

应用于网上虚拟手术的自适应变形模型*

蔡及时, 孙汉秋, 王平安

(香港中文大学 计算机科学与工程学系, 香港)

E-mail: kschoi1@cse.cuhk.edu.hk

http://www.cse.cuhk.edu.hk

摘要: 提出并开发了一种适用于网上虚拟手术的自适应变形模型. 在这个模型里, 外力逐层地传播到软组织里, 从而导致变形. 通过控制外力的渗透深度, 变形只局限在某些区域内发生, 而模拟的计算量和准确性亦得以优化. 该方法避免了在传统的质点弹簧模型中建立刚度矩阵的繁复程序. 实验结果表明, 这个模型可以用来模拟不同机械特性的材料, 亦可用于在虚拟环境里模拟多用户的协同工作, 或与多自由度的触觉式设备结合使用.

关键词: 虚拟现实; 软组织变形模型; 物理模型; 手术模拟; 网上应用; Java 3D

中图分类号: TP391 文献标识码: A

在计算机图形学和虚拟现实的研究中, 软组织变形造型是一个重要的课题. 许多应用都必须使用物理模型, 以达到真实的视觉和触觉效果, 包括实时的手术模拟和医学培训. 为了准确地模拟人体组织与器官错综复杂的生物力学特性, 这些应用结合了各种不同的力学特性. 然而, 这些物理模型的计算较为繁复, 不适用于要求高更新率、实时可视化以及触觉式反馈的虚拟现实应用. 因此, 建立一个适合虚拟现实使用的物理模型的关键是, 在降低计算复杂性的同时, 又能保证一定程度的真实效果.

质点弹簧模型被广泛应用于模拟弹性物体的变形. 其中, 物体被模拟成一个由大量质点和弹簧组成的系统, 而质点是由弹簧连接的. 要进行变形模拟, 必须考虑系统里所有的质点, 以建立刚度矩阵. 但倘若变形是轻微的, 相互作用只在某些局部区域内的质点产生, 那么把计算限制在这些区域内的质点以减轻运算负荷是合理的. 因此, 我们将软组织的变形视为由于作用力从局部区域内的表面质点逐层地、顺序地传播到组织内的各个质点, 直至到达某预设的边界为止. 基于这个想法, 我们所提出的模型并不需要对变形物体作整体考虑, 而是有效地将计算资源集中投入到局部区域里的质点. 计算量则可通过指定变形区域的范围来调控. 采用 Java 3D 作三维图形程序设计使得这个模型能够在网上使用. 本文第 1 节介绍变形模型及相关的研究, 第 2 节介绍在质点弹簧系统的基础上建立一个模拟外力在软组织内传播的变形模型, 其中包括作用力在物体内传播的机制及模型的实现. 第 3 节对模型的机械性能与计算效率进行实验和评估. 第 4 节是总结及未来的研究工作.

1 软组织的变形造型

质点弹簧模型和有限单元法是根据物理作用来模拟物体变形的造型技术. 由于前者相对简单, 已被应用到许多领域, 例如面部组织模拟^[1]、颅面整形手术^[2]、内窥镜手术培训^[3]等. 然而, 质点弹簧模型牵涉到繁复的刚度矩阵公式化程序^[4], 而且决定动态特性的微分方程系统必须满足一些条件, 以避免在求数值解时失稳^[3,5]. 另

* 收稿日期: 2002-02-23; 修改日期: 2002-06-19

基金项目: 香港中文大学 Direct Research 基金资助项目(2050243); 香港 Research Grants Council 基金资助项目(CUHK 1/00C)

作者简介: 蔡及时, 男, 香港人, 博士生, 主要研究领域为物理造型技术, 计算机图形学, 虚拟现实; 孙汉秋, 男, 香港人, 博士, 副教授, 博士生导师, 主要研究领域为交互行为动画技术, 虚拟现实, 计算机辅助手术, 网上可视化及导航, 远程医学, 机器人模拟; 王平安, 男, 香港人, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究领域为虚拟现实在医学上的应用, 科学可视化, 三维医学图像, 用户界面, 绘制及造型, 交互图形学, 动画技术.

