

## 불균형 트리 구조를 이용한 3차원 의료 영상 압축

김영섭<sup>1\*</sup>

### 3D volumetric medical image coding using unbalanced tree structure

Young-Seop Kim<sup>1\*</sup>

**요약** 이 논문은 3차원 손실 정수 웨이브릿 변환을 이용한 손실 의료 영상 압축에 대한 방법을 보여준다. 또한 의료 영상에 3차원 불균형 트리 웨이브릿 분할법과 3차원 불균형 수평단면상 의존성 트리를 이용한 불균형 트리 구조 알고리즘을 제공 한다. 그리고 3차원 웨이브릿 분할법에서 정수 웨이브릿 필터들을 이용한 리프팅 방법을 보여준다. 여러 정수 필터들과 16개의 코딩유닛 수를 이용하여 의료영상을 우리의 알고리즘으로 만든 인코더를 이용하여 테스트를 했습니다. 코딩 유닛 수 16 개를 사용하여 전에 사용 되었던 방법 인 전체 영상 코딩 유닛에 비해 코딩 지연을 줄일 수 있었고, RAM의 용량도 줄일 수 있었다. 또한 불균형의 트리 구조를 사용하여 2차원을 3 레벨 이상으로 사용할 수 있어서, 부호화와 복호화에서 각 픽셀에서 트리의 길이를 마음대로 조정할 수 있는 결과가 되었다. 결론적으로 사이즈가 적은 코딩 유닛과 불균형 웨이브릿 변환을 의료 영상에 적용하여 전에 했던 코딩방법보다도 정수 필터인 I(5,3) 필터 에서는 더욱더 좋은 결과를 보여 준다.

**Abstract** This paper focuses on lossy medical image compression methods for medical images that operate on three-dimensional(3-D) irreversible integer wavelet transform. We offer an application of unbalanced tree structure algorithm to medical images, using a 3-D unbalanced wavelet decomposition and a 3-D unbalanced spatial dependence tree. The wavelet decomposition is accomplished with integer wavelet filters implemented with the lifting method. We have tested our encoder on volumetric medical images using different integer filters and 16 coding unit size. The coding unit sizes of 16 slices save considerable dynamic memory(RAM) and coding delay from full sequence coding units used in previous works. If we allow the formation of trees of different lengths, then we can accommodate more transaxial scales than three. Then the encoder and decoder can then keep track of the length of the tree in which each pixel resides through the sequence of decompositions. Results show that, even with these small coding units, our algorithm with I(5,3)filter performs as well and better in lossy coding than previous coding systems using 3-D integer unbalanced wavelet transforms on volumetric medical images.

**Key Words** : 3D unbalanced tree, lifting steps, lossy medical image coding, ringing artifacts

### 1. 서론

의료 영상을 저장하거나 전송하기 위하여 효율적인 압축 기술이 필요하다. 과거에는 많은 병원의사들은 정확한 진단과 치료를 위해서 무 손실 압축을 원했으나, 요즘에

는 의료 영상의 경우에는 자료의 양이 더욱 방대해지기 때문에 무 손실 압축만으로는 그러한 방대한 자료의 양을 보관할 수가 없게 되어서, 지금까지는 무 손실 압축을 더 비중 있게 연구하였으나 앞으로는 손실 압축도 연구의 대상으로 여겨지고 있는 중이다. 그래서 이 논문에서는 3차원 손실압축에 대해서 새롭게 고찰해 본다. 2차원 손실 영상압축 알고리즘에는 Shapiro가 만든 임베디드 제로-트리 코딩(embedded zero-tree coding)[1]이 있는데 이것은 서로간의 서브밴드 상관관계/유사점[2]에 의한 부호화 방법으로 제로 심볼의 트리로 표시되는 제로-트리

이 논문은 단국대학교 신진연구비의 지원에 의하여 연구되었음

<sup>1</sup>단국대학교 전자공학과

\*교신저자: 김영섭(wangcho@dankook.ac.kr)

(zero-tree)라 일컬어지는 트리 구조를 가진 알고리즘이다. 비트 평면 코딩과 제로-트리를 합한 이러한 알고리즘을 우리는 임베디드 제로-트리 웨이블릿(embedded zero-tree wavelet) (EZW)알고리즘으로 명명한다. Said와 Pearlman은 이러한 EZW알고리즘을 진보시킨 진보된 EZW(IEZW)[3]을 만들었고 Chen과 Pearlman[4]은 2차원을 3차원으로 변형시킨 알고리즘을 선보였다. 이러한 IEZW[3]를 통한 3차원 제로-트리 코딩은 어떠한 움직임 보정도 없고 계산도 간단한 효율적인 비디오 코딩을 보여줘서 수치적으로나 육안 적으로도 만족할 만한 결과를 얻을 수 있다.

