

文章编号: 2095-4980(2020)05-0896-06

## 微创手术过程中的手术烟雾仿真

吴冀川<sup>1</sup>, 余 洋<sup>2</sup>, 赵剑衡<sup>1</sup>

(1.中国工程物理研究院 流体物理研究所, 四川 绵阳 621999; 2.绵阳市人民医院 妇产科, 四川 绵阳 621000)

**摘要:** 手术烟雾是微创手术过程中对患者和医师健康产生危害的重要来源, 也是手术风险控制中的重要环节。现阶段对这一复杂流体现象的仿真在精确性和可交互性等方面都有一定局限。通过改进的涡粒子方法将传统的流体模型与基于无网格的算法相结合, 实现了面向微创消融术的手术烟雾仿真。该方法将传统模型在计算烟雾流体时因数值耗散而丢失的流体细节以涡量约束力的形式重新耦合进流体方程中, 实现了对包括小尺度涡在内的流体细节的还原。同时通过GPU并行加速的方法和基于患者医学图片重建的三维模型实现了可交互式的仿真。仿真结果展现了较高的真实性和流体细节, 实现了良好的计算优化及程序拓展性, 为未来应用中的手术规划及训练奠定了基础。

**关键词:** 手术烟雾; 无网格; 可交互; 涡粒子

**中图分类号:** TN911.72

**文献标志码:** A

**doi:** 10.11805/TKYDA2019178

## Physics-based simulation of surgical smoke during minimally invasive surgery

WU Jichuan<sup>1</sup>, YU Yang<sup>2</sup>, ZHAO Jianheng<sup>1</sup>

(1.Institute of Fluid Physics, China Academy of Engineering Physics, Mianyang Sichuan 621999, China;

2.Obstetrics and Gynecology Department, Mianyang Peopole's Hospital, Mianyang Sichuan 621000, China)

**Abstract:** Surgical smoke generated during the minimally invasive surgery is normally regarded as an important aspect of surgical risk which could produce potential health problems for both clinicians and patients. Current researches in the area of surgical smoke simulation have limitations with regards to both accuracy and interactivity. In this paper, a novel approach based on the vortex particle method which combines the conventional fluid model and the meshfree method has been proposed. This method reconstructs the lost information during the simulation due to numerical dissipations by using a vorticity confinement force, and hence, successfully recovers the fluidic details including small-scale vorticities. GPU acceleration and image reconstruction based on medical images have also been employed to produce a patient-specific simulation. The results have shown to be high realistic and accurate, computational optimization and extensibility have also been achieved. Therefore, such simulation can be used in potential applications including surgical training and planning.

**Keywords:** surgical smoke; meshfree method; interactive simulation; vortex particle

微创手术过程中的手术烟雾主要来源于消融手术过程中电外科设备与患者组织发生热破坏所产生的副产物, 其危害主要体现在 2 个方面: a) 组织细胞碳化所产生的烟雾对医师视线的遮蔽。根据美国相关医学报告<sup>[1]</sup>显示, 产生烟雾的手术往往需花费远多于无烟手术的时间才能完成探头的聚焦。在缺乏有效可视化仿真训练和烟雾预判的情况下, 极易产生误操作和错过手术窗口期的医疗风险。b) 细胞燃烧所产生的生物物质会通过烟雾的形式释放, 包括有害化学成分、突变诱导产物、活性病毒、非活性颗粒等对患者及医师健康产生危害的产物, 且浓度较高<sup>[2]</sup>。因此, 对手术烟雾仿真和生成机理的探索及优化是具有很高医学价值的研究课题。

针对烟雾类复杂流体的仿真研究早期主要是由流体物理领域开展的基于 Navier-Stokes(N-S)方程的流体动力学数值仿真, 其中具有代表性的包括 Nam S 团队关于室内环境下烟雾团扩散半径的研究和 Lee S R 团队采用计算流体力学模型进行的固定空间中烟雾流场的研究<sup>[3-4]</sup>。另外, 该项研究也吸引了国内外计算机图形学界的注意,

收稿日期: 2019-05-22; 修回日期: 2019-06-09

作者简介: 吴冀川(1988-), 男, 博士, 助理研究员, 主要研究方向为流体力学与微创医疗。email:wujichuan\_wjc@foxmail.com

