

用于实时人机交互的增强力触觉模型^①

张小瑞^{②*} 孙 伟* 宋爱国** 李佳璐** 刘 佳*

(* 南京信息工程大学信息与控制学院 南京 210044)

(** 东南大学仪器科学与工程学院 远程测控技术江苏省重点实验室 南京 210096)

摘 要 为提高软组织变形仿真的精度与实时性,根据人机工程学的最新研究成果,提出了一种基于叠加白噪声的增强力触觉模型。该模型中每层各个弹簧变形量之和的叠加对外等效为软组织表面变形,与之相连的弹簧弹性力的合力等效为软组织表面接触力。利用力触觉交互设备构建了力触觉交互实验系统,实现了虚拟医用弯钳对胆囊按压以及虚拟医用直钳对心脏拉拽的手术仿真。实验结果表明:该模型不仅计算简单,而且能够保证变形计算具有较高精度;同时在交互过程中,力触觉感觉平稳、模拟效果逼真,满足虚拟手术仿真实时交互需要。

关键词 白噪声,软组织变形,手术仿真,人机交互

0 引 言

虚拟现实能提供视觉、听觉、力触觉等多感知交互信息^[1]。在虚拟交互仿真过程中,最难实现的是力触觉信息的仿真,而难点又在于如何建立一个合理有效的基于物理意义的力触觉模型^[2,3],因而,针对虚拟物体力触觉模型的研究已成为该技术应用与研究的最新热点,这方面的研究将会对虚拟现实技术的发展产生深远影响。

目前常用的基于物理意义的力触觉模型一般都存在这样那样的问题,例如,有限元模型^[4]虽然可对物体形变进行定量精确模拟,但计算繁复,实时交互性差,弹簧-质点模型^[5]具有结构简单、算法容易实现且计算效率较高等优点,但由于模型本身力学结构的局限性,在系统模型构建、参数选取上有一定困难,难以取得准确模拟的效果;Kim 等人提出的形状保持链模型^[6]具有实时性较好的优点,但它基于链元素为刚性体这个假设,故精度不高;长单元模型^[7]具有较高的力触觉反馈刷新速度,求解方便,但模型抽象度较高,计算精度较低;边界元模型^[8]虽对模型的边界进行离散,简化了计算,但在稳定性方面却存在一定不足。以上说明,这些常用的软组

织变形物理模型均存在计算较为繁杂和仿真精度不高等问题,从而影响了计算的实时性和有效性,使得许多信息很难真实显示并及时反馈给操作者,难以实现更加全面的人机交互。因此,在保证变形模型准确性的同时,简化算法和提高计算实时性是当前虚拟力触觉交互的关键。

人机工程学的最新研究表明:人的力触觉感知存在着信号与噪声之间的协同行为,即适量噪声的加入会提高人的力触觉感知能力^[9,10],其主要原因是人手皮肤对一个持续作用力具有很强的适应性,而对噪声信号比较敏感,所以当加入合适的噪声信号,会产生比较真实的感觉^[11]。基于这一原理,本文作者自己建立了一种新颖的等比例层状并联力触觉模型,在此基础上加入白噪声信号,提出了一种基于叠加白噪声的增强力触觉模型,并利用该模型搭建了虚拟手术仿真平台,实验结果表明反馈给操作者的力触觉信息丰富,力触觉表达真实,软组织形变逼真,人机交互过程真实自然。

1 增强力触觉模型的建模方法

1.1 虚拟场景初始化

在 Inter(R) Core(TM)2 2.00GHz,2GB 内存,

① 863 高技术计划(2008AA040202,2009AA01Z314,2009AA01Z311),国家自然科学基金(61075068,60905045,51075198)和江苏省高校自然科学基金计划(09KJB460008,11KJB460006)资助项目。

② 女,1979 年生,博士,讲师;研究方向:人机交互与虚拟现实技术;联系人,E-mail: zxr365@126.com
(收稿日期:2010-11-02)

