

Feature values of DWT using MR general imaging and molecular imaging

Daesung Pack^{*,**}, Guirack Choi^{***}, Byungseung Han^{****}, Byungju Ahn^{***}

*Dept. Orthopaedics Surgery, Chonnam Nat'l Univ. Hwasun Hospital**,

*Heart Research Center of Chonnam Nat'l Univ. Hospital***,

*Dept. of Radiology, Nambu University***, Dept. of Daejeon Samsung hospital*****

DWT를 이용한 MR 일반영상과 분자영상 특징추출

박대성^{*,**}, 최규락^{***}, 한병성^{****}, 안병주^{***}

화순전남대학교병원 정형외과*, 전남대학교병원 심장질환치료기술개발 특성화센터**,

남부대학교 방사선학과^{***}, 대전삼성병원^{****}

Abstract

This study acquired molecular imaging using nano-contrast agents, and the general condition of the same image acquisition to analyze the difference between molecular imaging and general imaging, two images are converted into DWT (Discrete Wavelet Transform). Nano-contrast agent imaging using MRI and molecular imaging using PET study of molecular imaging technology mainstream. DWT analysis of the same lesions using MRI imaging and molecular imaging block lesions are present in the lesions, illustrating the value of a high-frequency feature both highly general imaging and molecular imaging could know that. The high frequency region of the feature extraction values appear higher molecular imaging.

Key Words : DWT, MRI, Molecular Image, Feature Value

요약

본 연구는 나노 조영제를 이용하여 분자영상을 획득하고 이와 동일한 조건의 일반영상을 획득하여 두 영상을 DWT(Discrete Wavelet Transform)로 변환하여 분자영상과 일반영상간의 차이를 분석하였다. 현재까지의 분자영상 기술은 나노 조영제를 이용한 MR 영상과, PET를 이용한 분자영상 연구가 주류를 이루고 있다. MRI를 이용한 동일병변의 일반영상과 분자영상을 DWT로 분석한 결과 병변이 존재하는 블록에서는 병변이 있음을 예시하여 주는 고주파 특징값이 일반영상과 분자영상 모두 더 높게 나타나는 것을 알 수 있었다. 특히 고주파 영역의 특징추출값은 분자영상이 더 높게 나타남을 알 수 있었다.

중심단어: DWT, MRI, 분자영상, 특징값

I. 서론

세상을 뒤바꿀 10대 기술의 하나로 선정된 분자영상 기술은 살아있는 생체 내에서 발생하는 유전자, 단백질 및 다른 분자수준의 생물학적 현상을 영상화하는 첨단기법이다^[1].

나노기술은 다양한 학문에 융합하면서 나노 메디슨이라는 새로운 용어가 등장하게 되었는데 여기서 말하는 나노 메디슨은 "인체의 질병을 예방하거나 치료하는데 나노기술을 의학적으로 적용하는 분야"라고 설명할 수 있다^[2].

의학과 관련하여 나노기술은 원자나 분자수준의 물질을 제어·합성하여 혁신적 기능의 맞춤형 재료 시대의 인체 투입용 나노로봇, 초소형 의료시스템 및 개인 진단용 나노바이오-칩의 개발 등으로 인류의 궁극적 목표인 생명 연장의 꿈이 현실로 다가오게 하고 있다.

이를 위한 나노의학의 기술개발 분야는 나노센서(Nano sensor), 약물개발(Drug discovery), 약물전달(Drug delivery), 조직공학(Tissue engineering), 나노 조영제(Imaging agents) 등의 기술들이 개발되고 있으며, 분자영상 기술은 의료영상장비들과 영상융합(Imaging fusion), 영상 검출기(Imaging probe) 기술 등의 기술개발로 이어지고 있다^[3].

실제적으로 나노의학은 적용되어 사용되고 있으며, 소동물 등의 실험 또한 활발하게 진행되고 있다. 융합영상의 획득이 가장 주목받고 있는 자기공명영상(MRI)과, 핵의학의 나노의학을 살펴보면 정확한 나노의학에 대한 이해하기 쉽다.

