

Three-Dimensional Reconstruction of Breast MRI Masses Based on Improved Marching Cubes Algorithm*

ZHU Yimiao¹, XU Weidong^{1*}, LI Lihua¹, LIU Wei¹, XU Ping¹, ZHANG Juan²

(1. College of Life Information Science & Instrument Engineering, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China;

2. Department of Radiology, Zhejiang Cancer Hospital, Hangzhou 310022, China)

Abstract: MRI (Magnetic Resonance Imaging) has become one of the primary means of breast cancer's diagnosis. An improved method based on MC (Marching Cubes) surface rendering algorithm is proposed, which is applied to the three-dimensional reconstruction of the breast MRI masses. By analyzing the imaging characteristics of breast MRI sequences and the correlation between adjacent layers, which include the similarity of adjacent interframe image gray distribution and mass organizations shape, an isosurface extraction algorithm based on RSF (Region-scalable Fitting) is proposed firstly. Then, in accordance with the conditions of the overlapping area of each frame with its front and rear frame, the bigger the better, filter the results obtained under the multiple sets of parameters to optimize the extraction of contour surface. Finally, simplify a large number of triangular mesh generated in surface rendering by using the triangular folding method based on weighted quadratic error metric. The proposed method was applied to 30 cases of breast MRI sequence diagram and the experimental results showed that it performed better than the conventional MC algorithm on the accuracy and speed of rendering for three-dimensional reconstruction of the breast MRI masses.

Key words: medical image processing; MRI mass 3D reconstruction; inter-frame correlation; marching cubes; triangular mesh simplification

EEACC: 7510

doi: 10.3969/j.issn.1004-1699.2013.04.001

基于改进 Marching Cubes 算法的乳腺 MRI 肿块三维重建*

朱益苗¹, 徐伟栋^{1*}, 厉力华¹, 刘伟¹, 徐平¹, 张娟²

(1. 生命信息与仪器工程学院, 杭州电子科技大学, 杭州 310018; 2. 浙江省肿瘤医院放射科, 杭州 310022)

摘要: 核磁共振成像 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 是目前乳腺癌肿块诊断的常用辅助手段, 对图像的正确解析是关键。针对传统 MC (Marching Cubes) 面绘制算法应用于乳腺 MRI 图像的不足, 提出了改进方法。首先利用乳腺 MRI 序列图相邻帧间图像灰度分布的相似、肿块组织形状相近等相关性, 在 RSF (Region-Scalable Fitting) 模型的基础上利用初始轮廓迭代的方法提取肿块区域。接着将多组参数下获得的结果, 依据每一帧与其前后帧的重叠面积越大越好作为条件进行筛选, 使提取的等值面最优化。最后采用基于加权二次误差度量的三角形折叠方法, 对面绘制产生的大量三角网格进行了简化。将所提出的改进方法应用于 30 例乳腺 MRI 序列图, 实验结果表明, 对于乳腺 MRI 肿块的三维重建在精度和绘制速度上都比使用传统 MC 算法有很大提高。

关键词: 医学图像处理; MRI 肿块三维重建; 帧间相关性; Marching Cubes; 三角网格简化

中图分类号: TP391.41

文献标识码: A

文章编号: 1004-1699(2013)04-0439-07

乳腺癌是目前女性最常见的恶性肿瘤之一, 核磁共振成像 (MRI) 以其具有非损伤性、非介入性以及受目标物体运动影响较少等优点, 被广泛的应用于医学临床诊断, 是目前乳腺肿块诊断常用的辅助检查手段。对乳腺 MRI 进行图像分析处理, 通过计

算机图形学和图像处理技术, 在计算机中重建成三维模型, 有助于医生更加直观、迅速、准确的对病变进行诊断, 具有重要的临床意义^[1]。

由于乳腺组织的复杂性, 肿块的不规则性以及 MRI 成像质量易受外界因素影响等, 造成肿块的局部

项目来源: 国家自然科学基金 (60705016, 61205200, 61001215); 浙江省自然科学基金 (LY12F03003, LY12F01005)

