

SPIHT 알고리즘 과 Lifting 스텝 을 이용한 무손실 의료 영상 압축 방법

김 영 섭, 정 제 창*

단국대학교 전자컴퓨터학부

*한양대학교 전자통신공학과

Lossless Medical Image Compression with SPIHT and Lifting Steps

Youngseop Kim, and Jechang Jeong*

Dept. of Electronics and Computer Science, Dankook University

*Dept. of Electronic Communications Engineering, Hanyang University

E-mail : wangcho@dankook.ac.kr

Abstract

This paper focuses on lossless medical image compression methods for medical images that operate on two-dimensional(2D) reversible integer wavelet transform. We offer an application of the Set Partitioning in Hierarchical Trees(SPIHT) algorithm [1][3][9] 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 sometimes better in lossless coding than previous coding systems using 2D integer wavelet transforms on medical images.

I. 서론

의료 영상을 저장하거나 전송하기 위하여 효율적인 압축 기술이 필요하다. 그 이유는 손실 압축이 가능한

일반 영상과는 달리 많은 병원의사들은 정확한 진단과 치료를 위해서 무손실 압축을 원하기 때문이다. 특히 의료 영상의 경우에는 자료의 양이 더욱 방대해지기 때문에 이러한 현상이 훨씬 심하게 나타난다. 따라서 지금까지는 정지영상 압축과 동영상 압축을 더 비중 있게 연구하였으나 의료 영상압축은 이제야 비로소 연구의 대상으로 여겨지고 있는 중이다.

2차원 무손실 영상압축 알고리즘에는 LOCO-I(Low Complexity Lossless Compression of Images)[6] JPEG-LS, CALIC(Context-based Adaptive Lossless Codec)[8] 알고리즘 CREW(Compression with Reversible Embedded Wavelets)[7]와 같이 표준화된 JPEG 알고리즘을 능가하는 여러 가지 알고리즘들이 많이 존재한다. 비록 그 알고리즘들이 좋은 결과를 나타내고 있지만 이러한 영상 압축만으로는 2차원 의료 영상을 처리하기에는 미흡하다.

이 논문에서 우리는 2차원 웨이브릿 변환 과 2D spatial domain을 이용한 2D SPIHT[1]와 lifting linear system을 이용한 알고리즘을 일반 영상이 아닌 의료 영상에 적용하려고 한다. SPIHT[1] 알고리즘은 거의 무손실 복호될 때까지 계속 작동을 하거나 사용자가 바라는 압축파일 크기에서 작동을 멈출 수도 있다. 이 논문에서 우리는 unitary 변환을 이용하고 정수 웨이브릿 패킷 변환을 수행하기 위하여 2차원 의료 영상

을 하나의 코딩 유닛을 이용하였기에 대용량의 메모리는 필요치 않다. 또한 우리는 여기서 여러 가지 정수 필터쌍을 이용하여 결과들을 비교한다. 우리가 사용한 필터들은 S+P, I(2,2), I(4,2), and I(2+2,2)들이다. 우리의 결과는 적은 양의 메모리를 사용했지만 다른 알고리즘을 사용한 결과와 비교해서 거의 동등한 결과를 얻었고 한편으로는 훨씬 나은 결과를 얻을 수 있다는 것을 알 수 있다. 우리의 결과 중에 I(4,2) 필터를 사용할 때 최상의 결과를 가진다.

이 논문의 순서는 아래와 같다. 제2장에서는 2D 무손실 S+P SPIHT의 기본적인 절차를 보여준다. 제3장에서는 정수 웨이브릿 패킷 변환과 scaling factor를 기술한다. 제4장에서는 컴퓨터 결과를 보여주고 마지막 장인 제5장에서는 이 논문의 결론 및 향후계획에 대해 언급한다.

