

## 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 모드 선택 기법을 이용한 3차원 의료 영상을 위한 interframe 부호화

조 힌 덕·나 송 범

한국과학기술원 전기전자과  
(1998년 12월 30일 접수, 1999년 4월 19일 채택)

### Interframe Coding for 3-D Medical Images Using an Adaptive Mode Selection Technique in Wavelet Transform Domain

H.D. Cho and J.B. Ra

Dept. of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology  
373-1 Kusongdong Yusonggu, Taejon, Korea  
(Received December 30, 1998, Accepted April 19, 1999)

**요 약 :** 본 논문에서는 3차원 의료 영상에 적합한 interframe 부호화 알고리즘을 제안하였다. 제안된 알고리즘은 움직임 추정/보상과 변환 부호화를 사용하는 동영상 압축 방법에 기초를 두고 있다. 이 알고리즘에서는 움직임 추정을 위해 워핑 방법이 채택되었다. 그리고, 부호화 효율을 향상시키기 위해 적응적 모드 선택을 사용하여 웨이블릿 변환 영역에서 움직임 보상된 오차 영상과 원 영상을 혼합한다. 이렇게 혼합된 영상은 제로트리 부호화 기법에 의해 압축된다. 본 논문은 제안된 방법이 3차원 의료 영상의 부호화에 매우 유용함을 증명하였다. 모의실험 결과는 제안된 방법이 슬라이스 간의 간섭과 무관하게 항상 좋은 결과를 얻을 수 있도록 하고, 그럼으로써 3차원 의료 영상 압축에 매우 바람직하다는 사실을 보여준다.

**Abstract :** In this paper, we propose a novel interframe coding algorithm especially appropriate for 3-D medical images. The proposed algorithm is based on a video coding algorithm using motion estimation/compensation and transform coding. In the algorithm, warping is adopted for motion compensation (MC). Then, by using adaptive mode selection, a motion compensated residual image and original image are mixed up in the wavelet transform domain for improvement in coding performance. The mixed image is then compressed by the zerotree coding method. We prove that the adaptive mode selection technique in the wavelet transform domain is very useful for 3-D medical image coding. Simulation results show that the proposed scheme provides good performance regardless of inter-slice distance and is prospective for 3-D medical image compression.

**Key words :** Interframe coding, motion compensation, wavelet transform, zerotree coding, adaptive mode selection technique

## 서 론

MRI나 XCT를 이용하여 검사를 받게 되면, 한 번의 검사에 여러 장의 의료 영상들이 발생하게 된다. 이러한 여러 장의 영상들은 주로 각 슬라이스(slice)마다 개별적으로 압축되기도 하

지만, 보다 효율적인 압축을 위해서는 인접한 슬라이스 간의 상관성을 이용하는 것이 유리할 것이다. 이는 여러 장의 영상들이 일반적으로 높은 상호 연관성을 가지고 있기 때문이다. 따라서, 이러한 상관성을 이용하기 위해, 동영상 부호화(video coding)에서 널리 사용되고 있는 블록 움직임 예측 및 보상 기법을 이용한 여러 가지 3차원 의료 영상 압축 기법이 제안되어왔다 [1-3]. (본 논문에서 3차원 의료 영상에서의 '움직임'이라는 표현은 슬라이스 간의 상관성을 나타낸다.) 그러나, 압축 성능이 향상된 3차원 의료 영상 부호화기를 구현하는 데에는 보다 세심

이 연구는 보건복지부에서 주관한 97년도 신도기술 의료공학기술개발사업의 지원(HWP-95-G-1-5)에 의해 이루어진 것임.  
통신지사 : 나송범, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1,  
Tel. (042)869-2114, Fax. (042)869-2210

한 관찰이 요구된다.

인간적으로 동영상의 부호화는 낮은 비트율을 요구하므로, 움직임 보상된 오차 영상의 정보량은 거친 양자화(coarse quantization)에 의해서 크게 감소하게 된다. 그러나, 의료 영상의 경우에는, 오진(誤診)을 막기 위해서 미세한 양자화(fine quantization)가 사용되고, 그로 인해서 높은 비트율이 요구된다. 또, 3차원 의료 영상에서 인접한 영상 사이의 상관성은 동영상에서 인접한 프레임간의 상관성보다 상대적으로 낮다. 따라서, 움직임 보상을 한 경우이라도, 부호화기에서 처리할 정보량은 여전히 많이 남아있게 된다. 그러므로 3차원 의료 영상에서는, 오차 영상의 부호화가 동영상 부호화기의 경우에서보다 더 중요하고, 이에 따라 더 효율적인 부호화기의 구현이 요구된다.

한편, DCT(discrete cosine transform) 영역에서, 저주파 부분에서는 오차 영상(inter 부호화)의 정보량이 더 적고, 고주파 부분에서는 원 영상(intra 부호화)의 정보량이 더 적다는 사실이 발견되었다[4]. 그리고, 이러한 특성은 웨이블릿 변환 기반의 동영상 부호화기에도 적용되었다[5]. 그러나, 이러한 적응적인 intra/inter 부호화 기법들은 동영상 부호화에서 높은 성능 향상을 가져오지는 못했다. 왜냐하면, 언뜻했듯이, 동영상 부호화에서는 오차 영상 부호화의 효율이 전체 부호화 성능에 대해 상대적으로 적은 영향을 미치기 때문이다.

본 논문에서는 3차원 의료 영상에 매우 적합한 부호화기를 제안하였다. 이 알고리즘은 움직인 보상을 위해서 와핑(warping) 방법을 채택하였고, 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 intra/inter 부호화 방법을 기반으로 한 영상 압축 기법을 도입하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 2장에서는 와핑을 기반으로 한 인접 영상과의 상관성을 제거하는 방법에 대해서 설명한다. 3장에서는 웨이블릿 영역에서의 적응적 모드 선택이 소개되고, 제로트리(zerotree) 부호화 방법이 설명된다. 4장에서는 실험 결과들을 제시하고, 5장에서는 본 논문을 결론짓는다.

### 움직임 보상을 통한 인접 영상간의 상관성 제거

언뜻했듯이 제안된 3차원 의료 영상 부호화기는 움직임 예측/보상과 변환 부호화로 구성된 동영상 부호화기에 기반을 두고 있다. 그런데, 의료 영상에서 인접한 영상간의 변이는 동영상의 경우와 다르다. 동영상에서 인접한 프레임 간의 차이는 주로 카메라 움직임이나 물체의 움직임에 기인한다. 결과적으로, 동영상 부호화에서는, 병진 운동을 예측하는데 적합한 블럭 정합 방식(block matching algorithm, BMA)이 널리 사용되어 왔다. 그러나, 3차원 의료 영상에서의 영상 간의 변이는 동영상의 경우처럼 시간적인 변화라기 보다는, 인체 내의 장기(臟器)같은 3차원 물체로부터 발생되는 연속된 영상들 사이에서의 위치적 변화로부터 기인한다. 결과적으로 대부분의 변이는 확대, 축소, 회전 등으로 구성되기 때문에, 병진 운동 모델은 의료 영상에는 적합하지 않다.

