

様式博3

博士学位論文

題 目

膝関節の前方剪断力を制御した運動療法と機器の開発

担当指導教員名 小柳 磨毅 ㊞

申請年月日 2014年 2月 3日

申請者専攻名 医療福祉工学専攻

学 生 番 号 DL10A602

氏 名 中江 徳彦 ㊞

大阪電気通信大学大学院

「膝関節の前方剪断力を制御した運動療法と機器の開発」

目次

第1章 序論

- 1.1 背景および研究の経緯 … 1
- 1.2 論文の構成 … 3

第2章 膝前十字靭帯の解剖と機能

- 2.1 はじめに … 6
- 2.2 膝前十字靭帯の解剖 … 6
- 2.3 膝前十字靭帯のバイオメカニクス … 8

第3章 前十字靭帯損傷に対する治療とリハビリテーション

- 3.1 はじめに …12
- 3.2 疫学 …12
- 3.3 受傷機転とメカニズム …12
- 3.4 病態と臨床症状 …14
- 3.5 前十字靭帯再建術 …15
- 3.6 移植腱の再構築とバイオメカニクス …17
- 3.7 前十字靭帯再建術における大腿四頭筋の筋力トレーニング …18

第4章 下腿支持フロントブリッジ運動のモデル作成と膝関節剪断力の推定

4.1	はじめに	…28
4.2	FBP運動モデルの作成	…29
4.2.1	FBP運動モデルの理論的特性	…29
4.2.2	モデル実験に必要な生体パラメータの取得	…38
4.3	モデル実験	…39
4.3.1	被験者	…39
4.3.2	運動課題	…39
4.3.3	膝関節剪断力の算出	…40
4.3.4	統計処理	…40
4.4	結果	…40
4.5	考察	…41
4.6	要約	…43

第5章 下腿支持フロントブリッジ運動の臨床的検証

5.1	はじめに	…47
5.2	方法	…48
5.2.1	被験者	…48
5.2.2	運動課題	…48
5.2.3	脛骨前方移動量の測定	…49
5.3	結果	…50
5.4	考察	…51

5.5	要約	…53
第6章 下腿支持フロントブリッジ運動を用いた効果的な筋力トレーニング法の開発		
6.1	はじめに	…57
6.2	方法	…58
6.2.1	被験者	…58
6.2.2	運動課題	…58
6.2.3	筋活動の計測	…59
6.3	結果	…60
6.4	考察	…60
6.5	要約	…62
第7章 トレーニング機器の開発		
7.1	はじめに	…65
7.2	機器の概要	…65
7.3	実証実験	…66
7.4	要約	…69
第8章 総括		
8.1	総括	…71
8.2	今後の展望	…73

謝辭

…74

第1章 序論

1.1 背景および研究の経緯

膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament : ACL）は脛骨プラトーの前方亜脱臼を抑制する重要な静的支持機構であり、様々なスポーツ種目において急激な方向転換、ジャンプの着地、急停止などの動作によって膝関節に強大な外力および内力が加わることで損傷する。ACL損傷はスポーツ活動中において高頻度に発生する代表的なスポーツ膝損傷のひとつで、一般人口では年間10,000人に約4例が受傷するとされている¹⁾。ACLは血行に乏しく自然治癒能が低いため、ひとたび損傷を受けると断端が退縮し多くの症例が不安定膝となる。ACL損傷は保存療法に抵抗するため、これを放置して無理にスポーツを継続すると、スポーツ活動に支障を来すだけでなく、膝ぐずれ現象を繰り返して半月板損傷や軟骨損傷を合併し、二次性の変形性膝関節症を来してしまう²⁾。そのためACL損傷に対する治療法は、治療成績の向上を目指してハムストリングス腱や膝蓋腱などの自家移植腱を用いて、靭帯機能を再建する手術治療が急速に進歩し標準的に行われるようになった。今日では、整形外科領域においてACL再建術は最も頻繁に行われる手術のひとつである。再建術後の移植腱は一旦阻血性壊死に陥った後、細胞浸潤と再血行化によって再構築（remodeling）される。再建靭帯の力学的強度は術後3ヶ月まで減少し、その後は数ヶ月から数年かけて漸増するが、微細構造は正常靭帯と異なったものとなり、正常な前十字靭帯の強度には達しないとされている³⁾。したがって術後のリハビリテーションは、再建靭帯への力学的負荷を抑制しながら行なう必要がある。

ACL再建術後には大腿四頭筋の筋力低下が発生することが報告され、早期のスポーツ復帰を設定する上で、大腿四頭筋筋力の回復は重要な因子であるとされている。そのためスポーツ活動への早期復帰を果たすためには、大腿四頭筋の強化を術後の可及的早期から積極的に行う必要がある。ACL再建術後の下肢筋力トレーニングとしてスクワットをはじめとする閉鎖性運動連鎖（Closed Kinetic Chain：CKC）トレーニングは、大腿四頭筋とハムストリングスおよび腓腹筋が共同収縮し、膝関節の前方剪断力が抑制されるため安全とされてきた。しかし、CKCトレーニングは大腿四頭筋が筋力低下している場合には他の筋が代償して活動するため、大腿四頭筋単一の筋力増強には適さないとされている。また、スクワットは膝関節への圧縮力が増大するため、半月板損傷や軟骨損傷を合併する場合には術後早期の実施は困難である。これに対してレッグエクステンションなどの開放性運動連鎖（Open Kinetic Chain：OKC）トレーニングは大腿四頭筋の選択的な筋力増強に優れており、術後の筋力増強に効果的と考えられる。しかし、大腿四頭筋の単独収縮は膝関節伸展位付近で膝関節に前方剪断力を発生させるため^{4),5)}移植腱と骨孔に対して力学的ストレスを与え、移植腱の損傷や骨孔への癒合不全を助長する可能性がある⁶⁾。そのため、ACL再建術後早期における大腿四頭筋の強化は、伸展運動の範囲をquadriceps neutral angleである60°まで制限し、下腿近位部を抵抗部位にして前方剪断力の軽減を図る必要がある。しかし、伸展運動の範囲は術後3ヶ月かけて段階的に拡大されるものの、下腿近位部への抵抗によるレッグエクステンションの安全性については詳細が不明である。このように術後早期では、膝関節伸展位付近での大腿四頭筋に対する高負荷のトレーニングは行われなかったため、筋力が術後1年経過しても健側と同等までの回復に至らない場合も少なくない。さらに膝伸展域での筋力低下がスポーツ復帰を遅延させる要因となることも指摘されている⁷⁾。こうした背景から、ACL再

建術後の可及的早期から膝伸展位付近において実施できる安全で有効なトレーニング方法を開発する意義は大きい。そこで、膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニングとして、腹臥位で下腿近位を支点に膝伸展運動を行う下腿近位支持ブリッジ運動 (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) とこれに用いる機器を考案した。さらに、FBPにおいて大腿四頭筋に対する負荷を高めるために大腿遠位後面に負荷を加えたレジスティブ下腿近位支持ブリッジ運動 (resistive front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : RFBP) を新たに考案し、運動学および運動力学的観点からその効果を調査した。

