

文章编号:1004-7220(2013)05-0515-08

腹主动脉瘤的自动化分割及其二维网格剖分技术

卢坤虎, 李志勇

(东南大学 生物科学与医学工程学院, 生物力学实验室, 南京 210096)

摘要: **目的** 讨论腹主动脉瘤断层图像的分割方法及其网格剖分技术,建立可用于有限元计算的二维数值分析模型。**方法** 采用完全基于形态学的方法完成图像中各个部分的分割,针对每个分割得到的闭合曲线,计算其符号距离函数,然后根据各个曲线的集合关系得到一个最终符号距离函数,在这个距离函数和一个平衡关系的控制下不断使用 Delaunay 算法,当满足平衡关系或者达到设定的条件时,网格划分终止,有限元模型建立完成。**结果** 实现血管内腔的自动化分割以及血管壁、钙化点等的半自动化分割;对血管内的不同成分划分网格,并可以控制网格的类型和密度;建立血栓与血管壁耦合以及血栓与血管壁、钙化点耦合的两种有限元模型,并进行相关的应力分析。**结论** 分割过程中不需要复杂的计算及提供初始化曲线,分割快速、准确;网格划分算法可以产生高质量的网格,网格的生成易于控制;产生的网格可用于实际的计算。

关键词: 腹主动脉瘤; 图像分割; 网格剖分; 有限元分析; 应力分布

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Technique of automatic abdominal aortic aneurysm segmentation and 2D-mesh generation

LU Kun-hu, LI Zhi-yong (*Biomechanics Laboratory, School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China*)

Abstract: Objective To develop an automatic segmentation and mesh generation technique for abdominal aortic aneurysm (AAA) and to build a 2D numerical analysis model that can be used for finite element analysis (FEA).

Methods A method that totally based on morphology processing was developed to segment all the components of the AAA. For each closed curve that obtained, its signed distance function was then calculated. According to the set relationships between each curve, the final signed distance function was calculated. Under the control of this function and an equilibrium relationship, iterated Delaunay algorithms were used until the equilibrium relationship was satisfied or the set conditions were reached. Then the program ended and the finite element model was generated. **Results** Automatic segmentation of the lumen as well as semiautomatic segmentation of the wall and calcification were achieved. Different parts of the AAA were meshed, and the type and density of the mesh could be controlled. Two finite element models were established for stress analysis: one was the coupling mesh of the thrombus and the wall, and the other was the coupling mesh of the thrombus, the wall and the calcifications.

Conclusions An automatic segmentation and mesh generation algorithm with high accuracy has been developed, without any complicated computation or initial curve. The mesh generation algorithm tends to produce high quality meshes and the generation is easy to be controlled by only two parameters. The generated mesh has been verified to be useful in FEA simulation.

Key words: Abdominal aortic aneurysm(AAA); Image segmentation; Mesh generation; Finite element analysis (FEA); Stress distribution

收稿日期:2012-11-27; 修回日期:2013-01-06

基金项目:国家重点基础研究发展计划973 资助项目(2013CB733800), 国家自然科学基金资助项目(11272091)。

通信作者:李志勇, 教授, 博士研究生导师, E-mail:zylicam@gmail.com。

图像分割是进行定量分析、三维模型重建的基础,其分割的方法也多种多样,如阈值法、区域生长法、主动轮廓模型、聚类法等,但至今尚无一种适用于所有图像的分割算法^[1],所提出的算法大都是针对某一特定类型图像而言。由于医学图像具有边界模糊和图像噪声比较大的特点,运用传统的分割方法很难获得满意的分割效果。目前医学图像上应用比较广泛的分割方法是 Xu 等^[2]提出的 GVF-Snake 模型,它是在 Kass 等^[3]提出传统 Snake 模型的基础上,对模型中的外力进行改进。传统 Snake 模型对初始化曲线依赖较大,且无法收敛到目标边界的凹陷处;GVF-Snake 模型则扩大了对初始化曲线的捕获范围,而且可以收敛到目标凹陷区域,但也有些固有的缺陷^[20]。

当分割出所感兴趣的区域后,需建立有限元网格模型,而有限元网格划分的质量高低直接关系到后处理数值计算的精确性和可靠性^[4]。目前,有限元网格划分的方法主要有 Delaunay 剖分法^[5-7]、波前法^[8]、铺彻法^[9]、叉树法^[10]等,其中 Delaunay 三角化网格由于算法的效率高、生成网格单元的质量好而得到广泛的应用^[11],但单纯使用 Delaunay 算法区域边界仍会存有一些畸形网格。在有限元分析中,当网格数量达到一定程度后,再增加网格数量对计算精度的提高已不明显,故需要对网格数量和网格密度进行控制,同时还要有一个评价网格质量的准则^[15]以衡量网格单元的质量。

