

Wavelet에 의한 의용영상의 병소부위 특징추출

이상복* 이주신**

Disease Region Feature Extraction of Medical Image using Wavelet

Sang-Bock Lee * Ju-Shin Lee **

요 약

본 논문에서는 의용영상의 병소부위 특징을 추출하여 판별 자동화할 수 있는 방안을 제안하였다. 전처리 과정으로서 의용영상의 형태정보는 입력영상을 DWT(Discrete wavelet transform)에 의해 4레벨 DWT 계수 행렬을 구하고 계수 행렬의 특징에 따라 저주파 계수 행렬로부터 저주파 특징 파라미터 32개, 수평 고주파 계수 행렬로부터 수평 고주파 특징 파라미터 16개, 수직 고주파 계수 행렬로부터 수직 고주파 특징 파라미터 16개, 그리고, 대각 고주파 계수 행렬로부터 대각 고주파 특징 파라미터 32개 등 모두 96개의 특징 파라미터를 추출하였다. 본 논문에서 제안된 알고리즘을 이용하면 자동 판별 시스템을 구축할 수 있고, PACS의 성능 향상에 크게 기여할 것이다.

Abstract

In this paper suggest for methods disease region feature extraction of medical image using wavelet. In the preprocessing, the shape informations of medical image are selected by performing the discrete wavelet transform(DWT) with four level coefficient matrix. In this approach, based on the characteristics of the coefficient matrix, 96 feature parameters are calculated as follows : Firstly, obtaining 32 feature parameters which have the characteristics of low frequency from the parameters according to the horizontal high frequency are calculated from the coefficient matrix of horizontal high frequency. In the third place, 16 vertical feature parameters are also calculated using the same kind of procedure with respect to the vertical high frequency. Finally, 32 feature parameters of diagonal high frequency are obtained from the coefficient matrix of diagonal high frequency. Consequently, 96 feature aparameters extracted. Using suggest algorithm in this paper will, implamentation can automatic recognition system, increasing efficiency of picture achieve communication system.

* 대원공과대학 전산정보처리과 조교수.

** 청주대학교 전자공학과 교수.

논문접수:98.8.28. 심사완료:98.9.10.

I. 서 론

영상처리에 관한 연구는 반도체 산업과 컴퓨터 기술의 발달로 비약적인 발전을 해왔으며 효율적인 영상신호의 압축 및 복원, 컴퓨터 비전, 패턴인식 등의 분야에서 활발히 진행되고 있다. 특히 영상 처리 분야중 패턴 인식은 도형인식, 문자인식, 지문인식, 물체인식 등의 분야에서 괄목할 만한 연구 결과를 가져왔다. 이러한 연구의 결과로 의료에서도 대용량의 디지털 영상 데이터를 효율적으로 생성, 전달, 저장 그리고 처리할 수 있는 PACS(Picture Archive Communication System) 구축에 지대한 관심을 갖고 있다. 특히 PACS는 병원전산화의 첨단이므로 PACS의 성공적인 개발과 운영은 현대식 병원의 성패와도 직결된다. 특징 추출을 위한 전처리 방법 중 입력 영상을 이진 영상으로 변환하여 에지 검출 및 세션화 처리를 한 후 외곽선, 면적, 둘레 등과 같은 형상 정보를 가지고 인식하는 공간영역에서의 방법은 조도나 정렬, 회전 등 환경 변화에 따른 정확한 특징 파라미터의 추출이 어렵고, 인식 하고자 하는 물체의 크기에 따라 특징 파라미터의 수가 증가하며 특징 파라미터의 추출 과정이 복잡하다는 문제점을 내포하고 있다.

최근, 영상 신호의 압축과 복원에서 처리 시간이 빠르고 성능이 우수하다는 장점 때문에 영상 처리의 여러 분야에서 웨이블릿 변환(Wavelet transform)을 적용한 연구가 발표되고 있다. 웨이블릿 변환은 신호의 변화가 급격한 부분에서는 고해상도로 분해하고, 신호의 변화가 완만한 부분에서는 낮은 해상도로 분해하는 다해상도 분해가 가능한 변환 방법이며, 웨이블릿 변환을 이용한 특징 추출과 패턴 인식에 대한 연구도 활발히 진행 중이다. 본 논문에서는 웨이블릿 변환과 신경회로망을 이용한 의용영상의 병소 패턴을 인식하는 새로운 방안을 제시한다.

제시된 연구의 결과는 의용영상의 판별 시스템 구축으로 PACS의 성능향상에 크게 이바지 하리라 생각된다. 본 논문에서의 실험 영상은 위장 영상으로 하였다.