本論文の目的は、考案したFBPの安全性と有効性を検証し、ACL再建術後の早期から膝伸展位付近で実施できる新たな大腿四頭筋の強化方法として確立し、術後リハビリテーションの発展に寄与することである。

1.2 論文の構成

本論文の第1章では、本研究の背景および目的と意義について述べた。第2章では基本的な理解を深めるためにACLの機能解剖について述べる。第3章ではACL損傷の疫学、受傷のメカニズム、病態、ACL再建術と移植腱のバイオメカニクス、術後リハビリテーションの基本的な考え方について述べる。第4章から6章ではACL再建術後トレーニングとして、新たに考案したFBPの安全性と有効性について検証した結果を述べる。第4章ではFBPの力学モデルを作成し、膝関節にかかる剪断力の推定方法を述べる。また、作成した力学モデルから運動方程式を導出し、生理実験で得られたパラメータを代入して、FBPにおける膝関節剪断力を推定し、ACL再建術後のリハビリテーションの適用について述べる。第5章では力学モデルより推定した膝関節剪断力の妥当性を検証する

ために、ACL不全膝症例を対象に、FBPと下腿遠位支持ブリッジ運動（front bridge exercise with a leg support at distal tibia : FBD）を行わせ、運動中の脛骨前方移動量（anterior tibial translation : ATT）をX線透視画像を用いて実測し、FBPの安全性について述べる。第6章ではACL不全膝を対象に自己の体重のみを負荷したFBPの筋活動を調査し、大腿四頭筋に対する筋力トレーニングとしての有効性について述べる。第7章では、研究成果に基づいて開発したトレーニング機器の構成と特徴を示し、実証実験の結果によるFBPの有用性を述べる。

第8章では総括および今後の課題と展望について述べる。

参考文献

- 1) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, ACL 損傷ガイドライン策定委員会
編：前十字靭帯（ACL）損傷診療ガイドライン 2012. 南江堂：5-6, 2012.
- 2) 史野根生：スポーツ膝の臨床. 金原出版：2008.
- 3) Ng GY. : A long term study of the biomechanical and biological changes of the ACL-PT autograft and ACL repair after hemi-transection injury in a goat model. Thesis, Department of Anatomy, Monash University, Australia.
- 4) Beynnon BD, Howe JG, et al. : The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop*16 : 1-12, 1992.
- 5) Markolf KL, Gorek JF, et al. : 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 : 557-567, 1990.
- 6) Otsubo H, Shino K, et al. : Arthroscopic evaluation of ACL grafts reconstructed with the anatomical two-bundle technique using hamstring tendon autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15 : 720-728, 2007.
- 7) Eitzen I, Eitzen TJ, et al. : Anterior Cruciate Ligament–Deficient Potential Copers and Noncopers Reveal Different Isokinetic Quadriceps Strength Profiles in the Early Stage After Injury. *Am J Sports Med* 38 : 586-593, 2010.

第2章 膝前十字靭帯の解剖と機能

2.1 はじめに

本論文で展開される議論の基礎知識として、本章では膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament : ACL）の解剖とバイオメカニクスについて解説する。

2.2 膝前十字靭帯の解剖

ACLは、図 2.1 に示したように大腿骨外側顆の窩間側後方から脛骨平面の内側顆間結節に向かって、捻じれながら後外側から遠位前方に走行する紐状の線維束である^{1),2)}。全長はおよそ 35mm、中央部最大横径は 11mm、付着部は 15～20mm の楕円形を呈する^{1),2)}。ACL の実質部は密な膠原線維であり、靭帯実質、非石灰化線維軟骨、石灰化線維軟骨の 4 層構造を持って骨に付着し、靭帯に加わる張力と圧迫力を吸収していると考えられている³⁾。正常 ACL は、図 2.2 のように解剖学的さらには機能的にも前内側線維束（antero medial bundle : AMB）と後外側線維束（postero lateral bundle : PLB）の 2 つの線維束に大きく分けられ^{4),5),6)}、中間線維束（inter medial bundle : IMB）の存在が報告されている^{7),8)}。

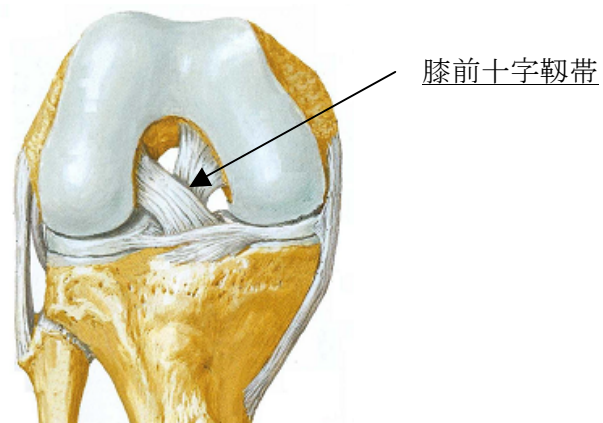


図 2.1 膝関節の解剖 (文献 9 から引用改変)

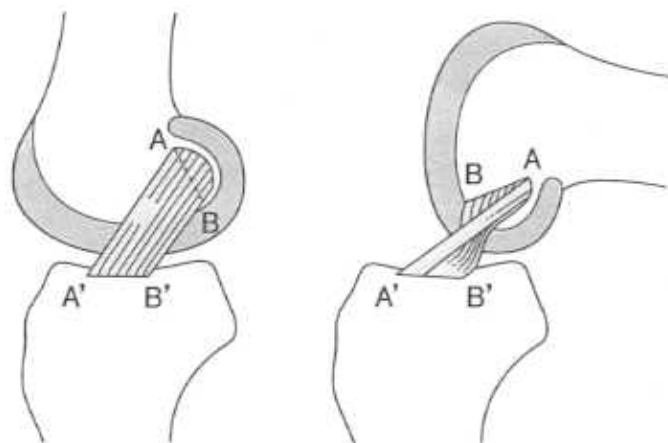


図 2.2 ACL の解剖学的走行(文献 10 より引用改変)
 伸展位で後外側線維束が、屈曲位で前内側線維束が緊張する
 A-A' : 前内側線維束
 B-B' : 後外側線維束

2.3 膝前十字靭帯のバイオメカニクス

ACLはその走行から大腿骨に対する脛骨の前方亜脱臼を制動し、脛骨の前方制動における85%以上の機能を司っている¹¹⁾。このため、その損傷は膝関節の前方不安定性を出現させる¹²⁾。また、ACLは二次的な安定機構として下腿内外旋と膝内外反の抑制にも機能している¹³⁾。脛骨の前方引き出し力に対し、ACLの各線維束は機能分担をしているとされていて、図2.3に示したように後外側線維は膝伸展位付近で、前内側線維は屈曲位で前方制動に主に携わっている¹⁴⁾。脛骨に前方110Nの引き出し力を加えた際、屈曲角度15°で最大負荷(110N)となり、屈曲角度90°では最低負荷(71N)を示し、軽度屈曲位でACLが最も機能することが示されている¹⁴⁾。また、図2.4に示したように、膝関節屈伸10~130°の間ではACLの張力変化は少ないが、10°より伸展あるいは130°より屈曲するにつれて張力が上昇し^{13),15)}、他動的な屈曲と伸展運動においても、ACLへの負荷は過屈曲位および伸展位付近で増大することが報告されている¹⁵⁾。

