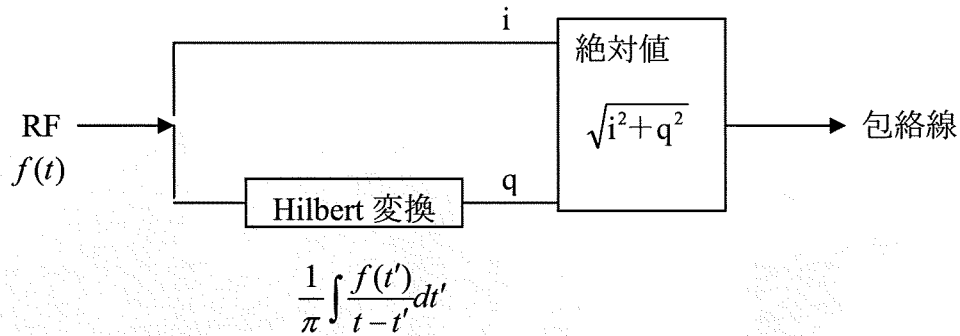


図 ①-16 今回の対象軟骨全体の音速値の平均値 ($MaSc$) 1756.3 m/s を用い、それぞれの試料において TOF から得られる軟骨厚 ($Tc-US$) と、測定顕微鏡を用いて実測した軟骨厚 (Tc) との関係



説明 1

Hilbert 変換方式のブロック図

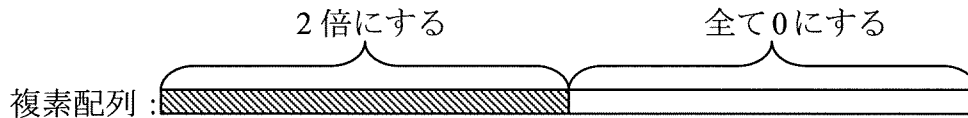


すなわち、

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。



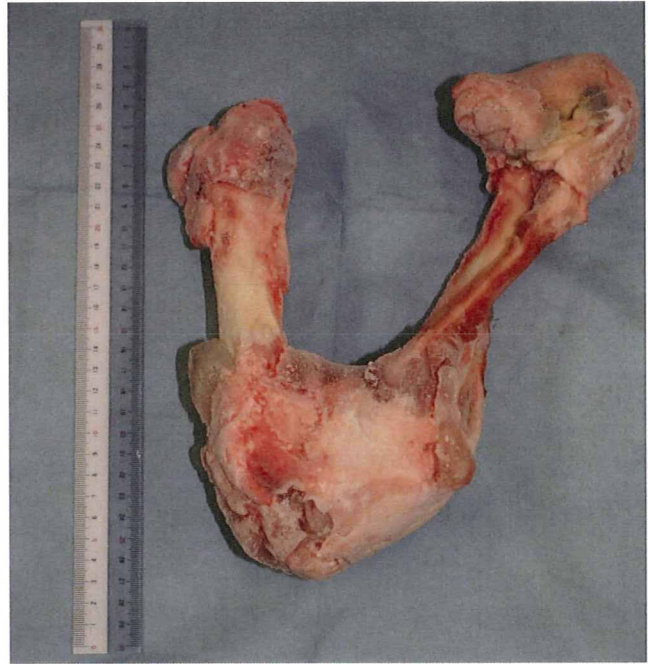
3. 得られた結果を逆 Fourier 変換により実時間領域に戻し、(複素) 絶対値をとり包絡線を求める。

