

초음파에 의한 조직의 온도의존성에 관한 연구

이 상 민 · 박 형 배 · 최 흥 호 · 홍 승 흥

A Study on the Estimation of Temperature Dependance in Tissue by Ultrasound

S.M.Lee, H.B. Park, H.H. Choi, S.H. Hong

요 약

본 논문에서는 초음파 반사신호에 내포되어 있는 정량적인 정보로부터 감쇠계수, 전파속도 파라메타를 매개로 조직의 온도특성에 대해 검토하고 이를 기초로 무침습적인 심부 온도추정의 가능성에 대해서 고찰하였다. 실험에 사용한 기초시료는 아크릴과 돼지의 근육, 간, 지방이며 온도분해능이 0.25°C 이하로 조절되는 항온수조를 제작하여 시료의 온도를 변화시켰다.

일련의 실험을 통하여 조직의 온도변화에 따른 초음파 파라메타의 변화가 근사적 선형성을 가짐이 확인되었으며 이는 표준적인 실험조건과 기준치의 설정을 전제로 무침습적 심부 온도추정이 가능함을 시사하는 것이다.

- Abstract -

In this paper, the temperature dependence of tissue is estimated by measuring the attenuation coefficient and the propagation velocity of ultrasonic reflection signal. And, on the basis of experiments, the possibility of non-invasive temperature estimation is considered.

Specimens in the experiment are acryl plate, muscle, fat and liver of pig. The temperature of specimen is controlled by water bath which is able to adjust temperature a quarter of a degree.

Through the series of experiments, we conformed that the ultrasonic parameters have linearity to a certain extents with the change of tissue's temperature. And we expect that non-invasive temperature estimation of tissue can be realized after several preconditions be satisfied with the standard experiment conditions and a great number of base data.

1. 서 론

1950년경에 초음파가 처음으로 진단의학 분야에 응용된 이래 인체에 무해하고, 비파괴적인 검사와 실시간 처리가 가능하다는 점에 힘입어 생체로부터

유용한 정보를 얻어내려는 노력이 여러 각도에서 시도되어져 왔다¹⁻²¹⁾.

초기부터 관심의 대상이 되어왔던 연구분야는 초음파에 의한 인체 내부구조의 영상화²⁻⁴⁾로 많은 연구가 결실을 맺어 초음파 영상장치가 실현되었고 특히 B모드(mode)에 의한 영상진단장치는 실용되고 있다.

근래에는 초음파 영상장치가 가지는 해상도의 한계를 극복하기 위한 노력의 일환으로써 초음파 반사

<접수: 1989년 6월22일>
인하대학교 전자공학과 교수
Dept. of Electronics, Inha Univessity

혹은 투과신호를 정량적으로 분석하여 조직의 특성을 특징지우려고 하는 소위조직특성화(tissue characterization)에 관한 연구가 진행되고 있다. 초음파가 조직내를 전파할때 일어나는 물리량의 변화는 조직의 특성 및 성질에 관한 정보를 반영하는 것이므로 이들 물리량 또는 그의 변화량을 계측하여 조직에 관한 유용한 정보를 정량적으로 유출하고 조직에 대한 평가를 할 수 있다.

조직특성화의 연구대상이 되는 물리량은 조직에서의 초음파 감쇠계수, 전파속도, 분산 등에 관한 것으로 연속파를 이용한 투과파, 혹은 펄스의 반사파로부터 얻어지는 신호를 처리하여 각 파라미터를 유출한다. 물리적 계측을 통하여 유출된 파라미터를 이용하여 진단에 필요한 이상조직의 규명, 화질이 향상된 새로운 초음파 영상진단장치의 개발 등에 응용한다.

조직특성화 연구 중에서 초음파에 의한 조직의 감쇠, 전파속도, 분산 등 주요한 파라미터 값들의 온도의 변화에 따른 각 파라미터의 변화량을 측정하여 조직의 온도특성을 정량화 시키고 이를 기초로 하여 생체 심부조직의 온도를 무침습적으로 추정하려는 연구가 최근 관심을 모으고 있다⁸⁻¹³⁾.

