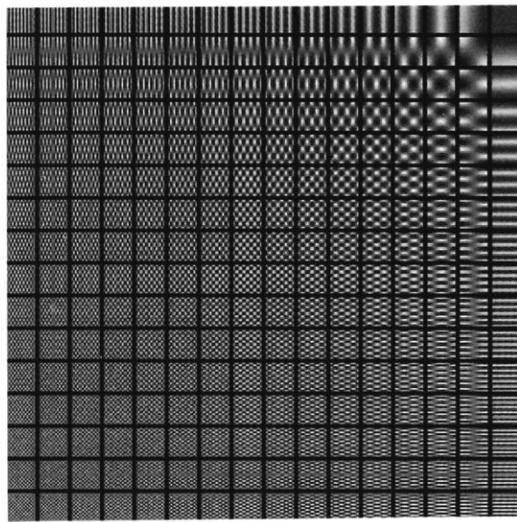


# デジタルX線画像のデータ圧縮

## Data Compression of Digital X-ray Images

米川 久  
技術研究所



Coefficient patterns of cosine transform

### Abstract:

In recent years digital X-ray images have been increasing use in medical applications. In a PACS (Picture Archiving and Communication System) environment, data compression techniques are inevitable because of the demands made on storage space and transmission time by large amounts of digital image data.

We have examined an adaptive cosine transform coding, and developed an original quantization algorithm which can minimize block artifacts. In our technique, the number of AC components which are rounded off to zero by quantization is used as the quantization parameter.

To realize this algorithm, quantization procedure is divided into two processes: the first quantization and the second quantization. The second quantization intervals and the cut-off frequency are determined block by block followed by the first quantization results.

As a result of the new quantization procedure, the image quality of reconstructed images is significantly improved.

Yonekawa, Hisashi  
Research & Development Center

# 1

## まえがき

近年、医用分野においてもX線画像を含む医用画像をデジタル化して取り扱っていくとする動きが活発になってきた。この流れは、医用画像をデジタル的に保管し管理、検索、伝送を行う医用画像管理システム(PACS:Picture Archiving and Communication System)へ向けて、さらに発展をとげつつある。

医用画像は、医師による診断を目的とするため、デジタル化を行うに際して特に高い精度が要求される。例えば、大角サイズのフィルムで撮影した胸部X線単純撮影画像をレーザースキャナーを用いてデジタル化した場合(Fig.1)、画素数は2000×2000(=400万)画素、1画素当たりの情報量は8から10ビット必要であると言われており、従って、1画像当たりの記憶容量は4から5メガバイトとなる。

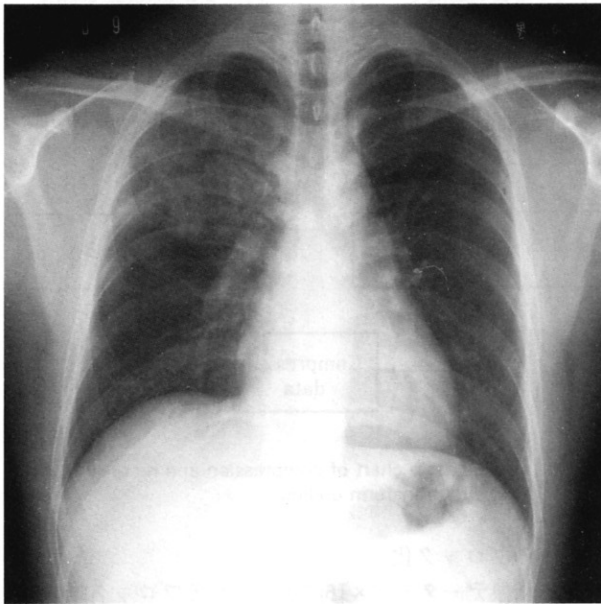


Fig.1 A digital X-ray image (plain radiography of chest)  
(Number of pixels: 2000×2000)  
(Bits per pixel: 10 bits)

画像データの記憶容量がこのような大容量である以上、これを記憶媒体に保管したり、通信回線を用いて伝送したりする際、ランニングコストや伝送時間の面で大きなデメリットを生じる。もしも、画像データを、復元可能な方法によってより小容量なデータに変換することが高速に行えたら、これらのデメリットは解消される。

このように、デジタル化された画像データを、より小容量なデータに変換する技術を総して、“画像圧縮”もしくは“データ圧縮”技術と呼んでいる。

このようなデータ圧縮の手法は、大きく分けて可逆圧縮と非可逆圧縮とに分類される。可逆圧縮とは、原画像

を圧縮—伸長して得られる復元画像が、原画像と完全に一致する(圧縮による画素値の変化が全くない)圧縮手法を言う。一方、圧縮によって、多少なりとも画素値に誤差が生じる場合の圧縮手法を非可逆圧縮と呼んでいる。可逆圧縮では、圧縮率が1/2から1/3程度にとどまるのに対し、非可逆圧縮では、1/5以上の高圧縮率が期待できるため、今日、より高能率で、画質保存性の優れた非可逆圧縮の研究が盛んに行われるようになった。

