学理论,还需要丰富的临床经验<sup>[1]</sup>。因此,如何“多、快、好、省”地培训优秀的青年外科医生已是十分紧迫的任务。然后,外科

医生的成长不是一蹴而就的,其技能的获得是长期不断实践的结果。基于当前的训练手段和技术条件来看,大概需要8~10年的时间可成材<sup>[2]</sup>。虚拟手术系统可模拟外科手术中各种手术操作<sup>[3]</sup>,缩短外科医生手术训练周期,提高手术操作水平。不仅有利于缓解现阶段外科医生短缺的局面,而且对减少医患纠纷、构建和谐社会的具有十分重要的意义。

收稿日期:2016-10 Received Date: 2016-10

\* 基金项目:国家“八六三”高技术研究发展计划(2013AA010803)、国家自然科学基金(61502240,61502096,61304205,61203316,61663027)、江苏省自然科学基金(BK20141002, BK20150634)项目资助

虚拟力触觉交互过程中扭转变形在手术中极为常见, 形变模型是手术成功的关键, 其在提高受训医生手术训练效率、增强训练效果等方面, 具有重要的研究意义和应用价值<sup>[4]</sup>。目前常用的变形模型中, 有限元模型<sup>[5-8]</sup>虽然精确, 但计算量较大, 尤其是碰到数量较多的单元节点时, 系统实时性难以保证; 弹簧质点模型<sup>[9-13]</sup>构建简单快捷, 计算量小, 但只经过试验获取合适的弹簧弹性系数比较困难, 导致仿真度不稳定; 层状菱形链连接模型<sup>[14]</sup>计算速度快, 变形效果逼真, 力触觉感知真实, 但边界中各个质点的变形量未进行深入分析; 长单元模型<sup>[15-16]</sup>在不需参数预计算或压缩的情况下, 能求出弹性形变的静态解, 计算量小, 模型中参数求解方便, 质感特性、实时性和交互性较好。以上说明, 这些常用的变形物理模型均存在计算较为复杂、精确度不高和对软组织本身特性限制等问题。

针对上述问题, 本文提出一种新颖的基于薄膜比拟法和克里金插值算法的扭转模型, 其建模简单, 能准确快速实时地计算扭转变形。

## 2 建模方法

### 2.1 建立空间直角坐标系

设有一个不规则截面弹性柱体, 上端面为自由端, 下端面为固定端。固定端所在的水平面设为  $XY$  平面, 以垂直于固定端的下端面的中轴线为  $Z$  轴, 建立  $XYZ$  空间直角坐标系, 原点  $O$  即为固定端的中心点。在不规则截面弹性柱体侧面选取  $N$  条互相平行且等距的棱线,  $N$  的取值范围是  $2 \sim 360$ 。选取  $M$  个平行于上下端面的截面, 截面包括上下端面, 且相邻截面间的垂直距离相等,  $M$  的取值为  $2 \sim 360$ 。

各个截面与各条棱线的交点作为关键样本点, 截面与棱线的交线为截面线, 以棱线为经线, 以截面线为纬线, 相邻的经线和纬线将侧面分割成一系列块状区域, 设  $S$  为侧面被分割成的块状区域个数, 则:

$$S = (M - 1) \cdot N$$

$$M = 2, 3, 4, \dots, 360; \quad N = 2, 3, 4, \dots, 360 \quad (1)$$

### 2.2 关键样本点

假设在侧面上任意第  $K$  条棱线与  $M$  个截面的交点为关键样本点。侧面第  $K$  条棱线上关键样本点的分布如图 1 所示。从上端面到下端面依次记为  $A_K(H_1), A_K(H_2), A_K(H_3), \dots, A_K(H_i), \dots, A_K(H_M)$ 。

假设在上端面自由端施加任意一扭转力矩  $M_T$ , 在力矩的作用下第  $K$  条棱线上任意关键样本点  $A_K(H_i)$ , 在  $X, Y, Z$  轴方向上的变化量分别记为  $\Delta X_{A_i}(H_i), \Delta Y_{A_i}(H_i), \Delta Z_{A_i}(H_i)$ 。

