

医用画像に適したハイブリッド型圧縮復元方式

後藤 敏行 * 中川 幸洋 * 塩原 守人 * 太田隆一郎 **

* 株式会社 富士通研究所 ** 富士通株式会社

本稿では、医用画像に適したハイブリッド型圧縮復元方式について述べる。従来技術に対して医用画像による評価を行った結果、コサイン変換符号化 (DCT方式) はエッジに弱く、ブロック符号化 (BTC方式) は画像全体の鮮明さが欠如するという問題があることがわかった。これらの問題を解決するために、最初にブロック単位にエッジの判定を行い、急峻なエッジを含まないブロックに対してはDCT方式による圧縮を行い、また急峻なエッジを含むブロックに対してはBTC方式を適用し、さらにその誤差画像に対してDCT方式による圧縮を行うことにより、画像全体に渡って高品質の画像再生ができるハイブリッド型圧縮復元方式を開発した。

評価実験の結果、エッジのない部分ではDCT方式と同程度、またエッジのある部分ではDCT方式、BTC方式のいずれよりも良好であり、本方式の有効性が検証できた。

A Hybrid Image Compression Method for Medical Images

Toshiyuki GOTOH,^{*} Yukihiro NAKAGAWA,^{*} Morito SHIOHARA,^{*} Ryuichiro OHTA^{**}

* FUJITSU LABORATORIES LTD. ** FUJITSU LIMITED

This paper describes an efficient image compression method for medical images. Discrete Cosine Transform (DCT) and Block Truncation Coding (BTC) have following problems. In DCT method, the sharp edges of reconstructed images are clearly degraded. In BTC method, the image quality is not very good while it can reconstruct acute edges well. To solve these problems, we developed a new hybrid compression method. In this method, first the high frequency component of each sub-image is evaluated then either of DCT or BTC is performed adaptively according to the result of the evaluation. By experiments, this method was verified to be efficient.

1. はじめに

現在の医療情報管理においては文書だけでなく、X線、NMR、超音波やCTなどで撮影した画像の扱いも期待されるようになってきている。具体的には、これらの画像をデジタル化してコンピュータに蓄積し一括管理することにより、各種画像を有効に活用しようという医療画像情報管理通信システム（PACS：Picture Archiving and Communication System for Medical Application）の検討が進められている⁽¹⁾⁽²⁾。

PACSの実現にあたっては、日々撮影される膨大な量の医用画像（中規模病院でも1Gバイト/1日）を、圧縮して効率良く蓄え、しかも高品質で復元できる医用画像に適した圧縮復元技術の構築が必須である⁽³⁾。

このような背景から、筆者らは従来方式の中からコサイン変換符号化（DCT方式）とブロック符号化（BTC方式）を取り上げ、医用画像による評価実験を行った。その結果、DCT方式ではエッジなど画像の局所的変化に弱く、また、BTC方式では画像全体の鮮明化が損なわれる大局的観点での品質が得られないことが判明した。

これらの問題を解決するために、DCT方式とBTC方式を適応的に組み合わせることにより、画像全体に対して高品質の画像復元を可能にするハイブリッド型圧縮

復元方式を開発した。以下、本稿では従来技術の問題点についてまとめた後、これを解決するためのハイブリッド方式ならびに実験結果について述べる。

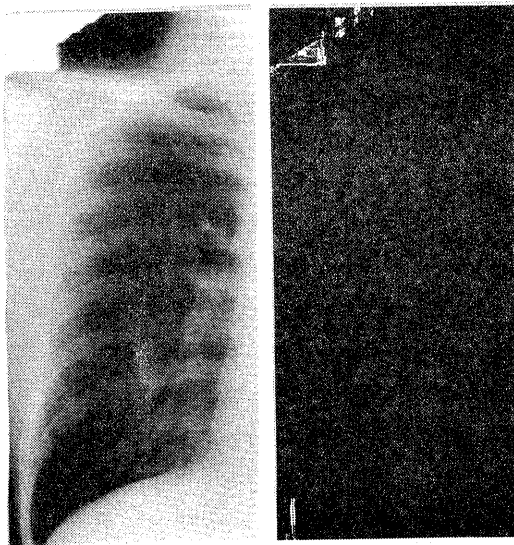
2. 従来方式の問題点とその解決策

2.1 問題点

これまで、静止画像に対する圧縮復元技術は数多く提案されているが⁽⁴⁾、特に医用画像に注目した方式はほとんどない。医用画像は一般画像と異なり、専門家（医師）によって細かい差異を注意深く観察（読影）されることから、画像全体に渡って、高品質な画像再生ができる方式の開発が不可欠である。筆者らは、従来の圧縮復元技術の中からDCT方式とBTC方式を取り上げて検討した結果、

