

Title	MR画像を用いた股関節軟骨の3次元再構成と定量化に関する研究
Author(s)	窪田, 哲也
Citation	大阪大学, 1999, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://doi.org/10.11501/3155469">https://doi.org/10.11501/3155469</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

博士学位論文

題目

MR 画像を用いた股関節軟骨の 3 次元再構成と定量化に関する研究

指導教官  
田村 進一 教授

報告者  
窪田 哲也

平成 11 年 1 月 21 日

大阪大学大学院 基礎工学研究科  
情報数理系専攻 ソフトウェア科学分野

## 内容梗概

### MR 画像を用いた股関節軟骨の 3 次元再構成と定量化に関する研究

窪田 哲也

本論文は、筆者が大阪大学大学院基礎工学研究科（情報数理系専攻ソフトウェア科学分野）博士課程後期課程在学中に行なった MR 画像を用いた股関節軟骨の 3 次元再構成と定量化に関する研究についてまとめたものである。

本研究では、MR 断層画像から股関節軟骨領域をサブ画素精度で抽出し、3 次元形状の再構成を行なう方法を提案する。さまざまな 3 次元形状再構成に関する研究がすすめられており、その代表的な方法として、1 方向から撮影された断層画像を積み重ねることで再構成を行なう方法があるが、股関節軟骨は球状形状の太腿骨頭表面に薄く張り付いているため、太腿骨頭の端を描出したスライス画像ではパーシャルボリューム効果の影響が大きくなり、再構成の精度に問題があると考えられる。そこで本研究では、MR 画像のスライス幅に応じた方法を提案する。

パーシャルボリューム効果の影響が大きいと思われるスライス幅の画像からの再構成では、2 方向から撮影された MR 画像に対して、まず sinc 内挿を用い画像を 2 倍のサイズに拡大する。サンプリング定理を満たしている場合、sinc 内挿法は信号の復元が保証されている。次に、ガウス方向 2 次微分フィルタを用いサブ画素精度で股関節軟骨領域を抽出する。抽出した軟骨領域の表面データを内側（太腿骨頭側）と外側（骨盤側）に分け、各表面データに対して B スプライン当てはめを行ない 3 次元形状再構成を行ない、それらを統合することで股関節軟骨の 3 次元形状表現を行なう。実験において、生成画像を用い多方向断層画像からの再構成法の有効性を示し、実画像への適用結果を示す。また、抽出骨頭を用い臨床医による軟骨厚の測定結果と提案手法による測定結果の比較を行なう。

比較的パーシャルボリューム効果の影響が少ない MR 画像では、1 方向の MR 画像からボリュームレンダリング法を用い 3 次元形状表現を行なう。まず、軟骨領域抽出では精度の問題から、全ての画像において ROI を切り出し画像面内の解像度を 2 倍に、スライス方向の解像度を画像面に揃えるよう sinc 内挿を施す。股関節軟骨の形状は球状形状であるが、局所領域においては平面であると仮定し、多重解像度 3 次元シートフィルタにより軟骨領域を抽出する。多重解像度 3 次元シートフィルタは、各画素において最大微分値を出力するフィルタの標準偏差  $\sigma$  により、3 次元的な厚みの測定、および軟骨領域の抽出が可能である。実験において、生成画像を用い本手法におけるパーシャルボリューム効果の影響について検証を行ない、実画像への適応結果を示す。

## Abstract

This paper describes two methods for 3-D shape reconstruction of articular cartilage of the femoral head from Multiple MR images.

One of the methods is B-spline fitting. First, we extract cartilage regions from MR images using directional second derivative of Gaussian filter. Second, we transform coordinates of inside (the side of femoral head) cartilage surface and outside (the side of pelvis) surface from 2-D polar coordinates to 3-D spherical coordinates. Finally, we reconstruct each 3-D surface from the set of these coordinates by B-spline fitting. We verify accuracy improvement by combining multiple planes experimentally using synthesized images, and we show results using real MR images of the specimen of the femoral head.

Another method is volume-rendering. First, we extract cartilage regions from multiple MR images using 3-D multi-scale sheet filter. Second, we reconstruct 3-D shapes to accumulate extracted cartilage regions. Finally, we join each 3-D shapes. We verify partial volume effect for this method using synthesized images, and we show results using in-vitro and in-vivo MR images.

## 主な用語

MR 断層画像

股関節軟骨

サブピクセル

3次元形状復元

ガウス方向2次微分フィルタ

3次元多重解像度シートフィルタ

B スプライン

ボリュームレンダリング法

## 目次

<b>I B スプライン当てはめによる 3次元形状復元</b>	<b>1</b>
1 まえがき	2
2 サブ画素単位での軟骨領域抽出	3
3 軟骨の 3次元再構成	6
3.1 座標系の変換	6
3.2 スプライン当てはめ	6
4 実験	8
4.1 生成画像による実験結果	8
4.1.1 生成画像	8
4.1.2 生成画像による実験結果	11
4.2 実画像による実験結果	15
5 まとめ	18
<b>II 多重解像度 3次元シートフィルタによる 3次元形状復元</b>	<b>19</b>
6 まえがき	20
7 股関節軟骨領域抽出	21
7.1 線の検出	21
7.2 平面の検出	22
7.3 処理の流れ	23
8 実験	25
8.1 生成画像による実験結果	26
8.1.1 生成画像	26
8.1.2 生成画像による実験結果	30
8.2 実画像による実験結果	30
8.2.1 in vitro 画像による実験結果	30
8.2.2 in vivo 画像による実験結果	33
9 まとめ	39
10 むすび	40

## 目次

2.1	軟骨領域セグメンテーションのためのフィルタ処理模式図	3
2.2	サブ単位での畳み込み積分模式図	3
2.3	フィルタ処理結果	5
2.4	実画像に対するセグメンテーション ((b) の矢印は軟骨領域を示している.)	5
4.5	生成画像の軟骨 3 次元モデル	8
4.6	スライス画像の角度 $\alpha$ と座標系の関係	8
4.7	生成画像に対するセグメンテーション結果画像	9
4.8	滑らか拘束の変化に対する体積誤差率	10
4.9	厚み分布表示による再構成結果形状	11
4.10	誤差表示による再構成結果形状	12
4.11	復元形状に対する体積誤差率	13
4.12	内側面の修正が必要となったセグメンテーション結果	15
4.13	靭帯等のために修正が必要となったセグメンテーション結果	16
4.14	摘出骨頭からの実測と MR 画像から本手法により計測された軟骨厚の相関	17
4.15	実 MR 画像からの再構成結果	17
7.16	最大出力を得る線分幅とガウス 2 次微分零交差の位置関係	21
7.17	幅をもつ線分とその固有ベクトル	22
7.18	固有ベクトルと薄面構造の関係	23
8.19	断層画像におけるパーシャルボリューム効果による影響	25
8.20	生成画像の軟骨 3 次元モデル	26
8.21	スライス幅 1.5mm, FOV 16cm, 256x256 の生成画像	27
8.22	スライス幅 0.3125mm, FOV 65.625cm, 210x210 の生成画像	27
8.23	生成画像からの再構成結果	28
8.24	スライス位置とパーシャルボリューム効果の関係	28
8.25	1.5mm 厚断層画像からの再構成形状と square voxel 断層像からの再構成形状の対応点における $\sigma$ の相関 (パーシャルボリューム効果の影響を受けている領域を含む)	29
8.26	1.5mm 厚断層画像からの再構成形状と square voxel 断層像からの再構成形状の対応点における $\sigma$ の相関 (パーシャルボリューム効果の影響を受けている領域を含まない)	29
8.27	原画像およびセグメンテーション結果	31
8.28	摘出骨頭軟骨 3 次元再構成結果	32
8.29	原画像およびセグメンテーション結果	34
8.30	セグメンテーションが不完全であった画像	35
8.31	牽引が不十分であった画像からのセグメンテーション結果	36
8.32	coronal 断層画像からの 3 次元形状再構成結果	37
8.33	sagittal 断層画像からの 3 次元形状再構成結果	38

## 表 目 次

1	実MR画像に対するセグメンテーション結果 . . . . .	15
2	平面検出における固有値と固有ベクトルの関係 . . . . .	23



Part I

## B スプライン当てはめによる 3次元形状復元

## 1 まえがき

股関節領域において、臨床上よくみられる変形性股関節症等の疾患では、股関節軟骨の厚みの減少と病変の進行との関連が指摘されている [1]。軟骨の厚み分布を3次元的に可視化し、軟骨の減少から病変を初期段階で発見することで人工大腿骨による置換手術（人工股関節移植手術）を行わずに済む場合もある。手術計画を立てる上でも関節軟骨の厚み分布を3次元的に測定、および評価することは重要となる。

従来からの研究で見られる股関節の3次元形状再構成の原画像情報としては、主にCT断層画像が用いられている。しかし、CTでは軟骨領域の描出は困難であり、軟骨部分は骨盤と大腿骨頭間の骨性間隔で疑似的に評価されたものが多く [2, 3, 4, 5, 6]、軟骨自体を直接評価したものではなかった。

CT画像では軟骨の描出が困難であるのに対し、近年、軟骨自体の画像情報源として最近医療分野で急速に発展を遂げているMR断層画像では、軟骨領域の描出能力の実用性についての報告がされている。このMR断層画像を用いた膝関節軟骨の3次元形状再構成の研究では再構成画像と実物との高い形状相関が報告されている [6] が、再構成法は、1方向からのスライス画像を用いて、各画像の積み重ねによる再構成を行っている。膝関節の場合、円柱状の骨部のまわりの軟骨を再構成するので、円柱の軸に垂直な1方向のスライス画像を用いて比較的良好な結果が得られている。股関節軟骨の再構成にこの方法を用いた場合、骨部の形状が球状形状をしているので、パーシャルボリューム効果の影響が大きくなり、再構成の精度に問題があると考えられる。よって、1方向からの撮影による3次元形状の再構成法は適していないと思われる。

本研究では、MRIが、複数方向からの断層画像が撮影可能であるという点に着目し、多方向から撮影した画像を用いる方法を提案する。また、軟骨の厚みが1~3mm（1~6画素<sup>1</sup>）ということから、厚み計測においては画素単位での測定では精度が問題となる。そこで、MR断層画像からサブ画素単位での軟骨領域の抽出を行う。各断層画像において、軟骨領域輪郭の3次元座標を求め、それらに球面座標系でのスプライン当てはめを行い軟骨形状を再構成する。

本稿の構成は以下のとおりである。まず、2において、軟骨領域の抽出方法を述べる。3において、軟骨領域の3次元位置の計算、およびBスプライン当てはめによる3次元形状の再構成について述べる。4において、実験結果について述べ、5において、本研究をまとめ今後の課題について述べる。

---

<sup>1</sup>股関節MRI撮影時には、256x256（画素）の画像サイズに対して、FOV(Field of View)は12cmくらいに設定するので、1~3mmは1~6画素程度となる。

## 2 サブ画素単位での軟骨領域抽出

領域の抽出を行う場合、しばしば二値化による領域の抽出が行われる。しかし、今回取り扱うMRIにより撮影された摘出大腿骨頭において軟骨部分は、まわりとのコントラスト、それ自身の領域が小さいなどの点で二値化による領域抽出は困難である。また、軟骨の厚みが最も厚い部分においても3mm程度とかなり薄いものであるため、濃淡画像を直接二値化して領域抽出を行う方法では厚み計測の精度の点で問題となる。

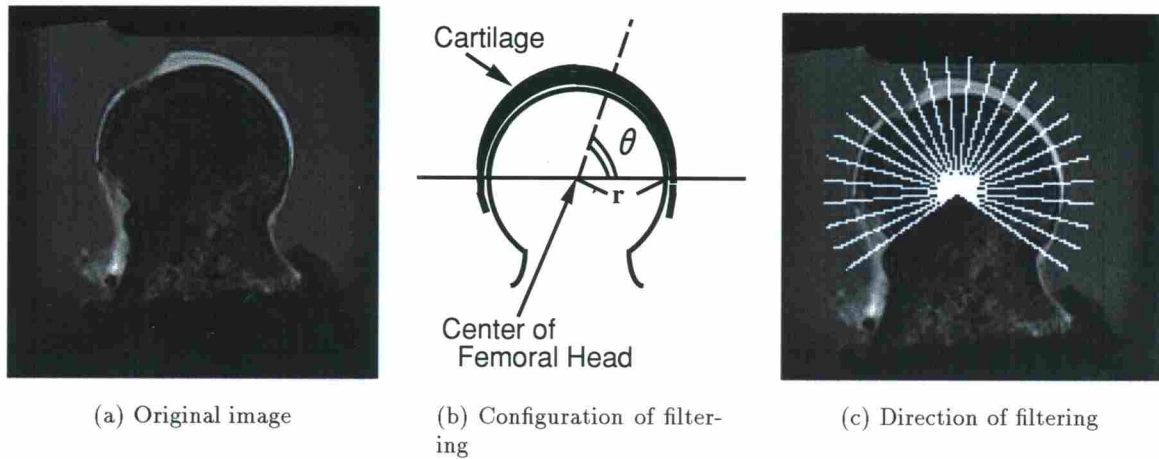


図 2.1: 軟骨領域セグメンテーションのためのフィルタ処理模式図

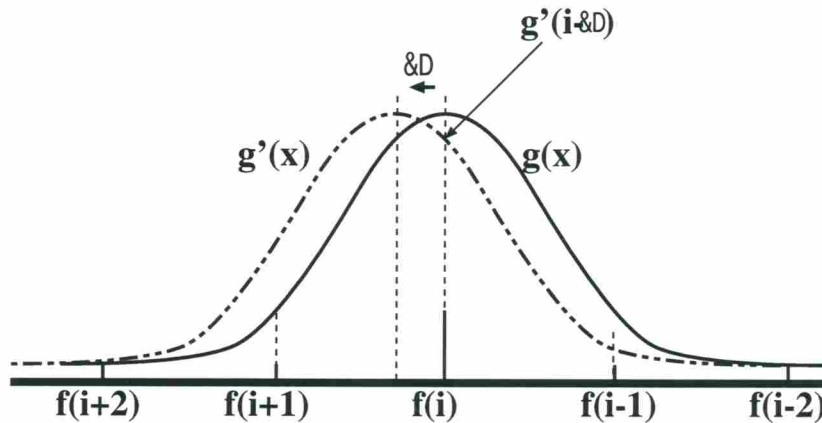


図 2.2: サブ単位での畳み込み積分模式図

本研究では、大腿骨頭部分（図 2.1(a)の黒い部分）が球に近い形をしており、軟骨（図 2.1(a)の白い部分）は、その表面に付着しているという知識を利用して、軟骨領域の抽出を

