



# 人工股関節自動手術計画システムの開発

鍵山, 善之

---

(Degree)

博士 (工学)

(Date of Degree)

2007-09-25

(Date of Publication)

2014-05-16

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲4079

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1004079>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



2007年度  
博士論文

人工股関節自動手術計画システムの開発

平成19年7月

神戸大学大学院自然科学研究科

鍵山善之

# 目次

|                             |    |
|-----------------------------|----|
| 1 緒論                        | 1  |
| 2 カップ自動設置計画アルゴリズム           | 8  |
| 2.1 緒言                      | 8  |
| 2.2 カップ計画の概要                | 9  |
| 2.3 自動設置計画アルゴリズム            | 13 |
| 2.3.1 解剖学的骨盤座標系             | 15 |
| 2.3.2 評価値の定義                | 19 |
| 2.3.3 最適設置状態の定義             | 28 |
| 2.3.4 最適解の探索方法              | 28 |
| 2.4 実験                      | 31 |
| 2.4.1 自動設置計画と整形外科医計画の比較     | 31 |
| 2.4.2 カップ涙痕線偏位量制約条件による影響    | 35 |
| 2.4.3 C T撮像・再構成条件による影響      | 36 |
| 2.5 考察                      | 39 |
| 2.5.1 自動設置計画の考察             | 39 |
| 2.5.2 カップ涙痕線偏位量制約条件による影響    | 39 |
| 2.5.3 整形外科医間の計画誤差と自動設置計画の考察 | 40 |
| 2.5.4 C T撮像・再構成条件による影響      | 40 |
| 2.6 結言                      | 41 |
| 3 カップ設置可能解を用いる全体計画調整アルゴリズム  | 42 |
| 3.1 緒言                      | 42 |
| 3.2 全体計画の概要                 | 43 |
| 3.3 全体計画自動調整アルゴリズム          | 48 |
| 3.3.1 関節座標系と関節動作定義          | 49 |
| 3.3.2 関節可動域と大腿骨頸骨切・骨盤掘削方法   | 57 |
| 3.3.3 評価値の定義                | 65 |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 3.3.4    | 最適配置状態の定義                                    | 69         |
| 3.3.5    | 最適解の探索方法                                     | 70         |
| 3.4      | 実験   | 73         |
| 3.4.1    | 垂直方向調整アルゴリズムによる配置結果                          | 73         |
| 3.4.2    | 水平方向調整アルゴリズムによる配置結果                          | 78         |
| 3.5      | 考察   | 89         |
| 3.5.1    | 垂直方向調整結果の考察                                  | 89         |
| 3.5.2    | 水平方向調整結果の考察                                  | 89         |
| 3.6      | 結言   | 91         |
| <b>4</b> | <b>人工股関節手術計画XMLデータフォーマットの策定と手術計画システムの遠隔化</b> | <b>92</b>  |
| 4.1      | 緒言   | 92         |
| 4.2      | 人工関節手術計画XMLデータフォーマットの策定                      | 94         |
| 4.3      | 手術計画XMLデータ・遠隔閲覧システム                          | 99         |
| 4.4      | 手術計画XMLデータフォーマットの試験運用結果                      | 100        |
| 4.5      | 考察   | 103        |
| 4.6      | 結言   | 104        |
| <b>5</b> | <b>結論</b>                                    | <b>106</b> |
|          | 謝辞   | 109        |
|          | 参考文献   | 110        |
|          | 構成論文リスト                                      | 114        |
|          | 参考論文リスト                                      | 115        |

## 第 1 章 緒論

人工股関節全置換術は，変形性股関節症，大腿骨頭壊死症，関節リウマチ，股関節骨折等の治療法で，球関節である股関節を Fig.1.1 のように人工関節に置き換えることで，関節機能を改善させ，除痛を行うものである．この手術では，術後の人工関節の脱臼や，人工関節の磨耗や破損，ゆるみなど [1,2] を防ぐために，正確な手術を行うことが重要である．そのために，予め患者に適した人工関節の種類，サイズ，位置・角度などを決定する手術計画を立案しておくことが必要となる．現在一般的に用いられる手術計画法は，Fig.1.2 のように縮尺を調整した 2 次元 X 線投影画像上に透明な人工関節テンプレートをあてがい，各患者の骨に適合する人工関節の種類やサイズを決定するもので，次のような問題を抱えている．

- 2 次元 X 投影画像上の骨の形が，撮影時の体の傾きの影響を受ける．
- 奥行き方向の情報が欠落しているため，手術計画の精度が低い．

こうした問題を解決するため，近年では，グラフィック計算機を用い，3 次元 CT 画像から再構築された骨形状モデルと人工関節モデルを可視化して，仮想空間内で対話的に人工関節の 3 次元設置を行う手術計画システム [3-8] が構築されている．こうしたシステムにより立案された手術計画は，手術ロボットや手術ナビゲーションシステムといった手術支援システムに直接適用することができ，手術計画通りの正確な手術を実現できるようになってきているため，その重要性は増してきているといえる [9-11]．既に，一部医療機関においては臨床評価も行われ始めており [12][13]，2 次元投影画像を用いる従来法で，計画時の人工関節選択サイズと手術における決定サイズの誤差が最大で 4 サイズ前後あったものが，対話的・3 次元手術計画法では，誤差が最大 2 サイズ前後にまで縮小したとの報告もある [13]．また，3 次元手術計画では，あらゆる角度から骨形状を視認できるため，人工関節のサイズ選択の再現性が高いとされている [13]．一方で，対話的・3 次元手術計画法は，2 次元投影画像を用いていた従来法に比べ手術計画の自由度が大きく，

以下のような問題を引き起こしている。

- 作業負担及び時間の大幅な増加
- 3次元位置及び姿勢計画の再現性低下

これは、従来法では2次元上の重ね合わせでサイズのみを決めていたのに対し、対話的・3次元手術計画法では仮想空間において人工関節の位置・姿勢とサイズだけで7自由度を決定する複雑な操作が要求されるため、一般の整形外科医には使いづらいものとなっていることを示している。そこで、3次元手術計画を支援する取り組みも行われており、整形外科医にとって操作しやすい3方向からの断面像を表示する方法(Fig.1.3)や、人工関節と骨の接触状態を色付けで可視化する新しい方法(Fig.1.4)が模索されている<sup>[5]</sup>。また、仮想空間内で立案された手術計画をもとに関節動作シミュレーションを行い、術後どの程度の動作範囲(可動域)を得られるか推定するなど、手術計画システムにより高い付加価値を付けようとする試みも存在している<sup>[7]</sup>。しかし、このような定量評価情報を追加するほど、整形外科医が考慮しなければならない情報も増加してしまうため、対話的・立案方法では、3次元手術計画の抱える問題を解決することが難しいといえる。

そこで、我々は、これまで専門医の主観に基づいて行われてきた手術計画を客観的定量情報によりアルゴリズム化し、自動化すればこうした問題点が解決されると考え、以下のような目的で研究を進めている<sup>[14]</sup>。

- 整形外科医の手術計画に関する経験・知識を客観的定量情報を用いて論理的表現で記述すること。
- 上記を自動手術計画アルゴリズムとして計算機に組み込み、正確であり利便性の高い手術計画システムを構築すること。

この取り組みは、各人工関節コンポーネントごとに行われ、本論文では、第2章において骨盤側カップの自動設置計画方法について報告する。我々は、3次元手術計画に入力される領域抽出された骨の3次元画像と表面形状モデル上で客観的定量情報を算出する方法を取り決め、それらを用いて人工関節の骨への最適設置状態を記述する。そして、骨の解剖学的形状特徴が

ら効率的な最適解の探索アルゴリズムを提案する。なお、骨盤側ステムの自動設置計画方法については、共同研究者により、<sup>[15][16]</sup>で報告されている。

第3章では、骨盤側コンポーネントと大腿骨側コンポーネントを接合し、仮想的に術後の人工股関節を構築し、手術計画の最終的な調整を行う方法について述べる。2章と同じく、人工関節全体についても、その最適配置・設置状態を定義し、全ての人工関節における客観的定量評価情報の制約条件を満たす最適解を探索する。人工関節の複雑な組合せパターンをデータベースに登録し、網羅的に適切な組合せを探索する他、人工関節の組合せだけでは最適解を得られない場合は、2章のカップ設置計画の解候補から適用し、人工関節全体で評価される客観的定量情報の特性に合わせ、それぞれ垂直方向成分、水平方向成分の順に調整する。この調整では、術後の関節動作についても評価を行うため、人工関節部品の骨への設置に合わせ、実際の手術同様に仮想的に骨形状を削り、より現実的な関節動作シミュレーションを自動的に行えるようにする。

第4章では、第3章までの方法で立案される手術計画結果を保存でき、手術ナビゲーションシステムや手術ロボットとの連携を行える手術計画フォーマットを、ネットワークとの親和性の高いXMLを用いて規格化する、様々なシステム間でデータを共通に扱える中間フォーマットとして、座標系や剛体変換行列だけでなく、関節動作シミュレーション用の関節座標系、また各システムで算出される客観的定量情報をもひとつのドキュメント内に記録できるようにする。これを、臨床データでの自動手術計画実験で実際に運用し、ネットワーク経由で閲覧する手法について、その実用性を検証する。

最後に第5章は結論となる。

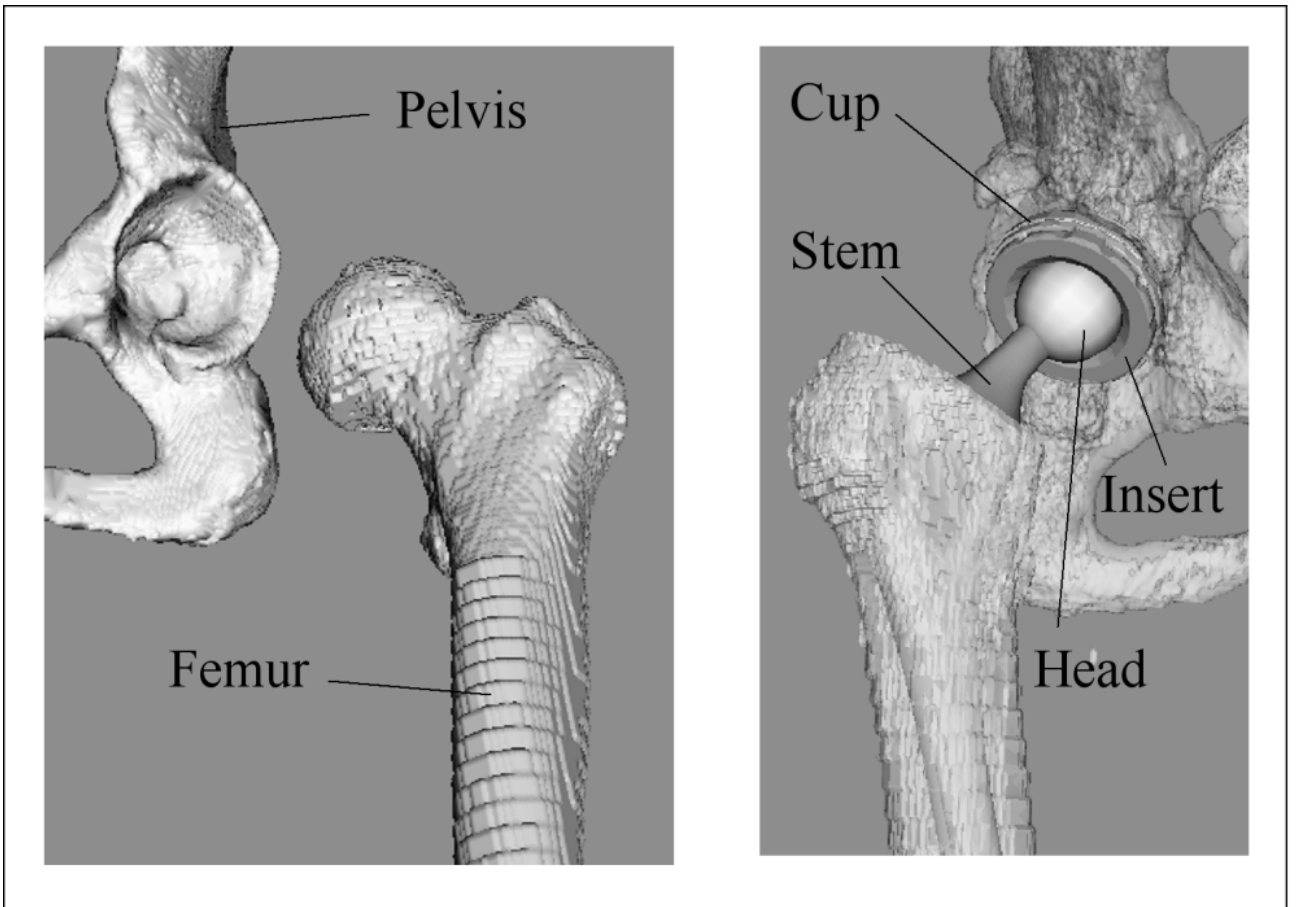


Fig. 1.1: Structure of hip joint. Left: Original hip joint. Right: Artificial hip joint.



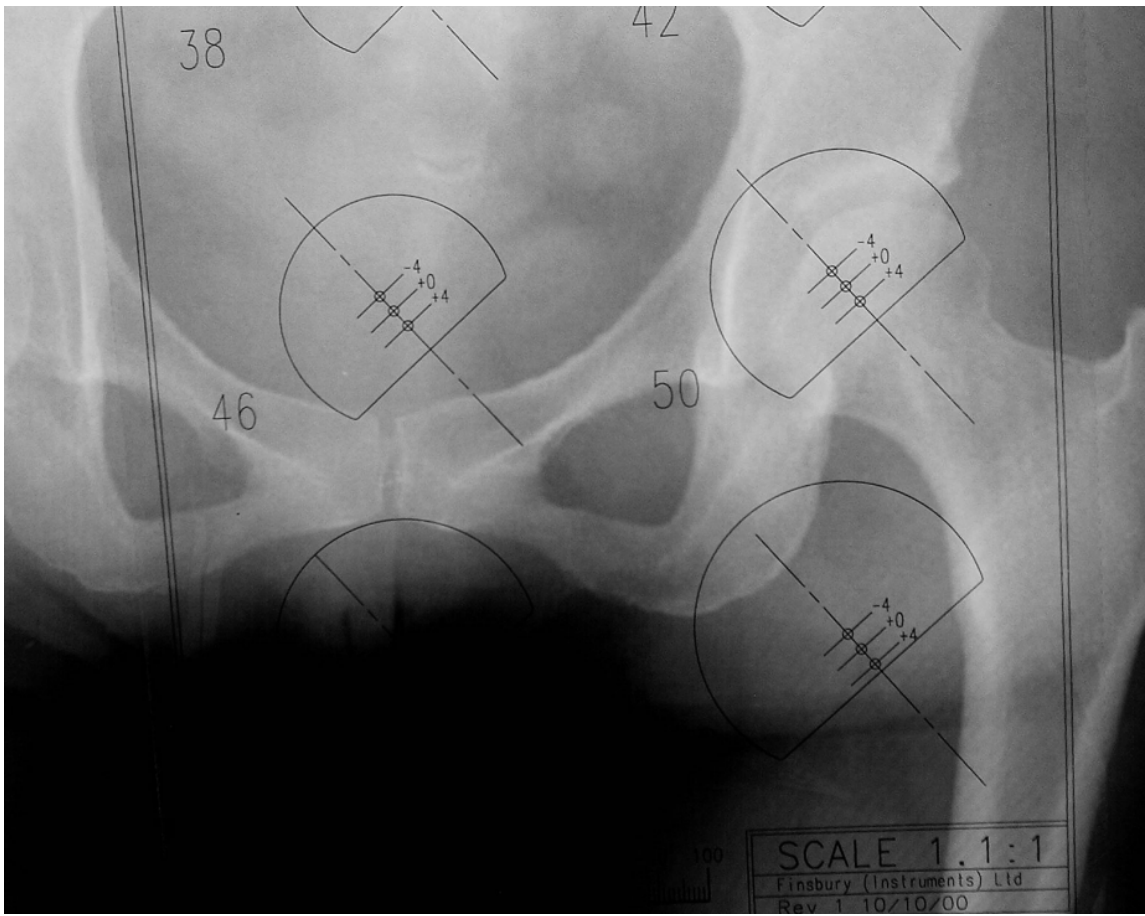


Fig. 1.2: 2D preoperative planning method - implant templating.



Fig. 1.3: Interactive 3D preoperative planning system - HipOp

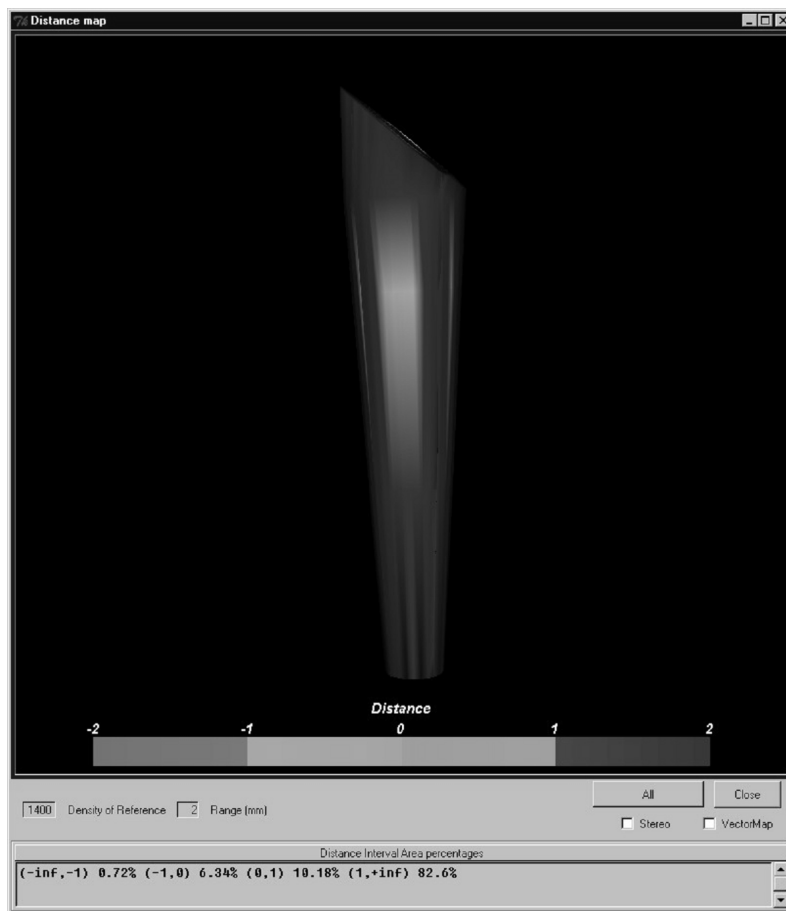


Fig. 1.4: Visualization of distance map on implant surface.

## 第 2 章 カップ自動設置計画アルゴリズム

### 2.1 緒言

カップは、球関節である股関節のソケットにあたる半球形の人工関節で、元のソケットである臼蓋状をした骨盤の臼蓋と呼ばれる部位に埋め込まれ、代替機能を果たす。カップ計画のアルゴリズム化・自動化においてステム計画と大きく異なるのは、その設置可能空間である。ステムは、大腿骨中央にある狭小な隙間(髄空)に設置されるため、設置可能範囲が限定的であったのに対し、カップは変形した臼蓋内部を掘削し、より深い位置に設置するため、設置可能空間がステムに比べ大きい。そのため、専門医が対話的に行う 3 次元手術計画法では、カップはステムに比べ計画の再現性が悪いという研究報告もある<sup>[17]</sup>。こうしたカップ計画の特性を考慮し、我々は次の観点からカップ計画の制約条件を記述することにする。

- 既存解剖構造との整合性
- 人工関節の固定性

既存解剖構造との整合性は、整形外科医の知識に基づき、カップの挿入可能空間を限定し、なおかつ残すべき既存の骨構造に損傷を与えないための条件である。また、人工関節の固定性とは、カップが骨盤との強い固着を得るための条件である。これらの条件により、施術不可能な計画の排除のほか、探索の効率化により計算時間の削減も目指している。本稿では、まず整合性及び固定性条件を記述する際に用いる各定量情報を定義し、熟練専門医の専門知識に基づき各種定量情報に基づく最適状態を定義する。また、その制約条件を自動手術計画アルゴリズムに実装し、熟練専門医が対話的に手術計画を行った症例をシステムに適用して得た自動計画と専門医計画の比較を行う。

## 2.2 カップ計画の概要

股関節は、Fig.2.1のように、骨盤側をソケット、大腿骨側をボールとする球関節となっている。骨盤のソケット部は、両側面の中央部に位置する半球状をした深い陥凹で、臼蓋と呼ばれる。大きく変形した臼蓋では、Fig.2.2 (b)のように、陥凹底部が浅くなったり、上方変位し、臼蓋上部の屋根部分が不足してカップを固定しにくい状態となっていることが多い。手術では、こうした臼蓋内部を掘削し、健常者と同等の位置に半球形人工関節カップを設置することで患者の関節機能を回復させる (Fig.2.3)。近年では、ボーンセメントを用いず、骨との生体的接合性を改善したセメントレスカップが普及しているため、確実な初期固定を得るには、骨との接触面積をでき得る限り大きくすることが求められる。カップ上部には、直立時や運動時に体重と筋力の合力により大きな負荷がかかるため、一定量以上の接触面積が必要となる。臼蓋にカップを内側深く挿入すれば、接触面積を大きくして固定性を得るだけでなく、股関節中心が内方化して外転筋力負荷が軽減し、股関節合力が減少してカップ磨耗にとって有利となる。カップサイズの選択においては、初期固定力とカップの磨耗と耐久性を考慮して、可能な限り大きいサイズが選ばれる。一方で、再置換術が必要となった場合にできるだけカップ固定母床骨を温存しておきたいので、極端に変形した股関節などの例外を除いて、臼底を損傷することがないように一定の骨量を確保するように努めなければならない。手術の対象となる変形股関節の症例は、明確な原因疾患がないにも関わらず加齢と共に発症する一次性変形性股関節症 (Fig.2.2 (a)) と、原因となる外傷・疾患が存在し、それらに起因する二次性変形性股関節症 (Fig.2.2 (b)) に分けられる。本邦では、二次性変形性股関節症が全体の約9割を占め、本来の関節の解剖学的位置関係が破綻するような大きな変形症例も多い。こうした症例における臼蓋ソケット構造は、カップを埋め込むことのできる骨領域が3次元的にも広範囲に存在することが多く、カップ設置計画も様々な可能性を持つことになる。そのため、特定の手術計画プロトコルを確立し、客観的に最適な設置計画を立案されることが望まれている。

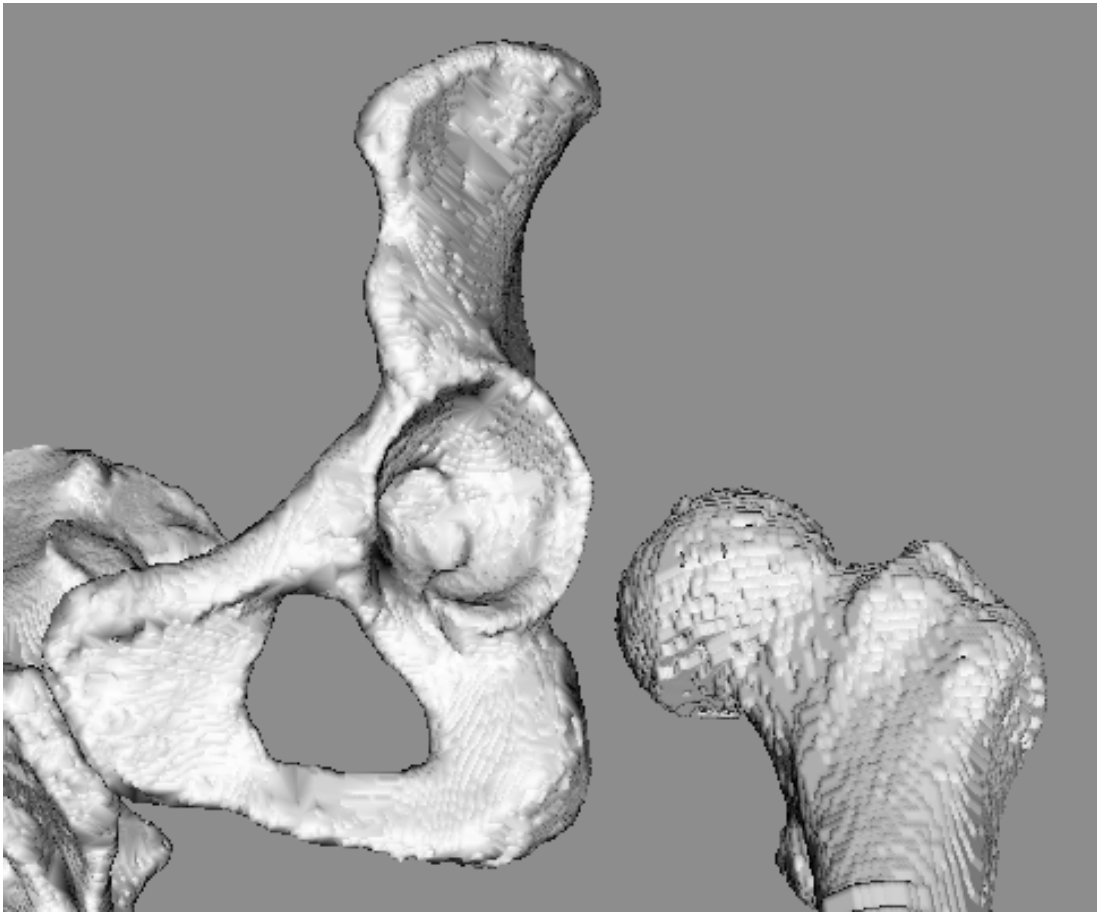
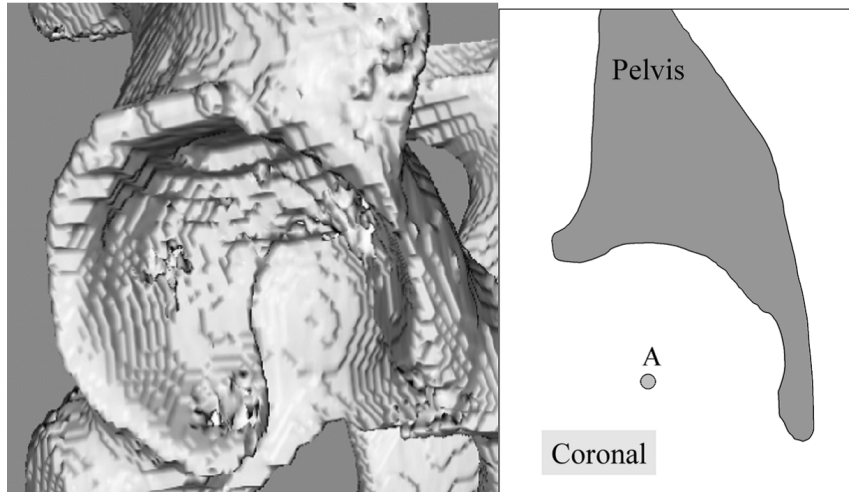
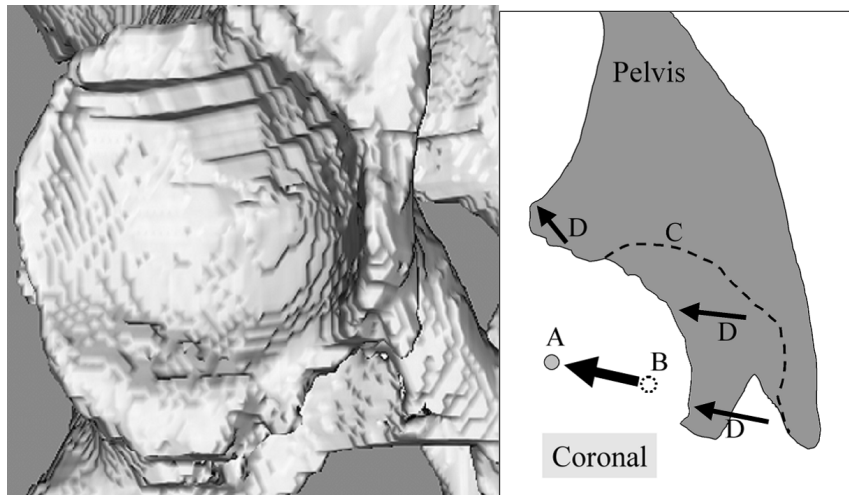


Fig. 2.1: Relation of pelvis (left) and femur (right)

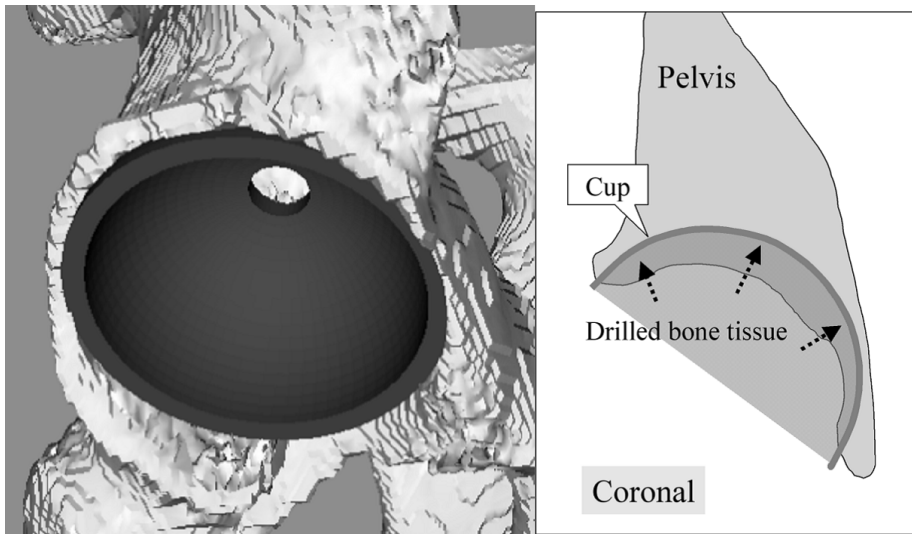


(a) Primary osteoarthritis case.