本稿では、非可逆圧縮の一手法であり、階調画像に対して高い圧縮率が得られるコサイン変換符号化の圧縮アルゴリズムの研究結果について、画質劣化の性質とその改善方法を中心に報告する。

# 2

## コサイン変換符号化

### 2.1 2次元コサイン変換

コサイン変換符号化は、コサイン変換と呼ばれる変換を用いてデータを圧縮する手法である(ただし、コサイン変換自身に圧縮能力があるわけではない)。

コサイン変換はフーリエ変換、アダマール変換に代表される直交変換のひとつであり、これを用いたとき最も圧縮効率のよい符号化が行える変換方法と言われている。

画像を $f(i,j)$ 、変換によって得られる係数(変換係数)を $F(u,v)$ 、画像の画素数を $N \times N$ とすると2次元コサイン変換及び逆変換は次式で表される。

$$F(u,v) = \frac{4c(u)c(v)}{N^2} \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} f(i,j) \cos \frac{(2i+1)u\pi}{2N} \cos \frac{(2j+1)v\pi}{2N}$$

$$f(i,j) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} c(u)c(v) F(u,v) \cos \frac{(2i+1)u\pi}{2N} \cos \frac{(2j+1)v\pi}{2N}$$

$$c(u), c(v) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & u, v = 0 \\ 1, & u, v = 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases}$$

コサイン変換によって画像の濃度情報 $f(i,j)$ は空間周波数 $u,v$ の関数で表される振幅値 $F(u,v)$ に展開される(Fig.2)。

### 2.2 変換係数の性質

なぜわざわざコサイン変換を行うのか。それは、コサイン変換することによってデータの性質がより圧縮しや

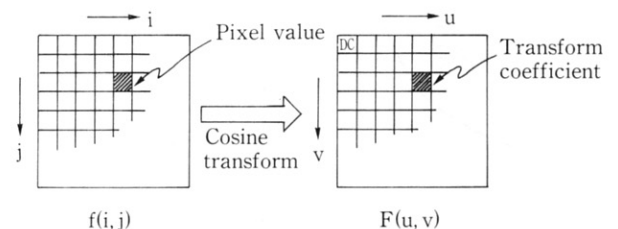


Fig.2 Two-dimensional cosine transform

すい形に変換されるからである。コサイン変換によって得られる変換係数には、次のような性質がある。

- (a)変換係数は1つの直流成分 $F(0, 0)$ と255個の交流成分 $F(u, v)$  ( $u+v \neq 0$ )より成るが、Fig.3-aに示すように、交流成分の内でも直流成分に近い交流成分ほど大きな係数値を持つ傾向がある。すなわち、画像を構築するうえで必要な情報が低周波側に集中する。
- (b)全ブロックの全交流成分の変換係数値の分布は、Fig.3-bに示すように、ゼロにピークを持つラプラス分布となる。
- (c)各ブロックの交流成分の変換係数値の分布はゼロにピークを持つラプラス分布に近似できる。分布の広がりにはブロックにより異なる。ブロック内の各画素の濃度変化が激しいほど、変換係数の分布の広がりも大きくなり、係数の平均振幅値が増大する。高周波成分の変換係数も、より大きな値をとるようになる。
- (d)全ブロック内で周波数の等しい交流成分の変換係数値の分布は、ゼロにピークを持つラプラス分布となり、分布の広がりには低周波成分ほど大きい。このように、画像ごとにまちまちな濃度分布をもつデータの性質を、画像依存性のないある一定の性質(この

