

## シヨートノート

## 画像処理における濃度値レベル数の影響に関する 一実験報告†

羽 賀 隆 洋†† 福 村 晃 夫†††

本文では、胸部X線画像における肋骨の大まかな抽出実験を、以下の2方法で行う：(1)従来の2次差分法、(2)本文で新たに工夫された間接2次差分法。その結果、濃度値レベル数の低減可能性は後者がより大である、ことが知られる。また、処理結果は濃度値レベル数に逆比例して劣化する傾向が見られるが、人工画像による実験から、その傾向は原画像の各画素の濃度値における相関のあり方により強く依存している可能性が示唆される。

### 1. ま え が き

画像のデジタル的処理においては、各画素の濃度値は8ビットで表される場合が多いようである<sup>1),2)</sup>。しかし、それほど高精度を必要とせず、したがって、より少ない濃度値情報の記憶量で十分な場合もある。近年、大規模な画像が扱われるようになってきており、濃度値レベル数の低減可能性について検討することは重要であると考えられる。従来、この種の検討は、量子化雑音として画像伝送の面から行われており<sup>2),3)</sup>、また、具体的な画像処理結果との関係においては文献4)で実験的に行われている。

本文では、胸部X線画像における肋骨の大まかな抽出実験を、文献1)の2次差分法と本文で新たに工夫された間接2次差分法の2方法で、文献4)と同様に等間隔量子化により濃度値レベル数を種々に低減させて行い、処理結果の良さを数量的に比較する。その結果、後者が若干のより好ましい性質をもつことが知られる。また、文献4)の結果、すなわち、処理結果は濃度値レベル数に逆比例して劣化することが再確認されるが、人工画像実験から、その特性は原画像の各画素の濃度値における相関のあり方により大きく依存している可能性が示唆される。

### 2. 肋骨の抽出実験

#### 2.1 胸部X線画像データ

実験に用いる胸部X線画像データの濃淡出力を図1に示す。ただし、実験結果は右中肺野の第6、7肋骨部(図1の破線枠内)<sup>5)</sup>について示す。なお、濃度値は15~153に分布しているが、濃度値150を超える画素はわずかであるので、それらの濃度値を150にして濃度値1, ..., 150の150値画像として実験を行う。

#### 2.2 2次差分法による肋骨抽出手順<sup>1)</sup>

(手順1) 濃度値レベル数の低減—— $p_1$ を $p_0=150$ の約数( $2 \leq p_1 \leq 150$ )とし、 $p_0$ 値胸部X線原画像の各画素の濃度値を独立に量子化し、 $p_1$ 値画像に変換する：

$$\text{濃度値 } (i-1) \cdot \frac{p_0}{p_1} + 1, \dots, i \cdot \frac{p_0}{p_1} \rightarrow \text{濃度値 } i \\ (i=1, \dots, p_1) \quad (1)$$

(手順2) スムージング——手順1で得られる $p_1$ 値画像の各画素に対して、 $5 \times 5$ 領域によるスムージング処理を並列に行う([ ]はガウス記号)：

$$x_{ij} \leftarrow \left[ \left( \sum_{k=-2}^2 \sum_{l=-2}^2 x_{i+k, j+l} \right) / (5 \times 5) \right] \quad (2)$$

ただし、一般に、 $x_{ij}$ は第*i*行、第*j*列の画素の濃度値を表すものとする。

(手順3) 2次差分フィルタリング——手順2で得られる $p_1$ 値画像の各画素に対して、 $17 \times 1$ 領域を用いて縦形2次差分処理を並列に行う：

$$x_{ij} \leftarrow [x_{i-8, j} - 2 \cdot x_{ij} + x_{i+8, j}] \quad (3)$$

(手順4) 2値化と誤り率の計算——(1) $p_1=p_0$ とした場合に手順3で得られる画像に対して、しきい値

† An Aspect of Reduction of the Number of Quantization Levels in Image in Processing by TAKAHIRO HAGA (Education Center for Information Processing, Nagoya University) and TERUO FUKUMURA (Faculty of Engineering, Nagoya University).

