

基于自动化三维超声冠状面图像的 腹壁手术切口检测算法*

吴俊¹, 文乐¹, 汪源源^{2,3}, 张榆锋¹, 陈悦⁴, 陈林⁴

(1. 云南大学电子工程系 昆明 650504; 2. 复旦大学电子工程系 上海 200433; 3. 上海市医学
图像处理与计算机辅助手术重点实验室 上海 200032; 4. 复旦大学附属华东医院超声科 上海 200040)

摘要:切口疝是发生于原手术切口区域的腹壁缺损,手术切口的准确定位对于切口疝的诊断具有重要临床意义。本文提出一种基于腹壁三维超声冠状面图像的手术切口检测算法,可辅助医生快速定位切口疝病灶区域。算法首先采用斑点降噪各向异性扩散算法对冠状面超声图像进行滤波处理;然后再进行图像预处理操作以减少算法运算量,提高算法执行效率;最后通过边缘检测、最大距离筛选和线性拟合操作获得原手术切口的直线方程。结果表明:算法拟合的手术切口直线与实际手术切口位置非常接近,拟合效果好,精确度高。

关键词: 自动化三维超声;冠状面图像;腹壁手术切口;检测算法

中图分类号: R319 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.6110

Algorithm for abdominal surgery incision detection based on automated 3D ultrasound coronal plane images

Wu Jun¹, Wen Le¹, Wang Yuanyuan^{2,3}, Zhang Yufeng¹, Chen Yue⁴, Chen Lin⁴

(1. Department of Electronic Engineering, Yunnan University, Kunming 650504, China; 2. Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China; 3. Key Lab of Medical Imaging Computing and Computer Assisted Intervention of Shanghai 200032, China; 4. Department of Ultrasound, Huadong Hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: Incisional hernia is an abdominal wall defect that occurs in the original incision area. Accurate positioning of surgery incision has important clinical value for incisional hernia diagnosis. In this paper, an algorithm is proposed for abdominal surgery incision detection based on automated 3D ultrasound coronal plane images. Firstly, the coronal plane ultrasound images are filtered by using Speckle Reducing Anisotropic Diffusion method. Then, the image pre-processing operations are used to reduce the amount of calculation and improve the execution efficiency. Finally, a straight-line equation of the original surgery incision is obtained by using edge detection, maximum distance screening and linear fitting. It is shown in the results that the fitting line of the surgery incision is very close to the location of the actual surgery incision, which means the algorithm has satisfied fitting features and high detection precision.

Keywords: automated 3D ultrasound; coronal plane images; abdominal surgery incision; detection algorithm

1 引言

切口疝是发生于原手术切口区域的腹壁缺损,其发生率约为2%~11%,若切口感染,切口疝的发生率可增加至23%^[1-2]。切口疝通常是由一个无法完全愈合的腹部手术创口引起的,多发生在术后半年内,可导致肠道梗

阻、疝内容物狭窄等情况发生,给患者带来持续且剧烈的疼痛;还可引发患者疝外皮肤出现炎症水肿、潮红、皮温升高等症状^[3]。切口疝一旦发生,无法自愈,且有逐渐增大的趋势,外科手术是其唯一有效的治疗方法^[3,4]。

由上述切口疝的特性可知,由于疝发区域多集中在原手术切口下方且术后半年内手术切口不会发生明显形变,因此手术切口的准确定位对于切口疝的诊断具有重

* 基金项目:国家自然科学基金(11474071, 61561049, 61661050)、云南省教育厅科学研究基金重点项目(2015Z013)、上海申康医院发展中心临床辅助科室(超声医学)能力建设项目(SHDC22015013)资助

要的临床意义。在实际操作中,医生虽然可以通过各类医学成像模态直接获得手术切口区域的原始图像数据,并通过人工检阅图像数据来定位手术切口,但这样的人工处理方式是极其耗时费力的,更重要的是极易出现对微弱异常区域的漏诊。因此,为降低医生劳动强度、减少人为诊断疏忽,辅助医生快速定位切口病灶区域,本文提出一种基于腹壁三维超声冠状面图像的手术切口检测算法,并结合实际病例对所提算法的有效性进行了验证。