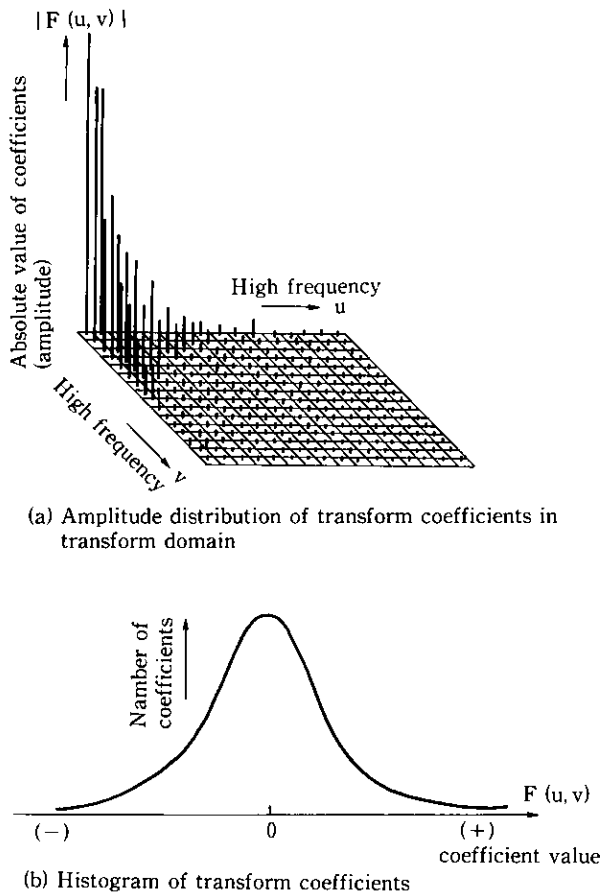


Fig.3 The characteristics of transform coefficients

場合ゼロにピークを持つラプラス分布になる性質)へと導くことで、統計的手法を用いた圧縮が可能となる。

### 2.3 変換符号化手順

Fig.4は、コサイン変換による変換符号化及び伸張の処理手順を示している。コサイン変換符号化ではつぎのような手順により情報の圧縮を行う。

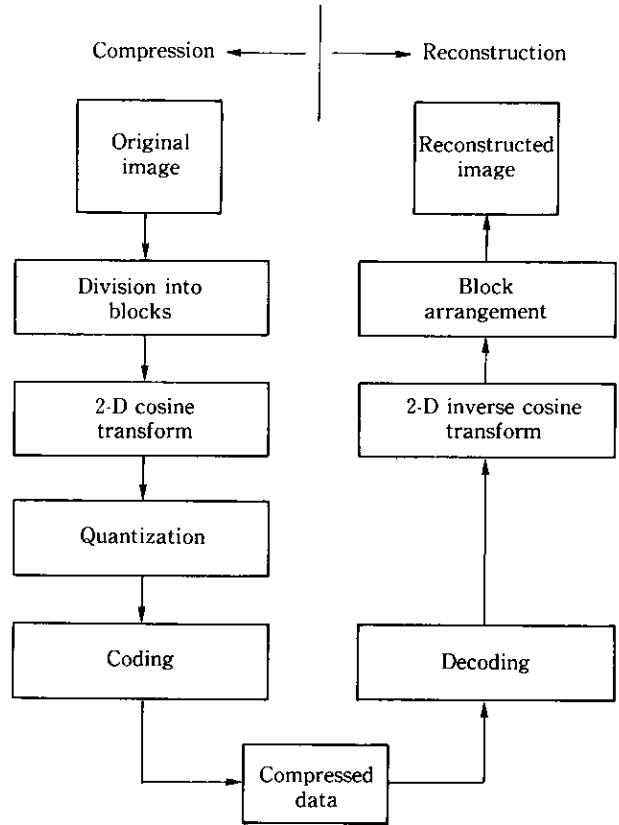


Fig.4 General flow chart of compression and reconstruction in cosine transform coding

#### (a)画像のブロック化

まず画像データを $16 \times 16$ 画素からなるブロック画像 $f(i, j)$  ( $i, j=0, 1, 2, \dots, 15$ )に分割する。

#### (b)2次元コサイン変換

$16 \times 16$ 画素のブロック画像 $f(i, j)$ に2次元ディスクリートコサイン変換を施し、同サイズの変換係数マトリクス $F(u, v)$  ( $u, v=0, 1, 2, \dots, 15$ )を求める。変換係数は実数値をとる。

#### (c)量子化

変換係数は実数であるため、係数をそのまま記憶したのではデータの圧縮にならない。そこで、係数値の丸めを行うことによって係数を表すのに要するレベル数を減少させる。このように、データの丸めを行う処理を量子化という。

#### (d)符号化

量子化を終えた係数に対して、符号長の異なる符号語

(可変長符号)を割り当てる処理を符号化と呼ぶ。生起確率の高い係数ほど短い符号を割り当てるようにすれば、量子化を終えた係数をそのまま記憶するよりも少ない容量で係数を記憶することができる。この符号化処理を終えることにより、画像データが圧縮される。

圧縮されたデータから復元画像を再生するには、符号データを解読して量子化データに置き換え(復号)、これに直交逆変換を施す伸張処理をおこなえばよい。

## 3 変換符号化における画質劣化

### 3.1 画質劣化の性質

変換符号化は非可逆圧縮であるため、圧縮処理によって画質劣化が生じることは先に述べた。変換符号化の処理課程の中において、量子化処理が画質劣化をもたらす非可逆な処理に相当する。

