

# 基于肠道轮廓的结肠镜视觉导航

阙昊 钱晋武 张震

(上海大学机电工程与自动化学院精密机械系医疗机器人及 CAS 研究室, 上海 200072)

**摘要** 现有的结肠镜手术中, 医师的技术极大地影响着手术的结果。为了实现准确无误的手术, 可采用智能机器人技术进行微创手术的导航。为了更好地辅助结肠镜的视觉导航, 提出了一种新的基于肠道轮廓的结肠镜视觉导航方法。该方法首先采用可转向滤波器检测结肠轮廓的边缘强度能量及朝向; 然后, 通过法线方向的能量辐射在图像上累积的方法来检测结肠图像中边缘轮廓弯曲所形成的中心区域。实验证明, 用这个方法来辅助基于暗区分析的结肠镜视觉引导, 可增加结肠镜导航的鲁棒性。

**关键词** 结肠镜导航 肠道轮廓 可转向滤波器

**中图分类号**: TP391.41 R445 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2006)01-0082-07

## The Visual Navigation Based on Colon Contours for Colonoscope

QUE Hao, QIAN Jin-wu, ZHANG Zhen

(Laboratory of Medical Robot and CAS, Department of Precision Machinery, School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072)

**Abstract** The colonoscopy heavily depends on the proficiency of the operator at present. For achieving an accurate and safe colonoscopy, the intelligent robotics is applied here for visual navigation of the colonoscopy. In this paper, a new visual navigation method for colonoscopy is described and tested, which is based on analyzing colon contours. For acquiring the precise edge energy of the colon contours, it uses steerable filters to detect the edge energy and the directions of the colon contours. Then it accumulates the edges' energy mapped in the normal directions of the edges. And by searching the area with highest accumulated energy, this method finds the center area formed by the curved contours. This method is designed to assist the visual navigation based on dark area analysis for reducing the possibility of navigation failure, which may be caused by the unsteadiness of the dark area. Some experimental results have demonstrated the effectiveness of this method for the assistance to the visual navigation for colonoscopy.

**Keywords** colonoscope navigation, colon contour, steerable filter

## 1 引言

### 1.1 内窥镜的视觉导引

在人类疾病中, 结肠癌在发达国家发病率很高, 约占致命癌症发病率的第 2 位<sup>[1]</sup>。而及早发现并切除结肠息肉是预防和治疗结肠癌的重要措施。

目前采用结肠镜进行诊疗是最常采用的诊疗方式(结肠内窥镜构件如图 1 所示)。传统的结肠镜

诊疗需要医师根据结肠镜头部传出的图像通过转动手柄驱动结肠镜端部来引导镜体进入结肠。由于医师的经验不足或长时间的操作疲劳, 结肠镜头部可能触碰结肠内壁, 若触碰力过大, 则容易造成结肠痉挛甚至穿孔而产生医疗事故<sup>[2]</sup>。利用计算机图像处理技术辅助或代替医师对结肠图像进行分析, 使之实现基于视觉的自动引导是解决上述问题的一个有效方法。

国内外学者在这些方面做了很多研究: 如 Khan

基金项目: 国家自然科学基金项目(50075050); 上海市重点科技攻关项目(021111115)

收稿日期: 2004-10-13; 改回日期: 2005-01-25

第一作者简介: 阙昊(1979~), 男, 2002 年获上海大学机械工程及自动化专业学士学位, 现为上海大学机械电子工程专业研究生。主要研究方向是数字医疗装备与计算机辅助外科。E-mail: quehao@sohu.com