이 논문에서 3차원 불균형 트리 구조 웨이블릿 변환 3차원 SPIHT[5]와 리프팅 선형 시스템[6]을 이용한 알고리즘을 일반 영상이 아닌 의료 영상에 적용을 보여준다. SPIHT 알고리즘은 거의 무 손실 복호 화될 때까지 계속 작동을 하거나 사용자가 바라는 압축파일 크기에서 작동을 멈출 수도 있다. 이 논문에서 동질 변환을 이용하고 정수 웨이블릿 패킷 변환을 수행하기 위하여 3차원 의료 영상을 16개의 코딩 유닛을 이용하였기에 대용량의 메모리는 필요치 않다. 필터들은 (9,7), I(2,2), I(4,2), S+P와 같은 정수필터를 사용한 결과들을 보여준다. 여기서 (9,7) 필터는 탭수가 9개와 7개있는 필터를 말하며 나머지 필터 값들은 4장에서 자세한 식으로서 보여준다. 또한 코딩 유닛간에 울림효과를 제거하기 위해서 고안한 오버랩핑 방법을 적용한 결과도 보여준다. 이 방법으로 인하여 코딩 유닛간에 손실은 거의 볼 수가 없게 되었다.

이 논문의 순서는 아래와 같다. 제2장에서는 2차원 손실 SPIHT의 기본적인 시스템을 보여주고, 제3장에서는 3차원 의료영상 시스템의 불균형 트리 구조와 그 구조에

대한 상세 사항을 설명한다. 제4장에서는 리프팅 단계와 정수 필터의 종류들과 오버랩핑 방법을 기술한다. 제5장에서는 컴퓨터를 이용한 실험 결과를 보여주고 마지막 장인 제6장에서는 이 논문의 결론 및 향후계획에 대해 언급한다.

## 2. 2차원 SPIHT System Overview

그림 1은 2차원 SPIHT 코딩 방법을 보여준다. 그림에서 처럼 2차원 분석 부분과 2차원 SPIHT 커널(kernel)을 가진 코딩 부분으로 구성된다. 우리가 그림으로 알 수 있듯이 복호화는 부호화와 구조적으로 정 반대로 표현된다. 다시 말해서 거울모양을 한다.

코딩방법은 시스템의 효율을 저하하는 피드백 루프(feedback loop)의 예측 손실신호는 없고 또한 비울 할당의 복잡성도 있지 않은 단순한 구조로 이루어진다. 다이아딕(Dyadic) 분할법은 PSNR(peak signal to noise ratio)을 좋게 만들었고 SPIHT 코딩의 질을 향상 시켰다. 지금까지의 이러한 2차원 분할은 RPI대학에서 만들었던 방법이다. 거의 같은 방법인 웨이블릿 패킷[7] 다이아딕(dyadic) 분할법보다 더 좋은 압축 성능과 질적인 향상을 가지고 온다. 그림 2는 2차원 3 레벨 서브밴드 분할 구조를 보여준다. 이 그림에서 HH는 2차원 수평축 고주파통과와 2차원 수직축 고주파통과인 결과이고 LLLL은 원점이 포함된 최상위 서브밴드이다.

전체적으로 그림2 에서처럼 3 레벨 2차원 웨이블릿 분할법은 10개의 서브밴드로 구성된다. 2차원 서브밴드/웨이블릿의 중요한 이슈는 필터의 선택이다. 일반적으로 다

