

# コニカダイレクトデジタイザにおける自動階調処理

Automatic Gray Scale Transformation in the Konica Direct Digitizer

長 東 澄 也\*  
Nagatsuka, Sumiya

加 野 亜 紀 子\*\*  
Kano, Akiko

In developing the Konica Direct Digitizer (KD-1000), which is a digital radiographic image input apparatus, we have developed a new automatic gray scale transformation algorithm capable of providing more suitable images for diagnosis. The important characteristic of this algorithm is to identify automatically the region of interest (ROI) in the image.

We investigated 50 clinical images radiographed by KD-1000 from the viewpoint of accuracy of the position of ROI and of the final image conditions accomplished by this algorithm. As a result, we learned that both of them were stable and sufficiently accurate.

## 1 まえがき

近年の医用画像診断分野におけるCTやMRI等の各種診断装置の普及につれ、病院内の多数の医用画像を総合的に管理するシステムとしてPACS (Picture Archiving Communication System) が提案され、発展しつつある。

我々は、PACSへの入力装置として、胸部専用のデジタル放射線画像入力装置であるコニカダイレクトデジタイザ (KD-1000) を開発し、これまでにいくつかの報告を行った<sup>1)2)</sup>。従来の標準的なX線テクニックを使って、KD-1000は広いダイナミックレンジを持つ画像が得られる。

得られた放射線画像データは、Fig.1のように広い領域にわたってX線量と比例関係にある。このデータに対して処理を加えずにそのままフィルムに記録すると、有効出力濃度に相当する画像データ範囲が極めて狭く、さらにその階調性もリニアであり診断には適していない。そのため、従来のスクリーン/フィルム (S/F) システムにおけるX線量-濃度の特性曲線に相当するFig.2のようなLUT (Look Up Table) によって原画像データを変換し、フィルムライクな出力結果を得るという作業が必要となる。

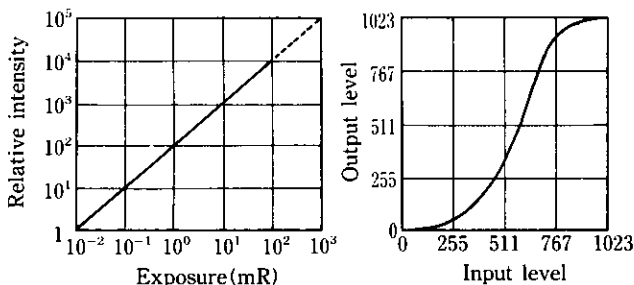


Fig. 1 Dynamic range of KD-1000 Fig. 2 Example of LUT

さらに加えて、この放射線画像データは撮影条件 (例えばX線の照射量や管電圧など) や患者の体型等によって異なり、固定LUTを通すだけでは出力濃度が画像毎に変動し、臨床上好ましくない。そこで、オリジナルの放射線画像データをフィルム特性に合わせるだけでなく、撮影毎の変動を安定化させ診断に適した見やすい出力画像とするような自動階調処理が望まれる。

## 2 自動階調処理アルゴリズムの開発

### 2.1 アルゴリズムの基本的考え方

放射線画像をフィルムに表示した場合に、診断に重要な画像部分を含む関心領域 (以下、ROI: Region of Interest とする) の濃度を常に一定に仕上げることで、ROI全体の階調が人体の構造や病変の陰影がより見やすくなるよう調整されていることが重要である。そのために、KD-1000の自動階調処理アルゴリズムは、次に示す考え方に従って開発した。

- ①放射線画像を解析し、診断に重要な部位にROIを自動設定する。
- ②設定されたROI内の画像データの統計量から、階調処理条件 (画像濃度/階調特性の合わせ方) を決定する。

### 2.2 自動階調処理の流れ

今回開発したKD-1000の自動階調処理アルゴリズムのうち、胸部正面画像用アルゴリズムの概略フローをFig.3に示す。

KD-1000により得られる画像データは、5Mword/1画像と膨大なものであり、このデータ全てを使って階調処理条件を決定していたのではかなりの時間が必要となる。そこで、我々は画像データを間引いて用いることを検討した。画像データのヒストグラムと間引き後のヒストグラムとを比較したところ、1/16程度の間引き率までは、

