

前十字靱帯再建術に関する生体力学的検討  
-移植腱の変形計測と機能評価-

山川 学志

## 目次

### 第1章 緒論

1. 膝関節	2
2. 前十字靱帯 (ACL)	3
3. ACL 損傷	5
4. ACL 損傷に対する治療	7
5. ACL 再建術	10
6. ACL 再建術の評価	14
7. 研究目的	19
8. 論文全体の概要	19
9. 参考文献	20

### 第2章 正常膝関節の力学機能解析

1. 生体関節	28
2. 関節力学試験ロボットシステム	28
2.1. 関節およびその要素の力学試験	28
2.2. システム概要	34
2.2.1. 膝関節座標系	34
2.2.2. ロボットシステムの機構学的関係	34
2.2.3. 位置制御	35
2.2.4. 速度インピーダンス制御による力制御	35
2.2.5. 制御方法	37
3. ACL の力学機能評価のための関節力学試験 –膝過伸展時における膝靱帯の力学機能解析	38
3.1. 背景	38
3.2. 実験方法	39
3.3. 結果	41
3.4. 考察	44
3.5. まとめ	45
3.6. 論文, 発表	45
4. 足関節外側靱帯の力学機能解析	45
4.1. 背景	45
4.2. 試料	46
4.3. 試験条件	47
4.4. 結果	48

4.5. 考察	49
4.4. まとめ	49
4.7. 発表, 論文	50
5. 参考文献	50

### 第3章 前十字靱帯再建膝関節 ～ハムストリング腱を用いた解剖学的再建術の生体力学的評価～

1. 背景	56
2. 実験方法	58
2.1. 試料	58
2.2. 実験方法	59
2.2.1. 手術手技	61
2.3. ACL グラフト張力の測定	66
3. 結果	68
4. 考察	73
5. まとめ	76
6. 論文, 発表	76
7. 参考文献	77

### 第4章 正常 ACL の変形挙動解析

1. 背景	80
2. ブタ膝を用いた2次元解析	82
2.1. 実験方法	82
2.1.1. 画像相関法	82
2.1.2. 画像解析ソフトウェア (Motion Analyzer, VW-H2MA, KEYENCE)	83
2.1.3. 実験条件, 手順	83
2.2. 結果	86
2.3. 考察	92
3. ヒト膝を用いた3次元解析	96
3.1. 解析手法の開発	96
3.1.1. 3次元計測の手法・手順	96
3.1.2. 3次元計測手法システム構成	97
3.2. 実験条件, 手順	98
3.3. 結果	100
3.4. 考察	106

4. まとめ	109
5. 論文，発表	109
6. 参考文献	110

## 第5章 変形挙動を考慮した移植腱の検討

1. 背景	114
2. 実験方法	114
2.1. 手術手技	115
2.1.1. ハムストリング腱を用いた解剖学的1束再建術	115
2.1.2. 膝蓋腱を用いた ART-BTB 再建術	116
2.2. 実験手順	119
3. 結果	120
4. 考察	126
5. ブタ膝関節を用いた検討	134
5.1. ブタ膝関節の手術手技	134
5.1.1. ブタ膝関節に対する解剖学的1束再建術	134
5.1.2. ブタ膝関節に対する ART-BTB 再建術	136
5.2. 実験手順	139
5.3. 結果	140
5.4. 考察	149
6. 新再建術式の提案	151
7. まとめ	155
8. 参考文献	155

## 第6章 結論

1. 結論	160
-------	-----



# 第 1 章

## 緒論

## 1. 膝関節

膝関節 (Fig.1) は下肢骨格を構成する荷重関節の一つである。体重を支えるとともに、運動中にはその動作に伴う外負荷に対応しており、常に厳しい力学状態に晒される器官である。そのため、スポーツ選手では競技中の受傷が多く、それ以外でも加齢に伴う疾患の罹患率が非常に高い。このことより、膝関節は古くから整形外科領域で重要な研究対象として扱われ、その運動機能の力学解析や損傷およびそれに対する治療に関する研究が数多く行われている[1-10]。

広義の膝関節は大腿骨、脛骨および膝蓋骨から構成されるが、狭義には大腿骨と脛骨の間の大腿脛骨関節を指す。互いに接触する大腿骨顆部と脛骨高平部は、それぞれ球状と平面状となっており、適合性が悪い。また、体幹から離れた部位であることから、慣性による運動効率の低下を防ぐために筋組織が少なく、軽量かつコンパクトになっている (Fig.2)。そのため、関節の安定は関節内に存在する靱帯や半月、軟骨といった軟組織に大きく依存している。このことが膝関節損傷の多い最大の理由である。よって、膝関節の力学機能に関する研究では、これらの軟組織に着目した検討が必要となる。

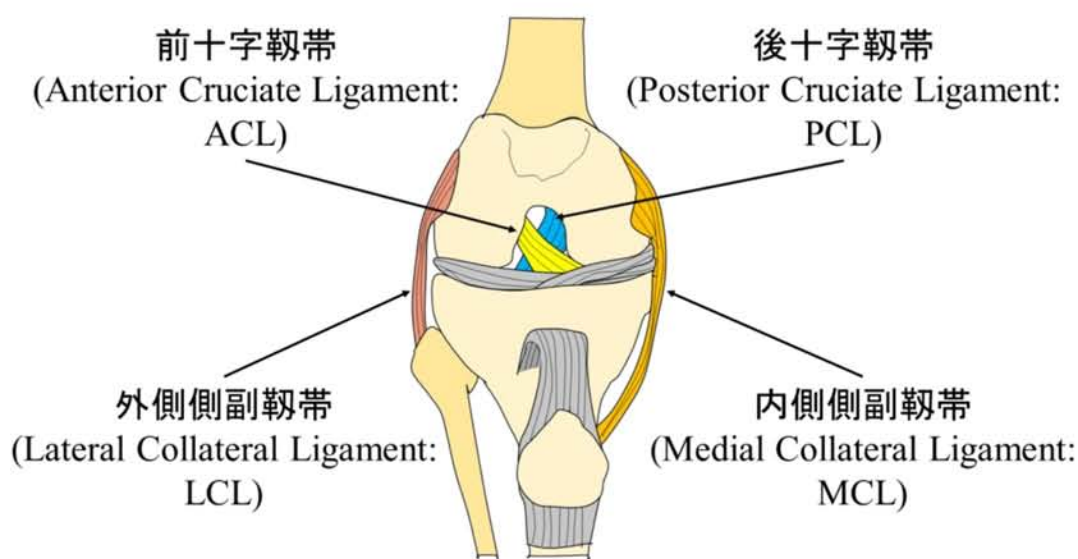


Fig.1 膝関節と主要4靱帯

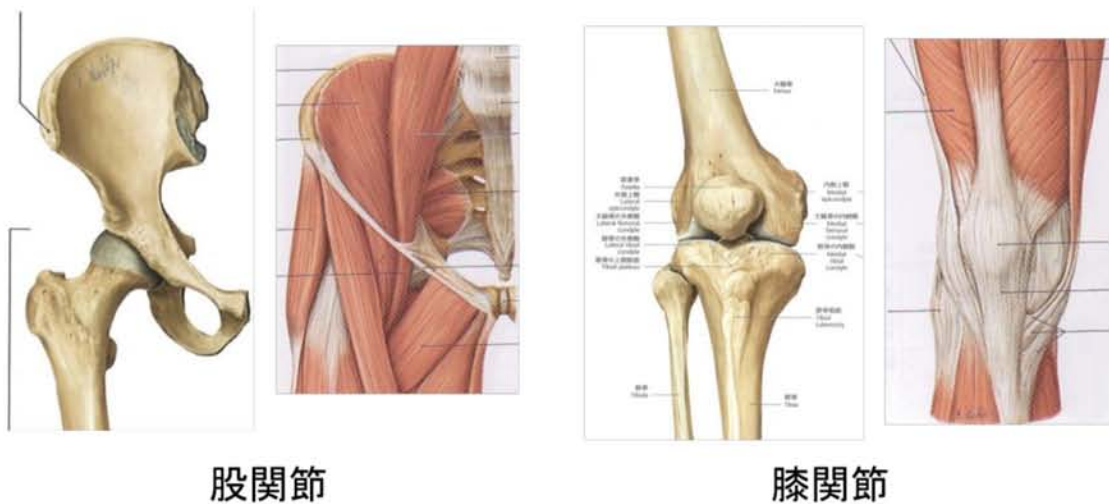


Fig.2 筋組織量の違い（股関節とその周囲（左）と膝関節とその周囲（右））[11]

## 2. 前十字靭帯(ACL)

膝関節には多くの靭帯が存在しており，大腿骨-脛骨間の動きを制限して，膝関節を安定させる役割を担っている．その中でも前十字靭帯（Anterior Cruciate Ligament: ACL），後十字靭帯（Posterior Cruciate Ligament: PCL），内側側副靭帯（Medial Collateral Ligament: MCL），外側側副靭帯（Lateral Collateral Ligament: LCL）は膝関節の主要4靭帯と呼ばれ，この4つの靭帯が関節安定性の大半を担っている（Fig.1）．ACLの主な機能は，大腿骨に対する脛骨の前方移動と内旋の制動である[12-16]．特に前方移動の制動力は，その85%をACLが担っているという報告がある[16]．

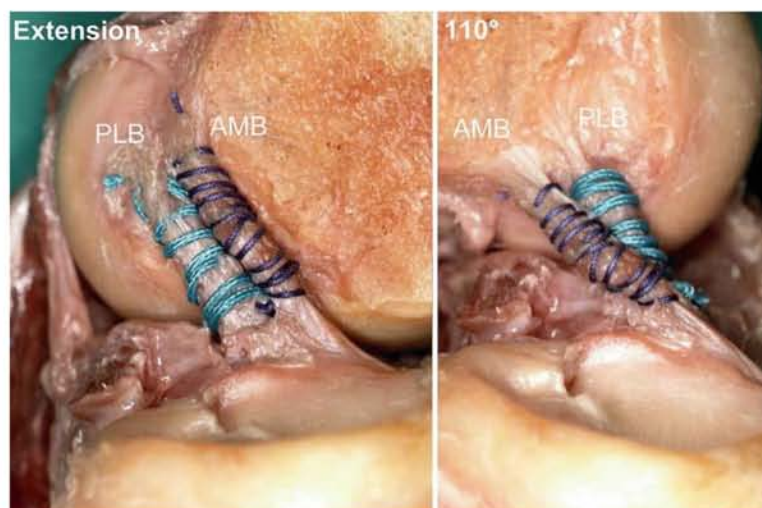
ACLは大腿骨外側顆内壁から脛骨高平部顆間前方に走行しており，Amisらの報告によると，その長さは平均32 mm（22-41 mm）で，幅は平均10 mm（7-12 mm）である[17]．また，Harnerらは，ACLの断面積は大腿骨付着部近傍から脛骨付着部近傍にかけて34 mm<sup>2</sup>，33 mm<sup>2</sup>，35 mm<sup>2</sup>，38 mm<sup>2</sup>，42 mm<sup>2</sup>と変化し，脛骨に向けて裾の広がった形状をしていると報告している[18]．ACLはFig.3に示すように大きく分けて前内側線維束（Antero-medial bundle: AMB）と後外側線維束（Postero-lateral bundle: PLB）の2つの線維束に分かれていることが知られているが[19-21]，さらに，AMBは狭義のAMBと中間線維束（Intermediate bundle: IMB）の2つの線維に分けることができ，計3つの線維束から構成されているという考えが定着している（Fig.4，[15, 17, 22, 23]）．また，ヒトに限らず動物においてもACLは3つの線維束から構成されているという報告がある[24]．膝屈曲中における各線維束の長さ変化に関する報告では，屈曲するにつれ各線維束は緩むが，前内側線維束のみ60°屈曲位近辺で緊張するとされている[15]．

ACLに対して，材料試験機を用いて単純引張試験を行い，ACLの力学特性を求める検討は数多く存在する．それらの検討により，ACLの剛性は112-242 N/mm，破断強度は

997-2160 Nであることが明らかとなっている[25-27]。また、Butler[28]らはACLを構成する3線維束それぞれの破断試験を行い、各線維束の強度、弾性率、ひずみエネルギー密度、最大ひずみを算出している（Table 1）。この報告より、各線維束の材料特性は異なることが明らかとなり、前内側線維束および中間線維束は後外側線維束に比べ、これらの値が有意に高いことがわかっている。

**Table 1** ACLにおける前内側線維束と後外側線維束の材料特性 [28]

	AMB	IMB	PLB
弾性率 [MPa]	283.1	285.9	154.9
最大応力 [MPa]	45.7	30.6	15.4
ひずみエネルギー密度 [N/mm]	3.3	2.2	1.1
最大ひずみ[%]	19.1	16.1	15.2



**Fig.3** ACLの前内側線維束（AMB：青糸）と後外側線維束（PLB：緑糸） [19]



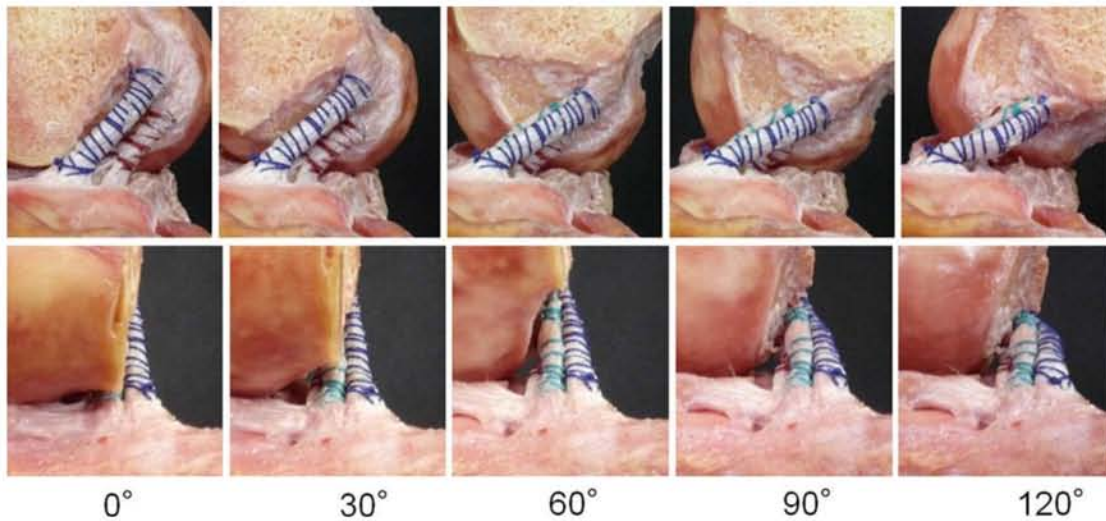


Fig. 4 ACLの前内側線維束 (AMB: 青糸), 中間線維束 (IMB: 緑糸), 郊外後外側線維束 (PLB: 赤糸) [22]

### 3. ACL 損傷

ACLは主要4靱帯の中でも最も損傷しやすく、主要4靱帯損傷の内70%を占めるという報告もある (Fig.5, [29]). また、特にスポーツ中のカッティング (切り返し) 動作や急制動、ジャンプ着地といった動作で損傷しやすく、ACL 損傷患者の65%以上がスポーツ中の受傷とされている[30]. 競技別に見ると、サッカーやスキー、ハンドボールなどでACL 損傷の発生率が高い (Fig.6, [29]). また、ACL 損傷の発生率には性差があり、女性の方が男性に比べて1.5-7倍高いといわれている[31, 32]. 年間罹患者数は国内で3-4万人、米国内では8万人とも言われている.

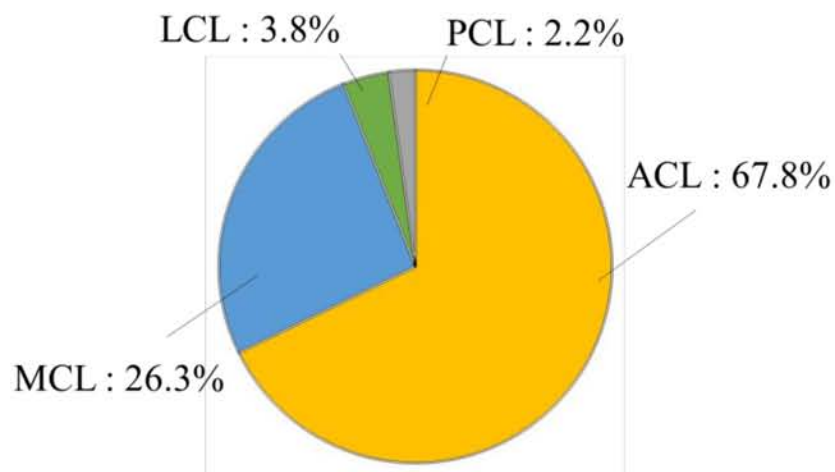


Fig.5 膝関節主要4靱帯損傷の割合 [29]

	No specification	LCL	MCL	ACL	PCL	LM	MM	Total
Soccer	14	45	162	580	6	98	274	1179
Ski	6	19	317	533	17	54	188	1134
Handball	2	5	15	128	6	28	47	231
Tennis	1	7	2	33	1	19	66	129
Biking	2	0	21	19	2	10	30	84
Volleyball	0	1	2	47	1	7	20	78
Basketball	0	1	8	33	0	9	17	68
Squash	1	0	1	25	0	4	22	53
Judo	0	1	18	17	1	2	3	42
Track and field	0	1	9	12	1	3	16	42
Badminton	1	0	8	16	0	7	5	37
Gymnastics	0	3	2	16	0	4	12	37
Jogging	1	0	2	8	0	2	18	31
Gymnastic	0	0	1	6	0	8	15	30
Dance	0	0	3	9	0	6	9	27
Bodybuilding	0	1	1	6	5	2	6	21
Motor sports	1	0	0	12	1	1	5	20
Others	2	4	40	80	10	20	83	239
Total	31	88	612	1580	51	284	836	3482

Fig.6 主要4靱帯および外側半月（LM）、内側半月（MM）の競技別受傷者数 [29]

ACL 損傷に見られる特徴として、損傷パターンの特殊性があげられる。ACL 損傷パターンには接触型と非接触型があるが、接触型は対人スポーツ中のコンタクトや交通事故など外界から急激かつ過大な負荷を受けた際に損傷するパターンであり、他の靱帯でもこの損傷パターンがほとんどである。一方、非接触型はスポーツ動作中などの危険肢位や自身の体重などに起因する関節モーメントにより、接触無しで損傷するパターンであり、ACL 損傷の7割以上がこの非接触型であるとされている (Fig.7, [33-37])。このことは他の靱帯損傷にはあまり見られない特徴であり、ACL 損傷例が多い理由のひとつでもある。ACL を損傷するとその機能が破綻し、膝関節の安定を保てないため、身体動作のパフォーマンスは著しく低下し、日常動作も正常に行えなくなる。また、膝関節の不安定な状態が続くことで他の組織にかかる負担も大きくなり、他の組織の損傷（2次損傷）のリスクも高くなる。そのため、ACL 損傷に対しては早急に治療を行う必要がある。日本国内のスポーツ愛好家やアスリートの人口は健康志向の普及に伴い増加傾向にあり、今後、東京オリンピックを機にさらに増えると推測される。そのため、ACL 損傷患者数も増加することが予測され、ACL 損傷の治療などに対する要求は今後高まっていくことが考えられる。



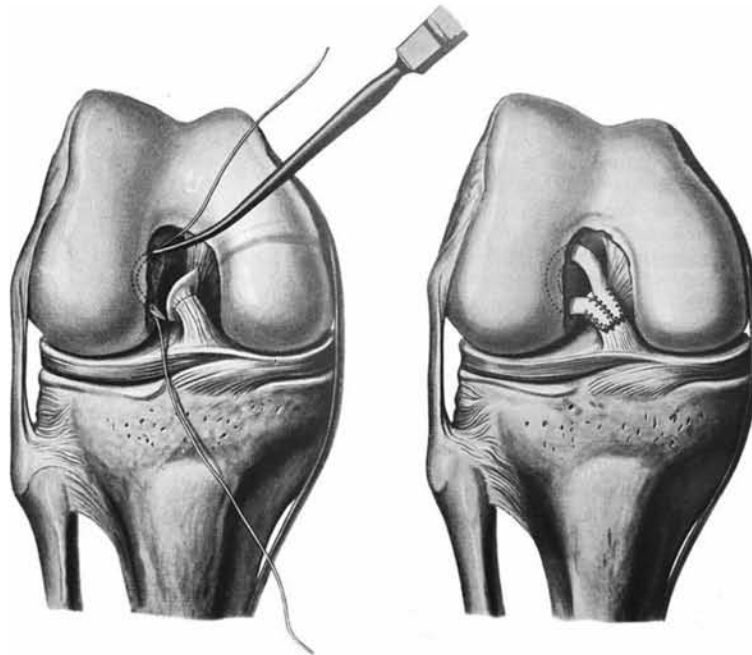
Fig.7 ACLの非接触型損傷の瞬間（左から順に，着地直前，着地の瞬間，膝関節外旋および外反（危険肢位），ACL受傷）[36]

#### 4. ACL 損傷に対する治療

ACL は組織後部に若干の血流はあるものの，組織全体でみると血流が乏しく[38]，自己治癒が困難な組織として知られている．一般的な外傷性疾患の治療にはブレースやテーピングなどを非観血的に施す保存療法と，手術などを観血的に行う外科的治療の 2 つの治療法がある．ACL の場合は血流が乏しいことにより保存療法の予後成績が悪いため，外科的治療が選択される場合がほとんどである．

ACL 損傷に対する外科的治療の検討は古くから行われており，断裂した ACL を縫合用絹糸で縫合する“縫合術”の世界初の実施は 1895 年，Mayo-Robson によるとされる．また，縫合術の世界初の報告は 1900 年に Battle により行われている[39]．Mayo-Robson は治療の 6 年後に経過観察を行い，「患者は満足度が高く，術直後から膝は **perfectly strong** であると評価した」と報告した[40]．これにより，ACL 損傷に対する外科的治療の扉が開かれ，後の発展につながっていった．Battle の報告後，しばらくは縫合術の開発，改良が流行し，さまざまな手技が試された (Fig.8, [41-44])．しかしながら，縫合術は術直後の成績はある程度良好であるものの，Mayo-Robson の報告に反し，長期の経過観察では不良とされる場合が多いだけでなく，ACL の損傷が激しい場合には施行できないなどの問題が当初から指摘されていた[45-47]．そこで，縫合術の発展の裏で，ACL 以外の組織を再建グラフトとして採取し，損傷した ACL の代わりに移植して ACL の担っていた機能を再建する ACL 再建術 (ACL reconstruction) について検討が行われていた．





**Fig.8 ACL 縫合術の一例：ACL の大腿骨付着部に削孔した半円状骨孔に縫合用絹糸を通し，損傷 ACL の断端と縫合する術式（Payr's technique）[41]**

ACL 再建術は，1913 年，Wagner により初めて提案され，4 年後の 1917 年，Groves により確立された (Fig.9, [48])。ただし，Groves の手技は，大腿筋膜の脛骨付着部を離断し，その断端を大腿骨と脛骨に開けた骨孔を通して脛骨側で固定するという方法で，この手技は現在の分類では，いわゆる腱固定術 (tenodesis) である。制動因子を関節内に作製することから関節内制動術とも呼ばれる。しかしながら，Groves はグラフトを解剖学的方向に走行させることや，斜行させることの重要性など，現在の再建術の礎となる考え方を提唱している。Groves の報告以降，tenodesis が発展し，大腿筋膜以外にも膝蓋腱 (Jones procedure) (Fig.10, [49]) やハムストリング腱 (dynamic reconstruction) (Fig.11, [50]) をグラフトとして用いる術式などが開発された。損傷 ACL の外科的治療が始まって 60 年ほど経った 1960 年前後には，縫合術後の ACL の強度が正常 ACL の 10%程度にとどまることが明らかとなり [51, 52]，縫合術後の再断裂が頻発する原因として取り沙汰された。これ以降，縫合術に代わり再建術への注目が高まっていく。



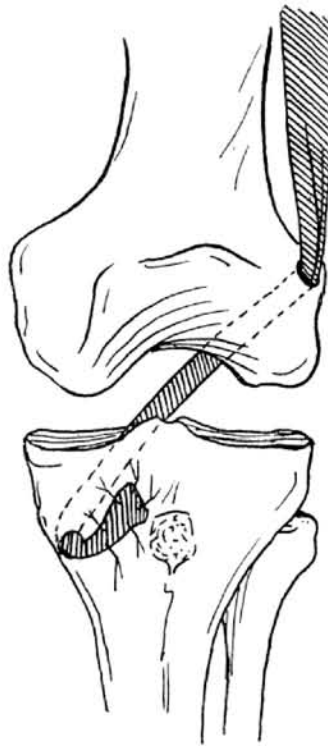


Fig.9 ACL 再建術（腱固定術）の一例：大腿筋膜を大腿骨に開けた骨孔を通し関節内に引き込み，脛骨孔を通して固定する術式（Groves procedure） [48]

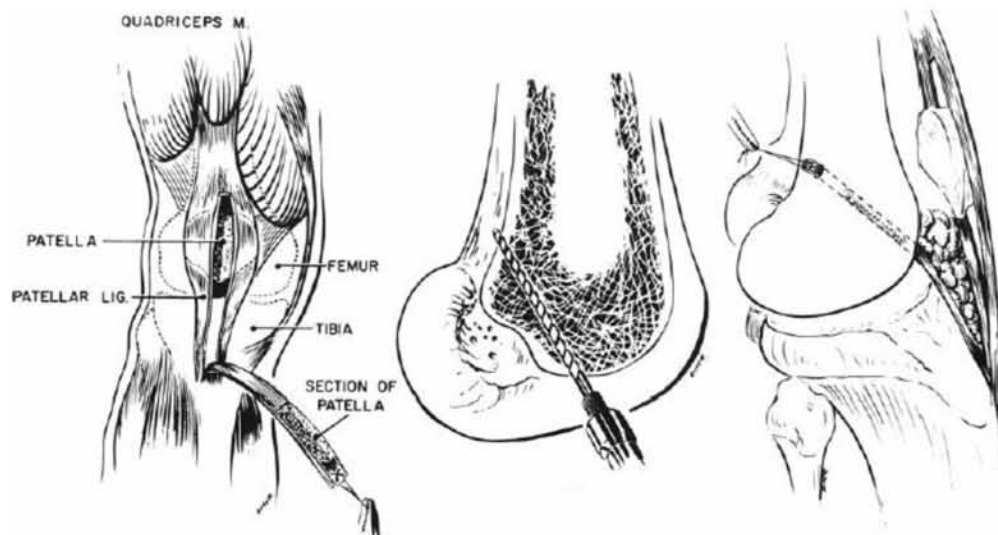


Fig.10 ACL 再建術（腱固定術）の一例：膝蓋腱の中央 1/3 を膝蓋骨の付着部ごと離断し，膝前方より関節内に引き込み大腿骨孔を通して固定する術式（Jones procedure） [49]

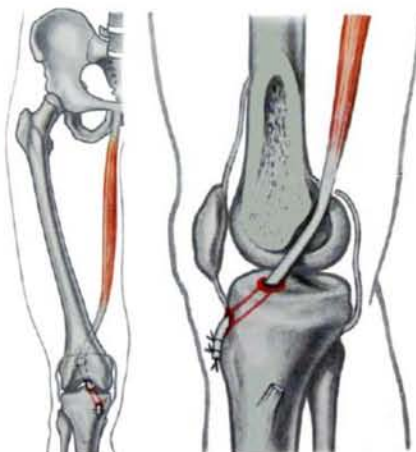


Fig.11 ACL 再建術（ 腱固定術 ） の一例：薄筋腱を大腿骨後方から関節内に引き込み、脛骨孔を通して固定する術式（Dynamic reconstruction） [50]

## 5. ACL 再建術

ACL 再建術は，tenodesis を主流として興隆をみせていたが，tenodesis は組織の解剖学的位置を改変してしまう上，侵襲も大きく成績が振るわない一面もあった．そんな中，1980 年代に関節鏡（Fig.12）が開発されたことで状況は一変する．関節鏡により，低侵襲でより複雑な手術を行うことが可能となり，それまでの腱を関節内に引き込むtenodesis から，現行の術式と同じ，ハムストリング腱や膝蓋腱などを採取して移植腱グラフト（free graft）として大腿骨と脛骨に固定する再建術（free graft reconstruction）（Fig.13）が主流となっていく．現在でも，ACL 損傷に対してはこの再建術を施行することが gold standard となっている．

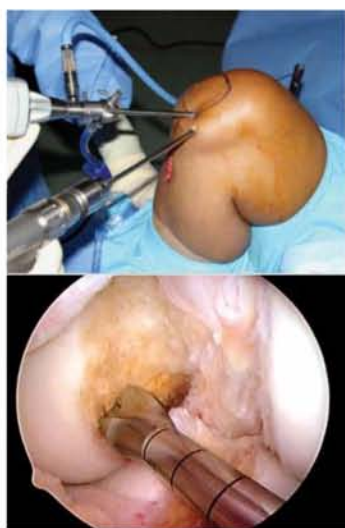
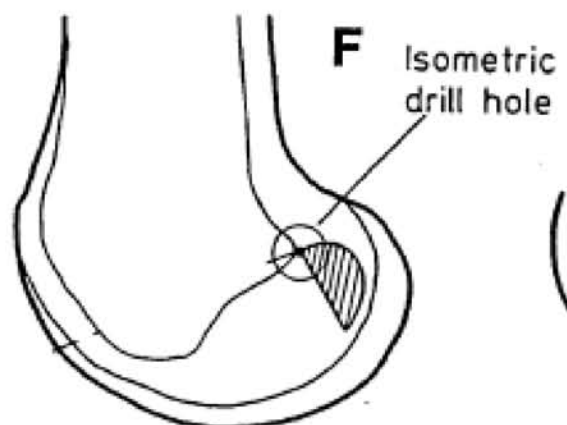


Fig.12 関節鏡手術の様子  
（上：外観，下：関節鏡視野） [53]



Fig.13 ACL 再建術の一例：  
ハムストリング腱を用いた ACL 再建術 [54]

ACL 再建術には、移植腱の選択や固定方法など重要な条件が数多くあるが、現在、最も重要視されているのが骨孔の位置である。再建術の黎明期には、膝屈曲伸展中に移植腱の負担を軽減させるために ACL の長さ変化が最も少ないとされる位置 (isometric point, Fig.14, [55]) に作孔する isometric 再建術が流行し、数多く施行された。しかし、isometric 再建術を受けた膝では、再建 ACL が PCL や大腿骨顆間の天井部 (notch roof) と衝突 (impingement) を起こすことが指摘されだした。そして、この衝突に伴う再建 ACL の再断裂や PCL 損傷を併発する危険性が高いことがわかると isometric 再建術は用いられなくなった。Isometric 再建術に代わり、用いられるようになったのは、ACL の解剖学的付着部に骨孔を作孔する anatomical 再建術である [56-58]。近年、ACL の解剖に関する検討が増え、解剖学的付着部位置が詳細に調べられ、付着部を同定するための landmark など明らかとなったことが anatomical 再建術の興隆を後押しした [59-61]。



**Fig.14** ACL 再建術の一例：Isometric 再建術における大腿骨孔位置（図中黒丸部） [55]

Anatomical 再建術では、作孔位置のみならず移植腱の形態も正常 ACL を模倣する術式が近年、開発されている。ハムストリング腱グラフトを使用する手技では移植腱 1 本で再建する 1 束再建 (Fig.15, [54]) に始まり、前内側線維束と後外側線維束を再現するため移植腱 2 本で再建する 2 重束再建 (Fig.16, [62, 63])、さらに前内側線維束を狭義の前内側線維束と中間線維束に分け、3 本の線維束を再現する 3 重束再建術 (Fig.17, [64]) がある。膝蓋腱を使用する手技では、両端に骨片が残った状態でグラフトを採取して移植する bone-tendon-bone (BTB) 再建術 (Fig.18, [65]) が行われる。また、BTB 再建術の際に ACL のねじれを再現するため長方形骨孔を作製する anatomic rectangular tunnel (ART) BTB 再建術 (Fig.19, [64]) など、さまざまな術式が開発されている。



Fig.15 ACL 再建術の一例：ハムストリング腱を用いた 1 束再建（EndoButton CL による固定） [54]

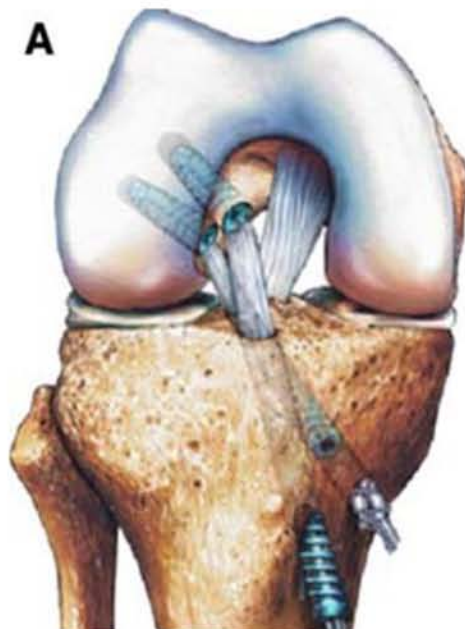


Fig.16 ACL 再建術の一例：ハムストリング腱を用いた 2 重束再建術（interference screw による固定） [63]

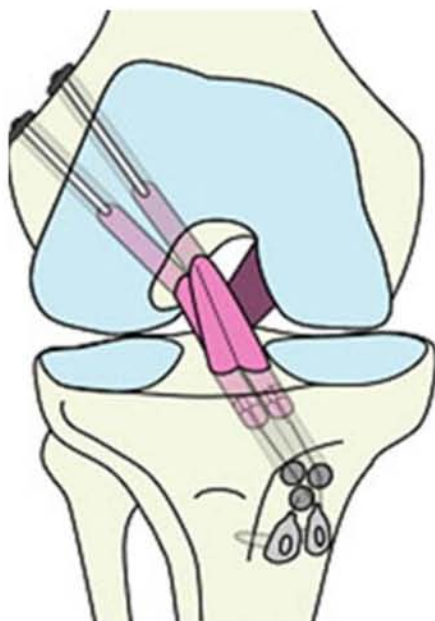


Fig.17 ACL 再建術の一例：ハムストリング腱を用いた 3 重束再建術（EndoButton CL（大腿骨側）と Double Spike Plate（脛骨側）による固定） [64]



Fig.18 ACL 再建術の一例：BTB 再建術（円形骨孔）（EndoButton CL による固定） [65]



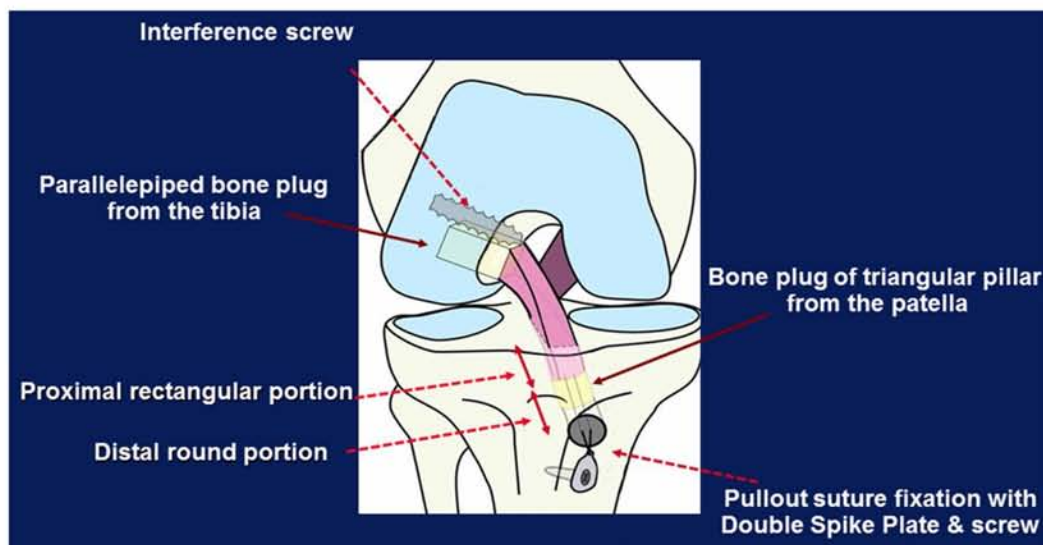


Fig.19 ACL 再建術の一例：ART（長方形骨孔）・BTB 再建術（interference screw（大腿骨側）と Double Spike Plate（脛骨側）による固定） [64]

## 6. ACL 再建術の評価

現在，ACL 再建術はさまざまな術式が考案され，その有用性を明らかにするための検討が数多く行われている．古くから行われている検討が，術後の経過観察である[66-68]．この方法では，scoring sheet を用いたアンケートなどが行われるが，これは患者の主観に大きく左右される．そこで，定量的なデータを得るために器具を用いた関節動揺性計測なども同時に行われる．しかし，これらの計測は，筋肉量などといった個人差が大きい要素の影響が強く，安定した結果を得ることは難しい[69]．また，長期の経過観察となると患者の追跡が困難であるなどの問題もある．術後の経過観察は，臨床で患者満足度を測るためには有用であるとともに，術後の期間別にどのように関節の安定性などが変化していくかを観察するためには重要である一方で，解決すべき課題も多く，各術式を比較することは容易ではない．そこで，術式を定量的に比較する手法として近年多く見られるのが屍体膝を用いた生体外（in vitro）での検討である．

In vitro における ACL 再建術に関する最も基礎的な検討は，移植腱の強度に関する検討である．移植腱の選択は医師が患者の状態も踏まえて判断するが，ACL の代わりとして移植するものであるため，その力学特性がどの程度であるかを調べることは重要である．現在までに，さまざまなタイプの移植腱の破断強度や剛性が in vitro で材料試験機を用いた引張試験（Fig.20）などの力学試験により求められている（Table 2, [25-27, 70-74]）．これらの結果より，ACL 再建術に用いられる移植腱は，どれも正常 ACL と同等もしくはそれ以上の力学特性を有することがわかっている．

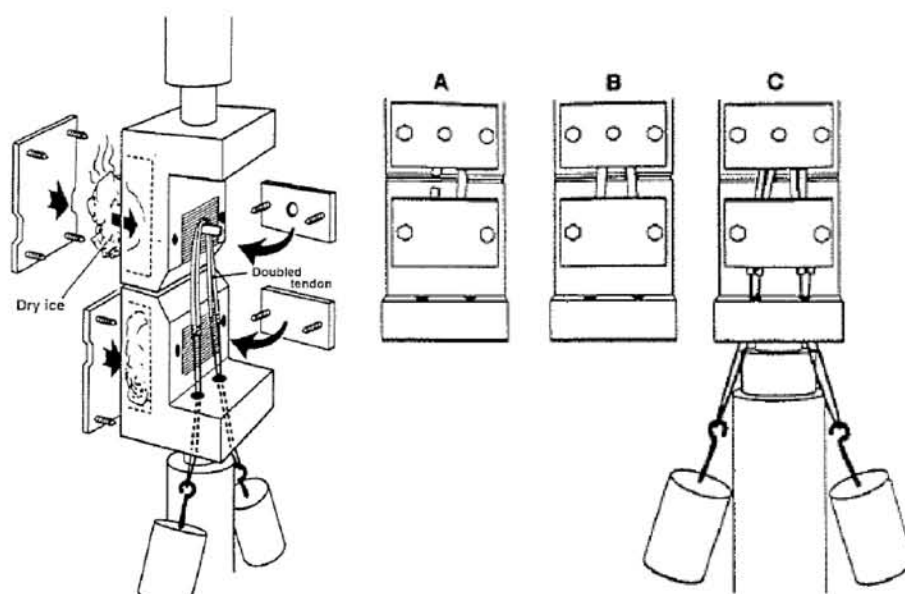


Fig.20 Hamner らによるハムストリング腱の引張試験 [72]

Table 2 正常 ACL および ACL 再建グラフトの破断荷重と剛性

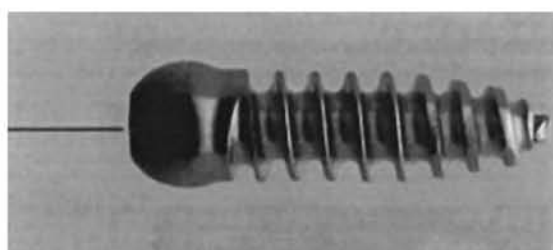
組織	破断荷重 [N]	剛性 [N/mm]
正常 ACL [25-27, 70]	997-2160	112-242
骨付き膝蓋腱 (幅 10 mm) [71]	2977	620
4 つ折りハムストリング腱 [72]	4090	776
大腿四頭筋腱 (幅 10 mm) [73, 74]	2352	463

また、ACL 再建術で重要となるのが移植腱グラフトを骨孔に固定する方法である。移植腱の力学特性が必要十分であることは前述のとおりであるが、移植後もそれらの特性を維持するためには、強固な固定が必要である。Kousa らは、EndoButton CL, Bone Multi Screw, RigidFix, Bio-Screw, RCI Screw, SmartScrew の異なる 6 つの固定方法 (Fig.21) の比較を行っている[75]。EndoButton CL は、再建グラフトに固定したポリエステルテープを骨孔の関節外開口部にボタン形状の金属材料を用いて固定する方法、Bone Multi Screw は大腿骨内に骨孔の作孔方向に垂直に設置して再建グラフトに通された縫合糸を巻き取る形で固定する方法、RigidFix はいわゆるクロスピンと呼ばれるもので大腿骨孔内に挿入された移植腱を貫通するようにピンを打ち込んで固定する方法、他の 3 つは骨孔内にねじ形状の材料を挿入し、再建グラフトを骨後壁に押し付けて固定する。その結果、4 つ折りハムストリング腱を固定するには Bone Multi Screw が最も優れていると報告した。しかしながら、ハムストリング腱を Bone Multi Screw で固定した場

合の破断荷重および剛性はそれぞれ 1112 N, 115 N/mm であり, 単純引張試験の結果に比べて大きく下がっており, ハムストリング腱の力学特性が損なわれていることがわかっている. 一方, Aune らは骨付き膝蓋腱を固定するには interference screw (Fig.22) が優れていると報告しており[76], 移植腱の種類により適する固定方法が異なることが明らかとなっている. しかしながら, この場合にも破断荷重および剛性は 505 N, 46 N/mm であり, ハムストリング腱と同様に力学特性が大きく損なわれている. また, どの方法も破断箇所が固定部であることも明らかとなっており, グラフトの力学特性が最大限生かされる固定法になっていないことがわかっている. より強固な固定法を確立するため, 現在も固定方法の改善, 開発が行われている.



**Fig.21** 移植腱固定具 (左から EndoButton CL, Bone Multi Screw, RigidFix, Bio-Screw, RCI Screw, SmartScrew) [75]



**Fig.22** Interference screw [76]

これらの検討は, 移植する前段階の固定部の評価として重要であるが, それぞれ材料試験機を用いた単純な引張試験による結果であるため, 膝関節にかかる生理的な荷重とは異なる状況で求められたものである. 術式の評価を詳細に行うためには, 生理的荷重を再現した検討が重要と考えられる.

生理的荷重を再現する方法として近年, 注目されているのが関節力学試験ロボットシステムによる試験方法である. この試験方法は, Fujie らにより開発され, 現在は世界に波及し, 興隆をみせている. 本研究で用いたシステムと理論などについては 2 章で詳記



する。

Mae らは、Fujie らの開発したロボットシステム (Fig.23) を用いて大腿骨孔を 2 本削孔する two femoral socket technique (TS) と 1 本削孔する single femoral socket technique (SS) を比較した[77]。試験は、前後方力 100 N を負荷する前後方引き出し試験を行った結果、TS の方が SS に比べ前後方移動量が有意に小さく、制動機能が優れていることを示し、ACL の線維束を模擬する (移植腱を 2 本に分ける) ことの有用性を示した。また、Yagi らは、同様のロボットシステム (Fig.24) を用いて 1 束再建と解剖学的 2 重束再建の比較を行った[78]。試験は、前方力を 134 N 負荷する前方力負荷試験と内旋モーメントと外反モーメントを 10 Nm 負荷する複合モーメント負荷試験を行った。前方力負荷試験では、Mae らと同様に 2 重束再建の方が制動機能が優れていると報告している。加えて、Yagi らは複合モーメント負荷試験においても 1 束再建よりも 2 重束再建の方が優れていると報告しており、ACL の線維束を模擬することにより、前方制動だけでなく内旋方向の制動機能も再建できることを示した。一方、Suzuki らは、Mae らと同型のシステム (Fig.23) を用いて骨付き膝蓋腱 (bone-patellar tendon-bone: BPTB) を用いた再建術の評価を行った[79]。長方形骨孔 (rectangular tunnel: RET) と円形骨孔 (round tunnel: ROT) を ACL 付着部に削孔する解剖学的再建術について調べた。その結果、正常膝と同等の動揺性を得るために必要な移植腱の初期固定張力 (laxity match tension) が RET では ROT よりも有意に低いことを示した。これは、RET の方が効率よく制動機能を発揮していることを示している。RET は、正常 ACL のねじれを移植腱にも持たせる術式 (Fig.18) であり、多重束再建術のように移植腱を複数本用いなくても、ACL のねじれを再現することで正常 ACL の制動機能のある程度再建できることが明らかとなった。

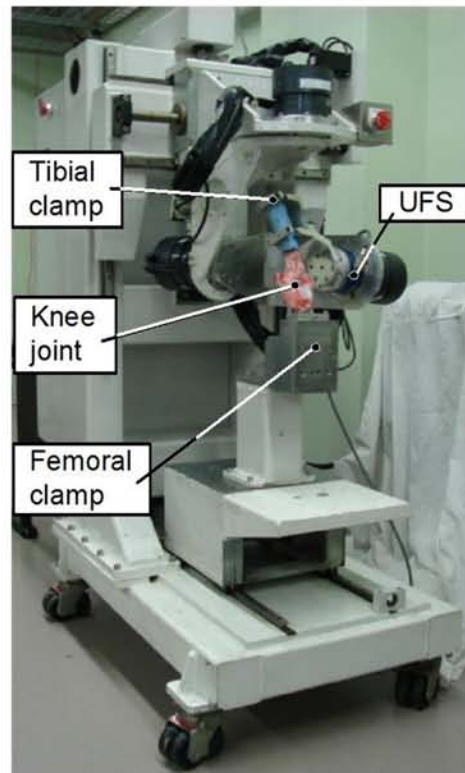


Fig.23 関節力学試験ロボットシステム

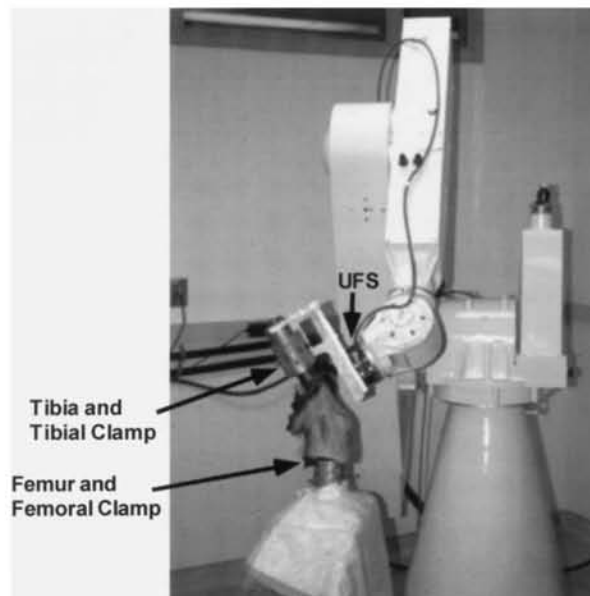


Fig.24 Yagi らが用いたロボットシステム [77]

## 7. 研究目的

ここまで述べてきたように、近年、ACL 再建術に関する *in vitro* における生体力学的研究が増えつつあり、ある程度の結果を得ている。しかし、未だ十分とはいえず、その影響で最適な術式が定まっていないのが現状である。この要因として考えられるのは、医工連携研究の不足である。臨床領域では、試験機や実験手法の開発といった工学的検討は実施しにくく、術式の評価は経過観察などに頼らざるをえない。逆に、工学領域では、工学的検討はお手のものだが、解剖や臨床手技に関する知識は専門外であるため、実験の準備や条件設定に難がある。つまり、両者が協力して取り組まなければ、ACL 再建術の生体力学的検討は成り立たない。本論文の筆者が所属する首都大学東京システムデザイン学部生体工学研究室は整形外科系の臨床医学研究機関と密接なつながりがあり、当該領域の医工連携研究が実施されている。加えて、関節力学試験ロボットシステムを世界に先駆けて開発した研究室であり、最先端のシステムを複数保有している。よって、ACL 再建術の *in vitro* 評価において詳細な検討を行っていく環境が整っている。

本研究では、関節力学試験ロボットシステムを用いて、ACL 再建術および ACL 再建グラフトの力学機能を詳細に検討し、ACL 再建術の現行術式の有用性と問題点を明らかにする。特に、ACL グラフトの荷重伝達機能に着目し、グラフト表面のひずみ分布を指標とする解析、評価を、そして、それらの結果を踏まえた新たな術式の提案を行うことを目的とする。

## 8. 論文全体の概要

### 第1章 緒論

本研究のメインテーマである ACL と ACL 再建術について歴史背景も含め詳記し、研究全体の目的を示した。

### 第2章 正常膝関節の力学機能解析

生体関節に対する力学試験を行うための関節力学試験ロボットシステムの詳細について記述した。また、この手法の有用性を確認するため、ACL の力学機能を検討する際の力学試験としてふさわしいものを選定するために正常膝関節に対して過伸展試験を行い、次章以降で行う力学試験を決定した。補足的に足関節の実験も行った。

### 第3章 前十字靭帯再建膝関節の力学機能解析 ―ハムストリング腱を用いた解剖学的再建術のバイオメカニクスの検討―

解剖学的 1 束、2 重束、3 重束 ACL 再建術を施した膝関節に対して関節力学試験ロボットシステムを用いて、第 2 章で選定した前方力負荷試験および複合モーメント負荷試験を行い、3 術式の中では 3 重束再建術がもっとも有用であることを示した。しかしなが

ら、どの術式においても屈曲位における制動は不十分であることが明らかとなった。

#### 第4章 正常 ACL の変形挙動解析

第3章の結果より、屈曲位においても制動機能を十分発揮できるような再建術を考案すべく、ACL の荷重伝達機能をより詳細に調べるため、ACL の変形挙動に着目し、膝生理的荷重化における正常 ACL のひずみ分布を解析した。また、解析を行うにあたって、新たな3次元位置計測手法の開発も行った。

#### 第5章 再建 ACL の変形挙動解析

再建 ACL に対して変形挙動解析を行い、第4章で得られた正常 ACL の結果との比較を行った。また、それらの結果を踏まえた上で、正常 ACL の荷重伝達機能を再現する新術式の提案を行った。

#### 第6章 結論

論文全体で得られた結果を整理して、まとめるとともに、今後の ACL 再建術が進むべき道について言及した。

## 9. 参考文献

- [1] Weber W. and Weber E., Mechanik der menschlichen gewerkzeuge. dieterichsche buchhandlung, go'ttingen, 1836
- [2] Fairbank T. J., Knee joint changes after meniscectomy, J. Bone Joint Surg. Br., 30B(4): 664-670, 1948
- [3] Morrison J. B., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking, J. Biomech., 3(1): 51-61, 1970
- [4] Morrison J. B., The mechanics of muscle function in locomotion, J. Biomech., 3(4): 431-451, 1970
- [5] Smidt G. L., Biomechanical analysis of knee flexion and extension, J. Biomech., 6(1): 80-92, 1973
- [6] Torg J.S., Conrad W., Kalen V., Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete, Am. J. Sports Med., 4(2): 84-93, 1976
- [7] Mann R. A., Hagy J., Biomechanics of walking, running, and sprinting, Am. J. Sports Med., 8(5): 345-350, 1980
- [8] Blankevoort L., Huiskes R., Lange A., Helical axes of passive knee joint motions, J.