图 1 内窥镜外形图

Fig. 1 Traditional endoscope

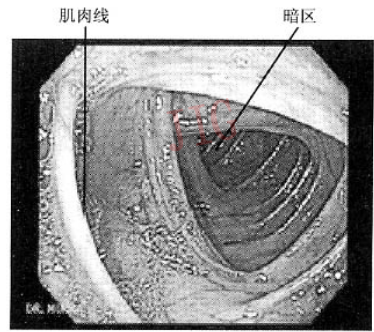


图 2 结肠镜传出的肠道图象

Fig. 2 Colon image acquired by endoscope

和 Gillies 采用分级搜索和环境描述的四叉树综合分析图像特征来进行引导<sup>[3]</sup>;新加坡南洋理工大学则采用暗区增长及边缘检测的方法<sup>[4]</sup>来得到引导方向。上海交通大学的研究人员则提出用三次 B 样条小波来检测轮廓线,再通过将圆弧状边缘的圆心加权来测算腔道中心<sup>[2]</sup>的方法。

作者所在的上海大学医疗机器人课题组也实现了结肠镜的视觉导航,并完成了动物实验<sup>[5]</sup>,其中,视觉处理程序是根据内窥镜得到的肠道图像的暗区分析得到的内窥镜的避让方向来实现内窥镜的视觉自动引导。

## 1.2 结肠图像的特点

一般肠道图像中重要的导航标志有:暗区和轮廓纹理两类。这两类导航标志具有共同的优点,即对它们的利用不依赖于对肠道表面状态的详细了解<sup>[3]</sup>。

如图 2 所示,其中暗区是由于光强随着反射体到光源的距离增加而下降而造成的。肠道内最远的部分(即腔道)大致就是肠道图像中亮度最低的部分。这样检测出暗区位置也就得到了腔道的方向,而肠道轮廓是由人体肠道中的环状肌肉线形成的。由于这些环上的图像亮度有比较大的变化,因此它在一定程度上反映了肠道壁的大体轮廓,即结肠镜前方的障碍情况。

目前结肠镜的视觉引导系统,主要是基于肠道图像的暗区来进行分析的,但暗区又是内窥镜导航系统中一个既重要又不能完全依赖的参照依据<sup>[4]</sup>,由于在内窥镜的推进过程中,腔道暗区有时会暂时消失,而只能看到部分的环状肠道轮廓边缘<sup>[2,3]</sup>,因此为提高结肠视觉引导的准确性,比较好的办法就

是针对暗区和轮廓分别进行处理。另外在某些恶劣条件下,只能通过对肠道轮廓的分析进行辅助引导。

在基于肠道轮廓的结肠镜导航方面,文献[3]在对图像进行 Hough 变换之后,首先进行了有知觉的滤波,并由此将边缘轮廓很好地用一系列的短线段描述出来;然后,通过对这些短线段进行分组和形态分析等来推断腔道方向,但由于这个方法消耗的计算量极大,因此它的应用遇到极大的困难。新加坡南洋理工大学的视觉引导方法中,轮廓所起的作用只是作为暗区增长的边缘,而当图像中腔道暂时消失时,这个方法仍然会遇到困难。上海交通大学研究人员的方法虽对圆弧状的轮廓有较好的分析能力,但由于肠道肌肉线的形状极其复杂,因此这个方法的适应性也不是很高。

作者在肠道图像的视觉处理方面进行了一些研究,希望能基本依据对结肠轮廓的分析来实现图像引导,以便在暗区处理失败的情况下能对其进行辅助引导,同时,能尽量减少所需的运算量。作者采用基于 Matlab 的图像处理测试平台,以方便对这个视觉导航方法进行验证和测试。

## 2 结肠图象处理

### 2.1 基于轮廓的腔道方向检测分析

利用肠道图像的轮廓进行引导的研究主要包括:轮廓检测和轮廓弯曲分析两个方面。因为轮廓边缘检测的方法很多,也比较成熟,所以轮廓弯曲分析是轮廓分析研究的关键所在。为此作者采用了轮廓边缘能量辐射累积的方法来检测弯曲边缘的大致中心区域。

