

## 확장 JPEG 표준을 이용한 점진식 의료 영상 압축

안창범 · 한상우 · 김일연

=Abstract=

### Extended JPEG Progressive Coding for Medical Image Archiving and Communication

Chang Beom Ahn, Sang Woo Han, and Il Yeon Kim

The international standard for digital compression and coding of continuous-tone still image known as JPEG (Joint Photographic Experts Group) standard is investigated for medical image archiving and communication. The JPEG standard has widely been accepted in the areas of electronic image communication, computer graphics, and multimedia applications, however, due to the lossy character of the JPEG compression its application to the field of medical imaging has been limited. In this paper, the JPEG standard is investigated for medical image compression with a series of head sections of magnetic resonance (MR) images (256 and 4096 graylevels, 256×256 size). Two types of Huffman codes are employed, i. e., one is optimized to the image statistics to be encoded and the other is a predetermined code, and their coding efficiencies are examined.

From experiments, compression ratios of higher than 15 were obtained for the MR images without noticeable distortion. Error signal in the reconstructed images by the JPEG standard appears close to random noise. Compared to existing full-frame bit-allocation technique used for radiological image compression, the JPEG standard achieves higher compression with less Gibb's artifact. Feature of the progressive image build-up of the JPEG progressive coding may be useful in remote diagnosis when data is transmitted through slow public communication channel.

**Key words :** JPEG, Medical Image Compression, Progressive coding

### 서 론

진단 의학 및 컴퓨터, 전자산업의 발달로 다양한 진단 의료 영상기기가 개발되었다. 특히 X-Ray 단층 촬영 및 핵자기 공명 영상, 초음파 영상 등은 현대 진단과정에서 빼놓을 수 없는 도구로 인식되고 있다. 다양한 진단 영상의 효율적인 처리나, 저장 또는 전송을 위하여 진단 영상들을 컴퓨터에 디지털 형식으로 저장하는 것이 편리한데,

이를 위한 영상 압축은 거의 필수적이라 할 수 있다. 영상 압축은 크게 무손실 압축과 손실 압축으로 나누어지는데, 무손실 영상 압축은 압축비가 낮아 압축효과가 그다지 크지 못하고, 손실 압축의 경우 압축비는 증가하나 의료 영상분야에서의 사용은 매우 제한적이었다.

JPEG은 국제 표준화 기구와 국제 전신 전화 자문회의에서 개발한 디지털 연속조 정지영상에 대한 압축 및 부호화의 국제 표준이다<sup>1, 2)</sup>. JPEG 표준은 양자화 테이블의

\* 광운대학교 전기공학과

이 논문은 1993년 한국학술진흥재단의 자유공모과제 연구비 및 광운대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.  
통신저자: 안창범, 광운대학교 전기공학과, Tel. (02) 910-5148, Fax. (02) 909-3159

scale factor 를 바꿈으로써 압축비 및 화질을 조절하는데 대부분의 고화질 전자영상에서 약 20배 정도의 압축비를 얻을 수 있는 것으로 알려져 있다. JPEG 형식은 국제표준으로 여러분야에서 널리 받아들여지기 때문에 post processing 이나 멀티미디어 등과 관련한 다양한 영상처리나 영상 데이터 베이스 응용 등에 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. 따라서 본 논문에서는 고화질을 유지할 수 있고 화질의 조정이 용이하며 비교적 값싸게 실시간 압축 및 재구성이 가능한 JPEG 표준을 이용하여 의료영상 압축을 연구하였다. 이를 위하여 확장 JPEG 의 점진식 모드를 256 및 4096 graylevels 을 갖는 핵자기공명 단층영상에 적용하여 성능을 조사하였으며 엔트로피 부호로는 부호화하려는 영상의 통계적 특성에 최적화된 Huffman 부호와 미리 결정된 Huffman 부호를 사용하였다.

서론에 이어 2장에서는 의료영상의 압축을 위한 JPEG 표준을 간단히 검토하였고, 3장에서는 핵자기공명 단층영상에 대하여 JPEG 표준을 적용하여 압축한 결과를 요약하였다. 4장에서는 JPEG 표준과 기존의 전프레임 비트 할당 기술을 비교 검토하였으며<sup>3,4)</sup> 5장에서는 결과 및 JPEG 압축의 장점을 논의 하였다<sup>5)</sup>.

### JPEG 표준

JPEG 국제표준은 디지털 연속조 정지 영상의 부호 및 복호과정과 압축된 영상 데이터의 부호화된 표현을 위한 요구조건과 구현지침을 제공한다. 이 표준의 중요한 응용은 영상 통신, 전자 출판, 그래픽 아트, 그리고 영상과 관련한 다양한 데이터 베이스 등이다. JPEG 표준은 칼라 또는 명암을 갖는 연속조 정지영상 압축을 위한 표준으로써 흑백의 이진영상압축에는 사용할 수가 없다. 이진 영상 압축에는 팩시밀리 등에서 사용되고 있는 CCITT Group 3 및 4 표준이 있고<sup>6)</sup>, 현재 국제 표준화 기구에서 개발중인 Joint Bi-level Image Group (JBIG) 표준안 등이 있다<sup>7)</sup>. JPEG 표준에서 가장 간단한 DCT 기반의 순차식 모드를 기본과정이라 하고, 부가적인 DCT 기반의 점진식 및 계층식 과정들과 무손실 모드를 확장 JPEG 이라 한다. 확장 JPEG 을 쓰는 어떤 복호기에서도 기본복호과정은 반드시 갖추고 있어야 한다.