- Biomech., 23(12): 1219-1229, 1990
- [9] Muller M., The angles of femoral and tibial axes with respect to the cruciate ligament four-bar system in the knee joint, *Journal of Theoretical Biology*, 161(2): 221-230, 1993
  - [10] Andriacchi T. P., Alexander E. J., Toney M. K., Dyrby C, Sum J., A point cluster method for in vivo motion analysis: Applied to a Study of Knee Kinematics, *J. Biomech. Eng.*, 120(6): 743-749, 1998
  - [11] 坂井健雄, 松村譲児 監訳, プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系 第2版, 医学書院, 2013
  - [12] Slocum D.B., Larson R. L., Rotatory instability of the knee, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 50(2): 211-225, 1968
  - [13] Wang C.J., Walker P.S., Rotatory laxity of the human knee joint, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 56(1): 161-170, 1974
  - [14] Girgis F.G., Marshall J.L., Monajem A., The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 106: 216-231, 1975
  - [15] Norwood L.A., Cross M.J., Anterior cruciate ligament: Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities, *Am. J. Sports Med.*, 7(1): 23-26, 1979
  - [16] Butler D. L., Noyes F. R., Grood E. S., Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 62: 259-270, 1980
  - [17] Amis A.A., Dawkins G. P. C., Functional anatomy of the anterior cruciate ligament fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries, *J. Bone Joint Surg.*, 73(B):260-267, 1991
  - [18] Harner C.D., Livesay G.A., Kashiwaguchi S., Fujie H., Choi N.Y., Woo SL-Y., Comparative study of the size and shape of human anterior and posterior cruciate ligaments, *J. Orthop. Res.*, 13:429-434, 1995
  - [19] Duthon V. B., Barea C., Abrassart S., Fasel J. H., Fritschy D., Ménétrey J., Anatomy of the anterior cruciate ligament, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 14(3): 204-213, 2005
  - [20] Zantop T., Petersen W., Sekiya J. K., Musahl V., Fu F. H., Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction, *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc.*, 14(10): 982-992, 2006
  - [21] Petersen W., Zantop T., Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 454:35-47, 2007
  - [22] Otsubo H., Shino K., Suzuki D., Kamiya T., Suzuki T., Watanabe K., Fujimiya M., Iwahashi T., Yamashita T., The arrangement and the attachment areas of three ACL

- bundles, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 20(1): 127-134, 2012
- [23] Kato Y., Ingham S. J., Maeyama A., Lertwanich P., Wang J. H., Mifune Y., Kramer S., Smolinski P., Fu F. H., Biomechanics of the human triple-bundle anterior cruciate ligament, *Arthroscopy*, 28(2): 247-254, 2012
- [24] Tantisricharoenkul G., Linde-Rosen M., Araujo P., Zhou J., Smolinski P., Fu F. H., Anterior cruciate ligament: an anatomical exploration in humans and in a selection of animal species, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 22(5): 961-971, 2014
- [25] 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. Am.*, 56(2): 236-253, 1974
- [26] Noyes F. R., Grood E. S., The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 58(8): 1074-1082, 1976
- [27] Woo S. L., Hollis J. M., Adams D. J., Lyon R. M., Takai S., Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation, *Am. J. Sports Med.*, 19(3): 217-225, 1991
- [28] Butler D. L., Guan T., Kay M. D., Cummings J. F., Feder S. M., Levy M. S., Location-dependent variations in the material properties of the anterior cruciate ligament, *J. Biomech.*, 25(5): 511-518, 1992
- [29] Majewski M., Susanne H., Klaus S., Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study, *Knee*, 13(3): 184-188, 2006
- [30] Gianotti S. M., Marshall S. W., Hume P. A., Bunt L., Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study, *J. Sci. Med. Sport*, 12(6): 622-627, 2008
- [31] Arendt E. A., Agel J., Dick R., Anterior Cruciate Ligament Injury Patterns Among Collegiate Men and Women, *J. Athl. Train*, 34(2): 86-92, 1999
- [32] Ireland M. L., Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: Epidemiology, *J. Athl. Train*, 34(2): 150-154, 1999
- [33] McNair P. J., Marshall R. N., Matheson J. A., Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury, *N. Z. Med. J.*, 103(901): 537-539, 1990
- [34] Boden B. P., Dean G. S., Feagin J. A. Jr., Garrett W. E. Jr., Mechanisms of anterior cruciate ligament injury, *Orthopedics*, 23(6): 573-578, 2000
- [35] Griffin L. Y., Agel J., Albohm M. J., Arendt E. A., Dick R. W., Garrett W. E., Garrick J. G., Hewett T. E., Huston L., Ireland M. L., Johnson R. J., Kibler W. B., Lephart S., Lewis J. L., Lindenfeld T. N., Mandelbaum B. R., Marchak P., Teitz C. C., Wojtys E. M., Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies, *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 8(3): 141-150, 2000



- [36] Alentorn-Geli E., Myer G. D., Silvers H. J., Samitier G., Romero D., Lázaro-Haro C., Cugat R., Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 17(8): 859-879, 2009
- [37] Koga H., Nakamae A., Shima Y., Iwasa J., Myklebust G., Engebretsen L., Bahr R., Krosshaug T., Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball, *Am. J. Sports Med.*, 38(11): 2218-2225, 2010
- [38] Scapinelli R., Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures, *Clin. Anat.*, 10(3): 151-162, 1997
- [39] Battle W. H., A case after open section of the knee-joint for irreducible traumatic dislocation, *Trans. Clin. Soc. Lond.*, 33:232-233, 1990
- [40] Mayo-Robson A. W., Ruptured crucial ligaments and their repair by operation, *Ann. Surg.*, 37:716-718, 1903
- [41] Payr E., Current state of joint surgery, 21st congress. *Arch. Klin. Chir.*, 148:404-521, 1927
- [42] Perthes G., On the re-attachment of the torn anterior cruciate ligament of the knee joint, *Zentralbl Chir*, 53:866-872, 1926
- [43] O'Donoghue D. H., Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 32(A):721-738, 1950
- [44] O'Donoghue D. H., An analysis of end results of surgical treatment of major injuries to the ligaments of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 37(A):1-13, 1955
- [45] Hey-Groves E. W., The crucial ligaments of the knee joint: their function, rupture and operative treatment of the same. *Br. J. Surg.*, 7:505-515, 1920
- [46] Jones R., Smith A. S., On rupture of the crucial ligaments of the knee, and on fractures of the spine of the tibia, *Br. J. Surg.*, 1:70-89, 1913
- [47] Jones R., Disabilities of the knee joint, *Br. Med. J.*, 2:169-173, 1916
- [48] Hey-Groves E. W., Operation for the repair of crucial ligaments, *Lancet*, 190:674-675, 1917
- [49] Jones K.G., Reconstruction of the anterior cruciate ligament, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 45(A):925-932, 1963
- [50] Wachsmuth W., *Die operationen an den extremitäten*, Springer, Berlin, 1956
- [51] O'Donoghue D. H., Rockwood Jr C. A., Frank G. R., Jack S. C., Kenyon R., Repair of the anterior cruciate ligament in dogs. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 48(3):503-519, 1966
- [52] Cabaud H. E., Rodkey W. G., Feagin J. A.. Experimental studies of acute anterior cruciate ligament injury and repair, *Am. J. Sports Med.*, 7:18-22, 1979

- [53] Brown Jr C. H., Spalding T., Single-bundle ACL reconstruction: Medial portal technique, *Knee Technique Guide*, smith&nephew, 2012
- [54] American Academy of Orthopaedic Surgery (AAOS) web site, <http://www.aaos.org/>
- [55] Zavras T. D., Race A., Bull A. M., Amis A. A., A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 9(1): 25-33, 2001
- [56] Yagi M., Kuroda R., Nagamune K., Yoshiya S., Kurosaka M., Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 454: 100-107, 2007
- [57] Yasuda K., Kondo E., Ichiyama H., Kitamura N., Tanabe Y., Tohyama H., Minami A., Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts, *Arthroscopy*, 20(10): 1015-1025, 2004
- [58] Otsubo H., Shino K., Nakamura N., Nakata K., Nakagawa S., Koyanagi M., Arthroscopic evaluation of ACL grafts reconstructed with the anatomical two-bundle technique using hamstring tendon autograft, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 15(6): 720-728, 2007
- [59] Ferretti M., Ekdahl M., Shen W., Fu F. H., Osseous landmarks of the femoral attachment of the anterior cruciate ligament: an anatomic study. *Arthroscopy* 23:1218-1225, 2007
- [60] Purnell M. L., Larson A. I., Clancy W., Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography, *Am. J. Sports Med.*, 36(11): 2083-2090, 2008
- [61] Shino K., Suzuki T., Iwahashi T., Mae T., Nakamura N., Nakata K., Nakagawa S., The resident's ridge as an arthroscopic landmark for anatomical femoral tunnel drilling in ACL reconstruction, *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc.*, 18(9): 1164-1168, 2010
- [62] Yasuda K., Kondo E., Ichiyama H., Kitamura N., Tanabe Y., Tohyama H., Minami A., Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*, 20:1015-1025, 2004
- [63] Jarvela T., Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomize clinical study, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 15:500-507, 2007
- [64] Shino K., Mae T., Tachibana Y., Anatomic ACL reconstruction: rectangular



- tunnel/bone-patellar tendon–bone or triple-bundle/semitendinosus tendon grafting, *J. Orthop. Sci.*, 20: 457-468, 2015
- [65] ACL Reconstruction with BTB TightRope, Arthrex, 2012
- [66] Bach B. R. Jr, Tradonsky S., Bojchuk J., Levy M. E., Bush-Joseph C. A., Khan N. H., Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five- to nine-year follow-up evaluation, *Am. J. Sports Med.*, 26(1): 20-29, 1998
- [67] Aune A. K., Holm I., Risberg M. A., Jensen H. K., Steen H., Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up, *Am. J. Sports Med.*, 29(6): 722-728, 2001
- [68] Ejerhed L., Kartus J., Sernert N., Köhler K., Karlsson J., Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up, *Am. J. Sports Med.*, 31(1): 19-25, 2003
- [69] Forster I. W., Warren-Smith C. D., Tew M., Is the KT1000 knee ligament arthrometer reliable?, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 71(5): 843-847, 1989
- [70] Noyes F. R., Butler D. L., Grood E. S., Zernicke R. F., Hefzy M. S., Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 66:344-352, 1984
- [71] Markolf K. L., Burchfield D. M., Shapiro M. M., Davis B. R., Finerman G. A., Slauterbeck J. L., Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part I: Insertion of the graft and anterior-posterior testing, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 78:1720-1727, 1996
- [72] Hamner D. L., Brown C. H. Jr, Steiner M. E., Hecker A. T, Hayes W. C., Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: Biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 81:549-557, 1999
- [73] Harris N. L., Smith D. A., Lamoreaux L., Purnell M., Central quadriceps tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: Morphometric and biomechanical evaluation, *Am. J. Sports Med.*, 25:23-28, 1997
- [74] Stäubli H. U., Schatzmann L., Brunner P., Rincón L., Nolte L. P. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults, *Am. J. Sports Med.*, 27:27-34, 1999
- [75] Kousa P., Järvinen T. L., Vihavainen M., Kannus P., Järvinen M., The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament

- reconstruction. Part I: femoral site, *Am. J. Sports Med.*, 31(2): 174-181, 2003
- [76] Aune A. K., Ekeland A., Cawley P. W., Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction, *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc.*, 6: 99-102, 1998
- [77] Mae T., Shino K., Miyama T., Shinjo H., Ochi T., Yoshikawa H., Fujie H., Single-versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique \*: Biomechanical analysis using a robotic simulator, *Arthroscopy*, 17(7): 708-716, 2001
- [78] Yagi M., Wong E. K., Kanamori A., Debski R. E., Fu F. H., Woo S. L., Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction, *Am. J. Sports Med.*, 30(5): 660-666, 2002
- [79] Suzuki T., Shino K., Otsubo H., Suzuki D., Mae T., Fujimiya M., Yamashita T., Fujie H., Biomechanical comparison between the rectangular-tunnel and the round-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction procedures with a bone-patellar tendon-bone graft, *Arthroscopy*, 30(10): 1294-1302, 2014

## 第 2 章

# 正常膝関節の力学機能解析

## 1. 生体関節

人体における骨格は、200以上の骨と骨間を連結する相当数の関節から成り立っている。この関節があることでさまざまな身体運動を実現することができる。関節の周辺には、骨と骨をつなぎとめる靱帯や筋組織、筋と骨をつなぐ腱、骨端を覆う軟骨などさまざまな軟組織が介在している。これらの軟組織は、それぞれが荷重伝達や駆動、衝撃吸収、潤滑などを担い、機能することで身体運動の実現に寄与している。しかしながら、これらの優れた力学特性の詳細は未だ解明されていないものも多く、このことを明らかにすることは組織の力学機能の理解に重要なだけでなく、損傷メカニズムの解明や損傷に対する治療の開発にとっても重要である。本章では、まず、関節の力学特性を定量評価するための手法として、世界的に定着してきた関節力学試験ロボットシステムによる生体関節の多自由度力学試験について概要を示す。ついで、ACLの力学試験について検討し、特に過去に検討されていない膝過伸展試験をロボットシステムで実施する。最後に補足的であるが、足関節の安定性に関する実験も同ロボットシステムを用いて実施する。

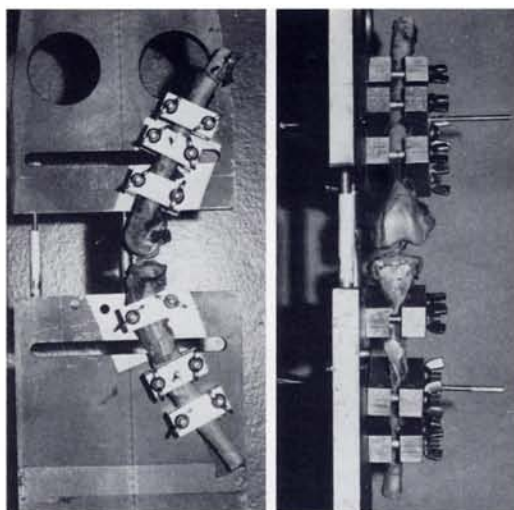
## 2. 関節力学試験ロボットシステム

### 2.1. 関節およびその要素の力学試験

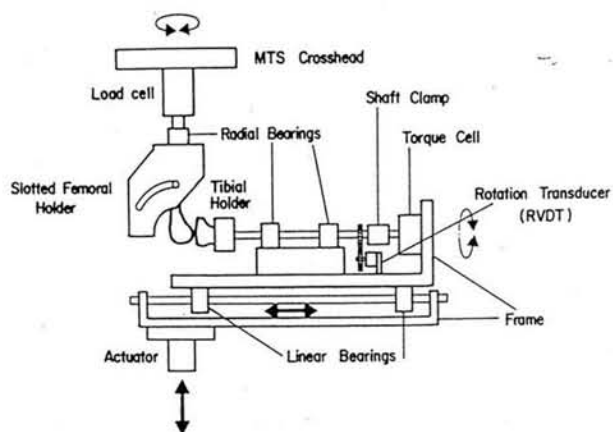
関節やそれらを構成する組織の力学機能を解析するために行う試験には、大きく分けて生体内 (in vivo) 試験と生体外 (in vitro) 試験の2つがある。In vivo の試験では、動作解析などにより生きたままの生体を直接的に解析するため、生理的条件下のデータが得やすいという特徴があるが、個体差が影響しやすいことに加え、倫理上の問題で荷重条件や計測手法などに制約が出る場合も多い。一方、in vitro の実験は、一般的に屍体関節を用いて行うため、それらの制約が少ないだけでなく、定量的なデータを得やすいという特徴がある。定量的なデータは、臨床処置 (治療法) の評価や比較を行う場合の判断基準となりうるため重要である。しかしながら、in vitro の関節力学試験においても解決すべき課題が多くあり、試行錯誤が続けられてきた。

In vitro の関節力学試験は、その黎明期では運動方向が1自由度の試験機 (Fig.1, [1]) が用いられてきた。1自由度の試験機は、生体関節の生理的な運動状態を再現できないものの、同条件の試験を繰り返し施行することが容易であるという特徴を有する。靱帯や半月などの軟組織を切断する前後の荷重の差からそれらに生じる張力を重ね合わせの原理により求めることが可能であり、さまざまなデータが得られてきた。しかし、関節の生理的運動は単純そうに見えても複雑であり、1自由度の試験機ではそれを再現することはできない。それらを解決すべく、Fig.2に示すような多自由度の試験機の開発が行われた[2]。多自由度の試験機では、1自由度の試験機では不可能であった関節の生理的な3次元運動をある程度再現することが可能であり、生理的条件下における関節の力学的挙動を計測

することが可能であった。しかし、機構が複雑なため、関節に同じ運動を繰り返し与えることが困難であり、先述のような重ね合わせの原理による靱帯張力測定などは不可能であった。このように、過去の試験機では「関節の生理的な動きを再現すること」と「関節の状態が変化しても常に同じ運動を再現すること」の両者を満たすものは皆無であった。



**Fig.1** 膝関節を任意の姿勢で固定できるよう設計された治具を用いた材料試験機による関節力学試験 [1]



**Fig.2** 独自設計の6自由度運動機構を有する関節力学試験機 [2]

これらの問題を解決するために、Fujie らは、産業用ロボットに一軸を付加した多関節型ロボットを用いて関節力学試験用ロボットシステムを世界で初めて開発した (Fig.3, [3]). このロボットシステムは合計で6つの自由度を持ち、少なくとも運動自由度的には生体関節のあらゆる動きを構成できる。また、マニピュレータ先端に設置された6軸力/モーメントセンサ (UFS) により関節にかかる力/モーメントを計測することも可能であ

る。これらの機構により、膝関節運動を表す膝関節座標系（後述）に沿って膝関節運動を制御し、各自由度を力制御または位置制御することで、膝関節の自然な運動を許容しつつ、任意の軸に対する荷重負荷などの関節力学試験を行うことができる。また、位置制御を駆使することで、一度制御された膝関節の 3 次元軌道を膝関節の軟組織の状態に関わらず再現することを可能とした。その後、この多関節型ロボットシステムを力学試験装置に用いた膝関節の多自由度力学試験が実施され、有益な結果が得られている[4-9]。これらを受け、現在、Fujie らを中心として世界中でロボットシステムを用いた研究およびシステムの開発が行われている。

Fujie らのシステム以外で、現在、報告が多いのは、多関節型ロボットおよびパラレルリンク機構を応用したロボットである。関節力学試験を行うにあたり、これらのロボットシステムに要求される事項は 1.膝関節座標系に沿った制御ができること、2 座標系の各軸に対し任意の変位や荷重を目標とした制御ができること、3.制御中の関節運動を記録し、それを精密に再現できること、などである。これらを実現するためには、制御手法だけでなく、ハード面でも十分な可動域や高剛性かつ高位置分解能などが要求される。具体的には、膝関節は屈曲伸展で  $0-130^{\circ}$ 、内外旋で  $\pm 30^{\circ}$ 、内外反で  $15^{\circ}$  程度の可動域があり、関節力学試験ロボットシステムにおいても、少なくともこの数値以上のマニピュレータ可動域が必要となる。また、ロボットシステムは膝関節を構成する脛骨と大腿骨を把持して、関節動作をシミュレートするため、正確に関節運動をシミュレートしてその値を出力するためには、少なくとも骨の剛性よりも高い剛性が必要となる。加えて、より詳細な検討を行うためには、準静的および動的な試験のどちらも行えるような動作速度を備えていることが望ましい。これらを基に、各ロボットシステムを比較する。多関節型ロボットは、一般に広く用いられている産業用ロボットであり、広可動域で高速作業ができる反面、剛性や位置精度が低いという問題があり、クランプ間剛性は  $23.0 \text{ N/mm}$  と報告されている[3]。この値は骨の剛性値である  $177 \text{ N/mm}$  を大きく下回るため、正確な関節動作がシミュレートできているかは疑問である。また、制御手法において重要となる力制御は、膝関節での力・モーメント偏差にコンプライアンスを乗じて位置偏差を求め、位置制御により力・モーメントを制御する位置制御ベースの手法が用いられており、単純なアルゴリズムで適切な関節運動を生成できる反面、動作が非常に遅く、動的な試験を行うことは難しい。一方、Lawless らが開発したパラレルリンク機構を応用したロボットシステムは、骨の剛性を超える高い剛性と高担架能力、高位置分解能を有している (Fig.4, [13])。しかしながら、プラットフォームの可動域は水平状態から  $\pm 14 \text{ deg}$  程度であり、膝関節運動を再現するために十分な可動域とは言い難い。また、制御手法の制限から動作が遅いという問題は未だ残っている。これに対して、Fujie らは、独自設計に基づく関節力学試験ロボットシステム (3 号機) を開発した (Fig.5, [10])。このロボットシステムは材料試験機型で、直動 2 軸の先に回転 3 軸が懸垂され、基底部に直動 1 軸が配置されている。この機構配置により、多関節型のロボットシステムに比べて剛性と位置精度が向上した。その後、機



構配置はそのままに剛性などを向上させた 4 号機 (Fig.6, [11]) が開発された. 4 号機のクランプ間剛性は, 直動軸で  $320.9\text{--}814.0\text{ N/mm}$  であり, 骨の剛性値を優に超える. 最新型となる 5 号機 (Fig.7, [12]) は, 直動 3 軸と回転 3 軸を分離した位置姿勢分離機構を採用しており, 位置精度の向上と機構の軽量化による動特性の改善がなされた. また, 剛性も  $540.6\text{--}1027.0\text{ N/mm}$  とさらに向上した. よって, 膝関節を扱うマニピュレータとして十分な剛性を備えているといえる. 加えて, 制御面に関しても, 仮想コンプライアンス制御 (後述) を応用し, ロボットシステムの速度を調整することで膝の力・モーメントが制御できる速度インピーダンス制御を用いているため, 動作の速度も格段に向上している. また, ソフト面でも, 従来は PC を介して制御を行っていたため, 機器の制限から制御周期は  $5\text{ms}$  が限界であったが, この 5 号機では, 制御をリアルタイムコントローラで実行させることで PC による制約を排除し, 制御周期を  $1\text{ms}$  まで高めることに成功している. これらのシステム改善により, 受動的屈曲伸展では  $30\text{ deg/s}$  という高速で制御を行えるまでに至っており, これは低速歩行やスクワット時の屈曲伸展速度に匹敵する. 他の研究機関が開発したロボットシステムが, 力制御中に, この速度域で試験を行えるという報告は現在までに存在せず, どの報告もせいぜい  $0.1\text{--}0.5\text{ deg/s}$  程度であり, Fujie らが開発したロボットの動作速度が桁違いであることがわかる. 以上を踏まえると, Fujie らが開発したロボットシステムと同等と言えるものは現在のところ存在しない (Table 1). 本研究では, 信頼性の高さなどから, Fujie らが開発した関節力学試験ロボットシステム 3,4,5 号機を試験機として用いることとする.



Fig.3 関節力学試験ロボットシステム 1 号機 [3]



Fig.4 パラレルリンク機構を応用した関節力学試験ロボットシステム [13]

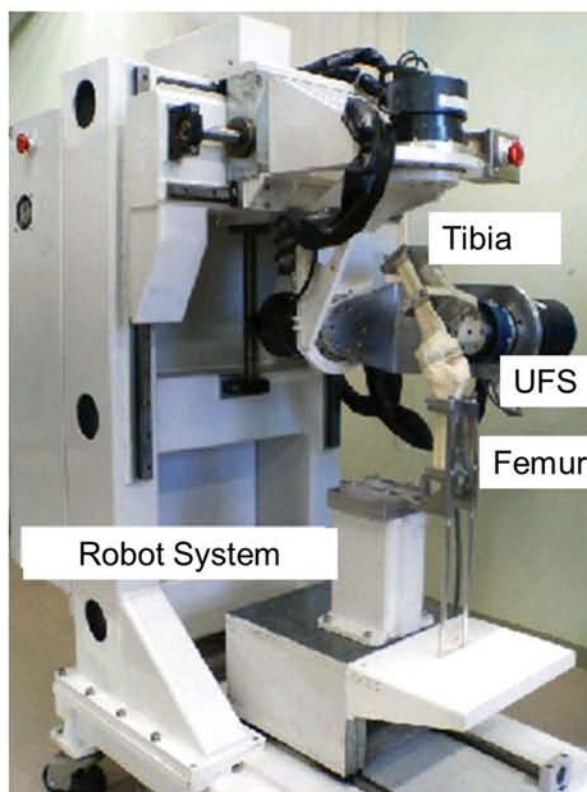


Fig.5 関節力学試験ロボットシステム 3号機 [10]



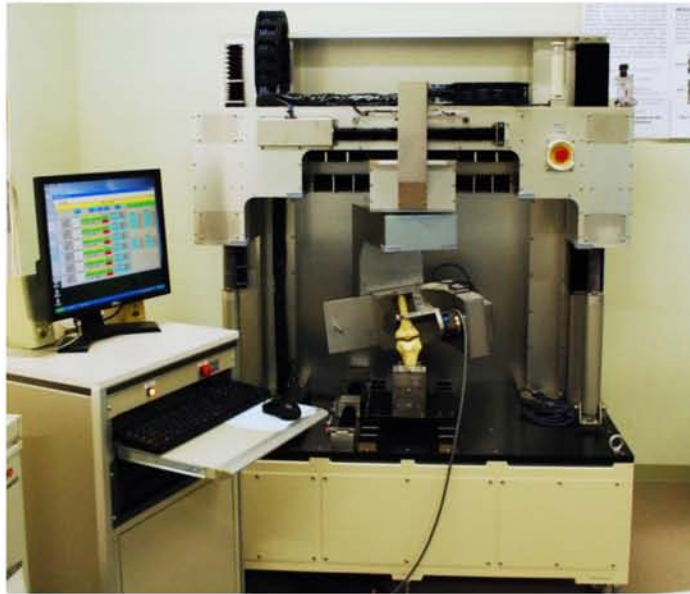


Fig.6 関節力学試験ロボットシステム 4 号機 [11]

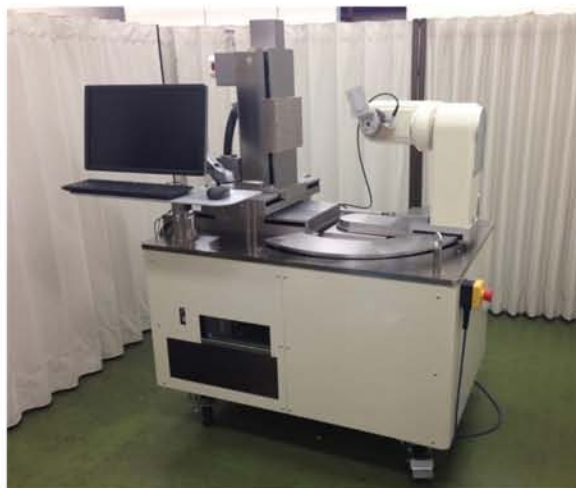


Fig.7 関節力学試験ロボットシステム 5 号機 [12]

Table 1 Fujie らが開発した独自設計型ロボットシステムと多関節型，パラレルリンク機構型ロボットシステムとの比較

	多関節型	パラレルリンク機構型	独自設計型
可動域	○	△	○
動作速度	X	△	○
剛性	X	○	○

## 2.2. システム概要

### 2.2.1. 膝関節座標系

膝関節の力学試験を行うためには膝関節に座標系を設定し、変位方向を定義する必要がある。本研究では Grood, Suntay により提唱された膝関節座標系  $C_k$  を用いた[14]。これは、後述する大腿骨座標系  $C_f$  の Z 軸と脛骨座標系  $C_t$  の Y 軸を 6 自由度で接続する非直交座標系である (Fig.8)。各 6 自由度は、屈曲伸展 (Flexion-Extension: F-E), 内-外側方 (Medial-Lateral: M-L), 内-外反 (Varus-Valgus: V-V), 前-後方 (Anterior-Posterior: A-P), 内-外旋 (Internal-External: I-E), 近-遠位 (Proximal-Distal: P-D) である。本研究で用いるロボットシステムは、この膝関節座標系  $C_k$  の自由度それぞれに対して位置制御または力制御を行うことが可能な多自由度力学試験システムである。

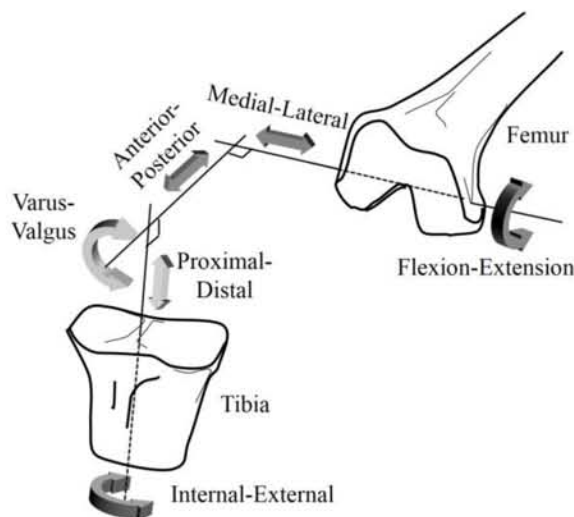


Fig.8 膝関節座標系 [14]

### 2.2.2. ロボットシステムの機構学的関係

大腿骨をロボットの基底部に固定し、脛骨をマニピュレータ先端に固定すると膝関節とロボットシステムの機構学的関係は Fig.9 のようになる。この時、ロボットシステムと膝関節の位置・姿勢に 1 対 1 の関係があり、それを同次変換で記述することができる[3, 10, 15]。また、膝関節の変位が微小な場合は、ロボットシステムの微小変位と 1 対 1 の関係があり、それをヤコビアンで記述することができる[10, 15]。それらの関係から、ロボットシステムの位置姿勢データより膝の位置姿勢を算出したり、ロボットシステムの動作により膝の動きを構成したりすることができる。また、仮想仕事の原理を用いることで、ロボットシステムと膝関節の 6 自由度微小変位の関係から、それぞれの力およびモーメントの関係を得ることができ、マニピュレータ先端に取り付けられた 6 軸力センサの出力から膝関節の力およびモーメントを算出することができる[15]。

実際の膝関節力学試験は、ロボットシステムに取り付けられた膝関節に対し、各自由度

を位置（速度）制御または力制御することで実施される．それぞれの制御方法については次節で述べる．

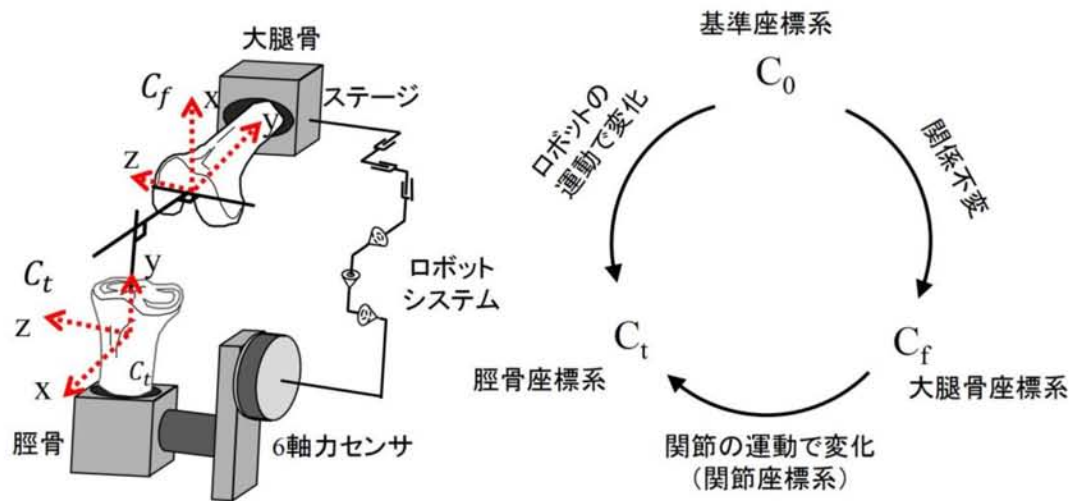


Fig.9 膝関節とロボットシステムの機構学的関係

### 2.2.3. 位置制御

位置（速度）制御を行う関節自由度に対しては，ロボットシステムのアクチュエータに搭載されている位置制御機能を利用して，指定した速度で制御する．

### 2.2.4. 速度インピーダンス制御による力制御

力制御を行う関節自由度に関して，平林らの速度インピーダンス制御（仮想コンプライアンス制御）[16]が用いられている．

Fig.10 のようにロボットの先端部が制御対象物に接触し，荷重  $F$  を受けているとする．

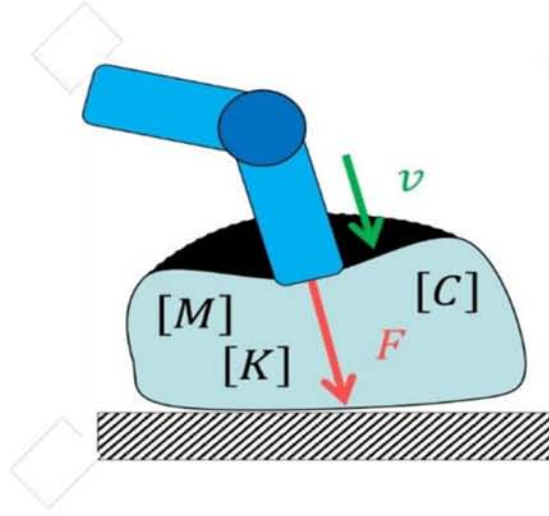


Fig.10 マニピュレータと対象物との関係

先端部の運動方程式は制御対象の生体関節からの影響も考慮して、

$$\begin{aligned} M\ddot{x} + C\dot{x} + Kx &= F \\ M\ddot{x} &= F - Kx - C\dot{x} \end{aligned} \quad (1)$$

と記述できる。ただし、 $x$ は変位、 $\dot{x}$ は速度、 $\ddot{x}$ は加速度であり、 $M$ 、 $K$ および $C$ はロボット先端部と制御対象物全体の慣性テンソル、剛性テンソル、粘性テンソルである。また、(1)式は直動3自由度のみならず、回転3自由度も含んでいる。ここで $x$ の変化が微小であるとする、 $\dot{x}$ を定数として扱えるので、

$$v = M^{-1} \int (F - Kx - Cv) dt \quad (2)$$

となる。ここで、 $v$ は速度である。これを離散化して記述すると、

$$\begin{aligned} v' - v &= \Delta t M^{-1} (F - K\Delta x_{n-1} - Cv) \\ v' &= \Delta t M^{-1} (F - K\Delta x_{n-1}) + (I - \Delta t M^{-1} C) v \end{aligned} \quad (3)$$

となる。ここで、 $v$ はある時刻における速度、 $v'$ は時刻 $t + \Delta t$ における速度を示す。 $\Delta t$ は制御周期、 $I$ は $6 \times 6$ の単位行列である。(3)式から、変位は十分小さいとして、弾性項を無視すると、

$$\begin{aligned} v' &= \Delta t M^{-1} F + (I - \Delta t M^{-1} C) v \\ R &= I - \Delta t M^{-1} C \end{aligned} \quad (4)$$

上記の式が得られる[11]. ただし,  $R$  は時刻  $t$  における速度  $v$  が時刻  $t + \Delta t$  にどれだけ引き継がれるかを表す速度参照率である. (4) 式は, 関節に生じる力/モーメント  $F$  を制御するには, それぞれの自由度に与える速度を  $v$  から  $v'$  に変更すればいいことを表している.

本研究では, 6 自由度には相互の干渉がないものとして,

$$M = \begin{pmatrix} m_{FE} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{ML} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_{VV} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_{AP} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_{IE} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{PD} \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$M^{-1} = \begin{pmatrix} \frac{1}{m_{FE}} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{m_{ML}} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{m_{VV}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_{AP}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_{IE}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{m_{PD}} \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$C = \begin{pmatrix} C_{FE} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C_{ML} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & C_{VV} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{AP} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{IE} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{PD} \end{pmatrix} \quad (7)$$

とした. 膝関節座標系の各自由度に対して適切な値を入力し, 制御する. これによって, 力制御が可能となる.

### 2.2.5. 制御方法

ロボットシステムで用いられている制御のブロック線図を Fig.11 に示す. 図中の  $S$  はスイッチ行列,  $I$  は  $6 \times 6$  の単位行列位を表し, 置制御と力制御の切り替えを行う. また, ヤコビアン  $J_1, J_2, J_3$  はそれぞれ膝の 6 自由度から脛骨座標系  $C_t$  へのヤコビアン, センサ



座標系  $C_s$  から脛骨座標系  $C_t$  へのヤコビアン，マニピュレータの 6 自由度からセンサ座標系  $C_s$  へのヤコビアンである．Fig.10 に示した通り，位置制御および力制御はともに速度制御を用いて達成されている．

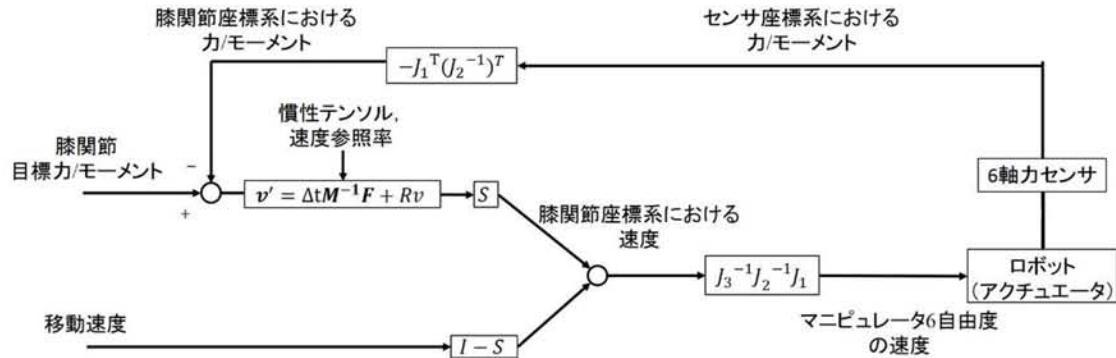


Fig.11 制御ブロック線図

### 3. ACL の力学機能評価のための膝関節力学試験 –膝過伸展時における膝靭帯の力学機能解析-

#### 3.1. 背景

ACL の力学機能評価を行うための膝力学試験を選定する．関節力学試験ロボットシステムを用いた従来の検討では，ACL の主たる拘束方向である前方向に荷重を負荷する前方力負荷試験や，内旋モーメントを負荷する内旋モーメント負荷試験が行われてきた[17-23]．また，ACL 損傷診断に用いられる臨床徒手検査を模擬した複合モーメント（内旋モーメントおよび外反モーメント）負荷（pivot shift）試験が行われる場合も多い[19, 21, 23]．先行研究を見てみると，Fujie ら[17]は，関節力学試験ロボットシステムを用いて前方力 100 N 負荷時の ACL 張力を求めており，屈曲角度が変化しても ACL には常に 80 N 前後の張力がかかっていると報告している（Fig.12）．また，Yagi ら[19]は，同様にロボットシステムを用いて，複合モーメント負荷（内旋モーメント 5 Nm および外反モーメント 10 Nm 負荷）時における ACL 張力を算出した結果，15° 屈曲位では 80 N，30° 屈曲位では 91 N であったと報告している．このように，これらの試験では，ACL が緊張することが示されており，ACL の力学機能評価を行う上で重要な試験であることは明白である．よって，これらの試験を次章以降で用いることとする．

しかしながら，上記の試験以外にも ACL が関わると考えられている試験がある．その 1 つが膝過伸展試験である．ヒトにとって膝伸展位は立位時の姿勢保持や歩行や走行時のヒールストライクや蹴り出しなど膝にかかる負担が大きい肢位であり，膝伸展位で前方から衝撃を受けるなどして過度な伸展モーメントが作用すると ACL が損傷すると考えられている．ところが，伸展モーメント負荷時の膝運動や ACL 張力の計測はほとんど行われていない．そこで，関節力学試験ロボットシステムの有用性を確認するとともに，膝過

伸展試験が ACL の力学機能評価に適当であるかどうかを検討した。

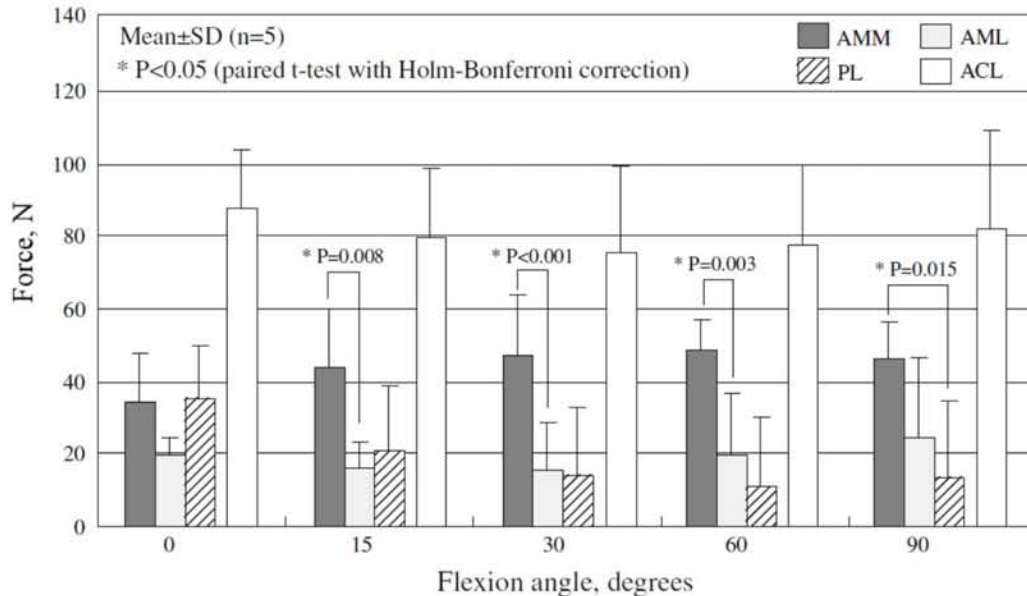


Fig.12 各屈曲角度における前方力 100 N 負荷時の ACL 張力および ACL を構成する前内側線維束 (AMM)、中間線維束 (AML)、後外側線維束 (PL) の張力 [17]

### 3.2. 実験方法

試料には、共同研究先である札幌医科大学から提供された未固定凍結人体標本 (n=5, 平均年齢 80.6 歳) を用いた。標本は -20℃ で冷凍保存し、試験 24 時間前から室温 (20℃) にて解凍した。それぞれの検体で試験前に屈曲制限や変性などが無いことを確認した。本研究では、ACL と後十字靭帯 (PCL)、内側側副靭帯 (MCL)、外側側副靭帯 (LCL) の主要 4 靭帯の他に、膝過伸展時に作用すると推測される膝関節の後方組織である斜膝窩靭帯 (Oblique Popliteal Ligament : OPL) (Fig.13)、後斜靭帯 (Posterior Oblique Ligament : POL)、膝窩腓骨靭帯 (Popliteofibular Ligament : PFL) についても検討対象とした。また、それら以外の組織をまとめて関節包 (Capsule) とし、合計で 8 つの組織を対象とした。なお、試験開始前に膝窩筋を切離し、膝窩筋腱から Capsule に作用する荷重を可能な限り低減させて実験を行った。

試験手順を以下に示す。

- 1) 膝関節を関節力学試験ロボットシステム 3 号機に取り付け、伸展モーメント 0.5 Nm がかかるよう運動させ、この位置を伸展位 (0°) と定義した。この際、屈曲伸展自由度は位置制御、他の 5 自由度は力制御を用いて、屈曲伸展自由度以外の自由度の力/モーメントを 0 に保つよう制御した。

- 2) 膝関節を伸展方向に 0.5 deg/s で伸展モーメントが 10 Nm にかかるまで過伸展させ、ふたたび 0° まで屈曲させる、過伸展・屈曲運動を 3 回繰り返した。この時の膝関節の 6 自由度の力とモーメント、および変位、また 6 軸力センサの 3 力 3 モーメントをコンピュータに記録した。運動中は、1) と同様に屈曲伸展自由度以外の 5 自由度の力/モーメントを 0 に保つよう制御した。
- 3) 2) で記録した 6 自由度の変位データを元に、位置制御機能を用いて 3 次元運動軌跡を同速度で再現する再現制御試験を行い、この時の膝関節の 6 自由度に生じる力およびモーメント、6 軸力センサに出力される 3 力 3 モーメントをコンピュータに記録した。
- 4) 3) を OPL, PFL, LCL, MCL, POL, Capsule, PCL, ACL の順でそれぞれ切離すごとに繰り返した。

張力算出には Fujie ら[15]によって考案された重ね合わせの原理による測定方法を用いた。この方法は、力学試験中のある関節姿勢において、張力解析の対象となる組織を切断する前の 6 軸力センサの 3 力の出力( $f_x, f_y, f_z$ )と切断後における同じ関節姿勢での出力( $f'_x, f'_y, f'_z$ )との差に基づいて算出する方法である。対象組織の切断が他の組織に影響を及ぼさず、重ね合わせの原理が適用できると仮定して張力の大きさ、方向、作用線が求められる。本研究では、これらの内、張力の大きさを (1) 式で求めた。

$$F = \sqrt{(f_x - f'_x)^2 + (f_y - f'_y)^2 + (f_z - f'_z)^2} \quad (1)$$

得られた数値は等分散を仮定する  $t$  検定を用いて統計学的に解析した ( $P < 0.05$ )。

なお、これらのヒト膝試料の準備、調整、処置などは熟練整形外科医 (TS) の指導の下で行った。また、試験全体については札幌医科大学の倫理審査を得たうえで実施した。

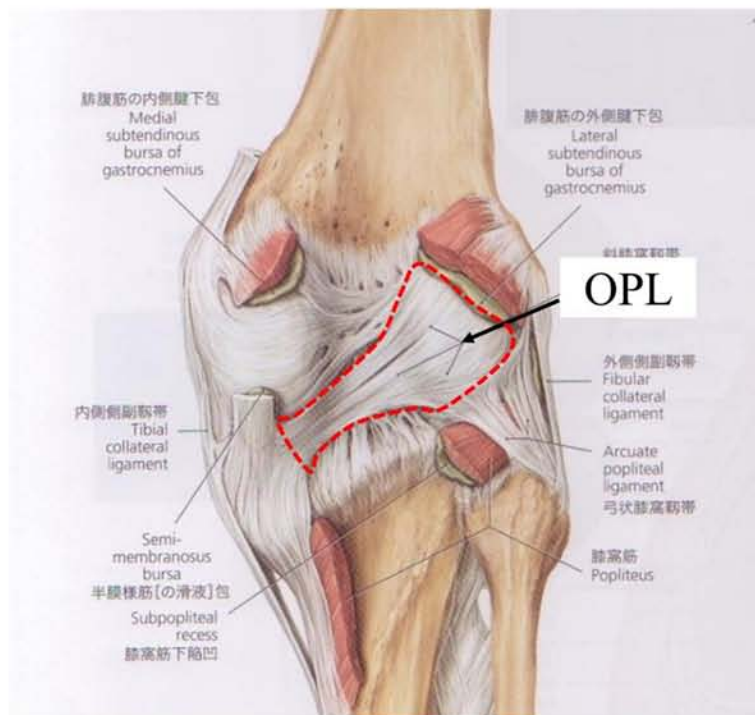


Fig.13 膝関節後方図（黒矢印：斜膝窩靱帯（OPL））[24]

### 3.3. 結果

ロボットに取り付けられた検体の  $0^\circ$  および  $10^\circ$  過伸展時の様子を Fig.14 に示す．伸展位からさらに伸展方向に移動し，過伸展状態になっていることが外見からもわかる．過伸展試験中における伸展角度と各回転自由度の荷重との関係を Fig.15 に示す．伸展角度が増加するにつれて伸展モーメントが増加する中，他の 2 自由度はほぼ  $0 \text{ Nm}$  に保たれていた．同様に過伸展試験中における伸展角度と各直動自由度にかかる力の関係を Fig.16 に示す．過伸展試験中における直動 3 自由度の荷重は  $\pm 3 \text{ N}$  程度の低い値を維持していた．正常膝に伸展モーメント  $10 \text{ Nm}$  を与えた場合，伸展角度が有意に増大し，そのときの伸展角度は  $10.3 \pm 2.4^\circ$  であった．張力算出のために行った再現試験中の伸展モーメント変化の例として PFL 切除までを Fig.17 に示す．結果より，組織を切離する毎に伸展モーメントが変化（低下）していたことがわかった．例えば，OPL の張力を算出する場合には，OPL の切離前 (Intact) と切離後 (OPLT) のデータに対して重ね合わせの原理を適用して求める．つぎに PFL の張力を求める場合には，PFL 切離前 (OPLT) と切離後 (PFLT) のデータに対して重ね合わせの原理を適用，というように，組織を切離する前後で行った再現試験より得られたデータから組織の張力を求めていった．その結果，伸展モーメント  $10 \text{ Nm}$  負荷時の張力は，OPL が  $44 \pm 10 \text{ N}$  で最も大きく，ACL が  $6 \pm 4.6 \text{ N}$  で最も小さかった．



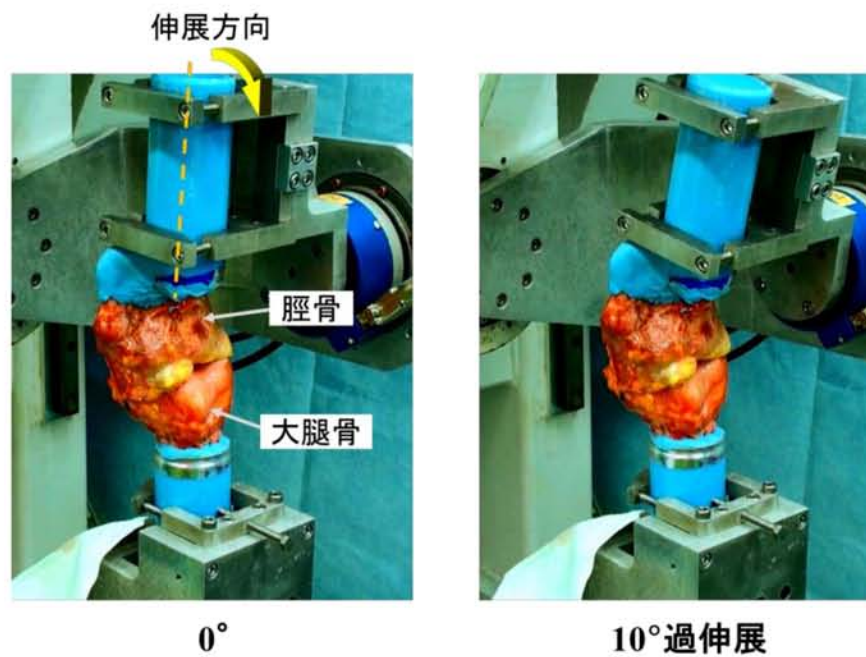


Fig.14 過伸展試験（伸展モーメント 10 Nm 負荷）前後の膝関節の様子

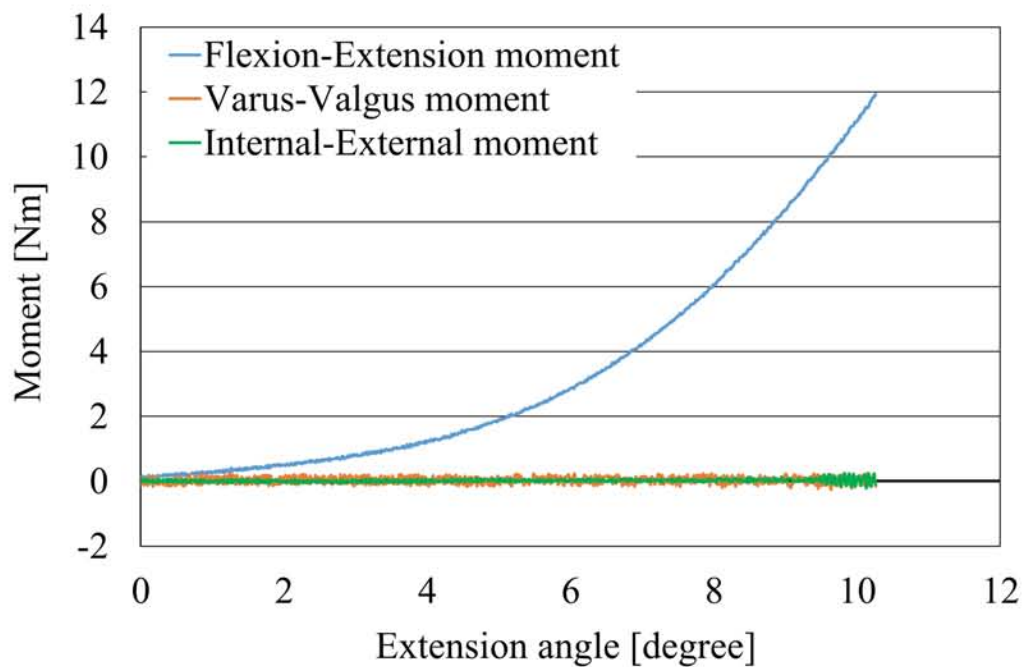


Fig.15 過伸展試験時における回転自由度の荷重



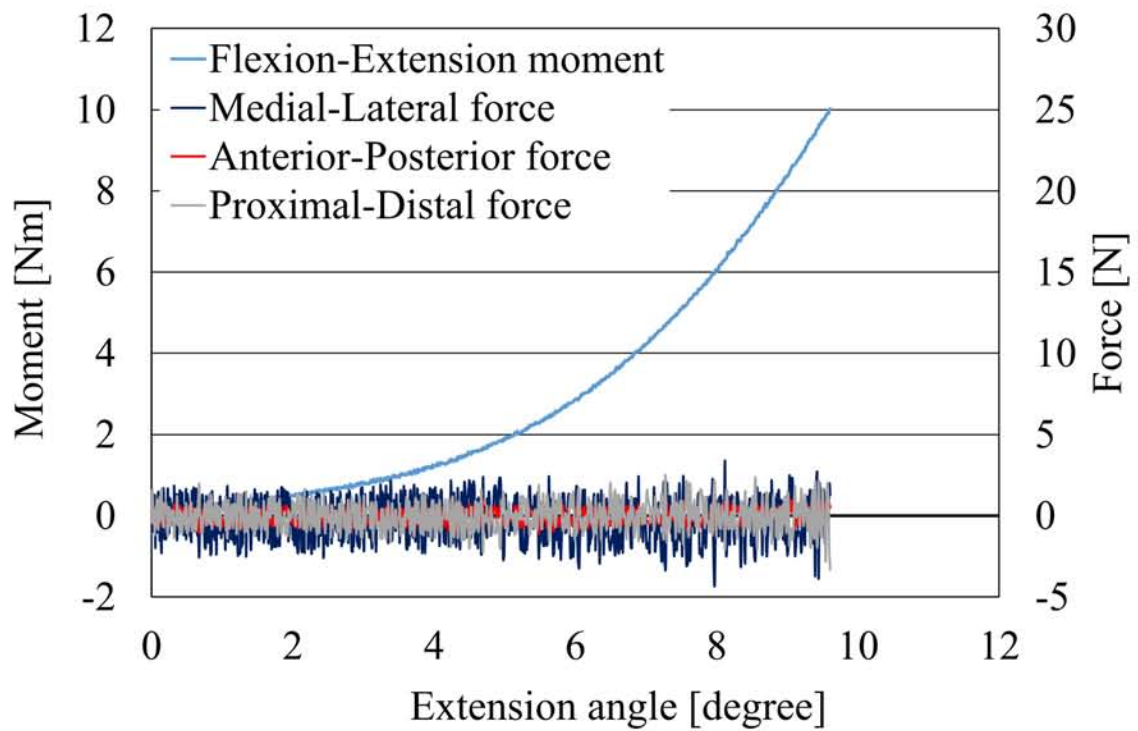


Fig.16 過伸展試験時における直動自由度の荷重

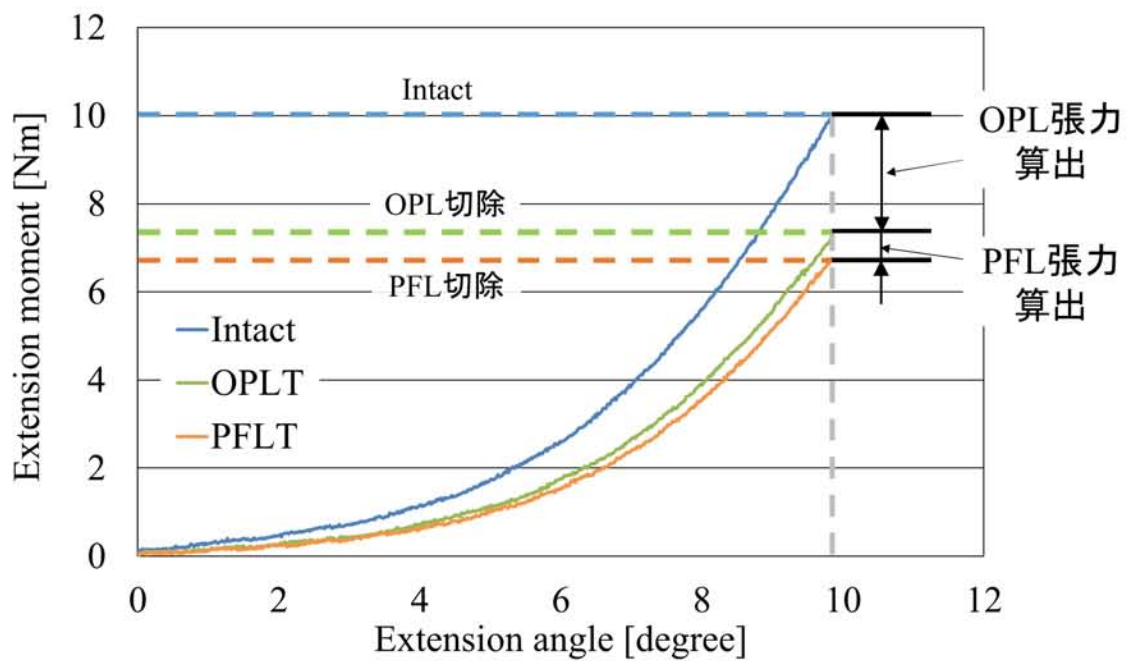


Fig.17 再現試験中における組織切除による関節反力（伸展モーメント）の変化

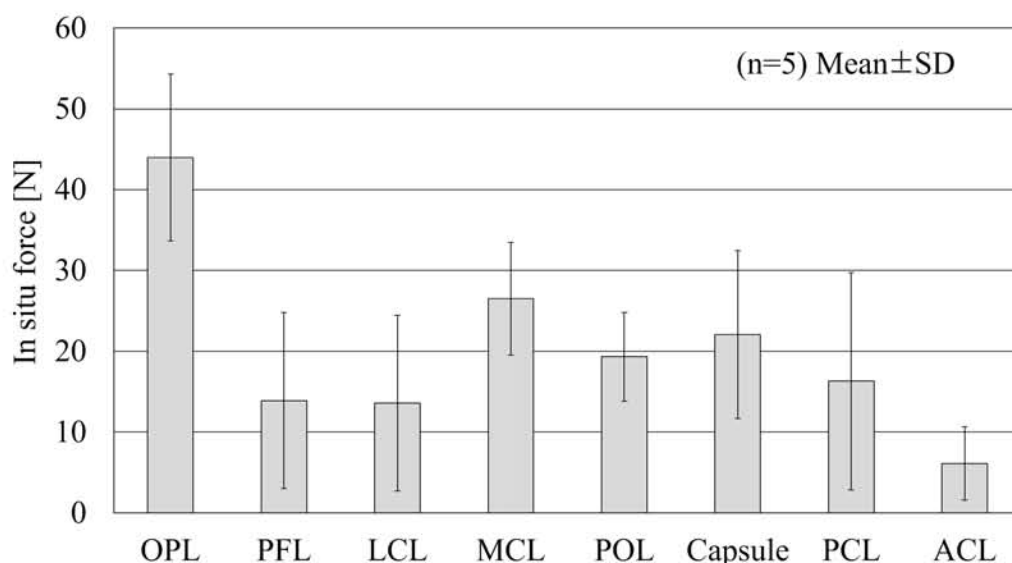


Fig.18 伸展モーメント 10 Nm 負荷時の靱帯等の張力

### 3.4. 考察

本実験では、伸展モーメント 10 Nm 作用時における各靱帯の張力を算出した。

Markof ら[25]は伸展モーメント 14 Nm 作用時の ACL 張力は 118 N であると報告している。この数値は、本結果より遥かに大きな数字であるが、Markof らは、伸展モーメント 14 Nm を徒手により負荷している。この場合、屈曲伸展自由度以外の自由度は制御されておらず、生理的な荷重かどうか、純粋に伸展モーメントのみを与えられているかどうかは不明である。また、ACL 張力の算出には ACL の脛骨付着部をくり抜き、その骨に荷重センサを固定して、ACL 張力が荷重センサに伝わるようにして計測している。しかし、この方法では、くり抜いた骨と周囲の骨との接触のために計測精度が低下する可能性が高い。一方、本実験で用いたロボットシステムでは過伸展試験中に屈曲伸展自由度以外の 5 自由度の力/モーメントはほぼ 0 に保たれており、伸展モーメントのみが純粋に負荷されていた。また、張力算出には非接触で求めることができる重ね合わせの原理を用いているため、ACL 張力を正確に計測できるというメリットがある。

本結果より、膝関節に伸展モーメントのみ負荷した場合の張力から考えると、最も損傷リスクが高いのは OPL であると推測される。それに比べて、ACL は張力が小さいため、損傷のリスクはさほど大きくないと予想される。しかし、一方で、臨床報告では膝過伸展時の ACL 損傷頻度は高く、本結果と一致しない。これは、ACL 損傷の形態に起因すると考えられる。膝過伸展時の ACL 損傷は大腿骨顆間窩の天井部に ACL が衝突 (impingement) することで引き起こされるとする報告がある[26]。このことと本結果を合わせて考えると、膝過伸展による ACL 損傷の機序は、膝関節に伸展モーメントだけでなく、他の力モーメントが加わって、過大な張力が ACL に作用し、しかも物理的な衝突

(impingement) も併発して引き起こされるという複雑なものであることが予想される。よって、過伸展による ACL 負荷状態を実験的に再現するのは困難である。これらのことより、過伸展試験は ACL の力学機能解析を行うために実施する力学試験としては、不適当であると考えられる。

### 3.5. まとめ

ヒト膝関節に対し、伸展モーメント 10 Nm を負荷した場合、ACL には過大な張力は生じない。張力は OPL がもっとも大きく、次いで MCL, Capsule, POL, PCL の順に大きい。したがって、ACL の機能評価を行うための膝の力学試験として過伸展試験は適当ではないと考えられる。よって、次章以降の膝の力学試験では、先行研究などの結果に従って、前方力負荷試験および内旋モーメントと外反モーメントを与える複合モーメント負荷試験を中心に関節力学試験を行っていくこととする。

### 3.6. 論文, 発表

1. 山川学志, 木村圭, 大坪英則, 鈴木大輔, 藤宮峰子, 山下敏彦, 藤江裕道, 膝過伸展時における膝靭帯張力の解析, 臨床バイオメカニクス, 日本臨床バイオメカニクス学会, Vol.34, p415-419, 2013 年

## 4. 足関節外側靭帯の力学機能解析

### 4.1. 背景

下肢を構成する股関節と足関節は膝関節とともに常に体重を支えており、過酷な環境下で機能している関節である。中でも足関節は、膝関節に比べると骨の適合性は高いものの、靭帯が安定に寄与する割合は比較的高い。実際、ACL 損傷と同様に足関節捻挫（外側靭帯損傷）は、日常動作やスポーツにおいて受傷する頻度が特に高い疾患の一つであり、受傷後には関節の不安定性が症状として現れる。足関節の靭帯機能を調べることは、力学的安定を靭帯に依存する関節における靭帯の重要性やその共通点を検討するために重要である。

先行研究[27-29]でも足関節靭帯の力学機能解析、靭帯切離による動揺性変化などが報告されている。Bahr らは、足関節外側靭帯のうち前距腓靭帯と踵腓靭帯 (Fig.19) の損傷により関節の不安定性が増加することを報告している。しかしながら、彼らが用いた実験装置は、関節の生理的な動きを再現できているか不明瞭である。他の足関節に関する試験でも実験装置に関して課題が残されているのが現状である。そこで、本研究では、それらを解決するとともに関節の安定性における靭帯の重要性を膝関節以外でも確認するために、ロボットシステムを足関節に応用した。また、踵腓靭帯 (Calcaneofibular

Ligament : CFL) 単独切離および前距腓靱帯 (Anterior Talofibular Ligament : ATFL) との両切離前後における足関節のキネマティクスの変化をこのロボットシステムを用いて計測し、靱帯の力学機能についてバイオメカニクスの検討を行った。

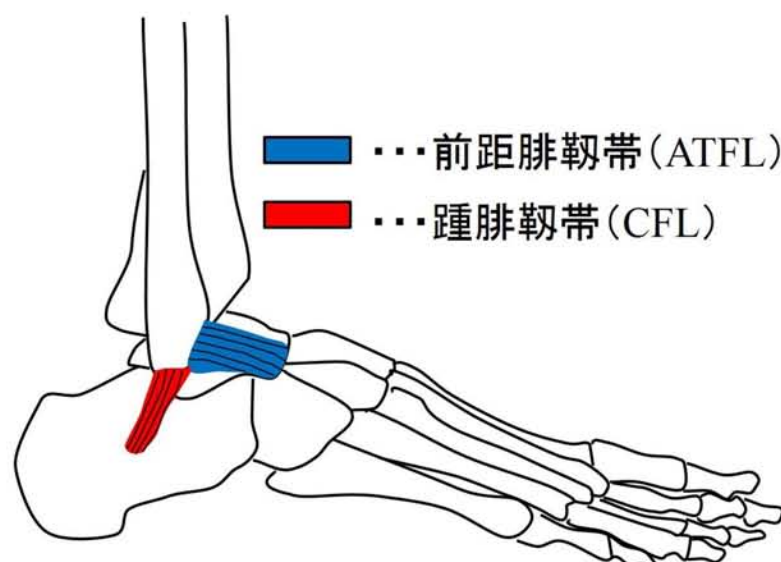


Fig.19 足関節外側靱帯 (前距腓靱帯 (ATFL) : 青と踵腓靱帯 (CFL) : 赤)

#### 4.2. 試料

試料には、未固定凍結人体標本の足関節 (n=5) を用いた。標本は-20℃で冷凍保存し、試験 24 時間前から室温 (20℃) にて解凍した。単純 X 線撮影と肉眼所見とにより、関節の異常な変性所見がないことを確認した。脛骨と腓骨は外果から 15 cm 近位部で切断し、靱帯構造を除く軟部組織を骨切断部から足関節 3 cm 近位の範囲まで除去した。踵骨は ATFL と CFL が露出しないように軟部組織を取り除いた。遠位脛腓間は、外果先端より近位 5 cm の部位で足関節中間位でスクリーと骨セメントを用いて固定した。さらに脛骨腓骨断端は骨セメントを用いて円筒形樹脂チューブ内に固定した。踵骨には径 6 mm のスタイマンピンとスクリーを刺入し、踵骨体部と共に踵腓靱帯付着部を避けて骨セメントを用いて円筒形樹脂チューブ内に固定した。これらの標本を固定した円筒形樹脂チューブを、専用のクランプを用いて関節力学試験ロボットシステム 3 号機に取り付けた (Fig.20)。

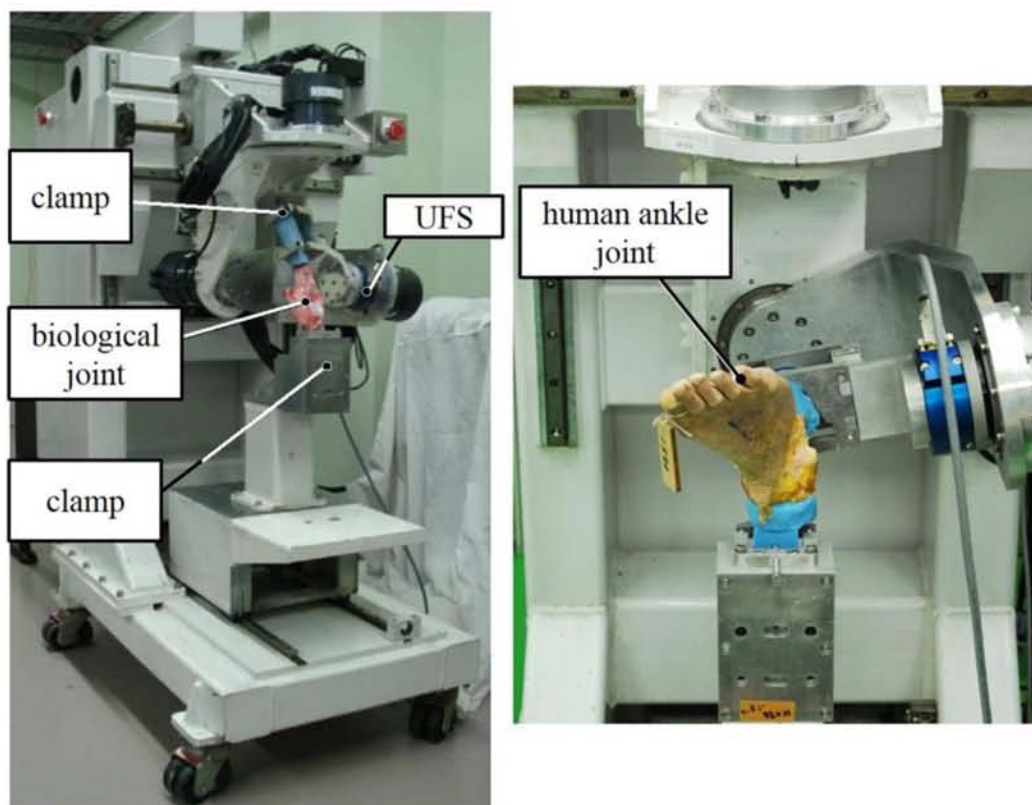


Fig.20 関節力学試験ロボットシステム（3号機）と足関節

#### 4.3. 試験条件

足関節座標系は Wu らの報告[30]を参照した (Fig.21). この座標系は, システムを膝関節に用いる際に使用している Grood, Suntay の膝関節座標系[14]と同様の機構を有している. そのため, システムに大きな変更を加えることなく足関節に応用することができた.

