

Improvement of Image Compression Using Quantization Technique in Computed Tomography Images

Jae-Hong Park,^{1,*} Ju-Yeon Yoo,² Cheol-Woo Park³

¹Department Radiological Technology, Choonhae College of Health Science

²Department of Information Communication, Human Resources Development Service of Korea

³Department of Electronic Information Communication, Dong-Pusan College

Received: July 16, 2018. Revised: August 25, 2018. Accepted: August 31, 2018

ABSTRACT

In this study, we allocate bits by quantizing these fractal coefficients through a quantizer which can extract the probability distribution. In the coding process of IFS, a variable size block method is used to shorten the coding time and improve the compression ratio.

In the future, it will be necessary to further improve the coding time and the compression rate while maintaining the best image quality in the fractal coding process.

Keywords: Fractal, Quantization coefficients, CT, PSNR,

I. INTRODUCTION

국가적·사회적 이슈인 4차 산업혁명은 기술 및 산업간 융합을 통해 산업구조를 변화시키고 새롭고 다양한 비즈니스 모델을 창출하며 인공지능(AI) 가상현실(VR) 등 혁신적 비즈니스 모델링으로 다양한 국가적 정책대안들이 논의 중이다. 보건의료 분야 중에서 방사선은 1895년 12월 빌헬름 콘라드 뢰트겐(Wilhelm Conrad Röntgen)이 x-ray를 발견한 이래 의료영상기는 질병의 진단과 치료에 중요한 역할을 해오고 있다. 의료영상 기기는 일정한 전자기파 에너지를 투과하면 인체 내의 밀도와 성질에 따라 입사, 반사, 또는 투과되는 특징을 이용하여 인체 내부의 영상을 획득한다. 과거 수십 년간 방사선의 응용이 유일한 의료영상이었으나, 최근에는 초음파, 자기장, 레이저 등을 이용한 다양한 의료영상 기기가 개발되고 있다. 현대 의료현장에서 사용되는 의료영상 기술 분류별 분포를 보면 X선영상 기술이 70%, 초음파 진단 기술이 11%, CT가 8%, MRI가

5%, 핵의학영상 기술이 3%로^[1] 특히, 전산화단층촬영 영검사(CT)는 인체장기의 해부학적 구조를 정확히 나타낼 수 있어서 질병의 진단 및 치료계획에서는 높은 정확성을 요구하므로 의료영상의 화질관리가 더욱 더 요구된다. 임상에서 활용되는 의료영상데이터의 디지털전송, 저장 및 처리에 대한 요구가 급격히 증가되면서 대량의 영상 데이터를 제한된 대역폭을 갖는 전송로도 전송되거나 디지털영상매체에 효율적으로 7장하기 위해 영상신호압축 기법이 연구되어 왔다.^[13-16] 1977년 Benoit B. Mandelbrot는 프랙탈 기하학을 도입하여 유클리드 기하학으로 표현할 수 없는 자연의 복잡한 영상을 나타내기 위한 수학적 모델을 제시하였다.^[2] 프랙탈 기하학이 갖는 특징은 크기와 관계없이 작은 부분이 전체와 같아지는 자기유사성(self similarity)^[3-5]과 복잡한 자연 현상을 자연스럽게 묘사할 수 있는 순환성(recursiveness)이 있고 차원을 유리수로 표현할 수 있다는데 있다.^[6-8]

프랙탈 영상 압축에서의 가장 큰 문제점은 복원

시의 시간은 짧은데 비해 부호화 시간이 오래 걸리며 또 부호화 시간을 짧게 했을 경우 화질이 떨어지는 문제점이 있다. 최근 이러한 문제를 해결하기 위해 많은 연구가 진행되고 있다.^[9-10]

본 논문에서는 영상을 분할한 도메인블록 특성을 밝기의 평균과 분산으로 분류하여 리스트를 구성한 후 레인지블록과 같은 특성을 가지는 도메인블록만 검색하도록 하고 같은 클래스에 속하는 리스트 탐색시 1차 허용오차가 일정 임계치에 도달하면 전체 리스트를 검색할 필요 없이 아핀변환값(affine-transformation value)^[6]을 결정하도록 하여 탐색 시간을 줄였다. 또한 쿼드트리(quad tree)분할법^[11]으로 레인지블록의 크기를 가변시켜 변환(w_i)의 수를 줄임으로서 압축효율을 높이고 레인지블록의 크기에 따라 탐색 영역의 탐색 밀도를 변화시켜 부호화 시간과 화질의 관계를 조사하였다.^[13-17] 이러한 영상 기법을 전산화단층촬영의 양자화 계수를 고려한 영상압축의 개선에 적용하였다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 이론적 배경

