

一种用于软组织变形仿真的动态质点弹簧模型

鲍春波^{1,2,3}, 王博亮², 刘卓², 程明²

(1.大连理工大学计算机系, 大连 116024; 2.厦门大学计算机系, 厦门 361005; 3.仰恩大学计算机系, 泉州 362014)



摘要: 针对可以用面模型近似表示的软组织, 提出一种简单可靠的软组织变形仿真的质点弹簧建模方法。虚拟体弹簧动态地产生一种约束力表现软体的体特征, 准静态方法求解模型使仿真效果更好; 用修改的蝶形细分方法把比较粗糙的表面网格模型先细分成若干细节层次, 仿真时依质点所受力的大小动态细分, 以提高模型仿真的精确度。实验表明: 所提出的方法确实增强了软组织变形仿真的体积感; 局部动态细分模型与粗网格模型的计算量相差甚少, 但其计算精度却提高多倍。
关键词: 质点弹簧模型; 虚拟体弹簧; 表面网格细分; 物理建模; 软组织变形; 实时仿真
中图分类号: TP391.9 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-731X (2006) 04-0847-05

A Dynamic Mass Spring Model for Simulation of Soft Tissue Deformation

BAO Chun-bo^{1,2,3}, WANG Bo-liang², LIU Zhuo², CHENG Ming²

(1. Computer Science Department, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China;

2. Computer Science Department, Xiamen University, Xiamen 361005, China;

3. Computer Science Department, Yangen University, Quanzhou 362014, China)

Abstract: A simple and reliable mass spring modeling method was proposed, which is adapted to the simulation of the soft tissue that can be approximately represented by surface mesh. The concept of virtual volumetric spring was introduced for simulating volumetric information of the soft tissue first. Then a dynamic local subdivision method was given to improve the simulation precision, which is based on the modified butterfly subdivision algorithm and processed on two-stage offline and online. In the offline stage, the base mesh was subdivided into some level of detail meshes. On simulating the online stage, the local subdivision mesh was generated according to some criteria such as stress strength. The experiment results show that the presented method enhances indeed the sense of volume for soft tissue deformation in real time simulation. The computation cost of the local subdivision model is almost the same as the initial coarser model but performs higher computational precision.

Key words: mass spring model; virtual volumetric spring; surface subdivision; physics-based modeling; soft-tissue deformation; real time simulation

引言

软组织变形的物理造型是计算机图形学中重要的、富有挑战性的研究课题之一。软组织的物理建模不仅要使用物体的几何特征建立几何模型, 还要利用软组织的生物力学特性建立它的动力学模型, 给几何模型赋予适当的物理行为, 使其在视觉和触觉上产生一种很逼真的感觉。在计算机动画、手术仿真等应用领域中, 软组织变形的物理建模已成为必不可少的方法, 且开展了很多研究和应用^{[1][2]}。目前, 物理建模的典型方法有质点弹簧模型和有限元方法。无论是用有限元方法还是质点弹簧模型, 都是将问题在几何空间上离散化, 把无限问题转化为有限问题, 求解相应的微分方程, 得到问题的近似解。显然, 离散化程度的高低, 一方面影响到问题仿真的真实程度, 另一方面在很大程度上决定了计算量的大小, 而计算量的大小又与是否有比较好的实时性有密

切关系。软组织变形仿真一般要求比较高的实时性, 理论上, 视觉的刷新率应该不小于 24Hz, 触觉反馈应该在 300Hz 以上^[17]。为了实时地进行软组织变形仿真, 将要面临一对矛盾——真实性与实时性。要解决这个矛盾, 一般以牺牲一定的精度来提高计算速度。可否有另外一种解决方法, 既能保证较高的仿真精度, 又能有比较高的计算速度。回答是肯定的。本文结合白内障手术仿真问题的研究, 针对可以用面模型表示的软体, 给出了“虚拟体弹簧”的概念, 用来仿真软组织的体积特征; 同时为了用粗糙的网格比较精确的对软组织进行变形仿真, 提出了一种“动态局部求精”的质点弹簧建模新方法, 并已应用于白内障手术仿真。

1 软组织变形仿真的质点弹簧建模

质点弹簧模型以简单易行, 计算量较小等优点, 广泛应用于软组织变形实时仿真。其主要思想是把仿真对象用质点离散化, 质点之间用符合线性弹性模型(“胡克定律”) (也可以是非线性的, 在很多情况下, 可以做线性近似的假设) 的弹簧连接而成, 质点除受弹簧的弹力作用外, 同时还受与速度成正比的阻尼力的约束。当一个质点在外力的作用下发生运动时, 产生的应力作用在其它相邻质点, 这样把力向周

