

应用于生物膜组织的 虚拟手术仿真技术研究

刘波 王博亮 谢杰镇

关键词 生物膜组织 弹簧质点模型 变形仿真 准静态

摘要 生物膜组织的交互实时仿真是建立生物膜组织虚拟手术仿真环境的基础。针对生物膜组织的一些主要特征,结合虚拟眼手术仿真问题的研究,提出了一种基于弹簧质点模型的膜组织变形仿真建模,并特别考虑了碰撞检测和碰撞响应问题。对模型采用了准静态方法求解从而使变形仿真效果更稳定、真实感更强。所提出的方法被应用于眼角膜,较好地模拟了膜组织的基本特征。理论与实践均表明,该方法简单实用,效果较好。

Research On The Technology of Virtual Surgery Simulation for Biomembrane Tissue / Bo LIU, Bo-liang WANG, Jie-zhen XIE // China Digital Medicine. -2007, 2 (11): 37 to 40

Keywords biomembrane tissue, mass-spring modeling, deformation simulation, quasi-static method

Abstract Interactive real-time simulation for biomembrane tissue is the base of virtual surgery simulation for biomembrane tissue. The paper presented a kind of method for deformation simulation modeling of biomembrane tissue. First, the author analyzed the basic characters of membrane tissue. Second, it presented the concept of virtual volumetric spring and the deformation model of biomembrane tissue based on mass-spring model. The model was solved by quasi-static method to get steadier and more realistic results. Last, the method was applied to cornea modeling and simulation. The presented method is simple and effective whether in theory or in practice.

Corresponding author Computer Science Department, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, P.R.C.

Project supported by National Natural Scientific Fund(No: 30770561)

1 引言

生物膜组织是人体不可缺少的一个组成部分,在人体中常常起着非常特别的作用。例如在眼睛内部有角膜,视网膜、晶状体囊膜等,其中,角膜是位于眼球前部的圆形透明结构,它的形状和焦距影响全眼屈光能力的60%,近年来广泛开展的角膜放射状切开术(RK),屈光性角膜切削术(PRK),和激光角膜成形术(Lasik),都是通过角膜变平手术,来改变屈光力。生物膜组织的手术是一种典型的外科手术,如超声乳化白内障吸除术中的连续环形撕囊术,而且往往是比较精细的手术,对医生的技术水平要求比较高。医生必须经过一定量的训练才有能力做这种手术。比较传统的训练使用对象是尸体、动物或者是患者,代价非常高,如果通过患者来训练,又有相当大的风险。随着计算机技术的快速发展,虚拟现实技术的不断提高,

基金项目:国家自然科学基金(编号:30770561)

厦门大学计算机系,361005,厦门大学海韵园科研2号楼

虚拟手术训练已成为可能。建立虚拟手术环境是人们迫切需要的，它对于医学教学和医生训练有非常重要的实际意义。

虚拟手术仿真器具有两个基本特性，即：(1)高分辨率的实时视觉真实感；(2)具有高分辨率，真实力反馈的实时交互。从性能上说，虚拟手术仿真器需要同时达到的两个要求是真实感和实时交互性，这一对矛盾实际上存在虚拟现实技术的所有应用当中。

图1是一个典型的虚拟手术仿真器中生物膜组织变形仿真系统的基本框架。系统分为两部分，一部分是离线的预处理阶段，建立对象的几何模型和物理模型及变形计算模型，另一部分是实时交互的、支持触觉反馈的变形动画仿真。

我们在人眼虚拟手术仿真器的研制过程中，针对一类膜组织（晶状体囊膜、视网膜，角膜等）的基本几何和物理特征，以 AABB（Aligned Axis Bounding Box）层次包围盒树结构为碰撞检测的基本数据结构，利用一种改进的质点弹簧模型，实现了生物膜组织接触变形和触觉反馈仿真。较好的表现了生物膜组织的基本特征，为进一步建立虚拟手术仿真环境奠定了基础。

