ピクセル情報の数値縮小と行列表現による内視鏡画像向けの 新たな可逆情報圧縮の試み

正員 保坂良資 (湘南工科大学)
非会員 星善光 (東京電機大学)
非会員 神田崇宏 ((株)トヨコムシステムズ)

A Trial of New Loss-less Compression Technique for Endoscope Images Using Reduction of Pixel Number Information and its Matrix Representation

Ryosuke Hosaka, Member (Shonan Institute of Technology), Yoshimitsu Hoshi, Non-Member (Tokyo Denki University),
Takahiro Kanda, Non-Member (Toyocom Systems Co. Ltd.)

An endoscope image has a characteristic that the image is presented by reddish colors, since much capillary vessels are located in internal walls of human organs. In the method, the image information is compressed by a characteristic of reddish endoscope image. Ordinary techniques like as DCT, DPCM are not used in the method. Compressed information is constituted by a header information section and a image construction information section. In the header information section, color numbers of each pixel are indicated by difference between its neighbor. In the image construction information section, the color number appearance rate is indicated by index symbols. The index symbols are defined as small number like 0-0, 0-1, 0-2, ... in a matrix. In the experimental result, the compression rate of proposed method is not better than the case of loss-less JPEG process in large color region like a full-scaled typical endoscope images. However, the rate of the proposed method rises in small color region. Under approx. 20000 colors, the rate is better than the loss-less JPEG process. In a case of ROI#1 which is constructed by approx. 1700 colors, difference between compression rate of proposed method and the rate of lossy JPEG is less than 4%. It is considered that the proposed method is effective to compress the small color number endoscope image like as ROI image.

キーワード：ロスレス圧縮，ピクセル数値情報，ソーティング，内視鏡画像，ハフマン符号化

Keywords: lossless compression, pixel number information, sorting, endoscope image, huffman coding

1. はじめに

近代医療において医用画像の役割は大きく、ほとんどの場で活用されている。当初は放射線画像が主体であったが、現在では内視鏡画像に基づく診断も一般化している。内視鏡画像はフルカラー画像であり、これによる診断では色の再現性が重要といわれている¹⁾。とくに「発赤」所見については、微妙な色合いについての議論が今も絶えていない²⁾。いっぽうでこのような医用画像に対しても、デジタル化が伸展している。たとえば放射線画像領域では、PACS(Picture Archive and Communication System)³⁾や ISAC(Image Save And Carry)⁴⁾などで、これが推進された。1994年3月29日には、医用画像のデジタル保存が認可され⁵⁾、医用画像情報の高効率保存が実現されることとなった。国際的にも DICOM 規格が提案され⁶⁾、放射線画像領域における事

実上の標準規格として位置づけられている。内視鏡は、1950年に我が国で開発され、当初は銀塩フィルムやビデオテープに静止画や動画として保存された。しかし1983年に、米国で CCD による電子内視鏡が開発されると同時に、その保存方法もアナログ方式からデジタル方式へと移行した⁷⁾。現在では、静止画の場合には JPEG(Joint Photographic Experts Group)方式⁸⁾により、動画の場合については MPEG(Moving Picture Experts Group)方式⁹⁾による圧縮保存が一般化している。

デジタル情報保存で問題となるのは、圧縮方式と圧縮率である。ロスレスすなわち可逆的に圧縮すると、情報はまったく失われない。しかし、一般に圧縮率が低い。ロッシーすなわち非可逆的に圧縮を施せば、圧縮率は向上する。しかし、圧縮処理の過程で消失する情報成分もあり、元情報と同等の品質は保証されない⁸⁾。前述の内視鏡画像の「発