收稿日期: 2013-01-07 修改日期: 2013-03-03

边缘特征模糊,因此使用传统的MC面绘制方法^[2]难以准确的提取等值面,严重影响三维重建模型的效果^[3]。基于分割的面绘制算法提出了根据图像分割所得结果来提取等值面的思想^[4],可以根据具体重建目标的成像特点选择适当的分割方法,提高等值面的精度。对于乳腺肿块的分割,有许多学者进行了研究^[5-7]。相比于C-V模型^[8],RSF模型^[9]对于边界模糊目标的分割具有更加良好的效果,存在的缺点是分割结果对初始轮廓位置敏感^[10]。本文中借鉴基于分割的面绘制算法的思想,提出了一种基于序列图帧间信息相关性的乳腺肿块分割算法用以精确的等值面提取。利用相邻帧间灰度分布的相似性,将前一帧的分割结果作为后一帧的初始轮廓,这样在使用RSF模型进行分割时可以充分利用其对灰度非均匀图像的分割优势,并有效地克服对初始轮廓位置敏感的缺点^[11];利用相邻帧间肿块面积的平缓变化性和肿块组织的相似性,将每帧分割肿块与其前后帧所得结果的重叠面积越大越优作为筛选条件,对多组参数下的分割结果进行最优化,以有效提高对整个序列图等值面提取的精确度。

另外采用面绘制方法,对于高分辨率的MRI图像会产生大量的三角面片,使数据存储空间庞大,绘制速度慢,需要进行三角网格简化。基于二次误差度量的边折叠简化^[12],基于三角形折叠的简化^[13]等都是常用的简化方法^[14]。本文将表征三角形形状的因子作为二次误差度量的权值来控制简化误差,进行基于三角形折叠的简化。在简化速度和简化后的模型效果上都有所改进。在保证重建效果的前提下大大减少了三角面片数量,有效的缩短了三维绘制时间,使对乳腺MRI肿块的三维重建实时性更好。

1 MC(Marching Cubes) 算法

目前三维重建技术主要包括:面绘制和体绘制。由于体绘制计算量大,在进行实时绘制时存在较大局限性,因此在实际应用中,面绘制成为经常使用的三维重建方法。面绘制算法中最经典的是由Lorensen W等人在1987年提出的移动立方MC(Marching Cubes)法。

1.1 Marching Cubes 面绘制原理

MC算法的基本原理是:遍历体数据场中的体素(立方体,Cube),根据给定阈值二值化每个Cube的顶点值,以此找出与等值面相交的边界Cube,并使用线性插值计算出交点,根据一定的拓扑关系将这些点连接,在Cube内形成一个或多个三角面片,最后将这些三角面片拼接成作为等值面的逼近表示。具体算法步骤如下:

(1) 构建索引表,索引表用于记录等值面与体素的相交情况,它是根据基础的15种拓扑关系来记录256种相交关系。

(2) 将相邻两张切片读作一个层,用上下对应的4个点构成一个立方体。

(3) 遍历每一层立方体,按从左到右,从前往后的方向扫描。

(4) 对每个Cube中的8个顶点进行标记,并把形成的01串作为8bit索引值从索引表中找出相对应的相交关系,得到交点。

(5) 将得到的交点作为顶点,构建三角面片

(6) 按从上到下顺序处理下一层中的立方体,直到结束。

理论上,立方体的8个顶点可能有两种状态标记,即共 $2^8=256$ 种,但考虑到实际拓扑关系中的翻转和旋转,用15种情况就可以涵盖。

1.2 MC 算法分析

MC算法提供了一种精确定义体素和等值面提取的方法,采用隐式的特征提取方式,直接从三维体数据获取等值面信息,但它存在着一下不足:

(1) MC算法中等值面是通过给定阈值来提取的,对于像乳腺MRI肿块图这样目标边缘模糊的医学影像就较难得到准确的结果;

(2) 由于MRI医学影像分辨率高,得到的数据分布比较密集,因此获得的三角面片的数量非常大,会形成大量的计算机存储数据,影响三维绘制速度。

通过以上分析,可以将MC算法加以改进,将其用于乳腺MRI肿块的三维重建中。

(1) 针对MC算法中等值面提取方法单一的不足,提出一种基于序列图帧间信息相关性的分割算法,来精确提取肿块重建的等值面。

(2) 针对产生三角面片数量庞大,造成数据存储负担以及影响三维绘制速度的不足,拟采用基于加权二次误差度量的三角形折叠网格简化方法,对输出三角面片进行合理优化。

2 面绘制等值面提取算法改进

2.1 RSF 模型

RSF模型是基于可变区域拟合能量的变分模型。对于定义域为 Ω 的图像上的点 x ,RSF能量函数为:

$$E_x(\phi, f_1(x), f_2(x)) = \int_{\Omega_1} K(x-y) |I(y) - f_1(x)|^2 dy + \int_{\Omega_2} K(x-y) |I(y) - f_2(x)|^2 dy \quad (1)$$

