原 著

胸部単純X線画像をドットプリンタで
出力するための画像処理法の開発下瀬川正幸・青山正人¹⁾・Qiang Li²⁾・阿部裕之²⁾
Feng Li²⁾・白石順二²⁾・土井邦雄²⁾論文受付
2001年10月9日論文受理
2002年6月18日

Code No. 532

群馬県立医療短期大学診療放射線学科

1)広島市立大学情報科学部知能情報システム工学科

2)シカゴ大学放射線科カートロスマン放射線像研究所

緒 言

近年, “ドット密度の変調により写真濃度を表現するプリンタ(以下, ドットプリンタ)”の性能と出力用紙の品質が著しく向上している. ドットプリンタを用いて医用画像を紙に出力したとき, 診断情報が十分に表現されていれば, 手軽でかつ経済性の高い参照医用

画像として有用である. たとえば, 読影レポート作成時の参照添付画像としての利用や, さらに将来は, 他の医療機関への患者の転送, 紹介時に用いる複製画像としての利用など, 幅広い分野への応用が期待できる. 田原らは, computed tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI) を対象としてドットプリンタ

Development of an Image Processing Scheme for Chest Radiographs Using a Dot Printer

MASAYUKI SHIMOSEGAWA, MASAHITO AOYAMA¹⁾, QIANG LI²⁾, HIROYUKI ABE²⁾, FENG LI²⁾, JUNJI SHIRAISHI²⁾, and KUNIO DOI²⁾

Department of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

1) Department of Intelligent Systems, Faculty of Information Sciences, Hiroshima City University

2) Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago

Received Oct. 9, 2001; Revision accepted June 18, 2002; Code No. 532

Summary

The performance of dot printers has recently been improved. Images output by dot printers can provide simple, economical medical reference images if important diagnostic information is not lost. We developed an image processing scheme for chest radiographs that employed a dot printer. We used two types of pixel value conversions, a nonlinear pixel value correction using a lookup table and a linear pixel value conversion using histogram analysis. The density distribution of chest radiographs was analyzed and classified into high-density and low-density images. The two types of pixel value conversions were used depending on the density of chest radiographs. Converted pixel value had density characteristics that were adapted to the output image of the dot printer, and thus the density distributions of the lungs of radiographs became comparable. In addition, an adaptive unsharp masking technique with processing parameters optimized for each of the lungs and mediastinum was applied. An ROC study for the detection of lung nodules was carried out to evaluate the performance of dot printer images. The area under the ROC curve (A_z) for dot printer images was 0.816, while sensitivity and specificity were 77.6% and 75.2%, respectively. The performance indicated the usefulness of our image processing scheme.

Key words: Dot printer, Image processing, Chest radiograph, Receiver operating characteristic (ROC) analysis, Lung nodule

別刷資料請求先: 〒371-0052 群馬県前橋市上沖町323-1

群馬県立医療短期大学 診療放射線学科 下瀬川正幸 宛

を用いて専用用紙に出力し、そのハードコピー画像の利用が可能であることを報告している¹⁻³⁾。しかし、胸部単純X線画像は、CTやMRIの画像に比べて一般に高精細画像で、しかも肺野部から縦隔部にわたる広い写真濃度領域を描出する必要がある。さらに、病変部が淡い陰影として現れることも多い。このような高画質が要求される胸部単純X線画像を、ドットプリンタを用いて出力するときに、どのような画像処理を用いるべきかについては、これまで報告されていない。

本研究では、胸部単純X線画像を、ドットプリンタを用いて専用用紙に出力する場合の画像処理法を開発した。そして胸部腫瘍陰影の検出を例に、診断情報の描出能について評価を行い、画像処理法の有用性を検討した。

1. 使用機器および画像試料

ドットプリンタはEPSON社製PM-820Cを用いた。解像度は1,440dpi×720dpiである。印字方式はインクジェットで、写真濃度の表現はドット密度を組織的ディザ法、誤差拡散法などの手法で制御することにより行い、256階調を実現している。印刷用紙は三菱樹脂社製吸水性フィルム(反射)PETベースを用いた。用紙サイズはA4であり、胸部単純X線画像は20cm×20cmのサイズで出力される。

