

基于局部动态模型的软组织形变建模与仿真

李艳东¹ 朱玲¹ 叶秀芬² 孙明¹

(齐齐哈尔大学计算机与控制工程学院 齐齐哈尔 161006)¹

(哈尔滨工程大学自动化学院 哈尔滨 150001)²

摘要 选择人体软组织模型作为研究对象,针对医学触诊训练的特点,提出了可变区域的局部质点-弹簧/阻尼器(ALMSDM)模型。该模型具有位置可变及区域可扩展的动态特性,改善了以往文献中局部建模方法静态限定的局限,解决了全局“面模型”形变恢复能力差及数据量大的问题。结合ALMSDM的特点,提出了顶点法向量局部更新与预计算策略,从而极大地提高了系统的实时性。从形变恢复能力、反馈力及实时性3方面对不同模型下的系统性能进行了评价,结果显示所提算法能够保证虚拟软组织形变仿真的精确性与实时性,具有可行性与通用性。

关键词 虚拟手术,软组织形变,局部动态模型,触觉反馈,面模型,体模型

中图分类号 TP391 **文献标识码** A

Modeling and Simulation of Soft Tissue Deformation Based on Local Dynamic Model

LI Yan-dong¹ ZHU Ling¹ YE Xiu-fen² SUN Ming¹

(College of Computer and Control Engineering, Qiqihar University, Qiqihar 161006, China)¹

(College of Automation, Harbin Engineering University, Harbin 150001, China)²

Abstract This paper selected human soft tissue model as a research object and proposed local mass-spring/damper (ALMSDM) according to characteristics of medical palpation training. Dynamic characteristics of this model include position-changing and extensible area, which improves the restrictions of static limitation in local modeling method in existing literature and resolves the problem of poor recovering ability and large volume data in global surface model. And the strategy of local updating for vertex normal and pre-computing was also proposed combining ALMSDM's features. This strategy dramatically enhances the real-time of system whose performance is assessed from recovery, feedback force and real-time under different models. This can guarantee the accuracy and real-time of virtual soft tissue deformation and simulation, thus verifies feasibility and universal property of this proposed algorithm.

Keywords Virtual surgery, Soft tissue deformation, Local dynamic model, Tactile feedback, Surface model, Body model

软组织形变建模是虚拟手术系统的核心部分,是医学触诊训练的基础。形变仿真要求所操作的虚拟人体软组织能够以真实、自然的方式对施加的外力实时地做出响应,而真实性与实时性一直是此研究领域难以平衡的矛盾,触觉设备的引入使模型计算的速度与精度再次受到了限制^[1]。虚拟组织的形变模拟要求在限定的时间与存储空间内完成大量的计算,虽然国内外学者针对此问题进行了大量的研究,但由于人体软组织器官的复杂性与多样性使其相应的物理参数难以获得,因而建立符合生物力学特性、实时、逼真的软组织模型仍然是极具挑战性的研究课题^[2]。

迄今为止形变建模方法经历了两大发展历程:一类是早期的基于几何的非物理建模方法,该方法描述了物体的几何信息和拓扑结构,原理简单、计算快速,在早期的形变、动画等效果制作中发挥了重要作用,但其不考虑虚拟组织的力学本

构关系,形变过程中也未考虑物体的质量、材质等其他物理因素,因此缺乏生物特性,在虚拟手术组织形变仿真中应用较少^[3];另一类是现今常用的基于物理的建模方法,其将组织的实际力学本构关系引入模型中,能够较真实地反映组织在虚拟手术过程中的形变效果,经典的物理模型包括长单元法、边界元法、有限元法、质点-弹簧/阻尼器法、张量-质点法及无网格法等。

长单元法计算快速而稳定,在手术交互操作仿真的实时性方面具有较大优势^[4],但计算精度较低,主要适用于模拟实时动画;边界元法只对模型的边界进行离散,使计算由于降低了问题求解的自由度而得到了简化,计算速度和鲁棒性好于其他模型,但该方法只限定在对内部为线性的、各项同性均质的物体建模,对一些具有丰富细节的建模失真较大,也无法表达体数据,预计算过程相对复杂^[5]。质点-弹簧/阻尼器模型

到稿日期:2012-12-09 返修日期:2013-03-13 本文受国家自然科学基金项目(61100103),齐齐哈尔大学青年教师科研启动支持计划项目(2012k-M13)资助。

