

# 機械力学の観点から見た膝関節再建術靭帯断裂メカニズムの解明

## Ligament Rupture Mechanism for Knee Joint Reconstruction from a Mechanical Prospective

研究代表者 北海道大学 大学院 工学研究院 助教 武田 量

Ryo Takeda

A damaged or ruptured ligament may lead instability to the knee joint and cause the onset of conditions such as osteoarthritis (OA). To lower the risk of OA, the rupture mechanism of the ligaments within the knee joint must be investigated. In this work we developed a bespoke knee joint biomechanical platform capable of measuring loads on the knee joint ligament during mechanical tensile/compression motion. The main objective was to clarify what kind of external mechanical forces cause damage to the ligament load capacity. To achieve this, experiments were conducted by overloading a knee joint beyond normal conditions. It was found that a single large overload condition damaged the ligament more than a cyclic overload. In addition, mechanical properties obtained in combination with accurate geometric measurements were used to develop a finite element knee joint simulator. This would act as a tool for better assessing the risk to knee joint ligament damage or rupture at desired knee joint orientations.

### 要旨

靭帯損傷又は断裂が発生した場合、膝関節は不安定になり、変形性関節症 (OA) を発症するリスクがある。OA 発症のリスクを低下させるためには、膝関節靭帯の断裂メカニズムを明確にしなければならない。本研究では、引張/圧縮時における膝関節靭帯にかかる負荷を測定可能な膝関節バイオメカニカルプラットフォームを開発した。本装置を用いて、どのような機械的外力が靭帯にダメージを与えるかを明らかにした。実験では膝関節に過負荷をかけ、一度の大きな過負荷状態は周期的過負荷よりも靭帯を損傷させることが分かった。さらに、本研究で得られた測定結果を正確な膝関節の形状と組み合わせることにより有限要素膝関節シミュレータを開発した。本シミュレータは、任意の膝姿勢での靭帯の損傷又は断裂のリスクを適切に評価するためのツールとして期待される。

### 1. 緒言

近年、交通事故やスポーツ、高齢者の生活活動において膝の靭帯損傷が増加している。膝関節は単なる蝶番関節ではなく、人体の運動機能に重要な役割を持つ<sup>(1)</sup>。また、身体関節の中で最も負荷のかかる関節であるが、骨格構造的には不安定である。なぜなら、膝関節構成要素である脛骨の関節面は平面に近く、その上に乗る大腿骨の関節面は2つの半球状であるからである。その不安定さを制動する役割

を持つ靭帯が4本存在する。前十字靭帯 (ACL)、後十字靭帯 (PCL)、外側側副靭帯 (LCL)、内側側副靭帯 (MCL) の4本である。これらの靭帯は自然治癒能力が低く損傷すると回復が遅く脱臼や捻挫、OA等を引き起こす。中でも前十字靭帯損傷と内側側副靭帯損傷はスポーツによる損傷の中でも高頻度なものである。断裂した場合には人工靭帯や他の部位から筋線維を移植する靭帯再建手術が必要となる。

過去に、靭帯断裂のメカニズムの解析を報告した研究は少なく、これまではACL, PCL, LCL, MCLが膝関節に及ぼす安定性に寄与する研究がなされてきた。特に、損傷しやすく構造や機能が未だに明確化されていないACLやPCLに着目した研究が多い。林ら<sup>(1)</sup>は、ACLの力学特性を明らかにする目的の一環として静的引張りおよび緩和挙動を、山川ら<sup>(2)</sup>は、関節力学試験ロボットシステムで前方向力荷重を与えた際のACLのひずみの分布を調べた。小松ら<sup>(3)</sup>は屈曲時の関節内のPCLの挙動をMRIで調べ、中川ら<sup>(4)</sup>は屈曲中のPCLの位置や緊張具合を調べた。Butlerら<sup>(5)</sup>は膝関節に前後方向の変位を与えた際の膝角度30度及び90度における4本の靭帯の力学特性を調べた。また、ACLの再建手術を例にとるとACLを1本の線維組織とみなす単一束再建術とACLをanteromedial bundle (AMB) と posterolateral bundle (PLB) という2つの線維束からなるとみなす二重束再建術の2種類の手法がある<sup>(6)(7)</sup>。ただ急激な荷重がかかった後に

