再建 ACL 張力の計測と調整に関する *in vitro* スタディ*田中正夫^{*1}, 大西和弘^{*2}
前田朗^{*3}, 史野根生^{*4}Measurement and Adjustment of Resultant Graft Tension of
ACL Reconstructed Knee: An *in vitro* StudyMasao TANAKA, Kazuhiro ONISHI,
Akira MAEDA and Konsei SHINO

In this study, a device is developed for the measurement and adjustment of resultant graft tension of the anterior cruciate ligament (ACL) reconstructed knee *in vitro*. This device is attached to the tibial surface at the outer distal end of the drill hole for ACL reconstruction, and measures the graft tension via suture, that is coming from the graft and fixed at one end of the device positioned on the axis of the drill hole, by using strain gages. A hollow bolt-nut pair at the suture fixing end provides a level adjusting mechanism for the initial tension adjustment of the graft. The calibration test showed a good linearity and sensitivity, and the effect of the device is examined through the knee extension test and anterior-posterior drawing test for four human cadaveric knees. The graft tension observed by the device showed the ACL/graft tension characteristics that is consistent with past reports by several authors, and it is confirmed the developed device enables us to study the graft tension under the practical situation of ACL reconstruction quantitatively.

Key Words: Biomechanics, Knee Joint, Anterior Cruciate Ligament, Reconstruction, Tension Measurement, Graft Tension, Initial Tension, Knee Extension Test, Drawing Test

1. 緒 言

前十字靱帯(ACL)は膝関節靱帯の中でも損傷の多い靱帯であり, その再建に関する多くの研究が行われている⁽¹⁾⁽²⁾. 再建 ACL の張力は再建術の成否に関する重要な因子と考えられることから, その計測に関しては, 健常 ACL や再建 ACL 組織部にバックルトランスデューサ⁽³⁾⁽⁴⁾ や Arthroscopic Force Probe⁽⁵⁾⁽⁶⁾ を取付ける方法, 骨部にロードセル⁽⁷⁾⁽⁸⁾ やユニバーサルフォース・モーメントセンサ^{(9)~(11)} を取付ける方法など, 種々のアプローチが試みられている. これらは主として *in vitro* での計測に着目したものであり, 臨床の再建で採用されることの多い脛骨側骨孔の遠位側出口で張力の計測と調整⁽¹²⁾ の状況との対応には限界がある. Gertel ら⁽³⁾ はねじ式の張力調整機構を有した固定具を用いて, ヒトの屍体膝の ACL 再建と初期張力調整について報告しているが, ACL 再建用骨孔よりも径

の大きいデバイスを骨内に挿入するため, やはり *in vivo* の状況と必ずしも対応しない.

本研究では, 再建術とできるだけ同じ状況で, 再建 ACL の張力の計測と調整を行うためのデバイスを試作し, これを用いた *in vitro* におけるヒトの ACL 再建膝の膝伸展試験および前後動揺性試験を行う. また, これらの実験を通して再建 ACL に作用する張力を計測し, 再建術終了時における初期張力の効果について検討を加える.

2. 方 法

2.1 くさび角形デバイス

(1) 基本構造 ヒト屍体膝の再建 ACL に作用する張力計測法の概要を図 1 に示す. 計測にはくさび角形デバイスを用い, 図 1 に示すように脛骨側骨孔の遠位側に 2 本のスクリューで固定する. このデバイスはステンレス製であり, 脛骨に固定する側のプレート P_t と縫合糸に作用する張力を測定する側のプレート P_s とが, くさび状の角度をなす形状をしている(図 2). プレート P_s の表裏には 2 枚の小形防水ゲージ G_f, G_b (共和電業, KFWS-2 N-120-C 1-11 L 3 M 2 R) を貼付し, プレート先端に作用する張力によるプレートの曲げ変形の測定に用いる. デバイスの形状は,

* 原稿受付 1998 年 3 月 19 日.

