

웨이브릿 변환 영역에서의 프랙탈 부호화를 이용한 효율적 MR 영상 압축

김현순* · 배성호*** · 윤옥경* · 김진한* · 박철현* · 이성기** · 박길흠*

*경북대학교 전자공학과, **경북대학교 컴퓨터공학과, ***동명정보대학교 정보공학부

(2000년 2월 9일 접수, 2000년 5월 16일 채택)

Efficient Compression of MR Images Using Fractal Coding in Wavelet Transform Domain

H.S. Kim*, S.H. Bae***, O.K. Yoon*, J.H. Kim*, C.H. Park*, S.K. Lee**, K.H. Park*

*Dept. of Electronics, Kyungpook National University

**Dept. of Computer Science, Kyungpook National University

***Dept. of Information Engineering, Tongmyong University of Information Technology

(Received February 9, 2000. Accepted May 16, 2000)

요약 : 본 논문에서는 웨이브릿 변환 영역에서의 프랙탈을 이용한 효율적인 MR 영상의 압축 방법을 제안한다. 제안한 방법에서는 이산 웨이브릿 변환 계수의 절대값으로 유효 계수 트리를 구성하고 에너지가 높은 유효 계수의 정보를 이용하여 프랙탈 영상 압축을 수행한다. MR 영상의 경우 배경 부분을 비롯하여 대부분이 낮은 화소값을 가지므로 유효 계수의 수가 작게 나와 결과적으로 압축율이 높아진다. 또한 웨이브릿 변환 영역에서의 프랙탈을 이용하기 때문에 다른 압축 방법에 비해 블록화 현상이 생기지 않고 인간의 시각에 민감한 에지를 잘 복원하는 우수한 화질의 영상을 얻을 수 있다. 제안한 방법을 MR 영상에 적용하여 성능을 평가한 결과 0.33 [bpp] 이하의 낮은 비트율에서 기존의 JPEG 압축방법보다 복원 화질이 우수한 성능을 나타내었다.

Abstract : We propose an efficient MR image compression technique using fractal coding in wavelet transform domain. In the proposed method, we construct significant coefficient trees with the absolute values of discrete wavelet transform coefficients and then perform the fractal coding with the information of significant coefficients having high energy. For MR images, most pixels including background have very low gray level values, the number of significant coefficients is small, so we can expect high compression rate. In addition, since this method uses the fractal coding in wavelet transform domain, blocking artifact is reduced prominently and edges sensitive to human visual system are well preserved. As a result of computer simulation, we obtained the reconstructed images with better quality than those by JPEG at the low bit rates below 0.33 [bpp].

Key words : 프랙탈 압축(Fractal coding), 웨이브릿 변환(Wavelet transform), MR 영상(MR images), 유효 계수 트리(Significant coefficient trees)

서 론

진단 의학 및 컴퓨터, 전자 산업의 발달로 다양한 진단 의

본 연구는 과학재단 특정연구(과제번호:97-01-02-01-01-3) 지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 김현순, (702-701) 대구광역시 북구 산격동 1370
경북대학교 전자공학대학원
Tel. (053)940 8849, Fax. (053)950-5505

료 영상기기가 개발되었다. X-Ray 단층 촬영(computed tomography, CT) 및 자기공명(magnetic resonance, MR) 영상, 초음파(ultrasound, US) 영상 등은 현대 진단 과정에서 빼놓을 수 없는 도구로 인식되고 있다. 특히 MR 영상은 다른 의료 영상에 비하여 환자의 해부학적 상태에 대하여 매우 정확한 정보를 제공해 주기 때문에 질환의 진단에 널리 사용된다 [1,2,3].

일반적으로 MR 영상은 256×256 나 512×512 의 공간 해상도를 가지며 화소당 해상도는 12 [bpp](bits per pixel)이나 16

[bpp]이다. 의학적인 연구를 위해서는 10~256개의 영상이 필요하므로 총 데이터량은 10~100 mega-[bytes]에 달하고 평균 규모의 병원의 경우에 매년 tera-[bytes] 단위의 엄청난 데이터가 발생한다. 이러한 고용량의 영상 데이터를 전송하기 위해서는 특별한 고려가 필요한데, 특히 PACS(picture archiving and communication system)와 같은 새로운 의료 환경에서 저장 공간을 줄이고 전송에 있어서의 효율을 높이기 위한 영상 데이터의 압축은 필수적이라 할 수 있다[4,5,6].

기존의 의료 영상에 관한 압축방법은 크게 무손실 부호화와 손실 부호화로 나눌 수 있다. 무손실 부호화에는 산술 부호화(arithmetic coding), 허프만 부호화(huffman coding), DPCM(differential pulse code modulation), RLC(run-length coding) 등이 사용되는데, 이 방법들은 완전 복원(perfect reconstruction)이 이루어지기 때문에 복원 영상에 대해 높은 신뢰성을 가질 수 있으나 압축율이 매우 낮다. 따라서 PACS와 같은 새로운 의료환경에서는 영상 정보의 효율적인 관리를 위해 왜곡은 존재하지만 진단에 영향을 미치지 않는 범위 내에서 최대한 압축을 수행하는 손실부호화 방법이 많은 장점을 가진다.