行う。各画像の太腿骨頭部分を円近似し、近似円の中心より図 2.1(b) に示すように任意の角度 $\theta$ の方向に沿って軟骨領域のエッジを探索する。現在のところ、近似円の設定は手入力により行っている。図 2.1(c) に示すように、太腿骨頭の中心から外側へ放射状に微分フィルタを施すことにより、サブ画素単位でのエッジの位置決めを行う。

エッジ検出用フィルタとしてガウス方向 2 次微分 (Directional Second Derivative of Gaussian) フィルタを用い、そのゼロ交差によりエッジ検出を行う。図 2.1(c) に示される放射状の各方向に沿って、その方向に一致した方向微分を施していく。

入力画像  $f(x, y)$  に対するガウス方向 2 次微分フィルタリングの処理は次式で表される。

$$h(x, y; \sigma) = \frac{\partial^2}{\partial t_\theta^2} G(x, y; \sigma) * f(x, y) \quad (1)$$

ここで、 $\frac{\partial^2}{\partial t_\theta^2}$  は $\theta$ 方向 2 次微分、 $*$ は畳み込み積分、 $G(x, y; \sigma)$  は標準偏差 $\sigma$ の 2 次元等方性ガウス関数である。 $\theta$ 方向のガウス 2 次微分 $\frac{\partial^2}{\partial t_\theta^2} G(x, y; \sigma)$  は、 $x$  方向と  $y$  方向の 2 方向の偏微分から、次式によって計算することができる。

$$\frac{\partial^2}{\partial t_\theta^2} G(x, y; \sigma) = \cos^2 \theta G_{xx} + 2 \cos \theta \sin \theta G_{xy} + \sin^2 \theta G_{yy} \quad (2)$$

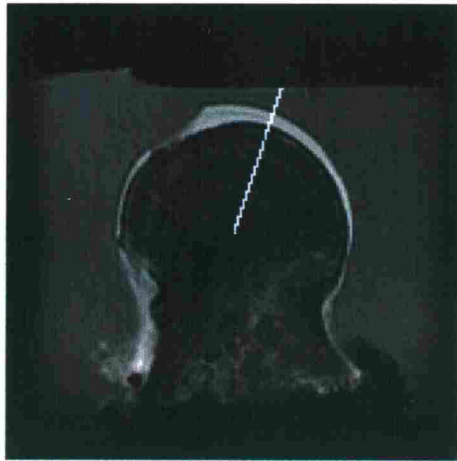
但し、 $G_{xx} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(x, y; \sigma)$ ,  $G_{xy} = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} G(x, y; \sigma)$ ,  $G_{yy} = \frac{\partial^2}{\partial y^2} G(x, y; \sigma)$ , である。

これらのフィルタをサブ画素単位で移動させ、対応する画素値との畳み込み積分を行うことで、サブ画素単位でのフィルタ処理結果を獲得し軟骨のエッジ検出を行う。まず、図 2.2 において、離散位置から $\delta(0 \leq \delta < 1)$ だけずれた位置での畳み込みを示す。 $g(x)$  をサブ画素単位 $\delta$ で移動させたものを $g'(x)$ と表す。 $f(x)$  の離散位置での値  $f(i)$  との対応する  $g'(x)$  の値  $g'(i - \delta)$  との畳み込み積分を行い、サブ画素位置での出力値を得る。この処理は次式で表現できる。

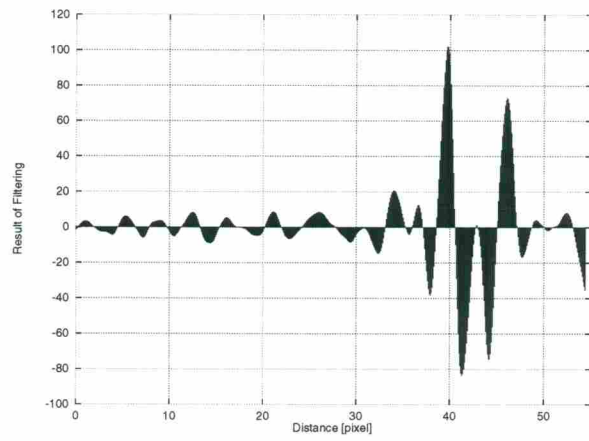
$$h(i + \delta) = \sum_{j=-w}^w g(j - \delta) \times f(i - j) \quad (3)$$

ここで、 $w$  はフィルタの幅である。

図 7.16(a) に示す方向に対してフィルタ処理を施した結果の出力プロファイルを図 7.16(b) に示す。このプロファイルを元に作成した画像を図 2.4 に示す。フィルタ処理は軟骨が描出されている範囲を 1 度刻みに行っている。図 2.4(b) では横軸方向に太腿骨頭を近似した円の中心からの距離  $r$  (サブ画素単位) をとり、縦軸方向を処理を施した角度 $\theta$ をとっており、処理結果の値が正值の時は白に、負値の時は黒にしている。

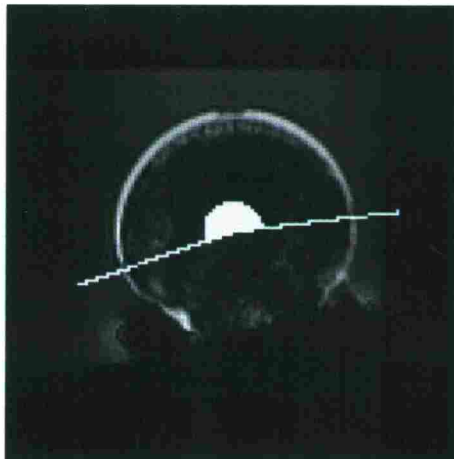


(a) Direction of filtering

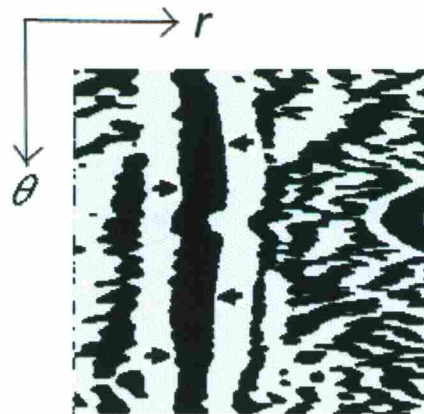


(b) Profile of filtering

図 2.3: フィルタ処理結果



(a) Range of filtering



(b) Image of segmentation result

図 2.4: 実画像に対するセグメンテーション ((b)の矢印は軟骨領域を示している.)

### 3 軟骨の3次元再構成

今回実験には、複数方向で撮影した連続断層画像<sup>2</sup>を用いており、各スライス画像の撮影方向、スライス位置は既知であるので2に示した方法で抽出した軟骨領域境界線の位置データを容易に3次元空間座標系のデータに変換することができる。変換したデータ点の集合に対してスプライン当てはめを行い軟骨表面を表現する。以下では3.1で座標系の変換、3.2でスプライン当てはめの方法について述べる。

#### 3.1 座標系の変換

2に示した処理により得られた軟骨のデータは、各断層面において近似円の中心<sup>3</sup>からの距離  $r$ 、および角度  $\theta$  の極座標形式データとして得られる。3次元形状再構成を行うため、極座標形式のデータ  $(r, \theta)$  を3次元空間座標  $(x, y, z)$  へ変換する。変換の式は、次式のように定義できる。

$$\begin{aligned} X &= r \cos \alpha \cos \theta + (R/fov) \cos(\alpha - 90^\circ) \\ Y &= r \sin \alpha \cos \theta + (R/fov) \sin(\alpha - 90^\circ) \\ Z &= r \sin \theta \end{aligned} \quad (4)$$

但し、 $fov = FOV/a$ 、 $R = d * n$  である。

ここで、 $FOV$  は Field Of View (一辺の実長) であり、 $a$  は画像の大きさ (一辺の画素数)、 $d$  は隣合うスライス間の距離 (実長)、また MR 撮像装置により得られる画像系列には、撮影された順に番号が付けられており、中心スライス画像において  $n$  は 0、中心スライス画像より系列番号が小さい画像系列に対して  $n$  は順番に 1, 2, 3, ..., 大きい画像系列に対しては -1, -2, -3, ... としている。各2次元スライス画像において骨頭を円に近似しており、その中心から軟骨のエッジまでの距離を  $r$ 、 $\alpha$  はスライス画像の撮影方向 (角度)、 $\theta$  は2次元スライス画像においてフィルタを施した角度である。式4において、第1項では平面座標系から空間座標系への変換、第2項ではスライス画像の重心からのずれの補正を行っている。

#### 3.2 スプライン当てはめ

前節の方法により変換したデータに双3次Bスプライン曲面を用いることで内挿を行い、3次元形状の復元を行う。

股関節軟骨は球状形状の太腿骨頭を覆っていることから、次式で示す球面座標系での表現を用いる。

$$r(u, v) = \sum_{i=-3}^{i_0-1} \sum_{j=0}^{j_0-1} R_{ij} U_i(u) V_j(v) \quad (5)$$

<sup>2</sup>各方向7枚のスライス画像を使用した。

<sup>3</sup>各画像における近似円の中心は、中心スライス画像の中心座標を採用している。

ここで、 $u \in [-\frac{1}{2}\pi, \frac{1}{2}\pi]$ ,  $v \in [0, 2\pi]$  であり、 $R_{ij}$  はスプライン係数、 $U_i(u)$ ,  $V_j(v)$  は共に、3次ユニフォーム B-スプラインの基底関数である。また、 $U_i(u)$  は非周期関数、 $V_j(v)$  は周期関数のための基底関数である。

軟骨は先にも述べているように薄いものであるため、それ自体を上記の式で表現せず、軟骨の内側（骨部側）表面と外側表面を別々のスプライン表面で表現し、統合することで軟骨を表現する。

軟骨領域の内側と外側のそれぞれに対して、2乗誤差関数である次式6を最小化する  $R_{ij}$  を求める。

$$E = \frac{1}{\ell_0} \sum_{\ell=1}^{\ell_0} \{r(u_\ell, v_\ell) - r_\ell\}^2 + \frac{w_s}{2\pi^2} \int \int \left\{ \left( \pi \cdot \frac{\partial r(u, v)}{\partial u} \right)^2 + \left( 2\pi \cdot \frac{1}{\cos u} \frac{\partial r(u, v)}{\partial v} \right)^2 \right\} dudv \quad (6)$$

ここで、 $\ell_0$  は軟骨の座標点のデータ数を表し、 $1/\ell_0$  と  $1/\pi^2$  は総和と積分の平均値を得るための係数であり、滑らか拘束とデータの拘束を正規化するものである。偏微分のところに掛けている  $\pi$  と  $2\pi$  はそれぞれの偏微分の正規化の係数である。また、 $v$  に関する偏微分において、極に近づくにしたがって  $v$  方向の長さが減少するため  $\frac{1}{\cos u}$  を掛けている。実験では、 $(R_{ij} - R_{i+1, j})/(1/i_0)$  のような離散近似を用いて偏微分を正規化している。 $(r_\ell, u_\ell, v_\ell)$  は軟骨の座標点を球座標に変換したもの、 $r(u_\ell, v_\ell)$  は次式を表す。

$$r(u_\ell, v_\ell) = \sum_{i=-3}^{i_0-1} \sum_{j=0}^{j_0-1} R_{ij} U_i(u_\ell) V_j(v_\ell),$$

