

# 軟組織での反射と減衰を考慮した超音波反射法による 骨の音響インピーダンスの計測

浅井 仁 金井 浩 中鉢 憲賢

## Measurement of Acoustic Impedance of Bone by Considering Reflection and Attenuation of Soft Tissue Using the Ultrasonic Reflection Method

Hitoshi ASAI, Hiroshi KANAI and Noriyoshi CHUBACHI

### Abstract

A recently proposed system for diagnosing osteoporosis by measuring the acoustic impedance of bone fails to provide the necessary step of taking reflection loss at the interface between the bone and the soft tissue as well as propagation loss in the soft tissue into account. Here we propose an ultrasonic reflection method that compensates for these losses. Preliminary experiments using PMMA/Bakelite and rubber/Bakelite composite models indicate the validity of this method. Values obtained *in vivo* with and without compensation differed significantly.

### Key Words

Acoustic impedance, Osteoporosis, Reflection coefficient, Ultrasonic reflection method

### 1. ま え が き

近年、高齢化社会の急速な進展に伴い、退行性疾患である骨粗鬆症の問題が大きく取り上げられている。

骨粗鬆症の診断法としては、 $\gamma$ 線による single photon absorptiometry (SPA) 法<sup>1)</sup>、dual photon absorptiometry (DPA) 法<sup>1)</sup>、X線による single X-ray absorptiometry (SXA) 法<sup>2)</sup>、dual X-ray absorptiometry (DXA) 法<sup>2)</sup>、quantitative computed tomography (QCT) 法<sup>1)</sup>がある。しかし、これらの診断法は骨量の変化を評価するもので、骨質について評価するのは困難である。また、X線、 $\gamma$ 線を用いた診断法は、放射線の被曝などの問題があり、定期的な診断には適していない<sup>1) 2)</sup>。

一方、超音波による診断は非侵襲的で、手軽に何度でも測定可能という利点がある。また、弾性特性と対

応する骨質を評価できる可能性があり、 $\gamma$ 線、X線とは異なる診断法として注目されている。超音波を用いた測定法には透過法である acoustic emission (AE) 法<sup>3)</sup>、apparent velocity of ultrasound (AVU) 法<sup>4)</sup>、speed of sound-broadband ultrasound attenuation (SOS-BUA) 法<sup>5) 6)</sup>と反射法であるインピーダンス法<sup>7)</sup>がある。

AE法、AVU法は、共に超音波の伝搬速度を測定する方法であるが、超音波トランスジューサを直接体表に当てて測定するため、ばらつきが多く、現在はあまり使われていない。SOS-BUA法は、水中で踵骨部に超音波を伝搬させ踵骨部の超音波伝搬速度と減衰係数を測定する方法である。すでに診断装置が市販されているが、SOS値もBUA値も周囲の軟組織を含めた測定値であり、骨そのものに対する測定値ではない。このため骨密度とSOS値、BUA値を結び付ける厳密な

理論がなく、経験則によって推定が行われているのが現状である。

一方、インピーダンス法<sup>7)</sup>は、反射係数により骨の音響インピーダンスを求める方法である。反射法で測定を行うので減衰が大きな骨の中に超音波を伝搬させる必要がないという利点がある。また、音響インピーダンスは、密度と音速の積、密度と弾性率の積の平方根で表される物理量であるので、音速の変化よりも骨の変化を敏感に反映することが期待されている。これまでに、骨密度と高い相関が確かめられているが、軟組織表面における反射と軟組織内における減衰の両方を考慮していないという問題がある<sup>7)</sup>。

そこで筆者らは、骨周囲の軟組織の影響を除去し、骨のみの音響インピーダンスを推定する新しい診断法を提案する。まず、踵骨部を、踵骨とその周囲の軟組織からなる2層モデルと考え、その伝送線路モデルを利用して皮膚表面における反射と軟組織内での減衰の影響を除去する方法について検討する。次に、アクリル/ペークライト、ゴム/ペークライトの2層モデルを用いた基礎実験を行い、この新しい手法の妥当性について検討する。さらに実際に *in vivo* で人の踵骨部に適用し、従来法と比較し本手法が有効であることを示す。