II. System Overview

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. 다시 말해서 거울모양을 한다

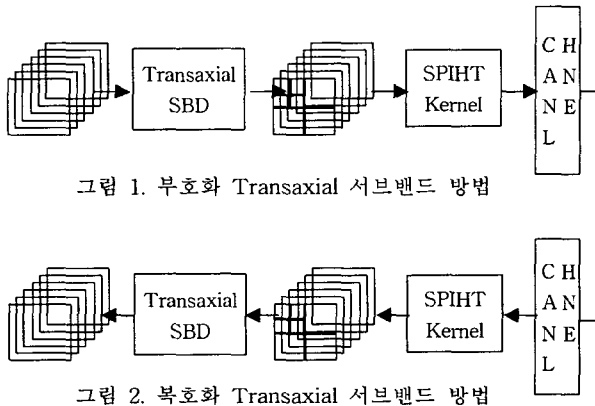


그림 1. 부호화 Transaxial 서브밴드 방법

그림 2. 복호화 Transaxial 서브밴드 방법

우리의 코딩방법은 시스템의 효율을 저하하는 feedback loop의 예측 error 신호는 없고 또한 rate allocation의 복잡성도 있지 않은 단순한 구조로 이루어진다. Dyadic 분할법은 PSNR(peak signal to noise ratio)을 좋게 만들었고 SPIHT coding의 질을 향상 시켰다. 지금까지의 이러한 2D transaxial 분할은 전에 RPI대학 [1][3][9]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 $H_h, L_h, H_v,$ 와 L_v 는 각각 transaxial 수평축 highpass, lowpass된 결과와 transaxial 수직축 highpass 그리고 lowpass된 결과를 나타낸다. 전체적으로 그림에서처럼 3-level transaxial 웨이브릿 분할법은 10개의 서브밴드로 구성된다. 2D 서브밴드/웨이브릿의 중요한 이슈는 필터의 선택이다. 일반적으로 다른 필터들은 변환영역에서 다른 신호 특성들을 가진다. 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 트리구조인 parent-offspring 관계를 정의한다. 그림 3은 2D SPIHT의 parent-offspring dependencies[1]의 구조를 보인 것으로 4픽셀을 1 노드로 하고 트리구조로써 1 노드에 각 픽셀은 4개의 offspring를 가지고 있고 맨 마지막 노드의 경우에는 offspring를 가지지 않는다. (변환계수들을 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.

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

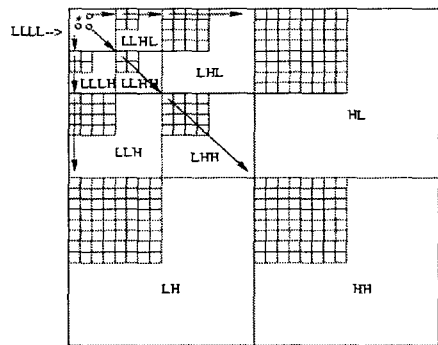


그림 3. 2D parent-offspring dependencies

III. 2D 정수 웨이브릿 패킷 변환 과 scaling factor와 Lifting steps

이 절에서는 우리는 정수에서 정수로 맵핑되는 웨이브

릿 변환과 변환을 unitary하게 하고, 정수값을 유지하기 위해서 scaling factor의 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 mapping한다. 변환은 역방향으로도 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 filter[9] 외에 다른 정수 filter들도 이용한다[5]. 변환 세트는 (N, \tilde{N}) 의 형태로 표시되고 여기서 N 은 부호화 고주파 필터의 vanishing moment수이고 \tilde{N} 은 복호화 고주파 필터의 vanishing moment수이다. 아래는 정수 필터쌍을 보여준다.

I(2,2) filter pair:

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

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

I(4,2) filter pair:

$$h_{n,m} = c_{n-1,2m+1} - [9/16(c_{n-1,2m} + c_{n-1,2m+2}) - 1/16(c_{n-1,2m-2} + c_{n-1,2m+4}) + 1/2]$$

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

I(2+2,2) filter pair:

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

$$l_{n,m} = c_{n-1,2m} + [1/4(h_{n,m-1}^1 + h_{n,m}^1) + 1/2]$$

$$h_{n,m}^2 = [1/8(-1/2l_{n,m-1} + l_{n,m} - 1/2l_{n,m+1}) + 1/8(-1/2l_{n,m} + l_{n,m+1} - 1/2l_{n,m+2}) + 1/2]$$

S+P filter pair:

$$h_{n,m} = c_{n-1,2m+1} - c_{n-1,2m}$$

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

$$= -1/16(h_{n,m}) + [\alpha(c_{n-1,2m-1} - c_{n-1,2m})] + \beta(c_{n-1,2m} - c_{n-1,2m+1}) + \gamma(h_{n,m+1}) + 1/2]$$

S+P filter[9]는 $h_{n,m}$ 와 $l_{n,m}$ 를 위한 S변환이고 고주파 필터 계수 $h_{n,m}$ 를 얻기 위한 보조의 예언치를 사용한다. 전 방법[3]에서 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) filter pair는 S+P변환에서 유추되고 I(2,2)의 고주파에서 하나의 여분의 lifting 단계는 4개의 vanishing moment를 가진 고주파 필터를 생산한다. S+P 변환은 unitary가 아니다. 그래서 우리는 예측 전이나 lifting 전에 적당한 계수를 곱하여 거의 unitary 변환을 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 unitary가 된다. 이러한 변환을 완벽한 정수로 만들기 위해서 1/2 스케링과 함께 각각의 2D에 적용한다. 그림 4에서 우리는 2D 3-level unitary 정수 웨이브릿 변환에 접근하기 위한 scaling을 보여주고 그것의 decomposition을 보여준다. unitary변환은 손실 압축에서 필요하므로 이 논문에서 고려되고 있는 무손실 압축에서는 고려되지 않는다. 향후에 우리는 손실 압축에서 이러한 방법의 사용을 보여줄 것이다. 그림에도 불구하고 완벽한 결과를 위해서 우리는 unitary 변환을 얻기 위해서 필요한 scaling 요소를 그림 4에서 보여주고 우리의 실험에서 사용했다.