また、 $w_s$  は滑らか拘束の重みのパラメータである。

## 4 実験

### 4.1 生成画像による実験結果

#### 4.1.1 生成画像

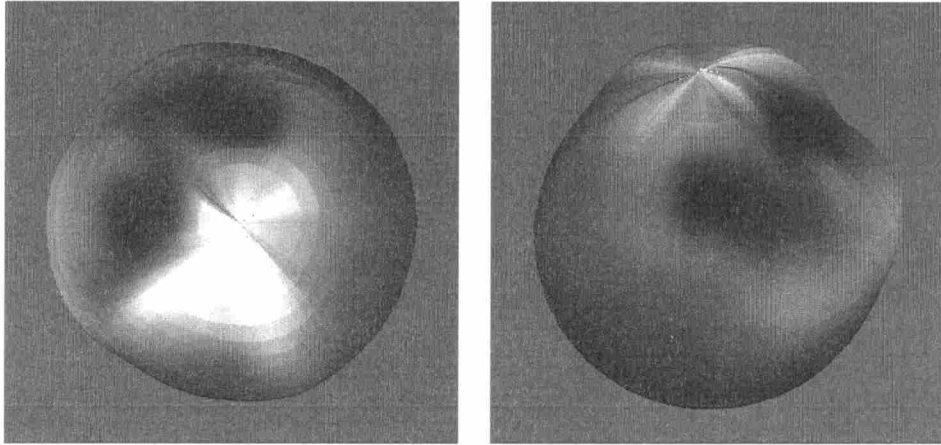


図 4.5: 生成画像の軟骨 3 次元モデル

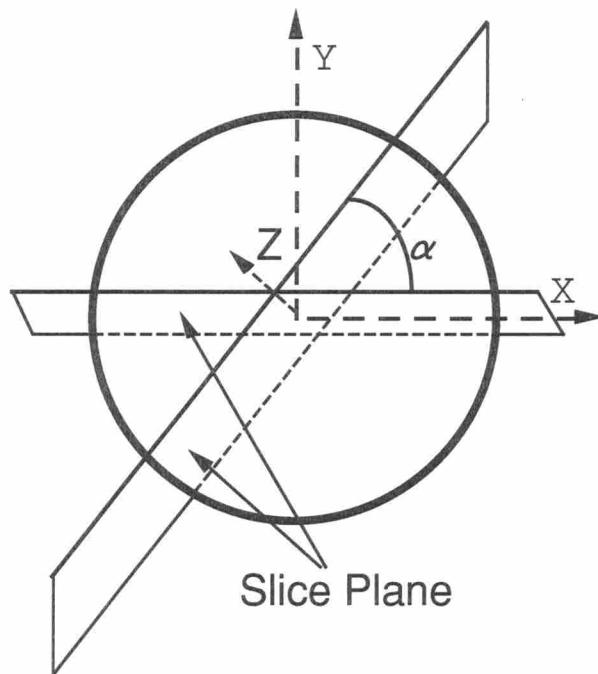


図 4.6: スライス画像の角度  $\alpha$  と座標系の関係



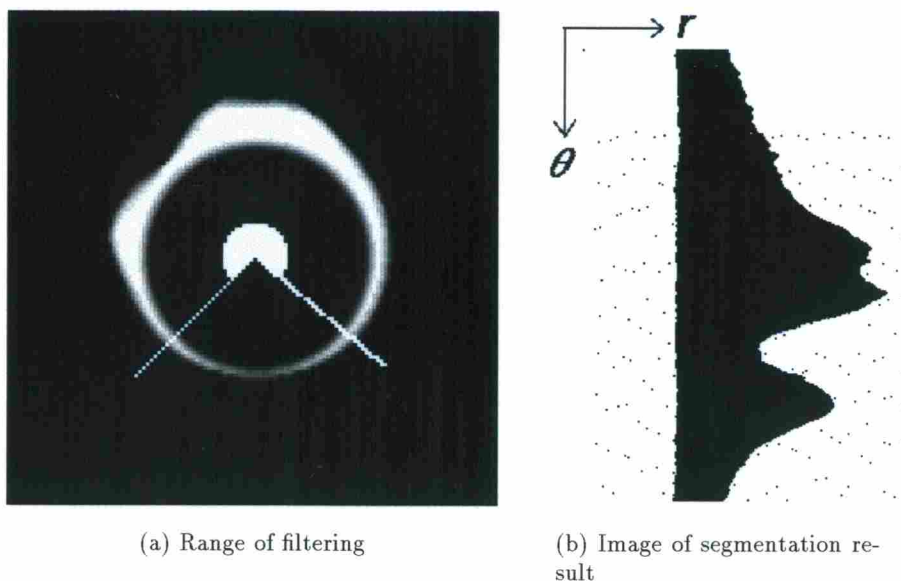
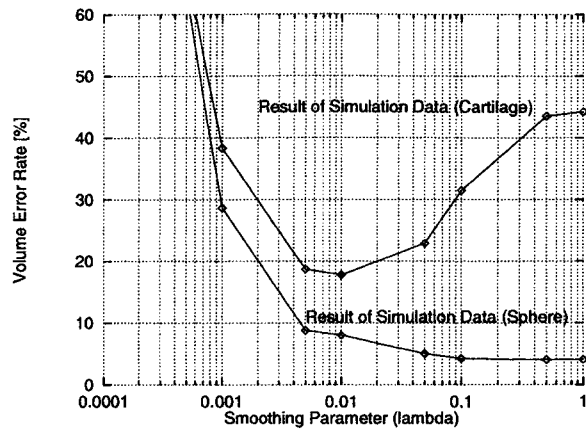


図 4.7: 生成画像に対するセグメンテーション結果画像

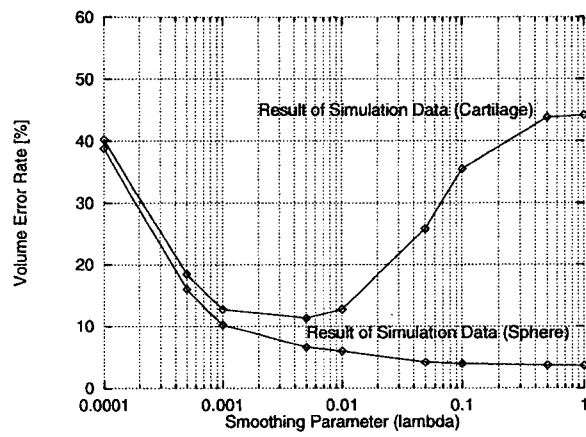
MR I によって撮影されたスライス画像は厚みを持っており，生成スライス画像を作成するにあたり，このパーシャルボリューム効果を十分考慮する必要がある．画像生成の段階において，MR I と同様の厚みを考慮し，画像を作成した．軟骨形状を想定した 3 次元モデルの画像を図 4.5 に示す．この 3 次元モデルをもとに，スライス画像（256x256 画素）を生成した．

生成スライス画像として，図 4.6 における角度  $\alpha$  が 0 度，60 度，90 度，および 120 度の 4 方向を作成し，1 方向（0 度）だけの場合，2 方向（0 度，90 度）を組み合わせた場合，3 方向（0 度，60 度，120 度）を組合わせた場合の 3 通りについて実験を行った．ここで図 4.6 に示すように空間座標における  $xz$  平面を 0 度方向のスライス画像平面と定義し，その他の角度のスライス画像平面に関しては， $xz$  平面を， $z$  軸を回転の軸， $\alpha$  を回転角として反時計回りに回転させた平面を表している．

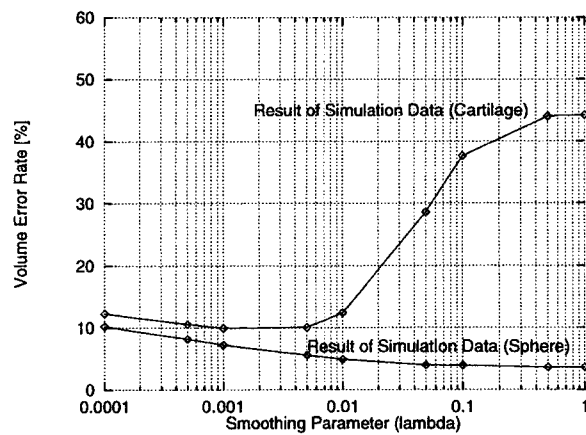
図 4.7 に生成スライス画像に対するガウス方向 2 次微分フィルタによる処理結果を示す．図 4.7(b) において，左側の背景境界線を内側の軟骨エッジ，右側を外側の軟骨エッジとして使用した．



(a) Volume error rate from one direction



(b) Volume error rate from two directions



(c) Volume error rate from three directions

図 4.8: 滑らか拘束の変化に対する体積誤差率

#### 4.1.2 生成画像による実験結果

スプライン当てはめのノット数を緯度方向 18, 経度方向 36 として実験を行った.

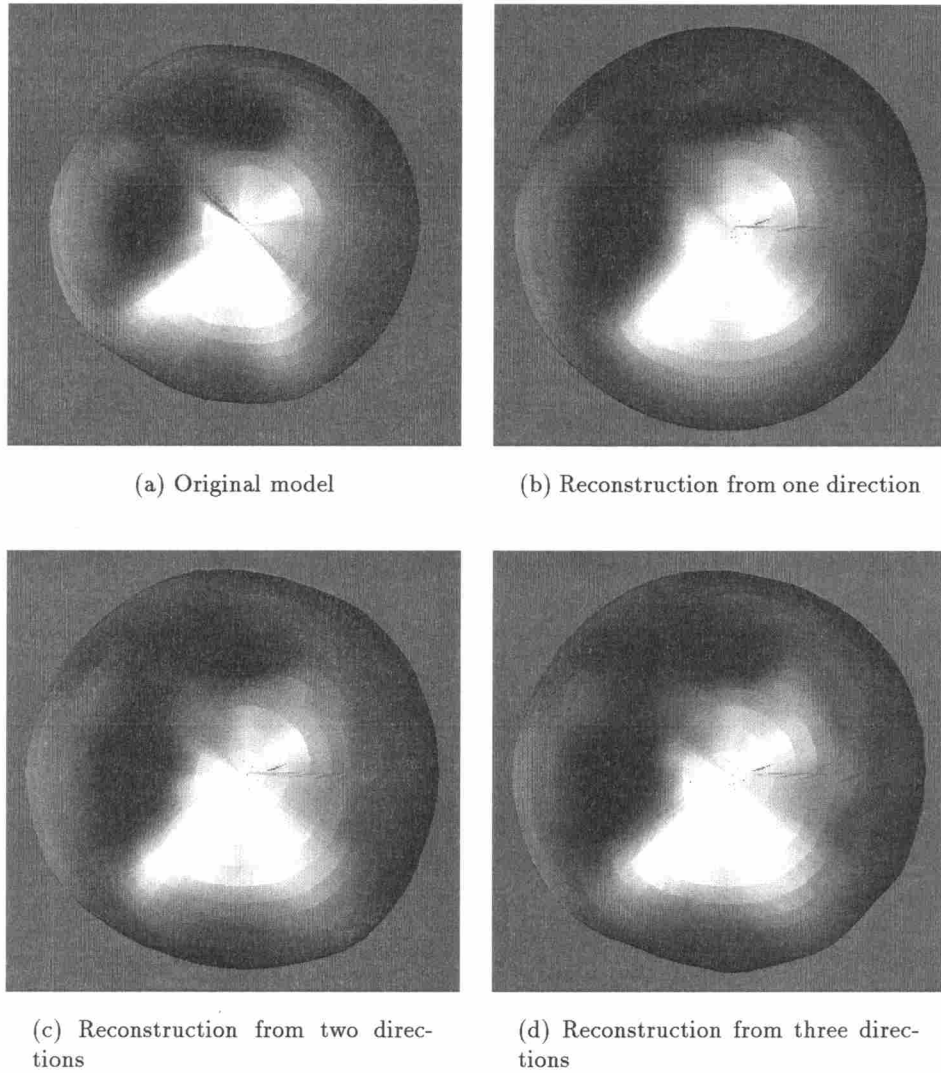
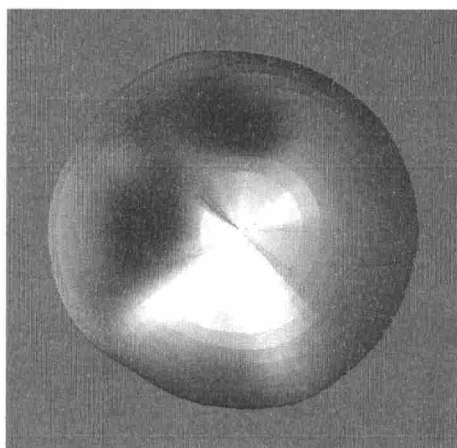
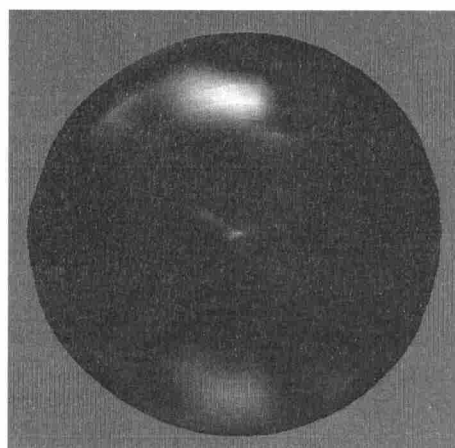


図 4.9: 厚み分布表示による再構成結果形状

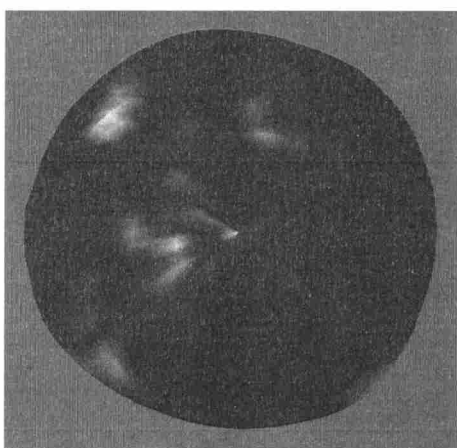
図 4.8 に使用した生成画像における滑らか拘束の重み変化に対する体積誤差率の変化を示す. このグラフにおいて, スライス方向の数が増すにつれて, 低い体積誤差率を与える滑らか拘束の重みパラメータの幅が広がっている. このことから, スライス方向が多くなるほど重みパラメータの決定が比較的容易であることが考えられる. しかし, 滑らか拘束の重みパラメータの値については, スプラインを用いてシミュレーションモデルを作成していることから, 球形状を再構成する場合, 重みパラメータを大きくするほど元の形状により近付くため体積誤差率が減少するのに対し, 球形状に凹凸をつけることで軟骨を想定した本生成モ



(a) Original model



(b) Reconstruction from one direction

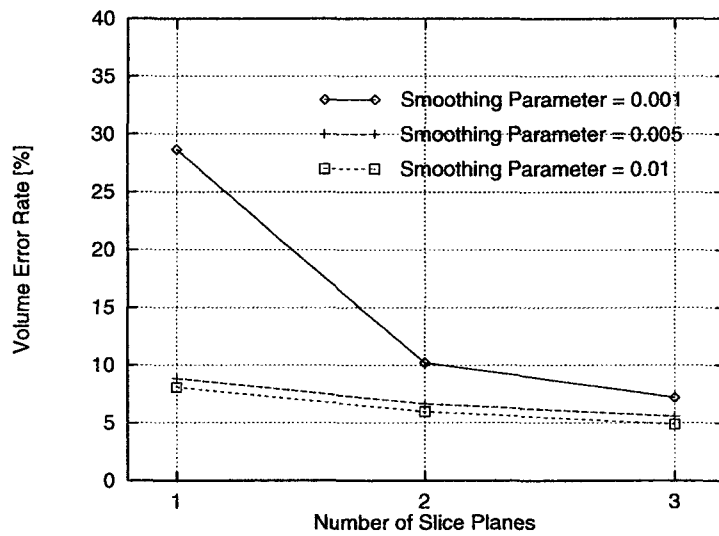


(c) Reconstruction from two directions

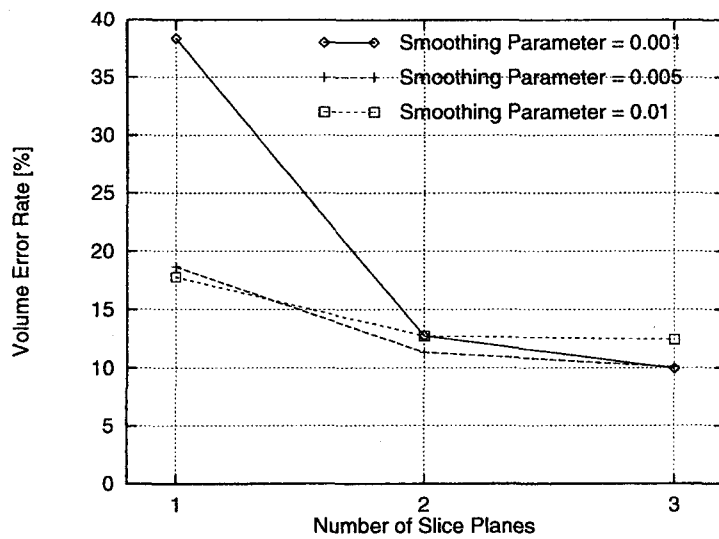


(d) Reconstruction from three directions

図 4.10: 誤差表示による再構成結果形状



(a) Result of simulation using sphere shape



(b) Result of simulation using cartilage shape

図 4.11: 復元形状に対する体積誤差率

デルでは、 $w_s=0.005$  の付近で誤差率が低くなっており、その他の値では誤差率が大きくなる傾向がある。実画像においては2方向からの再構成を行うことから、 $w_s$  の値は2方向、3方向において最小誤差、ならびに1方向ではほぼ最小誤差を与える  $w_s = 0.005$  を採用した。

