

Wavelet 변환 영역에서 의료영상압축

Medical Image Compression in the Wavelet Transform Domain

이상복
한국관광대학 디지털콘텐츠학과 교수
신승수
(주)사이젠텍 연구소장

Sang-Bock Lee
Professor, Dept. of Digital Cont., Korea Tourism College
Seung-Soo Shin
Manager, Cyzentech Co., Ltd. Lab.

중심어 : 웨이브릿변환, 선형예측기, PSNR, 링잉현상, 앨리어싱

요 약

본 논문에서는 의료정보시스템중 PACS에서 필요한 영상압축 기법을 제안한다. 영상부호화 기법은 웨이브릿 변환 영역에서 선형예측기와 Lloyd-Max 양자화기를 사용하였다. 웨이브릿 변환 방법은 영상을 3레벨의 10개의 부밴드로 나누어 다해상도로 처리하며, 웨이브릿 변환 영역중 인간의 시각특성에 민감한 최저주파 영역은 무손실 부호화기인 DPCM으로 부호화하고, 나머지 고주파영역의 부밴드에 대해서는 부밴드간의 링잉현상과 영상의 앨리어싱을 감소시키기 위해서 선형예측기를 사용하였으며, 비선형양자화기로서 양자화 오차를 줄이기 위해 최적 양자화기로 Lloyd-Max 양자화기를 사용하였다. 실험결과 512×512 복부 CT영상과 Chest영상에 대하여 PSNR이 28.53dB이 되었고, 복원화질이 우수함을 알 수 있었다.

Abstract

This paper suggests the image compression that is needed to process PACS in medical information system. The image decoding method is used Linear-predictor and Lloyd-Max quantizer(quantization) in the Wavelet transform domain. Wavelet Transform Method is processed the multi-resolution by dividing image into 10 sub-bands of 3 levels. Low frequency domain that is sensitive to human visual characteristic is encoded by DPCM which is lossless encoding methods, and Lloyd-Max quantizer, the optimal quantizer for reducing ringing and aliasing in the image of inter sub-band, is used in the remaining high frequency domain of sub-band. The examination verifies that decompressed images are superior by getting the result that PSNR is 28.53dB on the input image, 512X152 abdominal CT image and Chest image.

I. 서론

최근 의료정보시스템 분야는 정보통신기술의 발달로 의사 환자들을 진료하는데 많은 도움을 줄뿐 만 아니라, 원격진료도 가능하게 하고 있다. 현재 사용 중인 의료정보시스템을 크게 분류하면, 환자와 관련된 정보를 관리하는 HIS(Hospital Information System)와 방사선과에서 취급하고 있는 의료영상들을 관리하는 RIS(Radiology Information System), 그리고 의료영상 데이터를 수집하고 저장하여 전송하는 PACS(Picture Archiving & Communication System) 등으로 나눌 수 있다. PACS에서는 전송하고자 하는 많은 정보량에 대하여 상대적으로 적은 통신채널로 고품질의 영

상전송서비스를 위해서 영상압축이 필수적이다. 영상압축은 복원 후 영상 정보의 손실 여부에 따라서 손실압축과 무손실압축으로 분류된다. 대표적인 변환 부호화 기법인 DCT에 기반을 둔 JPEG(Joint Photographic Experts Group)과 MPEG(Moving Picture Experts Group)기법은 손실압축 방법으로서 압축률이 높은 방법이다. 그러나 의료영상은 질병의 진단이라는 특수성 때문에 고품질을 요구한다. 따라서 높은 압축률을 갖는 손실압축보다는 손실이 없는 무손실압축 방법이 선호된다. 무손실압축 방법은 허프만 부호화(Huffman Coding), 램펠지브 부호화(Lempel-Ziv Coding), 산술 부호화(Arithmetic Coding)와 같은 엔트로피 부호화(Entropy Coding)기법을 사용하여 구현할 수 있다. 그리고

