

MRI による膝関節と軟部組織における
生体内力学的機能に関する研究

Study on the knee in vivo mechanical characteristics
of knee joint and soft tissue using MRI

新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻
放射線技術科学分野

令和元年度年度博士論文

近 藤 達 也

目次

第 1 章	緒論	1
第 1 章の参考文献		2
第 2 章	膝関節の構造と機能解析	3
2-1	緒言	3
2-2	膝関節の靱帯と腱の構造および力学的特性	5
2-2-1	靱帯と腱の組織構造	5
2-2-2	靱帯と骨の複合体構造	6
2-2-3	後十字靱帯の力学的特性	6
2-2-4	膝蓋腱の力学的特性	9
2-3	膝関節の支持機構と機能	11
2-3-1	膝関節の支持機構	11
2-3-2	後十字靱帯と前十字靱帯の力学的役割	12
2-3-3	膝関節伸展機構	13
2-4	膝関節の運動解析に用いられる手法	14
2-5	結言	17
第 2 章の参考文献		17
第 3 章	健常膝関節の屈曲に伴う後十字靱帯の生体内特性	20
3-1	緒言	20
3-2	対象および解析方法	20
3-2-1	対象および MR 撮像	20
3-2-2	解析方法	21
3-3	結果	26
3-4	考察	32
3-5	結言	36
第 3 章の参考文献		36
第 4 章	cine MRI による膝関節動態解析	38
4-1	緒言	38
4-2	対象および解析方法	38
4-2-1	MR 撮像	38
4-2-2	解析方法	40
4-3	結果	43
4-3-1	イメージレジストレーション	43

4-3-2	関節座標系	46
4-3-3	3D モデルの表示	47
4-3-4	撮像した画像から評価できる組織	49
4-4	考察	49
4-5	結言	50
	第 4 章の参考文献	51
第 5 章	最大努力伸展位における膝蓋腱の変形	52
5-1	緒言	52
5-2	対象および解析方法	52
5-2-1	MR 撮像	52
5-2-2	膝蓋腱の長さとしずみの解析方法	52
5-3	結果	53
5-4	考察	54
5-5	結言	56
	第 5 章の参考文献	56
第 6 章	結論	57
	謝辞	58

第1章 緒論

膝関節は大きな可動域を有する荷重関節であるため、障害が生じやすい関節である。膝関節の支持機構として主に4つの大きな靱帯があり、軟骨や半月板と連携して膝の安定に寄与している。後十字靱帯 (posterior cruciate ligament : PCL) は主に大腿骨に対する脛骨の後方移動を抑制する役割を果たし、前十字靱帯 (anterior cruciate ligament : ACL) と連動して膝関節の回転を安定させる役割を果たしている。内側側副靱帯 (medial collateral ligament : MCL) は膝の回旋運動を誘導し、膝の外反および脛骨の外旋運動を防止する役割を果たす。外側側副靱帯 (lateral collateral ligament : LCL) は内反と外旋を制御する。膝関節の伸展は大腿四頭筋の収縮する力が大腿四頭筋腱、膝蓋骨、膝蓋腱を通じて脛骨に伝わることで起こり、これらをまとめて膝関節伸展機構と呼ぶ。膝蓋腱は膝蓋骨と脛骨粗面をつなぐ役割を果たし、膝蓋骨は膝関節伸展機構のモーメントアームを大きくして大腿四頭筋のトルクを大きくする役割を果たす。

これまでに靱帯や腱の力学的特性を解明することを目的とした研究は多く行われている。Girgis ら¹⁾は *in vitro* において膝関節の屈曲を再現し、屈曲に伴う ACL と PCL の挙動を明らかにした。また、Kennedy ら²⁾は *in vitro* における PCL の引張試験を行い、PCL の降伏ひずみを明らかにした。しかし、*in vitro* における試験では、靱帯が生体内の挙動を再現しているかに疑問が残る。一方、*in vivo* における靱帯の変形挙動を解析する手法として、膝関節の運動を解析し、靱帯の骨付着位置から靱帯の挙動を推定する手法が報告されている。カメラを用いた運動解析は容易に行えるが皮膚揺動の影響などがあり、靱帯などの軟部組織を解析するためには精度が低い。Kobayashi ら³⁾は皮膚揺動などの影響を受けない手法として、MRI と2方向フルオロスコピーを組み合わせた手法を報告している。静止中に撮像したMRIから靱帯の骨付着位置を同定し、作成した膝関節骨モデルと2方向フルオロスコピーのイメージレジストレーションにより解析した関節運動から靱帯の変形を推定した。フルオロスコピーは立位で撮影できることから、歩行や荷重運動など、対象にできる運動は多い。しかし、フルオロスコピーはX線を用いた手法であるため、靱帯など軟部組織の情報を得ることができないため、運動中の状態は骨運動からの推定となることや被ばくが課題となる。MRIや超音波を用いると運動中の軟部組織の状態を評価することが可能である。しかし、超音波は3次元情報を得ることが難しいことやPCLなどの骨に囲まれた組織は評価ができないことが課題である。また、MRIは運動中に撮像できるシーケンスは大きな制限があり、3次元的な解析を行うことは困難である。

本研究では、MRIを用いて *in vivo* における膝関節の軟部組織を3次元的に解析する手法を考案し、膝関節の安定に寄与する靱帯であるPCLと膝関節伸展機構を形成する膝蓋腱の変形挙動を *in vivo* で解析することを目的とした。

本論文は本章を含め 6 章より構成されている。第 1 章「緒論」では本研究の背景、意義および目的を述べた。第 2 章「膝関節の構造と機能解析」では、本論文における結果を十分に考察するために必要な膝関節の基礎的な知識について述べた。さらに、膝関節を対象に行われる運動解析についても述べた。第 3 章「健常膝関節の屈曲に伴う後十字靱帯の生体内特性」では、10 名の健常被験者を対象に MRI を用いて膝関節の屈曲に伴う PCL の見かけの長さや走行角度等について明らかにした。第 4 章「cine MRI による膝関節動態解析」では、cine MRI を用いた新しい運動解析法を提案した。静止中に撮像した膝関節と運動中に撮像した 2D multi slice cine 画像をイメージレジストレーションすることで、膝関節の運動を 3 次元的に解析することが可能であった。また、運動中に撮像した 2D multi slice cine 画像において膝蓋腱の緊張状態を観察することが可能であった。第 5 章「最大努力伸展位における膝蓋腱の変形」では、第 4 章で示した手法を用いて、これまでの手法では困難であった最大努力伸展位における膝蓋腱の変形を解析した。第 6 章は本論文の結論であり、本研究で得られた結果を総括した。

第 1 章の参考文献

- 1) Girgis FG, Marshall JL, et al.: The cruciate ligaments of the knee joint. Clin Orthop Relat Res, 106, 216-231, 1975.
- 2) Kennedy JC, Hawkins RJ, et al.: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the Cruciate and tibial collateral ligaments. J Bone Joint Surg Am, 58(3), 350-355, 1976.
- 3) Kobayashi K, Sakamoto M, et al.: In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. J Orthop Res, 30(10), 1596-1603, 2012.

第2章 膝関節の構造と機能解析

2-1 緒言

膝関節は人体最大の関節で脛骨大腿関節と膝蓋大腿関節に分けられ、多くの組織を有する複雑な関節である。脛骨大腿関節の可動域は大きく、最大 150°程度の膝関節屈曲角度を有する安定性の悪い荷重関節である。膝関節は変形性関節症、脱臼、靱帯損傷、骨折など様々な疾患を生じやすい関節である。膝関節を構成する骨は大腿骨、脛骨、膝蓋骨である。膝関節矢状断の概略図を図 2.1 に示す。大腿骨は人体において最も長い骨であり、遠位端にある内外側顆の中央には顆間窩と呼ばれる凹みがある。大腿骨遠位端の前面には膝蓋面があり膝蓋骨と膝蓋大腿関節を形成する。脛骨は正面から観察すると、大腿骨顆と接触する面が屋根状になっており、脛骨大腿関節を形成する。脛骨近位端の中央で顆間隆起部を形成し、顆間隆起の前方は前顆区間、後方は後顆区間があり、それぞれ靱帯の付着部となる。膝蓋骨は人体最大の種子骨であり、大腿四頭筋のモーメントアームを増加させる重要な役割を果たす。膝関節の支持機構として ACL, PCL, MCL, LCL の 4 つの大きな靱帯組織があり、それぞれが連携して安定性の悪い膝関節を支持している。膝関節支持機構の後面図を図 2.2 に示す。

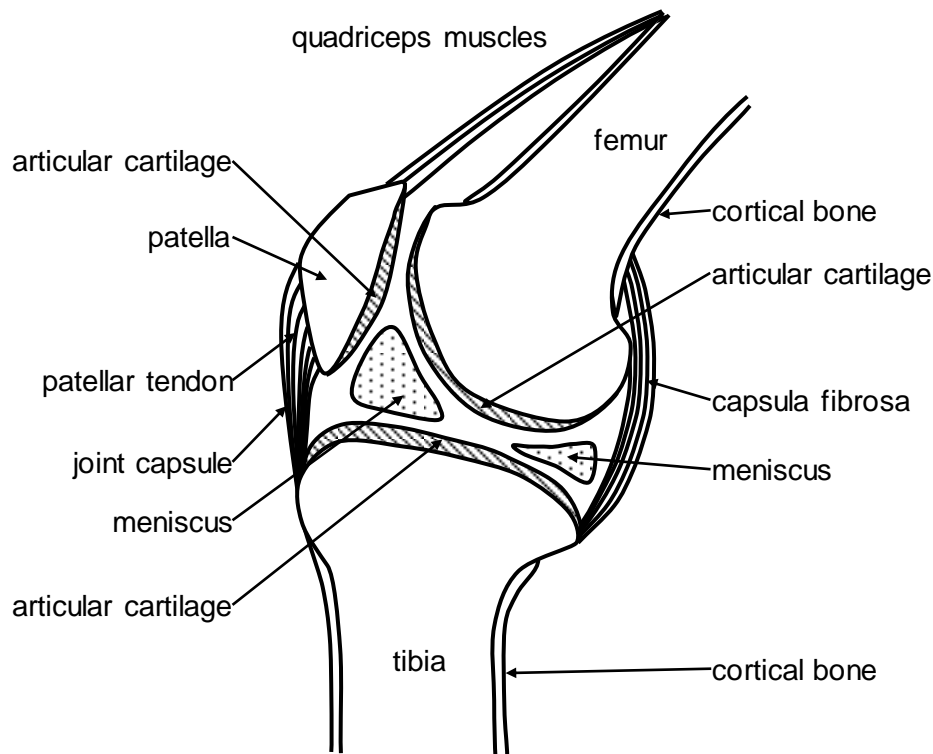


図 2.1 膝関節矢状断の概略図.

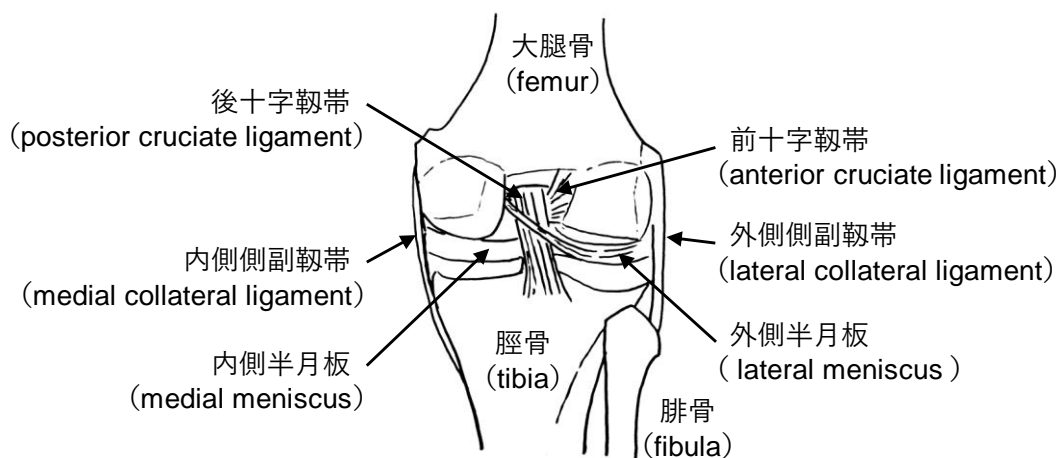


図 2.2 後面からみた膝関節支持機構。

膝関節は屈曲伸展運動と内外旋運動を行い、大腿骨は脛骨に対して転がり運動と滑り運動をしている。図 2.3 に大腿骨の転がり運動と滑り運動の違いを表した膝関節運動の模式図を示す。図 2.3 (b) に示すように、転がり運動のみでは大腿骨は脛骨の脛骨関節顆後方へ転げ落ちることになる。また、滑り運動のみでは、図 2.3 (c) に示すように、脛骨が脛骨関節窩の後縁（矢印）に衝突して早期に屈曲が制限される。

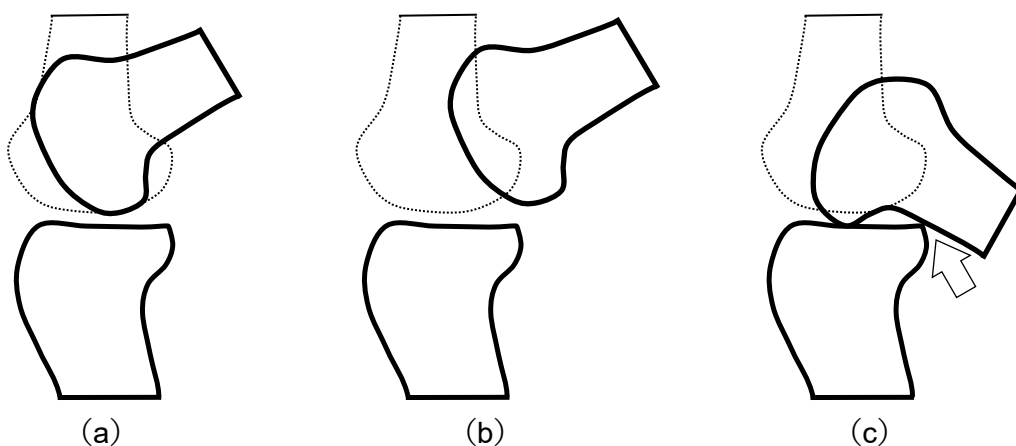


図 2.3 大腿骨の転がり運動と滑り運動の違いを表した膝関節屈曲運動の模式図¹⁾。

(a) 転がり運動と滑り運動を表した模式図。(b) 転がり運動のみを表した模式図。(c) 滑り運動のみを表した模式図。

膝関節は伸展するとき、大腿骨に対して脛骨が外旋する運動が起こり、screw home movement として知られている²⁾。screw home movement は大腿骨内側顆と外側顆の形状が異なり、内側より外側で大きな運動が可能となっていることが原因で生じる運動である。また、伸展に伴い前十字靭帯が緊張することも要因の一つである。

膝関節を対象とした運動解析は膝関節の特性に対する理解や診断、治療効果判定に利用されている。簡便な運動解析の手法としてはビデオカメラを用いた手法³⁾が報告されている。より詳細な解析法として衣服や皮膚に貼付するマーカーを用いた手法⁴⁾や X 線を用いたフルオロスコピーを利用する手法⁵⁻⁹⁾が報告されている。本章では膝関節の構造と機能を概説し、膝関節を対象にした運動解析に用いられる手法についても概説する。

2-2 膝関節の靭帯と腱の構造および力学的特性

2-2-1 靭帯と腱の組織構造

靭帯は骨と骨を結合する強靱な線維束であり、靭帯は規則性緻密結合組織に分類される。腱は筋組織を骨に結合する線維束であり、靭帯の線維は腱よりも不規則に配列される。靭帯と腱は総重量の 60～80% 程度の水分を含有し、線維芽細胞と細胞外マトリックスから構成される。細胞外マトリックスにはタンパク質線維であるコラーゲンとエラスチン（弾性線維）、プロテオグリカンなどからなる基質が存在するが、コラーゲン以外の成分の含有率は少ない。靭帯や腱の乾燥重量の約 80% はコラーゲンであり、コラーゲンは階層構造をしている。コラーゲンの最も微細な基本単位であるコラーゲン分子はトロポコラーゲンと呼ばれる。図 2.4 に靭帯の階層構造のシェーマを示す。

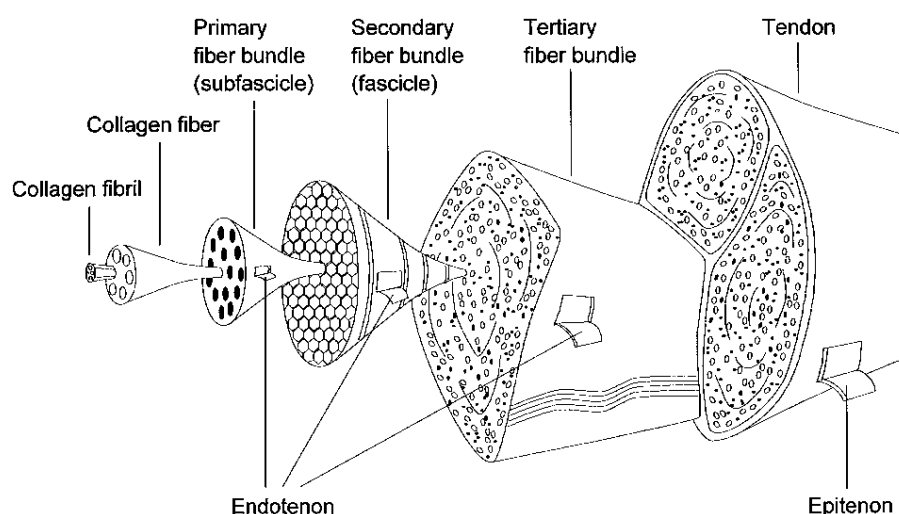


図 2.4 靭帯の階層構造¹⁰⁾。

2-2-2 靱帯と骨の複合体構造

関節は靱帯と骨の複合体システムとして考えられ、靱帯の力学的特性について多くの研究が行われてきた。Cooper and Mison¹¹⁾は、イヌの膝の靱帯と腱を光学顕微鏡と電子顕微鏡を用いて観察し、靱帯もしくは腱が骨へ入り込む構造は図 2.5 に示すように組織学的形状から 4 つの区域に分類できることを示した。靱帯の末端領域、コラーゲン線維が線維軟骨に網目状に入り込む領域、線維軟骨が徐々に石灰化線維軟骨領域、骨皮質へ入り込む領域の 4 区域である。靱帯が靱帯様物質から、骨様物質へ変化しながら骨に入り込む組織構造は、力学的性質が徐々に変化していることになる。固い骨の中に靱帯が入り込む際の応力集中を減少させるメカニズムになっている。

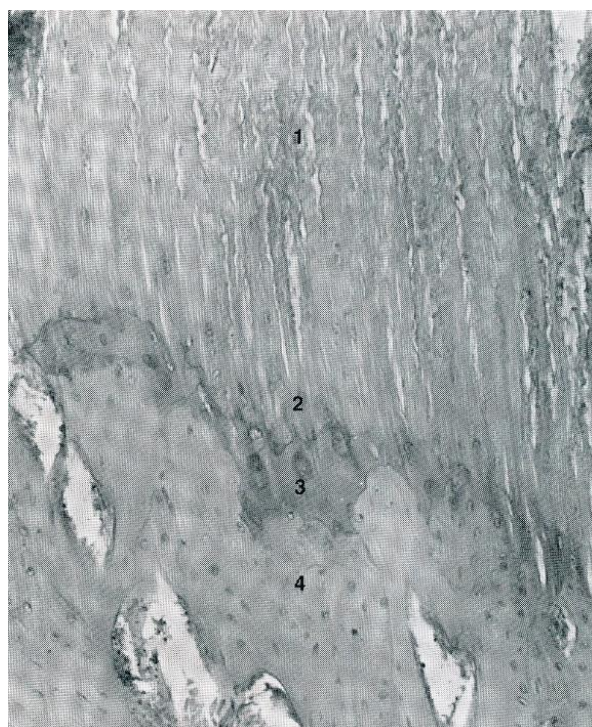


図 2.5 イヌより採取した膝蓋腱骨付着部近傍組織の電子顕微鏡写真¹¹⁾ (×25000).

2-2-3 後十字靱帯の力学的特性

PCL の力学的性質を明らかにすることを目的に、*in vitro* における PCL の引張特性に関する研究が多く行われてきた。Girgis ら¹²⁾は、ヒト切断肢を対象に *in vitro* で膝関節の十字靱帯の解析を行い、PCL は屈曲時に緊張することを示した。図 2.6 に膝関節の屈曲に伴う PCL の変形を表す模式図を示す。

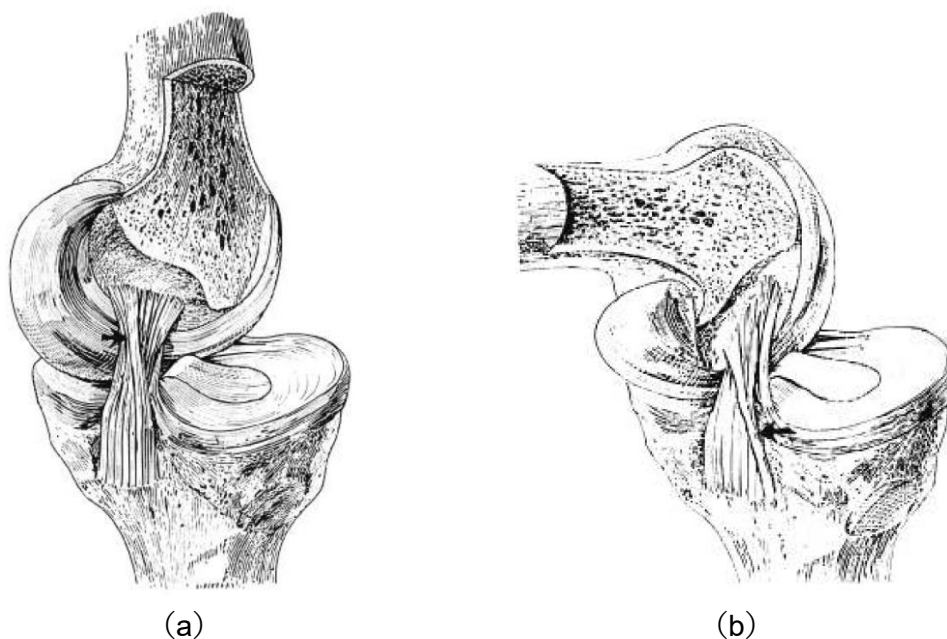


図 2.6 膝関節の屈曲に伴う PCL の模式図 ¹²⁾. (a) 伸展位. (b) 屈曲位.

Kennedy ら ¹³⁾は 10 名の切断肢から摘出した PCL を対象に引張試験を行い, PCL の降伏ひずみを求め, 試験前後に顕微鏡を用いて観察した PCL の画像を示した. 図 2.7 (a) に靱帯引張試験に用いた実験器具, 図 2.7 (b) に顕微鏡で観察した実験前の PCL を示す. PCL の降伏ひずみは引張速度 12.5 cm/min のとき $20.7 \pm 1.9\%$, 50 cm/min のとき, $18.8 \pm 3.2\%$ であることを示した.

