

# JPEG2000에서 시각적 무손실 임계값을 이용한 진단의료영상 압축기법

정회원 봉정식\*, 양기주\*, 종신회원 전준현\*\*°

## Diagnostic Medical Image Compression Method using Visually Lossless Threshold on JPEG2000

Jeongsik Bong\*, Gijoo Yang\* *Regular Members,*  
Joonhyeon Jeon\*\*° *Lifelong Member*

### 요 약

진단용 디지털 의료영상(CT, MRI)의 경우 일반 영상에 비해 막대한 데이터양으로 인하여 저장과 전송에 많은 문제점이 발생한다. 이러한 문제점을 극복하는 간단한 방법은 압축률을 증가시키는 것이다. 그럼에도 불구하고 정확한 진단을 위한 임상적인 판단을 요구한다. 본 논문의 목적은 고주파대역에서 시각적 무손실 임계필터링을 수행하므로써 무손실 JPEG2000의 압축 효율을 향상시키는 것이다. 제안방식은 5/3 가역 DWT(Digital Wavelet Transform)을 사용하였을 때 압축률에 따라 다른 부대역 임계값을 사용하며, 재생된 진단 CT 영상에 시각적 무손실의 고품질을 제공한다.

**Keywords :** Visually Lossless Threshold; JPEG2000; HVS(VDP); DWT

### ABSTRACT

The diagnostic medical images(CT, MRI) in PACS require large storage and long transmission time. A simple and cheap way of overcoming these limitations is to increase the compression ratio. However, this requires a clinical validation for accurate diagnostic applications. The aim of this paper is to improve the compression efficiency of lossless JPEG2000 for diagnostic CT images by performing a visual-lossless threshold filtering in high frequency subband. A proposed method, based on 5/3 reversible DWT, provides different subband-threshold values according to the compression ratio and gives the high subjective quality to reconstructed diagnostic CT images.

### I. 서 론

과학기술의 발전은 산업 현장뿐만 아니라 의료 분야에 변화를 가져와 특히 1970년대부터는 컴퓨터의 발달로 MRI(Magnetic Resonance Imaging), CT(Computed Tomography)의 의료 장비 첨단화와 진단의료영상을 기존의 필름 대신 디지털 데이터로

저장, 전송 및 검사정보를 조회하여 진료하는 시스템인 PACS(Picture Archiving and Communication System)의 개발로 1980년대부터 디지털 진단의료영상 처리를 위한 DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine) 표준이 만들어졌다<sup>1,2</sup>. 진단의료영상은 해상도가 크고 회소 당 12 비트로 데이터 용량이 크기 때문에, 저장 시에 많은 공간을

\* 동국대학교 공과대학 IT 학부 정보통신공학전공(bjs7709@dgu.edu, gjyang@dgu.edu)

\*\* 동국대학교 공과대학 IT 학부 정보통신공학전공 부교수(memory@dgu.edu)(°:교신저자)

논문번호 : KICS2009-02-073, 접수일자 : 2009년 2월 24일, 최종논문접수일자 : 2009년 7월 9일

차지하고 전송에 많은 부하를 준다. 따라서 진단의료영상은 이런 저장과 전송의 문제점을 해결하기 위해서 진단전문의 판독에 영향을 주지 않은 범위 내에서 압축해야 하므로 전문화된 진단의료영상 압축 기술을 필요로 한다. 만일 진단의료영상을 기존의 일반영상 압축방식인 양자화기가 포함된 손실압축 방식들을 사용할 경우 판독에서 중요한 병증 부위가 양자화기에 의한 화질 왜곡으로 손실과 변질이 되기 때문에 정확한 진단을 요구하는 의학적 판단이 불가능해 진다. 따라서 DICOM 표준에서는 무손실 압축을 기반으로 하는 시각적 무손실 압축 방식에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다<sup>3,4)</sup>. 시각적 무손실이란 인간의 시각적 특성을 이용한 것으로 원영상과 재생영상 간의 MSE(Mean Squared Error)는 존재하나 시각적으로 화질의 열화가 보이지 않음을 의미한다<sup>4)</sup>. 기존의 JPEG(Joint Photograph Experts Group) 정지영상 압축 방식의 경우 낮은 열화가, 무손실 압축의 구현의 어려움, 잠음환경에서의 낮은 전송 안정성 등의 문제점들을 가지고 있어 DICOM에서는 간의적 파형변환<sup>4)</sup>은 JPEG2000을 진단의료영상 압축 방식의 표준으로 채택하기에 이르렀다<sup>4, 5)</sup>. 적 무손실이란 인간특징은 우수한 압축 성능과 고품질 영상 특성을 갖춘 무손실 압축을 동시에 지원하고 고품질로 또한 손실 압축의 경우 ROI(Region of Interest) 부호화 기법을 도입함으로써[자가 특정 ROI를 선정하여 영상의 나머지 영역보다 고품질로 저장 및 전송할 수 있음<sup>15)</sup>. 그러나 시각적 무손실이란<sup>16)</sup>. 여 대용량 진단의료영상을 압축할 화질의존의열화기 3:1 미만의 심각한 문제점을 가지고 있으므로 하는 시각에서는 진단의료영상인간의 시각적 특성을 이기 위 여 지원하 지원: Human Visual System)를 기반으로 한 VDP(Visible Differences Predictor)을 전처리 과정으로 사용하여 12비트 화소 값을 8비트로 표현하였으며<sup>7)</sup>, 무손실 JPEG2000에서 시각적 무손실(visually lossless)을 전제로 한 비가역 웨이브릿변환(Discrete Wavelet Transform : DWT) 압축 방식을 제안하였다. 제안된 시각적 무손실 DWT 압축 방식은 일반영상과 다른 통계특성을 나타내는 진단의료영상들의 고주파 대역(high frequency subband)의 통계 특성을 이용하여 최적화된 시각적 무손실 임계값(visually lossless threshold)을 사용하여 압축 효율을 향상시켰다. 여기서 시각적 무손실 임계값은 주관적 화질(subjective quality)에 영향을 미치는 고주파 성분들의 다이내믹 범위(dynamic range)의 최소

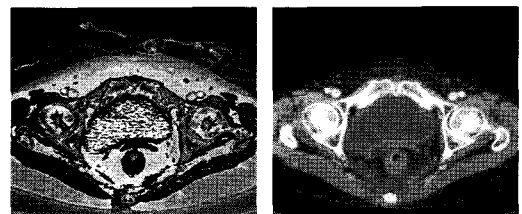
값을 의미한다. 위 제안방식에 진단의료영상을 적용하여 실험한 결과 먼저 VDP의 도입으로 고품질을 유지하면서도 1.5:1의 압축률을 얻었다. 또한 VDP 결과 영상에 대해 다시 제안된 시각적 무손실 압축 방식을 적용한 결과 약 17:1까지의 고품질 압축률을 얻었으며, 주관적 화질 실험 결과 시각적으로 원영상과의 차이점이 없음을 확인하였다.