赤」所見のように診断に関わる場合には、色の再現性が重要となる。このため、ロスレスで圧縮率が良好な方式の実現が望まれる。

これまでに、多くの画像情報の圧縮方式が、提案・実現されてきた。ロスレスおよびロッシーの JPEG(Joint Photographic Experts Group)方式は、その代表例といえる。後者は、インターネットなどの情報メディアで静止画圧縮方式として広く普及している。ロスレス JPEG 方式は DPCM アルゴリズムを用いており、ロッシー JPEG 方式は DCT アルゴリズムを用いている⁸⁾。この他にも、ロスレスの画像ファイルフォーマットとして、TIFF(Tag Image File Format)¹⁰⁾方式も多用されている。これは Adobe 社が提案したタグ付ファイルフォーマットであり、LZW 符号化系列の LZW 符号化¹¹⁾などによる情報圧縮を併用する。この方式は、銀塩写真式の放射線画像や内視鏡画像の、スキャナによるデジタル保存の際に多用されてきた。PACS などの高度なシステムの導入が困難な医療機関では、現在でもこの方式で医用画像をデジタル的に保存している。このため、JPEG 方式などとは若干カテゴリーが異なるが、LZW 符号化圧縮を併用した TIFF 画像情報も、実際の医療現場には相当数存在する。ここまでで述べた既存の情報圧縮方式のほとんど^{12), 13)}は、Lu ら¹⁴⁾によるものも含め、高度な数学的な処理を組み合わせることで人為的に情報に偏りを生じさせたり、情報の統計的特性に適合させることで圧縮率を向上させている。

静止画の内視鏡画像に対して情報圧縮を適用するには、動画の場合とは異なった配慮も求められる。すなわち静止画の場合には、それぞれの画像が独立しているため、MPEG 方式のように前後のフレームから情報を補間することができない。したがって、色を中心とした構成情報の再現性にとくに留意した圧縮保存が不可欠となる。ところで、内視鏡画像は体腔内画像である。体腔内には毛細血管が密に分布している。このため内視鏡画像は、フルカラー画像だが、実質的には赤色系の色情報が支配的である。すなわち、当初より色情報に大きな偏りを有している。このため、多くの情報圧縮アルゴリズムのように、人為的に情報に偏りを生じさせる必要性は小さい。スナップ写真などの一般的なカラー画像と、この点で大きく異なる。

従来の圧縮アルゴリズムは、内視鏡画像のように特殊な画像情報を対象として開発されてはおらず、スナップ写真のように色情報に偏りが少ない画像を対象としている。したがって、内視鏡画像の特性を活用すれば、数学的な処理に依存せずに、比較的単純な処理で情報圧縮が実現できると考えた。本研究では内視鏡画像を対象として、新たな着想によるロスレス圧縮アルゴリズムを試作し、実験的にその効果を検証した。その結果、関心領域画像のように特定の条件下の画像については、従来のアルゴリズムよりも良好な圧縮率を得ることができた。

2. 原理

本方式では、従来の諸方式では不可欠であった DCT や DPCM などの数学的処理は用いない。本方式では、まず画像を構成する全ピクセルの情報を取得し、その内容をさまざまな段階で合理化し、より小さい値に置き換えることで情報圧縮を行う。たとえば画像によっては、ピクセルの色情報やその分布情報が大きな数値になる場合もある。これを、差分表現や多次元行列による表現を駆使することで、より小さい値に変換し、情報の内容を失わずに総量のみを縮小する。本方式で応用する既存の処理は、ハフマン符号化のみである。以下では、そのアルゴリズムについて順次説明する。

本方式における圧縮処理の流れを、図 1 に示す。ここで提案する方式では、元画像の情報を次の二つの要素に分けて、圧縮保存する。

(a). ヘッド情報

(b). 画像構成情報

(a)は、対象画像で用いられているすべての色の色番号情報と、その出現頻度の順位情報から構成される。(b)は、画像を構成する各ピクセルの位置情報と、そのピクセルの色の出現頻度の順位情報から構成される。圧縮効率向上のため、このような二種類の情報に分別して処理することとした。以下ではまず(a)(b)に共通する前処理の部分について説明し、その後、各情報ごとの処理について、個別に説明する。またここでは、一画像の構成ピクセル数を 640×480 と仮想し、

図 1 圧縮処理の原理

Fig. 1. Principle of compression.

カラーパレットについては、便宜上 Windows の True-color Palette を用いた。

〈2・1〉 前処理 図 2 に前処理の内容を示す。前処理は二つの段階で構成される。第一段階では、画像を構成する各ピクセルからピクセル情報を抽出する。二次元的に配されている元画像のピクセルを、(1,1)から(640,480)まですべて走査する。ここで、各ピクセルの色情報と位置情報を、一次的に整理して一時的に保存する。さらに各ピクセルの色情報は、抽出と同時に前述のカラーパレットに照合し、該当する色番号にあらかじめ置換しておく。

次に第二段階として、各色の出現頻度順にこれを整理し、色番号とその出現頻度順位からなる 2 行 m 列の行列 A を作成する。出現頻度順位が同一の色番号が存在する場合には、

図 2 色情報の抽出と行列 A の作成
Fig.2 Extract of colors and production of matrix A.