II. 의용영상(위장영상)의 병소부위 특징 추출을 위한 파라미터

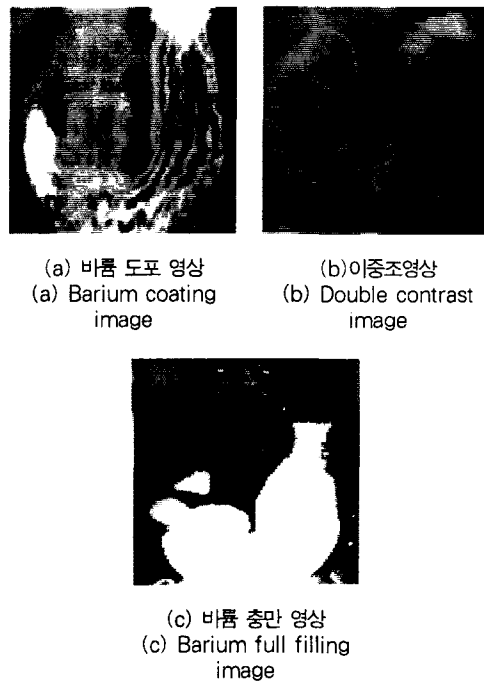


그림 2-1. 정상적인 위장 조영상
Fig. 2-1. Normal gastrointestinal image

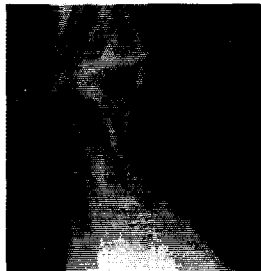
위장 바륨조영 검사는 검사목적에 따라 바륨단일조영(Single Contrast)을 하거나, 바륨과 가스를 이용하여 이중조영(Double Contrast)을 하거나 한다. 일반적으로 (1) 점막주름 및 용기성 병변 진단에는 바륨도포영상(White Wash View)내지는 압박영상(Compression View)이 이용되고, (2) 점막표면의 미세구조 및 미소병소 진단에는 이중조영상이 이용되며, (3) 위 전체의 형태 파악과 연동 및 배출기능 관찰에는 바륨 충전영상(Filling View)이 이용된다[3].

그림2-1의 (a)는 50~100ml의 바륨액을 먹인다음 점막 주름을 희게 도포하고 촬영한 바륨도포영상이다. 바륨도포영상을 relief 영상이라고도 하며, 이 영상에서는 점

막 주름이 잘 나타난다. 그림2-1(b)는 100~150ml의 바륨액과 발포제를 먹인다음 촬영한 이중조영영상으로서, 이 영상에서는 점막표면의 미세구조가 잘 나타난다. 그림 2-1 (c)는 200~300ml의 바륨액을 먹인다음 촬영한 바륨충만상으로서, 이 영상에서는 위의 윤곽, 크기 및 위치를 한 눈에 볼 수 있고, 또한 연동파를 관찰할 수 있다.



(a) 이중조영상
(a) Double contrast image



(b)압박영상
(b) Compression view

그림 2-2. 위 궤양 영상
Fig. 2-2. Stomach ulcer image

그림2-2 (a)는 위체 후벽 소만측에 생긴 궤양형 위암을 보여주고 있다. 암성궤양 주위에 있는 추벽은 불규칙하게 절단되고 변형된 반면, 위궤양 주위 추벽은 궤양 변연까지 계속되고 가지런히 배열되어 별로 변형되지 않는 점이 다르다. 그림2-2(b)는 위소만 수직부를 중심으로 촬영한 바륨조영 압박영상(Compression view)으로서, 화살표로 표시한 곳에 하얀 작은 바륨집합상이 보이는데, 이는 위궤양의 영향으로 위점막이 병소 부위로 끌려가고 있음을 보여주고 있다[3].



