

超音波によるヒト踵骨の微小骨梁画像化システム

A new system for visualizing *in vivo* trabecular architecture of the human heel bone using ultrasound signals.

正 ○野方文雄（岐阜大工），河村洋子（岐阜大工），横田康成（岐阜大工）

吉川晋梨（岐阜大工・4年），牧 智宣（岐阜大工・4年）

Fumio NOGATA, Department of Human and Information Systems, Faculty of Engineering, Gifu University

Yoko KAWAMURA, Researcher of Faculty of Engineering, Gifu University

Yasunari YOKOTA, Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Seina YOSHIKAWA, Tomonobu Maki, Undergraduate student, Department of Information Science, Gifu University

1. 緒言

骨粗鬆症は「低骨量と骨組織の微細構造の劣化が特徴的で骨の脆弱性が増加し、骨折を生じやすい全身性の骨疾患」と定義されている⁽¹⁾。骨粗鬆症の構造的特徴は皮質骨部の厚さ、骨梁の減少が見られる (Fig. 1)⁽²⁾。現在、骨粗鬆症検査は二重エネルギーX線吸収法 (DXA) による骨塩定量 (BMD)、腰椎形状の骨萎縮度分類⁽³⁾、超音波法による音速と減衰率計測による検査が行われているが、マクロな骨量、骨密度により骨折リスク評価・診断である。骨粗鬆症による代表的骨折である転倒に起因する橈骨骨折や大腿骨頸部骨折、重量物把持による腰椎圧迫骨折などは、バイオメカニクス学理に基づく骨折リスク評価の確立が重要である。本目的には、骨量や骨密度の計測だけでなく骨内部のマイクロ構造 (骨梁) データに基づく力学的健全性評価法の確立が急務の課題である。方法としては μ X線CT法と超音波法が考えられるが、まだ未開発の技術である。

本研究は、海綿骨のマイクロ骨梁構造を考慮した力学的健全性の評価技術を確認する事を目的として、探触子からの超音波 A モード波形処理により骨梁と骨髄の判別 (画像化) 技術の確立⁽⁴⁾、踵骨の骨梁画像化システムの試作を行いヒト踵骨へ適用した結果について報告する。

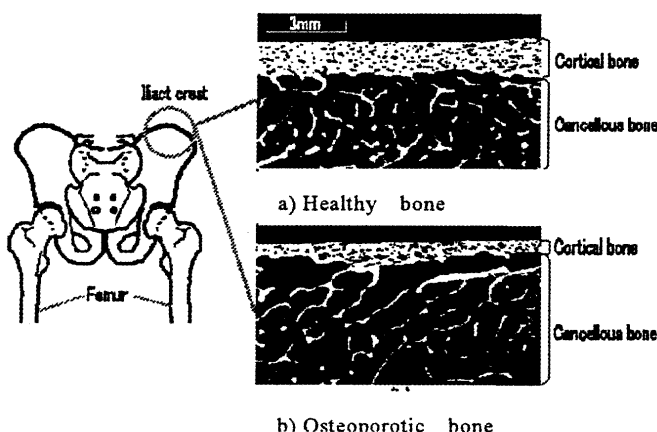


Fig.1 Difference in healthy bone and osteoporotic bone.

2 画像化原理と実験方法

超音波 A モード信号は、超音波装置 (Medison, SA-600) の振動素子 (7.5MHz) の回路から直接取り出し、試験片上を機械的にプローブを走査して間隔 0.2mm ごとにオシロスコープに取り込んだ。これをソフト (Wave Star) で数値化した。試験片はウシ大腿骨部の海綿骨と多孔体セラミックフォーム (cordierite, $2\text{MgO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 5\text{SiO}_2$)

