

2 차원 손실 의료영상 압축

김영섭*

* 단국대학교 전자 컴퓨터 학부

초록

This paper focuses on lossy medical image compression methods for medical images that operate on two-dimensional(2D) integer wavelet transform. We offer an application of the Set Partitioning in Hierarchical Trees(SPIHT) algorithm to medical images, using a 2D wavelet decomposition and a 2D spatial dependence tree. The wavelet decomposition is accomplished with integer wavelet filters implemented with the lifting method, where careful scaling and truncations keep the integer precision small and the transform unitary. We have tested our encoder on medical images using different integer filters. Results show that our algorithm with certain filters performs as well and is sometimes better lossy coding using 2D integer wavelet transforms on medical images

1. 서론

의료 영상을 저장하거나 전송하기 위하여 효율적인 압축 기술이 필요하다. 많은 병원 의사들은 정확한 진단과 치료를 위해서 무 손실 압축을 우선 원하지만 요즘에는 의료 영상의 경우에 자료의 양이 더욱 방대해지기 때문에 무 손실 압축만으로는 그러한 방대한 자료의 양을 보관 할 수가 없게 되었다. 따라서 지금까지는 무 손실 압축을 더 비중 있게 연구하였으나 앞으로는 손실 압축도 연구의 대상으로 여겨지고 있는 중이다. 따라서 지금까지는 정지영상 압축과 동영상 압축을 더 비중 있게 연구하였으나 의료 영상압축은 이제야 비로소 연구의 대상으로 여겨지고 있는 중이다.

2차원 손실 영상압축 알고리즘에는 Shapiro[7]가 만든 embedded zero-tree coding[7]이 있는데 이것은 서로간의 서브밴드 correlation/similarities[10]에 의한 coding scheme으로 zero 심볼의 트리로 표시되는 zero-tree라 일컬어지는 트리 구조를 가진다. 여기서는 significance map을 효율적으로 전송하기 위해서 self-similarity를 이용한다. Zero-tree는 다음과 같은 간단한 가정에 의한 것이다. 높은 레벨에 있는 벡터 값들이 insignificant이면 같은 spatial domain에 있는 하위 레벨의 벡터 값들도 똑같이 insignificant이다 라는 가정이다. Bit plane coding과 zero-tree를 합한 이러한 알고리즘을 우리는 embedded zero-tree wavelet (EZW)[7] 알고리즘으로 명명한다. Said 와 Pearlman은 이러한 EZW알고리즘을 진보시킨 improved EZW(IEZW)[1]을 만들었고 이러한 IEZW[1]를 통한 2차원 zero-tree coding은 계산도 간단한 효율적인 이미지 코딩을 보여줘서 수치적으로나 육안 적으로도 만족할 만한 결과를 얻을 수 있다.

이 논문에서 2차원 웨이브릿 변환 과 2차원 spatial domain을 이용한 2차원 SPIHT[3]와 lifting

linear system[8]을 이용한 알고리즘을 일반 영상이 아닌 의료 영상에 적용하려고 한다. SPIHT[1][3] 알고리즘은 거의 복호화될 때까지 계속 작동을 하거나 사용자가 바라는 압축파일 크기에서 작동을 멈출 수도 있다. 이 논문에서 unitary 변환을 이용하고 정수 웨이브릿 패킷 변환을 수행하기 위하여 2차원 의료 영상을 1개의 코딩 유닛을 이용하였기에 대용량의 메모리는 필요치 않다. 또한 2차원의 결과를 비교하고, 여러 가지 압축율에서의 결과도 보여 준다. 필터들은 (9,7), I(2,2), I(4,2), I(2+2,2)를 사용한 결과들을 보여준다.

이 논문의 순서는 아래와 같다. 제2장에서는 2D 손실 SPIHT의 기본적인 절차를 보여준다. 제3장에서는 정수 웨이브릿 패킷 변환을 기술한다. 제4장에서는 컴퓨터 결과를 보여주고 마지막 장인 제5장에서는 이 논문의 결론 및 향후 계획에 대해 언급한다.

