

博士学位論文

3次元動態解析による
膝関節手術に関する支援技術の開発

Development of assistive technique for knee joints surgery
by 3D kinematic analysis

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
池部 怜

平成 28 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 | … 5 |
| | |
| 第2章 生体膝の構造 | … 7 |
| 2.1 膝関節 | … 8 |
| 2.2 骨 | … 9 |
| 2.3 筋肉 | …10 |
| 2.4 靭帯 | …12 |
| 2.5 人工膝関節 | …14 |
| | |
| 第3章 6自由度動態解析手法 | …17 |
| 3.1 人工関節を対象とした動態解析手法 | …18 |
| 3.2 生体関節を対象とした動態解析手法 | …22 |
| 3.3 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態解析手法 | …25 |
| 3.4 精度検定 | …26 |
| | |
| 第4章 動態解析結果に対する評価手法 | …29 |
| 4.1 FTJに対する評価手法 | …30 |
| 4.2 膝蓋骨コンポーネントに対する評価手法 | …31 |
| 4.3 TKA前後に対する評価手法 | …32 |
| 4.4 後十字靭帯付着部位に関する評価手法 | …36 |
| | |
| 第5章 膝屈曲動作を対象とした動態解析 | …37 |
| 5.1 撮影方法および対象 | …38 |

| | | |
|--------------|--------------------------------|-----|
| 5.2 | TKA 後における FTJ を対象とした動態評価 | …40 |
| 5.2.1 | 6 自由度運動の評価 | …40 |
| 5.2.2 | 大腿骨コンポーネントの最下点 | …43 |
| 5.2.3 | 大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の評価 | …45 |
| 5.2.4 | 考察 | …48 |
| 5.3 | 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態評価 | …49 |
| 5.3.1 | 6 自由度運動の評価 | …49 |
| 5.3.2 | 大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の評価 | …52 |
| 5.3.3 | 考察 | …56 |
| 5.4 | TKA 前後の動態評価 | …57 |
| 5.4.1 | FTJ における 6 自由度運動の評価 | …57 |
| 5.4.2 | PFJ における 6 自由度運動の評価 | …60 |
| 5.4.3 | PCL 付着部位間距離の評価 | …63 |
| 5.4.5 | 膝蓋腱付着部位間距離の評価 | …64 |
| 5.4.6 | 考察 | …65 |
| 5.5 | PCL 付着部位に対する評価 | …67 |
| 5.5.1 | PCL 付着部位の推定 | …67 |
| 5.5.2 | 考察 | …74 |
| 第 6 章 | 結言 | …76 |
| | 文献 | …79 |
| | 謝辞 | …89 |

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

膝関節は、最も負荷がかかる部位であり、歩行などの日常生活動作時やゴルフなどの軽度なスポーツ動作時でも、体重の約 3 倍もの荷重がかかるといわれている^{(1) ~ (3)}。負荷に加え、スポーツや交通事故などによる外傷により変形性膝関節症 (Knee osteoarthritis, OA) や膝関節靭帯損傷 (Ligament injuries of the knee) など多くの機能障害を起こす可能性が高い部位である。これらの関節疾患に対する治療法として、軽度の OA やスポーツ活動を望まない靭帯損傷患者に対してはサポータなどの装具の使用、およびヒアルロン酸の関節内注射などの薬物療法、生活指導などによる保存療法が適用される。保存療法による症状の改善が得られない場合や重度の OA、スポーツ活動を望む靭帯損傷患者に対しては手術療法が適用される。重度の OA に対しては関節面をインプラントに取り換える人工膝関節全置換術 (Total knee arthroplasty, TKA) が適用され、膝関節靭帯損傷に対しては膝蓋腱や半腱様筋腱などの屈曲腱を用いた靭帯再建術 (Ligament reconstruction) が適用される。

TKA 後において、大腿脛骨関節ではポリエチレンインサート摺動面の摩耗、破損や後方安定 (Posterior-Stabilized, PS) 型人工膝関節のポストの折損などが報告されている^{(4) ~ (6)}。これらの問題を解決するための様々な研究により、術式の改善やデザインの改良などが行われ、TKA 後 15 年を超える比較的安定した長期成績が得られているが、可動域の制限や摩耗などの問題は未だ残っている。さらに、膝蓋大腿関節においても、膝蓋骨コンポーネントの摩耗、破損や緩みなどの問題が報告されている^{(7), (8)}。膝蓋骨は膝関節を構成する大きな役割を有した部位であり、膝蓋骨コンポーネントも考慮した研究やデザインの改良が求められている。膝十字靭帯再建術は、損傷した前十字靭帯 (Anterior cruciate ligament, ACL)、後十字靭帯 (Posterior cruciate ligament, PCL) を 1 束の線維束として再建術を行う。近年の研究では、ACL は前内側線維束 (Anteromedial bundle,

AM bundle) と後外側線維束 (Posterolateral bundle, PL bundle)^{(9), (10)}, PCL は前外側線維束 (Anterolateral bundle, AL bundle) と後内側線維束 (Posteromedial bundle, PM bundle)^{(11) ~ (15)} のそれぞれ 2 つの線維束に分けられると報告されており, 臨床においても Double bundle 再建術が選択されている. さらに, 靭帯の付着範囲は広いため, 整形外科領域において解剖学的付着部位の位置定義が議論されており, 再建術時の最適な骨孔作成位置について一定の見解が得られていない.

これらの問題に対し, *in vivo* バイオメカニクス領域では様々な研究が行われており, 本研究グループにおいても 1 方向 X 線動画像とイメージマッチング法 (Image matching, IM) を応用した生体関節および人工関節を対象とした動態解析技術の開発を行い^{(16), (17)}, 日常生活動作を対象に生体膝関節および人工膝関節の動態解析例を報告している^{(18) ~ (24)}. 本論文は, 生体関節と人工関節の動態解析技術を用い, 膝関節に関する手術の支援技術となる評価ソフトの開発を行うことを目的としており, TKA 後の膝蓋骨コンポーネントを含めた膝関節の動態・機能評価, 後十字靭帯の機能評価を行った.

1.2 研究背景

生体関節および人工関節を対象とした動態解析は盛んに行われており, 様々な動態解析技術が開発されている. 動態解析技術の一つとして, 特殊な植え込み機器を用いた解析技術があるが, マーカーをピンなどで骨に固定するため侵襲の問題があり, 生体での検証は憚られている⁽²⁵⁾. 非侵襲性の動態解析技術として, point cluster 法や 3 軸加速度計を用いた解析技術がある. これらの動態解析技術は大きな動作を計測可能であるが, 計測には広い空間が必要なことや骨部とマーカーやセンサの間に皮膚や筋肉などが介在するため精度が問題として挙げられる^{(26), (27)}. 近年では, フラットパネルディテクター (Flat panel detector, FPD) が多くの医療機関に設置されており, 高精度医用画像が容易に取得可能になったため, 1 方向 X 線動画像を用いた動態解析技術が開発されている. 人工関節を対象とした動態解析技術では, 1 方向 X 線動画像内のインプラントの輪

郭とライブラリやモデル投影像の輪郭を照合することにより、6自由度運動を計測する技術が提案されているが、法線方向や回転運動の解析精度に問題があり、接触量解析を行うことが難しい^{(28)～(36)}。さらに、金属製の大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントはX線撮影時に明瞭な輪郭像を得られるため、輪郭像を用いた解析手法が有用であるが、膝蓋骨コンポーネントの多くは超高分子ポリエチレン製であり、明瞭な輪郭像が得られないため膝蓋骨コンポーネントの輪郭像を用いた解析手法での動態解析ができない。生体関節を対象とした動態解析技術では、人工関節を対象とした動態解析技術と同様に1方向X線動画像より骨の輪郭形状を抽出した解析技術があるが、生体骨はX線動画像撮影時にX線が軟骨部を透過するため、金属製のインプラントに比べて鮮明な輪郭像を得ることが困難であり、解析精度に問題がある^{(37), (38)}。さらに、被験者本人のCT (Computed tomography) 画像を使用せず標準骨格モデルを使用した低侵襲な解析技術も報告されているが、被験者ごとに骨形状が異なることやOA膝などの大きく変形した膝関節には適用できないなどの問題がある⁽³⁹⁾。2方向X線動画像を用いて精度を向上させた解析技術もあるが、特殊な撮影機器が必要であることが問題として挙げられる^{(40)～(46)}。

本研究グループでは、人工関節に対しては1方向X線動画像内のインプラントの輪郭、生体関節に対してはCTより作成した投影シミュレーション像と1方向X線動画像間の画像相関を利用した、対象の一部を用いた高精度のウィンドウ解析技術を提案し、大腿脛骨関節を対象とした日常生活動作時の動態解析例を報告している。さらに、健常膝関節における膝蓋骨を対象とした動態解析を行い、膝蓋大腿骨間距離や膝蓋腱付着部位間距離を計測することで膝蓋骨を含めた膝関節の動態解析例を報告している^{(47), (48)}。これらの動態解析技術やこれまでに報告した動態解析結果を用いることにより、膝関節手術に対する支援ソフトの開発を試みた。

1.3 本論文の構成

本論文では、膝蓋骨コンポーネントの動態解析、TKA 前後における動態評価、および後十字靭帯付着部位推定のための評価ソフトの開発を行った。膝蓋骨コンポーネントの動態解析は、TKA 後の膝蓋骨残存骨部に着目し、イメージマッチングを行った。TKA 前後における動態評価は、各骨に対するインプラントの置換位置を推定することで、TKA 前後で同様の相対座標系を用いて動態評価を行った。後十字靭帯付着部位の推定のための評価ソフトを作成し、健常膝関節を対象に後十字靭帯付着部位の推定を行った。これらの結果を基に、提案する評価手法の有用性の検討を行った。

次章では、膝関節の運動についての基礎事項、骨、筋肉および靭帯の解剖学的構造、およびTKA で用いられる人工膝関節の機種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について述べる。第3.1節では、1方向X線動画像上のインプラントの輪郭像と人工関節の3次元形状データよりシミュレーションした投影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3.2節では、1方向X線動画像とCT画像より作成した投影シミュレーション像間の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3.3節では、生体関節を対象とした動態解析手法を応用した膝蓋骨コンポーネントの動態解析手法について概説する。第3.4節では、人工関節および生体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、動態解析結果に対する評価手法について述べる。第4.1節では、これまでに提案したTKA後の大腿脛骨関節の動態解析結果に対する評価手法を概説する。第4.2節では膝蓋骨コンポーネント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、TKA後の各コンポーネントの置換位置の推定方法およびTKA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4.4節では、動態解析結果を用いた後十字靭帯付着部位の機能評価手法につ

いて概説する。

第 5 章では、膝屈曲動作を対象に動態解析および評価を行い、提案手法の有用性について述べる。第 5.1 節では、被験者および対象動作の撮影方法について概説した。第 5.2 節では、TKA 後における大腿脛骨関節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、膝蓋骨コンポーネント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、TKA 前後で同様の相対座標系を用いた膝関節の動態解析結果および考察について述べる。第 5.5 節では、本研究グループが行った健常膝関節を対象とした膝屈曲動作時の動態解析結果に対し、後十字靭帯付着部位に関する評価手法を適用した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 生体膝の構造と人工膝関節

2.1 膝関節

2.2 骨

2.3 筋肉

2.4 靱帯・腱

2.5 人工膝関節

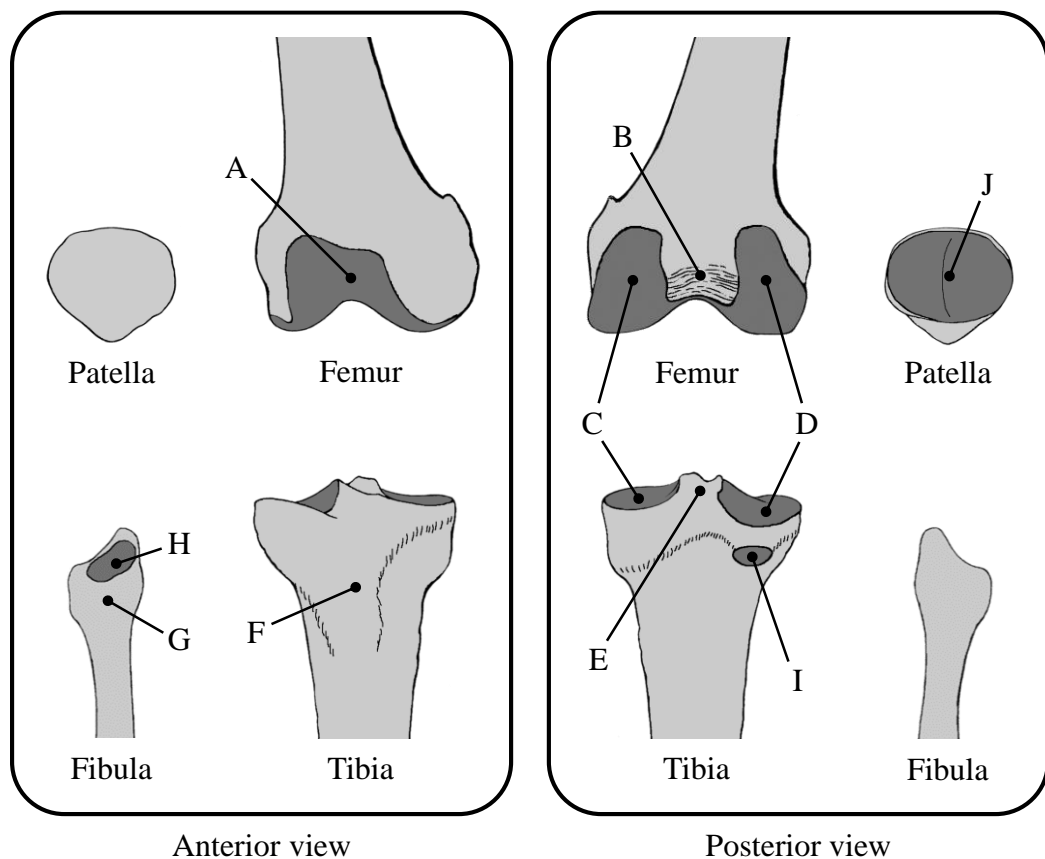
第 2 章 生体膝の構造と人工膝関節

2.1 膝関節

膝関節 (Knee joints) を構成する大腿骨 (Femur) と脛骨 (Tibia) は人体の中で最も長い長骨 (Long bone) であり、体重による高荷重に加え、モーメントによる大きな力学的負荷がかかる部位である。さらに、大腿脛骨関節 (Femorotibial joint, FTJ) は屈曲/伸展 (Flexion / Extension), 内転/外転 (内反/外反) (Adduction / Abduction), 内旋/外旋 (Internal / External), 内側/外側方向 (Medial / Lateral), 前/後方向 (Anterior / Posterior), 上/下 (近位/遠位) 方向 (Superior / Inferior) の 3 つの回転運動と 3 つの並進運動による複雑な 6 自由度運動を行っている。膝関節を構成する骨は大腿骨と脛骨に加えて、膝蓋骨 (Patella) があり、大腿骨と膝蓋骨で構成される関節を膝蓋大腿関節 (Patellofemoral joint, PFJ) という。膝蓋骨は膝関節を構成する上で大きな役割を有する部位であり、屈曲/伸展 (Flexion / Extension), 内側/外側回転 (Medial / Lateral rotation), 内側/外側傾斜 (Medial / Lateral tilt), 内側/外側方向 (Medial / Lateral), 前/後方向 (Anterior / Posterior), 上/下 (近位/遠位) 方向 (Superior / Inferior) の 6 自由度運動を行っている。膝関節は、股関節 (Hip joints) や肩関節 (Shoulder joints) のような球関節 (Ball-and-socket joint) ではなく、球面と平面で構成されているため、関節面 (Articular surface) の形状適合率が低く、関節面の形状だけで安定性を確保することは難しい。そのため、関節軟骨 (Cartilaginous) は比較的厚くなっており、半月板によって関節面の形状適合率を高くしている。さらに、腱・靭帯 (Ligament) などにより安定性を得ている。これらのことから、膝関節は慢性的な疾患やスポーツ障害である OA や脱臼、靭帯損傷などの機能障害を起こしやすく、関節機能を再建する手術療法の重要性がわかる。

2.2 骨

膝関節は大腿骨，脛骨および膝蓋骨により構成される．さらに，脛骨側に腓骨（Fibula）を含め，膝関節周辺の自由下肢骨（Free part of lower limb）が構成される（図 2. 1）．大腿骨の遠位前方には，膝蓋骨との関節面である膝蓋面（Patellar surface）があり，大腿骨後顆では顆間窩（Intercondylar fossa）によって分けられる．大腿骨遠位はそれぞれ内側顆（Medial condyle），外側顆（Lateral condyle）に分けられており，矢状面でみると後顆にいくに伴って曲率半径が小さくなっ



- | | | | |
|---|------------------------|---|-----------------------------------|
| A | Patellar surface | F | Tibial tuberosity |
| B | Intercondylar fossa | G | Head of fibula |
| C | Medial condyle | H | Articular facet of head of fibula |
| D | Lateral condyle | I | Fibular articular facet on tibia |
| E | Intercondylar eminence | J | Articular surface of patella |

図2.1 膝関節周辺の自由下肢骨（右膝）

ている (図 2.2). 脛骨の大腿脛骨関節面は, 顆間隆起 (Intercondylar eminence) によって内側顆, 外側顆に分けられており, 前面には脛骨粗面 (Tibial tuberosity) がある. 腓骨は長骨の中で最も細く, 弾性を持っており脛骨の外側について存在しているが, 膝関節の形成には関与していない. 脛骨と腓骨頭 (Head of fibula) が結合する部位をそれぞれ腓骨関節面 (Articular facet of head of fibula) および腓骨頭関節面 (Fibular articular facet on tibia) という. 膝蓋骨は三角形に近似した形状をしており, 人体で最も大きな種子骨 (Sesamoid bone) である. 膝蓋骨の関節面 (Articular surface of patella) の軟骨は厚く, 外部からの衝撃の緩和や膝の安定性, スムーズな屈曲動作に寄与している.

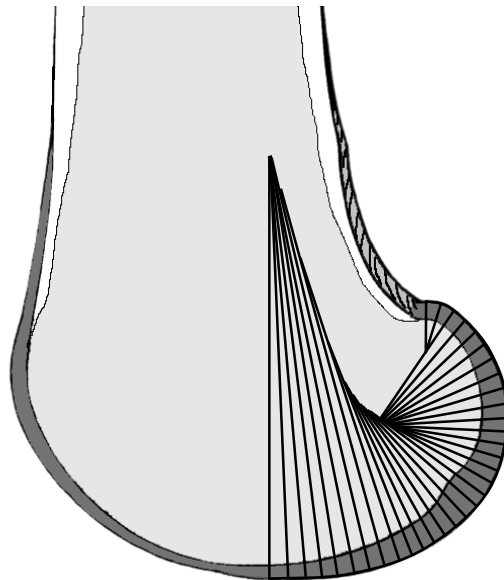


図2.2 大腿骨外側顆の矢状断面 (右膝)

2.3 筋肉

膝関節周辺の屈曲/伸展運動に作用する筋肉を図 2.3 に示す. 大腿の前区域には, 大腿直筋 (Rectus femoris muscle), 内側広筋 (Vastus medialis muscle), 外側広筋 (Vastus lateralis muscle), 中間広筋 (Vastus intermedius muscle) で構成される大腿四頭筋 (Quadriceps femoris muscles) があり, 膝の伸展運動に作用する.

大腿直筋は骨盤から起始し、膝蓋骨を介して膝蓋腱（Patellar tendon）となり、脛骨粗面に付着する。大腿四頭筋は膝関節機能に最も大きな影響を持つ膝の筋肉であり、特に内側広筋は膝の異常に伴い委縮し、顕著な筋力低下を及ぼす。大腿骨の後区域には、大腿二頭筋（Biceps femoris muscle）、半膜様筋（Semimembranosus muscle）、半腱様筋（Semitendinosus muscle）で構成されるハムストリングス（hamstring muscles）があり、膝の屈曲運動に作用する。大腿二頭筋は骨盤から起始する長頭と大腿骨から起始する短頭の二つの筋頭を持ち、外側ハムストリングスとも呼ばれる。さらに、半膜様筋と半腱様筋を合わせて内側ハムストリングスと呼ぶ。ハムストリングスは大腿二頭筋短頭を除き、骨盤で起始し、脛骨で停止する二関節筋で、薄筋（Gracilis muscle）および縫工筋

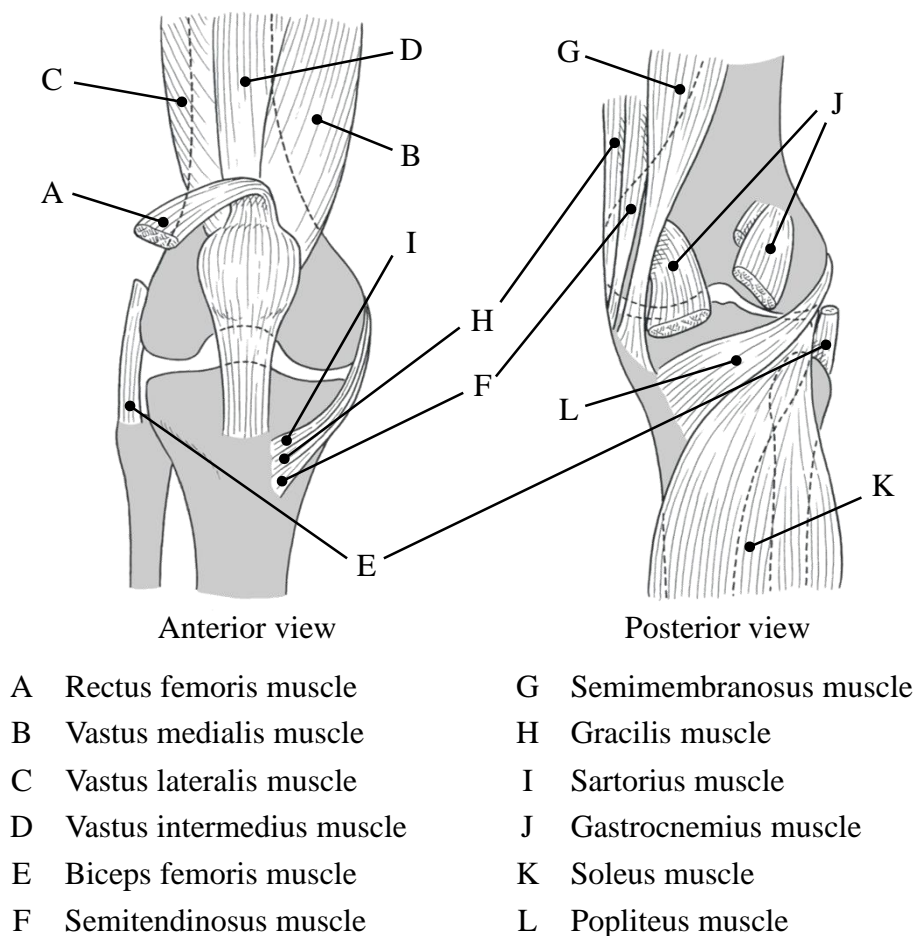


図2.3 膝関節周辺の筋肉（右膝）

(Sartorius muscle) も膝の屈曲運動に作用する二関節筋である。下腿には、大腿骨の内側顆および外側顆の後上方から起始する腓腹筋 (Gastrocnemius muscle) および脛骨の外側顆から起始するヒラメ筋 (Soleus muscle) で構成される下腿三頭筋 (Triceps surae muscles) があり、アキレス腱 (Achilles tendon) として踵骨隆起に付着する。その他に、大腿骨外顆に起始し、脛骨後面に付着する膝窩筋 (Popliteus muscle) があり、膝の屈曲運動と脛骨の内旋運動に作用している。

2.4 靭帯・腱

膝関節周辺の靭帯を図 2.4 に示す。膝関節の前面には膝蓋腱があり、内側/外側にはそれぞれ内側側副靭帯 (Medial collateral ligament)、外側側副靭帯 (Lateral collateral ligament) がある。内側側副靭帯は大腿骨内側上顆 (Medial epicondyle) から起始し、脛骨内側縁 (Medial border of tibia) に付着する。外側側副靭帯は大腿骨外側上顆 (Lateral epicondyle) から起始し、腓骨頭に付着する。内側側副靭帯は内側半月 (Medial meniscus) に付着しているが、外側側副靭帯は外側半月 (Lateral meniscus) に付着しないため、内側側副靭帯に比べ可動域が広い。両側副靭帯は、膝の屈曲/伸展運動の支持靭帯であり、内側/外側方向の並進運動の安定性を保つ役割を持っている。膝関節の中央には、ACL および PCL からなる膝十字靭帯 (Cruciate ligaments of knee) がある。膝十字靭帯は膝の過度な前後方向における並進運動、内旋/外旋における回転運動を防止し、膝関節の屈曲/伸展と内旋/外旋運動を制御している。ACL は大腿骨外側顆内側面から起始し、脛骨の前顆間区に付着しており、大腿骨の過度な後方運動を防止している (図 2.5)。さらに、最伸展位直前に起こるとされる下腿外旋、大腿内旋のスクリューホームムーブメント (Screw home movement, SHM) により、伸展位に膝関節が最も安定した肢位に導く働きがある。PCL は大腿骨内側顆外側面から起始し、脛骨の後顆間区に付着しており、大腿骨の過度な前方運動を防止している (図 2.5)。さらに、屈曲位においては大腿骨のロールバック (Roll-back motion) により、深屈曲動作のサポートをする働きがある。