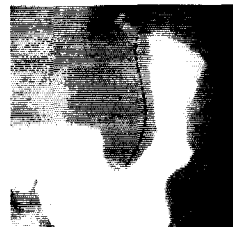
(a) 이중조영상
(a) Double contrast image
(b) 바륨 충만 영상
(b) Barium full filling image

그림 2-3. 천공성 위 궤양 영상
Fig 2-3. Stomach ulcer image of outpouching

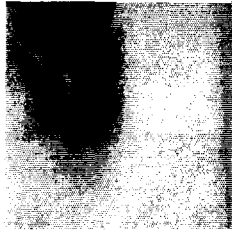
함요(Depression or excavation)란 용기에 대응하는 개념으로서, 위점막 내지는 위벽이 오목 들어간 상태를 말한다. 함요성 병변이 진행되면 병변이 위벽을 뚫고 밖으로 튀어나오는데, 이를 위 윤곽돌출(Outpouching)이라고 한다. 함요성 병변의 원인 질환은 병변이 점막층에만 국한되는 미란과 얇은 궤양에서부터, 뚜렷한 윤곽돌출을 초래하는 위계실과 궤양 그리고 누공에 이르기까지 다양하다. 이 중에서 위 궤양과 계실은 전형적인 윤곽돌출을 일으킨다.

그림2-3 (a)에서 위각을 보면, 강낭콩 크기만한 윤곽돌출이 바륨과 가스에 의해서 이중으로 조영되어 나타난다. 위의 함요성 병변은 이와 같이 위 내강과 연결된 윤곽돌출을 일으킨다(3).

그림2-3 (b)는 전형적인 천공성 위궤양의 바륨조영영상이다. 이 영상에서 위체의 소만을 보면, 화살표로 표시한 부분에 큼직한 윤곽돌출이 나타난다. 이는 위벽을 뚫고 위 밖으로 천공된 거대한 궤양을 나타낸다.



(a)함요성 위암
(a)Depression stomach cancer



(B) 위암의 압박 영상
(b) Compression view of stomach cancer

그림 2-4. 위암의 영상
Fig. 2-4. Stomach cancer image

그림 2-4 (a)는 위암으로 말미암은 위저 및 위체부위 불규칙한 윤곽선 결손을 보여주는 바륨조영 영상으로서, 원래의 위 윤곽선이 점선으로 표시되어 있다(3).

그림2-2, 그림2-3, 그림2-4에서 보여진 것처럼 위장의 병소 부위는 다음과 같은 특징을 갖는다.

- (1) 위점막이 병소부위로 끌려간다.
- (2) 병소부위가 밖으로 돌출된다.
- (3) 병소부위가 함몰된다

이와 같은 병소부위의 특징 파라미터를 웨이브렛 변환에 의해 검출하고자한다.

III. Wavelet에 의한 특징 추출

1. Wavelet 변환

디지털 신호 처리 과정은 연속적인 신호를 일정한 간격으로 샘플링하고 양자화하여 디지털 신호로 변환하는 컴퓨터 처리를 수행하게 된다. 디지털 신호로 변환하는 과정에서 원래 신호의 특징을 손실없이 변환하기 위해서는 높은 샘플링 주파수와 양자화 레벨이 요구된다. 또한, 변환 처리과정에서 샘플링은 신호의 특성에 따라서 입력 신호의 변화가 급격한 부분은 샘플링 간격을 조밀하게 완만한 부분에서는 간격을 크게 하는 것이 효율적이다. 이와 같은 비등간격의 샘플링은 시간 영역에서는 불가능하지만 신호를 지수 스케일의 주파수 대역으로 분해하고 각

대역을 등간격으로 샘플링하면 가능해진다. 신호의 변화가 급격한 부분에서는 샘플링 간격을 작게 완만한 부분에서는 간격을 크게 하여 처리하는 웨이브렛 변환을 이용하면 고정된 크기의 창함수를 이용하는 단구간 푸리에변환(STFT: Short Time Fourier Transform)보다 신호의 특성 추출을 효과적으로 처리할 수 있다[13,14].

2. 웨이브렛 변환의 분해 및 합성

Ingrid Daubechies[13]와 Stephane mallat[15] 등에 의해 발표된 웨이브렛 변환은 푸리에 변환과 같이 기저 함수들의 집합으로 신호를 분해하는 하나의 방법이다. 그러나, 푸리에 변환과 달리 국부적으로 에너지가 집중된 대역 통과 신호인 웨이브렛들을 기저 함수로 사용한다. 이러한 웨이브렛들은 모 웨이브렛(Mother wavelet)이라 불리는 하나의 원형 웨이브렛(Prototype Wavelet)을 확장하고 이동시켜 얻을 수 있다. 웨이브렛 변환에서는 확장된 신호의 주파수를 언급하는 것보다 몇 배로 확장했는가 하는 확장인자를 언급하며 이 인자를 스케일(Scale)이라 부른다. 이때, 스케일의 값으로 2^j 의 배수가 주로 사용된다. 스케일이 증가할수록 주어진 스케일에서의 웨이브렛 변환 신호의 공간 해상도는 떨어지고 낮은 주파수 대역의 성분을 나타내게 된다. 가우시안 함수와 같은 형태의 평활화 함수 $\theta(x)$ 의 도함수를 $\psi(x)$ 라 할 때 두면 $\psi(x) = \frac{d\theta(x)}{dx}$ $\theta(x)$ 의 도함수를