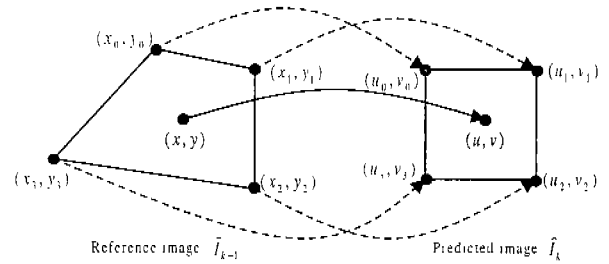


그림 1. Bilinear 변환  
Fig. 1. Bilinear transform

이러한 병진 운동 모델의 한계를 극복하기 위해서, 와핑 기법이 제안되었고[6-7], 이를 의료 영상 압축에까지 적용되었다[2]. 본 논문에서도 역시 움직임 보상을 위해서 와핑 기법을 채택하였다. 와핑 기법은 크게 affine 변환 기법과 bilinear 변환 기법으로 분류된다. 이 두 기법을 비교해 볼 때, bilinear 변환 기법이 affine 변환 기법과 비교할 때 움직임 보상 성능이 조금 더 우수하고 구현이 간단하므로, 본 논문에서는 와핑을 위해서 bilinear 기법을 채택하였다.

와핑 기법에서는, k번째 슬라이스,  $I_k(u,v)$ 는 동일한 크기의 블럭들로 나뉘어지고,  $I_k$  내의  $(u_i, v_i)$ 와 상응하는  $(k-1)$ 번째 복원된 슬라이스  $\tilde{I}_{k-1}$  내에서의  $(x_i, y_i)$ 는 예측 오차가 최소화되도록 결정된다. (그림 1 참조) 예측 영상  $\tilde{I}_k(u,v)$ 는 bilinear 변환에 의해서 얻어진다.

예측 영상의 블럭이 사각형이라면, 이전의 복원된 영상의 상응하는 점의 위치는 아래의 식으로 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} x &= x_0 + (x_1 - x_0)u' + (x_2 - x_0)v' + (x_3 - x_2 - x_1 + x_0)u'v \\ y &= y_0 + (y_1 - y_0)u' + (y_2 - y_0)v' + (y_3 - y_2 - y_1 + y_0)u'v \end{aligned} \quad (1)$$

여기서  $u'$  과  $v'$  은 아래의 식으로 표현된다.

$$\begin{aligned} u' &= (u - u_0)/(u_1 - u_0) \\ v' &= (v - v_0)/(v_3 - v_0) \end{aligned} \quad (2)$$

일반적으로 식 (1)의  $x$ 와  $y$ 는 정수값이 아니므로, 예측 영상의 값  $\tilde{I}_k(u,v)$ 는 네 개의 이웃한 픽셀들을 보간하여 얻어진다.

$$\begin{aligned} \tilde{I}_k(u,v) &= (1+\alpha)((1-\beta)\tilde{I}_{k-1}(X,Y) + \beta\tilde{I}_{k-1}(X,Y+1)) \\ &\quad + \alpha((1-\beta)\tilde{I}_{k-1}(X+1,Y) + \beta\tilde{I}_{k-1}(X+1,Y+1)) \end{aligned} \quad (3)$$

여기서  $(X,Y)$ 와  $(\alpha,\beta)$ 는 각각  $(x,y)$ 의 정수부와 소수부이다.

원 영상과 예측 영상의 차이는 움직임 보상된 오차 영상으로 사용된다.

## 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 모드 선택을 기반으로 한 영상 압축

### 1. 적응적 모드 선택의 필요성

동영상의 인접 프레임간의 상관성은 의료 영상에서의 인접 영상 간의 상관성보다 크기 때문에, 일반적으로 동영상 부호화기의 움직임 보상의 성능이 의료 영상의 경우보다 좋다. 한편, 동영상은 의료 영상에 비해서 상대적으로 낮은 비트율에서 동작하기 때문에, 오차 영상을 시칠게 양자화한다. 이런 거친 양자화는 부호화기의 부담을 덜어준다.

반면에, 의료 영상에서는, 2장에서 설명한 움직임 보상 기법이 적용된 후에도, 원 영상과 예측 영상 사이의 MSE(mean square error) 값은 여전히 낮지 않다. 더구나, 복원된 영상의 오차 때문에 오진(誤診)이 발생되면, 환자에게 치명적일 수 있으므로, 의료 영상에서의 오차 허용도는 매우 낮다. 따라서, 움직임 보상 후에도 부호화기가 처리해야만 하는 정보량은 매우 많다. 그러므로, 의료 영상 부호화에서는 움직임 보상된 오차 영상을 위한 효과적인 부호화 방법이 동영상의 경우보다 더욱 더 필요하다.

한편, 오차 영상(inter 부호화)은 저주파 부분에서 정보량이 적고, 원 영상(intra 부호화)은 고주파 부분에서 정보량이 적은 것이 발견되었다[4-5]. 이는 주파수 영역에서, 오차 영상의 저주파 성분의 값이 원 영상의 것보다 작고, 원 영상의 고주파 성분의 값이 오차 영상의 것보다 작기 때문이다. 동영상의 경우는 intra 부호화가 유리한 고주파 성분이 거친 양자화에 의해서 제거된다. 이런 양자화 효과 때문에, 웨이블릿 변환 영역에서 intra 부호화와 inter 부호화를 혼합하는 방식은 동영상 부호화의 성능을 눈에 띄게 향상시키지는 못하였다[5]. 그러나, 높은 비트율에서는 고주파 세수들이 여전히 중요하기 때문에, 의료 영상의 경우는 적응적 intra/inter 부호화가 효과적일 수 있다.

3차원 의료 영상에서는, 슬라이스 간의 거리가 검사의 목적과 장기(臟器)의 종류에 따라 변하게 된다. 따라서, 검사에 사용되는 영상 파라미터에 따라 슬라이스 간의 거리가 매우 커질 수 있고, 이로 인해 더 이상 inter 부호화의 효과가 없어지는 경우도 있다. 따라서, 슬라이스 간의 거리가 커질 때는 intra 부호화의 비율을 높이고, 슬라이스 간의 거리가 작아질 때는 inter 부호화의 비율을 높임으로써, 슬라이스 간의 거리와 상관없이 항상 좋은 성능을 발휘할 수 있는 부호화기가 필요하다.

한편, 웨이블릿 변환은 신호의 주파수 성분 뿐만 아니라 공간 성분도 나타낸다. 따라서, 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 intra/inter 부호화 기법은 주파수 성분에 따라 intra 부호화나 inter 부호화를 적용한다는 뜻 뿐만 아니라, 움직임 보상이 잘 된 부분에 대해서는 inter 부호화를, 그렇지 못한 부분에서는 intra 부호화를 적용한다는 뜻도 가지고 있다.