関節の動きを再現する際に重要となるのが, その基準となる関節肢位である. 膝関節の場合は, 伸展モーメント 0.5 Nm を負荷した姿勢を伸展位として定義し, 膝関節運動の基準としている. 足関節においても基準肢位を設定する必要があるが, 本研究では Wu らの報告を参照し, 足関節の各自由度変位が 0 となる肢位 (中間位) を関節運動の基準として設定した. その際, ロボットへの取り付け前にピンなどをランドマークとして足関節に設置し, 取り付け後にそのランドマークを目安に各自由度の変位が 0 となる肢位へ関節を手動で変位させ, その位置を中間位として設定した. 設定後にレントゲン撮影を用いて, 中間位が正確に設定されているかの確認も行った.



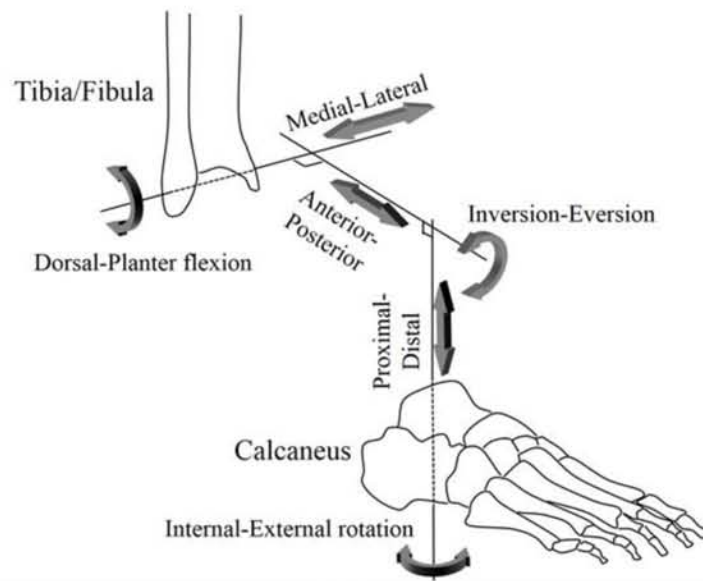


Fig. 21 足関節座標系 [30]

試験は、内がえしモーメント負荷試験を行った。試験の手順を以下に示す。

- 1) 正常足関節 (Intact) を背屈角度-30°に固定した。
- 2) 足関節に内がえしモーメントが 1 Nm かかるまで内がえし変位させた (IV 試験)。この時の足関節の 6 自由度に生じた力とモーメント、変位および 6 軸力センサに出力される 3 力 3 モーメントをコンピュータに記録した。
- 3) 足関節を背屈角度-15°, 0°, 10°に固定し、それぞれについて 2) と同様に IV 試験を行い、出力を記録した。
- 4) 2) および 3) を CFL を切離した状態 (CFLT), CFL と ATFL の両靱帯を切離した状態 (CFLT+ATFLT) でそれぞれ繰り返した。

得られた数値は等分散を仮定する t 検定を用いて統計学的に解析した ( $P < 0.05$ )。

なお、これらのヒト膝試料の準備、調整、処置などは熟練整形外科医 (TS) の指導の下で行った。また、試験全体については札幌医科大学の倫理審査を得たうえで実施した。

#### 4.4. 結果

内がえしモーメント負荷試験における移動量変化の結果を Fig.22 に示す。内がえし移動量は Intact では背屈角度による増減はなく全てにおいて内がえし約 8° 程度であった。CFLT では底屈 30° 以外で Intact に比べて有意に増加し、背屈 0° で約 12° 程度と最大であった。CFLT+ATFLT では、底屈 30° にて CFLT に比べて有意な増加が見られ、内がえし移動量は約

15° であった。

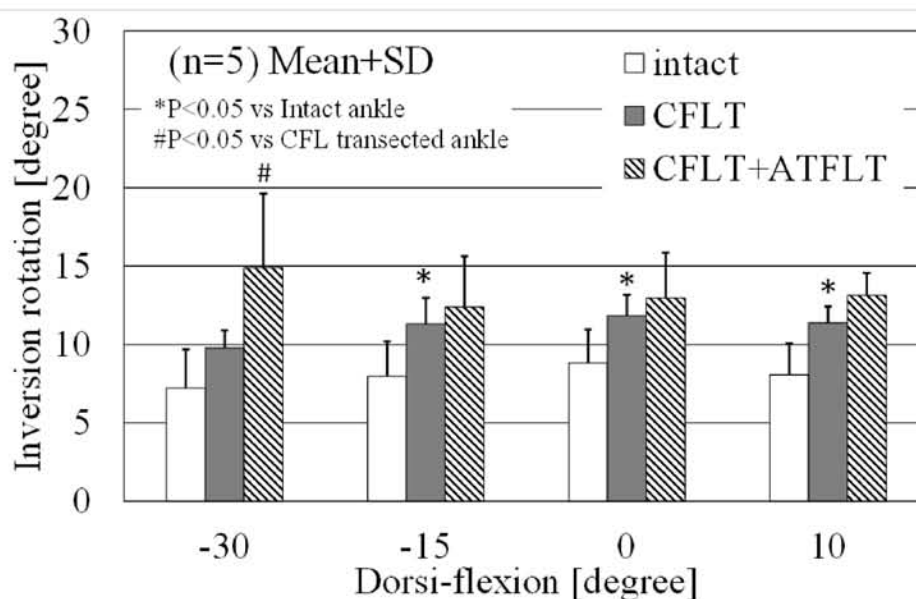


Fig.22 内がえしモーメント 1 Nm 負荷時の内返し移動量変化

#### 4.5. 考察

本実験では、過去に報告された足関節の座標系に沿って足関節に力を加え、正常と靭帯切離後の条件で自由度を許容した変位量を測定した。

内がえしモーメント負荷試験において、移動量は CFLT では背屈 30°以外で有意に増加した。この肢位では、CFL の靭帯走行方向が内がえし移動方向に近づくため CFL に張力が発生しやすい状態であり、CFL 切離により移動量が増大したためと考えられる。CFL 切離の影響は、底屈 30°以外ではほぼ同程度であった。この肢位では、骨の接触状態に大きな変化がなく、靭帯が関節剛性に及ぼす影響が同程度に保たれていたためと考えられる。今回得られたデータの ATFL 切離後の前方移動量増加や CFL 切離後の内がえし移動量増加の傾向は、過去の研究報告[27-29]と矛盾しないものであった。

このように、膝関節だけでなく足関節においても靭帯の制動機能は重要であることがわかった。足関節に関する検討は本論文の主題からやや外れる。しかし、足関節は膝関節と同じ荷重関節の一つであり、その機能や構成する靭帯などの力学特性を調べることは重要である。関節力学試験ロボットシステムにより、それらを解析することが可能であることが示された。今後の発展や展開が期待される。

#### 4.6. まとめ

関節力学試験ロボットシステムを足関節力学試験に応用することができた。外側靭帯を CFL から切離した場合、足関節の内がえし移動量は CFL 単独切離で有意に増大し、その増

大量は軽度底屈位，中間位，背屈位でほぼ一定であることが分かった。

#### 4.7. 論文，発表

1. 山川学志，小林拓馬，木村圭，渡邊耕太，鈴木大輔，山下敏彦，藤江裕道，足関節外側靱帯の力学機能：関節力学試験ロボットシステムの応用．臨床バイオメカニクス，日本臨床バイオメカニクス学会，Vol.35，p265-270，2014
2. Yamakawa S., Kobayashi T., Kimura K., Otsubo H., Watanabe K., Suzuki D., Fujimiya M., Yamashita T., Fujie H., The use of a 6-DOF robotic system for biomechanical tests of ankle joints, Orthopaedic Research Society 2013 Annual Meeting, 1931, San Antonio TX, 2013/01
3. Yamakawa S., Kobayashi T., Kimura K., Suzuki D., Watanabe K., Fujimiya M., Yamashita T., Fujie H., The Use of a 6-DOF Robotic System for the Functional Analysis of Ankle Joint Ligaments, Proceedings of the Summer Bioengineering Conference (ASME) 14849, 2013
4. 山川学志，小林拓馬，木村圭，渡邊耕太，鈴木大輔，山下敏彦，藤江裕道，ロボットシステムを用いた足関節外側靱帯の力学機能解析，第 40 回日本臨床バイオメカニクス学会，10171，神戸，2013/11
5. Yamakawa S., Kobayashi T., Kimura K., Watanabe K., Suzuki D., Yamashita T., Fujie H., Functional analysis of lateral ligaments in the human ankle joint, Orthopaedic Research Society 2014 Annual Meeting, 1046, New Orleans LA, 2014/03

#### 5. 参考文献

- [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. Am., 56(2): 236-253, 1974
- [2] Fukubayashi T., Torzilli P. A., Sherman M. F., Warren R. F., An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque, J. Bone Joint Surg. Am., 64(2):258-64, 1982
- [3] Fujie H., Mabuchi K., Woo S. L., Livesay G. A., Arai S., Tsukamoto Y., The use of robotics technology to study human joint kinematics: A new methodology, J. Biomech. Eng., 115(3):211-217, 1993
- [4] Fujie, H., et al., T., Application of robotics to palpation of injury of ligaments -Development of a new method of knee instability test-, Proceedings of the ASME, TissueEngineering, BED-14:

119-121, 1989

- [5] Ishibashi, Y., Rudy T. W., Livesay G. A., Stone J. D., Fu F. H., Woo S. L., The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system, *Arthroscopy*, 13: 177-182, 1997
- [6] Woo, S. L-Y., Debski R. E., Wong E. K., Yagi M., Tarinelli D., Use of robotic technology for diarthrodial joint research, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2: 283- 297, 1999
- [7] Mae T., Shino K., Miyama T., Shinjo H., Ochi T., Yoshikawa H., Fujie H., Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique \*: Biomechanical analysis using a robotic simulator, *Arthroscopy*, 17(7): 708-716, 2001
- [8] Fujie, H., Livesay G.A., Arai, S. and Tsukamoto, Y., The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology, *Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, 115: 211-217, 1993
- [9] Yagi M., Wong E. K., Kanamori A., Debski R. E., Fu F. H., Woo S. L., Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction, *Am. J. Sports Med.*, 30(5): 660-666, 2002
- [10] Fujie H., Sekito T., Orita A., A novel robotic system for joint biomechanical tests: application to the human knee joint, *J. Biomech. Eng.*, 126(1):54-61, 2004
- [11] Fujie, H. and Yagi, H., Novel robotic system for joint biomechanical tests using velocity-impedance control, *Transactions of the ASME, abstract of Summer Bioengineering Conference*, No. 53884: 651-652, 2011
- [12] 木村圭, 藤江裕道, リアルタイムモジュールを用いた関節力学試験ロボットシステムの開発, *日本機械学会誌*, 81, 2015
- [13] Lawless I.M., Ding B., Cazzola B. S., Costi J. J., Adaptive velocity-based six degree of freedom load control for real-time unconstrained biomechanical testing, *J. Biomech.*, 47: 3241-3247, 2014
- [14] Grood, E.S. and Suntay, W. J., A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee, *Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, 105: 136-144, 1983
- [15] Fujie H., Livesay G. A., Woo S. L., Kashiwaguchi S., Blomstrom G., The use of universal force-moment sensor to determine in-situ force in ligaments: A new methodology, *J. Biomech. Eng.*, 117(1): 1-7, 1995
- [16] 平林久明, 杉本浩一, 荒井信一, 坂上志之, 多自由度ロボットの仮想コンプライアンス制御, *計測自動制御学会論文集*, 22: 343-350, 1986
- [17] Fujie H., Otsubo H., Fukano S., Suzuki T., Suzuki D., Mae T., Shino K., Mechanical functions of the three bundles consisting of the human anterior cruciate ligament, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 19(1): 47-53, 2011

- [18] Mae T., Shino K., Miyama T., Shinjo H., Ochi T., Yoshikawa H., Fujie H., Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique \*: Biomechanical analysis using a robotic simulator, *Arthroscopy*, 17(7): 708-716, 2001
- [19] Yagi M., Wong E. K., Kanamori A., Debski R. E., Fu F. H., Woo S. L., Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction, *Am. J. Sports Med.*, 30(5): 660-666, 2002
- [20] Herbolt M., Lenschow S., Fu F. H., Petersen W., Zantop T., ACL mismatch reconstructions: influence of different tunnel placement strategies in single-bundle ACL reconstructions on the knee kinematics, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 18(11): 1551-1558, 2010
- [21] Woo S. L., Fox R. J., Sakane M., Livesay G. A., Rudy T. W., Fu F., Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics, *The Knee*, 5: 267-288, 1998
- [22] Darcy S. P., Kilger R. H., Woo S. L., Debski R. E., Estimation of ACL forces by reproducing knee kinematics between sets of knees: A novel non-invasive methodology, *J. Biomech.*, 39(13):2371-2377, 2006
- [23] Liu P., Wang J., Xu Y., Ao Y., In situ forces and length patterns of the fibular collateral ligament under controlled loading: an in vitro biomechanical study using a robotic system, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 23(4): 1018-1025, 2015
- [24] 坂井健雄, 松村譲児 監訳, プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系 第2版, 医学書院, 2013
- [25] Markolf K. L., Gorek J. F., Kabo J. M., Shapiro M. S., Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 72(4):557-567, 1990
- [26] Jagodzinski M., Richter G. M., Pässler H. H., Biomechanical analysis of knee hyperextension and of the impingement of the anterior cruciate ligament: A cinematographic MRI study with impact on tibial tunnel positioning in anterior cruciate ligament reconstruction, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 8: 11-19, 2000
- [27] Bahr R., Pena F., Shine J., Lew W. D., Lindquist C., Tyrdal S., Engebretsen L., Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle, *Acta. Orthop. Scand.*, 68(5):435-441, 1997
- [28] Choisine J., Ringleb S. I., Samaan M. A., Bawab S. Y., Naik D., Anderson C. D., Influence of kinematic analysis methods on detecting ankle and subtalar joint instability, *J. Biomech.*, 45(1):46-52, 2012
- [29] Rosenbaum D., Bertsch C., Claes L. E., Tenodeses do not fully restore ankle joint



loading characteristics: a biomechanical in vitro investigation in the hind foot, *Clinical Biomechanics*, 12(3): 202-209, 1997

- [30] Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D. D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I., ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics, *J. Biomech.*, 35(4):543-548, 2002



## 第 3 章

### ACL 再建膝関節の

### 力学機能解析

～ハムストリング腱を用いた  
解剖学的再建術の生体力学的評価～

## 1. 背景

近年、ACL 再建術において主流となっているのは、正常 ACL の解剖学的特徴を模擬する「解剖学的再建術」である。従来の解剖学的再建術では、大腿骨および脛骨それぞれの ACL 付着部に骨孔を一本ずつ作製し、そこに半腱様筋腱や薄筋腱といったハムストリングスから採取した移植腱（ハムストリング腱グラフト）（Fig.1）を挿入して固定する解剖学的 1 束再建術（anatomical single bundle ACL reconstruction）が行われてきた（Fig.2, [2]）。しかし、関節の肢位や加わる負荷によって正常 ACL を構成する前内側線維束（anteromedial bundle: AMB）や後外側線維束（posterolateral bundle: PLB）の働きが異なることが明らかとなり、ACL 再建術において、それぞれの線維束を別々に再建することが重要であるという考えが広まった。その結果、生まれたのが大腿骨および脛骨の ACL 付着部に骨孔をそれぞれ 2 本作製し、そこへハムストリング腱グラフトを挿入して固定する解剖学的 2 重束再建術（anatomical double bundle ACL reconstruction）である（Fig.3）[3-7]。また、最近の解剖学的知見では、AMB はさらに狭義の AMB と中間線維束（intermediate bundle: IMB）の 2 本に分けられ、正常 ACL は 3 本の線維束から構成されるということが明らかとなり[8-11]、それら 3 本の線維束を別々に再建する解剖学的 3 重束再建術が Shino らにより開発された（Fig.4, [12]）。このように、ACL 再建術の進歩は目まぐるしく、常に新たな術式が考案されては施行されているが、それらの術式の評価や比較を行うための生体力学的検討が追いついていないのが現状である。そのため、現在、ハムストリング腱グラフトを用いた解剖学的再建術は、移植腱の数の違いにより 3 種類が存在するが、そのどれを施行するかは医師や医療機関により異なり、術後成績に大きな差を生む原因となっている。臨床的には、それぞれの線維束を別々に再建することが望ましいとされているが、ACL 多重束再建術が生体力学的に優れているかは、関連研究が散見されるのみで、完全には明らかにされていない。正常 ACL の付着部に正確に複数の骨孔を開けることは臨床手技的に難易度が高い上、1 束再建術と多重束再建術間に差は見られないとする報告もあり[13]、リスクを負ってまで多重束再建術を施行するべきなのか疑問を投げかける意見もある。

そこで本章では、関節力学試験ロボットシステムを用いて解剖学的 1 束、2 重束、3 重束再建術の生体力学的評価を行い、それぞれの術式の有用性と問題点を明らかにすることを目的とした。

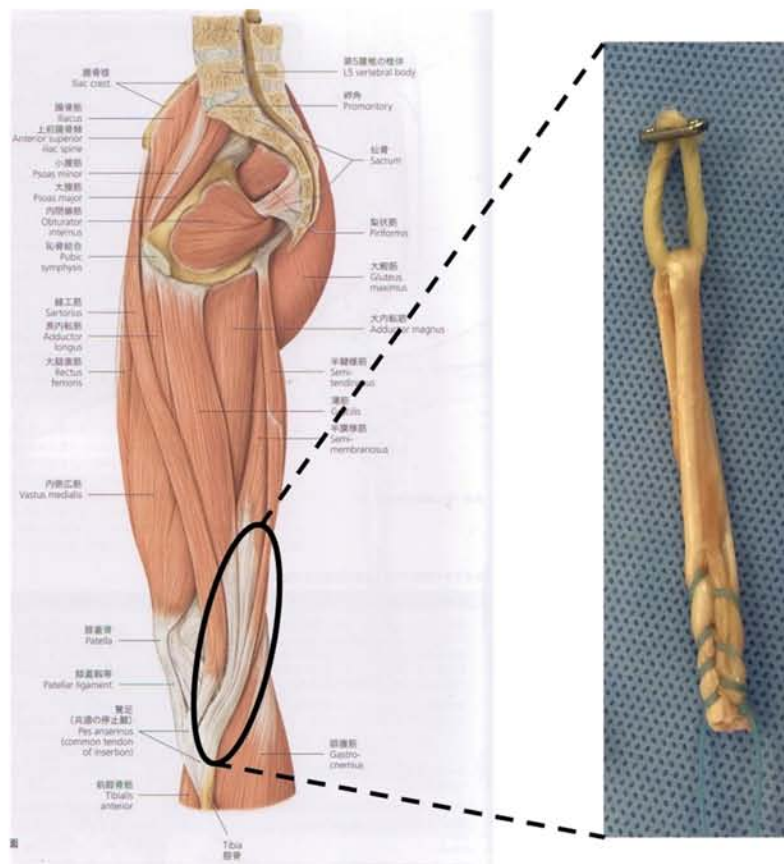


Fig.1 右脚内側図 (左図, [1]) とハムストリング腱グラフト (半腱様筋腱) (右図)



Fig.2 解剖学的1束ACL再建術 [2]



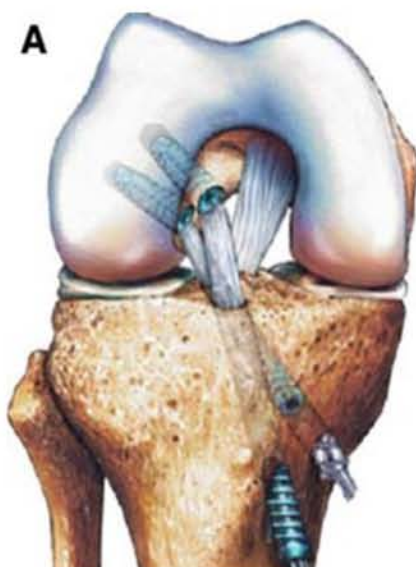


Fig.3 解剖学的 2 重束 ACL 再建術 [3]

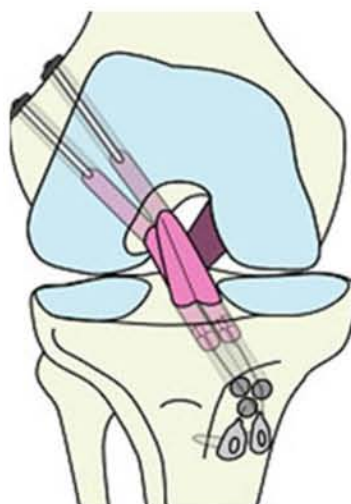


Fig.4 解剖学的 3 重束 ACL 再建術 [12]

## 2. 実験方法

### 2.1. 試料

札幌医科大学から提供された未固定凍結人体標本 (n=11, Fig.5) を試料として用いた。熟練整形外科医により変性所見がないことが確認された後、ロボットシステムのクランプとの固定性を向上させるため、関節線の近位および遠位それぞれ 5 cm を除く大腿骨幹部と脛骨幹部を骨セメント (オストロン II, GC) で直径 5 cm, 長さ 12 cm の円形状にして取り付けた。骨セメントの硬化後の曲げ強度および曲げ弾性率はそれぞれ 62 MPa, 2.5 GPa であり、骨と同程度の強度があるため、骨を保護するために適当な材料である。標本

は-20℃で冷凍保存し、試験の24時間前から室温（20℃）にて解凍した。

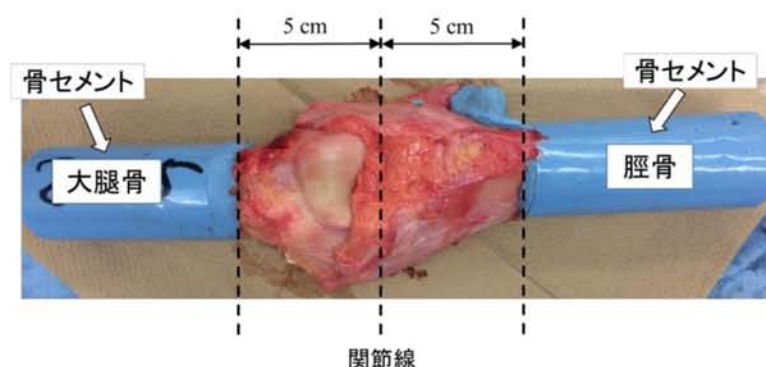


Fig.5 骨セメント取り付け後の未固定凍結人体標本（左膝）

## 2.2. 実験方法

実験には関節力学試験ロボットシステム[13]を用いた。

試験は、2章で検討した試験のうち、脛骨に前方荷重（anterior force）を与える前方力負荷試験と、内旋モーメント（internal moment）と外反モーメント（valgus moment）を複合負荷する複合モーメント負荷試験を選択した。荷重の値は、同様のロボットシステムを用いた過去の検討で用いられた値を参考に決定した。各試験における負荷方向を Fig.6 に示す。正常膝に対して上記試験を行った後、3 重束再建術、2 重束再建、1 束再建術を順次行い、それぞれの再建膝に対して同試験を行った。両試験中の前方移動量および再建群ではグラフト張力を計測した。

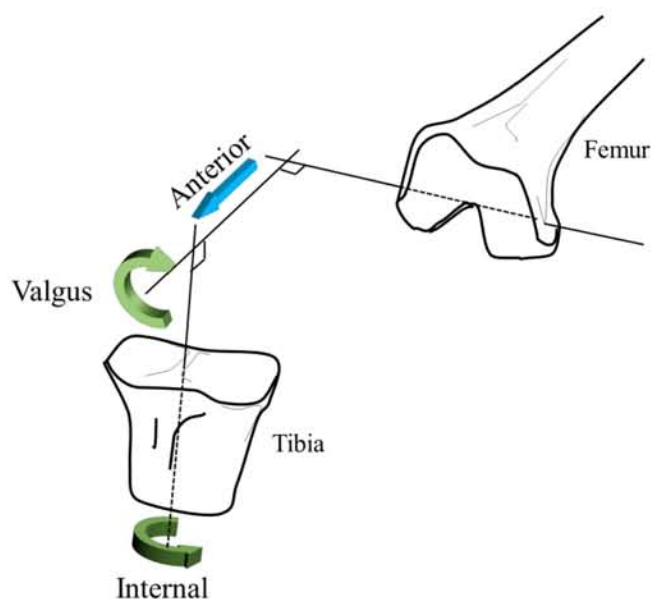


Fig.6 前方力（青矢印）と複合モーメント（緑矢印）負荷方向

試験手順の詳細を以下に示す.

(A) 正常膝の前方力負荷試験

- 1) 正常膝関節を伸展させ, 伸展モーメントを  $0.5 \text{ Nm}$  に保ったまま 10 秒間保持し, 膝関節の各自由度変位が一定になった状態を伸展位と定義した. その際, 屈曲伸展自由度は回転速度  $0.5 \text{ deg/s}$  で変位するよう位置制御し, 他の 5 自由度は力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  に保たれるよう力制御した. なお, この伸展位をこれ以降の試験における基準姿勢 (6 自由度の変位 0) とした.
- 2) 伸展位にて膝関節に前方力が  $100 \text{ N}$  にかかるまで, 速度  $0.1 \text{ mm/s}$  で前方変位させた. その際, 屈曲伸展自由度は固定し, 前後方自由度は速度  $0.1 \text{ mm/s}$  で変位するよう位置制御し, 他の 4 自由度は力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  になるよう力制御した. また, 初動時の緩和力 (クリープ) の影響を除去するため, 上記の前方力負荷を 3 回繰り返し, 3 回目における前方力  $100 \text{ N}$  負荷時の膝関節 6 自由度の力とモーメント, 6 自由度変位を記録した.
- 3) 膝関節を屈曲角度  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  に固定し, それぞれについて 2) と同様に前方力負荷試験を行い, 出力を記録した.

(B) 正常膝の複合モーメント負荷試験

- 1) 屈曲伸展自由度を  $15^\circ$  に固定し, 内外旋自由度は内旋モーメントが  $5 \text{ Nm}$  に達するまで速度  $0.5 \text{ deg/s}$  で位置制御し, 他の 4 自由度は力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  になるよう力制御した. 内旋モーメントが  $5 \text{ Nm}$  に達した後は, 力制御を用いて  $5 \text{ Nm}$  を保持させた.
- 2) 内旋モーメントを  $5 \text{ Nm}$  に保持させて 5 秒後に内外反自由度を外反モーメントが  $10 \text{ Nm}$  に達するまで速度  $0.5 \text{ deg/s}$  で位置制御した. この時の屈曲伸展自由度は  $15^\circ$  に固定したままにし, 直動 3 軸は力が  $0 \text{ N}$  になるよう力制御した. また, クリープの影響を除去するため, 内旋モーメントを  $5 \text{ Nm}$  に保持した状態での外反モーメント負荷を 3 回繰り返し, 3 回目における膝関節 6 自由度の力とモーメント, 6 自由度変位を記録した.
- 3) 屈曲伸展自由度を  $30^\circ$  に固定し, 1) および 2) を行った.

(C) ACL 再建膝の前方力負荷試験と複合モーメント負荷試験

2.2.1 に示す手術手技により 1 束, 2 重束, 3 重束 ACL 再建術を行い, (A), (B) と同様の方法で再建膝に対する前方力負荷試験および複合モーメント負荷試験を行った. その際, 2.2.2 に示す方法で試験中のグラフトに生じる張力を測定した.

### 2.2.1. 手術手技

解剖学的3重束再建術は史野らの手順[12]に従い、熟練整形外科医(TS)の協力、指導を受けながら施行した。大腿骨骨孔はACL大腿骨付着部の近位および遠位に1本ずつ計2本削孔した(Fig.7)。また、脛骨骨孔は脛骨付着部の前内側、前外側および後外側に1本ずつ計3本削孔した(Fig.8)。膝関節全体で見た骨孔位置をFig.9に示す。次に献体より採取した半腱様筋腱を用いてdouble-loopedグラフトを2本作成した(Fig.10)。1本はAMおよびIM線維束再建用グラフトであり、一端を分割した状態にして、分割していない側を大腿骨の近位骨孔に挿入し、分割端を脛骨の前外側および前内側骨孔にそれぞれ挿入した。もう1本のグラフトは、PL線維束再建用のグラフトであり、一端は大腿骨の遠位骨孔に挿入しエンドボタン、もう一端は脛骨の後外側骨孔に挿入した。両グラフトともループ部分にエンドボタンCL(Smith & Nephew Endoscopy)に取り付けられたグラフト-エンドボタン結合用糸に通して大腿骨骨孔の出口の骨壁に固定し、脛骨側はフォースゲージを介してクランプへ固定した。再建術施行後の膝関節をFig.11に示す。

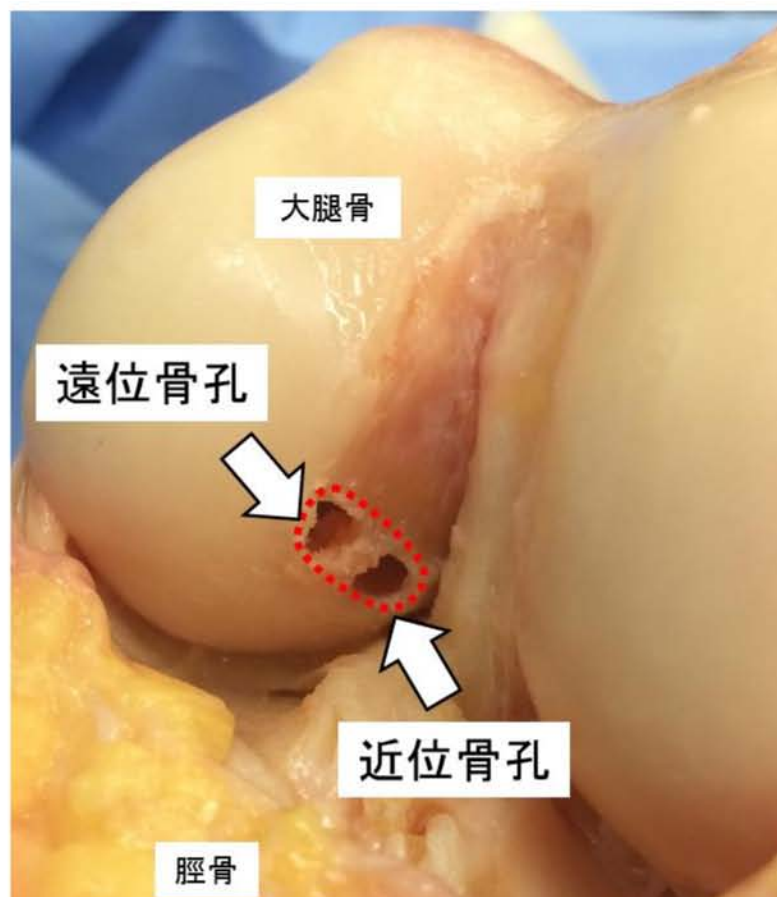


Fig.7 3重束再建術の大腿骨骨孔（赤点線部：ACL付着部）



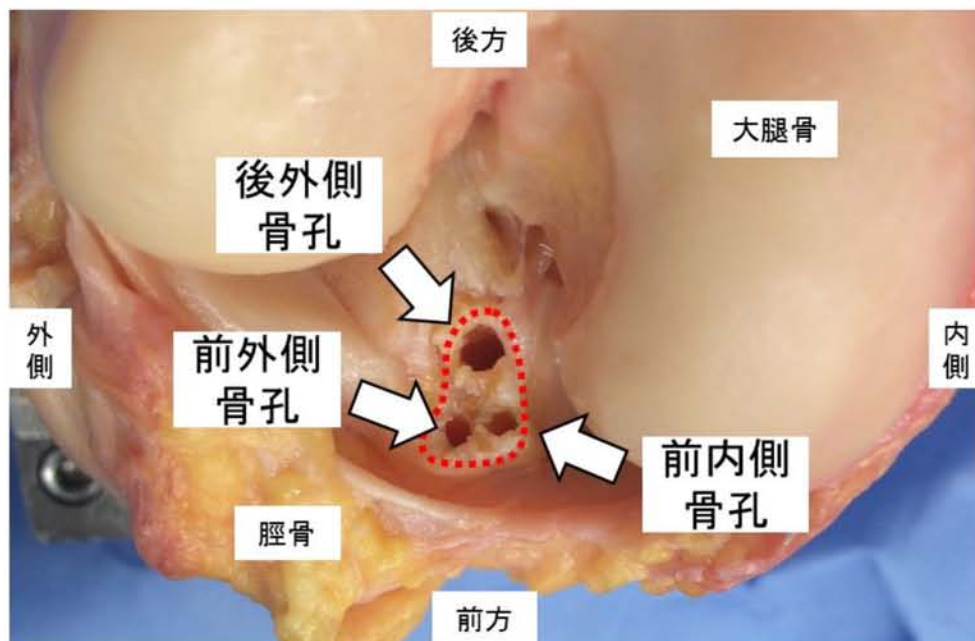


Fig.8 3重束再建術の脛骨骨孔 (赤点線部：ACL 付着部)

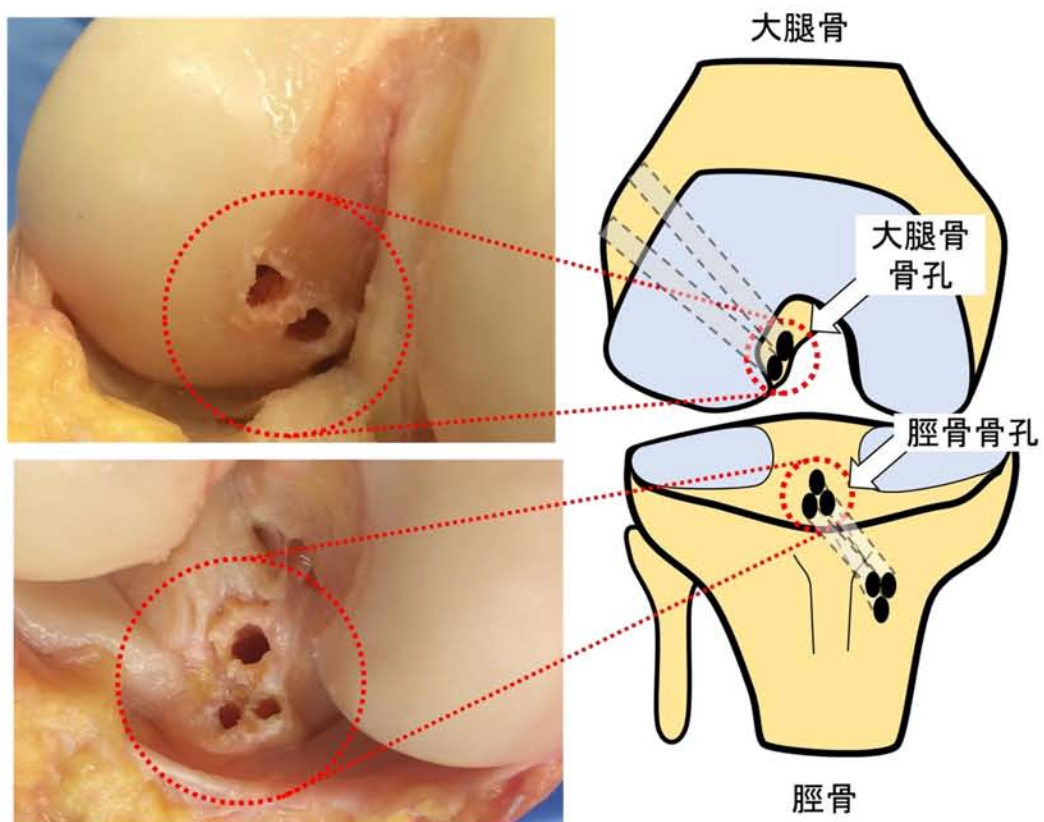


Fig.9 膝関節全体 (右図) から見た大腿骨および脛骨骨孔の位置



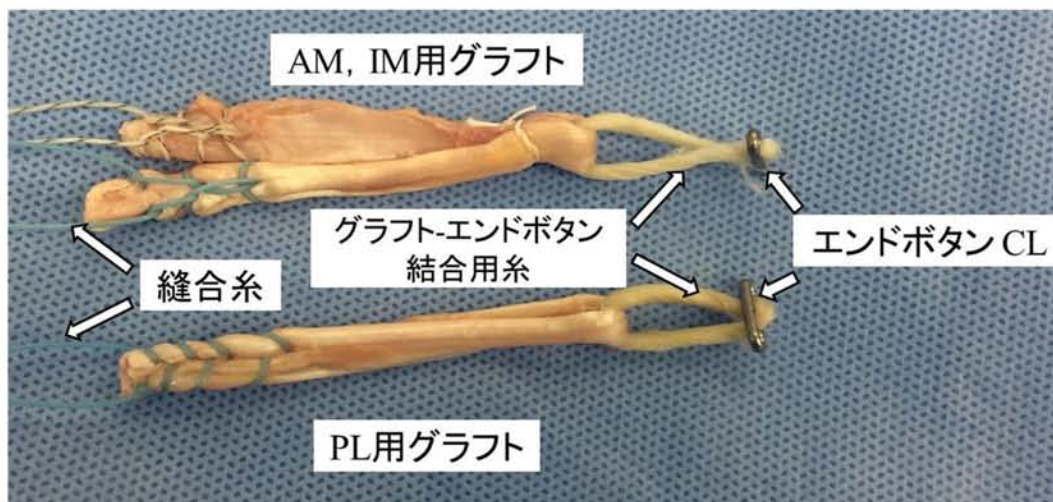


Fig.10 AM, IM 束再建用グラフト（上）および PL 束再建グラフト（下）とそれらにつながれたエンドボタン，縫合糸

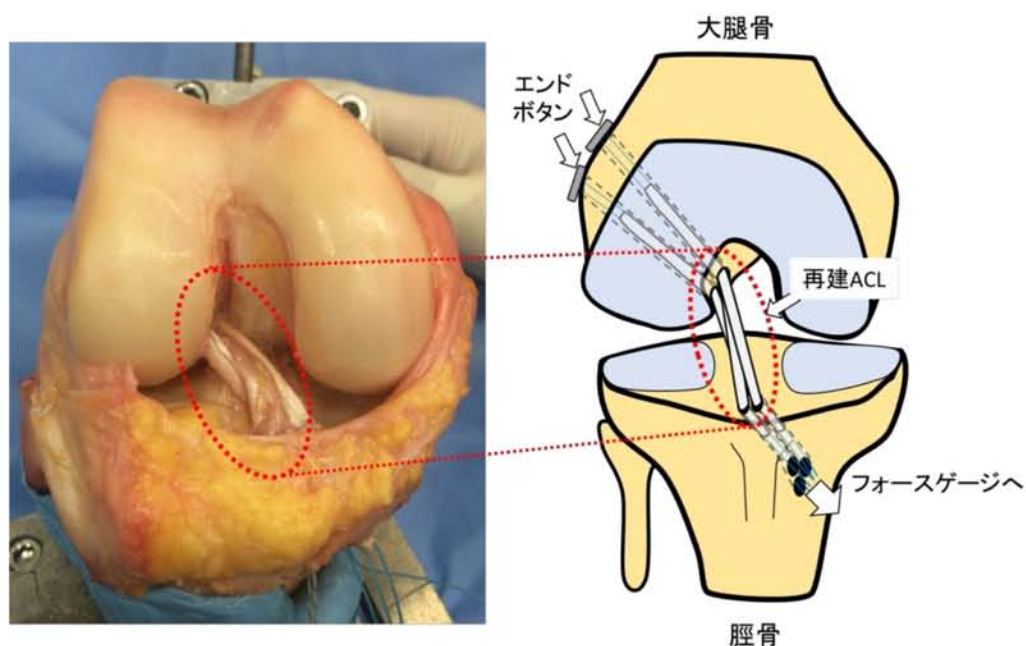
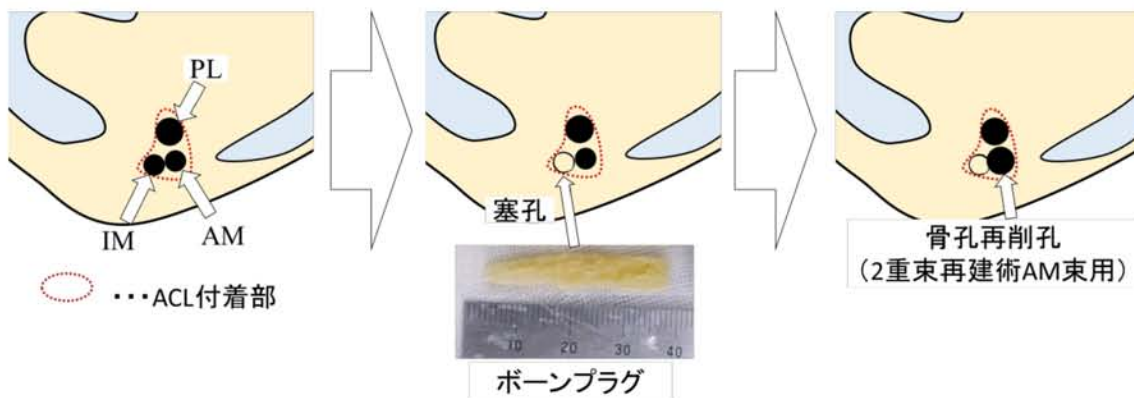
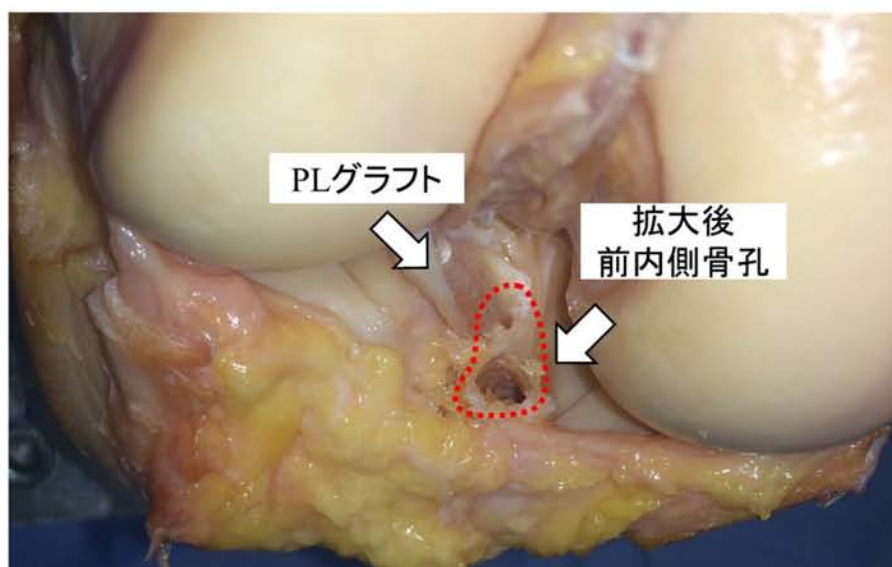


Fig.11 解剖学的 3 重束再建術施行膝（左図）と模式図（右図）

3 重束再建術施行膝の試験を終了した後，2 重束再建術を施行した．その際，AM および IM 束用に分割されていたグラフトを一本に束ねて縫合糸を通し，2 重束再建術の AM 束再建用グラフトとした．また，膝蓋骨より成形したボーンプラグにより脛骨孔の前外側骨孔を塞孔し，前内側骨孔を拡大させた (Fig.12, 13)．拡大した骨孔に一本に束ねた AM グラフトを通し，AM 束とした．

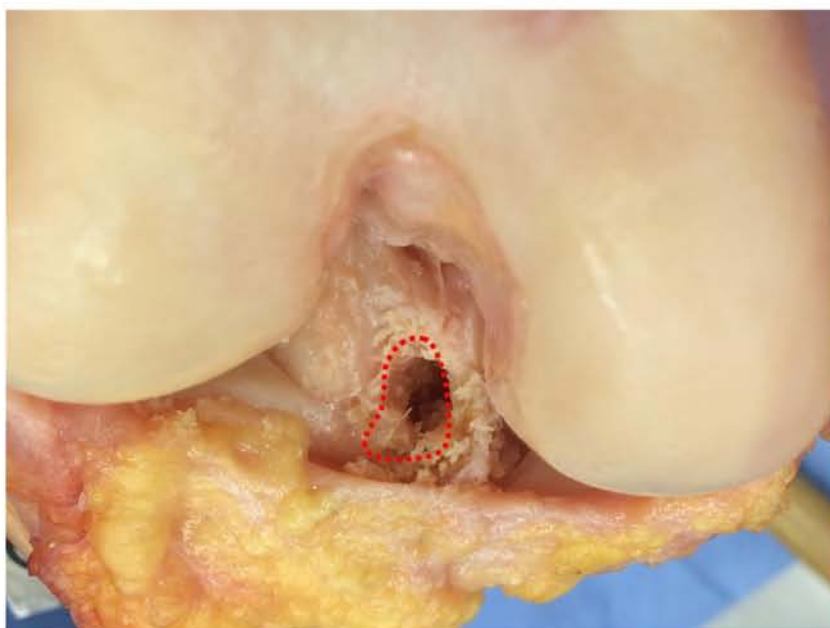


**Fig.12** 脛骨前外側（IM 束用）骨孔（左図）のボーンプラグによる塞孔（中図）と前内側（AM 束用）骨孔の再削孔（右図）

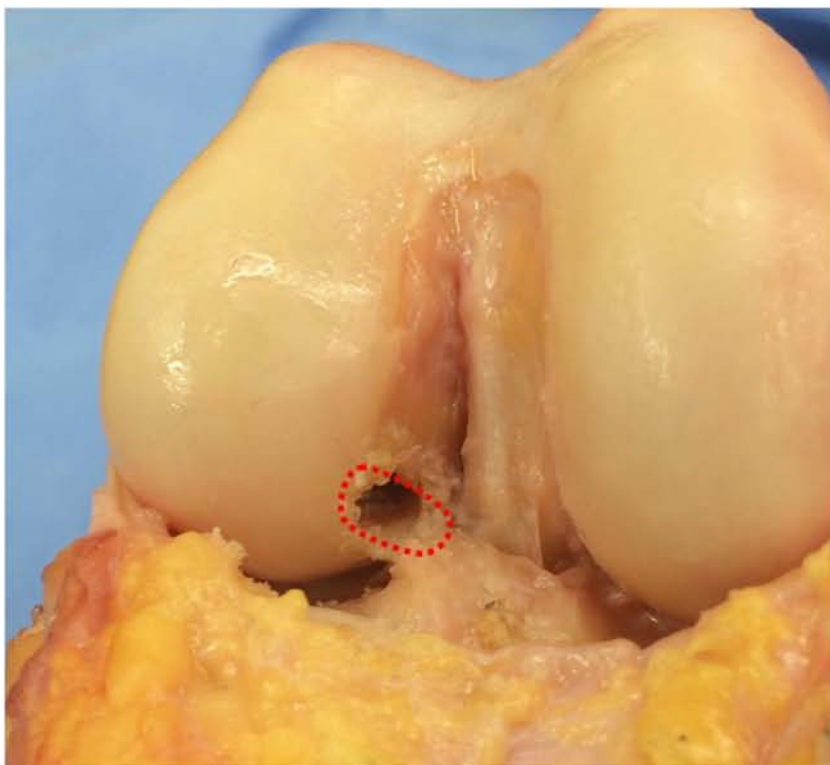


**Fig.13** 2重束再建術における脛骨前内側（AM 束用）骨孔（赤点線部：ACL 付着部）

2重束再建術施行膝の試験を終了した後、1束再建術を施行した。その際、2本のグラフトを一つに束ね1束再建用のグラフトとした。また、すべての骨孔をボーンプラグにより塞孔した後、脛骨側は3つの脛骨孔が作る三角形の中央部（Fig.14）、大腿骨側は先の2つの骨孔の間に1束再建用の骨孔（Fig.15）を削孔し、グラフトを通した。



**Fig.14** 1 束再建用脛骨骨孔（赤点線部：ACL 付着部）



**Fig.15** 1 束再建用大腿骨骨孔（赤点線部：ACL 付着部）

再建術を施行する際に上記の骨孔作成位置以外に重要となるのが移植腱の固定張力である。固定張力が小さすぎると関節内で移植腱が緩んだ状態となって制動機能を十分に再建できず、逆に大きすぎると移植腱が過度に緊張してしまい、過制動の状態となりスム



一ズな関節運動を阻害してしまう。そのため、適切な張力をかけた状態で移植腱を固定することが重要である (Fig.16)。そこで本実験では、再建群の試験を行う前に、最適な移植腱固定張力 (Laxity Match Pretension: LMP) の計測を行った。15°屈曲位にてグラフトへ任意の張力を付与し、その後、30°屈曲位にて前方力を 100 N 負荷した際の前方移動量 (laxity) の計測を行い、移動量が正常膝と同程度となった時の値を LMP と定義した。3 重束再建術では、AM と IM の張力を一致させ、AM と IM の張力の和を PL の張力に一致させた。2 重束再建術では AM と PL の張力を一致させた。各再建術の試験は、この LMP の値を用いてグラフトを固定した後にいった。

得られた数値は等分散を仮定する t 検定を用いて統計学的に解析した ( $P < 0.05$ )。

なお、これらの試験全体については札幌医科大学の倫理審査を得たうえで実施した。

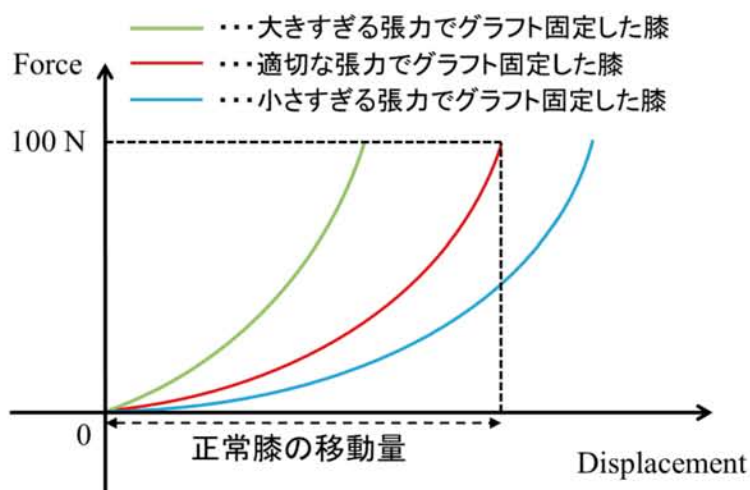


Fig.16 グラフト固定張力の違いによる関節移動量と関節力の関係 (イメージ)

### 2.3. ACL グラフト張力の測定

正常 ACL の張力測定では ACL と骨を切り落とし、その間に荷重センサを挿入することが困難であるため、ACL 切離前後の 6 軸力センサの出力差から ACL 張力を計算する、重ね合わせの原理による方法を用いた。しかし、ACL グラフトの場合は、グラフトと骨の間に荷重センサを挿入することが容易であり、より正確な張力計測が可能である。そこで、本実験では以下の方法で、グラフト張力測定用のフォースゲージを作製した。

ワイヤー放電加工を用いてステンレス(SUS316)を Fig.17 に示す形状に切り出した。図中の赤丸で示した部分 2 箇所それぞれにひずみゲージ(1KFG-02-120-C1-16L3M2R)を 2 枚ずつ貼り付け、ひずみの変化から左右のフックを結ぶ方向の力を求める仕組みとした。本研究ではフックに脛骨クランプとグラフトに結んだ縫合糸を固定し、グラフト張力を計測した。なお、ひずみゲージのひずみを PC に取り込むためのセンサーインターフェイ

スは PCD-300A (KYOWA) を用いた。フォースゲージの校正を行うため、オートグラフ (Autograph, SHIMADZU) を用いてフォースゲージに 100 N の引張荷重を負荷し、その後、除荷する引張試験を行った。校正試験により得られた結果より校正した後のフォースゲージの出力を Fig.18 に示す。相関係数は 0.9985 であり、精度の高いセンサであることが確認できた。

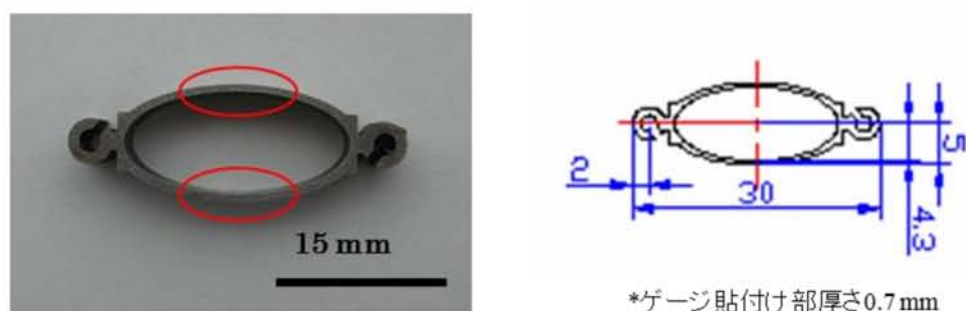


Fig.17 フォースゲージの形状 (左図赤丸部：ひずみゲージ貼付け部)

