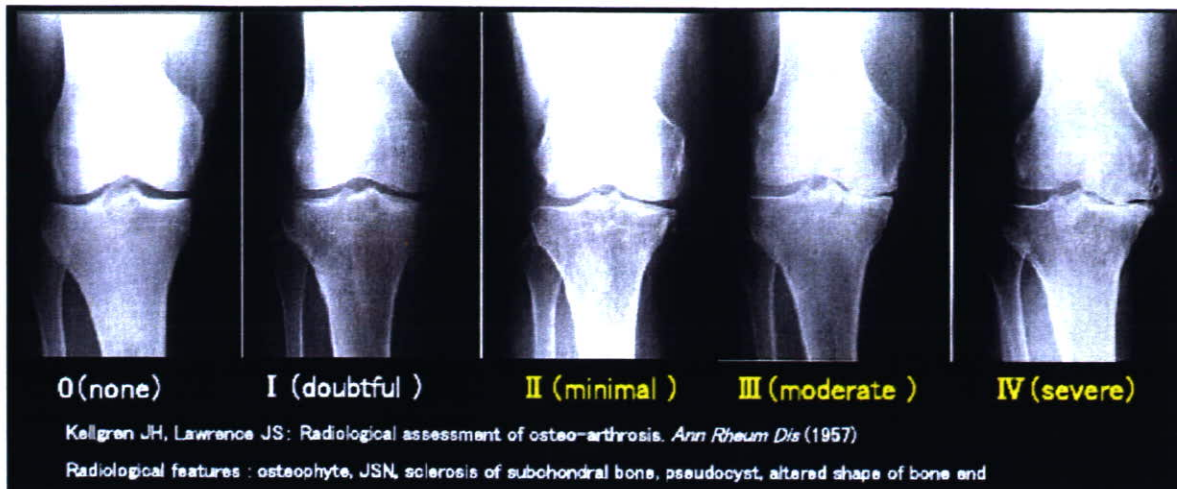


図1 Kellgren Lawrence 分類



- ・ Grade 0 正常
- ・ Grade I 関節裂隙の狭小化を伴わず、わずかの骨棘形成または軟骨下骨の硬化を認める
- ・ Grade II 関節裂隙の狭小化(25%以下)を認めるが骨変化はない
- ・ Grade III 関節裂隙の狭小化(50~75%以下)と骨棘形成、骨硬化像
- ・ Grade IV 骨変化が著しく、関節裂隙の狭小化 (75%以上)を伴う

