

## 초음파 RF 신호의 Wavelet 변환을 이용한 혈관 벽의 두께 측정에 관한 연구

김재익 · 최홍호

인제대학교 의생명공학대학 의용공학과  
(2001년 3월 20일 접수, 2001년 3월 17일 채택)

### A Study on the Thickness Measurement of Blood Vessel Wall using the Wavelet Transform of Ultrasound RF Signal

J.Y. Kim, H.H. Choi

Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University

(Received March 20, 2000, Accepted March 17, 2001)

**요약** : 혈관에 발생하는 동맥 경화증은 그 발생 시기와 진행 정도를 예측하기 힘들어 초기 단계의 진단 및 치료가 어렵다. 이러한 이유로 혈관 질병의 진단은 많은 연구자들의 관심 대상이 되어왔고, 현재까지도 그 진단 장치 및 방법에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 혈관 벽의 두께 측정은 혈관 질병을 진단할 수 있는 대표적인 지표이다. 그러므로 본 연구는 혈관 벽에서 수신되는 초음파 RF(Radio Frequency) 신호를 wavelet 변환하여 두께를 측정할 수 있는 방법을 제안한다. 시뮬레이션 결과를 토대로 두께가 각각 0.53mm, 1.2mm인 고분자 물질을 가지고 두께측정 실험을 행하였다. 기존의 방법인 주파수 스펙트럼법과 제안한 방법인 wavelet 변환법에 의하여 측정된 평균 두께는 0.53mm인 경우 각각  $0.670 \pm 0.168$ mm (79.10%),  $0.448 \pm 0.084$ mm (84.53%)이고, 1.2mm인 경우 각각  $0.962 \pm 0.072$ mm (80.17%),  $1.149 \pm 0.066$ mm (95.15%)이다. In-vitro 실험을 행하기 위하여 한천, gelatin, SiC 결정을 가지고 두께가 0.85mm인 혈관 유사 시편을 제작하였고, 이 시편으로부터 데이터를 획득하여 이를 제안한 방법으로 두께를 측정하였다. 그 결과 제안한 방법으로 측정된 평균 두께는  $0.8008 \pm 0.0154$ mm (94.22%)이다. 결론적으로 wavelet 변환을 통해서 혈관 벽의 두께를 정밀하게 측정할 수 있는 가능성이 있음을 알 수 있다.

**Abstract** : It is difficult to diagnose and treat in early-stage in that the period of appearance and the degree of progress of arteriosclerosis, which appears in the blood vessel, is not estimated. Because of that, researchers had a interest in diagnosing the vessel disease, and recently, investment about the diagnosing device and method is progressing actively. The wall thickness of blood vessel is a critical criterion that can diagnose the vessel disease.

Therefore, this study proposed the wavelet transform method to measure the wall thickness using the ultrasound RF(Radio Frequency) signal being reflected in the wall. Based on the simulation result, the experiment of thickness measurement was performed with the polymer material, having the thickness of 0.53mm, 1.2mm. The thickness was evaluated by the frequency spectrum method and the wavelet transform method, and in the phantom of 0.53mm, the average thickness is  $0.670 \pm 0.168$ mm (79.10%),  $0.448 \pm 0.084$ mm (84.53%), and in 1.2mm,  $0.962 \pm 0.072$ mm (80.17%),  $1.149 \pm 0.066$ mm (95.15%), respectively. To perform in-vitro, the blood vessel mimicking phantom was made of an agar, gelatin and SiC crystal. The thickness is 0.85mm. The obtained data from the phantom was transformed by the wavelet, and the thickness was measured. The resultant average thickness is  $0.8008 \pm 0.0154$ mm (94.22%). In the conclusion, the wavelet transform method is shown the probability to measure the wall thickness of blood vessel, precisely.

**Key words** : Arteriosclerosis, Ultrasound RF signal, Wavelet transform, frequency spectrum method, Blood vessel mimicking phantom

## 서 론

본 논문은 1998년도 인제대학교 학술 연구 조성비 보조에 의한 것임

통신저자 : 최홍호, (621-749) 경남 김해시 어방동 607

인제대학교 의생명공학대학 의용공학과

Tel. (055)320-3294, Fax. (055)337-1303

E-mail. hhchoi@bme.inje.ac.kr

인체 내 주요 혈관(성인)들의 벽은 내막(intima), 중막(media), 외막(adventitia)의 3층으로 구성되어 있다. 그 중 병리학적인

변화가 많은 부분은 내막과 중막이고, 내막-중막 복합체(intima-media complex)의 구성 성분들 중에서 일부분이 변형되어 질병을 일으키며, 혈관 벽의 두께(정맥, 동맥)는 0.5~2mm정도라고 병리학상의 연구들로부터 보고되었다. 혈관 벽의 두께 변화를 측정하는 것은 혈관 질병을 정밀하게 진단하는데 대단히 유용하다[23].