如图 3 所示,其基本原理是将通过边缘检测得

到的轮廓能量强度值,先按轮廓的法线方向进行辐射,然后再在图像平面上进行累加。如果轮廓有朝某个方向的弯曲,则在对应的中心区域的能量累积便会很强。图中的菱型区域就是检测出来的大致中心位置。

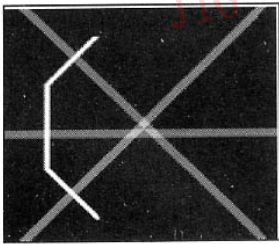


图 3 轮廓边缘能量累积示意图

Fig. 3 Sketch map of the edge intensity energy accumulation

由于这个方法的准确性要依赖于边缘检测提供准确的边缘朝向和能量值才能进行准确的辐射能量累积,所以,需要边缘检测能准确检测出边缘的朝向和任意方向上的边缘能量强度。

2.2 结肠图像的边缘检测

在边缘检测方法中,可以检测边缘能量强度和朝向的方法有小波和一些滤波器组等,由于一般的边缘检测方法中采用的滤波器,其滤波的方向都是一定的,其对于不同朝向的边缘则会产生不同的响应,因此由此得到的边缘能量强度自然就不够准确。为了要准确检测任何方向上的边缘能量强度,作者选择了可转向滤波器。它是采用一个有效的架构,通过线性组合一系列基本滤波器来合成一个任意方向的滤波器。由于其类似于“转动”滤波器到任意方向,所以是一种可转动的滤波器<sup>[6]</sup>。它可将滤波方向转到轮廓的朝向上,而且这样检测出来的不同方向上的边缘能量强度都是一致的。

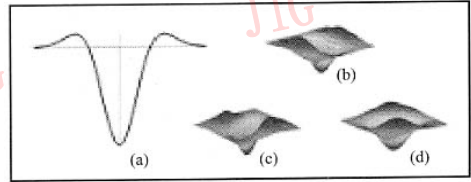
2.2.1 可转向滤波器的实现<sup>[6]</sup>

根据 Freeman 的研究,对于函数  $f(x, y) = W(r) \times P_N(x, y)$ ,其中  $W(r)$  是任意的窗函数,而  $P_N(x, y)$  是一个  $N$  阶,且只包含偶或奇数阶的  $x$  或  $y$  的多项式,则  $N+1$  个基函数的线性组合就可以合成任意朝向的  $f(x, y)$ 。作者使用归整的二阶高斯函数  $G_2$  和它的 Hilbert 变换  $H_2$  来构成滤波器组,以便保证得到均匀一致的边缘能量强度。

归整的二阶高斯函数如下:

$$G_2 = 0.9213(2x^2 - 1)e^{-(x^2+y^2)} \quad (1)$$

如图 4 所示,本文采用  $0^\circ, 90^\circ$  和  $135^\circ$  的 3 个基滤波函数来合成任意方向的  $G_2$ 。



(a) 归整过的高斯二阶导数(1 维); (b)  $0^\circ$  的 2 维基函数;  
(c)  $90^\circ$  的 2 维基函数; (d)  $135^\circ$  的 2 维基函数

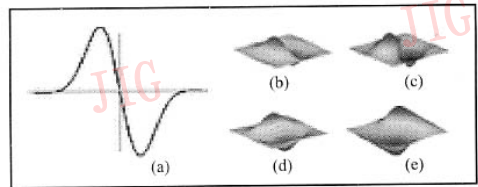
图 4  $G_2$  高斯二阶滤波器

Fig. 4  $G_2$  Gauss 2nd-order filter

对应  $G_2$  的 Hilbert 转换的三阶多项式为

$$H_2 = (-2.205x + 0.9780x^3)e^{-(x^2+y^2)} \quad (2)$$

其  $H_2$  三阶滤波器如图 5 所示。



(a) 对应  $G_2$  Hilbert 转换的  $H_2$  函数(1 维); (b)  $0^\circ$  的 2 维基函数;  
(c)  $45^\circ$  的 2 维基函数; (d)  $90^\circ$  的 2 维基函数; (e)  $135^\circ$  的 2 维基函数