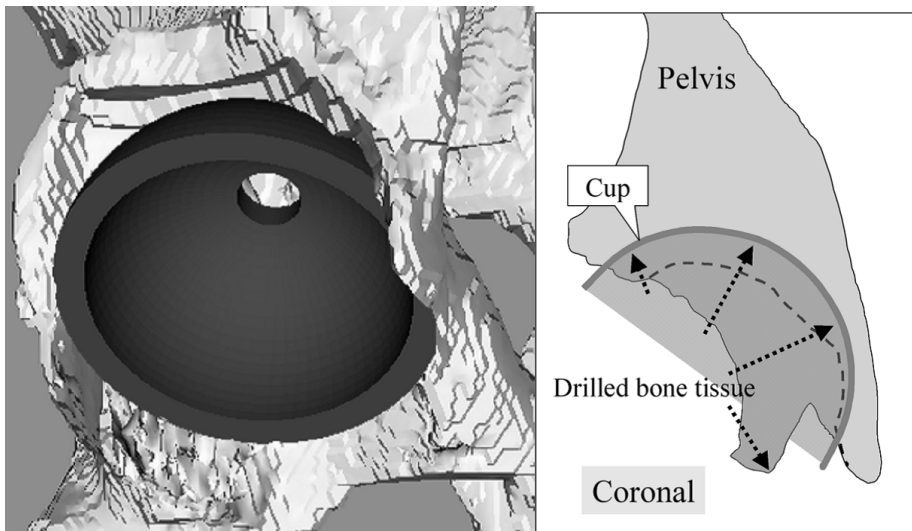


(b) Secondary osteoarthritis case.

Fig. 2.2: Anatomical structure of acetabulum. (A) Hip joint center. (B) Original hip joint center before deformation. (C) Original socket before deformation. (D) Superior-lateral deformation.



(a) Primary osteoarthritis case.



(b) Secondary osteoarthritis case.

Fig. 2.3: Acetabular replacement with cup.



## 2.3 自動設置計画アルゴリズム

本稿では，専門医が対話的に行うカップの3次元手術計画を，客観的定量情報を用いてアルゴリズム化する．自動設置計画アルゴリズムの入力データは，以下の通りである．

- 患者の3次元CT画像から抽出・設定された以下のデータ
  - 骨盤領域2値画像データ(2値化処理および手入力修正により抽出)
  - 骨盤形状表面モデル(2値画像データより生成)
  - 臼蓋縁の点群データ(手入力により抽出)
  - 解剖学的骨盤座標系(2.3.1で述べる方法により設定)
- 全サイズのカップ表面モデル(半球表面モデル)

カップ表面モデルには単純化された半球表面モデルを用いているが，各人工関節システムの同じ外径を持つカップ表面モデルにそのまま置き換えることが可能である．本アルゴリズムでは，骨盤及びカップモデル上で定義される既存解剖構造との整合性と人工関節の固定性を評価する客観的定量情報に基づく最適解を探索し，カップのサイズ・位置・向きを出力する．Fig.2.4にシステムの入出力の概略図を示す．

本章においては，まずカップの向き・探索範囲・定量的評価尺度の定義に用いる解剖学的骨盤座標系の定義を行い，カップの向きの決定方法を説明する．次に，既存解剖構造との整合性や人工関節との固定性を客観的に定量評価するための尺度を定義する．更に，これらを用いてカップの最適状態を定義し，最適解の探索アルゴリズムについて述べる．

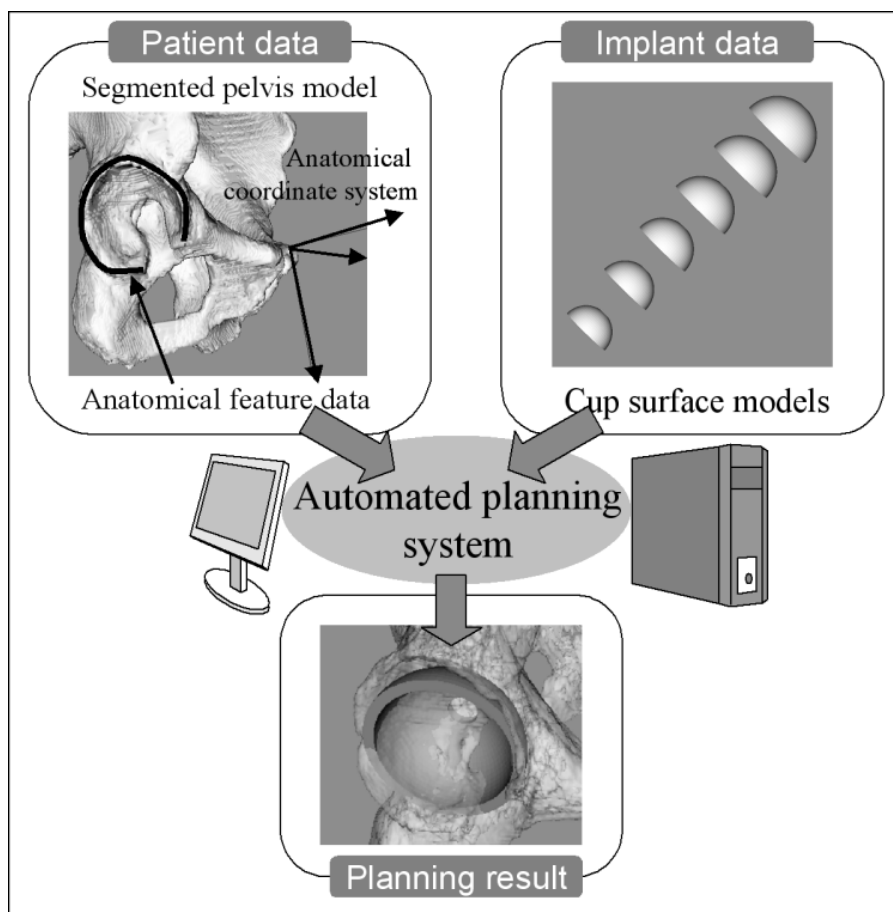


Fig. 2.4: Diagram of automated planning system.

### 2.3.1 解剖学的骨盤座標系

3次元骨盤画像及び骨盤表面モデルはCT座標系で表現される。しかしながら、CT撮影時の骨盤の姿勢はCT撮影台に対し、いくらかの傾きを含んでいるため、CT座標系から体軸方向や探索方向を求めることは不適切である。そのため、骨盤形状を基づく解剖学的骨盤座標系を以下のように決定する (Fig.2.5)。

1. 両上前腸骨棘 (Fig.2.5 中の点 A) と恥骨結合部前方最突出点 (Fig.2.5 中の点 B) を含む基準面を設定する。
2. 左右閉鎖孔上端の2点 (Fig.2.5 中の点 C) を基準面に投影し、それらを結ぶ軸を  $x$  軸とする。
3.  $z$  軸を、基準面に含まれ、かつ、恥骨結合 (Fig.2.5 中の点 B) の基準面への投影点を通るように設定する。これにより座標原点も決定される。
4. 上記で得られた  $x$  軸と  $z$  軸の外積により求められる軸を  $y$  軸とする。

各軸の正方向は、 $x$  軸が左側方向、 $y$  軸が前側方向、 $z$  軸が下側方向となり、 $z$  軸が体軸となる。

カップの向きは、左右外方向への外開き角である外転角 と体の前方向への捻じれ角度である前捻角 で表現され (Fig.2.6)、前述の解剖学的座標系に基づき、次のように定める。初期姿勢は、カップのお椀形の開いた面を  $xy$  平面に伏せて置く状態とし、カップ中心点を原点とする。外転角 は初期状態において  $x$  軸と重なっている外転軸 (ベクトル  $\vec{a}$ ) を  $y$  軸周りに回転する角度とする。これは、 $x$  軸の単位ベクトルを  $\vec{x}$ 、 $z$  軸の単位ベクトルを  $\vec{z}$  として、次式で表される。

$$\vec{a} = \vec{x} \cos \theta + \vec{z} \sin \theta$$

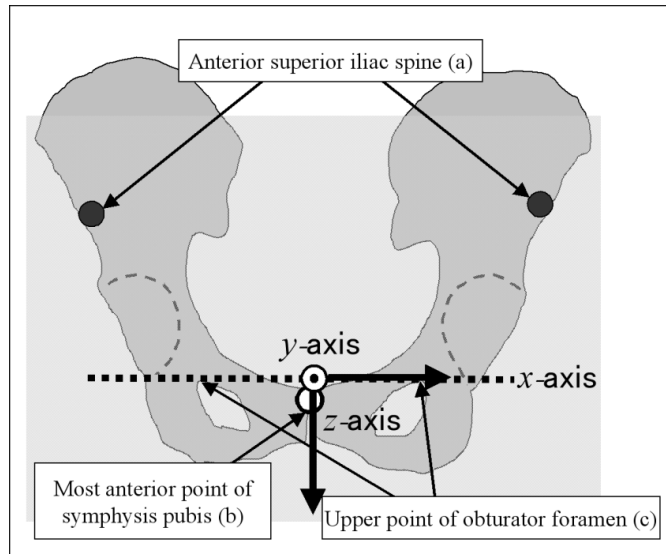
次に前捻角 は、初期状態において  $y$  軸を重なっている前捻軸 (ベクトル  $\vec{b}$ ) を  $z$  軸周りに回転する角度とする。これは  $x$  軸の単位ベクトルを  $\vec{x}$ 、 $y$  軸の単位ベクトルを  $\vec{y}$  として、次式で表される。

$$\vec{b} = \vec{x} \sin \alpha + \vec{y} \cos \alpha$$

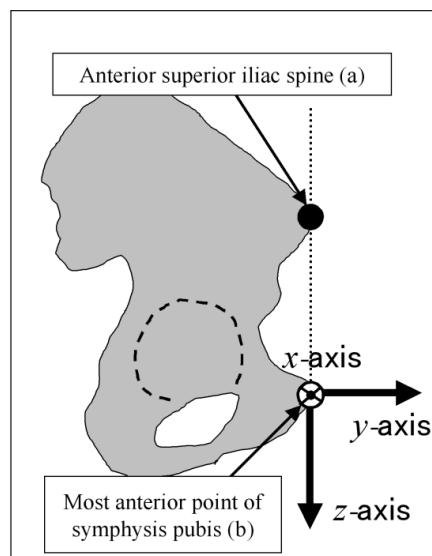
カップの向きを決定する天頂軸(ベクトル  $\vec{N}$ )は, 前述の回転により得られた2つの軸(ベクトル  $\vec{a}, \vec{b}$ )の外積により次式で求められる.

$$\vec{N} = \vec{a} \times \vec{b}$$

カップの向きはこの定義に基づき, 前捻角 20 度, 外転角 40 度に固定する<sup>[11]</sup>.



(a) Frontal view (Anterior-Posterior direction).



(b) Side view (Lateral-Medial direction).

Fig. 2.5: Definition of anatomical pelvic coordinate system.

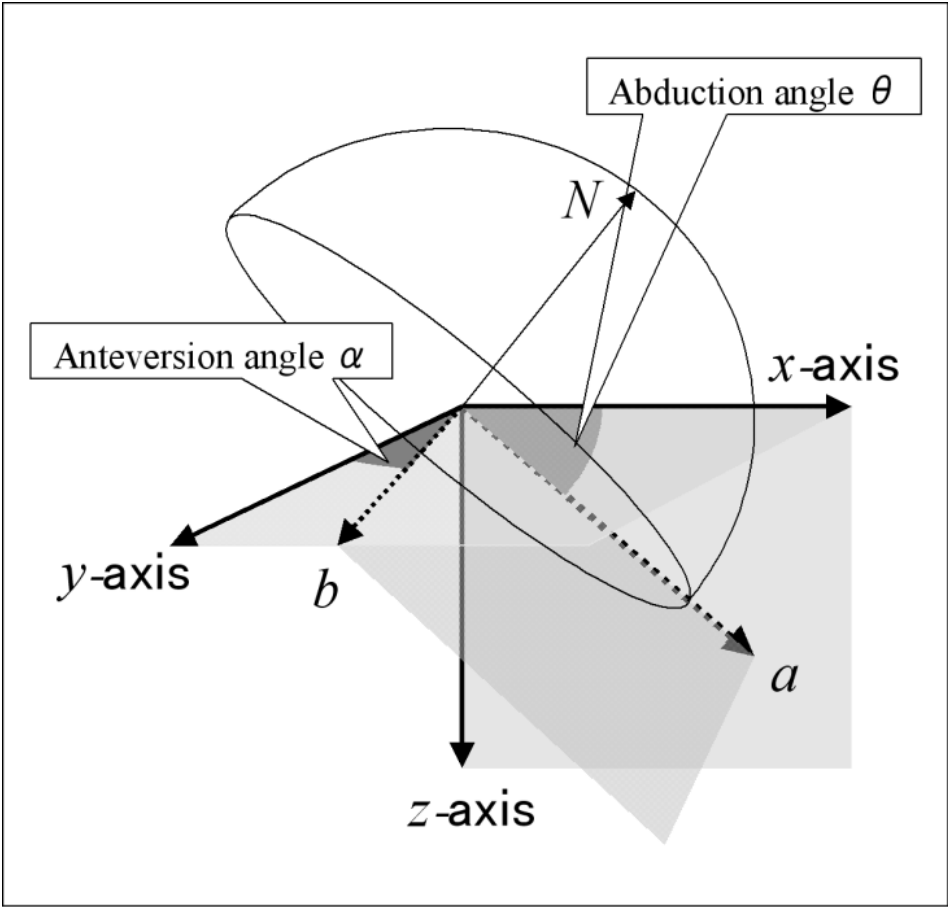


Fig. 2.6: Definition of acetabular cup orientation.

### 2.3.2 評価値の定義

ここでは、手術計画を定量評価するために用いる客観的基準をそれぞれ定義する。これらの客観的評価基準は、解剖学的骨盤座標系に基づき定義され、各患者の3次元骨形状モデルおよび各サイズの人工関節表面モデルに対して自動的に計算される。

#### 母床骨残厚

母床骨残厚を、カップ表面の外部に残在する臼蓋ソケット構造骨組織の最も薄い部分の厚みと定義する。骨残厚の測定は、Fig.2.7に示すように、カップ表面に対する法線方向で行われ、カップ表面において骨との接触がある場合、カップの外部方向に連続する骨厚を残厚と見なす。カップ表面において母床骨との接触がなく、カップ外部に母床骨が存在する場合は浮きと判定し、最小骨残厚測定対象から除外する。また、カップ表面において母床骨との接触がなく、カップ内部に母床骨が存在する場合は突き破り(母床骨に破孔発生)と判定する。Fig.2.8に示すように、残厚計測を行う領域を前壁、後壁、内板の4つに分類し、それぞれの領域で母床骨厚を計測する。前壁厚と後壁厚は、カップの締め付けに重要な役割を果たす臼蓋ソケット構造の前壁側、後壁側の骨残厚バランスが取れているかを示す指標となり、2.3.4で述べる探索制御に用いる。内板厚も同様に臼底部にカップを支えるのに必要な骨残厚が残されているかを示し、必要な臼蓋ソケット構造に損傷を与えるような探索を防ぐ。自動設置計画では、母床骨残厚の全測定領域において一定量以上の厚みを確保しなければならない。

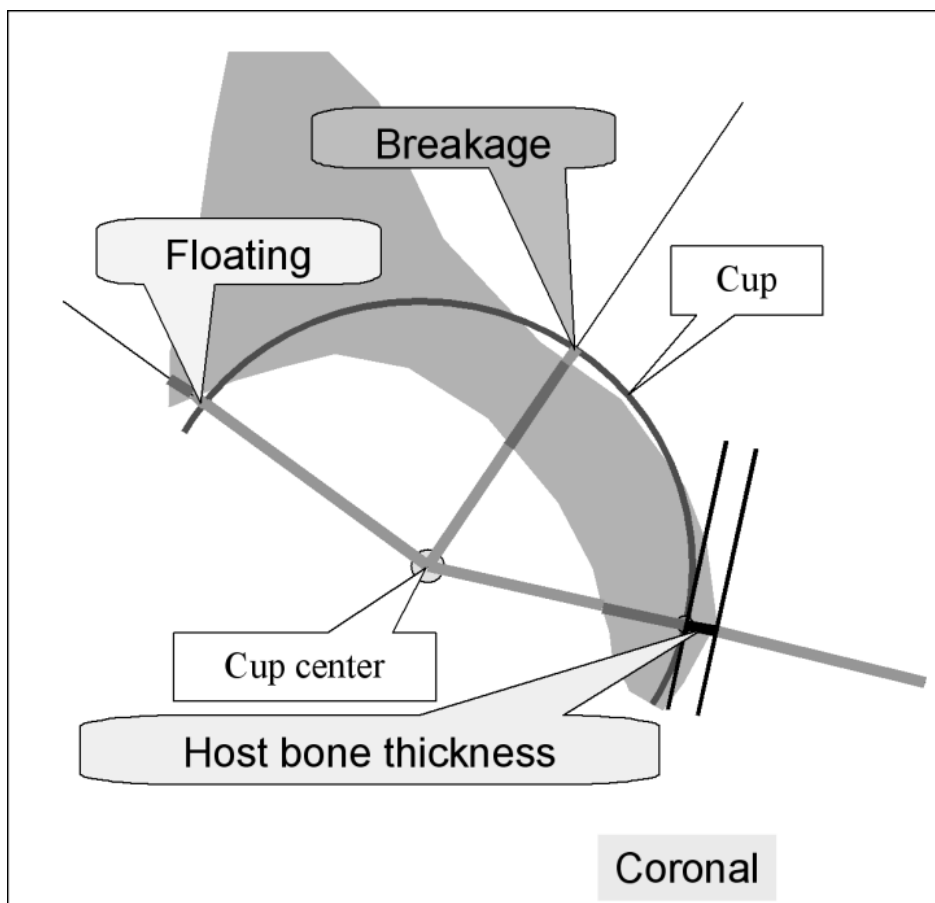
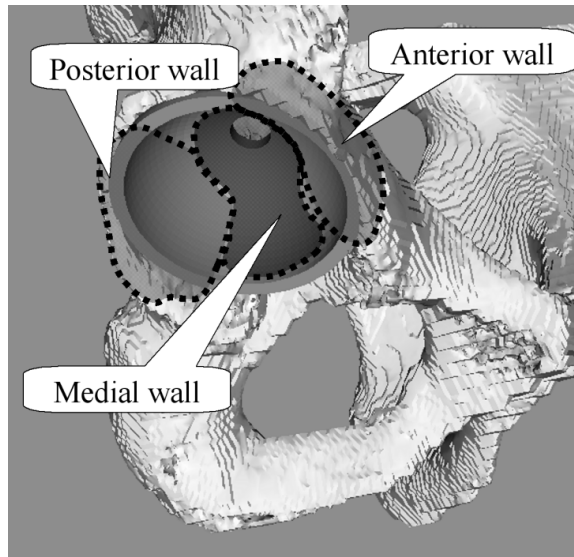
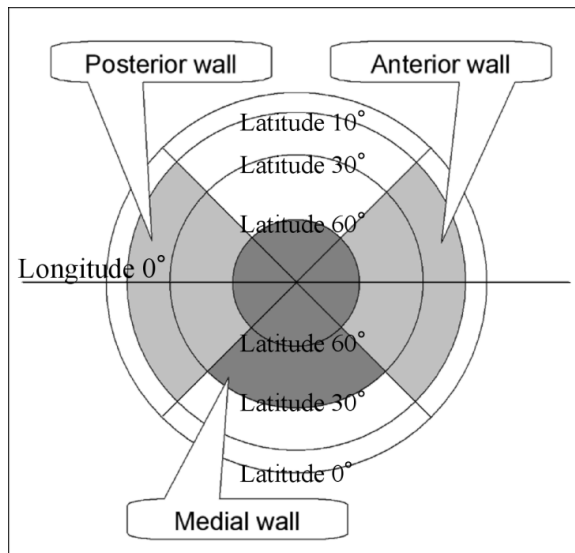


Fig. 2.7: Search for host bone thickness (Coronal plane).





(a) Acetabular region on pelvis model.

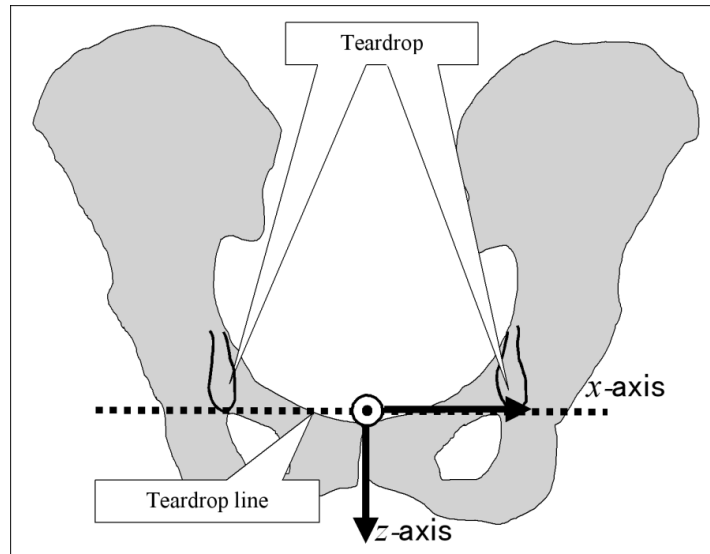


(b) Division of acetabular region on cup.

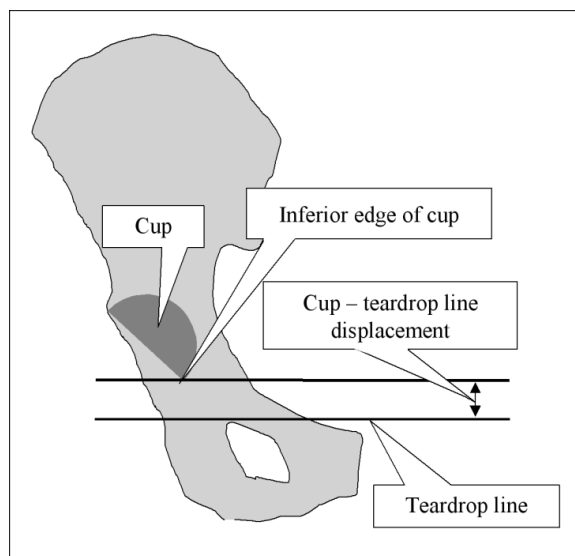
Fig. 2.8: Division of acetabular region.

## カップ涙痕線

涙痕線 (teardrop line) とは、2次元 X 線投影画像の A P (前後) 像において、左右臼蓋底部に現れる涙痕 (teardrop) の形をした影の下端点同士を結ぶ線のことである。骨盤の解剖学的座標系 x 軸と投影像上ではほぼ一致するものである (Fig.2.9)。正常な股関節では、臼蓋ソケット構造の下端 (寛骨臼窩下縁) がほぼこの線に接している。一方、変形した股関節では、ソケット構造の下端と涙痕線に垂直方向のずれ (高位差) が出やすい出やすいが、ずれは一定量に限られる傾向にある。このことから、人工関節においてもソケット構造の下端としてカップの下端点の座標を抽出し、涙痕線からの高位差をカップ涙痕線偏位量と定義してカップ設置位置の高さ方向の制約に用いる (Fig.2.9)。カップ涙痕線偏位量は、その値が小さいほど正常なソケット位置に近づく。臼蓋の変形が大きく、臼蓋の屋根となる部分との接触を得られにくい場合は臼蓋上部に設置せざるを得ないが、カップ涙痕線偏位量の臨床的な上限はおよそ 15mm とされ、それ以下であることが求められる<sup>[18]</sup>。カップ涙痕線偏位量の制約は、各整形外科医の設置方針によるところが大きく、ばらつきが存在する<sup>[18][19]</sup>。



(a) Definition of Cup - teardrop line (frontal view).



(b) Measurement of cup - teardrop line displacement (frontal view).

Fig. 2.9: Cup - teardrop line displacement.

## カップ CE(Center Edge) 角

カップ CE 角は、カップ上部の固定性を示す指標で、カップ中心とカップに接する臼蓋外上縁点を結ぶ線とカップ中心を通る体軸(垂直線)のなす角度と定義される (Fig.2.10)<sup>[20]</sup>。カップ中心を通る体軸方向の垂線を基準とし、外側方向の角度を正、内側方向の角度を負とする。3次元モデルでの算出には、解剖学的骨盤座標系の  $xz$  投影面を作成し、カップ輪郭の最外側に位置する臼蓋との接触点を探索して同様の計測を行う。臼蓋上部の屋根部分における固着を最小限度以上得るためには、カップ CE 角を一定量以上確保することが必要である。

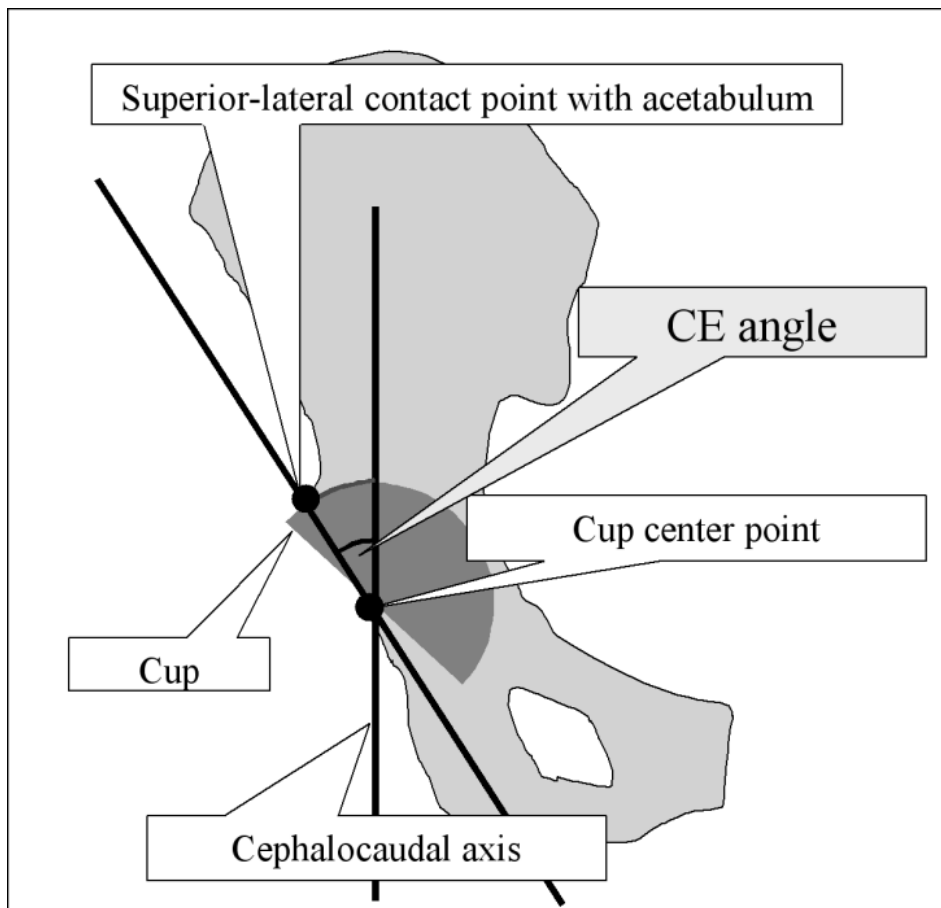


Fig. 2.10: Division of acetabular region.

## カップ骨被覆率

カップ骨被覆率は、カップ表面全体における骨との固定性を示す指標で、カップ表面と骨が接触している部分の表面積のカップ全表面積に対する百分率である。カップC E角同様、値が大きいほどカップの固定性が高まることから、できるだけ大きくすることが望ましい。

## 臼蓋縁端点間距離

臼蓋縁端点間距離は、臼蓋ソケット構造を  $xy$  並行面 (Fig.2.11) で切った断面における臼蓋縁両端 2 点間の距離である。整形外科医のカップ設置をこの  $xy$  平面 (アキシャル面) で見ると、Fig.2.12 (a) のように臼蓋縁両端の尾根点を目安にカップの縁が設置されていることが分かる。これは固定性における前壁・後壁両側の締め付けバランスを保つためのもので、双方への接触をほぼ一致させることで従来の臼蓋ソケット構造に対してカップを適切なサイズ・位置で設置できることを示している。このことから、Fig.2.12 (b) の左図のように、入力データとして与えられた臼蓋縁の尾根点を、 $z$  方向に一定間隔でスライスした各  $xy$  面で位置決めし、両端点の距離をカップ直径、その両端点の midpoint をカップ中心座標とすることにより、全ての高位 ( $xy$  面) においてカップ設置探索の適切な初期位置・サイズを得ることができる。

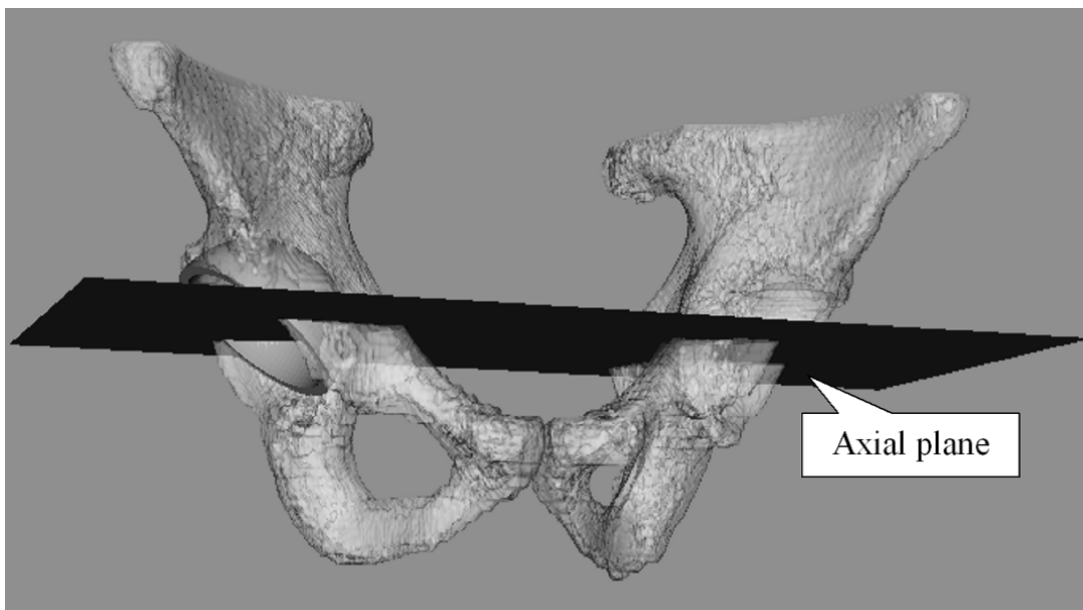
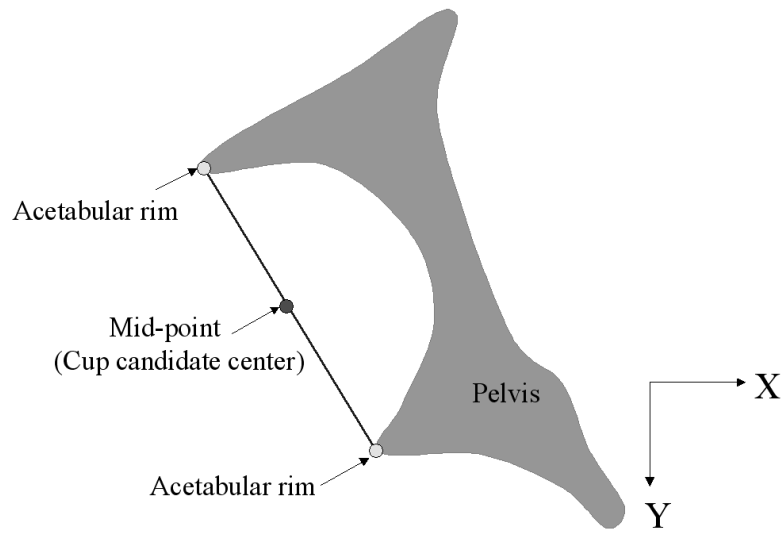
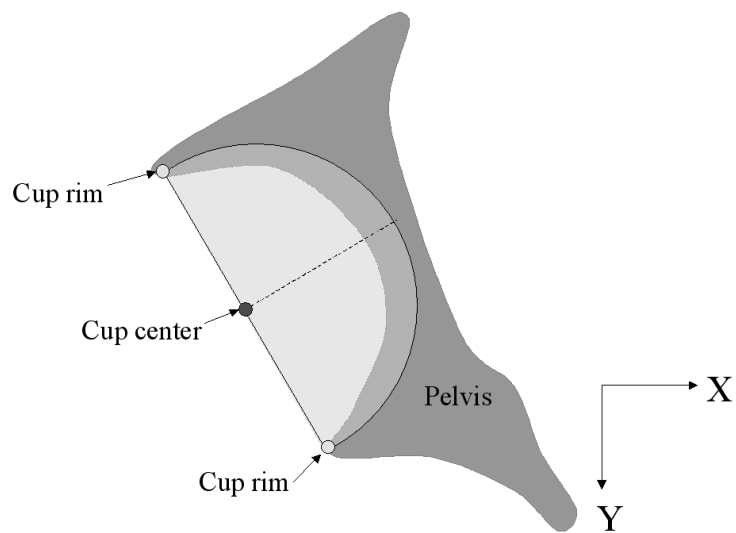


Fig. 2.11: Axial plane ( $xy$ -plane) which includes point of cup center.