図3 差分表示による色番号行列B
Fig. 3. Re-definition of color number by use of its differential information.

前述の色番号が小さい順に整列させる。ここで m は、同画像中で使用される総色数となる。なお、同図中で示した各色番号は、仮想値である。

〈2・2〉 ヘッダ情報の生成 図 3 に、ヘッダ情報の生成過程を示す。ヘッダ情報の内容は、先に示した行列 A に類似している。ただしここでは、色番号をより小さい値に変換し、情報量の縮小をはかっている。行列 A の情報は、最大値が m であり、24bit 画像などでは膨大な大きさとなる。したがって、これをより小さな数値に変換することが有効となる。まず、先に示した行列 A の 1 行目から、色番号のみを求める。これらの色番号は、前述のように小さな値とは限らない。そのため、この後に実施するハフマン符号化に適するように、より小さい数値から成る数列に変換する。同図では図 2 の場合に合わせて、最多出現頻度の色番号を 223 として示した。この場合、初期値が 223 であり、それに 224, 225, 230 が続く。この数列は、図 2 の段階で出現頻度順としてあるため、必ずしも大小順にはならない。次に色番号を縮小するために、隣接する色番号同士の差分を求める。初期値のみを残し、他の色番号はすべて差分情報で表す。ここで内視鏡画像は、前述のように色情報に偏りが大きい画像である。すなわち色情報間の距離が小さい可能性が高い。このため、出現頻度の高い色ほど色番号が連続している。したがって差分情報も、すべてとはいえないものの、その多くが小さい値になると予想される。これに行列 A の 2 行目の出現頻度情報を付加すると、より小さい数値によって表現された行列 B が生成される。同行列の二行目にある出現頻度順位は、変化分が 1 の単調増加であり、明示的に示す必要性が小さい。このため、行列 B から 2 行目を削除して、1 行 m 列の行列 C を作成する。これにハフマン符号化を施し、ヘッダ情報として保存する。これを参照すれば、その画像を構成する色の出現頻度順位に対する色番号を知ることができる。たとえばここで示した例では、出現頻度順位が 3 番目の色番号は、初期値 223 に 1 を 2 度加えた 225 となる。しかしこの情報だけでは、各ピクセルの位置情報と色情報の関係がわからない。これについては、次の画像構成情報で定義する。

〈2・3〉 画像構成情報の生成 各ピクセルを復元するには、その位置の色に対応した色番号を知る必要がある。いっぽうヘッダ情報では、これを色の出現頻度順位に対応した差分情報で表現している。このため、異なった色であっても、ヘッダ情報では同一の数値となる可能性が高く、ピクセルによっては色の復元が困難となる。このため、ヘッダ情報に記された差分表現済み色出現頻度情報に対応させることができるなんらかの情報を、各ピクセルに割り当てなければならない。本方式では、差分表現済み色出現頻度情報に対応した指標記号を新たに定義した。これを各ピクセルに対応させて、画像構成情報として保存することで、任意の位置の色の復元を実現する。

ここで定義する指標記号は、 i と j からなる 2 桁の数値である。 i と j がとりうる範囲は、0 から 255 の 8bit である。

図4 指標記号の定義

Fig. 4. Definition of index symbol.

index symbol matrix for less than 65536 colors D2					
	0	1	2	.	j
0	0-0	0-1	0-2	.	0-j
1	1-0	1-1	1-2	.	1-j
2	2-0	2-1	2-2	.	2-j
.	.	.	.	.	.
i	i-1	i-2	i-3	.	i-j

(a). 65536 色以下の場合

(a). Case of less than 65536 colors

index symbol matrix for over 65537 colors D3					
k \ j	0	1	2	.	j
0	0-0	0-1	0-2	.	0-j
1	1-0	1-1	1-2	.	1-j
2	2-0	2-1	2-2	.	2-j
.	.	.	.	.	.
i	i-1	i-2	i-3	.	i-j

(b). 65537 色以上の場合

(b). Case of over 65537 colors

図5 指標記号の行列

Fig. 5. Matrix of index symbol.