주로 의료영상의 무손실압축에 있어 제안된 알고리즘으로 는 상기 서술한 방법 이외에 HINT(Hierarchical Interpolation), DP(Difference Pyramid), Bit-Plane 인코딩, 블록 코딩 등이 있다. HINT는 서브 샘플링(Sub-Sampling)에 근거한 가변 해상도 피라미드 부호화(Pyramid Coding) 방법으로 먼저 원영상의 해상도를 가로, 세로 각각에 대해 1/2로 축소하여 가장 저해상도를 부호화하고, 축소된 영상을 보간법(Interpolation)을 이용하여 2배로 확장시켜 원영상과의 차를 부호화하는 방법이다[8]. 이 방법은 보간할 때 저해상도의 한 축소로부터 보간법을 이용하여 상위 피라미드의 4축소를 보간하므로 근사 무손실에 해당된다. DP는 HINT와 같이 가변 해상도 모델에 근거한 압축 방법으로 평균 피라미드와 차 피라미드로 구성되는 방법으로 HINT와 유사한 방법이나 압축률이 떨어진다[9][10]. 웨이브릿은 시간 및 주파수의 국부성(localization)을 가짐으로써 다해상도(Multi-Resolution) 특성이 있어 영상압축에 효과적으로 사용되고 있다[3],[4]. 또한, 이의 변환은 통계적 특성을 모르거나 시간적으로 예측할 수 없는 불확정(Nonstationary) 신호를 처리하는데 효과적이다. 웨이브릿 변환한 부밴드 필터뱅크는 기본적으로 분해(Analysis) 및 합성(Synthesis) 필터뱅크로 이루어지며, 각 필터뱅크에는 저주파 및 고주파 필터, 간축(Decimation) 및 보간(Interpolation)으로 구성된다. 웨이브릿은 1910년 Harr가 처음으로 고주파 해석(Harmonic Analysis)을 위하여 푸리에 스펙트럼을 옥타브 밴드로 나눈 직교 웨이브릿을 만들었다. Morlet 등[5]은 단일 원형 함수(Single Prototype Function)를 기초로 한 국부 푸리에 해석을 변형하여 지진파 연구에 웨이브릿을 이용하였다. Daubechies[6]는 유한한 길이의 스케일링 함수 및 웨이브릿을 발생시킬 수 있는 Daubechies 웨이브릿을 제안하였고, Mallat 등[7]이 다해상도 이론을 발표한 후 웨이브릿 변환 이론은 크게 발전 및 응용이 되어지고 있다. 일반적으로 영상압축을 위하여 양자화가 필요하며, 이때 양자화로 인한 오차가 발생한다. 양자화 방법으로는 균일 양자화(Uniform Quantization)방법과 비균일 양자화(Nonuniform Quantization)방법[8]이 있으며, 양자화 오차를 줄이기 위하여 균일 양자화 대신 비균일 양자화 방법을 사용한다. 비균일 양자화 방법으로는 양자화기의 결정레벨(Decision Level) 및 표현레벨(Representation Level)의 각 레벨에 대한 분산의 변화값을 최소로 하는 Lloyd-Max 양자화기[9]를 사용한다. 본 논문에서는 웨이브릿 변환 영역에서 의료영상의 부호화 기법을 제안한다. 부호화 기법은 선형예측기와

Lloyd-Max 양자화기를 사용하였다. 웨이브릿 변환 방법은 영상을 3레벨의 10개의 부밴드로 나누어 다해상도로 처리하였다. 웨이브릿 변환 영역중 인간의 시각특성에 민감한 최저주파 영역은 무손실 부호화기인 DPCM으로 부호화하고, 나머지 고주파영역의 부밴드에 대해서는 부밴드간의 링잉현상과 영상의 엘리어싱을 감소시키기 위해서 선형예측기를 사용하였으며, 비선형양자화기로서 양자화 오차를 줄이기 위해 최적 양자화기로 Lloyd-Max 양자화기를 사용하였다. 입력영상을 512×512 복부CT영상과 Chest영상으로 하여 실험한 결과 0.7 bpp 조건에서 PSNR이 28.53dB이 되었고, 복원화질이 우수함을 알 수 있었다.

