



Title	デジタル化X線画像の圧縮と許容しうるデータ圧縮率の検討
Author(s)	寺江, 聡; 宮坂, 和男; 藤田, 信行 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(9), p. 1189-1197
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19661
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

デジタル化 X 線画像の圧縮と許容しうるデータ圧縮率の検討

北海道大学医学部放射線医学講座

寺江 聡 宮坂 和男 藤田 信行

高邑 明夫 入江 五朗

日本電気株式会社

稲 邑 清 也

（昭和61年9月22日受付）

（昭和62年1月29日最終原稿受付）

Compression of the Digitized X-ray Images —Evaluation of Compression Ratio and Image Quality Allowed in Clinical Use—

Satoshi Terae, Kazuo Miyasaka, Nobuyuki Fujita,
Akio Takamura and Goro Irie

Department of Radiology, Hokkaido University School of Medicine

Kiyonari Inamura

NEC Corporation

Research Code No. : 208.1

Key Words : Image processing, Digital radiography, Image quality,
PACS (Picture Archiving and Communication
System), Image compression

Medical images are using an increased amount of space in the hospitals, while they are not accessed easily. Thus, suitable data filing system and precise data compression will be necessitated. Image quality was evaluated before and after image data compression, using local filing system (MediFile 1000, NEC Co.) and forty-seven modes of compression parameter. For this study X-ray images of 10 plain radiographs and 7 contrast examinations were digitized using a film reader of CCD sensor in MediFile 1000. Those images were compressed into forty-seven kinds of image data to save in an optical disc and then the compressed images were reconstructed. Each reconstructed image was compared with non-compressed images in respect to several regions of our interest by four radiologists.

Compression and extension of radiological images were promptly made by employing the local filing system. Image quality was much more affected by the ratio of data compression than by the mode of parameter itself. In another word, the higher compression ratio became, the worse the image quality were. However, image quality was not significantly degraded until the compression ratio was about 15:1 on plain radiographs and about 8:1 on contrast studies. Image compression by this technique will be admitted by diagnostic radiology.

I. 緒 言

画像情報としての X 線フィルムは、その保存・
管理のためにより大きな空間とより多くの人間

を必要とするようになってきた。近年、画像のデ
ジタル化および PACS (Picture Archiving and
Communication System) についての研究が進み、

画像情報の保存・管理の方法も変化しつつある。デジタル化の利点は、1) 画像処理の多様性、2) 画像検索の容易性、3) S/N 比の向上、などである。しかし、一方で画像データの増大が欠点としてあげられる。従って PACS において、画像を保管 (image storage) する際に、デジタル画像データをそのまま保管するのではなく、デジタル画像データを圧縮して保管することは、1) より多くの画像データを保管でき (保管に必要な空間がより小さくて済む)、2) 画像の伝送時間が短縮でき、3) 維持経費の節約ができる、などの利点がある。しかし、問題は画像圧縮による画質の劣化である。

我々は、医用画像のローカルファイリングシステムを用いて、従来のアナログ X 線写真をデジタル画像化し、そのデジタル化画像と各種の圧縮パラメーターを用いた画像評価についての検討を行った。

II. 対 象

対象とした X 線画像は、単純撮影が10画像と造影検査が7画像の合計17画像である。

単純撮影は、正常胸部単純撮影 (後前像および側面像)、肺癌、転移性肺腫瘍、ブラ、間質性肺炎、肺炎、正常頭蓋 (後前像および側面像)、大腿骨頭無腐性壊死、の10画像を用いた。

造影検査は、正常内頸動脈撮影 (側面像)、異常内頸動脈撮影 (狭窄性病変)、肝癌 (動脈相および毛細管相)、上部消化管造影 (正常、胃潰瘍および萎縮性胃炎)、の7画像を用いた。

III. 方 法

ローカルファイリングシステム (NEC 社 MediFile 1000) を使用して、X 線画像をアナログ/デジタル (A/D) 変換し、変換後のデジタル画像を47種類の圧縮パラメーターを用いて圧縮した。その後、圧縮前と圧縮後の画像を CRT 上で比較した。

1. アナログ/デジタル (A/D) 変換および圧縮

MediFile 1000 に付属している画像読取装置 (CCD: Charge Coupled Device) を用いて、上記の17画像を各々 A/D 変換した。読取段階では 1024×1024 (matrix) $\times 8$ (bit)、ピクセルサイズ $200 \mu\text{m}$ である。検出後、この装置で読みとった情報を、そのまま (圧縮せずに) 光ディスクに記録し

た。

圧縮は、二次元離散的コサイン変換法 (two dimensional discrete cosine transform method) によった。その数学的手法は、既に別紙に報告してある¹⁾。47種類の圧縮パラメーターを用いて各々の画像について圧縮を行い、全ての圧縮データを光ディスクに記録した。