3次元モデルの原形状と再構成形状を図4.9に示す。図4.9において厚みの薄いところを黒く、厚い部分を白く表示している。1方向からの再構成結果である図4.9(b)において、上部の厚みの薄い部分の再構成が極めて不十分であった。この原因として1方向スライス画像においては、画像自体にパーシャルボリューム効果があるため3次元形状の端の方のスライス画像から軟骨領域を抽出することが難しく、端に存在する厚みの変化の再構成が難しいことがあげられる。1方向からの再構成では端の部分に特に誤差が集中しているのに対し、2方向、3方向からの再構成結果では1方向からでは再構成できていない部分がうまく再構成されていた。この再構成結果と3次元モデルの原形状との誤差を表示すると、図4.10に示すように1方向からの再構成（誤差率18.7%）に対して、2方向（誤差率11.3%）、3方向（誤差率10.1%）からの再構成における誤差が減少していることが示されている。ここで形状の表示を行うとき、3.2において緯度と経度の格子に基づいて得られる表面データに三角パッチを当てており、原形状と再構成形状の同じ緯度、経度の三角パッチに関して、重心点と三角パッチの4点を結んだ三角錐に基づく体積計算から差分を近似的に求めている。ここで三角パッチは十分な精度が確保できるように細かくとっており、誤差率は、原形状と再構成形状の差集合の体積を原形状の体積で割ったものと定義した。また、誤差が大きく表示されている部分は厚みが増える場所であり、内挿を行う際に滑らかに補間しているため急峻な変化に対応できていないことが考えられる。

図4.11に複数の滑らか拘束の重みに対する誤差率を示す。図4.11(a)では凹凸の無い完全な球のモデル、図4.11(b)では股関節軟骨を想定したモデルを再構成した場合の体積誤差を示す。このグラフより表面に凹凸がある場合、複数方向を組み合わせることがさらに有効であるといえる。

## 4.2 実画像による実験結果

摘出大腿骨頭を General Electric 社の 1.5-T Signa MR Imager により 2 方向 (coronal, sagittal) から撮影した 256x256, FOV(Field of View)16cm の画像を実験に使用した. スプライン当てはめのノット数は緯度方向 18, 経度方向 36 とした.

表 1: 実MR画像に対するセグメンテーション結果

	coronal	sagittal
領域分割成功 (修正不要)	1 枚	4 枚
内側面の修正必要	3 枚	2 枚
靭帯部分による修正必要	3 枚	1 枚

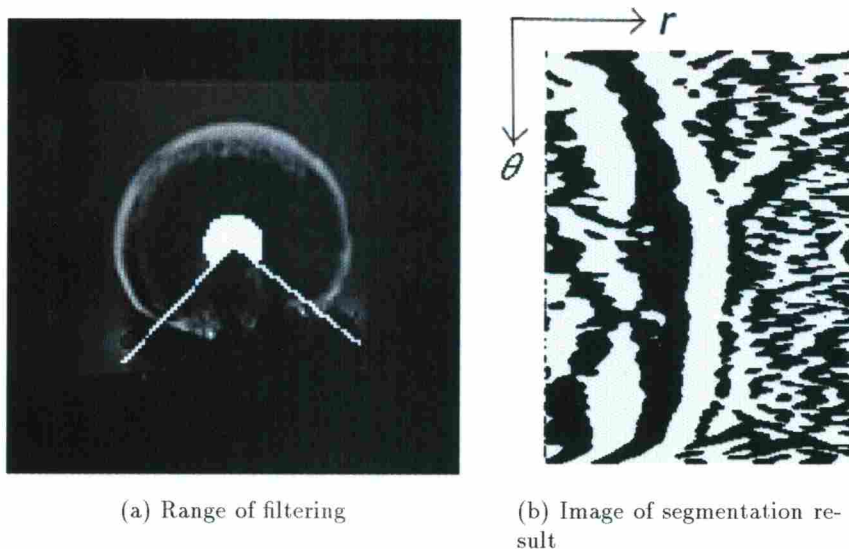


図 4.12: 内側面の修正が必要となったセグメンテーション結果

まず, 実MR画像における軟骨領域のセグメンテーションの評価を行った. 図 2.4(b) において矢印で示すような軟骨領域と他の領域との分割は一般に十分可能であったのに対し, 靭帯を切り取った跡や, コントラスト不足が生じた場合にはセグメンテーションが不完全になることもあった. 実験に使用した画像に対するセグメンテーション結果を表 1 に示す. 図 4.12 および図 4.13 に修正が必要であった画像の例を示す. 図 4.12 では, コントラスト不足により内側の境界のセグメンテーションが不完全であった. 本研究では摘出骨頭を用いたので, 外側に関しては背景とのコントラストが常に十分に保たれており, 問題にはならなかった. 体内軟骨のMRIを扱う場合, 外側に関するコントラストが不十分な場合が出てくると考えられる. また, 図 4.13 は, 靭帯による影響のためセグメンテーションが不完全となった例

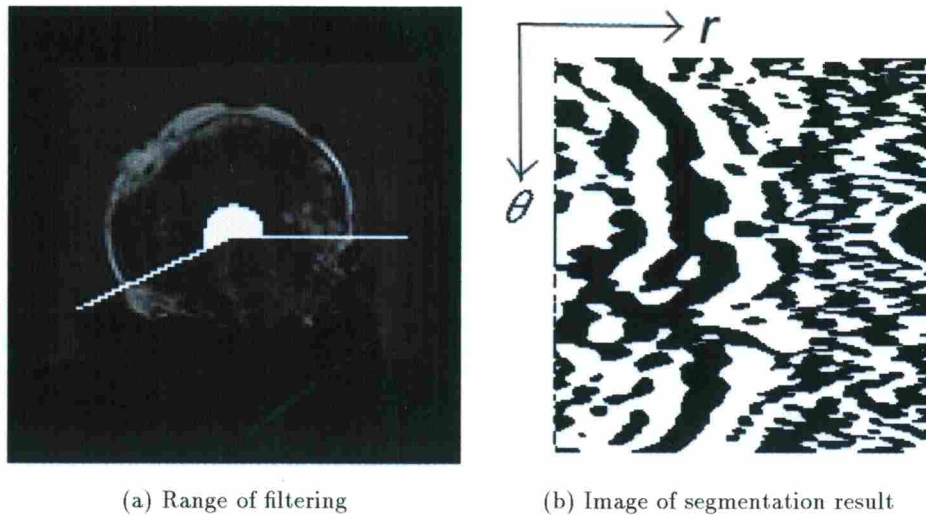


図 4.13: 靭帯等のために修正が必要となったセグメンテーション結果

である。この部分に関しては、臨床目的での軟骨厚み計測においては3次元再構成をする必要がないので、予め取り除いて再構成を行った。現在のセグメンテーション法では後処理として手入力による操作が必要であるが、おおむね軟骨領域をうまく描出できた。これを定量的に検証するため、MR画像から本手法を用いて測定された厚みと、臨床専門家（共著者の西井）により、それと同じスライス面で摘出骨頭の実物を切断し、ノギスを用いて厚みを計測した結果との比較を図4.2に示す。図4.2に示すように、本手法の結果と専門家による結果に比較的高い相関（相関係数0.96）があることが確認できた。

次に、実画像からの3次元形状の再構成を行った。実画像の表面は生成画像と違い荒く、滑らかではない。この凹凸を忠実に再現するためには滑らか拘束を弱くする必要がある。しかし、実画像では体積誤差率評価ができないため、さまざまな値に対する実験を行い、再構成結果を視覚的に評価して滑らか拘束の重みパラメータを決定する必要がある。そこで、意図的に軟骨を削った摘出骨頭の再構成を行い、再構成結果と原形状との比較を行った。まず0.00001から $10^n$  ( $n = 0, 1, \dots, 5$ )倍した6通りの重みパラメータに対して再構成を行い、その結果の中で視覚的に良好な結果を与える重みパラメータの付近でさらに重みパラメータを細かく変化させる。この操作を何度か繰り返し、最終的に滑らか拘束の重みパラメータ  $w_s$  として0.0006を採用した。摘出骨頭の再構成結果を図4.15に示す。再構成形状において意図的に軟骨を削った部分がうまく表現されており、摘出骨頭に対する本手法の有効性が示唆された。



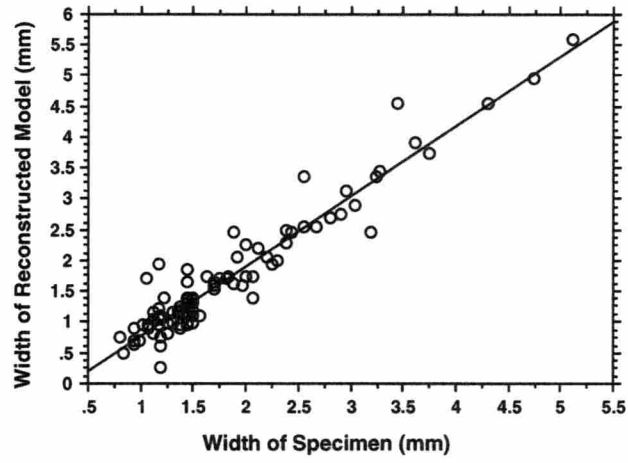


図 4.14: 摘出骨頭からの実測とMR画像から本手法により計測された軟骨厚の相関

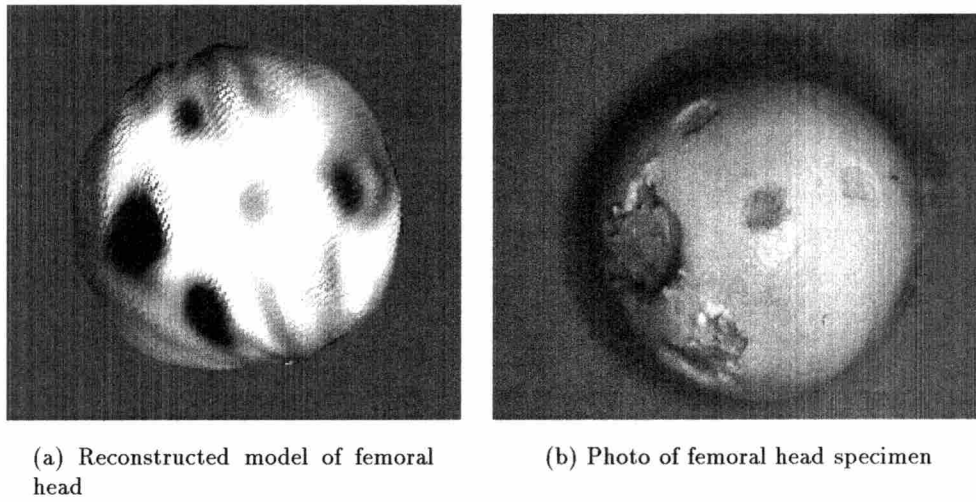


図 4.15: 実MR画像からの再構成結果

## 5 まとめ

本研究では、ガウス方向2次微分フィルタを用いた股関節軟骨領域の抽出法を示し、サブピクセル単位における軟骨領域抽出の有用性を示した。さらに、3次元形状の復元ではスプライン当てはめを用いることで、多方向断層画像からの3次元形状の復元の方法を示し、多方向からの復元による精度向上に関して実験的に有効性を示した。本手法により、これまで医師の経験と勘を必要とした股関節の診断において、3次元的な軟骨の厚み分布、およびその定量的情報の提供が可能であることを示唆した。

今回の実験に用いた実画像は摘出大腿骨頭を使用した。体内での股関節軟骨に対する再構成を行うため軟骨領域の切り出し法を今後改良する必要がある。

Part II

## 多重解像度 3 次元シートフィルタによる 3 次元 形状復元

## 6 まえがき

整形外科領域において、変形性股関節疾患などの疾患では、股関節軟骨の厚みの減少と病変の進行との関連が指摘されている [1]。軟骨の厚み分布を 3 次元的に可視化し、早期に病変を発見することで人工関節置換手術を行わずに、回転骨切り術といった手術で済む場合もある。手術計画を立てる上でも股関節軟骨の厚み分布を 3 次元的に把握することは重要となる。放射線科領域においては、股関節軟骨は膝関節軟骨に比べ関節腔が狭く、厚みが薄いいため診断が困難であると言われている。MRI により撮影された股関節の診断、特に軟骨厚の変化の診断には経験が必要とされ、軟骨厚を 3 次元的に復元することで経験に依存しない診断が期待できる。