†† 名古屋大学情報処理教育センター

††† 名古屋大学工学部情報工学科

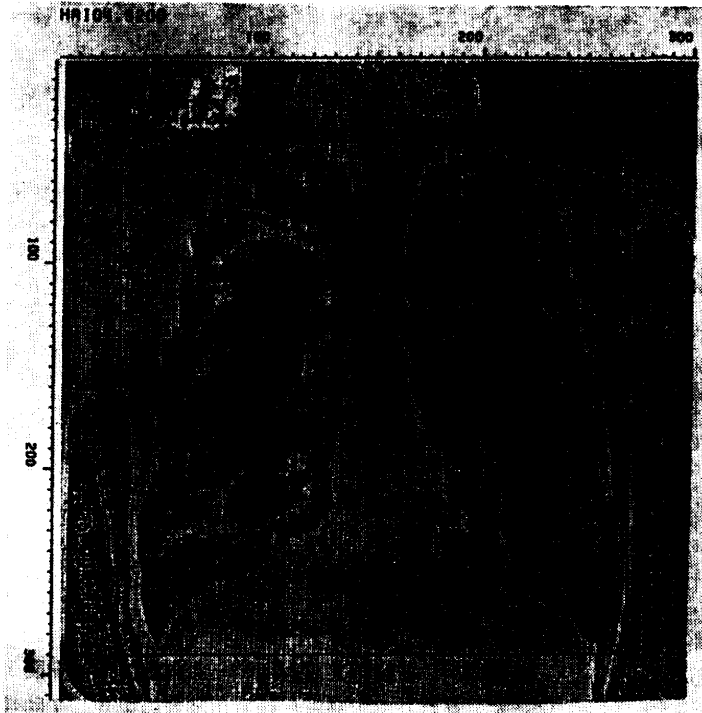


図1 胸部 X 線画像データ  
Fig. 1 Chest X-ray image.

9で2値化して得られる図形を基準解とする。(2)次に、 $p_1 \leq p_0$ とした場合に手順3で得られる画像に対して、各しきい値  $\theta = l, \dots, u$  により2値化して、最適しきい値  $\theta^*$  及び誤り率  $e(\theta^*)$  を求める:

$$e(\theta^*) = \min_{l \leq \theta \leq u} e(\theta), \quad e(\theta) = \max(e_1(\theta), e_2(\theta)) \quad (4)$$

$$\text{(ただし, } l = \min_{i,j} x_{ij}, \quad u = \max_{i,j} x_{ij} \text{)}$$

$$\left. \begin{aligned} e_1(\theta) &= \text{「背景上の、濃度値 } \theta \text{ 以上の画素} \\ &\quad \text{(雑音) の割合} \\ e_2(\theta) &= \text{「図形上の、濃度値 } \theta \text{ 未満の画素} \\ &\quad \text{(穴) の割合} \end{aligned} \right\} (5)$$

ここに、背景上、図形上とは各々基準解の非肋骨部、肋骨部を意味し、誤り率は図1の破線枠内で計算する。(3) $p_0$ のすべての約数  $2 \leq p_1 \leq p_0$  に対して  $e(\theta^*)$  が求められたとき手順終了。

式(2), (3)において添字の値が画像の範囲外にはみ出た場合には、適宜、値1あるいは画像の縦・横寸法の値に置き換えるものとする(以後、同様)。手順2のスムージングを省略した場合の実験も行うが、その際、上記の基準解をそのまま基準解として用いる。

### 2.3 間接2次差分法による肋骨抽出手順

手順の大枠は2.2節の場合と同様であるので、異なる

手順3及び手順4(1)についてのみ述べる。

(手順3) 間接2次差分処理——手順2で得られる  $p_1$  値画像の各画素に対して、 $31 \times 3$  領域を用いて間接2次差分処理を並列に行う。

$$x_{ij} \leftarrow \begin{cases} \max(1, x_{ij} - \Delta) & (X - Y > d) \\ \min(p_1, x_{ij} + \Delta) & (X - Y < -d) \\ x_{ij} & (|X - Y| \leq d) \end{cases} \quad (6)$$