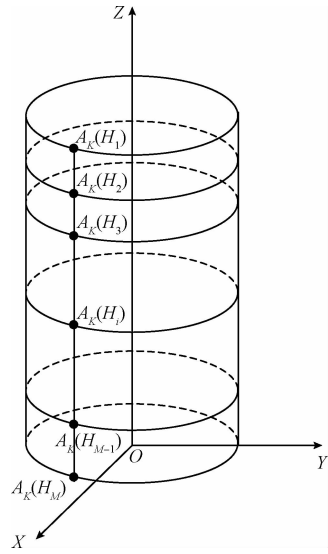


图 1 关键样本点分布

Fig. 1 Key sample point distribution diagram

以任意关键样本点  $A_K(H_i)$  所在的任意第  $K$  条棱线上, 离固定端任意距离为  $H$  处的任意估计点  $A_K(H)$ , 在扭转力矩  $M_T$  作用下在  $X$  轴方向上变化量的估计值  $\Delta X_{A_i}^*(H)$  为研究对象。

设  $H$  为  $A_K(H_i)$  到  $A_K(H_M)$  的垂直距离,  $h$  为第  $K$  条棱线上相邻关键样本点间的垂直距离, 且相邻关键样本点间的垂直距离均相同。由此实现克里金插值算法中关键样本点归一化<sup>[17]</sup>, 则:

$$H_i = i \cdot h \quad (2)$$

根据克里金插值算法得:

$$\Delta X_{A_i}^*(H) = \sum_{i=1}^M \lambda_i \Delta X_{A_i}(H_i) \quad (3)$$

式中:  $M$  为截取的截面个数,  $\lambda_i$  表示点  $A_K(H_i)$  在扭转力矩  $M_T$  的作用下在  $X$  轴方向上的变化量  $\Delta X_{A_i}(H_i)$ , 对该棱线上任意估计点  $A_K(H)$  在  $X$  轴方向上变化量的估计值  $\Delta X_{A_i}^*(H)$  的影响权重。

克里金插值算法的关键在于计算权重系数  $\lambda_i$ , 根据权重系数的求取须满足无偏性和最优性两个条件<sup>[18]</sup>, 整理后得:

$$\begin{cases} \sum_{j=1}^M \lambda_j c(H_i, H_j) - \mu = c(H_i, H) \\ \sum_{i=1}^M \lambda_i = 1 \end{cases} \quad (4)$$

式中:  $c(H_i, H_j)$  表示关键样本点  $A_K(H_i)$  与  $A_K(H_j)$  在扭转力矩  $M_T$  作用下  $X$  轴方向上的变化量之间的变异函数,  $\mu$  为拉格朗日系数。  $c(H_i, H)$  表示关键样本点  $A_K(H_i)$  在扭转力矩  $M_T$  作用下  $X$  轴方向上的变化量  $\Delta X_{A_i}(H_i)$  与第  $K$  条棱线上任意点  $A_K(H)$  在  $X$  轴方向的变化量估计值

$\Delta X_{A_k}(H)$  之间的变异函数。 $\lambda_i, \lambda_j$  为权重系数, 分别表示任意第  $K$  条棱线上两任意关键样本点  $A_k(H_i), A_k(H_j)$  在扭转力矩  $M_T$  的作用下在  $X$  轴方向上的变化量  $\Delta X_{A_k}(H_i), \Delta X_{A_k}(H_j)$  对该棱线上任意估计点  $A_k(H)$  在  $X$  轴方向上变化量的估计值  $\Delta X_{A_k}(H)$  的影响权重。

由式(4)可求出权重系数  $K$ , 再根据式(3)可求出任意第  $K$  条棱线上任意估计点  $K$  在扭转力矩  $K$  的作用下  $X$  轴方向上变化量的估计值  $K$ 。

同理根据关键样本点归一化后的克里金插值算法, 可分别求出任意第  $K$  条棱线上任意估计点  $A_k(H_i)$  在扭转力矩  $M_T$  的作用下在  $Y, Z$  轴方向上变化量的估计值  $\Delta Y_{A_k}^*(H), \Delta Z_{A_k}^*(H)$ 。

上端面自由端施加任意一扭转力矩  $M_T$  作用下, 任意第  $K$  条棱线上的任意一关键样本点  $A_k(H_i), i = 1, 2, 3, \dots, M$ , 在  $X, Y, Z$  方向上的变化量  $\Delta X_{A_k}(H_i), \Delta Y_{A_k}(H_i), \Delta Z_{A_k}(H_i)$  可通过 2.3 节和 2.4 节求出。