特に、コサイン変換符号化のように、画像をブロックに分割して圧縮を行うブロック分割方式においては、画質劣化が、復元画像中のブロック境目を目立たせるブロックアーチファクトの原因となる。ブロックアーチファクトは単なる画質の劣化以上に、見た目の上の違和感を生じさせるため、ブロック分割方式の最大の欠点となっている。

そこで、ブロックアーチファクトの出現状況の分析を行ってみた。その結果、ブロックアーチファクトには2通り存在することが明らかになった。

1つは、画像のボケによるブロックアーチファクトである。圧縮によって画像にボケが生ずると、ブロック境界線付近にボケ方の微妙な違いによる濃度ズレが断続的

に生じる。視覚的にはこれがブロックアーチファクトとして認識される (Fig.5-b)。

2つ目は、幾何学的パターンの出現によるブロックアーチファクトである。変換符号化では、圧縮によって、ブロック内全面に変換特有の幾何学的パターン画像を生じることがある。これは、画像の微細な輪郭が、自然画像にはありえない幾何学的な形状で近似されるような画質劣化である。このパターン画像が出現すると視覚的にはブロックアーチファクトとして認識される (Fig.5-c)。

このような2種類のブロックアーチファクトを各段階的に発生させた画像を作成し、医用画像を扱う画像処理技術者に画質評価をしてもらったところ、次の事柄が明らかになった。

- (1)濃度変化の激しいブロックでは、幾何学的パターンによる画質劣化は、ボケによる画質劣化よりも劣化を識別しにくい。特に、濃度変化の激しいブロック(特にエッジ部)におけるボケの発生は、観察者に“画像全体がボケた”という印象を強くあたえる。
- (2)濃度変化の小さいブロックでは、ボケによる画質劣化は、幾何学的パターンによる画質劣化よりも劣化を識別しにくい。特に濃度変化の少ないブロックにおける幾何学的パターンの発生は、観察者に違和感を与える。
- (3)幾何学的パターン画像による劣化は見た目上、画像にゆるいエッジ強調を加えたかのような印象を与える。
- (4)ボケによる劣化は、画像の持つ構造の形状に対して忠実にボケを付加してゆくため、極端な形状の変形を生じさせない。

この結果より、2つの画質劣化には対照的な性質のことが明らかになった。

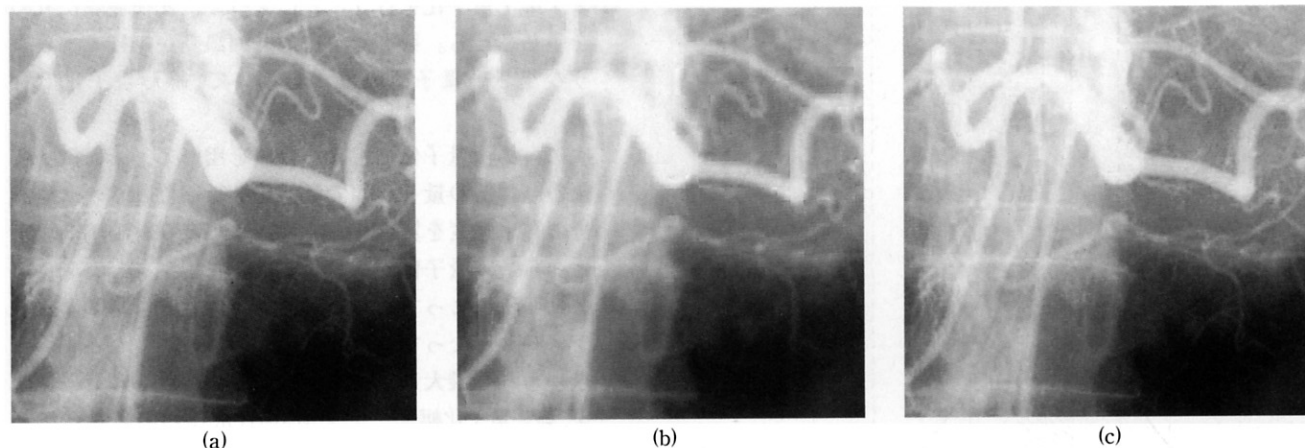


Fig.5 Examples of block artifacts  
(a) Original image  
(b) Block artifacts caused by blurring of the image  
(c) Block artifacts caused by appearance of coefficient patterns of cosine transform

### 3.2 画質劣化の原因

ところで、圧縮率を上げるためには、次の2通りの方法が考えられる。

1つは、変換係数のエネルギーが低周波側に集中する性質を利用し、量子化の際に、高周波側の係数を切り捨てる(高周波のカット)方法であり、もう1つは、量子化幅を広げて係数の丸め量を増やす方法である。これら2つの方法は、いずれも画質劣化を引き起こしブロックアーチファクト発生要因となっている。

