

基于灰度形态学的牙齿图像分割方法

李欢利¹, 郭立红*, 王心醉², 杨丽梅³

(中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033; ¹中国科学院研究生院, 北京 100039; ²苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163; ³长春工业大学, 吉林 长春 130012)

[摘要] 目的: 针对口腔内窥镜拍摄的口腔牙齿图像特点, 提出了一种简单有效的分割方法。方法: 首先利用灰度形态学中的开启操作除去牙齿图像中的“亮片”背景; 再通过中值滤波除去图像中的噪声; 最后根据图像灰度设置的阈值对图像进行分割, 并检测出图像的边缘和特征点。结果: 该方法能够有效地把牙齿从图像中分割出来, 利用边缘获取的特征点能够为后期牙齿的三维重建提供有效的参数。结论: 基于灰度形态学的牙齿图像分割法可以有效地把牙齿从图像中分割出来。

[关键词] 口腔内窥镜; 灰度形态学; 中值滤波; 图像分割

[中图分类号] Q334

[文献标识码] A

[文章编号] 1007-4368(2010)12-1774-04

The segmentation method of teeth image based on gray morphology

LI Huan-li¹, GUO Li-hong, WANG Xin-zui², YANG Li-mei³

(Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033; ¹Graduate School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039; ²Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Suzhou 215613; ³Changchun University of Technology, Changchun 130012, China.)

[Abstract] **Objective:** To propose a simple image segmentation method, which is based on the teeth image acquired by oral cavity endoscope. **Methods:** Firstly, removing the sequins of the image by the open operation of morphology; Secondly, removing the noise of image by the value of filtering; Lastly, segmenting the image through the parameters gained by the gray value of the image, detecting the edge of the teeth image and corners. **Results:** This method can separate the teeth out from the image effectively, and the corners can offer some available parameter for the 3D reconstruction of the teeth. **Conclusion:** The method can segment the teeth from the image effectively.

[Key words] oral cavity endoscope; grayscale morphology; value of filtering; image segmentation

[Acta Univ Med Nanjing, 2010, 30(12): 1773-1777]

在口腔医学中, 从牙齿图像和治疗模拟中自动获取诊断参数^[1], 从而能够在治疗应用之前模拟其治疗结果, 这是一项非常吸引人的技术。随着整形美容业的发展, 牙齿的“美容”受到前所未有的关注^[2]。将计算机技术应用于口腔医学, 利用计算机三维技术, 重构牙齿三维模型, 患者可以从不同的角度看到自己的口腔和牙齿的情况, 并对牙齿在矫正过程中的移动进行模拟, 获取牙齿矫正各阶段所需的参

数, 对医生的诊断有很大的帮助。而要进行这一系列的操作最重要的就是把牙齿从拍摄的口腔牙齿图像中分割出来, 以方便获取参数进行牙齿的三维重建。

在口腔内窥镜^[3-4]拍摄的牙齿图像中, 牙齿和牙龈的灰度分布在两个不同的范围, 牙齿的灰度相对较大, 这为牙齿的分割提供了有利条件; 牙齿和牙龈湿度大的地方反光特别强, 致使图像的亮度不均匀, 反光强的地方产生了一些“亮片”, 这些“亮片”的灰度大于图像中牙齿的灰度, 加大了牙齿分割的难度, 所以除去“亮片”对牙齿的分割至关重要。

[基金项目] 苏州市科技计划项目资助(YJS0952); 长春市科技计划项目资助(09K218)

*通讯作者, E-mail: guollh@ciomp.com.cn

1 方法

1.1 灰度形态学^[5-6]

数学形态学是分析几何形状和结构的数学方法,是建立在集合代数基础上,用集合论方法定量描述几何结构的科学。数学形态学是由一组形态学的代数算子组成。其中最基本、最重要的形态学算子是:腐蚀和膨胀。其它的一些形态学算子如开、闭等都是由这两种最基本的形态学算子组合完成的。

膨胀一般是给图像中的对象边界添加像素,对灰度图像进行膨胀操作时,输出像素的值是输入图像相应像素邻域内所有的像素的最大值。

用结构元素对输入图像进行灰度膨胀记为 $f \oplus b$, 定义为:

$$f \oplus b_{(s,t)} = \max \{ f(s-x, t-y) + b(x, y) \mid (s-x), (t-y) \in D_f \text{ 和 } (x, y) \in D_b \}$$