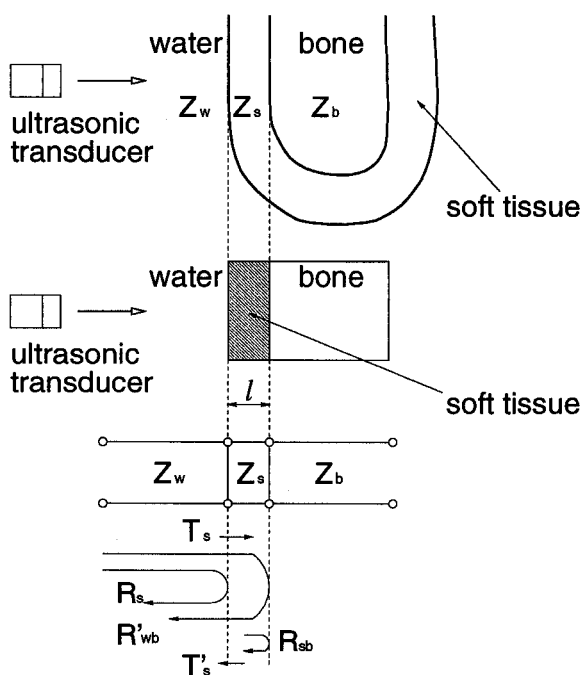


Fig.1 Transmission line model for the heel.

## 2. 反射法による音響インピーダンス測定の補正方法

### 2.1 測定原理

超音波反射法による音響インピーダンス測定の基本原理は次のようなものである。音響インピーダンス  $Z_1$  が既知である媒質1から、音響インピーダンス  $Z_2$  が未知である媒質2との平面境界に平面超音波を垂直に入射して反射係数  $R$  を測定すれば、 $Z_2$  は次式により求めることができる。

$$Z_2 = Z_1 \times \frac{1+R}{1-R} \quad (1)$$

実際にこの手法を骨の音響インピーダンス測定に応用する場合には、骨の周囲に軟組織が存在するため、(a) 皮膚表面における反射損失と (b) 軟組織内の減衰の両方の影響を考慮する必要がある。これらの影響を取り除く方法として本論文では、次のような補正方法を提案する。

Fig.1 は測定対象である踵骨部とその伝送線路モデルである。図に示すように、水/軟組織境界からの反射波の振幅よりその境界面における反射係数  $R_s$ 、軟組織/骨境界からの反射波の振幅より、その境界面での反射係数  $R'_{wb}$  を求めることができる。 $R'_{wb}$  は、軟組織の影響を含んだ見かけの反射係数で、軟組織/骨境界における真の反射係数  $R_{sb}$  との間に関係が

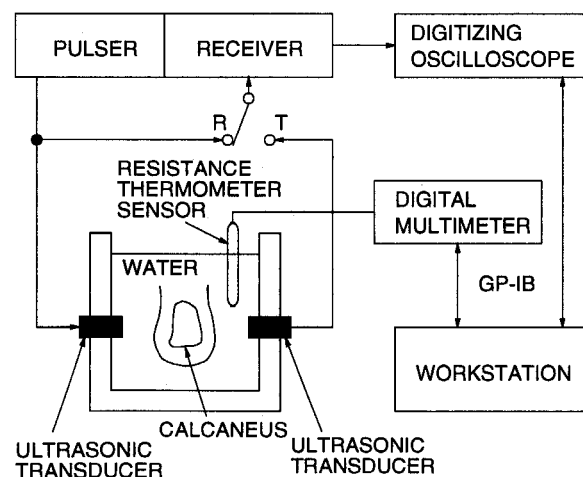


Fig.2 Block diagram of the measurement system used in this study.

**Table 1** Measurement Condition of the System

|                                    |         |
|------------------------------------|---------|
| Center frequency of transducers :  | 1.0 MHz |
| Distance between two transducers : | 140 mm  |
| Diameter of two transducers :      | 20 mm   |
| Sampling frequency :               | 10 MHz  |

**Table 2** Characteristics of Materials for Model Measured by Ultrasonic Transmission Method

| Material | Velocity<br>m/s | Density<br>× 10 <sup>3</sup> kg/m <sup>3</sup> | Acoustic Impedance<br>× 10 <sup>6</sup> kg/m <sup>2</sup> · s |
|----------|-----------------|--|---|
| Bakelite | 3921            | 1.357  | 5.31  |
| PMMA     | 2727            | 1.213  | 3.31  |
| Rubber   | 1628            | 1.294  | 2.10  |