의료 영상을 위한 손실 부호화 방법에는 확장 JPEG 표준을 이용한 압축 방법[7], 벡터 양자화[8,9]를 이용한 압축 방법 등 여러 가지가 있다. JPEG 형식은 국제 표준으로 양자화 테이블의 축척 인자(scaling factor)를 바꿈으로써 압축률 및 화질을 조절하는데 대부분의 고화질 전자 영상에서 약 20배 정도의 압축율을 얻을 수 있는 것으로 알려져 있다. JPEG 형식은 국제표준으로 여러 분야에서 널리 받아들여지기 때문에 후처리나 멀티미디어 등과 관련한 다양한 영상 처리나 영상 데이터 베이스 응용 등에 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. 그러나 JPEG은 8×8블록으로 영상을 처리하는 블록에 기반한 압축 방법이므로 블록화 현상이 생기게 되며 이는 높은 압축율에 대해서는 특히 두드러진다. JPEG과 함께 의료 영상 압축의 대표적인 방법 중 하나인 가변 블록 벡터양자화(variable block size vector quantization)는 부분블록(sub-block)의 크기에 따른 상관관계를 고려하여 영상의 복잡도에 따라 가변적인 부분블록을 이용함으로써 영상의 질은 높게 유지하면서 비트율은 낮은 부호화 방법이다. 그러나 이러한 가변 블록 벡터양자화 방법도 블록에 기반한 압축 방법이므로 압축율이 높아지면 블록화 현상이 발생하게 된다.

따라서 기존의 의료 영상 압축 방법 중에서, 블록에 기반한 손실 압축 방법이 가지는 블록화 현상을 개선한 높은 압축율을 가지는 새로운 손실 압축 방법이 필요하다. 본 논문에서는 손실 부호화를 사용하여 인간 시각에 민감한 에지가 선명하게 복구되고 블록화 현상이 없는 복원 영상을 나타내기 위하여, 높은 압축율에서 PSNR(peak signal-to-noise ratio)을 향상시키고 부호화 과정에서의 연산량을 감소시키는 DWT(discrete wavelet transform) 영역에서의 프랙탈 영상 압축 방법을 사용한다[10].

제안한 방법에서는 DWT 영역의 모든 DWT 계수들에 대하여 절대치를 취하고, 임계치 이상의 절대치를 가지는 계수를

유효계수(significant coefficient)로 정의하여 유효계수 트리를 구성하고, 에너지 집중도가 높은 유효계수에 대해서만 프랙탈 부호화한다. 여기서 지역 블록의 유효계수 위치와 동일 위치에 있는 축소된 정의역 블록의 유사성을 높여 PSNR을 향상시킨다. 그리고 다른 고주파 부대역과 상관성이 없는 최고주파 부대역을 프랙탈 근사화에서 제외시키고, 최고주파 부대역의 유효계수를 스칼라 양자화하여 PSNR을 더욱 향상시킨다. 이는 유효계수가 많이 존재하는 저해상도 부대역에서의 근사화 오차를 줄여 고주파 부대역으로의 오차 과급을 감소시키기 때문이다.

본 논문에서는 유효계수와 무효계수의 상관성을 이용하여 저해상도의 유효계수 트리로부터 고해상도의 유효계수 트리를 예측하여 유효계수 트리 부호화에 필요한 비트량을 효율적으로 감소시켜 더욱 압축율을 높인다. 또한 부호화 과정에서의 과도한 연산량을 감소시키고 속도를 개선하기 위하여 제안한 압축 방법에 적합한 부호화 속도 개선 방법을 제안한다. 제안한 방법을 MR 영상에 적용하여 성능을 평가한 결과 0.33 [bpp] 이하의 낮은 비트율에서 기존의 JPEG 압축방법보다 복원 화질이 우수한 성능을 나타내었다.

유효계수 트리의 절대치를 이용한 웨이브릿 변환 영역에서의 프랙탈 MR 영상 압축

1. DWT 계수의 절대치와 유효계수 트리를 이용한 프랙탈 부호화

웨이브릿 변환 영역에서의 프랙탈 부호화는 Krupnik 등[11]에 의해 처음으로 소개되었다. Krupnik 등은 그림 1과 같이 입력 영상을 $\log_2(B)+1$ 계층으로 분할하여 웨이브릿 변환 영역으로 변환하였다. 그림 1에서 공간 영역의 같은 위치에 있는 서로 다른 대역간의 웨이브릿 계수들을 묶은 블록을 그림 2와 같이 지역 블록(range block)과 정의역 블록(domain

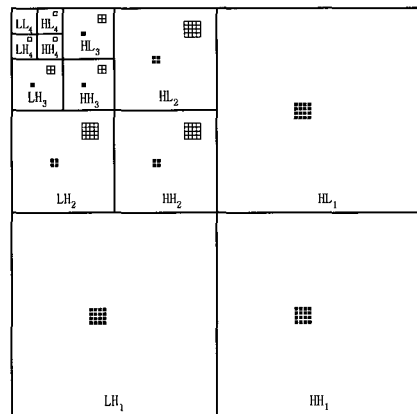


그림 1. 지역 블록(흑색)과 정의역 블록(백색)의 이차원 DWT 계수 ($B=8$)
 Fig. 1. The coefficients of 2D-DWT of range(black) and domain(white) blocks ($B=8$)

	r ²	r ⁵	r ⁸	r ¹⁷	r ²⁰	r ²³	r ²⁶
r ³	r ⁴	r ¹¹	r ¹⁴	r ²⁹	r ³²	r ³⁵	r ³⁸
r ⁶	r ⁹	r ⁷	r ¹⁰	r ⁴¹	r ⁴⁴	r ⁴⁷	r ⁵⁰
r ¹²	r ¹⁵	r ¹³	r ¹⁶	r ⁵³	r ⁵⁶	r ⁵⁹	r ⁶²
r ¹⁸	r ²¹	r ²⁴	r ²⁷	r ¹⁹	r ²²	r ²⁵	r ²⁸
r ³⁰	r ³³	r ³⁶	r ³⁹	r ³¹	r ³⁴	r ³⁷	r ⁴⁰
r ⁴²	r ⁴⁵	r ⁴⁸	r ⁵¹	r ⁴³	r ⁴⁶	r ⁴⁹	r ⁵²
r ⁵⁴	r ⁵⁷	r ⁶⁰	r ⁶³	r ⁵⁵	r ⁵⁸	r ⁶¹	r ⁶⁴

