

X-ray 의료영상 압축을 위한 ADCT-VQ와 JPEG의 성능 비교

김근섭, 임호근, 권용무, 이재천, 김형근

한국과학기술연구원 응용전자연구실

Performance Comparison of the ADCT-VQ and JPEG for X-ray Image Compression

K.S. Kim, H.G. Lim, Y.M. Kwon, J.C. Lee, and H.G. Kim

Applied Electronics Lab., KIST

Abstract

We examine the compression performance of two irreversible (lossy) compression techniques, ADCT-VQ (Adaptive Discrete Cosine Transform - Vector Quantization) and JPEG (Joint Photographic Experts Group) which are basis of medical image information systems.

Under the same compression ratio, MSE(Mean Square Error) is 0.578 lower in JPEG than in ADCT-VQ while SNR(Signal to Noise Ratio) is 1.236 dB higher in JPEG than in ADCT-VQ.

I. 서론

방대한 데이터 량을 갖는 의료영상을 효율적으로 전송 및 저장하기 위해서는 디지털 신호처리 기술을 이용한 의료영상의 압축기법이 이 분야의 핵심 기술로 대두되고 있다.

영상 압축은 원래의 입력영상과 복원영상을 비교 하였을때 이들 두 영상의 차이에 따라 손실허용 압축(lossy coding)과 무손실 압축(lossless coding)으로 분류할 수 있다. 손실허용압축은 입력영상과 복원영상 사이에 야기되는 왜곡을 어느정도 허용하는 압축 방법으로서 비가역 압축(irreversible compression)이라고도 하며 매우 높은 압축비율을 얻을 수 있다. 반면에 무손실 압축 방법은 입력영상과 복원영상이 완전히 일치하도록 하는 압축 방법으로서 가역 압축(reversible compression)이라고도 하며 압축율이 비교적 작다는 단점이 있다. 의료영상인 경우에는 가능한 입력영상의 특성을 유지해야 하므로 무손실 압축 방법을

사용하여 의료영상을 압축하여야 하지만 이 경우 가능한 최대 압축비는 상당히 제한이 된다. 그래서, 여러가지 압축 기법을 의료영상에 적용하고 있다[Kim92] [Roos88].

최근 수년간 연속색조 영상압축(칼라와 그레이스케일)에 대한 표준화가 JPEG(Joint Photographic Experts Group)에서 형성되었다. JPEG은 범용물로서 제안되었기 때문에 광범위하고도 다양한 응용분야(포토비디오텍스, 의료영상 등)를 포함하고 있다[CD91][Finlay91].

본 논문에서는 흉부 X-선 필름 의료영상을 스캐닝하여 얻은 8 비트 gray level, 1024×880 해상도를 가진 디지털 흉부 X-선 의료영상 총 8 개를 사용하여 비가역 압축인 ADCT-VQ와 JPEG 압축 알고리즘(베이스라인 모드)에 적용하여 두 시스템의 성능을 비교하였으며, 고해상도 (2112 × 1728) 흉부 X-선 영상은 JPEG에 적용하여 성능을 평가하였다.

II. ADCT-VQ와 JPEG

그림 1은 구현한 ADCT-VQ 시스템의 블럭선도이며 알고리즘을 간단히 살펴보면 다음과 같다[Kim92] [Aizawa86].

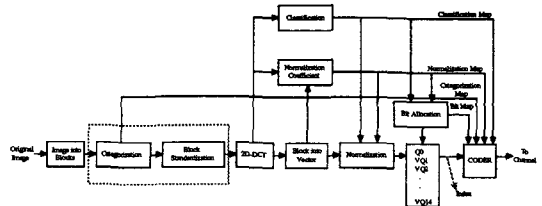


그림 1. 블럭표준화를 이용한 ADCT-VQ 압축시스템.