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

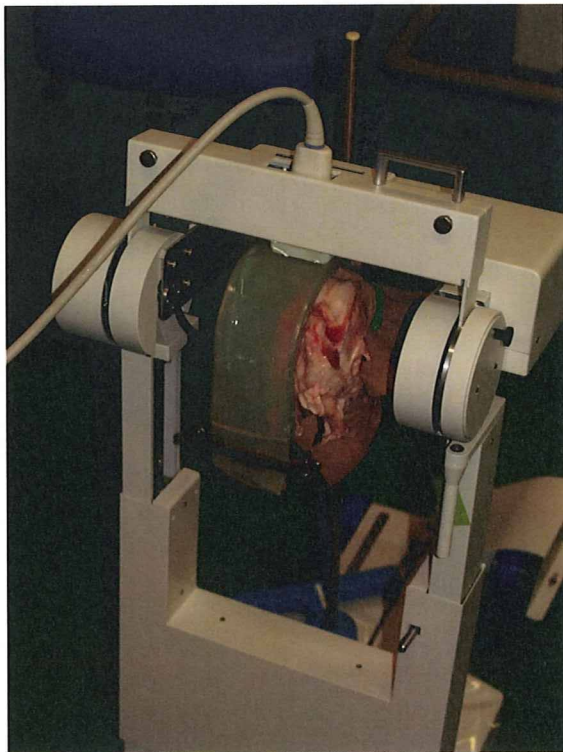
$|f'(t)|$: 包絡線



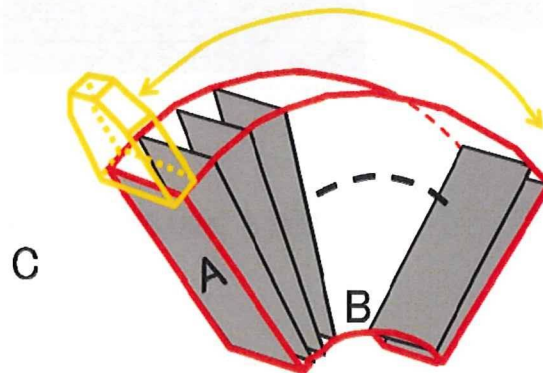
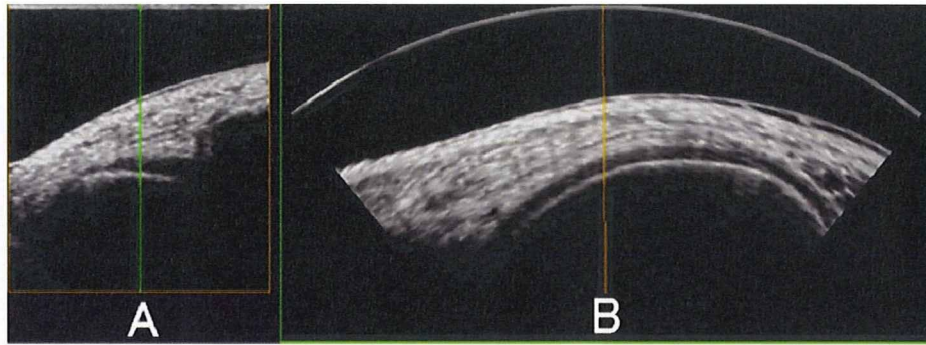
図②-1 下肢保持具・プローブスキャナー



図②-2 豚膝関節



図②-3 豚大腿骨顆部撮像風景 (左：全体写真、右：拡大写真)