생체내의 온도를 측정하는 방법으로써는 크게 나누어 침습적인 방법과 무침습적인 방법이 있는데 써미스터(thermistor)나 써모커플(thermocouple) 등을 이용하는 침습적인 측정방법은 국소부위의 온도를 정확하게 직접적으로 관측할 수 있는 장점을 가지고 있으나, 피검자에게 큰 불편을 줄 뿐만 아니라 관측 범위가 제한을 받는다는 단점이 있다. 반면에 X선, MRI, 마이크로파, 적외선 또는 초음파 등을 이용하는 무침습적인 방법은 침습적인 방법의 단점을 해소시킬 수 있으나 분해능의 문제가 아직 과제로 남아 있어서 이에 대한 해결이 요청되고 있다.

본 논문에서는 조직내에서의 초음파 반사신호로부터 온도의 변화에 따른 초음파 감쇠계수 및 전파속도 파라미터의 온도의존성을 검토하여 조직의 온도특성을 해석하고 이를 근거로 하여 무침습적인 심부온도계측의 가능성과 그 문제점 및 앞으로의 연구 방향에 대해서 고찰한다.

2. 초음파 반사신호의 해석

초음파를 이용한 조직의 온도계측은 조직에 초음파를 발사시켜 반사되어 돌아오는 신호로부터 온도 정보를 얻어내는 능동적인(active) 방법과 조직 자신이 열원으로서 발생하는 미약한 초음파 신호를 측정하는 수동적인(passive)방법이 있는데¹²⁾ 본 논문에서는 능동적인 방법의 한가지로서 펄스에코법(pulse echo method)을 사용하였다.

본 연구에서는 조직에 대한 초음파 감쇠계수, 전파속도를 추정하기 위해서 반사 모델을 설정하고 조직에서의 초음파 감쇠특성의 해석을 위한 감쇠계수 추정법으로써 스펙트랄 차분(spectral difference) 법과 매질내에서의 전파속도 추정에 대해서 논의한다.

2-1 감쇠(Attenuation)

음향에너지가 매질을 전파할때는 음파의 반사, 회절, 흡수 및 산란 등에 의하여 손실이 생기는데 이를 신호의 감쇠(attenuation)라고 한다. 이러한 감쇠의 정도를 정량적으로 나타내는 척도로써 감쇠계수가 있다. 생체 조직의 감쇠계수는 주파수 f 의 함수로서 $a \cdot f^n$ 이 되는 것이 실험적으로 입증되어 있는데²⁾, 여기서 n 의 값은 주파수 의존지수으로써 약1에 근사하는 값이고, a 의 값은 생체 연부조직인 경우에 약0.5(dB/Cm MHz)이다. 생체내에서의 음파에 대한 감쇠의 메카니즘은 복잡하지만 대부분은 조직의 점성 및 화학 반응계의 완화현상, 흡수, 산란 등에 기인 된다고 생각되며¹³⁾ 변환기 주변이나 생체조직의 온도에 많은 영향을 받는다. 따라서 동일한 조건하에서의 온도변화에 따른 음파의 감쇠정도를 검토하므로써 조직의 온도의존성을 검토할 수 있다.

조직의 초음파 감쇠계수를 추정하기 위하여 초음파 변환기로부터 발사된 초음파가 조직내를 전파-반사되어 초음파 변환기에 검출되는 모델을 그림 1과 같이 가정한다.

초음파 변환기와 조직이 일직선상에 놓였다고 가정하여, 조직의 경계면A부분에서 반사 되어오는 신호를 $P_a(t)$,

경계면 B부분에서 반사 되어오는 신호를 $P_b(t)$ 라고 할때 각각의 진폭사이에는 다음과 같은 관계가 성립한다¹⁾.

$$P_b(f) = P_a(f) \exp(-2 \alpha^*(f)d) \quad (2-1)$$

여기서 $2d$ 는 전파거리를 나타내고 $\alpha^*(f)$ 는 초음파의 감쇠계수 함수이며 단위는 $[1\text{Np/cm}]$ 이다. 데시벨(decibel) 단위로 나타낸 감쇠계수 함수를 $\alpha(f)$ 라 하면 다음과 같은 관계를 가진다.

