

基于改进的弹簧质子模型的医学图像配准

龚永义^{1),2),3)} 罗笑南^{1),2)} 贾维嘉⁴⁾ 黄厚生⁴⁾

¹⁾(中山大学计算机应用研究所 广州 510275)

²⁾(中山大学数字家庭教育部重点实验室 广州 510275)

³⁾(浙江工业大学信息工程学院 杭州 310014)

⁴⁾(香港城市大学计算机科学系 香港 九龙)

摘 要 提出基于改进的弹簧质子模型的图像配准算法. 通过将基于模板图像、源图像的 SSD 测度关于质子偏离场的 Gâteaux 导定义为模型外力, 将图像配准问题转换成为力学平衡问题. 针对模型演化过程中出现的网格重叠问题(即不拓扑保形), 提出通过实时修改质子运动速度, 而不是添加力的方法, 保证模型演变具备拓扑保形性; 为提高模型收敛速度, 进一步将分层策略应用于模型演化过程中. 若干的实验结果说明作者的工作是有意义的.

关键词 图像配准; 弹簧质子模型; 拓扑保形

中图法分类号 TP391

Medical Image Registration Based on Modified Spring-Mass Model

GONG Yong-Yi^{1),2),3)} LUO Xiao-Nan^{1),2)} JIA Wei-Jia⁴⁾ WONG Hau San⁴⁾

¹⁾(Computer Application Institute, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275)

²⁾(Key Laboratory of Digital Life of Ministry of Education, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275)

³⁾(College of Information Engineering, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310014)

⁴⁾(Department of Computation Science, City University of Hong Kong, Kowloon, Hong Kong)

Abstract Image registration plays an important role in medical image processing. In this paper, a topology preservation image registration algorithm based on modified Spring-Mass model is presented. The image registration problem is transferred to the problem of mechanics balance, by defining the external force as the Gâteaux derivate on mass displace field of template and source image' SSD measure. A scheme modifying the mass's velocity directly is used for the topology preservation of spring-mass model's evolving. Also, Multi-layers scheme is used for more efficient evolving. A series of experimental results are offered to show the useful of the method.

Keywords image registration; spring-mass model; topology preservation

1 引 言

图像配准在图像处理领域, 尤其是医学图像领域扮演着重要的角色. 所谓图像配准, 就是给定模板

图像 I_0 和源图像 I_1 , 寻找关于模板图像的映射变换, 使模板图像的变形映射与源图像在给定相似性测度下最相似. 因此图像配准的关键是如何找出模拟图像变形的映射变换, 如何设计合理的相似性测度. 研究人员对此进行了深入的研究, 涌现出大量的

收稿日期: 2006-11-30; 最终修改稿收到日期: 2008-04-30. 本课题得到国家杰出青年基金(60525213)、国家自然科学基金重点项目(60533030)、国家“九七三”重点基础研究发展规划项目基金(2006CB303106)、CityU Applied R&D Funding(ARD)(9668009)、广东省自然科学基金(032202)、广东省科学基金(04300461)、广东省科技攻关项目(2004B33101005)资助. 龚永义, 男, 1970年生, 博士, 主要研究方向为医学图像处理、图像三维重建. E-mail: yongyigong@yahoo.com.cn. 罗笑南, 男, 1963年生, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究领域为移动计算、图像处理等. 贾维嘉, 男, 博士, 副教授, 博士生导师, 主要研究领域包括图像处理、多媒体技术等. 黄厚生, 男, 博士, 副教授, 博士生导师, 主要研究领域包括多媒体技术等.

研究成果^[1-21]. 经分析总结我们可以发现, 多数研究成果都是将图像配准问题转化为一个能量优化问题:

$$E[u] := D[I_0, I_1; u] + \alpha S[u] = \min,$$

其中, u 是偏离场, $D[I_0, I_1; u]$ 度量变形变换, $S[u]$ 度量模板图像 I_0 变形映射与源图像 I_1 的相似程度. 然后运用适当的优化方法, 如变分理论, 对能量模型进行优化处理. 由于能量模型通常是非凸的, 因此优化比较困难. 难易程度与所设计的变形变换模型相似侧度有关.

根据所采用变形模型的不同, 我们可以将图像配准分为刚体/仿射配准与非刚体配准^[20]. 刚体/仿射配准采用刚体/仿射变换模拟变形. 刚体变换仅包含旋转、平移; 仿射变换还包含尺度变化、斜切. 特点是: 只需确定有限个不相关参数, 刚体/仿射变换就可以被确定^[11, 20]. 在实际应用中, 刚体/仿射配准通常被用于图像预配准, 或刚性目标图像配准, 如骨切片图像配准. 相对而言, 非刚体配准更加复杂, 应用范围也广泛得多^[20]. 根据模拟变形模型和正则限制的不同, 非刚体配准可以进一步细分为样条配准^[5, 8-9]、弹性配准^[1-8]、流体配准^[12-13]、扩散配准^[21]、有限元配准、光流配准等. 当然上述分类不是绝对的. 非刚体配准更多地用于存在局部变形的图像配准.

实现非刚体图像配准的关键之一是图像变形模拟. 研究人员提出许多不同的方法模拟变形, 如 Bookstein 用薄板样条模拟图像变形^[9]; Rohr 等^[8]用近似薄板样条; Rueckert 等^[10]采用 Free-Form 控制变形; Rohde 等^[4]采用适应基; Christensen 等^[12]用流体模拟变形; Matuszewski 和 Shen 等用弹簧质子模型模拟变形^[1-2]: 先分割图像, 确定刚体目标轮廓及其对应关系, 然后以刚体轮廓为基础生成三角网格模型, 定义内/外力, 建立基于三角边域的弹簧质子模型模系统.

图像配准的另一关键是拓扑保形. 拓扑保形在图像变形中有着重要的意义: 保证变形后的图像各组成部分之间的连接关系不变^[13-14]. 对连续型变形变换而言, 实现拓扑保形的方法之一是保证变形变

换的 Jacobi 值大于 1, 或变形场的 Jacobi 值大于零^[12, 15, 17]. 对离散型变形变换而言, 上述条件并不合适, Karaçalı 等给出了这种情形变形场拓扑保形的充分条件^[14].

本文我们采用四边域弹簧质子模型模拟弹性变形. 优点之一是由于图像所表示的物体通常具有一定的弹性(如人体软组织弹性较大, 骨组织可以看成弹性较小), 运用弹簧质子模型模拟图像变形是合适的; 优点之二是四边域模型简单, 易于建立; 优点之三是用简单的力学平衡替代繁琐的优化处理.