靭帯組織の構造特性は、試験機による単軸引張試験で得られた荷重-伸び曲線から線形剛性、最大破断荷重などの定量化により評価され¹⁶⁾、ACLの最大破断荷重の平均値は、若年者(平均29歳)で2,160N、壮年者(平均45歳)で1,503N、高齢者(平均75歳)で658Nとの報告¹⁷⁾や、高齢になるほど最大破断荷重および線形剛性が低下すると報告がある¹⁸⁾。

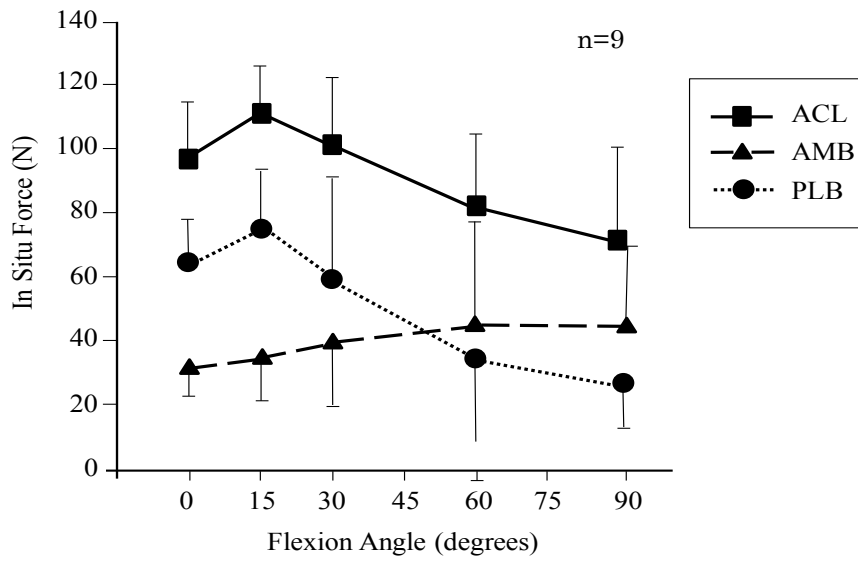


図 2.3 正常前十字靭帯における各線維束に加わる力（文献 14 より引用改変）
 ACL：前十字靭帯，AMB：前内側線維束，PLB：後外側線維束

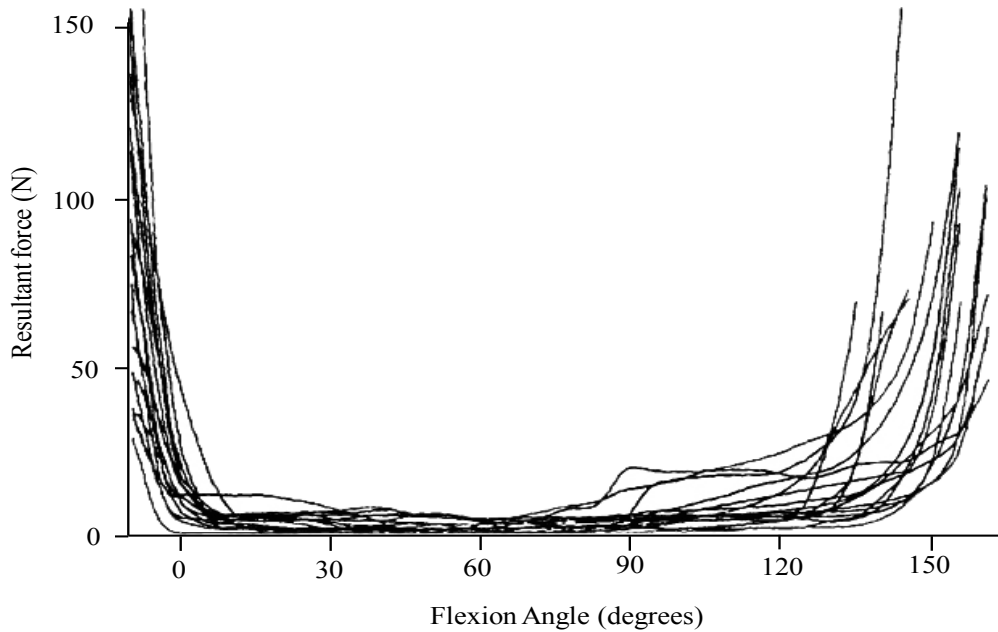


図2.4 他動膝関節運動における前十字靭帯の張力（文献15より引用改変）

グラフは屍体18膝の他動的な屈曲・伸展で発生する前十字靭帯の張力を表示

参考文献

- 1) 史野根生：膝のスポーツ傷害. 医学書院：1995.
- 2) 押田翠, 加藤有紀：膝関節鏡下手術のための局所解剖. 膝関節鏡下手術. 越智光夫 (監), 吉矢晋一 (編), 文光堂：2-9, 2010.
- 3) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, ACL 損傷ガイドライン策定委員会編：前十字靭帯 (ACL) 損傷診療ガイドライン. 南江堂：2006.
- 4) Arnoczky SP : Anatomy of anterior cruciate ligament. Clin Orthop 172 : 19-25, 1983.
- 5) Grigis FG, Marshall JL, et al. : The cruciate ligaments of the knee joint. Clin Orthop 106 : 216-231, 1975.
- 6) 藤江裕道：バイオメカニクスからみた膝関節の機能. 最新整形外科体系 膝関節・大腿. 越智隆弘 (編), 中山書店：13-31, 2006.
- 7) Norwood LA, Cross MJ : Anterior cruciate ligament : Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. Am J Sports Med 10 : 90, 1982.
- 8) Amis AA, Dawkins GP. : Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. J Bone Joint Surg 73 : 260-267, 1991.
- 9) Frank H. Netter. : ネットー解剖学アトラスー第4版ー. 南江堂：2007.
- 10) Arnoczky SP. : Anatomy of anterior cruciate ligament. Clin Orthop Relat Res 172 : 19-25, 1982.
- 11) Butler DL, Noyes FR, et al. : Ligamentous restraints to anterior-posterior

- drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg* 62-A : 259-270, 1980.
- 12) 前達雄, 北圭介他 : ACL 再建術の基礎となるバイオメカニクス. *関節外科* 30(1) : 21-26, 2011.
 - 13) Markolf KL, Gorek JF, et al. : 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 : 557-67, 1990
 - 14) Sakane M, Fox RJ, et al. : In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15(2) : 285-293, 1997.
 - 15) Wascher DC, Markolf KL, et al. : Direct in vitro measurement of force in the cruciate ligament Part I : The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg* 75-A(3) : 377-386, 1993.
 - 16) 遠山晴一, 安田和則 : 靱帯の修復メカニズム. *整・災外* 48 : 417-422, 2005.
 - 17) Woo SLY, Hollis M, et al : Tensile properties of human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19 : 217-225, 1991.
 - 18) Noyes FR, Grood ES : The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. Age-related and species-related changes. *J Bone Joint Surg* 58-A : 1074-1082, 1976.