2. 圧縮画像の評価

各画像につき評価部位 (ROI: regions of interest) を数個ずつ選び、圧縮前後の画質で比較した。評価は四人の放射線科医にて個別に行い、CRT 上に圧縮前後の画像の同一部位を並べて比較した。表示画像の拡大率は原画像の空間分解能に最も近いものを用いた。この CRT は、走査線1037本 (インターレーシング) で表示画像は 960×960 (matrix) $\times 8$ (bit) となるが、表示画像を原画像程度に拡大しているためピクセルサイズは約 $200 \mu\text{m}$ である。

所見の評価は、下記のように3段階で行った。

“3”: 圧縮前に比較しほぼ同等の所見が描出されている。

“2”: 所見は描出されるが描出能が明らかに劣る。

“1”: 所見がほとんど描出されない。

この評価の終了後、各画像の各評価部位について四人の読影者の3段階評価を単純に合計して点数化した。これによって、名評価部位について4 (1×4) 点 ~ 12 (3×4) 点の評価となり、これを「評価部位のスコア (score of the ROI)」とした。

次に、この評価部位の評価 (12点満点) をもとに17画像個々の圧縮画像について画質の評価を試み、各圧縮画像を下記のように5段階に評価した。

“5”: 圧縮画像の各評価部位のスコアが全て12点 (全て満点)。

“4”: 圧縮画像の数個の評価部位のスコアに、11点が一つ以上二つ以下あるが残り12点。

“3”: 圧縮画像の数個の評価部位スコアに、11点が三つ以上あるが10点以下はない。

“2”: 圧縮画像の評価部位のスコアに、10点以下がある。

“1”: 圧縮画像の評価部位のスコアに、8点以下がある。(ここで、評価部位のスコアが11点とは、

四人の放射線科医のうち一人の評価が“2”であることを, 10点とは二人の評価が“2”, または一人の評価が“1”であることを意味する.)

この5段階評価を各画像の画質評価スコア (image-evaluation score) とした.

最終的に, この画質評価スコアを用いて, 各パラメーターごとに圧縮画像の総合画質評価を試みた. すなわち, 単純撮影と造影検査別に, 各画像ごとの5段階評価を単純に加算して総合画質評価スコア (total image-evaluation score) とした. これにより, 単純撮影10画像の総合画質評価は $5 \times 10 = 50$ 点満点で, 造影検査7画像の総合画質評価は $5 \times 7 = 35$ 点満点である.

IV. 結 果

Table 1 に単純撮影10画像についての各圧縮パラメーターの総合画質評価スコアおよび圧縮率の平均を示す. 総合画質評価スコアが, 50点中90%以上 (45点以上) のパラメーター (第1群) は14種類あり, 60%以上90%未満 (30点~44点) のもの (第2群) は25種類であった.

造影検査7画像についての各圧縮パラメーターごとの総合画質評価スコアおよび圧縮率の平均が Table 2 に示されている. (ここで, 「胃潰瘍」の圧縮率は平均から除いた. なぜなら, この画像は四ツ切りフィルムを四分分割で撮像しており, 圧縮の条件が他と異なるからである). 総合画質評価スコアが, 35点中90%以上 (32点以上) のパラメーター (第1群) は5種類あり, 60%以上90%未満 (21点~31点) のもの (第2群) は22種類であった. 総合画質評価スコアが60%未満のパラメーター (第3群) は, 対象X線画像の種類を無視しても, 読影者によって所見がほとんど描出されないと判定されたものが多い事を示しており, 画質の劣化が明らかであった. この群では, 圧縮率が単純撮影で約22:1以上, 造影検査で約14:1以上であった.

単純撮影・造影検査を含めて, 圧縮率が比較的小さいうちから劣化の著しかった所見は, 前頭極動脈の描出 (Fig. 1), 胃小区の描出 (Fig. 2), レンズ核線条体動脈の描出, 肝細胞癌の娘病巣の腫瘍血管 (不整な細小血管) の描出であった. また,

Table 1 Evaluation of image quality affected by data compression and the compression ratio. Result in plain radiographs (10 clinical images)

	total image-evaluation score (percentage of degradation)	compression ratio*
Group I (14 parameters)	49-45/50 (less than 10%)	5.3:1-15.3:1
Group II (25 parameters)	44-30/50 (10-40%)	7.6:1-21.1:1
Group III (8 parameters)	28-11/50 (more than 40%)	22.1:1-32.5:1

*Mean compression ratio of 10 plain radiographs.

