

## 초음파 Doppler법에 의한 비침투적인 생체조직의 진동속도 측정

박무훈\*·장윤석\*\*

= Abstract =

### In Vivo Doppler-Based Measurement of Bending Vibration Velocity in Liver Vibrated by Low Frequency Signal

M.H. Park\*, Y.S. Jang\*\*

In this paper, we present a new method to diagnose the characteristics of the soft tissue, especially a liver. In order to diagnose the characteristics of a liver, it is necessary to evaluate the propagation delay time and propagation velocity of bending vibration in a liver. For this purpose, we measure the propagation velocity of bending vibration in a liver for low frequency forced vibration using a standard ultrasonic Doppler diagnosis equipment. We have carried out preliminary experiments by using an ultrasonic probe of 3.5MHz and obtained some results.

This new measurement method developed here can be applied to new research and medical fields for acoustic non-invasive diagnosis of soft tissue.

**Key words** : Propagation velocity, Low frequency, Non-invasive, Ultrasonic doppler, Forced vibration

### 서 론

현재까지, 우리들이 경험하지 못한 초고령화사회를 목전에 둔 이 시점에서, 건강하고 행복한 생활을 보내기 위해서는 우선 개개인의 건강상태를 정확히 진단·평가하는 것이 가장 중요하다고 생각된다. 지금까지는 CT(Computed Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging), 초음파진단장치등이 의료분야의 발전에 공헌해 왔다. 한편, 생체내에서 발생하는 음향진동의 측정은 1816년 프랑스의 Laennec에 의해 개발된 청진기(stethoscope)를 시작으로[1], 1894년에는 프랑스의 Einthoven에 의해 심음계(phonocardiogram)가 발명되었고[2], 1924년에 拔山平에 의해 전기청진기(magnoscope)가 개발[3]되는 등 음의 전기적인 신호를 임상적인 응용에 도입하는 연구[4]가 행해졌다. 이와같은 음향진동에 의한 의료진단의 대상은 생체자체에서 발생하는 음향진동이고, 실제로

움직여서 방출되는 음향진동과형의 측정과 분석에 의해 생체조직의 점·탄성특성을 비침투적으로 평가 가능하기 때문에 의료진단의 긴 역사속에서 청음기술과 분석기술이 미친 영향은 크다. 이와같이 음향진동의 측정과 해석에 기초한 체내의 의료진단[5]을 음향진단이라고한다.

최근 알코올 등에 의해 만성간염이 증가하고 있다. 만성간염에 의해 간장(肝臟)내의 선유화(線維化)가 진행되면 간장(肝臟)의 기본단위인 간소엽(肝小葉)구조가 변화해서 머지않아 결절화(結節化)가 되어 간장(肝臟)전체가 굳어진다. 이런 상태가 간경화이고 간경화의 결절(結節)에서 자주 암(癌)이 발생하는 것으로 알려져 있다[6].

기존의 이런 간질환의 진단으로는 병리조직검사 등이 행해졌다. 그러나 간염(肝炎)에 의한 간장(肝臟)의 선유화(線維化)나 경화(硬化)에 의한 간(肝)의 상태를 조기 발견할 수 있다면 완치할 수 있는 가능성이 높아지게 된다. 더욱이 생체조직의 진단법이 비침투적인 방법이라면

\* 장원대학교 공과대학 국책사업단

\* College of Engineering, Chang-Won National University

\*\* 부경대학교 공과대학 전기공학과

\*\* Dept. of Electrical Engineering, Pukyung National University

통신저자 : 박무훈, (641-773) 경남창원시 사림동 9번지, Tel. (0551)79-7605, Fax. (0551)67-5142

환자의 부담도 덜 수 있을 뿐만 아니라 집단검진에 있어서도 이용될 수 있다고 생각된다.