#### 2.1. JPEG 기본 과정

그림 1은 JPEG 표준의 DCT 기반 순차식 모드의 주요 처리 단계이다. 8×8블록에 대한 순방향 DCT 및 역방향 DCT 는 다음과 같이 주어진다<sup>8)</sup>.

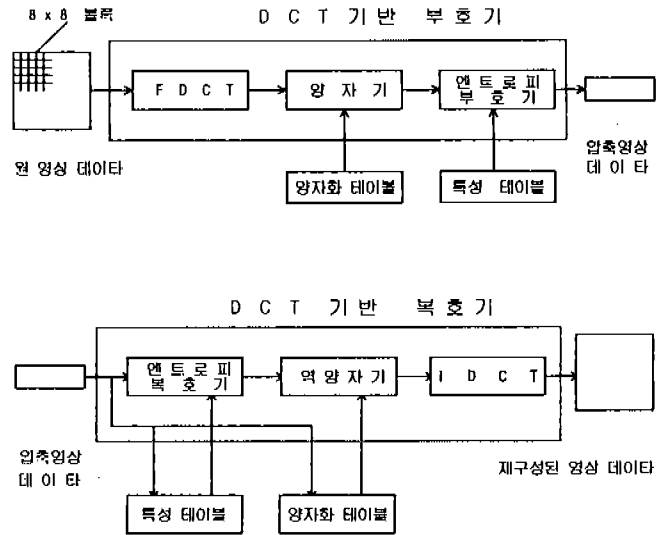


그림 1. DCT 기반 JPEG 부호기 및 복호기의 간단한 블록 다이어그램

Fig. 1. A simplified block diagram of DCT-based JPEG encoder and decoder.

$$F(u, v) = \frac{1}{4} C(u) C(v) \sum_{x=0}^7 \sum_{y=0}^7 f(x, y) \cos \frac{u(2x+1)\pi}{16} \cos \frac{v(2y+1)\pi}{16} \quad (1)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{4} \sum_{u=0}^7 \sum_{v=0}^7 C(u) C(v) F(u, v) \cos \frac{u(2x+1)\pi}{16} \cos \frac{v(2y+1)\pi}{16} \quad (2)$$

여기에서  $f(x, y)$  는 8×8 의 영상블록,  $F(u, v)$  는 DCT 계수를 나타내고,  $C(u)$  및  $C(v)$  는 아래식으로 주어지는 계수들이다.

$$C(u), C(v) = \frac{1}{\sqrt{2}}, u, v = 0 \text{ 일 때} \quad (3)$$

$$C(u), C(v) = 1, u, v \neq 0 \text{ 일 때} \quad (4)$$

위 식으로 계산된 DCT 계수들은 양자화 테이블에 의하여 양자화 된다. 여기에서 양자화란 DCT 계수를 각각의 양자화 테이블에서 주어진 스텝크기로 나눈 후, 가장 가까운 정수를 취하는 과정이다.

$$F^Q(u, v) = \text{Round} \left( \frac{F(u, v)}{Q(u, v)} \right) \quad (5)$$

여기에서  $F^Q(u, v)$ 는 양자화된 DCT 계수들이고,  $Q(u, v)$ 는 양자화 테이블의 스텝크기를 나타낸다. JPEG 표준에서는 특정한 양자화 테이블을 지정하고 있지 않고 응용 프로그램에서 정하게 되어 있다.  $8 \times 8$ 의 2차원으로 배열된 양자화된 DCT 계수들은 zigzag 스캔을 거쳐 64개의 1차원 배열로 바뀐 후 엔트로피 부호화과정을 거치게 된다. 엔트로피 부호는 d.c.의 경우 인접한 블록들간에 상관도가 높아서 앞의 블록과의 차이를 취하여 엔트로피 부호화를 하고 나머지 다른 a.c. 계수들은 직접 엔트로피 부호화를 한다. 이때 자주 나타나는 0 값에 대해서는 연속길이(run length)를 부호화한다. 엔트로피 부호화를 위하여 기본 순차 과정에서는 Huffman 부호를 사용하고<sup>9)</sup>, 확장과정에서는 Huffman 또는 산술 부호<sup>10)</sup>를 사용한다. 복호화과정은 본질적으로 부호화 과정의 역인데 (5) 식으로 얻어지는 양자화된 DCT 계수에 양자화 테이블에 의해 지정된 스텝 크기를 곱한다.

$$\hat{F}(u, v) = F^Q(u, v) * Q(u, v) \quad (6)$$

(6)식에서 추정된 DCT 계수  $\hat{F}(u, v)$ 에 (2)식으로 주어지는 DCT 역변환을 적용하면  $8 \times 8$ 의 샘플 영상블록이 재구성된다.

