

筑波大学

博士(医学)学位論文



AAAAAAAAA

# 目次

## 第1章、緒言

1-1. 臨床的動機	4
1-2. 本研究の目的	6
1-3. 実験仮説	6

## 第2章、バックグラウンド

2-1. 前十字靱帯 (ACL) の解剖	7
2-2. 正常 ACL の生体力学的機能	7
2-3. <i>In situ</i> Force (Force)の測定	13

## 第3章、測定システムの概要

3-1. Robot/UFS Test System	16
3-2. Force の測定	20
3-3. Joint Coordinate system	23
3-4. 膝関節の受動的屈曲伸展 (Neutral Path)	23

## 第4章、正常 ACL の2つの線維束に発生する Force の測定

4-1. 検体 (新鮮凍結ヒト死体膝)	27
4-2. 脛骨前方向への外力と脛骨移動量	29
4-3. ACL に発生する Force	29
4-4. 統計処理	33
4-5. 結果	
4-5-1. 脛骨前方移動度	34

4-5-2. ACLに発生する Force の大きさと方向	34
4-5-3. それぞれの線維束に発生する Force の大きさと方向	39
4-6. 考察	
4-6-1. 脛骨移動量について	44
4-6-2. ACLに発生する Force	44
4-6-3. 線維束に発生する Force	46
第5章、ACL 再建術比較システムの作成	48
第6章、ACL 再建術間の生体力学的評価	
6-1. ACL 再建術式について	53
6-2. 実験の目的	56
6-3. 実験仮説	56
6-4. 方法	
6-4-1. 検体	57
6-4-2. 正常膝の測定	60
6-4-3. 正常 ACL 内の Force	60
6-4-4. 靱帯再建術 (ハムストリング)	61
6-4-5. 再建膝のキネマティクスと再建靱帯内の Force	64
6-4-6. 膝蓋靱帯による ACL 再建術	64
6-4-7. データ処理	65
6-5. 結果	67



## 6－6．考察

6-6-1. 正常 ACL の Force\_\_\_\_\_73

6-6-2. 脛骨前方移動度\_\_\_\_\_73

6-6-3. 靱帯内に発生する Force\_\_\_\_\_75

## 第7章、総括

7－1．本研究の臨床的意義\_\_\_\_\_77

7－2．今後の研究課題\_\_\_\_\_78

謝辞\_\_\_\_\_80

参考文献\_\_\_\_\_82

参考論文\_\_\_\_\_92

## 第1章、 緒言

### 1－1． 臨床的動機

前十字靱帯（ACL）は、膝関節を構成する4つの主要膝靱帯（ACL、後十字靱帯、内側側副靱帯、外側側副靱帯）の中で、スポーツ活動中にもっとも損傷しやすい靱帯であり、1991年のMiyasakaらの報告によると外傷性の膝血腫を来した患者の50%以上に前十字靱帯の損傷が見られている [1]。またトップアスリートにとっては、選手生命を終わらせる外傷原因の最重要部位である。過去20年、積極的に手術による靱帯再建が試みられてきた。ACLの手術的治療は今日のスポーツ整形外科発展の原動力である、といっても過言ではない。近年、関節鏡視下再建やリハビリテーション技術の向上、靱帯の損傷と修復における基礎的な研究の進歩により、その臨床成績も著しく向上した。しかし、最近頻用されていて患者の主訴に重きを置くIKDC（International Knee Documentation Committee）Scoreを用いると、以前の報告に比べて成績が落ちているものも散見される [2, 3]。またトップレベルのプロスポーツ選手が外傷以前のレベルに復帰できる確率もまだ十分とは言えない [4]。さらに、一般レベルでも前十字靱帯再建術が、長期にわたって同手術を施行しなかった前十字靱帯不全患者に比べて膝の変形性変化が早くきたと言う報告もあり、その予後は満足できるとはいえない [5, 6]。

前十字靱帯再建術の理想的目標は、正常のACLの機能と膝関節キネマティクスの再構築である [7]。前十字靱帯の再建に使われる材料は、一部に人工腱や

他家の組織が使われているが、骨付き膝蓋腱や多重折ハムストリング（半腱様筋・薄筋）腱等の自家組織がほとんどである。また、その再建方法のほとんどは、脛骨側・大腿骨側に一つずつの骨トンネルをあけ、再建材料を通して両骨に止めるという方法がほとんどで、正常 ACL の持つ多様性の再現には程遠い現状といえる。

正常前十字靭帯は均一な組織ではなく、その解剖学的走行の観察や生体力学的機能の多様性が報告されてきた [8-18]。前十字靭帯の基礎的研究の中でも、靭帯の機能の生体力学的研究が 1980 年頃から盛んに行われ、その結果が手術法の改良や早期リハビリテーションの実施に果たしてきた役割は大きい [13, 18-41]。靭帯機能の多様性についての報告も多く認められる。しかし過去の研究の多くは死体膝と自由度の低い力学試験機を使ったものであり、生体力学ではなく「人体からの材料を使った力学試験」であるという批判も聞かれる。関節とそこにある靭帯機能を出来るだけ生理的に近い状態で測定するために、多自由度を有するクランプや [24, 42-44]、多方向の力や変移を測定できる試験機が開発され、荷重や筋肉の負荷等も行われているが [29, 30, 45]、死体膝を使って生体の条件を再現できる生体力学的計測システムの開発は困難であった[92]。

## 1－2．本研究の目的

正常前十字靱帯の機能再建を目標とするならば、その正常機能の理解が不可欠であり、多様な正常 ACL の生体力学的機能を手術・リハビリテーションで再現することが、正常膝機能の再建とスポーツ選手の復帰率をより向上すると思われる。本研究の目的は、多自由度の Robotic manipulator と 3 軸方向の力と軸周りのモーメントを同時に計測できる Universal Force-moment Sensor を組み合わせて（第 3 章）、ヒト死体膝脛骨前方引き出し負荷時に正常前十字靱帯の前内側束と後外側束に発生する力の大きさと方向を多膝関節屈曲角度で測定し、前十字靱帯の多様性を考慮した新しい再建術の基礎的データとすること（第 4 章）、またこの膝関節機能測定システム（第 5 章）を使って、現在臨床現場で多用されている前十字靱帯再建術式間の生体力学的評価をすること（第 6 章）である。

## 1－3．実験仮説

本研究の実験仮説は以下のとおりである。

1. 前十字靱帯は、機能的に 2 つの部分に分かれていて各膝関節位置で脛骨前方引き出し負荷に対して発生する力の大きさや方向が異なる(第 4 章)。
2. 断面積が小さく均一な膝蓋腱よりも、多重折りハムストリング腱のほうが膝関節全域にわたって力を発生し、正常 ACL により近い(第 6 章)。

## 第2章、バックグラウンド

### 2-1. 前十字靱帯 (ACL) の解剖

ACL は、膝関節内にある靱帯組織でありその起始は大腿骨果間部の外側で内前方に外旋しながら走行し、脛骨中央部の前内側に付着する（図 2.1）。Girgis らの報告によるとその関節内の長さは 38 mm であり、脛骨付着部の前後径は 25 mm である（図 2.2） [14]。Fuss らの研究によると、ブタ・ヒツジ・ヤギ・ウシでは前内側束と後外側束が明らかに分離しているのに対し、ウマ・イヌ・ヒトでは、その二重束構造は肉眼的に明らかでない [12, 13]。1938 年に Palmer は、前十字靱帯の解剖学的特徴、機能、再建術に関して詳細な報告をした。1975 年に Girgis らは、前十字靱帯の脛骨側付着部の解剖と膝関節伸展・屈曲時の観察より、前内側束と後外側束にわけ、Norwood らは 3 束に分けた [17]。Fuss らは、その解剖学観察により、前内側束を、膝関節屈曲伸展の Guide と位置づけた [12]。一方 Odensen らはこれらの多重線維束モデルを否定している [27]。

### 2-2. 正常 ACL の生体力学的機能

ACL は、脛骨の前方移動を制御することが第一の機能であるとされる。また脛骨の内旋時にその緊張が高まることが報告されている。そのため、臨床的には膝関節角度を変えての脛骨前方移動度、特に屈曲角度 30 度付近での理学的所見（Lachmann 試験、図 2.3）、1985 年に Daniel らが開発した K T-1000 等の膝試験

機を使った前方移動度（図 2.4）が他覚的所見として重要視されていて [46]、各種膝関節疾患臨床成績判定基準にも入っている [47]。

ヒト死体膝を用いた生体力学的研究も脛骨に前方引き出し負荷を与える実験が繰り返されてきた。Butler らは、脛骨を前後方向のみに 5 mm 動かし、ACL を前内側束と後外側束に分けてその破断強度を測定し、前内側束が重要であるとの結論に達した [15]。Fukubayashi らは、Kinematic Linkage System を用いて、正常膝において脛骨の回旋を許容したときに、脛骨前方移動度が回旋を制限したときにくらべて 30% 増加することを示した [42]。その他多くの研究が、ACL を切った後の脛骨前方移動の変化により ACL の機能を評価する方法で行われてきた。

また、膝関節の屈曲と伸展時に前十字靭帯大腿骨起始部と脛骨骨付着部の長さが変わらない点、いわゆるアイソメトリックポイントが大腿骨側で前内側束部分に近いとする報告が続き、再建靭帯をこのアイソメトリックポイントにおくことが手術手技上重要とされた [48-50]。しかし、この方法では脛骨側の骨トンネルの位置が前十字靭帯付着部の前方に位置することが多く、1991 年に、Howell らが膝関節伸展時に大腿骨顆間部で再建靭帯が圧迫される Impingement syndrome を引き起こすことを報告し注目された [51-53]。正常 ACL は受動的屈曲伸展を通してアイソメトリックではないとする報告もあり [8]、現在ではアイソメトリックポイントの達成より、解剖学的再建が強調され、この前十字靭帯の 2 つの線維束を別々に再建しようとする手術も行なわれている [54-57]。

# Anatomy of the cruciate ligaments

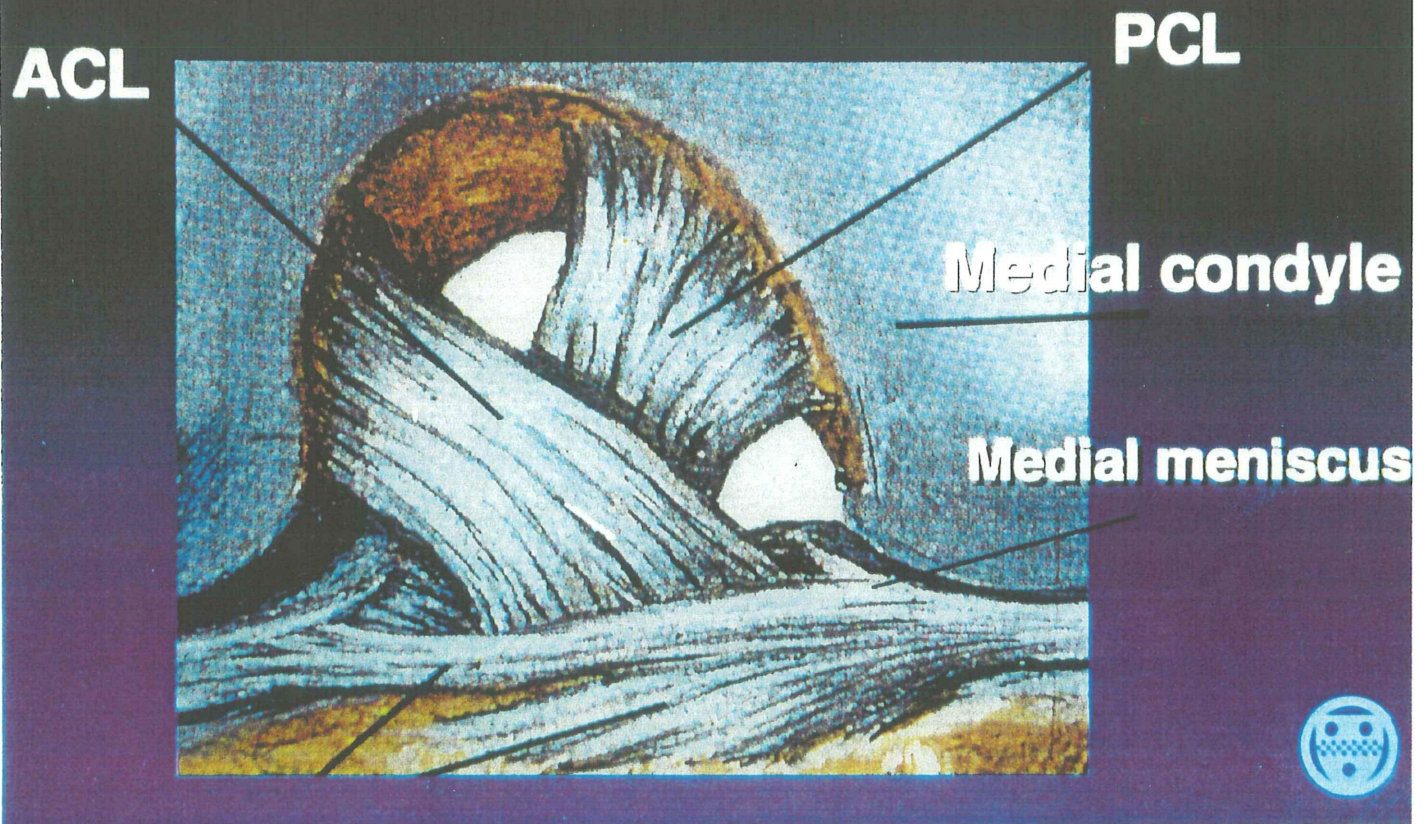


図 2.1 : 右膝関節内を前方から見た図 (Grant's Atlas of Anatomy、医学書院、より抜粋し改変)

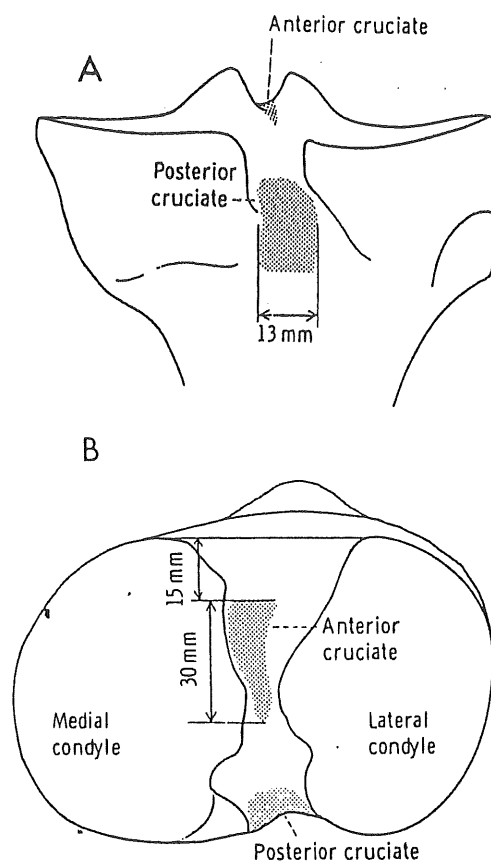


図 2.2 : 前十字靱帯（ACL）と後十字靱帯の脛骨付着部。A:後方から、B:上方から見た図。

（Girgis, et al., Clin Orthop, 1975. より抜粋）



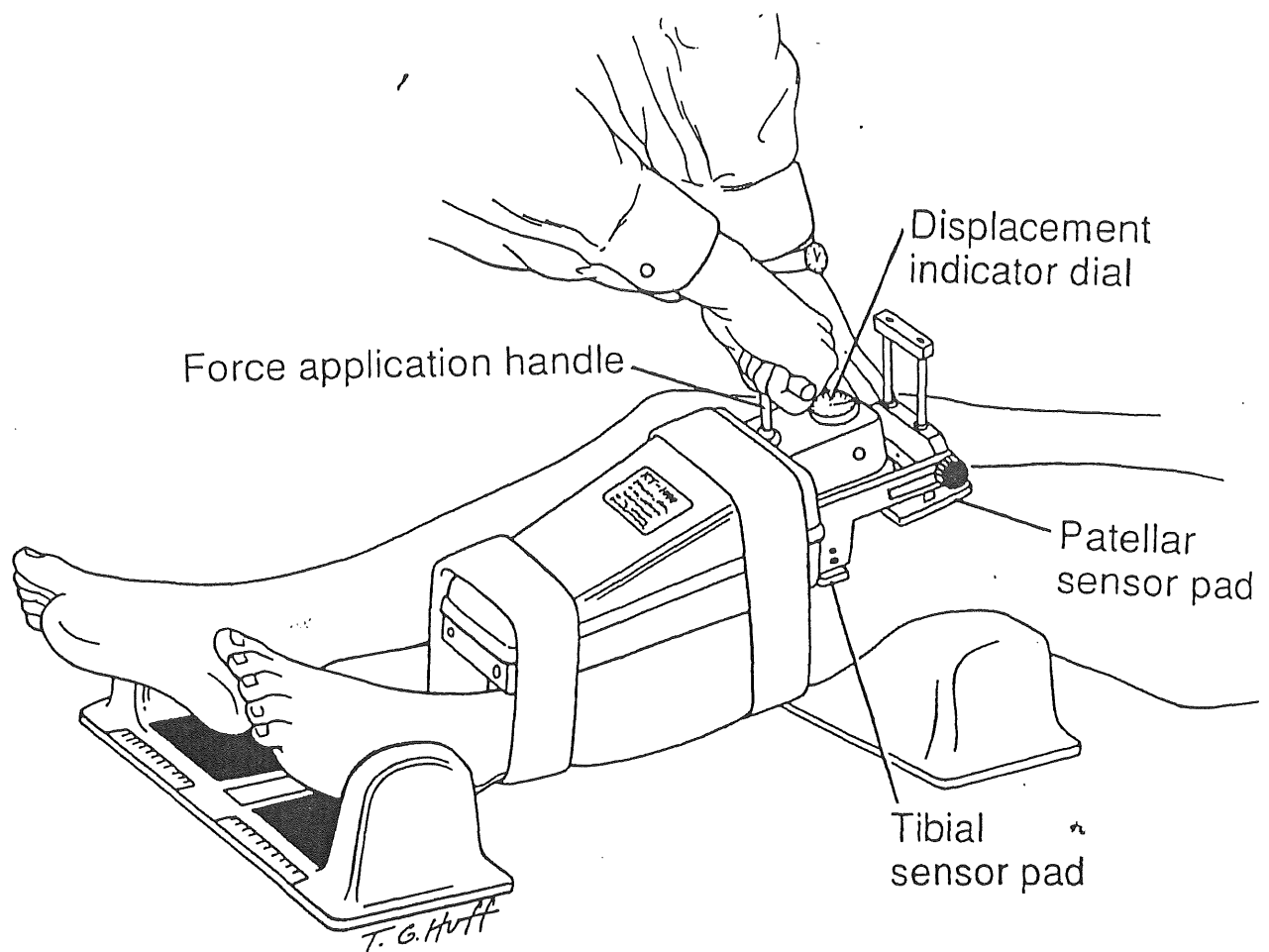


図 2.4 : Instrumental Knee Arthrometer (KT-1000) による脛骨前方移動量の測定；検者は患者の膝を 20-30 度に固定し、89N・134N・manual maximum の前方力をかけ、脛骨前方ダイヤル表示された前後移動量を記録する (Fu, et, al.: Knee Surgery, 1995 より抜粋)。

