【論文】

ブタ前十字靱帯の引張りおよび緩和特性

Tensile and Relaxation characteristics of Porcine Anterior Cruciate Ligament

林和彦(正会員), 白崎芳夫(非会員), 立石哲也(非会員)*

Kazuhiko Hayashi, Yoshio Shirasaki, Tetsuya Tateishi*

Abstract

The purpose of this study was to evaluate biomechanical properties of anterior cruciate ligament (ACL) by the tensile and the relaxation tests. Sixteen pieces of porcine femur-ACL-tibia complex (FATC) were tested. The static tensile and stress relaxation tests were performed with an Instron-type universal testing machine. Differences in stress-strain relation were measured at the slow(100mm/min) and fast (200mm/min) deformation rates. The results are as follows. 1) The ACL AM (anteromedial) bundle exhibited significant distribution of the deformation at the two deformation rates. 2) Significant difference was observed between proximal and midsubstance region at the two (slow and fast) deformation rates. 3) Stress relaxation test result was in good agreement with quasi-linear viscoelastic theory.

Key words

ACL, FATC, Viscoelastic property, Quasi-Linear Viscoelastic Theory, Mechanical properties.

1. 緒言

膝関節は主に大腿骨・脛骨, 内外側副靱帯, 前後十字靱帯より構成され, その動きは単なる蝶番関節でなく, 時間とともに回転中心が変化し, ころがり, すべり, 回旋を伴う複合運動をおこなっている。特に, 十字靱帯の機能と顆部の形態とは密接に結びついていて, 十字靱帯は関節の安定性と運動性を維持している。膝関節のこのような運動の安定性は, 骨の形状や関節面の適合性によってではなく靱帯によって得られている。

十字靱帯は, 関節内で大腿骨顆頭と脛骨顆頭を結び膝関節における, 前方移動, 内外回旋運動において重要な役割を果たしている。この十字靱帯に損傷が生じると, 膝関節全体の複合運動機能に不都合が生じ, 半月板断裂や関節軟骨の進行性破壊を招き関節全体の機能的適合が破綻する¹⁾。靱帯損傷はスポーツだけでなく生産現場における外傷, 労働災害等, 若齢者, 高齢者を問わず広範囲に生じ社会問題でもある。

靱帯損傷のメカニズムを解明することは, 損傷の予防, 治療技術の開発, 人工靱帯の研究開発等, 整形外科領域のみならず, リハビリテーション医学においても重要な研究課題である。

前後十字靱帯は連携して重要な役割を果たしていると考えられるが, 本研究では, 基礎的な検討として靱帯個々の力学的な特性に注目するため, 前十字靱帯を実験対象とした。

靱帯の力学挙動に関しては, 多くの研究がなされており(強度および引張り速度依存性の研究は^{2)~7)}, 粘弾性特性に関しては^{8) 9)}, 靱帯損傷のメカニズムの解明の研究傾向として, 繰り返し荷重を負荷した靱帯の力学特性変化を明らかにしたり,^{10) 11)} 繰り返し荷重による靱帯の力学特性の低下を連続損傷体理論(Continuum damage mechanics)の方法論を用いて論じている¹²⁾。膝関節全体に衝撃荷重を繰り返し負荷し, 前十字靱帯の力学特性の低下や軟骨劣化が明らかにされた¹³⁾。

しかし, 家兔の様な小動物や引張り速度が低速(1.0~3.0mm/min)での報告が多く, 大動物による実験も必要と考えられる。本報告では, 前報¹⁴⁾と同様に豚膝関節を用い, より高速下での実験をおこなったので報告する。

2011 年 3 月 8 日 受理

2011 年 11 月 11 日 最終原稿受理

独立行政法人 産業技術総合研究所ヒューマンライフ研究部門
[茨城県つくば市並木 1-2 東]

* 物質材料研究機構 生体材料研究センター
[茨城県つくば市並木 1-1]

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 1-2-1 Namiki, Tsukuba, Ibaraki

*National Institute of Material Science, 1-1 Namiki, Tsukuba, Ibaraki

Fig.1 Direction of applied tensile load aligned along the anatomic axis of the anterior cruciate ligament.

