

# 内窥镜图像实时动态流血合成与仿真

袁志勇<sup>1</sup> 尹 乾<sup>2</sup> 冯仕堃<sup>1</sup> 胡 君<sup>1</sup>

(1 武汉大学计算机学院,武汉市珞喻路 129 号,430079)

(2 北京师范大学信息科学与技术学院,北京市新街口外大街 19 号,100875)

**摘 要:**为了满足内窥镜手术虚拟训练过程中流血仿真的实时性和视觉效果上的逼真性,采用计算流体力学建模方法提出了一种实时的动态流血合成与仿真模型;利用定常、温度不变的不可压缩 Navier-Stokes 方程组构造流血仿真的模型,并用 OpenGL 实现了流血的实时模拟,给出了在 OpenGL 环境下的内窥镜图像的实时动态流血合成与仿真的效果图。实验结果表明,利用该方法模拟的流血效果真实感强,对内窥镜手术训练有很大的帮助。

**关键词:**实时动态流血合成;仿真;内窥镜图像;计算流体力学

**中图法分类号:**TP391.9; P237.3

一个合理的以虚拟现实为基础的内窥镜模拟训练系统可用于提高外科医生的水平,减少手术操作并发症的发生率。然而,这种模拟训练系统至今没有达到必需的仿真水平,并使该项技术在医学领域里被广泛认同<sup>[1]</sup>,其中血液的真实合成部分是一个尚未解决的重要课题。图像纹理合成是解决此类问题的一种基本方法<sup>[2]</sup>,但图像纹理合成技术也限制了它的某些能力,如流血的模拟就很难用图像纹理合成的方法真实地再现。由于血液属于流体,因此可以采用流体力学方法解决此类问题<sup>[3]</sup>。一般用于描述流体流动的精确公式为 Navier-Stokes 方程组<sup>[4]</sup>,但它在比较简单的条件下才能够适用。随着计算机技术的发展,对其采用数值计算方法成为可能,由此诞生了一门新的学科——计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)<sup>[5,6]</sup>。为了满足手术训练过程中流血仿真的实时性和视觉效果上的逼真性要求,本文采用 CFD 建模方法提出了一种实时的流血合成与仿真模型。

## 1 流血仿真建模

### 1.1 流血仿真模型

血液的状态是由其密度、温度和速度决定的。

假设血液是不可压缩流体,且温度恒定不变,则流血仿真模型可用不可压缩流体的 Navier-Stokes 控制方程组表达,它由不可压缩流体的连续方程和动量方程两部分组成。

#### 1.1.1 不可压缩 Navier-Stokes 流血连续性方程

因为定常不可压缩流体的密度为常量,可得到不可压缩 Navier-Stokes 连续性方程的守恒型微分形式为:

$$\nabla \cdot V = 0 \quad (1)$$

式中, $\nabla \cdot V$  在流体力学中称为速度散度(简称散度), $\nabla$  为汉密尔顿算子<sup>[7]</sup>。在 2D 空间中, $\nabla = (\partial/\partial x, \partial/\partial y)$ ,  $\nabla \cdot V = \text{div}(V) = \partial u/\partial x + \partial v/\partial y$ ; 3D 空间的速度散度定义依此类推。由式(1)可知,不可压缩流体的散度为 0。

#### 1.1.2 不可压缩 Navier-Stokes 流血动量方程

不可压缩 Navier-Stokes 流血速度动量方程的守恒微分向量表达式为<sup>[8]</sup>:

$$\partial(\rho V)/\partial t + (\rho V \cdot \nabla)V = -\nabla p + \mu \nabla^2 V + \rho f \quad (2)$$

在流血模拟中,还可进一步忽略压力梯度项,得到更简洁的不可压缩 Navier-Stokes 流血速度动量方程:

$$\partial V/\partial t = - (V \cdot \nabla)V + \nu \nabla^2 V + f \quad (3)$$

式中,  $V$  是速度向量;  $\nu$  是运动粘性系数;  $f$  是外部体积力。通常, 速度场要围绕血液中的流体运动, 基于这种考虑, 运动演变可通过密度场  $\rho$  的传输方程控制, 即

$$\partial \rho / \partial t = - (V \cdot \nabla) \rho + k \nabla^2 \rho + S \tag{4}$$