## 2.2. JPEG 확장 과정

점진식 DCT기반 모드에 있어서  $8 \times 8$ 영상블록은 순차식 모드와 마찬가지로 변환된다. 그러나 DCT 계수의 부호화 순서는 순차식 모드와 다르다. JPEG 점진식 모드에서 양자화된 DCT 계수를 부호화 하기 위한 방법으로 스펙트럼 선택과 연속근사법의 두가지 절차가 규정되어 있다. 스펙트럼 선택에서는 특별한 주파수 대역의 DCT 계수를 우선 부호화하고, 다음번 주사에서 나머지 대역들이 점진적으로 부호화된다. 점진식 모드에서의 재구성은 전단계에서 재구성된 영상에 현재 주파수 대역의 DCT 계수의 역변환을 통하여 얻어진 영상을 더함으로써 진행된다. 따라서 재구성된 영상은 점진적으로 해상도가 향상된다. 연속근사법에서는 가장 중요한 비트(Most Significant Bits:MSB)들을 먼저 부호화하고, 점진적으로 나머지 비트들을 부호화한다.

계층식 모드에서는 서로 다른 해상도를 갖는 연속 프레임으로 부호화한다. 이때 축소샘플링과 확장샘플링을 통하여 피라미드 모양의 공간해상도를 구성하게 되는데, 현재의 프레임은 다음번 프레임을 위한 예측기준이 된다. 계층식 모드에서의 재구성도 점진식 모드와 유사하

**표 1.** JPEG에서 예시한 인간의 눈에 최적화시킨 명암요소에 대한 양자화 테이블

**Table 1.** A quantization table for luminance component based on the psychovisual thresholding.

16	11	10	16	24	40	51	61
12	12	14	19	26	58	60	55
14	13	16	24	40	57	69	56
14	17	22	29	51	87	80	62
18	22	37	56	68	109	103	77
24	35	55	64	81	104	113	92
49	64	78	87	103	121	120	101
72	92	95	98	112	100	103	99

게 낮은 해상도에서 높은 해상도로 점차 향상된다.

JPEG 무손실 모드에서는 DCT 변환을 사용하지 않고 예측기를 사용하여 예측한 값과 현재값의 차이를 Huffman 부호나 산술부호로 엔트로피 부호화한다. JPEG에서의 예측기는 이미 재구성된 최대 세개까지의 주변 pixel 들을 사용하여 구성할 수 있다. 무손실 모드의 압축 효율은 DCT 기반 손실 모드만큼 높지는 않으나 원래 영상의 값을 유지할 필요가 있을 때 사용한다.

## 확장된 JPEG 표준을 사용한 의료영상 압축

의료 영상 압축을 위한 JPEG 표준의 성능을 조사하기 위하여 256 graylevels(8bits/pixel)과 4096 graylevels(12bits/pixel)를 가진 핵자기 공명 단층 영상들을 사용하였다. 이러한 영상들은 본래 65536 graylevels(16bits/pixel)를 갖는 자기공명 영상들로부터 양자화과정을 통하여 만들어졌다. DCT기반 점진식 모드를 위하여 zigzag 주사를 한 후 양자화된 DCT 계수들을 세개의 주파수 대역(0-3, 4-15, 16-63)으로 나누었다. DCT 계수들의 양자화는 표 1에서 보인 인간의 눈에 최적화시킨 양자화 테이블을 사용하였다. 엔트로피 부호화에 사용된 Huffman 부호는 두가지로써, 하나는 압축하고자 하는 영상의 통계적 특성에 최적화시킨 부호이고, 다른 하나는 JPEG 표준에서 예시한 부호이다.

그림 2는 256 graylevels를 갖는 핵자기 공명 영상들에 대해 JPEG 점진식 모드를 이용하여 압축한 후 재구성한 영상들이다. 그림 2에서 볼 수 있듯이 초기단계에서 재구성된 영상들에는 높은 주파수 요소들의 부족으로 인하여 블록형태의 왜곡이 나타난다. 그러나 마지막 단계에서 재