$$X = \left( \frac{1}{\sum_{k=-1}^1 \sum_{l=-1}^1 x_{i+k, j+l} \right) / (3 \times 3) \quad (7)$$

$$Y = \left( \frac{15}{\sum_{k=-15}^1 \sum_{l=-1}^1 x_{i+k, j+l} \right) / (31 \times 3) \quad (8)$$

$$d = \max(0.1, p_1/50.0) \quad (9)$$

$$\Delta = [0.75 \cdot p_1] \quad (10)$$

(手順4) (1)  $p_1 = p_0$  とした場合に手順3で得られる画像に対して、しきい値125で2値化して得られる図形を基準解と

する。

式(6)における  $\Delta$  の加減のし方について、X線画像においては白・黒反転していることに注意する。種々のパラメータの値は若干の試行錯誤により定められたが、式(9)の  $d$  の値は、結果的に、式(6)の第1, 2と第3の場合がほぼ半々となる値であった。手順2のスムージングを省略した場合の実験も行うが、その際、上記の基準解をそのまま基準解として用いる。

なお、間接2次差分法の名称は、式(6)の場合わけに用いる値  $X - Y$  が  $31 \times 3$  領域の2次差分に対応していることに基づいている。

### 2.4 実験結果

基準解を図2に、種々の  $p_1$  の値に対する肋骨抽出



second order difference method      indirect second order difference method

図2 基準解(第6, 7肋骨部)  
Fig. 2 Standard results (6th and 7th ribs).

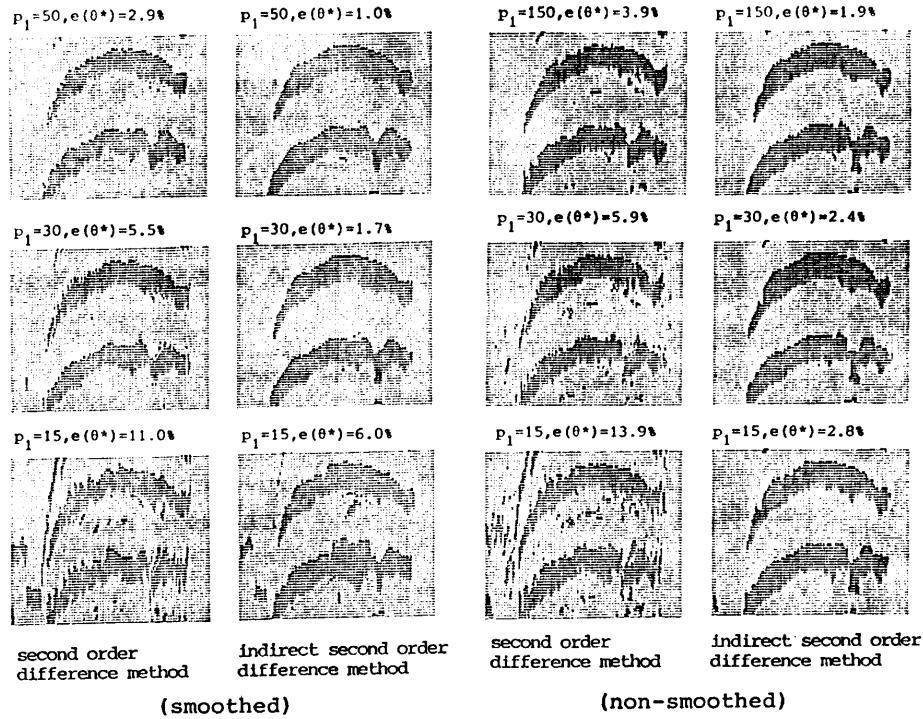


図3 種々の値  $p_1$  に対する肋骨抽出結果  
Fig. 3 Results for various values  $p_1$ .

