

應用移動補償於加速大腸鏡影像導航系統之研究

張軒庭、林俞宏

國立雲林科技大學電機系

光電與資訊實驗室

htchang@yuntech.edu.tw

李宗鏗

台灣大學醫學院附設醫院

內科部

tsungchenlee@gmail.com

摘要

本論文針對先前的內視鏡導航系統，提出縮短演算法計算時間之方法，我們針對系統中使用皺褶偵測演算法(FDA)的影像加上移動補償(Motion compensation)的概念進行導航判斷。在方法中，我們利用前後相鄰影像相減所產生的影像殘差大小進行移動估計(Motion estimation)，並對前一張影像訂定一個特定搜尋範圍找出與當前影像最相近的區塊，而此區塊的相對位移即為移動向量(Motion vector)。在這過程我們會將同一大腸皺褶區塊所有的移動向量記錄下來，計算其平均移動向量後將前一張影像中皺褶的箭頭做位移以此平均移動向量後作為當前影像的箭頭位置。

關鍵詞：內視鏡導航、移動補償、移動向量、移動估計。

Abstract

In this paper, we aim to speed up the algorithm of our previous colonoscopy navigation system. The motion compensation concept used in the video coding framework is utilized in determining the arrow directions in the images that were analyzed based on the folding detection algorithm. For the two consecutive (current and previous) similar images, the motion estimation is applied to the current image blocks with given defined search regions. The motion vectors of the same folding in the previous image are averaged to obtain the predicted arrow motion vector in the current image. Thus the computation load can be greatly reduced. The experimental results show that the computation complexity can be massively reduced (about only taking 1 ms for the images being processed with the proposed method).

Keywords:

Colonoscopy、Motion compensation、Motion estimation、Motion vector.

1. 前言

最近幾年由於國人的飲食習慣改變，所喜愛的飲食偏向油炸燒烤、高脂肪、肉類食物及低纖維，加上運動量不足，這些都是引發大腸癌的主因。大腸癌也是目前國人發生人數最多的癌症之一，大腸癌最早並無明顯症狀發生，直到中晚期才會被發現，其症狀為腹瀉、腹脹、腹痛、大便帶血及不明原因而體重減輕。目前檢查方式為糞便潛血檢驗、大腸內視鏡、乙狀結腸鏡和最新的膠囊內視鏡。大腸癌為我國癌症發生率及死亡率增加速度最快的一個，根據國民健康署 99 年資料統計每十萬人就有 4676 人死亡到了 100 年則上升到 4921 人，足足增加 200 多人。使得大腸癌為目前發生人數及死亡人數最多的癌症之一。

大腸癌在這十年已成為主要癌症之一，然而相關的研究及應用也越來越廣泛，因此，有關大腸鏡的電腦輔助診斷系統也越來越受到關注，由於傳統內視鏡檢查是要經過一條長長的管子從肛門穿入大腸裡，並在受檢者幾乎保持清醒下進行檢查，因為檢查過程中會有不適當的碰觸使得受檢者不舒服，為了有效率且加快檢查時間以及讓一些新手醫師方便操作，所以我們提出內視鏡導航系統[1]。

然而最有意義的莫過於空腔邊界的特徵，其和醫師所搜尋的大腸異常是相符的，空腔不屬於同質區域，較常出現在腸壁明亮反射，所以對於空腔邊界的擷取相對困難與重要。因此，對於大腸鏡影像的空腔區域偵測有許多文獻探討，Liu 所提出的 Quadrant coverage histogram 可檢查出大腸黏膜[2]; Xia 使用 relaxation process 和 tightening process 兩步驟分割原始大腸影像[3]; Kumar 根據 integrated neighborhood search 分割內視鏡空腔區域[4]; Tian 使用

Adaptive progressive thresholding 得到初步的 ROI，緊接著使用 Iris filter 偵測空腔區域[5]; Kumar 使用 Global thresholding 和 Differential region growing 分割空腔區域[6]; Tjoa 使用 deformable region model 來決定空腔區域[7]; Phee 使用 Fuzzy logic 偵測空腔邊界[8]; Oh 內視鏡影像畫面分類[9]。

