

博士論文

2D/3D レジストレーション法を用いた
膝関節の3次元動態解析

河野賢一

博士論文

2D/3D レジストレーション法を用いた 膝関節の3次元動態解析

所属： 東京大学大学院医学系研究科外科学専攻

指導教員： 田中 栄 教授

河 野 賢 一

目次

要旨

第 1 章 序文

第 2 章 方法

第 3 章 結果

3-1 回旋及び内外反角度

3-2 内側の前後移動

3-3 外側の前後移動

3-4 Kinematic pathway

第 4 章 考察

第 5 章 引用文献

謝辞

要旨

本研究の目的は正常膝における深屈曲動作の3次元動態解析を行うことである。健康成人男性に対し、2D/3D レジストレーション法を用いてスクワット、正座、胡坐動作の解析を行った。脛骨に対する大腿骨の回旋、内外反、内外側の前後移動について評価した。スクワット・正座では屈曲に伴い大腿骨が外旋したが、胡坐では屈曲10度から110度まで内旋した。スクワット・正座と比べ、胡坐では屈曲140度から内反していた。スクワットでは屈曲40度まで medial pivot pattern、屈曲40度以降 bicondylar roll back がみられた。正座では medial pivot pattern がみられた。胡坐では屈曲100度で lateral pivot pattern がみられ、屈曲100度以降は medial pivot pattern がみられた。正常膝では日常深屈曲動作が異なるとキネマティクスも異なった。

第1章 序文

膝関節の3次元動的な動態情報を正確かつ定量的に把握することは、様々な関節疾患の診断・治療を行う上で非常に重要である。膝関節の3次元動的な解析法としては大きく分けて皮膚マーカを用いる方法 [1, 2]、CT・MRI を用いる方法 [3-5]、X線透視装置を用いる方法 [6-9] がある。皮膚マーカを3D デジタイザーに光学的に認識させて解析する方法は、荷重時のダイナミックな動きを容易に計測できるが、通常骨性ランドマークに皮膚上からマーカを貼り付けているため、特に深屈曲時に皮膚の動きに伴う骨とマーカ位置に大きなずれが生じ、正確な3次元位置情報が得にくいという問題があった。また、CT や MRI を用いた直接計測法は、正確な3次元位置情報が得られる一方で、撮像された画像を組み合わせ、各ポジション間は補完するという手法のため真の動態解析とは言えない。また、関節荷重時のダイナミックな運動を行うだけの物理的スペース・時間分解能がなく、詳細な動態情報を取得するのが困難であった。さらにアーチファクトのため人工関節の解析には不向きという問題もある。これらの問題を解決するための有力な手法として、X線透視装置を用いる解析が挙げられる。X線透視装置を用いた膝関節動態解析には Template matching 法 [7]、Dual orthogonal fluoroscopic system [8, 10]、2D/3D レジストレーション法 [9, 11] がある。Template matching 法は無数の位置姿勢データから最も近い位置姿勢のものを選択する方法で、検者間でのばらつきがみられやすいという問題がある。Dual orthogonal fluoroscopic system とは2方向から透視装置で撮影する方法で精度誤

差は移動 (translation) が 0.1 mm、回転 (rotation) が 0.1 度 [8] と非常に小さいが、解析動作中に 2 つの透視可能範囲に被写体を収めるのが極めて困難であり、結局、何回かのポジションに分けて撮影することになるため、真の動態解析とは言えない。2D/3D レジストレーションとは X 線透視画像より得られた投影輪郭に、人工関節の各部品的设计図である computer aided design (CAD) モデル、投影中心、焦点距離の情報を入れたカメラパラメータから、人工関節の空間位置姿勢をソフトウェアによって自動的に推定する方法である [9、11]。この手法を用いることで一連の動作における膝関節内の動きを詳細に解析することが可能となった。これまでに、人工膝関節の 3 次元動態解析については臨床応用も数多く行われている。その中で近年、2D/3D レジストレーションの技術をもとに正常膝関節の 3 次元動態解析への応用も試みられている [12-14]。正常膝関節の場合、人工関節とは異なり CAD モデルを骨で作製する必要があるが、高分解能 CT の利用により正確な 3 次元骨モデルの生成が可能となり、人工関節に近い水準で解析することができるようになってきている。

正常膝の生体内 3 次元動態解析に関する研究はあるが [1-5、12-25]、多くの研究は静的な動作（一連ではない動作）の解析である [3-5、16、17、22、23]。また、日常生活動作について解析した過去の報告もほとんどないため [13、14]、日常生活動作のキネマティクス（運動学：物体の質量やそれに加わる力を考慮せずに幾何学的に分析された運動）も未だ完全に解明できていない。さらに、胡坐のような膝関節を捻るような動作がどのように影響をしているのかについて評価した研究もほとんどみ

られず [24、25]、X線透視装置を用いて詳細に解析したものはない。

アジア領域では床に座ったり、お祈りをしたり、ヨガをしたりするといった動作が日常的に行われており、膝関節を深屈曲させることが多い。従って膝関節の深屈曲動作や捻り動作の影響について評価することは非常に重要である。またアジア領域では、人工膝関節全置換術 (Total knee arthroplasty (TKA)) 後の患者も膝関節深屈曲動作を切望している [25]。TKA 後の患者満足度は正常膝のキネマティクスを再現させる方がよいという報告もあり [26、27]、正常膝の深屈曲動作を評価することは TKA 後の患者満足度を向上させる意味でも重要である。

本研究の目的は生体内 3 次元動態解析を行って正常膝の深屈曲動作の 3 次元的な動態情報を正確かつ定量的に把握することである。仮説として、正常膝における回旋角度・内外反角度 (図 1)、前後移動、kinematic pathway (膝関節内外側の前後移動を同時に表現したもの) は深屈曲動作によって異なるのではないかと考えた。

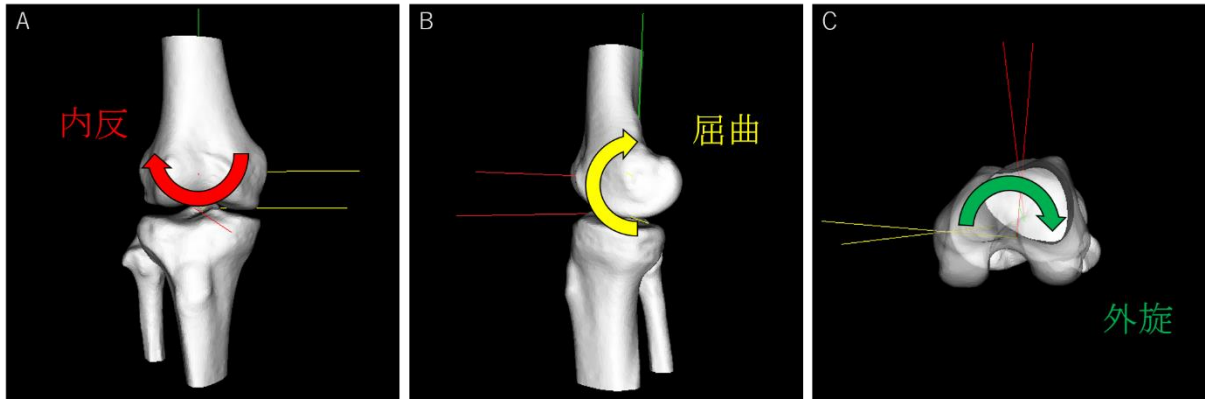


図1 膝関節角度

右脛骨に対する右大腿骨の回転を示している。Aは正面方向から、Bは側方向から、Cは上方からの画像で、赤矢印が内反方向、黄矢印が屈曲方向、緑矢印が外旋方向の動きを表している。

第2章 方法

健常日本人男性4名8膝に対して解析を行った。膝関節の変形がみられていないことはCT検査を用いて確認した。解析時の年齢、身長、体重について表1に示す。本研究は大阪大学倫理委員会の承認を得た後（承認番号：12341）、参加者全員に紙面上でインフォームドコンセントを行った。

表1 被検者背景

	年齢（歳）	身長（cm）	体重（kg）
被検者1	39	180	85
被検者2	38	166	60
被検者3	53	170	64
被検者4	37	165	65

参加者がそれぞれ行った動的な深屈曲動作（スクワット、正座、胡坐）をX線透視装置によって側面方向から撮影した（図2-4）。三動作共に参加者がそれぞれ日常的に行っている姿勢及び速度で行うように説明した。スクワットでは伸展時から深屈曲できるところまで、正座では膝立ての状態から深屈曲できるところまで、胡坐では伸展時から深屈曲できるところまでをそれぞれ撮影した。スクワットと正座は両側同時に行い、胡坐では非測定側を曲げた状態で、測定する側のみを屈曲していった。参加者は撮影前に少なくとも2回以上の練習を行った。