^{*1} 正員, 大阪大学大学院基礎工学研究科(☎560-8531 豊中市待兼山町 1-3).^{*2} 学生員, 大阪大学大学院.^{*3} 大阪厚生年金病院(☎533-0003 大阪市福島区福島 4-2-78), [現: 成田整形外科].^{*4} 大阪大学医学部.

E-mail: tanaka@me.es.osaka-u.ac.jp

骨孔の位置と方向、再建時に縫合糸を固定するのに用いるスクリューによるデバイスの脛骨への固定性を考慮して決定したものである。また寸法は、作用張力の最大値を 200 N とし、ACL 再建時に設定される初期張力のおおむね 100 N 以下で十分な感度があるように決定した。なお、プレート P_i の固定スクリューの近位側は、再建 ACL の縫合糸固定位置となるように定めた。

プレート P_s の先端には、再建 ACL につながる縫合糸を、ねじ式のレベル調整機構を介して固定する。この調整機構は中空のボルトと角ナットならびに縫合糸固定板からなる。すなわち、デバイスは、プレート P_s 先端の縫合糸通し穴の先に、φ3 の軸穴を持つ M6 ボルトと同角ナットを有する。角ナットの先には M 字形の縫合糸止めを持つ鍋蓋状の縫合糸固定板がある。この底部は角ナットとの回転を許したはめあいとなっており、中心には M6 ボルトと同様 φ3 の通し穴を持つ。再建 ACL からの縫合糸は、プレート P_s、中空ボルト、角ナット、縫合糸固定板の通し穴を通り、M 字形縫合糸止めに結ばれる。縫合糸止めをつまんで回転を止め、角ナットを回転させることで、レベル調整が可能である。レベル調整の範囲はボルトナットのストロークにより可変であるが、以降の実験では、ストロークは 10 mm とした。これは張力にして約 60 N に

Fig. 1 Tension measuring set-up with wedge-angle type device

Fig. 2 Details of the wedge-angle type device

相当した。

(2) 校正試験 このくさび角形デバイスの使用に際しては、プレート P_s 先端に作用する縫合糸張力とプレート P_s のひずみ関係を正確に把握するために、デバイスの使用の前後に校正試験を行った。この校正試験では、図 3 に示すように骨孔方向が鉛直下向きになるようデバイスを傾斜角 45° の固定台に取付け、縫合糸に約 100 N までの静荷重を与えた。ひずみゲージの出力は、サンプリング周期 10 Hz で 10 秒間計測し、5 回の繰返しにより校正曲線を求めた。校正試験は 2 ゲージ法ならびに、プレート P_s 表面および裏面それぞれのゲージによる 1 ゲージ法について行い、使用時のゲージ断線、はく離等のトラブルに備えた。

校正結果の一例を図 4 に示す。得られたデータの標準偏差は図中のマークの大きさに収まる程度であった。このひずみ-荷重関係からみられるように、いずれの校正試験においても良好な線形性、張力感度が確認された。なお、この校正試験は、デバイスの使用後も毎回実施し、使用時のゲージトラブルのなかったことの確認にも用いる。

2.2 試験方法

(1) 試料 採取後 -40°C にて冷凍保存した新鮮ヒト屍体膝から関節包周りの軟組織および腓骨を切除したものを用いた。なお、年齢は 72~82 歳、男性 1 名、女性 3 名、右膝 2 体、左膝 2 体であり、この試料は以下の膝伸展試験ならびに前後動揺性試験に共通である。

Fig. 3 Set-up for calibration test of wedge-angle type device

Fig. 4 Calibration curve

(2) 膝伸展試験 この試験で用いる膝固定装置を図5(a)に示す。図5(a)の上部にある大腿骨ホルダ(図中A)は、その下部にリンク機構(図中B)を有している。このリンク機構により大腿骨ホルダは取付けた大腿骨の骨軸を鉛直方向から水平方向までの90°の範囲で任意に設定することが可能であり、本試験では水平位に保持した。また、実際の下腿の自重による膝関節モーメントを考慮し、脛骨の切断下部に1.7 kgの重りを取付けた。