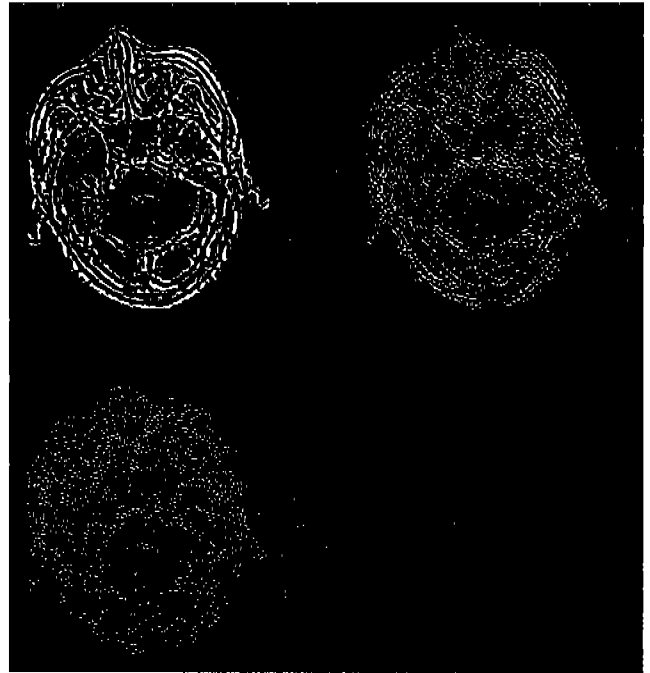
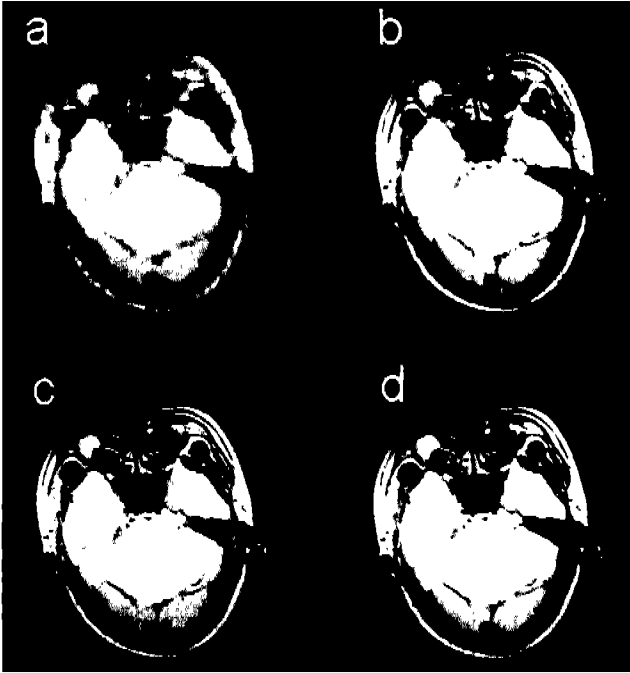


그림 2. 확장 JPEG 점진식 모드로 압축한 3단계 재구성 영상들. (a) DCT 계수 4개를 사용한 재구성. (b) DCT 계수 16개를 사용한 재구성. (c) DCT 계수 64개를 사용한 재구성. (d) 원영상.

Fig. 2. Three stages of reconstructed images by the extended JPEG progressive coding are shown. The images are reconstructed with quantized DCT coefficients up to 4(a), 16(b), and 64(c), respectively. Original image is also shown in (d).

그림 3. 그림 2에서 보인 확장 JPEG 으로 압축한 후 재구성한 영상들의 오차영상들. 오차를 보다 잘 관찰하기 위하여 오차 신호를 5배 증폭하였다.

Fig. 3. Error images of the JPEG-compressed images shown in Fig. 2. Error image is defined by the differences between original image and reconstructed image multiplied by a factor of 5 for better visualization.

구성된 영상은 원래의 영상과 거의 구분할 수 없다. 여기에서 알 수 있듯이 재구성된 영상은 재구성에 사용된 주파수 요소들이 증가함에 따라 점차 선명하게 화질이 개선된다. 정량적인 분석을 위하여 최대신호 대 잡음비(PSNR)는 아래와 같이 정의하였다.

$$PSNR = \frac{I_{Max}}{\sqrt{\sum_x \sum_y (I_{xy} - \hat{I}_{xy})^2}} \quad (7)$$

여기에서  $I_{Max}$ 는 최대 신호크기(8bits/pixel에서는 255이고 12bits/pixel에서는 4095)를,  $I_{xy}$ 는 원래의 영상을,  $\hat{I}_{xy}$ 는 복구된 영상을 각각 나타내고 있다. 재구성된 영상에서의 왜곡을 보다 자세히 관찰하기 위하여 오차영상을 그림 3에 나타내었는데 오차영상은 원래의 영상과 복구된 영상과의 차이를 5배 증폭한 것으로 정의하였다. 이 그림에서

왜곡이 없으면 회색(gray level 128)으로 나타나고 차이가 (+) 이면 밝아지고 차이가 (-) 이면 어두워지게 나타난다. 그림 3-(c)에서 볼 수 있듯이 마지막 단계에서 재구성된 영상에서의 왜곡은 random noise에 가깝기 때문에 Gibb's artifact(윤곽선 부근에서 나타나는 물결무늬)를 야기시키지는 않는다.