プリンタドライバの設定項目のなかで、印刷の画質に関わる項目には、“用紙種類”、“インク”、“モード設定”がある。各設定は、“用紙種類”を“専用光沢フィルム”、“インク”を“黒”、“モード設定”を“推奨設定”と、それぞれ選択した。ここで、“モード設定”を“推奨設定”にすることは、プリンタドライバの設定項目の、“用紙種類”、“インク”、“用紙サイズ”のみを指定するだけで、自動的にドットプリンタ側で最適な設定が行われることを意味する。

画像試料として、日本放射線技術学会が頒布している、“標準デジタル画像データベース「胸部腫瘍陰影像および非腫瘍陰影像」”の画像を用いた^{4, 5)}。画像のマトリクスサイズは、2,048×2,048(ピクセルサイズは0.175mm×0.175mm)である。画像処理にはUNIXワークステーションを用いた。画像データは、白黒反転後、量子化ビット数を12bit(4,096階調)から10bit(1,024階調)に変換して使用した。画像処理後の画像は、Windowsパーソナルコンピュータ上で、画像表示ソフト“OSIRIS(University Hospital of Genova)”で表示し、ドットプリンタで出力した^{6, 7)}。

2. 画像処理アルゴリズム

Fig.1は、ここで開発された画像処理の概略を示す。

最初に、原画像のピクセル値のヒストグラムを分析し、低い写真濃度の画像(以下、低濃度画像)と高い写真濃度の画像(以下、高濃度画像)の場合に分ける。次に、2種類のピクセル値操作を行った。“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”は、ドットプリンタの入出力特性を考慮したルックアップテーブルを用いて、肺野部から縦隔部にわたる胸部画像全体の写真濃度の分布を、X線フィルム出力画像と同様の写真濃度の分布になるようにピクセル値を修正するものである。“ヒストグラム分析による線形ピクセル値変換”は、画像のピクセル値のヒストグラムを分析して、画像データごとに大きく異なっている肺野部のピクセル値の分布が、画像間でほぼ一定になるようにピクセル値を変換するものである。ここで、低濃度画像と高濃度画像では、2種類のピクセル値操作の適用順序を入れ替えている。この理由は、肺野部のピクセル値の分布範囲を、より広くする(コントラストを高める)ためであり、2-1節で詳説する。

ピクセル値操作後の画像に対しては、周波数強調処理を行った。手法としては、肺野部と縦隔部で処理パラメータを最適化した選択的ボケマスク処理を適用した⁸⁻¹⁰⁾。

2-1 2種類のピクセル値操作

2-1-1 ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正

ドットプリンタの入出力特性、および、胸部画像データをデジタル化するとき用いたものと同じ機種(コニカ社製LD-4500)の入出力特性を表した特性曲線をFig. 2に示す。これらの入出力特性を用いて、ドットプリンタ出力画像の写真濃度が、デジタル化する前のX線フィルム出力画像の写真濃度に一致するように、原画像のピクセル値を修正した。たとえば、デジタル化する前のX線フィルムの写真濃度 D_o が、ディザ化によりピクセル値 P_o に変換されるとする。次に、このピクセル値が、ドットプリンタで同一写真濃度として出力されるためには、ピクセル値 P_o が P_c に修正されることが必要になる。そこで D_o を変化させて、 P_o と P_c との関係を調べれば、Fig. 3に示すような原画像のピクセル値と、対応する修正ピクセル値との関係が得られる。

ここで、原画像の写真濃度はX線フィルムの透過濃度(D_T)、出力画像の写真濃度は印刷用紙の反射濃度(D_R)である。 D_T と D_R では、写真濃度の性質が異なるため、測定された写真濃度が一致していても、観察者が感じる写真濃度の印象が異なることが予想される。 D_R と D_T が、1対1で対応する場合のピクセル値修正曲線を用いて、原画像のピクセル値を修正した画像を観

Fig. 1 Overall scheme of an image processing technique for a dot printer images.