李艳东(1978—),男,博士,讲师,主要研究方向为数学建模与仿真、控制理论, E-mail: liyandong1234@126.com; 朱玲(1981—),女,博士,讲师,主要研究方向为虚拟现实、触觉传感器; 叶秀芬(1966—),女,博士,教授,主要研究方向为图像处理、机器视觉、虚拟现实; 孙明(1979—),男,博士,副教授,主要研究方向为神经网络、计算机应用技术。

具有简单、灵活的拓扑结构,自被用于面部建模以来受到了广泛的关注^[6,7],模型参数的选择是该方法的技术难点,在某些特定的仿真条件下质点-弹簧/阻尼器系统会出现由于参数选择不当而引起震荡等不稳定的现象^[8,9]。有限元法具有坚实的弹性理论基础,是求解力学问题的经典方法,该方法参数易于调节,方便施加对象的各种属性,可以精确地将几何形状复杂的求解域模型化,但是计算量大成为其应用于实时仿真的最大障碍^[10]。张量-质点法模拟形变的计算不再完全依赖所在单元的拓扑结构,具有较强的体特性的表现能力,易于实现大形变的仿真,但需要复杂的体网格剖分及大量的存储空间^[11]。综上所述,各种建模方法都各有优缺点,相对于几何模型,物理模型精度高,但普遍存在计算量大的问题,若要较好地保证系统的实时性,则需要对模型做相应的处理。

在虚拟手术形变仿真中,虚拟的手术工具与组织之间的碰撞位置要转移到最近邻的模型节点上,这就要求对象模型节点的密度不能太稀,以至于基于物理的建模方法构建的人体虚拟软组织的形变模型要在每一时间步完成对几千个节点的位移计算和更新,内存占用和耗时都非常大,例如计算精度较高的有限元模型,就要在每一时间步计算高维度的刚度矩阵,数据量非常庞大;若在模型中引入软组织的非线性特性,实时性难以满足;加之,虚拟手术系统结合了视觉显示与触觉反馈,可使人们更加直观、真实地与虚拟对象进行各种交互操作,这使得一个完整的虚拟手术系统要同时兼顾视觉和触觉的真实渲染,对 CPU 计算能力的要求是极大的,国内外学者从未停止过对提高实时性问题的研究,因此在保证手术效果逼真的前提下如何提高手术过程模拟的实时性是现今研究的重点和难点。

本文从系统实时性与稳定性角度,提出了适用于软组织形变模拟的动态局部质点-弹簧/阻尼器模型,有效地解决了以往文献中局部建模区域限定及全局面模型形变恢复能力差的问题^[12],并为数据量更大的体模型的形变仿真提供了高效处理方式;结合同步模型的特点,对顶点法向量的更新方式进行了研究,为进一步提高系统的实时性提供了有效的解决方案。

1 局部动态软组织形变模型

据真实软组织器官的形变特性分析,当组织的某一位置受力后,受力点及距离受力点较近的位置会发生明显的变形,随着与受力点距离的不断增大,形变量渐近微小,直到距离受力点较远的位置处形变效果在视觉上已经无法分辨。因此,为了提高计算效率,在满足一定精度的前提下,我们可以将形变范围限定在距离受力点较近的区域,而远离受力点的位置可以近似地认为不受影响。于是本文结合这一特性提出了局部建模的策略,即只针对虚拟手术器械接触的位置及周围有限区域内进行建模计算,这可以极大地减小矩阵维数,提高计算的速度。

医学触诊是医生对器官组织未知病变区域的一种诊治手段,医生可以根据触摸、按压被检查部位时的软硬度及病人的反应等信息来确定人体组织是否有病变发生,触诊过程需要遍历待诊断区域的各个部分,并可初步确定组织病变处的位置及病变区域大小,因而其诊断位置具有一定的随机性;此外,由于手术器械与虚拟组织间是“点交互”方式,此交互产生

的形变区域相对于整个组织来说是非常小的区域,同时结合触诊的特性及虚拟手术系统对实时性的较高要求,本文提出了针对虚拟软组织器官的可变区域的局部质点-弹簧/阻尼器模型(Alterable and Local Mass-Spring /Damper Model, ALMSDM),并将其应用于模拟医生触诊的过程。

这里的“区域可变”体现了模型的动态特性,一方面指局部模型的建模位置是可变化的;另一方面指局部模型的建模面积是可扩展的,打破了以往局部模型区域静态限定的局面,极大地提高了模型的实用性与灵活性。下面从传统的质点-弹簧/阻尼器模型出发介绍本文所提 ALMSDM 算法的定义及具体实现过程。

1.1 质点-弹簧/阻尼器模型(MSDM)