JPEG에서 사용하는 Huffman 부호는 d.c. 및 a.c에 대해 따로 규정되어 있다. d.c.에서의 Huffman 부호는 먼저 크기의 범주를 발생빈도에 따라 가변부호로 나타내고 연속해서 주어진 범주내에서의 크기를 고정크기의 이진부호로 나타낸다. a.c.에서의 Huffman 부호는 0값의 연속길이와 이것에 이어 처음 나타나는 0이 아닌 값의 조합에 대해 빈도에 따른 가변부호로 주어진다. 엔트로피 부호화는 무손실 과정이므로 JPEG-DCT 부호화의 손실은 주로 DCT 계수의 양자화과정에 기인한다. 그림 2에서 보인 압축영상에 대해 최대신호 대 잡음비와 압축비를 두가지 Huffman 부

표 2. DCT에 기초를 둔 확장 JPEG 점진식 모드로 재구성한 영상들(그림 2)에서의 최대신호 대 잡음비 및 압축비. 압축비는 최적화된 Huffman 부호(O.H.)와 미리 정해진 Huffman 부호(P.H.)에 대하여 따로 계산하였다.

Table 2. Compression ratios (CR) and peak signal-to-noise ratio (PSNR) for the reconstructed images(Fig. 2) by the JPEG DCT-based progressive coding are shown. The compression ratios are evaluated for the optimized Huffman code (H.) and a predetermined Huffman code (P.H.), respectively.

단계	최대주파수	PSNR[dB]	CR (O.H.)	CR (P.H.)
1	4	22.5	33.9	34.1
2	16	28.0	17.4	17.4
3	64	30.0	15.4	15.2

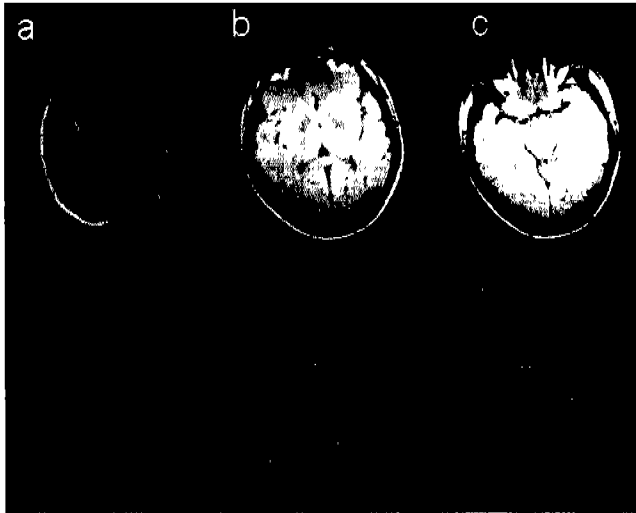


그림 4. 압축비를 8로 하여 확장 JPEG 으로 압축한 후 재구성한 영상들(a-c)과 오차영상들(d-f). (a) 최대신호 대 잡음비=40.8. (b) 최대신호 대 잡음비=35.6. (c) 최대신호대 잡음비=35.2. 동일한 압축비에 대하여 최대신호 대 잡음비는 영상에 따라 다소 다르게 나타난다.

Fig. 4. Three compressed MR images of head sections with compression ratio of 8 are shown in (a)-(c) by the extended JPEG. Corresponding error images are also shown in (d)-(f). The peak signal-to-noise ratios for the reconstructed images are: (a) PSNR=40.8, (b) PSNR=35.6, and (c) PSNR=35.2. Note that the peak signal-to-noise ratios are varying depending on the complexity of the images.

호에 대하여 계산한 결과를 표 2에 정리하였다. 일반적으로 최적화된 Huffman 부호는 미리 정해진 Huffman 부호보다 더 좋은 부호화 성능을 보인다. 그러나 최적화된 Huf-

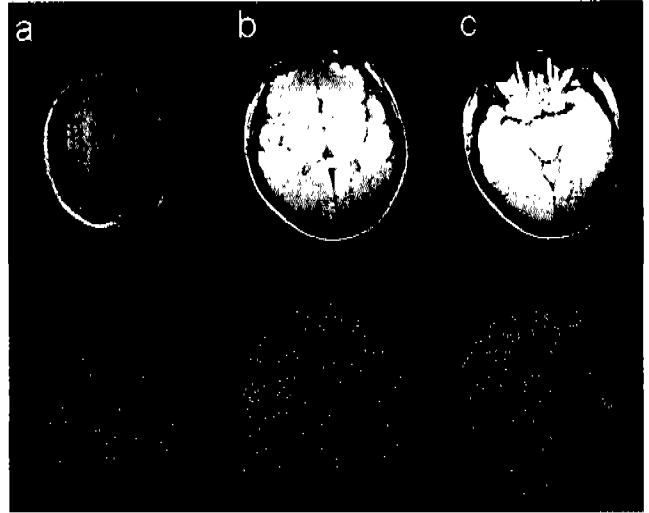


그림 5. 압축비를 16으로 하여 확장 JPEG 으로 압축한 후 재구성한 영상들(a-c)과 오차영상들(d-f). (a) 최대신호 대 잡음비=36.9. (b) 최대신호 대 잡음비=31.5. (c) 최대신호 대 잡음비=30.9.