Fig. 2 Characteristic curves of the dot printer (EPSON PM-820C) and laser digitizer (KONICA LD-4500).

察したところ、反射濃度が高いという印象を受けた。このため、 $D_R=1.0D_T$ のピクセル値修正曲線に加え、 $D_R=0.9D_T$, $D_R=0.8D_T$, $D_R=0.7D_T$, $D_R=0.6D_T$, $D_R=0.5D_T$ と、印刷用紙の反射濃度がX線フィルムの透過濃度以下になるような、合計6本のピクセル値修正曲線を作成した。ここで、修正後のピクセル値の最低値は0になっていない。これは、Fig. 2のドットプリンタの特性曲線に示したように、ピクセル値が7以下である場合、写真濃度が飽和するためである。したがって、修正後のピクセル値の範囲は7～1,023の値とした。

次に、これらの非線形なピクセル値修正曲線のなかから、原画像のピクセル値を修正するためのルックアップテーブルを、以下に示す方法で求めた。まず、胸部画像データベースから肺野部の写真濃度(以下、肺野濃度)が低いもの、中間のもの、高いものをそれぞれ選択した。それらの画像の、ピクセル値のヒストグラムをFig. 4に示す。次に、それぞれの画像に対して、前述の6本のピクセル値修正曲線を用いて6種類のドットプリンタ出力画像を作成した。そして、放射線科医2名による主観的判断で、“肺野濃度が適していると感じられる画像”を決定した。その結果、肺野濃度が低い画像では $D_R=0.9D_T$ と $D_R=1.0D_T$ 、肺野濃度が中間の画像では $D_R=0.8D_T$ と $D_R=0.9D_T$ 、肺野濃度が高い画像では $D_R=0.7D_T$ と $D_R=0.8D_T$ の条件のピクセル値修正曲線でピクセル値を修正した画像が、“肺野濃度が適していると感じられる画像”として選択され

Fig. 3 Lookup tables of the nonlinear technique for pixel value correction. D_R and D_T indicate reflection density and transmission density, respectively.

た。そこで、肺野濃度が中間の画像を“基準画像”と定義し、このときの $D_R=0.8D_T$ と $D_R=0.9D_T$ に対応するピクセル値修正曲線を利用することとした。さらに、 $D_R=0.8D_T$ よりも $D_R=0.9D_T$ の方が、写真濃度のダイナミックレンジを広く利用できるという物理的な理由から、 $D_R=0.9D_T$ のピクセル値修正曲線を採用して全画像データに適用した。つまり、ドットプリンタ出力画

Fig. 4 Histograms for pixel values of chest radiographs at three different density levels.

像の反射濃度が、原画像の透過濃度の90%に対応するようなピクセル値修正曲線を、本手法におけるルックアップテーブルとした。

ここで、“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”を適用するときには注意が必要である。なぜなら、Fig. 3で示したピクセル値修正曲線の形状から分かるように、この修正処理には、低いピクセル値側(高い写真濃度側)でダイナミックレンジ圧縮、高いピクセル値側(低い写真濃度側)でダイナミックレンジ拡張の効果が含まれるからである。つまり、写真濃度が高い画像に対して“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”をそのまま行くと、肺野部側(高い写真濃度側)のピクセル値の分布範囲が極端に狭くなる。そこで、肺野部のピクセル値の分布範囲を広げるために、原画像の写真濃度に応じてピクセル値操作の方法を変更することとした。

そのためにまず、ピクセル値操作を行う前に、原画像のヒストグラムを分析して写真濃度のレベルを評価した。ヒストグラム分析を行う画像内の領域は、直接X線がヒストグラムの形状に与える影響を回避するため、Fig. 5aの点線で示す胸部画像中央部1/4の面積の領域を用いた¹¹⁾。この分析領域における“基準画像”のヒストグラムをFig. 5bに示す。ここで、“基準画像”のヒストグラムの、ピーク値の10%のレベルに対する肺野部側のピクセル値(以下、肺野部側10%ピクセル値)は504であった。そこで、未知の胸部画像に対して肺野部側10%ピクセル値を求め、その値が504以上の場合は、低濃度画像と判断した¹²⁾。その場合には、最初に“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値

Fig. 5 Histogram analysis for judging density level in chest radiographs.
a: Region selected for histogram analysis.
b: Histogram for pixel values in the selected region of the “standard image.”

