

動物骨を用いた超音波 3次元軟骨形態計測測定精度に関する研究

分担研究者 星 和人 東京大学ティッシュエンジニアリング部 特任准教授

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 画像を用いて動物（豚）膝関節軟骨を軟部組織が付着した状態で撮像し、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。軟部組織を除去し、関節軟骨を露出した状態で撮像した CT 画像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、それらと比較検討した。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

関節軟骨を臨床用超音波診断装置を用いて三次元的に評価した先行研究はこれまでにない。我々は、昨年度、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、これらを用いて三次元超音波軟骨画像を取得し、それら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、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の比較を行い、精度評価を行った。さらに、今年度においては、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施した（図 1）が、これを用いて動物骨において実際の超音波撮像を施行、CT との比較による軟骨厚測定値精度評価を行った。

B. 研究方法

豚骨軟骨片の取得

実験材料は、膝の形状・大きさが比較的ヒトに近い事から、豚の下肢を用いた（図 2）。使用した豚の月齢は 6 ヶ月であった。屠畜後約 3°C にて 3 日間冷蔵保存後、後肢を切断し -20°C にて冷凍保存した。実験当日、室温において生理食塩水を用いて解凍を行った。

超音波画像の取得

今年度、臨床超音波膝関節撮像のために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 1）を使用し、豚膝大腿骨顆部の超音波撮像を行った。撮像機器は、Prosound・α10 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充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ルールに沿って、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 4）。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深屈曲位にて設置した（図 3）。

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 4C 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 4A, 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、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 5)。

CT 撮影

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、CT 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豚膝関節

の軟部組織を除去し (図 6)、CT 撮像を行った。撮影は、Asteion (東芝、東京都) 内に豚大腿骨関節部を三関節アームによって空中に保持する形で設置し (図 7)、撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 150 mA、スライス間隔 0.5mm、解像度 512 x 512、pixel size: 0.237 mm x 0.237 mm にて撮像を行った

CT 撮像の DICOM データを出力し、画像処理ソフト Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) に取り込んだ。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、CT_3D_model) を作成した (図 8)。

作成した US_3D_model、CT_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、形状およびポイントレジストレーションによる位置合わせを行った (図 9)。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し、基準面上に 1mm 間隔で軟骨厚測定基準点を作成した (図 10)。任意の基準点 x からの基準面に対する法線と、US_3D_model、CT_3D_model との交点をそれぞれ Cx_US 、 Cx_CT とした。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_CT 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、 $Tc-US$ 、 $Tc-CT$ とした (図 11)。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 CT_3D_model

を用いた軟骨厚測定値 (Tc-CT) 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。

C. 研究結果

豚関節軟骨の Tc-US (超音波モデル軟骨厚)、Tc-CT (CT 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、

$$y = 0.7839 x + 0.0832$$

であった (図 12)。また、 R^2 は 0.1239、 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

臨床測定における設定と同様に、筋肉・腱・靭帯等の軟部組織が付着した状態の動物関節を超音波撮像することによって作成した大腿骨顆部関節軟骨モデルが、0.237 mm と解像度の高い CT 撮像を基に作成した三次元関節軟骨モデルを用いて計測した定量値との比較において高い相関を示したことは、今回の手法による測定値の正確性が高いと考えられた。

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える。

E. 結論

本年度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動物膝関節における大腿骨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、CT 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。軟骨厚の有意な相関がみられ、臨床的に本法は有用である可能性が示唆された。

F. 研究発表

1. 論文発表 (書籍)

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 卷
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 卷、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 卷 8 号、S1239,