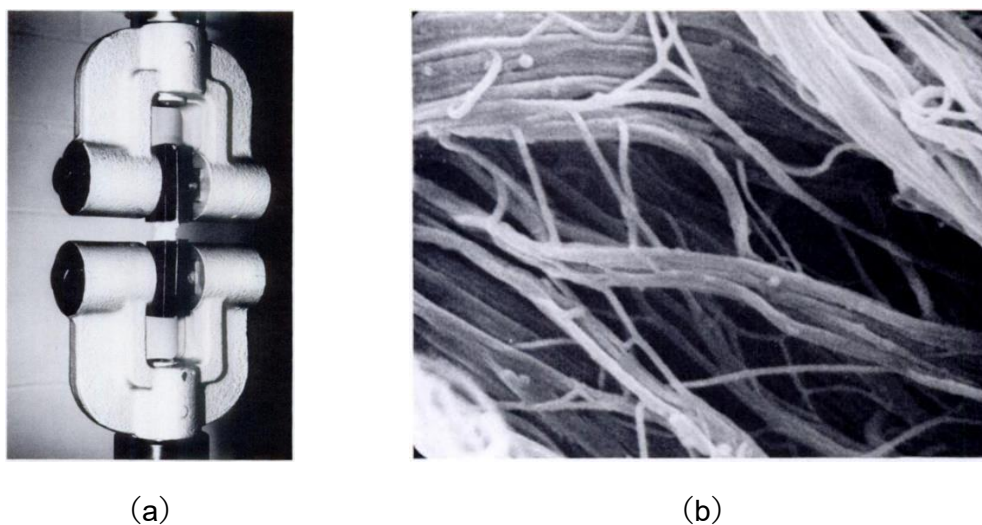


図 2.7 Kennedy ら ¹³⁾による (a) 靱帯引張試験, (b) 顕微鏡で観察した試験前の PCL ($\times 10000$).

Kurosawa ら¹⁴⁾は2名の男性および1名の女性から摘出した膝関節を対象に、*in vitro*においてひずみゲージを利用した実験を行った。ACL と PCL にひずみゲージを貼付して膝屈曲角度 0°から 120°まで動かしたところ、PCL の部位によって、ひずみに大きな違いがあることを定量的に示した。図 2.8 に Kurosawa ら¹⁴⁾の実験環境を示す。一般に湿潤状態の軟部組織にひずみゲージを完全に接着させることは不可能であること、靱帯を再建した実験を行っているが生体内の再現は困難であることを考慮すると、正確なひずみを算出することが難しい実験系であることが推測される。

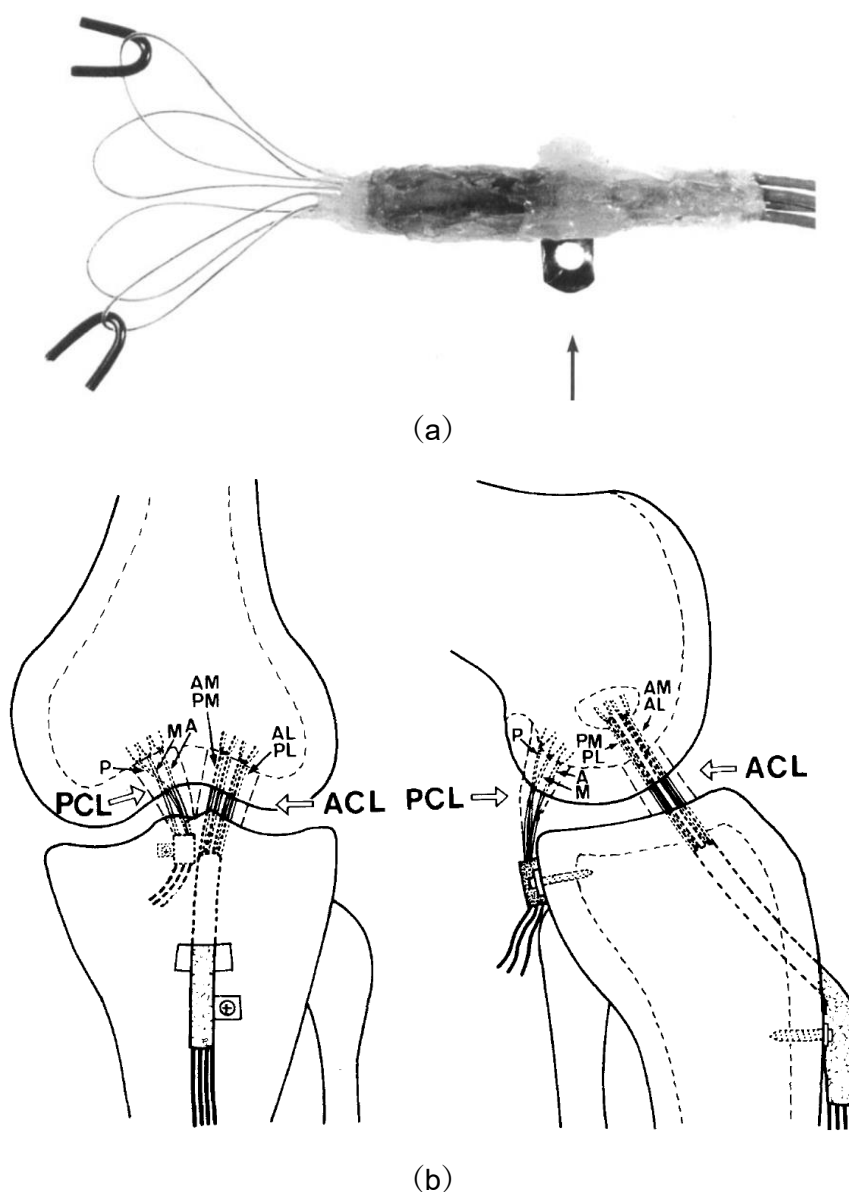


図 2.8 Kurosawa ら¹⁴⁾の実験環境。(a) ひずみゲージを付着した ACL。(b) ひずみを測定する位置。

Belvedere ら¹⁵⁾は6名の男性および4名の女性から摘出した膝関節を対象に *in vitro* において膝関節のナビゲーションに用いられるシステムを用いて、ACL と PCL, MCL, LCL および膝蓋腱を対象に最大伸展位 (full extension : FE) から膝屈曲角度 140°までを対象に実験を行い、靱帯と腱の長さ変化を測定した。図 2.9 に Belvedere ら¹⁵⁾が用いたナビゲーションシステムを示す。Kurosawa ら¹⁴⁾と同様に AL は屈曲において伸びること、PM は FE と膝屈曲角度 80°で最も大きく伸びることを示した。

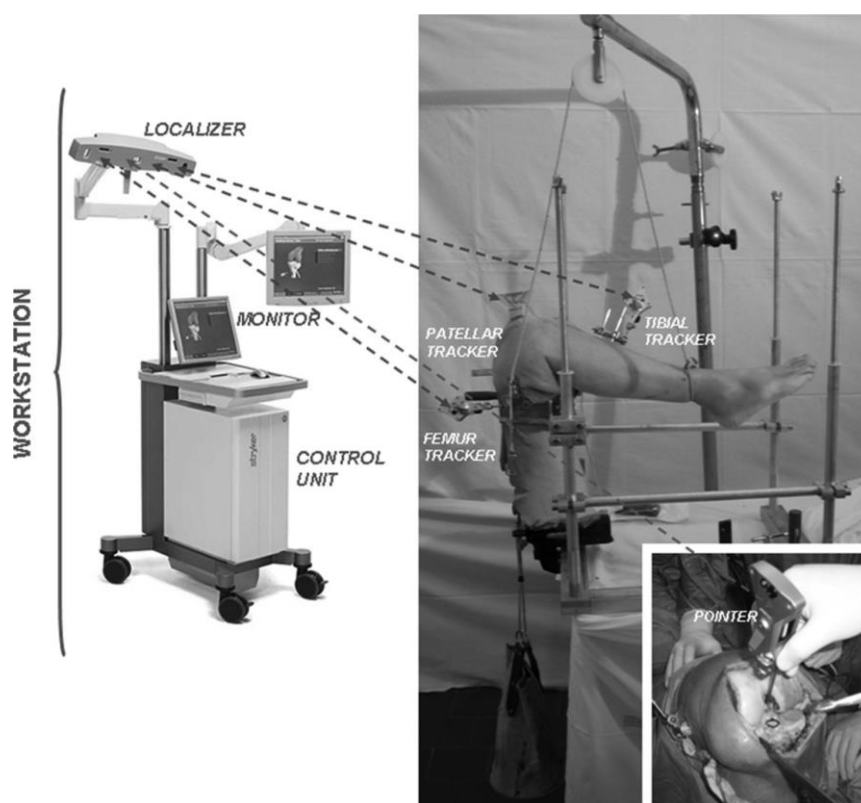


図 2.9 Belvedere ら¹⁵⁾が用いたナビゲーションシステム。

2-2-4 膝蓋腱の力学的特性

膝蓋腱の力学的性質を対象にした研究でも *in vitro* での引張特性に関する実験が多く行われてきた。Clemmer ら¹⁶⁾は、ウサギの膝蓋腱を対象にひずみ速度を変化させた引張試験を行い、ひずみ速度の増加に伴い、膝蓋腱の弾性率が増加することを報告している。図 2.10 に Clemmer ら¹⁶⁾が示した応力-ひずみ線図を示す。

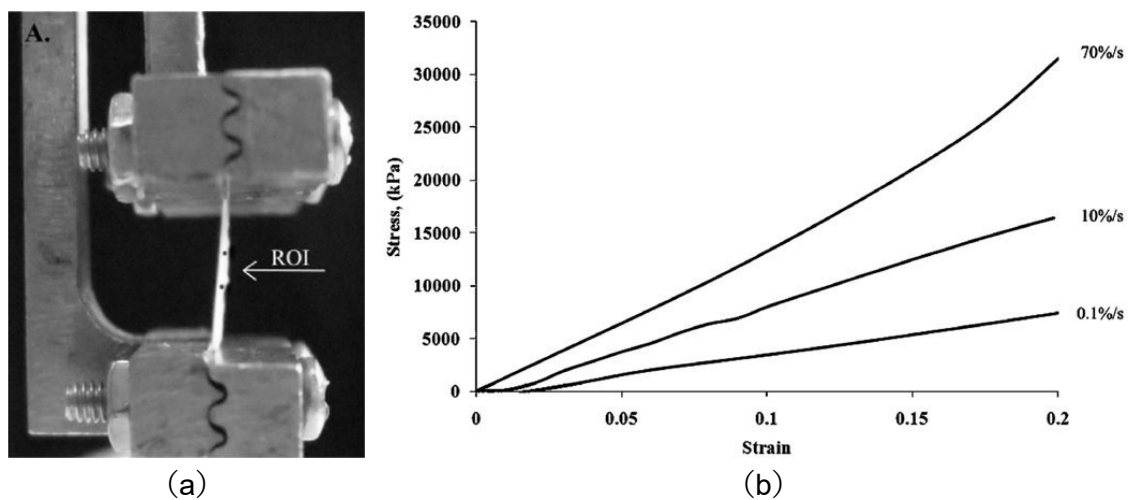


図 2.10 Clemmer ら¹⁶⁾による引張試験. (a) 引張試験の概観. (b) 応力—ひずみ線図.

Hashemi ら¹⁷⁾は膝蓋腱の腱密度と性別の関係を調べるために、切断肢から摘出した膝蓋腱に対する引張試験を行った. 図 2.11 に引張試験の概観と破断応力と腱密度の関係を示す. 男性 10 名と女性 10 名の膝蓋腱を対象に引張試験を行った結果, 腱弾性率と腱強度は性別による差がないことを示した. また, 膝蓋腱の力学的性質には腱の密度が大きく影響することを報告した.

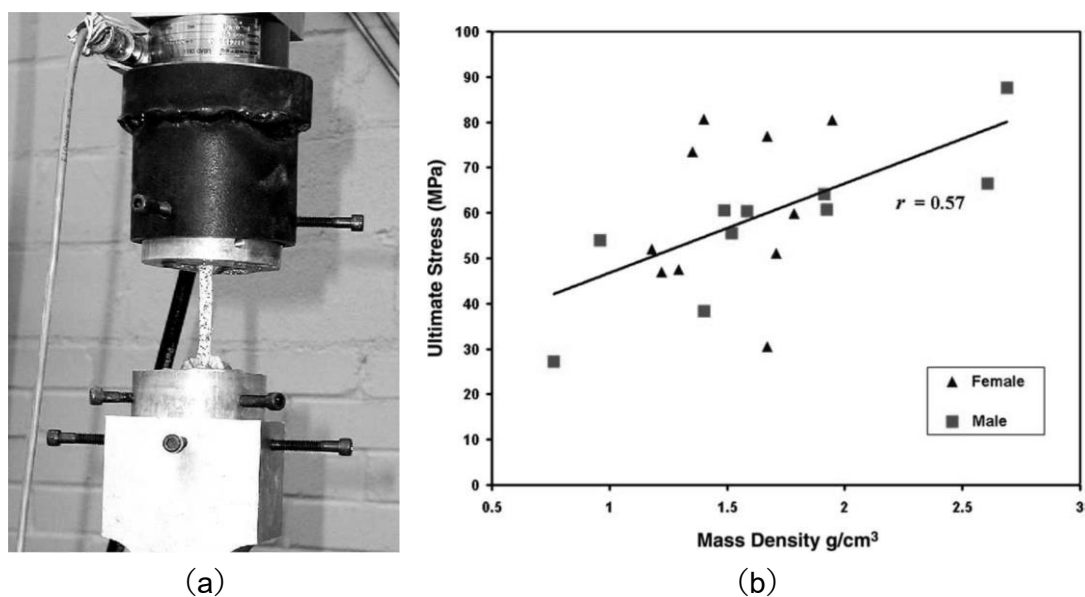


図 2.11 Hashemi ら¹⁷⁾による引張試験. (a) 引張試験の概観. (b) 破断応力と腱密度の関係.

Almekinders ら¹⁸⁾は、8名の切断肢を対象に、膝蓋腱の3部位に直接ひずみゲージを貼付し、膝屈曲角度0°から60°までのひずみを測定する実験を行った。図2.12(a)にひずみゲージを貼付した位置を示し、図2.12(b)に膝屈曲角度とひずみの関係を示す。Almekinders ら¹⁸⁾が行った実験系において、湿潤状態の腱に対するひずみゲージの貼付は困難であり、正確な値であるかは疑問が残る。

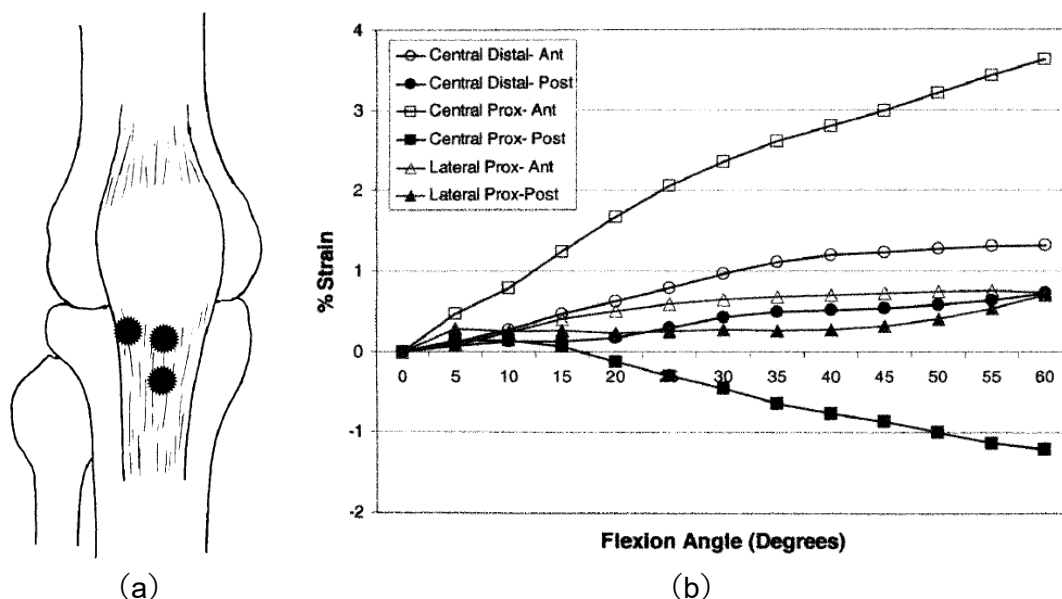


図 2.12 Almekinders ら¹⁸⁾による引張試験。(a) ひずみゲージの貼付位置。(b) 膝屈曲角度とひずみの関係。

2-3 膝関節の支持機構と機能

2-3-1 膝関節の支持機構

膝関節を支持する主な靱帯は PCL, ACL, MCL, LCL である。膝関節は MCL と LCL, ACL の緊張により完全伸展位では安定している。PCL は膝関節の中心に位置し、大腿骨顆間窩の内側面より起こり、脛骨後方に付着する。PCL の大腿骨付着部には骨性のランドマークがあり、PCL 付着部の近位に接するように隆起した medial intercondylar ridge を認め、大腿骨付着部の位置を基準に ALB と PMB に分かれる。図 2.13 に PCL 付着部の模式図を示す。PCL は転がり運動をコントロールし、後方制御と過伸展、内旋の制動を行う。ACL は PCL と交差して走行し、大腿骨外側顆の顆間窩壁と脛骨前顆間区に付着する。ACL は脛骨付着部の位置により前内側束 (anteromedial bundle : AMB) と後外側束 (posterolateral bundle : PLB) に分かれる。また、AMB と PLB の間には中間束 (intermediate bundle : IMB) が存在する。ACL の役割は脛骨顆部の前方への動揺性を制

御するとともに脛骨の回旋を誘導し、下腿の内旋と膝関節過伸展を制御することである。MCLはLCLよりも広くて厚いため、強靱である。生理的外反のため、伸展位においてLCLよりもMCLは強く緊張する。MCLは浅層と深層からなり、大腿骨の内側上顆と脛骨上端に付着し、深層は内側半月板（medial meniscus：MM）と密に結合する。MCLは異常な膝の外反および脛骨の外旋運動を防止する役割を果たし、PCLと回旋運動の中心的な役割を果たす。LCLは伸展位では緊張し、内反と外旋を制御するが、屈曲位では弛緩し、内反制御作用は弱くなる。LCLは外側半月板（lateral meniscus：LL）と交通しない。

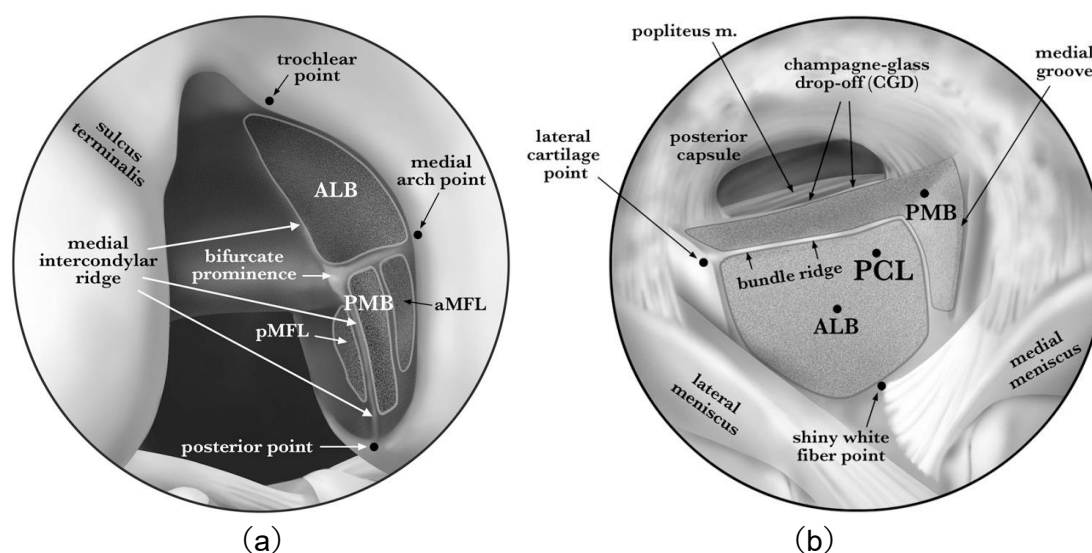


図 2.13 PCL 骨付着部の模式図¹⁹⁾。(a) 大腿骨の PCL 骨付着部。(b) 脛骨の PCL 骨付着部。

2-3-2 後十字靱帯と前十字靱帯の力学的役割

靱帯の力学的役割を考慮するとき、靱帯の厚さや長さ、構造、付着部の広がりや方向などが重要になるが、簡易なモデルとして、靱帯を点で固定したひもとして考える。図 2.14 に PCL と ACL を直線で表した模式図を示す。PCL と ACL は膝の前後の安定を確保し、関節面接触を保つ蝶番運動が可能になる。図 2.14 (a) の伸展位を基準にすると、屈曲位を表す図 2.14 (b) では PCL が立ち上がり、ACL は水平になる。屈曲位において PCL は ACL よりも緊張する。過伸展位を表す図 2.14 (c) では ACL が緊張する。よって ACL は主に伸展位において、PCL は主に屈曲位において、膝関節の安定に寄与している。

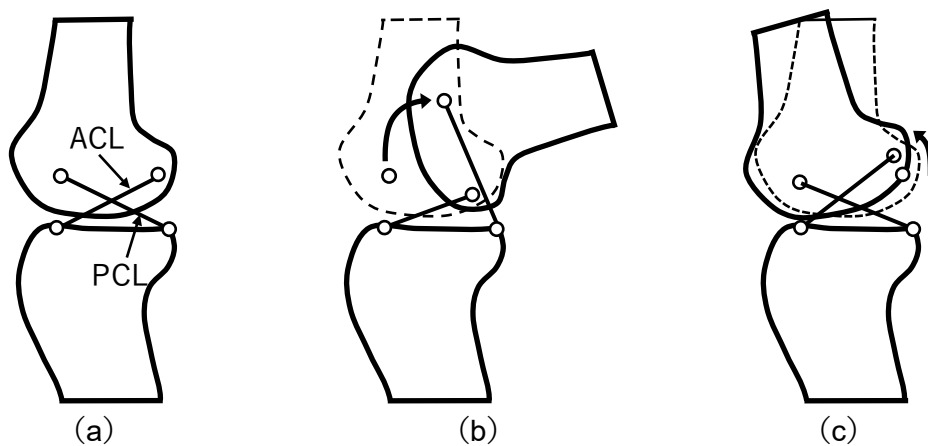


図 2.14 PCL と ACL を直線で表したときの模式図¹⁾. (a) 伸展位. (b) 屈曲位. (c) 過伸展位.