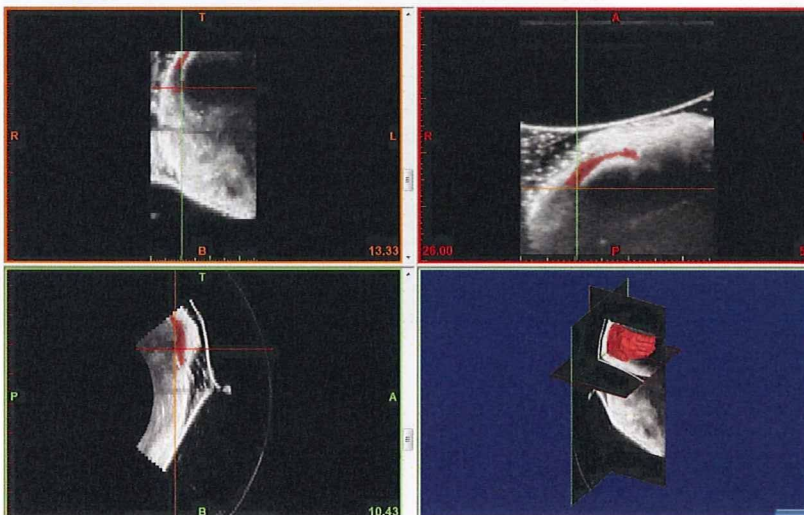


図②-4 プローブの動きと画像の配列

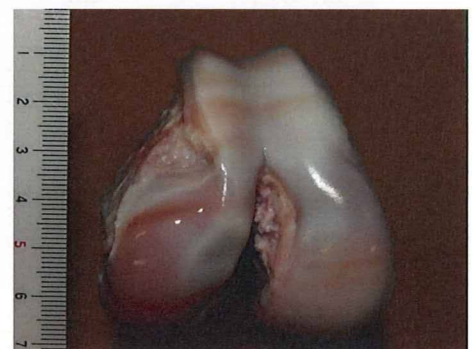
A：各位置で得られる超音波画像

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



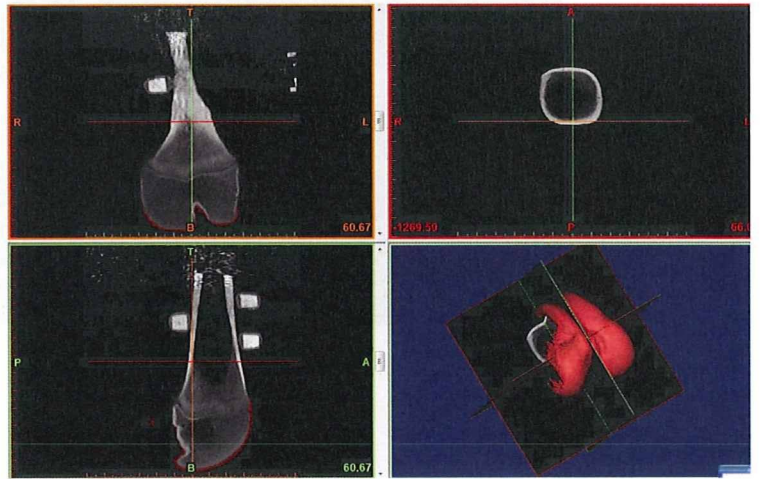
図②-5 超音波画像 DICOM 画像処理ソフトを用いた軟骨領域抽出 (右下) 超音波画像より作成した3次元表面形状モデル



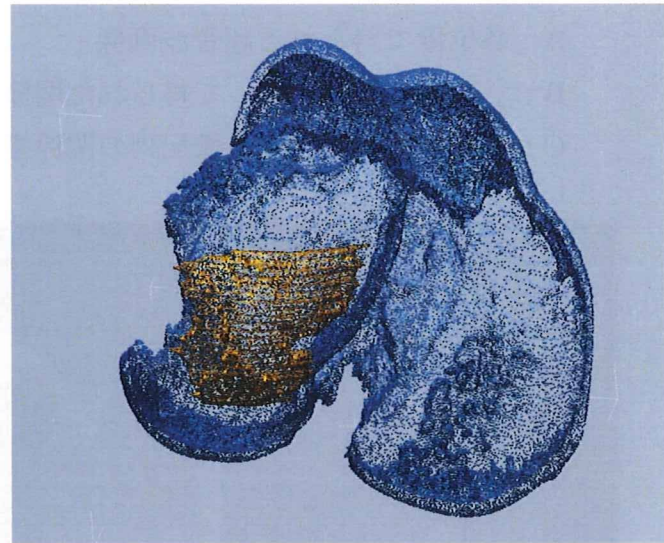
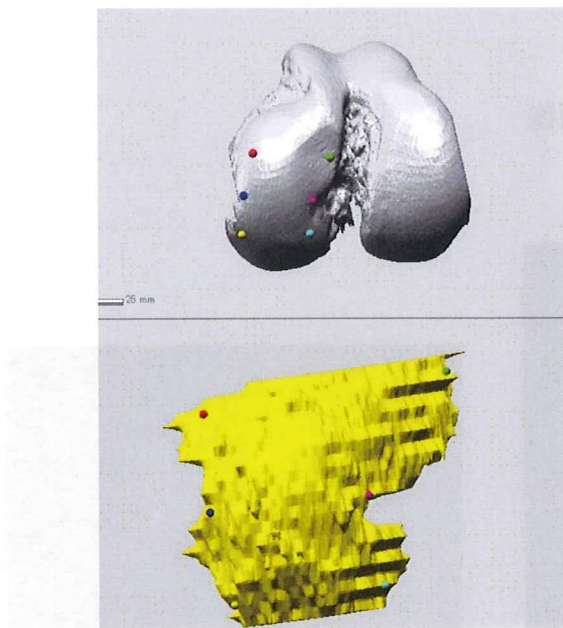
図②-6 軟部組織を除去した豚膝関節 (顆部関節部)