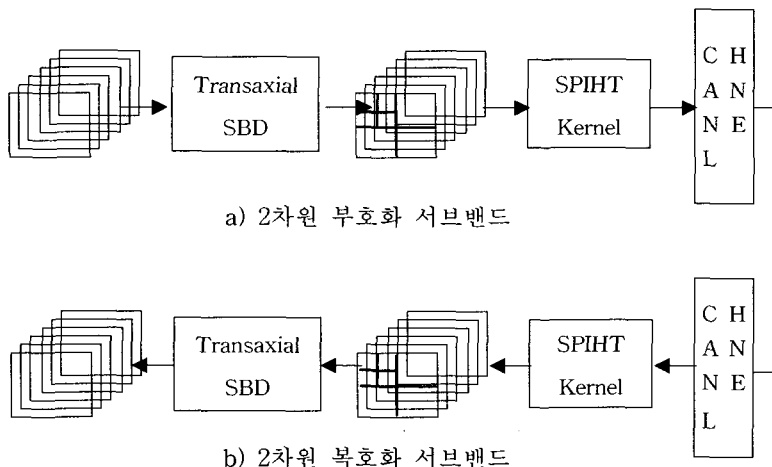


그림 1. 2차원 부호화 와 복호화 서브밴드

른 필터들은 변환영역에서 다른 신호 특성들을 가진다. 이러한 다른 특성은 에너지 합성과 고주파오류신호에 의해서 결정된다[5]. 우리는 지금 웨이브릿 계수들의 트리 구조인 부모-손자(parent-offspring) 관계를 정의한다. 그림 2는 또한 2차원 SPIHT의 부모-손자 관계[3]의 구조를 보인 것으로 4픽셀을 1 노드로 하고 트리 구조로써 1 노드에 각 픽셀은 4개의 손자(offspring)를 가지고 있고 맨 마지막 노드의 경우에는 손자를 가지지 않는다. (변환계수들을 우리는 종종 픽셀이라고도 부른다)[8]. 원점과 마지막 픽셀을 제외한 모든 픽셀들은 아래와 같은 식으로 부모-손자[1] 관계를 표현한다.  $O(i,j)$ 는 하나의 부모 픽셀의 손자 픽셀의 세트로 표시한다.

$$O(i,j) = \{ (2i,2j), (2i+1, 2j), (2i, 2j+1), (2i+1, 2j+1) \}$$

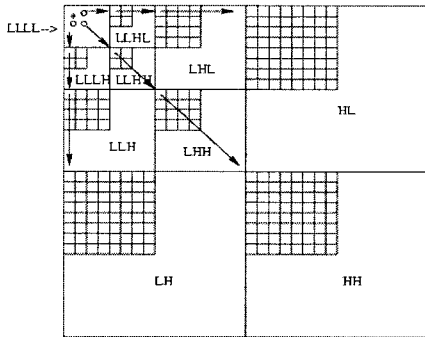


그림 2. 2차원 부모 손자 관계

### 3. 3차원 SPIHT Unbalanced Tree System

이 장에서는 3차원 SPIHT[5] 불균형 볼륨 부호화 방법을 보여준다. 기본적인 절차는 우선 코딩 유닛을 얼마로 하느냐에 따라서 3차원 서브밴드 분할이 결정된다. 여기서 3차원에서는 16 프레임을 하나의 프로세스인 코딩 유닛으로 정하고 2차원 영역에서는 4 레벨 분할을 사용한다. 16 프레임은 이미지 전체 프레임을 코딩 유닛으로 정하는 것으로 보다 적은 메모리로서도 좋은 결과가 나오므로 이 논문에서는 16 프레임을 코딩 유닛으로 사용한다. 서브밴드/웨이브릿 변환 후 3차원 SPIHT 알고리즘[5]은 결과적으로 다중해상도 피라미드를 형성한다. 출력 비트 스트림은 엔트로피 인코더에 의해서 압축된다. 코딩의 효율을 증가시키기 위해서 리스트에서 2pixel x 2pixel x

2pixel로 그룹화 해서 그들의 가중치 수들을 엔트로피 코더로 하나의 심볼로서 코드화 한다. 각각 2m의 심볼들을 가진 여러 다른 적응 모델(adaptive model)을 사용한다. 왜냐하면 코드화 되는 정보의 양은 그 그룹에 있는 m개의 무의미한 픽셀(insignificance pixel)의 수에 의존하기 때문이다. 디코더는 정확히 인코더의 대칭 시스템이다. 즉 첫 번째로는 엔트로피 코딩을 하고 그 다음에는 3차원 SPIHT 디코딩을 행하고 마지막으로는 역 서브밴드/웨이브릿 변환을 한다. 3차원 인코딩과 디코딩 절차는 그림 1에서 3차원 영역으로 한번 더 서브밴드/웨이브릿 변환을 하면 된다.