2-3-3 膝関節伸展機構

膝関節の運動に寄与する筋群は、膝伸展筋として大腿四頭筋、膝屈曲筋としてハムストリングスなどがある。膝関節の伸展は、大腿四頭筋が収縮する力が大腿四頭筋腱、膝蓋骨、膝蓋腱、脛骨粗面へと伝わることで起こり、この機構は膝関節伸展機構といわれる。図 2.15 に膝関節伸展機構の概略図を示す。

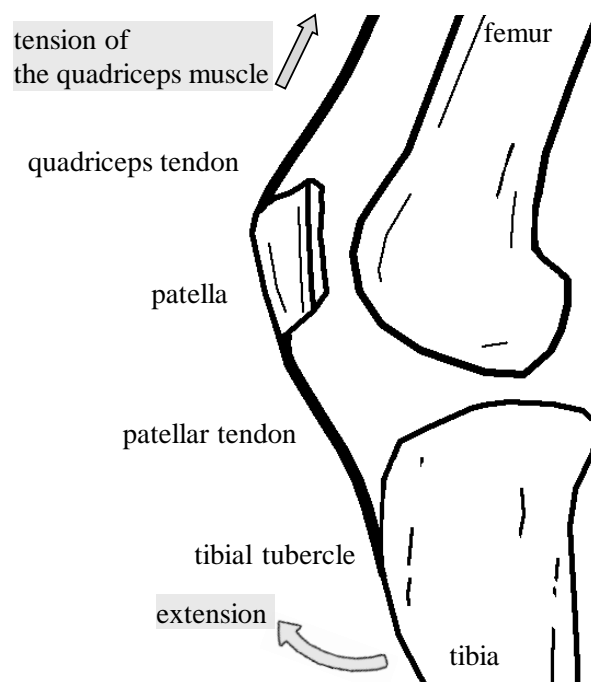


図 2.15 膝関節伸展機構.

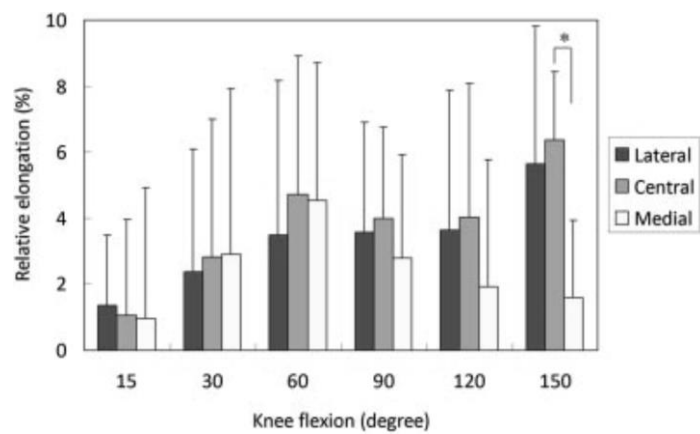
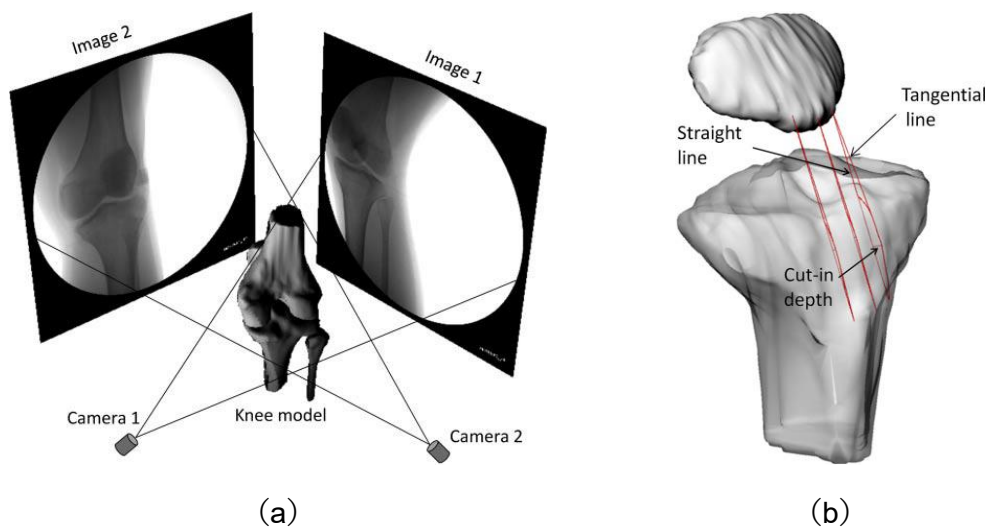
大腿四頭筋は脛骨から膝蓋腱を通して膝蓋骨を包み込み、外側広筋、中間広筋、内側広筋、大腿直筋の4本の筋に分かれて大腿骨と骨盤へ付着する。大腿四頭筋のうち、骨盤へ付着する筋は大腿直筋のみであり、膝関節と股関節の2関節をまたぐ形で付着していることから二関節筋と呼ばれる。膝蓋骨は屈曲伸展運動において大腿骨膝蓋面の溝にそって動き、前方からの圧力や衝撃に対して関節を保護し、伸展運動をするときに大腿四頭筋のトルク力を増加させる役割を果たす。大腿四頭筋は膝蓋骨を近位へ引っ張るが、外側にも引っ張るため、膝蓋骨は外側へ偏位する傾向がある。内側膝蓋大腿靱帯 (medial patellofemoral ligament : MPFL) を含む内側膝蓋支帯により膝蓋骨の外側への脱臼を防いでいる。MPFL は内側膝蓋支帯の中で最も支持性が高い。

2-4 膝関節の運動解析に用いられる手法

運動解析は機能評価や診断、治療効果判定に用いられている。膝関節は単純な蝶番運動を行う関節ではなく、屈曲伸展運動と内外旋運動を行う関節であり、大腿骨は脛骨に対して滑り運動と転がり運動をしている。また、膝関節の伸展に伴い、screw home movement といわれる大腿骨に対する脛骨の外旋運動が起きる。膝関節の運動解析はこれらの複雑な運動を評価することが必要になる。これまでに様々な手法を用いて膝関節の運動解析は行われてきた。

カメラを用いた運動解析では速い運動を侵襲なく簡便に解析ができる。近年ではカメラで取得した画像を利用して、定量的な運動解析を行う手法が開発されている³⁾。体表に貼付するマーカーが不要である簡便さからエンターテインメントに利用されてきた手法であるが、スポーツバイオメカニクスやリハビリテーションへの応用が期待される。皮膚に貼付するマーカーを利用した運動解析は高精度な追従が可能であるが、筋肉や脂肪などの体表組織の揺動が解析結果に影響することが報告されている⁴⁾。

3次元の骨形態情報とフルオロスコピー画像の骨形状をイメージレジストレーションすることで、骨を基準にした関節の3次元運動を評価する手法が報告されている²⁰⁻²⁴⁾。骨の3次元形態情報はCT²⁰⁻²²⁾もしくはMRI^{23, 24)}で取得し、フルオロスコピーは1方向²⁰⁾と2方向²¹⁻²³⁾それぞれで報告されている。フルオロスコピーの撮影は立位の運動状態を再現できることから膝関節^{20, 21, 23, 24)}や足関節²²⁾など多くの応用がなされている。関節の運動解析は骨の運動を評価することに加え、靱帯などの軟部組織を評価することが求められている。健常ボランティアを対象に、MRIと2方向フルオロスコピーを用いて膝屈曲に伴う膝蓋腱の変形挙動を推定した結果²³⁾を図2-16に示し、PCLの変形挙動を推定した結果²⁴⁾を図2-17に示す。フルオロスコピーの画像は軟部組織を描出することが困難であるため、フルオロスコピーを利用した運動解析では軟部組織の評価は骨運動を基準にした推定で行われている²⁰⁻²⁴⁾。



(c)

図 2.16 MRI と 2 方向フルオロスコピーを用いて推定した膝屈曲に伴う膝蓋腱の変形挙動²³⁾. (a) 2 方向フルオロスコピーを用いた運動解析の概念図. (b) 膝蓋腱長さの測定位置. (c) 膝屈曲に伴う膝蓋腱のひずみ量.

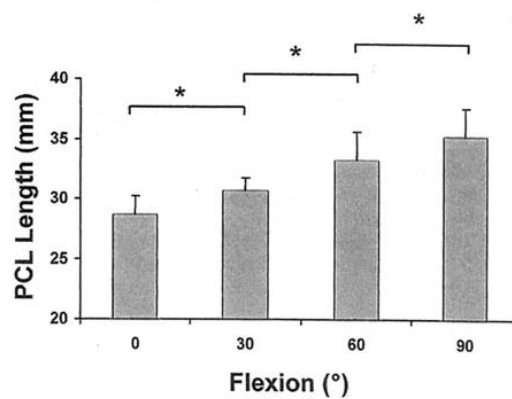


図 2.17 MRI と 2 方向フルオロスコピーを用いて推定した膝屈曲に伴う PCL の長さ²⁴⁾.

動態情報の取得に MRI を用いて運動解析を行った例²⁵⁻²⁸⁾では, cine phase contrast (CPC) 法²⁵⁻²⁸⁾と multi slice cine 法²⁷⁾を利用した手法が報告されており, いずれの撮像シーケンスにおいても運動と同期させて撮像を行っている. 2D CPC 法を利用した運動解析では, 骨速度の加算により骨位置を算出している. Sheehan ら²⁵⁾は自作したファントムを用いて 2D CPC 法による運動解析の精度測定を行い, スライス面内で最大 0.62 ± 0.55 mm, 面外で最大 1.83 ± 1 mm の誤差を有することを報告し, 運動解析としては十分な精度を有するとしている. また, Behnam ら²⁶⁾は 3T MRI を用いることで撮像時間を 25%低減させ, 精度を 50%向上させることができると報告している. しかし, 正確な運動を繰り返すことができるファントムを対象とした精度検証であり, 実際の関節運動測定においては繰り返し運動の精度に疑問が残る. 一方, multi slice cine 法を利用した手法は Bhushan ら²⁷⁾によって報告されている. 3D 撮像により取得した骨の静止画像と運動中に撮像した multi slice cine 画像をイメージレジストレーションして骨位置を算出している. 精度評価を目的に CPC 法を用いた運動解析も行っており, それぞれの比較から求めた骨位置の精度を 1.31 ± 0.66 mm 以下, $2.89 \pm 1.29^\circ$ 以下であると報告している. CPC 法と multi slice cine 法は同時に撮像できないため, 屈曲伸展運動をそれぞれの方法で別々に撮像した結果の比較として報告されているが, それぞれの撮像では同期技術を利用するために 30 cycles/min の屈曲伸展運動を 1 から 2 分程度行っており, 運動の繰り返し精度に疑問が残る. Kaiser ら²⁸⁾は運動中の撮像を 3D で行う手法を開発し報告している. 図 2.18 に Kaiser ら²⁸⁾が考案した手法の概念図を示す. Kaiser ら²⁸⁾が考案した手法では, 運動中の撮像において十分な分解能で撮像ができないために骨運動は静止中に撮像した 3D 撮像とのイメージレジストレーションで評価しており, 運動中の軟部組織の解析を運動中の 3D 画像で行うことは困難である. また, 関節角度を記録できる MR compatible の器具を開発し, 機器から取得する関節角度を利用した独自の画像再構成法を用いているため汎用性は低い.

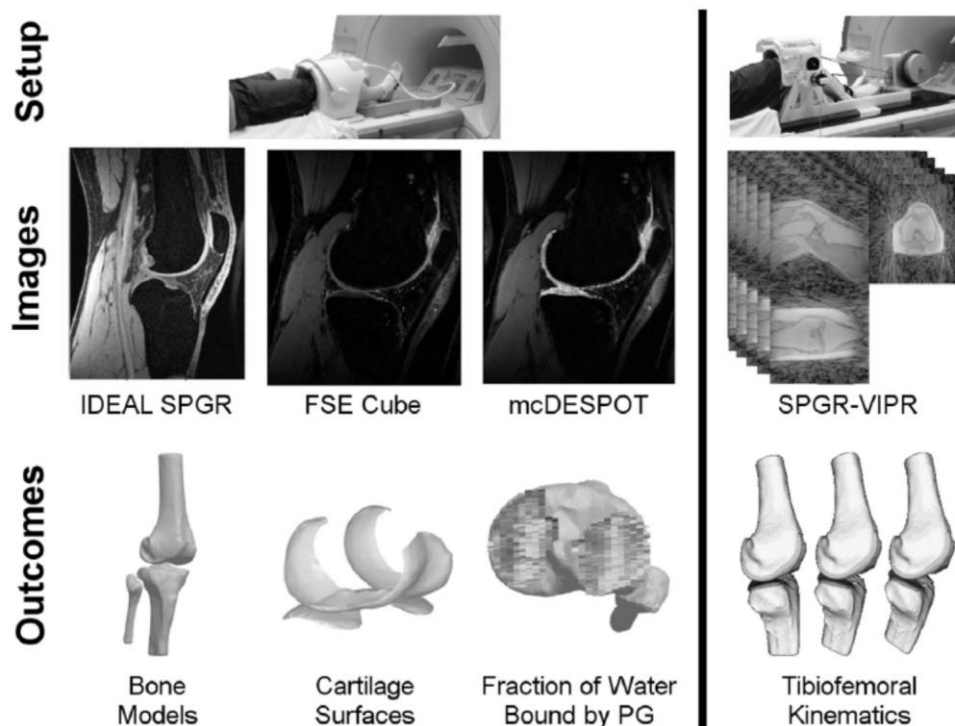


図 2.18 Kaiser らが考案した手法の概念図²⁸⁾.

2-5 結言

本章では膝関節の構造と機能を概説し、PCL と膝蓋腱の組織構造と力学的特性の研究例について述べた。また、膝関節の運動解析に用いられる手法について概説し、それぞれの利点と欠点について述べた。

第 2 章の参考文献

- 1) Kapandji AI: カラー版 カパンジー 機能解剖学 II. 下肢 原著第 6 版. 塩田悦治訳, 医歯薬出版株式会社, 2009.
- 2) 木村雅史: 膝を見る目—診断・治療のエッセンス. 南江堂, 2010.
- 3) Colyer SL, Evans M, et al.: A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med Open*, 4(1), 2018.
- 4) Buckley E, Mazzà C, et al.: A systematic review of the gait characteristics associated with Cerebellar Ataxia. *Gait Posture*, 60, 154-163, 2018.
- 5) Kidera K, Yonekura A, et al.: Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction improves tibial rotational instability: analysis of squatting motion using a 2D/3D

- registration technique. *J Orthop Surg Res*, 13(1), 111, 2018.
- 6) Kobayashi K, Sakamoto M, et al.: In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. *J Orthop Res*, 30(10), 1596-1603, 2012.
 - 7) Roach KE, Foreman KB, et al.: Application of High-Speed Dual Fluoroscopy to Study In Vivo Tibiotalar and Subtalar Kinematics in Patients With Chronic Ankle Instability and Asymptomatic Control Subjects During Dynamic Activities. *Foot Ankle Int*, 38(11), 1236-1248, 2017.
 - 8) Tsai TY, Liow MHL, et al.: In-vivo elongation of anterior and posterior cruciate ligament in bi-cruciate retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 36(12), 3239-3246, 2018.
 - 9) Li G, Wuerz TH, et al.: Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics. *J Biomech Eng*, 126(2), 314-318, 2004.
 - 10) Kannus P: Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports*, 10(6), 312-320, 2000.
 - 11) Cooper RR, Misol S, et al.: Tendon and ligament insertion. A light and electron microscopic study. *J Bone Joint Surg Am*, 52(1), 1-20, 1970.
 - 12) Girgis FG, Marshall JL, et al.: The cruciate ligaments of the knee joint. *Clin Orthop Relat Res*, 106, 216-231, 1975.
 - 13) Kennedy JC, Hawkins RJ, et al.: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the Cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am*, 58(3), 350-355, 1976.
 - 14) Kurosawa H, Yamakoshi K, et al.: Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Relat Res*, 265, 233-240, 1991.
 - 15) Belvedere C, Ensine A, et al.: Geometrical changes of knee ligaments and patellar tendon during passive flexion. *J Biomech*, 45(11), 1886-1892, 2012.
 - 16) Clemmer J, Liao J, et al.: A mechanistic study for strain rate sensitivity of rabbit patellar tendon. *J Biomech*, 43, 2785-2791, 2010.
 - 17) Hashemi J, Chandrashekar N, et al.: The mechanical properties of the human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex. *Clin Biomech*, 20, 645-652, 2005.
 - 18) Almekinders LC, Vellema JH, et al.: Strain patterns in the patellar tendon and the implications for patellar tendinopathy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 10, 2-5, 2002.
 - 19) Anderson CJ, Ziegler CG, et al.: Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 94(21), 1936-1945, 2012.
 - 20) Kidera K, Yonekura A, et al.: Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction

improves tibial rotational instability: analysis of squatting motion using a 2D/3D registration technique. *J Orthop Surg Res*, 13(1), 111, 2018.

- 21) Tsai TY, Liow MHL, et al. In-vivo elongation of anterior and posterior cruciate ligament in bi-cruciate retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 36(12): 3239-3246, 2018.
- 22) Roach KE, Foreman KB, et al.: Application of High-Speed Dual Fluoroscopy to Study In Vivo Tibiotalar and Subtalar Kinematics in Patients with Chronic Ankle Instability and Asymptomatic Control Subjects During Dynamic Activities. *Foot Ankle Int*, 38(11), 1236-1248, 2017.
- 23) Kobayashi K, Sakamoto M, et al.: In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. *J Orthop Res*, 30(10), 1596-1603, 2012.
- 24) DeFrate LE, Gill TJ, et al.: In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. *Am J Sports Med*, 32(8), 1923-1928, 2004.
- 25) Sheehan FT, Zajac FE, et al.: Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *J Biomech*, 31(1), 21-26, 1998.
- 26) Behnam AJ, Herzka DA, et al.: Assessing the accuracy and precision of musculoskeletal motion tracking using cine-PC MRI on a 3.0T platform. *J Biomech*, 44(1), 193-197, 2011.
- 27) Bhushan S, Borotikar, Sheehan FT.: In vivo patellofemoral contact mechanics during active extension using a novel dynamic MRI-based methodology. *Osteoarthritis Cartilage*, 21(12) 1886-1894, 2013.
- 28) Kaiser J, Vignos MF, Liu F, et al.: MRI assessments of cartilage mechanics, morphology and composition following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 34, 38-44, 2016.

第3章 健康膝関節の屈曲に伴う後十字靱帯の生体内特性

3-1 緒言

PCL の力学的特性を対象にした研究は *in vitro* の研究¹⁻⁷⁾が多く行われており、*in vivo* における PCL の変形挙動を対象にした研究^{8,9)}は少ない。これまでに行われた *in vivo* における PCL の変形挙動の解析は、PCL 長さを付着点間距離で推定する方法で行われたため、PCL の走行を考慮した変形挙動は解析されていない。本研究では、*in vivo* における PCL の力学的機能を明らかにするために MRI を用いて PCL の弯曲形状や走行を考慮した見かけの長さを測定し、膝関節の屈曲に伴う下肢無負荷時における PCL の長さやひずみについて検討した。また、PCL の 3 次元的な挙動を理解するために PCL の走行角度について検討した。

3-2 対象および解析方法

3-2-1 対象および MR 撮像

成人男性 10 名の健康右膝関節を対象にした。被験者の平均年齢は 21.8 ± 0.6 歳、平均身長は 1.77 ± 0.06 m であった。1.5T MRI 装置 (Intera Achieva, Philips 社製) を用いて膝関節の矢状断像を撮像した。膝関節の屈曲角度は FE, 10°, 20°, 30°, 60°とした。撮像は仰臥位で行い、右膝関節をコイル (SENSE-Flex-M, Philips 社製) で左右からはさみ固定した。膝関節屈曲角度の設定は関節可動域 (range of motion : ROM) 測定の基準に用いられる下肢ランドマーク法に基づいて行った。基本軸は大転子と大腿骨外側上顆を結ぶ線、移動軸は腓骨頭と外顆を結ぶ線として、軸心は基本軸と移動軸の交点とした。膝の固定は発砲スチロールを加工した自作固定具を用いた。撮像シーケンスは、3D-FFE (fast field echo) 法を使用し、TR (repetition time) 16 msec, TE (echo time) 4.6 msec, flip angle 40 degrees, FOV (field of view) 200×200 mm, matrix size 512×512 , pixel size 0.39×0.39 mm, slice thickness 2 mm, spacing between slice 1 mm, acquisition time ≈ 5 min で撮像を行った。また、PCL 骨付着位置を同定するため、膝屈曲角度 30°において、T₁W TSE (T₁ weighted turbo spin echo) 法, TR 500 msec, TE 12 msec, flip angle 90 degrees, FOV 200×200 mm, matrix size 512×512 , pixel size 0.39×0.39 mm, slice thickness 1 mm, spacing between slices 1 mm, acquisition time ≈ 8 min の条件で追加撮像を行った。撮像した画像を図 3.1 に示す。

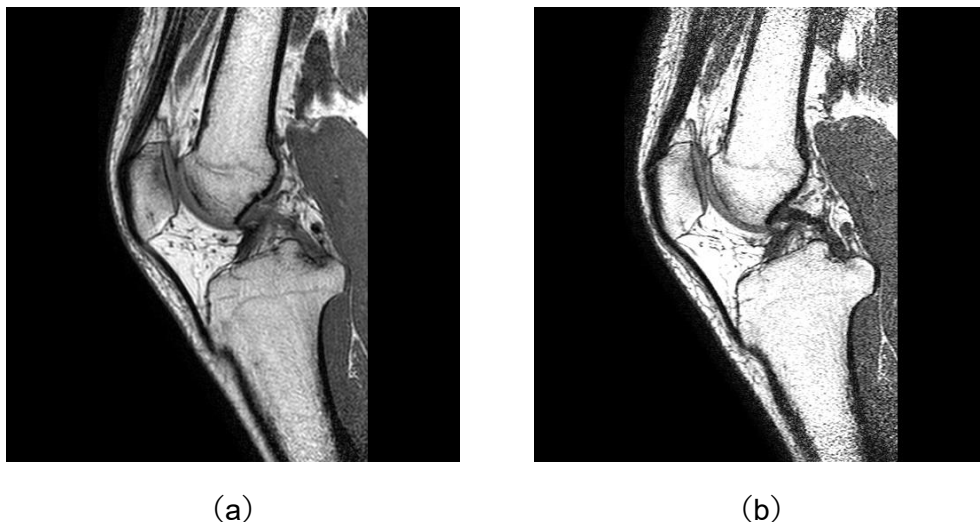


図 3.1 PCL の MR 矢状面像. (a) 3D-FFE シーケンス. (b) T₁W TSE シーケンス.