한편, 현재 이루어지고 있는 혈관 질병의 진단법으로는 조영제를 사용한 혈관 조영법이나 intravascular ultrasound라고 불리는 초음파 B-mode 단면 영상 등에 의한 영상 진단 방법을 들 수 있으나, 이들은 의료 현장에 익숙해져 있음에도 불구하고, 에코(echo)파가 혼재하는 스펙클 잡음(speckle noise) [11]과 영상의 탈락(drop-out)에 의한 초음파 영상의 해상도가 떨어지기 때문에 혈관 벽 두께에 대한 형태학적인 정보나 병리학적인 상태를 정량적으로 측정하는 것은 매우 곤란하다. 이와 같이 영상에 의한 방법이 한계에 도달하여 초음파 RF 신호를 이용하여 정밀하게 진단할 수 있는 방법들이 연구되어졌다. 대표적인 것으로 기존의 신호처리 방법인 주파수 스펙트럼법은 두께를 정밀하게 측정할 수 있는 가능성을 제시하였지만, 반사파간의 이득 차이가 크게 발생하면 측정 오차가 커지게 되는 단점이 있다[1]. 그러므로 이들 방법으로 혈관 벽 두께를 정밀하게 측정하는 것은 어렵다. 따라서 본 연구에서는 미소한 변화를 가진 두께를 정밀하게 측정할 수 있는 새로운 방법인 wavelet 변환법을 제안하고자 한다.

이 론

1. 주파수 스펙트럼[16]

혈관 벽에서 되돌아오는 내막과 외막 반사파를 주파수 영역으로 변환하면 주파수 변화율을 검출하는 것이 가능하다. 이 방법은 근접한 두 반사체에서 되돌아오는 반사파들의 경우 중첩에 의하여 주파수 스펙트럼의 형태가 scalloping 모양으로 나타나는 것을 이용한다. 일반적으로 이런 현상은 감쇠가 없는 초음파 반사체 중에서 주파수 특성의 변화가 없는 반사체가 인접해 있을 때 발생한다. 왜냐하면 초음파의 물리적 현상인 간섭 현상으로 인접한 신호의 골과 산이 일치하면 상쇄되고, 반대하면 증가하게 되는 현상 때문이다. 혈액과 내막의 경계면에서의 반사파(내막 반사파)를  $\gamma_1(t)$ , 중막과 외막의 경계면에서의 반사파(외막 반사파)를  $\gamma_2(t)$ 라 한다면, 혈관 벽에서 되돌아오는 반사파들을 수식(1)로서 나타낼 수 있다.

$$r_T(t) = r_1(t) + r_2(t) = r_1(t) + k r_1(t - \tau) \quad (1)$$

여기에서  $k$ 는 내막과 외막 반사파의 진폭비를 의미하고,  $\tau$ 는 혈관 벽에서 되돌아온 두 반사파간의 시간차이를 의미한다. 두 반사파를 푸리에 변환하여 전력 스펙트럼을 구하면 수식(2)와 같이 된다.

$$P(\omega) = |F[r_T(t)]|^2 = |(1 + k e^{-j\omega\tau})R(\omega)|^2 = (1 + k^2 + 2k \cos \omega\tau) |R(\omega)|^2 \quad (2)$$

이와 같이 구해지는 전력 스펙트럼의 이상적인 형태를 그림 1에 나타내었다.

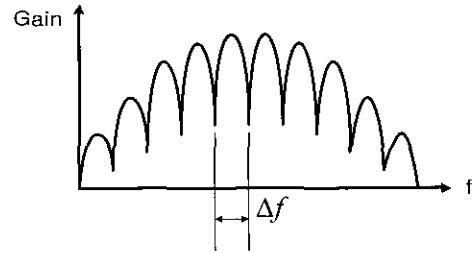


그림 1. 이상적인 전력 스펙트럼  
Fig. 1. Ideal power spectrum

수식(2)를 보면 두 개의 항으로 나누어져 있는데, 하나는  $\gamma_1(t)$ 의 전력 스펙트럼인  $|R(\omega)|^2$ 을 나타내고, 다른 하나는 주파수 영역에서 가리비 모양을 나타내게 하는 것으로 이런 현상을 scalloping 현상이라 부른다. 이 현상은 초음파 반사파의 주파수 변환에 있어서 특징적인 요소이므로 수식(2)의 첫 번째 항  $(1+k^2+2k \cos \omega\tau)$ 을 수식(3)으로 나타낼 수 있다[1][16].

$$\sum_i e_i^2 + 2 \sum_{i \neq j} e_i e_j \cos \omega \frac{2(d_i - d_j)}{C} = |SF(f)|^2 \quad (3)$$