図②-7 CT 撮像風景



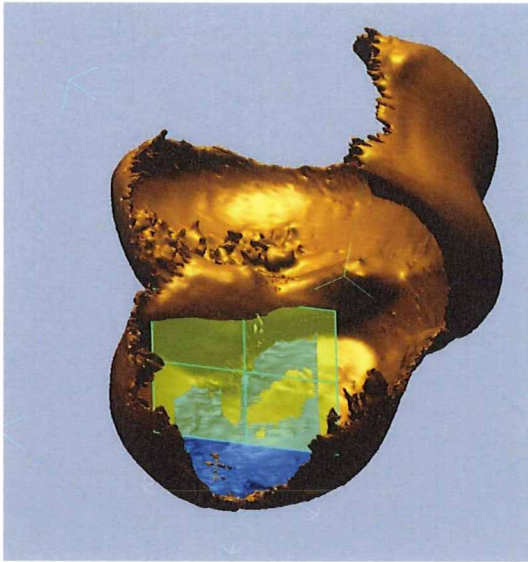
図②-8 MRI 画像より作成した 3 次元表面形状モデル



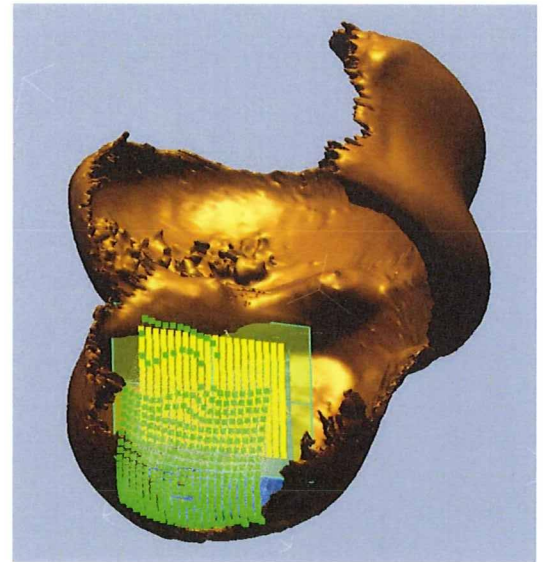
図②-9 超音波関節軟骨モデルと CT 関節軟骨モデルとの位置合わせ

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)

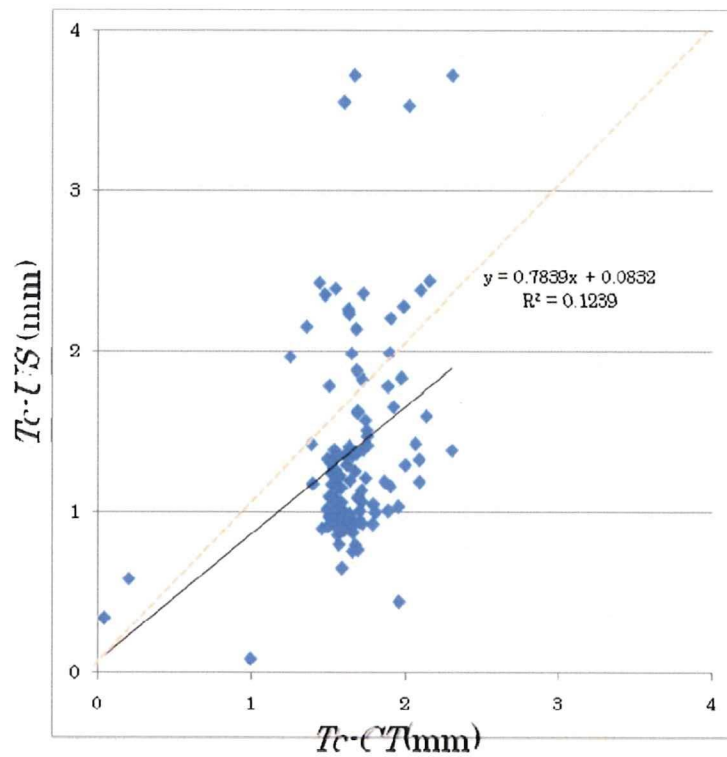
右 位置あわせ後の CT モデル (青) と超音波モデル (茶)



図②-10 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 間隔で作成



図②-11 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 $Tc-US$, $Tc-CT$ とした



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
有意な相関($p < 0.0001$)がみられた

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・距離に関する研究および
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