2009

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

発明者: 大西五三男, 松山順太郎, 飛
田健治, 酒井亮一



図1 下肢保持具・プローブスキャナー

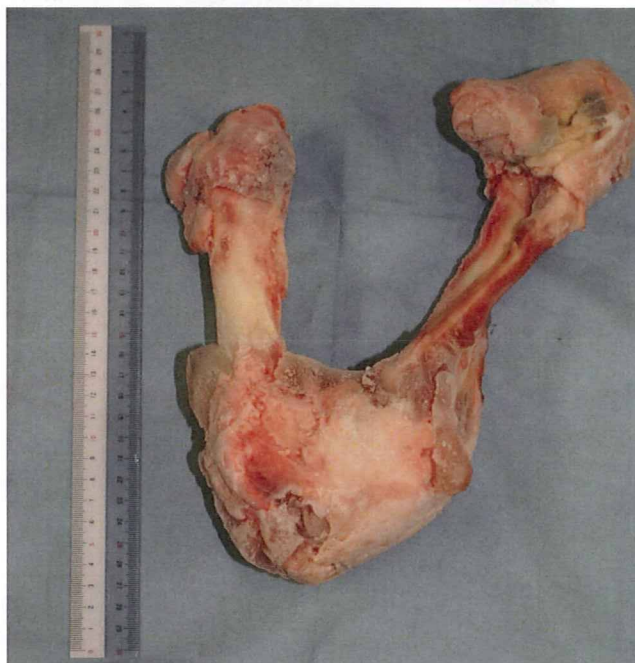


図2 豚膝関節

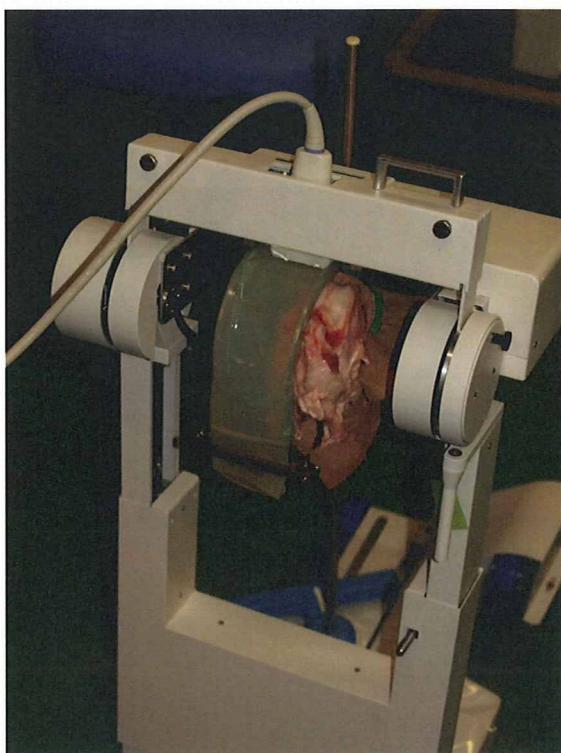


図3 豚大腿骨顆部撮像風景（左：全体写真、右：拡大写真）

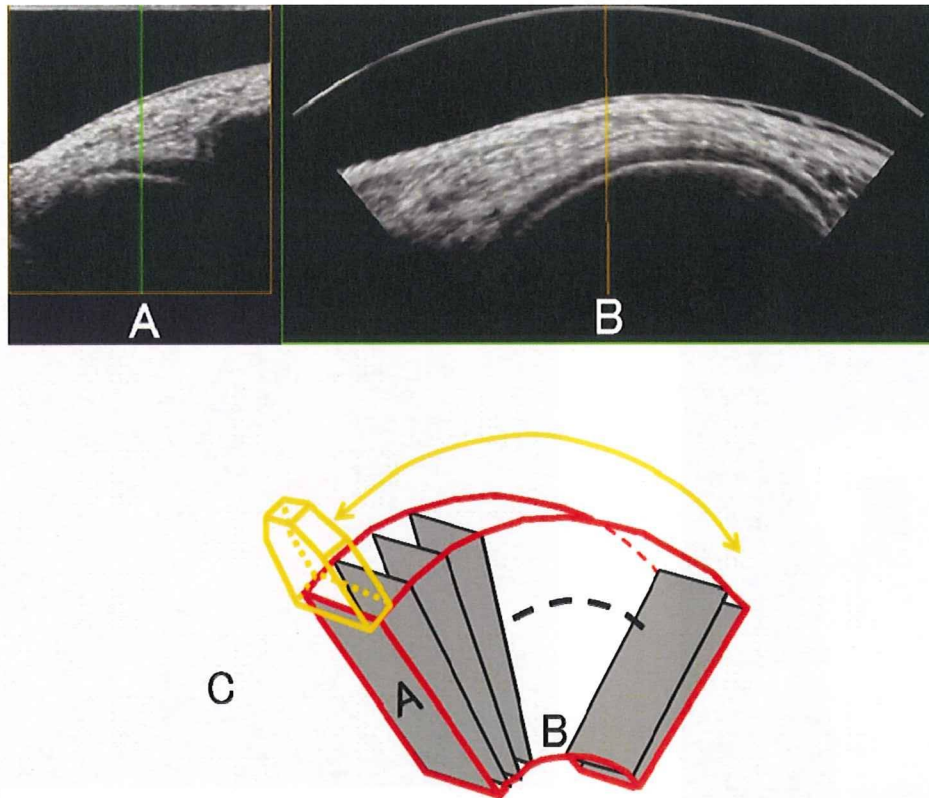


図4 プローブの動きと画像の配列

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

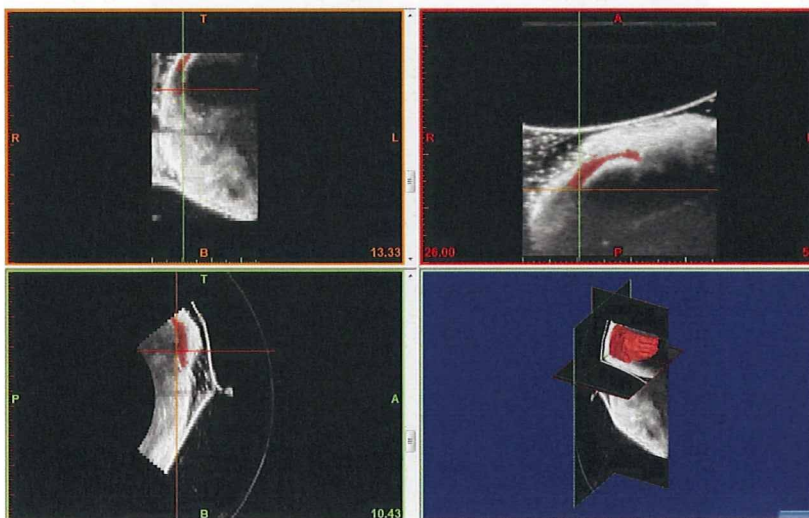


図5 超音波画像 DICOM 画像処理ソフトを用いた軟骨領域抽出 (右下) 超音波画像より作成した3次元表面形状モデル



図6 軟部組織を除去した豚膝関節 (顆部関節部)

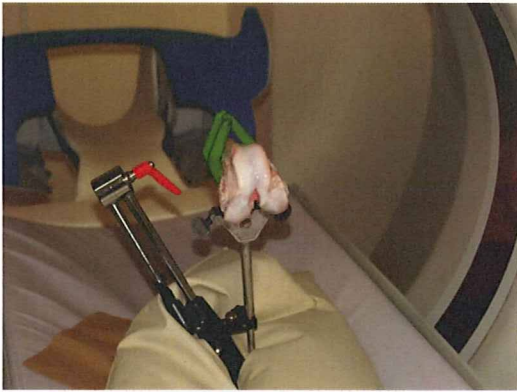


図7 CT 撮像風景

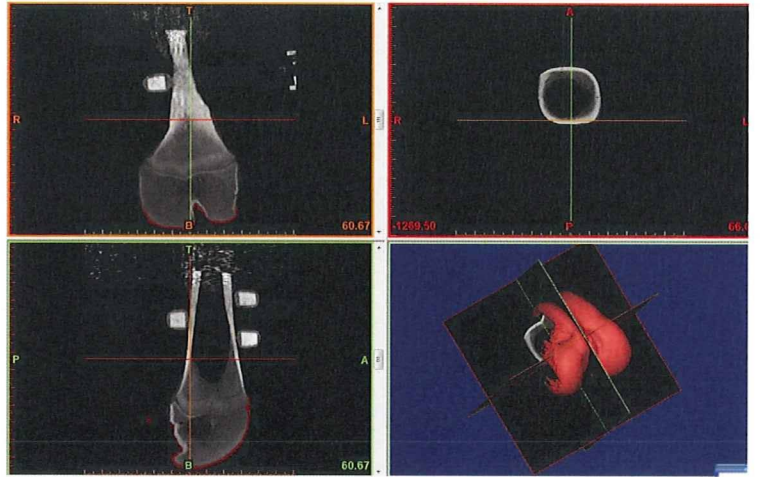


図8 MRI 画像より作成した3次元表面形状モデル

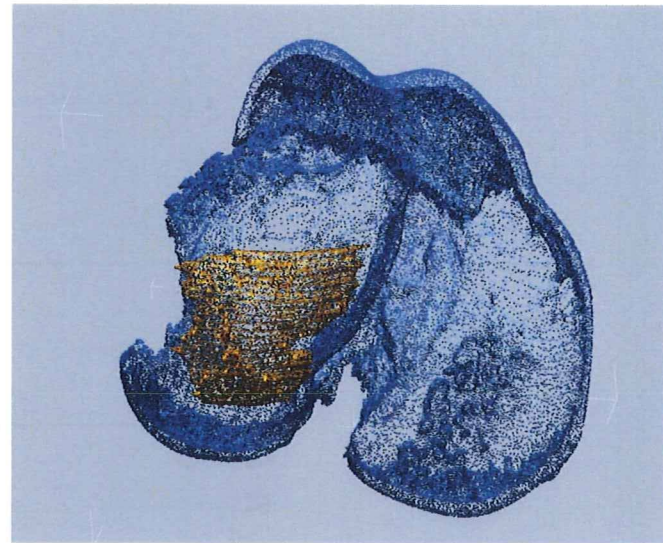
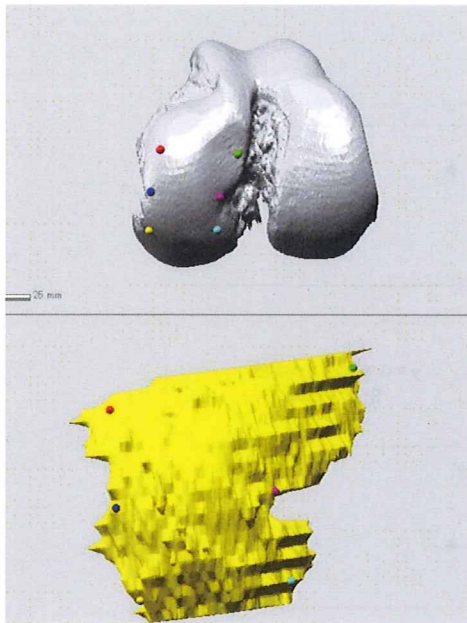


図9 超音波関節軟骨モデルとCT関節軟骨モデルとの位置合わせ
 左 CT画像より作成した3次元表面形状モデル（上）および超音波モデル（下）
 右 位置あわせ後のCTモデル（青）と超音波モデル（茶）