이것은 반사파의 주파수 특성을 나타내는 scallop-factor (s-factor)라 부르며, 신호의 해석 시간 내에 여러 개의 반사파들이 첨가되어 나타나는 경우이다. 만약 수식(3)의 제 2항을 영(zero)으로 하면 scalloping은 생기지 않는다. 그러므로 수식(3)을 통해 주파수 영역에서의 scalloping 주기를 알 수 있는데, 그것을 수식(4)로 나타낼 수 있다.

$$\Delta f = \frac{C}{2(d_i - d_j)} = \frac{\Delta \omega}{2\pi} = \frac{1}{\Delta \tau} (i \neq j) \quad (4)$$

Scalloping은 반사체의 간격이 좁아지면 느리게 변화한다. Scalloping 현상을 유용하게 이용하고자 하는 방법도 있지만, 조직 특성화를 하는데 있어서 중요한 파라미터인 주파수의 의존 감쇠를 측정하는 경우에는 큰 오차의 요인이 된다. 하지만 두께 특징에 있어서 주파수 스펙트럼법은 이 현상을 이용하게 된다.

이와 같은 scalloping의 주기( $\Delta f$ )를 dip frequency라고 하는데 그림 1에서 알 수 있듯이, ( $\Delta f$ )를 peakpicking법이라는 근사해법으로 구하면 반사파간의 시간 차이를 구할 수 있게 된다. 즉 벽의 두께( $x$ )는 초음파의 혈관 벽을 통할 때의 음속

을 알면 수식(5)로써 구할 수 있다.

$$x = \frac{C}{2\Delta f} \tag{5}$$

2. Wavelet 변환[20]

Wavelet은 시간 축에 대해서는 선형적인 특성을 갖고, 주파수 축에 대해서는 대수적인 크기를 가지므로 분석하고자 하는 창 의 크기를 원하는 구간 내에서 임의로 조절해가면서 분석할 수 있다는 장점이 있다. 즉, 높은 주파수에 대하여 분석할 때는 시간 축의 창 의 크기가 감소하여 좋은 시간 국부성을 보이고, 주파수 축에서는 창 의 크기가 증가하여 넓은 주파수 대역을 나타내어 준다. 또한, nonstationary한 신호 중에서도 스펙트럼이 아주 짧은 시간 동안에 변하는 신호의 국소화 문제에서도 그림 2와 같이 시간-주파수 축 상에서의 정보를 제공한다. 그림 2에서 첫 번째 그림은 같은 시간 영역에서 다른 주파수 영역을 나타내고, 두 번째는 다른 시간 영역에서 같은 주파수 영역과 다른 주파수 영역의 정보를 제공함을 의미한다. 이는 초음파 RF 신호의 분해능 문제로 반사파들이 중첩되어 발생할 수 있는데, wavelet transform에 의하여 반사파들을 분리해 낼 수 있다는 가능성을 제시한다.

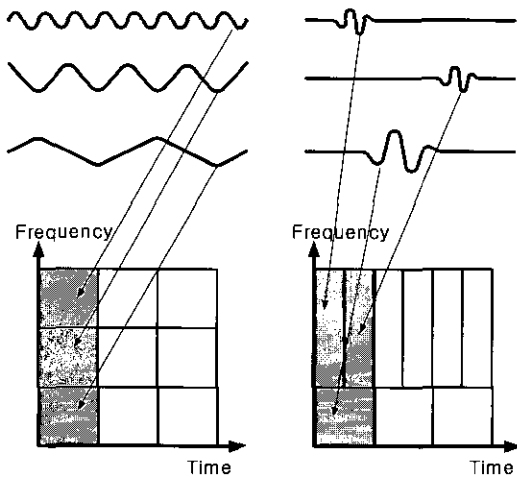


그림 2. 시간-주파수 국소화  
Fig. 2. Time-frequency localization

Wavelet transform은  $\Psi(t)$ 로 정의되는 mother wavelet을 변이 시키고, 확대, 축소시킴으로써 얻어지는 함수들의 집합을 말하며, 그 변환의 기본식은 수식(6)에 나타나 있다.

$$F(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) f(t) dt \tag{6}$$

여기에서  $a$ 는 기저 wavelet의 크기를 조절하는 인자로서 기저 wavelet의 형태는  $a > 1$ 이면 확장되고,  $a < 1$ 이면 축소된다. 그리고  $b$ 는 wavelet의 시간 축 상에서 위치를 조절하는 인자

로서,  $b$ 를 변화시킴으로써 wavelet의 기저를 원하는 곳에 놓을 수 있다. Wavelet transform은 앞서 언급된 변환식에서의 크기 인자  $a$ 와 시간천이 인자  $b$ 를 이산치로 나타냄으로써 이루어진다. 이를 위한 방법으로서 2의 승수를 사용하게 되며, 이 때의 이산 wavelet 함수는 수식(7)과 같이 표현될 수 있다.