NVIDIA GeForce 8400 GS 显卡的 PC 机上,以 3DS MAX 9.0、OpenGL 图形库为基础,用 VC++6.0 作为开发环境,构建虚拟代理模型和虚拟软组织模型,实现虚拟场景初始化。

1.2 虚拟代理靠近虚拟软组织的建模过程

基于叠加白噪声的增强力触觉模型的建模方法示意图如图 1 所示。虚拟代理(如虚拟直钳、虚拟弯钳、虚拟探针等)在靠近虚拟软组织的过程中,反馈输出与软组织表面距离有关的服从 $N(0, (K \frac{1}{d+d_0})^2)$ 分布的白噪声信号,该白噪声信号^[12,13]可通过正态分布的随机函数获得。

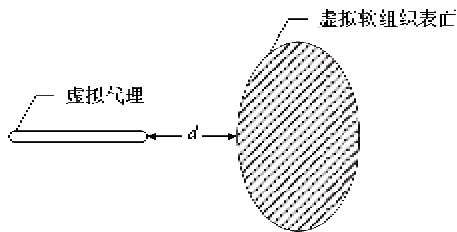


图 1 基于叠加白噪声的增强力触觉模型建模方法示意图

正态分布的随机函数可表示为

$$\begin{cases} a = -2\ln(1 - \text{rand}()/32768) \\ b = 2\pi \cdot \text{rand}()/32768 \\ x = \sqrt{a} \cdot \cos b \end{cases} \quad (1)$$

所得到的 x 就是服从 $N(0,1)$ 分布的随机数。

服从 $N(0, (K \frac{1}{d+d_0})^2)$ 分布的白噪声信号可通过式

$$\begin{cases} \sigma \cdot x = \sigma \cdot \sqrt{-2\ln(1 - \text{rand}()/32768)} \\ \quad \cdot \cos(2\pi \cdot \text{rand}()/32768) \\ \sigma = K \cdot \frac{1}{d+d_0} \end{cases} \quad (2)$$

得到。其中 σ 为白噪声的标准差, $\ln(\cdot)$ 为自然对数, $\text{rand}(\cdot)$ 为 0-32767 间的一个随机整数^[14,15], K 为正比例系数, d 为虚拟代理与虚拟软组织表面之间的距离, d_0 为距离阈值且 $d_0 > 0$ 。随着虚拟代理与虚拟软组织表面的距离越来越小,白噪声的标准差由小到大,逐渐递增。

1.3 虚拟代理与虚拟软组织交互的建模过程

当检测到虚拟代理碰撞到虚拟软组织表面上任一点时,在给定虚拟接触外力 F 作用下,虚拟代理与虚拟软组织交互的局部区域内部填充等比例层状并联力触觉模型,在力触觉交互过程中,反馈输出

服从 $N(0, (K \cdot \frac{1}{d_0})^2)$ 恒定的白噪声信号和在外力作用下软组织实时变形仿真的力触觉信息线性叠加在一起的信号。等比例层状并联力触觉模型建模方法示意图如图 2 所示。

具体建模方法如下:

(1) 参数初始化,包括 $\beta, k_1, X_{l_0}, X_{l_{\max}}, X_{l_{\min}}, q, t_1$ 等参数的具体量化。

(2) 当虚拟代理碰撞到软组织表面上的任意点时,在碰撞点处下方悬挂一弹簧,形成第一层;在第一层 4^0 个弹簧下悬挂一十字杆,在十字杆的各个端部下各悬挂一弹簧,形成由 4^1 个相同弹簧组成的第二层;在第二层的各个弹簧下,分别悬挂一十字杆,每根十字杆的各个端部下各悬挂一弹簧,形成由 4^2 个相同弹簧组成的第三层;依此类推,在第 $i-1$ 层的各个弹簧下,分别悬挂一十字杆,每根十字杆的各个端部下悬挂一弹簧,形成由 4^{i-1} 个相同弹簧组成的第 i 层, $i = 1, 2, 3, \dots, N, N$ 为自然数。