- ・DCT方式では高圧縮率を実現できるが、エッジ部分で著しく画質が劣化する。
 - ・BTC方式ではエッジを良く保存するが、階調の変化がなだらかな部分でDCT方式に比べて画質が劣る。
- ことが判明した。

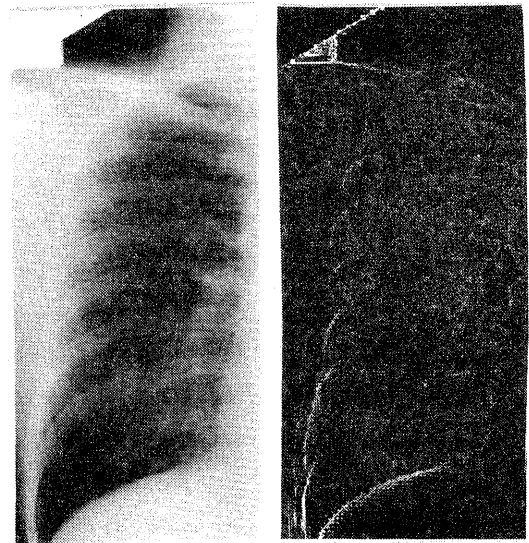
これらを評価したのが、図1および図2である。DCT方式（アダプティブDCT方式⁽⁵⁾）による結果を



(a) 復元画像

(b) 誤差画像

図1 DCT方式



(a) 復元画像

(b) 誤差画像

図2 BTC方式

図1に、BTC方式(2平均値法⁽⁶⁾)による結果を図2に示す。各図において、(a)は圧縮率1/6の復元画像、(b)は原画像と復元画像との誤差(誤差画像)であり、また、誤差画像については、誤差部分をわかりやすくするために、その階調を16倍に拡大してある。

2. 2 解決策

筆者らは、DCT方式とBTC方式のそれぞれの長所に着目し、画像の局所的な変化に対応してDCT方式とBTC方式を適応的に選択するハイブリッド方式を採用することにした。その際の具体的な実現目標は、

- (1)原画像を固定サイズの部分領域(ブロック)に分割するとともに、各ブロックに対してエッジの強さを判定し、圧縮方法を適応的に選択する。
 - (2)エッジのない部分に対しては、この部分で画質が良好なDCT方式を適用する。
 - (3)エッジのある部分に対しては、最初にエッジに強いBTC方式を適用する。次に原画像との差分(差分画像)に対して変換符号化を適用することにより、エッジの再現とともに画質の向上を図る。
- などである。

3. ハイブリッド型圧縮復元方式

3. 1 圧縮部

筆者らが提案するハイブリッド型圧縮復元方式における圧縮部の概要を図3に示す。圧縮部はブロック分割処理、エッジ判定処理、DCT圧縮処理、BTCによる圧縮処理で構成した。

3. 1. 1 ブロック分割処理

入力画像を固定サイズ(16×16)のブロックに分割する。ブロックの大きさを16×16としたのは、

表1 コサイン変換に必要な演算量

	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64
加算	64	416	2368	12416	61696
乗算	48	256	1408	7296	37376