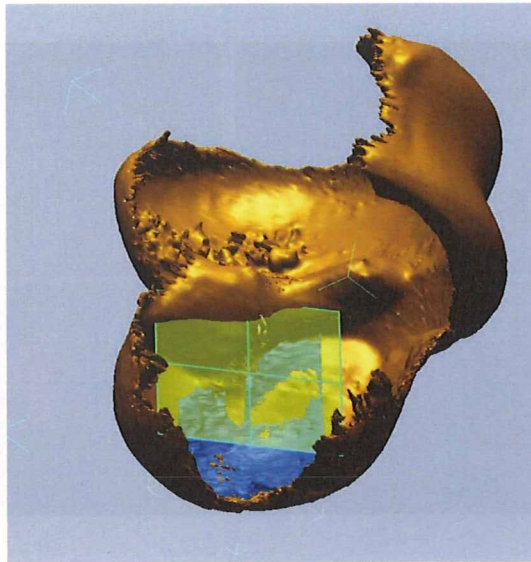


図10 軟骨厚測定点を決定するための基準面を作成し、基準面上に関節軟骨厚測定基準点を1mm 間隔に作成

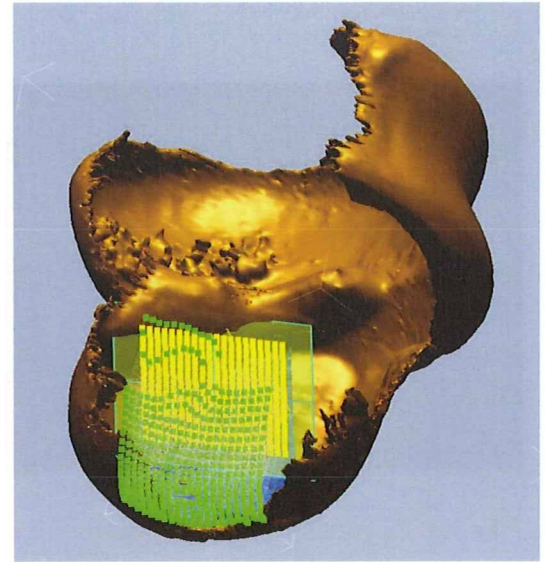


図11 各基準点(黄色)における基準面に対する法線と各三次元モデルとの交点(CT)における各三次元モデルの厚さを計測
超音波モデル、MRIモデルの各点の厚さをそれぞれ T_c-US , T_c-CT とした

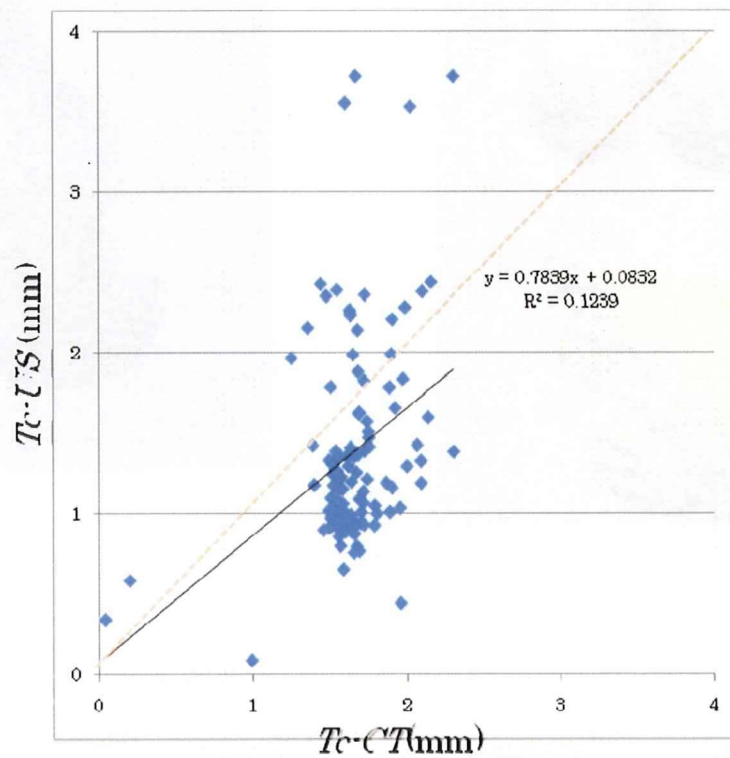


図12 超音波モデル軟骨厚 (T_c-US) と MRI 軟骨モデル厚 (T_c-MRI) との関係
有意な相関($p < 0.0001$)がみられた

大腿骨内側顆部関節軟骨超音波撮像に最適化した機器開発と
超音波画像収集および三次元データ構築に関する研究

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 2007年度の研究結果（大腿骨内側顆部の曲率半径が約30mm～40mm、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がそれぞれ 0° ～ 20° 、 ± 0 mm～20mm）をもとに2008年度に開発した大腿骨内側顆部関節軟骨撮像機器（超音波プローブスキャナーの作成・円弧状スキャンによる超音波断層画像の収集・収集画像から軟骨部の抽出と3Dデータの構築を行う機構）の改良を行った。今回の改良により、被検者の快適性・検者の操作性を向上することができた。

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。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り、2007年度、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の形状（平均的曲率半径）を測定・評価すると共に、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・角度の検討を行い、この結果を基に2008年度に大腿骨内側顆部の関節軟骨の超音波画像を取得する機器の開発を行った。今年度においては、2008年度に作製した機器において判明した問題点について改良を以下の

ように行った。

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、人体に非侵襲な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した。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センサー（以下、超音波プローブ）を用い、空間的に少しずつずらした位置での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することで軟骨組織部位の3次元形態情報を得る機構とした。

図1に、全体の構成を示す。大きくは超音波プローブスキャナーとメカニカル3次元（以下、3D）スキャンプローブに対応する汎用超音波診断装置からなる。超音波プローブスキャナーからは、超音波プローブの位置情報を超音波診断装置へ送る。超音波診断装置では、この情報をもとに、膝軟骨の3D表示までを行う。今回は、複数の超音波断層画像の収集までを超音波診断装置で行い、膝軟骨の抽出と3D表示は外部パソコンで行うこととした。

今年度は、昨年度製作した超音波プローブスキャナー試作機の評価で判明した問題点を整理し、改良を施した超音波プローブスキャナーを新規に製作し、評価した。これらの詳細について以下に示す。

超音波プローブスキャナーの評価

2008年度製作した図2に示す超音波プローブスキャナーについて、ボランティアの被検者により評価を行なった結果、超音波プローブスキャナーの各部について、以下に示す問題点が判明した。

1. 超音波プローブスキャナー： 保持部

- ① ベース部の前後方向の長さが短く、被検者の足の長さの個体差に対応できない場合がある。
- ② ベース部の横幅が広く、かつ重量もあり、取り回し性が悪い。
- ③ 保持部の上下機構に、固定機構がない。
- ④ 操作者が超音波プローブ操作部を上下する場合、超音波プローブ走査部の自重を支える必要がある。
- ⑤ 保持部の倒れ込み方向(被検者方向)に減速機構がないため、倒れ込み操作時に操作者のサポートが必要である。

2. 超音波プローブスキャナー： 超音波プローブ走査部

- ① 超音波プローブの走査駆動力が弱く、水袋の表面を十分に走査できない場合がある。
- ② 被検者の個体差(膝頭の形状)により、水袋が適切に観測部に密着しない場合がある。
- ③ 水袋を被検者の膝に密着させたとき水袋の内側面にシワが発生し、超音波画像の一部に欠損が生じる