### 2.3 关键样本点的扭转角

由于薄膜比拟法的平衡方程和扭转力函数服从同样的微分方程和边界条件<sup>[19]</sup>, 可得到单位长度扭转角  $\theta_{A_k(H_i)}$  为:

$$\theta_{A_k(H_i)} = \frac{M_T q}{4VGf} \quad (5)$$

式中:  $q, V, G, f$  分别表示薄膜上受到的微小均匀压力、对应弹性柱体材料的薄膜在相应力作用下的体积、弹性模量、薄膜上所受到的张力。

其中薄膜上受到的微小均匀压力  $q$  与薄膜上所受到的张力  $f$  之间存在指数倍关系<sup>[20]</sup>如下:

$$\frac{q}{f} = e^{(i-1)/\beta} \quad i = 1, 2, 3, \dots, n \quad (6)$$

令  $\beta$  为常数, 由弹性柱体材料的性质所决定。对应弹性柱体材料的薄膜在相应扭距作用下的体积  $V$  为:

$$V = \frac{1}{3}L \cdot S_{截} \quad (7)$$

式中:  $L$  为薄膜上受到均匀压力时薄膜中心点  $Z$  轴方向薄膜变化的长度,  $S_{截}$  为不规则薄膜面积, 由实际选定的不规则弹性柱体截面形状及对应的薄膜形状大小决定。

### 2.4 关键样本点的空间变化量

不规则截面弹性柱体扭转后, 任意截面的扭转角与该截面到下端面固定端的垂直距离成正比, 则离下端面固定端垂直距离为  $H_i$  处截面的扭转角为  $H_i \cdot \theta_{A_k(H_i)}$ 。

初始位置时, 任意第  $K$  条棱线上的任意关键样本点  $A_k(H_i)$  离截面形心  $o'$  为  $r$ , 如图 2 所示。在  $X, Y, Z$  方向上坐标分别为  $X_{A_k(H_i)}, Y_{A_k(H_i)}, Z_{A_k(H_i)}$ , 扭转到新位置  $A'_k(H_i)$  时在  $X, Y, Z$  方向上坐标分别为  $X_{A'_k(H_i)}, Y_{A'_k(H_i)}, Z_{A'_k(H_i)}$ 。

$A_k(H_i)$  与  $o'$  所连线段与  $X$  轴夹角为  $\partial$ , 且:

$$\partial = \arcsin \frac{Y_{A_k(H_i)}}{r} \quad (8)$$

则该关键样本点  $A_k(H_i)$  沿  $X, Y$  方向的变化量  $\Delta X_{A_k}(H_i), \Delta Y_{A_k}(H_i)$  可分别表示为:

$$\begin{aligned} \Delta X_{A_k}(H_i) &= X_{A'_k(H_i)} - X_{A_k(H_i)} = \\ &-r \cdot \sin \partial \cdot H_i \cdot \theta_{A_k(H_i)} = -Y_{A_k(H_i)} \cdot H_i \cdot \theta_{A_k(H_i)} \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} \Delta Y_{A_k}(H_i) &= Y_{A'_k(H_i)} - Y_{A_k(H_i)} = \\ r \cdot \cos \partial \cdot H_i \cdot \theta_{A_k(H_i)} &= X_{A_k(H_i)} \cdot H_i \cdot \theta_{A_k(H_i)} \end{aligned} \quad (10)$$

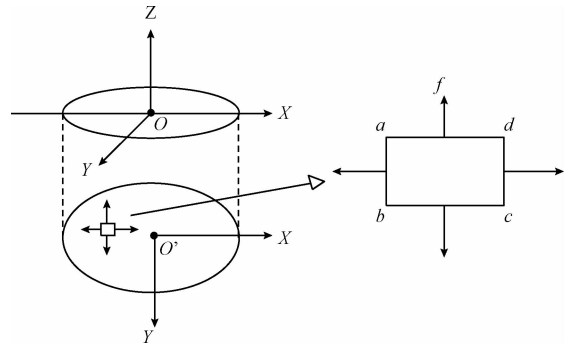


图 2 薄膜比拟法中微小薄膜受力示意图  
Fig. 2 Force diagram of micro film in membrane analogy method

