

# 膝関節靭帯付着位置と歩容が膝関節靭帯張力に与える影響の解析

○石川 雄己 (東京大学), Qi An (東京大学), 中川 純希 (東京大学),  
山下 淳 (東京大学), 岡 敬之 (東京大学), 浅間 一 (東京大学)

## The Analysis of Knee Ligaments Tension by Various Attachment Positions and Gait Patterns

○Yuki ISHIKAWA (The Univ. of Tokyo), Qi AN (The Univ. of Tokyo),  
Junki NAKAGAWA (The Univ. of Tokyo), Atsushi YAMASHITA (The Univ. of Tokyo),  
Hiroyuki OKA (The Univ. of Tokyo), and Hajime ASAMA (The Univ. of Tokyo)

**Abstract:** Knee osteoarthritis (OA) becomes a major public issue, but a strategy to prevent the disease has not established yet due to lack of individual modeling to measure an internal motion of the knee of individual patients. Thus this study shows the effect of ligaments force by various gait patterns and the model with various ligaments position. To make accurate motion, the model include initial displacement and angle which is determined by flexion angle. Ligaments position is given based on anterior-posterior and superior-inferior displacement in sagittal plane. As a result, it can be confirmed that ligaments forces are changed by both ligaments position and gait patterns. These result show an importance of individual modeling for research of knee disease.

**Keywords:** Knee Osteoarthritis, Knee ligament position, Gait pattern, Simulation

### 1 はじめに

変形性膝関節症は関節軟骨の変性を主体とする疾患であり、歩行障害などを引き起こし、患者の Quality of Life の低下を招いている [1]。本邦での有病者数は 2530 万人と推定されるなど、その疾病対策に対する社会的ニーズが高まっている [2]。その一方で、疾患の予防方法は確立されていない。その理由の一端に、変形性膝関節症の発症メカニズムが明らかになっていないことが挙げられる。

疫学研究により、年齢・性別・肥満・外傷が危険因子であることが示されているが、発症のプロセスを示す理論は確立していない [3]。Lewek らは変形性膝関節症患者の歩行時の膝関節の運動を計測し、矢状面及び前額面上での運動が健常者と比較して大きいことを示した [4]。Ling らは歩行中の筋電波形の変化と初期の変形性膝関節症の関連性を示唆しており、歩行の動態 (歩容) が疾患に関わることを示した [5]。Kuroyanagi らは内側型変形性膝関節症患者の歩行時の膝関節の運動を計測し、内反スラスト運動があることを示唆した [6]。これらの研究により、変形性膝関節症の発症メカニズムを知るためには歩行中の特に膝関節の内外反運動に注目することが重要であることが示唆されている。

上記のように変形性膝関節症の発症メカニズムは、メカニカルストレスと大きく関わると予想されるため、膝関節内の力学的現象を調べる必要がある。膝関節内の運動を計測する方法ではシミュレーションが適していると考えられる。なぜならば、膝関節は骨性の運動制限が少ないため、膝関節内の運動は周辺の靭帯によって大きく影響されており、靭帯の張力を調べるためには侵襲性の高い実験が必要となるからである。膝関節の靭帯は関節

運動の中心軸を担っているため、変化の影響が直接運動に表れる。生体実験においては靭帯の張力を直接計測することは難しい。また、屍体実験においては歩容を再現することが難しい。Shin らは三次元筋骨格靭帯膝関節モデルを作成し、着地時の前十字靭帯 (ACL) への負荷の大きさを解析した [8]。Shelburne らは同じく三次元筋骨格靭帯膝関節モデルを作成し、歩行時やスクワット動作時の膝関節内にかかる力の変化を解析した [9]。さらに著者らの研究でも三次元筋骨格靭帯膝関節モデルを作成し、内反歩行時に外側側副靭帯の張力が顕著に上昇することを確認している [7]。しかし、これらの研究で示された結果は平均的な一例の筋骨格靭帯を再現したモデルを使用して行われたものであり、複数の靭帯の状態を調べてはいない。Giron らは複数個体を用いて ACL の大腿骨付着位置を計測し、矢状面方向でのばらつきが大きいことを示している [10]。つまり、個々人で靭帯付着位置にばらつきが存在することが膝関節の特徴であるため、膝関節疾患の発症原因をつきとめるためにはこれらを考慮したモデルが必要である。