2 方 法

本文所提出的腹壁手术切口检测算法可概述为超声图像降噪、图像预处理和手术切口直线拟合 3 个过程。详细算法流程如图 1 所示。

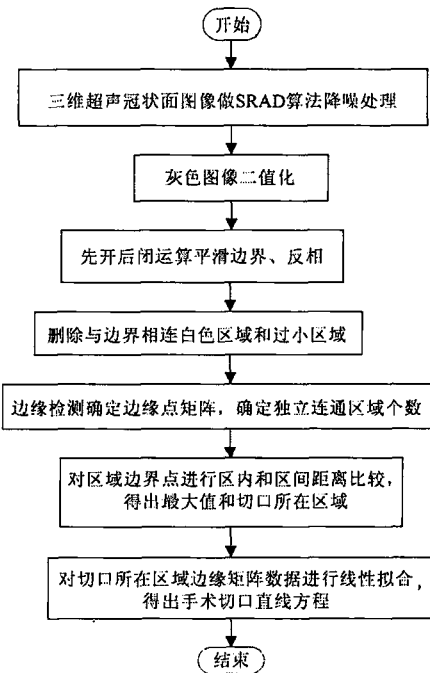


图 1 算法流程

Fig. 1 Block diagram of the proposed algorithm

2.1 超声图像降噪

医学超声成像具有实时性、非放射性、非侵入性、价格低廉等特点,被广泛用于人体器官和组织的成像。然而,由于其低信噪比、低组织间对比度、受斑点噪声污染等缺陷^[5-8],使直接对其进行分析和识别具有难度。此外,超声图像中的斑点噪声还会降低例如图像分割、分类等自动图像处理任务的速度和精确度。因此,为了增强器官可视化、提高体积测量精度,常需对超声图像作滤波处理,以尽量滤除斑点噪声而不破坏图像的重要细节特征。

本文采用当前应用最为广泛的斑点降噪各向异性扩散(SRAD)滤波器^[9-14]对冠状面超声图像进行斑点降噪处理。使用 MATLAB 作为算法开发工具,在降噪处理前使用 `getrect()` 函数手动为 SRAD 滤波器选取一个超声图像同质区域,并在原图上标记并显示选定的同质区域,保存同质区域图像和最终的降噪处理图像。本文所采用的 SRAD 降噪参数为:迭代循环次数 $\text{iteration} = 300$,时间步长 $t = 0.25$ 。图 2(a) 中的白色方块即为所选同质区域;图 2(b) 为放大显示的超声图像同质区域;图 2(c) 为斑点降噪处理后的超声图像。

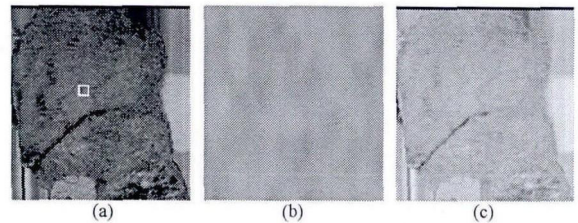


图 2 超声图像降噪

Fig. 2 Speckle reduction of the ultrasound image

2.2 图像预处理操作

去噪后的超声图像在进行直线检测前需要经过一系列图像预处理操作,包括灰度图像二值化、开闭运算、反相和删除噪声区域。在保留后续实验的基本数据特征的基础上,实现图像数据的精简化,减少算法运算量,提高算法执行效率。

2.2.1 灰度图像二值化

灰度图像二值化的关键操作在于阈值的选取,不同的阈值将导致二值化处理后图像信息的不同。为了取得较合理的阈值,本文使用最大类间方差二值化方法对该阈值进行自动选取。最大类间方差法是一种根据灰度图像自动获取其全局阈值的方法,算法通过使目标和背景间的类间方差与类内方差的比值最大来动态确定图像的最优二值化阈值^[15]。使用该方法自动获取阈值,保证了算法在无人工干预的状况下自动执行。

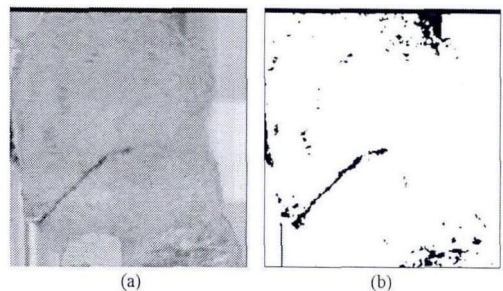


图 3 滤波图像二值化结果

Fig. 3 Binarization of the filtered image

图3(a)为经斑点降噪处理的冠状面超声图像,图3(b)为自动阈值选取后的图像二值化结果。由图可见,二值化结果中的前景与背景图像得到了良好分割,区域连接效果好,图像毛刺少,且切口位置明显。