본 논문의 제II장에서 시각적 무손실 진단의료영상의 표현과 압축을 위한 VDP 알고리즘, 무손실 JPEG2000 시스템 구조 및 시각적 무손실 압축의 타당성에 대해 살펴보고, III장에서는 제안한 시각적 무손실 압축 방식을 소개하며, IV장에서는 제안한 방식의 시각적 무손실을 갖는 임계 파라미터 최적화를 위한 시뮬레이션과 이를 적용한 제안 시스템의 성능을 비교 검토를 하였다. 끝으로 V장에서 결론을 맺는다.

## II. VDP 알고리즘과 JPEG2000 시스템

### 2.1 VDP 알고리즘

본 논문에서는 실험 영상으로, 여러 장의 유사한 특성을 가진 CT 영상들을 사용하였다. 대부분의 진단의료영상은 장비 특성상 12비트로 표현이 되므로 일반적인 8비트 모니터에서 표현하기 위한 일련의 과정이 필요하다. 본 논문에서는 전처리 압축 과정으로 Scott Daly<sup>7)</sup>가 제안한 VDP 알고리즘을 적용하여 12비트의 진단의료영상을 8비트로 변환하였다. VDP 알고리즘은 진단의료영상의 조직 밀도(뼈, 지방, 뇌 등)에 따라 시각적 파라미터인 감쇠값(attenuation value)을 적용하여 사람이 식별하기 좋은 그레이 범위로 표현하는 것으로 진단의료 장비에 따라 값의 범위가 다르다. 예를 들어 본 논문에서 사용한 "Fat" CT 영상의 경우 감쇠 값의 범위는 -60~-100이 된다<sup>7)</sup>. 그림 1 (a)는 12비트 CT 영



(a) 12비트 CT 영상  
(b) VDP변환 후 8비트 CT 영상

그림 1. 입력 영상 디스플레이

상을 8비트 모니터에 디스플레이 한 것이며, 그림 1 (b)는 VDT 알고리즘을 적용한 8비트 표현 영상으로 선명해 짐을 알 수가 있다.

### 2.2 무손실/손실 JPEG2000 시스템<sup>5)</sup>

일반적으로 사용하는 손실 JPEG2000은 그림 2에 나타낸 바와 같이 변환(transformation), 양자화(quantization), 엔트로피부호화(entropy coding)의 3가지로 구분되어지며, 무손실 JPEG2000의 경우 양자화를 사용하지 않는다. JPEG2000의 인코딩 과정을 살펴보면 손실 압축의 경우 9/7 비가역 DWT를 통해 대역 분할된 각 부대역(subband) 신호는 양자화를 거쳐 엔트로피 코딩 과정을 거친 후 최종적으로 JPEG2000 code-stream을 생성하는 반면 무손실 압축은 5/3 가역 DWT를 한 후 양자화 과정 없이 엔트로피 코딩을 한다<sup>11)</sup>. DWT기반으로 2차원 영상을 대역 분할하기 위해서는 그림3에서 나타낸 바와 같이 수평 및 수직 분할 QMF(Quadrature Mirror Filter) बैं크(bank)를 사용하는데, 이는 천이대역(transition band)을 갖고 있는 비이상적인 필터(nonideal filter)를 사용함으로써 발생하는 인접대역간의 중첩대역(aliasing band)을 상쇄(cancellation) 시키기 때문이다<sup>8, 9, 10)</sup>.

본 논문의 목적이 병증을 판단하기 위해 사용하는 진단의료영상(CT 영상)의 고화질 압축이란 중요성을 고려하여 무손실 압축과 함께 이를 기반으로

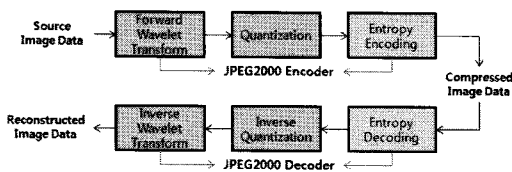


그림 2. 손실 JPEG2000의 인코딩과 디코딩 과정

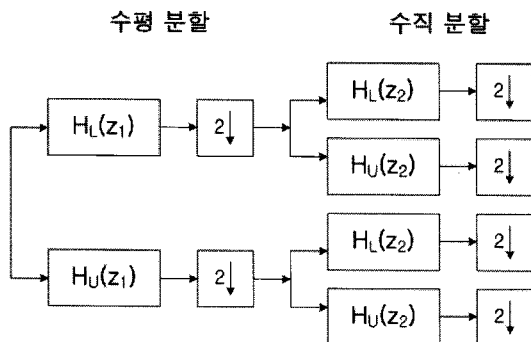


그림 3. Filter bank를 이용한 DWT

한 시각적 무손실 압축 방식을 제안하고자 하므로 5/3 가역 DWT를 사용하는 것을 전제로 하였고 그림 3을 이용한 4 레벨 트리로 구성하여 13 채널로 대역을 분할하였다<sup>8)</sup>.

### 2.3 진단의료영상에서 시각적 무손실 압축의 필요성

진단의료영상은 일반 영상과는 다른 통계특성을 갖고 있기 때문에 압축에 따른 시각적 왜곡 또한 일반 영상보다 심각하게 나타날 수가 있다. 그림 4는 본 논문에서 사용한 그림 1(b)는 진단의료영상과 512×512 해상도를 갖는 일반 영상 “LENA” 영상과 이들 영상을 13 채널로 대역분할 하였을 때 11, 12, 13번째 고주파 대역들의 통계 특성들을 나타낸 것으로 원 영상의 통계를 비교하였을 때 진단의료 영상이 일반영상에 비해 “0”과 “255”에 가까운 값이 많은 반면 그 외의 값들은 넓게 분포한 것을 알 수가 있으며, 대역분할 후의 고주파 성분에서도 진단의료 영상이 “0”에 가까운 값이 많음을 알 수가 있다. 이것은 진단의료 CT 영상에는 일반 영상에 비하여 의료진단장비의 시스템적 요인(전기장 변화 등) 및 환경적인 요인(조명 등)으로 발생하는 고주파와 노이즈(noise)들이 전반적으로 데이터에 포함되어 있기 때문이다. 따라서 진단의료영상에 대해 고화질을 갖으면서 압축률을 향상시키기 위해서는 중요한 저주파 성분들의 경우 손실이 발생하도록 하지 않게 하고, 여러 요인으로 발생되었던 고주파 대역의 노이즈를 제거함으로써 압축률을 증가시키는 방법이 필요하다.