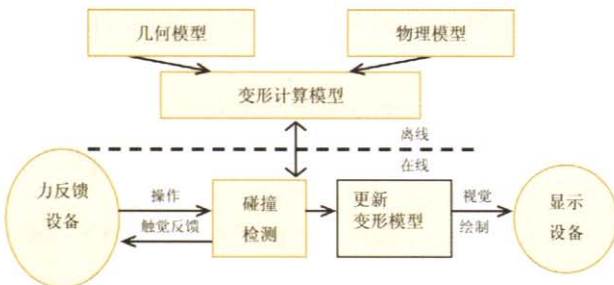


图1 软组织变形仿真系统的基本框架

2 方法

2.1 几何建模^[1] 确定软组织的几何形态是软组织变形仿真的基础。几何模型的表达方式和复杂程度将直接影响软组织对象变形仿真的实时性和真实性。最典型的几何模型是面模型和体模型。面模型一般由不规则的三角面片组成，体模型常常是对象的“四面体剖分”。对于比较规则的软组织我们可以直接通过纯粹的数学方法求得，本文采用 MATLAB 生成网格，用带符号的距离函数 $d(x,y)$ 来表示几何体的边界，对任意一个节点，如果该点在几何体内，则其距离函数值 $d(x,y) < 0$ ，否则距离函数值 $d(x,y) > 0$ 。网格生成过程中，节点逐步逼近边界。定义迭代次数，在迭代的每一次中，位移函数 f 移动点，再由 Delaunay 三角剖分算法调整刚生成的网格拓扑结构。距离函数快速的判断节点是否在几何体内，如果某节点已经在几何体外，用最临近的边界点

替换该点。经过多次迭代可生成高质量的网格。用 h 表示算法开始执行时网格中任意条边的长度， h 越大，网格的稀疏程度越大。

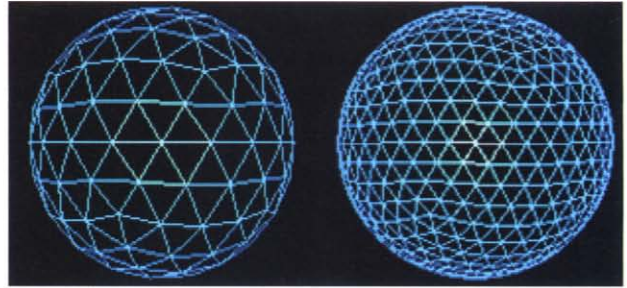


图2 两个稀疏程度不同的球表面网格

图2给出了半径为1的球体的网格，距离函数 $d(x,y,z) = \sqrt{x^2+y^2+z^2}-1$ ，迭代次数为200，其中 $h=0.1$ 对应图2的右边， $h=0.4$ 对应图2的左边。

2.2 物理建模^{[2][3]} 本文采用质点弹簧模型作为物理建模的基本模型，质点弹簧模型来源于经典力学，它的具体描述如下：

假定生物膜组织的三角网格 M 由 n 个节点 $N_i (i=1, \dots, n)$ 组成，节点之间用弹簧 $L_{ij} (i,j=1, \dots, n, i \neq j)$ 相连。质量 m_i 和粘性系数 d_i 赋给每个节点 N_i ，弹性系数 k_{ij} 赋给每个弹簧 L_{ij} 。因此两个节点 N_i, N_j 间的力可以表示为 $F_{ij} = -k_{ij} \Delta_{ij} u_{ij}$ 。其中 $\Delta_{ij} = l_{ij} - r_{ij}$ ，表示弹簧 L_{ij} 的当前长度减去弹簧的静止长度。 u_{ij} 表示从节点 N_i 到节点 N_j 的单位向量。弹性系数 k_{ij} 可以设为常量或者关于 Δ_{ij} 的函数。在任意时刻 t ，生物膜组织的形变可由求解 n 个差分方程获得。其中节点 N_i 的差分方程如下：

$$m_i a_i + d_i v_i + \sum_{j \in \sigma(i)} F_{ij}(x_i, x_j) = F_i^{ext} \quad (1)$$