Fig. 5. Three compressed MR images by the extended JPEG with compression ratio of 16 are shown in (a)-(c). Corresponding error images are also shown in (d)-(f). The peak signal-to-noise ratios for the reconstructed images are: (a) PSNR=36.9, (b) PSNR=31.5, and (c) PSNR=30.9.

fman 부호는 부호테이블을 따로 가지고 있어야 하므로 오버헤드가 증가한다. 결과적으로 최적화된 Huffman 부호와 미리 정해진 Huffman 부호와의 성능차이는 크지 않게 나타났다. 다른 부위의 핵자기 공명 단층 영상들에 대하여 압축비를 8과 16으로 압축한 영상을 오차영상과 함께 그림 4와 5에 나타내었다.

일반적인 전자영상에서의 동적범위(dynamic range)는 보통 한 영상 요소(sample) 당 8비트를 할당하나, 의료영상에 있어서는 종종 보다 넓은 동적범위가 요구된다. DCT에 기반을 둔 확장 JPEG에서는 12 bits/sample까지 규정하고 있고, 무손실 압축의 경우 16 bits/sample까지 확장할 수 있다. 의료영상의 경우는 대부분 흑백영상이므로 한가지 영상요소만 가지게 된다. 동적범위에 따른 JPEG의 압축 효율을 살펴보기 위하여 8 bits/pixel 및 12 bits/pixel의 핵자기 공명 영상들에 대해 확장 JPEG을 사용하여 얻은 평균 최대신호 대 잡음비 및 압축비를 표 3에 요약하였다. 여기에서 평균 압축비 및 평균 최대신호 대 잡음비는 아래의 식을 사용하였다.

**표 3.** 16장의 8bits/pixel 및 12bits/pixel의 핵자기 공명 영상들에서의 평균 최대신호 대 잡음비 및 평균 압축비  
**Table 3.** Average compression ratios and peak signal-to-noise ratios for the 16 slices of MR images with 8bits/pixel and 12 bits/pixel precisions.

단계	최 대 주파수	8 bits/pixel			12 bits/pixel		
		PSNR <sub>avg</sub> [dB]	CR <sub>avg</sub> (O.H.)	CR <sub>avg</sub> (P.H.)	PSNR <sub>avg</sub> [dB]	CR <sub>avg</sub> (O.H.)	CR <sub>avg</sub> (P.H.)
1	4	24.0	39.2	37.9	27.6	51.2	50.6
2	16	29.6	21.2	20.8	32.6	27.5	27.3
3	64	31.5	19.3	18.7	34.8	24.3	23.8

$$PSNR_{avg} = \frac{K}{\sum_{k=1}^K \frac{1}{PSNR_k}} \quad (8)$$

$$CR_{avg} = \frac{K}{\sum_{k=1}^K \frac{1}{CR_k}} \quad (9)$$

여기에서 K는 단면의 갯수(=16)이다. 표 3에서 보듯이 일반적으로 12 bits/pixel의 영상에 대한 압축효율은 8 bits/pixel의 영상에 비하여 높은 것으로 나타났다. 즉 보다 높은 압축비에서 평균 최대신호 대 잡음비가 3 dB 이상 높다. 12 bits/pixel 영상압축에서 양자화 테이블은 8 bits/pixel에서와 동일한 것을 사용하였고, 적절한 최대신호 대 잡음비를 얻기 위하여 scale factor만 조절하였다. 최적화된 Huffman부호와 미리 정해진 Huffman부호에 따른 효율의 차이는 8bits/pixel 및 12bits/pixel 모두에서 그다지 크지 않은 것으로 나타났다.

### JPEG 표준과 전프레임 비트 할당 방식과의 비교

JPEG 국제 표준의 압축효율을 조사하기 위하여 의료 영상 압축을 위하여 제안된 전프레임 비트 할당 방식(Full-frame bit-allocation: FFBA)의 효율과 비교해 보았다. 전프레임 비트 할당 방식은 DCT에 기반을 두고 있으나 변환 크기가 전체 영상의 크기와 동일하다. 전프레임 비트 할당 방식에 관한 상세한 설명은 참고문헌 3에 나와있다. 전프레임 비트 할당 방식은 영상을 작은 블록단위로 변환하지 않기 때문에 블록 artifact는 나타나지 않으나 압축비가 커짐에 따라 고주파성분의 차단으로 인한 Gibb's artifact가 심각해지는 문제점이 있다<sup>4)</sup>.