・DCT圧縮の基本となるコサイン変換を高速に行うためには、 $2^n \times 2^n$ でなければならない⁽⁷⁾。

・コサイン変換に必要な演算量はブロックが小さいほど少ない(表1)。

・DCT圧縮を医用画像に適用した場合に、8×8以下では画質が悪く、16×16以上ではほとんど変わらない⁽⁸⁾。

などの理由からである。

3. 1. 2 エッジ判定処理

ブロック内におけるエッジの有無を判定する。ブロック内に含まれる画素の濃度変化の大きなブロックは急峻なエッジがあるものと判定し、小さなブロックは、エッジがないものと判定する。具体的には、ブロック全体の1%にエッジがあるものと仮定し、その判定基準はブロックごとのAC成分の二乗和(ACエネルギー)を採用した。この仮定に基づき、エッジがないと判定されたブロックに対しては、DCT方式を適用することにより、高圧縮率で高画質を得る。また、エッジがあると判定されたブロックに対しては、BTCによる処理を適用することにより、ビット数を多く割り当てエッジの再現と画質の向上を図った。

3. 1. 3 DCT圧縮処理(エッジなし)

エッジ判定処理によって、急峻なエッジがないと判定されたブロックに対しては、アダプティブDCT方式⁽⁵⁾を適用した。開発したDCT圧縮処理の構成を図4に示す。その構成は、ほぼアダプティブDCTと同じで

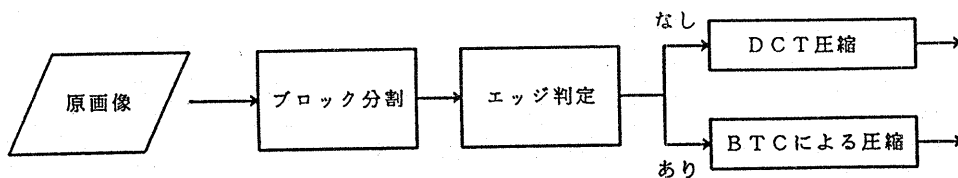


図3 ハイブリッド型圧縮復元方式の圧縮部

あるが、ビット割当テーブルの生成はBTCとのハイブリッドによる若干の制約を受ける。アダプティブDCT方式は画像の局所的な性質に応じて、量子化のビット数を適応的に変化させ高圧縮率を得るものである。各部の概要を以下に示す。

①コサイン変換

分割された各ブロックに対してコサイン変換を行う。

②クラス分類

エッジがないと判定されたブロックに対して、ACエネルギーの累積確率に基づき、図のように4つのクラスに再分類する。

③ビット割当テーブルの生成

クラスごとにスペクトル成分の分散を算出し、この大きさに応じて、各成分を表現するために用いるビット数を決定する。DCT圧縮に割り当てる総ビット数は、あらかじめ設定した画像全体のビット数からBTCと残差圧縮に要するビット数を引いた値とする。

④量子化係数テーブルの決定

各クラスで、スペクトル成分ごとに最大値を求め、それぞれの成分を量子化するための単位を決定する。

⑤量子化

各ブロックのスペクトル成分を、そのブロックが属するクラスに対応するビット割り当てテーブルを用いて量子化し、不定長データとして圧縮する。

3. 1. 4 BTCによる圧縮処理 (エッジあり)

エッジ判定処理によって、急峻なエッジがあると判定されたブロックに対して、BTCを基本とした処理を行う。その構成を図5に示すが、画像はブロック再分割処理、BTC圧縮処理、BTC復元処理、残差圧縮処理により圧縮される。以下にこれら各処理の内容を示す。

①ブロック再分割処理

ブロック (16×16) をさらに小さなサブブロック (4×4) に再分割する。4×4のサブブロックに再分割するのは、BTC圧縮においてブロックの大きさが小さいほど画質は良くなるが、2×2では1画素 (8ビット) を表現するのに5ビット必要となり、圧縮効果がなくなるからである。BTC圧縮 (2平均値法、平均値8ビット) に必要なビット数を表2に示す。

②BTC圧縮処理 (図6)

・分解能成分算出

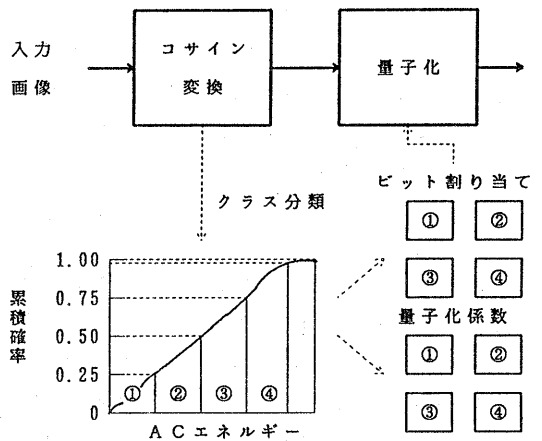


図4 DCT圧縮処理 (エッジなし)