に再建手術した ACL では通常通りの膝の回転運動を復元することはできない<sup>8)</sup>という報告もある。

上述のように各靭帯の膝に対する影響や靭帯断裂後に再建手術をした際の影響等、靭帯断裂の前後に着目した研究が多く、断裂時の引張荷重やねじり等の物性値の報告は少ない。また、1つの靭帯のみに着目している研究が多い。そこで靭帯の断裂メカニズムの解析を最終目的とし、本研究では膝関節に存在する4本の靭帯に機械的外力を加えた際の靭帯支持力変化を定量的に評価することを目的とした。膝角度を90度に固定し、靭帯に1度の過負荷を与えた場合と繰り返し過負荷を与えた場合のどちらの影響が大きいかを比較する。その後、4本の靭帯の内90度において最も損傷を受ける靭帯を特定する。これらの結果から靭帯の力学的性質を評価する。

さらに本研究では、靭帯の物性値とMRIから取得した3次元膝関節形状を組み合わせ、任意の膝姿勢から靭帯支持力が推定可能な解析シミュレータを開発した。これにより、靭帯が断裂しやすい条件に対し定量的に評価することが可能となり、膝関節のサポーターの開発や靭帯再建術の手術法の評価に応用されることが期待される。

## 2. 手法

### 2.1 実験装置

本研究では万能材料試験機(EZ Graph, 島津製作所)を主体にし、試験機上部に静電容量型6軸力覚センサ(DynPick, ワコーテック社)を使用し靭帯支持力を計測した。試験片は大腿骨と脛骨を試験機の上部和土台側にそれぞれ取り付けた。膝関節前方後方引出し(AP)方向以外の5自由度を固定し実験を行った。

### 2.2 靭帯過負荷実験方法

本実験では、新鮮なブタ後膝関節を用いた(図1)。大腿骨と脛骨、腓骨を適当な長さに切断し靭帯以外の組織はすべて除去した状態で実験をし、以降この状態をIntactと呼ぶ。膝の角度は90度に固定した。実験方法は図2に示す。図2中のNeutral Positionとは支持力の最大値と最小値の誤差が5%以下になる位置のことを指す(図3)。尚ここでの支持力とは図2中のFz\_maxとFz\_minの絶対値の和であるAmplitudeのことを指す。

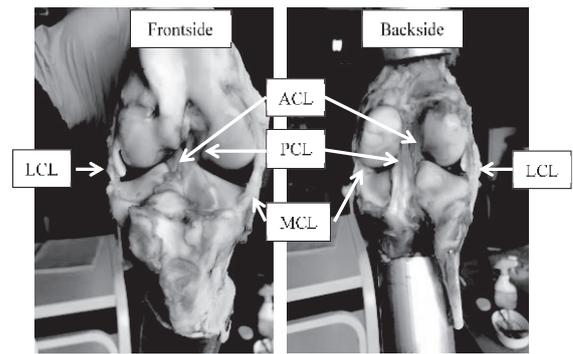


図1 膝関節試験片(ブタ後膝関節)