其中包括 Huang B 团队和 Setaluri R 团队先后发表的关于烟雾类和云类流体的仿真模型<sup>[5-6]</sup>。Ebert 团队提出将 Fast Volume 模型和 Scanline a-buffer 的计算优化相结合的方法得到了较为真实的二维仿真。Blasi P 团队采用直接通过对流体动力学方程的优化来实现对烟雾的仿真<sup>[7]</sup>，然而由于计算平台性能的局限，该团队采用的 Ray Tracing Volume Densities 模型仅在极粗糙的网格上计算了烟雾流体的运动轨迹。Foster N 团队提出基于 Explicit Integration Scheme 结合并行计算的方法来优化 N-S 方程的求解过程，实现在较粗糙三维网格环境下对烟雾流体极为复杂的旋转运动的仿真<sup>[8]</sup>。Stam J 团队在此基础上提出将改进的 Implicit Solvers 和半拉格朗日对流模型相结合的方法<sup>[9]</sup>，实现了在几乎所有边界条件下的稳定模型。由于该方法采用的一阶积分框架在计算中会产生较大的数值耗散，所以虽然仿真结果看起来较为真实，但烟雾流体中的小尺度涡会迅速消失并导致流体细节的不稳定。

本文提出将传统流体模型与对流体细节还原度高的无网格模型相结合的改进涡粒子方法(Improved Vortex Particle Method, VPM)。这一方法的优势在于可首先使用较粗糙的网格划分，在可承受的计算量下实现对烟雾流体运动趋势的计算。然后在每一时间步利用 VPM 方法恢复之前因数值耗散而丢失的流体细节，并以涡量约束力(Vorticity confinement force)的形式将这些细节耦合到原流体的速度场中，同时对基于网格流体模型的计算架构进行优化，从而实现了包括小尺度涡在内的流体细节的还原<sup>[10]</sup>。为实现仿真的可交互性，本文采用基于 GPU 并行加速的方法来实现对仿真全过程的计算优化。该方法被用于微创血管切除手术和微创肝脏肿瘤消融术的模拟当中，在确保模型物理性和输出结果高真实度的前提下，获得了具有高细节性和高鲁棒性的手术训练与规划的可交互性仿真。

### 1 仿真方法

用于手术规划和训练的手术烟雾仿真的难点在于计算量、物理性与真实性三者间的平衡。如何在足够优化的计算架构下实现对烟雾类流体细节的重建，并生成三维环境下具有高真实度和高细节还原度的图像输出是手术烟雾仿真的重点。本文提出基于改进的 VPM 算法用于手术烟雾的仿真以实现这一目标，其仿真流程见图 1。

手术烟雾被认为是不可压缩、非粘性的流体。这一假设的合理性在于气相流体的粘性在运动中影响极小<sup>[11]</sup>。其质量和动量守恒关系可用 N-S 方程描述：

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -(u \cdot \nabla)u - \frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 u + f_e + f_{\text{conf}} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (2)$$

式中： $u = (x_1, x_2, x_3)$  为速度； $\rho$  为气体密度； $p$  为压强； $\nu$  为动力粘性系数； $f_e$  为包括重力和浮力在内的外力总和； $f_{\text{conf}}$  为将因数值耗散而丢失的细节重构到流体中的涡量约束力，而涡量约束力的计算是直接基于烟雾流体的涡量。因为手术烟雾被假设为非粘性的，式(1)中右边

第 3 项  $\nu \nabla^2 u$  可被直接消掉。直接求解烟雾流体的 N-S 方程会因其复杂的稀疏矩阵(coarse matrix)而产生巨大的计算代价，导致难以用于可交互的图形化手术仿真。因此，本文的仿真中 N-S 方程的求解策略分为 2 个步骤进行。首先在不考虑式(1)中压力项的情况下在每一时间步求解一个中间的速度场  $u'$  (temporary velocity field)：

$$\frac{u' - u}{\Delta t} = -(u \cdot \nabla)u + f \quad (3)$$

$$f = f_e + f_{\text{conf}} \quad (4)$$

因为手术烟雾被认为是不可压缩的，N-S 方程中的压力项可通过 Poisson's 方程求解：

$$\nabla^2 p = \frac{1}{\Delta t} \cdot u' \quad (5)$$

采用 Neumann 边界条件，沿边界的法向量  $n$  的压力变化为 0，即  $\frac{\partial p}{\partial n} = 0$ 。该时间步最后得出的速度场为：

$$u = u' - \Delta t \cdot \nabla p \quad (6)$$

速度场求解的难点在于对涡量约束力  $f_{\text{conf}}$  的计算。在每一时间步，涡量约束力负责将基于 VPM 方法得到的烟雾小尺度涡重构于原速度场中，以实现烟雾流体微小细节的还原。小尺度涡在力学上表征为流体中各空间位置涡量密度从高向低产生的涡量约束力：