2. 材料および実験方法

本実験に用いた膝関節は、新鮮豚死体(体重 130 kg前後, 生後 12 ヶ月, 膝右脚 16 個体)よりほぼ同一の形態, 大きさのものを選択し, 大腿骨-前十字靱帯-脛骨複合体(Femur-Anterior Cruciate Ligament (ACL)-Tibia complex, 以下 FATC と記す)を採取し, 脛骨および大腿骨を双方, 約 15 cmに切断, 伸展位(30°)で試験機に固定し実験を行った。

実験には, インストロンタイプの万能試験機(TENSILON UTM-10T 東洋ボールドウィン社製)を用い, 引張り初期の特性と粘弾性の指標である緩和特性を走行時の損傷を想定し, 本試験機の負荷荷重と引張り速度の関係から試験が可能な上限, 最大 200mm/min を設定し, クロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min で荷重 588N まで引張り, その後, 緩和試験を実施した。得られた荷重-変形曲線から, 荷重を十字靱帯の断面積で除して応力を計算し, 初期状態の大腿-脛骨間の十字靱帯の長さを基準にして, ひずみを算出し, 応力-ひずみ関係を求めた。

弾性率の算出に関しては十字靱帯の面積より応力 σ , 初期状態の大腿-脛骨の十字靱帯の長さを ℓ_0 , 任意の荷重での変形量を $\Delta\ell$ とすると, ひずみ ε は $\varepsilon = \Delta\ell / \ell_0$ から弾性率 E は $E = \sigma / \varepsilon$ (MPa)より求められる。

本実験のクロスヘッドスピード 100mm/min, 200mm/min で用いた靱帯長の初期長は, 54.0 ± 2.6 mm, 54.0 ± 2.2 mm で 100mm/min と 200mm/min の群間比較は, Student- t より, 統計的な有意差を求めた。実験に用いた数は各 8 個体である。

靱帯の無負荷状態をクロスヘッドスピード 5.0mm/min で 10N の負荷-除荷を 10 回加え, 最後に 10N の荷重を負荷した状態で靱帯長および断面積を計測し, 無負荷状態にした後, 15 分経過した時点で引張り試験と緩和試験を実施した。

負荷方向は ACL の走行と平行になるようにした。ACL は AM bundle (Anteromedial bundle, 前方内側束)と PL bundle (Posterolateral bundle, 後方外側束)から構成され, 実験では AM bundle の変形挙動を主に調べた。

AM bundle の変形挙動と断面積の計測には, 2 次元ビデオアナライザー(Video Dimension Analyzer, VH-5900 KEYENCE 社製)を用い, この画像を通常のビデオテープに録画し, パソコンに取り込み, 画像解析ソフト(NIH Image ver.1.61)によって解析した。

十字靱帯の断面積は楕円に近く, 正確さを期するためノギスによって長径, 短径の測定をし, 補正を施した。AM bundle の変形挙動は ACL 付着部(大腿骨側)から 6.5mm 間隔で直径 1.5mm の点を 5 点染色し, 点間の距離を上記の計測装置を用いて調べた (Fig.1)。

3. 結果と考察

3.1 引張り試験

Fig.2 は荷重 588N までのクロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min における荷重-変形曲線を示す。この荷重-変形曲線から明らかなようにスピードが高くなると, 同荷重に対して変形が小さくなり, 荷重-変形曲線の傾きが増加していることがわかる。

490N における変形量はクロスヘッドスピード 100mm/min では, 4.62 ± 0.19 mm, 同 200mm/min 時は 4.29 ± 0.31 mm となっており, 平均値で 0.33mm 減少している。