第3章 前十字靭帯損傷に対する治療とリハビリテーション

3.1 はじめに

本論文を展開するために、発生頻度の高い外傷である ACL 損傷の疫学および受傷機転とメカニズム、病態、再建術、リハビリテーションについて述べる。

3.2 疫学

ACL 損傷はスポーツ膝傷害の中でも頻度が高く、人口比では年間 10,000 人に約 4 例が受傷すると見積もられている¹⁾。ACL 再建術は、米国の統計で年間およそ 100,000 ~175,000 件施行されており、わが国では ACL 再建術の実態に関する大規模な検討はなされていないが、年間に数万件行われているとされている¹⁾。

ACL 損傷のリスクファクターとして、外因性のものではスポーツの種類、試合場のサーフェース、シューズ、防具などが考えられる²⁾。内因性のものでは、解剖学的な顆間窩の幅の狭さ^{3),4)}と脛骨関節面の後傾²⁾が挙げられる。また、女性の受傷率が 2 ~ 4 倍と極めて高いことから、女性ホルモンの動態が靭帯の力学特性に影響することが注目されている^{5),6)}。女性はジャンプ着地動作において、股関節が内転・内旋する傾向にあることが知られており、膝が外反外旋位となりやすく、同時に膝屈曲筋の収縮が遅れるなどの傾向も見出されている。

3.3 受傷機転とメカニズム

ACL 損傷は、ラグビーやアメリカンフットボール、柔道などのコンタクトスポーツにおいて、他者との接触によって生じる接触型損傷と、スポーツ活動におけるジャンプ

からの着地や踏み切り, 急な方向転換や急停止のような減速動作などで生じる非接触型損傷に分類される。発生頻度は後者が高く, さらに, 女性の発生頻度が高いことも本傷害の特徴である。性差に関する運動分析的研究では, 女性の方向転換課題においてハムストリングスの活動が遅延することや⁷⁾, 女性スポーツ選手はジャンプの着地動作で大腿四頭筋と比較して, ハムストリングスの筋活動が小さいと報告されている⁸⁾。さらに, 片脚スクワットやジャンプ着地課題において, 女性の股関節内転と膝関節外反角度が大きいなどの運動学的な差異が報告されている^{9),10)}。Olsen ら¹¹⁾はノルウェーの女子ハンドボールチームを 12 シーズンにおいて, その受傷シーンのビデオと 32 人の ACL 受傷選手に対して行った受傷後インタビューから受傷メカニズムを解析している。その結果, 一番多い受傷メカニズムは plant-and-cut であり, 膝は伸展位に近いところで外反, 外旋位または内旋位になっていたと報告している。Koga ら¹²⁾は, 10 例の非接触性 ACL 損傷における受傷シーンを解析した結果, 損傷が接地後約 40ms~80ms 付近で発生していることを明らかにした。その発生メカニズムは図 3.1 に示したように, 膝に外反力が加わると内側側副靭帯 (medial collateral ligament : MCL) が緊張しつつ, 外側コンパートメントへの圧迫力が生じる。この圧迫力により, 脛骨の骨形態 (脛骨外側プラトーの後傾) によって大腿骨外顆が後方に変位して脛骨の前方移動と内旋が生じ, ACL が断裂する。ACL の断裂により脛骨前方引出し力に対する primary restraint が消失し, 更には足部が地面に固定されていることも加わって大腿骨内顆も後方に変位することで, 脛骨の外旋が生じると述べている¹³⁾。

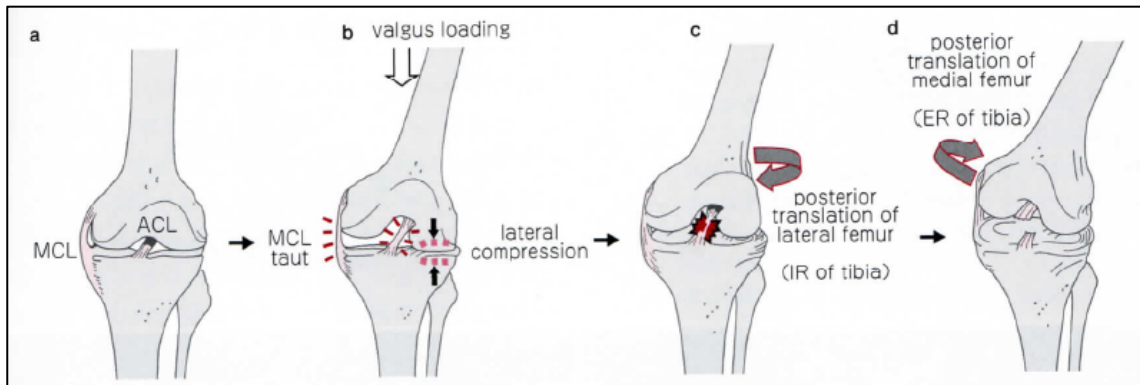


図 3.1 ACL 損傷メカニズムの新たな仮説 (文献 13 より引用)

- a, b, c : 膝の外反による MCL の緊張と外側コンパートメントの圧迫力によって、大腿骨外顆の後方変位と脛骨の前方移動および内旋によって ACL が断裂する
- d : ACL 断裂および大腿骨内顆の後方変位による脛骨の外旋

3.4 病態と臨床症状

ACL 損傷の受傷時は激痛とともに pop 音を聞くことが多く、受傷直後は虚脱状態に陥って、スポーツ活動が継続できず歩行困難になることが多い。受傷後 12 時間以内に中等度から高度の血腫による腫脹を呈する¹⁴⁾。

ACL への血液供給は、後十字靭帯に向かう中膝動脈から出た細い十字靭帯枝が支配しており不安定である。そのため ACL は実質の半分以上が損傷されると自然治癒能力が低いため、膝関節は永続的に不安定な状態となり¹⁵⁾、強度の高いスポーツ活動を行うと膝くずれ現象 (giving way) が起こす。ACL 損傷膝は、膝の関節中心が消失することから、屈伸運動中心の前方移動ならびに回旋運動中心の後方移動に関連した異常運動が出現し、残った健全組織が緊張することで初期損傷が重症化するといわれている¹⁶⁾。このため ACL 損傷の放置すると、脛骨の前方脱臼を繰り返し、半月板損傷や関節軟骨損傷を併発して、やがては二次的に関節症変化を生じ、スポーツ活動の継続はもとより、

日常生活も困難となる。ACL 損傷後数週間で日常生活活動は獲得されることが多いが、保存的に加療された ACL 損傷患者を 12 カ月から 66 カ月追跡調査した研究¹⁷⁾では、Tegner's activity scale による活動レベルは受傷前 7.1 から受傷後 5.6 と低下していたと報告されている。ACL 損傷膝では giving way を回避するため、大腿四頭筋の筋収縮を避ける歩行 (quadriceps-avoidance gait) が見られることや¹⁸⁾、ジャンプ動作で膝の屈曲角度が増大するなどの代償的な strategy が報告されている¹⁹⁾。