- (1)画像のボケは、高周波カットが原因で生じる。高周波カット率を上げれば、圧縮率は高くなるが、画像のボケ方が大きくなる。
- (2)幾何学的パターン画像は、量子化幅を広げすぎることが原因で発生する。量子化幅を大きくすると、圧縮率は高くなるが、幾何学的パターン画像の発生する確率も高くなる。

## 4

### 適応的な圧縮

#### 4.1 パラメータの決定

前述した2通りブロックアーチファクトの出現比率をブロックの性質に応じてコントロールできれば、視覚上

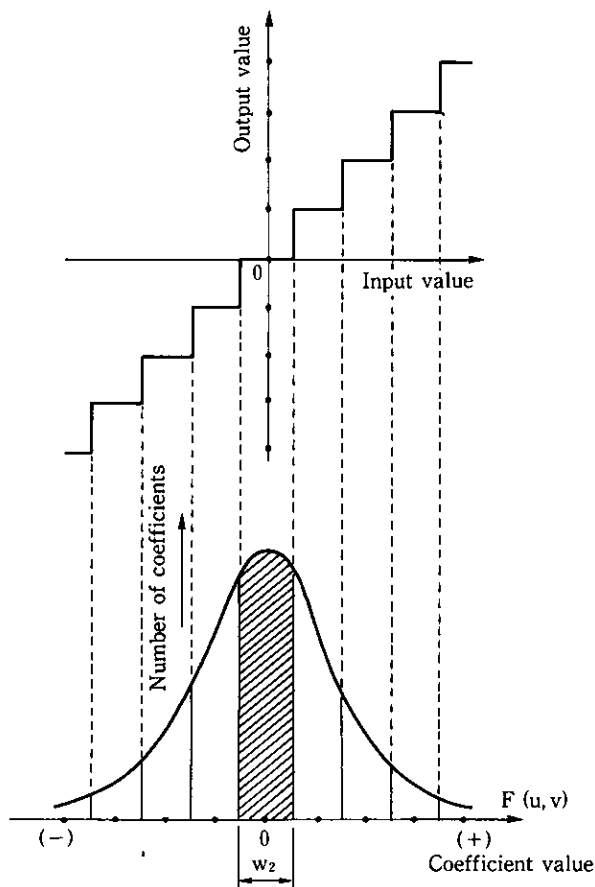


Fig.6 Mid-tread type linear quantization

違和感がなく、画質保存性の良い高効率な圧縮を行うことができると考えられる。

そのためには、ブロックをその性質に応じて分類し、分類結果に基づいて量子化幅と高周波カット率をアダプティブに制御する適応的圧縮アルゴリズムが必要であるが、量子化幅と高周波カット率を制御するパラメータとしては何を用いればよいだろうか。我々は、量子化処理によってゼロに量子化される“変換係数(成分)の個数”に注目し、次の性質を明らかにした。

- (1)復元画像は、圧縮によってゼロに量子化された周波数成分の画像を原画像から差し引いた画像であると考えられるから、ゼロに量子化される成分の個数が増加すると画質が劣化する。この劣化は、幾何学的パターンを発生させる。
- (2)ゼロに量子化される成分の個数が、ある個数以上増加すると幾何学的パターンによる劣化が視覚上確認されるようになる。このときの個数の閾値は、ブロックによらずほぼ一定である。
- (3)量子化によって生じる丸めのうち、ゼロに量子化される係数の丸め(個数)に注目していれば、ゼロ以外に量子化される係数の丸めについては、それが許容範囲内であれば、無視しても画質制御上問題がない。そこで、ブロック毎に、「ゼロに量子化される成分の個数がほぼ一定となるような量子化幅」を求め、これをそのブロックの最大量子化幅とし、最大量子化幅をパラメータとして、ブロック毎の最終的な量子化幅と高周波カット率を求めるアルゴリズムを考えた。

#### 4.2 量子アルゴリズム

ゼロに量子化される成分の個数を求めるために、我々は、量子化処理を2段階に分けて、第1量子化と第2量子化とし、次の手順で量子化を行うようにした。

- (1)まず第1量子化を行うことによって、変換係数に丸めを生じさせる。第一量子化は丸め誤差が無視できるような小さい量子化幅  $w_1$  を用いて、線形量子化で行う。
- (2)次に、第一量子化結果の係数値を用いて、第一量子化幅の整数倍の量子化幅で量子化を行ったときのゼロ成分の発生頻度を算出し、ゼロの個数が、ある閾値  $S$  以下となる最大量子化幅を求める。このとき、閾値  $S$  は、第2量子化によって生じるゼロ成分の個数を制御するパラメータとなっている。
- (3)求められた最大量子化幅もしくはそれ以下の量子化幅を、第2量子化幅  $w_2$  としてMid-tread型の第2量子化(最終的な量子化)を行う (Fig.6)。