ある。

$$R'_{wb} = T_s \times R_{sb} \times T'_s \times \exp(-2\alpha l) \quad (2)$$

ここで、 $T_s$ ,  $T'_s$  は、それぞれ水／軟組織境界と軟組織／水境界における透過係数、 $\alpha$  は軟組織内での超音波の減衰定数、 $l$  は軟組織の厚さである。さらに  $T_s = (1 + R_s)$ ,  $T'_s = (1 - R_s)$  と表されるので、これらを用いると

$$R'_{wb} = (1 - R_s^2) \times R_{sb} \times \exp(-2\alpha l) \quad (3)$$

と表される。この式から、軟組織／骨境界における真の反射係数  $R_{bs}$  は、補正によって次のように表すことができる。

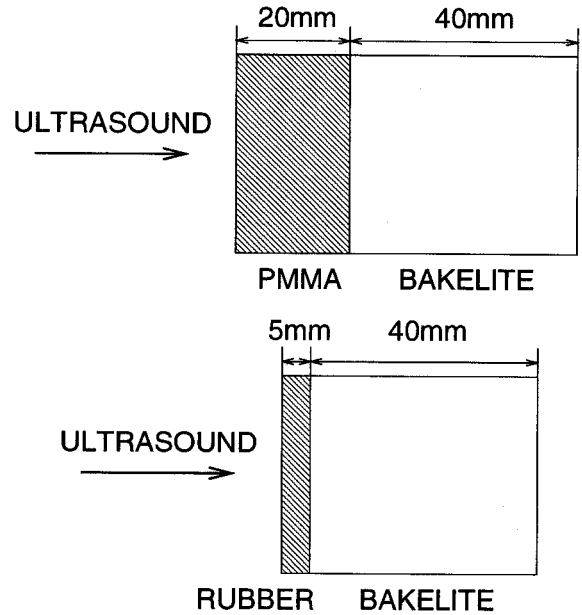
$$R_{sb} = \frac{R'_{wb}}{(1 - R_s^2) \times \exp(-2\alpha l)} \quad (4)$$

したがって、反射係数  $R'_{wb}$  と  $R_s$  を測定し、 $\alpha$  と  $l$  の値を別途測定するかまたは仮定して (4) 式を用いて軟組織／骨境界における反射係数  $R_{sb}$  を算出すれば、軟組織表面の反射と軟組織内の減衰の影響を含まない骨の音響インピーダンス  $Z_b$  を次式により推定することができる。

$$Z_b = Z_s \times \frac{1 + R_{sb}}{1 - R_{sb}} \quad (5)$$

### 3. 測定方法と装置

反射係数は、入射波と反射波の振幅の比で定義されるが、ここでは入射波と反射波の振幅を測定するかわりに、反射係数が既知の基準試料からの反射波の振幅と測定試料からの反射波の振幅を測定して、比較法により反射係数を測定した。



**Fig. 3** Two-layer models : (a) two-layer model consisting of PMMA and Bakelite (model 1), (b) two-layer model consisting of rubber and Bakelite (model 2).

**Fig. 2** と **Table 1** に水中法で骨のインピーダンスを測定するシステムの構成を示す。本システムは、反射法と透過法の両測定法に使用することができる構成となっている。反射法では pulser/receiver により、電気信号を平面トランスジューサに入力し、超音波パルスを放射させ、測定対象物からの反射波  $y(t)$  を同じトランスジューサで検出する。次に、検出した反射波  $y(t)$  をデジタルオシロスコープに表示させ、ワークステーションに転送する。

転送された信号  $y(t)$  は、測定装置の周波数特性と伝搬媒質の音響特性の周波数依存性で決められるある周波数帯域に分布した周波数成分を含んでいるため、反射係数は、各周波数ごとに反射係数が既知の基準試料からの反射波と測定試料からの反射波の振幅を比較し、S/N の良好な周波数帯域に関してそれらの平均値を求める必要がある。そこでまず、基準試料からの反射波  $y_r(t)$  と測定試料からの反射波  $y_s(t)$  のそれぞれについて高速フーリエ変換 (FFT) 解析することによりパワースペクトル  $P_r(f)$ ,  $P_s(f)$  を求める。次に、各周波数成分ごとに  $P_s(f)$  と  $P_r(f)$  の比の平方根を計算して、各周波数  $f$  における反射係数  $R(f)$  を決定する。水／基準試料境界における音圧反射係数を  $R_0$ 、水／

被測定試料境界における音圧反射係数を  $R(f)$  とすると、水/基準試料境界からの反射信号のワースペクトル  $P_r(f)$  と水/被測定試料境界からの反射信号のワースペクトル  $P_s(f)$  を測定すれば、反射係数  $R(f)$  は次式により求めることができる。

$$R(f) = \sqrt{\frac{P_s(f)}{P_r(f)}} \times R_0 \quad (6)$$

さらに、S/Nのよい周波数帯域  $B$  について平均値を計算して反射係数の測定値とする。

$$R = \frac{\int_B R(f) df}{\int_B 1 df} \quad (7)$$

使用したトランスジューサの中心周波数は 1 MHz であり、用いた周波数帯域はほぼ 1 MHz  $\pm$  0.2 MHz である。また、トランスジューサの直径は 20 mm であり、水の音速を 1500 m/s、超音波周波数を 0.8 MHz としてフレネル長を計算すると 54 mm になる。平面波が入射するという仮定を満足させるため、トランスジューサと試料の距離が、フレネル長内におさまるように配置した。超音波ビームの入射角度については、

