

マイクロデフォーカス法に基づく骨の音速の新しい計測法の提案

浅井 仁 金井 浩 中鉢 憲賢

A New Method Based on the Microdefocusing Method for Measuring Velocity of Sound Propagating on the Surface of Bone

Hitoshi ASAI, Hiroshi KANAI, and Noriyoshi CHUBACHI

Abstract

A new method, based on the microdefocusing method for transcutaneously measuring velocity of leaky surface skimming compressional waves (LSSCWs), propagating on the surface of bone, is proposed. The method uses an ultrasonic measuring system that is applicable to measuring *in vivo* using ultrasound of 1 MHz. Velocity of the LSSCW propagating on the surface of a Bakelite sample was accurately determined in a preliminary experiment, and the principle underlying the method was confirmed.

Key Words

Microdefocusing method, Osteoporosis, Sound velocity

1. まえがき

超音波による骨の診断法は、被曝がなく何度も繰り返し測定可能であることから、 γ 線による single photon absorptiometry (SPA) 法¹⁾、dual photon absorptiometry (DPA) 法¹⁾、X 線による single X-ray absorptiometry (SXA) 法²⁾、dual X-ray absorptiometry (DXA) 法²⁾、quantitative computed tomography (QCT) 法¹⁾と比較して定期的な診断に適した方法として注目されている。また、弾性特性と対応する骨質を評価できる可能性についても期待されている。超音波を用いた測定法は、これまで、透過法である acoustic emission (AE) 法³⁾、apparent velocity of ultrasound (AVU) 法⁴⁾、speed of sound-broadband ultrasound attenuation (SOS-BUA) 法⁵⁾⁶⁾などが主流となっていたが、近年では、反射法で超音波の反射係数を測定して、骨のインピーダンスを求めるインピーダンス法⁷⁾も行われている。反射法では、減衰が大きな骨の中に超音

波を伝搬させる必要がなく、また、骨の厚さに関して知る必要がないという利点がある。

本論文では、反射法によって骨の音響特性を測定する方法として漏洩弹性波に着目する。漏洩弹性波は固体材料の表面を伝搬する波で、粒子変位の横波成分が多く、横波の速度に近い位相速度で伝搬する漏洩弹性表面波 (LSAW : Leaky Surface Acoustic Wave) や粒子変位の縦波成分が多く、縦波の速度に近い速度で伝搬する漏洩表面擬似縦波 (LSSCW : Leaky Surface Skimming Compressional Wave) などがある。漏洩弹性波を励振するには、試料表面に漏洩弹性波の臨界角で縦波を入射すればよい。骨の場合には縦波音速が 2700 m/s から 4100 m/s 程度⁸⁾であるので、入射角が 21~33 度と計測し易い大きさとなる漏洩表面擬似縦波の利用を考える。

漏洩弹性波の位相速度を測定する方法としては、超音波顕微鏡⁹⁾で利用されている $V(z)$ 曲線解析法¹⁰⁾がある。 $V(z)$ 曲線とは、超音波顕微鏡において、音響レ

東北大学工学部電気工学科 (Department of Electrical Engineering Tohoku University Faculty of Engineering, Aramaki-aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai 980-77, Japan)

(Received Oct 21, 1996; Accepted in final form Dec 24, 1996)

ンズに対する測定試料の位置 z を焦点位置から音響レンズの方へ近づけていく（デフォーカスする）ときに得られるトランスジューサの電圧出力のことである。経路の異なる 2 成分の干渉によって、極大と極小を繰返す周期波形になり、その周期 Δz は漏洩弾性波の位相速度によって定められる。したがって $V(z)$ 曲線解析法では、この周期 Δz を周期分析によって求めて、試料表面を伝搬する漏洩弾性波の位相速度を算出する。しかし、骨の場合には減衰が大きいため、周期解析に対して十分な周期数の $V(z)$ 曲線を得ることが困難である¹¹⁾。そこで本論文では、 $V(z)$ 曲線解析法に対しては、十分な周期数が得られないような微小さな試料移動量（デフォーカス量）で漏洩表面擬似縦波の位相速度を決定できるマイクロデフォーカス法¹²⁾を利用する。マイクロデフォーカス法とは、通常の $V(z)$ 曲線を形成する伝搬経路の異なる 2 成分のうち、試料表面を伝搬する漏洩弾性波成分のみを検出できるように計測系を構成した上で、測定試料の位置 z を音響レンズの方へ近づけていくときのトランスジューサ出力の位相変化を測定し、測定試料の位置 z に対する位相の変化率が漏洩弾性波の位相速度によって定まることを利用して漏洩弾性波の位相速度を測定する方法である。漏洩弾性波速度測定システムを構成し、基礎実験として縦波速度の値が骨の縦波速度の値に近い材料であるベークライトを試料として漏洩表面擬似縦波速度の測定を行った結果、本測定手法ならびにシステムの妥当性が確認された。

