

# 畫質의 局所的變化를 考慮한 醫用畫像處理

## (Medical Image Processing with Local Variati on of the Image Quality)

洪 勝 弘\*

(Hong, Seung Hong)

### 要 約

雜音を 포함한 低畫質醫用畫像의 背景과 目的對象物을 分割하는 境界領域은 重要한 情報로 醫學上 診斷에 큰 意義를 갖고 있다. 이 論文의 目的은 畫像의 濃度變化를 定量化하여 統計的手法에 의해 境界領域을 決定하는 threshold를 求하는 方法을 提示하고 이를 肝 scintigram에 적용하여 實驗을 行했다. 全畫像을 64개의 小領域으로 나누고 境界領域이 存在하는 部分을 선택하여 이 部分에 maximum likelihood法을 適用하여 threshold를 決定한뒤 內插法에 의해 全畫素에 대한 threshold를 구하고 輪郭을 포함한 2值畫面을 구했다. 이의 結果는 人間의 認識과 거의 같은 結果로 動的解析方法의 有効性이 證明되었다.

### Abstract

The boundary has been one of the most important information in radiographic images and the degrees of difficulty involved varies greatly with the quality of the picture. These quantifications are the means to diagnoses. The purpose of this paper is to quantify intensity variation and the threshold decision which is based on statistical principles and is developed to detect limits in liver scintigrams the entire picture is divided into 64 small regions. The kurtosis and variances for each small region are used as indications to select the histograms the thresholds are computed according to the method of maximum likelihood which minimizes the probability of misclassification. Therefore we have demonstrated the applicability of the boundary detection and proved good agreement with human recognition, and we can use it for the diagnosis data of liver disease.

### I. 序 論

最近 情報工學의 分野에서 pattern認識問題나 畫像 情報處理에 관한 研究가 急速度로 發展하여 文字認識 이나 雜音を 포함한 畫像의 畫質向上等 여러분야에 應用되고 있다. pattern認識의 研究는 生物의 知能活動 中の 가장 基本的인 問題로써 認識機構가 완전히 파악 되지 않은 상태에서 model에 의해 研究되고 있으며

實際問題로써 印刷文字나 손으로 쓴 小數의 文字에 對한 2值文字認識은 實用段階에 있으나 認識對象이 一般 圖形이나 畫像인 경우에는 雜音의 除去, 明暗의 修正, 幾何學의 歪曲의 修正, 空間 filter處理, subtraction等의 畫像處理(1)에 局限되고 畫像認識段階에는 그다지 成果를 거두지 못하고 있다.

여러種類의 認識對象圖形中에서 큰 比重을 차지하고 있는것의 하나인 醫用圖形 및 畫像으로서 EEG, ECG, EOG, X線畫像, 染色體나 血球等의 관찰을 위한 顯微鏡畫像, 體內觀察畫像, 人體表面의 溫度分布狀態를 나타내는 thermogram, 腫瘍의 診斷에 利用되는 超音波像, X線 radioisotope에 의해 얻어지는 scintigram等

\* 正會員, 光云電子工科大学 電子工學科  
the Department of Electronics, Kangwoon  
Institute of Technology.

接受日字: 1974年 9月 11日



家庭用 VTR裝置는 分解能力, 幾何學的歪曲, shading等에 있어서 高價의 入力裝置에 比해서는 다소 못한 점이 있으나 淸급할 수 있는 畫像은 이 程度의 分解能이나 特性으로도 充分하다. TV카메라를 電子計算機入力用으로 사용할때는 data의 傳送이 문제된다. 즉 傳送時間, A-D變換器의 周波數特性, 記憶容量等を 고려하여 入力方式을 決定해야 한다. 速度變換에는 image蓄積管을 利用하는 方式, 低速度走査方式等이 있고 1點의 畫素를 1 frame로 넣는 方式과 水平方向 1 line을 1 frame으로, 또는 垂直方向 1 line을 1 frame로 넣거나 全畫面을 一時에 넣는 方式이 있다. 여기서 利用한 方式은 大容量高速記憶裝置나 高周波用 A-D變換器가 필요치 않는 垂直方向 1 line을 1 frame로 畫像情報를 넣는 方式을 취했다[7]. 이 system은 標準方式의 TV카메라(SONY AVC 3500)와 TV monitor(CVM 350U), VTR(AC3500), 標本化回路, A-D變換器로 構成됐다. 그림 1에서 monitor의 映像信號로부터 垂直과 水平偏向周波數를 分離增幅하여 얻은 水平偏向周波數 15.75kHz는 計算機의 clock pulse로 利用하고 垂直偏向周波數 60Hz를 8bit의 counter를 통해 分周된 4.2秒의 淸난파를 얻어 15.75kHz의 淸난파와 重첩시켜 sampling pulse를 만들어 256×262畫素의 標本點을 얻었다. 한 畫面의 入力時間은 4.2秒이고 그림 2는 이 裝置의 回路圖이다.