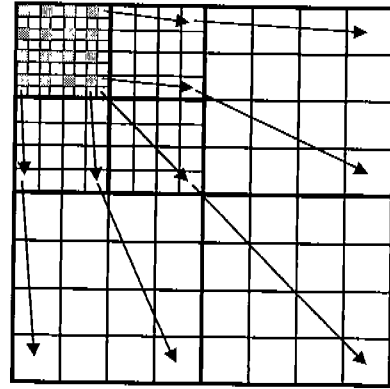


그림 2. 웨이블릿 변환된 영상의 블록 구조와 블록들의 부모-자녀 관계

Fig. 2. Block structure in a wavelet-transformed image and the parent-child relationship of blocks

공간 영역에서의 적응적 intra/inter 부호화는 MPEG, H.261, H.263 같은 동영상 부호화 영역에서 널리 사용되어 왔다. 그러나, 이 기법들은 공간 영역에서 사용되었기 때문에, 이는 웨이블릿 변환 부호화기에 바로 적용할 수가 없다. MPEG이나 H.26x에서 사용되는 DCT는 블록 단위로 처리되는 반면에, 웨이블릿 변환은 영상 전체에 대해서 적용된다. 그렇기 때문에, 원 영상 블록과 움직임 보상된 오차 영상 블록을 한 영상에서 혼합하게 되면, 그 블록들의 경계는 웨이블릿 변환 영역에서 부호화 성능을 현저히 떨어뜨리는 고주파 성분을 발생시킨다. 그러므로, 웨이블릿 변환 부호화기에서의 intra/inter 모드 선택은 반드시 웨이블릿 변환 영역에서 수행되어야만 한다.

### 2. 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 모드 선택

제안된 알고리즘을 자세히 설명하기 전에, 적응적 모드 선택의 기본 단위로 사용되는 '블록'에 대해 살펴보기로 한다. 그림 2는 웨이블릿 변환 영상에서의 블록들을 보여준다. 그림 2에서 보여진 것처럼, 각 블록은 그것이 속한 주파수 밴드에 따라, 각각 다른 크기를 갖게 된다. 가장 높은 주파수 밴드에서의 블록 크기가 가장 크고, 주파수 밴드가 낮아짐에 따라 블록 크기는 1배씩 줄어들게 된다. 본 논문에서는 가장 높은 주파수 밴드에서의 블록 크기를  $16 \times 16$ 으로 정하였다. 그림 2에서 보는 것처럼, 화살표로 연결된 블록들은 각 주파수 밴드에서 (의미상) 같은 공간 위치를 점하고 있다. 화살표의 시작점에 위치한 블록은 '부모 블록(parent block)'으로 정의하고, 화살표의 끝점에 위치한 블록은 '자녀 블록(child block)'으로 정의한다. 그리고, 자녀 블록 자신을 포함한 자손들은 '자손 블록(descendent block)'이라고 정의한다. 그림 2에서 색칠된 블록들은 자손 블록들이 없는 블록들이다. 이 '부모-자녀 관계(parent-child relationship)'는 intra/inter 모드 정보를 전송할 때 사용될 것이다(3.3절 참조).

그림 3은 웨이블릿 변환에서의 적응적 모드 선택의 과정을 보

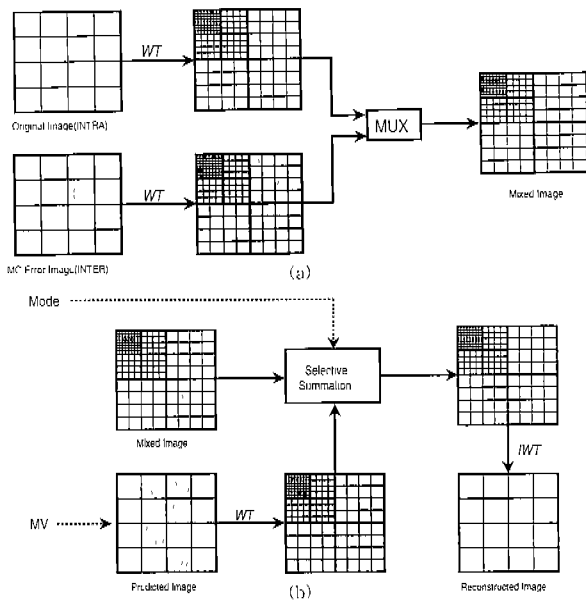


그림 3. 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 모드 선택 기법; (a) 부호화 과정, (b) 복호화 과정  
 Fig. 3. Adaptive mode selection technique in the wavelet transform domain; (a) Encoding process and (b) Decoding process

이준다. 먼저, 모드를 선택하기 전에, 원 영상과 오차 영상은 모두 웨이블릿 변환된다. (원래, 변환된 오차 영상은 원 영상과 예측 영상을 각각 변환한 후에 이것들의 차를 구함으로써 얻어진다.) 웨이블릿 변환이 행해진 후, 부호화기는 원 영상의 블럭과 오차 영상의 블럭 중에서 낮은 에너지를 갖는 블럭을 선택한다. 이렇게 변환된 원 영상과 오차 영상을 보다 낮은 에너지를 갖도록 혼합함으로써, 결과 영상은 최소의 에너지를 갖게 된다. 그리고, 이렇게 혼합된 영상은 제로트리 부호화가 행해지고, 그 결과는 모드 정보와 함께 복호화기에 전송된다.

복호화기에서, 복원된 영상은 그림 3(b)에서 보는 것처럼 적응적 선택으로 인해 발생한 혼합 영상과 모드 정보와 움직임 벡터로부터 얻어진다. 먼저, 예측 영상은 움직임 벡터로부터 얻어지고, 그 이후에 웨이블릿 변환된다. 이 변환된 예측 영상은 모드 정보로부터 intra 모드로 판별된 블럭에 대해서 혼합 영상에 더해진다. 그 후에 역 웨이블릿을 변환을 수행하게 되면, 최종 복원 영상을 얻을 수 있다. 두 개의 모드가 웨이블릿 변환 영역에서 섞여있지만, 웨이블릿 변환은 선형 연산기(linear operator) 중의 일종이므로, 복호화기에서 영상을 완벽하게 복원할 수 있다.

3. Zeroree 부호화를 이용한 웨이블릿 영역 영상의 압축

이 절에서는, 전 절에서 설명한 웨이블릿 변환 영역에서의 적응적 intra/inter 모드 선택 기법으로부터 생성된 모드 정보와

혼합 영상을 부호화하는 방법에 대해서 다루보기로 한다. EZW 나 SPIHT 같은 제로트리 부호화 기법은 근래에 각광받고 있는 기법 중에 하나이다[8-9]. 제안된 방법에서는 모드 정보의 부호화를 위해서 EZW 방법[8]을 변형시켜 적용하였고, 혼합 영상은 전송하기 위해서 SPIHT 부호화기[9]를 채택하였다.