相較於[1]所提出，本論文提出的導航系統應用移動補償、移動估計和移動向量概念，並只針對相關大腸皺褶進行移動補償這樣一來並能節省時間且有效地進行大腸導航判斷。

2. 大腸鏡導航系統演算法

2.1 系統架構

大腸鏡導航系統主要分為兩種演算法: Darkness detection algorithm (DDA) 與 Fold detection algorithm (FDA)，DDA 空腔亮度較周圍暗，並藉由像素值來判斷空腔大小，垂直於皺褶方位為空腔位置，方向指向為皺褶開口方向，因此發展出 FDA 來判斷空腔方位。圖 1 為架構流程圖。

2.2 大腸鏡影像分類

大腸鏡影像拍攝時由於受到光源和角度以及環境影響，會使得大腸影像有雙重曝光(如圖 3(a))、清晰影像(如圖 3(b))、明暗度過暗(如圖 3(c))及明暗度過亮(如圖 3(d))等四種可能。[1]利用 RGB 彩色像素轉換成 H(色調)、S(飽和度)和 V(亮度)分類此四種大腸影像。並依據圖 2 流程分類出清晰的大腸影像。

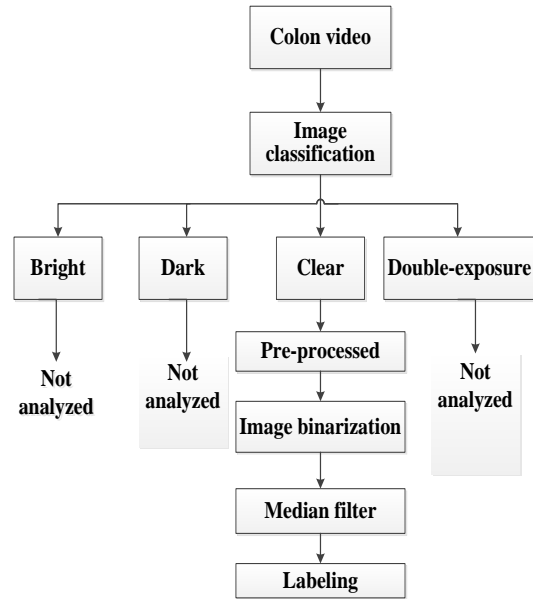


圖 1. 架構流程圖

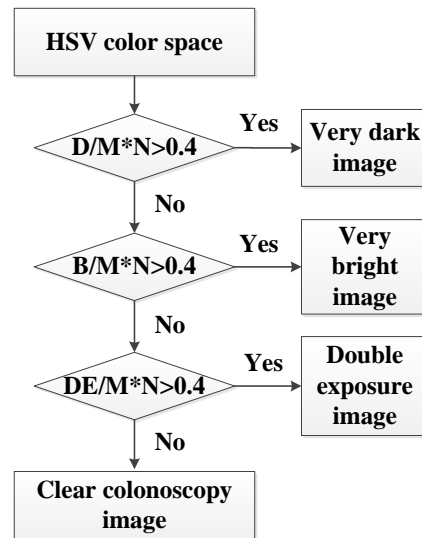
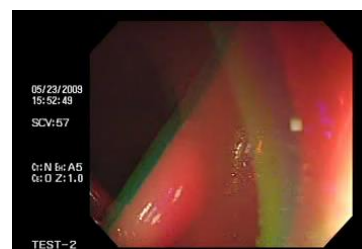
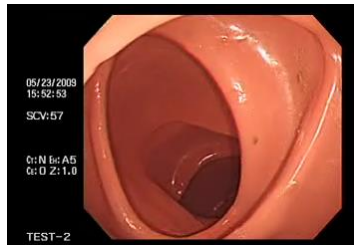


圖 2. 影像分類流程圖

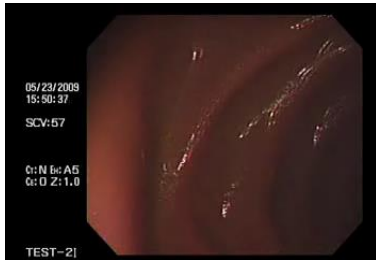
其中 $M \times N$ 為影像的長寬，D 為亮度值小於 0.22 之像素總和，B 為亮度值大於 0.7 之像素總和，DE 為色調小於 0.01 或大於 0.1 且飽和度大於 0.75 之像素總和。