图 5  $H_2$  三阶滤波器

Fig. 5  $H_2$  3rd-order filter

用上述两组共 7 个基滤波器来对降噪后的图像进行处理,然后将采用  $\theta_j$  方向的滤波函数进行处理得到的输出结果  $G_2^{(\theta_j)}$  和  $H_2^{(\theta_j)}$  进行线性合成,其合成函数如下:

$$\begin{cases} G_2^{(\theta)} = \sum G_2^{(\theta_j)} k_j^2(\theta) \\ H_2^{(\theta)} = \sum H_2^{(\theta_j)} k_j^3(\theta) \end{cases} \quad (3)$$

其中,  $\theta$  表示滤波器的朝向角度;  $G_2^{(\theta)}$  表示采用  $\theta$  方向的高斯基滤波函数处理得到的边缘能量强度分布输出;  $H_2^{(\theta)}$  表示采用  $\theta$  方向的 Hilbert 三阶多项式滤波函数处理得到的边缘能量强度分布输出。插值函数  $k_j(\theta)$  即是把  $\theta_j$  方向的滤波输出线性合成到  $\theta$  方向时的系数,即

$$k_j^2(\theta) = \frac{1}{3} [1 + 2\cos(2(\theta - \theta_j))] \quad (4)$$

$$k_j^3(\theta) = \frac{1}{4} [2\cos(\theta - \theta_j) + 2\cos(3(\theta - \theta_j))] \quad (5)$$

其中,  $k_2^2(\theta)$  用于二阶滤波函数;  $k_3^3(\theta)$  用于三阶滤波函数。由以上公式便可得到  $G_2$  和  $H_2$  在任意  $\theta$  方向滤波后的边缘能量强度分布  $G_2^{(\theta)}$  和  $H_2^{(\theta)}$ 。

### 2.2.2 边缘的朝向和边缘能量强度

边缘能量强度可以由  $G_2^{(\theta)}$  和  $H_2^{(\theta)}$  合成, 如下式所示:

$$E_2(\theta) = [G_2^{(\theta)}]^2 + [H_2^{(\theta)}]^2 \quad (6)$$

设实际边缘的朝向为  $\theta_d$ , 则实际的边缘能量强度值为  $E_2(\theta_d)$ , 且它应该是  $E_2(\theta)$  中的最大值。对式(6)进行傅里叶分解, 即可求得  $\theta_d$ 、 $E_2(\theta_d)$  [6]。

为了方便分析处理结果, 作者采用了靶状图形进行测试(图 6)。

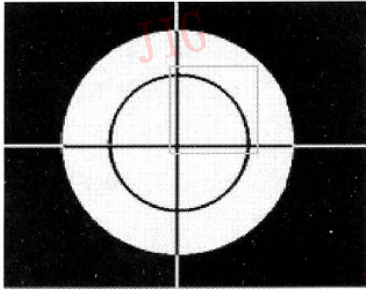
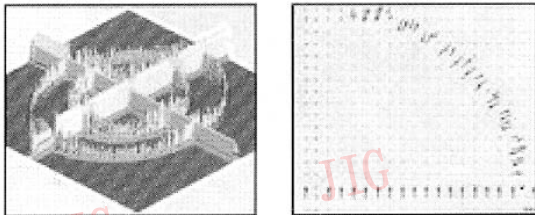


图 6 测试用靶状图形

Fig. 6 Target shape image for testing

由图 7(a)和图 8(a)可以看出:“Symlet”小波检测得到的边缘能量强度随边缘方向的变化有波浪起伏, 而可转向滤波器得到的边缘能量强度则对各个方向上的边缘检测都是均匀的, 图 7(b)和图 8(b)为针对图 6 的灰框中的部分进行的边缘朝向检测结果。由图 7(b)和图 8(b)可见, 得到的边缘朝向结果是基本一致的。