$$\Psi_{2^j}(t) = 2^j \Psi(2^j t) \tag{7}$$

다중 해상도 분석은 wavelet transform을 이용할 때 가장 많이 사용되고 있는 분석법중의 하나로서, 분석하고자 하는 신호를 그 신호의 특성에 따라 분석이 가능하며 다양한 크기와 해상도로서 신호에 포함되어 있는 성분들을 나타낼 수 있다. 이 알고리즘은 신호의 성분을 단계별로 더욱 세밀하게 표현하는 wavelet을 만들어서 적용하는 과정을 거치게 된다. 즉,  $2^j$ 만큼 확장된 수식(7)에 있는 이산 wavelet 함수  $\Psi_{2^j}(t)$ 를 시간 축에서  $2^{-j}n$ 만큼 천이 시키고,  $\sqrt{2^{-j}}$ 로 정규화 함으로써 수식(8)의 정규 직교 wavelet이 된다.

$$\sqrt{2^{-j}} \Psi_{2^j}(t - 2^{-j}n) \tag{8}$$

즉,  $j$ 를 0부터  $-j$ 까지 적용하여, 해석하고자 하는 신호를 approximation 성분  $A(j)$ 와 detail 성분  $D(j)$ 로 나누는 것이다. 나누어진 성분들은 단계적으로 연속되는 더욱 세밀한 크기와 해상도를 갖게 되는데, 이는  $j$ 값의 변화에 따라서 detail 성분은 감소되고, approximation 성분은 계속 유지된다고 볼 수 있는 것이다. 그리고 이러한 과정을 주파수 영역의 관점에서 보면, approximation 성분은 저역 필터를 통과한 신호들이 되고, detail 성분은 고역 필터를 통과한 신호들로 나타나게 됨을 알 수 있다. 그림 3은 다중 해상도 분석을 적용하였을 때 신호가 분해되는 과정을 도식적으로 표현한 것이다.

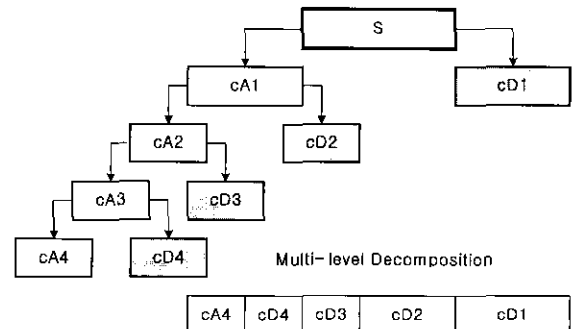


그림 3. 다중 해상도 분석  
Fig. 3. Multi-resolution analysis

Wavelet transform의 다중 해상도 특성을 이용하여 MATLAB의 Wavelet Toolbox를 가지고 초음파 반사 신호를 다중 분해한 뒤 주파수 영역에서 제 2고조파 성분이 가장 뚜

렷하게 나타나는 detail 성분들 중의 하나를 선택하여(단, detail 성분은 동일하게 설정) 포락선을 검출하고, 그 시간 차이를 측정한 뒤 수식(5)에 적용하여 두께를 계산할 수 있다.

**시뮬레이션**

초음파 RF 신호의 파형을 제작하기 위하여 초음파 파동의 수학적인 모델을 사용하였다. 이 모델은 수식(9)로 표현되어 질 수 있다.

$$r(t) = e^{-at} \sin 2\pi ft \tag{9}$$

여기에서 실제 사용 가능한 초음파 탐촉자의 RF 신호에 근접한 펄스 폭과 주파수 대역을 가지도록  $a$ 는  $2.5 \times 10^7$ , 중심 주파수  $f$ 는 10MHz로 하였다. 특히, 혈관 벽에서 되돌아오는 초음파 RF 신호는 내-외막 반사파로 이루어져 있기 때문에 수식(1)에 근거하여 진폭비  $k$ 를 5로 하고, 시간 간격  $\tau(\mu s)$ 를 0.1~0.5까지 0.1의 단계로 하여 파형을 제작하였다. 이와 같이 제작된 초음파 파형의 한 예( $k=5, \tau=0.2\mu s$ )가 그림 4에 나타나 있다. 그림 4에서 두 반사파 간의 간섭에 의한 중첩 현상이 일어나고 있음을 알 수 있다. 이 그림에서  $r1(t)$ 는 첫 번째 반사파를 의미하고  $r2(t)$ 는 인접한 두 번째 반사파를 의미하며, 서로 중첩되어 있어 하나의 반사파처럼 보인다.