(a) Spatial relationship between pelvis and cup placed by surgeon in the xy-plane.



(b) Estimation of cup center and size by selecting two points on acetabular rim.

Fig. 2.12: Estimation of initial cup center and size.

### 2.3.3 最適設置状態の定義

カップ設置計画は，設置座標 ( $x$  座標， $y$  座標， $z$  座標) とカップサイズの 4 変数の最適化問題となる { } 内に示す各制約条件を満たすカップの 4 次元解集合を以下のように A，B，C，D と定める．

A = { 前壁  $t_1$  & 後壁  $t_1$  & 内板厚  $t_1$  } ( $t_1$ : 母床骨残厚閾値)

B = { カップ CE 角  $t_2$  } ( $t_2$ : カップ CE 角閾値)

C = { カップ涙痕線偏位量  $t_3$  } ( $t_3$ : カップ涙痕線偏位量閾値)

D = { ( $d - t_4$ ) カップサイズ ( $d + t_4$ ) } ( $d$ : 全アキシャル面における臼蓋縁最大端点間距離， $t_4$ : 臼蓋径逸脱許容範囲)

設置座標ごとに A B C D を満たす解の中からカップサイズが最大径となるものを選び設置可能解集合とする．更に，設置可能解集合の中で最もカップ骨被覆率が最大となるものをカップの最適設置状態と定義する．

### 2.3.4 最適解の探索方法

カップ設置計画が設置座標 ( $x$  座標， $y$  座標， $z$  座標) の 3 自由度とカップサイズ 1 自由度の 4 次元探索であることから，全数探索的に探索を行うことは非効率的であるといえる．そのため，本提案手法では客観的定量評価情報の制約条件を満たす領域の解分布の特徴を活用し，探索範囲の絞込みを行う．適切なカップサイズにおいて，Fig.2.13 のように母床骨残厚のバランスを保ち得る領域が，通常  $xy$  面で臼蓋奥方向となる後方 20 度軸付近の 2 ~ 3 mm の狭小な幅で分布していることから，探索範囲は，2.3.2 で設定した初期位置から後方 20 度軸を探索方向とし，その両側 2.0 mm の領域とする．また，母床骨残厚制約条件を維持できない後方 20 度軸からの最外点より以遠は探索を行わないことにする．カップサイズは，臼蓋ソケットの両縁との整合性を保ちつつもより大きいサイズを選択するため，臼蓋径逸脱許容範囲の上限を超えない最大サイズから適用を行い，整合性を満たさない場合は順にサイズを縮小して最適設置状態にある設置解の探索を行う．実際の探索アルゴリズムは以下のようなになる．



1. 初期化：2.3.2で述べた方法により，臼蓋縁抽出点群データから得られる特定高位 ( $z$  座標値) の初期位置にカップを移動する．
2. 母床骨残厚・C E角・涙痕線偏位量による解候補判定：臼蓋縁最大端点距離に対して臼蓋径逸脱許容範囲内にある最大カップサイズ ( $d + t_4$ ) を適用する．
  - 2.1 内板厚判定：母床骨残厚を測定する．母床骨残厚の内，内板厚が閾値以上存在する場合，2.2に進む．そうでない場合は，2.4に進む．
  - 2.2 前壁・後壁・C E角・涙痕線偏位量判定(解候補抽出)：前壁・後壁厚が閾値以上あり，C E角およびカップ涙痕線偏位量の制約条件を満たしている場合，この計画を解候補として，3に進む．前壁・後壁の双方が閾値以下である場合は2.4に進む．前壁・後壁の片側のみ閾値以下である場合は，2.3に進む．
  - 2.3 前後位置調整：後方20度軸(探索軸)の垂線方向において，余裕のある壁方向に規定の探索範囲内で移動させ，前壁・後壁双方が閾値以上となるようにする．移動を行っても，前壁・後壁双方が閾値以上にならない場合は，後方20度軸上に戻り，2.4に進む．
  - 2.4 カップサイズ縮小：カップサイズを1サイズ縮小し，臼蓋径逸脱許容範囲内である場合，2.1に戻る．そうでない場合は，4に進む．
3. 内方(xy面内)移動：解剖学的骨盤座標系xy並行面上における後方20度方向(臼蓋ソケット奥方向)に規定探索ピッチで移動し，2に戻る．
4. 高位(xy面間)移動：母床骨残厚が閾値以下となる場合は，同高位における探索を終了し，隣り合う別高位にある初期位置に移動して1の操作から繰り返す．臼蓋縁抽出点群データに含まれる全て高位で探索を終了していれば，5に進む．
5. 最適解選択：全ての解候補の中から，カップ骨被覆率が最大となるものをカップ設置計画の最適解とする．

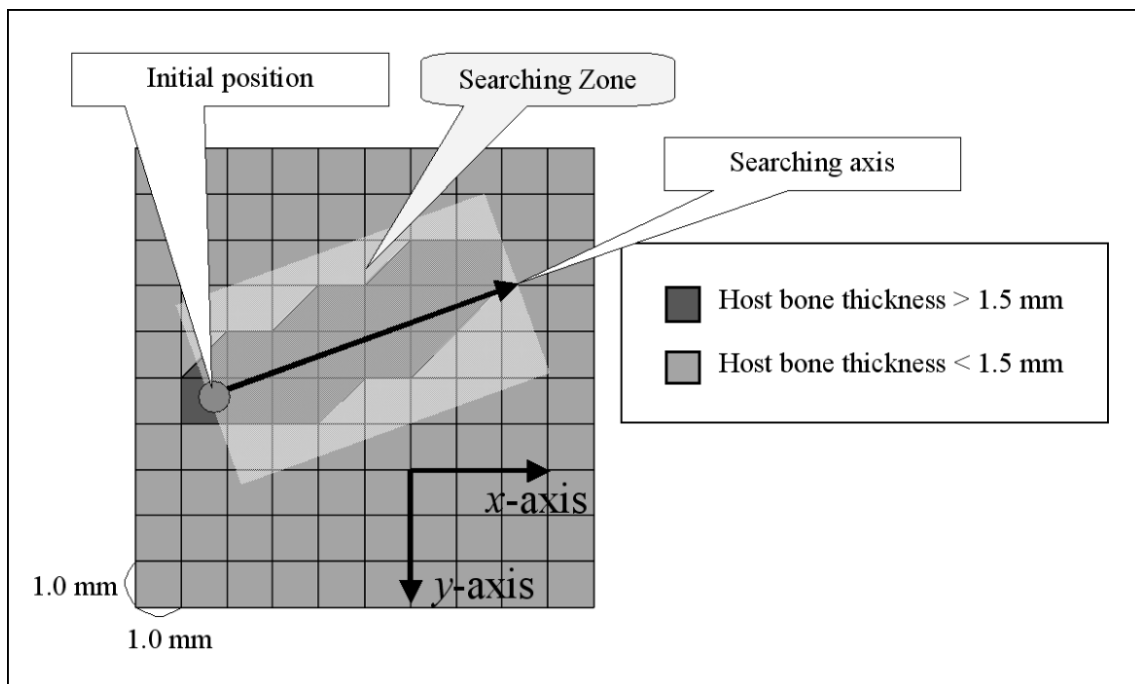


Fig. 2.13: Distribution of host bone thickness and searching zone.

## 2.4 実験

### 2.4.1 自動設置計画と整形外科医計画の比較

#### パラメータ設定

カップ自動設置計画に用いる各定量評価基準の制約条件として、熟練整形外科医の意見を元に閾値を次のように設定した。

- 母床骨残厚 1.5 (mm)
- カップ C E 角 10 °
- カップ涙痕線偏位量 15 (mm)
- 臼蓋径逸脱許容範囲 4.0 (mm)

カップ位置の探索ピッチは、0.5 mm とした。また、カップサイズは、40 から 60 mm の各 2 mm ピッチで 11 種類とした。

#### 実験方法

本提案手法を二次性変形性股関節症 8 症例に適用した。これらの症例は、臨床的定義による低脱臼度症例が 4 症例、高脱臼度が 4 症例であった。原画像サイズは 512 × 512 (画素)、C T スライス厚と再構成ピッチは 3 mm であった。

実験結果の評価方法としては、共同研究者である整形外科医 2 名 A、B が対話的な 3 次元手術計画システムを用いて、カップの中心座標とサイズを立案し、これらの計画と自動設置計画システムで求められた計画との位置およびサイズの差を定量的に求めた。整形外科医 A は、熟練専門医 (股関節外科経験年数 18 年、3 次元手術計画経験年数 9 年) であり、整形外科医 B は、専門修行医 (股関節外科経験年数 3 年、3 次元手術計画経験年数 3 年) であった。また、定性的評価として、本システムにより立案された計画を臨床計画として採用可能かどうか整形外科医 A、B がそれぞれ評価した。評価分類は、「要求精度を満たす」(○)、「要求精度を満たさないが大きくは外れていない」(△)、「失敗」(×) の 3 段階で行った。実験に使用した計算機の仕様は、Intel Core2 Duo 2.4GHz、メモリ 2 GB である。3 次元画像処理ライブラリには、Visualization Toolkit を使用した。

## 実験結果

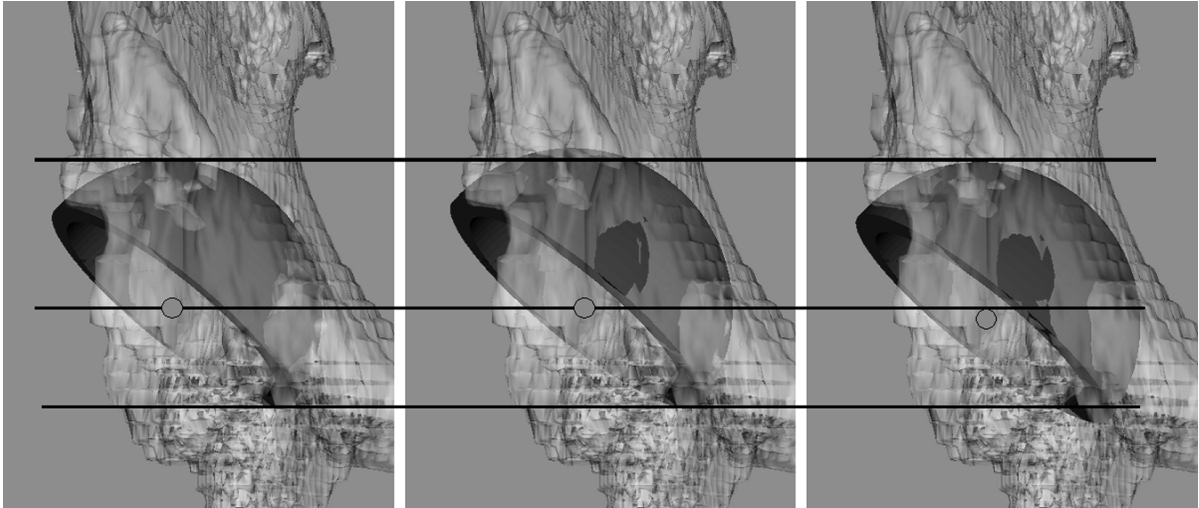
自動設置計画システムによる設置計画と整形外科医による設置計画との比較を行った結果，Table 2.1 のようにカップ設置座標の整形外科医 A との平均誤差は 3.54 mm，整形外科医 B との平均誤差は 4.62 mm となった．カップサイズは，整形外科医 A との誤差が平均 1.13 サイズ（直径誤差 2.26 mm），整形外科医 B との誤差は平均 0.88 サイズ（直径誤差 1.76 mm）であった．整形外科医 A による各自動設置計画の評価は，8 症例中 4 症例が要求精度を満たしているとは判断され，残り 4 症例は要求精度を満たさないが大きくは外れていないと評価された．失敗とされた症例はなかった．また，整形外科医 B による評価では，8 症例中 7 症例が要求精度を満たしているとはされ，残り 1 症例が失敗とされた．Fig.2.14 (a) には，整形外科医 A，B 両者から要求精度を満たすとされた Case 6 の設置結果を，Fig.2.14 (b) には整形外科医 A により要求精度を満たさないとはされ，整形外科医 B により失敗とされた Case 4 の設置結果を示す．Fig.2.14 には，自動設置計画と整形外科医による設置計画の比較のため，x 軸と平行する補助線が引かれている．3 本の補助線は，上から自動設置計画におけるカップ上端を通る水平線，カップ中心を通る水平線，カップ下縁を通る水平線となる．Fig.2.14 (a) では，上下方向に若干の誤差があったものの，整形外科医設置計画に近い自動設置計画を得た．Fig.2.14 (b) では，サイズは整形外科医 B の選択サイズと同じであったが，設置位置が整形外科医 A，B の設置計画に比べ，臼蓋の浅い位置に設置されていることが分かった．自動設置計画にかかった計算時間は，1 症例につき約 40 分前後だった．なお，整形外科医 A と整形外科医 B による設置計画の差も Table 2.2 に示す．両者の差は，自動設置計画との誤差に比べ全体的に見て小さいものであったが，設置位置の誤差で 4.0 mm 前後となったものが 3 症例，サイズで 2 サイズ違いとなったものが 1 症例存在し，ある程度のばらつきがあることが分かった．

Table 2.1 Comparison of proposed automated planning with surgeons.

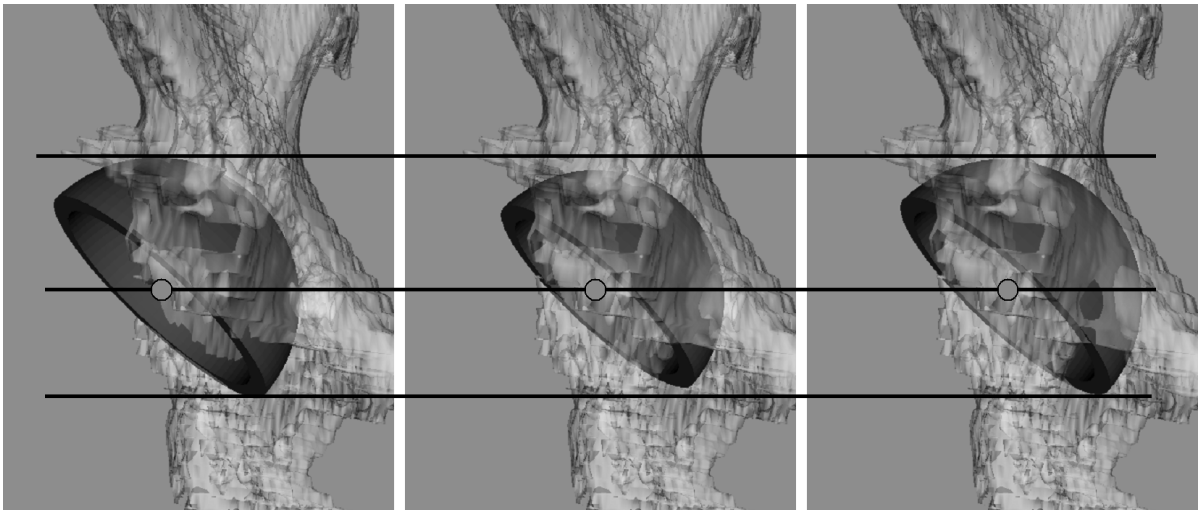
| Case No. | Difference    |      |        |               |      |        |
|----------|---------------|------|--------|---------------|------|--------|
|          | Surgeon (a)   |      |        | Surgeon (b)   |      |        |
|          | Position (mm) | Size | Status | Position (mm) | Size | Status |
| 1        | 3.22          | 2    | △      | 4.36          | 1    | ○      |
| 2        | 1.93          | 2    | △      | 1.89          | 2    | ○      |
| 3        | 3.26          | 1    | ○      | 2.51          | 1    | ○      |
| 4        | 6.72          | 2    | △      | 7.95          | 0    | ×      |
| 5        | 2.95          | 1    | △      | 6.74          | 0    | ○      |
| 6        | 0.96          | 1    | ○      | 3.87          | 1    | ○      |
| 7        | 3.34          | 0    | ○      | 6.89          | 0    | ○      |
| 8        | 5.98          | 0    | ○      | 2.73          | 0    | ○      |
| Mean     | 3.54          | 1.13 |        | 4.62          | 0.88 |        |

Table 2.2 Comparison between surgeon A 's planning and surgeon B 's.

| Case No. | Difference    |      |
|----------|---------------|------|
|          | Position (mm) | Size |
| 1        | 1.64          | 1    |
| 2        | 2.53          | 0    |
| 3        | 2.68          | 0    |
| 4        | 1.41          | 2    |
| 5        | 3.89          | 1    |
| 6        | 2.97          | 0    |
| 7        | 3.6           | 0    |
| 8        | 4.4           | 0    |
| Mean     | 2.89          | 0.5  |



(a) Case 6. Left: Computer result ( / ). Center: Surgeon A 's planning. Right: Surgeon B 's planning.



(b) Case 4. Left: Computer result ( / ✕). Center: Surgeon A 's planning. Right: Surgeon B 's planning.

Fig. 2.14: Comparison of cup positioning and size selection.

## 2.4.2 カップ涙痕線偏位量制約条件による影響

### パラメータ設定

カップ自動設置計画に用いる客観的定量評価基準の内，整形外科医の立案方針によりばらつきが生じやすいカップ涙痕線偏位量の制約条件(閾値)を 5.0 mm，10.0 mm，15.0 mm と変えて，最適設置状態への影響を調べた．なお，カップ涙痕線偏位量の臨床的上限は 15.0 mm とされている<sup>[18]</sup>．

### 実験方法

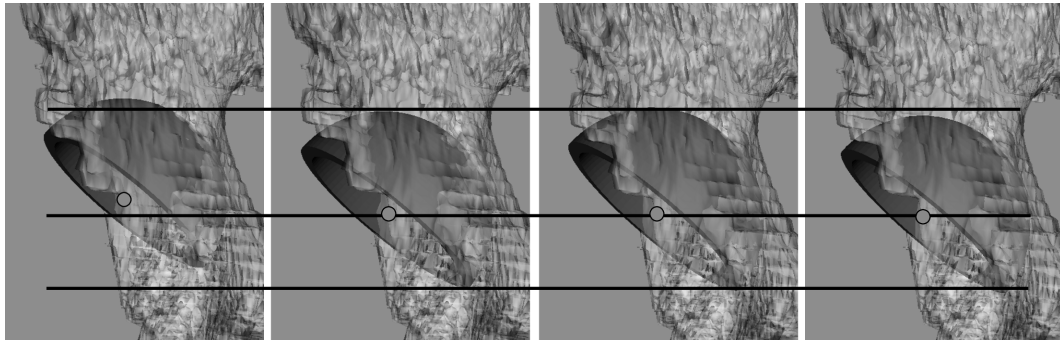
2.3.2 で記したのと同じ症例データを使用し，整形外科医 2 名 A，B の正解計画とそれぞれのカップ涙痕線偏位量閾値下において自動設置計画システムで得られた計画との差を求めた．また，全 8 症例に対し，何症例で最適解が得られたかどうかも調べた．

### 実験結果

各カップ涙痕線偏位量閾値に対する自動設置計画と整形外科医による設置計画の差は，Table 2.3 のようになった．整形外科医 A，B の設置計画に対して，カップ涙痕線偏位量閾値を 10.0 mm で自動設置計画を行った場合の誤差が設置位置，サイズのいずれにおいても最小となった．Fig.2.15 に閾値を 10.0 mm とした自動設置計画が閾値を 15.0 mm としたものに比べ，カップ設置位置，サイズともに整形外科医計画に近づいた症例を示した．また，閾値を 10.0 mm，15.0 mm とした際は全ての症例で自動設置計画を得たが，5.0 mm では 8 症例中 2 症例で 2.3.3 で定義した設置可能解集合が空集合となったことから，残りの 6 症例から平均を出した．

Table 2.3 Comparison of cup - teardrop line displacement threshold parameter with experienced surgeon (CTD = Cup - Teardrop line Displacement).

| Maximum limit of CTD (mm) | Planned cases (N=8) | Mean difference |      |               |      |
|---------------------------|---------------------|-----------------|------|---------------|------|
|                           |                     | Surgeon (a)     |      | Surgeon (b)   |      |
|                           |                     | Position (mm)   | Size | Position (mm) | Size |
| 5                         | 6                   | 5.04            | 1.5  | 5.97          | 1    |
| 10                        | 8                   | 3.36            | 0.88 | 4.13          | 0.5  |
| 15                        | 8                   | 3.54            | 1.13 | 4.62          | 0.88 |



(a) CTD=15.0 mm. (b) CTD=10.0 mm. (c) Surgeon A 's planning. (d) Surgeon B 's planning.

Fig. 2.15: Comparison of cup - teardrop line displacement (CTD) threshold (Case 1).

### 2.4.3 C T 撮 像 ・ 再 構 成 条 件 に よ る 影 響

#### パラメータ設定

自動設置計画アルゴリズムに入力される骨盤領域の3次元画像及び表面モデルは、C T 画像の撮像条件や再構成条件により骨形状の再現性に影響を受ける。本実験では、実際にC T 撮像条件や再構成ピッチを変更し、同じ症例において自動設置計画にどの程度を差異が発生するかを調査した。実験を行うC T スライス厚 - 再構成ピッチの組合せはそれぞれ1 mm - 1 mm , 3 mm - 1 mm , 3 mm - 3 mm , 5 mm - 1 mm とした。

#### 実験方法

生体に対しC T 撮像ピッチを細かくすることは被爆量の増加に繋がるため、乾燥遺体骨を使用してC T 撮影を行い、各データに対して自動設置計画立案を行った。そして、最も実際の骨形状の再現性が高いと思われる1 mm - 1 mm でのモデルで立てた自動設置計画を基準とし、それぞれカップ設置座標とサイズの誤差を出力した。

#### 実験結果

C T スライス厚1 mm - 再構成ピッチ1 mm での骨盤領域3次元画像及び表面モデルを用いた自動設置計画に対する各C T スライス厚 - 再構成ピッチでの自動設置計画の設置座標と設置サイズの誤差は、Fig.2.16 と Fig.2.17 のよう



になり、5 mm - 5 mm で他の撮像条件とは顕著に違う結果が得られた。1 mm - 1 mm と 5 mm - 5 mm の 3 次元骨モデル上での設置計画の画像は、それぞれ Fig.2.18 と Fig.2.19 のようになった。

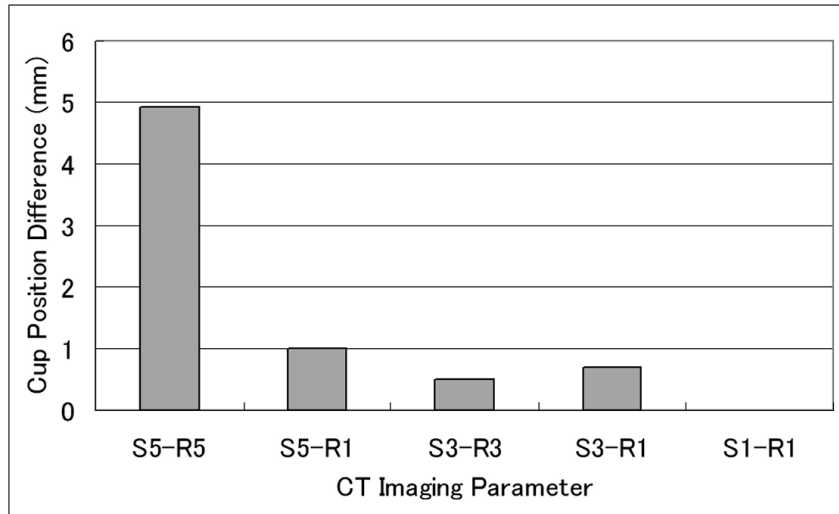


Fig. 2.16: Comparison of CT imaging parameter.

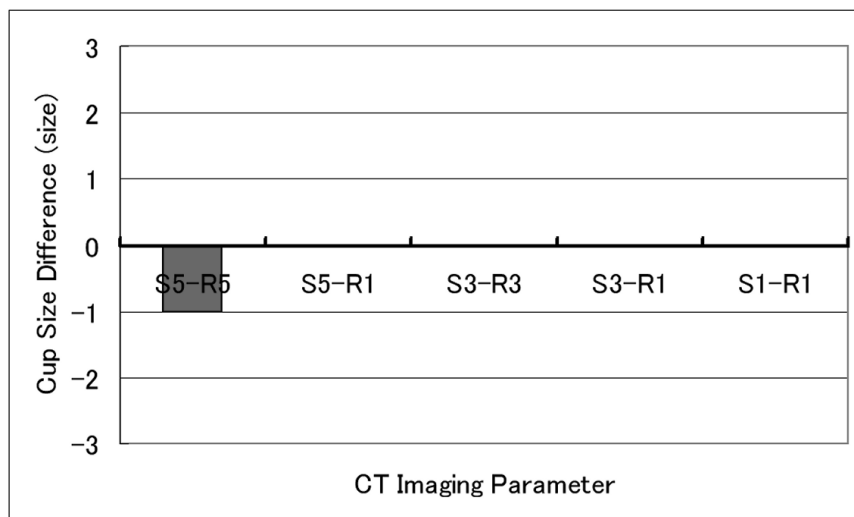


Fig. 2.17: Comparison of CT imaging parameter.

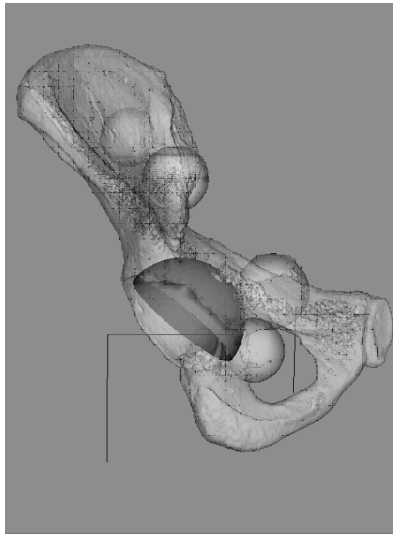


Fig. 2.18: Cup planning (CT slice thickness 1 mm and reconstructed pitch 1 mm).

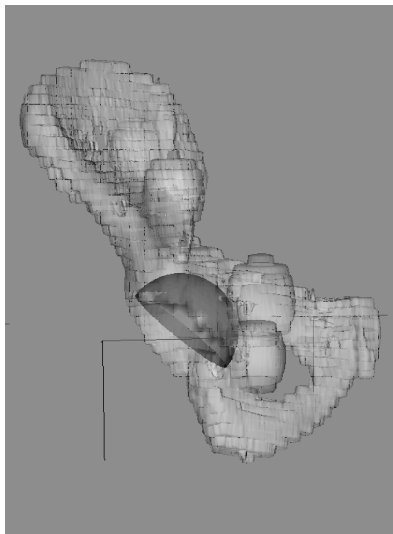


Fig. 2.19: Cup planning (CT slice thickness 5 mm and reconstructed pitch 5 mm).