假定处于同一层弹簧的弹性系数及变形量均相同;相邻层弹簧的弹性系数之比为常数,即假定第 i 层任一弹簧弹性系数 k_i 与第一层弹簧弹性系数 k_1 呈如式

$$\frac{k_i}{k_1} = e^{\frac{i-1}{\beta}} \quad i = 1, 2, 3, \dots, N \quad (3)$$

所示的指数倍关系^[16]。

令 β 为常数,假定第 i 层所有弹簧的原始长度、拉伸及压缩后的极限长度、弹簧的变形量分别为 $X_{l_0}, X_{l_{\max}}, X_{l_{\min}}, \Delta X_i$, 则它们均组成以第一层弹簧的对应量为首项,以 q 为公比的等比数列。

$$\begin{aligned} \Delta X_i &= \begin{cases} |X_{l_{\max}} - X_{l_0}| \\ |X_{l_{\min}} - X_{l_0}| \end{cases} \\ &= \begin{cases} |X_{l_{\max}} - X_{l_0}| q^{i-1} & \text{弹簧被拉伸时} \\ |X_{l_{\min}} - X_{l_0}| q^{i-1} & \text{弹簧被压缩时} \end{cases} \\ &\quad i = 1, 2, 3, \dots, N \quad (4) \end{aligned}$$

所述十字杆均由长度相同的第一杆和第二杆组成,第一杆与第二杆垂直且其交点与第一杆和第二杆的质心相重合。

(3) 使虚拟接触外力作用于软组织碰撞点,第 i 层对应的 4^{i-1} 个弹簧同时开始被拉伸或压缩。假定共计经过时延 T_i , 第 i 层所有弹簧均被拉伸或压缩到极限长度,则只有当第 i 层的所有弹簧均被拉伸或压缩到极限长度后,第 $i+1$ 层对应的 4^i 个弹簧才同时开始被拉伸或压缩,依此类推,止到前 M 层所有弹簧变形量与对应弹性系数乘积之和,不小于给