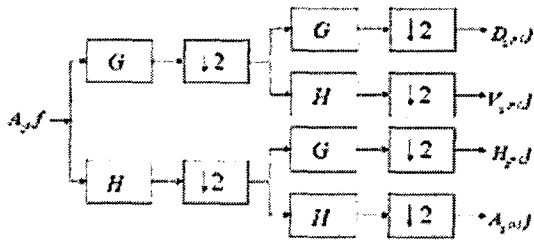
II. 웨이브릿 변환

웨이브릿 변환에 의한 정규직교기저(Orthonormal Basis)로 분해된 2차원 신호는 식 (1)과 같이 공간적으로 방향성을 지닌 주파수 성분으로 분해된다[10].

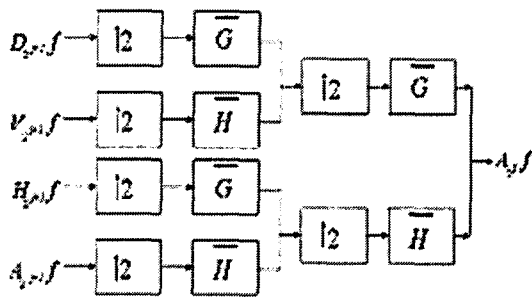
$$\begin{aligned}
 A_{2^{j+1}} f &= \sum_k \sum_l h(2m-k) h(2n-l) A_{2^j} f \\
 H_{2^{j+1}} f &= \sum_k \sum_l h(2m-k) g(2n-l) A_{2^j} f \\
 V_{2^{j+1}} f &= \sum_k \sum_l g(2m-k) h(2n-l) A_{2^j} f \\
 D_{2^{j+1}} f &= \sum_k \sum_l g(2m-k) g(2n-l) A_{2^j} f \\
 \text{-----} &\text{-----} (1)
 \end{aligned}$$

식 (1)에서 h 는 분해 저역 통과 필터의 전달 함수이고 g 는 분해 고역 통과 필터의 전달 함수이다.

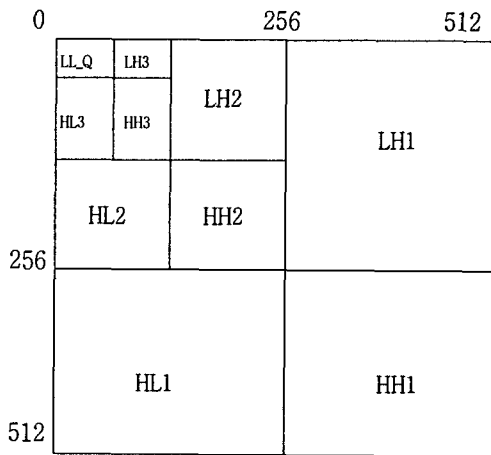
그림 1은 DWT에 의한 2차원 신호의 분해 및 합성을 나타내었으며, 그림 1의 (a)는 2차원 이상 근사화 신호의 분해 과정이며 그림 1의 (b)는 합성 과정의 블록도이다. 그림 1의(c)는 다해상도로 분해된 2차원 신호의 계수 행렬을 나타낸다. 즉, 공간적으로 방향성을 지닌 주파수 성분의 패킷(Packet)들로서 2레벨 분해된 계수 행렬이며 그림 1의 (c)에서 VH1은 1레벨 분해된 수직 고주파 성분들의 계수 행렬을 의미하고 HH1 및 DH1은 각각 수평 고주파 성분과 대각 고주파 성분의 계수 행렬을 의미한다. 또한, L2는 2레벨 분해된 저주파 성분의 계수 행렬을 의미한다.



(a) 분해



(b) 합성



(c) DWT 계수 매트릭스

그림 1. DWT에 의한 2차원 신호의 분해 및 합성

식 (1)에 의한 웨이블릿 분해 알고리즘은 표 1과 같다.