其中: $\Omega_1 = \{\phi > 0\}$; $\Omega_2 = \{\phi < 0\}$; K 为高斯函数; $f_1(x)$, $f_2(x)$ 为图像在点 x 处的局部拟合值。

固定水平集函数 ϕ 极小化 RSF 能量函数 可得:

$$f_i(x) = \frac{K(x) * (M_i(\phi(x)) I(X))}{K(x) * M_i(\phi(x))} \quad (2)$$

$i=1, 2$; 其中 $*$ 表示卷积 $M_1(\phi) = H(\phi)$, $M_2(\phi) = 1 - H(\phi)$; $H(\phi)$ 是 Heaviside 函数。

RSF 模型的局部性质可以很好的分割灰度不均匀的图像,适用于乳腺 MRI 这类的医学图像分割,但其对初始轮廓位置敏感,容易陷入局部最优解得不到正确的分割结果。

2.2 基于帧间相关性的肿块等值面提取

2.2.1 乳腺 MRI 肿块轮廓自动提取

首先对乳腺 MRI 序列图确定迭代顺序,选定关键帧(通常为肿块序列中间帧)并手动给出初始轮廓,利用 RSF 模型对其进行分割;将分割结果作为迭代的初始轮廓,采用轮廓迭代的方法将上一帧的分割结果作为下一帧分割的初始轮廓,利用 RSF 模型对整个序列图进行分割。由于乳腺 MRI 序列图中相邻几帧间图像灰度分布类似,肿块位置和形状相近等帧间相关性,因此轮廓迭代的方式可以克服 RSF 模型对初始轮廓敏感的缺点^[9];最后将多组参数下获得的分割结果进行最优筛选,以提高整个序列的分割精度。

2.2.2 等值面提取预处理

对于序列图像的轮廓自动提取,往往需要面临一个问题:很难保证每帧图像都能得到理想的分割结果,经常在某几帧中存在过、欠分割的现象,从而影响等值面提取精度。因此需要对乳腺 MRI 中提取的肿块轮廓进行等值面提取前的预处理,以提高等值面提取精度。将多组参数下的乳腺 MRI 肿块分割结果进行最优筛选,以提高对整个序列图像的轮廓提取的精度。

由经验给出 n 组 RSF 模型参数,用上文提出的分割算法,对共有 m 帧的乳腺 MRI 图像分别进行分割,每帧图像将会得到对应的 n 个分割结果,组成矩阵 $D = [V_{1i}, V_{2i}, \dots, V_{ni}]$,其中 V_{ni} ($i=1, \dots, m$) 为 n 行列向量,表示第 i 帧图像在 n 组参数下的 n 个分割结果。乳腺 MRI 序列图像中,相邻几帧间肿块形状类似,面积呈平缓渐变,因此可将每帧图像中的肿块与其相邻前后帧分割所得肿块的重叠面积作为分割结果好坏的判别依据,重叠面积大,并且在整个序列中变化平滑,则表示分割结果就相对较好。方差表示一组值与其平均值之间的偏离程度,在此,正可以用来表征相邻几帧间分割结果的重叠面积大小及在序列图中的变化程度。定义最优目标函数为:

$$f(x) = \sum_{i=1}^{m-1} \frac{(s_i - \bar{s})^2 + (s_{i+1} - \bar{s})^2}{2} \quad s_i \in V_i \quad (3)$$

式中: $\bar{s} = (s_i + s_{i+1}) / 2$, s_i 为列向量 V_i 中能使目标函数最小化的分割结果;两面积相减表示重叠面积差,即

$$s_a - s_b = \text{Area}\{s_a \cup s_b\} - \text{Area}\{s_a \cap s_b\} \quad (4)$$

根据对问题的分析,可采用图论中求最短路径的数学模型,来解决上述最优化问题。

定义赋权图为: $G = (V, E)$; 用顶点表示分割结果,顶点集 $V = D[V_1, V_2, \dots, V_m]$, 用边连接相邻两列的顶点,连接方式如图 3 所示,边集 $E = (E_1, E_2, \dots, E_{m-1})$; $E_j = (V_j, V_{j+1})$, ($j=1, 2, \dots, m-1$); 将边上的权值设定 $[(s_i - \bar{s})^2 + (s_{i+1} - \bar{s})^2] / 2$, s_i, s_{i+1} 表示边两端的顶点,即对应的分割结果。

在赋权图 G 中,找出总权和最小的路径,即在图 1 中,从每帧图像的 n 个分割结果中选出一个,形成的有向连线的权值和最小,就可使目标函数 $f(x)$ 最小,经过最短路径的顶点即为经筛选后的最优分割结果。