생체조직의 선유화(線維化)나 경화(硬化)의 상태를 알 수 있는 유효한 정보로 이용되어지는 점·탄성특성은, 조직을 손으로 만졌을 경우의 단단함이나 탄력성에 관련되고 병과 연령에 의한 조직의 상태에 의존한다[7-12]. 이런 점·탄성특성은 외부에서 저주파진동을 생체표면에 가함으로써 조직중을 전파하게 되는 진동의 전파속도와 밀접한 관계가 있기 때문에, 진동의 전파속도계측에 관한 연구에 많이 이용되어졌다[13-16].

지금까지의 연구는 초음파진단장치를 이용해, 조직을 전파하는 진동의 위상분포화면에서 등위상면(等位相面)을 추정해 파장을 구하고,  $C = \lambda \cdot f$ 의 관계식에 의해 진동의 전파속도를 구했기 때문에 진동의 위상분포화면에서 파장의 계측오차로 인하여 진동의 전파속도의 계산정도의 신뢰성이 낮아지는 단점을 가지고 있었다.

따라서, 본 논문에서는 단단한 물체에 전달되어지는 파(波)의 전파속도가 빠르다는 것에 주목해, 초음파Doppler법[17]에 의해 외부에서 저주파진동을 생체표면에 가하여 조직내에 전해지는 진동을 몇군데서 측정, 이 계측점들 사이의 전달함수를 측정함으로써 신뢰성 높은 진동의 전파속도를 in-vivo에서 추정하는 방법을 제안하고, 생체조직내부에서 발생하는 진동의 전파속도의 차(差)를 이용해서 생체조직의 질환 특히, 간경화증의 진단에 대한 임상적인 응용에의 가능성을 목적으로 한다. 특히, in-vivo에서 초음파Doppler법을 이용해서 생체조직을 정확히 진단할 수 있다면 인체에 대한 위험도 없고, 진단경비도 많이 들지않을 뿐만 아니라 정기적인 검진이 훨씬 용이할 것이다. 뿐만 아니라 치료효과의 정량적인 평가를 위해서도 비침투적인 진단기술의 개발은 사회복지면에서도 의미가 크다고 생각된다.

### 실험장치 및 방법

그림 1는 본 연구에서 사용한 계측장치의 개략도를 나타내고 있다. 정현파발생기에 의해 30~70Hz가 입력된 대형vibrator(IMV corporation, MS-VE-01)로 외부에서 생체표면을 진동시켜 대형vibrator에 의해 발생한 생체조직의 진동 특히, 간(肝)내부의 진동을 초음파probe(3.5 MHz)를 사용한 초음파Doppler진단장치(JAPAN ALOKA (株))로 진동점의 직선상에 있는 3점에서 계측한다. 생체표면에서 조사(照射)한 초음파beam은 간(肝)에서 반사되고, 이 때 반사된 초음파는 Doppler효과를 일으키며 초음파probe에 수신(受信)된다. 이 때의 Doppler주파수성분을 검출하면 비침투적으로 간(肝)내부에서의 진동에 대한 전파속도를 구할 수 있다. 또한 각 계측점의 진동은

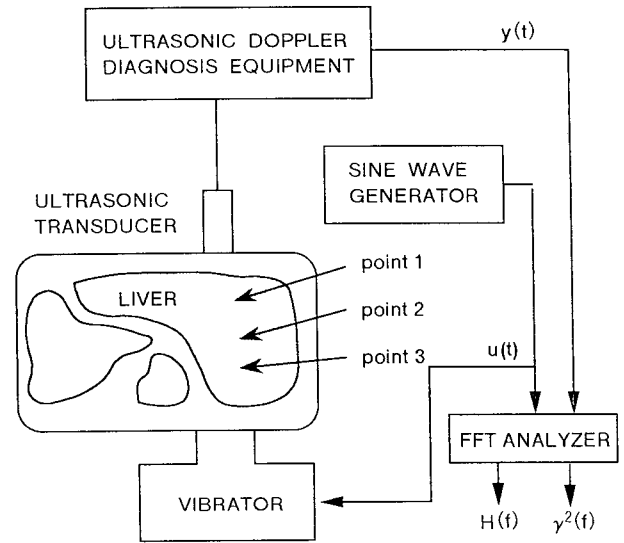


그림 1. 진동속도 계측시스템의 개략도

Fig. 1. Block diagram of in vivo measurement of forced vibration of liver using ultrasonic Doppler diagnosis equipment

초음파Doppler진단장치의 샘플볼륨(sample volume)을 이용하여 정확히 측정할 수 있다.