압축성능의 비교를 위하여 전프레임 비트 할당 방식과 JPEG 표준에 의하여 재구성한 영상들을 오차영상과 함께 그림 6과 7에 나타내었다. 전프레임 비트 할당 방식에서는

제공오차의 합을 최소로 하는 균등한 양자화 테이블을 사용하였으며<sup>11)</sup> 엔트로피 부호는 JPEG에서의 a.c. Huffman 부호와 동일한 것을 사용하였다. 즉 0값의 연속길이가 처음 나타나는 0이 아닌 값의 조합 및 end-of-block(EOB) mark(나머지가 모두 0인 경우)에 대해 발생빈도에 따라 가변부호를 할당하였다. 그림 6과 7에서 보듯이 전프레임 비트 할당 방식으로 압축한 후 재구성한 영상들은 JPEG 표준을 사용한 영상들에 비하여 잡음이 많이 나타난다. 이것은 전프레임 비트 할당 방식의 변환크기가 큰데 기인한다. 일반적으로 한 영상 안에는 여러가지 복잡한 구조와 Intensity변화를 포함하고 있기 때문에 전체 프레임으로 변환한 경우 얻어지는 DCT계수들은 고주파 성분을 많이 내포하게 된다. 이것은 또한 DCT계수들의 양자화과정 후 0값의 연속길이를 짧게 하여 부호화 효율의 감소를 가져온다. 한편 JPEG에서는 영상을 8×8블록으로 분할하기 때문에 블록내에서의 Intensity변화는 그다지 크지 않으며 따라서 고주파 성분의 분포가 상대적으로 감소한다.

고압축에서 고주파 성분의 부족으로 인한 Gibb's artifact도 전프레임 비트 할당 방식에서 더 심각하다(그림 7). 이것은 Gibb's artifact의 과급이 전프레임 비트 할당 방식에서는 전체영상으로 확대되는 반면 JPEG에서는 변환크기인 최대 8×8 pixels로 제한되는데 기인한다. JPEG에서의 블록 artifact는 양자화 테이블의 d.c에 작은 스텝크기를 할당함으로써 최소화시켰다.

JPEG 및 전프레임 비트 할당 방식을 fast 알고리즘으로 구현할 경우 JPEG에서는 N-point(화상크기)의 DCT를 수행하는 대신에 8-point의 DCT를 (N/8)횟수 만큼 수행하게 되어 계산시간은 근사적으로 log<sub>2</sub>N/log<sub>2</sub>8 만큼 줄어든다. 예컨대 N=256 이면 JPEG에서의 계산시간은 전프레임 비트 할당 방식의 약 1/3정도가 된다. 더욱이 JPEG 표준을 구현한 상용 VLSI chip을 사용할 경우 거의 실시간 압축과 재구성을 비교적 손쉽게 수행할 수 있다.



그림 6. 전프레임 비트 할당 방식과 확장 JPEG 으로 압축한 후 재구성한 영상들 (a-b). 압축비는 두영상 모두에서 8로 고정시켰고 오차영상을 c 와 d 에 나타내었다. (a) 전프레임압축, 최대신호 대 잡음비=31.7, (b) 확장 JPEG, 최대신호 대 잡음비=35.2, (c) 전프레임압축 오차영상 (d) 확장 JPEG 오차영상.

Fig. 6. Compressed images by the full frame bit allocation technique and extended JPEG standard are shown with compression ratio of 8. (a) Compressed image by the FFBA. PSNR=31.7. (b) Compressed image by the JPEG. PSNR=35.2. (c) Error image of the FFBA. (d) Error image of the JPEG.

## 결 론

확장 JPEG DCT 를 기반으로 하는 점진식 압축을 의료 영상에 적용해본 결과 고화질을 유지하면서 높은 압축비를 얻을 수 있었다. 시험영상으로 사용한 8 bits/pixel 및 12 bits/pixel의 핵자기 공명 단층 영상들(머리부분, transactional view, 256 × 256, 16 slices)에서 15배 이상의 압축에서 거의 왜곡이 없는 영상들을 얻을 수 있었다. 확장 JPEG 점진식 모드는 영상을 점진적으로 개선하며 재구성하기 때문에 전송속도가 느린 일반 공중망을 통한 영상 통신 및 원격진단에 유용하게 사용될 수 있다. 기존의 전프레임 비트 할당 방식에 비하여 JPEG 을 사용하면 더 높은 최대신호 대 잡음비와 압축비를 얻을 수 있으며 Gibb's artifact 도 훨씬 작게 나타났다. JPEG 에 있어서 블록 artifact 는 양자

