DBpia

의료영상의 JPEG 압축을 위한 적응적 양자화 테이블과 허프만 테이블의 설계

정회원 양 시 영*, 정 제 창*, 박 상 규*

Design of Adaptive Quantization Tables and Huffman Tables for JPEG Compression of Medical Images

Siyoung Yang*, Jechang Jeong*, Sang Kyu Park* ***Regular Members***

요 약

대역폭과 저장장치의 한계 때문에 의료영상은 전송과 저장 전에 압축되어야 한다. 의료영상 표준인 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)은 JPEG 정지영상 압축을 지원하는 구조를 제공한다. 본 논문에서는 의료영상을 JPEG으로 압축하기 위한 방법을 설명하고 JPEG 압축을 위한 두 가지 방법을 제안한다. 첫 번째로 의료영상은 자연영상과는 시각적인 특성이 다르기 때문에, 스펙트럼 분석을 이용한 양자화 테이블을 적응적으로 설계하는 방법을 제안한다. 두 번째로 의료영상은 자연영상과 다르게 픽셀당 비트수가 높기 때문에, 심벌들의 확률분포 특성을 고려한 허프만 테이블을 적응적으로 설계하는 방법을 제안한다. 따라서 본 논문에서는 의료영상에 적합한 양자화 테이블과 허프만 테이블을 설계하는 방법을 제안한다. 실험 결과 JPEG 표준의 양자화 테이블과 수정된 허프만 테이블에 비해 성능이 향상되는 것을 볼 수 있다. 본 논문에서 제안한 방법은 JPEG 표준을 만족하므로, PACS (Picture Archiving and Communications System)에 적용될 수 있다.

Key Words : Medical image compression, JPEG, quantization table, Huffman table

ABSTRACT

Due to the bandwidth and storage limitations, medical images are needed to be compressed before transmission and storage. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) specification, which is the medical images standard, provides a mechanism for supporting the use of JPEG still image compression standard. In this paper, we explain a method for compressing medical images by JPEG standard and propose two methods for JPEG compression. First, because medical images differ from natural images in optical feature, we propose a method to design adaptively the quantization table using spectrum analysis. Second, because medical images have higher pixel depth than natural images do, we propose a method to design Huffman table which considers the probability distribution feature of symbols. Therefore, we propose methods to design a quantization table and Huffman table suitable for medical images. Simulation results show the improved performance compared to the quantization table and the adjusted Huffman table of JPEG standard. Proposed methods which are satisfied JPEG Standard, can be applied to PACS (Picture Archiving and Communications System).

Ⅰ. 서 론

지난 20세기의 과학기술의 발전은 산업현장뿐 아니라 의료 분야에까지 괄목할만한 변화를 가져왔다. 특히 1970년대부터는 컴퓨터의 발달에 따른 단면영상 기법인 CT (Computed Tomography), CR

* 한양대학교 전자통신전파공학과 영상통신 및 신호처리 연구실 (wirbel@ece.hanyang.ac.kr),
논문번호 : 040083-0217, 접수일자 : 2004년 2월 17일
※본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2003-000-11627-0)지원으로 수행되었음.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

(Computed Radiography), US (Ultrasonography), MRI (Magnetic Resonance Imaging)의 도입과 PACS (Picture Archiving and Communications System)의 개발로 의료영상 분야는 지속적인 발전을 시작한다 [1]. PACS의 개발로 1980년대부터 의료영상의 디지털화가 필요해짐에 따라, 의료 영상 장치들 사이에서 의료영상과 정보를 저장하고 전송하기 위해서 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준이 만들어졌다 [2].

의료영상은 영상의 해상도가 크고 픽셀당 비트수가 높아 데이터 양이 크기 때문에, 저장시에 많은 공간을 차지하고 전송시에 많은 부하를 준다. 이런 저장과 전송의 문제점을 해결하기 위해서 여러 가지 데이터 압축기술을 필요로 한다. 정지영상을 압축하는 것에는 많은 방법이 있는데, 그 중에서 현재 가장 널리 사용되는 방법으로 JPEG (Joint Photograph Experts Group)이 있다 [3,4]. JPEG은 일반적인 자연영상 압축뿐만 아니라, 의료영상을 압축하는 데에도 사용한다. DICOM은 의료영상 압축 방업으로 JPEG을 사용했고, 최근에 DICOM 2003부터는 JPEG2000 압축 기법이 추가되었다 [5].

최근에 T.H. Oh은 자연영상이 아닌 의료영상의 경우에도 JPEG보다 JPEG2000이 압축 효율이 우수하다고 소개하고 있다 [6]. JPEG2000은 웨이블릿 변환과 산술부호화 과정을 거쳐 부호화해서, JPEG에 비해 영상의 크기가 큰 경우에 압축 효율이 높은 것으로 알려져 있다[7,8]. 또한 스케이빌러티 (scalability), ROI (Region-of-Interest), 비트율 제어 (rate control), 임의 접근, 에러 내성등의 부가적인 기능이 있다. 반면, JPEG2000은 메모리를 많이 사용하고, 복잡도가 높아 연산 시간이 길어서 산업현장으로의 보급화가 진행되지 않고 있는 실정이다. 메모리를 많이 사용한다는 것은 기존의 PACS의 각 단말기에 추가적인 메모리를 설치해야되기 때문에 비용이 많이 든다. 복잡도가 높다는 것은 부호화 혹은 복호화 과정에서 연산 시간이 길어 PACS를 통한 의료영상 획득 및 디스플레이 시간이 오래 걸린다는 것을 의미한다. 디스플레이 시간이 오래 걸리면 PACS를 이용하는 의사와 환자에게 불편을 준다. 비용과 디스플레이 측면에서의 단점 때문에, 본 논문에서는 기존의 JPEG 2000보다는 JPEG 방법을 활용하여 압축 효율을 개선시키는 방법을 제안한다.