Table 2 Evaluation of image quality affected by data compression and the compression ratio. Result in contrast studies (7 clinical images)

	total image-evaluation score (percentage of degradation)	compression ratio*
Group I (5 parameters)	35-32/35 (less than 10%)	6.1:1-8.2:1
Group II (22 parameters)	31-21/35 (10-40%)	7.6:1-18.1:1
Group III (20 parameters)	20-11/35 (more than 40%)	13.9:1-31.0:1

*Mean compression ratio of 6 contrast studies. The compression ratio of the image "gastric ulcer" was excluded, because it was taken on a quadricected film.

肺野の末梢血管陰影も圧縮率が30:1付近ではスリガラスを通して観察するような画質の劣化が見られた (Fig. 3). 反対に, 劣化が目立たなかった所見は, 肺炎の斑状陰影, 肺癌, 肝細胞癌の濃染像などであった.

単純撮影と造影検査の両者ともに, 圧縮率が大きくなると総合画質評価スコアが低下する傾向があった (Table 1, 2). そのため, 47種類の各パラメーターごとの圧縮率と総合画質評価スコアとの相関を回帰直線を用いて調べた (Fig. 4, 5). 単純撮影の場合 (Fig. 4), $n=47$, $r=0.95$ で両者の間により相関を認めた. 同様に, 造影検査の場合も (Fig. 5), $n=47$, $r=0.92$ で両者の間により相関を認めた.

圧縮率は圧縮パラメーターの種類と対象画像の周波数帯域によって決定されるので, この三者間には複雑な関係が存在する. しかしながら, 上記

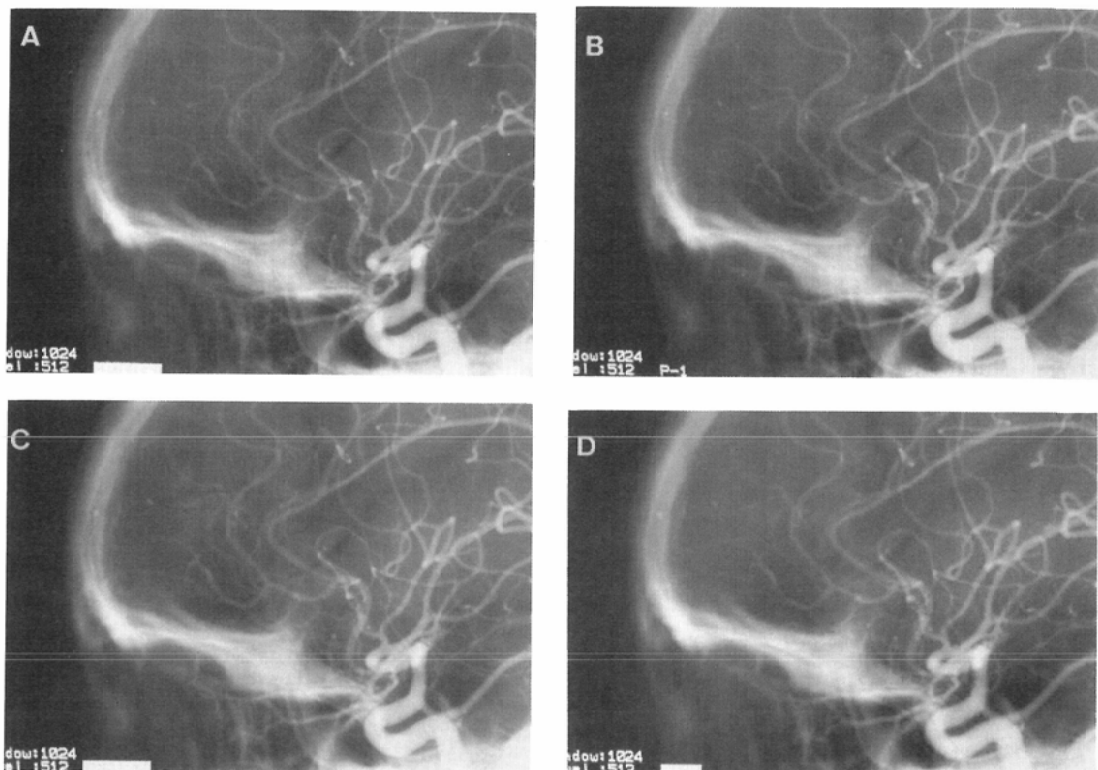


Fig. 1 Images before and after data compression on normal internal carotid angiography, lateral view.

A. Non-compressed image. B-D. Images after compression at a ratio of 6.3 : 1, 16 : 1 and 33 : 1, respectively. B. Degradation of image quality is not observed. The score of the ROI (see text) was 12 at full mark. C. Cortical branches at frontopolar region is seen bizarre obscured in their margin. The score of the ROI was 8. D. Image quality is much degraded in most of the intracranial arteries. The edge of the cortical arteries became more obscure and the peripheral portion of the branches is not traced any more. The score of the ROI was 4 (the lowest mark).