(a) 边缘能量分布

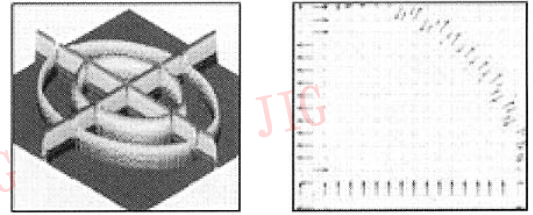
(b) 边缘朝向

图 7 “Symlet”小波检测结果

Fig. 7 Testing result of “Symlet” wavelet analysis

### 2.3 轮廓弯曲分析的实现

灰度化后的图像在滤波后, 即可将整幅图像中



(a) 边缘能量分布

(b) 边缘朝向

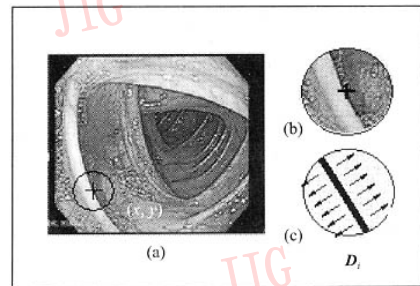
图 8 可转向滤波器检测结果

Fig. 8 Testing result of steerable filter analysis

的每个像素的特征转换为由像素位置、像素周围滤波函数尺度范围内的主导边缘的方向和边缘能量强度 3 个量为代表的向量形式, 记为  $D_i$ :

$$D_i = (x, y, \theta, e) \quad (i = 1 \sim m) \quad (7)$$

其中,  $(x, y)$  为像素坐标,  $\theta$  为轮廓的朝向角度 ( $\theta \in (0 \sim 180^\circ)$ ),  $e$  为像素周围主导轮廓边缘的能量强度值,  $m$  为图像像素总数。其检测过程如图 9 所示。



(a) 图像中  $(x, y)$  处的像素; (b) 灰度化后的  $(x, y)$  像素周围一定范围内的图像; (c) 像素周围的主导轮廓

图 9 针对图 2 中  $(x, y)$  处的边缘检测分析

Fig. 9 Edge detection analysis on pixel  $(x, y)$  in image Fig. 2

然后, 用阈值法选取出轮廓能量强度  $e$  较大的一些点, 并针对这些点的特征向量  $D_i$ , 将其中的轮廓能量  $e$  从  $(x, y)$  处, 按  $\theta$  方向, 再以一定的宽度进行辐射, 就得到  $(x, y)$  处像素产生的第  $i$  个轮廓能量辐射矢量  $E_i$ , 其辐射方向为轮廓线的朝向角度  $\theta_d$  及  $\theta_d + 180^\circ$ , 而覆盖强度即为边缘能量强度值  $e$ 。图像平面上, 被第  $i$  个轮廓能量辐射矢量  $E_i$  覆盖到的位置都要叠加上轮廓能量辐射矢量  $E_i$  中包含的覆盖强度  $e$  (如图 10 所示); 然后在图像平面上将所有的轮廓能量辐射矢量  $E_i$  累积起来, 其中能量最高的地方, 就是轮廓朝向最集中的地方, 也便是测出的腔道方向。

但如果图像中边缘轮廓比较丰富时, 由于会有  $i$

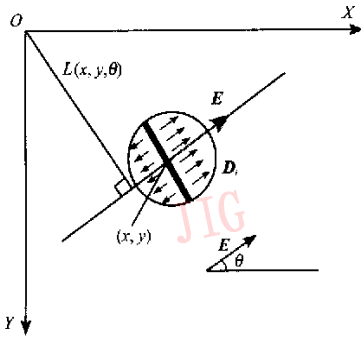


图 10 像素(x, y)处的边缘强度能量映射

Fig. 10 Edge intensity energy accumulation on pixel(x, y)