收稿日期: 2005-02-02

修回日期: 2005-06-29

基金项目: 国家自然科学基金(60371012); 福建省科技重点项目(2002Y021); 厦门市科技计划重点项目(3502Z20041044)。

作者简介: 鲍春波(1956-), 男, 河北衡水人, 博士生, 研究方向为计算机图形学, 虚拟仿真; 王博亮(1945-), 男, 福建福州人, 教授, 博导, 研究方向为医学成像和图像处理、生物信息检测与控制, 虚拟人体器官建模与仿真等。

围传递, 带动相邻的质点运动。物体的变形就是由于质点的运动而产生的。由牛顿力学定律, 每个质点 i 的动力学方程为:

$$m_i a_i = F_i \quad (1)$$

其中

$$F_i = \sum_j^n g_{ij} - d_i v_i + f_{exti} \quad (2)$$

m_i 是质点的质量, a_i, v_i 分别是质点的加速度和速度, d_i 是粘性系数, f_{exti} 是外力, g_{ij} 是质点 i 和质点 j 间的弹簧对质点 i 的应力, 且

$$g_{ij} = \frac{x_j - x_i}{\|x_j - x_i\|} (k_{ij} (\|x_j - x_i\| - R_{ij})) \quad (3)$$

其中 x_i, x_j 分别对应弹簧两端点的位置, k_{ij} 是弹簧的弹性系数, R_{ij} 是弹簧的静止长度。

因此, 软组织变形仿真的质点弹簧建模归结为求解二阶常微分方程(1)。一种典型的解法是把它转化为两个一阶常微分方程, 然后通过显式的欧拉积分方法求得近似解。理论上, 在欠阻尼的情况下, 它的精确解是一个衰减的震动波形。所以如果欧拉近似解收敛的化, 其结果必然会产生震荡, 这不能很好的表现软组织的生物力学特性。如果施加高粘性以释放能量来提高稳定性, 又产生所谓的“刚性”问题。所以必须对常规的方法加以改进才能适应软组织的变形仿真。

2 改进的面模型质点弹簧建模

从方程(1)可以看出, 导致质点运动的是力作用的结果, 而力的来源, 除了外力之外, 主要是由于弹簧的弹性而产生。不同的弹簧布局对质点的作用力就不同, 质点的运动轨迹也就不同, 从而产生不同的变形效果。如果弹簧结构不合理, 当外力作用时, 弹簧模型不仅不能很好的仿真软组织变形, 有时还会面目全非, 导致崩溃。因此, 用质点弹簧模型进行软组织变形仿真的好坏, 关键之一是如何建立弹簧的拓扑结构。在织物实时仿真中, 一般用三类弹簧, 结构弹簧表现结构应力, 剪切弹簧表现剪应力, 柔性弹簧表现布料的挠度等^[3]。Molleman 等在做整形手术预测时, 提出了基于四面体的质点弹簧物理建模变形方法^[5]。该方法中每个四面体单元的顶点对应一个质点, 每个边对应一个弹簧。除了使用弹簧力外, 还定义了一种跟四边体相关的体积力, 以增强整形仿真的准确性。但是它的计算量较大, 不适于实时仿真。脸部表情仿真是质点弹簧建模的重要应用领域, 为了逼真的表现人的喜怒哀乐, Y.C.Lee 等通过构造面三角单元到骨骼对应的三角单元的分层三棱柱^[6], 不同的层用不同的弹簧表示, 分别仿真皮肤、脂肪、肌肉的功能, 其中非常关键的是提出了刻画肌肉的肌肉线对应的弹簧。该方法是比较精细的。类似的, L.NEDEL 给出了角弹簧 (Angular Spring) 与动作线 (Action Line), 用以表现肌肉在仿真过程中的收缩特征^[4]。如果我们的仿真对精度要求不是很高, 如用于手术训练等, 能否只用表面弹簧模型建模, 就能达到给人一种三维实体的感觉。从生物力学的角度来看, 脂肪、肝脏等软组织是可以近似为