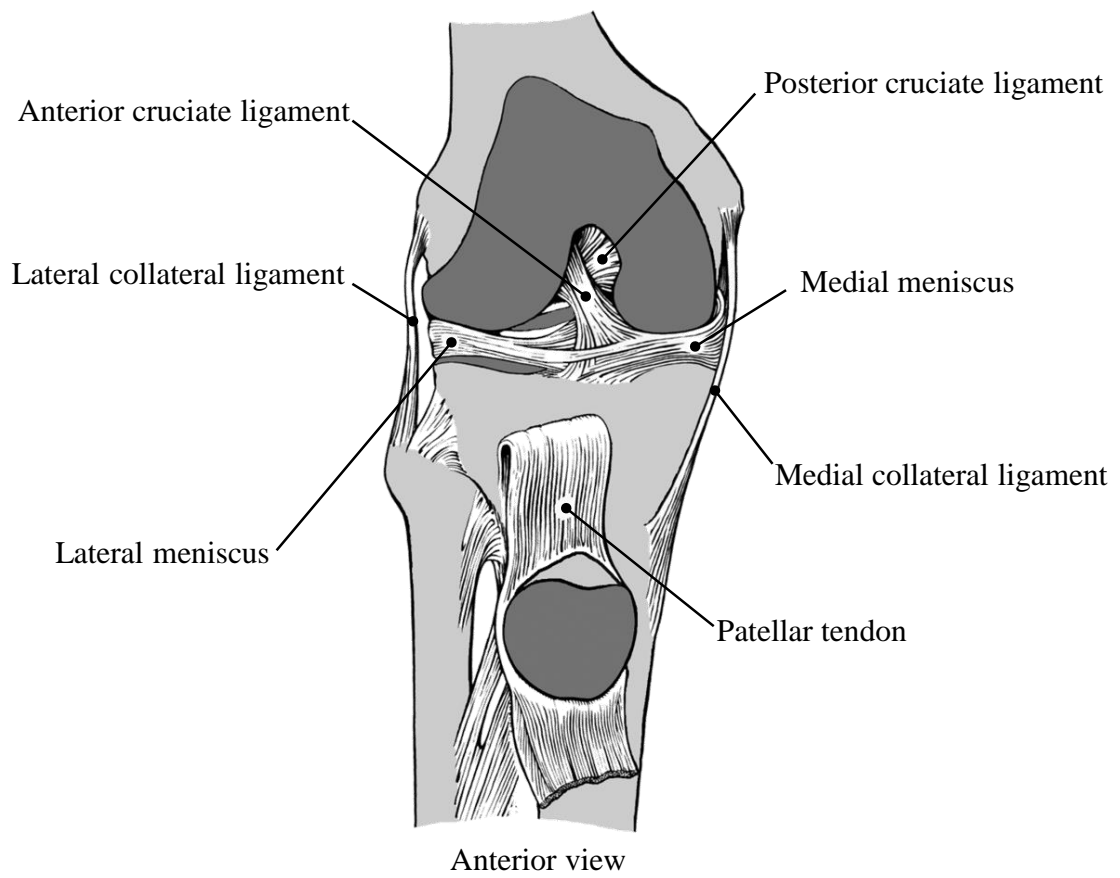


図2.4 膝関節周辺の靭帯（右膝）

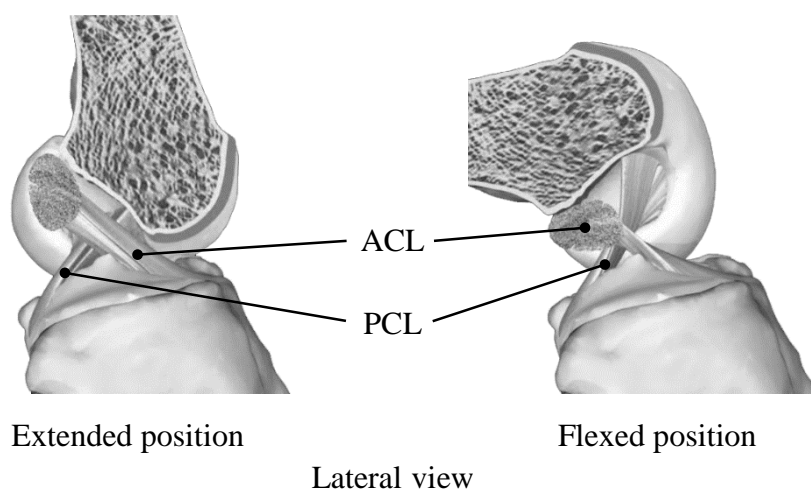


図2.5 伸展位および屈曲位におけるACLとPCLの役割（右膝）

2.5 人工膝関節

TKA では、大腿骨遠位に大腿骨コンポーネント (Femoral component)、脛骨近位に脛骨コンポーネント (Tibial component)、膝蓋骨後方に膝蓋骨コンポーネント (Patellar component) が置換され、脛骨コンポーネントにはポリエチレンインサート (Polyethylene insert) が挿入される (図 2. 6)。膝蓋骨コンポーネントとポリエチレンインサートは主に、PFJ と FTJ の関節面における摩耗の軽減や膝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。大腿骨コンポーネントの材料には主にコバルトクロムモリブデン合金や表面酸化処理ジルコニウム合金、脛骨コンポーネントはチタン合金で作製されている。人工膝関節の種類には、Fixed-bearing 型と Mobile-bearing 型があり、それぞれに後十字靭帯温存 (Cruciate-retaining, CR) 型と後方安定 (Posterior-stabilized, PS) 型に大別される (図 2. 7, 図 2. 8)。Fixed-bearing 型は脛骨コンポーネントにポリエチレンインサートが固定されており、Mobile-bearing 型は脛骨コンポーネント上でポリエチレンインサートに自由度があり、並進運動や回旋運動を許容している機構になっている。CR 型は骨量や靭帯による膝関節の安定性が十分であると医師が判断した場合に適用され、PCL を温存する術式で最も使用されている。PS 型は膝十字靭帯に機能不全があり、その機能を人工膝関節に求める必要があると医師が判断した場合に適用される。PCL の機能を代行するために PS 型のインサートにはポスト (Post)、大腿骨コンポーネントにはカム (Cam) が設置されており、屈曲動作でポストとカムが接触することでロールバックを再現し、屈曲位での安定性を確保している。近年では、健常の骨形状を模した左右非対称の形状をした人工膝関節や ACL の機能を代行する Anterior cam を設け、伸展位での安定性を確保する形状の人工関節が開発されている (図 2. 9)。

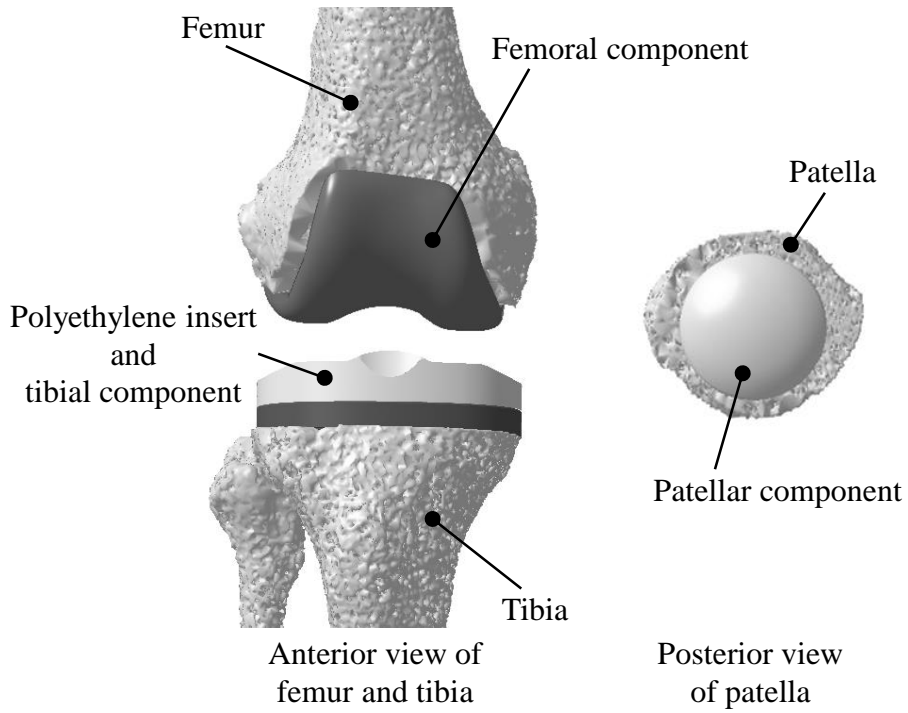
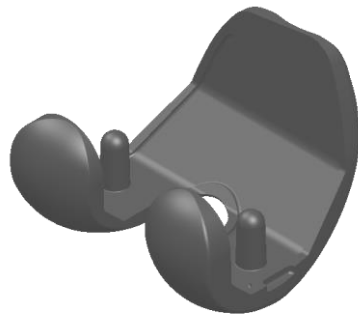
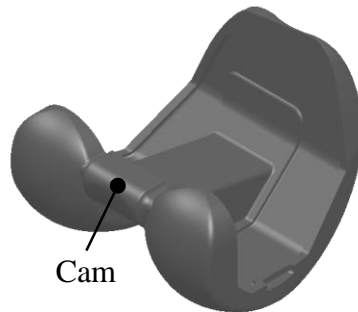


図2.6 人工膝関節置換術後の膝関節

CR mobile-bearing



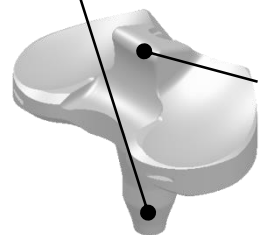
PS mobile-bearing



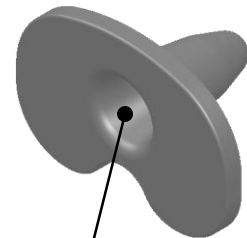
Femoral component



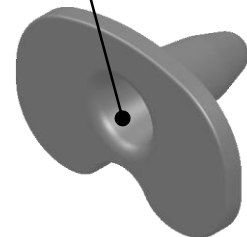
Peg of polyethylene insert



Polyethylene insert



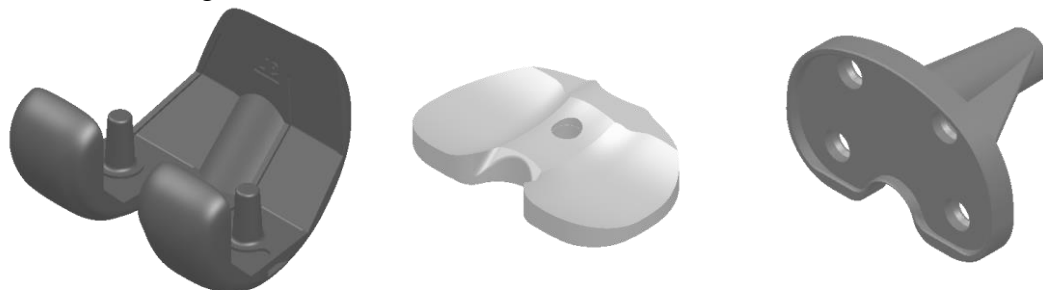
Hole of tibial component



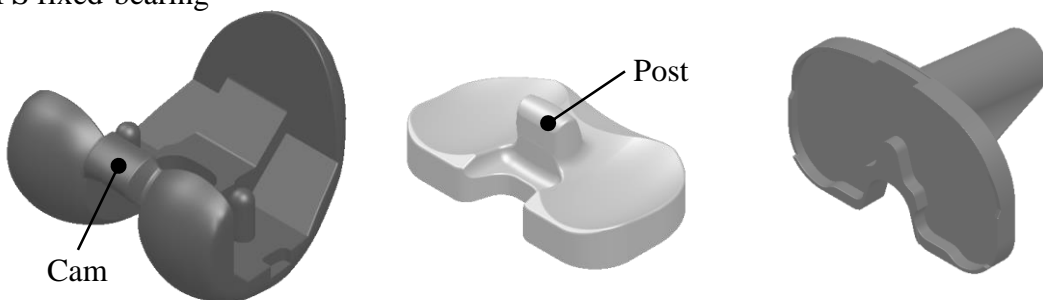
Tibial component

図2.7 Mobile-bearing型人工膝関節の種類

CR fixed-bearing



PS fixed-bearing



Femoral component

Polyethylene insert

Tibial component

図2.8 Fixed-bearing型人工膝関節の種類

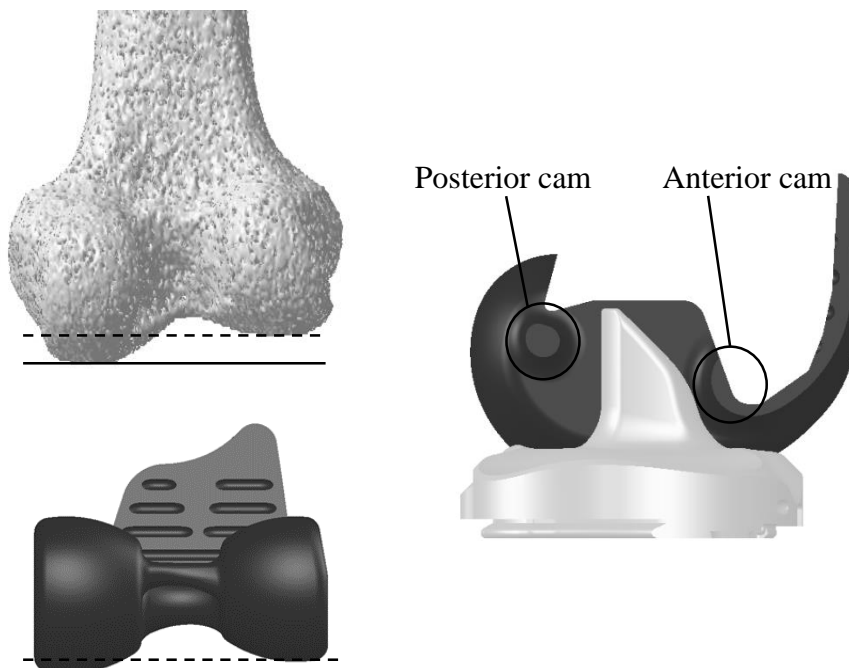


図2.9 左右非対称形状およびAnterior camが設けられた人工膝関節

第3章 6 自由度動態解析手法

- 3.1 人工関節を対象とした動態解析手法
- 3.2 生体関節を対象とした動態解析手法
- 3.3 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態解析手法
- 3.4 精度検定

第3章 6 自由度動態解析手法

3.1 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手法の簡略図を図 3. 1 に示す。本手法は FPD 撮影により、座標系構築フレーム (Coordinate building frame) および人工関節全置換膝の対象動作の 1 方向 X 線動画像を取得する。従来の Image intensifier での撮影では、X 線画像辺縁部に生じる歪みを補正する必要があるが^{(49) ~ (52)}、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 (2048×2048pixel, 画素サイズ 0.148×0.148mm/pixel, DICOM 規格データ) を取得することができる。座標系構築フレームには 4 個の鋼球が設置されており、4 球の 3 次元での位置関係と X 線画像上の 2 次元での見かけの位置関係および直径より、FPD 撮影時の X 線源と平面センサーの相対位置の同定を行う (図 3. 2)⁽⁵³⁾。対象動作の 1 方向 X 線動画像より、脛骨コンポーネントと大腿骨コンポーネントの輪郭を抽出した 2 値化画像を作成する。一方で、投影像の作成に必要な人工膝関節形状の 3 次元再構成を行う。3 次元再構成を行う人工膝関節は、被験者に置換されたものと同機種同サイズの人工膝関節製品を用い、3 次元測定器で形状測定する。形状測定により得られたデータを基に、3 次元 CAD 上で 3 次元再構成を行う (図 3. 3)。推定した X 線源と平面センサーの相対位置および再構成により得られた 3 次元形状データを基に 6 自由度に変化可能な投影像をコンピュータ上に作成する。投影像と 2 値化画像の 2 つが重ならないピクセルをカウントし、排他的論理和が減るように投影像を 6 自由度に変化させることで、各コンポーネントの空間位置・姿勢を推定する。この際、インプラント同士のオーバーラップやインプラントを固定する際に使用するネジや骨セメントの影響などでインプラントの全体を利用したイメージマッチングを行うことはできない。さらに、2 値化画像を作成する際、対象部位周辺の軟部組織や骨セメントの影響で 1 つの閾値でインプラントの正確な輪郭を抽出す

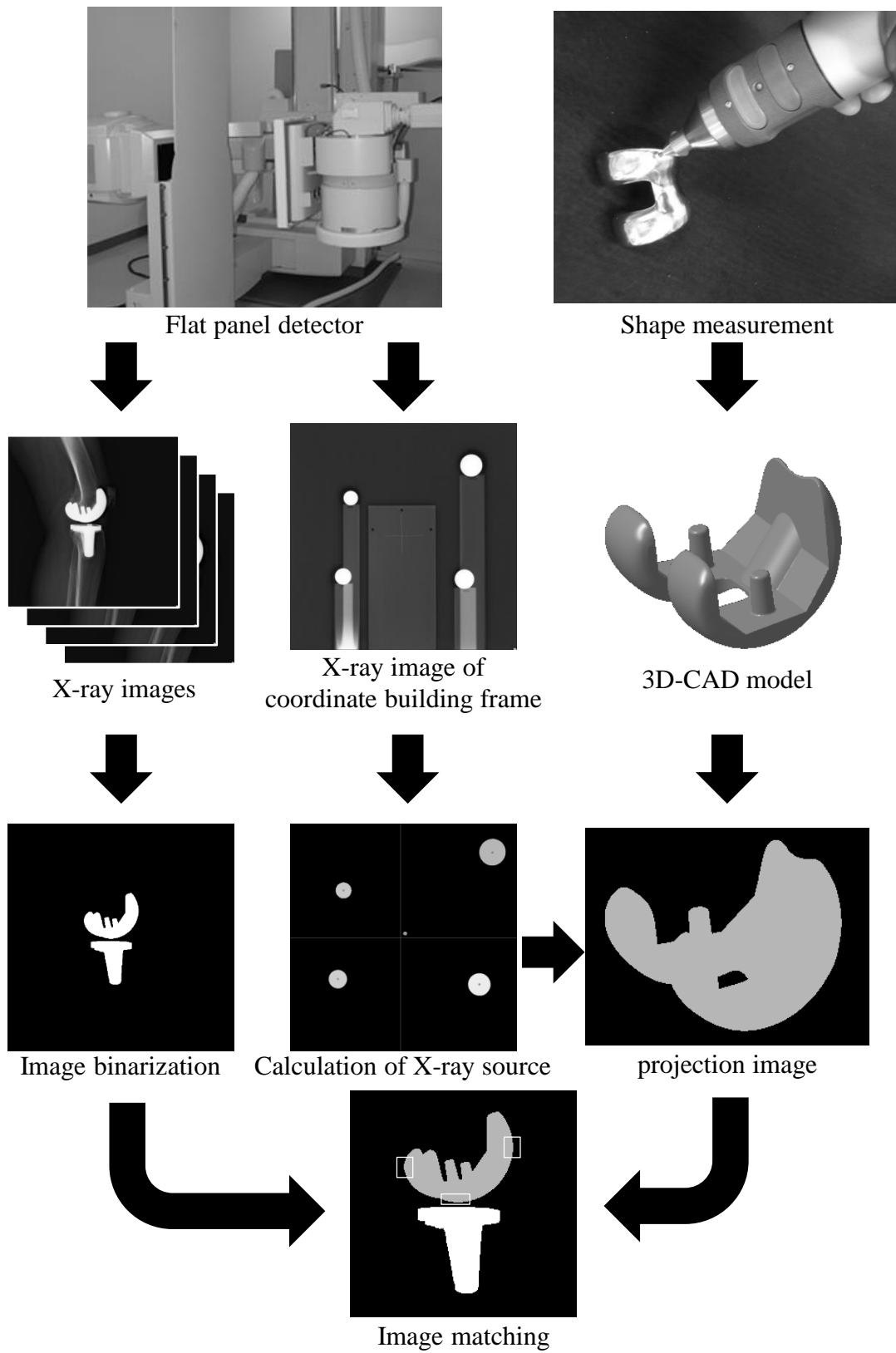


図3.1 人工関節を対象とした動態解析手法

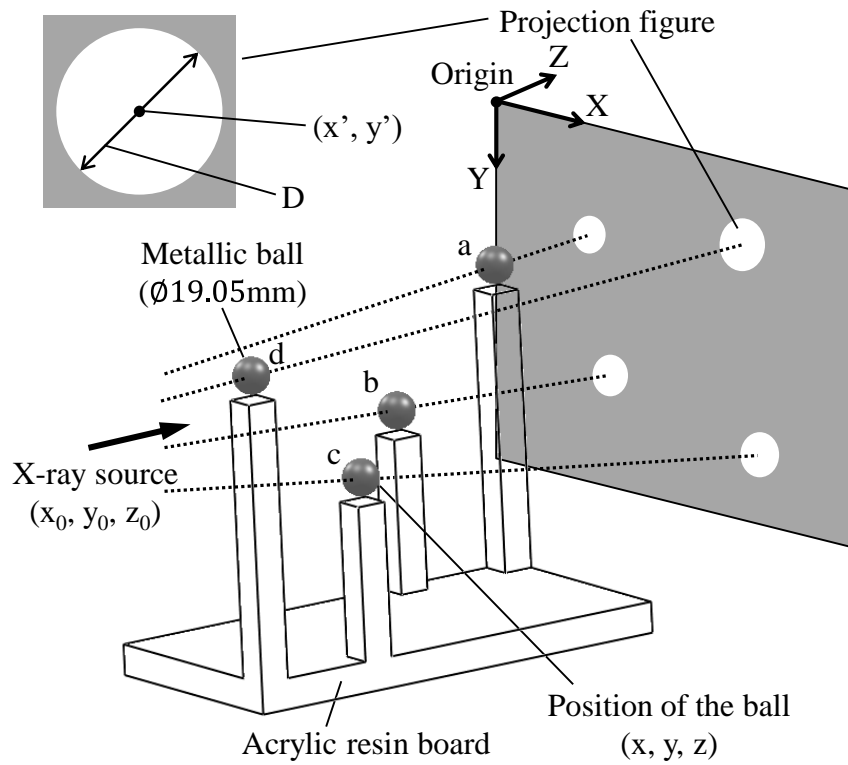


図3.2 座標系構築フレームを用いたX線源位置の同定

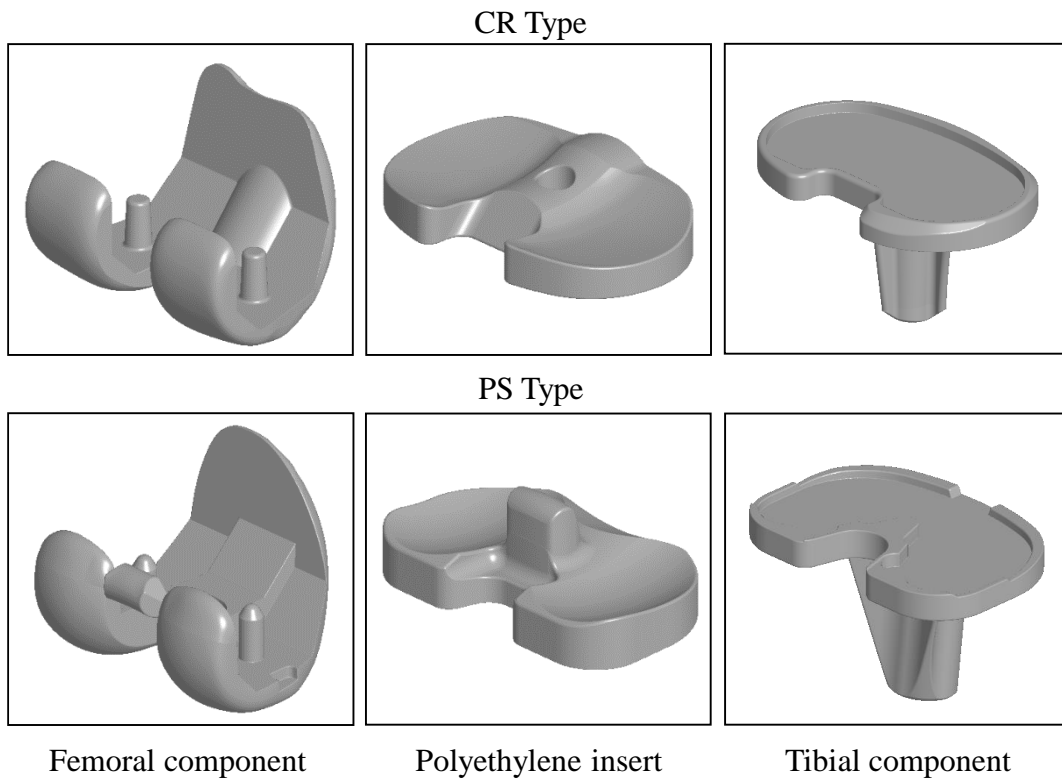


図3.3 3次元CADによる再構成

ることはできない. そこで, これらの影響を受けにくい部位およびインプラントの形状を鋭敏に反映する部位にオペレータの任意により複数のウィンドウを設け, ウィンドウ内でのイメージマッチングを行った (図 3.4).

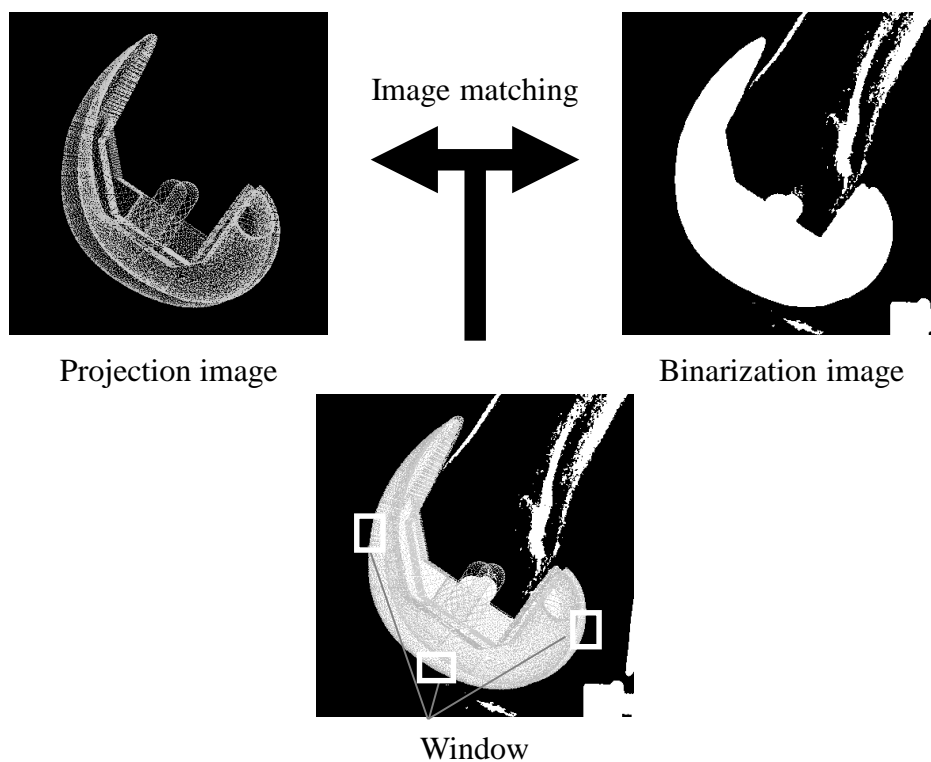


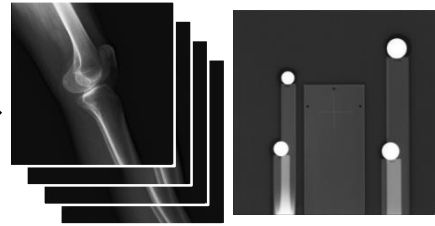
図3.4 二値化画像と投影像の照合

3.2 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手法の簡略図を図 3.6 に示す。生体関節においても人工関節と同様に、FPD を用いて座標系構築フレームおよび対象動作の 1 方向 X 線動画像を取得し、X 線源と平面センサーの相対関係を算出する。さらに、CT 撮影により、被験者の膝関節付近の CT 画像データ (512×512pixel, 画素サイズ 0.391×0.391mm/pixel, スライス厚さ 0.65mm, DICOM 規格データ) を取得する。CT 画像データを基に、0.391×0.391×0.65mm 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。ボクセルの大きさは CT 画像データの画素サイズとスライス厚さに依存しており、全ボクセルには骨密度情報であるボクセル値が含まれている。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 3.7)。作成した投影シミュレーション像と 1 方向 X 線動画像間の画像相関を用いたイメージマッチングにより、各骨の空間位置・姿勢の推定を行った。この際、対象部位周辺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ため、生体関節においてもウィンドウを用い、骨情報を鋭敏に反映する部位にウィンドウを設け、イメージマッチングを行った。各ウィンドウ内での画像相関の極値が複数存在すると想定されるため、図 3.8 のように 2 段階推定を行うことで、解析時間の短縮および真値となる極値の推定を行った。第 1 段階では、骨全体を囲むウィンドウを設け、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い、大まかな空間位置・姿勢の推定を行う。第 2 段階では、骨情報を鋭敏に反映する部位に複数のウィンドウを設け、過疎数を減じず詳細なイメージマッチングを行い、この結果を最終的な空間位置・姿勢とした。