먼저, 모드 정보 전송에 대해 다루보기로 한다. 그림 4(b)는 그림 4(a)에서 제시된 전형적인 'XCT 가습 영상'에 대한 intra/inter 모드 선택 결과를 보여준다. 여기서, 흰 색 블럭은 intra 블럭을 나타내고, 검은 색 블럭은 inter 블럭을 나타낸다. 그림 4(b)를 보면, 이전에 언급했듯이, inter 블럭은 주로 저주파 밴드에 집중되어있고, intra 블럭은 고주파 밴드에 퍼져있다. 만약, 어떤 블럭이 어떤 주파수 밴드에서 intra 모드로 선택되었다면, 그 블럭에 상응되는 고주파 밴드의 블럭들(즉, 자손 블럭들)은 intra 모드일 가능성이 높다. 이것은 저주파 밴드의 웨이블릿 계수가 zero이면, 그에 상응하는 모든 고주파 밴드의 계수들은 zero일 가능성이 높다는 가설을 기반으로 한 EZW의 경우와 매우 비슷하다[8]. 그러므로, EZW의 개념을 모드 정보의 부호화를 위해 도입할 수 있다.

제안된 알고리즘에서, 모드 정보는 다음 3개의 심블들의 연속으로 나타낼 수 있다.

- TRATR (IntraTree Root) : 현재 블럭 자신과 모든 자손들이 intra 모드인 경우
- ITRA (Isolated Intra) : 현재 블럭이 intra이지만, 자손 블럭들 중에 inter 모드를 가진 블럭이 존재하는 경우
- INTER (Inter) : 현재 블럭이 inter 모드인 경우

그리고, 이런 심블들은 엔트로피 부호화된다. 실험을 통해서, 모드 정보를 3개의 심블의 연속으로 전송하게 되면, 매 블럭마다 1 bit의 모드 선택 bit를 할당하는 경우보다 7:1로 압축됨을 알 수 있었다.

전에 언급했듯이 본 논문에서는 혼합 영상의 부호화로 SPIHT 부호화 기법을 채택하였다. 이 방법으로 발생한 비트열은 중요맵(significant map)과 양자화 값으로 구성된다. 웨이블릿 계수  $x$ 의 절대치가 어떤 특성 문턱값  $T$ 보다 작으면, (즉,  $|x| < T$  이면) 그 계수는 '중요하다'고 정의하고, 그렇지 않은 경우는 '중요하지 않다'고 정의한다. 그리고, 중요한 계수와 중요하지 않은 계수들의 위치 정보는 중요맵이라고 부른다. 이 중요맵은 웨이블릿 계수들의 특성을 반영하는 제로트리 부호화 기법에 의해서 부호화된다. 그리고, 중요한 계수들의 양자화 레벨을 부호화한다. 양자화 스텝은 문턱값  $T$ 에 의해 설정된다. 제로트리 부호화에서는 어떤 문턱값에 대한 중요맵과 양자화 값을 부호화하는 것을 한 '패스(pass)'라고 정의한다. 한 패스가 끝나면, 다음 패스에 대한 문턱값은 다음과 같이 반으로 줄여진 값이 된다. ( $T = T_{old}/2$ ) 그리고, 아직 중요한 계수로 판단되지 않은 계수들에 대해서 갱신된 문턱값을 비교하여 중요한 계수인지를 결정한다. 새롭게 얻어진 중요맵도 역시 제로트리 부호화되고,

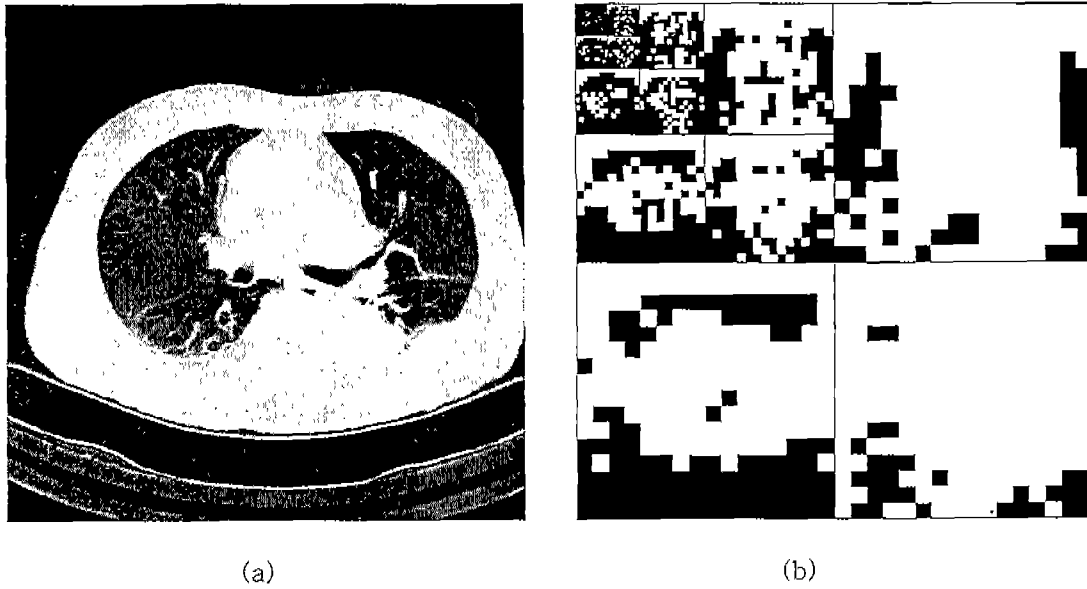


그림 4. 웨이블릿 변환 영역에서의 intra/inter 모드의 분포; (a) XCT 가슴 영상, (b) 모드 선택 결과 (흰 블록; intra 모드, 검은 블록; inter 모드)  
 Fig. 4. Distribution of intra/intermodes in the wavelet transform domain; (a) XCT chest image and (b) its mode selection result (white; intramode, black; intermode)