자기공명영상(MRI) 장치를 이용한 나노기술은 나노 조영제의 활발한 개발로 이어지고 있다. 먼저 MRI란 우수한 공간 및 해상도와 조직 대조도를 가지고 있어 인체의 해부학적 단면을 실시간 영상화 할 수 있어서 질병 진단에 광범위하게 사용되고 있으며, 특히 중앙 진단에 널리 사용되고 있는 필수적인 임상 영상진단 방법이다. 방사선이나 방사성 동위원소를 사용하지 않아 환자에게 방사선 피폭이 없다는 것이 장점이다^[4]. 분자 및 세포 수준에서의 이상변화를 자기공명영상으로 진단하기 위해서는 리포터 유전자를 이용하여 중

양으로부터의 신호를 감지하여 종양부위를 특징적으로 영상화 하는 방법이 있다^[5]. MR 영역에서 관심영역을 추출하는 방법으로는 템플릿 매칭방식, 임계치 기반 분할방식 등이 있다^[6].

그러나 현재에는 MRI를 기반으로 다른 영상장치와의 다중영상화가 가능한 다중 기능성 나노 조영제가 개발되어 확인하고자 하는 질병을 보다 빠르고 정확하게 인지할 수 있도록 할 수 있다^[7].

분자영상들은 그 원리상 해부학적 구조에 대한 정확한 정보가 부족하고 대부분의 영상 시스템들이 상대적으로 낮은 공간분해능을 가지고 있다. 따라서 이러한 기능 및 분자영상들을 고해상도의 구조영상과 융합하는 것은 이들 두 영상기법들이 제공하는 상호보완적인 정보를 다면적으로 활용할 수 있다는 측면에서 중요한 의미를 갖는다. 소프트웨어를 이용한 영상융합(Image fusion)을 통하여 최종적으로 디지털화하여 분자영상을 획득한다. 이러한 기법은 실제 임상에서는 구체적인 활용이 되지 못하고 있다^[8]. 현재 임상 적용 전 단계로 보며, 활발한 기술 개발의 노력이 진행되고 있다.

II. 실험 및 방법

1. 실험대상

연구를 위한 기본실험은 Samsung DM-C510 컴퓨터로 Matlab R2008b 20을 이용하였다. 분석에 사용한 영상은 Fig- 1의 Liver 영상이다. T2 Turbo spin echo(TR:4000ms, TE:49ms, slice thickness: 1.0mm, FOV read:180mm)를 이용하여 Liver CA에 대한 획득된 Gd-DTPA-BMA 조영제를 사용한 일반영상과 Gd-DTPA-Pullulan MRI Nano 조영제를 이용한 분자영상을 분해하였다. 영상은 동일 조건에서 일반영상과 나노 조영제를 주입하여 검사시간을 달리하여 분자영상을 획득하였다. 동일 조건에서 실험을 수행하기 위하여 각각의 장치별로 획득된 영상을 256X256의 형태로 픽셀을 조절하였고, 픽셀당 비트 수는 8비트로 조절하였다. 획득된 두 영상을 웨이브릿으로 3레벨 변환하여 각각의 영상 특징값 성분을 분석하였다. 분석결과 일반영상보다 분자영상이 얼마나 많은 고주파 성

분이 표출되는지 분석하였다. 획득된 두 영상을 웨이브릿으로 3레벨 변환하여 각각의 영상 특징값 성분을 분해하여 분자영상이 고주파 성분이 얼마나 많이 표출되는지 분석하였다.

촬영 시간	(a) general imaging	(b) molecular imaging
pre-injection		
0.1H		
1H		
3H		

Fig. 1 Liver CA image - (a) general imaging, (b) molecular imaging

2. DWT 변환

DWT(Discrete Wavelet Transform)는 신호를 공간 영역에서 주파수 영역으로 바꾼다. 인간의 눈은 고주파 성분보다 저주파 성분의 정보에 더 민감하다. 그래서 DWT는 JPEG 압축 알고리즘에 사용되거나 경계선 검출, 그리고 영상으로부터 텍스처 정보를 추출하기 위해 사용된다. DWT 계수 중에서 윤곽선 정보에 가장 민감한 저주파, 중주파 성분의 변환계수를 이용하여 윤곽선 추출에도 사용된다^[9]. 푸리에 변환은 변환 구간이 $-\infty$ 에서 $+\infty$ 이기 때문에 넓은 영역에서 주파수 정보의 추출이 가능하지만 신호의 국부적인 주파수에 대한 특성을 추출하는 데는 효율적이지 못하다.^[10]