综上所述,本文针对腹主动脉瘤(abdominal aortic aneurysm, AAA)断层图像的特点提出一种完全基于形态学的医学图像分割方法,并采用一种基于符号距离函数^[12]和平衡关系^[13]的迭代式的 Delaunay 算法进行网格剖分。

1 方法

1.1 图像分割

采用与文献[2]相同的图片,即心脏左心室磁共振图像来展示分割过程,以便对分割结果进行对比。

首先,对此图像做负片处理,然后对图像进行裁剪,裁剪的区域是一个矩形框,此矩形框以尽可能小的范围包含所要分割的区域。再对图像进行预处理,包括图像滤波和对比度拉伸。其中,图像裁剪是

必不可少的一步,因为它不仅可以大大减少施加在图像上各种操作的时间,而且可以很大程度上减小周边组织对所分割区域的干扰。

将对对比度拉伸后的图像进行阈值分割,则目标区域就会被转化为白色像素块(以下简称像素块),但可能还会存在其他非预期的像素块。通过大量观察阈值分割后的结果图,可以得出如下规律:非预期的像素块要么是较小的孤立像素块,要么就和边界具有一定的连通性。因此,采取先利用与边界的连通性去除与边界相连的像素块,再选取适当的阈值消除孤立像素块的方法,成功地分离出所要分割的区域。

但与边界连通的像素块也可能会通过狭窄的连线与目标区域相连,如果直接按上述方法进行处理,目标区域可能也会被消除掉,故在上述步骤之前,进行适当参数的图像开运算可以将这些狭窄的连线抹去。同时,图像开运算也具有一定的平滑作用,使得到的图像边缘更为平滑。

对目标区域执行 Canny 边缘检测。选择 Canny 算子的原因在于它具有单边响应、不易产生虚假边缘等优点。最后,按逆时针或顺时针方向提取目标边界坐标点信息,并进行插值、平滑处理。图 1 显示了左心房的整个分割过程。

对于 AAA 断层图像(需事先调整图像的窗宽和窗位^[24]以突出显示待分割区域)而言,要分割的部分包括血管内腔、血管壁、斑块和钙化点。事实上,采用上述方法并结合相邻切片关联处理的思路,本课题组已经实现了连续断层图像血管内腔的自动化分割以及血管壁 70% 程度的自动化分割。如果分割的区域是斑块和钙化点,除需采用交互式的方式勾画出其边缘外,其他的处理步骤与处理内腔时的完全相同。

1.2 网格划分

1.2.1 划分区域的描述 根据得到的闭合轮廓线,常用符号距离函数 $d(x, y)$ 来表述其几何特征,对于不规则的图形来说, $d(x, y)$ 实际上是一个离散矩阵,在区域内部为负值,外部为正值。通过几个符号距离函数的集合操作可以表示更为复杂的区域。

1.2.2 划分原理概述 假设要划分网格的区域为 D ,当初始化一个覆盖区域 D 的点阵时,就可以根据 $d(x, y)$ 抛掉落在区域 D 外的点,然后使用 Delaunay