結果は、単純撮影・造影検査ともに画質劣化には主に圧縮率の関与が重要であることを示している。

さらに、造影検査では単純撮影よりも厳しい圧縮条件が要求されたが、両者とも第1群の圧縮パラメーターは画質劣化が少なく、臨床応用が十分に可能と考えられた。その圧縮率は、単純撮影で15 : 1以下、造影検査で8 : 1以下であった。

V. 考 察

画像データの圧縮方法には大別して二種類ある²⁾。一つは画像情報もっている統計的冗長度

(redundancy)を利用して圧縮を行うものである。この方法で圧縮したデータから再構成した画像は、原画像と変わらないものにできるが (error-free image compression), その圧縮率は4 : 1 ~ 5 : 1程度が限界である。他の一つは画像情報信号を様々な数学的手法を用いて帯域圧縮を行うものであり、より大きい圧縮率を得ることができる。しかし、圧縮データからの再構成画像は原画像とある程度異なるものとなり (irreversible image compression), その程度はアルゴリズムにより異なる³⁾。圧縮率とは原画像がコンピュータの記憶

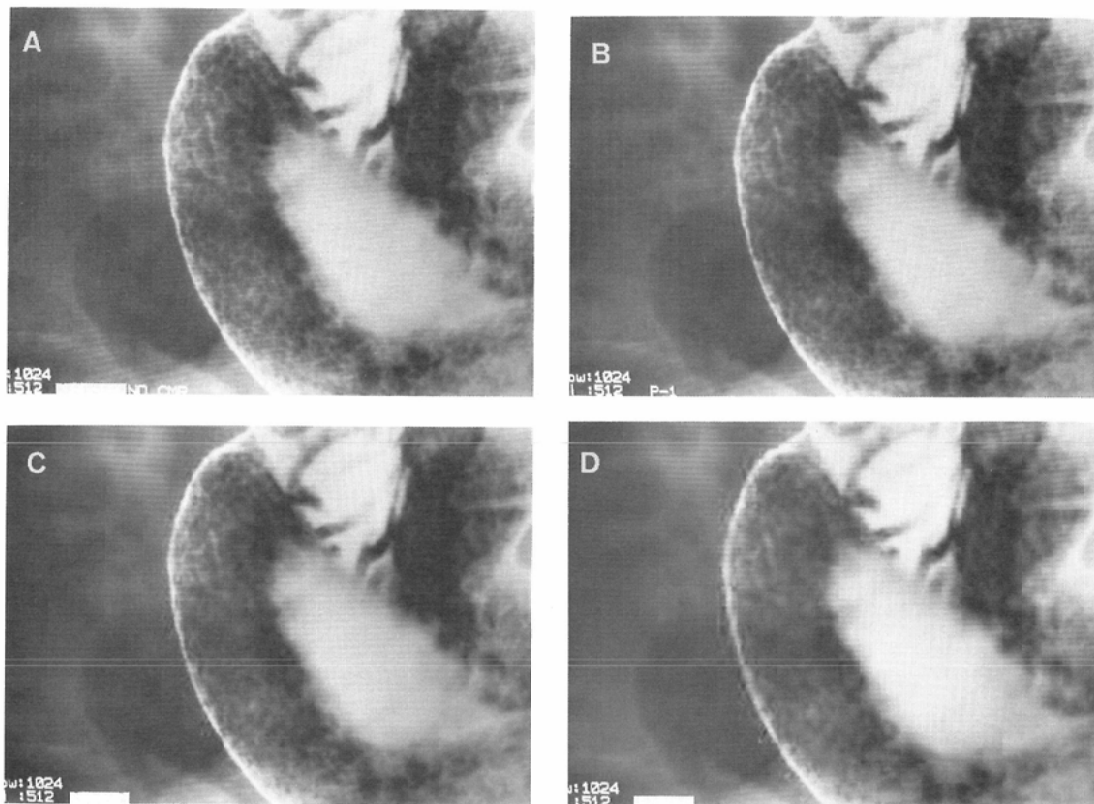


Fig. 2 Images before and after data compression on upper gastrointestinal examination.

A. Non-compressed image. B-D. Compressed images at a ratio of 6.2:1, 16:1 and 27:1, respectively. B. The small areas of gastric mucosa are still well observed. The score of the ROI (see text) was 12 (full mark). C. Definition of the small areas of gastric mucosa is apparently disturbed. The score of the ROI was 8. D. The small areas of gastric mucosa are hardly observed. The score of the ROI was 4 (the lowest mark).

