

# 웨이브렛 변환을 이용한 Skull & Panorama 영상 인식과 특징 추출에 관한 연구

문일남, 김장형  
제주대학교

## A Study on Skull & panorama Image recognition of feature extraction using the Wavelet Transform

Il-nam Moon, Jang-hung Kim  
Cheju University  
E-mail : cybermoon69@hanmail.net

### 요 약

본 논문에서는 병원에서의 PACS(Picture Archiving and Communications System)의 필요성을 갖고 있으나 경제적인 문제로 인하여 향후 PACS를 도입이 어려움이 있는 병원에서는 고가의 장비를 구입을 할 수 없으므로 가중치 메디안 필터를 이용하여 전처리 필터링을 거친 영상을 가지고 웨이브렛 분해와 웨이브렛 영역에서 처리된 영상을 역변환시켜 복원한 뒤에 명암의 개선을 위해 히스토그램 평활화(Histogram equalization)을 적용하여 영상 품질을 향상하여 이를 의료영상에 적용하여 특징 추출하였다. 이는 차후, 의료영상의 진단 및 관찰에 적용시 보다 더 효율적인 시스템 적용을 목적으로 하였다.

### ABSTRACT

In this paper, have necessity of PACS (Picture Archiving and Communication System) at hospital but hereafter by economical problem PACS apply this to medical treatment image enhancing image quality applying histogram equalization for improvement of light and darkness after reconstruct because make image that pretreatment filtering has wild picture and is processed in wave lets dissolution and wave lets area using weight median filter because could not buy expensive equipment at hospital which introduction is difficultly do inversion and extracted characteristic .

### 키워드

웨이브렛 변환, 잡음제거, Soft-thresholding, 메디안필터, 히스토그램평활화, 의료영상시스템

### 1. 서 론

의료 영상의 정보 처리 기술과 첨단 기술의 발달로 인하여 점차적으로 디지털로 바뀌어 가고 있다. 진단 영역에서 영상의 의존도는 컴퓨터 관련 기술의 발전과 더불어 더욱 증가되고 있으며, 영상 진단은 기존 필름을 이용하는 방법에서 컴퓨터 모니터나 다른 진단기기의 모니터를 관찰하는 방법으로 점차 바뀌어지고 있어 방사선학 분야에서도 디지털 방사선사진 촬영장치가 많이 개발되어 상

용화 되고 있다. 의학, 치의학 분야에도 디지털 영상을 이용한 진단기기가 개발되어 유용하게 이용되고 있다. 영상 진단의 목적은 영상 내에서 관찰대상을 정확히 판독하여 최대한의 진단정보를 얻는데 있고 영상의 판독 능력을 관찰자의 영상 인식능력과 관련하여도 과언이 아니다. 영상은 일반적으로 영상을 저장하고 표현하고 방식에 따라 아날로그 영상과 디지털 영상으로 구분된다. 아날로그 영상은 물리적 매체 위에 비가역적인 형태로 저장되는 반면, 디지털 영상은 정보 형태로 저장되며

이를 가공하여 모니터 상이나 프린터를 이용한 인쇄물로 관찰할 수 있다. 따라서 관찰자는 디지털 영상의 다양한 영상처리기기를 이용하여 보다 정확하며 많은 진단정보를 얻을 수 있다.[1] 본 연구는 여러 가지 화질 개선 방법들 중에서 웨이블릿 방법을 적용하여 디지털 방사선 영상에서의 잡음 제거 및 명암의 개선을 위한 효과적인 의료 영상 시스템을 제안하였다.

본 논문은 Skull & Panorama 영상에 대한 특징 추출 방법으로는 웨이블릿 변환을 주로 사용하여 다중 해상도(Multi-resolution)의 빠른 처리와 효율적인 인터페이스를 적용하였다.