$\int_{-\infty}^{\infty} \theta(x) dx = 1, \lim_{x \rightarrow \pm\infty} \theta(x) = 0$ 의 성질을 가지고 있으며 $\theta(x)$ 의 도함수 $\psi(x)$ 는 다음 식(1)을 만족한다.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx = 0 \dots\dots\dots (1)$$

웨이브렛은 식(1)의 성질을 만족시키는 모 웨이브렛이라 불리는 하나의 원형 웨이브렛인 $\psi(x)$ 를 신축/병진(Dilation/Translation)하여 구하며 식 (2)와 같다 [13].

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \dots\dots\dots (2)$$

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 웨이브렛이고 $a > 1$ 이면 폭이 큰 저주파 웨이브렛이다. 웨이브렛의 형태는 제안한 사람들에 따라 형태가 다양하며 각각의 웨이

브렛의 특성과 장점에 따라서 응용 분야가 다르다. 가장 기본적으로 오래된 웨이브렛의 일종인 Haar 웨이브렛은 식(3)와 같다.

$$\phi(x) = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \leq x \leq \frac{1}{2} \\ -1 & \text{for } \frac{1}{2} \leq x \leq 1 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

$\phi(x)$ 를 모 웨이브렛으로 하고 식(2)에서의 스케일링 계수 a 를 2^j 로 놓고 j 를 스케일이라 하면 웨이브렛 $\psi_j(x)$ 는 다음 식 (4)과 같이 표현된다.

$$\psi_j(x) = \frac{1}{2^{j/2}} \phi\left(\frac{x}{2^j}\right), \quad j \in Z \quad (4)$$

여기서, Z 는 정수의 집합이다.

입의 신호 $f(x)$ 의 스케일 j 에 대한 웨이브렛 변환은 다음 식 (5)과 같이 원신호와 웨이브렛과의 상승 적분(Convolution)으로 정의된다.

$$W_j f(x) = f * \psi_j(x) \quad (5)$$

여기서, $\psi(x) = d\theta(x) \frac{1}{dx}$ 이므로 식(5)은 식 (6)과 같이 된다.

$$\begin{aligned} W_j f(x) &= f * (2^{j/2} \frac{d\theta_j}{dx})(x) \\ &= 2^{j/2} \frac{d}{dx} (f * \theta_j)(x) \end{aligned} \quad (6)$$

따라서, 스케일 j 에서의 웨이브렛 변환 $W_j f(x)$ 는 $\theta_j(x)$ 는 $\psi_j(x)$ 의 정의와 같은 방법으로 $\theta(x)$ 로부터 정의된다. 한편, $W_j f(x)$ 로부터 원신호 $f(x)$ 는 다음 식 (7)와 같이 합성될 수 있다.

$$f(x) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} W_j f(x) * \bar{\psi}_j(x) \quad (7)$$

이와 같이 분해 웨이브렛 $\psi(x)$ 와 합성 웨이브렛 $\bar{\psi}(x)$ 가 서로 다르고 그 주파수 특성이 다음 식 (8)과 같을 때의 변환을 쌍직교(Biorthogonal) 웨이브렛 변환이라고 한다.

$$\sum_{j=-\infty}^{\infty} \Psi(2^j w) \bar{\Psi}(2^j w) = 1 \quad (8)$$

식 (8)에서 Ψ 와 $\bar{\Psi}$ 는 각각 ψ 와 $\bar{\psi}$ 의 푸리에 변환을 나타낸다.

실제 관측된 영상 신호를 대상으로 할 경우 이러한 실제 신호의 해상도에는 한정이 있다. 가장 해상도가 높은

스케일을 $j=0$ 인 것으로 하면, 이때의 스케일 한계에 의한 효과를 표현하기 위해 주파수 특성이 다음과 같은 성질을 가지는 스케일링 함수 $\theta(x)$ 를 정의할 수 있다.

$$|\Phi(w)|^2 = \sum_{j=1}^{\infty} \Psi(2^j w) \bar{\Psi}(2^j w) \quad (9)$$

여기서, Φ 는 ϕ 의 푸리에 변환을 나타낸다. 이 $\phi(x)$ 는 식 (8)으로부터 $|\Phi(0)|=1$ 이 됨을 쉽게 증명할 수 있다. 따라서, $\phi(x)$ 는 적분이 1이 되므로 평활화 함수가 될 수 있다. 스케일 j 에서 평활화된 신호 $S_j f(x)$ 는 다음과 같이 $f(x)$ 와 $\phi_j(x)$ 의 상승 적분으로 정의되는 근사 신호이다.