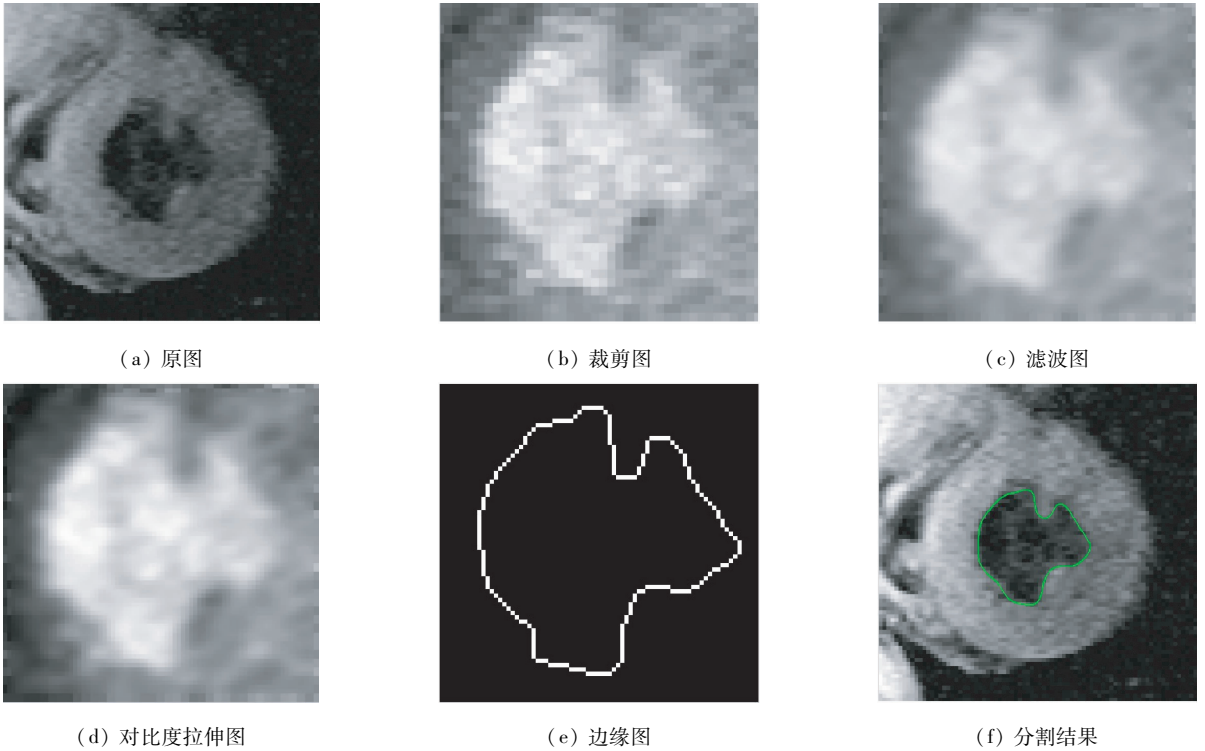


图1 磁共振左心室轮廓的分割过程

Fig.1 Segmentation procedure of magnetic resonance image of the left ventricle (a) A 160 × 160-pixel magnetic resonance image of the left ventricle of a human heart, (b) Cut image, (c) Filter image, (d) Contrast stretch image, (e) Edge map, (f) Segmentation result

算法对区域 D 划分网格。但是,边界处仍会存在畸形网格,故需要重新移动网格点,改变网格点的分布。为此,假想与每个网格点相连的边都定义了一种力的作用,最终结果应尽量保证每个网格点都达到力的平衡状态。

把所有的网格点坐标存入一个 $N \times 2$ 的矩阵

$$p = [x \quad y] \quad (1)$$

中,合力向量 $F(p)$ 包括每个网格点 x 和 y 方向的分量:

$F(p) = [F_{int,x}(p)F_{int,y}(p)] + [F_{ext,x}(p)F_{ext,y}(p)]$ 其中, F_{int} 表示来自于网格边的内力, F_{ext} 表示来自于边界的外力。当达到平衡时,有 $F(p) = 0$, 对于 $p(0) = p_0$ (p_0 表示初始网格点), 考虑如下时间相关的常微分方程:

$$\frac{dp}{dt} = F(p), \quad t \geq 0 \quad (2)$$

该常微分方程可以近似地用前向欧拉方程来解。对于离散的时间点 $t_n = n\Delta t$, 其近似解为:

$$p_{n+1} = p_n + \Delta t F(p_n) \quad (3)$$

式中: Δt 为时间步长; $p_n = p(t_n)$; $F(p_n)$ 是 p_n 中每个网格点对应的合力。

文献[14]中讨论了一些关于网格边上力的函数式的设计。假想每个网格边都是一个只有排斥力没有拉力的线性弹簧,其定义如下:

$$F = \begin{cases} l_0 - l, & l < l_0 \\ 0, & l \geq l_0 \end{cases} \quad (4)$$

在说明这个定义之前,先讨论网格尺寸函数 $h(x, y)$ 。和 $d(x, y)$ 一样, $h(x, y)$ 一般也以离散矩阵的形式表示, $h(x, y)$ 并不是网格的实际尺寸,而是表述网格在整个区域中的相对分布。由于对所有网格的大小要有一个整体的规划,故在每轮迭代中需要计算一个全局的比例因子: 设 l_i 为网格边的实际长度, $h(x_i, y_i)$ 为网格边中点在 $h(x, y)$ 中的插值结果, 定义比例因子

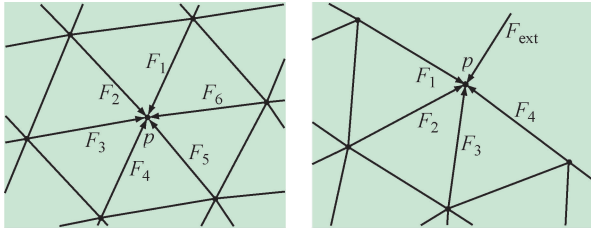
$$g_f = \left(\frac{\sum l_i}{\sum h(x_i, y_i)} \right)^{1/2}$$