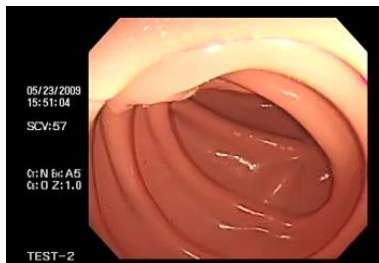
(a)



(b)



(c)



(d)

圖 3. (a)雙重曝光(b)清晰影像

(c)明暗度過暗(d)明暗度過亮

2.3 Darkness Detection Algorithm (DDA)

大腸影像的空腔亮度較周圍暗，因此設一門檻值擷取粗略的空腔區域並以中值濾波器濾除小區域，轉換成負片之後以 Labeling 濾波器計算暗區域個數，最大暗區域面積的幾何中心為 (x_{c1}, y_{c1}) 即為空腔區域幾何中心，然而少數亮度分布不均勻的大腸影像(如圖 4)並不適合使用 DDA 來判斷，這會造成箭頭指向錯誤。經過[1]裡的計算式和方法得到大腸影像空腔位置指示(如圖 5)。

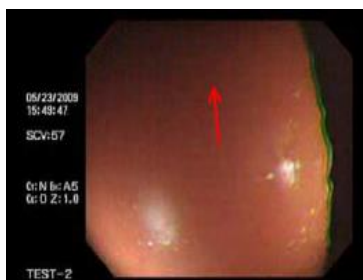


圖 7. 大腸影像亮度不均勻

2.4 Fold Detection Algorithm (FDA)

在導航系統裡 DDA 不一定能完全判斷所有的大腸影像空腔位，需要開發另一演算法來增加其導航效能，垂直於大腸皺褶方向即為空腔方位，並發展出 Fold detection algorithm (FDA)，先將大腸影像前處理，接著以 Canny 邊緣偵測所有皺褶曲線，並以內視鏡遮罩相乘去除內視鏡影像邊框，以 Labeling 濾波器計算皺褶數量及長度，長度介於 90 至 450 像素並進一步判斷空腔方位。

首先紀錄每個皺褶曲線上的像素點位置，如果 FDE 或 FD 大於 0.4 則此為無效皺褶，其中 FDE 為皺褶色調像素值小於 0.01 或大於 0.1 的像素和，FD 為皺褶亮度像素值大於 0.7 的像素和，偵測是否為有效皺褶，並加入修剪分岔皺褶及去除皺褶兩端過度彎曲部分，最後檢測是否為有效皺褶並為後續作空腔方位指示。



圖 8. 大腸影像空腔方位指示

3. 研究方法

3.1 移動補償

移動補償在視頻壓縮與視頻編解碼中扮演重要角色，主要包括三個步驟:移動估計、移動向量與移動補償。移動補償是一種相鄰影像的差別法，描述參考影像的小區塊移動到當前影像的某個位置，在視頻序列中相鄰影像通常很相似，利用移動補償功能的參考影像加上每個方塊的移動向量，建立起一個當前影像的預測，將原來的參考影像減去當前影像便得到誤差影像，進行一組一組影像處理，每組的第一張影像稱為 I (Intra frame) 在編碼過程中是不用進行移動估計，其它使用的編碼影像通常為 P (Predictive pictures)，這種編碼形式為 IPPPP。再把編完碼的影像送出。由於 DDA 的空腔部位判斷比較容易所以在這邊我們只針對 FDA 進行移動補償，在系統流程會有詳細解說，如圖 6 所示。