図2 スクワット



図3 正座

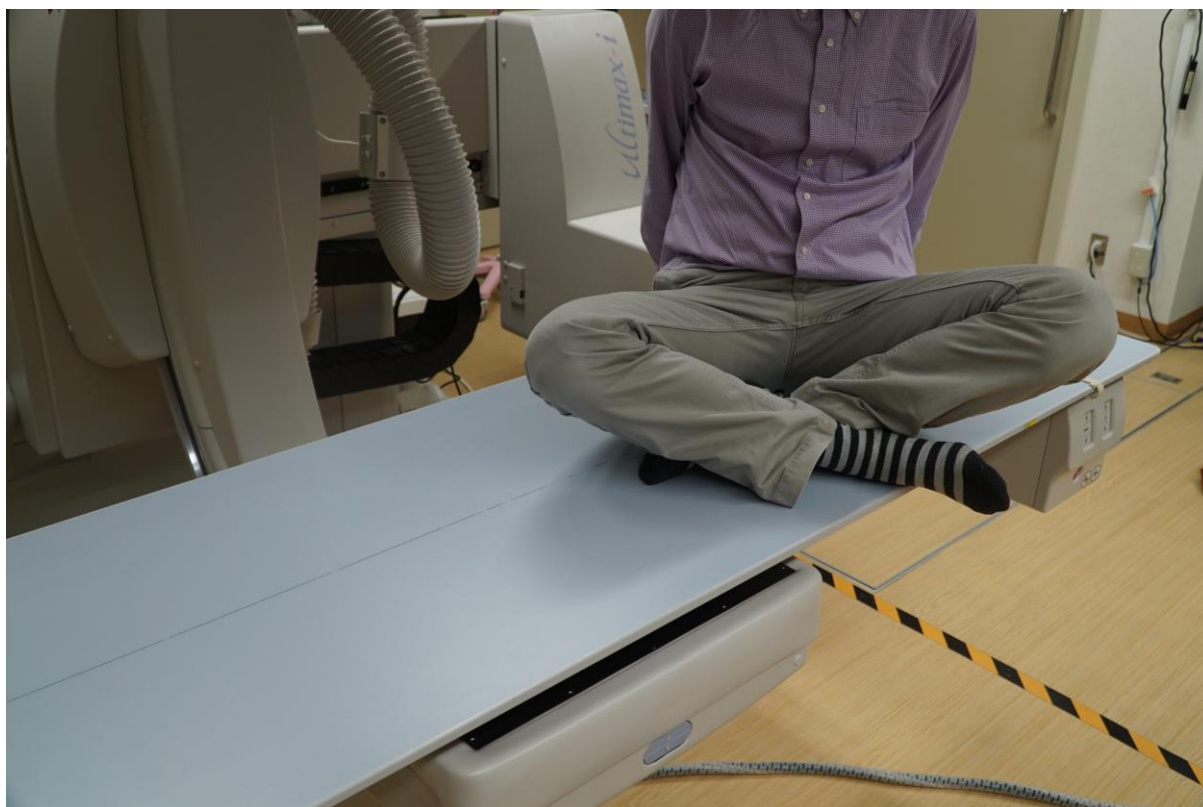


図 4 胡坐

X線透視装置は17インチのフラットパネル探査装置を使用した。X線透視の撮影速度は1秒間に7.5枚とした。膝関節屈曲動作のスライス画像はデジタルX線画像(Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ファイル)として記録した。さらに、全ての画像を輪郭強調画像へ加工した。膝関節の空間的位置を推定するために2D/3Dレジストレーション法を使用した[9、28]。被検者4名それぞれ膝関節CTを撮像し、得られたCT画像を再構成することで3次元骨モデルを作製し、レジストレーションに使用した。輪郭強調画像への加工処理、膝関節の空間的位置推定、3次元骨モデルの作製は我々の研究室で独自に開発したソフトウェアを使用して行った(図5-8)[9、29]。

2D/3D registration法

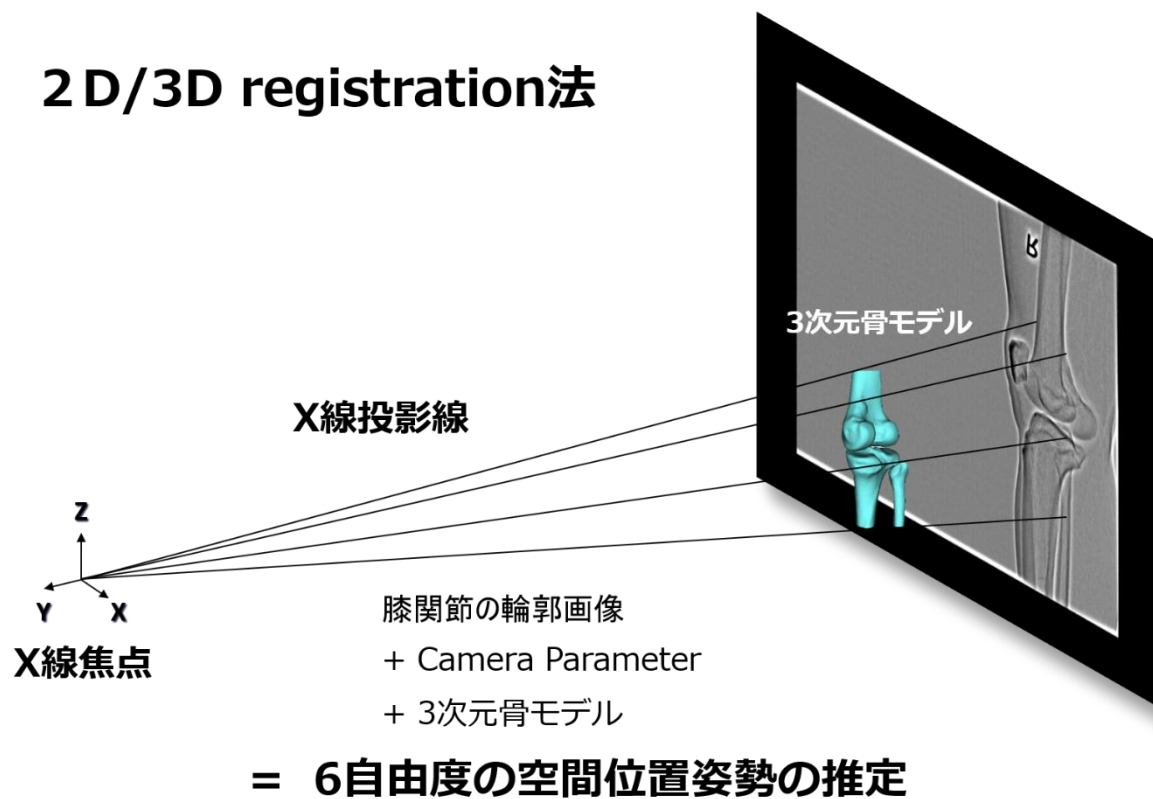


図5 2D/3D レジストレーション法

X線透視装置で撮影した画像を輪郭強調画像へ加工後、3次元骨モデルを合わせることで6自由度（XYZ軸それぞれの移動及び回転）の空間的位置を推定させる。

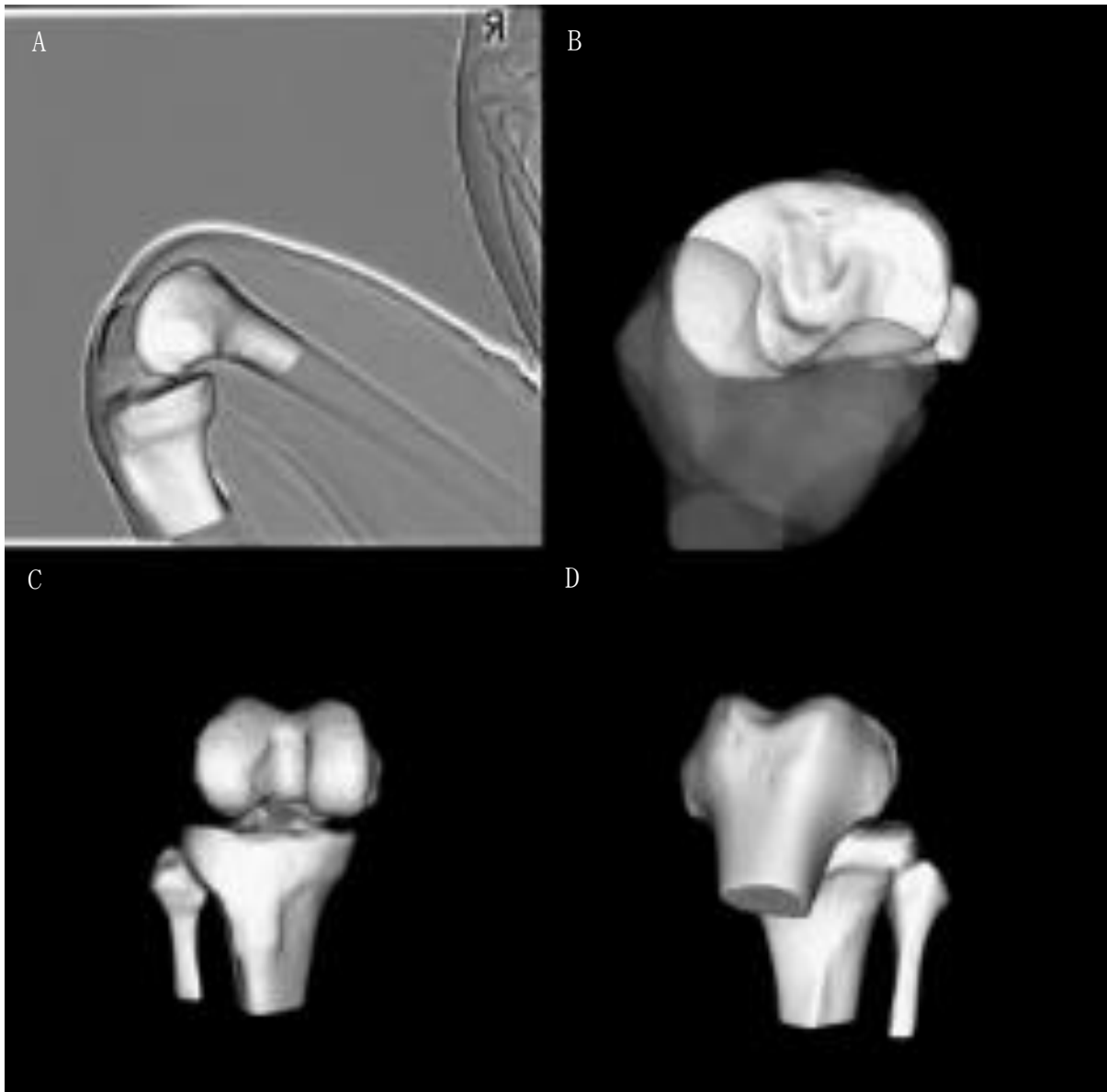


図6 レジストレーション画像 (スクワット)