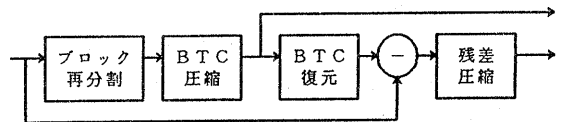


図5 BTCによる圧縮処理 (エッジあり)

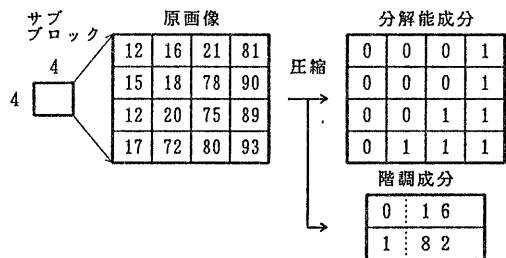


図6 BTC圧縮処理

表2 BTC圧縮に必要なビット数

	2×2	4×4	8×8	16×16
ビット数	20	32	80	272
ビット数/画素	5.00	2.00	1.25	1.06

サブブロック内の画素の濃度値の平均を閾値として、各画素を2値化し、2つのグループに分類する。これによって得られた2値パターンをそのサブブロックの分解能成分として出力する。

・階調成分算出

各グループごとに、画素の平均濃度を算出し、階調成分として出力する。分解能成分が0のグループの階調成分をA0とし、分解能成分が1のグループの階調成分をA1とする。

なお、BTC圧縮方式におけるビット数はサブブロックのサイズに依存する。サブブロックを4×4、階調成分を8ビットで表現した場合には、分解能成分は2バイト、階調成分は2バイトであるから、平均2ビット/画素となる。

③BTC復元処理（図7）

BTC圧縮処理によって生成された分解能成分と階調成分を入力し、BTC復元処理を行う。具体的には、各ブロックにおいて、分解能成分が0の部分は階調成分（A0）に変換し、分解能成分が1の部分は階調成分（A1）に変換する。

この結果と原画像との差を算出し、差分画像として出力する。

④残差圧縮

BTC復元処理から出力された差分画像を直交変換を用いて圧縮する。直交変換としては、KL変換が最適であるが、演算量が膨大であることから、高速アルゴリズムの存在するコサイン変換を用いた。基本的には、前述のアダプティブDCTと同一であるが、ここでは、クラス分類処理を省略し、割り当てビット数は、BTC圧縮と同じ2ビット/画素とした。

3. 2 復元部

復元部は図8に示すようにDCT復元処理およびBTCを基本とした復元処理で構成した。

3. 2. 1 DCT復元処理（エッジなし）

DCT圧縮処理によって生成された、不定長圧縮データを、ビット割り当てテーブルと量子化係数テーブルに基づいて展開し、復元する。具体的な処理内容を以下に示す。

①ビット展開/逆量子化

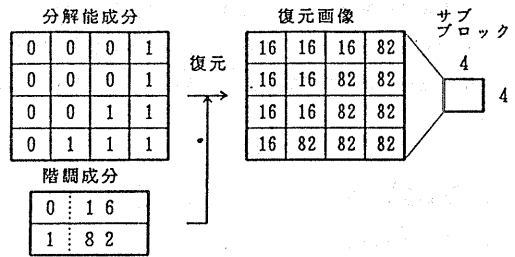


図7 BTC復元処理

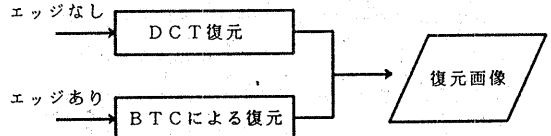


図8 ハイブリッド型圧縮復元方式の復元部

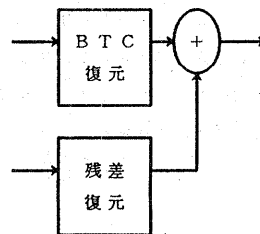


図9 BTCによる復元処理（エッジあり）

各ブロックの属するクラスに対応するビット割り当てテーブルを参照して入力される不定長圧縮データを固定長データに変換するとともに、量子化係数を掛け合わせるにより、各ブロックのスペクトル成分を算出する。