図2 大腿骨顆部写真

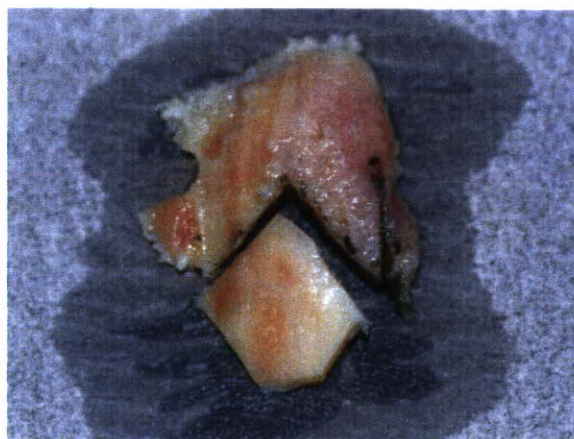


図3 アクリル保持具にレジンで固定した骨軟骨片

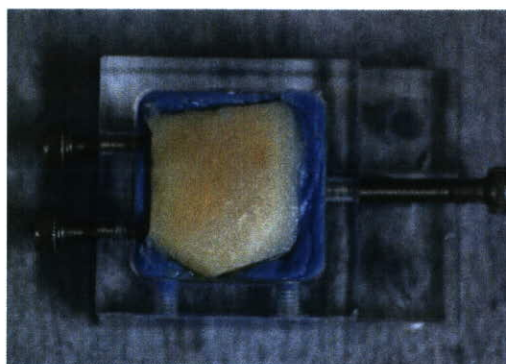


図4 実験風景

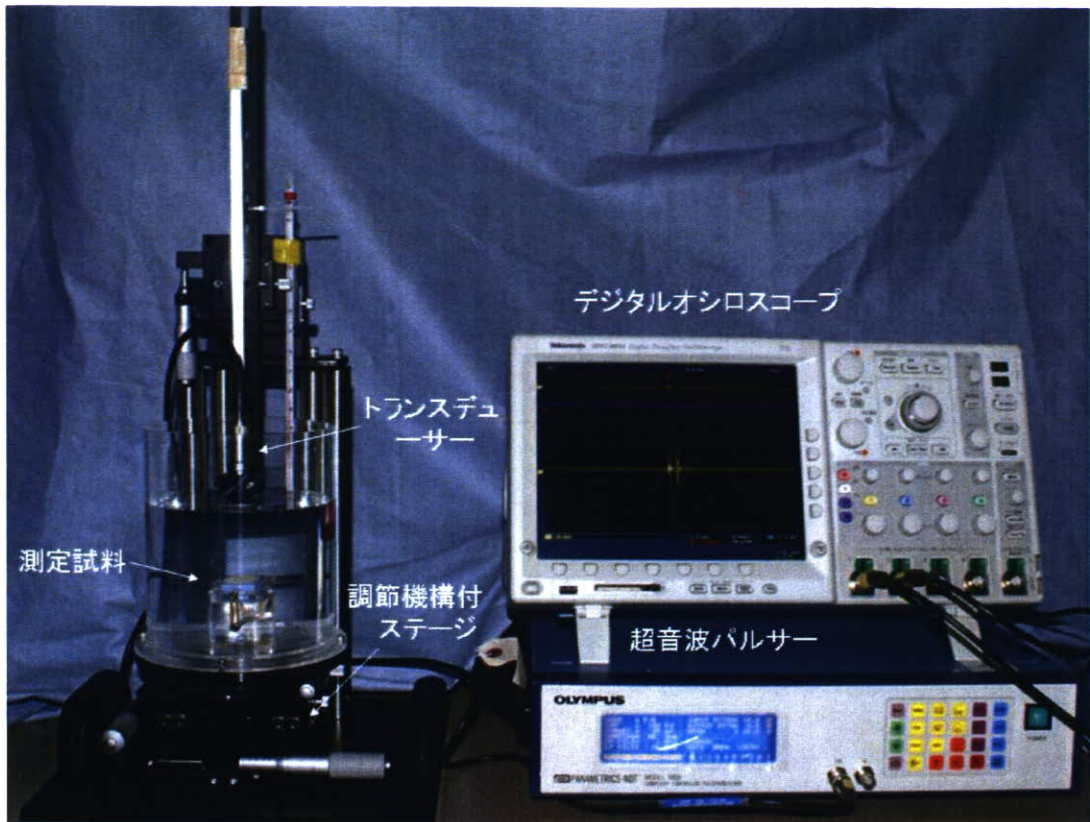


図5 トランスデューサーと骨軟骨片の設置風景

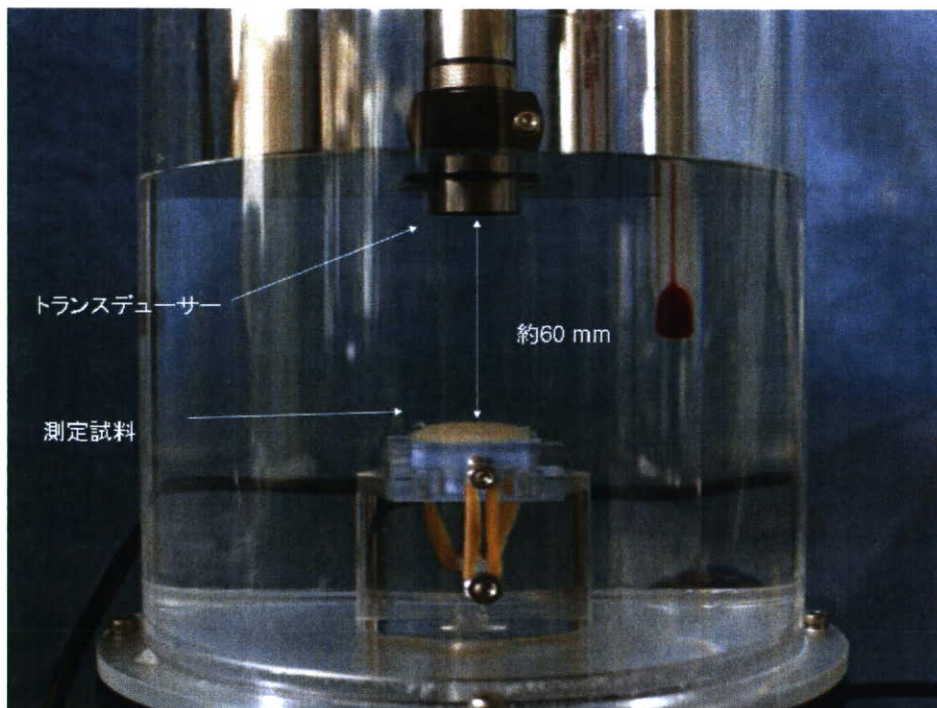


図6 RF信号

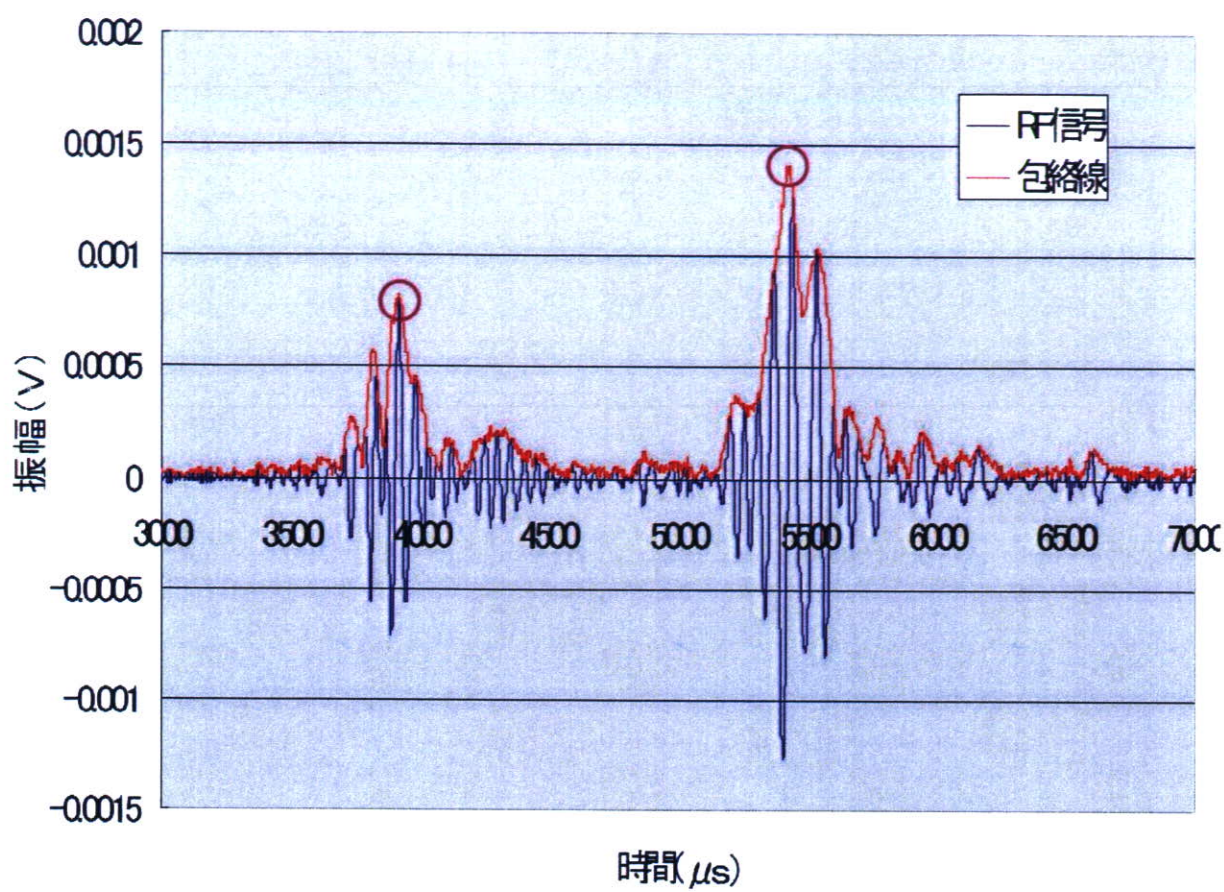


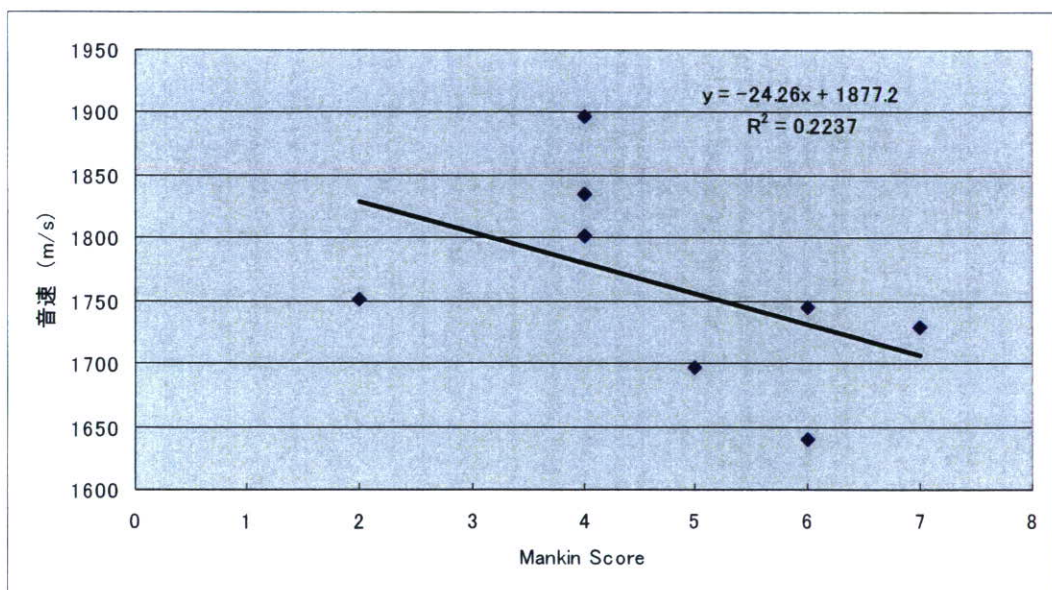
図7 組織標本



図8 Mankin score

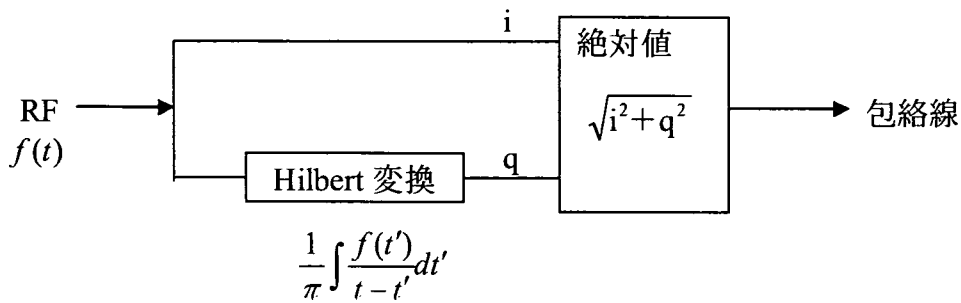
	Grade
I Structure	
Normal	0
Surface irregularities	1
Pannus and surface irregularities	2
Clefts to transitional zone	3
Clefts to radial zone	4
Clefts to calcified zone	5
Complete disorganization	6
II Cells	
Normal	0
Diffuse hypercellularity	1
Cloning	2
Hypocellularity	3
III Safranin-O staining	
Normal	0
Slight reduction	1
Moderate reduction	2
Severe reduction	3
No dye noted	4
IV Tidemark integrity	
Intact	0
Crossed by blood vessels	1

図9 研究結果：音速と Mankin score の関係



説明 1

Hilbert 変換方式のブロック図

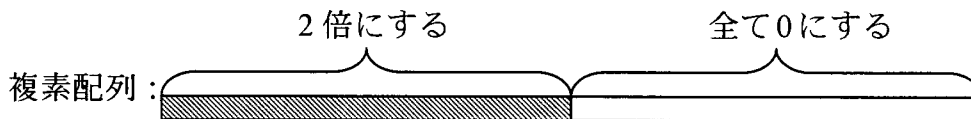


すなわち、

1. RF 信号を複素 Fourier 変換。

$$F(\omega) = \int f(t) e^{-j\omega t} dt$$

2. 得られた結果の、正の周波数成分を 2 倍にし、負の周波数成分（後ろ半分）を全て 0 とする。



3. 得られた結果を逆 Fourier 変換により実時間領域に戻し、(複素) 絶対値をとり包絡線を求める。

$$f'(t) = \frac{1}{2\pi} \int F'(\omega) e^{j\omega t} dt$$

$$|f'(t)| \quad : \text{包絡線}$$

超音波 B-mode 画像を用いたヒト大腿骨内側顆部形状に関する検討と
超音波プローブの関節軟骨に対する至適角度・距離に関する研究

分担研究者 土肥 健純 東京大学情報理工学系研究科 教授

研究要旨 超音波を用いた検査法では、対象物が超音波送信波にできるだけ垂直であればあるほど、また超音波プローブの焦点距離に近ければ近いほどより良好な画像が得られる、といった特徴がある。今回我々は、大腿骨内側顆部の矢状断面における関節軟骨の曲率半径、超音波プローブの関節軟骨に対する至適角度・位置を測定・検討した。結果、大腿骨内側顆部の曲率半径はほぼ 30mm~40mm であり、超音波プローブの関節軟骨に対する傾斜至適許容範囲・焦点からの深達方向への距離のずれの至適許容範囲は、それぞれ、 $0^{\circ} \sim 20^{\circ}$ 、 $\pm 0\text{mm} \sim 20\text{mm}$ であった。これらをもとに、機器開発を進めていく予定である。