$$S_j f(x) = f * \phi_j(x) \quad (10)$$

여기서, $\phi_j(x)$ 는 다음과 같다.

$$\phi_j(x) = \frac{1}{2^{j/2}} \phi\left(\frac{x}{2^j}\right) \quad (11)$$

스케일 j 가 커질수록 평활화로 인하여 $S_j f(x)$ 에는 $f(x)$ 의 더 많은 상세신호가 사라지게 된다. 한편, $S_0 f(x)$ 즉 $f(x)$ 는 다층 스케일로 분해된 상세신호와 근사신호로부터 다음 식 (12)와 같이 합성됨을 식 (7), 식(9)에 의하여 증명할 수 있다.

$$\begin{aligned} f(x) &= S_0 f(x) \\ &= W_1 f(x) * \bar{\psi}_1(x) + S_1 f(x) * \bar{\phi}_1(x) \\ &= W_1 f(x) * \bar{\psi}_1(x) + W_2 f(x) * \bar{\psi}_2(x) + S_2 f(x) * \bar{\phi}_2(x) \\ &= \dots \\ &= \sum_{j=1}^J W_j f(x) * \bar{\psi}_j(x) + S_J f(x) * \bar{\phi}_J(x) \quad (12) \end{aligned}$$

여기서, $\bar{\phi}$ 는 합성 스케일링 함수이며 분해 스케일링 함수 ϕ 의 복소쌍을 나타낸다. J 는 $J \geq 1$ 인 임의의 스케일을 나타낸다[16].

또한, $\phi(x, y) = \phi(x)\phi(y)$ 를 2차원 스케일링 함수라 할 때 1차원 스케일링 함수 $\phi(x)$ 를 갖는 1차원 웨이브렛을 $\psi(x)$ 라고 하면 2차원 웨이브렛들은 다음 식 (13)와 같이 분리 가능한 다해상도 근사화로 설명할 수 있다.

$$\begin{aligned} \psi^A(x, y) &= \phi(x)\phi(y) \\ \psi^H(x, y) &= \phi(x)\phi(y) \\ \psi^V(x, y) &= \phi(x)\phi(y) \\ \psi^D(x, y) &= \phi(x)\phi(y) \quad (13) \end{aligned}$$

이러한 정규 직교 기저(Orthonormal basis)로 분해된 2차원 신호는 다음 식 (14)과 같이 공간적으로 방향성을 지닌 저주파 성분으로 분해된다.

$$\begin{aligned}
 A_2 \cdot f &= \sum_k \sum_l h(2m-k)h(2n-l)A_2 \cdot f \\
 H_2 \cdot f &= \sum_k \sum_l h(2m-k)g(2n-l)A_2 \cdot f \\
 V_2 \cdot f &= \sum_k \sum_l g(2m-k)h(2n-l)A_2 \cdot f \\
 D_2 \cdot f &= \sum_k \sum_l g(2m-k)g(2n-l)A_2 \cdot f \\
 \dots\dots\dots (14)
 \end{aligned}$$

식(14)에서 h 는 분해 저역 통과 필터의 전달 함수이고 g 는 분해 고역 통과 필터의 전달 함수이다.

IV. Wavelet에 의한 병소 부위 특징 파라미터 추출

1. 특징 파라미터의 추출

이용영상(위장영상)에서의 병소 부위 패턴 인식을 위한 특징 파라미터의 추출 과정은 먼저 해상도가 [256 X 256 X 28]인 이용영상의 입력영상 신호를 식(14)에 의해 DWT하여 4레벨 DWT 계수 행렬을 구한다. 두 번째로 각각의 계수 행렬로부터 특징에 따라 모두 96개의 특징 파라미터를 다음과 같이 추출하여 이용영상의 질병의 종류 및 위치에 대한 특징 패턴으로 사용한다.

- ① 입력 영상을 4레벨 DWT를 수행한다.
- ② 4레벨 DWT 계수 행렬 중 저주파 계수 행렬로부터 32개의 특징 파라미터를 추출한다.
- ③ 4레벨 DWT 수평 고주파 계수 행렬로부터 16개의 특징 파라미터를 추출한다.
- ④ 4레벨 DWT 수직 고주파 계수 행렬로부터 16개의 특징 파라미터를 추출한다.