关键样本点  $A_k(H_i)$  在扭转力矩  $M_T$  作用下,  $Z$  轴方向上的变化量  $\Delta Z_{A_k}(H_i)$  与其离下端面固定端的垂直距离  $H_i$  无关, 则  $\Delta Z_{A_k}(H_i)$  为:

$$\begin{aligned} \Delta Z_{A_k}(H_i) &= Z_{A'_k(H_i)} - Z_{A_k(H_i)} = \\ &\frac{2G\theta_{A_k(H_i)}fLh}{q \sqrt{X_{A_k(H_i)}^2 + Y_{A_k(H_i)}^2 + h^2}} \end{aligned} \quad (11)$$

### 2.5 建立扭距作用下柱体模型

根据求第  $K$  条棱线上任意一点  $A_k(H)$  在  $X, Y, Z$  轴方向上的变化量的估计值  $\Delta X_{A_k}^*(H), \Delta Y_{A_k}^*(H), \Delta Z_{A_k}^*(H)$  的不规则截面弹性柱体自由扭转的模拟方法, 可求得侧面上其他棱线上任意点在扭转力矩  $M_T$  作用下, 在  $X, Y, Z$  轴方向上的变化量的估计值, 从而根据所有棱线上获得的任意点变化量估计值, 更新扭转后的弹性柱体模型。

建模过程: 首先将不规则截面弹性柱体侧面选取  $N$  条互相平行的棱线且相邻之间的距离相等, 取  $M$  个与  $XY$  平面平行的截面且相邻截面间的垂直距离相等; 其次以各个截面与各条棱线的交点作为关键样本点, 在不规则截面弹性柱体上端面自由端施加扭转力矩  $M_T$ ; 再次采用薄膜比拟法计算任意第  $K$  条棱线上任意关键样本点  $A_k(H_i)$  位置变化量, 克里金插值计算任意第  $K$  条棱线上任意点  $A_k(H)$  的变化量; 最后更新绘制扭转后的不规则截面弹性柱体模型。

### 3 搭建试验平台

#### 3.1 仿真系统设计原理

仿真系统由预处理、实时计算和人机交互三大模块组成。预处理模块包括虚拟场景初始化和力/触觉变形模型初始化,虚拟场景初始化包括利用小肠 CT 数据进行三维重建和利用手术器械三维模型获取其三维数据。实时计算模块包括碰撞检测和对扭转模型进行加载,若手术器械与小肠模型发生碰撞,则加载扭转模型,否则继续进行位置检测。人机交互模块包括操作者与力/触觉交互设备和显示器之间的交互,通过力/触觉交互设备输出反馈力/触觉信息,显示器进行图形刷新。

#### 3.2 仿真系统平台

本文力触觉交互设备使用 Senable Technologies 公司生产的 PHANTOM OMNI 手控器,采用 OpenGL, VC ++2016 编程,PC 机配置为 Intel Core i7 6700K CPU 4.00 GHz CPU、4GB RAM、NVIDIA GeForce GTX 980 Ti 图形显卡、图形液晶显示器等,搭建了实时软组织力触觉交互系统,实现了虚拟小肠在交互下扭转变形仿真,仿真环境如图 3 所示。

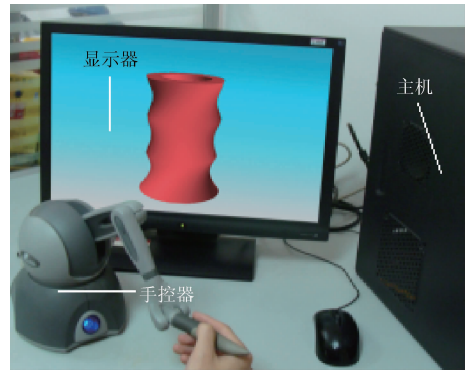


图3 仿真环境

Fig. 3 Simulation environment

### 4 实验结果与对比分析

#### 4.1 仿真结果

为验证本文所提模型的有效性、虚拟手术系统的可操作性和变形效果真实性,在扭转力矩作用下分别实现了小肠扭转变形仿真过程和不同扭转力矩作用下的仿真效果图,如图 4 和 5 所示。模型变形效果显示较好,小肠变形边缘无毛刺和不光滑边缘。人机交互过程中,能准确表达柔性体的虚拟环境视觉和力触觉的沉浸感,满足实时性需求。