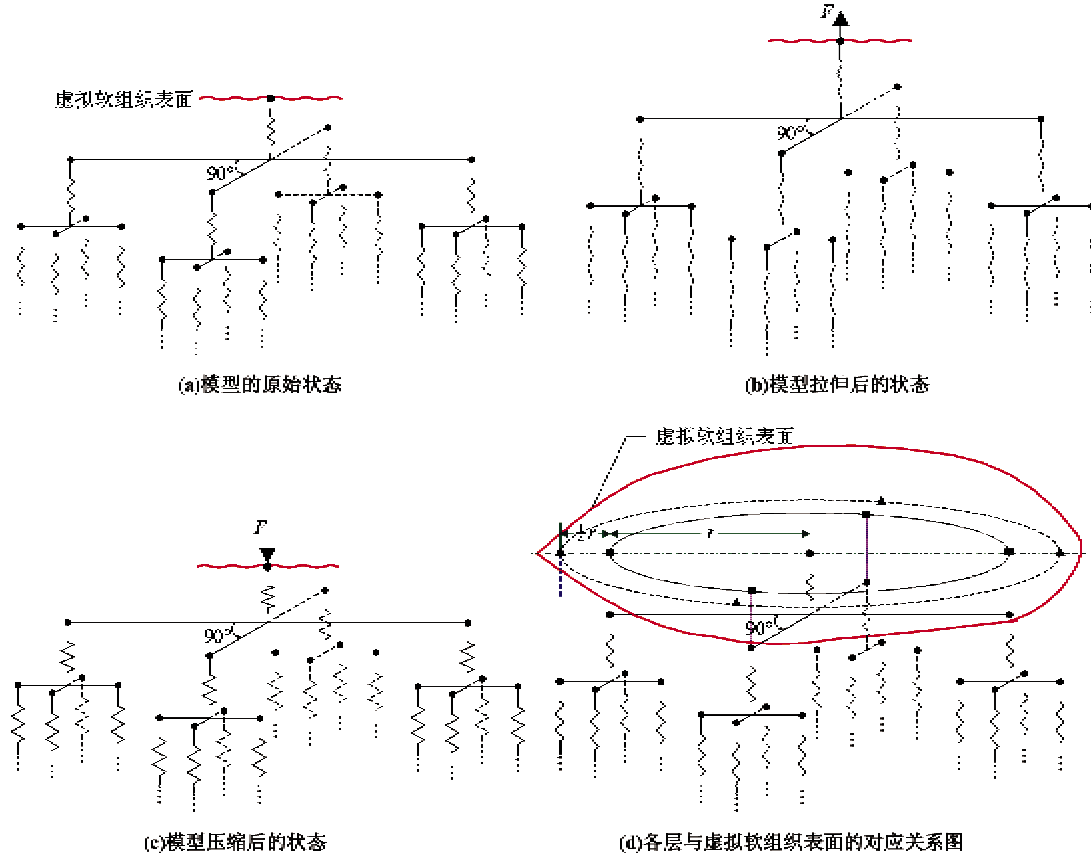


图2 等比例层状并联力触觉模型建模方法示意图

定的虚拟接触外力,或第 M 层弹簧变形总计需要的时延时间 T_M 不满足刷新频率要求,则第 M 层为变形截止层,此时前 $M-1$ 层的所有弹簧均被拉伸或压缩到极限长度,而第 M 层所有弹簧被拉伸或压缩的长度不大于极限长度,第 M 层任一弹簧对应的变形量可用式

$$\Delta X_M = \begin{cases} \frac{F - \sum_{i=1}^{M-1} |k_i(X_{1\max} - X_{1o})| \cdot q^{i-1} \cdot P_i}{P_M} & \text{弹簧被拉伸时} \\ \frac{F - \sum_{i=1}^{M-1} |k_i(X_{1\min} - X_{1o})| \cdot q^{i-1} \cdot P_i}{P_M} & \text{弹簧被压缩时} \end{cases} \quad (5)$$

表示。其中 ΔX_M 为第 M 层任一弹簧对应的变形量, F 为虚拟接触外力, k_i 为第 i 层任一弹簧的弹性系数, $X_{1\max}$ 为第一层弹簧被拉伸后的极限长度, X_{1o} 为第一层弹簧的原始长度, $X_{1\min}$ 为第一层弹簧被压缩后的极限长度, q 为公比系数, P_M 为第 M 层弹簧个数, P_i 为第 i 层弹簧个数。

从虚拟代理碰撞、接触到虚拟软组织表面开始计时,假定第 i 层弹簧变形总计需要时延时间为 T_i ,也即前 $i-1$ 层所有弹簧变形需要的时间; t_i 表示第 i 层的弹簧变形需要的时间;令层间的时延时间满足式

$$t_i = 4^{i-1} t_1 \quad (6)$$

的要求。且其须满足

$$T_i = t_1 + t_2 + t_3 + \dots + t_{i-1} = \frac{4^{i-1} - 1}{3} t_1 < T \quad (7)$$

其中 T 为力触觉再现刷新频率的倒数。

等比例层状并联力触觉模型中每层各个弹簧变形量之和的叠加对外等效为软组织表面变形,与之相连的弹簧弹性力的合力等效为软组织表面接触力。

2 软组织变形仿真流程

首先虚拟场景初始化,紧接着生成白噪声信号。在虚拟代理未碰撞到虚拟软组织的过程中,反馈输出与软组织表面距离有关的白噪声信号;一旦检测

到虚拟代理碰撞到虚拟软组织,同一时刻即给定虚拟接触外力,并假定虚拟代理与软组织交互的局部区域内部填充等比例层状并联力触觉模型,用于软组织局部区域的变形计算。在此过程中,实时反馈给操作者的为:恒定的白噪声信号与采用等比例层状并联力触觉模型计算出来的反应在外力作用下软组织实时变形仿真的力触觉信息线性叠加在一起的信号,具体流程如图 3 所示。