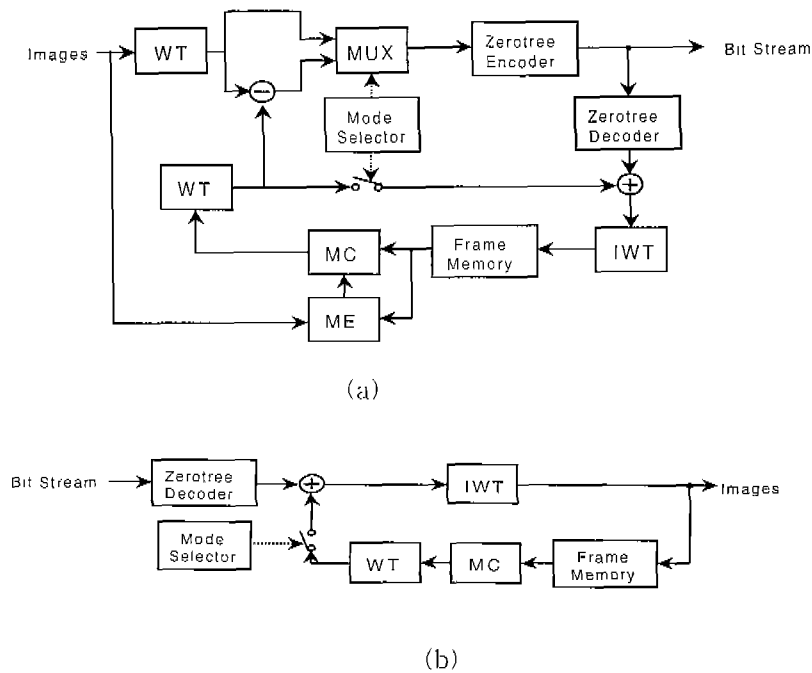


그림 5. 적응적 모드 선택 기법에 의한 제한된 부호화기(WT : wavelet transform, IWT : inverse wavelet transform, ME : motion estimation, MC : motion compensation); (a) 부호화기, (b) 복호화기  
 Fig. 5. Proposed coder using an adaptive mode selection technique (WT : wavelet transform, IWT : inverse wavelet transform, ME : motion estimation, MC : motion compensation); (a) encoder and (b) decoder

중요한 계수들은 생신된 문턱값에 의해 양자화된다. 이진 과정은 정해진 비트율에 도달할 때까지 계속된다. 일반적으로 초기

문턱값은 웨이블릿 계수들의 최대값의 절반값으로 결정한다. 3차원 의료 영상에서는 모든 슬라이스에 일정한 수준의 화질

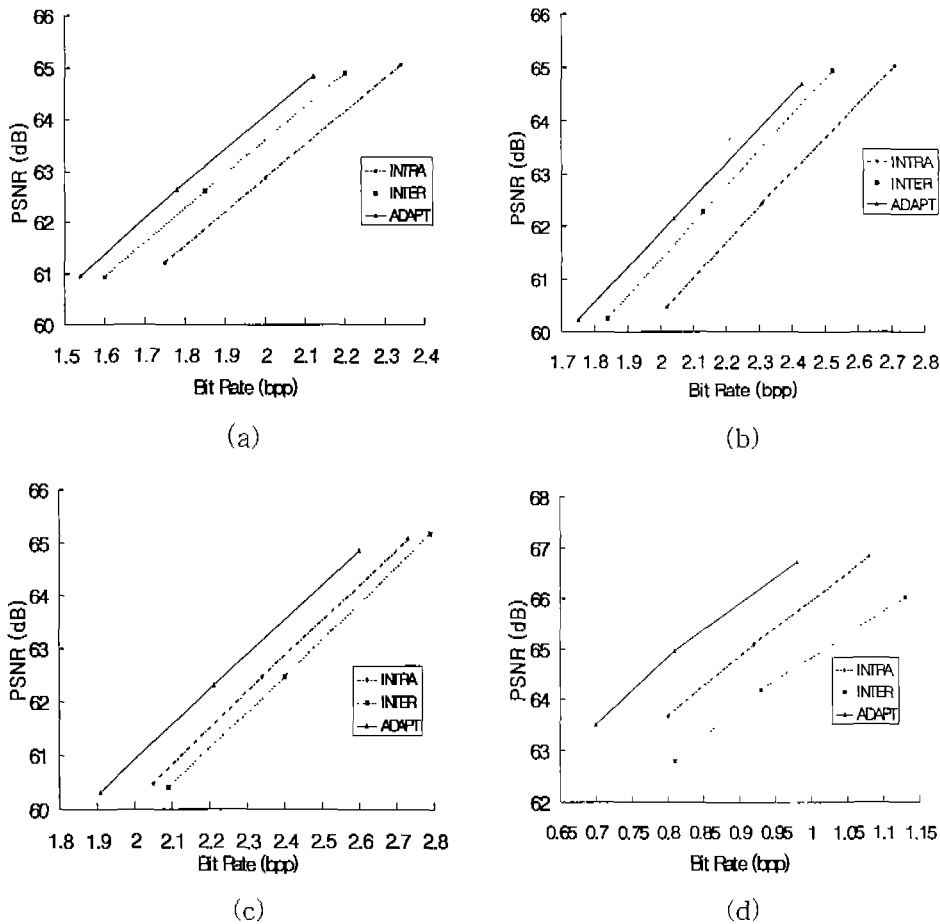


그림 6. 여러 가지 압축 방법에서의 비트율에 대한 PSNR의 그래프; (a) 머리, (b) 가슴 1, (c) 가슴 2, (d) 가슴 3  
 Fig. 6. PSNR vs. bit rate curves for various compression methods; (a) Head, (b) Chest 1, (c) Chest 2, and (d) Chest 3

을 유지하는 것이 중요하다. 그러므로, 일정한 수준의 화질을 유지하도록 각 슬라이스에 비트를 할당하는 새로운 비트율 제어의 기법이 필요하다. 제로트리 부호화의 경우에 각 패스의 중간에서 부호화가 멈추지 않도록 하기만 하면, 웨이블릿 계수와 양자화 오차는 최종 패스의 문턱값에 의해 결정된다. 그러므로, 각 슬라이스에 동일한 최종 문턱값을 사용함으로써, 웨이블릿 계수의 동일한 양자화 오차를 유지할 수 있고, 그렇게 함으로 인해 모든 슬라이스에 동일한 수준의 화질을 얻을 수 있다.

$k$ 번째 슬라이스의 초기 문턱값은 다음과 같이 정의된다

$$T_k(0) = T_f \cdot 2^{p_k}, \text{ for } k=1, 2, \dots, M, \quad (4)$$

여기서,  $T_f$ ,  $p_k$ ,  $M$ 은 각각 최종 문턱값,  $k$ 번째 슬라이스의 '패스'의 수, 슬라이스의 개수를 나타낸다. 언급했듯이, 일정한 화질은 모든 슬라이스에서 같은 최종 문턱값을 취함으로써 얻어지기 때문에, 압축률은 문턱값을 조절함으로써 조절된다. 주어진 문턱값  $T$ 에 대해서,  $T_k(0)$ 와  $p_k$ 는 식 (4)와 다음의 조건이  $k$ 번째 슬라이스의 모든 웨이블릿 계수  $x_i(j)$ 에 대해 만족하도록 결정한다.

$$|x_k(j)| < 2T_k(0), \text{ for } j=1, 2, \dots, N, \quad (5)$$

여기서,  $N$ 은 화소의 개수이다.