则期望的网格边的长度为:

$$l_d = g_f \cdot h(x, y)$$

在式(4)中, l 为每条网格边的实际长度; 对于 F , 大部分情况下需要 $F > 0$ 以便让所有的网格点适当分布到整个区域。为了加速网格点的扩散过程, 一般令 $l_0 = kl_d, k$ 取 $1.1 \sim 1.3$ 。

在网格点重新分布的过程中, 如果网格点在区域的内部, 有 $F(p) = \sum F_i$, 如图 2(a) 所示; 对于边界上的网格点, 则有 $F(p) = \sum F_i + F_{ext}$, 如图 2(b) 所示。



(a) 区域内网格点受力图 (b) 边界网格点受力图

图2 区域内以及边界上网格点的受力图

Fig.2 Force exerted on the boundary points and points in the region (a) The total force of an internal point, (b) The total force of a boundary point

以上 F_i 由式(4)给出, 现对 F_{ext} 作如下说明。

对于移到区域以外的点, 可以利用 $d(x, y)$ 把这些点投射到边界上, 此投射过程便充当了外力 F_{ext} 的作用, 原理如图 3 所示。

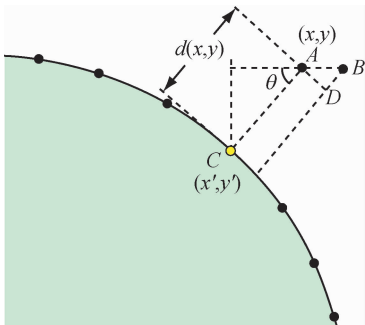


图3 移到区域外的点投射回边界的示意图

Fig.3 Schematic of points out of the region moving back to the boundary

A 点坐标为 (x, y) , B 点坐标为 $(x + \Delta x, y)$, Δx 为一个很小的正数, C 为待求坐标点。由图 3 可知:

$$x' = x - d(x, y) \cos \theta$$

因 Δx 很小, AC 和 BD 近似平行, 则

$$\cos \theta = \frac{BD}{AB} = \frac{d(x + \Delta x, y) - d(x, y)}{\Delta x} = d_x(x, y)$$

所以,

$$x' = x - d_x(x, y) \cdot d(x, y)$$

同理可得

$$y' = y - d_y(x, y) \cdot d(x, y)$$

考虑到 (x, y) 处水平和竖直两个方向上的一阶导数可用其梯度来代替, 则

$$(x', y') = (x, y) - \nabla d(x, y) \cdot d(x, y) \quad (5)$$

1.2.2 网格尺寸函数的设计 网格划分前需事先用 $h(x, y)$ 描述出网格大小在区域中的相对分布。可以指定或设计特定的网格尺寸函数, 但有时这是困难的, 故更倾向于程序能自动计算 $h(x, y)$, 可借助 $d(x, y)$ 来设计 $h(x, y)$ 。

记 $d(x, y)$ 为 $d, h(x, y)$ 为 h , 假设 d_{neg} 中存放 d 中所有的负值, 令

$$d_{max} = |\min(d_{neg})|, \quad d_{min} = |\max(d_{neg})|$$

设 $h_{min} = 1, h_{max}$ 是一可调的参数, 则 $h(x, y)$ 定义如下:

$$h(x, y) = \frac{(d_{max} - |d|)h_{min} + (|d| - d_{min})h_{max}}{d_{max} - d_{min}} \quad (6)$$

如果 $h_{max} = 1$, 最终会产生大小基本一致的均匀网格。如果 $h_{max} \neq 1$, 则会产生从边缘到内部由密渐疏或由疏渐密的网格布局。

1.2.2 网格数量和网格密度的控制 网格数量是由网格点的数量决定的, 可采用一个随机化算法决定网格点的数量及其分布。设 $r = 1/h^2(x, y)$, 当以初始网格间距 h_0 初始化一个平面点阵时, 对于区域内的每个点, 利用下式来判定该点是否保留:

$$\text{rand}(0, 1) < r/\max(r) \quad (7)$$

如果上式成立, 则保留此点, 否则抛掉此点。当 $h_{max} = 1$ 时, 不会抛掉区域中任何一个网格点, 初始网格点均匀分布, 最终也会产生比较均匀的网格; 当 $h_{max} \neq 1$ 时, $h(x, y)$ 越小, 则该点被保留的概率越大, 最终生成的网格密度就越大。

1.2.3 网格单元评价准则 文献[15]给出了几种网格单元质量的评价方法。对于三角形网格, 正三角形的网格质量最好, 设其质量因子为 1。考虑到正三角形内切圆半径 r 是其外接圆半径 R 的 $1/2$, 故定义质量因子:

$$q = \frac{2r}{R} = \frac{(a+b-c)(a+c-b)(b+c-a)}{abc}$$

其中, a, b, c 是三角形 3 条边的长度。按照该度量准则, 结合所做的实验, 平均网格质量大都在 0.95 以上。

1.2.4 节点和单元的编码形式及模型与计算软件的接口 本文所构建的有限元模型的节点和单元的代表形式与 Abaqus 软件的 INP 文件保持一致。下面以线性单元为例进行说明。

