

超音波による骨の弾性定数計測システム

東北文化学園大学 科学技術学部 応用情報工学科 浅井 仁

1. はじめに

高齢化社会の到来とともに、高齢者の生活活動の質を維持することへの関心が高まっている。高齢者の骨折は寝たきりになるきっかけとなるため、自立した生活を維持し、介護や医療などの社会的な負担を軽減する観点から、その予防が重要である。そのためには、骨粗鬆症など骨の状態を診断し、骨折のリスクを評価する必要がある。

骨粗鬆症の診断装置には、X線を利用して骨密度を測る方法¹⁾と超音波伝搬速度・減衰等を測定して診断する方法²⁾がある。X線を利用する方法は、骨密度すなわち骨中のミネラル量の変化を評価するもので、必ずしも骨の強度を評価しているとは言えない。一方超音波による骨の診断装置は骨の強度に関連した弾性的な性質の面から骨の質を評価できる可能性があると言われている。しかしながら市販の装置の大部分が、伝搬速度、減衰を測定して診断を行うものである。これらの測定値と骨の状態の変化とを明確に関連づけることは困難であり、骨密度に関する診断基準を参照して、超音波伝搬速度・減衰等に関する診断基準が定められている。

本研究では、骨の診断を目指して、骨の強度との関連が明白な弾性定数と密度を超音波により非侵襲的に測定する方法について研究を行った。骨の弾性定数は、伝搬速度値に比較して、骨粗鬆症による骨質の変化をよく反映することが知られている³⁾。

骨の弾性定数を非侵襲的に計測して診断に応用するものとしては、スティフネス値と呼ぶ独自の指標を定義して診断する装置が市販されている。しかし、この値は伝搬速度と減衰の値から算出⁴⁾しておりその根拠は曖昧である。弾性定数を非侵襲的に計測する方法・システムが開発できれば、X線による被爆がなく、可搬性に優れ、特別な部屋を必要としないなど、定期健診や集団検診に適した画期的な診断法となることが期待できる。骨の疾患を早期に発見できれば、生活習慣や食生活、運動などに関する指導や予防薬の投与などによって疾患の進行を遅らせて、寝たきりなどQOL (Quality of Life)の低下を未然に防ぐことができると考えられる。

2. 骨弾性定数計測システム⁵⁾

超音波によって骨の弾性定数と密度を非侵襲的に測定するには、同一の部位について伝搬速度 ($\sqrt{\text{弾性定数}/\text{密度}}$) と音響インピーダンス ($\sqrt{\text{弾性定数} \times \text{密度}}$) とを測定すればよい。従来の伝搬速度測定は骨に超音波を透過させて行うため、音響インピーダンス測定と組み合わせることは、超音波探触子の配置上、困難であった。本研究では、漏洩表面擬似縦波(LSSCW: Leaky Surface Skimming Compressional Wave) の伝搬速度測定と音響インピーダンス測定を組み合わせることによってこの問題を解決した。漏洩表面擬似縦波は、物質の表面を縦波の伝搬速度とほぼ等しい伝搬速度で伝搬する弾性表面波で、物

質の表面に臨界角と呼ばれる角度で縦波を入射することによって励振することができる。骨の場合には、縦波伝搬速度が 2700m/s から 4100m/s 程度⁹⁾であるので漏洩表面擬似縦波を励振するための臨界角が 21 度から 33 度になる。漏洩表面擬似縦波を利用すれば、従来の透過法による伝搬速度測定法とは異なり、骨の表面に対して斜め方向から超音波を送受信するので、垂直に送受信する音響インピーダンス測定と組み合わせることができる。

図 1 に骨弾性定数計測システムの構成を示す。骨に臨界角の方向から超音波を照射して漏洩表面擬似縦波を励振し、伝搬距離に対する位相の変化率を測定して伝搬速度を計測する。同時に骨に垂直方向から超音波を照射して、その反射率から音響インピーダンスを計測する。これらの測定値から弾性定数と密度を決定する。トランスジューサの動作中心周波数は、(A), (B), (C) いずれも 1MHz で、焦点距離は 95mm である。