各向同性且均质的; 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。经过研究, 对于这些软组织是可以表面弹簧模型建模来达到一种三维实体的感觉。但是, 如果只是简单按常规的方法建立表面的质点弹簧模型, 则是比较困难的。其原因是没有描述体特征的弹簧, 缺少一种体积力的作用, 这样当外力作用于某一局部时, 它附近变形的幅度会过大, 缺少真实感, 当撤销外力时, 也不会恢复到原有的形状, 给人的感觉就是一个空壳。为了用表面模型近似的仿真它们所表示 (体信息, 可能是另一种物质) 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, 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, 仿真开始之后才动态的产生。

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节点, 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, 如图1所示。

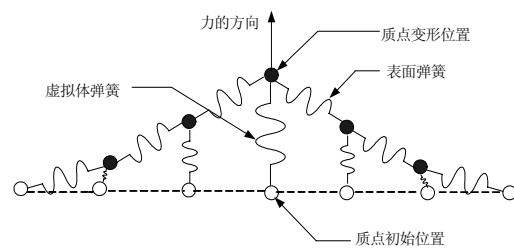


图1 虚拟体弹簧

从上面的定义可以看出, 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, 作用在表面模型上每个质点的力除了(2)外, 还有一个体约束力 g ,

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

其中 k'_s 、 k'_d 分别是虚拟体弹簧的弹性系数、阻尼系数, 它们的值可以取与表面弹簧相同, 也可以取与表面模型所包含的物质相关的值。 Δx 为虚拟体弹簧的动态长度, v 为虚拟体弹簧活动端质点的运动速度。

对于含有虚拟体弹簧的质点弹簧模型使用准静态 (Quasi Static) 求解方法^[18]可以弥补常规的欧拉积分方法解的震荡现象。即假设仿真在每一步都处于稳定状态, 忽略上一时刻的速度, 这时对于每个质点 i , t 时刻的位移为:

$$\Delta x_i(t) = \alpha \times F_{i(t)}(x, v) \times \Delta t^2 + m_i$$

其中系数 α 用于调整位移增量的幅度, Δt 是时间步长, $F_{i(t)}(x, v)$ 是质点 i 所受的合力。

3 模型的动态局部求精

一般来说, 具有较高分辨率 (三角片的数量) 的模型, 不管是绘制还是变形仿真, 如果不考虑计算时间的话, 都应

该有较好的视觉效果。但当分辨率达到一定高度时, 在视觉上的差别可能不是很明显。反之, 如果分辨率较低, 绘制或变形仿真的效果就会与实际相比有很大的误差, 甚至完全失真。另外, 分辨率的高低又是与计算时间成正比的, 想要有好的视觉效果, 就需要付出较高的计算代价。但对于实时性应用问题, 计算的时间应尽量减少。所以, 我们必须在分辨率和实时性之间加以平衡。一类自适应的算法是平衡此问题比较理想的方法, 即选择适当分辨率的模型作为基础模型, 然后在感兴趣的或者按照某种准则动态选取的局部提高模型分辨率, 从而增强绘制的真实感或仿真的准确度。适当的分辨率是指在问题允许的前提下一个比较低的分辨率, 目的是尽可能降低实时计算的开销以保证问题的实时性要求。

D. Hutchinson 在对窗帘仿真时^[10], 在高曲率的局部区域动态加细, 使其更加自然逼真; V. Vasily 等用类似的方法对布料自适应变形仿真^[10]; J. O'Brien 等在仿真玻璃破裂时^[8], 延裂痕线附近局部动态求精; XL Wu 在用有限元方法做变形仿真时^[11], 使用动态渐进网格对感兴趣局部动态求精; 蔡及时等提出一种在变形的局部进行变形仿真的建模方法^[7], 但它只是局部建模, 缺乏整体感; J.C.Xia, H.Houpe 给出基于 LOD(Level of Detail)的视相关的局部加细绘制方法^{[12][13]}等等。在这种自适应思想的启发下, 我们提出了一种动态局部加细的软组织变形仿真建模方法。它主要由两个部分组成, 一是表面网格细分, 二是动态局部响应。

3.1 表面网格细分

表面网格细分是计算机图形中表面建模的重要方法之一。细分可以是逼近型的^[14], 也可以是插值型的^[15]。细分的结果是越来越接近它的极限位置的光滑曲面。逼近型算法是基于B样条的, 所以产生的细分表面是相对于低分辨率表面的收缩, 它破坏了原始点的位置, 原始点的位置不在细分之后的表面上, 不适合于细分软组织变形表面模型。