そこで本研究では個体別モデルの基礎データとして、靭帯のパラメータを調整した際に、どの程度の影響が表れるかを歩容を変えつつ調べることを目的とする。

### 2 靭帯付着位置の設定

#### 2.1 三次元筋骨格靭帯膝関節モデル

シミュレーションモデルには著者らが作成した三次元筋骨格靭帯膝関節モデル [7] を使用する。全体図は図 1(a) に示す通りである。膝関節の運動座標系は図 1(b) に示す通り、前後・内外側・上下の並進方向とそれらの軸に対する回転の内外反・屈曲伸展・内外転である。本モデルは下肢筋骨

格を解剖学的特徴にしたがって表現されており、右脚膝関節内には10本の靭帯と2本の関節包が表現されている(図1(c))。シミュレータにはSIMM (MusculoGraphics社)を使用する。靭帯束の種類、Stiffnessと屈曲角度が0°の際のひずみを表1に示す。靭帯の自然長は屈曲角度が0°の際のひずみから式1にしたがって計算する。 $L_0$ は靭帯の自然長を表し、 $L_e$ と $\varepsilon$ は屈曲角度が0°の際の靭帯の長さとしひずみを表している。靭帯束の種類はBlankevoortら[11]の分け方に沿って行い、StiffnessとひずみはShelburneら[9]のデータを使用する。なお、表中のPCLは後十字靭帯、MCLは内側側副靭帯、LCLは外側側副靭帯、McapとLcapは内外側の関節包、小文字のaは前側部、pは後側部、cは中間部をそれぞれ表している。

$$L_0 = \frac{L_e}{1 + \varepsilon} \quad (1)$$

Table. 1 Bundle of ligaments, stiffness and strain.

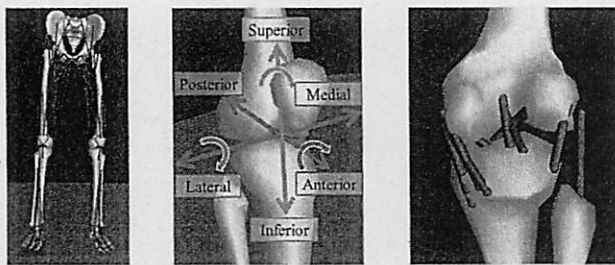
Bundle of ligaments <sup>a</sup>	Stiffness [N/strain] <sup>b</sup>	Strain( $\varepsilon$ ) [-] <sup>b</sup>
aACL	1000	0.093
pACL	1500	0.083
aPCL	2600	-0.390
pPCL	1900	-0.120
aMCL	2500	-0.017
cMCL	3000	0.044
pMCL	2500	0.049
aCM <sup>c</sup>	2000	-0.274
pCM <sup>c</sup>	4500	-0.061
LCL	4000	0.056
Mcap <sup>d</sup>	2500	0.077
Lcap <sup>d</sup>	1000	0.064

<sup>a</sup> Blankevoort *et al.* [11]

<sup>b</sup> Shelburne *et al.* [9]

<sup>c</sup> A deeper part of MCL

<sup>d</sup> An articular capsule



(a) Overall (b) Coordination (c) Ligaments

Fig. 1 Knee model[7].

## 2.2 膝関節内運動

本研究では、歩容から靭帯への影響を正確に与えるため、前節のシミュレーションモデルに関節運動を屈曲角度ごとに指定する。DeFrateらは生体の歩行時にX線連続写真を用いて膝関節内の運動を計測した[12]。この結果をモデルに反映し、前後方向・内外側方向・上下方向・内外転・内外反の並進運動と回転運動を屈曲角度にしたがって行うように設定する。これにより、次章で行う逆力学シミュレーションにおいて、光学モーションキャプチャーのマーカデータ群からモデルにフィットする際に、膝関節の運動を正確に表現することが可能となる。これはマーカデータ群が持っている情報において膝関節の場合は屈曲伸展の回転運動の情報が支配的であり、他の運動が表現されないという問題点を解決するためである。

## 2.3 個体差の生成

靭帯付着位置の個体差を表現するために、図2に示すように大腿骨に靭帯が付着する位置を矢状面上で前後上下に変化させる。矢状面とは人体を左右に分ける面のことである。EdwardsらはACLの大腿骨付着位置の個人によるばらつきを調べており、標準偏差が2mmであったため、本研究でも変化を2mmとする[13]。対象の靭帯は前十字靭帯前側部(aACL)・前十字靭帯後側部(pACL)・後十字靭帯前側部(aPCL)・後十字靭帯後側部(pPCL)・外側側副靭帯(LCL)の5本とした。