3. 漏洩表面擬似縦波伝搬速度の測定方法⁵⁾

漏洩表面擬似縦波の伝搬速度は、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を用いて、マイクロフォーカス法⁶⁻¹⁰⁾により測定する。

トランスジューサ(A)に周波数 1 MHz, パルス幅 50 μ s の RF バーストパルスを加え、骨の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骨の表面を伝搬する。トランスジューサ(B)は再放射した漏洩波を受波する。

骨とトランスジューサの角度を保ったままトランスジューサ対(A)(B)と骨の表面との距離 z を近づけて、各 z におけるトランスジューサ(B)の受波信号波形をデ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 における波形を高

速フーリエ変換(FFT)して位相スペクトルを求める。距離 z を変化させると受波信号の伝搬距離が水中および骨の表面で変化するから受波信号波形の位相 θ が変化する。

距離 z を逐次変更しながら波形の計測と位相スペクトルの計算を繰り返すことにより、ワークステーション内に各 z における受波信号波形の位相 θ が蓄積される。距離 z を δz だけ変化した場合の位相 θ の変化 $\delta\theta$ は、スネルの法則

$$\sin \theta_{LSSCW} = \frac{v_w}{v_{LSSCW}} = \frac{k_{LSSCW}}{k_w} \quad (1)$$

を利用すると次のように表すことができる。

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

ただし、 θ_{LSSCW} は臨界角であり、 $v_w = 2\pi f/k_w$, $v_{LSSCW} = 2\pi f/k_{LSSCW}$, k_w , k_{LSSCW} はそれぞれ、水の縦波速度、漏洩表面擬似縦波速度およびそれらに対応する波数である。従って、距離 z に対する位相 θ の変化率 ξ_z は次のようになる。

$$\xi_z = \frac{\delta\theta}{\delta z} = 2k_w \cos \theta_{LSSCW} \quad (3)$$

(1)式と(3)式より漏洩表面擬似縦波速度 v_{LSSCW} は次式で決定できることが導かれる。

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

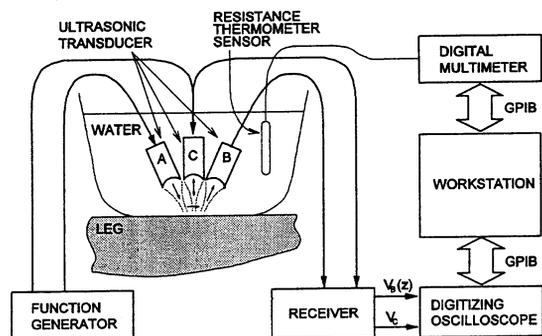


図 1 骨弾性定数計測システム

なお、水の縦波伝搬速度 v_w は、測温抵抗体とデジタルマルチメータにより測定した水温より水の縦波伝搬速度の文献値¹¹⁾を参照する。

4. 音響インピーダンスの測定方法¹²⁾

音響インピーダンスは、送受兼用の集束トランスジューサ(C)を用いて、超音波の反射係数 R を測定して求める。骨の音響インピーダンス Z は次式により求めることができる。

$$Z = Z_w \frac{1+R}{1-R} \quad (5)$$

ただし、 Z_w は水の音響インピーダンスであり、測定時の水温から密度¹³⁾と伝搬速度¹¹⁾の文献値を参照して算出する。

反射係数 R 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。なお、基準試料としてはパイレックスガラスを用いた。

集束トランスジューサ(C)より中心周波数1MHzの超音波パルスを放射させ、同じトランスジューサ(C)で検出した測定対象物からの反射波 $y(t)$ をデ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転送する。 $y(t)$ 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定ま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、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パワーを比較し、S/Nの良好な周波数帯域に関してパワー比の平方根の平均値を求めて反射係数 R を決定する。

