

간 조직 감쇄 계수의 초음파 영상

송인찬* · 곽철은* · 민병구*

= Abstract =

The Ultrasound Imaging of the Tissue Attenuation Parameter in Human Liver

In-Chan Song*, Cheol-Eun Kwack*, Byoung-Goo Min*

As a part of the study on ultrasonic tissue characterization, conventional ultrasonic imaging system is interfaced to the personal computer to acquire raw ultrasonic signal. One approach for tissue characterization is performed using the attenuation map to the conventional images and the resulting attenuation map images are compared and inspected inside the region of interest from the viewpoint of pattern analysis. Currently, these methods are applied and modified to effectively find out the differences between the normal control and the patients with liver cirrhosis.

1. 서 론

최근 초음파 화상 진단 방법과 초음파 진단기의 발전으로 말미암아 간 질환에 대한 정확한 진단의 중요성이 점점 높아져 가고 있다. 간암과 같은 국소적 간 병변 및 만성적인 간염 그리고 간경변과 같은 질환의 병리학적 변화를 B-Mode 초음파 진단 장치를 이용하여 관찰 하려는 시도가 많아지고 그 유용성도 보여 주고 있지만 데이터에 대한 안정성에 문제점이 나타나고 있다. 본래 간 조직으로부터 산란되어 나온 초음파 신호는 간 조직의 병리학적 변화를 반영하고 있으나 지금까지의 B-Mode 영상을 통한 진단 방법으로는 그에 대한 정보를 얻을 수 없었다. 이러한 이유로 초음파 주파수 해석을 통한 생체 조직의 음향학적 특성을 수

치화시키는 방법 등 여러 방법을 통하여 조직 상태를 정량적으로 평가하는 새로운 조직 특성 진단을 가능하게끔 하는 연구가 시도되고 있다. 조직의 음향학적 특성을 나타내는 변수로는 감쇄계수와 음속과 그리고 B/A 비선형 변수 등을 들 수 있다. 조직 특성화 연구는 초음파 반사 신호에 의하여 영상을 구성하는 과정에서 간과되었던 초음파 기본 성질을 해석하고 이를 기본으로 하여 조직내에서의 고유음향학적 특성과 조직의 병리학적 상태와의 관계를 규명하는 데 있다.

본 연구에서는 기존의 초음파 진단 장치로부터 본 연구진이 제작한 신호수집 장치를 통해 얻어진 초음파 신호를 이용하여 기존의 B-Mode 영상에서 얻을 수 없는 조직 특성 변수인 감쇄 계수에 대한 영상을 구성하여 장차 임상 응용을 위한 기초 자료를 얻었다.

(접수 : 1990년 11월 27일)

*서울대학교 의과 대학 부설 의공학 연구소

*Institute of Biomedical Engineering, College of Medicine,
Seoul National University

2. 본 론

2.1 연구 내용 및 범위

조직 특성화 연구의 일환으로 앞선 연구에서는 기존의 초음파 진단 장치와 컴퓨터를 연결하여 간 조직에 대한 신호를 수집하고 이 신호에 대해 스펙트럼 차이법을 적용하여 감쇄 계수를 추정하여 간 조직의 정상 및 비정상 부위의 차이를 정량화한 바 있다.

본 연구에서는 B-Mode 영상을 기초로 한 Attenuation map 영상을 구성하여 검토하였다. 정상 간에 대한 데이터 수집은 서울 대학교 병원에 근무하는 직원의 협조로 수행되었다.

2.2 조직 특성화 연구를 위한 초음파 진단 장치 구성

조직 특성 변수 산출을 위한 기초 연구를 수행하기 위해 다음과 같은 시스템을 구성하였다. (그림 1)

(1) 초음파 진단 장치

기존의 sector scan 초음파 진단 장치를 제작하여 단순 영상에 의한 1차적 관찰을 시도하고 관심 부위의 초음파 신호를 수집하는 데 사용되었다.

(2) 신호 수집 장치

초음파 진단 장치에서 나오는 RF신호를 디지털 변환을 통해 다음 단의 RF image storage에 저장한다. 표본화 주파수는 20MHz이며 resolution은 8bit이다.