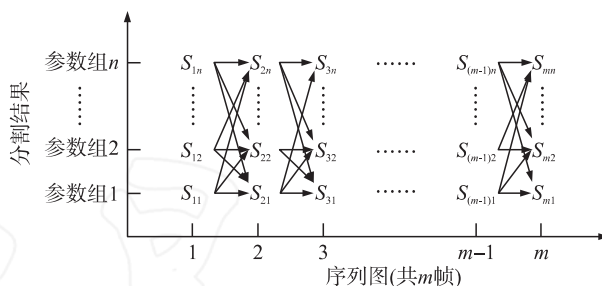


图1 赋权图 G

2.3 基于分割的三维面绘制

借鉴基于分割的表面重建算法的思想,将本文分割方法所得的精确分割结果保存为一组二值数据(1为重建肿块,0为背景)的三维数据集,并进行多组参数下的最优预处理,利用所得结果来构造精确等值面;索引值,索引表的构造方式与传统 MC 方法相同;最后利用光照模型和法向量对所得三角面片进行三维面绘制,得到理想的三维面绘制效果。具体算法步骤如图 2 所示。

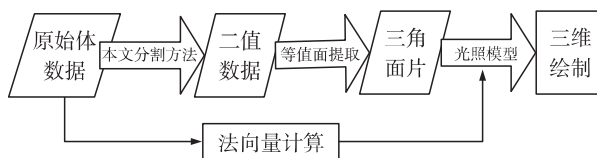


图2 改进算法流程图

3 基于加权二次误差度量的三角形折叠

上节中虽然对等值面的提取方法进行了改进,可以得到比较精确的三维模型,但是由于 MRI 图像数据比较密集。采用面绘制算法会产生大量的三角

面片,需要对其进行合理的合并简化,以提高算法的实时性,并减少计算机存储开销。本文提出了一种三角网格的简化模型,在二次误差度量的基础上加入表征三角形质量因子,以控制三角形折叠过程中产生过多狭长的三角形。

3.1 三角形折叠模型

本文采用基于三角形折叠的方法将面绘制产生的三角面片进行简化。该方法不易造成三角形空洞,不需要重新三角化,在选用适当的误差控制方法下,还可以加快简化速度。简化模型如图3所示。

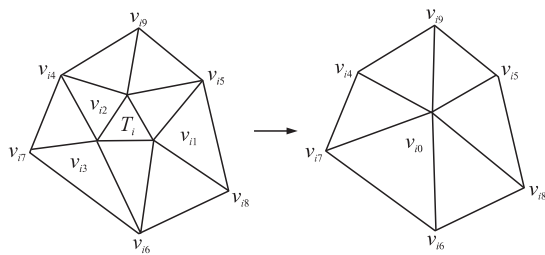


图3 三角形折叠模型

3.2 简化误差控制

选择了折叠模型之后,还需要对折叠误差进行控制,以保持原模型的特征,使简化后的模型与原模型具有比较高的相似性。

(1) 二次误差度量

Garlead 提出了使用二次误差度量来控制边折叠的误差(EMQ),在简化效果和计算复杂度上都有比较显著的优势。为进一步加快简化速度,本文中二次误差度量的误差控制扩展到了基于三角形的折叠上。将误差标准定义为:三角形 T_i 折叠后生成的新顶点 v_{i0} 到三角形集合 C_i 中每个三角形所在平面距离的和,误差标准值越小,则三角形被折叠的级别越高。公式定义为:

$$\varepsilon(T_i) = \sum_{p \in C_i} (p^T v_{i0})^2 = \sum_{p \in C_i} [(v_{i0}^T p) (p^T v_{i0})] = \sum_{p \in C_i} [v_{i0}^T (pp^T) v_{i0}] = \sum_{p \in C_i} (v_{i0}^T M_p v_{i0}) \quad (5)$$

式中,三角形 T_i 表示原始网格中的一个待折叠三角形,三角形集合 C_i 为与三角形 T_i 有公用顶点的三角形集合。 $P = [a \ b \ c \ d]^T$ 表示集合 C_i 中三角形所在平面方程; M_p 为误差矩阵。

$$p = \begin{cases} ax + by + cz + d = 0 \\ a^2 + b^2 + c^2 = 1 \end{cases} \quad (6)$$

$$M_p = pp^T = \begin{bmatrix} a & ab & ac & ad \\ ab & b^2 & bc & bd \\ ac & bc & c^2 & cd \\ ad & bd & cd & d^2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