위에서 설명된 바와 같이 일반영상과 진단의료영

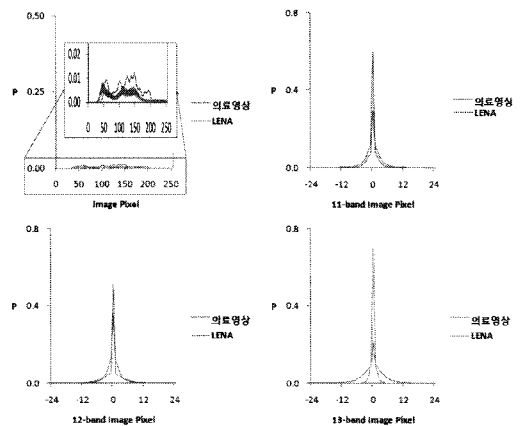


그림 4. 진단의료영상과 일반영상 통계 특성 비교 (a) 원영상 (b), (c), (d)는 각각 11, 12, 13번째 대역

상은 서로 상이한 통계특성을 가지고 있는 관계로 만일 진단의료영상을 압축할 때 일반영상의 통계 특성에 맞게 설계된 양자화기를 갖고 있는 기존의 손실압축 방식을 사용할 경우 병증부분의 원래의 중요한 데이터까지 양자화 손실에 의한 심각한 화질 왜곡이 발생하게 되며 이로 인한 정확한 병증 진단이 어렵게 된다<sup>[4]</sup>. 따라서 진단의료영상(CT 영상)의 고품질 압축을 전제로 하여 압축률을 향상시킬 수 있는 방법이 필요하다. 진단의료영상의 압축에는 무손실의 완전재생, 시각적 무손실, 진단학적 무손실로 나누워진다. 여기서 완전재생이란 원영상과 비교해 수학적 오차가 전혀 발생하지 않는 것으로 무손실 JPEG2000이 이에 해당된다. 시각적 무손실은 인간의 시각적 효과를 이용하는 다분히 주관적인 것으로 재생영상에서 왜곡이 있되 원영상과 유사한 화질을 갖는 것을 의미하며, 진단학적 무손실은 시각적으로도 화질상의 열화가 있더라도 진단 전문가가 임상학적으로 병증을 판단 할 수 있어야 한다<sup>[4]</sup>. 일반적으로 JPEG과 무손실 JPEG2000을 사용하여 시각적 무손실 압축을 하였을 때 2:1~4:1 미만의 아주 낮은 압축률을 나타내는데, 이는 진단 의료영상을 압축할 때 판독에서 중요한 데이터들의 화질 왜곡이 발생시키지 않으면서 압축률을 향상시키는 고품질 압축을 해야 하는 어려움이 있기 때문이다<sup>[4]</sup>. 또한 화질 왜곡이 발생하는 진단학적 무손실의 경우 10:1~20:1 미만에서 이루어지며, 판단 기준은 반드시 임상학적인 지식을 갖고 있는 진단전문가의 5인 이상의 소견이 반드시 첨부되어야 한다.

다음 장에서는 앞서 논의 된 바와 같이 대역 분할된 진단의료영상 “Fat” CT영상의 고주파수 대역들의 통계 분석을 바탕으로 높은 압축률을 갖으면서도 고품질 압축이 가능한 시각적 무손실 압축 방식을 제안하였다.

### III. 시각적 무손실 압축 시스템

그림 5는 진단의료영상의 압축을 향상을 위하여 시각적 무손실 임계값에 의한 압축 시스템을 나타낸 것이다. 우선 전처리단계로 VDP 알고리즘을 이용하여 12비트 진단의료영상은 시각적으로 중요한 데이터의 범위 값인 8비트로 변환되며, 다시 5/3 가역 DWT를 사용하여 13채널로 대역분할이 된다. 이때 13 대역 가운데 저주파수 대역에 속한 4개의 부대역 성분들은 임계필터링(threshold filtering) 없이 곧바로 엔트로피 부호화 되나, 고주파 대역에 속한

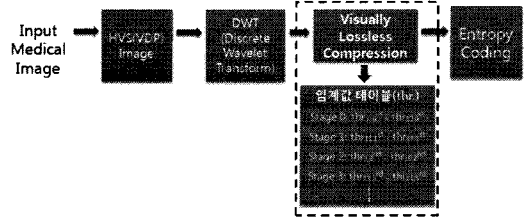


그림 5. 제안한 시각적 무손실 압축 시스템 블록도

9개 부대역 성분들만이 압축률에 따라 임계테이블에 저장되어 있는 시각적 무손실 임계값에 의해 필터링 되고 엔트로피 부호화된다. 여기서 시각적 무손실 임계값이란 진단의료영상을 5/3 가역 DWT로 13채널 대역분할한 후 압축률을 향상시키기 위해서 고주파 대역들에 포함되어 있는 의료진단장비의 시스템적 요인(전기장 변화 등) 및 환경적인 요인(조명 등)으로 발생하는 고주파 노이즈(noise)들과 재생영상에서 시각적 화질에 영향이 적은 고주파 성분들을 그림 6과 같이 차단하는 문턱값(threshold value)이다. 만일 진단의료영상의  $i$  번째 부대역을  $S_i, 5 \leq i \leq 13$  하고 이 부대역에 속한 화소 값과 최적 임계값을 각각  $g_i(x,y)$ 와  $thr_{i,opt}$  이라 하였을 때, 임계필터링 출력  $\hat{g}_i(x,y)$ 은 아래와 같이 표현할 수가 있다.

$$\hat{g}_i(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{if } |g_i(x,y)| < thr_{i,opt} \\ g_i(x,y) & \text{else} \end{cases} \quad (1)$$

