

膝蓋腱炎発生メカニズムの生体力学的検証

江玉睦明

新潟医療福祉大学 アスリートサポート研究センター

Abstract

Background: The aims of this study were to clarify the changes of patellar tendon length during isometric knee joint extension and the double leg squat position using ultrasonography.

Methods: The left legs of 17 healthy adults were investigated. Isometric knee extension motion was performed at three positions of knee flexion 30° (knee 30°), knee flexion 60° (knee 60°), knee flexion 90° (knee 90°), and at each limb position, 0% (0% peak torque (PT)), 40% (40% PT), 50% (50% PT), and 60% (60% PT) of the maximum knee joint extension torque were executed at random. Both double leg squat motions were randomly performed in three positions: hip flexion 30°, knee flexion 30°, ankle dorsiflexion 10° (squat 30°); hip joint flexion 60°, knee joint flexion 60°, ankle dorsiflexion 20° (squat 60°); and hip joint flexion 90°, knee joint flexion 90°, ankle dorsiflexion 30° (squat 90°). Ultrasonography was used to measure patellar tendon length.

Findings: There were no significant changes in patellar tendon length and strain between knee flexion angles of 30°, 60°, and 90° in isometric knee joint extension and the double leg squat limb position.

Interpretation: The loading rate and limb position do not appear to affect the length and strain of the patellar tendon.

1. はじめに

膝蓋腱炎は、ジャンプ動作を含むスポーツの代表的なオーバーユース障害の一つであり^{1,2}、特にバレーボールにおいては44.6%と高い発生率が報告³されている。また、重症化するケースは少ないが再発率が高く、管理の難しい疾患とされている²。有効な治療法はいくつか報告⁴⁻⁷されているが、予防法に関しては有効なもの存在しないことが懸念されている¹。その原因として、発生メカニズムが十分に解明されていないことが考えられる。

発生メカニズムについては、循環障害、メカニカルストレス、インピンジメント、反復した伸張負荷などいくつかの説が報告されている^{2,8}。特に、反復した伸張負荷による「Repetitive Overload Mechanism」については、最も支持されているメカニズムである⁸⁻¹⁰。しかし、近年では、「Repetitive Overload Mechanism」については否定的な研究も報告されている。Defrsteら¹¹は、MR画像を用いて膝関節の3Dモデルを作成し、single leg lunge時の膝蓋腱長の変化を計測している。その結果、膝関節屈曲 0° ～ 30° において膝蓋腱長は有意に増加したが、膝関節 30° ～ 110° においては、膝蓋腱長は変化しなかったと報告している。一方、Dillonら¹²は、膝蓋腱に光ファイバーを挿入した状態でSingle leg lungeを行い、光信号の誤差で膝蓋腱の変化を明らかにしている。その結果、 90° 以降で最も伸張されたと報告している。このように、両報告においてジャンプ動作で使用される膝関節屈曲 30° ～ 90° 間において膝蓋腱長は変化していない。また、運動様式は異なるが、先行研究において膝関節 90° 位での等尺性膝関節伸展運動をした際の膝蓋腱長の変化を、超音波装置を用いて計測している。これらの研究では、膝関節伸展トルクを50Nm, 80Nm, 110Nmと変化させた際や、最大等尺性収縮で検討しているが、膝蓋腱長やStrainの変化に有意差は認められなかったと報告している。このように、反復した伸張負荷による「Repetitive Overload Mechanism」を否定する結果が報告されている。しかし、CKC動作で検討している先行研究は、膝関節以外の股関節や足関節の角度を規定していない点や生体を用いていない点、侵襲的な方法を用いている点など再検討が必要であると考えられる。また、OKC動作においては膝関節屈曲 90° 位のみでしか計測されていない。膝蓋腱炎既往者は、非既往者に比べてジャンプ動作のLanding時に膝関節伸展モーメントの増加を認めたと報告されていることから¹³、膝関節伸展筋群の過剰収縮が影響を与えている可能性が考えられる。しかし、荷重動作時の後方重心肢位を定量的に規定することは困難である。従って、運動様式は異なるが後方重心姿勢での膝関節伸展筋群の過剰収縮をイメージした等尺性膝関節運動時の膝蓋腱長を計測することは「Repetitive Overload Mechanism」考える上で有用な方法であると考えられる。以上から、生体を対象に非侵襲的な手法で、膝蓋腱炎の好発動作であるジャンプ動作に使用される膝関節屈曲 30° ～ 90° の範囲における膝蓋腱長の変化を、CKC動作とOKC動作により検討する必要があると考える。