2. 2차원 시스템 Overview

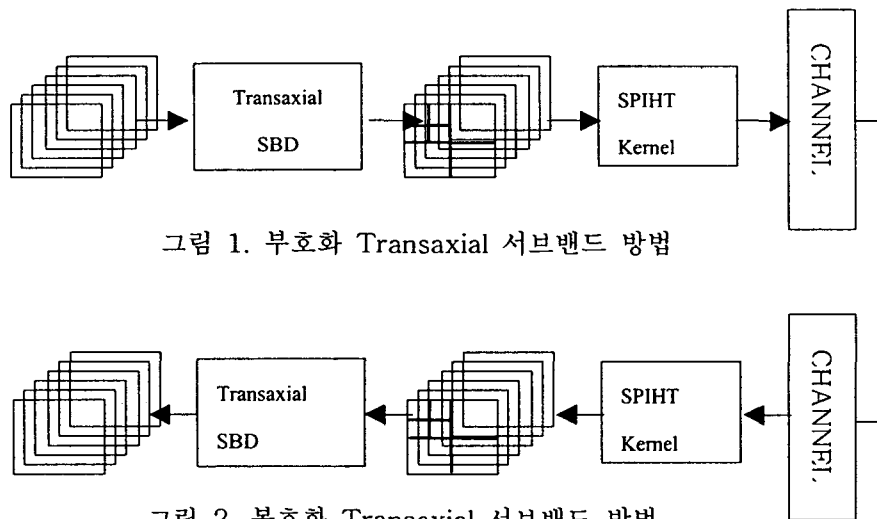


그림 1. 부호화 Transaxial 서브밴드 방법

그림 2. 복호화 Transaxial 서브밴드 방법

그림 1 과 그림 2 는 우리가 제안한 코딩 방법을 보여준다. 그림에서처럼 2차원 분석 부분과 2D SPIHT kernel[1]을 가진 코딩 부분으로 구성된다. 우리가 그림으로 알 수 있듯이 복호화는 부호화와 구조적으로 정 반대로 표현된다.

우리의 방법은 시스템의 효율을 저하하는 feedback loop 의 예측 error 신호는 없고 또한 rate allocation 의 복잡성도 있지 않은 단순한 구조로 이루어진다. Dyadic 분할법은 PSNR(peak signal to noise ratio)을 좋게 만들었고 SPIHT coding 의 질을 향상 시켰다. 지금까지의 이러한 2D transaxial 분할은 전에 RPI 대학[1][3]에서 만들었던 방법과 동일하다. 거의 같은 방법인 웨이브릿 패킷 분할법은 dyadic 분할법보다 더 좋은 압축 성능과 질적인 향상을 가지고 온다. 그림 3 은 3 level 서브밴드 분할 구조를 보여준다.

이 그림에서 Hh, Lh, Hv, 와 Lv 는 각각 transaxial 수평축 highpass, lowpass 된 결과와 transaxial 수직축 highpass 그리고 lowpass 된 결과를 나타낸다. 전체적으로 그림에서처럼 3-level transaxial 웨이브릿 분할법은 10 개의 서브밴드로 구성된다. 2D 서브밴드/웨이브릿의 중요한 이슈는 필터의 선택이다. 일반적으로 다른 필터들은 변환영역에서 다른 신호 특성들을 가진다.