我们注意到, 直接将弹簧质子模型模应用于图像配准, 可能无法达到最佳配准状态. 因为不同于经典图像配准方法, 基于弹簧质子模型模方法是将力学平衡作为图像配准的标准, 但弹簧质子模型模系统平衡时, 并不能保证拓扑保形. 这意味着用弹簧质子模型模拟图像变形, 可能会导致变形图像内部组成部分之间的连接发生改变. 为此, 我们将通过实时调整质子运动速度的方法, 保证拓扑保形. 同时, 我们将采用分层网格策略, 实现模型的演化, 提高运算速度.

本文第 2 节介绍弹簧质子模型内/外力的定义, 并给出图像配准条件; 第 3 节给出拓扑保形的方法; 第 4 节给出模型的数值算法; 第 5 节给出适当示例, 讨论算法的有效性, 分析算法的优缺点; 第 6 节是结论.

2 弹簧质子模型

设模板图像 I_0 和源图像 I_1 分别定义于域 $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ 上. 我们尝试寻找变形变换 $h(x) = x + u(x)$, $x \in \Omega$, 实现模板图像与源图像之间的配准, 其中偏离场 $u(x)$ 是模板图像 I_0 上点 x 在图像 I_0 变形后相对原点 x 的偏离值. 我们采用四边域弹簧质子模型模拟图像变形, 其中图像中像素对应模型中质子, 相邻像素间横纵联系由模型中对应质子间的无质量弹簧模拟(图 1(a)). 模型变形是关于时间的过程, 即 $h(x)$ 是关于时间的函数: $h(x, t) = x + u(x, t)$.

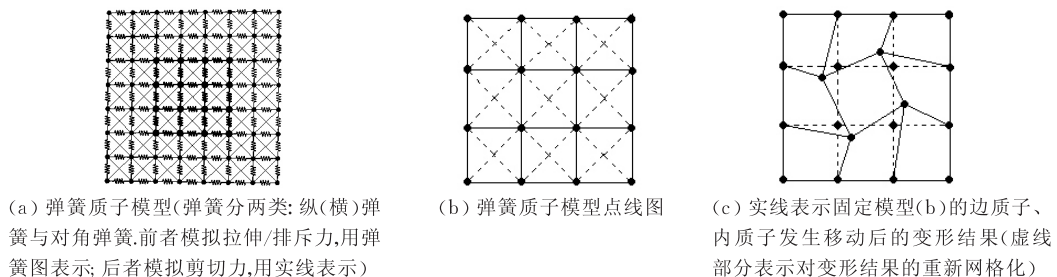


图 1 模拟变形

为方便起见,我们将模型内部质子称为内质子,边界上质子称为边质子.在符合 Newton 第二定律前提下,模型在外力 F_{ext} 及内力 F_{int} 作用下发生变形,模型中质子运动轨迹满足

$$m \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} = F_{\text{int}}(x, t) + F_{\text{ext}}(x, t),$$

其中, $x \in \Omega' \subset \Omega$, Ω' 是基于模板图像建立的模型质子集,即模板图像像素集.我们假设基于模板图像建立的弹簧质子模型处于初始稳定状态.

定义 1. 弹簧质子模型不受外力作用,且每个弹簧未发生形变(因此内力为零)时所处的稳定状态,称为初始稳定状态.处于初始稳定状态弹簧质子模型中的弹簧长度称为自由长度.

弹簧质子模型的关键是内/外力的定义.我们将因弹簧变形所衍生出的力称为内力,基于图像特性定义的力称为外力.

2.1 定义内力

弹簧质子模型的变形主要体现为 3 种现象:拉伸、剪切和弯曲.可以通过 3 类弹性力来模拟:拉伸/排斥力 F_{stretch} 、弯曲力 F_{bending} 和剪切力 F_{shear} .为防止质子运动过度振荡,引入阻尼力 F_{damping} .它们组成传统内力为

$$F_{\text{int}} = F_{\text{stretch}} + F_{\text{bending}} + F_{\text{shear}} + F_{\text{damping}}.$$

对于基于 2D 图像建立的弹簧质子模型,由于图像不可能向第三维空间发生弯曲变形,因此不考虑弯曲力.剪切力主要试图保证网格尽可能维持原先形状.为方便起见,在本文我们不作考虑.假设模型中弹簧符合 Hooke 定律,因此上述弹性力可如下定义.

2.1.1 拉伸/排斥力

拉伸/排斥力因弹簧拉伸或压缩变形而产生,定义为

$$F_{\text{stretch}}(x, t) = \sum_{y \in N(x)} \left[-k(x, y) \cdot \frac{y - x}{\|y - x\|} (\|y - x\| - l(x, y)) \right],$$

其中质子 $x \in \Omega'$, $N(x)$ 是 x 的四邻域质子集, $k(x, y)$ 是弹簧 xy 的弹性系数. $l(x, y)$ 表示弹簧质子模型在初始稳定状态时,弹簧 xy 的自由长度.

2.1.2 阻尼力

阻尼力的特点是:速度越大,阻力越大.质子 x 所受阻尼力定义为

$$F_{\text{damping}}(x, t) = -k_m(x) \cdot \frac{\partial u(x, t)}{\partial t},$$

其中, $k_m(x)$ 是阻尼系数, $u(x, t)$ 是质子 x 的偏移量.

2.2 定义外力

度量不同图像间的相似性,本身就是一个重要的研究课题,其结果广泛应用于图像处理、模式识别

等领域.采用什么测度度量相似性,与实际问题有关.目前存在的相似性测度主要有几何驱动、亮度驱动、图像特性驱动、混合相似性测度等^[20].几何驱动:首先建立显示几何模型,分别表示每幅图像中待匹配的部分.通常典型的模型结构包括曲面、曲线、标志点等;亮度驱动:主要基于数学或统计标准,匹配图像间的亮度模式,如亮度平方差^[4]、相关性、信息论^[11,20]等;图像特性驱动:关键是获取合适的图像特性,如特性向量、局部直方图等^[18-19];混合法的产生在于,在某些应用中,单一相似性测度不能很好地度量图像间的相似性,如神经系统图像、血管图像等,这时必须借助附加的度量测度,如综合基于亮度和基于标志点的标准,建立的混合测度就极大地提高了相似性度量精度.总之,根据实际需要,不同的变形模型可以与不同的相似性测度组合,产生不同的配准算法.