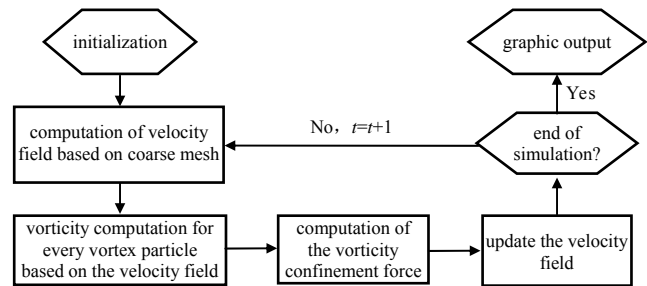


Fig.1 Flowchart for the smoke simulation using improved vortex particle method  
图 1 基于改进的 VPM 算法的手术烟雾仿真流程

$$f_{\text{conf}} = \varepsilon h(N \times \omega) \quad (7)$$

$$\omega = \nabla \times u \quad (8)$$

式中： $h$ 为网格的边长； $\omega$ 为涡量； $\varepsilon$ 为涡量约束力的无量纲控制系数， $N$ 为流体空间位置中从高涡量向低涡量的指向矢量：

$$N = \frac{\nabla|\omega|}{|\nabla|\omega||} \quad (9)$$

对烟雾流体涡场的求解首先须将式(1)中速度形式的 N-S 方程转化为涡形式：

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} = -(u \cdot \nabla)\omega + (\omega \cdot \nabla)u + \nu \nabla^2 \omega + \nabla \times f \quad (10)$$

对于非粘性流体而言，式(10)中右边第 3 项  $\nu \nabla^2 \omega = 0$ 。在传统的 VPM 方法中，每一时间步需要先直接求解涡形式的 N-S 方程，得出烟雾流体的涡场分布。再根据涡场更新计算域中涡粒子(vortex particle)的涡量，然后随结果计算出涡量约束力，并将其耦合到下一时间步的流场计算当中。同时，作为下一时间步的初始条件，须先将流体的涡场转换回速度场形式。对涡形式 N-S 方程的求解和转换策略在数学上通常采用基于 Biot-Savart 方法，这一过程会产生巨大的计算代价。

为降低计算的复杂程度以实现可交互的手术烟雾仿真，本文采用的方法是在每一时间步直接利用式(6)中通过粗糙网格获得的流体速度场计算 VPM 方法中涡粒子的涡量。在仿真开始时，涡粒子在烟雾的起始点生成。例如在微创血管切除手术中，这一点被定义为电外科设备与患者血管的接触点。在每一时间步，涡粒子  $p$  的运动由其初始位置和之前通过粗糙网格求得的速度场所决定：

$$x_p(t + \Delta t) = x_p(t) + \Delta t \times u_p \quad (11)$$

式中  $x_p$  为涡粒子  $p$  的空间坐标。由于初始速度场是由粗糙网格计算得出，在大多情形下涡粒子并不会直接出现在网格点上。因此，涡粒子的速度  $u_p$  是通过三维空间中其周围的 27 个网格点插值获得。将式(11)代入式(10)可得到式(10)中右边第 2 项  $(\omega \cdot \nabla)u$ 。对每一网格点涡量的迭代计算由式(12)给出：

$$\omega_p(t + \Delta t) = \omega_p(t) + \Delta t \left( \omega_x \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + \omega_y \cdot \frac{\partial u}{\partial y} + \omega_z \cdot \frac{\partial u}{\partial z} \right) \quad (12)$$