2. 原 理

Fig.1 に、マイクロデフォーカス法によって骨の漏洩表面擬似縦波速度を測定するシステムを示す。送波用のトランスジューサ（A）と、受波用のトランスジューサ（B）の 2 つの集束トランスジューサがある。トランスジューサの動作中心周波数は、送信受信とともに 1 MHz で、焦点距離は 95 mm である。トランスジューサ（A）は、超音波の入射角が試料の臨界角 θ_{LSSCW} 付近になるように傾けて設置する。トランスジューサ（B）は漏洩波の再放射成分を効率よく受信できるように、試料表面に垂直な軸に対して送信側と対称な位置に配置する。トランスジューサ（A）に周波

数 1 MHz、パルス幅 50 μ s の RF パーストパルスを加え、試料表面に漏洩表面擬似縦波を励振する。漏洩表面擬似縦波は、水中に漏洩波を再放射しながら試料表面を伝搬する。試料とトランスジューサの角度を保ったまま、試料表面とトランスジューサ対の距離 z を近づけて、各 z におけるトランスジューサ（B）の出力波形をディジタルオシロスコープにより A/D 変換して、ワークステーションに取り込む。ワークステーションでは各 z における波形から、高速フーリエ変換（FFT）を用いて位相スペクトルを計算する。また、測定時の水温を測温抵抗体とディジタルマルチメータを用いて測定し、水の音速の温度依存性¹³⁾を利用して測定時の水の音速を測定する。

試料を送受のトランスジューサ対に δz だけ近づけると、水中の往復の伝搬距離および試料表面における伝搬距離が次式に示すように、それぞれ、 δL_w 、 δL_s だけ変化する。

$$\delta L_w = -\frac{2 \delta z}{\cos \theta_{LSSCW}} \quad (1)$$

$$\delta L_s = 2 \delta z \tan \theta_{LSSCW} \quad (2)$$

したがって、試料を送受のトランスジューサ対に δz だけ近づけたときの受信信号の位相の変化 $\delta\theta$ は、次のように表される。

$$\begin{aligned} \delta\theta &= -(k_w \delta L_w + k_{LSSCW} \delta L_s) \\ &= 2 k_w \frac{\delta z}{\cos \theta_{LSSCW}} - 2 k_{LSSCW} \delta z \times \tan \theta_{LSSCW} \end{aligned} \quad (3)$$

ただし、 k_w 、 k_{LSSCW} はそれぞれ水の縦波波数ならびに水／試料境界における漏洩表面擬似縦波の波数である。また臨界角 θ_{LSSCW} は、次式に示すスネルの法則で表される。

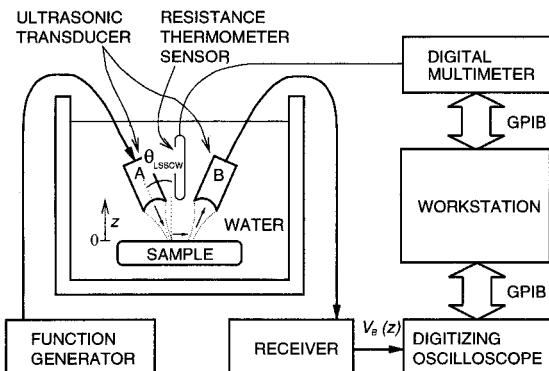


Fig.1 Block representation of the measuring system.