結果を図3に示す。また、 $p_1$ と $e(\theta^*)$ の関係を図4に示す。それより、以下のことが知られる：(1)  $e(\theta^*)$ はほぼ $1/p_1$ に比例して増加する。(2)間接2次差分法がより良い抽出結果を与える傾向にある。(3)間接2次差分法においては、スムージング無しでも、比較的良好的な抽出結果が得られる。

なお、間接2次差分法においては、式(8)の $Y$ の値を計算するため、計算量がかなり多くなるように思われようが、文献6)のSLIPで用いられている手法により、2次差分法の場合よりわずかの計算量増加ですますことができる。すなわち、第 $i+1$ 行、第 $j$ 列の画素の処理時に計算すべき式(8)の値を $Y'$ とすれば、それは第 $i$ 行、第 $j$ 列の画素の処理時の値 $Y$ から次式のように高速に計算される：

$$Y' = \left\{ (31 \times 3) \cdot Y - \sum_{l=-1}^1 x_{i-15, j+l} + \sum_{l=-1}^1 x_{i+16, j+l} \right\} / (31 \times 3) \quad (11)$$

### 3. 人工画像による実験

ここでは、先の図4の特性に関する、人工的一実験を試みる。

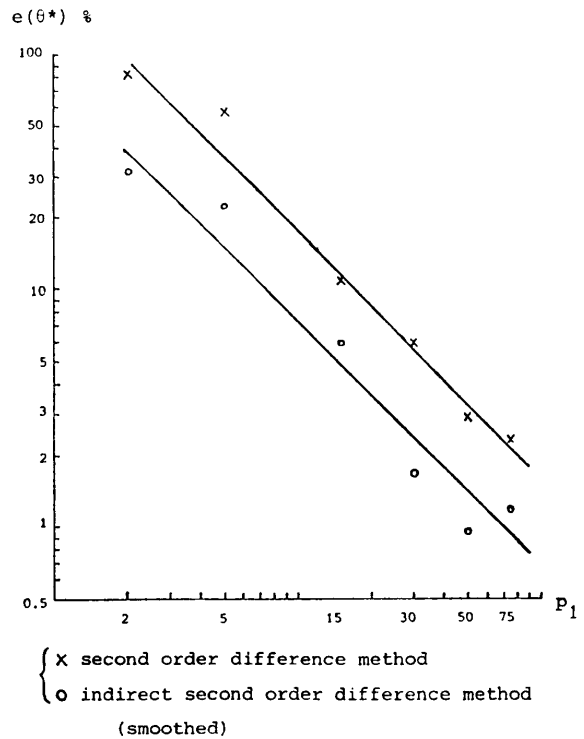
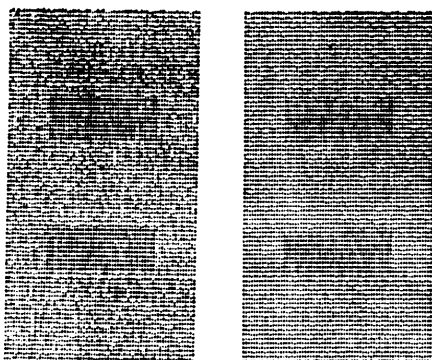


図4  $e(\theta^*)$ と $p_1$ の関係  
Fig. 4 Relation of  $e(\theta^*)$  vs.  $p_1$ .