표 1. Matlab에 의한 DWT 알고리즘

```

int i,n;
LL_Q = Input Image;
for(i=1;i<n;i++)
[LL_Qi,LHi,HLi,HHi]=
    DWT2(LL_Qi-1,'db2');

    printf LL_Qi;
    printf LHi;
    printf HLi;
    printf HHi;
    
```

III. 제안한 웨이블릿 변환 영상부호화 방법

1. Lloyd-Max 양자화기

Lloyd-Max 알고리즘은 최소평균자승오차를 갖는 최적 양자화기 설계를 위한 반복계산 알고리즘이다. 이 알고리즘은 개념적으로 간단하고 또한 컴퓨터 프로그램이 용이하다. 먼저, Lloyd-Max 알고리즘을 위한 부밴드 입력영상의 확률밀도함수 $p(x)$ 를 구하기 위해 일반화된 가우시안 확률밀도함수를 적용한다. 여기에서 주어진 영상과 가장 근사된 확률밀도함수를 얻기위한 γ 의 값을 구하기 위해서는 chi-squared test를 사용하여 그 값이 최소가 될 때의 γ 값을 구한다. 따라서, 양자화기 입력신호의 확률밀도함수가 $p(x)$ 이고 $x_i (i=1, 2, \dots, L)$ 를 입력결정레벨(input decision level), 그리고 $o_i (i=1, 2, \dots, L)$ 를 출력레벨(output level)이라 하면, 이러한 양자화기의 평균자승오차 E 는 식 (2)로 표시된다.

$$E = \sum_{i=1}^L \int_{x_i}^{x_{i+1}} (x - o_i)^2 p(x) dx \quad (2)$$

여기서 L 은 양자화기의 출력 레벨수를 나타낸다. 식(2)를 최소화한 최소평균자승오차(Minimum Mean Square Error : MMSE) 양자화기는 식 (3)과 (4)를 만족시킨다.

$$\int_{x_i}^{x_{i+1}} (x - o_i)^2 p(x) dx = 0, \quad i=1, 2, \dots, L \quad (3)$$

$$\varepsilon = \sum_{x_L}^{x_{L+1}} \int_{x_1}^{x_{L+1}} (x - \gamma_L)^2 p(x) dx \quad (4)$$

감소한다.

여기에서 양 끝점인 x_1 과 x_{L+1} 은 미리 알고 있다고 가정한다. 즉 $p(x)$ 가 구간 $[a, b]$ 에서 정의되어 있으면 $x_1 = a, x_{L+1} = b$ 이고, 가우시안 함수와 같이 $[-\infty, \infty]$ 에서 정의된 경우 $x_1 = -\infty, x_{L+1} = \infty$ 이다.

Lloyd-Max 알고리즘은 초기파라메타 o_1 을 추정하고 그 값을 식 (3)에 대입하여 x_2 를 구하고, o_1 과 o_2 를 식 (2)에 대입하여 o_2 를 구한다. 동일한 방법으로 $x_3, o_3, x_4, o_4, \dots$ 순서로 x_L 과 o_L 까지 구하고 모든 구간에 대한 오차를 식 (4)에 의해 구한 다음, 이 값이 허용오차보다 적다면 이 값을 올비른 값으로 판단하고 그렇지 않다면 다시 앞의 과정을 반복하여 전체오차가 주어진 허용오차보다 적어질 때까지 반복한다.