一方面,有限元法被应用到一些较准确的变形模型上,以对软组织的应力-应变关系作更精密的分析,如生物力学^[6]、手术模拟^[7]等.虽然有限元法较为准确,但涉及大量繁复的计算,不适合实时的交互应用.

简单的变形模型一般假设物体遵守虎克定律或只考虑线性的弹性变形.但活组织是粘弹性的,具有应力松弛、蠕变、滞后等机械特性^[8].组织的非均质性及非线性更使建模复杂化.虽然已经有一些方案尝试对活组织进行较全面的机械性能模拟^[9-11],但计算也随之变得复杂化了.然而,若变形幅度少于网格尺寸的 10%,则可以假设组织是线性弹性的^[12].

将变形模型应用到网上手术培训方面已成为研究的一个方向,例如微损手术虚拟现实模拟器^[13,14].这些应用以异类体系结构为基础——它们都建立在 VRML 平台上,用 C 语言作变形造型,并以 Java 所提供的 Socket 网络应用程序接口及 Applet 附属程序来实现客户机/服务器通信模式.其实可以通过利用 Java 及 Java 3D API 的来建模、设计三维图形并进行变形模拟,从而建立一个纯 Java 的网上应用.由于 Java 已经由原来简单的字节码解释演进到 Just-In-Time 编译技术,其计算性能已经可以与 C 或 Fortran 相比^[15].

2 软组织的局部变形

在这一节里,我们讨论有关建立一个模拟外力在软组织内传播的变形模型.首先,物体被假设为一个离散的质点系统,而相邻的质点由弹簧连接.若从微观的角度去考虑,当一个质点受到外力时,与其相邻的节点首先被移动,再通过互连的弹簧把力连续地传送到较远的质点,直到所有的质点都被移动为止,如图 1(a)所示.但当物体受到细小的外力时,主要的相互作用只是发生在与接触点相邻的质点上.通过指定外力的渗透深度,我们只需考虑在该范围内质点的相互作用.

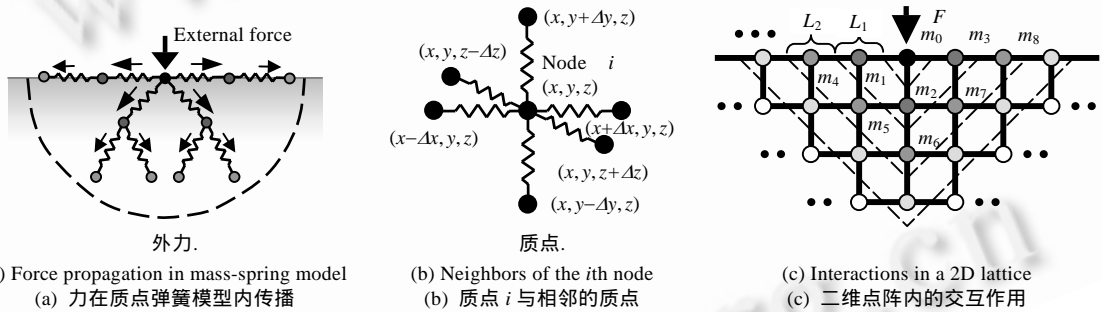


Fig.1
图 1

2.1 用公式表示弹簧力

假设某可变形的实心物体是由正交排列的离散质点组成的.质点由遵守虎克定律的弹簧相互连接,而质点运动则受到与其速度成正比的阻尼力的约束.如图 1(b)所示,质点 i 通过 6 个弹簧连接到 6 个与它相邻的质点.作用在质点 i 的主动动力是外力 F_i 和弹簧力的合力.根据牛顿定律,该质点的动态性能可以用微分方程式(1)表示.式中 m_i, u_i 和 d_i 分别为系统中质点的质量、位移和阻力系数;而 $r_{ij}=u_j-u_i$ 为质点 i 及 j 之间的矢量距离, l_{ij} 是连接质点 i 和 j 的弹簧的自然长度.利用数值算法,如有限差分法,解微分方程式(1)可求出 $u_i(t)$.

$$m_i \frac{d^2 u_i}{dt^2} + d_i \frac{du_i}{dt} + \sum_j \frac{k_{ij} (|r_{ij}| - l_{ij})}{|r_{ij}|} r_{ij} = F_i \tag{1}$$