입력영상은 8x8 화소 크기의 블록으로 나누어지고 각 블록을 에지 방향과 에지 변화량에 따라 8개의 방향성 부류로 분류한다. 각 부류의 부블럭은 블록 표준화 기법을 이용하여 한 부류의 특성을 갖도록 통일시킨 후에 2D-DCT 변환을 한다. 2D-DCT 변환된 부블럭은 ac 에너지에 따라 4개의 에너지 부류로 분류하고 각 에너지 부류에 대해 정규화 계수를 구한 후 변환계수를 정규화한다. 정규화된 변환계수는 각 에너지 부류별로 DC 계수와 14개의 벡터대역으로 분리한다. 정규화된 변환계수에 대해 각 에너지 부류의 DC 계수는 Lloyd-Max의 양자화 기법을 이용하여 8비트 스칼라 균일 양자화하고 14개의 벡터는 비트 할당표에 따라 벡터양자화 한다. 코드워드의 어드레스와 부가정보(정규화 계수, 방향성 부류, 에너지 부류 등)를 저장 혹은 전송하며 입력영상을 재생할 때 사용한다.

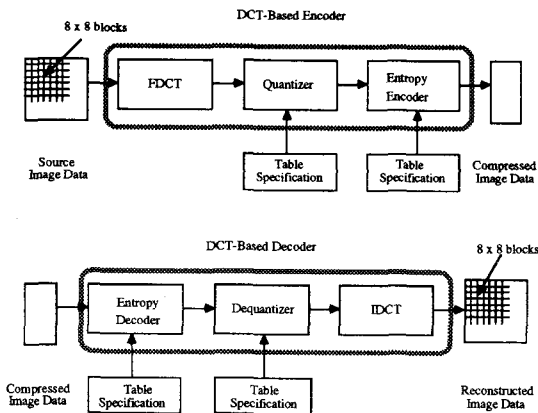


그림 2. 베이스라인 모드의 엔코더와 디코더.

16	11	10	16	24	40	51	61	17	18	24	47	99	99	99	99
12	12	12	19	26	58	60	55	18	21	26	66	99	99	99	99
14	13	16	24	40	57	69	56	24	26	56	99	99	99	99	99
14	17	22	29	51	87	80	62	47	66	99	99	99	99	99	99
18	22	37	56	68	109	103	77	99	99	99	99	99	99	99	99
24	35	55	64	81	104	113	92	99	99	99	99	99	99	99	99
49	64	78	87	103	121	120	101	99	99	99	99	99	99	99	99
72	92	95	98	112	110	103	99	99	99	99	99	99	99	99	99

(a)

(b)

표 1. 양자화표 (a) luminance (b)chrominance.

그림 2는 베이스라인 모드의 엔코더와 디코더이며, 알고리즘을 살펴보면 다음과 같다.

입력 영상은 8x8 화소 크기의 데이터 단위로 나누어지고 각 데이터 단위의 화소값들은 입력 화소의 값이 8 비트일

경우 128의 level 이동을 한다. 이동된 각 데이터 블록은 전방향 이산여현 변환을 하여 제안된 양자화표(표 1)로 스칼라 양자화한다. 양자화 된 각 데이터 블록은 지그재그 순서에 의해서 배열된다. 지그재그 배열된 각 데이터 단위의 DC와 AC 계수는 엔트로피 코더(Huffman 코더)에 의해서 부호화 된다. 각 데이터 단위의 DC 계수는 1-D 예측 기법을 사용하여 제안된 DC difference 테이블을 사용하여 엔코딩하고 AC 계수는 AC 계수 테이블을 사용하여 zero RUN에 따라서 VLC(Variable Length Code)와 VLI(Variable Length Integer)로 엔코딩한다.

III. 성능 실험 및 결과

본 연구에서는 의료용 화상 데이터 압축 기법에 대한 성능 실험을 위해서 Truvel 사의 의료 영상 전용 필름 스캐너인 TZ-3X X-선 필름 스캐너를 사용하여 의료 영상을 수집하였다. 또한 성능 실험을 위한 컴퓨터 시뮬레이션은 TZ-3X X-선 필름 스캐너를 사용하여 획득한 고해상도 흉부 X-선 화상을 이용하여 SUN SparcStation I에서 수행하였다.