②逆コサイン変換

各ブロックのスペクトル成分に対して逆コサイン変換を行い、表示する。

3. 2. 2 BTCによる復元処理（エッジあり）

BTCによる復元処理は、BTC復元処理および残差復元処理で構成したが、その構成を図9に示す。

①BTC復元処理

BTC圧縮処理によって生成された分解能成分と階調成分を入力し、前述のBTC復元処理を行う。

②残差復元処理

残差圧縮処理で生成された差分画像に対する圧縮デー

タを逆変換を用いて復元を行い、BTC復元画像に重畳することによって、急峻なエッジを含む部分画像の復元を行う。DCT復元処理とほぼ同一の手順に従う。

4. 実験結果

4.1 評価画像

1024×1024×8ビットの胸部X線写真像(5枚)をサンプルとして用いて方式の評価実験を行った。評価に用いた原画像の一例を図10に示す。これらの画像に対してハイブリッド型圧縮復元方式を適用し、その復元画像を従来方式と比較した。評価方法としては、SN比や誤差のエントロピーなどの数値による定量評価とマグニチュード・エスティメーションによる主観評価⁽⁹⁾を採用した。

従来方式としては、アダプティブDCT方式(W. H. CHENら)とBTC方式(二平均値法)を取り上げた。アダプティブDCT方式ではブロックの大きさは16×16とした。BTC方式では圧縮率が1/4と1/6になるように、4×4と8×8の2種類とした。

4.2 定量評価

上記の3種の方式を用いて作成した復元画像に対して

定量的評価を行った。

4.2.1 SN比

表3に急峻なエッジがあるブロックとないブロックおよび画像全体について復元画像のSN比を評価した結果を示す。表3において、(a)は圧縮率が1/4、(b)は圧縮率が1/6のときの結果である。この結果より、急峻なエッジの無いブロックでは、DCT方式、ハイブリッド方式が48~50dB以上という良好な結果となっており、BTCはこれらの結果より多少落ちる。また、急峻なエッジを含むブロックでは、ハイブリッド方式は従来方式よりもSN比が大きく改善されていることがわかった。

ハイブリッド方式において、圧縮率が1/6としたときの復元画像と誤差画像を図11に示す。ここで、誤差画像は差異を明確にするために階調を16倍に拡大して表示してある。DCTの結果と比較すると、エッジの部分(左上隅)で改善の効果がみられる。

4.2.2 誤差画像のエントロピー

表4は各方式において圧縮率を1/4、1/6、1/10、1/20に変化させたときの復元画像の誤差のエントロピーの変化を示す。表4において、各欄の上部の

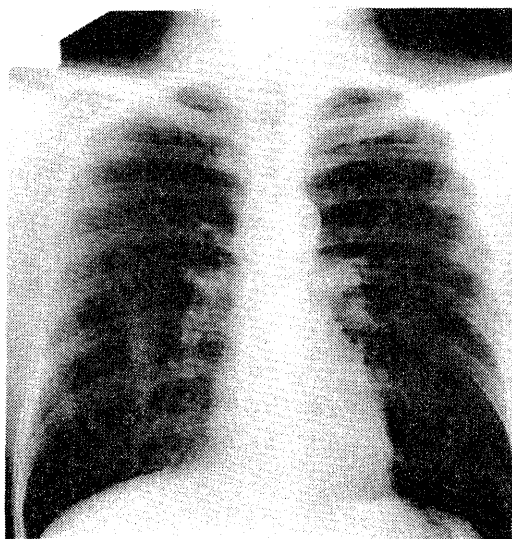
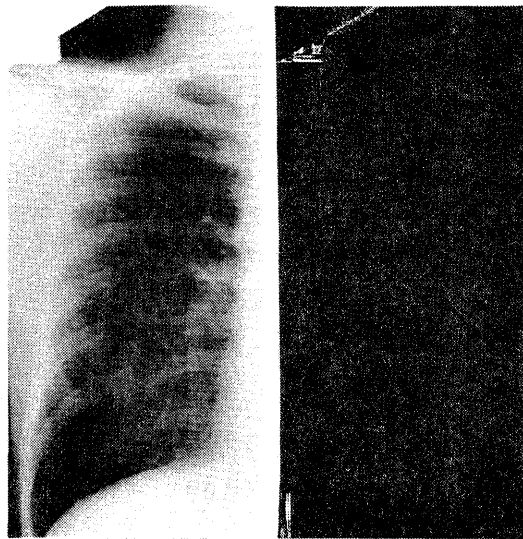