其中 D_f 和 D_b 分别是 f 和 b 的定义域。

膨胀的计算是在有结构元素确定的邻域中选取 $f+b$ 的最大值,所以对灰度图的膨胀操作有两个效果:①如果结构元素的值都是正的,则输出图像会比输入图像亮;②根据输入图像中暗细节的灰度值以及它们的形状相对于结构元素的关系,它们在膨胀中或被消减或被除掉。

腐蚀则是删除图像的边界元素,输出像素的值是输入图像相应像素邻域内所有像素的最小值。

用结构元素 b 对输入图像 f 进行灰度腐蚀记为 $f \ominus b$, 定义为:

$$f \ominus b_{(s,t)} = \min \{ f(s-x, t-y) - b(x, y) \mid (s-x), (t-y) \in D_f \text{ 和 } (x, y) \in D_b \}$$

其中 D_f 和 D_b 分别是 f 和 b 的定义域。

腐蚀的计算是在由结构元素确定的邻域中选取 $f-b$ 的最小值,所以对灰度图的腐蚀操作有两个效果:①如果结构元素的值都是正的,则输出图像会比输入图像暗。②如果输入图像中亮细节的尺寸比结构元素小,其影响将会被减弱,减弱的程度取决于这些亮细节周围的灰度值和结构元素的形状和幅值。

开启就是先对图像进行腐蚀,然后对腐蚀的结构做膨胀运算。闭合是先对图像做膨胀运算,然后对膨胀运算的结果做腐蚀运算。开启操作消除了尺寸较小的亮细节,闭合消除了尺寸较小的暗细节。

对于形态学滤波而言,无论使用哪种运算,其结果都与结构元素 b 的选取方法有很大的关系,对

于不同的图像,针对不同的研究目标,结构元素的元素值和形状应不同。一般来说,结构元素的选取应遵循如下原则:①在运用形态学基本运算进行图像处理之前,必须对输入图像的几何形状和变化特征有一个先期的预测,得到关于输入图像的一些基本信息。然后根据这些信息,并考虑变换后还要对输入图像进行哪些后续运算,再选取与之相适应的结构元素。②结构元素必须在几何上比原图像简单,并且有界。

为了除去牙齿图像上小“亮片”,鉴于“亮片”细长的特征,采用半径为 7 的钻石形的结构算子,这样就能很好的除去图像上的小“亮片”。

1.2 中值滤波^[4,7]

中值滤波是一种典型的非线性滤波方法,它的基本思想是:在输入图像中,以任一像素为中心设置一个确定的邻域 A , 将其邻域内的各个像素的灰度值按大小有序排列,取位于中间位置的那个值作为该像素的输出灰度值,遍历整幅图像就可完成整个滤波过程。

中值滤波一般采用一个含有奇数个点的滑动窗口,对该滑动窗口内的诸像素灰度排序,其中中值代替窗口中心像素原来的灰度值,或者说用局部中值代替局部平均值。具体来说,就是假设有一个 N 维奇数的离散序列 a_1, a_2, \dots, a_N , 其中值为 m , 那么这个中值就会大于、等于个元素的值,同时也小于、等于个元素的值。

中值滤波算法结构简单,非线性技术本身的优势又使其具有较好的滤波效果,中值滤波在一定条件下可以克服线性滤波器如最小均方滤波、均值滤波等带来的图像细节的模糊,而且对抑制图像中的脉冲干扰和椒盐噪声特别有效。

采用形态学开运算对牙齿图像进行处理,这对灰度变化相对较大的边缘有一定的影响,从而产生噪声,采用中值滤波能够有效的消除该噪声。

1.3 图像的分割^[8-10]

图像分割是一种非常重要的图像处理技术,在对图像的研究和应用中,人们往往只对图像中某些部分感兴趣,这些部分通常称为目标或前景(其他部分称为背景),他们一般对应图像中特定的、具有独特性质的区域。为了辨识和分析目标,需要将它们分别提取出来,在此基础上才有可能对目标进一步利用。在本文中我们就要从图像中把牙齿分割出来,方便进行下一步的三维重建。

图像分割法包括阈值法、边缘检测法和区域跟

踪法等,其中图像阈值分割是一种理论成熟广泛使用的图像分割方法。

阈值法分割主要有两个步骤:①确定需要分割的阈值;②将分割的阈值与图像的像素值相比较以划分像素。

对灰度图像的阈值分割就是先确定一个处于图像灰度取值范围之中的灰度阈值,然后将图像中各个像素的灰度值都与这个阈值 T 相比较,并根据比较结果将对应的像素分为两类。这两类像素一般分属图像的两类区域,从而达到分割的目的。从该方法中可以看出,确定一个最优阈值是分割的关键,现有的大部分算法都是集中在阈值确定的研究上。