(3) RF image storage

20MHz와 8bit로 디지털화된 초음파 신호를 임시로 저장하고 컴퓨터에 입력시킨다.

(4) 컴퓨터

RF image storage에 저장된 초음파 신호를 처리하여 영상을 구성하고 조직 특성 변수를 산출한다.

(5) Image grabber

초음파 진단 기기 범용의 초음파 영상을 저장할 수 있으며 컴퓨터에서 구성된 영상을 저장하고 이를 통하여 영상을 보여 준다.

2.3 Attenuation map 영상

진단 의학적 관점에서 초음파는 비관혈적으로 연부 조직의 내부 구조 특성을 알아 내는 데 있어서 중요한 도구로서 인정되어 왔으나 적절한 알고리즘의 개발이 없었고 기존 초음파 시스템의 불안전성으로 말미암아 echoamplitude 차이에 의한 정성적인 진단이 수행되었다. 따라서 미세한 조직변화를 알아 내기 위해서는 생체 연부 조직에 대한 정량적인 특성을 보여주는 새로운 방법의 도입이 필요하였다. 이 방법의 도입에 있어서 제시되는 문제점은 초음파 신호 자체의 낮은 신호 대 잡음비와 조직 특성 변수의 하나인 감쇄 계수가 주파수에 의존한다는 점이다. 이에 대한 보완으로 상대적으로 큰 지역을 선택하여 그에 대한 평균적인 스펙트럼 특성을 측정하는 시도가 수행되었다. 또한 시간 영역에서의 분석 방법이 흥미를 끌었으나 이 방법은 보통의 초음파 시스템에는 부적절한 narrow