JPEG에서 사용되는 양자화 테이블과 허프만 테이블은 규정치로 정해진 것은 없다. 표준에는 단지 자연영상의 통계적 특성을 고려한 양자화 테이블과 픽셀당 8비트를 갖는 영상의 허프만 코드를 제시해 놓았을 뿐이다. 의료영상은 자연영상과는 다르게 영상이 크고 대부분이 흑백이며 픽셀당 비트수가 높기 때문에, 의료영상을 위한 양자화 테이블과 허프만 테이블을 설계해서 압축률을 증가시킨다. 즉, 의료영상의 특징을 고려한 양자화 테이블과 허프만 코드를 사용한다면, 동일 화질에서 보다 높은 압축률을 가지게 된다.

본 논문의 Ⅱ장에서는 의료영상에 관한 PACS, DICOM 표준과 기존의 의료영상 압축 기법을 살펴보고, Ⅲ장에서는 의료영상을 위한 적응적 양자화 테이블 설계방법과 높은 픽셀당 비트수를 갖는 의료영상을 위한 허프만 테이블을 설계하는 방법을 제안한다. Ⅳ장에서 원영상과 제안된 방법으로 적용해서 부호화한 JPEG 영상의 압축률을 비교하고, Ⅴ장에서 결론을 맺으면서 본 논문을 마친다.

Ⅱ. 의료영상 압축

PACS란 의료 영상 특히 방사선학적 진단 영상들을 디지털 형태로 획득한 후, 고속의 통신망을 통하여 전송하고, 과거의 X-ray 필름 보관 대신에 디지털 정보 형태로 의료 영상을 저장하며, 방사선과 의사들과 임상 의사들이 기존의 필름 뷰박스(film viewbox) 대신에 영상 조회 장치를 통하여 표시되는 영상을 이용하여 환자를 진료하는 포괄적인 디지털 영상 관리 및 전송 시스템을 말한다. 디지털 영상을 얻을 때 영상장비 등이 매우 다양하며 장비를 개발하는 회사도 매우 많아 각 회사마다 또는 영상 장비마다 디지털영상 정보에 대해 각기 다른 포맷을 사용한다. PACS를 위해서는 디지털 데이터를 획득하는 것이 필수적이므로 표준화 영상포맷인 DICOM 포맷으로 영상을 획득하게 된다.

DICOM이란 의료영상을 교환하고 구성하는 방법과 그에 관련된 정보들을 기술한 의료영상 표준이다. DICOM은 1983년에 ACR (American College of Radiology)과 NEMA (National Electrical Manufacturers Association)가 공동으로 표준화를 시작한 것으로 1985년에 ACR-NEMA 버전 1.0이 나왔고 1988년에 버전 2.0이 나왔다. 그 후 개정판인 버전 3.0이 DICOM이라 불리게 되었다. 최근에는 대부분 의료기 업체들이 DICOM 표준을 수용하고 있는데, 이는 의료 관련 기관들이 환자에 대한 서비스의 질을 향상시키고 의료 영상과 관련 정보

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

를 다루는데 있어 발생하는 비용을 절감시키는 새로운 기회를 열어 주는 것이라 할 수 있다. DICOM에서는 의료영상 저장 방식으로 천연(native) 방식과 캡슐화(encapsulated) 방식을 지원한다. 천연 방식은 영상을 압축하지 않는 방식이고 캡슐화 방식은 다른 표준에서 사용되는 압축방식을 이용한다. 캡슐화 방식으로는 RLE (Run Length Encoding), JPEG-LS, 가역 JPEG과 비가역 JPEG 방식을 지원한다. 가장 최근 버전인 DICOM 2003에서는 JPEG 2000 방식이 채택되었다.

DICOM이 제정되면서 의료영상 압축 방법들이 소개되기 시작했으며, 의료영상 압축은 가역 압축 방식과 비가역 압축 방식으로 나누어 진행되고 있다. 가역 압축 방식인 경우 Gerassimos Barlas은 LOCO-I에 기반한 JPEG-LS와 CALIC과 성능 비교하고 있고 [9], 비가역 압축방식의 경우 많은 논문에서 JPEG과 성능을 비교하고 있다 [10].

JPEG의 양자화 테이블은 규정치가 존재하지 않고 JPEG 표준에 자연영상의 통계를 이용한 양자화 테이블만 제시했을 뿐이다. 현재 사용되는 대부분의 JPEG 코덱(codec)은 이 양자화 테이블을 그대로 이용하고 있다. Kazuhiko Hamamoto는 초음파 영상에 대한 양자화 테이블을 구해서 JPEG 표준에 있는 양자화 테이블을 사용했을 때보다 성능이 우수하다고 제안했다 [11]. 그러나 이 논문은 단지 US 영상에 대해 실험적으로 구한 것으로 일반적인 의료 영상에는 적용하지 못한다. 본 논문에서는 일반적인 의료영상에 대한 양자화 테이블을 설계하는 방법을 제안한다.

Jeroen Van Overloop는 의료영상의 종류에 따라 트랜스폼(transform) 종류와 블록 사이즈의 크기를 달리하는 방법을 제안했다 [12]. Yung-Gi Wu은 트랜스폼(transform)에 기반한 방법으로 JPEG 보다 우수하다고 주장했다 [13]. 각 논문에서 실험 결과로 JPEG과 비교해 놓았으나 JPEG과의 비교에 사용된 angiogram 영상, US 영상, CT 영상들은 픽셀당 비트수가 8비트인 의료영상들이다. JPEG 표준에는 자연영상의 통계를 이용한 허프만 테이블의 예만 있을 뿐이고, 이 허프만 테이블은 8비트 흑백영상이나 24비트 칼라영상에만 적용할 수 있다. 이러한 이유로 대부분의 JPEG 코덱들은 8비트를 초과하는 흑백영상에 대한 부호화 혹은 복호화를 지원하지 않는다. 본 논문에서는 픽셀당 8비트 이상을 갖는 의료영상들에 대해서 허프만 테이블을 설계하는 방법을 제안한다.