\* 画像システム機器事業部 第二開発部  
\*\* 技術研究所

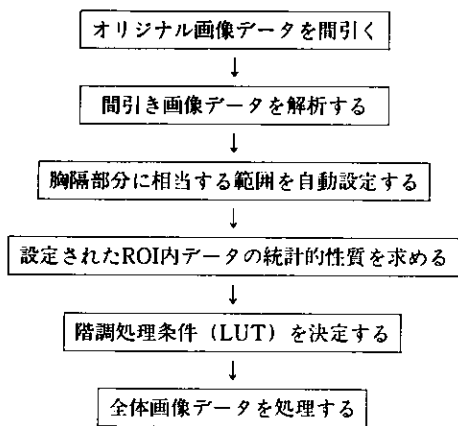


Fig.3 Flow diagram of automatic gray scale transformation for PA chest images

データの分布はほとんど変化しないことがわかったので、階調処理条件の決定には、画像全体を均一に1/16に間引いたデータを用いることとした。

次に、間引いた画像データを解析し、胸隔部分に相当するROIを自動的に設定する。胸部正面画像では、肺野部及び縦隔部が診断に特に必要な部分である。そこで、本アルゴリズムでは、この両方の部分を含むように肺野全体を囲んで胸隔へ矩形にROIを設定している。ROI設定部が、本アルゴリズムにおいて最も重要な部分であり、正しい位置にROI設定が行われないと、それ以降の処理も不適切なものになってしまう。

このようにしてROIが設定されると、ROI範囲内の画像データを統計的に解析し、LUTを決定する。このLUTは、抽出された肺野範囲の最小信号値から最大信号値が、ほぼ0.3から2.0の範囲の濃度になるように導き出している。

最後に、オリジナルの放射線画像データ全体を新たに確定したLUTによって変換する。ここで、この新たなデータセットは磁気ハードディスクに保存でき、また自動的にホストコンピュータに送られ、いつでもCRT表示やフィルムハードコピーができる。

胸部側面画像及び腹部画像のアルゴリズムの流れは、胸部正面画像の場合とほとんど同じであるが、画像データの位置的な性質や求められる出力結果が若干異なるために、ROIの設定や濃度合わせの部分に少し違った手順を必要とする。

### 2.3 胸隔へのROIの自動設定

ここでは、上述した胸隔へのROIの自動設定の方法について詳細に述べる。

胸隔へのROIの設定は、まず以下のステップ1～3によって左右のラインを決定する。

S1：画像データのうち全体に対して影響が低い画像上下部及び照射野外部を省いた部分の縦方向のプロジェクトン（データの一方の累積値）を求める（Fig.4 (b)）。  
S2：求められた縦方向のプロジェクトンから、中央部

分の1/3の範囲（図中 $1/3 * x \sim 2/3 * x$ ）で信号値が最小値（ $P_c$ とする）を持つ点を正中線のコラム（ $X_c$ ）とする。  
S3：左右それぞれ画像全体の1/3のコラム（図中 $2/3 * x$ 、 $1/3 * x$ ）から画像の外側（左右方向）に向かって、求められた縦方向のプロジェクトン値がしきい値（ $T_l$ ,  $T_r$ ）以下の点を探し、最初の点を肺野の左・右端（ $X_l$ ,  $X_r$ ）とする。しきい値としては、前記 $P_c$ と画像全体の1/3のコラムからプロジェクトン値の最大値（ $P_{lx}$ ,  $P_{rx}$ ）を画像の外側（左右方向）に向かって更新し、

$$T_l = ((k_1 - 1) * P_{lx} + P_c) / k_1 \quad (1)$$

$$T_r = ((k_2 - 1) * P_{rx} + P_c) / k_2 \quad (2)$$

（ただし、 $k_1, k_2$ ：定数）とする。

次に、以下のステップ4、5によって上下のラインを決定する。

S4：上のステップで決定した区間での横方向のプロジェクトンをとる（Fig.4 (c)）。

S5：上下それぞれ画像全体の1/4, 1/2のライン（図中 $1/4 * y$ 、 $1/2 * y$ ）から画像の外側（上下方向）に向かって、求められた横方向のプロジェクトン値がしきい値以下の点を探し、最初の点を右肺野の上・下端（ $Y_t$ ,  $Y_b$ ）とする。しきい値としては、それぞれ画像全体の $1/4 * y \sim 1/2 * y$ 、 $1/2 * y \sim 4/5 * y$ の範囲のプロジェクトン値の最大値（ $P_{tx}$ ,  $P_{bx}$ ）とその最大値のラインから画像の外側（上下方向）の範囲のプロジェクトン値の最小値（ $P_{tn}$ ,  $P_{bn}$ ）を用いて