このアルゴリズムで求められる最大量子化幅と画像の濃度変化の間には次のような関係がある。

例えば濃度変化が激しい画像ブロックの場合、変換係数の分布は広がり大きいラプラス分布となり、ゼロ付

近の係数の生起確率が低くなる。従って、割り当てられる最大量子化幅は大きくなる (Fig.7-a-2)。

一方、濃度変化が少ない画像ブロックの場合、変換係数の分布は広がり非常に狭いラプラス分布となり、ゼロ付近の係数の生起確率が高くなる。従って、割り当てられる最大量子化幅は小さくなる (Fig.7-b-2)。このことは、画質劣化の性質 3.1 項の(2)で述べた欠点を解決する。

このようにして求められた量子化幅を用いて量子化を行えば、復元画像中に生じる幾何学的パターンによる画質劣化が抑制される。

### 4.3 高周波カット

各ブロックに最大量子化幅が定まると、ブロック毎の圧縮率が最大量子化幅によって制限を受ける。画像全体としてさらに高い圧縮率を得るために、我々は、最大量子化幅をパラメータの一つとして高周波のカットを行っている。高周波カットを行うに当たっての留意点は、「高周波成分が多く含まれているブロック (画像を構成する上で、高周波成分を必要とするブロック) では、高周波をカットしない」ようにすることである。高周波カット方法の概略は次の通りである。

- (1)最大量子化幅が大きなブロックは、画像の濃度変化が激しく、高周波の成分が多く含まれている確率が高い。

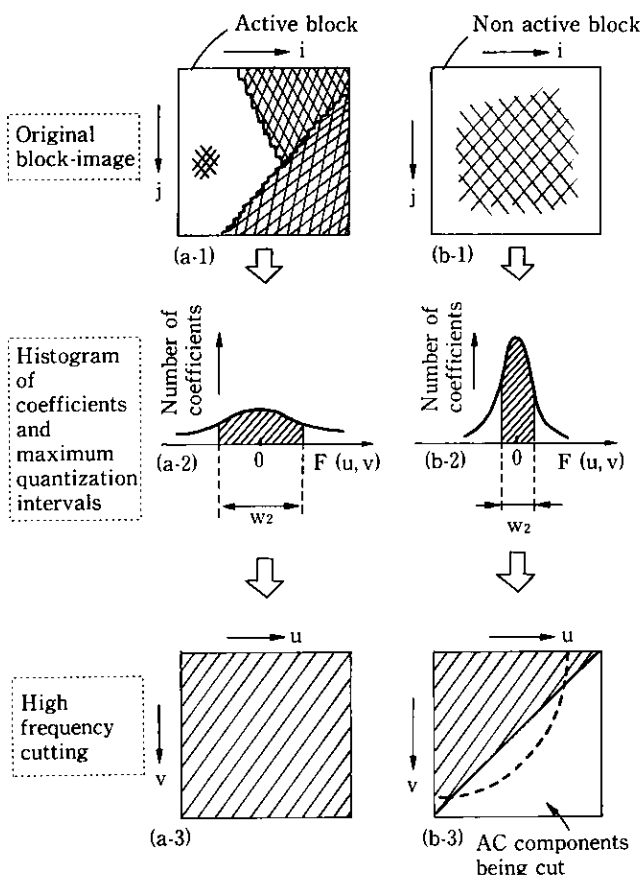


Fig.7 Outline of adaptive quantization and high frequency cutting

従って、このようなブロックにおいては、高周波のカットを行わないかもしくは控え目におこなうようにする (Fig.7-a-3)。このことは、画質劣化の性質 3.1 項の(1)で述べた欠点を解決する。

- (2)一方、最大量子化幅が小さなブロックは、画像の濃度変化が少なく、画像を構成する上で、高周波成分をあまり必要としない。従って、高周波のカット大きめに行い圧縮率をかせぐ (Fig.7-b-3)。ただし、濃度変化の極めて少ないブロックにおいて、極端な高周波カットを行うと、復元画像に疑似輪郭を発生させるので注意が必要である。

このような、最大量子幅をパラメータの一つに用いた高周波カット方法は、視覚的にもボケが認識されにくいことが視覚評価実験によって裏づけられた。

以上に説明した適応的アルゴリズムを簡単に図解したものがFig.7である。

## 5 圧縮結果

画素数が2000×2000画素、画素当たりの記憶容量が10ビット (1024階調) の胸部X線単純撮影の原画像に対し、本圧縮アルゴリズムを用い圧縮-伸張を行って得られた復元画像4例をFig.8 (a)から(d)に示す。表示画像は肺炎患者の右肺野部であり、各画像の左半分が原画像、右半分が復元画像である。