Ⅲ. 제안하는 적응적 양자화 테이블과 허프만 테이블 설계 방법

이 장에서는 JPEG 부호화 과정에 사용되는 양자화 테이블과 허프만 테이블을 설계하는 방법을 제안한다. 전체 블록도는 그림 1과 같고, 데이터는 실선 박스로 표현하고 연산 과정은 이중선으로 표현한다. JPEG은 8×8 블록단위 DCT 및 양자화한 후에 지그재그 스캔을 통해서 심벌로 구성하고 엔트로피 부호화한다. 본 논문에서는 이 JPEG 부호화 과정에 의료영상의 특성에 적합한 양자화 테이블을 생성하는 과정과 허프만 테이블을 생성하는 과정을 추가한다.

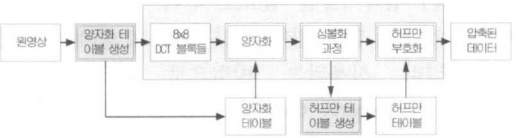


그림 1. 제안한 방법의 전체 블록도
Fig 1. Block diagram of proposed algorithm

1. DCT (Discrete Cosine Transform)

JPEG에서는 원영상을 8×8 블록으로 나누어서 식 (1)과 같이 DCT 변환을 한다. 식 (1)에서 $X^{m,n}$는 레벨(level) 이동된 M×N 영상의 (m, n)번째 b×b 블록이고, $\Phi^{m,n}$는 $X^{m,n}$를 DCT한 것이다. b는 블록 사이즈로 JPEG의 경우는 8이 된다.

$$\Phi_{i,j}^{m,n} \square \Phi^{m,n}(i,j) = \sum_{k=0}^{b-1}\sum_{l=0}^{b-1} X^{m,n}(k,l)T_i(k)T_j(l)$$
$$whrere,\ \ T_j(l) = T_i(k) = \alpha(i)\cos\left[\frac{(2k+1)i\pi}{2b}\right] \quad (1)$$
$$\alpha(i) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{b}} & i=0 \\ \sqrt{\frac{2}{b}} & otherwise \end{cases}$$

2. 양자화

DCT 변환후 주파수 영역에서 양자화 테이블을 이용해 식 (2)와 같이 양자화를 한다. 식 (2)에서 $q^{m,n}$는 양자화 테이블 Q로 양자화된 데이터이고 λ는 양자화 테이블을 변화시키는 상수이다.

$$q_{i,j}^{m,n} = round\ off\left[\frac{\Phi_{i,j}^{m,n}}{\lambda \times Q_{i,j}}\right] \quad (2)$$

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

3. 심벌화와 엔트로피 부호화

DC 성분은 이전 8×8 DCT 블록의 DC성분의 차분치를 심벌로 보고 MH (Modified Huffman) 부호화한다. JPEG 표준의 카테고리로 분류하고, 카테고리는 VLC (Variable Length Code)로 부호화하고 카테고리에서의 심벌의 위치는 FLC (Fixed Length Code)로 부호화 한다.

AC 성분은 지그재그 스캔하여 주파수 성분은 저주파에서 고주파 순으로 배치한다. 배치된 주파수 성분은 식 (3)과 같이 0의 개수인 런(run)과 데이터 값의 범위에 따른 카테고리(category)의 조합으로 심벌로 만들며 카테고리 분류는 JPEG 표준에 따른다.

$$Symbol : (Run/Category) \qquad (3)$$

심벌은 한 바이트로 표현되므로 (0/0)부터 (F/F)까지 표기가 가능하다. 그러나 카테고리에 0이 나오는 (x/0)는 두 가지 경우밖에 없다. (0/0)는 런의 개수도 0개이고 카테고리도 0인 것으로 8×8 DCT 블록의 마지막 데이터 값을 가리키는 EOB (End 0f Block)이다. 런의 개수가 16개 이상인 경우에는 (F/0) 심벌로 표현하고 런의 개수를 0으로 초기화하여 다시 0의 개수를 세어 심벌로 표현한다. 예를 들어서 런의 개수가 20개이고 카테고리가 4라면 심벌은 (20/4)로 표현되는 것이 아니라, (F/0)와 (5/4), 두 개의 심벌로 표현된다. 이는 모든 심벌을 한 바이트 정보로 표현하기 위해서이다.

한 바이트로 표현된 심벌은 엔트로피 부호화되는데, 일반적으로 산술 부호화는 복잡도가 높기 때문에 허프만 부호화가 사용된다.

4. 제안한 양자화 테이블 설계 방법

양자화 테이블을 구성하기 위해 8×8 블록단위 DCT 후의 블럭들을 모은 스펙트럼 Φ을 이용한다. 양자화 테이블 생성 부분은 그림 2에 나타내었다.

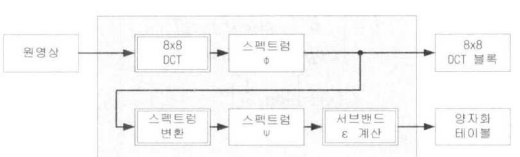
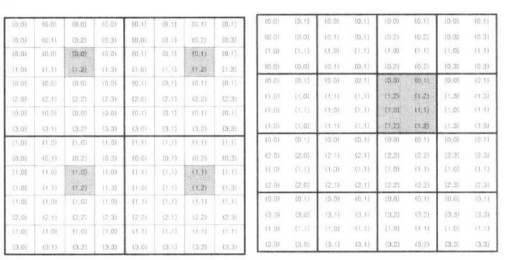


그림 2. 제안한 양자화 테이블 설계 방법
Fig 2. Design of adaptive quantization tables in proposed algorithm

8×8 블록단위 DCT후의 스펙트럼 Φ을 식 (4)와 같이 스펙트럼 변환을 통해서 각 주파수 대역별로 모아서 스펙트럼 Ψ을 구성하며, 이때 각 주파수 대역을 서브밴드(subband)라고 한다. 식 (4)에서 $\Psi^{i,j}$는 (i, j)번째 서브밴드를 나타낸다. 식 (4)에서 m과 n은 영상내에서의 8×8 DCT 블럭의 인덱스이고, i와 j는 DCT 블럭내에서의 주파수 인덱스이면서 서브밴드의 인덱스이기도 하다