그림 5의 시각적 무손실 임계테이블에는 표 1에 나타낸 바와 같이 압축률 단계 (stage)에 따라 최적 임계값을 가지고 있으며 최적(optimal)과 준최적(suboptimal) 시각적 무손실 압축을 제공한다. 예를 들어  $thr_{i,opt}, 5 \leq i \leq 13$ 는 가장 낮은 압축률을 갖는 0-th 단계의 최적 임계값으로서 가장 완벽한 최

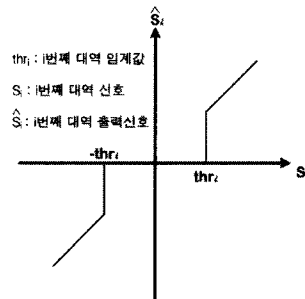


그림 6. 임계 필터링

표 1. 시각적 무손실 임계테이블

	0 <sup>th</sup> Stage	1 <sup>st</sup> Stage	2 <sup>nd</sup> Stage	3 <sup>rd</sup> Stage	...
1 band	No thresholding				
2 band					
3 band					
4 band					
5 band	$thr_{5,0^{st}}$	$thr_{5,0^{st}}$	$thr_{5,0^{st}}$	$thr_{5,0^{st}}$	...
6 band	$thr_{6,0^{st}}$	$thr_{6,0^{st}}$	$thr_{6,0^{st}}$	$thr_{6,0^{st}}$	...
7 band	$thr_{7,0^{st}}$	$thr_{7,0^{st}}$	$thr_{7,0^{st}}$	$thr_{7,0^{st}}$	...
8 band	$thr_{8,0^{st}}$	$thr_{8,0^{st}}$	$thr_{8,2^{st}}$	$thr_{8,2^{st}}$	...
9 band	$thr_{9,0^{st}}$	$thr_{9,0^{st}}$	$thr_{9,2^{st}}$	$thr_{9,2^{st}}$	...
10band	$thr_{10,0^{st}}$	$thr_{10,0^{st}}$	$thr_{10,2^{st}}$	$thr_{10,2^{st}}$	...
11band	$thr_{11,0^{st}}$	$thr_{11,1^{st}}$	$thr_{11,1^{st}}$	$thr_{11,3^{st}}$	...
12band	$thr_{12,0^{st}}$	$thr_{12,1^{st}}$	$thr_{12,1^{st}}$	$thr_{12,3^{st}}$	...
13band	$thr_{13,0^{st}}$	$thr_{13,1^{st}}$	$thr_{13,1^{st}}$	$thr_{13,3^{st}}$	...

적 시각적 무손실 압축을 제공하며,  $thr_{i,r^{st}}$ ,  $5 \leq i \leq 13$ 는  $r^{-th}$  단계( $r \neq 0$ )의  $i$ 번째 부대역의 최적 임계값으로서 단계가 높을수록 시각적 화질 왜곡을 최소화 하면서 압축 비율이 증가되는 시각적 무손실의 고압축을 제공한다. 이때 임계테이블에 있는 0-th 단계를 제외한 단계별 각 대역의 최적 임계값을 살펴보면, 단계가 높아질수록 최고(higher) 고주파 대역( $S_{11}, S_{12}, S_{13}$ ) 또는 고주파 대역( $S_8, S_9, S_{10}$ )의 최적 임계값 만 번갈아 가면서 증가됨을 알 수가 있다. 이것은 시각적 품질을 유지하면서 압축률을 극대화하기 위해 시각적으로 화질에 영향이 적은 최고 고주파 및 고주파 대역 성분들의 임계필터링 비율을 증가시키기 위함이다.

다음 절에서는 진단의료 실험영상들의 주파수 대역신호의 통계적 특성(평균과 분산)을 이용, 시각적 무손실을 갖는 최적 임계값을 구하는 방법에 대하여 자세히 논의 하고자 한다.

### 3.1 임계값을 구하기 위한 최적화 알고리즘

시각적 무손실 압축에서 압축 단계별로 필요한 각 대역의 최적 임계값은  $N$  프레임의 12 비트 진단의료 실험영상들을 사용하여 그림 7에서 신호흐름도의 트레이닝(training) 과정을 통하여 얻어진 압축 단계별 최적의 부대역 임계파라미터들에 의해 결정된다. 만일  $k_{i,r^{st}}$ 을 트레이닝에 의해 결정된  $r^{-th}$  단계의  $i$ 번째 최적의 부대역 임계파라미터라고 가정한다면, 이때 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 는

$$thr_{i,r^{st}} = [\hat{\mu}_i + k_{i,r^{st}} \hat{\sigma}_i], \quad 5 \leq i \leq 13 \quad (2)$$

와 같이 표현된다. 여기서  $\hat{\mu}_i$  와  $\hat{\sigma}_i$ 는  $n$ 번째 프레임 대역의 평균과 표준편차를 각각  $\mu_{i,n}$ 와  $\sigma_{i,n}$ 라 하였을 때 다음 식에서 나타낸 바와 같이  $N$  프레임을 평균한 값이며,

$$\hat{\mu}_i = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_{i,n}}{N} \quad \text{and} \quad \hat{\sigma}_i = \sum_{n=1}^N \frac{\sigma_{i,n}}{N} \quad (3)$$

[p]는 p의 정수 값을 의미한다. 이것은 5/3 가역 DWT의 부대역 성분들이 정수형으로 나타나기 때문이다. 앞서 설명된 바와 같이 본 논문에서는 진단 의료영상의 시각적 품질을 유지하면서 압축률을 극대화하기 위해서 시각적 화질에 영향이 적고 압축 효율이 좋은 고주파 대역의 신호들의 차단 비율을 단계적으로 높이는 임계필터링 방식을 사용하였다. 따라서 표1에서 나타낸 바와 같이 단계가 높아질수록 압축 효율이 낮고 시각적 영향이 큰 저주파 대역( $S_5, S_6, S_7$ )의  $thr_{i,r^{st}}$ ,  $5 \leq i \leq 7$ 은 아래와 같이 0-th 단계의 최적  $thr_{i,0^{st}}$ 을 그대로 사용하는 반면,

$$thr_{i,r^{st}} = thr_{i,0^{st}}, \quad 5 \leq i \leq 7 \quad (4)$$

압축 효율이 높고 시각적 영향이 적은 최고 고주파 대역( $S_{11}, S_{12}, S_{13}$ ) 과 고주파 대역( $S_8, S_9, S_{10}$ )의 임계필터링 비율을 높이고자 이들의  $thr_{i,r^{st}}$ 는 점진적으로 높은 값을 갖도록 최적화 되어야 한다. 이러한  $r^{-th}$  단계( $r \neq 0$ )의  $S_{11}, S_{12}, S_{13}$  또는  $S_8, S_9, S_{10}$ 에 해당되는 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 단계별로 상호 보완하기 위하여 그림 7의 트레이닝 방식에서는 아래 식에서 나타낸 바와 같이 홀수 단계( $r = 1, 3, 5..$ )와 짝수 단계( $r = 2, 4, 6..$ )의  $thr_{i,r^{st}}$ 가 서로 순환 되어 있다.