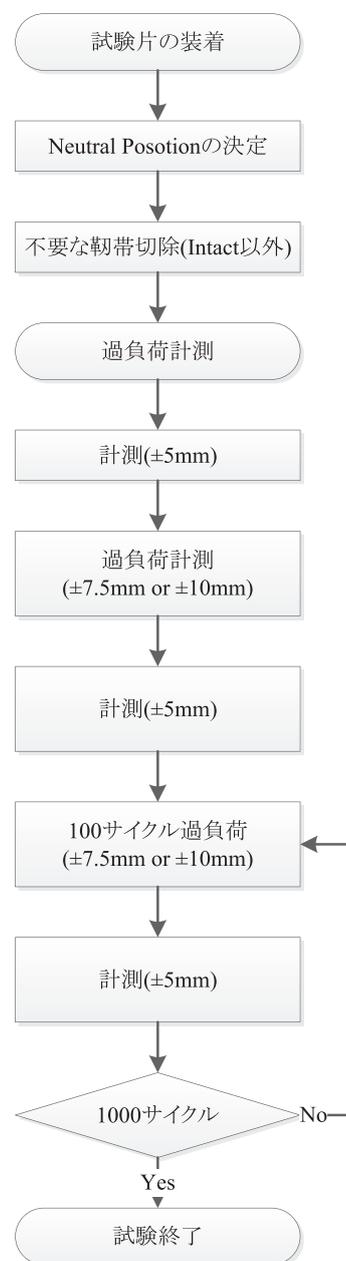


図2 実験のフローチャート

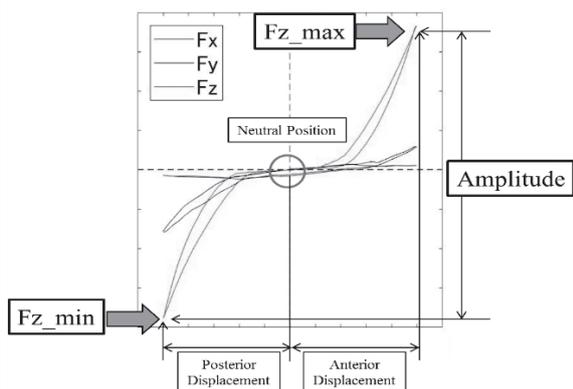


図3 実験での荷重測定の定義

### 2.3 靭帯過負荷実験結果

本実験では過負荷による影響と繰返し負荷による影響を調べた。Intact に対する AP 方向変位  $\pm 5\text{mm}$ ,  $\pm 7.5\text{mm}$ ,  $\pm 10\text{mm}$  の結果を表したグラフが図4である。試験片には個体差があるため初期値の支持力を100%としその後の変化を減少率[%]で評価した。縦軸を減少率[%], 横軸をサイクル数とした。なお、比較した値は  $n=3$  の Amplitude の平均値である。図4から  $\pm 5\text{mm}$  は線形的に減少しているのに対し、 $\pm 7.5\text{mm}$  及び  $\pm 10\text{mm}$  は過負荷後に急激に減少率が低下していることがわかる。またサイクル数を重ねても減少する割合が増加することではなく、むしろ減少している。このことから、靭帯はサイクル数による影響よりも1度の過負荷による影響が大きいと言える。

続いて、どの靭帯に最も影響があるかを調べた。図5は縦軸を支持力[N], 横軸をサイクル数とした。図5から LCL+MCL の支持力は ACL+PCL や Intact に比べて明らかに小さい。支持力が小さいと負荷が小さく、結果として影響が小さいと考えられる。このことから LCL と MCL に対する支持力の影響は少ないと言える。Butler らの実験結果にも即す<sup>6)</sup>。よって靭帯の損傷は ACL もしくは PCL のどちらかであると分かる。次に図6に着目したい。縦軸を減少率[%], 横軸をサイクル数とした。 $\pm 7.5\text{mm}$  の過負荷時の ACL only, PCL only および ACL+PCL の減少率を示している。ACL only は最も減少率が下がりにくいのにに対し、PCL only は最も下がっていることが分かる。このことから、膝角度  $90^\circ$  において最も損傷の影響が大きい靭帯は PCL と言える。