スペースに占めるデータ量と圧縮画像のそれとの比を表しているが、圧縮率が大きく原画像と再構成画像との画質差の小さいものが理想的な圧縮方法と言えよう。

我々が用いた47種類の圧縮パラメーターは後者すなわち irreversible image compression に属し、圧縮率は、圧縮パラメーターと画像との組み合わせで決まる。

我々の関心は、画像の圧縮はどの程度まで許容できるかという点であり、今回はデジタル化画像を用いて画質の劣化という観点から検討を行った。

その結果、圧縮率が比較的小さいうちから劣化

の著しかった所見は、濃度差（コントラスト）が大きくともその境界が鮮鋭な小部分（例えば造影された小動脈）と、極めて繊細な構造（例えば胃小区、肝細胞癌の娘病巣の腫瘍血管など）の二種類と考えることができる。反対に、劣化が目立たなかった所見は、濃度差があまり大きくなくとも比較的大きな構造（例えば斑状の肺炎、腫瘍濃染像など）であった。

その原因としては、用いた圧縮方法と人間の視覚の問題があげられる。

X線画像は多数の二次元の“波”の要素から構成されており、一般に周波数の低い波は大きな振

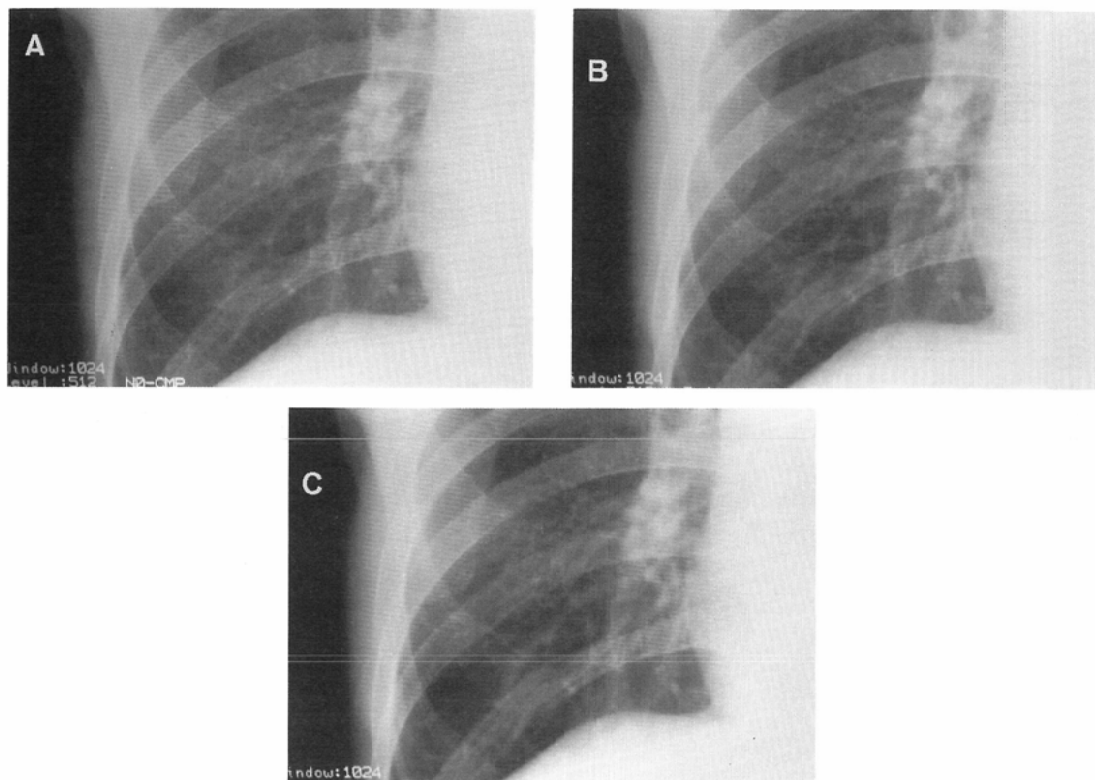


Fig. 3 Images before and after data compression on normal chest film, posteroanterior view. A. Non-compressed image. B, C. Compressed images at a ratio of 6.6:1 and 28:1, respectively. B. When looking at the pulmonary vascular shadow we see almost similar quality in the image before compression (A). The score of the ROI was 12 at full mark. C. The pulmonary vascular shadow is getting obscured and it looks as if they are observed through the covered ground glass. The score of the ROI was 8.