2.2.2 开闭运算和反相

膨胀和腐蚀是两种最基本的形态学运算,大多数其他形态学算法都以这两种运算作为基础。先腐蚀后膨胀的过程称为开运算。开运算可用来消除小物体、在纤细点处分离物体、平滑较大物体边界的同时又不明显改变其面积。先膨胀后腐蚀的过程称为闭运算。闭运算可用来填充物体内细小的空洞、连接邻近物体、平滑细小物体边界的同时又不明显改变其面积。

对二值化后的图像进行先开后闭运算,平滑边缘并去掉尖刺部分,连接狭窄区域,最终结果如图4(a)所示。对开闭运算后的图像进行反相操作如图4(b)所示。

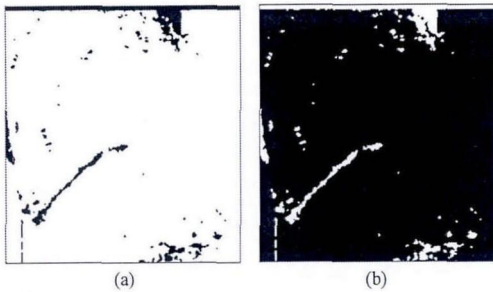


图4 形态学运算结果

Fig. 4 Morphological operation results

2.2.3 删除与边界相连的白色区域和面积较小区域

只有当超声探头和皮肤间存在良好耦合接触时才能获得有效超声信号,而在实际超声检测时常常会出现超声耦合剂没有与病人身体良好耦合的情况,从而导致在超声图像的边界区域常常会出现近似黑色的非耦合区域。由于这些区域面积较大且边界狭长,会对实际手术切口检测造成干扰,因此应该在预处理过程中删除这部分区域。

在图4(b)形态学运算结果中,反相过后的边缘白色区域即为非耦合区域,需要将其删除,仅保留内部白色区域。图5(a)为删除与边界相连白色区域后的结果,可见其内部的小面积白色区域数量较多,为了减小计算量,可以适当设置一个面积阈值,对小于面积阈值的白色目标进行删除。本文算法以500像素为面积阈值,面积较小区域删除结果如图5(b)所示。

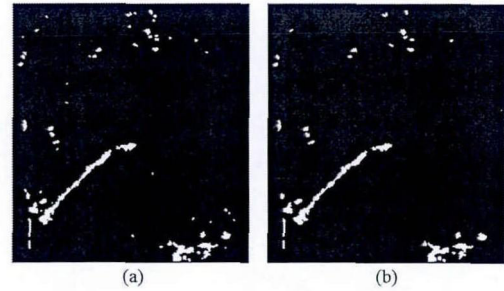


图5 伪白色目标删除结果

Fig. 5 The results of deleting false white targets

2.3 手术切口直线拟合

冠状面超声图像在经过一系列图像预处理操作之后,便可以用于手术切口的检测。该检测过程主要由以下3个步骤构成。

1) 边缘检测和区域划分

对图像进行边缘检测,存储图像边缘点数据,然后统计边缘检测后闭合区域个数。通过调用 `edge()` 函数的 Sobel 算子进行边缘检测,得到如图6(a)所示闭合区域图。使用 MATLAB 语句 `[Limage, num] = bwlabel(BW, 8)` 可以得到图像 BW 的区域划分矩阵 Limage,不同区域边缘点用不同的整数表示,其中0代表黑色背景,其他区域边缘点在矩阵中用1、2、3等依次递增代替,num返回区域个数,由此对图像中的所有白色区域进行编号。

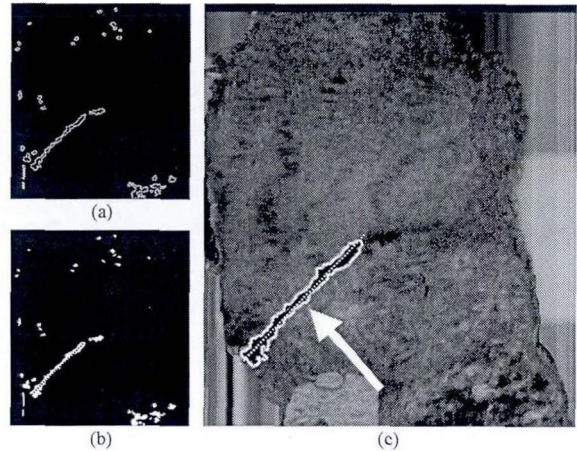


图6 切口检测结果

Fig. 6 The results of incision detection

2) 最大距离筛选切口区域

求取各个区域边缘上两点之间的最大距离,得出区域内最大距离值,再对各区域所得的最大距离值进行排序,最终获得整个图像内的最大距离值。这个最大距离所对应的区域即确定为切口区域。根据上一步的区域划