そこで本研究では、健常成人を対象に超音波診断装置を用いて膝関節をジャンプ動作で使用する 30° 、 60° 、 90° に設定した等尺性膝関節伸展動作と両脚スクワット動作時の膝蓋腱長の変化を明らかにすることを目的とした。

2. 研究方法

2.1. 研究対象

整形外科的疾患と下肢に疼痛を有さない健常成人男性17名（年齢 21.0 ± 0.5 歳、身長 171.6 ± 4.6 cm、体重 64.8 ± 7.6 kg）とし、右側で測定をした。全ての被験者に対して研究の内容を

十分に説明し、事前に同意を得て実施した。更に本研究は本学倫理委員会に承認を得て実施した。

2.2 測定方法

2.2.1 測定条件① 等尺性膝関節伸展運動（膝関節屈曲 30°・60°・90°）

測定肢位は、knee flexion 30°（以下、knee 30°）、knee flexion 60°（以下、knee 60°）、knee flexion 90°（以下、knee 90°）の3肢位に設定した。各肢位にて最大等尺性膝関節伸展動作を行い、最大膝関節伸展トルクを多用途筋機能評価訓練装置（BIODEX SYSTEM4：BIODEX社）にて測定した。この値を膝関節伸展トルクの100%とし、その値から最大膝関節伸展トルクの0%（以下、0%PT）、40%（以下、40%PT）、50%（以下、50%PT）、60%（以下、60%PT）を算出した。最大等尺性膝関節伸展運動後、5分間の休息を入れた。その後、被験者に各%PTの4施行をランダムに実施し、発揮されるトルクをPC画面上にてフィードバックした。等尺性膝関節伸展運動開始から30秒以内に膝蓋腱長軸像を超音波画像診断装置（Aplio 500：東芝メディカルシステム株式会社；以下、超音波装置）にて撮影した。1日の測定は、1肢位での各%PTの4施行とし、残り2肢位の測定は翌日から1週間以内に測定した（図1）。再現性の検討は、本実験被験者の内8名を対象に膝30°における0%PT、40%PT、50%PT、60%PTでの測定を、全測定終了後翌日から最大1週間以内に実施した。

2.2.2 測定条件② 両脚スクワット（膝関節屈曲 30°・60°・90°）

測定方法は、開始肢位を背臥位での膝関節伸展0°（以下：rest）とし、両脚スクワット動作は股関節屈曲30°、膝関節屈曲30°、足関節背屈10°（以下：squat30°）、股関節屈曲60°、膝関節屈曲60°、足関節背屈20°（以下：squat60°）、股関節屈曲90°、膝関節屈曲90°、足関節背屈30°（以下：squat90°）の3条件をランダムに実施した（図2）。スクワット動作時の足幅は肩幅とし、下腿の内外反が生じないように、過度に前後左右へ動揺しないように留意するように指示し、左右荷重量はmirror（Exercise Mirror, SPR-5130, SAKAImed）と体組成計（BC-314, TANITA）を用いてフィードバックを与えた。そして、各肢位で静止した状態で30秒以内に膝蓋腱を超音波装置で撮影した。各肢位での測定間は5分の休憩を入れた。再現性の確認は17名の被験者の内8名を対象に全測定終了後、1日以上1週間以内に同様の3肢位の両脚スクワット課題を実施した。

2.2.3 膝蓋腱の撮影方法

膝蓋腱の撮影は、Kostersら¹⁴の方法を参考に膝蓋腱の長軸像を撮影した。超音波装置をBモード超音波法にて撮影し、プローブはPLT-1005BT（10MHz）を用いた。撮影の際は、皮膚表面との間に十分なゲルを塗布し、プローブを皮膚面に対して垂直に軽く当てを行った。