성능 실험에서 사용한 하나의 디지털 흉부 X-선 의료 영상은 8 bits gray level, 1024 × 880 해상도를 가지며 이러한 실험용 흉부 의료 영상을 총 8 개와 2112 × 1728 해상도를 가지는 흉부 X-선 의료영상 5 개를 사용하였다.

ADCT-VQ 시스템에서 VQ 용 코드북을 설계하기 위해서 흉부 X-선 영상의 경우 3 개의 의료 영상(1024 × 880)을 훈련 데이터로 사용하여 LBG 알고리즘을 이용하였는데 하나의 영상은 901120개의 화소를 가지므로 총 2703360 개의 화소를 포함하고 있다. 또한 8x8 화소 크기의 블록에 대하여 2D-DCT를 수행하였으며 따라서 코드북 설계에 사용된 훈련 데이터는 총 42240 개의 블록이다.

성능 비교를 위해서 코드북에 사용된 3 개의 의료 영상 데이터는 제외하였다. 두 압축시스템의 성능 비교를 위해서 표 1 (a) 값을 변화하여 성능을 비교하였다. 1024 × 880 해상도 성능 평가 결과를 기반으로 하여 고해상도인 경우에는 JPEG 에만 적용하여 성능을 평가하였다.

압축 알고리즘에 대한 성능 평가 척도로는 압축된 영상에 할당된 화소당 평균 비트 수와 식 (1)로 정의되는

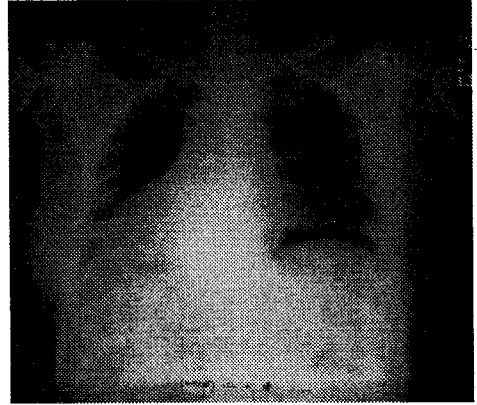
압축비 동이며 JPEG 무손실 모드인 경우에는 주어진 엔트로피에 대한 각 압축 알고리즘의 부호화 효율이 포함된다. 또한 손실허용 압축 알고리즘인 경우(블럭 표준화를 이용한 ADCT-VQ 시스템과 JPEG 압축시스템의 베이스라인 모드)에는 복원영상에 손실이 야기되므로 각각 식 (2)와 식 (3)으로 정의되는 복원영상과 원래영상과의 MSE 및 SNR이 포함된다.

$$comp_ratio = \frac{total\ needed\ bits\ of\ original\ image}{total\ needed\ bits\ of\ compressed\ image} \quad (1)$$

$$MSE = e_{ms}^2 = \frac{1}{NM} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (u_{i,j} - \hat{u}_{i,j})^2 \quad (2)$$

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{(peak-to-peak\ value)^2}{e_{ms}^2} (dB) \quad (3)$$

식 (2)에서 $\{u_{i,j}\}$ 와 $\{\hat{u}_{i,j}\}$ 는 각각 $N \times M$ 크기의 원래영상과 복원영상을 나타낸다. 또한 식 (3)에서 peak-to-peak value는 원영상의 peak-to-peak 값을 의미하므로 8 bits gray level 영상인 경우 255이다.

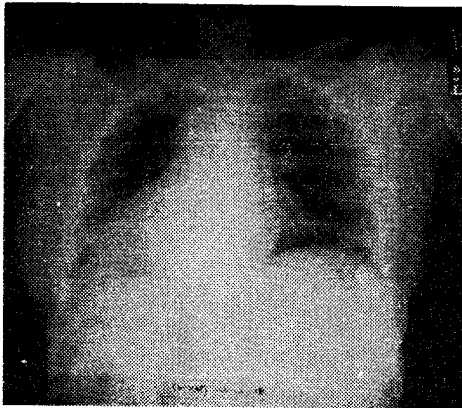


(c)

그림 3. 흉부 X-선 영상(1024 × 880)

(a) 원 영상 (b) 재현 영상(ADCT-VQ) (c) 재현 영상(JPEG).