## 2.5 考察

### 2.5.1 自動設置計画の考察

2.4.1の実験において、全症例でカップ設置計画の最適解を得、その内4症例の結果について整形外科医2名から要求精度を満たすと判断されたことから本提案手法はその有効性を示せたと考えられる。残りの4症例中3症例では、整形外科医2名の設置計画との誤差が位置で4.0 mm以内、サイズで1サイズ以内であったにも関わらず、整形外科医Aにより要求精度を満たさないと判断された。これは、臼蓋ソケット構造の縁より棘状に伸びた骨棘と呼ばれるカップの固定に用い得ない弱い骨変形部位に対して、本来のソケット骨構造との接触を前提とした設置制約条件に基づいてカップが設置されたため、骨棘との接触領域においてカップ固定性が不足したことが原因であると指摘された。また、整形外科医Bから失敗と判断された1症例では、それに加えて、骨棘により臼蓋縁端点間距離が本来の臼蓋径よりも拡大し、初期サイズが大きくなり過ぎたことも失敗の原因と考えられた。このように、いずれの症例においても骨棘が不適切な設置計画の要因となっていた。これらのことから、安定に骨を固定できるソケット骨構造と固定にあまり寄与しない骨棘を分けて評価することが必要であると分かった。骨棘を除去すれば、今回の最適設置条件が機能すると考えられることから、今後は骨棘を自動認識し、評価対象から外す方法について検討する。対応策としては、整形外科医が画像上において骨の質的評価を行って骨棘を判断しているように、自動設置計画においても3次元画像の画素値(CT値)を参照することで骨棘を認識するか、3次元画像からの骨盤骨領域抽出の段階で、この骨棘を除外することが考えられる。

### 2.5.2 カップ涙痕線偏位量制約条件による影響

2.4.1で高さ方向の制約となるカップ涙痕線偏位量の閾値を臨床的上限まで上げ、網羅的に実験を行ったのに対し、2.4.2ではその閾値を変えてその影響を調べた。その結果、Table 2.3のように、閾値を10.0 mmにしたものが最も整形外科医の設置計画の近傍を取ることが分かった。このように自動設置計画は、各定量評価尺度の制約条件を変更することで、その設置傾向を変

えることが可能であることが分かる。ただ、カップ涙痕線偏位量の閾値を5 mmにした場合において8症例中2症例で解が出なかったように、臨床的閾値から離れた制約条件を設定した場合、大きな変形を持つ症例に対応できなくなることも考えられることから、どのような範囲で閾値を調整するかは、今後の課題であるといえる。また、整形外科医が自らの設置方針に合わせた閾値設定を行い、自動設置計画を実行するというような利用形態も可能であると考えられる。

### 2.5.3 整形外科医間の計画誤差と自動設置計画の考察

Table 2.2 で示されるように変形の大い股関節では、整形外科医間においても設置位置で最大4.0 ~ 5.0 mm、サイズで最大2サイズ程度のばらつきが生じやすい中、特定の制約条件を満たし、1評価基準を最大化する4次元解を求めることによって、自動的に整形外科医計画と一定の誤差範囲内の設置計画を立案できたことから、本提案手法の有効性を示せたと考えられる。

### 2.5.4 C T撮像・再構成条件による影響

C T撮像条件の本提案手法への影響については、同じ乾燥遺体骨の撮像データにおいて自動設置計画を行い採用可能とされたC Tスライス厚、再構成ピッチ1 mm - 1 mmのものを基準したが、これは撮像時の間隔が狭い方が実際の骨形状の再現性が高く、他の条件下における自動設置計画の比較対象として最適と考えられるためである。この結果、今回自動設置計画に適用した臨床症例の撮像条件と同じである3 mm - 3 mmの実験において、1 mm - 1 mmの自動設置計画とのずれが小さく、整形外科医からも同等として扱ってよいとの意見を得たことから、従来の撮像ピッチ・再構成ピッチ(3 mm - 3 mm)で必要十分な精度の手術計画を立案できると考えられる。一方、5 mm - 5 mmのものでは、同じ乾燥遺体骨を撮像したにも関わらず、設置座標、カップサイズとも他の条件下での設置計画とは大きく異なる結果となり、設置計画も唯一不採用とされたことから、この撮像条件下で作成された画像・モデルは、自動設置計画立案に適用すべきでないといえる。

## 2.6 結言

本研究では，3次元CT画像から再構成された骨形状モデルと人工関節カップの表面モデルを使用し，客観的定量評価情報を定義し，その計算手法を計算機に実装した．客観的定量評価情報を用いてカップの最適設置状態を定義し，自動的に適切な設置計画を立案するシステムを構築した．システム上で実際の症例に適用し，自動設置計画と整形外科医設置計画を比較し，その有用性を示した．

今後は，自動設置計画に悪影響を与えることが確認できた骨棘を自動的に評価対象から除外する方法を検討し，それにより整形外科医の要求精度を満たすことが可能になるかどうか検証することになっている．また，整形外科医の設置方針に左右されやすい客観的定量評価値についてその制約条件を変えることで自動設置計画の設置傾向にどの程度変化が表れるか調査する予定である．将来的には，カップ設置計画時の設置可能解データから整形外科医が指定した特定条件を満たす設置計画を検索できるような仕組みを作ることになっている．

## 第3章 カップ設置可能解を用いる全体計画調整アルゴリズム

### 3.1 緒言

人工股関節手術計画の基本は、固定された骨構造に対して、そこに挿入される人工関節部品の種類・サイズを決定することである。1章で紹介した対話的・3次元手術計画法についても、研究初期段階のものはCT撮影時の姿勢のまま再構成された骨盤および大腿骨モデルに対して、それぞれに埋入されるカップやステムを仮想的に設置し、前述のような基本的計画を立てるものとなっている<sup>[5]</sup>。2章および共同研究者により報告されている<sup>[15][16]</sup>において、我々が提案しているカップ自動設置計画法とステム自動設置計画法もこの段階のもので、我々はこれを第一段階と位置づける。人工股関節は、カップやステム以外の人工関節部品とも組合せ、球関節を構成するものであるため、第二段階では、その関節状態を評価に含めた手術計画を立案することが望ましい。近年では、グラフィック計算機を用いて人工関節の組合せによる動作特性を仮想的に解析したり<sup>[22][23]</sup>、術後の人工股関節を仮想空間内で構築して動作させたり<sup>[24]</sup>、人工関節が脱臼を起こしやすくなる危険動作を分析する研究報告<sup>[25][26][27]</sup>はいくつか行われているが、手術前に予め人工股関節の状態を定量評価し、手術計画に反映させることが可能なシステムの報告例はまだ少ない<sup>[7]</sup>。そこで、本章では、骨盤側人工関節コンポーネントと大腿骨側人工関節コンポーネントを接合し、仮想的に人工股関節を構築してその関節状態を評価・調整することで最終的な手術計画を自動的に立案する方法について提案する。我々は、次のことを目的として本研究を行う。

- 仮想的に人工関節置換後の股関節をモデル化する。
- 人工股関節で評価される全ての客観的定量情報の制約条件を満たす最適配置・設置状態を定義する。

本システムにおいて，人工関節置換後の関節状態をモデル化し，その動作を含めた評価を行うには，関節動作計算と関節コンポーネント間の衝突検出，人工関節設置手術で切除・掘削される骨形状の構築が必要で，我々は一部の前処理を除き，これらの作業を自動化する．また，人工股関節を構成する部品は，カップやステムの他にも複数存在し，これらの全組合せパターンを自動的に評価することによって，最もよい関節状態を得られる組合せを選択するようにする．しかし，人工関節部品の組合せだけで，関節状態を改善できない場合は，これまでに立案した骨盤側カップ計画や大腿骨側ステム計画を含め，計画全体の再調整が必要となる．ステムは，大腿骨中央にある狭小な隙間（髄腔）に設置され，サイズ以外で設置位置を変更することが難しいため，我々はカップ自動設置計画方法において得られたカップ設置可能解に着目し，人工股関節全体で評価される客観的定量情報とカップの客観的定量情報のバランスをとりながら，最適配置・設置状態を得る方法を提案する．また，本提案手法を自動手術計画アルゴリズムとして実装し，熟練整形外科医の意見をもとにそれぞれの客観的定量情報の閾値を決定して全ての制約条件を満たす最適手術計画が得られるかどうか臨床データの適用を行う．

## 3.2 全体計画の概要

人工股関節は，複数の人工関節部品を組合せて球関節を構築し，股関節機能を回復させる．これらは，それぞれひとつのシステムとして設計され，サイズや種類の組合せによって患者の骨形状に適した人工関節を構成できるようになっている．ここでは，ステムの形状特徴から，ストレートステム・システムとアナトミカル・ステムシステムの2種類に分類される．

## ストレート・ステムシステム

ストレートステムは、直線的な形状を持つ人工関節である。本研究では、ストレート・ステムシステムの内、共同研究を行っている大阪大学附属病院で使用実績のある Freeman ステムシステムを使用する。この Freeman ステムシステムは、Fig.3.1 のように構成部品数の少ない単純化された人工関節システムである。大腿骨側は球関節のボールの役割を果たすヘッド (BigHead)、それを大腿骨に固定・支持するステム、骨盤側は球関節のソケットにあたるカップ (Mcminn cup) の 3 つ部品で人工関節を構成する。

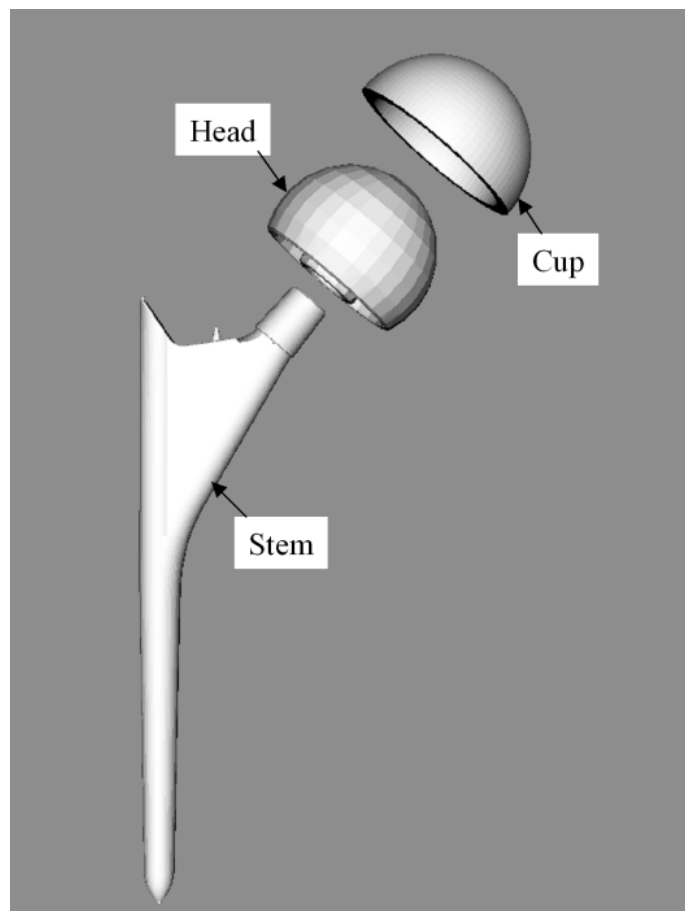


Fig. 3.1: Components of Freeman stem system.



## アナトミカル・ステムシステム

アナトミカルステムは、設置固定される大腿骨内部の隙間である髓腔の解剖学的構造を反映して設計された3次元的に複雑な形状を持つ人工関節である。本研究では、近年本邦の髓腔構造を統計的に解析して開発され、大阪大学附属病院においても臨床適用が進められている CentPillar ステムシステムを使用する。この CentPillar ステムシステムは、Fig.3.2 のように構成部品数も Freeman より多く、組合せ方法も複雑化した人工関節システムとなっている。大腿骨側はボールとなるヘッド (V90 head)、それを大腿骨に固定・支持するステム、骨盤側はソケットとなるカップ (Trident AD acetabular system) およびカップ内部に埋め込まれ、ヘッドサイズの変更を可能にするインサート (Crossfire liner) の4つの部品で人工関節を構成する。

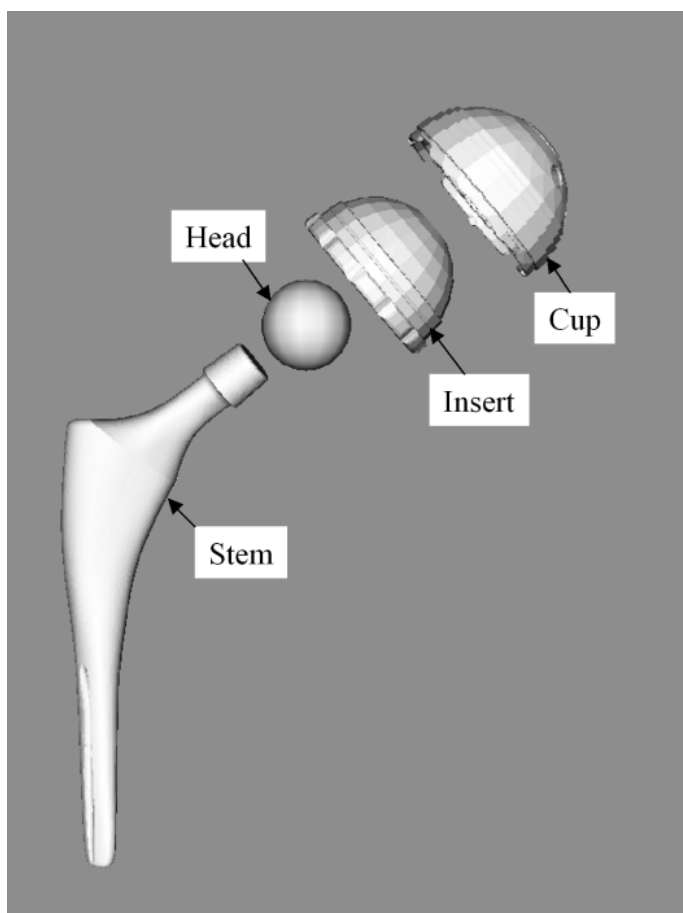


Fig. 3.2: Components of CentPillar stem system.

全体計画では，このように構成される人工股関節において評価される脚長差や関節可動域(3.2.3で定義する)といった客観的定量情報が評価され，手術計画の微調整が行われる．脚長差は主に関節の垂直成分の影響を受け，関節可動域は水平成分の影響を受けるため，これらの評価基準を最適化するには，人工関節の配置を調整することが必要になる．カップとステムの間に入る人工関節部品のうち，ヘッドもしくはネックはこうした調整を考慮して、長さバリエーションを持っており，特定の範囲内で垂直成分と水平成分を調整することが可能である(Fig.3.3)．ただし，変形の大きい股関節では，これらの組合せだけで調整することが難しい症例も存在し，カップもしくはステム設置計画を含め，再調整することが必要な場合も存在する．2章のカップ設置計画においては，固定性や磨耗に有利な臼蓋ソケット構造内方に深く埋め込む設置計画が最適解となったが，全体計画で評価される関節可動域は内外方(水平方向)でこうした設置条件とトレードオフ関係にあり，固定性や磨耗を向上させる際とは逆に，外方に浅く設置することで可動域を拡大することができる．また，ステム設置計画についても，脚長差について体軸方向(垂直方向)で同様のトレードオフ関係が成り立つ．しかしながら，ステムは大腿骨内部の狭小な隙間，髓腔に設置されるため，設置計画を大きく調整することが難しいという問題点を抱えている．一方，カップは，変形して骨量の増加した臼蓋内部を掘削して設置するため，多様な設置可能性を持ち，2章で説明した自動設置計画アルゴリズムにおいて設置可能解を複数を得ることができる．これは，仮想空間内において，垂直方向・水平方向を含め3次元的に分布しており，これを解候補とすれば，人工関節の組合せだけでは調整できない症例についても対応できると考えられる．そこで，本章ではカップ設置可能解を用い，人工関節手術計画全体を最適化するアルゴリズムについて述べる．

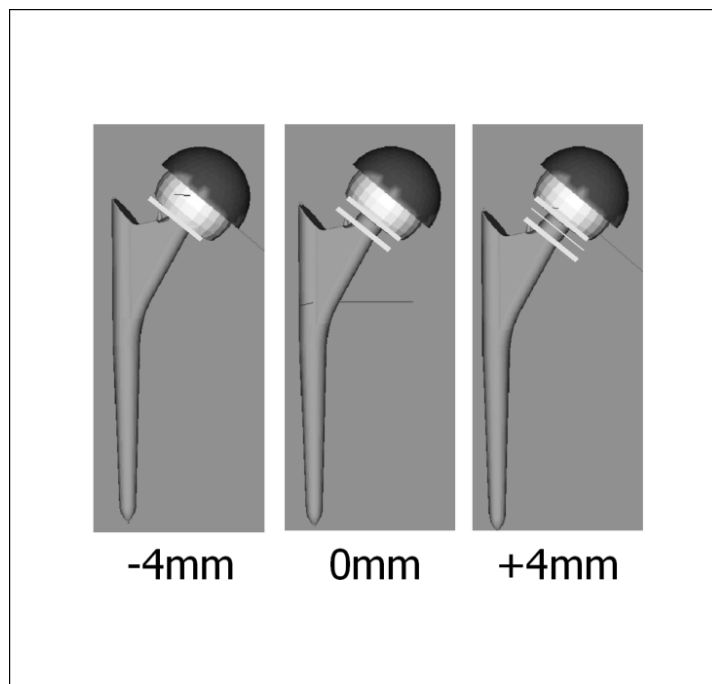


Fig. 3.3: Variation of head offsets.

### 3.3 全体計画自動調整アルゴリズム

本節では，骨盤側・大腿骨側で個別に立案されたカップおよびステム設置計画をもとに人工関節を構成し，トレードオフ関係にある各種定量評価基準を調整する専門医の知識を自動手術計画アルゴリズムに実装する．全体計画自動調整アルゴリズムの入力データは，以下の通りである．

- 患者の 3 次元 C T 画像から抽出・設定された以下のデータ
  - 骨盤領域 2 値画像データ ( 2 値化処理および手入力修正により抽出 )
  - 骨盤形状表面モデル ( 2 値画像データより生成 )
  - 大腿骨領域 2 値画像データ ( 2 値化処理および手入力修正により抽出 )
  - 大腿骨形状表面モデル ( 2 値画像データより生成 )
  - 解剖学的骨盤座標系
  - 解剖学的大腿骨座標系
- カップ設置可能解データ ( 2 章で述べた方法により出力 )
- 関節座標系 ( 項で述べる方法により設定 )
- 全サイズのカップ表面モデル
- 全サイズのステム表面モデル
- 全サイズのインサート表面モデル ( CentPillar システムのみ )
- 全サイズのヘッド表面モデル

本アルゴリズムでは，人工股関節全体で評価される客観的定量評価基準を人工関節部品の組合せ

### 3.3.1 関節座標系と関節動作定義

股関節の動作は，屈曲・伸展，内旋・外旋，内転・外転の6つの動作に分類される．屈曲・伸展は直立時の姿勢を基準とし，前方への動作が屈曲，後方が伸展となる (Fig.3.4(a))．内旋・外旋は，直立時の姿勢から脚を体の前・内方へ捻じる動作が内旋，体の前・外方へ捻じる動作が外旋である (Fig.3.4(b))．そして，直立時の姿勢から内方への動作が内転，外方への動作が外転となる (Fig.3.4(c))．骨盤および大腿骨の解剖学的特徴にもとづく各動作定義については，2002年のISB (International society of biomechanics) の勧告に準拠する<sup>[21]</sup>．これは，健常な股関節における動作の定義を行ったもので次のように定義する (Fig.3.5)．なお，関節座標系設定用大腿骨座標系の各軸は求まる順に定義する．

- 骨盤座標系 (関節座標系設定用)

O: 股関節回転中心となる骨盤座標系原点．

X: Oを通る，解剖学的骨盤座標系  $Y_a$  軸 (正方向) の平行軸．

Y: Oを通る，解剖学的骨盤座標系  $Z_a$  軸 (負方向) の平行軸．

Z: Oを通る，解剖学的骨盤座標系  $X_a$  軸 (負方向) の平行軸．

- 大腿骨座標系 (関節座標系設定用)

o: 股関節回転中心となる大腿骨座標系原点．

y: 内側上顆 (FE: Femoral epicondyle の内側点) および外側上顆 (FE: Femoral epicondyle の外側点) の中点と原点 o を結び，体上方を正方向とする軸．

z: FE 2点と原点 o で作成される平面上で y 軸の垂線となり，体外方を正方向とする軸．

x: y 軸と z 軸の外積により求められる，体前方を正方向とする軸．

ここで，骨盤座標系各軸の単位ベクトルをそれぞれ  $\vec{X}$ ,  $\vec{Y}$ ,  $\vec{Z}$  とする．また，大腿骨座標系各軸の単位ベクトルをそれぞれ  $\vec{x}$ ,  $\vec{y}$ ,  $\vec{z}$  とする．

関節座標系は，その3つの軸， $e_1, e_2, e_3$ の単位ベクトルを $\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3$ とし，以下のように定義される．

- 関節座標系

$$\vec{e}_1 = \vec{z}$$

$$\vec{e}_3 = \vec{y}$$

$$\vec{e}_2 = \vec{e}_1 \times \vec{e}_3$$

関節の動作はこれにもとづき次のように定義される．

- 屈曲・伸展:  $e_1$ 軸まわりの回転
- 内旋・外旋:  $e_3$ 軸まわりの回転
- 内転・外転:  $e_2$ 軸まわりの回転

計算機上で動作シミュレーションを行う際は，同じ動作定義で表される屈曲・伸展，内旋・外旋，内転・外転をそれぞれひとつの動作として扱い，屈曲，内旋，内転の3つに統一する．伸展，外旋，外転は，屈曲，内旋，内転の負の方向の動作とする．初期姿勢となる屈曲0度，内旋0度，内転0度は，関節座標系設定用骨盤座標系と大腿骨座標系の各軸が一致する姿勢である．

人工関節システムを挿入・設置した人工股関節の場合においても，カップ中心点およびヘッド中心点が股関節の回転中心となっているため，Fig.3.6のように，カップ中心を関節座標系設定用骨盤座標系の原点，ヘッド中心を関節座標系設定用大腿骨座標系の原点として関節座標系を設定することができる．これにより，人工関節システムにおいても，ISB勧告にもとづく動作を行うことが可能になる．これらの前提にもとづき，各動作後のステム剛体変換行列を求め方を次に示す．

- 屈曲動作

関節座標系設定用骨盤座標系を $P$ ，動作前のステム剛体変換行列を $S$ ，動作後のステム剛体変換行列を $S'$ ，屈曲動作での回転角度を $\alpha$ とする．

$$S' = P \cdot M_1 \cdot P^{-1} \cdot S \quad (3.1)$$

$$M_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- 内旋動作

関節座標系設定用大腿骨座標系を  $F$  , 動作前のステム剛体変換行列を  $S$  , 動作後のステム剛体変換行列を  $S'$  , 内旋動作での回転角度を  $\beta$  とする .

$$S' = F \cdot M_3 \cdot F^{-1} \cdot S \quad (3.2)$$

$$M_3 = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- 内転動作

動作前のステム剛体変換行列を  $S$  , 動作後のステム剛体変換行列を  $S'$  , 内転動作での回転角度を  $\gamma$  とする . また , 先ほどの定義にもとづき , 単位ベクトル  $\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3$  を  $\vec{e}_1 = \begin{bmatrix} p_{zx} \\ p_{zy} \\ p_{zz} \end{bmatrix}$  ,  $\vec{e}_3 = \begin{bmatrix} f_{yx} \\ f_{yy} \\ f_{yz} \end{bmatrix}$  ,  $\vec{e}_2 = \begin{bmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{bmatrix}$  と定め , 回転中心となるヘッド中心座標を  $(h_{cx}, h_{cy}, h_{cz})$  とする .

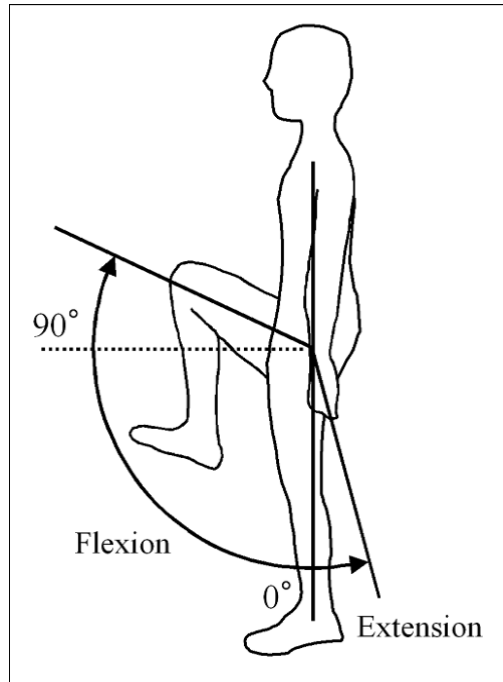
$$S' = R \cdot M_2 \cdot R^{-1} \cdot S \quad (3.3)$$

$$R = \begin{bmatrix} p_{zx} & f_{yx} & c_x & h_{cx} \\ p_{zy} & f_{yy} & c_y & h_{cy} \\ p_{zz} & f_{yz} & c_z & h_{cz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

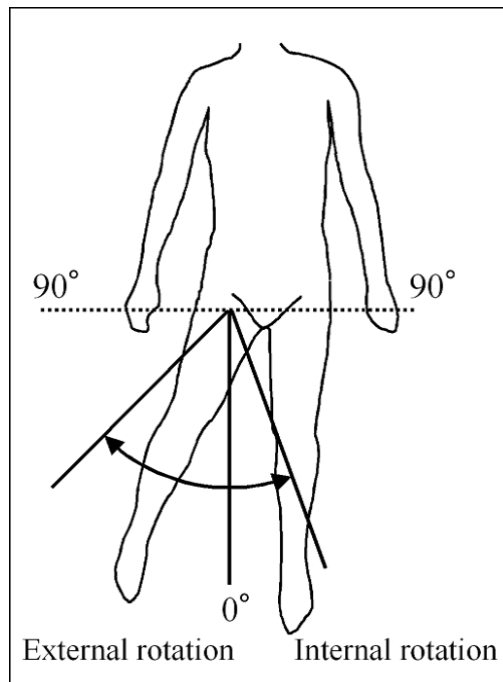
$$M_2 = \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

ヘッド, ネック, 大腿骨表面モデルについても, 同様に (3.1), (3.2), (3.3) 式を用いて動作後の剛体変換行列を求めることが出来る。

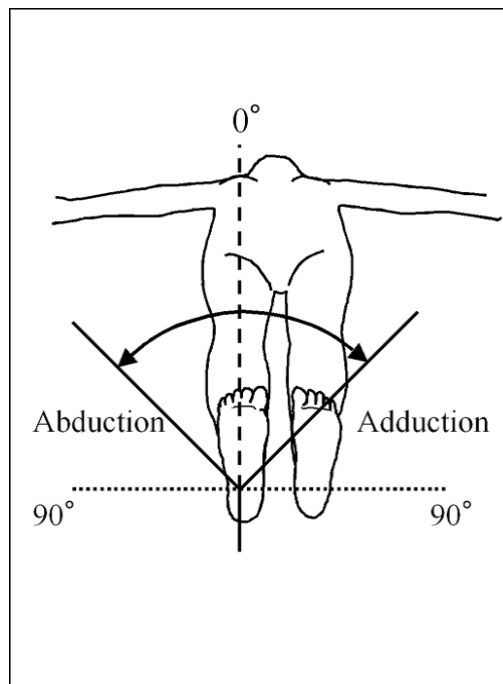




(a) Flexion and extension.



(b) Internal rotation and external rotation.



(c) Adduction and abduction.

Fig. 3.4: Hip joint movement.

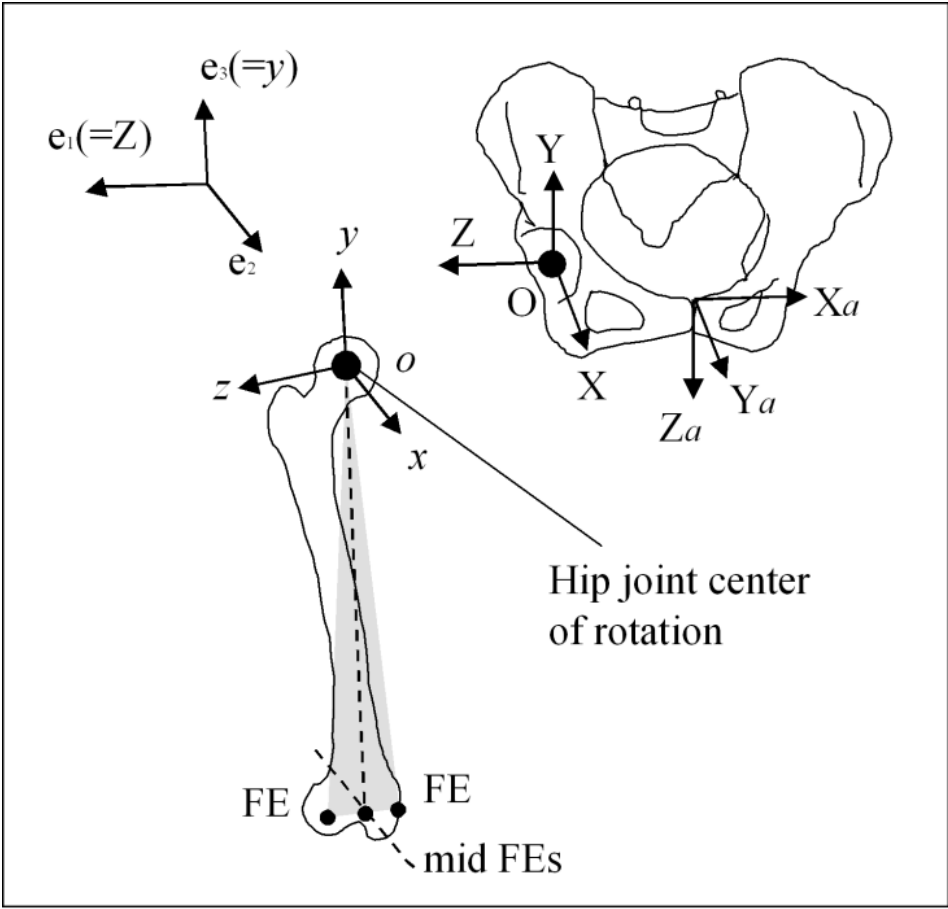


Fig. 3.5: Definition of joint coordinate system and movement.