⑤ 4레벨 DWT 대각 고주파 계수 행렬로부터 32개의 특징 파라미터를 추출한다.

Step 1 : 저주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출.

16X16의 4레벨 저주파 계수 행렬로부터 계수들의 절대값을 구한 다음, 각각 16개 씩의 수평과 수직 방향으로 나열된 계수들의 합산값인 수평 및 수직누적 배열을 구하여 32개의 저주파 특징 파라미터로 한다. 표 1은 저주파 계수 행렬에서 특징 파라미터를 추출하는 알고리즘이다. 표1에서 변수 IMG는 입력 영상을 의미하며 db2는 Daubechies 웨이브렛 2[2φ]를 말한다. 또한, CA(i)와 CV(i), CV(i)와 CD(i)는 DWT하여 구한 4레벨의 저주파와 수평 고주파 그리고, 수직 고주파와 대각 고주파 계수 행렬을 의미한다. A4H와 A4V는 4레벨 저주파 계수 행렬로부터 구한 수평과 수직의 누적 배열이다.

표 1. 저주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출 알고리즘
Table. 1. The algorithm for extracting feature parameter of the coefficient matrix of low frequency

```

(CA1,CH1,CV1,CD1)=DWT2(IMG,'db2');
(CA2,CH2,CV2,CD2)=DWT2(CA1,'db2');
(CA3,CH3,CV3,CD3)=DWT2(CA2,'db2');
(CA4,CH4,CV4,CD4)=DWT2(CA3,'db2');
/* 웨이브렛 계수 행렬 중 저주파 계수
   행렬의 특징 파라미터 추출 */
for(i=1:16:)
    for(j=1:16:)
        A4H(j)=A4H(j)+abs(CA4(i,j));
        A4V(i)=A4V(i)+abs(CA4(i,j));
    end;
end.
    
```

Step 2 : 수평 고주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출.

16X16의 4레벨 수평 고주파 계수 행렬로부터 특징 파라미터의 추출은 계수들의 절대값을 구한 다음, 수평의 직각 방향으로 수직 방향으로 나열된 계수들의 합산값인 수직 누적 배열 H4V를 구하여 16개의 수평 고주파 특징 파라미터로 한다. 표 2는 수평 고주파 계수 행렬에서 특

징 파라미터를 추출하는 알고리즘이다.

표 2. 수평 고주파 계수 행렬에 대한 파라미터 추출 알고리즘
Table 2. The algorithm for extracting feature parameter of the coefficient matrix of horizontal high frequency

```
for(i=1:16:)
  for(j=1:16:)
    H4V(i)=H4V(j)+abs(CH4(i,j));
  end;
end;
```

Step 3 : 수직 고주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출.
16X16의 4레벨 수직 고주파 계수 행렬로부터 특징 파라미터의 추출은 계수들의 절대값을 구한 다음, 수직의 직각 방향인 수평 방향으로 나열된 계수들의 합산값인 수평 누적 배열 V2H를 구하여 16개의 수직 고주파 특징 파라미터로 한다. 표 3은 수직 고주파 계수 행렬에서 특징 파라미터를 추출하는 알고리즘이다.

표 3. 수직 고주파 계수 행렬에 대한 파라미터 추출
Table 3. The algorithm for extracting feature parameter of the coefficient matrix of vertical high frequency

```
for (i=1:16:)
  for(j=1:16:)
    V4H(i)=V4H(j)+abs(CV4(i,j));
  end;
end;
```

Step 4 : 대각 고주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출.
16X16의 4레벨 대각 고주파 계수 행렬로부터 계수들의 절대값을 구한 다음, 각각 16개씩의 수평과 수직 방향으로 나열된 계수들의 합산값인 수평 및 수직 배열 D4H와 D4V를 구하여 32개의 대각 고주파 특징 파라미터로 한다. 표4는 대각 고주파 계수 행렬에서 특징 파라미터를 추출하는 알고리즘이다.

표 4. 대각 고주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출 알고리즘
Fig. 4. The algorithm for extracting feature parameter of the coefficient matrix of diagonal high frequency

```
/* 웨이블릿 계수 행렬 중 대각
고주파 계수 행렬의 특징 파라미터 추출 */
for(i=1:16:)
  for(j=1:16:)
    D4H(j)=D4H(j)+abs(CD4(i,j));
    D4V(i)=D4V(i)+abs(CD4(i,j));
  end;
end;
```

2. 특징 파라미터의 정규화

DWT 계수 행렬로부터 구한 특징 파라미터를 인식을 위한 입력 벡터로 사용하기 위해서는 정규화 과정이 요구된다. 정규화는 특징 파라미터를 일정한 영역의 값으로 변환시키는 것을 의미하며 각각의 특징 파라미터들 중 최대값을 +0.5로 그리고, 최소값을 -0.5가 되도록 단계 1, 2, 3, 4로 수행하였다.