## 3 歩容による影響の解析

### 3.1 歩容の生成

前章のモデルを使用し歩行シミュレーションを行う。本研究では靭帯付着位置と歩容の影響を調べるため、逆力学シミュレーションを行う。歩行の軌道と床反力を入力し、靭帯の張力を出力する。シミュレーションには先行研究で用いた左脚離地から始まる歩行一周期の正常

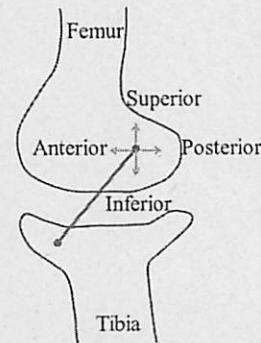


Fig. 2 Ligament position change in sagittal plane.

歩行、膝関節を内反させた歩行と外反させた歩行を使用する [7]. 正常歩行 (Normal) は光学モーションキャプチャカメラと全身 25 点に張り付けたマーカデータ群 (Helen hayes) を用いた歩行軌道計測結果と床反力計測結果を利用する.

内反させた歩行と外反させた歩行は正常歩行で得られたデータの一部を変更して生成する. 内反させた歩行の場合, 膝関節の内外に位置するマーカデータ群を 50mm (Lat50) と 100mm (Lat100) 外側に座標を移動することで, 外反させた歩行の場合, 膝関節の内外に位置するマーカデータ群を 50mm (Med50) と 100mm (Med100) 内側に座標を移動することで生成する. 床反力データは正常歩行と同じものを使用する. 図 3(a) は外反させた歩行を, 図 3(b) は正常歩行を, 図 3(c) は内反させた歩行を示している.

図 4 は生成された歩行一周期の身体軌道をモデルにフィットし, 膝関節の内外反角度の変化を示したものである. 図中の lto は左脚離地, lhs は左脚接地, rto は右脚離地, rhs は右脚接地のタイミングを表している. 正常歩行と比較して, 各々内反と外反が行われていることが確認できる. 内反角度と外反角度はそれぞれ  $25^\circ$  と  $30^\circ$  で制限しているためグラフ中もこの範囲を出ないようにフィットされている. これはヒトの膝関節の可動域を考慮したものであり, 過内外反した動作は股関節の回旋運動によって補われている.

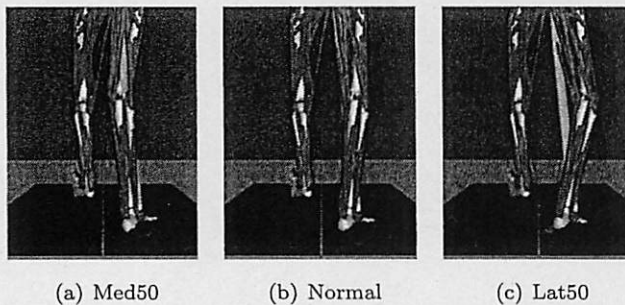


Fig. 3 Various gait patterns[7].

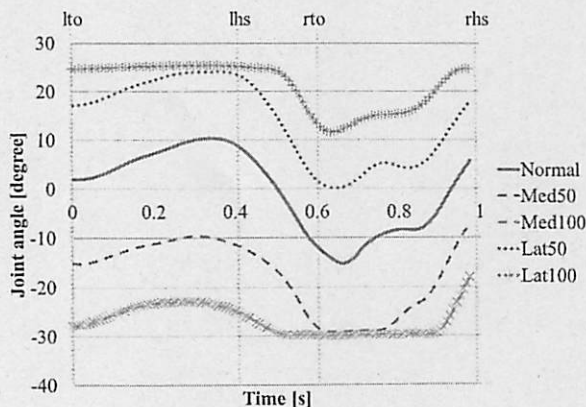


Fig. 4 Varus-Valgus knee angle in one gait cycle.

### 3.2 内外反歩行の影響

第 2 章で示した個体差を反映する前のモデルを使用して内外反歩行した際の靭帯張力の変化を図 5~図 9 に示す. 図中の Normal は正常歩行を示しており, Med50 は 50mm 軌道をずらした外反歩行, Med100 は 100mm 軌道をずらした外反歩行, Lat50 は 50mm 軌道をずらした内反歩行, Lat100 は 100mm 軌道をずらした内反歩行の結果を示している.