(1) 节点的编码形式: 一个网格节点可表示为 P_{ix}, x, y 。其中, P_{ix} 是节点编号, 其值为该节点在式 (1) 所示矩阵 \mathbf{p} 中的索引值; x, y 为该节点的坐标。

(2) 单元的编码形式: 一个网格单元可表示为 $E_{ix}, P_{ix1}, P_{ix2}, P_{ix3}$ 。其中, E_{ix} 为单元编号, 它是由

Delaunay 算法确定的; $P_{ix1}, P_{ix2}, P_{ix3}$ 为构成该单元的节点编号。

(3) 模型与计算软件的接口: 将所有的节点信息、单元信息以及计算中所需的各种关键字信息都写入到 INP 文件, 就构成了 Abaqus 可识别、可执行的接口文件。

2 结果

2.1 图像分割结果

图 4 所示为针对左心室磁共振图像分别采用 GVF-Snake 模型与本文方法的分割结果, 可以看到本文方法的分割效果比较令人满意。

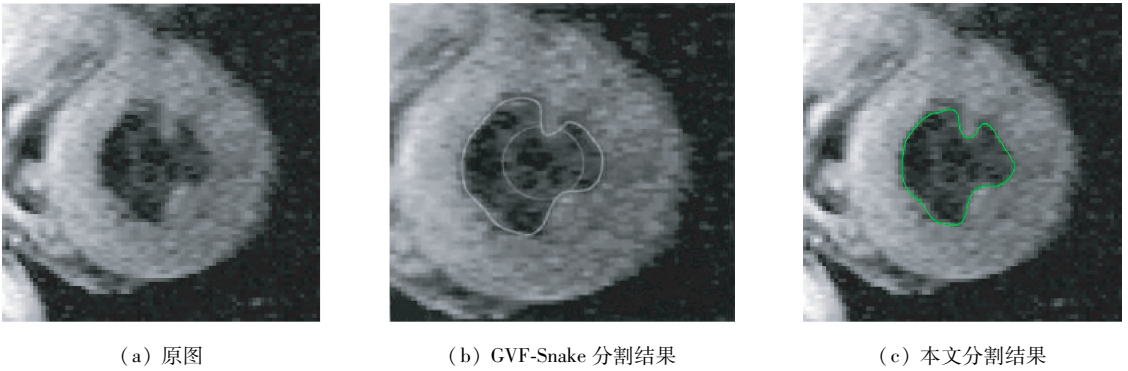
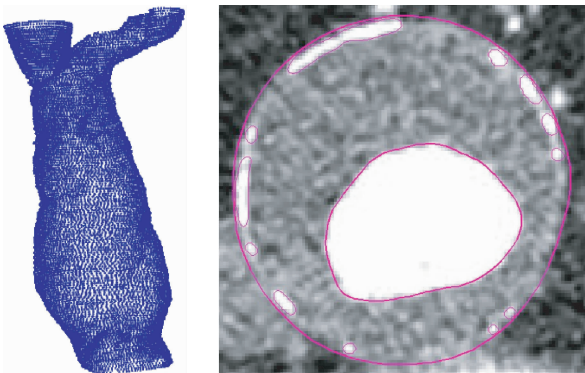


图 4 GVF-Snake 模型与所采用方法分割结果的对比

Fig.4 Comparison between GVF-Snake results and results from adopted method (a) Original image, (b) Result of GVF-snake, (c) Result of the adopted method

图 5 展示了 AAA 各部分的分割结果。



(a) 143 张内腔点云数据 (b) 内腔、血管壁、钙化点分割结果

图 5 AAA 各部分的分割结果

Fig.5 Segmentation results of different components of AAA

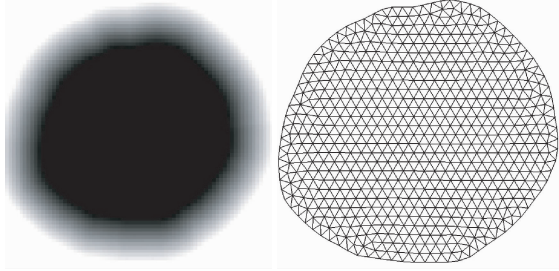
(a) Lumen point cloud data of 143 slices, (b) Lumen, thrombus and calcification segmentation results of one slice