従来の研究では、原画像情報として主に CT 画像が用いられ、軟骨部分の評価は骨盤と大腿骨頭間の骨性間隔で擬似的に評価されたものが多く [2, 3, 4, 5, 6]、軟骨自体を直接評価したものではなかった。CT は、空間解像度が MRI に比べ高いものの軟骨の描出が困難であり、放射線による被爆が問題となる。それに対し MRI は、空間解像度は劣るものの、非侵襲的であり軟骨の描出が可能である。また、近年の MRI の進歩により比較的短時間で薄いスライス幅の断層画像の撮影が可能になってきた。筆者らは、パーシャルボリューム効果の影響が大きくなるスライス幅の大きい画像からの再構成法を報告した [7]。この方法では、MRI がさまざまな方向からの撮影が可能であるという特徴を用い、2 方向から撮影された画像からガウス方向 2 次微分フィルタにより軟骨領域を外側（骨盤側）と内側（骨頭側）別々に抽出し、それらをスプライン当てはめを用いて再構成し、統合することでパーシャルボリューム効果の影響を軽減し、軟骨の 3 次元形状を表現した。しかし、この方法だと表面形状を補間するため、軟骨の存在しない部分にも軟骨を表現していた。同様の研究では、抽出骨頭を用いた軟骨厚の測定に関する研究が報告されている [8, 9]。

さらに、計算機による臓器の自動抽出法に関しては多くの研究が進められている [10, 11, 12] が、3 次元的な構造を表示するためには、臓器部分のみのデータを抽出する必要がある。現在この作業は主に、人間の手により膨大な量の断層画像から臓器を切り出すことにより行われている。そのため、膨大な時間と労力が必要な上、操作を行う人間の主観により断層画像ごとに切出が一樣でない、同じ断層画像でも日によって結果が変化するなどの問題がある。

本研究では、3 次元多重解像度シートフィルタを用いた股関節軟骨領域の半自動の抽出法を提案し、ボリュームレンダリング法を用いて 3 次元形状表現を行う。

本稿の構成は以下のとおりである。まず、7 において、軟骨領域の抽出方法を述べる。8 において、実験結果について述べ、9 において、本研究をまとめ今後の課題について述べる。

## 7 股関節軟骨領域抽出

本章では、股関節軟骨領域の抽出法について述べる。

股関節軟骨は、厚みが薄く形状が球形状であるため2次元画像では円形の厚みを持った構造として描出される。フィルタ処理を行なう場合、局所領域の画像に対して畳み込み積分を行なう。股関節軟骨は局所領域では線分構造として考えることができ、3次元画像に拡張した場合、局所領域の線分構造が厚みを持った平面構造となるため、特定の厚みに対して最大の出力を得る多重解像度3次元シートフィルタにより領域抽出を行なう。

股関節軟骨領域抽出法について、7.1で2次元画像における線分構造の検出、7.2では3次元画像における薄面構造の検出に関して述べる。

### 7.1 線の検出

ヘシアン行列の固有値、固有ベクトルを用いることで、2次元画像における線構造の抽出が可能である。入力画像  $I(x, y)$  に対するヘシアン行列は、次式によって与えられる。

$$\nabla^2 I(x, y) = \begin{bmatrix} I_{xx}(x, y) & I_{xy}(x, y) \\ I_{yx}(x, y) & I_{yy}(x, y) \end{bmatrix} \quad (7)$$

ここで、 $I_{xx}(x, y) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} I(x, y)$ ,  $I_{yy}(x, y) = \frac{\partial^2}{\partial y^2} I(x, y)$ ,  $I_{xy}(x, y) = I_{yx}(x, y) = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} I(x, y)$  である。 $\nabla^2 I(x, y)$  の固有値を  $\lambda_1(x, y)$ ,  $\lambda_2(x, y)$  とし、各々の固有ベクトルを  $e_1(x, y)$ ,  $e_2(x, y)$  とする。固有ベクトル  $e$  は2次微分最大方向を示し、 $\lambda_1(x, y) > \lambda_2(x, y)$  の関係の時、 $e_1(x, y)$ ,  $e_2(x, y)$  は図 7.17 に示す方向を取る。

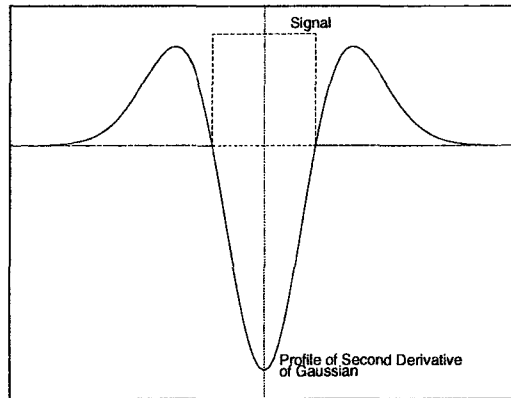


図 7.16: 最大出力を得る線分幅とガウス2次微分零交差の位置関係

実際の画像を考えた場合、式(7)における  $I(x, y)$  の偏微分は以下に示すガウス2次微分に置き換えることができる。

$$I_{xx}(x, y; \sigma) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(x, y; \sigma) * I(x, y) \quad (8)$$

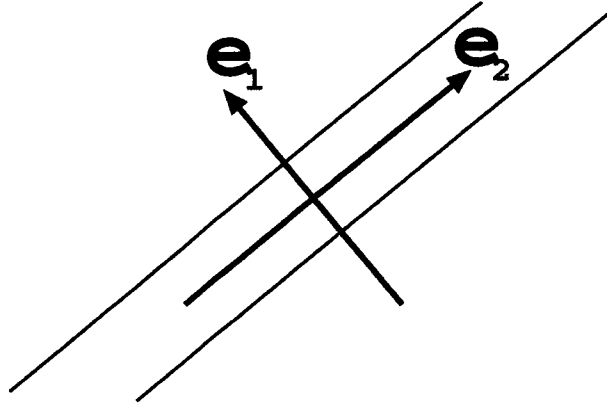


図 7.17: 幅をもつ線分とその固有ベクトル

ここで、 $G(x, y; \sigma)$  は標準偏差  $\sigma$  の 2 次元等方性ガウス関数である。ある一定幅の線分が与えられた時、それに直交する方向の固有ベクトルに対する固有値は、ガウス 2 次微分の零交差間隔が線分幅に一致する (図 7.16)  $\sigma$  に対して最大となる。これを線分検出フィルタの出力値とする。

## 7.2 平面の検出

3 次元画像に対しては、3 次元に拡張したヘシアン行列を用いることで 3 次元画像空間内に存在する平面の抽出が可能である [13, 14]。3 次元画像  $I(x)$  (ここで  $x = (x, y, z)$ ) に対するヘシアン行列は次式で与えられる。

$$\nabla^2 I(x) = \begin{bmatrix} I_{xx}(x) & I_{xy}(x) & I_{xz}(x) \\ I_{yx}(x) & I_{yy}(x) & I_{yz}(x) \\ I_{zx}(x) & I_{zy}(x) & I_{zz}(x) \end{bmatrix} \quad (9)$$

ここで、 $I_{xx}(x) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} I(x)$ ,  $I_{yy}(x) = \frac{\partial^2}{\partial y^2} I(x)$ ,  $I_{zz}(x) = \frac{\partial^2}{\partial z^2} I(x)$ ,  $I_{xy}(x) = I_{yx}(x) = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} I(x)$ ,  $I_{xz}(x) = I_{zx}(x) = \frac{\partial^2}{\partial x \partial z} I(x)$ ,  $I_{yz}(x) = I_{zy}(x) = \frac{\partial^2}{\partial y \partial z} I(x)$ , である。  $\nabla^2 I(x)$  の固有値を  $\lambda_1(x), \lambda_2(x), \lambda_3(x)$  とし、それぞれの固有ベクトルを  $e_1(x), e_2(x), e_3(x)$  とする。これらの固有ベクトルが、図 7.18 に示す関係にある時、固有値は表 2 に示す関係が成立する。  $\lambda_1(x) > \lambda_2(x) > \lambda_3(x)$  の関係が成り立つとき、  $e_1(x)$  は 2 次微分値が最大となる方向を示し、  $\lambda_1(x)$  は最大の 2 次微分値を与える。この時、各固有ベクトル  $e_1(x)$  は平面の法線ベクトルとなる。

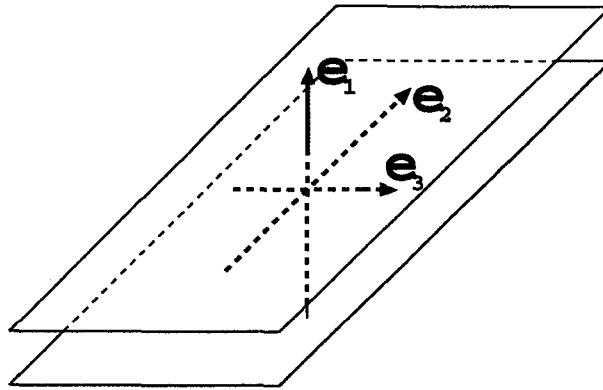


図 7.18: 固有ベクトルと薄面構造の関係

bright plane	dark plane
$\lambda_1 < 0$	$\lambda_1 > 0$
$ \lambda_1 $ large	$ \lambda_1 $ large
$ \lambda_2 ,  \lambda_3 $ small	$ \lambda_2 ,  \lambda_3 $ small

表 2: 平面検出における固有値と固有ベクトルの関係

### 7.3 処理の流れ

本手法による処理の流れを示す。

#### step 1: 内挿

実験で使用する MR 断層画像は、画像面内とスライス方向の解像度が大きく異なっている。さらに、FOV16cm,256x256 という撮影条件の下では画素の大きさが軟骨厚の約 20~60%<sup>4</sup> になり検出精度に問題がある。MR 断層画像が、サンプリング定理を満たし生成されているという仮定の下で、この問題を解決するために、まず断層画像系列から ROI を切り出し、ROI の画像に対して sinc 内挿を用い画像サイズを 2 倍にする。スライス方向に対しても同様に sinc 内挿により、スライス厚を画素の大きさと同じになるように内挿する。

以下、この内挿処理を施し生成した画像系列に関して処理を行なう。

#### step 2: フィルタ処理

7.2で述べた平面検出フィルタ（以後、シートフィルタとする）を、さまざまな $\sigma$ の値で画像系列に施し、各 $\sigma$ に対する出力画像を作成する。

#### step 3: 軟骨領域抽出

step 1で作成された出力結果画像を統合することで、最大出力値を画素値に持つ画像系列を新しく作成する。軟骨領域を抽出するため、二値化処理を新しく作成された画像系列に

<sup>4</sup>軟骨厚は正常人では、1mm から 3mm 位と言われており、FOV16cm,256x256 の画像では 0.625mm/pixel となるため。

施し，二値化画像から軟骨領域のみを抽出する．

*step 4*: ボリュームデータ作成

股関節軟骨が球形状の大腿骨頭表面を覆っていることから，入力画像系列における骨頭重心を求める．次に，骨頭重心から球面座標系での同一方向にある全ての画素に対して，その画素中の最大画素値を出力した $\sigma$ に応じた値を割り当てる．ここで $\sigma$ に応じた値とは， $\sigma$ の小さい値から順に，10,20,...のように割り当てる．例えば16段階の $\sigma$ によりフィルタ処理を行なった場合，最大ボリュームデータ値は160となる．



## 8 実験

実験を行なう前に、パーシャルボリューム効果による影響を検証した。検証には、MRIで撮影した断層画像(1)(スライス厚 1.5mm, FOV 16cm, 256x256)と断層画像(2)(スライス厚 0.7mm, FOV 18cm, 256x256)の画像を使用した。0.7mmのスライス厚は画像面内の解像度とほぼ同じ解像度 (square voxel と呼ぶ) である。

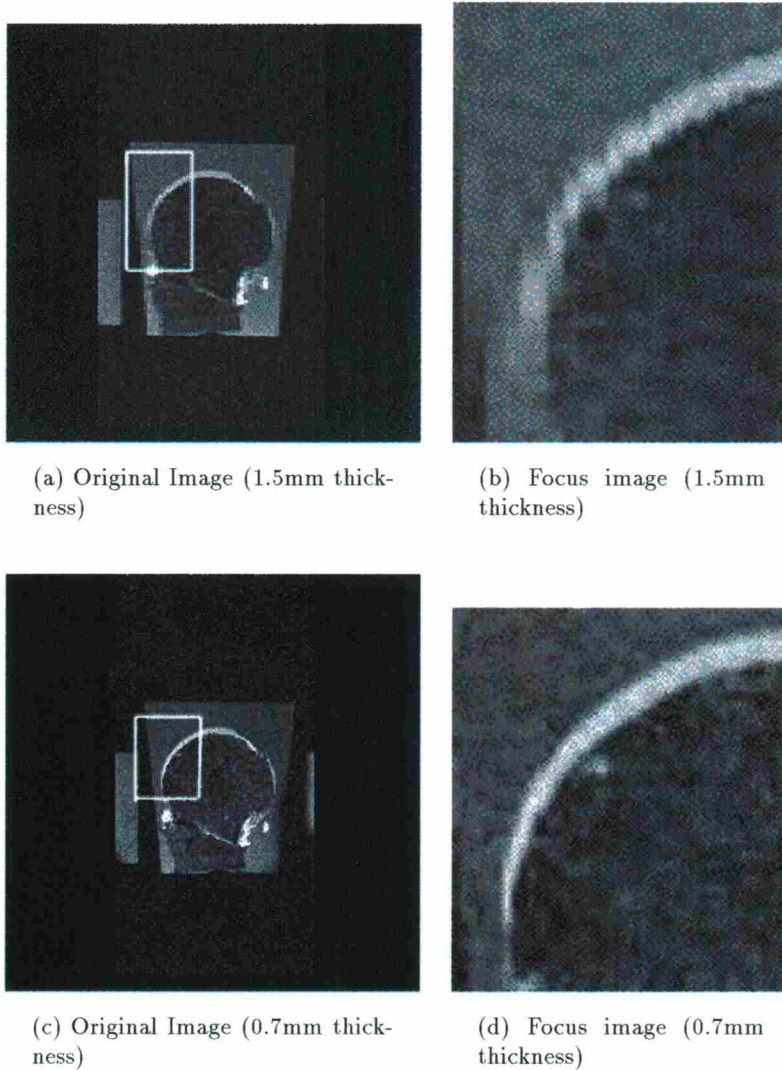


図 8.19: 断層画像におけるパーシャルボリューム効果による影響

パーシャルボリューム効果による影響を図 8.19に示す。これらの画像は、sagittal 画像からクロスセクション画像 (axial 画像) を作成したものである。画像を作成する際の内挿方法は、直線近似を採用した。(2)の square voxel の画像を用いて合成した画像 (d) には、