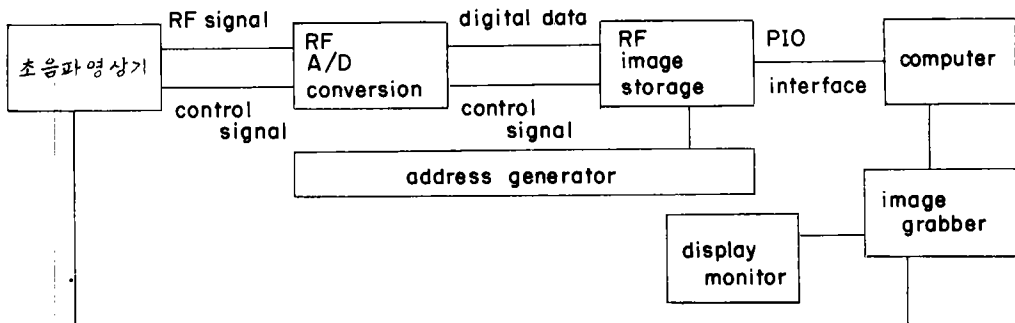


그림 1 초음파 시스템 구성

Fig. 1 Block diagram of ultrasound imaging system

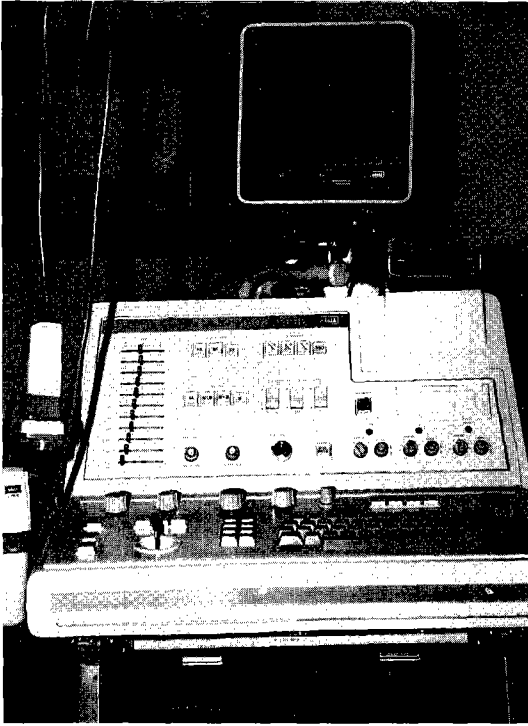


사진 1 초음파 진단 기기
Photo. 1 Ultrasound imaging unit

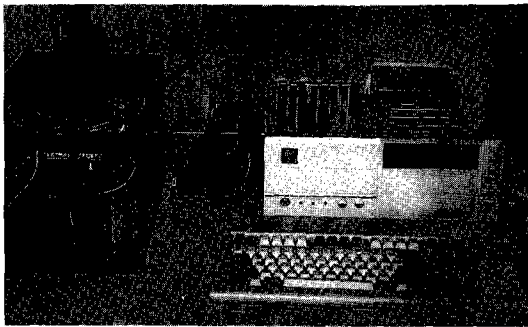


사진 2 신호수집 장치
Photo. 2 Interface unit for data acquisition

-beam operation에 기초를 두고 있다는 점이 단점으로 제시되고 있다. 이러한 가운데 Eugene Walach등은 attenuation map 영상을 구성하여 분포적인 간 질환에 대한 정확한 진단 결과를 보여주고 있다.

본 연구는 위 연구를 기초로 하여 알고리즘 구현과 문제점 보완으로 정상인에 대한 간 조직 attenuation map 영상을 얻어냈다.

(1) 이론

초음파의 반사 신호 $E(x)$ 는 다음과 같은 식과 같이 exponential model에 의해 구성된다고 가정할 수 있다.

$$E(x) = (E_0/x) \delta(x) \exp(-2 \int_0^x \alpha(r) dr) \quad (1)$$

$\delta(x)$: 산란 계수 (scattering coefficient)

x : transducer로부터 조직내의 한 지역까지의 거리

$\alpha(x)$: 감쇄 계수 (attenuation coefficient)

E_0 : 비례 상수

(1) 식을 sampling하면 다음과 같다.

$$E_{ij} = (E_0/x_{ij}) \delta_{ij} \exp(-2\alpha_{ik}) \quad (2)$$

i, j : picture element

i : 초음파 진행 방향과 법선 방향

j : 초음파 진행 방향

(2) 식으로부터 B-Mode 영상에 의해 감쇄 계수를 구할 수 있다. 그러나 위 식에 대한 해는 undeterministic하여 다음과 같은 가정하에서 감쇄 계수를 구하는 식을 얻을 수 있다.

- 1) 주어진 작은 지역안에서는 감쇄 계수가 일정하다.
- 2) Backscatterer 분포는 고정된 통계적 특성을 지닌다.

(2) 감쇄 계수 측정 방법

주어진 지역 (i block)에서 echo amplitude는 exponential model에 따라 주어진다면 영상 한 pixel (i, j)의 amplitude는 다음과 같이 주어진다.

$$E_{ij} = E_i, \quad E_{i2} = E_i \exp(-2\alpha) \cdots \cdots E_{iki} = E_i \exp(-2(ki-1)\alpha) \quad (3)$$

K_i : 초음파 신호 진행 방향으로의 picture element

주어진 지역의 모든 block에 대해 (3)식에 의해 주어진 데이터와 실제 B-Mode 영상 데이터와의 square error들의 합이 최소화되는 조건을 만족하는 식으로부터 감쇄 계수를 구할 수 있다. 이 식을 푸는 알고리즘의 계산상 복잡성을 피하기 위해 1차적 근사 방법(first order approximation)을 사용하였다. cost function은 다음과 같다.

$$C = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{k_i} (E_{ij} - E_i \exp(-2(j-1)\alpha)) \quad (4)$$

E_i 에 대해서 c 가 최소화되는 조건인 $\left[\frac{\partial C}{\partial E_i}\right] = 0$

에서 E_i 를 구할수 있다.

$$E_i = \frac{\sum_{j=1}^{k_i} E_{ij} \exp(-2(j-1)\alpha)}{\sum_{j=1}^{k_i} \exp(-4(j-1)\alpha)} \quad (5)$$

이때 Taylor expansion을 사용하면 E_i 는 다음과 같이 주어 진다.

$$\begin{aligned} E_i &= a_i - 2b_i, \\ a_i &= \left(\sum_{j=1}^{k_i} E_{ij}\right) / k_i \\ b_i &= \left(\sum_{j=1}^{k_i} (j-1) E_{ij}\right) / k_i - (k_i - 1)a_i \end{aligned} \quad (6)$$