A : 透視画像に3次元骨モデルをレジストレーションした画像

B : 上方からみた画像

C : 前方からみた画像

D : 後方からみた画像

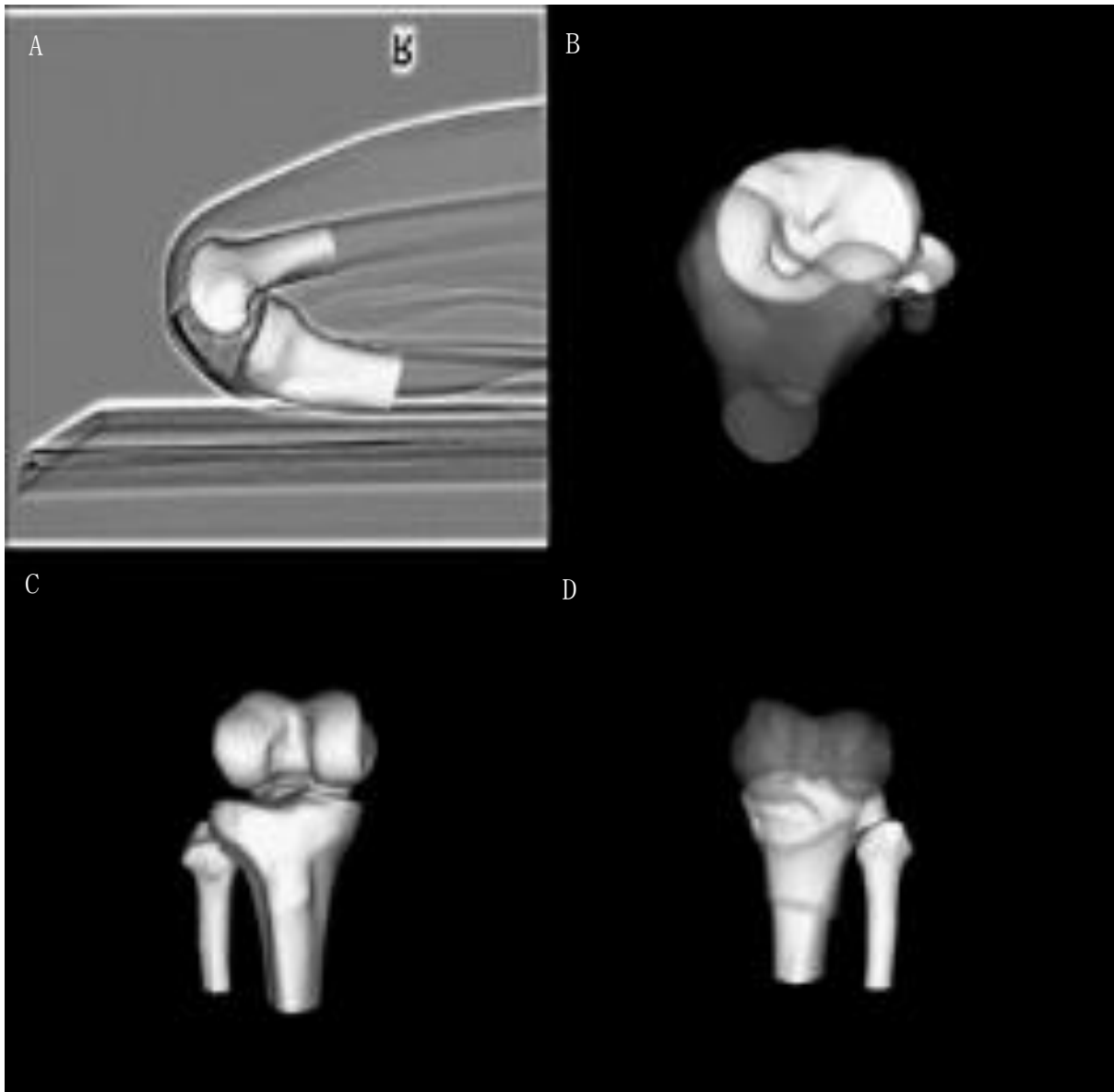


図7 レジストレーション画像（正座）

A：透視画像に3次元骨モデルをレジストレーションした画像

B：上方からみた画像

C：前方からみた画像

D：後方からみた画像

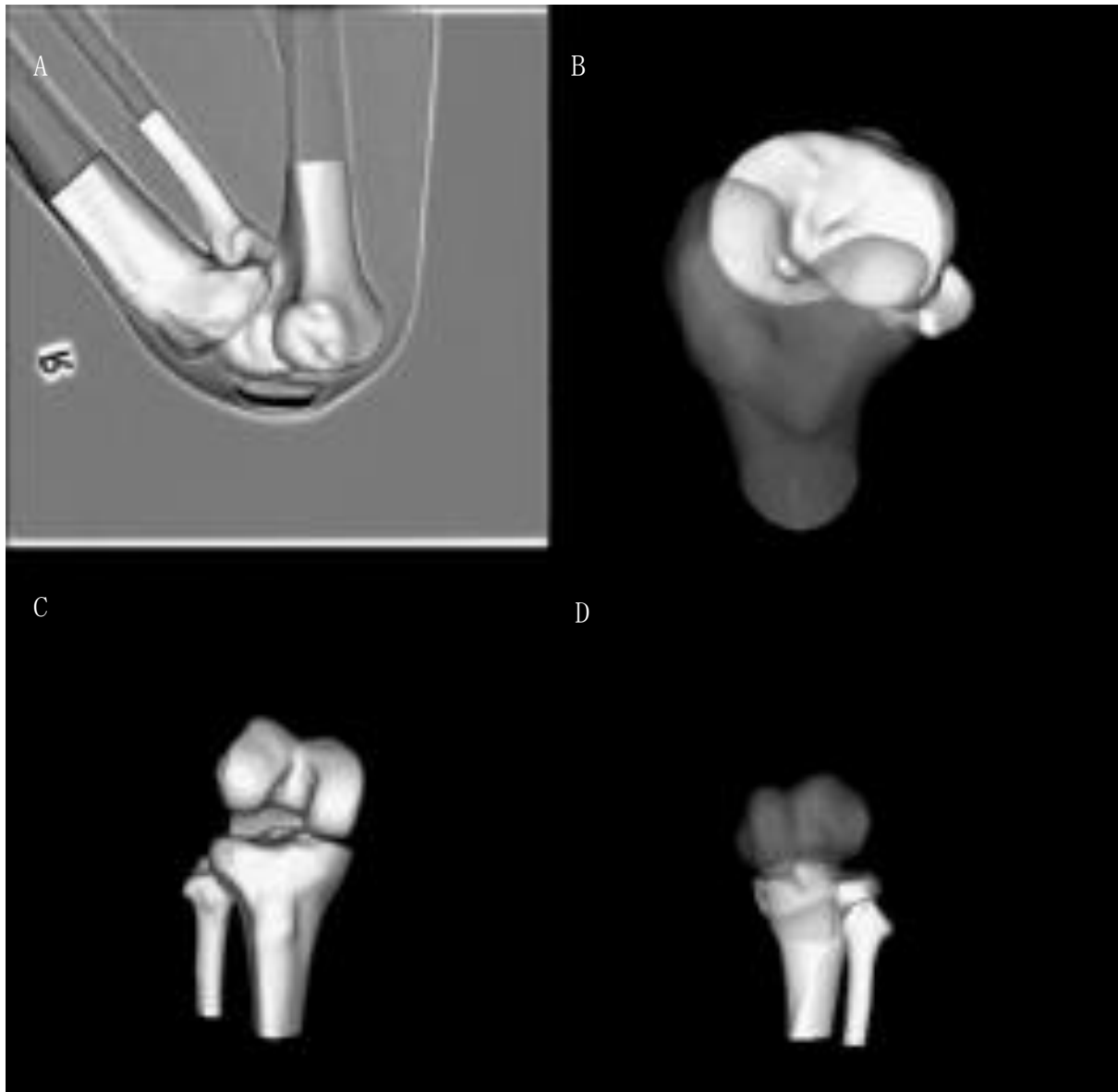


図8 レジストレーション画像（胡坐）

- A：透視画像に3次元骨モデルをレジストレーションした画像
- B：上方からみた画像
- C：前方からみた画像
- D：後方からみた画像

3次元骨モデルにおける座標軸設定は過去の研究に従って行った [30]。大腿骨についてはZ軸が大腿骨内側陥凹と大腿骨外側上顆を結んだ線 (surgical epicondylar axis (SEA)) の中心と大腿骨頭中心を通る線 (機能軸)、SEA をZ軸に垂直な平面へ投影したものをX軸、X軸及びZ軸にそれぞれ垂直な線をY軸とした (図9)。

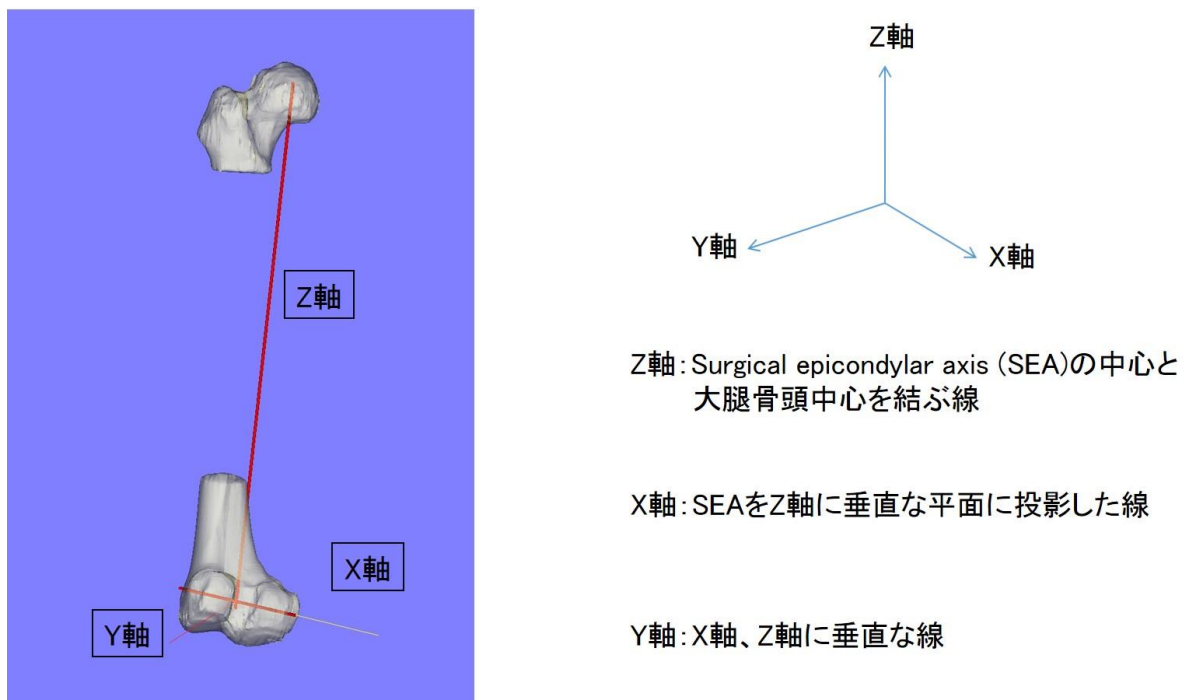


図9 大腿骨座標軸設定

脛骨の座標軸設定はZ軸が顆間隆起内外側を結んだ線の midpoint と足関節中心を通る線、X軸が脛骨近位の内外側最後方の2点を結んだ線に平行な線、X軸及びZ軸にそれぞれ垂直な線をY軸とした (図10)。座標軸に用いる点は大腿骨・脛骨共に筆者が決定した。