折叠后新顶点的位置 $[x_i \ y_i \ z_i]^T$ 选择依据是使折叠误差 $\varepsilon(T_i)$ 值最小,可通过对式(5)求偏导获得。

(2) 渐进误差控制

当三角形 T_i 被折叠后,变为一个新顶点,与它相关的三角形集合 C_i 中未被折叠的三角形的顶点坐标发生了变化,对应的误差矩阵实际上也发生了变化,不对其进行重新计算会造成误差的传递。选择重新计算误差矩阵又会造成计算量的增加。提出解决方案如下:

将三角形集合 C_i 中顶点发生变化且未被折叠的三角形进行标记,暂不参与首轮简化。当按照给定误差阈值进行完首轮简化而三角形简化数没达到要求时再对标记的三角形重新计算误差方程并参与折叠误差的排序,进行三角简化。以此循环,直到达到三角形简化要求。

(3) 三角形保质因子

在使用二次误差度量进行三角折叠时,随着网格的不断合并可能会产生非常狭长的三角形,严重影响网格品质,在进行曲面拟合时产生较大误差。因此本文在二次误差基础上引入三角形形状控制因子:

$$e_i = \frac{L_s + L_m - L_l}{L_l} \quad (8)$$

式中 L_s , L_m , L_l 分别表示一个三角形中最短,中间,最长的边。当 $e_i = 1$ 是即为正三角形。当 e_i 越小说明三角形越狭长。

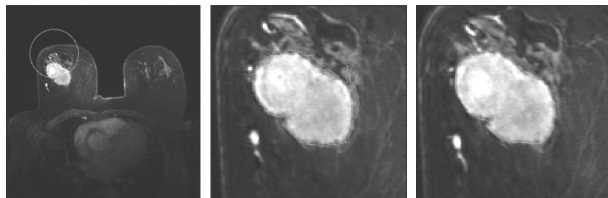
综合定义误差标准为:

$$\varepsilon_i = e_i \times \varepsilon(T_i) \quad (9)$$

4 实验结果及分析

4.1 实验数据

为验证本文算法的有效性及其优越性,将其应用于30例包含肿块的乳腺MRI图像进行实验。实验用例均采集自浙江省肿瘤医院的临床病例,图像格式为dicom,图像尺寸平均为 512×512 (单位:像素),其中乳腺肿块有10例位于左乳房,20例位于右乳房,平均含肿块MRI序列图为25帧。



(a)初始轮廓 (b)C-V分割结果 (c)RSF分割结果

图4 单帧分割结果局部放大对比图

注:形成的两个水平集采用寻找最大闭合路径的方式得到最终分割结果

4.2 肿块轮廓提取实验结果

图4和图5是将本文分割算法应用于第32号病例中含肿块的乳腺MRI序列图像的一个例子,含肿块序列图共33帧。

图4(b)为给定初始轮廓后采用C-V模型^[12]进行肿块分割结果,(c)为采用RSF模型的分割结果。通过对比看出,对于乳腺MRI肿块的分割,RSF模型对于轮廓细节的提取要优于C-V模型。为避免初始轮廓位置对RSF模型分割的影响,本文采用帧间轮廓迭代的方式来完成整个序列图的分割,图5为部分帧(限于篇幅的原因)的分割结果。

图5(a)为本文算法对整组乳腺MRI序列图肿

块分割结果图,(b)为医学图像分割研究人员手动分割的结果图。限于篇幅仅依次列出第5,9,13,17,21,24帧图像中的分割结果。由对比图中可以看出,采用本文分割算法,利用前后帧轮廓迭代的方法,使对每一帧分割时初始轮廓与分割目标相近,不但有效的克服了RSF模型对初始轮廓位置敏感的限制性,而且在分割时只需做局部调整,对整个序列图的分割可自动进行,分割效率大大提高。但是,仔细观察可以发现,第5,9帧图像为欠分割,分割效果并不理想。这也印证了在上文算法描述中提出的针对序列图像分割的问题,以及对分割结果进行最优化的必要性。