个方向的轮廓能量辐射矢量  $E$  需要进行累积运算, 这将导致极大的运算量, 为此, 作者先将辐射矢量按 8 个模糊方向归类, 然后再进行累积, 以减少轮廓能量辐射矢量  $E$  的数量。

在进行 8 个模糊方向归类时, 首先, 定义  $L(x, y, \theta)$  表示原点  $O$  到轮廓能量辐射矢量  $E$  的距离。它可以由  $x, y, \theta$  3 个参数容易地算出。这样任意轮廓能量辐射矢量  $E$  都可以由  $L, \theta$  和覆盖强度  $e$  3 个参数确定, 参见图 10。

然后将角度接近的辐射矢量进行合成,  $\theta$  由  $0^\circ \sim 180^\circ$  转换为 1 ~ 8 的模糊方向 (见图 11)。归入同一个方向的辐射矢量, 其到原点  $O$  的距离  $L(x, y, \theta)$  按其能量  $e$  的大小进行加权合成。

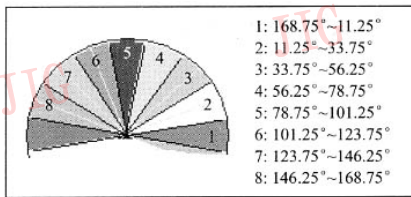


图 11 角度模糊化对应表

Fig. 11 Map of degrees Fuzzy classification

这样, 得到一共 8 个方向合成的轮廓能量辐射矢量  $E^{Pel}$ , 用  $E_n^{Pel} (n=1, \dots, 8)$  分别表示 8 个合成的能量辐射矢量, 其中每一个合成矢量包括如下内容:

$$E_n^{Pel} = (\theta, e_n^{Pel}, \bar{L}) \quad (n=1, \dots, 8) \quad (8)$$

$n$  表示这个能量的模糊方向数,  $e_n^{Pel}$  表示此方向上的能量总和,  $\bar{L}$  表示原点到这个辐射线的加权平均距离。这样, 对所有像素的特征向量 ( $D_1 \sim D_m$ )

到第  $n$  个模糊方向合成的能量辐射矢量  $E_n^{Pel} (n=1, \dots, 8)$  的能量总和及加权平均距离如下式所示:

$$e_n^{Pel} = \sum_{i=1}^m e_i S(\theta_i, \theta_n, \Delta\theta) \quad (\Delta\theta = 11.25^\circ) \quad (9)$$

$$\bar{L}_n = \frac{\sum_{i=1}^m e_i L(x, y, \theta_i) S(\theta_i, \theta_n, \Delta\theta)}{\sum_{i=1}^m e_i S(\theta_i, \theta_n, \Delta\theta)} \quad (10)$$

其中,  $S(x, k, d)$  为近似程度选择函数, 即

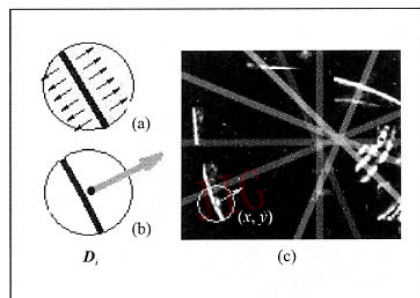
$$S(x, k, d) = \begin{cases} 1 & k - d \leq x \leq k + d \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (11)$$

按  $E_n^{Pel} (n=1, \dots, 8)$  的轮廓朝向  $\theta$  和加权平均距离  $\bar{L}$  分别作宽度为  $\Delta L$  的 8 条  $E^{Pel}$  辐射线贯穿全图。如果图像上某点  $(x, y)$  在直线范围内, 就加上第  $n$  个模糊方向合成轮廓能量矢量  $E_n^{Pel} (n=1, \dots, 8)$  的能量总和  $e_n^{Pel}$ , 然后再针对图像上每个位置采用能量累积公式计算其上的累积能量

$$E_{sum} = \sum_{n=1}^8 e_n^{Pel} S(L(x, y, \theta_n), \bar{L}_n, \Delta\bar{L}) \quad (12)$$