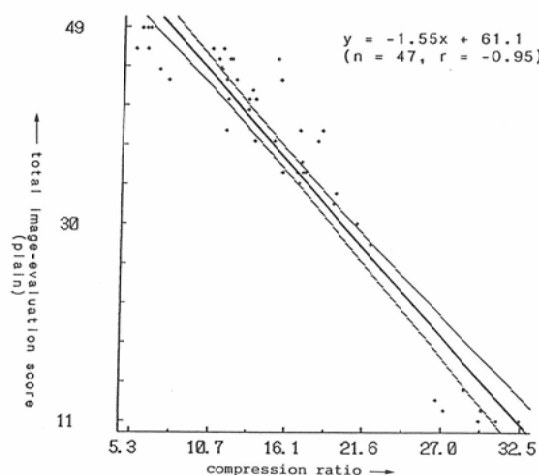


Fig. 4 Correlation between the compression ratio and the total image-evaluation score in plain radiographs.

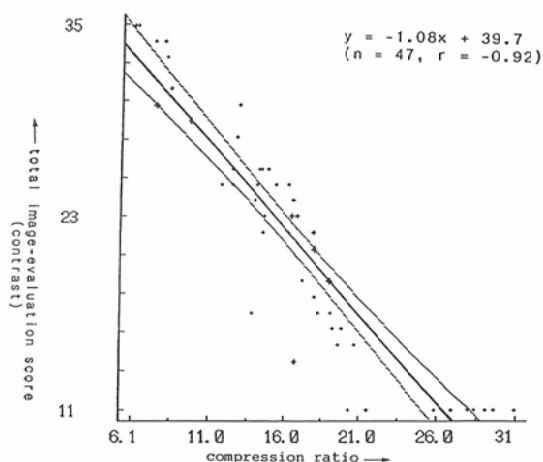


Fig. 5 Correlation between the compression ratio and the total image-evaluation score in contrast studies.

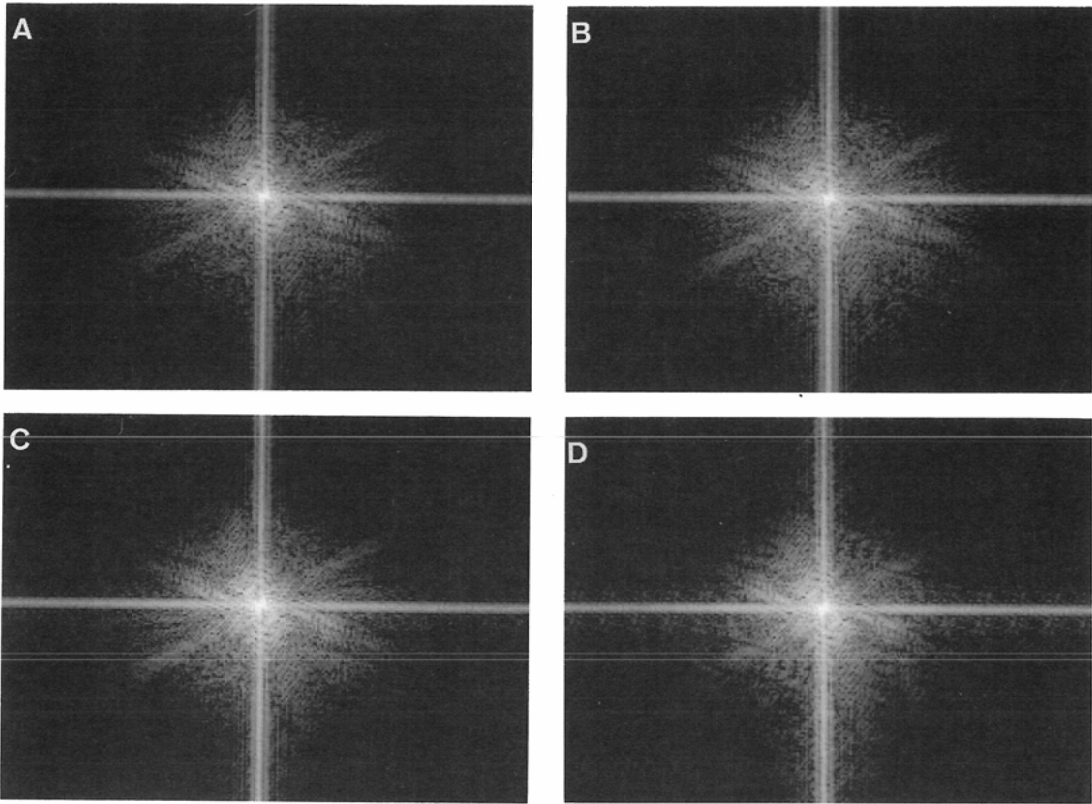


Fig. 6 A-D. The power spectrum of the fig. 2A-D. As the compression ratio became higher (A-D), the frequency components along the central cross-shaped line increased. This indicated that as the compression ratio became higher, the horizontal and vertical frequency components increased, which was probably due to the frequency components derived from the boundary lines between the blocks. The other components tended to converge toward the center, which indicated that the oblique high frequency components decreased as the compression ratio became higher.