(6) 식을 (4) 식에 치환하면

$$C = \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{k_i} (E_{ij} - a_i + 2(a_i(j-1) + b_i))^2 \quad (7)$$

(7) 식으로부터 C 의 global minimum조건을 만족하는 감쇄 계수를 구할수 있다.

$$\begin{aligned} &= \left(\sum_{i=1}^p D_i B_i^T\right) / \left(\sum_{i=1}^p B_i B_i^T\right), \\ D_i &= (a_i - E_{i1}, \dots, a_i - E_{ik_i}), \end{aligned}$$

$$B_i = 2(b_i, b_i + a_i, \dots, b_i + (k_i - 1)a_i)$$

(3) 신호 수집과 Data segmentation

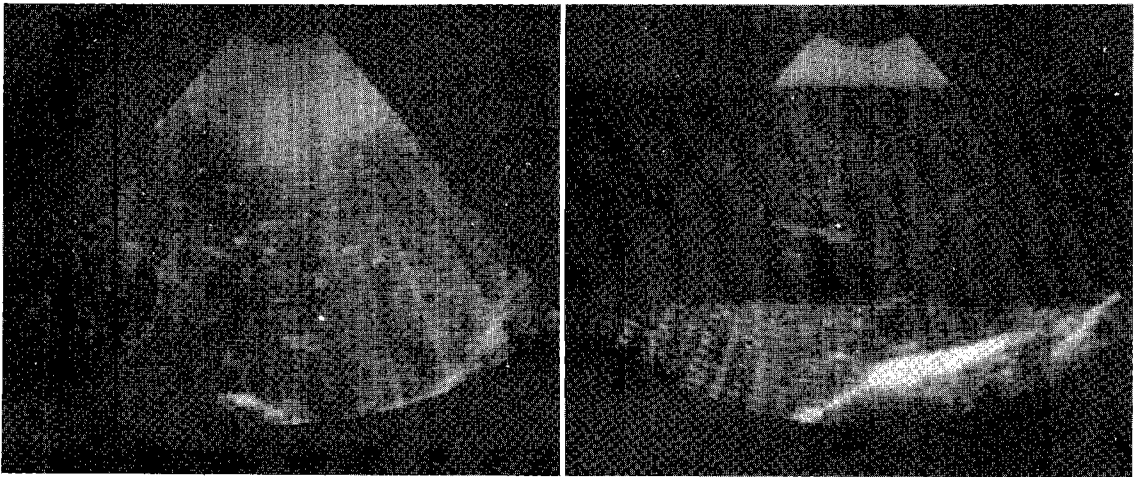
초음파 반사 신호는 3.5MHz transducer를 사용하여 수집하였다. 감쇄 계수를 구하는 B-Mode 영상에서의 window인 data segmentation은 17×65 block으로 취하였다. (초음파 진행 방향으로 65 pixels ; $p=17, k_i=65$)

(4) Image display 와 attenuation map 영상 결과

Attenuation map 영상은 256 gray-scale 수준으로 구성되었다. 본 연구의 위 알고리즘에 대한 simulation 결과에 의하면 영상에 강한 speckle이나 조직체가 있는 경우 감쇄 계수의 값이 음수의 값을 보이므로 본 화상 구성에서는 감쇄 계수의 값을 -0.01 부터 0.01 (Neper/pixel) 제한을 두어 gray-scale 값이 0인 점을 -0.01 , gray-scale 값이 255인 점을 0.01 로 할당 하였다. 정상인에 대한 attenuation map 영상 구성은 그림 2에 나타나 있다.

