

# 虚拟手术中软组织形变仿真研究综述

郭 煜 秦 璟

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘 要** 软组织结构是一种非线性、各项异性、近似不可压缩的粘弹性材料体, 而软组织变形仿真是虚拟手术系统中最重要的研究方向之一, 同时也是难点之一。本文首先对虚拟手术做了大致的介绍, 然后重点分析和总结了软组织形变的各种方法, 从几何方法到物理方法, 从网格模型到无网格模型, 并列举了最近几年的研究情况。其中对目前比较流行的有限元方法做了较为详细的说明。最后对未来发展方向进行了展望和总结。

**关键词** 虚拟手术; 软组织形变; 弹簧-质点模型; 有限元方法; 无网格模型

## A Survey on Simulation of Soft Tissue Deformation in Virtual Surgery

GUO Yu QIN Jing

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract** Human soft tissues generally exhibit complex material properties such as nonlinearity, anisotropy, incompressibility and viscoelasticity. Soft tissue deformation is one of the most important yet difficult research tasks in virtual surgery. This paper presents a comprehensive survey on simulation of soft tissue deformation in virtual surgery. We first give an introduction of the virtual surgery system. Then we detailed various methods from geometrically-based methods to physically-based methods, from mesh-based models to meshless models. Finally, we describe some promising research directions on this topic.

**Keywords** virtual surgery; soft tissue deformation; mass-spring model; finite element method (FEM); meshless model

## 1 引 言

随着计算机技术的发展, 虚拟现实和医学物理的融合交叉, 外科诊断治疗手段正在发生巨大的变化。近年来出现的例如计算机辅助手术系统, 虚拟外科手术系统等, 就是信息科学应用于医学领域而产生的成果。外科医生通过这些先进的技术手段在术前、术中、术后对手术进行辅助支持。使外科手术越来越安全、可靠、精确, 创伤越来越小。

一个完整的虚拟手术系统, 具有以下两个特点: 虚拟场景复杂、人机交互性强。其所涉及的技术也非常广泛, 涉及到多学科交叉, 是一个综合性的研究方向。虚拟手术中的手术交互操作有: 触摸、按压、提

拉、抓取、切割、撕扯、剪断、针穿刺、灼烧、缝合、打结等; 同时也需要模拟手术过程中的流血、灼烧烟雾等特殊效果, 需要用到的技术有: 医学数据可视化、计算机图形学、牛顿动力学、生物力学、连续介质力学、流体力学、数值计算、物理建模与几何算法等领域, 对计算机编程能力要求极高, 是一项研究难度很大的课题。

生物组织一般由固态和液态两种形态构成, 并且表现出不同程度的粘弹性。医学中固体分为硬组织(比如软骨、骨骼、头发和指甲等)和软组织(如皮肤、内脏、血管、气管、肌肉等)。硬组织通常不发生形变; 而软组织在物理行为上表现出明显的非线性形变特性, 因此人体软组织模拟难度较大, 通常采用软组织的弹性模量、阻尼系数、密度等物理特性表征

软组织的粘弹性、各向异性、不可压缩等特性。

手术交互操作中最基本的就是软组织形变。触摸、按压等操作属于弹性形变的范畴,不会改变组织的固有结构,主要需要研究的就是形变特性,是手术仿真中最基本的交互方式。切割、撕扯等属于非线性形变,这种操作使软组织的几何结构发生改变,涉及到拓扑结构重组、断裂力学理论等,仿真难度较大,但基础理论还是软组织形变。

## 2 虚拟手术系统结构

虚拟手术整体系统结构简图(图1)可以看出,这是一个系统较为完备,涵盖多学科的技术系统。大致分为以下几个层面:组织器官的三维重建,人机交互,效果显示, GPU加速,以及衔接这几个层面的计算层。其中最核心的就是软组织形变,只有这一问题顺利解决,才能使整个系统运作起来。本章简单介绍其他几个层面的工作,之后着重介绍软组织变形的各种方法。

首先是组织器官的三维重建。人体组织的获取一般是通过CT、核磁共振、超声、切片扫描等方法获

得,它们的共同特点是通过二维图像建立三维模型。常用的步骤:重采样、旋转图像、配准、分割、平滑处理、模型制作等。

然后是碰撞检测。软组织变形由两种因素导致,一种是身体自身的充气以及心脏跳动引起的自然变形;一种是器官之间相互碰撞挤压以及手术工具的接触。碰撞检测是有限元变形中外力部分,同时也是力反馈的成因,所以是非常重要的一部分。

接着是力反馈交互。力反馈的难点是实现多种人机交互模拟。挤压是变形的最简单形式,此外还有针刺、切割等需要破坏模型拓扑结构的操作。系统在运行时使用具有力反馈功能的输入设备模拟手术器械,首先通过输入设备从用户处获得包含速度和位移的输入信息,然后进入碰撞检测阶段。当物体发生形变之后,再计算出交互力传回力反馈设备,让操作者感受到力的反馈。

再就是利用GPU进行加速和显示。计算机硬件的飞速发展,越来越多的医学计算开始依靠GPU的强大并行能力<sup>[1]</sup>。由于计算量的原因,之前模拟形变的软件大多属于离线计算,只能对变形过程中的某一瞬间结果进行显示,不能实现全程可交互的显示。正因