同样,弹簧质子模型应用于图像配准的关键问题之一就是选择合适的相似性测度,设计合理的外力,控制弹簧质子模型变形,使其在达到稳定状态时,模板图像与源图像相似性最大.为简单起见,我们将所处理的图像限定为同模态的亮度图像,因此可以直接沿用 Gaussian sensor 模型度量图像相似性^[12],

$$C(I_0, I_1; u(x, t)) = \frac{\alpha}{2} \iint_{\Omega} (I_0(x) - I_1(x + u(x, t)))^2 dx,$$

其中, α 是常数. $C(I_0, I_1; u(x, t))$ 是关于偏离场 $u(x, t)$ 的泛函. $C(I_0, I_1; u(x, t))$ 越小,图像相似程度越大; $C(I_0, I_1; u(x, t)) = 0$, 表明图像几乎完全相同.我们以泛函 $C(I_0, I_1; u(x, t))$ 关于偏离场 $u(x, t)$ 的 Gâteaux 导为基础,将 t 时刻质子 x 所受外力定义为^[12]

$F_{\text{ext}}(x, t) = -\alpha(I_0(x) - I_1(x + u(x, t))) \nabla I_1|_{x+u(x, t)}$, 它由两部分组成:变形模板图像与源图像的差异项 $I_0(x) - I_1(x + u)$ 、源图像梯度项 $\nabla I_1|_{x+u(x, t)}$. 梯度项决定外力的方向.由外力的定义我们知道,它与 $C(I_0, I_1; u(x, t))$ 具备一致的特性:变形模板图像与源图像越相似,外力越小,当它们完全相同时,外力为零.在实际处理中,我们将源图像在 $x + u(x, t)$ 处的梯度定义为源图像中离该点最近,且所形成四边形包含该点的四像素处图像梯度的双线性插值.

2.3 图像配准

我们采用最直接的做法:在边界固定的情形下,将弹簧质子模型达到稳定状态作为图像配准的条件^[1-2].

必须指出,从力学平衡的角度及外力的定义分析,如此给定配准条件存在明显不足(具体另文阐

述). 但考虑到当模型中质子数与图像像素数至多相差四倍甚至相同时, 上述不足是可以接受的.

3 拓扑保形

图像变形时, 保持图像中组成部分的连接性是相当重要的. 因为这样可以避免因图像变形出现的图像异常现象, 如组织断裂、重叠等. 避免出现上述情况的方法之一就是要求在变形过程中, 变形变换拓扑保形.

对于给定的连续型变形变换 $h(x)$, 判断是否具备拓扑保形性的标准是每点处变形变换的 Jacobi 值是否大于零, 但这标准对基于离散网格弹簧质子模型的变形变换不成立. 为此, 我们引用 Karaçalı 等关于基于离散网格变形变换拓扑保形的充分

条件^[14]:
设 $h(x)$ 是定义在规则四边域网格 $\Omega_d = [0, \dots, M] \times [0, \dots, N] \subset \mathbb{Z}^2$ 上的变形映射, 若 Ω_d 中任意一个四边域网格 $x_1 x_2 x_3 x_4$ 的变形 $h(x_1) h(x_2) h(x_3) h(x_4)$ 中所有角 $(h(x_1), h(x_2), h(x_3)), (h(x_2), h(x_3), h(x_4)), (h(x_3), h(x_4), h(x_1)), (h(x_4), h(x_1), h(x_2)))$ 的角度均在 0 到 π 之间 (见图 2(c), (d)), 则通过对变形映射 $h(x)$ 在域 $\Omega_c = [0, M] \times [0, N] \subset \mathbb{R}^2$ 上双线性插值得到的相应连续型变换 $h_c(x)$ 在域 Ω_c 上是拓扑保形的. 双线性插值定义为

$$\phi(w, v) = \phi(w)\phi(v),$$

其中

$$\phi(w) = \begin{cases} 1+w, & -1 \leq w < 0 \\ 1-w, & 0 \leq w < 1 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}.$$

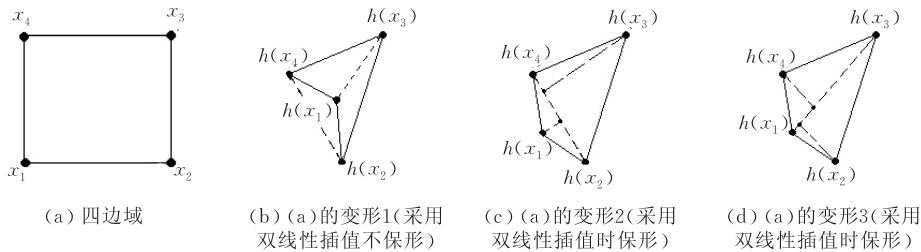


图 2 弹簧质子模型中四边域变形

也就是说, 只要能保证凸四边域网格变形时, 每个四边域变形后依然是凸四边域, 则运用双线插值得到的相应连续型变形变换一定是拓扑保形的.

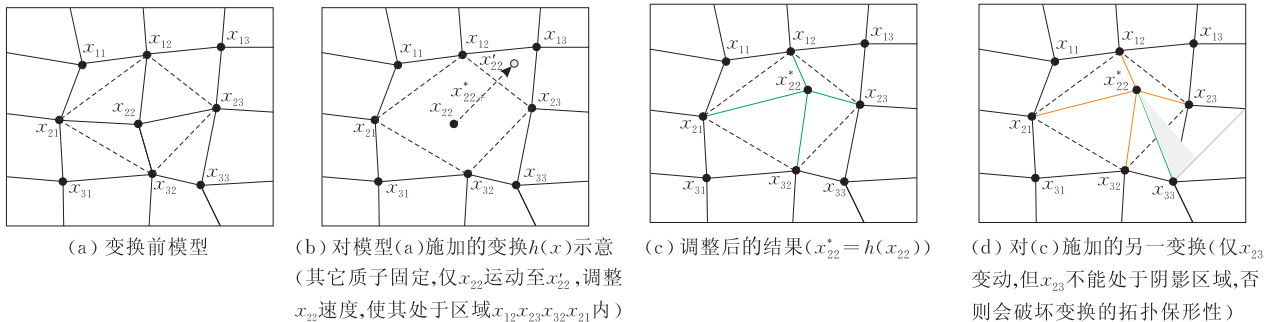
因此, 当我们采用四边域弹簧质子模型模拟图像变形, 只要能保证四边域变形后依然为凸四边域, 就能确保图像变形的拓扑保形性. 这样, 弹簧质子模型变形的拓扑保形问题转化为: 如何保证弹簧质子模型变形过程中四边域变形的保凸性.