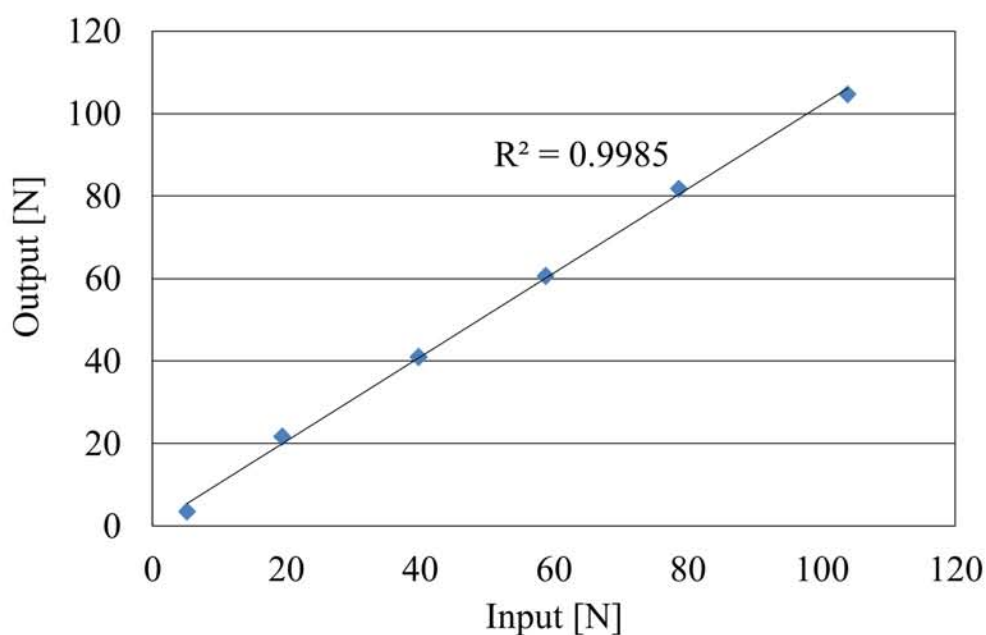


Fig.18 校正後のフォースゲージ出力値

Fig.19 に示すように、脛骨骨孔にグラフトを通した後、そのグラフトにかけた縫合糸を骨孔から引き出し、フォースゲージを介在させ、それを脛骨クランプに設置した固定器具に取り付けた。試験中に任意の負荷がかかった際のフォースゲージの出力をグラフト張力として記録した。



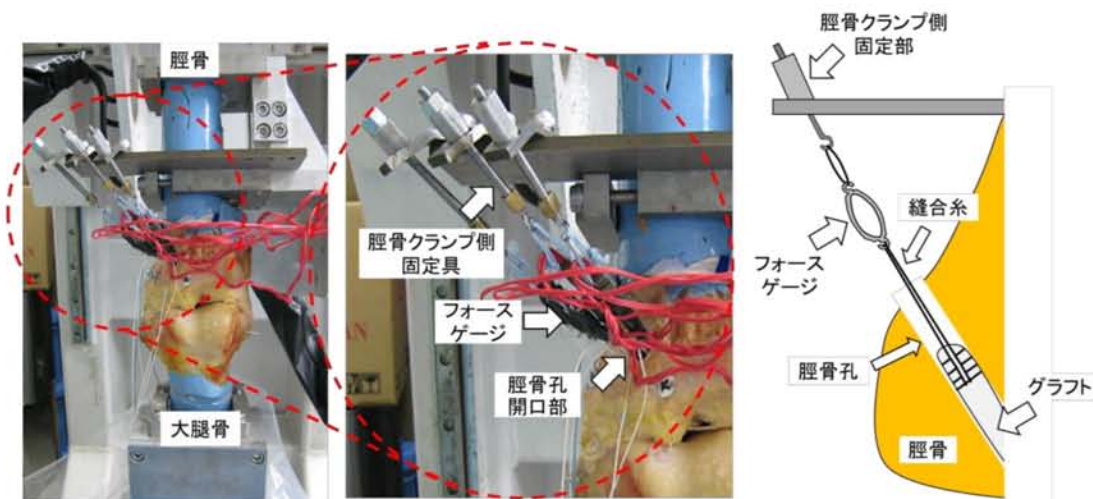


Fig.19 フォースゲージを取り付けた状態の ACL 再建術施行膝関節（左図）と模式図（右図）

### 3. 結果

前方力負荷試験中の各自由度の出力例を Fig.20 に示す。前方力が 100 N まで上昇する間、内外側方 (M-L), 近遠位 (P-D), 内外反 (V-V), 内外旋 (I-E) の 4 自由度の力またはモーメントはそれぞれ 0 N, 0 Nm に近い低値に保たれており、前方力のみを膝関節に負荷できたことが確認できた。複合モーメント負荷試験中の各自由度の出力例を Fig.21 に示す。まず、内旋モーメント (グラフ縦軸の正方向) が 5 Nm まで上昇する間、前後方 (A-P), 内外側方 (M-L), 近遠位 (P-D), 内外反 (V-V) の 4 自由度は力またはモーメントがそれぞれ 0 N, 0 Nm に近い低値に保たれており、内旋モーメントのみを膝関節に負荷できたことがわかった。その後、外反モーメント (グラフ縦軸の負方向) が 10 Nm まで上昇する間、内外旋モーメントは 5 Nm を維持し、前後方 (A-P), 内外側方 (M-L), 近遠位 (P-D) の 3 自由度は力がそれぞれ 0 N に近い低値に保たれており、内旋モーメント 5 Nm と外反モーメント 10 Nm のみを純粹かつ同時に膝関節へ負荷されたことが確認できた。

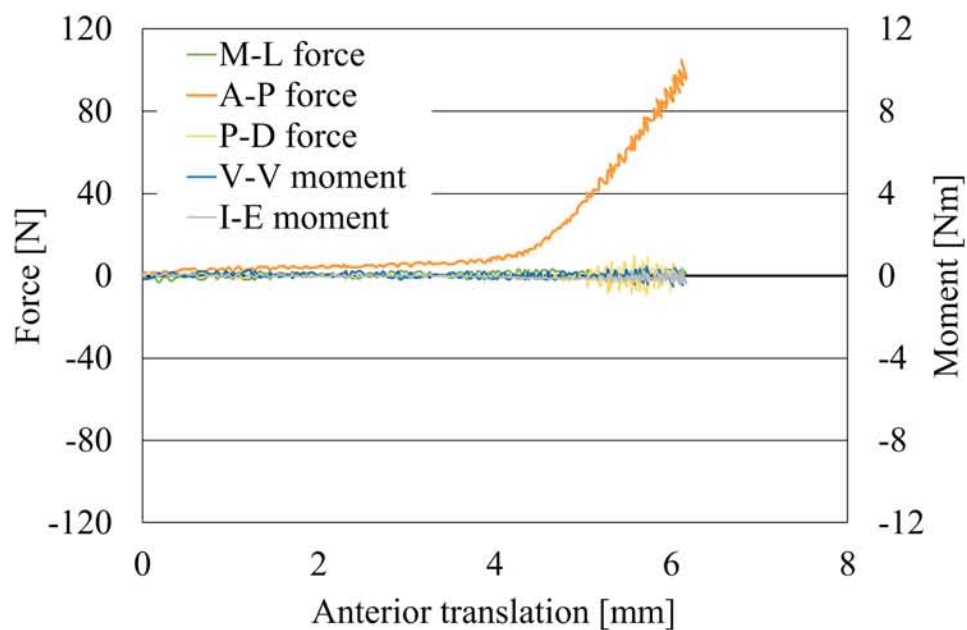


Fig.20 前方力 100 N 負荷試験中における内外側方 (M-L), 前後方 (A-P), 近遠位 (P-D), 内外反 (V-V), 内外旋 (I-E) 自由度の前方移動量に対する力/モーメント

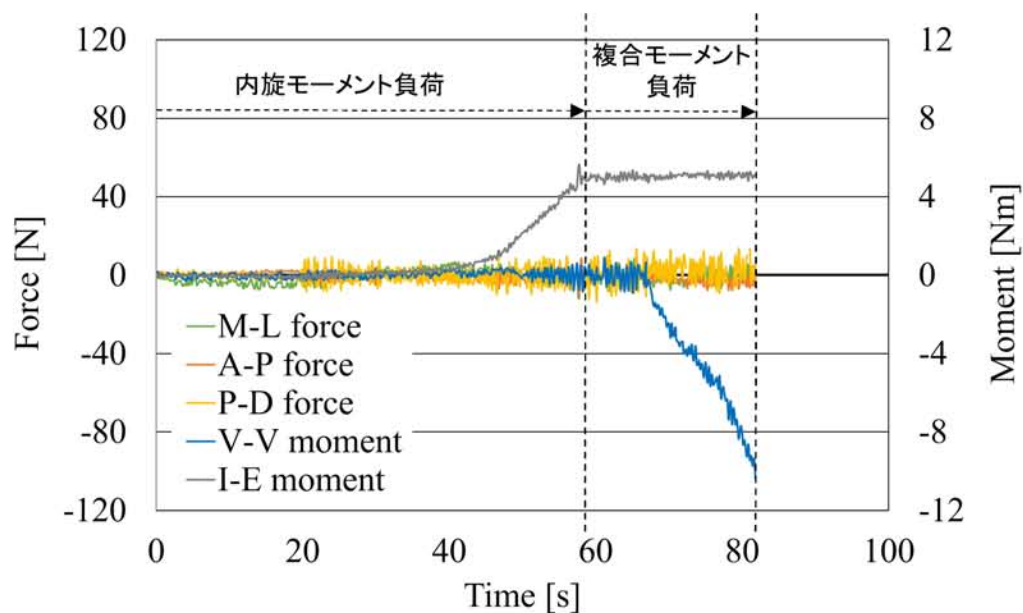


Fig.21 複合モーメント負荷試験中における内外側方 (M-L), 前後方 (A-P), 近遠位 (P-D), 内外反 (V-V), 内外旋 (I-E) 自由度の力/モーメント

LMP は 3 重束再建術 (Triple) では, AM, IM, PL がそれぞれ  $2.0 \pm 1.6$  N,  $2.0 \pm 1.6$  N,  $4.1 \pm 3.2$  N, 2 重束再建術 (Double) では, AM と PL がそれぞれ  $6.4 \pm 4.2$  N, 1 束再建術 (Single) では  $28.2 \pm 9.3$  N であった (Fig.22).

前方力 100 N 負荷時の前方移動量は正常膝 (Intact) では伸展位で約 4.2 mm であり, 屈曲するにつれて増大し,  $90^\circ$  屈曲位では約 16.6 mm であった. これに比べ, 再建群の前方移動量は  $0^\circ$  屈曲位において Triple および Double の前方移動量はそれぞれ約 4.6 mm であり, Intact と有意差はなかったが, Single の前方移動量は約 5.5 mm であり, 移動量が有意に増加した (Fig.23).  $15^\circ$  および  $30^\circ$  屈曲位では, Intact と再建群において前方移動量はそれぞれ約 6.6 mm と約 8.3 mm であり, 有意差はなかった. しかし,  $60^\circ$  および  $90^\circ$  屈曲位ではすべての再建群で移動量が有意に増加した. 複合モーメント負荷時の前方移動量は Intact ではそれぞれ約 3.7 mm と約 5.6 mm であった. これに比べ, 再建群の前方移動量は Triple と Double はどちらもそれぞれ約 4.3 mm と約 6.0 mm であり, 有意差はなかった. しかし, Single は  $15^\circ$  屈曲位において前方移動量が約 4.6 mm であり, 有意に移動量が増加した (Fig.24).

前方力 100 N 負荷時のグラフト張力は, Triple が Double および Single に比べ低かった (Fig.25). なお, Triple と Double の PL グラフトは再建方法が同一のため直接比較が可能であるが, PL グラフトの張力は前方力負荷試験において  $0^\circ$  屈曲位および  $15^\circ$  屈曲位で Triple ではそれぞれ 41.4 N, 29.1 N であったのに対し, Double ではそれぞれ 61.3 N, 47.2 N であり, Triple の方が有意に張力が低かった. 複合モーメント負荷試験においても PL グラフトの張力は  $15^\circ$  屈曲位で Double が 53.7 N であるのに対し, Triple では 33.1 N で有意に張力が低かった (Fig.26).

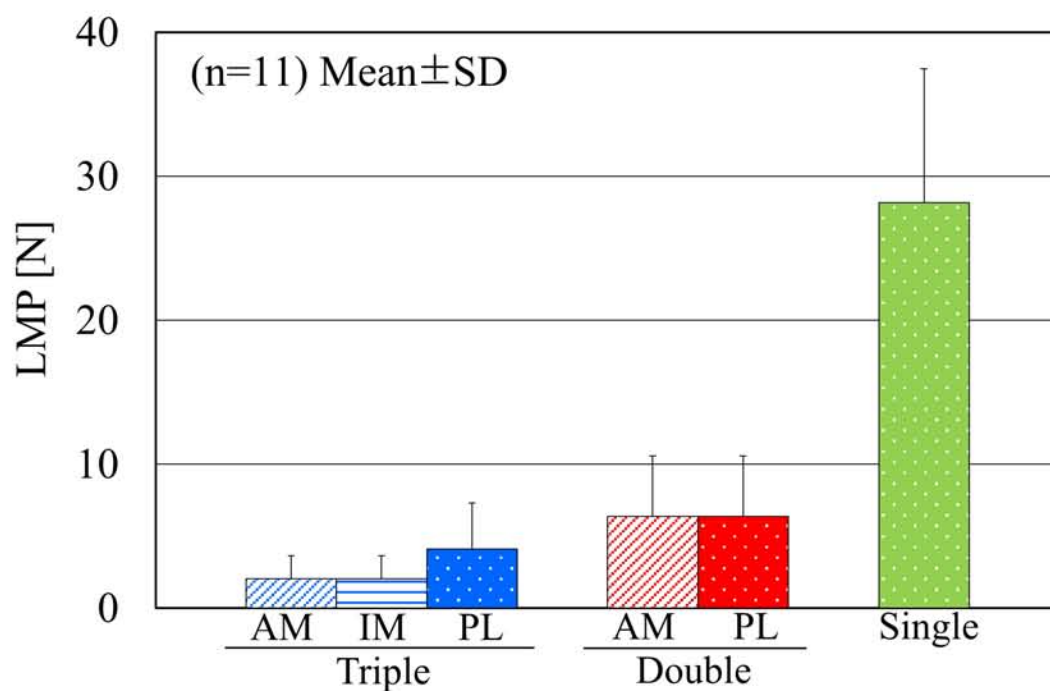


Fig.22 3重束再建術施行膝 (Triple) の3線維束 (AM, IM, PL), 2重束再建術施行膝 (Double) の2線維束 (AM, PL), 1束再建術施行膝 (Single) のLMP

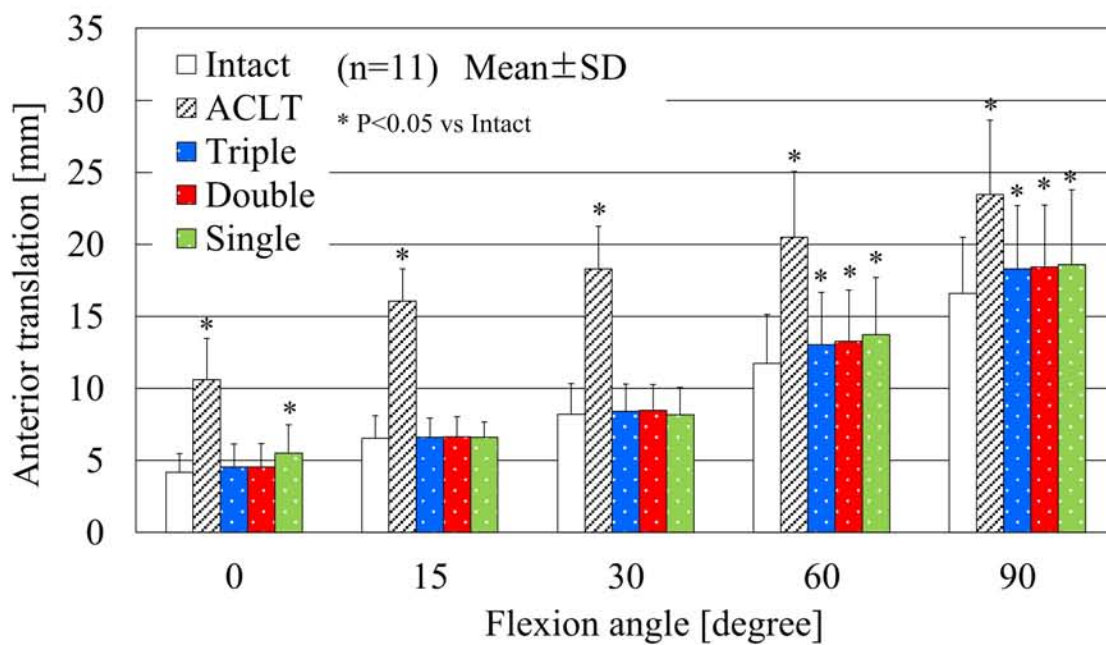


Fig.23 正常膝 (Intact), ACL 切除膝 (ACLT), 再建術施行膝 (Triple, Double, Single) の前方力 100 N 負荷時前方移動量

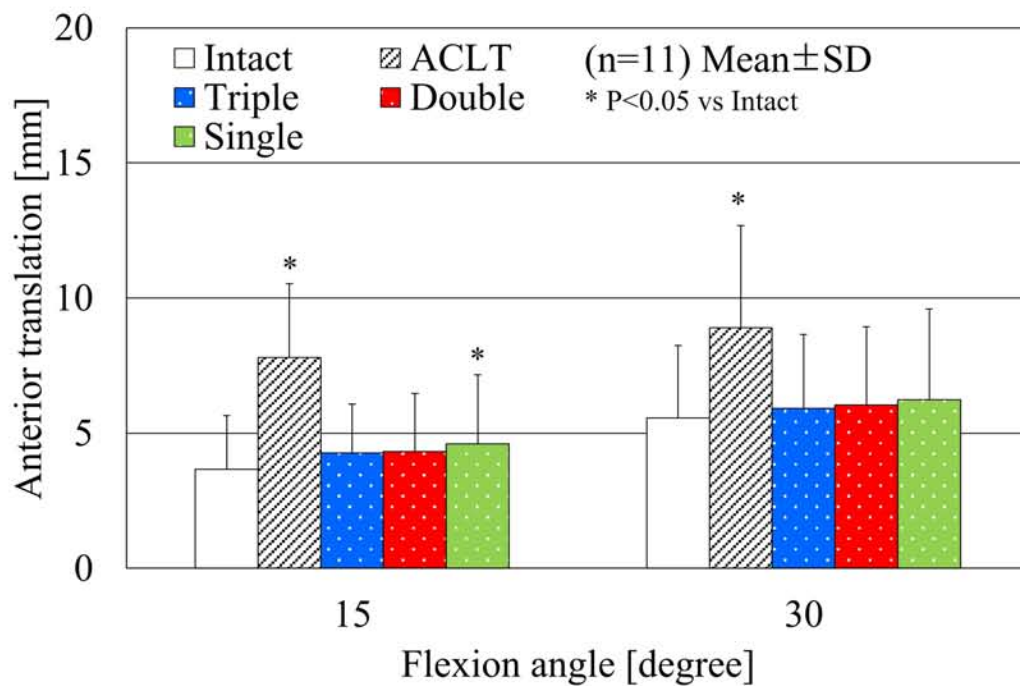


Fig.24 正常膝 (Intact), ACL 切除膝 (ACLT), 再建術施行膝 (Triple, Double, Single) の複合モーメント負荷時前方移動量

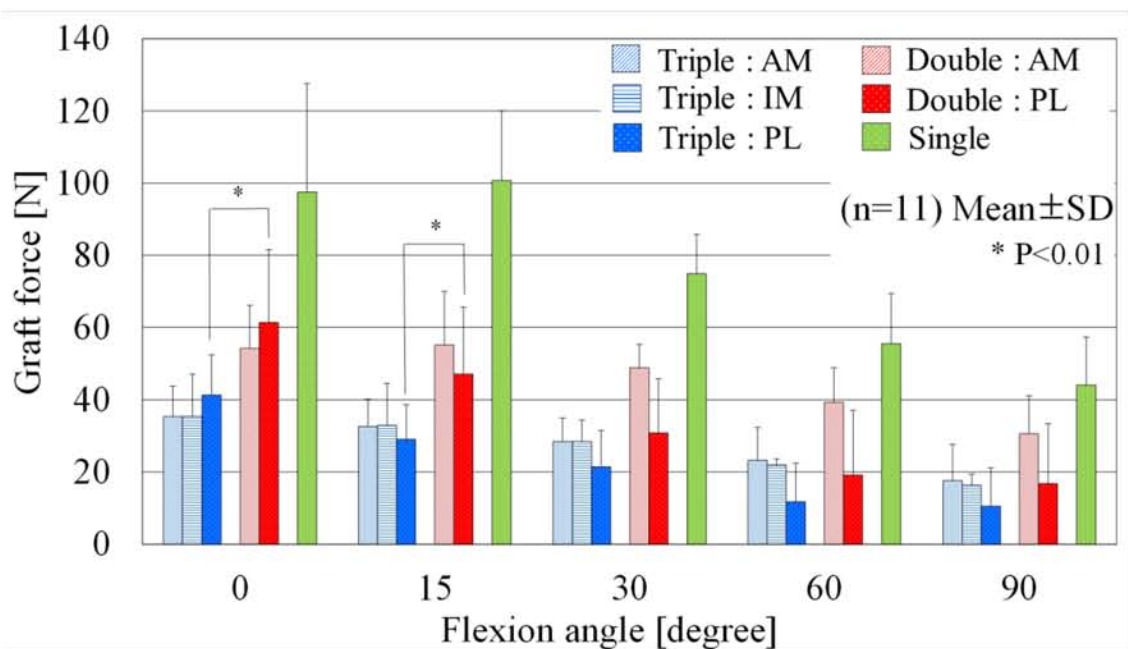


Fig.25 前方力 100 N 負荷時における 3 重束再建術施行膝 (Triple) の 3 線維束 (AM, IM, PL), 2 重束再建術施行膝 (Double) の 2 線維束 (AM, PL), 1 束再建術施行膝 (Single) のグラフト張力



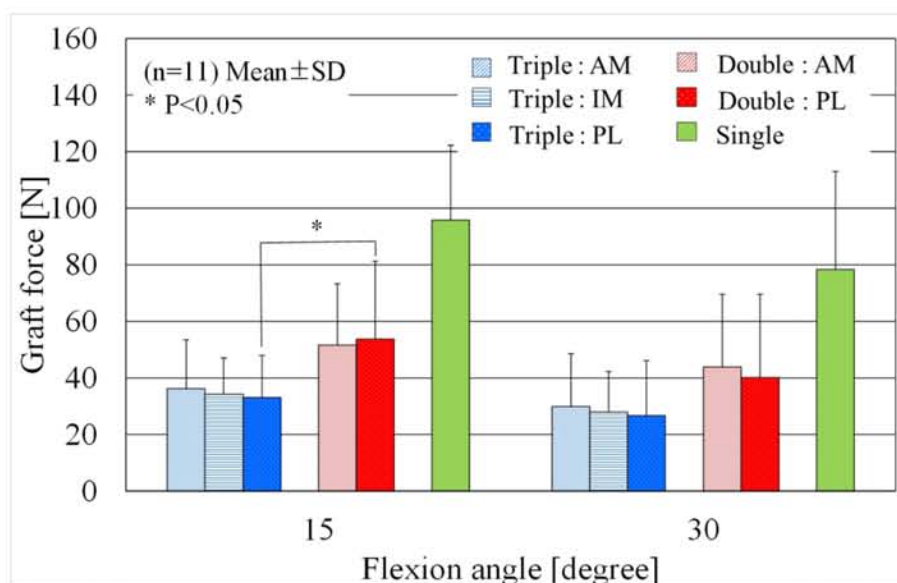


Fig.26 複合モーメント負荷時における3重束再建術施行膝 (Triple) の3線維束 (AM, IM, PL), 2重束再建術施行膝 (Double) の2線維束 (AM, PL), 1束再建術施行膝 (Single) のグラフト張力

#### 4. 考察

本実験では、関節力学試験ロボットシステムを用いて解剖学的3重束再建術の力学的評価および2重束再建術、1束再建術との比較を行った。これまでに、ロボットシステムを用いてハムストリング腱を用いた1束や2重束再建術、膝蓋腱グラフトを用いた再建術に関する生体力学的検討が行われてきた[14-16]が、解剖学的3重束再建術に関する検討は本研究が初である。

LMPはTripleが他の術式よりも有意に低く、それぞれの線維束のLMPを合算しても他の術式よりも有意に低かった。ついでDoubleのLMPが低く、SingleのLMPは最も高かった。このことより、移植腱の数が増えることでLMPが低くなることがわかった。

前方力負荷試験時の前方移動量変化を見ると、ACLTで移動量が有意に増加した。これは、ACLの主たる機能である前方移動制動が機能しなくなったためであり、過去、数多くの研究で報告された結果に一致する。一方、再建群は15および30°屈曲位でIntactと同程度の移動量であることから、骨孔を解剖学的位置に削孔し、適切な張力(LMP)でグラフトを固定することでACLの制動機能をある程度再建できることがわかった。しかしながら、0°屈曲位ではSingleが、また60および90°屈曲位では全再建術がIntactに比べて移動量が有意に増加した。さらに、複合モーメント負荷試験においても、15°屈曲位でSingleがIntactに比べて有意に移動量が増加した。これらの結果から、まず、Singleは伸展位付近における制動機能の再建が不十分であることがわかる。対照的に、TripleおよびDoubleでは伸展位付近における制動機能の再建に良好であり、多重束再建術の優位性が確認される。

前方力 100 N 負荷時のグラフト張力は, Triple が他の術式よりも低く, Double, Single の順に高かった. また, Triple および Double における PL グラフトの張力は同一の再建方法であるため直接比較することができるが,  $0^{\circ}$  および  $15^{\circ}$  屈曲位で Triple の方が Double よりも有意に低かった. この傾向は複合モーメント負荷試験においても同様で, 全体的に張力は Triple, Double, Single の順で低く,  $15^{\circ}$  屈曲位の PL グラフト張力は Triple の方が Double よりも有意に低かった. 以上の結果は, ACL の解剖学的再建において, ACL の線維束を模擬し, 複数のグラフトを用いることで LMP を低値に設定出来, そのために膝荷重時のグラフト張力も低値に保てることを意味している. Triple における AM グラフトと IM グラフトは Double における AM グラフトと同一であるにも関わらず, Triple の両グラフト張力の大きさの和は Double の AM グラフト張力の 1.3 倍になっている. グラフト張力が作用するのは骨孔であるが, Double では骨孔径 5~6 mm (平均 5.72 mm) が 1 つであるのに対し, Triple では骨孔径 4.5 mm が 2 つである. したがって, グラフトが接する骨孔の開口部 (骨壁) 周長は Triple の方が約 1.6 倍長い (Fig.27). よって, グラフト張力を支える骨壁の面積は Triple の方が Double に比べ圧倒的に大きい. 加えて, 先行研究で得られた前方力負荷時における正常 ACL の各線維束の張力分布[19]と, 本実験で得られた Triple のグラフト張力分布を比べると, PL 張力が伸展位で最も高く, 屈曲するに連れて減少する点と, AM (AML) 束は  $0-30^{\circ}$  屈曲位で張力変動が少ない点など両者の張力分布は類似している点が多い (Fig.28). これらのことから, グラフトへの力の伝達, 骨孔拡大の軽減, グラフトの骨への癒合のすべての面で Triple の方が Double に比べ優れていると考えられる. 以上より, 解剖学的 ACL 再建術では多重束再建術が有効であり, 特に 3 重束再建術が優れていると考えられる.

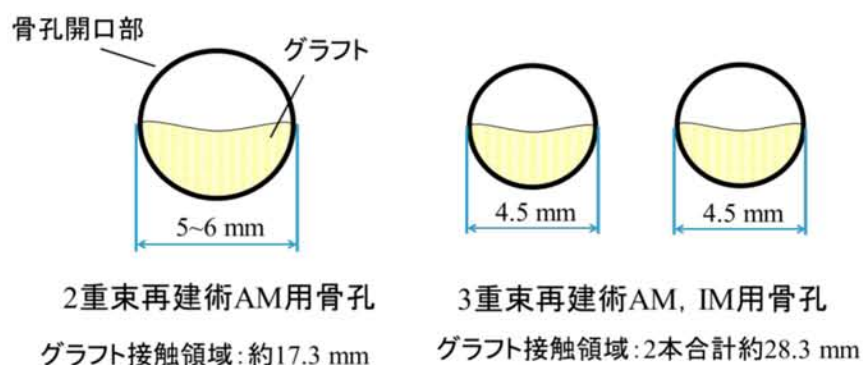
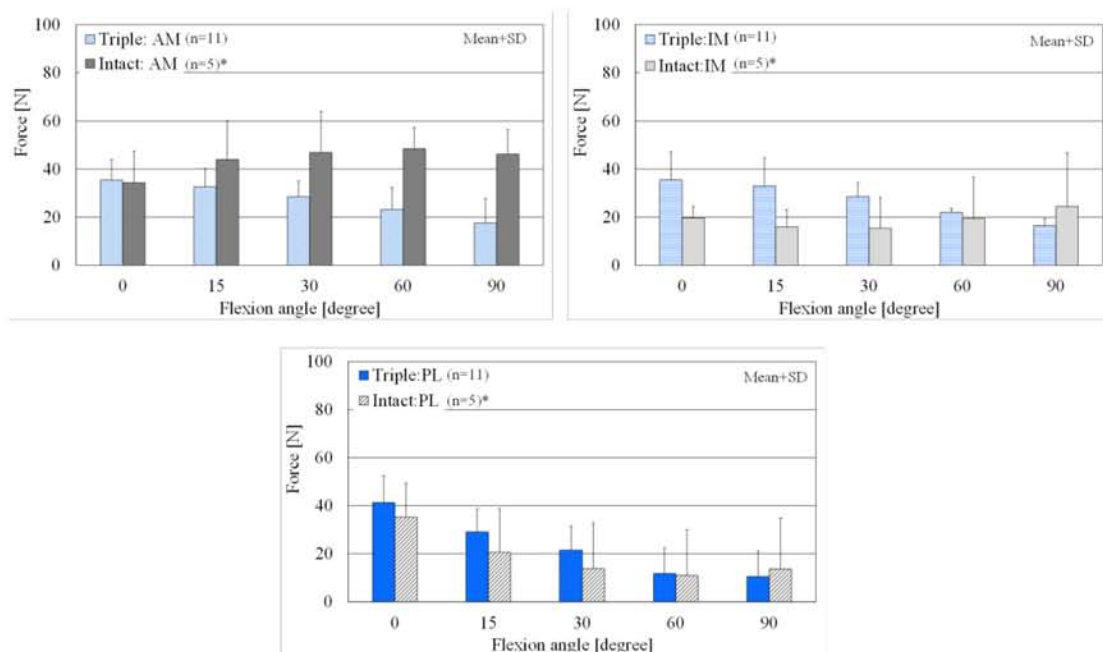


Fig.27 2重束再建術のAM用骨孔サイズ(左図)と3重束再建術のAM, IM用骨孔サイズとグラフト接触領域の比較



\*Fujie, et al., KSSTA, 2011

**Fig.28** 各屈曲角度における前方力 100 N 負荷時の正常 ACL および再建グラフトの前内側線維束 (AM) (上左図), 中間線維束 (IM) (上右図), 後外側線維束 (PL) (下図) の張力 [19]

しかし, どの再建術式も前方力負荷試験における 60 および 90° 屈曲位では Intact に比べて移動量が有意に増加した. また, Triple の各線維束の張力分布でも 60 および 90° 屈曲位における AM 張力は正常 ACL に比べると低かった (Fig.28). また, Double および Single においてもグラフト張力は全体的に屈曲に伴い減少しており, 常に前方力に対して 80% 程度の張力が生じている正常 ACL とは異なる分布であった. このことから, どの術式も, 屈曲位における再建グラフトの荷重伝達が正常 ACL とは異なる状態であることが予想され, そのことが原因で屈曲位の制動機能再建が不十分であったと考えられる. ただし, 身体の動作中に膝に最も負荷がかかり, ACL に最も負荷がかかりやすいのは伸展位付近 (0-30° 屈曲位) である [17]. このことから, 伸展位付近での ACL 機能の再建が最も重要であり, その点では, 多重束再建術は目標を達成している. しかしながら, 椅子からの立ち上がりなどの日常動作や運動時には, 屈曲位や深屈曲位で膝に負荷がかかり, ACL 張力も高じる [18]. ACL 再建術により不安定感がある程度取り除けたとしても, ACL の制動が得られない肢位が残存することは日常生活を送る上で問題である. 特に, 変形性膝関節症の発症率は ACL 損傷患者で健常者よりも高く, ACL の制動機能の破綻がその原因となりうるということが指摘されている. これらの問題を解決するには, 肢位にかかわらず ACL の制動機能を再建できる再建手法を開発する必要がある. 現行の手術の基本理念である「ACL の解剖学的特徴を模



擬する」という命題は、解剖学的付着部に骨孔を作成し、ACL の 3 線維束を模擬するために 3 本のグラフトで再建する解剖学的 3 重束再建術で十分に達成できていると考えられる。しかしながら、上記のような問題が未だ残るということは、ACL の力学的機能を再建するには解剖学的特徴を模擬するだけでは不十分であり、他の再建指針が必要であるということをも物語っている。この新指針については次章以降にて検討する。

## 5. まとめ

関節力学試験ロボットシステムを用いて、ハムストリング腱による解剖学的 3 重束, 2 重束, 1 束再建術を評価, 比較した。その結果, それらの再建術を行うことで正常膝と同程度の制動機能を再建できることがわかった。しかしながら, 1 束再建術のみ伸展位付近で制動機能再建が不十分であった。また, 3 重束再建術は LMP が他の術式よりも有意に低く, 伸展位付近での制動が十分であり, 膝荷重作用時も張力を低く保てることがわかった。

しかしながら, これらの解剖学的再建術では屈曲位における制動機能の再建が不十分であることがわかった。そのため, ACL 再建において, 解剖学的再建に加え, 新たな指針を得る必要があることが示唆される。

## 6. 論文, 発表

1. 山川学志, 鈴木 智之, 大坪 英則, 鈴木 大輔, 史野 根生, 藤江 裕道, ハムストリング腱を用いた解剖学的前十字靱帯再建術の生体力学的評価, 臨床バイオメカニクス, 日本臨床バイオメカニクス学会, Vol.37, 2016 年
2. 山川学志, 鈴木智之, 大坪英則, 史野根生, 藤江裕道, ハムストリング腱を用いた解剖学的前十字靱帯再建術の評価, 第 35 回バイオトライボロジシンポジウム, 福岡, 2015/3
3. 山川学志, 鈴木智之, 大坪英則, 鈴木大輔, 史野根生, 藤江 裕道, 関節力学試験ロボットシステムによるハムストリング腱を用いた解剖学的前十字靱帯再建術の評価, 第 42 回日本臨床バイオメカニクス学会, O2-6, 東京, 2015/11
4. Yamakawa S., Suzuki T., Otsubo H., Suziki D., Fujimiya M., Shino K., Fujie H., Biomechanical assessment of the anatomical triple-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, Orthopaedic Research Society 2016 Annual Meeting, 955, Orlando FL, 2016/03
5. 山川学志, 鈴木智之, 大坪英則, 鈴木大輔, 史野根生, 藤江 裕道, 第 43 回臨床バイオメカニクス学会, シンポジウム, 札幌, 2016/10

## 7. 参考文献

- [1] 坂井健雄, 松村譲児 監訳, プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系 第2版, 医学書院, 2013
- [2] American Academy of Orthopaedic Surgery (AAOS) web site, <http://www.aaos.org/>
- [3] van Eck C. F., Lesniak B. P., Schreiber V. M., Fu F. H., Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart, *Arthroscopy*, 26(2): 258-268, 2010
- [4] Shino K., Horibe S., Hamada M., Nakamura N., Nakata K., Toritsuka Y., Mae., Allograft anterior cruciate ligament reconstruction, *Techniques in Knee Surgery*, 1(2): 78-85, 2002
- [5] Yasuda K., Kondo E., Ichiyama H., Kitamura N., Tanabe Y., Tohyama H., Minami A., Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy*, 20:1015-1025, 2004
- [6] Zelle B. A., Brucker P. U., Feng M. T., Fu F. H., Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, *Sports Medicine*, 36(2): 99-108, 2006
- [7] Jarvela T., Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 15:500-507, 2007
- [8] Norwood L.A., Cross M.J., Anterior cruciate ligament: Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities, *Am. J. Sports Med.*, 7(1): 23-26, 1979
- [9] Amis A.A., Dawkins G. P. C., Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries, *J. Bone Joint Surg.*, 73(B):260-267, 1991
- [10] Otsubo H., Shino K., Suzuki D., Kamiya T., Suzuki T., Watanabe K., Fujimiya M., Iwahashi T., Yamashita T., The arrangement and the attachment areas of three ACL bundles, *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc.*, 20(1): 127-134, 2012
- [11] Kato Y., Ingham S. J., Maeyama A., Lertwanich P., Wang J. H., Mifune Y., Kramer S., Smolinski P., Fu F. H., Biomechanics of the human triple-bundle anterior cruciate ligament, *Arthroscopy*, 28(2): 247-254, 2012
- [12] Shino K., Nakata K., Nakamura N., Mae T., Ohtsubo H., Iwahashi T., Nakagawa S., Anatomic ACL reconstruction using two double-looped hamstring tendon grafts via twin femoral and triple tibial tunnels. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 15: 130-134, 2005
- [13] Fujie H., Sekito T., Orita A., A novel robotic system for joint biomechanical tests: application to the human knee joint, *J. Biomech. Eng.*, 126(1):54-61, 2004
- [14] Mae T., Shino K., Miyama T., Shinjo H., Ochi T., Yoshikawa H., Fujie H., Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique \*: Biomechanical analysis using a robotic simulator, *Arthroscopy*, 17(7): 708-716, 2001



- [15] Yagi M., Wong E. K., Kanamori A., Debski R. E., Fu F. H., Woo S. L., Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction, *Am. J. Sports Med.*, 30(5): 660-666, 2002
- [16] Suzuki T., Shino K., Otsubo H., Suzuki D., Mae T., Fujimiya M., Yamashita T., Fujie H., Biomechanical comparison between the rectangular-tunnel and the round-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction procedures with a bone-patellar tendon-bone graft, *Arthroscopy*, 30(10): 1294-1302, 2014
- [17] Mündermann A., Dyrby C. O., D'Lima D. D., Colwell C. W. Jr., Andriacchi T. P., In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement, *J. Orthop. Res.*, 26(9): 1167-1172, 2008
- [18] Rachmat H. H., Janssen D., Verkerke G. J., Diercks R. L., Verdonchot N., In-situ mechanical behavior and slackness of the anterior cruciate ligament at multiple knee flexion angles, *Med. Eng. Phys.*, 38(3): 209-215, 2016
- [19] Fujie H., Otsubo H., Fukano S., Suzuki T., Suzuki D., Mae T., Shino K., Mechanical functions of the three bundles consisting of the human anterior cruciate ligament, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 19(1): 47-53, 2011

## **第 4 章**

# **正常 ACL の変形挙動解析**

## 1. 背景

再建 ACL の主たる力学機能は、膝の骨間で荷重を伝達し、再建膝関節を安定させることである。この荷重伝達機能を詳細に把握するためには、再建 ACL に荷重が負荷されたときの応力分布を求めることが望ましい。しかしながら、再建 ACL (グラフト) はマクロおよびミクロレベルにおいて不均一構造であり、荷重が加わったときの変形は一様ではないため、応力分布も複雑であることが予想される。そのため、その応力分布を実験的に直接求めることも、モデルを作って解析的に求めることも困難である。そこで、本研究では組織の変形挙動に着目した。ACL は、荷重が加わった際に組織を構成する線維が緊張することでその荷重を伝達していると考えられるが、その線維の緊張状態(変形)を定量化することで ACL の荷重伝達状態をある程度予測できると考えられる。そこで、本章では、再建 ACL の目標、見本である正常 ACL の変形挙動について実験的に解析する。同手法を用いて行った再建 ACL に関する検討は 5 章で議論する。

従来研究においても、ACL の変形挙動について、ひずみを指標として定量化する検討が行われ、さまざまな手法を用いた計測結果が報告されてきた。例えば、Kiapour らは特定部位間の長さ変化を計測するセンサ (Differential Variable Reluctance Transducer: DVRT) を用いて、前方力 134 N 負荷時の ACL の長さ変化を計測し、その際のひずみは  $4.9 \pm 4.3\%$  であったと報告している (Fig.1, [1])。また、Yamamoto らは ACL 表面に薬品を塗布し、光学的な手法 (photoelastic measurement) を用いて受動的膝屈曲中の ACL 全体のひずみ分布を計測している (Fig.2)。その結果、伸展位では ACL の後方でひずみが大きく、屈曲するにつれ前方でひずみが大きくなることを報告した[2]。しかしながら、DVRT は *in vivo* で使用可能であり、生理的運動中の計測ができるという特徴がある反面、センサを刺入した部位しか計測することができず、詳細なひずみ分布は計測できない。また、photoelastic measurement では、組織全体にかけて詳細なひずみ分布が計測できる反面、ACL 表面に薬品を塗布する必要があるため、ACL 表面の生理的状態が保てないという問題がある。これら以外の手法として、生体組織の変形挙動を 3 次元解析する場合にはマルチカメラシステム[3-5]による 3 次元計測がある。この手法は計測対象組織上の複数のマーカ位置情報を計測し、それらの結果から組織の変形挙動を求めることが可能である。マーカ変位の正確な計測が可能である反面、組織表面にマーカを設置する必要があるため、組織の生理的状態を保つことができない上、マーカと組織間のずれが誤差要因となりうる。また、複数のカメラで対象を捉える必要があるため、計測範囲が制限される場合もある。加えて、生体組織の変形挙動を求める従来手法を *in vitro* で ACL の変形挙動計測に応用する場合、試験機の制限などから膝関節の生理的な運動を再現できず、非生理的な荷重、運動条件下での計測に限定されるという問題がある。ACL の変形挙動を求めるためには、組織の生理的な状態を保ち、生理的膝荷重下において詳細なひずみ分布を求めること、が求められるが、現在までにこれらすべてを満たす検討は皆無である。また、正常 ACL は大腿骨外側顆内壁と脛骨高平部顆間前方に付着するが、屈曲に伴い大腿骨付着部が回転するため付着部

近傍の変形挙動が特に複雑であると予想される (Fig.3,[6])。しかしながら、現在までに付着部近傍に着目し、変形挙動を解析した検討も存在しない。

そこで、本章では、関節力学試験ロボットシステムと画像相関法的一种である輝度信号パターン追跡処理法による画像解析ソフトを用いることで、正常膝関節を対象とし、生理的な膝荷重作用時における ACL 付着部近傍線維の変形挙動について調べた。

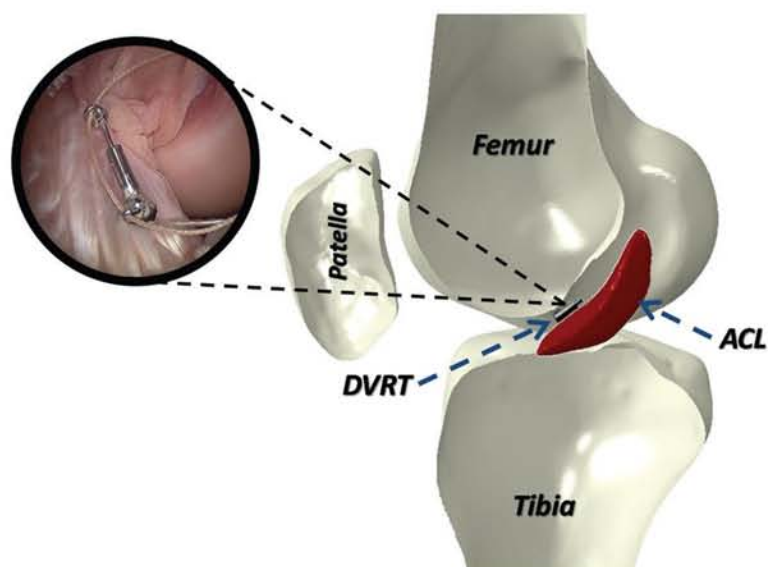


Fig.1 ACL の前方に設置された DVRT とその関節鏡像 (左上図) [1]

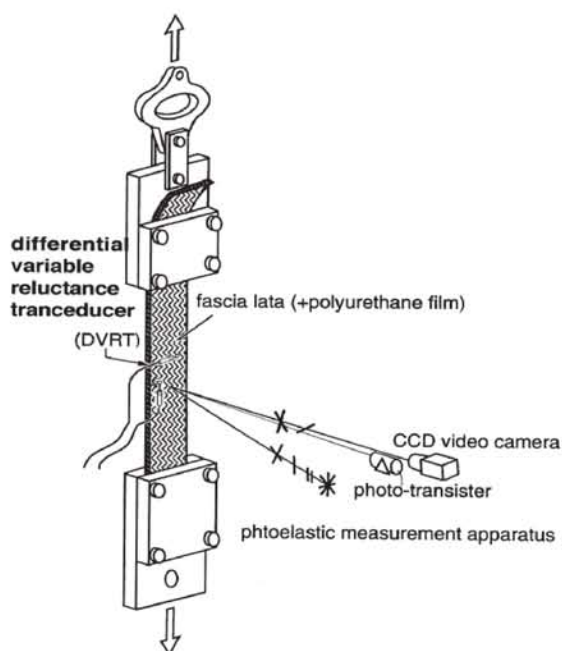


Fig.2 大腿筋膜の引張試験による Photoelastic measurement の校正試験の様子, CCD カメラにより組織表面の光学的な反射パターンを記録し、解析する [2]

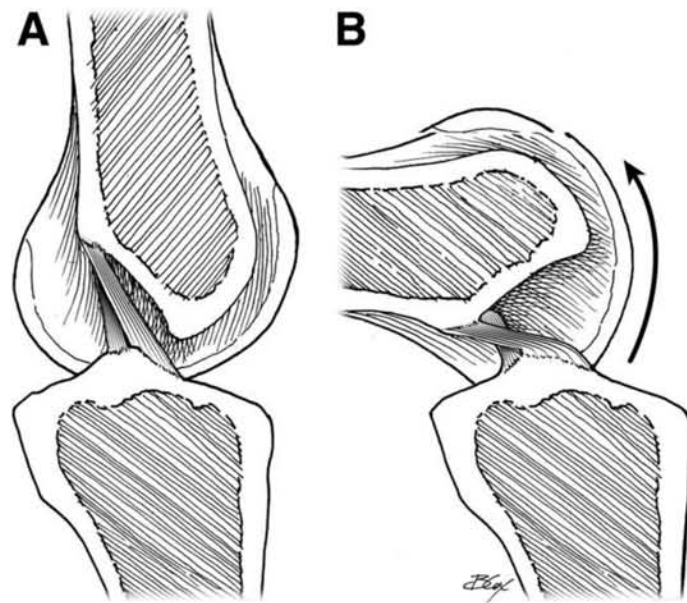


Fig.3 屈曲に伴う ACL の変形 (A: 伸展位, B: 屈曲位) [6]

## 2. ブタ膝を用いた 2 次元解析

### 2.1. 実験方法

#### 2.1.1. 画像相関法

変形挙動の解析には、画像相関法 (Digital Image Correlation Method) を用いた。画像相関法は、計測対象物表面の変形前後におけるデジタル画像を取得し、得られたデジタル画像の輝度分布から測定物表面の変位量、変位方向を同時に求める手法である。Fig.4 に示すように、撮影画像を 2 値化し、測定対象表面にスペckルパターンと呼ばれる模様を施し、変形前の画像上における任意の点を中心とする微小画像領域内の輝度分布を求める。変形後の画像から変形前の微小画像領域の分布と最も良い相関を得る画像領域を探索し、その中心点を着目していた点の変形後の位置とすることで変位を得ることが出来る。

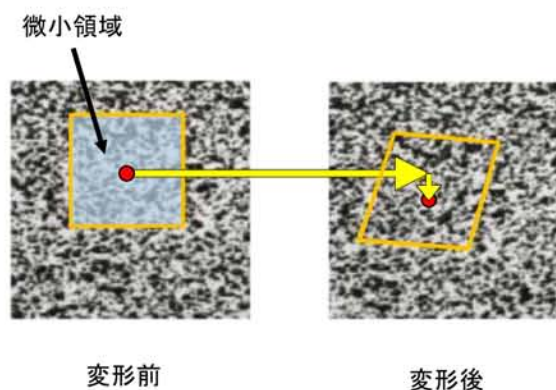


Fig.4 画像相関法で用いられる画像情報



### 2.1.2. 画像解析ソフトウェア (Motion Analyzer, VW-H2MA, KEYENCE)

本研究で用いた本画像解析ソフトウェアは、画像相関法的一种である輝度信号パターン追跡処理によりピクセルの明暗の差を判別し、任意の点を追跡することが可能な 2 次元計測ソフトウェアである。本ソフトウェアは撮影した動画上に指定した任意の点を指定し、その点がコマ毎にどう移動するかを追跡させ、その解析結果より速度、加速度、距離(変位)、角度、ブレ幅などの項目を得ることが出来る。そのため、一度動画を撮影しておけば、同条件で追跡点の変更が可能で繰り返し解析を行えるといった利便性も有している。また、動画上のピクセルから解析できるため、対象組織にマーカーなどを設置する必要がなく、組織の生理的状态を保ったまま変形挙動を解析できる。

### 2.1.3. 試験条件, 手順

実験には関節力学試験ロボットシステムと上記の画像解析ソフトを用いた。試料には、ブタ (n=8) の屍体膝を用いた。

計測範囲は、膝最大伸展位において内側より観察した ACL 像を全景とし、大腿骨から長さ方向に 0-10%、10-20%、20-80%、80-90%、90-100%の範囲を幅方向に 5 等分した計 25 箇所とした (Fig.5)。また、ACL 全体を計測するため、観察方向から見て奥行き方向に 3 層に分けて計測を行った (Fig.6)。なお、上記の計測範囲は層ごとに再設定した。

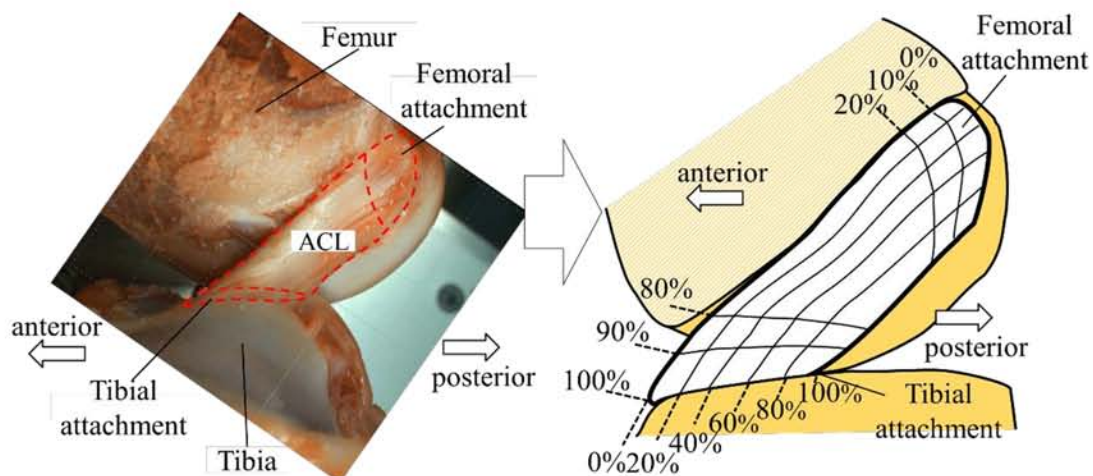


Fig.5 ひずみ計測領域 (長さ方向 5 領域 : 0-10, 10-20, 20-80, 80-90, 90-100%と幅方向 5 領域 : 0-20, 20-40, 40-60, 60-80, 80-100%)

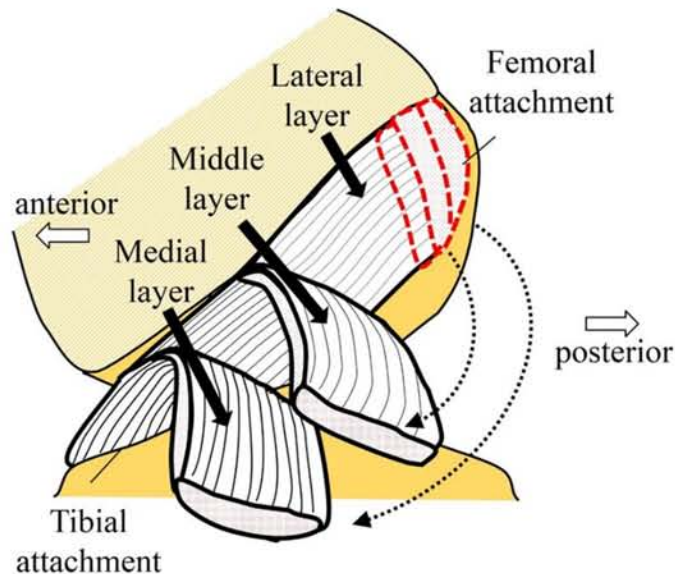


Fig.6 計測対象とする3層（内側層，中間層，外側層）

実験手順を以下に示す．

- 1) 正常膝関節を伸展させ，伸展モーメントを 1.0 Nm に保ったまま 10 秒間保持し，膝関節の各自由度変位が一定になった状態を最大伸展位と定義した．その際，屈曲伸展自由度は回転速度 0.5 deg/s で変位するよう位置制御し，他の 5 自由度は力またはモーメントが 0 N，0 Nm に保たれるよう力制御した．なお，この最大伸展位をこれ以降の試験における基準姿勢（6 自由度の変位 0）とした．
- 2) 屈曲伸展自由度を速度 0.5 deg/s で変位するよう位置制御し，伸展モーメントが 5 Nm に達するまで過伸展させ，その後 90°屈曲位まで屈曲させる過伸展-屈曲運動を 3 回繰り返した．この動きにより，初動時の緩和やクリープの影響を除去した．なお，過伸展-屈曲運動中は屈曲伸展自由度以外の 5 自由度は，力またはモーメントが 0 N，0 Nm になるよう力制御した．
- 3) 膝関節を 1) で定めた最大伸展位の状態に戻し，最大伸展位にて前方力が 50 N かかるまで，速度 0.1 mm/s で前方変位させた．その際，屈曲伸展自由度は固定し，前後方自由度は速度 0.1 mm/s で変位するよう位置制御し，他の 4 自由度は力またはモーメントが 0 N，0 Nm になるよう力制御した．この動きを 3 回繰り返し 3 回目の前方力 50 N 負荷時の膝関節 6 自由度の力とモーメント，6 自由度変位を記録した．
- 4) 観察視野を得るため，大腿骨内側顆を切除し，内側より ACL が直視下で観察できるように検体を処理した．
- 5) 処理した検体に対して，すべての自由度を 1) で記録した 6 自由度変位に沿って変位

するよう位置制御した。この際、内側よりフルハイビジョンビデオカメラにより変形中の ACL の表面を撮影した (Fig.7)。

- 6) 3) で得られた動画上の ACL 像において前述の 25 領域を設定し、各領域の長さ方向の端に輝度信号パターン追跡の標点を設置した。1) の基準姿勢で求めた標点間距離を基準長さとし、前方力 50 N を負荷する前後の各標点間の長さ変化から各領域の線維走行方向のひずみを算出した。
- 7) ひずみ算出後、観察した ACL の内側層を薄切した。その際、線維走行方向の大腿骨付着部幅を計測し、その幅を基準として線維を 1/3 ずつ分割し、後端 1/3 を内側層、中央 1/3 を中層、前端 1/3 を外側層と定義した (Fig.6) 。5) 、6) と同様に中層および外側層のひずみ分布を算出した。

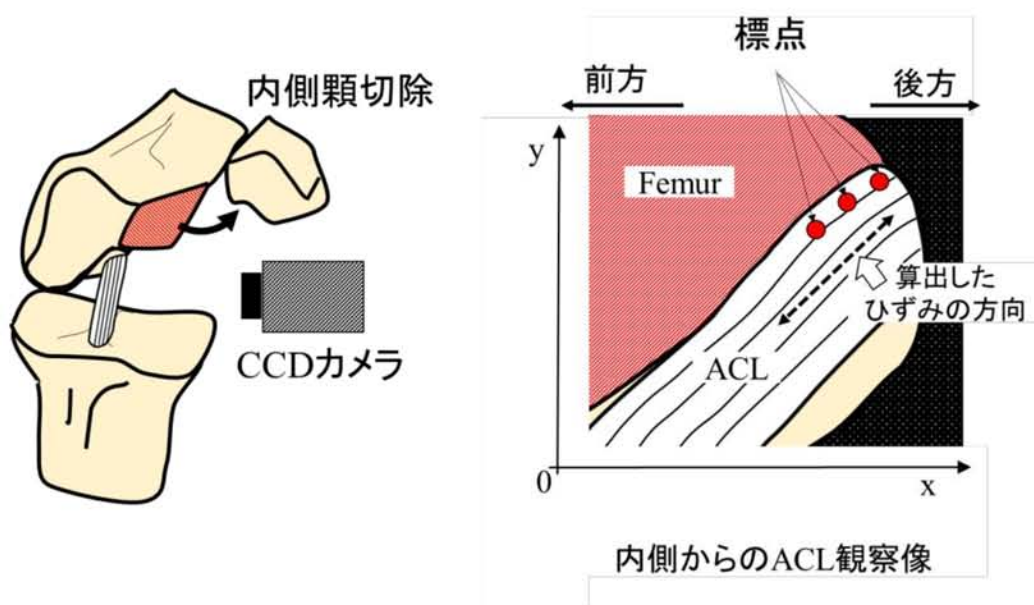


Fig.7 ACL 直接観察のための検体処理 (左図) および撮影と得られた画像情報 (右図)

また、画像相関法は動画上の任意の点を追跡しているため、前方力負荷前後だけではなく、負荷している最中のひずみの算出も行いうことが出来る。そこで、ひずみの荷重依存性を調べるために、画像相関法にて得られた解析結果より内側層の前方および中央、後方線維におけるひずみの変化を膝前方力 10 N 毎に求めた。ただし、動画とロボットで得られるデータはシステム上での同期がされていないため、直接ひずみの結果と前方力を結びつけることができない。

さらに、ACL の構造を調べるために組織観察を行った。観察にはマイクロスコープ (VHX-1000, KEYENCE) 、試料はブタ (n=3) をそれぞれ用いた。特製のジグに付着部周辺の骨ごと取り出した ACL を線維配向方向に沿ってたるみが無いように取り付けた。観察部位は、幅方向中央の線維の大腿骨付着部近傍、実質部、脛骨付着部近傍とした。



## 2.2. 結果

ひずみの算出結果を Fig.8-10, Table 1-3 に示す. すべての層において実質部（長さ方向 20-80%）よりも付着部近傍（長さ方向 0-10%, 10-20%, 80-90%, 90-100%）で最大のひずみが計測された. 内側層においては, 脛骨付着部近傍（90-100%）の後方線維（60-80%）でひずみが最大（9.3%）になった. 中間層においては, 大腿骨付着部近傍（10-20%）の最後方線維（80-100%）で最大（7.7%）になった. 外側層においては, 大腿骨付着部近傍（0-10%）の最前方線維（0-20%）で最大（12.8%）になった. 内側層の前方, 中央, 後方線維におけるひずみ-前方力曲線を Fig.11-13 に示す. すべての線維で前方力負荷直後から実質部に比べて付着部近傍のひずみが常に大きかった. また, 低荷重域（0-20 N）と高荷重域（30-50 N）におけるひずみの増加率（%/N）を Table 4 に示す. 前方および後方線維の付着部近傍で, 中央線維の実質部と脛骨付着部近傍で増加率に有意な差が見られた.