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° ~ 20° 、 ± 0 mm~ 20 mm であった。この結果をもとに、大腿骨内側顆部関節軟骨撮像に最適化した機器開発（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。円弧状走査によって、最も荷重のかかる軟骨領域を描出することが可能であった。また、収集画像から関節軟骨 3D データの構築および映像化することが可能であった。またさらに改良を加えたことにより、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弯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 I-2)。I. その形状(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・角度を検討することが臨床超音波機器開発における基礎検討の目的である。

II. この結果を踏まえ、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(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)の開発を行った。

III. さらに、開発した機器において判明した問題点について検討し被験者・検者双方の負担を軽減を図るべく改良を施した。

B. 研究方法

I 大腿骨内側顆部形状に関する検討と超音波プローブの至適角度・距離に関する研究

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とした。荷重の加わ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った。

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では音響的なインピーダ

ンスが大きく異なり、超音波が空気中を伝播できない。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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-4 に示す。図 I-4 から軟骨表面を 1mm 間隔でプロットし、図 I-5(a) に示すような点状の列を得る。次に、図 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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。

II 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

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センサー(超音波プローブ)を用い、空間的に少しずつ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。

今回、膝関節軟骨の超音波断層画像を得るための超音波プローブスキャナー、超音波プローブの円弧状走査に

よる多数の断層画像収集方法、および収集した超音波断層画像からの軟骨部の抽出と3D画像構築の方法について検討を行った。

図 II-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、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。以下に各部の詳細について説明する。

なお、使用する超音波プローブは電子リニアプローブ UST-5412、汎用超音波診断装置は SSD- α 10 (アロカ株式会社、東京都三鷹市) である。

超音波プローブスキャナー

評価対象とする軟骨として、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選択した。そして、荷重のかかる軟骨領域を網羅し、かつ最良の超音波断層画像を得るためには、膝に対してどのように空間的に超音波プローブを走査すれば良いかの検討を行った。本年度は、この検討から得られた知見を基に、超音波プローブを機械的に走査する超音波プローブスキャナーを試作した。

1. 超音波プローブスキャナーの基本構成

図 II-2 に、試作した超音波プローブスキャナーの概観を示す。構成は、保持部、超音波プローブ走査部、および椅子の3

要素である。

被験者は座位の状態で、検足側の膝を屈曲位をとる。次に、被験者の膝に対して、音響的な結合のための水袋を介し、超音波プローブを配置する。

2. 超音波プローブスキャナーの保持部
保持部は、超音波プローブを最適な位置へ移動するための可動機構である。保持部に要求される内容は、下記とした。

- ① X-Y-Z の 3 軸方向の動きが可能なこと(図 II-3, 4)。
- ② 操作が容易なこと。
- ③ 被験者に安全なこと。

なお、X 軸は、大腿骨の機能軸を想定している。

図 3 に示す X, Y, および Z 方向に関する可動範囲は、2007年度の検討結果を踏まえ、以下とした。

X 方向: 200 mm 以上

Y 方向: 50 mm

Z 方向: 350 ~ 600 mm

今回試作した、保持部を図 II-4 に示す。X 方向と Z 方向に対する動きは独立ではなく、両者を合わせ持つ機構とした。このような機構によって、超音波プローブの走査部を素早く最適な位置へ移動できることを目指した。一方、Y 方向は独立の調整機構とした。なお、今回は、可動機構に対する固定機構は設けなかった。

3. 超音波プローブスキャナーの超音波プローブ走査部

超音波プローブ走査部は、超音波プローブを大腿骨遠位顆部の内側軟骨面に沿って走査する機構である。図 II-5, 6 に、その様子の模式図を示す。2007年度の検討結果を踏まえ、超音波プローブ走査部に要求される内容を下記とした。

- ① 大腿骨遠位顆部の内側軟骨面に沿って、超音波プローブを円弧状に走査すること。
- ② 走査位置を検出するための位置検出センサーを有すること。
- ③ 走査動力は電動ではなく、機械動力であること。
- ④ 超音波プローブと生体とを音響的に結合できること。
- ⑤ 操作が容易なこと。
- ⑥ 被験者に安全なこと。

超音波プローブを円弧状に走査する回転半径(図 II-6の r)は、2007年度の検討結果を踏まえて 70 mm とした。また、円弧状に沿った超音波プローブの可動範囲(図 II-6の θ)は、+90 ~ -35 度とした(水平を 0 度)。