また、圧縮率は、

$$\text{圧縮率} = \frac{\text{圧縮データの容量(総ビット数)}}{\text{原画像データの容量(総ビット数)}}$$

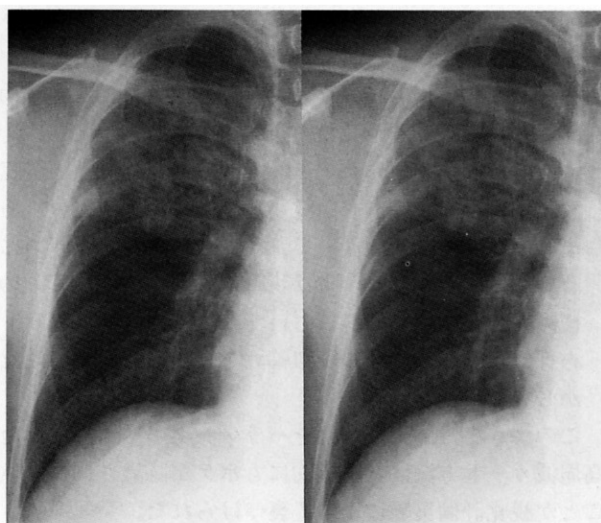
で与えられる。従って圧縮率1/20の復元画像は、1画素当たり0.5ビットの記憶容量で1024階調の画像データを記憶できることを示す。これは、1画素当たり1ビットを要する2値画像 (2階調画像) 以下の記憶容量である。

圧縮率とSN比の関係をFig.9に示す。ここで、SNのN(Noise)は、原画像と復元画像の差、すなわち圧縮によって生じた誤差成分を表している。

復元画像の評価方法は、

- (1)復元画像を、当社のレーザープリンターによってフィルム上に出した後、シャーカステン上で目視により行う画質評価。
  - (2)CRT上で復元画像に画像処理を施すことにより、圧縮による画質劣化が画像処理によって受ける影響を調べる画質評価。
  - (3)SN比を計算することにより、画像全体の誤差量を求める画質評価。
  - (4)診断医による、主観的評価。
- の4つを基本としている。

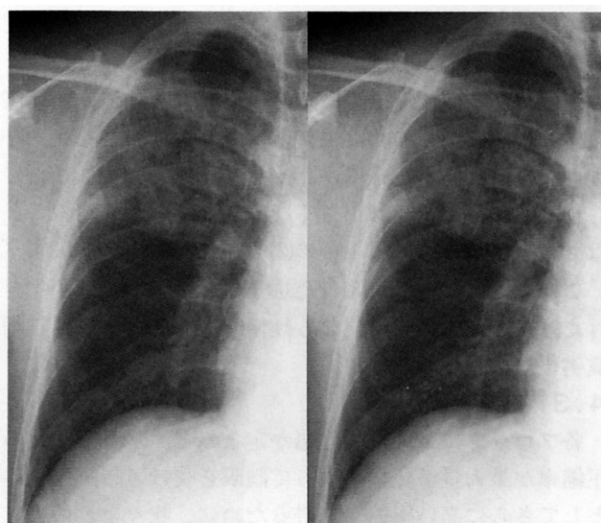
医用画像においては、特に(4)の医師による診断面から



Original

1 : 6.5 compression

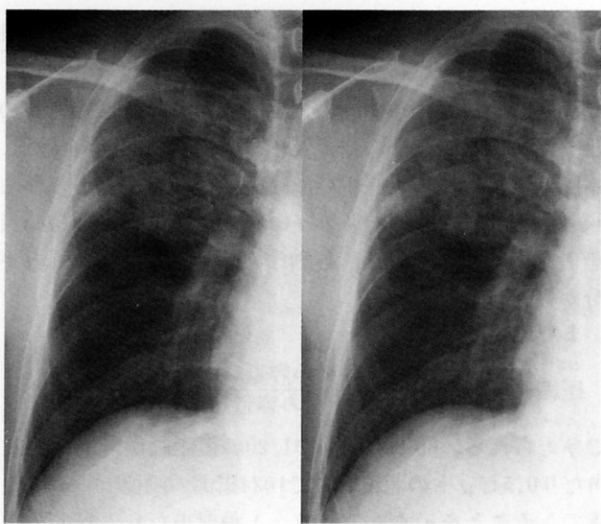
(a)