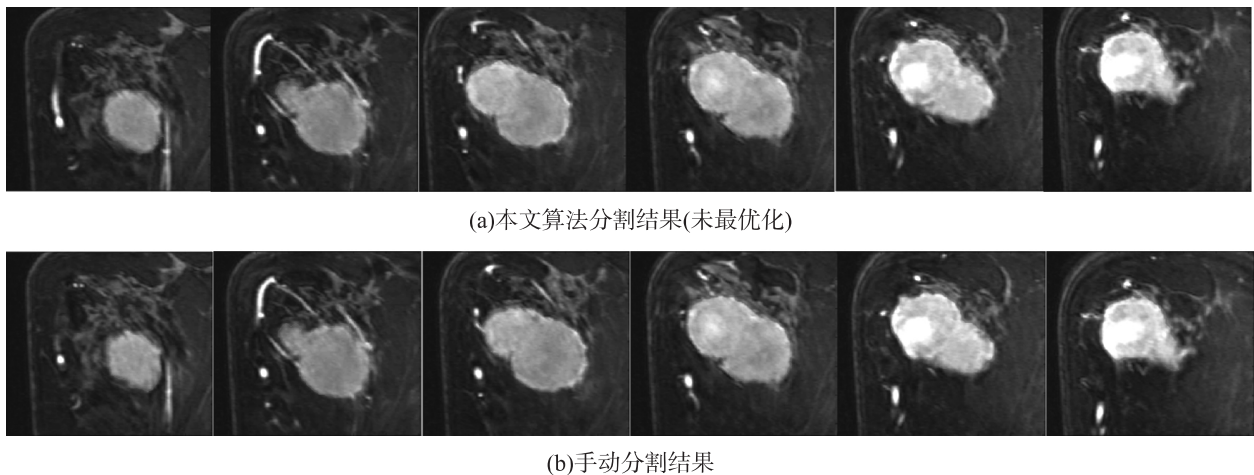


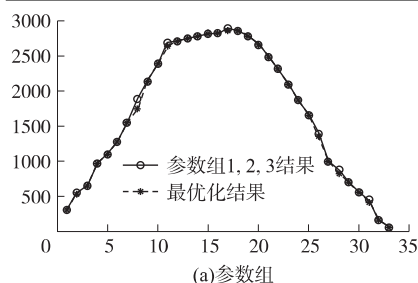
图5 乳腺MRI肿块序列分割对比图

4.3 等值面提取预处理结果

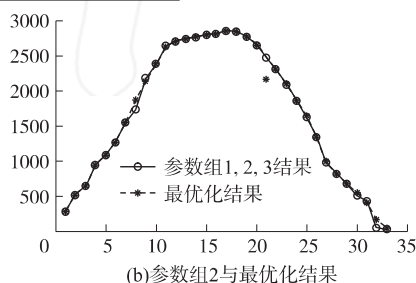
表1为设置3组不同参数对30例乳腺MRI图像进行分割的平均误分率,以及对这三组结果进行预处理后的平均误分率。分析表中数据可知,经结果最优化后的平均误分率要低于任何一组参数下的误分率。

表1 三组不同参数设置和结果最优化后的平均误分率

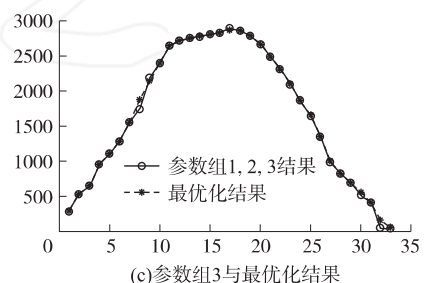
分组	参数值	平均误分率
参数组1	$\mu = 0.01 \times 1\,000 \times 1\,000$, 迭代200次	0.026 51
参数组2	$\mu = 0.02 \times 1\,000 \times 1\,000$, 迭代200次	0.024 15
参数组3	$\mu = 0.05 \times 1\,000 \times 1\,000$, 迭代200次	0.029 32
结果最优化		0.021 34



(a)参数组



(b)参数组2与最优化结果



(c)参数组3与最优化结果

图6 肿块面积变化曲线

图6为三组参数下将本文乳腺MRI肿块分割算法应用于第32号病例分割所得的肿块面积变化图与经等值面提取预处理后选取的最终分割结果面积变化对比图。由图中可以看到,整个序列中肿块的面积按一定规律变化,相邻帧间肿块面积变化平缓,最优化预处理后相邻帧间肿块面积变化更加平滑。图7为三组参数下及最优化后相邻帧间分割肿块的重叠面积变化率。由图中对比可以看到,经最优化后的分割结果的重叠面积变化率更加平缓,更接近于实际肿块面积的变化情况,从而可有效的在多组分割结果中删除欠分割和过分割的误分割情况,从而提高等值面的提取精度。