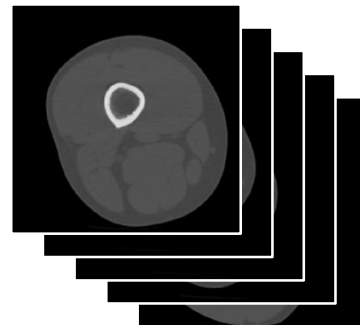
Flat panel detector



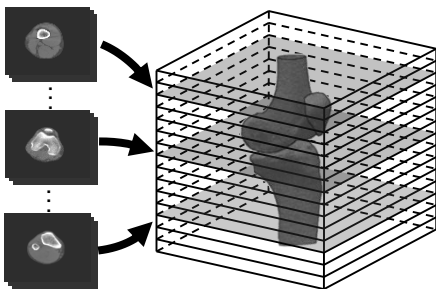
X-ray images



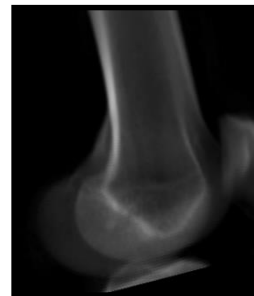
Computed tomography



CT images



3-dimensional gray-scale model



Computational simulating image

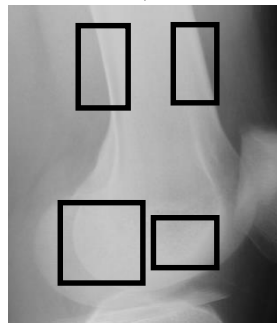


Image matching

図3.6 生体関節を対象とした動態解析手法

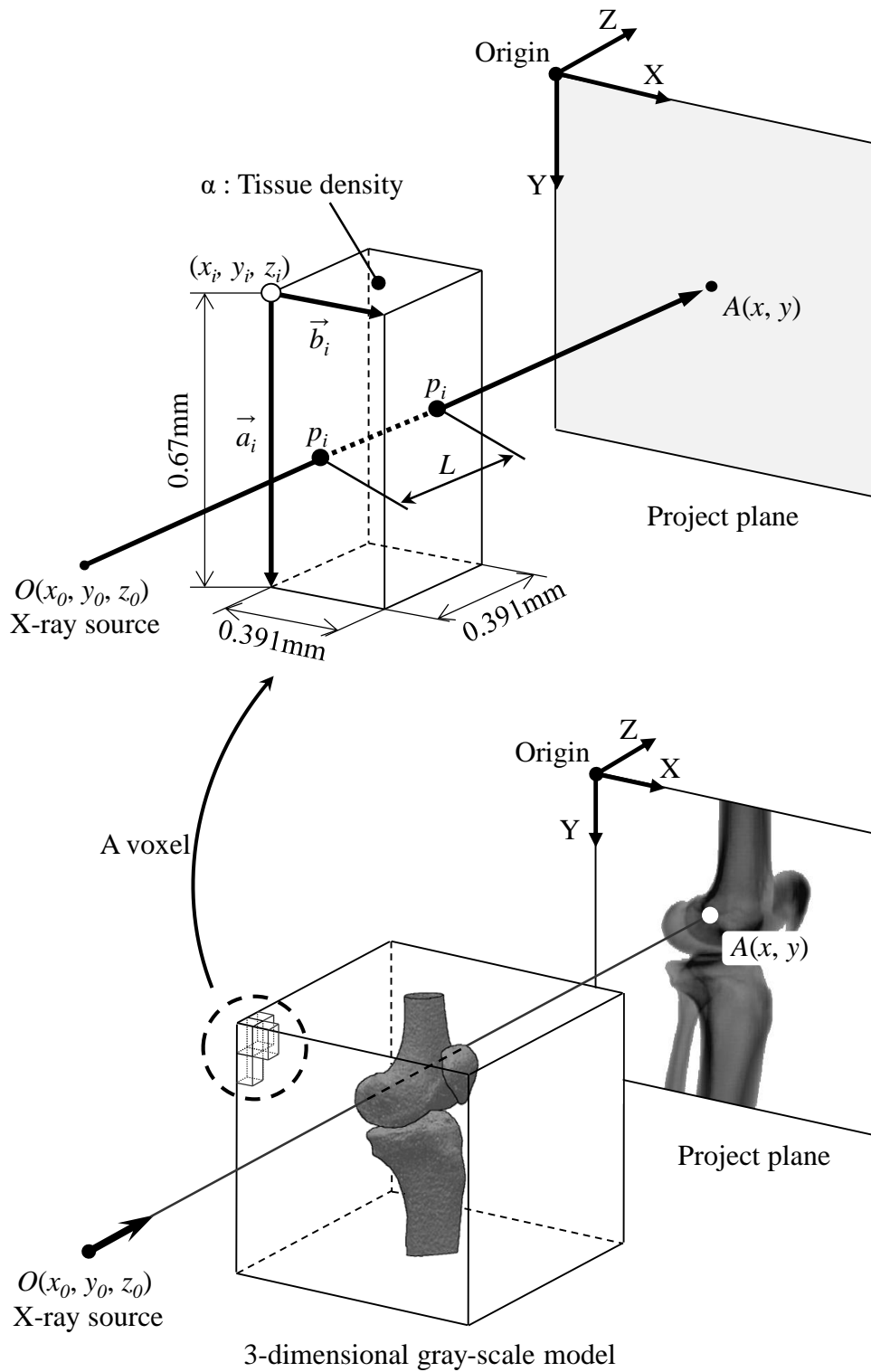
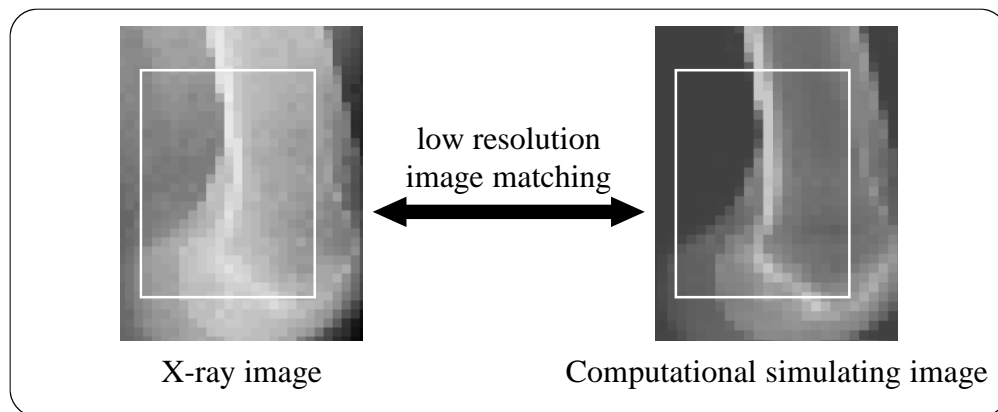
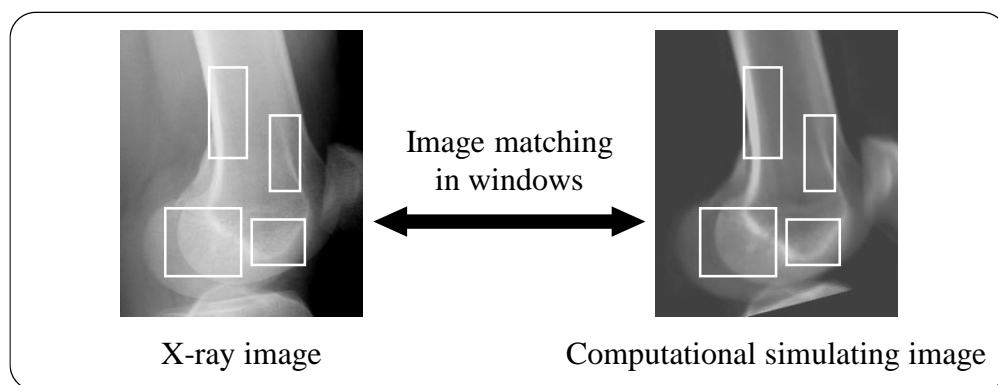


図3.7 投影シミュレーション像作成におけるシミュレーション値の算出



(A) First step



(B) Second step

図3.8 ウィンドウ技術を用いた2段階推定手法

3.3 膝蓋骨コンポーネント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手法は、大腿骨とのオーバーラップがない膝蓋骨前面にウィンドウを設けることで膝蓋骨の動態解析に対しても有用であることを確認している^{(47), (48)}。さらに、TKA では膝蓋骨の後方を取り除き、膝蓋骨コンポーネントを置換するため、TKA 後においても FPD 撮影時に膝蓋骨前面の投影像を得ることができる。しかし、TKA 後の膝関節周辺の CT 撮影では、金属製のコンポーネントのハレーションにより、骨密度情報を有した膝関節周辺の CT 画像データを取得できない。そこで、被験者の TKA 前に CT 撮影を行い、TKA 前の CT 画像データを用いて骨密度情報を有した投影シミュレーショ

ン像の作成を行った。作成した投影シミュレーション像を膝蓋骨コンポーネント置換後の膝蓋骨残存骨部に対して、画像相関を用いたイメージマッチングを行うことにより、膝蓋骨コンポーネントの動態解析を行った（図 3. 8）。

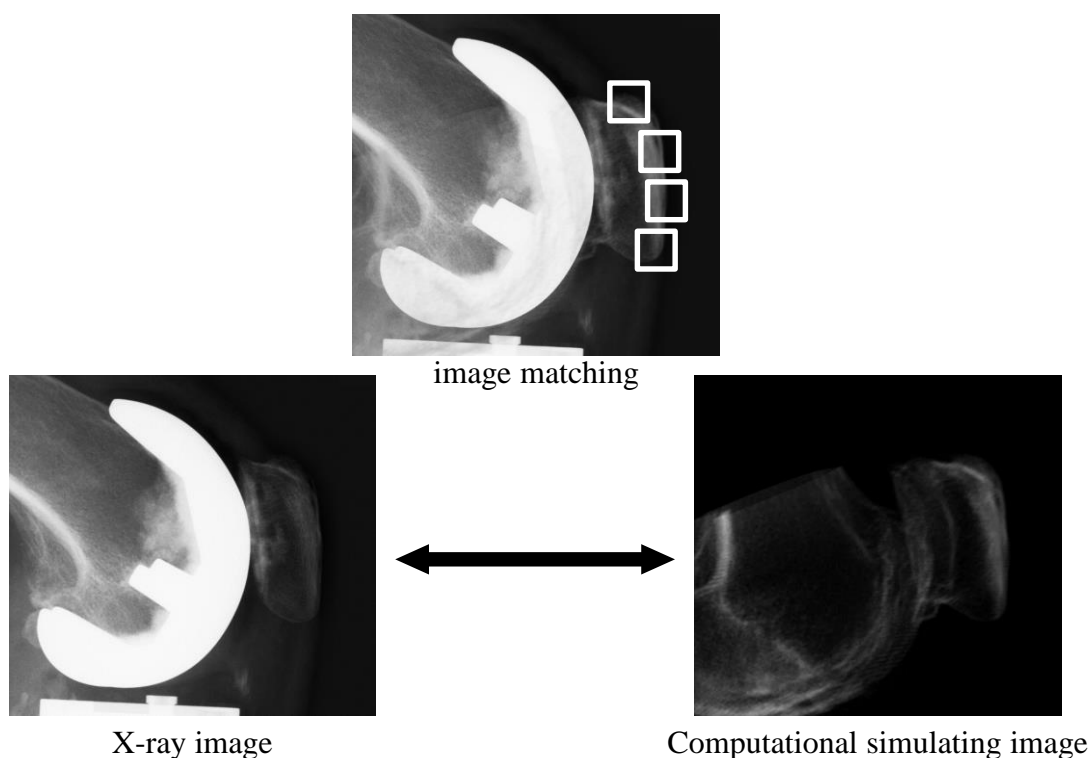


図3. 8 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態解析手法

3. 4 精度検定

動態解析手法の精度検定を行うため、人工関節は既存の大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネント、生体関節はブタの大腿骨、脛骨、および膝蓋骨を用いて動態解析シミュレーションを行った。精度検定における FPD 撮影は、臨床で撮影する条件と同様とするため、対象を側面より撮影したものを初期姿勢とした。図 3. 9 に示すように初期姿勢から FPD の平面センサーに対し、おおよそ水平方向と法線方向に、0.5, 1.0, 2.0, 5.0, 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、0.5, 1.0, 2.0, 5.0, 10.0deg の回転運

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. 10)。撮影に使用した人工膝関節の 3 次元形状データおよびブタの CT 画像データを基に投影シミュレーション像を作成し、それぞれの動態解析技術を適応してイメージマッチングを行った。動態解析結果を基に、二乗平均平方根偏差 (Root mean square error, RMSE) を用いて動態解析手法の精度を算出した。人工関節および生体関節に対する本手法の精度を表 3. 1 に示す。すべての精度が 0.26mm, 0.30deg 以内に収まっており、整形外科領域における動態解析手法として有用な精度を有していることを確認した。

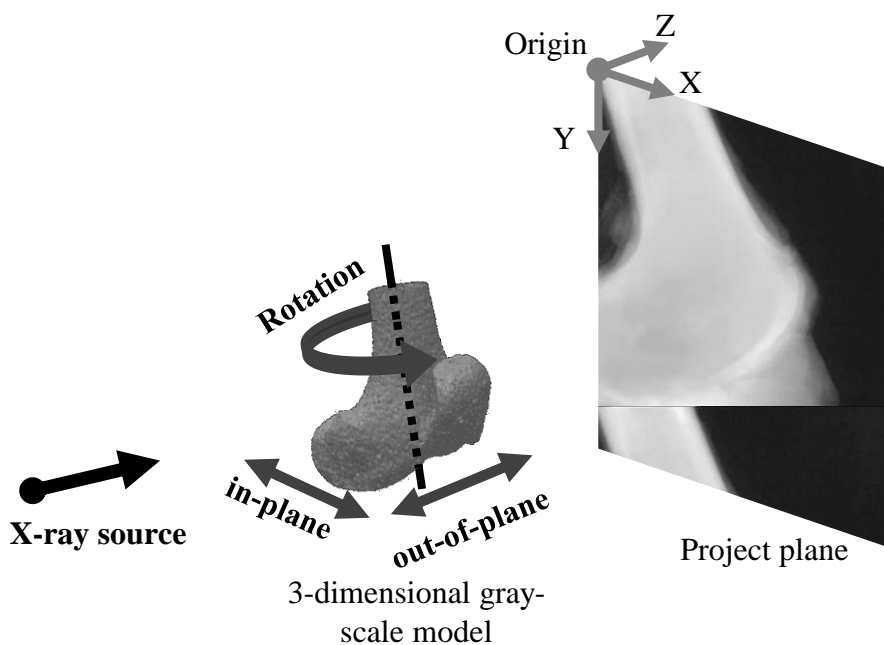


図3.9 ブタ大腿骨を用いた精度検定におけるFPD撮影条件

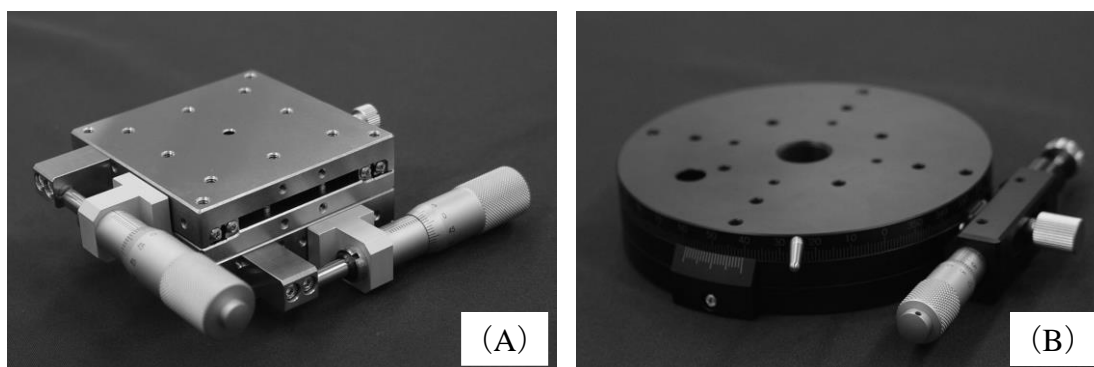


図3.10 精度検定に用いたリニアガイド
 (A) XY-axis stage (B) Rotation stage

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 | |
| Femur | 0.12 | 0.11 | 0.27 |
| Tibia | 0.15 | 0.10 | 0.30 |
| Patella | 0.18 | 0.09 | 0.13 |
| Femoral component | 0.11 | 0.26 | 0.19 |
| Tibial component | 0.13 | 0.18 | 0.22 |

第4章 動態解析結果に対する評価手法

- 4.1 FTJ に対する評価手法
- 4.2 膝蓋骨コンポーネントに対する評価手法
- 4.3 TKA 前後に対する評価手法
- 4.4 後十字靭帯付着部位に関する評価手法

第4章 動態解析結果の評価手法

4.1 FTJ に対する評価手法

人工膝関節の FTJ に対しては、これまでの研究を基に 6 自由度運動の評価、大腿骨コンポーネントの最下点の軌跡の評価、および大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の軌跡の評価の 3 項目を行った。

6 自由度運動の評価は、脛骨コンポーネントから見た大腿骨コンポーネントの相対関係を算出し、右膝の相対座標系に統一して評価を行った。脛骨コンポーネントおよび大腿骨コンポーネントの相対座標系は、Andriacchi TP et al.の文献⁽⁵⁴⁾で定義される生体膝関節の相対座標系と同様となるように、各コンポーネントに対して相対座標系を定義した (図 4.1)。

大腿骨コンポーネントの最下点の軌跡の評価は、脛骨コンポーネント上での大腿骨コンポーネントの動態を視覚的に捉えることができる。脛骨コンポーネントを基準とした大腿骨コンポーネントの 6 自由度運動結果を基に、各姿勢に

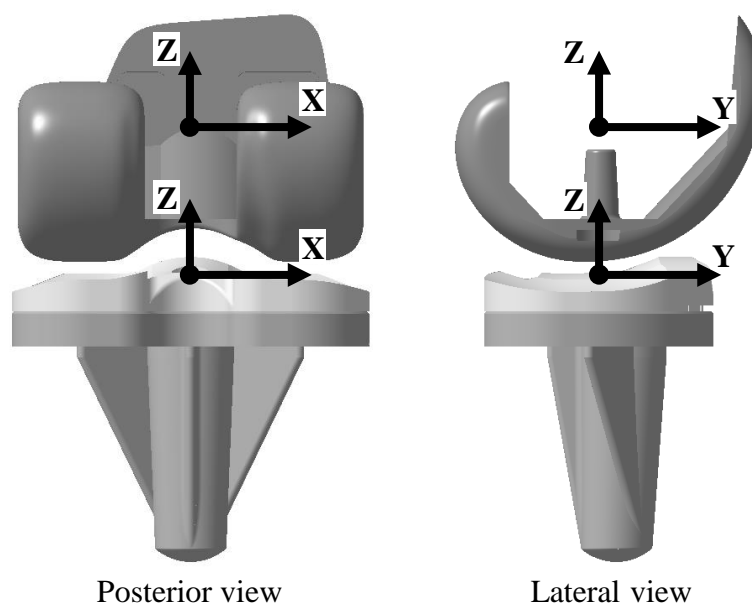


図4.1 脛骨コンポーネントおよび大腿骨コンポーネントにおける相対座標系の定義 (右膝)

における大腿骨コンポーネントの内外顆の最下点を算出し、脛骨コンポーネントの横断面上に投影した。

大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の軌跡の評価は、各姿勢における 6 自由度運動結果を基に、コンピュータ上でポリエチレンインサートに対する大腿骨コンポーネントの空間位置と姿勢を再現し、大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点を計測した。各姿勢の結果を脛骨コンポーネントの横断面上に投影し、最接近点を軌跡として評価した。

4.2 膝蓋骨コンポーネントに対する評価手法

膝蓋骨コンポーネントの動態解析の評価手法は、脛骨コンポーネントから見た膝蓋骨コンポーネントの 6 自由度運動の評価および大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡の評価を行った。

膝蓋骨コンポーネントの相対座標系の定義は、膝蓋骨の重心を原点 O 、膝蓋骨内側を点 A および外側を点 B 、膝蓋骨遠位を点 C および近位を点 D とする。このとき、2 直線 AB および CD が原点 O を通り直交し、かつ 2 直線上の距離 L と M の和が最大となる軸をそれぞれ X 軸および Z 軸と定義した。さらに、 Z 軸と X 軸の外積を Y 軸と定義した^{(47), (48)} (図 4.2)。

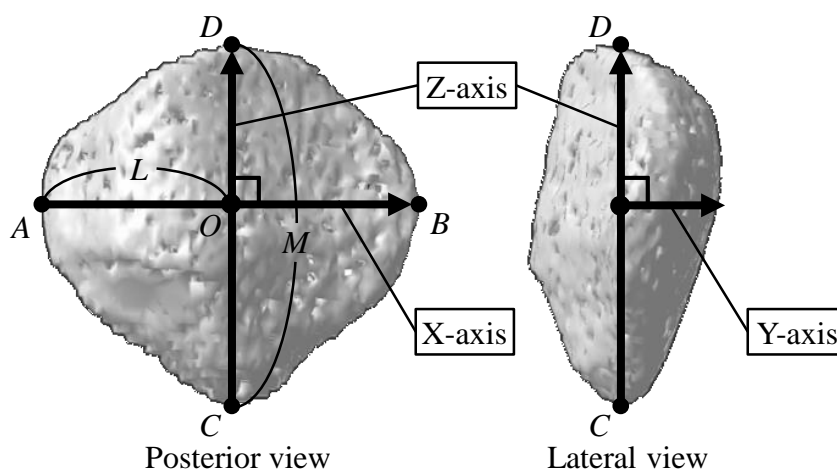


図4.2 膝蓋骨における相対座標系の定義 (右膝)

大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡の評価は、膝蓋骨コンポーネントから見た大腿骨コンポーネントの相対関係の算出を行う。6自由度運動結果を基に、コンピュータ上で大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの相対関係を再現し、最接近点の算出を行った。各姿勢での最接近点を大腿骨コンポーネントおよび膝蓋骨コンポーネント上に投影することで、最接近点の軌跡を評価した。

4.3 TKA 前後に対する評価手法

TKA 前後の動態解析の評価方法は、6自由度運動結果、PCL 付着部位間距離および膝蓋腱付着部位間距離の計測結果を TKA 前後で比較した。

TKA 前後で6自由度運動結果の比較を行う場合、TKA 前後で相対座標系を統一する必要がある。TKA 前では、図 4.3 のように CT 画像データより構築した 3次元骨モデルに対して Andriacchi TP et al.の文献⁽⁵⁴⁾と同様に相対座標系を定義するが、TKA 後では CT 画像データを得ることができないため、骨に対して相

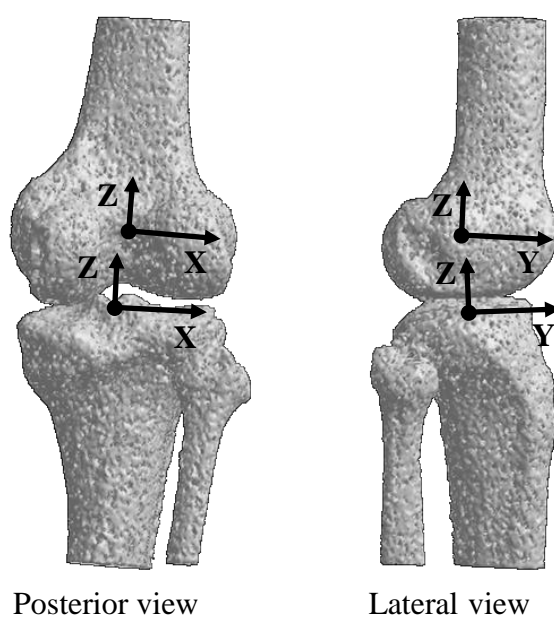


図4.3 脛骨および大腿骨における相対座標系の定義（右膝）

対座標系を定義することができず，TKA 前後で相対座標系が異なる．そこで，TKA 後に得られた 1 方向 X 線画像のコンポーネントと生体残存骨部に対してイメージマッチングを行い，コンポーネントの置換位置の推定を行った．置換位置の推定結果を TKA 後の動態解析結果に適用することで，TKA 前と統一した相対座標系を用いた 6 自由度運動結果の算出を行った．TKA 後の生体骨に対するイメージマッチングは，TKA 前に取得した CT 画像データより投影シミュレーション像を作成し，コンポーネント置換後の生体残存骨部に対して画像相関を用いたイメージマッチングを行った (図 4.4)．イメージマッチングの結果から，大腿骨コンポーネント $[R_{Af}]$ ，脛骨コンポーネント $[R_{At}]$ ，生体大腿骨 $[R_f]$ および生体脛骨 $[R_t]$ の空間位置・姿勢を算出する．式 (1) を用いて各骨から見た各コンポーネントの相対関係 $[B_f]$ ， $[B_t]$ を算出することで，各コンポーネントの置換位置の推定を行った (図 4.5)．

$$\begin{cases} [B_f] = [R_{Af}][R_f]^{-1} \\ [B_t] = [R_{At}][R_t]^{-1} \end{cases} \quad (1)$$

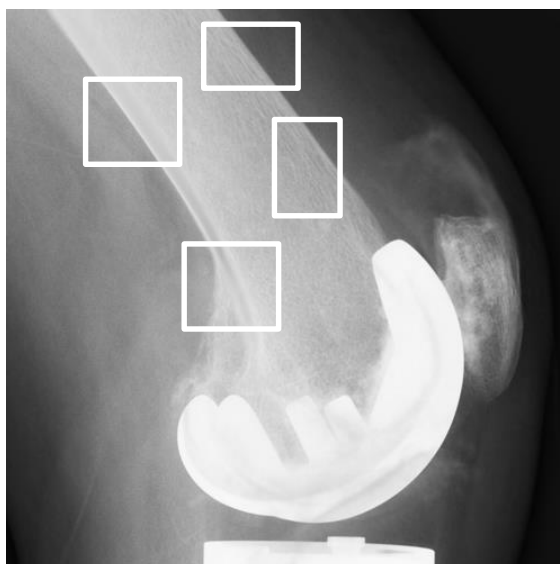


図4.4 コンポーネント置換後の生体残存骨部に対するイメージマッチング

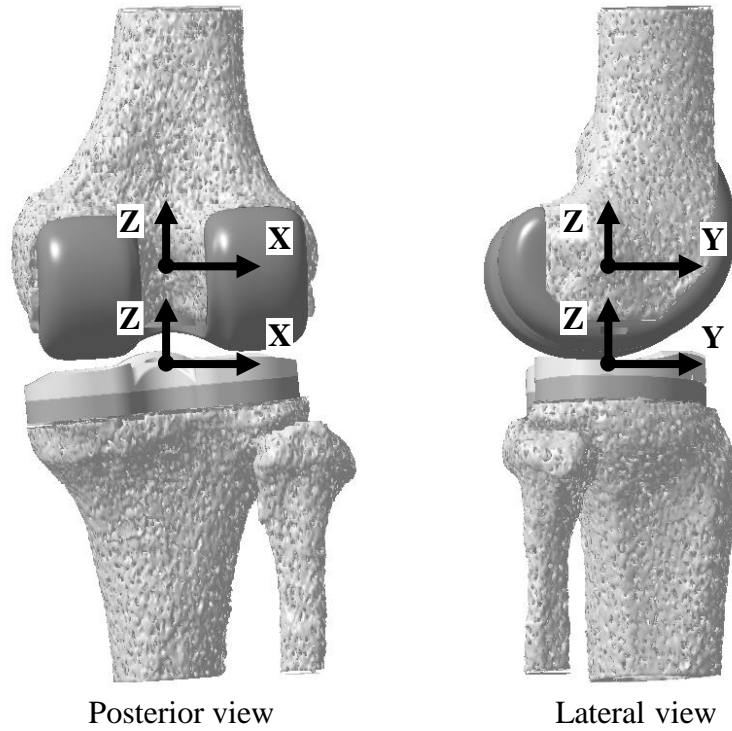


図4.5 生体骨の相対座標系に対するインプラントの置換位置の推定（右膝）

TKA 後の動態解析結果の変換は，式 (2) を用いて大腿骨コンポーネントから見た大腿骨の相対関係 $[A_f]$ および脛骨コンポーネントから見た脛骨の相対関係 $[A_t]$ の算出を行う．各 X 線動画像における大腿骨コンポーネント $[R_{n_{Af}}]$ ，脛骨コンポーネント $[R_{n_{At}}]$ の空間位置・姿勢を算出し，式 (3) を用いて各 X 線動画像における大腿骨 $[R_{n_f}]$ ，脛骨 $[R_{n_t}]$ の空間位置・姿勢を算出する．式 (4) を用いることで，TKA 前の相対座標系における 6 自由度運動の算出を行った．

$$\begin{cases} [A_f] = [R_f][R_{Af}]^{-1} \\ [A_t] = [R_t][R_{At}]^{-1} \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} [R_{n_f}] = [A_f][R_{n_{Af}}] \\ [R_{n_t}] = [A_t][R_{n_{At}}] \end{cases} \quad (3)$$

$$[R] = [R_{n_f}][R_{n_t}]^{-1} \quad (4)$$

脛骨，大腿骨における PCL 付着部位の位置定義は，Zantop T et al.の文献⁽⁵⁵⁾と同様になるように 3 次元骨モデル上にそれぞれ定義した（図 4. 6）．解析方法は，脛骨から見た大腿骨の 6 自由度運動結果を基に，各 X 線画像における脛骨と大腿骨の相対関係をコンピュータ上で再現し，図 4. 6 内の白点間距離の計測を行った．

