

간 병변의 정량화를 위한 초음파 영상 신호의 감쇄상수 추정

(Estimation of Attenuation Coefficient based on Ultrasonic Image for Quantification of the Liver Diseases)

禹廣芳*, 申東鎬*, 李聖模*, 陳榮敏*, 李爐成*, 吳聖權*

(Kwang Bang Woo, Dong Ho Shin, Sung Mo Lee, Young Min Chin, No Sung Lee and Sung Kweon Oh)

要 約

본 논문에서는 간 병변의 객관적인 진단을 위한 정량적인 평가 계수를 구하기 위해 모의 간과 정상인 및 간 병변 환자를 대상으로 초음파 감쇄 상수를 추정하였다.

먼저, 정상인 간에서의 초음파 속도(1560m/s)와 비슷한 초음파 속도(1552m/s와 1562m/s) 특성을 가진 두 종류(No. 1과 No. 2)의 모의 간을 각각 5 개씩 제작하여, 입사 초음파에 대한 감쇄 상수를 추정했다. 감쇄 상수, β (dB/cm. MHz)의 추정을 위하여서는 주파수 천이법과 주파수 차분법의 두가지 기법을 사용하였다. 한편, 간 병변의 병력이 없는 15명의 정상인과 연세 암센터에서 치료받은 간 병변 환자 30명을 대상으로 역시 위의 두가지 방법을 사용하여 초음파 감쇄상수를 추정하였다.

모의 간은 초음파 감쇄상수의 예상치인 0.5부근을 나타냈고, 정상인과 간 병변 환자의 경우는 간암, 간경화, 정상인간, 지방성간, 간염 순으로 높게 나타났다. 따라서 본 연구는 임상적으로 간 병변의 특성을 정량적으로 추단하는데 도움이 되리라 생각된다.

Abstract

To provide a quantitative parameter of evaluating diagnosis of the liver diseases accurately, the ultrasonic attenuation coefficient was estimated from liver phantoms, 15 normal human livers and 30 liver disease patients.

Two kind of phantoms (No. 1: 1552m/s, No. 2: 1562m/s) which have velocity (1560m/s) similar to that in human liver were constructed and their ultrasonic attenuation coefficients were determined.

In this paper the spectral-shift approach and spectral-difference approach were used for estimating ultrasonic attenuation coefficient, β (dB/Cm.MHz). These two approaches were utilized to estimate for 15 normal humans without any liver disease and 30 liver disease patients.

The results indicate that the two types of phantoms produce the value of near the suggested value of 0.5 and the attenuation coefficients of hepatoma, normal liver, corrhosis, fatty liver and hepatitis show decreasing value in order named, suggesting that the present study can be of clinical value incorrelating the estimated attenuation coefficients with the liver diseases.

I. 서 론

*正會員, 延世大學校 電氣工學科
(Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.)
接受日字: 1986年 5月 30日

지난 20년 동안 진단용 초음파는 비과괴 검사에 의해 생체연부 조직의 진단을 위한 유용한 영상을 제공

해 왔다. 그러나 초음파 영상의 해상력이나 기계 조작 (임계치나 이득의 적절한 조절)상의 문제에 의해 병변의 진행상태, 또는 치료 경과를 모니터를 통해 정량적으로 판단하기 어려운 단점이 있다.

생체내의 초음파 계수는 속도, 주파수 의존 감쇄, 주파수 의존 산란 등이며, 이들 계수중에서 감쇄 상수값은 동일한 연부 조직에서도 초음파에 대한 조직의 특성에 따라 그 값이 달라져 인체의 병리학적 특성을 파악하는데 유용하기 때문에 초음파 감쇄에 관한 연구가 활발히 진행되어 왔다. 따라서 병변의 상태와 상관되는 초음파 반사 신호에 대한 조직의 감쇄 상수를 정량적으로 구해 진단에 유용하게 활용코자 하는 것이 본 연구의 목적이다.

감쇄 상수의 추정 방법으로는 시간 영역에서 신호 진폭의 감쇄를 측정하는 방법과 주파수 영역에서 초음파 신호의 감쇄가 생체 연부 조직에 대해 주파수에 선형으로 증가하는 감쇄 특성을 갖는 사실에 의해 입사파와 반사파의 스펙트럼을 비교하여 감쇄 상수를 추정하는 방법이 있다.