생체조직을 진동시키는 대형vibrator의 표면에서 가속도pick-up(ONO SOKKI(株))으로 측정된 입력신호  $u(t)$ 와 3.5MHz의 초음파probe를 사용한 초음파Doppler진단장치에서 측정된 출력신호  $y(t)$ 사이의 전달함수  $H(f)$ 와 coherence함수  $\gamma^2(f)$ 는 FFT analyzer에 의해 구해진다. 그리고 생체조직에 전달되어지는 입력신호  $u(t)$ 를 가속도pick-up를 이용해서 대형vibrator의 표면에서 측정된 이유는 대형vibrator내부의 주파수특성을 무시해서 보다 정확한 측정결과를 얻기 위해서이다.

전달함수  $H(f)$ 와 coherence함수  $\gamma^2(f)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다[18].

$$H(f) = \frac{E[Y(f) \cdot U^*(f)]}{E[|U(f)|^2]} \quad (1)$$

$$\gamma^2(f) = \frac{|E[Y(f) \cdot U^*(f)]|^2}{E[|U(f)|^2] \cdot E[|Y(f)|^2]} \quad (2)$$

여기서,  $E[\cdot]$ 는 평균화를 나타내고, \*는 공역복소수를 나타내며,  $U(f)$ 와  $Y(f)$ 는 입력신호  $u(t)$ 와 출력  $y(t)$ 의 Fourier변환을 나타낸다. 그리고 전달함수  $H(f)$ 는 다음 식으로도 나타낼 수 있다.

$$H(f) = |H(f)| \exp(j\theta) = |H(f)| \exp(-2\pi jf\tau) \quad (3)$$

여기서,  $f$ 는 진동주파수이고,  $\tau$ 는 전파지연시간이다. 그리고 계측한 각 점간의 거리를  $a$ 라고 하면 전달함수의

위상  $\Phi(f)$ 는 다음 식과 같이 구하여 진다.

$$\Phi(f) = -2\pi ft \tag{4}$$

이상에서, 감쇠회파의 전파속도  $v$ 는 다음과 같이 추정할 수 있다.

$$v = \frac{d}{\tau} = -\frac{2\pi d}{\frac{d\Phi(f)}{df}} \tag{5}$$

이 측정방법은 지금까지의 방법과는 다르게 입력신호와 출력신호에서 구해진 전달함수의 위상의 기울기로부터 진동의 전파지연시간을 구함으로써 진동의 전파속도를 구할 수 있기 때문에 조직내의 측정할 2점간의 거리를 짧게할 수 있다. 이런 이유로 보다 국소적(局所的)이고 보다 저주파에서의 진동의 전파속도의 계측이 가능하여진다. 더우기 본 측정법에서는 가속도pick-up를 이용해 대형vibrator의 표면에서 측정된 입력신호와 초음파probe(3.5MHz)를 사용한 초음파진단장치에서 측정된 출력신호사이의 coherence를 관측하면서 coherence의 값이 거의 1인 경우만 계측함으로써 보다 정확한 측정결과를 얻을 수 있는 장점이 있다.