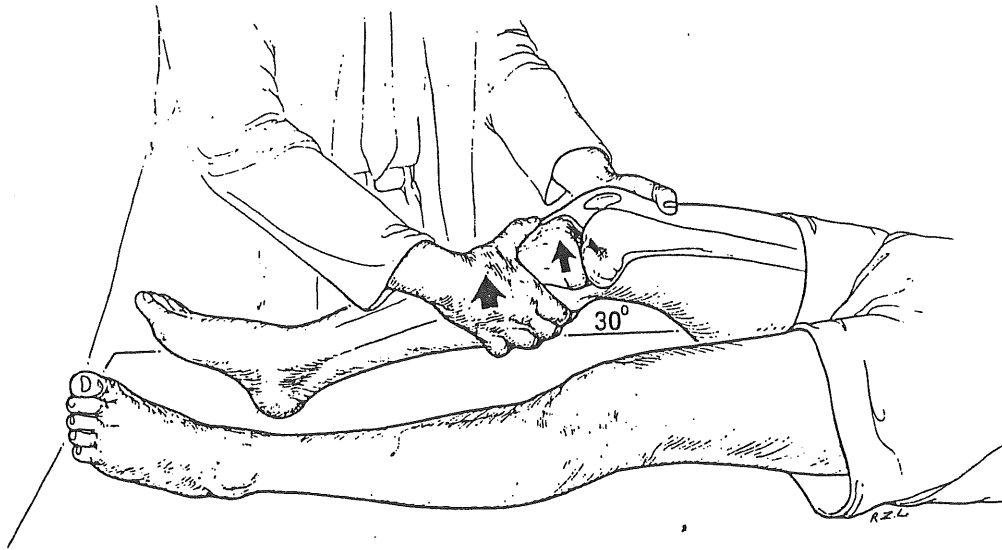


図 2.3 : Lachmann test ; 検者は、患者の膝を約 30 度に保つように両手で保持して、脛骨に前方引き出し負荷をかけ、脛骨前方移動量やエンドポイントの有無を調べる。（Fu, et, al.: Knee Surgery, 1995 より抜粋）

### 2-3. *In situ* Force の測定

脛骨に外力を与えたときの脛骨移動量は、膝関節のすべての構成体が発生する力とモーメントの合計によるのであり、前十字靱帯だけの状態を反映するものではない。ACL 不全膝でも関節が拘縮していれば、大きな外力が膝にかけられても脛骨前方移動量は小さくなる。一方、ある条件下で ACL に発生する力 (*In situ* Force) は、ACL の機能をより反映すると考えられ、その測定の試みがなされてきた。"In situ"とは、ラテン語で「その場所、ありのまま」という意味であり本研究では、「解剖学的位置を保ったままで」という意味に用いる。Ahmed、Lewis らは、膝の各靱帯に Buckle Transducer をとりつけて靱帯内に発生する力を直接計測する方法を確立し [44, 58]、同様に Holden、Fleming らは Implantable force transducer を用いた [59, 60]。これらの方法は、生体での測定に応用できるという大きな利点を持つが、それぞれの膝関節の位置により Calibration が必要なこと、Transducer をつけることにより靱帯そのものが短縮するのが短所として挙げられる。靱帯にさわることなく、力を測定する方法として France らは、靱帯の骨付着部近傍に Strain gauge をおき、靱帯に発生する力を測定した [61]。Markolf らは、脛骨 ACL 付着部軟骨下骨を cylinder 状にくり貫いて Load cell を固定し、前十字靱帯・後十字靱帯に発生する張力を測定した [29]。

Woo らの研究室では、膝関節に外力がかかったときの靱帯に発生する力の測定に注目してきた。Takai らは、前十字靱帯を前方と後方線維に分け、5 自由度を許容する Kinematic Linkage System をもちいて脛骨前方引き出し負荷時の長さ変

化を測定した後骨－靱帯－骨構成体を分離して 1 自由度の力学試験器 (Instron<sup>TM</sup>) で得られた負荷変位関係から発生した力を推定し、膝屈曲角度が増すにつれて前内側束に発生する力が上昇することを示した [24]。この測定法では、より生理的に近い 5 自由度で計測した靱帯の長さ変化を、1 自由度でしかも骨－靱帯－骨構成体に分離した後の負荷－変位直線から計算するので、膝から切り出したときに靱帯走行の Alignment の再現が不可能であり測定誤差が大きくなった。Fujie、Woo らは、6 自由度の力とモーメントを同時に測定できる Universal Force-moment Sensor (UFS) をもちいて、靱帯組織に直接触れることなく、靱帯中の発生する力の大きさ・方向・作用点を測定するシステムを開発した [62, 63, 92]。このシステムを用いると、靱帯を解剖学的位置に置いたまま、その中に発生する力を *in situ* で測定することが出来る (以下、Force と定義する)。Xerogenenes らは、このシステムとヒト膝死体を用いて、脛骨に 1 自由度で 100N の前方力を与えたときの膝屈曲 30 度と 90 度における前内側束と後外側束に発生する Force を測定し、両方の位置で前内側束が 90% 以上の力を負担している、と報告した [64]。UFS による力の測定には、靱帯を切除する前後で 2 つの骨の相対的位置関係を正確に再現することが必要になり、非生理的な 1 自由度の測定しかできない欠点があった。

生理的な多自由度下での測定と、無接触での直接的な、さらには解剖学的アライメントを維持したままでの張力測定、という目的を達成するために、藤江、馬淵らは 6 自由度で高い空間精度を持つロボットアームを UFS と組み合わせる膝関節機能測定システム (Robot/UFS Test System) を開発した [92]。Fujie, Livesay,

Woo らは同様のシステムを作成し[65, 66]、Livesay, Rudy らは、ブタ膝を使って脛骨に 1 自由度と 5 自由度下で前方引き出し負荷をあたえ、前十字靱帯の前内側束と後外側束に発生する力の分布と力の方向が異なることを示した [67] (参考文献 1)。また、Ishibashi らはこのシステムとブタ膝を用いて脛骨側の再建膝蓋靱帯固定部位について解剖学的位置の再建の重要性を強調した [68]。

## 第3章. 測定システムの概要

### 3-1. Robot/UFS Test System

Robotic manipulator (Puma model 762, Unimate, Pittsburgh, PA, USA 図 3.1)

は、6つの Joint を持ち、コンピュータによる6自由度の制御が可能である。このシステムは一度入力されたロボットアームの位置を高精度（アームの空間位置精度は、0.02 mm、0.02 度）で繰り返すことができるのが最大の利点である[69]。UFS (model 4015, JR3, Woodland, CA, USA、図 3.2) は、直行する3軸方向の3つの力と軸中心の3つのモーメントを同時に連続測定できる。UFS をロボットアームの先端にとりつけることにより、UFS を位置制御のフィードバックシステムとして用いることが可能である [62, 63]。すなわち、脛骨前方に 110 Nの力をかけたい場合、設定された前方方向に UFS からの信号が 110 Nになるまでロボットは動き続けることになる。またその他の軸に発生する Force やモーメントが最小になるように設定することで、関節に無理な外力が加わることなく脛骨の生理的な動きが得られる(図 3.3)。また、ロボットアームを動かしたときには、その位置で Force とモーメントの測定が出来、靱帯組織を切断する前と後での差分を、その靱帯内に発生する Force としている。

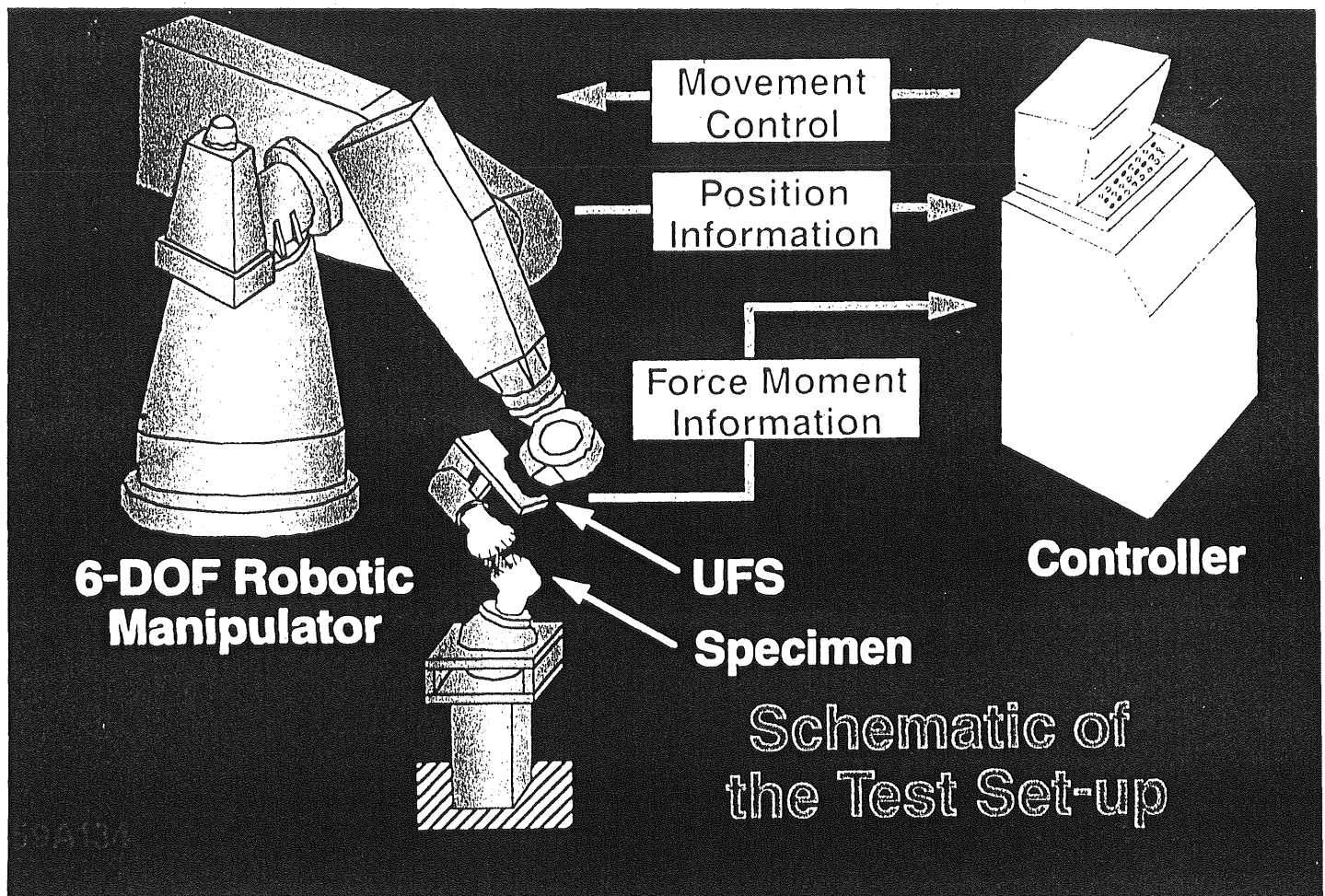


図 3.1 : 6 ジョイント (自由度) を持つ Robot マニピレーター。

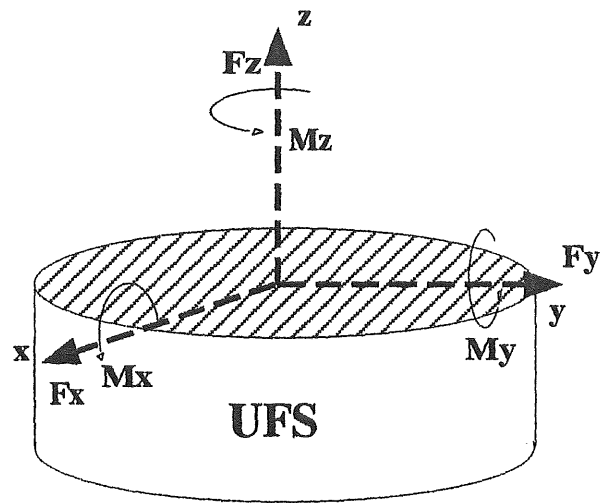


図3.2 : A) Universal Force-moment Sensor (JR3, model 4015, Woodland, CA, USA)。  
 B) UFSが測定できる3軸方向の力( $F_x, F_y, F_z$ ) と、軸周りのモーメント( $M_x, M_y, M_z$ )



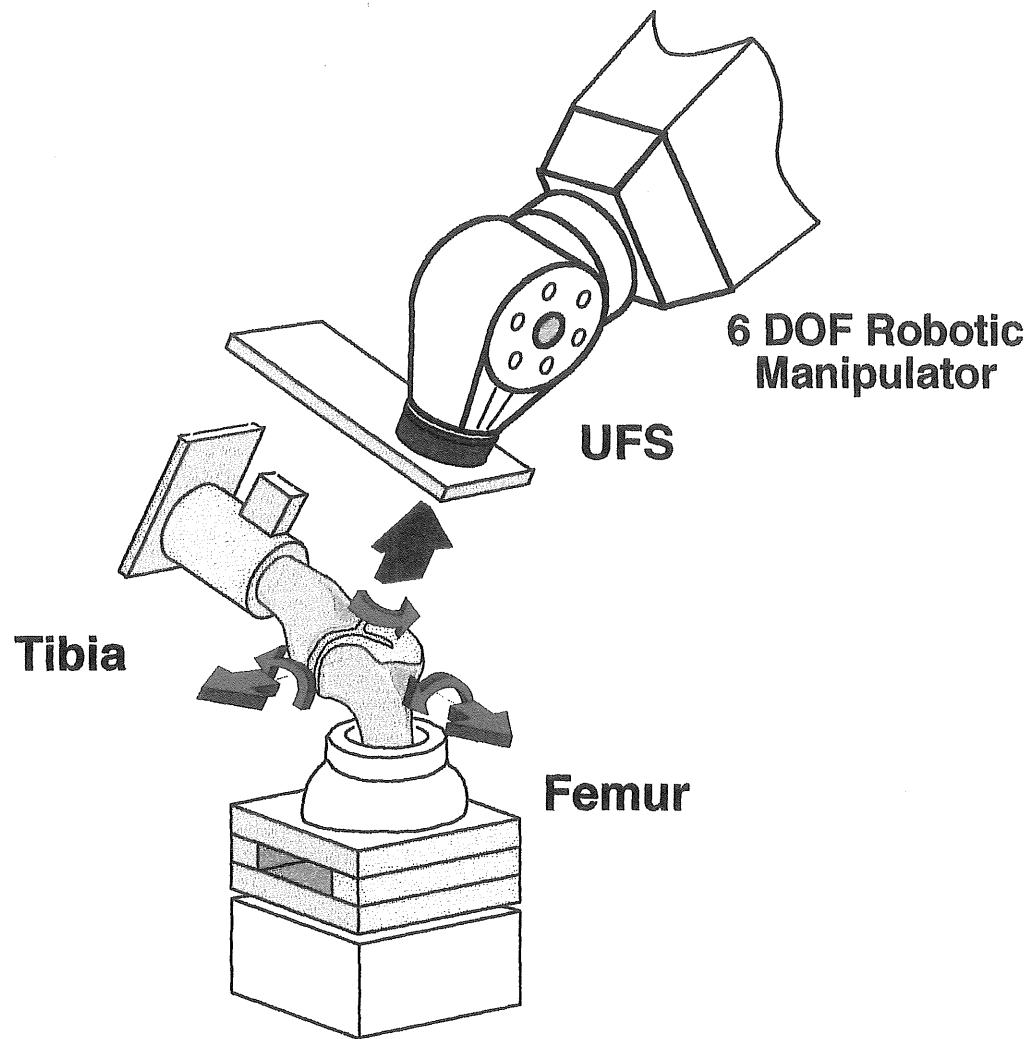
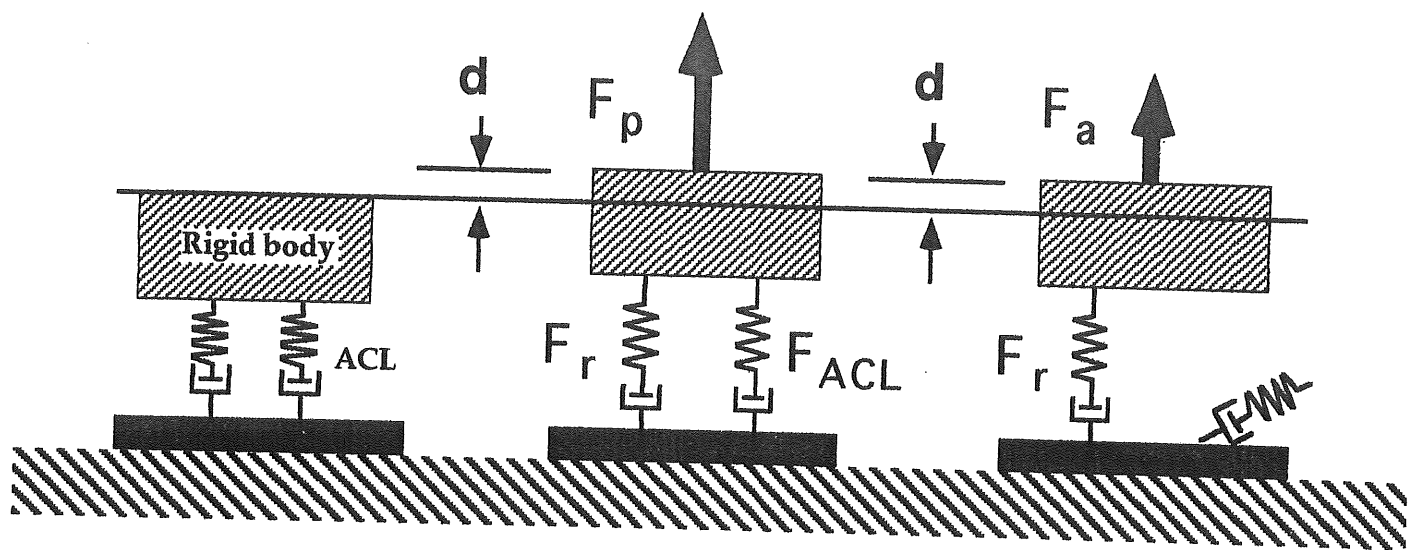


図3.3：5自由度を許容したシステムの模式図。前方向の力（赤矢印）が設定条件（110N）になるまでロボットは動きつづけ、同時にその他方向の力とモーメント（緑矢印）が最少となるような位置に動く。

### 3-2. *In situ* Force (Force) の測定

膝関節に外力がはたらいたときに、前十字靱帯内に発生する *In situ* Force (Force) の測定には、いくつかの前提条件を必要とする。骨組織が靱帯に比べ剛性が高く測定に用いられる力学的負荷の範囲で変形が無視できること、それぞれの靱帯がからみあうことなく独立してはたらくこと [69]、であり図 3.4 のような2つの剛体（大腿骨・脛骨）間の複数のバネ（靱帯）で成り立つ膝関節モデルで説明できる。一方の剛体は固定されているので、関節に外力がはたらくともう一方の剛体は変位量（ $d$ 、図 3.4）で移動し、それぞれの靱帯は伸長する。移動した剛体に付着する UFS は剛体にはたらく Force ( $F_p$ ) を測定する。4 本のバネの一本を切除した後、可動性の剛体をバネ切除前の関節移動位置（ $d$ ）まで変位させると、切除していない他のバネに発生する張力は、2つの剛体の相対的位置が同一なので変化せず、UFS は残りの靱帯の合力である Force を（ $F_a$ ）記録する。 $F_p$  と  $F_a$  の差が、切除したバネに発生した Force となる。Force の大きさは3軸上のベクトル合力の大きさとして求められる（参考論文2）。