其中图 5(a) 是一组 143 张 CT 图像内腔自动分割的结果, 分割时间约为 52 s; 图 5(b) 是一张血管截面图上各部分的分割结果。

2.2 网格划分结果示例

选择其中一张 AAA 切片分割结果所对应的不同区域进行网格划分 (见图 6)。图 6(a) 为以距离值作为像素值将符号距离函数可视化; 图 6(b) 为内腔区域的均匀型网格, 参数 $h_{\max} = 1, h_0 = 0.15$, 平均网格质量为 0.988 8。图 7 所示为内腔区域两种不同的非均匀型网格。

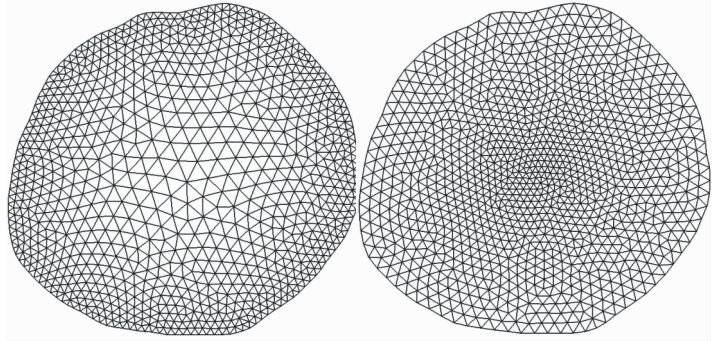
图 8(a) 为血栓区域的网格划分结果, 参数 $h_{\max} = 4, h_0 = 0.05$, 平均网格质量为 0.961 7; 图 8(b) 为血栓与血管壁耦合时的网格, 参数 $h_{\max} = 3, h_0 = 0.05$, 平均网格质量为 0.958 3。对分界线附近的网格点施加式 (5) 同样的限制可实现耦合网格; 图 8(c) 中红色曲线表示血栓与血管壁的耦合边界。



(a) 内腔区域的离散表示 (b) 均匀网格

图6 内腔区域的离散表示及其均匀型网格

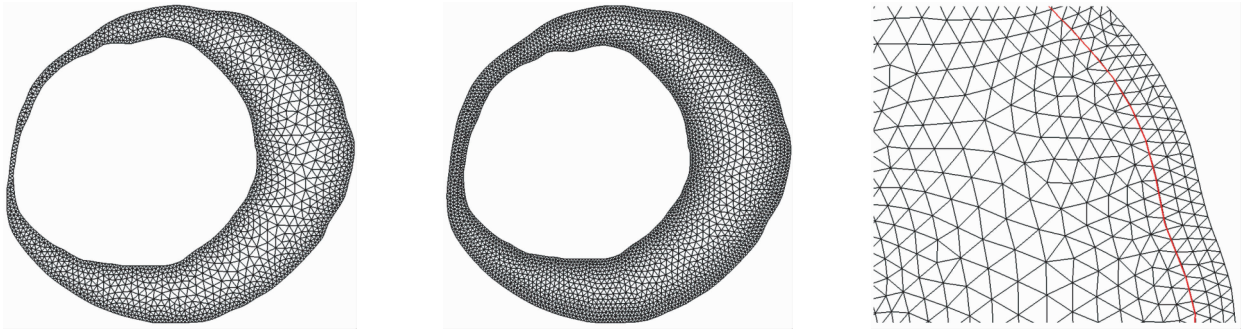
Fig.6 Discrete representation of the lumen and its uniform meshes (a) Description of lumen using sign distance function, (b) Uniform triangular mesh



(a) $h_{max} = 3, h_0 = 0.08, q = 0.9757$ (b) $h_{max} = 0.5, h_0 = 0.07, q = 0.9787$

图7 内腔区域的非均匀型网格

Fig.7 Non-uniform mesh of the lumen (a) $h_{max} = 3, h_0 = 0.08$ and $q = 0.9757$, (b) $h_{max} = 0.5, h_0 = 0.07$ and $q = 0.9787$



(a) 血栓区域的网格 (b) 血栓和血管壁耦合时的网格 (c) b中局部放大的一部分

图8 血栓部分以及血栓和血管壁耦合时的非均匀网格

Fig.8 Non-uniform mesh of thrombus and its coupling mesh with wall (a) Mesh of the thrombus part, (b) Coupling mesh of the thrombus and wall, (c) Local part of (b)

2.3 简单的计算示例

为验证所生成的网格是否能用于有限元分析,将生成的网格模型导入有限元软件 Abaqus 中进行相关的计算。

图9 为考虑血栓和血管壁两种线弹性材质的应力分布云图。模型采用图8(b)所示网格模型,网格单元类型为二次单元,血栓弹性模量 $E = 0.1$ MPa,泊松比 $\nu = 0.48$;血管壁厚度为 1.9 mm,弹性模量 $E = 2.7$ MPa,泊松比 $\nu = 0.45$ ^[16];载荷为内部均匀分布的压力,大小为 16 kPa,边界条件为固定其中一个网格点。