指標記号の具体的な作成手順を、図 4 に示す。まず、既に求めてある行列 C を参照する。次に、出現頻度の高い色から順に、Fig.4 に示すように 0-0、0-1、1-0、0-2、1-1、2-0 と、順次割り当てていく。割り当ての順序は、同図からわかるようにジグザグ状に実施される。これは、一見 DCT 変換の際に見られるジグザク走査と酷似している。しかし、その本質はまったく異なるものである。ここで用いた例では、0-0 が色番号 223 に対応している。同様に、0-1 が 224 に、1-0 が 225 に、0-2 が 230 に対応している。すなわち、出現頻度の高い色番号に 0 や 1 などの小さい数値による指標記号を割り当てることで、最後に実施するハフマン符号化に向けてより適したものとす。

指標記号行列の概念を、図 5 に示す。i と j の最大値は 255 に設定したため、65536 色までの画像については、正方行列 D2 状の数列となる。また 65537 色以上の画像については、新たに k 軸を加えた三次元行列 D3 状の数列とする。各ピクセルの色番号は、最終的にこの指標記号に置換される。その後ハフマン符号化を施し、各ピクセルに対応させて、画像構成情報として保存する。

たとえばここで、各軸成分を 4bit とすると、i や j の最大数は 16 までにとどまるため、すでに説明した方法よりも数値の縮小が期待できる。しかし画像によっては、これと連動して行列の次数が増大する。この場合、圧縮・復元の処理が複雑となる。本研究の範囲では、実際の内視鏡画像の色数を参考としたうえで、数値の縮小効果と処理の複雑化を勘案して、1 軸成分の最大値を 8bit に設定した。

(2・4) 元画像の復元 元画像の復元手順を、図 6 に示す。画像の復元にあたっては、まず保存された情報の中から、ピクセルの位置に対応した指標記号を読み取る。これを、元画像の色数に対応させて行列 D2 あるいは D3 と照合する。ここから色の出現頻度順位を求める。次にヘッダ情報を参照し、その出現頻度順位に相当する色番号を求める。この色番号を、指標記号を読み出したピクセルの位置に順次当てはめていく。最終的には、これをカラーパレットと照合し、元の色情報に復元する。これをすべてのピクセルに対して順次実施することで、元画像を復元できる。

たとえば図4で(1,1)の位置にあるピクセルでは、保存された指標記号は 1-0 となる。これを図 4 の順序図および図 5(a)の行列 D2 と照合すると、その位置の色は、出現頻度順位が 3 番目の色であることがわかる。この順位情報を図 3 に示した行列 C に適用すると、初期値である 223 に 1 を二度加えた数値すなわち 225 が、このピクセルのカラーパレット上の色番号であることがわかる。この色を(1,1)の位置に適用することで、同ピクセルの元情報が復元される。この作業を、画像を構成するすべてのピクセルに対して順次実施すれば、元画像が復元できる。

3. 壓縮實驗例

ここでは、本方式による画像情報の圧縮効果を調べるために、内視鏡画像を対象とした実験を試みた。

図6 元画像の復元
Fig. 6. Restore of image.

〈3.1〉 方法 まず本方式の全般的な特性を知るために、消化管の3部位の内視鏡画像（以下、対象画像と略す）に対して圧縮処理を施し、既存の各方式と比較した。具体的には胃部、食道部、腸管部の画像を用いた。次に、小色数の画像に対する特性を知るために、関心領域（以下、ROI 画像と略す）として切り出した画像に対しても同様の処理を施し、既存の各方式と比較した。ROI 画像は元画像から切り出されるために、一般に面積が小さい。そのため、そこに含まれるピクセルの総色数も小さいことが多い。このため、小色数画像の圧縮効率を知るのに好適と考えた。