図 5 と図 6 において, 内反歩行を行った際に aACL と pACL の張力が上昇することが確認された. Van de Pol らが屍体を用いて内反時の ACL の張力を計測する研究の結果においても, ACL の張力が上昇する現象が見られたため, この現象は妥当であると思われる [14].

図 7 と図 8 において, 正常歩行と比較して, 外反歩行を行った際に aPCL と pPCL の張力が上昇し, 内反歩行を行った際に張力が低下することが確認された. 変化の大きさを比較すると, 内反歩行で低下する張力よりも外反歩行で上昇する張力の方が大きいことも示された. つまり PCL は外反された際の役割が大きいことを示唆している.

図 9 において, 内反歩行を行った際に LCL の張力が上昇することが確認された. 立脚期に LCL の張力が上昇していることから, 張力が地面からの反力に拮抗していることが示唆されている.

### 3.3 靭帯付着位置の影響

靭帯付着位置を変更することによって靭帯張力がどのように変化するかを調べた. 前節の結果から ACL と LCL は内反歩行時に, PCL はどの歩容でも張力を発揮することが分かった. ACL と LCL は Lat100 で歩行する際の張力を, PCL は正常歩行する際の張力を解析した. 結果を図 10~図 14 に示す. 図中の N は個体差を反映する前の靭帯付着位置 (初期位置) を示しており, A は前方, P は後方, S は上方, I は下方に靭帯付着位置を移動させた場合の結果を示している.

図 10 において, 靭帯付着位置を後方か上方に移動させた際に aACL の張力が上昇し, 前方か下方に移動させた際に張力が低下することが確認された. また, aACL の張力の上昇のピークは右脚立脚期中期になっており, 前方へ膝関節がずれる方向に拮抗するように aACL が働いていることが確認できる. 靭帯付着位置が初期位置の結果と比較し, 後方への変化よりも上方への変化の方が大きいことが分かった.

図 11 において, 靭帯付着位置を後方か上方に移動させた際に pACL の張力が上昇し, 前方か下方に移動させた際に張力が低下することが確認された. また, pACL の張力の上昇のピークは右脚立脚期中期になっており, 前方へ膝関節がずれる方向に拮抗するように pACL が働



いていることが確認できる。靭帯付着位置が初期位置の結果と比較し、後方への変化よりも上方への変化の方が大きく、前方への変化よりも下方への変化が大きかった。これらのことから ACL の靭帯付着位置は上下方向の変化による影響が大きいことが示唆された。

図 12 において、靭帯付着位置を前方に移動させた際に aPCL の張力が上昇し、後方に移動させた際に張力が低下することが確認された。靭帯付着位置を下方に移動させた際は右脚遊脚期以外は aPCL の張力を低下させ、上方に移動させた際は右脚遊脚期以外は張力を上昇させ、右脚遊脚期では靭帯付着位置が初期位置の際よりも張力を低下させた。

図 13 において、靭帯付着位置を前方に移動させた際に pPCL の張力が上昇し、後方に移動させた際に張力が低下することが確認された。靭帯付着位置を下方に移動させた際は右脚遊脚期以外は pPCL の張力を低下させ、上方に移動させた際は右脚遊脚期以外は張力を上昇させ、右脚遊脚期では靭帯付着位置が初期位置の際よりも張力を低下させた。このことから PCL の靭帯付着位置は前後方向の変化による張力が全体的に上昇降下し、上下方向の変化により全体的に上昇降下するとともに右脚遊脚期に特有の張力変化を持つことが示唆された。

図 14 において、靭帯付着位置を前方か上方に移動させた際に LCL の張力が上昇し、後方か下方に移動させた際に張力が低下することが確認された。靭帯付着位置が初期位置の結果と比較し、前後方向への変化よりも上下方向への変化の方が大きいことが分かった。また、靭帯付着位置を前方へ移動させた場合に右脚遊脚期に特有のピークが観察された。これは前方へ移動したことにより、膝関節全体を引き上げる方向に靭帯の走行が変化し、右脚が遊脚するために張力が発揮されたと考えられる。このことから LCL の靭帯付着位置の上下方向の変化により、靭帯張力へ与える影響が大きいことが示唆された。