$$thr_{i,r^{st}} = thr_{i,r-1^{st}}, \quad 8 \leq i \leq 10 \quad \text{for } r \text{ odd} \quad (5)$$

또는

$$thr_{i,r^{st}} = thr_{i,r-1^{st}}, \quad 11 \leq i \leq 13 \quad \text{for } r \text{ even} \quad (6)$$

따라서 만약  $r = 1, 3, 5..$ 을 갖는  $r^{-th}$  단계의 최적  $thr_{i,r^{st}}$ ,  $5 \leq i \leq 13$ 을 구하고자 한다면 식 (4)와 식 (5)로부터 아래 식과 같이

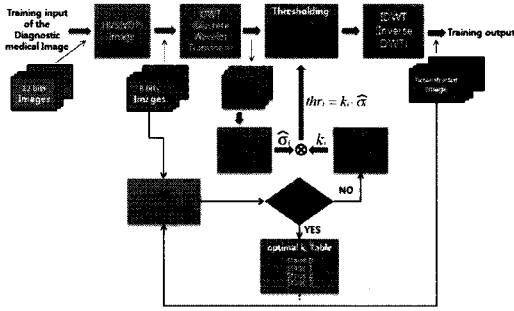


그림 7.  $k_{i,r^{st}}$ 을 구하기 위한 트레이닝 시스템

$$thr_{i,r^{st}} = thr_{i,r-1^{st}}, 5 \leq i \leq 10 \quad (7)$$

최적  $thr_{i,r^{st}}$ ,  $5 \leq i \leq 10$ 이 이전  $(r-1)^{th}$  단계의 최적 임계값을 그대로 사용하므로 단지  $S_{11}, S_{12}, S_{13}$ 의  $thr_{11,r^{st}}, thr_{12,r^{st}}, thr_{13,r^{st}}$  만을 구하면 된다.

이것은 그림 7의 트레이닝 결과로 얻어진 최적  $k_{11,r^{st}}, k_{12,r^{st}}, k_{13,r^{st}}$ 에 의해 결정되기 때문이다. 또한 단계가 높아질수록 시각적 무손실의 높은 압축에 필요한  $thr_{i,r^{st}}$ 을 얻기 위하여 최적  $k_{i,r^{st}}$ 는 이전 단계의  $k_{i,r-1^{st}}(r \neq 0)$ 보다 큰 값을 갖게 된다. 예를 들어  $thr_{13,1^{st}}$ 는 0-th 단계로부터 얻어진  $thr_{13,0^{th}}$  보다 큰 값을 갖는데 이것은 1 단계 트레이닝 결과로 얻어진 최적  $k_{i,1^{st}}$ 보다 2 단계 트레이닝 결과로 얻어진 최적  $k_{i,2^{nd}}$ 가 더 큰 값을 가지기 때문이다. 이상에서 설명된, 즉 표 1에서 보여준  $r^{th}$  단계의 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 얻기 위해서는 필요한 최적  $k_{i,r^{st}}$ 이 필요하며 그림 7의 트레이닝을 통하여 최적화될 수가 있다. 다음 절에서는 최적  $k_{i,r^{st}}$ 을 구하는 방법에 대하여 자세히 설명하였다.

### 3.2 $k_{i,r^{st}}$ 의 최적화

식 (2)에서 언급한 바와 같이  $r^{th}$  단계의 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 얻기 위해서는 그림7의 트레이닝 과정을 통하여 최적  $k_{i,r^{st}}$ 을 결정해야 한다. 즉, 0-th 단계에서는 최적  $k_{5,0^{st}} \sim k_{13,0^{st}}$ ,  $r^{th}(r=1,3,5..)$  단계에서는 최적  $k_{11,r^{st}} \sim k_{13,r^{st}}$  그리고  $r^{th}(r=1,3,5..)$  단계에서는 최적  $k_{8,r^{st}} \sim k_{10,r^{st}}$ 을 진단의료 실험 영상을 사용하여 점진적으로 구해야

한다. 그림 7에서는 표 1에서 요구하는  $r^{th}$  단계의  $k_{i,r^{st}}$ 을 트레이닝 할 때,  $N$  프레임의 진단의료 실험영상에 대하여  $n$ 번째 프레임의  $i$ 번째 부대역을  $S_{i(n)}$ 이라 하고 이 부대역에 속한 화소값을  $g_{i(n)}(x,y)$ 이라 하였을 때,  $i$ 번째 부대역 임계필터링 출력  $\hat{g}_{i(n)}(x,y)$ 은 아래 식과 같이 표현할 수 있다.

$$\hat{g}_{i(n)}(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{if } |g_{i(n)}(x,y)| < thr_{i,r^{st}} \\ g_{i(n)}(x,y) & \text{else} \end{cases} \quad (8)$$

여기서  $thr_{i,r^{st}}$ 는 트레이닝 과정에서 발생하는  $k_{i,r^{st}}$ 을 이용하여 식(2)로부터 얻어진다. 0-th 단계를 제외한  $r^{th}$  단계의  $k_{i,r^{st}}$ 의 초기 값은  $(r-1)^{th}$  단계에서 결정된 최적  $k_{i,r-1^{st}}$ 이며, 최적  $k_{i,r^{st}}$ 이 결정될 때까지  $N$  프레임마다 아래 식과 같이 점진적으로 증가( $\alpha = 0.001$ )된다.

$$k_{i,r^{st}} = \begin{cases} k_{i,r-1^{st}}, & j = 0 \\ k_{i,r^{st}} + \alpha, & j = j + 1 \end{cases} \quad (9)$$

