

博士学位論文

イメージマッチングに基づく
全人工股関節置換術前後に対する
動態解析の応用

Application of motion analysis before and after THA
based on image matching

九州産業大学大学院 工学研究科
産業技術デザイン専攻 博士後期課程
王 亦峰

平成 30 年 1 月

目次

第1章 緒言	… 1
1.1 研究目的	… 2
1.2 研究背景	… 3
1.3 本論文の構成	… 4
第2章 股関節の構造と人工股関節	… 6
2.1 股関節	… 7
2.2 骨	… 8
2.3 靭帯	… 9
2.4 人工股関節	…11
第3章 6自由度動態解析手法	…13
3.1 生体関節を対象とした動態解析手法	…14
3.2 人工関節を対象とした動態解析手法	…19
3.3 精度検定	…21
第4章 動態解析結果に対する評価手法	…23
4.1 股関節に対する評価手法	…24
4.2 THA 前後に対する評価手法	…27
4.3 THA 後のインプラント同士の最接近距離評価手法	…29
4.4 カップとステムに関する接触シミュレーション評価手法	…29
第5章 THA 前後を対象とした動態解析	…31
5.1 撮影方法および対象	…32
5.2 THA 前後における坐位からの伸展動作を対象とした動態評価	…35
5.2.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価	…35

5.2.2	絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価	…37
5.2.3	インプラント同士の最接近距離評価	…40
5.2.4	考察	…42
5.3	THA 前後における体幹ひねり動作を対象とした動態評価	…43
5.3.1	骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価	…43
5.3.2	絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価	…45
5.3.3	インプラント同士の最接近距離評価	…49
5.3.4	考察	…50
5.4	THA 後におけるサイクリング動作を対象とした動態評価	…51
5.4.1	骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価	…50
5.4.2	絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価	…53
5.4.3	インプラント同士の最接近距離評価	…55
5.4.4	カップとステムに関する接触シミュレーション評価	…56
5.4.5	考察	…60
第6章 結言		…61
参考文献		…64
謝辞		…72

第1章 緒言

- 1.1 研究目的
- 1.2 研究背景
- 1.3 本論文の構成

第 1 章 緒言

1.1 研究目的

股関節は可動域が広く、上半身の重さを支える最大荷重関節の 1 つである。歩行時には体重の約 3 倍の荷重が荷かる関節である^{(1) ~ (3)}。加齢による生体機能の退化性変化、臼蓋形成不全や大腿骨頭すべり症などの関節症、転倒による大腿骨頸部骨折などの外傷が原因となり、関節リウマチ (Rheumatoid arthritis, RA)、股関節インピンジメント (Femoroacetabular impingement, FAI)、変形性股関節症 (Hip osteoarthritis, OA) および大腿骨頭壊死 (Avascular necrosis, AVN) などの関節症を患う患者が増加している。これらの機能障害を引き起こすと、生活の質 (Quality of life, QOL) に著しく影響を及ぼす。軽度の股関節疾患に対しては、サポータや筋力の強化などの保存療法および薬物療法があり、さらに股関節の温存療法として寛骨臼移動術 (Transposition osteotomy of acetabulum, TOA) も適用される。重度の症状および保存療法による症状の改善が得られない場合には、除痛可動性および支持性のある関節機能を再建する手術法として、全人工股関節置換術 (Total hip arthroplasty, THA) が適用される。

THA 後では、インプラント同士のインピンジメント、緩み、脱臼およびライナーの損傷などの問題が報告されている^{(4) ~ (7)}。これらの問題を解明するために THA 前後を対象とした動態解析が盛んに行われている^{(8), (9)}。本研究グループでも、フラットパネルディテクター (Flat panel detector, FPD) から出力される 1 方向 X 線動画像とイメージマッチング法 (Image matching, IM) を用いることにより、生体膝関節および人工膝関節を対象としたウィンドウ解析技術を開発し^{(10), (11)}、日常生活動作時の 6 自由度動態解析を行ってきた^{(12) ~ (19)}。本手法を応用することで、日常生活動作における THA の複雑な 6 自由度動態解析が可能となり、THA 前後の比較もできると考えられる。他にも、THA は若年層にも適用されるため、術後の QOL 向上により術後スポーツを希望する患者が増加している。そのため、THA 後のスポーツ動作に対する動態評価が重視されている⁽²⁰⁾

～⁽²⁴⁾．そこで、スポーツ動作時の人工股関節の動態を解析できれば、術後指導や術式へのフィードバックに応用することができると考えられる。

以上のことから、本論文は日常生活動作における THA 前後の股関節の 6 自由度動態解析を行い、THA 前後に示す異なる動態について比較評価することを目的とした。さらに、THA 後のスポーツ動作について、カップとステムの接触シミュレーション評価を行い、得られる結果について考察した。

1.2 研究背景

生体股関節および人工股関節を対象とした様々な動態解析が行われている。*in vivo* の複雑な 6 自由度運動の計測結果は、術後指導、人工股関節の改良および術式へのフィードバックなどに有用な情報を寄与できるため、詳細な動態解析技術が求められている。生体股関節を対象とした動態解析技術としては、point cluster 法がある^{(25)～(28)}。THA 後の CT (Computed tomography) データを利用することで、THA 後の動態解析にも応用できる^{(29)～(31)}。しかし、この手法は皮膚にマーカーやセンサを設置するため、骨部とマーカーやセンサ間に筋肉などの軟部組織が介在し、詳細な動態解析をすることができない。そのため、大きな動作に対して用いられている。

近年、FPD が病院などの医療機関に設置されており、動作時におけるデジタルの 1 方向 X 線動画像を取得することが容易になっている。本研究グループでは、FPD から得られる動作時の 1 方向 X 線画像に対し、生体関節に対しては CT データから構成した投影シミュレーション像、人工関節に対しては置換したインプラントの CAD モデルから得られる投影画像をコンピュータ上でオーバーラップさせ、それぞれ画像相関と排他的論理和によるイメージマッチングにより、詳細な動態解析を行えるようにした。さらに、ウィンドウ解析技術を構築することで、対象部位全体が X 線画像に映ってなくても解析することができ、詳細な動態解析を可能とした。生体膝関節および人工膝関節を対象とした、跪き、

階段昇降，スクワットおよび歩行動作などの日常生活動作，サイクリングおよびゴルフスイング動作のスポーツ動作について動態解析を行い⁽³²⁾、⁽³³⁾，動態機能評価を行ってきた．本手法を応用し，THA 前後の動態解析を行うことができれば，術前計画，術式の改善，術後評価などの臨床の分野や人工股関節の設計，開発の分野に有用な情報をフィードバックすることができると考えられる．本研究では，ウィンドウ解析技術を THA 前後の股関節に応用し，日常生活動作およびスポーツ動作に対する 6 自由度動態解析を行った．

1.3 本論文の構成

本論文では，日常生活動作を対象とした THA 前後における動態評価，スポーツ動作を対象とした THA 後における動態評価およびカップとステムの接触シミュレーション手法の評価を行う．THA 前後における動態評価では，術前では骨盤と大腿骨それぞれの空間位置および姿勢の解析，術後では骨盤と大腿骨に加えインプラントの置換位置を推定し，THA 前後における骨盤に対する大腿骨の動態の比較や骨盤と大腿骨の姿勢の変化，および術後のインプラント同士の最接近距離について評価する．カップとステムの接触シミュレーション手法の評価では，THA 後の相対位置を基に，ライナーとネックの最接近距離を算出し，非接触となるインプラント設置シミュレーションから，本手法を評価する．

次章では，股関節，骨および靭帯といった解剖学的構造と，THA で用いられる人工股関節とその機能について概説する．

第 3 章では，本論文で使用した動態解析技術手法について述べる．第 3.1 節では，対象とした動作の 1 方向 X 線動画像および CT 画像から構成した投影シミュレーション像を用いて，画像相関を利用した生体関節を対象とした動態解析手法について概説する．第 3.2 節では，解析対象動作の 1 方向 X 線動画像上のインプラントの輪郭画像と人工関節の 3 次元形状データから得る投影シミュレーションした像を利用した人工関節を対象とした動態解析手法について概説

する。第 3.3 節では，生体関節および人工関節を対象とした動態解析手法の精度検定および有用性について概説する。

第 4 章では，各解析結果における評価手法について述べる。第 4.1 節では，股関節における動態解析結果に対する評価手法を概説する。第 4.2 節では，THA 前後の動態解析結果に対する評価手法について概説する。第 4.3 節では，THA 後 6 自由度解析結果を基に，インプラントの各姿勢を 3D-CAD で再現し，インプラント同士の最接近距離を評価する手法について概説する。第 4.4 節では，6 自由度解析結果から得る 3D-CAD モデルデータとインプラント同士の最接近距離を用いて，カップとステムの接触シミュレーション評価手法について概説する。

第 5 章では，THA 前後の日常生活動作および THA 後のスポーツ動作を対象とした動態解析を行い，対象動作ごとの動態評価について述べる。第 5.1 節では，日常生活動作における坐位からの伸展動作，体幹ひねり動作およびスポーツ動作におけるサイクリング動作を対象とする，被験者の CT における撮影方法，および各対象動作における FPD の撮影方法を概説する。第 5.2 節では，THA 前後における坐位からの伸展動作の動態解析結果および考察について述べる。第 5.3 節では，THA 前後における体幹ひねり動作の動態解析結果および考察について述べる。第 5.4 節では，THA 後におけるサイクリング動作の動態解析結果および考察について述べる。

第 6 章では，以上の研究についてまとめを行う。

第 2 章 股関節の構造と人工股関節

2.1 股関節

2.2 骨

2.3 靭帯

2.4 人工股関節

第2章 股関節の構造

2.1 股関節

股関節 (Hip joint) は寛骨 (Hip bone) にある寛骨臼 (Acetabulum) と大腿骨 (Femur) にある大腿骨頭 (Head of femur) から構成された球関節 (Ball-and-socket joint) である (図 2.1)。股関節は、寛骨臼および大腿骨頭を連結させる関節包は強靱な靭帯により補強されている。荷重関節として体重に耐えられるように、寛骨臼に深く収納するように形成されている。さらに、骨性寛骨臼蓋縁 (Bony acetabular rim) にはそれを取り巻いて線維性軟骨の関節唇 (Limbus) が存在し、大腿骨頭をより強固に寛骨臼に収め、大腿骨骨頭が容易に脱臼しない仕組みになっている。骨盤の回転運動は、後傾/前傾 (Posterior tilt / Anterior tilt)、右側屈/左側屈 (Right flexion / Left flexion)、左回旋/右回旋 (Left rotation / Right rotation) である。大腿骨の回転運動は屈曲/伸展 (Flexion / Extension)、内旋/外旋 (Internal / External)、内転/外転 (Adduction / Abduction) である。骨盤と大腿骨の並進運動はともに内外側方向 (Medial / Lateral)、上下方向 (Superior / Inferior)、前後方向 (Anterior / Posterior) であり、複雑な 6 自由度運動を行っている。

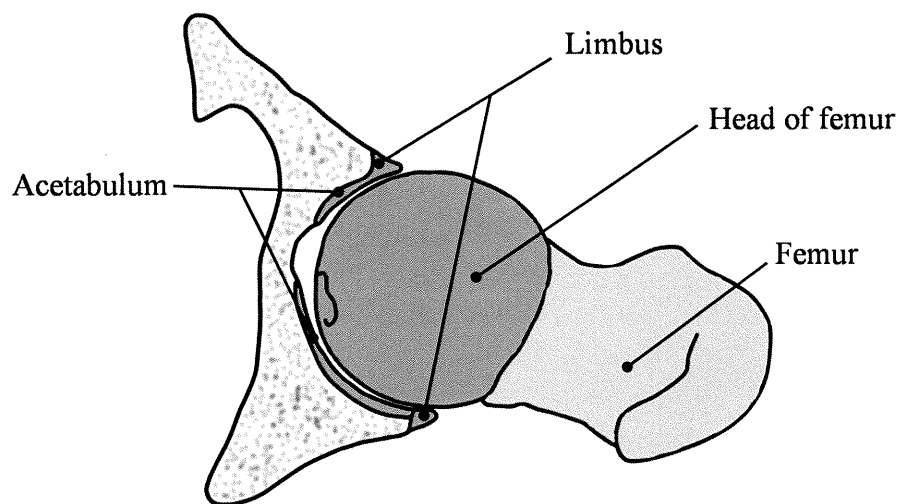


図2.1 横断面における股関節 (右股)

2.2 骨

股関節は腸骨 (Ilium), 恥骨 (Pubis), 坐骨 (Ischium) からなる寛骨の中央に位置する寛骨臼と大腿骨頭で構成されている (図 2. 2). 寛骨臼は寛骨臼縁 (Acetabular rim), 月状面 (Lunate surface), 寛骨臼窩 (Acetabular fossa), 寛骨臼切痕 (Acetabular notch) の組合せで形成されている. 腸骨の上端には腸骨稜 (Iliac crest) があり, その下部に上前腸骨棘 (Anterior superior iliac spine) がある. 恥骨の内側部に恥骨結節 (Pubic tubercle) があり, 左右の恥骨が軟骨によって結合している恥骨結合 (Pubic symphysis) がある. 恥骨と坐骨の間に閉鎖孔 (Obturator foramen) があり, リング状の形状になっている.

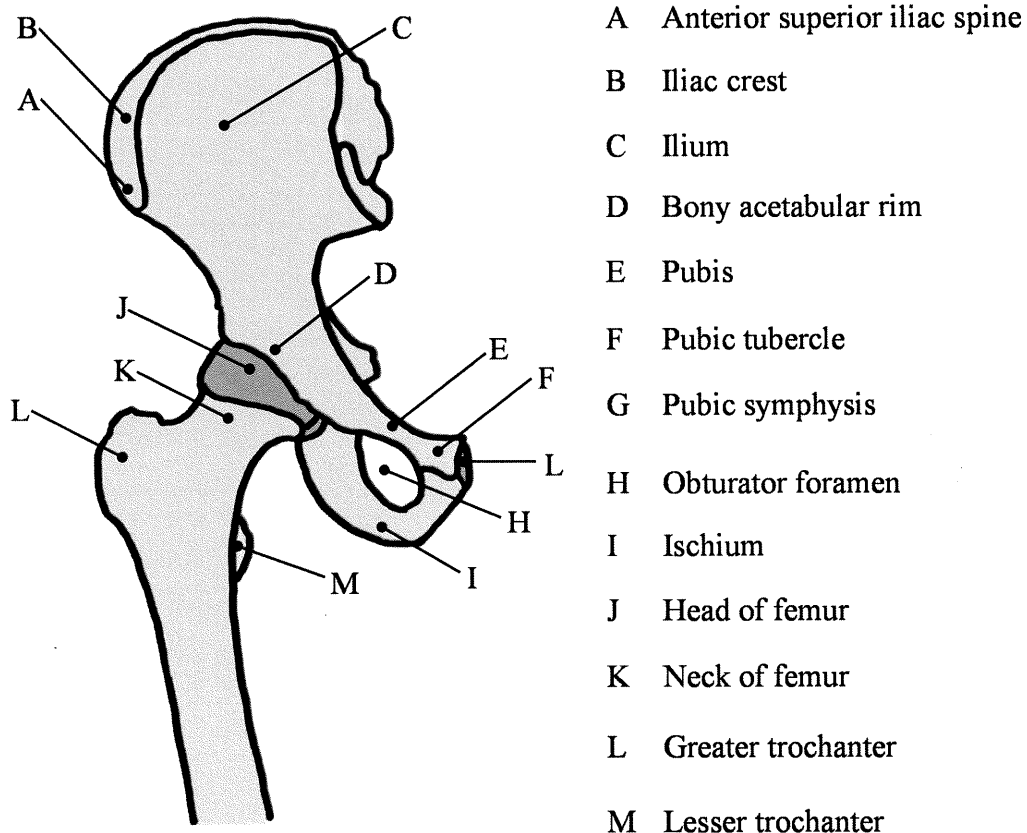


図2.2 前面からみた股関節 (右股)

大腿骨の近位端に大腿骨頭，大腿骨頸（Neck of femur），大転子（Greater trochanter），小転子（Lesser trochanter）があり，大腿骨頭の形状は球状になっている（図2.3）。

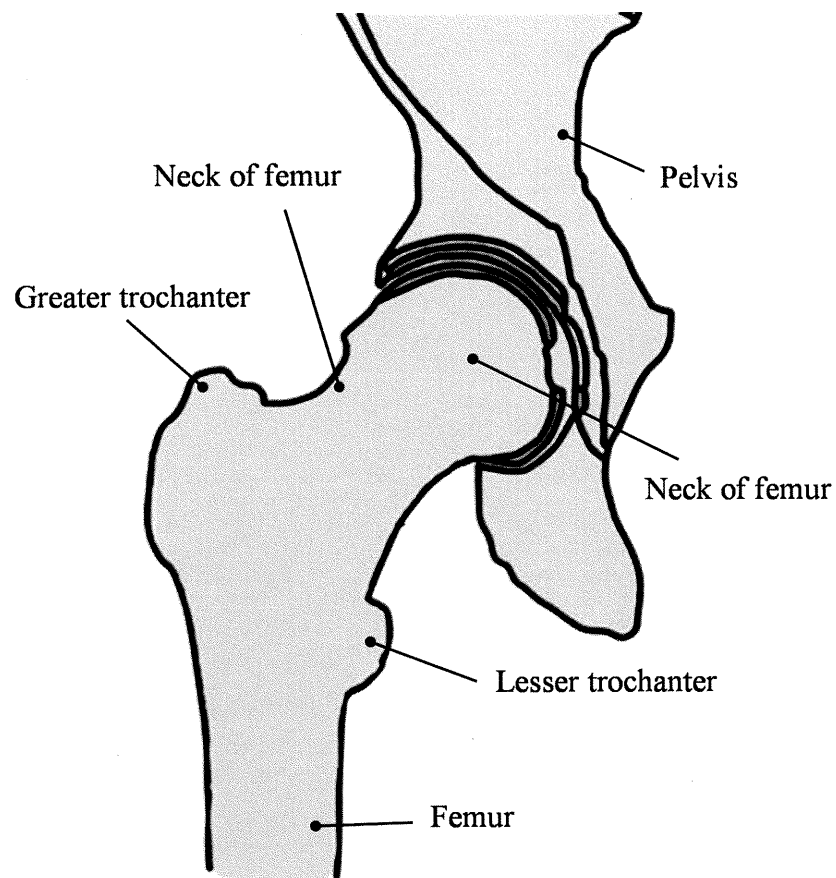
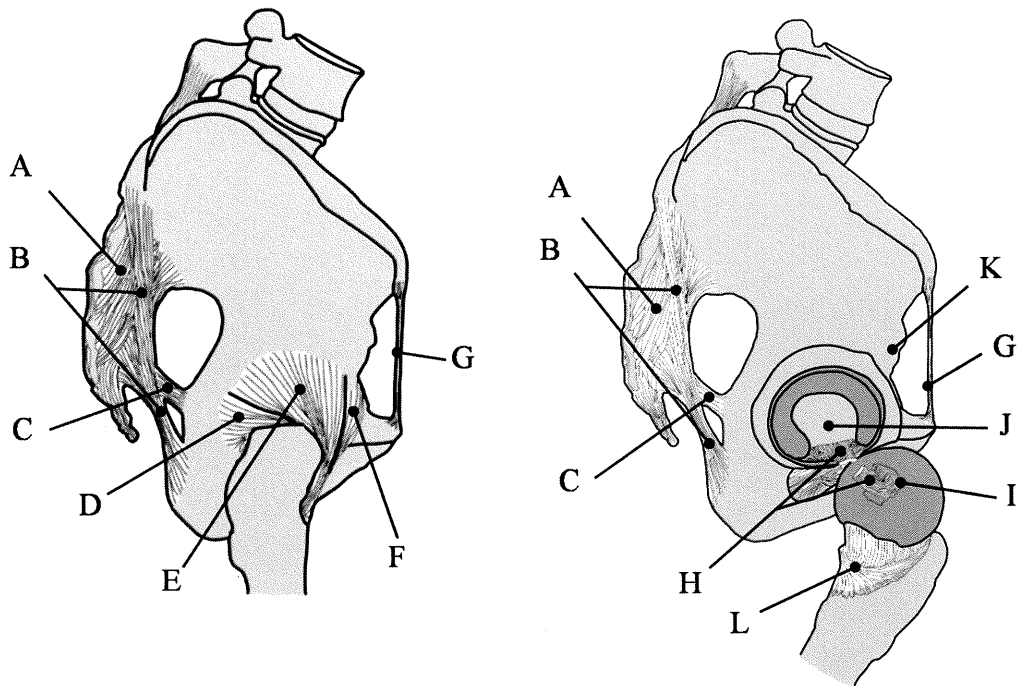


図2.3 前面からみた股関節の断面図（右股）

2.3 靭帯

股関節周辺の靭帯は，恥骨大腿靭帯（Pubofemoral ligament），腸骨大腿靭帯（Iliofemoral ligament），坐骨大腿靭帯（Ischiofemoral ligament），大腿骨頭靭帯（Ligament of head of femur）および輪帯（Zona orbicularis）で構成される（図2.4）。輪帯は関節包の内面であり，上部は腸骨大腿靭帯，下部では坐骨大腿靭帯の線維と結合する。恥骨大腿靭帯は閉鎖孔の上部にある恥骨から大腿骨転子窩前