본 연구는 간 조직에서의 감쇄 상수를 정량적으로 구하기 위해 주파수 영역에서의 추정법인 주파수 천이법과 주파수 차분법을 이용하여 제작한 여러 형태의 모의 간과 간 병변의 병력이 없는 15명의 정상인 및 30명의 간병변 환자에 대한 초음파 감쇄 상수를 추정하였다.

II. 간 병변의 정량 기법

간 조직의 초음파 감쇄 상수는 주파수에 거의 선형적으로 증가한다고 알려져 왔다. 따라서 두께 D인 간에 대한 전력 전달 함수 $|H(f)|^2$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$|H(f)|^2 = \text{Exp}(-4\pi\beta fD), f > 0 \tag{1}$$

여기서, f 는 주파수이고, β 는 감쇄 상수의 기울기이다.

초음파 반사 신호로부터 β 값을 측정하기 위해 두가지 방식이 제안되어 왔다. 한 방식은 전달함수 (1)식이 Gaussian 형태의 포락선(envelop)을 갖는 성질을 이용하고, 다른 한 방식은 입사파의 스펙트럼과 반사파의 스펙트럼의 로그 스펙트럼(log spectrum)의 차를 이용하는 것이다. 본 연구의 감쇄 상수 추정을 위한 흐름도는 그림 1과 같다.

1. 주파수 천이법(spectral-shift method)

두께 D의 간에 입사되는 입력 펄스를 생각하면 그 입력 펄스 $P_i(t)$ 를 시정수(표준 편차) T의 Gaussian

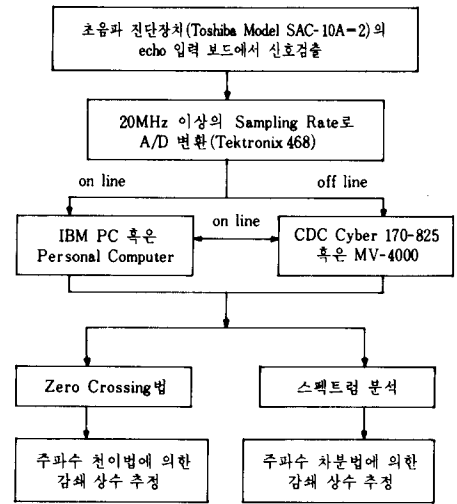


그림 1. 초음파 감쇄상수 추정을 위한 흐름도
Fig. 1. Flow chart for estimating attenuation coefficient.

포락선에 정현파로 변조된 신호는 다음과 같다.

$$P_i(t) = \text{Exp}(-(t/T)^2/2) \text{Sin } 2\pi f_c t \tag{2}$$

여기서, f_c 는 중심 주파수라 한다. 적당히 큰 f_c 에 대해 펄스의 전력 스펙트럼 $P_i(f)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$P_i(f) = c_i \text{Exp}(-(2\pi T(f-f_c))^2), f > 0 \tag{3}$$

여기서 c_i 는 상수이다. 입력 펄스가 간을 통과한 후 측정된 출력 펄스 $P_o(t)$ 에 대한 스펙트럼은 다음과 같다.

$$P_o(f) = |H(f)|^2 P_i(f) \tag{4}$$

식(1)과 식(3)을 대치하면 다음과 같다.

$$P_o(f) = c_o \text{Exp}(-(2\pi T(f-f_o))^2), f > 0 \tag{5}$$

여기서, c_o 는 상수이고, 위의 식들에서 다음을 구할 수 있다.

$$f_o = f_c - \beta D / (2\pi T^2) \tag{6}$$

식(5)에서 보면 출력 스펙트럼은 입력 스펙트럼과 같은 Gaussian 형태를 유지하나, f_c 보다 낮은 중심 주파수 f_o 로 천이되었음을 알 수 있다. 그래서 β 값은 그 중심 주파수의 하향 천이로부터 구할 수 있게 된다.

$$\beta = 2\pi T^2 (f_c - f_o) / D \tag{7}$$

생체내에서 반사되는 초음파 반사 신호는 결정 신호가 아니고, 간 내의 불규칙한 혈관계 등 랜덤(random)

으로 분포되어 있기 때문에 랜덤처리 과정을 거친다. 따라서 β 값은 중심 주파수의 하향 천이로부터 추정된다.

$$\beta = 2\pi T^2 (\bar{F}_n - \bar{F}_r) / D \quad (8)$$

여기서, \bar{F} 는 근거리 영역과 원거리 영역의 추정 중심 주파수이고, D 는 두 영역 사이의 왕복거리이다.