$$T_t = ((k_3 - 1) * P_{tx} + P_{tn}) / k_3 \quad (3)$$

$$T_b = ((k_4 - 1) * P_{bx} + P_{bn}) / k_4 \quad (4)$$

（ただし、 $k_3, k_4$ ：定数）とする。

また、以上の式でしきい値を求めるのに用いたパラメータ $k_1 \sim k_4$ は経験的に求められる。以下に示す臨床結果を求める際には $k_1 = k_2 = 5$ 、 $k_3 = 10$ 、 $k_4 = 6$ としたが、画像データに応じて可変としても良い。

## 3 臨床評価

### 3.1 ROIの抽出精度

KD-1000で撮影された胸部正面臨床画像50画像における自動設定したROIの位置とマニュアル設定位置との違いをTable 1に示す。

マニュアルでの設定位置は、観察者がCRT画面を見ながら肺野全体を囲むような矩形ROIを設定することにより求めた。

自動設定したROIの位置とマニュアル設定位置との違いは小さいことが分かる。

### 3.2 画像の仕上がり精度

さらに、同じ50画像において、Table 1に示すROI設定時のROI内信号値の最小値/最大値の違いをFig.5に示す。

このパラメータ設定においては、Table 1では0を中心に+側/−側ともにほぼ均等に分布していたが、Fig.5ではかな

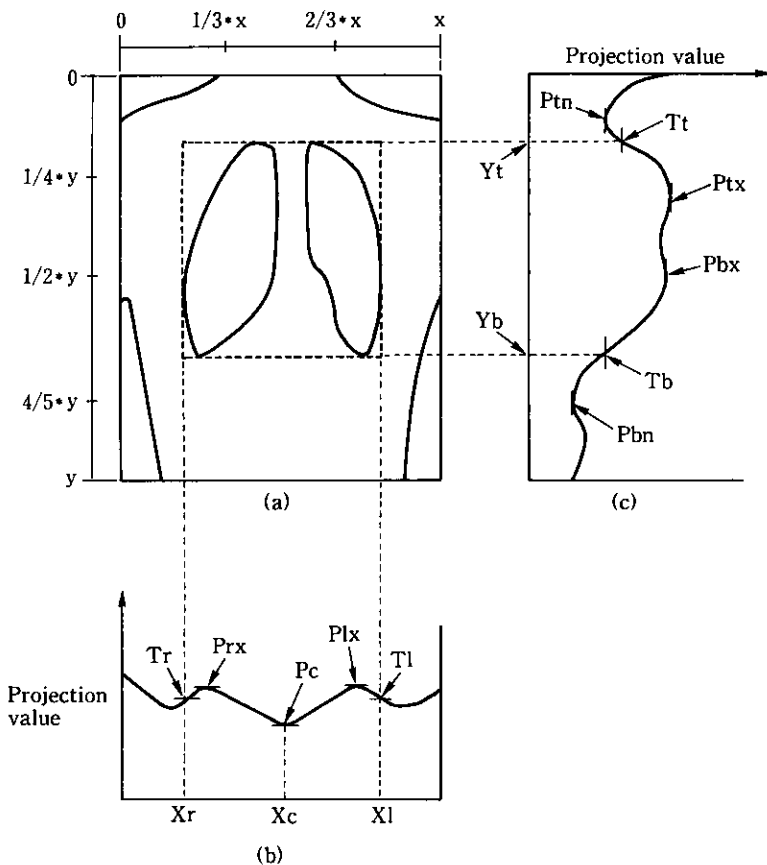
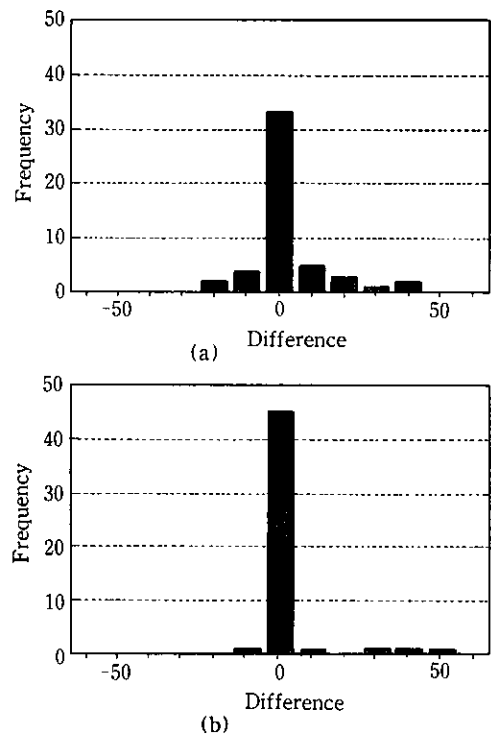