ACL の表面（内側層表面）を観察した結果を Fig.14 に示す. どの部位においてもシワ状の構造（クリンプ構造）が観察された. 部位ごとにクリンプ構造の形態を比較した結果, 付着部近傍の方が暗い帯状の部分（クリンプ構造の谷）がはっきりと観察された.

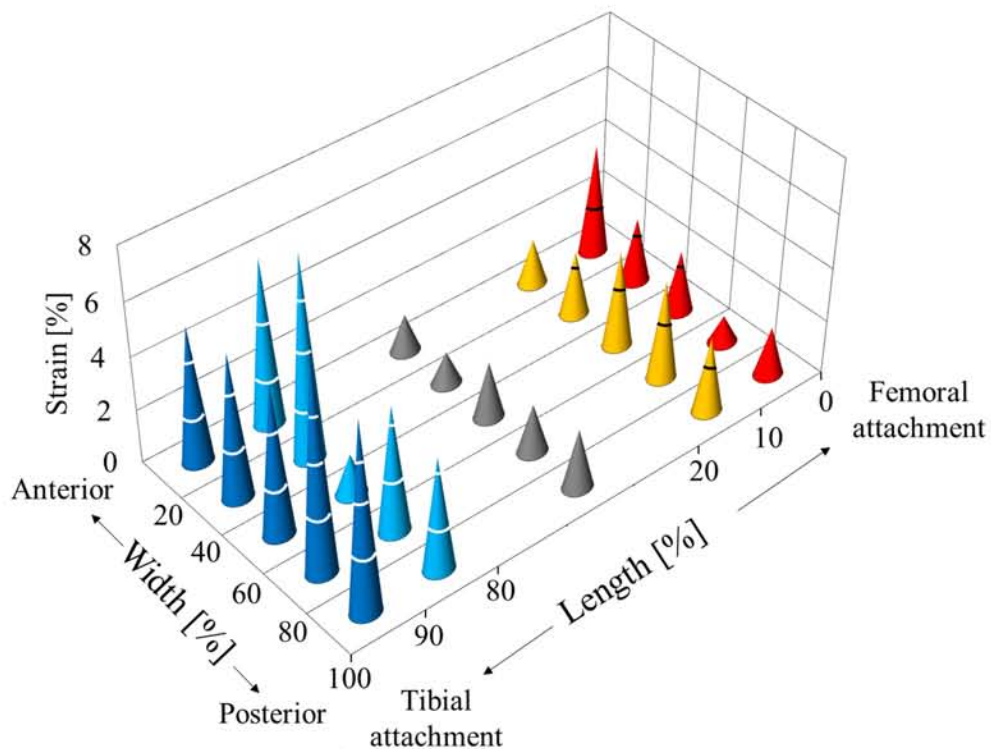


Fig.8 ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の内側層のひずみ分布（平均値）

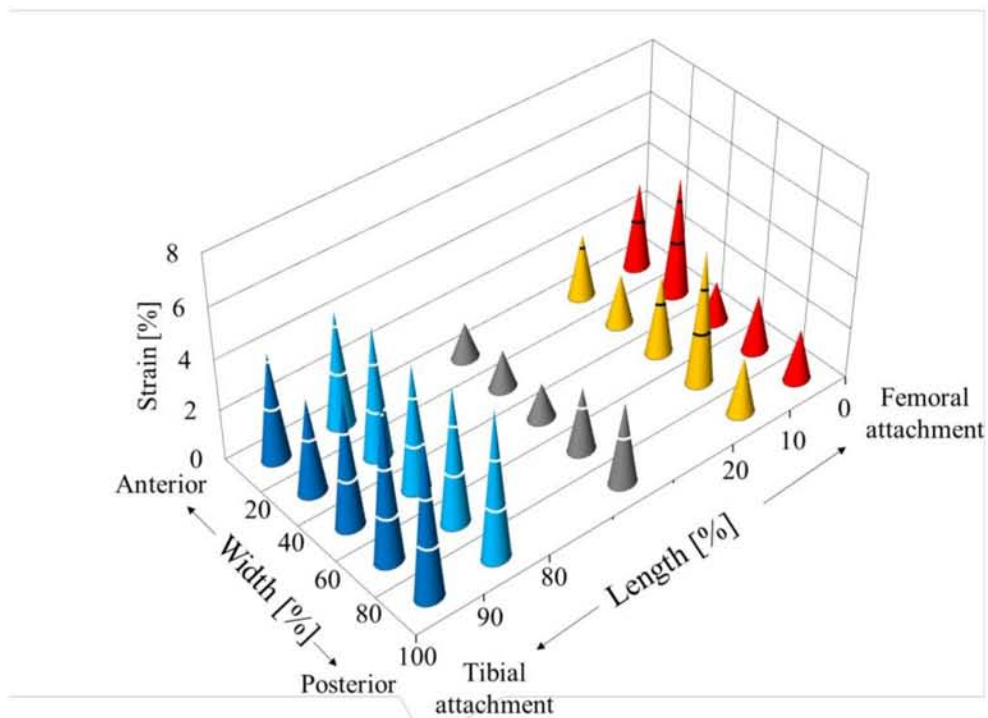


Fig.9 ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の間層のひずみ分布 (平均値)

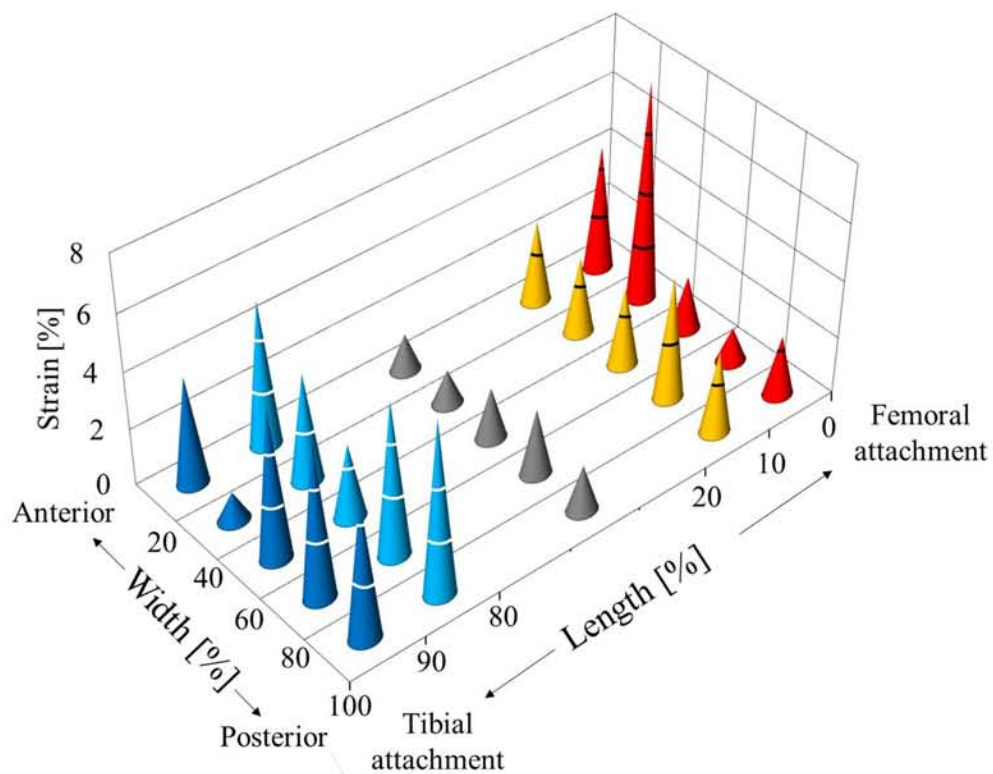


Fig.10 ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の外側層のひずみ分布 (平均値)



**Table 1** ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の内側層のひずみ分布  
(Mean±S.D., \*p<0.05 vs 実質部 (20-80%) )

Width Length		Anterior 0-20%	← 20-40%	40-60%	→ 60-80%	Posterior 80-100%	
Femur	0-10%	4.1 (5.3)	2.4 (2.3)	2.3 (2.2)	1.0 (1.2)	1.9 (2.0)	
	↑ 10-20%	1.7 (2.2)	2.4 (1.5)	3.6 (3.2)	3.7 (2.2)	2.8 (3.3)	
	20-80%	1.4 (1.6)	1.2 (1.0)	2.1 (1.8)	1.8 (1.4)	2.2 (2.4)	
↓	80-90%	*6.2 (4.9)	*7.6 (5.5)	1.5 (2.0)	4.7 (3.9)	*4.2 (2.6)	
	Tibia 90-100%	5.1 (6.7)	5.4 (6.7)	*5.6 (3.6)	*8.0 (5.9)	*7.1 (3.7)	[%]

**Table 2** ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の間層のひずみ分布  
(Mean±S.D., \*p<0.05 vs 実質部 (20-80%) )

Width Length		Anterior 0-20%	← 20-40%	40-60%	→ 60-80%	Posterior 80-100%	
Femur	0-10%	3.4 (4.2)	4.7 (4.2)	1.6 (1.5)	2.2 (2.2)	2.0 (3.0)	
	↑ 10-20%	2.5 (2.0)	2.0 (2.3)	*3.1 (2.4)	5.3 (6.4)	2.2 (2.0)	
	20-80%	1.4 (1.5)	1.5 (1.2)	1.4 (0.7)	2.5 (2.6)	3.2 (2.8)	
↓	80-90%	*4.5 (4.6)	*5.1 (4.6)	4.9 (5.7)	5.3 (3.5)	*5.8 (4.4)	
	Tibia 90-100%	*4.2 (3.8)	3.7 (4.6)	5.1 (6.3)	*6.3 (5.5)	6.4 (4.6)	[%]

**Table 3** ブタ膝に前方力 50 N を負荷した際の外側層のひずみ分布  
(Mean±S.D., \*p<0.05 vs 実質部 (20-80%) )

Width Length		Anterior 0-20%	← 20-40%	40-60%	→ 60-80%	Posterior 80-100%	
Femur	0-10%	4.4 (6.4)	7.7 (14.9)	1.9 (1.6)	1.2 (1.1)	2.2 (2.0)	
	↑ 10-20%	2.9 (4.7)	2.7 (2.6)	2.8 (2.8)	4.2 (3.8)	2.9 (2.8)	
	20-80%	1.3 (1.3)	1.2 (0.8)	1.8 (2.2)	2.3 (2.1)	1.6 (1.1)	
↓	80-90%	*5.1 (4.6)	*3.8 (3.6)	2.6 (4.1)	*5.4 (4.1)	*6.1 (5.0)	
	Tibia 90-100%	*3.8 (3.1)	1.0 (1.5)	5.3 (7.8)	5.5 (5.2)	*4.9 (2.2)	[%]

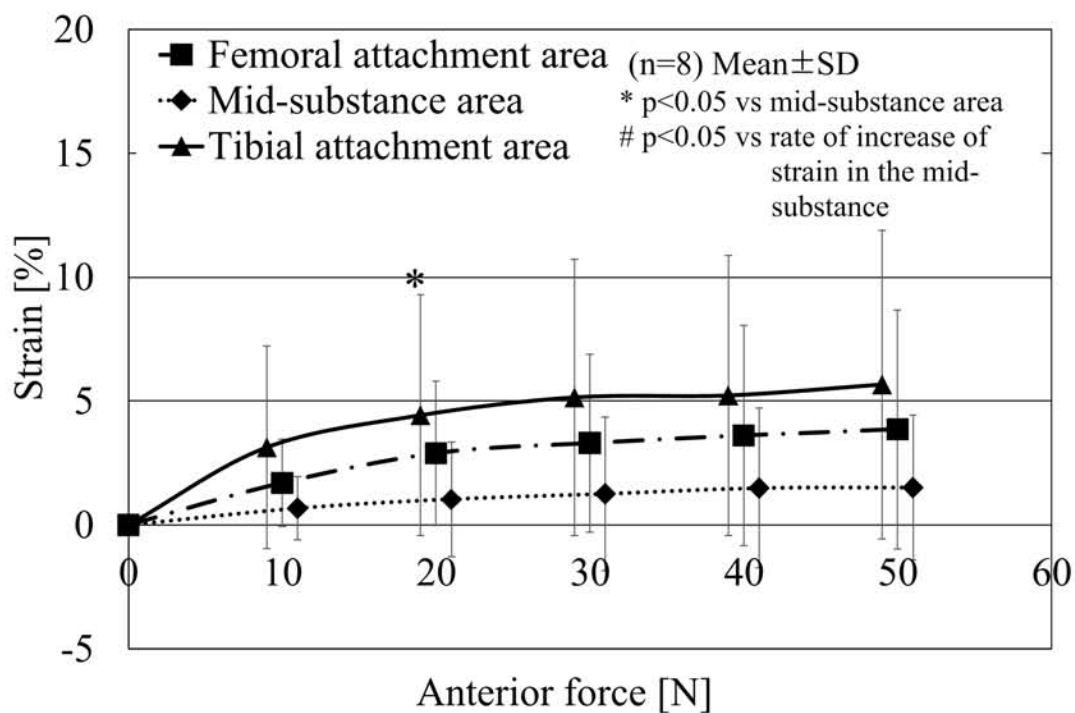


Fig.11 前方線維（0-20%）の大腿骨付着部近傍，実質部，脛骨付着部近傍における前方力-ひずみ曲線

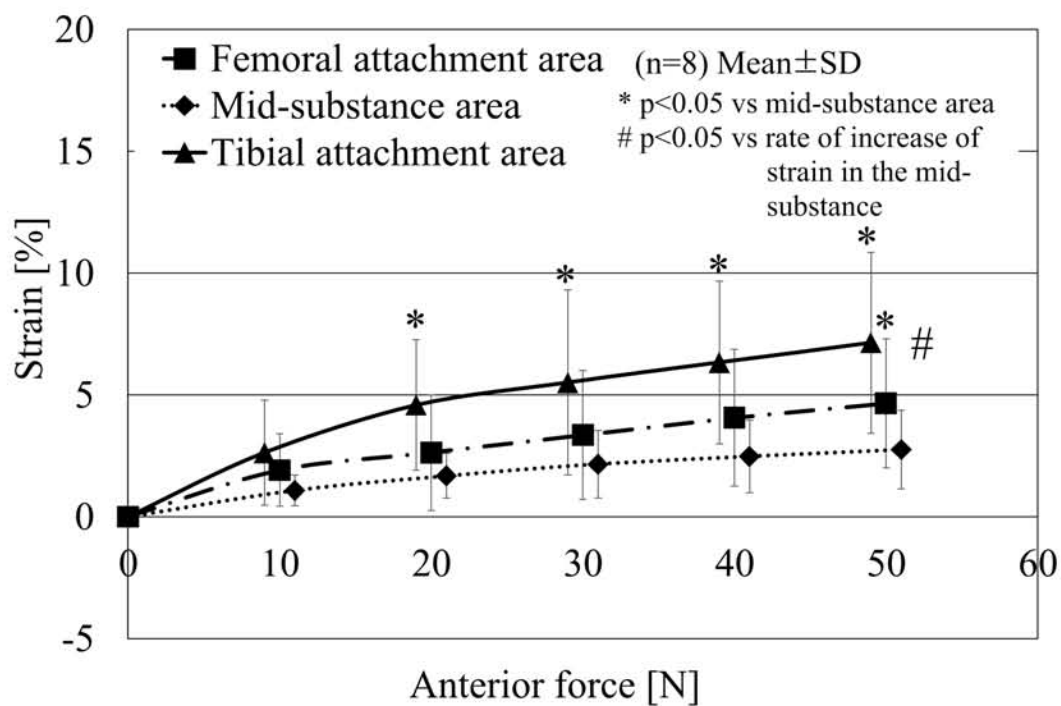


Fig.12 中央線維（40-60%）の大腿骨付着部近傍，実質部，脛骨付着部近傍における前方力-ひずみ曲線

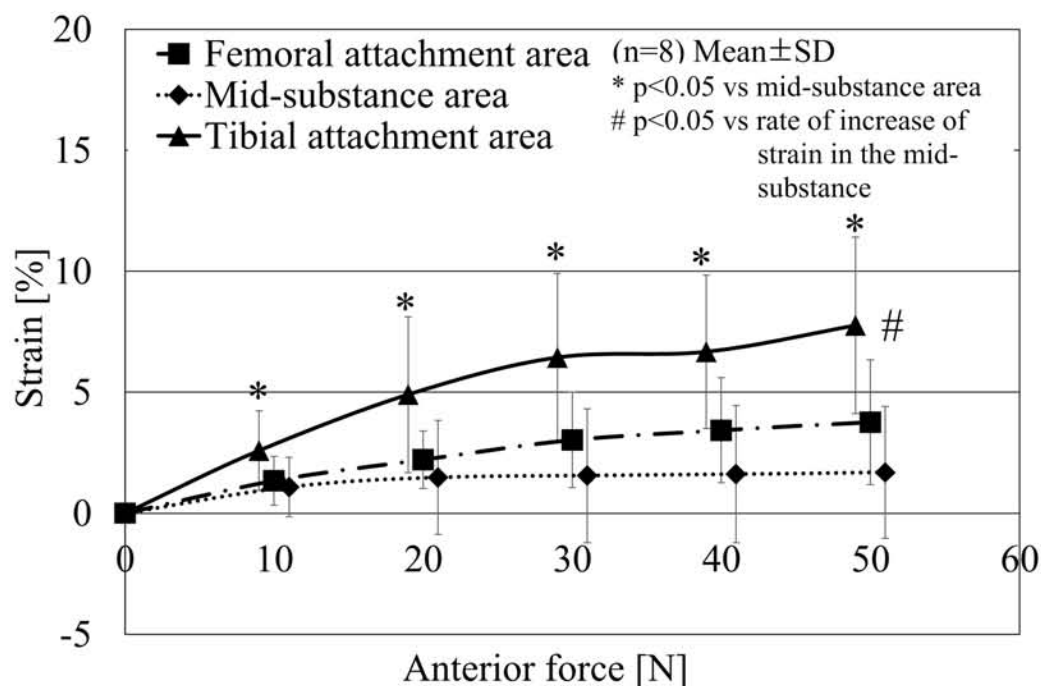


Fig.13 後方線維（80-100%）の大腿骨付着部近傍，実質部，脛骨付着部近傍における前方力-ひずみ曲線

Table 4 各領域におけるひずみの増加率（%/N）（低荷重域（0-20 N）と高荷重域（30-50 N）の比較

	Anterior fiber		Central fiber		Posterior fiber	
	Low load	High load	Low load	High load	Low load	High load
Femoral attachment area	0.15* (0.14)	0.03* (0.1)	0.13 (0.11)	0.07 (0.06)	0.11* (0.06)	0.04* (0.04)
Mid-substance area	0.05 (0.11)	0.01 (0.024)	0.08* (0.04)	0.03* (0.04)	0.07 (0.11)	0.01 (0.03)
Tibial attachment area	0.22* (0.22)	0.03* (0.06)	0.23* (0.13)	0.08* (0.09)	0.25* (0.15)	0.08* (0.07)

\* Significant difference between the rate in low load and high load

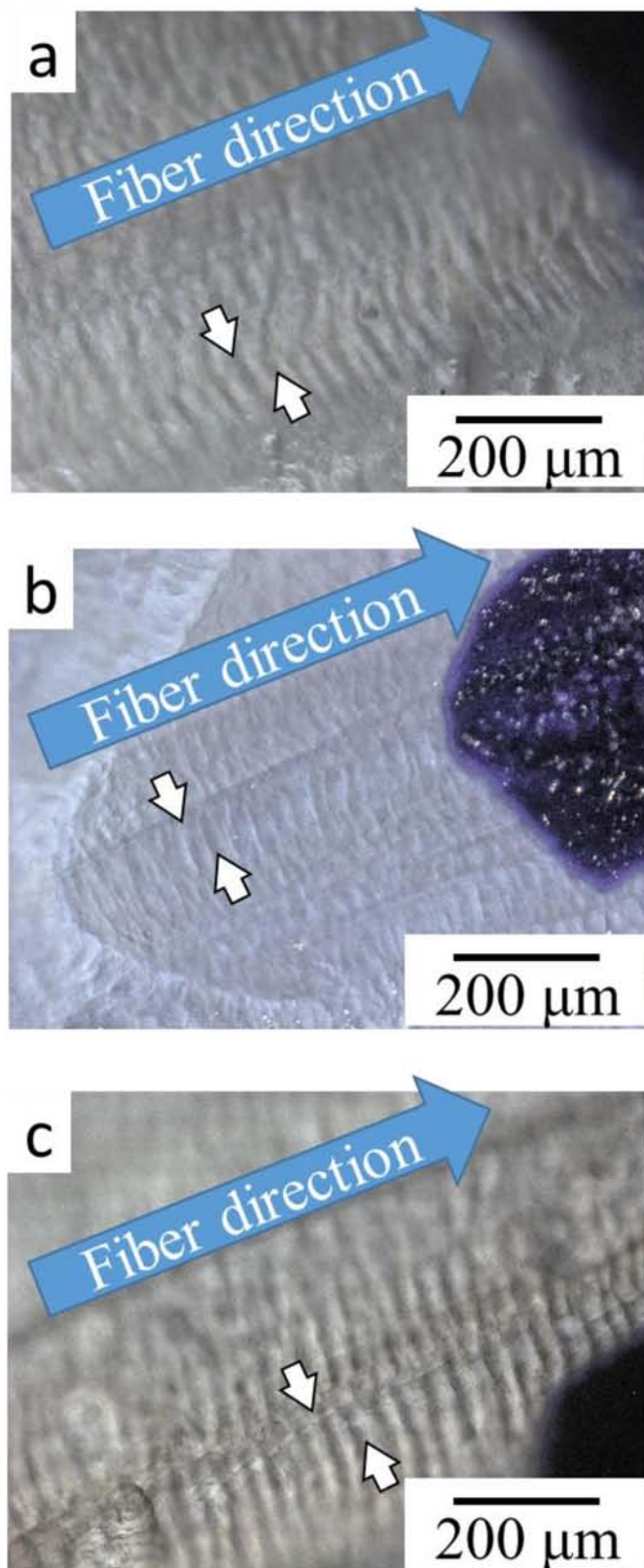


Fig.14 ブタ ACL 表面の大腿骨付着部近傍 (a), 実質部 (b), 脛骨付着部近傍 (c) の顕微鏡観察像

### 2.3. 考察

本項では、画像相関法と関節力学試験ロボットシステムを ACL のひずみ分布算出に用い、ブタ ACL に前方力 50 N を負荷した際の詳細なひずみ分布を得ることができた。過去の研究における画像解析を用いた変形解析は、カメラを複数用いているなどの理由から任意点の追跡のためにマーカ (Fig.15) が必要な場合がほとんどであり、マーカ間に一定の間隔を与える必要があるため測定範囲に制限があり、詳細な分布を得ることは困難であった。また、マーカの設置には接着剤が必要なため、組織表面の変形を阻害しかねない。薬品などを塗布し組織全体のひずみ分布を得る方法もあるが、これも計測対象の生理的な状態を保つことが困難であると予想される。本研究で用いた輝度信号パターン追跡処理の手法は、マーカ設置や薬品塗布を必要としないため、撮影し終わった画像上で追跡点を設定でき、そのような問題が生じない。また、高解像度のカメラを用いることでさらに詳細な解析を行うことも可能である。加えて、関節力学試験ロボットシステムを併用することで、先行研究において実現できなかった生理的運動中のひずみを計測することができる。

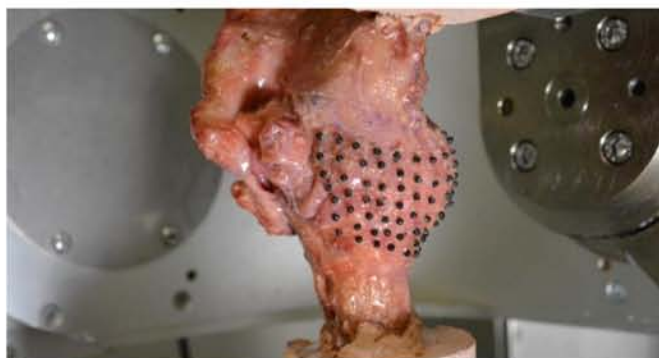


Fig.15 肩関節の関節包に設置されたマーカ (黒い点)

ACL の 3 層別の結果では、どの層においても実質部 (長さ方向 20-80%) よりも付着部近傍線維でひずみが大きくなる部位依存性が明らかとなった。これは、クリンプ構造が関係していると考えられる。腱や靱帯などの組織は 500-5000  $\mu\text{m}$  スケールの組織全体、50-500  $\mu\text{m}$  スケールの fascicle、10-50  $\mu\text{m}$  スケールの fibre、20-150 nm スケールの fibril、10-20 nm スケールの sub-fibril、1.5 nm スケールの tropo-collagen といった階層構造から構成されている。このなかで、fibre から fascicle のスケールレベルにはクリンプと呼ばれる周期的な波形構造が存在し、荷重が加わることで変形する (引き伸ばされる) ことが知られている (Fig.16, [7-9])。腱や靱帯の引張試験で得られる stress-strain curve には、Fig17 [10] に示すように荷重の立ち上がり時に非線形領域 (toe region) があり、その後、線形領域 (linear region) へと移行していく非線形応答を示すことが知られているが、これはクリンプが存在することで低荷重域に緊張部位と弛緩部位が混在するためである。このように、クリンプは荷重に対する組織の変形に深く関係している。本研究で行った顕微鏡観察において



も、ACL 表面にクリンプが観察された。しかし、クリンプの形状を見ると付着部近傍の方が暗い帯状に映るクリンプの谷がはっきりと見える。実質部でもクリンプは観察できるが、谷の部分が浅いことがわかる。過去の報告でも、Franchi らは、アキレス腱などの線維性組織に存在するクリンプ構造は組織中央部よりも両端部で明瞭に観察されると報告しており[11]、本研究の結果と合致している。また、Weiss らは ACL のクリンプを同様に観察し、近位部でクリンプが明瞭に観察されると報告しており[12]、こちらも本研究と合致している。クリンプの谷が深いということは荷重が加わり、引き伸ばされたときの変形量が大きいということであり、本結果で示された付着部近傍のひずみが大きくなるという部位依存性はクリンプ構造の不均一性に起因するものと考えられる。

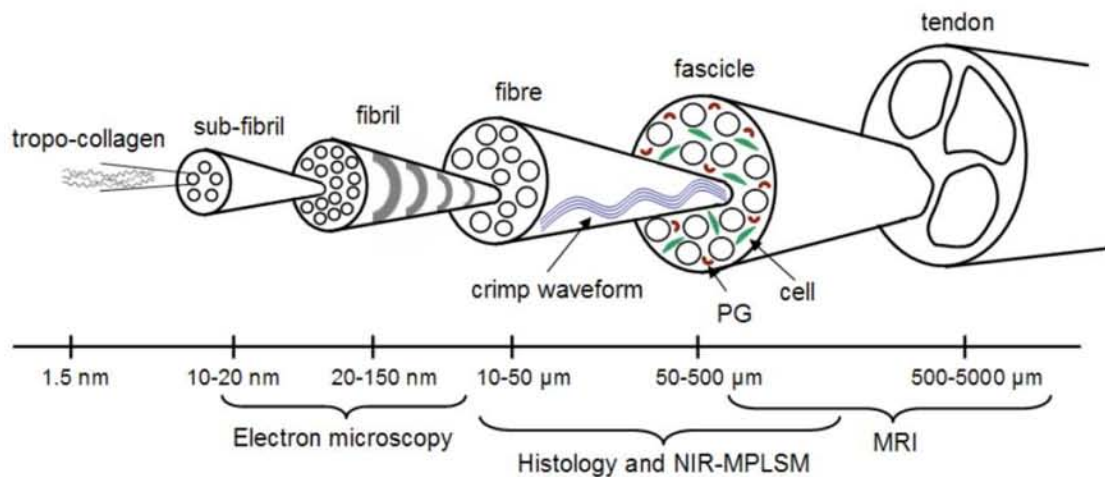


Fig.16 腱，靱帯の組織構造

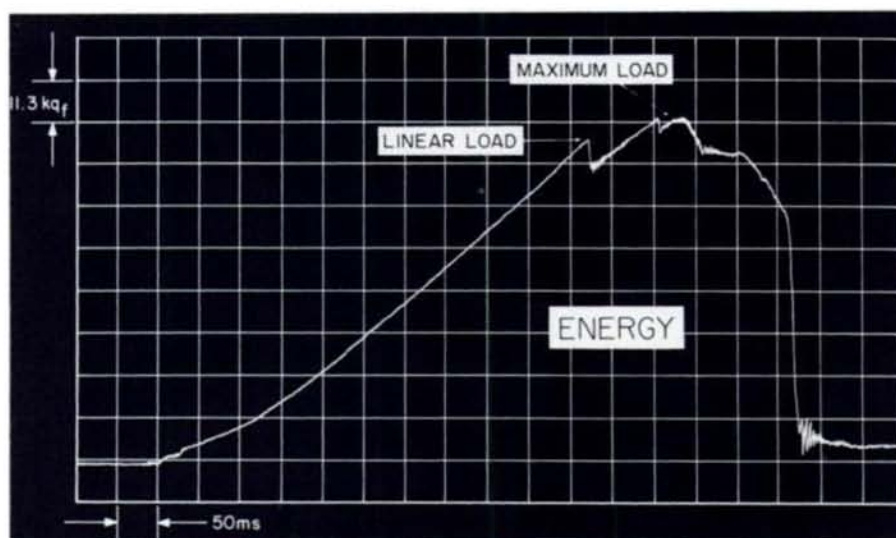


Fig.17 ACL の引張試験で得られる stress-strain curve [8]

本研究では、内側層および中間層において伸展時の前方力負荷時には、ACL の後方線維が大きく変形することが示された。前方力負荷時には ACL の両付着部はほとんど回転変位しないため、線維長の短い後方線維にひずみが集中しやすいと考えられる。我々の過去の研究でも、膝伸展位での前方荷重作用時には ACL の後方線維が最も緊張することが示されており[13]、本研究結果はこれに合致している。しかしながら、対照的に外側層においては前方線維が大きく変形することが示されるなど、層によって高ひずみが生じる部位が異なることがわかった。この原因として考えられるのが ACL の付着部形態である。腱や靱帯の付着形態には、石灰化軟骨層と非石灰化軟骨層を介して付着する *direct insertion* と骨膜にそのまま移行する *indirect insertion* の 2 種類がある。*Direct insertion* は複数の層を介して骨に付着するため、線維の引張り方向変化に対して柔軟に対応し、荷重を伝達する。しかし、*indirect insertion* は線維が骨膜に直接移行するので、強固に骨へ付着しているものの線維の引張り方向の変化には対応できない。実際の組織で見ると、例えば膝関節の内側側副靱帯の場合、屈曲に伴い荷重方向がダイナミックに変化する大腿骨付着部は *direct insertion*、変形の少ない脛骨付着部は *indirect insertion* となっている[14]。ACL も例外ではなく、屈曲に伴う荷重方向変化の大きい大腿骨付着部は *direct insertion* である[15, 16]。しかしながら、最近の研究で *direct insertion* の特徴を成す付着部では、線維全体が *direct insertion* の形態で付着するわけではなく、端部の線維は *indirect insertion* の形態で付着するということが分かっている。実際に ACL の大腿骨付着部も前部の線維が *direct insertion*、後端の線維が *indirect insertion* の形態で付着していることが報告されている (Fig.18, [16])。また、*direct insertion* から伸びる線維は *mid-substance fiber*、*indirect insertion* から伸びる線維は *fan-like extension fiber* と呼ばれている。これらの報告の中でも、*mid-substance fiber* は柔軟に変形できるのに対し、*fan-like extension fiber* は強固に付着しアンカーのような役割を果たしていると報告している。本実験では、3 層に分けてひずみの計測を行ったが、先行研究と照らし合わせると内側および中間層は *indirect insertion* の領域、外側層は *direct insertion* の領域と類似しており (Fig.19, 20)、*direct insertion* から伸びる線維の変形が大きいとする先行研究の報告と合致する。

また、ひずみと前方力の関係より、多数の部位で前方力に対するひずみの増加率が高荷重域では有意に小さくなることが確認された。低荷重域での変形が大きいことは腱や靱帯の単純引張試験により得られる特徴と矛盾しないが、膝の生理的な荷重下でもこの特性を示すことを明らかにしたのは本研究が初である。低荷重域での変形が大きいのは関節の可動域を確保するためだと考えられる。身体運動によって関節には常に何らかの荷重がかかるが、そのほとんどは組織の損傷を引き起こすような過大な荷重ではなく比較的低荷重である。この際に、靱帯の変形が小さいと関節の適正な可動域が得られず、関節運動を障害し、他の組織や場合によっては靱帯自身の損傷につながる。実際に、ACL 再建術時にグラフトにかかる固定張力を大きくしすぎると、関節が過制動状態となり異常な関節運動により軟骨損傷などを誘発する事例が知られている。正常 ACL では、低荷重

域での変形を許容し、関節運動をスムーズに行えるような設計になっていると考えられる。また、逆に、高荷重域では本来の制動機能を十分発揮できるよう変形が小さい設計になっていると考えられる。

以上より、ACL の変形挙動は複雑な部位依存性を示すだけでなく、さらに荷重にも依存する著しく複雑な特性を示すことが明らかとなった。これらの特徴により、ACL は膝関節に掛かる荷重を適正に伝達し、膝の可動域を確保（制動）していると考えられる。しかし、現行の ACL 再建術式においてこのような組織レベルでの変形挙動に着目した検討は行われておらず、前章でも述べたように、解剖学的特徴を模擬する程度にとどまっている。本結果からわかるように ACL の変形挙動は ACL の荷重伝達機能を検討するために非常に重要であると考えられる。よって、再建 ACL の変形挙動を正常 ACL のそれと比較することで、前章で明らかとなった屈曲位における制動機能再建不全に関して、新たな視点から検討を加えることができると考えられる。



Fig.18 ヒト ACL 大腿骨付着部の組織染色図（黒三角：direct insertion, 黒小矢印：indirect insertion, 黒大矢印：骨隆起）[16]

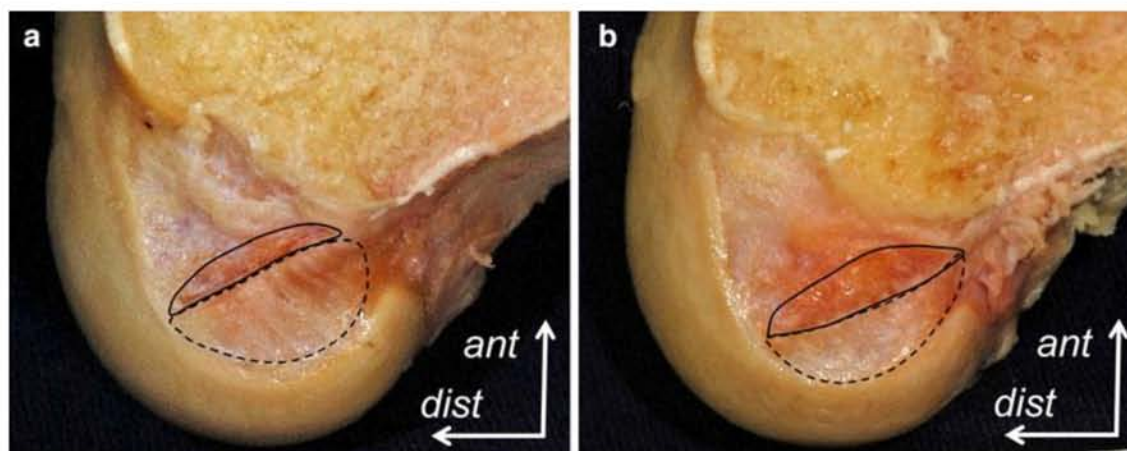


Fig.19 ヒト膝関節における Mid-substance fiber の付着部（実線枠内）と fan-like extension fiber の付着部（点線枠内）[17]



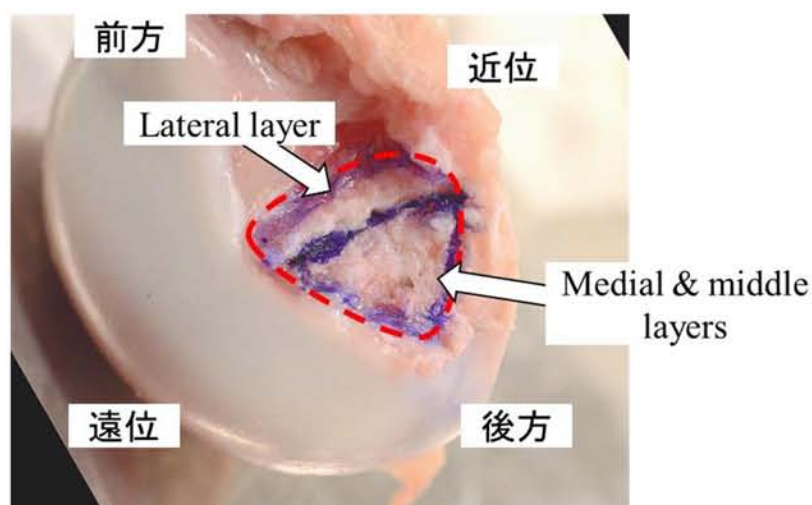


Fig.20 ブタ膝関節の ACL 大腿骨付着部（赤点線内）と各層の付着部

しかしながら、ここで1つ問題となるのが解析手法および検体である。ここまでの結果は、カメラ1台による一方向撮影画像に基づく2次元解析によるものであるため、対象が撮影方向から見て奥行き方向に移動や変形をした場合や、組織にねじれが生じる場合などは組織の変形を捉えきることができず、正確に変形挙動を解析できない。本実験で行ったような、最大伸展位における前方力負荷試験は全体的に移動量が小さいことに加え、回旋など前方移動以外の自由度の変位はほとんどないため、この手法を適用できた。しかし、ACLの付着部、特に大腿骨付着部は膝屈曲に伴い回転するため、ACLの変形挙動は屈曲位でより複雑になることが予想される。そのため、より詳細なACLのひずみ分布解析を行うためには、3次元での解析が必要となる。そこで、本研究では、画像相関法を3次元へ拡張する新たな手法の開発を行った。また、本実験では、関節や組織のサイズがヒトと類似しているブタ膝関節を試料として用いたが、立位での屈曲角度や可動域、骨形状など解剖学的差異も多く存在する。ACL再建術はヒトに対して行う手術であり、本来は動物膝ではなくヒト膝を用いて検討することが望ましい。そこで、次項の3次元解析はヒト膝に対して行うこととする。

### 3. ヒト膝を用いた3次元解析

#### 3.1. 解析手法の開発

##### 3.1.1. 3次元計測の手法・手順

本手法では、計測対象点を異なる視点から撮影し、これらの画像情報を異なる2つの画像として扱うことで、計測対象点の3次元位置を三角測量の原理で求める手法を開発した (Fig.21)。3次元位置を求める方法は以下のとおりである。計測対象点の空間座標を  $P(x, y,$

z)とし、この点の仮想投影面上の座標を  $Q$  とする。また、この時のカメラの光学的原点を  $O$ 、仮想投影面の原点を  $R$  とすると、ベクトル  $OQ$  は  $\overrightarrow{OQ} = \overrightarrow{OR} + \overrightarrow{RQ}$  である。 $\overrightarrow{OR}$  はカメラの光軸方向とカメラ原点から仮想投影面までの距離により決定されるベクトル、 $\overrightarrow{RQ}$  は仮想投影面像に投影される  $P$  の2次元座標を基準座標系に沿って3次元で表したベクトルである。カメラの回転前の  $OQ$  と回転後の  $O'Q'$  を求めれば、計測対象点  $P$  は直線  $OQ$  と直線  $O'Q'$  の交点（実際には最近接点）として求めることができる。

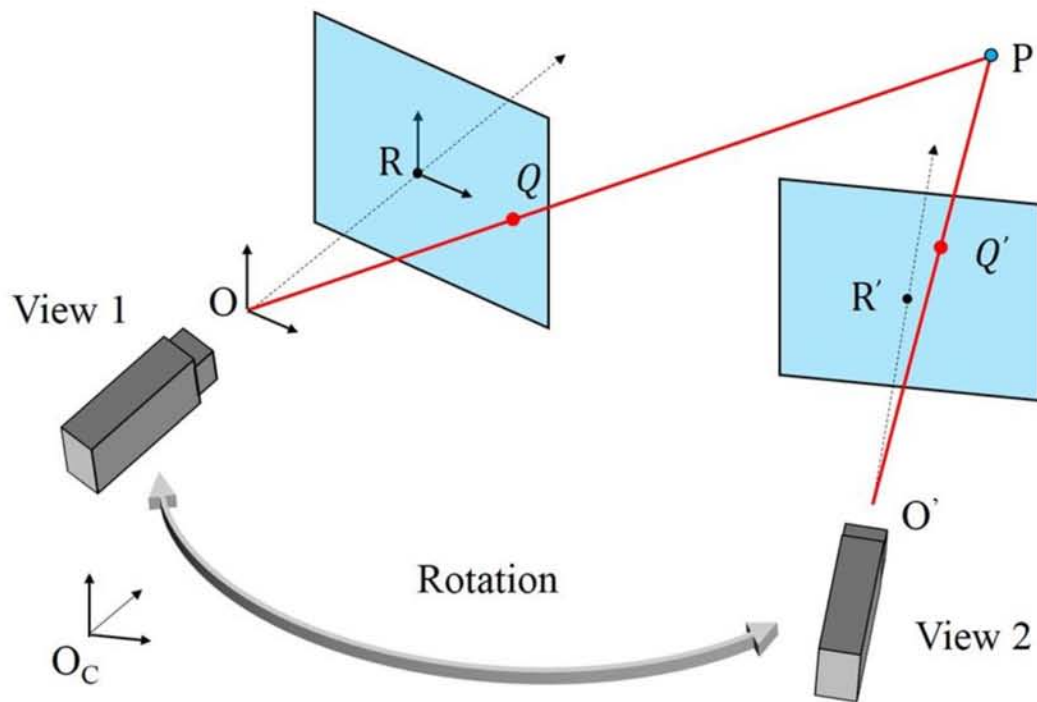


Fig.21 3次元計測手法の概略図

### 3.1.2. 3次元計測手法システム構成

3次元計測の動画撮影にはフルハイビジョンカメラ (SONY HDR-CX500V) を用いた。このカメラは210万画素相当 16:9 (1,920×1,080 ドット)、HD画質:MPEG-4 AVC/H.264のデジタル映像を出力することが出来る。撮影した動画はUSB2.0接続により、最大30フレーム/秒の(1,920×1,080 ドット)速度で解析用PCに転送し、画像解析ソフトウェア (Motion Analyzer, VW-H2MA, KEYENCE) を用いて解析を行った。解析には一般PC (Windows 8.1 pro, Intel(R) Core(TM) i7-4770 CPU @ 3.40GHz, 64bit) を使用した。カメラの固定には、カメラ撮影に特化された専用機材①フリープレート DPG-3016 (SUNWAYFOTO) ②360度パノラマパンベース・ヘッド・クランプ (Andoer) ③延長ポール HCS-2 (HAKUBA) を組み合わせて計測用カメラ台を構成して装着し、回転移動を



可能にした (Fig. 22) .

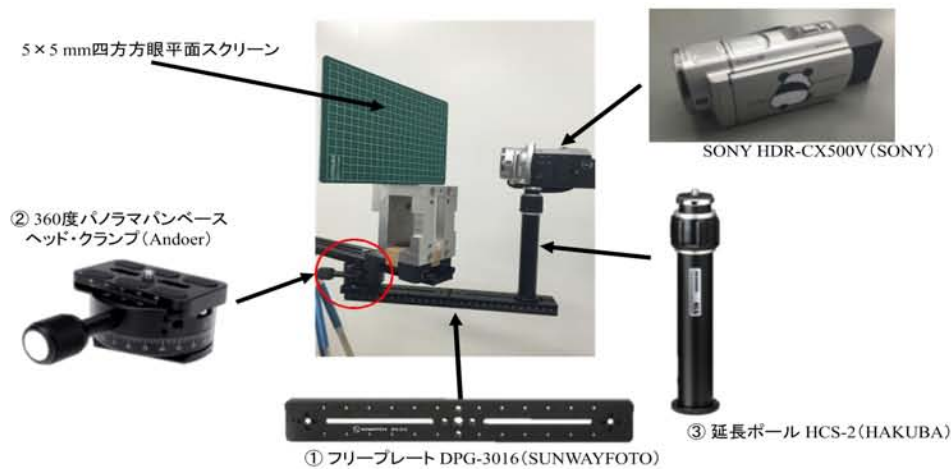


Fig.22 3次元計測手法の外観

この計測手法の信頼性を検証するため、既知の寸法の方眼が描かれた平板を CCD カメラの光軸に垂直で 200 mm 離れた位置に設置して撮影し、上記の方法で方眼の格子点位置を計算した。その結果、カメラを回転する前の仮想投影面上の左右を  $x$ 、上下を  $y$ 、光軸方向を  $z$  とした時の実空間との誤差はそれぞれ最大で、 $x=0.8\text{ mm}$ 、 $y=0.6\text{ mm}$ 、 $z=0.8\text{ mm}$  であり、実空間上の物体の形状を 1 mm 以内の誤差で計測できることがわかった。

### 3.2. 実験条件, 手順

試料には、ヒト屍体膝関節 ( $n=3$ ) を用いた。

計測範囲は、膝最大伸展位において内側より観察した ACL 像を全景とし、大腿骨から長さ方向に 0-10%、10-20%、20-80%、80-90%、90-100%の範囲を幅方向に 4 等分した計 20 箇所とした。試験は、前方力を 100 N 負荷する前方力負荷試験を伸展位、30、60、90°屈曲位で行った。

試験手順を以下に示す。

- 1) 正常膝関節を伸展させ、伸展モーメントを 0.5 Nm に保ったまま 10 秒間保持し、膝関節の各自由度変位が一定になった状態を伸展位と定義した。その際、屈曲伸展自由度は 0.5 deg/s で変位するよう位置制御し、他の 5 自由度は力またはモーメントが 0 N、0 Nm に保たれるよう力制御した。なお、この最大伸展位をこれ以降の試験における基準姿勢 (6 自由度の変位 0) とした。
- 2) 本試験を始める前に初動時における緩和やクリープの影響を取り除くため、伸展位、30、60、90°屈曲位において前方力が 100 N かかるまで速度 0.1 mm/s で前方変位させ

る前方力負荷試験を3回ずつ行った。なお、各屈曲角度において、屈曲伸展自由度は位置制御により固定し、それ以外の4自由度は、力またはモーメントが0 N, 0 Nmになるよう力制御した。

- 3) 膝関節を1) で定めた伸展位の状態に戻し、前方力が100 Nかかるまで、速度0.1 mm/sで前方変位させた。その際、屈曲伸展自由度は固定し、前後方自由度は速度0.1 mm/sで変位するよう位置制御し、他の4自由度は力またはモーメントが0 N, 0 Nmになるよう力制御した。前方力負荷時の膝関節6自由度の力とモーメント、6自由度変位を記録した。
- 4) 屈曲伸展自由度を30°に固定し、3) と同様に前方力負荷試験を行った。その後、60および90°屈曲位においても同様に前方力負荷試験を行った。
- 5) 観察視野を得るため、大腿骨内側顆を切除し、内側よりACLが直視下で観察できるように検体を処理した。
- 6) 処理した検体に対して、すべての自由度を3) , 4) で記録した6自由度変位に沿って変位するよう位置制御した。この際、内側よりフルハイビジョンビデオカメラにより変形中のACLの表面を撮影した。撮影に際して、膝運動前に任意の視点1から視点2へとカメラを移動し、変形前のACLを異なる2視点より撮影した。その後、視点2より膝運動中のACLの挙動を撮影し、膝運動後、視点2から視点1へと移動させ、変形後のACLを異なる2視点から撮影した (Fig.23) 。なお、ひずみの算出の際に伸展位における変形前のACL像を基準とするため、伸展位で定めた標点を追跡し続けるよう動画は試験中のカメラの移動や屈曲なども含め、すべて連続撮影した。
- 7) 6) で得られた動画上の計測領域に追跡点を設定し、前述の新手法を用いてACL変形前後の追跡点の3次元位置を算出し、各標点間の基準姿勢における距離を基準長さとし、距離変化を基準長さで除してひずみを算出した。

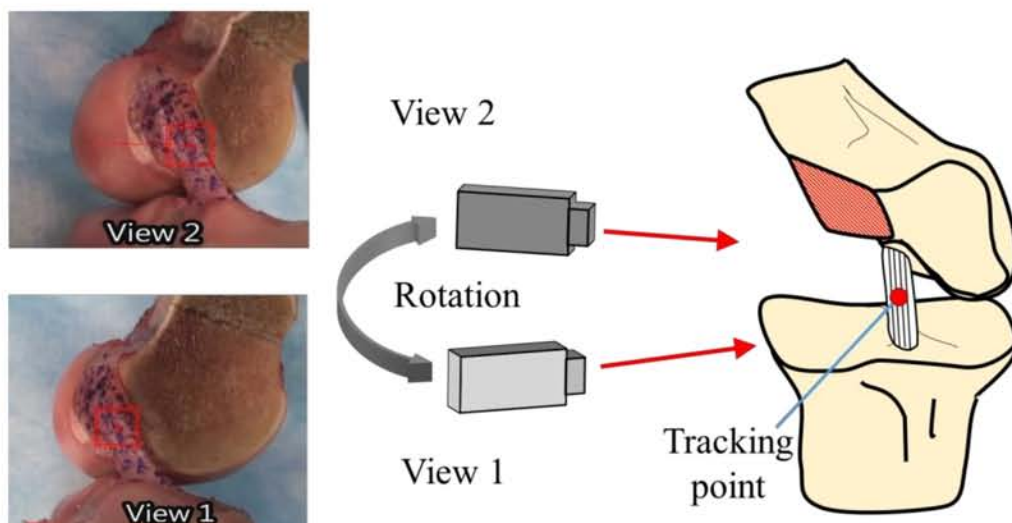


Fig.23 カメラ（視点）の移動

また、膝前方力とひずみの関係をより詳細に調べるため、前方力がヒトでは 100 N に高まるまでの大腿骨および脛骨付着部最近傍領域（0-10%, 90-100%）と実質部（20-80%）におけるひずみの変化を 20 N 毎に算出した。これらの荷重負荷時では上記の 3 次元位置計測手法が実施されていないので、画像上の標点間距離を基にひずみを算出した。すなわち、各領域両端の標点を結ぶ方向が前方力負荷中に変化しないと仮定し、それぞれの領域において、前方力 100 N 負荷時の真の標点間距離と 2 次元画像上での標点間距離がそれぞれ  $L$ ,  $\ell$  である場合、任意前方力が作用した際の 2 次元画像上の標点間距離が  $\ell'$  と計測されれば、その真の標点間距離を  $L \ell' / \ell$  として求めた。また、この仮定を検証するため、前方力負荷前後における標点を結ぶ線分の方角変化を求めた。

### 3.3. 結果

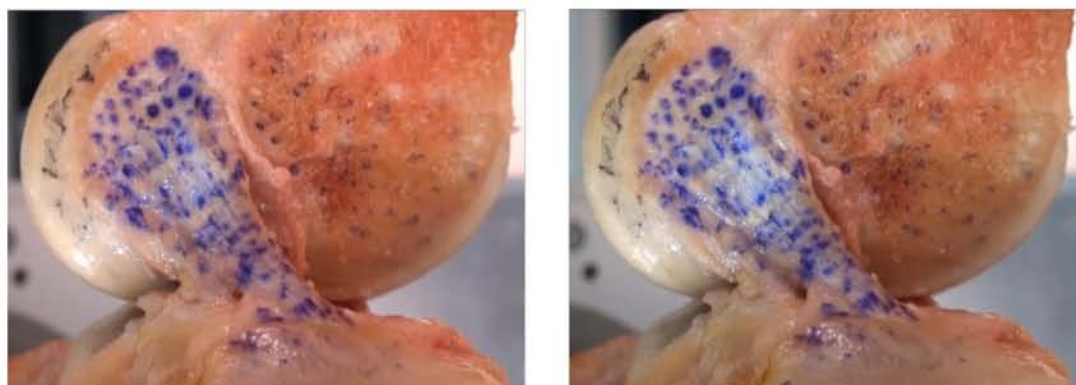
Fig.24-27 に各屈曲角度における前方力負荷前後の ACL 全景を示す。伸展位では前方力負荷前でも組織はたるみ無く緊張しており、前方力負荷後は組織が全体に渡って引き伸ばされ、緊張する様子が観察された。屈曲角度の増加に伴い、前方力負荷前の ACL は組織中央で折れ曲がるように弛緩する様子が観察された。しかし、前方力負荷後には組織が緊張する様子が観察された。

前方力負荷時のひずみ分布を Table 5-7 に示す。なお、60°屈曲位において 1 検体、また、90°屈曲位は試験に用いたすべての検体で組織の変形が著しく、伸展位にて設定した標点の追跡が困難な領域が多かったため、それらのデータをひずみ分布データから除外した。伸展位において、ひずみは実質部に比べ付着部近傍で大きく、脛骨付着部近傍（80-90%）の後方線維（75-100%）で約 5.2%と最大になった。その後、30°屈曲位では前方線維でひずみが増大し、大腿骨付着部近傍（10-20%）の前中間線維（25-50%）で約 5.1%と最大になった。この時、後方線維付近の複数の領域で引張ひずみが生じなかった。60°屈曲位では、大腿骨付着部近傍（0-10%）の前方線維（0-25%）でひずみが約 10%と最大になった。また、30°屈曲位に比べて引張ひずみが生じない領域が拡大した。

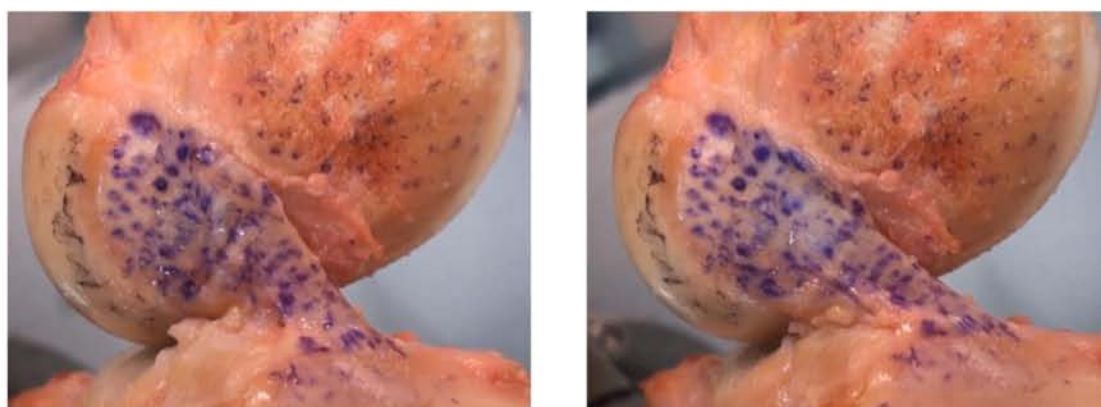
ひずみ変化の算出において、最大伸展位では各標点を結ぶ線分の方角変化は最大で 5°程度であり、一画像上の 2 次元距離からひずみを求める手法が適用できると判断した。しかし、30°屈曲位では脛骨付着部近傍において、各標点を結ぶ線分の方角変化が 15°以上と大きかったため、それらのデータは除外した。また、大腿骨付着部と実質部についても方向変化が 10°以上であった 1 検体分のデータを除外した。膝前方力に対するひずみの変化を Fig.28-35 に示す。まず、最大伸展位と 30°屈曲位の両屈曲角度において、どの線維においても前方力負荷直後から大腿骨付着部近傍のひずみが他に比べ常に大きかった。最大伸展位では、ACL の長さ方向の全部位で緩やかにひずみが増加したが、どの部位も後方線維のひずみの方が大きかった。30°屈曲位において、前方および前中間線維では大腿骨付着部と実質部で一気に、後方および後中間線維束では大腿骨付着部で緩やか



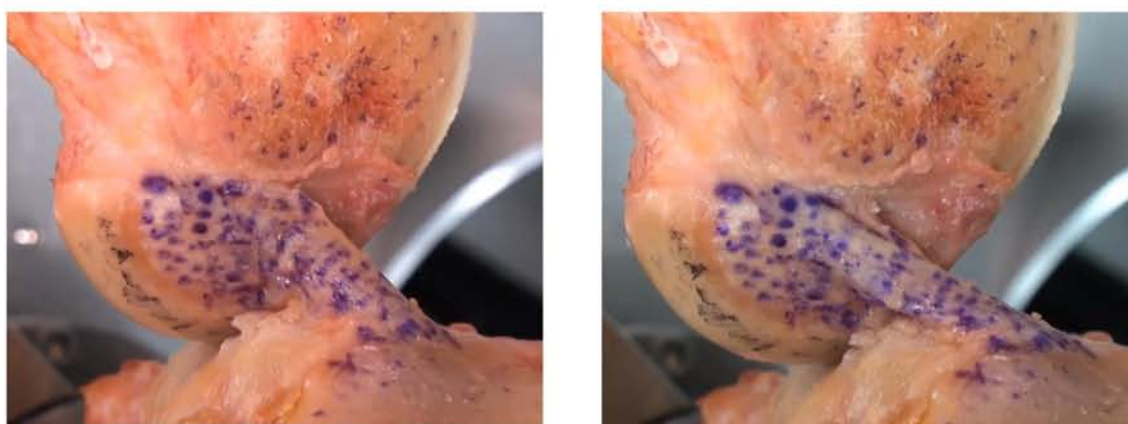
にひずみが増大した。



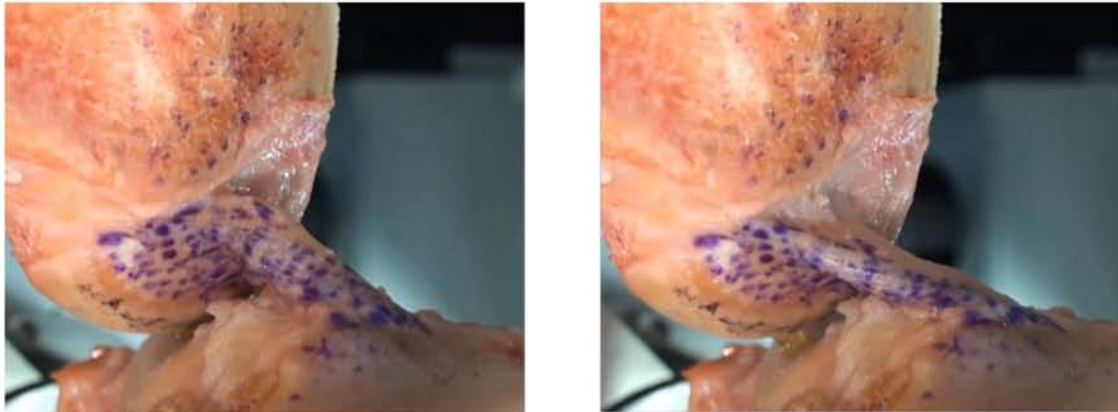
**Fig.24** ヒト膝関節伸展位における前方力 100 N 負荷前（左図）および負荷後（右図）の ACL 外観