从生物力学角度来看,胃、肝脏、角膜等软组织通常可以近似为各向同性且均质的,对于这些软组织的建模可以在此近似条件下建立软组织的线弹性模型。假设质点-弹簧/阻尼器系统中,质点由几何模型中的节点表示(图1中的 m_k, m_i, m_j),多个节点之间通过虚拟弹簧/阻尼力建立影响关系,如图1所示。每个质点的运动都满足拉格朗日运动方程。

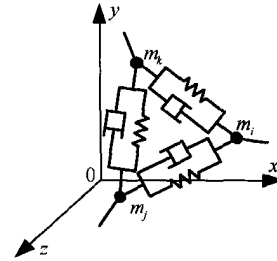


图1 质点-弹簧/阻尼器模型

于是,随时间变化的人体软组织形变的动态过程就可由质点-弹簧/阻尼器系统的动态行为表示,当外力 F_{ext} 应用到物体表面时,根据牛顿第二定律,可得运动方程为:

$$m \frac{d^2 U}{dt^2} = F^{int}(U, t) + F^{ext}(U, t) \quad (1)$$

式中, U 表示质点的位移矢量,是求解的目标; m 表示质点的质量; $F^{int}(U, t)$ 表示质点所受的内力, $F^{ext}(U, t)$ 表示质点所受的外力。

被影响的受力质点 i 的动态行为可描述为:

$$m_i a = F_i - F_d - F_k \quad (2)$$

式中, m_i, a 为质点 i 的质量与加速度, F_k, F_d 分别代表弹性力与阻尼力, $F_i = [F_x, F_y, F_z]^T$ 为作用在质点 i 上的三维外力的合成,于是有

$$m_i \frac{d^2 u_i}{dt^2} + d_i \frac{du_i}{dt} + k_i u_i = F_i \quad (3)$$

式中, $u_i = [x_i, y_i, z_i]^T$ 为形变位移量, d_i, k_i 分别表示弹簧的粘性系数与刚度系数。

由胡克定律可知,阻尼器产生的阻尼力与速度成比例关系,可以有效地避免由于质点过度振荡而导致的弹簧过度拉长等失真现象,阻尼力表示为:

$$\begin{aligned} F_d &= \sum_{j \in P(i)} d_{ij} |(\dot{u}_i - \dot{u}_j) \cdot \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|}| \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|} \\ &= \sum_{j \in P(i)} d_{ij} |(\dot{u}_i - \dot{u}_j) \cdot \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|}| \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|} \end{aligned} \quad (4)$$

弹性力与弹簧形变量成正比,可得:

$$F_k = \sum_{j \in P(i)} k_{ij} (|r_{ij}| - r_{ij}^0) \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|} \quad (5)$$

于是式(2)可表示为:

$$m_i \ddot{u}_i + \sum_{j \in P(i)} (d_{ij} |\dot{u}_i - \dot{u}_j| \cdot \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|} + k_{ij} (|r_{ij}| - r_{ij}^0)) \frac{r_{ij}}{|r_{ij}|} = F_i \quad (6)$$

式中, d_{ij} 、 k_{ij} 分别为质点 i 与质点 j 之间弹簧阻尼器的粘性系数与弹性系数, v_i 为质点 i 的速度; $P(i)$ 表示一组与质点 i 相连接的临近质点; r_{ij}^0 、 r_{ij} 表示质点 i 与 j 之间的弹簧自然长度及两者间的矢量距离; $r_{ij}/|r_{ij}|$ 为单位向量, 使得弹性力与阻尼力的作用方向是沿着弹簧的方向, 以保证力的最佳作用效果。位移 u 与速度 v 被用作状态变量, 表达如下:

$$\begin{cases} \ddot{u} = \dot{v} = \frac{F_i - F_d - F_k}{m} \\ \dot{u} = v \end{cases} \quad (8)$$

1.2 ALMSDM 定义与实现

局部模型的位置可变性, 顾名思义, 所建立的局部模型是跟随虚拟手术器械与虚拟软组织几何模型碰撞位置的变化而变化, 通过碰撞的位置确定距离此位置最近邻的节点, 并依据虚拟软组织的几何拓扑结构以该质点为中心与周围一圈质点之间添加弹簧约束关系。从而完成一次建模过程。位置可变的特性符合触诊时按压位置的随机特性, 从而增强了仿真训练的真实性。