A Posterior sacroiliac ligament

B Sacrotuberous ligament

C Sacrospinous ligament

D Ischiofemoral ligament

E Iliofemoral ligament

F Pubofemoral ligament

G Inguinal ligament

H Ligament of head of femur

I Fovea on femoral head

J Acetabular fossa

K Anterior inferior iliac spine

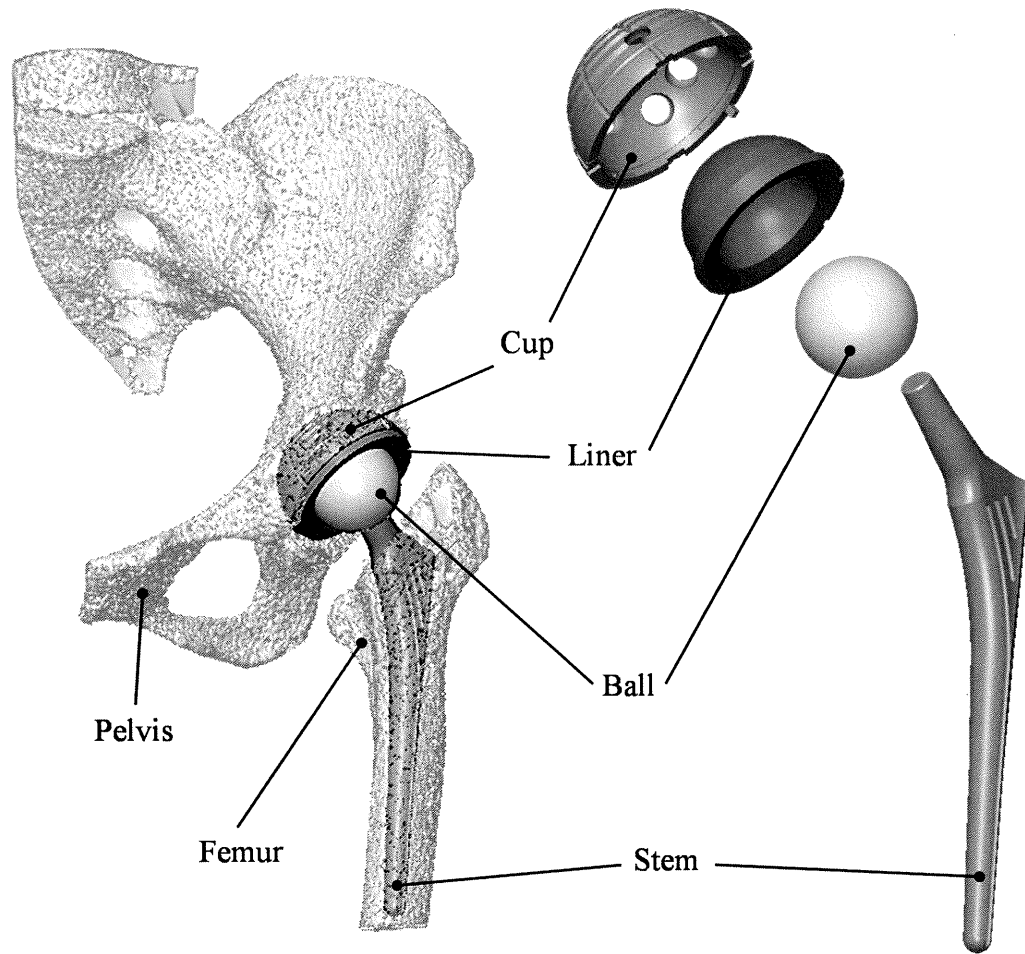
L Zona orbicularis

図2.4 外側面からみた股関節周辺の靭帯（右股）

面に付着しており，大腿骨頭下前方を覆っている．腸骨大腿靭帯は下前腸骨棘（Anterior inferior iliac spine）の下方から股関節の前を扇状に広がり，転子間線上に付着する．腸骨大腿靭帯は人体で最も強い靭帯であり，股関節を固定する構造として重要な部位である．直立姿勢では筋の作用を必要とせずに，骨盤が後傾するのを防ぐ働きがある．さらに，この靭帯は伸展した下肢の内転運動を制限し，歩行時の立脚側の骨盤を安定させる．すなわち，骨盤の遊脚側への傾斜を防ぐ働きもある．坐骨大腿靭帯は，寛骨の下方にある坐骨からほぼ水平に大腿骨頭を越え，腸骨大腿靭帯横部の停止部位に付着する．股関節の内部に大腿骨頭靭帯があり，寛骨臼窩（Acetabular fossa）から大腿骨頭窩（Fovea on femoral head）に付着する．この靭帯は脱臼の際に大腿骨頭がさらに脱臼しないように緊張し，ある程度の脱臼を防止する働きがある．その他の靭帯として，寛骨の前方に兎径靭帯（Inguinal ligament），後方に仙棘靭帯（Sacrospinous ligament），仙結節靭帯（Sacrotuberous ligament），後仙腸靭帯（Posterior sacroiliac ligament）がある．

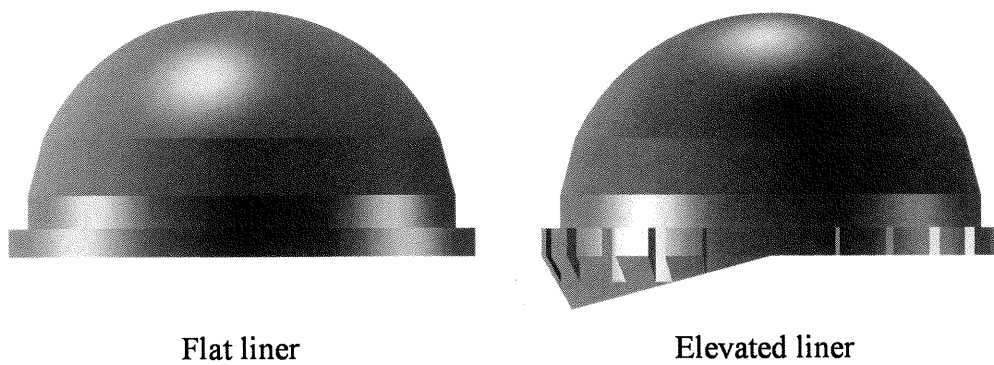
2.4 人工股関節

現在 THA で使用される人工股関節は，寛骨臼蓋に埋めるカップ（Cup），大腿骨頭を代用するボール（Ball），大腿骨に埋めるステム（Stem）およびカップ内側に挿入されるライナー（Liner）で構成される（図 2.5）．ライナーは主に，カップとボールの関節面における摩耗の軽減や股関節の動きを滑らかにするために超高分子ポリエチレンで作製されている．カップの材料は主にチタン合金，ステムはチタン合金やコバルトクロム合金で作製されている．ボールには摩耗に強いコバルトクロム合金やセラミック材料が使用されている．ライナーの形状として，フラット（Flat）タイプとエレベーター（Elevated）タイプに分けられる（図 2.6）．フラットタイプは大腿骨の自由度があり，エレベータータイプは大腿骨の過伸展動作を制御する機構が設けられている．どのタイプのライナーを使うかは，医師が判断に委ねられる．



Anterior view of pelvis and femur

図2.5 人工股関節置換術後の股関節および人工股関節（左股）



Flat liner

Elevated liner

図2.6 ライナーの種類

第3章 6自由度動態解析手法

- 3.1 生体関節を対象とした動態解析手法
- 3.2 人工関節を対象とした動態解析手法
- 3.3 精度検定

第3章 6自由度動態解析手法

3.1 生体関節を対象とした動態解析手法

生体関節を対象とした動態解析は、FPD (図 3.1 (B)) より得られた 1 方向 X 線動画像と CT (図 3.1 (A)) 画像データから作成したグレースケール 3 次元モデルの投影シミュレーション像をイメージマッチングさせることで行う。FPD 撮影に関し、従来の Image intensifier での撮影では、X 線画像辺縁部に歪みが発生し、歪みを補正する必要がある^{(34)~(36)}。しかし、FPD では平面センサー (Flat panel) を用いているため、歪みの少ない高解像度デジタル画像 (1536×1536pixel, 画素サイズ 0.275×0.275mm, DICOM 規格データ) を取得することができる。FPD 撮影では、座標系構築フレーム (Coordinate building frame) および生体股関節の対象動作の 1 方向 X 線動画像を取得する。座標系構築フレームには空間上に固定した 4 個の鋼球が設置されており、X 線画像上の 4 球それぞれの 2 次元座標と見かけの直径から、4 球それぞれの 3 次元座標位置を算出する。推定された 4 球のそれぞれの相対位置と、予め計測された値とを比較することにより、平面センサーと X 線源の相対位置の同定を行う (図 3.2)⁽³⁷⁾。CT 撮影では、被

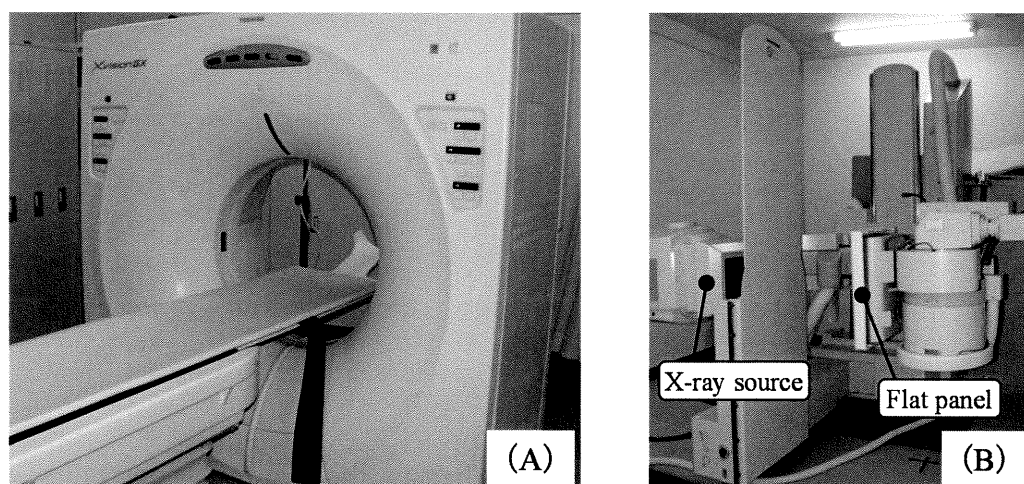


図3.1 撮影機器 (A) CT (B) フラットパネルディテクター

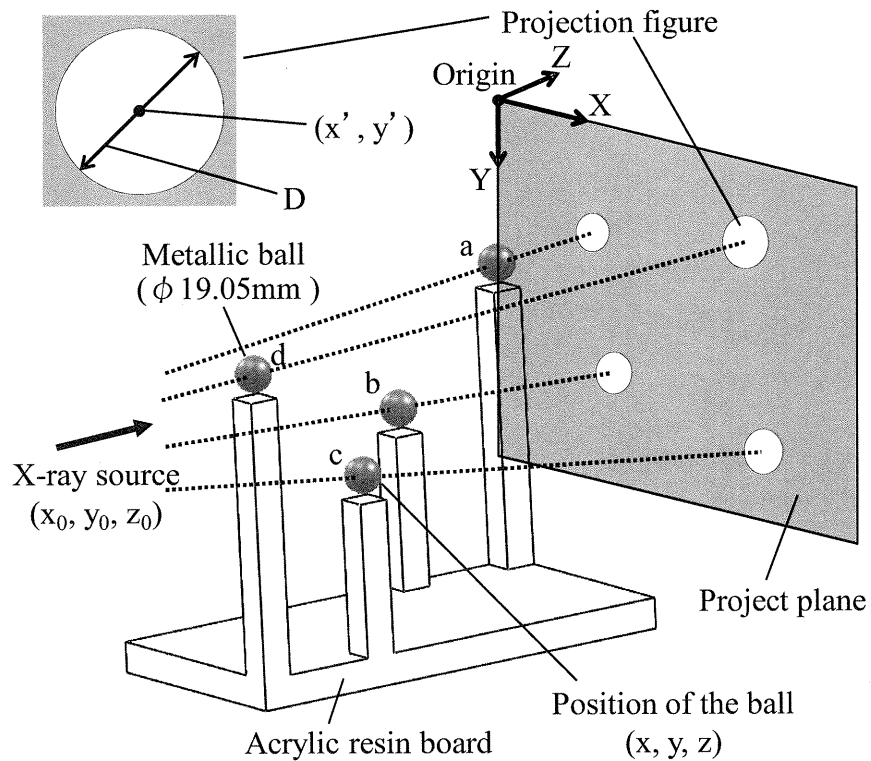


図3.2 座標系構築フレームを用いたX線源位置の同定

験者の股関節付近のCT画像データ(512×512pixel, 画素サイズ0.348×0.348mm, スライス厚さ1.0mm, DICOM規格データ)を取得する. CT画像データの画素サイズとスライス厚さを基に, 0.348×0.348×1.0mmのボクセル(Volume cell, voxel)で構成されるグレースケール3次元モデルを構築した(図3.3). すべてのボクセルには, CT撮影より得られた骨密度等の情報値が含まれている. ボクセル値を有したグレースケール3次元モデルをコンピュータ上の任意の空間に配置し, X線源と平面センサーの相対関係の情報を与えることで, 骨密度情報を有した投影シミュレーション像を作成した(図3.4). 作成した投影シミュレーション像とFPDから得られた1方向X線動画像間の画像相関を用いてイメージマッチングを行い, 各骨の空間位置および姿勢を推定する. この際, 1方向X線動画像では, 対象部位周辺の靭帯等の軟部組織や骨の変形がイメージマッチング中のノイズとなることがある. そこで, 生体膝関節や人工膝関節を対象とした本研究グループの動態解析技術に用いてきた, ウィンドウ技術を使用して動態

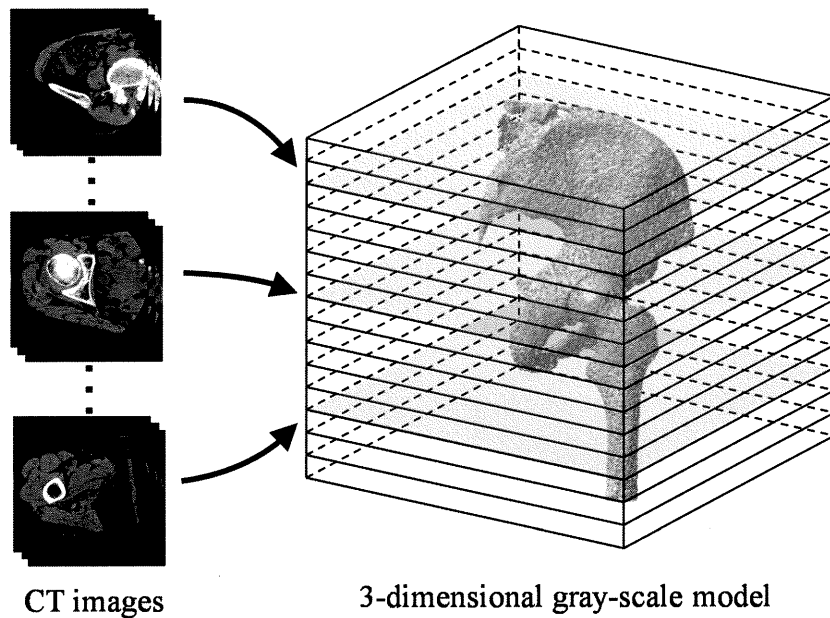


図3.3 CT画像に基づくグレースケール3次元モデルの構築

解析を行う。この技術により、ノイズが少ない骨部だけをターゲットにできるが、走査範囲内で相関係数が大きくなる極値が多数存在することが想定される。そのため、解析を2段階に分けた2段階推定手法を用いることで解析時間を短縮し、真値となる極値の推定を行った(図3.5)。第1段階では、解析対象の骨全体をウィンドウで囲み、投影シミュレーション像と1方向X線動画像の画素数を減じてイメージマッチングを行うことで、大まかな空間位置・姿勢を推定した。第2段階では、対象の空間位置と姿勢を鋭敏に反映し、骨情報を多く含んでいる部位に複数のウィンドウを任意に設けてイメージマッチングを行い、詳細な空間位置・姿勢の推定した。ここで得られた結果を、解析対象の最終的な空間位置と姿勢とした。

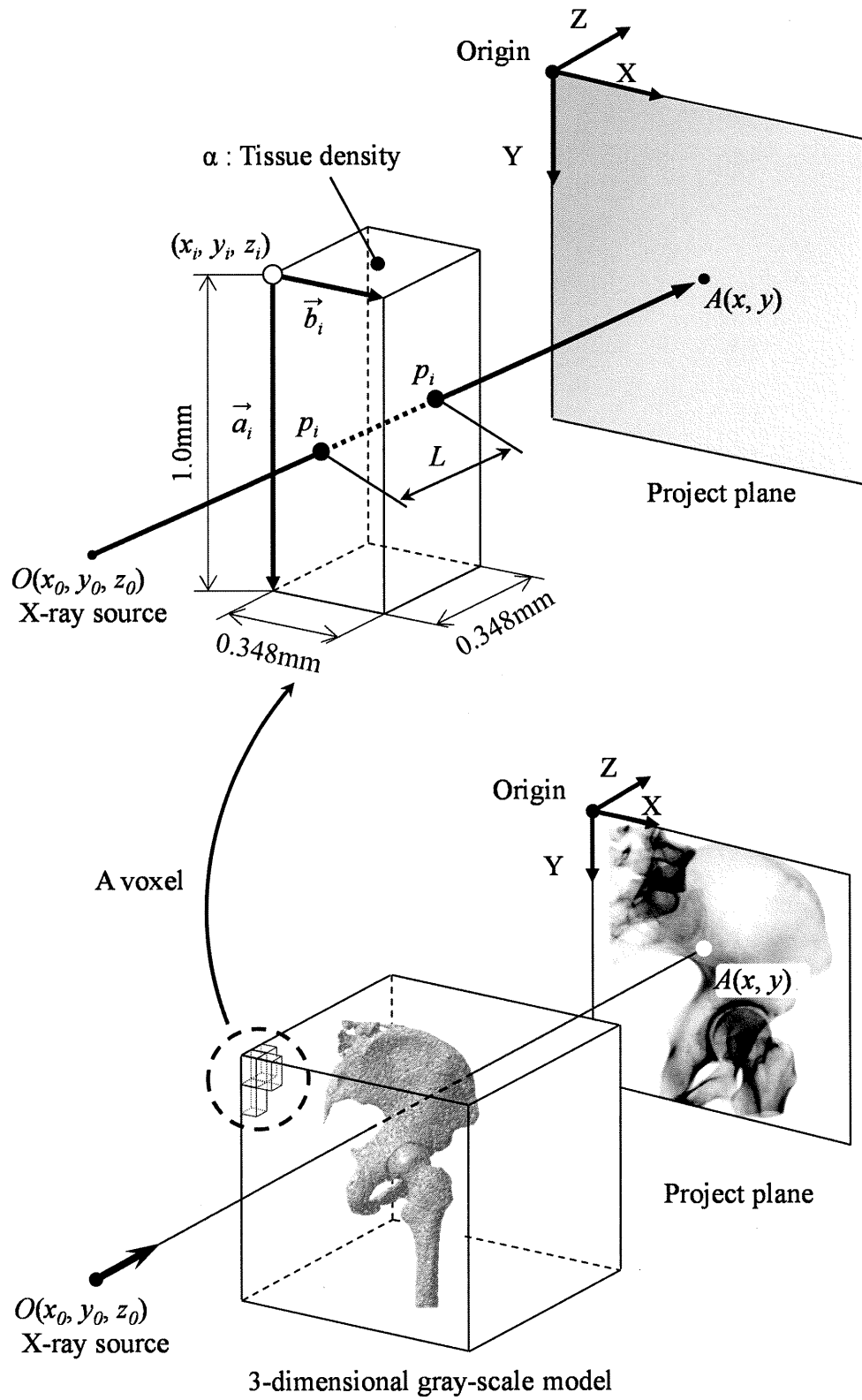
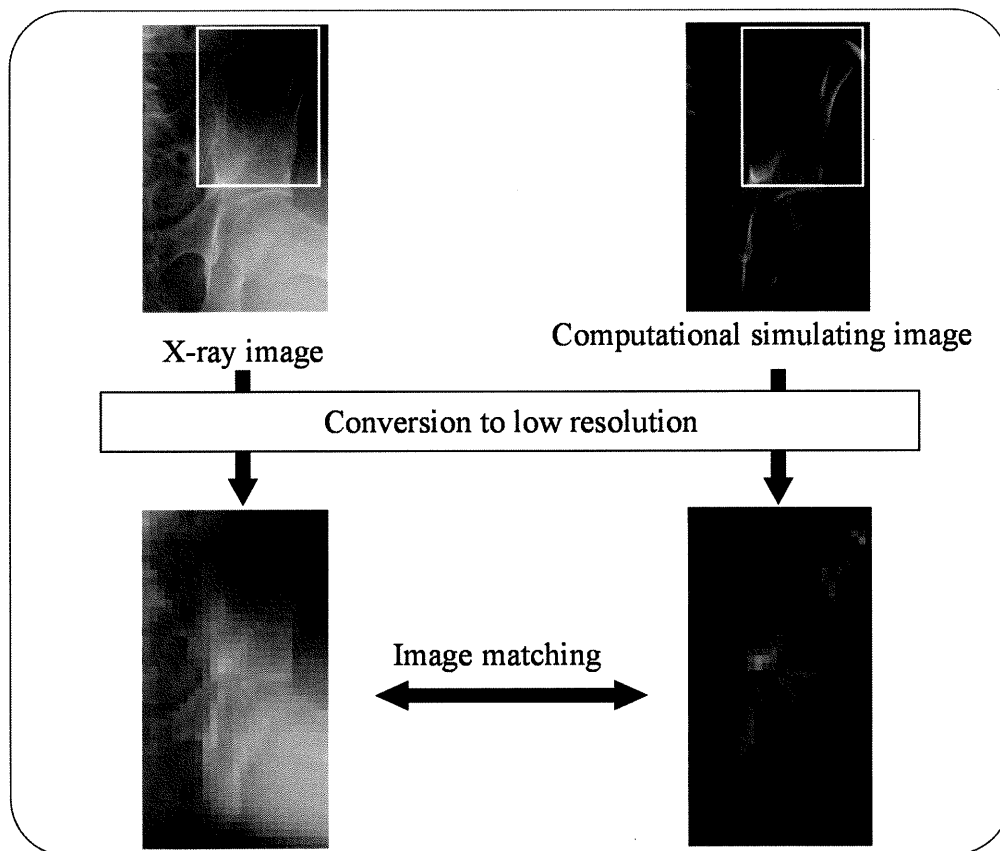
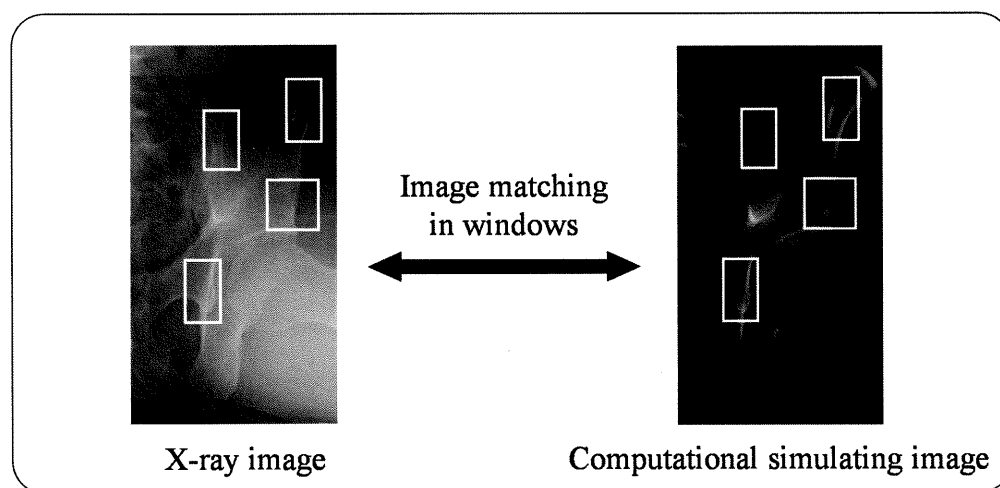