$$\begin{aligned} \alpha(f) &= 20(\log_{10} e) \alpha^*(f) \\ &= 8.686 \alpha^*(f) \end{aligned} \quad (2-2)$$

그러므로 식(2-1)을 다시 쓰면

$$P_b(f) = P_a(f) 10^{-\alpha(f)d/10} \quad (2-3)$$

과 같이 된다. 그런데 조직내에서 감쇠계수 함수는 주파수에 따라 거의 선형적으로 변화하는 주파수의존성을 가지며 식으로 나타내면 아래와 같다.

$$\alpha(f) = \beta \cdot f^n \quad [\text{dB/cm}], f > 0 \quad (2-4)$$

여기서 f 는 주파수, β 와 n 는 감쇠 파라미터의 상수 값들이다. 그러므로 어떤 주파수에서 감쇠계수를 추정하려면 β , n 이 결정되어야 한다. 그런데 n 은 주파수 의존지수로서, 연부조직에서는 1이며, 감쇠계수 함수의 주파수에 대한 기울기인 β 를 얻으므로써 감쇠계수를 추정할 수 있다.

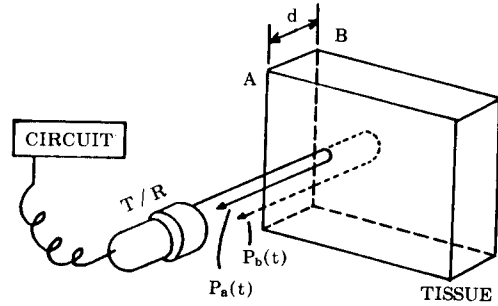
β 를 온도의 함수로 표시하면 다음식과 같이 된다.

$$\Delta\beta(T) = \beta(T) - \beta(T_0) / T - T_0 \quad (2-5)$$

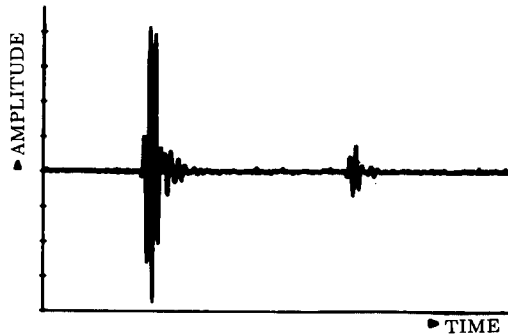
위 식에서 T_0 는 기준온도를 나타내며, T 는 측정시의 온도를 나타낸다. 이 식으로부터 감쇠계수 함수 $\alpha(f)$ 의 기울기 즉 β 의 온도에 따른 변화분 $\Delta\beta(T)$ 를 구하여 조직의 초음파에 대한 온도의존성을 검토한다.

2-2 전파속도(Propagation Velocity)

생체 연부조직에서의 전파속도는 수중에서의 전파속도와 거의 일치되는 값인 $1500[\text{m/s}]$ 전후의 값을 갖이지만 조직내의 단백질 및 물, 지방등의 함유율, 온도변화 등에 크게 영향을 받는다. 매질을 이



(a)



(b)

Fig. 1. Model of a ultrasonic reflection signal

그림 1. 초음파 반사신호의 모델

루는 각 성분이 온도에 따라 그 전파특성이 변하기 때문이다¹²⁾.

온도변화에 따른 초음파 전파속도의 변화를 알아보면 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다¹⁾.

$$\begin{aligned} \Delta V(T) &= V(T) - V(T_0) \\ &= 2[d/t(T) - d/t(T_0)] \end{aligned} \quad (2-6)$$

따라서 온도의 변화에 따른 속도의 변화분을 구하여 온도의존성을 검토할 수 있다.