分函数返回值 num , 可知如图 6(a) 的区域总数为 34 个, 由于手术切口一般为直线状且距离较长, 因此为确定切口区域位置, 分别对 34 个区域计算最大距离, 最终在 34 个最大距离中选取最大值, 该最大值对应的 num 即为所求的切口区域编号。

编程计算 34 个区域中的最大距离 Max , 最大距离对应的区域编号为 L 、取得最大值的边缘点 P_x 和 P_y , 以及对应两个点的坐标, 具体数据如表 1 所示。图 6(b) 所示黑色虚线即为最大距离直线。

表 1 切口所在区域相关信息

Table 1 Related information of the incision region

符号	含义	值
num	独立连通区域个数	34
Max	所有区域上两点间最大距离	922.22 (保留两位小数)
L	最大距离所在的区域编号	9
P_x	最大距离对应的点 1 坐标	第 26 个点 ($x:245, y:1992$)
P_y	最大距离对应的点 2 坐标	第 1945 个点 ($x:909, y:1352$)

3) 切口直线拟合

根据最大距离所在区域的边缘点矩阵数据拟合出一条切口直线, 得出直线方程并显示在原始冠状面超声图像上。通过上述的操作可以完整的找出切口区域位置并画出这个区域上的最大距离直线。然而, 这条直线仅仅只能判断切口所在区域, 并不能代替切口方向直线, 要准确获得真正的手术切口直线还要进行直线拟合处理。

手术切口可以看做是一条直线, 通过对区域边缘点坐标的线性拟合就可以得到切口直线方程。本文采用 polyfit 多项式拟合, 可以返回拟合直线方程的系数矩阵 p 。在最初的超声图像上画出区域边缘和最终的拟合直线, 结果如图 6(c) 所示, 其中白色箭头所指的即为本文方法所自动检测获得的手术切口, 白色实线边界为手术切口区域边缘, 白色虚线为手术切口拟合直线。

3 实验结果

3.1 直线拟合实验结果的分析

在最后的直线拟合时, 主要调用多项式拟合函数 $\text{polyfit}()$ 和多项式求值函数 $\text{polyval}()$ 来产生直线方程, 插值拟合结果如图 6(b) 中黑色虚线所示。

已知 $[p, s] = \text{polyfit}(x, y, n)$, 返回从高到低的多项式系数向量 p 。矩阵 s 用于生成预测值的误差估计, 作为 $\text{polyval}()$ 函数的输入参数。 p 的参数为 $1.0 \times 10^{-3} \times [-0.001 \ 0 \ 2.258 \ 9]$, 拟合得到的直线方程为: $y = -x + 2258.9$ 。

$[y, \text{delta}] = \text{polyval}(p, x, s)$ 中 y 为返回对应自变量

x 在给定系数 p 的多项式的值, 使用 $\text{polyfit}()$ 函数的选项输出 s 得出误差估计矩阵 delta 。

为客观分析实验结果, 采用评价参数 H 对切口直线结果进行定量分析。 H 定义为误差矩阵 delta 的方差, H 的取值越小, 越接近于 0, 则说明拟合效果越好。经过 MATLAB 语句 $H = \text{var}(\text{delta})$ 运算, 得方差 $H = 7.298 \ 4 \times 10^{-5}$, 接近于 0, 因此可判断所得出的直线拟合效果较好。

3.2 实验中需要注意的细节

1) $\text{imshow}()$ 函数的坐标轴原点在左上角, 不同于一般的原点在坐标系左下角, 因此在进行图像显示时, 需要把对应的矩阵做行列转换, 否则无法正确显示图像。具体实现语句如下:

$[\text{row} \ \text{col}] = \text{find}(\text{Limage} == L);$ % 最大距离所在区域 L 所对应的边缘矩阵

$X = [\text{col} \ \text{row}];$ % 为 $\text{imshow}()$ 函数变换矩阵行列

2) $\text{polyfit}()$ 是多项式拟合函数, 既可以进行线性拟合又可以非线性拟合, 由于手术切口的特殊性, 在本文中只做线性拟合。在运行 $\text{polyfit}()$ 函数时, 指定 $n = 1$, 即拟合函数最高阶为 1, 拟合结果为一 条直线。

4 结 论

腹壁手术切口的准确检测对切口疝的诊断和治疗具有重要意义, 通过计算机自动识别可以减少数据处理量, 确定手术切口位置, 辅助医生快速定位切口疝病灶区域, 并在此基础上展开后续对症治疗。实验结果表明本文所提算法拟合的手术切口直线与实际手术切口位置非常接近, 拟合效果好, 精确度高。本文研究对于指导腹壁切口疝超声冠状面图像的切口定位具有明确的实用意义。