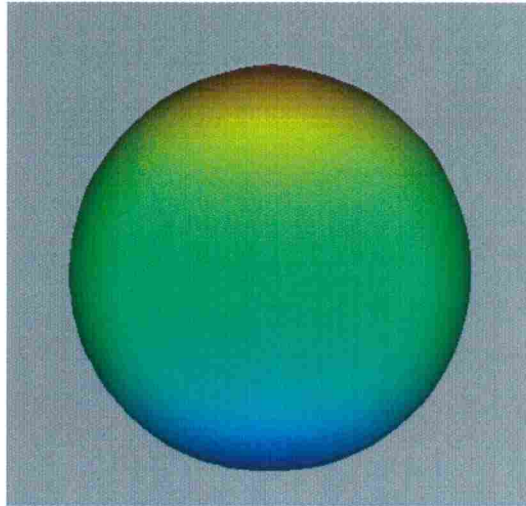


図 8.20: 生成画像の軟骨 3 次元モデル

画像面内とスライス方向の解像度が大きく異なる画像 (1) から合成された画像 (b) に見られるパーシャルボリューム効果によるアーチファクトがほとんど見られない。このことから、通常の撮影条件のもとでは、スライス方向の軟骨厚の測定精度が画像面内に比べ悪くなることが示唆された。

## 8.1 生成画像による実験結果

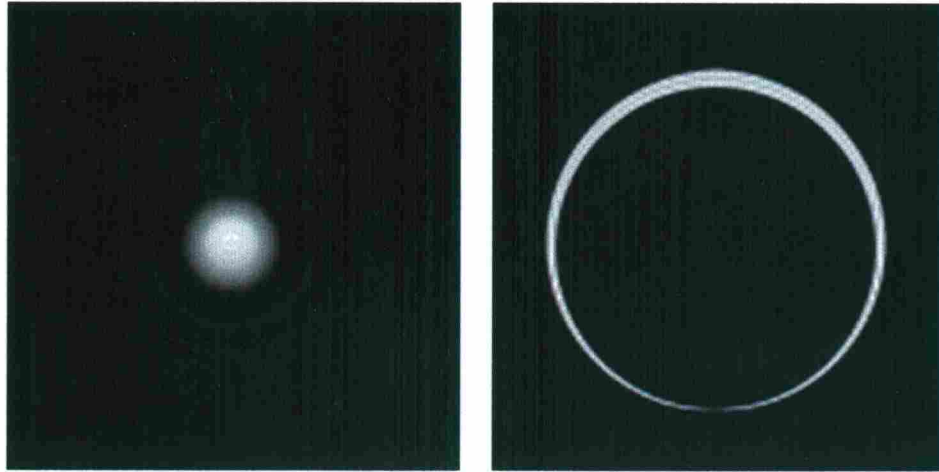
### 8.1.1 生成画像

本節では、生成画像を用いた提案手法の定量的評価を行なう。

MRI によって撮影されたスライス画像は厚みを持っており、生成画像を作成するにあたり、この厚みによるパーシャルボリューム効果を十分考慮する必要がある。そこで、画像生成の段階においては、MRI と同様の厚みをもたせた画像を作成した。軟骨形状を想定した 3 次元モデルの画像を図 8.20 に示す。この 3 次元モデルをもとに、スライス画像を生成した。

生成スライス画像として、実画像の撮影条件 (1.5mm スライス, 256x256, FOV 160mm) による画像 (図 8.21) と、square voxel (0.3125mm スライス, 210x210, FOV 65.625mm) の画像 (図 8.22) を作成し、実験を行なった。square voxel 画像の生成条件は、1.5mm スライス画像に対して sinc 内挿法で内挿処理を施し、再構築した画像系列の条件である。

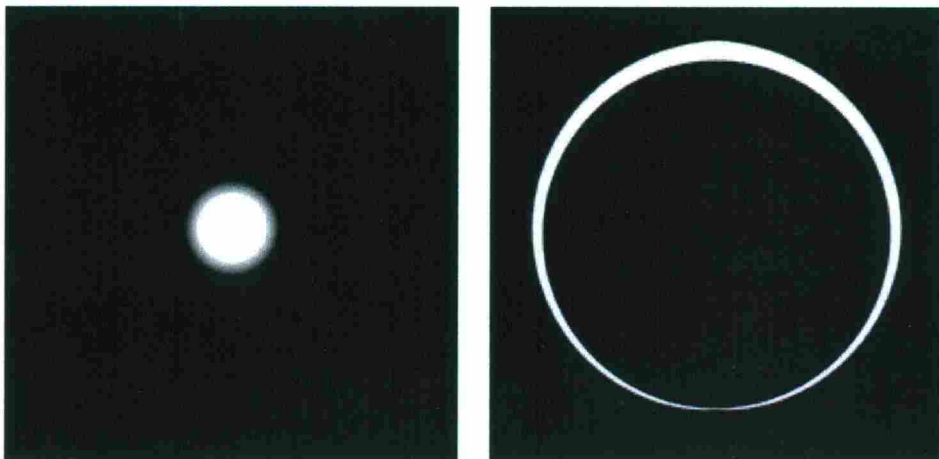
図 8.21(a) は骨頭の端に近い断面であり、画像のまわりにパーシャルボリューム効果の影響と思われる部分が存在する。パーシャルボリューム効果は、画像面内のサイズ (ピクセルサイズ) に比べスライス方向 (スライス幅) が大きい時に影響が大きくなる。図 8.22(a) では、ピクセルサイズとスライス幅が同じであるため、パーシャルボリューム効果の影響が少なく、画像がほぼ一定の画素値になっている。



(a) Slice of end of 3D shape

(b) Slice of center of 3D shape

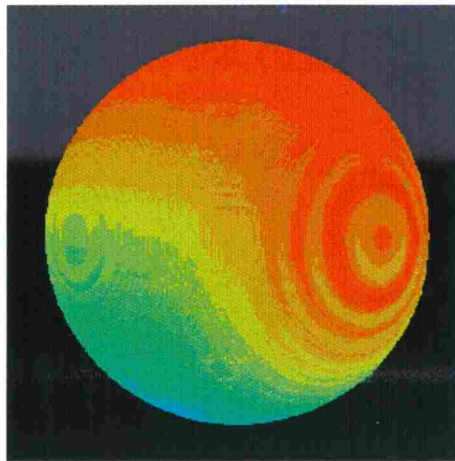
図 8.21: スライス幅 1.5mm,FOV 16cm,256x256 の生成画像



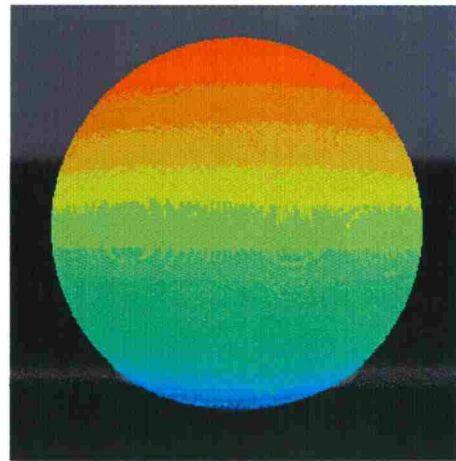
(a) Slice of end of 3D shape

(b) Slice of center of 3D shape

図 8.22: スライス幅 0.3125mm,FOV 65.625cm,210x210 の生成画像



(a) Reconstruction from 1.5mm thickness images



(b) Reconstruction from square voxel images

図 8.23: 生成画像からの再構成結果

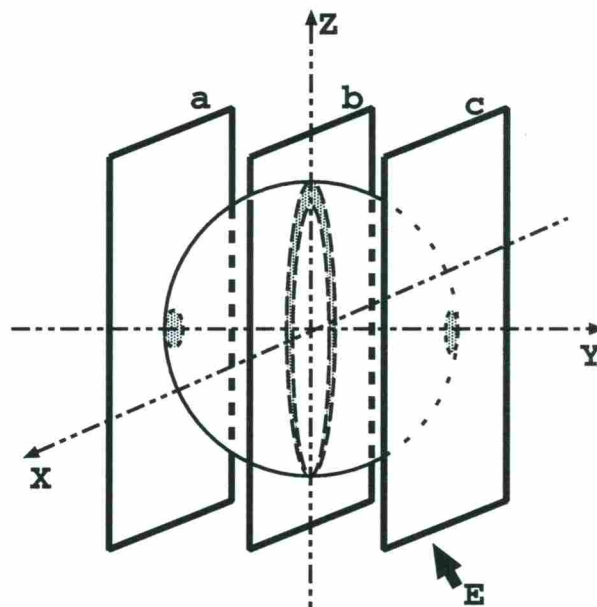


図 8.24: スライス位置とパーシャルボリューム効果の関係

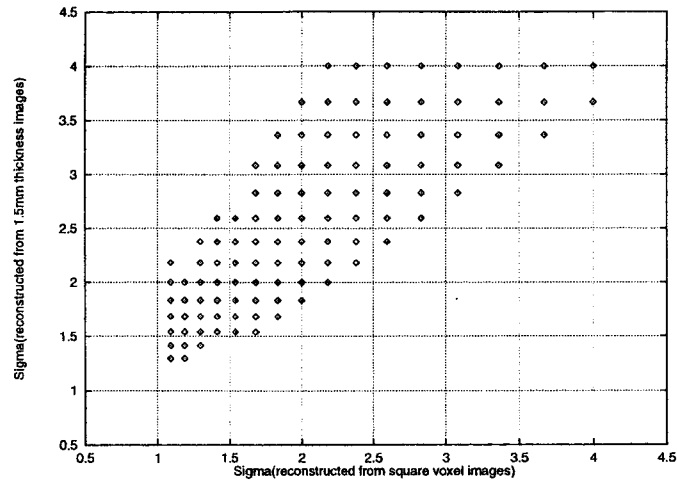


図 8.25: 1.5mm 厚断層画像からの再構成形状と square voxel 断層像からの再構成形状の対応点における  $\sigma$  の相関 (パーシャルボリューム効果の影響を受けている領域を含む)

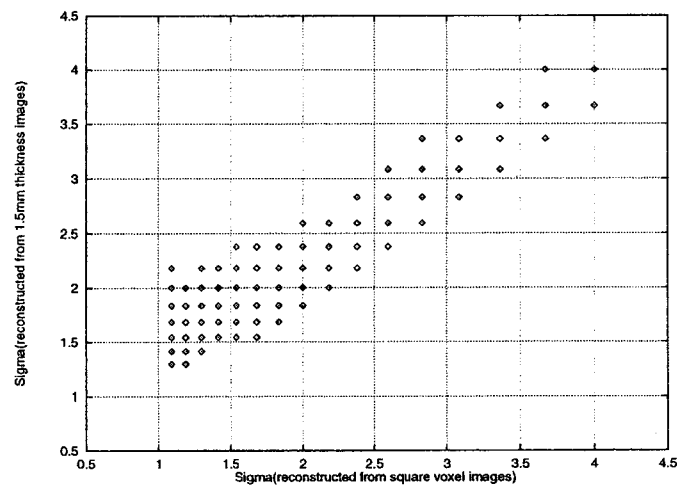


図 8.26: 1.5mm 厚断層画像からの再構成形状と square voxel 断層像からの再構成形状の対応点における  $\sigma$  の相関 (パーシャルボリューム効果の影響を受けている領域を含まない)

### 8.1.2 生成画像による実験結果

図 8.24において xy 平面上の点 E の方向から見た、生成画像からの再構成結果を図 8.23に示す。再構成形状 (a), (b) 左側にいずれもわずかに見られる円形の模様はフィルタ処理によるアーチファクトである。再構成結果において、青色から赤色になるにつれて厚みが増している。図 8.23(b) の square voxel の再構成画像では、ピクセル幅とスライス厚が同じであり、実画像の撮影条件による再構成画像 (図 8.23(a)) に比べパーシャルボリューム効果の影響が少なくなる。図 8.23(a)において、再構成画像の右側の部分にパーシャルボリューム効果の影響による誤差が集中している。この部分は図 8.24に示すスライス c の部分の再構成結果であり、画像面に対して軟骨が平行に近いことからパーシャルボリューム効果の影響が大きく誤差が集中したものと考えられる。それに対して、再構成画像の左側の部分では誤差があまり見られない。これは、図 8.24に示すスライス b 付近の画像からの再構成結果であり、重心付近の断面ではスライス面と軟骨が垂直になっているためパーシャルボリューム効果の影響が少なく、 $\sigma$  と厚みとの関係が正確に反映されていることが挙げられる。本手法では、パーシャルボリューム効果の影響を軽減することは困難であると思われる。図 8.23(b) では (a) に見られるパーシャルボリューム効果による誤差の集中が見られない。これは、ピクセルサイズとスライス幅を同じにすることでパーシャルボリューム効果の影響が軽減されたものと考えられる。また、この図からパーシャルボリューム効果の影響を受けない場合、本手法によりあらゆる方向における対象物体の厚み測定が可能であることを示唆している。

最後に、図 8.25と図 8.26に、1.5mm 厚の画像からの再構成結果と square voxel の画像からの再構成結果の相関図を示す。図 8.25は全ての領域において比較を行なった相関図であり、図 8.26はパーシャルボリューム効果による影響を受けていない部分のみ比較した相関図である。各々の相関係数は、図 8.25が 0.78、図 8.26 が 0.92 となり、パーシャルボリューム効果が再構成形状に大きく影響することが言える。