場合がある。

④ 被検者の個体差(膝頭の形状)により、水袋が最適位置に設定されていても、超音波プローブの位置が最適ではない場合がある(水袋と超音波プローブとの位置関係を調整する必要がある)。

⑤ 超音波プローブを走査駆動するための金属ワイヤの一部が外に出ている。

⑥ 水袋を保持する金属フレームが直接膝頭に接触し、被検者に不快感を与える。

超音波プローブスキャナーの改良

上記した問題点に対して、以下に示す改良を施した。図3に、新規に再製作した超音波プローブスキャナーの概観を示す。図4に、新旧の超音波プローブスキャナーを並べて示す。左側が新型、右側が旧型である。

1. 超音波プローブスキャナー： 保持部

- ① ベース部の前後方向の長さを拡張する。また、足裏を保持するフットレストを追加する(図5)。
- ② ベース部の横幅を縮小し、かつ、ベース部を軽量化する(図6)。
- ③ 上下機構に固定機構を追加する(図7)。
- ④ 上下機構に重量軽減装置を内蔵し、操作者に掛かる超音波プローブ走査部の重量を低減する(図8)。
- ⑤ 保持部に減速機構を内蔵し、倒れ込み速度を低減する(図9)。

2. 超音波プローブスキャナー： 超音波プローブ走査部

- ① 超音波プローブの走査駆動部の定加重バネに、駆動力増大機構を追加し、超音波プローブ走査を安

定させる(図10)。

② 水袋の幅を拡大し(図11),さらに水袋フレームの左右で形状を変更し,より膝の曲面に沿うようにした(図12)。

③ 従来の水袋は直線状であったが,Jの字に湾曲した形状に水袋を製作し直し,水袋の膝皮膚面に発生するシワを低減させる(図13, 14)。

④ 超音波プローブ位置を左右移動できる微調整機構を追加する(図15)。

⑤ 駆動力の伝達方式を金属ワイヤからギヤに変更し,かつギヤをカバーで包み込む(図16)。

⑥ 金属フレームを水袋の内側に配置する形態に変更し,金属部が被検者の膝頭に直接接触しないようにする(図17)。

上記の改良を施した超音波プローブスキャナーを新規に製作し,2008年度判明した問題点の解決を目指した。

(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とは公開されない。

C. 研究結果

超音波プローブスキャナーの改良後

の評価

2008年度製作した超音波プローブスキャナーで判明した問題点が以下のように改善できた。

1. 超音波プローブスキャナー： 保持部

① ベース部の前後方向の長さを延長したことで,被検者の下肢の長さの個体差に対応することが可能となった。

② ベース部の横幅を狭くし,かつ軽量化でき,取り回し性が改善できた。

③ 保持部の上下機構に,固定機構を設けることで,検者の負担が軽減できた。

④ 超音波プローブ操作部の自重をキャンセルすることで,検者の負担が軽減できた。

⑤ 保持部の倒れ込み方向(被検者方向)に減速機構を設けたことで,倒れ込み操作時に操作者のサポートが不要となった。

2. 超音波プローブスキャナー： 超音波プローブ走査部

① 超音波プローブの走査駆動力を増大したことで,安定したプローブ走査が実現できた。

② 水袋の内部フレームを左右非対称にすることで,被検者の膝の形状に,より適合するようになった。

③ 水袋を直線状の形状からJの字型の形状に変更することで,シワの発生が低減でき,より良好な超音波画像が得られるようになった。

④ 超音波プローブの左右位置の微調整機構を設けることで,より最適な位置に超音波プローブを設定できるようになった。

⑤ 金属ワイヤをギヤに変更すること

で、指などの挟みこみの可能性が無くなり、安全性が向上できた。

⑥ 水袋を保持する金属フレームを水袋の内部に配置することで、金属フレームが直接被検者に触れることが無くなり、被検者の快適性が向上した。

D. 考察

収集画像から軟骨部の抽出と3Dデータの構築

収集画像から3Dデータの構築および映像化することが可能であったが、現在はまだ、抽出した軟骨部に対する修正作業は自動ではない。今後、この自動化も課題の1つである。

E. 結論

2007年度の研究成果（大腿骨内側顆部の曲率半径が約30mm～40mm、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がそれぞれ $0^{\circ} \sim 20^{\circ}$ 、 $\pm 0\text{mm} \sim 20\text{mm}$ ）をもとに2008年度開発（超音波プローブスキャナーの作成、円弧状スキャンによる超音波断層画像の収集、収集画像から軟骨部の抽出と3Dデータの構築）を行った機器の改良（下肢保持部分およびプローブ保持部分の改良）を2009年度行った。今回の改良により、被検者の快適性・検者の操作性を向上することができた。

F. 研究発表

1. 論文発表（書籍）

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 卷
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 卷、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
髄腔化・皮質骨化の定量評価、日本整
形外科学会雑誌、83 卷 8 号、S1239,
2009

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
発明者: 大西五三男, 松山順太郎, 飛
田健治, 酒井亮一