修正”を行い、肺野部のピクセル値の分布範囲を広げ、その後に、肺野濃度が“基準画像”の肺野濃度とほぼ一致するように、2-1-2項で示す“ヒストグラム分析による線形ピクセル値変換”を行った。一方、肺野部側10%ピクセル値が504未満になる胸部画像の場合は、高濃度画像と判断した。この場合には、最初に“ヒストグラム分析による線形ピクセル値変換”を行うことによって、肺野濃度が“基準画像”の肺野濃度とほぼ一致するように、つまりピクセル値の分布が高くなる方向にピクセル値を変換し、その後に“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”を行い、肺野部のピクセル値の分布範囲を広げた。

Fig. 7 Illustration of linear pixel value conversion.

ピクセル値の変換を行うために、次の二つの尺度を用いた。一つは、前述の肺野部側10%ピクセル値、他の一つは、ヒストグラムのパーク値の、10%のレベルに対する縦隔部側のピクセル値(以下、縦隔部側10%ピクセル値)である。肺野濃度が低い画像の肺野部側10%ピクセル値 P_l 、および縦隔部側10%ピクセル値 P_m を、Fig. 6に示すように、“基準画像”の肺野部側10%ピクセル値 P_{sl} 、および縦隔部側10%ピクセル値 P_{sm} に、それぞれ一致するようにピクセル値をシフトした。このとき、 P_l と P_m の間の各ピクセル値の変換は、“ $P_l \rightarrow P_{sl}$ ”、“ $P_m \rightarrow P_{sm}$ ”のシフト量に比例するように線

まず、画像データベースから10例の胸部画像を選択し、それぞれの画像に対して、7種類のマスクサイズ(17×17, 21×21, 25×25, 29×29, 33×33, 37×37, 41×41), および8種類の重み係数(0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0)のボケマスク処理を行った画像を作成した。これらの処理画像にボケマスク処理を行っていない画像を加え、2名の放射線科医の主観的な画像評価により、最も適当であると考えられる処理パラメータを決定した。評価基準は、肺野部に対して

は、肺紋理が末梢まで良好に描出され、また、小粒状に見えないこと、縦隔部に対しては、胸椎、心臓の裏側の肺、縦隔構造が良好に描出されていることとした。評価の結果、肺野部の処理パラメータは、マスクサイズ25×25、重み係数1.5、縦隔部の処理パラメータは、マスクサイズ37×37、重み係数3.0と決定した。

実際にボケマスク処理を行う場合の肺野部と縦隔部の区別は、ピクセル値のヒストグラム分析によって決定した。つまり、Fig. 8に示すように、胸部画像中央部1/4の面積の領域のヒストグラムから、肺野部と縦隔部に対応する、低ピクセル値領域と高ピクセル値領域の、それぞれの領域ごとに局所ピークを検出し、その間にある最低頻度のピクセル値を求め、肺野部と縦隔部のピクセル値の境界と定めた。このピクセル値をしきい値としてボケマスク処理パラメータを変えた。処理前、および処理後の画像の1例をFig. 9に示す。

3. ROC解析によるドットプリンタ出力画像の評価

3-1 実験方法

2種類のピクセル値操作と選択的ボケマスク処理を適用した本画像処理法の有用性を評価するために、本手法によるドットプリンタ出力画像の胸部腫瘍陰影の検出に関するreceiver operating characteristic (ROC) 実験を行った。

観察者は、シカゴ大学と千葉大学の放射線科医で、胸部放射線科医1名、一般放射線科医6名の計7名であった。経験年数は7年から18年まで分布していた。観察試料としては、画像データベースから30例の

Fig. 8 Determination of threshold pixel value for an adaptive unsharp masking technique.