Original

1 : 11.0 compression

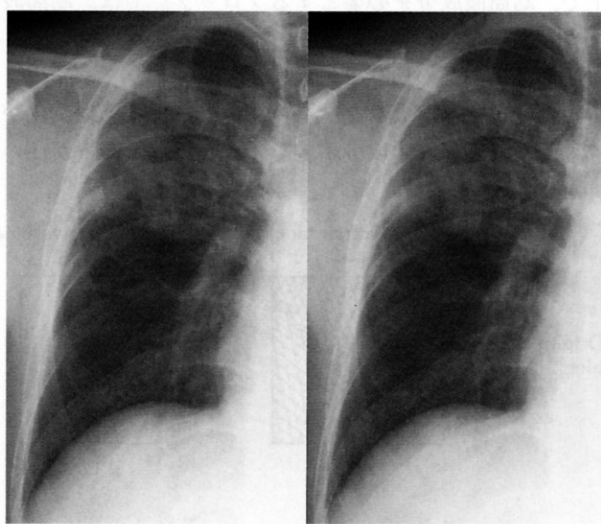
(b)



Original

1 : 19.4 compression

(c)



Original

1 : 26.1 compression

(d)

Fig. 8 Reconstructed images of various compression ratios  
(a)~(d): Left image=Original image, right image=reconstructed image  
(a) 1:6.5 compression, (b) 1:11.0 compression,  
(c) 1:19.4 compression, (d) 1:26.1 compression)

の評価が重要とされている。本アルゴリズムで圧縮を行った8例の圧縮結果画像（胸部単純撮影3例、腹部単純撮影1例、腹部造影撮影1例、頭部側面造影撮影1例、下肢大腿部単純撮影1例、右手掌部単純撮影1例）を9つの大学病院の放射線科教授及び放射線技師に評価してもらったところ、何れの部位においても、1/20程度の圧縮で診断上なら問題がないとの評価が得られた。

## 6

## むすび

本稿では、コサイン変換符号化における画質劣化の性質を明らかにし、ブロックアーチファクトの見えにくい量子化のアルゴリズムを提案した。

X線画像のように、診断を目的とする医用画像において、さらにどの圧縮率まで許容できるかは、診断する医師の判断によるところが大きい。従って、データ圧縮も、



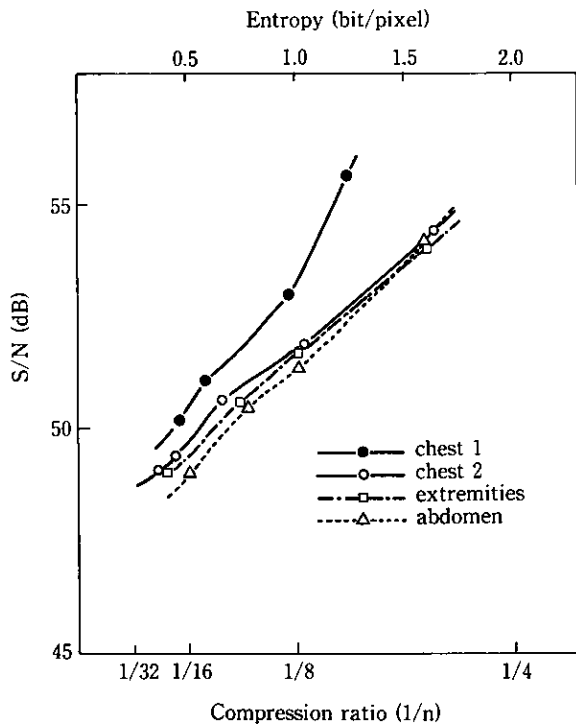


Fig.9 S/N vs compression ratio (entropy)

撮影部位や撮影方法によって医師が圧縮率を選択できる形式とすることが好ましい。

特に、医用画像がデジタル画像として扱われるとき、復元画像も多彩な画像処理を受ける運命にあるといえる。従って、高い圧縮率を維持しつつも、画像処理に堪えるだけの画質を保証し、診断上問題のない復元画像を提供しなくてはならない。

●参考文献

- 1) W.H.Chen, C.H.Smith; Adaptive Coding of Monochrome and Color Images, IEEE TRANS. COMMUN., VOL.COM-25, NO.11, 1285-1292, 1977
- 2) J.K.Wu, R.E.Burge; Adaptive Bit Allocation for Image Compression, COMPUTER GRAPHICS AND IMAGE PROCESSING 19, 392-400, 1982
- 3) A.K.Jain; Image Data Compression: A Review, PROC. IEEE, VOL.69, 349-389, 1981
- 4) O.R.Mitchell et al; Image Coding for Photoanalysis, PROC. SID, VOL.21, NO.3, 279-292, 1980
- 5) P.A.Wintz; Transform Picture Coding PROC. IEEE, VOL. 60, 809-820, 1972