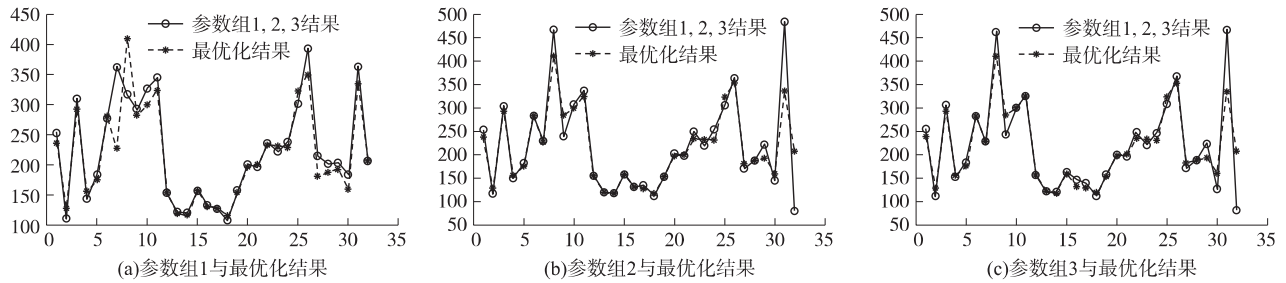


图7 肿块重叠面积变化率

4.4 网格简化结果

将本文提出的基于加权二次误差度量的三角网格简化算法与传统 EMQ 应用于同一实验数据集,在 MATLAB 下进行实验,并对所得结果进行对比分析。

图 8(a) 为原始小鸟模型,共含有 6 166 个三角面片。图 8(b) 为采用 EMQ 方法对原模型进行进化的结果;图 8(c) 为采用本文算法进行简化的结果。其中 EMQ 算法和本文算法都将模型三角面片数减少到了 3 219 个,简化所用时间分别为 113 s 和 64 s。从图 8 的对比中可以看出,采用本文的方法简化所得的三角形质量更高,狭长三角形的数量更少(如在小鸟颈部),对翅膀等细节的特征保持更好,且绘制速度也快于 EMQ 方法。

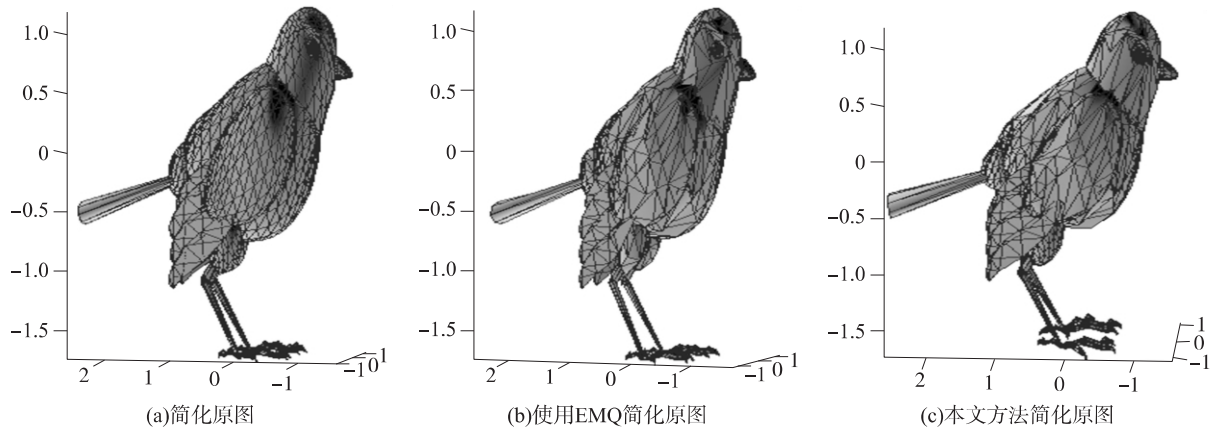


图8 鸟模型三角简化结果对比

4.5 乳腺 MRI 肿块三维重建

图 9 为将本文三角简化方法应用于面绘制重建所得的三维模型。(a) 为手动提取肿块轮廓构造等值面的肿块面绘制结果;(b) 为运用本文提出的等值面提取改进算法进行面绘制的(未经三角简化)的肿块模型,共 23 550 个三角面片。(c) 为(b) 经本文简化方法简化后的三维模型,共 18 020 个三角面片。对比(a) 与(b) 可以看到,通过本文提出的肿块分割方法及对等值面提取的预处理,可以比较精确的重建出肿块的三维模型,效果与手动提取肿块轮廓的重建模型相近。对比(b) 与(c) 本文提出的三角网格简化方法,可以对面绘制产生的三角面片有了大幅的减少,但重建效果保持与未简化前相近。