이때 트레이닝 대상이 되지 않는 대역 성분들은 식 (5)~식 (7)에서 설명된 바와 같이 이전 단계의 최적  $k_{i,r-1^{st}}$ 을 사용한  $thr_{i,r-1^{st}}$ 을 이용하여 임계필터링 된다. 만일  $n$ 번째 프레임에 13채널로 대역 분할하였을 때, 트레이닝 부대역( $i$ 번째)에서 식 (9)에 주어진  $k_{i,r^{st}}$ 을 사용한  $thr_{i,r^{st}}$ 에 의한 식 (8)의 임계필터링으로 발생하는  $bMSE$ (band Mean Square Error)을  $bMSE_{i(n)}$ 라하고  $i$ 번째 부대역을 포함하여 트레이닝에 참여하지 않은 나머지 대역까지도 이전 단계의  $thr_{i,r-1^{st}}$ 을 적용하여 임계필터링한 후 역(inverse) DWT를 하여 구한  $fMSE$ (frame Mean Square Error)을  $fMSE_{(n)}$ 라 하였을 때, 이를  $N$  프레임에 적용한 평균  $bMSE_{i(n)}$ 와 평균  $fMSE_{(n)}$ 을 구하면 다음과 같이 구할 수가 있다.

$$\overline{bMSE}_i = \sum_{n=1}^N \frac{bMSE_{i(n)}}{N} \quad (10 a)$$

$$\overline{fMSE}_i = \sum_{n=1}^N \frac{fMSE_{(n)}}{N} \quad (10 b)$$

이러한 트레이닝 과정은 식 (9)에서 점진적으로 증가된  $k_{i,r^{st}}$ 에 대하여 아래 식 (11)의 조건을 만족 하는 최적  $k_{i,r^{st}}$ 가 결정될 까지  $N$  프레임 진단의료 실험영상을 대상으로 반복적으로 수행된다.

$$\overline{fMSE}_i = bMSE_i \quad (11)$$

식 (11)은  $i$ 번째 부대역의 평균  $bMSE$ 가 평균  $fMSE$ 에 미치는 영향을 고려한 것으로서  $i$ 번째 부대역 성분의 임계필터링으로 발생하는 손실이 전체 재생영상에서 발생하는 손실을 넘지 않도록 한 것으로 일방적인  $i$ 번째 부대역 손실로 인해 재생영상에서 해당 주파수 성분의 과도한 화질열화를 방지하기 위함이다.

#### IV. 실험 방법 및 결과

##### 4.1 최적 $k_{i,r^{st}}$ 추출을 위한 시뮬레이션

본 논문에서 제안한 임계필터링을 이용한 시각적 무손실 압축 방법의 구현에 필요한 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 구하기 위하여 앞서 논의한 바와 같이 무손실 JPEG2000을 기반으로 하여 5/3 가역 DWT을 적용하여 13채널로 대역을 분리하였으며, 10 프레임의 "Fat" CT 진단의료 실험영상(512×512크기의 VDP를 적용한 8비트 영상)들을 입력영상으로 사용하여 단계별 최적  $k_{i,r^{st}}$ 을 결정하기 위한 트레이닝 하였다. 그림 8은 그림 7의 트레이닝 시스템을 적용하였을 때 부대역별 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 구하기 위한 최적  $k_{i,r^{st}}$ 의 트레이닝 과정을 신호흐름도로 나타낸 것이다. 이를 바탕으로 시뮬레이션 하였을 때, 표 2는 3-rd 단계까지 표 1에서 정의된 압축률에 따른 단계별 최적  $k_{i,r^{st}}$  및 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 나타낸 것이다. 표 2의 실험 결과를 살펴보면, 압축 단계가 높아질수록 최고 고주파 부대역( $S_{11}, S_{12}, S_{13}$ )과 고주파 부대역( $S_8, S_9, S_{10}$ )의 임계값이 증가됨을 알 수가 있다. 표 2에서 0-th 단계의 최적  $k_{i,0^{th}}$ ,  $5 \leq i \leq 13$ 을 얻기 위한 각 부대역의 트레이닝 초기 값은  $k_{i,0^{st}} = \alpha$  ( $\alpha = 0.001$ )로 하였으며,  $i$ 번째 부대역 임계값을 제외한 나머지 대역의 초기 임계값은 재생 화질에 영향이 전혀 없는

$thr_{t,0^{th}} = 1, 5 \leq t \leq 13 (t \neq i)$ 로 하였다. 그림 9는 0-th 단계의 11번째 부대역의 최적  $k_{11,0^{th}}$ 을 결정하기 위한 예로서, 10프레임의 진단의료 실험영상을 사용하여 트레이닝 시스템에 적용 하였을 때 식 (9)의  $k_{11,0^{th}}$  증가에 따른 평균  $bMSE$ 과 평균  $fMSE$ 을 그래프로 나타낸 것이며 식 (11)을 만족하