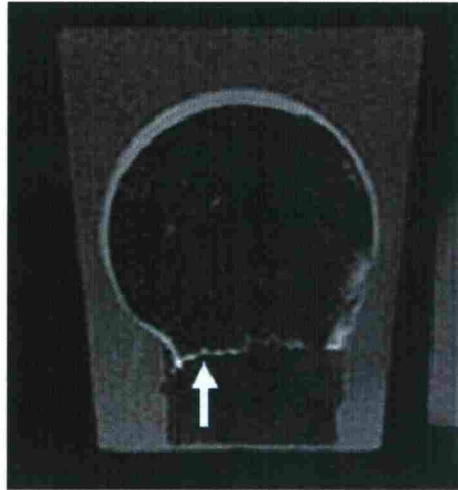
## 8.2 実画像による実験結果

実験では、General Electric 社の 1.5-T Signa MR Imager により撮影した MR 断層画像を使用した。

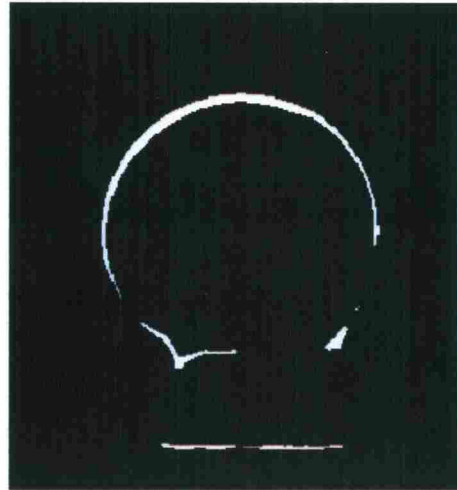
### 8.2.1 in vitro 画像による実験結果

本手法をまず摘出骨頭に対して適用した。摘出骨頭を 256x256, FOV(Field of View) 16cm, スライス厚 1.5mm で撮影した sagittal 画像と、256x256, FOV 18cm, スライス厚 0.7mm で撮影した sagittal 画像を使用した。

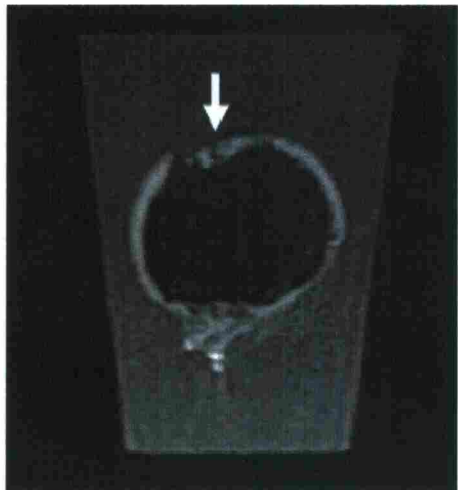
図 8.27に使用した画像と軟骨領域のセグメンテーション結果を示す。摘出骨頭では、軟骨とまわりの画素とが高いコントラストを保っているため、図 (b) に示すように軟骨領域に関しては比較的セグメンテーションが安定して行なえた。しかし、図 (a), (c) において矢印で示す部分は、共に軟骨ではなく、軟骨と画素値が近い組織であるためセグメンテーションが不完全であった。MRI は、CT と違い画素値の幅が小さいため軟骨と画素値の近い組織が軟骨近傍に存在することが多い。実画像においては、このように近い画素値を持つ組織がまわりにあり、セグメンテーションが不完全になる原因の一つとなっている。



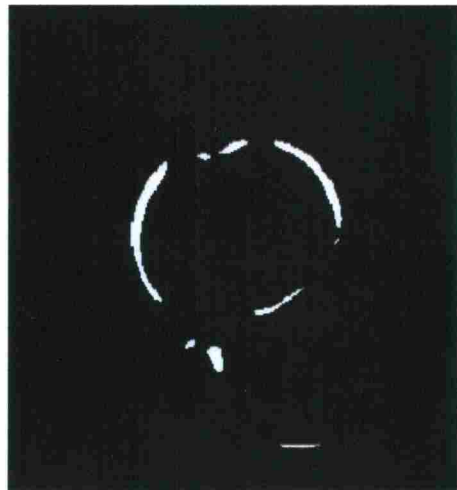
(a) Original image



(b) Result of segmentation

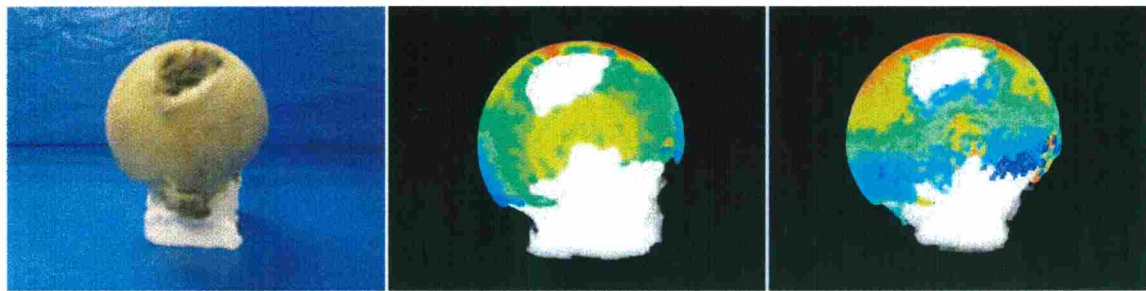


(c) Original image



(d) Result of segmentation

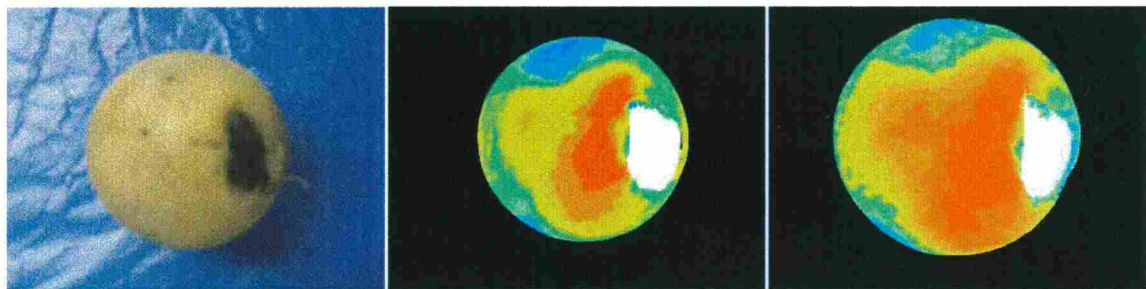
図 8.27: 原画像およびセグメンテーション結果



(a) Original photo (Medial)

(b) Reconstructed shape from 1.5mm slice

(c) Reconstructed shape from 0.7mm slice



(d) Original photo (Superior)

(e) Reconstructed shape from 1.5mm slice

(f) Reconstructed shape from 0.7mm slice

圖 8.28: 摘出骨頭軟骨 3 次元再構成結果



図 8.28に摘出骨頭の写真と再構成結果を示す。

### 8.2.2 in vivo 画像による実験結果

体内股関節軟骨の実験には、早期臼蓋形成不全の患者の coronal,sagittal の 2 方向のデータを使用した。通常、股関節軟骨は臼蓋側軟骨と接しているため、MRI 撮影時に患者の脚を牽引することで太腿骨頭と、臼蓋との間をあけ股関節軟骨を描出した。牽引により関節腔が比較的開いた coronal,sagittal 画像とその画像に対するセグメンテーション結果を図 8.29に示す。この患者では、関節腔が開いたことで骨頭側の軟骨と臼蓋側の軟骨との間にコントラストがついたため、フィルタによるセグメンテーション結果が良好であった。

体内における股関節軟骨のセグメンテーションは、軟骨周辺のコントラストが摘出骨頭に比べ格段に悪いため非常に困難である。図 8.29では比較的コントラストが良く良好なセグメンテーション結果が得られた。次に、セグメンテーションが不完全であった画像を図 8.30に示す。図 8.30(b) 中、矢印で示すセグメンテーションが不完全であった場所は、原画像において同様のもしくはこの部分よりも厚い軟骨（原画像中の A の領域）があり、その軟骨の厚みを検出するためにフィルタの幅を広げたため、骨頭側と臼蓋側の軟骨を同一の軟骨として検出したためと考えられる。また、図 8.30(d) 中の矢印の部分は軟骨の存在しない円靭帯部分であり、その部分に軟骨があるように出力した。これは、円靭帯の骨頭側に軟骨と画素値が似ており、3次元的に見て薄面形状として捉えられる部分が存在したためと考えられる。

次に、牽引が不十分であった画像のセグメンテーション結果を図 8.31に示す。牽引が不十分なため図 8.31(a) 中の矢印で示す領域では、股関節軟骨と臼蓋側軟骨とが接している。そのため股関節軟骨の特定が困難であり、股関節軟骨と臼蓋側軟骨を分離するため閾値を高く設定する必要があった。フィルタ出力が低い場合、図 8.31(b) 中の矢印で示す領域のように軟骨領域が描出されなかった。また図 8.31(d) に示すように、出力が高い場合でも実際の厚みよりも薄く描出された。