그 결과 제안된 방법을 디지털 방사선 영상에 적용하여 잡음 성분의 제거와 명암의 개선 그리고, 영상의 세밀한 부분의 보존이 이루어짐을 확인하였고, 이와 같은 과정을 퍼스날 컴퓨터에서 처리할 수 있는 의료 영상 시스템을 구현하였다.

## II. 웨이블릿 변환과 의료영상

### 1. 웨이블릿 변환

어떠한 신호를 분석하기 위해서는 그 신호를 기저함수를 사용해 다시 전개를 하는 변환(Transform)과정을 거치게 된다. 분석하고자 하는 신호가 이산신호(Discrete signal)인 경우 식(1)과 같이 변환이 이루어지게 되는데 이는 신호  $F(t)$ 를 기저함수  $f_k$ 와 각각에 대한 계수  $a_k$ 와의 곱을 합함으로써 표현할 수 있게 된다.

$$F(t) = \sum_{k=0}^{n-1} a_k f_k \quad (1)$$

신호와 영상처리 분야에서 신호를 주파수 영역에서 분석하기 위해 그 동안 푸리에 변환이 많이 사용되어 왔다. 그러나 푸리에 변환은 시간 정보가 없기 때문에 신호의 시간 정보와 주파수 정보를 동시에 분석할 수 없다는 단점을 지니고 있다. 이러한 이유로 기존의 푸리에 변환에 윈도우 함수라고 하는 시간에 대한 가중함수를 붙인 STFT(Short Time Fourier Transform)가 등장하였다.

그러나 여기에 사용되는 윈도우 함수는 독립적이어서 시간 해상도와 주파수 해상도가 항상 일정하다는 문제점이 있었다. 즉, 고주파와 저주파 성분의 신호를 구분하지 않고 항상 같은 크기의 윈도우를 사용하기 때문에 발생하는 문제였다. 따라서 이를 극복하기 위해 고주파에서는 시간 해상도가, 저주파에서는 주파수 해상도가 좋아지도록 하여 신호의 시간, 주파수 분석을 동시에 가능하게 하는 웨이블릿 변환이 제안되었으며 다음 식(2)은 기본적인 웨이블릿 함수를 나타내고 있다.

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

여기서  $a$ 는 scaling parameter,  $b$ 는 translation parameter를 나타낸다. 즉, 웨이블릿 변환은 기본 웨이블릿 함수  $\psi(t)$ 에 scaling과 translation을 하여 생성된 함수의 집합들을 윈도우 함수로 사용하게 되므로 시간-주파수 영역에 대해 유연하다는 장점이 있다. 따라서 시간-주파수 영역의 분석에서의 웨이블릿 변환의 다양하고 유연한 특징으로 인해 영상 신호 처리에 이를 이용하면 보다 정확한 분석과 정교한 특징 추출이 가능해 질 수 있다.[5]

## 2. PACS와 DICOM

PACS란 의료 영상 특히 방사선학적 진단 영상들을 디지털 형태로 획득(acquisition)한 후, 고속의 통신망(network)을 통하여 전송하고, 과거의 X-ray 필름 보관 대신에 디지털 정보 형태로 의료 영상을 저장하며, 방사선과 의사들과 임상 의사들이 기존의 필름 뷰박스(Film View-box) 대신에 영상 조희 장치들 통하여 표시되는 영상을 이용하여 환자를 진료하는 포괄적인 디지털 영상 관리 및 전송 시스템을 말한다. 이러한 PACS에서 취급되어지는 이미지 데이터는 DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)이란 표준 규격에 따라 관리하고 있는데, DICOM은 의료장비로부터 얻어지는 주요 결과물(영상)을 관리하기 위한 PACS 시스템을 구축하는데 있어서 데이터와 영상을 효율적으로 교환하고 전송할 수 있도록 표준화된 규약이다.[1]

## III. 웨이블릿 변환을 이용한 Skull & Panorama 영상 인식과 특징추출

### 1. 적용 필터링

본 연구에서 적용된 필터링으로는 Equiripple filter, Daubechies filter, Coiflets filter, Biorthogonal filter, johnstone's filter가 있다.