완전 척도 공간(complete metric space) (F,d)에서 w 를 축소변환(contractive transformation)이고,

$$d(w(x), w(y)) = s \cdot d(x, y) \quad (1)$$

여기서, d 는 척도(metric)이며, s 는 변환의 축소성(contractivity)를 나타낸다.

collage이론은 축소변환 w_1, w_2, \dots, w_n 의 해당 계수를 찾기 위해 입력영상을 여러 각도로 축소 또는 회전시켜 본 뒤 입력영상에 가장 근접한 축소변환 계수를 찾아 반복함수 계를 구성해 나가는 것이며, x_w 는 축소변환의 집합으로 구성됨.

$$x_w = W(x_w) = \bigcup_{i=1}^n w_i(x_w) \quad (2)$$

이러한 축소 변환으로 이루어진 계를 IFS(iterated function system)라 한다.

IFS $\{w_i; i = 1, 2, 3 \dots, n\}$ 의 변환 W 의 고정점을 $w(x)$, 축소율 s 라면, 변환 W 는 임의의 영상 $f \in F$ 에 대하여 다음 식을 만족한다.

f 는 IFS의 attractor 이다.

$$\delta(x_w, f) \leq (1 - s)^{-1} \delta(W(f), F) \quad (3)$$

이 식은 자신의 변환(covering) $W(f)$ 가 원영상 f 와 차이가 작을수록 고정점 x_w 는 원영상 f 와 유사하다는 것을 의미하며, 특히 변환 W 가 축소가능(contractive)하다면 정확하게 일치한다. 식(3)을 만족하는 IFS를 구성하고 임의의 초기 영상에 대해 IFS변환 W 를 반복 적용하면 원 영상을 복원할 수 있다. 이와 같은 과정을 역변환 문제(inverse problem)라고 한다.^[13-17] 반복함수계는 단위블록 화상간의 자기유사성을 나타내기 위해서 아핀변환 식(4)로 나타낸다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ J(x, y) \end{bmatrix} = w_i \begin{bmatrix} x \\ y \\ I(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_i & b_i & 0 \\ c_i & d_i & 0 \\ 0 & 0 & s_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ I(x, y) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_i \\ f_i \\ o_i \end{bmatrix} \quad (4)$$

여기서 $I(x, y)$ 과 $J(x, y)$ 는 레인지와 도메인 블록내의 화소 밝기 값을 나타낸다. 이 식은 두 영상간의 유사성을 표현하며, 기하변환(geometric transformation)은 도메인블록이 레인지블록에 매핑 되는 방법을 결정하며 2차원 아핀변환 형식으로 나타난다. a_i, b_i, c_i, d_i 는 기하변환과 셔플(shuffle)변환을 나타내고 e_i 와 f_i 는 레인지블록과 정합될 수 있는 도메인블록의 좌표를 표시한다. 이 때 기하변환은 축소가능해야 한다. 셔플변환은 미리 정해진 8가지 변환을 사용한다.^[8] 수치변환은 기하변환이 이루어진 도메인블록이 레인지블록과 유사성을 가지도록 화소값을 변경시킨다.^[13-17]

s_i 은 밝기 계조도변수, o_i 는 밝기조절변수를 나타낸다. 이러한 아핀변환계수는 임의의 초기 영상에 반복 적용하여 원래 영상이 복원된다.^[13-17]

2. 적용된 알고리즘

프랙탈 계수의 양자화방법은 부호화 과정에서 전달되는 매개 변수의 비트 할당 구조는 Table 1에

서 가변 블록 할당시 도메인 x , y 좌표항의 비트는 도메인 풀을 구성하는 방법에 따라 달라지고 알고리즘 실행시 결정된다.

Table 1. Bit allocation of line approximate expression coefficient clause.