(a)

	c ²	c ⁵	c ⁸	c ¹⁷	c ²⁰	c ²³	c ²⁶
c ³	c ⁴	c ¹¹	c ¹⁴	c ²⁹	c ³²	c ³⁵	c ³⁸
c ⁶	c ⁹	c ⁷	c ¹⁰	c ⁴¹	c ⁴⁴	c ⁴⁷	c ⁵⁰
c ¹²	c ¹⁵	c ¹³	c ¹⁶	c ⁵³	c ⁵⁶	c ⁵⁹	c ⁶²
c ¹⁸	c ²¹	c ²⁴	c ²⁷	c ¹⁹	c ²²	c ²⁵	c ²⁸
c ³⁰	c ³³	c ³⁶	c ³⁹	c ³¹	c ³⁴	c ³⁷	c ⁴⁰
c ⁴²	c ⁴⁵	c ⁴⁸	c ⁵¹	c ⁴³	c ⁴⁶	c ⁴⁹	c ⁵²
c ⁵⁴	c ⁵⁷	c ⁶⁰	c ⁶³	c ⁵⁵	c ⁵⁸	c ⁶¹	c ⁶⁴

(b)

그림 2. 치역 블록과 정의역 블록의 계수 (a) 치역 블록 (b) 정의역 블록

Fig. 2. The coefficients of range block and domain block (a) range block (b) domain block

block)으로 정의한다[11]. 정의역 블록은 흑색으로 표시된 치역 블록보다 한 계층 높은 부대역의 백색 블록으로 표시된다.

Krupnik 등[11]은 고주파 계수로만 구성된 i 번째 치역 블록 R_i^H 를 j 번째 정의역 블록 C_j^H 로부터 식(1)과 같이 \widehat{R}_i^H 로 근사화하여 부호화하였다. 식(1)의 축척 인자 α_i 는 식(2)와 같이 표현된다. 하나의 치역 블록을 전송하기 위한 부호화 코드는 축척 인자 α_i 와 정의역 블록의 위치 정보 j 가 된다.

$$\widehat{R}_i^H = \alpha_i \cdot C_j^H \Leftrightarrow \widehat{r}_i^p = \alpha_i \cdot c_j^p, \quad 2 \leq p \leq B^2 \quad (1)$$

$$\alpha_i = \frac{\sum_{p=2}^{B^2} (r_i^p \cdot c_j^p)}{\sum_{p=2}^{B^2} (c_j^p)^2} \quad (2)$$

일반적으로 DWT 영역에서 높은 압축율로 부호화할 경우에 DWT 계수의 절대치가 임계치 미만인 계수를 무효계수로 구분하여 0으로 양자화하고, 0으로 양자화되지 않는 계수를 유효계수로 구분하여 유효계수의 위치 정보와 스칼라 양자화된 값을 엔트로피 부호화한다. 이러한 방법은 높은 압축율에서 대부분의 DWT 계수가 무효계수로 분류되어 유효계수에 비해 무효계수의 확률 분포가 매우 높아지는 특성을 이용하여 높은 압축율에서도 좋은 복원 화질의 영상을 가진다.

높은 압축율에서 무효계수의 확률 분포가 매우 높아지는 특성은 기존의 DWT 영역에서의 프랙탈 부호화 방법에서 R_i^H 차원의 증가로 인한 근사화 오차를 줄일 수 있는 방법을 제시하고, DWT 계수의 절대치에 대한 프랙탈 부호화와 최고주파 부대역의 스칼라 양자화 방법에서 스칼라 양자화된 값과 부호정보의 부호화에 필요한 비트량을 효과적으로 줄일 수 있는 방안을 제시해준다.

본 절에서는 최고주파 부대역(LH1, HL1, HH1)의 유효계수

는 스칼라 양자화 부호화하고, 나머지 고주파 부대역들의 DWT 계수에 대해서는 유효계수의 절대치에 대해서만 프랙탈 부호화하여 높은 압축율에서도 PSNR이 높은 DWT 영역에서 유효계수 트리틀 이용한 프랙탈 영상 압축 방법을 제안한다.

제안한 방법은 R_i^H 의 절대치인 $|R_i^H|$ 의 유효계수 위치와 동일 위치에 있는 C_j^H 의 절대치인 $|C_j^H|$ 의 DWT 계수에 대해서만 정합하여 프랙탈 코드를 구함으로써 정합에 이용되는 실제 $|R_i^H|$ 의 차원을 감소시킨다. 이는 $|R_i^H|$ 의 유효계수에 대한 $|C_j^H|$ 의 유사성을 높여 PSNR에 많은 영향을 미치는 유효계수의 근사화 오차를 감소시키는 프랙탈 코드를 구한다. 그러므로 복호화 과정에서 유효계수가 많은 저해상도 부대역에서의 근사화 오차를 줄임으로써 고해상도 부대역으로의 오차 파급을 감소시켜 PSNR을 향상시킨다.

제안한 유효계수 트리틀 이용한 $|C_j^H|$ 에서 $|R_i^H|$ 로의 근사화는 $|R_i^H|$ 의 유효계수 트리 $T_i^{|R_i^H|}$ 를 이용하여 식(3)으로 표현된다[10].

$$\begin{aligned} |\widehat{R}_i^H| &= \alpha_i \cdot T_i^{|R_i^H|} \cdot |C_j^H| \\ |\widehat{r}_i^p| &= \alpha_i \cdot t_i^p \cdot |c_j^p|, \quad 2 \leq p \leq \frac{B^2}{4} \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 $|\widehat{R}_i^H|$ 는 R_i 의 DC 성분인 r_i^1 를 제외한 $|R_i^H|$ 의 근사화 값이다. 식(3)에서 $|R_i^H|$ 를 구성하는 DWT 계수들 각각의 유효계수 트리 정보 t_i^p 는 $|r_i^p|$ 가 유효계수이면 1이 되며, $|r_i^p|$ 가 무효계수이면 0이 된다.