2.2 作用力的顺序传播

当外力作用在物体上的某些质点时,作用力按次序逐一传播到相邻的质点.以下用二维点阵来阐明这个过程.如图 1(c)所示,当外力 F 施加于质点 m_0 时,该点首先被外力 F 以及由相连着的质点所产生的弹簧力移动.作用力于是从弹簧传到质点层 L_1 上的每个质点,即质点 m_1, m_2 和 m_3 .例如,质点 m_1 被来自与它相邻的质点 (m_0, m_4, m_5) 产生的弹簧力所移动.由于质点层 L_1 和 L_2 上的质点是相连的,作用力再往外渗透到质点层 L_2 上的 5

个质点($m_4 \sim m_8$).对于轻微的变形,深层质点的位移是可以被忽略的.因此,我们引入“渗透深度”这个参数来限制作用力所能渗透的层数,而在这个深度范围以外的所有质点将不会被考虑.就一个无边界的三维正交点阵而言,若外力作用于一个表面质点,设 n 为作用力渗透的层数,式(2)给出受到影响的质点的数量 N .由此可见,只需调节作用力的渗透深度就可以很容易地控制被移动质点的数量,亦即对计算量或模拟的准确度作出调控,因而获得一个可延展的变形模型:

$$N = \frac{1}{3}(n+1)(2n^2 + 4n + 3). \quad (2)$$

2.3 多外力的交互作用

我们采用队列来保证作用力正确地按顺序从一个质点传到另一质点.初始化时,与外力直接接触的质点首先进入该队列的头端,再按广度优先搜索,使位于不同深度的质点按由浅至深的顺序进入该队列.当到达“渗透深度”时,搜索即结束,构成一个质点队列.需要注意的是,这里并没有考虑到深度相同的质点的次序,而每个质点亦只会被访问一次.同样地,在多外力的情况下,物体上就产生了多个局部变形区,与各个外力一一对应.我们假定,在不同变形区内的质点如果深度相同,则它们在队列中的优先权是均等的.因此,在每个变形区内,与外力直接接触的各个质点首先进入队列的头端,然后就是在每个区域里位于第 1 质点层的所有质点.依此类推,在各区的质点由浅到深地进入队列,直到质点层到达“渗透深度”为止.当变形区相互重叠时,有关的质点层会合并起来,形成一个联合的变形区,而对应的外力则共同作用在合并后变形区内的质点上.于是,在进行模拟的过程中,作用力就根据队列中质点的优先次序逐一传播到各个质点.

2.4 任意的网格结构

以上的讨论围绕着三维的正交排列点阵,每个质点都与固定数量的相邻质点连接着.但只要建立一个连接表来记录质点与质点之间的连接性,变形模型就可以采用任意的网格结构.该表提供了每个质点的连接性,同时,连接性也是质点数据结构中的一个元素.每个质点都可以按几何造型的需要,通过弹簧连接到任意数量的质点.这就使造型变得更灵活,亦可应用到实心或空心的物体上.

3 模型的特性及效果

我们采用了 Java 和 Java 3D,在 Pentium III 800 MHz 计算机平台上实现了这个变形模型,并从材料特性、渗透深度和计算效率 3 个方面去研究模型的特性.首先,我们用质量相等的质点和刚度相同的弹簧来模拟均质及无向性材料的变形.如图 2 所示,拉力施加到点阵表面的一个或多个质点上而发生变形.实验结果表明,该模型可被应用于模拟协同工作,如多个用户在协作虚拟环境里操纵可变形的物体,或与多自由度的触觉式设备结合使用.此外,我们又以横观各向同性材料来试验模型的非均质性.图 3 对横观各向同性材料和无向性材料作了比较.结果表明,在相同的拉力下,若纵向弹簧的刚度比横向的小 10 倍($k_y=1, k_x=k_z=10$),横观各向同性材料向外伸张的幅度比无向性的($k=10$)要大.另外,在循环加载下的模型发生滞后效应.如图 4 所示,加载与卸载是沿两条不同的曲线进行的.此外,我们对改变渗透深度所带来的影响进行了实验.图 5 展示了在不同渗透深度的情况下,可变形物体的侧面图.结果表明,进一步增加渗透深度而超出某个最佳值是不会产生可察觉的变化的.因此,可以预先对模型进行校准实验,求得作用力与渗透深度的关系,从而建立一个自适应控制机制,动态地按给定的外力估计出渗透深度的最佳值.