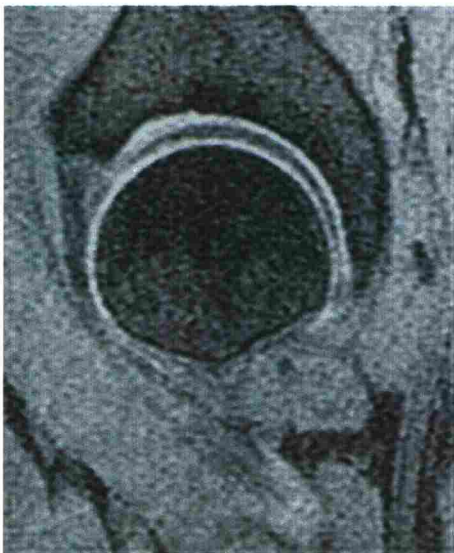
最後に、3次元再構成形状を図 8.32、図 8.33に示す。



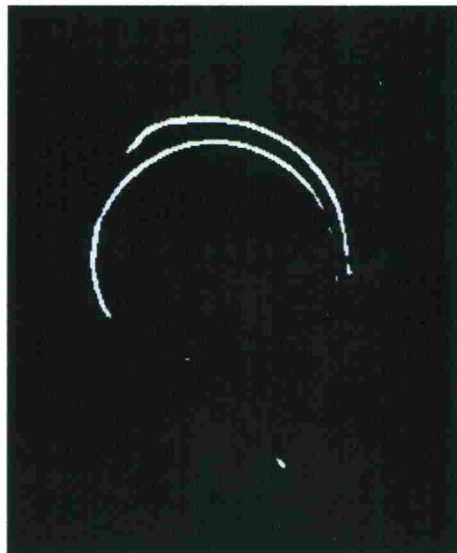
(a) Patient A: Original coronal image



(b) Patient A: Result of segmentation

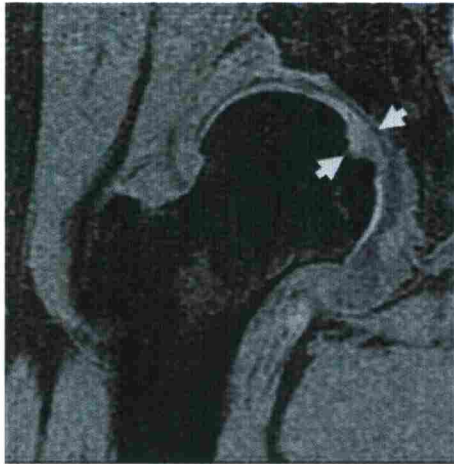


(c) Patient A: Original sagittal image



(d) Patient A: Result of segmentation

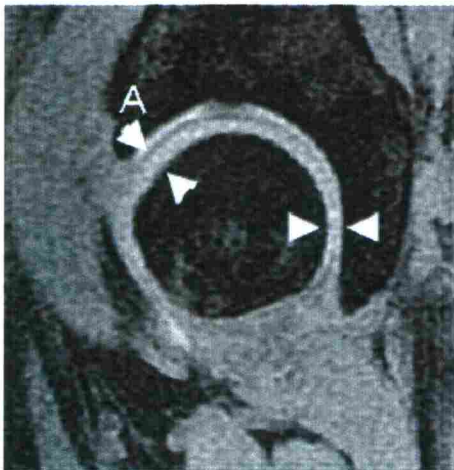
図 8.29: 原画像およびセグメンテーション結果



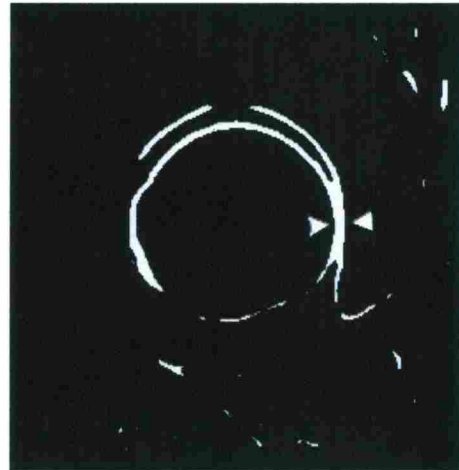
(a) Patient B: Original coronal image



(b) Patient B: Result of segmentation



(c) Patient B: Original sagittal image



(d) Patient B: Result of segmentation

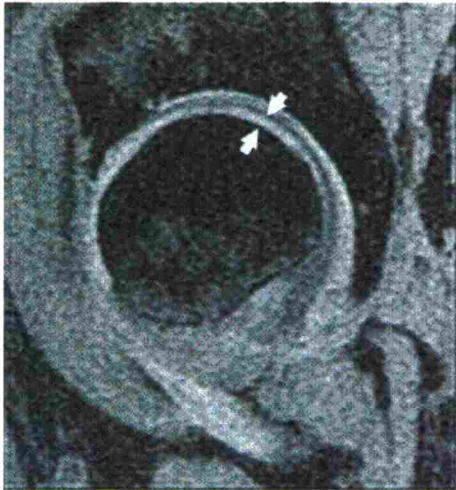
図 8.30: セグメンテーションが不完全であった画像



(a) Patient C: Original coronal image



(b) Patient C: Result of segmentation

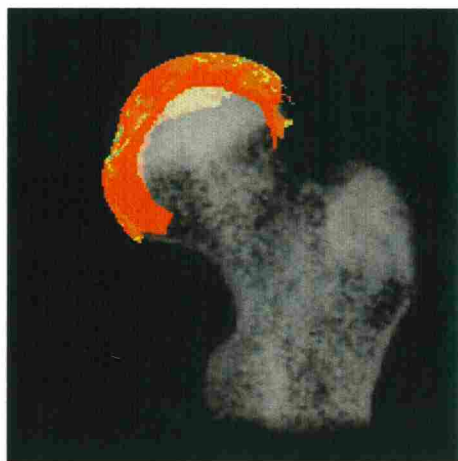


(c) Patient C: Original sagittal image

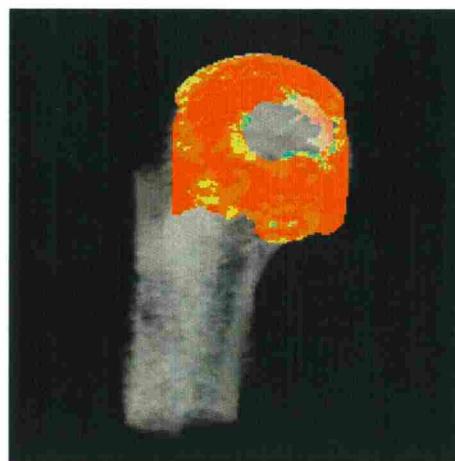


(d) Patient C: Result of segmentation

図 8.31: 牽引が不十分であった画像からのセグメンテーション結果



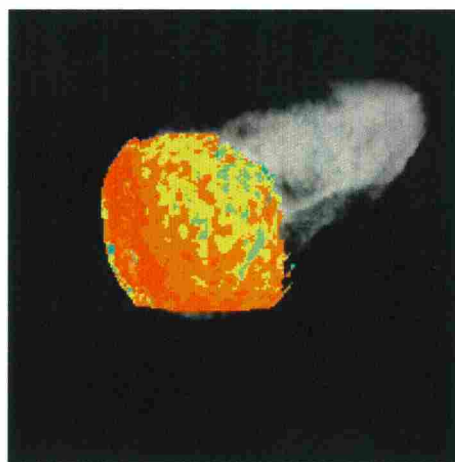
(a) Anterior



(b) Medial

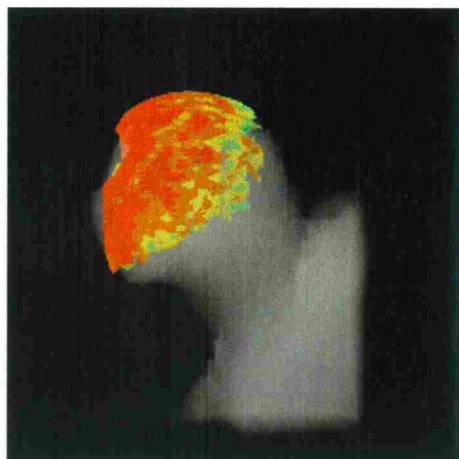


(c) Posterior

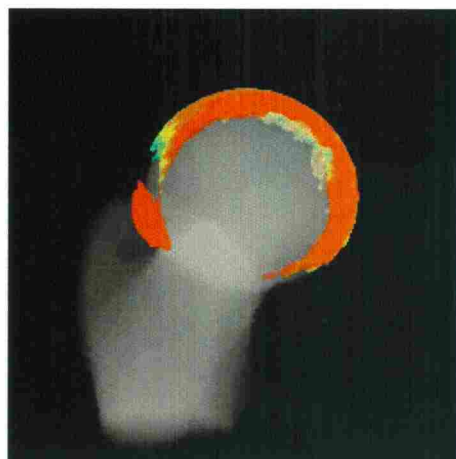


(d) Superior

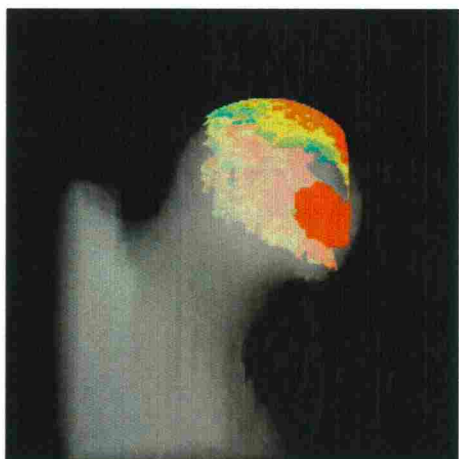
図 8.32: coronal 断層画像からの 3 次元形状再構成結果



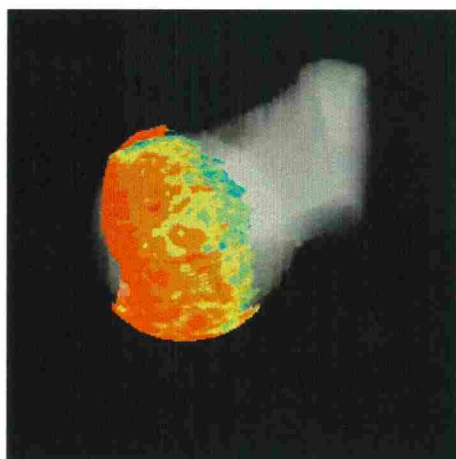
(a) Anterior



(b) Medial



(c) Posterior



(d) Superior

図 8.33: sagittal 断層画像からの 3 次元形状再構成結果

## 9 まとめ

本研究では、多重解像度3次元シートフィルタを用いた股関節軟骨領域の抽出法について示し、本手法の体内股関節軟骨領域3次元形状の復元に対する有効性を実験的に示した。本手法により、これまで2次元画像から医師が経験と勘により想像していた3次元的な厚み分布を定量的に提供可能であることを示唆した。

今回の実験では、画像のコントラストなどが軟骨の抽出結果に影響したが、画像の状態に依存しない軟骨領域の抽出法への改良が必要である。また、本稿の薄面物体の3次元再構成法を軟骨以外の薄面構造に対しても適用することを検討している。

## 10 むすび

本研究では、股関節軟骨の3次元形状復元に関する手法を提案し、その有効性を検証した。股関節軟骨の診断への応用を目指し、断層画像の厚みに応じた手法を提案した。まず、Bスプライン当てはめによる再構成法では、生成画像と摘出骨頭の断層画像による実験を通して、スライス厚の厚い画像におけるパーシャルボリューム効果の影響の軽減が可能であることを確認した。次に、ボリュームレンダリング法による再構成法では、シートフィルタによって半自動股関節軟骨のセグメンテーションが可能になり、臨床応用に向けより現実的な再構成が可能になった。



## 謝辞

本研究の全過程を通じて、直接懇切なる御指導、御鞭撻を賜った大阪大学大学院基礎工学研究科 田村進一教授に心から感謝致します。

本研究に関して貴重な御教示を頂きました大阪大学大学院情報工学研究科 橋本昭洋教授、並びに北橋忠宏教授に心から感謝致します。

大阪大学大学院博士後期課程において御指導と御教示を賜った大阪大学大学院基礎工学研究科 宮原秀夫教授、都倉信樹教授、谷口健一教授、藤井護教授、柏原敏伸教授、菊野亨教授、今井正治教授、萩原兼一教授、井上克郎教授、藤原融教授に厚くお礼を申し上げます。

本研究の遂行にあたり、終始有益な御助言と御鞭撻を頂いた大阪大学医学部機能画像診断学研究部 内藤博昭助教授、佐藤嘉伸助手に厚く感謝の意を表します。

本研究に関して、有益な御助言、御討論を頂いた大阪大学医学部放射線科 中西克之氏、田中寿氏、大阪大学医学部整形外科 西井孝氏、菅野伸彦氏、大阪大学医学部附属病院放射線部 上口貴志氏に厚く感謝の意を表します。

また、大阪大学医学部機能画像診断学研究部の諸氏、並びに研究室秘書の方々には、日頃より種々の面でお世話になっており、ここに記して心より感謝致します。

## 参考文献

- [1] K. Jonsson, K. Buckwalter, M. Helvie, L. Niklason and W. Martel: "Precision of hyaline cartilage thickness measurements", *Acta Radiologica* 33 (1992) Fasc.3 pp.234-239
- [2] K. Klaue, A. Wallin and R. Ganz: "CT evaluation of coverage and congruency of the hip prior to osteotomy", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Number 232, July, 1988 pp.15-25
- [3] S.B. Murphy, P.K. Kijewski, M.B. Millis and A. Harless: "Acetabular Dysplasia in the Adolescent and Young Adult", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Number 261, December, 1990 pp.214-223
- [4] M.B. Millis and S.B. Murphy: "Use of computed tomographic reconstruction in planning osteotomies of the hip", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Number 274, January, 1992 pp.154-159
- [5] 逸見 治, 泉田 良一, 川久保 誠, 石名田 洋一, 坂巻 豊教, 飯田 勝, 山本 鈴子, 荒俣 博: "三次元CT画像を用いた寛骨臼回転骨切り術の検討(第3報)", *Hip Joint*, '92, Vol.18, pp.177-181
- [6] C.G. Peterfy, C.F.V. Dijke, D.L. Janzen, C.C. Glüer, R. Namba, S. Majumdar, P. Lang and H.K. Genant: "Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation", *Radiology*, Volume 192, Number 2, August, 1994, pp.485-491
- [7] 窪田 哲也, 西井 孝, 佐藤 嘉伸, 中西 克之, 田村 進一: "多方向MR画像からの股関節軟骨の3次元形状復元", *信学論(D-II)*, vol.J80-D-II, no.2, pp.669-677, Feb, 1997.
- [8] C.A. McGibbon, D.E. Dupuy, W.E. Palmer, D.E. Krebs, "Cartilage and subchondral bone thickness distribution with MR imaging", *Acad Radiol*, vol.5, no.1, pp.20-25, 1998.
- [9] C.A. McGibbon, W.E. Palmer, D.E. Krebs, "A general computing method for spatial cartilage thickness from co-planar MRI", *Medical Engineering & Physics*, 20, pp.169-176, 1998
- [10] 仁木 登, 河田佳樹, 佐藤 均, "医用画像のあいまい形状の3次元表示法", *信学論(D-II)*, vol.J73-D-II, no.10, pp.1707-1715, 1990.
- [11] P.D. Heermann and N. Khazenie, "Classification of multispectral remote sensing data using a back-propagation neural network", *IEEE Trans. on Geoscience and Remote Sensing*, vol.30, no.1, 1992.

- [12] M. Ozkan, B. Dawant, and R. Maciunas, "Neural-network-based segmentation of multi-modal images", IEEE Trans. on Medical Imaging, vol.12, no.3, 1993
- [13] C. Lorenz, I.C. Carlsen, T.M. Buzug, C. Fassnacht and J. Weese, "Multi-scale Line Segmentation with Automatic Estimation of Width, Contrast and Tangential Direction in 2D and 3D Medical Images", Proc. First Joint Conference on CVRMed and MRCAS, pp.233-242, 1997
- [14] Y. Sato, S. Nakajima, N. Shiraga, H. Atsumi, S. Yoshida, T. Koller, G. Gerig and R. Kikinis, "3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images", Medical Image Analysis, vol.2, No.1, pp.1-28, 1998

## 発表論文

### 1. 学会誌掲載論文

#### A. 本研究に関して

1. 窪田哲也, 西井孝, 佐藤嘉伸, 中西克之, 田村進一: “多方向 MR 画像からの股関節軟骨の形状復元”, 電子情報通信学会論文誌 (D-II), Vol.J80-D-II, No.2, pp.669-677, February 1997.
2. 窪田哲也, 佐藤嘉伸, 中西克之, 田中寿, 菅野伸彦, 西井孝, 大園健二, 越智隆弘, 中村仁信, 田村進一: “MR 画像からの股関節軟骨の 3 次元形状の可視化”, Medical Imaging Technology, (投稿中).

### 2. 国際会議等発表

#### A. 本研究に関して

1. T.Kubota\*, Y.Sato, K.Nakanishi, T.Ueguchi, N.Sugano, T.Nishii, K.Ohzono, S.Tamura, T.Ochi, H.Nakamura: “3D Quantification and Visualization of Cartilage Thickness of Femoral Head from MR Images of Multiple Slice Axes”, 12th International Symposium and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery, June 24-27, 1998.
2. Nakanishi K, Ueguchi T, Nishii T, Kubota T, Sato Y, Nakamura H: “Three-dimensional Evaluation of Hyaline Cartilage of The Femoral Head by MRI - Measurement of The Thickness of Hyaline Cartilage -”, 83th Scientific Assembly and Annual Meeting, Radiological Society of North America, p.641, 1997.
3. Nishii T, Kubota T, Nakanishi K, Sato Y, Sugano N, Masuhara K, Ochi T, Tamura S: “Quantitative Evaluation of Articular Cartilage of The Femoral Head: Computational Calculation Method by MRI” Transactions of The 42nd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, vol 21-section 2, p.710, 1996.

### 3. 研究会発表

#### A. 本研究に関して

1. 窪田 哲也, 西井 孝, 佐藤 嘉伸, 中西 克之, 田村進一: “多方向 MR 画像からの股関節軟骨の形状復元”, 医用画像工学研究会 (JAMIT Frontier'97), pp.66-71, 1997.
2. 窪田 哲也, 大和 敦, 西井 孝, 佐藤 嘉伸, 田村進一, 山下一美, 中西 克之: “MRI 断層像による股関節軟骨部分の厚さ計測”, 医用画像工学研究会 (JAMIT Frontier'95), pp.29-36, 1995.
3. 窪田 哲也, 西井 孝, 佐藤 嘉伸, 田村進一, 山下一美, 中西 克之: “MRI 断層像による股関節軟骨部分の厚さ計測”, 平 6 年度電気関係学会関西支部連合大会, p.320, 1994.

## B. その他

1. 大和 敦, 窪田 哲也, 西井 孝, 佐藤 嘉伸, 田村進一, 山下一美, 中西 克之: “3次元形状モデルを利用した2次元投影画像からの3次元剛体運動の推定 -股関節運動解析に向けて”, 平7年度電気関係学会関西支部連合大会, p.351,1995.