図3.4 投影シミュレーション像作成におけるシミュレーション値の算出



(A) First step



(B) Second step

図3.5 ウィンドウ技術を用いた2段階推定手法

3.2 人工関節を対象とした動態解析手法

人工関節を対象とした動態解析は、FPD より得られた 1 方向 X 線動画像とイメージマッチング法を応用することにより、置換された人工関節の 6 自由度動態解析を行っている。人工関節においても生体関節と同様に、FPD を用いて座標系構築フレームおよび術後の対象動作の 1 方向 X 線動画像を取得する。対象動作の 1 方向 X 線動画像より、カップとステムの輪郭を抽出した 2 値化画像を作成する。一方で、対象の被験者に置換されている人工股関節と同機種同サイズの 3 次元形状データ（図 3.6）をコンピュータ上の任意の空間に配置し、6 自由度に変化する投影シミュレーション像を作成する。投影シミュレーション像と FPD から得られた 2 値化画像の 2 つが重ならない排他的論理和をカウントし、その数が減るようにシミュレーション像を 6 自由度に変化させ、各インプラント空間位置と姿勢を推定する。人工股関節の 6 自由度を推定する際、対象部位に人工股関節と骨を固定するネジ等の金属類やセメントが体内に挿入している場合は、撮影方向によっては X 線画像から対象物全体の輪郭を抽出することはできない。さらに、人工股関節と骨の境界を 1 つの閾値で抽出することもできない。そこで、画像面内に影響を受けない部位およびインプラントの 6 自由度変化を鋭敏に反映する部位に、複数のウィンドウをオペレーターの任意により設け、ウィンドウ内でのイメージマッチングを行った（図 3.7）。

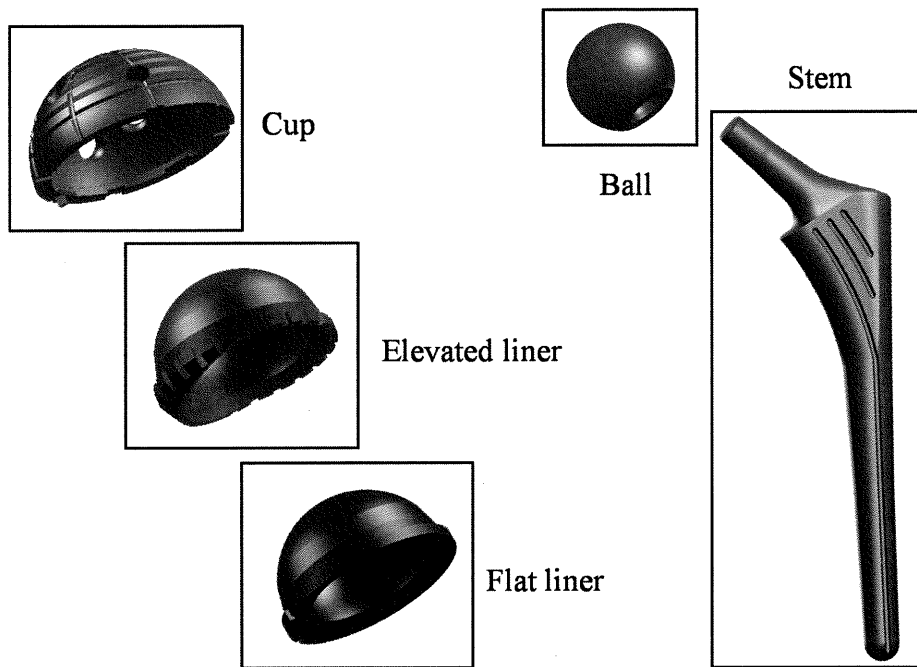


図3.6 3次元CADモデル

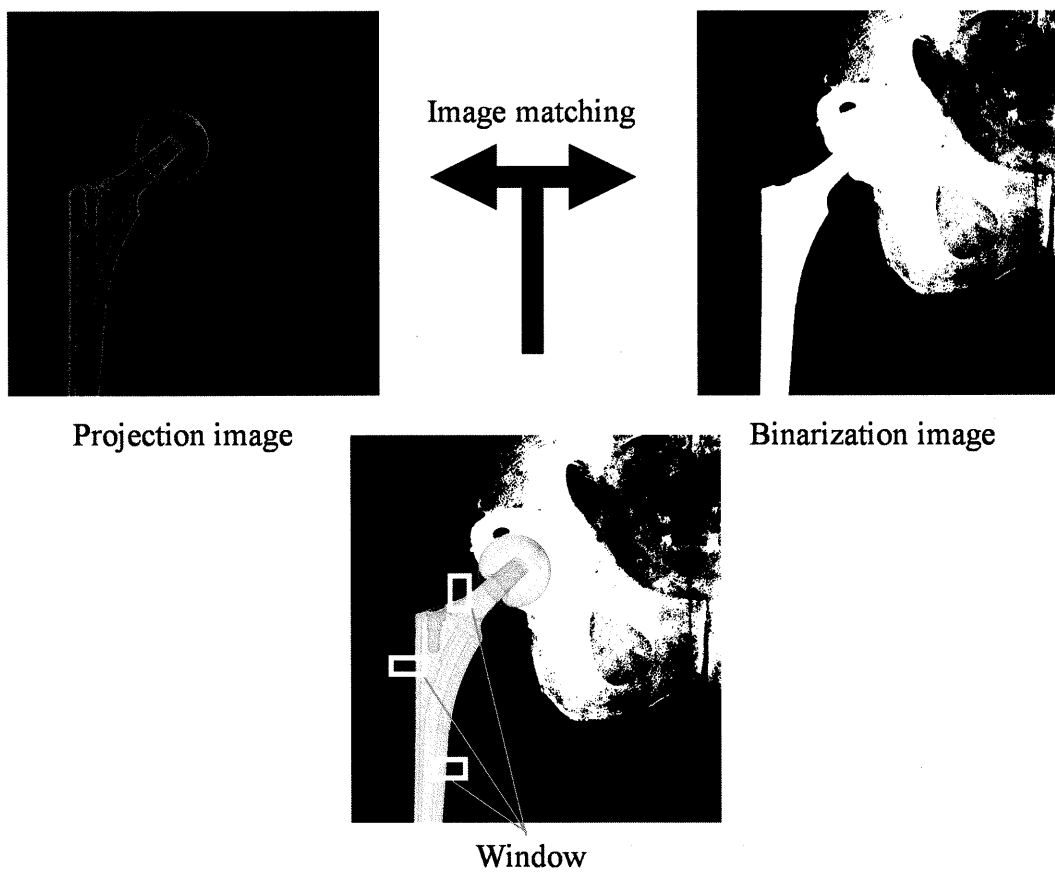


図3.7 二値化画像と投影像の照合

3.3 精度検定

本手法の精度検定を行うため、生体関節はブタの骨盤と大腿骨、人工関節では既存のカップおよびステムを用いて動態解析シミュレーションを行った。各骨とインプラントを臨床応用の際と同様の条件で FPD 撮影したものを初期姿勢とした。図 3.8 に示すように FPD の平面センサーに対し、初期姿勢からおおよそ水平方向と法線方向に、0.5mm, 1.0mm, 2.0mm, 5.0mm, 10.0mm の並進移動、絶対座標系の各軸に重ならない任意の軸を中心に、0.5deg, 1.0deg, 2.0deg, 5.0deg, 10.0deg 回転運動を与え X 線撮影を行った。並進運動および回転運動には、XY-axis stage および Rotation stage を用いた (図 3.9)。これらすべての X 線画像に対してイメージマッチングを行い、2 乗平均平方根偏差 (Root mean square error, RMSE) を用いて動態解析手法の精度を算出した。生体関節および人工関節の精度を表 3.1 に示す。すべての精度が整形外科領域で有効とされている平均誤差 0.3mm, 0.3deg 以内に収まっていることを確認した。

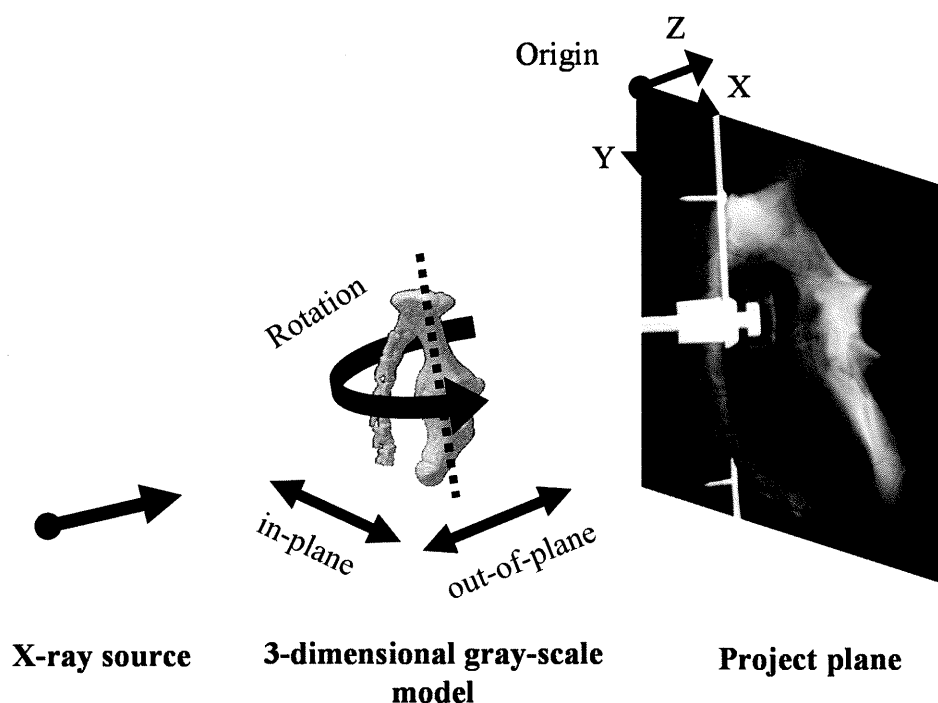


図3.8 ブタ股関節を用いた精度検定におけるFPD撮影条件

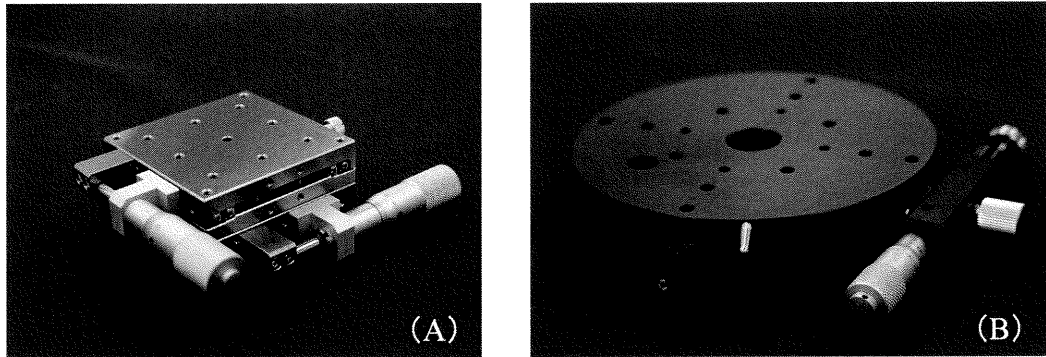


図3.9 精度検定に用いたリニアガイド
 (A) XY-axis stage (B) Rotation stage

表 3.1 動態解析手法の精度検定結果

RMSE	Translation [mm]		Rotation [deg]
	In-plane	Out-of-plane	
Pelvis	0.21	0.15	0.25
Femur	0.15	0.23	0.23
Cup	0.15	0.20	0.21
Stem	0.28	0.28	0.30

第4章 動態解析結果に対する評価手法

- 4.1 股関節に対する評価手法
- 4.2 THA 前後に対する評価手法
- 4.3 THA 後のインプラント同士の最接近距離評価手法
- 4.4 カップとステムに関する接触シミュレーション評価手法

第 4 章 動態解析結果の評価手法

4.1 股関節に対する評価手法

股関節の動態解析の評価方法は、骨盤に対する大腿骨の 6 自由度運動の評価、骨盤が示す回転運動の評価、および大腿骨が示す回転運動の評価の計 3 項目とした。

股関節が示す 6 自由度運動の評価は、対象動作における骨盤から見た大腿骨の相対関係を 6 自由度運動として右股の座標系に変換し評価を行った。骨盤の相対座標系の定義は、APP (Anterior pelvic plane) を基に左右側の上前腸骨棘を結ぶ軸を X 軸、X 軸に垂直で恥骨結合を通る軸を Z 軸、Z 軸と X 軸の外積を Y 軸、各軸の交点を原点とした。大腿骨の相対座標系の定義は、骨頭重心を原点とし、内外側上顆を結ぶ軸の midpoint と原点を結んだ軸を Z 軸、内外側上顆を結ぶ軸に平行な軸を X 軸、Z 軸と X 軸の外積を Y 軸と定義した (図 4.1) ⁽³⁸⁾。

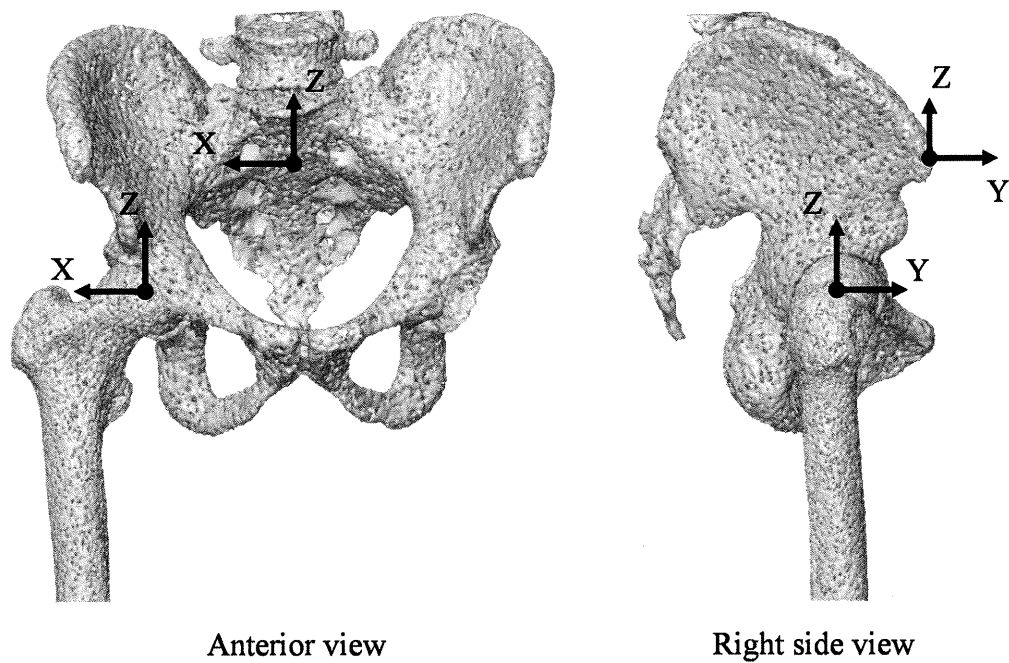


図4.1 骨盤および大腿骨における相対座標系の定義（右股）

骨盤が示す回転運動の評価は、対象動作における絶対座標系から見た骨盤の回転運動を右股の座標系に変換し評価を行った。

大腿骨が示す回転運動評価は、対象動作における絶対座標系から見た大腿骨の回転運動を右股の座標系に変換し評価を行った（図4.2）。

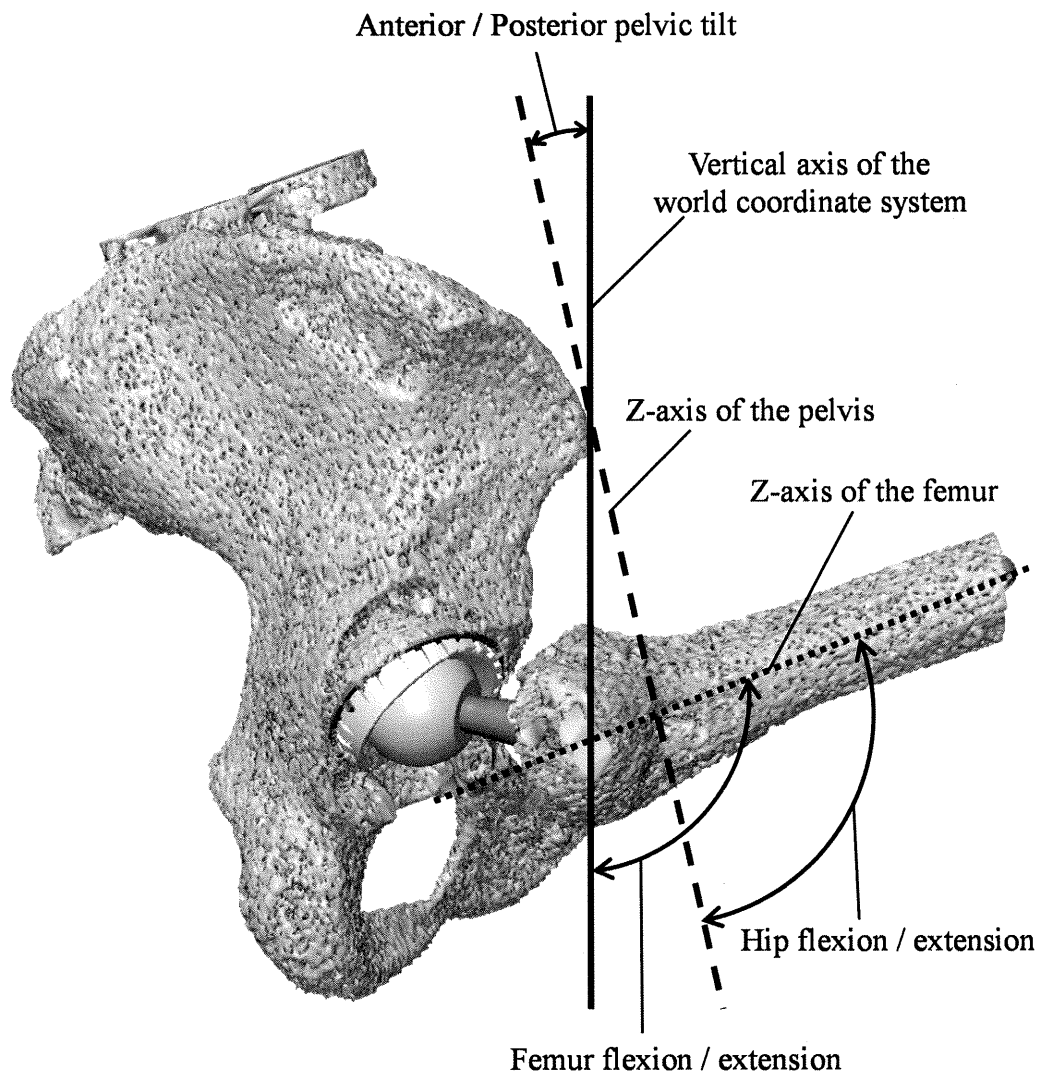


図4.2 股関節，骨盤および大腿骨の回転運動の定義

4.2 THA 前後に対する評価手法

THA 前後の動態解析の評価方法は、6 自由度運動結果、骨盤が示す回転運動および大腿骨が示す回転運動の結果を THA 前後で評価した。

THA 前後の結果の比較を行う場合、THA 前後の骨盤と大腿骨の相対座標系を統一する必要がある。THA 前では、骨盤と大腿骨の相対座標系は Hara D, et al. の文献と同様に定義した⁽³⁸⁾。THA 前後で同様の座標系を用いて評価を行うため、THA 後においても CT 撮影を行った。まず、CT 画像データを基に骨盤と大腿骨のグレースケール 3 次元モデルを構築し、グレースケール 3 次元モデルよりインプラントの情報のみを抽出した (図 4.3)。次に、抽出したインプラントに対して、被験者に置換されたインプラントと同機種同サイズの 3D-CAD モデルを重ね合わせ、置換位置の推定を行った。最後に、インプラントは骨盤と大腿骨に固定されることより、骨盤と大腿骨の相対座標系からインプラントの相対座標系の導出を行った (図 4.4)⁽³⁹⁾。