接着,我们对于初始化、建立质点队列及计算质点位置 3 个阶段进行了计时分析实验.就一个由 $30 \times 15 \times 30$ 个质点组成的弹性物体而言,图 6 显示了计算时间随着局部变形区内的质点数量的增加而改变的情况.我们发现,初始化及建立质点队列所需的时间并没有随着质点数量的增加而出现显著的变化,但计算质点位置的时间在质点数量较小时缓慢地增加;而当变形模拟涉及更多的质点时,计算时间则急速递增.这说明,只要采用适当的渗透深度来限制变形区的大小,就可以将计算时间控制在一个较低的水平,以配合网上实时应用的要求.正如图 6 所示,当系统初始化后,在该质点数量范围内每时步的模拟需要 0.83ms~28ms,相当于 36Hz~1200Hz 的更新率.如果以渗透深度等于 10 层为例(即变形涉及到 891 个质点),每时步的模拟也只需 5ms.所以,即使在一般的

PC 平台上及采用 Java 语言,模型的计算速度仍然是较快的.对客户机/服务器通信模式来说,由于在进行变形模拟时只需知道外力作用到哪些质点和对应的外力矢量,数据传输量是较小的,对带宽的要求较低,有利于网上应用.但如果要在网上进行交互式的变形模拟,就必须制定适当的通信协议来处理数据一致性和操作排斥等问题,但这就需要传输额外的数据并造成时延.

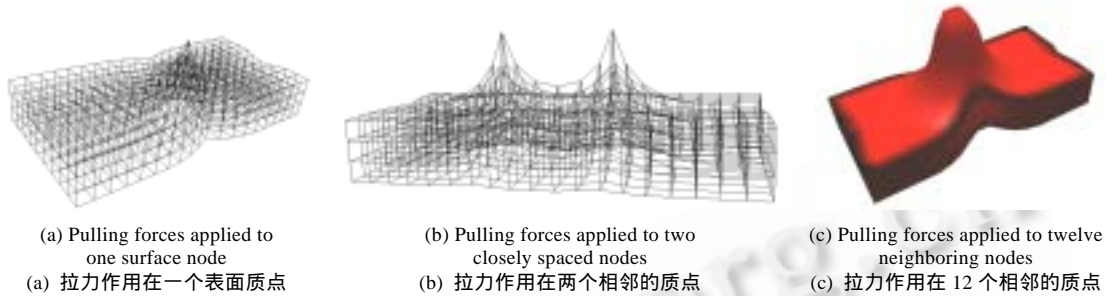


Fig.2
图 2

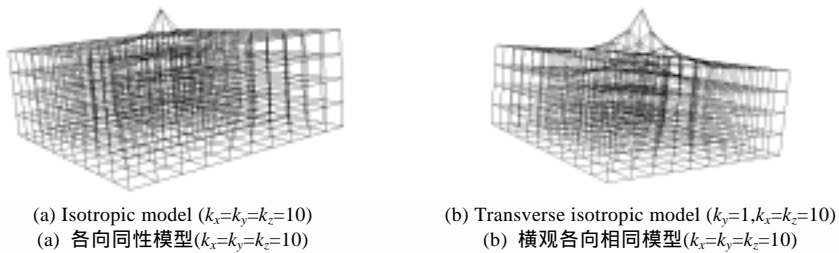


Fig.3 Deformation of transverse isotropic model
图 3 横观各向相同模型的变形

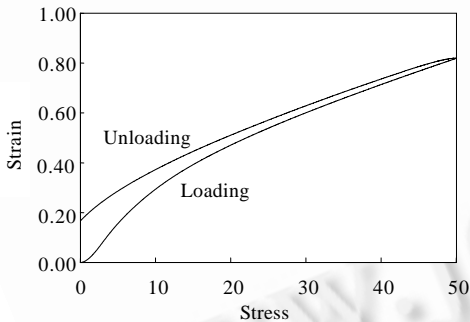


Fig.4 Cyclic loading and unloading
图 4 循环加载及卸载

应变, 应力, 卸载, 加载.