3.5 前十字靭帯再建術

ACL は自然治癒能が低いため、保存的治療の成績は不良とする報告が多い^{20)~23)}。このため若年者や活動性の高いスポーツ選手、あるいは日常生活に不安定感がある場合は外科的治療が必要となる。ACL 損傷の治療法として、最も効果的とされているのが移植腱を用いた再建術である。移植腱として用いられる生物学的材料には、患者自身の ACL 以外の腱組織から採取する自家腱と、他人から採取した腱組織である同種腱²⁴⁾があるが、我が国では感染症に対する安全性や簡便性などの観点から、ほとんど自家組織が使用されている²⁵⁾。

ACL 再建に用いられる自家腱は、自家骨付き膝蓋腱 (bone-patellar tendon-bone : BTB) あるいは半腱様筋腱と薄筋腱からなる内側ハムストリングス腱 (semitendinosus and gracilis tendons : STG) が一般的であり、表 3.1 に示す特徴を有する²⁶⁾。BTB は長年 ACL 再建術の Gold standard として広く使用されてきたが、1980 年代後半から STG の使用率が上昇している。過去の比較研究において、膝安定性、成功率、活動レベルなどの基本的な部分は両者とも良好で、重篤な合併症も少ないことから、いずれも有用な再建方法とされている^{27),28)}。

ACL 再建術は、靭帯の付着部と考えられる部分に骨孔を作製して行われる。従来は大腿骨側と脛骨側それぞれに1つずつ骨孔を作製し、1本の靭帯として再建する single-socket 法が行われてきた。図 3.2-a に示すとおり、近年では STG 使用の場合は複数の骨孔を作成して各々の正常靭帯内線維束 (AMB および PLB) を再建することで、正常靭帯線維の走行に近似した移植腱の設置が可能となった²⁹⁾。一方、図 3.2-b に示すとおり、BTB 使用の場合は骨孔断面を長方形化し、正常靭帯内の線維配列を模倣することが可能となった^{30),31)}。これにより、正常な靭帯に近い形態の靭帯が再建され、関節の制動効果が向上しただけでなく、骨孔と移植腱との接触面積が拡大したことで、より早期の生物学的治癒と再建靭帯の再構築 (remodeling) が期待されるようになった^{32)~36)}。

表 3.1 移植腱の特徴 (文献 26 より引用改変)

自家移植腱	長所	短所
骨付き膝蓋腱 (bone-patellar tendon-bone : BTB)	<ul style="list-style-type: none"> 骨片と骨孔との癒合が容易で強固な固定が得られる 移植腱の強度が高い 	<ul style="list-style-type: none"> 採取部の痛み 大腿四頭筋の筋力回復遅延
半腱様筋腱・薄筋腱 (semitendinosus and gracilis tendons : STG)	<ul style="list-style-type: none"> 解剖学的形状を再現する術式に応用が容易 採取部の痛みが少ない 	<ul style="list-style-type: none"> 移植腱と骨孔との癒合不全 膝関節屈曲筋力の低下・腱の低形成の症例がある

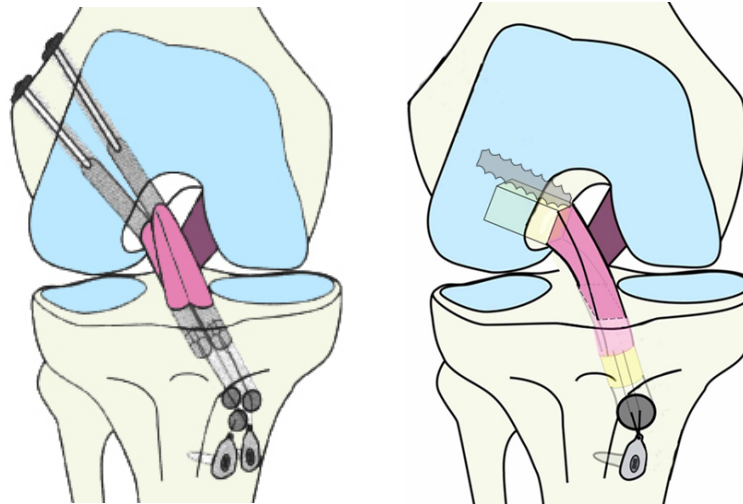


図 3.2 ACL 再建術 (文献 29 より引用改変)

a : ハムストリングス腱を使用した解剖学的三重束再建術

b : 膝蓋腱を使用した長方形骨孔 ACL 再建術

3.6 移植腱の再構築とバイオメカニクス

再建靭帯は移植後数週間で滑膜組織に覆われ、内在性線維芽細胞が阻血性壊死に陥った後、外来性の細胞浸潤ならびに血管新生が生じるとされている。移植腱に浸潤した細胞は、腱組織の主成分であるコラーゲン線維をはじめとするマトリックスを再構築する^{37)~39)}。再建靭帯の最大破断荷重は移植後 3 か月間まで減少し⁴⁰⁾、その後数か月から年単位で徐々に改善し、膝蓋腱を用いた ACL 再建術後 8 か月の報告⁴¹⁾では、再建靭帯の破断荷重は 886N、線形剛性は 156N/mm であり、屍体標本を用いた報告⁴²⁾では、膝蓋腱の破断荷重は約 2400N、線形剛性は約 900N/mm と報告されている。以上のことから膝蓋腱は術直後には正常 ACL (破断荷重約 2160 N、線形剛性 240N/mm⁴³⁾) を上回る力学的強度を持つにも関わらず、その強度は術後 8 か月において正常 ACL に比較し

て低いと考えられている⁴⁴⁾。さらに動物実験による組織学的研究⁴⁵⁾では、再建靭帯の微細構造も正常靭帯とは異なることが明らかになっている。

3.7 前十字靭帯再建術における大腿四頭筋の筋力トレーニング

前述のように移植腱は ACL 再建術後に阻血性壊死に陥った後、周辺組織から再血行化が生じ移植腱の remodeling が生じるという治癒過程をたどる²⁵⁾。術後リハビリテーションでは、移植腱に対する過剰なストレスの回避が最も重要となり、移植腱の強度が不十分な時期での過度のストレスは膝不安定性の再発や靭帯の再損傷を引き起こす。こうした生物学的治癒過程および移植腱の力学的特性を考慮し、再建術後 3 か月（12 週間）までのリハビリテーションにおいては、再建靭帯への張力が増大しないように保護的に実施しなければならない。また、スポーツ活動への復帰時期が来ても、再建靭帯の力学的強度は正常靭帯と比較して劣ることを患者本人に理解させ、ACL への負荷が小さい運動戦略を習得させる必要がある²⁵⁾。すなわち、ACL 再建術後は、移植腱への過剰なストレスを回避し得る身体機能と運動能力の獲得を図る必要がある。