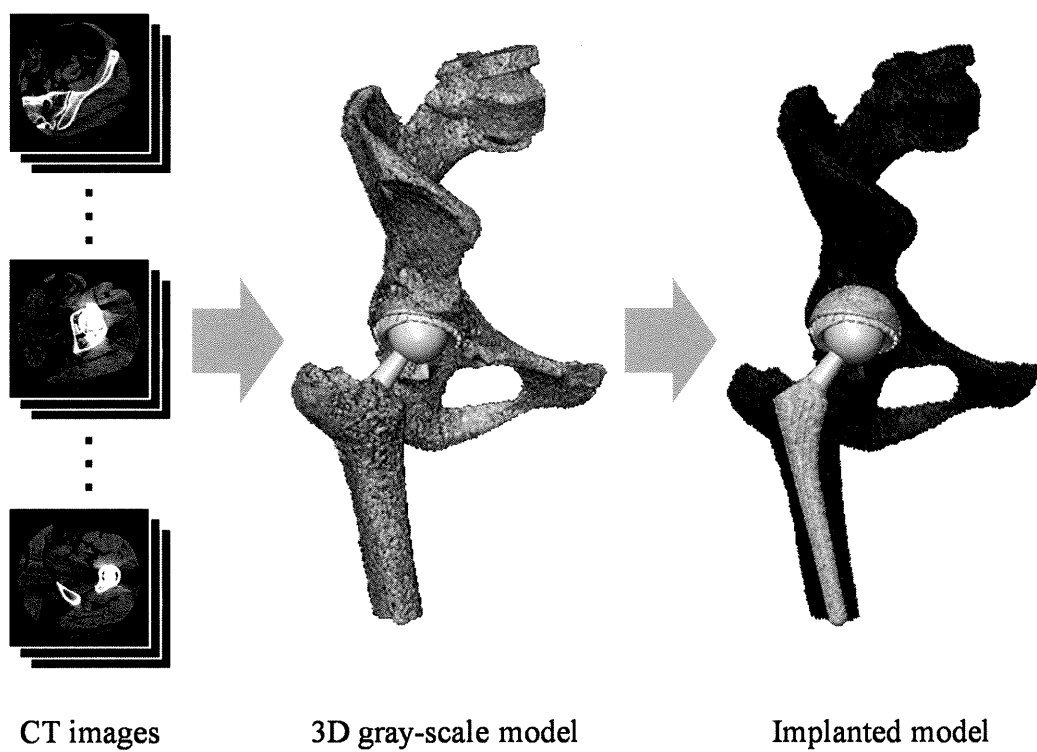


図4.3 CTデータより人工股関節の相対座標系の推定図 (右股)

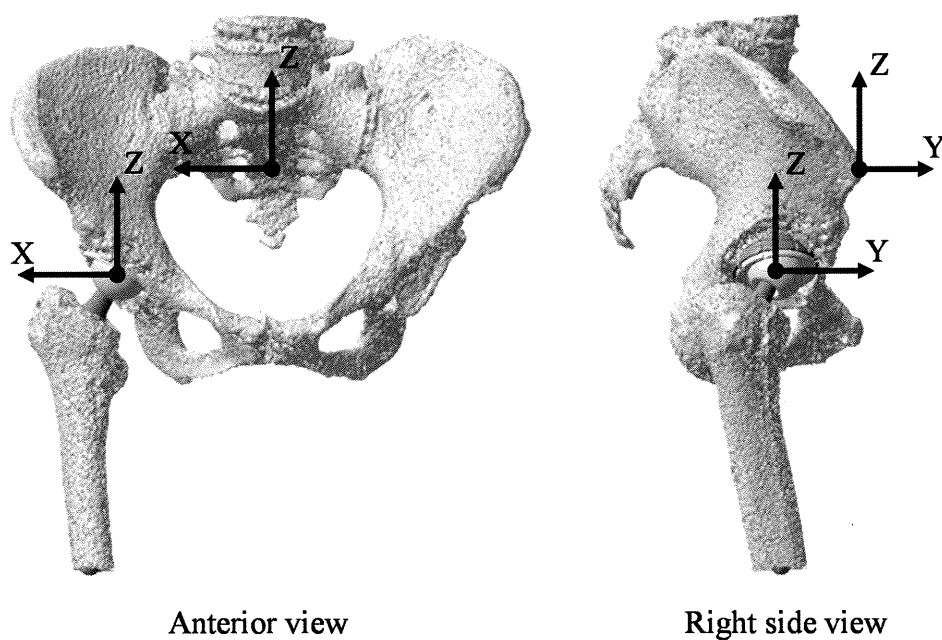


図4.4 人工股関節の相対座標系の定義 (右股)

4.3 THA 後のインプラント同士の最接近距離評価手法

THA 後のインプラント同士の最接近距離の評価は、ライナーとステムのネック間の距離を測定して行う (図 4. 5). 6 自由度運動結果より, コンピュータ上で骨盤と大腿骨の相対関係を再現する. これにより, 骨盤に埋めこまれたライナーと大腿骨に挿入されたステムの相対関係も再現されるため, コンピュータ上でインプラント同士の最接近距離を計測することができる.

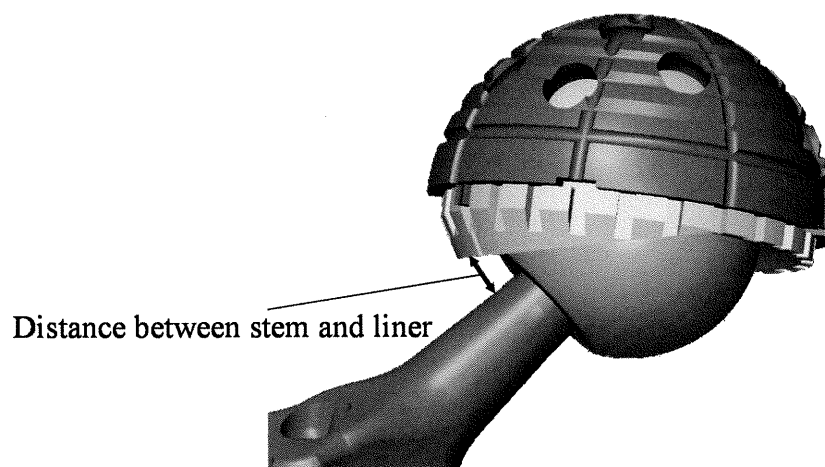


図4.5 ステムとライナーの最接近距離の定義

4.4 カップとステムに関する接触シミュレーション評価手法

カップとステムに関する接触シミュレーション評価は, THA 後の股関節 6 自由度運動結果から導出されるインプラントにおいて, カップとステムを設定した範囲で動かして, ライナーとステムのネック間の最接近距離からインプラント間の接触をシミュレーションする. 図 4. 6 に示すように, Murray DW⁽⁴⁰⁾と Hara D, et al.⁽⁴¹⁾の文献を基にカップの外転角および前方開角を設け, それぞれの走査範囲を 25deg ~ 55deg, 0deg ~ 40deg とした. ステムの前捻角は TEA (Trans-epicondylar axis) を基に定義し (図 4. 7)⁽⁴⁰⁾, 走査範囲は 20deg ~ 50deg とした. それぞれ 5deg 間隔で走査して, 3 つ角度変化を組み合わせるシミュレ

ーションを行った。

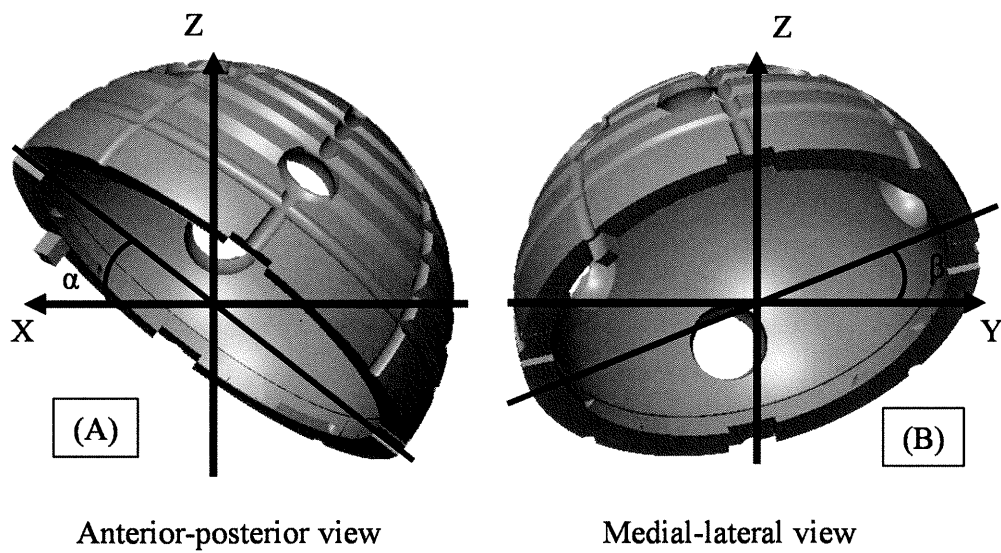


図4.6 カップの外転角および前方開角の定義

(A) α : 外転角 (B) β : 前方開角

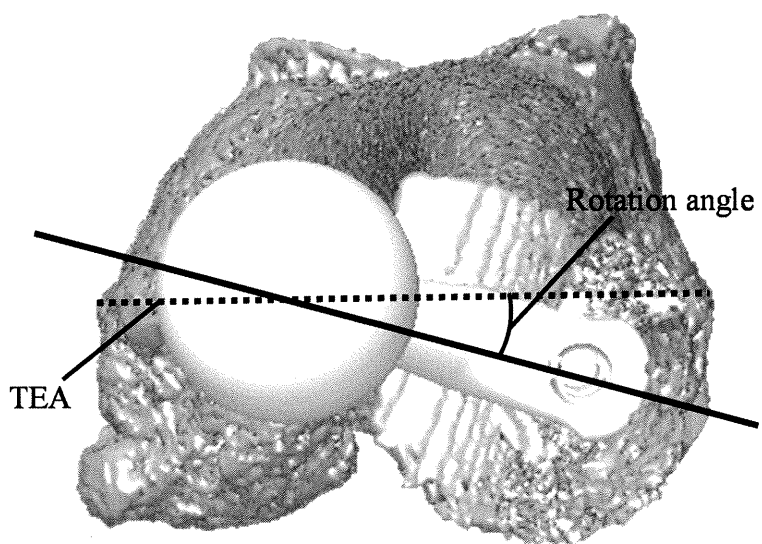


図4.7 TEAよりステムの前捻角の定義

第5章 THA 前後を対象とした動態解析

- 5.1 撮影方法および対象
- 5.2 THA 前後における坐位からの伸展動作を対象とした動態評価
 - 5.2.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価
 - 5.2.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価
 - 5.2.3 インプラント同士の最接近距離評価
 - 5.2.4 考察
- 5.3 THA 前後における体幹ひねり動作を対象とした動態評価
 - 5.3.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価
 - 5.3.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価
 - 5.3.3 インプラント同士の最接近距離評価
 - 5.3.4 考察
- 5.4 THA 後におけるサイクリング動作を対象とした動態評価
 - 5.4.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価
 - 5.4.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価
 - 5.4.3 インプラント同士の最接近距離評価
 - 5.4.4 カップとステムに関する接触シミュレーション評価
 - 5.4.5 考察

第5章 THA 前後を対象とした動態解析

5.1 対象および撮影方法

動態解析の対象動作として、回避困難な日常生活動作および緩和なスポーツ動作に着目した。日常生活動作は、椅子に着座した状態から立ち上がる伸展動作と不可欠な体幹ひねり動作とした。緩和なスポーツ動作は、インプラントに衝撃性の少ないサイクリング動作とした。各動作に対する被験者のデータを表 5.1 と表 5.2 に示す。THA 前後における各対象動作について、全被験者は支持なく歩行が可能な症例であった。

表 5.1 坐位からの伸展動作および体幹ひねり動作における
THA 前後の被験者

Subject	Sex	Hip of object	Age	Weight [kg]	Implanted duration [month]	Liner type
A	Male	Right	61	72.9	2.8	Flat
B	Female	Left	58	58.2	5.8	Flat
C	Male	Left	66	63.0	4.4	Flat
D	Female	Left	57	46.0	6.7	Flat
E	Female	Right	77	54.0	5.9	Flat
F	Female	Left	60	46.0	12.6	Flat
G	Female	Right	61	51.6	5.8	Flat
H	Female	Left	69	40.0	12.5	Flat
I	Female	Left	57	55.2	6.0	Elevated
J	Female	Right	75	66.6	6.7	Elevated
K	Female	Right	74	47.0	5.6	Elevated
L	Female	Right	71	44.0	5.6	Elevated
Average			65.5 ± 7.1	53.7 ± 9.5	6.7 ± 2.8	

表 5.2 サイクリング動作における THA 後の被験者

Subject	Sex	Hip of object	Age	Weight [kg]	Implanted duration [month]	Liner type
M	Female	Left	72	61.0	7.8	Flat
N	Female	Right	51	53.8	7.6	Flat
O	Female	Right	80	57.6	6.0	Flat
P	Female	Left	58	58.2	4.4	Flat
Q	Female	Right	77	54.0	5.8	Flat
R	Female	Right	62	44.4	5.5	Elevated
S	Female	Left	77	48.0	5.3	Elevated
T	Female	Left	57	55.2	5.8	Elevated
U	Female	Right	72	47.2	12.0	Elevated
Average			67.3±9.9	53.3±5.3	6.7±2.1	

被験者の撮影には医療現場の CT と FPD を用い、臨床と同様な条件で撮影した。CT 撮影は骨盤および大腿骨近位が収まる範囲をスライス厚さ 1.0mm で撮影した。FPD 撮影は X 線源と平面センサー間において、解析対象となる股関節付近が 1 方向 X 線動画像の中央付近に位置するようにし、前方から連続撮影した。

各対象動作における FPD 撮影について、坐位からの伸展動作においては、X 線源と平面センサー間に椅子を設置し、着座した状態を初期姿勢とし、立ち上がる過程を前方より連続で撮影した。坐位からの伸展動作は、一度の撮影では困難なため、椅子からの立ち上がる過程と伸展位付近の動作に分けて撮影した (図 5.1 (A))。体幹ひねり動作においては、X 線源と平面センサーの間で骨盤と大腿骨の近位が収まるように直立した状態を初期姿勢とし、逆側にひねった後に初期姿勢に戻し、続けて初期姿勢から対象側へひねった後に再び初期姿勢に達する過程を前方より連続撮影した (図 5.1 (B))。サイクリング動作においては、X 線源と平面センサー間にエアロバイクを設置し、ペダルが最上端と最下端になる位置を、それぞれ初期姿勢と最伸展位とし、ペダルを踏み込む過程をやや前方より連続で撮影した (図 5.1 (C))。

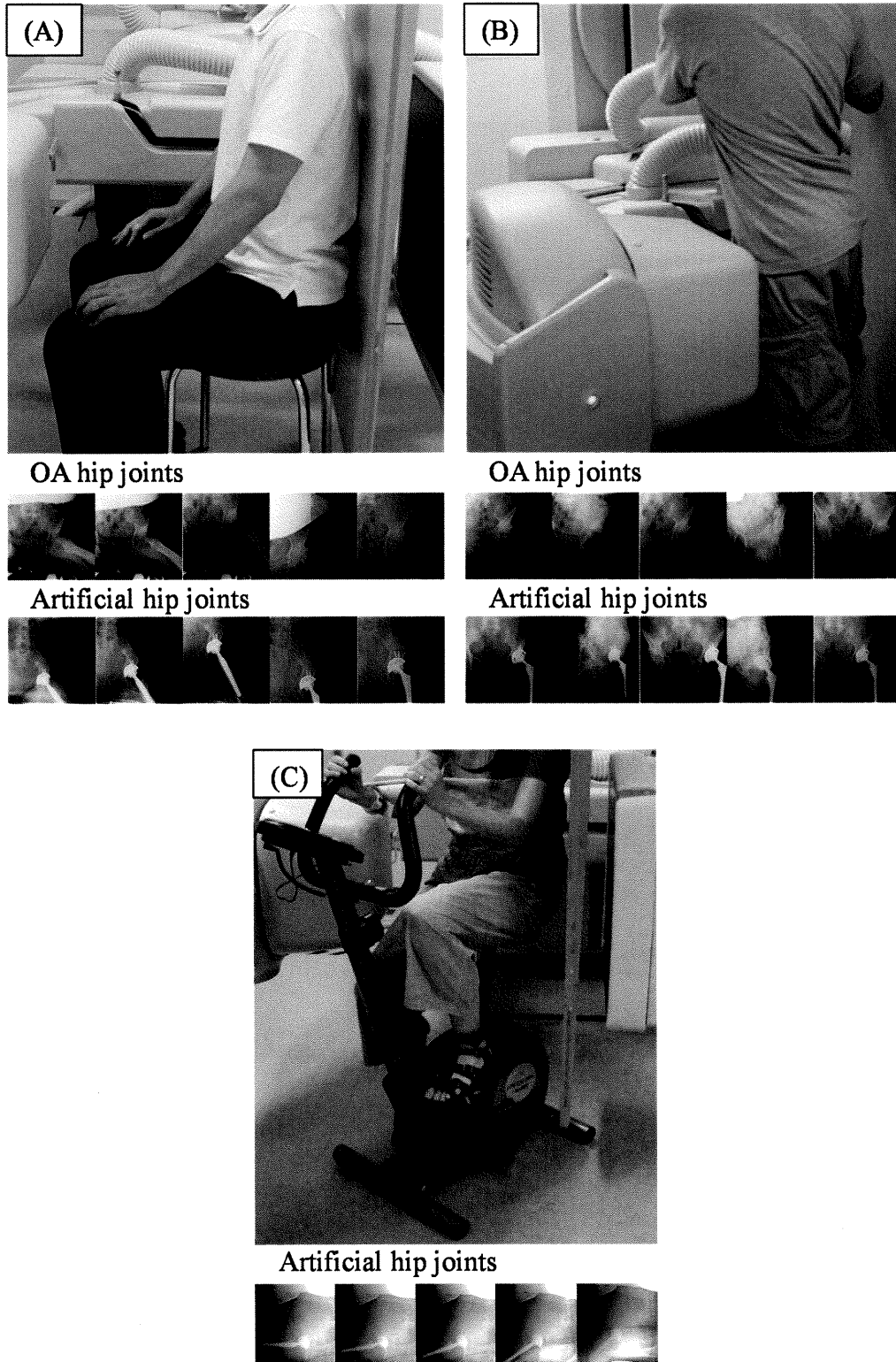


図5.1 各対象動作におけるFPD撮影の方法および各対象動作の過程より得られた1方向X線動画像 (A) 坐位からの伸展動作 (B) 体幹ひねり動作 (C) サイクリング動作

5.2 THA 前後における坐位からの伸展動作を対象とした動態評価

5.2.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価

坐位からの伸展動作において、坐位（初期姿勢）から立位（最大伸展位）までを経時的に0~100%として解析を行い、THA 後と OA 股関節それぞれの被験者の動態結果を平均して評価した。坐位からの伸展動作時における、THA 前後の骨盤に対する大腿骨の6自由度動態解析結果を図5.2に示す。