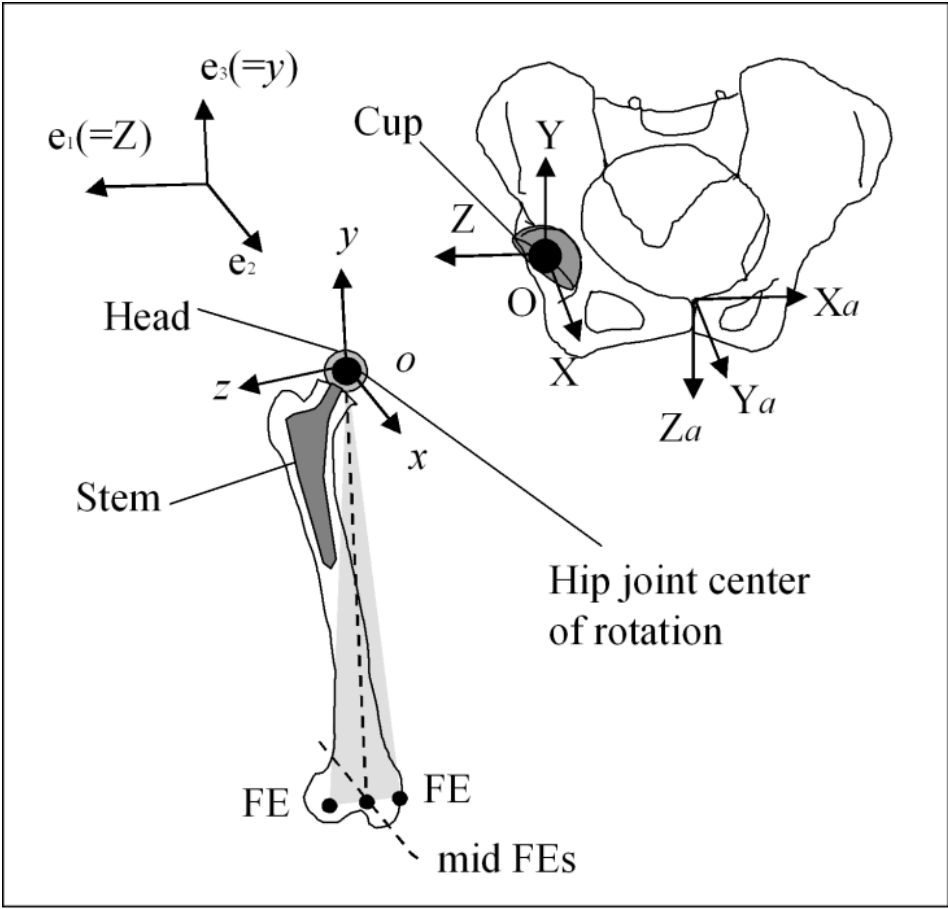


Fig. 3.6: Definition of joint coordinate system and movement with implants.

### 3.3.2 関節可動域と大腿骨頸骨切・骨盤掘削方法

可動域とは，関節の動作可能な範囲のことで，通常前節の動作定義における動作角度によって示される．股関節の可動域は，他の関節と比較としても広い可動域を持っており，Fig.3.7のような骨同士の接触（インピンジ）でおおよその可動域を求めることが可能である．健全な股関節における可動域は，以下のようなになる．

- 屈曲:  $0^{\circ} \sim 125^{\circ}$
- 伸展:  $0^{\circ} \sim 15^{\circ}$
- 外転:  $0^{\circ} \sim 45^{\circ}$
- 内転:  $0^{\circ} \sim 20^{\circ}$
- 外旋:  $0^{\circ} \sim 45^{\circ}$
- 内旋:  $0^{\circ} \sim 45^{\circ}$

一方，変形股関節においては，関節中心の変位や骨変形部位同士の接触により関節可動域が狭くなる傾向にある．そのため，変形股関節を人工関節に置換することでどの程度関節動作が回復するかの目安となる関節可動域は，手術計画において重要な客観的評価基準である．

本システムにおける関節可動域は，ある特定の動作開始時姿勢から設定された動作を行う際，大腿骨側コンポーネントと骨盤側コンポーネントが球関節面以外で接触しない動作範囲と定義する．大腿骨側コンポーネントには，大腿骨，ステム（ネック），ヘッドが含まれる．骨盤側コンポーネントには，骨盤，カップ（インサート）が含まれる．接触の検知は，各コンポーネントを構成する表面モデル間の衝突（コリジョン）判定により行う．より正確な関節可動域を仮想的に測定するには，カップおよびステム設置手術が骨構造に与える影響を考慮する必要がある．これは人工関節システムごとに異なるため，それぞれにおいて仮想的に手術後の骨形状を推定し，関節可動域を得る方法について説明する．

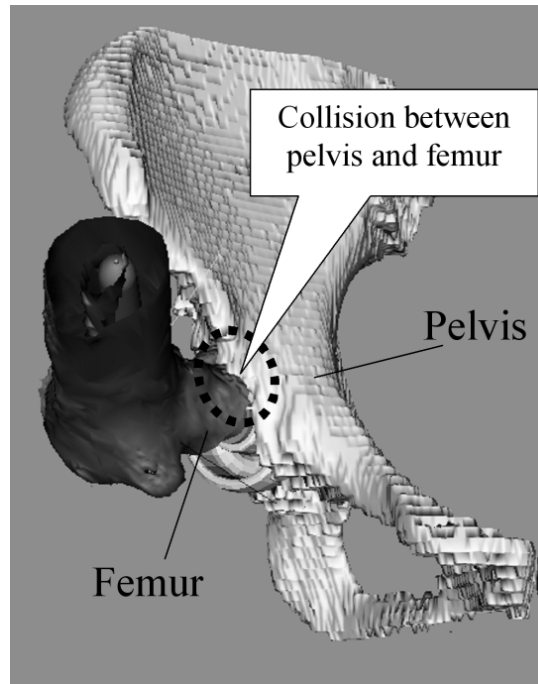


Fig. 3.7: Collision (impingement) between pelvis and femur.

#### ストレートステムシステム

ここでは、ストレート・ステムシステムの内、本システムで用いる Freeman ステムシステムにおける可動域測定のための前処理と、可動域測定方法について述べる。Freeman ステムシステムの手術では、Fig.3.8 のように大腿骨頭を骨切により除去し、大腿骨頸を温存しながら、ステム設置を行う。大腿骨頭は患者ごとにその変形度合が大きく異なるため、骨切作業は 3 次元モデリングツールを用いてマニュアルで行う。ステムの上部は、接合面を除いてその多くの部分を大腿骨の骨組織に覆われるため、骨盤コンポーネントとの衝突は、大腿骨とのものが主となる。なお、ヘッドとカップは直接接触し球関節面を構成しているため、コンポーネント間の衝突には関与しない。これらのことから、Freeman ステムシステムでは、以下に示す組合せのモデル間の衝突を検出することで、特定動作における可動限界点およびその動作上限角度を得る。

- 大腿骨表面モデル ⇔ 骨盤表面モデル
- 大腿骨表面モデル ⇔ カップ表面モデル

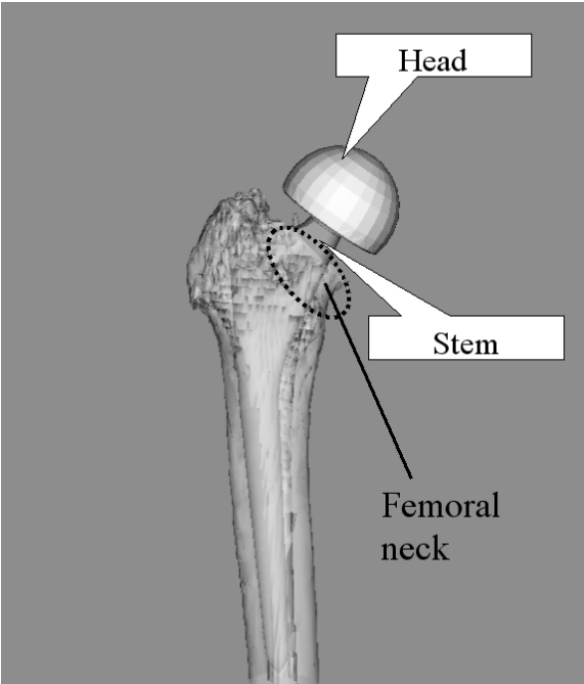


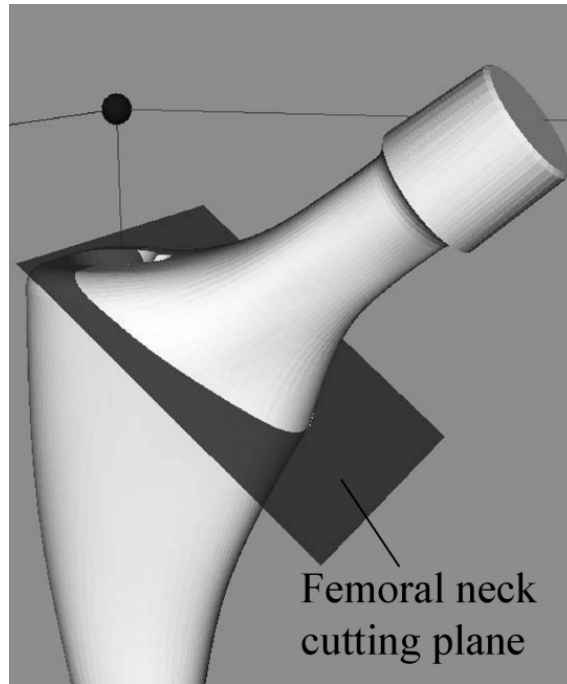
Fig. 3.8: Femoral components (Freeman stem, head, and femur).

## アナトミカル・ステムシステム

ここでは、アナトミカル・ステムシステムの内、CentPillar システムにおける可動域測定のための前処理と、可動域測定方法について述べる。CentPillar システムシステムでは、Fig.3.9 (a) のように、ステム形状に対して大腿骨頸を骨切る平面が設定されているため、この面に基づき自動的に大腿骨表面モデル上部の大腿骨頸および骨頭を除去する (Fig.3.9 (b))。この際、Freeman システムとは異なり、大腿骨頸のより多くの部分を切除するため、ステム上部が露出してしまうことから、このステムシステムでは骨盤コンポーネントとステムの衝突を考慮する必要がある。カップ設置位置が骨盤の臼蓋ソケット構造の深い位置に存在する場合、カップ周辺の本来は掘削される骨盤構造とステムが接触することも起こりえるため、骨盤側もカップ設置位置に基づき、掘削後の形状を仮想的に構築する。表面形状モデルに対する切取操作 (clip) はプリミティブな形状を組合せて行うため、カップのフェース面 (お椀の口を伏せたときの面) で骨盤モデルを 2 分割し、カップ設置側の骨盤をカップ中心位置、カップ直径を元とする球で切取操作 (clipout) を行う (Fig.3.10)。カップが設置されない側の骨盤については、カップ中心位置、カップ直径を元とする円柱で切取操作を行う。そして、両者を結合 (merge) し、仮想的に掘削された骨盤モデルを得る。CentPillar システムシステムにおける衝突判定を行う組合せは、以下の通りとし (Fig.3.10)、これらの衝突を検知することで特定動作の可動限界点およびその動作上限角度を得る。

- 骨盤表面モデル ⇔ 大腿骨表面モデル
- 骨盤表面モデル ⇔ ステム表面モデル
- インサート表面モデル ⇔ ステム表面モデル





(a) Femoral neck cutting plane defined on stem model.



(b) Femur after femoral neck cut.

Fig. 3.9: Automatic femoral neck cutting.

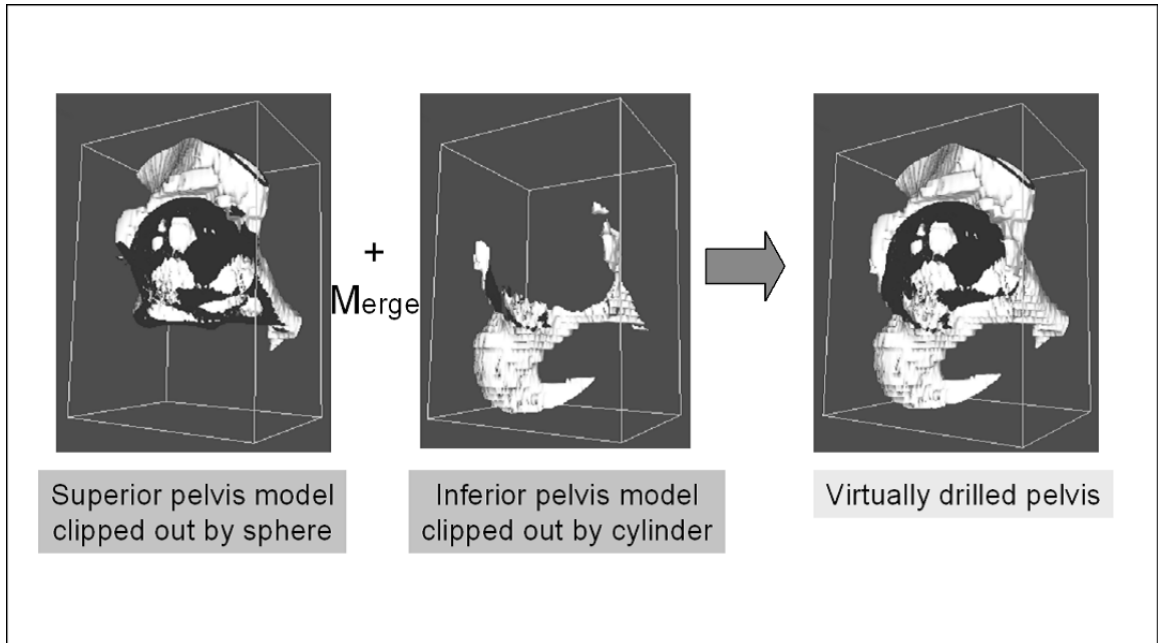


Fig. 3.10: Virtually drilled pelvis model based on cup planning.

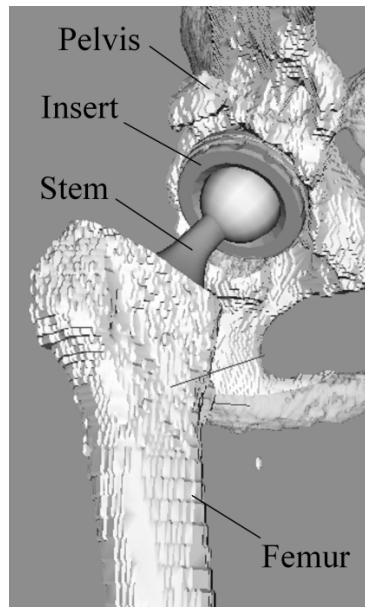
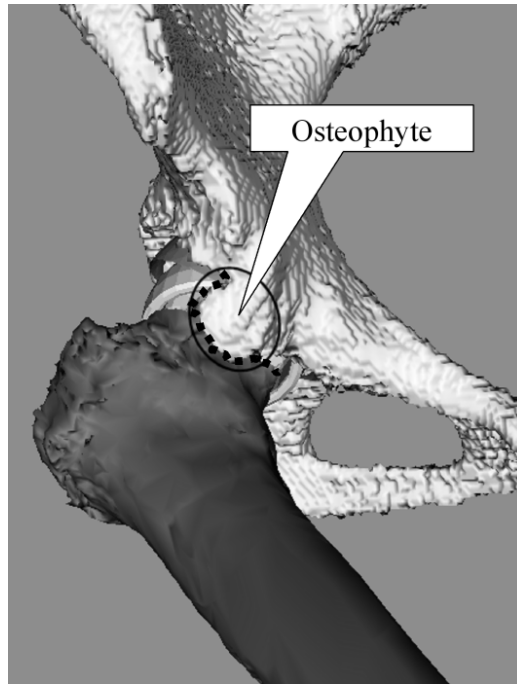


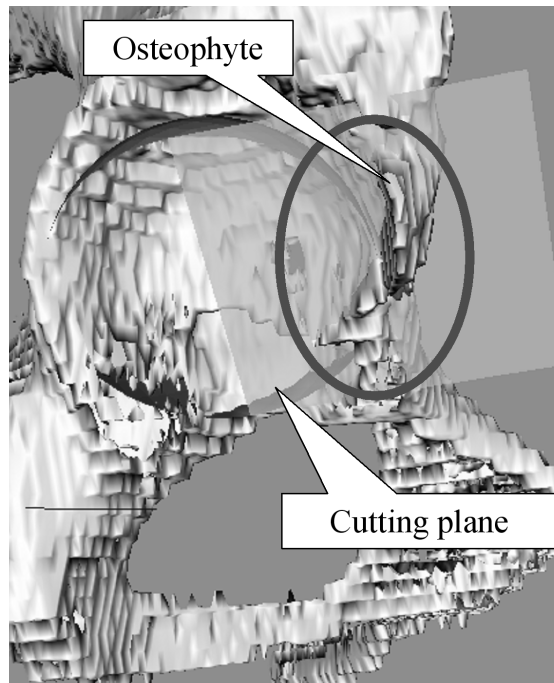
Fig. 3.11: Virtual hip joint.

## 顕著な骨棘の検出および除去方法

人工股関節手術の対象となる変形股関節において関節可動域に悪影響を及ぼす要因のひとつに骨棘があげられる。骨棘は Fig.3.12 (a) に示される臼蓋ソケット構造の縁から棘状に増殖・伸長する変形部位で、大きくなるほど大腿骨と衝突しやすくなり、その可動域を狭める。このような大きな骨棘が取り除かれない場合、人工関節置換後の関節可動域シミュレーションにおいても、正常な可動域を得られないことがある。そのため、本システムでは、設定された関節可動域シミュレーションの動作開始時姿勢において衝突が検出されると、骨棘除去を行う。骨棘の除去は、骨盤表面モデルに対し、カップフェース面の中心点より前方にカップ直径を1辺の長さとする正方形の骨切面を設定し、切取操作を行う (Fig.3.12 (b))。



(a) Osteophyte.



(b) Osteophyte cutting plane.

Fig. 3.12: Automatic osteophyte cutting.

### 3.3.3 評価値の定義

#### 脚長差

脚長差とは、骨盤および大腿骨の体軸方向を揃えた際における左右の脚長のずれである。変形性股関節症を罹患した股関節では、臼蓋や大腿骨頭の変形により関節中心の変位により、罹患した側の脚長に変化が生じる。脚長差が大きくなるほど、直立時の平衡状態に影響を与え、違和感を生む原因となる。そのため、手術ではこれをできるだけ小さくすることが望まれる。

3次元手術計画における脚長差は、Fig.3.13のように左右大腿骨のそれぞれで設定された解剖学座標系の高位差で定義される。これは、脚長差の拡大及び関節中心の変位を引き起こす関節の変形が、基本的に大腿骨頸より上方で起きており、大腿骨解剖学的座標系の原点高位の設定に用いる小転子付近には影響を及ぼしていないと考えられるため、膝より下を考慮せずとも左右対称でほぼ同高位となる解剖学的幾何特徴点の高位差で近似的に求められる。通常、人工股関節手術の対象患者では、膝より下方のCTスキャンは行われないため、合理的な測定手法といえる。本システムでは、脚長差を閾値以下にすることを最適配置状態の条件とし、0 mm に近づけることが望ましいとする。

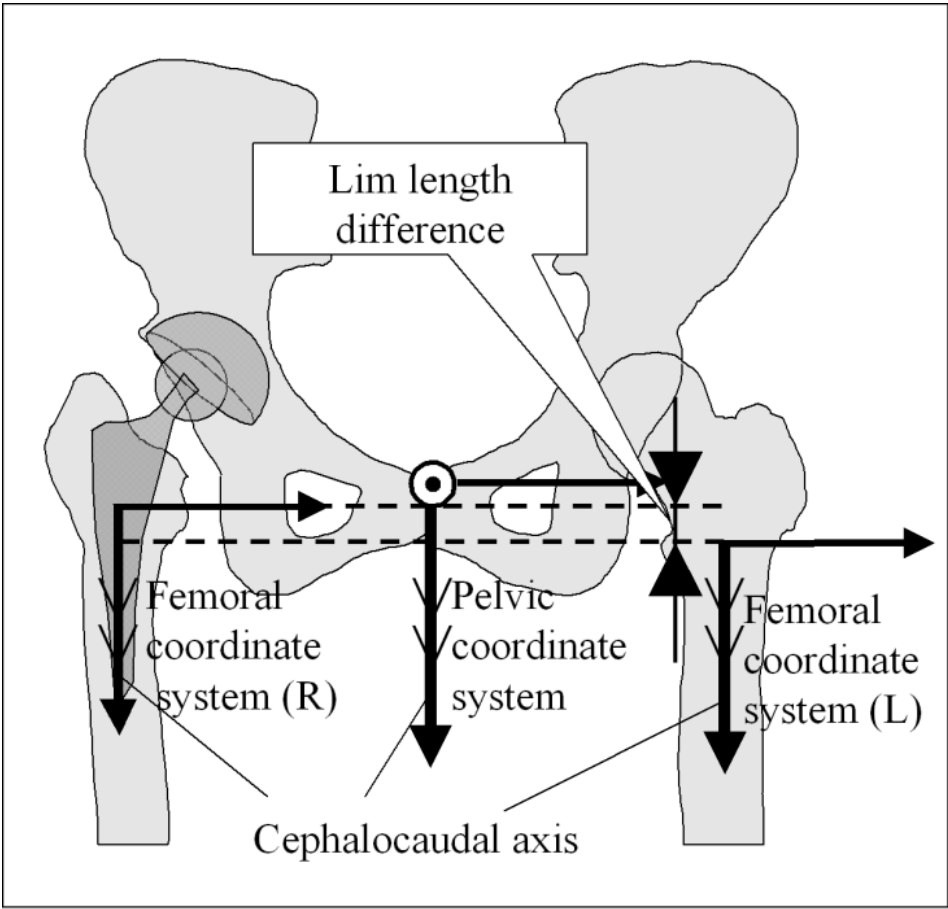


Fig. 3.13: Definition of limb length (frontal view).

### 関節可動域(屈曲90度での内旋)上限角度

関節可動域(屈曲90度での内旋)上限角度は,屈曲90度姿勢(Fig.3.14)を動作開始時姿勢とする内旋動作時(Fig.3.15)に大腿骨コンポーネントと骨盤コンポーネントが衝突しない上限角度と定義する.これらの動作は,3.3.1で述べた動作定義にもとづくもので,人工股関節が適切な関節可動域を得られているかどうかを測るひとつの指標となるものである.上限角度は大きく方が望ましく,最適配置状態においては閾値以上となることが求められる.

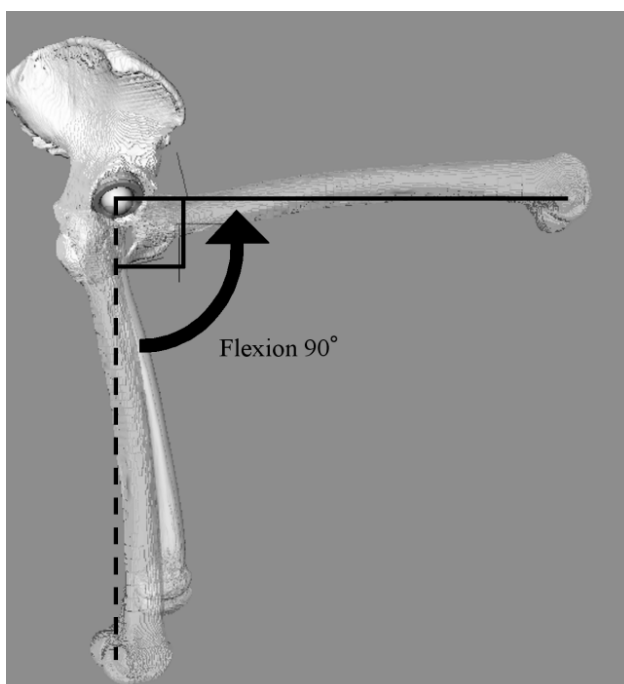


Fig. 3.14: Flexion 90 degrees (side view).

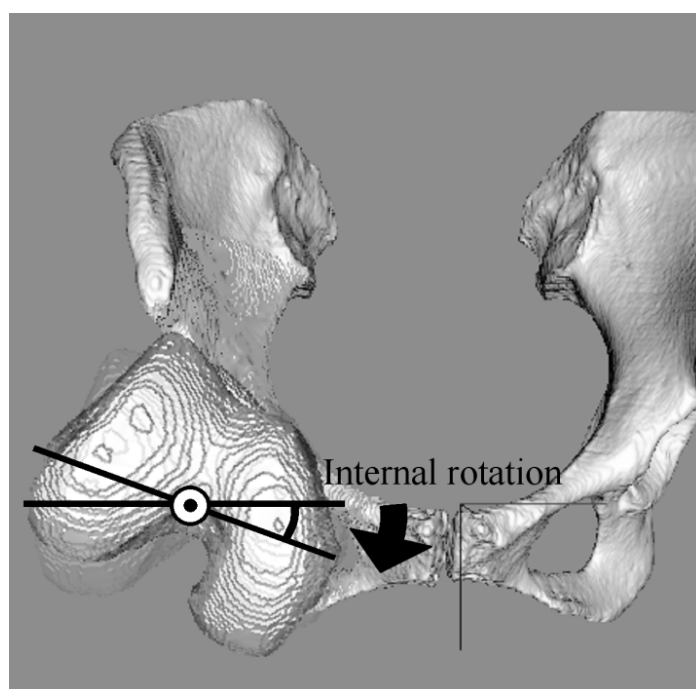


Fig. 3.15: Internal rotation at flexion 90 degrees (frontal view).



## カップ骨被覆率低下率

カップ骨被覆率低下率は，2章のカップ自動設置解により得られるカップ設置最適解におけるカップ骨被覆率を基準とし，新たに適用されるカップ設置可能解でどれだけ骨被覆率が低下しているかを百分率で示すものである．カップ骨被覆率低下率は小さくあることが望まれ，本システムでは，設定される閾値以下になるようにする．

### 3.3.4 最適配置状態の定義

全体計画は，カップ設置可能解の2自由度と人工関節の組合せによるヘッドオフセット値（もしくはネック長）の1自由度の3次元探索である{ }に示す各制約条件を満たす人工関節の3次元解集合を以下のように，A，B，Cと定め，

- $A = \{ \text{脚長差 } t_1 \text{ (mm)} \}$  ( $t_1$ : 脚長差閾値)
- $B = \{ \text{関節可動域(屈曲90度での内旋)上限角 } t_2 \}$  ( $t_2$ : 関節可動域(屈曲90度での内旋)上限角閾値)
- $C = \{ \text{カップ骨被覆率低下率 } t_3 \}$  ( $t_3$ : カップ骨被覆率低下率閾値)

A B Cを満たす解を人工関節の配置可能解と定義する．そして，配置可能解の中で，臼蓋最奥部にある脚長差最小解を垂直方向最適解とする．次に，垂直方向最適解と同じ高位にある配置可能解の中で，関節可動域最小解を水平方向最適解とし，この水平方向最適解を全体計画での最適配置状態とする．なお，カップ設置可能解は2章における定義の通り，2.2.3の最適設置状態の制約条件を満たしている．

### 3.3.5 最適解の探索方法

#### 1) 垂直方向調整アルゴリズム

変形した股関節では，人工関節置換後に罹患側の脚長が短くなる傾向にあるため，人工関節部品やカップ設置計画（カップ設置可能解）を用いて，脚長差を最小化するように全体計画の垂直成分を調整し，垂直方向最適解を得る．

実際の探索アルゴリズムは以下のようなになる．

1. カップおよびステム設置計画適用：2章および別途報告されている方法により得られるカップ設置最適解とステム設置最適解をCT撮像時姿勢のままの骨盤，大腿骨に適用する．
2. 各人工関節コンポーネントの構築：カップ設置計画にあわせ（適用可能な最大径をとるインサートを挿入し，）骨盤，カップ（インサート）で骨盤側コンポーネントを構成する．また，ステム設置計画にあわせ，ステム先端に（骨盤側インサート内径に対応する）ヘッドを装着し，大腿骨，ステム，ヘッドで大腿骨側コンポーネントを構成する．
3. 人工股関節の構築：それぞれ股関節回転中心となるカップ中心位置に，ヘッド中心位置をあわせ，回転移動により，解剖学的骨盤座標系の体軸（ $z$ 軸）に解剖学的大腿骨座標系体軸（ $z$ 軸）が平行になるようにする．ただし，骨盤側体軸は基準軸として固定する．
4. ヘッドオフセット調整：全ヘッドオフセット値を適用し，脚長差が最も短くなる解を選択する．この解において，脚長差が閾値内にある場合は6に進む．閾値を超えている場合は5に進む．
5. カップ高位（ $xy$ 面間）移動：カップ設置可能解において，現在の解より体軸方向により脚長差が縮小される位置にあるもので，最も近位にあるものを適用する．適用後，2に戻る．
6. 終了処理：選択された配置可能解を垂直方向最適解とする（水平方向調整アルゴリズムに移る）

2において( )付けされている部分は、インサートを人工股関節構成の際に用いるアトミカル・ステムシステム使用時のみ適用される。

## 2) 水平方向調整アルゴリズム

固定性を重視する人工関節設置計画では、挿入骨内に深く設置される傾向にあるため、周辺の骨組織と接触しやすく、関節可動域が狭くなる傾向にある。そのため、骨盤に設置されるカップの固定性を損なわない範囲で、必要量以上の関節可動域を得られるように全体計画の水平成分を調整し、水平方向最適解を得る。

ストレート・ステムシステム 実行する前に、ステム計画に基づいて大腿骨表面モデルにおける大腿骨頭の骨切をマニュアルで行う。

1. 関節座標系の設定：人工股関節の球関節回転中心と入力される大腿骨解剖学的特徴点である内側上顆と外側上顆から関節座標系を設定し、初期姿勢（屈曲0度、内旋0度、内転0度）にする。
2. 関節可動域測定：設定された動作開始時姿勢（屈曲90度）から特定動作の関節可動域を測定する。動作開始時姿勢において骨盤コンポーネントおよび大腿骨コンポーネント間の衝突が検出された場合は3に進む。得られた動作上限角度が閾値以上である場合は5に進む。閾値未満である場合は4に進む。
3. 骨盤・骨棘除去：3.3.2の方法により骨棘を除去し、2に戻る。
4. カップ外方(xy面内)移動：骨性に関節可動域を大きくすると考えられる外方に存在するカップ設置可能解で最も近位のものを適用し、1に戻る。
5. 関節姿勢初期化および最適計画保存：関節姿勢を初期状態に戻し、人工関節および大腿骨の配置状態を全て保存する。

## アナトミカル・ステムシステム

1. 骨形状前処理(大腿骨頸骨切・骨盤掘削): ステム設置計画にもとづき大腿骨表面モデルの頸部骨切, カップ設置計画にもとづき骨盤表面モデルの臼蓋掘削を仮想的に行う.
2. 関節可動域測定: 設定された動作開始時姿勢(屈曲90度)から特定動作の関節可動域を測定する. 得られた動作上限角度が閾値以上である場合は4に進む. 閾値未満である場合は3に進む.
3. カップ外方(xy面内)移動: 骨性に関節可動域を大きくすると考えられる外方に存在するカップ設置可能解で最も近位のを適用し, 1に戻る.
4. 関節姿勢初期化および最適計画保存: 関節姿勢を初期状態に戻し, 人工関節および大腿骨の配置状態を全て保存する.