그림 3은 3차원 부모-손자 관계를 보여준다. 3차원에서는 각 노드는 손자가 없거나 2pixel x 2pixel x 2pixel로 그룹화 되어 있는 8개의 손자를 갖고 있다. 즉 2차원에서 3차원으로 1차원을 늘리면 가장 높은 피라미드 레벨과 가장 낮은 피라미드 레벨을 제외한 계층적 트리는 아래와 같은 손자를 갖는다.

$$O(i,j,k) = \{ (2i, 2j, 2k), (2i, 2j+1, 2k), (2i+1, 2j, 2k), (2i+1, 2j+1, 2k), (2i, 2j, 2k+1), (2i+1, 2j, 2k+1), (2i, 2j+1, 2k+1), (2i+1, 2j+1, 2k+1) \}$$

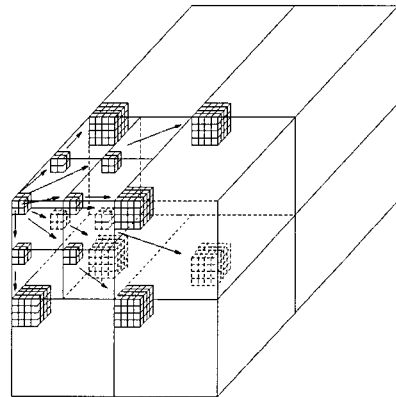


그림 3. 3차원 부모 손자 관계

3차원 볼륨 이미지에서 더 좋은 코딩 효율을 얻기 위해서 정수 웨이브릿 변환은 동질이 되어야만 한다. 그림 4는 스케일링 인수와 연관된 3차원 불균형 웨이브릿 변환의 관계를 보여준다. 3차원 분할 변환은 첫 번째로 3차원 영역을 먼저 하고 2차원 영역으로 순환하게 행한다. 그림 4는 완벽한 3레벨 3차원 분할 변환을 보여준다. 그림 4에서  $L_3$ 는 3차원 영역에서의 저 주파 패스 밴드이고  $L_n$ 는 수평축 저주파 패스 밴드이고  $L_v$ 는 수직축 저주파 패스 밴드이다.

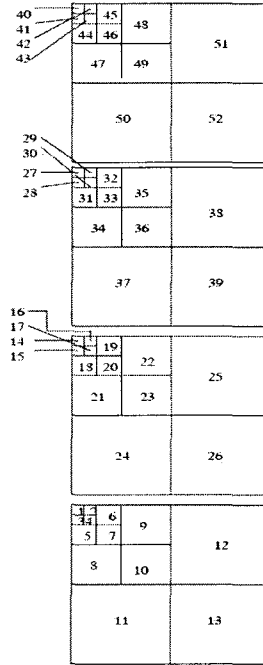
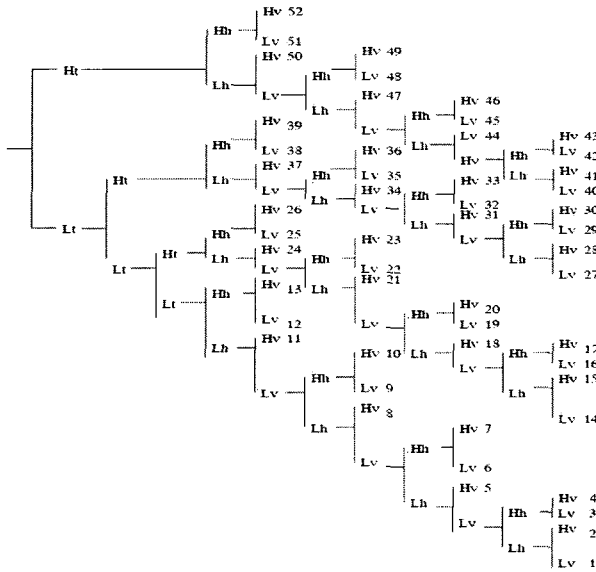


그림 4. 3차원 불균형 트리 정수 변환

그림 4는 3차원에서 3레벨로 그리고 2차원에서 4레벨로 분할을 하면 결과적으로는 52개의 서브밴드가 생성된다. 즉 이것이 불균형 트리[10]이다. 이 논문에서는 2차원에서 4레벨 또는 5레벨 그리고 3차원에서 3레벨을 사용한다. 왜냐하면 2차원의 3레벨결과가 2차원 4레벨의 결과보다 못하고 4레벨은 3레벨에 비해서 구성 시간 차이가 그렇게 크지 않고 의료영상은 영상의 사이즈가 커서 4레벨이 3레벨보다 훨씬 좋은 결과를 볼 수 있기 때문이다.

변환 세트는  $(N, \tilde{N})$  의 형태로 표시되고 여기서  $N$ 은 부호화 고주파 필터의 베니싱 모멘트(vanishing moment) 수이고  $\tilde{N}$ 은 복호화 고주파 필터의 베니싱 모멘트수이다. 아래는 정수 필터 쌍을 보여준다.