図10 原画像



(a) 復元画像

(b) 誤差画像

図11 ハイブリッド方式

数字は原画像から復元画像の差をとって得られた誤差画像のエントロピー、また、括弧内の数字は所定の圧縮に必要な画素当たりの平均情報量と誤差画像のエントロピーを加算した総合情報量である。各方式により圧縮後にその誤差画像をハフマン符号化などの情報理論的圧縮方法により圧縮を行うと、画像はこの総合情報量で完全な圧縮が可能となる。

この結果より、エントロピーは圧縮方式による差はほとんどないこと、また、圧縮率の増加にともなって、誤差のエントロピーは増大するが、いずれの圧縮率においても完全復元に必要な総合情報量はほぼ一定であることがわかった。

4.3 主観評価

胸部X線写真像(3枚)に対して、圧縮復元方式および圧縮率を変えた復元画像を作成し、主観評価に基づいた画質の評価をおこなった。圧縮率はBTC方式に対しては1/4と1/6、その他の方式に対しては1/5、1/10、1/20、1/40の4種類とした。また、評価の相違性を確認するために原画像もテスト画像に加えた。

評価の方法としては、マグニチュード・エスティメーションを採用した。評価システムとしては、ホストコンピュータとして当社製のM380を用い、これに画像処

表3 SN比による評価

(a) 圧縮率 1/4

	部分領域		画像全体
	エッジあり	エッジなし	
ハイブリッド	35.07	50.44	49.57
DCT	19.20	51.25	40.58
BTC	29.13	46.21	44.96

(a) 圧縮率 1/6

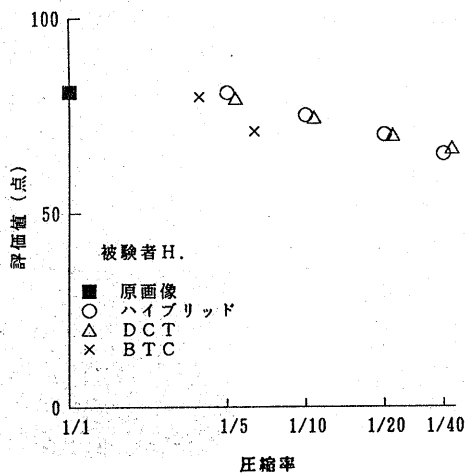
	部分領域		画像全体
	エッジあり	エッジなし	
ハイブリッド	35.07	48.31	47.77
DCT	19.00	48.59	40.11
BTC	26.06	42.18	41.16

表4 差分画像のエントロピー

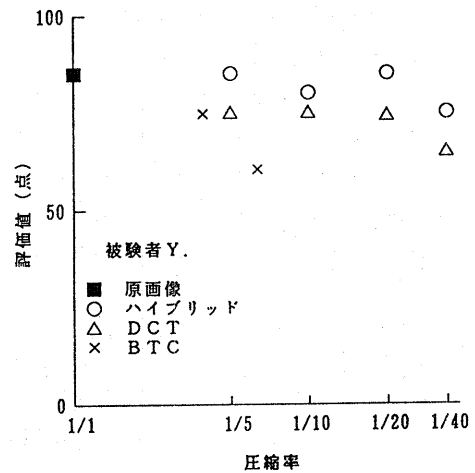
単位はビット/画素

	1/4 (2.00)	1/6 (1.25)	1/10 (0.80)	1/20 (0.40)
ハイブリッド	(3.43)	(3.89)	(3.24)	(2.57)
DCT	(3.43)	(3.92)	(3.07)	(3.62)
BTC	(4.24)	(4.88)	—	—