对于每一个涡粒子的涡量计算不采用直接求解涡形式 N-S 方程的方法，而是通过基于无网格模型的核函数方法来获得。本文采用 Clamped Gaussian 核函数来分析涡粒子的涡量，该核函数在三维空间中具有对称性和随距离衰减的特性，其关系为：

$$w[(x - x_p), r] = \begin{cases} \frac{e^{-\frac{|x-x_p|^2}{2r^2}}}{r^3(2\pi)^{3/2}} \rightarrow \text{if } 0 \leq |x - x_p| \leq r \\ 0 \rightarrow \text{otherwise} \end{cases} \quad (13)$$

式中  $r$  是用于调整核函数影响范围的距离控制常数。在计算每一涡粒子的相关参数时，只有在空间距离  $r$  之内的其他涡粒子才会对其运动产生影响，而其他更远的粒子则通过核函数衰减掉(smooth out)，这一过程见图 2。

在计算目标粒子  $a$  的涡量时，空间中任一涡粒子  $p$  对其的影响为：

$$\omega_a = W_p[(x - x_p), r] \omega_p \quad (14)$$

因此，在每一时间步用于更新流场的涡量约束力可表述为：

$$F_a = |\omega_p| |\omega_a| \left( N_a \times \frac{\omega_a}{|\omega_a|} \right) \quad (15)$$

式中

$$N_a = \frac{(x_a - x_p)}{|x_a - x_p|} \quad (16)$$

$N_a$  作为力的影响因子用来调节  $F_a$  的大小，根据文献[12]中的研究显示当影响因子选择过大时会降低程序的收敛性并可能导致仿真结果的不稳定。由于现阶段研究比较缺乏对手术烟雾细节的实验测量，因此对  $N_a$  的选择较为主观。本文采用根据烟雾仿真的图像输出结果反馈调节的方法，以视觉真实度和流体细节为标准将  $N_a$  的值选为 0.5。

以涡量约束力来表征在基于网格的仿真中因数值耗散而丢失的小尺度涡，并根据式(11)将其耦合进下一时间步的计算中，按照图 1 给出的架构依此迭代直至整个物理过程的仿真计算结束。

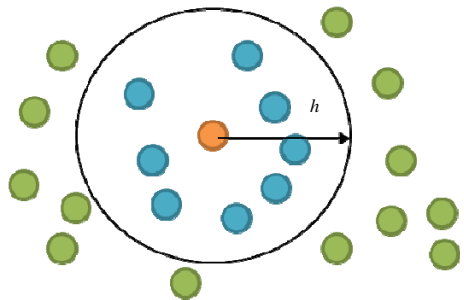


Fig.2 Improved vortex particle model: only the surrounding particles within the control length  $h$  would affect vorticity change of the target particle; other particles are smoothed out by the kernel function

图 2 改进的涡粒子法模型：仅控制范围  $r$  以内的涡粒子(蓝色)对目标粒子(橙色)的影响； $r$  以外的其他涡粒子(绿色)被核函数衰减掉

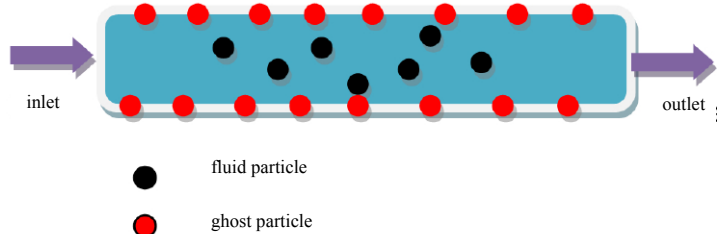


Fig.3 Definition of boundary conditions for the meshfree method  
图 3 基于 Ghost particle 方法的边界碰撞检测示意图

对于手术烟雾流体与其他物体相互作用的模拟采用基于 Ghost particle 的无网格方法。图 3 中，在仿真流场中其他可能与烟雾流体作用的物体边界上设置一系列的固定边界粒子，当流体粒子以高于设定的速度阈值到达边界时将该粒子吸收以模拟患者组织器官对手术烟雾的吸收，低于该阈值时则以 Lennard-Jones 力的形式对流体粒子施加斥力。

### 2 计算优化

根据文献[12-14]中的研究表明，只有基于实时演算的可交互式仿真(Real-time interactive simulation)才能让医生将虚拟手术训练所获得经验及技术有效地体现在临床的现实应用环境中。由于手术烟雾复杂的流体特性，对这一物理过程的传统仿真算法会产生巨大的计算代价，因此计算优化对虚拟手术在规划和训练应用中的可行性及鲁棒性十分关键。