#### 4. Integer filters and Lifting Steps and Overlapping Method

이 장에서는 우리는 정수에서 정수로 맵핑되는 웨이브릿 변환[8]과 변환을 동일하게 하고, 정수 값을 유지하기 위해서 스케일링 인수의 계수와 삭제방법을 보여준다. 이 방법에서  $C_{0j}$ 는 원래의 신호,  $l_{ij}$  와  $h_{ij}$ 를 각각 저주파와 고주파로 변환한 후의 계수들을 지정한다. 우리는 웨이브릿의 변환을 통해 신호  $C_{0j}$ 를 정수인  $l_{ij}$ 와  $h_{ij}$ 로 맵핑(mapping)한다. 변환은 역 방향으로도 할 수 있기 때문에 우리는 정확하게  $l_{ij}$ 와  $h_{ij}$ 로부터  $C_{0j}$ 를 완벽하게 다시 만들 수 있다. 아래와 같이 S+P 정수 필터[2] 외에 다른 정수 필터들도 이용한다.

I(2,2) filter pair:

$$\begin{aligned} h_{n,m} &= c_{n-1,2m+1} - [1/2(c_{n-1,2m} + c_{n-1,2m+2}) + 1/2] \\ l_{n,m} &= c_{n-1,2m} + [(h_{n,m-1} + h_{n,m})/4 + 1/2] \end{aligned}$$

I(4,2) filter pair:

$$\begin{aligned} h_{n,m} &= c_{n-1,2m+1} - [9/16(c_{n-1,2m} + c_{n-1,2m+2}) - 1/16(c_{n-1,2m-2} + c_{n-1,2m+4}) + 1/2] \\ l_{n,m} &= c_{n-1,2m} + [(h_{n,m-1} + h_{n,m})/4 + 1/2] \end{aligned}$$

I(2+2,2) filter pair:

$$\begin{aligned} h_{n,m} &= c_{n-1,2m+1} - c_{n-1,2m} \\ l_{n,m} &= c_{n-1,2m} + [(h_{n,m})/2] \\ \tilde{h}_{n,m} &= -1/16(h_{n,m}) + [\alpha(c_{n-1,2m-1} - c_{n-1,2m}) + \beta(c_{n-1,2m} - c_{n-1,2m+1}) + \gamma(h_{n,m+1}) + 1/2] \end{aligned}$$

S+P filter pair:

$$\begin{aligned} h_{n,m}^1 &= c_{n-1,2m+1} - [1/2(c_{n-1,2m} + c_{n-1,2m+2}) + 1/2] \\ l_{n,m} &= c_{n-1,2m} + [1/4(h_{n,m-1} + h_{n,m}) + 1/2] \\ h_{n,m} &= h_{n,m}^1 - [1/8(-1/2l_{n,m-1} + l_{n,m} - 1/2l_{n,m+1}) + 1/8(-1/2l_{n,m} + l_{n,m+1} - 1/2l_{n,m+2}) + 1/2] \end{aligned}$$

S+P 필터[3]는  $h_{n,m}$ 와  $l_{n,m}$ 를 위한 S변환이고 고주파 필터 계수  $\hat{h}_{n,m}$ 를 얻기 위한 보조의 예언치를 사용한다. 전 방법에서 예언치는  $\alpha = 2/8$ ,  $\beta = 3/8$ ,  $\gamma = 2/8$ 이지만 우리는  $\alpha = 3/16$ ,  $\beta = 8/16$ ,  $\gamma = 6/16$ 을 선택한다. 왜냐하면 의료영상에서는 이러한 계수들이 더 좋은 효율을 내기 때문이다.

I(4,2) 필터쌍은 S+P변환에서 유추되고 I(2,2)의 고주파에서 하나의 여분의 리프팅 단계는 4개의 베니싱 모멘트(vanishing moment)를 가진 고주파 필터를 생산한다. S+P 변환은 동질이 아니다. 그래서 우리는 예측 전이나 리프팅 전에 적당한 계수를 곱하여 거의 동질변환을 만든다.

$$h_{n,m} = (c_{n-1,2m+1} - c_{n-1,2m})/\sqrt{2}$$

$$l_{n,m} = (c_{n-1,2m} + [(h_{n,m})/2])/\sqrt{2}$$

저주파를 형성하기 위해 필요한 내림 삭제 방법에 의해서 거의 동질이 되게 한다. 이러한 변환을 완벽한 정수로 만들기 위해서 1/2 스케일링인수와 함께 각각의 2차원에 적용한다. 그림 4에서 우리는 3차원 4 레벨 동질 정수 웨이브릿 변환에 접근하기 위한 스케일링을 보여주고 그것의 분할을 보여준다. 동질변환은 손실 압축에서 필요하다.