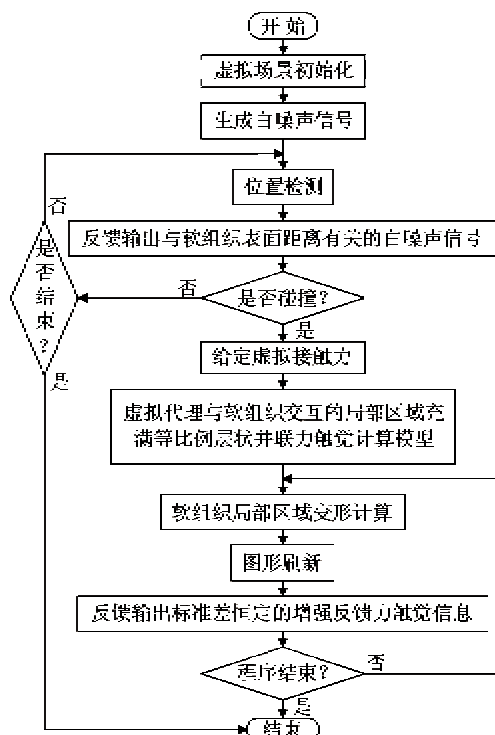


图 3 基于增强力触觉模型的软组织变形仿真流程图

3 增强力触觉模型再现实验仿真

3.1 力触觉再现系统

在虚拟现实系统中,所谓实时力触觉再现,是指操作者通过力触觉人机交互设备实时进行触摸、感知和操纵软组织,将虚拟环境中生成的力触觉信息

反馈给操作者,增强虚拟环境的真实感、沉浸感,提高操作者的控制操作能力。其目的是:要求虚拟软组织的变形应尽可能与真实情况一致。

本文实现了以 1057 个质点,2110 个三角网格构成的虚拟胆囊和 461 个质点,921 个三角网格构成的虚拟医用弯钳对胆囊按压;以 3000 个质点,6412 三角网格构成的虚拟心脏和 612 个质点,1207 个三角网格构成的虚拟医用直钳对心脏拉拽的实时变形仿真。采用 Force Dimension 公司生产的 Delta 6-DOF 力触觉交互设备,建立了实时软组织力触觉再现系统,对本文所提模型的有效性以及交互过程的可靠性进行验证,实验仿真环境如图 4 所示。

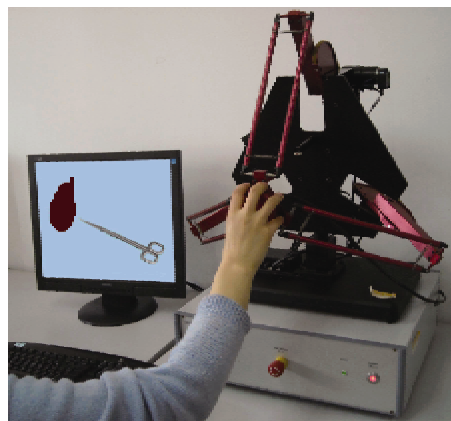


图 4 实验环境示意图

3.2 仿真结果

对心脏拉拽仿真过程中取 $\beta = 2.0$, $k_1 = 0.15\text{N/cm}$;对胆囊按压仿真过程中取 $\beta = 1.6$, $k_1 = 0.18\text{N/cm}$,图5、图6分别为采用本文模型对心脏、胆囊模型进行变形仿真的效果图。在操作 Delta 6-DOF 与虚拟心脏、胆囊交互过程中,图像流畅,无停顿感,力触觉感觉平稳,模拟效果逼真,随着按压、拉拽深度的变化,接触力大小连续变化,手感比较真实。