対象画像は各部位で3枚ずつ、合計9枚を用意した。各対象画像は、胃部画像として stomach#1 から#3、食道部画像として gullet#1 から#3、腸管部画像として bowel#1 から#3を用いた。対象画像はすべて 24bit 画像である。すべての対象画像は、第二章で述べたアルゴリズムの説明に合わせて、640×480 のピクセル数に統一した。これらの各画像は、内視鏡元画像の視野の中心から、640×480 の大きさに切り出して作成した。図7に、対象画像の一例として stomach#1 の画像を示す。ここでは、便宜上モノクローム画像として示したが、実験では、前述のとおり 24bit 画像として用いた。いっぽう、小色数画像の例として用いる ROI 画像については、7枚の画像を用意した。これらの ROI 画像は、すべて図7に示した胃部対象画像 stomach#1 の中心より切り出して作成した。これらに対しても前出の9枚の対象画像と同様に圧縮処理を施し、既存の方式による圧縮結果と比較した。表1に、対象画像および ROI 画像それぞれの、ピクセル数と色数を示す。

すべての画像は Bit-Map（以下、BMP と略す）形式で与えられ、本方式、ロスレス JPEG 方式で圧縮保存された。

図7 実験に用いた胃部画像の例
Fig. 7. An example of processed image.

表1 実験に用いた画像の特性
Table 1. Specifications of compressed images
(a). 対象画像 (b). ROI画像
(a). Target images (b). ROI images

	size	colors		size	colors
stomach #1	640×480	86988	ROI #1	48×36	1697
#2	640×480	54662	#2	64×48	2981
#3	640×480	90312	#3	96×72	6432
gullet #1	640×480	74174	#4	128×96	10886
#2	640×480	72802	#5	160×120	15952
#3	640×480	97267	#6	213×160	25211
bowel #1	640×480	118638	#7	320×240	44044
#2	640×480	112831			
#3	640×480	190296			

さらに、処理後の画像を構成する色数の変化から情報量の減少を評価した。またカテゴリーは若干異なるが、TIFF 方式による圧縮保存と比較を試みた。同様に、参照例として、非可逆圧縮方式を代表するロッシェーJPEG 方式によっても圧縮保存と比較を行った。TIFF 方式では、LZW 符号化を併用した。ロッシェーJPEG 方式による圧縮処理では、基本方式（Baseline System）を用いると共に、最良の画像品質が得られるように各パラメータを調整した。なお LZW 符号化を併用する TIFF 形式では、情報保存の際に、そのアルゴリズムに適さない画像については、元画像よりも情報量が増加することがある。一部の市販ソフトウェアでは、そのような場合に、自動的に無圧縮の BMP 形式で保存することで、見かけ上は TIFF 形式としながら、情報量の増加を防止しているものもある。ここでは、各方式の特性を純粹に比較評価する。このため本実験では、そのようなソフトウェアの使用は避けた。

(3・2) 結果 実験結果を図8に示す。同図(a)では、各方式による処理結果を圧縮率で比較した。横軸は、処理前の元画像の色数である。同図(b)では、各方式の処理による情報の消失を、処理後の色数の残存率で比較した。横軸は同図(a)の場合と同様に、元画像の色数である。同図(b)では、黒色の棒グラフが、BMP形式画像、本方式、ロスレスJPEG方式、TIFF方式の無圧縮あるいはロスレス圧縮処理による結果を表している。白色の棒グラフは、ロッキーJPEG方式の結果を表している。両図で、右側の領域が多色数の対象画像に対する特性を表しており、左側の灰色の領域が小色数のROI画像の特性を表している。以下では、対象画像領域とROI画像領域とに分けて、結果を順次評価する。

多色数の対象画像領域では、すべての画像において、ロッキーJPEG方式が最も良好な圧縮率を示している。その圧縮率は、約17%で安定している。ただし同方式では、すべての対象画像において、色数にして約55%から60%の情報が消失している。これに対してロスレスJPEG方式では、圧縮率は50%前後に留まるものの、処理前後の色数に変化はなく、情報の消失はない。しかし、元画像の色数の増加にともなう圧縮率の低下が、若干生じている。TIFF方式は、全般的に圧縮率が低い。最も効率が良い例でも、95%程度にとどまっている。また一部の画像では、元画像よりも情報量が増加している。これは前述のように、同方式のアルゴリズム上の弱点が暴露された好例といえる。そのため、ここに示したような結果が得られたと考えられる。これらに対して本方式による圧縮結果は、ほとんどの画像で75%前後の圧縮率を示している。また、元画像の色数の増加にともない、圧縮率にわずかながら悪化する傾向が認められる。ただしロスレスJPEG方式では、元画像の色数が100000色前後である場合には良好な結果を示しているものの、これよりも色数が増減すると、本方式よりもやや急峻な圧縮率の悪化が認められている。