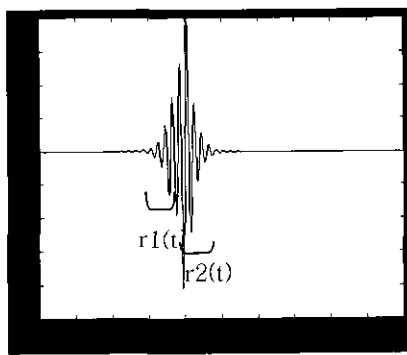
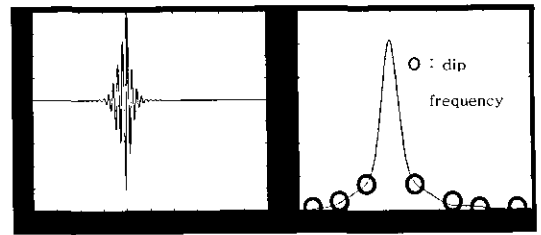


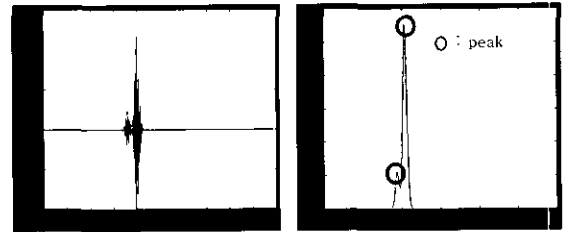
그림 4. 생성된 반사파  
Fig. 4. Generated echo signal

제작된 초음파 파형은 기존의 방법과 제안한 방법으로 그 시간 차이가 계산되어졌다. 그림 5에 처리 과정이 나타나 있다.

주파수 스펙트럼법에서는 반사파간의 이득 차이로 인해 dip frequency를 검출하는 것이 어렵다는 것을 알 수 있다. 하지만 제안한 방법은 중첩되어 있는 두 반사파의 분리가 가능하고, 이득에 상관없이 두께 측정이 가능하다는 것을 알 수 있다. 생성된 반사파들은 상호간의 간섭이 많이 일어나므로 분리되는 과정에서 주파수 변화도 보였다. 시뮬레이션에 의한 각 방법의 측정 결과가 그림 6에 나타나 있다. 그림 6에서 알 수 있듯이, 주어진 시간과 계산된 시간의 관계에서 제안한 방법이 기존의 방법과 비교해서 선형성이 더 잘 나타나 있음을 알 수 있다.

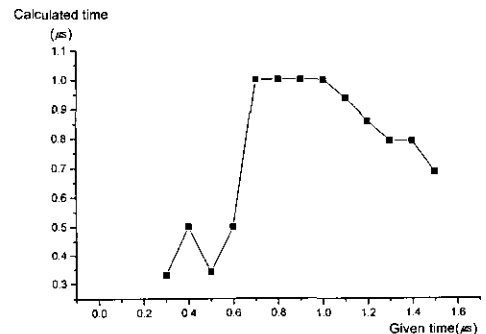


(a)

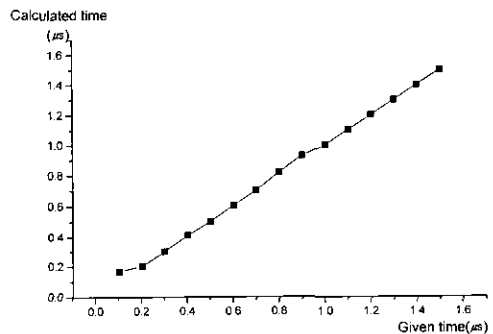


(b)

그림 5. 신호처리 과정 (a) 주파수 스펙트럼법 (b) wavelet 변환법  
Fig. 5. Processed procedure (a) frequency spectrum method (b) wavelet transform method



(a)



(b)

그림 6. 시뮬레이션 결과 (a) 주파수 스펙트럼법의 결과 (b) wavelet 변환법의 결과  
Fig. 6. Simulation result (a) result of frequency spectrum method (b) result of wavelet transform method

**실 험**

시뮬레이션을 통해 얻은 결과를 가지고 기초 실험과 in-vitro

실험을 행하였다. 그림 7에 도식화된 실험 장치가 나타나 있다.