膝蓋腱長の測定は、画像上にて膝蓋腱下縁の膝蓋腱起始部である膝蓋骨下極から膝蓋腱停止部である脛骨粗面までを計測した（図3）。膝蓋腱長の値は1施行3回の測定を行い、その値の平均値を採用した。画像上の計測は画像解析ソフト（Image J；NIH, Bethesda, Maryland, USA）を用いて行った。Strainは、Kongsgaardら¹⁵の方法を参考に各肢位における0%PTの長さ（ L_S^T ）から各%PTでの長さ（ L^T ）の変化量を算出して下記の式にてパーセンテージで表した。

$$\text{Strain}(\%) = \left[\left(\frac{L^T - L_S^T}{L_S^T} \right) \times 100 \right]$$

2.3 統計学的解析方法

統計処理には SPSS24.0J (SPSS ; Japan 社製) を使用した。超音波測定 of 検者内信頼性は、級内相関係数 (ICC; 1, 1) を用いた。最大膝関節伸展トルクの比較、各肢位における各%PT 間の比較は、対応のある一元配置分散分析法及び Bonferroni 法を用いた。各肢位における各%PT の膝蓋腱長と Strain の比較は、対応のある二元配置分散分析法 (膝関節屈曲角度×%PT) を用いた。スクワット動作の各関節角度 (30° , 60° , 90°) における膝蓋腱長の比較は、繰り返しのある一元配置分散分析法を用いた。なお有意水準は 5%とした。

3. 結果

3.1 検者内信頼性

級内相関係数 (ICC ; 1, 1) は、knee30° 等尺性膝関節伸展運動での 0%PT は 0.928, 40%PT は 0.804, 50%PT は 0.931, 60%PT は 0.946 であった。両脚スクワットでの rest は 0.850, squat30° は 0.937, squat60° は 0.847, squat90° は 0.939 であった。Landis ら¹⁶の基準によると、再現性は ICC が 0.81 以上は almost perfect と考えられている。そのため、本研究における測定の再現性は高いと考えられる。

3.2 膝関節伸展トルクについて

最大膝関節伸展トルクは knee30° では 133.3 ± 25.7 Nm, knee60° では 224.1 ± 36.3 Nm, knee90° では 223.2 ± 47.2 Nm であった。

3.3 等尺性膝関節伸展運動時の膝蓋腱長の変化 (図 4)

Knee30° では、0%PT は 43.4 ± 4.6 mm, 40%PT は 46.3 ± 4.1 mm, 50%PT は 46.5 ± 4.0 mm, 60%PT は 46.9 ± 4.4 mm であった。Knee60° では、0%PT は 43.6 ± 4.4 mm, 40%PT は 46.3 ± 5.2 mm, 50%PT は 46.5 ± 4.9 mm, 60% PT は 46.9 ± 4.9 mm であった。Knee90° では、0%PT は 44.0 ± 4.2 mm, 40% PT は 47.0 ± 3.8 mm, 50% PT は 47.5 ± 4.3 mm, 60% PT は 47.6 ± 3.7 mm であった。全肢位において、0%PT と比較して、40%PT, 50%PT, 60%PT の方が有意に高値を示した ($p < 0.01$)。

3.4 両脚スクワット動作時の膝蓋腱長の変化 (図 5)

各膝関節屈曲角度における膝蓋腱長は、rest は、 43.1 ± 3.7 mm, squat30° は 46.2 ± 3.8 mm, squat60° は 46.1 ± 4.5 mm で、squat90° は 46.9 ± 4.4 mm であり、rest に比べて squat30° , squat60° , squat90° では有意に高値を示した ($p < 0.01$)。

Strain (%) は、squat30° は 7.2 ± 5.9 % , squat60° は 6.9 ± 6.3 % , squat90° は 8.8 ± 6.5 % であり、各肢位間で統計学的に有意な差は認められなかった。

4. 考察

本研究では、健常成人を対象に超音波診断装置を用いて等尺性膝関節伸展動作時 (knee30° , 60° , 90°) と両脚スクワット動作 (squat30° , 60° , 90°) の膝蓋腱長の変化を明らかにしている。我々の知る範囲では、をジャンプ動作で頻回に使用する膝関節屈曲 30° - 90° における

膝蓋腱長の変化を検討した報告はない。

本研究結果では、等尺性膝関節伸展動作では全肢位において、0%PTと比較して、40%PT、50%PT、60%PTの方が有意に高値を示した。また、スクワット動作では、膝関節伸展 0° （rest時）に比べてsquat 30° 、squat 60° 、squat 90° では有意に高値を示した。このように、膝関節屈曲動作や筋収縮が伴うと膝蓋腱は安静時に比べて有意に伸張されることが考えられた。一方、膝関節屈曲 30° 、 60° 、 90° の角度間では、等尺性膝関節伸展運動と両脚スクワット肢位において、膝蓋腱長に有意な変化は認められなかった。膝蓋腱長の変化が認められなかった要因としては、以下の2つが考えられる。