또한 최고주파 부대역의 DWT 계수에 대해서는 스칼라 양자화를 하기 때문에 $|R_i^H|$ 의 차원 B^2-1 을 $B^2/4-1$ 으로 줄여 $|R_i^H|$ 와 $|C_j^H|$ 의 정합에 필요한 연산량을 약 1/4로 감소시킨다. 이는 높은 압축율에서는 최고주파 부대역의 DWT 계

수 대부분이 무효계수로 분류되고 유효계수의 절대치도 작은 값을 가지므로 최고주파 부대역의 유효계수에 대한 비트 할당을 작게 하여 스칼라 양자화한 값을 엔트로피 부호화함으로써 최고주파 부대역의 부호화에 필요한 비트량을 미소하게 하기 위한 것이다.

제안한 DWT 계수의 절대치와 유효계수 트리를 이용한 프랙탈 근사화 방법에서 측정 인자 α_i 는 식(4)를 최소화하는 값으로, 식(4)를 α_i 에 대해 편미분하여 구하면 식(5)와 같이 표현된다.

$$d(T_i^{|R_i|^H} \cdot |R_i|^H, T_i^{|R_i|^H} \cdot |\hat{R}_i|^H) = \frac{1}{B^2/4 - 1} \sum_{p=2}^{B^2/4} (|r_i^p| t_i^p - \alpha_i t_i^p |c_j^p|)^2 \quad (4)$$

$$\alpha_i = \frac{\sum_{p=2}^{B^2/4} |r_i^p| \cdot t_i^p \cdot |c_j^p|}{\sum_{p=2}^{B^2/4} (t_i^p \cdot |c_j^p|)^2} \quad (5)$$

제안한 방법은 웨이브릿 변환 계수의 절대치를 이용하여 유효계수 트리를 구성하여 무효계수에 대해서는 부호 정보를 부호화하지 않고 소수의 유효계수에 대해서만 부호 정보를 부호화하므로 부호 정보의 부호화에 요구되는 비트량을 현저하게 감소시킨다. PSNR을 개선하기 위한 후처리 과정으로는 복호화 과정에서 임계치 이하의 근사화된 유효계수들은 임계치로 복원하여 다음 고주파 부대역으로의 오차 파급을 최소화하였다.

2. 유효계수 트리의 부호화

높은 압축율을 요구하는 부호화 시스템에서는 유효계수의 위치 정보 부호화에 전체 비트량의 상당 부분이 할당된다. 이를 해결하기 위해 Shapiro[12]는 다해상도 영상에서 서로 다른 부대역간의 상관성을 이용하여 저주파 부대역의 DWT 계수의 위치 정보로부터 고주파 부대역의 DWT 계수의 위치 정보를 예측하였다. 이는 임의의 임계치에 대하여 어떤 고주파 부대역의 DWT 계수가 무효계수이면 동일한 방향과 공간 영역이고 한 단계 높은 주파수를 가지는 고주파 부대역에 속한 DWT 계수들 또한 무효계수일 확률이 높다는 가정에 기초를 두고 있으며, 이 가정은 여러 영상들의 실험 결과로 옳음이 확인되었다.

본 논문에서는 고주파 부대역간의 유효계수와 무효계수의 상관성을 이용하여 효율적으로 유효계수 트리를 구성하였다. 제안한 방법에서는 임의의 저해상도에서 어떤 DWT 계수를 부모(parent)라고 할 때, 동일한 방향과 공간 영역인 하위 계층에서의 모든 DWT 계수들은 후손(descendants)이라 정의된다[12].

이를 이용하여 아래와 같이 여섯 개의 심벌로 구성된 유효계수 트리를 수직, 수평, 대각 방향 각각에 대해 구성하고, 이

문자열들을 엔트로피 부호화하여 유효계수 트리 부호화에 필요한 비트량을 효과적으로 감소시켰다.

- ① ZTR(zero tree root): 자신과 후손이 모두 무효계수인 경우
- ② PSUBZ(positive significant and subtree is insignificant): 자신은 양의 유효계수이지만 후손이 모두 무효계수일 경우
- ③ NSUBZ(negative significant and subtree is insignificant): 자신은 음의 유효계수이지만 후손이 모두 무효계수일 경우
- ④ POS(positive significant): 자신은 양의 유효계수이며 후손 중에 유효계수가 있는 경우
- ⑤ NEG(negative significant): 자신은 음의 유효계수이며 후손 중에 유효계수가 있는 경우
- ⑥ IZ(isolated zero): 자신은 무효계수이지만 후손 중에 유효계수가 있는 경우

높은 압축율에서 최고주파 부대역의 DWT 계수는 대부분이 무효계수로 분류되고 소수를 차지하는 유효계수의 절대치는 대부분이 작은 값을 가지므로, 작은 비트를 할당하여 양자화하여도 PSNR의 감소는 미소하다. 그리고 최고주파 부대역 다음의 저해상도의 고주파 부대역들(LH2, HL2, HH2)의 어떤 DWT 계수에서 LH1, HL1, HH1 부대역에 있는 네 개의 자식 중 유효계수가 있는 경우인 POS, NEG 및 IZ로 구분될 경우, 네 개의 자식 중 유효계수의 개수는 대부분이 한 개 또는 두 개이다. 이러한 특성은 최고주파 부대역에 대해서 유효계수 트리 정보와 유효계수 각각에 대해 스칼라 양자화 값을 부호화하는 것 보다, LH2, HL2, HH2 부대역에서 어떤 위치의 유효계수 트리 심벌이 POS, NEG 및 IZ인 네 개의 자식 각각에 대해 작은 비트를 할당하여 스칼라 양자화하는 것이 압축 효율이 더 나은 결과를 가진다. 이는 LH1, HL1, HH1 부대역의 DWT 계수들 대부분이 무효계수이고 작은 절대치를 가지므로 엔트로피 부호화를 사용할 경우 압축율이 높기 때문이다.