Fig.3 にクロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min の応力-ひずみ線曲線を示す。

クロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min の応力-ひずみ線曲線から両者の変形量を比較してみれば, 200mm/min では平均値で 0.59%減少している。また, 同一のひずみに対する応力はクロスヘッドスピードの増加とともに大きくなっている。これは, クロ

スヘッドスピードの増加により、弾性率が高い値になっていることを意味している。

Fig.4 にクロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min における荷重による弾性率の変化を示す。荷重の増加によって弾性率の値も大きくなっている。全体的に 200mm/min の弾性率が 100mm/min より高く、荷重の増加によってその差は小さくなっている。弾性率は 40~60 MPa の値を示している。この値の妥当性は、Noyes らがヒトと Rhesus Monkey の ACL を測定した結果によれば¹⁵⁾、ヒト若年(18~26yr)群では 111 ± 26 MPa, 老年(48~86yr)群の値は 65.3 ± 24 MPa であり、Rhesus Monkey のでは 186 ± 26 MPa となっている。本実験での弾性率の値はヒト老年群に近いことが明らかになった。

前十字靱帯の引張り挙動の速度依存性について、Haut らは犬の ACL を用いて種々の環境下での速度依存性を調べ、速度が高くなるにしたがって同一ひずみにおける応力が高くなるという結果を得ていて、本実験の結果と同様な傾向を示している¹⁶⁾。したがって、上記の結果から本引張り試験の妥当性を示唆している。しかし、各々の値についての差異については材料そのもの(生物差)、または構造等によるものなのかは検討を要するとおもわれる。

Fig.5 はクロスヘッドスピード 100mm/min, 200mm/min における各荷重の変形エネルギーの平均値と標準偏差を示す。変形エネルギーの算出は荷重-変形曲線より所定の荷重時の面積をデジタルプランイメータによって計測し、その面積から換算した。荷重の増加とともにエネルギーの値は大きくなっている。クロスヘッドスピード 200mm/min の値は全ての荷重で変形エネルギーが 100mm/min より小さく、有意差も 588N を除く全て荷重で確認された。この結果から、クロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min による変形エネルギーの差異が認められた。速度の増加により ACL の変形エネルギーが減少している。このことは、速度の増加により靱帯の変形能力が減少し、その結果として靱帯損傷を招き易い材料に変化していることを示唆している。

Fig.3 Stress strain curves at the two deformation rate.

Fig.4 Elastic modulus with the various load.

Fig.2 Load deformation curves at the two deformation rate.

Fig.5 Energy absorbed with various load.

3.2 緩和試験

緩和試験は上記の引張り荷重 588N を負荷して実施した。したがって、緩和試験の時間は 588N 負荷時をゼロとした。

Fig.6 はクロスヘッドスピード 100mm/min および 200mm/min の荷重緩和試験の結果である。荷重の減少率は 100mm/min より 200mm/min が大きく、有意差も認められた。荷重緩和試験から応力緩和曲線を求めた。

この力学挙動の解析には Fung が提案した準線形粘弾性理論 (Quasi-Linear viscoelastic theory) を用い¹⁷⁾、Haut¹⁸⁾ および Azuma らが靱帯、腱、平滑筋等を用いた実験に対する同様な解析をしている¹⁹⁾。

これらの結果から最終的には応力の時間変化は

$$\sigma(t) = \sigma(0) - C \ln t \quad (1)$$

(ここで $\sigma(0)$ は時間ゼロの応力, C は定数, t は時間) となる。

本実験結果からクロスヘッドスピード 100mm/min では

$$\sigma(t) = 6.60 - 0.50 \ln t \quad (2)$$

200mm/min は

$$\sigma(t) = 6.58 - 0.66 \ln t \quad (3)$$

となる。

(2),(3)式と実験値をプロットしてみると Fig.7 と Fig.8 のようになり、実験値とよく一致している。また、クロスヘッドスピード 5.0mm/min と 50mm/min の実験結果では、