最后, 根据像素累积的能量高低, 就得到了轮廓指向的大致区域。

图 12(c) 中, 由图 12(b) 中产生的轮廓能量辐射矢量已被合成到  $22.5^\circ$  的合成轮廓能量辐射矢量  $E_n^{Pel} (n=2)$  的辐射线中, 合成的轮廓能量辐射矢量  $E^{Pel}$  辐射线的亮度越高, 表明其能量越强。通过分析  $E^{Pel}$  线能量累积的分布情况 (图 13(a)), 取出其中能量最高的部分, 即可得到肠道轮廓的弯曲中心 (图 13(b))。



(a) 像素点一定范围内的主导轮廓;  
(b) 在  $(x, y)$  处产生的轮廓能量辐射矢量;  
(c) 叠加在图 2 中提取的主要轮廓上的能量辐射累积

图 12 针对图 2 中提取的主要轮廓进行能量映射

Fig. 12 Edge intensity energy accumulation on the image of Fig. 2

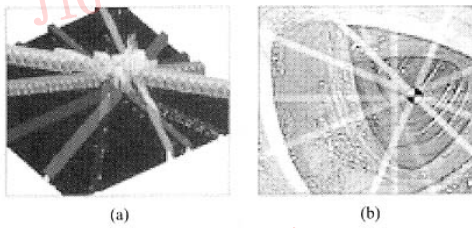


图 13 针对图 2 的轮廓能量辐射累积分布 (a) 和  $P_{el}$  线叠加到原始的结肠图像上及引导方向 (b)  
 Fig. 13 Distribution of accumulated edge intensity energy on image Fig. 2 and original colon image overlaid with energy line

靶状图像的处理结果如图 14 所示, 由该图可以看到, 根据圆环的清晰指向可非常准确地得到图像的中心, 且 8 个方向的合成轮廓能量辐射矢量  $E^{Pel}$  线清晰可见。

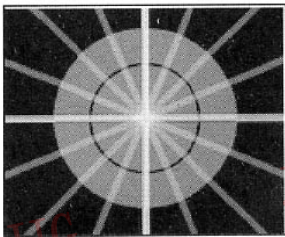


图 14 靶状图形的中心检测  
 Fig. 14 Center detection test for target shape

### 3 实验结果及结论

本文分析了内窥镜图像中的暗区和轮廓纹理特征, 同时采用可转向滤波器来检测结肠轮廓图像的边缘能量及朝向, 并通过做法线方向的轮廓能量辐射矢量和在图像上进行能量累积的方法来得到内窥镜图像中边缘轮廓弯曲形成的中心区域。这个方法既可以辅助基于暗区分析的内窥镜视觉引导, 又增加了视觉导航的鲁棒性。

为了快速地验证本算法用于真实肠道图像处理的可行性。作者在 Matlab 环境中编制了图像处理程序用于对由 Gastro Intestinal Atlas 网站 (<http://www.gastrointestinalatlas.com>) 所提供的人体结肠内窥镜的视频手术片段, 进行了图像处理测试, 其得到的部分结果如图 15 所示。