3-2-2 解析方法

PCL の走行を考慮した長さ測定には、PCL の 3 次元形状が必要になるため、取得した MR 画像から 3 次元再構築ソフトウェア (Zed View 6.0, LEXI 社製) を用いて、PCL と大腿骨および脛骨の 3 次元モデルを作成後、3 次元 CAD ソフトウェア (Rhino 4.0, Robert McNeel & Associates) を用いて測定を行った。作成した大腿骨モデルと脛骨モデルに対し大腿骨座標系と脛骨座標系を定義した。大腿骨座標系は、大腿骨軸と大腿骨内外側顆部を用いて定義した。原点は大腿骨内側後顆と大腿骨外側後顆の中心とした。取得した大腿骨遠位部において骨軸を定義し、Z 軸とした。Y 軸は大腿骨内外側後顆を結んだ直線と Z 軸の外積として決定した。X 軸は Y 軸と Z 軸の外積として決定した。一方、脛骨座標系は脛骨軸と脛骨近位関節面内外側最後縁点を用いて定義した。原点は脛骨近位関節面内側最後縁点と脛骨近位関節面外側最後縁点の中心とした。取得した脛骨近位部において骨軸を定義し、Z 軸とした。Y 軸は脛骨近位関節面内外最後縁点を結んだ直線と Z 軸の外積として決定した。X 軸は Y 軸と Z 軸の外積として決定した。大腿骨座標系と脛骨座標系をそれぞれに描画した大腿骨と脛骨の 3 次元モデルを図 3.2 に示す。

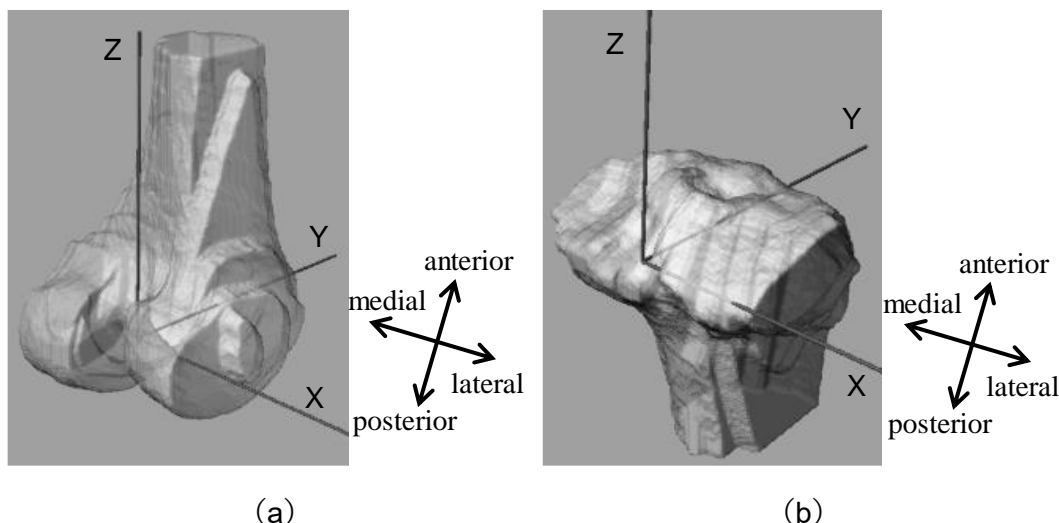


図 3.2 それぞれの座標系を描画した 3 次元モデル. (a) 大腿骨座標系を描画した大腿骨モデル. (b) 脛骨座標系を描画した脛骨モデル.

作成した PCL モデルを用いて ALB の最外側 (Lateral : L) と PMB の最内側 (Medial : M) および L と M の中間部 (Central : C) の 3 箇所における走行を考慮した長さを各膝屈曲角度で測定した. PCL の長さ測定において骨付着位置の同定は結果に影響を与えるが, 各膝屈曲角度において同位置の付着点をプロットすることは困難である. そのため, PCL 骨付着位置が最も明瞭な膝屈曲角度 30° において, 骨付着位置を目視にて決定した. 他の膝屈曲角度の骨付着位置は, 大腿骨座標系と脛骨座標系を基準にした膝屈曲角度 30° で決定した骨付着位置とした. 次に, 走行を考慮するために MR 画像において参考点をプロットした. 図 3.3 (a) ~ (e) に膝屈曲角度 30° における M のプロット例を示す. 図 3.3 (f) に示すように, プロットした点を元に作成した曲線が PCL モデルの走行に沿っているかを確認後, その長さを測定した. L においても M と同様の測定を行った. また, M と L のそれぞれのプロット点の中点を C のプロット点として同様の測定を行った. 図 3.4 に被験者 1 名の M と L の測定例を各方向から示す. さらに, 従来の研究との比較のために, 付着点間の直線距離から求めた推定長さを各々の部位において求めた. 図 3.5 (a) に PCL の走行を考慮した長さの測定方法を示し, 最外側と最内側および中間部を, それぞれ, L と M および C で表わす. 図 3.5 (b) に PCL の骨付着間の直線距離から求めた推定長さの測定方法を示し, 最外側と最内側および中間部を, それぞれ, Estimated Lateral (EL) と Estimated Medial (EM) および Estimated Central (EC) で表す. 測定した長さから PCL の変形を評価するため, 設定した膝屈曲中における PCL の最小長さを基準としたひずみ ε を算出した. ひずみ ε は, 測定した変形後の長さ l から最小長さ l_0 を減じた伸び量 $l-l_0$ を腱初期長さ l_0 で除した値 $\varepsilon = (l-l_0) / l_0$ とした.

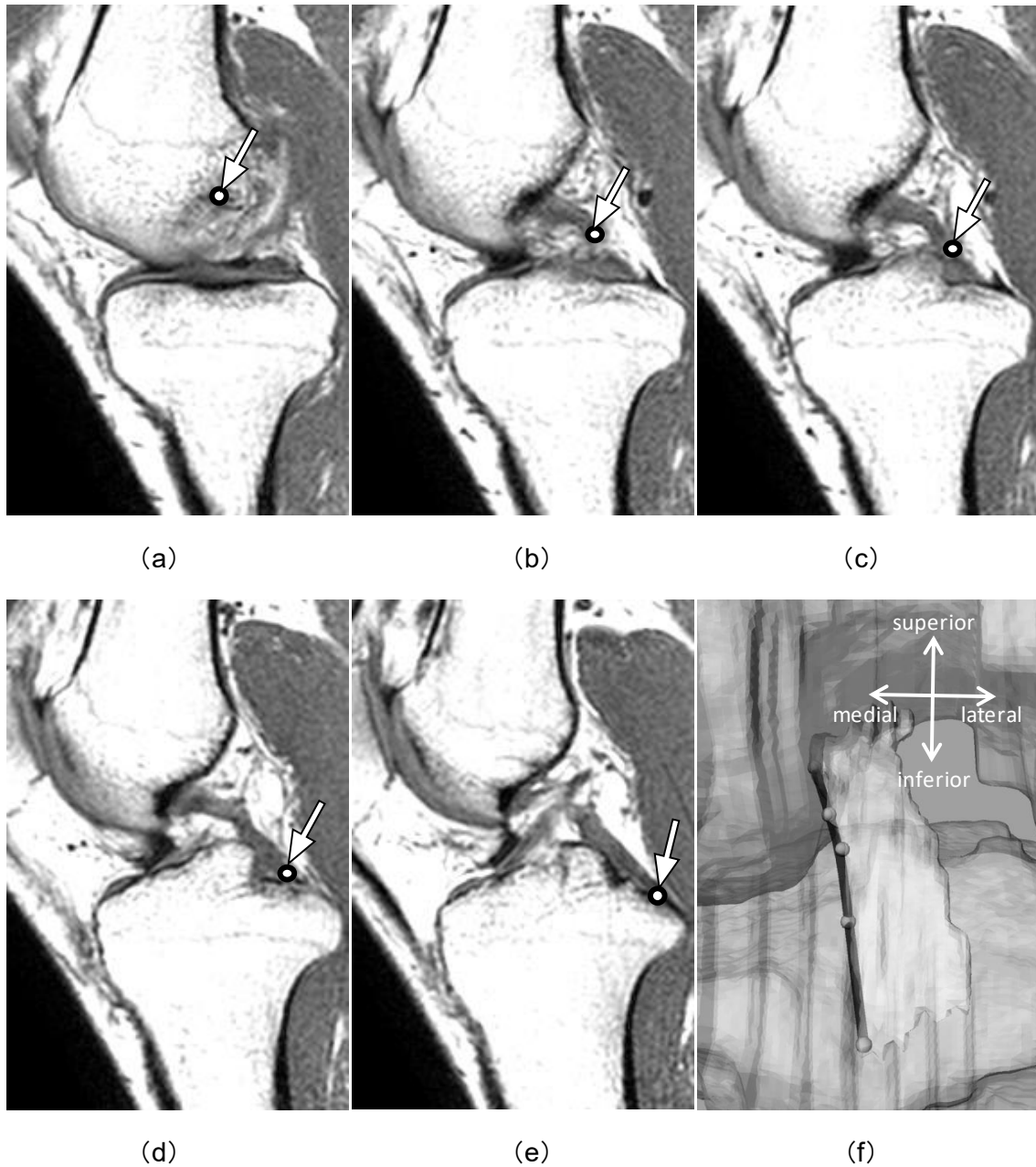


図 3.3 膝屈曲角度 30° における M のプロット例. (a) PCL 大腿骨付着点のプロット点. (b) ~ (d) スライス毎の PCL プロット点. (e) PCL 脛骨付着点のプロット点. (f) プロット点を基準に作成した曲線と PCL モデル, 大腿骨モデルおよび脛骨モデル.

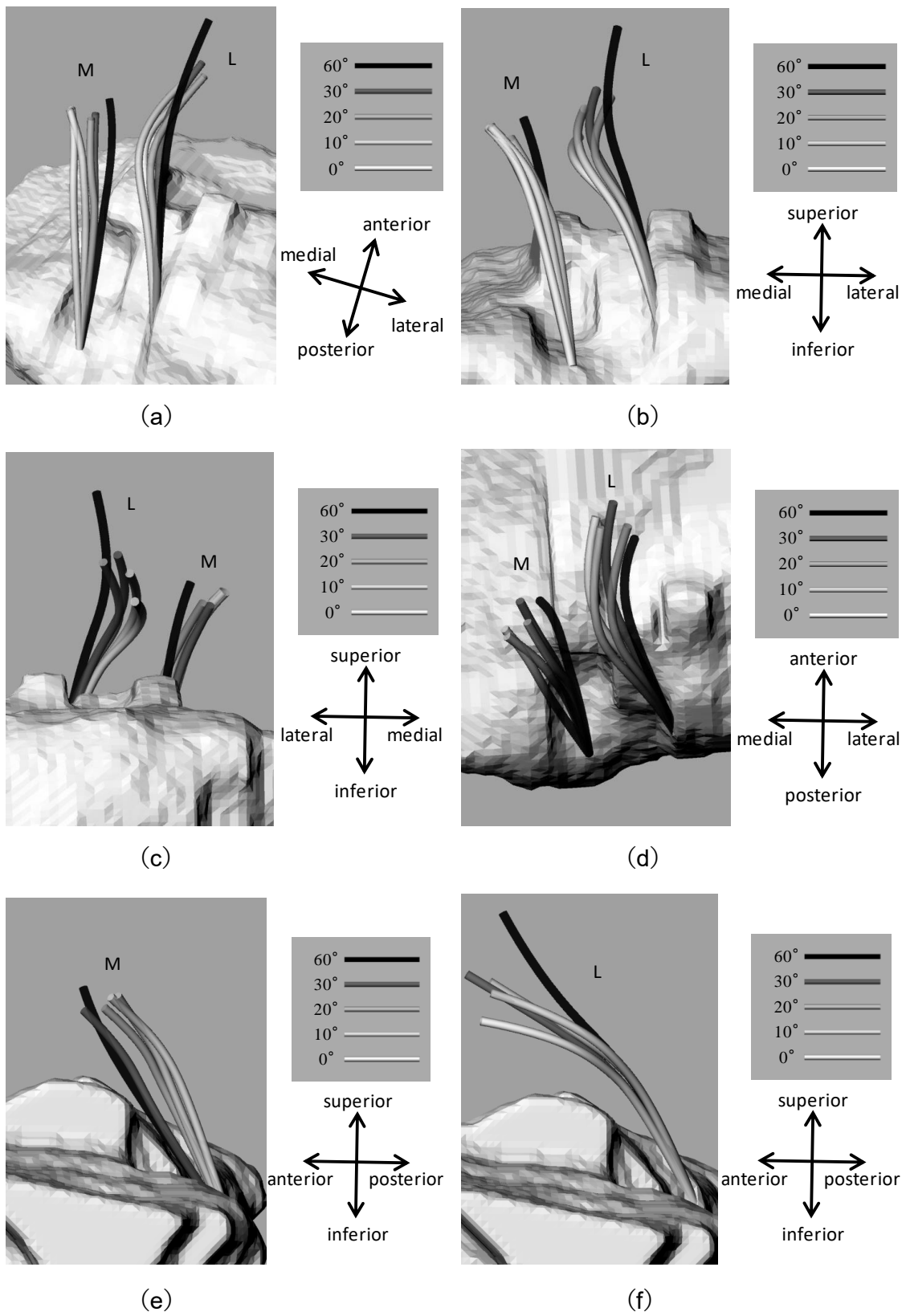


図 3.4 各膝屈曲角度の M と L における PCL 長さの測定例. (a) 概観. (b) PA 方向. (c) AP 方向. (d) SI 方向. (e) LR 方向 (M). (f) LR 方向 (L).

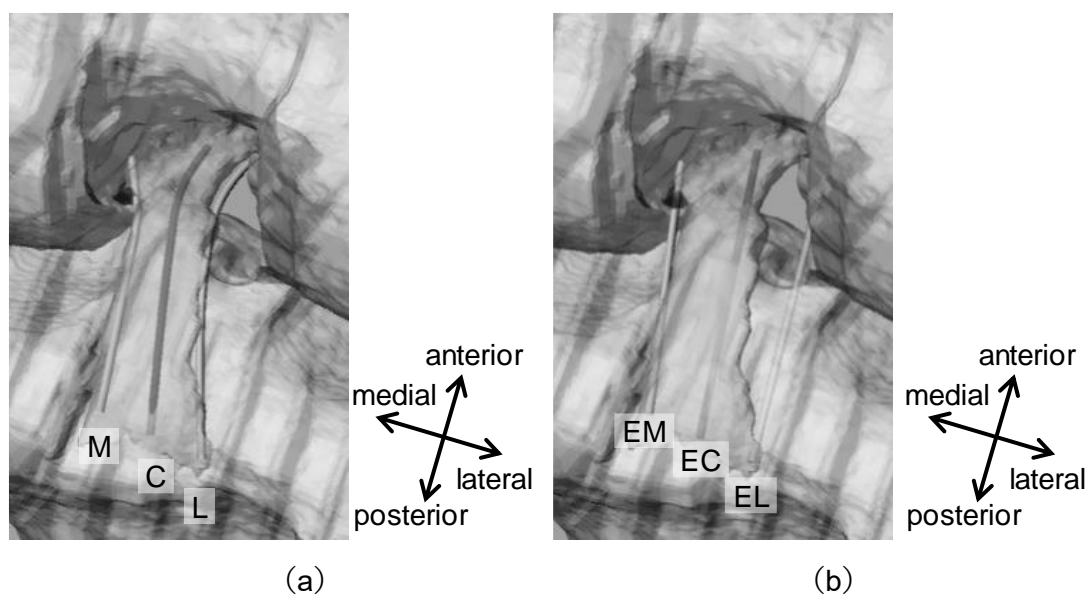


図 3.5 PCL 長さの測定方法. (a) PCL の走行を考慮した長さの測定方法. (b) 骨付着位置を直線で推定した長さの測定方法.

一方、膝運動に伴う PCL の走行角度の評価として PCL 仰角 (elevation) と PCL 偏角 (deviation) を測定した. 図 3.6 に PCL 走行角度の測定方法を示す. PCL 仰角と PCL 偏角を、それぞれ α と β で表わす. PCL 仰角は脛骨矢状面への PCL の投影と脛骨プラトーがなす角とし、頭側を正として定義した. また、PCL 偏角は脛骨プラトー面への PCL の投影と脛骨軸の前後方向がなす角とし、内側を正として定義した. PCL の投影に用いる基準位置は脛骨付着点においては C を用い、大腿骨付着点においては M と C および L の 3 箇所を用いた.

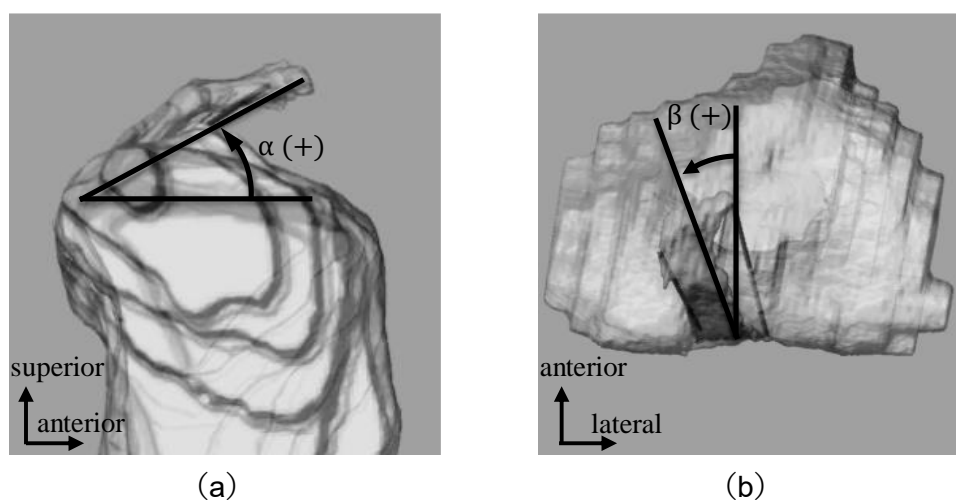


図 3.6 PCL 走行角度の測定方法. (a) 仰角の測定方法. (b) 偏角の測定方法.

他方，MR 撮像を行う際の体位が骨を基準とする屈曲角度を正確に表しているかを確認するために，Grood ら¹⁴⁾が導入した関節座標系（joint coordinate system：JCS）を用いて設定した角度と比較を行った．図 3.7 に示すように，JCS の角度表記は X 軸回転である屈曲／伸展，Y 軸回転である外転／内転，Z 軸回転である外旋／内旋の順で表記される．本研究では X 軸回転である屈曲／伸展のみを用いた．

各膝屈曲角度におけるそれぞれの長さとしずみの測定結果に対して統計ソフトウェア（SPSS Statistics 20，IBM 社製）を用いて反復測定分散分析による有意差検定を有意水準 5%未満で行った．

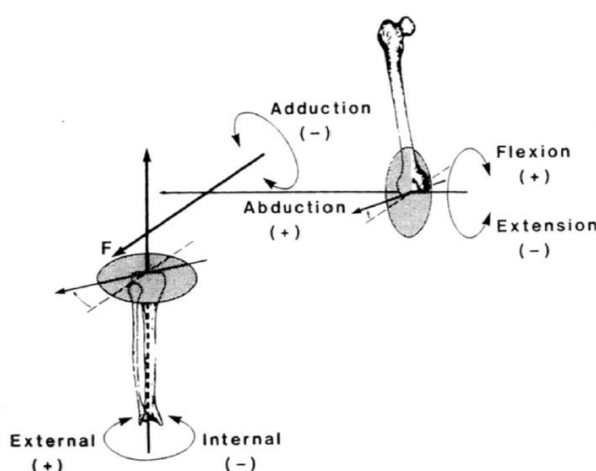


図 3.7 JCS を用いた角度表記¹⁴⁾．

3-3 結果

図 3.8 は，男性健常被験者 10 名における各膝関節屈曲角度での走行を考慮した PCL の見かけの平均長さ (l) を示す．M における見かけの長さは，膝屈曲角度 10°~20°で最も短く，FE までの伸展と膝屈曲角度 60°までの屈曲に伴い伸びた．また，L と C は膝屈曲角度 60°までの屈曲に伴い伸びた．また，全ての膝屈曲角度において PCL 長さは $L > C > M$ となった．図 3.9 は，男性健常被験者 10 名における各膝屈曲角度での走行を考慮した PCL の見かけの平均ひずみ (ε) を示す．最も緩んだ長さ (l_0) を基準とした．全ての部位において膝屈曲角度 60°において大きなひずみを示したが，M においては FE においても大きなひずみを示した．M における見かけのひずみ値は FE において 0.059 ± 0.031 ，膝屈曲角度 60°において 0.068 ± 0.046 であった．C における見かけのひずみ値は膝屈曲角度 60°において 0.116 ± 0.039 であった．また，L における見かけのひずみ値は膝屈曲角度 60°において 0.130 ± 0.033 であった．なお，図 3.8 と 3.9 において，それぞれの PCL 部位において FE と 10°，10°と 20°，20°と 30°，30°と 60°で有意差がある場合には，角度の大きい側に*の記号を付した．

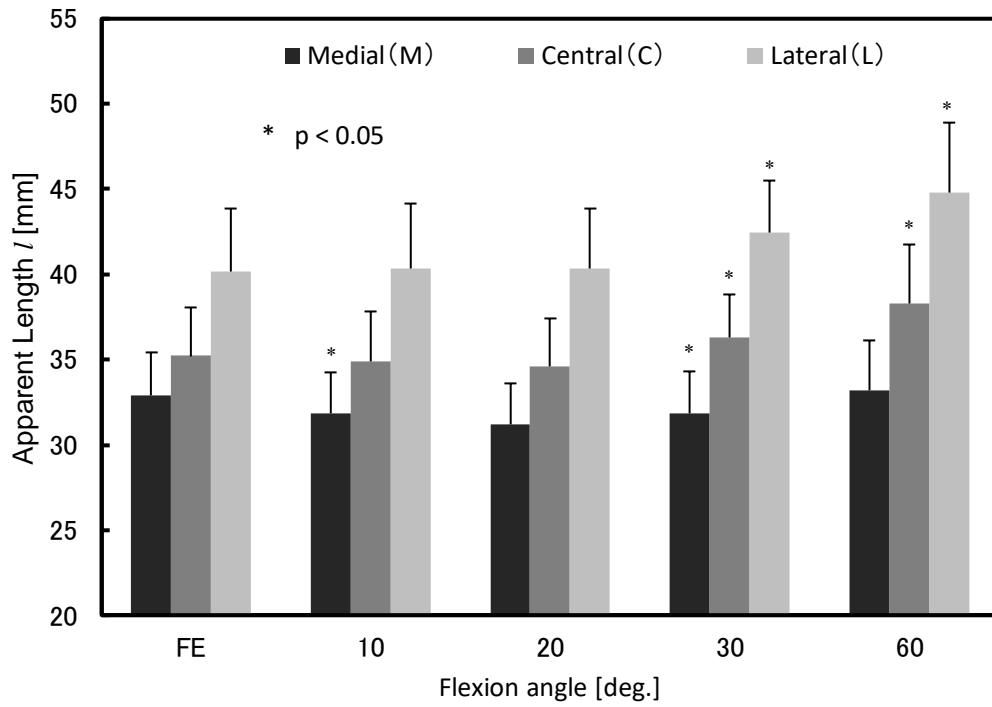


図 3.8 各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL 長さ (l).

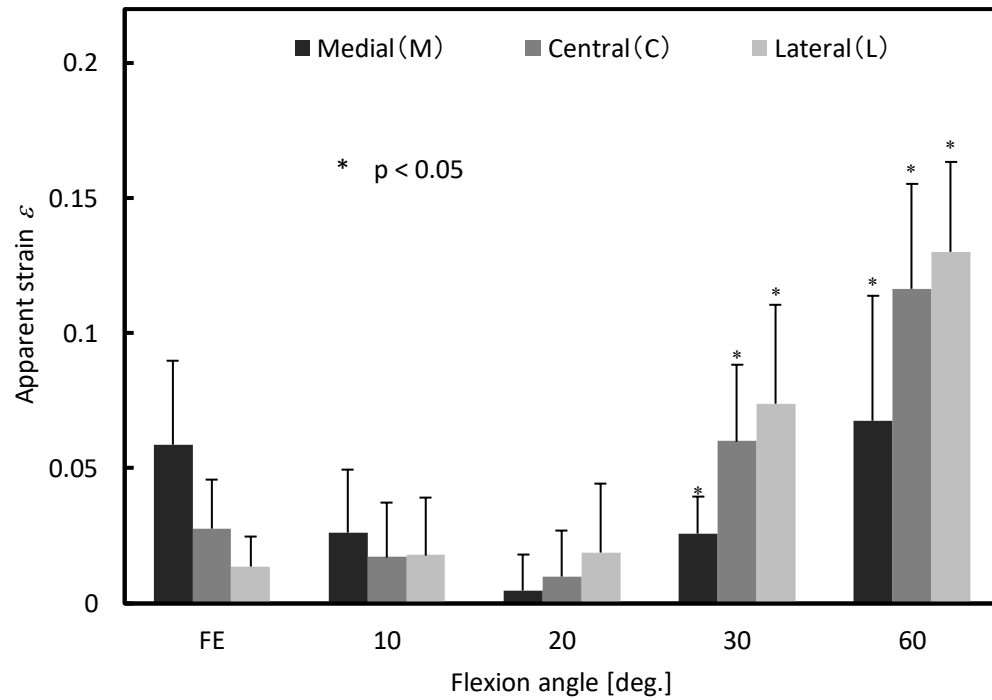


図 3.9 各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL ひずみ (ε).