局部模型的区域扩展性是在碰撞发生后最近邻节点位置确定的情况下, 以此节点为中心向外扩展一层或多层弹簧约束关系。为了更形象地描述, 如图 2(a) 所示, 虚拟探针触碰并搜索到节点 0 以后, 在节点 0 与 1 到 8 之间添加一圈虚拟的弹簧约束, 并将节点 1-8 的位置作为模型边界, 施加边界约束限制, 边界条件的施加尤为重要, 直接影响系统的稳定性及可靠性, 这里形象地用绿色的“X”表示。当所建立的一层虚拟质点-弹簧/阻尼器模型无法模拟满足形变仿真的真实效果或无法覆盖病变区域时, 需要对此局部模型进行扩展, 以进一步找到图 2(b) 中的 $a-m$ 节点, 并与其建立连接关系, 添加弹簧约束与边界约束, 完成对模型的二次扩展过程。以此类推, 可根据具体问题将模型区域向外不断扩展, 保证模型仿真真实性的需求。

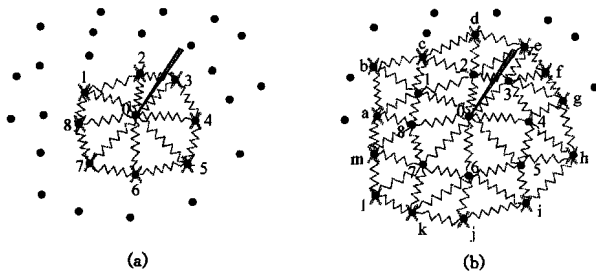


图 2 一次、二次扩展后的质点-弹簧/阻尼器模型

ALMSDM 算法实现的关键技术点如下:

(1) 搜索碰撞位置处的最近邻节点

碰撞点的位置在大多数情况下都不会落在模型的节点上, 因此需要对此碰撞点进行预先处理, 使其所有的属性转移到最近邻的节点上。虚拟软组织几何模型拓扑结构的不规则性及数据储存结构的无规律性使得一些相对高效的搜索算法的设计过程非常复杂, 在虚拟对象节点数据量不是很大的情况下, 可通过比较碰撞点与所有节点的距离大小来确定最近邻节点, 并通过 FPS(Frames Per Second) 值来验证搜索算法的实时性能。

(2) 施加弹簧约束与边界约束限制

将上面得到的最近邻节点定义为虚拟软组织模型的受力点, 如要将受力点受到的外力向周围传播, 就要在受力点与周围节点间建立约束关系, 那么首要的问题就是如何确定哪些点是受力点直接的影响点。本文采用数据结构中“图结构”的概念来描述虚拟软组织几何模型中复杂的非线性数据关系, 即“图结构”中的每个节点既可能有前驱节点也可能有后继节点, 且个数都不确定; 与每个节点相关联的边的数量被称为该点的“度”, 每个节点的度也是不确定的, 结构关系较为复杂。

通过分析已有的数据逻辑关系可知, 首先想到以三角形为单位, 为每一个共用受力节点 0 的三角形(如图 3 中(a)-(h))的各边添加弹簧约束, 但是相邻两个三角形共用的边将会被添加两次弹簧约束; 如果从节点的角度出发, 将所有三角形节点存储后去重复处理, 又无法保留节点之间的连接关系, 当扩展层数较多时, 根本无法找到哪两个节点可以构成一条合理的边。

针对此问题本文采用有向图的邻接矩阵的表示方法: 图结构 G 由两个集合 V 和 E 组成, V 代表图结构中的节点集合, E 代表节点之间的关系, 记为 $G=(V, E)$, 各节点按某种任意的方式编号为 $0, 1, 2, \dots, n-1$, 于是邻接矩阵可定义为 $n \times n$ 维的矩阵 $A=(a_{ij})$, 它满足如下关系:

$$a_{ij} = \begin{cases} 1, & (i, j) \in E \\ 0 & (i, j) \notin E \end{cases} \quad (9)$$

式中, i, j 为节点索引号, $a_{ij}=1$ 表示矩阵元素 $A[i][j]=1$, 即表明节点 i 与 j 之间有连接关系, 否则表明无连接。将图结构中的每个三角形的三条边按照节点索引号从大到小的顺序设定方向, 如图 3 中三角形 A、B、C 标记的方向, 其他三角形方向标记略。

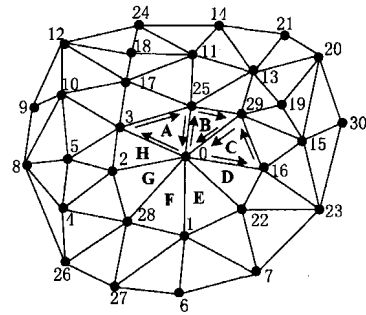


图 3 有向图结构的示意

有向图的结构可有效地解决节点 0-25 与 25-0 的重复连接问题, 即仅 $A[0][25]=1$, 而 $A[25][0]=0$ 。依据模型文件中保留的三角面顶点关系, 将节点索引号作为输入量, 可得到图 3 有向图结构的邻接矩阵, 如下所示:

	0	1	2	3		27	28	29	30
0	0	1	1	1		0	0	1	0
1	0	0	0	0		1	1	0	0
2	0	0	0	1		0	1	0	0
3	0	0	0	0		0	0	0	0
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
27	0	0	0	0		0	0	0	0
28	0	0	0	0			0	0	0
29	0	0	0	0				0	0
30	0	0	0	0					0

邻接矩阵建立后,在添加弹簧限制前通过判断矩阵元素值是否为1,来有效地解决上述添加重复弹簧的问题。边界约束施加在 ALMSDM 模型的最外层质点上,限定模型的形变区域,保证数值求解矩阵的非奇异性,提高系统的稳定性。通过受力点及周围相邻点受到的间接力,便可以计算出这些点相对受力点的位移变化,通过更新图形显示实现对形变的仿真。

(3) ALMSDM 约束限制的更新

为了实现对连续触诊操作的准确仿真,局部模型要表现为动态的特性:当探针第二次触压模型表面时,第一次所建立的局部形变模型需立即消失,并在新的位置处重新建立局部模型。而前一次去除的模型不单是视觉虚拟弹簧的消失,在程序的实现过程中要将前一次所添加的弹簧、边界等约束限制一并去除,保证当前仿真模型的独立性。本文采用 STL 中的 list 双向链表实现对约束限制的管理,每次添加或删除一个元素均会配置或释放一个元素空间,其插入和删除操作都不会造成原有 list 迭代器失效,实现过程如下:

void ClearConstrain(前一次添加的限制数量)

```
{
    定义迭代器指针;
    while(当前限制数量>前一次限制数量)
    {
        返回首元素的迭代器指针;
        判断容器是否为空;
        删除迭代器指针对应的元素;
    }
}
```

1.3 法向量更新策略

在虚拟手术形变仿真过程中需要实时更新质点位置,为了达到逼真的视觉渲染效果,质点对应的法向量也必须重新计算并更新。当虚拟软组织数据规模较大时,形变计算及法向量的更新计算是制约系统实时性的主要因素。全局模型的算法中每一时间步都要对所有质点的位移和法向量进行重新计算,这在局部模型中将进行大量无意义的运算。

为了提高系统实时性,提出了与局部形变模型相匹配的法向量局部更新策略,对法向量更新方法进行了巧妙的改进:即当程序搜索到受力点周围的质点索引号以后,我们将此索引号传递给改进后的法向量的计算程序中,仅对这些节点的法向量进行局部更新,从整体上考虑,这才是真正意义上的局部模型。

通过分析可知,法向量的更新是对每一个外表面三角形的顶点法向量进行更新。当形变发生时,顶点法向量跟随周围三角面片法向量的变化而变化,通过分析可知每一个顶点周围的三角面片是固定不变的,于是我们提出了法向量的预计算策略,即通过全局遍历搜索算法找到每一个顶点周围的三角面片索引号,并将其对应关系入栈,等待调用,此过程可在程序初始化中完成。该策略随着顶点数和表面三角形数量的增加而突显优势,免去了每一帧图像更新时费时的搜索与计算过程。

更新局部法向量及法向量预计算的策略充分利用了 ALMSDM 中的节点索引号,即在不增加程序设计复杂性的

同时,通过巧妙的方式彻底地提高了程序的运行速度。

2 虚拟胃组织面模型形变仿真

首先选择的实验对象为符合真实医学数据的人体胃模型,可将胃近似为“空心体”,且器官的表面组织厚度非常薄,相对于整个体积可以忽略不计,因此我们将建立胃组织面模型的 ALMSDM。

依据真实人体医学 CT 图像重建的人体胃模型由 1022 个顶点、2000 个三角面片组成,这些几何单元在形变模型建立之前不具有任何物理信息。假定虚拟软组织为各项同性、均质的,查阅现有文献中关于人体软组织 MSDM 中参数的设定值,本文选定弹性系数 k 为 1.0,粘性阻尼系数 d 为 1.0,并在实验中不断修正,程序流程如图 4 所示。