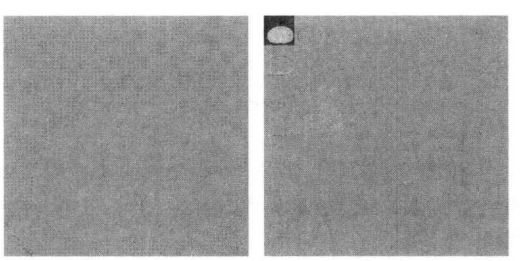
$$\begin{aligned} & \Psi^{i,j}_{m,n} = \Phi^{m,n}_{i,j} \\ & where,\ \Psi^{i,j}_{m,n} \square \Psi_{i\times M/b+m,\, j\times N/b+n} \\ & \Phi^{m,n}_{i,j} \square \Phi_{m\times b+i,\, n\times b+j} \\ & \forall l,k \quad 0 \le i,j \le (b-1) \qquad frequency\ index \\ & \left.\begin{array}{l} \forall i \quad 0 \le m \le (M/b)-1) \\ \forall j \quad 0 \le n \le (N/b)-1) \end{array}\right\} \ spectrum\ index \end{aligned} \qquad (4)$$

그림 3은 8×8 영상을 4×4 블록단위 DCT 하는 경우 스펙트럼 Φ의 DCT 계수들의 위치가 식 (4)를 통해서 스펙트럼 Ψ로 변환되는 것을 보여준다. 그림 4 (a)는 CT 영상을 8×8 블록단위 DCT한 후의 스펙트럼 Φ이고, 그림 4 (b)는 각 주파수 대역별로 모아준 서브밴드 영상인 스펙트럼 Ψ이다. 그



(a) 스펙트럼 Φ (b) 스펙트럼 Ψ

그림 3. 스펙트럼 변환의 예
Fig 3. Specturm conversion example



(a) CT 영상의 스펙트럼Φ (a) CT 영상의 스펙트럼Ψ

그림 4. 512×512 CT 영상의 스펙트럼 변환
Fig 4. Spectrum conversion of 512×512 CT image

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

림 4에서 스펙트럼은 실수 값을 가지고 있으므로 시각적으로 보여주기 위해서 정수로 양자화 했다.

JPEG은 DCT후의 양자화된 데이터를 심벌화 하는 과정에서, 각 데이터의 절대값을 이용해 카테고리로 구분하고 심벌로 구성하기 때문에 절대값을 사용한다. 양자화 테이블을 구성하기 위해서 식 (5)와 같이 각 서브밴드의 절대값들의 합으로 ε을 구한다. 식 (5)에서 $\varepsilon_{i,j}$는 (i, j)번째 서브밴드의 MAV (Mean Absolute Value)이고, i와 j는 서브밴드의 인덱스이며, m과 n은 서브밴드내의 계수들의 인덱스이다.

$$\varepsilon_{i,j} = \frac{1}{(M/b)(N/b)} \sum_{m=0}^{M/b-1} \sum_{n=0}^{N/b-1} \left| \Psi_{m,n}^{i,j} \right| \tag{5}$$

Parseval의 이론에 따르면, 식 (6)과 같이 공간영역의 에너지와 주파수 영역의 에너지는 같다.

$$\sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-1} \left| X_{l,k} \right|^2 = \sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-1} \left| \Phi_{l,k} \right|^2 = \sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=0}^{N-1} \left| \Psi_{l,k} \right|^2 \tag{6}$$

영상의 경우 DCT 변환 후에는 저주파 대역에 대부분의 에너지가 집중된다. 에너지가 모인다는 것은 영상의 정보의 대부분이 저주파 대역에 있다는 것이다. 각 서브밴드의 에너지는 식 (7)과 같이 구한다.

$$Energy_{i,j} = \sum_{m=0}^{M/b-1} \sum_{n=0}^{N/b-1} \left| \Psi_{m,n}^{i,j} \right|^2 \tag{7}$$

양자화 테이블에서 저주파 부분은 대부분의 정보를 담고 있으므로 양자화를 적게 하고, 고주파 부분은 상대적으로 덜 중요한 정보를 담고 있으므로 양자화를 크게 한다. 따라서 양자화 테이블은 식 (8)과 같이 ε에 비례하고 $Energy$에는 반비례하도록 구성한다.

$$Q_{i,j}^{ini} = \frac{\varepsilon_{i,j}}{Energy_{i,j}} \tag{8}$$

식 (8)를 살펴보면 Q^{ini}는 ε에 반비례하는 것으로 표현 가능하므로, 결국엔 식 (9)와 같이 표현 가능하다.

$$Q_{i,j}^{ini} \propto \frac{1}{\varepsilon_{i,j}} \tag{9}$$

양자화 테이블은 정수로 구성되어야 하기 때문에, DC값으로 정규화하고 임의의 상수 c를 곱해서 식 (10)과 같이 표현한다.

$$Q_{i,j}^{default} = \frac{Q_{i,j}^{ini}}{Q_{0,0}^{ini}} \times c \tag{10}$$

5. 제안한 허프만 테이블 설계 방법

허프만 부호화는 발생확률이 많은 심벌에는 길이가 긴 부호를 할당하고, 발생확률이 적은 심벌에는 길이가 짧은 부호를 할당한다. JPEG은 특별한 마커코드(marker code)를 16진수 FF(이하 FFH)라는 특별한 마커코드를 사용하기 때문에, 16으로 제한된 부호길이를 가지는 허프만 코드가 필요하며 16비트 코드에는 FFFFH가 나오면 안된다. 본 논문에서는 제한된 길이를 가지는 허프만 코드를 발생시키는 방법으로 AD-HOC 설계방법을 응용하며 [14], 그림 5에 설계 방법 블록도를 나타낸다.

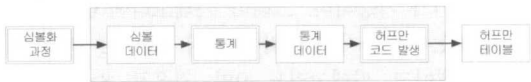


그림 5. 제안한 적응적 허프만 테이블 설계 방법
Fig 5. Design of adaptive Huffman tables in proposed algorithm

N개의 심벌 알파벳을 S_1, S_2, ..., S_N이라고 하며. 이 알파벳의 집합을 S라 한다. 허프만으로 부호화될 메시지는 S의 심벌들로 구성된다. 여기서 S의 각각 심벌의 발생확률을 알고 있다고 가정한다. i번째 심벌 S_i의 발생확률은 p_i로 표기한다.