屈曲/伸展の回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 $51.9 \pm 12.2 \text{deg}$ 、最伸展位で $2.5 \pm 9.9 \text{deg}$ を示した。初期姿勢から伸展動作30%までは、約 9.0deg の屈曲運動が確認でき、30%以降で約 58.4deg の伸展運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は約 67.4deg であった。THA 後は初期姿勢で屈曲角度約 $60.7 \pm 6.7 \text{deg}$ 、最伸展位で屈曲角度約 $4.7 \pm 11.8 \text{deg}$ を示した。初期姿勢から伸展動作20%までは約 13.4deg の屈曲運動が確認でき、20%以降で約 69.2deg の伸展運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 82.6deg であった。初期姿勢から伸展動作30%までにおいて、THA 後は OA 股関節と比較し屈曲角度は有意に大きいことが確認できた。絶対回転量においても、OA 股関節より THA 後の方が約 15.2deg 大きいことが確認できた。

内転/外転の回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 $-0.4 \pm 6.7 \text{deg}$ の外転位、最伸展位で約 $-4.1 \pm 6.6 \text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢から伸展動作40%までは、約 5.5deg の内転運動が確認でき、40%以降で約 9.2deg の外転運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は約 14.7deg であった。THA 後は初期姿勢で約 $-2.8 \pm 9.9 \text{deg}$ の外転位、最伸展位で約 $-6.3 \pm 8.3 \text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢から伸展動作25%までは約 4.4deg の内転運動が見られ、25~90%までは約 8.3deg の外転運動、90%以降で約 0.3deg の内転運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 13.0deg であった。THA 後は OA 股関節と比較し、絶対回転量が約 1.7deg 小さい傾向が確認され、THA 後と OA 股関節に有意な差は認められなかった。

内旋/外旋における回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 $-10.3 \pm$

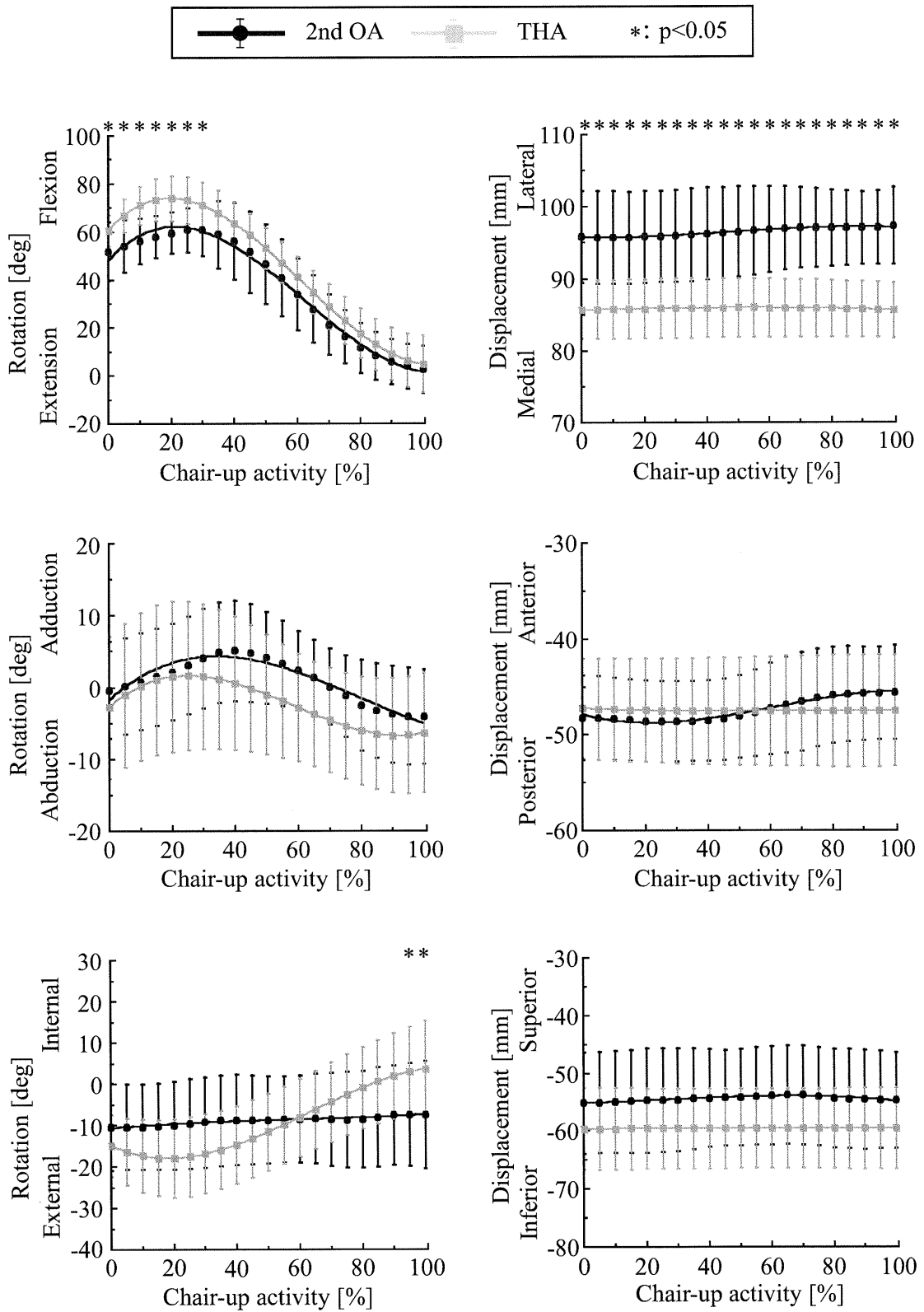


図5.2 坐位からの伸展動作を対象とした骨盤から見た股関節の変位（右股）

10.5deg の外旋位，最伸展位で約 -7.4 ± 13.0 deg の外旋位を示した．初期姿勢から伸展動作 95% までは約 2.8deg の内旋運動が確認でき，95% 以降で約 0.1deg の外旋運動が示された．OA 股関節の絶対回転量は約 2.9deg であった．THA 後は初期姿勢で約 -14.8 ± 7.5 deg の外旋位，最伸展位で約 3.7 ± 11.5 deg の内旋位を示した．初期姿勢から伸展動作 20% までは約 3.1deg の外旋運動が確認でき，20% 以降で約 21.6deg の内旋運動が確認できた．THA 後の絶対回転量は約 24.7deg であった．伸展動作 95% と 100% では，OA 股関節は THA 後を比較し，外旋角度が有意に小さいことが確認でき，THA 後は OA 股関節と比較し，絶対回旋量が約 21.8deg 大きいことが確認できた．

内側/外側方向の並進運動の結果では，THA 後は OA 股関節と比較し，有意に下方に位置していることが確認できた．前方/後方の並進運動の結果と上方/下方の並進運動の結果では，有意な差は確認できなかった．

5.2.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価

坐位からの伸展動作における，THA 前後の絶対座標系に対する骨盤および大腿骨の回転運動結果を図 5.3 に示す．

骨盤の前傾/後傾の回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 17.7 ± 8.4 deg の後傾位，最伸展位で約 -0.5 ± 8.0 deg の前傾位を示した．初期姿勢から伸展動作 50% までは約 23.3deg の前傾運動が確認でき，50~90% まで約 5.0deg の後傾運動，90% 以降で約 0.1deg の前傾運動が示された．OA 股関節の絶対回転量は 28.4deg であった．THA 後は初期姿勢で約 12.5 ± 6.4 deg の後傾位，最伸展位で約 -1.0 ± 7.1 deg の前傾位を示した．初期姿勢から伸展動作 45% までは約 19.2deg の前傾運動が確認でき，45% 以降で約 5.7deg の後傾運動が確認できた．THA 後の絶対回転量は約 24.9deg であった．OA 股関節は THA 後と比較し，初期姿勢で約 5.2deg の後傾位を示していたが，最伸展位では OA 股関節と THA 後で有意な差は確認できなかった．さらに，伸展動作 5~20% までは，OA 股関節は THA 後と比較し，後傾角度が有意に大きいことが確認できた．OA 股関節は THA 後と比較し，絶対回転量が約 3.5deg 大きいことが確認できた．

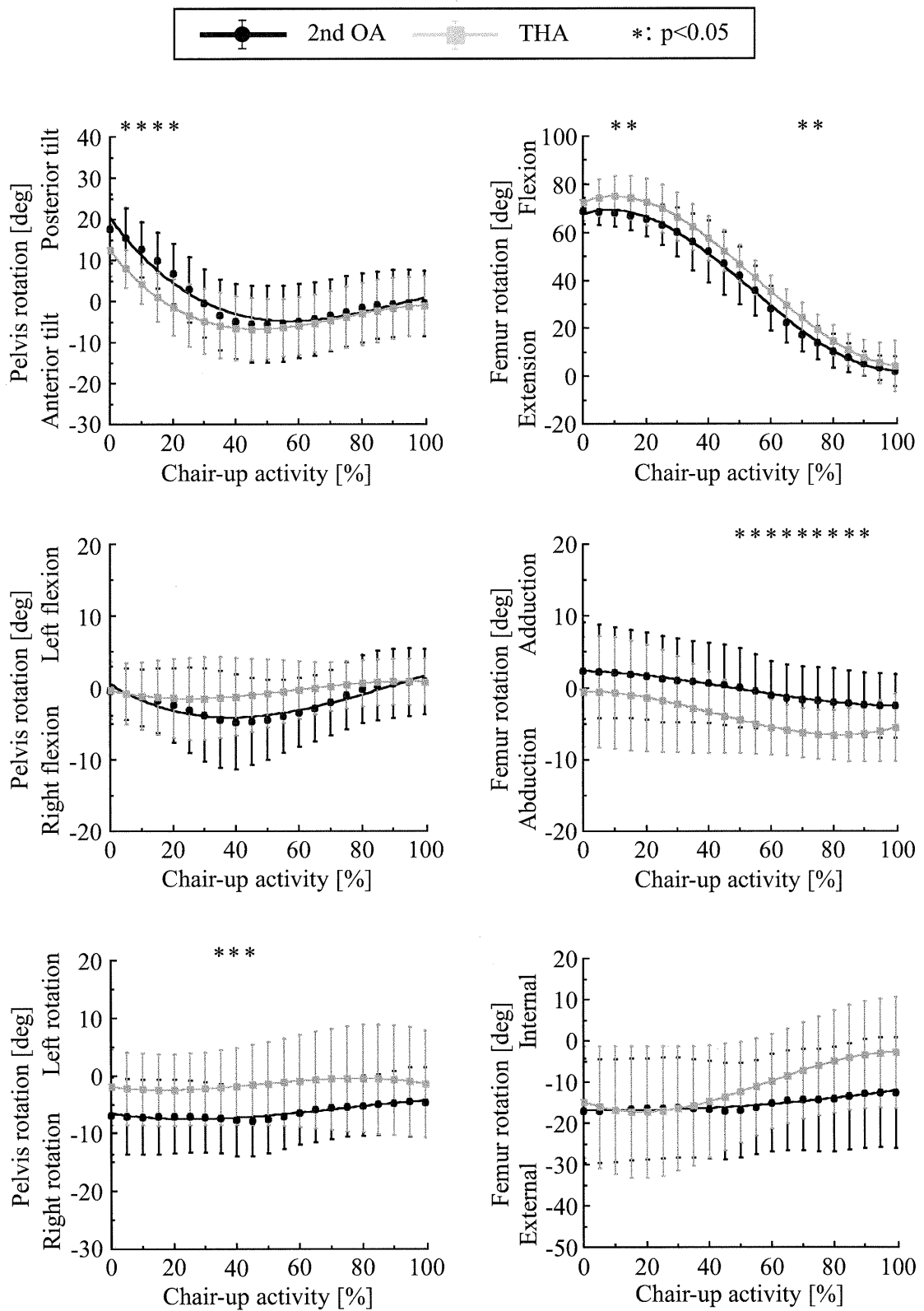


図5.3 坐位からの伸展動作を対象とした絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動（右股）

右側屈/左側屈の回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 -0.4 ± 3.4 deg の右側屈位，最伸展位で約 0.9 ± 4.5 deg の左側屈位を示した．初期姿勢から伸展動作 40%までは約 4.4deg の右側屈運動が確認でき，40%以降で約 5.7deg の左側屈運動が確認できた．OA 股関節の絶対回転量は約 10.1deg であった．THA 後は初期姿勢で約 -0.3 ± 4.0 deg の右側屈位，最伸展位で約 0.8 ± 3.2 deg の左側屈位を示した．初期姿勢から伸展動作 25%までは約 1.2deg の右側屈運動が示され，25%以降で約 2.3deg の左側屈運動が確認できた．THA 後の絶対回転量は約 3.5deg であった．OA 股関節は THA 後と比較し，絶対回転量が約 6.6deg 大きいことが確認できた．初期姿勢および最伸展位では，OA 股関節と THA 後ともに同様な姿勢を示し，有意な差が確認できなかった．

右側回旋/左側回旋の回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 -6.9 ± 6.7 deg の右側回旋位，最伸展位で約 -4.6 ± 6.1 deg の右側回旋位を示した．初期姿勢から伸展動作 45%までは約 0.9deg の右側回旋運動が確認でき，45%以降で約 3.2deg の左側回旋運動が確認できた．OA 股関節の絶対回転量は約 4.1deg であった．THA 後は初期姿勢で約 -1.9 ± 6.6 deg の右側回旋位，最伸展位で約 -1.4 ± 9.2 deg の右側回旋位を示した．初期姿勢から伸展動作まで，特徴的な変位は確認できなかった．伸展動作 40~50%までは，OA 股関節は THA 後と比較し，左側回旋角度が有意に大きいことが確認できた．

大腿骨の屈曲/伸展の回転運動の結果より，OA 股関節は屈曲角度が初期姿勢で約 69.1 ± 5.5 deg，最伸展位で約 1.8 ± 6.1 deg を示した．伸展動作に伴い約 67.3deg の単純な伸展運動が確認できた．OA 股関節の絶対回転量は 67.3deg であった．THA 後は屈曲角度が初期姿勢で約 72.6 ± 7.7 deg，最伸展位で約 4.1 ± 10.6 deg を示した．初期姿勢から伸展動作 10%までは約 2.5deg の屈曲運動を見られ，10%以降で約 71.0deg の伸展運動が確認できた．THA 後の絶対回転量は約 73.5deg であった．伸展動作 10%，15%，65%および 70%において，OA 股関節は THA 後と比較し屈曲角度が有意に小さく，絶対回転量が約 6.2deg 小さいことが確認できた．

内転/外転における回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 2.4 ± 6.8 deg

の内転位, 最伸展位で約 -2.5 ± 4.5 deg の外転位を示した. 伸展動作に伴い約 4.9deg の単純な外転運動が確認できた. OA 股関節の絶対回転量は 4.9deg であった. THA 後は初期姿勢で約 -0.5 ± 7.7 deg の外転位, 最伸展位で約 -5.5 ± 4.8 deg の外転位を示した. 初期姿勢から伸展動作 80% までは約 6.1deg の外転運動が認められ, 80% 以降で約 1.0deg の内転運動が示された. THA 後の絶対回転量は 7.1deg であった. 伸展動作 50~90% において, OA 股関節は THA 後と比較し, 外転角度が有意に小さく, 絶対回転量が約 2.2deg 小さいことが確認できた.

内旋/外旋の回転運動の結果より, OA 股関節は初期姿勢で約 -16.9 ± 12.6 deg の外旋位, 最伸展位で約 -12.5 ± 13.4 deg の外旋位を示した. 伸展動作に伴い約 4.4deg の単純な内旋運動が確認できた. OA 股関節の絶対回転量は 4.4deg であった. THA 後は初期姿勢で約 -14.8 ± 13.5 deg の外旋位, 最伸展位で約 -2.8 ± 13.5 deg を示した. 初期姿勢から伸展動作 20% までは約 2.4deg の外旋運動が確認でき, 20% 以降で約 14.4deg の内旋運動が確認できた. THA 後の絶対回転量は 16.8deg であった. OA 股関節は THA 後と比較し, 絶対回転量は約 12.4deg 小さく, OA 股関節と THA 後で有意な差は確認できなかった.

5.2.3 インプラント同士の最接近距離評価

坐位からの伸展動作における THA 後の 6 自由度動態解析の結果から, 各被験者の最大屈曲位の姿勢を 3D-CAD モデルで再現し, 図 5.4 のように股関節の外側位でライナー・ネックの最短距離の測定を行った. 計測したライナー・ネックの最接近距離の結果を表 5.3 に示す. 全被験者の最大屈曲角度は約 62.1~90.1deg であった. ライナー・ネックの最短距離と最大距離は, それぞれ約 8.7mm と約 17.6mm であった. 全被験者においてライナー・ネックでの接触は確認できなかった.

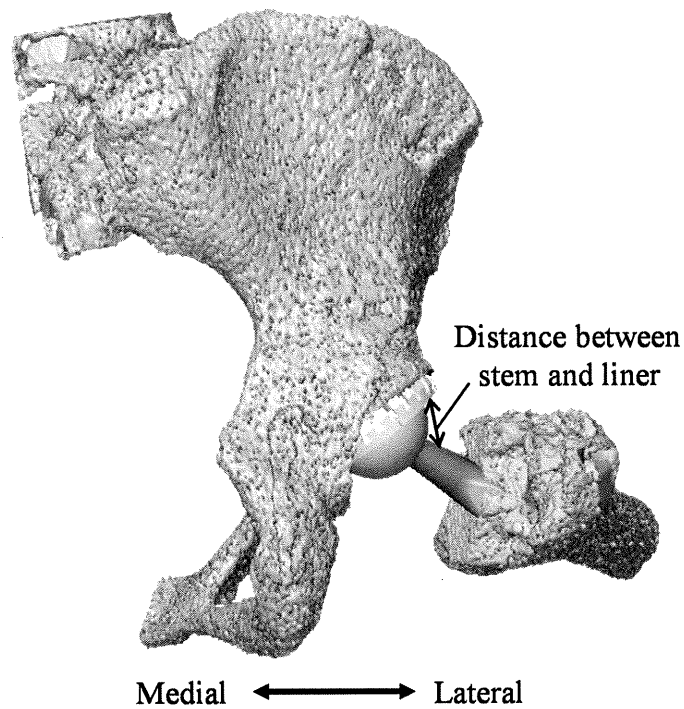


図5.4 後方から見た人工股関節（右股）

表 5.3 坐位からの伸展動作における最大屈曲角度とライナー・ネック距離

Subject	Flexion[deg]	Distance[mm]
A	71.4	13.8
B	87.6	17.3
C	71.9	10.6
D	73.2	11.2
E	74.3	16.5
F	77.7	8.7
G	71.4	17.6
H	65.9	14.4
I	62.1	13.2
J	90.1	9.3
K	73.9	12.9
L	71.0	13.0

5.2.4 考察

THA 前後の屈曲/伸展および内旋/外旋の回転運動の結果より，THA 後は OA 股関節と比較し，最大屈曲角度および絶対回転量が大きいことが確認できた．このことから，THA 後では股関節の可動域が改善したと考えられる．屈曲/伸展における回転運動の結果では，初期姿勢から伸展運動が確認できた．さらに，骨盤が示す前傾/後傾の回転運動の結果より，初期姿勢で骨盤が後傾しており，伸展動作開始直後に大きく前傾運動していることが確認できた．これらのことから，坐位からの伸展動作では初期姿勢で体の重心が後方にあると考えられ，伸展運動に伴い体の重心を前方に移動させていると推察できる．さらに，骨盤が示す前傾/後傾の回転運動の初期姿勢において，OA 股関節は THA 後と比較し絶対回転量は大きく，骨盤が後傾していることが確認できた．さらに，大腿骨が示す屈曲/伸展の回転運動の結果より，THA 後は OA 股関節と比較し，絶対回転量は大きいことを確認できた．これらのことより，OA 股関節は深屈曲位において大腿骨の可動域が制限されるため，骨盤を後傾することより深屈曲動作を行えたと考えられる．THA 前後の上下方向の並進運動の結果より，全姿勢において OA 股関節は THA 後よりも有意に上方に位置していることが確認できた．これは，THA の術式で生体の大腿骨骨頭を人工骨頭に置換したことが原因だと考えられる．インプラント同士の最接近距離の結果より，全被験者でライナー・ネックの接触が確認できなかった．しかし，全被験者で股関節の外側位で最接近距離が確認できたことから，最大屈曲姿勢の外側位にインピンジメントを生じ安いと推察できる．

5.3 THA 前後における体幹ひねり動作を対象とした動態評価

5.3.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価

体幹ひねり動作において、0～50%は逆側への回旋動作、50～100%は対象側への回旋動作を示し、初期姿勢（0%）と終了姿勢（100%）は同様な姿勢の結果となる。体幹ひねり動作におけるTHA前後の骨盤に対する大腿骨の6自由度動態解析結果を図5.5に示す。