서로 인접한 코딩 유닛사이에서 불연속에 의한 오류를 제거하기 위해서 코딩 유닛사이에서 오버랩핑 방법을 이용한다. 그림 5에서는 3차원 영역에서의 오버랩핑 방법을 보여준다. 이 방법에서 오버랩핑 지역에서 복호화되는 픽셀들은 결정적인 값을 정하기 위해서 평균값으로 정한다. 인코더와 디코더가 16프레임의 프로세스를 완료한 후 그 다음 16프레임으로 이전한다.

### 5. 실험 결과

이 실험을 위해 Mallinckrodt Institute of Radiology ImageProcessing Laboratory[9]의 데이터베이스에 있는 256x256크기의 8 bit 의료영상을 사용했다.

3차원 CT 두개골 영상은 256x256의 크기와 128개의 영상이며 이며 3차원 MR 가슴 영상은 256x256의 크기와 64개의 영상 이다. 코딩 유닛은 16프레임을 사용했고, 3차원 알고리즘에서는 3차원 축으로 3 레벨 분할 과 2차원 축으로 4와5 레벨 분할을 이용한다. 원래의 영상과 복호화된 영상과의 사이에 얼마나 차이가 있는지 그 결과를 수학적인 방법으로 보여줄 필요가 있다. 여기에는 2개의 일반적인 방법이 있는데 그 하나는 제곱 에러 측정(squared error measure) 과 절대 차이점 측정(absolute difference measure)이 있다. 이 모두를 우리는 차이점 왜곡 측정(difference distortion measure)이라고 부른다. 대부분 사용되는 평균 측정은 평균 제곱 에러 측정(average squared error measure)이다. 여기서 우리는 복호화된 질을 측정하기 위해서 peak signal to noise ratio (PSNR)[8]을 사용한다.

$$PSNR = 10\log_{10}(255^2/MSE)dB$$

여기서 MSE는 mean squared-error로써 원본과 복호화된 영상과의 차이를 말한다. 모든 결과는 0.1비트/픽셀 (bpp) 코딩률에 이러한 의료영상에 다이아디 분할법을 적용했다. 모든 경우에 있어서 위와 같은 정수 웨이브릿 필터를 사용했고 2차원에 대해서는 4 레벨 분할법을 이용했다. 결과에서도 볼 수 있듯이 오버랩핑(overlapping) 3차원 SPIHT[5]에서는 원래의 3차원 SPIHT와 비교해 보면 인접한 16 영상 분할사이에서 더 이상의 PSNR 오류를 볼 수 없다. 또한 육안 적인 결과를 보여 주기 위해서 그림

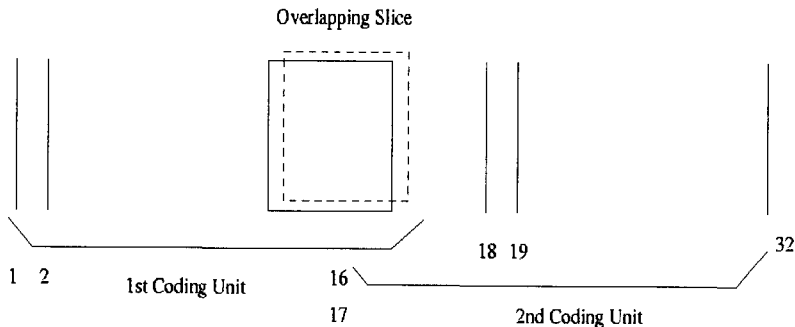


그림 5. 3차원 두계축의 overlapping 방법

6은 MR 가슴영상 첫 번째 영상을 비교한 그림이다. 여기서는 0.1bpp와 필터 I(2,2)를 사용했다. 원본과 비교해도 0.1bpp로 압축을 했지만 거의 육안으로 비교해도 알 수가 없을 정도로 효율은 좋았다. 그림 7은 3차원 CT 두개골 영상으로서 첫 번째의 영상을 0.1bpp로 필터 I(4,2)로써 코딩한 결과로 육안 적인 차이점은 거의 발견 할 수가 없음을 알 수 있다. 그림 6과 그림 7은 모두 불균형 트리를 사용했다. 그림 8에서는 균형 트리와 오버랩핑 방법을 쓴 후의 육안 적인 결과이다. 0.1bpp로 코딩을 했지만 거의 원래의 영상과 동등한 결과를 알 수 있다.