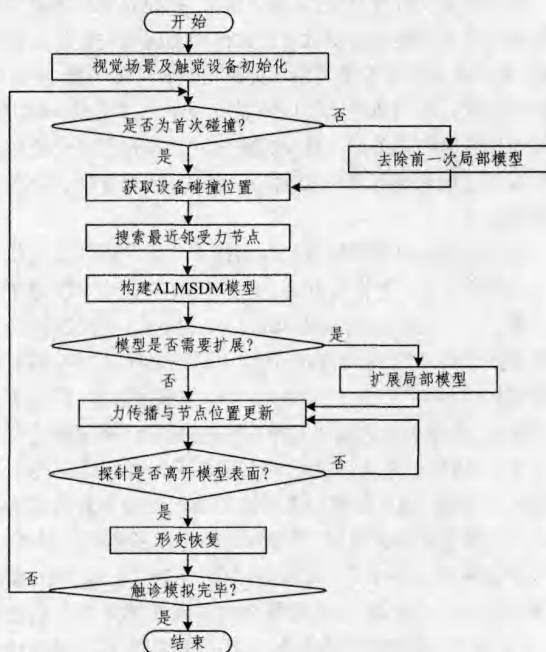


图4 ALMSDM 算法流程图

ALMSDM 算法具体实现结果如下,图 5 给出所建模型的位置随着手术器械与胃模型触碰的位置而实时变化的仿真结果;图 6 给出从 2 层弹簧扩展到 4 层弹簧的建模效果。每一种局部模型的最外一圈质点都添加了边界约束限制,以保证胃模型形变后的正确恢复。

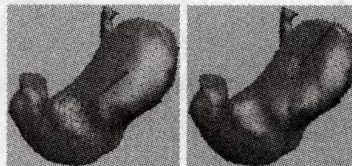


图5 不同位置的 MSDM 建模效果



图6 不同范围的 MSDM 建模效果

图7给出了扩展1—4层的ALMSDM及全局MSDM形变效果图,其中(a)~(d)分别为对应于不同扩展范围的实验结果图,通过比较分析可知:

(1)随着建模层数的增加,受力点对周围的影响范围也逐渐增大,形变效果逐渐平滑,基于ALMSDM的胃模型形变效果能够反映出扩展范围越大,力传播的距离越远;

(2)图(d)形变的效果在视觉上有失去软组织紧质弹性特性的趋势,远离受力点的区域形变趋于扁平,真实性较3层扩展模型的效果稍差。

(3)而图(e)、(f)的全局MSDM的形变受外力影响的变形区域更大,且由于形变区域无边界约束限制的缘故,形变效果随着触碰位置的组织结构而出现不同程度的失真,且无法恢复初始状态。

可见本文所提局部模型表现出较好的形变稳定性,而全局模型在没有任何边界约束的情况下形变后无法恢复初始状态。我们将在后面对系统的整体性能进行分析与评价。

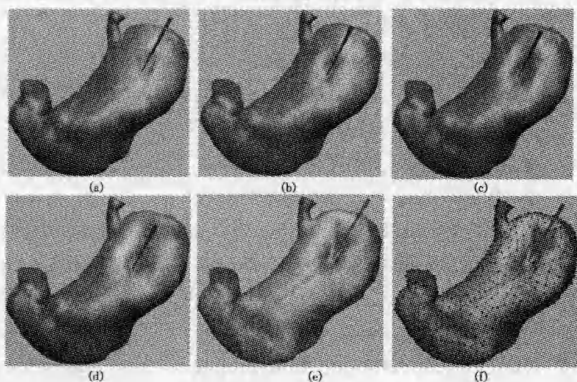
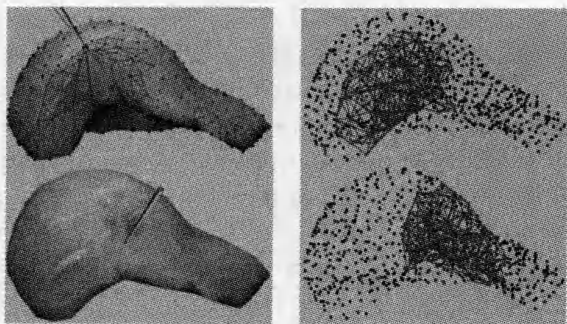


图7 不同范围的MSDM形变效果对比

3 虚拟肝脏体模型的形变仿真

面模型的几何重建只能表达物体的表面信息,体模型要比面模型具有更加丰富而完整的信息表示,可以更好地模拟实体对象的物理属性,避免自穿透现象,真实度较高。由于增加了模型的内部体特征,能够解决全局面模型形变恢复能力差的问题。但是体模型表示物体时的顶点、面片、四面体单元的数量更多,如此大的数据量也增加了系统的时间与空间复杂度。在保证系统真实性与可靠性的情况下,建立体模型ALMSDM将会更好地提高系统的实时性。