이러한 웨이블릿 기반 영상부호화 기법은 웨이블릿 계수의 대역간 상관관계를 이용하기 때문에, 공간 및 주파수의 해상도를 동시에 표현하며, 영상의 에지부분

과 평탄한 부분에 대하여 효과적이며, 낮은 비트율에 대하여 DCT 기반인 JPEG과 비교해 볼 때 블로킹(blocking effect) 현상이 제거되고, 압축을 또한 뛰어나 다중해상도 복원에도 효과적이다.^[11] 웨이브릿 변환은 STFT의 고정 해상도의 단점을 해결하기 위하여 시간-주파수 평면에서 고주파 대역은 짧은 윈도우(Short window)를 적용하여 시간 해상도를 높이고 저주파 대역에서는 긴 윈도우(Long window)를 적용하여 주파수 해상도를 높일 수 있다^{[12][14]}. Ingrid Daubechies와 Stephane Mallat 등에 의해 발표된 웨이브릿 변환은 푸리에 변환과 같이 기저 함수들의 집합으로 신호를 분해하는 방법이다^[12]. 그러나 푸리에 변환과 달리 국부적으로 에너지가 집중된 대역 통과 신호인 웨이브릿들을 기저함수로 사용한다. 이러한 웨이브릿들은 모 웨이브릿(Mother-wavelet)이라 불리는 하나의 원형 웨이브릿(Prototype wavelet)을 확장하고 이동시켜 얻을 수 있다. 웨이브릿 변환에서는 확장된 신호의 주파수를 언급하는 것보다 몇 배로 확장했는가 하는 확장인자를 언급하며 이 인자를 스케일(Scale)이라 부른다. 이때, 스케일의 값으로는 2^j 의 배수가 주로 사용된다^{[13][15]}. 스케일이 증가할수록 주어진 스케일에서 웨이브릿 변환 신호의 공간 해상도는 떨어지고 낮은 주파수 대역 성분이 나타난다^{[13][15]}. 웨이브릿 변환은 원형 웨이브릿인 $\Psi(x)$ 를 신축/병진(Dilation/Translation)하여 구하며 수식 (1)과 같다^[14].

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \dots \dots \dots \text{(수식1)}$$

여기서, a 는 스케일링 계수이고, b 는 병진 계수이다. 그리고, $a^{1/2}$ 는 정규화 인자(Normalization factor)이며 $a < 1$ 이면 시간축의 폭이 작은 고주파 웨이브릿이고 $a > 1$ 이면 폭이 큰 저주파 웨이브릿이다. 웨이브릿의 형태는 제한한 사람에 따라 형태가 다양하며 각각의 웨이브릿의 특성과 장점에 따라 응용 분야가 다르다^{[13][15]}.

정규 직교 기저(Orthonormal basis)로 분해된 2차원 신호는 수식 (2)와 같이 공간적으로 방향성을 지닌 주파수 성분으로 분해된다^[14].

$$A_{2^{j+1}}f = \sum_k \sum_l h(2m-k) h(2n-l) A_{2^j}f$$

$$H_{2^{j+1}}f = \sum_k \sum_l h(2m-k) g(2n-l) A_{2^j}f$$

$$V_{2^{j+1}}f = \sum_k \sum_l g(2m-k) h(2n-l) A_{2^j}f$$

$$D_{2^{j+1}}f = \sum_k \sum_l g(2m-k) g(2n-l) A_{2^j}f \dots\dots(\text{수식2})$$

식 (2)에서 h 는 분해 저역 통과 필터의 전달 함수이고 g 는 분해 고역 통과 필터의 전달 함수이다. Fig. 2는 DWT에 의한 2차원 신호의 분해 및 합성을 나타내었으며, 2차원 이산 근사화 신호의 분해 과정이며 분해 후 합성 과정을 거쳐 다 해상도로 분해된 2차원 신호의 계수행렬을 나타낸다. 즉, 공간적으로 방향성을 지닌 주파수 성분의 패킷(Packet)들로 2레벨 분해된 계수 행렬이며, 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.