제안한 방법에서의 유효 계수 트리의 부호화 순서는 최고주파 부대역을 제외하고 최저해상도의 고주파 부대역에서 다음 고해상도의 고주파 부대역을 계층적으로 부호화하고, 동일 해상도에서는 수직 → 수평 → 대각 부대역의 순으로 한다. 이러한 방법은 DWT 계수의 절대치가 큰 저해상도에서부터 고해상도로 순차적으로 부호화함으로써 점진적 전송에 매우 유리하다. 또한 이전의 심벌을 고려한 엔트로피 부호화기를 사용할 경우, 유사한 확률 분포 순으로 부호화하여 압축율을 높게 한다.

최저해상도의 고주파 부대역의 DWT 계수를 초기 노드로 설정하여 고주파 부대역을 계층적으로 표현한 유효계수 트리 부호화의 예를 그림 3에 나타내었다. 그림 3에서 85 개의 노드에 대한 정보의 부호화 대신 단지 9 개의 노드에 대한 정보만을 부호화함으로써 최고주파 부대역의 유효계수에 대한 위치와

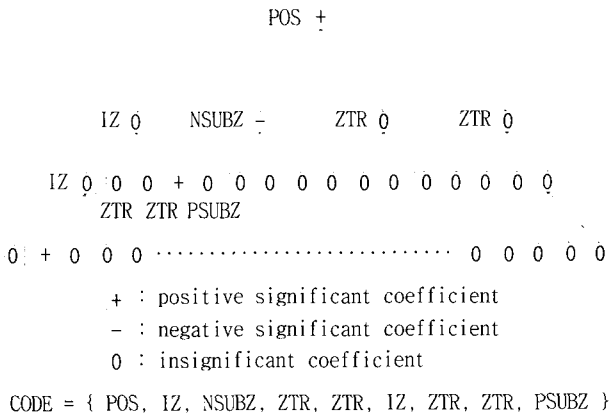


그림 3. 유효계수 트리 부호화에 대한 예
 Fig. 3. The example of a significant tree encoding

부호 정보를 제외하고는 모두 표현할 수 있음을 나타내었다.

3. 부호화 속도 개선 방안

본 논문에서는 각각의 R_i^H 에 대해 가장 근사화가 잘되는 C_j^H 의 탐색 과정에서의 부호화 시간을 단축하기 위하여 웨이브릿 변환 영역에서의 유효계수 트리를 이용한 프랙탈 영상 압축 방법[10]의 부호화 속도 개선 방법을 제안한 방법에 적당하게 개선하여 적용하였다.

제안한 방법에서는 전체 $|R_i^H|$ 들 중에서 42.26 [%]를 차지하는 유효계수가 없는 $|R_i^H|$ 는 부호화하지 않으며, 유효계수의 개수가 한 개 또는 두 개인 $|R_i^H|$ 는 스칼라 양자화 부호화한다. 이는 PSNR에 영향을 미치지 않으면서도 프랙탈 코드의 부호화에 할당되는 비트량보다 작은 비트량이 할당되고 축소된 정의역 블록의 집합의 탐색과정이 필요 없게 되어 부호화 과정에서 연산량을 감소시킨다.

if $T^{R_i^H}$ & $T^{C_j^H}$ is $T^{R_i^H}$ then search (6)

또 $|R_i^H|$ 내의 유효계수의 개수가 세 개에서 임계치 (Th_{NUM}) 미만인 $|R_i^H|$ 는 식(6)과 같이 $|R_i^H|$ 내의 유효계수 위치와 동일 위치에 있는 $|C_j^H|$ 의 DWT 계수가 모두 유효계수인 $|C_j^H|$ 만 탐색을 하고, 유효계수의 개수가 임계치 이상인 $|R_i^H|$ 는 전체 $|C_j^H|$ 에 대해 탐색하는 방법을 제안한다. 여기서 &는 비트 연산자(bit AND)이다. 그리고 식(4)의 평균자승 오차가 허용오차 이하이면 $|C_j^H|$ 의 탐색 과정을 멈추는 일반적인 부호화 속도 개선 방법을 결합하여, 부호화 시 연산량을 현저하게 감소시킨다.

제안한 $|R_i^H|$ 내의 유효계수의 개수에 따른 부호화 속도 개선 방법은 유효계수의 개수가 많은 $|R_i^H|$ 들에 대해서는 전체 $|C_j^H|$ 와 정합하여 PSNR의 감소를 미소하게 하였다. 그리고