### III. 解析方法

RI 또는 이것의 標本化合物을 人體에 투여하면 그 物質의 性質에 의해서 臟器에 選擇의으로 集積되는 性質을 利用하여 人體外部에서 image檢出器로 臟器의 形狀이나 機能을 調査하여 診斷의 資料로 利用한다. image檢出器에 의해 얻어진 黑白 RI畫像과 같은 低質像의 目的對象抽出問題는 image pattern認識問題에서 가장 어려운것중의 하나이다. 이들에 관한 研究는 지금까지 理論的, 또는 實際問題에서 많이 淸급되어 왔다[8]. 이들 RI畫像의 目的物과 背景사이의 部分을 境界領域이라 한다면 目的對象의 抽出은 이 境界領域을 求하는 것으로 digital filter를 利用하는 方法, 黑白 두 領域을 分離하는 threshold值를 percentile法, mode法[9]等을 利用하여 求하는 方法이 있으나 이들은 全畫面의 濃淡 level의 histogram을 구해 單純한 方法으로 threshold를 決定하는 것으로 黑白의 濃淡이 확실치 않은 部分에서의 threshold值는 애매한 값을 갖게 된다. 이와 같은 모순을 시정하기 위해 部分領域에 應한 threshold值를 使用하지 않으면 안된다. 全畫面을 部分領域으로 나누어 이들에 대해 度數分布의 性

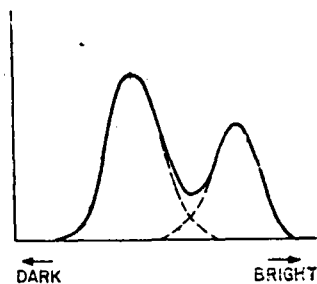


그림 3. 2峰性의 度數分布  
Figure 3. The histogram of bimodal distribution.

質을 상세히 調査하여 이를 確率化하고 推測統計手法를 利用하여 畫像中의 境界存在를 檢定한 뒤에 threshold值를 決定하는 것이 이 研究의 새로운 점이다.

畫像의 어느 領域의 濃度變化는 統計的인 分布로 特性化할 수 있다. 한 例로 黑과 白의 境界部分을 갖는 畫面中의 小領域을 생각한다면 이 局所領域의 濃度 白에 대한 單峰性의 分布를 갖으며 이들 두 分布는 서로 重첩되어 있다. 이는 두개의 峰과 하나의 谷을 갖는 histogram으로 黑과 白의 部分을 分離하는 threshold值는 谷의 部分에 해당한다. 이와 같은 두 分布의 혼합된 狀態에서의 母數의 推定問題는 많은 책에 淸급되어 있다[10].

어떤 局部領域(*i*番)의 密度函數를

$$g_i(x) = \sum_{j=1}^2 \frac{p_{ji}}{\sqrt{2\pi}\sigma_{ji}} \exp\left\{-\frac{(x-\mu_{ji})^2}{2\sigma_{ji}^2}\right\} \quad (1)$$

로 한다. 여기서  $p_{1i}$ 와  $p_{2i}$ 는 *i*領域의 黑이 차지하는 面積의 理論的比이고  $\mu_{1i}, \mu_{2i}, \sigma_{1i}, \sigma_{2i}$ 는 *i*領域의 白과 黑의 平均値와 分散值이며,  $p_{1i}+p_{2i}$ 는 1이거나, 0의 값을 갖는다. 두 分布가 混合된 狀態의 分散과 平均은 [11],

$$\sigma_i^2 = p_{1i}\sigma_{1i}^2 + p_{2i}\sigma_{2i}^2 + p_{1i}p_{2i}(\mu_{2i} - \mu_{1i})^2 \quad (2)$$

$$\mu_i = p_{1i}\mu_{1i} + p_{2i}\mu_{2i} \quad (3)$$

이다.