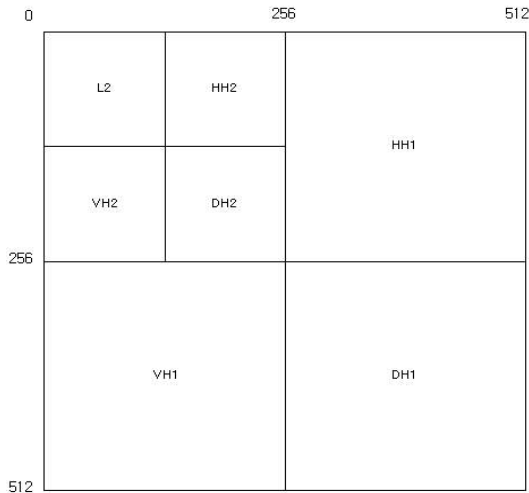


Fig. 2 DWT Coefficient Matrix

III. 결 과

1. DWT 개발 알고리즘

본 연구를 위하여 분자영상과 일반영상을 분해하기

위하여 Table 1과 같은 알고리즘을 개발하였다.

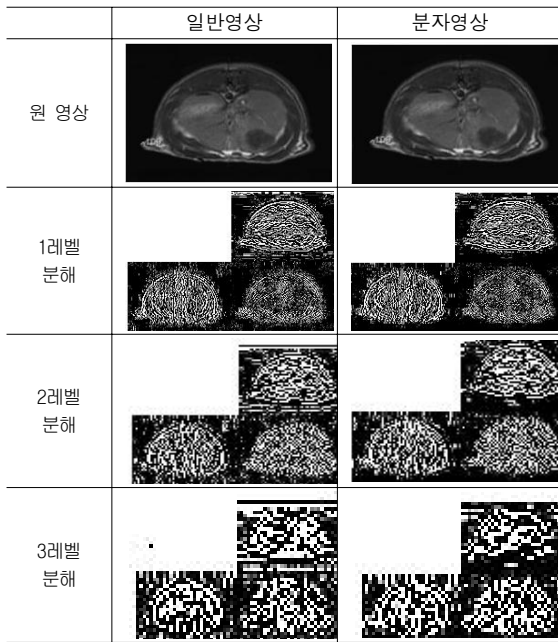
Table 1. Development of algorithms

	Maxva = -1000;
for i=(1:16)	Minva = 10000;
for j=(1:16)	for i=(1:16)
A4H(j)=A4H(j)+abs(AAA(i,j));	if (H4V(i) > Maxva) Maxva=
A4V(j)=A4V(j)+abs(AAA(j,i));	H4V(i);
H4V(j)=H4V(j)+abs(AAB(j,i));	end
V4H(j)=V4H(j)+abs(AAC(i,j));	if (H4V(i) < Minva) Minva =
D4H(i)=D4H(i)+abs(AAD(i,j));	H4V(i);
	end
D4V(17-i)=D4V(17-i)+abs(AAD(17-i	end
,17-j));	for i=(1:16)
end	H4V(i) = (H4V(i)- Minva) / (Maxva
end;	-Minva) - 0.5;
	end
Maxva = -1000;	
Minva = 10000;	Maxva = -1000;
for i=(1:16)	Minva = 10000;
if (A4H(i) > Maxva) Maxva =	for i=(1:16)
A4H(i);	if (V4H(i) > Maxva) Maxva =
end;	V4H(i);
if (A4H(i) < Minva) Minva =	end
A4H(i);	if (V4H(i) < Minva) Minva =
end;	V4H(i);
end;	end
	end
for i=(1:16)	.
A4H(i) = (A4H(i)- Minva) /	중략
(Maxva -Minva) - 0.5;	.
end;	for i=(1:16)
중략	
.	fprintf(fileout, '%7.4f, ',A4H(i));
	end;

2. DWT 분석 결과

MATLAB을 이용하여 새롭게 Coding 가능하도록 구현한 알고리즘을 이용하여 분해한 결과를 원영상과 함께 나타내었다. [Fig 3]

Fig. 3 Liver CA 1H imaging and molecular imaging of the image decomposition



새롭게 짜여진 알고리즘을 이용한 분해의 결과 값인 96개의 특징값을 Table 2로 나타내었으며, 이를 쉽게 확인할 수 있도록 그래프를 통하여 나타내었다.