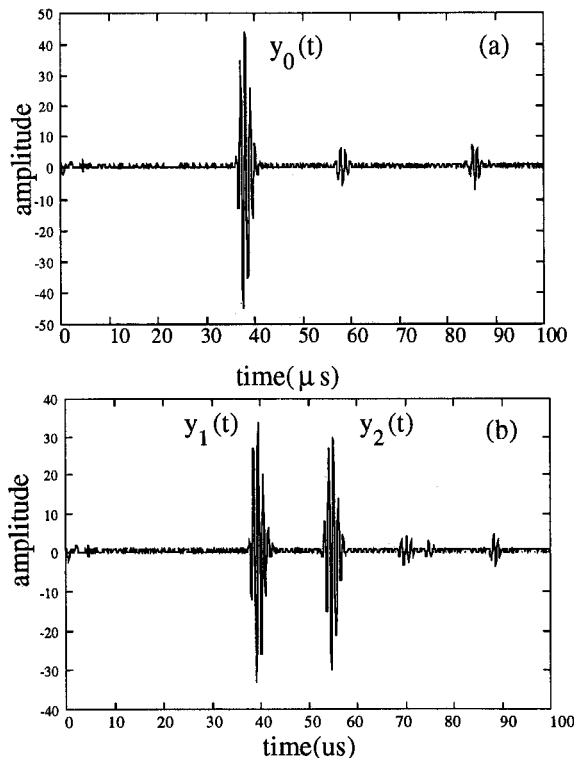


Fig. 4 Waves reflected from water/Bakelite interface and the two-layer model consisting of PMMA and Bakelite.

垂直入射とするため、反射信号の振幅が最大となるように角度を調整した。

#### 4. モデルによる基礎実験

踵骨部のモデルとして、Fig. 3(a) と (b) のように第1層、第2層からなる2層モデルによる基礎実験を

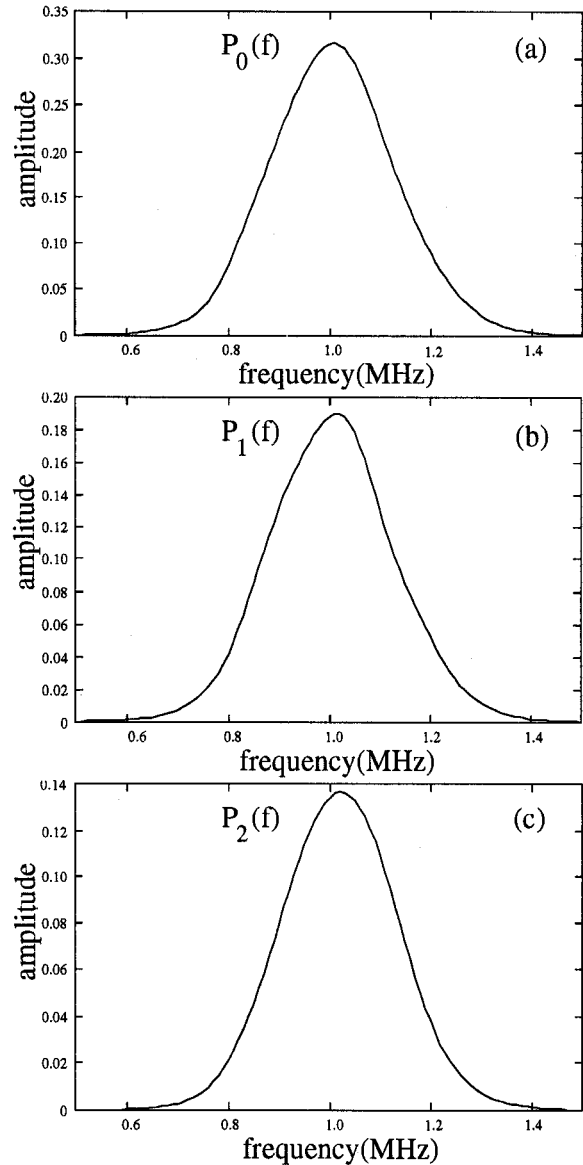


Fig. 5 Power spectra of the reflected waves : (a) power spectrum of waves reflected from the water/Bakelite interface ; (b) power spectrum of waves reflected from the water/PMMA interface of two-layer model consisting of PMMA and Bakelite ; and (c) power spectrum of waves reflected from the PMMA/Bakelite interface of the two-layer model consisting of PMMA and Bakelite.