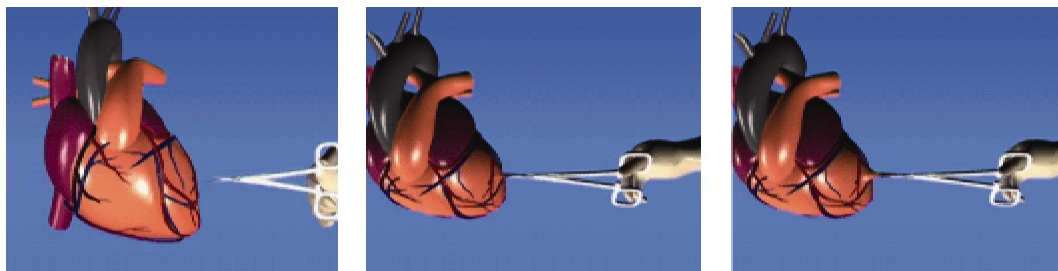


图 5 直钳对心脏的拉拽仿真过程

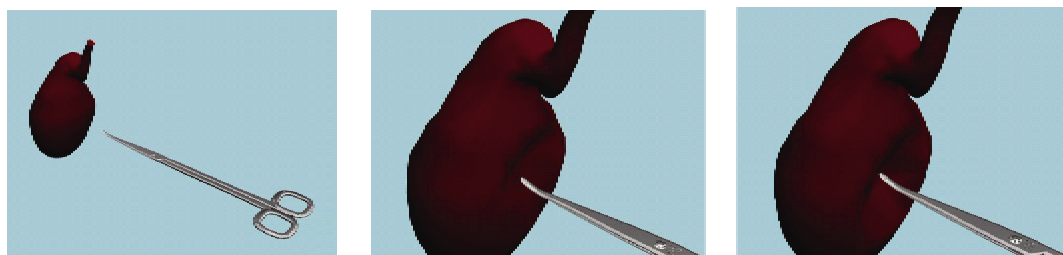


图6 弯钳对胆囊的按压仿真过程

以虚拟医用弯钳对胆囊按压为例,完成一次图像刷新耗时 32ms,完成一次接触力计算所用时间小于 1ms。为验证本文模型的准确性,我们采用文献[17]中所提出的图像边缘检测方法,在相同接触力的情况下,对软组织变形进行实际测量。理论计算和实际测量的变形分布及对应绝对误差分布如图 7 所示。从图 7 可看出,理论计算和实际测量的变形量基本吻合,误差较小。

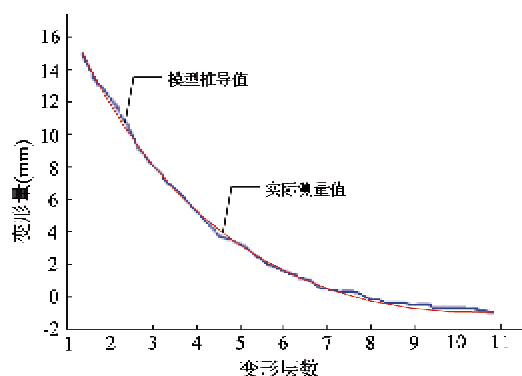


图7 实际测量与模型推导计算的变形分布

4 结论

根据人机工程学的最新研究成果,人的力触觉感知存在着信号与噪声之间的协同行为,即适量噪声的加入会提高人的力触觉感知能力,从而提出了一种添加白噪声的增强力触觉模型。利用该增强力触觉模型建立了虚拟手术仿真平台,实现了虚拟医用弯钳对胆囊按压以及虚拟医用直钳对心脏拉拽的手术仿真,实验结果证明了本文所提模型的有效性,同时表明该系统无论在视觉还是在力触觉感知方面,都能够使操作者体验到真实感觉,仿真结果比较满意。