A. 研究目的

これまで関節軟骨形態計測測定に関する研究は、主に MRI を用いて行われているのが現状である。しかし、現在のところ、MRI は非常に高価な検査であり、画像取得にも時間がかかる。これに対し比較的安価で非侵襲かつ簡便な検査法として超音波を用いた関節軟骨の評価法の開発を行うことが本研究の目的である。超音波を用いた検査法においては、対象物の面が、超音波送信波にできるだけ垂直であればあるほど、また、超音波プローブの焦点距離に近ければ近いほど、より良好な画像が得られる、といった特徴がある。これらの特徴から、生体内の高精度の画像評価を行うためには、対象組織の形状を把握する必要がある。我々は変形性膝関節症の罹患部位である大腿骨内側顆部を開発機器の撮像・評価対象とするが、同部位の概形は左右方向に長軸を有する円柱とすることができる。そのため、プローブをその円柱の彎曲部に垂直に保持しながら画像撮像を行うような機構が理想である（図 1）。①その形状（平均的曲率半径）を測定・評価すると共に、②超音波プローブの画像評価を行う上での対象物の至適相対位置・角度を検討することが今回の研究の目的である。

B. 研究方法

関節軟骨の形態評価を行うためには軟骨組織部位の 3 次元的な形態情報を得る必要がある。これを実現するため、人体に非侵襲に超音波を用いた生体 2 次元断層画像が映像化できる超音波診断装置を活用する。断層画像情報を得るための超音波圧電素子を 1 次元状に配列した超音波プローブを用い、複数の断層画像を収集し、収集した画像群から関節軟骨部位のみ抽出して再構築し軟骨組織部位の 2 次元形態情報を得ることで関節軟骨の形状を評価した。また、膝関節軟骨の超音波断層画像を得るための至適位置・角度について基礎検討を行った。

超音波プローブの最適走査軌道の検討

膝関節軟骨のうち最も荷重がかかる大腿骨遠位顆部の内側軟骨を評価対象にする。荷重のかかる軟骨領域を網羅するため、超音波プローブをどのように走査しながら超音波断層画像を収集すれば良いかの検討を行う。

最良な超音波プローブの走査軌道は、大腿骨遠位顆部の内側軟骨の実形状に沿ったものであるが、走査機構が極めて複雑になる恐れがある。

そのため、最も単純な円弧状走査による検討を行った。

1. 検討用超音波プローブスキャナー

膝関節部の超音波断層画像を得るためには超音波プローブ表面を膝の皮膚に密着させる必要がある。超音波プローブ表面と空気とは音響的なインピーダンスが大きく異なり、超音波が空气中を伝播できない。そのため、通常は、エコーゼリーと呼ばれる水と等価なゼリーを超音波プローブと皮膚表面との間に塗布し、音響的な結合をはかる。

今回の検討ではこのエコーゼリーを用いるが、超音波プローブと膝関節部との空間的な自由度を持たせるため、水も介在させることにする。

図1に、超音波プローブの走査軌道を検討するために製作した超音波プローブスキャナーを示す。アルミ製の長方形の枠の底面に厚さ 0.2mm のラテックス膜(不二ラテックス社、ラテックスシート)を貼った水槽と、超音波プローブを円弧状に走査するアーム機構と、これらを固定する金属性のフレームとから構成している。アーム機構の回転中心軸位置は可変でき、かつ回転中心軸と超音波プローブ表面の距離、つまり超音波プローブの回転半径が変更できる機構を持つ。

ボランティアに仰向けで寝てもらい、片足の膝を屈曲し、水槽の底面からラテックス膜を突き上げてもらう。ラテックス膜と膝皮膚表面との間にはエコーゼリー(アロカ社、GEL-SCAN-PA)を塗布しておく。なお、使用した超音波断層画像装置と超音波プローブとはそれぞれアロカ社 SSD- α 10, UST-5412 (7.5MHz リニアプローブ)である。

2. ボランティアの膝断層画像による検討

検討用超音波プローブスキャナーを用い、円弧状軌道の最適回転半径について検討を行う。図2に、超音波プローブ走査の模式図を示す。

ステップ1

まず、図2中の赤線で示した断面形状を知る必要がある。そのため、図3に示すように、超音波プローブの向きを変更し、赤線断面と超音波画像断層面とを合わせ超音波断層画像から赤線の断

面形状を得る。なお、1枚の超音波画像だけでは描出範囲が限定されるため、3方向から得た超音波画像をつなぎ合わせて大腿骨遠位顆部全体を描出するようにした。

ステップ2

得られた画像例を図4に示す。図4から軟骨表面を 1mm 間隔でプロットし、図5(a)に示すような点状の列を得る。次に、図5(b)に示すように、これらの点から3点を選択する。この例では、隣り合う2点同士の間隔は 16mm である。選択された3点から、図5(c)に示すように、隣り合う2点を結ぶ線分の中央から垂線を延ばし、2本の垂線の交差点を求める。この交差点を中心にして選択された3点を全て通過する円を考えこの円の半径を局所曲率半径とする。こうして得た局所曲率半径郡の平均値を大腿骨遠位内側顆部の曲率半径とする。

ステップ3

複数のボランティア(撮像対象:6名 6関節(男3女3))から得た大腿骨遠位内側顆部の曲率半径の幅を得る。

ステップ4

超音波プローブの最適回転半径は、ステップ3で得た曲率半径、膝の軟部組織の厚さ、および超音波プローブ表面と皮膚との距離とから推定して求める。

超音波ビーム傾きの許容範囲の検討

明瞭な超音波画像を得るためには、超音波ビームが対象物に垂直に入射するのが望ましい。しかし、超音波ビームが極端に斜めに入射した場合、超音波プローブに戻ってくる超音波の強度が低下し、また、空間分解能の低下を引き起こしてしまう。そのため、どの程度まで対象物表面に対して超音波ビームの入射角が傾いても良いかの許容範囲を把握しておくことが重要である。

1. 実験系の構築

超音波ビーム入射角の許容範囲を検討する画

像を収集するため、超音波プローブは膝軟骨に対して図3に示すように配置した。このときの超音波プローブの可動機構には、回転機構と平行移動機構を用意した(図6)。これら回転と平行移動の動作を組み合わせることで、超音波ビーム照射ポイントを固定したまま超音波ビームの傾きだけを変更できる。

2. ボランティアの膝断層画像による検討

ボランティアの膝軟骨画像収集では、図6に示すように、超音波ビームが軟骨表面(楕円で囲んだ部分)に垂直に入射する基準画像 A と、超音波ビームの入射角度 θ をパラメータにした画像 B とを収集した。許容範囲の評価は、膝軟骨部分の境界が画像から判読できなくなる角度、あるいは膝軟骨部分の画像輝度プロファイルから軟骨境界が判断できなくなる角度を求めることで行った。

超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との位置関係の検討

超音波ビームと直交するラテラル方向の空間分解能の良い超音波画像を得るためには、超音波の送信ビームフォーカス深度と対象物の深度とを一致させるのが望ましい。そのため、どの程度まで対象物の深度と超音波の送信ビームフォーカス深度とが合っていれば良いかの許容範囲を把握しておくことが重要である。

1. 実験系の構築

超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との関係を検討する画像を収集するため、超音波プローブは膝軟骨に対して図3に示すように配置した。このときの超音波プローブの可動機構には、上下移動機構を用意した(図7)。超音波の送信ビームフォーカス深度と膝軟骨部分の深度とを調整するためである。

2. ボランティアの膝断層画像による検討

ボランティアの膝軟骨画像収集では、図7に示すように、超音波の送信ビームフォーカス深度と軟骨部分(楕円で囲んだ部分)の深度が一致

した基準画像 A と、両者の深度差をパラメータにした画像 B とを収集した。許容範囲の評価は、膝軟骨部分の境界が判読できなくなる深度差、あるいは膝軟骨部分の画像輝度プロファイルから軟骨境界が判断できなくなる深度差を求めることで行った。

(倫理面への配慮)

今回の研究で用いられる超音波はすでに臨床で用いられているものと周波数・音圧ともにかかわらず安全性は確立されている。また、検査の際に負荷される荷重は被検者が日常生活において常に受けている荷重より充分小さいものでありこの検査による組織への損傷は無く安全である。

検査に際しては対象者に口頭および文書を用いて説明を行い、十分に理解し同意を得られたもののみを対象とした。また、全研究を通して対象者の個人情報公開されない。

C. 研究結果

超音波プローブの最適走査軌道の検討

図8に女性被験者3名の解析結果を、図9に男性被験者3名の解析結果を示す。本検討では、膝は深屈曲させ、膝蓋骨を左足外側へ移動させた状態で左足外側から内側まで 2mm 間隔で約 30 断面の断層画像を収集した。膝を深屈曲させたのは、膝蓋骨を左足外側へ移動させ、評価対象である大腿骨内側顆部を露出させた状態の断層画像を得るためである。そのため、各解析結果グラフの大腿骨内側顆部付近の結果は膝蓋骨の影響を受けてはいない。そこで、各解析結果グラフで、楕円で囲んだ内側顆部付近に注目すると、大腿骨内側顆部の局所曲率半径は女性・男性共ににおいてほぼ 30~40mm であった。この値に膝部分の肉厚 10~20mm と皮膚とプローブとの間の距離 10~20mm を加算すると、超音波プローブの最適走査軌道半径は 50~80mm である。

超音波ビーム傾きの許容範囲の検討

図10(a), (b)に膝軟骨部分の画像と輝度プロファイルの解析結果とを示す。図10

(a) の画像下に記載した角度は、超音波ビームの垂直入射を 0° とした場合の超音波ビームの入射角度である。また、図 10 (b) の輝度プロファイルは、傾き 0,10,20,30 が超音波ビームの傾き角度 $0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ$ に対応している。

図 10 (a) の画像では、超音波ビームの入射角度が 30° になると軟骨表面の境界が不鮮明になる。図 10 (b) の輝度プロファイルでも同様に、超音波ビームの入射角度が 30° では軟骨表面での輝度が低下し、画像が不鮮明となっていることを示唆している。