力の方向は、脛骨高原面を底面とし、単位ベクトルの始点を中心に置いた半球状の座標を想定し、終点の水平面からの仰角（ $\alpha$ ）、正中矢状面からの偏位角（ $\beta$ ）で表した（図 3.5）（参考論文2、4）。



$$F_p = F_r - F_{ACL}$$

$$F_a = F_r$$

$$F_{ACL} = F_p - F_r$$

$$F_{ACL} = F_p - F_a$$

d : tibial translation

$F_r$  : force in the remaining structures

$F_{ACL}$  : force in the ACL

$F_p$  : resulting forces after cutting patellar tendon

$F_a$  : resulting forces after cutting the ACL

図3.4：本研究で用いた膝関節モデル。右では、一本のスプリングが切離されている。切離前と後の関節の移動量は変わらない。

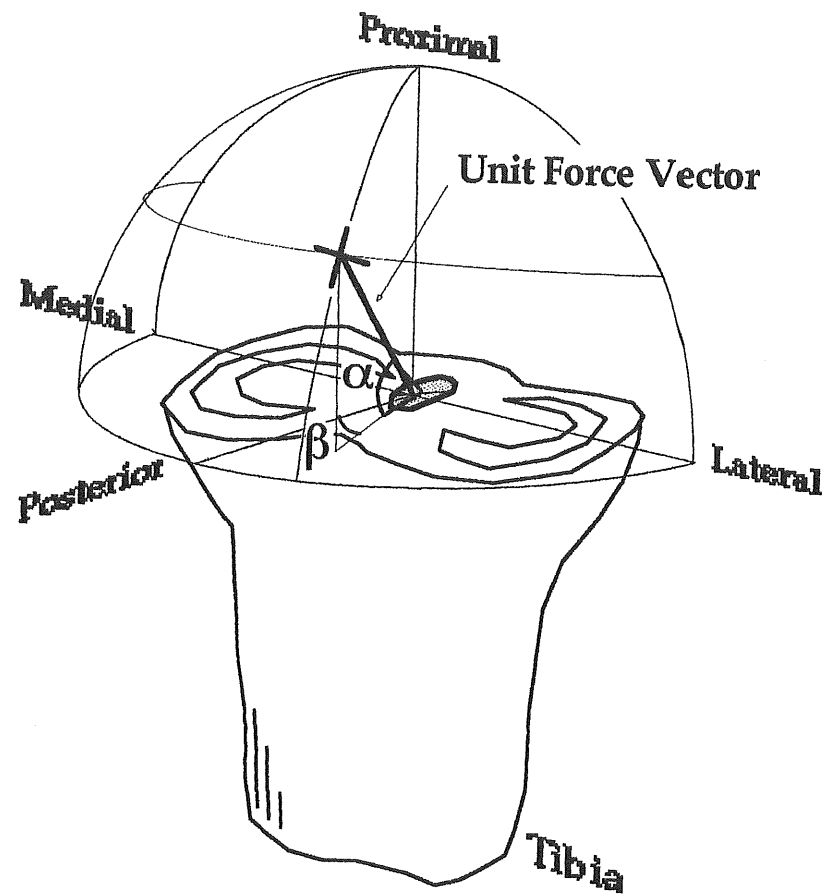


図3.5：フォースの方向の表示方法。図は右の脛骨を後ろから見たもので、脛骨高原の中央はACLの付着部を示す。

### 3－3．Joint Coordinate System

1983 年に、Grood と Suntay は、膝関節屈曲伸展軸と脛骨長軸と常に直交する膝関節回旋軸を用いた Joint coordinate system を報告し（図 3.6）、現在多くの報告が彼らの考えを用いている [70]。本研究では、大腿骨・脛骨それぞれに Local coordinate system を設定し、膝伸展 0 度でその二つの Coordinate system が同一となるため、膝関節屈曲伸展軸を大腿骨上で内側・外側の側副靭帯付着部の中央を結ぶ線とし、その中点を大腿骨・脛骨それぞれの Local coordinate system の中心とした。膝関節を屈曲すると通常脛骨は内旋していくため、脛骨 Coordinate system の中心は移動していく。その変位は大腿骨の Coordinate system の中心からの移動量として、3つの軸それぞれに表される。UFS と脛骨の Coordinate system の関係は検体の設定時に計測しているので、その関係を用いて力とモーメントを記述した（参考論文 2、図 3.7）。

### 3－4．膝関節の受動的屈曲伸展（Neutral Path）

膝関節は、単なる Hinge joint ではなく屈曲するに従って回転（rolling）、平行移動（sliding）、回旋（rotation）が組み合さった複雑な動きをする [71]。そのため脛骨移動量の測定の際には、各膝関節角度において計測の基準となる脛骨の大腿骨に対する相対的位置が必要となる。過去の生体力学的研究例では、膝関節を徒手で動かしたときに、髓腔に挿入したロッドやクランプを拘束する事なく

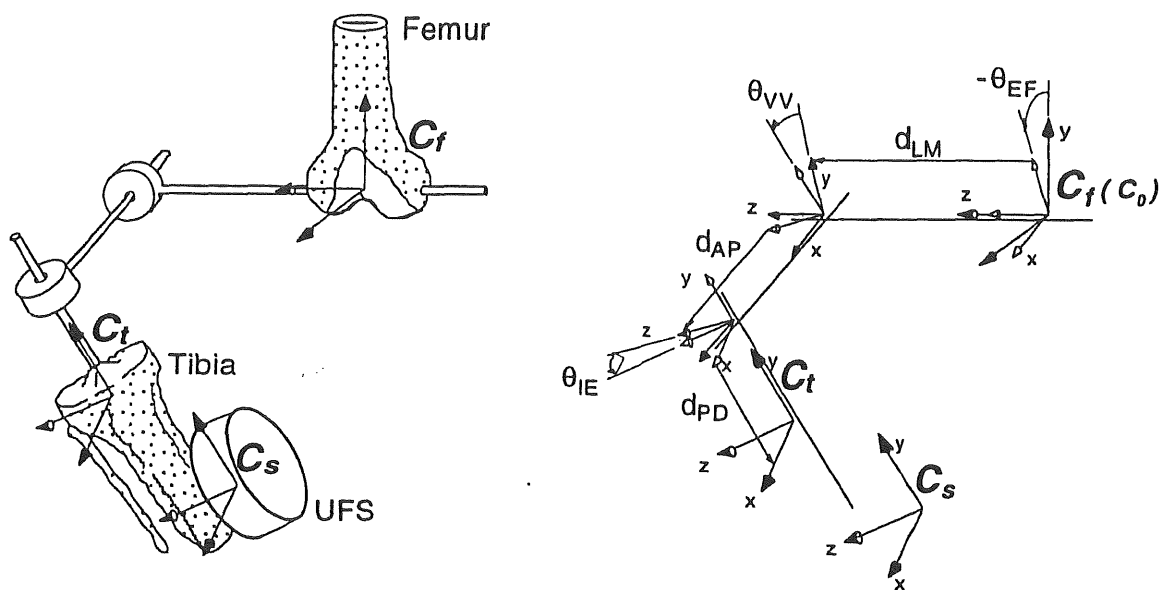


図 3.6 : Grood - Suntay が提唱した Joint coordinate system。膝関節屈曲伸展軸と脛骨の骨長軸、その二つの軸に直行する軸の 3 軸を設定し、力とモーメントを記述した (Fu, et, al.: Knee Surgery, 1995 より抜粋)

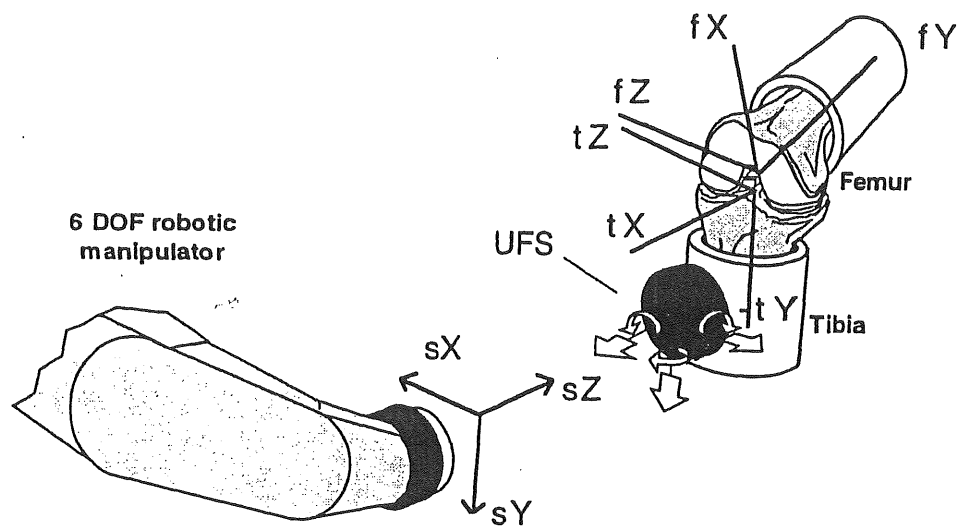


図 3.7 : 本研究で用いた Joint coordinate system。膝関節伸展 0 度で、膝関節屈曲伸展軸と脛骨の骨長軸、その二つの軸に直行する軸の 3 軸を設定した。この 3 軸が膝関節 0 度で UFS の軸に平行となるように検体を固定した。膝関節を屈曲すると、脛骨の軸は UFS 軸と同期して動いていく。

自然に屈曲あるいは下垂したときの脛骨の位置を測定の基準としてきた。死体膝を使い、さらに筋肉の静的緊張も失われている状態では生体の膝関節の受動的屈曲伸展を再現することはできない。

本研究では、生体の膝関節の受動的屈曲伸展は、それぞれの膝関節屈曲角度で関節内に発生する Force とモーメントが最小になるような大腿骨と脛骨の相対的位置と仮定し、最初に設定した屈曲伸展軸の回りに 1 度ずつ脛骨を回転させて UFS からの出力が最小となるように、ロボットアームが脛骨の位置を微調整する。0 度から 90 度まで 1 度刻みにこれを繰り返す、その位置を連続的に動かすことによって膝関節の受動的屈曲伸展位置とした。つぎに、この 0 から 90 度までの受動的屈曲伸展を連続で 10 回繰り返すことによって、軟部組織のプレコンディショニングを行った後に、再度、膝関節屈曲 1 度ごとに受動的屈曲伸展の位置を決定する。計測に用いる関節角度は、過去に多く用いられている計測角度に伸展位近くでの ACL の重要性に鑑み、0/ 15/ 30/ 60/ 90 度とした。



## 第4章、

### 「正常 ACL の2つの線維束に発生する Force の測定」

#### 4-1. 検体（新鮮凍結ヒト死体膝）

新鮮凍結ヒト死体膝9体（40-80才，平均年齢71.1才）を用いた。膝は大腿骨近位部で切断した後、零下20度で冷凍保存されており、実験前24時間室温に放置することにより自然解凍した。膝関節面から、近位・遠位20cmの部位で脛骨・大腿骨を切断し、関節周囲の筋・軟部組織は膝窩筋をのぞいて取り除いた。腓骨は腓骨頭遠位5cmの部位で解剖学的位置関係を保ったまま皮質骨スクリューで脛骨と固定した後、スクリュー遠位2cmのレベルで切離した。関節包・両側の側副靱帯は温存した。大腿骨・脛骨骨軸と大腿骨・脛骨クランプの長軸が一致するように挿入し、乗用車体用のAuto Filler (Bond, Cleaveland, OH, USA), で骨とクランプの間隙をふさいだ。大腿骨クランプは、床の支持台にとりつけられたBall joint 付きのクランプに強固に固定し、脛骨クランプは、UFS を介してロボットアームに取り付けた。（図4.1）実験中は、室温下で0.9%の生理食塩水を噴霧することにより検体の湿潤状態を保った。

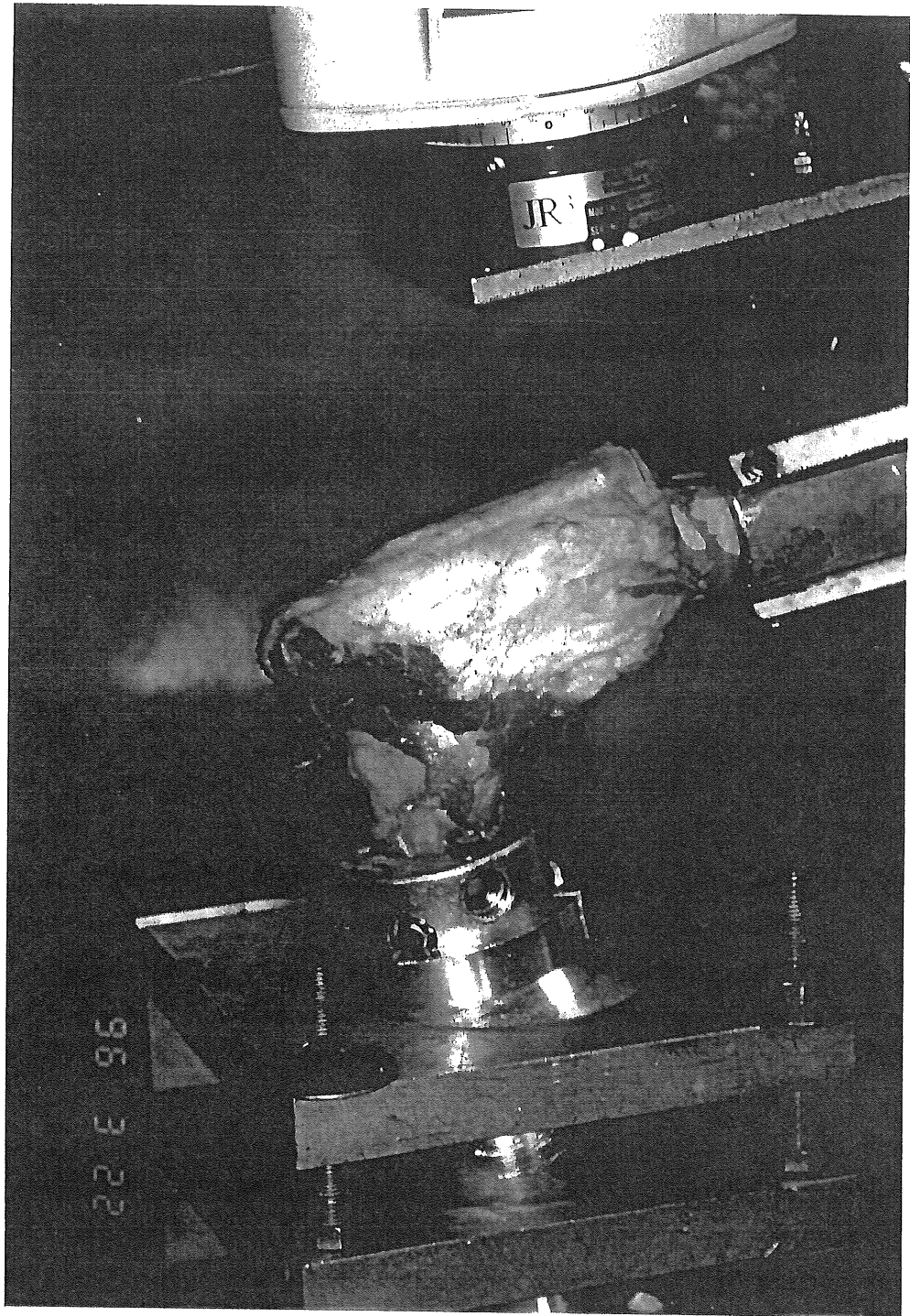


図 4.1 : ロボット/UFS テストシステムに取り付けられた検体。脛骨が UFS を介してロボットアームに取り付けられている。

#### 4－2．脛骨前方向への外力と脛骨移動量

前章に示した方法で、検体を Robot/UFS Test System に取り付けた。0 度から 90 度までの受動屈曲伸展軌道を得た後、0/ 15/ 30/ 60/ 90 度の 5 カ所に脛骨を移動し、前方向に 1 mm/sec の速度で 22/ 44/ 66/ 88/ 110 N の力をかけた。測定時のプレコンディショニングとして、最初に得られた軌道を 5 回繰り返した後に 6 回目の移動量を記録した。脛骨の 3 次元の移動量は、3 方向の直線移動量と回旋角度で記録され、そのときの Resultant force が UFS により記録された。5 つの位置での計測が終わった後、関節前方より膝蓋骨・膝蓋靱帯・前方の関節包を切離した。それぞれの角度でロボットに記録されている、関節切開する以前の脛骨移動量を正確に繰り返し、UFS は新しい 5 つの Force を記録した。それぞれの角度で関節切開する前と後での Force の差分が、切除した組織（膝蓋骨・膝蓋靱帯・前方の関節包）に発生した Force とする。

#### 4－3．ACL に発生する Force

次に、関節内の脂肪組織を摘出して、前十字靱帯を露出する。この操作は膝関節 90 度で行なった。屈曲 90 度では、前十字靱帯の前内側束は比較的緊張しており、逆に後外側束は弛緩していて、多くの場合、そのあいだには薄い滑膜の折れ込みが見られる（図 4.2）。その滑膜の折れ込みから後内側方向へ向かって、繊維の緊張にしたがって鈍的に線維を分け、（図 4.3）中央部で靱帯後方へ達した