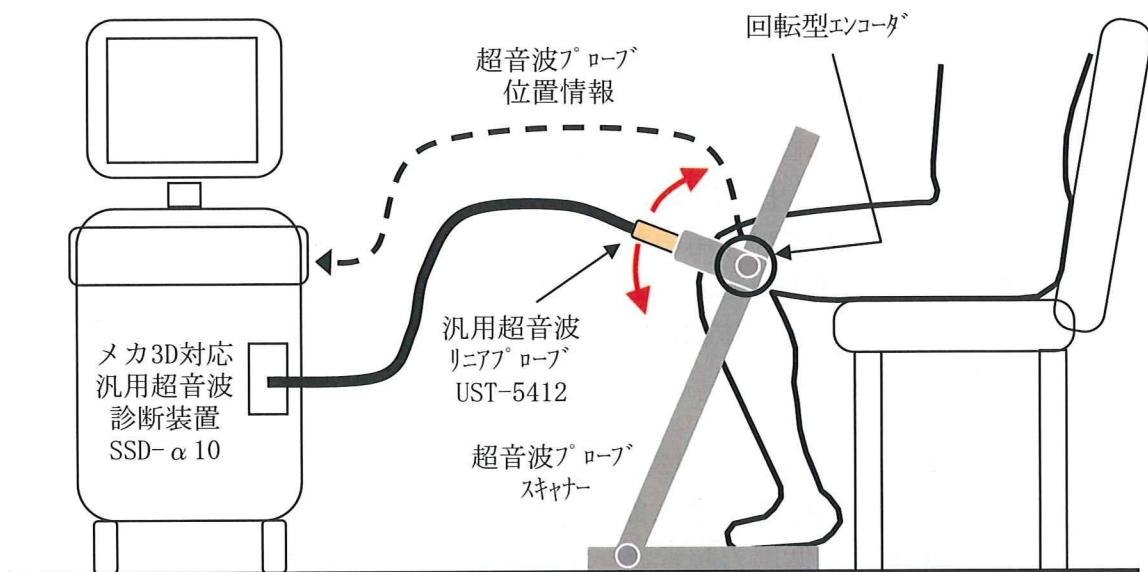


図1 全体構成

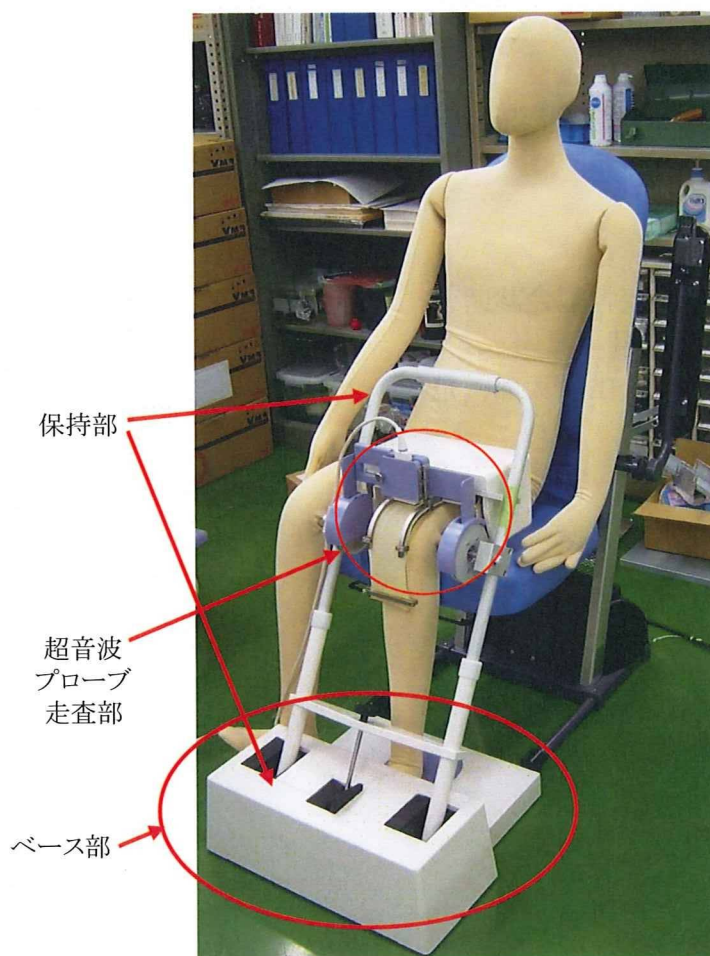


図2 超音波プローブスキャナーの試作機の概観(2008年度)



図3 新規に再製作した超音波プローブスキャナーの概観

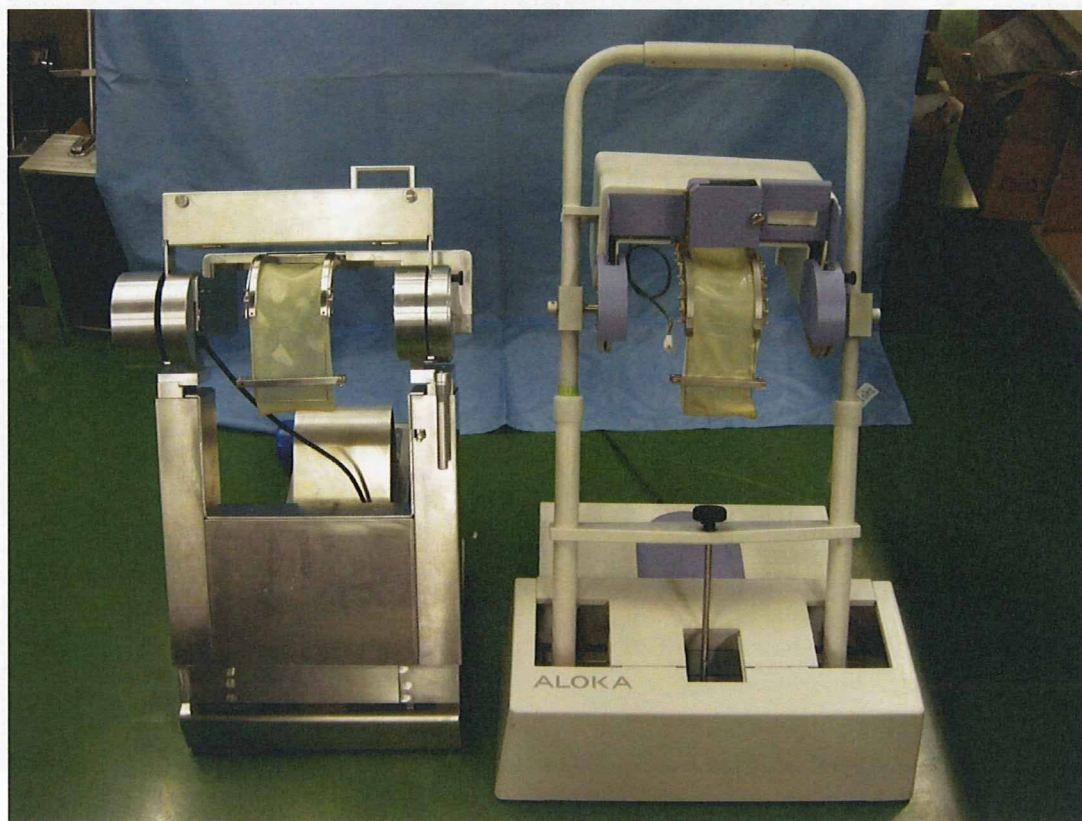


図4 新旧の超音波プローブスキャナー(左:今年度, 右:昨年度)