Fig. 4 Establishment of the ROI on thorax  
 (a) ROI on thorax, (b) Vertical projection,  
 (c) Horizontal projection



Difference = (signal value in the extracted ROI) - (signal value in the manually established ROI)  
 Fig. 5 Difference of signal values of data in the ROI  
 (a) minimum value, (b) maximum value

Table 1 Error of the positions between the extracted ROI and the manually established ROI  
 N=50 images. Image data is 128×154.

	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4	+5	+6	$\bar{x} \pm \sigma$
Right	0	0	0	2	7	14	15	9	2	1	0	0	0	-0.36±1.27
Left	0	0	1	1	4	5	10	14	13	1	1	0	0	0.54±1.58
Top	0	0	2	4	3	7	4	4	13	8	4	1	0	0.84±2.34
Bottom	0	0	2	5	9	10	10	3	8	2	1	0	0	-0.44±1.93

The error of position is "+":  
 The position of extracted ROI is inside the manually-established position in the image.

The error of position is "-":  
 The position of extracted ROI is outside the manually-established position in the image.

りの画像が0となっている。これは、多少内側あるいは外側にROIを設定しても、ROI内信号値の最大値/最小値には余り影響がないことを意味している。

以上に示したように、自動設定とマニュアル設定とのROI内信号値の誤差が十分小さく、さらにROI内信号値が一定範囲の濃度になるように処理を行っていることから、出力画像の濃度/階調は画像によらずほぼ一定であることがわかる。

### 3.3 出力画像例

Fig.6に、撮影条件及び体型の異なる2患者の固定LUTでの処理結果とそれに対する自動階調処理結果を示す。

自動階調処理により、S/Fシステムと同様な階調の出力画像が得られるだけでなく、撮影条件や患者の体型の変化によらない安定した出力画像が得られる。

## 4 むすび

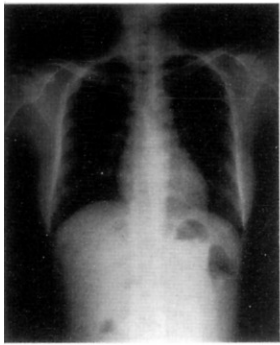
X線画像診断に適した見やすい出力画像(安定した出力濃度/階調)を得るためには、自動階調処理と呼ばれる画像処理技術が必要なことを説明し、デジタル画像入力装置KD-1000において新たに開発した処理アルゴリズムを示した。

デジタル画像を解析/認識し、処理することで、従来のS/Fシステムでは避けられない画像毎の変動を抑えることを可能とした。このことにより、患者の体型、撮影条件、撮影ポジショニング等が変わっても常に最適な画像を作り、それにより診断性能が改善される。

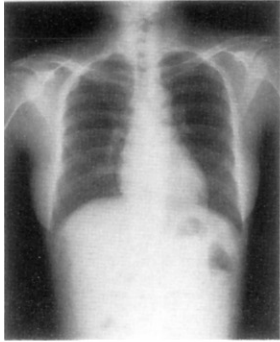
現在、標準的な画像以外でも、片肺患者や小児患者などの特殊画像については対応している。さらに、システムとして、臥位画像も撮影可能なKD-2000システム、直

Patient #1

Patient #2



(a)



(b)

Fig. 6 Output sample  
(a) fixed LUT transformation,  
(b) automatically adjusted LUT transformation

接ライフサイズプリント可能なLP-4500システムを開発し、臨床評価中である。

今後はさらに臨床画像を増やして精度を向上させるとともに、多様な部位に対しても適合する処理の開発を進めていく。

## 5 謝辞

臨床評価していただいているUCLA、防衛医科大学校病院、富山医科薬科大付属病院に感謝いたします。

### ●参考文献

- 1) A.Wong, et al. : "A Dedicated Digital Projectional Radiographic System", Proc. SPIE, 1090, 276 (1989)
- 2) 戸田 等 : Konica Tech. Rep. 3, 134 (1990)