插值型算法不改变原有模型表面上点的位置, 质点之间的距离保持不变。它是在原始模型的基础上逐层光滑的插入新点实现细分, 因此可以较好的用于我们的问题。N.Dyn提出的蝶型细分算法^[15]就是一种典型的插值型细分算法。该算法对于三角形网格的每条边, 按照某种规则产生一个新点, 把一个三角形细分为四个三角形。对于规则点(点的健值是6)的附近, 其细分表面是C¹连续的, 而对于不规则点会产生退化。为了保证对任意拓扑结构的网格模型都能得到较好的光滑细分的结果, 我们采用了Zorin 提出的修改型-蝶形插值细分算法^[16], 它避免了细分退化的现象。该算法的细分规则分为两种情况, 如图2、图3所示。图2 对应于规则网格点的细分模板, 这时用以新增点为中心的蝶型上的8个点, 按图中给定的权值进行插值计算, 其中 $a=1/2, b=1/8, c=1/16$ 。如果用 $a_1, a_2, b_1, b_2, c_1, c_2, c_3, c_4$ 表示蝶型上与 a, b, c 对应的点, new 表示新增点(图中的黑点), 则

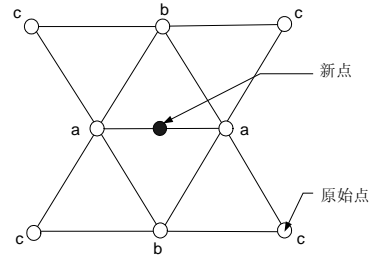


图2 规则情况的蝶形模板

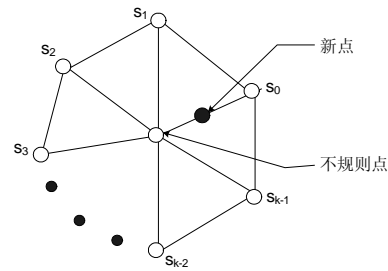


图3 不规则情况的计算模板

$$new = \frac{1}{2}(a_1 + a_2) + \frac{1}{8}(b_1 + b_2) - \frac{1}{16}(c_1 + c_2 + c_3 + c_4)$$

图3是不规则情况的计算模板, 其中 $s_j(j=0, \dots, k-1)$ 表示该点的权值。对于新点所在的边, 如果其中一个端点是规则的, 另一个端点是不规则的, 则使用不规则点的1-邻域(点周围有一层三角形)上的点进行计算。

当 $k=3$ 时,

$$s_0 = 5/12, \quad s_{1,2} = -1/12;$$

$k=4$ 时,

$$s_0 = 3/8, \quad s_2 = -1/8, \quad s_{1,3} = 0;$$

$k \geq 5$ 时,

$$s_j = \left(\frac{1}{4} + \cos\left(\frac{2\pi j}{k}\right) + \frac{1}{2} \cos\left(\frac{4\pi j}{k}\right) \right) / k, \quad j=0, 1, \dots, k-1.$$

如果两个端点都是不规则的, 则按照一个端点不规则的计算方法分别计算, 然后取平均值。

为了在仿真时尽量减少计算量, 模型的细分在仿真之前进行。选择一个基本的、足够简化的模型作为基础层, 然后把它用上面的方法细分出若干次, 每次得到一个层次细节 (LOD)。每一层次上的点线面给一相同的LOD值表示它们所在的层, 基础层的LOD值设为零, 其它依次加一。对于所有的层次细节, 建立一个森林结构, 以备在仿真期间选用。图4是我们在做白内障手术仿真时, 把晶状体表面用修改型-蝶形插值细分算法细分的三个层次细节。具体的数据结构描述在第3.4节中给以介绍。