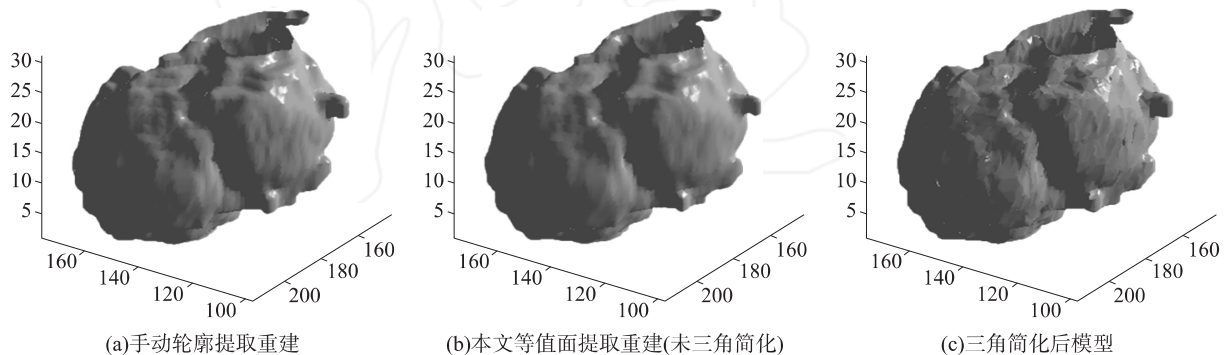


图9 肿块三角模型简化结果对比

5 总结

本文通过对 MC 算法的研究及分析,针对其在乳腺 MRI 肿块的三维重建应用上的不足,从等值面提取及三角网格简化两方面提出了改进方法。利用帧间相关性提出了一种等值面改进算法包括乳腺 MRI 序列的自动分割和等值面提取预处理;在二次误差度量上加入形状保质因子进行三角面片的简化。在重建效果以及重建速度、数据存储上都有了明显的改进提高。

参考文献:

- [1] 陈武凡,秦安,江少峰.医学图像分析的现状与展望[J].中国生物医学工程学报,2008,2(27):175-181.
- [2] Lorensen W E, Cline H E. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm [C]//ACM Siggraph Computer Graphics. ACM,1987,21(4):163-169.
- [3] 田捷,包尚联,周明全.医学影像处理与分析[M].北京:电子工业出版社,2003:34-37.
- [4] 何晖光,田捷,赵明昌,等.基于分割的三维医学图像表面重建算法[J].软件学报,2002,13(2):219-226.
- [5] 吴相颖,徐伟栋,厉力华,等.一种基于 Graph Cuts 的多尺度乳腺肿块分割方法[J].传感技术学报,2011,24(10):1379-1385.
- [6] 王升,谢立,刘军.基于水平集的测地主动轮廓模型研究[J].传感技术学报,2008,21(9):1654-1658.
- [7] Li C, Xu C, Gui C, et al. Distance Regularized Level Set Evolution and Its Application to Image Segmentation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2010,19(12):3243-3254.
- [8] Chan T F, Vese L A. Active Contours without Edges [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2001,10(2):266-277.
- [9] Li C, Kao C Y, Gore J C, et al. Minimization of Region-Scalable Fitting Energy for Image Segmentation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2008,17(10):1940-1949.
- [10] Li C, Huang R, Ding Z, et al. A Level Set Method for Image Segmentation in the Presence of Intensity Inhomogeneities with Application to MRI [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2011,20(20):2007-2016.
- [11] 虞红伟,厉力华,徐伟栋.一种基于水平集的多尺度乳腺肿块分割方法[J].仪器仪表学报,2010(6):1418-1423.
- [12] Garland M, Heckbert P S. Surface Simplification Using Quadric Error Metrics [J]. Computer Graphics, 1997,31(3):209-216.
- [13] 周昆,潘志庚,石教英.基于三角形折叠的网格算法[J].计算机学报,1998,21(6):506-513.
- [14] 吴新荣,樊晓平,张恒,等.基于局部区域面积度量的边折叠简化算法[J].小型微计算机系统,2007,10(28):1874-1879.



朱益苗(1986-),女,硕士研究生,模式识别与智能系统专业,主要从事医学图像处理、机器视觉和计算机辅助诊断方面的研究工作,qinmadao_13@126.com;



徐伟栋(1977-),男,博士,副教授,生命信息与仪器工程学院生物医学工程系副主任。主要从事医学影像的计算机辅助诊断,基于医学数据多源融合的计算机辅助决策等方面的研究。近年来主持与作为核心人员参与了多个国家自然科学基金、浙江省自然科学基金与浙江省科技计划国际合作重大项目的研发,temco@hdu.edu.cn。