1つ目の要因は、膝関節の力学的特性が関与していると考えられる。Akbarshahiら¹⁷は、階段昇段中の膝蓋大腿関節の圧迫力を明らかにした結果、膝蓋大腿関節の外側部で強い圧迫力が生じていることを報告している。さらに、DeFrateら¹¹は、Single leg lungeにおいて、矢状面では膝関節屈曲角度が大きくなるにつれて膝蓋腱が脛骨に対し後方へ位置し、前額面では屈曲 0° から 60° にかけて膝蓋腱が脛骨に対し外側へ位置したと報告している。これらの報告から、膝関節の屈曲に伴い、膝蓋骨と膝蓋腱が外側且つ膝蓋大腿関節を圧迫する力が発生することが考えられる。従って、膝関節屈曲時の膝蓋骨のアライメント変化が、膝蓋腱を伸張する力を分散させる為、膝蓋腱長やStrainに有意な変化を認めなかった可能性が示唆された。

2つ目の要因は、膝蓋腱のStiffnessが関係していると考えられる。生体を対象にして膝蓋腱のStiffnessを検討した研究では、約 2500 N/mm^{18} 、約 3700 N/mm^{15} 、約 4300 N/mm^{19} と報告されている。一方、アキレス腱のStiffnessは約 300 N/mm^{18} 、 $320 - 660\text{ N/mm}^{20}$ 、約 480 N/mm^{21} と報告されている。また、Kostersら¹⁴は、生体を対象にした研究にて、等尺性膝関節伸展運動にて大腿四頭筋収縮強度を強くしても膝蓋腱の伸張度やStrainには有意な変化を認めないと報告している。従って、膝蓋腱自体伸張しにくい組織である為、膝蓋腱長やStrainに有意な変化を認めなかった可能性が示唆された。

膝蓋腱炎の発生メカニズムについては、様々なメカニズムが報告されているが、反復した伸張負荷による「Repetitive Overload Mechanism」については、最も支持されているメカニズムである^{2, 8-10}。しかし、本研究結果では、ジャンプ動作に使用される膝関節屈曲 $30^{\circ} - 90^{\circ}$ の間において膝蓋腱は有意に伸張されていなかった。従って、膝蓋腱炎の発生メカニズムとして「Repetitive Overload Mechanism」が関与している可能性が低いことが示唆された。大規模標本を用いた先行研究²²では、膝蓋骨下極の形状や膝蓋腱の付着部位の違いにより発生メカニズムが異なり、反復した伸張負荷による「Repetitive Overload Mechanism」と、膝蓋骨下極と膝蓋腱の近位後面が衝突する「Impingement Mechanism」の2つのメカニズムが混在する可能性を報告している。従って、今後は膝蓋骨や膝蓋腱の形態に着目して発生メカニズムの検討を行う必要があると考える。

本研究ではいくつかの限界が考えられる。一つ目は、本研究で使用した超音波装置は膝蓋腱を二次元で測定しており、膝蓋腱の領域間での比較をしていないことが挙げられる。そのため、好発部位と言われている近位後面の伸張ストレスの度合いを明らかにすることはできていない。健常成人を対象にしてoptic fiberを用いた研究¹²では、膝関節の運動時に膝蓋腱の近位では前方よりも後方に強いtendinous forcesが加わると報告している。また、新鮮遺体を用いた研究²³では、大腿四頭筋に一定の張力を加えて膝関節を屈曲すると、膝関節屈曲 60° と 90° では前方線維よりも後方線維のStrainが増加すると報告されている。しかし、同様に新鮮遺体を用