	Partition	contrast	luminance	domain x-coeff.	domain y-coeff.	flip	Total bits
Flat region	1		7	Max 12	Max 12		8 + X(Variable)
Edge region	1	5	7	Max 12	Max 12	3	16 + X(Variable)

영상 부호화시 양자화 대상이 되는 데이터는

- 쿼드트리: 이후의 반복을 나타내고 변환정보를 확보하기 위해 각 쿼드트리 레벨에 1비트를 할당하나, 마지막 깊이에서는 디코드가 이후의 분할이 가능하지 않다는 것을 알기 때문에 비트가 할당되지 않는다.
- 도메인: 도메인은 인덱스에 의해 색인되고 참조된다. 스켈링 값이 0이면 도메인과 방향정보는 저장되지 않는다.
- 오리엔테이션(orientation):도메인과 레인지의 회전정보 저장하기 위해 3비트를 할당한다.

입력이 균일 하는 분포 즉, 양자화 간격이 일정하면 균일양자화이며 입력이 균일하게 분포되어 있지 않는 즉, 양자화 간격이 가변인 경우는 비균일 양자화를 사용하는데 프랙탈 계수를 양자화 하는 기법으로는 가상계조도 대입방법, 컴팩트 양자화, 로이드-맥스(Lloyd-Max)양자화 방법 등이 있으나, 본 논문에서는 여러 가지 영상을 통해 프랙탈 계수의 확률 분포를 추출하여 다음 식을 만족하는 양자화기를 통해 양자화 한다.

$$r_j \int_{d_{j+1}}^{d_j} p(x) dx = \int_{d_{j+1}}^{d_j} xp(x) dx \quad (5)$$

여기서, $p(x)$ 는 프랙탈 계수의 확률 밀도 함수이다. 양자화에서 스케일 계수 s 는 $[-1, 1]$ 사이의 값을 가지고 있으므로 거칠게 양자화 하여도 화질에 큰 영향을 미치지 않는다. 본 논문에서는 양쪽 모두 5비트로 하였고, 좌표항은 6비트로 64단계로 양자

화 하였다. 이 때 좌표항의 분포도가 Fig 2와 같이 나타나므로 5비트로 양자화 하여도 화질의 손실은 거의 없이 압축률을 높일 수 있었다.

III. RESULT AND REVIEW

전산화단층촬영(CT; Brain) 영상은 512×512 영상이다. 실험환경은 Workstation에서 C-언어로 프로그램 하였으며, 실험결과에 대한 성능 비교의 기준은 부호화비트, 압축률, PSNR(peak signal to noise ratio)을 사용하였다. 레인지블럭의 크기는 32×32, 16×16, 8×8로, 도메인블럭의 크기는 64×64, 32×32, 16×16로 쿼드트리 분할하였다.^[13-17] 탐색량을 줄이기 위해 부호화에 앞서 부호화하기 전에 도메인 풀에 있는 모든 도메인을 쿼드트리 분할하고, 분할된 블록을 화소의 밝기값에 따라 3 클래스, 분산값에 따라 24 클래스로 분류하여 블록 크기별로 동일한 클래스를 가지는 블록들은 리스트로 구성하였다.^[13-17] 레인지블럭과 가장 닮은 도메인블럭을 리스트에서 탐색할 때 허용오차 임계치를 1차, 2차로 구분하여 리스트의 탐색 중간에 1차 허용오차 한계 내에 들면 리스트를 끝까지 탐색하지 않고 한 개의 w_i 를 구성하는 최적의 도메인 위치와 아핀 변환값을 결정한다.^[13-17] 이때 1차 허용 오차 한계가 만족되지 않으면 2차 허용오차 한계 및 트리의 깊이를 판단한 후 쿼드트리분할 여부 및 변환값 결정을 하고 레인지블럭으로 이동하며 이러한 모든 변환의 집합 $W = \cup w_i$ 가 부호화를 구성한다.^[13-17]

Fig. 1은 전산화단층촬영의 원 영상(CT; Brain) 을 나타내며,

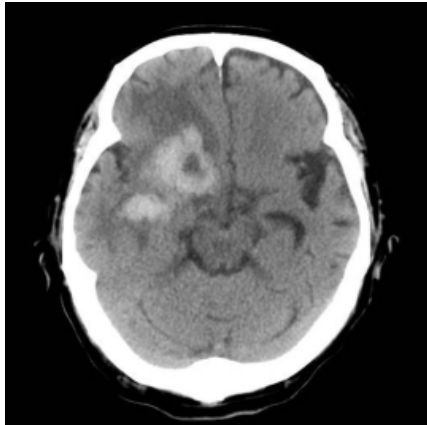


Fig. 1. Original image(CT; Brain).