正規分布의 成分으로 表現하여 2峰性分布를 表示하면(同一分散이라 가정)[12]

$$g(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-(1/2\sigma^2)x^2} e^{-(1/2\sigma^2)(x-\mu)^2} \cosh\left[\frac{\alpha}{\sigma^2}(x-\mu)\right] \quad (4)$$

$$\mu = \mu_2 - \alpha = \mu_1 + \alpha$$

이다.

$m$ 標本  $\{Z_k\}$ 에서 平均의 單純推定은 標本平均으로

$$\mu = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m Z_k \quad (5)$$

로 表示되고 이것의 分散은

$$V_{ar} = (1/m)(\sigma^2 + \alpha^2) = (\sigma^2/m)(1 + \gamma^2) \quad (6)$$

이고  $\gamma$ 는  $\gamma = |\alpha|/\sigma$ 로 標準偏差의 單位로 表示된다.

$\alpha$ 는

$$|\alpha| = \frac{1}{m-1} \sum_{k=1}^m |Z_k - \mu| \quad (7)$$

이고 kurtosis  $\beta$ 는 第2, 第4 central moment로 부터

$$\beta = \frac{E[(x-\mu)^4]}{(E[(x-\mu)^2])^2} \quad (8)$$

이며  $\beta$ 와  $\gamma$ 의 關係는 다음과 같다.

$$\beta = 1 + 2(1 + 2\gamma^2)(1 + \gamma^2)^{-2} = 3 - 2\gamma^4(1 + \gamma^2)^{-2} \quad (9)$$

$$\gamma^2 = \frac{3-\beta}{\beta-1} (1 + \sqrt{2\gamma(3-\beta)}) \quad (10)$$

위의 式에서 分散과  $\gamma$ 의 값에서 黑白의 境界가 存在하는 小領域을 選定할 수 있으므로 選擇된 局部領域에 대해 threshold值를 計測할 수 있다. threshold值는 誤分類確率을 最少로 하는  $y_i$ 의 값에 대해 maximum likelihood法에 의해 (1)式으로 부터 計算된다. 이의 結果式은

$$\left(\frac{1}{\sigma_{1i}^2} - \frac{1}{\sigma_{2i}^2}\right)y_i^2 + 2\left(\frac{\mu_{2i}}{\sigma_{2i}^2} - \frac{\mu_{1i}}{\sigma_{1i}^2}\right)y_i + \frac{\mu_{1i}^2}{\sigma_{1i}^2} - \frac{\mu_{2i}^2}{\sigma_{2i}^2} + 2I_n \frac{p_{2i}}{p_{1i}} = 0 \quad (11)$$

이 된다.

### IV. 實驗結果

本研究에 使用된 scintigram은 RI를 血管에 注射한 후 背面으로 부터 얻은 成人의 實物の scintigram(그림 5)을 VTR에 記錄하여 VTR의 再生에 의해 電子計算機의 補助記憶裝置(9track MT)에 16 bit word, 256×262의 畫素配列로 넣었다. 이 MT로부터 同期信號等的 不要 data를 제거하기 위해 200×200畫素로 software上에서 變換한뒤에 다시 對數變換을 행했는데 이는 histogram의 대칭성을 좋게 하기 위한것뿐 아니라 人間의 視野에 들어오는 image情報가 對數法則에 따른다는 視覺의 mach現象에 대한 補正으로 生理學的인 의미를 가지기 때문에 前處理段階에서 行했다[13]

對數變換을 取한 全畫面을 625畫素의 標本點을 가지는 8×8의 小部分領域으로 나누어 各領域에 대해 濃度 histogram(그림 4)을 위해 平均値, 分散,  $\gamma$ 等을 計算하여 境界領域이 存在하는 局部領域을 選擇하여 (11)式에 의해 threshold值를 計算했다. 各領域의 分散과 選擇된 局部領域의  $\gamma$ 와 threshold值를 나타낸다. 이들 값은 全畫像의 일부분이므로 64개의 局部領域에 대해 內插을 위해 全局部領域의 threshold值를 구하고 다시 40000畫素 各各에 대해 內插을 위해 全畫素에 대한

threshold值를 구하였다.