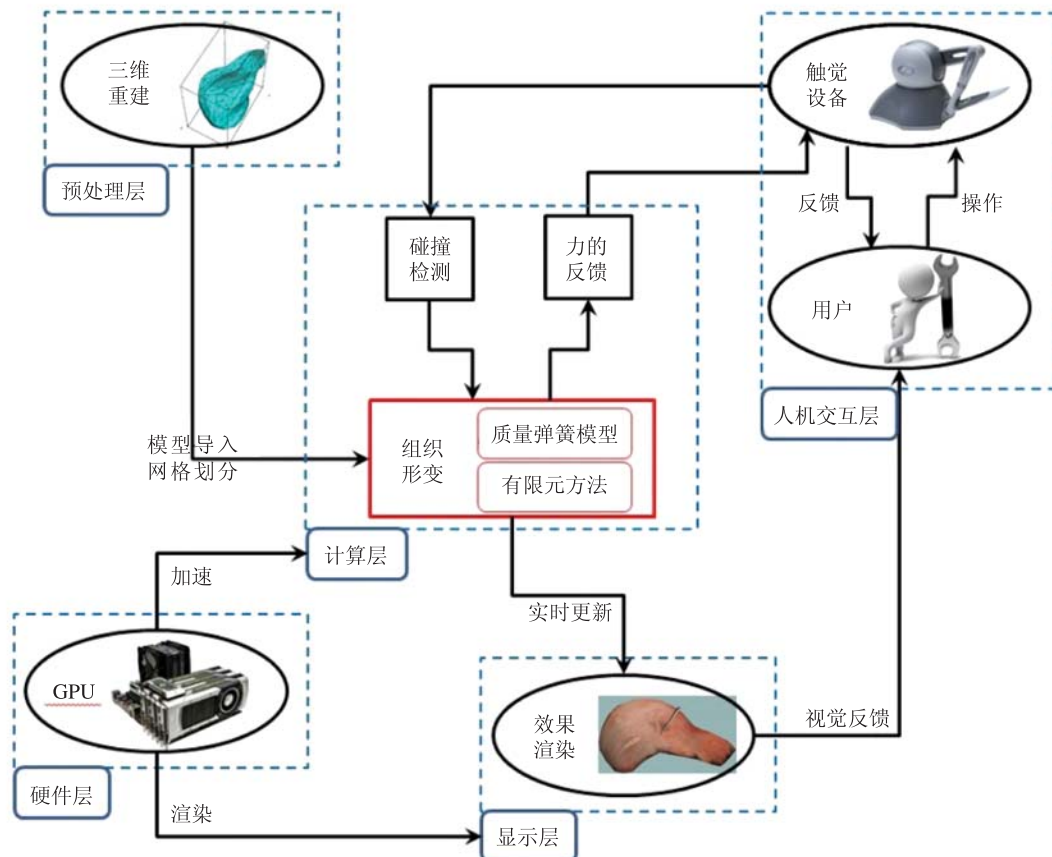


图1 虚拟手术系统结构简图

为强调的是人的互动,研究的目标不是变形的最终结果,而是实时的交互变形。所以快速显示是一个很重要的课题。近几年来,随着计算机显卡的发展,模型形变计算和显示大多会采用GPU。

### 3 软组织变形的各种方法

软组织行为的计算是现代生物医学仿真中的核心问题,在过去的一段时间内,人们提出了许多软组织建模的方法。其中最关键的是要权衡实时性和变形的精确性。真实性和实时性这对矛盾是软组织建模中最为主要的问题。当需要高逼真度来体现真实性时,复杂的模型通常会导致计算时间的大幅增加。此外,仿真过程的稳定性以及交互过程中软组织拓扑特性的改变也是需要考虑的问题。

对于新产品的的设计,生物医学材料和手术工具的科学分析需要一个比较高的精度,所以,高计算量的离线计算有时候是非常必要的。与此相对的是,在手术训练中这些需求却可以被降低要求。由于整体精度的降低,就可以增加手术训练系统中的可交互性。因为不同病人的组织器官物理属性不完全一样,只有一个大概的标准,而且基于虚拟现实的手术模拟需要实时的变形显示,那么变形精度只需要一个较为粗糙的近似就可以了,这被称为准物理过程。所以一般的手术模拟遵循这样一个标准:目标通常是实现训练效果,而不是高度精确的软组织材质属性。不过,在手术模拟中如何用一个变形模型来实现既定的手术训练过程依然是一个没有被完全解决的问题,较大的不准确性依然会导致错误的手术训练结果。因此,建立仿真系统时,选择合适的形变模型是很关键的一个步骤。

真实的器官组织行为是很复杂的,而且通常只能了解到其中的一部分行为。正因为软组织的这种复杂性,找到一个合适的数学模型是非常困难的事情。要达到交互式实时仿真,需要对特定的模型进行简化和优化。此外模型的稳定性和切割变形是后续需要考虑的问题。在选择了一个合适的数学模型去仿真软组织的生物力学特性后,还应该去测量和分析真实的软组织变形参数用以修正仿真模型。在模型被完整的表达出来之后,也只能用这个模型去做很有限的分析。

#### 3.1 几何方法

早期模拟物体变形的的方法不是采用物理力学分析的方法,而是直接操作模型的几何属性,改变曲面形状从而达到期望的变形效果。通常会直接修改物体节

点位置,让模型看起来确实发生了形变。几何方法不考虑组织的力学本构关系,也不考虑物体的质量、材质等自身属性,缺乏生物特性。

这种变形方法目前多用于动画中,因为动画可以夸张的表现一些不符合实际情况的形变。直接通过控制点来控制物体形状的自由形变技术(Free-form deformation, FFD),通过控制点来控制曲线曲面的贝塞尔曲线、B样条曲线、非均匀有理B样条等曲线曲面技术以及蒙皮法(现在也有基于物理模型的蒙皮法<sup>[2]</sup>)。此外,隐式曲面在模拟比较软的物质比如血液、粘液、粘土比较有效。Kravtsov等<sup>[3]</sup>使用隐式曲面与多边形网格相结合的方法,创造了视觉逼真的非物理动态模型。