これらの結果から、超音波ビーム傾きの許容範囲は、膝軟骨に入射する超音波ビームが垂直の場合を基準にすると $0^\circ \sim 20^\circ$ であると考えられた。

超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との位置関係の検討

図 11 (a), (b) に膝軟骨部分の画像と輝度プロファイルの解析結果とを示す。図 11 (a) の画像下に記載した距離は、超音波ビームの送信フォーカス深度と比較対象となる膝軟骨深度との差である。また、図 11 (b) の輝度プロファイルでは、focus0,10,20,30 が深度差 0mm,10mm,20mm,30mm に対応している。

図 11 (a) 画像では、超音波ビームの送信フォーカス深度と膝軟骨部分の深度差が 30mm になると、軟骨表面の境界が不鮮明になる。図 11 (b) の輝度プロファイルでも同様に、超音波ビームの送信フォーカス深度と膝軟骨深度との差が 30mm になると、軟骨表面で輝度差が低下し、かつ輝度値がばらついて不鮮明になっていることを示唆している。

これらの結果から超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との差の許容範囲は、送信フォーカス深度 20mm を基準にすると $\pm 0\text{mm} \sim 20\text{mm}$ であると考えられた。

D. 考察

超音波による生体組織画像評価においては、

組織表面・境界面が可能な限り超音波送信波に垂直であればあるほどより良好な画像を得ることが可能である。しかしながら、通常関節軟骨は三次元的に複雑な形態を持っており、その表面に常に垂直にプローブを移動させることは容易ではない。そのため、今回我々はまず撮像関心対象である大腿骨内側顆部について形状・大きさの評価を行った。その結果、女性男性共に矢状断面における大腿骨内側顆部の曲率半径はほぼ 30mm~40mm であった。この結果は、MRI を用いた大腿骨遠位部の形状を評価した先行研究 (Koo, et al, Journal of Biomechanics, 2007) において内側顆部の矢状断面の平均曲率半径が 34mm であったという報告に合致している。また、超音波プローブの関節軟骨の撮像許容位置・角度を検討するため、関節軟骨に対してプローブを一定間隔角度で傾け、また、軟骨表面からの距離を一定間隔で変化させ、得られた関節軟骨画像の輝度プロファイルを評価した。その結果、超音波プローブの関節軟骨に対する傾斜許容範囲・焦点からの深達方向への距離のずれの許容範囲は、それぞれ、 $0^\circ \sim 20^\circ$ 、 $\pm 0\text{mm} \sim 20\text{mm}$ であると考えられた。我々は、大腿骨内側顆部の超音波画像評価において、図 1・図 2 に示すような矢状面に沿って超音波プローブを円弧状に移動し撮像する機構を作成しているが、これらの結果を踏まえて機器の製作を行っていく予定である。

E. 結論

今回我々は、大腿骨内側顆部の矢状断面における関節軟骨の曲率半径、超音波プローブの関節軟骨に対する至適角度・位置を測定・検討した。結果、大腿骨内側顆部の曲率半径はほぼ 30mm~40mm であり、超音波プローブの関節軟骨に対する傾斜至適許容範囲・焦点からの深達方向への距離のずれの至適許容範囲は、それぞれ、 $0^\circ \sim 20^\circ$ 、 $\pm 0\text{mm} \sim 20\text{mm}$ であった。これらをもとに、機器開発を進めていく予定である。

F. 研究発表

7. 論文発表

Matsuyama J, Ohnishi I, Sakai R, Bessho M, Matsumoto T, Miyasaka K, Harada A, Ohashi S, Nakamura K. A New Method for Evaluation of Fracture Healing by Echo Tracking. *Ultrasound Medicine & Biol.*, In press

Y. Cheng, S. Wang, T. Yamazaki, J. Zhao, Y. Nakajima, S. Tamura, Hip cartilage thickness measurement accuracy improvement, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.31,no.8, p.643-655, 2007

8. 学会発表

Matsuyama, J.; Ohnishi, I.; Sakai, R.; Miyasaka, K.; Harada, A.; Bessho, M.; Ohashi, S.; Matsumoto, T.; Nakamura, K., A new method for evaluation of fracture healing by Echo tracking, 8th EFORT congress, Transactions, F779, 2007

大橋 暁、大西 五三男、酒井 亮一、廣田 浩二、宮坂 好一、中村 耕三
超音波を用いた Time of Flight 法による関節軟骨の音速測定、*日本整形外科学会誌*、81(8), S1012, 2007

G. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

4. 特許取得

超音波骨癒合診断装置 特願 2007-177056
2007.7.5

超音波骨癒合診断装置 特願 2007-231114
2007.9.6

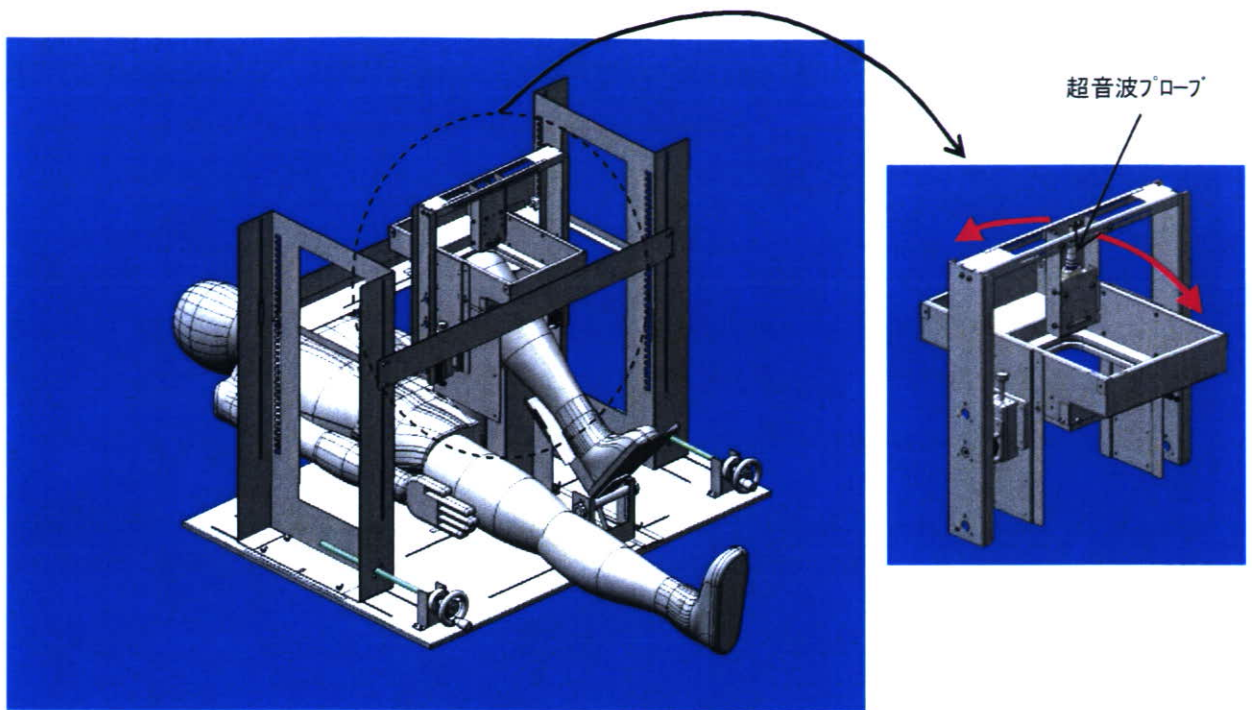


図1

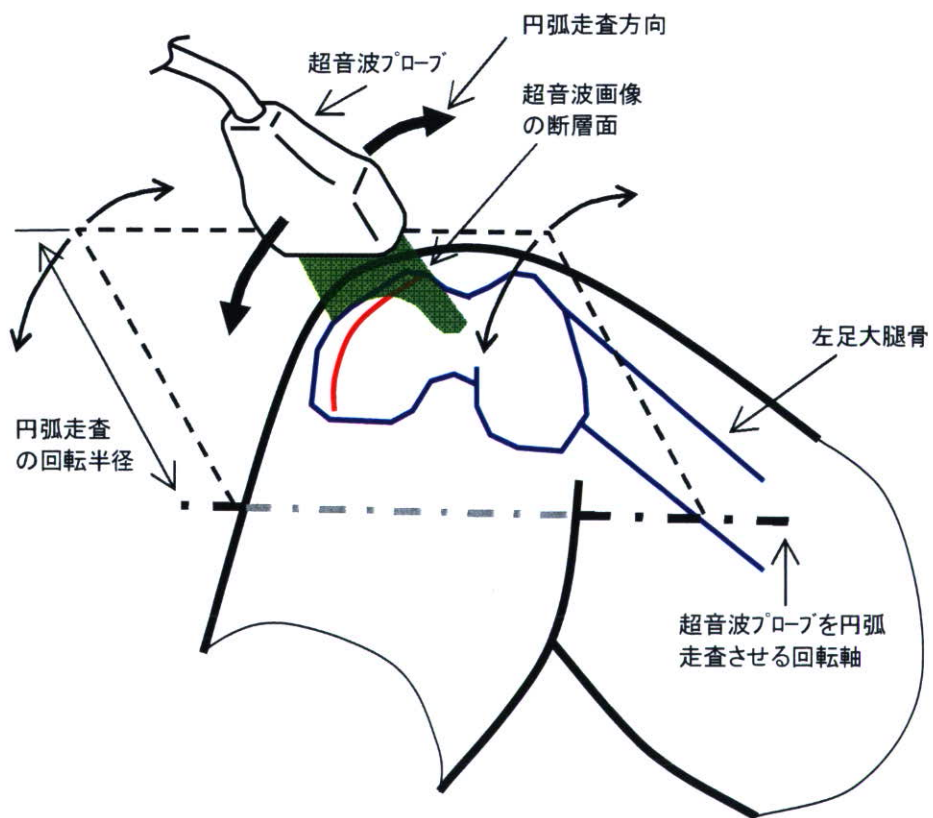


図2

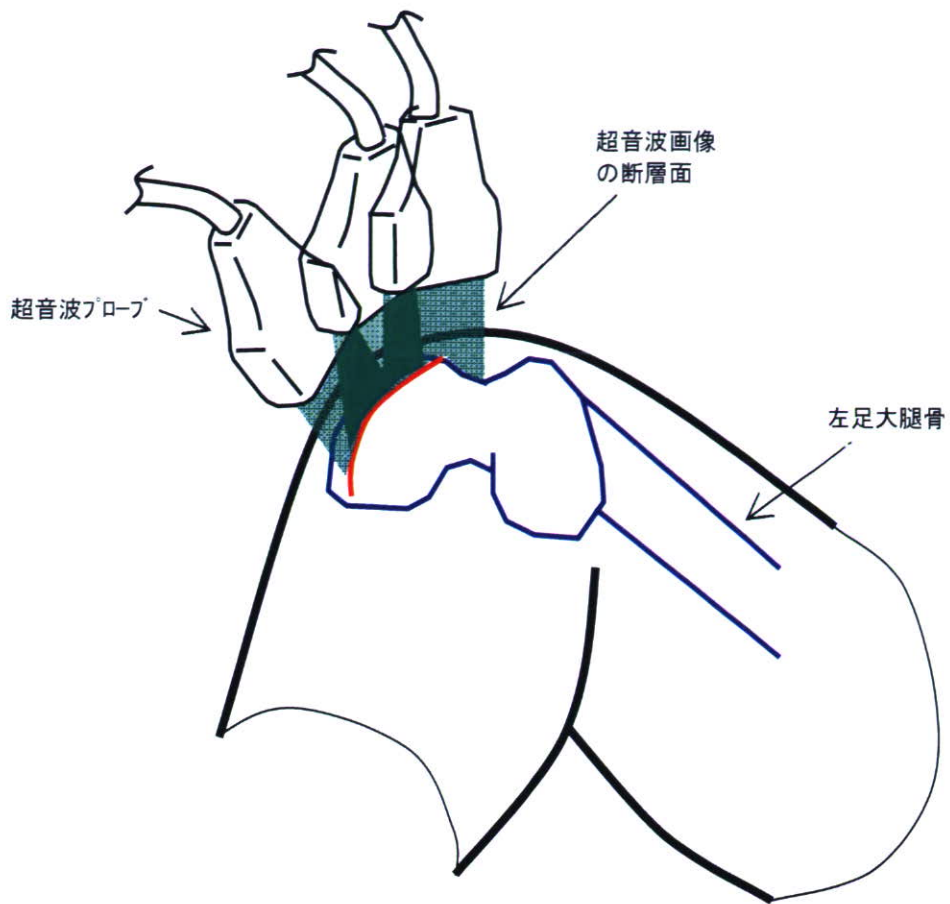


図3