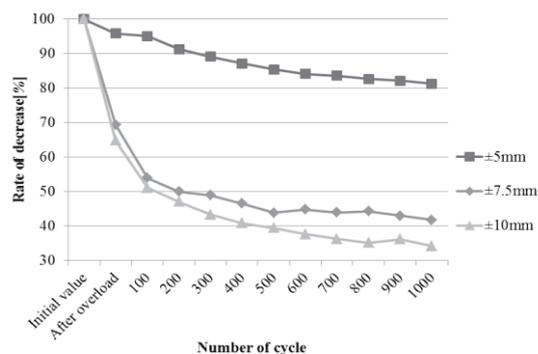


図4 異なる変位による Intact 試験片の支持力減少率

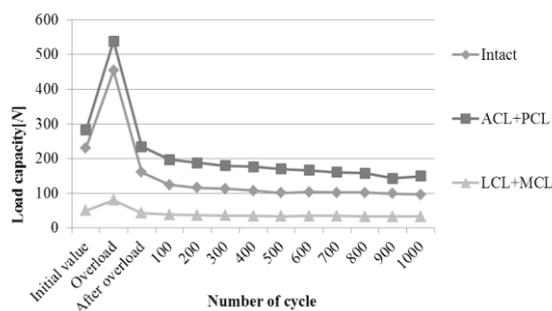


図5 Intact, ACL+PCL, LCL+MCL の支持力

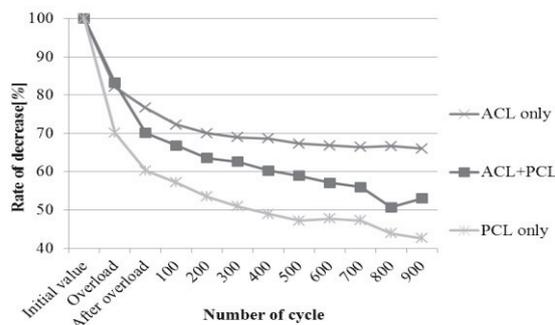


図6 ACL only, ACL+PCL, PCL only の支持力減少率

## 3. 有限要素膝関節シミュレータ

### 3.1 膝モデルの形状取得方法

研究で用いた膝モデルの作製手順を図7に示す。本研究では膝関節のモデルとなる試験片を用意し、MRI を取得し、3次元 CAD ソフトウェアに読み込み、膝関節の3次元構造モデルを作製した。まず、ブタ後膝関節を用意し、脛骨、大腿骨、靭帯、半月板を除く組織を切除し、試験片を用意した。続いて試験片のMRI を取得し、セグメンテーション (ITK-SNAP ver3.4.0, University of Pennsylvania) により各

部位の画像抽出を行い、3次元形状データを作製した(図8)。得られた3次元モデルデータは3次元CADソフトウェア(SOLIDWORKS 2018, Dassault Systèmes)を用いて、大腿骨、脛骨、靭帯を膝関節の構造となるように組み立て、3次元構造モデルを作製した。

### 3.2 膝モデルの物性値の定義

本研究で使用する3次元膝関節構造モデルの主な構成要素は大腿骨、脛骨、靭帯である。また考慮される主要な靭帯はACLとPCLである。大腿骨と脛骨の座標系は無負荷時、すなわち膝が完全に伸びた場合に一致するため、定義する座標系は1つのみである。本研究では、内側-外側(ML)方向をX軸、近位-遠位(PD)方向をY軸、前方-後方(AP)方向をZ軸として等方均質弾性体として参考文献<sup>9)</sup>からヤング率及びポアソン比を入力した。

靭帯は生体軟組織であるため、負荷の立ち上がりは非線形な挙動を示す。そこで本研究では軟組織に用いられ、5パラメータMooney-Livlinモデルで力学モデルを定義した。Mooney-Rivlinモデルのひずみエネルギー $W$ の式は以下の計算式(1)で定義される。

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_1 - 3)^3 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad \dots (1)$$