脛骨，膝蓋骨における膝蓋腱付着部位の位置定義は，白石らの文献^{(47), (48)}と同様になるように膝蓋骨尖遠位点 E および脛骨粗面における膝蓋腱付着部位中央点 F を定義した（図 4. 7）．脛骨から見た膝蓋骨の 6 自由度運動結果を基に，コンピュータ上で脛骨と膝蓋骨の空間位置と姿勢を再現し，各姿勢において距離 EF の計測を行った．

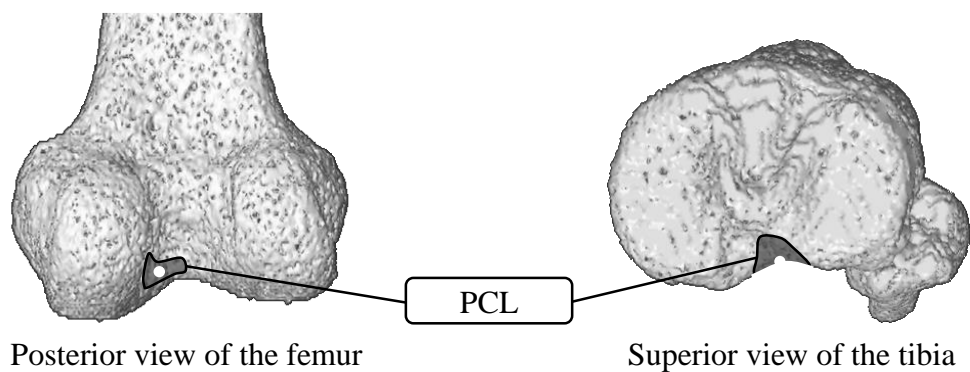


図4.6 脛骨および大腿骨におけるPCL付着部位の位置定義（右膝）

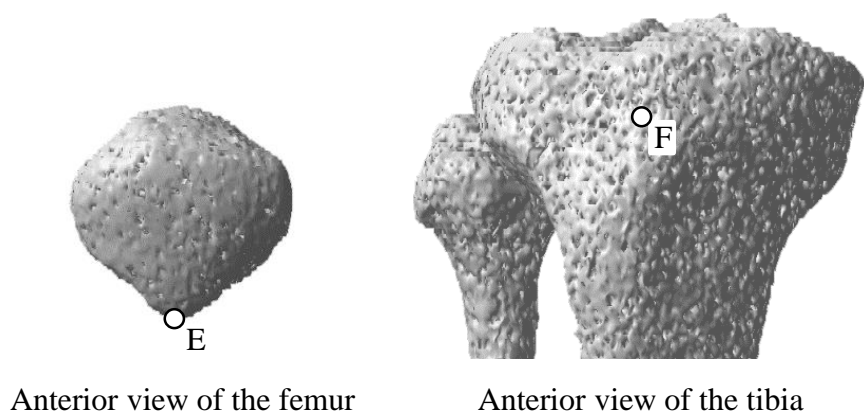


図4.7 膝蓋骨および大腿骨における膝蓋腱付着部位の位置定義（右膝）

4.4 後十字靭帯付着部位に関する評価手法

後十字靭帯付着部位に関する評価は、健常膝関節の3次元骨モデルおよび6自由度運動結果を基にPCL付着部位の推定を行った。図4.6に示すように、大腿骨内顆の顆間側面にはMichael O et al.の文献⁽¹⁴⁾、脛骨には内外側および前後の関節面辺縁部を基に計測グリッドを設け、それぞれの端点を0~100%とした。解剖学的にPCL付着部位があると考えられる、大腿骨の計測グリッドのS/D25~75%、H/L0~50%、脛骨のL/M25~75%、A/P0~25%を走査範囲とし、1.0mm間隔に骨モデル上に計測点を設けた。各姿勢における大腿骨と脛骨のそれぞれの計測点間距離を全ての組み合わせで計測し、全計測点におけるLength patternの計測を行った。計測した結果に対してLength patternの条件を設定し、計測点を大腿骨および脛骨にプロットすることでPCL付着部位の機能推定を行った。

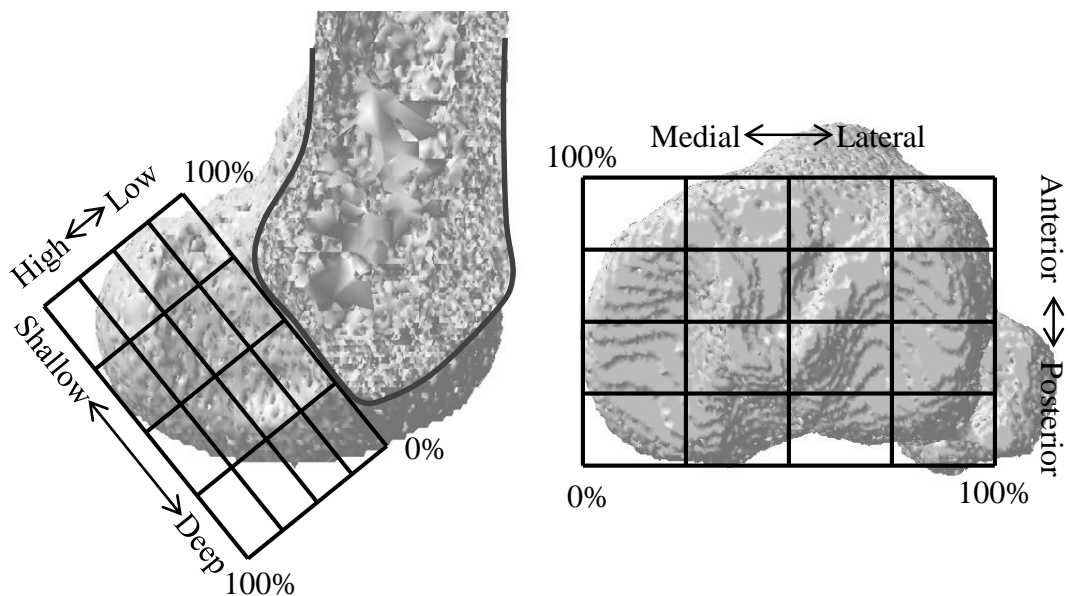


図4.8 脛骨および大腿骨におけるPCL付着部の走査範囲（右膝）

第5章 膝屈曲動作を対象とした動態解析

5.1 撮影方法および対象

5.2 TKA 後における FTJ を対象とした動態評価

5.2.1 6自由度運動の評価

5.2.2 大腿骨コンポーネントの最下点

5.2.3 大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の評価

5.2.4 考察

5.3 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態評価

5.3.1 6自由度運動の評価

5.3.2 大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の評価

5.3.3 考察

5.4 TKA 前後の動態評価

5.4.1 FTJ における 6 自由度運動の評価

5.4.2 PFJ における 6 自由度運動の評価

5.4.3 PCL 付着部位間距離の評価

5.4.5 膝蓋腱付着部位間距離の評価

5.4.6 考察

5.5 PCL 付着部位に対する評価

5.5.1 PCL 付着部位の推定

5.5.2 考察

第5章 膝屈曲動作を対象とした動態解析

5.1 対象および撮影方法

対象動作は、膝関節において可動域が最も広く、提案する評価手法を検討する上で最適であると考えられる膝屈曲動作とした。膝屈曲動作における FPD 撮影の方法および撮影により得られた生体膝関節と人工膝関節の 1 方向 X 線動画を図 5.1 に示す。膝屈曲動作の撮影は、被験者自身が無理なく支持できる姿



Natural knee joint



Artificial knee joint



図5.1 膝屈曲動作におけるFPD撮影の方法および撮影により得られた1方向X線動画像

勢を初期姿勢とし、初期姿勢から被験者自身が曲げることができる最大屈曲位まで屈曲する過程を側面より連続撮影した。CT撮影はTKA前に被験者に対して実施し、膝関節を中心に200mmの範囲を撮影した。

TKA後における被験者データを表5.1に示す。被験者はTKA前で重度のOAと診断されており、TKAによりCR型人工膝関節が置換された被験者6名、PS型人工膝関節が置換された被験者3名とした。TKA後の被験者の中でTKA前においてもFPD撮影可能だったCR型人工膝関節を置換された4名をTKA前後における動態評価の被験者とした。TKA前後における被験者データを表5.2に示す。PCL付着部位推定における被験者データを表5.3に示す。被験者は両膝ともに疾患を有さない健常な成人男性5名とし、白石らの文献⁽²⁰⁾で報告された6自由度運動結果を基にPCLのLength patternの計測を行った。

表5.1 TKA後における被験者

| Subject | Sex | Knee of object | Age | Weight [kg] | Implanted duration [month] | Knee joint type |
|----------------|--------|----------------|--------|-------------|----------------------------|-----------------|
| A | Female | Right | 73 | 51.7 | 3.3 | CR Type |
| B | Female | Right | 71 | 61.7 | 8.9 | CR Type |
| C | Female | Right | 59 | 59.0 | 6.2 | CR Type |
| D | Female | Left | 69 | 67.3 | 6.8 | CR Type |
| E | Female | Left | 64 | 70.2 | 8.2 | CR Type |
| F | Male | Left | 68 | 75.6 | 6.0 | CR Type |
| G | Female | Right | 72 | 68.8 | 3.4 | PS Type |
| H | Female | Right | 72 | 60.6 | 7.5 | PS Type |
| I | Male | Left | 73 | 63.4 | 6.1 | PS Type |
| Average | | | 69±4.5 | 64.3±6.7 | 6.3±1.8 | |

表5.2 TKA前後における被験者

| Subject | Sex | Knee of object | Age | Weight [kg] | Implanted duration [month] | Affected side |
|----------------|--------|----------------|----------|-------------|----------------------------|---------------|
| J | Female | Right | 73 | 51.7 | 3.3 | Lateral OA |
| K | Female | Right | 71 | 61.7 | 8.9 | Medial OA |
| L | Female | Right | 59 | 59.0 | 6.2 | Medial OA |
| M | Male | Left | 68 | 75.6 | 6.0 | Medial OA |
| Average | | | 67.8±5.4 | 62±8.7 | 6.1±20 | |

表5.3 PCL付着部位推定における被験者

| Subject | Sex | Knee of object | Age | Weight [kg] |
|----------------|------|----------------|----------|-------------|
| N | Male | Right | 31.0 | 80.0 |
| O | Male | Left | 31.0 | 77.0 |
| P | Male | Left | 30.0 | 59.0 |
| Q | Male | Left | 30.0 | 60.0 |
| R | Male | Right | 28.0 | 64.0 |
| Average | | | 30.0±1.1 | 68.0±8.8 |

5.2 TKA 後における FTJ を対象とした動態評価

5.2.1 6 自由度運動の評価

CR 型人工膝関節，PS 型人工膝関節の膝屈曲動作における 6 自由度動態解析結果を，屈曲に対する他 5 自由度でそれぞれ評価し，図 5. 2 と図 5. 3 に示す。CR 型人工膝関節が示す初期姿勢の屈曲角度は約 9.1～60.1deg，最大屈曲角度は約 79.0～101.7deg であった。PS 型人工膝関節が示す屈曲角度は，初期姿勢で約 30.2～30.4deg，最大屈曲位で約 98.2～113.8deg であった。内側/外側方向の並進運動の結果において，CR 型人工膝関節の絶対変位量は約 1.4～2.6mm，PS 型人

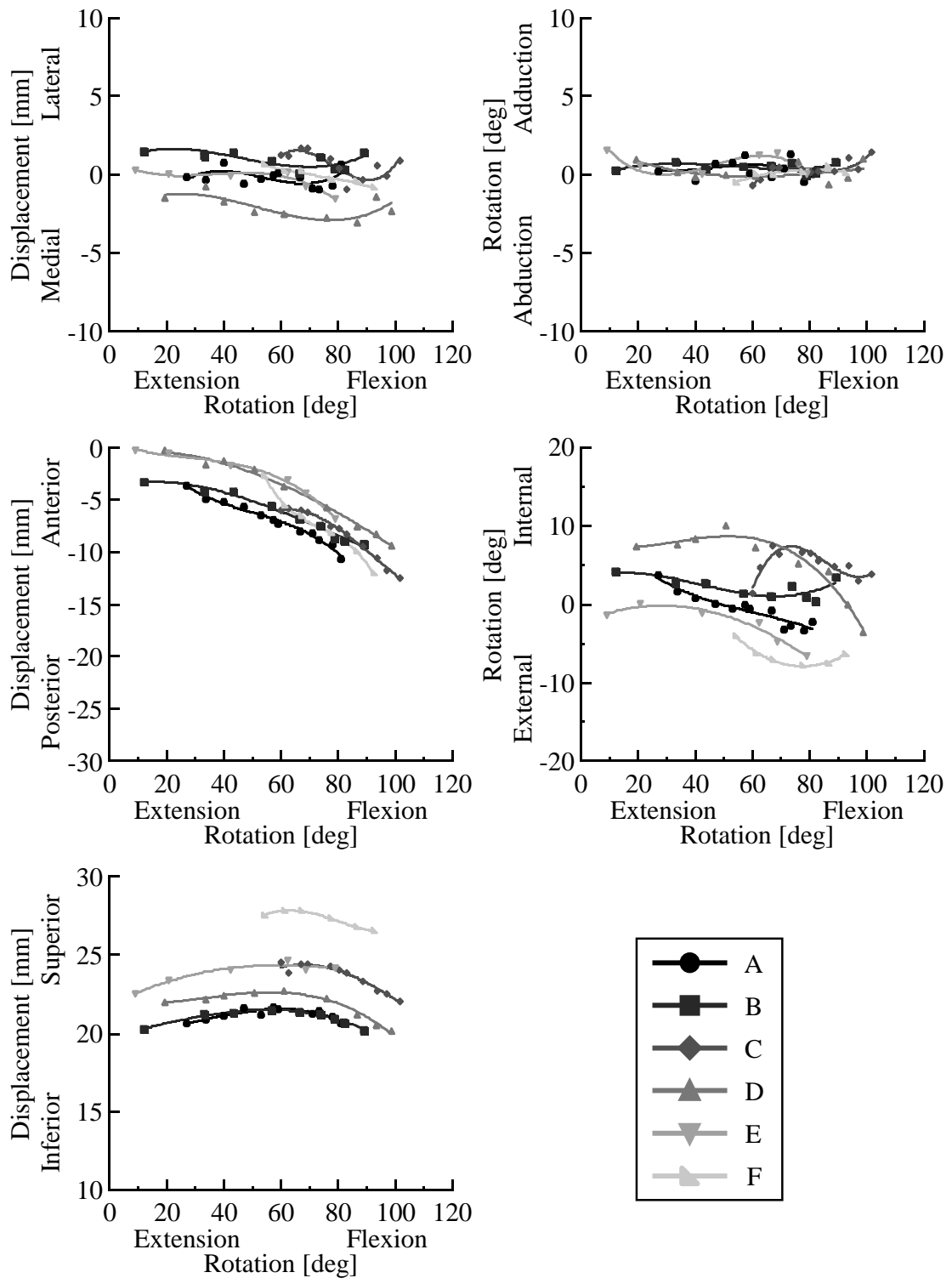


図5. 2 CR型被験者の膝屈曲動作における脛骨コンポーネントから見た大腿骨コンポーネントの変位（右膝）

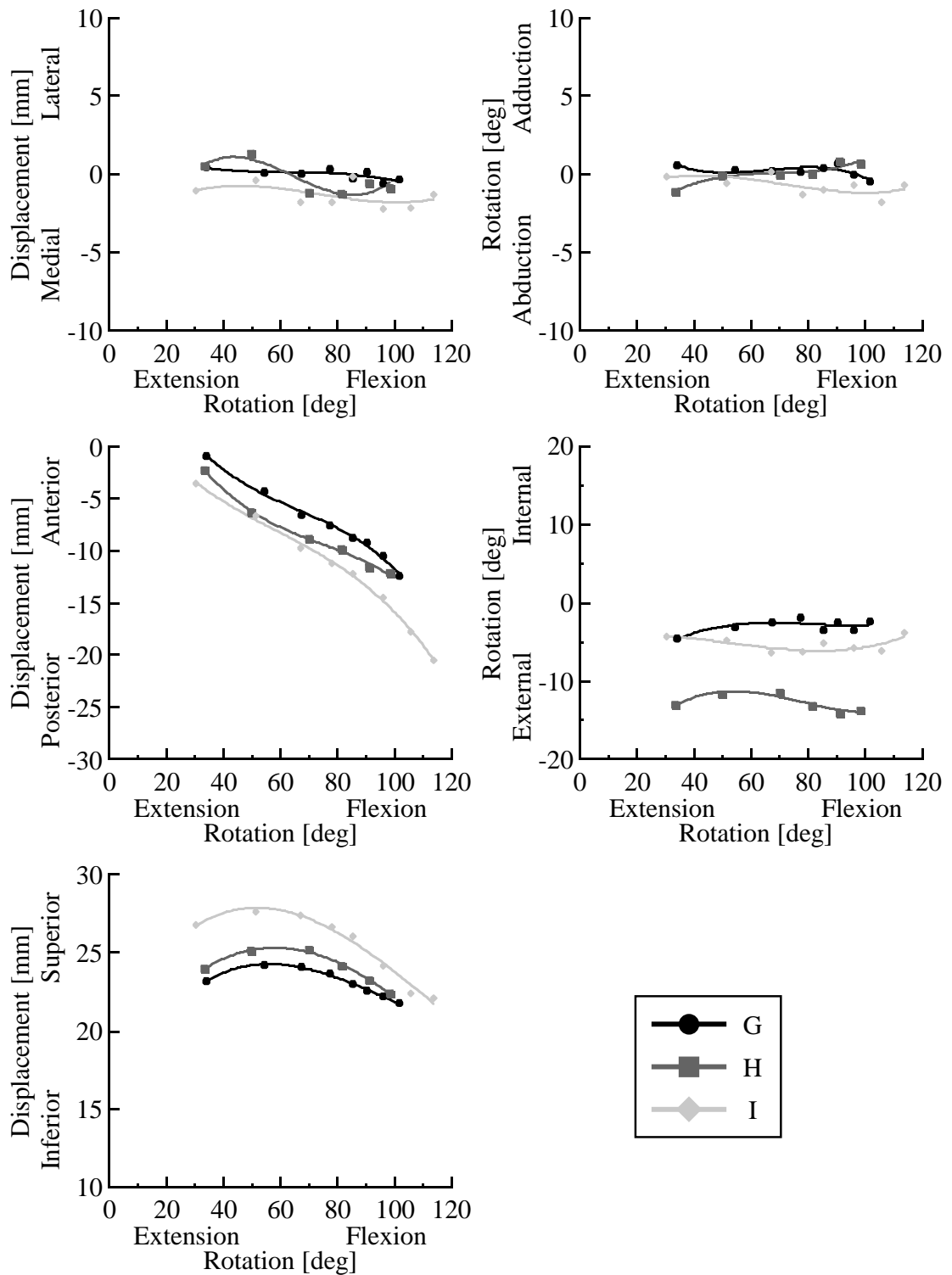


図5. 3 PS型被験者の膝屈曲動作における脛骨コンポーネントから見た大腿骨コンポーネントの変位（右膝）

人工膝関節では約 1.0~2.5mm で、全姿勢において 0 付近に位置していることが確認できた。前/後方向の並進運動における結果では、全被験者ともに屈曲に伴う後方変位が確認でき、絶対変位量は CR 型人工膝関節で約 5.9~9.3mm、PS 型人工膝関節で約 9.9~17.0mm であった。上/下方向の並進運動における結果では、全被験者ともに上方変位をした後、下方変位が確認できた。上/下位置における CR 型人工膝関節の最大値は約 21.5~27.8mm、PS 型人工膝関節では約 24.2~27.6mm であった。内転/外転の回転運動における結果では、CR 型人工膝関節、PS 型人工膝関節ともに全姿勢で内転/外転角度は 0 付近に収まっており、大きな内転/外転運動は確認できなかった。それぞれの人工膝関節における絶対回転量の最大は CR 型人工膝関節で約 2.1deg、PS 型人工膝関節で約 1.9deg であった。内旋/外旋の回転運動の結果において、被験者 A は初期姿勢から屈曲に伴い約 7.1deg 外旋運動傾向を示した。被験者 D、E は初期姿勢から大きな内旋/外旋運動は確認できなかったが、それぞれ屈曲角度約 50.1deg、20.7deg 以降で屈曲に伴う約 13.6deg、6.7deg の外旋運動が確認できた。被験者 C は初期姿勢から約 6.1deg の急激な内旋運動を示し、それ以降では屈曲に伴う約 3.7deg の外旋運動が確認できた。被験者 B、F では初期姿勢から屈曲に伴う外旋運動が確認でき、最大屈曲位直前でそれぞれ約 3.0deg、1.5deg の内旋運動が確認できた。CR 型人工膝関節の絶対回転量は 3.7~13.6deg であった。PS 型人工膝関節の被験者の絶対回転量は約 2.5~2.7deg であり、全被験者で初期姿勢からの大きな内旋/外旋運動は確認できなかった。

5.2.2 大腿骨コンポーネントの最下点

CR 型人工膝関節、PS 型人工膝関節における初期姿勢から最大屈曲位までの最下点の軌跡をそれぞれ図 5.4、図 5.5 に示す。CR 型人工膝関節において、被験者 A、F は初期姿勢付近でメディアルピボット (Medial pivot) が確認できたが、それ以降は最下点の大きな変位は確認できなかった。被験者 B、C は最下点の大きな変位は確認できなかった。被験者 D は最大屈曲位付近でセントラルピボット (Central pivot) が確認できた。被験者 E では最大屈曲位付近でラテラル

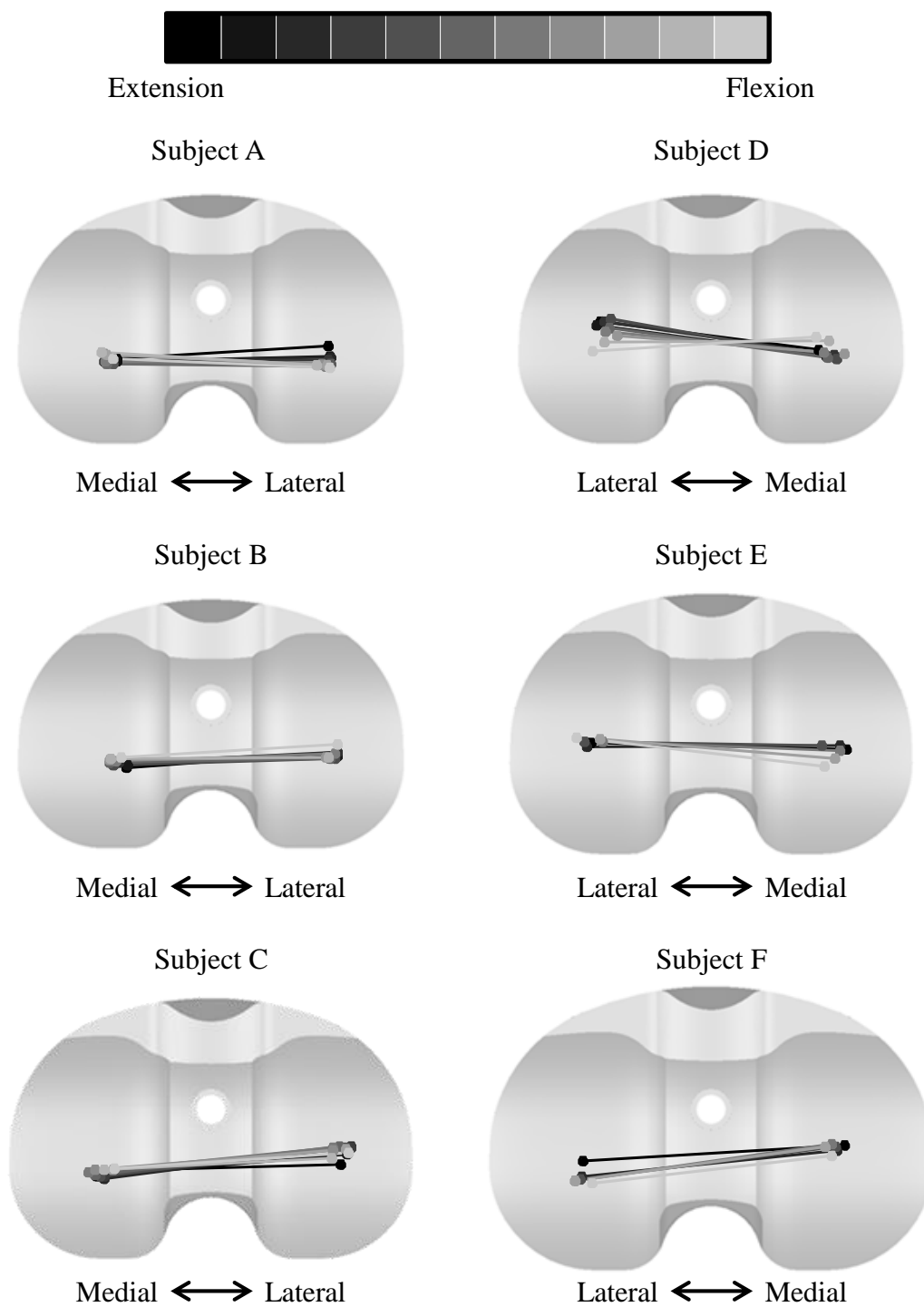


図5. 4 CR型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントの最下点の軌跡

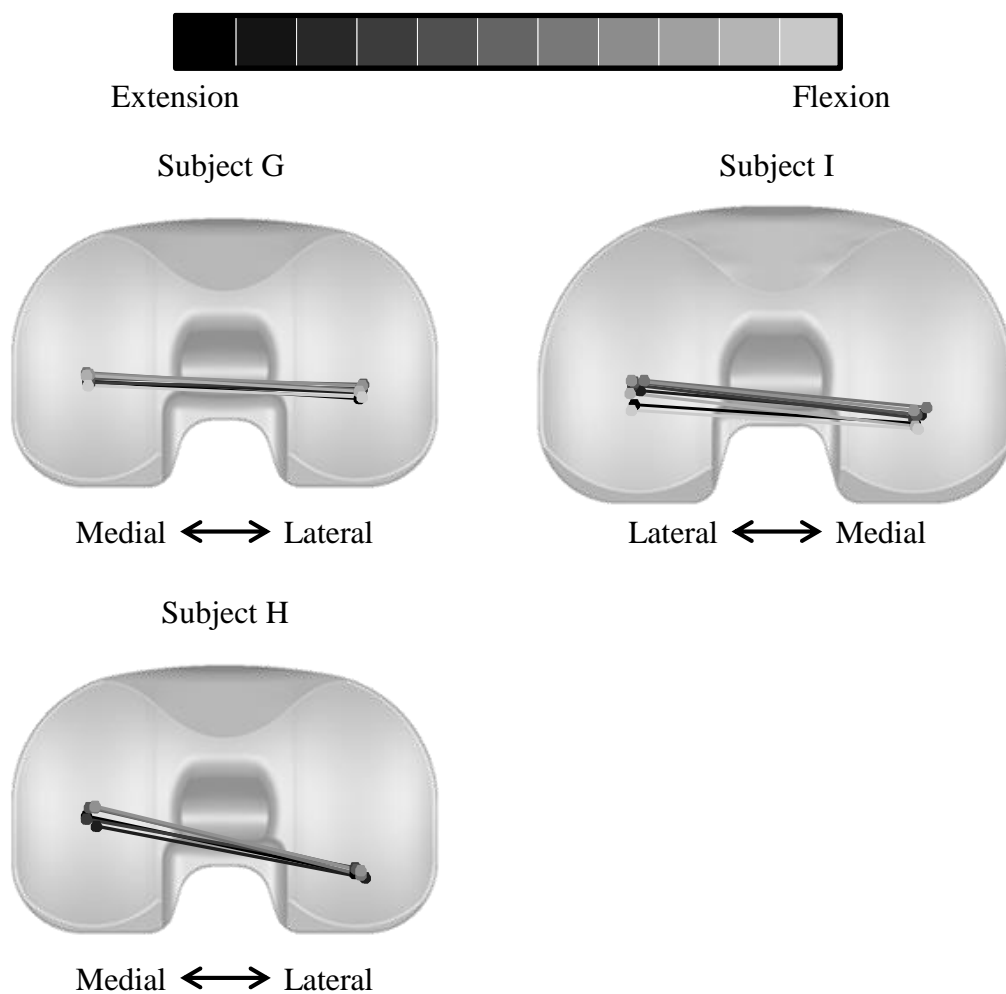


図5.5 PS型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントの最下点の最接近点の軌跡

ピボット（Lateral pivot）が確認できた。PS型人工膝関節において、被験者Gでは最下点の大きな変位は確認できなかった。被験者Hは初期姿勢付近でラテラルピボット、被験者Iでは初期姿勢付近でメディアルピボットが確認できた。

