

超音波によるヒト踵骨内部微小構造の画像化に関する研究

A study on imaging for trabecular architecture of human calcaneus using ultrasound A-mode signals

○吉川晋梨 (岐阜大・院)* 正 野方文雄 (岐阜大・工)** 横田康成 (岐阜大・工)**

* Shinri YOSHIKAWA, Gifu University Graduate Student, Yanagido1-1, Gifu-shi, Gifu

** Fumio NOGATA, Yasunari YOKOTA, Gifu University

Key Words: Human calcaneus, Imaging, Ultrasound A-mode signal, Bone Phantom

1. 緒言

近年、我が国では高齢社会化に伴い、要介護高齢者の割合が増加傾向にある。要介護となる原因の約 10%を占める大腿骨頸部骨折の手術費用及びこれに由来する介護費用は、あわせて 4700 億円である^[1]。この大腿骨頸部骨折を始めとして、骨折リスクを高める全身性疾患である骨粗鬆症の早期発見・治療は急務の課題といえる。骨粗鬆症は骨量の減少に加え、海綿骨梁の部分的な欠落を特徴としており、その骨折リスクの定量的評価には骨梁構造の力学的評価法が必要となる。

ヒト踵骨は海綿骨が多く骨粗鬆症の症状が現れやすい。また皮質骨厚さは約 1.0mm であり、他の部位と比較して皮質骨が薄い特徴がある。よって超音波の入射が可能であり、これによる骨粗鬆症診断に適していると考えられる。

本研究は骨粗鬆症早期発見のための定量的な骨折リスク評価手法の確立を目的として、超音波を用いての骨組織及び骨髓の判別ならびにヒト踵骨内部微小構造の画像化法を提案する。また試験片及び生体ヒト踵への適用結果を報告する。

2. 画像化原理及び実験方法

本研究では市販の医用超音波装置 (Medison, SA-600) を用いる。水槽内にヒト踵又は試験片及び超音波プローブを置き、水中で超音波を照射した。得られた超音波 A モード波形を医用超音波装置の回路から直接取り出し、A/D 変換してパソコン上に取り込み、画像化処理を行った。

画像化処理は以下の手順により行なう。

1) 超音波 A モード波形の凸部頂点を取り出す。

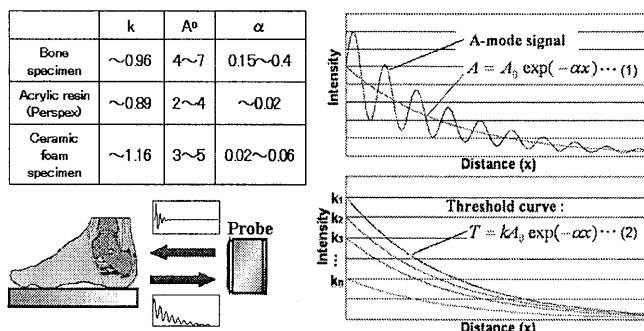


Fig.1 Attenuation curve for A-mode signal and threshold curve

2) 超音波の伝播に伴う反射強度の減衰を数式化する。

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

ここで A は反射エコー強度, x は伝播距離, A_0 は $x=0$ での反射エコー強度, α は減衰係数を表す。

3) (1)式に物質係数 k を掛け、しきい値曲線とする。

$$T = k A_0 \exp(-\alpha x) \dots\dots (2)$$

4) 凸部頂点の反射エコー強度を(2)式と比較し、(2)式より強度の大きい点を骨梁、それ以外を骨髓と判別する。

5) 上記を各計測波形に適用し、ならべることで画像とする。

3. アクリル製骨ファントム画像化

生体骨中音速 2980m/s, アクリル中音速 2730m/s^[2]であり、音響インピーダンスが非常に近いと考えられる。よってアクリルを素材として骨ファントムを作成し (Fig.2), 計測, 画像化を試みた。画像化結果でのファントム形状の再現性を調べるため、ファントムは櫛型の形状とした。