行った。モデル1, モデル2に対する基準試料としては, それぞれベークライト, アクリル (PMMA: poly-methyl methacrylate) を用いた。なお, 第1層と第2層の接合面には空気が入らないように超音波ゼリーを塗った。

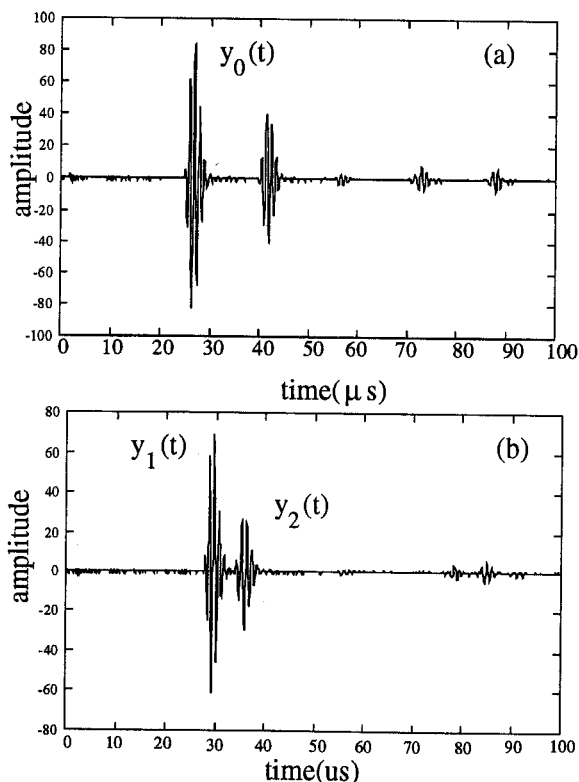
#### 4.1 モデル実験に用いる試料の音響特性の測定

##### (a) 音速・密度・音響インピーダンス

モデル実験に先立ち, モデル実験に用いる試料の音響インピーダンス測定を超音波透過法を用いて行った。まずベークライト, アクリル, ゴムについて, 音速を測定した。音速の測定は, 伝搬路が水だけの場合と試料を挿入した場合の超音波の伝搬時間を比較して決定した。試料の寸法と質量を測定して密度を算出し, この値に測定した音速をかけて音響インピーダンスを算出した。これらの値を **Table 2** に示す。

##### (b) 減衰定数

次にゴムとアクリルについて減衰定数の測定を行った。伝搬路が水の場合の透過波の振幅とゴムを挿



**Fig. 6** Waves reflected from the water/PMMA interface and the two-layer model consisting of rubber and Bakelite.

**Table 3** Acoustic Impedance Obtained From the Experimental Two-Layer Model Consisting of PMMA and Bakelite

|                        |  |
|------------------------|--|
| Without compensation : | $4.13 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |
| With compensation :    | $5.41 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |

**Table 4** Acoustic Impedance Obtained From the Experimental Two-Layer model Consisting of Rubber and Bakelite

|                        |  |
|------------------------|--|
| Without compensation : | $2.42 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |
| With compensation :    | $5.07 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ |

入した場合の透過波の振幅を測定して, それぞれについて求めたパワースペクトルを 1 MHz において比較することにより挿入損失を測定した結果, 7.91 dB となった。先に求めた音響インピーダンス値を用いて水/試料境界における反射係数を計算すると 0.17 となるから, この境界における反射損は, 往復分を合わせて 0.26 dB である。挿入損失から反射損を差し引いて試料の厚さ 0.5 cm で割り, ゴムの減衰定数の値を算出した結果, 15.3 dB/cm (=1.76 Np/cm) となった。同様にしてアクリルについて減衰定数を測定した結果, 1.2 dB/cm (=0.14 Np/cm) となった。