由图 2(c) 和 (d) 知, 只要能阻止质子穿越所属四边域对角线, 就可以保证凸四边域变形后依然是凸四边域. 对于四边域弹簧质子模型, 每个内质子同时属于 4 个四边域, 如图 3(a) 中内质子 x_{22} . 由此,

我们有如下命题.

命题 1. 如图 3(a), 对四边域均为凸的弹簧质子模型施加简单变形变换 $h(x)$: 其它质子固定, 仅内质子 x_{22} 移动, 则 $h(x)$ 拓扑保形的必要条件是 $h(x_{22})$ 在区域 $x_{12} x_{23} x_{32} x_{21}$ 内.

我们可以通过添加适当的新力, 调整质子的运动以满足命题 1, 但对力的设计有诸多限制. 在本文, 我们采用简单直接的处理方法: 实时修正质子的运动速度, 达到保形目的. 具体方法是, 若质子 x_{22} 跃出指定区域, 我们就将它的运动速度调整为原先的一半 (图 3(a) 和 (b)), 如此, 直至运动质子处于指定区域内 (图 3(c)).



但是我们必须注意到,运用上述方法调整后得到的变换,虽然满足命题 1,但并不能保证经简单变换后的弹簧质子模型是拓扑保形的.这可以从图 3(c)和(d)看出,如对图 3(c)再施加简单变换:其它质子固定,内质子 x_{23} 移动到阴影区域时,变换依然满足命题 1,但变换并不拓扑保形.由于 x_{23} 的运动,原先凸的四边域 $x_{23} x_{22}^* x_{12} x_{13}$ 成凹四边域.因此,我们在调整质子运动速度,确保满足命题 1 的同时,必须保证所有包含该变动质子的四邻域的凸性.由此我们有下面命题.

命题 2. 如图 3(a),对四边域均为凸的弹簧质子模型施加简单变换 $h(x)$:其它质子固定,仅内质子 x_{22} 移动,则 $h(x)$ 拓扑保形的充分条件是 $h(x_{22})$ 在区域 $x_{12} x_{23} x_{32} x_{21}$ 内,且所有包含 $h(x_{22})$ 的四邻域 $h(x_{22}) x_{21} x_{11} x_{12}, h(x_{22}) x_{12} x_{13} x_{23}, h(x_{22}) x_{23} x_{33} x_{32}, h(x_{22}) x_{32} x_{31} x_{21}$ 依然是凸四边域.

命题 3. 对四边域均为矩形的弹簧质子模型施加变换 $h(x)$,如果 $h(x)$ 可以分解成一系列简单变换 $h_1(x), h_2(x), \dots, h_n(x)$, 即 $h(x) = h_n \circ h_{n-1} \circ \dots \circ h_1(x)$, 且每个简单变换满足命题 2, 则 $h(x)$ 拓扑保形.

根据弹簧质子模型变形演化特性,关于模型的变换是可以分解成一系列的简单变换,因此依据命题 3,我们可以通过实时修正质子运动速度的方法,在每个简单变换满足命题 2 的前提下,保证关于模型的变换是拓扑保形的.

4 数值求解与重采样

弹簧质子模型的变换由质子运动轨迹方程驱动,下面我们给出它的数值解法.

4.1 数值求解

弹簧质子模型质子 x 运动轨迹方程
$$m \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} = F_{\text{stretch}} + F_{\text{damp}} + F_{\text{ext}} = F(x, t), \quad x \notin \Omega'$$
 属于双曲线型 PDE. 可以采用有限差分法求解 PDE. 所谓的有限差分法,就是选用适当的差分式,如向前差分、向后差分、中心差分等,近似 PDE 中的偏导项. 差分法的关键是差分格式的稳定性,可以采用 von Neumann 方法,进行稳定性分析,并给出差分格式稳定的条件.

本文我们直接采用显示 Euler 公式建立差分公式. 首先我们将轨迹方程转换为

$$\begin{cases} m \frac{\partial v(x, t)}{\partial t} = F(x, t) \\ \frac{\partial u(x, t)}{\partial t} = v(x, t) \end{cases}, \quad x \notin \Omega',$$

采用向前差分格式近似表示:

$$\begin{aligned} \frac{\partial v(x, t)}{\partial t} &= \frac{v(x, t + \Delta t) - v(x, t)}{\Delta t}, \\ \frac{\partial u(x, t)}{\partial t} &= \frac{u(x, t + \Delta t) - u(x, t)}{\Delta t}, \end{aligned}$$

则轨迹方程的离散格式为

$$\begin{cases} v(x, t + \Delta t) = v(x, t) + \frac{F(x, t) \cdot \Delta t}{m}, \\ u(x, t + \Delta t) = u(x, t) + v(x, t + \Delta t) \cdot \Delta t \end{cases}, \quad x \notin \Omega'.$$

由于我们要求弹簧质子模型边界固定,因此方程初值、边界条件定义为

$$\begin{aligned} u(x, 0) &= 0, \quad u(x, -\Delta t) = u(x, 0), \\ \frac{\partial u(x, t)}{\partial t} \Big|_{t=0} &= 0, \quad \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} \Big|_{t=0} = 0, \quad x \in \Omega' / \partial \Omega', \\ u(x, t) &= 0, \quad x \in \partial \Omega'. \end{aligned}$$

为保证迭代的稳定性,时间步长 Δt 必须足够小.

4.2 图像重采样

重现变形后的图像是图像配准中重要的一个环节. 图像像素应当处于整数位置,但变形后模板图像并非如此. 我们只知道变形图像在非整数位置处的亮度值,但不知在整数位置处的亮度值. 因此必须根据图像已知非整数位置处的亮度值,获取变形图像所有整数位置处亮度值. 但此项工作比较困难.

在本文,我们采用了一种变通方法:直接将变形后弹簧质子模型网格看成是源图像在 Euler 框架下的变换,即将重建变形后模板图像,转换成重建变形后的源图像.

另外,我们在配准算法中引入分层网格策略,以提高算法效率. 当模型由粗网格向细网格转换时,我们采用双线性插值,计算新增质子的偏离量及运动速度,并调整质子所受外力.