ここで、 $C_{ij}$ は圧縮性パラメータ、 $I_n$ はひずみの不変量、 $d$ は非圧縮性パラメータ、 $j$ は体積変化率を示す。応力が降伏する点までの応力-ひずみ線図のデータを、超弾性体用のデータとして入力し、そのデータで近似直線を描くカーブフィットの解析を行い、5パラメータ Mooney-Rivlin モデルの材料物性値を取得した(表1)。

表1 ACLとPCLのMooney-Livlinモデルの5パラメータ

Model	$C_{10}$ [MPa]	$C_{01}$ [MPa]	$C_{11}$ [MPa]	$C_{20}$ [MPa]	$C_{02}$ [MPa]
ACL	48.426	-47.619	2326.4	-5649.7	3448.5
PCL	16.818	-16.064	1060.4	-2634	1654.6

### 3.3 シミュレーション方法

本研究では、有限要素静的構造解析法(FEM)を行った。解析には汎用有限要素解析ソフトウェア(ANSYS Workbench19.1, ANSYS Inc.)を用いた。解析方法の

手順はモデルに材料物性値を入力し、解析モデルに膝関節引き出し試験と等しい境界条件を与えた。境界条件は大腿骨上部端面に変位を与え、脛骨の下部端面を完全固定とした。変位を与える方向はACLモデルの場合はZ軸正の向きであるAnterior方向に最大5[mm]の変位量を与え、PCLモデルの場合はZ軸負の向きであるAnterior方向に最大6[mm]の変位量を与えた(図9)。

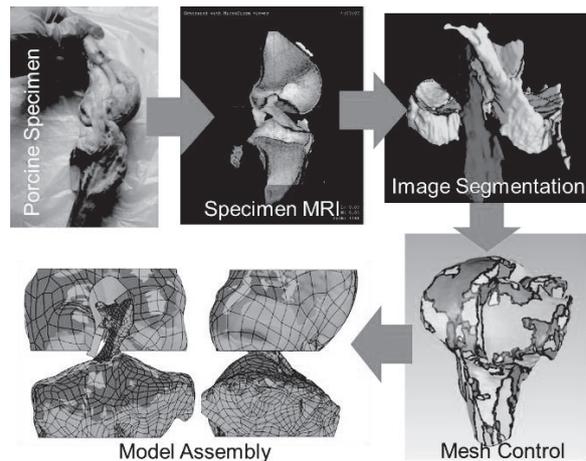


図7 膝関節の3次元形状取得手順

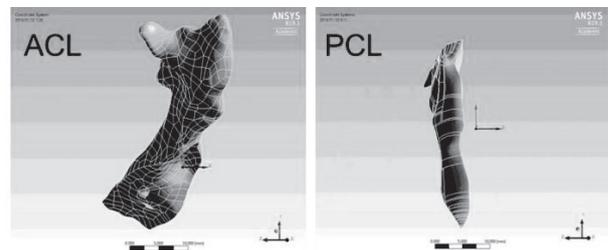


図8 ACLとPCLの形状データ

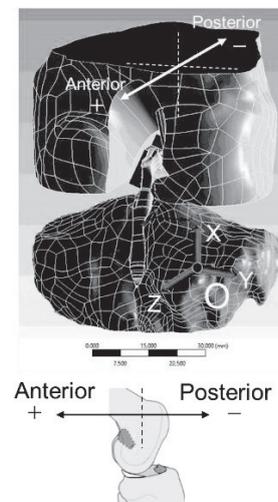


図9 構築された膝関節シミュレーションモデルと変位方向の定義

### 3.4 シミュレーション結果

ACL の物性値を用いて、静的構造解析の結果から得た力-変位曲線を図 10 に示す。縦軸が靭帯の支持力、横軸が変位量を示す。変位量 5[mm]において、ACL シミュレーションモデルの解析値は 105.3[N]の支持力を記録し、過去の実験値 (reference AP drawer result) <sup>(10)</sup>との差が 7.4[N]発生した。変位量 4.9-5[mm]を除く変位の領域では実験値との差が 3[N]未満に収まった。