小色数のROI画像領域では、対象画像領域とは大きく異なった傾向が認められる。すなわち、ロッキーJPEG方式、ロスレスJPEG方式、TIFF方式のすべてに、元画像の色数の減少にともなう圧縮率の低下が生じている。TIFF方式の場合は、前述のアルゴリズム上の弱点によるものと思慮されるが、ロスレスおよびロッキーJPEG方式においても、その特性に顕著な劣化が生じている。これに対して本方式の特性のみは、同領域において逆に向上している。とくに、約20000色を境界として、ロスレスJPEG方式よりも良好な圧縮率を実現していることがわかる。またさらに、ごく色数の小さい領域にあっては、ロッキーJPEG方式にきわめて近い圧縮率を実現していることもわかる。この小色数領域における本方式の効率向上はきわめて顕著である。最も色数が小さいROI#1の画像の場合、本方式とロッキーJPEG方式との圧縮率の差は4%以下であった。

小色数領域での各方式の差をわかりやすくするために、図8(a)に示した結果を、色数軸のみ対数表示として、図9

(a) 各方式における元画像の色数と圧縮率の関係
 (a) Relation between amount of color and compressed size in ratio

(b) 各方式における元画像の色数と情報残存率の関係
 (b) Relation between amount of color and compressed color in ratio

図8 実験結果

Fig. 8. Results of experiment.

に示す。同図より明らかなように、本方式の特性のみが、色数の増減に強く依存していることがわかる。ロスレスおよびロッキーJPEG方式は、小色数領域で確実にパフォーマンスが低下していることがわかる。またTIFF方式については、中間的な色数の領域では若干の圧縮率が確保できる

図9 各方式における圧縮率の変化（片対数表示）
Fig. 9. Relation between amount of color and compressed size in ratio (in logarithm axis).

が、小色数および多色数領域では、必ずしも効率が向上しないことがわかる。本方式による圧縮処理では、多色数領域から少色数領域へと、単調減少の傾向が維持されている。とくに20000色を境として、本方式とロスレスJPEG方式の関係が逆転している。それよりも色数の小さい領域では、本方式の方が良好な圧縮特性を示していることがわかる。

4. 考 察

ここで対象画像として用いた内視鏡画像は、50000色から200000色の色情報を有していた。その範囲では、本方式による圧縮処理は、ロスレスJPEG方式に及ばなかった。しかし小色数のROI画像の範囲では、本方式のパフォーマンスが顕著に向上することがわかった。とくに、色数がほぼ20000色を下回る領域の画像に対しては、ロスレス圧縮方式の代表例であるロスレスJPEG方式よりも良好な結果を得ることができた。これよりも色数が小さい領域では、さらに効率が向上し、1000色程度のごく色数が小さい領域では、ロッキー圧縮方式の代表例であるロッキーJPEG方式に迫る圧縮率を実現している。これは本方式が、原理上、画像を構成するすべてのピクセルに関連した情報の数値成分のみに対して、単純に縮小処理を施していることによると考えられる。すなわち、小色数の画像は、圧縮処理の際に縮小対象となる色の数そのものが少ない。このため、効率の良い圧縮処理が実現されていると思慮される。このことから、本方式の現時点でのアルゴリズムは、色数が大きい領域ではロスレスJPEG方式に及ばないものの、ROI画像のように色数が小さい領域では、きわめて有効であるとえられる。

一部で、電子カルテの試験的な運用が始まっている。その構成要素として、医用画像を求める声も相当数存在する

15)。しかし同システムで保存される情報の中で主体をなすのは、医師の所見やオーダリングに関する情報である。ここに従来の方法でロスレス保存した画像を添付すると、その情報量がファイルの大半を占めることとなり不合理であった。このため、現実的には画像情報の添付が可能な電子カルテは提案されていない。しかし同システムは画像管理システムとは異なる。ここで参考情報として利用されるのは、必要性の低い情報を含んだ元画像ではなく、ROI画像様の情報であると推測できる。このような場面に本方式を適用すれば、合理的に参考情報を添付することができると考える。前述のように、図9より、約20000色を境として、本方式とロスレスJPEG方式の圧縮効率が逆転する。表1を参照すると、20000色程度の色数のROI画像の大きさは、ここで用いた例に関しては、200×150程度と推定される。この程度の大きさが確保できれば、電子カルテの参考画像情報として適用可能と考える。また、本方式で圧縮された画像情報はロスレスであるため、そこから情報が消失することはない。したがって、冒頭で記した「発赤」所見などについて診断の際に参考として用いても、それにより診断の安全性が低下する可能性は小さい。