屈曲/伸展の回転運動の結果より、OA股関節は初期姿勢で屈曲角度約 $2.3 \pm 7.8\text{deg}$ 、終了姿勢で約 $2.6 \pm 8.6\text{deg}$ を示した。初期姿勢からひねり動作15%までは約 1.5deg の伸展運動が確認でき、15～75%まで約 5.4deg の屈曲運動、75%以降で約 3.7deg の伸展運動が確認できた。OA股関節の絶対回転量は約 10.6deg であった。THA後は初期姿勢で屈曲角度約 $4.6 \pm 6.9\text{deg}$ 、終了姿勢で約 $5.9 \pm 7.1\text{deg}$ を示した。初期姿勢からひねり動作70%までは約 6.1deg の屈曲運動が確認でき、70%以降で約 4.8deg の伸展運動が確認できた。THA後の絶対回転量は約 10.9deg であった。THA後はOA股関節と比較し、絶対回転量が約 0.3deg 大きいことが示され、THA後とOA股関節には有意な差は認められなかった。

内転/外転の回転運動の結果より、OA股関節は初期姿勢で約 $-2.1 \pm 5.1\text{deg}$ の外転位、終了姿勢で約 $-0.9 \pm 5.3\text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢からひねり動作20%までは約 1.0deg の外転運動が示され、20～80%まで約 3.3deg の内転運動、80%以降で約 1.1deg の外転運動が示された。OA股関節の絶対回転量は約 5.4deg であった。THA後は初期姿勢で約 $-4.1 \pm 4.8\text{deg}$ の外転位、終了姿勢で約 $-2.9 \pm 4.3\text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢からひねり動作25%までは約 1.2deg の外転運動が示され、25～95%まで約 2.6deg の内転運動、95%以降で約 0.2deg の外転運動が示された。THA後の絶対回転量は約 4.0deg であった。THA後はOA股関節と比較し、絶対回転量が約 1.4deg 小さい傾向が示され、THA後とOA股関節には有意な差は認められなかった。

内旋/外旋の回転運動の結果より、OA股関節は初期姿勢で約 $-4.9 \pm 13.8\text{deg}$ の外旋位、終了姿勢で約 $-5.7 \pm 12.3\text{deg}$ の外旋位を示した。初期姿勢からひねり動

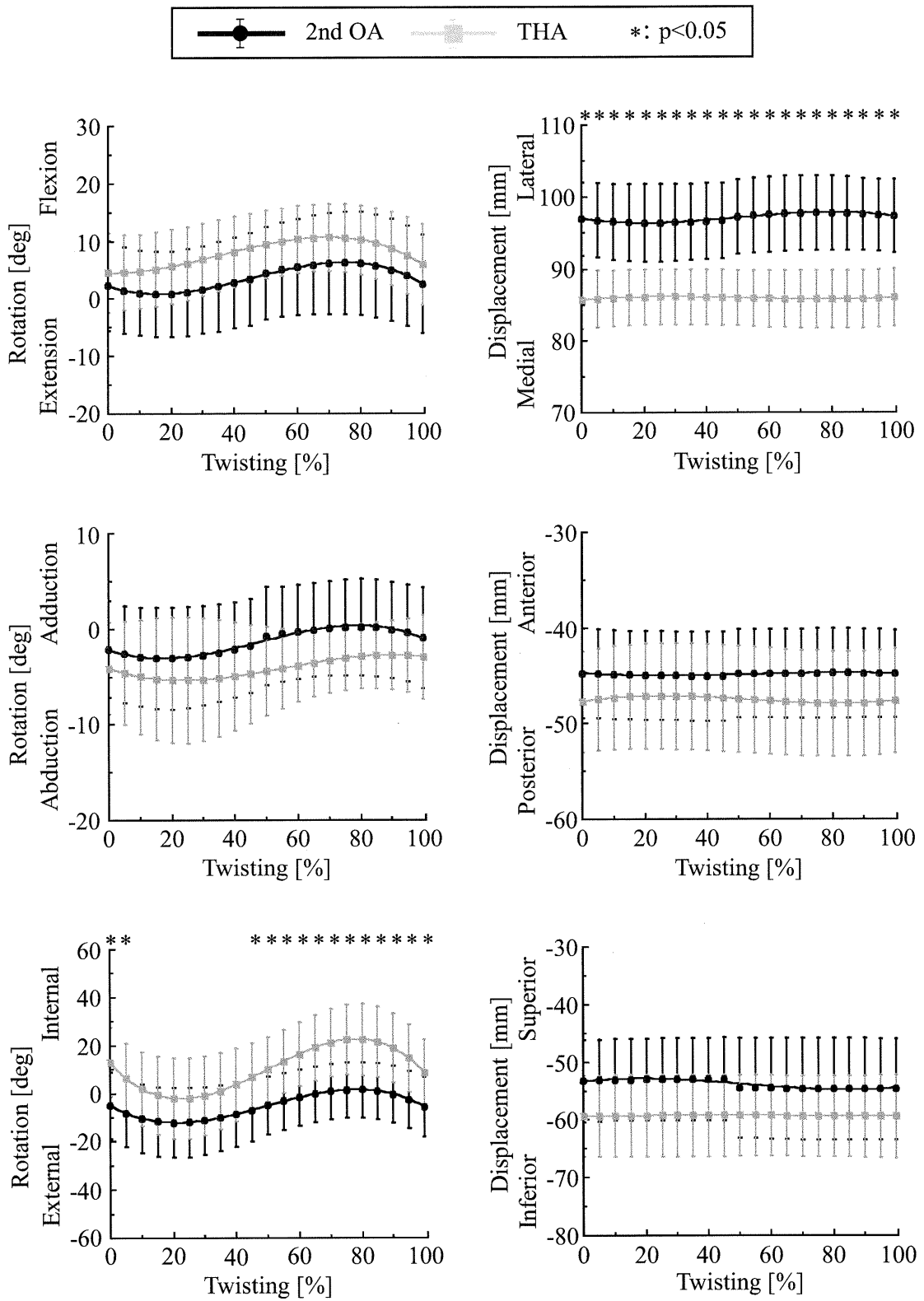


図5.5 体幹ひねり動作を対象とした骨盤から見た股関節の変位（右股）

作 20%までは約 7.2deg の外旋運動が確認でき、20~80%まで約 13.6deg の内旋運動、80%以降で約 7.2deg の外旋運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は約 28.0deg であった。OA 股関節の最大外旋角度は約-12.1deg、最大内旋角度は約 1.5deg を示し、ひねり動作の回旋域は約 13.6deg であった。THA 後は初期姿勢で約 13.0 ± 14.4 deg の内旋位、終了姿勢で約 8.5 ± 13.8 deg の内旋位を示した。初期姿勢からひねり動作 20%までは約 15.0deg の外旋運動が確認でき、20~80%まで約 24.5deg の内旋運動、80%以降で約 14.0deg の外旋運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 53.5deg であった。THA 後の最大外旋角度は約-2.0deg、最大内旋角度は約 22.5deg を示し、ひねり動作の回旋域約 24.5deg であった。THA 後は OA 股関節と比較し、絶対回転量が約 25.5deg 大きいことが確認でき、回旋域は約 10.9deg 大きいことが確認できた。THA 後は OA 股関節と比較し、初期姿勢で約 17.9deg の内旋位を示した。さらに、ひねり動作 0%、5%および 55~100%までは、OA 股関節は THA 後と比較し内旋角度が有意に大きいことが確認できた。

内側/外側方向における並進運動の結果より、OA 股関節と THA 後ともに体幹ひねり動作に伴う特徴的な変位は確認できなかった。OA 股関節は THA 後と比較し外側位を示し、常に有意に大きいことが確認できた。

前/後方向および上/下方向における並進運動の結果より、OA 股関節と THA 後ともに体幹ひねり動作に伴う特徴的な変位は確認できなかった。OA 股関節と THA 後に有意な差は確認できなかった。

5.3.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価

THA 前後における体幹ひねり動作時に絶対座標系に対する骨盤および大腿骨の回転運動結果を図 5.6 に示す。

骨盤の前傾/後傾の回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 -0.3 ± 0.8 deg の前傾位、終了姿勢で約 -0.2 ± 1.8 deg の前傾位を示した。初期姿勢からひねり動作 25%までは約 2.9deg の前傾運動が確認でき、25~80%まで約 3.7deg の後傾運動、80%以降で約 0.8deg の前傾運動が示された。OA 股関節の絶対回転量

は約 7.4deg であった。THA 後は初期姿勢で約 -0.5 ± 1.0 deg の前傾位，終了姿勢で約 -1.1 ± 2.9 deg の前傾位を示した。初期姿勢からひねり動作 25%までは約 2.6deg の前傾運動が確認でき，25~80%まで約 3.0deg の後傾運動，80%以降で約 1.1deg の前傾運動が示された。THA 後の絶対回転量は約 6.7deg であった。OA 股関節は THA 後と比較し，絶対回転量が約 0.7deg 大きいことが確認でき，対象側の回旋域が広いことが確認できた。OA 股関節と THA 後に有意な差は確認できなかった。

右側屈/左側屈の回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 -0.3 ± 1.0 deg の右側屈位，終了姿勢で約 -0.7 ± 1.7 deg の右側屈位を示した。初期姿勢からひねり動作 20%までは約 2.3deg の左側屈運動が確認でき，20~85%まで約 3.8deg の右側屈運動，85%以降で約 1.1deg の左側屈運動が確認された。OA 股関節の絶対回転量は約 7.2deg であった。THA 後は初期姿勢で約 -0.2 ± 0.9 deg の右側屈位，終了姿勢で約 -0.3 ± 1.6 deg の右側屈位を示した。初期姿勢からひねり動作 25%までは約 2.5deg の左側屈運動が確認でき，20~80%まで約 4.4deg 右側屈運動，ひねり動作 80%以降で約 1.7deg の左側屈運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 8.6deg であった。OA 股関節は THA 後と比較し，絶対回転量が約 1.4deg 小さいことが確認できた。OA 股関節と THA 後に有意な差は確認できなかった。

右側回旋/左側回旋の回転運動の結果より，OA 股関節は初期姿勢で約 -4.8 ± 3.1 deg の右側回旋位，終了姿勢で約 0.3 ± 7.2 deg の左側回旋位を示した。初期姿勢からひねり動作 20%までは約 35.2deg の左側回旋が確認でき，20~80%まで約 63.2deg の右側回旋，80%以降で約 33.0deg の左側回旋が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は約 131.4deg であった。骨盤の最大逆側への回旋角度は約 30.4deg，最大対象側への回旋角度は約 -32.8 deg を示し，ひねり動作の回旋域約 63.2deg であった。THA 後は初期姿勢で約 -6.0 ± 2.9 deg の右側回旋位，終了姿勢で約 -3.3 ± 6.4 deg の右側回旋位を示した。初期姿勢からひねり動作 20%までは約 36.8deg の左側回旋が確認でき，20~80%まで約 70.5deg の右側回旋，80%以降で約 36.3deg の左側回旋が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 143.6deg であった。骨盤の最大逆側への回旋角度は約 30.8deg，最大対象側への回旋角度は約

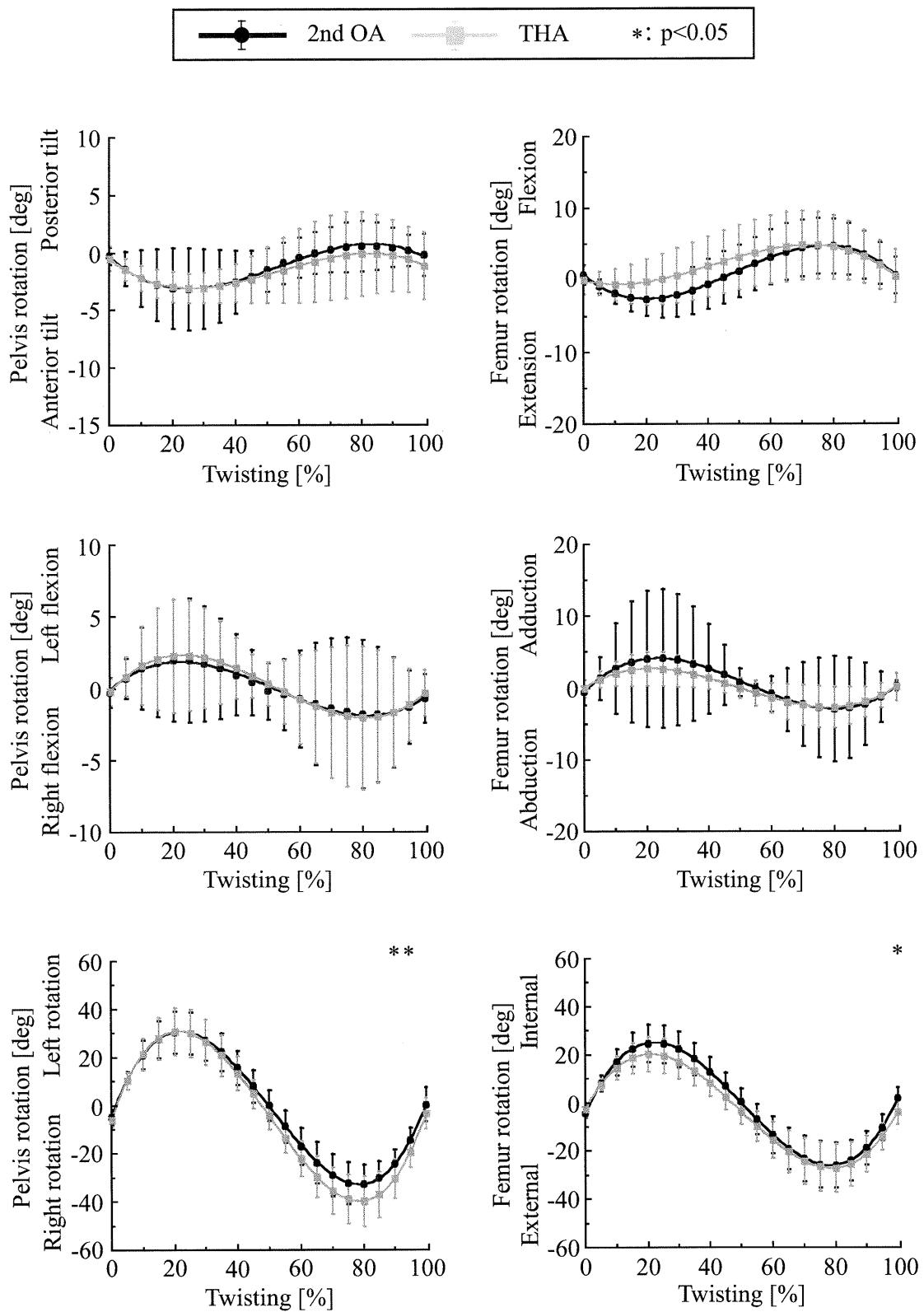


図5.6 体幹ひねり動作を対象とした絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動 (右股)

-39.7deg を示し、ひねり動作の回旋域約 70.5deg であった。THA 後は OA 股関節と比較し、絶対回転量が約 12.2deg 大きく、ひねり動作の回旋域も約 7.3deg 大きいことが確認できた。さらに、対象側の回旋域が広いことが確認できた。体幹ひねり動作 90% と 95% では、OA 股関節は THA 後と比較し有意な差が確認できた。

大腿骨の屈曲/伸展における回転運動の結果より、OA 股関節は屈曲角度が初期姿勢で約 0.8 ± 1.3 deg の屈曲位、終了姿勢で約 0.7 ± 2.6 deg の屈曲位を示した。初期姿勢からひねり動作 20% までは約 3.4deg の伸展運動が確認でき、20~75% まで約 7.4deg の屈曲運動、75% 以降で約 4.1deg の伸展運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は 14.9deg であった。THA 後は屈曲角度が初期姿勢で約 0.1 ± 1.9 deg の屈曲位、終了姿勢で約 0.6 ± 3.7 deg の屈曲位を示した。初期姿勢からひねり動作 10% までは約 0.6deg の伸展運動が示され、10~70% まで約 5.4deg の屈曲運動、70% 以降で約 4.3deg の伸展運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は 10.3deg であった。THA 後は OA 股関節と比較し、絶対回旋量が約 4.6deg 大きく、逆側の回旋域も広いことが確認できた。OA 股関節は THA 後と比較し、有意な差が確認できなかった。

内転/外転の回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 -0.6 ± 1.7 deg 外転位、終了姿勢で約 0.3 ± 0.7 deg の内転位を示した。初期姿勢からひねり動作 25% までは約 4.7deg の内転運動が確認でき、25~80% まで約 7.1deg の外転運動、80% 以降で約 3.2deg の内転運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は 15.0deg であった。THA 後は初期姿勢で約 -0.1 ± 1.2 deg の外転位、終了姿勢で約 0.2 ± 1.9 deg の内転位を示した。初期姿勢からひねり動作 20% までは約 2.8deg の内転運動が確認でき、20~80% まで約 5.4deg の外転運動、80% 以降で約 2.9deg の内転運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は 11.1deg であった。OA 股関節と THA 後に有意な差は確認できなかった。

内旋/外旋の回転運動の結果より、OA 股関節は初期姿勢で約 -4.3 ± 1.7 deg 外旋位、終了姿勢で約 1.9 ± 4.7 deg の内旋位を示した。初期姿勢からひねり動作 20% までは約 29.1deg の内旋運動が確認でき、20~80% まで約 50.7deg の外旋運動、

80%以降で約 27.8deg の内旋運動が確認できた。OA 股関節の絶対回転量は約 107.6deg であった。大腿骨の最大内旋角度は約 24.7deg, 最大外旋角度は約 -26.0deg を示し, ひねり動作の回旋域は約 50.7deg であった。THA 後は初期姿勢で約 -2.7 ± 2.9 deg 外旋位, 終了姿勢で約 -3.7 ± 5.2 deg の外旋位を示した。初期姿勢からひねり動作 20%までは約 22.8deg の内旋運動が確認でき, 20~80%まで約 47.3deg の外旋運動, 80%以降で約 23.4deg の内旋運動が確認できた。THA 後の絶対回転量は約 93.5deg であった。大腿骨の最大内旋角度は約 20.2deg, 最大外旋角度は約 -27.1 deg を示し, ひねり動作の回旋域は約 47.3deg であった。OA 股関節は THA 後と比較し, 絶対回転量が約 14.1deg 大きく, ひねり動作の最大回旋域も約 3.4deg 大きいことが確認できた。さらに, 逆側の回旋域が広いことが確認できた。体幹ひねり動作 100%では, OA 股関節は THA 後と比較し有意に大きいことが確認できた。

5.3.3 インプラント同士の最接近距離評価

体幹ひねり動作における THA 後の 6 自由度動態解析の結果から, 各被験者の逆側と対象側への最大回旋位の姿勢を 3D-CAD モデルで再現し, ライナー・ネックの最短距離の測定を行った。最接近距離の結果を表 5.4 に示す。全被験者の逆側と対象側への最大回旋角度は, それぞれ約 58.8deg と 57.4deg であった。さらに, ライナー・ネックの最短距離と最長距離は, 逆側位で約 4.2mm と 15.0mm, 対象側位で約 8.0mm と 17.6mm であった。各被験者において, 逆側位より対象側位の最接近距離が大きいことが確認できた。全被験者はライナー・ネックでの接触が確認できなかった。

表 5.4 体幹ひねり動作における逆側位，対象側位の
最大回旋角度とライナー・ネック距離

Subject	Contralateral[deg]	Distance[mm]	Ipsilateral[deg]	Distance[mm]
A	-16.4	9.7	17.2	14.6
B	13.6	9.7	31.3	10.8
C	-12.3	4.5	24.9	11.5
D	-8.8	9.4	18.9	15.1
E	-58.8	4.2	51.9	17.6
F	16.2	6.0	57.4	8.0
G	10.4	15.0	19.8	15.7
H	-20.8	8.9	14.3	12.6
I	13.9	10.4	24.2	13.4
J	-33.7	4.2	-0.6	9.0
K	-9.3	7.8	14.9	9.7
L	7.0	6.3	42.9	9.6

5.3.4 考察

THA 前後の屈曲/伸展および内旋/外旋の回転運動の結果より，THA 後は OA 股関節と比較し，最大屈曲角度および絶対回転量が大きいことが確認できた。これは，THA 後では股関節のひねり動作の可動域が改善したと考えられる。内旋/外旋の回転運動の結果において，初期姿勢から 50%までの逆側への回旋動作では，OA 股関節と THA 後ともに同様な運動傾向が示され，50~100%の対象側への回旋動作では，THA 後の回旋域の方が広いことが確認できた。さらに，骨盤が示す右側回旋/左側回旋の回転運動の結果より，逆側への回旋域は THA 前後で同様な回旋量を確認でき，対象側への回旋域では，THA 後の方が大きいことが確認できた。これらのことから，THA 後の骨盤の回旋域の改善より，THA 後の股関節の可動回旋域の拡大することが捉えられと考えられる。さらに，大腿骨の内旋/外旋の回旋運動の結果より，逆側への回旋域は OA 股関節の方が大きいことが確認でき，対象側への回旋域では THA 前後で同様な回旋量を確認できた。これらのことから，OA 股関節では回旋域の制限があり，骨盤の回旋域に影響を与えられ，大腿骨，骨盤とともに回旋することにより股関節の回旋域

を得ると考えられる。インプラント同士の最接近距離の結果より、全被験者において逆側位、対象側位ともライナー・ネックの接触が確認できなかったことから、最大回旋位にインピンジメントの危険性は低いと考えられる。各被験者において、対象側位より逆側位の最接近距離が小さいことから、逆側への深回旋位はインピンジメントを起こしやすいと推察できる。