腫瘍陰影を含む画像、および30例の腫瘍陰影なしの画像をランダムに抽出し、画像処理を行った後、ドットプリンタで出力したものをを用いた。腫瘍陰影を含むケースには、読影難易度2(検出が非常に困難)、読影難易度3(検出が困難)、および読影難易度4(検出が比較的容易)の、三つのレベルの難易度のものを用いた^{4, 5)}。読影難易度が両極端[読影難易度1(検出が極端に困難)、読影難易度5(検出が容易)]のケースは除外した。各レベルのケースの数は、画像データベースに含

Fig. 9 Effect of adaptive unsharp masking technique on chest image (Lung: mask size = 25×25, weighting factor=1.5; Mediastinum: mask size = 37×37, weighting factor=3.0).

a: Unprocessed image.
b: Processed image.

まれている各ケースの数の分布と等しくなるように、読影難易度 2 が 7 例、読影難易度 3 が 13 例、および読影難易度 4 が 10 例とした。

観察実験には、連続確信度法を用いた¹³⁾。これには、長さ 5cm の回答用のスケール(左端は腫瘍陰影なし、右端は腫瘍陰影あり)を用い、このスケールに、観察者が各自の判断基準に応じて印をつけた。実験後にスケールの左端から印の位置までの距離を読み取り、これを確信度とした¹³⁾。なお、観察距離や観察時間、そして読影室の照度などの観察環境は、観察者に任意に選択してもらった。

ROC 解析用のソフトウェアは、Metz らにより開発された統合型 ROC 解析ソフト“ROCKIT”を用いた¹⁴⁾。

3-2 実験結果

Table に、7 名の観察者全員の ROC 曲線から得られた ROC 曲線下の面積 A_z と経験年数を示す。 A_z の値は 0.657 から 0.908 の広い範囲に分布し、平均値は 0.816 であった。また、最大値 50 のスコアの中央値 25 をしきい値として、観察者のスコアを正答と誤答に分類して求めた感度および特異度の平均値は、それぞれ、77.6 % および 75.2 % であった。

本実験の画像試料に用いた「標準デジタル画像データベース「胸部腫瘍陰影画像および非腫瘍陰影画像」」では、デジタル画像データを、レーザプリンタを用いて実寸法の X 線フィルムに出力した高画質の試料を用いて、本実験と同様な手法で、腫瘍陰影の検出に関する ROC 実験が実施されている^{4, 5)}。本手法で出力された画像を用いた ROC 実験の結果と比較するために、文献 4, 5) で行われた実験の結果から、本実験で用いたものと同じ 60 例の画像データに対する観察者のスコアを抽出し、それらのデータを用いて、X 線フィルム出力画像に対する ROC 曲線を求めた。Fig. 10 に、ドットプリンタ出力画像および X 線フィルム出力画像に対する、観察者の平均 ROC 曲線を示す。X 線フィルム出力画像を観察試料として、20 名の放射線科医から得られた A_z の値は 0.785 から 1.000 の範囲に分布し、平均値は 0.901 であった。

4. 考 察

同じ症例を用いて行われた ROC 実験においては、観察者グループが異なっても、両者の差について、統計的に有意差を検定することが可能であることが知られている^{5, 12)}。そこで、本実験で得られた A_z と、X 線フィルム出力画像を用いて得られた A_z について、不等分散両側 2 標本 t 検定を行った。その結果、ドットプリンタ出力画像から得られた ROC 曲線と、X 線フィルム出力画像から得られた ROC 曲線の間には、 A_z の

Table A_z values (area under the ROC curve) for 7 radiologists.

Radiologist	Experience (years)	A_z
1	18	0.865
2	18	0.876
3	13	0.908
4	10	0.724
5	9	0.887
6	9	0.792
7	7	0.657
Mean of all observers :		0.816
Standard deviation across observers :		0.095

Fig. 10 Comparison of average ROC curves on dot printer images and x-ray film images.