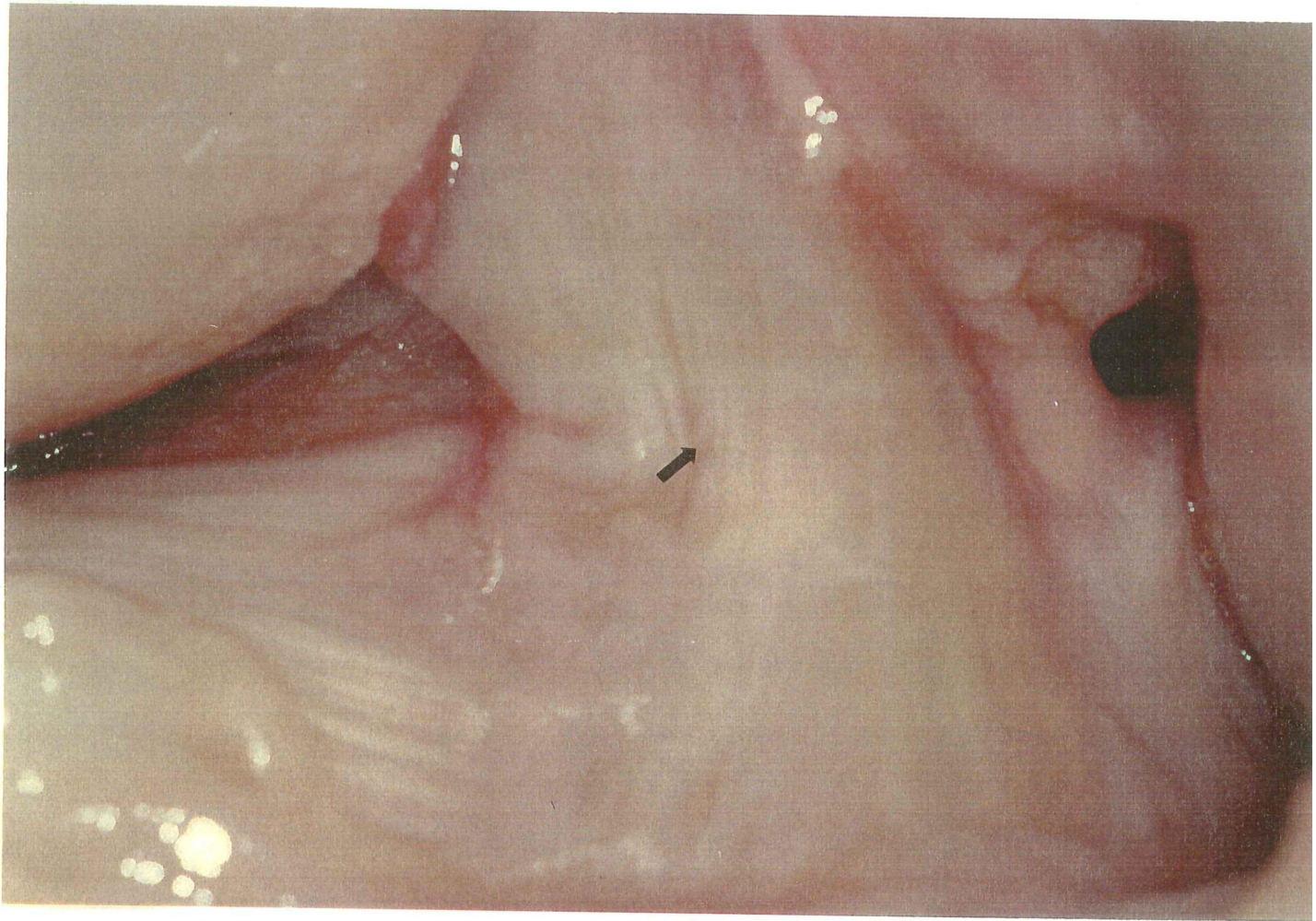


図 4.2 : 右膝関節 90 度で ACL を露出した所。この位置では前内側束が緊張し、後外側束は弛緩していて、二つの線維束間に滑膜の切れ込み（矢印）がある。



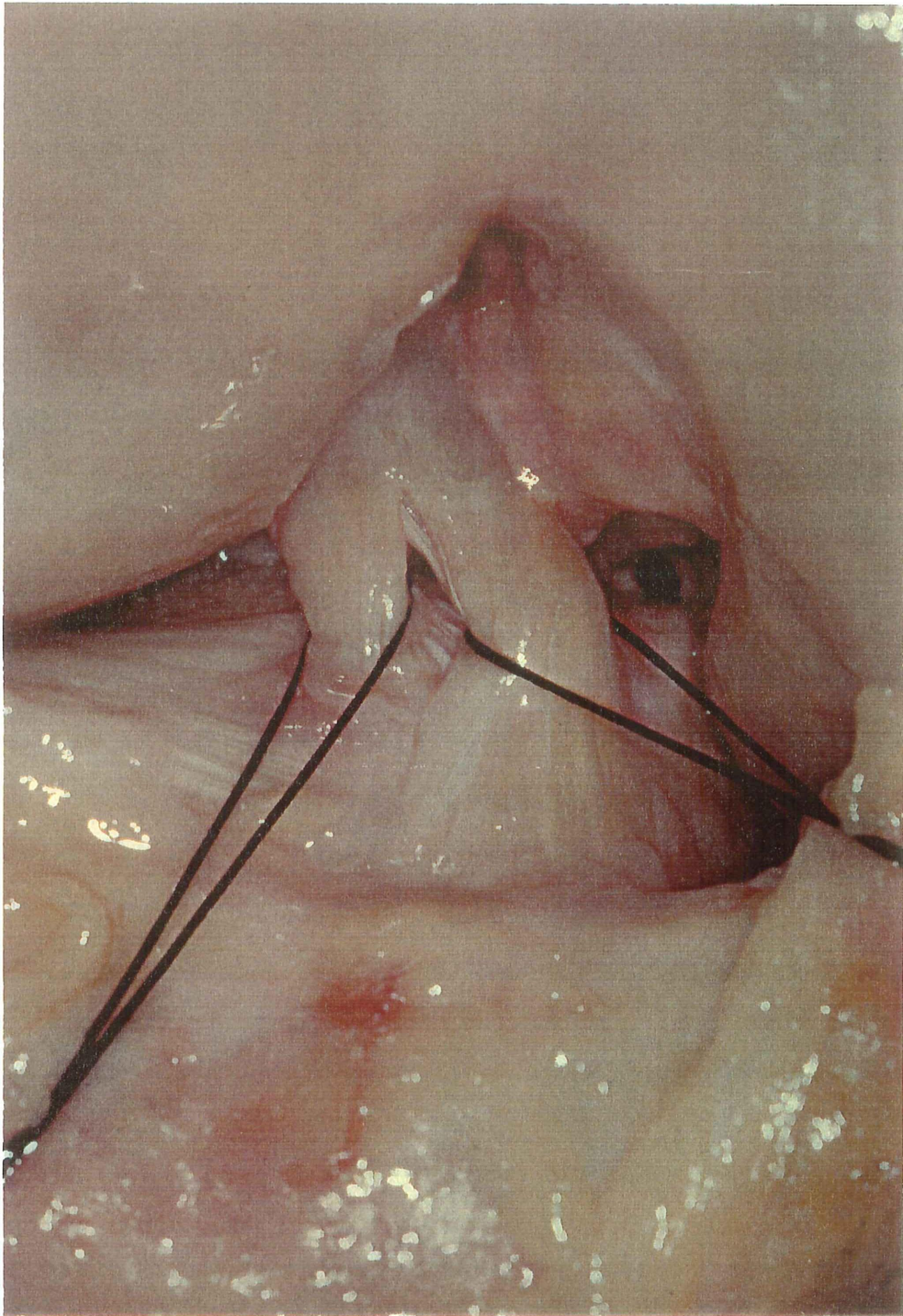


図 4.3 : 前内側束と後外側束に分けられた ACL

ら、その分割をやはり鈍的に近位・遠位方向へ拡大した。この際できるだけ骨表面まで分割を広げるが、線維そのものを切離さないように心がけた。予備実験では、線維の分割の後に正常膝の脛骨移動量を繰り返し、関節切開後で得られた Force との差を求めたが、いずれも 5 N 以下の変化であり、本実験では線維分割後の Force の測定は行わなかった。

分割操作、両線維束の骨付着部付近のクロスリンクによる影響を最小とするため、線維束の分割終了後 9 検体のうち 5 体は前内側束を先に、4 体は後外側束を先に切離した。一側の線維束を（前内側）先に切離した後、正常膝に 1 mm/sec の速度で、22/ 44/ 66/ 88/ 110 N をかけたときの脛骨移動量を 5 つの関節角度で正確に再現する。そのとき膝関節全体に発生する Force を記録し、関節切開後の Force との差が、前内側束に発生した Force の量である。同様にして、もう一方の線維束を切離し、また正常膝の動きを再現し、変化した分の力の量を後外側束の Force とした。ACL 全体の Force は 2 線維束の Force の合力とした。

Force の方向は、前章に述べた方法で 1) ACL 全体、2) 前内側束、3) 後外側束それぞれについて、22/ 44/ 66/ 88/ 110 N における値を 5 つの関節角度で計算した。

#### 4－4．統計処理

膝関節角度と与えた外力が、ACL 全体・各線維束に発生する Force の大きさと方向に与える影響を調べるために、General linear modeling 法を用い [72]、その後 Student's T-test を行った。この計算は、SAS ソフトウェアを用いた。それぞれの関節角度・外力条件での ACL 全体・各線維束間の比較は、1-way ANOVA と Fisher's PLSD Test を行った。統計学的有意は、 $p < 0.05$  とした。

## 4－5．結果

### 4-5-1. 脛骨前方移動度

正常膝に 110 N の前方力をかけたときの各関節角度における脛骨前方移動量を図 4.4 に示す。最少は 0 度の時で  $3.1 \pm 1.0$  mm であり、最大は 60 度の時で  $7.4 \pm 2.5$  mm であった。

### 4-5-2. ACL に発生する Force の大きさと方向

110 N の前方力下での ACL に発生する Force は、関節角度 15 度で最大値  $110.6 \pm 14.8$  N であり、最少は 90 度で  $71.1 \pm 29.5$  N であった。（図 4.5）加える外力を挙上げていくと ACL に発生する力も上昇し、また 30 度以上の角度の違いがあると ACL に発生する力は有意に変化した。

ACL の Force の方向は、関節角度が 60 度以上増加すると  $\alpha$  は有意に低下（脛骨高原面近づく）するが  $\beta$  には影響しなかった。与えられた外力によって  $\alpha$  は変化しなかったが  $\beta$  は有意に減少（矢状面に近づく）した（表 4.1、図 4.6）。



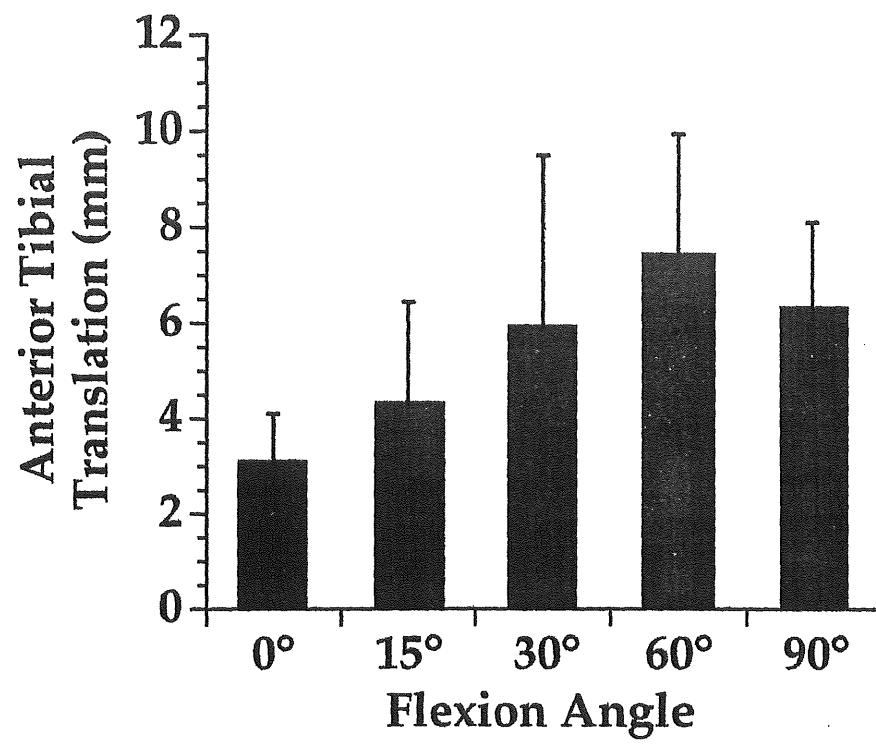


図4.4：各関節角度における正常膝脛骨前方移動量（平均 $\pm$ 標準偏差、単位はmm）。

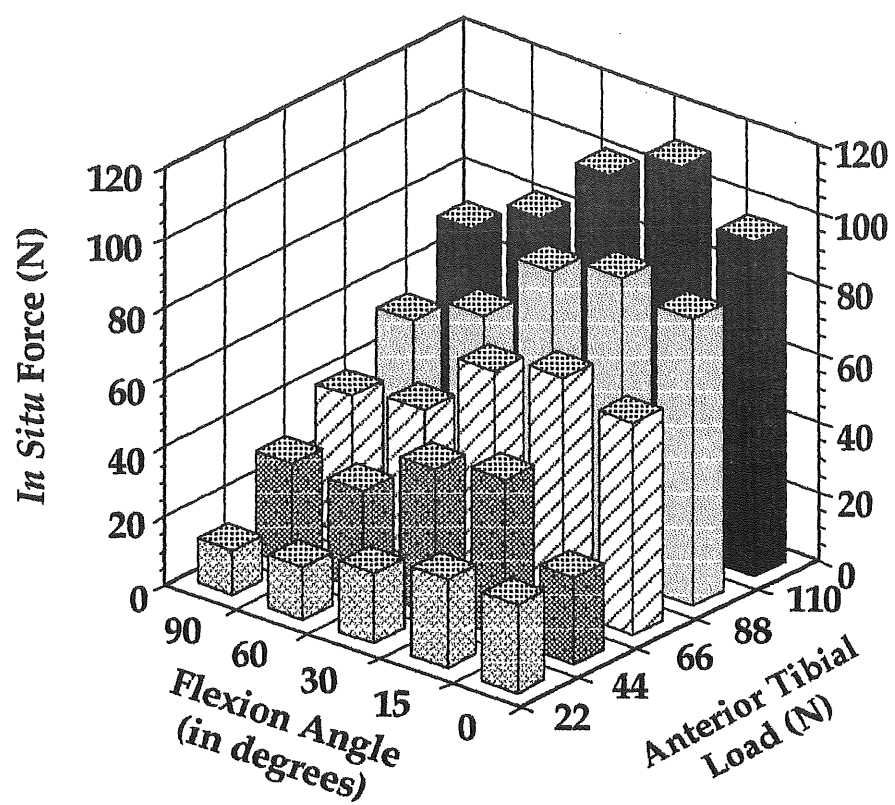


図4.5：各関節角度で、外力を次第に上げていったときのACLに発生するフォースの変移。

表 4.1 : 110 N の前方引き出し外力に対する、A) ACL と B) 前内側束・後外側束に発生する力の方向 (平均±標準偏差)

A) ACL

膝関節角度	$\alpha$	$\beta$
0	$20.0 \pm 4.9$	$1.1 \pm 3.2$
15	$15.7 \pm 6.9$	$2.1 \pm 2.8$
30	$18.0 \pm 8.8$	$1.8 \pm 3.2$
60	$12.8 \pm 10.4$	$-0.2 \pm 4.2$
90	$8.4 \pm 13.4$	$2.6 \pm 11.6$

B) 前内側束・後外側束

前内側束

後外側束

角度	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
0	$22.8 \pm 6.6$	$-0.4 \pm 6.9$	$17.7 \pm 4.3$	$2.6 \pm 3.7$
15	$18.1 \pm 11.1$	$1.0 \pm 3.9$	$14.9 \pm 9.5$	$5.7 \pm 5.9$
30	$16.5 \pm 10.4$	$1.7 \pm 4.2$	$22.7 \pm 7.5$	$4.4 \pm 6.5$
60	$14.0 \pm 11.6$	$-2.2 \pm 4.9$	$7.2 \pm 19.0$	$9.9 \pm 8.5$
90	$7.4 \pm 14.6$	$-1.3 \pm 6.9$	$9.6 \pm 12.1$	$8.0 \pm 15.6$

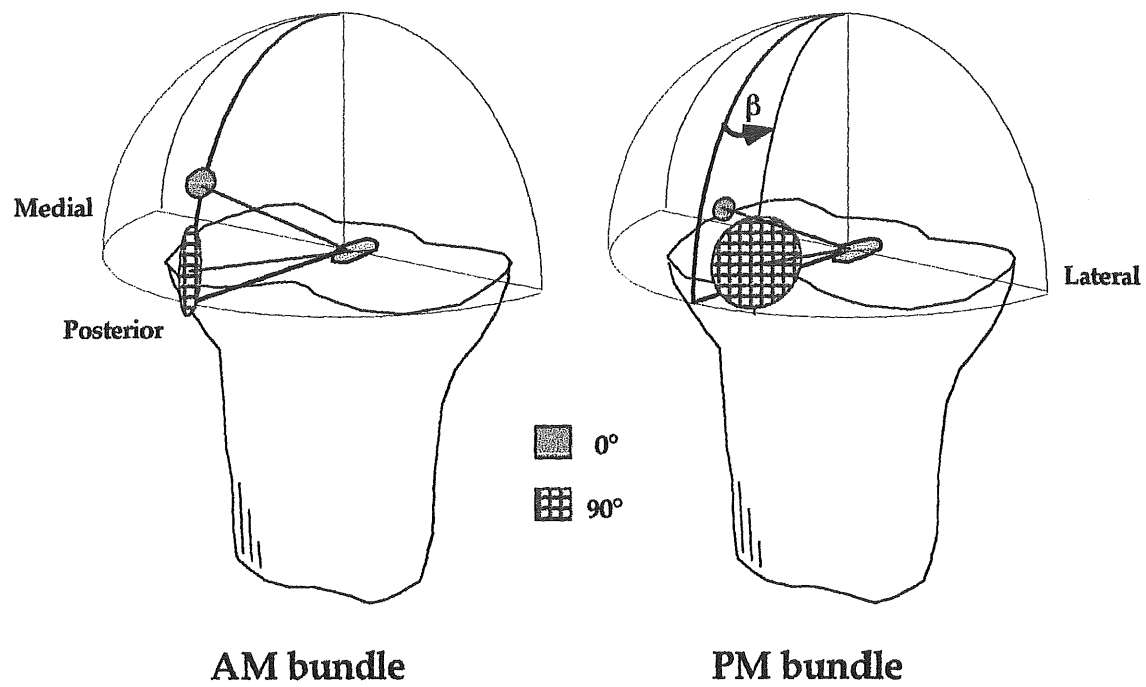


図4.10：膝関節0度と90における110Nの脛骨前方引き出し力下で前内側束と後外側束に発生するフォースの方向；半球とラインの交点が平均値、楕円の大きさが $\alpha \cdot \beta$ それぞれの方向への標準偏差をあらわす。

#### 4-5-3. 線維束に発生する Force の大きさと方向

前内側束においては、110 Nの前方力下で最大値  $47.4 \pm 34.2$  N（屈曲 60 度）、最小値は伸展位での  $32.6 \pm 13.3$  Nであった。44 N以上の外力の違いがないと Force は有意な差を示さず、また関節角度は前内側束に発生する Force に有意な影響を与えなかった（図 4.7）。一方、後外側束では 110 Nの前方力下に発生する Force は、最大値  $75.2 \pm 18.3$  N（屈曲 15 度）、最小値は伸展位での  $26.2 \pm 14.4$  Nであった。22 Nの外力変化は後外側束の Force に有意な差をもたらし、また関節角度を変えると後外側束に発生する Force も有意に変化した（60 と 90 度の間を除く、図 4.8）。110 N下で、2つの線維束に生じる Force は、0 と 15 度において後外側束の方が有意に大きな値を示した。その他の3つの角度においての有意差はなかった（図 4.9）。

前内側束に発生した Force の方向は、ACL 全体とほぼ同様の傾向を示したのに対し、後外側束では値のばらつきが大きく関節角度も与えられた外力も  $\alpha$  と  $\beta$  に有意な変化を与えなかった（図 4.10）。