Step 1: 저주파 계수 행렬로부터 구한 모두 32개에 대한 특징 파라미터의 정규화는 16개씩의 수평[A4H(j)] 및 수직 누적 배열[A4V(i)] 중 각각 최대값과 최소값을 검색하여 최대값이 +0.5로 그리고, 최소값이 -0.5가 되도록 정규화를 수행한다.

Step 2 : 수평 고주파 계수 행렬로부터 구한 16개의 수평 고주파 특징 파라미터의 정규화는 16개의 수직 누적 배열[H4V(i)] 중 최대값과 최소값을 검색한 후, 첫 번째 단계와 동일하게 최대값을 +0.5로 최소값을 -0.5로 정규화를 수행한다.

Step 3 : 수직 고주파 계수 행렬의 수직 고주파 특징 파라미터에 대한 정규화도 첫 번째, 두 번째 단계와 동일하게 수평 누적 배열[V4H(i)] 중 최대값 최소값을 검색하여 +0.5에서 -0.5로 정규화를 수행한다.

Step 4 : 대각 고주파 계수 행렬에 대한 정규화도 16개씩의 수평[D4H(i)] 및 수직 누적 배열[D4V(i)] 중

각각 최대값과 최소값을 검색한 후 앞의 단계와 같이 최대값을 +0.5로 그리고, 최소값을 -0.5로 정규화를 수행한다.

V. 실험 및 고찰

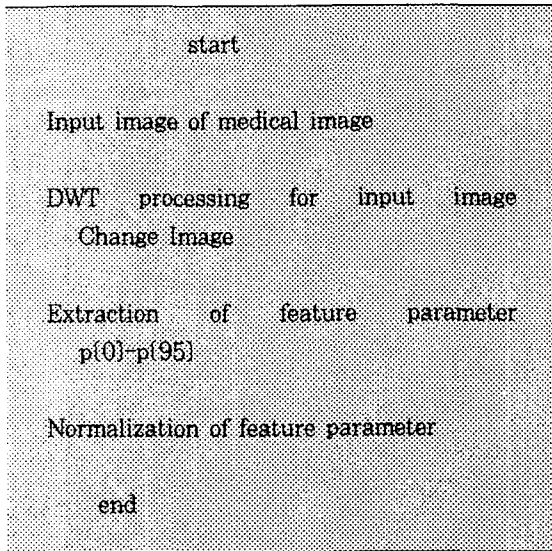


그림 5-1. 의용영상의 병소부위 특징추출 순서도
Fig. 5-1. Flowchart of disease region feature extraction on medical image

본 논문에서 제안된 알고리즘의 타당성을 검토하기 위한 모의 실험은 256X256X2 8레벨의 정상인의 위장 영상과 병소부위가 있는 위장 영상을 입력 영상으로 하여 펜티엄 PC에서 MATLAB을 이용하여 특징 추출을 하였다. 먼저 정상적인 위장 영상을 입력하여 그림5-1과 같이 입력 영상을 [32X32]으로 나누어 DWT 변환하여 계수를 구한 다음, DWT계수로부터 128개의 특징파라미터를 구하여 저장하고 병소부위가 있는 위장 영상을 입력하여 같은 방법으로 특징 추출을 한 후 정상 영상과 병소부위가 있는 영상의 차이를 추출하였다. 차이 영상은 위점막이 병소부위로 집중되거나, 병소부위가 돌출되며, 위 윤곽이 함몰되는 부분에서 주파수, 각도, 변형이 되는 특징을 갖는다.

추출한 차이 부분을 DB화하면, 의용영상의 자동판별

시스템에 활용할 수 있을 것이다.