幅をもち、周波数の高い波は小さな振幅をもつ。そして、バックグラウンドや大きな解剖学的構造は周波数の低い波から構成され、“辺縁”や小さな構造は周波数の高い波から構成されている³⁾。X線画像を周波数帯域に群別するにはここで用いた数学的手法(discrete cosine transform)が他の演算方法により優れていることは、LoおよびHuang³⁾により指摘されている。すなわち、低周波成分は帯域の狭い範囲に収斂しうるからである。しかし、一般的に言って演算方法を問わず irreversible image compressionは鮮鋭な画像部分(換言すれば高周波成分)の圧縮には必ずしも良好とは言え

ないとされており、discrete cosine transformにしても、周波数成分が変換域帯に広く分布したり、高周波成分を多く含むような対象画像では、圧縮率を大きくすることにより画質が劣化すると考えられる。

そのため、Fig. 2(胃小区)とFig. 3(肺野の末梢血管陰影)のパワースペクトルを検討した。

Fig. 6にFig. 2のパワースペクトルを示す。A~Dは各々Fig. 2のA~Dに対応する。圧縮前の画像のパワースペクトル(A)に比べ、BからDと圧縮率が大きくなるに従って中央の十字型に沿った周波数成分が増加している。このことは画像の

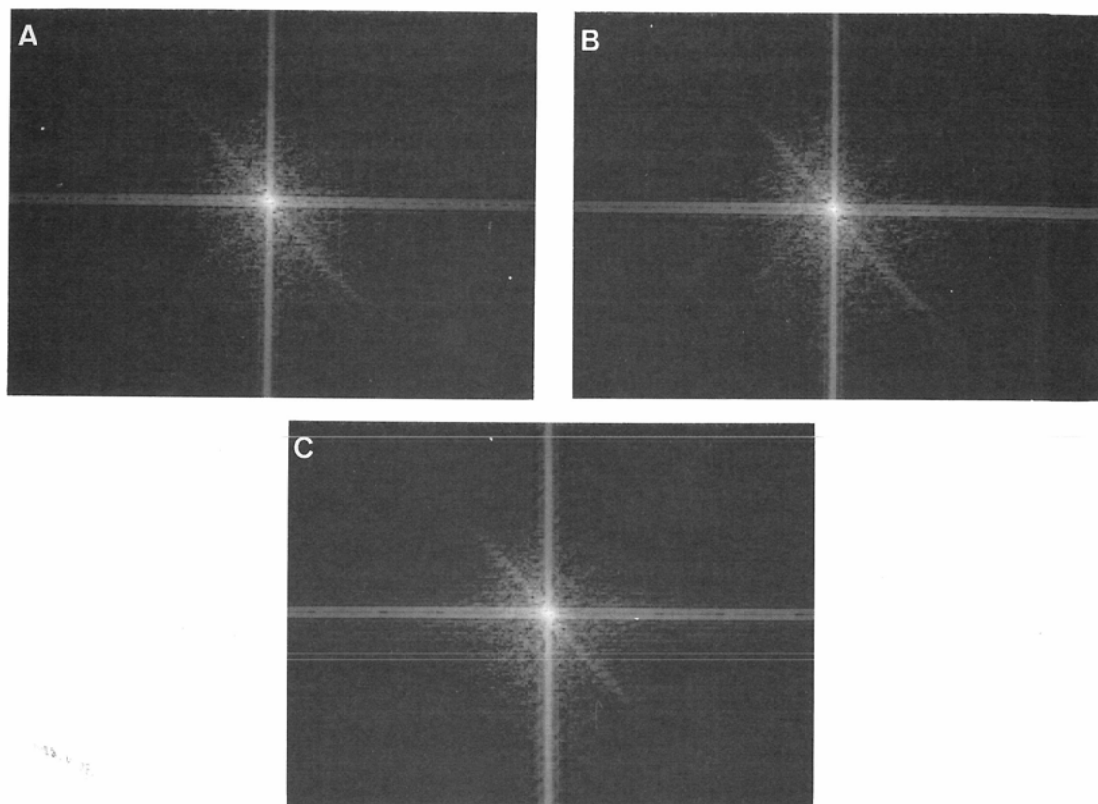


Fig. 7 A. The power spectrum of the fig. 3A (non-compressed image). The high frequency components were fewer than the fig. 6A. B, C. The power spectrum of fig. 3B, C. As the compression ratio became higher, the same changes seen in fig. 6 were slightly observed. This may explain the difference of image quality-compression ratio relationship between fig. 2 and fig. 3.