式中,  $\rho$  是血液液体密度;  $k$  是扩散系数;  $S$  是广义源项。

1.2 流血仿真模型求解

本文仅考虑 2D 的情况, 3D 的模型可在此基础上进行扩展。在 2D 空间的流体模型中, 把血液流体看作是存放在一个正方形的离散网格中。根据方程(3)和(4), 方程组由两个属性决定: 一个是密度场, 一个是速度场。

有限差分法对网格的划分有交错网络和非交错网络两种<sup>[8]</sup>。本文采用非交错网络, 即把速度、密度定义在同一网格结点上。设密度场被划分成一个  $N \times N$  的网格, 网格中每个单元有一个数值, 该数值表示此单元的密度。若某单元的数值为 0, 则表示此单元不存在流体, 数值越大, 表示密度越大。最外面的一圈为网格的边界。边界类型有五种, 它们分别是不滑动、自由滑动、流入、流出、周期。流血仿真采用自由滑动边界, 即将边界上的密度值设置成 0。

速度场与密度场的结构类似, 只是离散网格中各单元中存放的是速度向量, 即单元  $(x, y)$  处速度分量的大小。采用有限差分法对控制方程进行求解。为叙述方便, 先求解密度场, 再求解速度场。

1.2.1 求解密度场

采用分部求解法求解密度场控制方程(4)。具体步骤是: 在求解方程时, 设方程等号右端的三项中的两项为零, 分三次求解方程。

1) 求解添加源项。将方程(4)等号右端的前两项设置为 0, 则表达式为  $\partial \rho / \partial t = S$ 。

源的密度增量其实代表了组织的出血, 并随着时间的增加添加到密度场中。将时间离散化, 并设时间间隔为  $\Delta t$ , 则求解添加源项方程变成  $\Delta \rho = S_{i,j} \cdot \Delta t$  的差分求解形式, 即

$$\rho_{i,j}^{t+\Delta t} = \rho_{i,j}^t + S_{i,j} \Delta t \tag{5}$$

2) 求解扩散项。为了便于处理, 设离散网格的总长度为 1, 网格中各单元的长度为  $h, h = 1/N$ 。将方程(4)等号右端的第一项和第三项设置为 0, 则表达式为:

$$\partial \rho / \partial t = k \nabla^2 \rho$$

为求解该扩散方程, 需假设单元的密度只和它的四邻域发生扩散关系, 计算可得:

$$\rho_{i,j}^{t+\Delta t} = \frac{\rho_{i,j}^t + 4(\rho_{i-1,j}^{t+\Delta t} + \rho_{i+1,j}^{t+\Delta t} + \rho_{i,j-1}^{t+\Delta t} + \rho_{i,j+1}^{t+\Delta t})}{1 + 4a} \tag{6}$$

上式是 G-S(Gauss-Seidel)迭代公式,  $\rho^t$  为  $t$  时刻的已知矩阵;  $\rho^{t+\Delta t}$  为  $t + \Delta t$  时刻的矩阵。在迭代之前,  $\rho^{t+\Delta t}$  矩阵可取任意值, 然后通过 G-S 迭代法求出左端的  $\rho^{t+\Delta t}$  矩阵。这里选取 20 次固定迭代次数对式(6)进行求解。

3) 求解移动项。将方程(4)等号右端的两项设置为 0, 则表达式为:

$$\partial \rho / \partial t = - (V \cdot \nabla) \rho$$

对于较大的时间间隔  $\Delta t$  而言, 采用有限差分法直接解上述方程, 其解是不稳定的。因此, 采用轨迹回溯法对移动项方程进行求解<sup>[6]</sup>, 其表达式为:

$$\rho_2(x) = \rho_1(p(x, -\Delta t)) \tag{7}$$

式(7)表示某个流体粒子在  $x$  处的密度  $\rho_2(x)$  等于在  $\Delta t$  以前的位置  $p(x, -\Delta t)$  处的密度  $\rho_1(p(x, -\Delta t))$ 。至此, 完成了密度场的计算。

1.2.2 求解速度场

方程(3)是流血仿真速度场控制方程, 该方程与密度场的方程格式完全一致, 因此, 只需对求解密度场的方程作少量修改, 并采用分部求解法即可完成速度场的求解。

1) 求解增加外力项。将求解密度场方程的密度场改为速度场、 $S$  改为  $f$  即可, 故增加外力项方程为  $\partial V / \partial t = f$ 。该方程可直接采用有限差分法求解。

2) 求解扩散项。将求解密度场方程的密度场改为速度场、扩散系数  $k$  改为粘性系数  $\nu$ , 故扩散项方程为  $\partial V / \partial t = \nu \nabla^2 V$ 。