現時点では、標題が示すように試作段階にあり、改善の余地も残されている。たとえば、ここで対象としているのは、赤色系が中心の内視鏡画像である。しかしそのような画像でも、目視した際に近似した色が、赤色以外の要素で大きな差異を有している可能性もある。このような場合、前述の隣接する色番号の間には大きな差が生じ、差分情報も大きな数値となる可能性がある。これについては次のような対策を考えている。すなわち、そのような色の範囲と色番号の範囲をあらかじめ規定しておき、これらが隣接した際には、大きく異なる色番号を、その画像に限って近接した色番号に置換する。その置換情報は、ヘッダ情報の冒頭に記述する。このような動的なカラーパレット処理を施すことで、対処できると考える。画像構成情報についても、指標記号が8bitまでの数値で表現されるため、最大値は255-255に達する。単純にこれを4bit化することは、前述のように行列の次数の増大を招くため、必ずしも有効とはいえない。しかしこれについても、処理の初期段階で画像中の総色数を求め、これにあわせて、指標記号の一軸あたりのbit数を動的に決定すれば、さらなる効率の向上も期待できよう。たとえば総色数が256以下であるならば指標記号を4bitとし、これが7816以下ならば6bitとするなどといった対応である。これを2bit程度の間隔で拡張すれば、小色数領域の画像だけにとどまらず、多色数領域の画像に対しても、それに適した圧縮処理が実現できるものと考えられる。これらについては、次の段階の課題としたい。

5. おわりに

本研究では、内視鏡画像のような色情報に偏りが大きい画像を前提として、新たな情報圧縮を試みた。本方式の原理の基本は、ソーティングにあるといえる。処理中で用い

られている差分表現や行列化も、広義の解釈ではこれに含まれる。したがって、高度な数学的処理はいつい必要とせず、唯一用いている旧来の手法はハフマン符号化のみである。このような基礎的な技術により、相当程度の圧縮効率を実現したアルゴリズムは他に例がない。結果としては、多色数領域ではロスレス JPEG 方式には及ばないものの、小色数領域の画像では、ロスレス圧縮アルゴリズムとして、ロッキー圧縮アルゴリズムに迫る良好な圧縮率が実現できることがわかった。さらに本方式のアルゴリズムは、前述のように比較的単純な処理で構成されている。したがって、処理コストの低減にも寄与できると考えられる。また、ここで比較対象とした諸方式は、いずれもすでに完成されている。これに対して本方式のアルゴリズムは、試行段階にある。考察で述べたいいくつかの改善策を実施することで、さらなる圧縮率の向上が期待できると考える。

謝辞

本研究は、財団法人 内視鏡医学研究振興財団 平成 9 年度研究助成金の支援により実施されました。ここに、同財団に対して深謝いたします。

(平成 13 年 5 月 17 日受付, 平成 14 年 4 月 25 日再受付)