Gibson<sup>[4]</sup>曾提出一种非物理模型,名叫锁环甲模型阵(ChainMail)。它把物体离散为环环相扣的锁环,每个锁环与周围八个相连,并且为每个锁环设置最大移动距离。当一个发生运动,并且达到最大移动距离,就会带动相邻的锁环。这个模型原理简单,运算速度快。

在早些年用这种几何方法可以弥补计算能力的不足,但是缺点还是很明显的。在虚拟手术中,软组织形变不仅仅要满足视觉上的变形效果,更重要的是能在一定程度上真实的还原生物力学的特性。随着计算机性能的提升,人们的关注点放到了如何精确模拟软组织变形。因此,目前基于几何建模的方法在虚拟手术中应用较少,已被物理方法取代。

#### 3.2 物理方法

目前基于物理方法的技术已经日渐成熟,物体动态建模技术从仅仅包含速度、加速度的运动学方程发展成为包括应力、应变的动力学方程。这种进步使得虚拟手术交互能够比较逼真地再现虚拟手术对象真实的行为属性。

虚拟手术模拟中遇到的软组织变形的问题,相对于刚体结构模型来说,软体结构最主要的区别是在挤压和撕拉的模拟中会有能量损失导致形状的改变,现有的物理方法已经可以把能量的变化考虑在内。

模拟软组织的变形现在有多种较为成熟的方法。它们大致可以分为两类:一种是基于网格结构的方法,另一种方法不依靠网格进行模拟。如何建立模型结构是选择模拟方法的重要前提。基于网格的方法主要有质点-弹簧模型和有限元方法,此外还有长单元模型,有限差分法,有限体积法,边界单元法和张量-质点模型。不使用网格的方法主要有粒

子系统, 有限球方法, 光滑粒子流体动力学方法以及无网格方法。

### 3.2.1 网格结构方法

#### (1) 长单元模型 (Long Element Model, LEM)

长单元模型是一种基于物理高度简化的模型, 它首先将模型离散化为充满着不可压缩液体的长六面体单元, 并在此基础上对满足Pascal定理及体积不变性的物体建立求解方程, 每个模型的单元数量与边长的平方成比例。由于长六面体的单元结构使得该方法的网格数量比四面体或立方体网格数量少近一个数量级, 模型的物理参数可以使用体积变量而不必做预计算、压缩等处理, 保证了较高的视觉与力觉刷新速度, 但是该方法对模型进行了高度的抽象和简化, 因此计算精度较低, 目前主要适用于模拟实时动画, 但对软组织建模也有一些应用。

#### (2) 质点-弹簧模型 (Mass-Spring Model, MSM)

质点弹簧模型是把变形模型的质量节点用弹簧连接起来, 当一个弹簧试图伸长, 周围其他弹簧就限制它让其有一种收缩的趋势, 反之亦然。经过一段时间, 整个弹簧系统达到动态平衡, 或者说软组织形变的过程就是一种向平衡过度的过程, 直到被外界的外力打破这种平衡, 继而再次寻找平衡的过程。

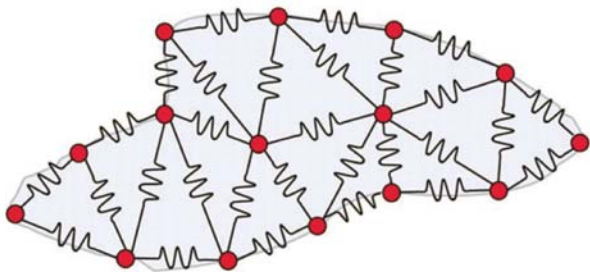


图2 二维质点弹簧模型 (三角形单元)

当一个力作用到某个质量节点时, 弹簧长度由 $l^0$ 变为 $l$ , 弹性系数为 $k$ , 根据胡克定律 $f=k(l^0-l)$ , 在质量点 $i$ 处的弹簧弹力可以由它周围的 $j$ 点对其共同作用而成:

$$\mathbf{f}_i = \sum_j k_{ij} \left( \|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\| - l_{ij}^0 \right) \frac{\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j}{\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|} \quad (1)$$

自从Terzopoulos<sup>[5]</sup>的开创性工作之后, MSM在手术仿真中的应用越来越广。该方法很容易得到系统的解, 因为运动方程不需要显示构造。MSM是一种离散的方法, 对于一个弹性体来说, 它只能近似的估计真实的物理情况。而且对于真实的组织模型物理参数在这里是不能直接用的, 需要进行人工调整, 同时物理过程的仿真结果和质量点的选择有很大的关联, 建立三维弹簧的最优网格拓扑结构是一个很复杂的过

程, 网格的优劣与数量对精度和模型的动态稳定性有较大的影响。然而拓扑结构的改变却很难能影响到MSM方法。

San-Vicente等<sup>[6]</sup>提出了基于拉力形变和非线性材料的MSM方法, 专门处理类似于软组织的超弹性材料, 得到的结果比传统MSM要更加精确, 和FEM的准确度相差无几。Etheredge<sup>[7]</sup>给出了MSM模型的并行算法, 并对肺部和胳膊的变形进行交互式模拟, 实现了快速MSM方法。Hammer等<sup>[8]</sup>对心脏瓣膜的形变模拟运用了MSM方法, 在结构规则的时候, 准确性和有限元方法相近, 但是遇到剪切模拟时, 应变的错误率会快速的增加。Qin等<sup>[9]</sup>提出了硬件加速的基于MSM的多层次软组织变形模拟框架, 在中国可视人(CVH)数据集上面建立了一套可交互的虚拟手术训练系统 (见图3)。