プローブ走査の動力には、発条式の定荷重バネを採用した。このバネが巻き取っている状態では、超音波プローブが垂直位になる状態とする。超音波プローブを走査させる場合には、一旦、超音波プローブを押し下げることで定荷重バネを引き出し、この定荷重バネの戻る力を利用して超音波プローブを上方へ走査させる。この超音波プローブが戻る過程で、超音波画像を収集していく。

ここで、後の超音波の 3D 画像構築を行えるように超音波断層画像を等角度間隔で収集させるため、角度情報を超音波診断装置へ送る必要がある。このため、回転型エンコーダを超音波プローブの回転軸と連結させ、角度情報を生成させる。今回使用した回転型エンコーダは、1回転で1024パルスを発生する。

図 II-7に、今回試作した発条式の定荷重バネを用いた超音波プローブ走査部の模式図(1)と試作機(2)とを示す。

超音波プローブと生体とを音響的に結合するため、通常は超音波用のエコー

ゼリーを塗布するが、今回のプローブの走査範囲が広いため、膝に広範囲に塗布する必要があることと、起伏の多い膝形状を埋めるにはエコーゼリーでは困難であることより、形状が柔軟に変化できる水袋を用いた(図Ⅱ-8)。また、長方形の薄いゴム袋の淵を、曲線形状の金属フレームで保持し、膝形状に柔軟に対応できるようにした。

図Ⅱ-8(1)が水を充填していない状態、図Ⅱ-8(2)が水を充填した状態である。膝関節に当てた状態を図Ⅱ-8(3)に示す。

円弧状スキャンによる超音波断層画像の収集

超音波プローブの円弧状走査の過程で、一定角度移動する毎に、超音波断層面に沿って超音波ビームを電子走査することで超音波断層画像を収集する。汎用超音波診断装置のメカニカル3Dスキャン機能をベースに実現する。

超音波プローブ走査の角度情報は、超音波プローブスキャナーの超音波プローブ走査部にある回転型エンコーダから得て、これを超音波診断装置に渡す。

目標性能は以下である。

- ① 超音波断層画像間の角度は1度以内。
- ② 第2高調波イメージングの画像であること。

図Ⅱ-9に、超音波プローブ、回転型エンコーダ、および超音波診断装置の構成を示す。回転型エンコーダからの情報をもとに、一定角度進む毎に、超音波診断装置では超音波ビームを電子的にスキャンし、超音波断層画像を1画像ずつ収集していく。これを複数回繰り返し、2D画像メモリに格納していく。

収集画像から軟骨部の抽出と3Dデータ

の構築

以上の構成要素を用い、超音波プローブの円弧状走査で得られた多数の超音波断層画像から、軟骨部分だけを抽出し、抽出した軟骨を3D画像表示する。今回、軟骨抽出と軟骨の3D画像表示の処理は、2D画像メモリに格納されているデータをもとに、外部のパソコンで処理を行った。

図Ⅱ-10に処理のブロック図を示す。超音波プローブスキャナーを使用し、複数の膝軟骨断層画像を収集後、図Ⅱ-10の2D画像メモリへ保存する。膝軟骨断層画像は、断層画像収集位置により画像の輝度に変化する。そこで、均一な画像輝度にするためにゲインの調整を行う。次に、膝軟骨断層画像から膝軟骨部分を抽出しやすくするため、膝軟骨部の境界の強調を行う。その後、二値化処理により膝軟骨部分だけを抽出するが、膝軟骨以外の部分も抽出されてしまう可能性が高いため、画像を修正し評価対象の膝軟骨のみにする。こうして得た各断層画像を回転型エンコーダの情報をもとに、超音波プローブの走査軌跡に合わせてコンケイブ状に配列し、フレーム間で補間を行うことにより膝軟骨3D画像を構築して表示する。

図Ⅱ-11に、膝軟骨の断層画像から3D表示までの流れを模式図で示す。

以上の機構を用い、超音波画像を用いた3次元大腿骨内側顆部関節軟骨映像化を行った。

膝軟骨超音波画像の収集条件を以下に示す。

- ・ 電子スキャン方向の画像幅
: 36mm
- ・ 1 フレーム当たりのビーム本数
: 145本
- ・ 電子スキャン方向のビーム間隔

- ・ : 0.25mm
- ・ プローブ走査方向の角度 : 80°
- ・ 収集フレーム数 : 101 フレーム
- ・ プローブ走査方向のフレーム間隔 : 0.8°