**Fig.25** ヒト膝関節 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷前（左図）および負荷後（右図）の ACL 外観



**Fig.26** ヒト膝関節 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷前（左図）および負荷後（右図）の ACL 外観



**Fig.27** ヒト膝関節 90°屈曲位における前方力 100 N 負荷前（左図）および負荷後（右図）の ACL 外観

**Table 5** ヒト膝関節伸展位における前方力 100 N 負荷時の ACL ひずみ分布  
(平均値, n=3)

Length \ Width		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	4.6	3.6	1.1	3.0	
↑	10-20%	2.2	1.7	1.9	3.9	
	20-80%	2.3	1.7	1.4	1.0	
↓	80-90%	5.2	3.7	1.2	3.2	
Tibia	90-100%	3.1	2.3	2.3	0.3	[%]

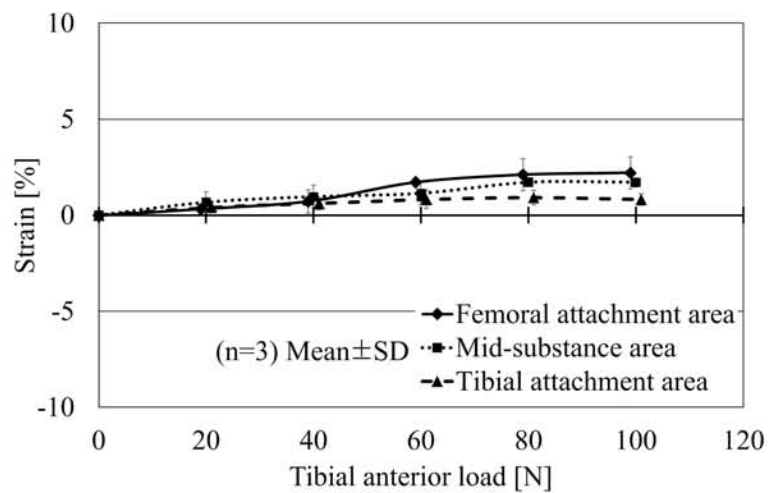
**Table 6** ヒト膝関節 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷時の ACL ひずみ分布  
(平均値, n=3)

Length \ Width		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	1.9	2.6	4.8	5.0	
↑	10-20%	(-1.6)	3.1	5.1	4.7	
	20-80%	(-3.7)	(-1.1)	0.9	2.6	
↓	80-90%	(-9.7)	3.1	0.8	3.8	
Tibia	90-100%	(-19.3)	(-5.1)	(-0.4)	1.9	[%]

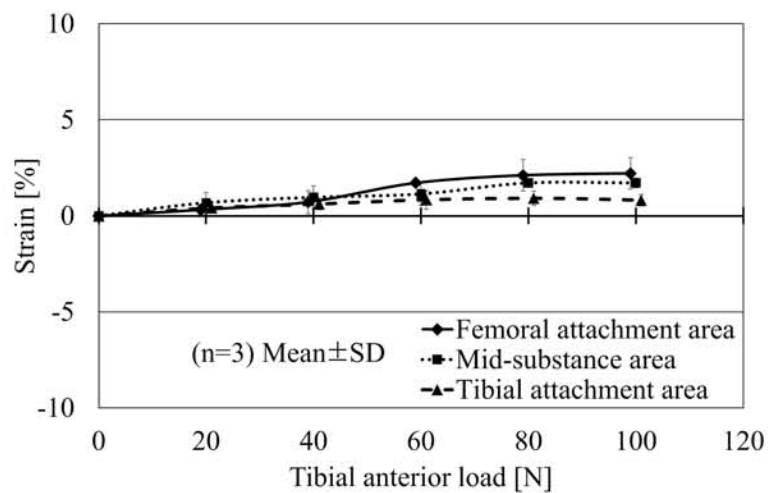


**Table 7** ヒト膝関節 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷時の ACL ひずみ分布  
(平均値, n=2)

Length \ Width		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-3.8)	1.2	5.0	10.0	
	↑ 10-20%	(-7.8)	(-1.5)	4.3	1.0	
	20-80%	(-16.2)	(-7.2)	(-0.7)	5.5	
↓	80-90%	(-43.4)	(-15.1)	(-0.4)	1.3	
	Tibia 90-100%	(-24.8)	(-0.3)	(-10.7)	4.4	[%]



**Fig.28** ヒト膝関節伸展位における ACL 前方線維 (0-25%) の膝前方力-ひずみ曲線



**Fig.29** ヒト膝関節伸展位における ACL 前中間線維 (25-50%) の膝前方力-ひずみ曲線

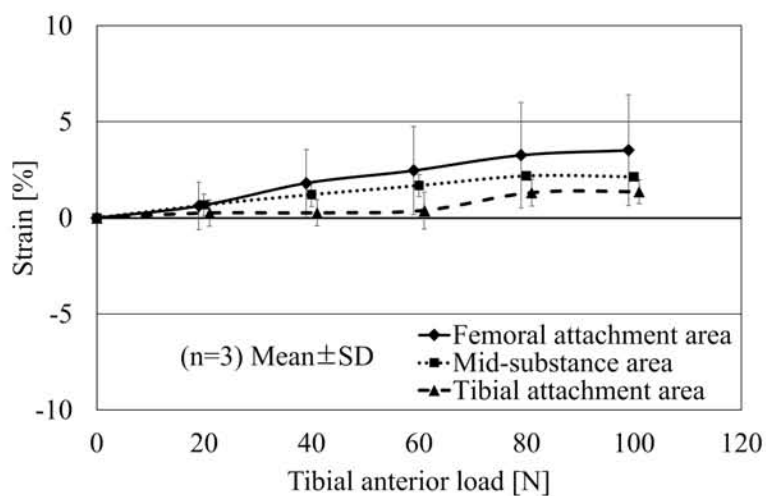


Fig.30 ヒト膝関節伸展位における ACL 後中間線維 (50-75%) の膝前方力-ひずみ曲線

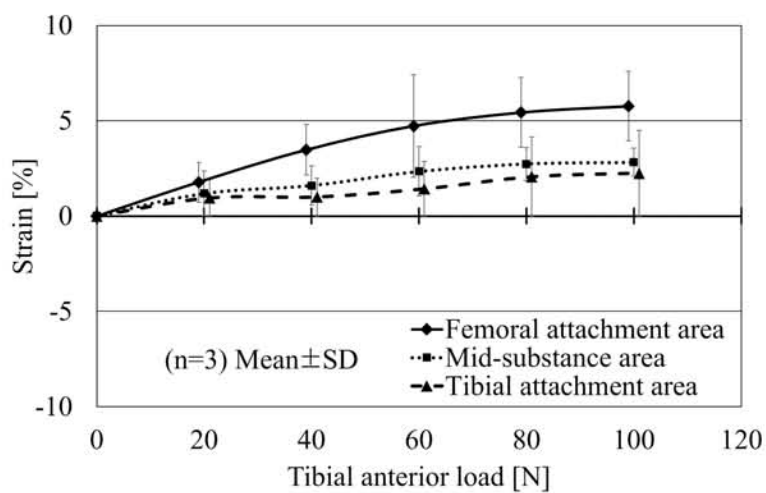


Fig.31 ヒト膝関節伸展位における ACL 後方線維 (75-100%) の膝前方力-ひずみ曲線

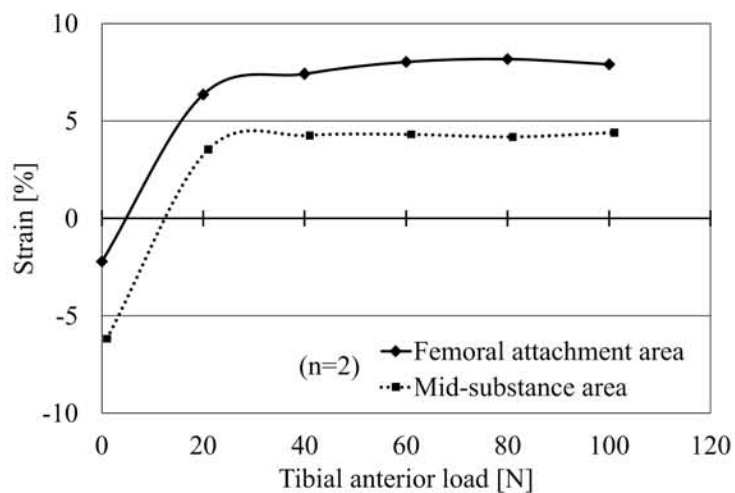
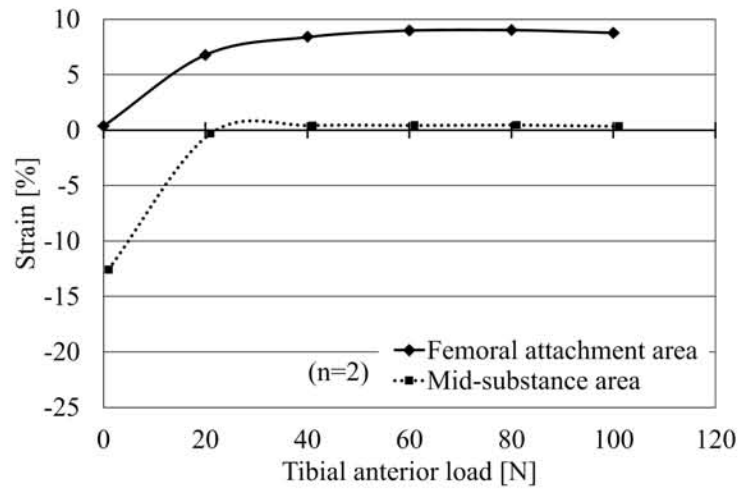
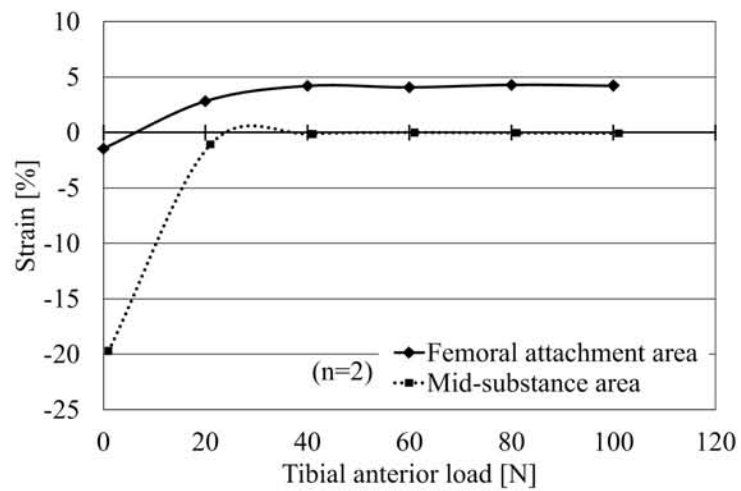


Fig.32 ヒト膝関節 30°屈曲位における ACL 前方線維 (0-25%) の膝前方力-ひずみ曲線



**Fig.33** ヒト膝関節 30°屈曲位における ACL 前中間線維 (25-50%) の  
膝前方力-ひずみ曲線



**Fig.34** ヒト膝関節 30°屈曲位における ACL 後中間線維 (50-75%) の  
膝前方力-ひずみ曲線

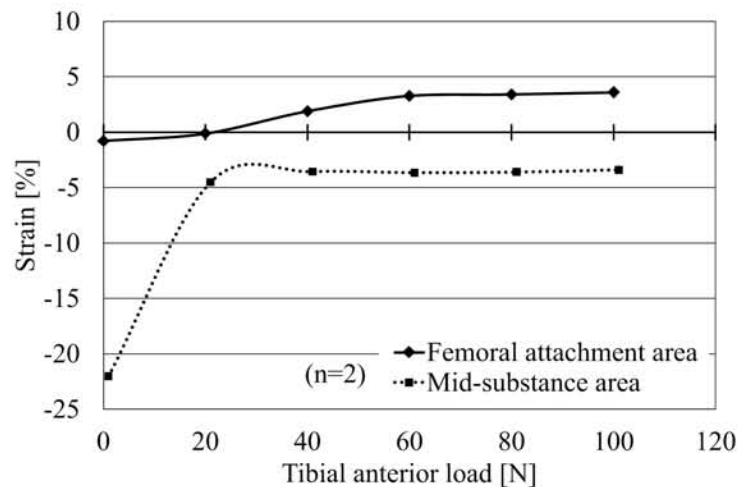


Fig.35 ヒト膝関節 30°屈曲位における ACL 後方線維 (75-100%) の  
膝前方力-ひずみ曲線

### 3.4. 考察

本項では、画像相関法を応用した新たな3次元位置計測手法を開発し、関節力学試験ロボットシステムと組み合わせることで前方力荷重下におけるACLのひずみ分布を異なる屈曲角度において求めた。2次元解析では、1視点からの撮影像に対して画像相関法を適応し、ACLのひずみ計測を行ったため、ACLの表面形状が平面に近くなる状態でしか計測が行えないという問題があった。本項では撮影時にCCDカメラを回転させ3次元位置計測を行うことによりそれらの問題を解決し、膝伸展位と屈曲位におけるACLのひずみ解析を行うことを可能とした。従来の3次元画像解析を用いたひずみ計測では、マーカをACL上に設置する必要があるため、測定範囲が制限されたり、一度決めた領域を変更してより詳細な解析を行うことが不可能であるなどの問題があった[4]。それらの解決を試みたYamamotoらの報告[8]では、画像解析を応用し、組織表面の反射パターンから組織の変形を定量化するphotoelastic measurementが開発されたが、この手法ではACL表面に薬品を塗布する必要があるため、ACLの力学特性に影響がおよぶという問題があった。Spalazziら[6]はマーカや薬品を塗布せずに変形量を定量化するため、超音波画像解析を応用してひずみ分布の解析を行った。しかし、この検討では、計測装置の制限から膝の生理的な運動中における計測が実現できていないという問題があった。本研究で開発した新手法は、撮影後の画像上で追跡点の設定が自由に行えるため、計測範囲に制限がなく、薬品や接着剤の塗布などを行う必要もない。また、関節力学試験ロボットシステムとの併用が可能であり、膝の生理的荷重下における計測を容易に行うことができるため、先行研究における諸問題点を解決した手法であるといえる。加えて、ひとたび画像を取り込めれば、解析領域の変更や倍率の変更なども容易に行うことができる。そのため、解析後に関心領



域を決定し、その領域の高分解能計測を行うことも可能である。

最大伸展位における前方力負荷時のひずみ分布では、全領域で引張ひずみが生じており、付着部近傍で実質部に比べて大きなひずみが生じていた。これは2次元解析の項で得られたブタ ACL の結果と類似しており、ヒト ACL の場合もブタ ACL と同様のひずみの部位依存性があることがわかった。その後、屈曲するにつれて、後方線維では引張ひずみが生じず、前方力負荷後でも基準長に比べて緩んでいることがわかった。一方、前方線維は屈曲するにつれてひずみの値が大きくなった。Yamamoto ら[8]は、受動的屈曲中に、伸展位では後方線維のひずみが大きく、屈曲に伴い前方線維のひずみが大きくなることを報告しており、本結果と符合している。また、Fujie らは前方力負荷時の正常 ACL 後方線維 (PL) 束の張力は伸展位で最も高く、屈曲するに連れて減少すると報告しており[13]、本結果はこの報告と矛盾しない。一方、同報告内で、前方線維の張力は屈曲角度によらずほぼ一定であるとされており、後方線維の張力変化も踏まえると屈曲位では前方の線維が機能する割合が増加すると推測されるが、本結果では、前方線維のひずみが屈曲するにつれて増加することが明らかとなり、それらを裏付けた。

さらに詳細にひずみ分布の結果をみると、伸展位では、すべての線維と領域で引張ひずみが得られており、組織全体に荷重が伝わっていることが予想される。しかしながら、30° 屈曲位では前方線維束のみ、すべての領域で引張ひずみを得られており、その他の線維では、実質部および脛骨付着部近傍で引張ひずみを得られなかった。また、ひずみの値は前方線維束のすべての領域と前中間線維束 (25-50%) の大腿骨付着部近傍で最大伸展位の値よりも大きくなった。これらの結果より、30° 屈曲位では、前方力負荷時において、前方線維束が最も荷重を受けやすい状況であると考えられるが、一方で、屈曲位の後方線維束でみられるように、同一線維束内であっても緊張する部位と弛緩する部位が混在することが明らかとなった。通常、同一線維束であれば、引張荷重は連続的に伝わり、張力がほぼ均一になると考えられがちである。同一線維束で張力が変化したとなったのは、線維間の **interaction** が影響しているためと考えられる。前述の ACL 張力に関する過去の報告[13]のとおり、膝前方力が負荷された際、前方線維束は緊張しているものの、後方線維束は弛緩するが、大腿骨付着部近傍では、他の領域よりも線維間の **interaction** が強く、前方線維束の荷重が伝播した可能性がある (Fig.36)。または、線維長の短い奥側の外側線維束から前方線維束に荷重が伝播した可能性もある。このため、後方線維束の大腿骨付着部近傍までひずみが及んだと考えられる。以上より、ACL は屈曲角度に伴い、張力の作用部位を複雑に変化させ、負荷方向の変化に対応しているとともに、線維間の **interaction** により、線維にかかった荷重を隣接する線維に伝播させ、分散させている可能性が示唆された。

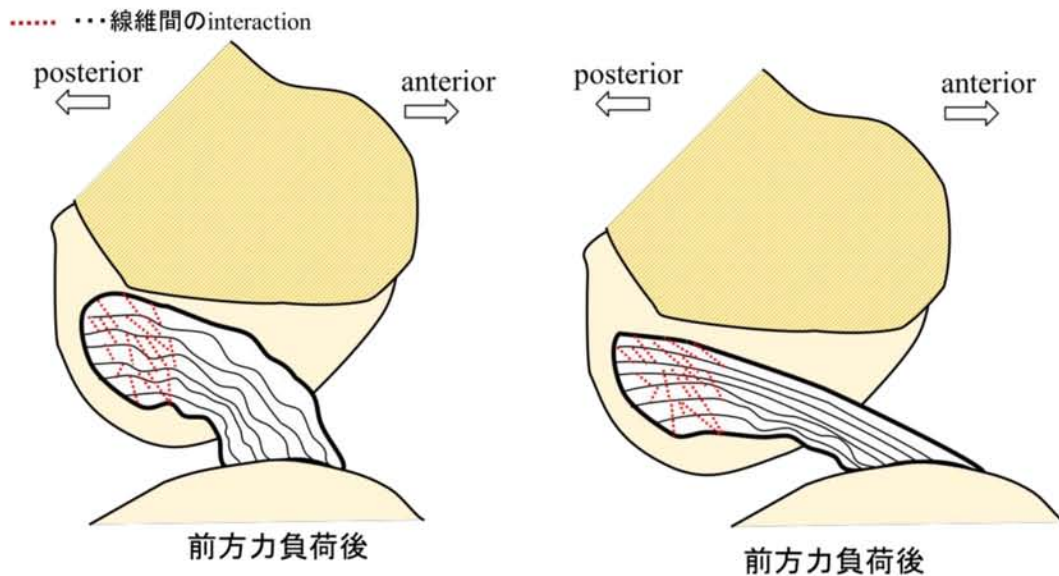


Fig.36 屈曲位における前方力負荷前後の ACL 線維の模式図

伸展位における各線維の前方力-ひずみ曲線は大きな差は見られず、類似していた。このことは、ブタ ACL の検討で得られた結果と同様であった。しかし、 $30^{\circ}$  屈曲位における前方線維束のひずみは、大腿骨付着部近傍および実質部において前方力負荷直後から線形的に一気に増加し、前方力 40 N 負荷以降はほぼ一定であったにも関わらず、後方線維束では、全部位で緩やかに増加しており、異なる挙動を示した。このことより、部位や肢位により荷重応答が異なることが明らかとなった。

一般的に張力が作用する装置や構造に用いられるワイヤーなどの機械材料は、構造全体で荷重を受けることが前提であり、荷重負荷方向が一定である場合にはその方向に構造を配列させることで、その特性を十分発揮して荷重に抗することができる。しかし、そのような構造は荷重負荷方向の変化に弱く、仮に負荷方向が変化した場合には応力集中などを起こし、そこを起点として破壊が起きる。そのため、荷重負荷方向を変化させる場合にはプーリなどを用いて材料に対する負荷方向を一定に保つような付加機構が必要となる。ACL が単体でさまざまな方向や大きさの負荷に対応できるのは、その組織内に特殊な付着部形態や線維構造の不均一性、線維間の *interaction* などといった特性を含むことで、組織全体に荷重がかからないような状況でも適切に荷重を伝達することができるような設計がなされているためと考えられる。よって、この複雑な特性を再現するような再建術式が開発できれば、ACL の荷重伝達機能を忠実に再現することができ、肢位にかかわらず適正に膝関節を制動できるはずである。そのためには、まず、現行術式における再建 ACL の変形挙動を明らかにする必要がある。

#### 4. まとめ

2次元および3次元計測手法を用いて正常ACLの変形挙動解析を行った。その結果、膝生理的荷重下におけるACLのひずみ分布には膝屈曲角度、ACL部位および荷重に依存して変化することがわかった。これらの依存性は、付着部の形態やクリンプなどの組織構造が影響していると考えられる。また、このことはヒトとブタにおいて共通であった。

膝生理的荷重下におけるこのようなデータは今までに得られておらず、ACLの力学機能の理解やACL再建術の検討を行う上で重要な指針であると考えられる。

#### 5. 論文, 発表

1. Yamakawa S., Debski R. E., Fujie H., Strain distribution in the anterior cruciate ligament in response to anterior drawer force to the knee, Journal of Biomechanical Science and Engineering, review, 2017
2. 山川 学志, Debski R. E., 藤江 裕道, 前十字靱帯付着部近傍線維の3次元ひずみ分布解析, 臨床バイオメカニクス, Vol. 36: pp. 89-93, 2015
3. Yamakawa S., Pfeiffer T.R., Debski R.E., Fujie H., Tensioning pattern of the anterior cruciate ligament in response to tibial anterior loading, Orthopaedic Research Society 2017 Annual Meeting, 047, 2017
4. Yamakawa S., Debski R.E., Fujie H., Site- and force- dependent strain behavior in the porcine anterior cruciate ligament, Proceeding of the Summer Biomechanics, Bioengineering and Biotransport, Conference (ASME), pp. 1214-1215, 2016
5. Yamakawa S., Debski R.E., Fujie H., Three- dimensional strain distribution in the anterior cruciate ligament during anterior translation of the knee, Proceeding of the Summer Biomechanics, Bioengineering and Biotransport, Conference (ASME), pp.661-662, 2015
6. Yamakawa S., Debski R.E., Fujie H., Three-dimensional strain distribution in the attachment area of the anterior cruciate ligament during anterior translation to the knee, 8th Asian-Pacific Conference on Biomechanics, pp. 90, 2015
7. 山川 学志, Pfeiffer T. R., Debski R. E., 藤江 裕道, 膝荷重下における前十字靱帯の3次元変形挙動解析, 第43回日本臨床バイオメカニクス学会, pp. 86, 2016
8. 山川 学志, Debski R. E., 藤江 裕道, 前十字靱帯付着部近傍線維の3次元変形挙動解析, 日本機械学会第28回バイオエンジニアリング講演会, 2016
9. 山川 学志, Debski R. E., 藤江 裕道, 前十字靱帯付着部近傍線維の三次元ひずみ計測, 日本機械学会第26回バイオフロンティア講演会, pp. 99-100, 2015
10. 山川 学志, Debski R. E., 藤江 裕道, 前十字靱帯付着部近傍線維の変形挙動解析, 日本機械学会第27回バイオエンジニアリング講演会, pp. 191-192, 2015
11. 山川 学志, Debski R. E., 藤江 裕道, 膝前方力および内旋モーメント作用時の前十字

## 6. 参考文献

- [1] Kiapour A. M., Wordeman S. C., Paterno M. V., Quatman C. E., Levine J. W., Goel V. K., Demetropoulos C. K., Hewett T. E., Diagnostic value of knee arthrometry in the prediction of anterior cruciate ligament strain during landing, *Am J Sports Med.* 42(2):312-9, 2014
- [2] Yamamoto K., Hirokawa S., Kawada T., Strain distribution in the ligament using photoelasticity. A direct application to the human ACL, *Medical Engineering & Physics* 20:161-168, 1998
- [3] Moore S. M., Ellis B., Weiss J. A., McMahon P. J., Debski R. E., The glenohumeral capsule should be evaluated as a sheet of fibrous tissue: a validated finite element model, *Ann. Biomed. Eng.*, 38(1): 66-76, 2010
- [4] Gardiner J. C., Weiss J. A., Rosenberg T. D., Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 391: 266-274, 2001
- [5] Villegas D. F., Maes J. A., Magee S. D., Donahue T. L., Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments, *J. Biomech.*, 40(12): 2655-2662, 2007
- [6] Weber W. E., Weber E. F. W., *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung.* Dietrichsche Buchhandlung, Gottingen, 1836
- [7] Mall N. A., Lee A. S., Cole B. J., Verma N. N., The functional and surgical anatomy of the anterior cruciate ligament, *Operative Techniques in Sports Medicine*, 21: 2-9, 2013
- [8] Cribb A. M., Scott J. E., Tendon response to tensile stress: an ultrastructural investigation of collagen: proteoglycan interactions in stressed tendon, *J. Anat.*, 187: 423-428, 1995
- [9] Franchi M., Fini M., Quaranta M., Pasquale V. D., Raspanti M., Giavaresi G., Ottani V., Ruggeri A., Crimp morphology in relaxed and stretched rat Achilles tendon, *J. Anat.*, 210(1): 1-7, 2007
- [10] Harvey A. K., Thompson M. S., Cochlin L. E., Raju P. A., Cui Z., Cornell H. R., Hulley P. A., Brady M., Functional Imaging of Tendon, *Annals of the BMVA*, 2009: 1-11, 2009
- [11] Franchi M., Torricelli P., Giavaresi G., Fini M., Role of moderate exercising on Achilles tendon collagen crimping patterns and proteoglycans, *Connect Tissue Res.*, 54(4-5): 267-74, 2013
- [12] Weiss M., Unterhauser F. N., Weiler A., Crimp frequency is strongly correlated to myofibroblast density in the human anterior cruciate ligament and its autologous tendon grafts, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 20(5): 889-95, 2012
- [13] Fujie H., Otsubo H., Fukano S., Suzuki T., Suzuki D., Mae T., Shino K., Mechanical functions of the three bundles consisting of the human anterior cruciate ligament, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 19(1): 47-53, 2011
- [14] Doschak M. R., Zernicke R. F., Structure, function and adaptation of bone-tendon and bone-ligament complexes, *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, 5(1): 35-40, 2005

- [15] Iwahashi T., Shino K., Nakata K., Otsubo H., Suzuki T., Amano H., Nakamura N., Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography, *Arthroscopy*, 26(9): 13-20, 2010
- [16] Sasaki N., Ishibashi Y., Tsuda E., Yamamoto Y., Maeda S., Mizukami H., Toh S., Yagihashi S., Tonosaki Y., The femoral insertion of the anterior cruciate ligament: discrepancy between macroscopic and histological observations, *Arthroscopy*, 28(8): 1135-1146, 2012
- [17] Mochizuki T., Fujishiro H., Nimura A., Mahakkanukrauh P., Yasuda K., Muneta T., Akita K., Anatomic and histologic analysis of the mid-substance and fan-like extension fibres of the anterior cruciate ligament during knee motion, with special reference to the femoral attachment, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 22(2): 336-344, 2014
- [18] Feucht M. J., Mauro C. S., Brucker P. U., Imhoff A. B., Hinterwimmer S., The role of the tibial slope in sustaining and treating anterior cruciate ligament injuries, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 21(1): 134-145, 2013
- [19] Meyer E. G., Haut R. C., Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture, *J. Biomech.*, 38(11): 2311-2316, 2005
- [20] Dejour H., Bonnin M., Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 76(5): 745-749, 1994
- [21] Kurosaka M., Yagi M., Yoshiya S., Muratsu H., Mizuno K., Efficacy of the axially loaded pivot shift test for the diagnosis of a meniscal tear, *Int. Orthop.*, 23(5): 271-274, 1999





## 第 5 章

# 再建 ACL の変形挙動解析

## 1. 背景

ACL 再建術で目指すべきは正常 ACL の荷重伝達機能を再建し、膝関節を安定させることである。そこで、第 4 章にて開発、実施した変形解析の手法を ACL 再建膝に対して実施し、得られた正常 ACL の結果と比較することで評価を行った。

正常 ACL と再建 ACL の間で最も異なるのは、付着部（骨孔）近傍の形態である。正常 ACL は石灰化軟骨層および非石灰化軟骨層を介して骨に直接付着している（Fig.1, a）。しかし、再建 ACL の場合は付着部に開けた骨孔に移植腱を通して固定するため、付着部近傍の形態は正常と全く異なる（Fig.1, b）。そのため、荷重の伝達状態は正常 ACL と異なると予想される。しかしながら、現行術式に対して、それらを検討した報告は存在しない。

そこで、本章では、再建 ACL の荷重伝達状態を明らかにするとともに、正常 ACL との比較を行うため、再建 ACL に対して前章と同様の変形挙動解析を行った。

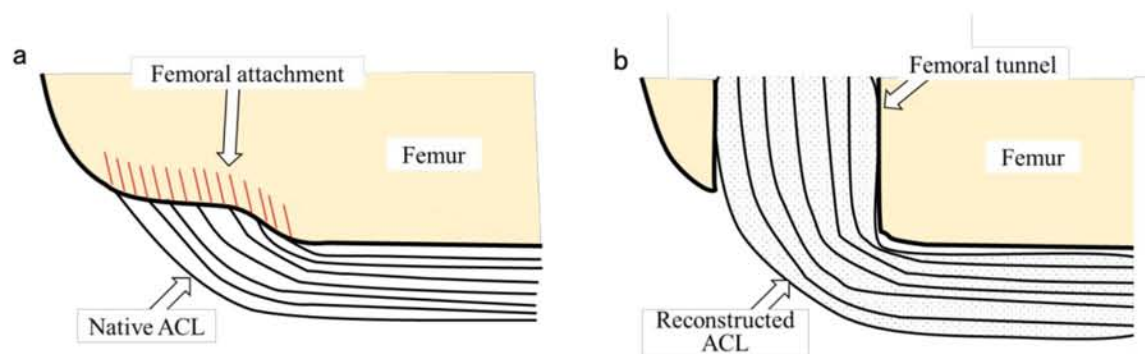


Fig.1 正常 ACL (a) と再建 ACL (b) の付着部（骨孔）近傍の模式図

## 2. 実験方法

試料には、ヒト屍体膝関節（ $n=2$ ）を用いた。変形挙動解析には、第 4 章で開発した 3 次元位置計測手法を用いた。計測範囲も第 4 章と同様に、膝最大伸展位において内側より観察した ACL 像を全景とし、大腿骨から長さ方向に 0-10%、10-20%、20-80%、80-90%、90-100%の範囲を幅方向に 4 等分した計 20 箇所とした。

試験は、前方力負荷試験、対象とする術式はハムストリング腱を用いた解剖学的 1 束再建術および膝蓋腱を用いた解剖学的長方形骨孔（Anatomical Rectangular Tunnel: ART）BTB 再建術[1]とした。グラフト固定方法などの手術手技は、臨床手技に準ずることとし、グラフト固定張力は 1 束再建術の場合には、第 3 章で得られた LMP の値（28.2 N）を基に 35 N、ART-BTB の場合は Suzuki らによって同様のロボットシステムによる検討で得られた LMP の値（8.6 N、[2]）を基に 15 N と設定した。

## 2.1. 手術手技

### 2.1.1. ハムストリング腱を用いた解剖学的 1 束再建術

グラフトは献体より予め採取しておいた半腱様筋腱とし、二つ折りにしたループ側にエンドボタン CL (Smith & Nephew) をつなぎ、反対側は縫合糸により結合させた (Fig.2). 大腿骨および脛骨付着部に直径 7 mm の骨孔をそれぞれ 1 本ずつ、開口部が ACL 付着部領域内に収まるよう削孔した (Fig.3). 大腿骨骨孔にグラフトのエンドボタン側を挿入し、エンドボタンを大腿骨骨孔の関節外側開口部に固定し、大腿骨側のグラフト固定を行った (Fig.4). 脛骨側は Double Spike Plate (DSP) (GT システム, MEIRA) を用いて固定を行った. この DSP はプレートとスクリューから構成されるが、プレートにはスパイクが付いており、このスパイクを骨へ打ち込むことで仮止めができ、その後プレートをスクリューにより固定して本止めとする設計になっている. 仮止めを行うことにより、グラフトに負荷した張力を減少させることなく固定を行うことができる. 脛骨骨孔に挿入したグラフトにかけた縫合糸を関節外側開口部から引き出し、DSP を介してばねばかりをつなぎ、グラフトに 35 N の張力を与えた状態で DSP を仮止めし、その後、専用のネジにより脛骨側のグラフト固定を完了した (Fig.5). グラフトの固定肢位は  $15^{\circ}$  屈曲位とした. また、固定後に DSP の抜け落ちや緩みを防ぐために DSP の上からボーンセメント (オストロン II, ジーシー) により補強した.



Fig.2 解剖学的 1 束再建用グラフト (半腱様筋腱)

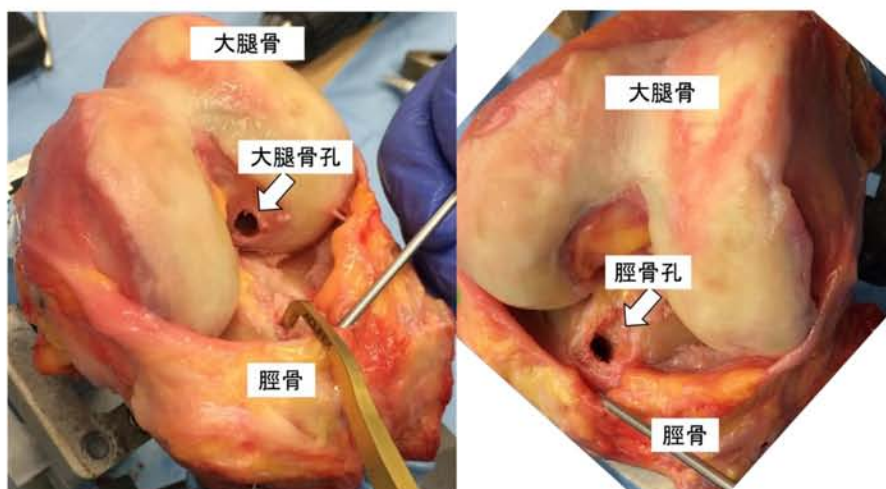


Fig.3 解剖学的 1 束再建術の大腿骨孔 (左図) と脛骨孔 (右図)

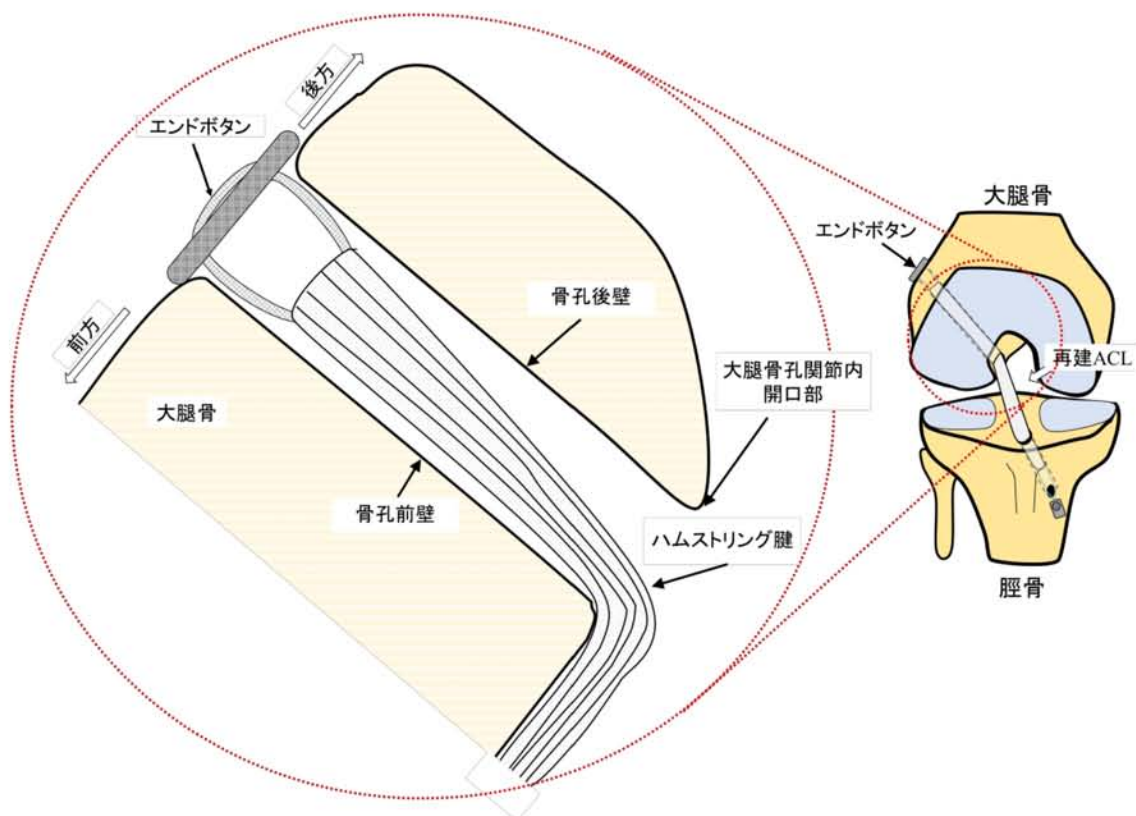


Fig.4 エンドボタン CL によるグラフト固定の模式図

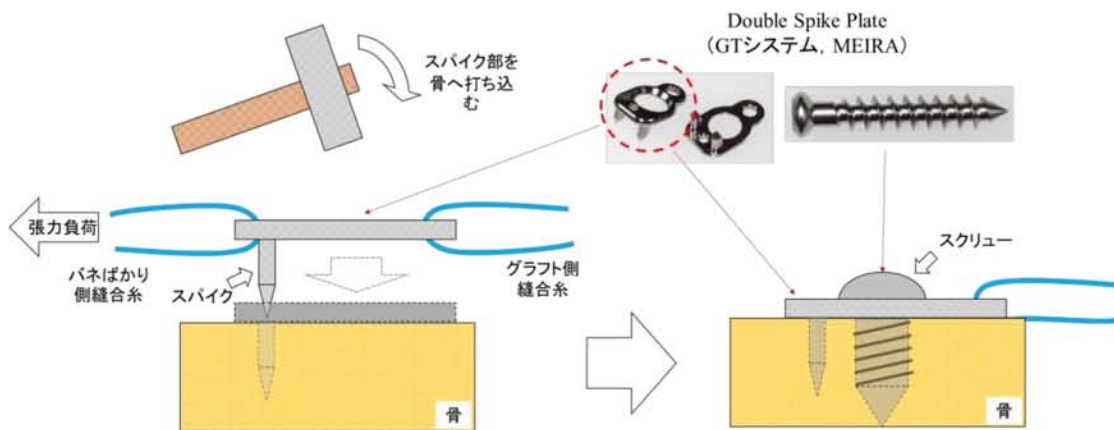


Fig.5 DSP による固定の模式図 (仮止め：左図，本止め：右図)

### 2.1.2. 膝蓋腱を用いた ART-BTB 再建術

献体より予め採取しておいた膝蓋腱をグラフトとした。グラフトを採取する際、膝蓋腱の両端に脛骨付着部と膝蓋骨付着部の骨を含んだ状態で採取し、グラフトを骨・腱・骨 (Bone-Tendon-Bone: BTB) の状態にした (Fig.6)。骨片サイズは幅 10 mm, 厚さ 5 mm, 長さ 15



mm の直方体に成形した。骨孔は大腿骨および脛骨の ACL 付着部に直径 5 mm のドリルにより円形骨孔を 2 本並列に隣接した状態で開け、円形骨孔間に残った骨壁を専用の器具で取り除き、2 本の円形骨孔をつなぐことで長方形骨孔を作成した (Fig.7, 8)。大腿骨骨孔にグラフトの脛骨骨片側を骨片が骨孔前方の骨壁側に来るよう向きを合わせて挿入し、骨孔の後近位に 6 mm 径の interference screw (Smith & Nephew) を、グラフトと骨壁の隙間にねじ込むように挿入して大腿骨側のグラフト固定を行った (Fig.9)。グラフトの另一端をグラフトにねじれが生じないように留意しながら、骨片が外側を向くように脛骨骨孔に挿入した。あらかじめ、グラフトに通しておいた縫合糸を脛骨骨孔の関節外側開口部から引き出し、Double Spike Plate (DSP) を介してばねばかりをつなぎ、グラフトに 15 N の張力を与えた状態で DSP を仮止めし、その後、専用のネジにより本止をして脛骨側のグラフト固定を完了した。グラフトの固定肢位は 15° 屈曲位とした。また、固定後に DSP の抜け落ちや緩みを防ぐために、DSP の上からボーンセメント (オストロン II, ジーシー) により補強した。

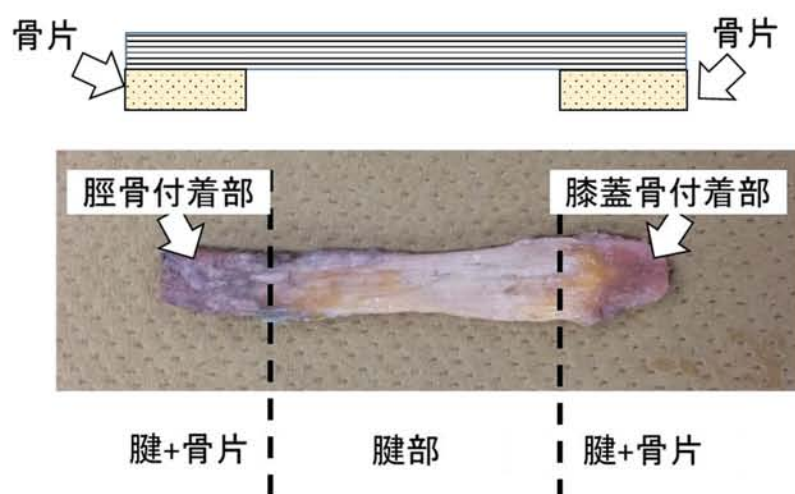


Fig.6 実験に用いた膝蓋腱 (BTB) グラフト (下図) とその側方の模式図 (上図)

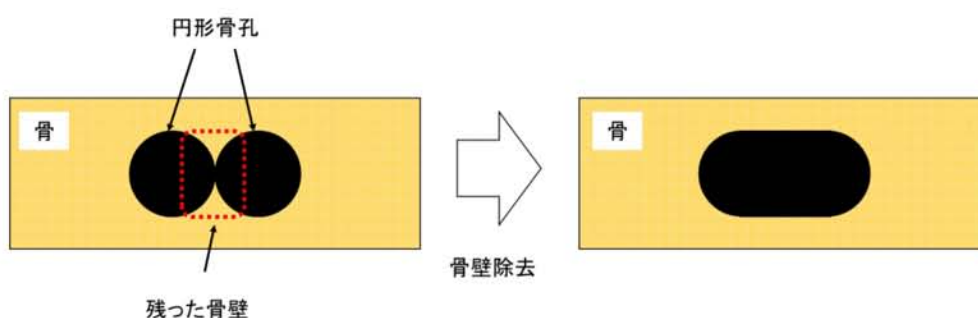


Fig.7 長方形骨孔作成方法 (円形骨孔を 2 本並列かつ隣接して削孔 : 左図, 円形骨孔間に残った骨壁を除去して長方形骨孔完成 : 右図)

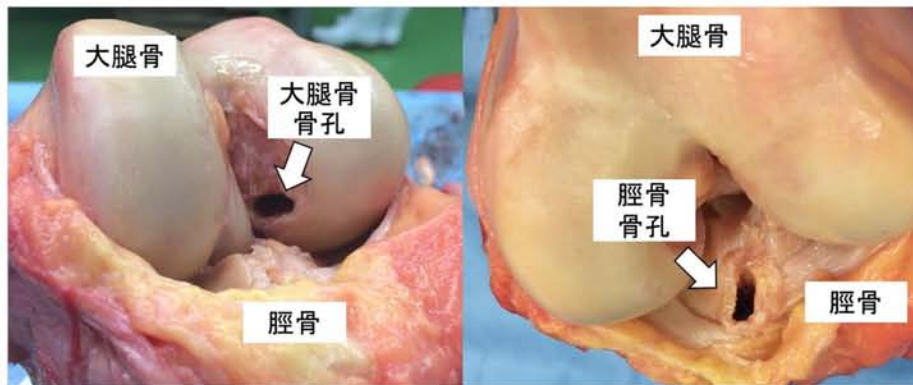


Fig.8 大腿骨骨孔（左図）と脛骨骨孔（右図）

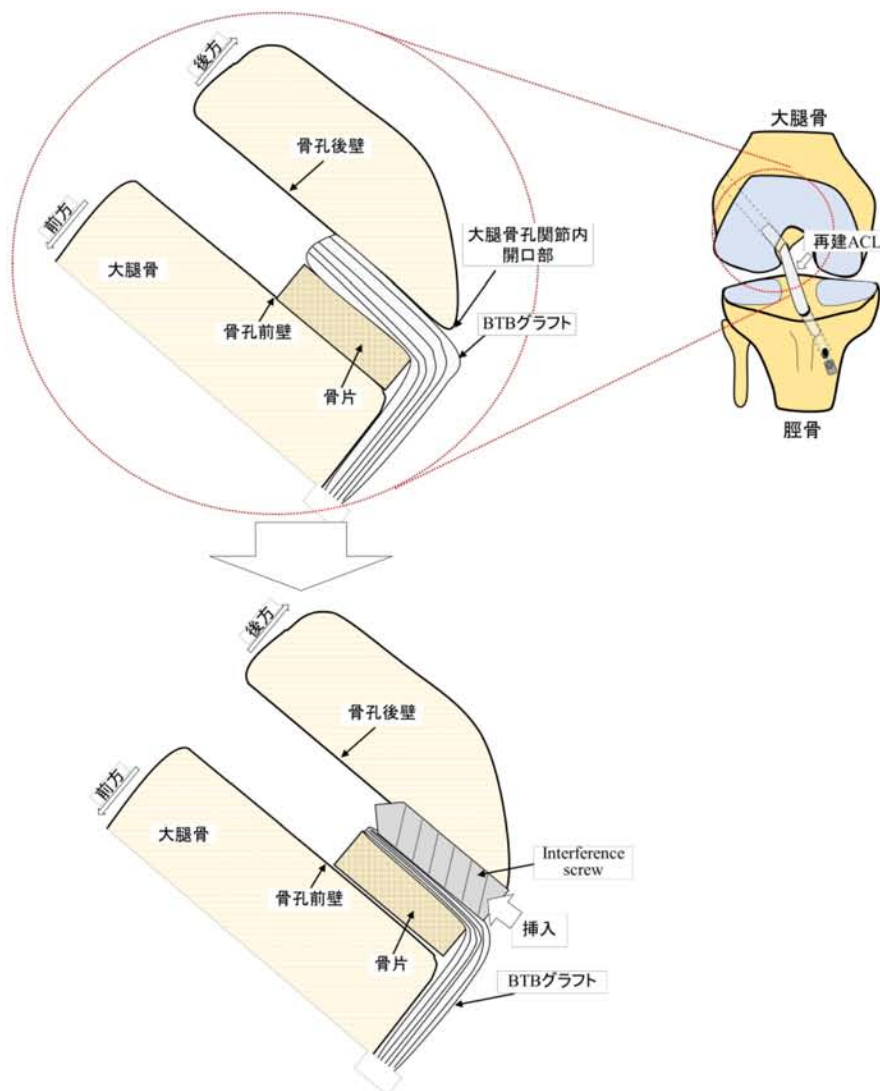


Fig.9 Interference screw によるグラフト固定の模式図  
(骨片挿入：上図，interference screw による固定：下図)

## 2.2. 実験手順

実験手順を以下に示す。

- 1) 2.1 の手技に従い作成した再建術施行膝関節を関節力学試験ロボットシステムに取り付け、伸展モーメントが  $0.5 \text{ Nm}$  に達するまで伸展させたのち、その状態を 10 秒間保持し、膝関節の各自由度変位が一定になった状態を最大伸展位と定義した。その際、屈曲伸展自由度は速度  $0.5 \text{ deg/s}$  で変位するよう位置制御し、他の 5 自由度は力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  に保たれるよう力制御した。なお、この最大伸展位をこれ以降の試験における基準姿勢（6 自由度の変位 0）とした。
- 2) 本試験を始める前に、初動時におけるクリープや緩和による影響を取り除くため、最大伸展位、 $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  屈曲位において前方力が  $100 \text{ N}$  にかかるまで速度  $0.1 \text{ mm/s}$  で前方変位させる前方力負荷試験を 3 回ずつ行った。なお、各屈曲角度において、屈曲伸展自由度は位置制御により固定し、それ以外の 4 自由度は、力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  になるよう力制御した。
- 3) 膝関節を 1) で定めた伸展位の状態に戻し、前方力が  $100 \text{ N}$  にかかるまで、速度  $0.1 \text{ mm/s}$  で前方変位させた。その際、屈曲伸展自由度は固定し、前後方自由度は速度  $0.1 \text{ mm/s}$  で変位するよう位置制御し、他の 4 自由度は力またはモーメントが  $0 \text{ N}$ ,  $0 \text{ Nm}$  になるよう力制御した。前方力負荷時の膝関節 6 自由度の力とモーメント、6 自由度変位を記録した。
- 4) 屈曲伸展自由度を  $30^\circ$  に固定し、3) と同様に前方力負荷試験を行った。その後、 $60^\circ$  および  $90^\circ$  屈曲位においても同様に前方力負荷試験を行った。
- 5) 観察視野を得るため、大腿骨内側顆を切除し、内側より再建 ACL が直視下で観察できるように検体を処理した。
- 6) 処理した検体に対して、すべての自由度を 3), 4) で記録した 6 自由度変位に沿って変位するよう位置制御した。この際、内側よりフルハイビジョンビデオカメラにより変形中の再建 ACL の表面を撮影した。撮影に際して、膝運動前に任意の視点 1 から視点 2 へとカメラを移動し、変形前の再建 ACL を異なる 2 視点より撮影した。その後、視点 2 より膝運動中の再建 ACL の挙動を撮影し、膝運動後、視点 2 から視点 1 へと移動させ、変形後の再建 ACL を異なる 2 視点から撮影した。なお、ひずみの算出の際に最大伸展位における変形前の再建 ACL 像を基準とするため、伸展位で定めた標点を追跡し続けるよう動画は試験中のカメラの移動や屈曲なども含め、すべて連続撮影した。
- 7) 6) で得られた動画上の計測領域に追跡点を設定し、前述の新手法を用いて再建 ACL 変形前後の追跡点の 3 次元位置を算出し、基準姿勢での各標点間距離と、試験中の各標点間の距離変化よりひずみを算出した。



### 3. 結果

前方力負荷前後のハムストリング腱グラフト，BTB グラフトの観察像をそれぞれ Fig.10-13, Fig.14-17 に示す．ハムストリング腱グラフトの場合は，前方力負荷前では屈曲角度が 60 および 90°のときに若干の弛緩が見られるものの，前方力負荷後では，屈曲角度によらず大きなねじれなど生じずに組織が全体的に緊張しているように観察された．BTB グラフトの場合は，前方力負荷前では屈曲に伴って組織の中央部分が弛緩する様子が観察されが，前方力負荷後には組織がねじれながら緊張していく様子が観察された．

伸展位と 30，60°屈曲位における前方力 100 N 負荷時のハムストリング腱グラフトおよび BTB グラフトのひずみ分布をそれぞれ Table1-3, Table 4-6 に示す．90°に関しては，設定した標点の追跡が困難であったため除外した．伸展位では，どちらの再建 ACL でも骨孔近傍のひずみが大きい傾向が見られた．ハムストリング腱グラフトでは前中間線維（25-50%）の脛骨骨孔最近傍（90-100%）で 22.5%と最大になり，BTB グラフトでは高中間線維（50-75%）の大腿骨骨孔最近傍（0-10%）で 11.5%と最大になった．屈曲するにつれ，両術式とも前方線維でのひずみが大きくなっていったが，後方線維でも高ひずみが生じていた．30°屈曲位におけるひずみの最大値は，1 束再建術で前方線維（0-25%）の大腿骨骨孔近傍（10-20%）で 33.7%，ART-BTB 再建術で後中間線維（50-75%）の大腿骨孔最近傍（0-10%）で 24.0%となった．60°屈曲位におけるひずみの最大値は，1 束再建術では前方線維（0-25%）の大腿骨孔近傍（10-20%）で 28.0%，ART-BTB 再建術では後中間線維（50-75%）の大腿骨骨孔近傍（10-20%）で 27.4 となった．

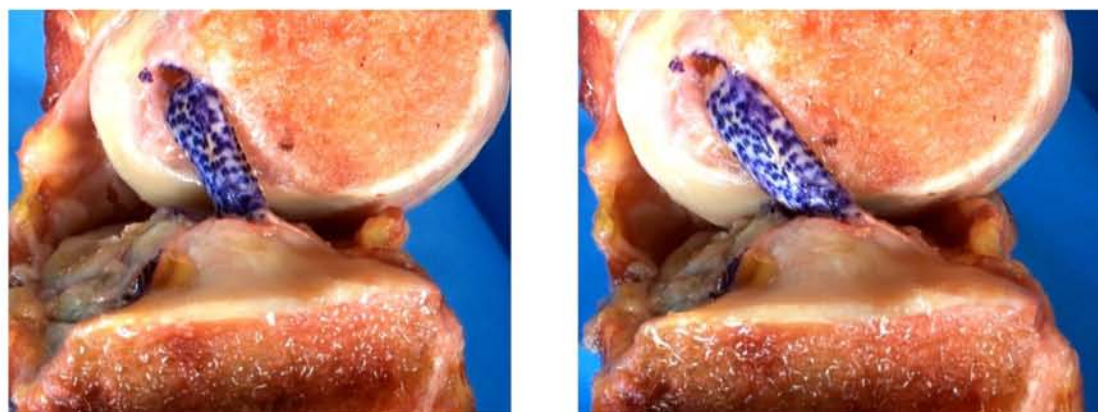


Fig.10 ヒト膝関節伸展位における前方力 100 N 負荷前後のハムストリング腱グラフトの様子，負荷前（左図）に比べ負荷後（右図）は全体的に緊張しているように観察された．

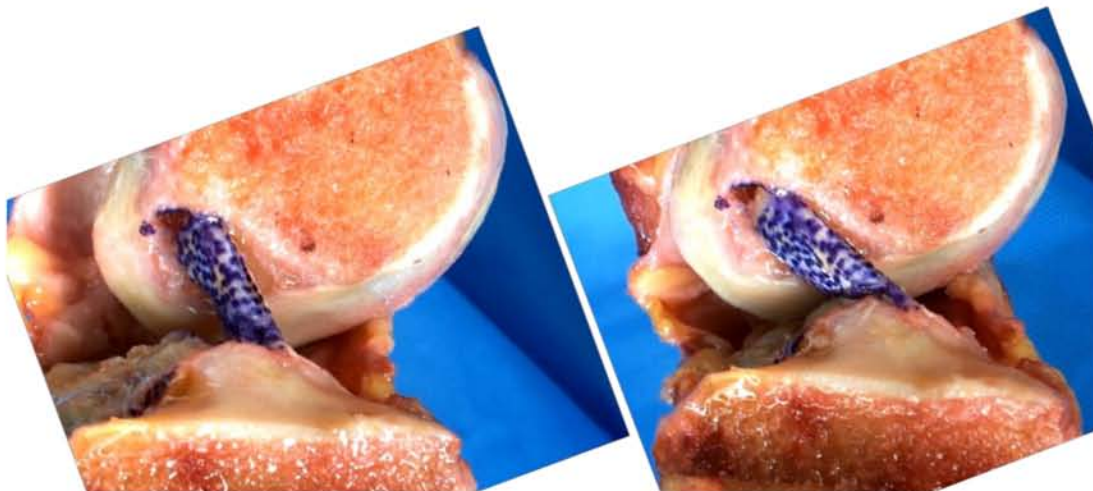


Fig.11 ヒト膝関節 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後のハムストリング腱グラフトの様子，負荷前（左図）に比べ負荷後（右図）は全体的に緊張しているように観察された．



Fig.12 ヒト膝関節 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後のハムストリング腱グラフトの様子，負荷前（左図）は若干の弛緩が見られたが負荷後（右図）は全体的に緊張しているように観察された