(a) 体模型的形变视觉效果 (b) 体模型的ALMSDM示意

图8 肝脏体模型ALMSDM拉扯与按压模拟效果

选用的肝脏体模型由676个点、1160个表面、2275个四面体及3530条边组成。体模型的ALMSDM相对面模型的建模过程要复杂一些,由于每一个四面体有6条边,使得与每个节点连接的边的数量也大为增加,但邻接矩阵的组建过程可在初始化中完成,对系统的实时性不会带来任何影响。体模型的ALMSDM算法保留了面模型ALMSDM算法的全部优点,又增加了模型的体特征,按压与拉扯的视觉效果非常理想,如图8(a)所示。图8(b)是图(a)对应的局部建模区域。

4 系统性能分析与评价

性能评价主要从视觉真实性、力觉真实性及系统实时性3方面进行,为此我们设计了如下的3组测试实验。

4.1 形变恢复能力测试

从上面实验结果可以看出,不同层数的ALMSDM的形变效果略有不同,而全局模型的形变效果不够理想。这里我们针对虚拟胃组织不同层数的ALMSDM设计了一组测试模型形变后恢复能力的实验,以对胃模型形变后视觉真实性进行定量评价。

在胃模型表面相同位置处建立1—4层的ALMSDM及全局模型,分别对每一种模型进行连续5~6次的按压实验,跟踪观察受力点位置处形变后的恢复效果,并记录实验数据。实验数据如图9所示,通过实测数可知:

(1)1—2层ALMSDM具有非常好的恢复能力,6次按压后,受力点仍然能够恢复到初始位置,平均误差小于0.11mm;

(2)3层ALMSDM的恢复能也较为理想,5次按压后平均误差约0.48mm;

(3)4层ALMSDM的恢复能力一般,平均误差在1.15mm左右;

(4)而无任何边界约束的面模型的全局MSDM无法恢复初始位置,失去了软组织的弹性特性,仿真在按压多次后无法恢复形变而失真。

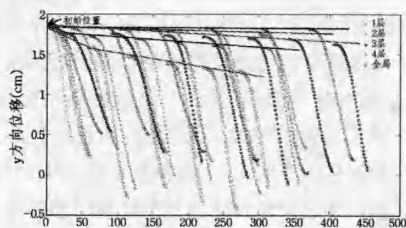


图9 胃组织面模型形变恢复能力测试数据

4.2 反馈力分析

从物理建模角度,我们已经建立了面模型的全局、局部MSDM以及体模型的全局、局部MSDM,在不发生形变的情况下,面模型与体模型都表现出良好的视觉效果。在相同10mm形变量下测得各模型的性能指标值如表1所列,其能够很好地体现出各模型间的差异性,通过表中数据能够更好地证明:

(1)全局面模型形变恢复能力较差,不添加任何附加条件的情况下无法用于虚拟手术的形变仿真中,而局部面模型的恢复能力较好,与建模面积有直接关系;

(2)局部面模型表现出较好的恢复能力和恢复速度;

(3)体模型的形变恢复能力最强,速度最快,无论是局部的还是全局的体模型都表现出非常好的恢复效果,尤其是肝脏体模型的 ALMSDM,在实时性与视觉真实性方面都表现出优越特性。

(4)各物理模型输出反馈力大小相当,初始形变时反馈力数值稳定,随着受力点位移和速度的增大,输出反馈力的不确定因素也变大,但整体趋势稳定,能够表现出生物组织的非线性力学特征,反馈力的输出对比如图 10 所示。

表 1 10mm 形变量下各模型性能对比

评测指标(平均值)	局部面模型	全局面模型	局部体模型	全局体模型
恢复误差(mm)	0.455	15.224	0.081	0.022
恢复时间(s)	0.982	>5.122	0.556	0.252
反馈力(N)	2.402	2.514	2.312	2.578

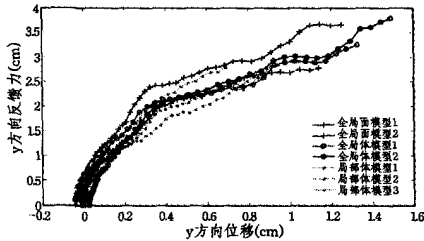


图 10 不同建模方式下的 y 方向力-位移关系曲线

4.3 实时性测评

系统实时性的一个重要衡量指标就是每秒帧数-FPS (Frames Per Second),值越大表示刷新频率越高,实时性越好,当 FPS 高于 30 时,通常就认为动态画面是连续的。本文所提出的 ALMSDM 方法节省了大量的存储空间,每次仅对 6 到 40 个左右的质点进行入栈处理,否则我们建立全局胃模型时要处理 1022 个质点,全局肝脏体模型的数据量更大。ALMSDM 的计算量可降低几十倍。由表 2 的数据对比可知:

(1)系统随着 ALMSDM 建模面积的增大速度有所下降,但由于计算机性能的提高,速度下降的趋势不是很明显;

(2)对实时性影响较大的是刷新每一帧图像时法向量的更新方式。局部模型的特点使得更新全部质点的法向量是没有必要的,且随着建模面积的扩大,质点数量不断增加,为每一个质点计算法向量的时间必然增加,而预计算的方案将使部分计算在初始化中完成,极大地提高了系统实时性,所以本文提出的更新局部法向量及法向量预计算的思想是可行且高效的。

表 2 不同建模下的组织形变时的 FPS 值对比

质点-弹簧/阻尼器 层数范围	1 层	2 层	3 层	4 层	全局面 模型	4 层体 模型
质点平均 数量	7	20	41	70	1022	119
弹簧平均 数量	12	45	98	187	3000	262
FPS 平均值 (全局法向量)	38.0	38.0	37.9	37.9	34.5	37.1
FPS 平均值 (局部法向量)	93.2	93.0	89.2	84.4	73.1	84.1
FPS 平均值 (预计算局部)	≥ 120.0	≥ 120.0	≥ 120.0	≥ 120.0	115.3	≥ 120.0

结束语 本文针对软组织形变仿真进行了深入研究,在

保证仿真效果逼真性的基础上,提出了可变区域的局部质点-弹簧/阻尼器模型,结合新颖的法向量更新策略,极大地提高了系统的实时性。所提算法已成功用于胃组织面模型与肝脏组织体模型的物理建模中,充分体现了模型的有效性与通用性。虚拟手术系统的实时性与精确性一直是一对难以平衡的矛盾,本文出于实时性能的考虑选用了质点-弹簧/阻尼器模型,并在建模时缩小了模型范围,使得精确性比有限元法相对差一些,但本文算法仍然能够保证力觉真实性,从而为医学触诊的研究与训练提供了重要思路。由于虚拟手术软组织形变模拟是一项多学科交叉的研究领域,加之,软组织复杂性与多样性的特点,使得符合生物力学特性的、逼真的软组织物理建模难度较大,可在下一步的工作中将对融入生物组织力学特性的形变模型进行深入研究,并将其应用于切割模拟过程中组织自然形变的模拟中。

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[J].中国科学(F辑):信息科学,2009,39(1):159-174
- [2] Donald Combs C. Medical Simulators; Current Status and Future Needs[C]//2010 Workshops on Enabling Technologies: Infrastructure for Collaborative Enterprises. 2010:124-129
- [3] 包春波.生物软组织建模仿真方法研究[D].大连:大连理工大学,2008:64-71
- [4] Sundaraj K, Mendoza C, Laugier C. A fast method to simulate virtual deformable objects with force feedback[C]//IEEE International Conference on Automation, Robotics, Control and Vision(ICARCV). 2000:1-6
- [5] Wang P, Becker A A, Jones I A, et al. Real-Time Surgical Simulation for Deformable Soft-Tissue Objects With a Tumour using Boundary Element Techniques[J]. 7th International Conference on Modern Practice in Stress and Vibration Analysis, Journal of Physics: Conference Series, 2009, 181(6):1-9
- [6] Terzopoulos D, Waters K. Physically-based facial modeling, analysis, and animation[J]. The Journal of Visualization and Computer Animation, 1990, 1:73-80
- [7] Waters K, Terzopoulos D. Modeling and animating faces using scanned data[J]. Journal of Visualization and Computer Animation, 1991, 2(2):123-12
- [8] Chang Y H, Chen Y T, Changetal C W. Development scheme of haptic-based system for interactive deformable Simulation[J]. Computer-Aided Design, 2010, 42(5):414-424
- [9] Vollinger U, Stier H, Priesnitz J, et al. Evolutionary optimization of mass-spring models[J]. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 2009, 1(3):137-141
- [10] Lapeer R J, Gasson P D, Karri A V. Hyperelastic finite-element model of human skin for interactive real-time surgical simulation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, 58 (4):1013-1022
- [11] Xu S P, Liu P X P, Zhang H, et al. A non-linear viscoelastic tensor-mass model for surgery simulation[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2011, 60(1):14-20
- [12] 吴雯,陈辉,王平安.实时交互式软组织切割与变形计算模型[J].计算机辅助设计与图形学学报,2010,22(2):185-190