平均値で約 0.1 の明らかな違いがあったが、危険率 5 % では、統計的な有意差は認められなかった ($p = 0.057$)。ここで、 p 値は低いものの、両者の間に統計的な有意差が認められなかった理由として、本実験に参加した観察者の半数が、X 線フィルム出力画像を用いて 20 名の放射線科医から得られた平均の A_z と、ほぼ同等の値を示したことに注目する必要があると思われる。前述のように、同じ症例を用いた ROC 実験であれば、観察者グループが異なっても統計的な有意差を検定できるが、その場合は、観察者間の変動(各観察者グループ内の分散)を考慮する必要がある。つまり、観察者の診断能の違いにより生じる差を考慮した場合、今回の実験系においては、本画像処理法を適用したドットプリンタ出力画像と、X 線フィルム出力画

像との間には、胸部腫瘍陰影の検出能において有意差があるとは結論付けられないと考えられる。

ドットプリンタで出力された“参照画像”の画質が、診断で要求されるX線フィルムのような高画質なものに対して、どの程度の画質を満たせばよいかについては、今後、議論すべき課題である。“参照画像”としての画質を考えたとき、すでにX線フィルム出力画像などを用いて診断が下された病巣が、描出されているかどうか重要であると考えられる。本手法により出力された画像を用いた腫瘍陰影の検出に関する観察者実験の結果から、本画像処理法を適用したドットプリンタ出力画像を、最初の診断に用いることが“適当である”と断定することは難しいが、“参照画像”として用いるのであれば、比較的高い感度と特異度が得られるものと期待される。

5. 結 語

胸部単純X線画像を、ドットプリンタを用いて専用紙に出力する場合の画像処理法を開発した。“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”と、“ヒストグラム分析による線形ピクセル値変換”という2種類のピクセル値操作を提案した。胸部画像の濃度の高低に応じて、2種類のピクセル値操作の適用順序を入れ替えることにより、ピクセル値は、ドットプリンタの入出力特性に適応した写真濃度と階調特性を持ち、肺野部および縦隔部の写真濃度が、各胸部画像ではほぼ一定になるような値に変換された。さらに、ピクセル値操作後の画像に対して、肺野部と縦隔部で処理パラメータを最適化した選択的ボケマスク処理による周波数強調を行った。

これらの画像処理を適用したドットプリンタ出力画像の診断情報の描出能について、腫瘍陰影の検出を例

にROC実験で評価した。その結果、 A_z が0.816、感度が77.6%、特異度が75.2%と、比較的高い値が得られ、本研究で対象とした腫瘍陰影が、正しく描出されることを確認した。

ドットプリンタ出力画像においては、使用するプリンタ、インク、印刷用紙、それぞれの特性が画質に影響を与える。このため、ドットプリンタで医用画像を出力する場合の画像処理法は、装置や材料が異なれば、その場合に応じて適用し直す必要がある。さらに、扱う医用画像の種類に応じて、求められる画質は異なるため、適用する画像処理法も異なると考えられる。今後、プリンタの高性能化が図られ、より高画質なハードコピー画像を得ることが可能になると予測される。本研究は、適切な画像処理を行ったドットプリンタ出力画像が、将来、手軽で経済性の高い、参照医用画像として用いられる可能性を示すものである。

謝 辞

本研究は、日本放射線技術学会平成12年度短期留学生としてシカゴ大学カートロスマン放射線像研究所に滞在している間におもに行われたものです。この短期留学の機会を与えて下さった、日本放射線技術学会川村義彦学会長はじめ会員諸兄の皆様に心からお礼申し上げます。また、研究を行うにあたりご協力いただいたシカゴ大学カートロスマン放射線像研究所の皆様感謝いたします。