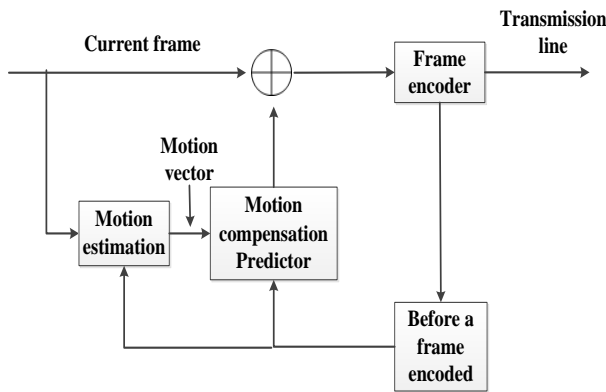


圖 6. 移動補償方塊圖

3.2 系統流程

如圖 7 所示，此為本論文提出大腸鏡導航的加速系統流程，首先從一段大腸鏡影片中分類出不同的影像例如：雙重曝光、明暗度過亮與過暗及清晰影像，我們擷取清晰影像作處理，然後經過前處理將彩色影像轉為灰階並利用中值濾波器濾除脈衝雜訊。此步驟後，利用前後相鄰影像進行相減並產生影像誤差大小，取一門檻值，如果誤差小於門檻值則找出前一張影像的演算法判斷使用 FDA 或 DDA 做移動補償，在這邊，我們只選用 FDA 做移動補償而 DDA 則直接判斷，當 FDA 做完移動補償之後，針對大腸皺褶邊緣所產生的平均移動向量並與前一張影像位置的移動向量得到目前新的箭頭位置。在[1]所提出的導航系統裡，操作過程中因腸壁本身光滑，加上腸內食物在消化過程中水分尚未完全被吸收，所以導致光源照射到腸壁時光源反射產生亮點，因而容易在導航系統中影響演算法的正確判斷而出錯，所以提出此改善方法，並進一步節省整個演算法的運算量。

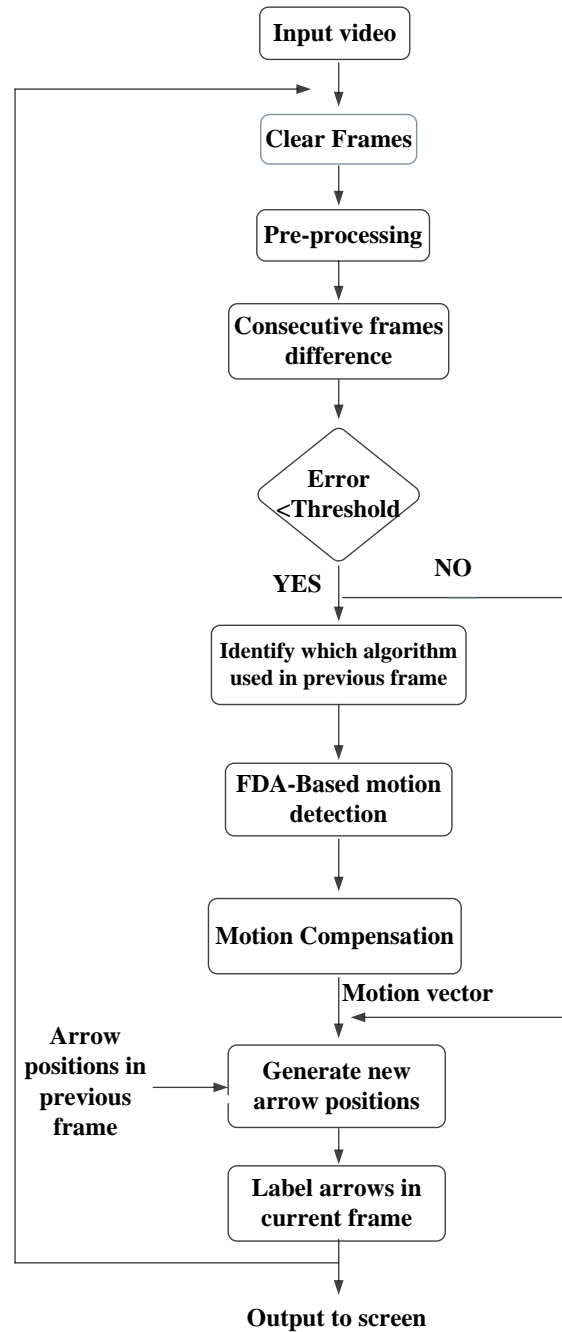


圖 7. 系統流程圖

3.3 移動估計

移動估計在視頻中有相當的運算量，移動補償的成敗取決於移動估計，這個部分在於是否能正確的估計出影像方塊的移動向量，首先，給定一個參考影像與當前影像的 $N \times M$ 區塊(Block)，並決定參考影像的 $N \times M$ 區塊和當前影像的區塊是否匹配，假設當前影像發生時間在 t 影像，那麼參考影像的發生時間為 $t-n$ 影像。最理想情況為在整張參考影像中找到最佳匹配，所以會將搜