5.4 THA 後におけるサイクリング動作を対象とした動態評価

5.4.1 骨盤から見た大腿骨の6自由度運動の評価

サイクリング動作において、Hamai S, et al.⁽³²⁾の文献を参考に初期姿勢から最伸展位までのペダルを踏み込む過程を5つのフェーズに分けた。それぞれのフェーズについて、1フェーズはTop position(初期姿勢)、2フェーズは25%phase、3フェーズは50%phase、4フェーズは75%phase および5フェーズはBottom position(最伸展位)であった。THA後のサイクリング動作において、骨盤に対する大腿骨の6自由度動態解析結果を図5.7に示す。

屈曲/伸展の回転運動の結果より、初期姿勢で屈曲角度約 $59.1 \pm 11.7 \text{deg}$ 、最伸展位で約 $14.4 \pm 8.0 \text{deg}$ を示した。サイクリング動作に伴い、単純な伸展運動が確認できた。絶対回転量は約 44.7deg であった。

内転/外転の回転運動の結果より、初期姿勢で約 -7.4 ± 8.0 の外転位、最伸展位で約 $-9.5 \pm 4.9 \text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢から2フェーズまでは約 1.1deg の内転運動、2フェーズから4フェーズまで約 3.4deg の外転運動、4フェーズ以降で約 0.2deg の内転運動が確認された。絶対回転量は約 2.1deg であった。

内旋/外旋の回転運動の結果より、初期姿勢で約 -3.5 ± 9.1 の外旋位、最伸展位で約 $-6.2 \pm 13.4 \text{deg}$ の外旋位を示した。初期姿勢から2フェーズまでは約 0.4deg の外旋運動、2フェーズから4フェーズまで約 2.9deg の内旋運動、4フェーズ以降で約 5.2deg の外旋運動が確認できた。絶対回転量は約 2.7deg であった。

内側/外側方向および前/後方向における並進運動の結果に特徴的な変化は確

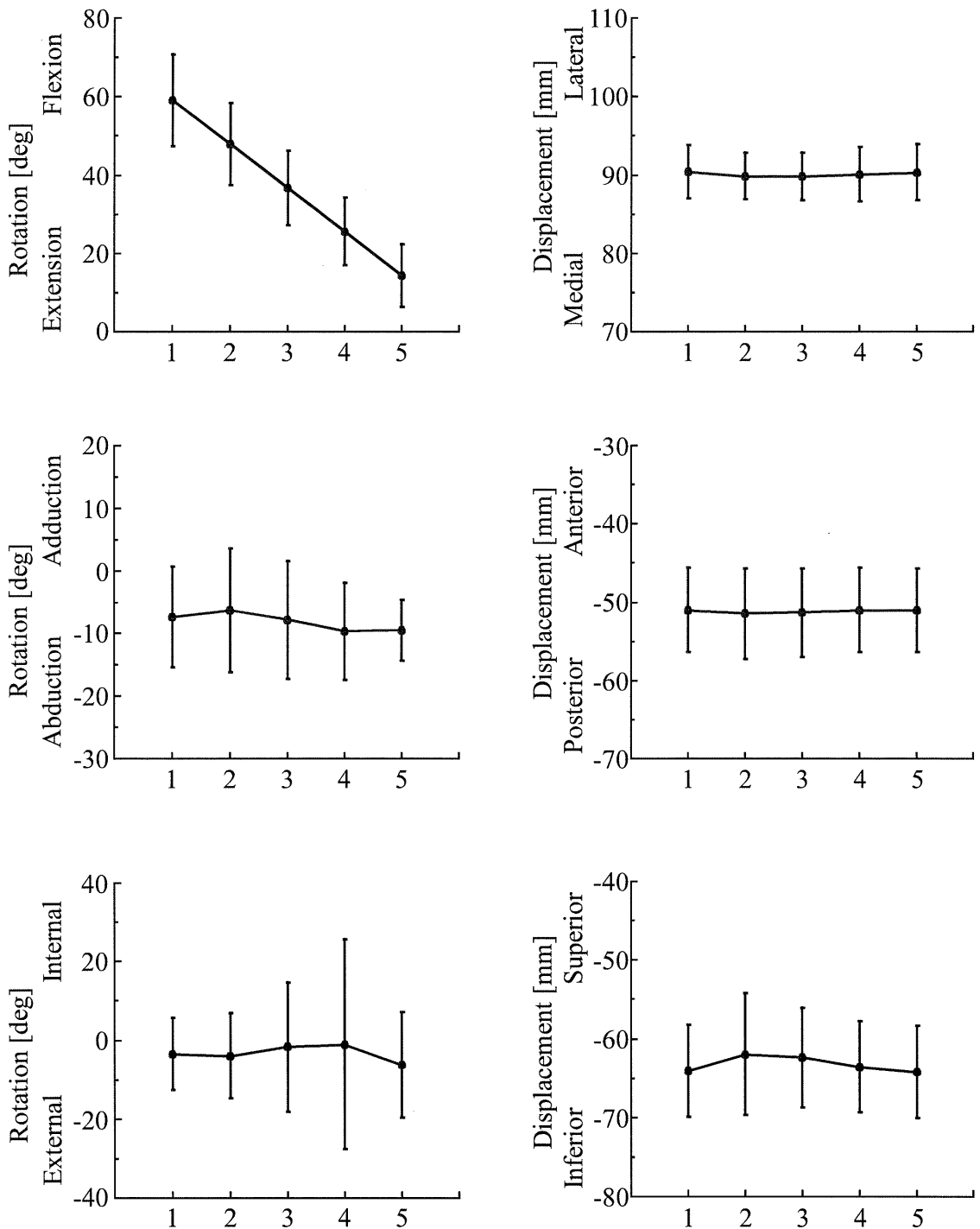
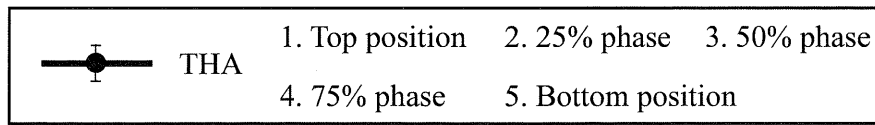


図5.7 サイクリング動作を対象とした骨盤から見た股関節の変位（右股）

認できなかった。上/下方向における並進運動の結果より、初期姿勢から 2 フェーズまで約 2.1mm の上方運動が見られ、2 フェーズ以降で約 2.2mm の上方運動が確認できた。

5.4.2 絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動の評価

THA 後におけるサイクリング動作時の絶対座標系に対する骨盤および大腿骨の回転運動結果を図 5.8 に示す。

骨盤の前傾/後傾の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $27.6 \pm 7.7 \text{deg}$ の後傾位、最伸展位で約 $26.3 \pm 6.9 \text{deg}$ の後傾位を示した。初期姿勢から 2 フェーズまでは約 2.4deg の後傾運動が見られ、2 フェーズ以降で約 3.7deg の前傾運動が確認できた。絶対回転量は 1.3deg であった。

右側屈/左側屈の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $-0.1 \pm 3.2 \text{deg}$ の右側屈位、最伸展位で約 $-3.6 \pm 5.6 \text{deg}$ の右側屈位を示した。サイクリング動作に伴い骨盤の右側屈運動が確認できた。絶対回転量は 3.6deg であった。

右側回旋/左側回旋の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $-52.4 \pm 16.5 \text{deg}$ の右側回旋位、最伸展位で約 $-36.2 \pm 15.7 \text{deg}$ の右側回旋位を示した。初期姿勢から 2 フェーズまでに特徴的な変位が見られず、2 フェーズ以降で約 16.2deg の左側の回旋運動が確認できた。絶対回転量は 16.2deg であった。

大腿骨の屈曲/伸展の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $86.9 \pm 6.9 \text{deg}$ 、最伸展位で約 $41.5 \pm 5.3 \text{deg}$ を示し、単純な伸展運動が確認できた。絶対回転量は約 45.4deg であった。

内転/外転の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $-5.3 \pm 8.2 \text{deg}$ の外転位、最伸展位で約 $-9.5 \pm 5.6 \text{deg}$ の外転位を示した。初期姿勢から 2 フェーズまでに特徴的な変位は確認できず、2 フェーズから 4 フェーズまで約 4.2deg の外転運動、4 フェーズ以降に特徴的な変位は確認できなかった。絶対回転量は約 4.2deg であった。

内旋/外旋の回転運動の結果より、初期姿勢で約 $-59.5 \pm 10.5 \text{deg}$ の外旋位、最伸展位で約 $-46.6 \pm 12.3 \text{deg}$ の外旋位を示した。初期姿勢から 2 フェーズまでに特徴的な変位は見られず、2 フェーズ以降で約 12.9deg の内旋運動が確認できた。

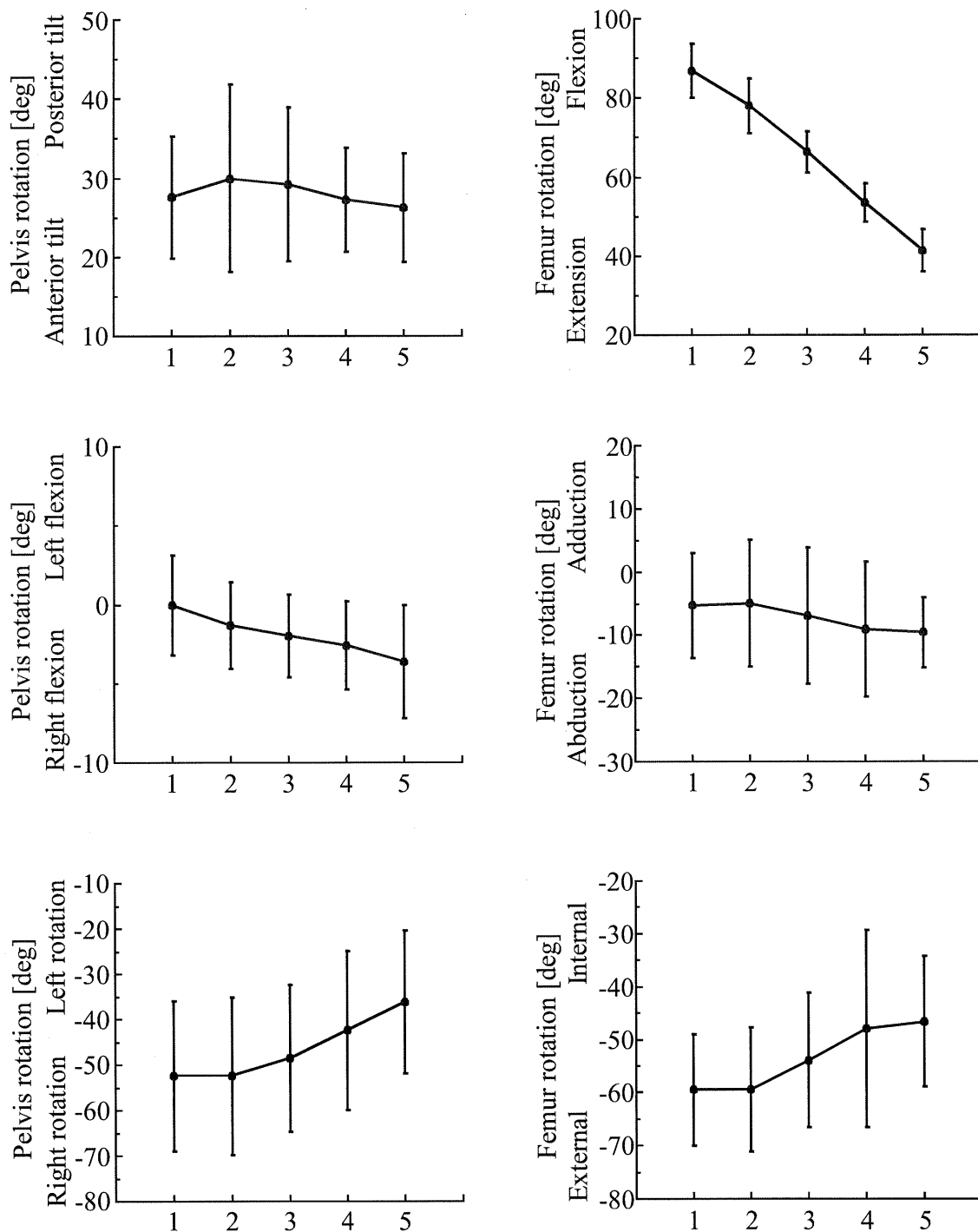
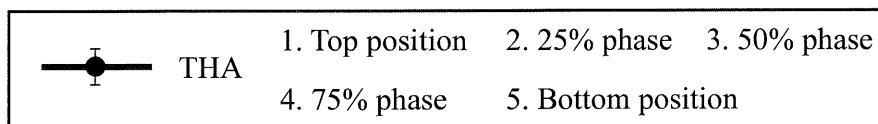


図5.8 サイクリング動作を対象とした絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動（右股）

5.4.3 インプラント同士の最接近距離評価

サイクリング動作における THA 後の 6 自由度動態解析の結果から、各被験者の 5 つフェーズの姿勢を 3D-CAD モデルで再現し、図 5.4 のように股関節の外側位でライナー・ネックの最短距離の測定を行った。計測したライナー・ネックの最接近距離の結果を表 5.5 に示す。被験者 M および被験者 S において、初期姿勢にライナー・ネックの最接近距離が見られ、その他の被験者においては最伸展位にライナー・ネックの最接近距離が確認できた。さらに、図 5.9 のように、3D-CAD モデルを用いて被験者 R のライナーとネックの接触が確認できた。

表 5.5 サイクリング動作における屈曲角度とライナー・ネック距離
(×：ライナー・ネックを接触例)

Subject	Flexion[deg]	Distance[mm]
M	42.2	8.4
N	9.6	5.1
O	19.5	8.3
P	24.8	10.3
Q	13.9	6.5
R	8.7	×
S	66.4	11.8
T	13.2	10.9
U	12.8	3.5

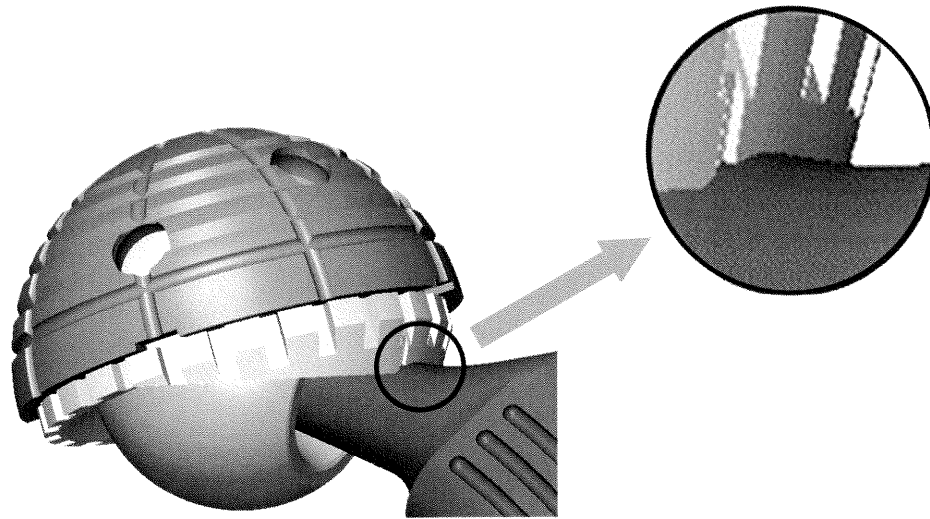


図5.9 ライナーとネックの接触時

5.4.4 カップとステムに関する接触シミュレーション評価

サイクリング動作時のインプラント同士の最接近距離の解析結果において、ライナー・ネックが接触した被験者 R を着目し、カップとステムの接触シミュレーションを行った。ステム前捻角を 20deg から 50deg まで 5deg 刻み変化させた結果を図 5.10.1～図 5.10.3 に示す。ステム前捻角 20deg (A) の結果は、カップの前方開角 (0～40deg) に対する外転角(25～55deg)のライナー・ネック距

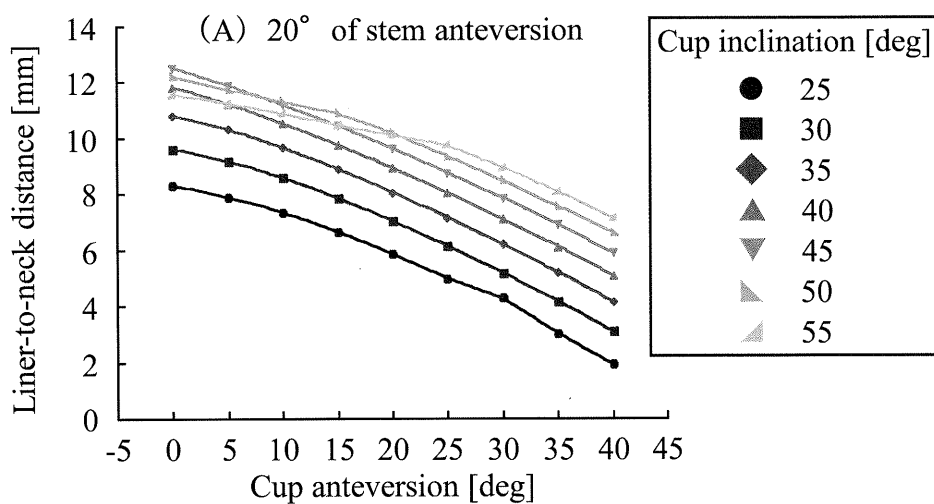


図5.10.1 被験者Rにおけるカップとステムのシミュレーション (A)

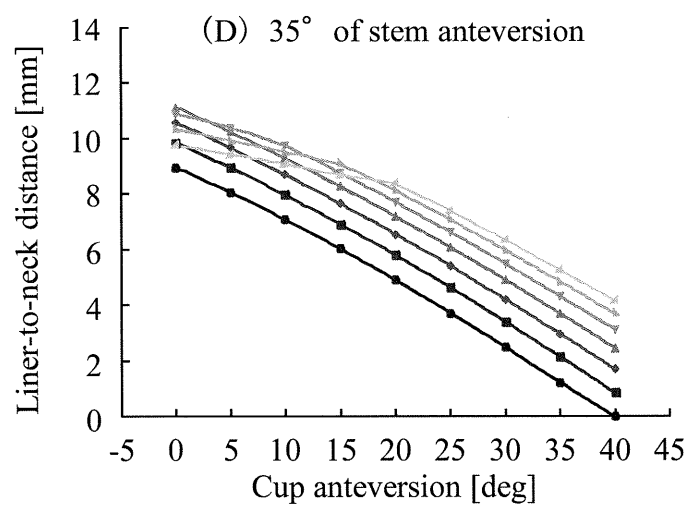
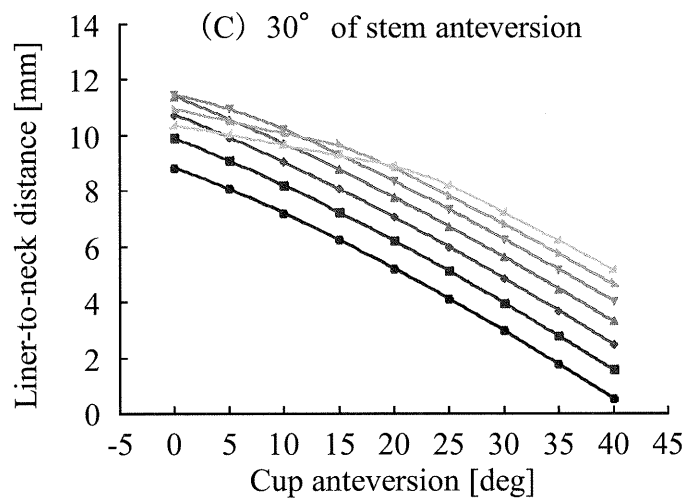
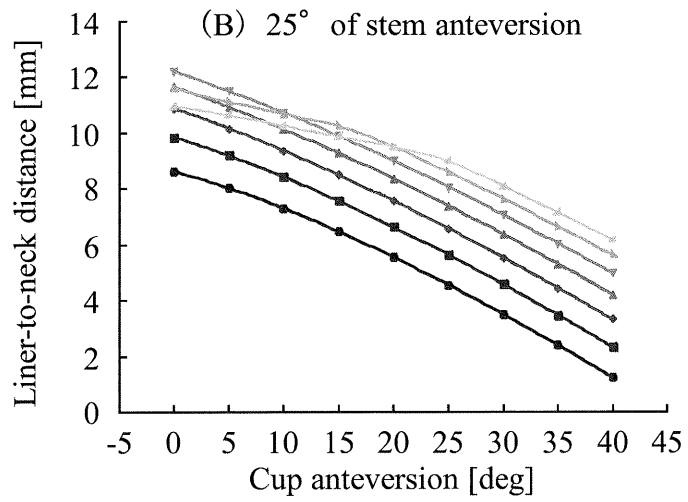


図5.10.2 被験者Rにおけるカップとステムのシミュレーション
(B) , (C) , (D)