本文采用基于 NVIDIA CUDA 架构的 GPU 并行计算方法。图 4 中，首先对涡粒子和网格进行分组，利用 GPU 多核心的特性，实现对各组数据的并行计算。同时直接应用 GPU 中独立的计算线程实现对各计算核心间的数据传输，从而避免传统计算方法中繁重的 GPU-CPU 数据传输<sup>[15]</sup>。在每一时间步完成时，通过 CPU 进行数据总装并最后给出基于实时演算的图形化结果输出。相较于单纯依靠 CPU 的仿真方法，该计算优化可获得约 15~20 倍的速度提升，并最终实现 30 fps 的高清晰度可交互微创手术仿真。

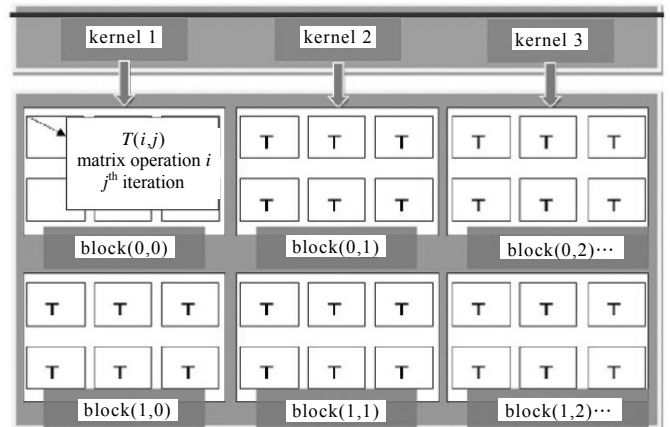
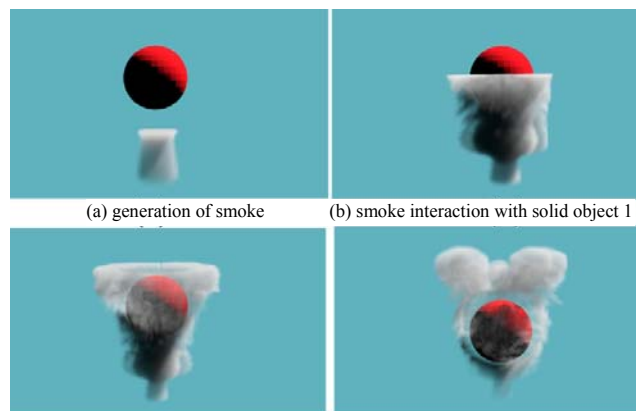


Fig.4 GPU parallelization based on CUDA architecture  
图 4 基于 CUDA 的 GPU 并行计算

### 3 仿真计算结果

本文所采用的计算平台的 CPU 为 Intel(R) Core(TM)i5-3470 3.2 GHz, GPU 为 NVIDIA GeForce 605, 内存为 8G RAM, 共进行了 3 组仿真实验。首先采用简单的球体几何模型验证方法的有效性与可靠性,然后将本文所提出的算法应用于面向患者特异性的微创血管切除消融术和肝脏肿瘤消融术的仿真当中。



(a) generation of smoke (b) smoke interaction with solid object 1  
(c) smoke interaction with solid object 2 (d) smoke interaction with solid object 3  
Fig.5 Method verification for smoke simulation  
图 5 烟雾仿真验证程序

### 3.1 模型验证

图 5 中,验证程序的计算域在现实世界中对应为  $1\text{ m}\times 1\text{ m}\times 1\text{ m}$  的立方体空间,作为障碍的球体半径为  $12\text{ cm}$ 。网格划分为  $256\times 256\times 256$ ,并生成了 1 500 个涡粒子。仿真结果可以看出所输出的烟雾流体真实度极高,最大程度地实现了包括卷动、扩散、旋转等在内的烟雾流体特性,涡量约束力的采用也很好地还原了传统的基于网格的仿真中因数值耗散而丢失的小尺度涡细节。另外,烟雾与球体障碍的相互作用平滑自然,证明本文采用的碰撞检测及边界设置是可靠且有效的。