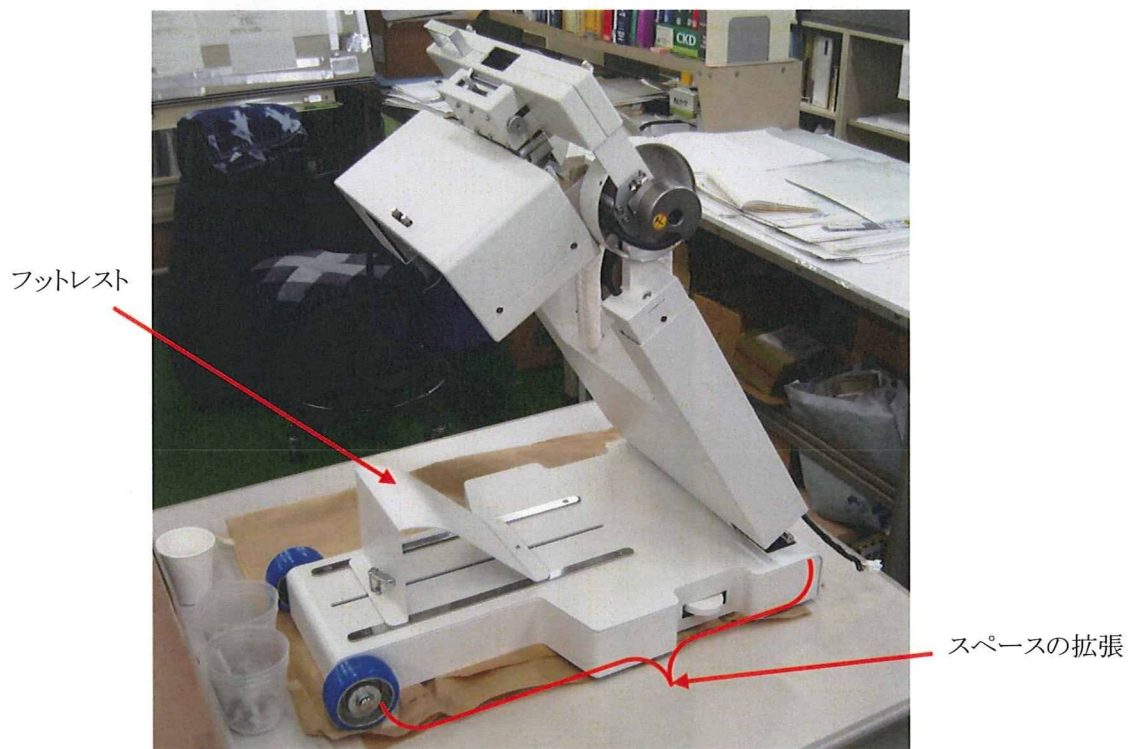


図5 足乗せ台のスペース拡張とフットペダルの設置

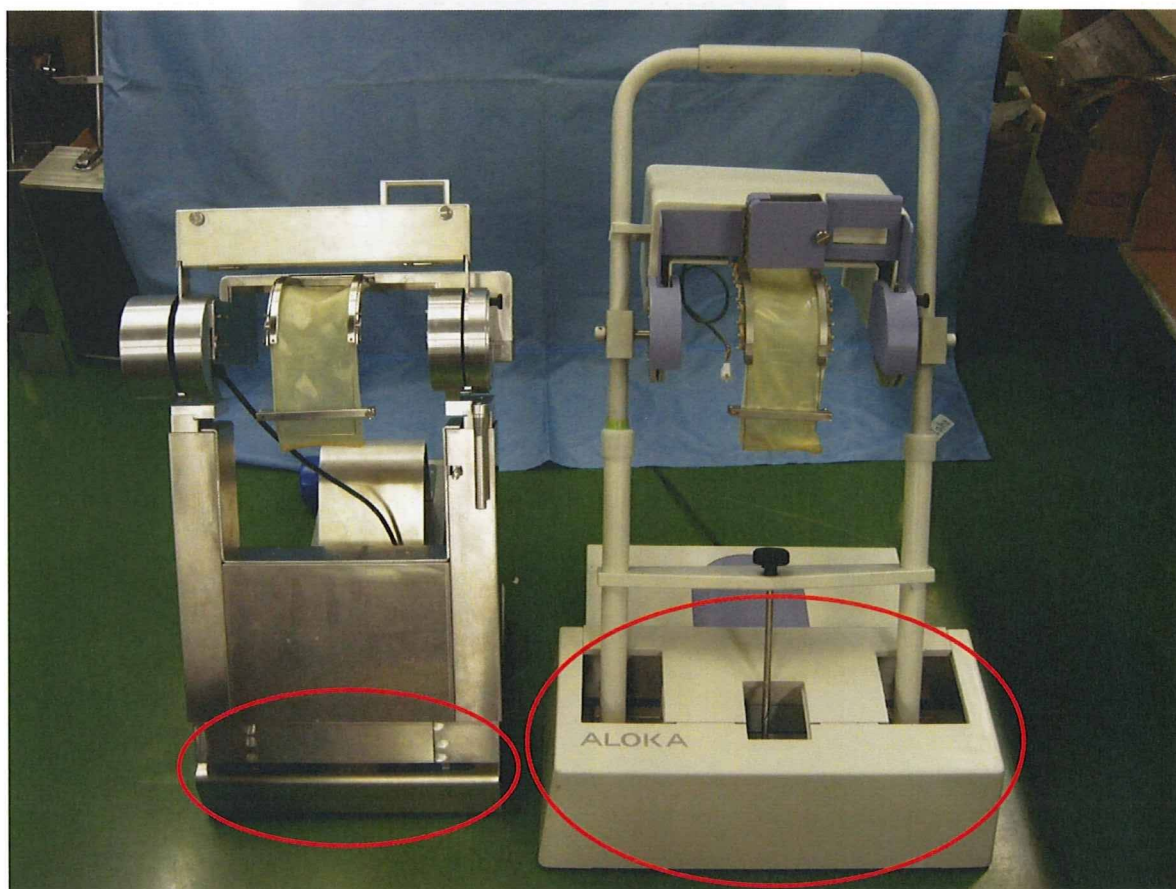


図6 ベース部の横幅縮小と軽量化(左:今年度, 右:昨年度)

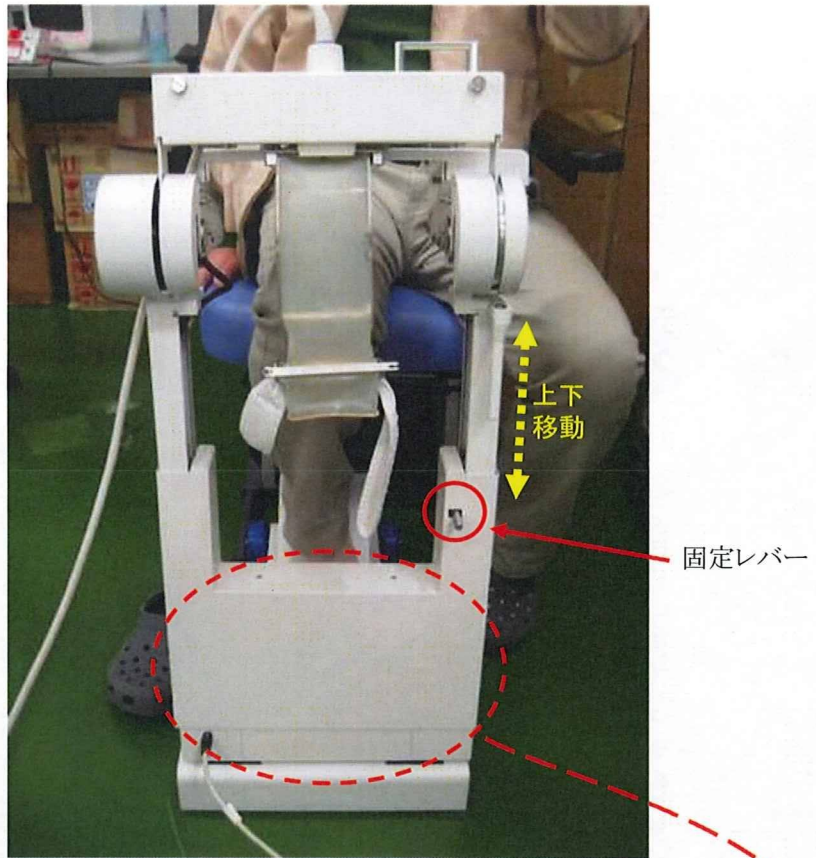


図7 上下機構の固定機構

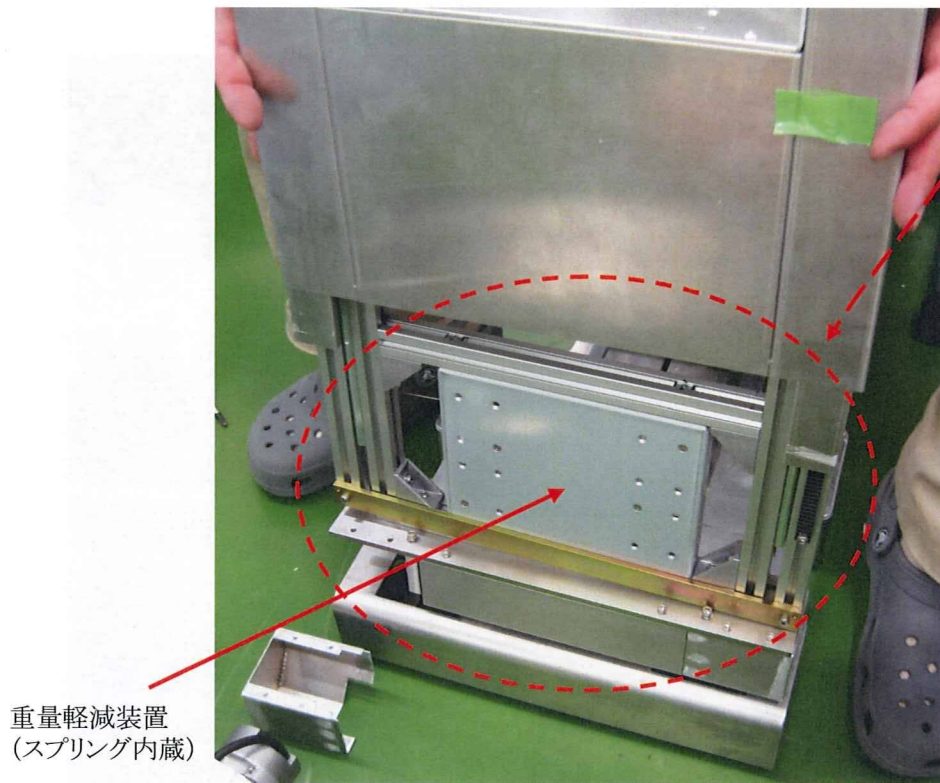


図8 上下駆動部の重量軽減機構

減速機構(ダンパー)