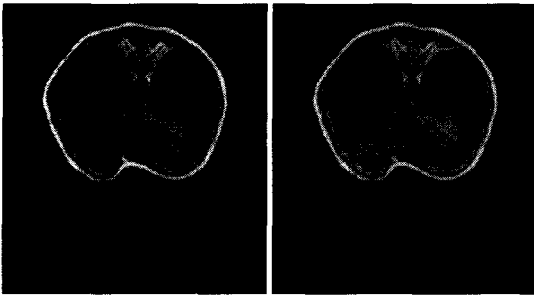


그림 6. 3차원 MR 첫 번째 가슴 원본 영상(좌측) 과 우측은 복호화 비율 0.1bpp로 GOS=16 불균형트리와 I(2,2) 필터를 사용한 결과 영상

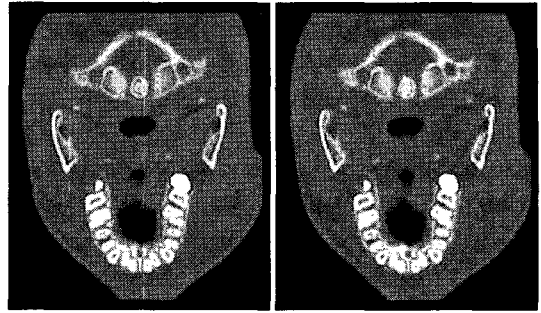


그림 7. 3차원 CT 첫 번째 두개골 원본 영상(좌측) 과 우측은 복호화 비율 0.1bpp GOS=16 불균형트리와 I(4,2) 필터를 사용한 결과

그림 9는 2차원에서는 4레벨과 5레벨을 3차원에서는 3레벨을 사용했다. 그림 8과 비교하여 4레벨에서는 0.7dB차이가 있고 5레벨과 비교 하여는 1dB이상 차이가 난다. 그러므로 의료 영상 같은 큰 영상에서는 불균형 트리를 이용하는 것이 효율에서 좋은 결과를 보여준다.

2D SPIHT = 26.36 dB  
 2D SPIHT 42 = 25.72 dB  
 3D SPIHT = 33.98 dB  
 OV 3D SPIHT 42 = 33.42 dB  
 OV 3D SPIHT 22 = 33.1 dB  
 OV 3D SPIHT = 33.67 dB

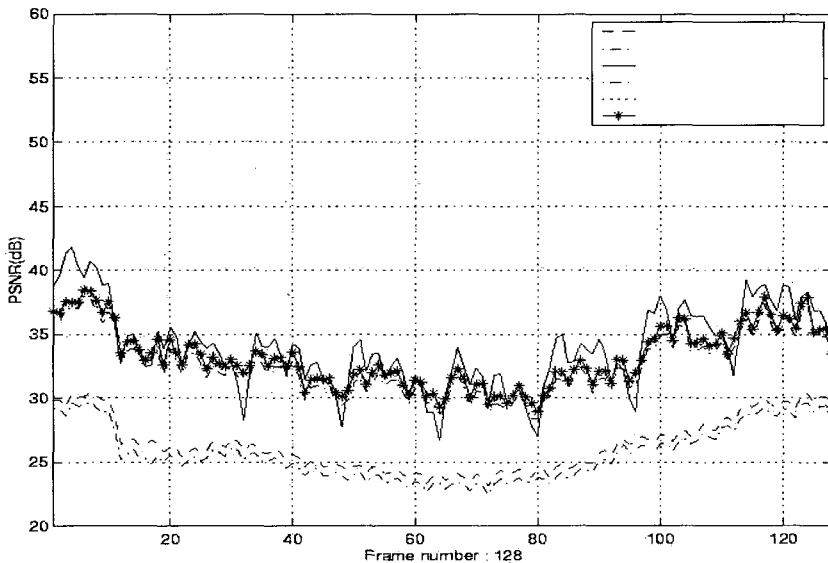


그림 8. 3차원CT두개골 영상을 복호화 비율 0.1bpp로 압축로 다음 정수 필터를 (SPIHT42=I(4,2)Filter,SPIHT22=I(2,2)Filter, OV SPIHT=Overlap SPIHT) 사용한 결과