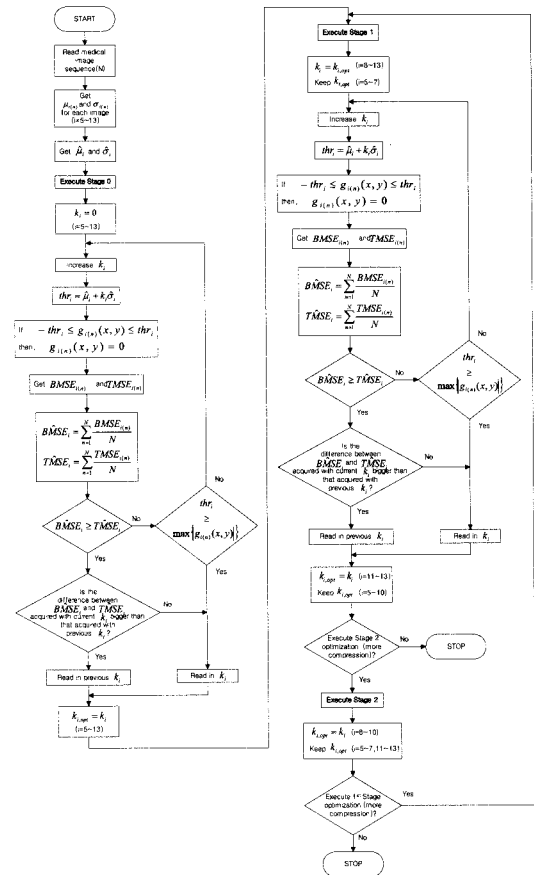


그림 8.  $k_{i,r^{st}}$ 의 최적화를 위한 순서 흐름도

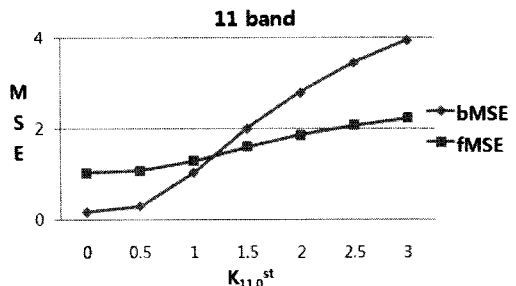


그림 9.  $k_{11,0^{th}}$  증가에 따른 평균  $bMSE$ 과 평균  $fMSE$  비교

표 2. 단계별 시각적 무손실 최적 임계값

0 <sup>th</sup> Stage			1 <sup>st</sup> Stage		
i band	$k_{i,0^{th}}$	$thr_{i,0^{th}}$	i band	$k_{i,1^{st}}$	$thr_{i,1^{st}}$
13 band	1.65	3	13 band	5.70	9
12 band	0.61	3	12 band	0.83	4
11 band	0.89	3	11 band	1.37	4
10 band	0.41	3	10 band	0.41	3
9 band	0.28	3	9 band	0.28	3
8 band	0.36	3	8 band	0.36	3
7 band	0.18	3	7 band	0.18	3
6 band	0.18	3	6 band	0.18	3
5 band	0.20	3	5 band	0.20	3

2 <sup>nd</sup> Stage			3 <sup>rd</sup> Stage		
i band	$k_{i,2^{nd}}$	$thr_{i,2^{nd}}$	i band	$k_{i,3^{rd}}$	$thr_{i,3^{rd}}$
13 band	5.70	9	13 band	23.57	39
12 band	0.83	4	12 band	1.16	6
11 band	1.37	4	11 band	2.45	7
10 band	0.69	5	10 band	0.69	5
9 band	0.46	5	9 band	0.46	5
8 band	0.62	5	8 band	0.61	5
7 band	0.18	3	7 band	0.18	3
6 band	0.18	3	6 band	0.18	3
5 band	0.20	3	5 band	0.20	3

는 최적 값은  $k_{11,0^{th}} = 1.18$  임을 알 수가 있다.

다음절에서는 본 절에서 구한 단계별 최적  $thr_{i,r^{st}}$ 을 그림 5의 제안된 시스템에 적용하였을 때의 성능 평가 결과를 요약하였다.

#### 4.2 제안 시스템의 성능 평가

표 3은 그림 1(b)의 8비트 진단의료용 입력 영상에 대해 최적화된 단계별  $thr_{i,r^{st}}, 5 \leq t \leq 13$ (: 표 2)을 본 논문에서 제안한 그림 5의 시스템에 적용하였을 때 실험 결과를 나타낸 것이다. 여기서 JPEG2000 only는 무손실 JPEG2000(: JASPER version 1.9)에서 13채널 5/3 가역 DWT을 적용한 후  $S_5 \sim S_{13}$ 에 동일한  $thr = 1$ 을 적용하였을 때 성능을 나타낸 것으로 이것은 최소한의 임계필터링으로 초기 압축률을 높이기 위함이며, 또한 0-th 단계의 최적  $k_{i,0^{th}}$ 을 구할 때 초기 임계값을 1로 사용하였기 때문이다. 표 3의 실험 결과를 살펴보면, 압축 단계가 높아질수록 PSNR(Peak Signal-to-Noise Ratio)이 감소하는 반면 압축률이 증가함을 알 수가 있다. 또한 각 단계의 주관적 화질(Subjective test)을 평가 한 결과 약 8:1 압축률을 갖는 3-rd 단계에

표 3. 제안한 방식의 단계별 성능 평가 결과

압축 단계	PSNR(dB)	Total Entropy
JPEG2000 Only	50.08	2.84
0 <sup>th</sup> Stage	43.97	1.58
1 <sup>st</sup> Stage	42.08	1.23
2 <sup>nd</sup> Stage	41.42	1.13
3 <sup>rd</sup> Stage	41.00	0.96
4 <sup>th</sup> Stage	40.15	0.88
5 <sup>th</sup> Stage	39.58	0.78
6 <sup>th</sup> Stage	38.53	0.72
7 <sup>th</sup> Stage	38.07	0.65
8 <sup>th</sup> Stage	37.45	0.60
9 <sup>th</sup> Stage	37.00	0.57
10 <sup>th</sup> Stage	36.69	0.53
11 <sup>th</sup> Stage	36.34	0.51
12 <sup>th</sup> Stage	36.16	0.49
13 <sup>th</sup> Stage	35.93	0.48
14 <sup>th</sup> Stage	35.81	0.47

서도 원본 영상과 비교하였을 때 전혀 손색이 없는 시각적 무손실의 재생영상 품질을 얻을 수가 있었다. 그림 10과 그림 11은 제안한 시각적 무손실 압축 방식과 9/7 비가역 DWT을 사용하는 손실 JPEG2000 방식(: JASPER version 1.9)의 평균 비트율(average bit per pel)에 따른 재생영상의 주관적 화질 평가로서 제안한 방식이 양자화기를 사용한 손실 JPEG2000 방식보다 화질이 선명하고 우수한 것을 알 수가 있다. 또한 실험 결과 15-th 단계부터는 재생영상에서 화질 열화가 나타난 것을 알 수가 있는데 이것은 부대역 임계값이 너무 커져 해당 대역의 중요한 데이터 값의 손실이 증가되었기 때문이다.

#### V. 결 론

본 논문에서는 CT 진단의료영상의 시각적 고품질을 보장하면서 압축률을 향상 시킬 수 있는 임계값을 이용한 시각적 무손실 압축 방법 등을 제안하였다. 또한 제안된 방식에서는 전처리 과정으로 Scott Daly[7]가 제안한 VDP 알고리즘을 적용하여 12비트의 진단의료영상을 화질 손상 없이 8비트로 변환하여 임계필터링으로 인한 압축 외에도 1.5배의 추가적인 압축 효과를 가져왔다. 8비트로 표현된 진단의료영상에 대해 제안 방식의 실험 결과 압축률이 17:1( $\approx 0.47$  bpp)까지 증가하더라도 재생 영상



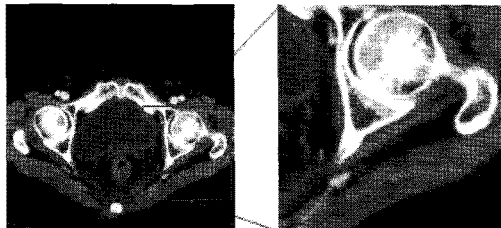
에서 시각적 고품질이 유지되었으며, 양자화기를 사용한 기존의 손실 JPEG2000 방식(JASPER version 1.9)과 주관적 화질 평가시 우수한 것으로 나타났다.