図 3.3 に示したように、膝伸展域での大腿四頭筋の収縮力は前方剪断力を生じ、ACL に対して antagonist となることが知られている^{46)~49)}。膝蓋腱にかかる力は脛骨プラトーに対して垂直な normal component と、脛骨プラトーに対して平行な shear component の 2 方向に分けられ、図 3.4 に示すとおり、shear component は膝関節伸展域において、脛骨を大腿骨に対して前方へ滑らせる。正常膝では、膝関節 60°から 70°屈曲位は大腿四頭筋の収縮による shear component が生じないことから、quadriceps neutral angle と呼ばれる⁵⁰⁾。

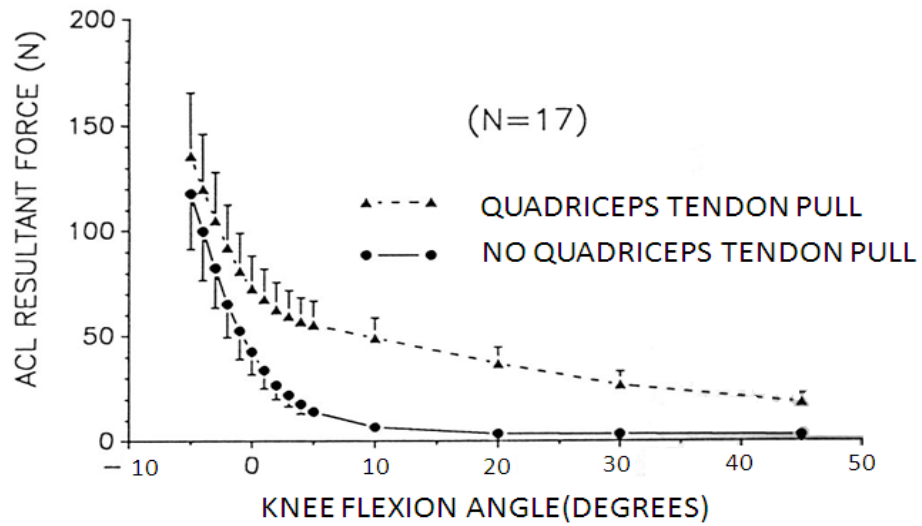


図3.3 膝屈伸運動時における膝の角度とACLへの張力負荷(文献49より引用)

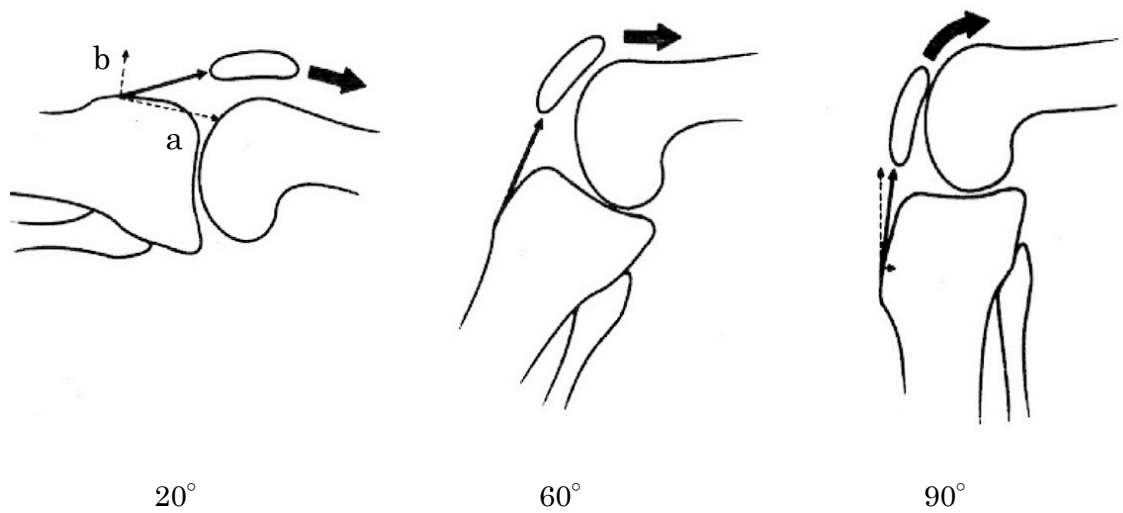


図3.4 膝蓋腱の牽引力のベクトル (文献50より引用改変)

a. normal component b. shear component

ACL 再建術後はスポーツ動作に重要な下肢の抗重力筋である大腿四頭筋の筋力低下を認めることが報告されている^{51)~54)}。この要因には術後の安静に加えて、神経学的な異常による影響も示唆されている⁵⁵⁾。術後リハビリテーションでは大腿四頭筋の再強化が重要であるが、非荷重位における大腿四頭筋の収縮力は膝伸展域で前方剪断力を増大させ、前述のとおり ACL に対して antagonist となる^{46)~49)}。このため大腿四頭筋の筋力トレーニングは、膝関節の伸展運動の範囲を quadriceps neutral angle である 60° までに制限し、抵抗部位を下腿の近位部として前方剪断力の軽減を図る必要がある (図 3.5)。