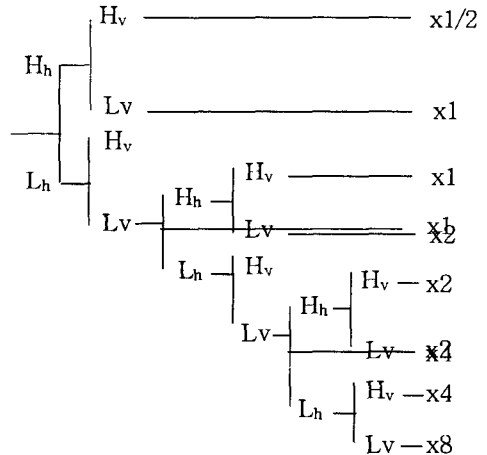


그림 4. 3 level를 가진 2D 정수 웨이브릿 변환 트리 구조. Unitary 변환을 얻기 위한 scaling factors

IV. 실험 결과

이 실험을 위해 Mallinckrodt Institute of Radiology Image Processing Laboratory[10]의 데이터베이스에 있는 256x256 8-bit 의료영상을 사용했다. 이러한 의료영상에 3-level 분할법을 적용했다. 모든 경우에 있어서 아래와 같은 정수 웨이브릿 필터를 사용했고 transaxial에 대해서 3-level 분할법을 이용했다. 정수 필터쌍들은 S+P[3][9], I(2,2), I(4,2), 그리고 I(2+2,2)이다. 표1에서는 5개의 의료영상들을 위한 무손실 압축률 (bit per pixel)을 보여준다. 우리는 무손실 압축 코

딩의 효율을 증대시키기 위해서 SPIHT 출력 비트 스트림에 대해 주요한 인자를 부호화하기 위해서 arithmetic 코딩을 사용했다. 표 1에서 보듯이 2D의 표준 알고리즘 외에 LOCO-I[6], CALIC[8]와 비교 해보았다. 표 1에서 알 수 있듯이 CTskull에서는 다른 알고리즘과 비교하여 월등히 나은 결과를 얻을 수 있었고 MRchest에서는 LOCO-I[6] 보다는 약 10%정도 좋았지만 CALIC[8]에 비교해서는 약 5%정도 나쁜 결과를 얻었다.

그리고 MRliver에서는 CALIC이 월등히 앞서는 것으로 보여주었다. 비록 CALIC이 MRliver에서는 월등히 앞서지만 우리가 사용한 방법보다 2-3배 정도의 메모리를 더 필요로 한다. (모든 웨이브릿 계수들을 저장하기 위한 메모리가 필요하다.) 우리의 알고리즘은 CT 의료영상에서는 다른 알고리즘 보다 더 우수하다는 것을 알 수 있다.

Method	Filter	MR chest	MR liver 1	MR liver 2	MR head	CT skull
SPIHT	S+P	2.85	3.12	2.49	2.68	2.68
SPIHT	I(4,2)	2.84	3.11	2.43	2.69	2.69
SPIHT	I(2,2)	2.83	3.13	2.48	2.70	2.67
SPIHT	I(2+2,2)	2.82	3.12	2.44	2.66	2.62
LOCOI		2.93	3.16	2.37	2.56	2.85
CALIC		2.81	2.55	2.24	2.59	2.73

표 1. 무손실 코딩 결과 (bit per pixel)

VI. 결론 및 향후 계획

이 논문에서 무손실 의료 영상압축을 2D SPIHT 알고리즘과 lifting step를 사용하고 웨이브릿 정수 필터를 이용하여 CT 및 MR 의료영상에 적용했다. 그 결과 CT 의료영상에서는 결과가 다른 압축 기술과 비교하여 월등히 나은 것을 볼 수 있었다. MRchest에서도 LOCO-I 보다는 10%정도 나은 결과를 얻었다. 그리고 정수 필터들을 사용하므로 완벽한 무손실 영상을 얻을 수 있었다. 향후 우리의 연구 방향은 3차원으로 lifting step를 이용하여 직접 3차원 영상에 적용하는 방법을 추구할 것이다.

References

- [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, June 1996, pp. 243-250
- [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, Nov. 1993, pp. 664-674.
- [4] Z.Xiong, K.Ramchandran, and M.T.Orchard, "Wavelet packet image coding using space-frequency quantization," *IEEE Trans. on Image Processing* 7, June 1998, pp. 892-898
- [5] M.Vetteri and J. Kovacevic, *Wavelets and Subband Coding*, Prentice Hall, Inc., 1995
- [6] M.J. Weinberger and G. Sapiro, "loco-i: A low complexity, context based lossless image compression algorithm," *Proc. of Data Compression Conference*, 1996, pp. 140-149
- [7] A. Zandi, J.D. Allen, E.L.Schwartz, and M.Boiek, *Compression with Reversible Embedded Wavelet*, RICOH California Research Center Report, 1997
- [8] X.Wu and N.Menon, "calic-a context based adaptive lossless image codec," in *Image Processing, Proc. of International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing* 4, 1996, pp. 1890-1893
- [9] A Said and W.A.Pearlman, "An image multiresolution representation for lossless and lossy image compression," *IEEE Trans. on Image Processing* 5, Sept. 1996, pp. 1303-1310
- [10] Mallinckrodt Institute of Radiology Image Processing Laboratory, <ftp://carlos.wustle.edu>