### 3.2 手术烟雾仿真

采用微创消融术的手段切除患者的一部分健康血管并移植替换病变血管是临床手术中降低移植排斥性的重要方法。本文首先采用基于 CT 图片的 Multi-layer 方法重建了患者血管的三维模型,以实现具有患者特异性(Patient-specific)的微创手术仿真。图 6 给出了模拟微创电外科设备在患者体腔中烧蚀血管的这一手术过程。图 6(a)中电外科设备对血管的切除进行选点和定位,而后对该点进行烧蚀的消融手术。图 6(b)中血管壁受热效应开始生成手术烟雾,可以看出初始阶段烟雾主要聚集在血管附近且浓度较高。图 6(c)中烟雾流体在体腔中扩散,并逐渐变得稀疏。当接触到患者体腔的内壁时一部分烟雾被吸收,这一过程一直持续到图 6(d)中几乎所有超过设定阈值的烟雾都被患者吸收掉。

从结果可以看出,本文所采用的仿真算法对手术烟雾从生成、扩散、流动到最后被吸收的整个过程进行了较好的还原。同时,仿真的可交互性使得医生可以在虚拟的环境中通过操控手术设备进行训练,并根据仿真结果实现对消融手术的术前规划及诊断,对提高手术效率,降低手术风险具有重要的意义。

另外,本文所提出的仿真算法具有很好的鲁棒性和通用性,可以较容易地应用到其他类型的手术环境当中。图 7 中,将该方法用于构建肝脏肿瘤消融手术的仿真当中,其中肝脏模型采用 3D Multi-layer 方法基于患者 CT 图片重建获得,同样得到了具有较高真实度和患者特异性的手术烟雾模拟。

## 4 结论

本文通过改进的涡粒子方法将传统的流体模型与基于无网格的算法相结合,实现了面向微创消融术的手术烟雾仿真。该方法被成功应用于虚拟现实的微创血管消融切除手术及肝脏肿瘤消融手术当中,并同时通过 GPU 并行加速的计算优化和基于患者医学图片重建的器官模型,实现了具有患者特异性的高精确度可交互式仿真体验。该方法对进一步拓展和完善计算机辅助医疗在微创手术和虚拟现实手术训练当中的应用奠定了基础。进一步研究将主要着眼于开展模拟人体内环境的手术烟雾实验,将仿真与手术实验相结合,获取更为精确的烟雾参数。同时重点开展针对烟雾粒子分布及烟雾生成量的研究,为未来该领域的手术规划和手术训练提供依据。

### 参考文献:

- [1] BARRETT W L, SHAWN M G. Surgical smoke: a review of the literature[J]. Surgical Endoscopy, 2003, 17(6): 979-987.