图10 所示为考虑血栓、血管壁、钙化点3种线弹性材质的应力分布云图。模型采用图5(b)对应的网格模型,其中蓝色曲线表示血栓与血管壁的分界线,红色曲线表示其中一个钙化点,钙化点弹性模

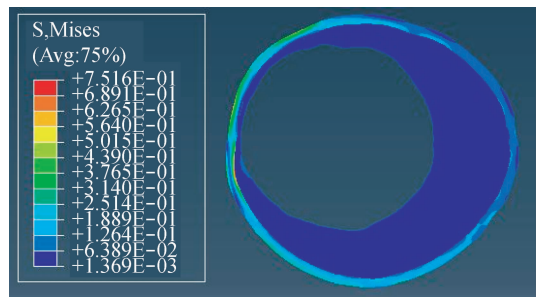
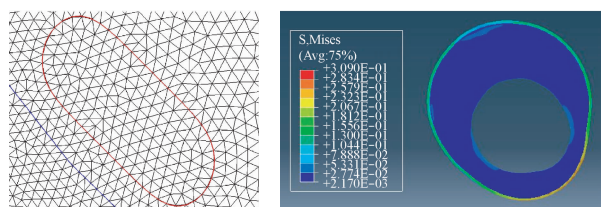


图9 压力作用下的腹主动脉瘤二维应力分布云图

Fig.9 Distributions of Von Mises stresses within AAA under pressure

量 $E = 2$ MPa,泊松比 $\nu = 0.48$,其余参数如上述算例所示。

从以上两个结果中可知,应力最大的区域一般分布在血栓含量最少区域对应的血管壁上,这一方



(a) 血栓、血管壁、钙化点的耦合网格 (b) 3种线弹性材料下的应力分布云图

图 10 3种线弹性材料的耦合网格及其应力分布云图

Fig. 10 The coupling mesh of three linear elasticity materials and Von Mises stress distributions

(a) Coupling mesh of the thrombus, wall and calcifications, (b) Von Mises stress distributions for three kind of linear elasticity materials

面说明血栓对压力具有一定的缓冲作用^[17-19],另一方面也说明实际的 AAA 破裂可能是从血管壁开始。

3 讨论

针对 CT 或者 MR 图像,旨在建立可以用于实际计算的二维有限元模型,主要包括图像分割和网格剖分。图像分割是个体化模型定量分析的基础,网格剖分质量的高低是有限元计算精准度和可信度的重要保障。

医学图像分割具有较强的特异性,虽然 GVF-Snake 模型存在一些特定的优点,但它对参数的设置及虚假边界比较敏感^[20],且梯度矢量流场的计算量大,耗费时间长。本文提出的方法不涉及复杂的计算,且不需要初始化曲线,从图 4 的对比结果来看,分割结果更贴近真实的轮廓边缘。

通常情况下,有限元网格自动生成器内置的算法所产生的网格中总有一些畸形单元^[21],故需要后续的网格优化方法对其进行优化,常用的网格优化方法包括拓扑优化^[22]和几何优化两大类。拓扑优化是通过改变网格的局部拓扑关系来提高网格的质量^[23],常用的方法是网格细分、消除特定的顶点、换边操作等;几何优化是通过移动网格点的位置来改善网格质量,最为常用的方法是 Laplacian 光滑^[25]处理,但它会导致网格模型收缩,在局部边界会产生畸变^[23]。本文所采用的方法力求使所有的网格点都达到一种近似平衡的状态,每次迭代中所有的网格点重新参与划分,拓扑结构的正确性由 Delaunay 算法保证。程序终止时,无论是网格点还是网格密度,在几何区域中都有比较好的分布,是一种全局的

近似最优解,网格划分的过程同时也是网格优化的过程。

为便于自动化生成网格,本文设计了统一的网格尺寸函数,且其适应性较好,能产生大部分情况下所需的网格。后续工作中,如果考虑几何区域的局部特征、边界曲率,则会产生质量更好的网格。

由于本文的网格划分方法是一种迭代式的算法,故存在收敛性的问题。可以采用最低网格质量和最大迭代次数相结合的方式来控制程序的终止;程序收敛的快慢与边界网格划分的进度也有很大的关系,使用 $d > -h_0/2$ 作为投射规则而不是使用 $d > 0$ ^[13]作为投射规则会使程序收敛更快,因为距离边界较近的内区域点在内力的作用下也有投射到边界上的趋势。