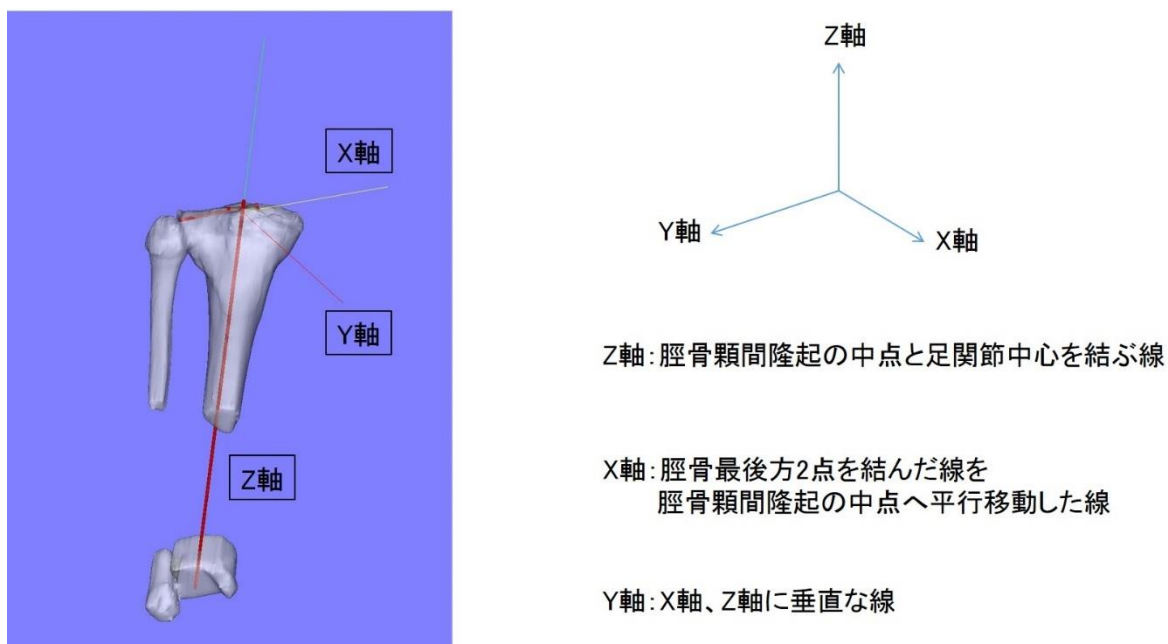


図 10 脛骨座標軸設定

膝関節角度は Grood らが報告した joint coordinate system (脛骨座標軸に対する大腿骨座標軸の位置・姿勢を X 軸、Y 軸、Z 軸の順に移動・回転させて推定する方法) に従って算出した [31]。各屈曲角度における脛骨に対する大腿骨の回旋角度、内外反角度、大腿骨内側陥凹 (内側) 及び大腿骨外側上顆 (外側) を脛骨機能軸に垂直な平面に投影したものの前後移動 (図 11) 及び kinematic pathway を評価した。前後移動は脛骨近位前後径に対する割合 (パーセント) を算出した。脛骨近位前後長は 3 次元画像上で計測し、機能軸に垂直な平面における最前縁と最後方 2 点を結んだ線の midpoint との距離と定義した (図 12)。外旋、外反、脛骨機能軸より前方をプラス表記、内旋、内反、脛骨機能軸より後方をマイナス表記することとした。

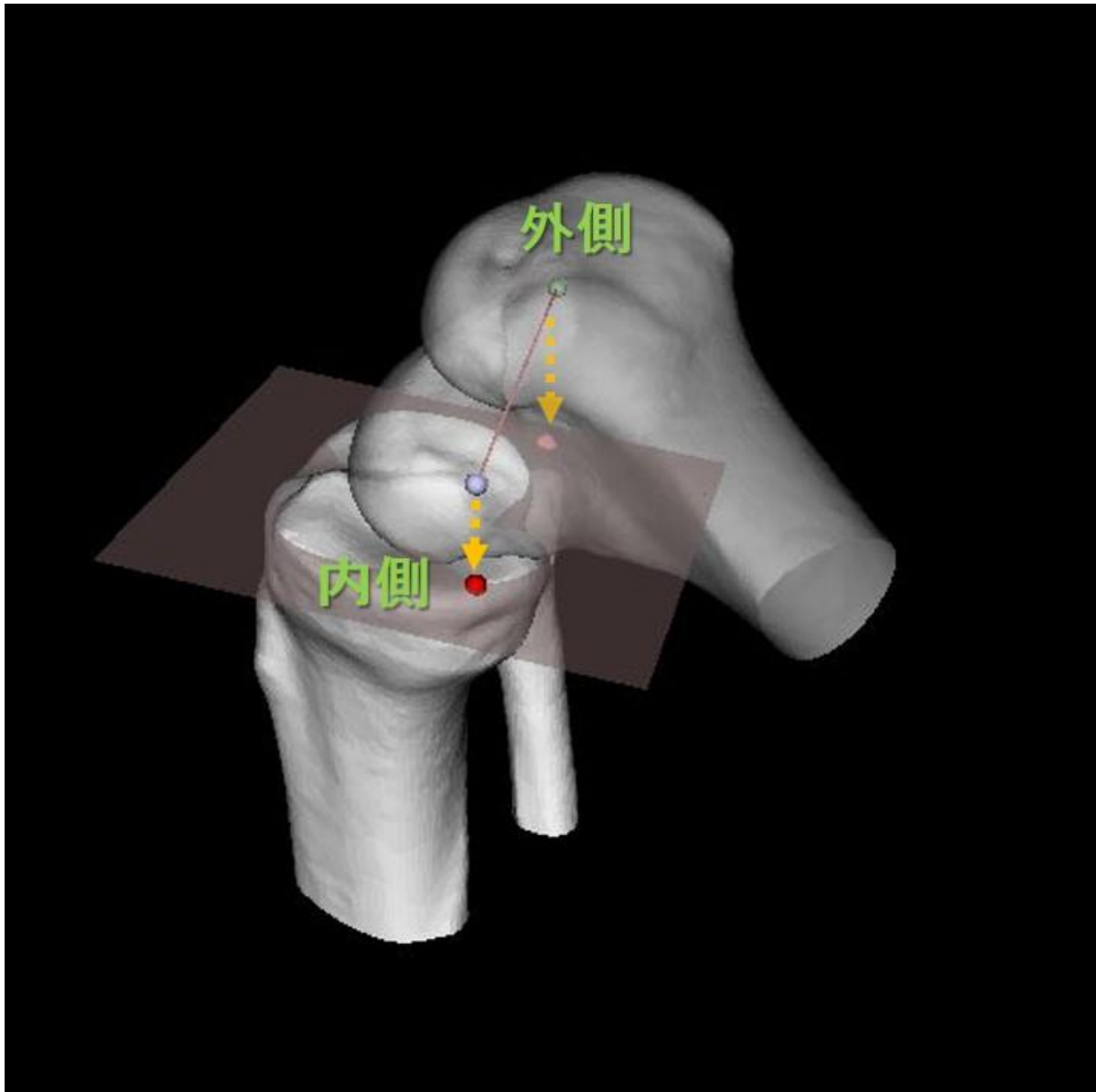


図 11 前後移動

大腿骨内側陥凹（内側）及び大腿骨外側上顆（外側）を脛骨機能軸に垂直な平面に投影したものの前後移動を計測した。

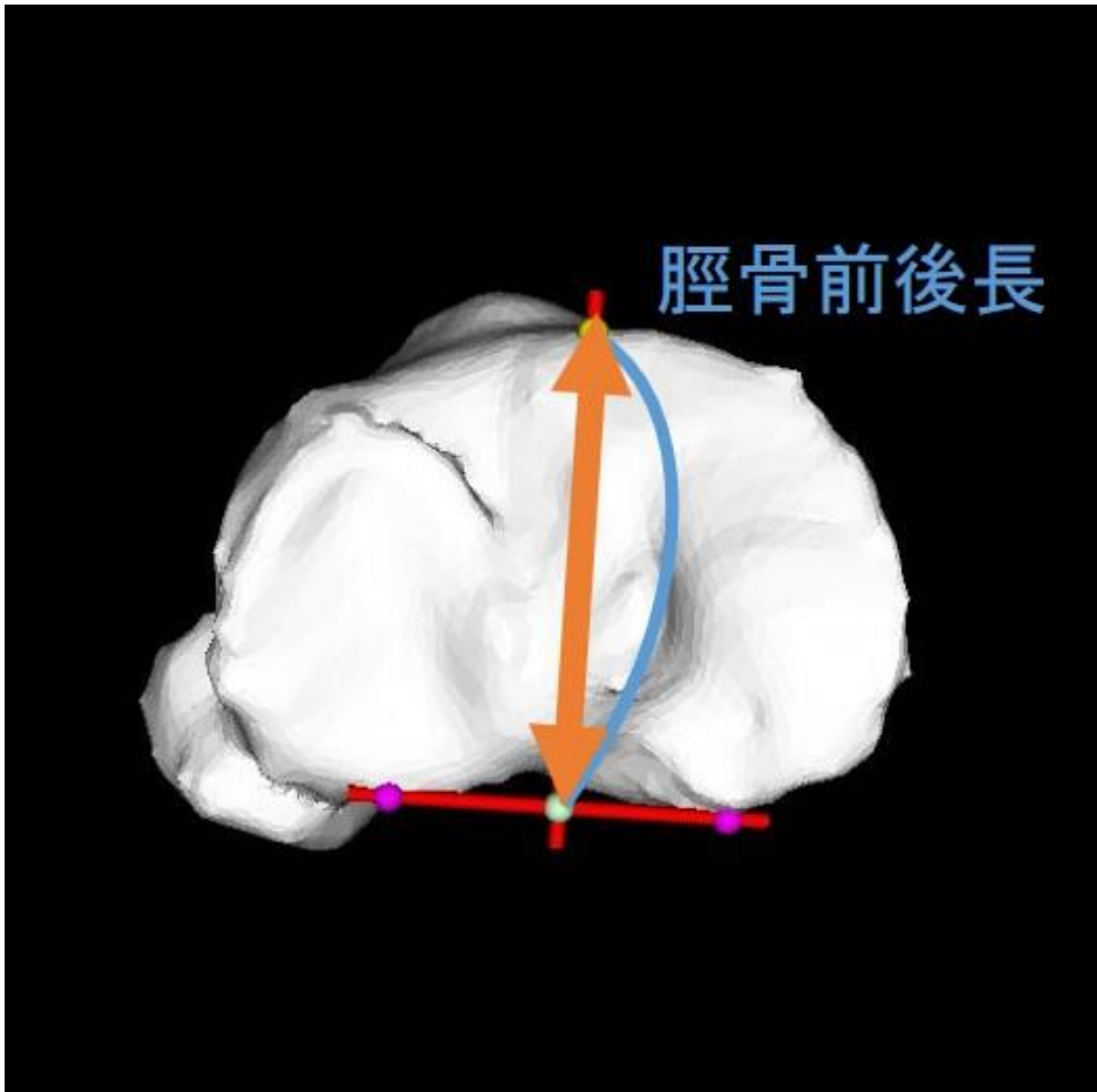


図 12 脛骨近位前後長

脛骨近位前後長は機能軸に垂直な平面における最前縁と最後方 2 点（赤球）を結んだ線の中点（緑球）との距離と定義した。

2D/3D レジストレーションによる膝関節の位置・姿勢推定精度を検証するため、コンピュータシミュレーションテスト及びファントム実験を実施した。コンピュータシミュレーションテストでは被検者の CT 画像から作製した 3 次元骨モデル（大腿骨・