3. 실험

3-1 실험장치의 구성

조직특성화를 위한 파라미터 값의 유출과 이들의 온도의존성을 검토하기 위한 데이터 수집, 신호처리, 결과출력을 위한 전체의 시스템 구성도를 그림2. 에

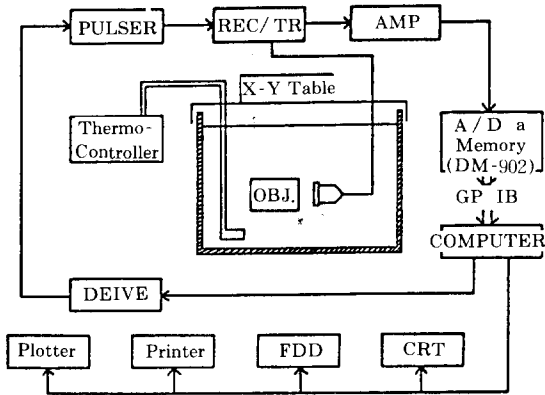


Fig. 2. Configuration of ultrasonic signal acquisition system.

그림 2. 초음파 신호 수집장치의 구성도

나타내었다.

사용된 초음파 변환기는 평판형으로써 KB-EA-ROTECH 사 제품 PCT 50BN을 사용하였다. 이 변환기는 중심 주파수가 5[MHz], 직경 6[mm], 내전압 1[KV], 재질은 PZT이며, 천이거리는 3[Cm]이다. 이 변환기는 0.2[usec], 80[V]인 부의 임펄스성 펄스를 발생하도록 제작된 펄스 발생기에 의해 구동된다. 수신되는 반사신호를 A/D변환하고 호스트 컴퓨터(host computer)로 전송하기 위한 고속 A/D변환기 및 메모리로는 IWATSU사의 DM-902을 사용하였다. 이 제품의 입력전압 범위는 $\pm 50 \sim \pm 0.05$ [V]이며 시간지연은 $-1000 \sim +999$ [words]까지 설정 가능하다. 8비트 2048점의 기억용량을 가지고 샘플링(sampling) 속도는 최소 0.5(sec)에서 최대 10[nsec]까지 가능하고 GP-IB(General Purpose Interface Bus)를 통해 호스트 컴퓨터로 데이터를 전송할 수 있다. 최종 출력장치로는 WATANABE WX4675 플로터(plotter)를 사용하였으며 전 시스템을 제어하기 위한 호스트 컴퓨터로는 IBM-PC를 사용하였다.

사용된 시료로써는 균일한 조직의 아크릴 판과 돼지의 근육, 지방, 간을 사용하였으며 K.K.Shung의 연구⁸⁾를 참고로 생체로부터 절개(excision) 이후 3일 이내에 실험을 하였고 표면의 기포(air bubble)

를 제거하기 위해 시료에 약한 압력을 가한 후 실험하였다.

3-2 초음파 반사신호의 수집

호스트 컴퓨터로 시스템을 초기화시킨 후 펄스발생기를 구동시켜 초음파 변환기에 부의 펄스를 인가한다. 초음파 변환기에서 발생한 초음파 신호가 매질로 발사되고 되돌아오는 반사신호를 동일한 변환기로 수신하여 DM-902로 입력시킨다. 이때 미약한 신호를 증폭시키기 위하여 HP 8447 AMP를 사용하였다.

DM-902에서는 이 신호가 고속으로 A/D변환되어 내부메모리에 기억되고 호스트 컴퓨터의 명령에 따라서 GP-IB(IEEE-488card)를 통해 호스트 컴퓨터로 전송되어 디스크에 데이터 파일로 수록된다.

한 온도에서 신호를 수집한후 온도조절기(Thermocontroller)를 구동시켜 온도를 올린후 위의 과정을 되풀이 한다.

시료의 온도조절은 온도분해능이 0.25℃이하인 항온수조를 사용하여 조절하였다. 데이터의 크기는 8 bits, 2048 points 이며 전파매질로는 가스가 제거된 증류수를 사용하였으며 대류현상을 최소한으로 억제시키기 위하여 최대한의 등온상태를 유지시켜 데이터를 수집하였다.