ROC実験に参加していただいた、シカゴ大学、千葉大学の観察者の先生方に深く感謝いたします。

三菱樹脂株式会社の田原一義氏、安良城盛太郎氏には、実験に使用したドットプリンタと印刷用紙をご提供いただきました。

参考文献

- 1) 田原一義, 此川公紀, 久保田勝巳, 他: 画像添付形式レポートシステムの試作—市販プリンターを利用した高画質画像添付レポートシステム—, 第19回医療情報学連合大会論文集, 932-933, (1999).
- 2) 久保田勝巳, 石川光雄, 池田俊昭, 他: パソコンとドットプリンターを利用した医用画像ハードコピーの検討, 日本放射線技術学会第54回総会学術大会一般研究発表後抄録, 291, (1998).
- 3) 石川光雄, 久保田勝巳, 此川公紀, 他: パソコンとドットプリンターを利用した医用画像ハードコピーの画像評価, 日本放射線技術学会第26回秋季学術大会一般研究発表後抄録, 87, (1998).
- 4) 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他: 標準デジタル画像データベースの構築, 日放技学誌, 54(3), 439-445, (1998).
- 5) Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, et al.: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: ROC analysis on radiologists' performance in detection of pulmonary nodules. *Am J Roentgenol*, 174 (1), 71-74, (2000).
- 6) Ligier Y, Ratib O, Funk M, et al.: Portable image-manipulation software: What is the extra development cost? *J of Digit Imag*, 5 (3), 176-184, (1992).
- 7) Ligier Y, Ratib O, Logean M, et al.: Object-oriented design of medical imaging software. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18 (2), 125-135, (1994).
- 8) 阿部克己, 桂川茂彦, 佐々木康夫: 胸部デジタル画像における選択的画像強調処理の試み, *Med Imag Tech*, 9 (1), 52-62, (1991).
- 9) Abe K, Katsuragawa S, Sasaki Y, et al.: A fully automated adaptive unsharp masking technique in digital chest radiograph. *Invest Radiol*, 27 (1), 64-70, (1992).
- 10) 阿部克己, 桂川茂彦, 佐々木康夫: 胸部デジタル写真における選択的画像強調処理法の画像評価(ROC解析), 日本医放会誌, 52(2), 164-171, (1992).
- 11) Yoshimura H, Xu X-W, Doi K, et al.: Development of a high quality film duplication system using a laser digitizer: Comparison with computed radiography. *Med Phys*, 20 (1), 51-58, (1993).
- 12) 土井邦雄: 放射線画像の研究における最近の話題, *The Journal of TMIT*, 5(2), 1-23, (1993).
- 13) 白石順二: 診断能の評価—ROC解析の実験方法—, 日放技学誌, 55(4), 362-368, (1999).
- 14) Metz CE, Herman BA and Shen J-H: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. *Statistics in Medicine*, 17, 1033-1053, (1998).

図表の説明

- Fig. 1 画像処理の概略。
- Fig. 2 ドットプリンタおよびディジタイザの特性曲線。
- Fig. 3 ピクセル値修正のためのルックアップテーブル(D_R :印刷用紙の反射濃度, D_T :X線フィルムの透過濃度)。
- Fig. 4 肺野部の写真濃度が異なる3種類の画像に対するピクセル値のヒストグラム。
- Fig. 5 胸部画像の写真濃度レベルを判断するためのヒストグラム分析。
(a)分析領域。
(b)“基準画像”の分析領域におけるヒストグラム。
- Fig. 6 “基準画像”および肺野部の写真濃度が低い画像の二つの画像に対して“ルックアップテーブルを用いる非線形ピクセル値修正”を行った後の, 分析領域におけるヒストグラム。
- Fig. 7 線形ピクセル値変換。
- Fig. 8 選択的ボケマスク処理のしきい値検出。
- Fig. 9 選択的ボケマスク処理画像(肺野部:マスクサイズ25×25, 重み係数1.5, 縦隔部:マスクサイズ37×37, 重み係数3.0)。
(a)処理前。
(b)処理後。
- Fig. 10 ドットプリンタ出力画像およびX線フィルム出力画像における平均ROC曲線。

Table 7名の観察者全員の経験年数とROC曲線下の面積 A_z .