いた研究¹⁰では、膝関節を0度から60度まで屈曲させた際に、膝蓋腱の近位では後方よりも前方のStrainが増加することが報告されている。このように各報告間で一定の見解が得られていない。従って今後は、膝蓋腱の部位ごとの検討を生体下で行う必要があると考える。二つ目は、動作課題の負荷量が少なかったか可能性が考えられる。本研究結果では、Strainは両肢位において $6.9 \pm 6.3\% - 8.8 \pm 6.5\%$ であった。先行研究では、the human cadaver patellar tendonを対象にした研究では、yield stressでのStrainは $12.0 - 30.2 (\%)$ ²⁴、 $6.8 \pm 1.0 - 13.0 \pm 1.0$ ²⁵、 $13.5 \pm 0.7\%$ ²⁶と報告されている。また、the human in vivo patellar tendonを対象とした研究では、 6.3% ¹⁵、 7% ¹⁹、 $8.6 \pm 1.4\%$ ¹⁸であったと報告されている。このように対象の違いにより結果が大きく異なっているが、本研究結果は同じ生体を対象とした研究結果と類似した結果が得られている。従って、本研究課題では十分にyield stressまで伸張されていたと考えられる。

5. まとめ

本研究では、健常成人を対象に超音波診断装置を用いて等尺性膝関節伸展運動時（knee 30° 、 60° 、 90° ）と両脚スクワット動作（squat 30° 、 60° 、 90° ）の膝蓋腱長の変化を明らかにした。その結果、膝蓋腱は等尺性膝関節伸展運動と両脚スクワット肢位において、膝関節屈曲 30° 、 60° 、 90° の角度間では膝蓋腱長に有意な変化は認められなかった。従って、膝蓋腱炎の発生メカニズムとして「Repetitive Overload Mechanism」が関与している可能性が低いことが示唆された。今後は、膝蓋腱炎の発生メカニズムの解明のためには、膝蓋骨や膝蓋腱の形態や着目することや、膝蓋腱の部位ごとの変化を生体下で行う必要があると考える。

参考文献

1. Hamilton B, Purdam C. Patellar tendinosis as an adaptive process: a new hypothesis. *Br J Sports Med.* 2004;38: 758-61.
2. Peers KH, Lysens RJ. Patellar tendinopathy in athletes: current diagnostic and therapeutic recommendations. *Sports Med.* 2005;35: 71-87.
3. Lian OB, Engebretsen L, Bahr R. Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *Am J Sports Med.* 2005;33: 561-7.
4. Everhart JS, Cole D, Sojka JH, Higgins JD, Magnussen RA, Schmitt LC, et al. Treatment Options for Patellar Tendinopathy: A Systematic Review. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association.* 2017;33: 861-72.
5. Larsson ME, Kall I, Nilsson-Helander K. Treatment of patellar tendinopathy—a systematic review of randomized controlled trials. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20: 1632-46.
6. Rodriguez-Merchan EC. The treatment of patellar tendinopathy. *Journal of orthopaedics and traumatology : official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology.* 2013;14: 77-81.
7. van Leeuwen MT, Zwerver J, van den Akker-Scheek I. Extracorporeal shockwave therapy for patellar tendinopathy: a review of the literature. *Br J Sports Med.* 2009;43: 163-8.
8. Schwartz A, Watson JN, Hutchinson MR. Patellar Tendinopathy. *Sports health.* 2015;7: 415-20.
9. Kannus P, Jozsa L, Natri A, Jarvinen M. Effects of training, immobilization and remobilization on tendons. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7: 67-71.
10. Almekinders LC, Vellema JH, Weinhold PS. Strain patterns in the patellar tendon and the implications for patellar tendinopathy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002;10: 2-5.
11. Defrate LE, Nha KW, Papannagari R, Moses JM, Gill TJ, Li G. The biomechanical function of the patellar tendon during in-vivo weight-bearing flexion. *J Biomech.* 2007;40: 1716-22.
12. Dillon EM, Erasmus PJ, Muller JH, Scheffer C, de Villiers RV. Differential forces within the proximal patellar tendon as an explanation for the characteristic lesion of patellar tendinopathy: an in vivo descriptive experimental study. *Am J Sports Med.* 2008;36: 2119-27.
13. Bisseling RW, Hof AL, Bredeweg SW, Zwerver J, Mulder T. Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *Br J Sports Med.* 2008;42: 483-9.
14. Kusters A, Wiesinger HP, Bojsen-Moller J, Muller E, Seynnes OR. Influence of loading rate on patellar tendon mechanical properties in vivo. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon).* 2014;29: 323-9.