5.2.3 大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の評価

CR型人工膝関節、PS型人工膝関節における初期姿勢から最大屈曲位までの最接近点の軌跡をそれぞれ図5.6、図5.7に示す。CR人工膝関節において、被験者Aの外顆では動作開始直後で最接近点の後方変位が確認でき、内顆では最接近点の大きな変位は確認できなかった。被験者Bでは動作開始直後に内顆で

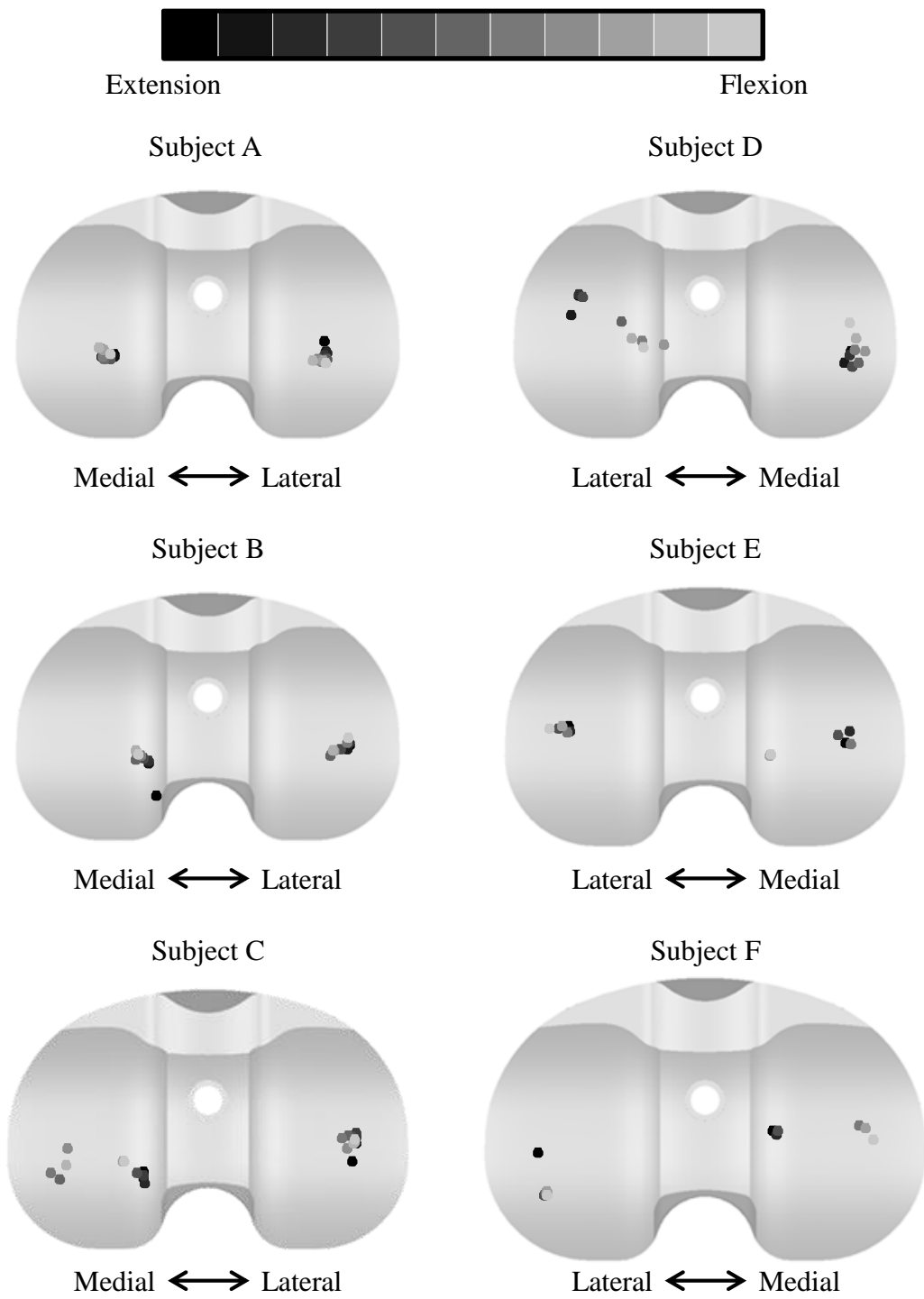


図5. 6 CR型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の軌跡

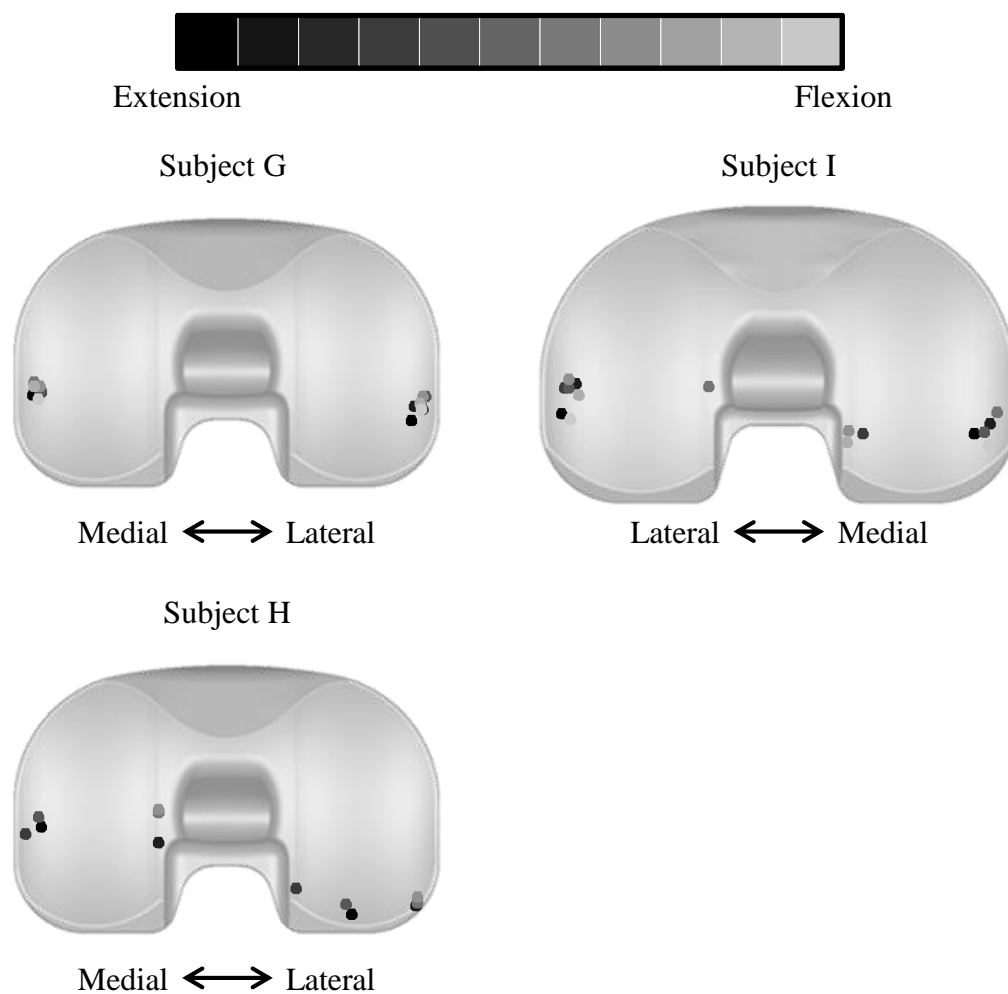


図5.7 PS型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の軌跡

最接近点の前方変位が確認できたが、その後、最接近点の大きな変位は確認できなかった。被験者 C, E において、内顆では最接近点の内外側変位が確認できたが、外顆では大きな変位は確認できなかった。被験者 D において、内顆では最大屈曲位直前に最接近点の前方変位が確認でき、外顆では屈曲に伴う最接近点の内側変位が確認できた。被験者 F の内顆では最接近点の内側変位が確認でき、外顆では動作開始直後に最接近点の後方変位が確認できた。被験者 G の外顆では動作開始直後に最接近点の微小な前方変位が確認できたが、内顆では最接近点の大きな変位は確認できなかった。被験者 H の内顆では顆間辺縁部および内側辺縁部で最接近点を確認でき、外顆では摺動面の後方辺縁部で最接近点

が確認できた。被験者 I の内顆では摺動面後方の顆間および内側辺縁部，外顆では摺動面の外側辺縁部で最接近点を確認できた。

5.2.4 考察

CR 型人工膝関節，PS 型人工膝関節ともに内転/外転の回転運動および内外側方向の並進運動の結果において，0 付近に位置しており，大きな変位は確認できなかった。内転/外転の回転運動は，コンポーネント同士が機械的な接触をしており，対象の人工膝関節は内外顆の形状が左右対称であるため，人工膝関節のデザインに促された動態を示していると推察できる。内側/外側方向の並進運動は，PS 型人工膝関節ではポストとボックスの機構によって内側/外側方向の並進運動が抑制されているためだと考えられる。CR 型人工膝関節では，大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の結果において，ポリエチレンインサートの顆間に最接近点が存在する肢位が確認できた。ポリエチレンインサートは図 5. 8 に示すように顆間が摺動面より高く設計されているため，ポリエチレンインサートの形状によって内側/外側方向の並進運動が抑制されていると考えられる。前/後方向の並進運動の結果において，PS 型人工膝関節は CR 型人工膝関節に比べ，絶対変位量が大きかった。これは，PS 型人工膝関節はポスト/カム機構によって大腿骨の後方変位が促されていると考えられる。上/下方向の並進運動の結果において，上/下位置の最大値に被験者間で違いが確認できた。これは，被験者に置換された大腿骨コンポーネントのサイズの違いによるものだと考えられる。大腿骨コンポーネントの最下点の結果において，全被験者ともに最下点の大きな変位が確認できない肢位が存在した。さらに，大腿骨コンポーネントとポリエチレンインサートの最接近点の結果において，最接近点の変位が微小な被験者が確認できた。これらのことから，大腿骨コンポーネントはポリエチレンインサートの 1 部の範囲で接触しており，ポリエチレンインサートの摩耗の危険性があると推察できる。



図5.8 CR型人工膝関節のポリエチレンインサートの冠状面断面

5.3 膝蓋骨コンポーネントを対象とした動態評価

5.3.1 6自由度運動の評価

膝屈曲動作時における膝蓋骨コンポーネントの6自由度運動結果は、脛骨コンポーネントに対する膝蓋骨コンポーネントの相対関係を、FTJの屈曲角度に対する膝蓋骨コンポーネントの6自由度で評価し、CR型人工膝関節、PS型人工膝関節の結果をそれぞれ図5.9、図5.10に示す。屈曲/伸展の回転運動の結果において、CR型人工膝関節、PS型人工膝関節ともにFTJの屈曲に伴う膝蓋骨コンポーネントの屈曲運動が確認できた。膝蓋骨コンポーネントの最大屈曲角度は、CR型人工膝関節では被験者Cが最も大きく、FTJの屈曲角度約101.7degに対して約42.0deg、被験者Cが最も小さく、FTJの屈曲角度約79.0degに対して約23.8degであった。PS型人工膝関節では被験者Iが最も大きく、FTJの屈曲角度約113.8degに対して約37.3deg、被験者Gが最も小さく、FTJの屈曲角度約101.5degに対して約29.9degであった。内側/外側回転の回転運動の結果において、被験者A～EおよびG、Hは初期姿勢からの大きな回転運動は確認できなかった。被験者FではFTJの屈曲に伴う内側回転、被験者IではFTJの屈曲に伴う外側回転が確認できた。内側/外側傾斜の回転運動における結果では、被験者A、C、FおよびGは初期姿勢からの大きな回転運動は確認できなかった。被験者Bは初期姿勢からFTJの屈曲角度約66.5degまで外側傾斜、それ以降で内側傾斜が確認できた。被験者D、E、HおよびIは初期姿勢からFTJの屈曲に伴う内側傾斜が確認でき、最大屈曲位直前で外側傾斜が確認できた。内側/外側方向の並進運動における結果では、被験者A、Bは初期姿勢からの大きな変位は確認できな

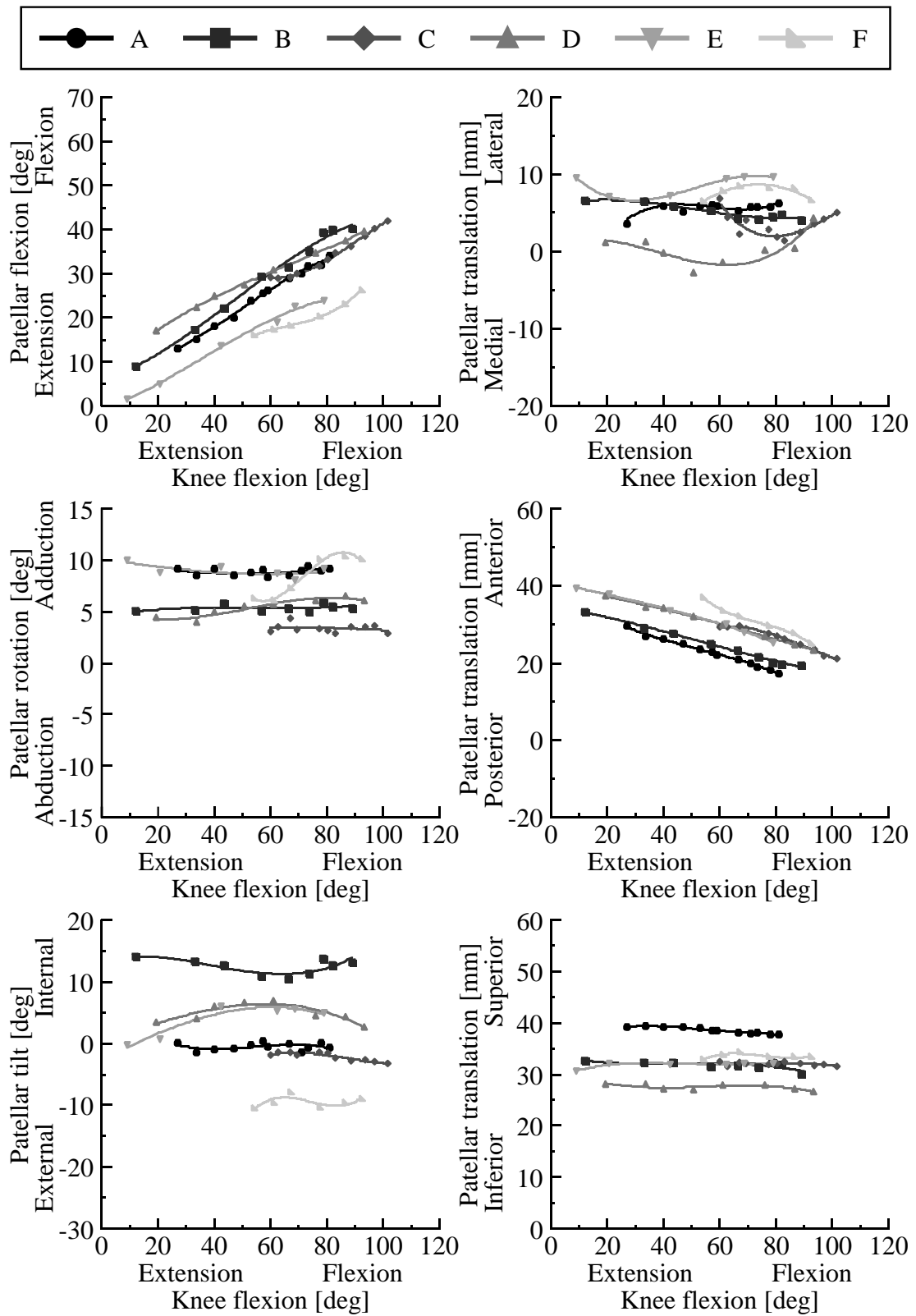


図5. 9 CR型被験者の膝屈曲動作における脛骨コンポーネントから見た膝蓋骨コンポーネントの変位 (右膝)

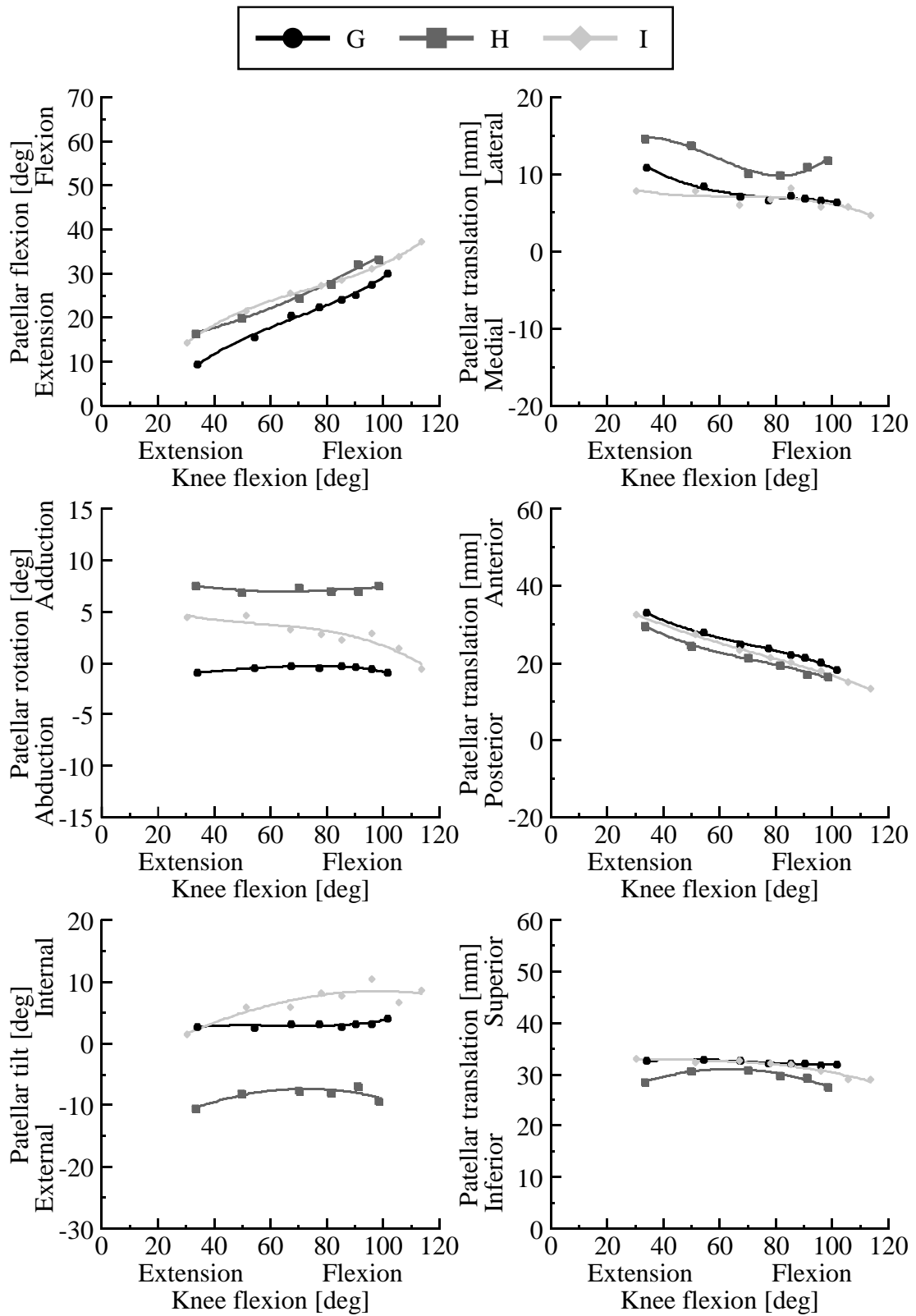


図5. 10 PS型被験者の膝屈曲動作における脛骨コンポーネントから見た膝蓋骨コンポーネントの変位 (右膝)

った。被験者 C, D, E および H は初期姿勢からの内側変位を示した後、外側変位が確認できた。被験者 F では初期姿勢から外側変位を示し、その後、内側変位を示した。被験者 G, I では FTJ の屈曲に伴う微小な内側変位が確認できた。前後方向の並進運動における結果では、CR 型人工膝関節、PS 型人工膝関節ともに FTJ の屈曲に伴う後方変位が確認できた。上/下方向の並進運動における結果では、CR 型人工膝関節、PS 型人工膝関節ともに初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。

5.3.2 大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の評価

CR 型人工膝関節、PS 型人工膝関節における初期姿勢から最大屈曲位までの最接近点の軌跡を図 5.11, 図 5.12 に示す。被験者 A では大腿骨コンポーネントおよび膝蓋骨コンポーネントの顆間と外顆の 2 系統の最接近点を確認できた。時系列では顆間と外顆を往復しており、全姿勢で最接近点は 1 点であった。被験者 B では初期姿勢から FTJ の屈曲角度約 82.0deg までは外顆で 1 点の最接近点を確認でき、それ以降では最接近点は内顆、外顆の 2 点で最接近点を確認できた。被験者 C, D および F では、全姿勢で最接近点は内顆と外顆の 2 点で確認でき、大腿骨コンポーネントでは FTJ の屈曲に伴う最接近点の下方変位が確認できた。被験者 E では初期姿勢から FTJ の屈曲角度約 20.7deg までは顆間、FTJ の屈曲角度約 20.7deg から 68.6deg では内顆、外顆でそれぞれ 1 点の最接近点を確認できた。FTJ の屈曲角度約 68.6deg 以降では内顆、外顆の 2 点で最接近点を確認できた。CR 型人工膝関節の膝蓋骨コンポーネントの最接近点はすべて摺動面内に収まっていた。PS 型人工膝関節では被験者 I の初期姿勢では外顆で 1 点の最接近点を確認できた。被験者 I の初期姿勢以降および被験者 G, H の全姿勢では、最接近点は内顆、外顆の 2 点確認できた。PS 型人工膝関節における膝蓋骨コンポーネントの最接近点は、初期姿勢付近では摺動面内に収まっているが、最大屈曲位付近では全被験者ともに膝蓋骨コンポーネントの摺動面辺縁部に位置していた。