Step 1 : 최대 코드워드(codeword)의 길이가 L비트이면, 임계값(T)은 로 정의한다. 이 경우 L은 16이 된다.

Step 2 : 모든 i에 대해서 $p_i \geq p_{i+1}$이 되도록 S_i을 정렬한다.

Step 3 : p_i값을 이용해서 각 심벌의 코드 길이 l_i를 식 (11)과 같이 설정한다.

$$l_i = \begin{cases} 0 & if\ p_i = 0 \\ L & else\ if\ p_i \leq T \\ C(p_i) & otherwise \end{cases} \tag{11}$$
$$C(x) = \left\lceil \log_2 \frac{1}{x} \right\rceil$$

Step 4 : l_i를 이용해서 수정된 확률분포 값인 $p_i^{correction}$를 식 (12)와 같이 설정한다.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

$$p_i^{correction} = 2^{-l_i} \tag{12}$$

Step 5 : 심벌의 코드 길이 l_i를 검증한다. 수정된 확률분포의 합은 1을 넘으면 안 된다. p'는 식 (13)과 같이 구하며, 식 (13)에서 임계값 T는 앞에서 언급한 JPEG 마커 코드인 FFFFH 코드를 위해 남겨둔 확률 값으로 사용한다. p'이 0보다 크고 T보다 작으면 종료하고, 그렇지 않으면 6단계의 보정 작업을 거친다.

$$p^{sum} = \sum_{i=1}^{N} p_i^{correction} + T$$
$$p' = 1 - p^{sum} \tag{13}$$

Step 6 : 5단계에서 종료작업을 만족하지 못하면 식 (14)와 같이 보정 작업을 거친다. p'이 0보다 작으면 코드워드의 길이를 늘여서 허프만 부호화를 가능하게 하고, T보다 크면 코드워드의 길이를 줄여서 압축률을 높인다.

$$\begin{aligned}
&if\ (p' < 0)\\
&\quad for\ i = N\ to\ 1\\
&\quad\quad if\ (p_i^{correction} > T\ \ \&\&\ p_i^{correction} \le p')\\
&\quad\quad\quad l_i = l_i + 1\\
&\quad\quad\quad p' = p' + p_i^{correction}\\
&else\ if\ (p' > T)\\
&\quad for\ i = N\ to\ 1\\
&\quad\quad if\ (p_i^{correction} > T\ \ \&\&\ l_i \ge c(p'))\\
&\quad\quad\quad l_i = l_i - 1\\
&\quad\quad\quad p' = p' - p_i^{correction}
\end{aligned} \tag{14}$$

Ⅳ. 실험 및 결론

1. 실험방법

의료영상 표준인 DICOM을 제정한 ACR과 NEMA에서는 실험용 의료영상을 제공하지 않아 본 논문의 실험을 수행하기 위해 ISO/IEC JTC1/SC 29/WG 1에서 제공하는 실험용 의료영상 [15]과 필립스사에서 제공하는 CT 영상 [16]을 사용하였다. 실험에 사용한 의료영상은 그림 6부터 그림 9까지 나타냈고, 그 정보는 표 1에 나타냈다

표 1. 실험에 사용한 의료영상
Table 1. Information of medical images

Medical Images	Pixels per line	Lines per image	bpp (bit per pixel)	Pixel levels
X-ray	2048	1680	12	4096
CR	1744	2048	12	4096
CT	512	512	12	4096
MRI	256	256	11	2048

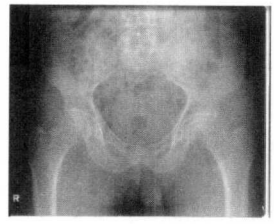


그림 6. X-ray 영상
Fig 6. X-ray image

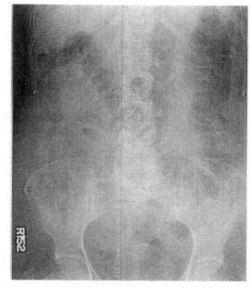


그림 7. CR 영상
Fig 7. CR image

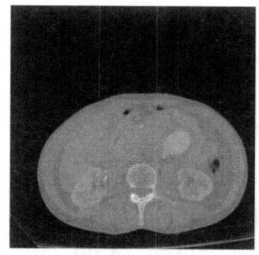


그림 8. CT 영상
Fig 8. CT image

그림 9. MRI 영상
Fig 9. MRI image

본 논문에서 제안한 방법은 두 가지로, 첫 번째로 제안한 양자화 테이블 설계방법의 성능 평가를 위해 제안한 방법과 JPEG 표준에 있는 양자화 테이블을 비교하였다. 픽셀당 8비트를 초과하는 영상을 위한 허프만 테이블이 없기 때문에 엔트로피 측정하여 비교하였다. JPEG의 경우 엔트로피는 식 (15)와 같이 구한다. DC 성분은 16개의 카테고리로 나누어 구분하기 때문에, DC성분의 확률 분포인 $p_{DC}(x)$는 16개의 인자를 갖는다. T_{DC}는 발생한 DC 성분의 총 개수이고 $N_{DC}(x)$는 각 인자가 발생한 DC 성분의 개수이다. 마찬가지로 AC 성분은 252 종류이기 때문에, AC 성분의 확률 분포인 p_{AC}는 252개의 인자를 갖고 T_{AC}는 발생한 AC성분의 총 개수이고, $N_{AC}(x)$는 각 인자가 발생한 AC 성분의

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

개수이다. 엔트로피는 이 DC성분과 AC성분의 확률 분포를 이용해서 구한다.

$$entropy = \sum_{x=1}^{16} N_{DC}(x)\log_2 \frac{1}{p_{DC}(x)} + \sum_{x=1}^{252} N_{AC}(x)\log_2 \frac{1}{p_{AC}(x)} \quad bpp \qquad (15)$$

$$whrere,\ \ p_{DC}(x) = \frac{N_{DC}(x)}{T_{DC}},\ p_{AC}(x) = \frac{N_{AC}(x)}{T_{AC}}$$

본 논문에서 두 번째로 제안한 적응적 허프만 테이블 설계 방법의 성능 평가를 위해, 제안한 방법과 JPEG 표준에 있는 픽셀당 8비트 영상을 위한 허프만 테이블을 수정해서 만든 허프만 테이블과 비교하였다. 이 때 사용한 수정한 JPEG 표준의 허프만 테이블은 8비트 영상을 위한 허프만 테이블의 코드의 확률 분포를 16비트 영상을 위한 허프만 테이블로 확장하였다.