본 연구에서는 중심 주파수를 추정하는 방법으로 영교차(zero-crossing) 방법을 사용했다. 이 방법은 주어진 시간 간격내에 반사 신호가 영교차하는 횟수를 program에 의해 식별하는 것으로, 스펙트럼 해석이 필요하지 않고, 참 함수의 영향을 받지 않는다. M 개의 샘플(sample)들 중에서 영교차하는 수가 N_z 라 하고, T_s 를 샘플 주기라 하면, 중심 주파수의 추정은 다음과 같다.

$$\bar{F}_z = N_z / (2MT_s) \quad (9)$$

2. 주파수 차분법(spectral-difference method)

주파수 차분법에 의한 초음파 감쇄상수의 값은 근거리 영역과 원거리 영역의 초음파 반사 신호의 로그 스펙트럼의 차에 대한 기울기로부터 구하는데 이를 위해 식(4)에 로그를 취하면 다음 식과 같이 된다.

$$\log P_i(f) - \log P_o(f) = 4\pi\beta fD, \quad f > 0 \quad (10)$$

식(10)에서 로그 스펙트럼의 차는 거리에 비례하고 주파수에 선형인 함수이므로, 초음파 감쇄상수의 값은 로그 스펙트럼의 차에 의한 기울기로부터 결정될 수 있다.

$$\beta = \frac{\text{slope}(\log P_i(f) - \log P_o(f))}{4\pi D} \quad (11)$$

초음파 반사 신호로부터의 감쇄상수의 값은 식(11)를 이용하여 근거리 영역과 원거리 영역 로그 스펙트럼 사이의 차에 대한 기울기로부터 계산되고, 그 기울기에 대한 ML(maximum likelihood) 추정은 최소 제곱오차의 해에 의해 구해진다.

$$\beta = \frac{\sum_{F_{min} \leq F_k \leq F_{max}} [P_n(F_k) - P_r(F_k)] (F_k - F_m)}{4\pi D \sum_{F_{min} \leq F_k \leq F_{max}} (F_k - F_m)^2} \quad (12)$$

여기서, P_n 과 P_r 는 근거리 영역과 원거리 영역의 페리도그램(periodogram)이고, F_m 는 대역폭(F_{min} , F_{max})의 평균 주파수이며, D 는 두께의 두배이다.

III. 실험

1. 모의 간의 제작 및 간병변 환자의 범위와 선택

본 연구에서 실험에 사용한 여러 형태의 모의 간은 Burlew 등이 제안한 방법에 의하여 제작하였다.¹¹⁾ 제

작은 분말 흑연(powdered graphite), 아가(agar), 증류수 및 n-Propyl Alcohol의 재료를 사용하여 두개의 구성비가 다른 합성물과 각각 5개의 크기가 다른 합성물을 제작하였는데(표1), 제작 방법은 각 합성물에 해당하는 양의 증류수를 메스실린더를 사용하여 측정 한 후, 1000cc 바이커에 넣고 Corning P. C-351의 Stirrer Hot Plate (120V, 615W)를 사용하여 85℃로 가열한다. 85℃로 가열한 증류수에 Agar와 n-Propyl Alcohol를 동시에 넣고 온도를 85℃로 유지한 채 15분간 Magnetic Bar로 유지하면서 혼합한다.

제작된 현탁액을 15*15*5.0cm 크기의 용기에 부어 넣은 후, 밀폐해서 완전히 굳은 500g 중량의 합성물을 제작하였다.

표 1. 합성물의 구성과 속도

Table 1. Composition of phantom and velocity.

No.	흑연 (g)	물 (cc)	Agar (g)	n-Propyl Alcohol (cc)	속도 m/s
1	50	403	15	40	1552
2	50	399	15	45	1562

본 연구에 참여한 정상인은 연세 암센타에서 1985년 2월부터 1985년 9월까지 전문 의료진들에 의한 초음파 검사 및 임상 검사 소견의 종합으로 정상으로 확인된 15명의 정상인과 30명의 간병변 환자를 대상으로 하였다. 표2는 간병변 환자의 종류와 수를 나타낸다.