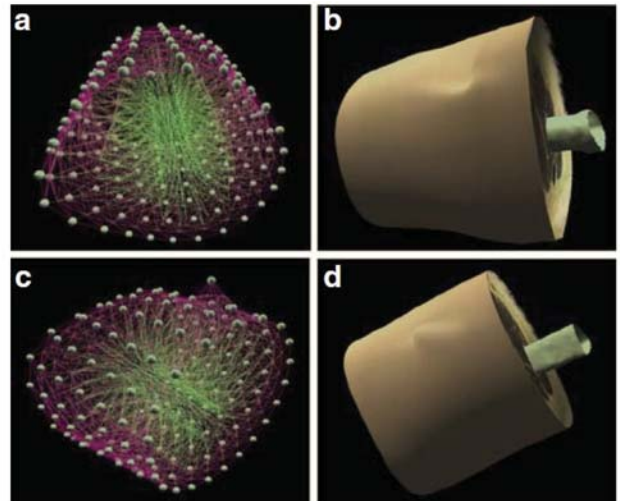


图3 软组织“推”“拉”效果图

#### (3) 有限元方法 (Finite element method, FEM)

有限元方法是求解弹性力学问题的经典方法。将其应用于虚拟手术, 并通过恰当的参数调节, 可以构造出几何与物理上都较为精确的模型。有限元法的基本思想是将连续的求解区域离散为一组有限个、且按一定方式相互联结在一起的单元的组合物体。由于单元能按不同的联结方式进行组合, 且单元本身可以有不同形状, 因此可以精确地模型化几何形状复杂的求解域。

在虚拟手术中, 用有限元法模拟器官形变的基本思想是: 通过推导得到一个模型所有结点处外力与位移关系的方程组, 然后实时代入不断变化的已知外力与位移, 进行方程组的求解。有限元方法针对连续的模型提供了很严密的软组织物理模拟, 同时考虑到了边界情况。在这个处理过程中, 结构模型被划分为一

定数量的有限单元结构，三维模型被划分成四面体或者六面体单元，二维模型被划分为三角形或者四边形单元，每个单元的位移和位置都是由节点值插值得到。Foteinos等<sup>[10]</sup>给出了多组织网格模型的生成方法，该方法生成的网格具有良好的几何结构，同时不同组织之间的接触面也做了很好的网格处理，非常适合进行有限元处理。

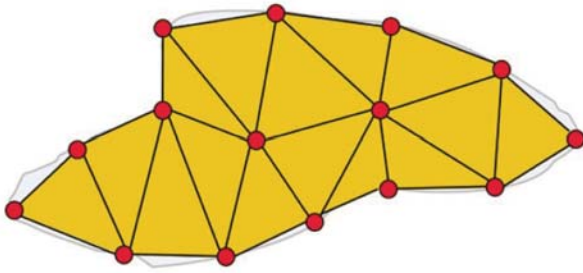


图4 二维有限元模型（三角形单元）

对于每个单元，连续的节点运动由偏微分方程所表示，得到有限元平衡方程<sup>[11]</sup>：

$$M\ddot{\mathbf{u}} + D\dot{\mathbf{u}} + \mathbf{K}(\mathbf{u})\mathbf{u} = \mathbf{r} \quad (2)$$

其中 $\mathbf{u}$ 是节点位移向量， $M$ 是质量矩阵， $D$ 是阻尼矩阵， $\mathbf{k}$ 是刚度矩阵， $\mathbf{r}$ 是外部节点力向量。所有这些矩阵都是时间独立的。通过这个方法，可以实现变形仿真不同程度的精确性，从线性模型到各向异性的非线性模型。

实现FEM的关键在于模型本构关系，即应力张量与应变张量之间的关系。通常是将描述连续介质变形的参量与描述内力的参量联系起来的一组关系式。它们之间的关系式，又称本构方程，它是结构或者材料的宏观力学性能的综合反映，架起了形变与内部物理学之间的桥梁。He<sup>[12]</sup>从分子力的角度推导出不可压缩的弹性体的应力与形变的关系，给出了包括内力和表面牵引力的局部形变公式。Mousavi等<sup>[13]</sup>提出的统计有限元模型，考虑到不同个体的同一组织器官在形态属性方面的相似性，将组织器官的几何结构和有限元变形过程通过本构关系关联在一起，利用神经网络或者主成分分析的方法，建立两者的间接关系，从而减轻FEM的计算臃肿。

FEM的一个优点是在描述这个物理系统时，只需要较少的材料参数，这些参数可以直接从软组织测量中得到并整合到计算中。然而较长的计算时间使得实时性的要求难以达到。如果把切割过程加入有限元过程，那么将需要修改网格的拓扑结构，质量矩阵和刚度矩阵在模拟过程中也需要被不断的重新计算，计算量不断加大。预计算以及模型简化将是解决这一问题

的可行手段。

针对复杂的几何和物理结构，有限元模拟可以达到高精度的仿真。有限元解的精度依赖于两点：单元网格剖分精细程度和每个单元上线性独立的基底函数个数。所以提高FEM精度有三种方法，一种是加密有限元网格剖分以逼近正确解（h-FEM），另一种网格剖分不变，增加各单元基底多项式的阶数（p-FEM），还有一种是联合方法（h-p-FEM）。Tanveer和Zu<sup>[14]</sup>给出的混合p-FEM方法，用较少的几何单元和力场，以及高阶的基底多项式，对非线性超弹性模型进行分析，并与ANSYS软件的结果做比较，效率更高，结果更准确。

解决动态有限元问题，一般采用两种时间积分方式，一种是显示积分，另一种是隐式积分。隐式有限元一般具有较高的稳定性，比如Newmark方法<sup>[15]</sup>，wilson theta方法<sup>[16]</sup>。其中对于线性问题，时间步长可以任意选择而依旧保持形变稳定。然而对于显式积分，积分时间步长受到限制，通常需要首先计算临界时间步长以保证变形过程不会因为步长过大而结果发散。但其好处是可以转化为迭代过程，避免求解大规模非线性方程组。Joldes等<sup>[17]</sup>给出了一种求解稳定时间步长的计算方法，该方法不仅适用于有限元模型，同时也适用于无网格的粒子模型。