4. 데이터 처리 및 결과

감쇠계수를 추정할때 비교적 오차가 적은 스펙트랄 차분법²²⁾에 의하여 수집된 반사신호로부터 감쇠계수의 기울기를 추정하였다. 거리에 따른 빔의 특성은 Gaussian으로 일정하다고 가정하여 거리에 따른 빔보정의 필요성을 배제하였으며 반사신호가 섞여서 수집된 한 열의 신호에서 반사신호 부분만을 선택할 때, 많이 쓰이는 창함수인 헤밍(Hammin) 창함수를 사용하였다.

그림 3에 데이터 처리를 위한 흐름도를 표시했다.

그림 4. (a)는 수조내의 물의 온도가 39℃일때 돼지의 지방으로부터 수집한 반사신호의 파형의 한 예이고, 그림 4.의 파형들로부터 스펙트랄 차분법에 의

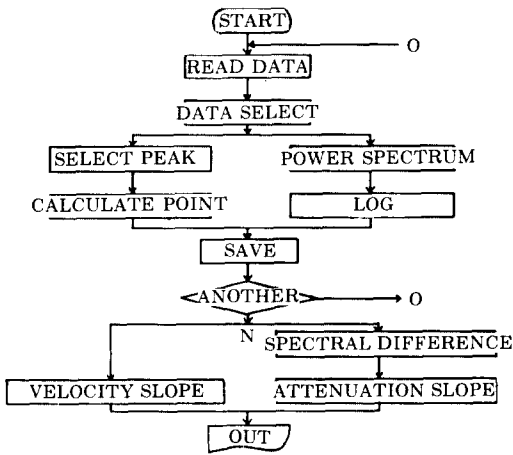


Fig. 3. Flow chart of signal processing

그림 3. 신호처리 과정의 흐름도

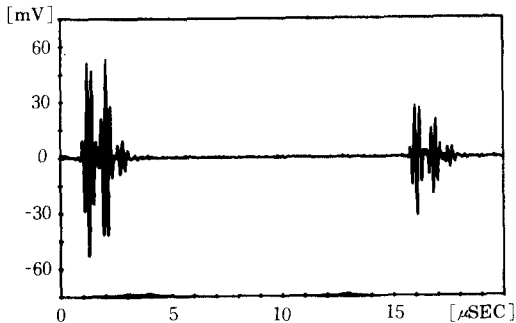


그림 4. 돼지의 지방으로부터의 반사신호

(a) 수조온도 39°C일때

Fig. 4. Reflection signal from the pig fat

(a) Water bath temperature of 39°C

해 구해진 감쇠계수 기울기를 그림 5.에 표시했다. 그림 6.(a)는 아크릴에 대한 초음파 감쇠의 온도의존성을 표시한 것이며, 그림 6.(b)는 돼지의 근육, (c)는 지방, (d)는 간에 대한 것이다.

이상의 결과로 시료의 온도가 올라갈수록 감쇠의 정도 또한 변화하는 것을 알수 있었다. 아크릴에 대한 평균 $d(\Delta\beta) / dT$ 값은 $0.032(\text{dB} / \text{MHz Cm}^\circ\text{C})$ 이고 돼지의근육에 대한 값은 $0.023(\text{dB} / \text{MHz Cm}^\circ\text{C})$, 지방의 경우는 $-0.1483(\text{dB} / \text{MHz Cm}^\circ\text{C})$ 이고 간의 경우는 $-0.0095(\text{dB} / \text{MHz Cm}^\circ\text{C})$ 이다. 그림