#### 4.2 モデル1 (アクリル/ベークライト)

基準試料のベークライト (音響インピーダンス  $5.31 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ ) からの反射波  $y_0(t)$  を **Fig. 4 (a)** に示す。また, 2層モデル (アクリル/ベークライト) からの反射波を **Fig. 4 (b)** に示す。 **Fig. 4 (b)** 中の  $y_1(t)$  と  $y_2(t)$  はそれぞれ, 水/アクリル境界から反射してきた反射波とアクリル/ベークライト境界から反射してきた反射波である。 **Fig. 4 (a)** の  $y_0(t)$ , **Fig. 4 (b)** の  $y_1(t)$ ,  $y_2(t)$  の3波形それぞれについて, FFTにより求めたパワースペクトル  $P_0(f)$ ,  $P_1(f)$ ,  $P_2(f)$  を **Fig. 5 (a), (b), (c)** に示す。これらのパワースペクトルより水/アクリル境界における反射係数  $R_{wa}(f)$  と, 水/アクリル境界における反射損を含んだアクリル/ベークライト境界における見かけの反射係数  $R'_{ab}(f)$  を各周波数ごとに次式を用いて求めた。

$$R_{wa}(f) = \sqrt{\frac{P_1(f)}{P_0(f)}} \times R_{wb0} \quad (8)$$

$$R'_{ab}(f) = \sqrt{\frac{P_2(f)}{P_0(f)}} \times R_{wb0} \quad (9)$$

ここで  $R_{wb0}$  は、基準として用いる水/ベークライト (基準試料) 境界における反射係数の値で、測定時の水温から水の密度と音速を求めて水の音響インピーダンス値を計算して、この値と Table 2 に示したベークライトの音響インピーダンス値とを用いて計算した値である。計算された  $R_{wa}(f)$  と  $R'_{ab}(f)$  のそれぞれについて、1.0 MHz を中心に 0.8 MHz から 1.2 MHz の周波数範囲について平均した値  $R_{wa-av}$  と  $R'_{ab-av}$  を反射係数の測定値とした。

これらの値を用いて、アクリル/ベークライト境界における反射係数  $R_{ab}$  を次式により補正して求めた。

$$R_{ab} = \frac{R'_{ab-av}}{(1 - R_{wa-av}^2) \times \exp(-2\alpha l)} \quad (10)$$

第2層のベークライトの音響インピーダンスを次式により求めた。その結果を Table 3 に示す。

$$Z_b = Z_a \times \frac{1 + R_{ab}}{1 - R_{ab}} \quad (11)$$

#### 4.3 モデル2 (ゴム/ベークライト)

基準試料のアクリルからの反射波  $y_0(t)$  を Fig. 6

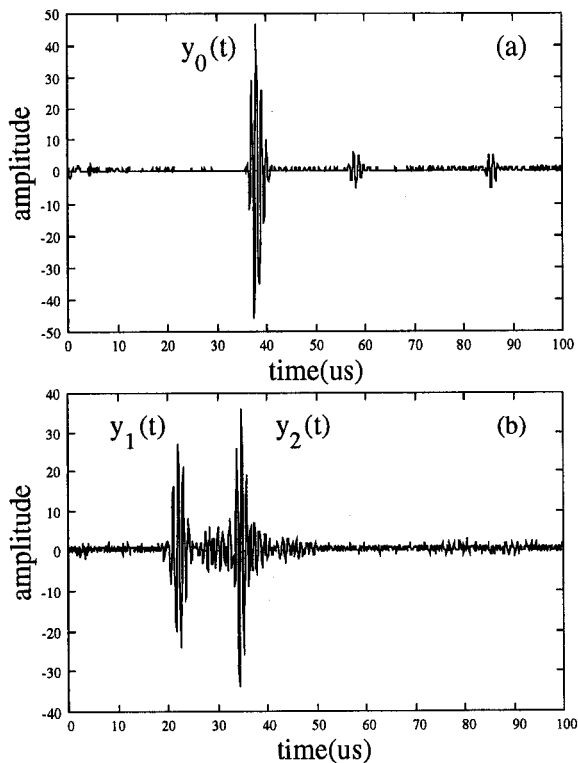


Fig. 7 Reflected waves for measurement *in vivo*: (a) wave reflected from the water/Bakelite interface; (b) wave reflected from the heel.

(a) に示す。また、2層モデル (ゴム/ベークライト) からの反射波を Fig. 6 (b) に示す。Fig. 6 (b) の中の波形  $y_1(t)$ ,  $y_2(t)$  はそれぞれ、水/ゴム、ゴム/ベークライト境界からの反射波である。

Fig. 6 の3波形  $y_0(t)$ ,  $y_1(t)$ ,  $y_2(t)$  について、FFT によりパワースペクトル  $P_0(f)$ ,  $P_1(f)$ ,  $P_2(f)$  を求め、モデル1と同様にして反射係数を算出した。第2層のベークライトの音響インピーダンスを求めた結果を