V. 결론

본 논문에서는 의용영상의 병소 부위 특징 추출 알고리즘을 제안하였으며, 제안된 알고리즘으로 의용영상의 자동판별 시스템을 구축하면 PACS의 성능향상에 크게 이바지 하리라 생각된다. 본 논문에서 제안된 알고리즘을 검증하기 위하여 실험 영상은 위장 영상으로 하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 특징 파라미터 추출은 정상적인 영상과 병소부위가 있는 영상을 이용하였으며, 32X32 DWT계수로부터 특징 파라미터를 구하였다.
2. 특징 파라미터의 개수는 모두 96개로 정하였고, 첫 번째 블록인 블록(0,0)으로부터 주파수 특징 32개, 각도 특징 16개, 변형 특징 16개를 추출하였다. 또한 나머지 전체 블록으로부터 64개의 특징 파라미터를 구하였다.
3. 정상적인 영상의 특징과 병소부위가 있는 영상의 차이를 구하였다.
4. 차이 영상은 위점막이 병소부위로 집중 되거나, 병소부위가 돌출되며, 위 윤곽이 함몰되는 부분에서 주파수, 각도, 변형이 되는 특징을 갖는다.
5. 추출한 차이 부분을 DB화하면, 의용영상의 자동판별시스템에 활용할 수 있을 것이다.

향후 연구 과제는 파라미터 추출을 효과적으로 할 수 있는 알고리즘의 개발과 병소부위를 자동 판별할 수 있는 인식 알고리즘에 관한 지속적인 연구가 있어야 하겠다.

참고문헌

- [1] O. Ratib, M.D., Ph.D., "From PACS to the World Wide Web", Medical Imaging Unit Center of Medical Informatics Geneva University Hospital, osman@cih.hcuge.ch
- [2] 이상복, "디지털 의용영상의 생성과 병소 부위 인식에 관한 연구", 대원전문대학 논문지, 12월 1996.
- [3] 박용휘, "상부소화기X선진단", 수문사, pp 201-253, 5월 1998.
- [4] B. M. Mehtre, M. S. Kanhalli and W. F. Lee, "Shape Measurements For Content Based Image Retrieval : A Comparison", Technical Report 95-195-0, Institute of Systems Science, National University of Singapore.
- [5] 정화자, "DCT를 이용한 윤곽선 추출", 한국정보과학회 논문지(C), 제3권, 제1호, 1997.
- [6] rlarud수, 이영신, 김용국, 이운배, 김판구, "이산 코사인 변환을 이용한 형태 추출 기법", 한국정보처리학회 논문지 제5권, 5호, 5월, 1998.
- [7] 신창훈, 강태원, 이상복, 이명길, 이주신, "신경망을 이용한 SMD 인식에 관한 연구", 한국통신학회, 7월 1996.
- [8] 이명길, "웨이브렛 변환과 신경회로망을 이용한 SMD IC 패턴 인식에 관한 연구", 청주대학교 대학원 박사학위논문, 8월 1997.
- [9] 이상복, 박영, 이주신, "디지털 의용영상의 생성", 한국정보처리학회, 5월 1998.
- [10] K. S. Fu and A. Rosenfeld, "Pattern Recognition and Computer Vision.", IEEE Computer, pp274-282, October 1994.
- [11] Steven K. Rogers, Dennis W. RuckMatthew Kabrisky Gregory L.Tarr, "Artificial Networks for PatternRecognition", Intelligent Robots and Computer Vision VII, pp410-417, 1989.
- [12] Milan Sonka, Vaclav Hlavac and Roger Boyle, "Image Processing, Analysis and Machine Vision", CHAPMAN & HALL, pp192, 1995.
- [13] I. Daubechies, "Orthonormal bases of compactly supported wavelets". SPIE Optical Engineering Press, 1991.
- [14] Yves Meyer, "Wavelets", SIAM, 1994.
- [15] Stephan G. Mallat, " A theory for multiresolutional signal decomposition: the wavelet representation", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol. 11, No.7, PP. 674-639, July, 1989.
- [16] E.A.B. da silva and M.Ghanbari, "On the performance of linear phase wavelet transform in low bit-rate image coding", IEEE trans. On Image Processing, Vol .5,1996.

저자소개



이상복

1987년 2월 대전산업대학교(전자계산과)졸업 공학사
 1994년 2월 청주대학교 대학원(전자계산과)졸업 공학석사
 1997년 6월 청주대학교 대학원(전자공학과) 박사수료
 1987년 4월부터 1994년 2월 서울컴퓨터주식회사 대표이사
 1994년 3월부터 1995년 2월 웅진전문대(전자계산학과) 외래강사
 1995년 3월부터 현재 대원공과대학 전산정보처리과 조교수
 관심분야: PACS, Image Processing, 의용영상처리, 원격진료 등

이주신

청주대학교 전자공학과(Dept. of Electronics in ChongJu Univ.)
 정교수
 연구세부분야 : 컴퓨터 시스템(이미지 프로세싱)