参考文献

- [1] 王党校,张玉茹,王勇等. 面向牙科手术培训的力觉合成技术. 中国科学, 2009, 39(1): 159-174
- [2] 马浩博,赖芸,谢叻等. 虚拟微创心脏手术中力觉信息的采集. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 26(13): 5091-5093
- [3] 张小瑞,宋爱国,刘佳等. 一种新颖的用于触觉再现的平行菱形链连接模型. 高技术通讯, 2009, 19(7): 749-753
- [4] Torano J, Diego I, Menendez M, et al. A finite element method (FEM)-fuzzy logic (soft computing)-virtual reality model approach in a coalface longwall mining simulation. *Automation in Construction*, 2008, 17(4): 413-424
- [5] Xu S P, Liu X P, Zhang H. Simulation of soft tissue using mass-spring model with simulated annealing optimization. In: *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Automation and Logistics*, Shenyang, China, 2009. 1543-1547
- [6] Kim S Y, Park S, Kwon D S. A hybrid approach for a real-time haptic and graphic simulator in virtual environment. In: *Proceedings of the 16th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication*, Jeju, South Korea, 2007. 316-319
- [7] Costa I F, Balaniuk R. LEM-An approach for real-time physically based soft tissue simulation. In: *Proceedings of the 2001 ICRA IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, South Korea, 2001. 2337-2343
- [8] Wang P, Becker A A, Jones I A, et al. Virtual reality simulation of surgery with haptic feedback based on the boundary element method. *Computers and Structures*, 2007, 85(7): 331-339
- [9] Lee W K, Yu D H, Park C Y, et al. The uncertainty associated with the weighted mean frequency of a phase-stabilized signal with white phase noise. *Metrologia*, 2010, 47(1): 24-32
- [10] Nägele P, Weiss U. Dynamics of coupled spins in the white- and quantum-noise regime. *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*, 2010, 42(3): 622-628
- [11] Zeng Y, Zhu W Q. Stochastic averaging of quasi-linear systems driven by Poisson white noise. *Probabilistic Engi-*

- neering Mechanics*, 2010, 25(1): 99-107
- [12] Zhu H T, Er G K, Iu V P, et al. EPC procedure for PDF solution of non-linear oscillators excited by Poisson white noise. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 2009, 44(3): 304-310
- [13] 邹垂国, 宋爱国, 吴涓. 基于 DELTA 手控器的纹理的力触觉表达方法. *仪器仪表学报*, 2008, 29(11): 2310-2314
- [14] Grigoriu M. Numerical solution of stochastic differential equations with Poisson and Levy white noise. *Physical Review E*, 2009, 80(2): 46-53
- [15] Grigoriu M. Reliability of linear systems under Poisson white noise. *Probabilistic Engineering Mechanics*, 2009, 24(3): 397-406
- [16] Ojima H, Nagase K, Hayakawa Y. Wave-based analysis and wave control of damped mass-spring systems. In: *Proceedings of the IEEE Conference on Decision and Control*, Orlando, USA, 2001. 2574-2579
- [17] 吴涓. 虚拟环境的力觉建模及力觉感知接口技术研究:[博士学位论文]. 南京:东南大学仪器科学与工程学院,2005. 37-40

Enhanced haptic model for real-time human-computer interaction

Zhang Xiaorui^{**}, Sun Wei^{*}, Song Aiguo^{**}, Li Jialu^{**}, Liu Jia^{*}

(^{*} School of Information and Control, Nanjing University of Information Science & Technology, Nanjing 210044)

(^{**} Remote Measurement and Control Key Laboratory of Jiangsu Province,
School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096)

Abstract

To improve precision of the soft tissue deformation in a real-time simulation environment, this paper presents an enhanced haptic model with added white noise, based on the latest developments of ergonomics. The accumulated deformation from all springs in each layer of the model is equivalent to the deformation of the soft tissue surface, and the resultant force of each spring is equal to the external contact force. A haptic interactive system was established using a hand controller, in which operation simulations such as pressing the gallbladder using virtual curved forceps and stretching the heart using virtual straight clamp were implemented. The experimental results show that the proposed model has less computational cost while maintaining higher precision in deformation calculation. Furthermore, it can provide stable force and natural simulation effect to operators and satisfy the requirement of virtual operation in real-time interaction.

Key words: white noise, soft-tissue deformation, operation simulation, human-computer interaction