尋範圍限制在一個搜尋視窗內，令 $[-p, p]$ 為當前影像搜尋視窗，以區塊為中心向上下左右延伸 p 個像素並形成一個範圍，區塊左上角座標為 (x, y) ，然後找到最佳匹配的區塊左上角座標為 $(x+u, y+v)$ 在從 (x, y) 到 $(x+u, y+v)$ 所形成的向量 (u, v) 稱之為座標 (x, y) 的區塊移動向量，其中 $-p \leq u, v \leq p$ 。這邊我們將 p 值設定為15，區塊的值 $N=M=8$ 。如圖8所示。

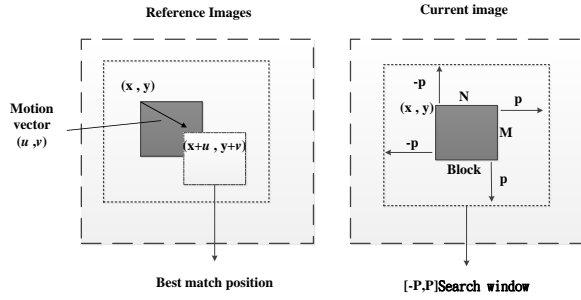


圖 8. 移動估計示意圖

3.4 FDA 移動補償流程圖

將前後兩張相鄰大腸皺褶影像相減後誤差小的影像較大區塊，並跟前一張與其它影像資訊移動估計得到所有區塊的移動向量，再針對每條大腸皺褶邊緣產生的平均移動向量與原始影像位置的移動向量得到目前新的箭頭位置，把前一張大腸皺褶資訊根據相同的向量標記在目前影像中，並繼續下一張影像。如圖9所示。

3.5 移動估計演算法

移動估計最直接的方法就是完全搜尋 (Full search)，它雖然最費時間，但所找到的移動向量是最準確的，假設當前影像的區塊像素為 $C(x+k, y+l)$ ，參考影像像素為 $R(x+i+k, y+j+l)$ 以下定義為：

$$MAE(i, j) = \frac{1}{MN} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{N-1} |C(x+k, y+l) - R(x+i+k, y+j+l)| \quad (1)$$

這個誤差通常稱為平均絕對誤差 (Mean Absolute Error, 簡稱 MAE)，選出 MAE 值最小的向量 $V = (v_x, v_y)$ ，這就是我們要的移動向量。每個區塊有 $(2p+1)^2$ 搜尋位置，對每個搜尋位置 (i, j) 進行 $N \times M$ 像素比對，得到每個區塊的計算複雜度為

$$(2p+1)^2 \times MN \times 3 \quad (2)$$

將每條邊緣上產生的移動向量加總起來取平均定義為：

$$\overline{MV}_{\text{arrow}} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} mv_i \quad (3)$$