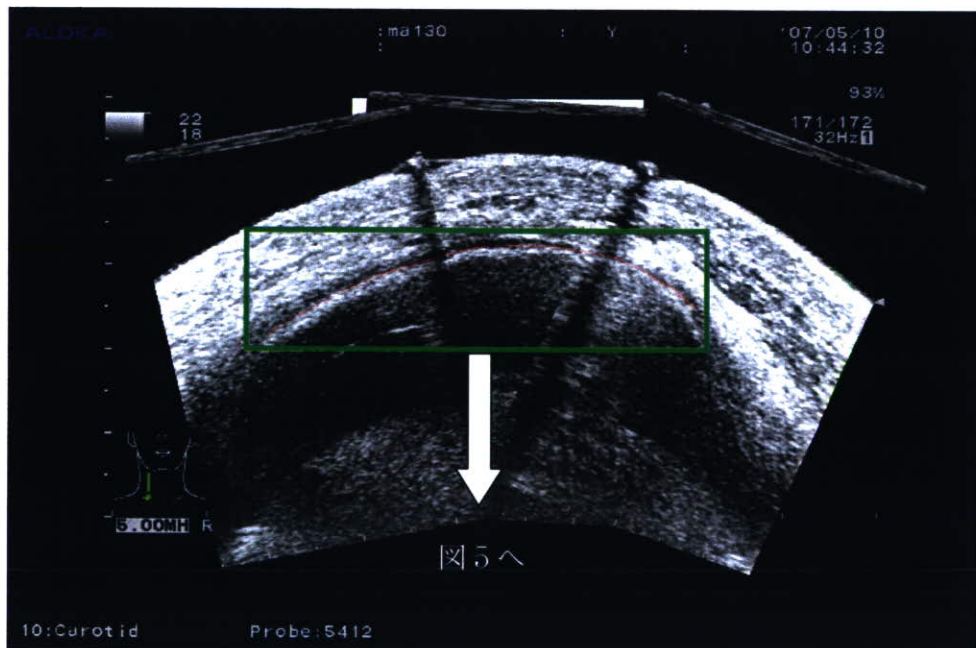


図4

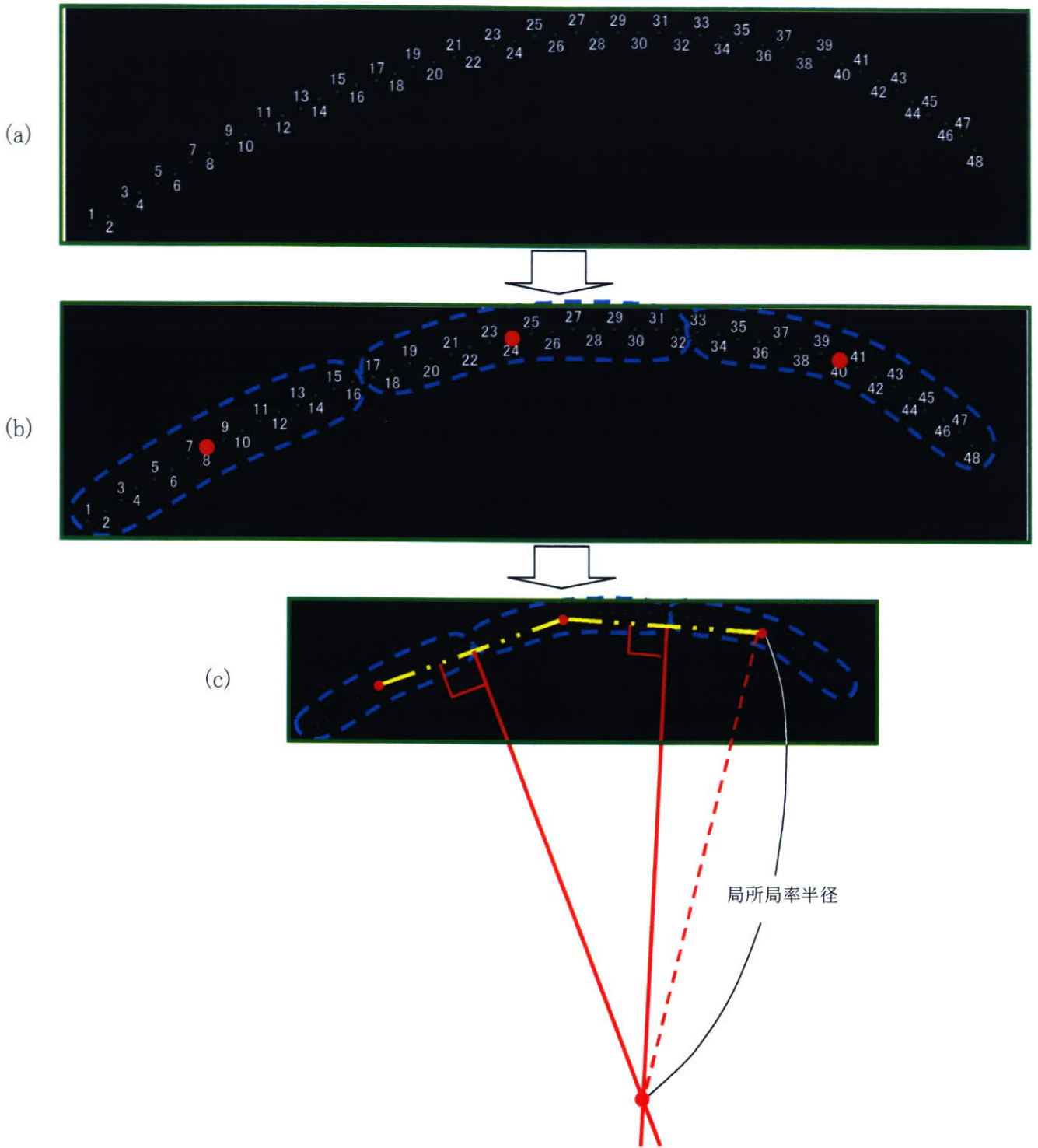


図5 局所曲率半径を求める過程の説明図

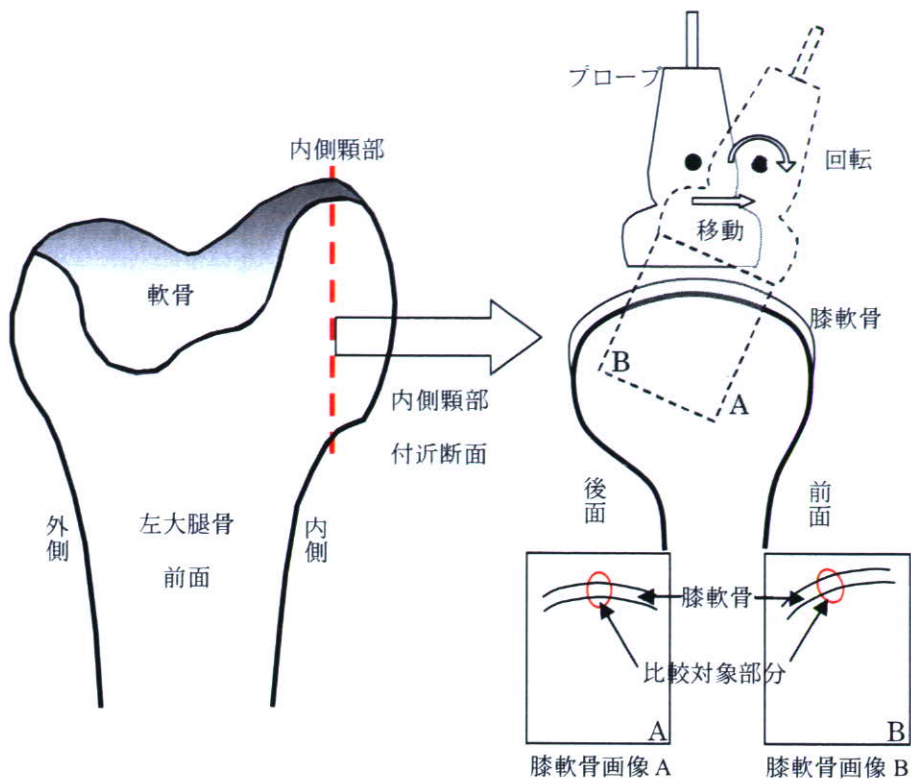


図6 超音波ビーム入射角の許容範囲検討のためのデータ収集方法

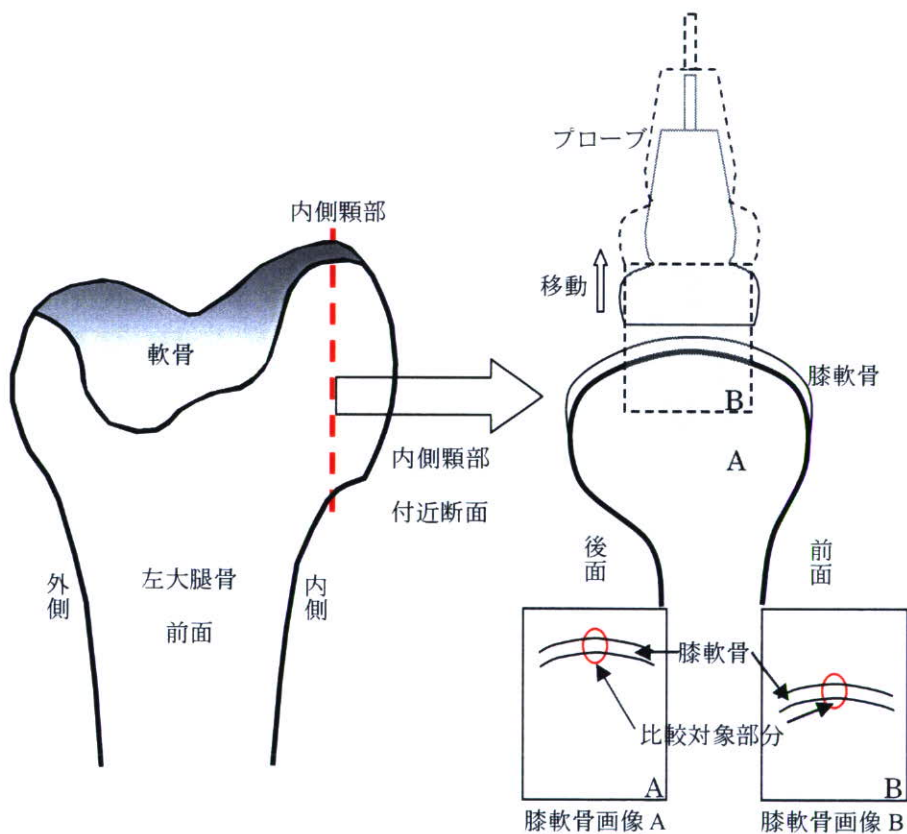


図7 超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との差の許容範囲検討のためのデータ収集方法