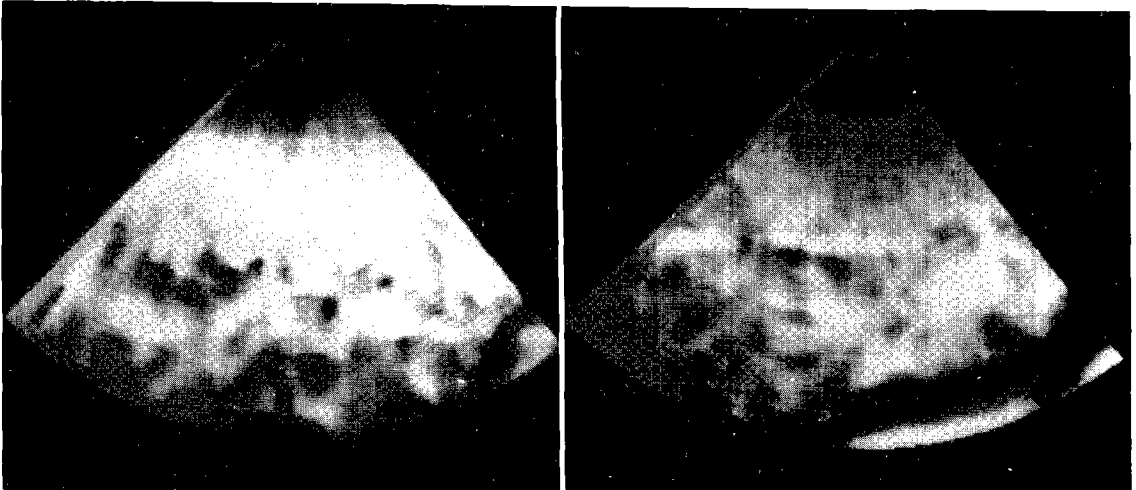
3. 결 론

본 연구에서는 초음파 신호에 대한 기초적 연구



a) 정상간의 B-Mode 영상

그림 2. 초음파 영상
Fig. 2 Ultrasound images



b) Attenuation map 영상

그림 2. 초음파 영상
Fig. 2 Ultrasound images

수행과 초음파 신호의 컴퓨터 분석을 위한 신호 수집 장치 설계 및 제작 그리고 임상 응용을 위한 정상인의 간 조직에 대한 attenuation map 영상 구성 알고리즘 개발과 구현을 하고자 하였다.

Attenuation map 영상 구성은 Eugene Walach 등에 의해 제안된 알고리즘을 기초로 하여 수행되었으나 고려해야할 다음과 같은 문제점이 제시되고 있다.

1) B-Mode 영상 구성 방법에 따라 attenuation map 영상이 달라 질 수 있다.

2) 초음파와 생체 조직에 대한 정확한 물리적 모델 설정 : 초음파 신호의 간조직에 대한 diffraction과 scattering에 의한 영향을 고려한 새로운 모델이 필요하다.

3) Attenuation map 영상 구성 시간 단축 : 512 × 512 영상에 대한 attenuation map 영상을 구하는 데 약 21시간이 소요 된다. 알고리즘에 대한 효율적인 테스트와 임상응용을 위해서는 영상 구성 시간의 단축이 필요하다.

4) 감쇄 계수 값 증 음수값 처리 문제 : B-Mode 영상에서 강한 speckle이나 조직체가 있는 경우 경계 부분에서 감쇄 계수 값이 음수로 나타난다. 이에 대한 해석 및 처리 방법이 모색되어야 한다.

위 문제에 대한 해결 방안 모색과 attenuation map 영상의 임상 응용을 위해서는 attenuation 영상과 B-Mode 영상과의 비교 분석 그리고 간 질환자에 대한 많은 데이터 수집 및 영상 구성을 필요로 하고 있다. 계속되는 연구에는 이에 대한 알고리즘 보완과 보다 많은 데이터 수집 및 영상 구성을 하고자 한다.

참 고 문 헌

- 1) Parker KJ, "Ultrasonic attenuation and absorption in liver tissue", *Ultrasound in Med and Biol*, 9, pp 363-369, 1983.
- 2) Kuc R, "Estimating acoustic attenuation from reflected ultrasound signals; comparison of spectral-shift and spectral-difference approach", *IEEE Trans. on Acoustic, Speech and Signal Processing*, Vol ASSP-32, No. 1, Feb, 1984.
- 3) Eugene Walach, Ascher Shmewitz, Yacov Itzhak, and Zehava Heyman "Local Tissue Attenuation Images Based on Pulsed-Echo Ultrasound Scans", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol 36, No. 2., Feb, 1989.