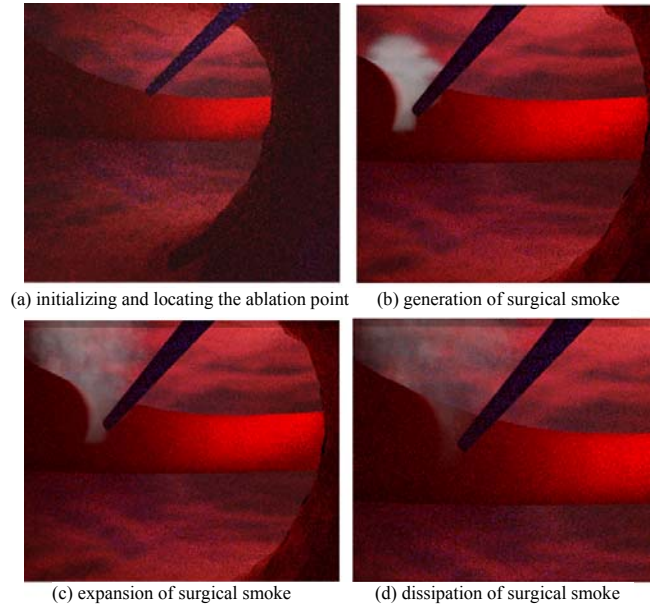


Fig.6 Simulation of minimally invasive vessel harvesting surgery

图 6 微创血管消融切除手术

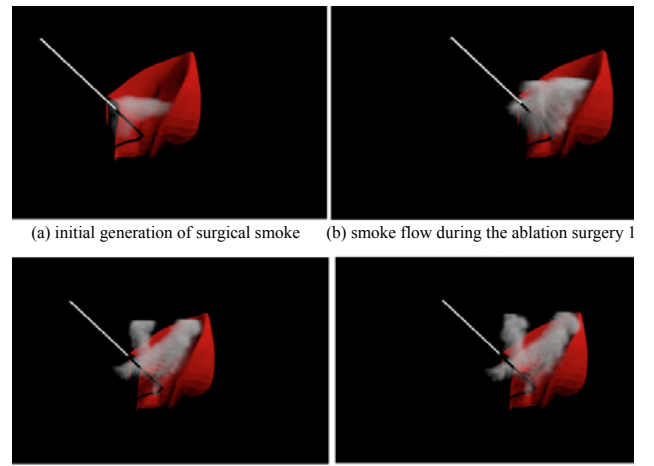


Fig.7 Simulation of liver tumor ablation surgery

图 7 肝脏肿瘤消融手术

- [ 2 ] DOBROGOWSKI M,WESOŁOWSKI W,KUCHARSKA M,et al. Chemical composition of surgical smoke formed in the abdominal cavity during laparoscopic cholecystectomy—assessment of the risk to the patient[J]. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 2014,27(2):314–325.
- [ 3 ] LEE S R,RYOU H S. A numerical study on smoke movement in longitudinal ventilation tunnel fires for different aspect ratio[J]. *Building & Environment*, 2006,41(6):719–725.
- [ 4 ] NAM S. Numerical simulation of smoke movement in clean room environments[J]. *Fire Safety Journal*, 2000,34(2):169–189.
- [ 5 ] HUANG B,ZHAO Y,WANG G. Large eddy simulation of turbulent vortex–cavitation interactions in transient sheet/cloud cavitating flows[J]. *Computers & Fluids*, 2014(92):113–124.
- [ 6 ] SETALURI R,AANJANEYA M,BAUER S,et al. SPGrid:a sparse paged grid structure applied to adaptive smoke simulation[J]. *ACM Transactions on Graphics(TOG)*, 2014,33(6):205.
- [ 7 ] BLASI P,SAEC B L,SCHLICK C. A rendering algorithm for discrete volume density objects[J]. *Computer Graphics Forum*, 2010,12(3):201–210.
- [ 8 ] FOSTER Nick,RONALD Fedkiw. Practical animation of liquids[C]// *Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. 2001:23–30. DOI:10.1145/383259.383261.
- [ 9 ] STAM J. *The art of fluid animation*[M]. Boca Raton:CRC Press, 2015.
- [10] SADRI M,HEJRAFAR K,EBRAHIMI M. On application of high–order compact finite–difference schemes to compressible vorticity confinement method[J]. *Aerospace Science and Technology*, 2015(46):398–411.
- [11] ELMASHAE Y,KOEHLER R H,YERMAKOV M,et al. Surgical smoke simulation study:physical characterization and respiratory protection[J]. *Aerosol Science and Technology*, 2018,52(1):38–45.
- [12] WU J,CHUI C K,BINH P N,et al. Real-time rendering of drug injection and interactive simulation of vessel deformation using GPU[C]// *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC)*. Osaka,Japan:IEEE, 2013:4569–4572.
- [13] LIN H H,LO L J. Three-dimensional computer-assisted surgical simulation and intraoperative navigation in orthognathic surgery:a literature review[J]. *Journal of the Formosan Medical Association*, 2015,114(4):300–307.
- [14] WU J,CHUI C K,TEO C L. A software component approach for GPU accelerated physics-based blood flow simulation[C]// *2015 IEEE International Conference on Systems,Man and Cybernetics(SMC)*. Kowloon,China:IEEE, 2015:2465–2470.
- [15] 张彦彬,丁晟,高雁,等. 基于 CPU+GPU 混合架构的实时成像系统设计与实现[J]. *太赫兹科学与电子信息学报*, 2019, 17(1):146–151. (ZHANG Yanbin,DING Sheng,GAO Yan,et al. Design and implementation of a real–time imaging system based on CPU+GPU hybrid architecture[J]. *Journal of Terahertz Science and Electronic Information Technology*, 2019, 17(1):146–151.)