試験では残存する膝蓋腱を大腿骨方向に静的にマニュアルけん引し、膝屈曲角90°から0°の範囲で10°ごとに膝を伸展させ、靱帯張力をくさび角形デバイスにより計測する。この試験を、Case(1)健常 ACL を有する状態(Normal ACL)、Case(2)初期張力25 N および Case(3)50 N で再建した状態(ACL Reconstructed 25 N, 50 N)のそれぞれについて行う。本試験における Case(1)健常 ACL を有する状態とは、図6(a)に示すように健常 ACL を脛骨側端から切離し、ACL に縫合糸を縫い付け、その遠位端が再建脛骨孔の近位側入口に位置するように、屈曲角90°で縫合糸を調節した状態である。また ACL 再建は、図6(b)に示すように、同一試料から採取した半腱様筋腱を自家移植する Post Screw ACL 再建により行った。再建時には下腿部を鉛直位におき、膝屈曲角を30°に保持して初期張力を設定し、臨床で行われる再建術を参照して、5分間一定負荷が維持されるように、くさび角形デバイスのレベル調整機構により張力を調整す

る。その後、5分間はそのままの状態を保持した後、試験を開始する。

(3) 前後動揺性試験 使用した試験装置[図5(b)]は膝伸展試験の大腿骨固定装置に脛骨の前後方向並進運動ガイドを付加したものである。脛骨に取付けたくさび角形デバイスの遠位側(脛骨関節面から90 mm 遠位側)で脛骨をホルダにてグリップし、これにフォースゲージ(シンポ工業製, FGC-50)を介し、ステッピングモータ(オリエンタルモータ製, UPD 544 HGI-NB)とボールねじにより、前後方向変位を与える構造となっている。フォースゲージにより前後方向引出力を、脛骨を把持するホルダに取付けた差動変圧器(新光電気製, LT 1-120 C)により脛骨部の前後方向変位を計測する。

まず、プレコンディショニングとして、膝関節のニュートラルの位置から、脛骨部に引出速度1 mm/s で、前後方向に各々1 mmの強制変位を10回与える。前後動揺性試験では引張速度1 mm/s で、200 N までの前方および後方負荷を与えた。膝屈曲角として30°、60°、90°の3条件を設定し、同じ試験を繰り返す。以上の試験を、Case(1)健常な膝(Intact ACL)、次に Case(2)ACL を切断した状態(ACL Deficient)、Case(3)初期張力20 N および、Case(4)40 N で再建した状態(ACL Reconstructed 20 N, 40 N)の順に行う。本試験における Case(1)はなんの処理も施していない健常な膝であり、膝伸展試験における Case(1)とは異なる。再建法については前項の膝伸展試験と同様であるが、試験中の膝姿勢は再建時と同じく下腿部が鉛直位にある。試験中は脛骨の前後方向の変位量および前後方向の引出力と、再建膝についてはくさび角形デバイスによる張力の計測を行う。図7はくさび角形デバイスを再建膝に装着した状態を示す。

3. 結果と考察

3.1 膝伸展試験 膝伸展試験の結果を図8に示

(a) Knee fixation machine

(b) A-P drawing machine

Fig. 5 Experimental apparatus

(a) With ACL

(b) With graft

Fig. 6 Preparation of specimen

Table 1 Total A-P displacement [mm]

Drawing Force	Flexion Angle	Intact	Deficient	Reconstructed	
				20N	40N
100N	30°	10.13±4.25	23.70±2.34	16.63±3.85	14.69±3.05
		(1)	(2.33)	(1.64)	(1.45)
	60°	8.48±3.34	19.53±0.38	10.74±0.44	9.67±1.84
		(1)	(2.30)	(1.27)	(1.14)
	90°	6.46±1.84	14.24±1.64	8.59±3.27	6.47±1.65
		(1)	(2.21)	(1.33)	(1.00)
200N	30°	15.93±4.72	30.56±4.97	26.89±3.84	25.75±3.26
		(1)	(1.92)	(1.69)	(1.62)
	60°	13.96±4.09	26.99±1.46	21.84±1.64	21.34±3.04
		(1)	(1.93)	(1.56)	(1.53)
	90°	12.15±1.16	23.42±4.78	18.42±5.43	16.64±1.65
		(1)	(1.93)	(1.52)	(1.37)

(mean ± S.D.)