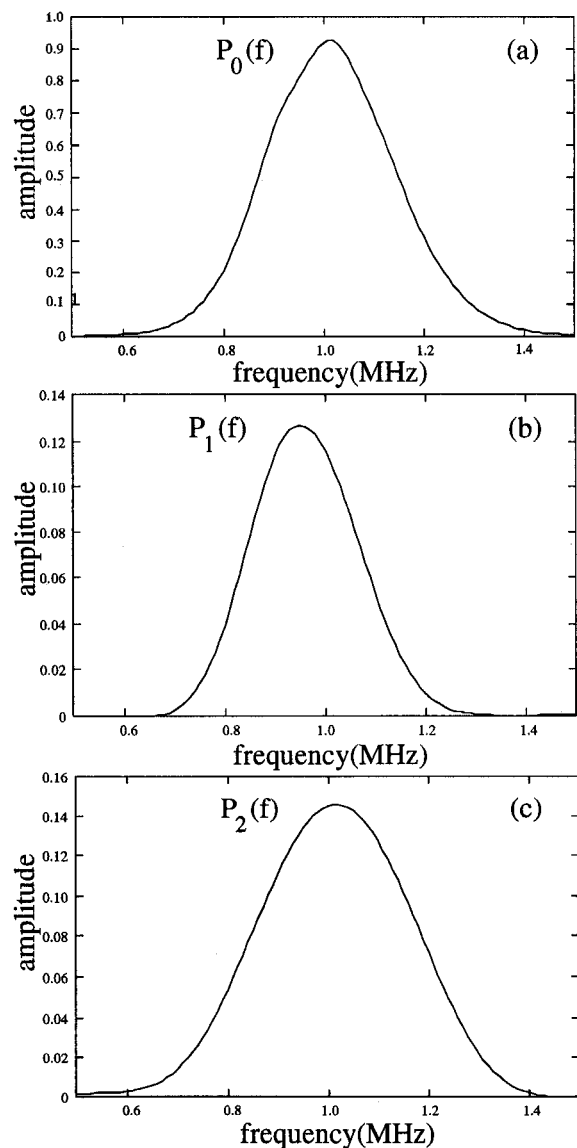


Fig. 8 Power spectra of reflected wave: (a) power spectrum of wave reflected from water/Bakelite interface; (b) power spectrum of wave reflected from water/soft tissue boundary of the heel; and (c) power spectrum of wave reflected from soft tissue/calcaneus boundary of the heel.

Table 4 に示す。

#### 4.4 モデル実験結果の検討

モデル1, モデル2で測定されたベークライトの音響インピーダンス値 (Table 3, 4) を透過法で測定した音速値と密度の積から求めた値 (Table 2) と比較する。本手法による補正を行わない場合, モデル1, モデル2ともに Table 2 の透過法による値と明らかな差がある。これに対し, 補正を行った値はモデル1, モデル2のいずれについても透過法による値にほぼ一致している。したがって, 本手法によって超音波トランスジューサから見て第1層であるゴムまたはアクリルの表面での反射と, これらの層での減衰の補正を行うことによって超音波トランスジューサから見て第2層であるベークライトのインピーダンスを十分な精度で推定できることが確認できる。

#### 5. 踵骨部に対する *in vivo* 計測

22歳男性の健常者2名 (被験者 A, B) について右足小指側から踵骨に超音波を照射し, 皮膚を通して踵骨の音響インピーダンス測定を行った。基準試料としては, ベークライトを用いた。

水/ベークライト境界からの反射波  $y_0(t)$  を Fig. 7 (a) に示す。踵骨部からの反射波の例を Fig. 7 (b) に示す。図の  $y_1(t)$ ,  $y_2(t)$  はそれぞれ, 水/軟組織境界からの反射波と軟組織/骨境界からの反射波である。水/ベークライト (基準試料) の反射波  $y_0(t)$  と踵骨部からの反射波  $y_1(t)$ ,  $y_2(t)$  に関して, 100回の同期加算を行って雑音成分を除去し, 多重反射成分が入らないように波形切り出し窓長を設定した後に FFT を行う。FFT を行って得られたパワースペクトル  $P_0(f)$ ,  $P_1(f)$ ,  $P_2(f)$  を各々 Fig. 8 (a), (b), (c) に示す。