针对 580 帧结肠图像的检测结果表明, 这个方法可基本得到正确的引导方向。

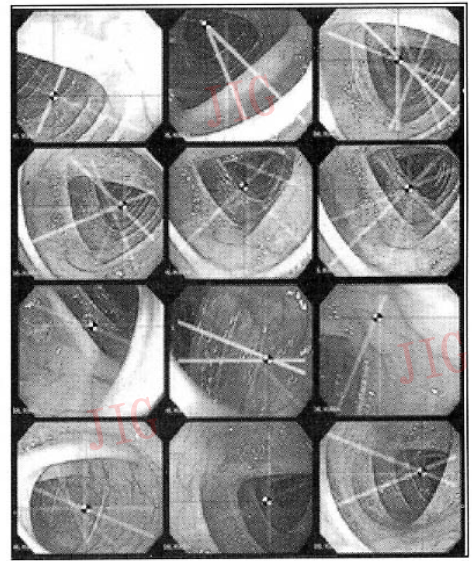


图 15 结肠图像检测结果 (580 帧中的 12 帧)  
 Fig. 15 Result of the testing on colon images in video (12 frames of total 580 frames)

实验时, 使用一台 Pentium III 733MHz 处理器配置 128M 内存的普通 PC 机, 在 Matlab 处理平台上对 580 帧图像进行处理。每帧图像的大小为  $263 \times 231$  pixels。进行 580 帧图像分析总共耗费了 4031.9s 的时间, 平均每帧图像处理时间为 6.9516s (见图 16)。由此看来, 虽然这个新的基于肠道轮廓的视觉引导方法的运算量相对较小, 适应性也较强, 但由于图像处理过程需进行大量运算, 仍然使得视觉处理过程时间消耗太大。

为了实现视觉导航的实时处理, 可以采用 DSP 硬件或快速的专用图像处理工作站进行图像处理。

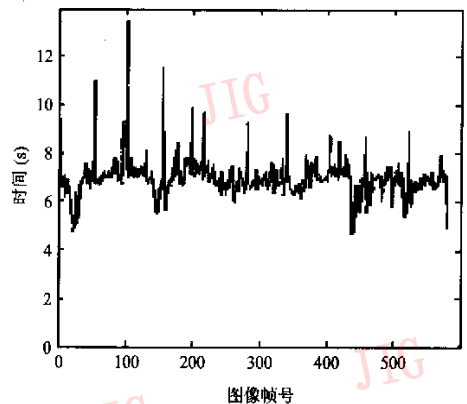


图 16 结肠图像检测消耗时间  
 Fig. 16 Time consumption of the testing on colon images

另外,还应在图像序列处理的方面做进一步的研究。因为在这个方法中,在检测出第 1 帧图像的腔道方向之后,再采用图像序列的处理方式,就不必对每帧图像都进行完整的处理,而只需要针对图像间有变化的局部进行处理,并由此来减少处理所需的大量运算,以期提高处理方法的实时性能。

### 参考文献 (References)

- 1 Chou R C, Kaufman A E, Zheng R L, *et al.* An interactive fly-path plan using potential fields and cell decomposition for virtual endoscopy [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1999, 46 (4): 1045 ~ 1049.
- 2 Zhu H Q, Lin L M, Wei J H. Research into estimation lumen center of dark region in colon image via cubic B-Spline wavelet[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2001, 25(5): 258 ~ 27. [朱宏攀,林良明,危剑辉. 基于三次 B 样条小波的结肠镜图像暗区中心点估计的研究[J]. *中国医疗器械杂志*, 2001, 25(5): 258 ~ 275.]
- 3 Khan G N, Gilliea D F. Vision based navigation system for an endoscope[J]. *Image and Vision Computing*, 1996, 14: 763 ~ 772.
- 4 Phee S J, Ng W S, Chen I M, *et al.* Automation of colonoscopy Part II: visual-control aspects[J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1998, 17(3): 81 ~ 88.
- 5 Qian J W, Zhang Z, Zhang Y N, *et al.* An intelligent endoscopic navigation system [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2004, 12(3): 76 ~ 80. [钱晋武,张震,章亚男等. 智能内窥镜视觉导航技术和系统研究[J]. *光学精密工程*, 2004, 12(3): 76 ~ 80.]
- 6 Freeman W T, Adelson E H. The design and use of steerable filters [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1991, 13(9): 891 ~ 906.