而对于四面体网格Lagrange方法已经被广泛应用。一般采用全局Lagrange方法，因为可以预先计算很多常量，减少计算量。如果采用更新的Lagrange方法，则可以得到更准确的结果。西澳大学医学智能系统实验室的Karol Miller小组提出用全局拉格朗日显示动力学（Total Lagrange Explicit Dynamic, TLED）方法计算大脑形变<sup>[18]</sup>，随后Zeike Taylor小组把TLED方法在GPU上面实现加速<sup>[19]</sup>，之后不断改进，成功的把模型降维<sup>[20]</sup>，减小了计算量，目前已成为一个比较热门的方法。随后Joldes等<sup>[21]</sup>对比了不同网格结构的划分在GPU上运行的效率，他们的实验结果对有限元模型的选择提供了宝贵的参考意见。Noe和Sørensen<sup>[22]</sup>运用该方法成功模拟了放射疗法中三维网格的配准。Niroomandi等<sup>[23]</sup>用该方法对肝脏器官进行了仿真。Johnsen等<sup>[24]</sup>在此基础上，使用包围体阶层（BVH）的方法进行碰撞检测，包括自身的碰撞检测，成功仿真了肝脏与横膈膜之间的碰撞情况。

近些年来，很多研究者运用FEM理论，在虚拟手术软组织变形中做了许多模拟仿真。法国国家信息与自动化研究所（INRIA）在虚拟手术仿真应用领域一

直保持着领先世界的优势。他们的开源工具SOFA是目前优秀的模拟软组织变形的平台,给出了精准快速的眼球变形模拟<sup>[25]</sup>,为白内障手术带来福音。Joldes等<sup>[26]</sup>采用自适应动态松弛的方法解决非线性FEM的问题,并应用到大脑变换的模拟中。Boonma<sup>[27]</sup>模拟了微型手术针对皮肤的针刺效果,对“刺”前和“刺”后的软组织分开建模,加强了刺前的模拟速度,提高了刺后仿真精度。Qin等<sup>[28]</sup>提出了一个基于FEM的模型框架来估计腹部血管瘤的压力分布,实验结果与临床观察所得到的结果保持一致(见图5)。Li等<sup>[29]</sup>用FEM成功模拟了插管手术中可交互导管的运动变形情况。Dick等<sup>[30]</sup>在GPU上面,测试了六面体网格的FEM运行效率,面对十万量级的网格单元,达到了每秒11个时间步长的高效运算速度。

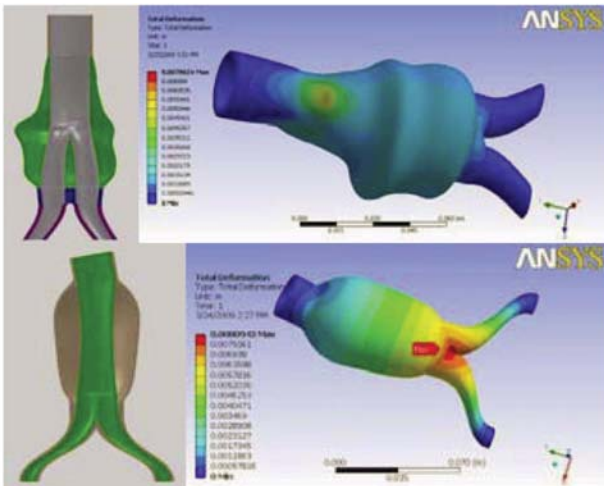


图5 ANSYS中血管瘤形变模拟

#### (4) 边界元方法 (Boundary Element Methods, BEM)

和FEM比较类似的另一种数值求解方法就是边界元法。该方法只需要在求解域的边界处采用分段多项式近似的方法对控制方程离散化,通过Green-Gauss法则将运动方程转换为表面积分表达式,因此与FEM不同之处就在于BEM只对模型的边界进行离散,由于降低了问题求解的自由度而使计算得到了简化。最早将边界元法用于形变物体仿真的是基于BEM建立的准静态形变模型,通过采用简单的结构再分析技术实现了实时的仿真特性,对一些简单的模型有一定的优势。但是此类方法只限定在对内部为线性的、各项同性均质的物体建模,对一些复杂的、具有丰富细节的模型失真较大;在处理拓扑逻辑结构变化的问题时比FEM方法更困难,不适合虚拟手术切割建模,但是在处理手术器械尖端力时<sup>[31]</sup>,却要比FEM法表现出更好的精确性。另外,BEM还无法表达体数据,而在很多

工程应用中,物体内部的力及位移是很重要的,这也是边界元法的缺点之一。

#### (4) 张量-质点模型 (Tensor-Mass Model, TMM)

张量-质点模型是FEM的一种简化,它把对象实体内部离散化为一系列的四面体有限单元,四面体的各顶点作为质点,四面体的边作为弹簧,与FEM不同的是TMM不用组装整体刚度矩阵,而是把各单元刚度矩阵分离后累加到各个顶点和边上。质点所受的作用力由所有与它相邻的四面体及四面体的顶点共同决定,将对象的质量及阻尼集中到四面体的顶点上并使用牛顿定律,在对象所受外力和形变之间建立线性或非线性的应力-应变关系。因此,该模型的实质就是利用FEM定义应变能函数,然后由应变能函数导出作用在质点上的内力计算公式,最后根据MSM建立形变控制方程。形变的计算不再完全依赖所在单元的拓扑结构,因而比MSM模型具有更强的体特性的表现能力<sup>[32]</sup>。

