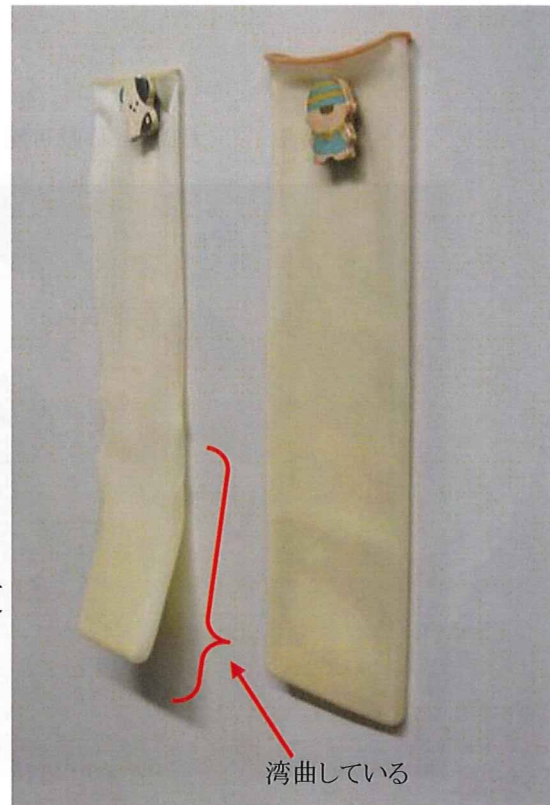


図Ⅲ-9 水袋の幅の拡張(左:改良後, 右:改良前)

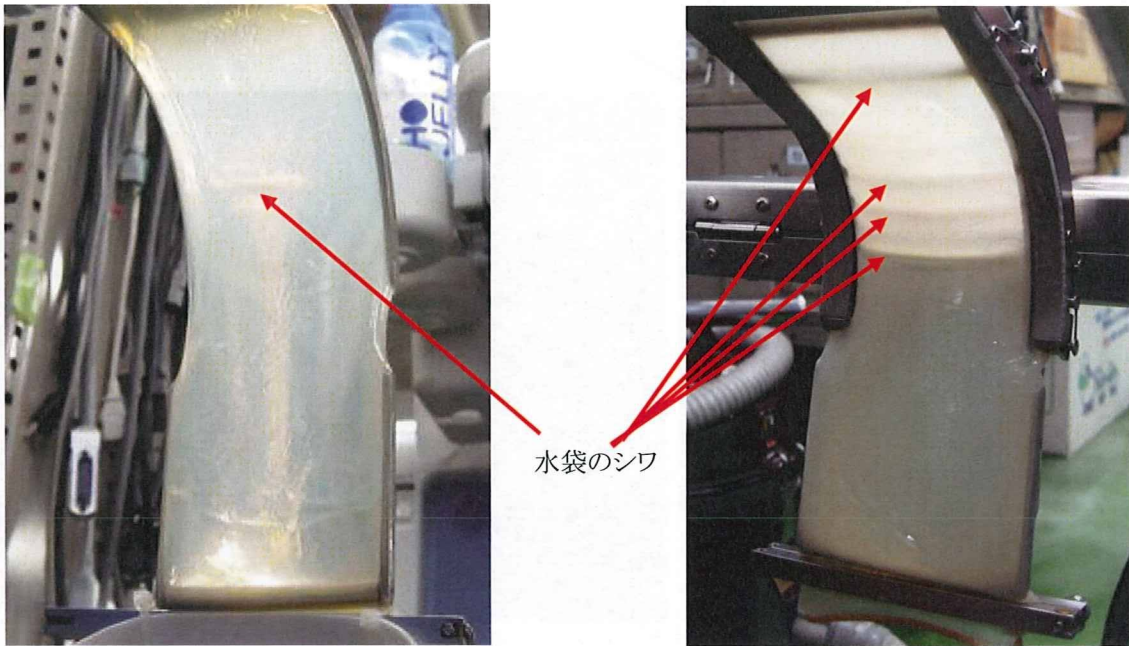
部分的に厚みを変更している



図Ⅲ-10 フレームを膝の曲面に沿う形状に変更

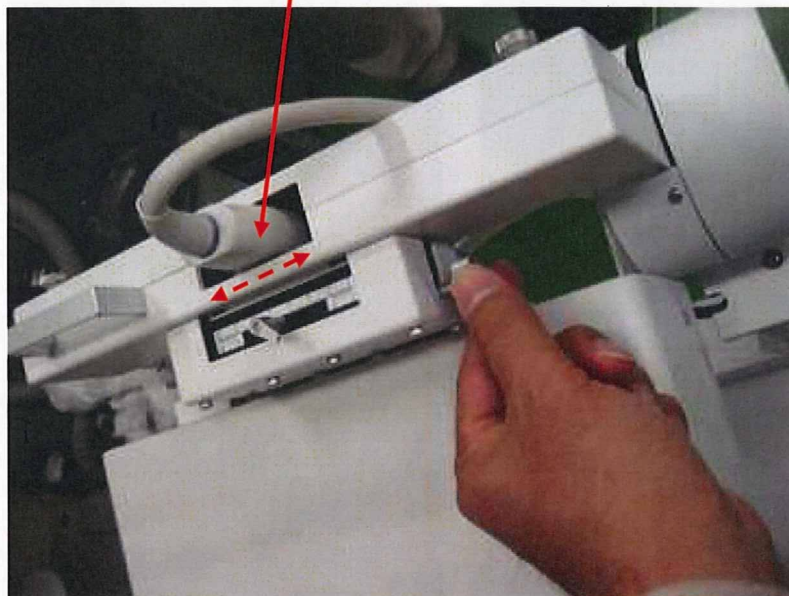


図Ⅲ-11 湾曲した水袋に変更
(左:改良後, 右:改良前)

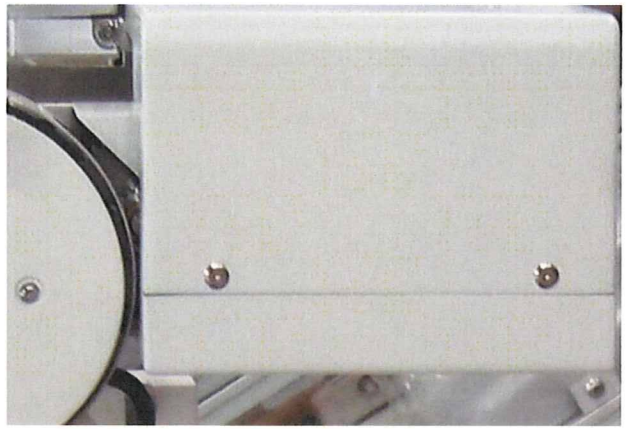
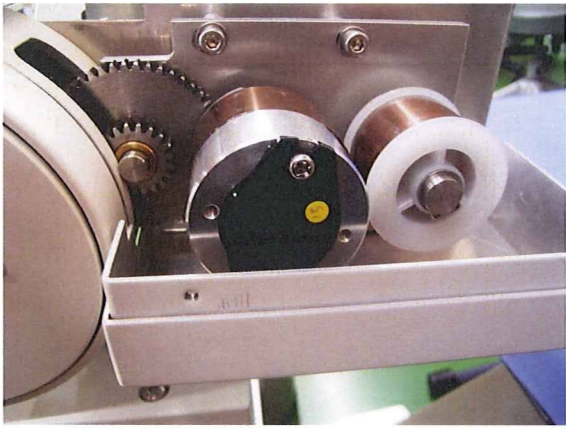


図Ⅲ-12 水袋のシワ発生低減(左:改良後, 右:改良前)