이 필터중에 Daubechies 함수의 우수한 규칙적인 특성과 수렴 비율, 국부성과 탄력성, 그리고 컴퓨터 실행에서의 간소성, Basic wavelet의 부드러운 대칭성에서 뛰어난 기하학적인 특성과 수학적 특성들 때문에 Daubechies 함수에 기초한 신호의 다해상도 분석(Multiresolution analysis)는 잡음 제거 알고리즘에 적용하였으며 이는 영상 신호를 처리하기에 적절한 Regularity가 높은 필터를 설계하였다. 그 설계 조건은 다음과 같다.[3]

- 단계 1:  $z=-1$  즉,  $w=\pi$ 에서  $N$ 개의 Zero를 갖도록  $P_N(z)$ 를 설계한다.
- 단계 2: 필터  $P_N(z)$ 에서 1)로 설계된 부분 이외의 부분, 즉  $W(z)$ 에 진폭 왜곡이 제거되도록 조건을 주어 삼각함수의 멱급수로 전개한다.
- 단계 3: 설계된 필터  $P(z)$  계수중 최소 위상 응답을 갖도록 계수를 선택한다.

2) 웨이브렛에서의 잡음제거와 복원

시각 체계의 민감성을 주기위해 매디안 필터(Median Filter)의 가중 매디안 필터(Weighted median filter)를 적용한다. 매디안 필터는 윈도우 내부의 계수를 크기별로 정렬한 후 중간 값을 필터의 출력으로 하는 비선형 필터로 보통 잡음제거에 스파이크(Spike)성분을 포함 할 때 매우 효과적으로 알려져 있으며, 특히 에지를 잘 보존하는 성질을 가지고 있다. 매디안 필터를 이용하여 잡음을 필터링하는 식은 다음과 같이 정의된다.

$$y(i) = med\{x(i-v), \dots, x(i), \dots, x(i+v)\} \quad (3)$$

$$y(i, j) = med\{x(i+r, j+s), (r, s) \in A \langle (i, j) \in Z^2 \rangle\} \quad (4)$$

여기서,  $A$ 는 필터의 윈도우이다. 그런데 일반 매디안 필터는 임펄스 잡음 제거에 효과적이고 에지 성분을 잘 보존한다지만 윈도우 크기가 클 경우 스무딩 현상을 초래하는 단점이 있다. 이를 극복하기 위해 본 논문에서는 가중 매디안 필터를 사용하여 윈도우 크기를 가변시키는 방법을 사용하였다. 또한, 웨이브렛 변환으로 분해된 부밴드 영상들을 서로 다른 통계적인 특성을 갖는다. 다른 단계의 부밴드 영상 계수들의 절대치 간에도 일정한 상관성이 존재하는데, 약 0.3정도의 값을 갖는 것으로 알려져 있다. 이를 위해서 임계치를 적용하여야 한다.[3]

LL Apporoximation	LH Horizontal
HL Vertical	HH Diagonal

그림 1. Image analysis using wavelet transform

앞서 그림 1에서 보았듯이 웨이브렛 변환을 이용하여 영상이 다해상도로 분해된 대역인 LL밴드, LH밴드, HL밴드, HH밴드들은 각기 다른 통계적 특징을 가지고 있다. LL밴드 영상은 저주파 통과 필터를 거친 영역으로서 원래 영상보다 해상도가 반으로 줄어든 결과를 갖는다. 그러나 원 영상 신