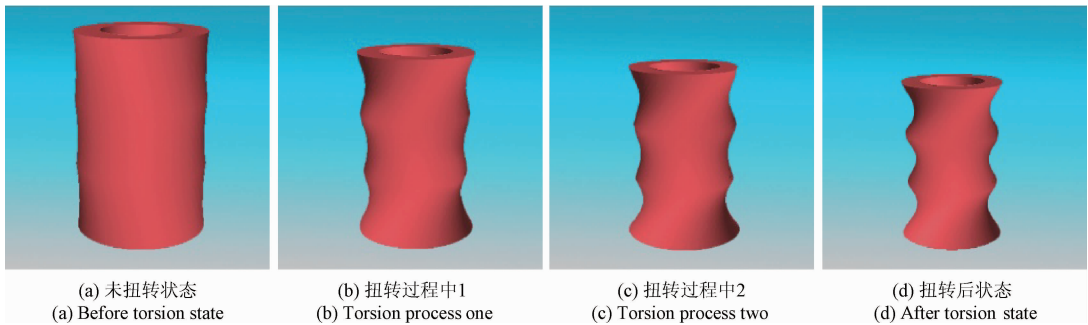


图4 小肠软组织扭转仿真过程

Fig. 4 Simulation process diagram of small intestine soft tissue torsion

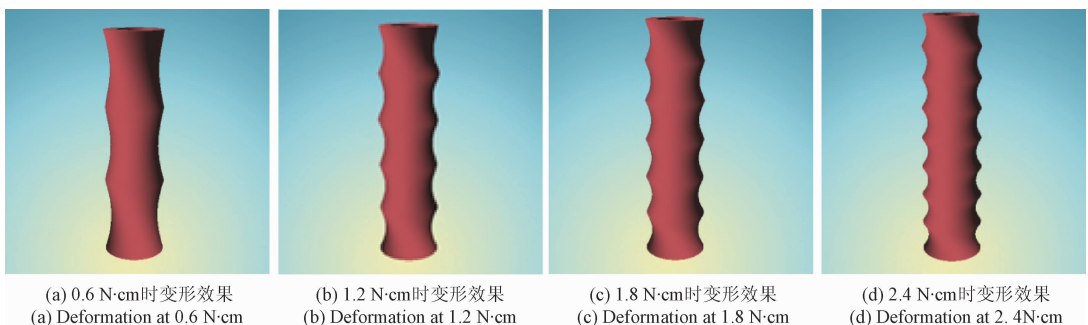


图5 小肠在不同扭转力矩作用下交互过程渲染效果

Fig. 5 Rendering effect diagram of small intestine torsion interaction process under different torsion torque

### 4.2 模型指标对比

为验证该模型力触觉感知性能,选8种常用模型评价指标,分别为图像流畅、临场感、交互自然性、指导交互操作、质感特性、实时性、有效性和系统稳定性,将本文扭转模型与经典的弹簧质点模型<sup>[21]</sup>和有限元模型<sup>[22]</sup>进行比较。

在南京医科大学第一附属医院随机挑选50名医师,其中包括实习医师A、住院医师B、主治医师C、副主任医师D和主任医师E分别为16、9、8、10、7名,其中各个评分权重分别为0.1、0.15、0.2、0.25、0.3。受试者通过PHANTOM OMNI与虚拟小肠进行交互操作,对该系统进行客观评分,每项分数为0~10分。与受试者交流实验感受,通过权重后的均分M,比较实验结果,均分高则表明模型性能优。

分别对这3个模型进行打分:

$$M = 10\% \cdot \left( \sum_{i=1}^{i-1} A_i/16 \right) + 15\% \cdot \left( \sum_{i=1}^{i-1} B_i/9 \right) + 20\% \cdot \left( \sum_{i=1}^{i-1} C_i/8 \right) + 25\% \cdot \left( \sum_{i=1}^{i-1} D_i/10 \right) + 30\% \cdot \left( \sum_{i=1}^{i-1} E_i/7 \right) \quad (12)$$

如图6所示,实验结果表明,在图像流畅、交互自然性和指导交互操作感知实验效果方面,本文模型稍稍优于弹簧质点模型和有限元模型,但在临场感、质感特性、实时性、有效性和系统稳定性上均具有明显的优势,临场感和质感特性的优越使操作者如同操作真实物体一样,这无疑可使训练更真实、准确、可靠,且保证了模型的收敛性和完整性。实时性、有效性和系统稳定性使模型在实现形变时具有更加真实的效果,形变过程中算法简单,能够很好地满足交互系统的真实性、稳定性和实时性的要求。