Table 2. Liver CA 1H extracted features value

구분	1	2	14	15	16	
일반영상	A4H	-0.50	-0.50	0.50	0.46	0.48
	A4V	-0.50	-0.49	0.33	0.47	0.50
	H4V	-0.49	-0.49	0.39	0.50	0.19
	V4H	-0.50	-0.50	0.18	-0.09	0.50
	D4H	-0.50	-0.49	0.11	0.25	0.50
분자영상	D4V	-0.50	-0.49	0.50	0.43	0.20
	A4H	-0.48	-0.48	0.49	0.47	0.50
	A4V	-0.50	-0.50	0.35	0.50	0.34
	H4V	-0.49	-0.49	0.13	0.34	0.50
	V4H	-0.43	-0.44	0.33	0.27	0.50
D4H	-0.50	-0.48	-0.15	0.45	0.50	
D4V	-0.50	-0.49	0.00	0.50	0.12	

Table 2의 결과를 Fig. 4처럼 나타내었으며, 비교 그래프는 웨이브릿의 특징값 추출 순서를 반영하여 저주파 특징값의 수평(A4H), 수직(A4V) 값과 고주파 특징값의 수평(H4V), 수직(V4H) 값과 대각 특징값의 수평

(D4H), 수직(D4V) 값으로 나타내었다.

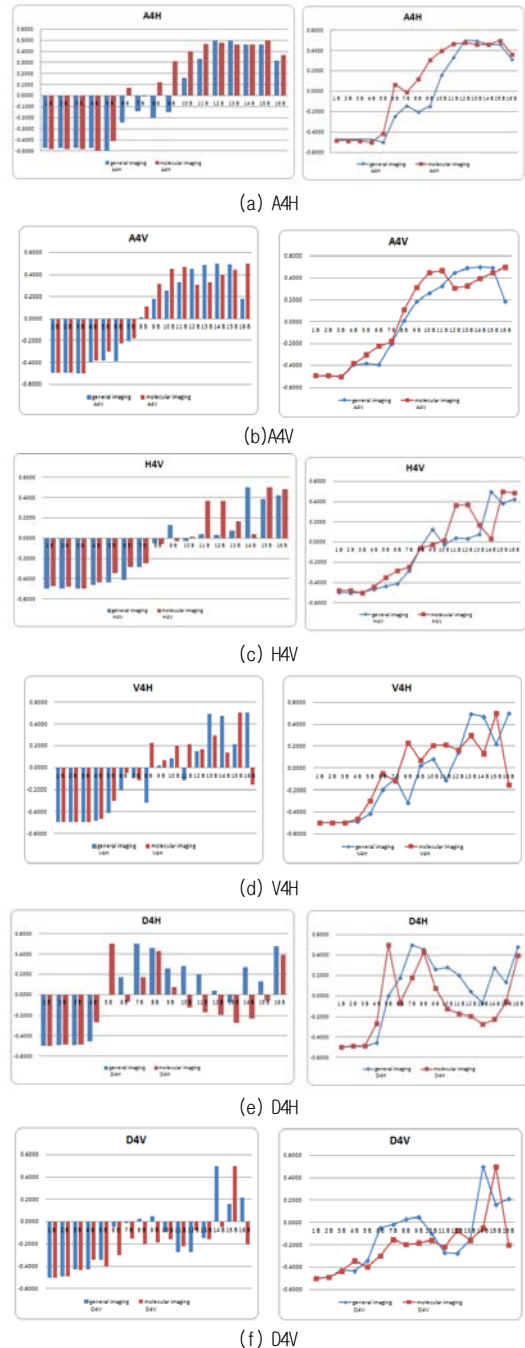


Fig. 4 Values Features by the DWT decomposition graph

분해영상은 두 종류의 분자영상과 일반영상으로 확보하여 분해하였으며, 확보한 두 영상 모두 동일 알고

리즘으로 분해하였다. 분해결과 분자영상이 고주파 신호가 더 많이 획득되었음을 알 수 있었다. 구체적인 데이터와 수치는 표를 통하여 알아볼 수 있도록 하였다. 질병이 발생한 블록 또는 진행 블록의 도달 시 분해 결과 (-)의 값에서 신호의 값이 (+)으로 전환되는 것을 알 수 있었다.