표 2. 실험 대상

Table 2. Experimental material.

병명	환자 수
정상인(normal patient)	15
간염(hepatitis)	4
간경화(cirrhosis)	10
간암(hepatoma)	10
지방성간(fatty liver)	6

2. 실험 방법

본 연구에서 사용된 초음파 진단 기기는 연세 암센타 소유인 Toshiba Model SAC-10A=2(compound type)이고 Transducer의 중심 주파수는 2.25MHz이었다.

우선 이 초음파 진단기기의 입사신호를 측정하기 위하여 반사계수가 가장 큰, 즉 특성임피던스가 가장 높은 강철(10*10*2.5cm)을 사용하였다. 먼저 이 강철을 30cm 깊이인 통속에 넣은 다음 감쇄가 거의 없는

물질인 물을 부은 후에 중심주파수가 2.25MHz인 트랜스듀서를 물속에 완전히 잠긴 상태에서 일정한 조건 (output level, TGC 등)하에 주사하여 강철에서 되돌아 오는 반사신호를 입사신호로서 측정하였다(사진1).

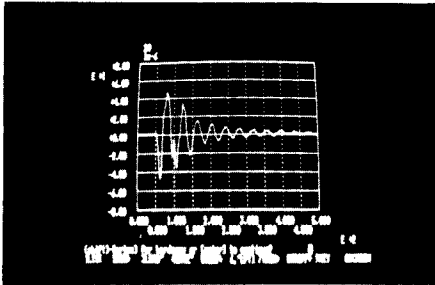


사진 1. 입사신호(20V/div., 1μs/div.)
Phot1. Source pulse(20V/div., 1μs/div.)

모의 간(phantom) 및 임상적 실험에서는 탐촉자를 체표에 밀착시킨 후, 간(liver)의 끝 면에서 반사되는 초음파 반사신호를 측정하여 digital storage oscilloscope 468(Tektronix)의 RAM 속에 저장하여 GPIB (general purpose interface bus)를 통하여 IBM PC에 입력하여 처리하거나 이를 다시 RS-232를 사용하여 CDC cyber 170-825 및 MV-4000에 입력하여 처리하였다.

제작된 모의 간의 반사 신호를 측정하기 위해 모의 간 위에 젤리를 바르고 역시 2.25MHz의 트랜스듀서를 주사하였다(사진2).

정상인 환자와 간병변 환자로부터 데이터의 검출은 간염, 간경화, 지방성간 등과 같은 미만성 질환(diffuse disease)과 같은 경우는 간 부위중 가장 감쇄효과를

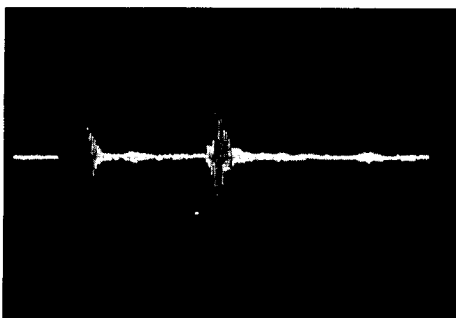


사진 2. 모의 간에서의 반사 신호
(50mV/div., 1μs/div.)
Phot2. Reflected signal from liver phantom.
(50mV/div., 1μs/div.)

판별하기 용이하고 많은 데이터 추출이 가능한 우엽(right lobe)을 택하여 행하였고, 간암 환자의 경우는 전문 의료진의 도움을 받아 종양의 위치와 크기를 Diasonics model DRF-11(sector type)으로 파악한 후 종양의 중앙 부위에 초음파 신호를 주사하여 초음파 반사신호를 추출하였다.

사진3과 사진4는 각각 정상인 간의 근거리 영역과 원거리 영역에서 반사되는 초음파 반사신호를 A/D 변환한 후 GPIB를 이용하여 IBM PC로 전송한 다음 그림의 사진을 나타내고 있다.