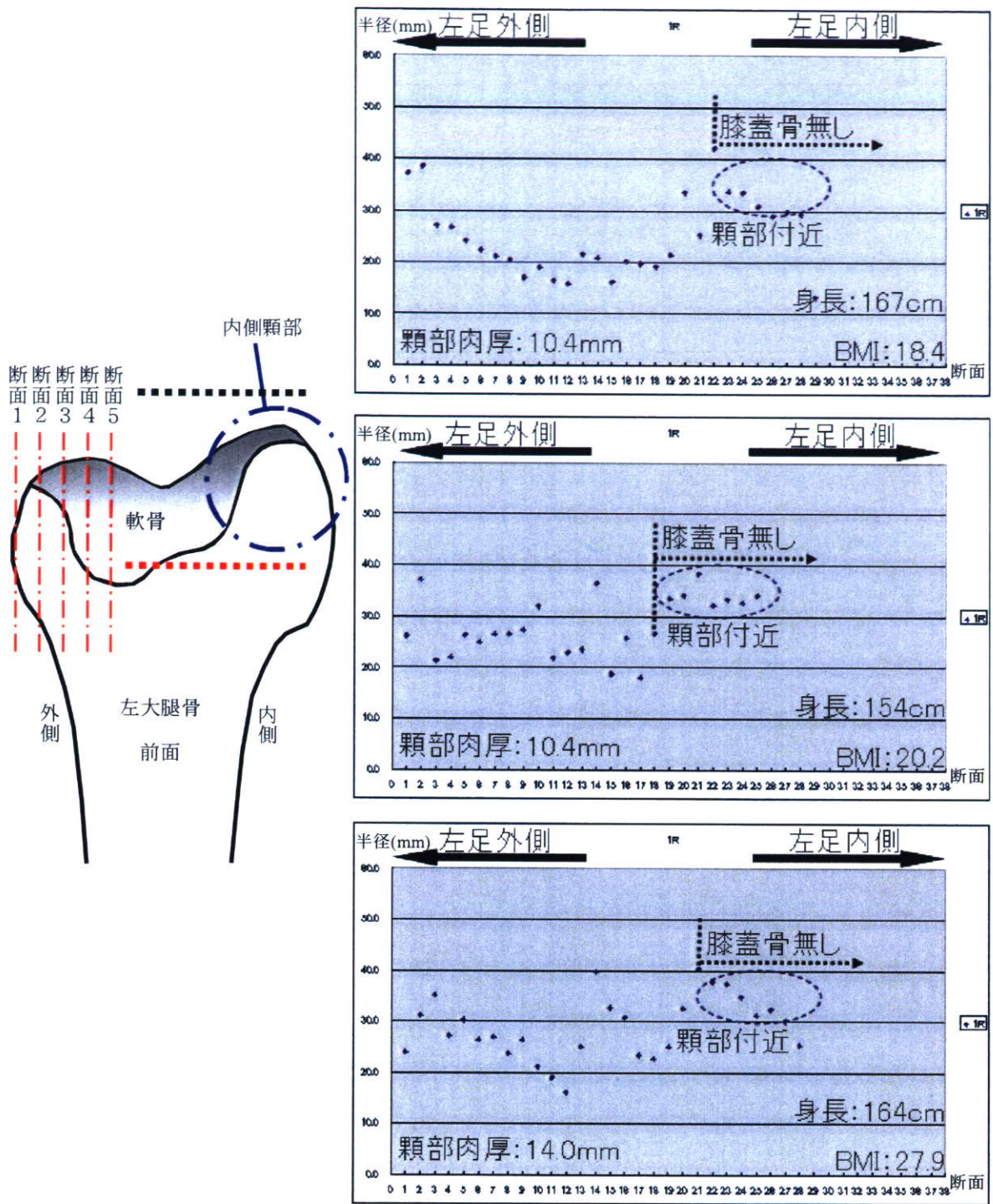


図8 女性被験者3名の局所局率半径の解析結果

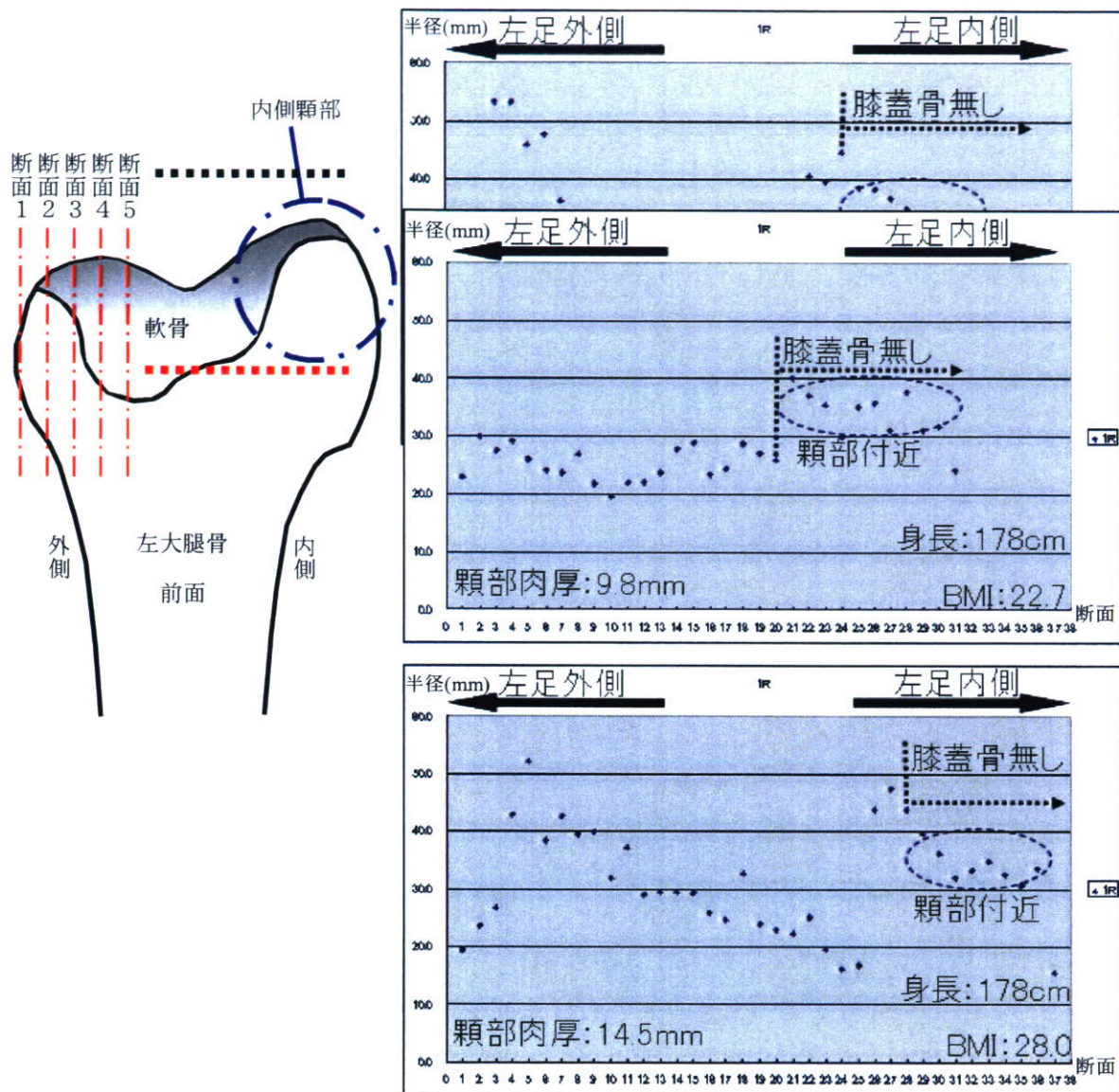
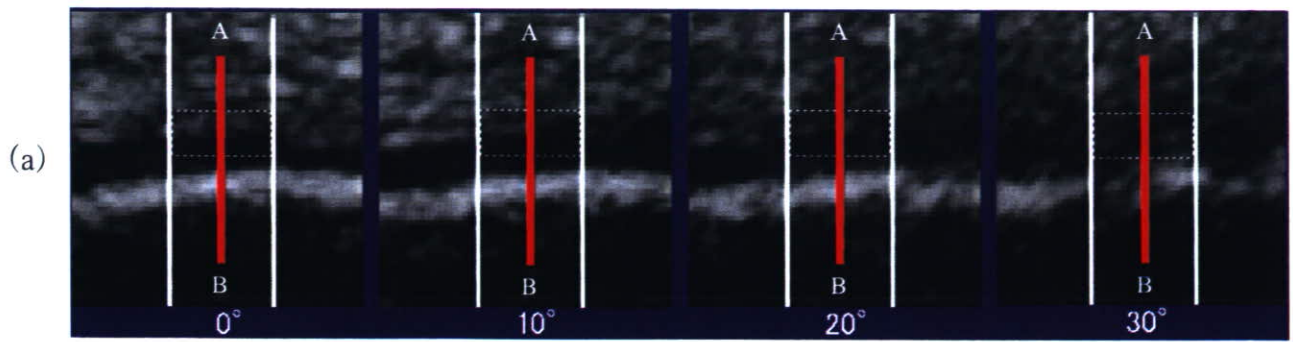


図9 男性被験者3名の局所所局率半径の解析結果



：輝度プロファイルの位置

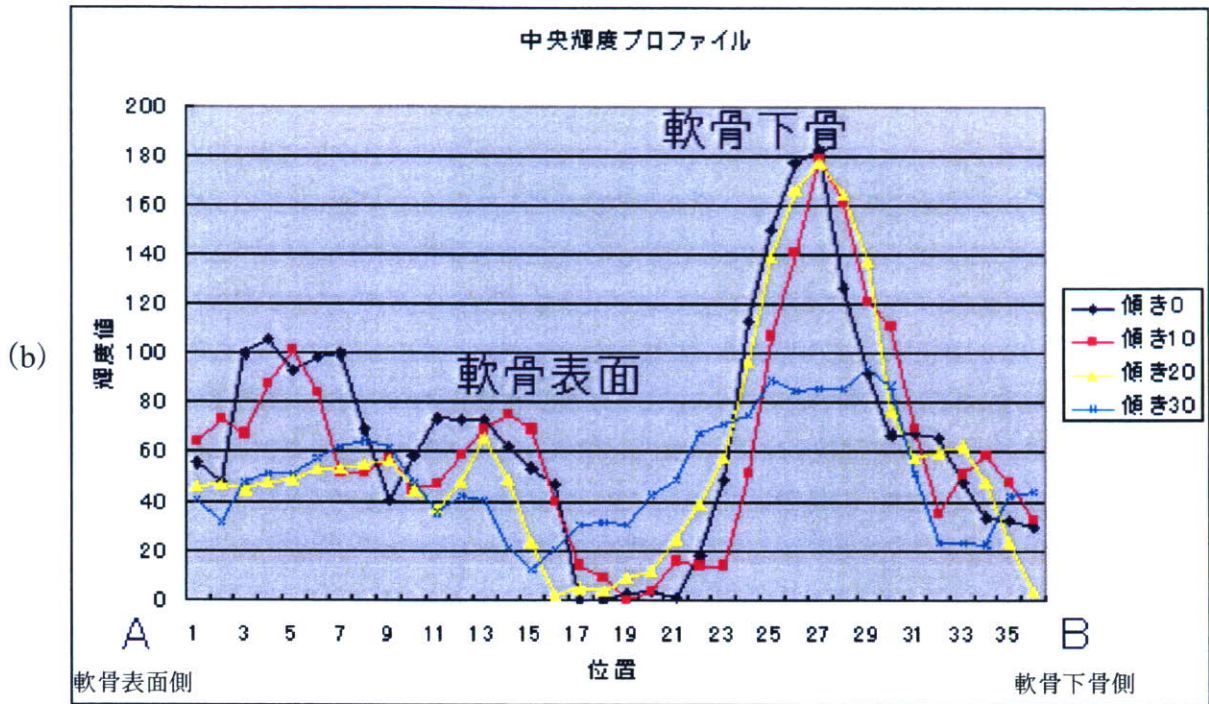
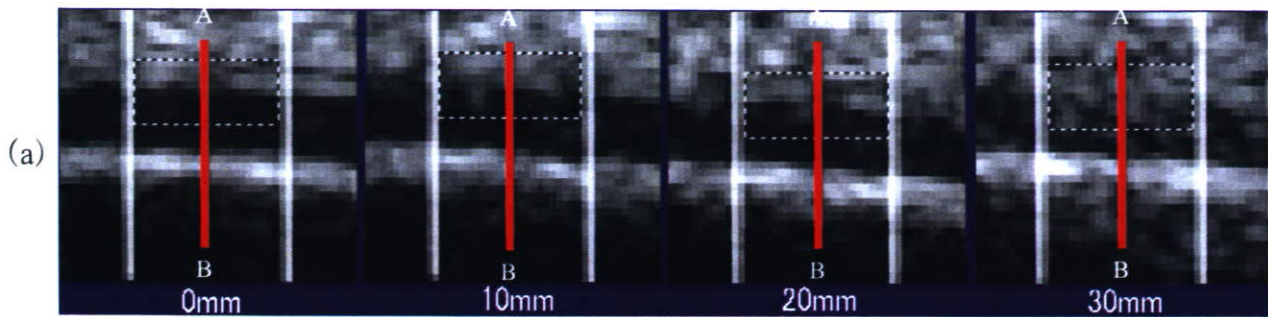