IV. 결론 및 고찰

본 연구에서는 나노기술의 발달로 태동하게 된 나노의학에서 활발히 연구가 진행되고 있는 분자영상의 특징을 추출하는 기법을 제안하였다. 실험의 결과 1레벨과 2레벨의 분해 결과에서는 저주파 영역의 성분이 나타나지만 3레벨 분해 결과에서는 데이터 성분이 거의 나타나지 않음을 알 수 있었다. 육안으로 관찰은 되지 않지만 3레벨 분해한 결과의 데이터 값을 출력하였다. 데이터의 출력은 DWT에 의하여 나타나는 저주파영역의 수평방향과 수직방향의 데이터, 고주파영역의 수평방향과 수직방향의 데이터, 대각고주파영역의 수평방향과 수직방향의 데이터를 출력하였다. 일반영상과 분자영상 두 종류의 영상을 확보하여 분해하였으며, 비교가 가능하도록 데이터를 그래프로 표현하였다.

두 영상의 비교결과는 Fig. 3~Fig. 4와, Table 2와 같이 일반영상의 특징값보다 분자영상의 특징값은 병변이 존재하지 않는 블록의 데이터 값에서 큰 차이가 보이지 않았으나 병변이 존재하는 블록에서는 Gd-DTPA-Pullulan MRI Nano 조영제의 획득신호가 강하게 획득되어 이 신호 값의 분석 값에 의하여 병변이 있음을 예시하여 주는 고주파 특징값이 더 높게 나타나는 것을 알 수 있었다.

향후의 연구과제는 추출된 특징 데이터를 정규화하여 질환의 유형에 따른 패턴을 심도있게 평가할 수 있는 연구가 진행되어야 한다.

Reference

[1] Mahwood U, Emerging Technologies That Will Change the World, *Molecular Imaging*. Tech Rev, 106, 2003..
 [2] Chang, Thomas Ming Swi, Artificial cells, *World Scientific Publishing. co. Pte. Lte*, 2007.
 [3] Byeong-Chole Ahn, Applications of molecular imaging in drug

discovery and development process, *Curr Pharm Biotechnol*, Vol. 12, No. 4, pp.459-468, 2011.
 [4] Ho-Taek Song, Jin-Suck Suh, Cancer -Targeted MR Molecular Imaging, *J Korean Med Assoc*, 52, 121-124, 2009
 [5] Gilad AA, McMahon MT, Walczak P, Winnard PT Jr, Raman V, van Laarhoven HW, Skoglund CM, Bulte JW, van Zijl PC, , Artificial reporter gene providing MRI contrast based on proton exchange, *Nat Biotechnol.*, 25, pp.217-219, 2007.
 [6] A. Yoshitaka, T. Ichkawa, A survey on content-based retrieval for multimedia databases, *IEEE Transaction on Knowledge and Data Engineering.*, Vol. 11, No. 1, 1999..
 [7] Jaemoon Yang, Eun-Kyung Lim, Hong Jae Lee, Joseph Park, Sang Cheon Lee, Kwangyeol Lee, Ho-Geun Yoon, Jin-Suck Suh, Yong-Min Huh, Seungjoo Haam, Fluorescent magnetic nanohybrids as multimodal imaging agents for human epithelial cancer detection, Vol. 20, No. 29, pp.2548-25552008.
 [8] Maint BA, Elsen PA and Veirgever MA., 3D multimodality medical image registration using morphological tools, *Image Vis. Comput*, Vol. 19, pp.53-62, 2001.
 [9] H. Kauppinen, T. Seppanen, M. Pietikainen, An experimental comparison of Autoregressive and Fourier-Based Descriptors in 2D shape Classification, *IEEE Transaction on PAMI*, Vol. 17, No. 2, pp.201-207, 1995.
 [10] 한동균, 임재동, 이준행, "Wavelet 변환과 경계선 검출 필터를 이용한 초음파 영상의 화질증대", *한국방사선학회논문지*, Vol. 2, No. 1, pp.23-29, 2008.
 [11] 강동길, 박재홍, "웨이블렛 기반의 중복비트제거를 이용한 영상부호화", *한국방사선학회논문지*, Vol. 6, No. 1, pp107-111, 2012.
 [12] 정화자, DCT를 이용한 윤곽선 추출, *한국정보과학회 논문지(C)*, Vol. 3, No. 1, 1997..
 [13] 이상복, 최규락, "분자 MR 영상에서 UTE 신호의 효용성 평가", *한국방사선학회논문지*, Vol. 6, No. 4, pp305-311, 2012.
 [14] 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, 1989.
 [15] Ingrid Daubechies, Ten Lectures on Wavelets, *SIAM*, 1994.