호가 가지는 에너지의 대부분을 가지고 있기 때문에 복원 영상에 미치는 영향이 가장 큰 대역이다. 그리고, LL밴드 영상의 특성에 비해 비교적 중요하지 않은 LH밴드는 영상의 수평 에지에 해당하는 고주파 성분이 나타나고, HL밴드에서는 수직 에지에 해당하는 고주파 성분이 나타나고, HH밴드에서는 대각 에지에 해당하는 고주파 성분이 나타난다. 각 밴드의 웨이브렛 계수가 잡음의 계수와 비슷하다. 이와 같은 특성으로 인해 각 밴드의 웨이브렛 계수와 잡음 계수의 차를 이용하는 Soft-threshold기법을 적용한다.[2]

웨이브렛 영역의 각 부밴드 영상에서 임계치를 구한다. 웨이브렛 계수에 대한 부대역들도 임펄스 분포로 나타나며, 각 부대역들에 대한 확률 밀도 함수는

$$\mu_i^0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i \quad (5)$$

$$\sigma_i^0 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (Y_i - \mu_i^0)^2} \quad (6)$$

이 된다. 여기서  $Y_i$ 는  $Y_i = W_{x_i} + W_{z_i}$ 로 관측열에 의한 웨이브렛 계수이다. 영상의 웨이브렛 변환에서 에지 영역과 평탄한 영역에 대한 웨이브렛 계수 값의 크기는 어느 정도 차이를 가지고 분포하게 된다. 여기서 본 연구는 잡음 영역과 에지 영역을 분리하는 과정으로서 일정한 범위를 벗어나면 그 계수는 잘라 버린다. 이렇게 큰 계수값을 갖는 에지 영역의 계수를 제외한 평탄한 영역의 웨이브렛 계수(잡음)에 의한 분포는

$$\mu_j = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m Y_i \quad (7)$$

$$\sigma_j = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (Y_i - \mu_j)^2} \quad (8)$$

$$\text{for } \mu_j^0 - 2\sigma_j^0 \leq Y_i \leq \mu_j^0 + 2\sigma_j^0$$

이다. 여기서  $m$ 은 식(5), (6)에 의한  $\text{for } \mu_j^0 - 2\sigma_j^0 \leq Y_i \leq \mu_j^0 + 2\sigma_j^0$ 를 만족하는 웨이브렛 계수의 개수가 된다. 결국, 이러한 잡음에 대한 분리성분(에지 영역)의 제거는 웨이브렛 계수내에서 완전한 잡음에 의한 평균과 표준 편차를 나타내며 각 부대역에 대해 적합한 임계치로서 잡음 성분만의  $\mu_j$ 와  $\sigma_j$ 를 구할 수 있게된다. 본 논문에서 임계치  $\lambda_j$ 는 식(7)와 (8)에서 구한 평균과 표준편차를 이용하는데  $\lambda_j^+ = \mu_j + w\sigma_j$ 와  $\lambda_j^- = \mu_j - w\sigma_j$ 이며  $w$ 는 스케일로서  $0.0 \leq w \leq 2.0$ 의 범위에서 존재한다.[4]

## IV 실험 결과 및 고찰

### 1. 실험 환경

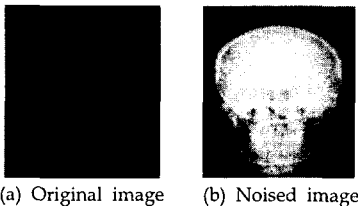
본 논문에서는 방사선 의료 영상(Skull, Panorama)을 가지고 시뮬레이션 하였으며, 그레이(Gray)영상으로 명도는 0~255의 값을 가지고 있다. 표 1은 의료 영상 시스템의 실험에 사용된 실험 환경과 영상에 대하여 요약한 것이다.