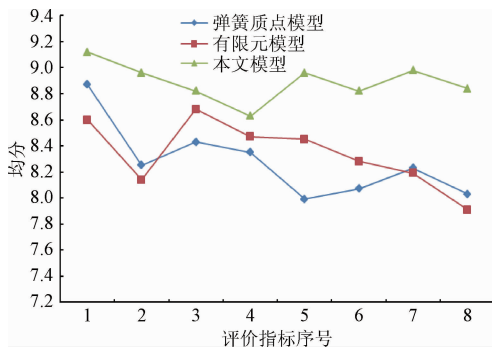


图6 三种模型性能对比

Fig. 6 Performance comparison of three different models

1. 图像流畅;2. 临场感;3. 交互自然性;
4. 指导交互操作;5. 质感特性;6. 实时性;
7. 有效性;8. 系统稳定性

为定量分析本文模型与经典模型的对比,所采用的

方差公式为:

$$s^2 = \frac{1}{A+B+C+D+E} \sum_{i=1}^{50} (x_i - m_j)^2 \quad (13)$$

式中:  $x_i$  为第*i*个评价指标的第*i*个评分值,  $m_j$  为相应指标所有评价的均值。

各个模型方差对比如图7所示,本文模型各评价指标的方差除质感特性上比有限元模型稍高外,其他评价指标均比弹簧质点模型和有限元模型较小,表明本文模型性能较稳定。

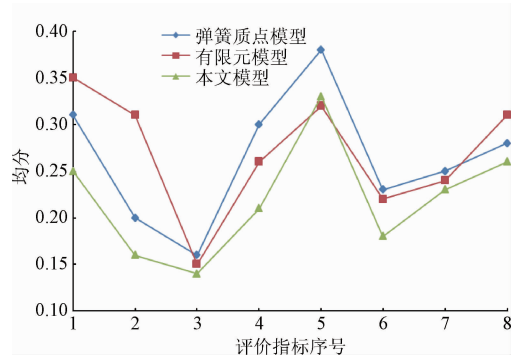


图7 模型方差对比

Fig. 7 The comparison of evaluation model variance

1. 图像流畅;2. 临场感;3. 交互自然性;
4. 指导交互操作;5. 质感特性;6. 实时性;
7. 有效性;8. 系统稳定性

### 4.3 系统综合对比

为验证该系统的整体性能,在南京医科大学第一附属医院普外科挑选14名主任医师对系统进行综合评价,分数为0~10分,实验结果如图8所示。

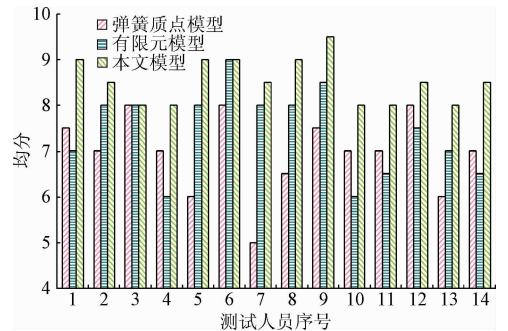


图8 模型综合评价

Fig. 8 Comprehensive evaluation chart of the models

为更加直观地研究各个模型的综合评价和性能,比较3种模型的方差,弹簧质点模型、有限元模型和本文模型的方差分别为  $s_1^2 = 0.70$ 、 $s_2^2 = 0.82$ 、 $s_3^2 = 0.23$ ,数学期望分别为  $E(x)_1 = 6.96$ 、 $E(x)_2 = 7.43$ 、 $E(x)_3 = 8.54$ 。结果表明本文模型方差比另外两个模型都要小,表明了本文形变模型整体性能优、波动小、力触觉输出稳定。验



证了本系统的综合性能优越且可靠。

#### 4.4 实验训练效果分析

为验证本模型的应用效果,在南京医科大学第一附属医院随机选取30名实习医师和10名消化科主任医师进行实验操作和效果测评。30名实习医师随机分两组,每组15名,每组人员编号为1~15号。第1组利用此虚拟平台经过20 min虚拟扭转实验,再进行10 min真实小肠的扭转操实验,第2组利用真实小肠经过30 min扭转实验,随后同时进行真实小肠的扭转操作进行测评。真实小肠采用从屠宰场获取的新鲜猪小肠样本。进行扭转操作前,把猪小肠放入已经装有器官保存液的无菌特制塑料袋中。然后外层再套一无菌特制塑料袋,扎紧袋口,两个袋独立结扎,放入内有冰块的冰壶并保持温度为4℃。实验前提前铺好无菌实验桌,实习医师戴好无菌手套进行扭转操作。