다음에 2值決定으로

$$OUT = \begin{cases} 1 & I_{m,n} \geq \theta_{m,n} \\ 0 & I_{m,n} < \theta_{m,n} \end{cases} \quad (12)$$

$I_{m,n}$ : 畫素의 濃度 level值

$\theta_{m,n}$ : threshold值

를 위해 1인 경우에만 line printer에 印刷하여 抽出對象을 表示했다.

그림 5가 使用된 原畫이고 그림 6이 出力像이다. 여기서 使用한 program은 FORTRAN-IV로 쓰여졌으며 使用한 電子計算機는 東京大學工學部 總合試驗所의 FACOM230-25를 利用했다. 全處理過程의 흐름은 그림 7과 같다.

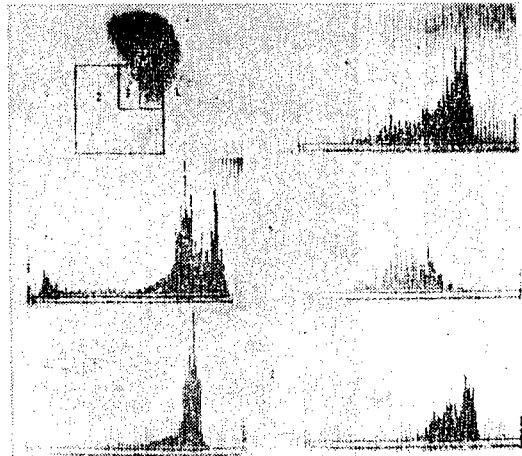


그림 4. 各局部領域의 度數分布  
Figure 4. The histograms for the entire(L) and divided regions(2-5).

0.60	15.56	74.28	117.77	52.42	1.10	1.47	15.33
6.99	139.31	393.25	145.13	610.48	25.46	7.02	2.06
7.29	79.88	351.00	1.75	269.18	60.94	2.77	2.00
3.07	12.58	294.01	128.82	254.65	75.30	9.90	2.35
6.35	10.18	20.90	90.73	178.89	29.85	30.20	2.65
4.67	8.24	6.82	50.59	79.41	14.96	11.27	5.09
2.45	2.19	2.42	9.50	21.19	5.20	3.70	6.70
1.97	2.34	2.80	30.71	32.42	3.45	2.50	8.32

표 1. 各領域의 分散  
Table I. Variances of the each small region.

		1.13 43		2.05 48			
	1.03 57	1.17 45					
	0.94 62				0.97 70		
				1.38 56		1.07 83	
			0.90 72	1.14 71			
			1.59 67	1.15 70			

Computation from Kurtosis

표 2. 選定된 領域의  $\gamma$ 와 threshold값  
Table II.  $\gamma$  and threshold of the selected regions.

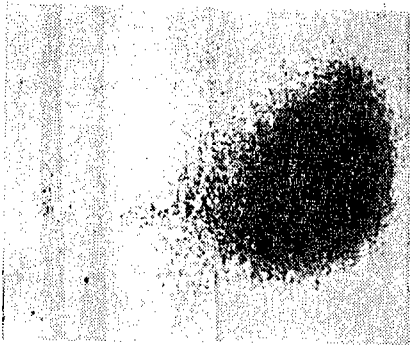


그림 5. 肝 scintigram  
Figure 5. Liver scintinram.

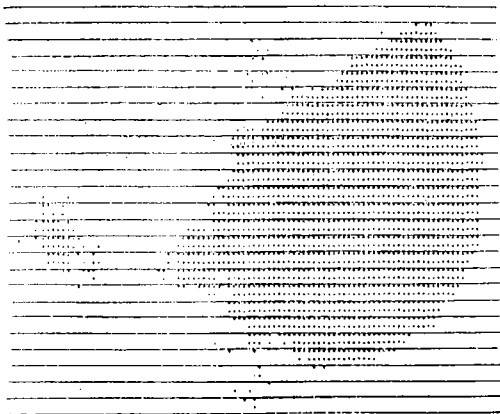


그림 6. 抽出된 肝 scintigram의 出力像  
Figure 6. The output mag extracted from liver scintigram.