4.3 基于弹簧质子模型的图像配准算法

根据上文讨论,我们有拓扑保形的分层图像配准算法:

1. 给定模板图像 I_0 , 源图像 I_1 , 扩充图像大小至符合分层网格要求; 确定模型最粗网格层数 N ; 令 $m = N$;
2. 第 m 层, 在满足命题 2 的前提下, 迭代 4.1 节给出的轨迹方程离散公式, 至当前层模型稳定;
3. 若 $m > 0$, 运用 4.2 节提出的转换策略, 将第 m 层模型网格细化至 $m - 1$ 层; 否则, 转步 5;
4. $m = m - 1$;
5. 依据 Euler 框架, 基于当前网格重采样源图像, 重建变形后源图像.

5 实验与讨论

本节我们给出若干实验数据, 说明算法的有效性与不足. 我们的实验在配置为 Pentium 4 CPU

1.9GHz, RAM 512MB 的 Dell 台式机上进行. 所采用的操作系统是 Win XP, 所有实验用 Visual C++ 6.0 编写实现. 为简单起见, 假设所涉及弹簧质子模型中所有弹簧自由长度为 1, 弹性系数 $k=1.0$, 阻尼系数 $k_m=1.0$, $\alpha=1.0$, 时间步长 $\Delta t=0.5$. 必须说明的是, 由于我们在计算外力时, 对图像亮度值进行归一化处理, 因此时间步长可以比较大.

首先我们给出大小为 249×253 的两人工合成图的配准结果(图 4、图 5). 我们分别采用不拓扑保形和我们的拓扑保形算法进行配准, 耗费的时间分别为 50s, 101s, 结果见图 4、图 5. 可以看出, 采用非拓扑保形模型, 变形结果会出现异变, 网格出现大面积重叠, 而我们的算法确实可以消除网格重叠, 使模型变形拓扑保形.

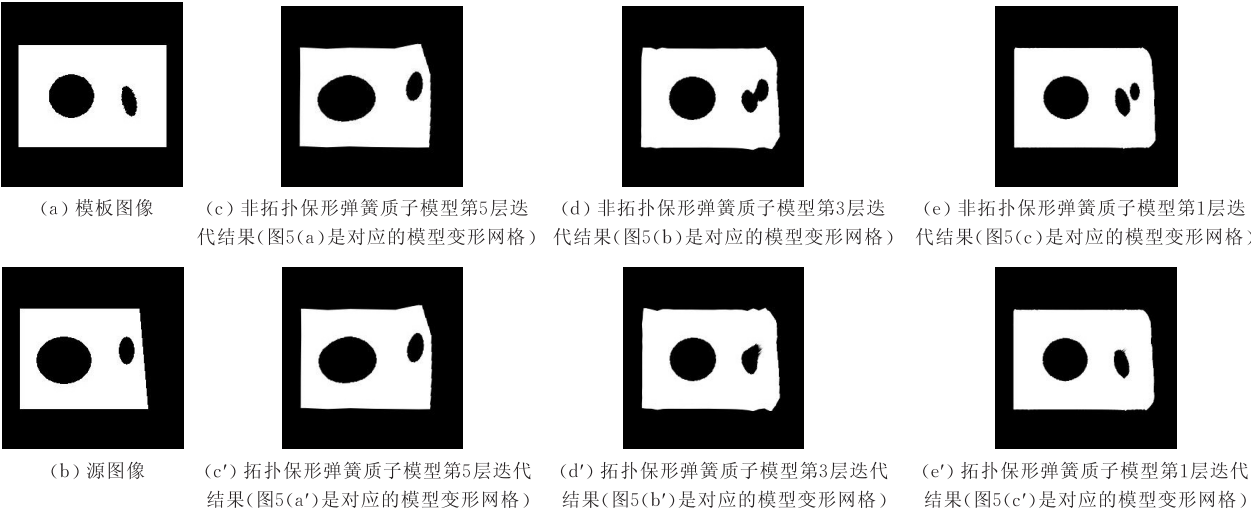


图 4 弹簧质子模型迭代结果

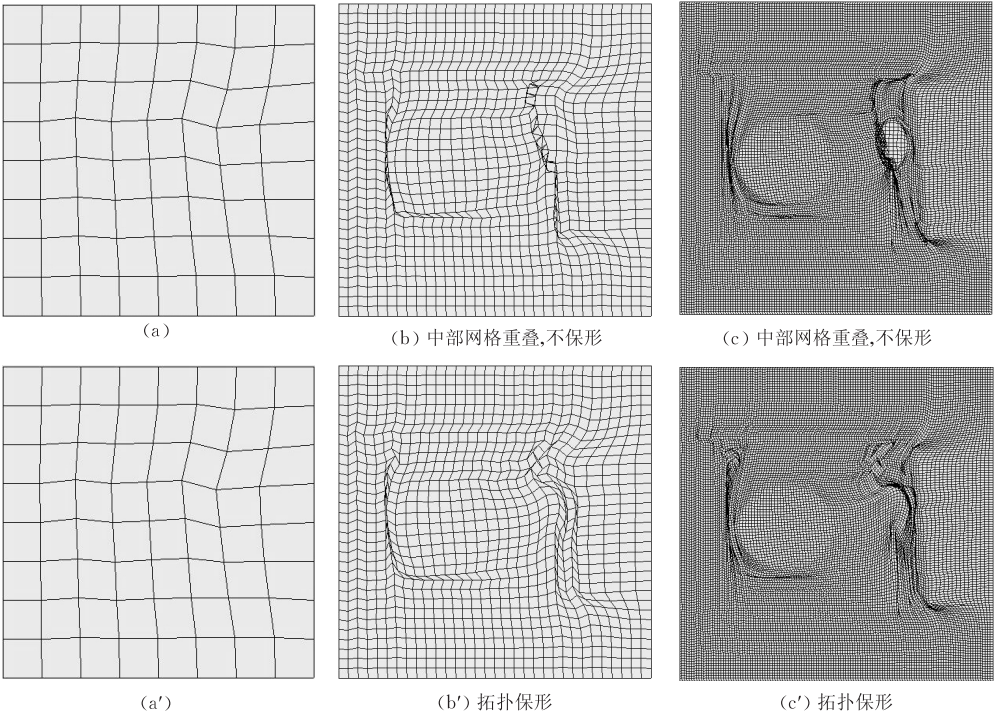


图 5 基于弹簧质子模型的网格变形

采用我们的算法分别处理了 4 幅医学图像的配准, 效果见图 6、图 7. 图中(a)和(b)分别是模板图像和源图像. (c)和(d)分别是基于非拓扑保形弹簧质子模型第 3 层和第 1 层模型迭代平衡后重采样接