文 献

- (1) 竹中榮一・長谷川 伸: 医用電子診断の基礎 ―装置と応用―, p.55, オーム社, 東京 (1984)
- (2) 岡本平次: プラクティカルコロノスコピー第 2 版, pp.76-81, 医学書院, 東京 (2002)
- (3) 斎藤正男: デジタル画像処理, p.159, 東海大学出版会, 東京 (1995)
- (4) 医療とコンピュータ増刊号 IS&C 特集, p.10, ネットワーク, 東京 (1994)
- (5) 三浦公嗣: 医療とコンピュータ増刊号 IS&C 特集, p.6, ネットワーク, 東京 (1994)
- (6) DICOM Cook Book Version 1.1, PHILIPS (1997) (ftp://ftp.wjq.philips.com/medical/interoperability/out/DICOM_Information/)
- (7) 日本消化器内視鏡学会, 消化器内視鏡技師制度制定委員会編: 消化器内視鏡技師のためのハンドブック, p.4, 医学図書出版, 東京 (1994)
- (8) 越智 宏・黒田英夫: 画像圧縮技術, pp.110-150, 日本実業出版社, 東京 (1999)
- (9) 安田 浩・渡辺 裕: デジタル画像圧縮の基礎, 基本原理とアプリケーション, pp.135-154, 日経 BP センター, 東京 (1997)
- (10) 磯 博: デジタル画像処理入門 コンピュータによる画像処理の基礎知識, p.83, 産能大学出版部, 東京 (1997)
- (11) 植松友彦: 文書データ圧縮アルゴリズム入門, pp.174-208, CQ 出版社, 東京 (1995)
- (12) K. Irie and R. Kishimoto: "Design of perfect reconstructive subband image coding", *The trans. of the IEICE B-I*, J75-B-I, 1, pp.57-66 (1992-1)(in japanese)
入江一成・岸本了造: 完全再生サブバンド映像符号化方式の設計, 信学会論文誌 B-I, J75-B-I, 1, pp.57-66 (1992-1)
- (13) K. Komatsu, K. Sezaki, and Y. Yasuda: "Reversible subband coding of images", *The trans. of the IEICE D-II*, Vol.J78-D-II, No.3, pp.429-436 (1995-3) (in japanese)
小松邦紀・瀬崎 薫・安田靖彦: 「濃淡画像の可逆的なサブバンド符号化法」, 信学会論文誌 D-II, J78-D-II, 3, pp.429-436 (1995)
- (14) C. Lu, N. Omar, and Y. Zhang: "A modified shortkernel filter pair for perfect reconstruction of HDTV signals", *IEEE Trans. Circuits & Syst. Video Technol.*, Vol.3, No.2, pp.162-164 (1993)
- (15) N. Sakabe, S. Aoyagi, K. Abe, K. Arai, H. Ito, H. Inoue, B. Imazumi, S. Kanou, Y. Koike, S. Sakai, K. Tomoda, N. Yamanaka, I. Watanabe, Y. Watanabe, H. Kawauchi, K. Gyou, S. Huruta, N. Mori, and T. Morisono: "Questionnaire survey of Japanese ear-nose-throat informatics society about electronic patient record(EPR)", 1st. Ann. Conf. of Japan Assoc. for Med. Info., pp.410-411 (2000) (in japanese)
坂部長正・青柳 優・阿部和也・荒井和夫・伊藤八次・井上秀朗・今泉 敏・加納 滋・小池靖夫・酒井俊一・友田孝一・山中 昇・渡辺いさむ・渡辺行雄・川内秀之・暁 清文・古田 茂・森 望・森岡徹志: 「耳鼻咽喉科情報処理研究会会員から集めた電子カルテに関するアンケート結果」, 第 1 回日本医療情報学会学術大会論文集, pp.410-411 (2000)

保坂 良資

(正員) 1954 年 8 月 28 日生まれ。77 年 3 月工学院大学工学部電子工学科卒業。77 年 4 月～79 年 3 月東京大学医学部研究生。84 年 3 月工学院大学大学院博士課程修了, 工学博士。東京電機大学工学部電気通信工学科(現情報通信工学科)助手, 防衛医科大学校医学教育部放射線医学講座助手を経て 93 年 4 月より湘南工科大学工学部情報工学科助教授, 現在に至る。日本エム・イー学会, 電子情報通信学会, 情報処理学会, 計測自動制御学会, 日本人間工学会, ライフサポート学会, 日本医療情報学会などの会員。

星 善光

(非会員) 1974 年 8 月 18 日生まれ。97 年 3 月湘南工科大学工学部情報工学科卒業。同年 4 月より東京電機大学大学院工学研究科情報通信工学専攻博士前期課程入学。99 年 3 月同課程修了, 工学修士。同年 4 月同専攻博士後期課程入学。02 年 4 月東京電機大学工学部情報通信工学科助手, 現在に至る。日本エム・イー学会, 電子情報通信学会, ライフサポート学会などの会員。

神田 崇宏

(非会員) 1975 年 11 月 10 日生まれ。98 年 3 月湘南工科大学工学部情報工学科卒業。同年 4 月より株式会社トコムシステムズ第一技術部勤務, 現在に至る。日本エム・イー学会, ライフサポート学会の会員。