式中 a_i, v_i 分别表示节点 N_i 的加速度和当前速度。 F_i^{ext} 表示施加给节点 N_i 的外力。 $\sigma(i)$ 表示所有与节点 N_i 相邻的节点的索引集合。显示的欧拉积分方法先求得施加给每个节点的力，然后计算每个节点的位移。对于任意一个节点 i ， Δt 表示时间步长， $F_{i(t)}(x, v)$ 表示施加给节点 i 的力， $\Delta x_{i(t)}$ 表示 t 时刻节点 i 的位移。按照欧拉积分方法，我们有如下方程：

$$\Delta v_{i(t)} = \frac{F_{i(t)}(x, v)}{m_i} * \Delta t \quad (2)$$

$$\Delta x_{i(t)} = v_{i(t)} * \Delta t = (v_{i(t-1)} + \Delta v_{i(t)}) * \Delta t \quad (3)$$

系统使用准静态（Quasi Static）的求解方法，所谓的准静态是假设仿真在每步都处于稳定状态，即忽略上一时刻的速度（ $v_{i(t-1)} = 0$ ），我们有

$$\Delta x_{i(t)} = v_{i(t)} * \Delta t = \frac{F_{i(t)}(x, v)}{m_i} * \Delta t^2 \quad (4)$$

从微观的角度看,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。本文采用队列来保证作用力能正确地按顺序从一个质点传到另一个质点。初始化时,与外力直接接触的质点首先进入该队列的头端,标记该质点在第0层。当 $k=1, 2, \dots$ 时,对已经在队列中且处于第 $k-1$ 层的节点按广度优先搜索,将该节点的所有未被标记的邻节点加入队列,并标记为第 k 层。当 k 到达一个阈值时,搜索即告结束。获得了一个质点队列,对该队列中的每个节点,使用准静态的求解方法获得它们的位移。因此,质点是逐个地被处理的,在网格中越接近接触点的质点,越先被处理。可以看出,设定一个阈值后,能大量节省运行时间,因为不用计算那些不在队列中的点了。那些不在队列中的节点,由于距离接触点很远,它们的形变很轻微,可以忽略不计。至于阈值的选择,可以通过试验给出一个合理的值。

2.3 碰撞检测^[4] 碰撞检测是生物膜组织变形仿真的关键技术之一。不管是视觉还是触觉,碰撞检测都是非常重要的。我们的问题包括两类碰撞检测:一类是可变形膜组织与附着体之间的碰撞检测,使膜组织始终动态的附着在另一实体之上。另一类是触觉设备与虚拟膜组织的碰撞。

对于可变形膜组织与附着体之间的碰撞检测,从生物力学的角度来看,胃肠等中空的以及角膜、晶状体的囊膜等各种膜状的软组织依托于另外一种比较均质的物质。为了用表面模型近似的仿真它们所表示的软组织变形,得到一个比较逼真的含有体信息的仿真效果。为了提高实时性,也为了表现膜组织贴附在另一个实体并被其束缚的效果,我们为每个质点设计了一个“虚拟体弹簧”。之所以叫虚拟体弹簧,是因为在仿真开始之前它是不存在的,仿真一旦开始,它就会动态产生。

虚拟体弹簧的定义:弹簧的初始长度为零,弹簧两端的质点对应于表面模型中同一质点,在受到外力作用时,其中一个质点固定不变,保持在初始位置,另一个质点在力的作用下发生位移,这时虚拟体弹簧就成为一个真正的弹簧。在仿真过程中,虚拟体弹簧的长度和方向将动态变化。当虚拟体弹簧长度大于零时,它对质点的位移才有贡献,这时,作用在表面模型上对应质点的力除了来自面模型上相邻质点的力外,还有一个体约束力 g ,

$$g = - \left[k'_s |\Delta x| + k'_d \left(\frac{v \cdot \Delta x}{|\Delta x|} \right) \right] \frac{\Delta x}{|\Delta x|} \quad (5)$$