虽然采用了一些加快收敛过程的措施,但是在划分比较复杂区域的网格时,特别是牵涉到耦合网格时,可能会存在收敛过程比较慢的问题,后续的研究将改善这一不足之处。

4 结语

本文图像分割算法简单、快速,不需要初始化曲线,分割准确度高。网格划分算法可以产生高质量的网格;网格生成易于控制,只需 2 个参数就可以控制和改变网格的生成;生成的网格能用于实际的计算分析。

参考文献:

- [1] 主海文,刘有军,曾衍钧. 血管图像分割技术的研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2005, 24(1): 155-159.
- [2] Xu C, Prince JL. Snakes, shapes, and gradient vector flow [J]. IEEE Trans Imag Proc, 1998, 7(3): 359-369.
- [3] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active contour models [J]. Int J Comput Vis, 1987, 1(1): 321-331.
- [4] 许文彬,张华良. 基于三角形连接的有限元网格划分[J]. 计算机技术与发展, 2011, 21(9): 59-62.
- [5] Watson DF. Computing the n-dimensional Delaunay tessellation with application to Voronoi polytope [J]. Comput J, 1981, 24(2): 167-172.
- [6] Lawson CL. Properties of n-dimensional triangulations [J]. Computer Aided Geom Design, 1986, 3(4): 231-246.
- [7] George PL, Hermeline F. Delaunay's mesh of a convex polyhedron in dimension d. application to arbitrary polyhed-

- ral [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1992, 33(5): 975-995.
- [8] Lo SH. A new mesh generation scheme for arbitrary planar domains [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1985, 21(8): 1403-1426.
- [9] Blacker TD, Stephenson MB. Paving: A new approach to automated quadrilateral mesh generation [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1991, 31(4): 811-847.
- [10] Shephard Mark S. Automatic three-dimensional mesh generation by the finite octree technique [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1991, 32(4): 709-749.
- [11] 骆冠勇, 曹洪. 一种网格和节点同步生成的二维 Delaunay 网格划分算法[J]. *计算机辅助设计与图形学学报*, 2007, 19(5): 604-615.
- [12] 张博, 苏永利. 一种快速的符号距离函数的生成方法[J]. *计算机应用与软件*, 2008, 25(6): 102-104.
- [13] Persson PO, Strang G. A simple mesh generator in Matlab [J]. *SIAM Rev*, 2004, 46(2): 329-345.
- [14] Shimada K, Gossard DC. Bubble mesh: Automated triangular meshing of non-manifold geometry by sphere packing [C]// *Proceedings of the 3rd ACM Symposium on Solid Modeling and Applications*. Salt Lake City, USA: ACM, 1995: 409-419.
- [15] Field DA. Qualitative measures for initial meshes [J]. *Int J Numer Method Eng*, 2000, 47(4): 887-906.
- [16] 史正涛, 李志勇. 腹主动脉瘤的数值计算模型比较研究[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 495-500.
- Shi ZT, Li ZY. Comparison between computational models of abdominal aortic aneurysm [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 495-500.
- [17] Li ZY, Sadat U, U-King-Im J, *et al.* Association between aneurysm shoulder stress and abdominal aortic aneurysm expansion-A longitudinal follow-up study [J]. *Circulation*, 2010, 122(18): 1815-1822.
- [18] Li ZY, U-King-Im J, Tang TY, *et al.* Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm [J]. *J Vascular Surg*, 2008, 47(5): 928-935.
- [19] Li ZY, Howarth S, Tang T, *et al.* Structural analysis and magnetic resonance imaging predict plaque vulnerability: A study comparing symptomatic and asymptomatic individuals [J]. *J Vascular Surg*, 2007, 45(4): 768-75.
- [20] 杜海龙, 吴锡生. 一种新型 GVF-Snake 模型[J]. *计算机工程*, 2011, 37(9): 196-200.
- [21] 李海峰, 吴冀川, 刘建波, 等. 有限元网格剖分与网格质量判定指标[J]. *中国机械工程*, 2012, 23(3): 368-377.
- [22] 陈立岗, 郑耀, 陈建军. 全四边形有限元网格的拓扑优化策略[J]. *计算机辅助设计与图像学学报*, 2007, 19(1): 78-83.
- [23] 刘瑞刚, 杨钦, 张俊安. 二维限定三角网格质量优化方法[J]. *计算机工程与应用*, 2007, 43(20): 59-61.
- [24] 卫娇, 蓝宁, 戴尅戎, 等. 基于 BP 神经网络的 CT 图像骨皮质分割[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2): 227-232.
- Wei J, Lan N, Dai KR, *et al.* Bone cortex segmentation of CT images based on BP neural network [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 227-232.
- [25] Huang CY. Recent progress in multiblock hybrid structured and unstructured mesh generation [J]. *Int J Numer Method Eng*, 1997, 150(1/4): 1-24.