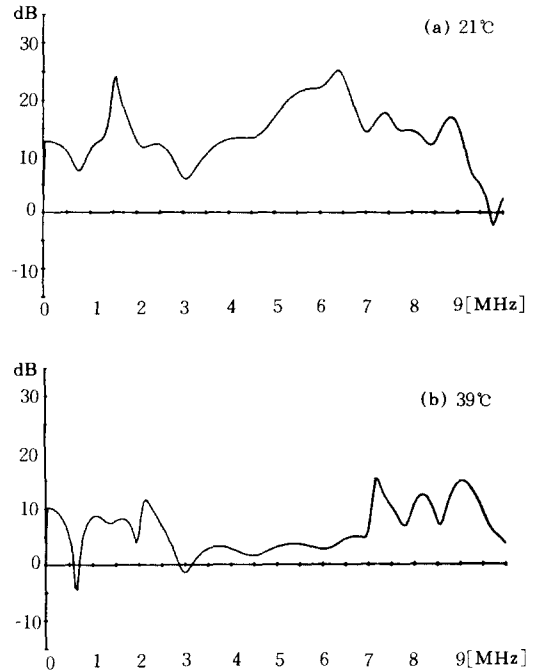


그림 5. 돼지의 지방에 대한 대수 전력스펙트럼의 차

(a) 21°C (b) 39°C

Fig. 5. Difference of log power spectrum for pig fat

(a) 21°C (b) 39°C

7.은 초음파 전파속도의 온도의존성을 나타낸 것으로서 (A)는 아크릴, (B)는 돼지의 근육, (c)는 지방, (d)는 간에 대한 것이다. 온도에 대한 속도의 평균 변화 값은 아크릴이 $-4.107(\text{m} / \text{sec}^\circ\text{C})$, 돼지의 근육이 $1.833(\text{m} / \text{sec}^\circ\text{C})$, 지방이 $-6.5(\text{m} / \text{sec}^\circ\text{C})$ 이고 간이 $12.433(\text{m} / \text{sec}^\circ\text{C})$ 이다.

반사신호 $P_i(t)$ 와 $P_o(t)$ 에 대해서 각각 침투값에 일정한 게이트를 주어 신호를 선택한 후 두 위치 사이의 점(point)수를 계산하여 전파속도의 온도의존성을 구하였다.