그림 5는 제안된 움직임 보상 웨이블릿 변환 부호화기를 보여준다. 그림 5에서 보여주는 것같이, 웨이블릿 변환의 횟수는(정방향 변환과 역방향 변환 모두를 포함하여) 각각 부호화기에 3번, 복호화기에 2번씩 필요하다. 이것은 제안된 부호화/복호화기가 MPEG, H.261, H.263과 같은 전형적인 방법과 비교하여 각각 1번 이상의 변환이 필요하다는 것을 말해준다. 변환이 더 필요한 이유는 적응적 모드 선택이 공간 영역에서 일어나지 않고 웨이블릿 영역에서 일어나기 때문이다. 제안된 방법에서는 추가의 변환이 필요하지만, 추가의 계산 시간은 움직임 추정/보상과 제로트리 부호화의 계산 시간에 비해서 상대적으로 매우 작다. 부호화/복호화기는, 그림 5에서 보는 바와 같이, 크게 움직임 추정/보상, 웨이블릿 변환, 제로트리 부호화로 구성되어 있다. 부호화/복호화기의 각 부분의 계산량은 다음과 같다. Ultra sparc 워크스테이션에서  $256 \times 256$  영상에 대해서 계산해보았을 때, 움직임 추정은 약 8초, 움직임 보상은 0.06초, 웨이블릿 변

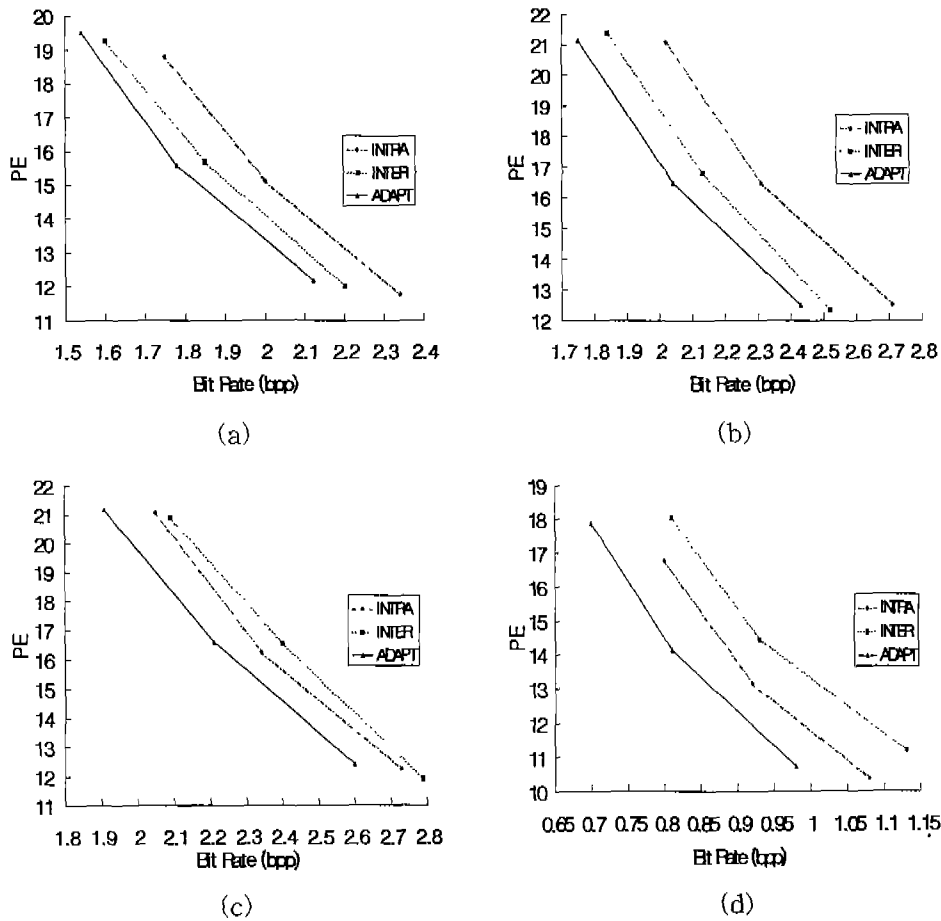


그림 7. 여러 가지 압축 방법에서의 비트율에 대한 PE (Peak Error)의 그래프; (a) 머리, (b) 가슴 1, (c) 가슴 2, (d) 가슴 3  
 Fig. 7. PE (Peak Error) vs. bit rate curves for various compression methods; (a) Head, (b) Chest 1, (c) Chest 2, and (d) Chest 3

표 1. 모의 실험에 사용된 영상들의 특성  
 Table 1. Specification of simulation images

	Head	Chest 1	Chest 2	Chest 3
Slice distance	3mm	2mm	4mm	7mm
Pixel distance	0.85mm	0.625mm	0.625mm	0.625mm
Resolution	256×256	512×512	512×512	512×512

환은 0.05초, 제로트리 부호화는 0.2초 정도 소요된다. 적응적 모드 선택을 도입함으로써, 부호화/복호화 속도는 inter 부호화만을 하는 경우에 비해서, 각각 0.05초 씩 증가하여, 부호화에는 약 8.4초, 복호화에는 약 0.4초 정도의 계산 시간이 필요하다.

**실험결과 및 토의**

본 논문에서는 여러 장의 'XCT 머리 영상'과 'XCT 가슴 영상'으로 실험 결과를 얻었다. 모든 영상의 화소의 precision은 12 bit이다. 표 1은 실험 영상의 특성을 보여준다. 표 1에서의

'가슴 2' 영상은 슬라이스 간격이 4mm가 되도록 '가슴 1' 영상을 1 슬라이스씩 건너뛰면서 얻은 영상이다. XCT 머리 영상과 3 개의 XCT 가슴 영상은 각각 30장으로 구성되어 있다. 웨이블릿 변환을 위해서는, 9-7탭 필터를 사용하였고[10], 4-레벨 변환을 수행하였다.

본 논문에서 오차는 peak signal to noise ratio(PSNR)와 peak error(PE)로 측정하였다.

$$PSNR = 10\log_{10}\left(\frac{4095^2}{MSE}\right) \text{ dB}, \tag{6}$$

여기서, MSE는 원 영상과 복원 영상 사이의 mean squared error를 나타낸다.

$$PE = \max ( | I_k - I_k^* | ), \text{ for } k=1, 2, \dots, N \tag{7}$$

여기서  $I$ 는 원 영상을,  $I^*$ 는 복원 영상을,  $N$ 은 영상의 화소 수를 나타낸다.