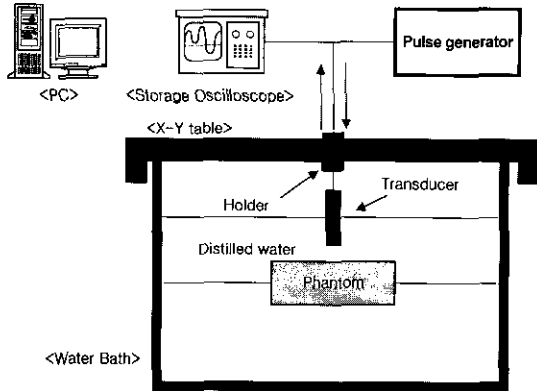


그림 7. 실험 장치  
Fig. 7. Experimental setup

1. 기초 실험

각각 다른 두께(0.53mm, 1.2mm)를 가지고 있는 시편으로부터 10MHz 트랜스듀서를 사용하여 초음파 반사파를 획득하였다. 샘플링 주파수 50MHz로 데이터를 획득하였고, 데이터 수는 시편 당 50개씩이다. 사용된 시편이 고분자 물질이므로 음속은 2500 m/s[23]이다. 그림 8과 그림 9는 획득된 반사파들의 한 예와 각 방법에 의하여 처리된 신호의 예를 나타내고 있다.

각 방법에 의하여 측정된 두께의 결과가 그림 10에 나타나

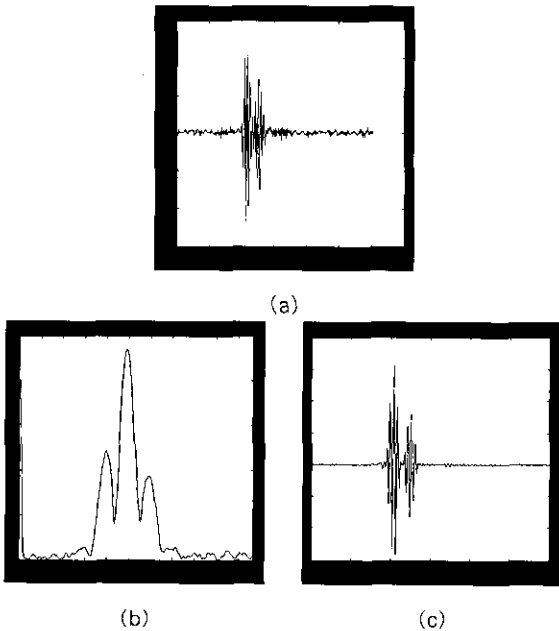


그림 8. 수신된 신호와 처리된 신호(0.53mm) (a) 원 신호 (b) 주파수 스펙트럼 (c) wavelet 변환 신호  
Fig. 8. Received echo and processed signal(0.53mm) (a) source signal (b) frequency spectrum (c) wavelet transform signal

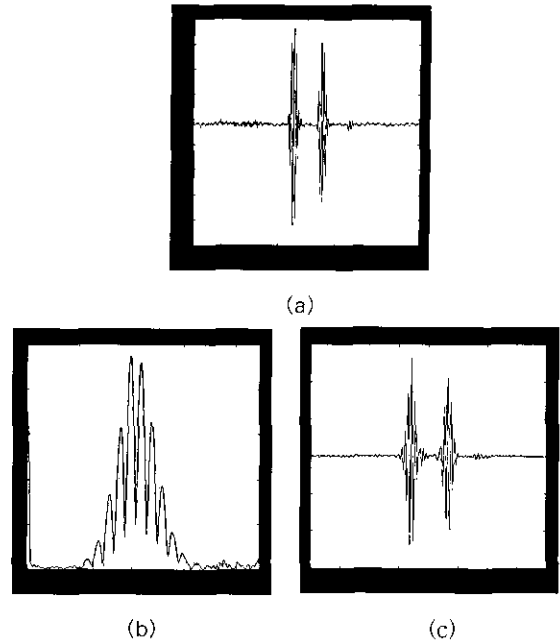


그림 9. 수신된 신호와 처리된 신호(1.2mm) (a) 원 신호 (b) 주파수 스펙트럼 (c) wavelet 변환 신호  
Fig. 9. Received echo and processed signal(1.2mm) (a) source signal (b) frequency spectrum (c) wavelet transform signal

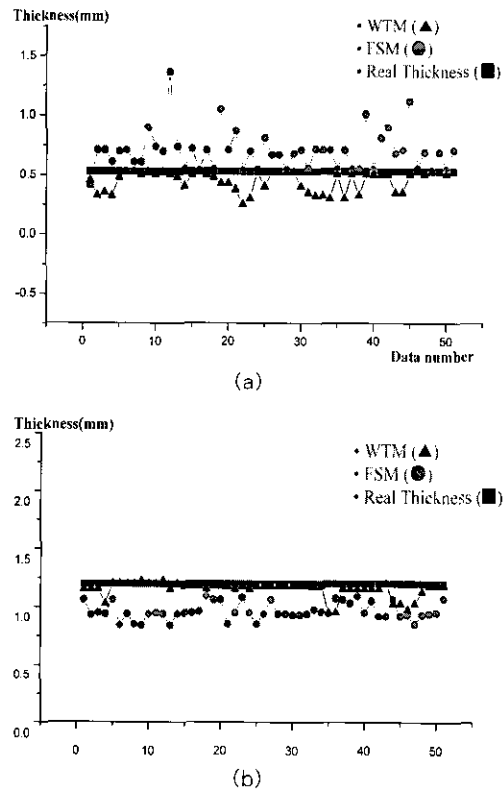


그림 10. 기초 실험 결과 (a) 0.53mm의 결과 (b) 1.2mm의 결과  
Fig. 10. Basic experimental result (a) result of 0.53mm(b) result of 1.2mm