Fig. 7 ACL reconstructed human knee with wedge-angle type device for A-P drawing test

す。Case(1), (2), (3)のいずれについても、膝屈曲角 90° から 50° まではほぼ一定の張力であるが、それより膝が伸展すると、張力が増大する結果となっている。健常 ACL を有する Case(1) の ACL 張力と、Case(2), (3) の再建 ACL 張力とを比較すると、その差はほぼ再建 ACL の初期張力に相当していることがわかる。すなわち再建直後における再建 ACL の張力には、初期張力がほぼそのまま重畳されることになる。実際、膝屈曲角 0° の伸展位における Case(1) の ACL 張力が 47.4 ± 4.8 N であったのに対し、25 N および 50 N の初期張力を与えた再建膝 Case(2), (3) の再建 ACL 張力はそれぞれ 71.6 ± 9.2 N, 97.3 ± 7.1 N であった。

Fig. 8 ACL/graft tension vs. knee flexion angle

本試験で得られた膝屈曲角と ACL/再建 ACL 張力の関係は Markolf らの報告⁽⁷⁾⁽⁸⁾ と定性的に一致するものであるが、張力の値は小さな値となっている。例えば、膝屈曲角 30° でみると、Markolf らの試験結果では健常 ACL の張力が 25 N 程度であるのに対し、本試験では 12 N 程度である。この値の差異は、Markolf らが骨孔内近位側で再建 ACL を固定しているのに対し、本試験では骨孔外遠位側であることに起因するものと考えられる。このような再建 ACL 固定位置が張力に及ぼす影響については Ishibashi ら⁽¹³⁾ も報告している。また、ウシのアキレス腱と椎骨を用いた予備試験においても、骨孔とグラフトのなす角度にもよるが、骨孔外縫合糸張力はグラフト張力よりも 25~50% 程度小さくなることを確かめている。

3・2 前後動揺性試験 前後動揺性試験で得られた前後方向にそれぞれ 100 N および 200 N 負荷した際の前後方向の変位の合計(総変位)を表 1 に示す。表中カッコ内は、それぞれの膝屈曲角について Case(1) を基準として、Case(2), (3) および (4) の値を

相対値として整理したものである。表1からわかるように初期張力が40 NであるCase(4)では、いずれの膝屈曲角でも初期張力が20 NのCase(3)よりも総変位は小さくなるが、両者の差は、ACLが切断された不全膝に相当するCase(2)との差からみれば、わずかな差といえる。図9は前方引出力と前方変位量の関係を示したものである。これからわかるようにすべての膝屈曲角において、ACL再建を行った膝の前方変位量は引出力50 Nでは初期張力20 N、40 NのCase(3)、(4)いずれも、健常ACLを有するCase(1)とほぼ同じであった。しかしながら、引出力がそれより大きくなるとCase(3)、(4)ともに、Case(1)よりも前方引出量は大きくなり、屈曲角30°および60°では前方引出力200 N付近でACLが切断されたままのCase(2)とほぼ同じ大きさとなった。