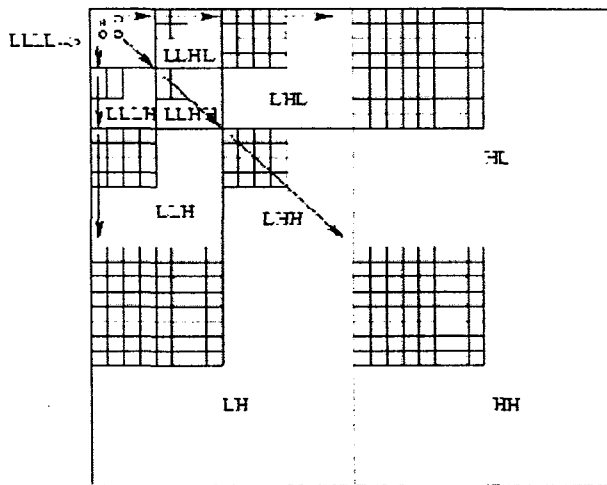


그림 3. 2D parent-offspring dependencies

이러한 다른 특성은 에너지 합성과 고주파오류신호에 의해서 결정된다[5]. 최근에 웨이브릿 이론에서 영상코딩을 위한 적절한 필터의 선택은 중요한 이슈로 떠오르고 있다[5]. 우리는 지금 웨이브릿 계수들의 트리 구조인 parent-offspring 관계를 정의한다. 그림 3 은 2D SPIHT 의 parent-offspring dependencies[1]의 구조를 보인 것으로 4 픽셀을 1 노드로 하고 트리 구조로써 1 노드에 각 픽셀은 4 개의 offspring 을 가지고 있고 맨 마지막 노드의 경우에는 offspring 을 가지지 않는다. (변환 계수들을 우리는 종종 픽셀이라고도 부른다)[5]. Root 와 leaf 픽셀을 제외한 모든 픽셀들은 아래와 같은 식으로 parent-offspring[1] 관계를 표현한다. Let $O(i,j)$ 는 하나의 parent 픽셀의 offspring 픽셀의 세트로 표시한다.

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

3. Lifting Steps and Filters

이 장에서는 우리는 정수에서 정수로 맵핑되는 웨이브릿 변환[10]과 변환을 unitary하게 하고, 정수 값을 유지하기 위해서 삭제방법을 보여준다. 이 방법에서 $c_{0,j}$ 는 원래의 신호, $l_{1,j}$ 와 $h_{1,j}$ 를 각각 저주파와 고주파로 변환한 후의 계수들을 지정한다. 우리는 웨이브릿의 변환[10]을 통해 신호 $c_{0,j}$ 를 정수인 $l_{1,j}$ 와 $h_{1,j}$ 로 mapping한다. 변환은 역 방향으로도 할 수 있기 때문에 우리는 정확하게 $l_{1,j}$ 와 $h_{1,j}$ 로부터 $c_{0,j}$ 을 완벽하게 다시 만들 수 있다. 아래와 같이 S+P 정수 filter[2][3][8] 외에 다른 정수 filter[8]들도 이용한다.

변환 세트는 (N, \quad) 의 형태로 표시되고 여기서 N 은 부호화 고주파 필터의 vanishing moment 수이고 \quad 는 복호화 고주파 필터의 vanishing moment 수이다. 아래는 정수 필터쌍을 보여준다.

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:

$$\begin{aligned} h_{n,m} &= c_{n-1,2m-1} - c_{n-1,2m} \\ l_{n,m} &= c_{n-1,2m} - [(h_{n,m})^2] \\ l_{n,m} &= -1/16(h_{n,m}) - [9/16(c_{n-1,2m-1} - c_{n-1,2m})] - 3/16(c_{n-1,2m} - c_{n-1,2m+1}) - 1/16(h_{n,m+1}) - 1/2] \end{aligned}$$

4. 실험결과 및 고찰

이 실험을 위해 Mallinckrodt Institute of Radiology Image Processing Laboratory[9]의 데이터베이스에 있는 256x256 8-bit 의료영상을 사용했다.

CT skull image는 256x256x128 이며 CT carotid image는 256x256x64 이며 MR chest & MR livert images 는 256x256x64 이다. Coding units는 1프레임을 사용했고, 이런 2차원 알고리즘에서는 transaxial domain 5-level 분할을 이용한다. 원래의 image와 복호화된 image와의 사이에 얼마나 차이가 있는지 그 결과를 수학적 방법으로 보여줄 필요가 있다. 여기에는 2개의 일반적인 방법이 있는데 그 하나는 squared error measure 과 absolute difference measure이 있다. 이 모두를 우리는 difference distortion measure이라고 부른다. 대부분 사용되는 average measure는 average squared error measure이다. 여기서 우리는 복호화된 질을 측정하기 위해서 peak signal to noise ratio (PSNR)을 사용한다.