根据实习医师的扭转操作的时间、熟练性、操作准确性等指标,由10名主任医师分别对30名实习医生进行真实小肠真实扭转操作时进行综合评价打分,综合分数范围为1~10分,每个实习医师的得分为其10名主任医师打分的平均值,实验结果如图9所示。实验结果表明,因在相同时间内,采用虚拟手术能训练次数较多,经过本系统的虚拟扭转操作,实习医师在进行真正的小肠扭转操作时表现更好,更加熟练和准确。

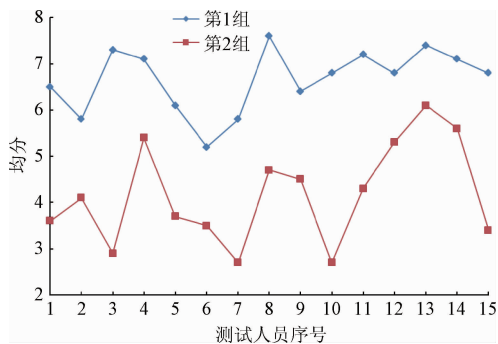


图9 实验效果评价

Fig.9 Evaluation diagram of the experiment results

## 5 结 论

本文提出薄膜比拟法和克里金插值法研究软组织受自由扭转变形的仿真方法,并将其用于虚拟现实人机交互的小肠软组织的变形过程的模拟仿真。采用VC++2016和OpenGL,通过PHANTOM OMNI力触觉交互设备搭建了用于扭转操作的小肠软组织模型训练系统。该方法将不规则截面弹性柱体的截面在扭转作用下的任一点位移形变量结合薄膜比拟方法和克里金插值法来计算,从而能直观、准确且较快地计算扭转变形量,实现对弹性

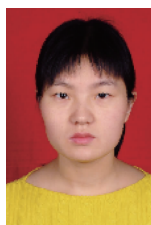
组织的实时变形仿真,从而提高虚拟力触觉交互的逼真度。实验结果表明,本文扭转模型实时性、稳定性和临场感知性都较好。

## 参考文献

- [1] DE LASSON L, JUST E, STEGEAGER N, et al. Professional identity formation in the transition from medical school to working life: A qualitative study of group-coaching courses for junior doctors [J]. BMC Medical Education, 2016, 16(1): 165-172.
- [2] WEARN A, O'CALLAGHAN A, BARROW M. Becoming a different doctor: Identifying threshold concepts when doctors in training spend six months with a hospital palliative care team [J]. Threshold Concepts in Practice, 2016, 68(1): 223-238.
- [3] 杜海艳, 张永德, 赵燕江, 等. 斜尖针穿刺软组织建模及针尖轨迹预测 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(8): 1744-1751.
- [4] DU H Y, ZHANG Y D, ZHAO Y J, et al. Modeling of bevel-tipped needle inserting into soft tissue and estimation of needle tip trajectory [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(8): 1744-1751.
- [5] 张小瑞, 孙伟, 宋爱国, 等. 具备实时力/触觉交互的增强形变模型 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(9): 1932-1937.
- [6] ZHANG X R, SUN W, SONG A I G, et al. Enhanced deformation model for real-time haptic interaction [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(9): 1932-1937.
- [7] GABLER L F, CRANDALL J R, PANZER M B. Investigating brain injury tolerance in the sagittal plane using a finite element model of the human head [J]. International Journal of Automotive Engineering, 2016, 7(1): 37-43.
- [8] LI Y, BARBIĆ J. Stable anisotropic materials [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2015, 21(10): 1129-1137.
- [9] GERLING G J, RIVEST I I, LESNIAK D R, et al. Validating a population model of tactile mechanotransduction of slowly adapting type I afferents at levels of skin mechanics, single-unit response and psychophysics [J]. IEEE Transactions on Haptics, 2014, 7(2): 216-228.
- [10] 肖理庆, 王化祥, 邵晓根. ERT新型拓扑结构有限元模型优化 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(6): 1298-1305.
- [11] XIAO L Q, WANG H X, SHAO X G. Optimization of finite element model with novel topology in ERT [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(6):