## 3.4 実験

### 3.4.1 垂直方向調整アルゴリズムによる配置結果

#### 1) パラメータ設定

全体計画に用いる各定量評価基準の制約条件として、熟練整形外科医の意見を元に閾値を次のように設定した。

- 脚長差 5.0 (mm)
- カップ骨被覆率低下率 10°

ストレート・ステムシステム ステムサイズは12~18(2ピッチ)の4種類、ヘッドサイズ(直径)は38 mm ~ 58 mm (4 mm ピッチ)の6種類、カップサイズ(直径)は40 mm ~ 60 mm (2 mm ピッチ)の11種類のものを使用した。

アトミカル・ステムシステム ステムサイズは、3 ~ 8 の6種類、ヘッドサイズは22, 26, 28, 32 mm の4種類、インサートサイズは内径22, 26, 28, 32 mm の4種類、カップは40 mm ~ 60 mm (2 mm ピッチ)の11種類を使用した。

#### 2) 実験方法

既存のカップ設置計画(カップ設置可能解)とステム設置計画を用い、ストレート・ステムシステム、アトミカル・ステムシステムとも同じ垂直方向調整アルゴリズムを適用した。

ストレート・ステムシステム 本提案手法を片側のみ二次性変形性股関節症を罹患し、片側が正常である4症例に適用した。原画像サイズは512 × 512 (画素)、CTスライス厚と再構成ピッチは3 mmであった。

アトミカル・ステムシステム 本提案手法を片側のみ二次性変形性股関節症を罹患し、片側が正常である12症例に適用した。原画像サイズは512 × 512 (画素)、CTスライス厚と再構成ピッチは2 mmであった。使用するインサート内径およびヘッド径は、カップサイズに対して適用できる最大サイズを選択した。

実験の評価方法は、パラメータ設定で行った制約条件を満たしたかどうかで判断を行った。実験に使用した計算機の仕様は、Intel Core2 Duo 2.4GHz、メモリ 2 GB である。3次元画像処理ライブラリには、Visualization Toolkit を使用した。

### 3) 実験結果

ストレート・ステムシステム 垂直方向調整アルゴリズムを適用した結果、Table 3.1 のように、平均脚長差は 1.4 mm、最小脚長差が 0.5 mm、最大脚長差は 3.1 mm となり、いずれも閾値とした 5.0 mm 超えなかった。Fig.3.16 には、最小脚長差を得た症例の調整結果を示す。この症例では、脚長差がほぼ 0 mm に近く、理想的な配置状態となった。他の症例においても、全体的に脚長差は小さく、無視できる程度となった。垂直方向調整にかかった計算時間は、1 症例あたり 1 分以内であった。

Table 3.1: Results of vertical optimization.

| Case No. | Lim length difference (mm) |
|----------|----------------------------|
| 1        | 0.50                       |
| 2        | 1.10                       |
| 3        | 0.86                       |
| 4        | 3.17                       |
| Mean     | 1.41                       |

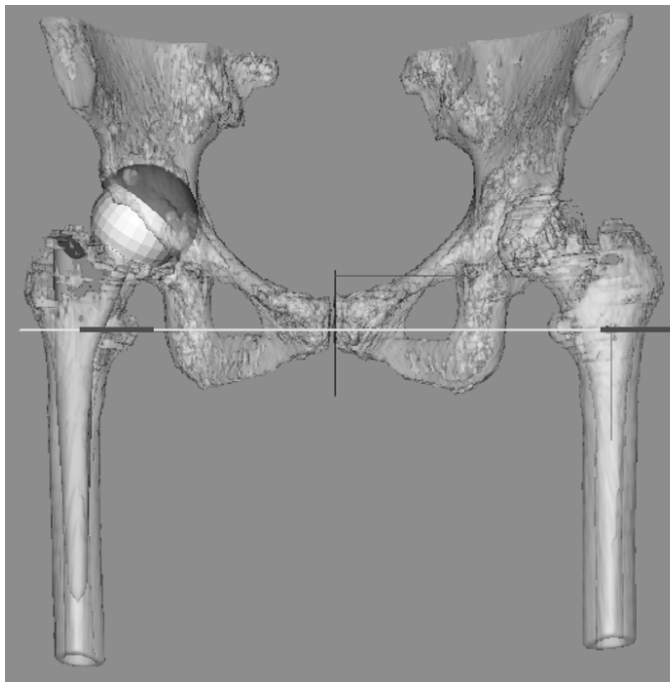


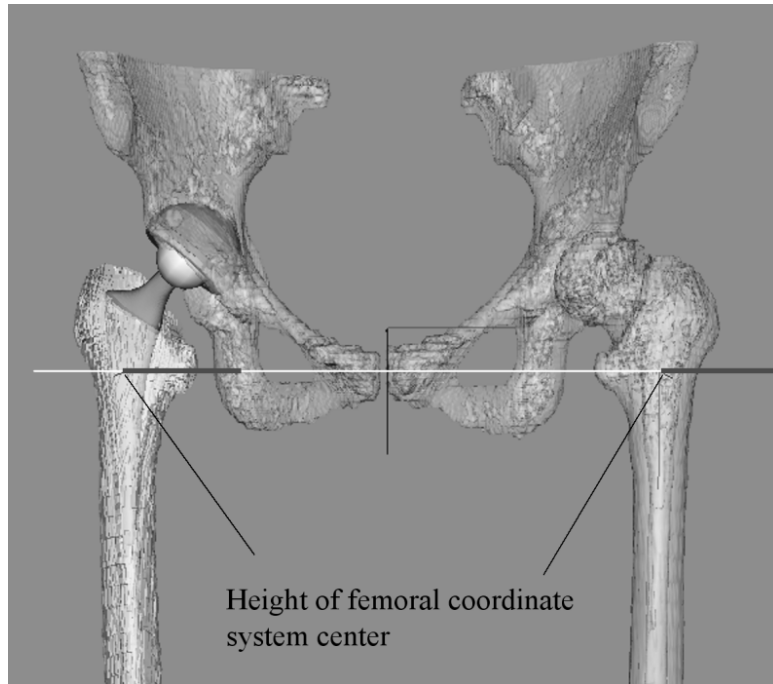
Fig. 3.16: Frontal view of artificial hip joint planning of which vertical direction was optimized.

アナトミカル・ステムシステム 垂直方向調整アルゴリズムを適用した結果，Table 3.2 のように，平均脚長差は 2.3 mm，最小脚長差が 0.27 mm，最大脚長差は 7.4 mm となった．11 症例中 10 症例で閾値とした 5.0 mm 以内となり，残り 1 症例のみ閾値を超える結果となった．Fig.3.17 (a) には，最小脚長差を得た症例 11 の調整結果を，Fig.3.16 (b) には最大脚長差を取り，唯一閾値を越えた症例 9 の調整結果を示す．Fig.3.17 (a) では，カップ最適解とステム最適解による設置そのままに，ヘッドオフセットを変更するだけで脚長差を最小化することができた．一方，Fig.3.17 (b) では，ヘッドオフセットによる調整で脚長差を上限である 5.0 mm 以下にすることができず，またカップ最適解がカップ設置可能解の最も下方に位置していたため，それより下方（脚長差を縮小する方向）に調整できなかつたことが分かった．垂直方向調整にかかった計算時間は，1 症例あたり 1 分以内であった．

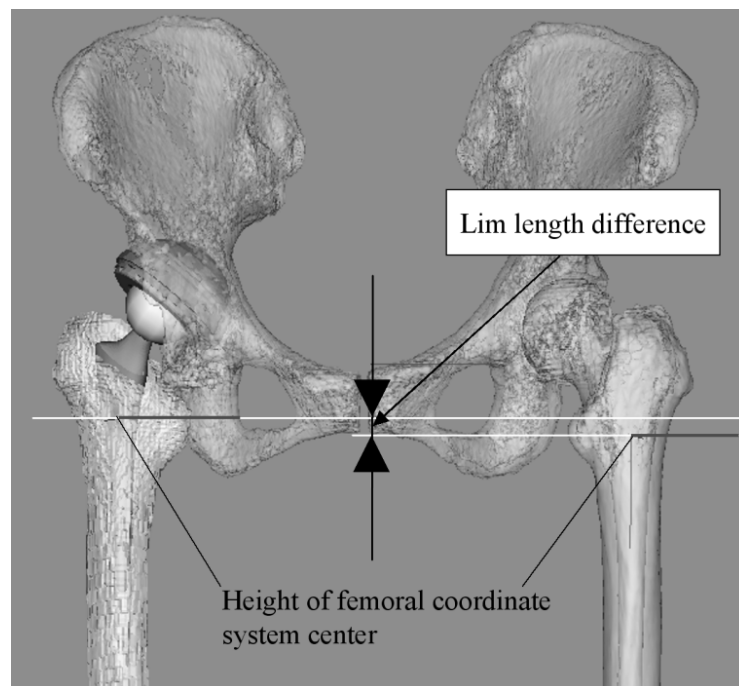
Table 3.2: Results of vertical optimization.

| Case No. | Lim length difference (mm) |
|----------|----------------------------|
| 1        | 1.22                       |
| 2        | 4.11                       |
| 3        | 1.46                       |
| 4        | 2.42                       |
| 5        | 0.97                       |
| 6        | 1.13                       |
| 7        | 4.87                       |
| 8        | 1.12                       |
| 9        | 7.38                       |
| 10       | 0.66                       |
| 11       | 0.27                       |
| Mean     | 2.33                       |





(a) Planning which took minimum lim length difference (Case 11).



(b) Planning which exceeded threshold of lim length difference (Case 9).

Fig. 3.17: Frontal view of artificial hip joint planning of which vertical direction was optimized.

### 3.4.2 水平方向調整アルゴリズムによる配置結果

#### 1) パラメータ設定

カップ自動設置計画に用いる各定量評価基準の制約条件として、熟練整形外科医の意見を元に閾値を次のように設定した。

- 関節可動域(屈曲90度での内旋)上限角 30.0°
- カップ骨被覆率低下率 10(%)

#### 2) 実験方法

使用症例はストレート・ステムシステム、アナトミカル・ステムシステムともそれぞれ3.4.1で使用した症例を引き続き使用した。3.4.1の実験において得られた垂直方向最適解を初期解とし、水平方向調整アルゴリズムを適用した。自動配置計画結果の動作上限角を調べ、水平方向調整の際カップ設置可能解を適用する調整が何回行われたかについても調べた。水平方向最適化前の骨形状モデルの前処理については、3.3.2に従って行い、骨棘自動除去については骨盤掘削を行わないストレート・ステムシステムのみに適用した。表面モデル間の衝突の検出ライブラリには、VCollideを使用し、3次元画像処理ライブラリには、Visualization Toolkitを使用した。

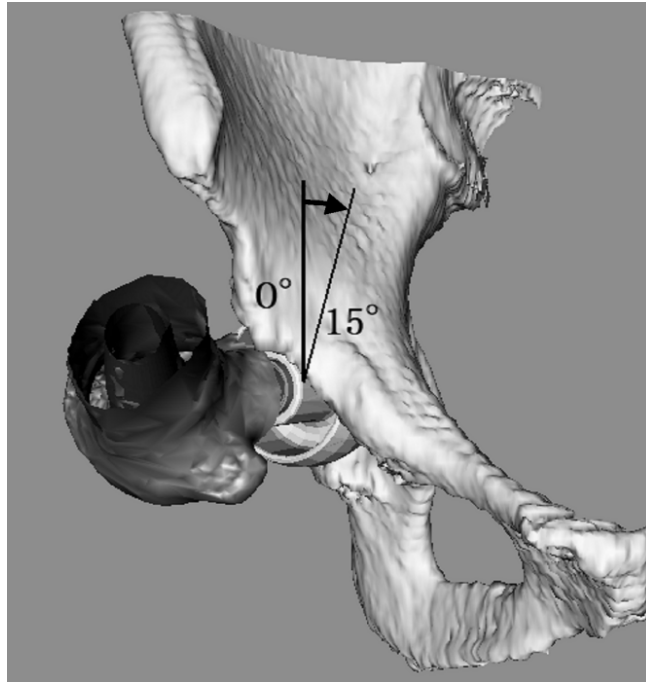
#### 3) 実験結果

ストレート・ステムシステム 水平方向調整アルゴリズムを適用した結果、屈曲90度での内旋動作上限角度は平均33.0度となり、最大で45.0度(探索上限角度)、最小で23.0度となった。4症例中3症例で最適解を得、残り1症例(case 4)のみ閾値である30.0度以下となった。また、4症例中2症例(case 3, 4)では、骨棘の存在が推定され、自動除去された後、水平方向調整が行われた。Fig.3.18には、水平方向調整により最適解を得たcase 3の調整前(a)と調整後(b)の動作上限を示す。Fig.3.19には、骨棘除去が行われたものの、必要な関節可動域を得られなかったcase 4の調整前(a)と調整後(b)の動作上限を示す。Fig.3.18のcase 3では、カップが初期解より約6mm外方の臼蓋ソケット構造における浅い位置に設置され、水平方向の移動量がやや大きかったが、カップ骨被覆率の低下は比較的小さかった。Fig.3.19のcase 4では、温存された大

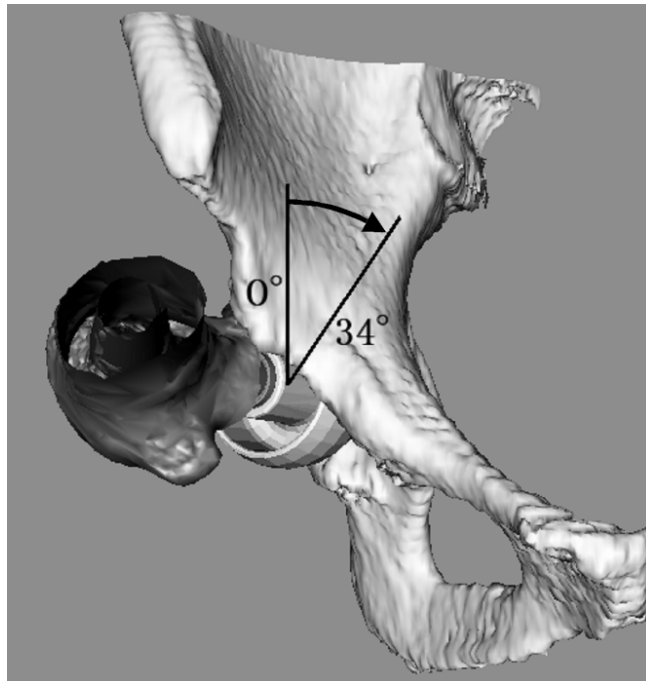
腿骨頸とカップの縁が衝突したため、骨棘除去を行っても関節可動域の改善は見られなかった。また、Fig.3.20 から Fig.3.21 には、全 4 症例の水平方向調整における関節可動域およびカップ骨被覆率のグラフを示す。丸で囲っている箇所が最適解を得たところで、四角で囲っている箇所は、最終調整解が最適解でなかったものである。グラフの内、網掛けされている部分は、カップ骨被覆率低下率の制約条件を満たさない領域となっている。Fig.3.20 から Fig.3.22 は、最適設置・配置状態を満たしたもので、Fig.3.20 は初期解が最適解であったもの、Fig.3.21 は水平方向調整でのカップ設置可能解適用による外方移動で最適解を得たもの、Fig.3.22 は初期解では関節可動域を得られなかったが、骨棘除去と水平方向調整により最適解を得たものとそれぞれ特徴的な 3 種類の結果に分かれた。Fig.3.23 の最適解を得られなかった症例では、同じサイズのカップ変位に対して関節可動域が変化せず平坦なグラフとなった。可動域が段階的にあがっている部分では、カップサイズが変更されており、カップ直径が大きくなることで大腿骨頸とカップ縁の接触位置に変化が見られた。

Table 3.3: Results of medial-lateral optimization.

| Case No. | Lim length difference (mm) | Internal rotation angle (deg.) | Lateral displacement |
|----------|----------------------------|--------------------------------|----------------------|
| 1        | 0.50                       | 45.0                           | 0                    |
| 2        | 1.10                       | 34.0                           | 5                    |
| 3        | 0.86                       | 30.0                           | 2                    |
| 4        | 3.17                       | 23.0                           | 9                    |
| Mean     | 1.41                       | 33.0                           | 4                    |

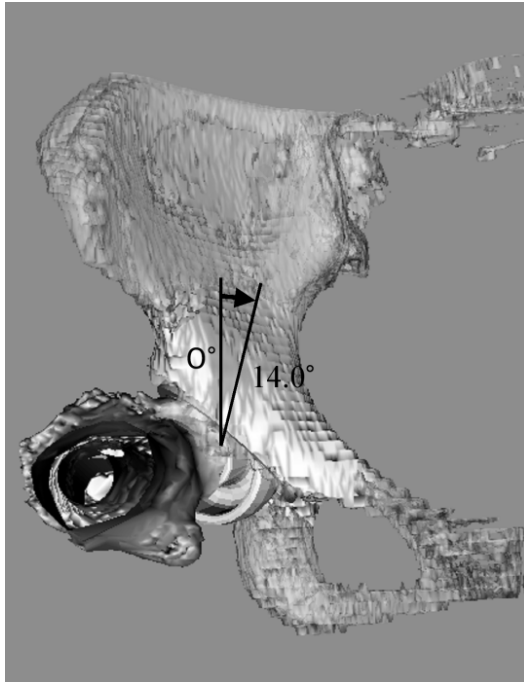


(a) Before optimization.

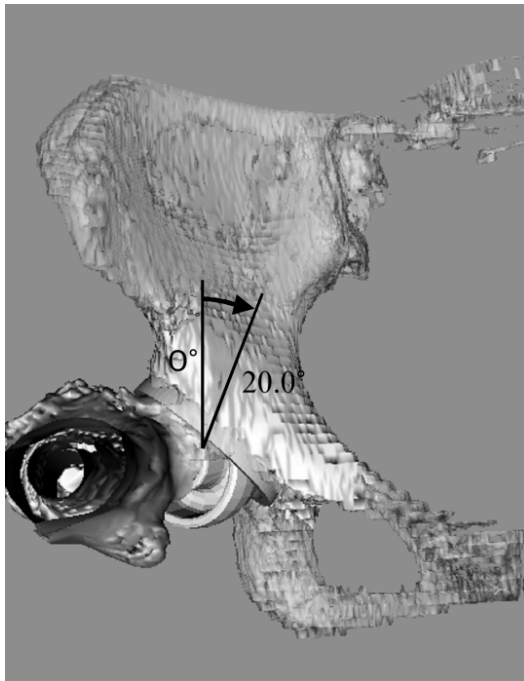


(b) After optimization.

Fig. 3.18: Medial-lateral optimization.



(a) Before optimization.



(b) After optimization.

Fig. 3.19: Medial-lateral optimization.

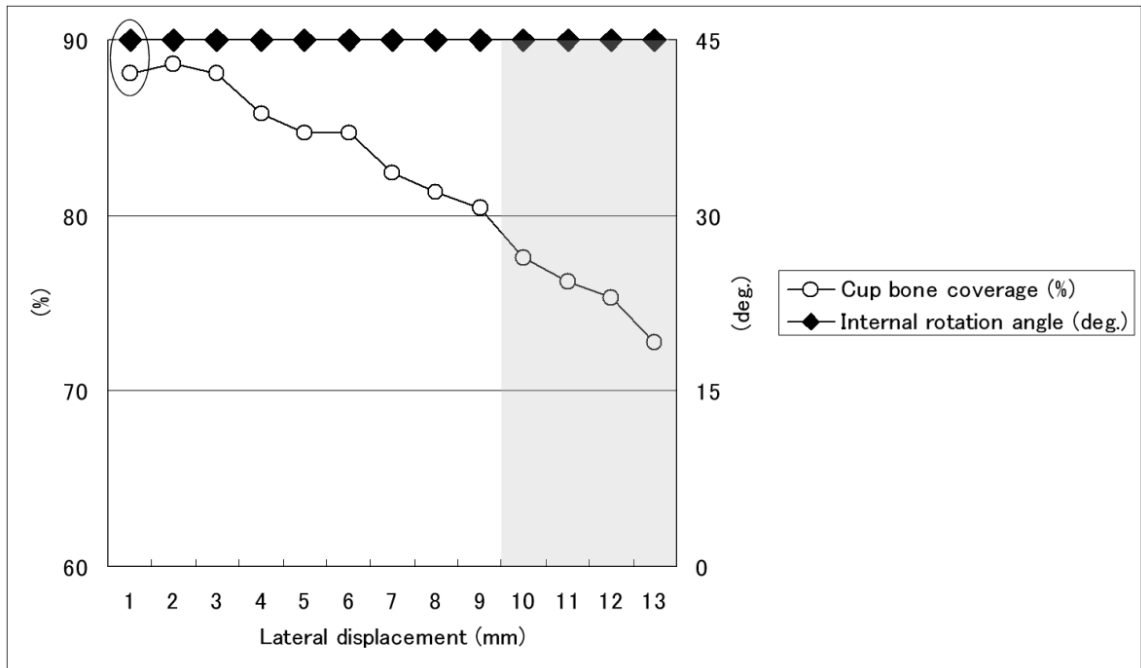


Fig. 3.20: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 1).

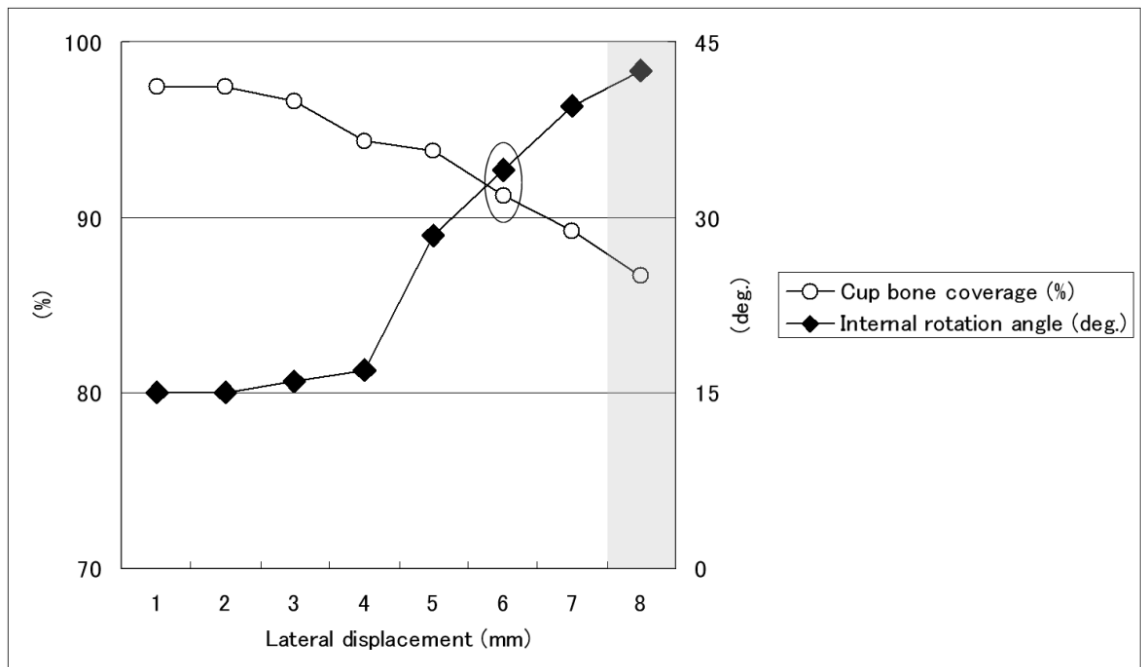


Fig. 3.21: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 2).

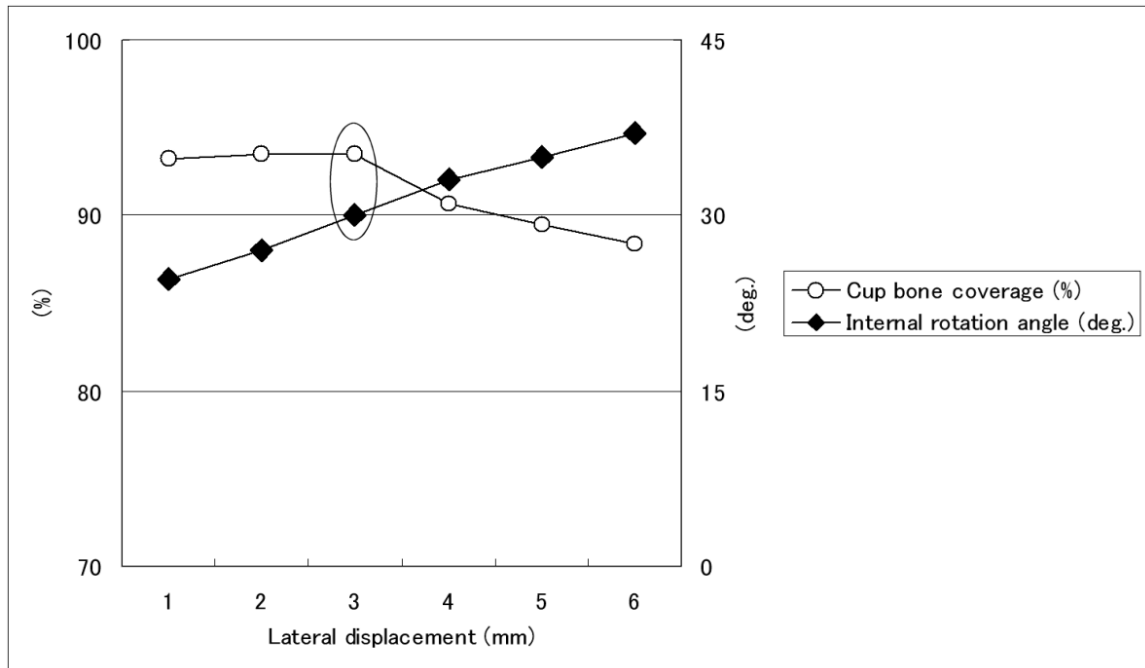


Fig. 3.22: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 3).

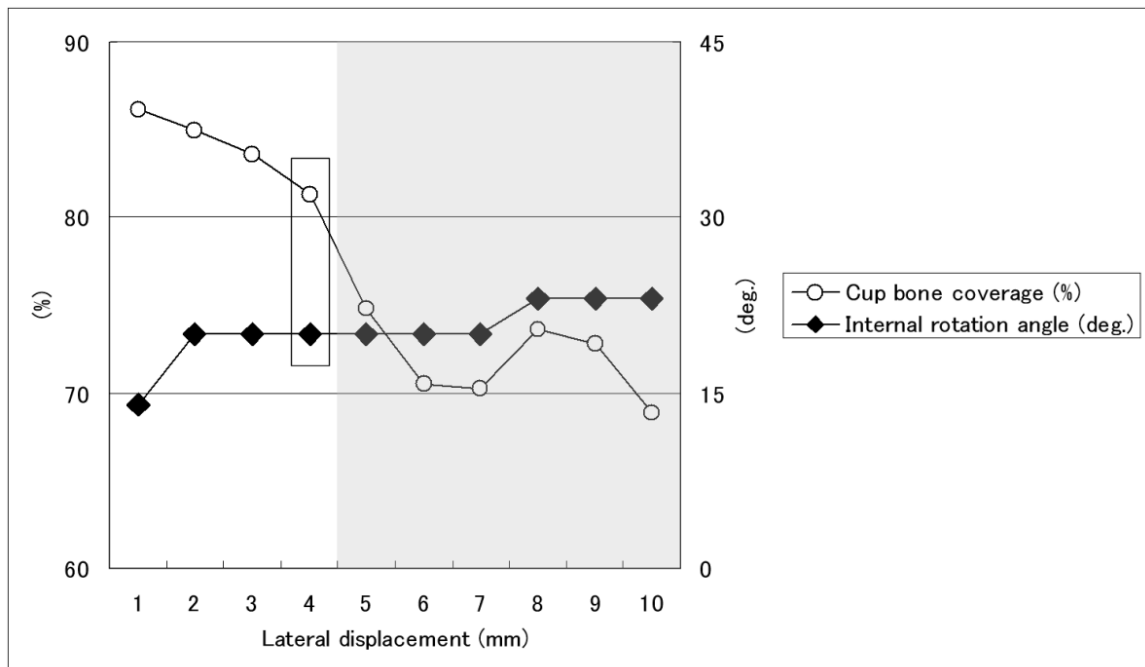


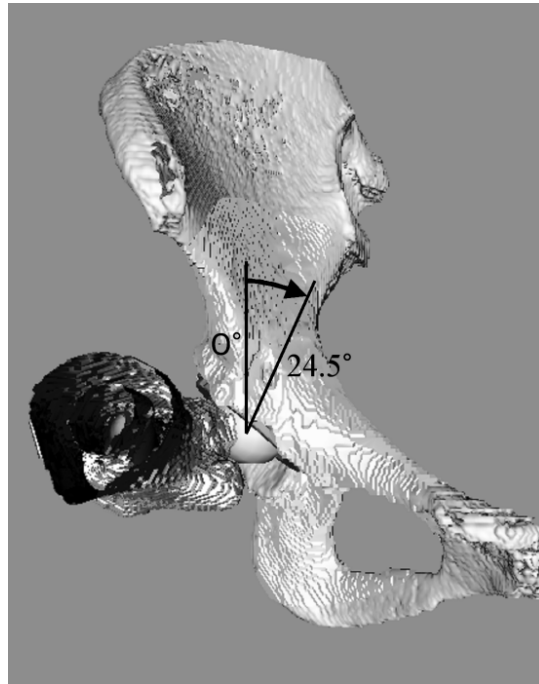
Fig. 3.23: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 4).