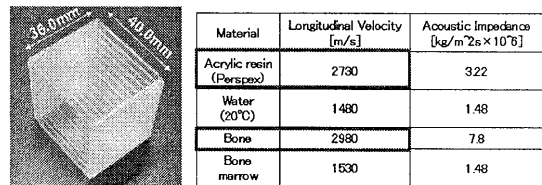


Fig.2 Acrylic bone phantom

ファントムを水槽内のステンレス板上に置き、ファントム下部を 0.166mm 間隔で 30 層ごとに、1~354 層範囲に渡って計測した。次にステンレス板を下へ 20.0mm 移動させ、ファントム上部を同様に計測した。得られた超音波 A モード波

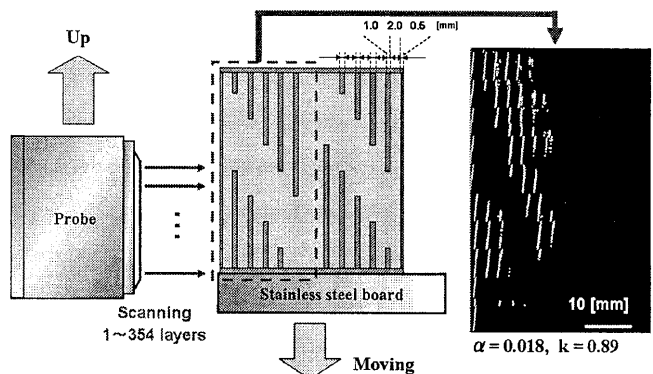


Fig.3 Measuring and imaging result with acrylic bone phantom

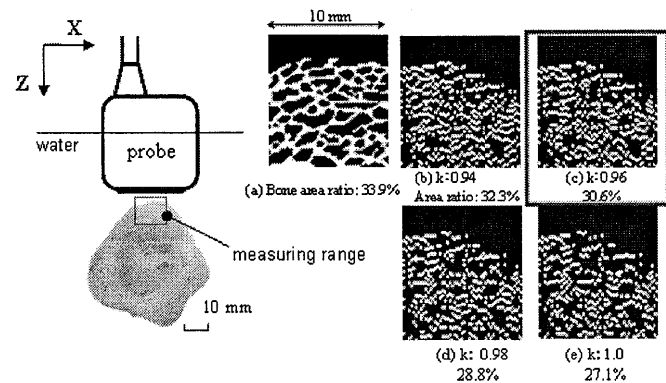
形から重複データを取り除き、(2)式の減衰係数 α の値を変えつつ画像化を行なった。Fig.3 に減衰係数 $\alpha=0.018$ 、物質係数 $k=0.89$ での画像化結果を示す。

ファントムの断面形状と画像化結果を比較する (Fig.3)。画像化結果では、12 枚の亚克力板のうち超音波照射方向から 6 枚目までが現れており、垂直方向の距離にやや難が見られるが、櫛型構造を見て取れる。また垂直に取り付けられた亚克力板が画像中では斜めに現れているが、これは多重反射によるアーチファクトと亚克力板での反射波形が干渉した結果と考えられる。

4. ウシ海綿骨試験片画像化

超音波を用いた海面骨梁の画像化の有意性を調べるため、ウシ海綿骨を試験片として計測し、画像化を行った[3]。計測時は試験片を水槽内に入れ、水平方向に 0.2mm ずつ移動させながら A モード信号を取得した。この移動距離は、使用した直線アレイ型プローブの x 軸方向分解能が 0.2mm であることから決定した。計測範囲は Fig.4 に示す範囲である。

画像化の際はしきい値を決定する物質係数 k を変化させつつ複数枚の画像を作成した。骨梁面積率を基にしてマイクロ X 線による画像化結果と比較検討を行なう (Fig.4)。



Images of bone specimen; (a) Actual bone structure by camera
(b)~(e) Created images used some k value

Fig.4 Measuring and imaging result with bovine cancellous bone specimen

その結果、マイクロ X 線画像での骨梁面積率 33.9% に対して、物質係数 $k=0.96$ での画像化結果では 30.6% と骨梁面積率が近く、また海綿骨梁の孔構造を反映した画像となった。骨梁面積率に約 3% の差があるが、これは両画像が厳密に同範囲を画像化していないこと、超音波の Y 軸方向の分解能が約 0.5mm^[4] であり、三次元的に複雑な構造を持つ海綿骨梁の Y 軸方向における構造の変化の影響を受けるためと考えられる。