#### 3.2.2 网格模型优缺点比较

上述有代表性的物理建模方法都各有优缺点,像非迭代的BEM计算速度和鲁棒性好于其他模型,但要涉及复杂的预计算;具有简单、灵活拓扑结构的MSM更容易渲染,但稳定性不佳;高精度的FEM计算量庞大;具有体描述能力、易于实现大形变的TMM要涉及复杂的四面体网格。总体来说主流的两种方法是:质点弹簧模型和有限元模型。其他方法基本都是这两种方法的衍生品或简化版。

MSM的最显著的优势就是通常速度很快,足以达到实时计算。此外,在模拟过程中加入几何修正也是不难的事情。缺点是在标准方程中不能保持体积的不变性,因为软组织几乎都是不可压缩的,所以这将会产生不真实结果。而且变形是依靠拓扑结构的,很难去选择未知模型的参数。

FEM的优势在于,它对网格的几何结构以及外部载荷都是独立的,所以用FEM可以解决各种不同的复杂情况。而且它还有坚实的理论基础。另一方面,潜在的劣势就是较长的计算时间,尤其是对于非线性有限元。此外,该方法经常难于实行,需要一些经验来定义一些其它问题,比如网格的生成。如果遇到类似于切割的问题,拓扑结构发生了改变,FEM就会变得比较复杂,通常需要增加重新划分网格这一步骤。

FEM通常被认为比MSM具有更高的精确性,但相反速度方面有很大的劣势。南加州大学Barbic教授带领团队开发的非线性FEM模拟器Vega<sup>[33]</sup>,成功模

拟了多种FEM模型以及MSM模型，并且对这几种方法产生的效果做了比较。随着硬件的飞速发展，并行化已成趋势，尤其是GPU通用计算的诞生，让快速的FEM成为可能。

### 3.2.3 无网格方法

基于网格的方法用来模拟软组织变形已经较为成熟并且应用广泛，但是在手术模拟过程中，经常会遇到血液或者其他近似流体的运动和变形，网格模型的劣势在这里被凸显出来。首先网格的划分是一项很复杂的工作，划分结果的好坏会决定变形的效果。同时，遇到大变形或者拓扑结构的改变，甚至需要不断重新划分。再次，网格结构只适用于连续体，还有很多变形是网格结构所不能完成的。在此情形下，很多人将研究方向转向了无网格结构，也就是用一种更自由的方式来模拟更多样的形变。

#### (1) 粒子系统 (Particle system)

一个粒子系统是由大量的随时间变化的粒子作为物体造型的基本单元，每个粒子都有一组物理和时间属性，包括位置、速度、颜色和生命周期等，并在每个生命周期中，都要经历粒子的产生、属性的更新、死亡的消除三个阶段，采用随机过程的方法对这三个阶段中与粒子有关的每一个参数进行随机控制，使得粒子系统所表现的景物具有随机性。因此，粒子系统并不是一个简单的静态系统，其本质是一种随机模型，此随机模型可根据给定的平均期望值和最大方差确定其属性参数的变化范围。这样的模型可以产生大的变形，所有粒子的位移共同形成了物体的形变。这种方法一般用来模拟没有固定形状的物体，比如火焰、爆炸、烟、云等自然景观，在虚拟手术模拟中一般用来模拟流血的效果。

Muller和Chentanez<sup>[34]</sup>使用定向粒子，储存了旋转以及一些常规的线性属性，比如位置和速度。在常规的粒子系统中加入这些特有属性之后，可以物理模拟更为精确的碰撞效果和带皮类结构的动画显示。Qian和Ju<sup>[35]</sup>通过构建点云模型来分析应力情况，并对主动脉膨胀以及颅骨撞击进行了仿真模拟。

#### (2) 有限球方法 (Method of Finite Spheres, MFS)

有限球法是一种不基于网格的物理建模方法，最早在2000年由麻省理工大学的De和Bathe提出<sup>[36]</sup>。该方法实际上是无网格局部彼得洛夫-伽辽金法的一种特例，对局部积分方案和边界条件的引入方式进行了改进。后来，De等<sup>[37]</sup>将此方法应用于对虚拟微创手术系统的研究中，采用这种基于配置点的有限球方法

(PCMFS)建立软组织的形变物理模型，由对线性模型的研究逐步深入到非线性模型，并灵活地运用多分辨率技术和快速再分析策略加快运算速度，实现了手术触诊与切割操作的仿真；与有限元方法相比较，PCMFS具有较高的计算效率。但是该方法实际上是一种基于配点法的无网格技术，必然会遇到不稳定和精度低的问题<sup>[38]</sup>。

#### (3) 光滑粒子流体动力学方法 (Smoothed Particle Hydrodynamics, SPH)

SPH是最近30年出现的一种真正意义的无网格方法，该方法的基本思想是，将连续的流体（或固体）用相互作用的质点组来描述，每个质点上加载各种物理变量，包括质量、速度等，通过求解质点组的动力学方程，并且跟踪每个质点的运动轨道，得到整个系统的力学行为。理论上讲，只要质点的数目足够多，就能精确地描述力学行为。虽然在SPH方法中，解的精度也依赖于质点的排列，但它对点阵排列的要求远远低于网格的要求。由于质点之间不存在网格关系，因此它可避免大变形时网格扭曲而造成的精度破坏等问题，并且也能较为方便的处理不同介质的交界面。由于粒子点的运动和流体或者气体的运动非常相似，因而在流体流动中应用较多。该方法对计算资源要求较低，但是对液体表面的跟踪和重构较难，光滑核函数难以选取，求解系统容易是病态的，需要特殊的稳定方案，因此模拟的真实程度、稳定性及精度方面还比不上基于网格的模拟效果。

苏黎世联邦理工学院的Barbara Solenthaler<sup>[39]</sup>等人提出了基于SPH的动量守恒双向耦合方法，用流体动力学来模拟流体以及任意刚体物质。这种方法有利于模型初始化，以及可以实现多个物体的动态模拟。Akinci等<sup>[39]</sup>采用不可压缩SPH方法，成功的将边界粒子化，实现了刚体-流体的相互耦合。