其中 mv_i 為移動估計所得到的移動向量。

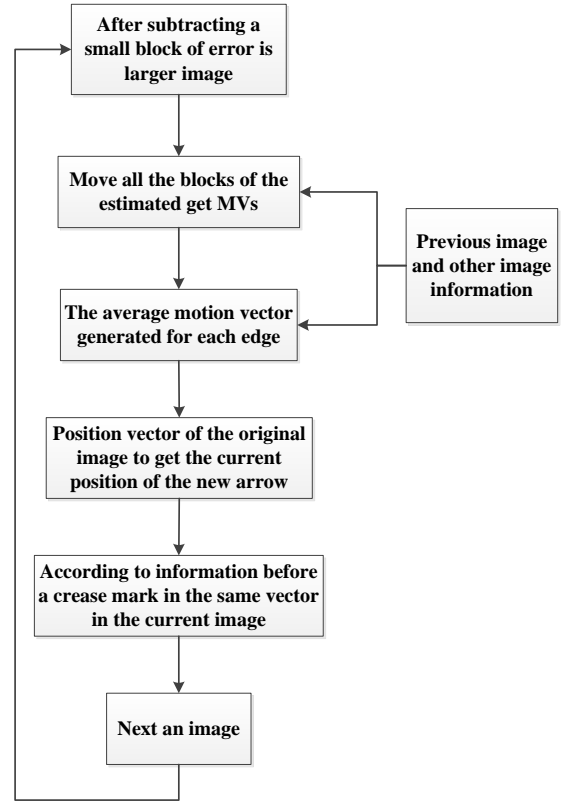


圖 9. FDA 移動補償流程圖

4. 實驗結果

大腸鏡導航系統之開發，初步使用訓練塑膠模型來模擬臨床人體大腸，之後並會利用實體大腸來做進一步的測試與實驗，本實驗將一段 Colonoscopy video 分成四種影像，分別為過亮、過暗、雙重曝光與清晰，在這邊我們選用清晰的大腸皺褶影像做實驗，利用移動補償與 GOP (Group of picture) 概念，實驗中我們 15 張為一 GOP，其編碼架構 IPPPP...P 其中將第一張影像 I 設為參考影像 (如圖 10(a)) 與第二張 P 為當前影像 (如圖 10(b)) 依此將前後相減得到最小誤差影像 (如圖 11)，並將 FDA 進行移動補償 (如圖 12)，當前影像所得到的相同顏色移動向量區塊跟參考影像做比對 (如圖 13)，最後將前

一張影像箭頭根據相同向量標記在當前影像中(如圖 14)，實驗結果與[1]做比較，在箭頭效能上前者須每張影像做判斷並給於箭頭位置且演算法較為複雜，我們根據移動估計所得到的移動向量，並針對每條邊緣產生的平均移動向量與原影像位置的移動向量給予當前影像新的箭頭位置，如此一來我們的導航系統能判斷多張影像並有效判斷箭頭移動位置與縮短時間及演算法計算量。

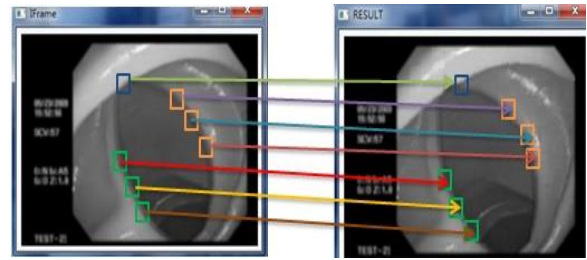
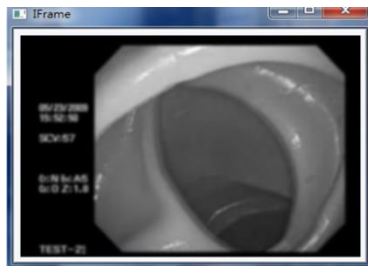
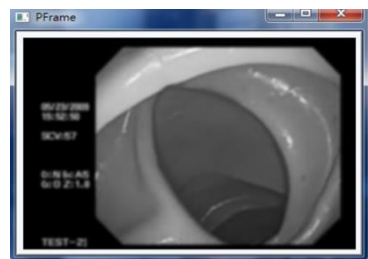


圖 13. 前後兩張影像區塊移動向量示意圖

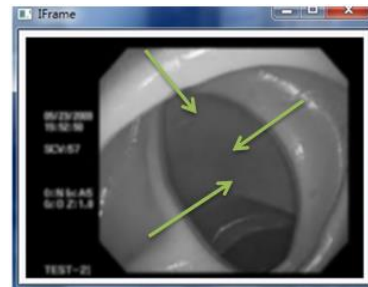


(a)

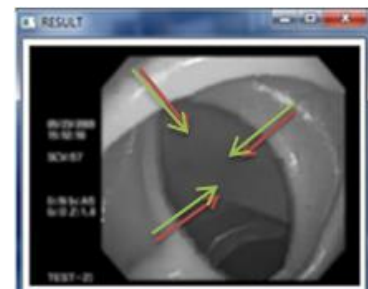


(b)

圖 10. (a)參考影像(b)當前影像



(a)



(b)