Table 2. Results based on fractal coefficients

탐색밀도 (도메인 간격)	(가변) 레인지 블록크기	정보량 (512× 512)	부호 화후 바이트	압축 률	PSNR	비고
32 비트	32, 16, 8	262 144	7682	34.12	29.88	고정블록 (R=32)
			7510	34.91	29.88	가변블록
16 비트	32, 16, 8	262 144	8191	32.00	31.29	고정블록 (R=32)
			7954	32.96	31.28	가변블록
4 비트	32, 16, 8	262 144	8769	29.89	32.77	고정블록 (R=32)
			8553	30.65	32.74	가변블록
32 비트	16, 8, 4	262 144	22216	11.79	36.19	고정블록 (R=16)
			21716	12.07	35.98	가변블록
16 비트	16, 8, 4	262 144	20988	12.49	31.29	고정블록 (R=16)
			20432	12.83	31.28	가변블록
4 비트	16, 8, 4	262 144	19657	13.34	37.06	고정블록 (R=16)
			19188	13.66	36.81	가변블록

Table 2에서 탐색밀도에 따른 부호화 바이트, 압축률 및 PSNR 결과치 이다. 탐색밀도는 레인지블록에 대해 탐색하게 될 도메인블록의 간격(겹침 비트수)을 말하며, 탐색밀도는 레인지 블록크기를 32×16×8 비트로 분할하면, 도메인 블록은 32비트 간격으로 유사블록을 탐사하는 것을 말한다. 에러판정 허용오차 임계치를 크게 하면 압축률은 더 높일 수 있으나 화질에 영향을 준다. 즉 화질보다 압축률에 비중이 큰 영상은 에러판정 허용오차 임계

치를 크게 하여 에러 블록을 줄여 부호화하면 된다.

원래 영상을 제안된 알고리즘(고정블록과 가변블록 변환)으로 변환하여 탐색밀도가 32비트에서 4비트에 따라 부호화후의 정보량의 감소는 압축률이 향상되며, 압축률 증가로 인하여 신호대 잡음비(PSNR)는 원래 영상의 화질과 직접적인 연관으로 인해서 작아지는 경향을 볼 수 있으며, 부호화 시간은 탐색밀도에 따라 1에서 4초(탐색밀도4비트/레인지블록4비트인 경우)가 경과함을 알 수 있다.



Fig. 2. Scale coefficient of distribution.

Fig. 2는 화소의 밝기를 변환하는 스케일계수에 관한 분포도이고, Fig. 3은 오프셋(offset)에 대한 분포도, Fig. 4는 CT영상의 오프셋(offset)에 대한 분포도를 좀 더 확대한 결과이다.



Fig. 3. Offset coefficient of distribution.



Fig. 4. CT offset coefficient of distribution.

IV. CONCLUSION

의료영상의 프랙탈 부호화 방법은 영상을 반복 변환시스템인 IFS(iterated function system)를 구성해야하고, 이를 위해 영상영역을 레인지 영역으로 분할하고 각 레인지블록에 대해 탐색하게 될 도메인 블록에서 가장 닮은 최적의 블록을 찾는다. 이때, 결정되는 변환계수 값과 좌표의 정보를 프랙탈 계수로 전송한다.

본 연구에서는 이러한 프랙탈 계수들을 확률분포를 추출할 수 있는 양자화기를 통해 양자화 하여 비트를 할당하였다. IFS를 구성하는 부호화과정에서 가변크기 블록방법을 사용하여 부호화시간을 단축하고 압축률을 향상시키는 방법을 제시하였다. 추후 프랙탈 부호화과정에서 화질을 최상으로 유지하면서 부호화시간을 단축시키고 압축률을 높이는 연구가 더 진행되어야 할 것으로 본다.