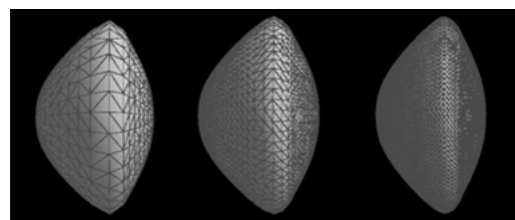


图4 用修改的蝶形插值细分算法细分的晶状体表面

3.2 动态局部响应准则

不同的响应规则会有不同的局部细分结果,从而产生不同的表面模型。可以定义各种不同的局部细分规则,如基于表面的曲率变化或者基于质点产生的应力大小。我们采用了质点的应力分布作为局部细分的准则。因为在手术仿真中,手术器械接触软体时,不管是按压还是提拉或者是切割,器械所接触的局部表面,都是受力较大的地方,同时也是变形程度较大的地方,这也正是我们要局部加细的区域。因此,对于给定的具体问题,事先确定一个力的阈值,当力大于该阈值时,该点附近的区域则细分。这种由阈值确定的局部范围可大可小,可能是器械接触点的1-邻域、2-邻域或3-邻域等,阈值越小被细分的范围越大。因为力向周围传递时是逐渐减弱的,所以应该按减弱的程度确定细分的层次范围,形成一个渐渐稀疏的细分结构。另外,在相邻层之间,为了避免出现因T-点所导致的不规则三角片,我们采用了一个过渡带,在过度带中的三角形被一分为二,不是一分为四,使三角片数量渐渐减少。参考图8中的局部细分结果。

3.3 动态局部细分算法

对于已经准备好的LOD层次细分结构,我们设计了一个动态局部细分算法。该算法以细分层次中的基础层为参考模型,按照给定的局部细分响应准则,动态的激活或非激活层次结构中细节层次的三角片,达到局部加细的目的。基础层中的点、边、面的初始状态处于激活状态,其他层中的点、线、面的初始状态处于非激活态。对于满足细分准则的节点,把它邻域中的三角片的子三角片激活,同时把父层中的父三角片非激活。细分不是无限制的,为了把细分限制在一定的范围之内,事先确定一个细分阈值,当细分深度大于这个阈值时就不再细分。模型分辨率的改变不应该改变模型的物理特性,如物体的质量、线性弹性常数。为了保证软组织物理特性的一致性,当模型的分辨率发生变化时,对其物理参数给已适当的调整。设节点N满足细分准则,具体算法如下:

```

动态局部细分算法 (节点N) {
    LD = 节点N的LOD值
    在LD层寻找节点N的关联面FACE
    for 每个面 FACE {
        if FACE 处于非激活态
            then 下一个FACE
        if FACE 的细分深度 > 给定的阈值
            then 下一个FACE //细分深度初始值=0,
            非激活当前面以及当前面的边
            激活它的子面和子面的边以及形成子面的点
            调整模型的物理参数
            变形计算,调整质点位置
            FACE的细分深度加一
    }
    节点N的LOD值 = LD + 1 //把旧节点变成新节点
}

```

3.4 数据结构

在我们的实现中主要采用了两个重要的数据结构,一个

是实体的边界表示法之一——半边数据结构 (Half-edge data structure),用来建立表面三角网格;另一个是由三角形的四叉树构成的一个森林,用来建立细分模型的层次结构。半边数据结构显式地给出表面模型中点、边、三角片之间的邻接拓扑关系。对于任意给定的点、边或三角片可以保证常时间地访问它周围邻接的几何元素(点、边、三角片),与模型的大小无关。半边数据结构把三角形的一条边看作两个方向相反的半边,图5是它的示意图,其中半边 h.r 是与半边 h.n 方向相反的另一个半边, h.n, h.p 与 h 组成三角片的边界, h.v 是 h 的起点。

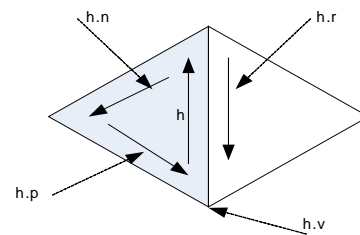


图5 半边数据结构

半边结构中半边的基本定义为:

```

class HE_edge{
    HE_vert *vert; // 半边的起点
    HE_edge *pair; // 另一个半边
    HE_face *face; // 以该半边为界的面
    HE_edge *next; // 下一个半边
    ... // 其他成员
}

```

半边结构中点的基本定义为:

```

class HE_vert{
    float x,y,z; // 点的位置坐标
    HE_edge *edge; // 这点发出的半边
    ... // 其他成员
}

```

半边结构中面的基本定义为:

```

class HE_face {
    HE_edge *edge; // 面边界的半边之一
    Int subdivDepth; // 细分深度
    QuadTree *root; // 指向这个面对应的四叉树
    ... // 其他成员
}

```

森林的树根与基础层的三角形相对应,实际上所有的树根形成一个有向图,图中每个点对应一颗以该三角形为根的四叉树,树根之间通过半边结构互相通讯。四叉树的每个子树对应细分的四个三角形之一,其定义为:

```

class QuadTree{
    QuadTree *parent; // 指向父节点的指针
    QuadTree *children[4]; // 指向子树的指针数组
    Vertex *v[3]; // 各层共享的控制点
    ... // 其他成员
}