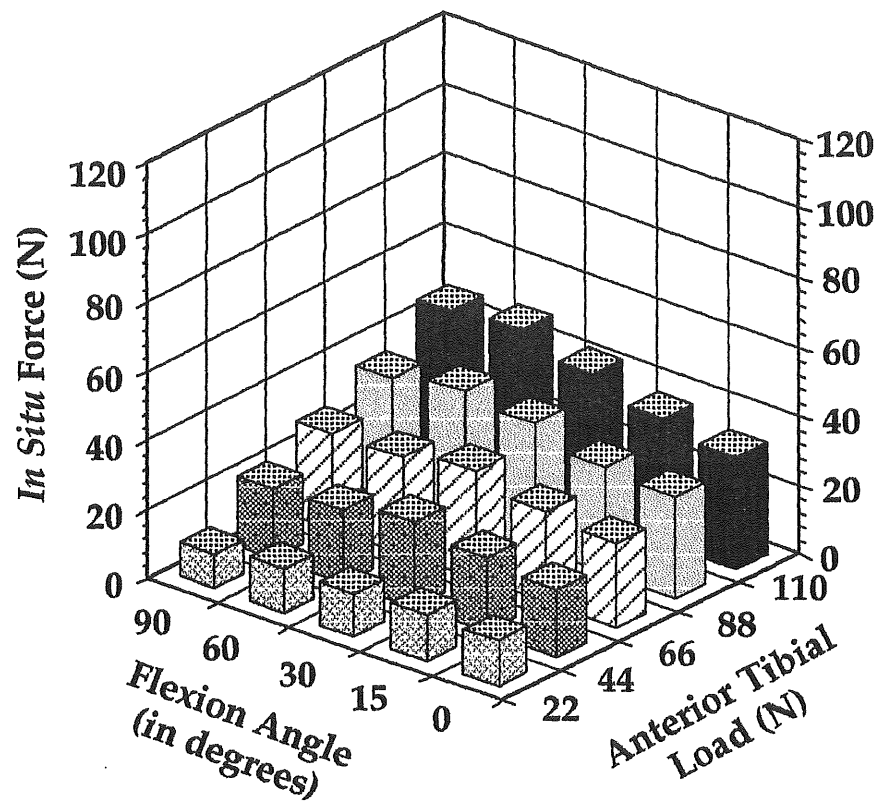


図4.7：各関節角度で、110Nまで脛骨前方引き出し力を上げていった時に、前内側束に発生するフォースの変移（平均フォース、単位はN）

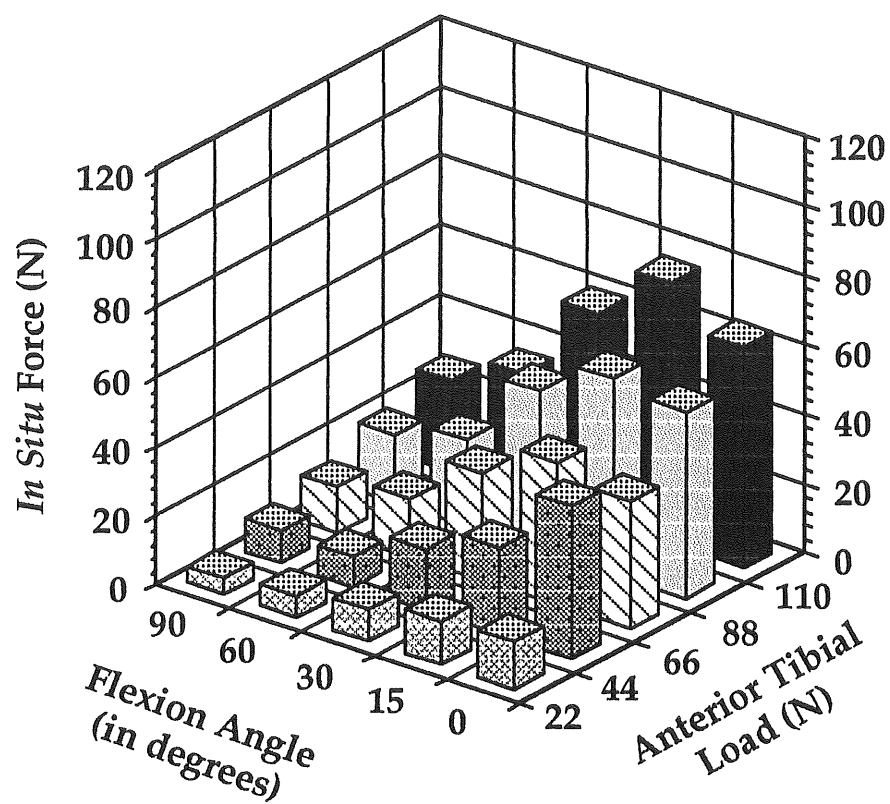


図4.8：各関節角度で、110Nまで脛骨前方引き出し力を上げていった時に、後外側束に発生するフォースの変移（平均フォース、単位はN）

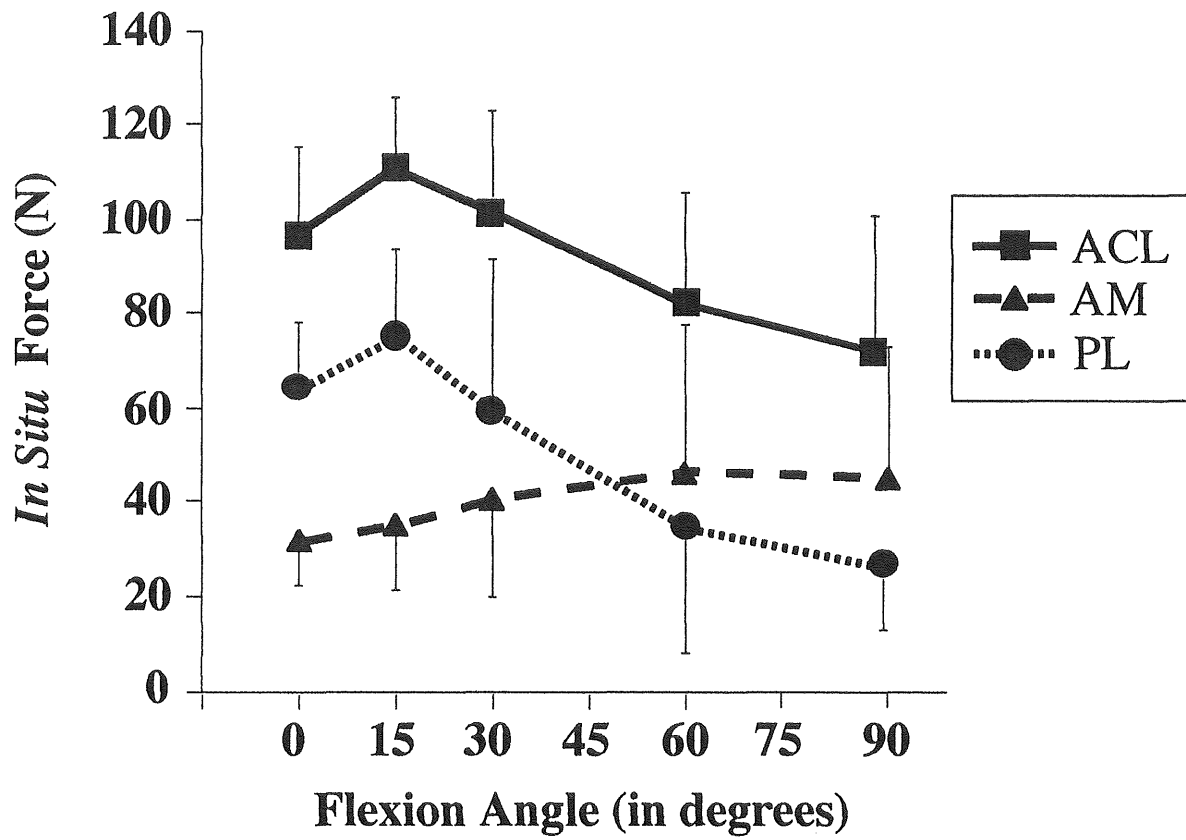


図4.9：110Nの脛骨前方引き出し力下で前内側束と後外側束に発生するフォースの変移  
(平均±標準偏差、単位はN)



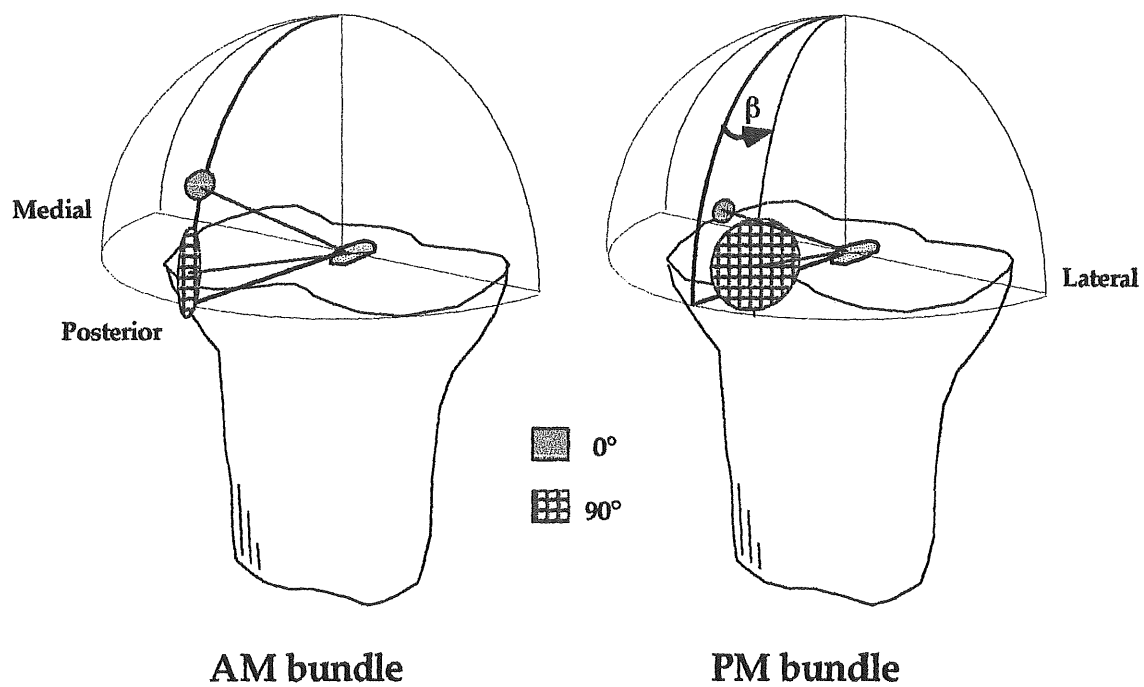


図4.10：膝関節0度と90における110Nの脛骨前方引き出し力下で前内側束と後外側束に発生するフォースの方向；半球とラインの交点が平均値、楕円の大きさが $\alpha \cdot \beta$ それぞれの方向への標準偏差をあらわす。

## 4－6．考察

### 4-6-1. 脛骨移動量について

110 Nの外力に対して、脛骨の前方移動量は約 3-7 mm であり、過去の報告に比べて特に大きな違いはない [42]。脛骨の回旋量については、それぞれ計測してあるが、膝関節受動的伸展屈曲の位置の繰り返し精度が約 3 度と大きく、脛骨の前方移動とカップリングで起こる回旋は 0- 6 度と小さいので、測定誤差が大きい。そのため今回の報告では、臨床でももっとも使われている前方移動度のみを報告した。

### 4-6-2. ACL に発生する Force

脛骨前方引き出し負荷時に正常 ACL に発生する Force は、関節角度 15 度の時にもっとも高い値を、90 度の時にもっとも低い値を示した。ACL 損傷患者の理学所見をとる際にも、30 度よりもやや伸展位に近い膝の位置でもっとも精度が高いと言われていて、ここが膝関節全体のなかで ACL が最も重要である角度といえる。Malkolf らは、膝関節伸展強制時に完全伸展から過伸展位にかけて ACL に発生する Force がそれまでの 10 N 以下から 350 N 以上へ急激に上昇することを示した。また、この位置で前方力（100 N）をかけるとさらに上昇して 500 N を越える力が発生するとしている [29, 30, 73]。この力が実際に起こると、多くの ACL 再建術後の靱帯固定強度限界に達するため非常に危険である。しかし、現在は ACL 再建術後の完全伸展位獲得の重要性が言われており、術直後に完全伸展位さらに

過伸展強制位をとっているところもあるが、特に問題とはなっていない。

一方、本研究では、各関節角度でもっとも膝に発生する力が少なくなる位置を見つけるまでロボットが微調整を繰り返すので、特に伸展位近くで、Malkolfらの報告とは際だった違いとなっている。またわれわれの実験では「ほとんどの例で関節角度0度が得られているが、過伸展の方向にモーメントをかけると急激に Force は上昇するため、今回の測定位置はいつていないのが、違いの原因であろう。

膝関節角度が上がるに従って、脛骨前方引き出し負荷時の ACL に発生する Force は減少していく。特に 90 度付近ではかけられた外力のほぼ半分の大きさとなっており、Levy, Markolf らの言うように、ACL 以外にも MCL や半月板が前方移動の制御機構として働いているためであろう [26, 74, 75]。90 度以上に関節を曲げたときには、また上昇することが考えられ、さらに大きな屈曲角度での測定が必要である。

力の方向については、基本的には靱帯の解剖学的走行に従っている、と言え関節角度に従って力の方向（特に  $\alpha$ ）も変化している。さらに、本測定システムでは関節の生理的な動きを制限していないので、ACL の Force の方向は、外力の方向により近くなっていると言える。

#### 4-6-3. 線維束に発生する Force

前内側束に発生する Force は、全関節位置で比較的にコンスタントで屈曲角度が増すとともに緩やかに上昇する。Fuss らの言う、いつも緊張している「Guiding bundle」として働いているといえる[12]。肉眼的にも、線維の緊張状態の変化は少なかった。一方、後外側束内の力は伸展位近くで大きく、膝関節屈曲に伴い急激に低下している。前内側束と後外側束に発生する力の比較は、Woo らの研究室を中心に過去いくつかの報告があるが [15, 24, 64, 76]、今回の実験では膝関節伸展位で、後外側束に発生する Force が前内側束のそれに比べ有意に大きかった。これは、前内側束を優位とする過去の報告と異なる。われわれの実験系のよ、膝関節の多自由度を許容するシステムにおいては、1 自由度で行われた実験結果に比べて脛骨前方引き出し負荷時の後外側束の役割が増す、といえる。

2 線維束の Force の方向は、前内側束の Force の方向が ACL の変化に類似しているのに対し、後外側束の Force の方向はより変化の幅が大きい。前内側束はより直線的な運動を制し、後外側束は脛骨の回旋を制御している [77, 78]、との Jackson らの推測を裏付けているのかもしれないが、第 4-6-1 項でも述べたように回旋の絶対量については標準偏差が測定値に比べて大きいので、正確な評価はできない。しかし、ACL の機能が膝伸展位近くで重要であることは、諸家の意見が一致しており、この関節位置で有意に大きな力を発生する後外側束の手術的再建は不可欠であろう。この実験は、ACL の再建を必要とするような若年者ではなく、老年者の検体膝を用いており、力の絶対値は若年者のそれと異なっている可

可能性があるが、前内側束と後外側束の発生する力の割合には影響していないと思われる。

今までの ACL 再建術がアイソメトリックポイントへの靱帯留置にその主眼を置かれていたがために、前内側束の解剖学的位置の近くに再建靱帯のための骨トンネルを開けることが多かったが [50, 79]、今後は両方の線維束を別々に再建することが、より正常 ACL に近づける意味で、重要になってくると思われる。今後、現在臨床で行われている様々な ACL 二重束再建術の長期成績がでてくるのでこれらが従来の方法に比べ臨床的に優れているか、明らかになるであろう。その生体力学的利点の検討が今後の手術方法の発展に重要である。

## 第5章、ACL 再建術比較システムの作成

過去に報告されている前十字靭帯再建手術の生体力学的評価は、その手術モデルの多くが「単一の術者により手術室と同じ方法で」、と書かれているのみで詳細に示したものは少ない。たとえ同一術者であるとしても、ヒト死体膝の個体差は非常に大きく、また術者の術式間での経験数の違い、一連の研究途中での習熟度の向上等があり、手術再現性に疑問が残る。本研究においては、比較する項目（使用する靭帯の種類）以外の条件を出来るだけ同一とするために、ロボットによる膝関節の位置決めを利用した死体膝 ACL 再建手術モデルを考案した（参考論文3）。

手術はまず、検体をそれぞれの骨（大腿骨・脛骨）とクランプの位置を保ったままロボットシステムから取り出す。そして大腿骨クランプを関節鏡用クランプに固定する。手術室で用いると同じ関節鏡システムを用い、0.9 %の生理食塩水の還流システムを使って、ACL の切断、再建術を行う。手術の各段階で測定が必要な場合は検体をロボットに乗せて測定する。ロボットアームは検体ははずしたときの位置関係を記憶しているので、以前の状態とまったく同じ位置から測定を続行することが可能である。更に、手術の最後の段階である脛骨側での靭帯固定の際にはロボット上に検体を戻してロボットに正常膝と同じ位置（膝関節 15 度屈曲位）を再現して(図 5.1)、助手による足もちという技術的な不確定要素を一つ排除することが可能になった。

ヒト死体膝を使ったわれわれの予備実験でも、Robot-Assist による再建モデルのほうが Resident-assist の再建モデルに比べて成績がよく（参考文献 3）、データの標準偏差も少なかった（図 5.2, 5.3）。またこのシステムの利点は、ロボット上での靱帯再建術をも可能としているので、術者が違った場合でも過去のデータと比較するのに誤差が少なく、今後の継続的な研究結果の比較に有利であると思われる。

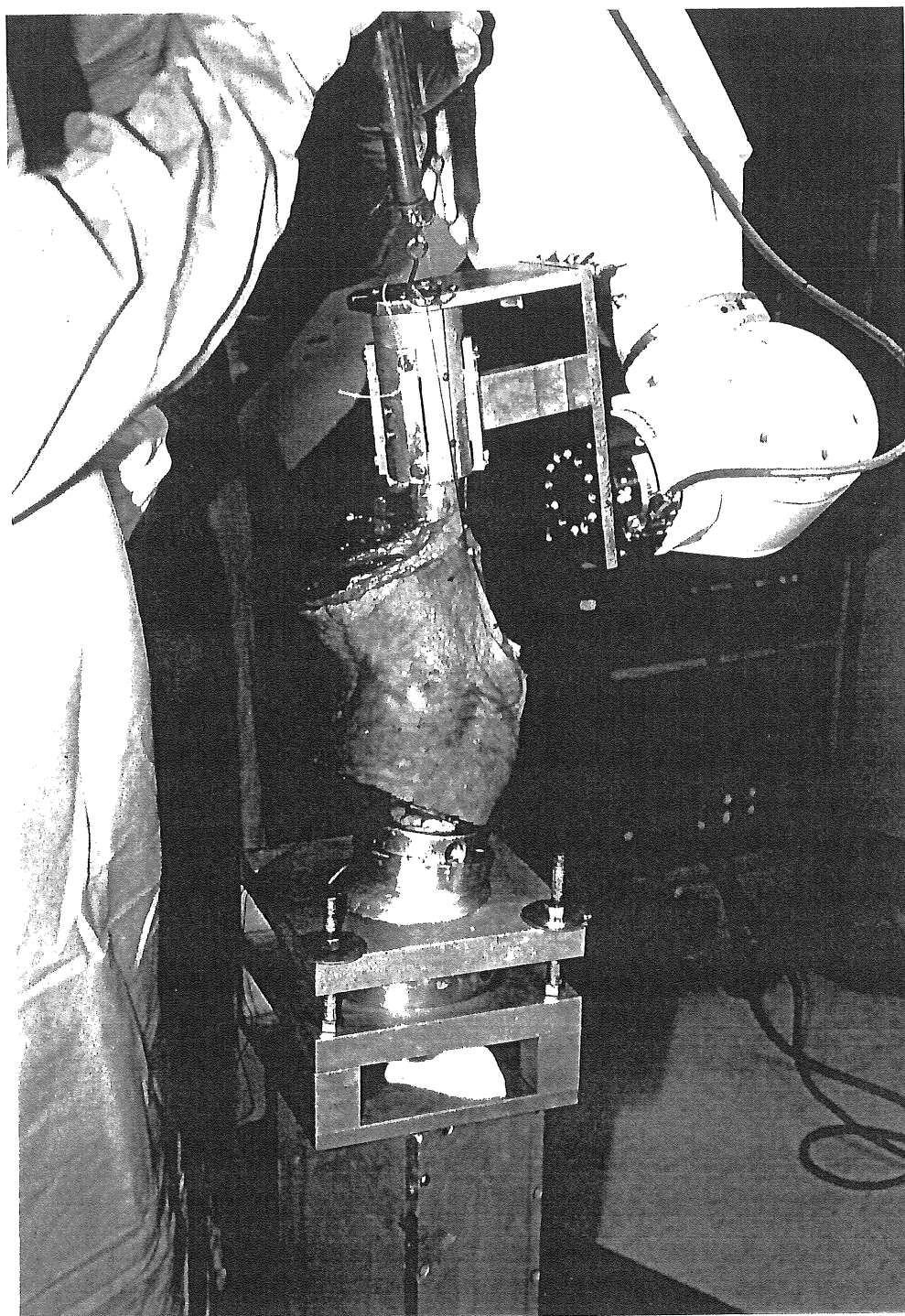


図 5.1 : ロボット上での手術。膝関節は正常膝 15 度と同じ位置に保たれている。助手は靱帯を 45N の張力で保持していて、術者が脛骨上で靱帯を固定している。