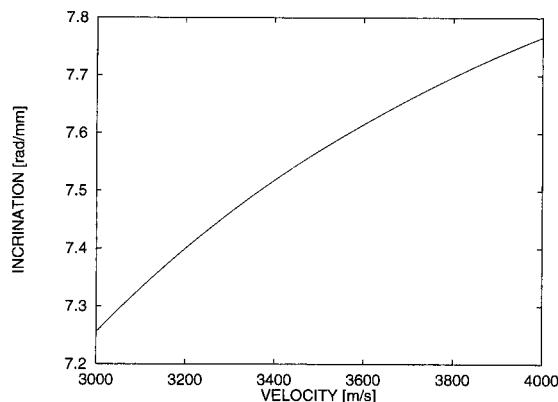


Fig. 2 Inclination (ξ) estimated for LSSCW velocities.

$$\sin \theta_{LSSCW} = \frac{v_w}{v_{LSSCW}} = \frac{k_{LSSCW}}{v_w} \quad (4)$$

ここで、 $v_w = 2\pi f/k_w$ ならびに $v_{LSSCW} = 2\pi f/k_{LSSCW}$ は、それぞれ、水中での縦波音速、漏洩表面擬似縦波の位相速度である。この関係を利用すると、(3)式は次のように表される。

$$\delta\theta = 2k_w\delta z \times \cos \theta_{LSSCW} \quad (5)$$

したがって、試料の位置 z を送受のトランジューサ対に近づけながら、各 z に対して受波信号波形を測定すると、試料の位置 z に対する位相 θ の変化率 ξ が次のように求められる。

$$\xi = \frac{\delta\theta}{\delta z} = 2k_w \cos \theta_{LSSCW} \quad (6)$$

(6)式と(4)式から、漏洩表面擬似縦波の位相速度 v_{LSSCW} が次のように求められる。

$$v_{LSSCW} = \frac{v_w}{\sqrt{1 - \left(\frac{\xi}{2k_w}\right)^2}} \\ = \frac{v_w}{\sqrt{1 - \left(\frac{\xi v_w}{4\pi f}\right)^2}} \quad (7)$$

よって、試料を送受のトランジューサ対に近づけながら、位相 θ を測定すれば、位相の変化率 ξ とそのときの水の音速 v_w 、超音波周波数 f から、試料の漏洩表面擬似縦波速度 v_{LSSCW} を決定できる。

Fig. 2 は、骨の漏洩表面擬似縦波の位相速度 v_{LSSCW} と変化率 ξ の関係を図示したものである。骨の縦波音速の範囲が、2700 m/s から 4100 m/s 程度⁸⁾であることから考えて変化率 ξ から骨の漏洩表面擬似縦波の位相

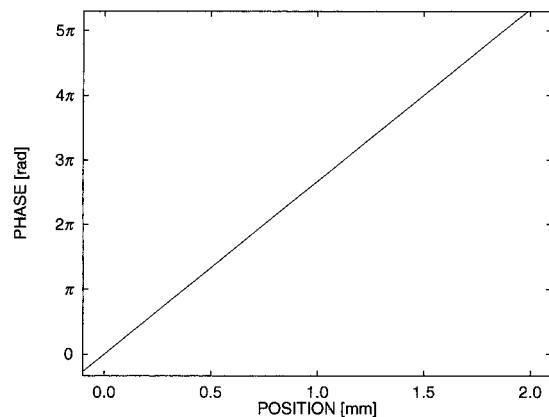


Fig. 3 Estimated phase change for Bakelite.

速度 v_{LSSCW} を求めることが十分可能である。

3. 実験ならびに結果

本手法ならびに測定システムの妥当性について検討するため試料としてベークライトを用いて漏洩表面擬似縦波速度の測定を行った。一般に漏洩表面擬似縦波速度は、縦波速度よりわずかに小さい値になる。ベークライトの漏洩表面擬似縦波速度を縦波速度 3,718 m/s¹⁴⁾ で近似し、水の音速を 1,500 m/s として(4)式により臨界角を見積もると、約 24 度となるので超音波の入射角を 24 度に設定した。

トランジューサ対に試料を近づけたときの受波信号の位相の変化を超音波周波数 1 MHz、水の音速 1,500 m/s の場合について(5)式に基づいて計算すると Fig. 3 のようになる。図に示されるように、位相の距離に対する変化率は、7.7 rad/mm 程度になることが見込まれる。したがって、位相を正しくアンラップするためには、少なくとも 0.8 mm おきに測定する必要がある。ここでは、0.2 mm おきに受波信号波形の取り込みを行った。

受波波形に FFT を施してスペクトルを求めた例を Fig. 4 に示す。Fig. 4 (b) の位相スペクトルより超音波周波数 1 MHz における位相を求める。トランジューサ対に試料を近づけながら、波形の取り込みと位相スペクトルの計算を繰り返してトランジューサ対と試料間の距離の変化に対する受波信号波形の位相の変化をプロットして Fig. 5 を得た。測定時の水温は、25.8 度で、水の音速は 1,499 m/s¹³⁾ である。Fig.