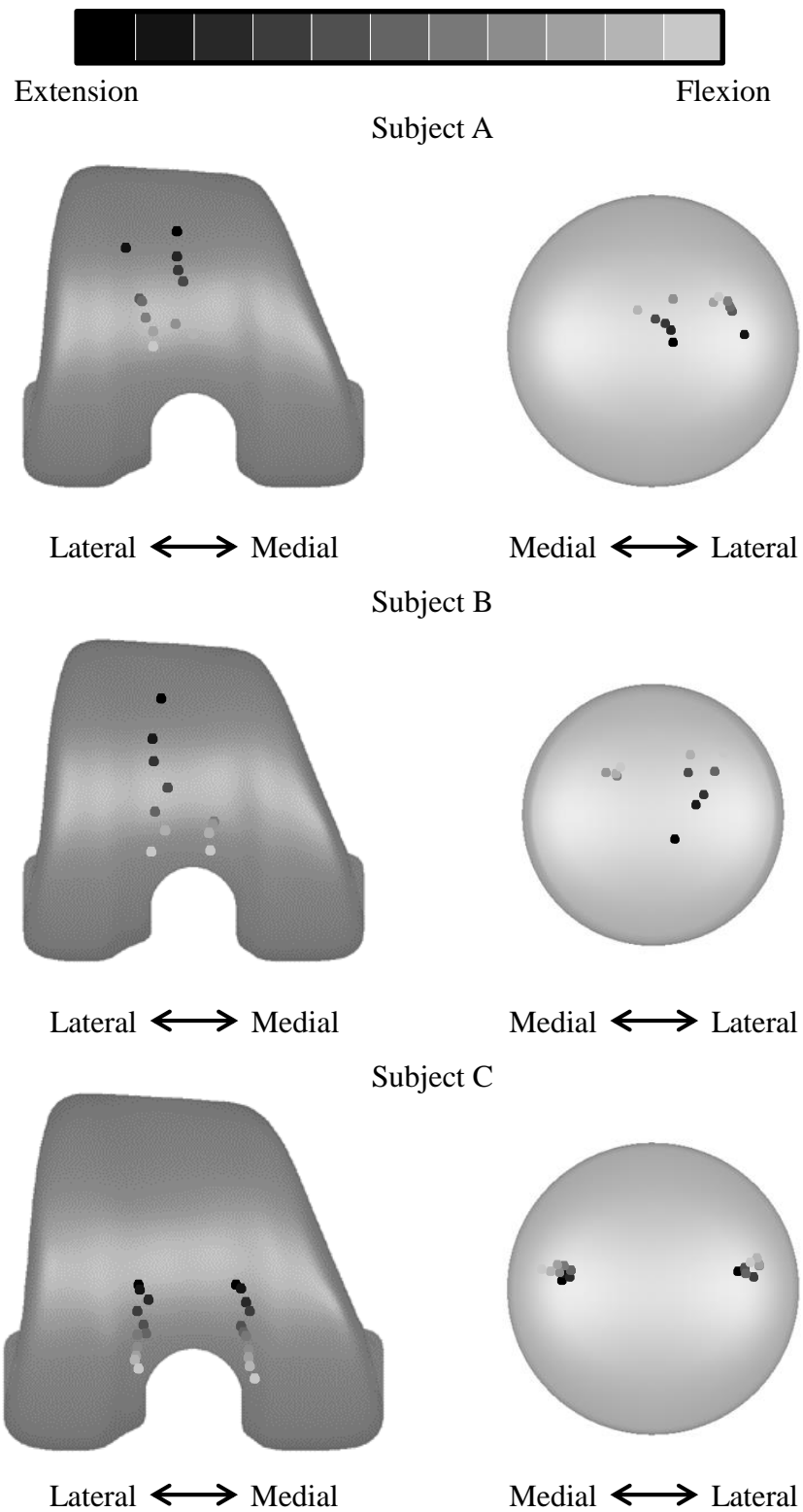


図5.11 (1) CR型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡

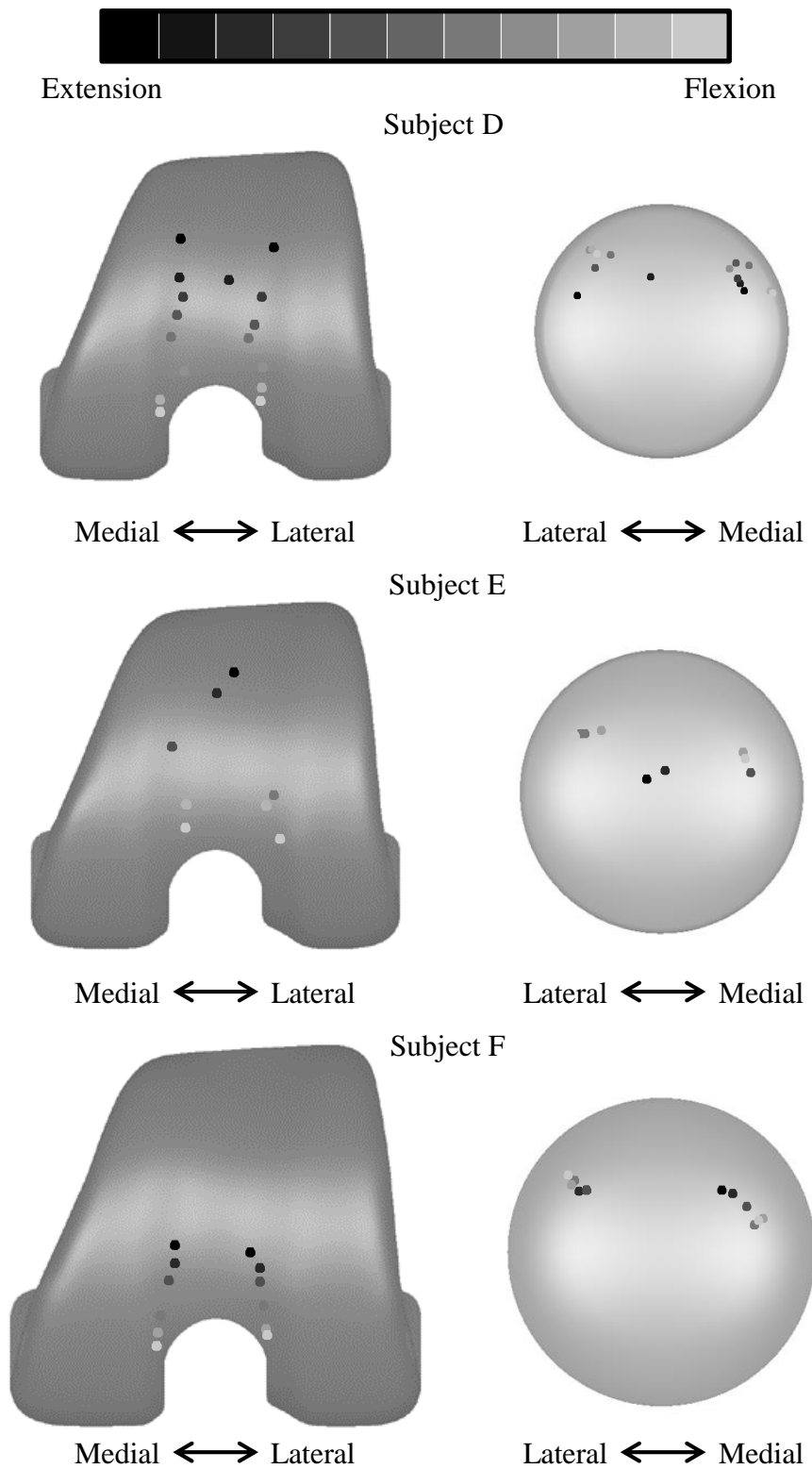


図5.11 (2) CR型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡

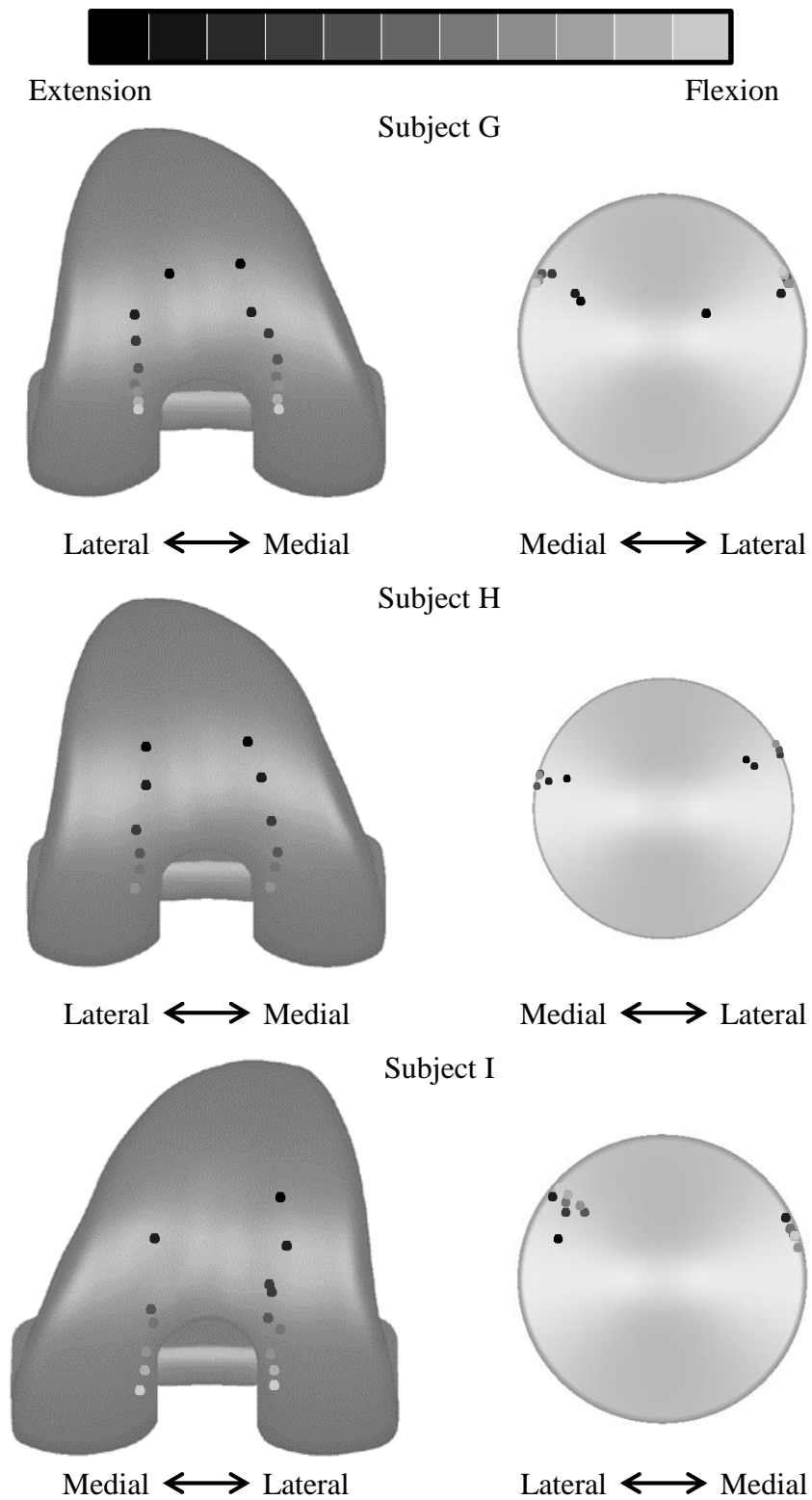


図5. 12 PS型被験者の膝屈曲動作における大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡

5.3.3 考察

内側/外側方向の並進運動の結果において、被験者 C~F の並進運動は大腿骨コンポーネントが示す内旋/外旋の回転運動と逆の位相を示した。これは、膝蓋骨コンポーネントは大腿骨コンポーネントの顆間に収まっているため、大腿骨コンポーネントの内旋/外旋の回転運動に従って並進運動を行っていると考えられる。大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の結果において、CR 型人工膝関節の被験者 A の全姿勢および被験者 B, E の軽屈曲位では、最接近点が 1 点確認できた。これは、大腿骨コンポーネント前方の膝蓋グループと膝蓋骨コンポーネントの形状適合率が高いためだと考えられる。2 点接触が確認された被験者では、膝蓋骨コンポーネントの最接近点に大きな変位が確認できなかった。このことから、膝蓋骨コンポーネントの摩耗の危険性あると考えられる。さらに、CR 型人工膝関節では最接近点は膝蓋骨コンポーネントの摺動面内に収まっていたが、PS 型人工膝関節の高屈曲位付近では最接近点が膝蓋骨コンポーネントの摺動面辺縁部で確認できた。図 5.13 に示すように対象とした CR 型人工膝関節は屈曲位において膝蓋骨コンポーネントが大腿骨コンポーネントの膝蓋グループに沈み込む形状になっており、PS 型人工膝関節と形状が異なっていた。これらのことから、デザインの違いによって最接近点の位置が

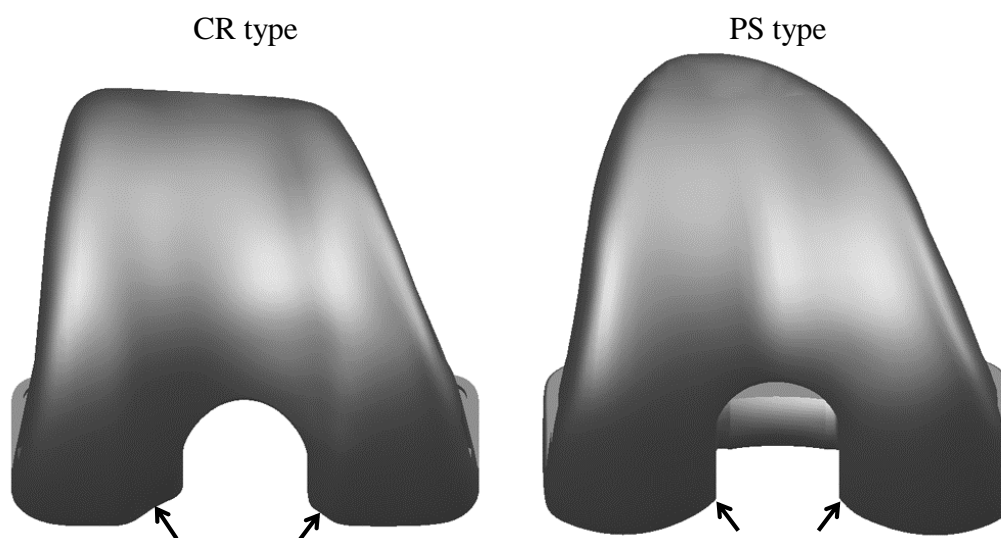


図5.13 CR型人工膝関節とPS型人工膝関節のデザインの違い

異なつたと考えられ、PS 型人工膝関節では膝蓋骨コンポーネントの摺動面辺縁部で応力集中による膝蓋骨コンポーネントの破損の危険性があると推察できる。

5.4 TKA 前後の動態評価

5.4.1 FTJ における 6 自由度運動の評価

TKA 前後における膝屈曲動作時の脛骨から見た大腿骨の相対関係を屈曲角度に対する他 5 自由度で評価し、TKA 前の結果を図 5.14, TKA 後の結果を図 5.15 に示す。被験者が示す屈曲角度は TKA 前の初期姿勢で約 22.2~54.5deg, 最大屈曲位で約 87.8~103.3deg であった。TKA 後では初期姿勢で約 28.5~69.0deg, 最大屈曲角度で約 96.3~113.1deg を示した。内側/外側方向の並進運動における結果では、全被験者の TKA 前後ともに初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。前/後方向の並進運動における結果では、TKA 前後ともに初期姿勢から屈曲に伴う後方変位が確認できた。上/下方向の並進運動における結果では、TKA 前後ともに初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。被験者 J, K では TKA 後は TKA 前に比べ約 5.6, 6.1mm 上方に位置していた。被験者 L では TKA 後は TKA 前に比べ 2.1mm 下方に位置していた。被験者 M では TKA 前後で上/下位置に大きな変位は確認できなかった。内転/外転の回転運動における結果では、被験者 J の TKA 前は初期姿勢で約 6.2deg の内転位を示し、最大屈曲位直前で約 5.2deg の急激な外転運動が確認できた。被験者 K の TKA 前では、初期姿勢で約 -7.5deg の外転位を示し、屈曲に伴う約 1.8deg の内転運動傾向が確認でき、最大屈曲位直前では約 1.9deg の内転運動が確認できた。被験者 L の TKA 前では、屈曲に伴う約 2.0deg の内転運動傾向を示したが、最大屈曲位直前で約 1.4deg の外転運動が確認できた。被験者 M の TKA 前では、初期姿勢で約 -1.6deg を示し、初期姿勢からの大きな回転運動は確認できなかった。TKA 後では、全被験者ともに約 3.3~7.0deg の内転位を示し、被験者 J は内転運動、被験者 K~M は外転運動が確認できた。内旋/外旋の回転運動における結果では、被験者 J の TKA 前では動作開始直後で内旋運動を示した後、外旋運動を示した。被験者 K, M の

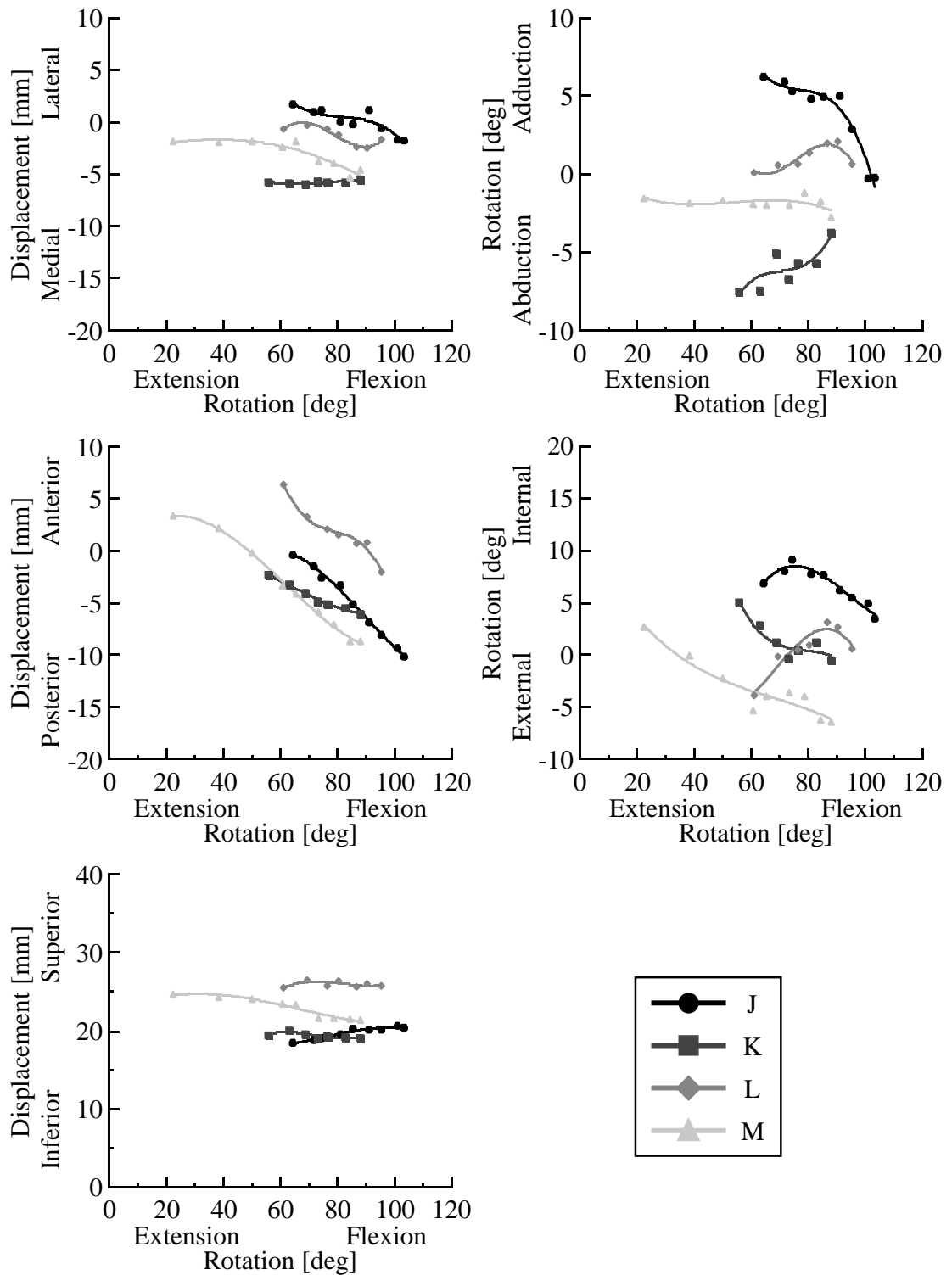


図5. 14 TKA前における膝屈曲動作を対象とした脛骨から見た大腿骨の変位 (右膝)

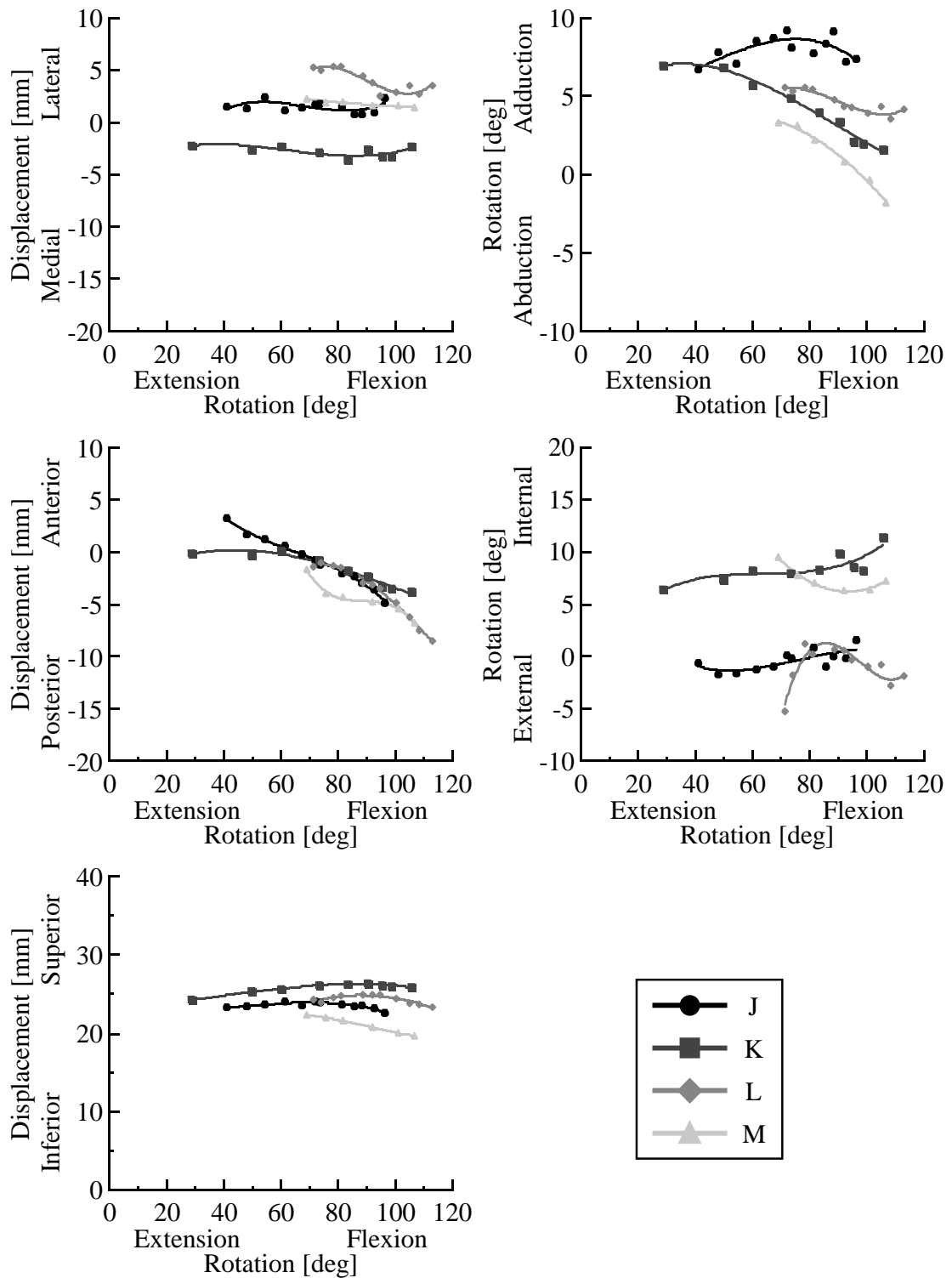


図5. 15 TKA後における膝屈曲動作を対象とした脛骨から見た大腿骨の変位（右膝）

TKA 前では、屈曲に伴う外旋運動が確認できた。被験者 L の TKA 前では、初期姿勢から屈曲角度約 86.6deg まで内旋運動を示し、それ以降で外旋運動が確認できた。被験者 J, K の TKA 後では、屈曲に伴う内旋運動が確認できた。被験者 L の TKA 後では、初期姿勢から屈曲角度約 78.5deg まで約 6.5deg の内旋運動、屈曲角度約 78.5deg で外旋運動が確認できた。被験者 M の TKA 後では屈曲に伴う外旋運動傾向が確認できた。

5.4.2 PFJ における 6 自由度運動の評価

TKA 前後における膝屈曲動作時の脛骨から見た膝蓋骨の相対関係を FTJ の屈曲角度に対する膝蓋骨が示す 6 自由度で評価し、TKA 前の結果を図 5.16, TKA 後の結果を図 5.17 に示す。屈曲/伸展の回転運動における結果では、TKA 前後ともに FTJ の屈曲に伴う膝蓋骨の屈曲運動が確認できた。膝蓋骨の最大屈曲角度は TKA 前では被験者 J が最も大きく、FTJ の屈曲角度約 103.3deg に対し約 37.1deg を示し、被験者 L が最も小さく、FTJ の屈曲角度約 95.3deg に対し約 28.2deg を示した。TKA 後における膝蓋骨の最大屈曲角度は、被験者 L で最大、被験者 M で最小であり、それぞれ FTJ の屈曲角度約 113.1deg, 106.7deg に対して約 47.5deg, 約 33.5deg を示した。TKA 前後を比較すると、被験者 J, M では TKA 前後で大きな違いは確認できなかった。被験者 K, L では TKA 後は TKA 前に比べ、屈曲角度が大きいことが確認できた。内側/外側回転の回転運動における結果では、被験者 J~L は TKA 前後ともに初期姿勢から大きな回転運動は確認できなかった。被験者 M では TKA 前後ともに内側回転が確認できた。さらに、全被験者ともに TKA 後は TKA 前に比べて全姿勢で内側回転位であった。内側/外側傾斜の回転運動の結果では、被験者 J, K, M の TKA 前は FTJ の屈曲に伴う内側傾斜運動が確認できた。被験者 L の TKA 前は初期姿勢から FTJ の屈曲角度約 86.6deg まで内側傾斜運動を示し、それ以降で外側傾斜運動が確認できた。TKA 後では全被験者ともに初期姿勢からの大きな回転運動は確認できなかった。内側/外側方向の並進運動における結果では、被験者 J の TKA 前は初期姿勢から FTJ の屈曲角度約 91.2deg まで大きな変位は確認できなかったが、

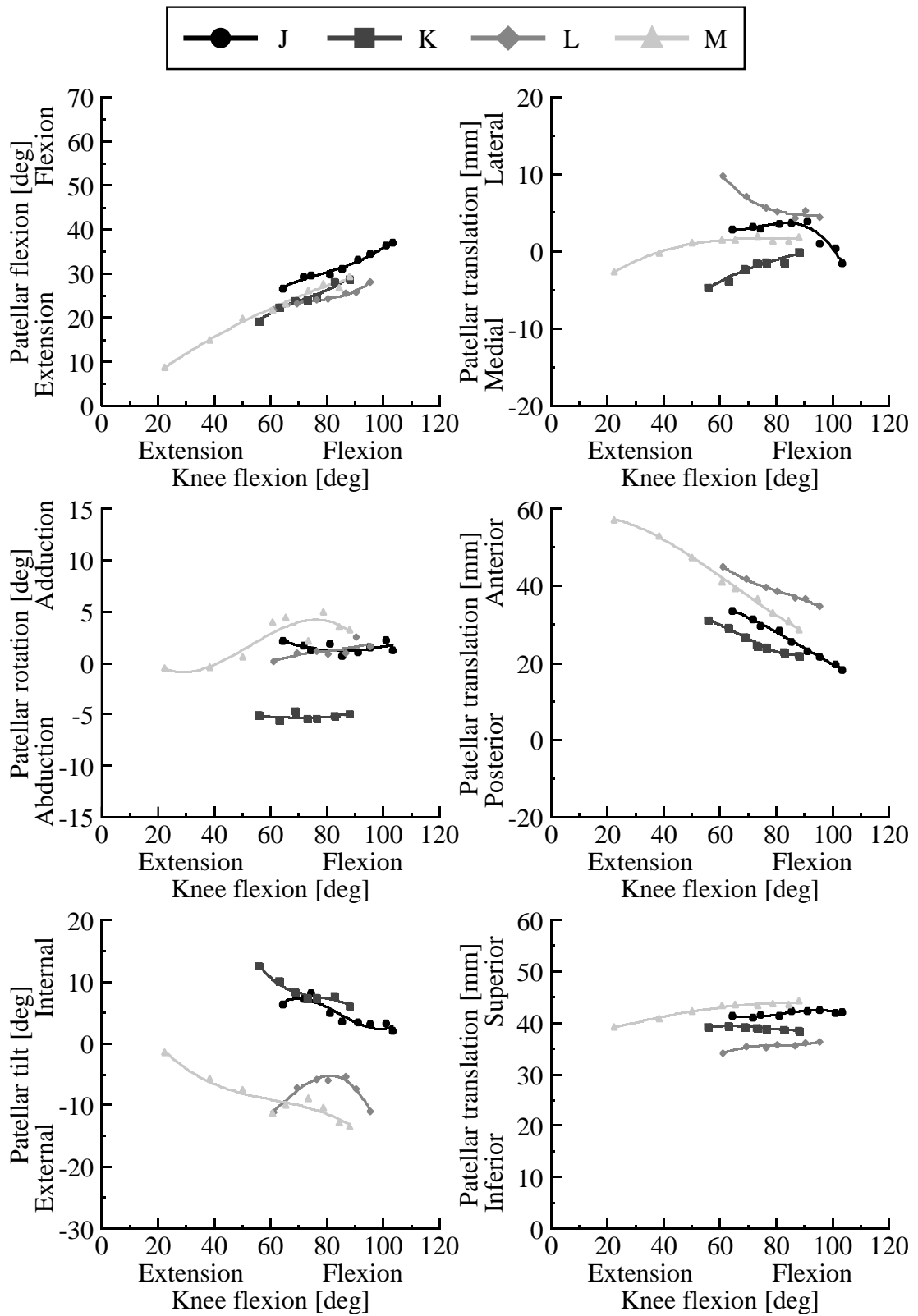


図5. 16 TKA前における膝屈曲動作を対象とした脛骨から見た膝蓋骨の変位 (右膝)

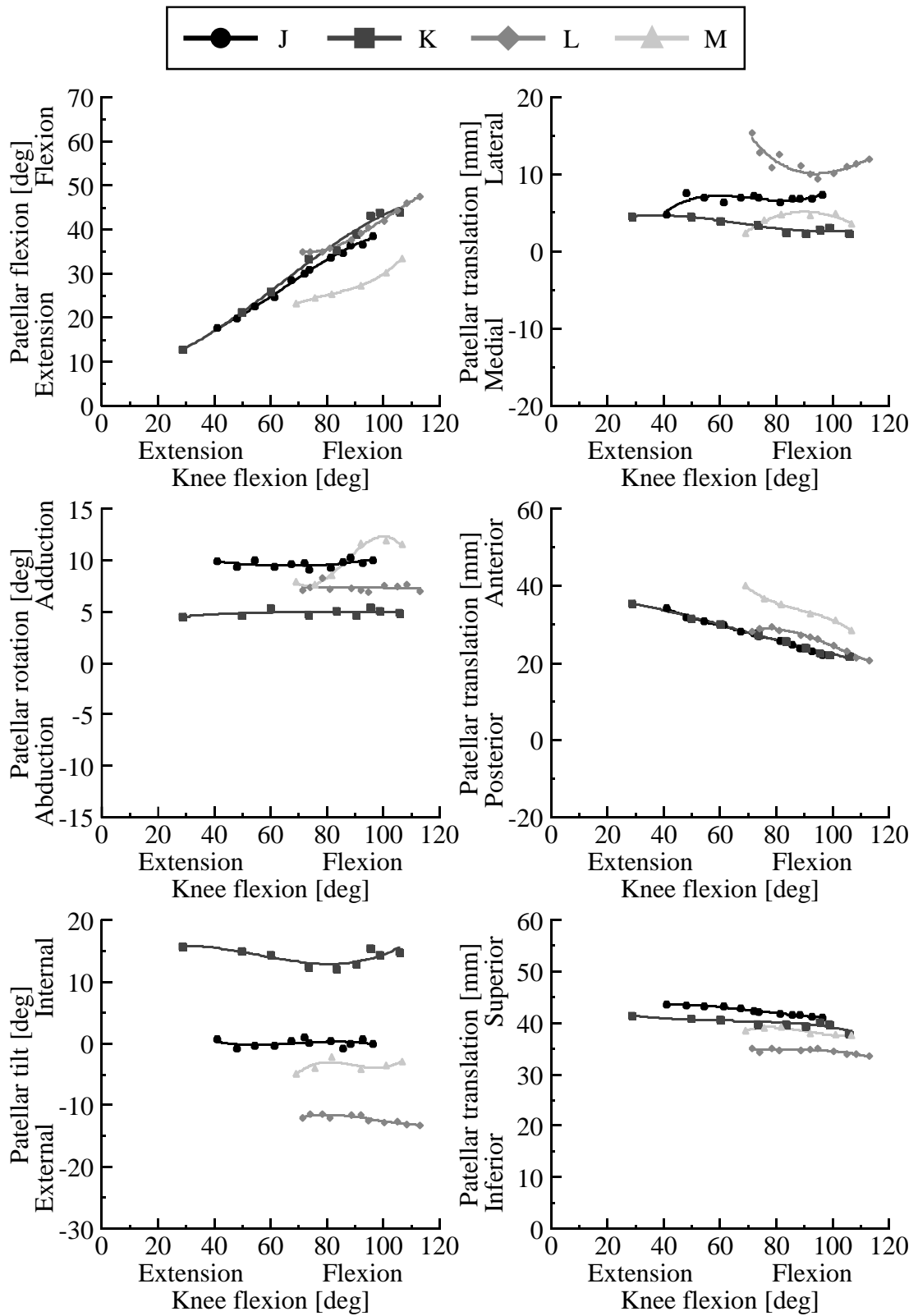


図5. 17 TKA後における膝屈曲動作を対象とした脛骨から見た膝蓋骨の変位 (右膝)