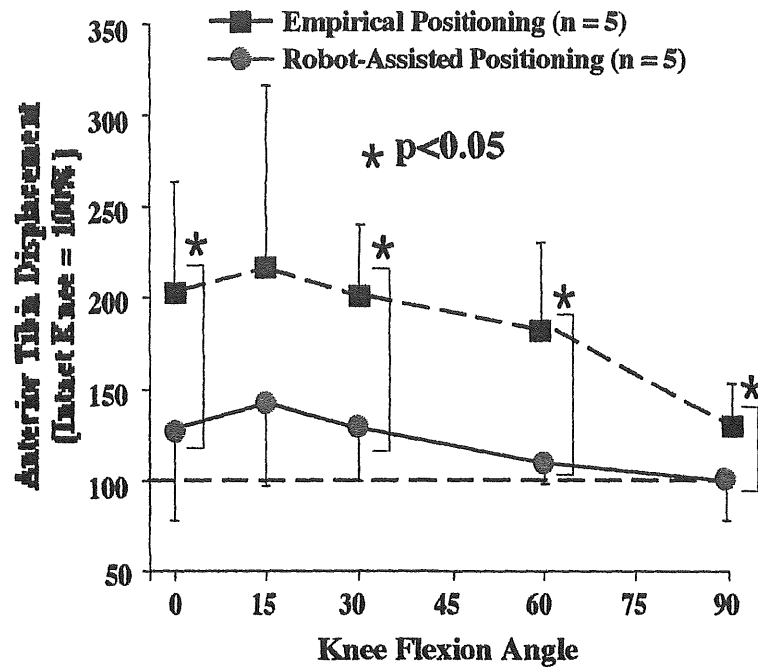


図5.2：110Nでの脛骨前方移動度、ロボットを使った再建術（緑丸）の方が、助手が足を持つ通常の方法より正常膝に近い値である（単位は%、正常膝の脛骨移動量を100とした、参考文献3参照）。

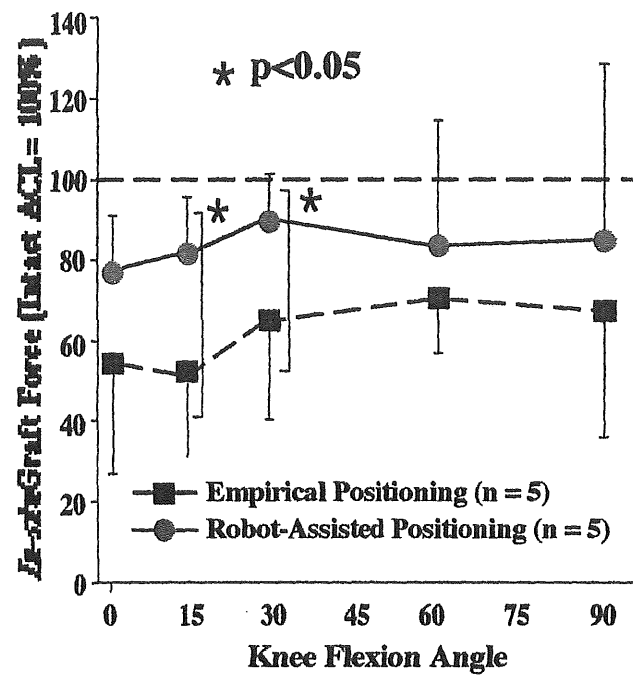


図5.3：110Nで再建靱帯のフォース、ロボットを使った再建術の方が正常ACLに近い値である（単位は%、正常ACLのフォースを100とした、参考論文3参照）。

## 第6章、ACL再建術間の生体力学的評価：膝蓋腱 と ハムストリング腱の比較

### 6-1. ACL再建術式について

前十字靭帯再建術で、現在もっとも多く使用されている自家材料は、骨付き膝蓋腱と、ハムストリング腱（半腱様筋、薄筋）である（図 6.1）。骨付き膝蓋腱は 1976 年に Jones らが、膝蓋腱の内側 1/3 を使用した術式より始められ [80]、その後 Clancy らが中央 1/3 を両側骨付きで用い一般化した [79]。1987 年に Kurosaka らが報告した Interference screw を使用することにより初期固定力が高まり [81]、この手法が 1980 年代後半のいわゆる Golden standard として確立し、臨床成績の向上が見られた。しかし同時にこの方法は、膝関節伸展機構の一部を用いるため、伸展力の低下や、膝蓋大腿関節痛、伸展障害などの合併症も報告されるようになった。現在この合併症を減らす方法として、Shelborne らが提唱した早期 Rehabilitation が導入されて効果を上げている [82]。その他、In-side out 法による鏡視下スクリュウ挿入時の靭帯損傷や、挿入角度等手技上の問題もあるが、現在でももっとも多く使われている再建材料である。

半腱様筋・薄筋（ハムストリング）腱による再建は、1937 年に Palmer により始められたがその後まとまった報告はなく、1975 年に Cho が新たな方法として報告した [83]。その後臨床成績が散見されるが、1983 年に Noyes が報告した、

正常ヒト前十字靱帯、膝蓋腱、ハムストリング腱の破断強度の実験結果によると半腱様筋は正常 ACL の 70 %、薄筋は、47 %の強度であり、一本だけでの再建では強度が足りず [28]、最近では多重折りで再建靱帯を作り強度を上げて再建されていることが多くなった [84, 85]。膝蓋靱帯における、骨／スクリュー／骨、の固定と違って初期固定強度に不安があり、術後のリハビリテーションが遅れる傾向があるが、靱帯採取部の合併症が少なく、術後の膝前部痛や屈曲拘縮が少ないことが利点である。Rosenberg は大腿骨側の靱帯の固定に Endobutton™ (Smith & Nephew, USA) を使って In-side out 法の手技を確立し[85]、手技が比較的簡単であることなどから近年使用頻度が増えている。

膝蓋靱帯とハムストリング腱による ACL 再建法の長期臨床成績には、統計学的有意差は見られないものの、急性期で他の靱帯の損傷が見られないときや術前より大腿膝蓋関節症がある患者ではハムストリング腱が、慢性の ACL 不全膝やアクティブなスポーツ選手には膝蓋腱と言われている [86-88]。Steiner らは、ヒト死体膝を使って膝関節 20 度で脛骨を前方に移動させて、その二つの方法における固定部の破断強度を調べたが、両腱ともそれぞれもっとも強い方法を比べると有意差は見られなかった [89]。過去に、ヒトの死体膝を使って、生理的な範囲での外力に対する 2 種類の再建靱帯の生体力学的研究に関する報告はない。

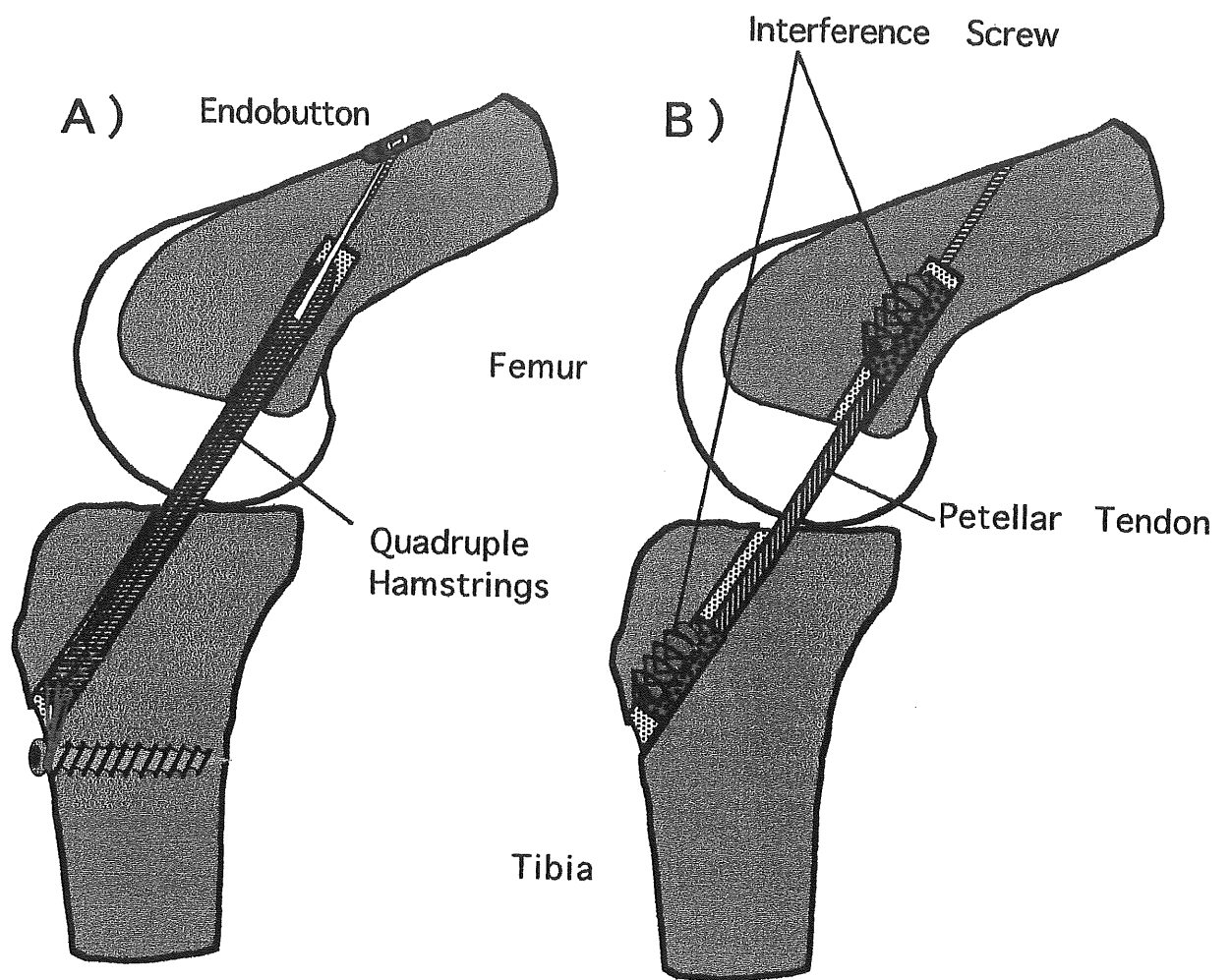


図6.1：現在多用されている2つの代表的な自家組織を使ったACL再建術の模式図、A)ハムストリング B) 膝蓋腱

## 6－2．実験の目的

第 5 章で作成した Robot/UFS Test System による ACL 再建術生体力学的評価システムを用いて、現在最もよく行われている 2 つの自家組織（膝蓋靱帯・ハムストリング腱）による ACL 再建術を評価することである。

## 6－3．実験仮説

評価の基準として、「各膝のもつ正常 ACL の状態が再建術の Golden standard であり、同一の外力下で発生する Force が正常 ACL の Force に近く、また再建膝の脛骨前方移動度が正常膝と近い状態を良好な再建術」とした。6 章での実験仮説は「ハムストリングと膝蓋腱による再建術を比べると、断面積が小さく均一な膝蓋腱よりも、多重折りハムストリング腱のほうが、膝関節全域にわたって力を発生し、正常 ACL により近い Force の分布が見られる」ことである。

## 6-4. 方法

### 6-4-1. 検体

ヒト新鮮凍結膝 8 体を用いた。性別はすべて男性で（70-79 歳）。前回の実験と同じクランプを用いたが、正常膝の実験に比べて脛骨をやや長めの位置で固定するため脛骨側のクランプの剛性を高めた。膝の脛骨前面で、脛骨粗面より 1.5 cm 内側で長さ 6 cm の縦切開を置いて、半腱様筋と薄筋腱を採取する。その後に脛骨と大腿骨を関節面から 25 cm の距離で切断しクランプにそれぞれ固定した。乾燥に対する防御と正常の手術を出来るだけ再現するため、前章での実験（第 4 章）とは違って関節周囲の皮膚・軟部組織は出来るだけ温存した（図 6.2）。両側副靱帯の大腿骨付着部は皮膚に小切開を置き、軟部組織を展開して確認した。

採取した半腱様筋と薄筋腱は、筋性部分を搔爬した後それぞれ 180 mm の長さに切除して 2 重折りとした（図 6.3-A）。4 つの端は No. 2 Ethibond™、(Ethicon, NJ, USA) を使って Whip-stitch suture で固定した。ループ状にした 5 mm 幅のポリエステルテープを用いて、4 つ折りにした靱帯と EndoButton™ を接続し、後で用いるため、生食ガーゼに浸して常温で保存した（図 6.3-A）。靱帯構成体は徒手による繰り返し張力を 10 回かけた後、45 N の持続張力下に放置した。

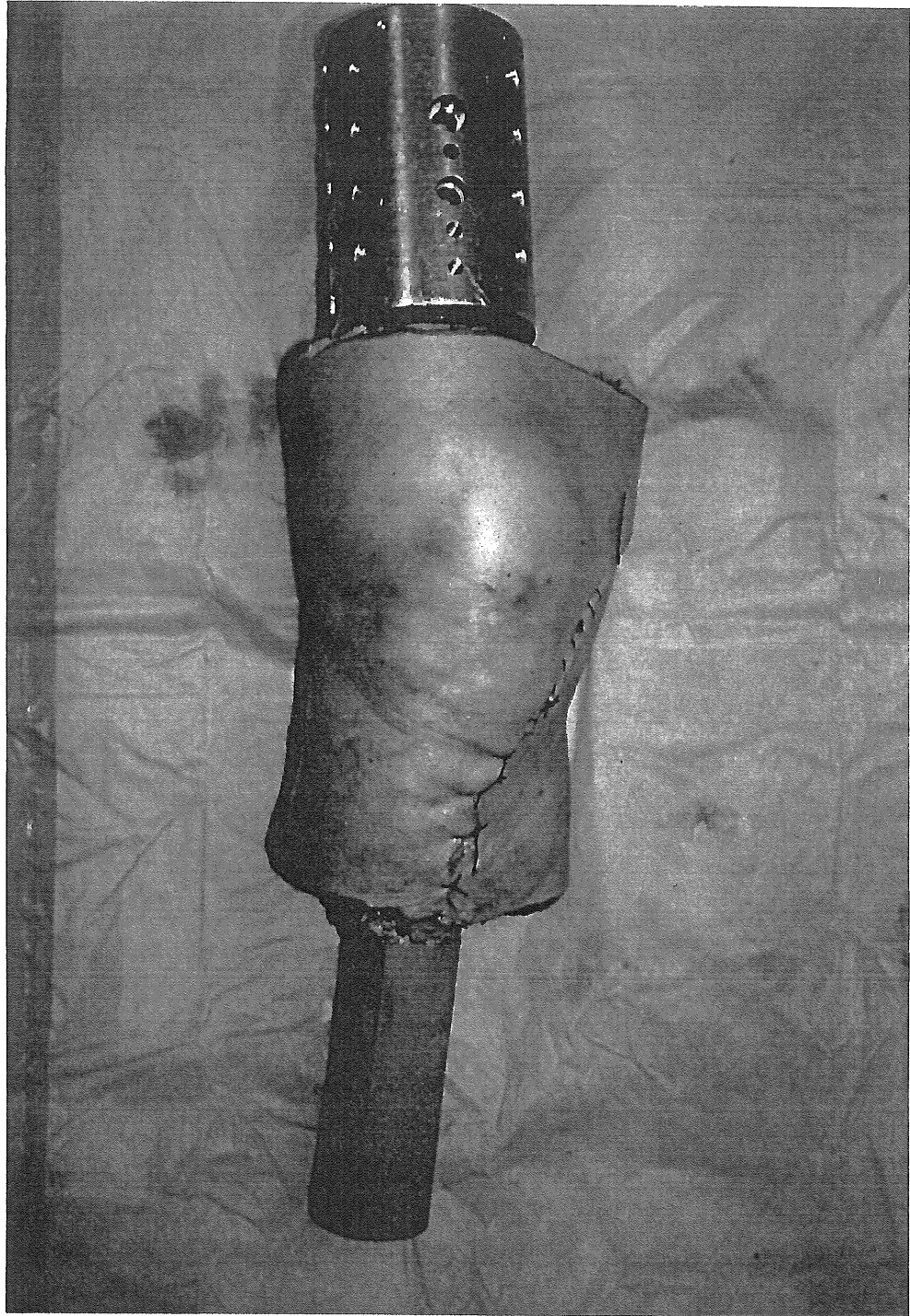


図 6.2 : 皮膚や軟部組織を残した検体の写真





図 6.3 : ACL の再建術に使われる自家組織、A) 膝蓋腱・ B) ハムストリングス

#### 6-4-2. 正常膝の測定

正常膝の受動屈曲伸展軌道を求めた後（3－4．参照）、関節を 0/ 15/ 30/ 60/ 90 度に移動して、4-2 章の方法と同様に前方に 1 mm/sec の速さで 110 N の力をかけた。この時の 5 つの脛骨移動度をロボットが記録し、膝全体に発生した Resultant Force を UFS が測定した。その後、脛骨・大腿骨クランプをロボットから外して、関節鏡用の台に取り付け、通常の間節鏡操作と同じように膝蓋腱の 1 横指内・外側に 1 cm の皮切を置き、間節鏡を関節内に挿入した。0.9 %の生理食塩水で関節内を満たし、膝蓋下の脂肪組織を鏡視下シェーバーで吸引摘除し ACL を露出した後、鋭的にこれを切離した。関節内プローベを用いて、ACL が完全に切離されていることを確認した。

#### 6-4-3. 正常 ACL 内の Force

切除後、脛骨と大腿骨クランプを再びロボットに取り付けた。各クランプと骨の関係は変わっていないのでロボットは、各関節角度における正常膝の脛骨移動量を正確に再現することが出来、UFS は、それぞれの位置での ACL 切離膝の Force を計測する。同一関節角度での正常膝と ACL 切離膝との Force の差が、正常膝における ACL の Force である。

#### 6-4-4. 靱帯再建術（ハムストリング、図 6.4-7）

脛骨・大腿骨クランプを再び外して、関節鏡用台に取り付ける。脛骨骨トンネル用のドリルガイド（Pro Trac™, Smith & Nephew Arthroscopy, USA）を用いてガイドの先を、ACL の脛骨付着部の中央からやや後方におき（PCL の 5-7 mm 前方）55 度の角度でガイドピンを挿入した（図 6.4-A）。9 例とも多重折りハムストリング再建靱帯の直径は 9 mm であり、脛骨骨トンネルの直径も 9 mm とした。膝関節角度を 70-80 度として、脛骨トンネルを通して 7 mm off-set の大腿骨用ドリルガイド（Arthrex, USA）を ACL の大腿骨付着部の中央に合わせておき、ガイドピンを挿入した後、脛骨と同様に 9 mm 径の穴あきドリルを使って、30 mm の骨孔を掘削した。同様の経路で 4.5 mm 径のドリルを挿入し、大腿骨外側皮質骨を穿孔した。大腿骨骨トンネル全長を測定した後、多重折りにした再建靱帯と EndoButton™ の接続テープの長さを調整して、ガイドピンを両骨トンネルから大腿部の外側皮膚を貫いた（図 6.4-B）。体外に引き出した 2 本の糸の一本を引き EndoButton™ を大腿骨外側で翻転して固定した（図 6.5-A）。

再建靱帯を近位方向に引きながら、膝の伸展屈曲を繰り返し靱帯の粘弾性を除いた後、クランプをロボットに屈曲 90 度の位置で取り付け、正常の時と同じ軌跡を通して 15 度まで伸展させた（図 5.1）。伸展させている間、Spring scale を用いて 45 N の張力を与えながら、脛骨骨トンネル出口のやや遠位に挿入した皮質骨スクリューにナイロン糸を巻き付け固定した（図 6.5-B）。