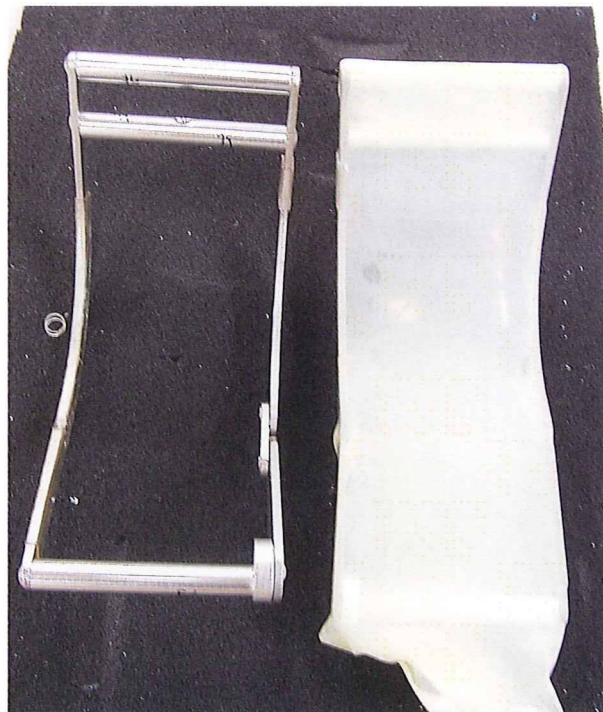
±10mm 移動可能



図Ⅲ-13 プローブの微調整機構



図Ⅲ-14 ギヤを内装している(左:内部, 右:カバー有り)



図Ⅲ-15 フレームを水袋に内装
(左:水袋取付け前, 右:取付け後)

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。開発した臨床用三次元超音波診断装置を用いて、超音波 B-mode 画像によりボランティアの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、軟骨厚を計測した。臨床用 MRI を用いて同様に軟骨三次元モデルを作成、軟骨厚を算出し、超音波画像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。さらに、関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーに改良を加え、超音波 B-mode 画像を用いて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、軟骨厚を計測した。臨床用 MRI を用いて同様に軟骨三次元モデルを作成、軟骨厚を算出し、超音波画像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、精度の向上がみられた。

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、①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。また、関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーを作製し、これらを用いて②ボランティアにおいて三次元超音波軟骨画像を取得した。この画像データを基に関節軟骨三次元表面形状モデルを作成し、MRI 画像を基に作成した関節軟骨三次元表面形状モデルと比較を行い、精度評価を行った。

さらに、③改良を施された関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーを用いて実際の超音波撮像を施行、MRI との比較による測定値精度評価を行った。

B. 研究方法

①動物膝関節軟骨を用いた超音波三次元評価の精度評価

豚骨軟骨片の取得

実験材料は、形状・大きさが比較的ヒトに近いことから、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)にて専用で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、ミニトー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①-1)。

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で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 $^{\circ}$ C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①-2)。診断装置は、Prosound- α 10(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 $^{\circ}$)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①-3)。

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50kV、管電流1mA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。0.12mmのスライスで撮影を行った(図①-4)。

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①-5)。

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CT3Dモデルを作成した(図①-6)。

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①-7)、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。

②開発した臨床用三次元超音波診断装置を用いたボランティアによる関節軟骨定量評価の精度評価

対象は、36 歳および 59 歳の健常男性の volunteer に対して行った。

まず、2007 年度の大腿骨内側顆部関節軟骨の形状に関する研究を基に作製した関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーを使用し、右膝大腿骨内側顆部の超音波撮像を行った。撮像機器は、Prosound・α 10 およびリニアプローブ UST-5412

(アロカ株式会社、東京都三鷹市) を用いた。作製したプローブスキャナー

(図②-1) は、超音波プローブと皮膚表面の間に水袋が介在しており、膝関節皮膚表面と水袋の間に十分な量のエコーゼリー (アロカ社、GEL-SCAN-PA) を塗布し、また、水

袋表面にもエコーゼリーを塗布し、その上を一定の回転半径をもったレールに沿って、プローブが移動し一定間隔角度で超音波画像を取得する機構となっている (図②-1, 2)。プローブスキャナーの回転中心からプローブ表面までの距離は 70mm とした。B-mode 画像で確認しながら、プローブ回転中に大腿骨内側顆部関節軟骨表面がプローブから約一定の距離を保つような位置にて膝関節を約 120° 屈曲位にて設置した。

撮像条件は、Tissue Harmonic, 5MHz にて行った。取得スライス画像は、解像度: 横 420 pixel × 縦 468 pixel、pixel size : 0.08547 mm x 0.08547 mm であった。また、スライス画像間の角度は 0.796°、スライス枚数は 101 枚であった。

得られた超音波スライス画像は、それぞれ超音波プローブが円弧状に移動する間に取得されているため、その配列は、図②-3C の如く扇形となっている。一般的に、平行スライス画像データの場合、各スライスの 1 pixel の大きさに加えて、スライス間の距離がわかれば、空間的配列は可能である。しかし、扇形に並ぶスライス画像データの場合、各スライスの 1 pixel の大きさに加えて、扇形の中心軸 (プローブの移動円弧の中心軸) の位置情報と、各スライス画像の角度位置情報が必要である。空間的配列情報は、プローブスキャナーの回転軸に設置されているエンコーダにより算出し、各スライス画像にこれらの情報を付与した。これらのデータを専用で作成した画像ソフトを用いて、各スライス画像を配列した (図②-3A, B)。本ソフトは、MPR (Multiple plane reconstruction) 機能をもっており、

この機能を用いて、平行スライスデータを再構築し出力した。

出力された画像データを画像処理ソフト Mimics (Materialise, Leuven, Belgium)に取り込み (図②-4)、閾値および手動を用いて軟骨領域を各スライスにおいて抽出し、それらの領域から三次元表面形状モデル (以下、US_3D_model) を作成した (図②-5)。次に、超音波撮像による定量評価値の精度を検討するため、MRI 撮像による三次元表面形状モデルを作成する。超音波撮像を行った同一の volunteer の膝関節に対し、MRI 撮像を行った (図②-6)。撮像機種は、Achieva 3.0T X-series (フィリップスエレクトロニクスジャパン、東京) を用い、撮像条件は、DESSwe 法 (Eckstein et al. 2006; Eckstein et al. 2007) を用いて以下の如く行った。

512 pixel × 512 pixel、pixel size : 0.313 mm × 0.313 mm、スライス厚 : 0.600 mm、スライスギャップ : 0.291 mm

MRI 撮像の DICOM データを出力し、画像処理ソフト Mimics (Materialise, Leuven, Belgium)に取り込む。閾値および手動を用いて軟骨領域を各スライスにおいて抽出し、それらの領域から三次元表面形状モデル (以下、MRI_3D_model) を作成する (図②-7)。作成した US_3D_model、MRI_3D_model 両方の STL データを三次元データ検査ソフト (Rapidform XOV, INUS technology, ソウル、韓国) に読み込み、形状による位置合わせを行った (図②-8)。ソフト上で、大腿骨内側顆部遠位の関節面に対してほぼ平行となるような基準面を作成する (図②-9)。ここで、基準面上に 1mm 間隔で軟骨厚測定基準点を作

成する。任意の基準点 x からの基準面に対する法線と、US_3D_model、MRI_3D_model との交点をそれぞれ Cx_{US} , Cx_{MRI} とする。STL データは、表面形状を表現する小さな三角形 (ポリゴン) の集合体データであるが、点 Cx_{US} , 点 Cx_{MRI} におけるポリゴンの垂線方向への表面 (大腿骨内側顆部軟骨上面) から表面の距離 (大腿骨内側顆部軟骨下面) をそれぞれのモデルの関節軟骨厚と規定し、それぞれ、 Tc_{US} , Tc_{MRI} とした (図②-10)。超音波画像を用いた軟骨モデルにおける軟骨厚の精度評価のために、US_3D_model を用いた軟骨厚測定値 (Tc_{US}) と MRI_3D_model を用いた軟骨厚測定値 (Tc_{MRI}) について、回帰分析および Pearson の相関係数の算出を行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。統計学的解析には、SPSS Statistics 17.0 (エス・ピー・エス・エス、東京) を使用した。