FTJ の屈曲角度約 91.2deg 以降では外側変位が確認できた。被験者 K, M の TKA 前では, FTJ の屈曲に伴う内側変位傾向が確認できた。被験者 L の TKA 前では, FTJ の屈曲に伴う外側変位が確認できた。TKA 後においては被験者 J, K, M では初期姿勢からの大きな変位は確認できなかったが, 被験者 L では初期姿勢から FTJ の屈曲角度約 94.6deg まで外側変位が確認でき, それ以降で約 2.6mm の内側変位が確認できた。前/後方向の並進運動における結果では, TKA 前後ともに FTJ の屈曲に伴う後方変位傾向が確認できた。被験者 J, K, M では TKA 前後で前後位置に変化はなかったが, 被験者 L では全姿勢で TKA 後は TKA 前に比べ後方に位置していた。上/下方向の並進運動における結果では, 被験者 J~L の TKA 前は初期姿勢からの大きな変位は確認できなかったが, 被験者 M の TKA 前では FTJ の屈曲に伴う約 5.2mm の上方変位が確認できた。TKA 後においては被験者 J, K では FTJ の屈曲に伴う約 2.5, 3.5mm の下方変位が確認できた。被験者 L, M では初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。TKA 前後の比較では, 被験者 J~L は大きな変位は確認できなかったが, 被験者 M では TKA 後は TKA 前に比べ約 5.0mm 下方に位置していた。

5.4.3 PCL 付着部位間距離の評価

TKA 前後における膝屈曲動作時の PCL 付着部位間距離の計測結果を屈曲角度に対する PCL 付着部位間距離で評価し, 図 5.18 に示す。全被験者の TKA 前後ともに屈曲に伴う PCL 付着部位間距離の伸びが確認でき, 被験者 L の TKA 後では屈曲角度 88.9deg 以降で緊張が確認できた。TKA 前後を比較すると, 被験者 J, K における TKA 後の PCL 付着部位間距離は TKA 前に比べ約 4.9, 6.1mm の伸びが確認できた。被験者 L では, TKA 後は TKA 前に比べ約 3.9mm の接近が確認できた。被験者 M では TKA 前後で PCL 付着部位間距離に大きな変位は確認できなかった。

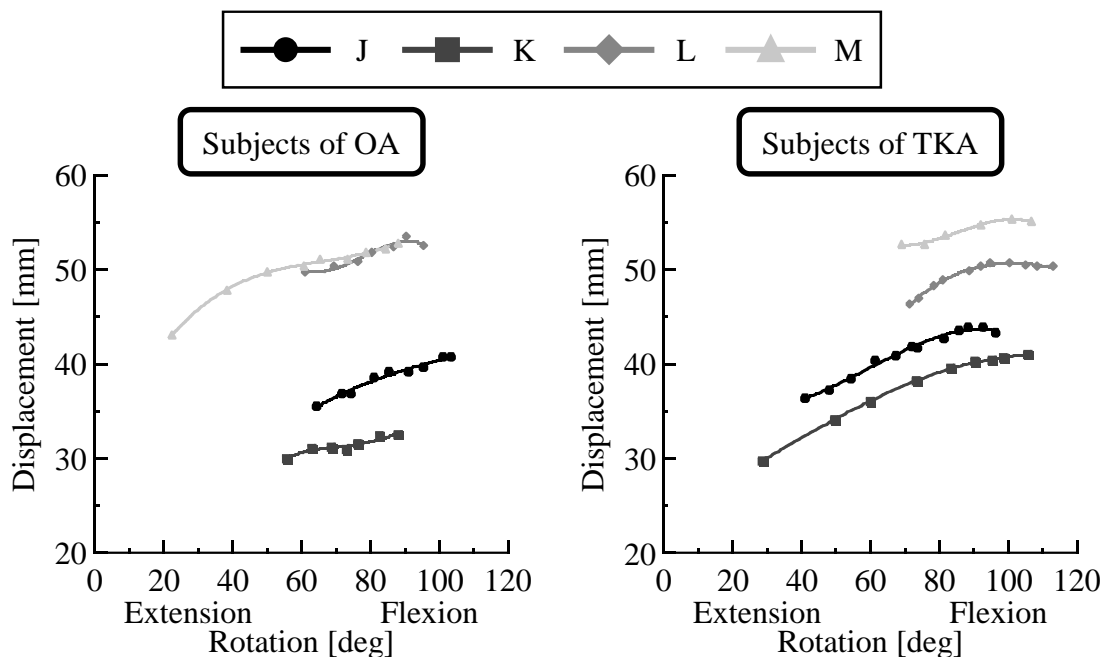


図5.18 TKA前後における膝屈曲動作を対象とした後十字靭帯付着部位間距離の変位

5.4.4 膝蓋腱付着部位間距離の評価

TKA 前後における膝屈曲動作時の膝蓋腱付着部位間距離の計測結果を FTJ の屈曲角度に対する膝蓋腱付着部位間距離で評価し、図 5.19 に示す。TKA 前の被験者 J, L, M では FTJ の屈曲に伴う約 1.8~2.6mm の伸びが確認でき、被験者 K では初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。TKA 後では被験者 K, L で FTJ の屈曲に伴う約 4.4, 1.7mm の伸びが確認できた。被験者 J, M では初期姿勢からの大きな変位は確認できなかった。TKA 前後を比較すると、被験者 J ~L では膝蓋腱付着部位間距離に大きな変位は確認できなかった。被験者 M では TKA 後は TKA 前に比べ約 4.0mm の接近が確認できた。

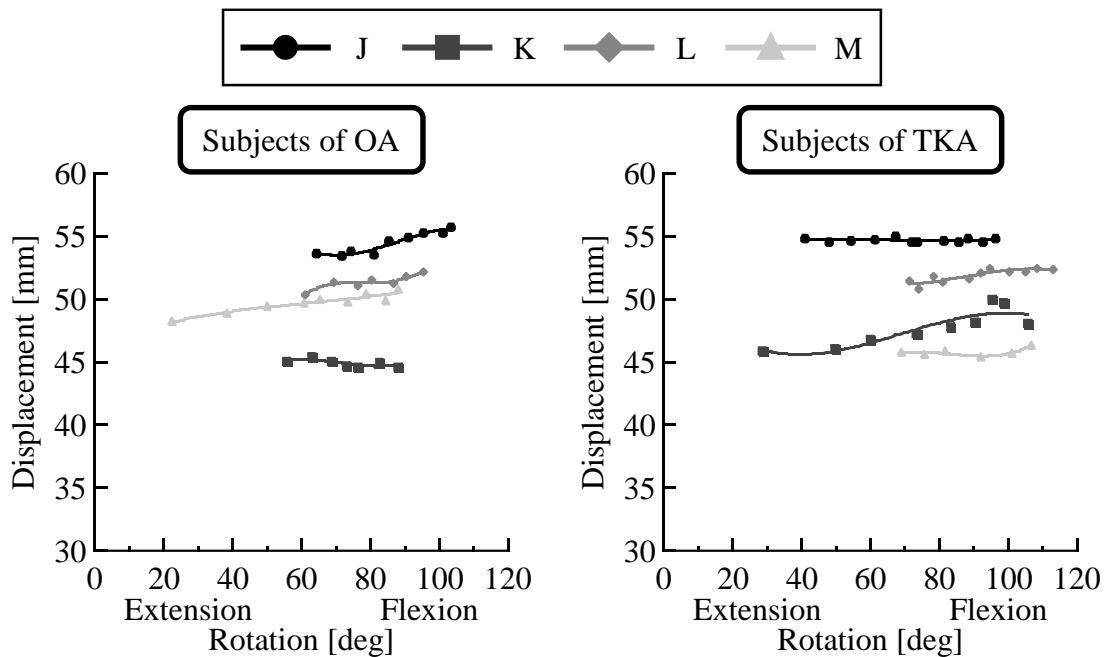


図5.19 TKA前後における膝屈曲動作を対象とした膝蓋腱附着部位間距離の変位

5.4.5 考察

TKA 前の内転/外転の回転運動の結果においては、初期姿勢で被験者 J は内転位、被験者 K は外転位、被験者 L, M では 0 付近に位置しており、被験者 J~M では最大屈曲位直前で急激な回転運動が確認できた。このことから、TKA 前では最大屈曲位直前における動態の不安定性を捉えることができたと考えられる。TKA 後では全被験者ともに初期姿勢で内転位を示していた。大腿骨の相対座標系は解剖学的軸を基に設定しており、図 5.20 に示すように解剖学的軸は下肢機能軸（荷重軸）に対して約 5~7deg 内転している⁽⁵⁵⁾。これらのことから、内側型 OA と診断された被験者 K~M の TKA 前では膝関節の内反を捉えることができたと考えられ、TKA 後では下肢アライメントが健常膝関節と同様になると推察できる。コンポーネントに設定した相対座標系の内転/外転の回転運動の結果では、全被験者ともに 0 付近に位置していたことから、TKA 後において骨に相対座標系を設けることで、下肢相対アライメントが示す動態を捉えることができたと考えられる。TKA 前において、同じ回転軸を持つ大腿骨が示す内

旋/外旋の回転運動と膝蓋骨が示す内側/外側傾斜の回転運動は同様の回転運動傾向が確認できた。さらに、膝蓋骨が示す内側/外側方向の並進運動の結果では、内旋/外旋の回転運動の結果と逆の位相を示した。これらのことから、TKA 前では PF 関節間の狭小化によって膝蓋骨は大腿骨に拘束され、同様の運動傾向を示したと考えられる。TKA 後においては、大腿骨の内旋/外旋の回転運動と膝蓋骨の内側/外側傾斜の回転運動は異なる運動傾向を示した。このことから、TKA 後では PF 関節面が点接触になるため、膝蓋骨が大腿骨に拘束されずに異なった運動傾向を示したと推察できる。PCL 付着部位間距離の結果において、被験者 J, K では TKA 後は TKA 前に比べ伸びが確認でき、被験者 L では接近が確認できた。大腿骨の上/下方向の並進運動の結果において、被験者 J, K では TKA 後は TKA 前に比べて上方に位置しており、被験者 L では下方に位置していた。これらのことから、TKA 前後における PCL の緊張の違いは大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの上/下方向の置換位置に影響されると考えられる。

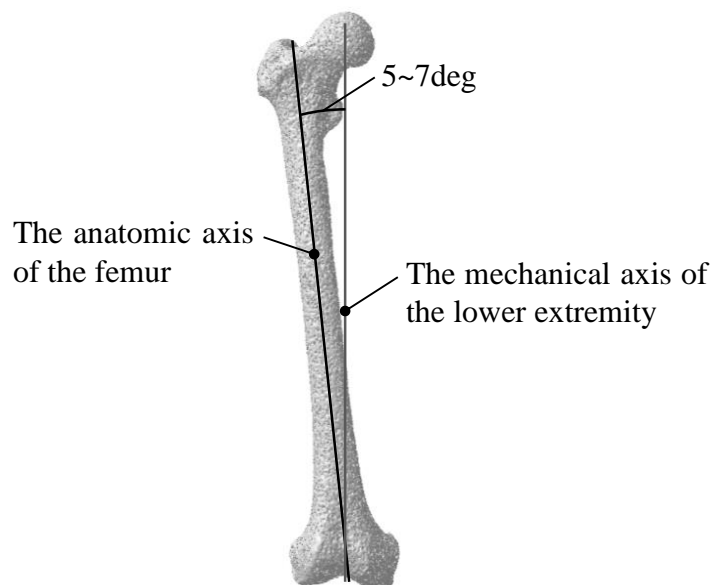


図5.20 大腿骨の相対座標系と下肢機能軸の角度差

5.5 PCL 付着部位に対する評価

5.5.1 PCL 付着部位の推定

膝屈曲動作時の動態解析結果において、最も屈曲範囲が大きかった被験者 P の Length pattern の計測結果を図 5.21 (A) に示す。被験者の屈曲範囲は約-11.3～11.8deg から約 134.1～165.4deg であった。脛骨、大腿骨のすべての計測点における Length pattern の計測結果では、全被験者で屈曲に伴う伸びや接近傾向を示す Length pattern や計測距離に変位がない Length pattern などの様々な Length pattern が確認できた。本研究グループが報告したスクワット動作の動態解析結果において、最大屈曲角度が大きかった被験者では、屈曲角度約 90deg 以降で PCL 付着部位間距離に大きな変位がないことを確認している⁽²⁰⁾。そこで、屈曲位で変位がない Length pattern を示す PCL 付着部位の推定を行うため、初期姿勢から屈曲角度 90deg までは伸びを示し、屈曲角度 90deg 以降で変位がない Length pattern の抽出を行い、抽出した結果を図 5.21 (B) に示す。抽出方法は、各姿勢における計測距離を L_n としたとき、屈曲角度 90deg 以前では $L_n < L_{n+1}$ を満たし、屈曲角度 90deg 以降における計測距離の絶対変位量が 1.0mm 以内の Length pattern を抽出した。さらに、全姿勢における計測距離の絶対変位量が 10.0mm 以上であることとした。全被験者の初期姿勢での PCL 付着部位間距離は約 16.4～46.2mm、最大屈曲位では約 27.1～58.0mm であった。抽出した Length pattern の計測点を各被験者の脛骨および大腿骨にプロットしたものを図 5.22 に示す。被験者 N の大腿骨におけるプロット点は S/D25.0～42.5%、H/L0.0～25.0%で確認でき、ほぼ長方形の形状をしていた。脛骨におけるプロット点は M/L25.0～52.5%、A/P0.0～25.0%で確認でき、内顆から顆間後方辺縁部にかけて確認できた。被験者 O の大腿骨では S/D25.0～44.4%、H/L0.0～50.0%の範囲でプロット点の確認でき、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット点の分布が広がった。脛骨ではプロット点は M/L25.0～67.0%、A/P0.0～25.0%に収まっており、内顆から顆間後方辺縁部でプロット点の確認できた。被験者 P の大腿骨におけるプロット点は S/D25.0～40.6%、H/L0.0～29.7%で確認できた。脛骨では M/L26.2～60.0%、

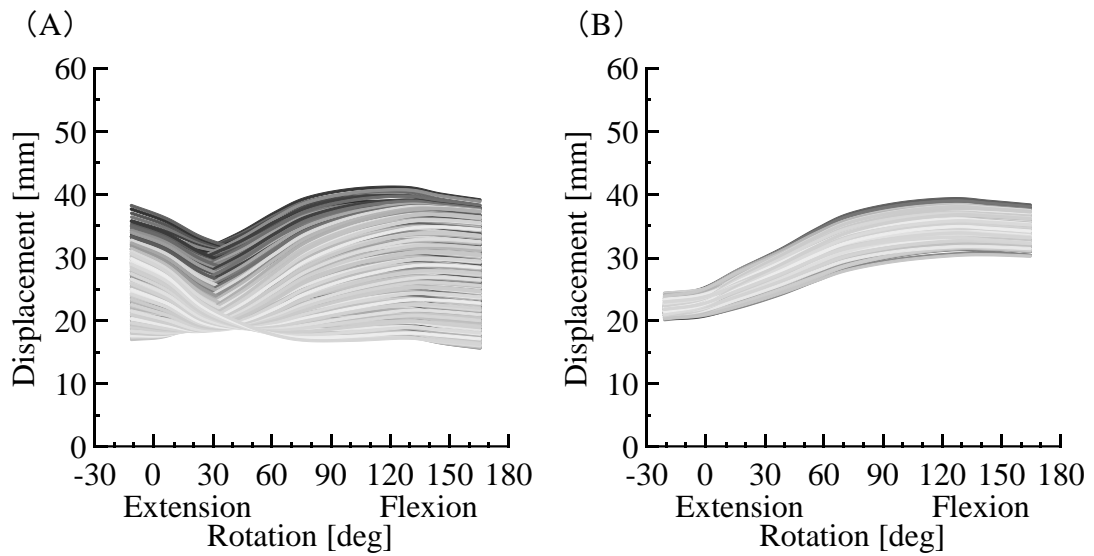


図5.21 膝屈曲動作における被験者PのLength patternの計測結果

(A) 全走査点におけるLength pattern

(B) PCLの機能を有したLength pattern

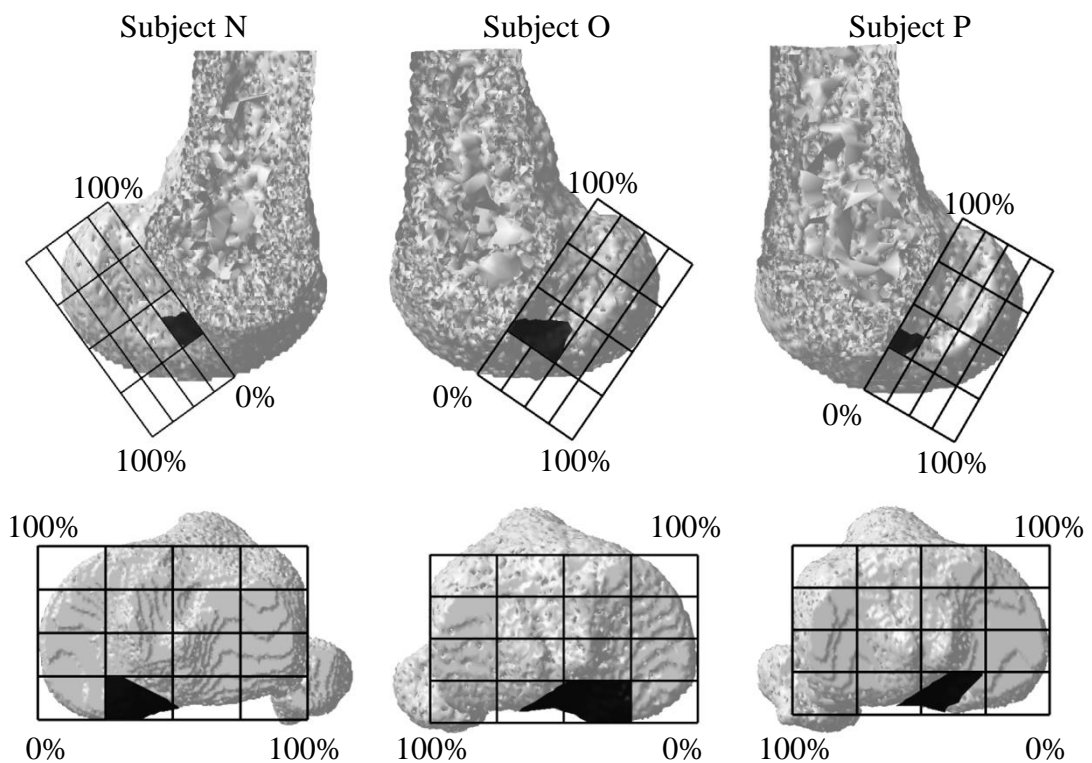


図5.22 (1) 脛骨および大腿骨におけるPCLの機能を有したLength pattern計測点のプロット位置

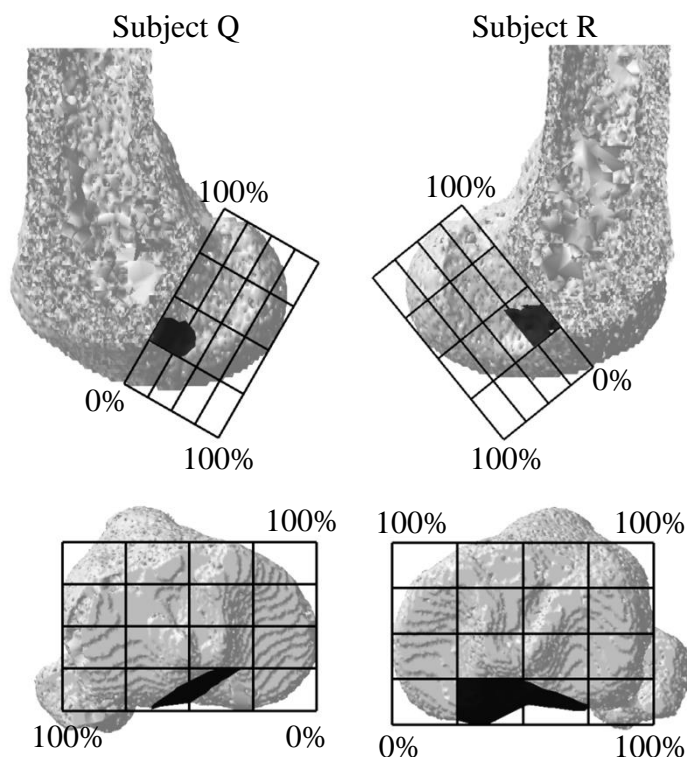


図5. 22 (2) 脛骨および大腿骨におけるPCLの機能を有した Length pattern計測点のプロット位置

A/P1.2~25.0%の範囲にプロット点は収まっており、内顆から顆間にかけて斜めにプロット点が確認できた。被験者 Q の大腿骨のプロット点は S/D25.0~42.3%，H/L0.0~39.8%で確認できた。脛骨のプロット点は M/L28.8~65.0%，A/P0.0~25.0%の範囲に収まっており、内顆から顆間にかけて斜めにプロット点が確認できた。被験者 R の大腿骨におけるプロット点は S/D25.0~48.4%，H/L0.0~29.2%で確認でき、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲は広がった。脛骨におけるプロット点は M/L25.0~75.0%，A/P0.0~25.0%の範囲に収まっており、M/L25.0~50.0%ではすべての範囲でプロット点が確認でき、M/L50.0%以降では M/L が大きくなるに伴ってプロット範囲の後方変位が確認できた。さらに、計測距離によるプロット位置の変位を評価するために、各被験者の全姿勢における計測距離の絶対変位量を基に 3 分割し、計測点を脛骨と大腿骨にプロットした結果を被験者ごとに図 5. 23~図 5. 27 に示す。被験者 N の絶対変位量約 10.0~12.6mm における大腿骨のプロット点は、S/D25.0~42.5%，H/L0.0~25.0%の