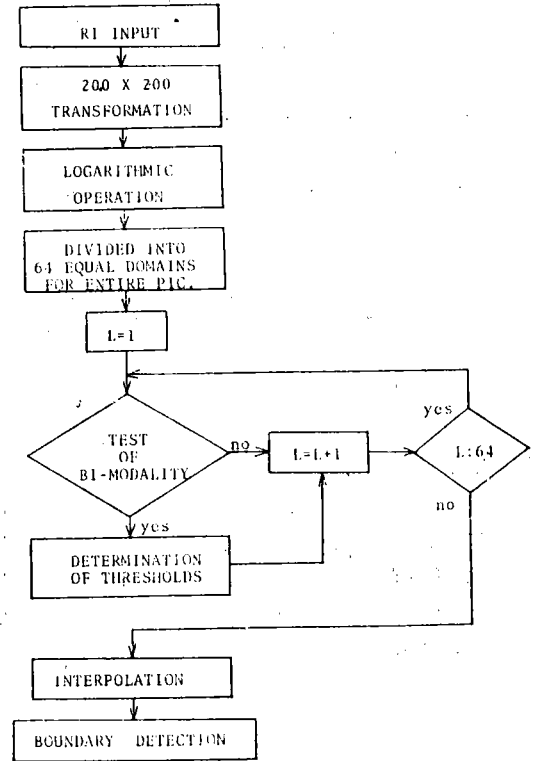


그림 7. 計算의 흐름도  
Figure 7. Flowchart of the computer program.

V. 結 論

低價格의 TV카메라와 monitor를 利用한 本 畫像入 力裝置는 研究用으로서 實用性上 高價의 裝置에 比해 손색이 없음이 입증되었다. 이 裝置는 文字認識뿐 아니라 動的 畫像處理에 특히 有用性이 있다. 低質畫像의 目的對象物의 抽出에 推測統計手法을 利用한 動的 處理方法이 實驗結果 人間의 輪郭抽出과 거의 일치함을 알수 있었다. 이 方法에 의해 自動診斷의 parameter로 輪郭, 面積, 體積等을 구할 수 있어서 自動診斷의 研究를 할 수 있다. 이 문제는 다음의 과제로 발표하고자 한다 또한 이들의 特徵抽出에 의해 의사의 診斷補助資料로 하기 위해 graphic display를 利用하여 出力 畫像을 表示할 수 있다.

謝辭: 本 研究를 指導해준 東京大學醫用電子研究施設 所長 大島正光教授, 討論과 助言을 해준 齋藤正男教授 渡邊 瞭助教, 池田研二博增等 同研究施設所의 여러 분에게 감사드린다.

## 參考文獻

1. T.S. HUNANG, W.F. SCHREIRER, O.J. TREITZAK, "Image Processing," Proc. IEEE, vol. 59, pp. 1586-1609, Nov. 1971.
2. 洪勝弘外, "第13回 日本ME學會大會 PROGRESS REPORT" pp. 168, 1-C-68, 1974年 4月.
3. Y.P. CHIEN, K.S. FU, "Recognition of X-ray Picture Patterns," IEEE Trans. Syst., Man, Cyben., vol. SMC-4, pp. 145-156, Mar. 1974.
4. N. SEZAKI, K. UKENA, "Automatic Computation of the Cardiac Ratio with Application to Mass Screening," IEEE Trans. Bio-Med. Eng., vol. BME-20, pp. 248-253, Jul. 1973.
5. I.T. YOUNG, "the Classification of White Blood Cells," IEEE Trans. Bio-Med. Eng., vol. BME-19, pp. 291-298, Jul. 1972.
6. M. IMGRAM, K. PRESTON, "Automatic Analysis of Blood Cells," Scientific American, pp. 72-82, Nov. 1970.
7. 洪勝弘, "畫像處理用 入力裝置の 研究", 光云工大 論文集 第 3 号 pp. 109, 1974.
8. S. WATANABE, "Frontiers of Pattern Recognition." pp. 139-163, pp. 367-390, Academic Press Inc., New York, 1972.
9. A. ROSENFELD, "Picture Processing by Computer," pp. 130-133, Academic Press, New York, 1969.
10. N.J. NILSSON, "Learning Machines," pp. 50-58, McGRAW-HILL BOOK Co. New York, 1965.
11. T.Y. YOUNG, G. CORALUPPI, "Stochastic Estimation of a Mixture of Normal Density Functions Using an Information Criterion, IEEE Trans. on Information Theory, vol. IT-16, pp. 258-263, May 1970.
12. D.B. COOPER, P.N. COOPER, "Nonsupervised Adaption Signal Detection and Pattern Recognition," Information & Control, vol. 7, pp. 416-444, 1964.
13. C.H. GRAHAM et al, "Vision and Visual Perception," pp. 208-250, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1965.