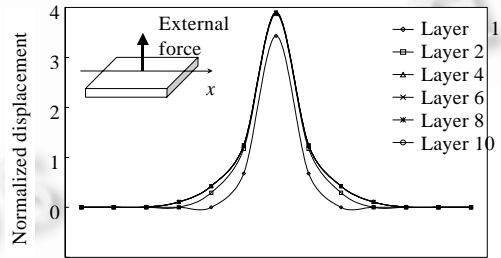
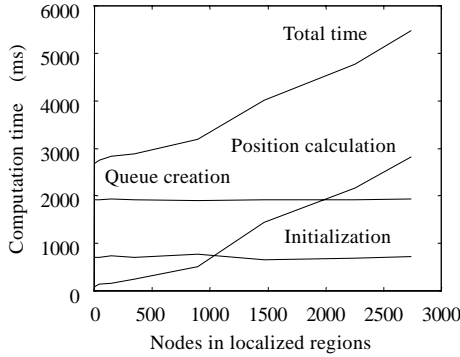


Fig.5 Simulated profiles at different penetration depths
图 5 在不同渗透深度下模拟得出的侧面图

归一化位移, 外力, 层.

最后,我们对一些空心的模型进行了变形模拟实验.图 7 和图 8 分别显示了人体的胃部 and 肝脏模型在外力作用下而变形.受力区附近的网格经过了重新啮合,以获得平滑的变形效果.此外,我们正在对其他的人体组织和器官进行变形模拟实验,如肝脏、头颅和四肢等.目前我们所提出的模型考虑到物体在外力作用下的变形,可用于模拟医学诊断,例如通过变形幅度来推断组织的硬度并鉴别不正常组织.我们正将质点弹簧系统的切割作用应用到这个模型上^[12],从而对虚拟手术中的切割过程进行模拟,增强模型的功能.



计算时间, 局部变形区内的质点, 总时间, 位置计算, 建立点阵队列, 初始化.

Fig.6 Variation in computation time against the number of nodes after a simulation of 100 time steps
图 6 进行 100 时步模拟后计算时间随质点数量的变化

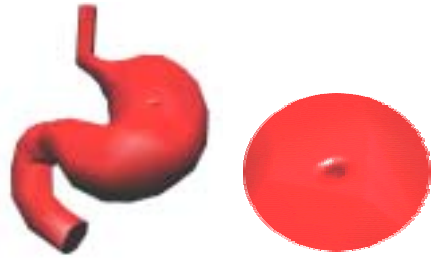


Fig.7 A locally deformed stomach model

图 7 局部变形的胃部模型



Fig.8 Deformation of liver model: locally dented (left) and protruded (right)

图 8 肝脏模型的变形:局部凹陷(左图)和突起(右图)

4 总 结

我们提出了一种适合网上虚拟手术模拟的动态变形模型.其中,作用力通过相连的弹簧,按次序以逐层逐点的传播方式传送到各个质点,使质点移动而产生变形.变形模拟只涉及到在渗透深度所定出的区域内的质点.该模型可以借着调整渗透深度而得以延展,从而配合不同程度的变形和控制计算量或准确性.这种方法避免了在传统质点弹簧模型里将刚度矩阵公式化的繁复过程.我们用这个模型模拟了物体的机械性能,并展示了无向性、横向均质性、蠕变及滞后现象.我们尝试通过调整渗透深度将变形限制在局部区域内,以满足实现虚拟系统的两个相互抗衡的条件,即实时性和虚拟真实性.我们可以对具有不同机械特性的模型预先进行校准实验,并求得作用力与渗透深度的关系,从而按给定的外力估算出最佳深度.我们的研究完全建立在 Java 和 Java 3D API 的基础上,展示了 Java 在数字运算及三维图形模拟上的能力.由于继承了 Java 的可移植性,这个模型为涉及到组织变形的网上应用,如网上手术培训系统,提供了一个有效的交互造型技巧.为了达到真实手术般的模拟效果,我们将作进一步的研究和试验,用活组织的机械性能数据来校准模型参数.此外,以这个模型为基础的未来研究工作还包括:(1) 探讨虚拟物体在多用户的交互作用下的变形模拟;(2) 将触觉式设备结合到变形模型;(3) 模拟组织切割及因承受过量应力而断裂的过程.