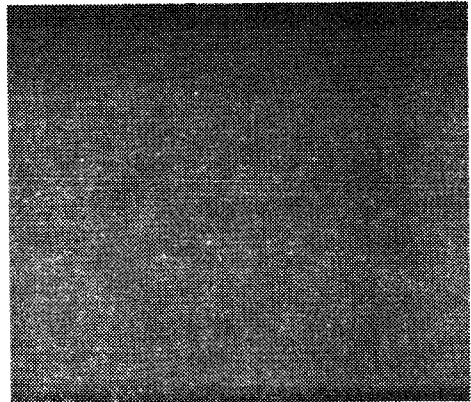
그림 3은 두 압축시스템을 통해 얻어진 복원영상이다. 그림 3의 (b)와 (c)는 각각 압축율이 27:1 (0.294 bpp)이며, (b)의 $MSE = 1.552$, $SNR = 46.22\ dB$ 이고 (c)의 $MSE = 1.389$, $SNR = 46.70\ dB$ 이다.



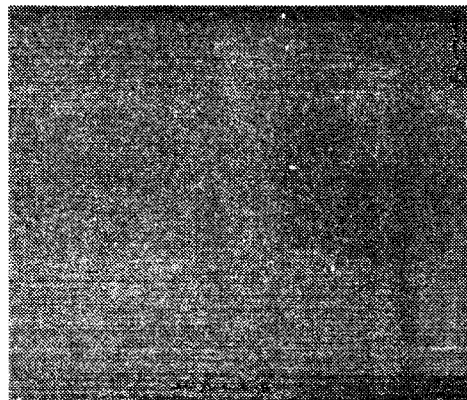
(a)



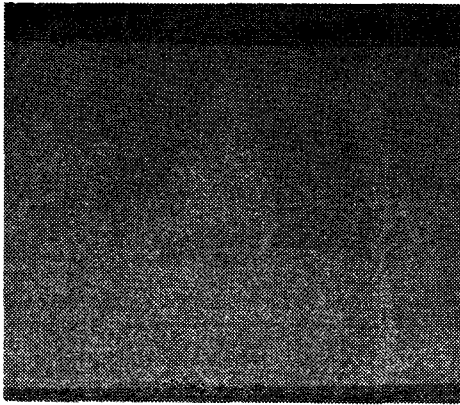
(b)



(a)



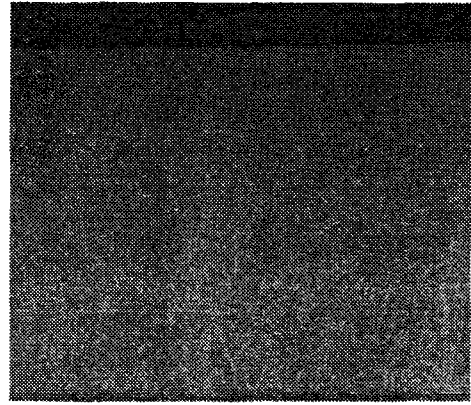
(b)



(c)

그림 4. 흉부 X-선 차영상(1024 × 880)

(a) 원 영상 (b) 재현 영상(ADCT-VQ) (c) 재현 영상(JPEG).



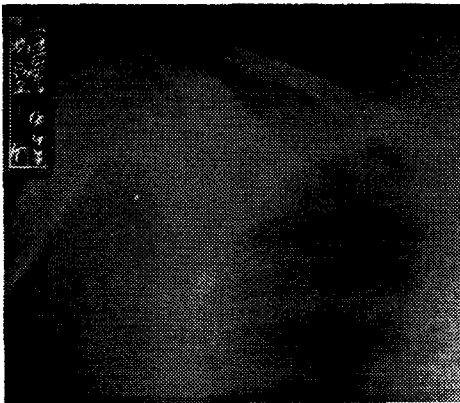
(c)

그림 5. 흉부 X-선 부분 영상(2112 × 1728)