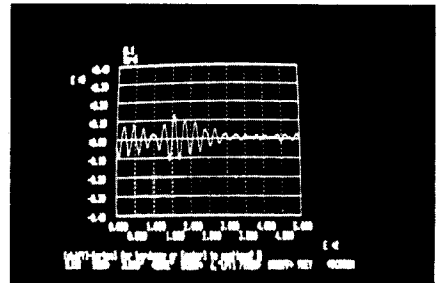


사진3. 정상인 간의 근거리 영역에서의 초음파 반사신호(0.1V/div., 1μs/div.)
Phot3. Ultrasound reflection signal from the near region of the normal human liver.
(0.1V/div., 1μs/div.)

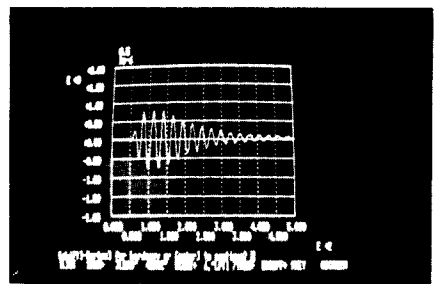


사진 4. 정상인 간의 원거리 영역에서의 초음파 반사신호(50mV/div., 1μs/div.)
Phot4. Ultrasound reflection signal from the far region of the normal human liver.
(50mV/div., 1μs/div.)

IV. 결과 고찰

1. 모의 간에 대한 초음파 감쇄 상수

표 1에 있는 모의 간 내에서의 초음파 속도는 모의 간의 두께와 그 왕복 시간에 의해 계산된 값인데, Burlew 등은 Agar와 분말 흑연 및 n-Propyl Alcohol로 합성한 합성물에서 초음파 전달 속도는 n-Propyl Alcohol의 양이 증가할 수록 비례적으로 증가하는 결과를 보여 본 연구의 연구결과와 일치하였다.

사진 5와 사진 6은 모의 간과 정상인 간에 대한 초음파 진단기기의 B-스캔 영상으로 사진 5와 사진 6을 비교해 보면 화상이 유사하여 본 연구에서 제작한 모의 간의 초음파 신호 반사특성이 정상인의 간과 비슷함을 확인할 수 있었다.

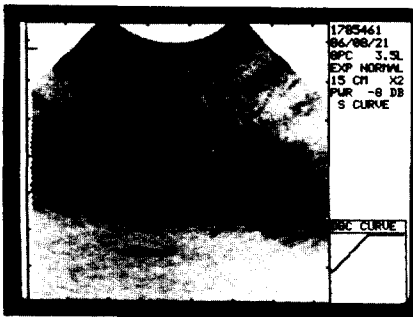


사진 5. 모의 간에 대한 B-scan 영상
Phot5. B-scan image for phantom.

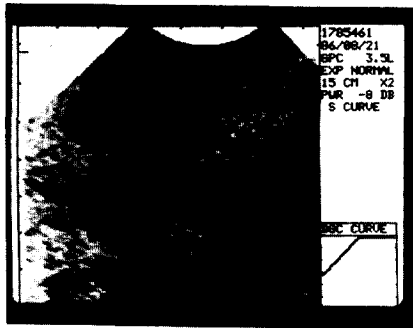


사진 6. 정상인에 대한 B-scan 영상
Phot6. B-scan image for normal patient.

모의 간에 대한 감쇄 상수의 추정은 주파수 차분법과 주파수 천이법에 의해 실시하였고, 주파수 천이법에서 중심 주파수는 영교차 방법을 사용하여 추정하였다. 위 두가지 방법에 의한 감쇄 상수의 기울기는 표 3과 같다.

표 3. 모의 간의 추정 감쇄상수

Table 3. Estimated attenuation coefficient of phantom.

No.	감 쇄 상 수 (dB/cm. MHz)	
	주파수 차분법	주파수 천이법
1	0.464	0.505
2	0.471	0.571

표 3에 보인 바대로 두 방법이 Burlew 등이 얻은 결과에서와 같이 No.2가 No.1보다 큰 값을 나타냄을 알 수 있었다. 그런데 주파수 천이법은 샘플의 개수에 영향을 받았으며, 주파수 차분법은 창 함수에 의한 영향이나 주파수 대역폭의 결정에 의한 영향 등에 민감한 사실을 알 수 있었다.