図 3.10～3.12 は、男性健常被験者 10 名における各膝屈曲角度での走行を考慮した PCL の見かけの長さ（骨付着位置間の直線距離）による PCL の推定長さの比較を測定部位別に示す。PCL の走行を考慮した長さと付着点間の直線距離から求めた推定長さの t 検定において、有意差がある場合には、*の記号を付した。全ての膝屈曲角度、全ての測定部位において直線による推定長さは走行を考慮した長さよりも小さくなった。L における FE でその差が最も顕著であり、推定長さの方が走行を考慮した長さより 3.6 mm 小さくなった。

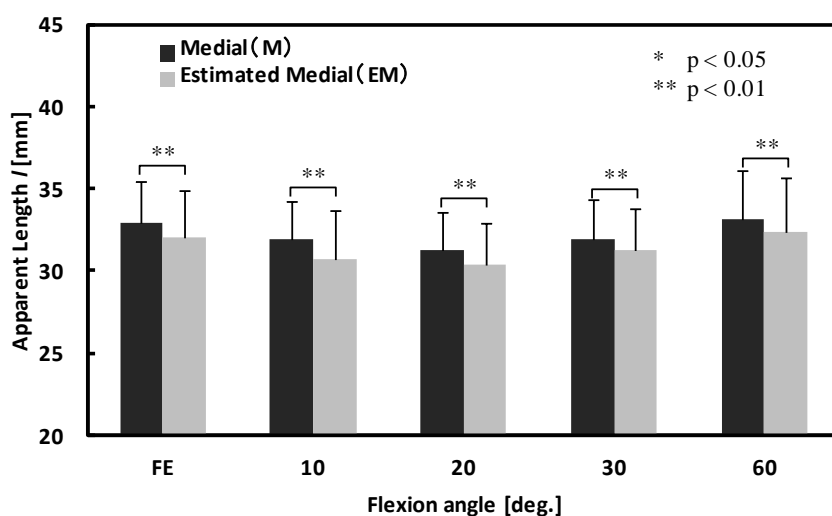


図 3.10 M における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL 長さと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL 長さの比較。

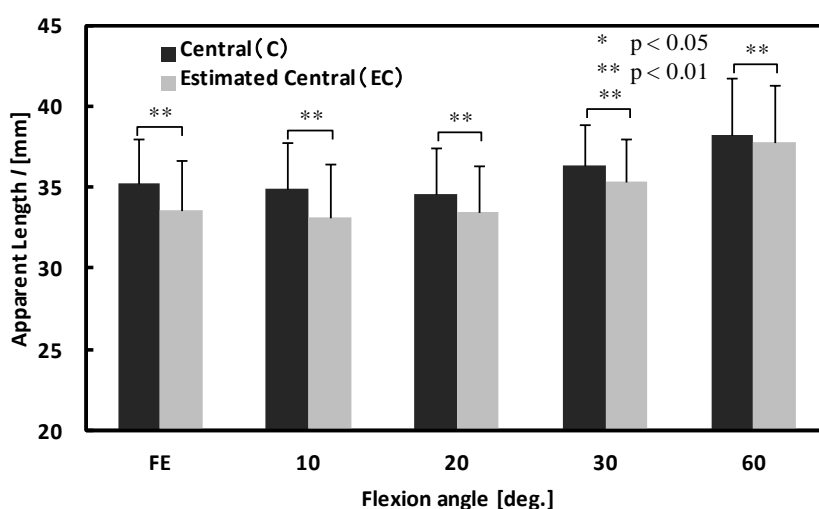


図 3.11 C における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL 長さと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL 長さの比較。

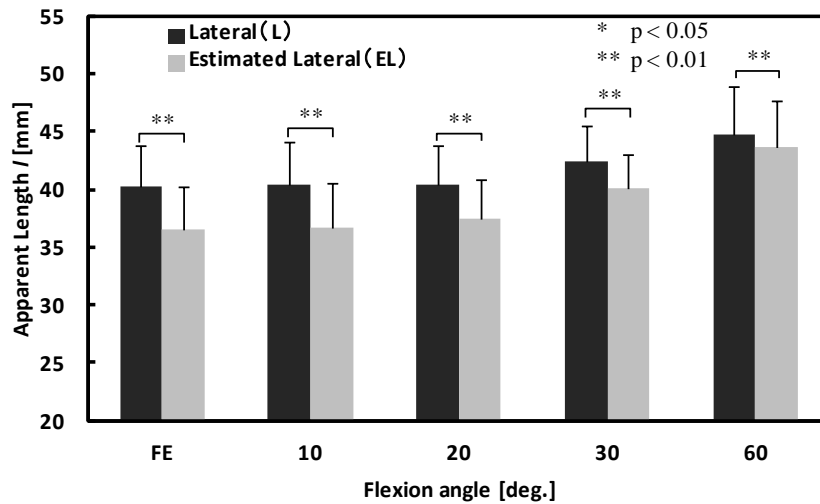


図 3.12 L における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL 長さと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL 長さの比較.

図 3.13～3.15 は、男性健常被験者 10 名における各膝屈曲角度での走行を考慮した PCL の見かけのひずみと骨付着位置間の直線距離による PCL の推定ひずみの比較を測定部位別に示す. PCL の走行を考慮したひずみと直線による推定ひずみの t 検定において、有意差がある場合には、*の記号を付した. 直線による推定ひずみは走行を考慮したひずみより大きくなる傾向を示した. この傾向は L における膝屈曲角度 60°において最も顕著であり、直線による推定ひずみは走行を考慮したひずみより 0.081 大きくなった.

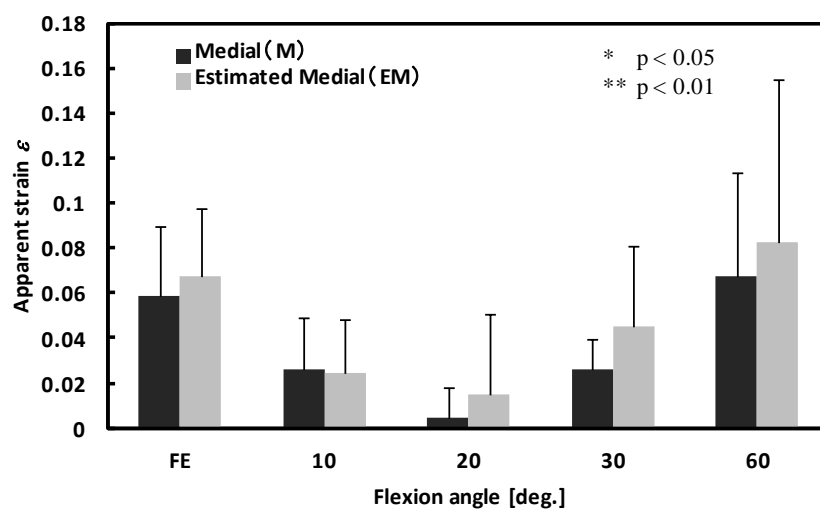


図 3.13 M における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL ひずみと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL ひずみの比較.

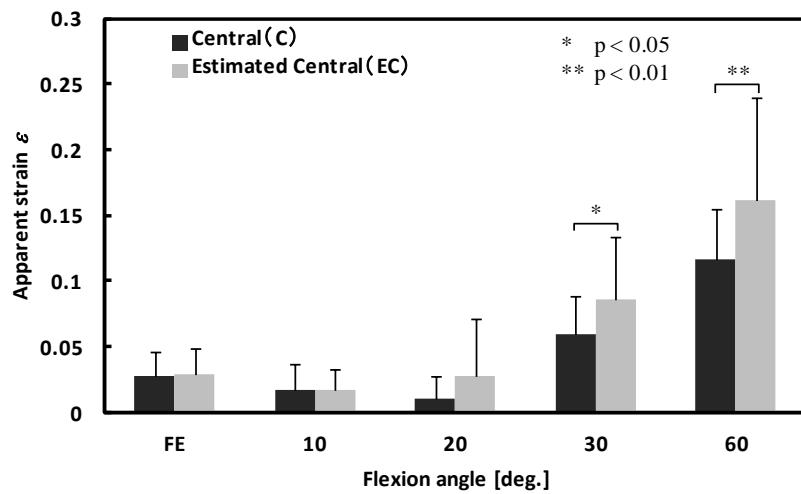


図 3.14 C における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL ひずみと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL ひずみの比較.

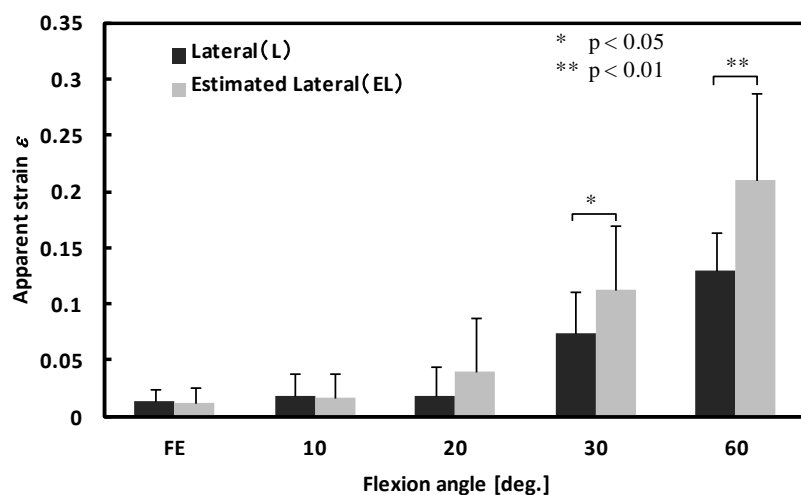


図 3.15 L における各膝関節屈曲角度に対する走行を考慮した見かけの PCL ひずみと骨付着位置間の直線距離による推定 PCL ひずみの比較.

図 3.16 は、男性健常被験者 10 名における各膝屈曲角度における PCL 仰角 (α) の平均を示す。PCL 仰角は M において FE で最も大きく、膝屈曲角度 60°までの屈曲に伴い減少する傾向を示した。FE においては $50.0 \pm 10.1^\circ$ であり、膝屈曲角度 60°では $42.1 \pm 6.1^\circ$ であった。一方、L において FE で最も小さく、膝屈曲角度 60°までの屈曲に伴い増加する傾向を示した。FE においては $28.7 \pm 6.7^\circ$ であり、膝屈曲角度 60°においては $38.7 \pm 6.2^\circ$ であった。他方、C において顕著な変化は見られなかった。図 3.17 は、男性健常

被験者 10 名における各膝屈曲角度における PCL 偏角 (β) の平均を示す。全ての部位において、PCL 偏角は FE において最も大きく、膝屈曲角度 30°までの屈曲に伴い減少する傾向を示した。その変化は M において最も顕著であり、FE で $38.9 \pm 10.5^\circ$ 、膝屈曲角度 60°で $30.0 \pm 5.9^\circ$ であった。なお、図 3.16 と 3.17 において、それぞれの PCL 部位において FE と 10°、10°と 20°、20°と 30°、30°と 60°で有意差がある場合には、角度の大きい側に*の記号を付した。

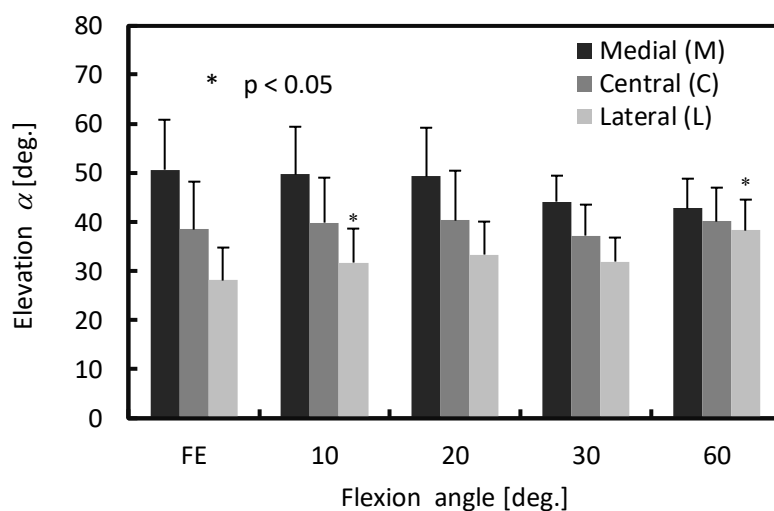


図 3.16 各膝関節屈曲角度に対する PCL 仰角 (α)。

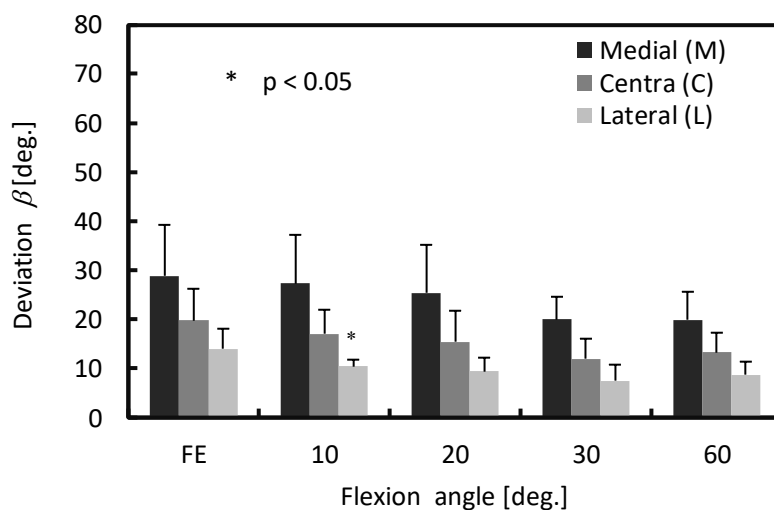


図 3.17 各膝関節屈曲角度に対する PCL 偏角 (β)。

図 3.18 は、男性健常被験者 10 名における設定した膝関節屈曲角度と JCS を用いた屈曲角度の比較である。設定した膝屈曲角度 10° においては JCS を用いた膝屈曲角度は大きく、設定した膝屈曲角度 60° において JCS を用いた膝屈曲角度は小さくなる傾向がみられた。FE と膝屈曲角度 20° 、 30° において、JCS を用いた膝屈曲角度は設定した膝屈曲角度と同程度の角度であった。

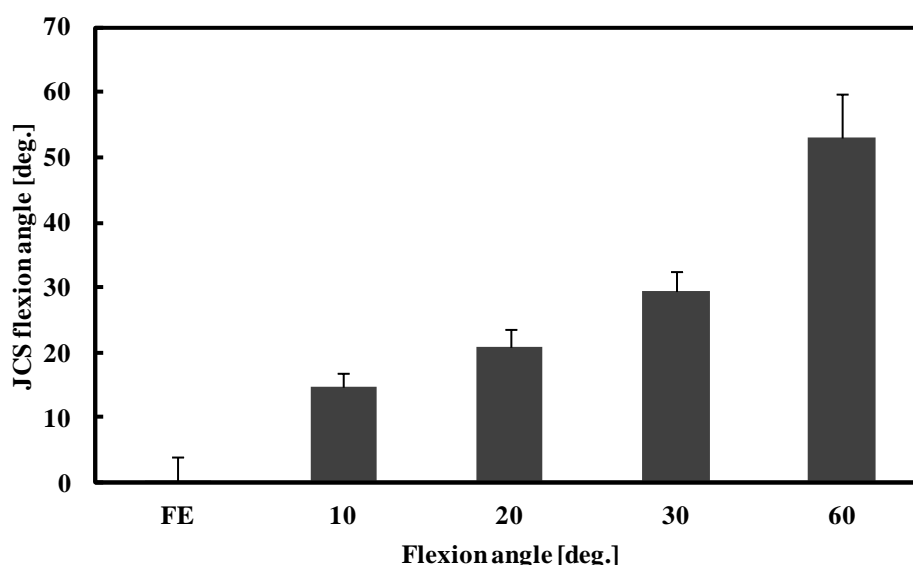


図 3.18 設定した膝関節屈曲角度と JCS を用いた屈曲角度の比較。

3-4 考察

図 3.8 と 3.9 の結果より、各部位において膝屈曲に伴う PCL 長さの変化に違いがあることがわかる。M と C においては膝屈曲角度 20° において最も短くなるが、L においては FE で最も短くなる。このことから、L は主に屈曲運動において膝を安定させる役割を果たし、M は屈曲伸展の両運動において膝を安定させる役割を果たすことが考えられる。この傾向は、*in vitro* において行われた Kurosawa ら⁴⁾や Belvedere ら⁷⁾が示した傾向と同様である。しかし、Kurosawa ら⁴⁾は再建した PCL を使用しているため、また、Belvedere ら⁷⁾は付着点間の直線距離を用いた測定であるため単純な比較はできない。

本研究で得られた PCL の 3 次元モデルおよび図 3.10～3.12 の結果より、いずれの膝屈曲角度においても PCL は完全な直線にはならず弯曲状態であるため、PCL 骨付着位置間の直線距離による推定長さは、PCL 長さを過小評価する傾向にあることがわかる。これは、ひずみに換算すると初期長さを過小評価することになり、図 3.13～3.15 に示す

ように、ひずみを過大に評価することになる。したがって、従来の研究で用いられてきた PCL 骨付着位置間の直線距離による推定長さから算出される PCL の弯曲を考慮しないひずみは過大評価する傾向にあることが示唆された。

図 3.16 の結果より、各部位において膝屈曲に伴う PCL 仰角の変化に違いがあることがわかる。M においては膝屈曲に伴い減少する傾向があるが、L では膝屈曲に伴い増加する傾向がある。また、C に顕著な変化はなかった。M と L における傾向の違いには、伸展に伴う大腿骨の転がり運動が影響していると考えられる。転がり運動に伴い M の大腿骨付着位置は脛骨から離れる運動を行い、L の大腿骨付着位置は脛骨に近づく運動を行うためである。図 3.17 の結果より、PCL 偏角は M と L および C が 30°までの屈曲に伴い減少するが、その減少は M において顕著である。M と L における傾向の違いには、screw home movement が影響していると考えられる。膝屈曲角度 20°から大腿骨に対する脛骨の外旋運動が起こるため、M における PCL 偏角に顕著な増加がみられたと考えられる。M において仰角と偏角が伸展に伴い増加することが、M における PCL 長さの 20°から FE までの伸展に伴う伸びが起こる原因として考えられる。

図 3.18 の結果より、設定した膝屈曲角度 10°においては JCS を用いた膝屈曲角度は大きく、設定した膝屈曲角度 60°において JCS を用いた膝屈曲角度は小さくなる傾向がみられたが、設定した角度と大きく異なることはなかった。MR 撮像時に骨を基準とした膝屈曲角度を設定することは困難であるが、下肢ランドマーク法に基づいた膝屈曲角度の設定方法と自作固定具による固定が有用であったと考えられる。本実験で作成した自作の固定具は発泡スチロールとガムテープのみを使用した簡便なものであったが、MR 画像への影響を考慮する必要がなく、設定角度の自由度も高いため MRI を用いた他の運動解析に応用が可能である。狭い MRI 検査室内においても精度の高い固定が可能であった。

表 3.1 に本実験と DeFrate ら⁸⁾および Nakagawa ら⁹⁾の長さの比較を示す。DeFrate ら⁸⁾は 5 名の健常膝を対象に、MR 画像から作成した 3 次元膝蓋骨および脛骨モデルを直交 2 方向から撮影した立位膝関節の X 線透視画像にイメージマッチングさせ、FE から膝屈曲角度 90°までの PCL 長さを PCL 骨付着位置間の直線距離から推定している。表 3.1 には FE から膝屈曲角度 60°までを示す。Nakagawa ら⁹⁾は 6 名から摘出した膝と 20 名の無負荷生体膝および 13 名の負荷生体膝を対象に、FE から膝屈曲角度 160°まで MRI を用いた 2 次元的な解析を行い、PCL 長さに変化は見られないが、PCL 骨付着位置の距離は変化するとした。表 3.1 には FE から膝屈曲角度 60°までの PCL 骨付着位置の距離を示す。

DeFrate ら⁸⁾の結果から本研究の定義に基づいてひずみを算出すると、膝屈曲角度 30°、60°においてそれぞれ平均値で 0.070、0.157 であり、それに対応すると考えられる本結果の C における推定ひずみは 0.085、0.162 であり、わずかに大きな値を示した。しか

し、DeFrate ら⁸⁾の実験では、被験者は立位片脚前方突き出しの状態であり、本実験の仰臥位による撮像体位とは異なる条件下での実験であるために直接的な比較はできない。さらに、本実験において膝屈曲角度 10～20°において最も短くなったが、DeFrate ら⁸⁾の設定した膝屈曲角度は FE, 30°, 60°, 90°の 4 角度であり、FE において最も短くなったため、基準とした長さにも違いがみられる。

Nakagawa ら⁹⁾は切断肢と無負荷生体膝および負荷生体膝を対象としているが、最も短い長さを 100%とすると、最大で 101%から 104%の間で変化を示し、対象によって最大と最小を示す屈曲角度には違いがあったとした。Nakagawa ら⁹⁾の研究はスライス厚を 3～5 mm として MR 撮像を行い 2 次元的な解析のみを行っているが、本実験で行った PCL を M と L に分離したより詳細な解析によって両者に違いがあることがわかった。PCL の 3 次元的な評価には、より薄いスライス厚の MR 画像が求められる。

表 3.1 本実験と DeFrate ら⁸⁾および Nakagawa ら⁹⁾との長さの比較。

Knee flexion angle		FE	10°	20°	30°	60°
Apparent length <i>l</i> [mm]	Medial (M)	32.9±2.6	31.9±2.4	31.2±2.4	31.9±2.4	33.2±3.0
	Estimated Medial (EM)	32.0±9.7	30.7±9.6	30.4±10.0	31.3±9.8	32.4±10.6
	Lateral (L)	40.2±3.7	40.3±3.8	40.4±3.5	42.5±3.0	44.8±4.1
	Estimated Lateral (EL)	36.5±3.8	36.7±3.8	37.5±3.4	40.1±3.0	43.6±4.0
	Central (C)	35.2±2.8	34.9±2.9	34.6±2.8	36.3±2.5	38.3±3.4
	Estimated Central (EC)	33.6±3.2	33.2±3.2	33.5±2.9	35.3±2.6	37.8±3.5
Louis E. DeFrate et al. ⁸⁾ length [mm]		28.7±1.5	-	-	30.7±1.0	33.2±2.4
S. Nakagawa et al. ⁹⁾ length [mm]	Cadaver knee	38.4	39.7	-	40.8	-
	Unloaded living knees	33.7	37.5	-	-	-
	Loaded living knees	33.5	35.9	-	36.6	41.3

図 3.19 と 3.20 に本実験における C と DeFrate ら⁸⁾の PCL 仰角と PCL 偏角の比較をそれぞれ示す。DeFrate ら⁸⁾は 5 名の健常膝を対象に、FE, 30°, 60°, 90°の PCL 仰角と偏角を示しているが、図 3.19 と 3.20 には FE から膝屈曲角度 60°までを示す。また、本実験の結果において、FE と 30°, 30°と 60°での有意差がある場合は*の記号を付した。本実験は仰臥位において MR 撮像を行ったが、DeFrate ら⁸⁾は立位膝屈曲において 2 方向フルオロスコピーを撮影しているため実験の負荷状態は違う条件である。本実験の C と DeFrate ら⁸⁾の PCL 仰角の結果を比較すると、両者とも屈曲に伴う大きな変化はみられず、同様の傾向となった。また、本実験の C と DeFrate ら⁸⁾の PCL 偏角の結果を比較すると、FE から膝屈曲角度 30°の屈曲に伴い PCL 偏角は減少し、膝屈曲角度 30°から 60°

の屈曲に伴い PCL 偏角は増加するという同様の傾向となった。PCL の走行を表す指標である仰角と偏角において、仰臥位における本結果と立位膝屈曲における DeFrate ら⁸⁾の結果が同様の傾向を示したことから、PCL 長さに大きな影響を与える PCL 骨付着位置の相対的な動きにも同様の傾向があることが考えられる。

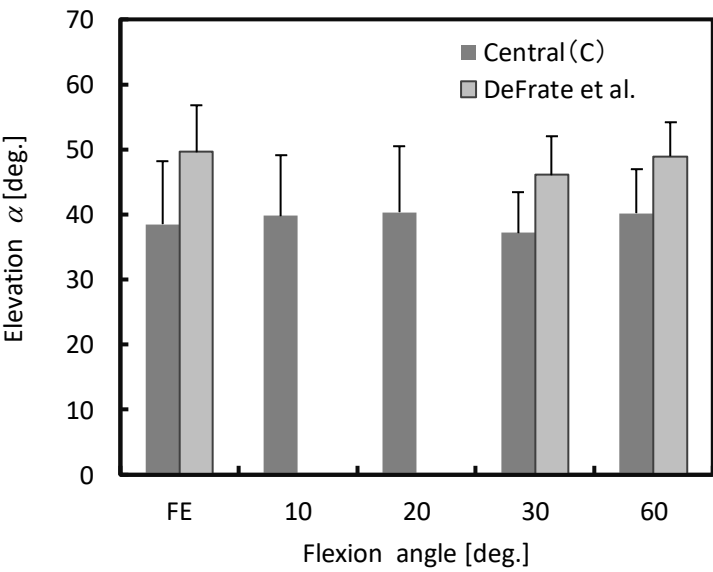


図 3.19 本実験における C と DeFrate ら⁸⁾の仰角の比較.