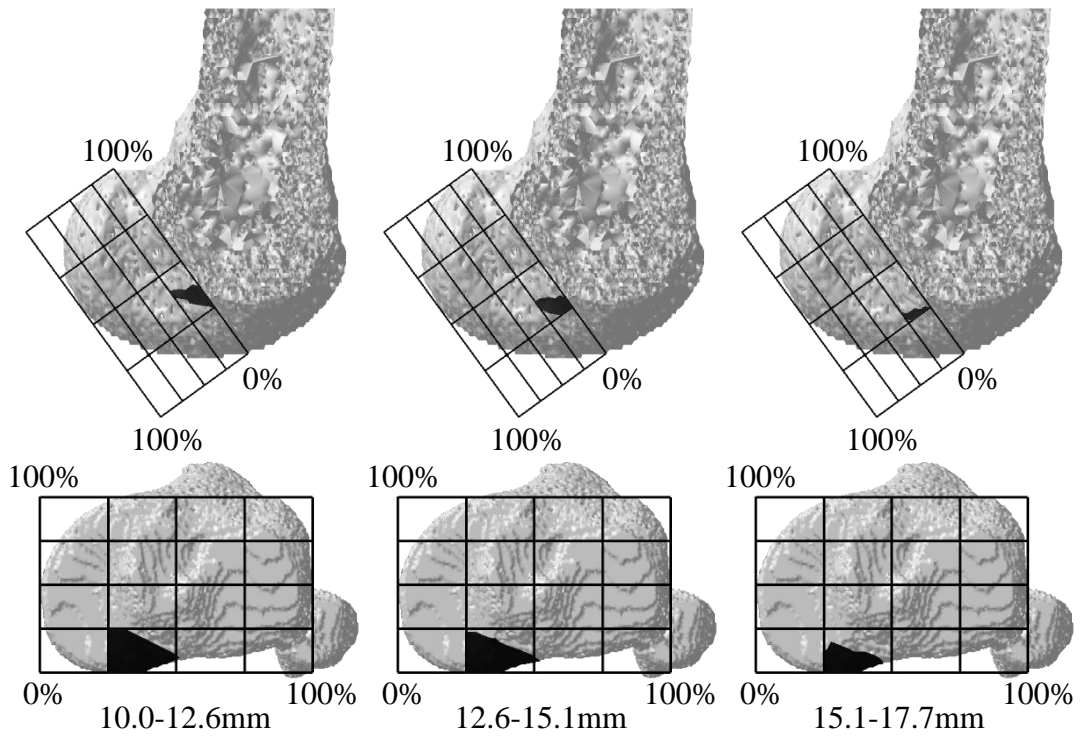


図5.23 被験者Nにおける各範囲のLength pattern計測点のプロット位置

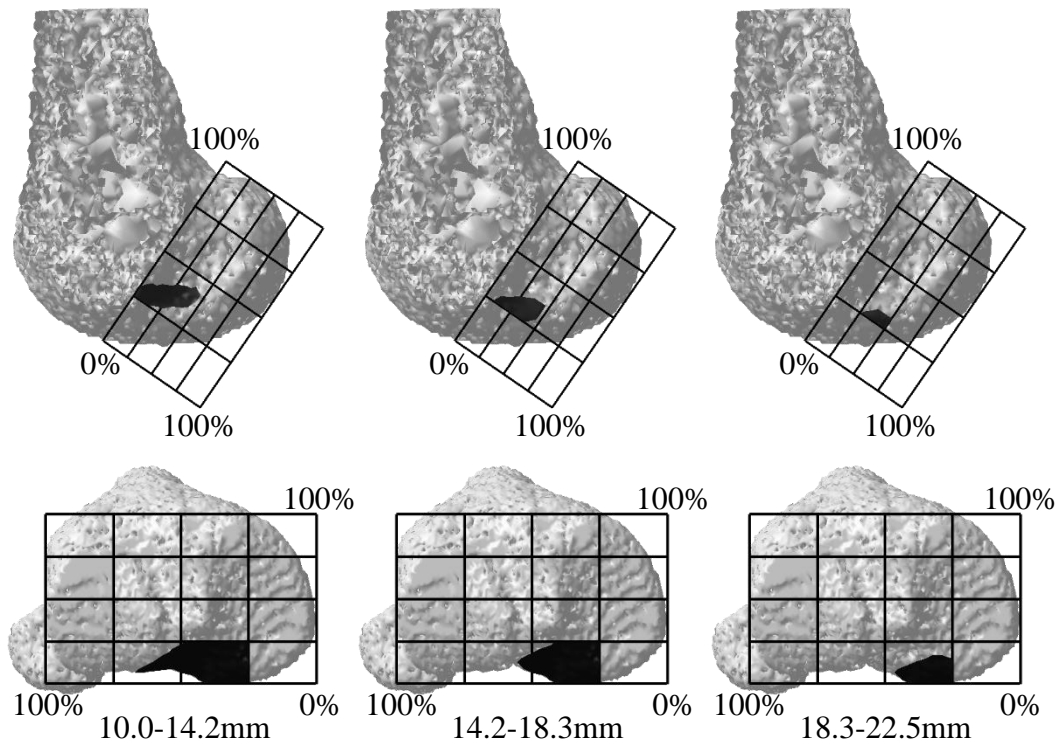


図5.24 被験者Oにおける各範囲のLength pattern計測点のプロット位置

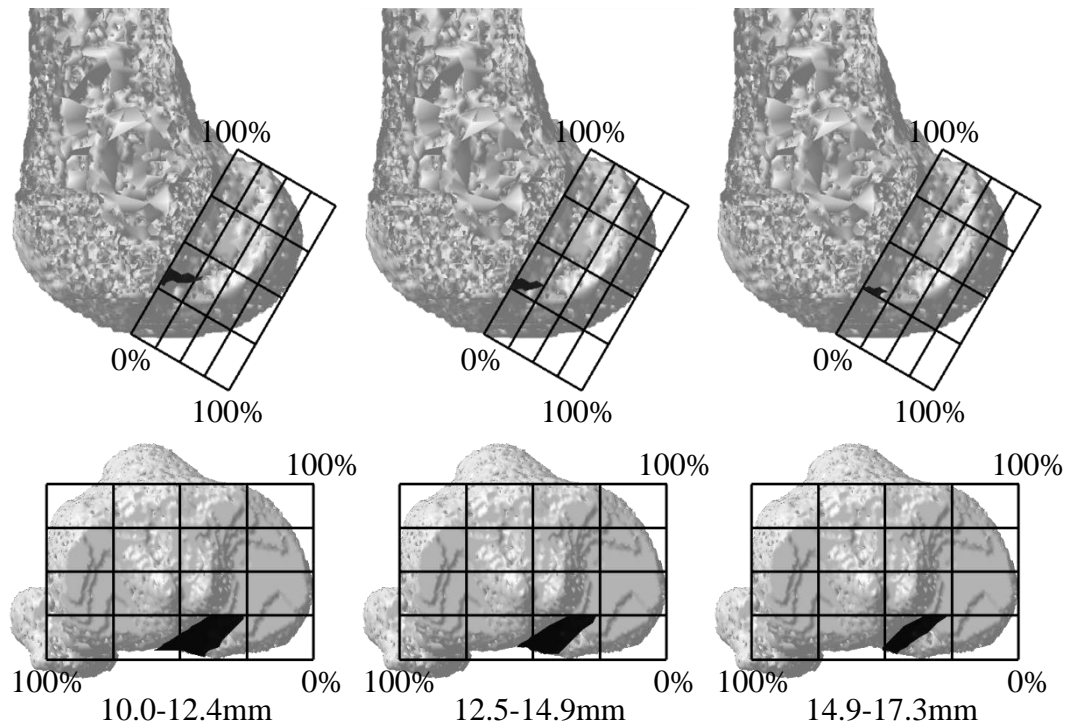


図5.25 被験者Pにおける各範囲のLength pattern計測点のプロット位置

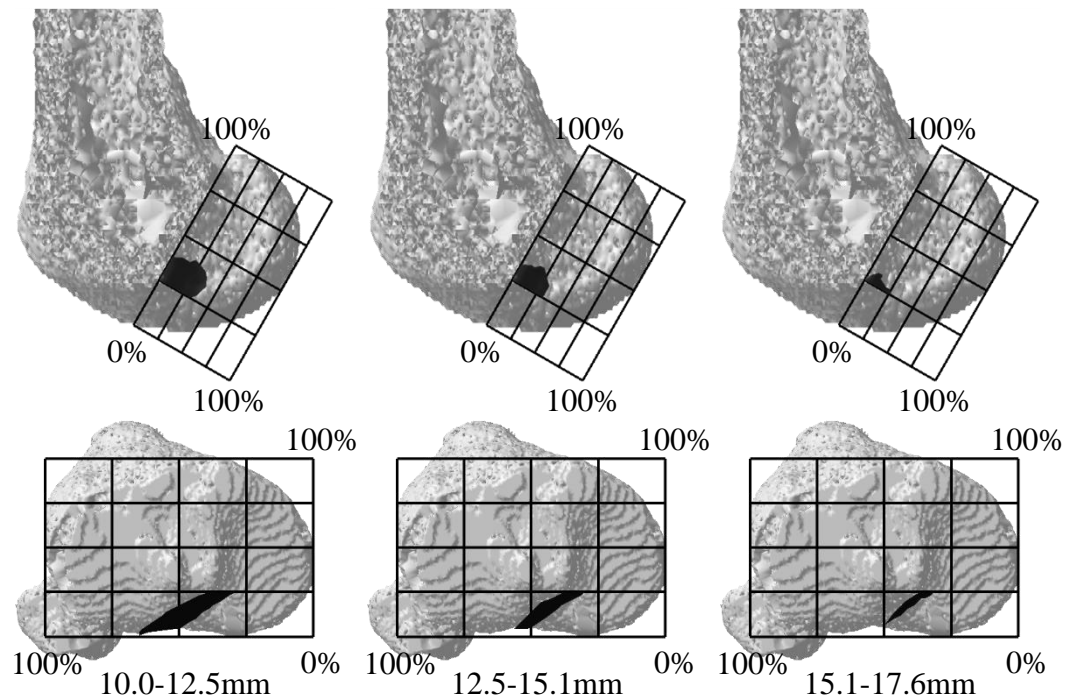


図5.26 被験者Qにおける各範囲のLength pattern計測点のプロット位置

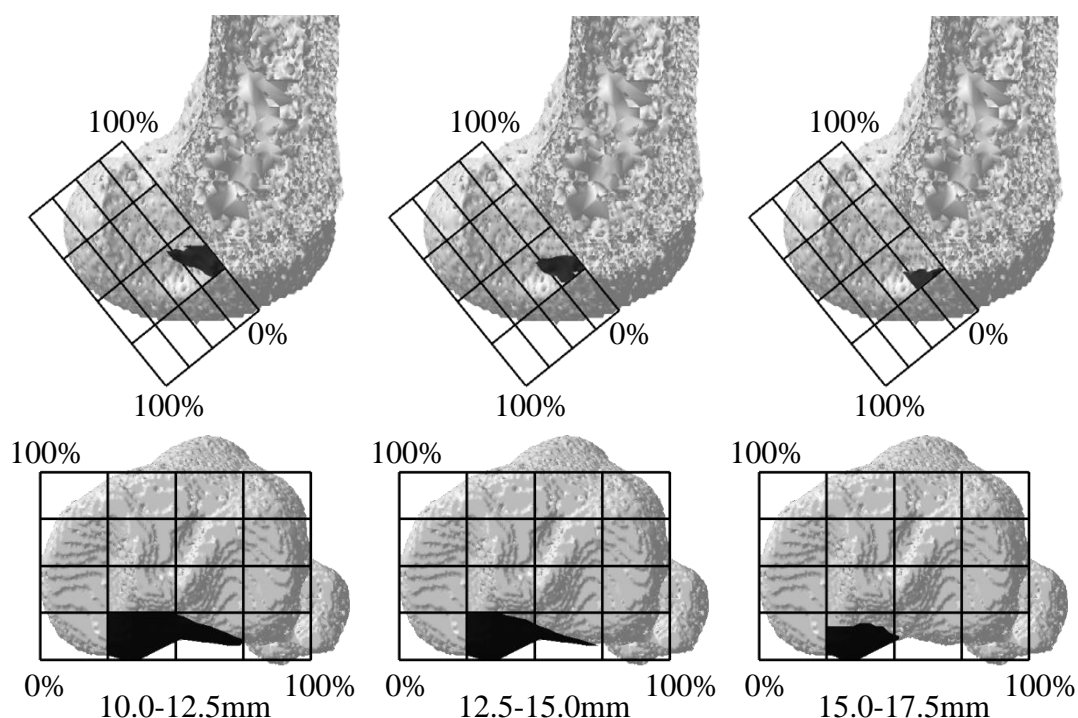


図5.27 被験者Rにおける各範囲のLength pattern計測点のプロット位置

範囲で確認でき、H/Lの値が大きくなるに伴いShallow方向への変位およびプロット範囲の減少が確認できた。脛骨のプロット点はM/L25.0～51.3%、A/P0.0～25.0%の範囲で確認でき、抽出したLength patternのプロット範囲とほぼ同様の範囲でプロット点を確認できた。さらに、M/Lの値が大きくなるに伴ってプロット範囲の減少が確認できた。絶対変位量約12.6～15.1mmにおける大腿骨では、S/D25.0～36.7%、H/L0.0～25.0%の範囲でプロット点を確認でき、H/Lの値が大きくなるに伴いShallow方向への変位が確認できた。脛骨ではM/L25.0～52.5%、A/P0.0～23.2%の範囲にプロット点が収まっており、M/Lの値が大きくなるに伴ってプロット範囲の減少が確認できた。絶対変位量約15.1～17.7mmにおける大腿骨のプロット点は、S/D25.0～30.8%、H/L0.0～25.0%の範囲で確認でき、H/Lの値が大きくなるに伴ってプロット範囲の増加が確認できた。脛骨におけるプロット点はM/L25.0～46.6%、A/P0.0～17.7%の範囲で確認でき、M/Lの値が大きくなるに伴ってプロット範囲の減少が確認できた。被験者Oの絶対変位量約10.0～14.2mmにおける大腿骨では、S/D25.0～44.4%、H/L0.0～46.4%の範囲に

プロット点が収まっており、H/L の値が大きくなるに伴い Shallow 方向への変位が確認できた。脛骨では M/L25.0～67.0%、A/P0.0～25.0%の範囲でプロット点が確認でき、M/L25.0～50.0%ではすべての範囲でプロット点が確認でき、M/L50.0～75.0%では脛骨の後方辺縁部でプロット点が確認できた。脛骨におけるプロット範囲は、抽出した Length pattern のプロット範囲とほぼ同様の範囲でプロット点が確認できた。絶対変位量約 14.7～18.3mm においては、大腿骨の S/D25.0～36.6%、H/L7.1～46.4%の範囲でプロット点が確認でき、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲の増加が確認できた。脛骨の M/L25.0～55.5%、A/P0.0～25.0%の範囲でプロット点が確認できた。絶対変位量約 18.3～22.5mm における大腿骨のプロット範囲は S/D25.0～30.8%、H/L21.4～50.0%、脛骨のプロット範囲は M/L25.0～46.6%、A/P0.0～16.8%であった。被験者 P における絶対変位量約 10.0～12.4mm の大腿骨では、S/D27.1～40.6%、H/L0.0～29.7%の範囲でプロット点が確認でき、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲の Shallow 方向への変位が確認できた。脛骨では抽出した Length pattern のプロット範囲とほぼ同様の範囲でプロット点が確認できた。絶対変位量約 12.4～14.9mm における大腿骨のプロット範囲は S/D25.0～33.9%、H/L0.0～25.4%であり、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲の Shallow 方向への変位が確認できた。脛骨のプロット範囲は M/L26.2～56.1%、A/P3.2～25.0%であり、M/L 方向において抽出した Length pattern のプロット範囲に比べてプロット範囲が狭いことが確認できた。絶対変位量約 14.9～17.3mm における大腿骨では、S/D25.0～29.4%、H/L0.0～21.2%でプロット点が確認でき、H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲の Shallow 方向への変位が確認できた。脛骨では M/L26.2～50.9%、A/P3.2～25.0%でプロット点が確認でき、M/L 方向でのプロット範囲が最も狭いことが確認できた。被験者 Q の絶対変位量約 10.0～12.5mm においては大腿骨で S/D25.0～42.3%、H/L0.0～39.8%、脛骨で M/L28.8～65.0%、A/P0.0～25.0%の範囲でプロット点が確認でき、絶対変位量が増えるに伴いプロット範囲の減少が確認できた。被験者 R の絶対変位量約 10.0～12.5mm における大腿骨のプロット点は、S/D25.0～48.4%、H/L0.0～29.2%の範囲で確認でき、H/L の値が大きくなるに伴

い Shallow 方向への変位およびプロット範囲の減少が確認できた。脛骨のプロット点は M/L25.0～75.0%，A/P0.0～25.0%の範囲で確認でき、抽出した Length pattern のプロット範囲とほぼ同様の範囲でプロット点が確認できた。絶対変位量約 12.5～15.0mm の大腿骨におけるプロット範囲は S/D25.0～41.2%，H/L0.0～29.2%に収まっており，H/L の値が大きくなるに伴い Shallow 方向への変位およびプロット範囲の減少が確認できた。脛骨におけるプロット範囲は M/L25.0～73.8%，A/P0.0～25.0%であり，M/L において微小なプロット範囲の減少が確認できた。絶対変位量約 15.0～17.5mm における大腿骨のプロット点は，S/D25.0～35.8%，H/L0.0～29.2%の範囲で確認でき，H/L の値が大きくなるに伴ってプロット範囲の増加が確認できた。脛骨では M/L25.0～51.9%，A/P0.0～19.8%の範囲でプロット点が確認できた。各プロット群を比較すると，大腿骨におけるプロット範囲は被験者 Q では絶対変位量が小さいプロット群から大きいプロット群になるに伴いプロット範囲の減少が確認できた。被験者 N，O，R では絶対変位量が大きいプロット群から小さいプロット群になるに伴い，Shallow 方向および Low 方向へ変位し，被験者 P では絶対変位量が小さいプロット群になるに伴ってプロット点の Shallow 方向への変位が確認できた。さらに，絶対変位量が大きいプロット群と小さいプロット群のプロット点は，ほぼ異なった範囲に位置していた。脛骨においては全被験者ともに，絶対変位量が小さいプロット群から大きいプロット群になるに伴い，プロット範囲の減少が確認できた。

5.5.2 考察

初期姿勢から屈曲角度 90deg までは伸びを示し，屈曲角度 90deg 以降で変位がない Length pattern の計測点を大腿骨にプロットした結果より，被験者間で個人差があったが，全被験者で S/D25.0～50.0%，H/L0.0～25.0%の範囲にプロット点が確認できた。このことから，大腿骨における PCL 付着部位は S/D25.0～50.0%，H/L0.0～25.0%の範囲であると考えられる。脛骨にプロットした結果において，全被験者で内顆から顆間後方でプロット点が確認できた。内側顆の関節面においてもプロット点が確認できたことから，脛骨の顆間の内側後方付近に PCL

付着部位があると考えられる。被験者の計測距離の絶対変位量を基に3分割し、計測点を脛骨、大腿骨にプロットした結果より、全被験者の脛骨では絶対変位量の違いによるプロット範囲の変化は確認できたが、プロット位置の変位は確認できなかった。これらのことから、脛骨における屈曲位で緊張する機能を有した PCL の付着部位の定義は顆間の内側後方が最適であると考えられ、最適位置に PCL 付着部位を定義することで PCL の機能への介入は小さいと推察できる。被験者 N, O, R, P の大腿骨では絶対変位量の違いによるプロット位置の変位が確認できたことから、大腿骨における PCL 付着部位の定義は PCL の機能に介入すると推察できる。さらに、PCL は働きが異なる 2 束の機能束が存在すると考えられ、PCL 再建術において大腿骨の骨孔を 2 つ設ける **Double bundle** 再建術が必要であると推察できる。被験者 Q では大腿骨、脛骨ともに、絶対変位量の違いによるプロット範囲の変化が確認できたが、プロット位置の変位は確認できなかった。このことから、被験者 Q に PCL 再建術を行うとした際、2 束ではなく 1 束再建術で PCL の機能を再建することが可能であると考えられる。被験者間で脛骨、大腿骨におけるプロット範囲やプロット形状がことなっていたことから、本評価手法を用いることにより PCL 再建術において患者個人に対して最適な術式や最適な骨孔位置を決定することが可能であると推察できる。

第 6 章 結言

第 6 章 結言

3次元動態解析技術を用いて膝関節手術に関する支援技術の開発を行うため、膝蓋骨コンポーネントの動態解析、TKA 前後における動態評価、および PCL 付着部位推定のための評価ソフトの開発を行った。これらの評価手法を膝屈曲動作に適用することにより、有用性の検討を行った。

膝蓋骨コンポーネントの動態解析は、TKA 後における膝蓋骨コンポーネント置換後の生体残存骨部に対して、生体関節を対象とした動態解析技術を適用することにより行った。脛骨コンポーネントから見た大腿骨コンポーネント、膝蓋骨コンポーネントの 6 自由度運動結果より、大腿骨コンポーネントの回旋運動に拘束された膝蓋骨コンポーネントが並進運動を捉えることができたと考えられる。大腿骨コンポーネントと膝蓋骨コンポーネントの最接近点の軌跡を評価することで、大腿骨コンポーネントのデザインの違いによる PF 関節面の接触位置の違いを捉えることができ、膝蓋骨コンポーネントの破損の危険性について示唆することができた。

TKA 前後における動態評価では、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネント置換後の生体残存骨部に対して画像相関を利用したイメージマッチングを行うことにより、骨に対するコンポーネントの置換位置を推定し、TKA 前後で同様の相対座標系を用いて動態評価を行った。FTJ における 6 自由度運動結果より、コンポーネントに設定した相対座標系では捉えることができなかった大腿骨の内転/外転運動を捉えることができた。さらに、内側型 OA では TKA 前の膝関節の内反および TKA 後における下肢アライメントの再建を捉えることができた。PCL 付着部位間距離の計測結果より、大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの置換位置の違いによる TKA 後の PCL の緊張度の違いを捉えることができた。膝蓋骨を含めた動態評価では、TKA 前後の PF 関節面の接触状態の違いによる膝蓋骨の動態の違いを捉えることができた。膝蓋腱付着部位間距離の計測結果より、TKA 後では膝蓋腱の緊張による膝蓋骨の下方変位を捉えることができた。

PCL 付着部位推定は、解剖学的に PCL 付着部位があると考えられる範囲に計測点を設け、対象動作の各姿勢における大腿骨と脛骨のそれぞれの計測点間距離を全ての組み合わせで計測し、全計測点における Length pattern の計測を行った。すべての計測点における Length pattern では、様々な Length pattern が確認できた。これらの Length pattern の結果より、屈曲位で変位がない Length pattern を抽出し、計測点を大腿骨および脛骨にプロットした結果より、全被験者で共通したプロット範囲を捉えることができ、PCL 付着部位を示すことができたと考えられる。さらに、計測距離の絶対変位量を基に 3 分割し、計測点を各骨にプロットすることによって、絶対変位量の違いによってプロット位置が異なったことから、PCL 再建術における Double bundle 再建術の重要性を示唆することができたと考えられる。絶対変位量の違いによってプロット位置に変位が確認できない被験者も確認できたことから、本評価手法を用いることで PCL 再建術における患者個人に対して最適な術式や骨孔位置を決定することが可能であると考えられる。

以上のことより、本論文で提案した評価手法は、膝関節手術に対する術前計画や術後評価、および人工膝関節のデザインの改良に対する支援技術として有用性があると考えられる。

参考文献

- (1) Meyer AJ, D'Lima DD, Besier TF, Lloyd DG, Colwell CW Jr, Fregly BJ, “Are external knee load and EMG measures accurate indicators of internal knee contact forces during gait?”, *Journal of Orthopaedic Research*, 31(6), 921-929, 2013.
- (2) Bergmann G, Bender A, Graichen F, Dymke J, Rohlmann A, Trepczynski A, Heller MO, Kutzner I, “Standardized loads acting in knee implants”, *PLoS ONE*, 9(1), doi:10.1371/journal.pone.0086035, 2014.
- (3) D'Lima DD, Steklov N, Patil S, Colwell CW Jr, “*In vivo* knee forces during recreation and exercise after knee arthroplasty”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 466(11), 2605-2611, 2008.
- (4) Lim HC, Bae JH, Hwang JH, Kim SJ, Yoon JY, “Fracture of a polyethylene tibial post in a Scorpio posterior-stabilized knee prosthesis” , *Clinics in Orthopedic Surgery*, 1(2), 118-121, 2009.
- (5) Teeter MG, McAuley JP, Naudie DD, “Fracture of Two Moderately Cross-Linked Polyethylene Tibial Inserts in a TKR Patient”, *Case Reports in Orthopedics*, doi: 10.1155/2014/491384, 2014.
- (6) Maas A, Kim TK, Miehle RK, Hagen T, Grupp TM, “Differences in anatomy and kinematics in Asian and Caucasian TKA patients: influence on implant positioning and subsequent loading conditions in mobile bearing knees”, *BioMed Research International*, doi: 10.1155/2014/612838, 2014.
- (7) Van Jonbergen HP, Werkman DM, Barnaart AF, “Dissociation of mobile-bearing patellar component in low contact stress patellofemoral arthroplasty,

- its mechanism and management: two case reports”, *Cases Journal*, doi: 10.1186/1757-1626-2-7502, 2009.
- (8) Schindler OS, “The controversy of patellar resurfacing in total knee arthroplasty: Ibisne in medio tutissimus?”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(7), 1227-1244, 2012.
- (9) Hosseini A, Lodhia P, Van de Velde SK, Asnis PD, Zarins B, Gill TJ, Li G, “Tunnel position and graft orientation in failed anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical and imaging analysis”, *International Orthopaedics*, 36(4), 845-852, 2012.
- (10) Jacobi M, Magnussen RA, Villa V, Demey G, Neyret P, “T The concept of double bundle ACL simulation with a single bundle patellar tendon graft. A cadaveric feasibility study”, *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4(1), 19-24, 2012.
- (11) Tajima G, Nozaki M, Iriuchishima T, Ingham SJ, Shen W, Smolinski P, Fu FH, “Morphology of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(4), 859-866, 2009.
- (12) Forsythe B, Harner C, Martins CA, Shen W, Lopes OV Jr, Fu FH, “Topography of the Femoral Attachment of the Posterior Cruciate Ligament”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(2-1): 89 -100, 2009.
- (13) Lorenz S, Elser F, Brucker PU, Obst T, Imhoff AB, “Radiological evaluation of the anterolateral and posteromedial bundle insertion sites of the posterior cruciate ligament”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(6), 683-689, 2009.

- (14) Osti M, Tschann P, Künzel KH, Benedetto KP, “Anatomic characteristics and radiographic references of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament”, *The American Journal of Sports Medicine*, 40(7), 1558-1563, 2012.
- (15) Gali JC, Esquerdo P, Almagro MA, da Silva PA, “Radiographic study on the tibial insertion of the posterior cruciate ligament”, *Revista Brasileira de Ortopedia*, 50(3), 342-347, 2015.
- (16) 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.
- (17) 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.
- (18) 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.
- (19) 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.
- (20) 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.

- (21) 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.
- (22) 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.
- (23) 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.
- (24) 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.
- (25) Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ 3rd, Kalenak A, “Three-dimensional kinematics of the human knee during walking”, Journal of Biomechanics, 25(4), 347-357, 1992.
- (26) 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.
- (27) Lim YP, Lin YC, Pandy MG, “Muscle function during gait is invariant to age when walking speed is controlled”, *Gait & Posture*, 38(2), 253–259, 2013.
- (28) Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA, “Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 77(6), 884-889, 1995.
- (29) Dennis DA, Komistek RD, Walker SA, Cheal EJ, Stiehl JB, “Femoral condylar lift-off *in vivo* in total knee arthroplasty”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 83(1), 33-39, 2001.
- (30) Walker SA, Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, “*In vivo* pose estimation of artificial knee implants using computer vision”, *Journal of Biomedical Science*, 32, 143-150, 1996.
- (31) Banks SA, Narkovich GD, Hodge WA, “*in vivo* kinematics of cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties”, *The Journal of Arthroplasty*, 12(3), 297-304, 1997.
- (32) Banks SA, Hodge WA, “Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane Fluoroscopy”, *Transactions on Biomedical Engineering*, 43, 638-649, 1996.
- (33) 山崎隆治, 小笠原政夫, 渡辺哲, 富田哲也, 吉川秀樹, 菅本一臣, “ロバスト推定による X 線透視画像からの人工膝関節 3 次元動態解析法”,

日本臨床バイオメカニクス学会誌, 27, 217-224, 2006.

- (34) Fukuoka Y, Hoshino A, Ishida A, “A simple radiographic measurement method for polyethylene wear in total knee arthroplasty”, *Transactions on Biomedical Engineering*, 7(2), 228-233, 1999.
- (35) Kaneyama R, Suzuki M, Moriya H, Banks SA, Hodge WA, “Fluoroscopic analysis of knee kinematics after total knee arthroplasty in osteoarthritis and rheumatoid arthritis”, *千葉医学*, 78, 193-201, 2002.
- (36) 小林公一, 田中伸明, 小田川健一, 佐藤卓, 坂本信, 田邊裕治, 大森豪, 古賀良生, “2 方向 X 線像を用いた骨および人工膝関節の 3 次元自動位置姿勢推定法の精度”, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 29, 421-425, 2008.
- (37) 西村生哉, 石田敏真, 村林俊, 三田村好矩, 中村聡喜, 伊藤浩, 松野丈夫, 比嘉昌, 長谷井稔, 蔵本孝一, “大腿骨 CT 画像からの皮質骨輪郭抽出”, *生体医工学*, 44(1), 77-84, 2006.
- (38) Fregly BJ, Rahman HA, Banks SA, “Theoretical accuracy of model-based shape matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(4), 692-699, 2005.
- (39) 山本崇史, 森浩二, 峯孝友, 市原和彦, 齊藤俊, “ライブラリとしてボクセルモデルを利用した膝関節の三次元位置・姿勢推定”, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 33, 9-20, 2011.
- (40) Kozanek M, Hosseini A, Liu F, Van de Velde SK, Gill TJ, Rubash HE, Li G,

- “Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait”, *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1877-1884, 2009.
- (41) Bingham JT, Papannagari R, Van de Velde SK, Gross C, Gill TJ, Felson DT, Rubash HE, Li G, “*In vivo* cartilage contact deformation in the healthy human tibiofemoral joint”, *Rheumatology (Oxford)*, 47(11), 1622-1627, 2008.
- (42) DeFrate LE, Sun H, Gill TJ, Rubash HE, Li G, “*In vivo* tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models”, *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1499-1504, 2004.
- (43) Li G, Wuerz TH, DeFrate LE, “Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure *in vivo* joint kinematics”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(2), 314-318, 2004.
- (44) Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T, “*In vivo* three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (388), 157-166, 2001.
- (45) You BM, Siy P, Anderst W, Tashman S, “*In vivo* measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(6), 514-525, 2001.
- (46) Qi W, Hosseini A, Tsai TY, Li JS, Rubash HE, Li G, “*In Vivo* Kinematics of the Knee during Weight Bearing in High Flexion”, *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1576-1582, 2013.
- (47) 白石善孝, 下戸健, 日垣秀彦, 石川篤, 中西義孝, 田代泰隆, 石丸雅巳,

- 三浦裕正, 岩本幸英, 原利昭, “CT 画像に基づく X 線動画像シミュレーションを用いた健常膝蓋骨の動態解析”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 33, 185-192, 2013.
- (48) 白石善孝, 石丸雅巳, 三浦裕正, 日垣秀彦, 石川篤, 池部怜, 西松和穂, 中西義孝, 田代泰隆, 岩本幸英, “6 自由度動態解析手法を用いた跪き動作時における健常膝蓋骨の機能評価”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 34, 225-232, 2013.
- (49) 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.
- (50) Yan S, Wang C, Ye M, “A method based on moving least squares for XR II image distortion correction”, *Medical Physics*, 34(11), 4194-4206, 2007.
- (51) 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.
- (52) Baltzopoulos V, “A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics”, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(2), 85-92, 1995.
- (53) 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.

- (54) Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J, “A point cluster method for *in vivo* motion analysis: applied to a study of knee kinematics”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(6), 743-749, 1998.
- (55) Zantop T, Petersen W, Freddie H. Fu, “Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament”, *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15(1), 20-28, 2005.
- (56) Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA, “Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications”, *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 7(2), 89-95, 2014.

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工学部バイオロボティクス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，九州産業大学工学部バイオロボティクス学科濱田英隆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特任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．