③改良した臨床用三次元超音波診断装置を用いたボランティアによる関節軟骨定量評価の精度評価

対象は、臨床用三次元超音波診断装置試作機を使用し撮像を行った 36 歳および 59 歳の健常男性の volunteer に対して再度撮像を行った。臨床用三次元超音波診断装置の試作機を改良した関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナー (図③-1) を使用し、右膝大腿骨内側顆部の超音波撮像を行った。改良機を用いた撮像の撮像条件、撮像方法は、試作機にて行った方法と同様に行い (図③-2)、超音波三次元モデル作成、MRI 三次元モデルとの比較等についても、試作機での撮像における評価と同様に行った

(図③-3~8)。

(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には公開されない。

C. 研究結果

①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 $y = 0.9641 x + 0.1837$ であった (図①-8)。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。

②36 歳男性の Tc-US (超音波モデル軟骨厚)、Tc-MRI (MRI モデル軟骨厚) の平均はそれぞれ、2.28 ± 0.54 mm、1.99 ± 0.47 mm であった。

Tc-US を x、Tc-MRI を y としたときの一次回帰直線式は、

$$y = 0.6004 x + 1.0846$$

であった (図②-11)。また、Pearson の相関係数は 0.518、p 値は 0.001 未

満であり Tc-US と Tc-MRI との間には有意な相関が見られた。

59 歳男性の Tc-US (超音波モデル軟骨厚)、Tc-MRI (MRI モデル軟骨厚) の平均はそれぞれ、1.81 ± 0.73 mm、1.76 ± 0.47 mm であった。

Tc-US を x、Tc-MRI を y としたときの一次回帰直線式は、

$$y = 0.9656 x + 0.1097$$

であった (図②-12)。また、Pearson の相関係数は 0.627、p 値は 0.001 未満であり Tc-US と Tc-MRI との間には有意な相関が見られた。

③36 歳男性の Tc-US (超音波モデル軟骨厚)、Tc-MRI (MRI モデル軟骨厚) をそれぞれ、x、y としたときの一次回帰直線式は、

$$y = 0.7498 x + 0.6481$$

であった (図③-9)。また、R² は 0.5826、p 値は 0.001 未満であり Tc-US と Tc-MRI との間には有意な相関が見られた。

59 歳男性の Tc-US (超音波モデル軟骨厚)、Tc-MRI (MRI モデル軟骨厚) をそれぞれ、x、y としたときの一次回帰直線式は、

$$y = 0.6432 x + 0.3296$$

であった (図③-10)。また、R² は 0.6017、p 値は 0.001 未満であり Tc-US と Tc-MRI との間には有意な相関が見られた。

D. 考察

①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。今回本研究において、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で境界を決定し、軟骨領域の抽出を行った。これらの手法が生体内における軟骨形態計測にどのように応用できるのか今後検討が必要であると考えられる。

②③今回比較対象とした MRI モデルの基となった MRI 画像撮像法である DESSwe 法は、過去の研究 (Eckstein et al. 2006) においてその精度の検証がなされており、今回比較対象モデル作成のための撮像法として採用した。結果において、両被検者共に、超音波モデルと MRI モデルの定量値について高い相関を示したことは、超音波画像を用いた三次元モデル作成およびその定量評価値の正確性が高いと考えられた。

図②-11 に示されたように、36 歳被検者の超音波画像を基にした表面形状モデルの軟骨厚は、MRI モデルに比べ、値の大小の幅が小さかった。これは、B-mode 画像の解像度が 0.08547 mm と十分に高いが、超音波送信ビームの焦点距離におけるスポットの大

きさが約 1mm ϕ であり、軟骨の細かい凹凸を十分に検出できない可能性があることが要因の一つであると考えられた。しかし、59 歳被検者のモデルにおいては (図②-12)、一次回帰直線の傾きが 1 に近く、また切片も小さかった。また、双方のモデルにおいて、軟骨厚の相関は非常に高く、超音波 B-mode 画像による関節軟骨三次元モデルの定量評価は、臨床的に応用できる可能性が高いと考えられた。

また、臨床用三次元超音波診断装置試作機の改良前後の超音波測定結果と比較すると (図②-11, 12 および図③-9, 10)、いずれのボランティアにおいても R^2 が改良後において高くなっており、関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーの改良によって、軟骨厚測定値の精度の向上が得られたと考える。

今回の研究では、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において閾値および手動的方法を用いて境界を決定し、軟骨領域の抽出を行った。今回の手法に加えて、最適なフィルタリングや境界強調などの画像処理法を現在開発中であるが、これらの機能を加えることでより精度の高い軟骨抽出・測定が可能であると考えられる。これらの抽出作業の自動化も含め、臨床応用に向けて今後検討が必要であると考えられる。

E. 結論

①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、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・高い近似がみられ、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。

②開発した臨床用三次元超音波診断装置試作機を用いて大腿骨内側顆部関節軟骨の画像を収集し、三次元表面形状モデルを作成、MRI画像をもとに作成した三次元表面形状モデルと共に定量評価・比較を行った。2被検者においてそれぞれ軟骨厚の有意な相関がみられ、臨床的に有用である可能性が示唆された。

③また改良を行った関節軟骨診断用下肢保持具ならびにプローブスキャナーを用いての大腿骨内側顆部関節軟骨の画像を収集し、三次元表面形状モデルを作成、MRI画像をもとに作成した三次元表面形状モデルと共に定量評価・比較を行った。2被検者においてそれぞれ軟骨厚の有意な相関がみられ、改良前に比較して測定精度が向上していた。

F. 研究発表

1. 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 & Biology*, Vol.34, no.5, p.775-783, 2008

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

大西五三男、松山順太郎、超音波エコートラッキング法を用いた新しい骨強度評価法、*Journal of Clinical Rehabilitation*. Vol18, No.10,940-942, 2009

2. 学会発表

超音波エコートラッキング法を用いた骨粗鬆症に対する骨強度判定の試み

松山 順太郎 大西 五三男
別所 雅彦 大橋 暁 飛田
健治 松本 卓也 中村 耕三、
第36回 日本臨床バイオメカニクス
学会 2009. 10

Ohashi, Satoru; Ohnishi, Isao; Matsumoto, Takuya; Bessho, Masahiko; Matsuyama, Juntaro; Tobita, Kenji; Kaneko, Masako; Nakamura, Kozo, Evaluation of the Accuracy of Articular Cartilage Thickness Measurement by Conventional and Real-time Spatial Compound Ultrasonography, *Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, 35, 1364, 2010

Tobita, Kenji; Ohnishi, Isao; Matsumoto, Takuya; Ohashi, Satoru; Bessho, Masahiko; Kaneko, Masako, - Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on gap healing in a rabbit osteotomy model evaluated by micro computed tomography-based 3-dimensional

cross-sectional moment and cross-sectional moment of inertia, Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 35, 0695, 2010

宮坂好一、廣田浩二、酒井亮一、皆川栄一、大橋暁、大西五三男、中村耕三
超音波による関節軟骨音速の高精度計測法、超音波医学、36 巻 supplement, S455, 2009

飛田健治、大西五三男、松本卓也、大橋暁、別所雅彦、金子雅子、中村耕三、創外固定を用いたウサギ脛骨骨切モデルにおける低出力超音波パルスの効果-マイクロ CT を用いた 3 次元的 Bone Strength Indices 評価-、日本創外固定・骨延長学会雑誌、21 巻、p.78, 2010