Acknowledgements

“이 논문은 2017년도 춘해보건대학교 학술연구비 지원에 의한 것임”

Reference

- [1] J. H. Lee, *Precision nuclear medicine medical imaging technology trend*, KISTI, 2003.
- [2] Benoit. B. Mandelbrot, *The Fractal Geometry of Nature*, W. H. Freeman and Company, New York, 1977.
- [3] A. E. Jacquin, "Image coding based on a fractal theory of iterated contractive image transformations," *IEEE Trans. Image Process*, Vol. IP-1, No. 1, pp. 18-30, 1992.
- [4] D. M. Monro, F. Dudbridge, "Fractal approximation of image blocks," in *Proc. Int. Conf. Acoust. Speech, Signal Processing*, Vol. 3, pp. 485-488, San Francisco, California, Mar. 1992.
- [5] S. Lepsø y, G.E. Øien, A. Ramstad, "Attracts image compression with a fast non-iterative decoding algorithm," in *Proc. Int. Conf. Acoust. Speech. Signal Processing*, Vol. 5, pp. 337-340, Minneapolis, Minnesota, Apr. 1993.
- [6] M. Barnsley, *Fractals Everywhere*, San Diego: Academic Press, San Diego, 1988.
- [7] M. F. Barnsley, V. Ervin, D. Hardin, J. Lancaster, "Solution of an inverse problem for fractals and other Sets," *Proceedings of the National Academy of Science U.S.A*, Vol. 83, pp. 1975-1977, 1986.
- [8] A. Jacquin, *A Fractal Theory of Iterated Markov Operators with Application to Digital Image Coding*, Ph.D thesis, Georgia Institute of Technology August 1989.
- [9] A. J. Crilly, R. A. Earnshaw, H. Jones, *Fractals and chaos*, Springer-Verlag, New York, 1991.
- [10] M. G. Alkhansari, T. S. husang, "A fractal-based image-coding algorithm," in *Proc. Int. Cont. Acoust., Speech, Signal Processing*, Vol. 5, pp. 345-348, Minneapolis, Minnesota, Apr. 1993.
- [11] Y. Fisher, E. W. Jacobs, R. D. Boss, "Fractal Image Compression Using Iterated Transforms," Technical Report, Naval Ocean Systems Center, San Diego, CA92142-5000.
- [12] H. O. Peitgen, H. Jrgens, D. Saupe, *Chaos and Fractals*, Springer-Verlag, New York, 1992.
- [13] Jae-Hong Park, Cheol-Woo Park, Won-Seok Yang, "Fractal image coding for improve the quality of medical images," *J. Korean Social Radiology*, Vol. 8, No. 1, pp. 19-26, 2014.
- [14] Jae-Hong Park, Cheol-Woo Park, "Color image coding for variable block of fractal," *J. Korean. Social Radiology*, Vol. 8, No. 7, pp. 435-441, 2014.
- [15] Jae-Hong Park, Cheol-Woo Park, "The YIQ Model of Computed Tomography Color Image Variable Block with Fractal Image Coding," *J. Korean. Social Radiology*, Vol. 10, No. 4, pp. 263-270, 2016.
- [16] Cheol-Woo Park, "Fractal Image Compression using Variable-Size Block and Adaptive Selection of Coding Coefficients," Graduate School Dong-A University, 1996.
- [17] Jae-Hong Park, Cheol-Woo Park, "Fractal Image Coding by Linear Transformation of Computed Tomography," *J. Korean. Social Radiology*, Vol. 11, No. 4, pp. 241-246, 2017.

CT영상에서 양자화기법을 이용한 영상압축의 개선

박재홍,^{1,*} 유주연,² 박철우³

¹춘해보건대학교 방사선과

²한국산업인력공단 정보통신팀

³동부산대학교 전자정보통신과

요 약

의료영상의 프랙탈 부호화 방법은 영상을 반복 변환시스템인 IFS(iterated function system)를 구성해야하고, 이를 위해 영상영역을 레인지 영역으로 분할하고 각 레인지블록에 대해 탐색하게 될 도메인 블록에서 가장 닮은 최적의 블록을 찾는다. 이때, 결정되는 변환계수 값과 좌표의 정보를 프랙탈 계수로 전송한다.

본 연구에서는 이러한 프랙탈 계수들을 확률분포를 추출할 수 있는 양자화기를 통해 양자화 하여 비트를 할당하였다. IFS를 구성하는 부호화과정에서 가변크기 블록방법을 사용하여 부호화시간을 단축하고 압축률을 향상시키는 방법을 제시하였다. 추후 프랙탈 부호화과정에서 화질을 최상으로 유지하면서 부호화시간을 단축시키고 압축률을 높이는 연구가 더 진행되어야 할 것으로 본다.

중심단어: 프랙탈, 양자화계수, 전산화단층촬영, PSNR