References:

- [1] Waters, K. A physical model of facial tissue and muscle articulation derived from computer tomography data. In: Proceedings of the Visualization in Biomedical Computing. Bellingham: SPIE, 1992. 574~584.
- [2] Delingette, H., Subsol, G., Cotin, S., *et al.* A craniofacial surgery simulation testbed. In: SPIE Proceedings Series, Vol 2359. Bellingham: SPIE, 1994. 607~618.

- [3] Kühnapfel, U., Çakmak, H.K., Maaß, H. Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. *Computers and Graphics*, 2000,24(5):671~682.
- [4] Güdükbay, U., Özgüç, B., Tokad, Y. A spring force formulation for elastically deformable models. *Computer and Graphics*, 1997, 21(3):335~346.
- [5] Cooper, L. Preventing collapse within mass-spring-damper models of deformable objects. In: *Proceedings of the 5th International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization*. Plzen: University of West Bohemia, 1997. 196~204.
- [6] Gallagher, R.H. *Finite Elements in Biomechanics*. New York: John Wiley, 1982.
- [7] Bro-Nielsen, M. Finite element modeling in surgery simulation. *Proceedings of the IEEE*, 1988,86(3):490~503.
- [8] Fung, Y.C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd ed., New York/Hong Kong: Springer-Verlag, 1993.
- [9] Maurel, W., Wu, Y., Thalmann, N.M., *et al.* *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*. Berlin/New York: Springer-Verlag, 1998.
- [10] Holzapfel, G.A., Eberlein, R., Wriggers, P., *et al.* A new axisymmetrical membrane element for anisotropic, finite strain analysis of arteries. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 1996,12(8):507~517.
- [11] Picinbono, G., Lombardo, J.C., Delingette, H., *et al.* Anisotropic elasticity and force extrapolation to improve realism of surgery simulation. In: *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2000. 596~602.
- [12] Delingette, H., Cotin, S., Ayache, N. A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation. In: *Proceedings of the Computer Animation*. IEEE, 1999. 70~81.
- [13] El-Khalili, N.H., Brodli, K.W. Surgical training on the web. *Future Generation Computer Systems*, 2000,17(2):147~158.
- [14] Brodli, K.W., El-Khalili, N.H., Li, Y. Using web-based computer graphics to teach surgery. *Computers & Graphics*, 2000,24(1): 157~161.
- [15] Boisvert, R.F., Moreira, J., Philippsen, M., *et al.* Java and numerical computing. *Computing in Science and Engineering*, 2001,3(2): 18~24.

An Adaptively Deformable Model for Web-Based Virtual Surgery*

Choi Kup-ze, SUN Han-qiu, Heng Pheng-Ann

(Department of Computer Science and Engineering, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong, China)

E-mail: kschoi1@cse.cuhk.edu.hk

<http://www.cse.cuhk.edu.hk>

Abstract: An adaptively deformable model for web-based virtual surgery is proposed. In this model, external forces propagate on layer-by-layer basis into soft tissues and thereby leading to changes in shape. By controlling the penetration depth of external forces, deformation is restricted to occur only in localized regions, and optimization between computational complexity and accuracy is achieved. This technique avoids laborious formulation of stiffness matrix in conventional mass-spring models. Experimental results show that the model is suitable for modeling materials of various mechanical properties. It can also be used for multi-user collaborative work in virtual environments and integrated with multiple degree-of-freedom haptic devices.

Key words: virtual reality; soft-tissue deformable models; physically based models; surgical simulation; web-based applications; Java 3D

* Received February 23, 2002; accepted June 19, 2002

Supported by the Direct Research Grant of the Chinese University of Hong Kong of China under Grant No.2050243; the Grant from the Research Grants Council of Hong Kong of China under Grant No.CUHK 1/00C