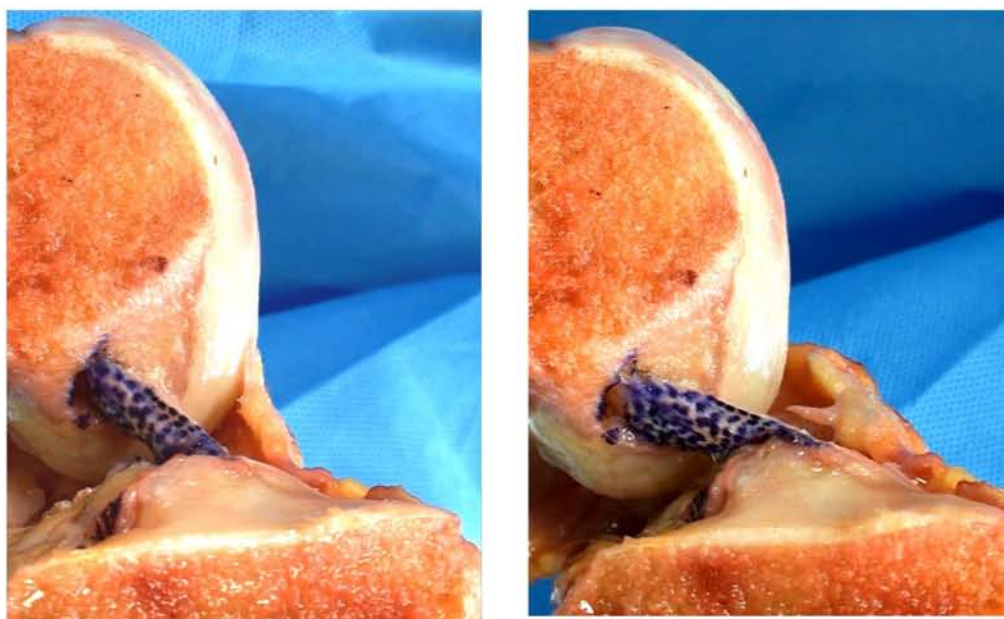


Fig.13 ヒト膝関節 90°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後のハムストリング腱グラフトの様子，負荷前（左図）は若干の弛緩が見られたが負荷後（右図）は全体的に緊張しているように観察された

Table 1 伸展位における前方力 100 N 負荷時のハムストリング腱グラフトのひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	0.8	4.3	(-0.2)	4.9	
	↑ 10-20%	6.4	5.3	0.9	10.6	
	20-80%	(0.0)	(-1.8)	4.1	4.3	
	↓ 80-90%	0.7	4.4	2.0	2.5	
Tibia	90-100%	(-0.7)	(-1.8)	22.5	13.8	[%]

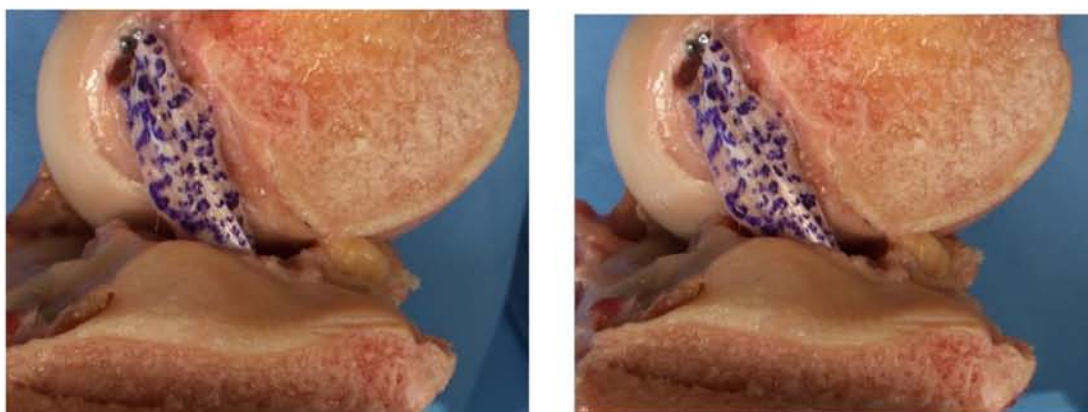
Table 2 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷時のハムストリング腱グラフトのひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-30.2)	3.6	(-9.5)	0.6	
	↑ 10-20%	9.2	4.9	(-3.7)	33.7	
	20-80%	(-6.1)	(-10.3)	8.3	7.4	
	↓ 80-90%	22.9	0.5	3.0	0.5	
Tibia	90-100%	---	2.9	---	---	[%]

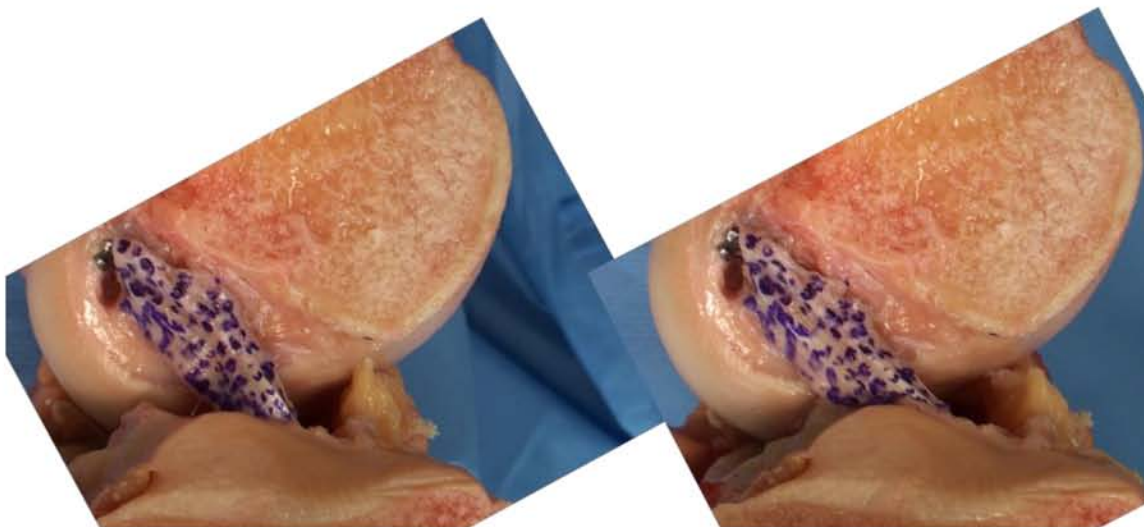
**Table 3** 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷時のハムストリング腱グラフト

		のひずみ分布			
Length	Width	Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%
Femur	0-10%	(-24.9)	(-5.7)	(-5.8)	22.8
	↑ 10-20%	9.9	0.2	(-12.3)	28.0
	20-80%	(-17.7)	(-0.3)	4.8	5.9
	↓ 80-90%	---	1.1	2.3	(-2.0)
Tibia	90-100%	---	(-1.0)	---	---

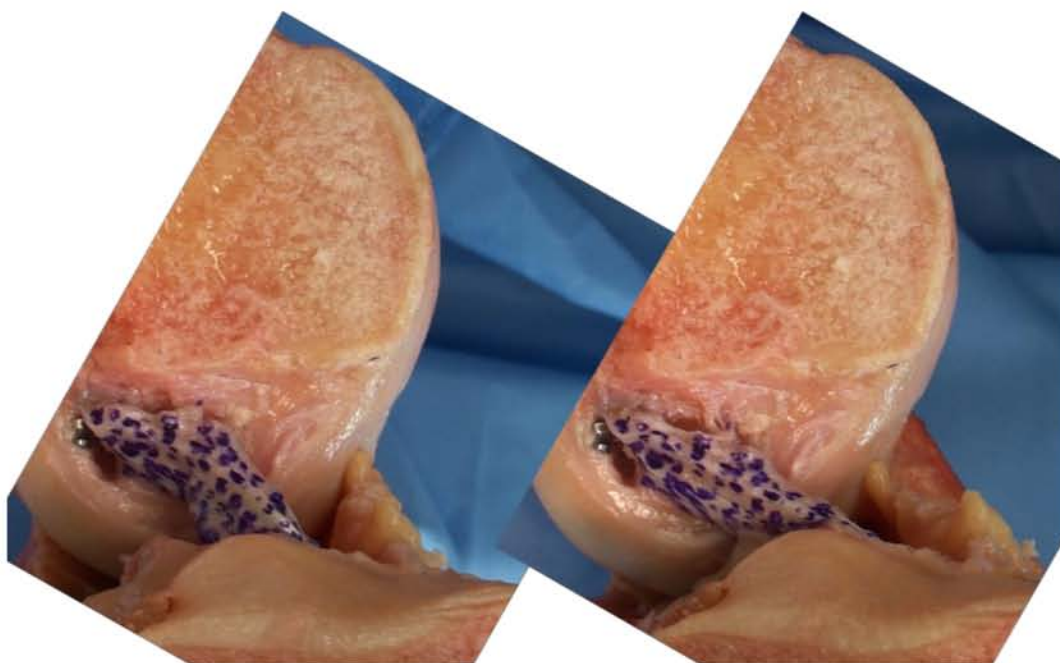
[%]



**Fig.14** ヒト膝関節伸展位における前方力 100 N 負荷前後の BTB グラフトの様子，負荷前（左図）に比べ負荷後（右図）は全体的に緊張しているように観察された．



**Fig.15** ヒト膝関節 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後の BTB グラフトの様子,  
負荷前（左図）は組織中央部で若干の弛緩が見られたが負荷後（右図）は  
全体的に緊張していた。



**Fig.16** ヒト膝関節 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後の BTB グラフトの様子,  
負荷前（左図）は 30°屈曲位よりもさらに弛緩していたが負荷後（右図）は全体的に緊張  
している様子が観察された。



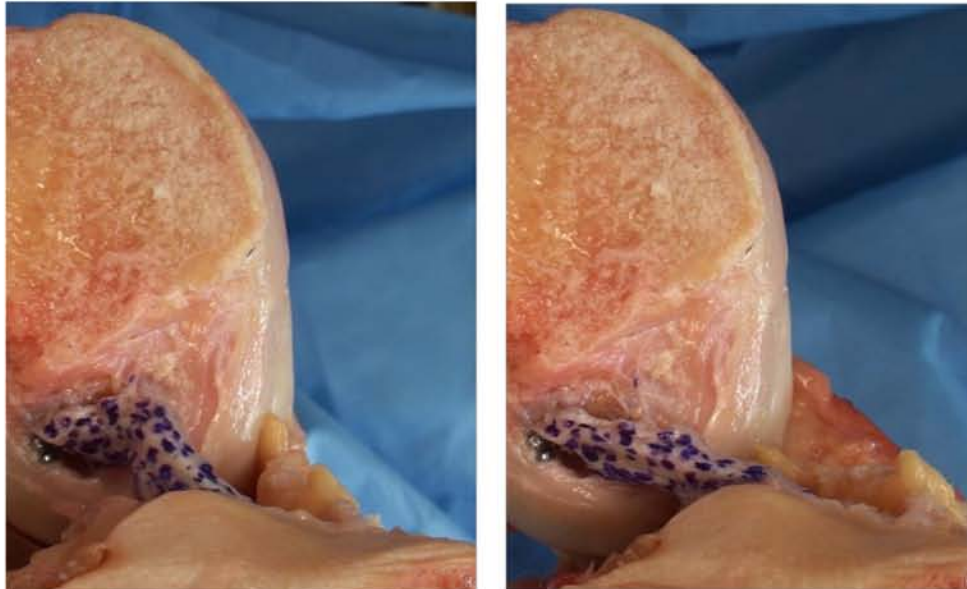


Fig.17 90°屈曲位における前方力 100 N 負荷前後の BTB グラフトの様子，負荷前（左図）は全肢位の中で最も弛緩していたが負荷後（右図）は全体的に緊張している様子が観察された．

Table 4 ヒト膝関節伸展位における前方力 100 N 負荷時の BTB グラフトのひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	6.8	11.5	3.8	8.5	
	↑ 10-20%	3.6	2.6	2.4	7.3	
	20-80%	3.3	(-0.9)	0.9	(0.0)	
↓	80-90%	4.1	4.1	6.3	7.4	
	Tibia 90-100%	4.2	1.7	(-2.7)	0.4	[%]

**Table 5** ヒト膝関節 30°屈曲位における前方力 100 N 負荷時の BTB グラフトの  
ひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-0.5)	24.0	(-7.6)	10.9	
	↑ 10-20%	19.8	7.1	19.3	4.8	
	20-80%	(-4.2)	(-4.2)	(-2.9)	0.2	
↓	80-90%	12.6	3.8	6.3	2.0	
	Tibia 90-100%	(-23.4)	(-12.5)	4.2	(-6.9)	[%]

**Table 6** ヒト膝関節 60°屈曲位における前方力 100 N 負荷時の BTB グラフトの  
ひずみ分布

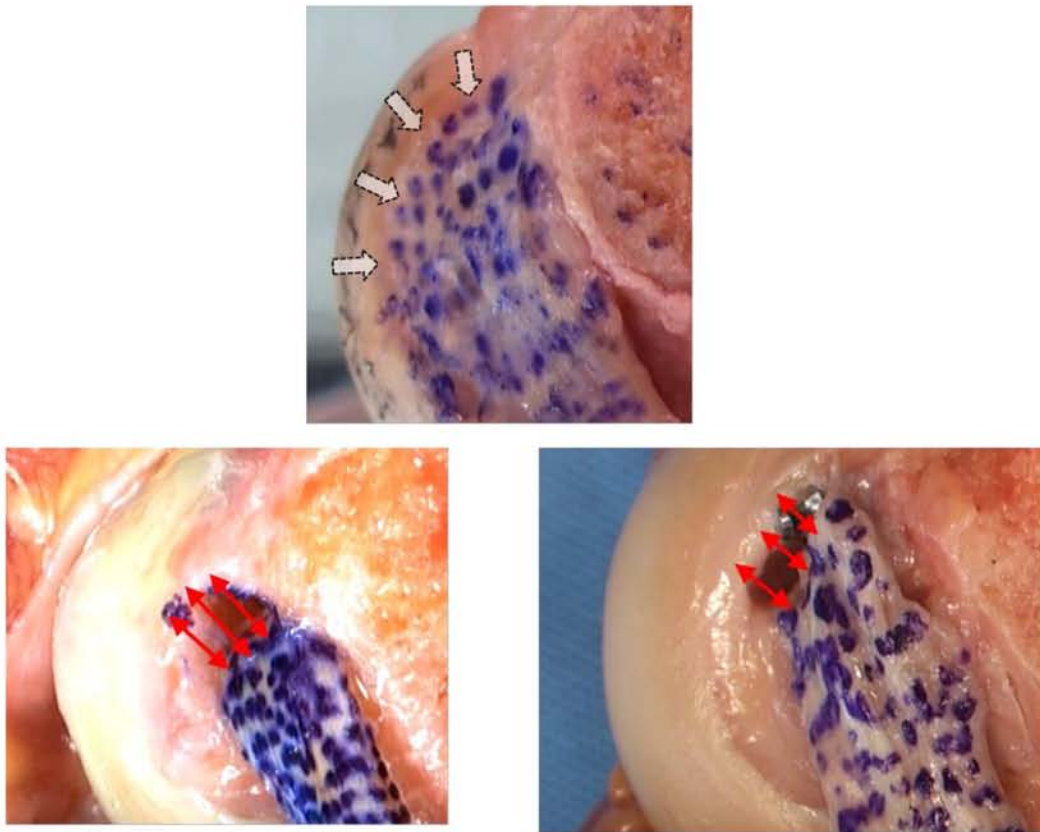
Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	24.0	19.2	20.7	6.3	
	↑ 10-20%	16.7	(-0.9)	27.4	4.3	
	20-80%	(-7.0)	0.3	(-4.9)	(-2.9)	
↓	80-90%	---	---	11.2	(-7.3)	
	Tibia 90-100%	---	---	---	---	[%]

#### 4. 考察

本章では、ハムストリング腱による解剖学的 1 束再建術施行膝と膝蓋腱による ART-BTB 再建術施行膝における前方力負荷時の再建 ACL の変形挙動を明らかにした。

まず、伸展位において内側より観察した再建 ACL 像を正常 ACL 像と比べると、付着部（骨孔）後端に違いがあることがわかった (Fig.18)。正常 ACL は背景でも述べたように骨へ直接付着しているため、大腿骨外側顆内壁後端まで線維が付着しているのがわかる。ところが、再建 ACL はどちらもグラフトが骨孔前端に偏り、骨孔後端には線維が存在していない状態となっているのがわかる。また、屈曲角度毎に見てみると 2 種類の再建 ACL 間にも違いが見られた。まず、ハムストリング腱グラフトの場合、膝が屈曲しても若干の組織弛緩が観察されたのみで、大きなねじれや変形は生じなかった。一方、BTB グラフトの場合、前方力負荷前では、屈曲角度に伴って中央部で組織が弛緩する様子が観察された。前方力負荷後は、それらの緩みは解消されて組織が緊張し、屈曲に伴って組織がねじれていく様子が観察された。





**Fig.18** 内側から観察した伸展位における正常 ACL（上図）の大腿骨付着部最後端（白矢印）と再建 ACL（ハムストリング腱グラフト：左下図，BTB グラフト：右下図）の大腿骨外側顆内壁における線維最後端部（赤矢印）

これらの結果は、各術式におけるグラフトの違いと固定方法の違いによるものだと考えられる。ハムストリング腱による 1 束再建術は、大腿骨側がエンドボタンにより固定されている。この場合、Fig.4 に示すように固定部は関節外にあるため、骨孔内でグラフトが固定されておらず、グラフトは骨孔内における移動や変形が許容されている状態である。この状態でグラフトに張力が加わると、グラフトは前方側の骨孔壁に押し付けられるように移動、変形し、脛骨骨孔と反対側にスペースを作る。このような状態は、グラフトが骨孔内で自由に移動できることから、屈曲角度によらず常に同じであると考えられる。そのため、屈曲位においてもグラフトに大きなねじれが生じなかったのだと考えられる (Fig.19)。一方、ART-BTB 再建術の場合、グラフトは interference screw により骨孔内で固定されているため、グラフトは荷重の有無によらず骨孔内の一定位置に存在する。しかし、interference screw を骨孔の後近位部にねじ込むため、グラフトは骨孔内の前壁に押し付けられた状態で固定されている (Fig.20)。その結果、後端に隙間ができ、線維の最後端部は正常 ACL に比べると前方に位置したのだと考えられる。しかしながら、

ART-BTB 再建術の場合、骨孔内でグラフト位置が変化しないこと、骨孔および骨片が長方形であることから、屈曲するに連れて骨片が回転し、それに伴い線維のねじれが生じる (Fig.21). 正常 ACL の場合も大腿骨付着部の回転に伴い、組織にねじれが生じることが第 4 章の結果より明らかになっている。よって、少なくとも定性的には屈曲角度に伴う組織の変形は、BTB グラフトの方がハムストリング腱グラフトに比べて正常 ACL により類似していることがわかった (Fig.22). しかしながら、ひずみ分布を見てみると BTB グラフトでも、屈曲位におけるひずみ分布は正常 ACL と異なっていた。特に、後方線維でもひずみが生じている点は、前方線維のみにひずみが生じていた正常 ACL とは大きく異なる。これは、脛骨骨孔側に原因があると考えられる。大腿骨側は、骨片を骨孔開口部に合わせており、線維は骨孔開口部より走行している状態であるのに対し、脛骨側は骨片が骨孔内部に入り込んでいるため、グラフトは脛骨骨孔の後端にかかった状態で走行している (Fig.23). 正常 ACL の場合は、屈曲に伴い後方線維が弛緩するが、BTB グラフトの場合、骨孔後端縁がプーリの役割を果たし、後方線維の緩みを軽減させたことにより後方線維でも線維が緊張したのだと考えられる。

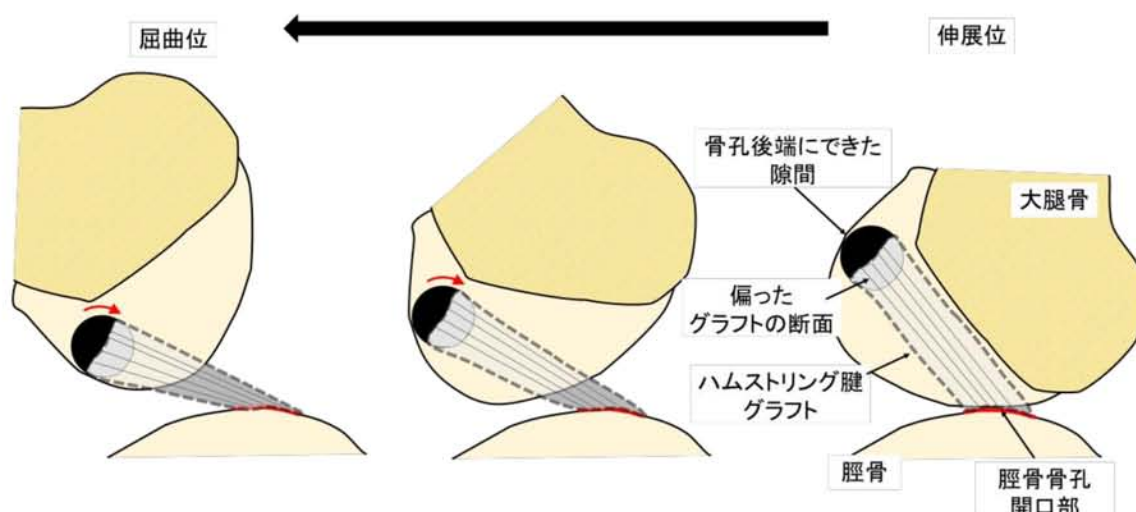


Fig.19 ハムストリング腱による解剖学的 1 束再建術における屈曲に伴う骨孔内グラフトの偏りと移動、グラフト走行の模式図

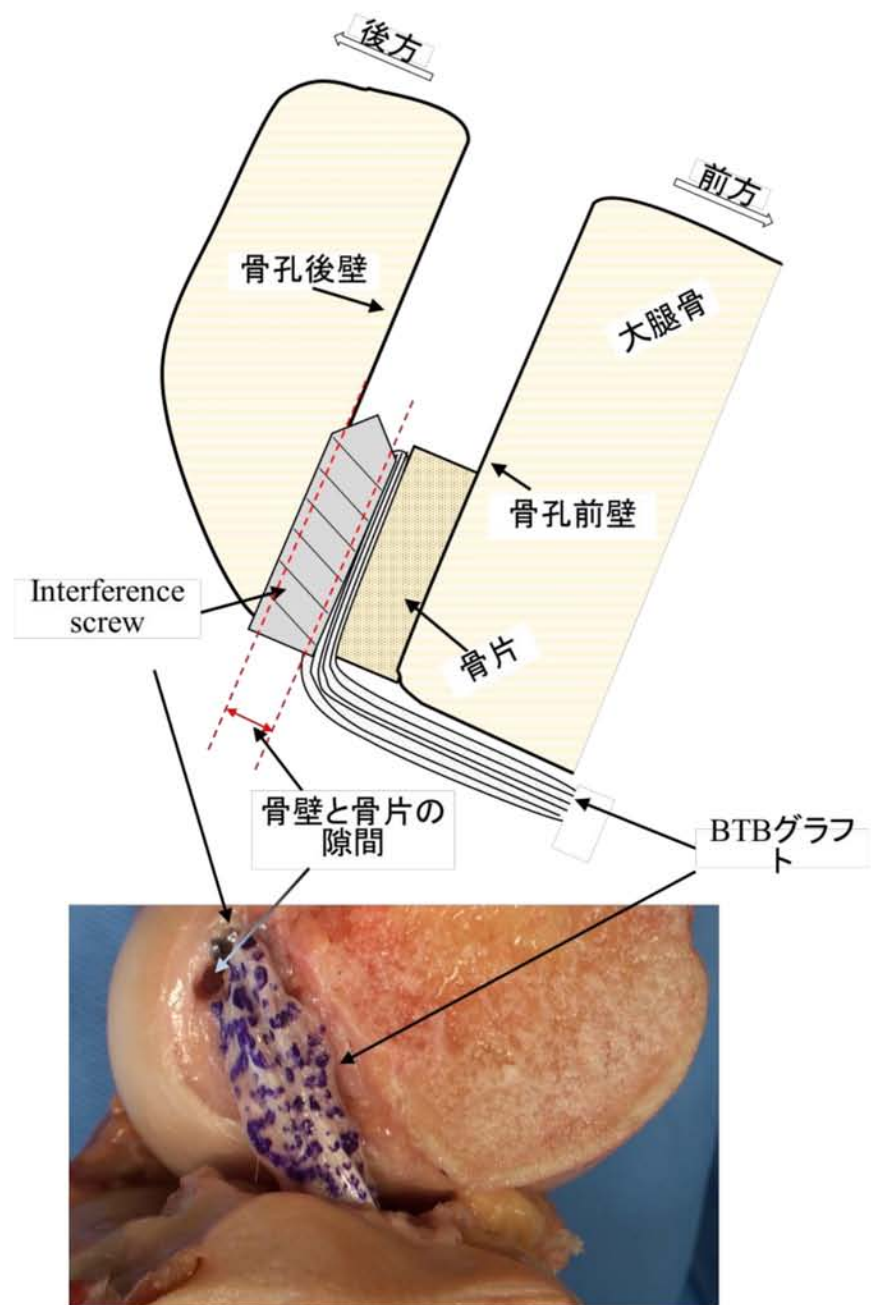


Fig.20 Interference screw 固定によるグラフトの前方偏位



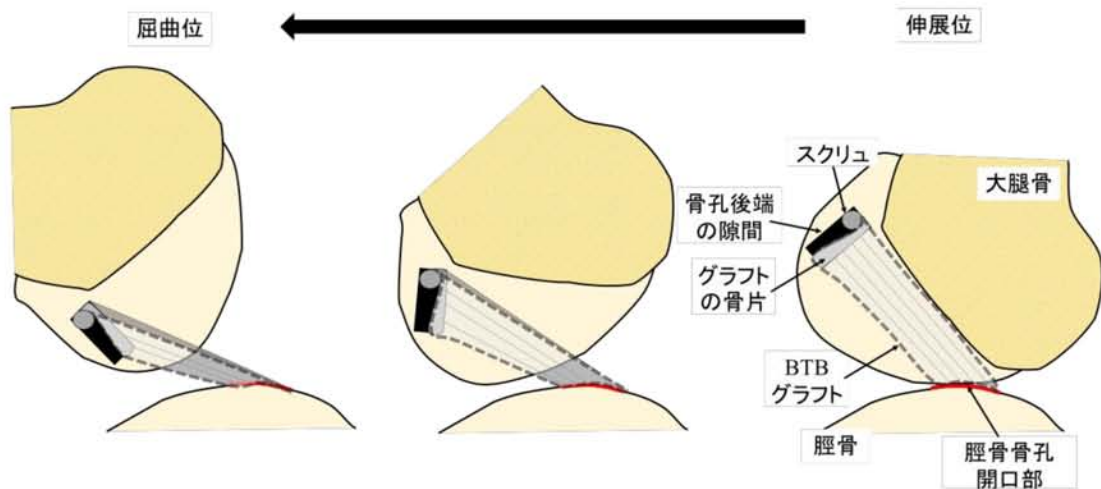


Fig.21 膝蓋腱による ART-BTB 再建術における屈曲に伴うグラフト位置とグラフト走行方向の変化の模式図

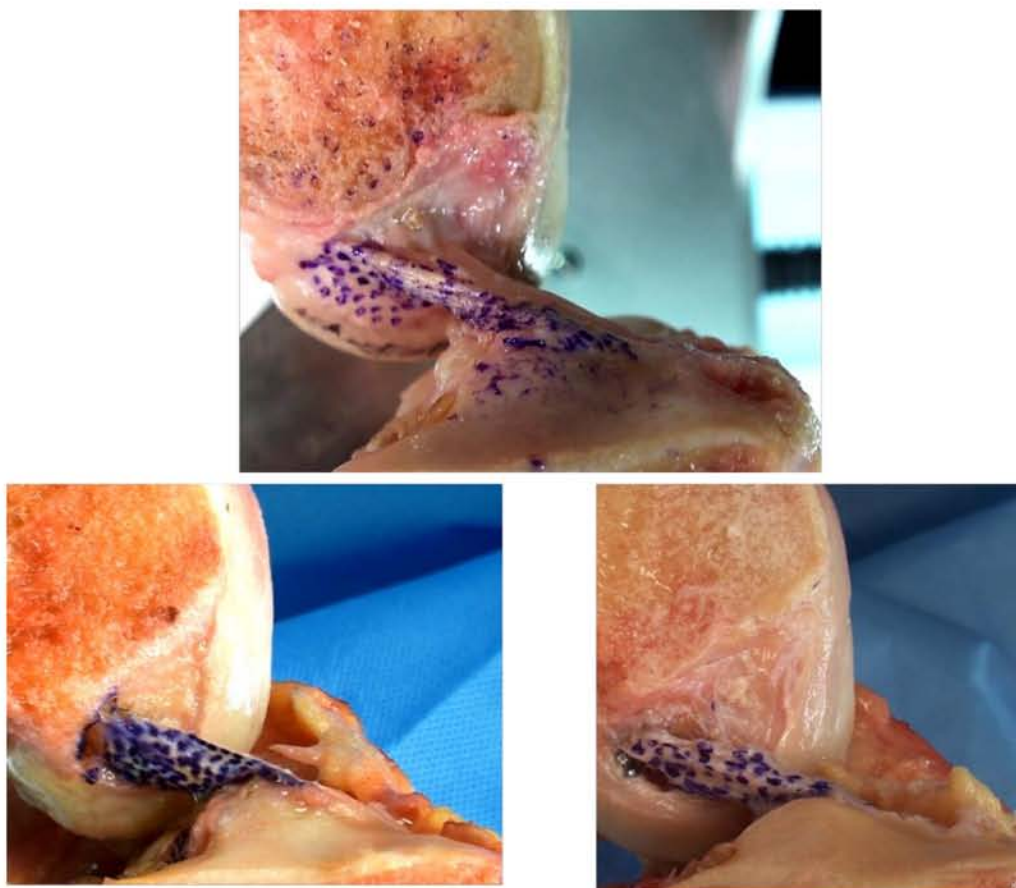
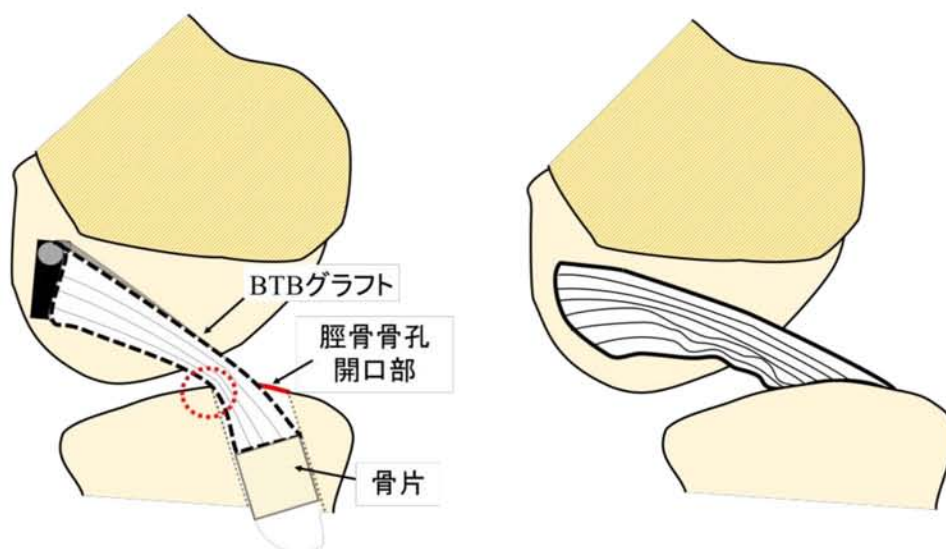


Fig.22 90°屈曲位における前方力 100 N 負荷時の正常 ACL (上図) と再建 ACL (ハムストリング腱グラフト：左下図, BTB グラフト：右下図) の内側からの観察像





**Fig.23** 前方力荷重時の BTB グラフト (左図) と正常 ACL (右図) の模式図  
(赤丸：脛骨骨孔開口部後端縁とグラフトの接触)

また、ハムストリング腱グラフトでは、前方力負荷後に骨孔から腱が引き出される様子が確認された (Fig.24). これは、臨床で bungee cord effect[3]と呼ばれ、エンドボタンのようなグラフト側開口部から離れた部位でグラフトを固定する場合に見られる現象で、グラフトが張力を受けることでグラフトとプレートをつなぐ糸やグラフト自身の伸びにより、グラフトが骨孔内を長さ方向に移動するというものである (Fig.25). ここで、骨孔からどの程度引き出されるのか定量化すべく、本実験で用いた 3 次元位置計測手法により、ひずみ分布算出の際に指定した標点のうち大腿骨最近傍の点 (長さ方向 0%), すなわち観察しうる線維の最後端部と骨孔の後縁の距離変化を算出した. その結果、伸展位では平均 2.6 mm, 30°屈曲位では平均 3.0 mm, 60°屈曲位では平均 3.0 mm, 90°屈曲位では平均 2.7 mm であった. 比較するために BTB についても同様に算出したところ、BTB ではどの屈曲角度においても 0.5 mm 以下であり、ハムストリング腱グラフトに比べ有意に伸びが小さかった. ハムストリング腱グラフトによる ACL 再建術において bungee cord effect が問題になることはグラフト破断面の観察結果や骨孔拡大の結果などから臨床現場において予想されており、単純引張試験による生体力学的な検討が行われている [4, 5]. しかし、生理的荷重下における bungee cord effect の影響を定量化した結果はこれまでになく、本研究が初である. また、本結果からハムストリング腱グラフトによる ACL 再建では bungee cord effect によるグラフトの突出は 30 および 60°屈曲位で最大となることが明らかとなった. また、エンドボタンによる固定のように、グラフト開口部から離れた部位でグラフトを固定する場合は、グラフトに荷重が加わることでグラフトが骨孔の関節内側開口部の縁に押し付けられるが、その状態で屈曲角度が変化するとグラ

フトが骨孔開口部の端をなぞるように移動することが確認された (Fig.19). この現象は, windshield wiper effect[6]と呼ばれている. Windshield wiper effect も bungee cord effect と同様にグラフト破断面の観察や骨孔拡大の結果などから予想された ACL グラフト破断のメカニズムだが[7, 8], 本研究より, 破断時のグラフトと骨孔との相対的な運動の様子や, それらの数値的結果が初めて明らかとなった. この結果は, 今後の固定方選択の指針にもなりうる重要な結果である.

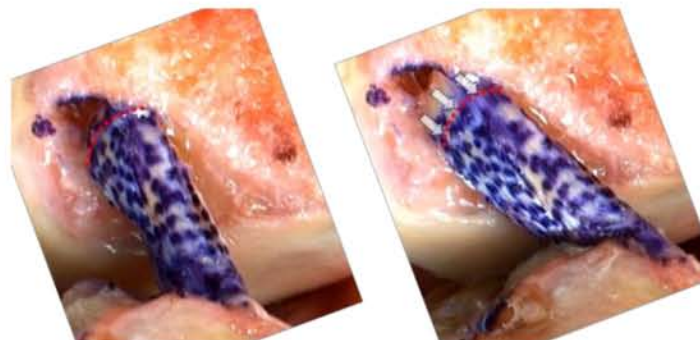


Fig.24 大腿骨開口部におけるハムストリング腱グラフトの前方力負荷前による移動 (負荷前の線維最後端部：赤点線)

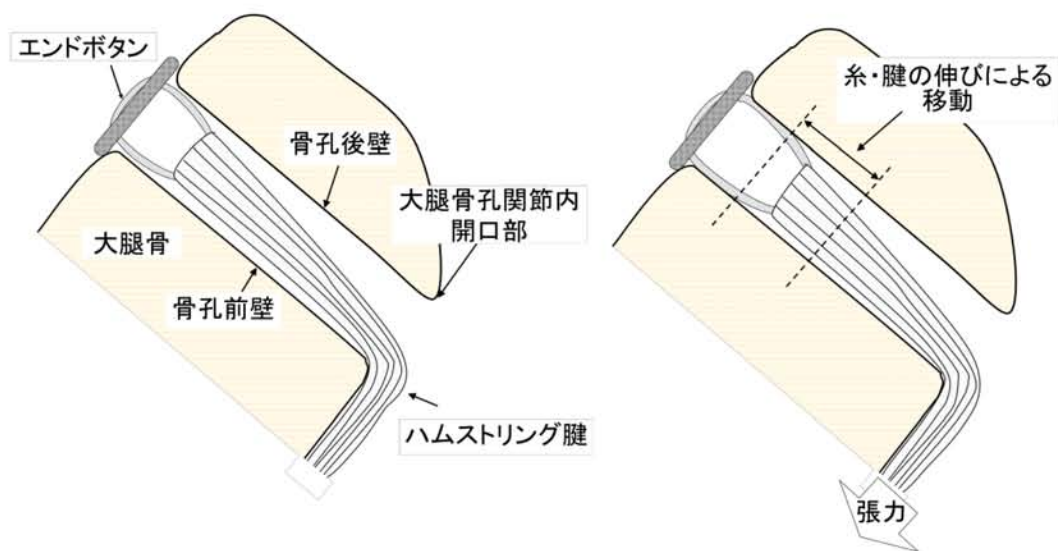


Fig.25 Bungee cord effect の模式図 (グラフト張力負荷前：左図, 負荷後：右図)

両再建 ACL では, 伸展位では骨孔近傍の方が実質部よりもひずみが大きかった. 正常 ACL の場合も付着部近傍でひずみが大きくなっており, これらの特徴は類似していた. しかしながら, その数値は, ハムストリング腱で最大 22.5%, BTB で最大 11.5%であり,



正常 ACL の最大値よりもそれぞれ 4 倍, 2 倍程度であり, 再建 ACL は, 荷重を伝達して関節を安定させるまでに正常 ACL よりも大きな変形を必要とすることが分かった. また, 屈曲位では前方線維でひずみの増加が見られたが, その他の線維でもひずみが増加していた. また, 線維毎に見てみると, どの線維も屈曲位では, 不連続にひずみが生じていることがわかった. これは, 線維間の **interaction** により引き起こされていると考えられ, グラフト内部の線維の緊張が複雑に発生していることを示唆している. ハムストリング腱グラフトの場合, 大腿骨側はエンドボタンに取り付けられた結合用糸にかけられた状態となっており, グラフトに荷重が加わった際には, Fig.26 に示すように, その糸に沿う形に変形する. この状態では組織の幅方向両端に荷重が加わりやすい状態であることが予想される. 一方, 脛骨側は, 荷重が加わった際には縫合糸がかけられている中央線維に荷重が加わりやすい状態であることが予想される. このように, 大腿骨側と脛骨側で線維により荷重の伝わりやすさが異なっていることで, 少なくとも組織表面 (観察面) では, 正常 ACL に見られたような線維に連続的にひずみが生じるような荷重伝達がされなかったのだと推測される. BTB グラフトの場合は, 大腿骨側は骨片の縁を開口部に合わせることで, ある程度均一に線維へ荷重が加わることが予想されるが, 脛骨側は骨片が骨孔内にあるため開口部は骨孔後端に寄った状態となっており, 荷重は偏って伝達していると予想される. また, 脛骨骨孔へ挿入される膝蓋腱の膝蓋骨側付着部は膝蓋骨の形状が三角形状のため, グラフト中央と両端で線維長が異なる. このことより, ハムストリング腱グラフト同様, 正常 ACL とは異なる荷重伝達がされているのだと考えられる.

これらは 1 献体分のデータでしかなく, さらなる検討が必要であるが, 本邦において, ヒト屍体膝を実験に用いるためには様々な制約があり, 入手自体困難であるため, 追加実験を行うことは困難であると判断した. そこで, 動物膝を代用した追加実験を行なった.

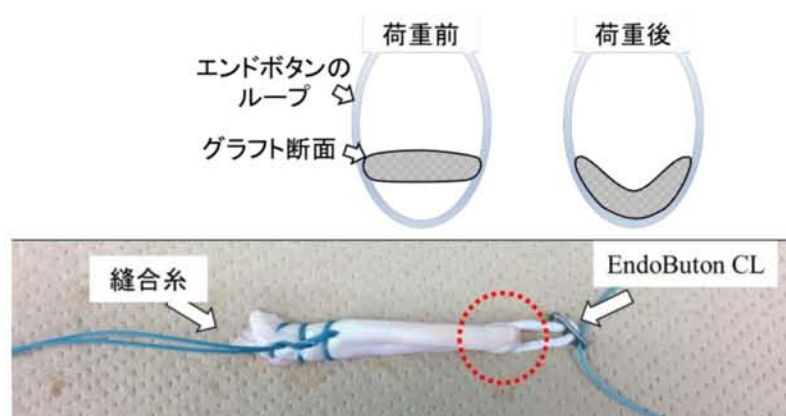


Fig.26 エンドボタンのグラフト結合用糸とグラフト間 (赤丸) の変形

## 5. ブタ膝関節を用いた検討

代用種として，第4章の2次元解析と同様に，ブタ膝関節を選択した (Fig.27)．ブタ膝関節は，関節全体や構成組織の寸法などがヒト膝関節に近く，過去の報告においてもヒト膝関節の代用として用いられている[9, 10]．

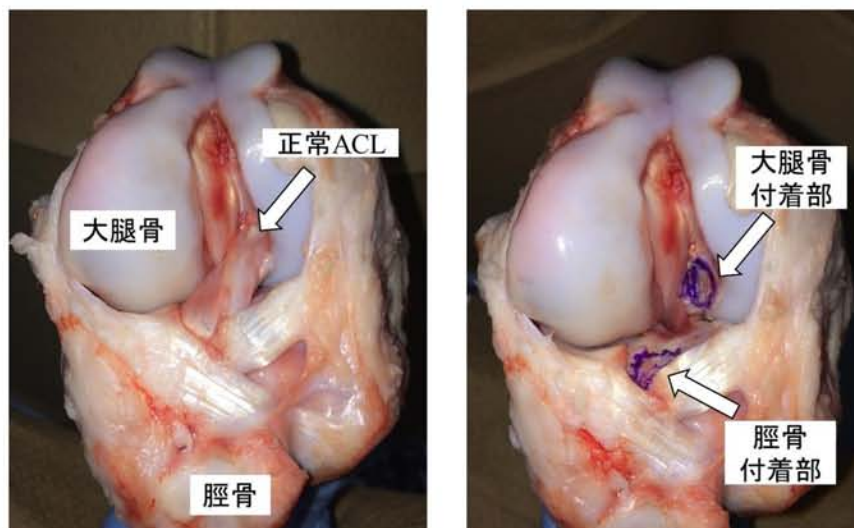


Fig.27 ブタ膝関節における正常 ACL とその付着部

### 5.1. ブタ膝関節の手術手技

ブタ膝関節に対しても 2.1 と同じ臨床手技に準じて手術を施行するが，ヒトとブタはそのサイズこそ類似しているものの，解剖学的に異なる点も多いため，その部分はブタ膝関節に合うよう手技の変更を行った．

#### 5.1.1. ブタ膝関節に対する解剖学的 1 束再建術

グラフトは半腱様筋腱を採取することが困難であったため，アキレス腱を代用した．アキレス腱は，再建術に用いられることもある他，ハムストリング腱と同様にグラフト全体が軟組織により構成される *soft tissue graft* として準備できるため，再建後の変形挙動はハムストリング腱と類似すると考えられ，ハムストリング腱の代用として適当であると判断した．ブタ足関節より採取したアキレス腱を二つ折りにし，ループ側にエンドボタンと同様の固定を行うため，三つ編みにしたポリエステル糸をさらに三つ編みし，2 重の輪状にしたものを通した (Fig.28)．もう一端は縫合糸により *krackow suture* を施して結合した．大腿骨と脛骨の ACL 付着部に直径 7 mm のドリルを用いて骨孔を 1 本ずつ作孔した (Fig.29)．大腿骨骨孔にグラフトのループ側を挿入し，2 重三つ編みポリエステル糸を関節外側開口部から引き出し，糸が成す輪に直径 4 mm のアルミ棒を通して骨壁に固定した．脛骨骨孔にグ



ラフトのもう一端を挿入し、かけておいた縫合糸を関節外側開口部より引き出し、そこへ DSP を模擬した金属ワッシャーを介してバネばかりをつなぎ、グラフトへ 35 N の張力を与えた状態で脛骨側のグラフト固定を行った。なお、本方法ではグラフトの固定を行う間、Fig.5 に示した DSP のような仮止めが行えないため、ネジで本止めするまでバネばかりによる牽引を持続させながら固定した。解剖学的 1 束再建術施行ブタ膝関節を Fig.30 に示す。グラフト固定肢位は 30° 屈曲位とした。



Fig.28 ブタ膝関節に対する解剖学的 1 束再建術用の soft tissue graft (アキレス腱)

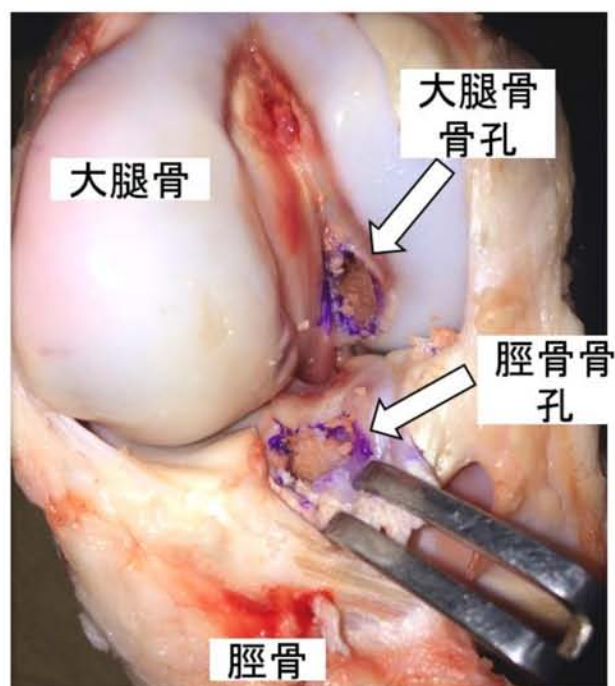


Fig.29 ブタ膝関節解剖学的 1 束再建術用の骨孔

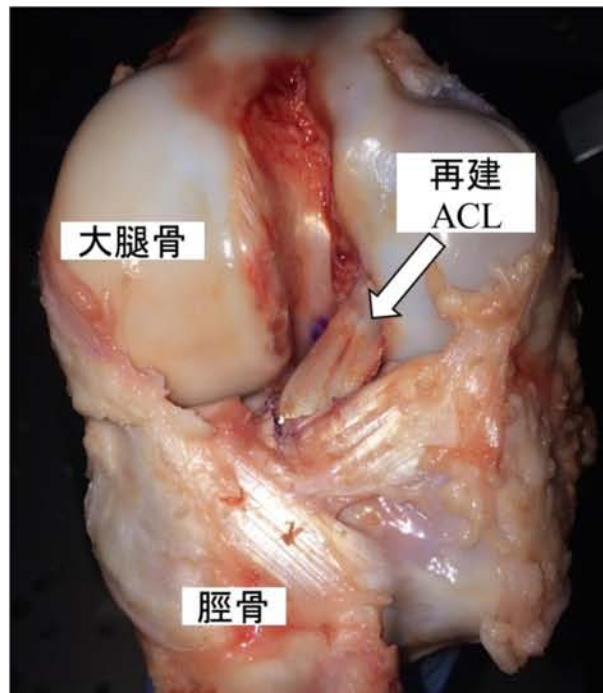


Fig.30 アキレス腱による解剖学的 1 束再建術施行ブタ膝関節

#### 5.1.2. ブタ膝関節に対する ART-BTB 再建術

グラフトは、ヒト膝関節と同様に BTB に成形した膝蓋腱とした (Fig.31). 骨片サイズはブタに合わせて幅 8 mm, 厚さ 4 mm, 長さ 10 mm とした. 骨孔は大腿骨および脛骨の ACL 付着部に直径 4 mm のドリルにより円形骨孔を 2 本並列に隣接した状態で開け, 骨孔間の骨壁を直径 4 mm の長尺エンドミルで取り除き, 2 本の円形骨孔をつなぐことで長方形骨孔を作成した (Fig.32). 大腿骨骨孔にグラフトの脛骨骨片側を骨片が骨孔前方の骨壁側に来るよう向きを合わせて挿入し, 骨孔の後近位に **interference screw** を模擬して直径 5 mm の木ネジをグラフトと骨壁の隙間にねじ込むように挿入し大腿骨側のグラフト固定を行った. グラフトの另一端をグラフトにねじれが生じないように留意しながら骨片が外側を向くように脛骨骨孔に挿入した. しかし, ここでブタの膝蓋腱が関節に対して長く, 脛骨骨孔内に骨片が収まらないという問題が発生した. この状態で 2.1.2 にて行ったヒト膝に対する手法と同じようにグラフト固定を行おうとすると, 固定間距離が長くなってしまった. そこで, 骨孔開口部から突出した骨片をボーンセメント (オストロン II, ジーシー) により固定し, グラフト長さがヒトの場合と同じになるよう固定方法を変更した (Fig.33). ART-BTB 再建術施行膝を Fig.34 に示す. なお, 解剖学的 1 束再建術と術後のグラフト状態を統一するため, 固定の際にグラフトへかける張力は同術式と同じ 35 N とした.



Fig.31 プタ膝関節から採取した膝蓋腱 (BTB)

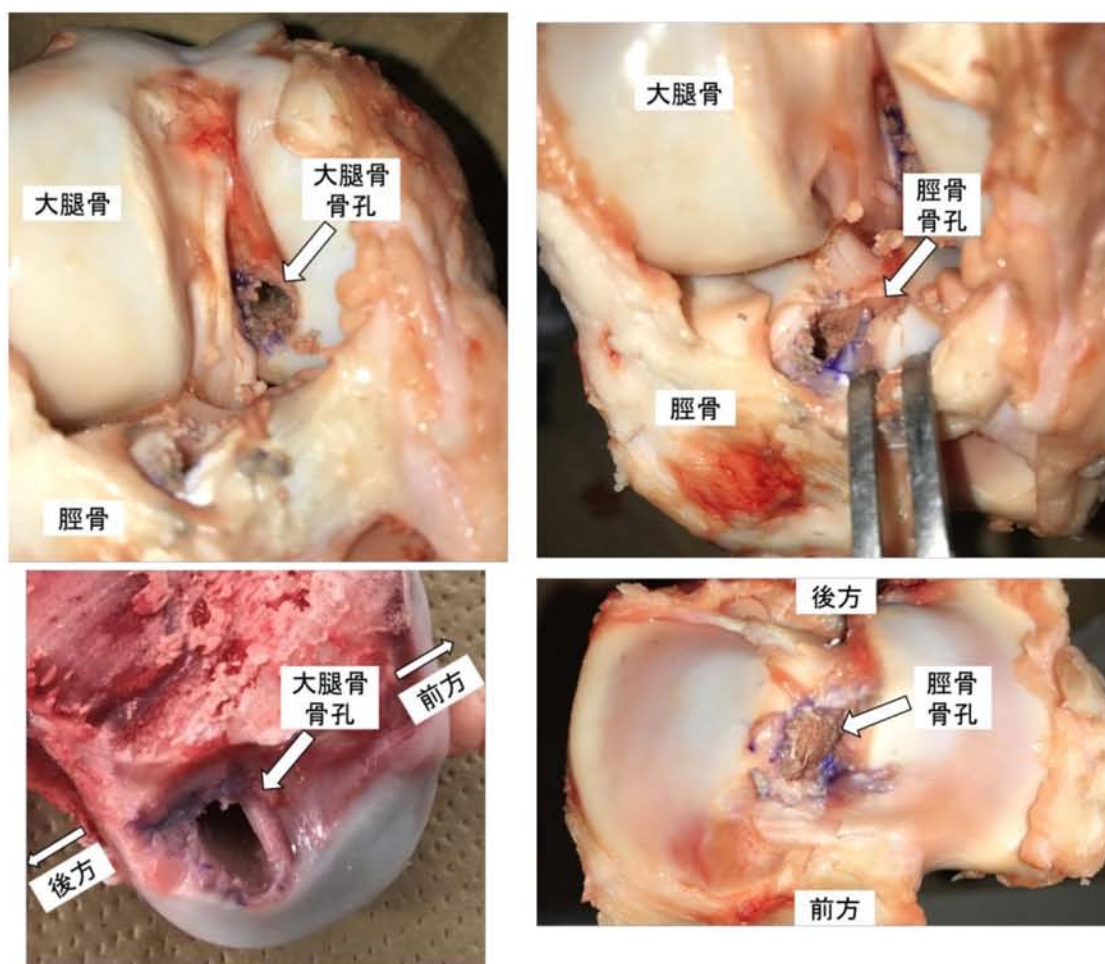


Fig.32 ART-BTB 再建術用の大腿骨骨孔 (左図) と脛骨骨孔 (右図)



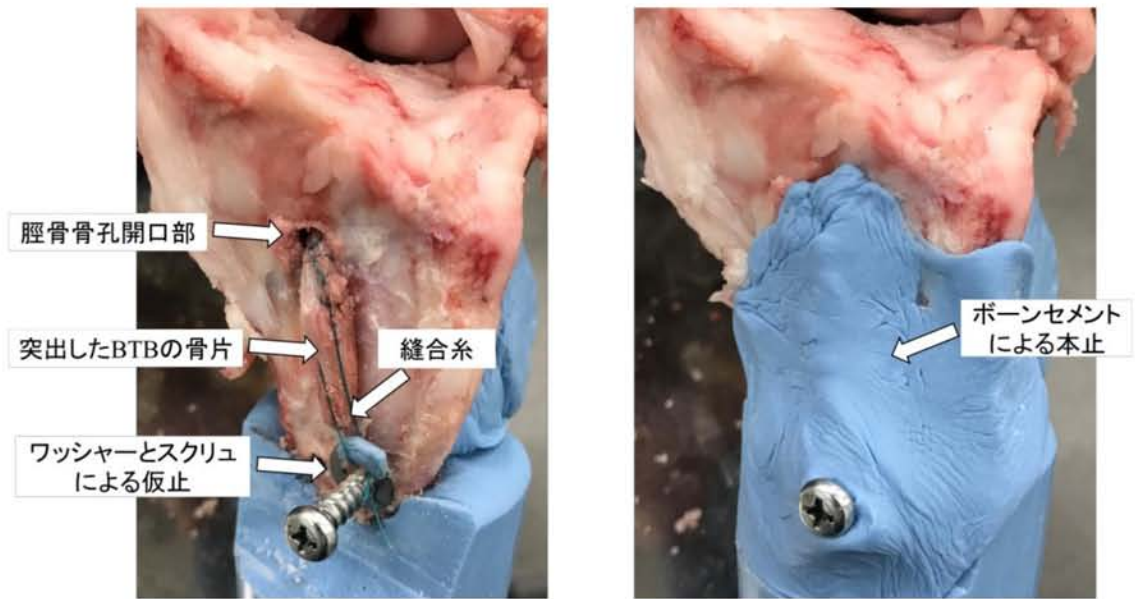


Fig.33 プタ膝関節に対する ART-BTB 再建術における脛骨側グラフト固定  
(仮止：左図，本止：右図)

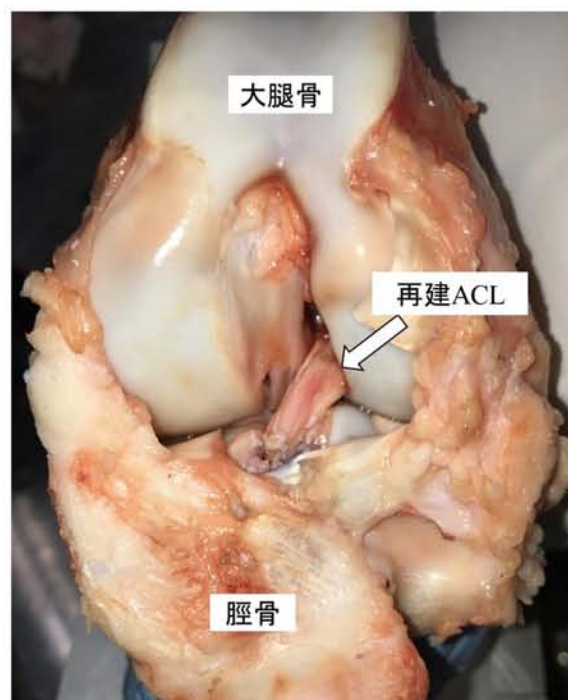


Fig.34 膝蓋腱による ART-BTB 再建術施行プタ膝関節



## 5.2. 実験手順

### A) 正常ブタ膝関節実験

手順を以下に示す.

- 1) 正常膝関節を関節力学試験ロボットシステムに取り付け, 伸展モーメントが 1.0 Nm に達するまで伸展させたのち, その状態を 10 秒間保持し, 膝関節の各自由度変位が一定になった状態を最大伸展位と定義した. その際, 屈曲伸展自由度は速度 0.5 deg/s で変位するよう位置制御し, 他の 5 自由度は力またはモーメントが 0 N, 0 Nm に保たれるよう力制御した. なお, この最大伸展位をこれ以降の試験における基準姿勢 (6 自由度の変位 0) とした.
- 2) 本試験を始める前に初動時の緩和とクリープによる影響を取り除くため, 最大伸展位, 30, 60, 90°屈曲位において前方力が 50 N かかるまで速度 0.1 mm/s で前方変位させる前方力負荷試験を 3 回ずつ行った. なお, 各屈曲角度において, 屈曲伸展自由度は位置制御により固定し, それ以外の 4 自由度は, 力またはモーメントが 0 N, 0 Nm になるよう力制御した.
- 3) 膝関節を 1) で定めた最大伸展位の状態に戻し, 前方力が 50 N かかるまで, 速度 0.1 mm/s で前方変位させた. その際, 屈曲伸展自由度は固定し, 前後方自由度は速度 0.1 mm/s で変位するよう位置制御し, 他の 4 自由度は力またはモーメントが 0 N, 0 Nm になるよう力制御した. 前方力負荷時の膝関節 6 自由度の力とモーメント, 6 自由度変位を記録した.
- 4) 屈曲伸展自由度を 30°に固定し, 3) と同様に前方力負荷試験を行った. その後, 60 および 90°屈曲位においても同様に前方力負荷試験を行った.
- 5) 観察視野を得るため, 大腿骨内側顆を切除し, 内側より ACL が直視下で観察できるように検体を処理した.
- 6) 処理した検体に対して, すべての自由度を 3), 4) で記録した 6 自由度変位に沿って変位するよう位置制御した. この際, 内側よりフルハイビジョンビデオカメラにより変形中の ACL の表面を撮影した. 撮影に際して, 膝運動前に任意の視点 1 から視点 2 へとカメラを移動し, 変形前の ACL を異なる 2 視点より撮影した. その後, 視点 2 より膝運動中の ACL の挙動を撮影し, 膝運動後, 視点 2 から視点 1 へと移動させ, 変形後の ACL を異なる 2 視点から撮影した. なお, ひずみの算出の際に最大伸展位における変形前の ACL 像を基準とするため, 伸展位で定めた標点を追跡し続けるよう動画は試験中のカメラの移動や屈曲なども含め, すべて連続撮影した.
- 7) 6) で得られた動画上の計測領域に追跡点を設定し, 前述の新手法を用いて ACL 変形前後の追跡点の 3 次元位置を算出し, 基準姿勢での各標点間距離と, 試験中の各標点間の距離変化よりひずみを算出した.