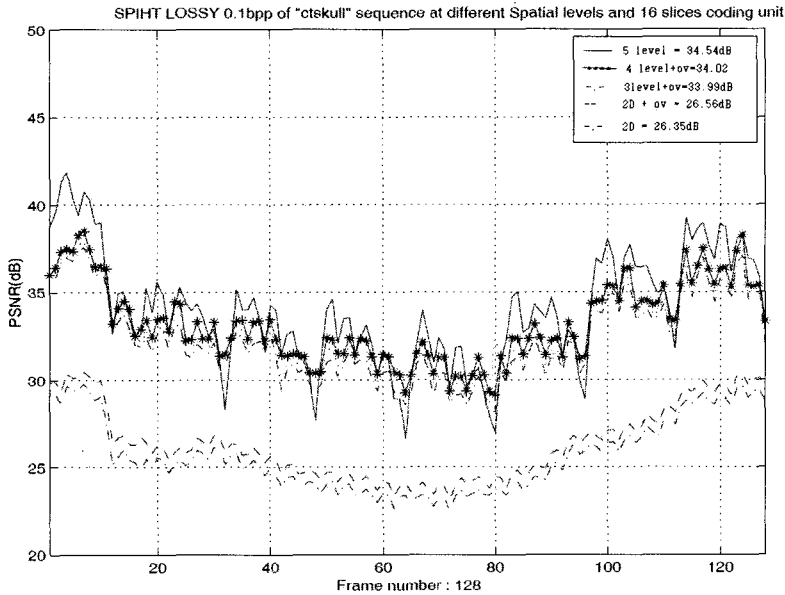


그림 9. 3차원 CT 두개골 영상을 복호화 비율 0.1bpp로 압축과 3차원 overlapping 불균형 트리 SPIHT를 이용한 결과

## 6. 결론 및 향후 계획

이 논문에서 손실 의료 영상압축을 3차원 불균형 트리 SPIHT 알고리즘과 리프팅 방법을 사용하고 웨이브릿 정수 필터를 이용하여 CT 및 MR 의료영상에 적용했다. 그 결과 이 알고리즘은 3차원 손실 영상 압축에서 우수한 결과를 얻었다. 이 알고리즘은 코딩을 할 때 16프레임을 사용하기 때문에 전체 시퀀스를 사용하는 알고리즘보다 메모리 사용량이 월등히 적다. 그리고 불균형 트리를 사용하여 사이즈가 큰 의료영상에 적용하여 압축효율을 높이는 데 기여를 했다.

## References

- [1] J.Shapiro "An embedded wavelet hierarchical image coder", Proc. IEEE intl. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing", pp. 657-660, March 1992.
- [2] I. Daubechies,"Orthonormal bases of compactly supported wavelets", Comm. Pure Appl. Math., pp.909-996. 1988.
- [3] A Said and W. A. Pearlman, "A new, fast and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees," IEEE Trans. on Circuits and Systems for Video Technology 6, pp. 243-250, June 1996.
- [4] Y.Chen and W. Pearlman "Three-dimensional subband coding of video using the zero-tree method", Visual Comm. and Image Processing Proc. SPIE2727, pp. 1302-1309, March 1996.
- [5] Beongjo Kim and W. Pearlman, "An embedded wavelet video coder using three-dimensional SPIHT", Processing of Data Compression Conference, pp. 251-260, 1997.
- [6] W.Swelden "The lifting scheme: A construction of second generation wavelet", SIAM J. Math Anal, pp. 511-546, 1997.
- [7] Z.Xiong, K.Ramchandran, and M.T.Orchard, "Wavelet packet image coding using space-frequency quantization," IEEE Trans. on Image Processing 7, pp. 892-898, June 1998.
- [8] M.Vetteri and J. Kovacevic, "Wavelets and Subband Coding", Prentice Hall, Inc, 1995.
- [9] ftp://carlos.wustle.edu. Mallinckrodt Institute of Radiology Image Processing Lab.
- [10] Xioli Tang and Pearlman W.A. "Lossy-to-lossless block-based compression of hyperspectral volumetric

data". ICIP 2004 Vo. 5, pp. 3283-3286, Oct 2004.

- [11] Ginesu.G, Giusto.D.D, and Pearlman W.A. "Lossy to lossless SPIHT-based volumetric image compression", ICASSP04. vol. 3, pp. 693-696, May 2004.
- [12] Z.Xiong, X.WU, S.Cheng and J.Hua. "Lossy-to-lossless compression of medical volumetric data using three-dimensional integer wavelet transform", IEEE Trans. on Medical Imaging' Vol.22. No.3, pp. 459-470, March, 2003.

---

**김 영 섭(Young-Seop Kim)**

[정회원]



- 1984년 2월 : 한양대학교 전자공학과 (공학사)
- 1991년 5월 : University of Southern California 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 2001년 8월 : Rensselaer Polytechnic Institute (공학박사)
- 2003 3월 ~ 현재 : 단국대학교 전자공학과 조교수

<관심분야>

JPEG, MPEG 표준화, 영상압축, 영상처리, 멀티미디어 처리, 의료영상처리, 검색엔진