飛田健治、大西五三男、松本卓也、大橋暁、別所雅彦、松山順太郎、金子雅子、中村耕三、低出力超音波パルス治療の骨癒合リモデリング期に対する効果 マイクロ CT を用いた仮骨の髓腔化・皮質骨化の定量評価、日本整形外科学会雑誌、83 巻 8 号、S1239, 2009

Ohashi, S; Ohnishi, I; Matsumoto, T; Matsuyama, J; Bessho, M; Tobita, K; Kaneko M; Nakamura, K, Evaluation of Measurement Precision for Articular Cartilage Ultrasound Speed by Time of Flight Method, 55th Annual Meeting of Orthopaedic Research Society, Transactions, 2162, 2009

松山 順太郎、大西 五三男、酒井

亮一、別所 雅彦、大橋 暁、宮坂好一、飛田 健治、松本 卓也、原田 烈光、芳賀 信彦、中村 耕三、超音波エコー-tracking法を用いた骨癒合判定、日本整形外科学会誌、88(8), S907, 2008

大橋 暁、大西 五三男、松本 卓也、別所 雅彦、飛田 健治、中村 耕三、超音波を用いたヒト関節軟骨音速測定値に軟骨変性度が与える影響についての検討、日本整形外科学会誌、88(8), S994, 2008

宮坂 好一、酒井 亮一、鈴木 浩之、大塚 利樹、原田 烈光、吉川義博、松山 順太郎、大西 五三男、中村 耕三、超音波による骨癒合強度定量評価の新しい計測システムの開発、日本超音波医学会誌、Vol. 35 Supplement, S550, 2008

R. Sakai, K. Miyasaka, E. Minagawa, T. Ohtsuka, A. Harada, Y. Yoshikawa, J. Matsuyama, K. Tobita, K. Nakamura, I. Ohnishi, A Minute Bone Bending Angle Measurement Method using Echo-Tracking for Assessment of Bone Strength In Vivo, 2008 IEEE International Ultrasonics Symposium, Transactions, 2C-5, 2008

大西 五三男、松山 順太郎、飛田健治、別所 雅彦、大橋 暁、松本卓也、金子 雅子、中村 耕三、超音波エコー-tracking法を用いた骨癒合の評価、第 22 回日本創外固定・骨延長学会抄録集 p.60, 2009

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。）

1. 特許取得

特願 2010-47403, 超音波骨癒合診断装置, 出願日：2010年3月4日

特願 2008-188709, 超音波プローブ支持装置,
2008.7.22

特願 2008-188727, 超音波プローブ用の膝用音響整合器、2008.7.22

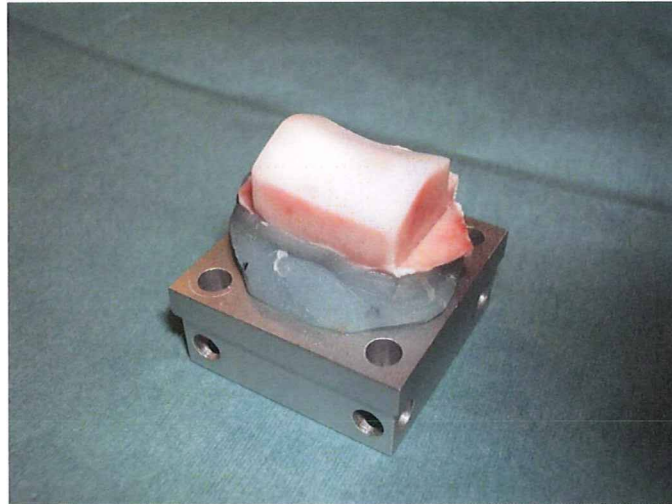
特願 2008-188639, 骨検査システムおよび下腿支持装置, 2008.7.22

特願 2008-294434, 超音波診断装置、
2008.11.18

特願 2007-177056 超音波骨癒合診断装置 2007.7.5

特願 2007-231114 超音波骨癒合診断装置 2007.9.6

図①-1 カutting後の豚骨軟骨片（膝蓋骨）



図①-2 骨軟骨片およびプローブのセッティング

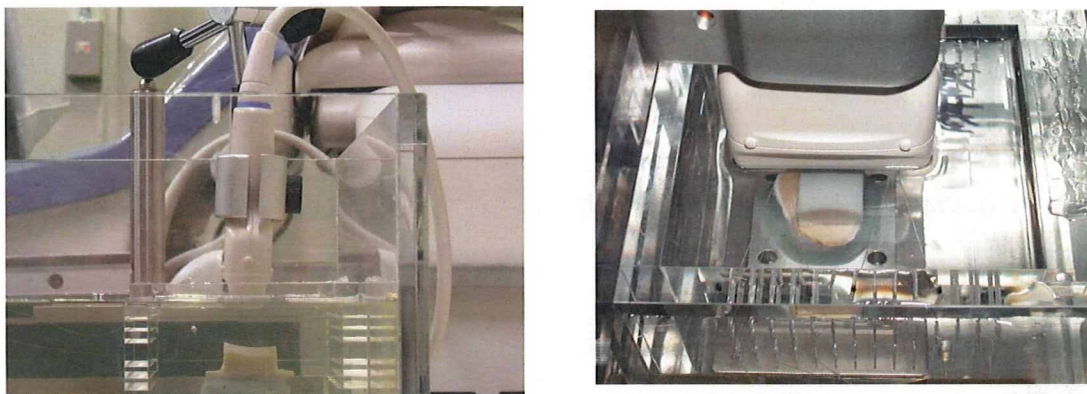
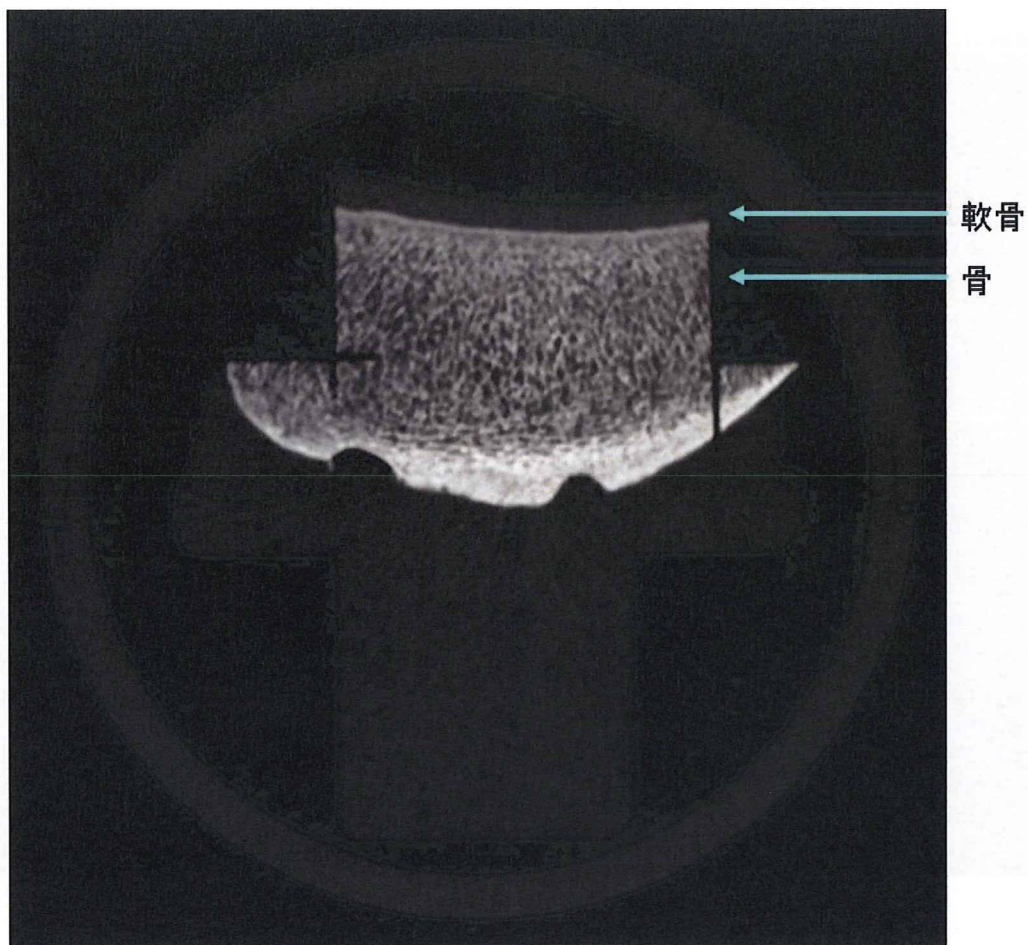