アナトミカル・ステムシステム 水平方向調整アルゴリズムを適用した結果，屈曲90での内旋動作上限角度は平均36.7度となり，最大で45.0度（探索上限角度），最小で27.5度となった．11症例中10症例で必要な関節可動域を得，残り1症例（case 2）のみ閾値である30.0度以下となった．また，11症例中9症例において，最適解（最適配置状態となった解）を得た．Fig.3.24には，水平方向調整でのカップ設置可能解による外方移動で最適解を得たもの，Fig.3.25には水平方向調整を行ったものの最適解を得られなかったものを示す．Fig.3.24では，カップ設置位置の外方移動が小さく，改善された関節可動域を拡大量も小さかったが，設定された閾値以上の可動域を持つ解を自動的に得た．Fig.3.24では，インサートとステムが衝突しており，インサート内径の変化時以外では，可動域の上限が閾値を満たさないまま一定となった．このアナトミカル・ステムシステムに適用した症例については，初期解が最適解であったもの（7症例）（Fig.3.26），水平方向調整におけるカップ設置可能解を用いた変位で最適解を得たもの（3症例）（Fig.3.27），水平方向調整によっても最適解を得られなかったもの（1症例）（Fig.3.28）に分けられ，ストレート・ステムシステムで適用した症例で同種の結果となったものとそれぞれ同様の傾向（グラフ）となった．

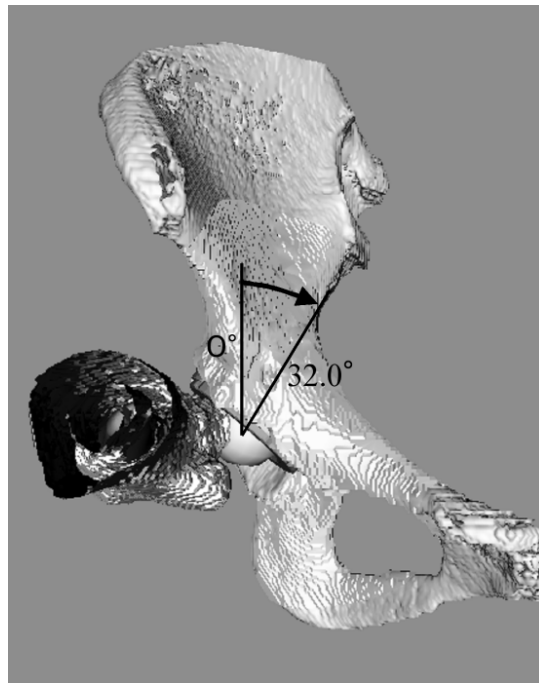
Table 3.4: Results of medial-lateral optimization.

| Case No. | Lim length difference (mm) | Internal rotation angle (deg.) | Lateral displacement |
|----------|----------------------------|--------------------------------|----------------------|
| 1        | 1.22                       | 30.0                           | 9                    |
| 2        | 4.11                       | 27.5                           | 5                    |
| 3        | 1.46                       | 41.5                           | 0                    |
| 4        | 2.42                       | 36.5                           | 0                    |
| 5        | 0.97                       | 32.0                           | 3                    |
| 6        | 1.13                       | 41.0                           | 0                    |
| 7        | 4.87                       | 45.0                           | 0                    |
| 8        | 1.12                       | 36.5                           | 0                    |
| 9        | 7.38                       | 37.5                           | 1                    |
| 10       | 0.66                       | 43.5                           | 0                    |
| 11       | 0.27                       | 32.5                           | 0                    |
| Mean     | 2.33                       | 36.7                           | 1.63                 |



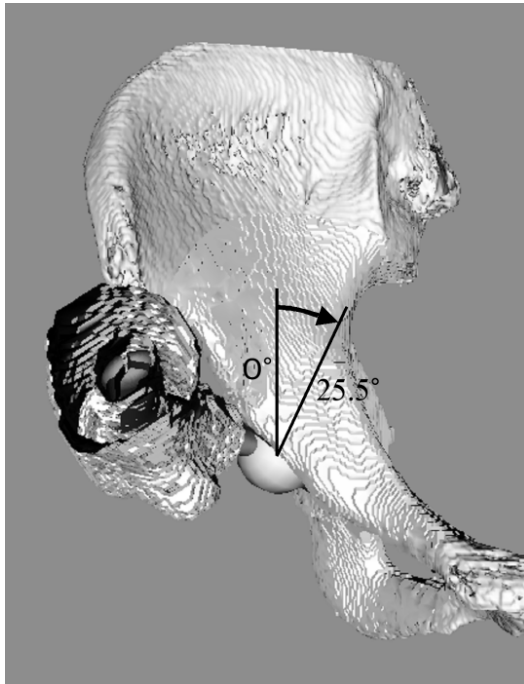


(a) Before optimization.

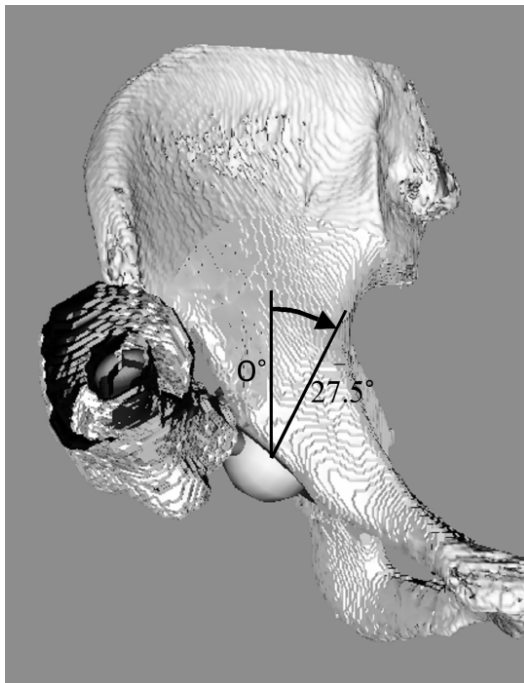


(b) After optimization.

Fig. 3.24: Medial-lateral optimization (obtained ROM:  $32.0^\circ$ ).



(a) Before optimization.



(b) After optimization.

Fig. 3.25: Medial-lateral optimization (obtained ROM: 27.5 °).

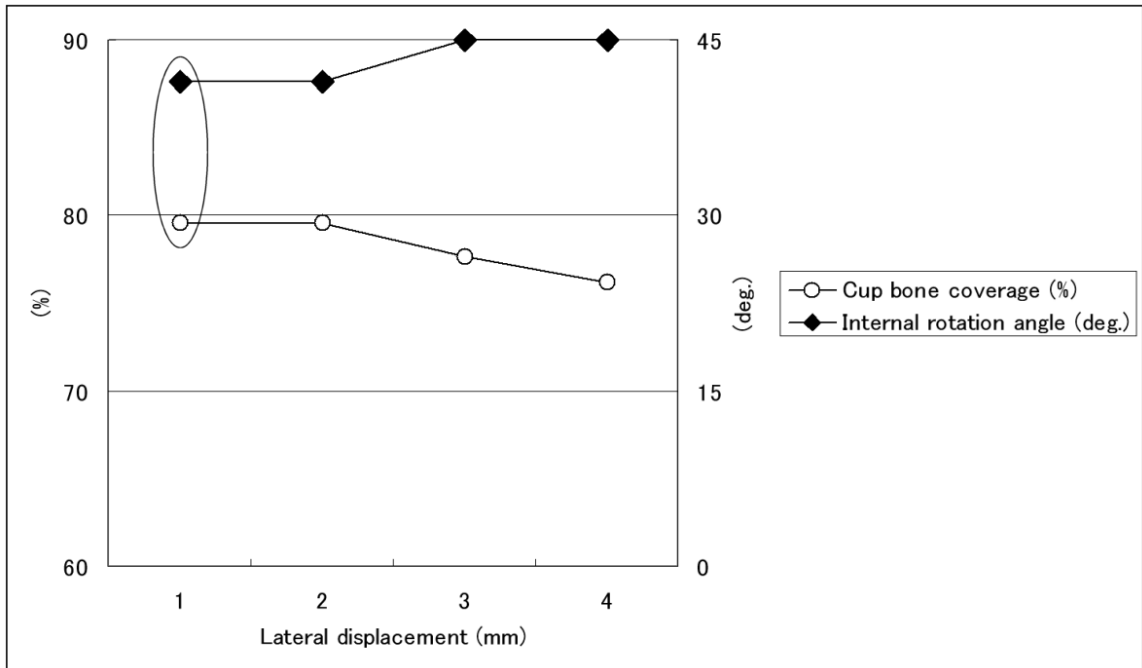


Fig. 3.26: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 3).

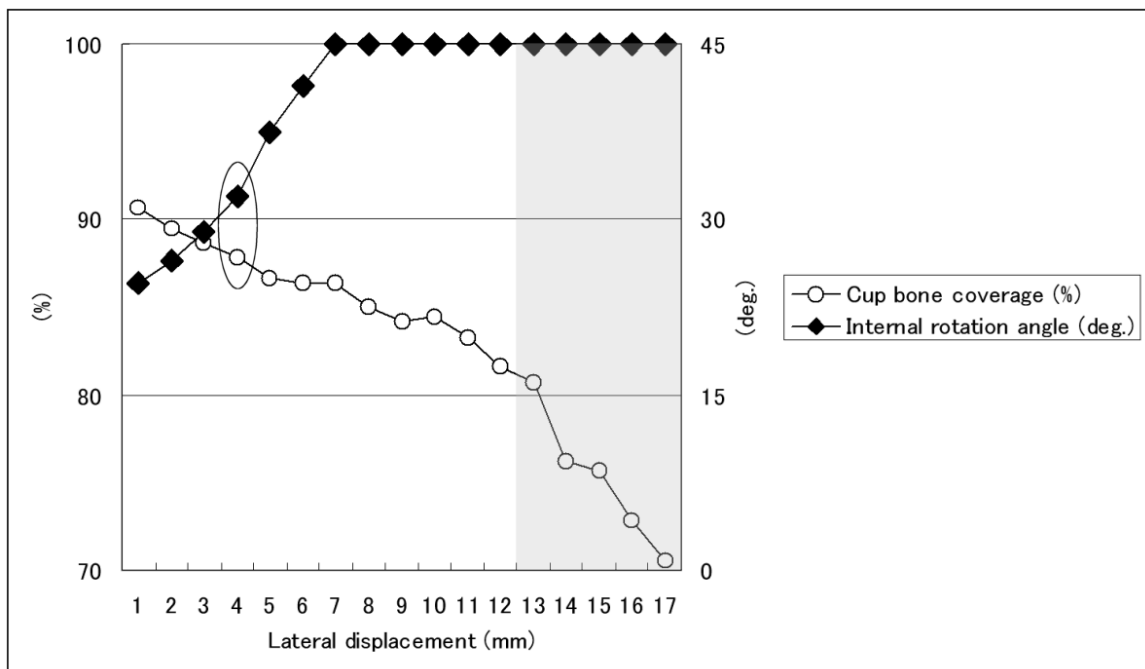


Fig. 3.27: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 5).

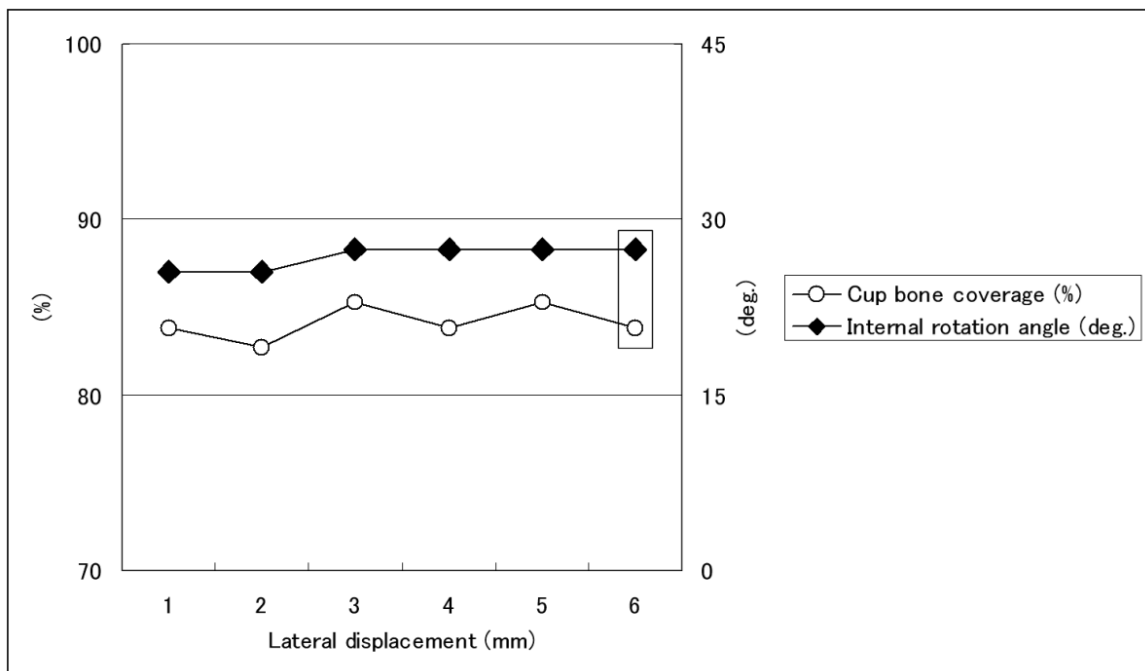


Fig. 3.28: Variations of internal rotation angle and cup coverage ratio (Case 2).

## 3.5 考察

### 3.5.1 垂直方向調整結果の考察

3.4.1の実験により、ストレート・ステムシステムでは適用した全4症例で、アナトミカル・ステムシステムにおいても11症例中1症例を除く10症例で、脚長差が適正な範囲になるよう人工関節の設置・配置の垂直成分が自動的に調整されたことは、本提案手法が人工関節システムの種類に関わらず有効に働いたことを示している。唯一最適配置条件を満たさなかった1症例では、ヘッドオフセットだけでは垂直成分の調整には足りず、またカップ設置可能解も臼蓋の比較的高い位置に分布していたため、罹患側脚長を長くすることができなかった。今回の実験では、通常よく用いられるヘッドの種類を限定していたため、ヘッドオフセットによる脚長調整範囲が限られたが、使用例は少ないものの、より脚長を長くできるスカート付きヘッドと呼ばれる種類のヘッドも存在しており、これを垂直方向調整アルゴリズムに使用するヘッドバリエーションに加えれば、この1症例についても脚長差を縮小することが可能と考えられる。しかしながら、スカート付きヘッドは、ステムとの接合面がヘッドのボール外部となる特殊なもので、スカートの部分でネック長を伸ばしているため、このスカートの部分がインサートやカップと接触することで関節可動域を狭めることが想定される。このことを踏まえ、スカート付きヘッドを導入する場合は、次に考察する水平方向調整アルゴリズムへの影響を考慮する必要がある。

### 3.5.2 水平方向調整結果の考察

3.4.2の実験により、ストレート・ステムで4症例中3症例、アナトミカル・ステムシステムで11症例9症例で最適設置・配置条件を満たす最適解が得られたことから、本水平方向調整アルゴリズムの有用性を確認できた。また、これらの症例で30度以上の関節可動域を得られたことから、今回設定した閾値が妥当であると分かった。カップ設置可能解を含めた調整は、全15症例中7症例に留まったが、この調整の行われなかった症例についても自動手術計画で立案された設置・配置状態が必要な可動域を満たしていることを示せた点で大きな意味を持つと考えられる。一方、必要な可動域を得ら

れなかったストレート・ステムシステムの 1 症例とアトミカル・ステムシステムの 1 症例では、大腿骨コンポーネントとカップが衝突し、可動域の拡大を妨げていた。その原因として、患者の大腿骨の前捻角が大きいことが指摘された。このような場合、骨盤の掘削や骨棘除去では可動域を増やせないため、カップの前捻角を変更して対応することを検討している。

### 3.6 結言

本章の研究では、これまでに開発した骨内に埋入される人工関節の自動設置計画と人工関節の組合せパターンから、仮想的に人工股関節を構成し、股関節全体で評価される客観的定量情報にもとづき、これらの最適設置・配置計画を自動的に立案できるようにした。人工関節の複雑な組合せパターンを網羅的に試行し、全ての場合において整形外科医が脚長差や関節可動域を考慮しながら手術計画の微調整を対話的に行うことは作業負担や作業時間の面でも現実的とはいえないため、計算機がこれらの作業を自動的にを行い、最適手術計画を得る本システムは従来の手術計画手法に比べ大きく効率化できたといえる。近年開発が進められている最新の人工関節システムでは、各部位が更に細分化され、各患者の骨構造に適した人工関節を構成できるようになる反面、部品点数が増え、全ての組合せを手動でシミュレートすることが難しくなりつつあるため、計算機が最適組合せを探索する本提案手法の重要性は増していくと考えられる。

今回提案した手法は、片側罹患、片側正常の股関節を想定したものであるため、今後は片側罹患、片側人工関節置換済みの症例および両側罹患の症例にも対応させることにしている。片側置換済みの症例は、人工関節の回転中心を画像処理により得ることで、本提案手法をそのまま適用できるが、両側罹患で同時に人工関節に置換する症例では、左右の人工股関節の状態バランスを考慮して調整する必要があると考えられる。

また、今回の実験における評価方法は、自動手術計画が最適設置・配置条件を満たしているかで評価したが、整形外科医による設置計画にもとづく定量的評価や定性的評価方法の追加も検討している。全体計画では、考慮すべき客観的定評情報が多く、それらの間に存在するトレードオフ関係も複雑なものとなるため、比較評価に用いる整形外科医計画を対話的に立案することは、整形外科医の負担が大きく、多数の症例で実験を行うことが難しい。そこで新しい評価方法では、自動手術計画の探索データから整形外科医が指定した特定設置・配置条件にもとづく手術計画を検索し、それに微調整を加え、整形外科医計画とするといった手法を検討している。

## 第4章 人工股関節手術計画XMLデータフォーマットの策定と手術計画システムの遠隔化

### 4.1 緒言

近年，グラフィック計算機を用い，3次元CT画像から再構築された骨形状モデルと人工関節モデルを可視化して対話的に3次元計画を行う手術計画システム [3-8] が構築されており，一部医療機関においては臨床評価も行われ始めている [12][13]．我々も人工股関節手術を対象として，2章及び3章，[15][16] で述べているとおり，客観的定量評価尺度を用いて自動的に最適3次元手術計画を立案するシステムを構築している．こうして立案された3次元手術計画は，手術ナビゲーションシステムや手術ロボットに転送され，およそ1mm, 1度の誤差で施術することができることから，その重要性は増してきている．こうした3次元手術計画の入出力において扱われるデータは，基本的に以下のようなになる．

- (骨及び人工関節等の) 3次元表面モデル及びそのオブジェクト座標系
- 上記モデルの世界座標系における位置・姿勢を定める剛体変換行列
- 上記モデル上で別途定義される解剖学的座標系もしくは関節座標系
- システムに必要とされる解剖学的特徴点群データ

草創期の手術計画システムや3次元モデルの表示のみに特化した低水準のビューワでは，1つの3次元表面モデル・オブジェクトに対し，表面形状データとオブジェクト座標系を内包するモデルデータ (例: \*.vtk, \*.stl) とワールド座標系での位置・姿勢を決定する剛体変換行列データファイル (例: \*.mtx) と2つに分けて保存することが必要となる．3次元手術計画では，領域抽出された骨領域モデルや複数の部品で構成される人工関節モデルなど多数のオブジェクトを扱うため，こうした操作を個々のオブジェクトに対して行うことは非効率的である．近年研究機関や医療機器メーカーにより開発されている，各種シミュレーション機能を内包する高水準な手術計画システムで



は、それぞれの仕様に合わせた専用フォーマットを採用し、全オブジェクトの配置やモデルデータの呼び出しを1つのデータファイルで可能にしているものの、これらのフォーマットは未公開であり、各システム間のデータ交換も容易ではないため、この領域のシステムは依然として閉鎖性が高いままとなっているといえる。そこで、本研究では、各種標準データフォーマットの策定に利用されているXMLに着目し、低水準から高水準の手術計画システム及びインターネットブラウザをも含め、様々な形態で閲覧可能な手術計画データフォーマットを提案する。

XML (Extensible Markup Language) は、ネットワークとの親和性が高いマークアップ言語で、インターネットブラウザで通常用いられているHTML (Hyper Text Markup Language) とは異なりタグを独自に定義できることから、データ記述に適した言語となっている。こうした利点から医療支援システムにおいてもXMLをデータ共有やデータフォーマットの標準化に活用しようという動きが存在し、既に一部の電子カルテ・システム (EMR) などに利用されている<sup>[28][29]</sup>。整形外科手術支援領域では、XMLを人工関節のデータベース管理に用いる先行研究が報告されている<sup>[30]</sup>。このシステムでは、これまで集中管理が難しいとされていた異社間の各人工関節システムをひとつの中間システムで扱えるようにしており、製品の入れ替わりが激しい人工関節の管理を効率化しているが、人工関節手術計画の保存・管理に対応するものとはなっていない。そこで、本研究では、2章及び3章で報告されたシステムにおいて立案される人工股関節手術計画全体を1つのXMLドキュメントに保存することを目的とし、規格化を行う。この規格では、手術計画や手術ナビゲーションに必要な解剖学的座標系や剛体変換行列をそのXMLドキュメント内にまとめて記録し、3次元画像データや表面形状モデルファイルに対してはそれぞれリンクを張るようにすることで、一つのファイルで手術計画の全データを保存もしくは関連付けることができるようにしている。また、高水準の手術計画システムにおいて算出される客観的定量評価値やシミュレーション結果も記録することが可能であり、これらをXMLデータベースで管理することにより、手術計画XMLデータ間の比較検討を行うことが出来る。人工関節の手術計画において一つの大きな指標と

なる関節可動域の評価についても，動作開始時姿勢および可動域測定動作を含めて記録できるよう規格化する．

こうした3次元手術計画は，前処理や手術計画立案に多くの時間を要するため，本フォーマットの特徴のひとつであるネットワークとの親和性を活かし，そうした作業を高速計算機を持つ遠隔手術計画サーバーに委託し，クライアントである病院側はネットワークを介して手術計画結果を取得，閲覧することで手術計画プロセスを効率化する仕組みが考えられる．そこで，我々は，自動手術計画システム専用の計算機，ファイルサーバーを用意し，またクライアント計算機は，3次元手術計画ビューワによる閲覧専用として，インターネットを介するクライアントサーバーシステムを構築する．本XMLデータフォーマットをクライアントおよびサーバーの中間フォーマットとして採用し，双方のシステム上で読み込み・書き込み機能を実装する．そして，実際の臨床症例データを用いて試験的な運用を行い，その実用性を検証する．

本章では，まず手術計画XMLデータフォーマットの概要について説明し，個々のデータの格納方法について説明する．本フォーマットによって対話的処理がどの程度削減されるかを示し，高水準の手術計画データをネットワーク経由で運用するのにどの程度のデータ量や転送時間がかかるかを計測する．また，インターネットを介して遠隔利用形態の方法についても検討を行い，今後の展望について述べる．

## 4.2 人工関節手術計画XMLデータフォーマットの策定

本手術計画データフォーマットは，人工股関節手術計画を前提とし，患者情報，3次元手術計画情報及びその計画における客観的定量評価情報を一つのXMLデータファイルに内包させるものである．このフォーマットの特徴は，3次元手術計画の閲覧及び修正の際必要となる解剖学的座標系の他に，3.3.1で定義した関節座標系も別途保存し，関節動作シミュレーション用に仮想的に掘削・骨切された骨形状モデルを参照可能としている点にある．これにより高水準な手術計画システムにおいては，手術計画データファイルを読み込むだけで，関節動作の初期状態を得ることができ，関節動作シ

ミュレーションや関節可動域シミュレーションをすぐに実行することが可能となる。また、手術計画時に算出された各種客観的定量評価情報やシミュレーション結果も保存できるため、外部システムによって評価された情報をも共有できるという利点がある。また、XMLデータベースに登録することで、容易に他の手術計画データにおける評価情報と比較することができる。

このデータフォーマットは以下のものを含める。

- 症例情報
  - 識別ID, 手術対象, 手術内容, 手術日
  - (患者情報)
- CTデータ情報
  - 原画像ファイル名
  - 原画像からの抽出領域
- 骨盤データ
  - 解剖学的座標系
  - 関節座標系設定用座標系
  - 3次元画像データファイル名
  - 骨形状・表面モデルファイル名
  - (関節動作シミュレーション用)掘削された骨形状・表面モデル名
- 大腿骨データ
  - 解剖学的座標系
  - 関節座標系設定用座標系
  - 3次元画像データファイル名
  - 骨形状・表面モデルファイル名
  - (関節動作シミュレーション用)大腿骨頸部を骨切された骨形状・表面モデル名
- 人工関節設置計画データ
  - ・カップ
    - 剛体変換行列

- タイプ
- ホールタイプ
- サイズ
  
- ・インサート
  - 剛体変換行列
  - タイプ
  - サイズ
  
- ・ヘッド
  - 剛体変換行列
  - タイプ
  - サイズ
  
- ・ネック
  - 剛体変換行列
  - タイプ
  - サイズ
  - オフセット
  
- ・ステム
  - 剛体変換行列
  - タイプ
  - サイズ
  
- 客観的定量評価情報
  - カップ用定量評価値
  - ステム用定量評価値
  - 脚長差
  - 関節可動域(測定動作条件含む)

人工関節の設置計画データについては、使用する人工関節システムによって構成される部品点数が異なり、使用しない中間部品が発生することもある。その場合、不必要な人工関節部品のタグは空要素として扱う。また、XMLの特徴として、患者情報や客観的定量評価情報など必要に応じて拡張することが可能である。ただし、基本となる手術計画XMLのデータ(文書)構造に影響を与えないよう注意し、DTDやスキーマを統一的に維持・管理することが必要である。3次元画像および表面モデルデータ形式には、VTK(Visualization toolkit)形式を採用する。患者情報については、個人情報保護の観点から、病院内のデータベースではない記憶媒体に保存する場合は、症例情報を識別IDのみにすることが望ましい。

#### 座標系・剛体変換行列の記述方法

座標系・剛体変換行列データは、その $4 \times 4$ 行列を Fig.4.1 のように、1行の文字列に変換し、それぞれの内容を示す要素(element)名を付けて保存する。各数値は float 型(浮動小数点数)とする。また、座標系データについては、その定義方法にもとづき、どの種類の座標系データであるか、type を属性(attribute)名とする属性値によって記録する。

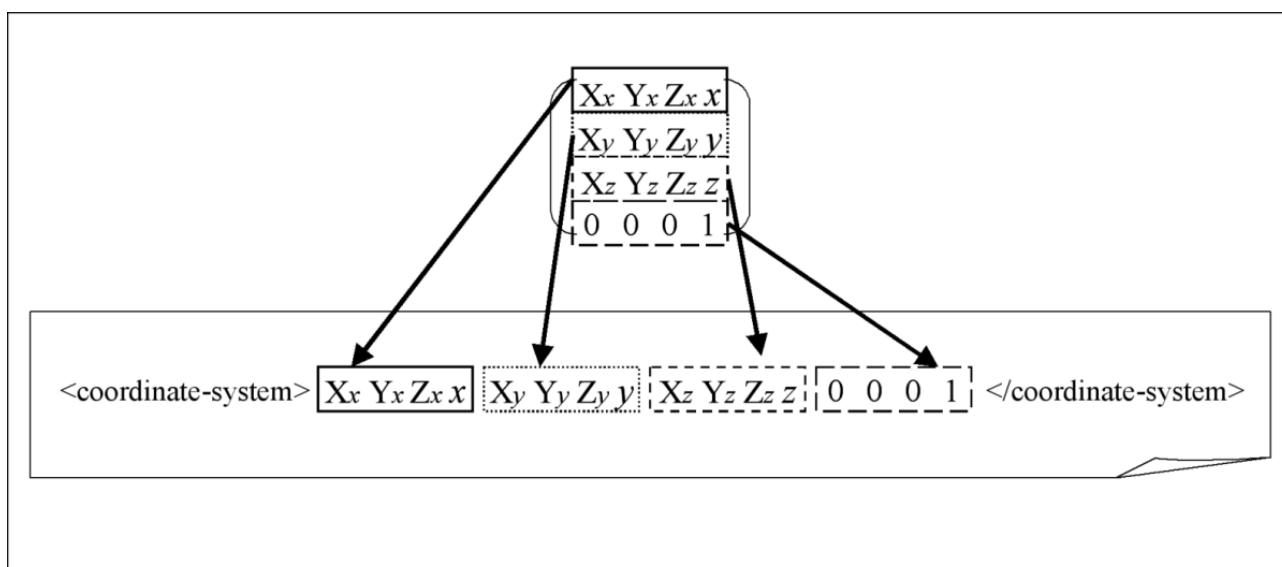


Fig. 4.1: Conversion of matrix data.

## 客観的定量評価値の記述方法

客観的定量評価値の記述は、`<evaluation>` を最上位要素とし、その下に評価を行う人工関節名を要素としてグループ化し、更にそれぞれの下位階層で各評価値の要素を記録する階層構造となっている (Fig.4.2)。評価値の単位や評価を行ったシステムの記録は属性 (attribute) 値として保存する。

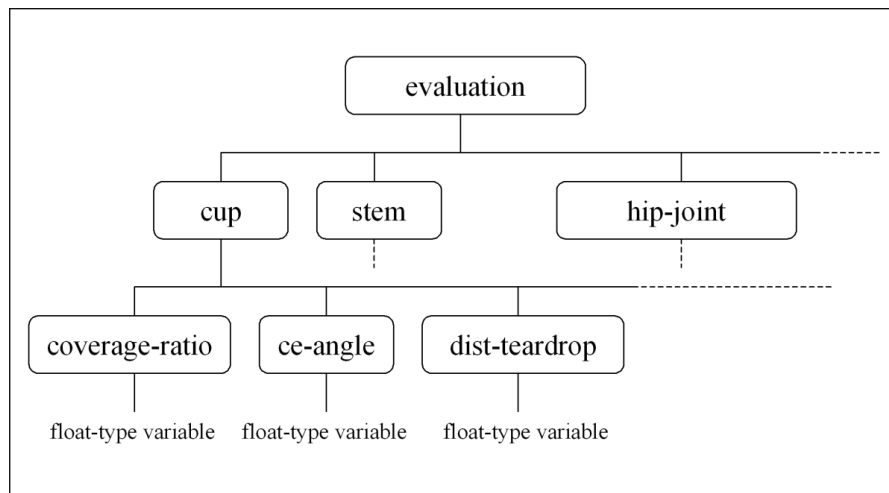


Fig. 4.2: Layer of evaluation element.