있다. 실제 두께가 0.53mm인 시편에서 주파수 스펙트럼법(FSM)에 의하여 측정된 평균 두께는  $0.670 \pm 0.168\text{mm}$ (79.10%)이고, wavelet 변환법(WTM)에 의하여 측정된 평균 두께는  $0.448 \pm 0.084\text{mm}$ (84.53%)이다. 그리고 실제 두께(Real Thickness)가 1.2mm인 시편에서 주파수 스펙트럼법에 의하여 측정된 평균 두께는  $0.962 \pm 0.072\text{mm}$ (80.17%)이고, wavelet 변환법에 의한 경우는  $1.149 \pm 0.066\text{mm}$ (95.15%)이다. 이 결과를 통해서 측정된 시편의 두께는 주파수 스펙트럼법을 이용한 것보다 wavelet 변환법을 이용한 방법이 실제 두께에 더욱 근접하였다는 것을 알 수 있다.

**2. In-vitro 실험**

혈관과 유사한 시편을 제작하기 위하여 적절한 초음파 특성을 가질 수 있도록 한천과 gelatin, SiC 결정을 사용하였다. 각 구성 물질의 중량은 한천 3%, gelatin 8%, SiC 2%로 하였다. 제작된 시편의 두께는 0.85mm이다. 그림 11은 제작된 시편의 형태와 데이터를 획득하는 과정을 도식화한 그림이다.

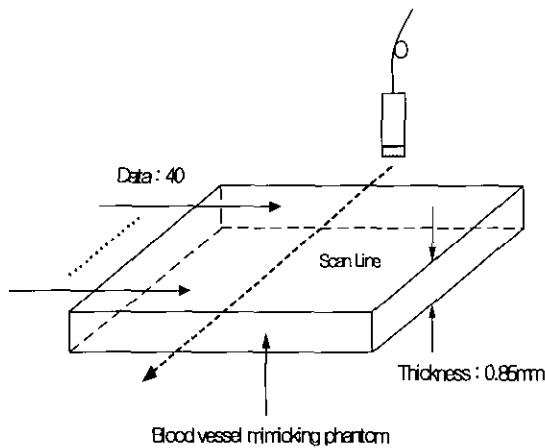


그림 11. 혈관 유사 시편의 도식화와 데이터 획득 과정  
 Fig. 11. Schematic of blood vessel mimicking phantom and process of data collection

획득된 초음파 반사파들의 주파수 스펙트럼에서 dip frequency가 발생하지 않아 기존의 방법인 주파수 스펙트럼법으로 두께를 측정할 수가 없기 때문에 제안한 방법과의 비교를 위해 원래 신호의 시간 차이를 측정하여 시편의 두께를 계산하였다. 이 때 사용한 음속은 생체 연부 조직의 평균 음속인 1540m/s이다. 제안한 방법에 의하여 측정된 두께의 평균은  $0.8008 \pm 0.0154\text{mm}$ (94.22%)이고, 원래 신호의 시간 차이에 의하여 측정된 두께의 평균은  $0.7332 \pm 0.0133\text{mm}$ (86.26%)이다. 그 결과가 그림 12에 나타나 있다. 결과 그래프에서 알 수 있듯이 원으로 표시된 데이터(제안한 방법에 의하여 측정된 두께 데이터)가 실제 두께에 더 근접해 있음을 알 수 있고, 원래 신호를 가지고 측정된 두께는 실제 두께보다 더 작게 평가하고 있음을 알 수 있다.

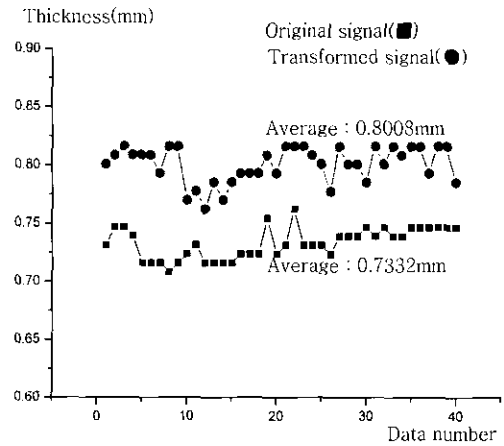


그림 12. In-vitro 실험 결과  
 Fig. 12. Result of in-vitro experiment

**결 론**

본 연구에서는 nonstationary한 신호의 분석 방법중 하나인 wavelet 변환법을 혈관 벽의 두께를 측정할 수 있는 방법으로 제안하였다. 이 방법의 유용성을 시뮬레이션 통해서 확인하였고, 또한 기초 실험과 in-vitro 실험에서 제안한 방법에 의하여 측정된 두께가 실제 두께에 더욱 근접하였다는 것을 알 수 있었고 측정 오차도 최소화 할 수 있었다.