PCL の物性値を用いて、静的構造解析の結果から得た力-変位曲線を図 11 に示す。縦軸が靭帯の支持力、横軸が変位量を示す。変位量 6[mm]において、比較対象の実験値 (reference AP drawer result) <sup>(10)</sup>は 54.2[N]の支持力を記録した。PCL シミュレーションモデルの解析値は 54.8[N]の支持力を記録し、差が 0.6[N]となった。全体のひずみ量において、支持力の差は最大でも 5[N]未満に収まった。

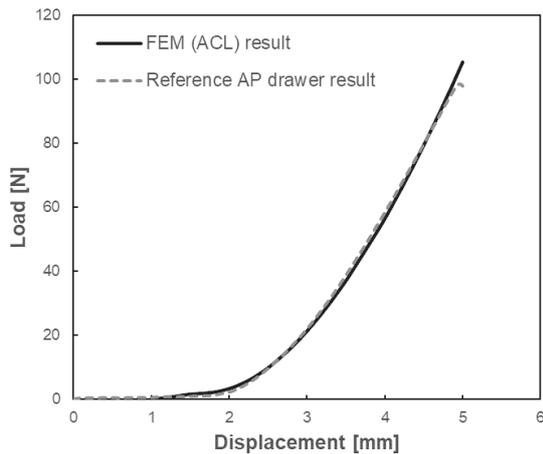


図 10 ACL シミュレーションモデルによる支持力推定

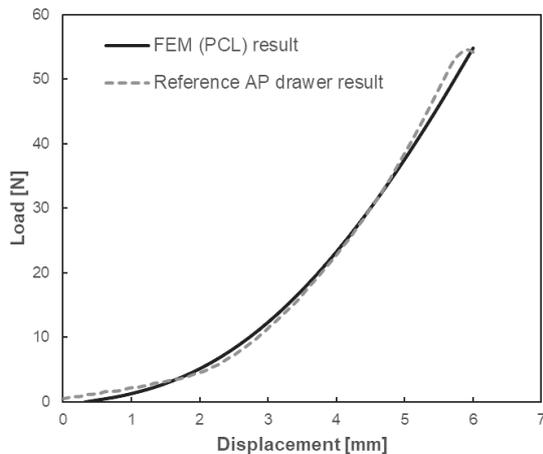


図 11 PCL シミュレーションモデルによる支持力推定

### 4. 結言

#### 4.1 過負荷が靭帯に及ぼす影響について

本研究は、一度による過負荷による影響と周期的過負荷による影響のうちどちらが靭帯に影響を及ぼすかを調べた。また、解明したのち主要靭帯の内どの靭帯に最も影響があるのかを調べた。その結果、以下の結論を得た。

- (1) 周期的過負荷の影響より 1 度の過負荷による影響の方が大きい。
- (2) 膝角度 90 度において PCL が最も損傷の影響が大きかった。これは、膝角度 90 度において ACL は弛緩しているのに対し PCL は緊張していることが原因であると考えられる。PCL は膝が屈曲するにつれて長さが伸びていくことが知られている。
- (3) 図 6 から PCL 単体では損傷しやすいが ACL と合わさることでその損傷の影響が減少した。膝角度 90 度では PCL は後方方向のみにしか制動しないのに対し ACL は前方方向のみではなく後方方向にも制動する力が存在し (図 7 参照)、それにより PCL の損傷の影響が減少したと考えられる。

今後はより多くの膝屈曲角度で実験を行うことで、さらなる靭帯損傷・断裂のメカニズムを検証することが必要となる。

#### 4.2 有限要素膝関節シミュレータについて

本研究では、靭帯の支持力を推定可能とする解析モデルを開発した。ACL と PCL の引張試験から解析に必要な材料物性値を算出し、MRI を用いて膝関節の 3 次元形状を抽出した。これらを組み合わせ有限要素解析モデルを作成し、材料物性値を入力し、膝関節引き出し試験と同様の条件でシミュレーション解析を行った。そして実際の試験結果と比較を行い、支持力の推定が可能であるか調べた。