其中 k'_s 、 k'_d 分别是虚拟体弹簧的弹性系数、阻尼系数,膜组

织被附着体约束吸附的效果取决于这两个参数,它们的值可以通过实验获得。 Δx 为虚拟体弹簧的动态长度,它决定了力的方向, v 为虚拟体弹簧活动端质点的运动速度。

至于虚拟触觉设备与虚拟膜组织的碰撞,算法描述如下:首先用对象的层次结构AABBs树快速确定虚拟设备与虚拟对象是否发生碰撞,如果发生碰撞,定义当前图元为活动图元,并找到该图元的相邻图元,使用队列来存储这些图元。在下一绘制帧,用上一时刻确定的图元及其相邻图元作为局部模型。如果没有发生碰撞,清空存储图元的队列。这个过程中既考虑了接触历史,又考虑了空间连贯性,避免了重复计算。不难看出,算法仅在不与对象接触时使用AABBs层次包围盒树方法,这时与对象的规模 N 有关,时间复杂度是 $\log(N)$ 。但是一旦接触之后,就只与接触图元的相邻图元相关,而相邻图元的几种情况几乎是固定不变的。

至于AABBs树的建立,当集合中图元数很少的时候,可能会出现下列情况:所有图元分配到左(右)子树,而右(左)子树端的图元为0。为此,设定一个阈值,当集合中图元数小于该值时,平均分配图元给左右子树,让左右子树成为叶子结点,而不再考虑图元的具体位置。这样做使得碰撞检测时能尽快的定位到具体图元。

2.4 触觉反馈和视觉绘制^[5] 触觉反馈是虚拟现实、虚拟手术仿真的重要组成部分。通过触觉人们可以感受到对象的几何形状、软硬度、温度、摩擦力、表面纹理等几何和物理特征。首先通过碰撞检测算法获得与对象的接触位置,其次就是如何产生各种不同的触觉反馈。在我们的仿真模型中,目前主要考虑当力反馈设备触摸或牵拉膜组织时,膜组织产生的粘弹性力反馈效果。由于本系统采用弹簧质点模型作为物理模型,简化反馈力的计算公式为: $F = -IX - \mu V$ 。其中 k 、 μ 分别是弹性系数和粘性系数,当触摸膜组织时, x 、 v 分别对应于当前力反馈设备的切割深度和速度,力的方向是与法向量一致;当力反馈设备牵拉膜组织时, x 、 v 分别对应于被牵拉节点的位移和速度,力的方向与位移方向相反。所谓力反馈设备的切割深度,是指当力反馈设备插入对象内部时,力反馈设备端点到对象表面接触点的距离。

视觉绘制的任务是,随着触觉设备与对象的交互作用,同步的绘制对象的变形过程。由于对象是由三角形面片近似表示的,所以对象的变形实际上是三角形的顶点对应的质点发生位移。系统使用准静态的求解方法,计算每个质点

的位移。利用公式 $\Delta x_{i(t)} = \frac{F_{i(t)}(x, v)}{m_i} * \Delta t^2$, 计算在质点

队列里每个点的位移,在视觉帧里更新这些质点的位置,实现视觉上的变形。

3 实验结果

我们在 XEON CPU3.20GHz CPU, 2G 内存, NVIDIA Quadro FX 4400 图形加速卡的计算机上,以美国 Sensable 公司的 PHANTON Desktop 桌面力反馈设备作为触觉反馈的接口,以 OpenGL 图形库和 OpenHaptics™ toolkit 触觉开发工具箱为开发平台,用面向对象的 C++ 语言及标准模板库 STL,对上述方法进行了实验和测试。

图3记录了顶点数为162,三角片数为320的变形仿真效果。左边是变形仿真前膜组织的状态,中间是虚拟器械挤压膜组织时的局部变形仿真效果,右边是虚拟器械抓住膜组织时的局部变形仿真效果,挤压和拉住膜组织时在 PHANTON 设备手柄上会有力反馈效果。此时视觉帧率为每秒钟84帧。