对口腔内窥镜拍摄的牙齿图像进行分割,针对这些图像灰度的特殊性,选取一个合适的阈值,能够有效的把牙齿分割出来。

1.4 算法

1.4.1 算法流程



图1 算法流程

Fig 1 The flow chart of algorithm

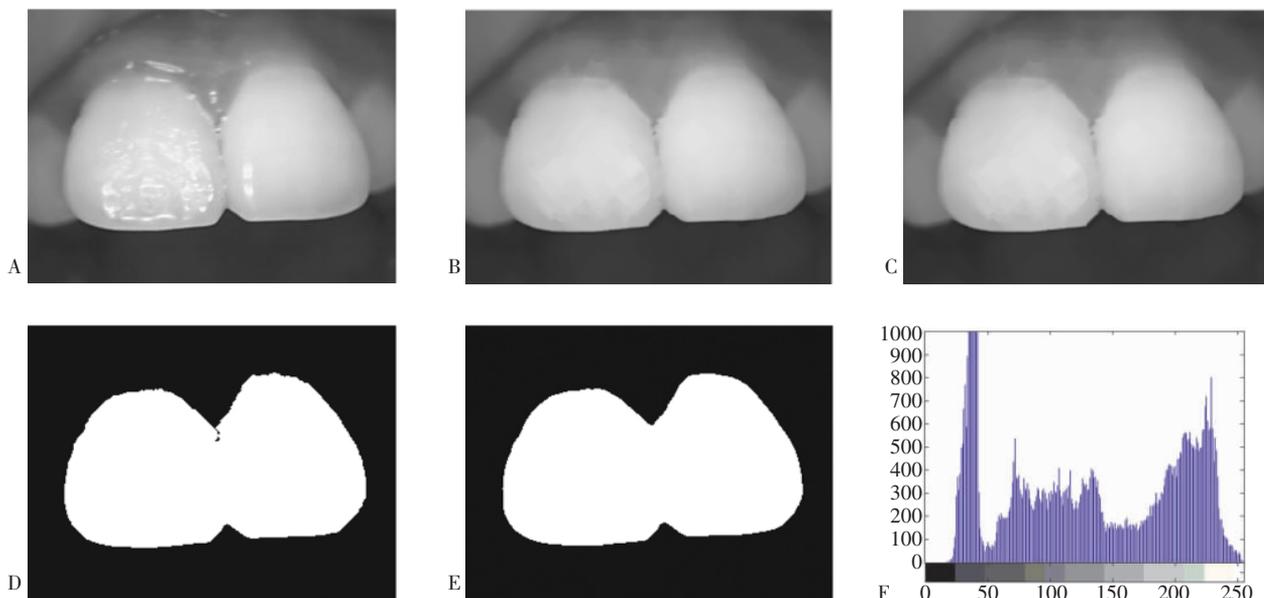
1.4.2 算法步骤

①利用灰度形态学中的开启操作除去牙齿图像中的“亮片”:用口腔内窥镜拍摄的牙齿图像上有很多小“亮片”,这些“亮片”对图像的分割有很大的干扰,利用灰度形态学的开启运算能够有效的除去这些不规则的噪声。

②对除去“亮片”后的图像进行中值滤波:经过开启运算后的牙齿图像,所采取的结构算子使图像边缘变得模糊,边缘有突出的小噪声,中值滤波有效的除去这些噪声。本文采用的是大小为 7×7 的滤波模板。经过中值滤波后,分割出来的图像边缘更圆滑,消除了开运算导致的边缘模糊。

③对处理好的图像进行阈值分割,分割出牙齿:口腔内窥镜属于近距离拍摄,拍摄到的图像上牙齿的灰度基本相同,背景的灰度是暗的,通过观察图像的灰度直方图和大量的实验,阈值设置在160左右能取得有效的分割效果。

④对分割后的图像进行 canny 边缘检测和 CCS (曲率尺度空间)特征点检测:分割后的图像有清晰的轮廓,采用 canny 边缘检测算子进行图像的边缘检测,提取出牙齿的边缘,利用此边缘可以检测出牙齿的特征点。对在不同角度拍摄图像的特征点进行匹配,这些匹配的特征点能为后期牙齿的三维重建提供有效的参数。