#### 4 おわりに

靭帯付着位置を変更することにより靭帯張力に影響を与えることを明らかにした。内反歩行させた際に ACL は靭帯付着位置を上下方向に変化させることが前後方向の変化の影響より大きいこと、正常歩行させた際に PCL は靭帯付着位置を前後方向に変化させることにより歩行中の全時間において張力が変化することと内反歩行させた際に LCL は靭帯付着位置を上下方向に変化させることにより張力の大きさに変化が見られることを明らかにした。したがって本研究の結果は個別別モデルの必要性を支持するものとなった。

今後はこれらの結果を元に、実際のヒトの個体差を表現し、変形性膝関節症発症のメカニズム解明を目指す。

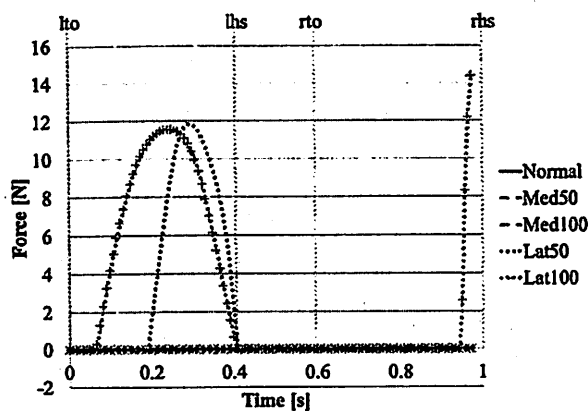


Fig. 5 aACL forces in various gait patterns.

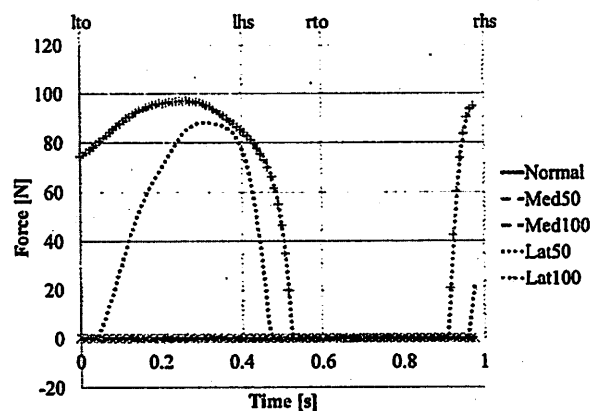


Fig. 6 pACL forces in various gait patterns.

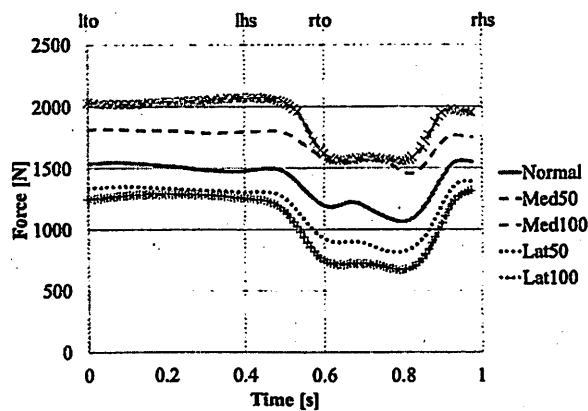


Fig. 7 aPCL forces in various gait patterns.

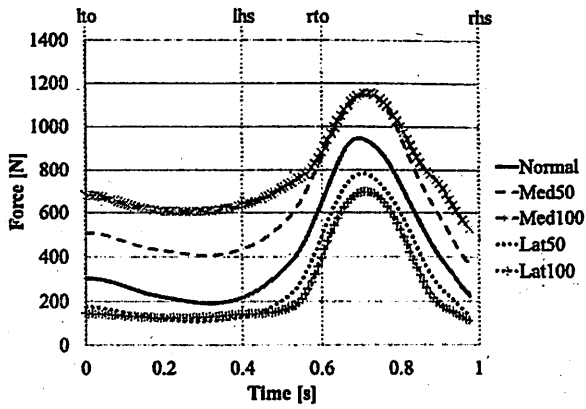


Fig. 8 pPCL forces in various gait patterns.