()内は完全復元に必要な情報量



(a)



(b)

図12 主観評価の結果

理システム (FIVIS) とディスプレイ (1280 × 1024 × 8) を接続した。ディスプレイの左半分には参照用として原画像を常時表示し、右半分には様々な条件のテスト画像をランダムに表示した。被験者はテスト画像の画質を評価し、原画像を100点としたときのテスト画像の評価値を答えることになる。

被験者は、医用画像を扱う専門家である放射線技師にお願いした。

主観評価の結果の一例を図12に示す。図12において、横軸は圧縮率、縦軸は評価値の平均値を示し、データ点の違いは圧縮方式の違いを示す。また、図(a)、(b)は評価者の違いによるものである。この結果より、両評価者とも、ハイブリッド方式の評価値は良好であることが分かった。また、DCT方式については、一方の評価者はハイブリッド方式とほとんど同等の高い評価をしているのに対し、他方の評価者は有為に低い評価となっている。これは、後者がDCTの弱点である急峻なエッジ部分に着目して評価を行ったことに起因しているものと考えられる。

5. まとめ

本稿では、医用画像に適したハイブリッド型圧縮復元方式を提案とともに、実験により復元画像の画質を評価した。この方式は、最初にブロック単位にエッジの判定を行い、この結果に基づいて適応的に圧縮方式を選択することによって、急峻なエッジ部分に弱いという従来のアダプティブDCT方式の課題を回避できるものである。具体的には、急峻なエッジを含まない部分に対しては従来のアダプティブDCTを、また、エッジを含む部分に対しては最初にBTCによる符号化を行い、その復元画像と原画像の差をとった差分画像に対してDCTによる符号化を行う。

実験の結果、以下のことが分かった。

- ① SN比の評価では、エッジ部分でハイブリッド方式はDCT方式、BTC方式のいずれよりも良好な結果であり、エッジのない部分でもDCT方式と同等の高い評価が得られた。
- ② 誤差画像のエントロピーの評価では、ハイブリッド方式とDCT方式はほとんど差がない。

③ 主観評価の結果では、ハイブリッド方式、DCT方式、BTC方式の順で評価が高かった。

以上の結果より、ハイブリッド方式の有効性が確認できた。

謝辞

日頃御指導頂く吉田部長、木村部長、また評価実験に御協力頂いた内山院長、味蓼室長ならびに関係各位に深謝する。

参考文献

- (1) 西岡：“PACSの実用化に向けて—その歩みと問題点—”，Medical Imaging Technology, vol. 5, no. 2, pp. 121-123, July 1987
- (2) E. Takenaka and K. Homma: "Application of PACS - Function of Radiologic Nodes and Duty of Radiologists -", Medical Imaging Technology, vol. 4, no. 2, pp. 132-133, July 1986
- (3) H. K. Huang, et. al.: "PACS at UCLA I - A Status Report -", Medical Imaging Technology, vol. 4, no. 2, pp. 69-79, July 1986
- (4) A. K. Jain: "Image Data Compression: A Review", Proc. IEEE, vol. 69, no. 3, pp. 349-389, Mar. 1981
- (5) W. H. Chen and C. H. Smith: "Adaptive Coding of Monochrome and Color Images", IEEE Trans. Commun., vol. COM-25, no. 11, pp. 1285-1292, Nov. 1977
- (6) 岸本, 三ッ矢, 星田, 釜江: "静止画像のブロック符号化法", 信学会論文誌'79/1, vol. J62-B no. 1 (1979)
- (7) W. H. Chen, C. H. Smith and S. C. Fralick: "A Fast Computational Algorithm for the Discrete Cosine Transform", IEEE Trans. Commun., vol. COM-25, no. 9, pp. 1004-1009, Sep. 1977
- (8) 青木他: "離散コサイン変換による画像圧縮法", Medical Imaging Technology, vol. 5, no. 2, pp. 185-186, July 1987
- (9) S. S. Stevens: "Psychophysics. - Introduction to its perceptual, neural, and social prospects", John Wiley, 1975