15. Kongsgaard M, Reitelsheder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M, et al. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta physiologica (Oxford, England)*. 2007;191: 111-21.
16. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33: 159-74.
17. Akbarshahi M, Fernandez JW, Schache AG, Pandy MG. Subject-specific evaluation of patellofemoral joint biomechanics during functional activity. *Medical engineering & physics*. 2014;36: 1122-33.
18. Wiesinger HP, Rieder F, Kosters A, Muller E, Seynnes OR. Are Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? *PloS one*. 2016;11: e0158441.
19. Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006;21: 54-8.
20. Mogi Y, Torii S, Kawakami Y, Yanai T. A cross-sectional study on the mechanical properties of the Achilles tendon with growth. *European journal of applied physiology*. 2017.
21. Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol*. 2001;531: 277-88.
22. Edama M, Kageyama I, Nakamura M, Kikumoto T, Nakamura E, Ito W, et al. Anatomical study of the inferior patellar pole and patellar tendon. *Scand J Med Sci Sports*. 2017.
23. Basso O, Amis AA, Race A, Johnson DP. Patellar tendon fiber strains: their differential responses to quadriceps tension. *Clin Orthop Relat Res*. 2002: 246-53.
24. Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF, Brackett K. Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biomech*. 1984;17: 579-96.
25. Haraldsson BT, Aagaard P, Krogsgaard M, Alkjaer T, Kjaer M, Magnusson SP. Region-specific mechanical properties of the human patella tendon. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2005;98: 1006-12.
26. Butler DL, Kay MD, Stouffer DC. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech*. 1986;19: 425-32.

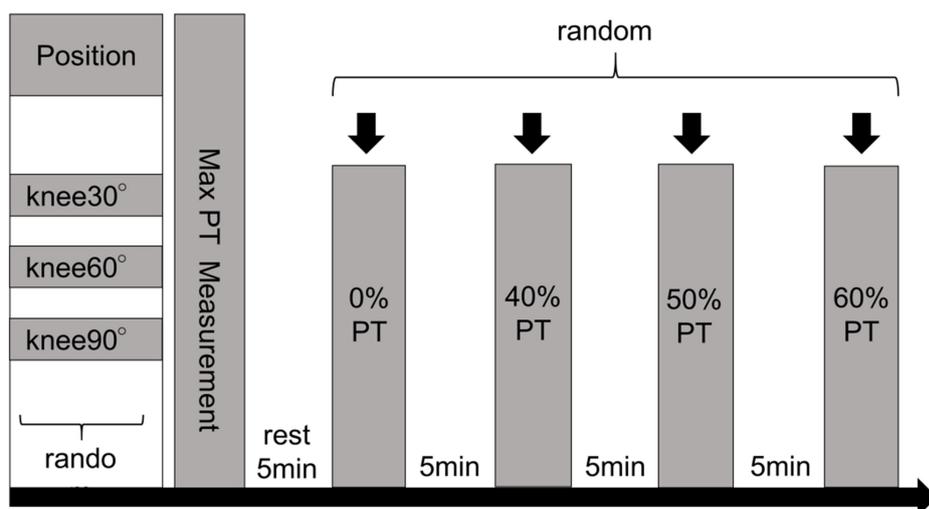


図1. 実験プロトコル

knee 30° : knee flexion 30° , knee 60° : knee flexion 60° , knee 90° : knee flexion 90°