5.0 mm/min は

$$\sigma(t) = 6.53 - 0.31 \ln t \quad (4)$$

50mm/min では

$$\sigma(t) = 6.73 - 0.49 \ln t \quad (5)$$

である。

この結果から、(5)と(4)の係数の差は 0.18, (2)と(3)の差は 0.16 であり、それに比較して(2)と(5)では、ほぼ同じ値である。これは、クロスヘッドスピード 50mm/min と 100mm/min では同様な緩和挙動を示し、引張りスピードの効果は比例的に作用するものではないことが明らかになった。

緩和現象を定量的に把握する指標として、緩和強度がある。

緩和強度は $t=0$ の応力 $\sigma(0) = \sigma_0$

とし、任意の時間 t の応力 σ_n とすると

$[\sigma_0 - \sigma_n / \sigma_0 \times 100(\%)]$ で表され、任意の時間後の緩和の程度を示すものである。

Fig.9 にクロスヘッドスピード 100mm/min と 200mm/min の緩和強度を示す。時間経過とともに両者とも緩和強度が増加している。

緩和強度の高低についてはクロスヘッドスピード 200mm/min が 100mm/min より全体的に高い値を示し、両者の間には有意差が認められた。したがって、高速になれば弾性(脆性)体に近い特性を示し、低速では粘弾性効果が強くなっている。

Fig.6 Relaxation test results load with the time.

Fig.7 Theoretical and experimental data.

Fig.8 Theoretical and experimental data.

Fig.10 はクロスヘッドスピード 100mm/min,200mm/min における 30,60,120sec 後の近位部と中間部の変形量を比較した結果である。ACL の AM bundle の変形量については、大腿骨側からの 3 点を近位部(Proximal region),3 番目の点から 5 番目の 3 点を中間部(Midsite)と定義し、各々の領域の変形量を測定した。

全体の変形量は1番目から 5 番目の点の総量を 100%として近位部および中間部の変形量を算出した。

100mm/min, 200mm/min ともに中間部の変形量より近位部が大きく、両者に有意差が認められた。

100mm/min と 200mm/min の変形量も比較すると、200mm/min では中間部の変形量が減少し、近位部の変形量が増加している。

4. 結言

膝関節の安定に重要な役割を果たしている、前十字靱帯の力学特性を明らかにする目的で引張りのクロスヘッドスピード 5.0mm/min, 50mm/min での挙動とさらに靱帯損傷時に近いより高速での力学応答を調べるため、クロスヘッドスピード 100mm/min, 200mm/min で試験を実施した結果、以下の点が明らかになった。

- 1) 応力-ひずみの関係は、速度依存性を示した。すなわち、同一ひずみに対する応力はクロスヘッドスピードの増加とともに大きくなることがより明らかとなった。
- 2) 弾性率の速度依存性については、クロスヘッドスピード 200mm/min の値が 100mm/min より大きく、両者間では有意差も認められた。ただし、荷重の増加より両者の差は小さくなっている。
- 3) 変形エネルギーの値は全体的に低速(100mm/min)が高速(200mm/min)より大きくなって、490N までは両者間に有意差が存在した。
- 4) 変形量の傾向は両速(100mm/min, 200mm/min)とも近位部(Proximal region)が中央部(Mid site)より大きく、有意差も見出された。
- 5) 緩和試験から応力緩和曲線を求めた結果、応力の減少率は高速(200mm/min)が低速(100mm/min)より大きくなっている。応力緩和曲線は、準線形粘弾性理論(QLV theory)を用いて解析した結果、荷重の減少率の速度依存性はクロスヘッドスピードの増加と比例的ではないことが明らかとなった。
- 6) 上記の結果から引張り速度が遅いと粘弾性効果が強く、速いと弾性(脆性)体に近くなることが明らかとなり、損傷時には粘弾性効果、すなわち衝撃吸収機能が減少し材料が脆性化するために衝撃荷重に対する変形能の減少に伴いその結果、靱帯の破断が生じ易くなることが示唆された。

Fig.9 Relaxation strength with time.