を用いた。試験片表面と画像化した 2 次元骨面積率を比較して式 (2) の係数 k , A_0 , α を求めた。

画像化法の概要は以下のである。

- 1) A モード波形の凸部最大値の抽出
- 2) 抽出した A モード凸部の値について、式 (1) による曲線化。これは骨と骨髄に対応した減衰に関する。

$$A = A_0 \exp(-\alpha x) \quad (1)$$

ここで、 A はエコー強さ、 x は距離、 A_0 は $x=0$ の時の値、 α は減衰定数を示す。

- 3) 式 (1) に対し、物質係数 k を掛けた式 (2) を与え、これより大きい値を骨画素、それ以外は骨髄とする。

$$T = kA_0 = kA_0 \exp(-\alpha x) \quad (2)$$

実験は水中で実施し、本法を踵骨に応用して画像化を試み手法の有効性を検討した。

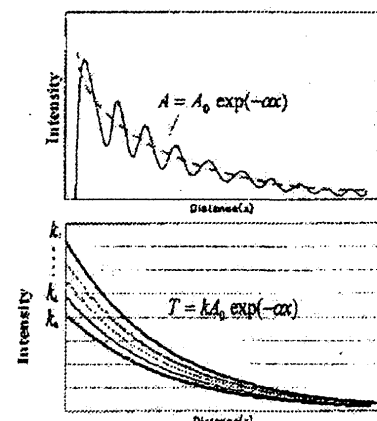


Fig.2 A fitting curve, eq. (1) for expressing A-mode signal attenuation and modified curve, eq. (2).

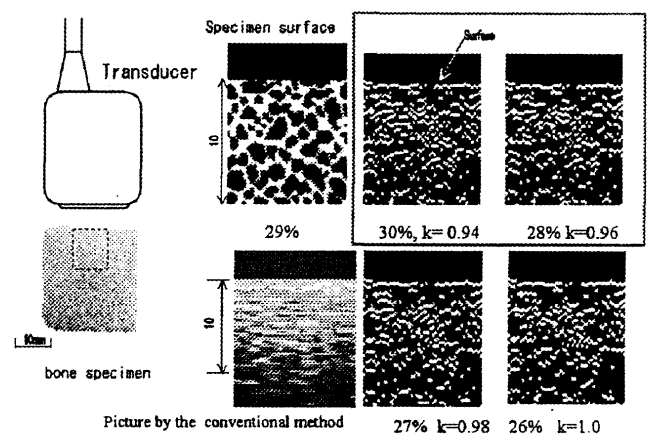


Fig.3 Visualized images with some coefficient values k for a bovine bone specimen

Fig.2 は式(1)の近似式と係数 k を変化させた時の式(2)の曲線である。実験においては、A モード信号を0.2mm 間隔で50 本計測して画像を作成した。これは幅方向で10mm に相当する。また、伝播方向には10MHz(骨髄の場合で0.15mm 間隔に相当)でデータを取得した。上記の処理法で得られる画像は、係数 k により骨梁形状と骨割合が変化する。そこで、試験片の骨割合(表面の写真による値)と比較することにより、 k の最適な値を検討した。また、骨の音速は約3000m/s、骨髄の音速は約1500m/sで、約2倍の差があるので画像では骨梁画素(単位 pixel)の大きさは伝播方向に2倍とした。

3. 結果および考察

3.1 海綿構造試験片

ウシ大腿骨の海綿骨試験片を画像化した結果の一例をFig.3 に示す。骨試験片表面の写真を取り骨面積率と、数種の k 値に対して画像化された図を比較して係数 k を検討した結果、 $k=0.94\sim0.96$ が最適であると考えた。同様な方法により数種の骨試験片について行い、 $A_0=4\sim7$ 、 $\alpha=0.15\sim0.4$ であった。また、海綿構造をしたセラミックフォーム試験片では、 $k=1.16$ 、 $A_0=3\sim5$ 、 $\alpha=0.02\sim0.06$ が最適であった。また、セラミックの音速は4000~5000m/sであり、水の音速1500m/sの約3倍である事から、骨格画素の大きさを伝播方向に3倍した。本研究におけるウシ骨とセラミック材について伝播方向には約10mm 程度まで画像化が可能である事が分かった。Table 1 は骨試験片、セラミック試験片についての各係数をまとめた。これによると、 k と A_0 の積はほぼ同じであり、減衰に関連した α が異なっていることが分る。

3.2 踵骨の画像化

踵骨の画像化においては、水槽を作成しプローブと踵を水中に置いた。プローブは180°回転移動し、1°毎に約30秒かけてAモード信号を取得し、合計181の信号取得に約50分要した。これは水の乱れが音波に与える影響を考慮した事による。