### In-vivo 기초실험 및 결과

기초실험으로써 30~70Hz의 정현파가 입력된 대형vibrator를 이용해 외부에서 생체표면을 진동시켜 복부측(point 1)에서 반대측(point 3)으로의 세점에서의 진동을 계측한 실험결과를 그림 2와 그림 3에 나타냈다. 대상자는 건강한 22세의 남성이고 각 점의 거리  $d$ 는 10mm이다. 그림 2(a)와 그림 3(a)는 가속도pick-up를 이용해 측정된 입력신호  $u(t)$ 와 초음파진단장치를 이용해서 각 계측점에서 측정된 출력신호  $y(t)$ 의 coherence함수  $\gamma^2(f)$ 를 나타내고 있다. 그림 2(b)와 그림 3(b)는 coherence함수  $\gamma^2(f)$ 의 값이 거의 1인 경우에 측정된 각 계측점의 위상을 나타내고 있다. 이러한 측정결과에서 알 수 있는 바와같이 측정시에 coherence함수  $\gamma^2(f)$ 의 값이 거의 1이기 때문에 계측결과를 신뢰할 수 있고, 전달함수의 위상의 기울기로부터 보다 정확한 생체조직내의 진동의 전파속도의 값을 구할 수 있다.

표 1. 간(肝)내부에서의 두 계측점간의 진동의 전파지연시간과 전파속도의 계측결과

Table 1. Experiment results of propagation delay time and propagation velocity for bending vibration of 2 points in liver

계측점	지연시간[ms]	전파속도[m/s]
point 1 → 2	0.565	17.7
point 2 → 3	0.512	19.5

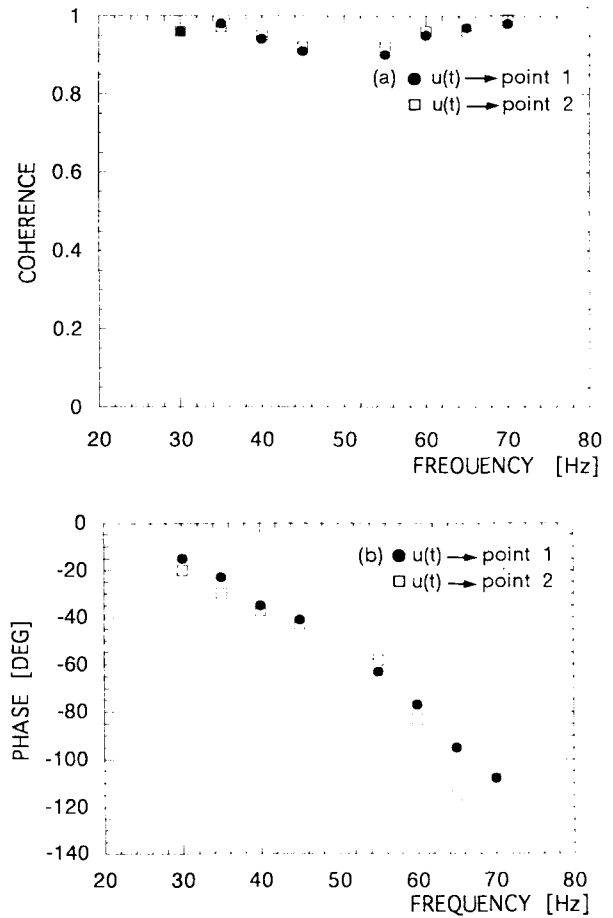


그림 2. In vivo에서의 측정결과(point 1 → 2)

(a) 각 계측점에서의 Coherence

(b) 전달함수의 위상

Fig. 2. In vivo experimental results(point 1 → 2)

(a) Coherence function

(b) Phase of transfer function from vibration point

다음에 간(肝)내부에서의 두 계측점간의 진동의 전파지연시간  $\tau$ 와 전파속도  $v$ 를 구한 실험결과를 표 2에 나타냈다. 이것은 속도분산성이 없다는 가정하에서 구해진 결과이다.