Fig.10 Deformation of proximal region and mid site with time.

参考文献

- 1) W.ミューラー, 新名正由訳. 膝. シュプリンガー・フェアラーク東京社, 1989.
- 2) F.R.Noyes, J.L.Delucas and P.J.Torvik, Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. Bone Joint Surg, 1974; 56: 236-253.
- 3) E.P.France, L.E.Paulos, P.J.Abbott, P.F.Roberts, L.A.Muhic, J.H.Lemaster and L.E.Kazarian, Failure characteristics of the medial collateral ligament of the knee: effects of high strain rate. Aviat Space Environ Med, 1987; 58: 488.

- 4) M.I.Danto and S.L.-Y.Woo, The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates. *J.Orthop Res*, 1993; 11: 58-67.
- 5) M.M.Panjabi, E.Yoldas, T.R.Oxland and J.J.Crisco, Subfailure injury of the rabbit anterior cruciate ligament. *J.Orthop Res*, 1996; 14: 216-222.
- 6) S.L.-Y.Woo, J.M.Hollis, D.J.Adams, R.M.Lyon and S.Takai, Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am J. Sports Med*, 1991; 19: 217-225.
- 7) J.W.Xerogeanes, R.J.Fox, Y.Takeda, H.S.Kim, Y.Ishibashi, G.J.Carlin and S.L.Woo, A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament. *Ann Biomed Eng*, 1998; 26: 345-352.
- 8) S.L.-Y.Woo, M.A.Gomez and W.H.Akeson, The time and history-dependent viscoelastic properties of the canine medial collateral ligament. *J. Biomech Eng*, 1981; 103: 293-298.
- 9) S.L.-Y.Woo, Mechanical properties of tendons and ligaments. I. Quasi-static and nonlinear viscoelastic properties. *Biorheology*, 1982; 19: 385-396.
- 10) SEKIGUTHI.Hidetada, HAN.Jungsoo, RYU.Jaiyoung, HAN.Changsoo, The characterization of mechanical properties of a rabbit femur-anterior cruciate ligament-tibia complex during cyclic loading. *A. Solid mechanics and material engineering*, 2001; 44: 276-281.
- 11) Gail.M.Thornton, Timothy.D.Schwab, Thomas.R.Oxland, Cyclic loading causes faster rupture and strain rate than static loading in medial collateral ligament at high stress. *Clinical Biomechanics*, 2007; 22: 932-940.
- 12) Timothy.D.Clifton. R,Thomas. R,Gail.M, Continuum damage mechanics(CDM)modeling demonstrates that ligament fatigue damage accumulates by different mechanisms than creep damage. *J.Biomechanics*, 2007; 40: 3061-3296.
- 13) C.H.Yeow, K.S.Ng, C.H.Cheong, P.V.S.Lee, J.C.H.Goh, Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *J.Biomechanics*, 2009; 42: 972-981.
- 14) 林和彦, 白崎芳夫, 池田洋教, 立石哲也, 下条仁士, 宮永豊, 前十字靱帯の力学特性. *日本バイオレオロジー学会誌*, 2003; 17(2): 26-32.
- 15) Noyes.F.R, Edward.G.S, The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J.Bone and Joint Surgery*, 1976; 8(A): 1074-1082.
- 16) Haut.R.C and Little.R.W, The rheological properties of canine anterior cruciate ligaments. *J.Biomechanics*, 1969; 2: 289-298.
- 17) Fung, Y.C.B, Its scope history and some problems of continuum mechanics in physiology, *Mechanics. Rev*, 1968; 21: 1-20.
- 18) Haut,R.C and Little,R.W, A Constitutive equation for collagen. *J.Biomechanics*, 1972; 5: 423-430
- 19) T.Azuma and M.Hasegawa, Distensibility of the vein: from the architectural point of view. *Bio reology*, 1973; 10: 469-479.