```

半边数据结构与森林结构有机的结合,可以快速地实现表面网格的动态局部细分。对于选中的点,用半边结构找到

它周围的三角片, 对于该三角片对应的四叉树用层次遍历方法找到与其相应的子三角片, 激活或者非激活相应的节点, 达到实时动态建模的目的。

4 试验结果

我们在 PC P4 2.80G, 512MRAM, Intel82865G 图形卡的计算机上, 以 OpenGL 图形库为基础, 用 C++ 作为开发环境, 实现了我们提出的动态质点弹簧建模方法和常规的建模方法, 并对各种情况进行了实验和比较以检验新方法的有效性。

由于质点弹簧建模是对实际物理模型的一种离散简化, 所以变形仿真的效果也只能是某种程度的近似。模型物理参数的选取也不可能是实际软组织的生物力学参数。在我们的实验中, 对质点的质量、弹簧的弹性系数、粘性系数等参数的不同取值进行了对比, 假设仿真的时间步长为 0.01, 质点的质量为 1 (当然可以取总质量 / 质点数)。这时如果粘性系数小于 2, 弹簧的弹性系数小于 20 系统均可以正常工作。较大的参数产生一种比较硬的感觉, 较小的参数则产生较软的效果。下面几个例子均取弹性系数为 3, 粘性系数 0.5。对于虚拟体弹簧来说, 我们取比面弹簧相对较小的弹性系数 1.5, 粘性系数与表面弹簧的相同。

首先, 以球表面模型为例, 对软组织变形仿真的常规质点弹簧建模和改进的质点弹簧建模进行了对比试验, 如图 6, 图 7 所示。每个图中两个模型分别对应应力作用和释放之后的变形效果。试验表明, 用常规的方法, 施加一个外力之后表面变形很大, 撤销外力之后不能恢复到原来的形状, 而使用我们改进后的质点弹簧模型, 施加同样的外力之后, 球表面模型就像一个实体一样很有体积感, 富有弹性, 撤销外力之后表面变形几乎完全恢复。如果对其进行拉伸操作也会有同样的效果。

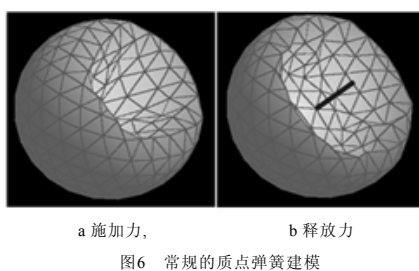


图6 常规的质点弹簧建模

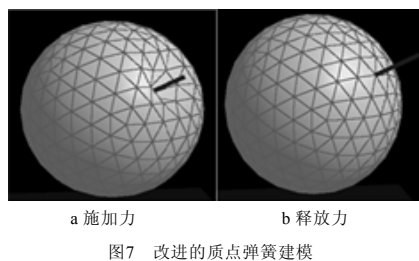


图7 改进的质点弹簧建模

其次, 对球表面模型的整体细分、局部细分及不进行细分的几种情况的仿真计算时间做了对比, 我们使用改进的显式欧拉积分方法, 仿真时间 5 秒, 时间步长 0.01 秒, 计算

时间如表 1, 仿真效果如图 8。从图表可以看出, 局部细分和全体细分的仿真效果几乎相同, 但整体细分增加的计算时间是局部细分增加的计算时间的 20 几倍。

表 1 球表面模型的三种网格仿真计算时间比较

| | 点数 | 三角片数 | 计算时间 |
|--------|------|------|-------|
| 基础网格 | 252 | 500 | 60ms |
| 细分网格 | 1002 | 2000 | 194ms |
| 局部细分网格 | 294 | 584 | 66ms |

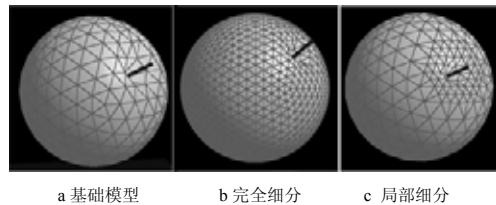


图8 仿真效果比较

最后, 把我们的方法用于晶状体囊袋物理变形仿真, 如图 9。晶状体囊袋是一层很薄的附在晶状体皮质外面的膜。在白内障手术时, 需要撕掉前囊, 不破坏后囊, 这是白内障手术中一个比较关键的步骤。我们采用面三角网格模型表示囊膜, 用虚拟体弹簧近似地表现囊膜下的皮质层。