果;(c')和(d')是相应第 3 层和第 1 层模型网格变形结果;(e)和(f)基于拓扑保形弹簧质子模型第 3 层和第 1 层模型迭代平衡后重采样接果;(e')和(f')是相应第 3 层和第 1 层模型网格变形结果. 对比网格

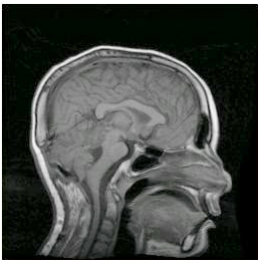
(c')与(e'),(d')与(f'),可以看出(c')和(d')均存在明显的网格重叠现象. 如图 6 中(c')和(d')的顶部分,图 7中(c')和(d')的左下部分,甚至图 6 的(d'),图 7 的(c')和(d')中均存在部分质子运动到图像的有效范围之外. 在重建图像的某些相应部位,如顶部,之所以没出现异常,主要是因为附近整个区域同亮度. 即使如此,我们依然可以从图 6(d)的顶部、右中部等处发现异常. 而当采用我们提出的拓扑保形

算法时,不会出现上述情况. 不过在算法速度比非拓扑保形算法低,但依然属于同量级. 如图 6 中完成第 1 层耗时 50s,完成图 7 中第 1 层耗时也是 50s,采用非拓扑保形算法分别只需 34s.

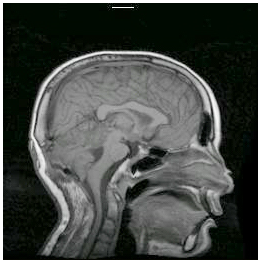
我们注意到,尽管分层策略能极大地提高拓扑保形弹簧质子模型的收敛效率,但当模型层数较低,如处于第 1 层,甚至第 0 层时,如实验表明,模型收敛将是相当耗费时间的. 因此在配准精度要求不是



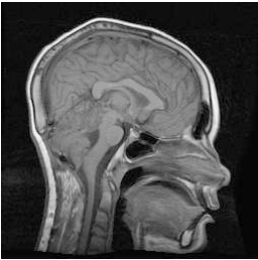
(a) 模板图像



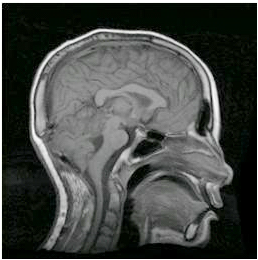
(c) 非拓扑保形弹簧质子模型第3层迭代结果



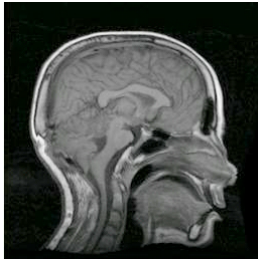
(d) 非拓扑保形弹簧质子模型第1层迭代结果



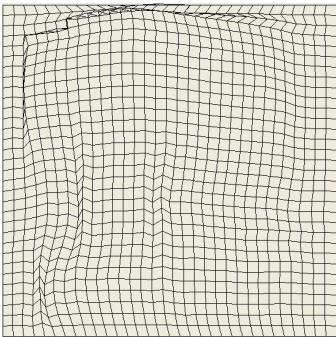
(b) 源图像



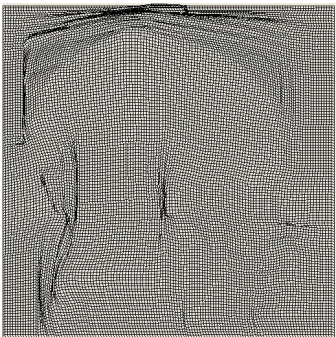
(e) 拓扑保形弹簧质子模型第3层迭代结果



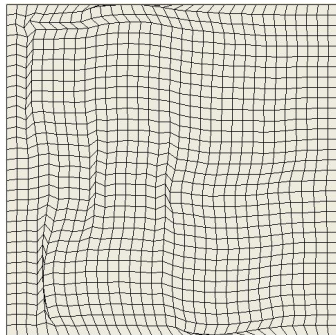
(f) 拓扑保形弹簧质子模型第1层迭代结果



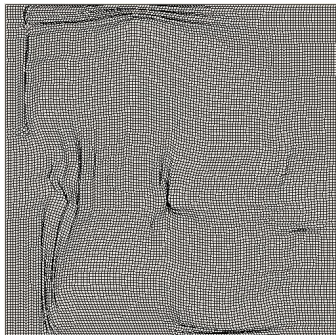
(c') 第3层迭代所对应的模型变形网格
(非拓扑保形)



(d') 第1层迭代所对应的模型变形网格
(非拓扑保形)



(e') 第3层迭代所对应的模型变形网格
(拓扑保形)



(f') 第1层迭代所对应的模型变形网格
(拓扑保形)