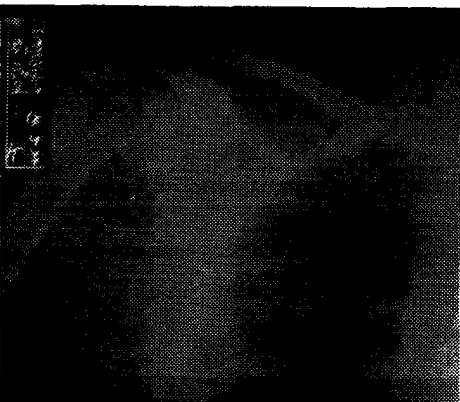
(a) 원 영상 (b) 재현 영상(JPEG) (c) 차영상(JPEG).

표 2. ADCT-VQ 와 JPEG의 성능 비교.

Data	Comp_ratio (bit/pixel)	MSE		SNR	
		ADCT-VQ	JPEG	ADCT-VQ	JPEG
chest003	27.17(0.294)	1.552	1.389	46.22	46.70
chest006	18.26(0.438)	2.328	1.624	44.46	46.02
chest011	20.32(0.394)	2.540	1.900	44.08	45.34
chest017	28.65(0.279)	2.342	1.669	44.44	45.90
chest019	27.19(0.294)	2.538	1.827	44.09	45.51



(a)



(b)

그림 4는 두 압축시스템의 성능 비교를 시각적으로 보기 위한 원영상과 복원영상간의 차영상이다. 시각적인 효과를 높이기 위하여 각각의 차이화소값에 10 배를 한 뒤 옵션 127 을 더하였다. 그림에서도 알 수 있듯이 SNR 이 높은 JPEG 차영상의 블럭 노이즈가 적은것을 알 수 있다. 표 2는 두 압축 시스템의 성능 비교결과로 JPEG이 동일한 압축율에서 평균 MSE는 0.578 작았으며 평균 SNR은 1.236 dB 높았다.

그림 5는 고해상도 (2112 × 1728) 흉부 X-선 영상을 JPEG에 적용하여 얻은 복원영상과 차영상이다. CR(압축율) = 45:1, MSE = 3.52, SNR = 42.7 dB 이다.

IV. 결 론

본 연구에서는 의료 정보시스템의 근간이 되는 고해상도 흉부 X-선 영상의 비가역(손실)압축 방법을 비교하였다. 두 시스템의 성능 비교 결과 동일한 압축율에서 JPEG 이

ADCT-VQ 보다 MSE 는 0.578 작았으며, SNR 은 1.236 dB 높았다.

향후 의료영상에 적합한 JPEG 의 성능을 개선하여 보다 고성능의 압축시스템을 구축할 예정이며, 구현한 압축 시스템의 복원영상을 전문가를 통하여 의학적으로 타당성을 증명할 예정이다.

참 고 문 헌

- [Aizawa86] K. Aizawa, H. Harashima and H. Miyakawa, "Adaptive Discrete Cosine Transform Coding with Vector Quantization for Color Image," ICASSP 86, Intl. Conf. on Acoust. Speech Signal Processing, Tokyo, Japan, pp 985-988, Apr. 7-11, 1986.
- [Kim92] 김 형근 등, "의료용 화상 정보 표시 및 관리 기반 기술 개발," 과기처 특정연구 개발과제 최종보고서, 한국과학기술연구원, July 1992.
- [CD91] Digital Compression and Coding of Continuous-tone Still Images, Part 1: Requirements and Guidelines. ISO/IEC/ JTC1 Committee Draft 10918-1, Feb. 1991.
- [Finlay91] I. R. Finlay and K. L. Anderson, "JPEG and IBM ImagePlus Workstation Program/2," Electronic Imaging'91 West, Anaheim, CA, PP. 15-18, April, 1991.
- [Roos88] P.Roos, M.A.Viergever, M.C.A.Dijke, and J.H.Petwes, "Reversible intraframe compression of medical images," IEEE Trans.on Medical Imaging, vol.7, no.4, December 1988.