5から最小自乗法により位相の変化率 ξ を求めるところ、 7.583 rad/mm が得られた。(7)式によりベークライトの漏洩表面擬似縦波速度は $3,515 \text{ m/s}$ となる。この値は、ベークライトの縦波音速 $3,718 \text{ m/s}$ ¹⁴⁾よりやや小さく、本システムによりベークライト試料表面に漏

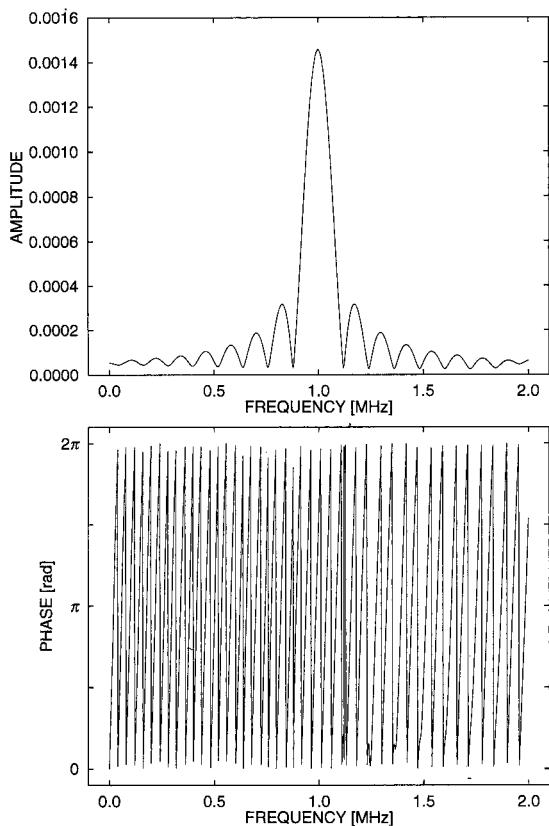


Fig.4 Amplitude and phase spectrum calculated for the received signal.

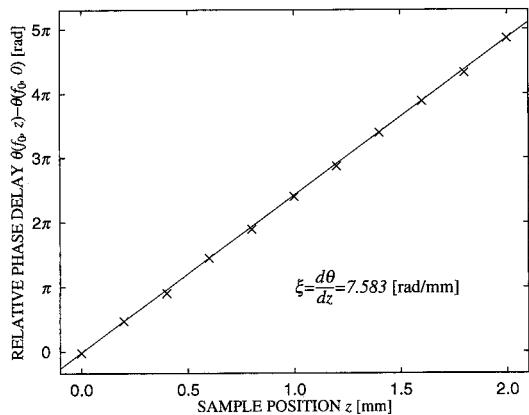


Fig.5 Phase change (θ) in the signal returned from the Bakelite sample.

洩表面擬似縦波が励振され、その速度が検出されたものと考える。

Fig.6は、Fig.5において最小自乗法から求めた直線からの測定値の偏差をプロットした結果で、偏差は測定区間にわたりほぼ均一に分布している。標準偏差は、 0.062 rad (3.4度)である。Fig.7は、最小自乗法を用いずに、2点だけの位相測定値から位相の変化率 ξ を求めた値と最小自乗法で求めた値との偏差である。2点間の距離が 0.2 mm から 2.0 mm と広くなるにつれて最小自乗法で求めた値との偏差が小さくなっている。2点だけの測定から位相の変化率 ξ を求める場合には、2点の間隔が大きい方が、Fig.6に示した各測定点における測定値のはらつきの影響を受けにくくなることを示している。したがって、本測定を簡便化して2点だけの測定から漏洩表面擬似縦波の速度を

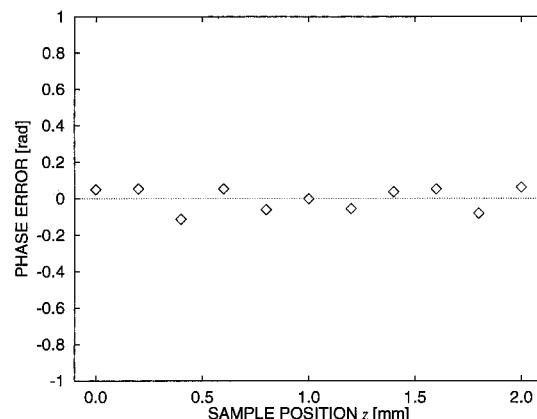


Fig.6 Phase error at each sample position.