## B) 再建術施行膝関節実験

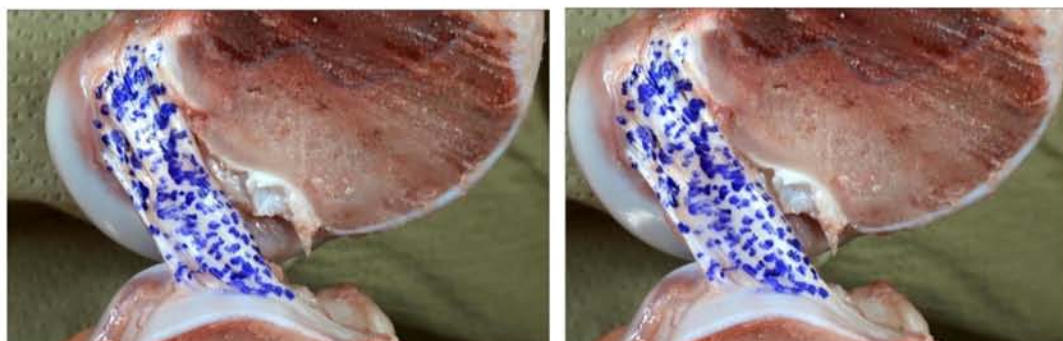
5.1.1 および 5.1.2 の手技に従って作成した再建術施行膝関節に対して A) と同様の試験を行い、前方力負荷時における再建 ACL のひずみ分布を算出した。

## 5.3. 結果

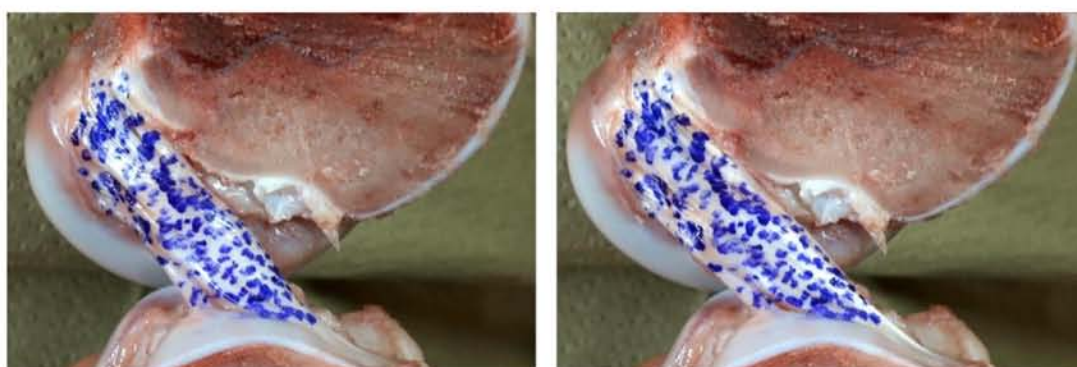
前方力負荷前後の正常 ACL, アキレス腱, BTB の観察像をそれぞれ Fig.35-38, Fig.39-42, Fig.43-46 に示す。ブタ正常 ACL は、前方力負荷前では、屈曲に伴って組織が弛緩していく様子が観察された。また、前方力負荷後では、屈曲角度が増加するにつれて、屈曲に伴う大腿骨付着部の回転により、組織がねじれながら緊張していく様子が観察された。アキレス腱グラフトによる再建の場合は、前方力負荷前では、屈曲に伴って、組織が若干弛緩していく様子が観察された。前方力負荷後では、屈曲角度によらず大きなねじれなど生じずに組織が緊張していく様子が観察された。BTB の場合は、前方力負荷前には屈曲に伴い、組織の著しい弛緩が観察され、前方力負荷後には特に屈曲位において組織がねじれながら緊張していく様子が観察された。

最大伸展位、30 および 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷時の正常 ACL, アキレス腱グラフト, BTB グラフトのひずみ分布をそれぞれ Table 7-9, Table 10-12, Table 13-15 に示す。屈曲角度 90° に関しては、設定した標点の追跡が困難であった領域が多かったためすべてのデータを除外した。また、屈曲角度 90°未満の結果においてもそれぞれの検体で標点の追跡が困難であった領域のデータは除外している。各領域の検体数に関しては表に記載する。まず、正常 ACL は、最大伸展位において、実質部 (20-80%) に比べて付着部近傍 (0-20%, 80-100%) でひずみが大きくなり、後方線維 (75-100%) の脛骨付着部近傍 (80-90%) で 4.1%と最大になった。30°屈曲位では、前方線維のひずみが増加し、前中間線維 (25-50%) の大腿骨付着部最近傍 (0-10%) で 11.7%と最大になった。また、後方線維では引張ひずみが生じない領域が観察された。60° 屈曲位では、前方線維のみすべての領域で引張ひずみが生じており、後方線維ではすべての領域で引張ひずみが生じていなかった。ひずみの最大値は、前中間線維 (25-50%) の大腿骨付着部最近傍 (0-10%) における 12.5%であった。アキレス腱では、最大伸展位において、実質部 (20-80%) に比べて付着部近傍 (0-20%, 80-100%) でひずみが大きくなり、後方線維 (75-100%) の脛骨付着部最近傍 (90-100%) で 5.1%と最大になった。30°屈曲位では、全体的にひずみが増加する傾向が見られたが、後中間線維 (50-75%) では引張ひずみが生じない領域が増加した。ひずみの最大値は、後方線維 (75-100%) における大腿骨付着部最近傍 (0-10%) の 11.1%であった。60°屈曲位では、前方および前中間線維 (0-25, 25-50%) においてひずみが増加した領域が多く、後方および後中間線維 (50-75, 75-100%) では、減少した領域が多かった。BTB では、最大伸展位において、実質部 (20-80%) に比べて付着部近傍 (0-20%, 80-100%) でひずみが大きくなり、後中間線維 (75-100%) の脛骨

付着部最近傍（80-90%）で 3.7%と最大になった。30°屈曲位では、ひずみが増加した領域が多く見られ、後中間線維（75-100%）の大腿骨付着部最近傍（90-100%）で 16.9%と最大になった。60°屈曲位では、前方および前中間線維（0-25, 25-50%）において後方および後中間線維（50-75, 75-100%）に比べてひずみが増加した領域が多く、前方線維（0-25%）の大腿骨付着部近傍（10-20%）で 11.6%と最大になった。



**Fig.35** 最大伸展位における前方力 50 N 負荷前後のブタ正常 ACL の様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)



**Fig.36** 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ正常 ACL の様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)



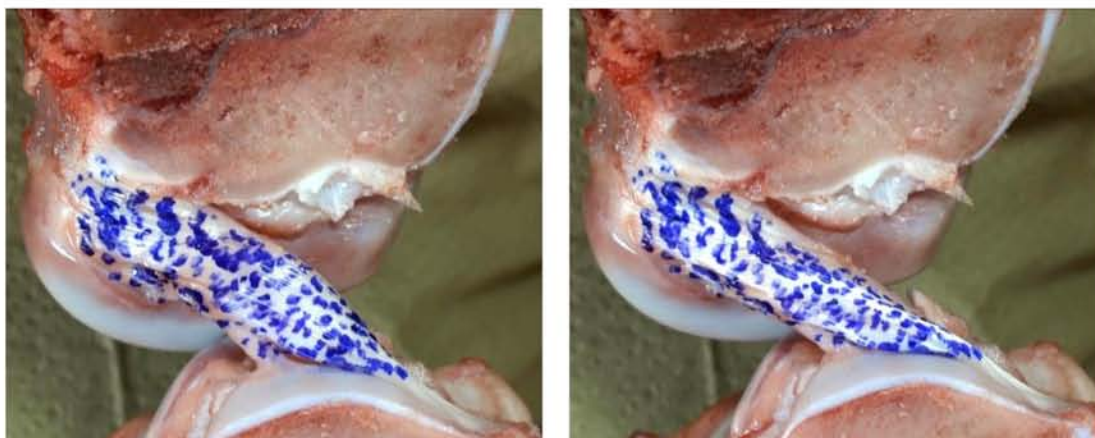


Fig.37 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ正常 ACL の様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)



Fig.38 90°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ正常 ACL の様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

Table 7 最大伸展位における前方力 50 N 負荷時のブタ正常 ACL のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	1.1	1.1	2.9	1.5	
	↑ 10-20%	3.2	1.0	0.3	2.9	
	20-80%	0.3	0.9	0.9	0.5	
	↓ 80-90%	4.1	2.1	2.0	0.9	
Tibia	90-100%	3.7	(0.0)	2.2	2.5	[%]

(n=3)



**Table 8** 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタ正常 ACL のひずみ分布

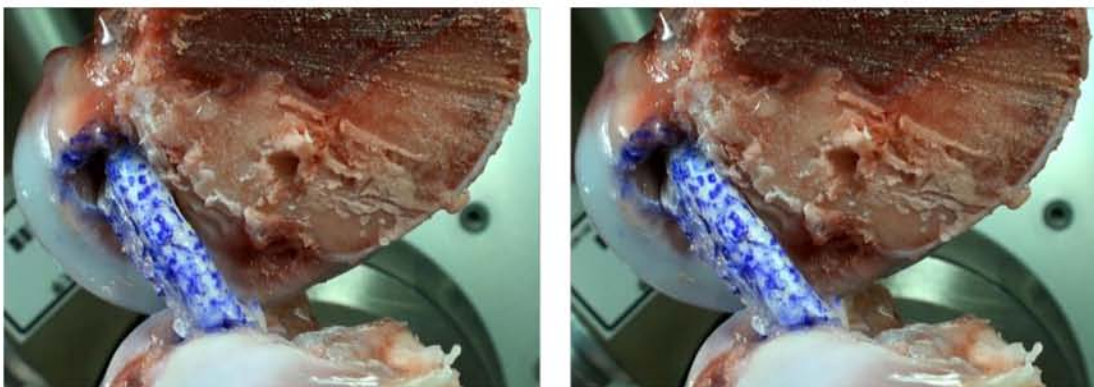
Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-4.5)	4.6	11.7	2.6	
	↑ 10-20%	8.2	2.1	(-0.6)	8.1	
	20-80%	(-2.3)	0.3	2.0	2.9	
↓	80-90%	(-3.6)	4.6	5.2	4.5	
	Tibia 90-100%	2.2	1.8	(-0.2)	5.3	[%]

(n=3)

**Table 9** 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタ正常 ACL のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-15.7)	(-1.5)	12.5	5.5	
	↑ 10-20%	17.8	1.9	(-4.3)	4.0	
	20-80%	(-15.0)	(-1.4)	4.4	6.5*	
↓	80-90%	(-12.7)	4.0	6.0	7.8*	
	Tibia 90-100%	---	(-14.7)	(-2.0)	5.6*	[%]

(n=3, \*n=2)



**Fig.39** 最大伸展位における前方力 50 N 負荷前後のブタアキレス腱グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

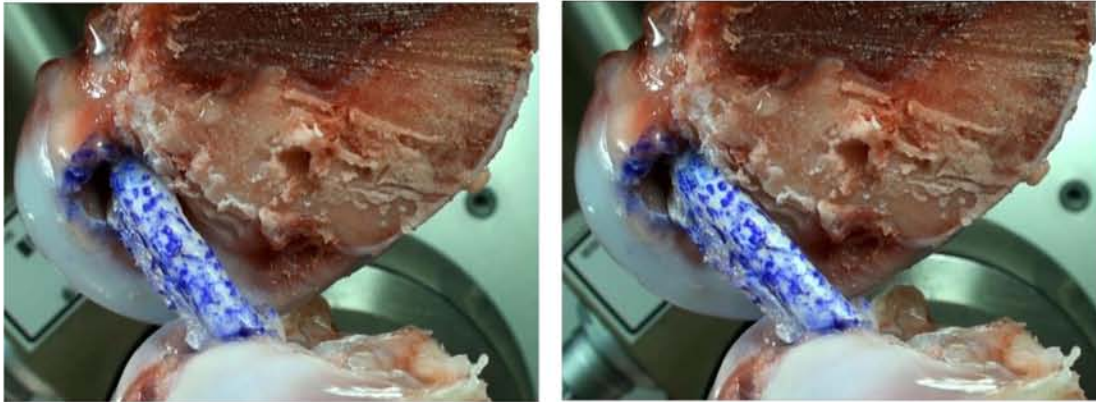


Fig.40 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタアキレス腱グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

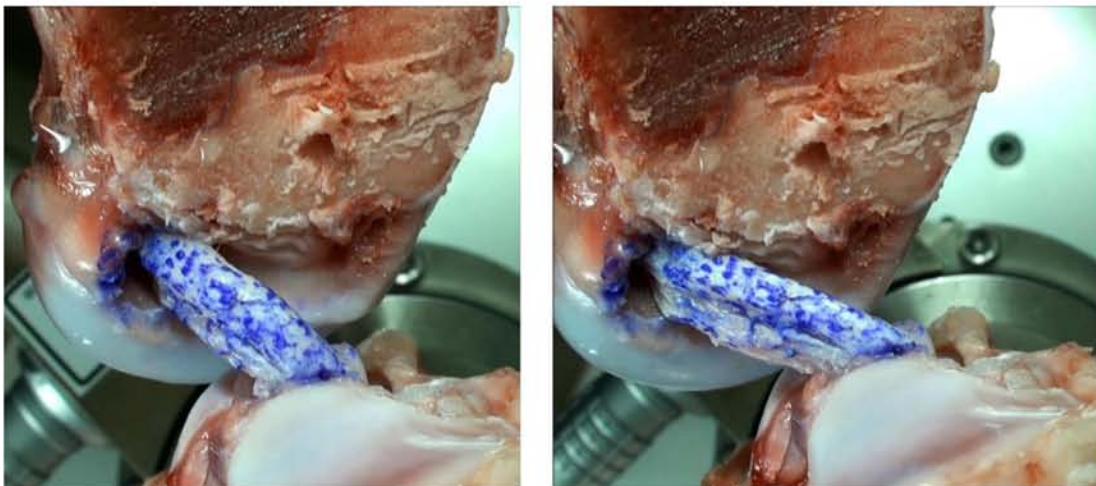


Fig.41 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタアキレス腱グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

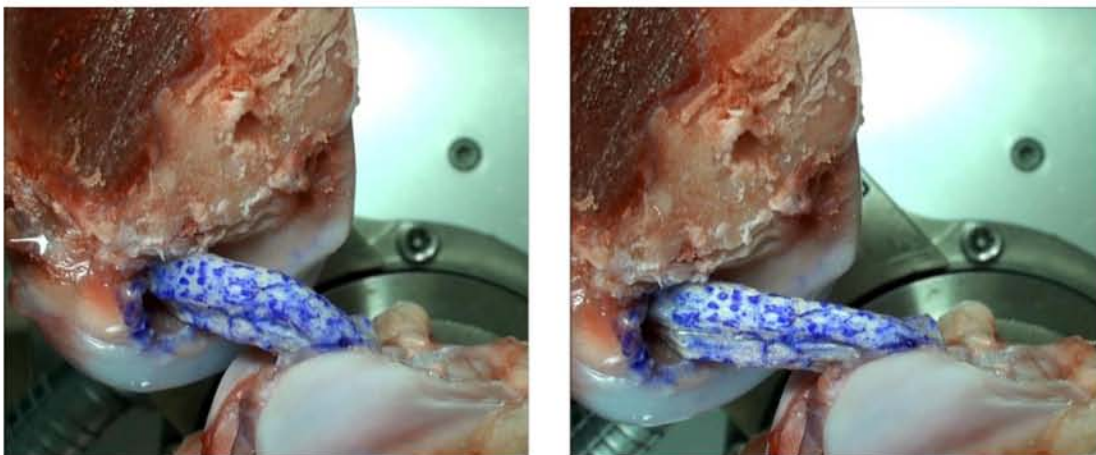


Fig.42 90°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタアキレス腱グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

**Table 10** 最大伸展位における前方力 50 N 負荷時のブタアキレス腱グラフト

のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	1.8	0.7	1.8	1.3	
↑	10-20%	2.7	0.8	0.0	0.5	
	20-80%	0.7	(-0.3)	0.1	0.5	
↓	80-90%	(-0.5)	1.8	0.6	2.7	
Tibia	90-100%	5.1	1.2	0.4	3.1	[%]

(n=3)

**Table 11** 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタアキレス腱グラフト

のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	11.2	(-10.1)	4.7	0.3	
↑	10-20%	0.7	(-3.3)	0.4	(-0.6)	
	20-80%	1.2	(-15.4)	0.6	1.5	
↓	80-90%	(-1.5)	(-4.3)	1.2	6.6	
Tibia	90-100%	6.4	6.1*	1.8	3.5	[%]

(n=3, \*n=2)

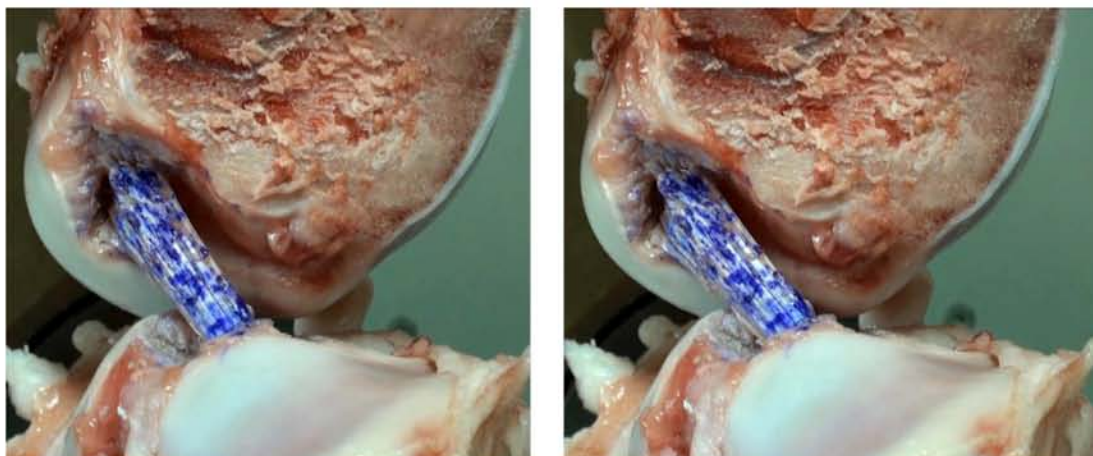
**Table 12** 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタアキレス腱グラフト

のひずみ分布

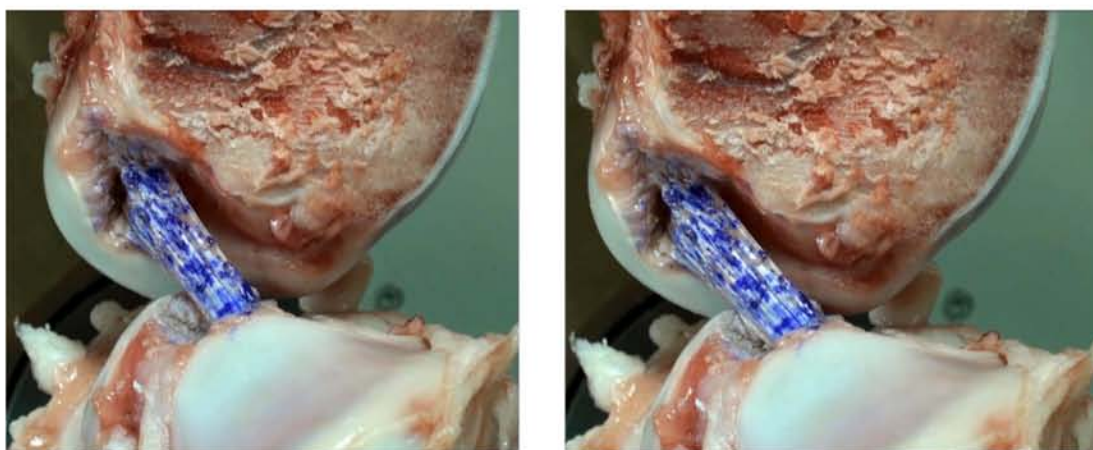
Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	0.4	6.7	12.4	(-2.3)	
↑	10-20%	(-5.5)	9.8	(-0.5)	1.2	
	20-80%	1.7	(-0.1)	0.4	1.9	
↓	80-90%	(-4.1)	(-2.4)	2.2	9.3	
Tibia	90-100%	4.6*	(-5.7)	5.4	6.9	[%]

(n=3, \*n=2)





**Fig.43** 最大伸展位における前方力 50 N 負荷前後のブタ BTB グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)



**Fig.44** 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ BTB グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)



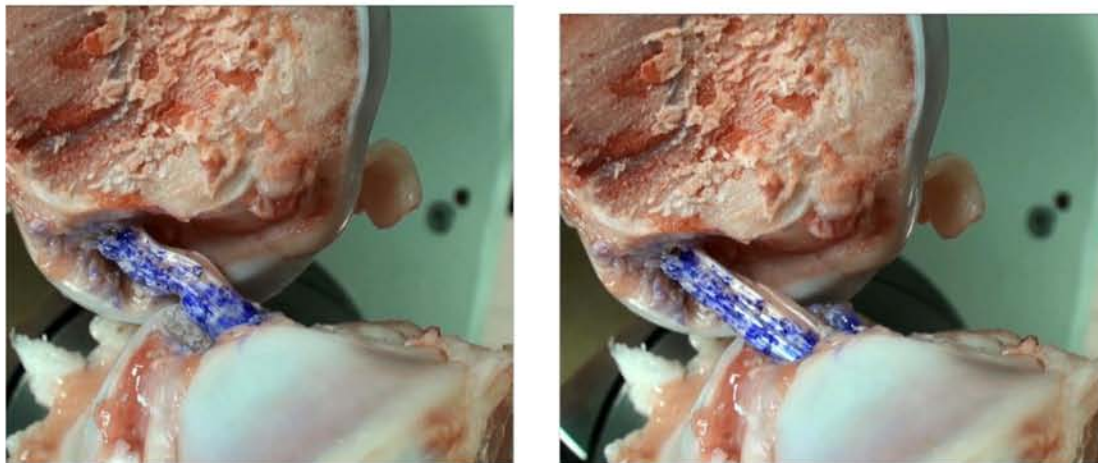


Fig.45 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ BTB グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

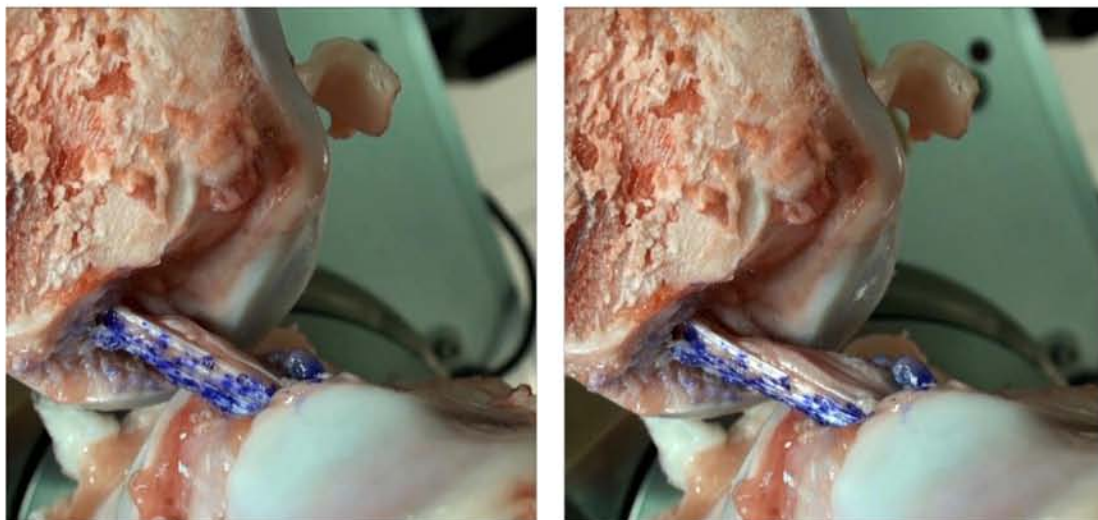


Fig.46 90°屈曲位における前方力 50 N 負荷前後のブタ BTB グラフトの様子  
(負荷前：左図，負荷後：右図)

**Table 13** 最大伸展位における前方力 50 N 負荷時のブタ BTB グラフト

のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	(-0.3)	3.4	0.5	2.0	
	↑ 10-20%	1.7	0.2	2.6	1.3	
	20-80%	0.8	0.5	0.5	0.7	
↓	80-90%	1.1	3.7	0.9	1.6	
	Tibia 90-100%	1.2	(-0.3)	2.9	1.0	[%]

(n=3)

**Table 14** 30°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタ BTB グラフト

のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	7.4*	16.9*	(0.0)	3.8	
	↑ 10-20%	(-3.4)	(-4.0)	8.4	5.0	
	20-80%	1.3	(-0.1)	0.5	1.5	
↓	80-90%	5.4	8.2	0.2	0.4	
	Tibia 90-100%	(-3.8)	(-1.0)	7.0	(-3.3)	[%]

(n=3, \*n=2)

**Table 15** 60°屈曲位における前方力 50 N 負荷時のブタ BTB グラフト

のひずみ分布

Width Length		Posterior 75-100%	← 50-75%	→ 25-50%	Anterior 0-25%	
Femur	0-10%	3.7	(-20.2)	8.1	3.5	
	↑ 10-20%	4.8	(-10.6)	7.8	11.6**	
	20-80%	1.1	1.0	0.8	7.2	
↓	80-90%	3.6**	8.5	(-5.8)	2.0	
	Tibia 90-100%	(-25.2)	---	---	---	[%]

(n=3, \*\*n=1)

#### 5.4. 考察

本項では、ブタ膝関節を用いて正常 ACL と再建 ACL（アキレス腱、膝蓋腱（BTB））の変形挙動解析を行い、前方力 50 N 負荷時のひずみ分布を求めた。

各屈曲角度における前方力負荷前後の様子を見ると、正常 ACL ではヒト ACL と同様に屈曲に伴い組織の弛緩とねじれが観察された。また、アキレス腱グラフトでも、ヒトのハムストリング腱グラフトと同様に、無負荷では屈曲しても、組織の多少の弛緩が観察されるのみで大きなねじれは生じていなかった。前方力負荷時はどの屈曲角度でも大腿骨骨孔から脛骨骨孔に向かって、大きなねじれなどなく、ほぼ真っすぐに走行していることが観察された。BTB グラフトの場合、無負荷では、屈曲に伴って中央部で組織が顕著に弛緩する様子が観察された。前方力負荷時では、それらの緩みは解消され、組織が緊張し、屈曲に伴って組織がねじれていく様子が観察された。よって、正常 ACL と 2 種類の再建 ACL すべてがヒト ACL とヒト再建 ACL と類似した様子が観察された。

また、アキレス腱グラフトにおいて、ヒトのハムストリング腱グラフトと同様に bungee cord effect が確認された (Fig.47)。ブタにおいても、前方力負荷によりアキレス腱が骨孔からどの程度引き出されるのかを、本研究で開発した 3 次元位置計測手法により求めた。その結果、伸展位では平均 0.6 mm、30° 屈曲位では平均 1.1 mm、60° 屈曲位では平均 2.2 mm、90° 屈曲位では平均 1.8 mm であった。比較するために BTB についても同様に算出したところ、BTB ではどの屈曲角度においても 0.2 mm 以下であった。本結果からも、エンドボタンのような骨孔開口部から離れた部位でグラフト固定を行う方法よりもスクリューを用いて骨片を骨孔内に固定する方法の方がグラフトの骨孔内移動は少ないことが示された。

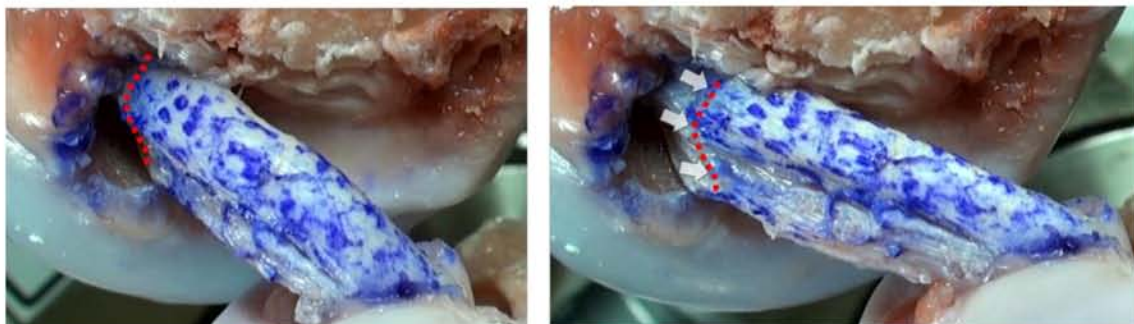


Fig.47 大腿骨骨孔開口部におけるブタアキレス腱グラフトの前方力負荷前後の移動  
(前方力負荷前の線維最後端部：赤点線)

ひずみ分布の結果を見てみると、ブタ正常 ACL は、伸展位では実質部 (20-80%) よりも付着部近傍 (0-20%, 80-100%) でひずみが大きく部位依存性を示した。また、屈曲するにつれ前方および前中間線維 (0-25%, 25-50%) のひずみが増加し、後中間および後方線維 (50-75%, 75-100%) では一部の領域で増加したものの、全体的にひずみが減少す



ることが明らかとなった。ブタ ACL でもヒト ACL と同様に、屈曲位では前方線維（0-25%）のみ、常にすべての領域でひずみが生じており、それ以外の領域はひずみが生じている部位とそうでない部位が混在していた。このことより、改めて屈曲に伴って前方線維の荷重伝達機能の度合いが増すことが示された。また、線維間の *interaction* により前方線維からの荷重が伝播され、前方線維以外の線維でもひずみが生じたのだと考えられる。再建 ACL のひずみ分布を見ると、アキレス腱グラフトの場合、伸展位では正常 ACL と同様の骨孔（付着部）近傍のひずみが大きい部位依存性が見られた。しかしながら、30°屈曲位では前方線維（0-25%）だけではなく、その他の領域でもひずみが増加していた。後中間線維（50-75%）では、引張ひずみが生じない領域が多かったが、全体的にひずみが増加する傾向が見られた。60°屈曲位でも、前方線維のひずみだけでなく、後中間線維の大腿骨付着部近傍で再び引張ひずみが生じるなど、正常 ACL とは異なる変形挙動を示すことが明らかとなった。BTB グラフトのひずみ分布では、伸展位において、正常 ACL と同様の部位依存性が確認され、30°屈曲位ではアキレス腱グラフト同様に線維の前方後方にかかわらず、ひずみの増加が見られた。60°屈曲位でもすべての線維で引張ひずみが生じていた。以上より、再建 ACL では正常 ACL に比べ、前方力負荷時におけるひずみ分布が異なり、荷重伝達状態も異なることが改めて示唆された。この原因として考えられるのが、グラフトの構造と固定方法である。現行の再建術式では、ACL 付着部に骨孔を作成し、そこに移植腱を通して固定するため、どうしても正常 ACL に比べて、より前方に線維が存在し、後方に空間ができる状態になる (Fig.19)。加えて、エンドボタンのような骨孔開口部から離れた部位でグラフト固定をする場合、荷重が伝達され、作用するのは骨孔の関節外側開口部、もしくはグラフトが押し付けられる関節内側開口部の前縁である。正常 ACL は骨に直接付着しているため、荷重の作用位置は骨表面である。よって、荷重が伝達される部位がそもそも異なるため、正常 ACL の荷重伝達状態を再現するのはほぼ不可能であると考えられる。一方、BTB グラフトは、骨片を骨孔の関節内側開口部の縁と合わせることで大腿骨内側顆内壁面での荷重伝達が可能であるように思われる。さらに、*interference screw* により強固に固定されるため、*bungee cord effect* や *windshield wiper effect* などが発生しない利点もある。また、Noyes らは、単純引張試験中の膝蓋腱のひずみ分布を求め、付着部近傍でひずみが大きくなると報告しており[11]、伸展位における正常 ACL と同様の変形挙動を示すことが明らかとなっている。よって膝蓋腱 (BTB) グラフトであれば、正常 ACL と同様の荷重伝達状態を再現することが可能であることが示唆される。しかしながら、本結果より、屈曲位では正常 ACL と異なる変形挙動を示すことが示された。これは、骨片と腱部が成す角度が影響していると考えられる。膝蓋腱は、生体内において屈曲伸展中における脛骨付着部（大腿骨骨孔挿入側）と腱部が成す角度変化は少ない (Fig.48)。そのときの角度は、最大でも 15 から 25°[12, 13] であるのに対し、骨孔に挿入された場合、骨片と腱部が成す角 (*graft bending angle: GBA*) は最大で 90°前後になる[14]。このことにより、膝蓋腱は骨孔挿入後に非生理的な状態で



荷重を受けることになり、変形挙動が正常 ACL と異なったのだと考えられる。また、線維の配置が骨孔前端に偏っていることから、たとえ骨片の位置を調整することで大腿骨内側顆内壁面に荷重が伝達できていたとしても、骨壁後端まで荷重が伝達されている正常 ACL とは荷重伝達状態が異なったのだと考えられる。

第 3 章の結果より、ACL 再建膝は関節の動揺性で比較すると、伸展位付近において正常膝と同等の制動機能を有することが明らかとなったが、屈曲位ではその機能が低下することが示された。また、本章の結果より、屈曲位におけるひずみ分布は正常 ACL と再建 ACL で異なることが明らかとなった。このことより、再建 ACL は屈曲位における正常 ACL の荷重伝達状態を再現できていないことが示唆され、そのことが屈曲位における制動機能不全の原因であると考えられる。つまり、屈曲位での荷重伝達状態の再現こそが、屈曲位での制動機能再建では鍵となると考えられる。

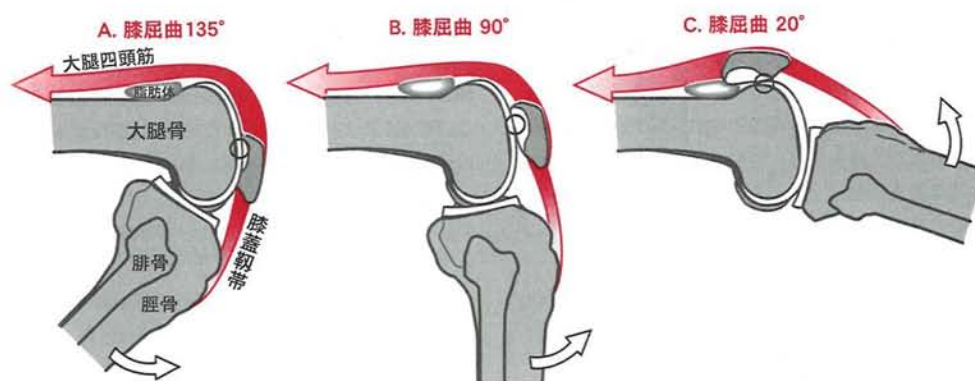


Fig.48 膝屈曲位から伸展する際の膝蓋骨および膝蓋腱の様子[16]

## 6. 新再建術式の提案

前項より、正常 ACL の荷重伝達状態を再現するために用いるグラフトとして、ハムストリング腱は不適當であると考察したが、実際には採取の容易さや術後の回復が良好であることから、ハムストリング腱グラフトは再建術に用いられることが非常に多い。そこで、まず初めに、ハムストリング腱を用いた再建術に対する改善案を示す。本研究より、膝の生理的荷重下において、グラフトをエンドボタンのような骨孔開口部から離れた位置でグラフトを固定する方法では、bungee cord effect や windshield wiper effect が発生することが明らかとなった。これらの現象により、グラフトが骨孔の関節内側開口部に押し付けられ、程度がひどければ破損に至ることが危惧される。また、骨孔側も骨が削り取られ拡大することが指摘されている[6-9]。そこで本研究では、グラフトが骨孔に直接触れることを防ぐ方法を提案する。例えば、骨孔を作成した後、なめらかな表面を有するソケットを骨孔内に挿入し、そのソケット内にグラフトを挿入するという方法である (Fig.49)。

こうすることで骨孔開口部が保護され、グラフトの移動や押しつけによる骨孔拡大が防げるはずである。また、ソケットを生体親和性や骨・軟骨分化に優れた材料にすることで、再建術後のグラフトと骨孔の癒合を促進させることができ、骨孔拡大の防止だけでなく、術後の早期回復にも有用であると考えられる。しかし、この方法で留意しなければならない点は、ソケットの形状や材質である。ソケット表面が骨孔表面よりも滑らかであった場合、骨孔内でのグラフトの移動がより発生しやすい状況となり、Bungee cord effect や Windshield wiper effect を防ぐことができず、骨孔とグラフトの保護ができていても関節制動面で両現象の影響が出るものと思われる。また、分化、吸収性の材料を用いる場合でも、そのリモデリング段階で材料強度の低下などが発生するため、その際にグラフトに過大な荷重がかかった場合にはソケットが破損し、グラフトや骨孔に損傷をきたす可能性がある。このように、グラフトと骨孔が接触する部位の保護が必要であることは本結果より明白であるが、その方法に関してはさらなる検討が必要であると考えられる。

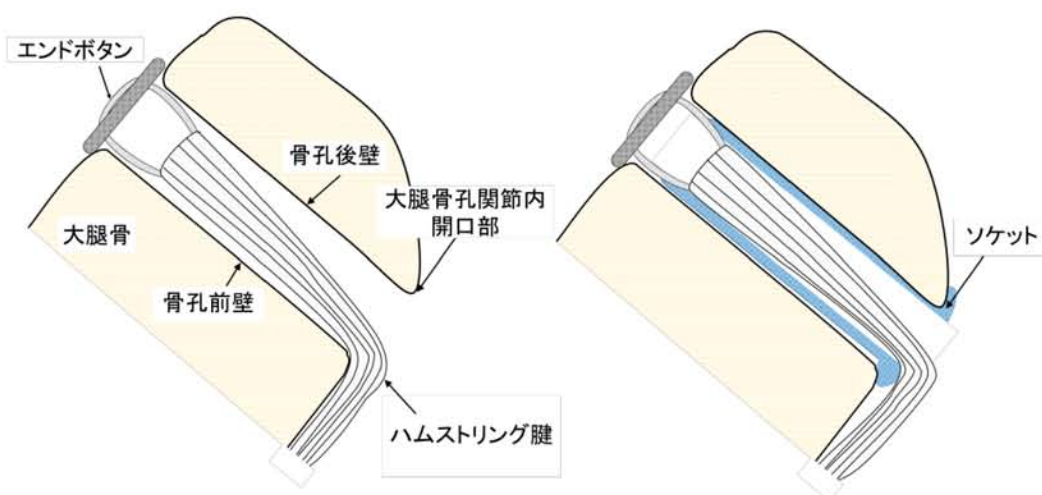


Fig.49 現行のハムストリング腱固定法（左図）とソケットを介す新固定法（右図）

つぎに、荷重の伝達状態を正常 ACL に近づけるための術式を考える。正常 ACL は骨壁に一定の領域を持って付着しているため、大腿骨付着部後端に付着している内側の線維が長く、付着部前端に付着している外側（骨壁側）の線維が短い構造となっている（Fig.50）。よって、線維長の短い外側線維から緊張することが予想される。ACL の付着形態を見てみると、付着部前方は石灰化軟骨層と非石灰化軟骨層を介して付着する direct insertion、後方は直接骨膜へ移行する indirect insertion である。Direct insertion の形態で付着する線維（ACL の場合は外側線維）は変形能が高く、荷重負荷時に方向変化などに柔軟に対応できる。一方、indirect insertion の形態で付着する線維（ACL の場合は内側線維）は変形能が低いものの、骨へ強固に付着しているためアンカーのような役割を



果たす．このことを踏まえると，ACL は構造上，外側線維が先に緊張することで，線維間の **interaction** により隣接する線維へ荷重を伝播しつつ，大腿骨と脛骨の相対運動に対してショックアブソーバのように機能し，その後，荷重が内側線維まで伝播し，緊張した内側線維がアンカーのように機能することで過度な関節変位を制動していると考えられる．よって，線維長による緊張のしやすさの違いは，ACL の力学機能において重要な役割を果たしていることが示唆される．また，本研究結果より，屈曲するに連れて内側線維は弛緩していくことが明らかとなったが，外側線維は付着部間距離から推測すると特に前方線維で緊張し易い状態が常に保たれていると予想される (Fig.50)．このことから，どの肢位においても外側線維から緊張が伝搬していることが推測される．これに対して，BTB グラフトの場合は，骨孔前端から密集した状態で線維が走行しており，内側および外側を走行する線維長に大きな違いはない．よって，荷重負荷直後から内外側にかかわらず，同じように線維が緊張することが予想される．このことは，屈曲角度が変化しても同じである (Fig.51)．このことは，正常 ACL と再建 ACL の変形挙動が異なる最大の原因であると考えられる．このことから，ACL 付着部全体に線維を配置するような再建方法が重要であると考えられる．しかしながら，現行術式における骨孔を作製してグラフトを固定する方法では，付着部全域に線維を配置することはほぼ不可能である．

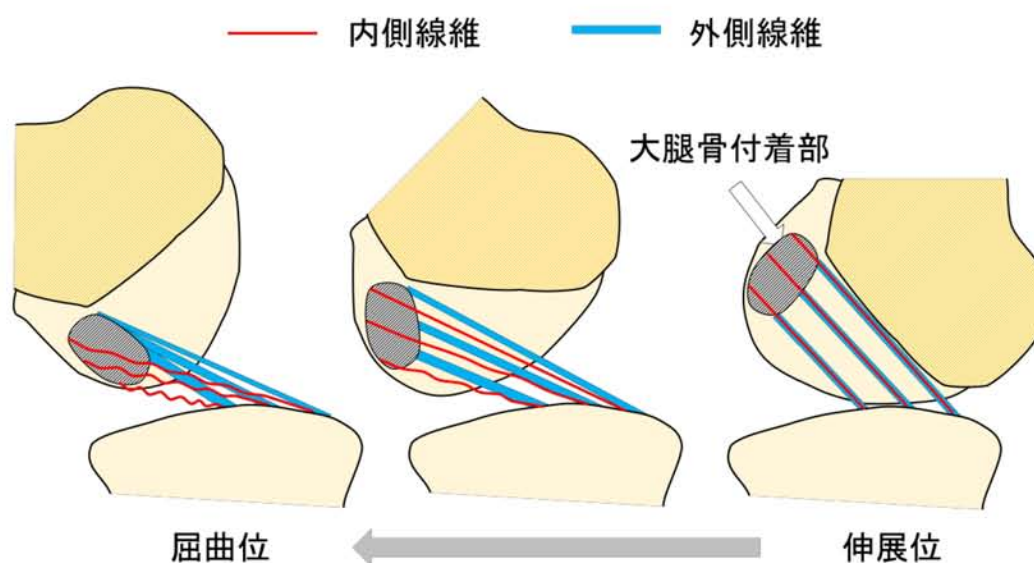


Fig.50 正常 ACL における内側および外側線維の挙動

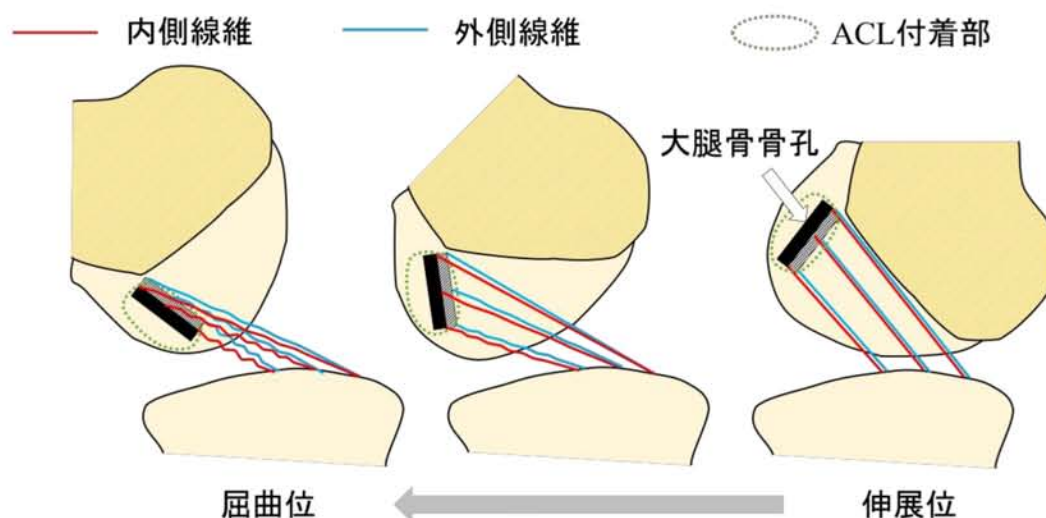


Fig.51 BTB グラフトにおける内側および外側線維の挙動

そこで、本研究では骨孔に変わる新たな方法として、“骨溝”を提案する。Fig.52 に示すように付着部に作成した骨溝に BTB の骨片をはめるように固定することで、付着部全域に線維を配置することができるため、再建 ACL における線維の前方偏位を改善することができる。加えて、膝蓋腱の付着部を大腿骨外側顆内壁面と合わせることができ、ACL の付着形態に近い状態を作り出すことができ、屈曲に伴う線維のねじれなども正常 ACL と近いものになると期待される。以上より、骨孔に代わる“骨溝”は、あらゆる面で骨孔よりも優れている可能性がある。この術式であれば、ACL の荷重伝達状態を現行術式よりも忠実に再現できると考えられる。ただし、この術式において、最も懸念されるのが BTB グラフトの荷重方向の変化である。伸展位では、膝蓋腱の生理的荷重方向とほぼ同じ方向に荷重が加わるため、問題は発生しないと考えられる。しかし、生体内における膝蓋腱への荷重方向はほぼ線維方向のみであり、屈曲に伴う大腿骨内側顆内壁の回転により、屈曲位では非生理的な方向に荷重が加わることになる。このことにより、腱と骨片の剥離などが起こることが危惧される。今後、これらの問題について詳細に検討する必要がある。しかし、膝蓋腱の付着部は ACL 付着部と同じ複数の層を介して骨へ付着する **direct insertion** であるため、荷重方向の変化には柔軟に対応できると推測される。このことから、膝蓋腱 (BTB) グラフトと骨溝による再建への期待は高い。

このように、生体力学的な視点から ACL 再建術式について検討した研究は現在までに存在せず、これにより考案される術式は全く新しいものであり、「解剖学的 ACL 再建術」に代わりうる、新たな方法論「**Biomechanical ACL reconstruction**」, 「生体力学的 ACL 再建術」である。ただし、すぐに臨床応用が可能というわけではなく、前述のような実現までに解決すべき問題も多数あるため、それらについて詳細な検討をしていく必要がある。今後、これらの手法により再建された ACL や再建膝の生体力学的特性について調べ



ていく予定である。

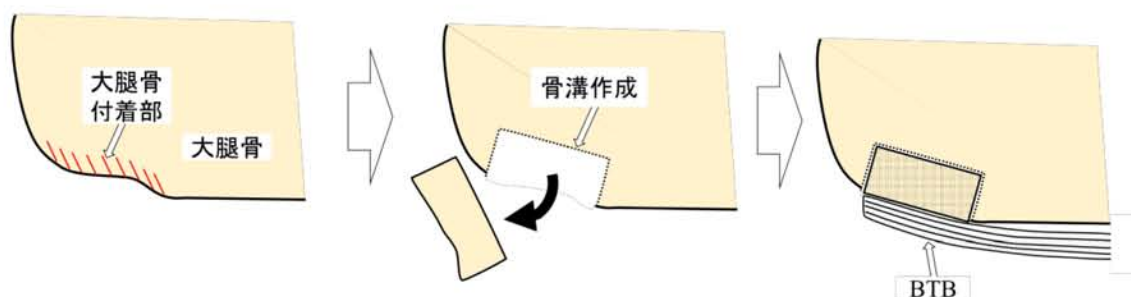


Fig.52 ACL 付着部に作製した骨溝に BTB グラフトを固定する様子 (模式図)

## 7. まとめ

ACL 再建術を検討するための新たな指針として，変形挙動に基づいて再建 ACL の評価を行った．その結果，ハムストリング腱（アキレス腱）グラフトと膝蓋腱（BTB）グラフトによる再建 ACL は正常 ACL と異なる変形挙動を示すことが明らかとなった．そのため，現行術式では正常 ACL の荷重伝達機能を忠実に再現できていない可能性が示唆された．

現行術式では，骨孔を通して移植腱を固定するため，移植腱の特性を活かした再建ができていないと考えられる．そこで，本研究では，ハムストリング腱グラフトの場合は，骨孔内の移動と骨壁との接触の影響を軽減するためにソケットを骨孔とグラフトの間に介在させる方法，BTB グラフトの場合は，骨孔を使わず，“骨溝”を用いてグラフトを固定する手法を新たに提案した．こうすることで膝蓋腱グラフトの特性を活かし，正常 ACL の力学機能を忠実に再建できると期待される．

## 8. 参考文献

- [1] Shino K., Mae T., Tachibana Y., Anatomic ACL reconstruction: rectangular tunnel/bone-patellar tendon-bone or triple-bundle/semitendinosus tendon grafting, J. Orthop. Sci., 20: 457-468, 2015
- [2] Suzuki T., Shino K., Otsubo H., Suzuki D., Mae T., Fujimiya M., Yamashita T., Fujie H., Biomechanical comparison between the rectangular-tunnel and the round-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction procedures with a bone-patellar tendon-bone graft, Arthroscopy, 30(10): 1294-1302, 2014
- [3] Rork P. E., "Bungee cord" effect in hamstring tendon ACL reconstruction, Orthopedics, 23(3):184, 2000

- [4] Clatworthy M. G., Annear P., Bulow J. U., Bartlett R. J., Tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective evaluation of hamstring and patella tendon grafts, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 7(3):138-145, 1999
- [5] L'Insalata J. C., Klatt B., Fu F. H., Harner C. D., Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 5(4):234-238, 1997
- [6] Rork P. E., "Bungee cord" effect in hamstring tendon ACL reconstruction, *Orthopedics*, 23(3):184, 2000
- [7] Blythe A., Tasker T., Zioupos P., ACL graft constructs: In-vitro fatigue testing highlights the occurrence of irrecoverable lengthening and the need for adequate (pre)conditioning to avert the recurrence of knee instability, *Technol Health Care.*, 14(4-5):335-347, 2005
- [8] Höher J., Möller H. D., Fu F. H., Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction?, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 6(4):231-240, 1998
- [9] Bell K. M., Arilla F. V., Rahnemai-Azar A. A., Fu F. H., Musahl V., Debski R. E., Novel technique for evaluation of knee function continuously through the range of flexion, *J. Biomech.*, 15:48(13):3728-3731, 2015
- [10] Darcy S. P., Kilger R. H., Woo S. L., Debski R. E., Estimation of ACL forces by reproducing knee kinematics between sets of knees: A novel non-invasive methodology, *J. Biomech.*, 39(13):2371-2377, 2006
- [11] Noyes F. R., Butler D. L., Grood E. S., Zernicke R. F., Hefzy M. S., Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions, *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 66(3): 344-352, 1984
- [12] Stagni R., Fantozzi S., Catani F., Leardini A., Can Patellar Tendon Angle reveal sagittal kinematics in total knee arthroplasty?, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 18(7):949-954, 2010
- [13] Price A. J., Rees J. L., Beard D. J., Gill R. H., Dodd C. A., Murray D. M., Sagittal plane kinematics of a mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty at 10 years: a comparative in vivo fluoroscopic analysis, *J. Arthroplasty*, 19(5):590-597, 2004
- [14] Tashiro Y., Irarrázaval S., Osaki K., Iwamoto Y., Fu F. H., Comparison of graft bending angle during knee motion after outside-in, trans-portal and trans-tibial anterior cruciate ligament reconstruction, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2016, Epub ahead of print
- [15] Webster K. E., Feller J. A., Hameister K. A., Bone tunnel enlargement following

anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 9(2):86-91, 2001

- [16] 島田智明, 平田総一郎 監訳, 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版株式会社, 2005年





## 第 6 章

### 結論

## 1. 結論

日本国内だけで年間 3・4 万人が罹患するとされる前十字靱帯 (ACL) 損傷に対する治療である ACL 再建術の評価は、現在までに数多く行われてきたが、その多くが術後の経過観察による検討であり、生体力学的な検討が不十分であった。そこで本研究では、生体外での力学試験を実施し、ACL 再建術に対して工学的、力学的なアプローチをすることで、術式に関して詳細な検討を行った。現行術式は、ACL の解剖学的な特徴を模擬するという観点から行われるため、骨孔位置や線維束の配置などの解剖学的特徴については詳細に検討した研究はある。しかし、ACL 再建術の本来の目的である正常 ACL の荷重伝達機能再建がどの程度達成されているかの検討については、関節全体の動揺性を測定する程度にとどまっている。ACL は膝運動中に複雑に変形することでさまざまな肢位や負荷に対して対応していることが予想され、再建 ACL そのものの力学的振る舞いについて詳細に調べる必要がある。

本研究では、現行の術式に対して生体力学的な検討を行うことで現行術式の有用性や問題点を明らかにし、それらを踏まえた新たな術式の提案を行った。

その結果、以下のような成果が得られた。

1) 関節力学試験ロボットシステムを用いて、ハムストリング腱グラフトを用いた解剖学的 1 束再建術、同 2 重束再建術、同 3 重束再建術施行膝に対して、前方力負荷試験および複合モーメント (内旋+外反モーメント) 負荷試験を行い、移動量とグラフト張力を測定した結果、ハムストリング腱グラフトを用いた ACL 多重束再建術は正常 ACL の力学機能の再建において優れていた。特に 3 重束再建術では、伸展位付近での関節動揺性が正常膝と同等であるだけでなく、その安定性を得るために必要なグラフトの初期固定張力を低く設定でき、それに伴い膝荷重時においてもグラフト張力を低く保つことができるため、グラフトへの力の伝達、骨孔拡大の軽減、グラフトの骨への癒合のすべての面で他の術式に比べて有用であることが明らかとなった。しかし、一方で、どの術式も 60° 以上の屈曲位では関節動揺性が正常膝に比べて有意に大きいことも明らかとなった。現行術式で重視されている解剖学的特徴を模擬するということは、ACL 付着部に正確に骨孔を作成し、ACL の 3 本の構成線維束すべてを別々に再建する解剖学的 3 重束再建術によりほぼ達成されている。しかしながら、屈曲位で制動機能が再建されていなかったことは、解剖学的再建術の限界を示していると考えられる。このことより、正常 ACL の力学機能をより忠実に再建するためには、解剖学的特徴の模擬という観点に代わる新たな指針が必要であることが分かった。

2) ACL の力学的機能は骨間の荷重を伝達し、膝関節の相対運動を適度に拘束することである。よって、その機能評価のためには ACL 内の引張応力分布を調べるのが第一義的に重要である。しかし、生体軟組織である ACL 内の応力分布は、計測や解析では正確に

求めることはできない。そこで本研究では、応力分布に密接に関係し、比較的計測が容易なひずみ分布に着目し、生理的膝荷重下における ACL の変形挙動解析を行った。画像相関法と三角測量の原理を応用し、ACL の 3 次元形状計測および表面ひずみ分布解析を行う手法を開発し、この手法を用いて前方力負荷時における正常 ACL のひずみ分布を解析した。その結果、正常 ACL は前方力負荷時に組織の実質部（長さ方向 20-80%）よりも付着部近傍でひずみが大きくなる部位依存性があることが明らかとなった。また、屈曲位では、ひずみは前方へ遷移し、後方では引張ひずみが生じなかった。しかしながら、後方線維内でもひずみの生じている領域もあり、同一線維内であってもひずみが一連続に生じていることが明らかとなった。また、前方力とひずみの関係を求めたところ、低荷重域に比べて高荷重域のほうがひずみの増加率が減少する荷重依存性があることも明らかとなった。これらのことより、正常 ACL は膝の屈曲に伴って張力の作用部位を変化させて対応するとともに、偏って生じる張力の影響を線維間の *interaction* により隣接する線維へ伝播させ、分散していることが示唆された。

3) ハムストリング腱（アキレス腱）グラフトを用いた解剖学的 1 束再建術、膝蓋腱グラフトを用いた ART-BTB 再建術施行膝に対し、上記 2) と同様の手法を用いて再建 ACL の変形挙動解析を行った。その結果、再建 ACL の変形挙動はどちらの術式においても、伸展位では正常 ACL と類似していたが、屈曲位では異なることが明らかとなった。これらの原因として考えられるのがグラフトの構造と固定方法である。ハムストリング腱やアキレス腱のような *soft tissue graft* に用いられるエンドボタンのような骨孔開口部から離れた部位でグラフトを固定する方法では、荷重伝達が正常 ACL と全く異なるだけでなく、骨孔内をグラフトが自由に変形や移動できることから *bungee cord effect* や *windshield wiper effect* のような問題が発生する。BTB グラフトの場合は、両端が付着部（骨片）であるため、正常 ACL に類似した変形挙動を示すことが期待される。しかし、実際には骨孔に挿入されることで骨片と腱が成す角度が非生理的な状態となり、その変形挙動は正常 ACL とは異なるものとなる。これらの問題を解決するためには、現行術式を改善する必要があることがわかった。

4) ハムストリング腱グラフト (*soft tissue graft*) を用いた再建術に対する改善案としては、骨孔にソケットを挿入することを提案した。こうすることで、骨孔の関節内側開口部との摩擦などが軽減され、骨孔拡大などの問題が解決されるだけでなく、ソケットを生体親和性や骨・軟骨分化に優れた材料にすることで、グラフトと骨孔の癒合も促進することが期待できる。また、新たな術式として、骨溝を用いることを提案した。ACL 付着部に骨孔ではなく、溝を作成し、BTB グラフトの骨部分を固定することで、付着部に対してほぼ真横の方向に膝蓋腱を配向させ、荷重を受けさせることができる。また、膝蓋腱の付

着部を大腿骨外側顆内壁面と合わせることができ、ACL の付着形態に近い状態を作り出せる。加えて、この状態であれば、大腿骨外側顆内壁の後端まで線維を配置することができるため、再建 ACL における線維の前方偏位も改善することができる。これらのことより、骨孔に代わる“骨溝”は、あらゆる面で骨孔よりも優れている可能性がある。

今後、本研究結果により、ACL 再建における重要な指針として解剖学的再建術だけでなく生体力学的再建術という考え方が生まれる可能性がある。ACL 再建術のさらなる発展の礎となることを期待する。