参考文献

- [1] BREUING K, BUTLER C E, FERZOCO S, et al. Incisional ventral hernias: review of the literature and recommendations regarding the grading and technique of repair [J]. Surgery, 2010, 148(3): 544-58.
- [2] LOGANATHAN A, AINSLIE W G, WEDGWOOD K R. Initial evaluation of permacol bioprosthesis for the repair of complex incisional and parastomal hernias [J]. The Surgeon, Journal of the Royal Colleges of Surgeons of Edinburgh and Ireland, 2010, 8(4): 202-205.
- [3] QADRI S J, KHAN M, WANI S N, et al. Laparoscopic and open incisional hernia repair using polypropylene mesh-A comparative single centre study [J]. International Journal of Surgery, 2010, 8(6): 479-483.
- [4] WU J, WANG Y Y, YU J H, et al. Identification of implanted mesh after incisional hernia repair using

- automated breast volume scanner [J]. Journal of Ultrasound in Medicine, 2015, 34(6): 1071-1081.
- [5] GUTIERREZ B B, ARAMBULA C F, GUZMAN H M E, et al. Automatic segmentation of the fetal cerebellum on ultrasound volumes, using a 3D statistical shape model[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2013, 51(9): 1021-1030.
- [6] 张年, 钱盛友, 谭乔来, 等. 基于 SURF 算法的 HIFU 治疗前后超声图像配准研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(6): 917-922.
- ZHANG N, QIAN SH Y, TAN Q L, et al. Study on ultrasonic image registration before and after HIFU treatment based on SURF algorithm [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2016, 30(6): 917-922.
- [7] 董路, 汪友生, 金铭. 血管内超声图像序列的自动降噪方法[J]. 电子测量技术, 2015, 02: 47-50.
- DONG L, WANG Y H, JIN M. Automatic denoising method of intravascular ultrasound image sequence [J]. Electronic Measurement Technology, 2015, 02: 47-50.
- [8] 谭振坤, 冯登超, 陈刚, 等. 医学超声病灶图像预处理[J]. 国外电子测量技术, 2014, 33(3): 89-91.
- TAN Z K, FENG D C, CHEN G, WANG H P, et al. Pre-processing in medical ultrasonic lesions images [J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2014, 33(3): 89-91.
- [9] YU Y, ACTON S T. Speckle reducing anisotropic diffusion [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2002, 11(11): 1260-1270.
- [10] AJA F S, VEGAS S F G, MARTIN F M, et al. Automatic noise estimation in images using local statistics. Additive and multiplicative cases [J]. Image and Vision Computing, 2009, 27(6): 756-770.
- [11] YU Y J, ACTON S T. Edge detection in ultrasound imagery using the instantaneous coefficient of variation [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2004, 13(12): 1640-1655.
- [12] SUN Q, HOSSACK J A, TANG J, et al. Speckle reducing anisotropic diffusion for 3D ultrasound images [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2004, 28(8): 461-470.
- [13] XU T, BASHFORD G. Two-dimensional blood flow velocity estimation using ultrasound speckle pattern dependence on scan direction and a-line acquisition velocity [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2013, 60(5): 898-908.
- [14] 吴一全, 宋昱, 周怀春. 基于各向异性数学形态学的火焰图像边缘检测 [J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(8): 1818-1825.
- WU Y Q, SONG Y, ZHOU H CH. Edge detection of combustion flame images based on anisotropic mathematical morphology [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2013, 34(8): 1818-1825.
- [15] OHTSU N. A Threshold selection method from gray-level histograms [J]. IEEE Transactions on Systems Man & Cybernetics, 2007, 9(1): 62-66.

作者简介



吴俊, 分别在 1999 年和 2009 年于云南大学分别获得学士、硕士学位, 2015 年于复旦大学获得博士学位, 现为云南大学讲师, 主要研究方向为医学图像处理、超声成像和医学超声工程。

E-mail: wujun@ynu.edu.cn

Wu Jun received his B. Sc. and M. Sc. degrees in electronic engineering from the Yunnan University in 1999 and 2009, respectively. He received his Ph. D. degree in biomedical engineering from the Fudan University in 2015. He is currently a lecturer with the School of Information Science & Engineering, Yunnan University. His current research interests include medical image processing, ultrasound imaging, and medical ultrasound engineering.