图 6 实际效果 1

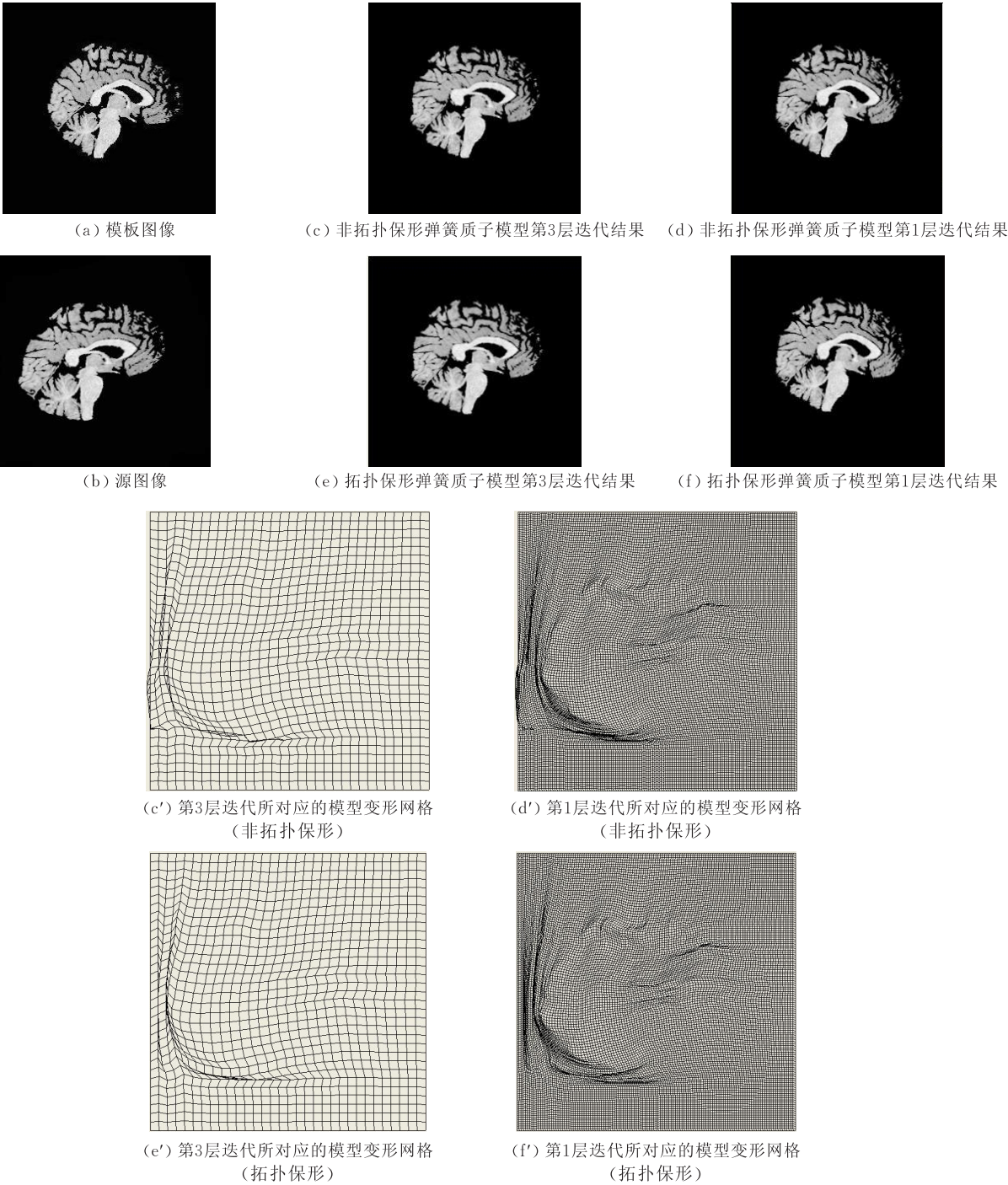


图 7 实际效果 2

很高的情况下,我们通常只运算到第 1 层,可至更高层.但这不可避免的又会遇到 2.3 节所提到的图像配准条件问题.因此,我们必须在这两者之间取舍.另外当图像中出现直角边缘变形到其它角度时(图 4(a),(b),(e')),变形效果上精度也有待进一步提高.

最后,我们将算法与 Otte^[5]的基于 Bézier 样条

变换的弹性配准算法进行比较,见图 8.第 1 列为模板图像;第 2 列为源图像;第 3 列为采用基于 Bézier 样条变换配准算法^[5]配准,变形源图像与模板图像的差异图;第 4 列为采用我们的算法配准,源图像变形图;第 5 列源图像变形图与模板图像的差异图.比较差异图说明,我们算法的配准精度不如 Otte^[5]的算法,需进一步提高.

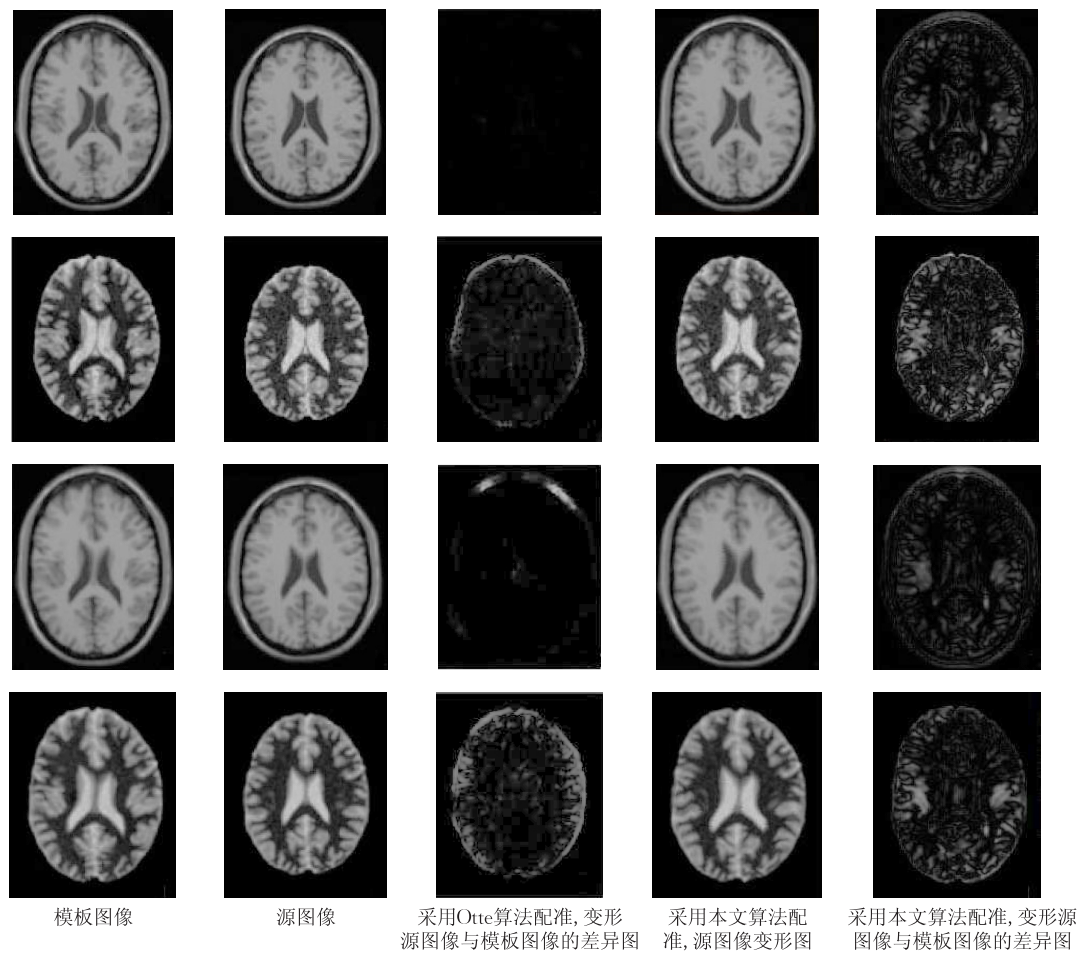


图 8 本文算法与 Otte^[5]算法的比较结果

6 结 论

本文我们阐述了如何运用弹簧质子模型进行图像配准,将图像配准问题转换成为力学平衡问题的方法.在定义弹簧质子模型中,内力采用传统方法定义,同时我们将基于模板图像、源图像的 SDD 测度关于质子偏离场的 Gâteaux 导定义为模型外力;特别针对模型演化过程中出现的网格重叠问题(非拓扑保形),提出了通过实时修改质子运动速度,而不是添加力的方法,保证模型演变时,具备拓扑保形性;为提高模型收敛速度,我们特别将分层策略应用于模型演化过程中.实验表明,我们的方法是有效的.