Max PT measurement : 等尺性膝関節最大伸展トルクの測定

0%PT : 安静時

40%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 40%

50%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 50%

60%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 60%

黒矢印 : エコー測定

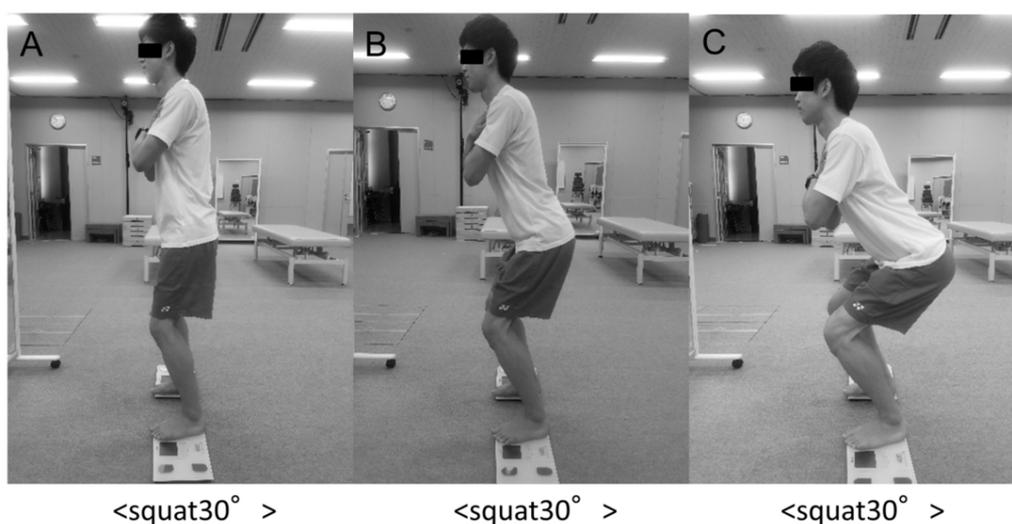


図2. スクワット肢位での測定

A : squat30° (股関節屈曲 30° , 膝関節屈曲 30° , 足関節背屈 10°)

B : squat60° (股関節屈曲 60° , 膝関節屈曲 60° , 足関節背屈 20°)

C : squat90° (股関節屈曲 90° , 膝関節屈曲 90° , 足関節背屈 30°)