## 関節可動域の記述方法

関節可動域のデータ記録には、要素名として `<rom>` を使用し、float 型 (浮動小数点数) で特定動作における上限角度を記録する。特定動作は、`motion` を属性名とする属性値として記述する。動作の記述は次のようにする。

- `f(+/-)` 屈曲回転角度
- `i(+/-)` 内旋回転角度
- `a(+/-)` 内転回転角度

各動作を続けて書く場合は、`;` を使用し、最後に動作上限角度を測定する動作を回転角度なしで記載する。例として、屈曲 90 度での内旋上限角度を記載する場合を示す。

*ex*) `<rom motion="f+90;i+;">32.5</rom>`

### 4.3 手術計画XMLデータ・遠隔閲覧システム

クライアントとなる整形外科医の計算機に対し、ネットワークで接続される、手術計画を管理するデータベース、もしくは手術計画立案を請け負う手術計画センターをサーバーとするクライアントサーバーシステムを試験的に構築する (Fig.4.3)。クライアント側は、GUI(Graphical user interface)を持つ3次元手術計画ビューワとし、サーバー側は、我々が研究開発を行っている自動手術計画システムおよびファイルサーバーとする。クライアント、サーバー双方にXML手術計画フォーマットの入出力に対応するコンポーネントを追加する。クライアント、サーバー間は、インターネット回線で接続し、VPN(Virtual Private Network)を介して暗号化通信を行う。クライアント側のシステムは、使用者により選択された手術計画XMLデータにもとづき、同データ内で参照される3次元画像や表面モデルをVPN経由で取得し、ローカル計算機内にキャッシュする。そして、キャッシュデータをもとに、仮想空間内に立案された人工股関節モデルを構築・可視化する。

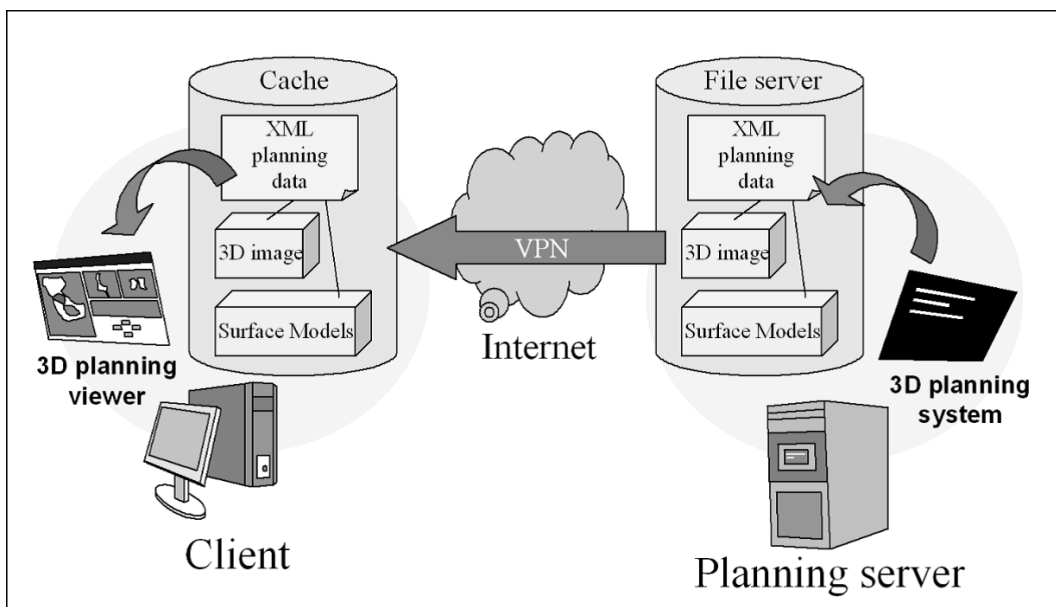


Fig. 4.3: XML-3D preoperative planning client server system.

#### 4.4 手術計画XMLデータフォーマットの試験運用結果

我々は、現在研究開発を行っている自動手術計画システムにXML手術計画フォーマットに対応する読み込み・書き込み機能を実装した。このシステムは、3次元仮想空間内で人工関節の最適設置計画を自動的に立案するもので、関節動作シミュレーション、関節可動域測定にも対応した高水準の手術計画システムである。今回の実装により以下のような機能が使用可能となった。

- 患者 / 手術計画 / 定量評価情報の一括保存・読み込み
- 関節動作シミュレーションや可動域測定の初期状態の保存・読み込み
- 3次元画像や表面モデルの自動参照

上記の機能は、実装された以下のシステムコンポーネントにより実現された。

- 手術計画XMLリーダー(読み込み)。 閲覧者が選択したデータベースもしくはローカル計算機内の手術計画XMLデータにもとづき、ファイルサーバーもしくはローカル計算機上のキャッシュから対象患者の3次元画像、骨表面モデルおよび人工関節表面モデルを読み込み、3次元仮想空間内に設置・配置できるようにした。同時に関節座標系を読み込み、関節動作シミュレーションを行える状態にした。従来の手術計画全体の読み込みでは、Fig.4.4のフローチャートで示されるように、ストレート・ステムシステムで20ステップ、アナトミカル・ステムで22ステップの対話的操作が必要とされたが、これにより、読み込みステップを省力化・自動化することができた。
- 手術計画XMLライター(書き込み)。 計算機が3次元仮想空間内で自動的に最適化した手術計画もしくは整形外科医が対話的操作で調整した手術計画を手術計画XMLデータフォーマットにもとづきまとめて保存できるようにした。手術計画にもとづき生成された特定の骨表面モデルについても自動的にid番号を振るようにし、仮想的に構築された人工股関節モデル全体を保存・管理することができるようにした。



また，手術計画時に自動生成システム上で算出された定量評価情報もあわせて保存するようにした．

また，3次元手術計画の管理・閲覧をネットワークを介して行うシステムを構築し，2章・3章で用いた臨床症例15例で実際に運用を行った．大阪大学大学院医学系研究科内に実験的に設置したVPN(Virtual Private Network)サーバーとファイルサーバーを用意し，クライアント側からCT画像を送信，ファイルサーバーにアップロードされたCT画像から骨領域を抽出する作業を前処理センター(共同研究企業が担当)で行い，ファイルサーバーにデータが揃った時点で計算機サーバーの自動手術計画システムが最適手術計画を立案，手術計画XMLデータおよび自動生成表面モデルをファイルサーバーに蓄積した．閲覧実験では，クライアントの計算機からVPN経由でファイルサーバーからクライアントが選択した手術計画XMLデータを読み込み，参照された3次元画像や表面モデルをダウンロードして計算機内にキャッシュし，人工股関節置換後の人工股関節モデルを仮想的に閲覧できるようにした．この実験では，手術計画XMLデータにもとづき構築される，関節動作シミュレーションも可能な仮想・人工股関節モデル全体を扱う際，1XML手術計画データに対する全参照データ(3次元画像・表面モデル)量やネットワークでの転送状態，閲覧にかかる時間などを計測した．仮想的に構築したクライアントのプライベートネットワークを100MbpsのLAN回線で結び，クライアントのルーティングサーバーは民間プロバイダの光回線(100Mbps)に接続して遠隔閲覧実験を行った．臨床症例15例に適用した結果，1手術計画XMLデータあたりの全参照データ量は，平均239MB，最大513MB，最小90MBとなった．また3次元画像を除いた表面モデルのみに絞った場合は，平均81MB，最大198MB，最小21MBとなった．VPNでの転送速度は平均4.1Mbpsとなり，1症例の全データの転送に5分から20分程度の時間を要した．また，クライアント計算機のハードディスクにキャッシュしたデータを読み込み，Fig.4.5のように関節初期姿勢を仮想空間内で構築するまでかかる時間には，Intel Core 2 Duo 2.4GHz × 2，メモリ2GBの計算機で，およそ15秒だった．

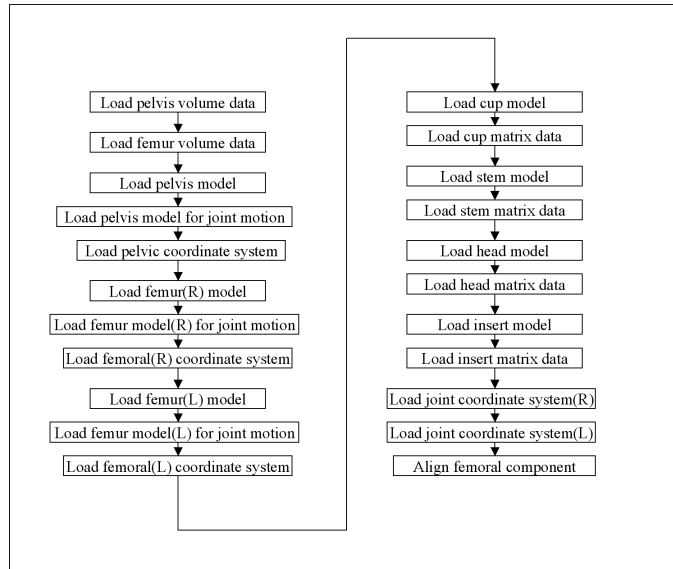


Fig. 4.4: Flowchart of preparation for joint motion simulation.

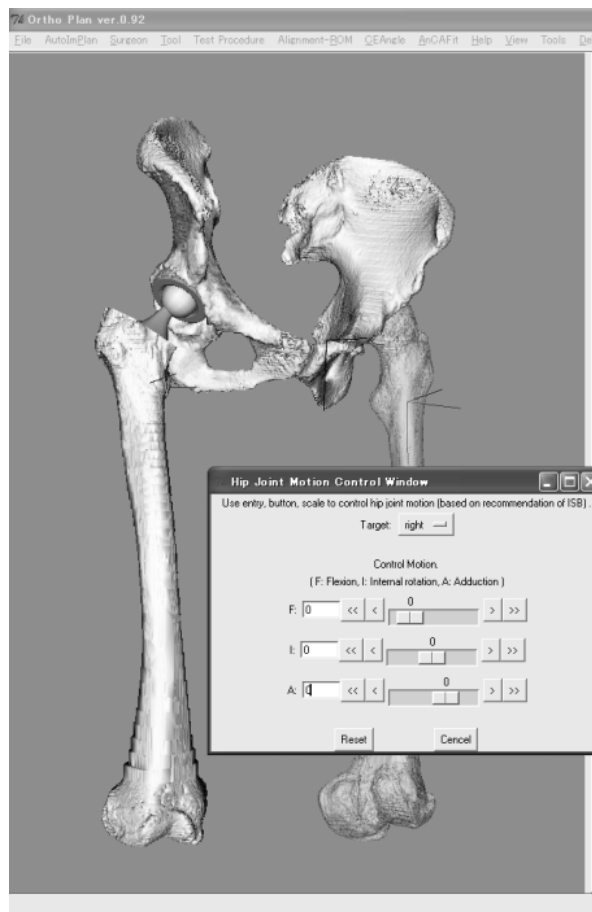


Fig. 4.5: XML-3D preoperative planning viewer.

## 4.5 考察

提案した人工股関節手術計画XMLデータフォーマットを研究開発中の自動手術計画システムや3次元手術計画ビューワの入出力形式として採用し、読み込み・書き込み機能を実装することで、患者情報、CT画像、3次元画像、表面モデルおよびその位置・姿勢、客観的定量評価情報など、一手術計画に関するデータ全てをひとつのXMLドキュメントに保存し、中間フォーマットとして容易なデータ交換を可能にした。また、座標系やモデルの剛体変換行列をまとめて扱うことができるため、従来は多くの対話的操作を必要とした手術計画データの読み込み・書き込み作業を大幅に効率化した。また、シミュレーション機能を有する高水準の手術計画システム向けに、関節座標系や関節動作の初期姿勢で全モデルの位置・姿勢を保存しているため、読み込みと同時に動作シミュレーションを実行できる状態となることから、手術計画システムと動作シミュレーター間のデータ交換にも役立つと考えられる。今回、外部参照情報とした3次元画像や表面モデルデータはVTKデータ形式のみを取り扱ったが、他のシステムとの連携可能な中間フォーマットとして外部参照するデータ形式をどう共通化するかについても検討していくことにしている。

このデータフォーマットの実用性の検証として、2章・3章で適用した全症例データを実際に管理・運用し、インターネットを介して閲覧する実験を行ったが、CT画像の撮影状態や撮影範囲または患者の骨状態により、3次元表面モデルのデータが大きくなる症例が発生し、微分位相特徴を保持しながらポリゴン数の削減(Decimation)を行っても、結果として500MB超のデータ転送となったケースが存在した。こうした症例では、100Mbps回線で転送時間が20分ほどかかっており、自動設置計画結果を容易に閲覧できる状態とは言い難い。表面モデルのポリゴン数を微分位相特徴を無視して削減することは可能であるが、クライアント側で計算機で動作解析を行う際、ポリゴン数減少による形状変化から可動域の測定結果に誤差が発生することが予測される。将来的には、1Gbpsを超える高速回線の普及により、転送時間は減少すると考えられるが、自動設置計画結果をサーバー側で保持し、サー

バーがレンダリングした画像をブラウザや専用のクライアントソフトウェアで閲覧する方式も視野に入れて対応することを検討している。

## 4.6 結言

本研究では、これまで中間フォーマットが存在しなかった3次元人工股関節手術計画データをネットワークと親和性の高いXMLを用いて記述できるように規格化した。手術計画における全モデルの座標系や剛体変換行列をXMLドキュメント内で保存できるようにし、高水準の手術計画システムや関節動作シミュレータなどの評価値計算結果や動作解析結果も記録できるようにした。これにより、低水準の手術計画システムから高水準の手術計画システム、インターネットブラウザを含め、それぞれに応じた結果データの閲覧を一つのXMLドキュメントで可能にした。全てのデータが一つのドキュメントファイルに保存もしくは関連付けられるため、3次元手術計画結果を読み込む際の対話的操作をほぼ1ステップまで減少させることができた。

また、実際の臨床データを自動手術計画システムに適用して、その結果をこのXMLドキュメントで管理し、遠隔で結果データを閲覧する仕組みを構築し、その実用性を検討した。その結果、関節動作用データを含めた手術計画に関連付けられる3次元画像や表面モデルのデータ量の大きさが大きくなり、最大で500MB前後となったことから、こうしたデータを転送することなく、遠隔地のクライアント計算機で容易に手術計画結果を閲覧できる枠組みを作ることになっている。近年、インターネットブラウザにおいても、Ajaxなど高い水準の対話的操作を行えるようになってきていることから、手術計画システムのフロントエンドサーバーを構築し、手術計画でのモデルデータをサーバーに残したまま、画像や映像情報をやり取りすることで閲覧する方法を検討することになっている。また、手術計画を微調整したり、フロントエンドサーバーとのやり取りを受け持つ専用ソフトウェアも開発し、一般病院で容易に3次元手術計画システムを利用できるようにする方法について研究を進めていく予定である。今後は、共同研究している手術支援システム開発メーカーと本手術計画データフォーマットの入出力を

各手術支援システム（手術ナビゲーションシステムや手術ロボット）上で実装し、臨床適用に向けた準備も行うことにしている。

## 第 5 章 結論

本研究では，整形外科医の人工股関節手術計画に関する経験・知識を客観的定量評価情報を用いて論理的表現で記述し，これを自動手術計画アルゴリズムとして計算機に組み込むことで，正確で利便性の高い手術計画システムを構築した．

2 章では，人工股関節手術における骨盤側のカップ自動設置計画方法について述べた．領域抽出された骨盤の表面モデルと 3 次元画像およびカップ表面モデルにもとづいて，カップ骨被覆率，カップ C E 角，カップ涙痕線偏位量といった客観的定量情報の評価方法を定義し，これらを用いてカップの最適設置状態を記述した．整形外科医の意見によりそれぞれの閾値を決定し，臨床データを適用しておおむね整形外科医の要求精度を満たす設置計画を得られた．また，評価値の閾値を変更することで，自動設置計画の設置傾向を調整できることが分かった．これらのことから，カップ自動設置計画法は，その有用性を示せた．今後は，カップ自動設置に悪影響を与える骨棘と呼ばれる変形部位を認識し，評価対象から除く方法を検討する．

3 章では，人工関節部品の組合せと 2 章のカップ設置計画における設置可能解を用いて，人工股関節全体の調整を行い，最終的な計画を得る方法について述べた．人工股関節全体の定量評価値として，脚長差と関節可動域を導入し，カップ設置計画の評価値と合わせ，最適配置・設置条件を定めた．関節動作は，国際的に標準化された健常股関節における動作定義に準拠し，これを人工股関節の動作定義に拡張した．脚長差と関節可動域の閾値および評価動作を整形外科医の意見をもとに設定した．また，脚長差と関節可動域がカップ固定性とそれぞれ垂直方向，水平方向でトレードオフの関係にあることから，人工関節の組合せで調整できない場合は，カップ固定性を大きく損なわない範囲でカップ設置可能解を適用することとし，垂直方向調整，水平方向調整の順に行うことにした．臨床データの適用の際は，提案手法を 2 種類の人工関節システムにわけ，それぞれで最適配置・設置計画を得た．このことから，人工股関節手術において設定された全ての客観的定量

評価情報の制約条件を満たす手術計画を自動的に立案することが可能であることが示された。今後は、最適解を得られなかった若干の症例について、カップの向きを変更することで調整することを検討している。

4章では、2・3章および共同研究者によって開発されている自動手術計画システムによって得られる人工股関節全体の手術計画データをひとつのXMLドキュメントにまとめ、連携する手術ナビゲーションシステムや手術ロボットおよび他の手術計画システムと相互にデータ交換可能な中間フォーマットとして提案した。このフォーマットでは、外部参照される3次元画像や表面形状モデルを除く、患者情報、座標系情報、剛体変換行列、客観的定量評価値が保存され、それぞれの格納方法について述べた。このXML手術計画データフォーマットによる手術計画の運用・管理を2・3章の適用症例についてネットワーク経由で実際に行った。仮想的にモデル化された人工股関節データが大きくなったことから、転送に時間がかかったものの、将来的には高速ネットワークの普及により解決されると思われる。今後は遠隔自動手術計画システムのフロントエンドサーバを構築し、Ajaxなどを用いるブラウザベースシステムもしくは3次元ビューワなど専用ソフトウェアベースシステムにより新しい自動手術計画結果の閲覧・再調整方法について検討することになっている。

このように、本研究により、これまで整形外科医の対話的操作に依存してきた3次元人工股関節手術計画を自動的に立案するシステムを開発することができた。これまで、脚長差や関節可動域をも含めた客観的定量評価基準全ての制約条件を満たす設置・配置計画をマニュアルで立案することはその自由度の高さから困難だったが、本自動手術計画アルゴリズムにより最適解を自動で探索できるようになったことにより、グラフィック計算機を用いる手術計画法の利点とその可能性・将来性の大きさを示した。本システムでは、また人工関節の設置計画にもとづき人工関節挿入骨の術後形状を推定して、仮想空間内に人工関節置換後の人工股関節モデルを構築できるようにし、関節の動的評価として関節可動域を評価基準に追加した。そして、こうした3次元手術計画をひとつのデータファイルで保存・管理できるように人工股関節手術計画XMLデータフォーマットを策定した。構築されたシ

システム上で実際の臨床症例データを適用し，15 症例中 12 症例で最適手術計画を得たことから，3 次元手術計画の立案，保存までを一貫して行う人工股関節自動手術計画システムとして，その実用性を示し，その目的の第一段階を達成したといえる．今後は，本システム上で立案した手術計画の臨床適用に向け，自動手術計画アルゴリズムの改良を行うほか，医療現場において整形外科医が本システムを容易に利用できるインターフェースの開発や，手術計画に用いる客観的定量情報の制約条件を設定変更方法，また設置可能解や配置可能解から特定条件を満たす解の探索方法の実装を行うことにしている．



## 謝辞

本研究にあたり、引き続き大阪大学大学院医学系研究科との共同研究を認めて下さり、懇切丁寧にご指導頂きました上に様々な後押しまでして下さいました神戸大学大学院工学系研究科情報知能学専攻多田幸生教授に心より感謝致します。研究進捗報告の際には、いつも熱心に相談に乗って頂きまして本当にどうもありがとうございました。研究生活の中で色々ご助言頂きました神戸大学大学院工学系研究科情報知能学専攻花原和之准教授、同じ研究室内で大変お世話になりました浦久保孝光助教に感謝致します。

そしてお忙しい中、本論文を審査して頂きました神戸大学大学院工学系研究科情報知能学専攻貝原俊也教授、神戸大学大学院自然科学系先端融合研究環都市安全研究センター有木康雄教授に深く感謝致します。

また、共同研究者として受け入れて下さり、研究のご支援を頂きました大阪大学大学院医学系研究科医用工学講座画像解析学分野田村進一教授、打ち合わせごとに適切な研究進路を指し示して頂きました佐藤嘉伸准教授、いつもの確なアドバイスをして下さり、論文作成時には夜遅くまで親身にご指導頂きました中本将彦助教に大変感謝致します。そして、臨床医の立場からたくさんの助言や解説を頂き、お忙しい中も適切なご助言やご意見を頂きました大阪大学医学系研究科器官制御外科学講座菅野伸彦准教授、本研究に深くご参加頂き、臨床医視点からアルゴリズム作成に協力して頂きました高尾正樹先生に心から感謝致します。また、本プロジェクトの立ち上げにあたり、多大なご支援を頂きました大阪工業大学工学部生体医工学科赤澤堅造教授、同じく共同研究として一緒に開発に携わり、意見を交換し合いました酒井智仁さん、音丸格さん、横田太さんに感謝致します。

そして、神戸大学にいる際には、一緒に楽しく研究を進めることができた同級生諸氏に感謝致します。また後輩諸氏には、雑談に付き合ってくれたりなど共に楽しく過ごせたことに感謝します。

最後に、長い学生生活を通して、私の我が儘を許し、暖かく見守り支えてくれた両親に深く感謝致します。

## 参考文献

- [1] Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS: The influence of patient-related factors and the position of acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 79(8):1202-1210, 1997.
- [2] Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ: Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty.* 13(5):530-534., 1998.
- [3] Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Sakai T, Ochi T: Computed-Tomography-based computer preoperative planning for total hip arthroplasty. *Computer Aided Surgery,* 3:320-324, 1998.
- [4] Handels H, Ehrhardt J, Plotz W, Poppl SJ: Three-dimensional planning and simulation of hip operations and computer-assisted construction of endoprotheses in bone tumor surgery. *Comput Aided Surg.* 6(2):65-76, 2001.
- [5] Lattanzi R, Viceconti M, Zannoni C, Quadrani P, Toni A: Hip-Op: an innovative software to plan total hip replacement surgery. *Med Inform Internet Med.* 27(2):71-83, 2002.
- [6] Noble PC, Sugano N, Johnston JD, Thompson MT, Conditt MA, Engh CA Sr, Mathis KB: Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position?. *Clin Orthop Relat Res.* (417):242-252, 2003.
- [7] Seel MJ, Hafez MA, Eckman K, Jaramaz B, Davidson D, DiGioia AM 3rd: Three-dimensional planning and virtual radiographs in revision total hip arthroplasty for instability. *Clin Orthop Relat Res.* 442:35-38, 2006.
- [8] Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G: The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed.* 85(2):138-51, 2007.

- [9] DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, Simon DA, Morgan F, Moody JE, Nikou C, Colgan BD, Aston CA, Labarca RS, Kischell E, Kanade T. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. Clin Orthop Relat Res. 355:8-22, 1998.
- [10] Sugano N, Sasama T, Nakajima Y, Sato Y, Nishii T, Yonenobu K, Tamura S, Ochi T: Accuracy evaluation of surface-based registration methods in computer navigation system for hip surgery performed through a posterolateral approach. Computer Aided Surgery 6: 195-203, 2001.
- [11] Sugano N, Nishii T, Miki H, Yoshikawa H, Sato Y, Tamura S: Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation. J Bone Joint Surg Br. 89(4):455-60, 2007.
- [12] Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Koyama T, Nishihara S, Yoshikawa H, Ochi T: Comparison of fit and fill between anatomic stem and straight tapered stem using virtual implantation on the ORTHODOC workstation. Computer Aided Surgery 6:290-296, 2001.
- [13] Viceconti M, Lattanzi R, Antonietti B, Paderni S, Olmi R, Sudanese A, Toni A: CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning. Med Eng Phys. 25(5):371-377, 2003.
- [14] Nakamoto M, Sato Y, Sugano N, Sasama T, Nishii T, Pak PS, Akazawa K, Tada Y, Yoshikawa H, Tamura S: Automated CT-based 3D surgical planning for total hip replacement: A pilot study. Proc of Computer Assisted Radiology and Surgery; 17th International Symposium and Exhibition (CARS2003), London, 2003, pp.389-394.
- [15] 酒井智仁 , 中本将彦 , 鍵山善之 , 佐藤嘉伸 , 菅野伸彦 , 西井孝 , 赤澤堅造 , 多田幸生 , 田村進一 , 吉川秀樹: 人工股関節手術計画システムにおける形状情報に基づくインプラントの自動設置 . 生体医工学 . 41(4):237-244, 2003.
- [16] Otomaru I, Takao M, Nakamoto M, Sugano N, Kagiya Y, Sato Y: Automated Preoperative Planning System of Total Hip Arthroplasty Using Anatomical Femoral Components. Proc of 6th Annual Meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery - International (CAOS2006), Montreal, 2006, pp.419-423.

- [17] Lattanzi R, Grazi E, Testi D, Viceconti M, Cappello A, Toni A: Accuracy and repeatability of cementless total hip replacement surgery in patients with deformed anatomies. *Med Inform Internet Med.* 28(1):59-71, 2003.
- [18] Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ: The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 78(7):1004-1014, 1996.
- [19] Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH: How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res.* (328):137-46, 1996.
- [20] Sugano N, Nishii T, Nakata K, Masuhara K, Takaoka K: Polyethylene sockets and alumina ceramic heads in cemented total hip arthroplasty. A ten-year study. *J Bone Joint Surg,* 77-B:548-556, 1995.
- [21] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I; Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech,* 35(4):543-548, 2002.
- [22] Widmer KH, Zurfluh B: Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res.* 22(4):815-821, 2004.
- [23] Widmer KH, Majewski M: The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 20(7):723-728, 2005.
- [24] Miki H, Sugano N, Hagio K, Nishii T, Kawakami H, Kakimoto A, Nakamura N, Yoshikawa H: Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech.* 37(4):443-455, 2004.
- [25] Otake Y, Hagio K, Suzuki N, Hattori A, Sugano N, Yonenobu K, Ochi T: 4-dimensional computer-based motion simulation after Total Hip Arthroplasty. *Stud Health Technol Inform.* 94:251-257, 2003.

- [26] Otake Y, Suzuki N, Hattori A, Hagio K, Sugano N, Yonenobu K, Ochi T: Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty. *J Biomech.* 38(12):2397-2405, 2005.
- [27] Otake Y, Suzuki N, Hattori A, Miki H, Yamamura M, Nakamura N, Sugano N, Yonenobu K, Ochi T: Estimation of dislocation after total hip arthroplasty by 4-dimensional. *Stud Health Technol Inform.* 111:372-377, 2005.
- [28] Araki K, Ohashi K, Yamazaki S, Hirose Y, Yamashita Y, Yamamoto R, Minagawa K, Sakamoto N, Yoshihara H: Medical markup language (MML) for XML-based hospital information interchange. *J Med Syst.* 24(3):195-211, 2000.
- [29] Hu CM, Jian WS, Chang PL, Hsu CY: A web based prototype system for patient use confirming Taiwan electronic medical-record templates. *Proc of AMIA Annu Symp.* :987, 2005.
- [30] Sagbo S, Blochaou F, Langlotz F, Vangenot C, Nolte LP, Zheng G: New orthopaedic implant management tool for computer-assisted planning, navigation, and simulation: from implant CAD files to a standardized XML-based implant database. *Comput Aided Surg.* 10(5-6):311-319, 2005.

## 構成論文リスト

第 2 章は次の論文からなる

- KAGIYAMA Yoshiyuki, NAKAMOTO Masahiko, TAKAO Masaki, SATO Yoshinobu, SUGANO Nobuhiko, YOSHIKAWA Hideki, TADA Yukio, TAMURA Shinichi : Automated preoperative 3D planning of acetabular cup positioning and size selection in total hip arthroplasty using CT data. Proceedings of 4th Annual Meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery - International, 312-313, 2004
- 鍵山善之 , 菅野伸彦 , 高尾正樹 , 中本将彦 , 佐藤嘉伸 , 吉川秀樹 , 赤澤堅造 , 多田幸生: 人工股関節手術計画における 3 次元骨盤形状に基づくカップ自動設置計画法 . 生体医工学 , 投稿中 .

第 3 章は次の論文からなる .

- KAGIYAMA Yoshiyuki, NAKAMOTO Masahiko, TAKAO Masaki, SATO Yoshinobu, SUGANO Nobuhiko, TADA Yukio: AUTOMATED PREOPERATIVE 3D PLANNING FOR MULTI-COMPONENT IMPLANTS BASED ON LEG LENGTH EVALUATION IN TOTAL HIP ARTHROPLASTY USING CT DATA: PILOT STUDY. Proceedings of 5th Annual Meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery - International, 204-206, 2005
- KAGIYAMA Yoshiyuki, TAKAO Masaki, NAKAMOTO Masahiko, SATO Yoshinobu, SUGANO Nobuhiko, YOSHIKAWA Hideki, AKAZAWA Kenzo, TAMURA Shinichi, TADA Yukio: Automated planning of multi-component implants for THA using multiple criteria including limb length and range of motion . International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 1 (Sup. 1), 232-234, 2006
- KAGIYAMA Yoshiyuki, TAKAO Masaki, NAKAMOTO Masahiko, SATO Yoshinobu, SUGANO Nobuhiko, YOSHIKAWA Hideki, AKAZAWA Kenzo, TADA Yukio : Automated 3D preoperative planning system for THA based on range of motion evaluation . IEEE TITB, 投稿予定

第 4 章は次の論文からなる .

- 鍵山善之, 菅野伸彦, 高尾正樹, 中本将彦, 佐藤嘉伸, 吉川秀樹, 赤澤堅造, 多田幸生: 人工股関節手術計画 X M L データフォーマットの策定と手術計画システムの遠隔化 . 日本医用画像工学会誌, 投稿中

## 参考論文リスト

- 酒井智仁, 中本将彦, 鍵山善之, 佐藤嘉伸, 菅野伸彦, 西井孝, 赤澤堅造, 多田幸生, 田村進一, 吉川秀樹: 人工股関節手術計画システムにおける形状情報に基づくインプラントの自動設置 . 生体医工学, 41 (4), 475-482, 2003
- OTOMARU Itaru, TAKAO Masaki, NAKAMOTO Masahiko, SUGANO Nobuhiko, KAGIYAMA Yoshiyuki, SATO Yoshinobu : Automated Preoperative Planning System of Total Hip Arthroplasty Using Anatomical Femoral Components. Proceedings of 6th Annual Meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery - International, 419-423, 2006