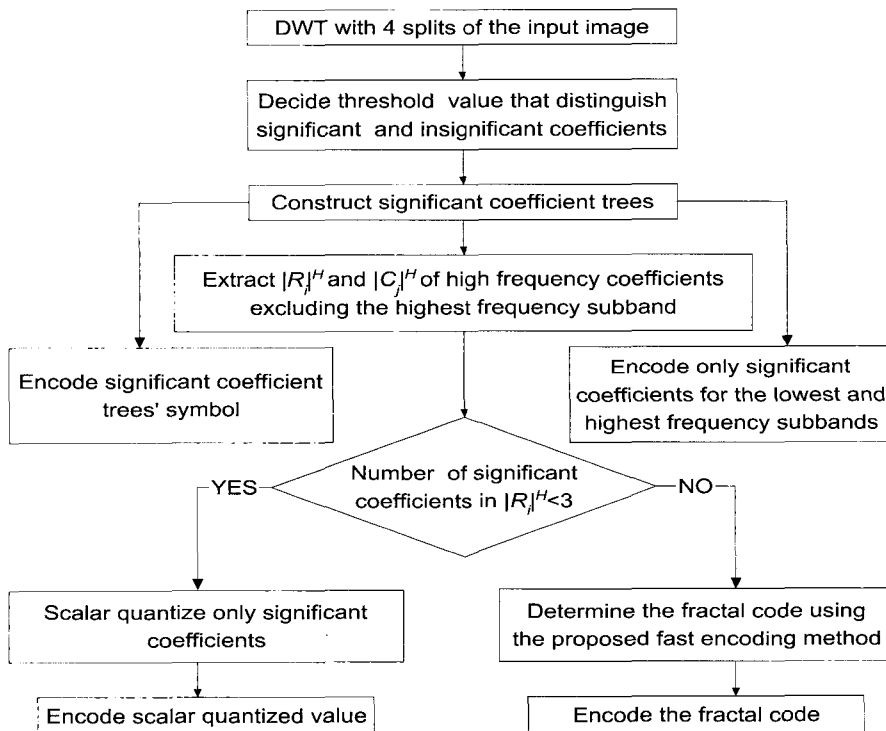


그림 4. 제안한 부호화기의 처리 흐름도
 Fig. 4. The flow chart of the proposed encoder

유효계수의 개수가 작은 $|R_i|^H$ 들은 식(6)의 조건을 만족하는 $|C_j|^H$ 의 개수는 많고 근사화되는 유효계수의 개수는 작으므로, 프랙탈 코드는 $|R_i|^H$ 의 유효계수 위치와 동일 위치에 있는 $|C_j|^H$ 의 유효계수에 의해서만 대부분 영향을 받게되어 PSNR의 감소는 미소하면서도 부호화 속도를 현저하게 감소시킨다. 제안한 프랙탈 영상 압축 방법의 개략적인 부호화기를 그림 4에서 나타내었다.

실험 결과 및 고찰

제안한 방법의 성능 평가를 위하여 512×512 크기의 256명암도 값으로 양자화된 10개의 T_2 강조 영상을 사용하였다. 실험에 사용된 척추(spine) MR 영상은 경북대학교 부속 병원 진단 방사선과에서 보유하고 있는 General Electric사의 1.5 Tesla MR 영상 시스템으로부터 획득한 것으로 Turbo spin echo T_2 강조 영상 방법으로 얻어진 것이다. 이렇게 획득한 영상은 16비트의 DICOM 3.0(digital imaging and communications in medicine) 형식으로 저장되어 있기 때문에 512×512

크기를 가지는 8비트 영상으로 변환하여 이용하였다. 실험에서는 확장 JPEG 표준[8]과 제안한 방법과의 성능을 비교하였다. 제안한 방법에서는 기저 벡터가 중첩된 Adelson의 9 탭 QMF[13]를 사용하여 실험 영상을 4 분할한 다해상도 영상에서 부호화기를 구현하였다. 제안한 방법에 사용된 양자화는 균일 양자화기를 사용하였으며, 이 양자화된 심별 부호화를 위한 엔트로피 부호화기는 1차 적응 산술 부호화기[14]를 사용하였다.

최저해상도의 저주파 부대역(LL4)은 7 비트, 고주파 부대역(LH4, HL4, HH4)은 각각 5 비트로 양자화하고 축척 인자는 4 비트로 양자화하였다. 축척 인자, 축소된 정의역 블록의 위치 정보 및 등장 변환(isometry transformation)에는 각각 10비트, 1 비트, 1 비트를 할당하였다. 일반적인 부호화 속도 개선에 사용되는 원래의 R_i^H 와 프랙탈 근사화된 \hat{R}_i^H 와의 평균자승오차에 대한 허용오차는 9로 하였다.

그림 5의 결과로부터 제안한 방법이 0.33 [bpp] 이하의 낮은 비트율에서 기존의 JPEG 압축 방법보다 비트율 대 PSNR이 뛰어난 것을 알 수 있다. 그러나 0.33 [bpp] 초과인 높은 비트율에서는 부호화할 유효계수의 개수의 증가로 인하여 유효계수 트리와 최고주파 부대역의 스칼라 양자화된 값 부호화에 필요