2. 선형 예측기

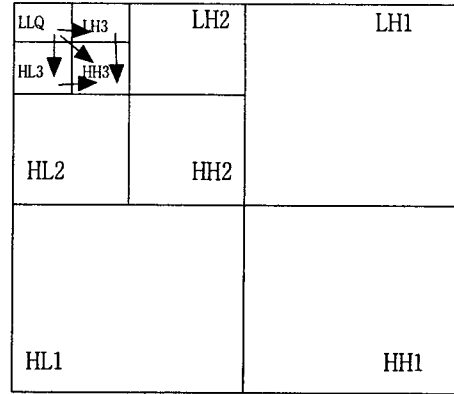
일반적으로 저전송률의 웨이브릿 및 부밴드 영상부호화에서는 링잉이나 엘리어싱의 왜곡이 일어난다. 따라서 이러한 현상을 없애기 위하여 본 논문에서는 2-밴드 필터뱅크시스템에서 제안한 선형예측기를 사용한다. 제안한 선형예측기 및 Lloyd-Max 양자화기를 사용한 웨이브릿 변환 영상부호화 기법을 통한 선형 예측시스템에서 하향식 선형예측절차는 그림 2에 나타내었다.

본 논문에서 사용한 선형예측기의 임펄스 응답은 1차 Markov 모델을 사용한다. Haar 웨이브릿의 임펄스 응답은 식 (5), (6)과 같다.

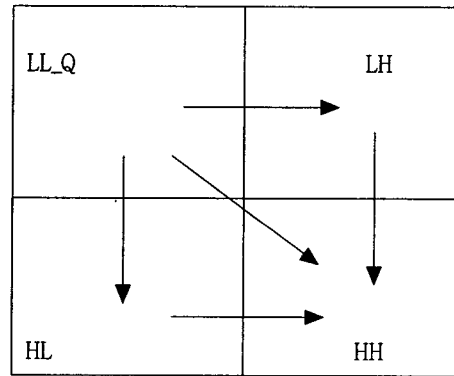
$$a[n] = \frac{1}{a - \frac{1}{a}} (a^{|n+1|} - a^{|n-1|}) \quad (5)$$

$$a = \frac{(\rho + 1)(\sqrt{\rho^2 + 1} - 1) - \rho^2}{\rho} \quad (6)$$

여기서 ρ 는 1차 Markov 프로세스의 상관계수(correlation coefficient)이고 $|\rho| < 1$ 이다. $a(n)$ 은 점대칭이고 매우 빨리



(a) Coarse Resolution



(b) Finer Resolution

그림 2. 하향식 선형 예측 절차

IV. 실험결과 및 고찰

본 논문에서는 실험의 입력으로 512×512 복부CT영상과 Chest영상을 사용하였고, 그림 2에 2-레벨 옥타브 부밴드 분해 구조에 Haar 및 Daubechies 웨이브릿 필터를 적용하였다. 부밴드 분할영상 중 최저역 부분에는 무손실 부호화인 DPCM 부호화를 사용하였고, 나머지 부밴드에 대해서는 Lloyd-Max 양자화를 사용하였다. 선형예측 계수들은 식 (5)에서 언급된 1차 Markov 모델을 사용하여 얻어진다. 이 실험에서 비트율은 0.7 bpp 및 1.5 bpp로 하였다. 그림 3은 웨이브릿 영상부호화에서 Lloyd-Max 양자화기를 사용하였을 때, 복부CT영상의

Haar에 의한 입력영상의 분해된 부밴드 신호 중 최저역 부분과 고주파 부밴드 중 최고역 부분에 대한 chi-squared test의 결과를 나타내었다.