향후 다양한 종류 및 부위 별 진단의료영상에 대한 최적의 압축을 하기 위해서는 방대한 양의 진단 의료영상에 대한 꾸준한 연구 및 실험이 요구되며, 제안 방식의 압축한계인 17:1 이상의 압축은 저주파대역을 다시 통제적 임계값을 이용하여 감축해야

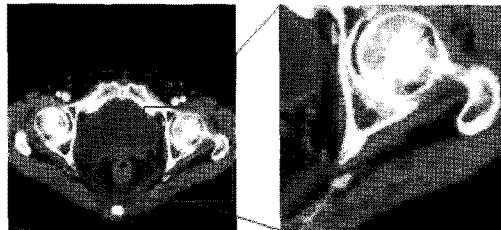
하는 것으로 앞으로 이 부분에 대한 지속적인 연구가 필요하다.

### 참고 문헌

- [1] 양시영, 정제창, 박상규, “의료영상의 JPEG 압축을 위한 적응적 양자화 테이블과 허프만 테이블의 설계”, 한국통신학회논문지, vol. 29, no.6c, Jun. 2004
- [2] 김희중, 이창래, “PACS와 의료영상디스플레이 시스템”, 한국정밀공학회, vol, 25, no.1, Jan. 2008
- [3] Min-Mo Sung, Hee-Joung Kim, Eun-Kyung Kim, Jin-Young Kwak, Jae-Kyung Yoo, and Hyung-Sik Yoo. “Clinical Evaluation of JPEG2000 Compression for Digital Mammography”. IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL. 49, NO.3, Jun 2002
- [4] 성민모, 김희중, 김은경, 박진영, 유재경, 유형식 “JPEG2000을 이용한 Digital Mammography 영상의 압축 비율별 임상적 평가” 대한PACS학회지, 2001;7:13-19
- [5] ISO/IEC, ISO/IEC 15444-1:2000: Information technology - JPEG2000 Image Coding System - Part 1 final draft international standard, 2000
- [6] A. S. Lewis and G. Knowles, “Image compression using the 2-D wavelet transform,” IEEE Trans. on Image Processing, pp.244~250, Apr. 1992.
- [7] Scoot Daly, “The visible differences predictor: an algorithm for the assessment of image fidelity”, In Digital Images and Human Vision, Andrew. B. Watson, Ed. chapter 14, pp.179~206, MIT Press, Cambridge, May. 1993.
- [8] 전준현 “2차원 영상 필터링 효율 향상을 위한 기술연구” 전자공학회논문지, 제42권SP편제6호, Nov. 2005
- [9] 전준현, “근접 완전재생 Pseudo-QMF बैं크를 위한 선형위상 프로토타입 저역통과 필터의 효율적인 설계 방법” 한국통신학회논문지, Vol.33, No.3 Mar. 2008
- [10] 이성복, 조성대, 강봉순, “JPEG2000 Hard-wired Encoder를 위한 칼라 2-D DWT processor의 구현” 신호처리·시스템학회논문지, 9호,4권,Oct. 2008
- [11] Michael D. Adams, Assistant Professor Dept. of Electrical and Computer Engineering University of Victoria “JasPer Software Reference Manual” (Version 1.900.0) (Last Revised: 2006-12-07)

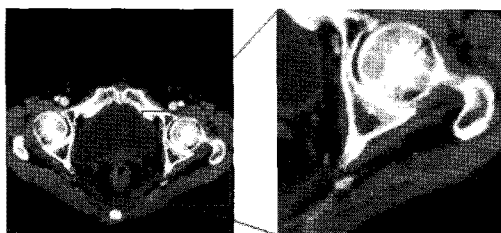


제안 방식

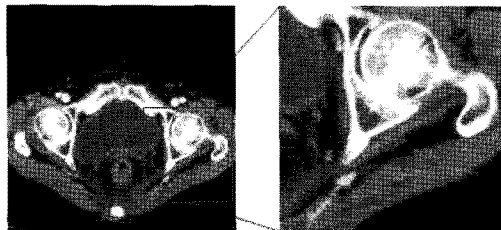


손실 JPEG2000 (Jasper v1.9)

그림 10. 제안 방식과 손실 JPEG2000 간의 주관적 화질 비교(평균비트율: 1bpp)



제안 방식



손실 JPEG2000 (Jasper v1.9)

그림 11. 제안 방식과 손실 JPEG2000 간의 주관적 화질 비교(평균비트율: 0.5bpp)

[12] T. Acharya, P. Tsai, JPEG2000 standard for Image Compression Concepts, algorithms and VLSI architectures, John Wiley & Sons Inc. 2004

**봉 정 식 (Jeongsik Bong)**

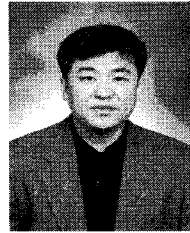
정회원



2003년 2월 호서대학교 정보통신공학과 학사  
2005년 8월 동국대학교 네트워크관리학과 공학석사  
2007년 8월 동국대학교 정보통신공학과 박사수료  
<관심분야> 영상통신, 영상압축

**전 준 현 (Joonhyeon Jeon)**

종신회원



1984년 동국대학교 전자공학과 학사  
1986년 한국과학기술원 전기 및 전자 공학석사  
1991년 한국과학기술원 전기 및 전자 공학박사  
1991년~1999년 한국통신 인터넷 연구실장 및 사업부장  
2000년~2001년 한누리투자증권 리서치팀 이사  
2000년~2001년 드림라인 전무  
2001년~현재 동국대학교정보통신공학전공 부교수  
<관심분야> 영상통신, 영상압축, 에너지변환 등

**양 기 주 (Gijoo Yang)**

정회원



1984년 5월 미국 위스콘신대 전산학 학사  
1986년 5월 미국 미시간대 전산학 석사  
1991년 12월 미국 델라웨어대 전산학 박사  
1992년~1995년 KT 연구소 선임 연구원

1995년 9월~현재 동국대학교 정보통신공학과 교수  
<관심분야> 네트워크, 데이터 마이닝