#### (4) 无网格方法 (Meshless Method)

无网格模型是一种目前很流行的用来快速生成软组织结构的方法。它最大的优势在于不需要很多计算，所以常被人们用于实时可视化。无网格模型是一种比较稳定的方法，不会在仿真过程中出现奇怪的变化而导致模拟失败。它的结果简单并且直观。

无网格法是由机械工程领域提出的一种数值求解方法，该方法基于一组分散点来离散求解区域，不需要网格的初始划分和重构，直接用这些离散点为每一个点构造形函数，从而在没有指定任何连接关系的情况下用求解域上的场函数在这些离散点上的值来逼近

或者插值这些函数。由于它弱化了基于网格算法的片单元的特性, 强化了紧支域内的整体误差最小, 从而保证了整体计算精度, 而且可以减少计算难度。正是由于基于网格的数值方法在处理某些问题时存在的固有缺陷, 使得无网格方法得到了迅速发展。

西澳大学的Jin等<sup>[40]</sup>为了克服基于网格方法的缺点, 尤其是在切割手术中, 由于网格被切开时需要重新划分网格而带来的高计算消耗, 提出了自适应无网格Lagrange方法 (MTLADR), 不光效率有所提高, 精度也不比ABAQUS软件计算的结果差。Horton等<sup>[41]</sup>尝试用Lagrange方法来处理无网格结构, 取得一些理论进展。对一些内部不容易划分网格的物体, 表面采取网格化, 内部采用无网格化, 这种大胆的创新结合, 也许正是未来发展的一种趋势。Gills等<sup>[42]</sup>更是把无网格结构与基于框架的蒙皮法结合, 也就是物理方法与几何方法相结合, 得到的这种新的变形方法可以创造稀疏的无网格模型<sup>[43]</sup>, 并适用于多种本构模型的大位移以及大变形。

### 3.3 物理方法小结

基于物理的建模方法倍受欢迎, 一方面因为物理方法具有遵循物体客观运动规律的特点, 所以该方法更能逼近真实的形变等动态效果; 另一方面, 在一些复杂的形变和运动分析中, 此类模型依赖于真实物体的属性, 更易于获取参数并进行明确的设定, 增强了对形变控制的灵活性与便利性; 更重要的是, 虚拟手术训练系统的反馈力可以直接获得或者由公式推导得到, 同时可以融入实际对象物理属性; 而在非物理的模型中, 反馈力需要单独计算, 且与对象真实属性无关。此外, 由于物理模型与工程领域的仿真具有一致性, 从而更加容易与虚拟医学辅助诊断等工程系统融合。

## 4 发展前景及结论

虚拟手术仿真系统将会会有一个长远的发展, 其中变形模拟需要解决的问题还有: (1) 生理功能仿真。现有的形变模型最多只能提供力反馈功能。然而, 人体软组织具有特殊的生理功能, 在手术进行过程中, 手术交互的各种动作对血流速度、压力、心跳和体温等生理特征会产生较大影响, 如何能把这些生理功能集成到组织器官模型中是个严峻的考验;

(2) 手术器械与组织器官的复杂交互模拟。现有的模型对手术器械采取了简化处理, 实际情况下这种交

互的过程是非常复杂的, 复杂的器械会带来复杂的形变效果, 准确地模拟复杂的手术操作过程将极大的提高仿真效果; (3) 实时图形渲染技术。为了实现更真实的变形效果, 现有的基于多边形图形渲染的技术会随着几何对象复杂度的增加而提高。高效的渲染组织器官模型也将是人们关注的一个热点问题。

虚拟手术涉及的知识非常广泛, 可研究的关键技术非常多, 仅形变这一内容, 就因为组织器官的不同而产生了不同的方法, 但是总的研究目的是一致的: 同时满足虚拟手术中软组织形变仿真的准确性和实时性的要求。随着计算机与物理建模技术的不断发展, 这一多学科交叉技术必将在医学领域发挥越来越大的作用。

### 参 考 文 献

- [1] Pratz G, Xing L. GPU computing in medical physics: A review [J]. *Medical Physics*, 2011, 38(5): 2685.
- [2] Kim T, James D L. Physics-based character skinning using multidomain subspace deformations [J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2012, 18(8): 1228-1240.
- [3] Kravtsov D, Fryazinov O, Adzhiev V, et al. Embedded implicit stand-ins for animated meshes: a case of hybrid modelling [J]. *Computer Graphics Forum*, 2010, 29(1): 128-140.
- [4] Gibson S F. 3D chainmail [C] // in *Proceedings of the 1997 symposium on Interactive 3D graphics-SI3D' 97*, 1997:149.
- [5] Terzopoulos D, Platt J, Barr A, et al. Elastically deformable models [J]. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 1987, 21(4): 205-214.
- [6] San-Vicente G, Aguinaga I, Celigüeta J T. Cubical mass-spring model design based on a tensile deformation test and nonlinear material model [J]. *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics*, 2012, 18(2): 228-241.
- [7] Etheredge C E. A Parallel mass-spring model for soft tissue simulation with haptic rendering in CUDA [D]. Enschede: University of Twente, 2011.
- [8] Hammer P E, Sacks M S, del Nido P J, et al. Mass-spring model for simulation of heart valve tissue mechanical behavior [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, 39(6): 1668-1679.
- [9] Qin J, Pang W M, Chui Y P, et al. A novel modeling framework for multilayered soft tissue deformation in virtual orthopedic surgery [J]. *Journal of Medical Systems*, 2010, 34(3): 261-271.
- [10] Foteinos P, Chrisochoides N. High-quality multi-tissue mesh generation for finite element analysis [J]. *Image-Based Geometric Modeling and Mesh Generation Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, 2013, 3: 159-169.
- [11] Riener R, Harders M. Soft tissue deformation [J]. *Virtual Reality*