前方変位量と再建 ACL 張力の関係を図10に示す。図中●印は、前方引出力が100 Nおよび200 Nとな

る時点を表し、横軸の短いチックは各屈曲角における健常膝Case(1)の100 Nおよび200 N 負荷時の前方変位量をそれぞれ示す。全体的傾向としては、前方引出量の増加に伴い、再建 ACL の張力はほぼ線形的に増加していくことがみてとれる。前方引出力が0 から200 N の範囲を直線近似すると、そのこう配は、膝屈曲角30°で初期張力20 N のCase(3)で4.75, 40 N のCase(4)で4.39, 60°ではCase(3)で5.52, Case(4)で4.47, 90°ではCase(3)で5.69, Case(4)で5.75 とほぼ同じぐらいを示した。また、前方変位量が零の状態でのCase(3)と(4)の再建 ACL の張力の差は、膝屈曲角30°, 60°, 90°において、17.3 N, 17.7 N, 17.8 N とほぼ初期張力の差20 N に対応している。これらのことから ACL 再建時の初期張力が、前方引出時の再建 ACL 張力にほぼそのまま重ね合わされていることがわかる。

(a) Anterior drawing force at 30°

(b) Anterior drawing force at 60°

(c) Anterior drawing force at 90°

■ Intact ACL (n=3, mean ± S.D.)
 ■ ACL Deficient (n=3, mean ± S.D.)
 ▨ ACL Reconstructed 20N (n=4, mean ± S.D.)
 ▩ ACL Reconstructed 40N (n=4, mean ± S.D.)

Fig. 9 Anterior displacement

(a) Knee flexion of 30 deg

(b) Knee flexion of 60 deg

(c) Knee flexion of 90 deg

Fig. 10 Graft tension vs. anterior displacement during anterior drawing force (drawing force of 200 N, ACL reconstructed knee)

次に、前方に 200 N までの引出力を与えた際の、再建 ACL 張力と前方引出力の関係を図 11 に示す。張力はいずれの屈曲角についても、初期張力が 40 N の Case(4)のほうが 20 N の Case(3)より大きくなっている。また、屈曲 30° ではやや明確でないが、靱帯張力は前方引出力に対してほぼ直線関係にあり、それぞれの傾きは膝屈曲角 30° で初期張力 20 N の Case(3)で 0.52, 40 N の Case(4)で 0.48, 60° では 0.50 と 0.42, 90° では 0.40 と 0.38 となりほぼ同程度の値である。特に前方引出力が 100 N 以下と小さい範囲では、この特徴がはっきりとしている。

Ishibashi ら⁽¹³⁾ は、110 N の前方引出力を与えた際の健常 ACL の張力がほぼ引出力と同じだったのに対し、遠位側骨孔外で再建靱帯を固定した再建膝の張力は前方引出力に対して、膝屈曲角 30° で 81%, 60° で 84%, 90° で 67% となることを報告している。本試験では前方負荷 110 N 時の Case(3), Case(4)の再建 ACL の張力は、膝屈曲角 30°, 60°, 90° でそれぞれ、

Case(3) 85.4%と Case(4) 92.4%, 77.2%と 84.1%, 65.8%と 76.3%となり、やはり、伸展時よりも減少し、膝屈曲角 90° で最も小さくなっている。

3・1 節で示した膝伸展試験の結果を合わせて考えると、初期張力の効果は ACL の主な役割と考えられる前後動揺性にももちろん現れるが、その影響はそれほど大きなものとはならない。それに対して、脛骨の前方引出や膝伸展においては、再建 ACL 張力に直接的な影響を与えており、その靱帯張力の大きさはほぼ初期張力分を重畳するものであった。初期張力は前後動揺性よりも靱帯張力に影響することからこの点からの検討が適当ではないかと考えられる。