ACL と PCL の両シミュレーションモデルの解析結果が参考実験値との差異が 3[N]未満に収まることから、本解析シミュレーションモデルを使用して、実際の膝靭帯の支持力を推定できると考えられる。したがって、靭帯断裂メカニズムを機械力学の観点から定量的に推定可能となり、靭帯再建術の手術法の評価に応用されることが期待される。

## 謝辞

本研究はマツダ研究助成金(16KK-441)の助成を受けたものである。ここに深く感謝申し上げます。

Surgery, 58.1, 82-86, 1976.

(10) 川本磨由, 武田量, 佐々木克彦, 黒田明慈 “膝前十字靭帯三重束に基づいた支持力の測定”, 日本機械学会, 北海道学生会 第45回学生員卒業研究発表講演会論文集, 2016.

## 発表論文

- [1] 弦間慎, 武田量, 佐々木克彦, 本田真也 “膝関節靭帯線維束の材料物性値を考慮した解析モデルの開発”, 日本機械学会北海道支部 第56回講演会 2018年10月.
- [2] 武田 量, 篠原 駿, 弦間 慎, 佐々木克彦 “塑性力学の観点から見た膝関節靭帯線維束損傷リスク”, 平成30年度塑性加工春季講演会 2018年6月.
- [3] 篠原 駿, 武田 量, 佐々木 克彦, 本田 真也, 李 美龍 “機械的外力が及ぼす膝関節靭帯力学特性の変化” 日本機械学会, 北海道学生会 第47回学生員卒業研究発表講演会論文集, 2018年3月.

## 参考文献

- (1) 林 和彦, 白崎 芳夫, 池田 洋教, 立石 哲也, 下條 仁士, 宮永 豊 “靭帯の力学特性”, 日本バイオロロジ学会誌(B&R), 17.2, 2003.
- (2) 山川 学志, Debski E. Richard, 藤江 裕道 “ヒト前十字靭帯大腿骨付着部の変形挙動解析”, 日本機械学会, 第28回バイオフロンティア講演会講演論文集, 2017.
- (3) T Komatsu, Y Kadoya, S Nakagawa, G Yoshida, K Takaoka “Movement of the Posterior Cruciate Ligament during Knee Flexion - MRI Analysis”, Journal of Orthopaedic Research, 23, 334-339, 2005.
- (4) S Nakagawa, P Johal, V Pinskerova, T Komatsu, A Sosna, A Williams, MAR Freeman “The Posterior Cruciate Ligament during Flexion of the Normal Knee”, The Journal of Bone and Joint Surgery: British Volume, 86, 450-6, 2004.
- (5) DL Butler, FR Noyes, ES Grood “Ligamentous Restraints to Anterior-posterior Drawer in the Human Knee. A Biomechanical Study”, The Journal of Bone&Joint Surgery, 62.2, 259-270, 1980.
- (6) T Jarvela, M Jarvinen “Double-bundle versus Single-bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective, Randomize Clinical Study”, Orthopaedic Proceedings, 91, 2009.
- (7) M Yagi, EK Wong, A Kanamori, RE Debski, FH Fu, SLY Woo “Biomechanical Analysis of Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction”, The American Journal of Sports Medicine, 30.5, 2002.
- (8) S Tashman, D Collon, K Anderson, P Kolowich, W Anderst “Abnormal Rotational Knee Motion during Running after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction”, The American Journal of Sports Medicine, 32.4, 2004.
- (9) AH Burstein, DT Reilly, MMartens “Aging of Bone Tissue: Mechanical Properties”, The Journal of Bone and Joint