A: 源图像; B: 开运算处理后的图像; C: 开运算后中值滤波的图像; D: 开运算后直接分割; E: 中值滤波后分割; F: 源图像的灰度直方图。

图2 图像预处理结果

Fig 2 The results of preprocessing

2 结果

图2中C:经过开运算和中值滤波的预处理后,

牙齿图片上的“亮片”能够有效地消除,为后面的阈值分割提供了有利的条件。

图2中D和E:中值滤波消除了由开运算导致



A:处理后直接边缘检测;B:分割后边缘检测;C:利用边缘找到的特征点。

图 3 边缘和特征点检测

Fig 3 Edge image and corner image

的图像边缘的齿轮,使分割后的图像更圆滑;由于阈值选取的恰当,在分割图像时没有失去所需要的目标信息,也没有选取多余的信息,使牙齿从图像中有效地分割出来。

图 3:处理后的图像经过边缘检测,虽然检测出了边缘,但还有很多干扰噪声,这样没有办法为后期的三维重建提供有效的信息。而经过分割后的图像经过边缘检测后,准确的检测出了边缘,在此边缘的基础上利用 CSS 特征点检测方法有效的检测出了图像的特征点,为后面牙齿的三维重建提供了有效的参数。

3 讨论

本文将计算机技术应用于口腔医学,针对口腔内窥镜拍摄的牙齿图像特点,提出了一种很有效的分割方法。首先利用灰度形态学去除了牙齿图像“亮片”;然后利用中值滤波除去由开运算导致的噪声;最后设置恰当的阈值对图像进行分割,这样便有效的把牙齿分割出来、提取出边缘,并检测出牙齿的特征点,这些特征点为后期牙齿的三维重建提供了有效的参数。

[参考文献]

[1] 郝裕一.口腔测量数据三维可视化技术研究[C]. 第四

军医学硕士学位论文,2007:5-42
[2] 毛然然,蔡玉惠,光寒冰,等.光源对天然牙与两种不同金属基底烤瓷冠颜色的影响[J].南京医科大学学报(自然科学版),2009,29(8):1159-1163
[3] 张宇.数字化口腔内窥镜的设计与实现[C]. 第四军医大学硕士学位论文,2006:17-45
[4] 刘涛.口腔内窥镜成像系统的设计与实现[C]. 天津大学硕士学位论文,2008:13-47
[5] 高成.MATLAB 图像处理与应用[M]. 2版.北京:北京国防工业出版社,2007:185-215
[6] 章毓晋.图像工程[M]. 2版.北京:清华大学出版社,2007:79-108
[7] SERRA J. Mathematical morphology and its applications to image and signal processing[M]. Boston:Kluwer Academic Publishers,1996:102-227
[8] 何瑾,刘铁根,张昊,等.应用形态学 top-hat 变换的支票方形印鉴自适应分割[J].光学精密工程,2009,17(10):2576-2585
[9] 张文娟,潘晓岚.基于灰度直方图的阈值:分割算法分析与比较[J].科技资讯,2006,14:12-13
[10] Chambolle A, Lucier BJ. Interpreting translation-invariant wavelet shrinkage as a new image smoothing scale space[J].IEEE Transactions on Image Processing,2001,10(7):993-1000.

[收稿日期] 2010-05-05

(上接第 1767 页)

Oral Maxillofac Surg,2007,65(8):1526-1529
[16] Maddalone M, Gagliani M. Periapical endodontic surgery: a 3-year follow-up study[J]. Int Endod J,2003,36(3):193-198
[17] Sauveur G, Boccara E, Colon P, et al. A photoelastimetric analysis of stress induced by root-end resection[J]. J Endod,1998,24(11):740-743
[18] Frank RJ, Antrim DD, Bakland LK. Effect of retrograde cavity preparations on root apices[J]. Endod Dent Trau-

matol,1996,12(2):100-103
[19] De Bruyne MA, De Moor RJ. SEM-analysis on the integrity of resected root apices of cadaver and extracted teeth after ultrasonic root-end preparation at different intensities[J]. Int Endod J,2005,38(5):310-319
[20] Calzonetti KJ, Iwanowski T, Komorowski R, et al. Ultrasonic root end cavity preparation assessed by an in situ impression technique[J]. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,1998,85(2):210-215

[收稿日期] 2010-06-27