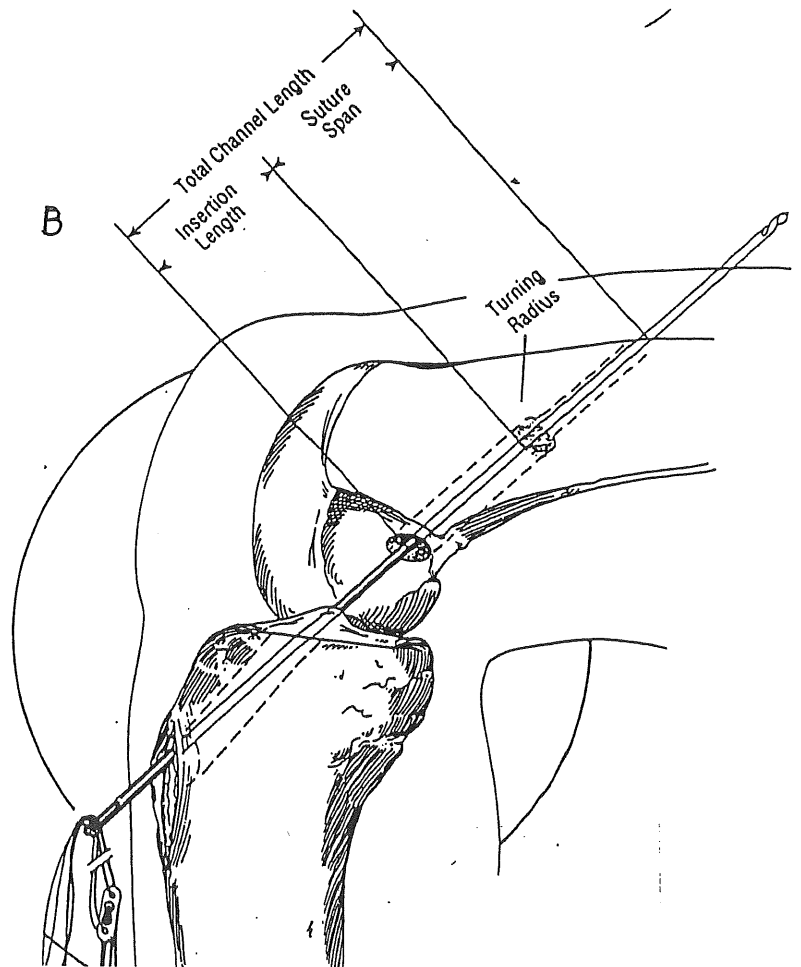
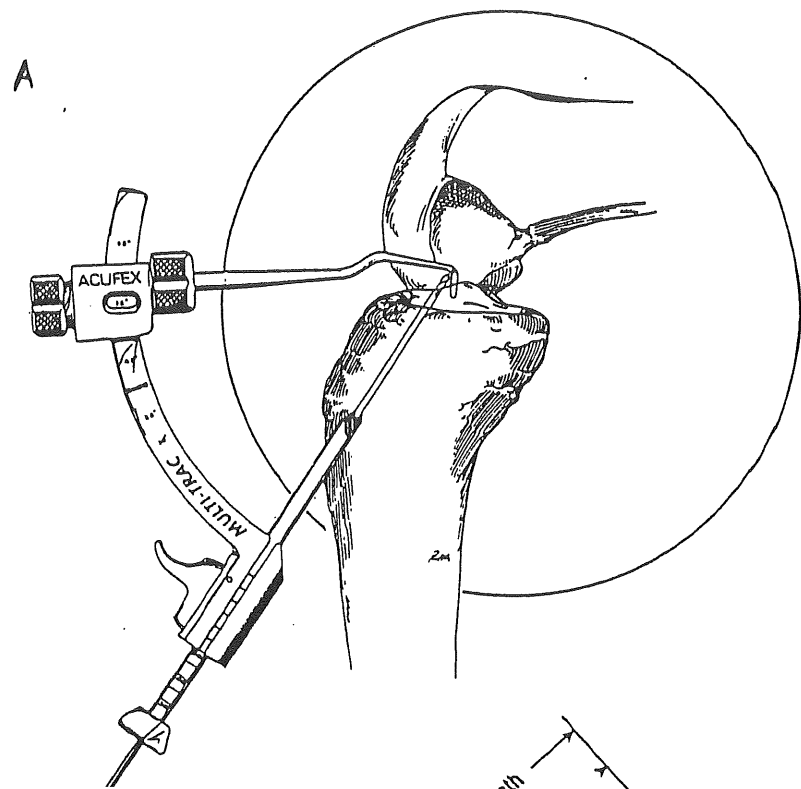


図 6.4 : エンドボタンを使った手術手技、A) トンネルガイドを使った脛骨骨トンネルの掘削、  
B) 大腿骨トンネルを開けた後にガイドピンを使って、靱帯を通す。

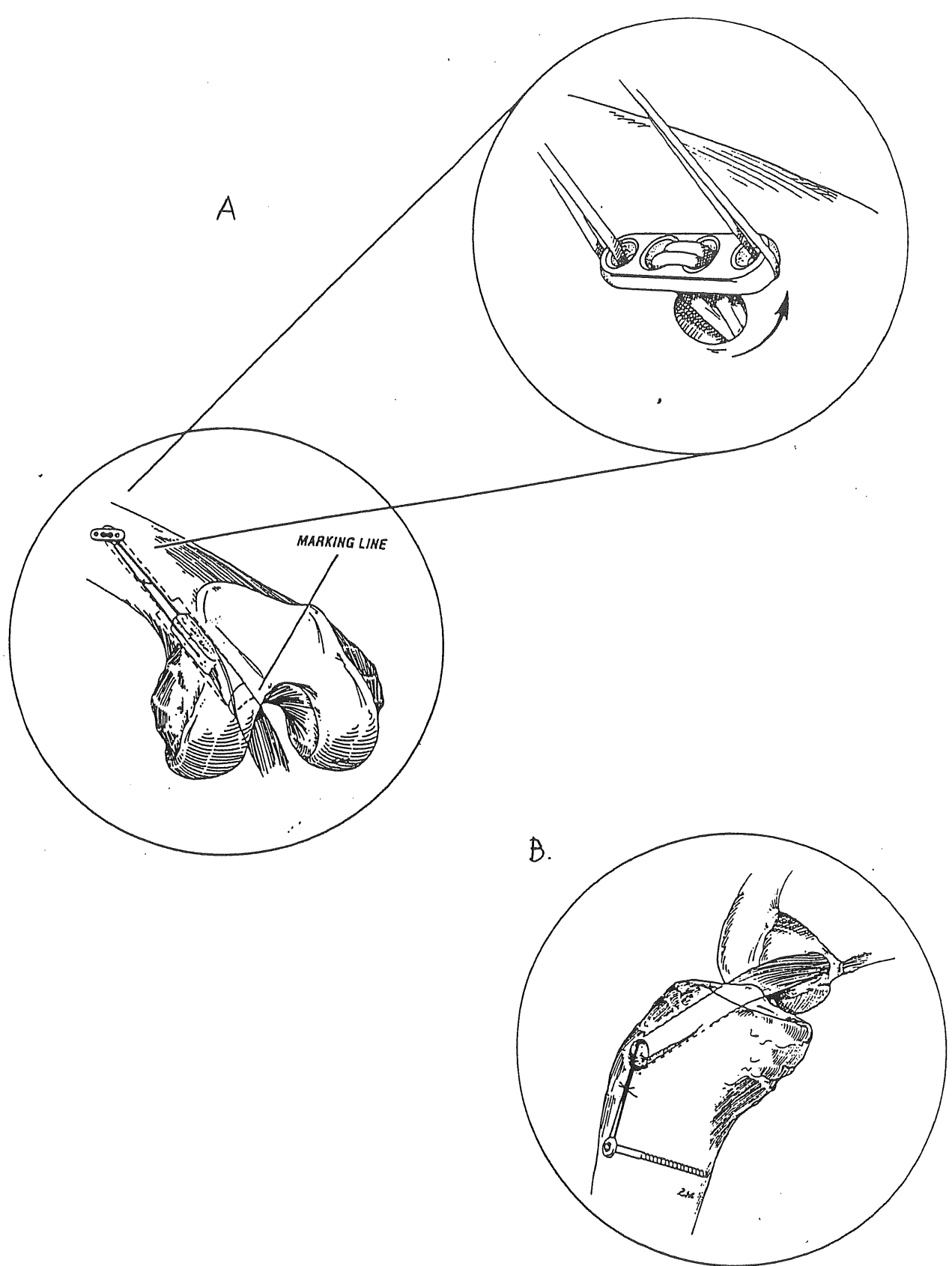


図 6.5 : 手術手技 2 ; A) エンドボタンを使った大腿骨側靱帯固定の模式図。B) 脛骨側の固定方法

#### 6-4-5. 再建膝のキネマティクスと再建靱帯内の Force

再建膝はロボット上で 0 から 90 度の屈曲伸展軌道を 5 回繰り返した後、0/ 15/ 30/ 60/ 90 度の位置から、前後方向に 5 自由度で 110 N をかけ、脛骨前方移動量を測定しロボットが記録した。そのときの Resultant Force を UFS で記録した。5 つの位置で ACL 再建膝の脛骨移動量を測定した後、再建靱帯を抜去し ACL 不全膝とした。ロボットは、5 つの ACL 再建膝の脛骨移動量をそれぞれの角度の ACL 不全膝で正確に再現し、新しい Resultant Force を記録し、差分を靱帯に発生する Force とした(参考論文 5)。

#### 6-4-6. 膝蓋靱帯による ACL 再建術

ハムストリングによる検査が終わった膝より、骨付き膝蓋腱を採取し、骨片の長さを 25 mm として、また直径 10 mm の円筒形の Sizer を容易に通る大きさに成形した(図 6.5-B)。脛骨・大腿骨骨トンネルはそのままの位置で、10 mm のドリルを使って 1 mm 拡大した。ガイドピンを両骨トンネルから大腿部の外側皮膚を貫き、膝蓋腱をトンネル内に誘導し、大腿骨側は直径 9 mm で長さ 25 mm の Interference Screw で固定した。大腿骨側のスクリューを止めた後、検体をロボットに取り付けて 6-2-5 章と同様に正常膝の位置を再現し、15 度の位置で 45 N の張力をかけ、脛骨側も 9×25 mm の Interference Screw で固定した(図 6.6)。膝蓋腱による ACL 再建膝も 6-2-6 章と同様の方法で、前後方向に 110 N の外力をかけたときの脛骨移動量と靱帯内に発生する Force を測定した。

すべての手術は単独の術者で行われたが、ハムストリングと膝蓋腱の再建術の順序はランダムではなくいつも一定であった。また膝蓋腱採取の脛骨移動量に対する影響を確認するために、すべての実験が終わった後にもう一度 ACL 不全膝での脛骨前方・後方移動量を測定し、ACL 再建前の値と比較した。

#### 6-4-7. データ処理

検体の固体差を考慮し、またその個体の正常 ACL や関節安定性を再現することを最良の再建術結果とする仮定により、ハムストリング・膝蓋腱両再建術後に得られた脛骨移動量も靱帯内に発生する Force も、同一膝の各関節位置の値で Normalize した。靱帯間・各関節角度を 2 要素とする 2-way ANOVA を行った後に Fisher's PSLD Test を行った。統計学的有意差は  $p<0.05$  とした。

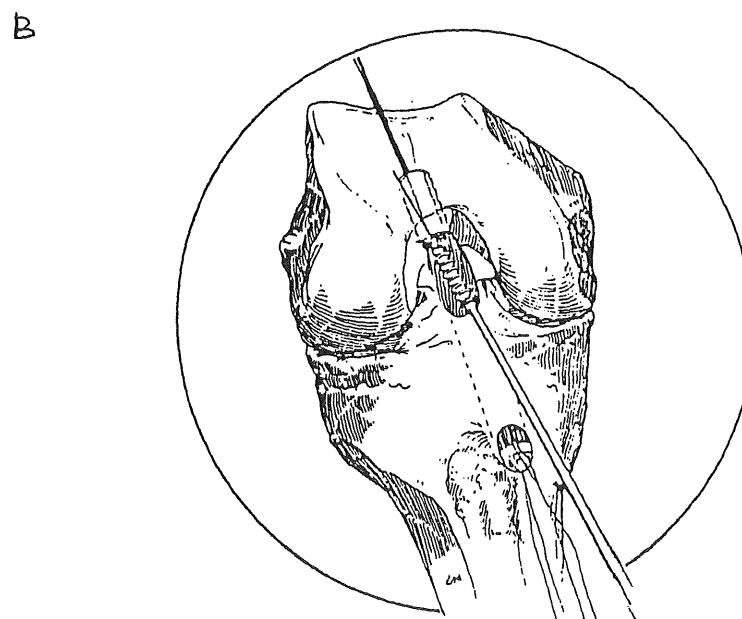
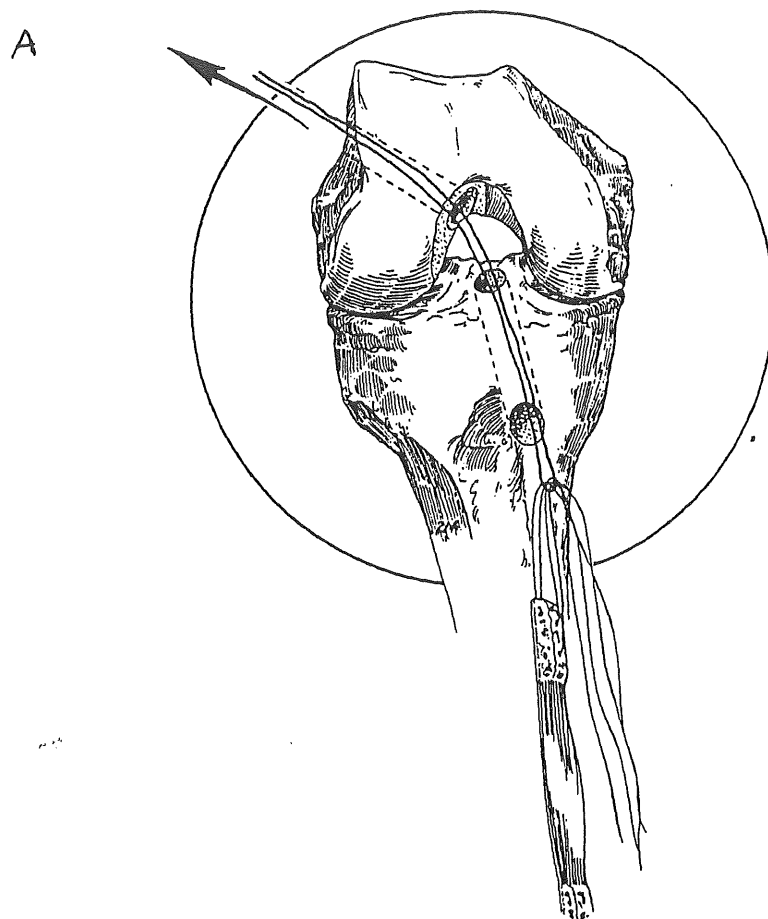


図 6.6 : 膝蓋靱帯を使った ACL 再建術の概略 ; A) 1mm 拡大した同じ骨トンネルを通す。

B) Interference Screw を使って大腿骨・脛骨側を固定する。



## 6-5. 結果

すべての実験後、取り出した再建靱帯を肉眼的に検証した。ハムストリング靱帯の糸による固定部、膝蓋腱の骨片—スクリュー面に形態上の変化は認められたが、切れたり骨片が剥離した例はなかった。また、実験中に靱帯固定部の明らかな破綻は見られなかった。

正常 ACL に発生する Force は、屈曲 15 度の位置で最大値  $91 \pm 15$  N であり、90 度で最小値  $52 \pm 16$  N を記録した（表 6.1）。正常膝の 110 N 脛骨前方引き出し負荷による移動量は、屈曲 0 度の位置で  $4.4 \pm 0.8$  mm となり、30 度で最大値  $8.1 \pm 1.8$  mm を記録した。ACL を切った後に脛骨前方移動量はすべての位置で有意に増加し、30 度で  $15.1 \pm 3$  mm、0 度で  $8.9 \pm 2$  mm であった（表 6.2）。増加率は、15 度の位置が最大であった。ハムストリング・膝蓋腱による ACL 再建術後の脛骨前方移動は、図 6.7 に示すとおりである。ACL の不全膝に比べると有意に減少したが、正常膝には戻っていない。再建術間の有意差はなかった。

各関節位置で 110 N の前方引き出し負荷時に、再建した膝蓋靱帯内に発生する Force を示す（表 6.3）。0-30 度の間では、靱帯内の Force は正常 ACL の Force の  $77 \pm 25$  % から  $82 \pm 17$  % を達成していたが、60、90 度では有意に減少した。一方、ハムストリング靱帯の Force は、すべての関節角度で正常 ACL 内の Force の  $69 \pm 18$  % から  $77.1 \pm 21$  % と、変化は少なく、60 と 90 度の間で、ハムストリング内の Force は、膝蓋靱帯より有意に大きかった（図 6.8）。

表6.1: 110 N前方引出し時の正常膝の脛骨前方移動量と正常ACLに発生するフォース

Knee Flexion	0	15	30	60	90
ATT (mm)*	4.4 ± 0.8	5.9 ± 1.2	8.1 ± 1.8	7.8 ± 2.6	7.0 ± 1.3
F-ACL (N)**	81 ± 9.2	91 ± 15	81 ± 12	52 ± 22	52 ± 16

\* ATT: Anterior Tibial Translation

\*\* F-ACL: *In Situ* Force in the ACL

(Mean ± S.D.)

表6.2：110N前方引出し負荷時のACL不全膝・ハムストリングを使った再建膝・膝蓋腱による再建膝の脛骨前方移動量(mm)と正常膝に対する割合（％）

	0°	15°	30°	60°	90°
ACL-D *	8.9 ± 1.5	12.7 ± 2.1	15.1 ± 3.2	12.2 ± 4.6	10.6 ± 2.9
% ACL-D	202.5 ± 23	218.6 ± 26	189.2 ± 28	157.3 ± 40	158.0 ± 28
QST/G	5.9 ± 1.3	8.9 ± 1.3	11.2 ± 1.0	9.9 ± 1.7	7.9 ± 1.3
% QST/G	134.3 ± 28	154.6 ± 31	142.9 ± 27	127.0 ± 23	118.8 ± 26
BPTB	5.4 ± 1.8	8.3 ± 1.4	10.9 ± 1.5	9.9 ± 3.2	8.6 ± 1.2
% BPTB	123.2 ± 35	144.6 ± 38	139.6 ± 32	127.3 ± 29	121.9 ± 23

\*ACL-D: anterior cruciate ligament-deficient

(Mean ± S. D.)

表6.3 : 110N前方引出し負荷時のハムストリングを使った再建膝・膝蓋腱再建膝に発生する  
フォース(N)と正常ACLのフォースにたいする割合 (%)

	0°	15°	30°	60°	90°
QST/G	55.2 ± 14	62.9 ± 14	56.1 ± 13	39.7 ± 20	38.1 ± 23
% QST/G	69.0 ± 18	69.7 ± 14	77.1 ± 25	77.1 ± 21	72.0 ± 44
BPTB	66.2 ± 16	72.1 ± 17	61.6 ± 20	29.6 ± 29	25.5 ± 25
% BPTB	81.8 ± 17	79.3 ± 12	70.4 ± 19	46.7 ± 36	44.0 ± 33

(Mean ± S. D.)