PSNR로 화질을 평가하는 보편적인 문제점은 평균 오차가 작더라도 그것이 작은 영역에 집중되면 눈에 띄는 화질의 열화를

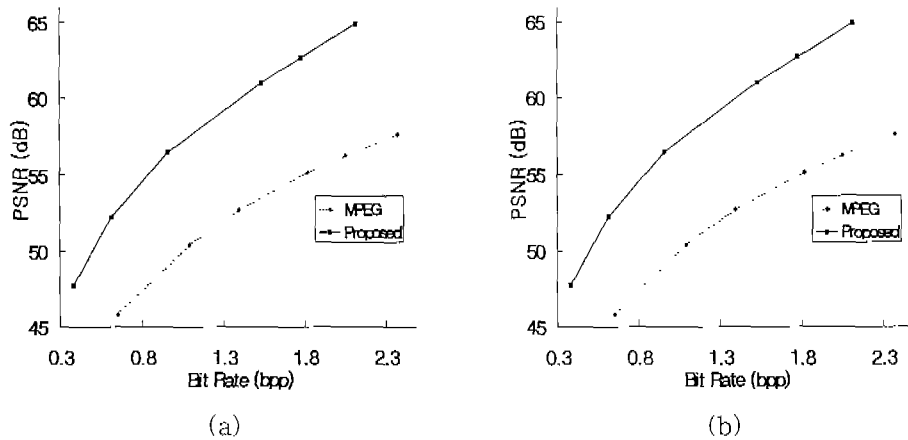


그림 8. 제안된 부호화기와 MPEG 부호화기의 성능 비교; (a) 머리, (b) 가슴 1

Fig. 8. Performance comparison between the proposed coder and the MPEG coder; (a) Head and (b) Chest 1

가서온다는 것이다. 그리고, 이것이 만약 진단에 영향을 미치는 중요한 부분이면, 문제는 더욱 심각하게 된다. 이런 문제를 극복하기 위해서 PE라는 측정방법이 도입되었다.

그림 6과 7은 3개의 부호화 기법에 대한 비트율에 대한 PSNR 그래프, 비트율에 대한 PE 그래프를 보여준다; (i) intra 부호화 기법(INTRA), (ii) inter 부호화 기법(INTER), (iii) 적응적 모드 선택을 이용한 제안된 기법(ADAPT). 그림 7에서의 PE는 각 슬라이스 PE의 평균값을 보여준다. 모의실험에서의 비트율은 원 영상과 복원 영상이 구분될 수 없을 만큼 충분히 높게 잡았다.

3절에서 설명했듯이 최종 문턱값은 양자화 스텝을 결정한다. 그러므로, 같은 최종 문턱값은 비슷한 PSNR이나 PE를 가지도록 한다. (그림 6과 7에서 인접한 3개의 점들은 똑같은 최종 문턱값을 갖는다.)

그림에서 보듯이, 슬라이스 간격이 넓어지면 넓어질수록, inter 부호화 방법의 성능은 나빠진다. 예를 들어, '가슴 2'와 '가슴 3' 영상의 경우는 슬라이스 간격이 매우 넓기 때문에, 심지어 intra 부호화 방법의 성능이 inter 부호화 방법의 성능보다 좋다. (그림 6, 7의 (c), (d)를 보라.) 그림 6은 제안된 적응적 모드 선택 기법이 같은 비트율에서 intra 부호화 기법에 비해 0.9-1.7 dB의 성능 향상을 가져왔고, inter 부호화 기법에 비해서 0.5-2.1 dB의 성능 향상을 가져왔다는 것을 보여준다. 그리고, 적응적 기법은 같은 PSNR에서 intra 부호화 기법에 비교해서, 7.6-14.3%의 압축률 향상을 가져왔고, inter 부호화에 비교해서 4.8-17.2%의 향상을 가져왔다. 그림 7 역시, 같은 PE에서 적응적 기법이 intra 부호화 기법과 inter 부호화 기법에 비해서 압축율을 향상시켰다는 것을 보여준다. 그러므로, 본 실험은 제안된 기법이 슬라이스 간격이 좁고 넓음에 상관없이, inter 부호화나 intra 부호화와 비교하여 항상 최고의 성능을 제공한다는 것을 보여준다.

마지막으로, 제안된 기법과 잘 알려진 MPEG 부호화기[11]

를 비교하였다. 모의 실험에서는 12 bit의 영상을 다룰 수 있도록 MPEG 부호화기를 변경하였다. 동영상을 부호화할 때 사용되는 비트율 세어는 MPEG 부호화기에 직용하지 않고, 제안된 방법에서 채택한 제로트리 부호화기처럼 모든 프레임에 동일한 양자화 스텝을 적용하였다. MPEG 부호화기에 사용된 GOP의 크기는 12로 하고, B 프레임은 사용하지 않았다. 그림 8에서 보는 것처럼, 제안된 부호화 기법은 MPEG 부호화기와 비교하여 성능이 매우 뛰어나다. 그러므로, 왜깁, 제로트리 부호화, 웨이블릿 영역에서의 적응적 intra/inter 모드 선택과 같은 기존의 동영상 부호화 기법을 사용한 제안된 기법이 3차원 의료 영상 부호화에서는 매우 의미있고, 바람직한 방법임을 알 수 있다.

그림 9와 10은 각각 압축율 5:1에서의 XCT 머리 영상의 결과와 압축율 6.8:1에서의 XCT 가슴영상을 보여준다. 그림에서 볼 수 있듯이, 원 영상과 복원 영상의 차이를 거의 구별할 수 없다.

## 결 론

3차원 의료 영상은 동영상과 비교하여 낮은 슬라이스 간의 상관성은 가지고, 그와 함께 높은 비트율을 요구하기 때문에, 보다 효율적인 영상 부호화기가 요구된다. 본 논문에서는, 웨이블릿 영역에서의 적응적 선택 기법을 이용한 효율적인 부호화 기법을 제시하였다. 적응적 선택 기법은 변환 영상에서 오차 영상 부호화(inter 부호화)와 원 영상 부호화(intra 부호화)를 적절히 혼합함으로써 성능의 향상을 가져온다. 이 적응적 선택은 inter 부호화는 고주파 영역에서, intra 부호화는 저주파 영역에서 유리하다는 사실과 inter 부호화는 움직임 보상이 잘 된 공간 영역에서, intra 부호화는 그렇지 못한 영역에서 유리하다는 사실에 기인한다.