5. 결 론

초음파의 조직내 전파성질을 해명하고 조직의 특성변화를 음향적으로 유출하는 것은 병적조직성상이 규명되어지므로 초음파에 의한 새로운 진단정보의

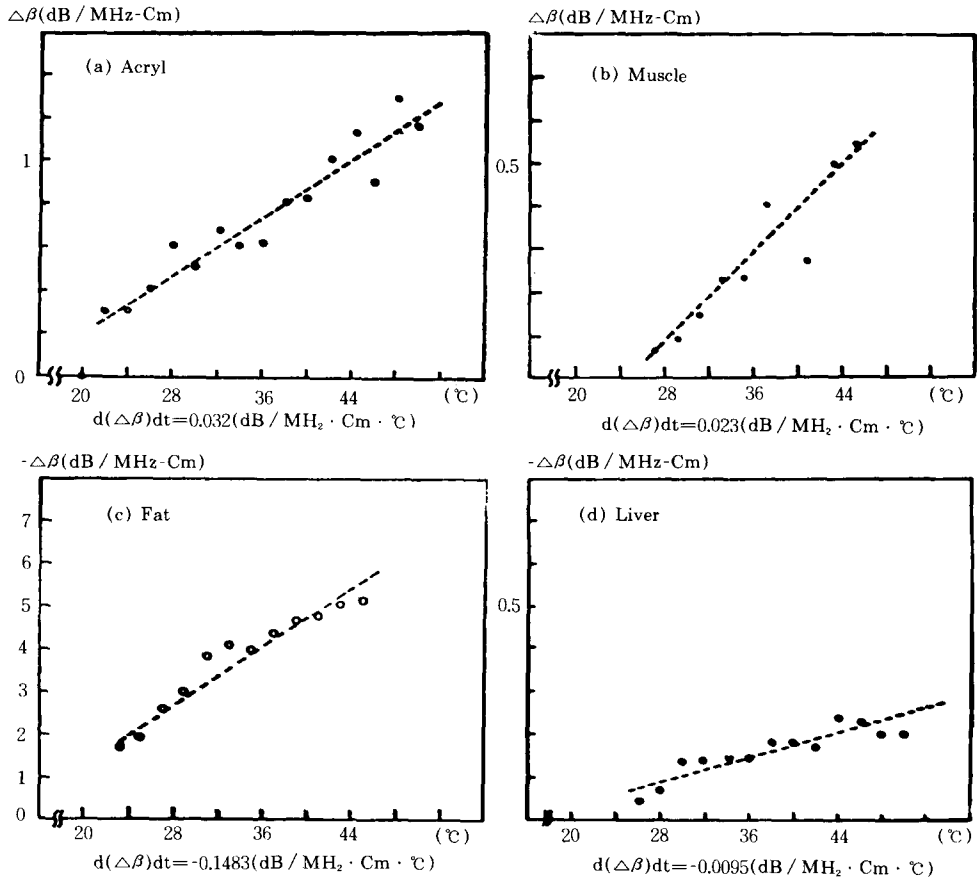


그림 6. 초음파 감쇠의 온도의존도 (a) 아크릴 (b) 근육 (c) 지방 (d) 간

Fig. 6. Temperature dependence of ultrasonic (a) acryl plate (b) muscle (c) fatattenuation(d) liver

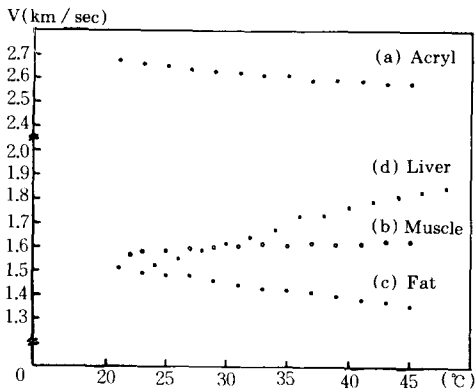


그림 7. 초음파 전파속도의 온도의존성

(a) 아크릴 (b) 근육 (c) 지방 (d) 간

Fig. 7. Temperature dependence of ultrasonic velocity (a) acryl plate (b) muscle (c) fat (d) liver

유출이 되며 계측 불능이었던 무침습적 심부온도의 계측은 임상학적인 응용이 광범위하고 특히 온열 치료에 대한 정확한 온도제어를 위해서 중요한 의의를 지니고 있다.

본 논문에서는 21°C에서 45°C에 걸쳐 수조내의 온도를 변화시키면서 수조내에 있는 조직에 대한 초음파의 감쇠계수를 스펙트랄 차분법에 의해 구하고 동시에 조직내에서의 전파속도를 구하여 온도의존성을 검토하였다.

조직에 대한 초음파 파라미터의 변화는 거근분자 (Macromolecular) 성분과 그의 화학적 또는 구조상의 이완(Relaxation)에 의한것, 조직의 미시적 비동질성(Inhomogeneous)에 대하여 발생하는 산란

과 조직구조의 점성상대운동(Viscous Relative Motion)에 의한것으로 나뉘어진다고 알려져 있는데¹⁶⁾ 실험을 통하여 조직의 온도에 대해서 초음파 파라미터 값이 선형성을 가지고 변화하며 각 구조성분별로 그 변화량이 차이가 있음을 확인하였다.

또한 대체적으로 온도변화에 대한 전파속도 변화량의 추적이 감쇠계수의 경우 보다 용이하다는 것, 즉 적은 온도의 변화에 대해 단위는 서로 동일하지 않더라도 전파속도 변화량의 유출이 감쇠계수의 변화량 유출보다 더 수월하다는 것도 확인되었다.

그러나 이상의 실험결과로부터 각 파라미터가 모든 온도범위에서 1차적 선형성을 갖는다고 결론내리기는 곤란하며 부분적 온도대에 대한 정확한 선형성의 유출과 분해능 향상을 위한 연구가 전개되어야 할 것이다.

초음파의 감쇠, 전파속도 파라미터를 측정함으로써 원리적으로 조직에 대한 무침습적인 심부온도계측의 가능성은 확인되었으나, 직접적으로 임상에 이용되기 위해서는 계측의 정확성, 실시간 처리, 더 많은 데이터에 의한 기준치 설정 등에 대한 지속적인 연구가 필요하며 온도와 상관관계를 갖는 압력, 열적산란 등의 여러 파라미터들에 대한 조합적인 연구가 병행될때 부분적 온도대에 대한 더욱 정확한 선형성과 더 높은 온도분해능을 얻을 수 있으리라 사려된다.