3) 求解对流项。将求解密度场方程中的密度场改为速度场即可, 故对流项方程为  $\partial V / \partial t = - (V \cdot \nabla) V$ 。

与密度场的求解移动项相似, 求解对流项轨迹回溯法的计算公式如下:

$$V_2(x) = V_1(p(x, -\Delta t)) \tag{8}$$

1.2.3 质量守恒方程

为了使经过增加外力、扩散、对流三步计算后的速度场满足质量守恒条件, 采用了 Helmholtz-Hodge 分解理论<sup>[9]</sup>。Helmholtz-Hodge 分解理论是指任何向量场  $w$  都能惟一分解成无散度向量场与梯度向量场之和, 即

$$w = V + \nabla q \tag{9}$$

式中,  $V$  是无散度速度向量, 它满足质量守恒条件  $\nabla \cdot V = 0$ ;  $\nabla q$  是标量场  $q$  的梯度场。

用  $\nabla$  算子对式(9)两端进行操作,结合式(1)得:

$$\nabla \cdot \omega = \nabla^2 q \tag{10}$$

上式被称为 Poisson 方程。当给定边界条件时,

$$\begin{aligned} q(i,j) &= [\text{div}(i,j) + q(i+1,j) + q(i-1,j) + q(i,j+1) + q(i,j-1)]/4 \\ \text{div}(i,j) &= -h[(v_x(i+1,j) - v_x(i-1,j)) + (v_y(i,j+1) - v_y(i,j-1))]/2 \end{aligned} \tag{11}$$

为了实现实时流血的视觉效果,在流血仿真模型的控制方程中选取 50 次固定迭代次数,采用逐次超松弛 (successive over relaxation, SOR) 迭代法对式(11)进行数值计算。

SOR 迭代法可以加速迭代收敛,当选取加权因子  $\omega$  分别为 1.2、1.4、1.6,并且迭代次数大于 20 时,SOR 效果将优于 G-S 迭代。G-S 迭代与取不同权值 SOR 迭代的比较效果如图 1 所示。至此,完成了速度场及待修正速度场的计算。

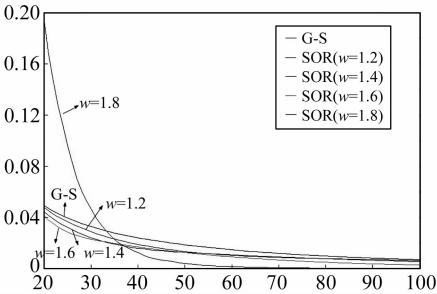


图 1 G-S 迭代与取不同权值 SOR 迭代的比较  
Fig. 1 Comparison of G-S and SOR Iteration of Different Weights

流血仿真模型控制方程的求解顺序依次是求解速度场控制方程、求解满足质量守恒条件下待修正的速度场、求解密度场控制方程,循环往复,直到停止计算为止。

2 流血模拟效果

在密度场中,每个单元都有一个密度值,代表此单元中心点的密度值,值越大,浓度越大。如果把一个单元所在的正方形渲染成红色,那么就可以使用密度值来代表其不透明度,密度值越大,不透明度越大。经过这种处理后,就能有效地表示出血液的密度情况。

使用 CFD 方法对流血仿真模型控制方程(1)、(3)、(4)进行计算,可得到各单元中心点的密度值。为了得到单元中其他位置的密度值,采用双线性插值实现血液的渲染,如图 2 所示。在图 2(a)中,假设已知四个单元中心点的密度值为密度 1~密度 4,可以通过双线性插值方法生成四个中心点所组成的正方形内部的密度分布。图 2(b)

用此方程能对标量场  $q$  进行求解,再利用式(9)求出满足质量守恒方程(1)的无散度速度场  $V$ 。

在 2D 空间中,设任一速度场的坐标为  $\omega = (v_x, v_y)$ ,离散化方程(10),经过推导可得:

是血液渲染的一个示例。

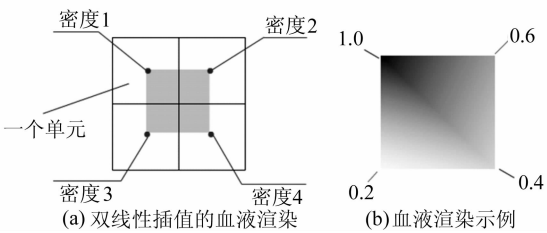


图 2 血液的渲染  
Fig. 2 Blood Rendering

流血模拟效果如图 3 所示。在物理上,它表示血液从“剪痕”处开始逐步向周围进行扩散的物理过程。内窥镜图像的流血模拟效果如图 4 所示,它表示内窥镜图像与血液扩散物理现象视觉图像动态合成的效果。因为采用了 CFD 方法对流血物理现象进行模拟,流血仿真的动态视觉效果是逼真的。