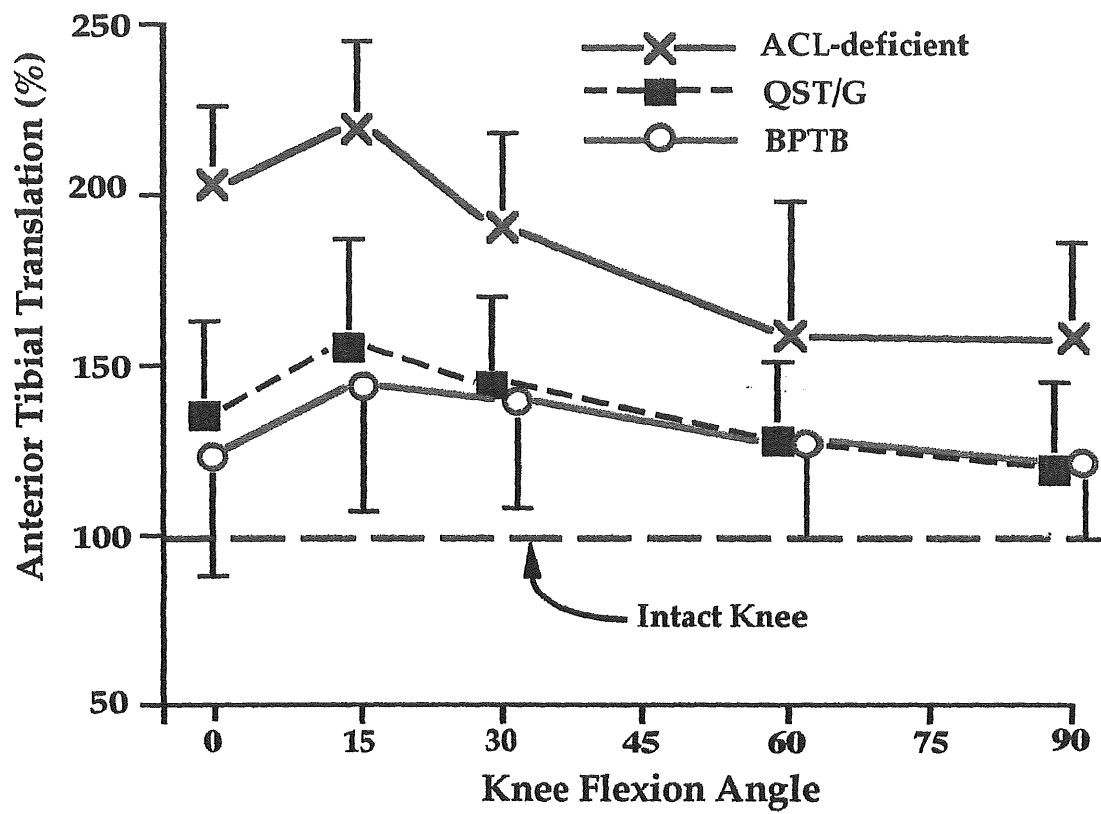


図6.7：110Nをかけたときの脛骨前方移動量。十字はACL不全膝、■はハムストリング腱によるACL再建膝、○は膝蓋腱によるACL再建膝。(単位は%でそれぞれの関節角度での正常膝の脛骨移動量を100とした)

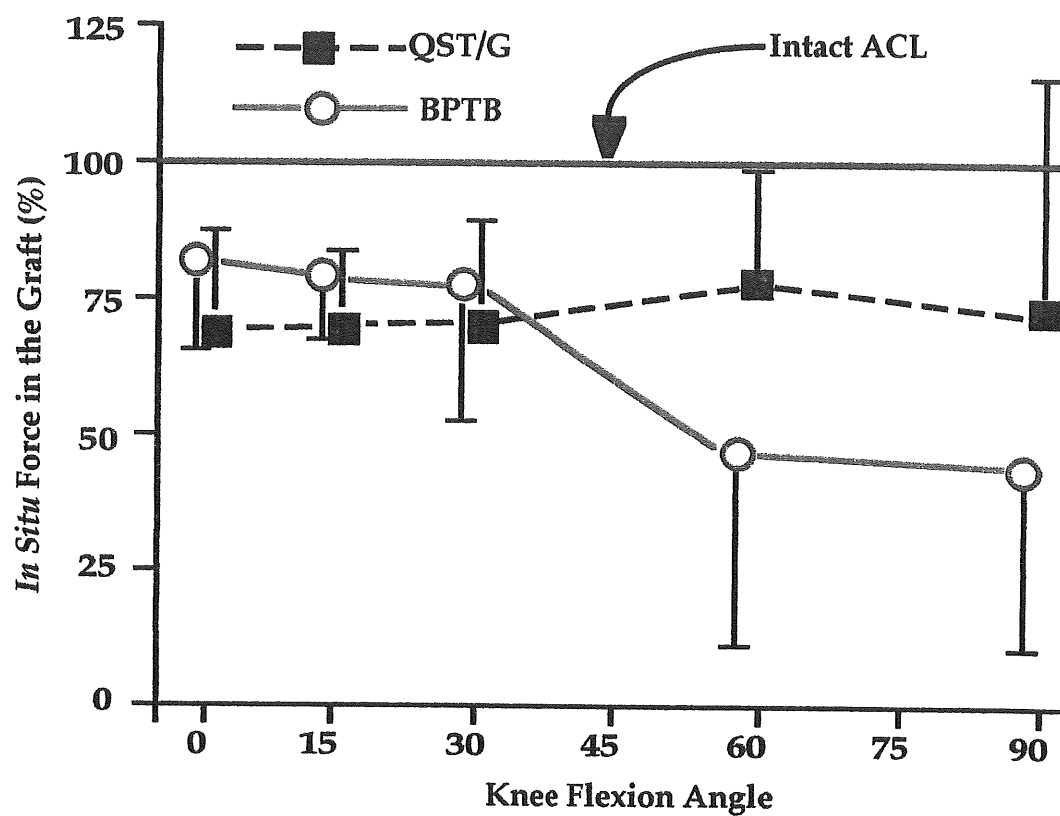


図6.8：110Nをかけたときの再建靱帯内のフォース。■はハムストリング腱によるACL再建膝、○は膝蓋腱によるACL再建膝。(単位は%でそれぞれの関節角度での正常ACLのフォースを100とした)

## 6－6．考察

### 6-6-1. 正常 ACL の Force

正常 ACL の Force は、第 4 章の結果と比べると同じ外力を与えたときに各関節角度で約 20 N 程減少している（参考文献 2）。この結果は、本章の正常膝の定義が前実験と違って、皮膚と関節周囲の軟部組織を温存しているためと思われる。死体膝を使った過去の実験では、ほとんど関節包まで展開している場合が多く、外力をかけた時の ACL に発生する Force は大きな値を取る。しかし生体内では、皮膚・軟部組織・筋肉の静的張力があり外力に対して抵抗力を分担しており、実際の ACL にかかる Force は報告されてきた以上に低い可能性がある。

### 6－6－2. 脛骨前方移動度

脛骨前方移動度は、臨床的に ACL 断裂の診断・手術評価の重要な指標として使われる。ACL を切った後の前方移動量の変化は 15- 30 度の位置でもっとも大きかった。これは、この膝の位置で行われる Lachmann Test が ACL 断裂の診断に有用性が一番高いとする、過去の報告に合致している [90]。再建術後の脛骨前方移動度は ACL 不全膝に比べると有意に減少しているが、正常に比べると、ほぼ 3 mm 以内であるが有意に違っている。また、この違いは最後に靱帯を固定した 15 度で、もっとも大きい。過去の死体膝を使った再建術後の脛骨前方移動度や、臨床的に反対側の膝と術直後の前方移動量の差に比べると明らかに大きい。手術時に靱帯に掛ける張力によって脛骨前方移動量が変わるという、臨床・基礎の報告

## 参考文献

1. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, Hirshman P: The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991; 4(1): 3-8.
2. Harner CD, Olson E, Irrgang JJ, Silverstein S, Fu F, Silbey M: Allograft versus autograft anterior cruciate reconstruction. *Clin. Orthop.* 1996; 324: 134-144.
3. L'Insalata JC, Fu FH, Irrgang PT, Harner CD: The International Knee Documentation Committee evaluation form for assessment of outcome following ACL reconstruction. 7th Congress of the European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy, Budapest, Hungary, 1996.
4. Seto JL, Orofino AS, Morrissey MC, Medeiros JM, Mason WJ: Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1988; 16: 170-80.
5. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR: Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* 1994; 22: 632-644.
6. Daniel DM, Fithian DC, Stone ML, Dobson BE, Luetzow WF, Kaufman KR: A ten-year prospective outcome study of the ACL-injured patient. AAOS, Atlanta, GA, 1996.
7. Johnson RJ, Beynnon BD, Nicholas CE, Renstrom PA: Current concept review: the treatment of injuries to the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Am]* 1992; 74A: 140-151.
8. Amis AA, Dawkins GPC: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg* 1991; 73B: 260-267.
9. Arnocsky SP: Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983; 172: 19-25.



10. Arnoczky SP, Matyas JR, Buckwalter JA, Amiel D: Anatomy of the anterior cruciate ligament. In: Jackson DW, ed. *The Anterior Cruciate Ligament: Current and Future Concepts*, 1st ed, vol 1. New York: Raven Press, 1993; 5-22.
11. Blankevoort L, Huiskes R: ACL isometry is not the criterion for ACL reconstruction. *Trans ORS* 1991; 16: 203.
12. Fuss FK: Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *The Amer. J. of Anat.* 1989; 184: 165-176.
13. Fuss FK: Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig: A comparison with human cruciates. *J. Anat.* 1991; 178: 11-20.
14. Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS: The cruciate ligaments of the knee joint: Anatomical and experimental analysis. *Clin Orthop* 1975; 106: 216-231.
15. Guan Y, Butler DL, Dormer SG, Feder SM, Mayhan MJ: Anterior cruciate subunit response during anterior drawer. *ASME Summer Biomechanics Symposium* 1991; Columbus, OH: 201-204.
16. Lintner DM, Kamaric E, Moseley JB, Noble PC: Partial tears of the anterior cruciate ligament: Are they clinically detectable? *Am J Sports Med* 1995; 23(1): 111-118.
17. Norwood LA, Cross MJ: Anterior cruciate ligament: Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med* 1979; 7: 23-26.
18. Palmer I: On the injuries to the ligaments of the knee joint. *Acta Chir. Scand.* (Supplement) 1938: 53.
19. Woo SL-Y, Livesay GA, Engle C: Biomechanics of the human anterior cruciate ligament: ACL structure and role in knee motion. *Orthop Review* 1992; July 1992: 835-842.
20. Yasuda K, Sasaki T: Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction -The

force exerted on the tibia by separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. Clin Orthop 1987; 220: 275-283.

21. Woo SL-Y, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S: Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: The effect of specimen age and orientation. Am J Sports Med 1991; 19: 217-225.

22. Torzilli PA, Greenberg RL, Insall J: An in-vivo biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. J Bone Joint Surg 1981; 63A(6): 960-968.

23. Torzilli PA, Greenberg RL, Hood RW, Pavlov H, Insall JN: Measurement of anterior-posterior motion of the knee in injured patients using a biomechanical stress technique. J Bone Joint Surg 1984; 66-A(9): 1438-42.

24. Takai S, Livesay GA, Woo SL-Y, Adams DJ, Fu FH: Determination of the in-situ loads on the human anterior cruciate ligament. J Orthop Res 1993; 11: 686-695.

25. Sidles JA, Larson RV, Garbini JL, Downey DJ, Matsen III FA: Ligament length relationships in the moving knee. J Orthop Res 1988; 6: 593-610.

26. Shoemaker SC, Markolf KL, Zager SA: Contributions of the ACL and MCL to A-P and torsional stability of the loaded knee in vitro. Trans ORS 1984; 9: 93.

27. Odensten M, Gillquist J: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. J Bone Joint Surg 1985; 67A: 257-261.

28. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS: Biomechanical analysis of human knee ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. J Bone Joint Surg 1984; 66A(344-352).

29. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS: Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 1990; 72A: 557-567.

30. Markolf KL, Wascher DC, Finerman GAM: Direct in vitro measurement of forces in cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. J Bone Joint Surg 1993; 75A: 387-394.

31. Livesay GA, Takai S, Choi NY, Fujie H, Woo SL-Y: In-situ loads in the anterior cruciate ligament: Experimental results, clinical implications. *BED-20* 1991; 20: 443-445.
32. Lewis JL, Lew WD, Shybut GT, Jasty M, Hill JA: Biomechanical functions of the knee ligaments. In: G. F, ed. *Symposium on sports medicine: the knee*. St Louis, MO: CV Mosby, 1985; 152-168.
33. Lewis JL, Lew WD, Schmidt J: Description and error evaluation of an in-vitro knee joint testing system. *J Biomech Engine* 1988; 110: 238-248.
34. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS: The anatomy and function of the anterior cruciate ligament: As determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg* 1974; 56A(2): 223-235.
35. Grood ES, Noyes FR, Stowers SF: Limits of movement in the human knee: The effects of sectioning the PCL and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg* 1988; 70A(1): 88-97.
36. Butler DL, Noyes FR, Grood ES: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee: A biomechanical study. *J Bone Joint Surg* 1980; 62A(2): 259-270.
37. Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS, Noyes FR: Nonuniform surface strains in young human tendons and fascia. *Trans ORS* 1983; 8.
38. Butler DL: Anterior cruciate ligament: Its normal response and replacement. *J Orthop Res* 1989; 7: 910-921.
39. Blankevoort L, Huiskes R: Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech Engine* 1991; 113: 263-269.
40. Beynnon BD, Pope MH, Fleming BD, et al.: An in-vivo study of the ACL strain biomechanics in the normal knee. *Trans ORS* 1989; 14: 324.

41. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E: The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 1984; 12(1): 8-18.
42. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF: An in-vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. *J Bone Joint Surg* 1982; 64A(2): 258-264.
43. Hollis MJ: Use of a six degree of freedom position control actuator to study joint kinematics. *ASME Advances in Bioengineering* 1991; BED-20: 409-411.
44. Ahmed AM, Burke DL, Duncan NA, Chan KH: Ligament tension pattern in the flexed knee in combined passive anterior tibial translation and axial rotation. *J Orthop Res* 1992; 10: 854-867.
45. Yasuda K, Sasaki T: Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction -Biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. *Clin Orthop* 1987; 220: 266-274.
46. Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcolm L: Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med* 1985; 13(6): 401-7.
47. Hefti F, Muller W: Current state of evaluation of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form. *Orthopade* 1993; 22(6): 351-62.
48. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR: Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1989; 17: 208-216.
49. Paulos LE, Cherf J, Rosenberg TD, Beck CL: Anterior cruciate ligament reconstruction with autografts. *Clin Sports Med* 1991; 19: 469-85.
50. Graf B: Isometric placement of substitute for the anterior cruciate ligament. In: Jackson D, Drez DJ, eds. *The Anterior Cruciate Deficient Knee: New Concepts in Ligament Repair*. St. Louis, MO: CV Mosby, 1987; 102-113.

51. Howell SM, Clark JA, Farley TE: A rationale for predicting anterior cruciate graft impingement by the intercondylar roof: An MRI study. *Am J Sports Med* 1991; 19: 276-282.

52. Howell SM, Taylor MA: Failure of reconstruction of the anteriorcruciate ligament due to impingement by intercondylar roof. *J Bone Joint Surg* 1993; 75-A: 1044-1055.

53. Howell SM, Barad SJ: Knee extention and its relationship to the slope of the intercondylar roof. *Am J Sports Med* 1995; 23(3): 288-294.

54. Radford WJP, Amis AA, Kempson SA, Stead AC: A comparative study of single- and double-bundle ACL reconstruction in sheep. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1994(2): 94-99.

55. Takai S, Watanabe K, Aso S, Hirasawa T: Early clinical results of anatomic ACL double-bundle reconstruction [Japanese]. *J Jap Orthop Assoc* 1995; 69(2-3): S361.

56. Zaricznyj B: Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft. *Clin Orthop* 1987; 220: 162-175.

57. Mott WH: Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 1983; 172: 90-92.

58. Lewis JL, Fraser GA: On the use of buckle transducers to measure knee ligament forces. *AMD-32* 1979; 32: 71-73.

59. Holden JP, Grood ES, Cummings JF: Factors affecting sensitivity of a transducer for measuring anterior cruciate ligament force. *J Biomech* 1995; 28(1): 99-102.

60. Fleming BC, Bennon BD, Tohyama H, et al.: Determination of a Zero Strain Reference for the Anteromedial Band of the Anterior Cruciate Ligament. *J Orthop Res* 1994; 12: 789-795.

61. France PE, Daniels AU, Goble ME, Dunn HK: Simultaneous quantitation of knee

ligament force. J Biomech 1983; 16: 553-564.

62. Fujie H, Livesay GA, Kashiwaguchi S, Blomstrom G, Woo SL-Y: Determination of in-situ force in the human ACL: A new methodology. ASME Adv Bioeng 1992; BED-22: 91-94.

63. Fujie H, Livesay GA, Woo SL-Y, Kashiwaguchi S, Blomstrom G: The use of a universal force-moment sensor to determine in situ forces in ligaments: A new methodology. J Biomech Engine 1995; 117: 1-7.

64. Xerogeanes JW, Takeda Y, Livesay GA, et al.: Effect of knee flexion on the in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament. Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy 1995; 3: 9-13.

65. Fujie H, Mabuchi K, Woo SL-Y, Livesay GA, Arai S, Tsukamoto Y: The use of robotics technology to study human joint kinematics: A new methodology. J Biomech Engine 1993; 115: 211-217.

66. Livesay GA, Fujie H, Kashiwaguchi S, Morrow DA, Fu FH, Woo SL-Y: Determination of the in-situ forces and force distribution within the human anterior cruciate ligament. Ann Biomed Engine 1995; 23: 467-474.

67. Livesay GA, Morrow DW, Sakane M, Rudy TW, Fu FH, S.L-Y. W: Evaluation of the effect of joint constraints on the force distribution within the ACL. Trans ORS 1996; 21.

68. Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, Woo SL-Y: A robotic evaluation of the effect of ACL graft fixation site at the tibia on knee stability. J Arthroscopy

69. Rudy TW, Livesay GA, Woo SL-Y, Fu FH: A combined robotics/universal force sensor approach to determine in-situ forces of knee ligaments. J Biomech 1996; 29(10): 1357-1360.

70. Grood ES, Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Applications to the knee. J Biomech Engine 1983; 105:

136-144.

71. Fuss FK: Voluntary rotation in the human knee joint. *J. Anat.* 1991; 179: 115-125.

72. SAS Institute I: SAS/STAT User's Guide, Version 6, 4th ed, Vol. 2. Cary, North Carolin: SAS Institute, Inc., 1989.

73. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL: Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995; 13: 930-935.

74. Levy IM, Torzilli PA, Warren RF: The effect of medial meniscectomy on the anterior-posterior movement of the knee. *J Bone Joint Surg* 1982; 64A: 883-888.

75. Shoemaker SC, Markolf KL: The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg* 1986; 68A: 71-79.

76. Takeda Y, Xerogeanes J, Livesay GA, Fu FH, Woo SL-Y: Biomechanical function of human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 1994; 10(2): 140-147.

77. Jackson DW, Gasser SI: Tibial tunnel placement in ACL reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 1994; 10: 124-131.

78. Jackson RW: Anterior cruciate ligament injuries. In: Casscells S, ed. *Arthroscopy: Clinical and Surgical Practice*. Philadelphia: Lea, 1984; 52-63.

79. Clancy WG, Nelson DA, Reider B, Narechania RG: Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. *J Bone Joint Surg* 1982; 64A: 352-359.

80. Jones KG: Reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1963; 45A: 925-932.

81. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT: A biomechanical comparison of different

**surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 1987; 15: 225-229.**

**82. Shelbourne KD, Wilckens JH, Mollabashy A, DeCarlo M: Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of timing of reconstruction and rehabilitation. Am J Sports Med 1991; 22: 332-6.**

**83. Cho KO: Reconstruction of the Anterior cruciate ligament by semitendinosis tenodesis. J Bone Joint Surg 1975; 57A: 608-612.**

**84. Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G: Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. Am J Sports Med 1996; 24(4): 504-509.**

**85. Rosenberg TD: Technique for endoscopic method of ACL reconstruction. Acufex Microsurgical 1993; Technical Bulletin.**

**86. Otero AL, Hutcheson L: A comparison of the doubled semitendinosus/gracilis and central third of the patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy 1993; 9(2): 143-148.**

**87. Marder TA, Raskind JR, Carroll M: Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction: Patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendons. Am J Sports Med 1991; 19: 478-484.**

**88. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G: Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 1994; 22: 211-218.**

**89. Steiner ME, Hecker AT, Brown CHJ, Hayes WC: Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. Am J Sports Med 1994; 22(2): 240-246.**

**90. Torg JS, Conrad W, Kalen V: Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. Am J Sports Med 1976; 4(2): 84-**



91. Markolf KE, Burchfield DM, Shapiro MS, Finerman GAM, Slauterbeck JL:  
Graft forces after ACL reconstruction. Trans of the Orthopaedic Research Society  
1995; 20: 644.

92. 藤江裕道：膝靱帯に生じる張力に関するバイオメカニクス的研究、博士論文  
(工学)、京都大学、平成6年8月。