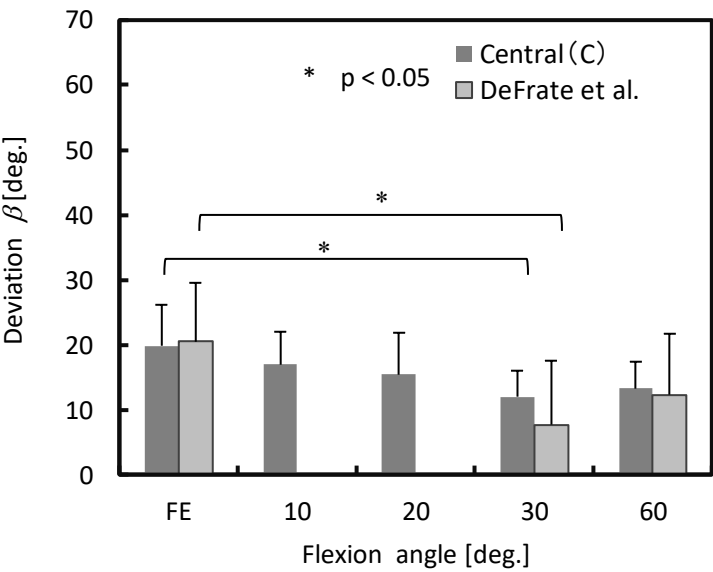


図 3.20 本実験における C と DeFrate ら⁸⁾の偏角の比較.

3-5 結言

本章では健常者 10 名を対象に MRI を用いて, *in vivo* における PCL の走行を考慮した PCL 長さを測定し, 膝関節無負荷時における膝伸展位から屈曲に伴う PCL の見かけの長さやひずみ変化について明らかにした. また PCL 走行角度として PCL 仰角と偏角を求めた.

FE, 10°, 20°, 30°, 60°の膝屈曲角度を対象に解析を行った結果, PCL は M においては膝屈曲角度 20°において最も短くなり, 屈曲と伸展に伴い伸びが生じた. また, L においては FE で最も短くなり, 屈曲に伴い伸びが生じた. 最も短くなった長さを基準とするひずみは, M において FE では 0.059 ± 0.031 , 膝屈曲角度 60°では 0.068 ± 0.046 , L において膝屈曲角度 60°では 0.130 ± 0.033 であった.

一方, 従来の研究で用いられた PCL 骨付着点間の直線距離による推定長さは PCL の形状を考慮していないため, 長さを過小に評価することから, ひずみを過大評価することが示唆された.

第 3 章の参考文献

- 1) Fuss FK: Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. Am J Anat, 184(2), 165-176, 1989.
- 2) Girgis FG, Marshall JL, et al.: The cruciate ligaments of the knee joint. Clin Orthop Relat Res, 106, 216-231, 1975.
- 3) Kennedy JC, Hawkins RJ, et al.: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the Cruciate and tibial collateral ligaments. J Bone Joint Surg Am, 58(3), 350-355, 1976.
- 4) Kurosawa H, Yamakoshi K, et al.: Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. Clin Orthop Relat Res, 265, 233-240, 1991.
- 5) Wascher DC, Markolf KL, et al.: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. J Bone Joint Surg Am, 75(3), 377-386, 1993.
- 6) Ahmad CS, Cohen ZA, et al.: Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation. Am J Sports Med, 31(2), 221-226, 2003.
- 7) Belvedere C, Ensign A, et al.: Geometrical changes of knee ligaments and patellar tendon during passive flexion. J Biomech, 45(11), 1886-1892, 2012.
- 8) DeFrate LE, Gill TJ, et al.: In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion. Am J Sports Med, 32(8), 1923-1928, 2004.
- 9) Nakagawa S, Johal P, et al.: The posterior Cruciate ligament during flexion of the normal

knee. J Bone Joint Surg Br, 86(3), 450-456, 2004.

- 10) Kapandji AI: カラー版 カパンジー 機能解剖学 II. 下肢 原著第6版. 塩田悦治訳, 医歯薬出版株式会社, 2009.
- 11) 木村雅史: 膝を見る目—診断・治療のエッセンス, 南江堂, 2010.
- 12) Screen HR, Shelton JC, et al.: The influence of noncollagenous matrix components on the micromechanical environment of tendon fascicles. Ann Biomed, 33(8), 1090-1099, 2005.
- 13) Cooper RR, Misol S, et al.: Tendon and ligament insertion. A light and electron microscopic study. J Bone Joint Surg Am, 52(1), 1-20, 1970.
- 14) Grood ES, Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng, 105(2), 136-144, 1983.

第4章 cine MRI による膝関節動態解析

4-1 緒言

膝関節の運動には多くの筋群が寄与しており、膝関節の力学的な解析には動態解析が重要になる。膝関節動態解析において、フルオロスコープを利用した手法¹⁻⁴⁾では被ばくが伴うことや軟部組織の評価が推定になることが課題である。また、運動の評価にMRIを用いた手法⁵⁻⁸⁾では繰り返し運動に同期した撮像が必要であり、繰り返し運動の精度に疑問が残ることや、繰り返し運動を対象とするため最大努力伸展位などの評価が困難であることなどがあげられる。また、2D CPC 法を骨運動の評価に用いる手法では骨運動中の画像が1枚しか取得できないため、軟部組織の評価は困難となる。3D 撮像を骨運動の評価に応用するためには特殊な環境が必要なことや撮像時間の長さ、画像コントラストが課題である。本研究の目的は、同期技術を併用せずに、軟部組織の評価可能な運動評価法を確立することである。

4-2 対象および解析方法

4-2-1 MR 撮像

対象は健常ボランティア3名の右膝関節とした。MRIは3TMRI装置MAGNETOM Prisma (Siemens 社製)、コイルは15 ch Knee コイルを使用し、撮像体位は仰臥位とした。静止時と運動時の膝関節画像は3D撮像と2D高速cine撮像が可能なT₁強調spoiled gradient echo (SPGR)を基本としたシーケンスを用いた。また、スライス方向の評価を可能とするために運動中の撮像はmulti sliceに設定した。運動を行う直前に3D撮像を行い、2D multi slice cineの撮像開始時の膝関節の位置が静止時の膝関節と同じ位置になるようにした。静止した膝関節の撮像条件は3D Volumetric Interpolated Breath-hold Examination (VIBE), TR 5.69 msec, TE 2.46 msec, FOV 250×250 mm, matrix 256×256, phase partial fourier 7/8, slice partial fourier 7/8, slice thickness 0.5 mm, parallel imaging mode Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA), accel factor PE 2, FA 6 degrees, bandwidth 400 Hz/pixelとした。続けて運動中の撮像を行うために静止中の固定が十分にできないため、撮像時間は臨床条件よりも短く、1分程度に設定した。また、運動中の膝関節の撮像条件は2D fast low angle shot (flash), TR 4.92 msec, TE 2.31 msec, FOV 180×180 mm, matrix 192×192, phase partial fourier 55%, slice partial fourier 5/8, slice thickness 5 mm, parallel imaging mode GRAPPA, accel factor PE 3, flip angle 12 degrees, bandwidth 605 Hz/pixelとした。5スライスの撮像を1秒程度で行い、運動中の撮像は2分程度に設定した。ボランティアに撮像が開始してから屈曲伸展運動を2 cycle/min程度でゆっくり繰り返し行うように指示をした。また、運動を行いやすいように固定が十分でないことを伝え、静止中の撮像と運動中の撮像の間も動かないように指示をした。設定

した撮像条件は短時間撮像を優先したため、撮像した画像の画質から評価可能な組織について確認した。静止中に撮像した 3D 画像を図 4.1，運動中に撮像した multi slice cine 画像を図 4.2 に示す。

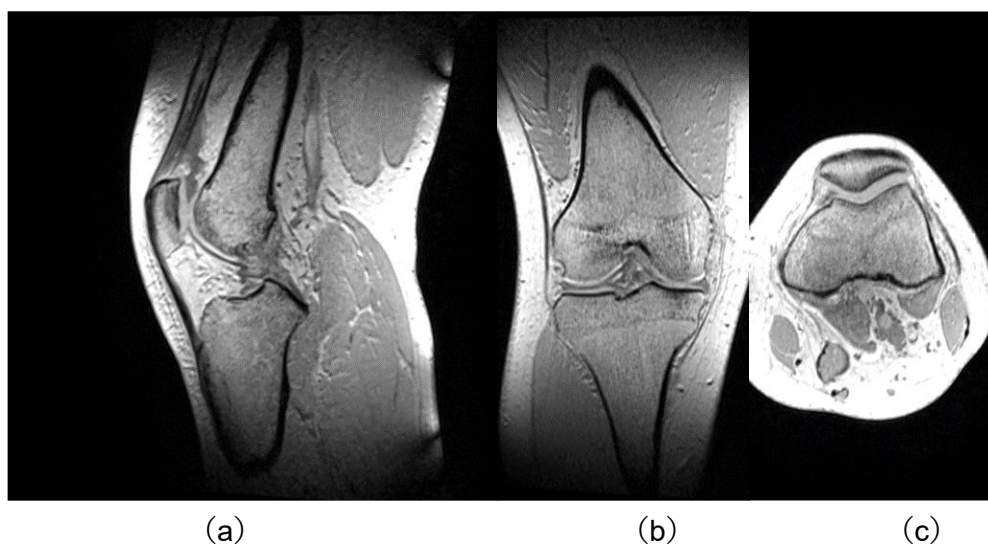


図 4.1 撮像した 3D 画像. (a) 矢状断で撮像した T_1 強調 3D 画像. (b) 撮像した画像から作成した冠状断の MPR 画像. (c) 撮像した画像から作成した横断像の MPR 画像.

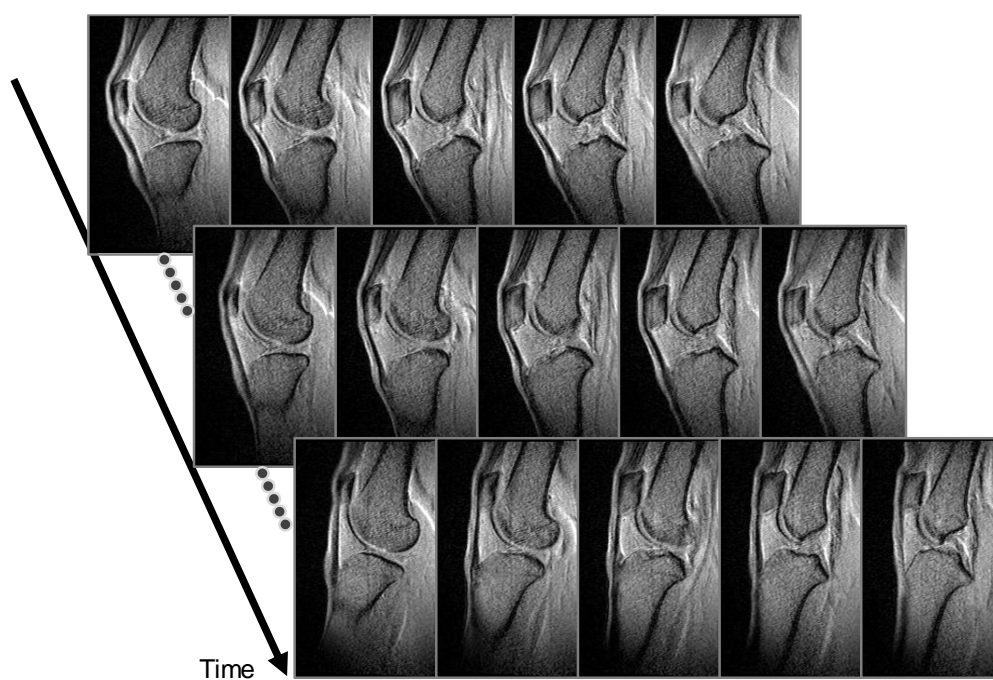


図 4.2 運動中に撮像した multi slice cine 画像.

4-2-2 解析方法

運動中に撮像した multi slice cine 画像を対象に，静止中に撮像した 3D 画像から作成した MPR 画像のイメージレジストレーションを行った．イメージレジストレーションは，それぞれの画像における大腿骨と脛骨，膝蓋骨それぞれの骨輪郭を対象に行った．イメージレジストレーションに用いた変換行列の逆行列が骨運動を示す．また，3D 画像を利用して骨座標系を作成し，関節運動を Grood ら⁹⁾が定義した関節座標系で表記した．解析の概念図を図 4.3 に示す．

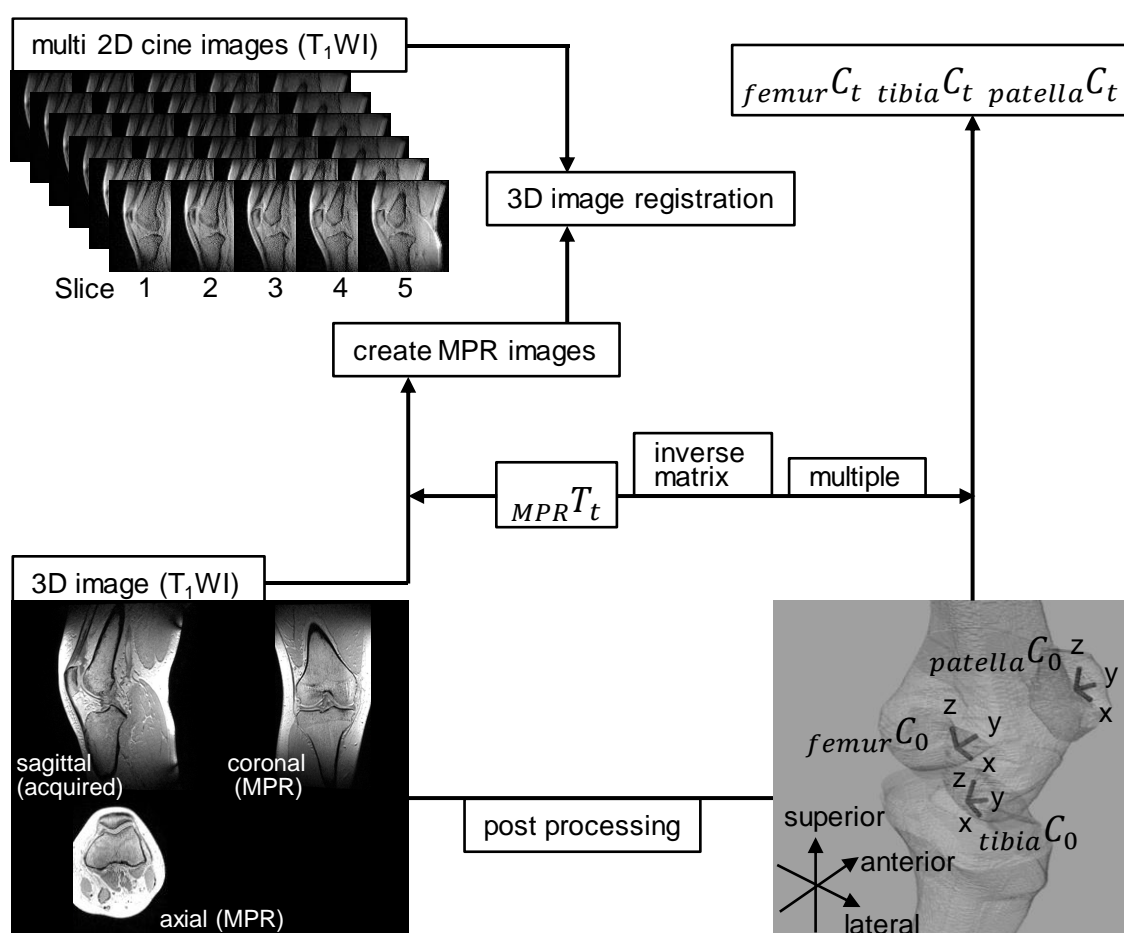


図 4.3 解析の概念図.

4-2-2-1 3D 骨モデルの作成と骨座標系の定義

静止中に撮像した 3D 画像から大腿骨と脛骨、膝蓋骨の 3D 骨モデルを作成した。3D 骨モデルの作成は iNtuition 3D workstation (TeraRecon 社製) を使用し、3D モデルの表示は Rhinoceros (Robert McNeel & Associates 社製) を用いて行った。また、作成された 3D 骨モデルはワークステーションで定義された座標系で表示されるため、MR 装置の座標系と一致するようにモデルを移動させて使用した。

大腿骨と脛骨、膝蓋骨それぞれの骨座標系の定義は静止中に撮像した 3D 画像を用いて Grood ら⁹⁾の定義を参考にして行った。大腿骨座標系は大腿骨軸と大腿骨内外側顆部を用いて定義した。原点は大腿骨内外側後顆の中心、Z 軸は骨軸として定義し、Y 軸は大腿骨内外側後顆の中心を結んだ直線と Z 軸の外積として定義した。また、X 軸は Z 軸と Y 軸の外積として定義した。脛骨座標系は脛骨軸と脛骨近位関節面の内外側の中心点、膝蓋骨座標系は膝蓋骨の遠近位と内外側の頂点を用いて、それぞれ大腿骨と同様の手順で決定した。それぞれの骨座標系の原点を $(boneO_x, boneO_y, boneO_z)$ 、X 軸の座標を $(boneX_x, boneX_y, boneX_z)$ 、Y 軸と Z 軸の座標をそれぞれ X 軸と同様に定義すると骨座標系 $boneC_0$ は次式のように定義される。

$$boneC_0 = \begin{pmatrix} boneX_x & boneY_x & boneZ_x & boneO_x \\ boneX_y & boneY_y & boneZ_y & boneO_y \\ boneX_z & boneY_z & boneZ_z & boneO_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

大腿骨座標系、脛骨座標系、膝蓋骨座標系はそれぞれ $femurC_0$ 、 $tibiaC_0$ 、 $patellaC_0$ と表記する。作成したそれぞれの骨座標系を図 4.4 に示す。

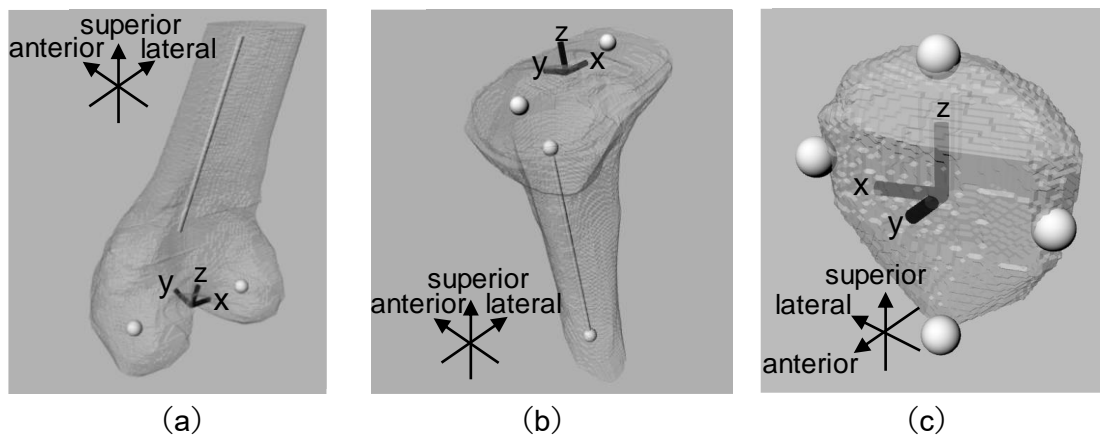


図 4.4 作成した骨座標系。球はプロットした参照点、直線は参照した長軸を示す。
(a) 大腿骨座標系、(b) 脛骨座標系、(c) 膝蓋骨座標系。

4-2-2-2 イメージレジストレーション

関節運動中に撮像した multi slice cine 画像の骨輪郭を基準として、3D 画像から作成した MPR 画像の骨輪郭が一致するようにイメージレジストレーションを行った。イメージレジストレーションは MATLAB (MathWorks 社製) を使用して行った。multi slice cine 画像における座標を $_{\text{cine}}P$ 、スライス面内の左上端を原点とした座標を x, y 、スライス枚数を z とすると次式のように定義される。

$$_{\text{cine}}P = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4-2)$$

DICOM ヘッダーの Pixel Spacing タグと Spacing Between Slices タグから取得した画素の間隔をそれぞれ dx, dy, dz 、Image Orientation Patient タグより取得した画像の向きを $(X_x, X_y, X_z), (Y_x, Y_y, Y_z), (Z_x, Z_y, Z_z)$ 、Image Position Patient タグより取得した画像の原点を (O_x, O_y, O_z) とすると、画像の座標系から MR 装置の座標系への変換行列 T は次式のようになる。

$$T = \begin{pmatrix} X_x \cdot dx & Y_x \cdot dy & Z_x \cdot dz & O_x \\ X_y \cdot dx & Y_y \cdot dy & Z_y \cdot dz & O_y \\ X_z \cdot dx & Y_z \cdot dy & Z_z \cdot dz & O_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4-3)$$