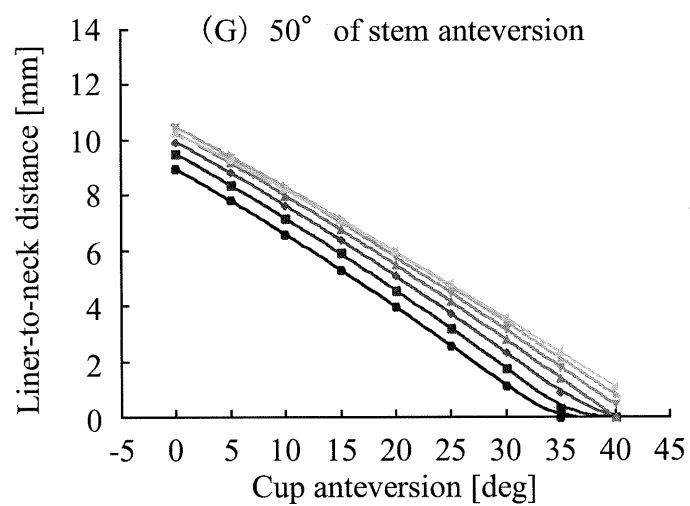
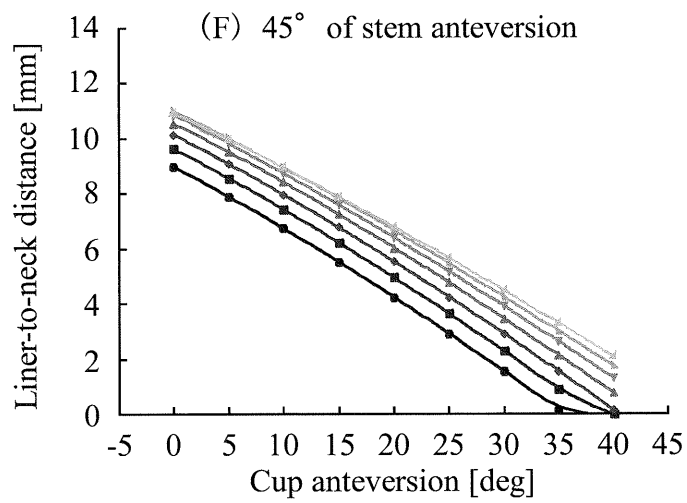
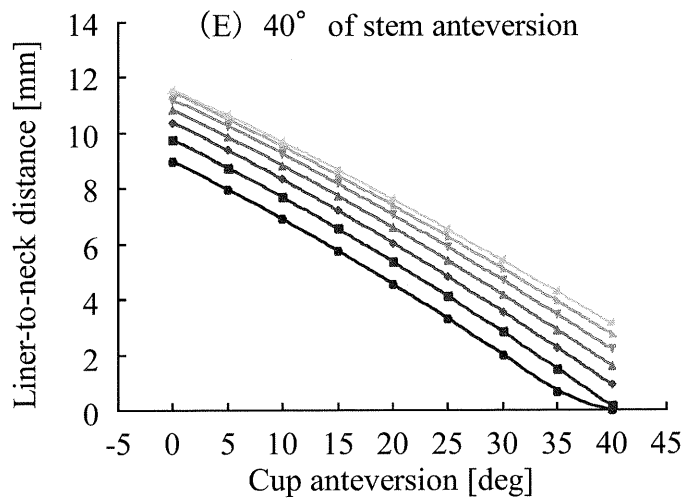


図5.10.3 被験者Rにおけるカップとステムのシミュレーション (E), (F), (G)

離はそれぞれ約 8.3~2.0mm, 9.6~3.1mm, 10.8~4.2mm, 11.8~5.1mm, 12.5~5.9mm, 12.2~6.6mm, 11.6~7.2mm であった。外転角 25~45deg は同様な運動傾向が確認でき、50deg および 55deg のプロット点範囲の減少が確認できた。ライナー・ネックの接触が確認できなかった。

ステム前捻角 25deg (B) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 8.6~1.2mm, 9.8~2.3mm, 10.9~3.3mm, 11.7~4.2mm, 12.2~5.0mm, 11.6~5.6mm, 11.0~6.2mm であった。外転角 25~45deg はほぼ同様な運動傾向が確認でき、50deg および 55deg のプロット点範囲の減少が確認できた。ライナー・ネックの接触が確認できなかった。

ステム前捻角 30deg (C) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 8.8~0.6mm, 9.9~1.6mm, 10.8~2.5mm, 11.4~3.3mm, 11.5~4.1mm, 10.9~4.7mm, 10.4~5.2mm であった。外転角 25~40deg はほぼ同様な運動傾向が確認でき、45deg, 50deg および 55deg のプロット点範囲の減少が確認できた。ライナー・ネックの接触が確認できなかった。

ステム前捻角 35deg (D) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 9.0~0mm, 9.9~0.8mm, 10.6~1.7mm, 11.1~2.5mm, 10.9~3.1mm, 10.3~3.7mm, 9.8~4.2mm であった。外転角 25~40deg はほぼ同様な運動傾向が確認でき、45deg, 50deg および 55deg のプロット点範囲の減少が確認できた。そして、カップの外転角 25deg, 前方開角 40deg にライナー・ネックの接触が確認できた。

ステム前捻角 40deg (E) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 9.0~0mm, 9.8~0.1mm, 10.4~0.9mm, 10.8~1.6mm, 11.2~2.2mm, 11.5~2.7mm, 11.6~3.1mm であった。カップの外転角 25deg, 前方開角 40deg にライナー・ネックの接触が確認できた。

ステム前捻角 45deg (F) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 9.0~0mm, 9.6~0mm, 10.1~0.2mm, 10.6~0.8mm, 10.8~1.3mm, 11.0~1.8mm, 10.9~2.1mm であった。カップの外転角 25deg および 30deg, 前方開角 40deg にライナー・ネックの接触が確認できた。

ステム前捻角 50deg (G) の結果は、カップの前方開角に対する外転角のライナー・ネック距離はそれぞれ約 9.0~0mm, 9.5~0mm, 9.9~0mm, 10.3~0mm, 10.5~0.5mm, 10.5~0.8mm, 10.2~1.1mm であった。カップの外転角 25deg, 30deg, 35deg および 40deg, 前方開角 35deg および 40deg にライナー・ネックの接触が確認できた。

5.4.5 考察

サイクリング動作の屈曲/伸展および大腿骨の屈曲/伸展の回転運動の結果において、同様な絶対回転量が確認できた。さらに、骨盤の前傾/後傾の回転運動の結果より、骨盤がほぼ動かず。これらのことから、サイクリング動作では、ペダルを踏み込む過程は体が振れないと推察できた。上/下方向の並進運動の結果において、25%phase で最上位が確認できた。これは、ペダルを踏み込む過程で最も力を入れるフェーズだと考えられる。インプラント同士の最接近距離の結果において、被験者 R ではライナー・ネックの接触が確認できたため、ライナーの摩耗・破損に至る危険性があると考えられる。さらに、ボールが脱臼する可能性もあると推察できた。カップとステムに関する接触シミュレーションの結果において、ステムの前捻角 35~50deg (図 5.10 (D) ~ (G)), カップの前方開角 40deg 端に外転角の 25deg と 30deg はライナー・ネックの接触が確認できた。このことから、ステムの前捻角度およびカップの前方開角度が大きい端に、カップの外転角度が減少した場合、インピンジメントの危険性が高くなると考えられる。

第 6 章 結言

第6章 結言

THA 前後を対象とした動態評価を行うため、日常生活動作を対象とした THA 前後における坐位からの伸展動作および体幹ひねり動作の動態評価、スポーツ動作を対象とした THA 後におけるサイクリング動作の動態解析およびカップとステムに関する接触シミュレーション評価を行った。これらの評価手法を用いて THA 前後の股関節に応用することにより、有用性の検討した。

THA 前後における坐位からの伸展動作および体幹ひねり動作の動態解析は、THA 後でグレースケール 3 次元モデルよりインプラントを抽出し、同機種同サイズの 3 次元 CAD モデルを重ねることより置換位置の推定し、THA 前後で統一した相対座標系を用いて動態評価を行った。THA 前後が示す 6 自由度の結果より、絶対座標系から見た骨盤および大腿骨の回転運動、インプラント同士の最接近距離の評価を行った。坐位からの伸展動作の結果より、THA 後は OA 股関節と比較し最大屈曲角度および絶対回転量が大きいことが確認でき、THA 後では股関節の可動域に改善され、OA 股関節の可動域の制限範囲は数値化ができた。さらに、絶対座標系に対する骨盤および大腿骨の回転運動結果より、OA 股関節では大腿骨の可動域が制限され、坐位付近に骨盤が後傾することで、椅子に座るために必要な大腿骨の角度を代替していることが確認できた。

体幹ひねり動作の結果より、THA 後は OA 股関節と比較し内旋/外旋の絶対回転量が大きいことが確認できたことから、THA 後の回旋域が改善したことが確認できた。絶対座標系に対する骨盤および大腿骨の回転運動結果より、OA 股関節では骨盤の回旋域に影響を与えるため、大腿骨、骨盤ともに連動することより OA 股関節の回旋域を得ることが確認できた。同一被験者における日常生活動作を対象とした動態解析を行い、THA 後の屈曲可動域と回旋可動域の改善したことが確認できた。インプラント同士の最接近距離の結果より、2 動作で全被験者はライナー・ネックの接触が確認できなかった。このことから、日常生活動作に対する THA 後の股関節はインプラント同士のインピンジメントの危険性は低くなると推察できた。

サイクリング動作はペダルを踏み込む過程が5つのフェーズで表示し、6自由度運動評価を行い、各フェーズに数値化することが確認できた。6自由度運動と大腿骨の絶対回転運動の結果より、サイクリング動作時に被験者の上半身が動かず、大腿骨の伸展運動によりペダルを踏み込むことが確認できた。インプラント同士の最接近距離の結果より、9名中1名の被験者ではライナー・ネックの接触が確認でき、これは個体特有の動態を示すと考えられる。カップとステムに関する接触シミュレーションの結果より、ライナーとネックの非接触となるカップとステム設置角度が確認できると考えられる。

以上のことより、本手法におけるTHA前後の股関節を対象とした生体内での6自由度動態解析技術を用いることで、人工股関節の開発支援技術および術前の診断や術後の評価などとして、臨床応用における有用性があると考えられる。

参考文献

- (1) Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients.", *Journal of biomechanics*, 26(8), 969-990, 1993.
- (2) Masahide Y, Takumi Y, "The Influence of the Postural Change and the using Cane on Hip Joint Force during One Foot Standing : The Calculation of the Center of Mass by using the Three-Dimensional Motion Analysis System", *The Journal of Tokyo Academy of Health Science*, 5(1), 18-25, 2002.
- (3) Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Heinlein B, Duda GN, Heller MO, Morlock MM, "Realistic loads for testing hip implants.", *Bio-Medical Materials and Engineering*, 20(2), 65-75, 2010.
- (4) Poggie RA, Turgeon TR, Coutts RD, "Failure analysis of a ceramic bearing acetabular component", *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 89(2), 367-375, 2007.
- (5) Lakstein D, Eliaz N, Levi O, Backstein D, Kosashvili Y, Safir O, Gross AE, "Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems", *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 93, 57-65, 2011.
- (6) Abdel MP, Heyse TJ, Elpers ME, Mayman DJ, Su EP, Pellicci PM, Wright TM, Padgett DE, "Ceramic liner fractures presenting as squeaking after primary total hip arthroplasty", *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 96(1), 27-31, 2014.
- (7) Hedlundh U, Karlsson L, "Combining a hip arthroplasty stem with trochanteric

reattachment bolt and a polyaxial locking plate in the treatment of a periprosthetic fracture below a well-integrated implant”, *Arthroplast Today*, 2(4), 141-145, 2016.

- (8) Charbonnier C, Kolo FC, Duthon VB, Magnenat-Thalmann N, Becker CD, Hoffmeyer P, Menetrey J, “Assessment of congruence and impingement of the hip joint in professional ballet dancers: a motion capture study.”, *American journal of sports medicine*, 39(3), 557-66, 2011.
- (9) Sugano N, Tsuda K, Miki H, Takao M, Suzuki N, Nakamura N, “Dynamic Measurements of Hip Movement in Deep Bending Activities After Total Hip Arthroplasty Using a 4-Dimensional Motion Analysis System.”, *The Journal of Arthroplasty*, 27(8), 1562-1568, 2012.
- (10) 日垣秀彦, 白石善孝, 下戸健, 中西義孝, 三浦裕正, 岩本幸英, “骨密度情報に基づく X 線透過シミュレーションによる生体関節動態解析手法の開発”, *日本機械学会論文集 (C 編)*, 75(755), 148-154, 2009.
- (11) 下戸健, 日垣秀彦, 福永鷹信, 安武誠治, 中西義孝, 三浦裕正, 岩本幸英, “フラットパネルディテクターを用いた人工膝関節動態解析の検討”, *バイオメカニズム学会誌*, 28(4), 213-220, 2004.
- (12) 白石善孝, 日垣秀彦, 下戸健, 中西義孝, 田代泰隆, 三浦裕正, 岩本幸英, “健常生体膝を対象とした Stair-climbing 動作時における動態解析”, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 31, 357-362, 2010.
- (13) 下戸健, 日垣秀彦, 白石善孝, 中西義孝, 濱井敏, 田代泰隆, 三浦裕正, 岩本幸英, “健常生体膝を対象としたスクワット動作時における動態解

- 析”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 31, 363-368, 2010.
- (14) 白石善孝, 下戸健, 日垣秀彦, 中西義孝, 田代泰隆, 三浦裕正, 岩本幸英, 原利昭, “CT 画像に基づく X 線動画画像シミュレーションを用いたスクワット動作における生体膝関節の機能評価”, 日本機械学会論文集 (C 編), 77(782), 219-227, 2011.
- (15) 下戸健, 日垣秀彦, 安武誠治, 吉住昌晃, 中西義孝, 濱井敏, 三浦裕正, 岩本幸英, “跪き動作時における人工関節置換膝の動態解析”, バイオメカニズム, 18, 71-78, 2006.
- (16) Hamai S, Miura H, Higaki H, Matsuda S, Shimoto T, Sasaki K, Yoshizumi M, Okazaki K, Tsukamoto N and Iwamoto Y, “Kinematic analysis of kneeling in cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasties”, Journal of Orthopaedic Research, 26(4), 435-442, 2008.
- (17) Hamai S, Okazaki K, Shimoto T, Nakahara H, Higaki H, Iwamoto Y, “Continuous Sagittal Radiological Evaluation of Stair-Climbing in Cruciate-Retaining and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasties Using Image-Matching Techniques”, The Journal of Arthroplasty, 30(5), 864-869, 2015.
- (18) Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Murakami K, Higaki H, Nakahara H, Shimoto T, Mizu-Uchi H, Akasaki Y, Iwamoto Y, “*In vivo* Kinematics of Healthy and Osteoarthritic Knees During Stepping Using Density-Based Image-Matching Techniques.”, Journal of applied biomechanics, 32(6), 586-592, 2016.
- (19) Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Nakahara H, Higaki H, Shimoto T, Mizu-Uchi H, Kuwashima U, Iwamoto Y, “Kinematic analysis of stair climbing

in rotating platform cruciate-retaining and posterior-stabilized mobile-bearing total knee arthroplasties.”, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 137(5), 701-711, 2017.

- (20) Mallon WJ, Callaghan JJ, “Total hip arthroplasty in active golfers”, *The Journal of arthroplasty*, 7, 339-46, 1992.
- (21) Arbuthnot JE, McNicholas MJ, Dashti H, Hadden WA, “Total hip arthroplasty and the golfer: a study of participation and performance before and after surgery for osteoarthritis”, *The Journal of arthroplasty*, 22(4), 549-552, 2007.
- (22) Le Duff MJ, Amstutz HC, “The relationship of sporting activity and implant survivorship after hip resurfacing”, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 16, 94(10), 911-918, 2012.
- (23) Ollivier M, Frey S, Parratte S, Flecher X, Argenson JN, “Pre-operative function, motivation and duration of symptoms predict sporting participation after total hip replacement”, *The bone & joint journal*, 96-B(8), 1041-1046, 2014.
- (24) Cruz-Pardos A, García-Rey E, García-Cimbrelo E, “Total Hip Arthroplasty with Use of the Cementless Zweymüller Alloclassic System: A Concise Follow-up, at a Minimum of 25 Years, of a Previous Report”, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 99(22), 1927-1931, 2017.
- (25) Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini F, “Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction”, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 44(12), 1165-1174, 1997.

- (26) Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation”, *Gait & posture*, 21(2), 212-225, 2005.
- (27) Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP, “Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living”, *Journal of orthopaedic research*, 24(4), 770-781, 2006.
- (28) Jamison ST, Pan X, Chaudhari AM, “Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning”, *Journal of biomechanics*, 45(11), 1881-1885, 2012.
- (29) 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”, *Journal of biomechanics*, 38(12), 2397-2405, 2005.
- (30) Koyanagi J, Sakai T, Yamazaki T, Watanabe T, Akiyama K, Sugano N, Yoshikawa H, Sugamoto K, “*In vivo* kinematic analysis of squatting after total hip arthroplasty”, *Clinical biomechanics*, 26(5), 477-483, 2011.
- (31) Tsai TY, Li JS, Wang S, Lin H, Malchau H, Li G, Rubash H, Kwon YM, “A novel dual fluoroscopic imaging method for determination of THA kinematics: *in-vitro and in-vivo study*”, *Journal of biomechanics*, 46(7), 1300-1304, 2013.
- (32) Hamai S, Miura H, Higaki H, Shimoto T, Matsuda S, Okazaki K, Iwamoto Y, “Three-dimensional knee joint kinematics during golf swing and stationary cycling after total knee arthroplasty”, *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12), 1556-1561, 2008.

- (33) Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Ikebe S, Shimoto T, Hara D, Mizu-uchi H, Higaki H, Iwamoto Y, “*In vivo* kinematics of healthy male knees during squat and golf swing using image-matching techniques.”, *The Knee*, 23(2), 221-226, 2016.
- (34) Yan S, Wang C, Ye M, “A method based on moving least squares for XRII image distortion correction”, *Medical Physics*, 34(11), 4194-4206, 2007.
- (35) de la Fuente M, Lutz P, Wirtz DC, Radermacher K, “Predictive sensor based x-ray calibration using a physical model”, *Medical Physics*, 34(4), 1153-1162, 2007.
- (36) Zheng G, Zhang X, “Robust automatic detection and removal of fiducial projections in fluoroscopy images: an integrated solution”, *Medical Engineering & Physics*, 31(5), 571-580, 2009.
- (37) 日垣秀彦, 下戸健, 三浦裕正, 河野勤, 馬渡太郎, 諸岡孝明, 中西義孝, 藏田耕作, 岩本幸英, “全人工膝関節置換術の動態解析におけるパターンマッチングの応用”, *日本機械学会論文集 (C編)*, 68(674), 221-28, 2002.
- (38) Hara D, Nakashima Y, Hamai S, Higaki H, Ikebe S, Shimoto T, Hirata M, Kanazawa M, Kohno Y, Iwamoto Y, “Kinematic analysis of healthy hips during weight-bearing activities by 3D-to-2D model-to-image registration technique”, *BioMed research international*, 28, 206-212, 2014.
- (39) 池部怜, 王亦峰, 日垣秀彦, 石川篤, 白石善孝, 下戸健, 中西義孝, 原大介, 濱井敏, 中島康晴, 岩本幸英, “人工股関節全置換術前後における深屈曲位からの立ち上がり動作時の動態解析”, *日本臨床バイオメカニ*

クス学会誌, 36, 253-258, 2015.

- (40) Murray DW, “The definition and measurement of acetabular orientation”, The Journal of bone and joint surgery. British volume, 75(2), 228-232, 1993.
- (41) Hara D, Nakashima Y, Hamai S, Higaki H, Ikebe S, Shimoto T, Yoshimoto K, Iwamoto Y, “Dynamic Hip Kinematics During the Golf Swing After Total Hip Arthroplasty”, The American journal of sports medicine, 44(7), 1801-1809, 2016.

謝辞

本論文をまとめるにあたり、懇切なるご教授ならびにご指導を賜りました九州産業大学生命科学部生命科学科日垣秀彦教授に謹んで感謝の意を表します。ならびに、研究を進めるにあたり、ご教授を賜りました熊本大学大学院自然科学研究科産業創造工学専攻先端機械システム講座中西義孝教授、九州産業大学理工学部機械工学科牛見宣博教授に心から感謝いたします。

工学と医学の学際領域に位置するバイオメカニクス研究を行うためには、医学部の先生方のご協力が不可欠でした。ご配慮いただきました愛媛大学大学院医学系研究科整形外科学三浦裕正教授、ならびに九州大学大学院整形外科濱井敏助教に心から感謝いたします。

研究を進めるにあたり、温かいご配慮およびご指導を賜りました福岡工業大学情報工学部情報システム工学科下戸健准教授、愛媛大学医学部附属病院先端医療創生センター白石善孝助教、北九州工業高等専門学校生産デザイン工学科機械創造システムコース池部怜助教に心から感謝いたします。

研究室において、公私ともにお世話になりました九州産業大学大学院既卒の先輩方、ならびに後輩諸氏に厚く感謝いたします。

九州産業大学で学ぶにあたり、多くの先生方から温かいご教示や激励を頂き、公私ともにお世話になりました。心から感謝いたします。

多くの方々のおかげでこの論文をまとめることができました。重ねて御礼申し上げます。ありがとうございました。