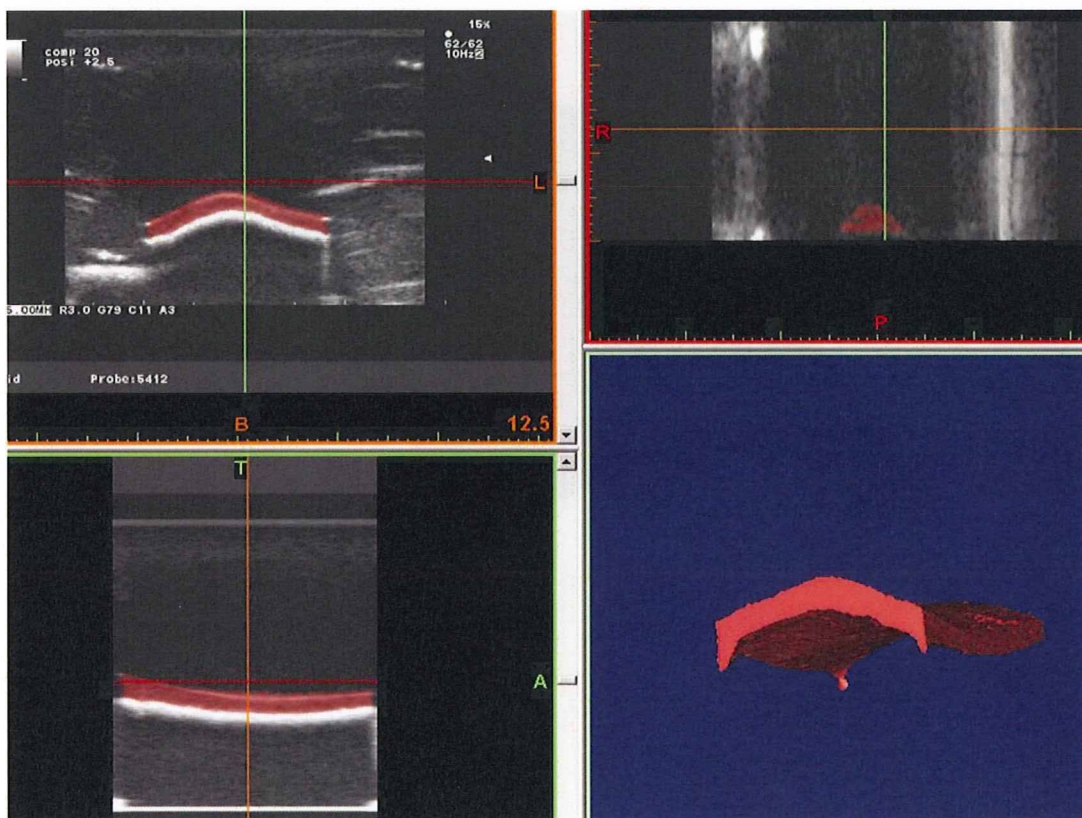
図 3 ①- 超音波 B-mode 軟骨画像



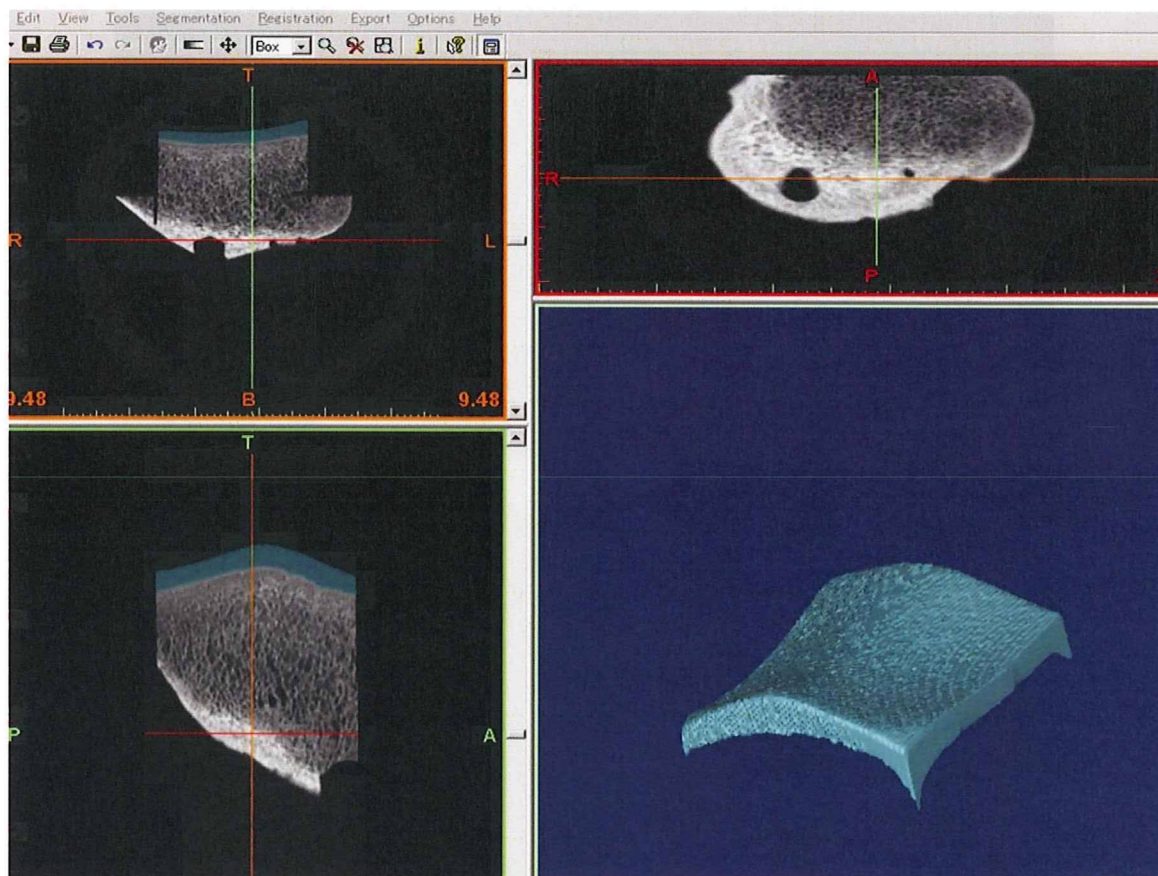
図①-4 高解像度 CT 像



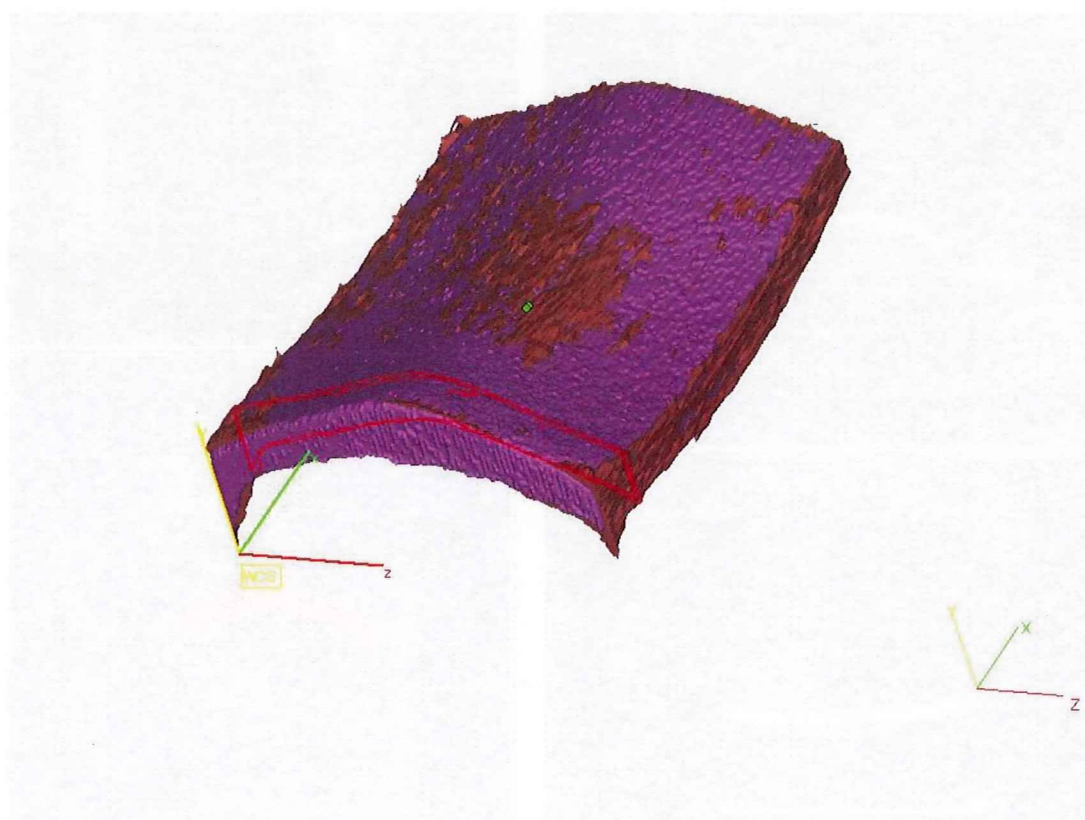