4. 結 言

本研究では初期張力の調整と靱帯張力の計測を行うためのデバイスを提案し、それを用いた膝伸展試験および前後動揺性試験を行った。提案したデバイスは、ACL 再建用の脛骨骨孔外で、縫合糸を介して、再建 ACL の張力を計測し、ねじ式のレベル調整機構により、張力調整を可能とする。これは、骨孔遠位側での縫合糸を固定するのが、脛骨表面ではなく脛骨上のデバイスであることを除き、実際の再建術と同じ設定を目指したものである。張力の計測にはひずみゲージを用いるが、200 N 程度までの張力範囲で良好な感度と線形性があることが確かめられた。レベル調整機構による張力の調整範囲にはもちろん制限があるものの、その調整は簡便かつ容易であった。調整範囲の変更は、調整機構のねじ部の変更により可能である。縫合糸を介しての骨孔外での張力計測や調整は、骨孔と再建 ACL の相互作用の影響を受けることに注意が必要となるが、膝伸展試験、前後動揺性試験を通して得られた結果は、これまでの報告と合致するものであり、提案したデバイスによる張力計測と調整の妥当性が確認された。

ここで行った二つの試験結果からは、膝伸展や脛骨引出による再建 ACL 張力の変化パターンは、再建時の初期張力の大きさの影響を受けないものの、張力の大きさには初期張力の大きさがほぼそのまま重畳したものとなった。他方、前後動揺性試験における前方引出量に代表される前方安定性には、20, 40 N の初期張力の影響は明確にみられなかった。これは、11.1 N から 66.8 N の範囲の初期張力では、前後動揺性に影響しないとの Markolf らの報告⁽⁹⁾とも整合する。これらは、ACL 再建における初期張力は再建時に確認可能な前方安定性ではなく、予後における再建 ACL のリガメンタイゼーションの観点からの検討の必要性

Fig. 11 Graft tension vs. anterior drawing force

を示唆するものとも考えられる。本研究で提案したデバイスはただちにそのまま再建術で用いることが可能というわけではないが、実的な再建骨孔外での再建 ACL 張力の計測と調整のための基礎となるものと考ええる。

文 献

- (1) Butler, D. L. and Guan, Y., Biomechanics of the anterior cruciate ligament and its replacement, Chapter 4, *Biomechanics in Diarthrodial Joints*, 1 (1991), 105-154, Springer-Verlag, New York.
- (2) Noyes, F. R., ほか 4 名, Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstruction, *J. Bone Joint Surg.*, **66**-A-3 (1984), 344-352.
- (3) Gertel, T. H., ほか 4 名, Effect of anterior cruciate ligament graft tensioning direction, magnitude, and flexion angle on knee biomechanics, *Ame. J. Sports Med.*, **21**-4 (1993), 572-579.
- (4) 山本憲隆・ほか 2 名, 家兎膝蓋腱に作用する張力の in vivo 計測, *機論*, **58**-551, A (1992), 1142-1147.
- (5) 前田朗・ほか 4 名, Arthoroscopic Force Probe を使用した靱帯荷重測定法の検証, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, **16** (1995), 139-142.
- (6) Fleming, B. C., ほか 3 名, Measurement of anterior cruciate ligament (ACL) graft loads using an arthroscopic implantable force probe, *42nd Orthop. Res. Soc.*, (1996), 75.
- (7) Markolf, K. L., ほか 3 名, Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament, *J. Bone Joint Surg.*, **72**-A-4 (1990), 557-567.
- (8) Markolf, K. L., ほか 5 名, Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with patellar ligament allograft, *J. Bone Joint Surg.*, **78**-A-11 (1996), 1720-1734.
- (9) Livesay, G. A., ほか 5 名, Determination of the in situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament, *Ann. Biomed. Eng.*, **23** (1995), 467-474.
- (10) 藤江裕道・ほか 6 名, 膝関節動揺性試験における膝靱帯の張力分布, *機論*, **61**-586, C (1995), 2521-2526.
- (11) Xerogeanes, J. W., Effect of knee flexion on in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthroscopy*, **3** (1995), 9-13.
- (12) Yasuda, K., ほか 3 名, Effect of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction—Autogeneous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes, *Ame. J. Sports Med.*, **25**-1 (1997), 99-106.
- (13) Ishibashi, Y., ほか 2 名, The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: Evaluation using robotic testing system, *Arthroscopy*, **13**-2 (1997), 177-182.