본 논문에서 제안한 방법의 객관적인 성능 평가를 위해서 식 (16)과 같이 PSNR (Peak Signal Noise Ratio)을 사용하였다. 식 (16)에서 12비트 영상이라고 하면 x_{peak} 는 4095 (=2^{12}-1)이 된다.

$$PSNR = 10\log_{10}\frac{x_{peak}^2}{MSE}\ dB$$
$$where,\ \ MSE = \frac{1}{M\times N}\sum_{i=0}^{M-1}\sum_{j=0}^{N-1}(x_{i,j}-y_{i,j})^2 \qquad (16)$$

의료영상의 특성상 픽셀의 차이가 중요한 경우도 있기 때문에, 의료영상의 화질열화 비교하기 위해서 MSE (Mean Square Error)에 기반한 PSNR 뿐만 아니라, 식 (17)과 같이 MAE (Mean Absolute Error)를 사용하였다.

$$MAE = \frac{1}{M\times N}\sum_{i=0}^{M-1}\sum_{j=0}^{N-1}|x_{i,j}-y_{i,j}| \qquad (17)$$

마지막으로 식 (18)과 같이 최대 차이 값을 정규화 한 NMD (Normalized Maximum Difference)를 사용하였다.

$$NMD = \frac{\max(\sum_{i=0}^{M-1}\sum_{j=0}^{N-1}|x_{i,j}-y_{i,j}|)}{x_{peak}}\times 100\ \% \qquad (18)$$

제안한 방법으로 구한 적응형 양자화 테이블과 JPEG 표준에 있는 양자화 테이블을 $Q^{default}$ 로 두고 양자화 매개변수 q_{factor} 를 1부터 200까지 변화시켜 양자화 테이블을 변화시키면서 실험하였다.

$$Q_{i,j} = \begin{cases} round[Q_{i,j}^{default}\times\frac{100}{q_{factor}}] & ,\ 1\le q_{factor}<100 \\ round[Q_{i,j}^{default}\times\frac{(200-q_{factor})}{100}] & ,\ 100\le q_{factor}<200 \end{cases} \qquad (19)$$
$$where,\ \forall i,j,\ 0\le i,j\le 7$$
$$i,j: quantization\ index$$

2. 실험 결과 및 고찰

제안한 양자화 테이블 설계 방법으로 구성된 양자화 테이블의 DC성분은 10으로 정규화 하였고 그림 10과 같다. JPEG 표준에 있는 양자화 테이블에 비해 고주파 성분의 값이 큰 것을 알 수 있다.

10	32	97	137	207	252	321	336
47	156	219	288	353	406	452	481
103	238	285	344	399	449	494	517
159	340	374	421	470	514	555	579
219	457	487	520	566	607	644	667
297	590	616	645	683	726	760	780
406	741	762	781	813	848	885	911
571	861	888	912	933	962	994	1013

(a) X-ray 영상

10	24	64	109	122	173	194	120
40	81	125	172	209	241	278	348
94	130	161	196	225	248	286	355
147	178	202	224	240	259	291	361
185	212	229	244	252	264	300	372
199	233	247	254	263	274	307	378
211	244	256	262	269	281	315	389
232	251	262	269	272	286	319	394

(b) CR 영상

10	31	82	152	284	497	885	1590
21	57	106	200	348	606	1047	1823
45	92	156	256	428	713	1190	1987
85	153	247	354	568	876	1385	2510
163	253	389	563	750	1060	1748	2946
310	451	642	855	1056	1615	1978	3677
565	811	1055	1390	1755	2150	3127	4480
1161	1508	1911	2328	3089	3821	4554	5181

(c) CT 영상

10	26	53	105	184	297	555	1260
34	51	84	136	214	330	661	1526
65	87	122	176	236	395	789	1830
112	140	170	229	279	457	885	2086
185	207	235	298	397	569	1261	2383
270	284	326	373	509	885	1783	3220
339	409	463	570	802	1456	2782	4318
598	667	811	987	1504	2707	4166	6309

(d) MRI 영상

그림 10. 제안한 방법으로 구한 의료영상의 양자화 테이블
Fig 10. quantization tables of medical images by proposed method

의료영상의 제안한 방법(Proposed method 1, PM1)으로 구한 양자화 테이블과 JPEG 표준에 있는 양자화 테이블을 사용했을 때의 실험결과는 압축률이 40:1, 20:1과 10:1인 경우는 표 2에 명시했다. 엔트로피와 PSNR을 X-ray와 CR 영상같이 영상의 크기가 큰 경우에는 제안한 방법이 약 2dB씩 향상이 있고, MRI같이 영상의 크기가 매우 작은 경우에도 약 1dB의 향상이 있었지만, CT 영상 같은 경우는 0.2dB 향상이 있었다. 해상도가 높은 X-ray 같은 영상은 영사을 자세히 표현하므로 저주파 부분이 조고주파 부분보다 상대적으로 많이 차지한다. 이 부분의 정보를 효과적으로 줄이면 성능이 향상된다. 즉, 본 논문에서 제안한 적응적 양자화 테이블 설계 방법은 영상의 크기가 큰 의료영상에 적합하다.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

표 2. JPEG과 제안한 방법 1의 PSNR 비교
Table 2. PSNR comparisons of JPEG and Proposed Method 1