図①-5 軟骨超音波 3D モデル

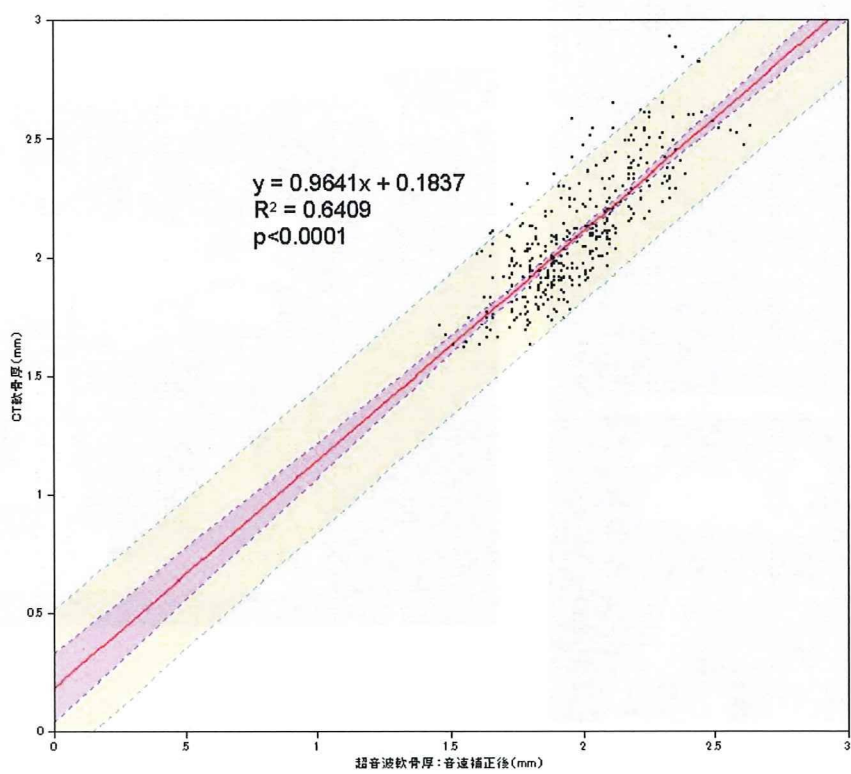


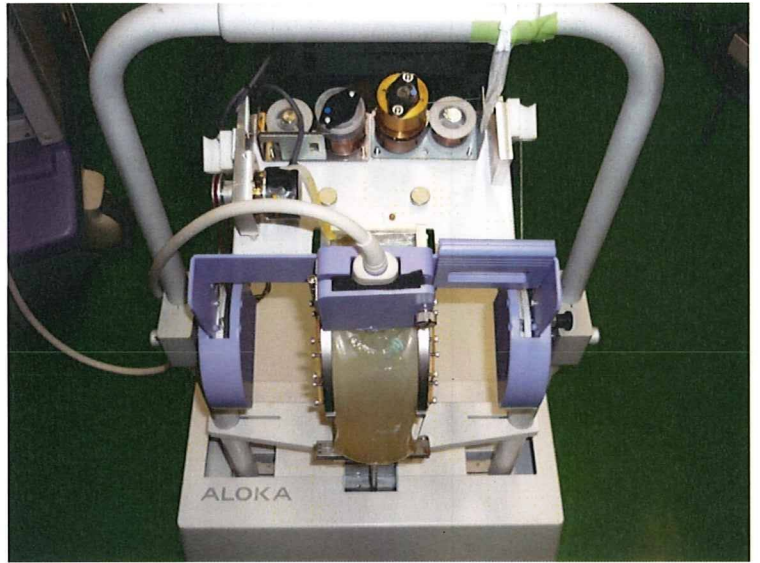
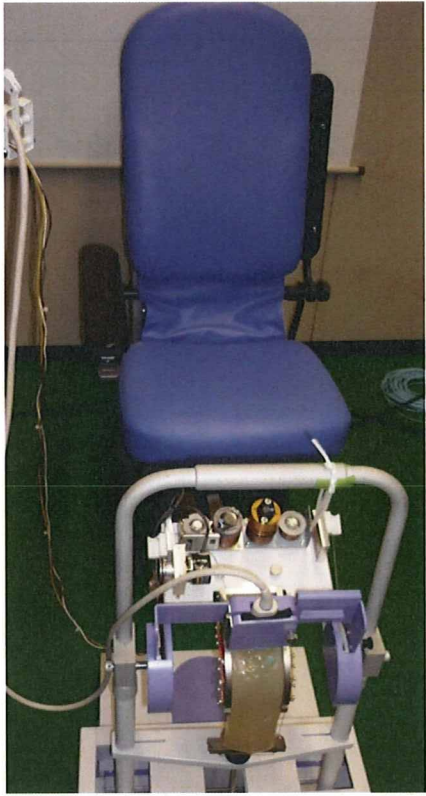
図①-6 軟骨高解像度 CT 3D モデル