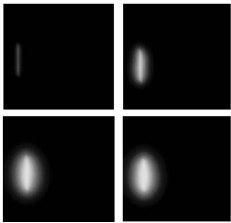


图 3 流血仿真效果  
Fig. 3 Blood Simulation Results

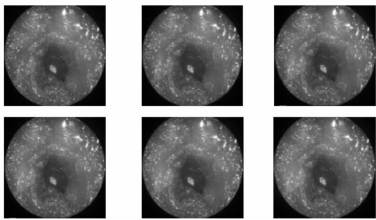


图 4 基于 OpenGL 的内窥镜图像流血合成与仿真效果  
Fig. 4 Real-time Bleeding Synthesis and Simulation Results

3 结 语

本文使用 CFD 方法对流血的实时动态合成进行了建模仿真,利用定常、温度不变的不可压缩

Navier-Stokes 方程组作为流血仿真的控制模型。实验结果表明,本文提出的流血仿真模型可以真实地模拟出实际的流血效果。

致谢:感谢美国匹兹堡大学 Mingui Sun 教授和 Scalabssi 教授对本文研究所提供的指导,以及美国匹兹堡大学计算神经科学实验室所有同事的帮助。

参 考 文 献

[1] Montgomery K, Bruyns C, Wildermuth S, et al. Surgical Simulator for Operative Hysteroscopy[C]. IEEE Visualization 2001, Washington D C, USA, 2001

[2] Bar-Joseph Z, El-Yaniv R, Lischinski D, et al. Texture Mixing and Texture Movie Synthesis Using Statistical Learning[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2001, 7 (2): 120-135

[3] Raghupathi L. Simulation of Bleeding and Other Visual Effects for Virtual Laparoscopic Surgery [D]. Arlington: University of Texas, 2002

[4] Chorin A , Marsden J E. A Mathematical Introduction to Fluid Mechanics[M]. 2nd ed. New York: Springer-Verlag, 1990

[5] Foster N, Metaxas D. Controlling Fluid Animation [C]. CGI\_97, Belgium ,1997

[6] Stam J. Stable Fluids[C]. SIGGRAPH 99 Conference, Los Angeles,1999

[7] 谢树艺. 矢量分析与场论[M]. 北京:高等教育出版社,2005

[8] Anderson J D. Computational Fluid Dynamics: The Basic with Applications[M]. New York: McGraw-Hill, 1995

[9] Denaro F M. On the Application of the Helmholtz-Hodge Decomposition in Projection Methods for Incompressible Flows with General Boundary Conditions[J]. International Journal for Animation and Simulation, 2003,43:43-69

第一作者简介:袁志勇,副教授,博士。现主要从事图像处理与分析、计算机医学仿真、计算机动画方面的研究。  
E-mail:zhiyongyuan@whu.edu.cn

Real-time Dynamic Bleeding Synthesis and Simulation of Endoscopic Images

YUAN Zhiyong<sup>1</sup> YIN Qian<sup>2</sup> FENG Shikun<sup>1</sup> HU Jun<sup>1</sup>

(1 School of Computer Sciences, Wuhan University, 129 Luoyu Road, Wuhan 430079, China)

(2 College of Information Science and Technology, Beijing Normal University, 19 Xijiekouwai Street, Beijing 100875, China)

**Abstract:** A real-time dynamic bleeding synthesis and simulation model based on computational fluid dynamics is proposed, which aims at realistic simulation of bleeding in the endoscopic surgical training systems based on virtual reality. Navier-Stokes equations are adopted to simulate blood flow as an incompressible fluid. A faster solution to Navier-Stokes equations is employed to solve the density field and velocity field in order to develop a real-time system. In light of this solution, a prototype of bleeding model with OpenGL was implemented. The results show that this method applied to the bleeding simulation is elucidating and practical.

**Key words:** real-time dynamic bleeding synthesis; simulation; endoscopic image; computational fluid dynamics

About the first author: YUAN Zhiyong, associate professor, Ph.D, majors in image processing and analysis, computer-based medical simulation, computer animation.  
E-mail: zhiyongyuan@whu.edu.cn