- 1298-1305.
- [9] SPRANGER K, CAPELLI C, BOSI G M, et al. Comparison and calibration of a real-time virtual stenting algorithm using finite element analysis and genetic algorithms[J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2015, 293(7): 462-480.
- [10] MORETTO P, VILLEGGER D, COSTES A, et al. Elastic energy in locomotion: Spring-mass vs. poly-articulated models[J]. *Gait & Posture*, 2016, 48(7): 183-188.
- [11] DA SILVA J P, GIRALDI G A, APOLINÁRIO JR A L. A new optimization approach for mass-spring models parameterization[J]. *Graphical Models*, 2015, 81(C): 1-17.
- [12] SHIH Y, CHEN Y C, LEE Y S, et al. Walking beyond preferred transition speed increases muscle activations with a shift from inverted pendulum to spring mass model in lower extremity[J]. *Gait & posture*, 2016, 46(5): 5-10.
- [13] SUN C, HE W, HONG J. Neural network control of a flexible robotic manipulator using the lumped spring-mass model [J]. *IEEE Transactions on Systems Man & Cybernetics Systems*, 2016, PP(99):1-12.
- [14] ZHANG X R, SUN W, SONG AI G. Layered rhombus-chain-connected model for real-time haptic rendering [J]. *Artificial Intelligence Review*, 2014, 41(1): 49-65.
- [15] DENOLF P L, VANDERVEKEN O M, MARKLUND M E, et al. The status of cephalometry in the prediction of non-CPAP treatment outcome in obstructive sleep apnea patients[J]. *Sleep Medicine Reviews*, 2016, 27(6): 56-73.
- [16] HAGENAARS T, VAN OIJEN G W, ROERDINK W H, et al. Functional recovery after treatment of extra-articular distal radius fractures in the elderly using the IlluminOss® System ( IO-Wrist ); a multicenter prospective observational study[J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2016, 17(1): 235-244.
- [17] LIU Y, YU J, SHEN Y, et al. A modified interpolation method for surface total nitrogen in the bohai sea[J]. *Journal of Atmospheric and Oceanic Technology*, 2016, 33(7): 1509-1517.
- [18] CHEN C, LIU F, LI Y, et al. A robust interpolation method for constructing digital elevation models from remote sensing data [J]. *Geomorphology*, 2016, 268(9): 275-287.
- [19] ZHANG W, YANG Z, YANG J. Membrane analogy of the Stevens-Tiersten equation for essentially thickness modes in plate quartz resonators[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2008, 55(7): 1665-1668.
- [20] ZHANG W, YANG Z, YANG J. Membrane analogy of the Stevens-Tiersten equation for essentially thickness modes in plate quartz resonators[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2008, 55(7): 1665-1668.
- [21] ANSARI R, MAHMOUDINEZHAD E. Characterizing the mechanical properties of carbon nanocones using an accurate spring-mass model[J]. *Computational Materials Science*, 2015, 101(4): 260-266.
- [22] GANGANAGOUDAR A, MONDAL T G, PRAKASH S S. Analytical and finite element studies on behavior of FRP strengthened RC beams under torsion [J]. *Composite Structures*, 2016, 153(10): 876-885.

### 作者简介



张小瑞(通讯作者),分别在2004年和2007年于河南科技大学获得学士学位和硕士学位,2010年于东南大学获得博士学位,现为南京信息工程大学副教授、硕士生导师,主要研究方向为人机交互、虚拟现实技术、机器视觉。

E-mail: zxr365@126.com

**Zhang Xiaorui** (Corresponding author) received her B. Sc. and M. Sc. both from Henan University of Science and Technology in 2004 and 2007, respectively, and received her Ph. D. from Southeast University in 2010. Now she is an associate professor and supervisor for master student in School of Computer and Software, Nanjing University of Information Science & Technology. Her main research interest includes human-computer interaction, virtual reality technology and machine vision.



王澎湃,2014年于南京信息工程大学滨江学院获得学士学位,现为南京信息工程大学硕士研究生,主要研究方向为虚拟现实与人机交互。

E-mail: surgingw@sina.com

**Wang Pengpai** received his B. Sc. degree from Binjiang College, Nanjing University of Information Science & Technology in 2014. Now he is a master student in Nanjing University of Information Science & Technology. His main research interest includes virtual reality and human-computer interaction technology.