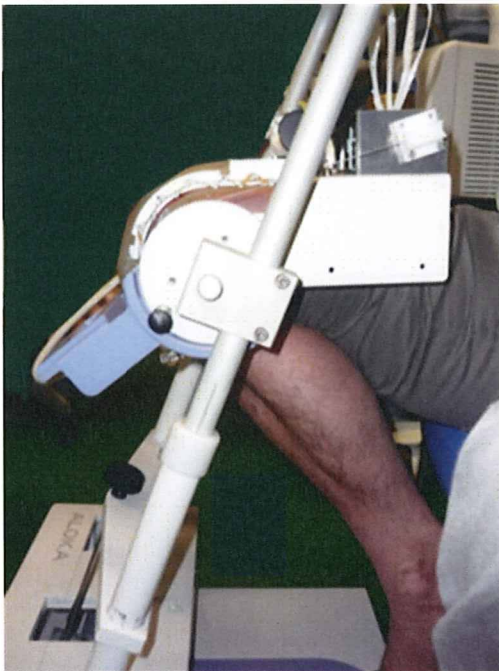
図①-7 3D モデル レジストレーション後



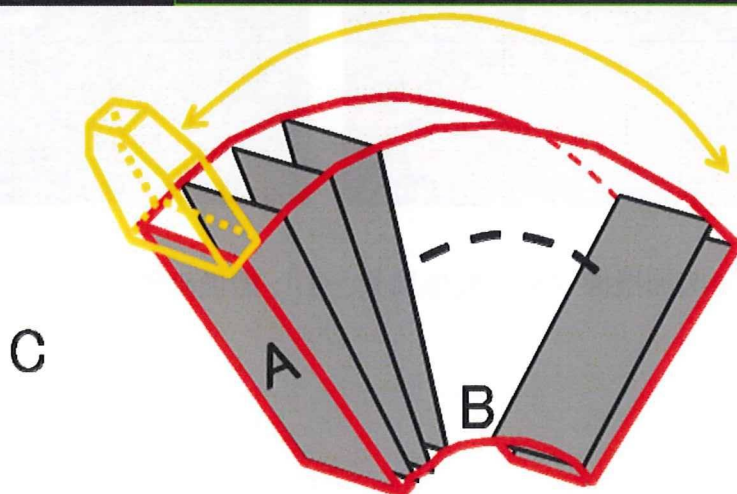
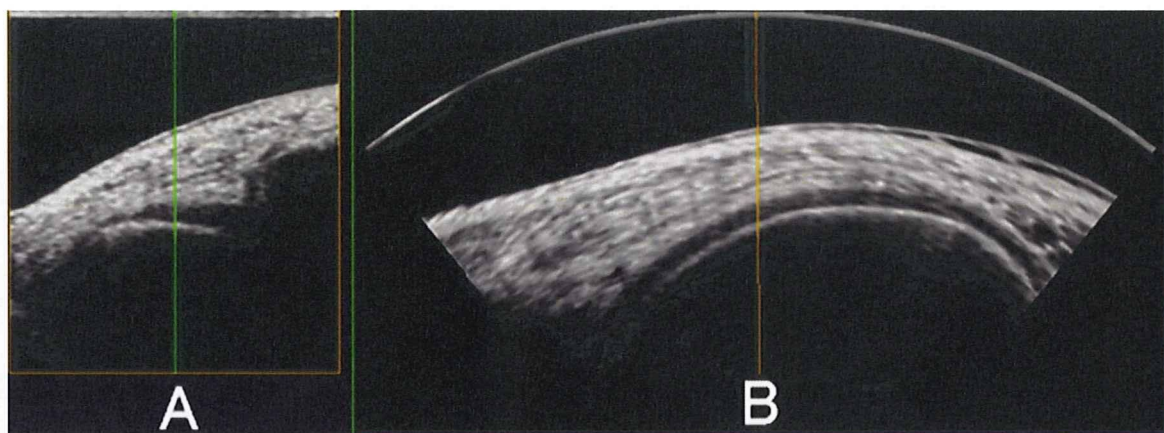




図②-1 下肢保持具・プローブスキャナー（左：全体像、右：スキャナー部拡大図）



図②-2 大腿骨内側顆部撮像風景（左：撮像開始位置、右：撮像終了位置）

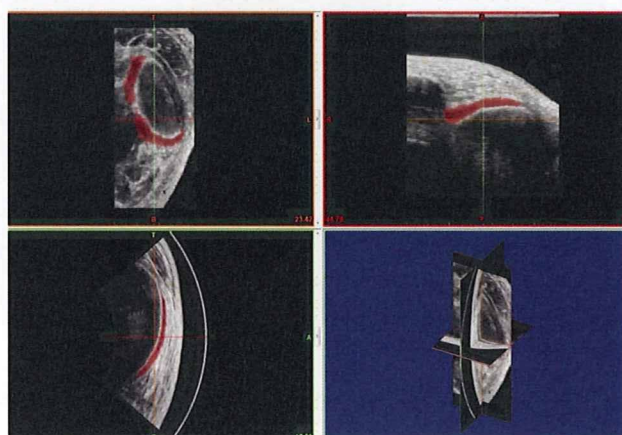


図②-3 プローブの動きと画像の配列

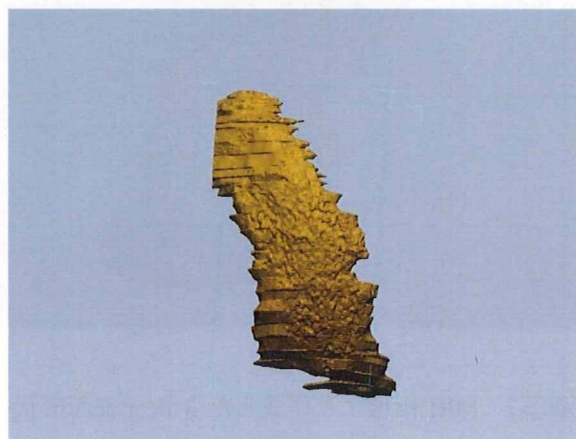
A : 各位置で得られる超音波画像

B : 三次元再構成によって得られた関節軟骨側面画像

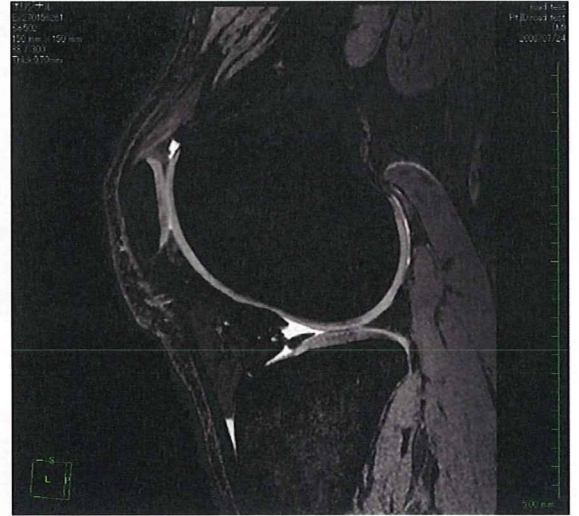
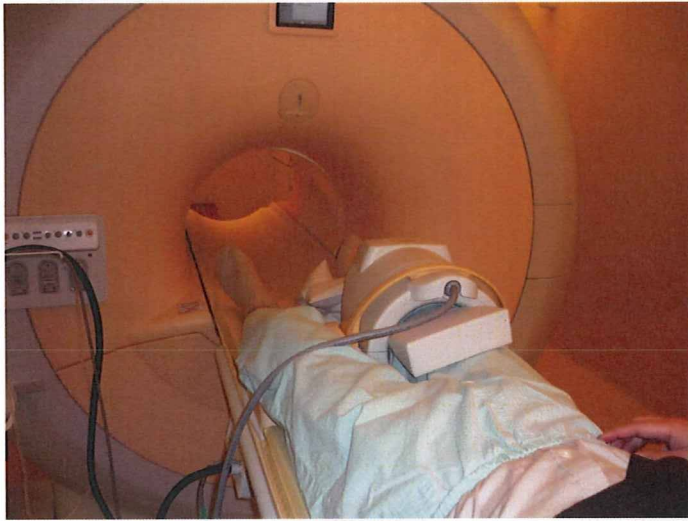
C : プローブの動きと画像配列の関係模式図