垂直及び水平方向の周波数成分が増加していることを示す。この周波数成分は、圧縮画像のブロック間の境界線に生じた周波数成分に起因すると推測され、画質劣化の一因となっている可能性がある。また、中央の十字型に沿った成分以外の周波数成分は、圧縮率が大きくなるに従って、その分布が中央に収束する傾向（すなわち斜め方向の高周波数成分が減少する傾向）が軽度認められる。

Fig. 7にFig. 3のパワースペクトルを示す。A～Cは各々Fig. 3のA～Cに対応する。圧縮前の画像のパワースペクトル(A)はFig. 6Aに比べて高周波数成分が少なかった。また、AからCと圧縮率が大きくなるに従って生じる変化は、Fig. 6のそれとほぼ同様であるがその程度はきわめて軽度である。

Fig. 2 Fig. 3を見ると、Fig. 2では圧縮率16:1 (C)で既にブロック間の境界線が目立つが、Fig. 3では圧縮率28:1 (C)でやっとブロック間の境界線をわずかに認める程度である。このブロック間の境界線が目立つ原因は対象画像の周波数成分の違いによると推測され、この圧縮方法の欠点と考えられる。

次に、人間の視覚の問題であるが、濃度差が大きくその境界が鮮鋭な小部分や極めて繊細な構造は高周波数成分を多く含み、圧縮による変化が比較的少ないときから視覚上の劣化としてとらえるのが容易と考えられる。

LoおよびHuang³⁾は、胸部単純撮影と血管造影を含む6画像を我々と類似の圧縮アルゴリズムを用いて検討を行い、圧縮率16:1までは視覚上の

極端な画質の劣化はなかったとしている。この結果は、造影検査については、我々の結果とやや異なる。この相違の原因の一つには細部でのアルゴリズムの違いが考えられる。彼らの圧縮方法は我々と同様の discrete cosine transform であるが、彼らはその後 full-frame bit-allocation を行っている点が我々の block bit-allocation と異なる。また、もう一つの原因にはアルゴリズム以外のものも挙げられよう。それは評価方法の違いである。その一つは、我々は各画像にいくつかの評価部位を選定したことである。一画像全体を視覚的に評価するよりも、部分的に比較検討する方が、わずかな画質の劣化をもとらえることができる可能性が高い。そのもう一つは、表示画像の拡大率の問題である。彼らは拡大率の点についてはふれていないが、原画像の空間分解能の近くまで拡大しなければ所見の劣化はとらえにくい。この点は、視覚上のみならず周波数解析を行っても同様であろう。

今回、我々は画質の点からのみ検討を行った。しかし、医師の診断能は広い範囲の画質に順応できるフレキシビリティの高いものであり、画質の低下がすぐには診断能の低下にはむすびつかない⁴⁾。今後は、この診断能の観点からの検討も必要であり、CT、MRI なども含めて画像の数を増やし、ROC (Receiver Operating Characteristics) 解析⁵⁾などの手法を用いたより細かな検討が望まれる。

VI. 結 語

NEC 社 MediFile 1000 を用いて単純撮影10画像と造影検査7画像をデジタル化し、これらのデジタル化画像と MediFile 1000 の47種類の圧縮パラメーターを用いて画像圧縮について検討した。検討は、画質の劣化の観点から行った。

- 1) 圧縮率が大きくなると画質は劣化する。
- 2) 単純撮影と造影検査とでは、画質として許容できる圧縮パラメーターの種類に若干の違いがある。
- 3) 造影検査では単純撮影よりも厳しい圧縮条件が必要である。
- 4) 画質として許容できる画像の圧縮率は、単純撮影では約15:1以下、造影検査では約8:1以下と考えられた。

文 献

- 1) 太田 宏, 山崎宗一, 尾崎友輔, 他: 画像データ圧縮とその伝送・保管への効果, 映像情報 (M), 18: 719-724, 1986
- 2) Jain AK: Image data compression: A review. Proc IEEE 69: 349-389, 1981
- 3) Lo SC, Huang HK: Radiological image compression: Full-frame bit-allocation technique. Radiology 155: 811-817, 1985
- 4) 飯沼 武, 遠藤真広, 館野之男, 他: 胃癌の X 線診断における精度と画質の関係: 100ミリ・ミラーカメラによる胃 X 線診断の ROC 解析, 日本医放会誌, 40: 193-201, 1980
- 5) Metz CE, Goodenough DJ, Rossmann K: Evaluation of receiver operating characteristic curve data in terms of information theory, with applications in radiography. Radiology 109: 297-303, 1973