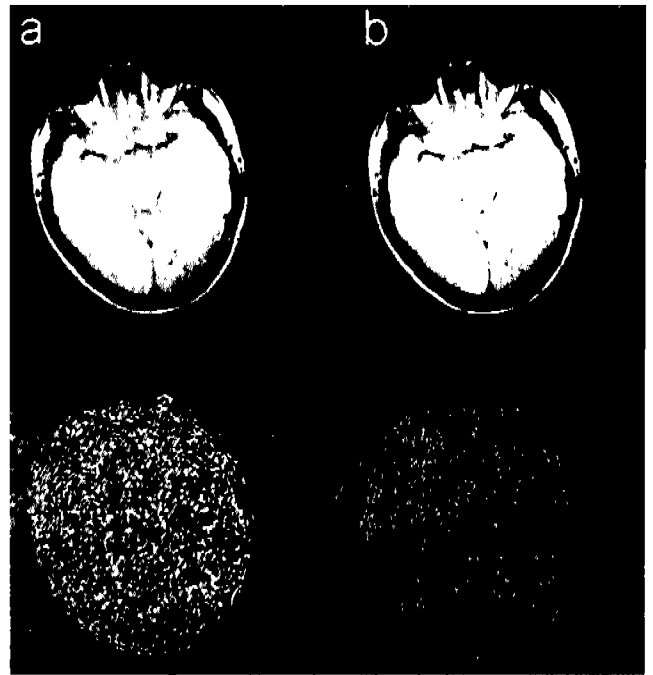


그림 7. 전프레임 비트 할당 압축방식과 확장 JPEG 으로 압축한 후 재구성한 영상들 (a-b). 압축비는 두영상 모두에서 16으로 고정시켰고 오차영상을 c 와 d 에 나타내었다. (a) 전프레임압축, 최대신호 대 잡음비=27.8, (b) 확장 JPEG, 최대신호 대 잡음비=30.9 (c) 전프레임압축 오차영상 (d) 확장 JPEG 오차영상. 일반적으로 전프레임 압축방식으로 압축한 영상에서 잡음이 크게 나타나고, Gibb's artifact 도 크다.

Fig. 7. Compressed images by the full frame bit allocation technique and extended JPEG are shown with the compression ratio of 16. (a) Compressed image by the FFBA. PSNR=27.8. (b) Compressed image by the JPEG. PSNR=30.9. (c) Error image of the FFBA. (d) Error image of the JPEG. For the same compression ratio, the reconstructed image of the FFBA technique appears much noisy compared to that of the JPEG. Gibb's artifact is also more evident in the compressed image by the FFBA technique.

화 테이블의 d.c.에 작은 스텝크기를 할당함으로써 최소화 하였다. JPEG 의 압축비와 재구성된 영상의 화질은 압축하고자하는 의료 영상의 복잡도 및 해상도 등에 의하여 영향을 받으나, 일반적으로 아래의 결과를 얻을 수 있었다.

▶ 0.25-0.5 bits/pixel: 압축비가 16배에서 32배 사이의 영상을 나타내며 비교적 좋은 화질을 유지하고 있다. 직접진단에 사용되지 않는 보조영상의 저장등에 이용할 수 있다.

▶ 0.5-0.67 bits/pixel: 12배에서 16배 정도의 압축비를 보이며 매우 좋은 영상을 얻을 수 있고, 많은 분야의 진단

에 응용될 수 있다.

▶ 0.67-1.0 bits/pixel: 8배에서 12배의 압축비를 보이며 원래의 영상과 거의 구분 할 수 없다.

이들 외에도 JPEG 표준은 아래와 같은 장점을 가지고 있다. 1) JPEG 을 구현한 상용 VLSI chip을 사용하여 비교적 저렴하게 실시간 압축 및 재구성이 가능하다. 2) JPEG 은 국제적 표준으로써 광범위한 분야에서 통용되는 형식이므로 통신뿐만 아니라 영상처리나 데이터 베이스, 멀티 미디어 등 다양한 분야에서 개발된 응용환경에 접속이 용이하다.

### 참 고 문 헌

1. *Digital Compression and Coding of Continuous-tone Still Images. Part 1: Requirements and Guidelines.* International Standard 10918-1/CCITT Recommendation T. 81.
2. A. Leger, T. Omachi, and G. K. Wallace. "JPEG Still Picture Compression Algorithm," *Opt. Engin.* vol. 30, pp.947-54, 1991.
3. S. C. Lo and H. K. Huang. "Radiological Image Compression: Full-Frame Bit-Allocation Technique," *Radiology* vol. 155, 811-17, 1985.
4. S. C. Lo and H. K. Huang. "Compression of Radiological Images with 512, 1024, and 2048 matrices," *Radiology* vol. 161, pp.519-25, 1986.
5. C. B. Ahn and J. S. Lee. "JPEG DCT-based Progressive and Hierarchical Coding for Medical Image Archiving and Communication," *SMRM Abstract Book*, p.4237, 1992.
6. D. Bodson, K. R. McConnell, and R. Schaphorst. *FAX: Digital Facsimile Technology and Applications*, 2nd ed. pp.24-31, Artech House, Boston, 1992.
7. *Progressive Bi-level Image Compression.* CD 11544, ISO/IEC JTC1/SC29/WG9.
8. M. J. Narasimha and A. M. Peterson. "On the Computation of the Discrete Cosine Transform," *IEEE Trans. Comm.* vol. 26, pp.934-36, 1978.
9. D. A. Huffman, "A Method for the Construction of Minimum Redundancy Codes," *Proc. IRE*, vol. 40, pp.1098-101, 1952.
10. W. B. Pennebaker, J. L. Mitchell, G. G. Langdon, Jr., and R. B. Arps. "An Overview of the Basic Principles of the Q-coder Adaptive Binary Arithmetic Coder," *IBM J. Res. Develop.* vol. 32, pp.717-26, 1988.
11. A. J. Viterbi and J. K. Omura. *Principles of Digital Communication and Coding.* pp.471-74, McGraw-Hill, Inc., New York, 1979.