표 1. 시뮬레이션 환경

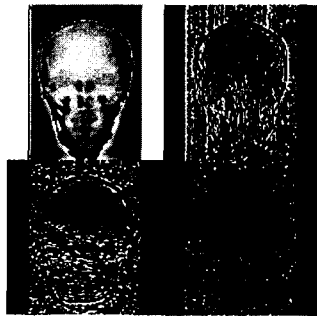
시스템사양	Pentium4 2.2GHz, 512M 40G
운영체제	한글 Windows XP
프로그래밍언어	Visual C++ 6.0
처리 영상의 수	2개(Skull, Panorama)
입력영상의 해상도	256 × 256
입력영상파일포맷	Raw

### 2 Skull & Panorama 영상 변환에 따른 특징 추출

#### 1) Skull 의료 영상 변환



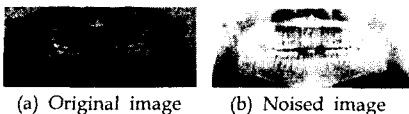
(a) Original image (b) Noised image



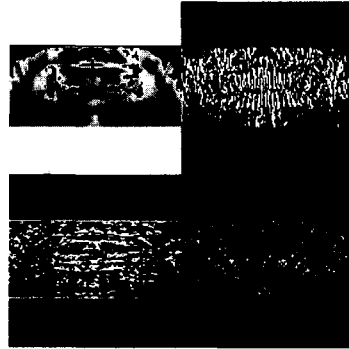
(c) 1 Layer decomposed image

그림 2. Original image(a), Noised image(b) and 1 Layer decomposed image(c)

#### 2) Panorama 의료 영상 변환



(a) Original image (b) Noised image



(c) 1 Layer decomposed image

그림 3. Original image(a), Noised image(b) and 1 Layer decomposed image(c)

### 3. 실험결과 및 고찰

본 연구에서는 의료 영상 시스템의 전처리 과정에서 영상의 잡음을 제거하기 위해 국부적인 영상 정보를 이용한 가중 매디안 필터와 이 필터를 통과한 영상에 대해 웨이브렛 변환에서 잡음을 제거하고 히스토그램 평활화할 수 있는 방법을 제안하였다. 그 결과 원래 의료 영상보다 화질이 향상되고, 에지 부분이 뚜렷한 영상을 보였다.

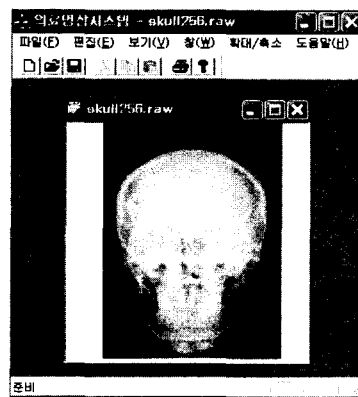


그림 4. 퍼스널 의료영상시스템

## V 결론

본 논문에서는 의료 영상의 세밀한 부분을 잘 보존하면서 잡음 제거를 할 수 있는 성능을 보였다. 향후 과제로 영상 처리에서 잡음을 제거하는 기존의 방법 이외에 다양한 알고리즘을 만들어 비교 분석하는 것과, 실시간 수행하기 위해 웨이브렛 변환시 사용되는 필터 बैं크에서 계산 시간이 길어지는 단점을 극복해야 할 것이고, 현재와 같이 사용자에 의하여 미리 임계값을 고정적으로 사용하지 않고, 시스템의 임계값을 의료 영상에 따라서

변동 임계 설정 방법에 대한 연구가 필요하다.

#### 참고 문헌

- [1] 이경성, 의용공학, 청구문화사, pp357-393, 1993.
- [2] Averbuch, A., D. Lazar and M. Israeli, Image Compression Using Wavelet Transform and Multiresolution Decomposition, IEEE Trans. on Image Pressing, vol. 5, no. 1 pp.4-15, 1996
- [3] Daubechies I., Orthonormal Bases of Compactly Supported Wavelets. Comm. in pure and Applied Math. Vol. 41, pp 909-996
- [4] M. Vletterli, Multi-dimensional Sub-band Coding, Signal Processing, Vol.6, No.2, pp97-112, 1984
- [5] 김충락, 송현종, 장대홍, 홍창곤, 웨이브렛의 기본이론과 통계에의 응용, 아르케, 212pp, 1999.