脛骨) に対してそれぞれ正解値として既知の位置・姿勢をコンピュータ上に設定し、その位置・姿勢に対して投影した輪郭を正解値の輪郭とした。正解値の輪郭は大腿骨・脛骨各々5パターン(計10パターン)作製した。正解値の輪郭から3次元骨モデルをランダムにずらした後、再度2D/3Dレジストレーション法を用いてマッチングすることで得られた推定位置・姿勢と元々のコンピュータ上に設定しておいた正解位置・姿勢を比較することにより精度検証を行った。ファントム実験では実際のX線投影画像を用いて精度検証を行った。実験には、画像コントラストが生体膝に限りなく近い、実人工骨が挿入された膝ファントム(日本スリービーサイエンティフィック社製)を用いた。このファントムは大腿骨・脛骨間で完全に固定されており、膝関節間は動かず位置ずれが生じない構造となっている。精度評価の基準となる位置・姿勢(正解値)は各関節間の相対位置・姿勢とした。各関節間の相対位置・姿勢(正解値)は膝ファントムをCT撮影し、得られた3次元CT膝モデルの各関節部位に上記の座標系(図9、10)を設定することで決定した。膝ファントム側面における、異なる5方向から撮影した5パターン投影画像を取得し、投影画像から推定した脛骨に対する大腿骨の相対位置・姿勢と正解値を比較することにより精度検証を行った。各関節部の位置・姿勢推定誤差は、二乗平均の平方根(root mean square error (RMSE))で表記した(表2、3) [29]。この検証法によって算出された3次元骨モデルのレジストレーションの精度は回転角度が1度、移動量が1mmであった。過去に行った人工関節のCADモデルのレジストレーションの精度は回転角度が0.5度、移動量が0.4mmであり[9]、

輪郭強調画像への加工能力が生体骨は人工関節ほど高くないことが影響し、精度も生体骨の方が劣っている。しかしながら、3次元骨モデルのレジストレーション精度検証を行った過去の別の施設からの報告では回転角度が0.6度から1.5度、移動量が0.77mmから2mmであるため [12、18、19] 本研究における精度は満足できるレベルにあると考えられる、

表2 コンピュータシミュレーションテストによる精度検証

	移動 (mm)			回転 (度)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
大腿骨	0.12	1.17	0.08	0.15	0.20	0.08
脛骨	0.10	0.93	0.12	0.08	0.06	0.48

表3 ファントム実験による精度検証 (大腿骨・脛骨間)

	移動 (mm)			回転 (度)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
前後方	近位・遠位	内外側	内外転	内外旋	伸屈曲	
	0.55	0.62	2.01	0.88	0.90	1.17

統計学的解析

SEA の同定について RMSE を用いて誤差評価を行った。1 週の間隔を設けて行った検者内誤差は 1.8 度で、2 名で行った検者間誤差は 1.9 度だった。スクワット、正座、胡坐動作における回旋角度、内外反角度、前後移動については二元配置分散分析及び事後比較 (Tukey-Kramer test) によって解析した。3 動作における屈曲 0 度から屈曲 150 度までの回旋量、内外反量、前後移動量については一元配置分散分析及び事後比較 (Tukey-Kramer test) によって解析した。p 値が 0.05 未満を有意差ありとした。統計学的解析は SPSS version 24 (IBM Inc., Armonk, New York) を使用した。検定力分析は α エラー 0.05、 $1-\beta$ エラー 0.80 とし算出し、見積もられたサンプルサイズは 8 膝だった。

第3章 結果

3-1 回旋及び内外反角度

スクワットでは膝関節は平均 -2.8 度 (SD 1.3 度) から 145.5 度 (SD 5.1 度) まで次第に屈曲していった。屈曲 0 度から 40 度では脛骨に対する大腿骨の急峻な外旋がみられ、平均 13.8 度 (SD 3.0 度) に達していた。屈曲 40 度からは徐々に外旋し合計で平均 22.4 度 (SD 6.1 度) に達した。屈曲 100 度から 150 度では平均 7.0 度 (SD 5.5 度) 外旋した。

正座では膝関節は平均 100.6 度 (SD 3.7 度) から 155.7 度 (SD 3.0 度) まで屈曲していき、脛骨に対して大腿骨が 20.2 度 (SD 7.2 度) 外旋した。屈曲 100 度から 150 度では 14.8 度 (SD 3.8 度) 外旋した。

胡坐では膝関節は平均 4.9 度 (SD 4.4 度) から 147.5 度 (SD 4.2 度) まで屈曲していった。屈曲 10 度から 100 度までは平均 11.2 度 (SD 6.9 度) 大腿骨が内旋していた。屈曲 100 度から 150 度では大腿骨の外旋がみられ、 22.4 度 (SD 7.0 度) に達した (図 13)。

深屈曲領域 (屈曲 100 度から 150 度) における大腿骨の外旋量は胡坐の方がスクワットに比べ有意に大きかった ($p = 0.041$)。

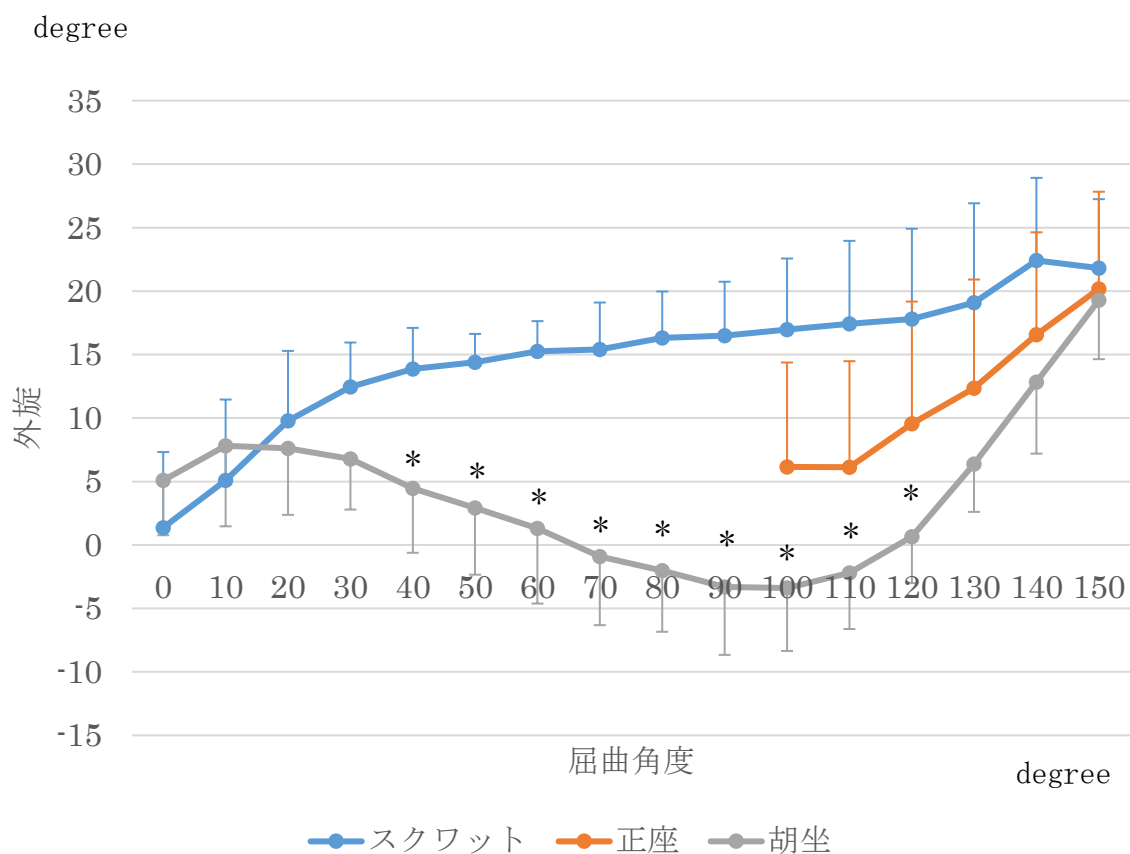


図 13 回旋角度

スクワット、正座、胡坐の脛骨に対する大腿骨の回旋角度を表している。エラーバーは標準偏差を表している。

*: スクワット・胡坐間で有意差あり (p<0.05)

内外反角度についてはスクワットと正座で有意差はみられなかった。しかしながら、胡坐は屈曲 140 度以降内反位になっており、平均 -13.5 度 (SD 3.7 度) に達した (図 14)。