앞으로 초음파 신호에 알맞은 mother wavelet의 개발이 이루어진다면 지금보다는 더 정확하고 정량적인 측정 결과를 얻을 수 있으리라 예상된다. 또한, 본 연구의 결과는 초음파 RF 신호를 이용한 혈관 벽의 두께를 측정할 수 있는 장치의 개발에 응용될 수 있을 것이라 생각된다.

**참 고 문 헌**

1. Nobuki Kudo, Xu Zhang, and Katsuyuki Yamamoto : Measurement of the Wall Thickness of the Carotid Artery using Ultrasound Radiofrequency Echo signals. J Med Ultrasonics Vol. 25 No. 3 1998
2. Motoya Hayase et al : Intravascular Ultrasound. Jpn J Med Ultrasonics Vol. 23 No. 10 1996
3. Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Fredrick J. Schoen : Biomaterials Science. Academic press, p283-296, 1996
4. Lee DY, Eigler N, Luo H, et al : Effect of intracoronary ultrasound imaging on clinical decision making. Am Heart J. 1995 Jun ; 129(6) : 1084-1093
5. Fitzgerald PJ, Belef M, Connolly AJ, et al : Design and initial testing of an ultrasound-guided directional atherectomy device. Am Heart J. 1995 Mar ; 129(3) :

- 593-598
6. Honye J, Mahon DJ, Jain A, et al : Morphological effects of coronary balloon angioplasty in vivo assessed by intravascular ultrasound imaging *Circulation*. 1992 : 85(1912) : 1012-1025
  7. Steven E. Nissen, John C. Gurley, David C. Booth, et al : Intravascular ultrasound of the coronary arteries. *J Am Cardiol* 1992 : 69 : 18-29
  8. Jonathan M. Tobis, Paul G. Yock : *Intravascular Ultrasound Imaging*. Churchill Livingstone Inc 1992 : p7-46
  9. John McB. Hodgson : *Atlas of Intravascular Ultrasound*. Raven Press. 1994
  10. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE : *Ultrasound Physics and Instrumentation*. 3rd ed. Mosby, 1995
  11. Chiaki Y, Masato N, Shin-ichi Y : Real time speckle reduction in ultrasound imaging. *Jpn J Med Ultrasonics*, 1986, 13(5) : 305-314
  12. Shinichi Yagi, Kiyoshi Nakayama : Ultrasonic Measurement of Vessel-Wall Thickness. 1982 : US82-43 : 9-16
  13. Mashiro S, Hikoyuki N, Takashi I, et al : Measurement of ultrasound velocity and acoustic impedance in arterial walls. 1988 : MBE88-21 : 1-6
  14. Tsutomu A, Morimasa N, et al : Velocity of ultrasound, acoustic impedance and reflectivity measured on arterial walls. 1994 : MBE94-36 : 93-98
  15. Hideyuki H, Hiroshi K, et al : Evaluation of the elastic modulus of the arterial wall by accurate noninvasive measurement of change in its thickness. *J Med Ultrasonics*. 1997 Vol. 24 : No.6
  16. K.Murakami et al : Scallop factor in Tissue Characterization. FUJITSU Laboratories
  17. Xu XL, Tewfik AH, Greenleaf JF : Time delay estimation using wavelet transform for pulsed-wave ultrasound, *Ann BME*, 1995, 23 : 612-621
  18. Sylvia S. Mader : *Human Biology*. 4rd WCIB. 1995 : p102-104
  19. James A. Zagzebski : *Essentials of Ultrasound Physics*. Mosby, 1996 : 46-47
  20. Y. T Chan : *Wavelet Basics*. Kluwer Academic Publisher 1995 : p1-101
  21. Madsen EL, Zagzebski JA, Banjavie RA, et al : Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Med Phys*, 1978, 5(5) : 391-394
  22. C.L. DE Korte et al : Elastic and Acoustic Properties of Vessel Mimicking Material for Elasticity Imaging. *Ultrasonic Imaging* 19, 112-126, 1997
  23. 일본 초음파 의학회 : 초음파 의학 - 기초에서 임상까지 - 동경 의학 서원