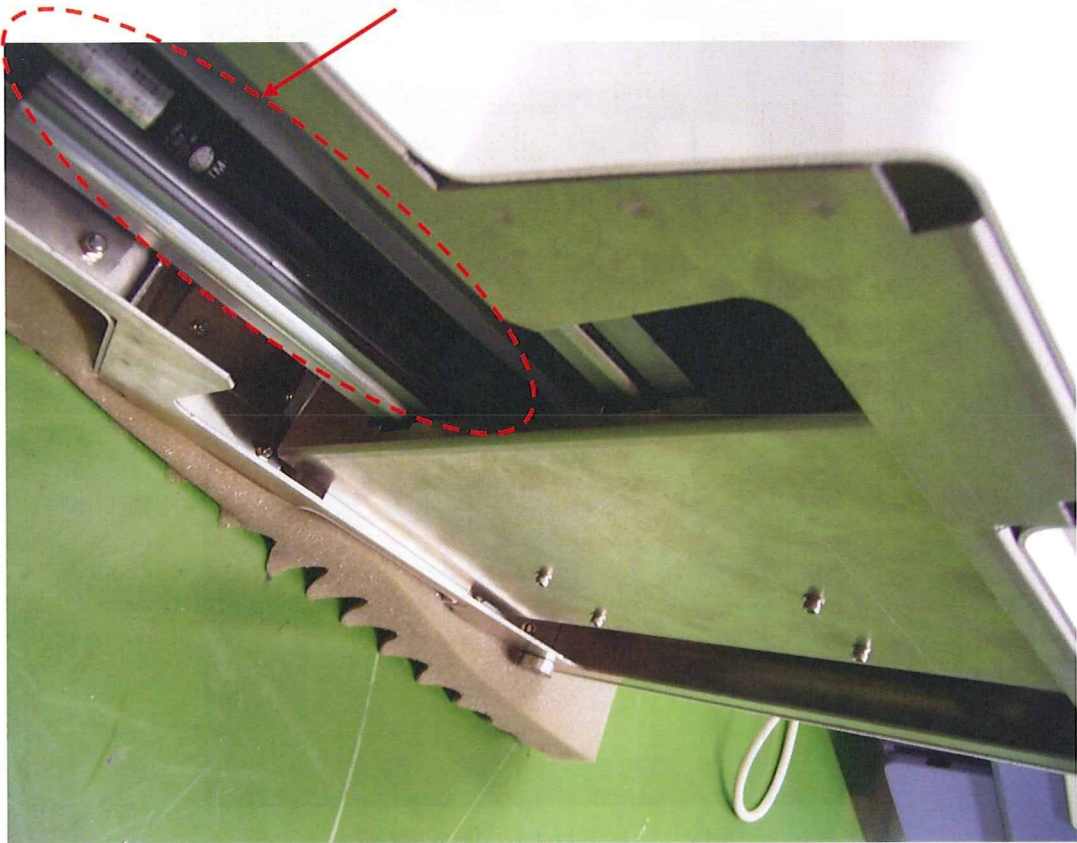


図9 保持部の倒れ込み減速機構(ベース部の底面からのぞく)