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

여기서 MSE는 mean squared-error로써 원본과 복호화된 image와의 차이를 말한다. 표1 은 CT carotid & CT skull image 와 MR livert & chest image에 대한 0.1 bits per pixel에 대한 PSNR 대 image sequence에 대한 결과이다. 모든 경우에 있어서 위와 같은 정수 웨이브릿 필터를 사용했고 transaxial에 대해서 5-level 분할법을 이용했다. 결과에서도 볼 수 있듯이, 사실상 2차원 SPIHT PSNR에서의 performance에서 정수 필터 I(4,2)를 사용하는 알고리즘이 다른 정수 필터를 사용하는 알고리즘에 비해서 조금 우수하다는 것을 표 1을 통해서 알 수 있다. 또한 육안적인 결과를 보여 주기 위해서 그림 4는 MR chest 첫 번째 image를 비교한 그림이다. 여기서는 0.3 bits per pixel(bpp)와 필터 I(2,2)를 사용했다. 원본과 비교해도 0.3bpp로 압축을 했지만 거의 육안으로 비교해도 알 수가 없을 정도로 효율은 좋았다. 그림 5은 CT skull image로서 첫 번째의 image를 0.3bpp로 필터 I(4,2)로써 coding한 결과로 육안적인 차이점은 거의 발견 할 수가 없음을 알 수 있다.

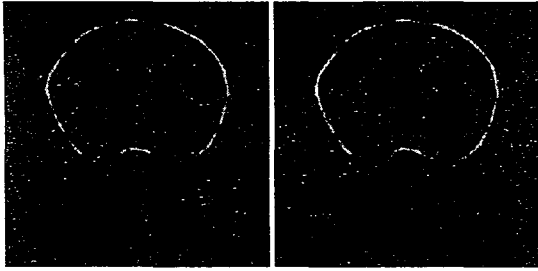


그림 4 MR chest 1st slice original image(left) and reconstruction at 0.3bpp GOS=1 using I(2,2) filter

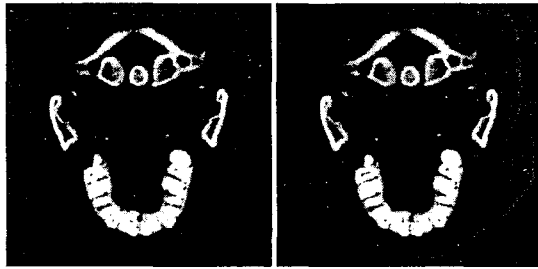


그림 5 CT skull 1st slice original image(left) and reconstruction at 0.3bpp GOS=1 using I(4,2) filter

256x256x8	filter	CT Skull	MR Chest	MR Livert	CT carotid
2-D SPIHT	9/7	26.36	36.39	31.32	33.29
2-D SPIHT(2,2)	I(2,2)	24.78	34.78	29.82	32.01
2-D SPIHT(4,2)	I(4,2)	26.12	35.89	31.11	32.89
2-D SPIHT(2+2,2)	I(2+2,2)	25.21	34.65	30.41	32.23

Table 1 Medical images lossy coding results PSNR(dB) with different integer filters at 0.1bpp

5. 결론

이 논문에서 손실 의료 영상압축을 2-D SPIHT 알고리즘[1]과 lifting step[8]를 사용하고 웨이브릿 정수 필터를 이용하여 CT 및 MR 의료영상에 적용했다. 압축율이 낮았지만 육안의 결과도 원 영상과 거의 차이가 없음을 알 수 있다. 향후 우리의 연구 방향은 3 차원 coding 을 이용하는 방법과 unbalanced tree 를 이용하는 방법을 연구할 것이다.

참고문헌

- [1] 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.
- [2] A. Bilgin and M. W. Marcellin, "Efficient lossless coding of medical image volumes using reversible integer wavelet transforms. "in Image Processing, Proc. of Data Compression

- Conference, March 1997.
- [3] A. Said and W. A. Pearlman, "Reversible image compression via multiresolution representation and predictive coding, "in Visual Communications and Image Processing '93, Proc. SPIE 2094, pp. 664-674, Nov. 1993.
 - [4] 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
 - [5] M.Vetterli and J. Kovacevic, Wavelets and Subband Coding, Prentice Hall, Inc., 1995
 - [6] 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.
 - [7] J.Shapiro "An embedded wavelet hierarchical image coder", Proc. IEEE intl. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing" pp. 657-660, March 1992.
 - [8] W.Swelden "The lifting scheme: A construction of second generation wavelet", SIAM J. Math Anal, pp. 511-546, 1997.
 - [9] ftp://carlos.wustle.edu. Mallinckrodt Institute of Radiology Image Processing Lab.
 - [10] I. Daubechies,"Orthonormal bases of compactly supported wavelets", Comm. Pure Appl. Math., pp.909-996, 1998.