Ⅲ 臨床用三次元超音波診断装置の改良

以上開発した臨床用三次元超音波診断装置の試作機(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。)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。

超音波プローブスキャナーの評価

試作製作した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Ⅲ-1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Ⅲ-2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Ⅲ-3)。
 - 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Ⅲ-4)。
 - ③ 上下機構に固定機構を追加する(図Ⅲ-5)。
 - 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Ⅲ-6)。
 - ⑤ 保持部に減速機構を内蔵し、倒れこみ速度を低減する(図Ⅲ-7)。
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Ⅲ-8)。
 - ② 水袋の幅を拡大し(図Ⅲ-9)、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Ⅲ-10)。
 - 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Ⅲ-11, 12)。
 - 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Ⅲ-13)。
 - 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Ⅲ-14)。
 - 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Ⅲ-15)。

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、試作機作成後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とは公開されない。

C. 研究結果

I 大腿骨内側顆部形状に関する検討と超音波プローブの至適角度・距離に関する研究

超音波プローブの最適走査軌道の検討

図 I-8 に女性被験者 3 名の解析結果を、図 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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 I-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。

II 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

円弧状スキャンによる超音波断層画像の収集

汎用超音波診断装置のメカニカル 3D スキャン機能をベースにし、超音波プローブの走査角度を回転型エンコーダから得て、これを超音波診断装置に渡すことにより膝軟骨の断層画像が収集できることが確認できた。超音波断層画像間の角度は 0.8 度、また、第 2 高調波イメージング動作での画像を収集することができた。

図 II-12 に、断層画像例と、複数の断層画像から生成した超音波プローブ走査方向の断層画像例を示す。

収集画像から軟骨部の抽出と 3D データの構築

複数の膝軟骨断層画像を収集後、外部パソコン上で各断層画像上の膝軟骨部分のみを抽出後、フレーム補間することにより膝軟骨の 3D 画像を構築

して表示できることが確認できた（図Ⅱ-13）。

Ⅲ臨床用三次元超音波診断装置の改良

改良後の評価

臨床用三次元超音波診断装置試作機作成後に判明した問題点が以下のように改善することができた。

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 金属ワイヤをギアに変更することで、指などの挟みこみの可能性がなくなり、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なくなり、被検者の快適性が向上した。

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、本研究課題において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°

～20°、±0mm～20mm であると考えられた。大腿骨内側顆部の超音波画像評価では、図Ⅱ-1・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想定していたが、これらの結果を踏まえて機器の製作を行った。その結果、単純な円弧状走査でも、最も荷重のかかる軟骨領域を描出するには大きな問題なく撮像することが可能であった。しかし、実際の臨床における実用化に向けて以下の課題点が挙げられた。

超音波プローブスキャナー

超音波プローブスキャナーの保持部（図Ⅲ-3～7）については、当初の課題点をほぼ改善できたが、以下に示す課題もあるため、さらに検討が必要であると考えられる。

- 1) 足部を乗せる台の面積が小さい。
- 2) 上下機構に固定機能がない。
- 3) 保持部のフレームに、倒れ込む時の減速機構が無い。

また、超音波プローブスキャナーの超音波プローブ走査部（図Ⅲ-8～15）についても、当初の課題点をほぼ改善できた。しかし、下記に示す課題もあるので、さらに検討が必要である。

- 1) 超音波プローブの走査駆動力が弱い。
- 2) 水袋を保持する金属フレームが膝に接触するが、この断面形状が4角形なので違和感がある。
- 3) 超音波プローブ走査部機構がやや重い。

これらの問題課題点に対し、改良を施すことにより、被検者・検者の負担を軽減することが可能であった。

また、収集画像から3Dデータの構築および映像化することは可能であったが、現在のところ、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

今回の研究において、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°～20°、±0mm～20mmであった。これらをもとに、機器開発（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。大腿骨内側顆部関節軟骨撮像に最適化した機構により超音波プローブの円弧状走査によって、最も荷重のかかる軟骨領域を描出することが可能であった。また、収集画像から関節軟骨3Dデータの構築および映像化することが可能であった。また、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）を行った。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。今後、臨床使用に向けて機器・機能の向上・自動化等を進めていく予定である。

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 Re
habilitation. 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

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