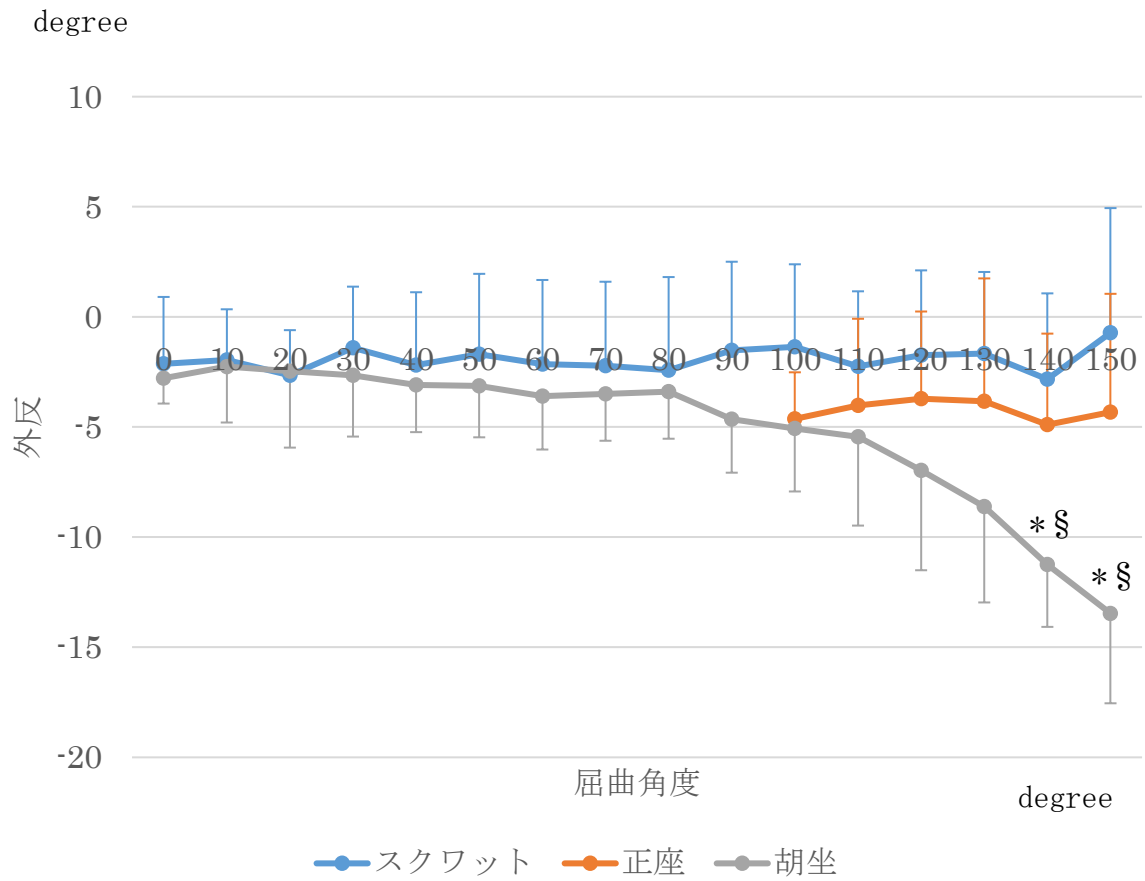


図 14 内外反角度

スクワット、正座、胡坐の脛骨に対する大腿骨の内外反角度を表している。エラーバーは標準偏差を表している。

* : スクワット・胡坐間で有意差あり (p<0.05)

§ : 正座・胡坐間で有意差あり (p<0.05)

3-2 内側の前後移動

スクワットでは屈曲0度から40度まで内側が11.1% (SD 6.4%) 前方へ移動した。屈曲40度からは34.2% (SD 2.8%) 後方へ移動した。正座では有意な前後移動はみられなかった。胡坐では屈曲0度から30度まで13.8% (SD 4.3%) 前方へ移動し、屈曲30度から120度では35.1% (SD 7.3%) 後方へ移動した。屈曲120度から150度では平均5.4% (SD 8.3%) 前方へ移動した。

三動作間では屈曲30度から110度にかけて胡坐が有意に後方にあった (図15)。

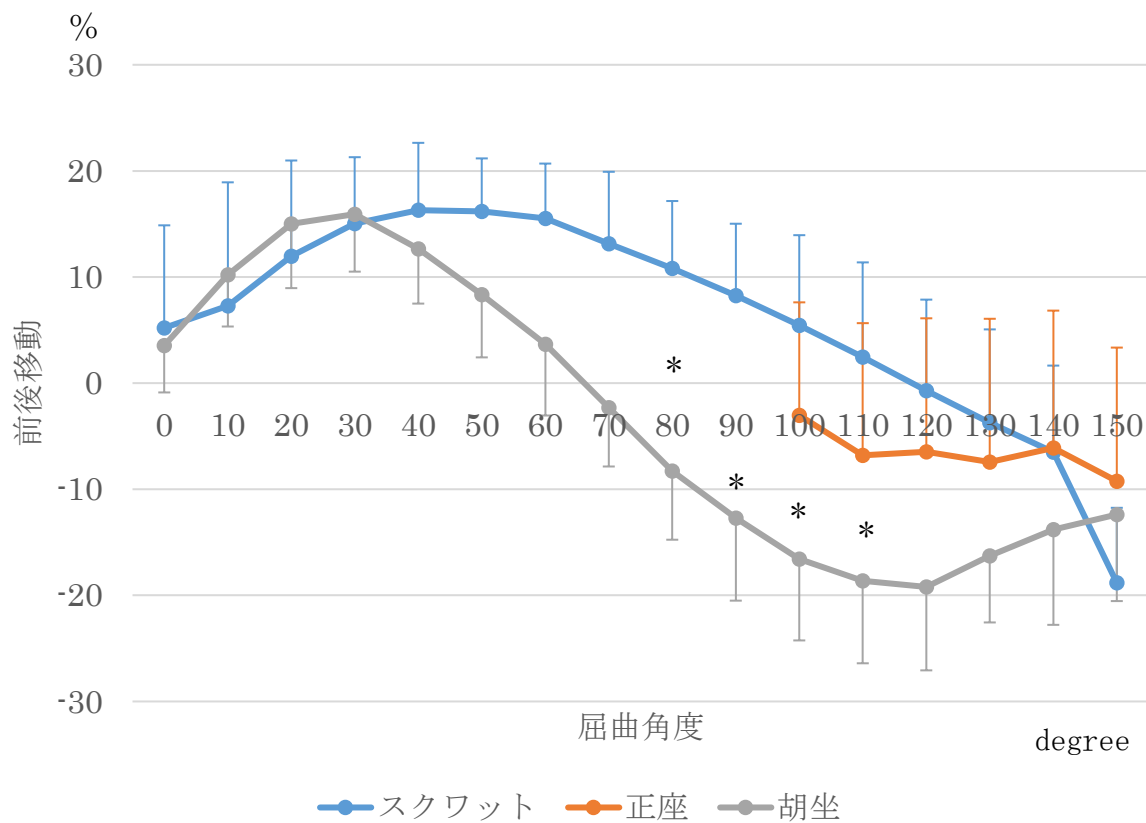


図15 前後移動 (内側)

スクワット、正座、胡坐において大腿骨内側陥凹を脛骨機能軸に垂直な平面に投影したものの前後移動を表している。エラーバーは標準偏差を表している。前後移動は脛骨近位前後径に対する割合 (パーセント) で算出している。

*: スクワット・胡坐間で有意差あり (p<0.05)

3-3 外側の前後移動

スクワットでは屈曲 0 度から 150 度で外側が 78.7% (SD 11.0%) 後方へ移動した。

正座では屈曲 100 度から 150 度で 40.2% (SD 10.2%) 後方へ移動した。一方で胡坐は屈曲 0 度から 100 度では有意な動きはみられず、屈曲 100 度から 150 度で 51.0% (SD 12.3%) 後方へ移動した。

三動作間では屈曲 20 度から 130 度でスクワットの外側が有意に後方にあった(図 16)。

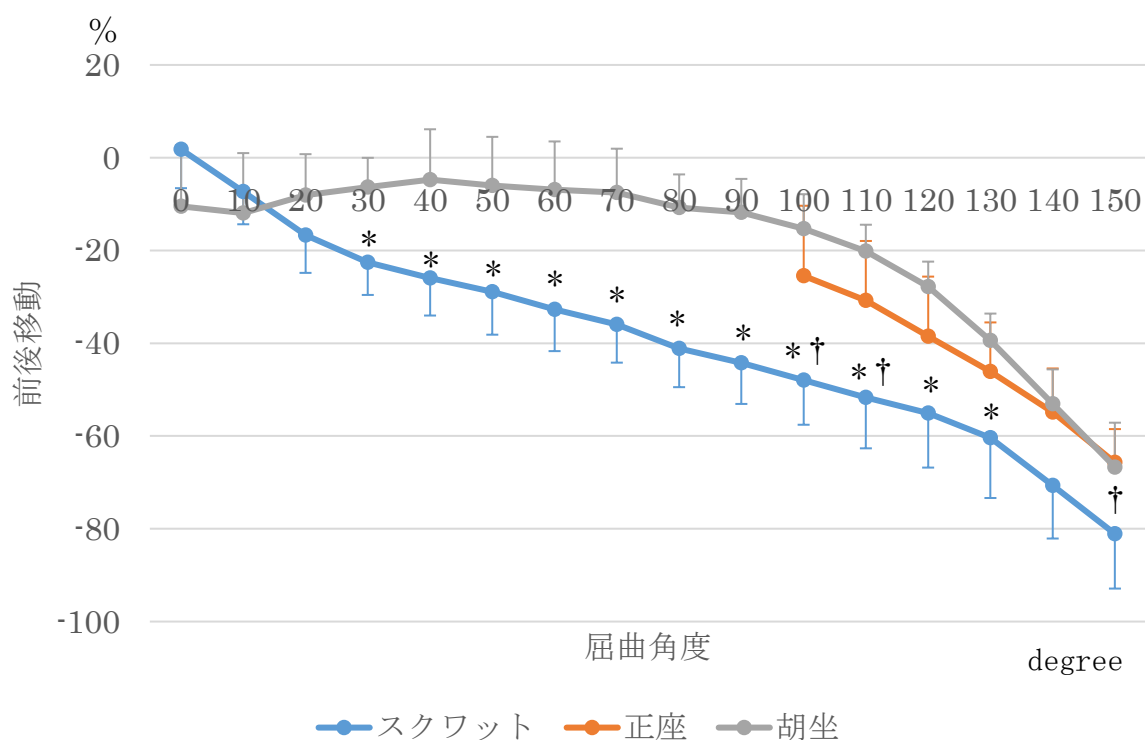


図 16 前後移動 (外側)

スクワット、正座、胡坐において大腿骨外側上顆を脛骨機能軸に垂直な平面に投影したものの前後移動を表している。エラーバーは標準偏差を表している。前後移動は脛骨近位前後径に対する割合 (パーセント) で算出している。

* : スクワット・胡坐間で有意差あり (p<0.05)

† : スクワット・正座間で有意差あり (p<0.05)

3-4 Kinematic pathway

スクワットでは屈曲 0 度から 40 度で内側が軽度前方移動し、屈曲 40 度から 100 度、屈曲 100 度から 150 度では後方移動がみられた。外側は屈曲するにつれて後方移動がみられた。内外側の移動の違いにより、屈曲 0 度から 40 度では内側を基点に外側が移動する medial pivot pattern を示し、屈曲 40 度から 100 度及び屈曲 100 度から 150 度では内外側共に後方移動する bicondylar rollback がみられた (図 17)。