5. 生体ヒト踵骨画像化

亚克力製骨ファントム及びウシ海綿骨試験片の画像化結果を基に、生体ヒト踵骨への適用を試みた。水槽内に被験者の右足を置き、同水槽内に取り付けられた超音波プローブにより計測した。計測はヒト踵を中心として周囲 0~182deg 範囲を 1deg ごとに行い、その際に水が波立たないようにプローブの移動速度を 0.1deg/sec、計測時間は約 30 分とした。ま

た足置き台から高さ 19.0~24.0mm の範囲 (約 5mm 範囲) を、0.166mm 間隔で 30 層に分けて同時に計測した。この 30 層×183deg のデータをそれぞれ 3 層×3deg の範囲で平均化したのち、各層ごとに画像化し、計 28 枚の踵骨断面画像を得た。画像化に用いる(2)式の係数は、亚克力製骨ファントム及びウシ海綿骨試験片の結果を踏まえ、減衰係数 $\alpha=0.018$ 、物質係数 $k=0.85$ とした。

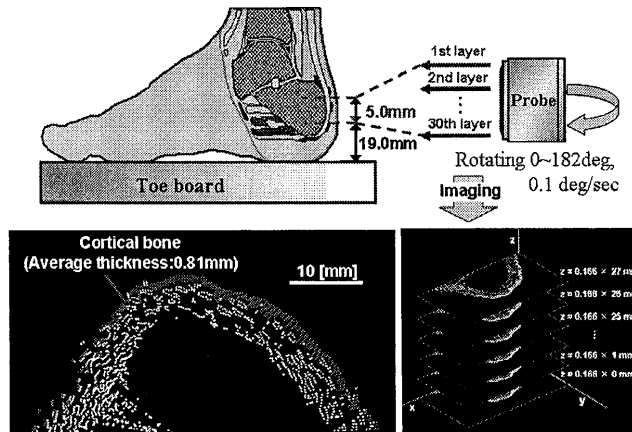


Fig.5 Applying to human calcaneus and imaging result
(Subject: Male, 21 years old, Bone area ratio 30.8%)

Fig.5 に 21 歳男性 (骨梁面積率 30.8%) の 1 層目の画像化結果を示す。外側の濃く表された部分が皮質骨を、内側の白で表された点が海綿骨を表している。画像化に際してプローブと踵骨間の距離を考慮することで、被験者の皮質骨形状及び踵骨の大きさを再現することができている。

皮質骨部分の平均厚さは約 0.81mm となり、ヒト踵骨の皮質骨厚さ約 1.0mm と近い結果を得ることができた。また海綿骨の画像化範囲は、伝播による強度の低下及びアーチファクトの存在を考慮して深度 5mm までとした。海綿骨部分には骨構造が多い箇所や、孔状になっている箇所が見られ、実際の海綿骨形状を反映した画像が得られていると考えられる。

6. 結言

本研究では超音波を用いた骨組織及び骨髄の画像化法を提案した。その有意性を示すため、亚克力製骨ファントム及びウシ海綿骨試験片を試作し、画像化した。この結果を基に生体ヒト踵へ適用し、深さ 5mm までの画像化を行い、また皮質骨厚さについての妥当な結果を得た。今後は、5mm 以上の深部まで画像化を行なうための骨計測用高電圧プローブの開発や、画像化結果を用いての海綿骨梁構造の力学的見地に基づく定量的骨折リスク評価手法の確立が期待される。

参考文献

- [1] 林泰史, 大腿骨頸部骨折と寝たきり, CLINICAL CALCIUM Vol.9 No.9, 医薬ジャーナル社(1999)
- [2] Paul McIntire, Nondestructive Testing Handbook 2nd Edition Volume 7 Ultrasonic Testing, 1991 by American Society for Nondestructive Testing, Inc
- [3] 太田慶太郎, 超音波による海綿骨骨梁構造の画像化に関する研究, 修士論文(2002)
- [4] 大川井宏明, 超音波観察法・診断法, 東洋出版(1997)