- in Medicine, 2012: 265-288.
- [12] He L H. Stress and deformation in soft elastic bodies due to intermolecular forces [J]. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2013.
- [13] Mousavi S R, Khalaji I, Naini A S, et al. Statistical finite element method for real-time tissue mechanics analysis [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, 15(6): 595-608.
- [14] Tanveer M, Zu J W. Non-linear vibration of hyperelastic axisymmetric solids by a mixed p-type method [J]. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 2012, 47(4): 30-41.
- [15] Bathe K. *Finite Element Procedures* [M]. Prentice Hall, 1996.
- [16] Joo K J, Wilson E L. An adaptive finite element technique for structural dynamic analysis [J]. *Computers & Structures*, 1988, 30(6): 1319-1339.
- [17] Joldes G R, Wittek A, Miller K. Stable time step estimates for mesh-free particle methods [J]. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 2012, 91(4): 450-456.
- [18] Miller K, Joldes G, Lance D, et al. Total Lagrangian explicit dynamics finite element algorithm for computing soft tissue deformation [J]. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 2006, 23(2): 121-134.
- [19] Taylor Z A, Cheng M, Ourselin S. High-speed nonlinear finite element analysis for surgical simulation using graphics processing units [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2008, 27(5): 650-663.
- [20] Taylor Z A, Ourselin S, Crozier S. A reduced order finite element algorithm for surgical simulation [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2010, 3: 239-242.
- [21] Joldes G, Wittek A, Miller K. Real-time nonlinear finite element computations on gpu: handling of different element types [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2010, 199(49-52): 3305-3314.
- [22] Noe K, Sørensen T. Solid mesh registration for radiotherapy treatment planning [J]. *Biomedical Simulation*, 2010, 5958: 59-70.
- [23] Niroomandi S, Alfaro I, Cueto E, et al. Accounting for large deformations in real-time simulations of soft tissues based on reduced-order models [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2012, 105(1): 1-12.
- [24] Johnsen S F, Taylor Z A, Clarkson M, et al. Explicit contact modeling for surgical computer guidance and simulation [C] // *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, San Diego, USA, 2012.
- [25] Comas O, Taylor Z A. Efficient nonlinear FEM for soft tissue modelling and its GPU implementation within the open source framework SOFA [J]. *Biomedical Simulation*, 2008, 5104: 28-29.
- [26] Joldes G. R, Wittek A, Miller K. An adaptive Dynamic Relaxation method for solving nonlinear finite element problems. Application to brain shift estimation [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2011, 27(2): 173-185.
- [27] Boonma A. Analytical modeling and evaluation of microneedles apparatus with deformable soft tissues for biomedical applications [J]. *Computer-Aided Design and Applications*, 2013, 10(1): 139-157.
- [28] Qin J, Zhang J, Chui C K, et al. A simulation framework for estimating wall stress distribution of abdominal aortic aneurysm [C] // *33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, USA, 2011: 900-903.
- [29] Li S, Qin J, Guo J, et al. A novel FEM-based numerical solver for interactive catheter simulation in virtual catheterization [J]. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2011.
- [30] Dick C, Georgii J, Westermann R. A real-time multigrid finite hexahedra method for elasticity simulation using CUDA [J]. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 2011, 19(2): 801-816.
- [31] Wang P, Becker A A, Jones I A, et al. Virtual reality simulation of surgery with haptic feedback based on the boundary element method [J]. *Computers & Structures*, 2007, 85(7-8): 331-339.
- [32] Xu S, Liu X P, Zhang H, et al. A Nonlinear Viscoelastic Tensor-Mass Visual Model for Surgery Simulation [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2011, 60(1): 14-20.
- [33] Sin F, Schroeder D, BarbiÄ J. Vega: nonlinear FEM deformable object simulator [J]. *Computer Graphics Forum*, 2012, 32(1): 38-50.
- [34] Müller M, Chentanez N. Solid simulation with oriented particles [C] // *ACM Transactions on Graphics (SIGGRAPH 2011)*, 2011, 30(4), 92:1-92:10.
- [35] Qian J, Lu J. Point-cloud method for image-based biomechanical stress analysis [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2011, 27(10): 1493-1506.
- [36] De S, Bathe K J. The method of finite spheres [J]. *Computational Mechanics*, 2000, 25(4): 329-345.
- [37] De S, Hong J W, Bathe K J. On the method of finite spheres in applications: towards the use with ADINA and in a surgical simulator [J]. *Computational Mechanics*, 2003, 31(1-2): 27-37.
- [38] De S, Kim J, Lim Y J, et al. The point collocation-based method of finite spheres (PCMFS) for real time surgery simulation [J]. *Computers & Structures*, 2005, 83(17-18): 1515-1525.
- [39] Akinci N, Ihmsen M, Akinci G, et al. Versatile rigid-fluid coupling for incompressible SPH [J]. *ACM Transactions on Graphics*, 2012, 31(4): 1-8.
- [40] Jin X, Joldes G R, Miller K, et al. Meshless algorithm for soft tissue cutting in surgical simulation [J]. *Computer Methods in*

- 
- Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013: 37-41.
- [41] Horton A, Wittek A, Joldes G R, et al. A meshless Total Lagrangian explicit dynamics algorithm for surgical simulation [J]. International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 2010, 26(8): 977-998.
- [42] Gilles B, Bousquet G, Faure F, et al. Frame-based elastic models [J]. ACM Transactions on Graphics, 2011, 30(2): 1-12.
- [43] Faure F, Gilles B, Bousquet G, et al. Sparse meshless models of complex deformable solids [C] // Proceedings of ACM SIGGRAPH Computer Graphics, 2011: 73.