MR 装置の座標系から画像の座標系への変換行列は逆行列 T^{-1} となることを考慮すると、MPR で使用する 3D 画像の座標 $_{\text{static}}P$ は次式のように計算される。

$$_{\text{static}}P = _{\text{static}}T^{-1} _{\text{cine}}T _{\text{cine}}P \quad (4-4)$$

ただし、 $_{\text{static}}T$ は 3D 画像の座標系から MR 装置の座標系への変換行列、 $_{\text{cine}}T$ は cine 画像の座標系から MR 装置の座標系への変換行列を表す。また、multi slice cine 画像の時相 t において、イメージレジストレーションの操作を表す変換行列 $_{\text{MPR}}T_t$ を用いると次式のように定義される。

$$_{\text{static}}P_t = _{\text{static}}T^{-1} _{\text{MPR}}T_t _{\text{cine}}T _{\text{cine}}P \quad (4-5)$$

それぞれの骨に対して multi slice cine 画像の各時相で骨輪郭が一致するように $_{\text{MPR}}T_t$ を変化させ、大腿骨、脛骨、膝蓋骨を対象にした変換行列 $_{\text{MPR}}^{femur}T_t, _{\text{MPR}}^{tibia}T_t, _{\text{MPR}}^{patella}T_t$ を取得

する．イメージレジストレーションの操作をそれぞれの骨座標系で表した ${}^{boneC_0}_{MPR}T_t$ を導入すると ${}_{MPR}T_t$ は次式で定義される．

$${}_{MPR}T_t = {}^{boneC_0}_{MPR}T_t {}^{boneC_0}{}^{-1} \quad (4-6)$$

静止中の撮像から運動中の撮像開始までにボランティアの動きがなければ ${}_{MPR}T_{t=1}$ は次式となる．

$${}_{MPR}T_{t=1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4-7)$$

ただし，静止中の撮像から運動中の撮像を開始するまでに膝関節が動いた場合には，式(4-7)の ${}_{MPR}T_{t=1}$ を変化させる必要がある．

4-2-2-3 行列を用いた骨座標系の計算

それぞれの骨に対し，multi slice cine 画像の時相 t における骨座標系はイメージレジストレーションで用いた変換行列 ${}_{MPR}T_t$ の逆行列 ${}_{MPR}T_t^{-1}$ を用いて次式のように表される．

$${}^{boneC_t} = {}_{MPR}T_t^{-1} {}^{boneC_0} \quad (4-8)$$

それぞれの時相で算出された大腿骨座標系と脛骨座標系を用いて関節座標系を算出した．また，それぞれの時相における大腿骨座標系，脛骨座標系，膝蓋骨座標系を基準にして骨の 3D モデルを表示した．

4-3 結果

4-3-1 イメージレジストレーション

被験者 1 名のイメージレジストレーションの結果を図 4.5 と 4.6 に示す．運動中に撮像した multi slice cine 画像の撮像開始時を図 4.5，伸展時を図 4.6 に示す．静止中の撮像から運動中の撮像の開始までに動きがみられた被験者はいなかったため， ${}_{MPR}T_{t=1}$ は式(4-7)を用いた．

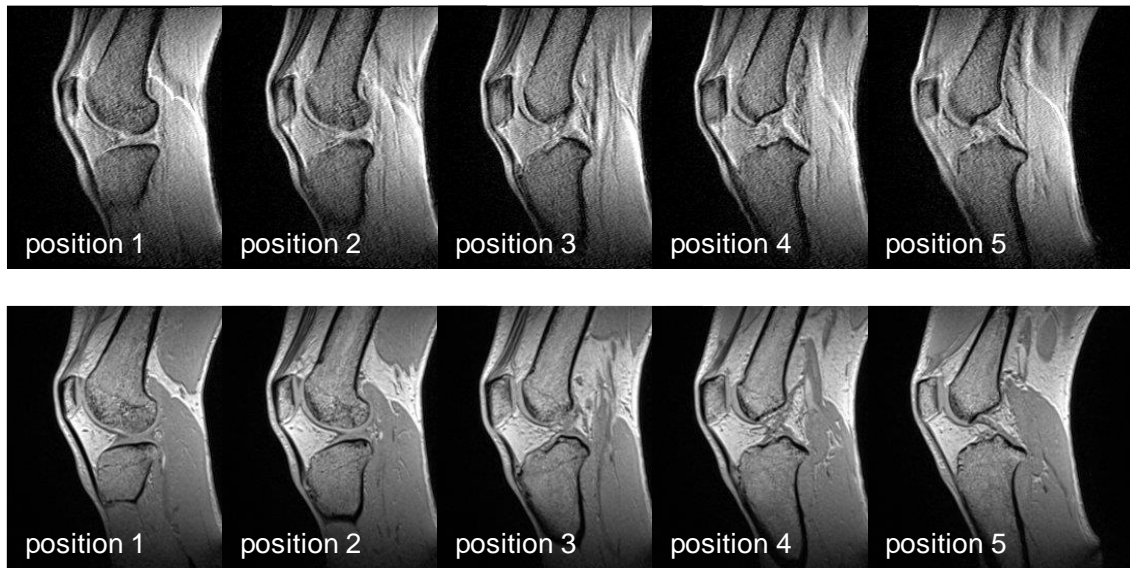


図 4.5 運動開始前の multi slice cine 画像と静止中に撮像した 3D 画像から multi slice cine を撮像した位置で作成した MPR 画像の比較. 上段が cine 画像, 下段が MPR 画像を示す.

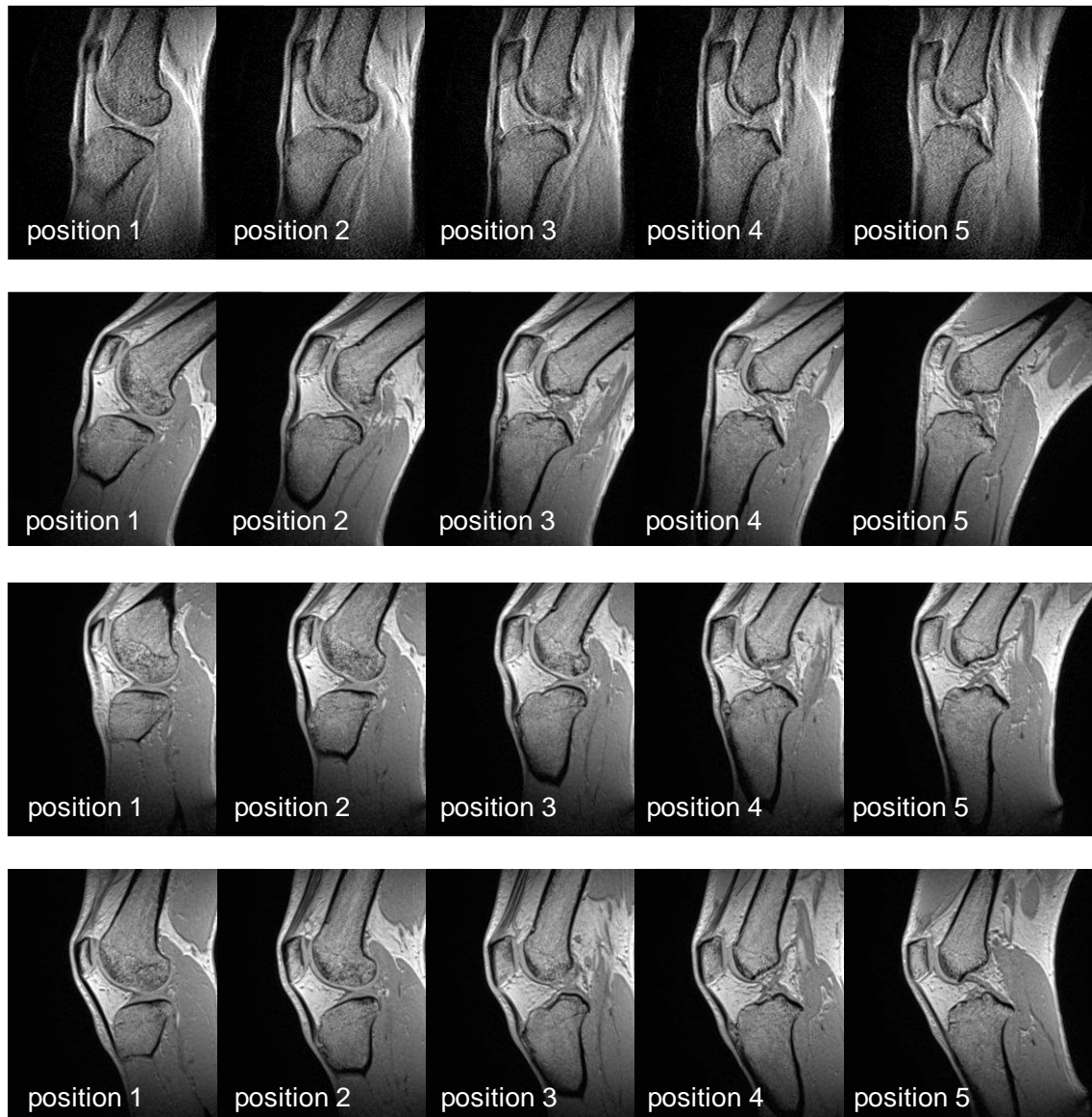


図 4.6 膝関節の伸展中に撮像した mult slice cine 画像とそれぞれの骨を対象にイメージレジストレーションした MPR 画像の比較. 1 段目の画像が cine 画像を示し, 2~4 段目の画像は脛骨, 膝蓋骨, 大腿骨を対象にした MPR 画像を示す.

4-3-2 関節座標系

被験者3名の multi slice cine 画像の時相に対応する関節座標系の角度を図4.7に示し、伸展屈曲の運動周期で平均した関節座標系の角度を図4.8に示す。図4.7の矢頭で示すように、#1と#3の被験者で screw home movement が起こっていた。

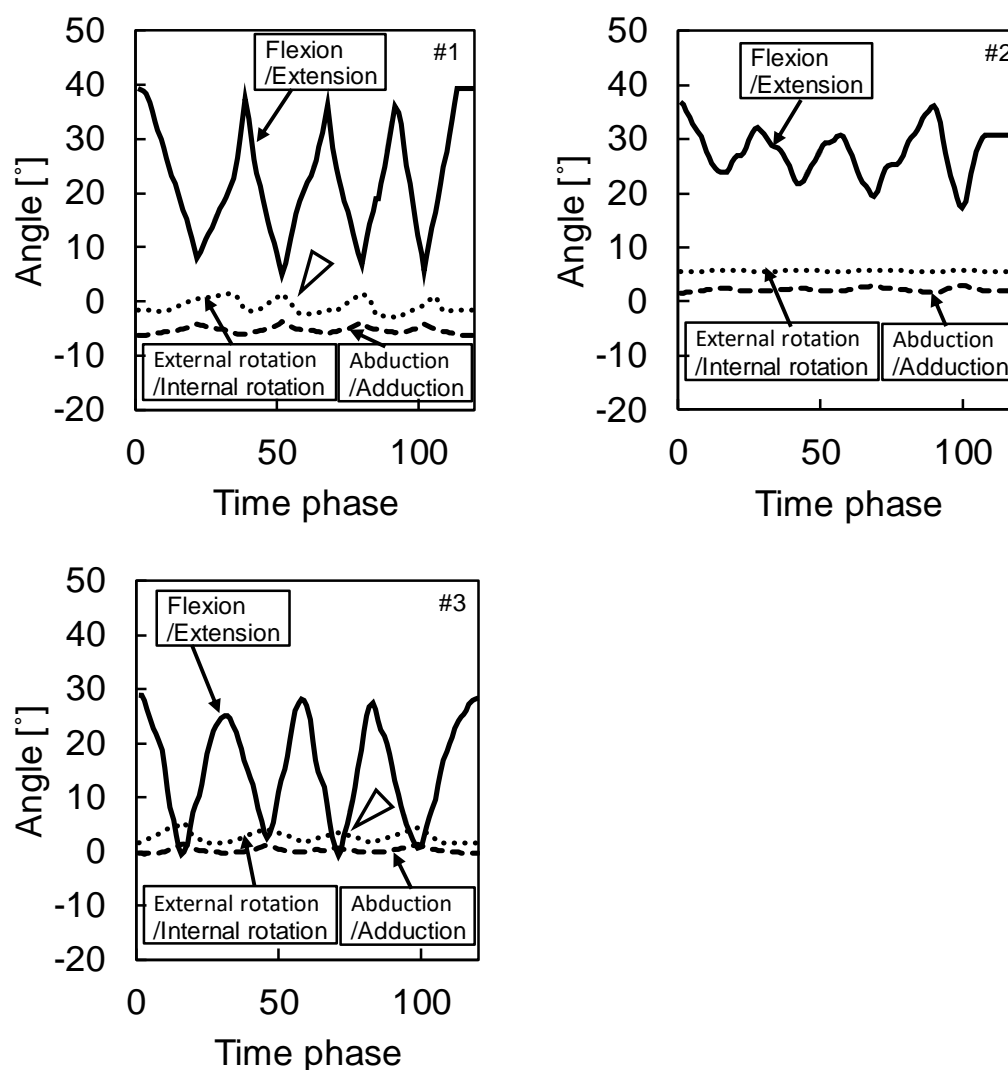


図 4.7 撮像した各時相における関節座標系の角度。被験者3名の結果をそれぞれ示す。#1と#3において screw home movement が確認できる (矢頭)。

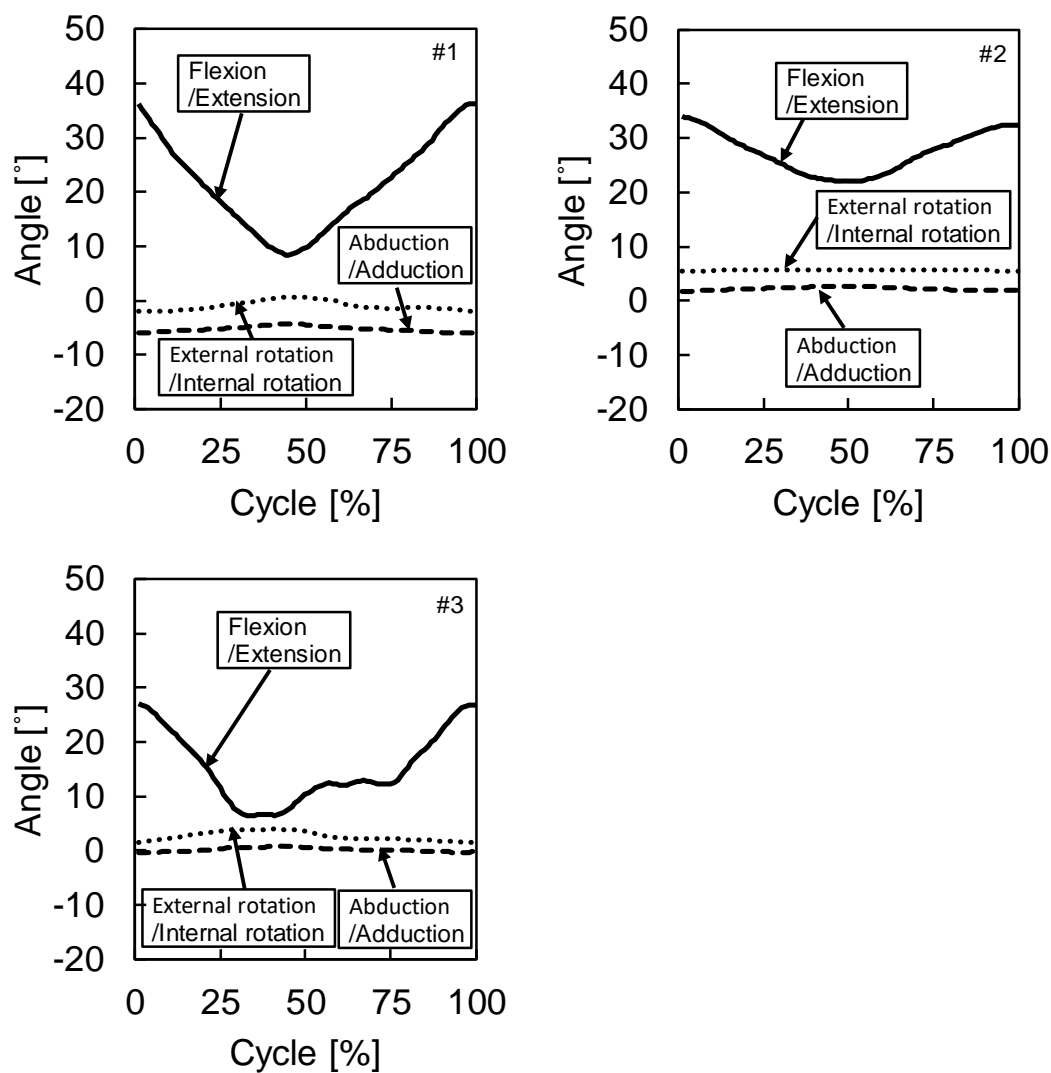


図 4.8 運動周期で平均した関節座標系の角度。運動周期は伸展屈曲運動を 1 周期とした。被験者 3 名の結果をそれぞれ示す。

4-3-3 3D モデルの表示

被験者 1 名の 1 回の屈曲伸展運動について、multi slice cine 画像の時相毎に骨座標系を基準にした 3D 骨モデルを図 4.9 に示す。骨運動を表す変換行列は multi slice cine 画像と同様の間隔で取得でき、滑らかな運動を再現することが可能であった。

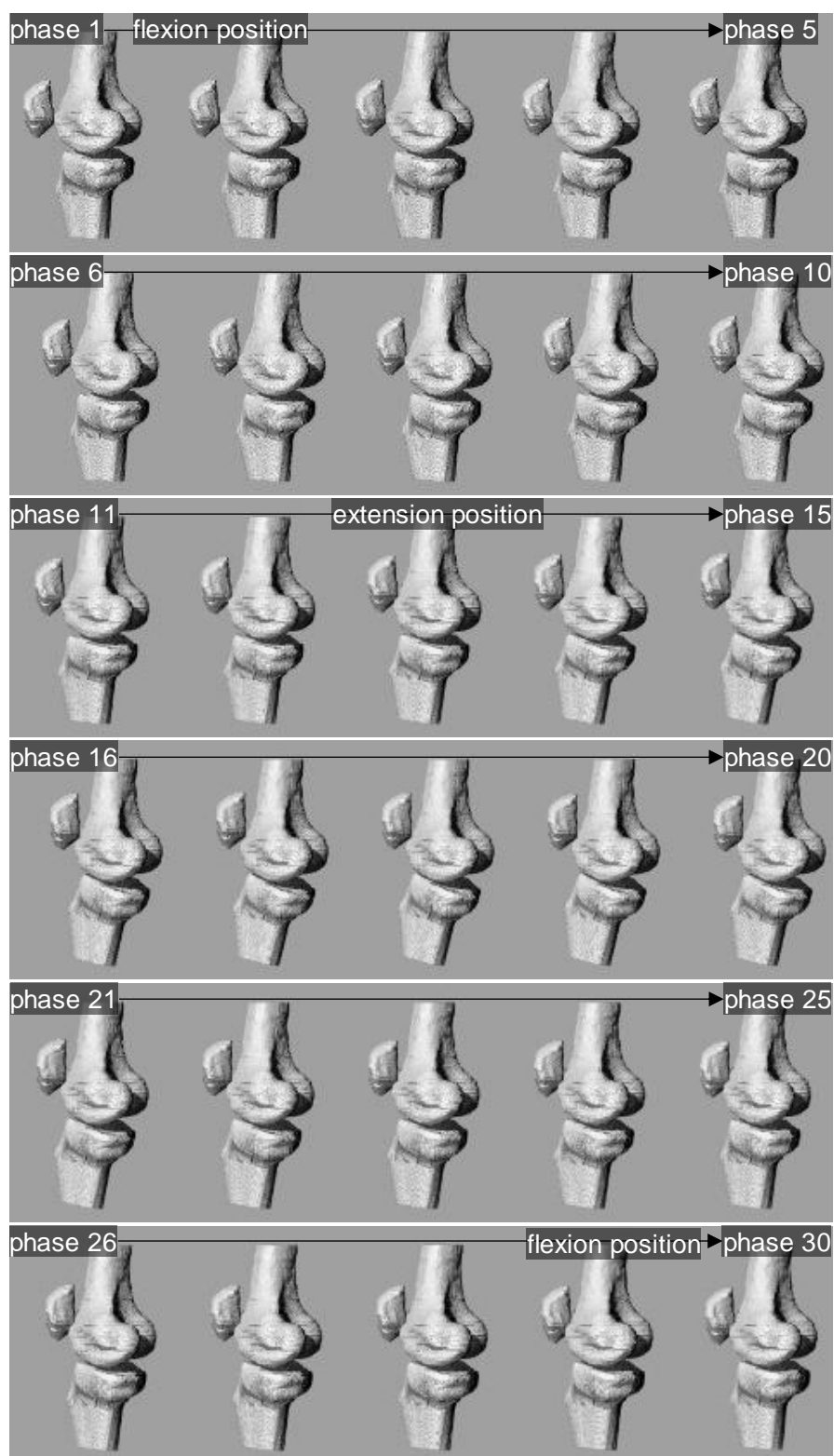


図 4.9 それぞれの骨座標系を基準にして表示した 3D モデル。被験者 1 名の 1 回の伸展屈曲運動を示す。

4-3-4 撮像した画像から評価できる組織

撮像した 3D 画像から骨輪郭を抽出し、骨モデルを作成することは可能であった。また、2D multi slice cine 画像において骨輪郭を抽出することは可能であったが、軟骨の抽出は困難であった。また、膝蓋腱の緩みや緊張の状態を判断することは可能であった。

4-4 考察

我々は静止した膝関節の 3D 画像と膝関節の運動中に撮像した画像の骨形状とのイメージレジストレーションを利用した動態解析法を提案した。提案した手法は X 線を用いた機器を利用せずに関節動態解析を行えるため、放射線被ばくのない骨運動に基づく動態解析を可能にした。これまでに報告されている動態情報の取得に MRI を用いた動態解析⁵⁻⁸⁾は屈曲伸展の繰り返し運動に同期した撮像を利用していたが、繰り返し運動にしか応用ができないこと、撮像の煩雑さ、繰り返し運動の再現性に疑問が残る手法であった。本研究で提案している撮像手法は撮像時間を短くしたシーケンスを用いることで繰り返し運動の再現性に影響されず、長時間の保持が困難な筋最大緊張時の運動解析などの繰り返し運動ではない運動への応用が可能な手法である。また、撮像手法においても臨床で利用されている MRI で撮像可能なシーケンスであるため、多くの施設で実施可能な手法である。