まず基準試料からの反射波 $y_r(t)$ と骨の表面からの反射波 $y_s(t)$ のそれぞれについて高速フーリエ変換(FFT)によりパワースペクトル $P_r(f)$ 、 $P_s(f)$ を求める。これらのパワースペクトルはそれぞれ水/基準試料での反射係数 R_r 、骨表面での反射係数 $R_s(f)$ の2乗に比例する。従って、各周波数において骨表面での反射係数 $R_s(f)$ を次式により計算することができる。

$$R_s(f) = \sqrt{\frac{P_s(f)}{P_r(f)}} \times R_r \quad (6)$$

次に示すようにこの値をS/Nの良好な周波数範囲 f_B にわたって平均して反射係数とする。

$$R = \frac{\int_{f_B} R_s(f) df}{\int_{f_B} 1 df} \quad (7)$$

使用したトランスジューサの中心周波数は1MHzであり、用いた周波数帯域 f_B はほぼ1MHz ± 0.2MHzである。

5. 弾性定数の計測例

試料としてまず、伝搬速度が骨に比較的近い材料であるフェノール樹脂ならびにアクリル樹脂(PMMA)を用いて基礎実験を行った。表1は、漏洩表面擬似縦波伝搬速度 v_{LSSCW} の測定と音響インピーダンス Z の測定を行ない、弾性定数($Z \times v_{LSSCW}$)と密度(Z/v_{LSSCW})を推定した結果で

表1 弾性定数と密度の測定結果

	Proposed Method				Transmission Method		
	v_{LSSCW} m/s	Z Ns/m ³	$Z \times v_{LSSCW}$ GPa	Z/v_{LSSCW} kg/m ³	v m/s	ρ kg/m ³	$\rho \times v^2$ GPa
Phenol resin	3515	5.31×10^6	18.7	1.51×10^3	3718	1.36×10^3	18.8
PMMA	2696	3.31×10^6	8.92	1.22×10^3	2727	1.21×10^3	9.02

ある。表には比較のため、超音波透過法によって測定した縦波の伝搬速度 v を掲載している。また、質量と体積から密度 ρ を算出し、縦波の伝搬速度 v と密度 ρ から弾性定数($\rho \times v^2$)を算出している。本測定法によって推定した弾性定数($Z \times v_{LSSCW}$)と密度(Z/v_{LSSCW})はそれぞれ、超音波透過法で算出した弾性定数($\rho \times v^2$)と密度 ρ にはほぼ一致しており測定原理を確認することができた。

次に、ヒトの骨について体外から測定を行なった。25歳男性の右脛骨について測定した結果、漏洩表面擬似縦波の伝搬速度 v_{LSSCW} は3522m/s、音響インピーダンス Z は 7.08×10^6 Ns/m³であった。これらの値から弾性定数は24.9 GPa、密度は 2.01×10^3 kg/m³と推定される。脛骨に関する力学的性質の測定例としては Abendshein らが体外に取り出した健常者の脛骨について縦波伝搬速度と密度を測定した例³⁾をあげることができる。Abendshein らの縦波伝搬速度3522m/s、密度 1.97×10^3 kg/m³から弾性定数を算出すると24.5 GPaとなる。本手法による測定値と比較して妥当な値が得られていることがわかる。

6. 骨周囲の軟組織の影響とその補正¹⁴⁻¹⁵⁾

本測定では体外から漏洩表面擬似縦波の送受信を行なうため、厳密には骨の周りの軟組織の

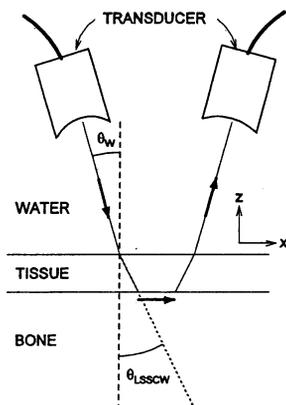


図2 屈折のモデル

影響について考える必要がある。図2に示すような水/軟組織境界における屈折もその1つである。図においてトランスジューサ(A)(B)を垂直方向(z)に移動した場合の漏洩表面擬似縦波信号の位相の距離 z に対する変化率 ξ_z は次のように表される。

$$\xi_z = \frac{4\pi f}{v_w \sqrt{1 - \left(\frac{v_w}{v_{LSSCW}}\right)^2}} - \frac{4\pi f}{v_{LSSCW}^2 \sqrt{1 - \left(\frac{v_t}{v_{LSSCW}}\right)^2}} \quad (8)$$