Medical Images	Entropy	PSNR	
		JPEG	PM 1
X-ray	0.3	46.3867	48.5635
	0.6	48.3446	50.5063
	1.2	51.4586	53.4803
CR	0.3	52.3542	54.5068
	0.6	53.6668	55.8026
	1.2	55.8982	58.5313
CT	0.3	52.5049	52.5197
	0.6	56.5946	57.2332
	1.2	62.9512	63.1582
MRI	0.25	37.5574	38.4385
	0.5	42.5178	43.1851
	1.1	47.0737	48.0632

본 논문에서 제안한 방법(Proposed method 2, PM2)로 구한 허프만 테이블의 성능평가 실험 결과로 PSNR, MAE와 NMD의 압축률이 40:1, 20:1과 10:1인 경우는 표 3부터 표 5까지에 명시했다. PSNR의 경우, 20:1과 10:1 압축에서는 1dB~3dB의 향상이 있는 것이 확인되었으며, 40:1 압축에서는 11dB 향상이 있는 것이 확인되었다. 수정된 JPEG 표준에서 제시한 허프만 테이블의 코드의 확률분포가 20:1 미만일 때의 심벌의 분포와 유사하고 40:1 압축에서는 분포의 유사도가 떨어지게 때문에 본 논문에서 제안한 방법을 사용하는 경우 월등히 좋아졌다. MAE의 경우, 20:1과 10:1 압축에서는 1~2의 향상이 있고 40:1 압축에서는 6~30의 향상이 있는 것이 보여졌다. NMD의 경우, 20:1과 10:1 압축에서 1%~12%의 향상이 있었고 40:1압축에서는 10%~44%의 향상이 있는 것이 보여졌다.

표 3. JPEG과 제안한 방법 2의 PSNR 비교
Table 3. PSNR comparisons of JPEG and Proposed Method 2

Medical Images	Compression Ratio	PSNR	
		JPEG	PM 2
X-ray	40:1	32.2983	43.8544
	20:1	46.8075	48.4561
	10:1	49.7549	50.9522
CR	40:1	42.2906	53.2356
	20:1	53.6610	54.6061
	10:1	55.4530	56.4694
CT	40:1	37.8788	48.6305
	20:1	49.9829	52.9843
	10:1	54.9904	57.5231
MRI	40:1	24.6692	35.2243
	20:1	38.8244	39.7120
	10:1	41.8417	44.1333

또한 압축률을 비교하기 위해 표 6부터 표 8까지 동일 PSNR, MAE와 NMD에 따른 압축률을 비교했다. PSNR은 60dB, 54dB, 48dB일 때를 비교해 놓았고, MAE는 3, 6, 9일 때를 비교해 놓았으며, NMD는 5%, 10%, 15%일 때를 비교해 놓았다. 낮은 bpp에서는 최대 63%의 압축률을 보였으며, 높은 bpp에서도 20% 이상의 압축률을 보였다.

PSNR, MAE와 NMD를 비교했을 때, 임의로 만든 허프만 테이블을 이용한 경우보다 본 논문에서 제안한 적응적 허프만 테이블 설계 방법성능이 더 우수함을 볼 수 있다.

표 4. JPEG과 제안한 방법 2의 MAE 비교
Table 4. MAE comparisons of JPEG and Proposed Method 2

Medical Images	Compression Ratio	MAE	
		JPEG	PM 2
X-ray	40:1	33.9865	15.2039
	20:1	13.3271	11.4980
	10:1	10.0179	8.7881
CR	40:1	12.4673	6.8719
	20:1	6.5924	5.9590
	10:1	5.4176	4.8277
CT	40:1	23.0463	8.1176
	20:1	7.1798	5.3433
	10:1	4.3670	3.4253
MRI	40:1	52.2251	22.7888
	20:1	13.4976	14.6046
	10:1	11.1045	8.9384

표 5. JPEG과 제안한 방법 2의 NMD 비교
Table 5. NMD comparisons of JPEG and Proposed Method 2

Medical Images	Compression Ratio	NMD	
		JPEG	PM 2
X-ray	40:1	66.0073	32.4786
	20:1	22.4420	10.5250
	10:1	5.7381	4.2000
CR	40:1	19.3162	6.6422
	20:1	4.9816	2.7838
	10:1	1.9047	1.4163
CT	40:1	20.3907	14.4322
	20:1	12.1612	10.0122
	10:1	8.2539	5.2258
MRI	40:1	42.2569	32.6331
	20:1	15.9257	11.1383
	10:1	9.5749	8.7445

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

표 6. 동일 PSNR에서의 압축률 비교
Table 6. Compression ration comparisons by same PSNR

Medical Images	PSNR	JPEG : P1	PM 2 : P2	Compression ratio $(\frac{P1-P2}{P1}\times 100\,\%)$
X-ray	48	0.7710	0.5322	30.98
	54	2.6434	2.0812	21.27
	60	4.6121	3.6020	25.15
CR	48	0.3310	0.1129	65.87
	54	0.6862	0.4537	33.87
	60	2.9277	2.2772	22.22
CT	48	0.5266	0.2860	45.68
	54	1.0381	0.7078	31.82
	60	2.2087	1.5616	29.30
MRI	48	2.5194	1.8729	25.66
	54	4.6377	3.3294	28.21
	60	7.2770	4.8531	33.31

표 7. 동일 MAE에서의 압축률 비교
Table 7. Compression ration comparisons by same MAE

Medical Images	MAE	JPEG : P1	PM 2 : P2	Compression ratio $(\frac{P1-P2}{P1}\times 100\,\%)$
X-ray	9	1.4940	1.1521	22.88
	6	2.7113	2.1359	21.22
	3	4.8121	3.6020	25.15
CR	9	0.3436	0.1257	63.42
	6	0.8467	0.5806	31.43
	3	3.0740	2.3910	22.22
CT	9	0.4896	0.2512	48.70
	6	0.7675	0.4880	36.41
	3	1.9661	1.4010	28.74
MRI	9	1.5286	1.0974	28.21
	6	2.5094	1.8649	25.68
	3	4.6377	3.3294	28.21