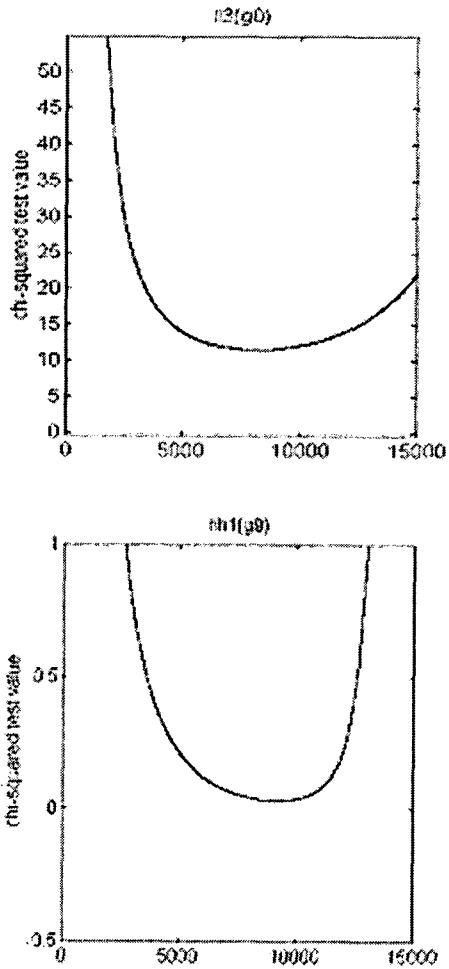


그림 3. Lloyd-Max 양자화기의 chi-squared test 결과

복부CT영상에 대한 각 부밴드의 양자화레벨과 입력영상의 분산값 σ_x 및 양자화 후의 분산값 σ_q 는 표 2에 나타내었다. 제안한 방법을 사용하여 복부CT영상 및 Chest영상을 입력으로 사용하였을 때, Daubechies 및 Haar 웨이블릿 방법에 대한 bpp와 PSNR 비교를 표 3에 나타내었다. 표 3에서 나타난 바와 같이 Daubechies 웨이블릿이 Haar 웨이블릿 보다 PSNR이 더 높음을 알 수 있었다.

그림 4의 (a)는 원영상이고, 그림 4의 (c)는 제안한 방법에

의하여 D4 웨이블릿을 0.75 bpp로 부호화한 후 복호화한 영상을 나타낸 것이다. Haar 웨이블릿을 사용하여 제안한 방법을 0.75 bpp로 부호화한 후 복호화한 영상은 그림 5에 나타내었다. 여기서 그림 5의 (a)는 원영상이고, 그림 5의 (c)는 제안한 방법을 사용한 복호화 영상이다.

표 2. 각 부밴드에 대한 양자화 레벨과 분산값

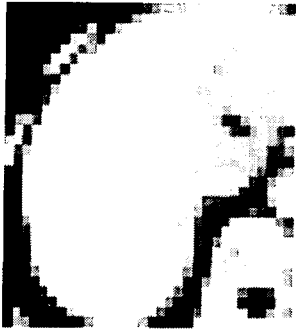
Subband	Quantization Level	σ_x	σ_q
0 (ll3)	DPCM	0.6516	0.7328
1 (lh3)	31	0.0787	0.0975
2 (hl3)	15	0.1789	0.1581
3 (hh3)	15	0.0708	0.0779
4 (lh2)	7	0.0299	0.0422
5 (hl2)	5	0.0479	0.0540
6 (hh2)	5	0.0256	0.0266
7 (lh1)	3	0.0179	0.0136
8 (hl1)	1	0.0224	0
9 (hh1)	1	0.0094	0

표 3. 제안한 방법의 bpp 및 PSNR 비교(0.75bpp)

입력 영상	웨이블릿 필터	PSNR
복부CT영상	Daubechies	31.4
	Haar	29.9
Chest영상	Daubechies	27.6
	Haar	25.2



