905 引張りおよび引張り-ねじり試験によるブタ前十字靱帯の力学的特性評価

Biomechanical Evaluation of Anterior Cruciate Ligament by Tensile and Tensile-Torsional Tests

学 ○高柳 津富 (新潟大院)

正 小林 公一 (新潟大医)

正 坂本 信 (新潟大医)

正 田邊 裕治 (新潟大工)

Tsutomu TAKAYANAGI, Graduate School of Science and Technology, Niigata University
Ikarashi 2-8050, Niigata, Japan

Koichi KOBAYASHI, Dept. of Health Sciences, Niigata University School of Medicine

Makoto SAKAMOTO, Dept. of Health Sciences, Niigata University School of Medicine

Yuji TANABE, Dept. of Mechanical and Production Engineering, Niigata University

Key words: Biomechanics, ACL, Femur-ACL-Tibia Complex, Tension, Tension-torsion, Failure Load

1. 結 言

靱帯は関節において骨同士を結ぶ結合組織であり、安定な関節運動を実現する上で重要な役割を担っている。臨床的に靱帯の機能障害は過度の外力負荷による損傷および断裂によって引き起こされることが多い。特に若年者の運動時に多く見られる前十字靱帯 (Anterior Cruciate Ligament: 以下 ACL) の損傷では受傷時の肢位が靱帯のねじりを伴う膝関節の外反、外旋であることが多いので、ACL の損傷メカニズムを解明する上で、ねじり負荷がその強度特性にどの程度影響を与えるのか定量的に明らかにすることは重要である。

ACL を含む靱帯組織の基礎的な生体力学的特性に関しては従来生体外^{(1)~(4)}のみならず、生体内⁽⁵⁾も含め数多くの研究が報告されており、種々の知見が得られている。しかしながら、ねじり挙動についての報告例^{(6)~(8)}は少なく、詳細な特性は明らかにされていない。

そこで本研究では、ブタ大腿骨-ACL-脛骨複合体 (Femur-ACL-Tibia Complex: 以下 FATC) に対し、引張り試験とともに、引張り-ねじり試験を行い、最大引張り荷重に及ぼすねじり負荷の影響について検討した。

2. 実 験

2-1 試験片

新鮮ブタ後肢から ACL 以外の軟部組織を除去した後、大腿骨遠位端、脛骨近位端よりそれぞれ 100mm で切断し、FATC を作成した。大腿骨と脛骨それぞれの切断端から 50mm 程度をステンレス製のカップに入れ、低融点合金 (U アロイ, 融点 47°C) とボルトを用いて固定した。左脚を引張り-ねじり試験用とし (n=4), 右脚を引張り試験用とした (n=3)。

2-2 力学試験

力学試験には 2 軸制御材料試験機 (MTS 社製 858 Mini Bionix® II) を用いた (図 1)。図 2 に示すように FATC がほぼ伸展位の状態ではステンレスカップを試験機に固定した。引張り試験は引張り速度約 0.5mm/sec で実施した。引張り-ねじり試験では引張り速度を約 0.5mm/sec とし、ねじり角速度については生理学的条件を考慮し最大ねじり角が概ね 15 度となるように 0.25deg/sec に設定した。試験機が出力する荷重、変位、トルクおよびねじり角度信号をパーソナルコンピュータに記録した。試験片加工中と力学的試験中は潤湿状態を保った。全ての実験は室温中 (約 20°C) で行った。

Fig1. Experimental setup.

Fig.2 Photograph of FATC attached to fixing device.

3. 結 果

図 3 に引張りおよび引張り-ねじり試験によって得られた荷重-変位曲線の一例を示す。引張り試験の結果では、最大荷重に達する前に一時的な荷重の低下が見られた。これは ACL 付着部の部分的な剥離による。引張り試験および引張り-ねじり試験ともに最大荷重に達した後、一旦低下した荷重が再度上昇した。最大荷重時では完全な ACL の断裂もしくは付着部での剥離は起こらず、再度荷重がピークに達した時に完全な剥離が生じた。図 4 に図 3 に示した引張り-ねじり試験における荷重とトルクの時間変化を示す。荷重の時間変化は図 3 に示したように二回ピークを迎える特性を示したが、トルクの時間変化にはそれは見られず、ピークは一回だけであった。破断形態は引張り試験では脛骨側での剥離、引張り-ねじり試験では脛骨側での

Fig.3 Load-displacement curves from tensile and tensile-torsional tests.

Fig.4 Load-time and torque-time relations of tensile-torsional test shown in Fig.3.

Table1. Average and standard deviation of mechanical properties.

	Maximum Load, N	Displacement at maximum load, mm
Tensile test	1132.4±155.8	12.5±1.2
Tensile-torsional test	1033.3±60.3	11.8±5.4

Fig.5 Schematic drawing of typical failure patterns of ACL by tensile and tensile-torsional tests.

剥離と同時に大腿骨側での剥離を伴った（図5）。

表1に引張りおよび引張り-ねじり試験による最大引張荷重と最大引張荷重時での変位の平均値と標準偏差を示す。ねじりの有無による統計学的有意差はなかった。

4. 考 察

運動時における ACL 受傷部位の多くは膝関節の外旋、外反であることが指摘されており、その際 ACL には引張りに加えねじりも作用している。本研究では、このことを考慮し引張り試験に加え、引張り-ねじり試験を行った。最大荷重はねじりを加えた場合約 10%低下したが、統計学的有意差はなかった。Azangwe⁽⁶⁾らはウサギ FATC に対し引張り-ねじり試験を行い、最大引張り荷重と最大引張り荷重時の変位はねじり負荷の影響を受けないと報告した。この結果は本研究と一致している。破断形態について、ねじりを加えた場合、脛骨側と大腿骨側両方の付着部で剥離したことは付着部におけるせん断力が増加したためと考えられる。今後、膝関節の屈曲角や荷重条件など実験環境をより生理学的条件に近づけ、臨床における ACL の受傷形態と比較検討する必要がある。

5. 結 言

ブタ大腿骨-ACL-脛骨複合体（FATC）に対し引張りおよび引張り-ねじり試験を行い、最大引張り荷重に及ぼすねじり負荷の影響について検討した。その結果、ねじり負荷による最大引張り荷重の有意な変化はなかった。破断形態については引張り負荷時が脛骨付着部での剥離であったのに対し、引張り-ねじり負荷時では大腿骨付着部の剥離も伴った。

文 献

- (1) Noyes F.R., Delucas J.L., Torvik P.J., Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg* 56-A, 2(1974), 236-253.
- (2) Noyes F.R., Grood E.S., The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg*, 58-A(1976), 1074-1082.
- (3) Butler D.L., Anterior cruciate ligament: Its normal response and replacement. *J Orthop Res*, 7(1989), 910-921.
- (4) Butler D.L., Kay M.D., Stouffer, D.C., Comparison of material properties of fascicle-bone units from patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech*, 19(1986), 425-432.
- (5) Fleming B.C., et al, The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J. Biomech*, 34(2001), 163-170.
- (6) Stouffer D.C., Butler D.L., Kim M., Tension-torsion characteristics of the canine anterior cruciate ligament-Part1: Theoretical framework. *ASME J. Biomech. Eng*, 105(1983), 154-159.
- (7) Butler D.L., Stouffer D.C., Tension-torsion characteristics of the canine anterior cruciate ligament-Part2: Experimental observations. *ASME J. Biomech*, 105(1983), 160-165.
- (8) Azangwe G., Mathias K.J., Marshall D., The effect of torsion on the appearance of the rupture surface of the ACL of rabbits. *Knee*, 9(2002), 31-39.