イメージレジストレーションにおいて、multi slice cine 撮像で設定した位置で 3D 画像の MPR を行うことで初期位置の補正が容易になる。DICOM ヘッダーから画像の位置と方向、分解能を取得し、それぞれの画像座標系を構築することで、MR 座標系を基準にした multi slice cine 画像の撮像位置を 3D 画像の座標系で表すことが可能であった。静止中の撮像から運動中の撮像を開始するまでに膝関節が動かなければ、初期位置の補正は不要であり、式 (4-7) を変化させる必要はない。本研究では 3 名の被験者を対象に運動解析を行ったが、いずれの被験者でも初期位置の補正は不要であった。しかし、静止状態の 3D 撮像を行った後に続けて運動の撮像を行うために、静止状態の固定が十分にできない。そのため、被験者に運動を開始するタイミングを丁寧に説明することと、静止中の撮像では固定が弱いけど動かないように理解をしてもらうことが重要である。イメージレジストレーションを行う multi slice cine 画像と 3D 画像は同様のコントラストである方がイメージレジストレーションは容易である。運動中の画像は短時間で取得可能な撮像手法であるコヒーレント型グラジエントエコーシーケンスを用いても取得可能であるが、3D 画像とコントラストをそろえるためにインコヒーレント型グラジエントエコーシーケンスを利用した。

膝関節の伸展機構は、大腿四頭筋、大腿四頭筋腱、膝蓋骨、膝蓋腱、脛骨粗面で構成されるため、膝関節伸展運動の解析には靱帯の評価を含むことが重要になる。運動開始時の multi slice cine 画像では図 4.5 のように膝蓋腱の緩みが確認できるが、伸展位の

multi slice cine 画像では図 4.6 のように膝蓋腱の緊張が確認できる。運動中に撮像した multi slice cine 画像を連続で観察することで、膝関節の伸展時に脛骨が膝蓋腱に引っ張られて動く様子が確認できた。これまでの X 線を用いた解析では骨と骨を結ぶ直線として近似されることが多かったが、本研究で得られた画像から、運動中でも靱帯が緩むことがあると考えられる。

膝関節の伸展運動において、屈曲角度 20°から FE までの伸展に伴う 7~10°の脛骨の外旋運動が screw home movement として知られている¹⁰⁾。膝関節の運動で特徴的な運動であるため、運動解析においても注目すべき運動である。本研究では撮像断面を膝蓋腱に合わせて設定し、膝関節の矢状断で運動を評価している。膝関節の外旋運動を評価するためには軸位断で評価を行うことが有利であると考えられるが、multi slice で撮像した矢状断でも評価可能であった。図 4.7 に示すように#1 と#3 の被験者で伸展に伴う脛骨の外旋が確認できた。#2 の被験者では脛骨の外旋運動は確認できなかったが、伸展が十分にできていないことから screw home movement が起こらなかったと考えられる。また、図 4.8 に示すように、multi slice cine 画像の時相を各被験者における伸展屈曲の運動周期で正規化すると#3 の被験者は伸展屈曲が 2 段階となった。図 4.7 で multi slice cine 画像の各時相における関節角度を確認すると、伸展と屈曲に要する時間が伸展屈曲の各周期で異なっていたことが確認できる。従来の同期を利用した撮像法では異なる関節角度で平均化された画像が観察されるため、正確な関節角度の計測ができなかったと考えられる。

本研究では 3D 骨モデルから作成した骨座標系と骨運動を表す行列式を用いることで、運動を連続で表示することが可能であった。本研究で撮像した範囲は膝関節周囲のみであったため、大腿骨座標系と脛骨座標系の長軸が骨全体を利用して作成した長軸と異なることが考えられる。そのため、従来の CT とフルオロスコピーを用いた研究で報告されてきた膝関節座標系の角度とは異なることが考えられる。同期技術を併用した MRI による動態解析の精度は、ファントム実験において、スライス面内で最大 0.62 ± 0.55 mm、面外で最大 1.83 ± 1 mm の誤差を有すると報告されている^{5,6)}が、空間分解能などを考慮すると本研究の手法も同程度の精度を有していると考えている。

4-5 結言

cine MRI を用いた新しい関節運動解析法を提案した。放射線被ばくを伴わずに、骨を基準とした運動解析が可能であり、短時間シーケンスを利用して運動を撮像することで繰り返し運動以外にも応用できる手法である。また、関節運動中に撮像した multi slice cine は靱帯の緊張状態を評価可能であったことから軟部組織の評価が可能な手法である。

第 4 章の参考文献

- 1) Kidera K, Yonekura A, et al.: Double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction improves tibial rotational instability: analysis of squatting motion using a 2D/3D registration technique. *J Orthop Surg Res*, 13(1), 111, 2018.
- 2) Tsai TY, Liow MHL, et al.: In-vivo elongation of anterior and posterior cruciate ligament in bi-cruciate retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 36(12), 3239-3246, 2018.
- 3) Roach KE, Foreman KB, et al.: Application of High-Speed Dual Fluoroscopy to Study In Vivo Tibiotalar and Subtalar Kinematics in Patients With Chronic Ankle Instability and Asymptomatic Control Subjects During Dynamic Activities. *Foot Ankle Int*, 38(11), 1236-1248, 2017.
- 4) Kobayashi K, Sakamoto M, et al.: In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. *J Orthop Res*, 30(10), 1596-1603, 2012.
- 5) Sheehan FT, Zajac FE, et al.: Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *J Biomech*, 31(1), 21-26, 1998;
- 6) Behnam AJ, Herzka DA, et al.: Assessing the accuracy and precision of musculoskeletal motion tracking using cine-PC MRI on a 3.0T platform. *J Biomech*, 44(1), 193-197, 2011.
- 7) Bhushan S, Borotikar, et al.: In vivo patellofemoral contact mechanics during active extension using a novel dynamic MRI-based methodology. *Osteoarthritis Cartilage*, 21(12), 1886-1894, 2013.
- 8) Kaiser J, Vignos MF, Liu F, et al.: MRI assessments of cartilage mechanics, morphology and composition following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 34, 38-44, 2016.
- 9) Grood ES and Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144, 1983.
- 10) Kim HY, Kim KJ, et al.: Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis. *Clin Orthop Surg*, 7(3), 303-309, 2015.

第5章 最大努力伸展位における膝蓋腱の変形

5-1 緒言

膝蓋腱の伸展時における変形挙動を対象にした研究は、研究手法や対象とする運動によって異なる結果が報告されている¹⁻³⁾。Sheehan ら¹⁾は 2D CPC 法を利用し、腹臥位で無負荷の膝蓋腱を対象に変形挙動を解析し、膝蓋腱は伸展位で緩むことを報告した。Defrate ら²⁾や Kobayashi ら³⁾は片足荷重の屈曲運動において fluoroscopy を用いた膝蓋腱の変形挙動を解析し、FE から膝屈曲角度 30°まで伸びることを報告した。一方、大腿四頭筋と膝蓋腱にかかる力の割合 (F_{pt}/F_q) を対象にした研究として、数値モデルを利用した手法^{4, 5)}や *in vitro* での研究⁵⁾が報告されている。 F_{pt}/F_q は膝関節の矢状断におけるモーメントのつり合いから算出され、伸展位において F_{pt}/F_q は増加することが報告されている。MRI を用いた *in vivo* における研究^{6, 7)}では、 F_{pt}/F_q が最大となる膝屈曲角度は 20°であるとする報告や FE であるとする報告など、対象とする膝関節の運動により異なる結果が報告されている。

膝関節伸展機構は大腿四頭筋の力を脛骨に伝えるため、膝蓋腱は大腿四頭筋の収縮によって変形することが考えられる。本研究では伸展位における膝蓋腱の変形挙動を明らかにするために、*cine MRI* を利用して最大努力伸展位における膝蓋腱の長さ変化を測定した。

5-2 対象および解析方法

5-2-1 MR 撮像

健常ボランティア 9 名の右膝関節を対象に MR 撮像を行った。撮像体位は仰臥位とし、3T MRI 装置 MAGNETOM Prisma (Siemens 社製)、15 ch Knee コイルを使用した。MR 撮像は静止した FE と、脱力状態の伸展位から最大努力伸展位を 3 回繰り返す運動を対象に行った。静止した FE の撮像条件は 3D VIBE, TR 5.69 msec, TE 2.46 msec, FOV 250×250 mm, matrix 256×256, phase partial fourier 7/8, slice partial fourier 7/8, slice thickness 0.5 mm, parallel imaging mode GRAPPA, accel factor PE 2, FA 6 degrees, bandwidth 400 Hz/pixel とした。また、運動中の膝関節の撮像条件は 2D flash, TR 4.92 msec, TE 2.31 msec, FOV 180×180 mm, matrix 192×192, phase partial fourier 55%, slice partial fourier 5/8, slice thickness 5 mm, parallel imaging mode GRAPPA, accel factor PE 3, flip angle 12 degrees, bandwidth 605 Hz/pixel とした。

5-2-2 膝蓋腱の長さとひずみの解析方法

膝蓋腱の長さ測定に必要な膝蓋腱の骨付着位置の定義は 3D 画像から作成した MPR 画像上で行った。膝蓋腱の付着位置を示した画像を図 5.1 に示す。静止中の膝蓋腱の長

さは膝蓋腱の走行を考慮して測定した。また、膝蓋腱が緊張していることを 2D multi slice cine 画像で確認し、最大努力伸展位の膝蓋腱長さは骨付着位置間の直線距離で定義した。骨付着位置間の直線距離を測定するためには、骨運動を解析することが必要になる。運動中に撮像した multi slice cine 画像を対象に、静止中に撮像した 3D 画像から作成した MPR 画像のイメージレジストレーションを行った。イメージレジストレーションは、それぞれの画像における大腿骨と脛骨、膝蓋骨それぞれの骨輪郭を対象に 4-2-2 で示した方法で行った。また、膝蓋腱のひずみ ε は静止中の膝蓋腱長さ l_0 から最大努力伸展位の長さ l_{max} を減じ、 l_0 で除した値とした。

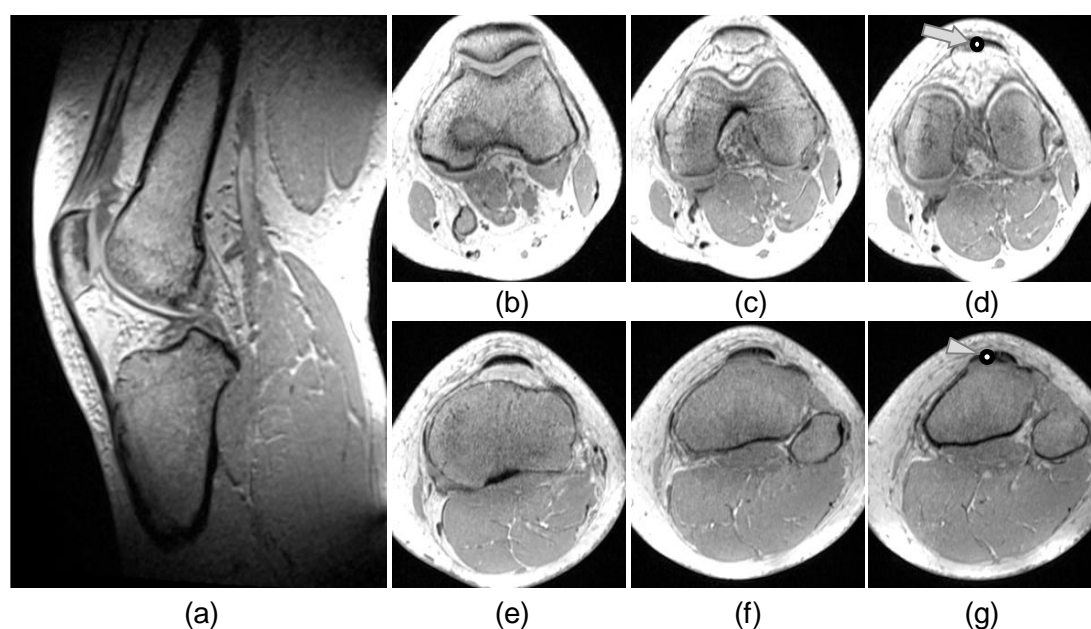


図 5.1 膝蓋腱の骨付着位置。(a) 静止中に撮像した 3D 画像。(b) ～ (g) MPR で作成した横断像。膝蓋腱の膝蓋骨付着位置は (d) に矢印で示し、脛骨付着位置は (g) に矢頭で示す。

5-3 結果

膝蓋腱の長さ測定の結果を図 5.2 に示す。最大努力伸展位における膝蓋腱のひずみは 0.07 ± 0.03 であった。

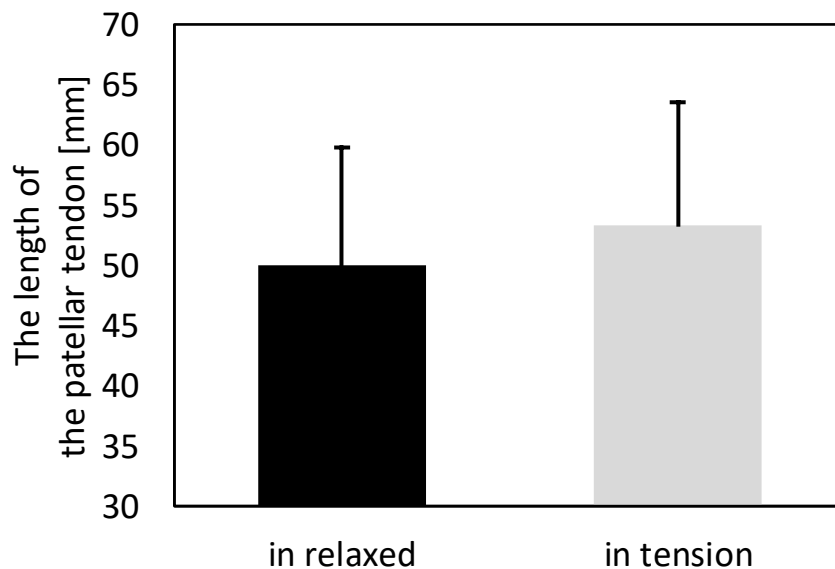


図 5.2 膝蓋腱の長さ測定の結果.

5-4 考察

我々は静止した膝関節の 3D 画像と最大努力伸展位における膝関節の 2D multi slice cine 画像をイメージレジストレーションすることで最大努力伸展位における膝蓋腱のひずみを解析した.

本研究で撮像した静止状態の伸展位における 3D 画像では, すべての被験者の膝蓋腱が緩んでいた. そのため, 膝蓋腱の長さを直線で近似することは膝蓋腱の長さを過小に評価すると考えられる. また, 最大努力伸展位における 2D multi slice cine 画像では, すべての被験者の膝蓋腱は緊張し, 脱力時より長くなった. 膝蓋腱は大腿四頭筋の力を脛骨に伝える役割を果たす組織であるため, 膝蓋腱の変形を解析するときは, 大腿四頭筋の緊張を考慮する必要があると考えられる. また, 大腿四頭筋が緊張しているときは膝蓋腱も緊張するため, 膝蓋腱の長さを骨付着点間の直線距離で近似しても評価できると考えられる. 2D multi slice cine 画像は 5 枚の撮像が可能であり, 膝蓋腱の緊張を評価することが可能であった.

伸展位における膝蓋腱の長さ F_{pt}/F_q を解析した先行研究の結果を表 5.1 に示す. DeFrate ら²⁾は, 立位片足荷重における屈曲運動を対象に解析を行い, 膝蓋腱長さは伸展位から膝屈曲角度 30°まで単調に増加することを報告している. DeFrate ら²⁾の手法は 2 方向のフルオロスコピーと MR 画像から作成した骨モデルのイメージレジストレーションをすることで, 脛骨と膝蓋腱の運動を評価し, 膝蓋腱長さを付着点間の直線距離で推定している. そのため, 膝蓋腱の緊張状態は評価に含まれておらず, 膝蓋腱に緩みが

あるとき、膝蓋腱長さを過小に評価していると考えられる。Sheehan ら¹⁾は脛骨と膝蓋骨の運動を 2D CPC 法を用いて評価し、膝蓋腱の骨付着点間の直線距離として膝蓋腱長さを推定している。膝蓋腱に負荷がかからない運動として、腹臥位の屈曲伸展運動を対象に解析を行い、膝蓋腱は浅い屈曲から伸展位において膝蓋腱は緩むことを報告している。膝蓋腱の初期長さは、膝蓋腱が緩む直前の骨付着点間距離として定義しているが、骨付着点を 2D CPC 法で得られた最初の画像で同定しており、付着点位置は 3 次元的に評価されていない。

表 5.1 伸展位における膝蓋腱の長さ と F_{pt}/F_q の軽度屈曲位との比較.

mathematical model		2D CPC MRI			MRI + fluoroscopy
	Yamaguchi and Zajac ⁵⁾	Sheehan and Drace ¹⁾	Ward et al. ⁶⁾	Im et al. ⁷⁾	DeFrate et al. ²⁾
	-	prone	supine (load)	supine (flexion and extension)	standing weight-bearing flexion
length	rigid	slack	-	-	decrease
F_{pt}/F_q	increase	-	decrease	increase	-

膝関節の力学的挙動の解析において、 F_{pt}/F_q を考慮することは有用である。Yamaguchi ら⁵⁾は膝関節矢状断を模擬した数値モデルを用いて、膝関節の屈曲に伴う F_{pt}/F_q を解析した。膝蓋腱を変形のない組織として解析をした結果、 F_{pt}/F_q は伸展位で1より大きく、屈曲に伴い減少することを報告している。また、膝蓋腱長さを20%長くしたモデルでは、 F_{pt}/F_q が大きくなると報告している。本研究において膝蓋腱は無負荷の伸展位では緩み、最大努力伸展位では長くなったことを考慮し、より精度の高いモデルを構築するためには膝蓋腱の変形を考慮して作成する必要がある。一方、*in vivo*の膝関節を対象に、MRIを用いて F_{pt}/F_q の解析を行った研究も報告されている。Ward ら⁶⁾は静止状態の膝関節を対象に F_{pt}/F_q を解析した。仰臥位で尾頭方向へ体重の25%の負荷をかけた膝関節を slice thickness 10 mm で撮像した MR 画像を用いて解析した結果、健常膝関節の F_{pt}/F_q は膝関節屈曲角度 20°で最大となり、1より大きくなったと報告している。また、伸展位の F_{pt}/F_q は1より小さくなったと報告している。Im ら⁷⁾は仰臥位において屈曲伸展運動中の膝関節を対象に 2D CPC 法で撮像を行い、 F_{pt}/F_q を解析している。膝屈曲角度が小さくなると F_{pt}/F_q は大きくなり、20°より小さいときに F_{pt}/F_q は1.0以上であったと報告してい

る。Ward ら⁶⁾と Im ら⁷⁾は使用している撮像シーケンスが異なることから単純な比較はできないが、対象とした運動により伸展位における F_{pt}/F_q が異なる結果となることを報告している。本研究の結果において、脱力した伸展位よりも最大努力伸展位における膝蓋腱は7%程度長くなった。Yamaguchi ら⁵⁾により、膝蓋腱が長くなると F_{pt}/F_q が大きくなることが報告されていることを考慮すると、Ward ら⁶⁾と Im ら⁷⁾の結果の違いは、大腿四頭筋の緊張による膝蓋腱の変形を反映した結果であると考えられる。

5-5 結言

本研究では、大腿四頭筋の緊張の有無に着目し、膝蓋腱の長さ変化を測定した。cine MRI と静止中に撮像した 3D MRI のイメージレジストレーションを行う解析法により、長時間の維持が困難な最大努力伸展位における膝蓋腱の変形を評価した。膝蓋腱は大腿四頭筋の脱力時に緩み、大腿四頭筋の緊張時には最大で7%程度伸びた。

第5章の参考文献

- 1) Sheehan FT and Drace JE: Human patellar tendon strain. A noninvasive, in vivo study. Clin Orthop Relat Res, 370, 201–207, 2000.
- 2) Defrante LE, Nha KW, et al.: The biomechanical function of the patellar tendon during in-vivo weight-bearing flexion. J Biomech, 40, 1716–1722, 2007.
- 3) Kobayashi K, Sakamoto M, et al.: In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. J Orthop Res, 30(10), 1596–1603, 2012.
- 4) van Eijden TM, Kouwenhoven E, et al.: A mathematical model of the patellofemoral joint. J Biomech, 19, 219–229, 1986.
- 5) Yamaguchi GT and Zajac FE: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. J Biomech, 22, 1–10, 1989.
- 6) Ward SR, Terk MR, et al.: Influence of patella alta on knee extensor mechanics. J Biomech, 38, 2415–2422, 2005.
- 7) Im HS, Goltzer O, et al.: The effective quadriceps and patellar tendon moment arms relative to the tibiofemoral finite helical axis, J Biomech, 48, 3737–3742, 2015.

第6章 結論

膝関節は安定性の悪い荷重関節であり、疾患の多い関節である。構造が複雑であり、複数の組織が膝関節の安定に寄与している。従来、PCL や膝蓋腱を対象にした研究は *in vitro* で多く行われてきたが、*in vivo* における研究は不足している。*in vivo* における 3 次元的な膝関節の軟部組織の解析には、組織間コントラストに優れる MRI が有用であるが、撮像時間など課題が多い。本研究では、MRI を用いて膝関節と軟部組織における生体内力学的機能を 3 次元的に解析した。本研究において得られた結果を以下に総括して本論文の結論とする。

第 1 章では、本研究の背景、意義および目的を述べた。

第 2 章では、膝関節の組織構造及び機能を解説した。また、PCL と膝蓋腱の組織構造と力学的性質を *in vitro* で解析したこれまでの研究例について述べた。

第 3 章では、MRI を用いて *in vivo* における PCL の走行を考慮した長さの測定を行い、膝関節無負荷時における FE から屈曲に伴う PCL の走行を考慮した見かけの長さやひずみについて明らかにした。さらに、PCL の走行を評価するために PCL 仰角と PCL 偏角をそれぞれ求めた。PCL は M と L において長さとはずれに違いがあり、ひずみはそれぞれ、M において FE で 0.059 ± 0.031 、膝屈曲角度 60° で 0.068 ± 0.046 、L において膝屈曲角度 60° で 0.130 ± 0.033 であった。

第 4 章では、MRI を用いた新しい関節運動解析法を提案した。運動中に撮像した 2D multi slice cine 画像と 3D 画像のイメージレジストレーションで解析を行うため、MRI 単独で解析可能であり、放射線被ばくを伴わずに骨を基準とする運動解析が可能である。短時間シーケンスで運動を撮像するため、繰り返し運動以外にも応用が可能であり、関節運動中に撮像した multi slice cine 画像は靱帯の緊張状態を評価可能であったことから軟部組織の評価が可能な手法である。

第 5 章では、第 4 章で提案した手法を用いて、大腿四頭筋の緊張の有無に着目し、膝蓋腱の長さ変化を測定した。短時間の撮像が可能な 2D multi slice cine 撮像を利用し、長時間の維持が困難な最大努力伸展位における膝蓋腱の変形を評価した。膝蓋腱は大腿四頭筋の脱力時に緩み、大腿四頭筋の緊張時には最大で 7%程度伸びた。

以上、MRI を用いて膝関節と軟部組織における生体内力学的機能について解析を行った。今後、本測定手法を他の組織や関節について応用することが必要と考えている。

謝辞

本研究を遂行するにあたり，終始多大なるご指導，ご協力を賜った新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野の坂本信教授ならびに小林公一教授に御礼申し上げます．本博士論文の副査をお引き受け頂いた新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野の笹本龍太先生ならびに李鎔範先生に厚く御礼を申し上げます．

また，MRI に関するご指導をいただきました，新潟大学医歯学総合病院の金沢勉診療支援部長，斎藤宏明主任ならびに診療支援部放射線部門の皆様に感謝を申し上げます．