ギヤにより駆動力を10倍にしている

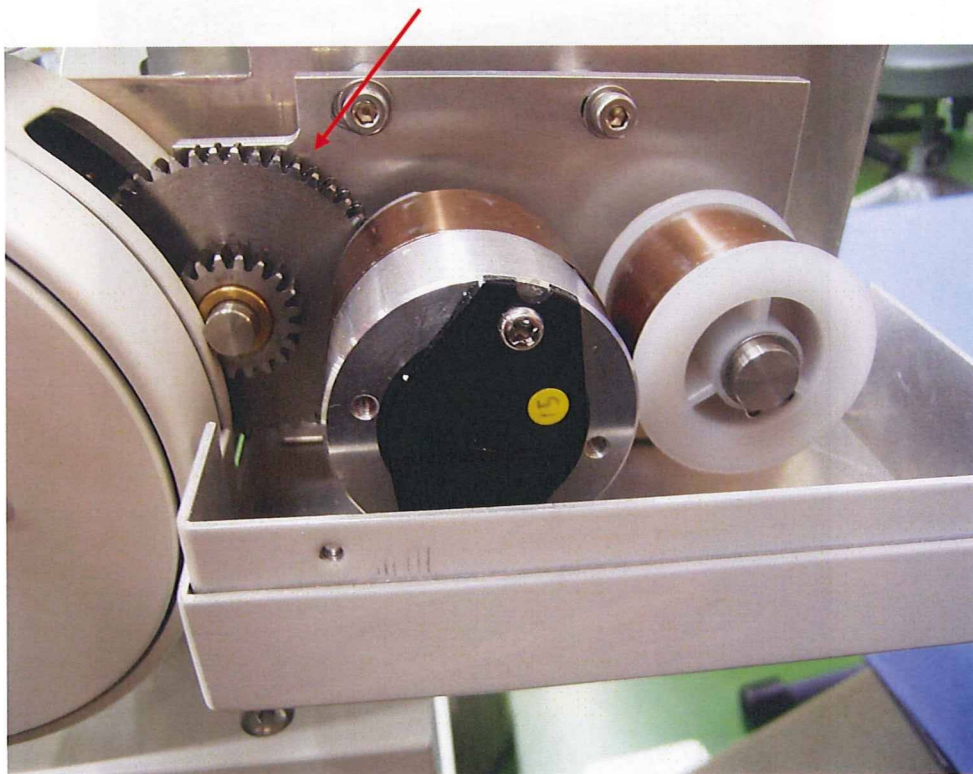


図10 走査駆動部の駆動力増加機構

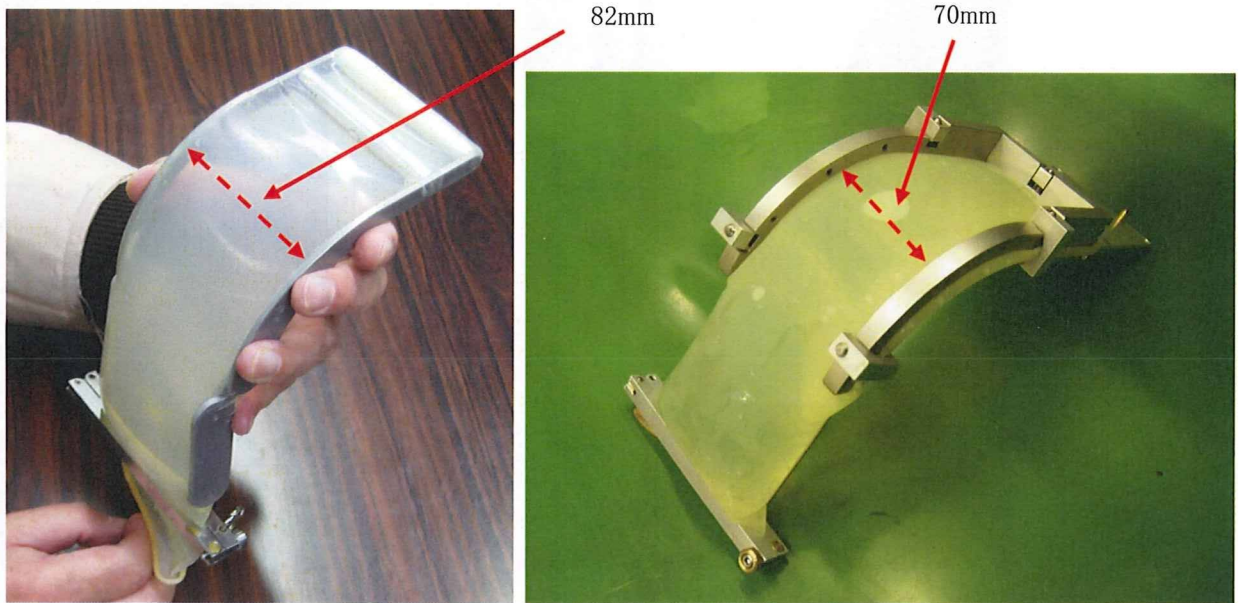


図11 水袋の幅の拡張(左:今年度試作, 右:昨年度試作)

部分的に厚みを変更している



図12 フレームを膝の曲面に沿う形状に変更

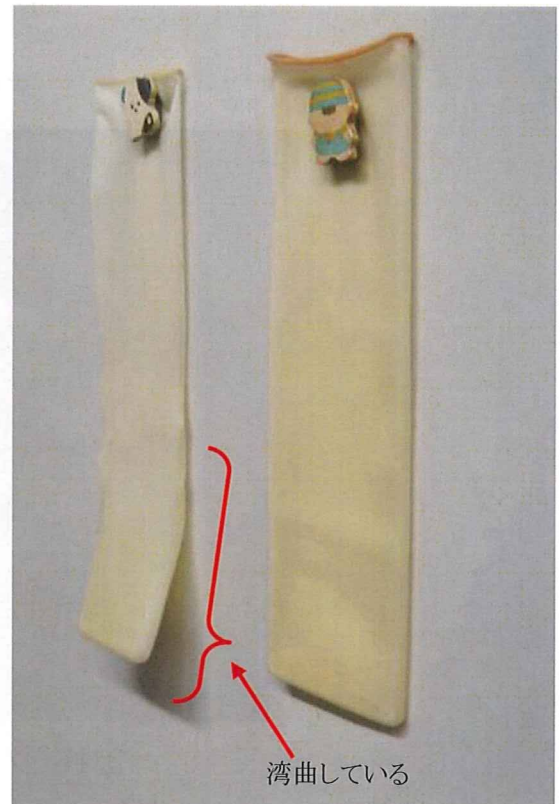


図13 湾曲した水袋に変更
(左:今年度, 右:昨年度)

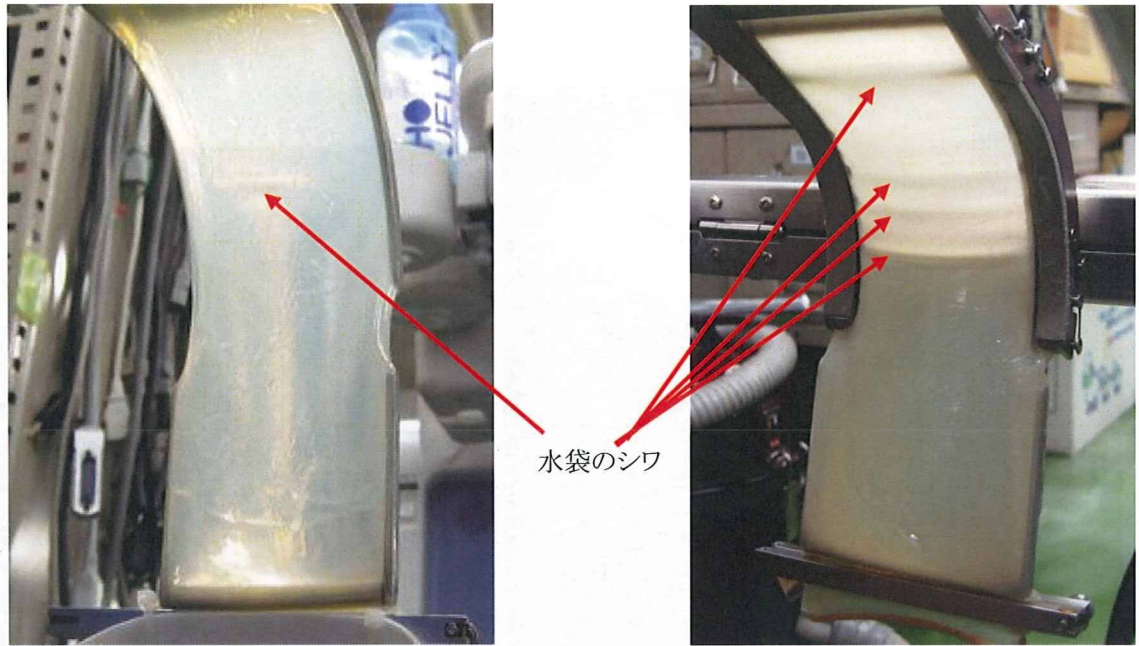


図14 水袋のシワ発生の低減(左:今年度, 右:昨年度)

±10mm 移動可能

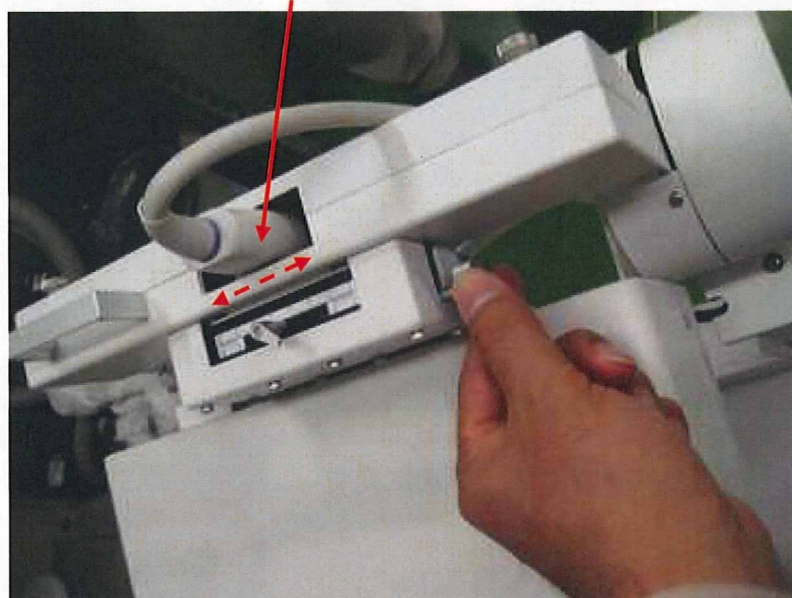


図15 プローブの微調整機構