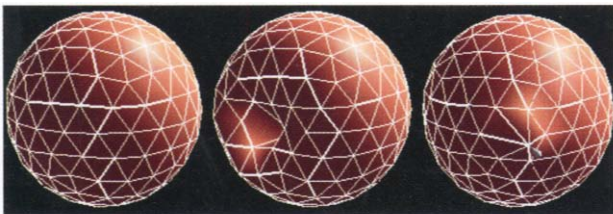


图3 软组织变形仿真效果

图4记录了顶点数为642,三角片数为1280时的变形仿真效果。从左到右分别是变形仿真前膜组织的状态,虚拟器械挤压膜组织时的局部变形仿真效果,虚拟器械抓住膜组织时的局部变形仿真效果。

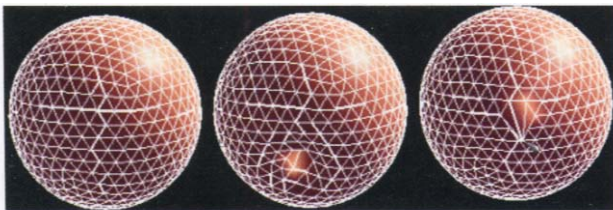


图4 软组织变形仿真效果

由于三角片数是图3的4倍,现在的视觉帧率为每秒钟23帧。

图5记录了未加虚拟体弹簧时膜的恢复情况,可以看到如果没加虚拟体弹簧,膜组织变形后不能很好的恢复到原有的状态。从左到右分别是没有虚拟体弹簧时挤压和扯拉膜组织后膜的恢复情况。

4 结论^[6]

本文通过分析生物膜组织的基本特征,以质点弹簧模

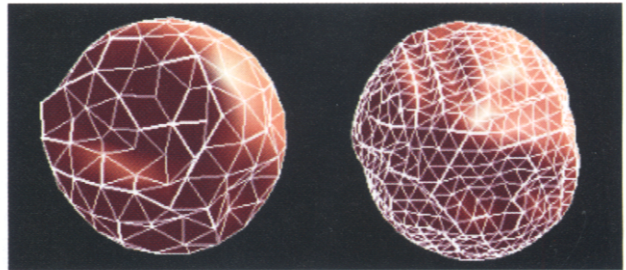


图5 挤压和扯拉膜后的恢复效果

型为基础,提出了一套比较完整的、可以比较好地表现一般生物膜组织特征的变形建模、碰撞检测等系列方法。由理论和实验可知,该方法是简单、有效、可行的。为进一步建立膜组织虚拟手术仿真环境奠定了基础。现在的工作仅仅是一个开始,还有很多问题等待我们去解决,其中关键的问题是提高计算速度和增强绘制的真实感,这要进一步优化变形建模和计算以及碰撞检测等方法。在实验中发现,当软组织对象数据规模较大时,变形计算以及视觉绘制需要的动态法向量计算,是制约视觉实时性的主要障碍。如果按传统的基于CPU的串行计算模式,提高速度很难。但是随着近几年计算机硬件特别是图形加速芯片的快速发展,使得基于GPU的通用计算越来越被人们所关注,基于GPU的并行计算方法将成为排除这一障碍的有力工具。另外,本文的触觉反馈计算还有一定的误差,为了得到更好的触觉反馈效果,进一步研究与变形计算模型紧密相关的力反馈计算方法是必要的。CDM

参考文献

- [1] A Simple Mesh Generator in Matlab. <http://www-math.mit.edu/~persson/mesh/>
- [2] Brown J. Real-Time simulation of Deformable Objects: Tools and Application[A]. In: Proceedings of Computer Animation[C]. 2001. 228-236.
- [3] Johannes PW, Wagner G, M?nner R. Interactive Real-Time Simulation of the Internal Limiting Membrane[J]. Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag Heidelberg, 2004, 3078: 153-160
- [4] Bergen GVD. Efficient collision detection of complex deformable models using AABB trees[J]. Journal of Graphics Tools, 1997, 2(4): 1-14
- [5] 鲍春波,王博亮.生物膜组织交互实时仿真研究[C].第十二届全国图像图形学学术会议.北京:清华学出版社,2005: 668-67
- [6] 吴恩华.图形处理器用于通用计算的技术现状及其挑战.软件学报, 2004, 15(10): 206-214

【收稿日期:2007年9月26日】