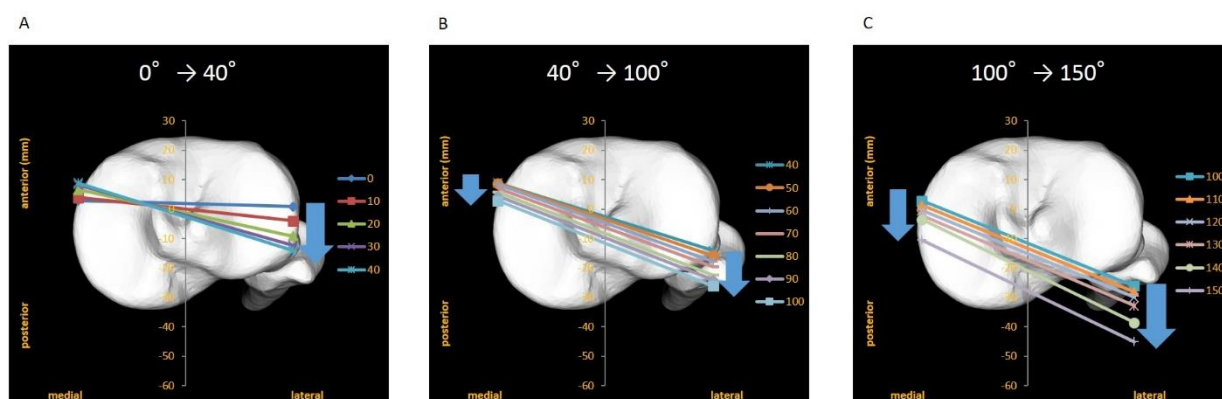


図 17 Kinematic pathway (スクワット)

A : 屈曲 0 度から 40 度

B : 屈曲 40 度から 100 度

C : 屈曲 100 度から 150 度

青矢印は動きの方向を表している。

正座では内側は有意な動きがみられず、外側は後方移動を示し、kinematic pathway は medial pivot pattern であった (図 18)。

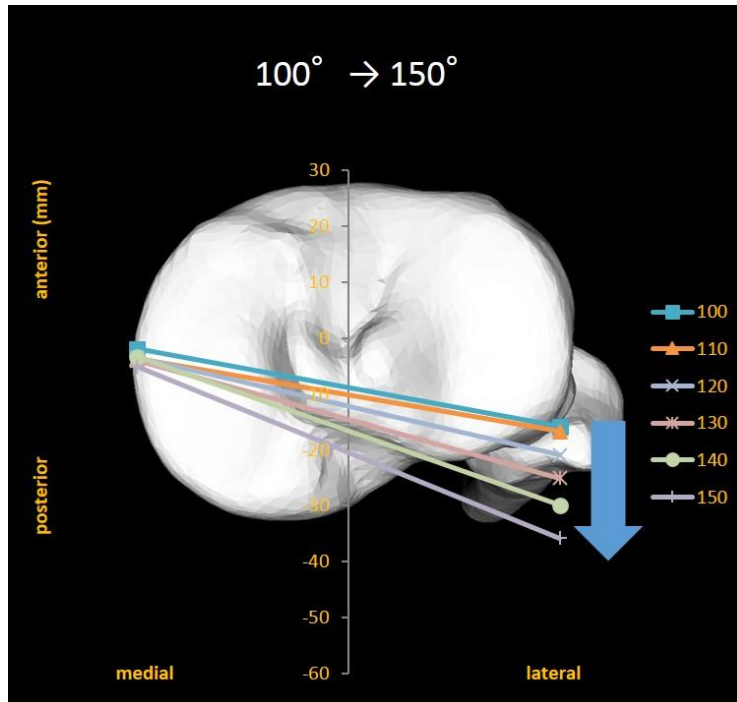


図 18 Kinematic pathway (正座)

青矢印は動きの方向を表している。

胡坐では屈曲 0 度から 30 度まで内側が軽度前方移動し、屈曲 30 度から 120 度まで後方移動がみられた。屈曲 120 度からは軽度前方移動がみられた。外側は屈曲 0 度から 120 度まで有意な動きがみられず、屈曲 120 度から後方移動がみられた。内外側の動きの違いにより屈曲 0 度から 100 度までは外側を基点に内側が移動する lateral pivot pattern がみられ、屈曲 100 度からは medial pivot pattern がみられた (図 19)。

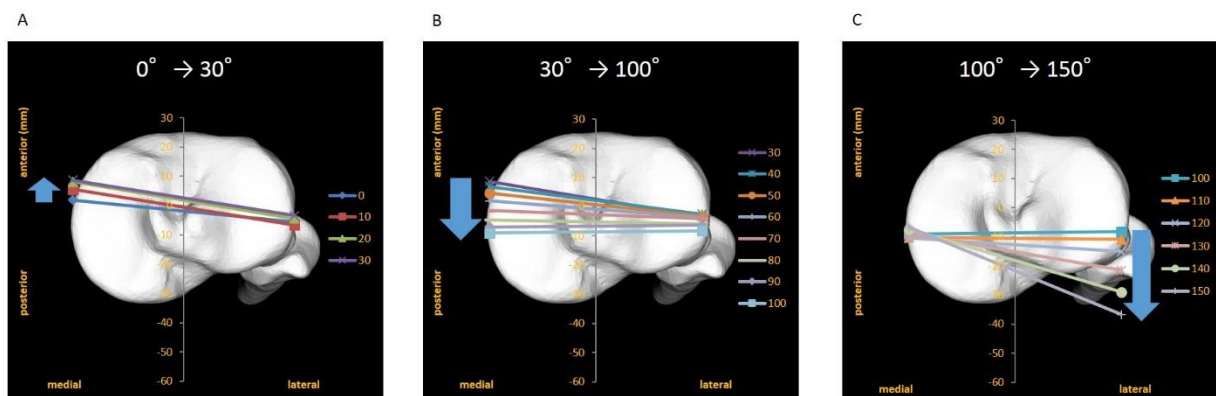


図19 Kinematic pathway (胡坐)

A : 屈曲 0 度から 30 度

B : 屈曲 30 度から 100 度

C : 屈曲 100 度から 150 度

青矢印は動きの方向を表している。

第4章 考察

本研究は X 線透視装置で撮影した画像に対して 3 次元骨モデルをマッチングさせる手法で胡坐動作を初めて解析した研究である。体表マーカを用いて胡坐動作を解析した報告では大腿骨の外旋が屈曲に伴ってみられていた [24、25]。本研究では屈曲 10 度から 100 度まで大腿骨が内旋し、屈曲 100 度から大腿骨が外旋していた。体表マーカでは深屈曲動作で皮膚の伸長の影響がみられやすいため実際の骨同士の動きを再現するのは難しいことが示唆された。しかしながら、解析手法が異なるため計測した胡坐動作自体が異なっていた可能性もある。

正常膝のスクワットについてはこれまでいくつかの静的動作（一連ではない動作）による評価によって大腿骨が緩やかに外旋するということが報告されている [3、5、17]。しかしながら、本研究ではキネマティックパターンに違いがみられた。屈曲 0 度から 40 度まで大腿骨の急峻な外旋がみられ、屈曲 40 度からは緩徐な外旋がみられた。浅い屈曲領域での急峻な大腿骨の外旋は screw-home motion（前十字靭帯や大腿骨内顆の関節面形状によって引き起こされる脛骨の内旋（大腿骨の外旋）運動）[32、33、34] を表していることが示唆され、中間屈曲領域から深屈曲領域までの緩徐な外旋は rollback（大腿骨の後方移動）[35、36] を表していることが示唆された。このことから、同じスクワット動作であるにも関わらず、静的評価（一連ではない動作の評価）と動的評価（一連の動作の評価）ではキネマティクスに違いがみられることが明らかとなった。三動作間でも屈曲に伴う回旋パターンは有意に異なっていた。さら

に深屈曲領域では胡坐における大腿骨の回旋量はスクワットと比較し有意に大きくなっていました。このことから正常膝関節の回旋運動は深屈曲動作によって異なり、回旋幅も大きいことが示唆された。

内外反では、深屈曲領域において胡坐では内反位であった。過去の研究でも深屈曲で胡坐では内反位になることが報告されている [24、25]。本研究は過去の報告と同様の結果であり、胡坐では深屈曲領域で膝関節に大きな内反ストレスがかかっていることが示唆された。深屈曲領域において、回旋角度や前後移動については三動作間で有意差はみられていなかった。従って、深屈曲領域における胡坐動作では膝関節の外側コンパートメントのギャップがスクワットや正座に比べて大きくなっているのかもしれないと考えられた。

内側の前後移動については、中間屈曲領域において胡坐で後方移動がみられた。しかしながら、外側はスクワットで屈曲 130 度まで後方移動がみられた。また、屈曲 130 度以降は三動作間の差が小さかった。このことから中間屈曲領域では三動作間での違いがみられるが、深屈曲領域ではそれぞれの動作で明らかな違いがみられにくくなることが示唆された。

スクワットと正座では無数の位置姿勢データから最も近い位置姿勢のものを選択する方法を用いた Moro-oka らの報告 [14] と同様の kinematic pathway がみられた。一方で胡坐では屈曲 100 度まで lateral pivot pattern を示していた。特に屈曲 30 度から 100 度では内側の後方移動がみられていた (図 19)。このことより胡坐動作に

においては正常膝の内側コンパートメントは緩んでいることが示唆された。いくつかの研究では medial pivot を誘導する人工膝関節の臨床成績が良好であると報告している [37-41]。本研究の結果を踏まえると、TKA 後の膝のキネマティクスの目標を正常膝のキネマティクスとするのであれば、中間屈曲領域では内側関節面の適合性を軽減させることで lateral pivot も許容するようなインプラントも選択肢の一つになるのではないかと考えられた。

深屈曲領域において、スクワットは bicondylar rollback を示した (図 17)。一方で、正座と胡坐では medial pivot pattern を示した (図 18、19)。このことからスクワットのような荷重動作では大腿骨がより後方へスライドしやすいことが示唆された。

本研究ではいくつかの限界がある。座標軸の作製法は各々の研究で異なっている。従って、それぞれの角度や距離を直接比較することができない。いくつかの研究では SEA の同定にはばらつきが出やすいことを報告している [42-44]。従って、本研究の手法もばらつきがみられているかもしれない。しかしながら、CT モデルを使用すると屍体やイメージフリーナビゲーションシステムを使用する時よりも精度が向上すると報告されており [45、46]、実際に我々が同定した SEA の検者間誤差及び検者内誤差はいずれも 2 度未満であった。従って、本研究の手法は許容範囲内であると考えている。また、本研究では機能軸として知られている SEA の軌跡を評価している [45、47]。SEA は大腿骨内外顆の中心を結んだ軸である geometric center axis よりも屈