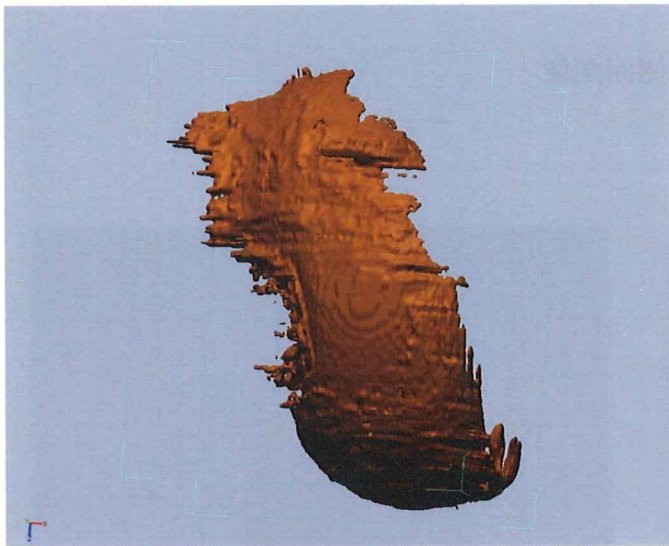
図②-4 DICOM 画像処理ソフトを用いた軟骨領域抽出



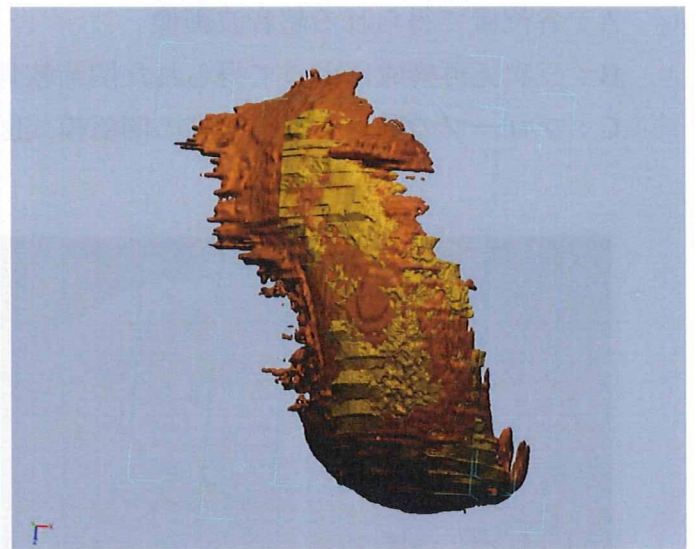
図②-5 超音波画像より作成した3次元表面形状モデル



図②-6 MRIによる右膝関節撮像（左：撮像風景、右：撮像画像）



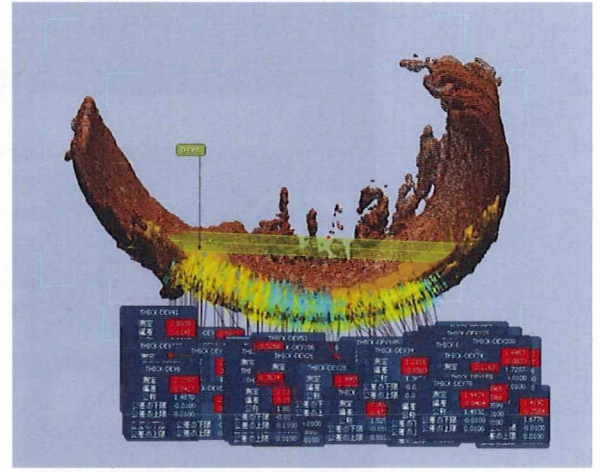
図②-7 MRI画像より作成した3次元表面形状モデル



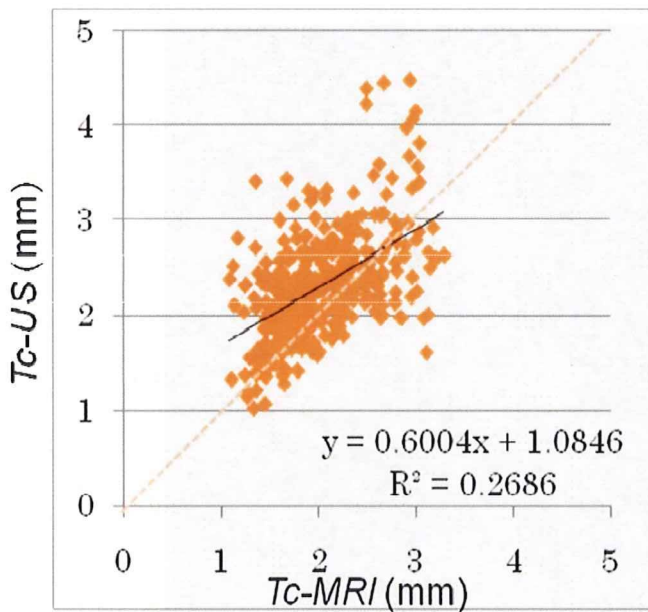
図②-8 超音波関節軟骨モデルとMRI関節軟骨モデルとの位置合わせ



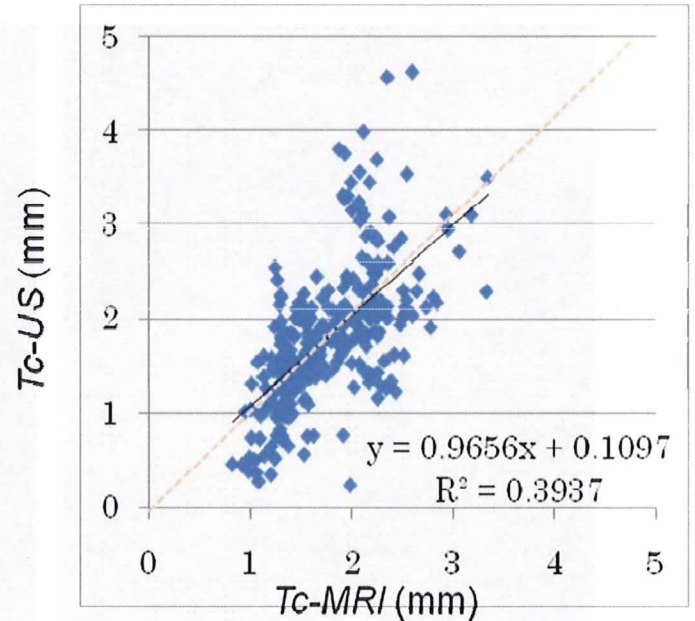
図②-9 軟骨厚測定点を決定するための基準面を作成し、基準面上に関節軟骨厚測定基準点を1mm 間隔に作成



図②-10 各基準点における基準面に対する法線と各三次元モデルとの交点における各三次元モデルの厚さを計測
超音波モデル、MRI モデルの各点の厚さをそれぞれ $Tc-US$, $Tc-MRI$ とした



図②-11 超音波モデル軟骨厚 ($Tc-US$) と MRI 軟骨モデル厚 ($Tc-MRI$) との関係 (36 歳男性) 有意な相関($p < 0.0001$)がみられた



図②-12 超音波モデル軟骨厚 ($Tc-US$) と MRI 軟骨モデル厚 ($Tc-MRI$) との関係 (59 歳男性) 有意な相関($p < 0.0001$)がみられた