致 谢 特别感谢审稿老师的建议;感谢华南理工大学刘鼎元教授的指导!

参 考 文 献

[1] Matuszewski B J, Shen J K, Shark L K. Elastic image matching with embedded rigid structures using spring-mass system//Proceedings of the IEEE International Conference on

Image Processing. Barcelona, 2003: II-937-II-940

[2] Shen J K, Matuszewski B J, Shark L K. Deformable image registration//Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing. Genoa, Italy, USA, 2005: III-1112-1115

[3] Hellier P, Barillot C, Mémin E, Pérez P. Hierarchical estimation of a dense deformation field for 3-D robust registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2001, 20(5): 388-401

[4] Rohde G K, Aldroubi A, Dawant B M. The adaptive bases algorithm for intensity-based nonrigid image registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(9): 1470-1479

[5] Otte M. Elasti registration of fMRI data using Bézier-spline transformations. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2001, 20(2): 193-206

[6] Sorzano C ó S, Thévenaz P, Unser M. Elastic registration of biological images using vector-spline regularization. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2005, 52(4): 652-663

[7] Rao A, Chandrashekhara R et al. Spatial transformation of motion and deformation fields using nonrigid registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, 23(9): 1065-1076

[8] Rohr K et al. Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines. IEEE Transactions on Medi-

- cal Imaging, 1997, 20(6): 526-534
- [9] Bookstein F L. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1989, 11(6): 567-585
- [10] Rueckert D, Sonoda L I et al. Nonrigid registration using Free-Form deformations; Application to breast MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 19(9): 712-721
- [11] Maes F, Collignon A et al. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1997, 16(2): 187-198
- [12] Christensen Gary E, Rabbitt Richard D, Miller Michael I. Deformable templates using large deformation kinematics. *IEEE Transactions on Image Processing*, 1996, 5(10): 1435-1447
- [13] Dupuis P, Grenander U, Miller M I. Variational problems on flows of diffeomorphisms for image matching. *Quarterly of Applied Mathematics*, 1998, 56(3): 587-600
- [14] Karaçalı B, Davatzikos C. Estimating topology preserving and smooth displacement fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004, 23(7): 868-880
- [15] Musse O, Heitz I, Armspach J-P. Topology preserving deformable image matching using constrained hierarchical parametric models. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2001, 10(10): 1081-1093
- [16] Rohlfing T, Maurer C R Jr, Bluemke D A, Jacobs M A. Volume-preserving nonrigid registration of MR breast images using Free-Form deformation with an incompressibility constraint. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22(6): 730-741
- [17] Noblet V, Heinrich C, Heitz F, Armspach J P. 3-D deformable image registration: A topology preservation scheme based on hierarchical deformation models and interval analysis optimization. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2005, 14(5): 553-566
- [18] Shen Ding-Gang, Davatzikos C. HAMMER: Hierarchical attribute matching mechanism for elastic registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, 21(11): 1421-1439
- [19] Shen Ding-Gang. Image registration by local histogram matching. *Pattern Recognition*, 2007, 40(4): 1161-1172
- [20] Duncan J S, Ayache N. Medical image analysis: Progress over two decades and the challenges ahead. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2000, 22(1): 85-105
- [21] Modersitzki J. *Numerical Methods for Image Registration*. Oxford University Press, 2004
- [22] Baraff D, Witkin A. Large steps in cloth simulation//*Proceedings of the SIGGRAPH 98*. Orlando, 1998: 19-24
- [23] Provot X. Deformation constraints in a mass-spring model to describe rigid cloth behavior//*Proceedings of the Graphics. Interface Quebec*: Canadian Information Processing Society. Quebec, City, Canada, 1995: 47-54
- [24] Howlett P, Hewitt W T. Mass-spring simulation using adaptive non-active points. *Computer Graphics Forum*, 1998, 17(3): 345-354
- [25] Liu Ning. 3D textile dynamic simulation and its relative technologies [Ph. D. dissertation]. Sun Yat-Sen University, Guangzhou, 2004(in Chinese)
(刘宁. 三维织物动态仿真及其相关技术研究[博士学位论文]. 中山大学, 广州, 2004)



GONG Yong-Yi, born in 1970, Ph.D.. His research interests include medical image processing and 3D reconstruction.

LUO Xiao-Nan, born in 1963, Ph.D., professor, Ph.D. supervisor. His research interests include information security,

mobile computing, computer graphics & CAD, image processing.

JIA Wei-Jia, Ph.D., associate professor, Ph.D. supervisor. His research interests include image processing, multimedia technology.

WONG Hau San, Ph.D., assistant professor, Ph.D. supervisor. His research interests include image processing, multimedia technology.

Background

The research group has been conducting numerous experimental researches, such as the numerical simulation research supported by the National Science Fund of Guangdong province (032202), the biological research and computer simulation research based on artificial bone which is supported by the National Science Fund of Guangdong province (04300461) and the Science & Technology Grant (2004B33101005), the medical image segmentation and 3-D re-construction research which is supported by the Group Fund of Guangdong province (20023001). This work is also partly supported by the National Science Fund for Distinguished Young Scholars

(grant No. 60525213), the Key Laboratory of Multimedia and Intelligent Software (Beijing University of Technology) in Beijing and the Key Project (grant No. 60533030) of NSFC, CityU Applied R&D Funding (ARD) (9668009).

Their researches include the image matching of medical images. The authors have found its possibility to keep the topology preservation of deformation field based on Spring-mass model. The authors present a novel scheme just by modifying the velocity of mass to keep the topology preservation of SMM's evolving. The experiments show their works are useful.