본 연구에서 구한 간(肝)내부의 진동의 전파속도와

표 2. YAMAKOSHI와 影山에 의해 구해진 간(肝)내부에서의 진동의 전파속도에 대한 값

Table 2. Experiment results of propagation velocity of bending vibration in liver by YAMAKOSHI and KAKEYAMA

연구자	전파속도[m/s]	진동주파수[Hz]
YAMAKOSHI(1989) [13]	24.0	300
YAMAKOSHI(1990) [15]	10.3	100
影山 (1993) [19]	5.0	40

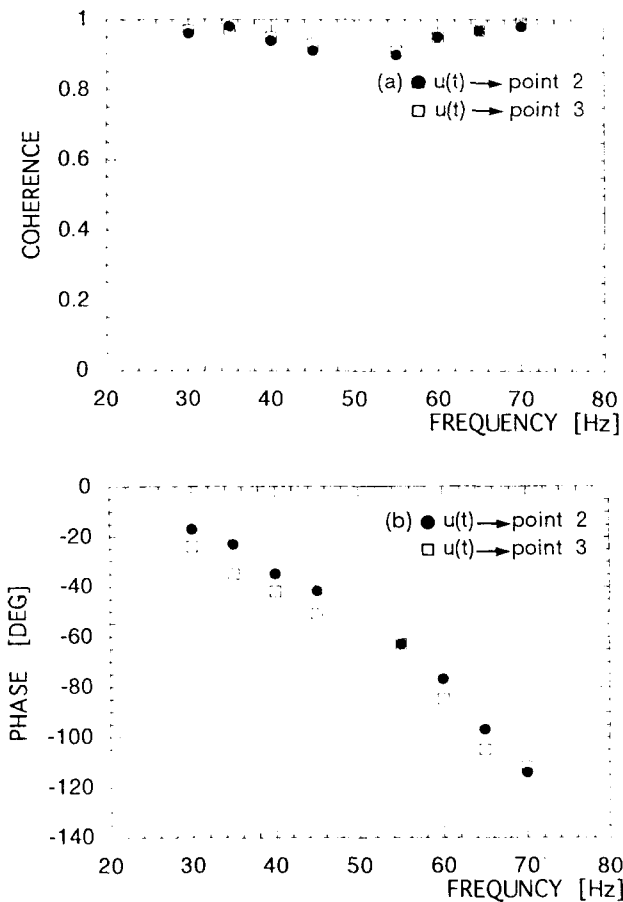


그림 3. In vivo에서의 측정결과(point 2→3)  
 (a) 각 계측점에서의 Coherence  
 (b) 전달함수의 위상  
 Fig. 3. In vivo experimental results(point 2→3)  
 (a) Coherence function  
 (b) Phase of transfer function from vibration point

비교를 위해서 표 2에서는 지금까지 구해진 간(肝)내부의 진동에 의한 전파속도를 나타낸다.

### 결 론

지금까지 행하여진 생체조직의 특성에 관한 연구는 초음파진단장치를 이용해, 간(肝)내부를 전파하는 진동의 위상분포화면에서 등위상면(等位相面)을 추정해 과장을 구하고,  $C = \lambda \cdot f$ 의 관계식에 의해 진동의 전파속도를 구했기 때문에 진동의 위상분포화면에서 과장의 계측오차로 인하여 진동의 전파속도에 대한 계산값이 신뢰성이 없었다.

본 연구에서는, 단단한 물체에 전달되어지는 파(波)의

전파속도가 빠르다는 것에 주목해, 대형vibrator를 이용해서 외부에서 저주파진동을 생체표면에 가해 간(肝)내부에 전달되어지는 진동을 초음파Doppler법으로 in-vivo에서 측정해, 이 계측점들에 관한 입력신호와 출력신호에서 구해진 전달함수와 coherence함수로 부터 간(肝)내부의 진동의 전파속도를 좀 더 정확하게 비침투적으로 추정하는 새로운 방법을 제안하였다.

또한 제안한 측정방법의 실용성을 조사하기 위해 건강한 22세의 남성을 대상으로 실험한 결과, 외부에서 저주파진동을 가했을 때 실제로 간(肝)내부에 전달되어지는 진동의 전파속도를 정확하게 측정했다.