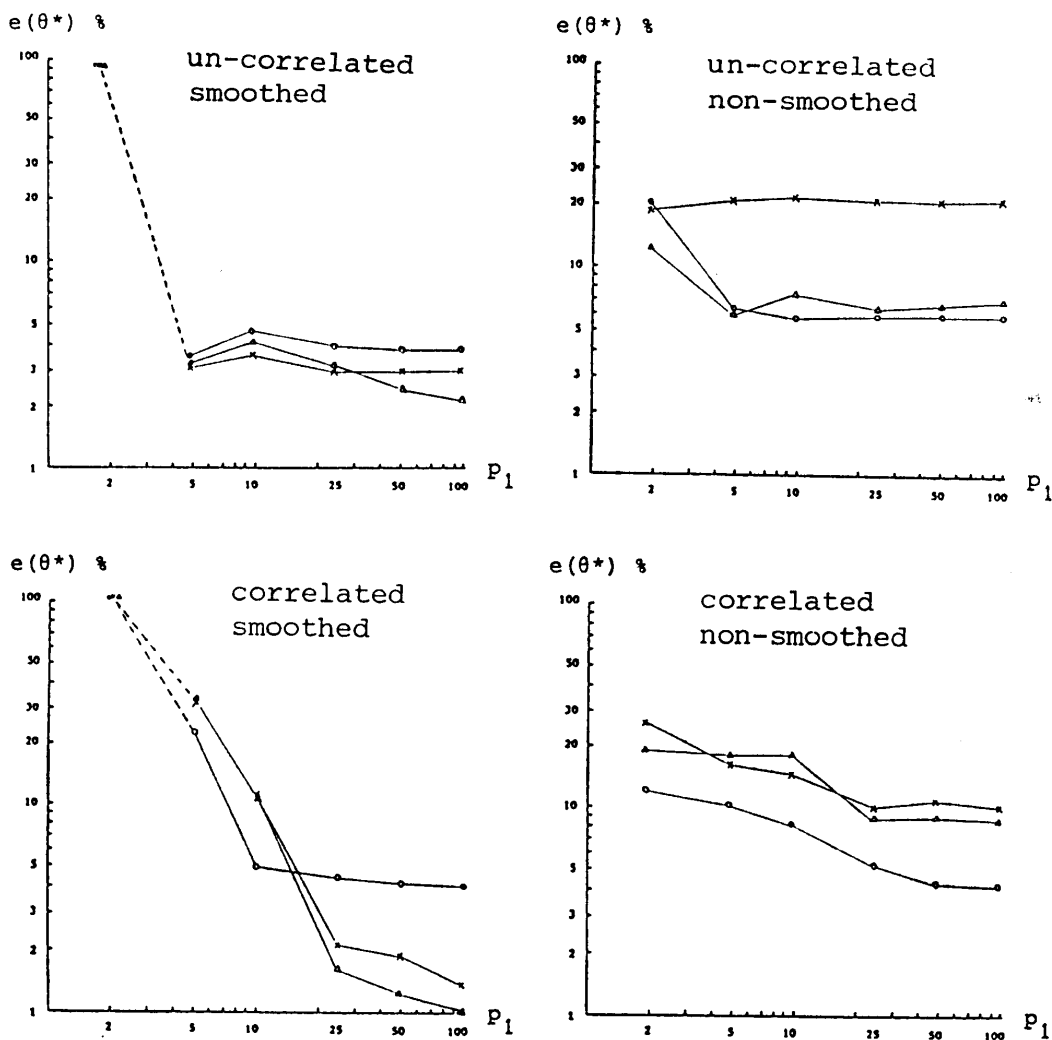


(a) un-correlated (b) correlated

### 3.1 人工画像の発生

図5のように2種の100値原画像を与える。すなわち、図5(a)は、 $10 \times 40$ の大きさの二つの長方形（基準図形と呼ぶ）部分を濃度値70、その他の背景部分を濃度値35とし、その後各画素に正規乱数  $N(0, 20^2)$ の雑音を独立に与えて発生させた。図5(b)は、各長方形部分に対し上から2行ずつに分割して順に濃度値50, 60, 70, 60, 50を与え、背景部分は濃度値35と

図5 2種類の原画像  
Fig. 5 Original images.



- { x second order difference method
- { o indirect second order difference method
- { Δ relaxation method

図6  $e(\theta^*)$  と  $p_1$  の関係  
Fig. 6 Relations of  $e(\theta^*)$  vs.  $p_1$ .