(a) 원영상



(b) 3레벨 분해영상

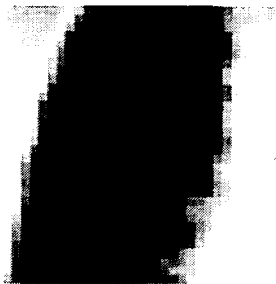


(c) 복원영상

그림 4. 복부 CT영상



(a) 원영상



(b) 3레벨 분해영상



(c) 복원영상

그림 5. Chest 영상

V. 결론

본 논문에서는 의료정보시스템 중 PACS에서 상대적으로 적은 통신채널로 고품질의 영상전송서비스를 할 수 있는 영상압축 방법인 웨이브릿 변환 영역에서 선형예측기와 Lloyd-Max 양자화 방법을 이용하여 링잉과 엘리어싱의 양자화 왜곡 현상을 감소시킨 영상 압축법을 제안하였다. 제안한 웨이브릿 변환 방법은 영상을 3 레벨의 10개 부밴드로 나누어 인간의 시각특성에 민감한 저주파 성분이 가장 많은 최저역부분은 무손실 부호화기인 DPCM과 가변길이 부호화를 사용하여 부호화하였다. 나머지 고역부분의 부밴드에 대해서는 선형예측기와 Lloyd-Max 양자화기를 사용하였다. 제안한 방법의 선형예측기는 부밴드간의 링잉현상과 영상의 엘리어싱을 감소시키기 위해서이고, Lloyd-Max 양자화기는 비선형양자화기로서 양자화 오차를 줄이기 위해 최적 양자화기로 사용하였다. 웨이브릿 변환 필터는 옥타브 분석 필터뱅크 구조에 적용하였고, 각 부대역 필터는 Haar와 Daubechies 직교 웨이브릿을 사용한 공역직교필터를 사용하였다. 제안한 방법을 복부 CT영상과 Chest영상에 적용한 결과 복원화질이 우수함을 알 수 있었다.

참고 문헌

- [1] W. B. Pennebaker, J. L. Mitchell, JPEG, Van Nostrand Reinhold, 1993.
- [2] F. Kossentini, W. Chung, and M. Smith, "Subband image coding with jointly optimized quantizers," Proc.

IEEE, ICASSP, May 1995.

- [3] J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients," Special Issue on Wavelets and Signal Processing, Vol.41, pp.3445-3462, Dec. 1993.
- [4] I. Daubechies, Ten Lectures on Wavelets. Philadelphia, Pennsylvania: SIAM, 1992.
- [5] J. Morlet, G. Arens, I. Fourge, and D. Giarg, "Wave propagation and sampling theory I, II," Geophysics, Vol.47, No.2, pp.203-236, 1982.
- [6] I. Daubechies, "Orthonormal basis of compactly supported wavelets," Comm, Pure Applied Math, Vol.41, No.7, pp.909-996, 1988.
- [7] Stephane G. Mallat, "A theory for multiresolutional signal decomposition; the wavelet representation," IEEE trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol.11, No.7, pp.674-693, July, 1989.
- [8] Ingrid Daubechies, "Ten Lectures on Wavelets," SIAM, 1994.
- [9] Yves Meyer, "Wavelets," SIAM, 1994.
- [10] 이상복, "醫療映像의 疾患部位 認識과 差等壓縮에 關한 研究", 청주대학교 대학원 박사학위 논문, 1999년 12월
- [11] 이종실, 권오상, 구자일, 한영환, 홍승홍, "가변 블록을 이용한 의료영상 무손실압축", 의공학회지 논문지, Vol. 19, No.4, pp.361-367, 1998.
- [12] 한영오, 박장춘, 최운오, 박상희, "적응양자화를 이용한 의료영상 정보의 변환 부호화에 관한 연구", 의공학회지 논문지, 제10권, 제3호, pp.243-252, 1998.
- [13] Stephen Wong, Loren Zaremba, et al., "Radiologic Image Compression : A Review," Proc. of the IEEE, Vol.83, No.2, 1995.

이 상 복(Sang-Bock Lee)

종신회원



2000년 2월 : 청주대학교 대학원 전자공학
학과 (공학박사)

1995년 3월 ~ 2001년 2월 : 대원과학
대학 컴퓨터정보처리과 조교수

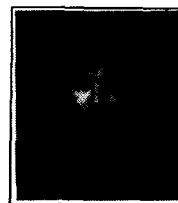
2001년 3월 ~ 현재 : 한국관광대학 디

지탈콘텐츠학과 조교수

<관심분야> : 이미지프로세싱, 의료정보, 영상통신, 신경망

신 승 수(Seung-Soo Shin)

종신회원



2001년 2월 : 충북대학교 대학원
(이학박사)

현재 : (주)사이젠텍 연구소장

<관심분야> : 이미지프로세싱, 의료정보,
영상통신, ATM, 트래픽공학