참 고 문 헌

- 1) P.N.T. Wells, "Biomedical Ultrasonics", ACADEMIC PRESS INC., New York, 1977.
- 2) FRANCIS J. FRY, "ULTRASOUND: its applications in medicine and biology", ELSEVIER SCIENTIFIC PUBLISHING COMPANY, Amsterdam, 1978.
- 3) D.H.Howry, G.J.Posakony, C.R.Cushman and J.H.Holmes, "Three dimensional and stereoscopic observation of body structure by ultrasound", J.appl.Physiol, 9, 304~306, 1956.
- 4) G.Kossoff, D.E.Robinson, and W.J.Garrett, "Ultrasonic two-dimensional visualization

- for medical diagnosis", J. acoust. Soc. Am, 44, 1310~1318, 1968.
- 5) D.E.Robinson, "Display of three-dimensional ultrasonic data for medical diagnosis", J.acoust. Soc. Am, 52, 673~687, 1972.
- 6) M.Fink, F.Hottier and J.F.Cardoso, "Ultrasonic Signal Processing for IN VIVO Attenuation Measurement: Short Time Fourier Analysis", Ultrasonic Imaging 5, 117~135, 1983.
- 7) R.Kuc, et al, "Bounds on Estimating the Acoustic Attenuation of Small Tissue Regions from Reflected Ultrasound", IEEE Proceeding Vol. 73(7), 1985.
- 8) 홍승홍, "초음파의 Tissue Characterization에 관한 연구", 대한전자공학회 하계종합 학술대회 논문집 6(1), 1983.
- 9) M.A.Bronez, K.K.Shung, H.Heidary, and D.Hurwitz, "Measurement of Ultrasound Velocity in Tissue Utilizing a MicrocomputerBased System", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 32, pp 723~726, 1985.
- 10) 소서진남, "Tissue Characterization はど二ま でか", JJME, BME, Vol.1, No. 4, pp 318~319, 1987.
- 11) 유갈중사, "초음파는よる체내비침습온도계측의 가능성", JJME, BME, Vol.1, No.4, pp 320~321, 1987.
- 12) 복희다, "초음파의 생체내 온도계측", JJME, BME, Vol.12, No.3, pp 167~170, 1988.
- 13) 제승정남, "초음파의 조직진단", JJME, BME, Vol.2, No.5, pp 277~281, 1988.
- 14) John G. Webster, et al, "Medical instrumentation", Houghton Mifflin Company, 1978.
- 15) LEON, J.SLUTSKY, "on the Possile Contribution of Chemical Relaxation to Acoustic Absorption in Biological System", IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. UFFC-33, No.2, pp156~161, 1986.
- 16) M. O'Donnell and J.G.Miller, "Mechanism of Ultrasonic Attenuation Soft Tissue," U. T.C.IIN. B.S. pp 37~40, 1979.
- 17) S.A. Goss, R.L. Johnston, and F.Dunn, "Com-

- pilation mirical ultrasonic properties of mammalian tissues”, J. Acoust. Soc. Am., Vol. 64(2), pp 423~457, 1978.
- 18) K.K.Shung and J.M.Reid, “Ultrasound velocity in major bovine blood vessel walls”, J. Acoust. Soc. Am., Vol.64(2), pp 692~694, 1978.
- 19) J.V.Geleskie and K.K.Shung, “Further studies on acoustic impedance of major bovine blood vessel walls”, J. Acoust. Soc. Amer., Vol.71(2), pp 467~470, 1982.
- 20) Hiroaki Ohkawai, Shin-Ichinitta, Motonao Tanaka and Floyd Dunn, “In vivo measurement of Thickness or speed of sound in biological tissue structure”, IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-30, No. 4, pp 231~303, 1983.
- 21) M. Insana, J.Zagzebski, and E.Madsen, “Improvement in the Spectral Difference Method for Measuring Ultrasonic Imaging, Vol. 5, pp 531~534, 1983.
- 22) 최흥호, 홍승호, “간내의 비정상 조직 검출을 위한 감쇠계수 추정”, 의공학회지, Vol. 6, No. 2, 1985.