し、その後各画素に正規乱数  $N(0, 7^2)$  の雑音を独立に与えて発生させた。いずれにおいても、濃度値は整数値となるように小数点以下を切り捨て、また 1 以下、100 以上の濃度値は各々濃度値 1, 100 とする。

### 3.2 図形の復元実験

上記 2 種の人工原画像から、以下の 3 種の方法で基準図形を復元する：(i) 2.2 節の 2 次差分法、(ii) 2.3 節の間接 2 次差分法、(iii) 緩和操作法。ただし、(iii) の緩和操作法とは以下の方法とする：

(手順 1) 2.2 節の手順 1 と同様。ただし、 $p_0=100$  とする。

(手順 2) 2.2 節の手順 2 と同様。

(手順 3) 手順 2 で得られる  $p_1$  値画像の各画素に対して、 $3 \times 3$  領域を用いて緩和処理を並列に行う：

$$x_{i,j} \leftarrow \begin{cases} p_1 & (X \geq 5 \cdot (p_1 - 1)) \\ 1 & (X \leq 2 \cdot (p_1 - 1)) \\ x_{i,j} & (\text{その他}) \end{cases} \quad (12)$$

$$X = \sum_{k=-1}^1 \sum_{l=-1}^1 (x_{i+k, j+l} - 1) \quad (13)$$

なお、画像の外周囲には、濃度値  $[p_1/2]$  の画素を付加しておく。

(手順 4) 手順 3 で得られる  $p_1$  値画像に対して、基準図形を基準として、式(4)の  $e(\theta^*)$  を求める。

なお、いずれの方法においても、手順 2 のスムージングを省略した場合の実験も行う。

### 3.3 実験結果

実験結果を図 6 に示す。それより、 $e(\theta^*)$  の  $p_1$  に関する特性は、画像処理の方法よりは、原画像の各画素の濃度値の相関に関する性質により大きく依存している傾向が見られる。

(注) スムージング有りの場合、 $p_1=2$  に対して  $e(\theta^*) \approx 100\%$  となる。これは、 $p_1=2$  のとき、スムージングによりほとんどの画素の濃度値が 1 となるためである。

## 4. む す び

本報告では、画像処理の一例において、新たな間接 2 次差分法が、特に、濃度値レベル数低減に対して有効となる例を示した。また、処理の誤り率は濃度値レベル数にはほぼ逆比例することが再確認され、その特性は原画像の各画素の濃度値の相関に関する性質により大きく依存している可能性が示唆された。

しかし、本報告の実験結果の普遍性などについては今後の多くの実験、検討などを待つ必要がある。

謝辞 胸部 X 線画像データを利用させていただき、また、討論していただいた本学鳥脇純一郎教授ならびにそのグループの皆さんに感謝する。

## 参 考 文 献

- 1) Toriwaki, J. et al.: Pattern Recognition of Chest X-Ray Images, *Comput. Gr. Image Process.*, Vol. 2, pp. 252-271 (1973).
- 2) 田幸ほか(編): 光学的測定ハンドブック, 朝倉書店, 東京 (1981).
- 3) 土井, 安藤: 画像処理論, 昭晃堂, 東京 (1980).
- 4) 鳥脇, 福村: 濃淡画像のパターン認識システムにおける入力画像の濃度値量子化レベル数削減の効果, *信学論(D)*, Vol. 60, No. 6, pp. 403-410 (1977).
- 5) 甲斐ほか: 胸部 X 線読影のポイント, 金芳堂, 東京 (1982).
- 6) 鳥脇, 福村: 画像処理 サブルーチンライブラリ SLIP について, *情報学コンピュータビジョン研究*, 1-2 (1979).

(昭和 61 年 3 月 25 日受付)

(昭和 61 年 6 月 18 日採録)



羽賀 隆洋 (正会員)

昭和 19 年生。昭和 41 年名古屋大学工学部電子工学科卒業。昭和 46 年同大学院博士課程修了。昭和 46 年同大学助手。昭和 55 年同大学情報処理教育センター助教授となり、現在に至る。工学博士。この間、しきい値論理、多値論理、プログラムのテスト・解析などの研究に従事。電子通信学会会員。



福村 晃夫 (正会員)

大正 14 年生。昭和 24 年名古屋大学工学部電気学科卒業。昭和 24 年同大学助手。その後講師、助教授を経て昭和 43 年教授。昭和 56 年同大学大型計算機センター長併任となって現在に至る。工学博士。音声、画像情報処理、知識情報処理等に興味をもつ。著書「オートマトン・形式言語理論と計算論」(岩波書店)ほか。電子通信学会、日本音響学会、日本 ME 学会、電気学会各会員。