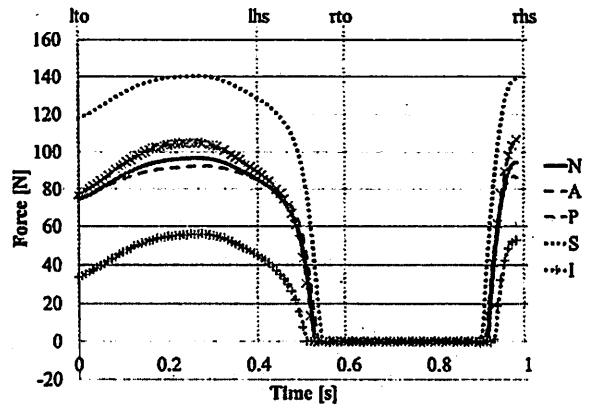


Fig. 11 pACL forces with different ligament positions.

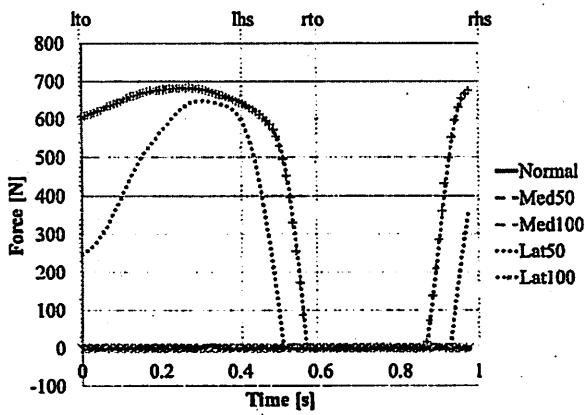


Fig. 9 LCL forces in various gait patterns.

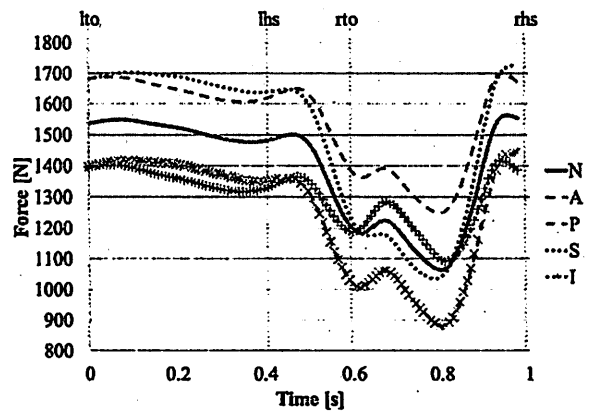


Fig. 12 aPCL forces with different ligament positions.

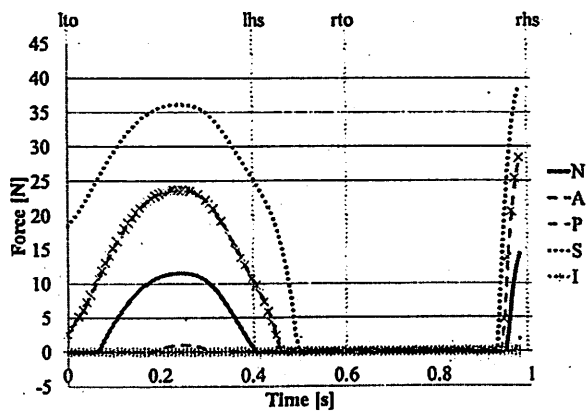


Fig. 10 aACL forces with different ligament positions.

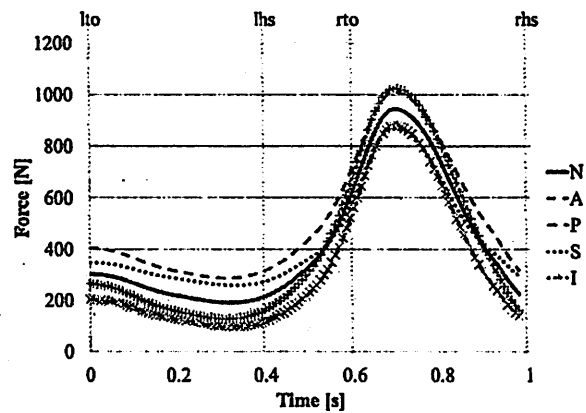


Fig. 13 pPCL forces with different ligament positions.

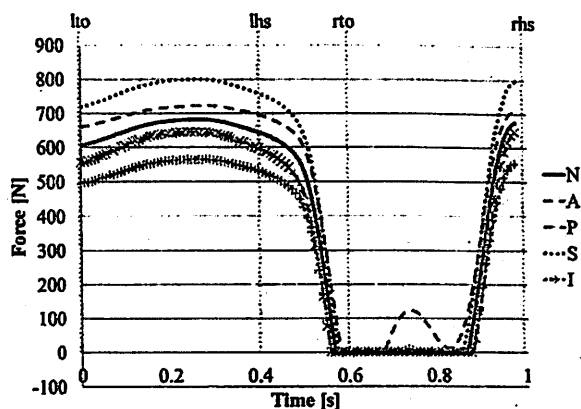


Fig. 14 LCL forces with different ligament positions.