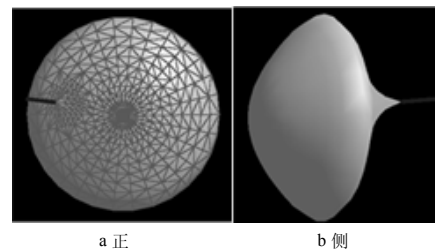


图9 晶状体囊膜变形仿真

5 结论

本文针对可以用面模型近似表示的软组织, 提出了一种简单有效的质点弹簧物理模型。该模型通过给每个质点附加一个动态的虚拟体弹簧, 巧妙地展示了软体所含的体积特征, 结合修改了的显式欧拉积分方法—类静态方法, 使物理弹性效果比较逼真和更加稳健。虽然基础模型网格比较稀疏, 但通过动态的局部细分算法, 在应力比较集中的点附近局部提高模型的分辨率, 使得在不增加更多计算量的同时提高了软组织物理变形仿真的精确度。用面模型近似表示软组织毕竟有一定的局限性, 有待于更进一步的改进, 以增强真实感。今后我们要做的工作还很多, 要从对体模型近似表示的面模型向真正的体模型过渡。同时把这种动态建模的思想推广到体模型, 把它和比较精确的物理建模方法 FEM(有限元方法)结合起来, 发挥 FEM 方法计算准确的长处, 增强其实时性。在表面模型或体模型的物理建模变形仿真的基础上, 借助于力反馈设备, 实现囊膜切口和撕囊过程仿真。

参考文献:

[1] Gibson S, Mirtich B. A Survey of Deformable Modeling in Computer Graphics [R]. Tech. Report No. TR-97-19, Mitsubishi Electric Research Lab. 1997.

(下转第 855 页)



图 7 改进后仿真初始状态



图 8 改进后仿真 22s 时状态

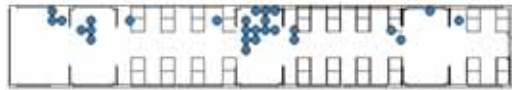


图 9 改进后仿真 48s 时状态

改进后, 疏散时间变为 65 秒, 比原先 52 秒大幅增加, 疏散效率降低 25%。原因在于采用此种布局, 区域 5 相对变窄, 车厢被划分为许多小空间, 人员在区域 5 发生拥挤, 有很多在座位上的乘客被困在座位空间内不能及时进入区域 5, 产生人员滞留现象。本仿真算例为一般疏散情况, 当车门不能打开需要从车厢尽头紧急逃生门疏散的极端情况下, 采用座位横向排列对疏散的影响更大, 会造成更大的人员伤亡。据此, 建议地铁车辆采用座位纵向排列布局。并且, 栏杆 4 是专为残障人士设计, 但对人员疏散也十分不利, 使得区域 1 的人员必须绕行才能到达门前区域, 并且在栏杆之间发生拥堵, 建议综合考虑加以改进。

4 结论

本文从地铁车辆的空间布局特点出发, 在现有的元胞自动机模型和行人流模型基础上, 建立了一种基于车辆环境约束以及人员行为特性的元胞自动机模型, 该模型具有人员速度可变、可仿真不同情况下人员运动的特点。并以我国正在运行的北京地铁某型号车辆为仿真对象, 对不同空间布局对车

辆疏散性能的影响进行了计算机仿真, 并进行对比仿真分析。

通过仿真看出, 不同座位布局对车辆疏散性能影响很大, 采用座位横向布置比纵向布置的疏散效率减低 25%, 建议地铁车辆采用座位纵向布置。同时, 看出栏杆 4 对疏散也有一定影响, 需要设计者对此问题综合考虑加以改进。

目前建立的元胞自动机模型仍需进一步完善, 需要更多地考虑个体的行为特征对总体疏散的影响, 比如不同年龄不同性别行人的行为差异, 同时, 还需通过实际演习对仿真模型进行进一步的实验验证。

参考文献:

- [1] Wolfram S. Cellular Automata and Complexity [M]. Baltimore: Addison-Wesley Publishing Company, 1994. 74-75.
- [2] Fruin, *et al.* Highway Capacity Manual [R]. Washington D C: Transportation Research Board, National Research Council, 1985. 96.
- [3] Blue V J, Adler J L. Emergent fundamental pedestrian flows from cellular automata microsimulation [J]. Transportation Research Record (S0361-1981), 1998, 1644: 29-36.
- [4] Helbing D, Molnar P. Social force model for pedestrian dynamics. [J]. Physical Review E (S1063-651X), 1995, 51(5): 4282-4286.
- [5] Drik Helbing, *et al.* Self-organizing pedestrian movement. Environment and Planning B [J]. Planning and Design (S0265-8135), 2001, 28: 361-383.
- [6] Burstedde C, Klauck K, Schadschneider A, *et al.* Simulation of pedestrian dynamics using a tow-dimensional cellular automaton [J]. Physica A (S0378-4371), 2001, 295(3-4): 507-525.
- [7] Victor J Blue, Jeffrey L Adler. Cellular automata microsimulation for modeling bi-directional pedestrian walkways [J]. Transportation Research Part B (S0191-2615). 2001, 35: 293-312.
- [8] Z Fang, S M Lo, J A Lu. On the relationship between crowd density and movement velocity [J]. Fire Safety Journal (S0379-7112), 2003, 38: 271-283.
- [9] 陈智明, 霍然, 王浩波, 曾德云. 某教学楼火灾中人员安全疏散时间的预测[J]. 火灾科学, 2003, 12(1): 40-45.

(上接第851页)

- [2] Bro-Nielsen M. Finite element modeling in surgery simulation [C]// Proceedings of the IEEE: special issue on surgery simulation. 1998. 490-503.
- [3] Provot X. Deformation Constrains in a mass spring Model to Describe Rigid Cloth Behavior [R]. Graphics Interface'95. 1995, 147-154.
- [4] Nedel L, Thalmann D. Real time muscle deformation using mass-spring systems [C]// CG Int. 1998, 156-165.
- [5] Mollemans W, Schutyser F. Tetrahedral Mass Spring Model for Fast Soft Tissue Deformation [C]//Proceedings of the International Symposium on Surgery Simulation and Soft-Tissue Modeling. 2003.
- [6] Lee Y C, Terzopoulos D, Waters K. Realistic face modeling for animation [C]// Siggraph proceedings. 1995, 55-62.
- [7] 蔡及时, 等. 应用于网上虚拟手术的自适应变形模型[J]. 软件学报. 2002, 13(9).
- [8] O'Brien J, Hodgins J. Graphical model and animation of brittle fracture [C]// In Proceedings of SIGGRAPH. 1999, 137-146.
- [9] Hutchinson D, Preston M, Hewitt T. Adaptive Refinement for Mass-Spring Simulations [C]//In Proceedings of the Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation. 1996, 31-45.
- [10] Vasily V, Li L. Adaptive Local Refinement and Simplification of Cloth Meshes [C]// In Proceedings of 1st International conference on

Information Technology & Applications (ICITA 2002). Bathurst, Australia: 2002, 25-28.

- [11] Wu X L, Downes M S, Goktekin T, Tendick F. Adaptive Nonlinear Finite Elements for Deformable Body Simulation Using Dynamic Progressive Meshes [C]// EUROGRAPHICS 2001, 20.
- [12] Xia J C, El-Sana J, Varshney A. Adaptive Real-Time Level-of- Detail-Based Rendering for Polygonal Models [J]. IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics (S1077-2626), 1997, 3(2): 171-183.
- [13] Hoppe H. View-Dependent Refinement of Progressive Meshes [C]// Proc. SIGGRAPH '97. 1997, 189-198.
- [14] Loop C. Smooth subdivision surfaces based on triangles [D]. Master's thesis, University of Utah, August 1987.
- [15] Dyn N, Levin D, Gregory J A. A Butterfly Subdivision Scheme for Surface Interpolation with Tension Control [C]// ACM TOG 9, 2 (April), 160-169.
- [16] Zorin D, Schroeder P, Sweldens W. Interpolating Subdivision for Meshes with Arbitrary Topology [C]// In Proceedings of SIGGRAPH 1996, 189-192.
- [17] Cotin S, delingette H. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation [J]. IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics (S1077-2626), 1999, 5(1): 62-73.
- [18] Brown J. Real-Time simulation of Deformable Objects: Tools and Application [C]//In Proceedings of Computer Animation. 2001, 228-236.