2. 정상인 및 간 병변 환자에 대한 초음파 감쇄상수
모의 간의 경우는 그 매질이 거의 동질적이고, 입사 신호와 반사 신호의 구분이 확실하며, 신호가 고정되어 있기 때문에 데이터의 추출이나 거리의 계산이 매우 용이해서, 데이터의 해석에 어려움이 없었다. 그러나 인체의 경우는 호흡에 의해 간이 2~3cm씩 이동하기 때문에 호흡을 멈춘 상태에서도 원하는 파형을 얻기가 힘들었고, 신호가 미약해서 어려움이 있었다.

정상인 및 간 병변 환자에게 대한 초음파 감쇄상수의 범위 및 평균은 표 4와 같다.

표 4. 정상인 및 간 병변 환자에 대한 감쇄상수 추정값

Table 4. Ultrasound attenuation coefficient of normal patient and liver patients.

병 명	주 파 수 차 분 법				주 파 수 천 이 법			
	범 위	평 균	표 준 편 차	범 위	평 균	표 준 편 차		
간 암	0.793~0.968	0.879	0.057	0.365~0.510	0.440	0.050		
간 염	0.120~0.189	0.151	0.026	0.082~0.092	0.087	0.003		
지방성간	0.219~0.329	0.265	0.034	0.092~0.137	0.109	0.013		
간 경 화	0.315~0.624	0.455	0.131	0.164~0.452	0.282	0.092		
정 상 인	0.322~0.502	0.408	0.057	0.102~0.303	0.190	0.072		

표 4에서 보면 주파수 천이법의 경우 감쇄상수는 간암, 간경화, 정상인, 지방성 간, 간염의 순으로 높게 나타났으며, 간암, 간경화의 경우 정상인보다 높게, 지방성 간, 간염의 경우 정상인보다 낮게 분포되어 있다. 특히 정상인의 경우 1절의 모의 간에서 측정된 감쇄 상수의 값에 비해서 낮은 값을 나타냄을 알 수 있다.

주파수 차분법의 경우 간암, 간경화, 정상인 지방성 간, 간염의 순으로 높게 나타났으며 이는 주파수 천이법과 같은 결과를 보였다. 그러나 감쇄상수 값의 분포에 있어서 주파수 차분법은 주파수 천이법에 비해 전체적으로 상당히 높은 값을 보였다. 그리고 주파수 차분법에 있어서의 정상인의 경우 이미 보고된 모의 간에서의 감쇄상수의 값과 비슷한 값을 나타냄으로서 임상적인 실험 요인에 의한 영향을 주파수 천이법에 비해 적게 받는 것으로 나타났다.

표 5는 간병변 환자중 간경화, 지방성 간과 간염에 대하여 보고된 결과와 본 연구의 결과를 비교한 것이다. 표에서 빈칸은 보고되지 않은 부분이다. 표에서 알 수 있듯이 Maklad 등의 결과는 간경화, 지방성 간, 간염의 순으로 높은 값을 보여 본 논문의 결과와 일치하였으나, 대체로 본 논문의 결과보다 높은 값을 보였다. 특히 주파수 천이법과는 결과값의 차이가 큰 것으로 나타났다. 그러나 Wilson 등의 결과는 지방성간이 간경화보다 높은 값을 보여 본 논문과 Maklad 등의 결과와 다른 결과를 보였다.

표 5. 간병변 환자에 대한 초음파 감쇄상수 결과의 비교

Table 5. Comparison of ultrasound attenuation coefficients for liver disease patients.

	Maklad 등의 결과		Wilson 등의 결과		본 논문의 결과			
	범 위	평 균	범 위	평 균	주파수 차분법		주파수 천이법	
간경화	0.400~ 0.920	0.490	0.390~ 0.870	0.640	0.315~ 0.624	0.455	0.164~ 0.452	0.282
지방성 간	0.370~ 0.660	0.490	0.470~ 1.340	0.870	0.219~ 0.329	0.265	0.092~ 0.137	0.109
간염	0.400~ 0.530				0.120~ 0.189	0.151	0.082~ 0.092	0.087

본 논문에서 얻은 간암에 대한 초음파 감쇄상수는 종양의 병리학적 특성이 간염과 거의 반대의 양상을 보여 초음파에 대한 감쇄효과가 상대적으로 커서 초음파 감쇄상수가 큰 값을 보일 것이라는 예측과 일치된 결과를 얻었다.