## 謝辞

本研究の一部は、科研費基盤研究 (B)24300198 の助成を受けたものである。

## 参考文献

- [1] March, L. M. and Bachmeier, C. J. M.: Economics of Osteoarthritis a Global Perspective, *Baillieres Clinical Rheumatology*, Vol. 11, No. 4, pp. 817/834 (1997).
- [2] Yoshimura, N., Muraki, S., Oka, H., Mabuchi, A., En-yo, Y., Yoshida, M., Saika, A., Suzuki, T., Yoshida, H., Kawaguchi, H., Nakamura, K. and Akune T.: Prevalence of Knee Osteoarthritis, Lumbar Spondylosis and Osteoporosis in Japanese Men and Women: The Research on Osteoarthritis/Osteoporosis against Disability (ROAD), *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, Vol. 27, No. 5, pp. 620/628 (2009).
- [3] 立花陽明: 変形性膝関節症の診断と治療, *理学療法学*, Vol. 20, No. 3, pp. 235/240, (2005).
- [4] Lewek, M.D., Scholz, J., Rudolph, K.S. and Snyder-Mackler, L.: Stride-to-stride Variability of Knee Motion in Patients with Knee Osteoarthritis, *Gait & Posture*, Vol. 23, No. 4, pp. 505/511, (2006)
- [5] Ling, S.M., Conwit, R.A., Talbot, L., Shermack, M., Wood, J.E., Dredge, E.M., Weeks, M.J., Abernethy, D.R. and Metter, E.J.: Electromyographic Patterns Suggest Changes in Motor Unit Physiology Associated with Early Osteoarthritis of the Knee, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 15, No. 10, pp. 1134/1140, (2007).
- [6] Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Kiriya, Y., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y. and Suda, Y.: A Quantitative Assessment of Varus Thrust in Patients with Medial Knee Osteoarthritis, *The Knee*, Vol. 19, No. 2, pp. 130/134, (2012).
- [7] Ishikawa, Y., An, Q., Tamura, Y., Yamashita, A., Oka, H. and Asama, H.: Effect of Mediolateral Knee Displacement on Ligaments and Muscles around Knee Joint: Quantitative Analysis with Three-dimensional Musculoskeletal Ligament Knee Model, *Proceedings of the 12th International Conference on Intelligent Autonomous Systems (IAS-12)*, pp. 447/456 (2012).
- [8] Shin, C.S., Chaudhari, A.M. and Andriacchi, T.P.: The Influence of Deceleration Forces on ACL Strain during Single-leg Landing: a Simulation Study, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 5, pp. 1145/1152, (2007).
- [9] Shelburne, K.B., Kim, H.J., Sterett, W.I. and Pandy, M.G.: Effect of Posterior Tibial Slope on Knee Biomechanics during Functional Activity, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 29, No. 2, pp. 223/231, (2011).
- [10] Giron, F., Cuomo, P., Aglietti, P., Bull, A.M.J. and Amis, A.A.: Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Vol. 14, No. 3, pp. 250/256, (2006).
- [11] Blankevoort, L., Huiskes, R. and De Lange, A.: Recruitment of Knee Joint Ligaments, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.113, No. 1, pp. 94/103, (1991).
- [12] DeFrate, L.E., Papannagari, R., Gill, T.J., Moses, J.M., Pathare, N.P. and Li, G.: The 6 Degrees of Freedom Kinematics of the Knee After Anterior Cruciate Ligament Deficiency An In Vivo Imaging Analysis, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 34, No. 8, pp. 1240/1246, (2006).
- [13] Edwards, A., Bull, A.M.J. and Amis, A.A.: The Attachments of the Anteromedial and Posterolateral Fibre Bundles of the Anterior Cruciate Ligament, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Vol. 16, No. 1, pp. 29/36, (2008).
- [14] Van de Pol, G.J., Arnold, M.P., Verdonchot, N. and van Kampen, A.: Varus Alignment Leads to Increased Forces in the Anterior Cruciate Ligament, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 37, No. 3, pp. 481/487, (2009).