圖 14. (a)參考影像標記的箭頭(b)由參考影像可知移動補償後的箭頭位置

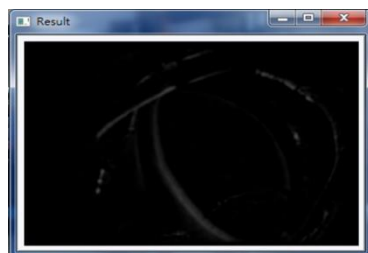


圖 11. 兩張相減圖像

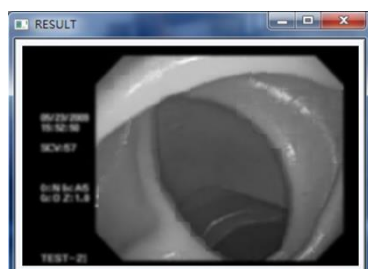


圖 12. 經過移動補償的影像

5. 結論

對於內視鏡導航系統發展，我們提出用移動補償的概念來判斷箭頭位置比原本單獨用 FDA 和 DDA 縮短了一半的演算法和時間，而內視鏡在消化系統的臨床診斷與治療是不可或缺的工具，如能縮短診斷時間並有效率的做判斷，對於醫生操作及病人診斷都是一個福利。

近幾年來，膠囊內視鏡也已問世，優點是病人不用再飽受疼痛之苦且影像可以一覽無遺，缺點是如何進行控制與耐電量是否足夠，這些都是未來可探討的，未來我們也考慮將導航系統用於其他難判斷的器官部位，並將此系統加入膠囊內視鏡裡，可使有更完善的治療與診斷。

參考文獻

- [1] 彭徐鈞, “應用碎形分析大腸鏡血管網紋路與臨床代謝症候群關聯性與開發大腸鏡檢查導航系統之研究”, 國立雲林科技大學通訊工程研究所碩士班, 2009。
- [2] D. Liu, Y. Cao, W. Tavanapong, J. Wong, J. H. Oh, and P.C.de Groen, “Quadrant coverage histogram: A new method for measuring quality of colonoscopic procedures,” *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.3470-3473, August, 2007
- [3] S. Xia, S. M. Krishnan, M. P. Tjoa, and P. M. Y. Goh, “A novel methodology for extracting colon’s lumen from colonoscopic images,” *Systemics, Cybernetics and Informatics*, vol. 1, pp. 7-12.
- [4] S. Kumar, K. V. Asari, and D. Radhakrishnan, “Real-time automatic extraction of lumen region and boundary from endoscopic image,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 37, pp. 600-604, 1999.
- [5] H. Tian, T. Srikanthan, and K. Vijayan Asari, “Automatic segmentation algorithm for the extraction of lumen region and boundary from endoscopic images,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 39, pp. 8-14, 2001.
- [6] S. Kumar and K. V. Asari, and D. Radhakrishnan, “A new technique for the segmentation of lumen from endoscopic images by differential region growing,” *42nd Midwest Symposium on Circuits and Systems*, vol. 1, pp. 414-417, August, 1999.
- [7] M. P. Tjoa, S. M. Krishnan, and M. M. Zheng, “A novel endoscopic image analysis approach using deformable region model to aid in clinical diagnosis,” *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, vol. 1, PP. 710-713, September, 2003.
- [8] S. J. Phee, W. S. Ng, I. M. Chen, F. Seow-Choen, and B. L. Davies, “Automation of colonoscopy part II: visual-control aspects,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 17, pp. 81-88, May/June, 1998.
- [9] J. H. Oh, S. Hwang, J. K. Lee, W. Tavanapong, J. Wong, and P. C. de Groen, “Informative frame classification for endoscopy video,” *Medical Image Analysis 11*, pp. 110-127, February 2007.
- [10] Hsuan T. Chang, Y.-S. Lin, T.-C. Lee, S.-J. Peng, and C.-W. Hung, "Using bilateral filter to remove vascular network in colonoscopy images," *The 2011 The International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA2011)*, pp. 79-82, Okinawa Japan, Jan 18-20, 2011
- [11] T.-C. Lee, S.-J. Peng, Hsuan T. Chang, and H.-P. Wang, "Computer-aided colonoscopy: a novel endoscopy navigation system to aid insertion of colonoscopy by hierarchical image segmentation algorithms," *GASTRO 2009, UEGW/WCOG*, London, UK, Nov. 21~25, 2009
- [12] Tsung-Chun Lee, Syu-Jyun Peng, Hsuan T. Chang, and Shou-Bor Wang, "Computer-aided colonoscopy: a novel endoscopy navigation system to aid insertion of colonoscopy by hierarchical image segmentation algorithms," *The 22th Computer Vision, Graphics, and Image Processing Conference*, Shitou Taiwan, August 23~25, 2009
- [13] 戴顯權, 民 97, 多媒體通訊, 滄海書局。