Fig.4 は、踵骨を計測し180のデータを円形上に配置して画像化したものである。画像化においては、上述の骨試験片についての係数を参考にした。本図から表面の白部分が皮質骨で平均の厚さが0.9mmであった。使用したプローブが軟組織用なので深さ5mm程度までが限界のようである。Fig.5 は同じ被験者の踵の超音波Bモード像(断層像)を示し、プローブ垂直面の骨厚さは約1mmであり画像化した結果と対応していた。今後は、海綿構造画像の比較ができる標準試験片(ファントム)の準備、深さ方向15mm程度まで有効なAモード信号が取得できる骨用高エネルギープローブの開発を準備している。

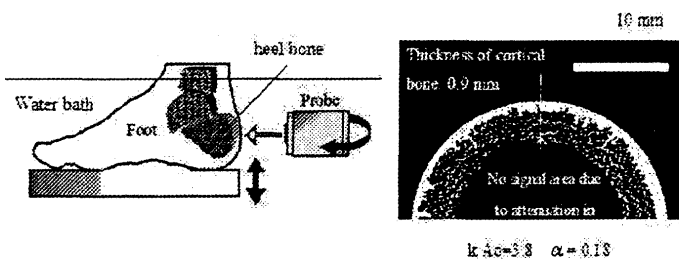


Fig.4 A visualization system for a micro-structure of heel bone by ultrasound A-mode signals.

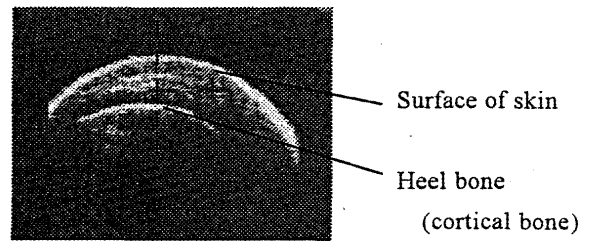


Fig.5 Ultrasound B-mode image (tomogram) of the human heel bone (22-year).

Table 1 Summary of the coefficients in Eq.(2).

	Bone specimen	Ceramic foam
K	~0.96	~1.16
A ₀	4~7	3~5
α	0.15~0.4	0.02~0.06

Cortical bone

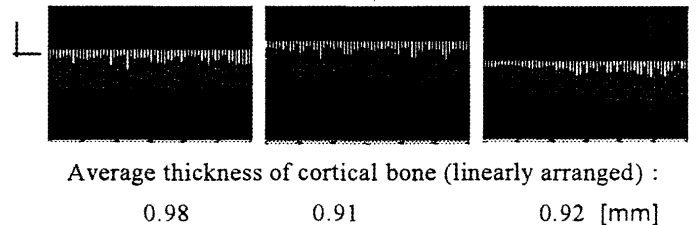


Fig.6 A visualized example of three-layer image (1 mm interval), 22-year old, male.

4. 結言

超音波によるマイクロ骨組織画像化システム開発を目的として、Aモード波形の信号処理により骨梁と骨髄の判別による骨内部の画像化法について検討した。本法を踵骨へ応用して深さ5mm程度まで画像化できる事を確認した。医用検査用として確立する為に、10数ミリ程度の深さまで音波が届く踵骨用高エネルギープローブの開発、3次元画像化ソフト開発、較正用標準骨試験片(ファントム)が必要である。

本研究の一部は平成17~18年度大学院博士前期課程の伊藤恵史君(現、プラザー工業)、平成16~17年度学部生の卒業研究、また平成17~18年度文部科学省他府省連携事業(産業クラスター)の受託研究として実施したもので、記して謝辞とします。

参考文献

- (1) Peck, W.A. et al., Consensus development conference: Diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis, Ame. J. Med. 94-6(1993)646-650.
- (2) W, Remdige, Osteoporosis, Catalog
- (3) 折茂 肇、ほか、原発性骨粗鬆症の診断基準、日本骨代謝会誌、14(1997)219-233.
- (4) 野方文雄ほか、特願2006-003218、超音波骨質計測器
- (5) 野方文雄、特願2006-245461、超音波画像化システム