ただし、 v_t 、 v_w はそれぞれ、水中ならびに軟組織中の縦波伝搬速度である。これは漏洩表面擬似縦波伝搬速度 v_{LSSCW} について解くことが困難なため、繰り返し計算によって解を見つける必要がある。また、軟組織の伝搬速度については、測定または仮定する必要がある。これを解決するひとつの方法は超音波トランスジューサの移動方向を従来の垂直移動から水平移動に変更することである。超音波トランスジューサを水平に移動する場合の伝搬経路の変化は、骨表面での変化だけを考えれば良い。

図3は図1のシステムにおけるトランスジューサ移動方向を水平移動に変更したシステムである。図3において、トランスジューサ(B)を自動ステージを用いて水平方向(x 方向)に0.2mmずつ移動しながら、各 x におけるトランスジュー

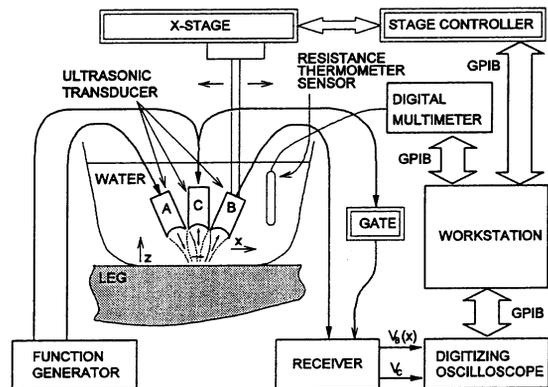


図3 トランスジューサ移動方向を水平方向に変更した骨弾性定数計測システム

一サ(B)の出力波形をワークステーションに取り込み、位相スペクトルを計算する。トランスジューサ(B)を δx だけ移動させた場合の受信信号の位相は漏洩表面擬似縦波の波数を k_{LSSCW} とすると $k_{LSSCW} \delta x$ だけ変化する。従って、各 x において測定した位相スペクトルの一連のデータから、距離 x に対する位相の変化率 ξ_x を最小二乗法によって定めればその値は、波数 k_{LSSCW} に等しくなる。ここで波数 k_{LSSCW} は、周波数 f 、伝搬速度 v_{LSSCW} と次の関係がある。

$$k_{LSSCW} = \frac{2\pi f}{v_{LSSCW}} \quad (9)$$

すなわち、次式により漏洩表面擬似縦波伝搬速度 v_{LSSCW} を決定することができる。

$$v_{LSSCW} = \frac{2\pi f}{\xi_x} \quad (10)$$

パイレックスガラスならびにフェノール樹脂について水平移動型の計測システムにより漏洩表面擬似縦波伝搬速度を測定し、垂直移動の場合と比較した。移動の方向は、試料表面での伝搬距離を減少させる方向で行った。漏洩表面擬似縦波伝搬速度を算出した結果を表2に示す。

トランスジューサを垂直方向に移動した場合の測定値と、水平方向に移動した場合の測定値は、どちらの試料においてもほぼ一致しており、水平方向移動でも測定可能であることがわかる。

トランスジューサの移動方向を水平方向にした場合、垂直方向移動の場合に比較して漏洩表面擬似縦波伝搬速度がやや小さく測定される傾

表2 水平移動と垂直移動における漏洩表面擬似縦波伝搬速度測定結果

	z-scan m/s	x-scan m/s
Pyrex	3167	3229
Phenol resin	3514	3570

向が見られる。これは、垂直移動の場合に比較して水平移動の場合の方が、モデルと実際のずれが大きいものとする。すなわち、水平移動の場合は移動の方向が漏洩表面擬似縦波の伝搬方向に正確に一致していないと位相の変化が少なくなり、その結果位相の変化率が小さく測定されてしまうためと考える。従って、水平移動システムをヒトの骨の測定に適用するには、容易にかつ正確にトランスジューサならびに自動ステージの位置合わせを行うための工夫が必要であるとする。