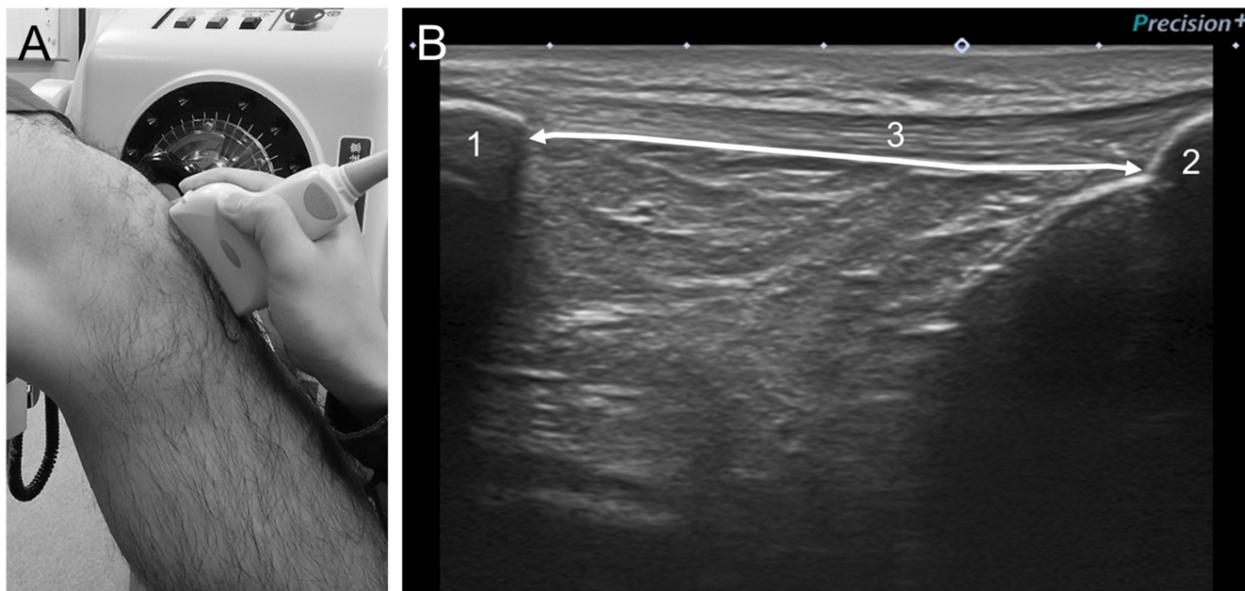


図 3. 膝蓋腱の測定方法

A : 膝蓋腱の測定部位

B : 膝蓋腱の長軸像

1: 膝蓋骨, 2: 脛骨粗面, 3: 膝蓋骨

白矢印: 膝蓋腱の下縁

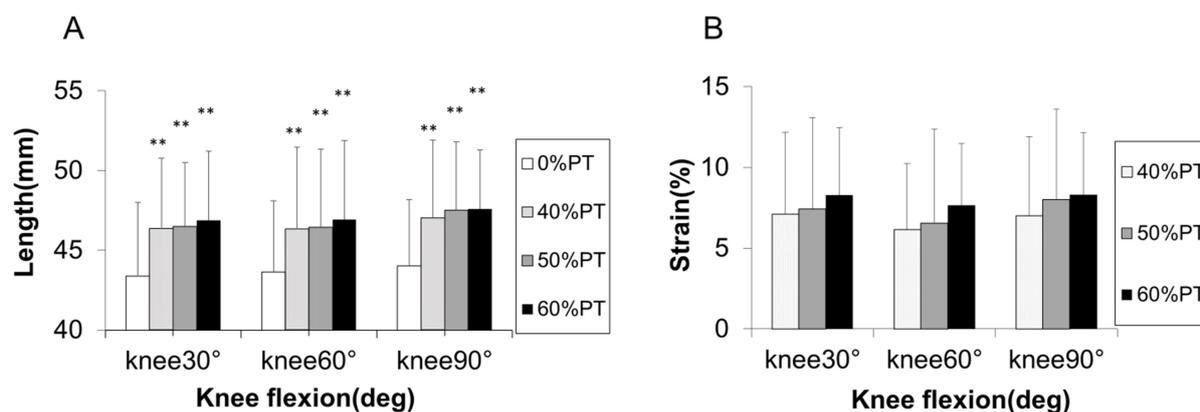


図 4. 膝関節等尺性運動時の膝蓋腱長と Strain

** : $P < 0.01$ VS. 0%PT

A : 各角度における膝蓋腱長の比較, B : 各角度における strain の比較

knee 30° : 膝関節屈曲 30° , knee 60° : 膝関節屈曲 60° , knee 90° : 膝関節屈曲 90°

0%PT : 安静時

40%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 40%

50%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 50%

60%PT : 等尺性膝関節最大伸展トルクの 60%

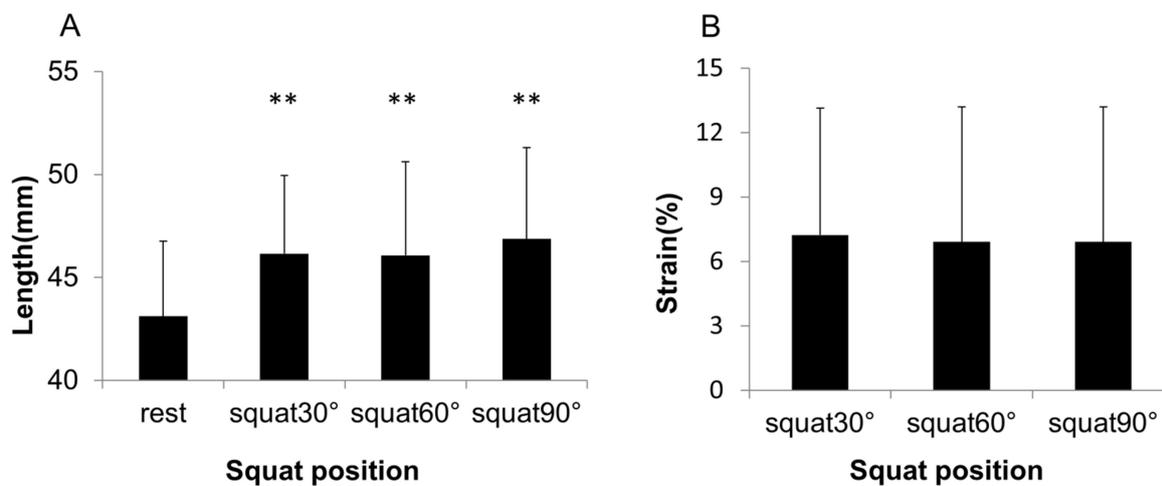


図 5. スクワット動作時の膝蓋腱長と Strain の変化

** : P < 0.01 VS. rest

A : 各角度での膝蓋腱長の変化, B : 各角度での Strain の変化

Rest : 背臥位, 安静時

squat30° : 股関節屈曲 30° , 膝関節屈曲 30° , 足関節背屈 10°

squat60° : 股関節屈曲 60° , 膝関節屈曲 60° , 足関節背屈 20°

squat90° : 股関節屈曲 90° , 膝関節屈曲 90° , 足関節背屈 30°