図10 超音波ビーム入射角度の許容範囲検討のための画像と輝度プロファイル



：輝度プロファイルの位置

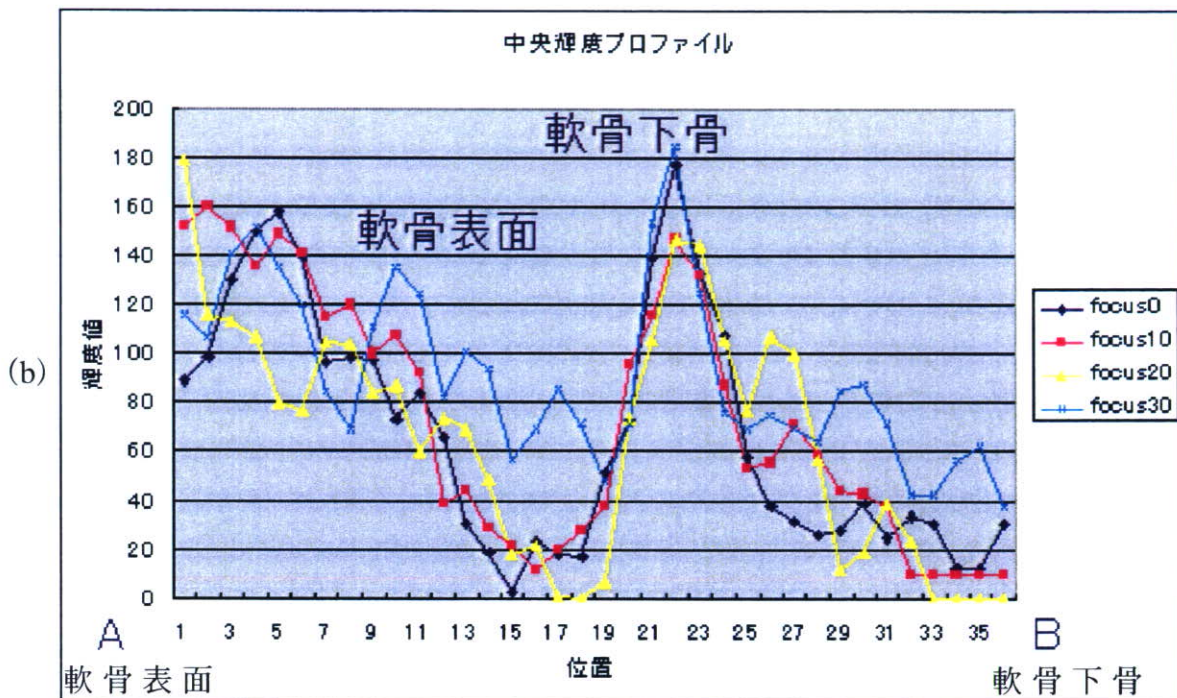


図 1 1 超音波ビームの送信フォーカス深度と対象物深度との差の許容範囲検討のための画像と輝度プロファイル

超音波 B-mode 画像を用いた 3 次元軟骨形態計測測定に関する研究

分担研究者 中島 義和 東京大学大学院工学系研究科 准教授

研究要旨

これまでに超音波を用いて関節軟骨を三次元的に評価した先行研究はない。超音波 B-mode 画像を用いて豚膝関節軟骨を撮像し、得られた画像より三次元モデルを作成、軟骨厚および軟骨の体積を計測した。高解像度 CT を用いて同様に軟骨三次元モデルを作成し、軟骨厚・体積を算出し、超音波による定量値の精度評価のため、それらを比較検討した。双方の間には有意な相関がみられ、超音波を用いた関節軟骨三次元評価は、関節軟骨の形態定量法として有用であると考えられた。

A. 研究目的

これまで関節軟骨形態計測測定に関する研究は、主に MRI を用いて行われているのが現状である。しかし、現在のところ、MRI は非常に高価な検査であり、画像取得にも時間がかかる。我々は、比較的安価で非侵襲かつ簡便な検査法となりえる超音波を用いた関節軟骨の評価法の開発を行うため、基礎実験において超音波による関節軟骨形態計測値の精度を高解像度 CT を用いてを検証した。

B. 研究方法

豚骨軟骨片の取得

実験材料は、形状・大きさが比較的近くに近いことから、豚膝蓋骨の関節軟骨を用いた。使用した豚の月齢は 6 ヶ月であった。屠畜後約 3℃にて 3 日間冷蔵保存後、後肢を切断し 20℃にて冷凍保存した。室温において生食により解凍し、膝蓋骨の骨軟骨片を採取した。

骨軟骨片の保持具への固定・カッティング

保存された骨軟骨片を実験当日冷凍庫より取り出し、室温下にて生理食塩水中にて解凍をおこなった。以降、解凍後の軟骨試料は湿潤状態を維持した。解凍後、レジン（オストロン II、株式会社ジーシー、東京）にて専用に作成したアルミ保持具に固定を行った。レ

ジン硬化中は、熱が発生するため、軟骨を水にて十分に冷却を行った。次に Minitom（Struers Inc., Westlake, OH）を使用し、保持具上の骨軟骨片のカッティングを行った。Minitom のアームにアルミ保持具を軟骨表面がダイヤモンドブレードに向くように固定する。ここで、ミニトムの切断面調節ダイヤル（精度：10 μ m）を用い、軟骨面が 25mm x 18mm となるようにカッティングを行った（図 1）。

超音波 B-mode 軟骨画像の取得

骨軟骨片が固定されたアルミ保持具を専用に作成した水槽の中に設置した。水槽は事前に脱気水で満たし、常に 25℃に保った。また、リニアプローブ（UST-5412、アロカ株式会社、東京都三鷹市）を三関節アーム（MB-MX2-A、カネテック、長野県上田市）によって設置した。水槽内に既知の位置に張り渡したテグス糸を B 画像にて確認することで所定の位置および方向にリニアプローブを設置することが可能であった。プローブはプローブの素子表面が軟骨表面から焦点距離である約 20mm の位置となるように設置した（図 2）。診断装置は、Prosound - a10（アロカ株式会社、東京都三鷹市）を使用した。画像取得は、tissue harmonic および空間コンパウンド（steering angle：20°）を使用し、周

波数は 5MHz の設定で行った。リニアプローブを保持する三関節アームはエレベーション方向に 10ミクロン単位で平行移動可能なマイクロメーター付きのステージが装着しており、これを移動することで骨軟骨片の端から端まで 0.5m 間隔で撮像を行った (図 3)。

高解像度 CT 撮影

次に、高解像度 CT (LCT-100、アロカ株式会社、東京都三鷹市) による撮影を行った。撮影条件は、管電圧 50 kV、管電流 1 mA にて行った。骨軟骨片をアルミ保持具より外し、LCT-100 の容器に設置。0.12 mm のスライスで撮影を行った (図 4)。

画像処理および軟骨形態計測

超音波および高解像度 CT にて取得した画像を JPEG 形式にて外部出力し、コンピューターに読み込んだ。画像処理ソフトは、Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) を用いた。

超音波画像においては、各画像において軟骨表面と骨軟骨境界をそれぞれ閾値を用いて同定し、それらに挟まれる部分を軟骨領域とした。全ての画像において同様の処理を行い、軟骨超音波 3D モデルを作成した (図 5)。

高解像度 CT 画像においては、各画像において画像全体を閾値を用いて軟骨領域を同定した。超音波と同様、全ての画像において画像処理を行い、軟骨高解像度 CT 3D モデルを作成した (図 6)。

次に、超音波 3D モデルと高解像度 CT モデルの形態計測を行う。ソフト上でそれぞれの体積を算出した。また、双方のモデルの位置あわせを手動にて行った後 (図 7)、軟骨表面において 1 mm 間隔に点をピックアップし、それぞれの点においてそれぞれの軟骨モデルにおける軟骨厚を測定した。骨軟骨片を固定しているレジンやアルミ保持具の底面の垂線を方向を z 軸とし、それぞれの点における z 軸方向の軟骨モデルの厚みを軟骨厚と定義した。超音波モデルの体積・軟骨厚に関しては、画像取得に際しての音速設定値が 1530 m/s であったため、別の実験で測定した生後 6 ヶ月の豚

関節軟骨の音速値 1488 m/s で補正を行った。

統計学的解析

超音波 3D モデルの軟骨厚 (Tus) と高解像度 CT モデルの軟骨厚 (Tct) について回帰解析および相関解析を行った。p 値が 0.05 以下であったとき、有意であるとした。

C. 研究結果

超音波 3D モデルの軟骨体積と高解像度 CT モデルの軟骨体積はそれぞれ 866.4 mm³、823.8 mm³であった。

Tus (超音波モデル軟骨厚)、Tct (高解像度 CT モデル軟骨厚) の平均はそれぞれ、1.97 ± 0.21 mm、2.09 ± 0.25 mm であった。

Tus を x、Tct を y としたときの一次回帰直線式は $y = 0.9641x + 0.1837$ であった (図 8)。また、R² (説明力) は 0.6409、p 値は 0.0001 以下であり Tus と Tct の有意な相関が見られた。

D. 考察

これまで超音波を用いて関節軟骨を三次元的に評価した先行研究は皆無である。二次元評価を超音波 B 画像を用いて行った研究はあるが (Myers, et al, 1995)、軟骨表面および骨軟骨境界の決定を手動で行っており、客観性・再現性に問題があると考えられる。今回我々は、超音波 B-mode 画像を用いて豚膝関節軟骨を撮像し、各画像において軟骨表面・骨軟骨境界を一定の閾値を用いて客観的に決定し、三次元モデルを作成した。0.12 mm の解像度の高解像度 CT を用いて計測した定量値との比較において高い相関性を示したことは、我々の手法が非常に正確性について高いと考えられ、これを実際の生体内の軟骨評価に応用することは有用であると考えられる。

今回の基礎研究では、超音波画像において軟骨の表面と考えられる部分の反射波高輝度信号領域および骨軟骨境界と考えられる部分の反射波高輝度信号領域を閾値を用いること