7. まとめ

以上のように本研究は、斜め方向から超音波を送受信する漏洩表面擬似縦波伝搬速度測定と音響インピーダンス測定法を組み合わせることによって、従来困難であった同一の部位についての伝搬速度測定と音響インピーダンス測定とを可能にし、これらの測定値から骨の弾性定数と密度を決定するシステムを構築したものである。

現在、産科、循環器、腹部などを扱う医療現場において超音波画像診断装置が普及している。市販されている骨の超音波診断装置は、診断部位に超音波を透過させる構成となっており、画像診断装置と独立した装置となっている。本研究でとりあげた骨の診断装置は、画像診断装置と同様に反射型の構成であり、原理的に現在の画像診断装置に組み込むことができると考えられる。本研究は基礎研究段階にあり、改善すべき点や考慮すべき点もあるが、今後の研究開発によって既存の超音波画像診断装置に低コストで導入できるような専用プローブ等が開発できれば、定期健診や人間ドックのルーチンに組み入れられ、広く実用化される可能性がある。

文献

- 1) 例えば, 立入弘, 稲邑清也: "診療放射線技術(上巻)", 南江堂, 227-230, 1996.
- 2) 浅井仁: "骨の超音波診断", 超音波 TECHNO, 12, 44-47, 2000.
- 3) W.Abendshein and G.W.Hyatt: "Ultrasonics and selected physical properties of bone.", Clin. Orthopaed. Rel. Res., 69, 294-231, 1970.
- 4) 藤田拓男: "骨粗少症と骨量測定", Clinical Calcium, 5, 1384-1389, 1995.
- 5) 浅井仁, 金井浩: "骨の診断を目指した超音波による骨の弾性定数と密度の非侵襲計測", 超音波医学, 26, 1027-1033, 1999.
- 6) E.B.Miller "Basic acoustic theory." in C.R.Hill ed., *Physical Principles of medical acoustics.*, John Willy & Sons, 59, 1986.
- 7) 中鉢憲賢, 金井浩, 三野官利男, 浅井仁: "新しい $V(z)$ 解析法と伝搬減衰の大きい骨・生体組織の音響特性の計測の可能性", 日本超音波医学会講演論文集, 551-552, 1991.
- 8) H.Kanai, N.Chubachi, and T.Sannomiya: "Micro-defocusing method for measuring acoustic properties using acoustic microscope.", IEEE Trans. UFFC, 39, 643-652, 1992.
- 9) H.Asai, H.Kanai, and N.Chubachi: "Noninvasive method for measuring velocity of leaky surface skimming compressional wave propagating on bone surface.", Elec.Lett. 32, 2290-2291, 1996.
- 10) 浅井仁, 金井浩, 中鉢憲賢: "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", 超音波医学, 23, 865-869, 1996.
- 11) W.Kroebel and K.H.mahrt: "Recent results of absolute sound velocity measurements in pure water and sea water at atmospheric pressure.", Acustica, 35, 154-164, 1976.
- 12) 浅井仁, 金井浩, 中鉢憲賢: "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", 超音波医学, 23, 643-650, 1996.
- 13) G.S.Kell: "Density, thermal expansivity, and compressibility of liquid water from 0°C to 150°C: correlations and tables for atmospheric pressure and saturation reviewed and expressed on 1968 temperature scale.", J.Chem.Eng.Data, 20, 97-105, 1975.
- 14) 浅井仁: "骨の超音波診断を目指した漏洩表面擬似縦波速度測定法に関する検討", 日本音響学会講演論文集, 907-908, 2000.
- 15) 浅井仁: "超音波による骨弾性定数計測システムの開発", 立石科学技術振興財団助成研究成果集, 9, 60-63, 2000.