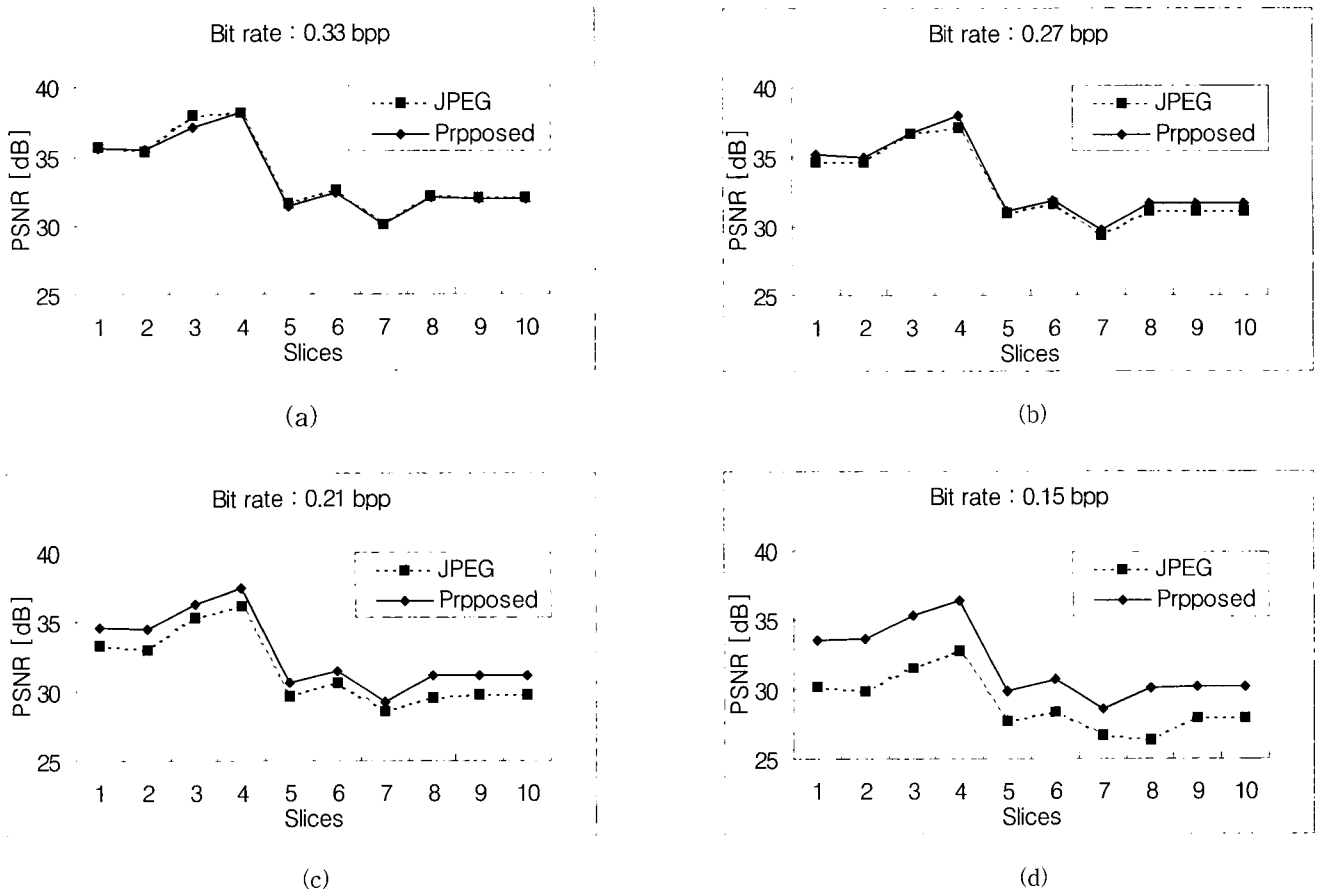


그림 5. spine 영상의 비트율에 대한 PSNR
 Fig. 5. PSNR versus bit rate for spine images

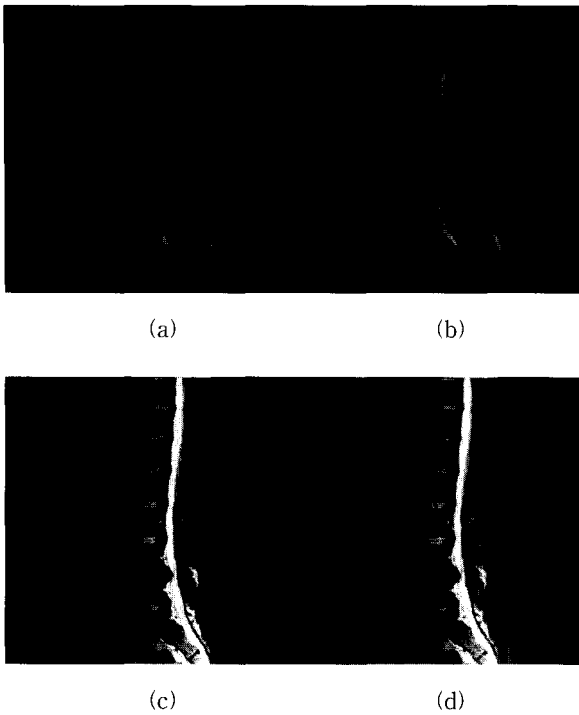


그림 6. 0.27 [bpp]에서 spine2와 spine6 영상에 대한 복원 영상
(a) JPEG 방법에 의한 spine2 복원 영상 (34.65 [dB]) (b) 제안한 방법에 의한 spine2 복원 영상 (34.98 [dB]) (c) JPEG 방법에 의한 spine6 복원 영상 (31.66 [dB]) (d) 제안한 방법에 의한 spine6 복원 영상 (31.92 [dB])

Fig. 6. Reconstructed images for spine2 and spine6 image at 0.27 [bpp]
(a) Reconstructed spine2 image for JPEG (34.65 [dB])
(b) Reconstructed spine2 image for the proposed (34.98 [dB])
(c) Reconstructed spine6 image for JPEG (31.66 [dB])
(d) Reconstructed spine6 image for the proposed (31.92 [dB])

한 비트량이 증가하게되어 JPEG 방법보다 비트율에 대한 PSNR의 성능이 떨어지게 된다. 이러한 단점으로 인하여 제안한 방법은 고화질을 요구하거나 질환 영역이 세밀한 MR영상에 적용하기엔 부적절하지만 척추 디스크 질환과 같은 질환 영역이 큰 영상의 경우에는 적용이 가능하다. 앞으로는 환자의 질환 판단에 필요한 관심 영역(ROI, region of-interest)에 대하여 고화질을 유지하고, 높은 비트율에서 증가한 유효 계수의 개수를 효율적으로 전송하여 압축율을 낮추는 연구가 필요하다.

그림 6, 7의 복원 영상으로부터 제안한 방법이 동일한 비트율에서 좋은 복원 화질을 나타내는 것을 볼 수 있다. 또한 JPEG 방법의 경우 복원 영상 내의 블록간 구획화 현상 나타나지만 제안한 방법의 경우 블록화 현상을 제거하고 에지를 선명하게 복구하여 주관적 화질이 뛰어난 것을 알 수 있다. 그리고 spine2 영상처럼 낮은 픽셀값이 많은 경우에 유효계수의 개수가 작아져서 밝은 영상에 비해 PSNR이 훨씬 좋게 나타난다.