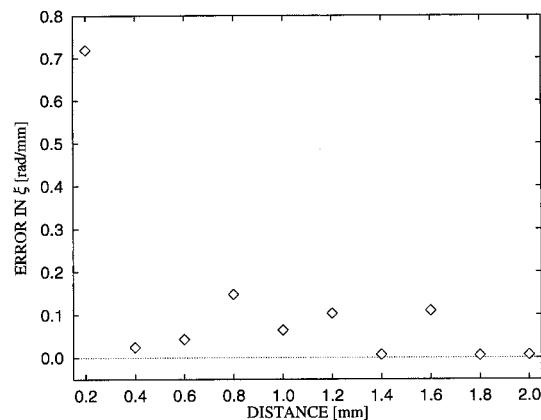


Fig.7 Phase error of inclination value calculated from two points of measurement.

求める場合には、測定間隔を大きくとる方がよいと思われる。ただし、測定した位相を正しくアンラップするには、変化率の範囲を Fig.2 に示した範囲に限定した場合でも測定間隔を制限する必要がある。また、漏洩表面擬似縦波の伝搬減衰についても考慮して測定間隔を決める必要がある。

4. あとがき

本論文では、骨の音速を *in vivo* で計測する方法としてマイクロデフォーカス法を利用した骨の漏洩表面擬似縦波速度測定法について検討を行った。マイクロデフォーカス法のための測定システムを構築し、ベーカライトを試料にして基礎実験を行った。測定された漏表面擬似縦波速度を縦波速度と比較して、ほぼ妥当な結果が得られていることを示し、水と平面試料の境界に伝搬する漏洩表面擬似縦波については、音速の測定が可能であることがわかった。

実際に本手法を骨の音速の *in vivo* 測定に応用する場合には、骨の周囲に存在する軟組織を介して漏洩表面擬似縦波を励振することになるが、軟組織の縦波音速は、水の縦波音速とは大きく異なるので、十分に可能性があると考える。骨の表面は、平面ではないため形状や表面の粗さの影響、測定に適した部位などについてさらに検討を加える必要がある。本手法は、骨の軸方向伝搬の音速の測定であること、漏洩弾性表面波による測定であることなど、ほかの超音波測定法と異なる特徴があり、これまでにない知見が得られる可能性がある。本手法が今後、骨粗鬆症診断などに応用されることを期待する。

謝辞

実験装置に関して御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) 室田影久、白井康正、桜井実：骨粗鬆症。東京、メディカルビュース、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、メディカルビュース、1994：183-198。
- 3) Yoon HS, Caraco B, Kaur H et al : Clinical application of acoustic emission techniques to bone abnormalities. *1980 IEEE Ultrason. Symp. Proc.* 1980 ; 2 : 1067-1072.
- 4) Heaney RP, Aviori LV, Chesnut III CH, et al : Osteoporotic bone fragility detection by ultrasound transmission velocity. *JMMA* 1989 ; 261 : 2986-2990.
- 5) Langton CM, Palmer SB and Porter RW : The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. *Eng. Med.* 1984 ; 2 : 89-91.
- 6) Baran DT, Kelly AM, Karella A, et al : 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) Miller EB. Basic acoustic theory. In : Hill CR (ed), *Physical principles of medical acoustics*. New York : John Wiley & Sons, 1986 : 59.
- 9) 中鉢憲賢：超音波顕微鏡、日本音響学会誌 1983 ; 39 : 631-636.
- 10) Kushibiki J and Chubachi N : Material Characterization by line-focus-beam acoustic microscope. *IEEE Trans Sonics Ultrasonics* 1985 ; SU-32 : 189-212.
- 11) 中鉢憲賢、三野宮利男、浅井仁：生体硬組織（牛骨）への漏洩擬似縦波の励振と検出に関する基礎実験、日本超音波医学会議講演論文集 1990 : 363-364。
- 12) Kanai H, Chubachi N, and Sannomiya T : Microdefocusing method for measuring acoustic properties using acoustic microscope. *IEEE Trans.UFFC.* 1992 ; 39 : 643-652.
- 13) Kroebel W and Mahrt KH : Recent results of absolute sound velocity measurements in pure water and sea water at atmospheric pressure. *Acustica* 1976 ; 35 : 154-164.
- 14) 浅井仁、中鉢憲賢：超音波透過法による骨の音響特性測定における骨の形状の影響に関する検討。日本音響学会講演論文集 1996 : 881-882.