표 8. 동일 NMD에서의 압축률 비교
Table 8. Compression ration comparisons by same NMD

Medical Images	NMD	JPEG : P1	PM 2 : P2	Compression ratio $(\frac{P1-P2}{P1}\times 100\,\%)$
X-ray	15	0.6729	0.4471	33.56
	10	0.8676	0.6079	29.93
	5	1.3359	1.0250	23.27
CR	15	0.3436	0.1257	63.42
	10	0.4199	0.2106	49.84
	5	0.5879	0.3686	37.30
CT	15	0.4689	0.2325	50.40
	10	0.8615	0.5654	34.37
	5	1.6766	1.2029	28.26
MRI	15	0.6938	0.4304	37.97
	13	0.8762	0.5809	33.70
	5	2.9672	2.2064	25.64

V. 결 론

본 논문에서는 의료영상의 JPEG 압축하기 위한 적응적 양자화 테이블과 적응적 허프만 테이블을 적응적으로 설계하는 방법을 제안했다. 영상의 크기가 큰 X-ray 영상이나 CR 영상의 경우 엔트로피가 향상되는 것을 통하여 의료영상에 적응적 양자화 테이블을 이용하는 것이 효과적임을 보였다. 또한 실험을 통해서 제안한 적응적 허프만 테이블 방법을 JPEG에 적용하는 것이 압축률이 우수함을 보였다. 본 논문에서 제안한 방법은 JPEG 부호화에 적용되는 것으로 메모리 소비가 적고 연산속도가 빠르다. JPEG은 DICOM 표준에 포함되므로 추가적인 비용없이 PACS에 적용 가능하다.

참 고 문 헌

[1] H. K. Huang, "Picture archiving and communication systems (pacs) for medical applications", *The Seventh Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care Proceedings*, Oct. 23-26, 1983.

[2] PS 3.1-2003, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Part 1: Introduction and Overview, National Electrical Manufacturers Association, 2003.

[3] ITU-T Recommendation T.81, "Information Technology - Digital Compression and Coding of Continuous-tone Still Images-requirements and Guidelines", ITU-T, Feb 1992.

[4] William B.Pennebaker and Joan L. Mitchell, *JPEG still image data compression standard*, KAP, 1993.

[5] PS 3.5-2003, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Part 5: Data Structures and Encoding, National Electrical Manufacturers Association, 2003.

[6] T.H. Oh and R. Besar "JPEG2000 and JPEG: image quality measures of compressed medical images", *4th National Conference on Telecommunication Technology*, pp. 31-35, 14-15 Jan. 2003.

[7] ISO/IEC FDIS15444-1, "JPEG 2000 Part I: Final Draft International Standard". ISO/IEC JTC1/SC29/WG1 N1855, Aug. 2000.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr

[8] A. Skodras, C. Christopoulos, and T. Ebrahimi, "The JPEG 2000 still image compression standard", *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 18, no. 5, pp.36-58, Sep 2001.

[9] G. Barlas, S. Kostomanolakis, and S.C. Orphanoudakis, "DICOM image compression using a hierarchy of predictors", *2001 Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 3, pp. 2445-2448, 25-28 Oct 2001.

[10] C.B. Ahn, I.Y. Kim and S.W. Han , "Medical Image Compression Using JPEG Progressive Coding", *IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, pp. 1336-1339, 31 Oct-6 Nov 1993.

[11] K. Hamamoto, "Standardization of JPEG quantization table for medical ultrasonic echo images", *The 6th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems, Proceedings of ICECS '99*, vol. 2, pp. 683-686, 5-8 Sep 1999.

[12] J. Van Overloop, W. Philips and P. De Neve, "A comparison of DCT-like transform coders for medical images", *International Conference on Image Processing*, vol. 1, pp. 907-910, 16-19 Sep 1996.

[13] Yung-Gi Wu and Shen-Chuan Tai, "Medical image compression by discrete cosine transform spectral similarity strategy", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 5 , no. 3, pp. 236-243, Sep 2001.

[14] Thomas M. Cover and Joy A. Thomas, *Elements of Information Theory*, John Wiley & Sons, 1991.

[15] ISO/IEC JTC1/SC29/WG1 N505, "Call for contributions for JPEG2000", ISO/IEC JTC1/SC29/WG1, Mar 1997.

[16] Philips, "Overview of CT-Aura and CT-Cecura DICOM Reference Image", Jan 2000, ftp://ftp-wjq.philips.com/medical/interoperability/out/Medical_Images/CTaura_CTsecura/.

양 시 영(Siyoung Yang) 정회원

2001년 2월 : 한양대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
2003년 2월 : 한양대학교 전자통신전파공학과 졸업 (공학석사)
2003년 3월~현재 : 한양대학교 전자통신전파공학과 박사과정
<관심분야> 영상처리 및 영상압축, 의료영상

정 제 창(Jechang Jeong) 정회원

1980년 2월 : 서울대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
1982년 2월 : KAIST 전기전자공학과 졸업 (공학석사)
1990년 3월 : 미국 Univ. of Michigan 전기공학과 졸업 (공학박사)
1982년 2월~1986년 7월 : KBS 기술연구소 연구원 (디지털 TV 및 뉴미디어 연구)
1990년 8월~1991년 1월 : 미국 Univ. of Michigan 전기공학과 연구교수
1991년 1월~1995년 2월 : 삼성전자 멀티미디어 연구소 (MPEG, HDTV 및 멀티미디어 연구)
1995년 3월~현재 : 한양대학교 전자전기컴퓨터공학부 교수 (영상통신 및 신호처리 연구실)
<관심분야> 영상처리 및 영상압축

박 상 규(Sang Kyu Park) 정회원

1974년 2월 : 서울대학교 전기공학과 졸업 (공학사)
1980년 2월 : 미국 Duke Univ. 통신공학과 졸업 (공학석사)
1987년 5월 : 미국 Univ. of Michigan 통신공학과 졸업 (공학박사)
1976년 7월~1978년 10월 : 국방과학연구소
1990년 8월~1991년 8월 : 미국 Univ. of Southern California 객원교수.
1987년 3월~현재 : 한양대 전자전기컴퓨터공학부 교수. (무선통신 연구실)
<관심분야> 디지털통신, 확산대역통신, 부호이론, PCS, IMT-2000

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.
www.dbpia.co.kr