본 논문은 적응적 선택에 기반을 둔 제안된 방법이 intra 부호화 방법이나 inter 부호화 방법과 비교하여, 어떠한 슬라이스



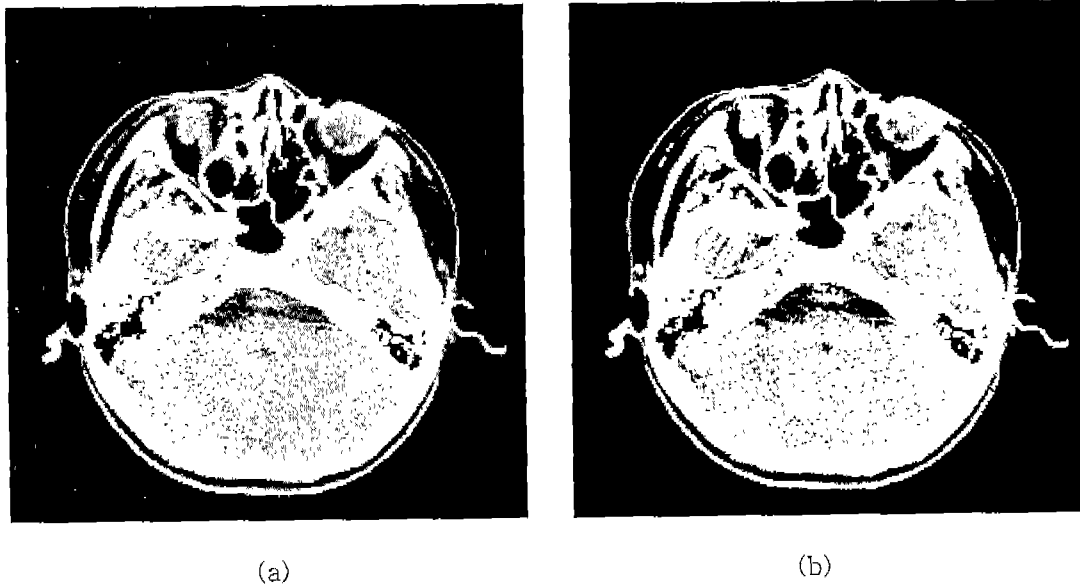


그림 9. XCT 머리 영상(윈도우 레벨 : 1054, 윈도우 크기 : 118); (a) 원 영상, (b) 복원 영상( $T_j$ : 6, 비트율 : 2.40bpp, PSNR : 64.65dB, PE : 11)  
 Fig. 9. XCT head image(window level : 1054, window size : 118); (a) original image and (b) reconstructed image( $T_j$ : 6, bit rate : 2.40 bpp, PSNR : 64.65dB, and PE : 11)

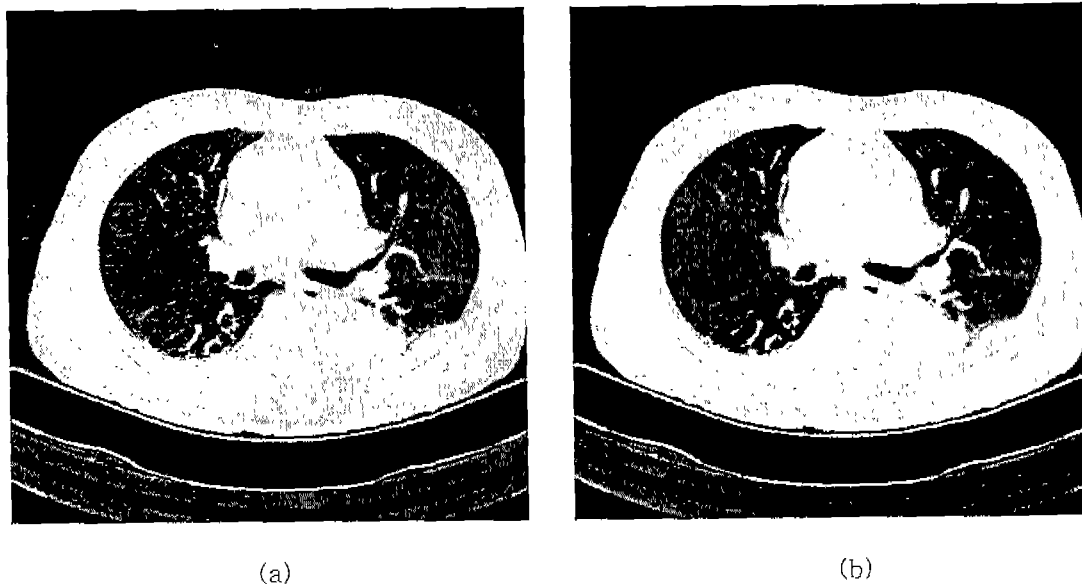


그림 10. XCT 가슴 영상(윈도우 레벨 : 800, 윈도우 크기 : 1596); (a) 원 영상, (b) 복원 영상( $T_j$ : 10, 비트율 : 1.76bpp, PSNR : 60.14dB, PE : 21)  
 Fig. 10. XCT chest image(window level : 800, window size : 1596); (a) original image and (b) reconstructed image( $T_j$ : 10, bit rate : 1.76 bpp, PSNR : 60.14dB, and PE : 21)

간격에도 항상 최고의 성능을 제공함을 보여주었다. 따라서, 제안된 방법은 3차원 의료 영상을 위한 일반화되고 강인한(robust) 부호화 기법이라는 것을 알 수 있다.

### 참 고 문 헌

1. H. Lec, Y. Kim, A. H. Rowberg, and F. A. Riskin, "Statistical distributions of DCT coefficients and their ap-

- plication to an interframe compression algorithm for 3-D medical images*", *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 12, no. 3, pp. 478-485, Sept. 1993.
2. A. Nosratnia, N. Mohsenian, M. T. Orchard, and B. Liu, "Interframe coding of magnetic resonance images", *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol.15, no.5, pp. 639-647, Oct. 1996.
  3. 소윤성, 조현덕, 김종효, 나종범, "Warping을 이용한 움직임 보상을 통한 3차원 의료 영상의 압축", *의공학회지*, Vol. 18, No. 3, pp. 223-231, 1997.
  4. H. Yamaguchi, Adaptive DCT coding of video signals, *IEEE Trans. Commun.*, vol. 41, no. 10, pp. 1534-1543, Oct. 1993.
  5. H. Ito and N. Farvardin, A wavelet video coder using entropy-constrained trellis coded quantization, in *Proc. IEEE Int. Conf. Image Processing*, Washington, D.C., Oct. 1995, pp. 598-601.
  6. G. J. Sullivan and R. L. Baker, "Motion compensation for video compression using control grid interpolation", *Proc. IEEE ICASSP'91*, pp. 2713-2716, Toronto, Canada, May 1991
  7. Y. Nakaya and H. Harashima, Motion compensation based on spatial transformations, *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 4, no. 3, pp. 339-356, June 1994.
  8. J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotree of wavelet coefficients", *IEEE Trans. Signal Processing*, vol. 41, no. 12, pp. 3445-3462, Dec. 1993.
  9. A. Said and W. A. Pearlman, A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees, *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 6, no. 3, pp. 243-250, June 1996.
  10. M. Antonini, M. Barlaud, P. Mathieu, and I. Daubechies, "Image coding using wavelet transform", *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 1, no. 2, pp. 205-220, Apr. 1992.
  11. Motion Picture Expert Group(JTC1/SC29/WG11) and Experts Group on ATM Video Coding(ITU-T SG15), "Generic coding of moving pictures and associated audio MPEG-2", Draft International Standard 13818, ISO/IEC, Nov. 1994.