V. 결 론

인체 간 조직에 대한 초음파 감쇄상수를 구하기 위해 여러 종류의 모의 간과 15명의 정상인 및 30명의 간 병변 환자에 대한 실험 결과로 주파수 차분법과 주파수 천이법을 적용하여 다음의 결론을 얻었다.

1. 모의 간에서 얻은 감쇄 상수의 기울기는 주파수 차분법의 경우, No.1=0.464, No.2=0.417이고 주파수 천이법의 경우, No.1=0.505, No.2=0.571이었다.
2. 간 병변의 병력이 없는 15명의 정상인의 간에 대해서는 초음파 감쇄상수의 추정에 주파수 차분법이 비교적 정확하였다. 정상인의 경우 주파수 차분법은 0.408, 주파수 천이법은 0.190로 이미 보고된 0.5보다 낮았다.
3. 간 병변환자에 대한 초음파 감쇄상수는 주파수 차분법과 주파수 천이법 모두 간암, 간경화, 지방성 간, 간염의 순으로 높게 나타났으며 전체적으로는 주파수 차분법의 결과는 주파수 천이법보다 높은 분포를 나타냄을 알 수 있었다.
4. 간 병변 환자에 따른 감쇄상수의 차이를 비교함으로써 감쇄상수에 따른 간병변의 추정에 기초자료를 제시할 수 있게 되었다.
5. 감쇄상수 추정에 있어서 좀 더 해상력이 높은 주파수 분석이 요구되므로 앞으로 이 문제의 해결이 중요하다고 생각된다.

參 考 文 獻

- [1] R. Kuc, "Estimating reflected ultrasound spectra from quantized signals", *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 32, pp. 105-112, 1985.
- [2] R. Kuc, Mischa Schwartz, "Estimating the acoustic attenuation coefficient slope from reflected ultrasound signals", *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, vol. 26, pp. 353-362, 1979.
- [3] R. Kuc, "Clinical application of an ultrasound attenuation coefficient estimation technique for liver pathology characterization", *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 27, 1980.
- [4] C.H. Chou, X. M. Lu, L.S. Wang, and J.H. Wu, "Noninvasive measurement of ultrasonic attenuation from backscattered signals", *Proc. IEEE Ultrasonic Symp.*, pp. 456-459, 1984.
- [5] I. Akiyama, Y. Noshida, M. Nakajima, S. Yuta, "On the measurement of frequency dependent attenuation in biological tissues using broadband pulsed ultrasound", *Proc. IEEE Ultrasonic Symp.*, pp. 800-805, 1983.

- [6] A. Kak, K.A. Dines, "Signal Processing of broad-band pulsed ultrasound: Measurement of attenuation of soft biological tissues", *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 25, pp. 321-344, no. 4, 1978.
- [7] J.L. Bernatets, F. Hottier, "Estimation of frequency dependent attenuation in biological tissue by a time-frequency representation of the echographic A-lines", *Proc. IEEE Ultrasonic Symp.*, pp. 835-840, 1983.
- [8] R. Kuc, "Digital filter models for media having linear with frequency loss characteristics", *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 69, 1981.
- [9] D.L. Prothero and K.F. Wallis, "Modelling macro economic time series", *J. Roy. Statist. Soc. Ser., A*, vol. 139, pp. 468-500, 1976.
- [10] A.V. Oppenheim and R.W. Schafter, "Digital signal processing", Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, N.J., 1975.
- [11] M.M. Burlew, E.L. Madsen, J.A. Zagaeb-ski, R.A. Banjavic and S.W. Sun, "A new ultrasound tissue-equivalent material", *Radiology*, vol. 134, pp. 517-520, 1980.
- [12] L.S. Wilson, D.E. Robinson and B.D. Doust, "Frequency domain processing for ultrasonic attenuation measurement in liver," *Ultrasonic Imaging*, no. 6, pp.278-292, 1984.
- [13] N.F. Maklad, J. Ophir and V. Balsara, "Attenuation of ultrasound in normal liver and diffuse liver disease in vivo," *Ultrasonic Imaging*, vol. 6, pp. 117-125, 1984.
- [14] 광철은 등, "Digital Spectrum 분석방법을 이용한 조직특성 변수에 관한 연구", *의공학회지*, vol. 5, pp. 55-62, 1984.
- [15] 권홍식, "인체해부학", 수문사, pp. 60-69, 1971.