생체조직의 질환, 특히 간경화증이란 간(肝)의 조직이 단단하게 변하는 질환으로써, 간경화증의 질환을 가진 환자의 간(肝)내부에서의 진동의 전파속도는 정상인보다 빠르다고 생각된다.

따라서 본 논문에서 제안한 새로운 측정방법을 이용해서 in-vivo에서 간(肝)내부의 진동의 전파속도를 정확하게 측정해, 정상인과 진동의 전파속도에 대한 차를 비교해서 간경화증을 정확히 진단할 수 있다. 그러나, 정확성이 보다 더 높은 진단을 하기 위해서, 같은지점에서 데이터의 수를 여러번으로 늘려서 평균 및 편차를 내어야 할 것이다.

본 연구에서는 생체조직의 간(肝)을 대상으로 하였지만, 이 측정방법이 in-vivo에서 다른 생체조직의 특성을 파악하는대도 이용되기를 기대한다.

### 참 고 문 헌

- 江倍 充外, 醫學概論. 第2章, 日本ME學會監修, CO-RONA社, 1991.
- 坂本 二培, 新醫學大系12B. 醫工學, 心音圖, 中山書店, 1993.
- 拔山 平一, 日本の醫界. 大正 14年.
- 海老名敏明, “呼吸音の電氣學的複寫の臨床的應用”, 抗酸菌病研究雜誌, 第5卷, 第 2 57, 1949.
- 金正 浩外, “音響振動による醫療診斷”, 情報處理學會, 第36卷 223-230, 1995.
- 山口和克, “病氣の地圖帳”, pp. 82-87
- 山越芳樹外, “IN VITROでの低周波振動の 搬速度の測定”, 第57回日本超音波醫學會講演論文集, 57-200, 1990. 11.
- 山越芳樹, “加振映像法による生體組織の粘彈性特性の評價”, JSUM Proceedings, pp. 93-94, 1991.
- K. J. Parker, S. R. Huang, R. A. Musurin and R. M. Lerner, “Tissue response to mechanical vibrations for sonoelasticity imaging”, Ultrasound in

- Med. and Biol. Vol. 16. No. 3. pp. 241-246. 1990.
10. Hisao Oka, Shunya Sakamoto and Takashi Irie, "Correction of apparent viscoelasticity of skin surface", Technical Report of IEICE. MBE 94-95, pp. 45-52. 1994.
  11. J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi and X. Li, "Elastography a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", Ultrasonic Imaging 13, 111-134, 1994.
  12. H. Ponnekanti, J. Ophir and I. cespedes, "Ultrasonic imaging of the stress distribution in elastic media due to an external compressor", Ultrasonic in MED. and Biol., Vol. 20, No. 1, pp. 27-33, 1994.
  13. Yoshiki Yamakoshi, Junichi Sato, and Takuso Sato, "Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. Vol. 37, No. 2, March 1990.
  14. T. A. Krouskop, D. R. Dougherty, and F. S. Vinson, "A pulsed doppler ultrasonic system for making non-invasive measurement of the mechanical properties of soft tissue", J. Rehab. Res. Dev., Vol. 24, pp. 1-8, Jan. 1987.
  15. 山越芳樹外, "軟組織における低周波振動の搬送速度の測定", 第54回日本超音波 醫學會講演論文輯 54-117, 1989.
  16. E. J. Chen, W. K. Jenkins, and W. D. O'Brien, Jr, "The impact of various imaging parameters on ultrasonic displacement and velocity estimates", IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 41, No. 3, 1994.
  17. 中島眞人, Clinical Ultrasound Series 9. 新しい超音波診断技術, 南江堂, 1991.
  18. 城戸建一, デジタル信號處理入門, 丸善株式會社, 1985.
  19. 影山 捻外, "高精度 搬送速度推定目的とされた加振映像係の構成", 第63回日本超音波 醫學會講演論文集 63V-2 1993.