軟組織の減衰定数  $\alpha$  と音速  $v$  の値として文献値 [8] を用いて減衰定数  $\alpha = 0.115 \text{ Np/cm}$ , 音速  $v = 1,540 \text{ m/s}$  を仮定し, 補正を行った。なお, 軟組織の厚さ  $l$  は, 水/軟組織境界からの反射波と軟組織/骨境界からの反射波を干渉させて周波数解析し, スペクトル上でその干渉周期  $\Delta f$  を測定し, 次式により算出した。

$$l = \frac{v}{2 \times \Delta f} \quad (12)$$

被験者 A, B に関する実験結果を Table 5 に示す。

Table 5 Acoustic Impedance Obtained in Measurement from the Heels of Normal Young Subjects A and B *in vivo*

|  | Subject A | Subject B |
|--|-----------|-----------|
| Without compensation ( $10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ ): | 2.24      | 2.21      |
| With compensation ( $10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ ):    | 2.42      | 2.38      |
| Thickness of soft tissue (cm):                                 | 0.97      | 1.13      |

軟組織の影響を考慮していない従来の手法の手順により求めた踵骨の音響インピーダンスと軟組織の影響を補正して得られた反射係数より求めた踵骨の音響インピーダンスでは10%程度値が異なり, 従来法では踵骨の音響インピーダンスを正確に求められず, 小さく推定する可能性がある。この傾向は, 皮膚表面から骨までの軟組織が厚くなったり, 軟組織と水とのインピーダンスの差が大きくなれば, より大きくなるものと考えられる。しかし, 本論文で提案した補正方法では, これらの影響を除去することができる。

#### 6. あとがき

本論文では, 骨のみの音響インピーダンスを *in vivo* 測定することを目指し, 軟組織の影響を除去する方法を提案し, その原理について述べた。まず, 本手法の妥当性を示すため, アクリル/ベークライト, ゴム/ベークライトによる踵骨部の2層モデルを2種類用いて, 超音波トランスジューサから見て奥の層であるベークライトの音響インピーダンスが測定可能であることを示した。次に踵骨部に対して *in vivo* 計測を行い, 踵骨のみの音響インピーダンスを求めた。この結果, 従来法に基づいて求めた踵骨の音響インピーダンスと明確な差を示した。上記モデル実験によって精度が評価されたことを考えると, 本手法による *in vivo* 計測は有効であるといえる。本論文は, 軟組織と水の透過係数, 軟組織の減衰と水の透過係数を考慮することによって, 骨のみの音響インピーダンスをより高い精度で求めることができることを示したものであるが, 今後, 生体軟組織の音速, 減衰定数の決め方については, 文献 [9] などを参照して *in vivo* で計測することを考える予定である。また, 本論文で用いたモデルは, 平面超音波が平面境界に垂直に入射することを仮定している。今回測定部位として取り上げた踵骨の小指側

の面は比較的平坦ではあるが、本測定方法に適したトランスジューサの大きさや形状、測定部位などについてさらに検討を加えていく予定である。本手法が今後骨粗鬆症診断などの超音波による非侵襲的診断に応用されることを期待する。

#### 謝辞

実験装置に関してご協力いただいたニッカ（株）に感謝する。本研究の一部は文部省科学研究費補助金の補助による。

#### 文 献

- 1) 室田彰久, 白井康正, 桜井 実: 骨粗鬆症. 東京, メディカルビュー社, 1990: 70-111.
- 2) 福永仁夫: 骨粗鬆症と骨塩定量—DXA による骨塩定量—. 東京, メディカルビュー社, 1994: 183-198.
- 3) H.S. Yoon, B. Caraco, H. Kaur and J.L. Katz: Clinical application of acoustic emission techniques to bone abnormalities. 1980 IEEE Ultrason. Symp. Proc. Cat. No. 80 CH 1602-2 1980; 2: 1067-1072.
- 4) R.P. Heaney, L.V. Avioli, C.H. Chesnut III, J. Lappe, R.R. Recker, and G.H. Brandenburger: Osteoporotic bone fragility detection by ultrasound transmission velocity. JMMA 1989; 261: 2986-2990.
- 5) C.M. Langton, S.B. Palmer and R.W. Porter: The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. Eng. Med. 1984; 2: 89-91.
- 6) D.T. Baran, A.M. Kelly, A. Karellas, M. Gionet, M. Price, D. Leahey, S. Steuterman, B. McSherry, and J. Roche: Ultrasound attenuation of the os calcis in women with osteoporosis and hip fractures. Calcif. Tissue Int. 1988; 43: 138-142.
- 7) 石井徹哉, 栗脇真史, 久保田康之ほか: 骨粗鬆症診断法としての超音波反射法の検討. 計測自動学会第10回生体・生理工学シンポジウム講演論文集, 1995: 145-148.
- 8) 甲子乃人: 超音波の基礎と装置. 東京, ベクトルコア, 1994: 25.
- 9) 橋本昌巳, 米澤義道, 伊藤一典ほか: 超音波音速計測による皮膚の方向性検出. 医用電子と生体工学, 1996; 34: 9-14.