曲における回転軸を近似していると報告されている [48-50]。そのため、接触点の軌跡については再現していない可能性はある。加えて本研究では健常日本人男性のみを解析している。女性や日本人以外の人種におけるキネマティクスは異なっている可能性が考えられる。しかしながら、正常膝のキネマティクスは人種や男女間でほとんど違いがみられないという報告もあることから [51]、本研究の結果は女性や日本人以外の人種にも当てはまるのではないかと考えている。本研究では伸展動作は評価していないが、正常膝関節の伸展動作と屈曲動作を同時に解析した過去の研究 [24、25] では伸展動作と屈曲動作でキネマティクスはほとんど変わらなかったと報告している。従って本研究では屈曲動作のみ解析することとした。

将来的には、本研究をもとに靭帯付着部間距離を算出することで靭帯バランスを明らかにすることや X 線透視撮影時に筋電図を同期させることで大腿四頭筋やハムストリングといった筋力の影響を評価することも可能になるのではないかと考えている。また、これまでインプラント間でしか評価できなかった人工膝関節単顆置換術や TKA といった人工膝関節置換術後の膝と直接比較することも可能になると考えられる。さらに、変形性膝関節症と正常膝のキネマティクスを比較検討することで、変形性関節症発生機序の解明へ向けたキネマティクスという観点からのアプローチも可能になるのではないかと考えられる。

本研究では、2D/3D レジストレーション法により正常膝の生体内 3 次元動態解析を行い深屈曲動作が異なることでキネマティクスも異なることを明らかにした。特に胡

坐では中間屈曲領域で大腿骨が脛骨に対して内旋し、kinematic pathway も屈曲するにつれて lateral pivot pattern から medial pivot pattern に変化しており、スクワット及び正座のキネマティクスとは大きく異なっていた。

第5章 引用文献

1. 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. *J Biomech Eng.* Dec;120(6):743-9. 1998.
2. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech.* Mar;34(3):355-61. 2001.
3. Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T. In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique. *Clin Orthop Relat Res*;388:157-166. 2001.
4. Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg [Br]*;82-B:1196-1198. 2000.
5. Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, Kobayashi A, Sakamoto H, Freeman MA, Yamano Y. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg [Br]*;82-B:1199-1200. 2000.
6. Banks SA, Hodge WA. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng*;43:638-649. 1996.
7. Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, Gabriel SM, Walker SA. Three-

- dimensional determination of femoral-tibial contact position under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clinical Biomech*;13 : 455-472. 1998.
8. Li G, Wuerz TH, DeFrate LE. Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics. *J Biomech Eng. Apr*;126(2):314-8. 2004.
9. Yamazaki T, Watanabe T, Nakajima Y, Sugamoto K, Tomita T, Yoshikawa H, Tamura S. Improvement of depth position in 2-D/3-D registration of knee implants using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Med Imaging*;23:602-612. 2004.
10. Li G, Suggs J, Hanson G, Durbhakula S, Johnson T, Freiberg A. Three-dimensional tibiofemoral articular contact kinematics of a cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am. Feb*;88(2):395-402. 2006.
11. Watanabe T, Yamazaki T, Sugamoto K, Tomita T, Hashimoto H, Maeda D, Tamura S, Ochi T, Yoshikawa H. In vivo kinematics of mobile-bearing knee arthroplasty in deep knee bending motion. *J Orthop Res. Sep*;22(5):1044-9. 2004.
12. Fregly BJ, Rahman HA, Banks SA. Theoretical accuracy of model-based shape

matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy.

J Biomech Eng;127:692-699. 2005.

13. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. Clin Orthop Relat Res;410:69-81. 2003.

14. Moro-oka TA, Hamai S, Miura H, Shimoto T, Higaki H, Fregly BJ, Iwamoto Y, Banks SA. Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. J Orthop Res;26:428-434. 2008.

15. Dennis D, Komistek R, Scuderi G, Argenson JN, Insall J, Mahfouz M, Aubaniac JM, Haas B. In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartmental or total knee replacement. J Bone Joint Surg [Am];83-A(Suppl 2 Pt 2):104-115. 2001.

16. 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 Trans Med Imaging;20:514-525. 2001.

17. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. J Biomech;38:269-276. 2005.

18. Tsai TY, Lu TW, Chen CM, Kuo MY, Hsu HC. A volumetric model-based 2D to 3D registration method for measuring kinematics of natural knees with single-

plane fluoroscopy. *Med Phys*;37:1273-1284. 2010.

19. Tanifuji O, Sato T, Kobayashi K, Mochizuki T, Koga Y, Yamagiwa H, Omori G, Endo N. Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees using single-plane fluoroscopy. *J Orthop Sci*;16:710-718. 2011.

20. Hamai S, Moro-oka TA, Dunbar NJ, Miura H, Iwamoto Y, Banks SA. In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion. *Biomed Res Int*;2013:717546. 2013.

21. 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. *Knee*;23:221-226. 2016.

22. DeFrate LE, Sun H, Gill TJ, Rubash HE, Li G. In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. *J Biomech*;37:1499-1504. 2004.

23. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg [Br]*;82-B:1189-1195. 2000.

24. Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *J Orthop Res*;24:770-781. 2006.

25. Acker SM, Cockburn RA, Krevolin J, Li RM, Tarabichi S, Wyss UP. Knee

kinematics of high-flexion activities of daily living performed by male Muslims in the Middle East. *J Arthroplasty*;26:319-327. 2011.

26. Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT, Cohen J, Hull ML. Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res*;471:1000-1007. 2013.

27. Nishio Y, Onodera T, Kasahara Y, Takahashi D, Iwasaki N, Majima T. Intraoperative medial pivot affects deep knee flexion angle and patient-reported outcomes after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*;29:702-706. 2014.

28. Yamazaki T, Watanabe T, Nakajima Y, Sugamoto K, Tomita T, Maeda D, Sahara W, Yoshikawa H, Tamura S. Visualization of femorotibial contact in total knee arthroplasty using X-ray fluoroscopy. *Eur J Radiol*;53:84-89. 2005.

29. Yamazaki T, Watanabe T, Tomita T, Tsuji S, Tamaki M, Futai K, Yoshikawa H, Sugamoto K. Accuracy validation of 2D/3D registration of normal knee using X-ray fluoroscopic images and CT images. *Japanese J Clin Biomech*;29:389-396. 2008.

30. Kawashima K, Tomita T, Tamaki M, Murase T, Yoshikawa H, Sugamoto K. In vivo three-dimensional motion analysis of osteoarthritic knees. *Mod Rheumatol*;23:646-652. 2013.

31. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*;105:136-144. 1983.
32. Blankevoort L, Huiskes R, de Lange A. The envelope of passive knee joint motion. *J Biomech*;21(9):705-20. 1988.
33. Andersen HN, Dyhre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;5(3):145-9. 1997.
34. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension--flexion. *J Biomech*. May;38(5):1075-83. 2005.
35. Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson GB. Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. *J Orthop Res*;5(4):539-47. 1987.
36. Fantozzi S, Catani F, Ensini A, Leardini A, Giannini S. Femoral rollback of cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee replacements: in vivo fluoroscopic analysis during activities of daily living. *J Orthop Res*. Dec;24(12):2222-9. 2006.
37. Mannan K, Scott G. The Medial Rotation total knee replacement: a clinical

and radiological review at a mean follow-up of six years. *J Bone Joint Surg [Br]*;91-B:750-756. 2009.

38. Fan CY, Hsieh JT, Hsieh MS, Shih YC, Lee CH. Primitive results after medial-pivot knee arthroplasties: a minimum 5-year follow-up study. *J Arthroplasty*;25:492-496. 2010.

39. Bae DK, Song SJ, Cho SD. Clinical outcome of total knee arthroplasty with medial pivot prosthesis a comparative study between the cruciate retaining and sacrificing. *J Arthroplasty*;26:693-698. 2011.

40. Shimmin A, Martinez-Martos S, Owens J, Iorgulescu AD, Banks S. Fluoroscopic motion study confirming the stability of a medial pivot design total knee arthroplasty. *Knee*;22:522-526. 2015.

41. Scott G, Imam MA, Eifert A, Freeman MA, Pinskerova V, Field RE, Skinner J, Banks SA. Can a total knee arthroplasty be both rotationally unconstrained and anteroposteriorly stabilised? A pulsed fluoroscopic investigation. *Bone Joint Res*;5:80-86. 2016.

42. Inui H, Taketomi S, Nakamura K, Sanada T, Tanaka S, Nakagawa T. An additional reference axis improves femoral rotation alignment in image-free computer navigation assisted total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*;28:766-771. 2013.

43. Siston RA, Patel JJ, Goodman SB, Delp SL, Giori NJ. The variability of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]*;87-A:2276-2280. 2005.
44. Kinzel V, Ledger M, Shakespeare D. Can the epicondylar axis be defined accurately in total knee arthroplasty? *Knee*;12:293-296. 2005.
45. van der Linden-van der Zwaag HM, Valstar ER, van der Molen AJ, Nelissen RG. Transepicondylar axis accuracy in computer assisted knee surgery: a comparison of the CT-based measured axis versus the CAS-determined axis. *Comput Aided Surg*;13:200-206. 2008.
46. Aunan E, Østergaard D, Meland A, Dalheim K, Sandvik L. A simple method for accurate rotational positioning of the femoral component in total knee arthroplasty. *Acta Orthop*;1-7. 2017.
47. Laskin RS. Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*;10:657-660. 1995.
48. Asano T, Akagi M, Nakamura T. The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image matching technique. *J Arthroplasty*;20:1060-1067. 2005.
49. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynnon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat*

Res;356:111-118. 1998.

50. Hollister AM, Jatana A, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG. The axes of rotation of the knee. Clin Orthop Relat Res:290:259-268. 1993.

51. Leszko F, Hovinga KR, Lerner AL, Komistek RD, Mahfouz MR. In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? Clin Orthop Relat Res. Jan;469(1):95-106. 2011.

謝辞

本研究の遂行にあたり、多大な助言を下さいました指導教官の田中栄教授に感謝申し上げます。また、大阪大学大学院医学系研究科の菅本一臣教授、富田哲也准教授、二井数馬先生、埼玉工業大学工学部情報システム学科の山崎隆治准教授には動態解析法についてご指導頂きました。心より感謝申し上げます。