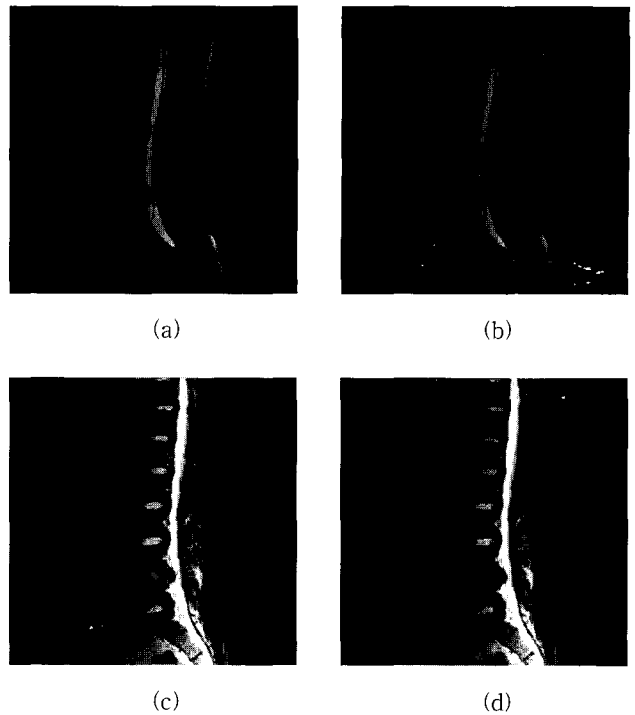


그림 7. 0.15 [bpp]에서 spine2와 spine6 영상에 대한 복원 영상
(a) JPEG 방법에 의한 spine2 복원 영상 (29.86 [dB]) (b) 제안한 방법에 의한 spine2 복원 영상 (33.70 [dB]) (c) JPEG 방법에 의한 spine6 복원 영상 (28.41 [dB]) (d) 제안한 방법에 의한 spine6 복원 영상 (30.71 [dB])

Fig. 7. Reconstructed images for spine2 and spine6 image at 0.15 [bpp]
(a) Reconstructed spine2 image for JPEG (29.86 [dB])
(b) Reconstructed spine2 image for the proposed (33.70 [dB])
(c) Reconstructed spine6 image for JPEG (28.41 [dB])
(d) Reconstructed spine6 image for the proposed (30.71 [dB])

결론

본 논문에서는 높은 압축율에서 PSNR을 향상시키고 부호화 과정에서의 연산량을 감소시키는 DWT 영역에서 프랙탈 부호화를 이용한 효율적인 MR 영상 압축 방법을 제안하였다. 제안한 방법에서는 복원 화질에 많은 영향을 미치는 유효계수의 절대치에 대해서만 프랙탈 부호화하여 지역 블록의 유효계수에 대한 축소된 정의역 블록의 유사성을 높여 PSNR을 향상시켰다. 그리고 서로 다른 해상도를 가지는 고주파 부대역간의 유효계수와 무효계수의 상관성을 이용한 유효계수 트리 압축을 사용하여 높은 압축율에서 좋은 복원 화질을 얻었다.

또한 프랙탈 부호화할 지역 블록과 스칼라 양자화할 지역 블록으로 구분하여 지역블록의 유효계수 위치와 동일 위치에 있는 축소된 정의역 블록의 DWT 계수가 모두 유효계수인 블록에 대해서만 탐색함으로써 부호화 시간을 단축시켰다. 제안한 방법을 MR 영상에 적용하여 성능을 평가한 결과 기존의

JPEG 압축 방법에 비해 블록화 현상이 없고 에지가 비교적 선명하게 복구되는 등 진단에 영향을 미치는 왜곡을 줄여서 객관적, 주관적 화질에서 우수한 성능을 나타내었다.

참 고 문 헌

1. M. Kamber, R. Shinghal, D.L. Collins, G.S. Francis, and A.C. Evans, "Model based 3-D segmentation of multiple sclerosis lesions in magnetic resonance brain images", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 14, No. 3, pp. 442-453, Sep. 1995
2. 최성진, 김승민, 김일곤, "MRI 영상의 원격진료를 위한 멀티미디어데이터 베이스 시스템 구축", 1995년도 대한의료정보학회 추계학술발표논문집, 1995
3. 유현선, 백철화, 김명희, 김원기, "양전자방출촬영 뇌영상에서의 전교련 결합선 자동 검출", 1996년도 한국정보과학회지 가을 학술발표논문집, Vol. 23, No. 2, pp. 367-370, 1996
4. S.C. Lo and H.K. Huang, "Radiological image compression using the full-frame bit-allocation technique", Radiology 155, pp. 811-817, 1985
5. S.C. Lo and H. K. Huang, "Compression of radiological images with 512, 1024 and 2048 matrices", Radiology 161, pp. 519-525, 1986
6. S. Wong, L. Zaremba, D. Gooden, and H. K. Huang, "Radiologic image compression : A review", Proc. of the IEEE, Vol. 83, No. 2, pp.194-219, 1995
7. 안창범, 한상우, 김일연, "확장 JPEG 표준을 이용한 점진적 의료 영상 압축", 의공학회지, 제 15권, 제 2호, 1994
8. 박종규, 정회룡, 주창희, 최중수, 김영구, 김건상, "가변 블록 벡터양자화를 이용한 의용영상 데이터 압축", 의공학회지, 제 10권, 제 2호, pp. 173-175, 1989
9. 한영오, 박장춘, 최윤호, 박상희, "적응양자화를 위한 의료 영상 정보의 변환 부호화에 관한 연구", 의공학회지, 제 10권, 제 3호, pp. 243-252, 1989
10. 배성호, 박길흠, "웨이브렛 변환 영역에서의 유효계수 트리를 이용한 프랙탈 영상 압축 방법", 대한전자공학회 논문지, 제 33권 B편, 제 11호, pp. 62-71, Nov. 1996
11. H. Krupnik, D. Mallah, and E. Karnin, "Fractal representation of images via the discrete wavelet transform", IEEE 18th Conv. of EE in Israel, Tel-Aviv, Mar. 1995
12. J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zero-trees of wavelet coefficients", IEEE Trans. on Signal Processing, vol. 41, no. 12, pp. 3445-3462, Dec. 1993
13. Markus Gross, Visual Computing, New York, Springer-Verlag, p. 160, 1994
14. Mark Nelson, The Data Compression Book 2nd ed., New York, M & T Books, pp. 153-200, 1996