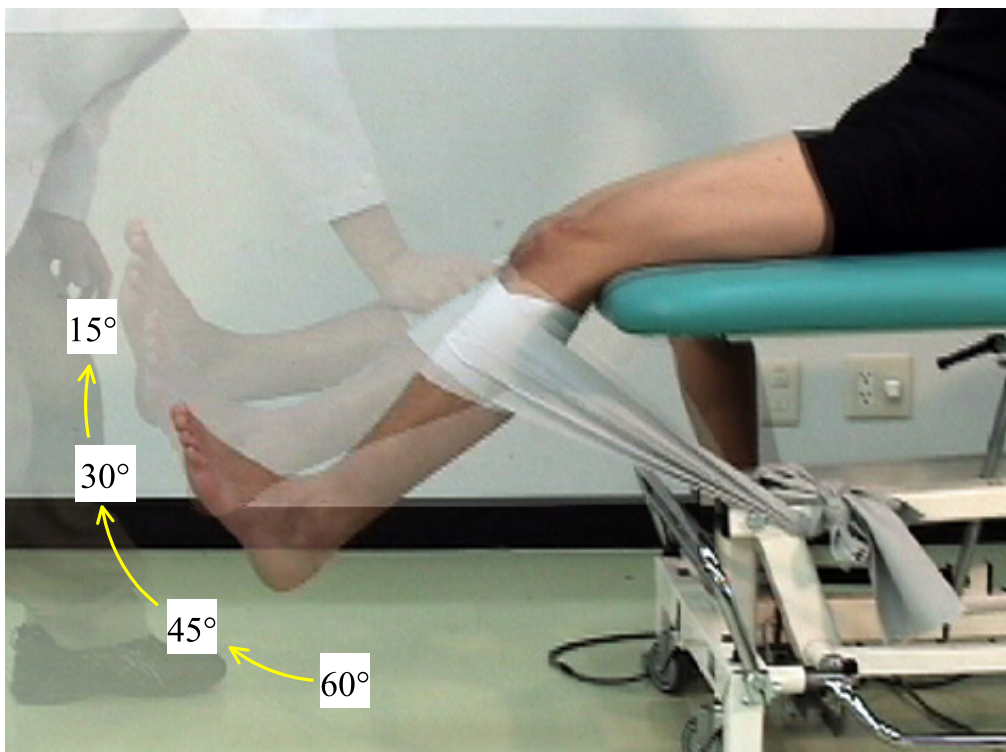


図3.5 脛骨近位を抵抗部位としたleg extension

参考文献

- 1) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, ACL 損傷ガイドライン策定委員会
編: 前十字靭帯 (ACL) 損傷診療ガイドライン 2012. 南江堂: 5-6, 2012.
- 2) 福林徹: 前十字靭帯損傷 ACL 損傷予防の進歩 -IOC での会議から-. 臨床スポーツ医学 25: 99-104, 2005.
- 3) Shelbourne KD, Davis TJ, et al. : The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. Am J Sports Med 26(3) : 402-408, 1998.
- 4) Ireland ML, Ballantyne BT, et al. : A radiographic analysis of the relationship between the size and shape of the intercondylar notch and anterior cruciate ligament injury. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 9(4) : 200-205, 2001.
- 5) Slauterbeck J, Clevenger C, et al. : Estrogen level alters the failure load of the rabbit anterior cruciate ligament. J Orthop Res 17(3) : 405-408, 1999.
- 6) Hewett TE, Zazulak BT, et al. : Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk : a systematic review. Am J Sports Med 35(4) : 659-668, 2007.
- 7) Cowling EJ, Streele JR : Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. J Electro myogr Kinesiol 11 : 263-268, 2001.
- 8) Urabe Y, et al. : Electro myographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. Knee 12 : 129-134, 2005.

- 9) Zeller BL, McCorry JL, et al. : Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med* 31 : 449-456, 2003.
- 10) Ford KR, Myer GD, et al. : Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 35 : 1745-1750, 2003.
- 11) Olsen OE, Myklebust G, et al. : Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 32(4) : 1002-1012. 2004.
- 12) Koga H, Nakamae A, et al. : 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 : 2218-2225, 2010.
- 13) 古賀英之: Model-based image-matching 法と ACL 受傷メカニズムの解析. *臨床スポーツ医学* 29 : 695-702, 2012.
- 14) 史野根生 : 膝のスポーツ傷害. 医学書院 : 1995.
- 15) 小柳磨毅, 堀部秀二 : 前十字靭帯損傷の術後リハビリテーション. *実践スポーツクリニック スポーツ外傷・障害とリハビリテーション*. 福林徹 (編), 文光堂 : 92-99, 1994.
- 16) Bousquet G, 他 (著), 弓削大四郎, 他 (監訳) : 図解・膝の機能解剖と靭帯損傷. 協同医書出版社 : 15, 1995.
- 17) Muaidi QI, Nicholson LL, et al. : Prognosis of conservatively managed anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Sports Med* 37(8) : 703-716. 2007.
- 18) Berchuck M, Andriacchi TP et al. : Gait adaptations by patients who have a

- deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 72A : 871-877, 1990.
- 19) 小柳磨毅, 林義孝他 : 前十字靭帯不全膝の片脚幅跳び動作の解析. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 17 : 263-266, 1996.
 - 20) Mizuta H, Kubota K, et al. : The conservative treatment of complete tears of the anterior cruciate ligament in skeletally immature patients. *J Bone Joint Surg Br* 77(6) : 890-894. 1995.
 - 21) Janarv PM, Nystrom A, et al. : Anterior cruciate ligament injuries in skeletally immature patients. *J Pediatr Orthop* 16(5) : 673-677. 1996.
 - 22) Arbes S, Resinger C, et al. : The functional outcome of total tears of the anterior cruciate ligament(ACL)in the skeletally immature patient. *Int Orthop* 31(4) : 471-475. 2007.
 - 23) Moksnes H, Engebretsen L, et al. : Performance-based functional outcome for children 12 years or younger following anterior cruciate ligament injury: a two to nine-year follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16(3) : 214-223. 2008.
 - 24) 前田朗, 史野根生他 : ACL 再建術移植腱の選択と再建方法. *臨床スポーツ医学* 22 (3) : 247-255, 2005.
 - 25) 史野根生 : スポーツ膝の臨床. 金原出版 : 2008.
 - 26) 木村佳記, 小柳磨毅他 : 膝前十字靭帯再建術後の運動療法. *理学療法士臨床判断フローチャート*. 奈良勲 (監), 松尾善美 (編), 文光堂 : 62-74, 2009.
 - 27) Kim A, Jansson MD, et al. : A prospective randomized study of patellar versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am*

- J Sports Med 31(1) : 12-18, 2003.
- 28) Ejerhed L, Kartus J, et al. : 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.
- 29) 中田研, 岩橋武彦他 : 解剖学的再建術のポイントとリハビリテーション. 臨床スポーツ医学 26(7) : 749-755, 2009.
- 30) Shino K, Nakata K, et al. : 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.
- 31) Shino K, Nakata K, et al. : Anatomically-oriented ACL reconstruction with a bone-patellar tendon graft via rectangular socket / Tunnels : A snug-fit and impingement-free grafting technique. Arthroscopy 21(11) : 1402e1-1402e5, 2005.
- 32) 前達雄, 濱田雅之他 : 自家ハムストリング腱を用いた鏡視下 ACL 再建術直後の安定性, 関節鏡 24(2) : 147-150, 1999.
- 33) 前達雄, 史野根生他 : 自家ハムストリング腱を用いた ACL 再建術後の膝安定性. 中部整災誌 42(4) : 901-902, 1999.
- 34) 小柳磨毅, 中江徳彦他 : 標準的リハビリテーション. 臨床スポーツ医学 26(7) : 771-781, 2009.
- 35) Shino K, Nakata K, et al. : Rectangular tunnel double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft to mimic natural

- fiber arrangement. *Arthroscopy* 24 : 1178-1183, 2008.
- 36) 史野根生 : 膝蓋腱を用いる長方形骨孔 ACL 再建術の手術手技とコツ. 膝関節鏡下手術. 越智光夫 (監), 吉矢晋一 (編), 文光堂 : 189-195, 2010.
- 37) Amiel D, Kleiner JB, et al. : The natural history of the anterior cruciate ligament autograft of patellar tendon origin. *Am J Sports Med* 14 : 449-462, 1986.
- 38) Arnoczky SP, Tarvin GB, et al. : Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon: an evaluation of graft revascularization in the dog. *J Bone Joint Surg Am* 64 : 217-224, 1982.
- 39) Clancy WG Jr, Narechania RG, et al. : Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am* 63 : 1270-1284, 1981.
- 40) Yoshikawa T, Tohyama H, et al. : Effects of local administration of vascular endothelial growth factor on mechanical characteristics of the semitendinosus tendon graft after anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Am J Sports Med* 34 : 1918-1925, 2006.
- 41) Beynonn BD et al. : Evaluation of knee laxity and the structural properties of the anterior cruciate ligament graft in the human; a case report. *Am J Sports Med* 25 : 203-206, 1997.
- 42) Schatzmann L et al. : Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 (suppl 1) : s56-61, 1998.
- 43) Woo SLY, Hollis M, et al. : Tensile properties of human femur-anterior cruciate

- ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19 : 217-225, 1991.
- 44) 遠山晴一, 安田和則 : 靱帯の修復メカニズム. *整・災外* 48 : 417-422, 2005.
- 45) Ng GY : A long term study of the biomechanical and biological changes of the ACL-PT autograft and ACL repair after hemi-transection injury in a goat model. Thesis, Department of Anatomy, Monash University, Australia.
- 46) Beynnon BD, Pope MH, et al. : The effect of functional knee-brace on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am* 24A : 1298-1312, 1992.
- 47) Draganich LF, Vahey JW : An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthp Res* 8 : 57-63, 1990.
- 48) Durselen L, Claes L, et al. : The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* 23 : 129-136, 1995.
- 49) Markolf KL, Gorek JF, et al. : 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) : 557-67, 1990.
- 50) Daniel DM, Stone ML et al. : Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg* 70-A(3) : 386-391, 1988.
- 51) Langan P, Fontanetta AP : Rupture of the patellar tendon after use of its central third. *Orthop Rev* 16 : 317-321, 1987.
- 52) Graf B, Uhr F : Complications of intra-articular anterior cruciate ligament

reconstruction. *Clin Sports Med* 7 : 835-848, 1988.

- 53) Rosenberg TD, Franklin JL, et al. : Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 20 : 519-526, 1992.
- 54) Shino K, Inoue M, et al. : Reconstruction of the anterior cruciate ligament using allogeneic tendon: long-term follow-up. *Am J Sports Med* 18 : 457-465, 1990.
- 55) Konishi Y, Fukubayashi T, et al. : Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 12 : 371-375, 2002.

第4章 下腿支持フロントブリッジ運動のモデル作成と膝関節剪断力の推定

4.1 はじめに

膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament : ACL）再建術後には、スポーツ動作において重要な役割を担う大腿四頭筋の筋力が低下する¹⁻⁴。これはACL損傷後の廃用や術後の安静に加えて、神経学的な異常による影響がその要因として示唆されている⁵。いずれにしても、筋力の低下はスポーツ選手にとって致命的な要素である。このため、スポーツ活動への復帰を実現するためには、ACL再建術後における大腿四頭筋筋力の可及的早急な回復は、極めて重要な課題となる。

レッグエクステンションなどの開放性運動連鎖（Open Kinetic Chain : OKC）トレーニングは、大腿四頭筋の選択的な筋力増強に優れており、ACL再建術後のリハビリテーションにおいて広く用いられている。しかし、術後早期における非荷重下での大腿四頭筋の単独収縮は、膝関節伸展域で膝関節に前方剪断力を発生させる⁶⁻⁸。このため、OKCトレーニングでは移植腱と骨孔に対して力学的ストレスが負荷され、移植腱の損傷や骨孔への癒合不全を助長する⁹。そこで、ACL再建術後の早期における大腿四頭筋の強化に関しては、膝関節の前方剪断力の軽減を図るため、膝伸展運動範囲を膝屈曲60°までに制限し、移植腱に対する負荷を回避することが推奨される。さらにこの角度制限は、術後3か月間かけて段階的に解除していくことが一般的である。つまり、ACL再建術後の早期では、膝関節伸展位付近における大腿四頭筋に対する高負荷のトレーニングは行われない。このため、膝関節伸展位付近の大腿四頭筋筋力は術後1年経過しても健側と同等まで回復に至らない場合も少なくない。そして、近年では、ACL再建術後に引き起こされる膝伸展域の大腿四頭筋筋力低下が、スポーツ復帰を著しく遅延させる

要因であることが指摘されてきた¹⁰⁾。こうした背景から、ACL再建術後早期の膝伸展位付近で大腿四頭筋の筋力向上が望める、安全で、かつ、有効なトレーニング方法を開発することはスポーツ傷害のリハビリテーションにおいて非常に大きな意義を持つ。

そこで、本論文では膝伸展位付近における膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニング法として、腹臥位で下腿近位を支点とした膝伸展運動 (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) を考案した。大腿四頭筋の収縮が及ぼすACLに対する力学的負荷の計測については、生体ACLに小型のストレインゲージを埋め込んだ直接的な計測法が開発されている。しかしながら、本法は侵襲を伴うために生体への負荷が著しく大きい。そこでFBPの力学モデルを作成し、これより、膝関節にかかる剪断力を非侵襲的に推定することを目的とした。

本章では、まず、下腿近位を支点としたFBPモデルを作成することで、膝関節剪断力の算出理論特性を明らかにし、FBPの膝剪断力の推定法の確立に努めた。さらに、下腿支点位置を、下腿遠位と近位の2種類のフロントブリッジ運動 (front bridge exercise with a leg support FB) を実施する生理実験から、膝関節に生じる力学的負荷を推定・評価し、ACL再建術後症例に対するFBPトレーニングの安全性を力学的側面より定量的に検証することを目的とした。

4.2 FBP運動モデルの作成

4.2.1 FBP運動モデルの理論的特性

FBPによる膝関節の関節間力を解析するためには、軟部組織による抵抗や関節間の摩擦力などの影響を除き、単純な運動にモデル化することが有用である。そこで、本研究では下腿・足部を剛体モデルに置き換え、膝関節を静的平衡と仮定した。

関節剪断力は下腿にかかる全ての力から静的平衡方程式を立て、これを展開することで求めることが可能である。以下にモデルを用いた推定剪断力算出の理論的特性について述べ、運動方程式を示す。なお、本モデルにおいて後十字靭帯やその他の軟部組織は無視されている。

まず、脛骨高原における剪断力を計算するためには、下腿に作用する膝蓋腱張力 (F_p) を求める必要がある。図4.1に示したように、膝関節は外力である下腿重量 (m_1g)、足部重量 (m_2g)、床反力 (F_r) によって発生するトルクと、内力である膝蓋腱張力によって発生するトルクが釣り合うことで静的平衡が保たれる。したがって膝トルク (T_k) を計算すれば、膝蓋腱張力を求めることができる。つまり、膝蓋腱モーメントアームを d_q とすると、下記の運動方程式が導き出される。

$$T_k = T_s + T_f + T_{Fr} = F_p d_q \quad (1)$$

膝屈曲角度 θ_1 での膝関節に作用する下腿トルク (T_s) は、式 (2) に示すように、下腿重量 (m_1g) とモーメントアーム ($l_1 \times \cos\theta_1$) の積によって求められる。ここで l_1 は膝関節中心から下腿重心までの距離である。

$$T_s = m_1 g l_1 \cos\theta_1 \quad (2)$$

同様に足トルク (T_f) は式 (3) で求められる。なお、 m_2g は足重量、 l_2 は膝関節中心から足部重心までの距離である。

$$T_f = m_2 g l_2 \cos \theta_1 \quad (3)$$

また，床反力トルクは式 (4) にて求められる．

$$T_{Fr} = F r l_3 \cos \theta_1 \quad (4)$$

そこで，式 (1) に式 (2) ～ (4) を代入することで膝トルク (T_k) が算出される．ここで，膝トルクは膝蓋腱トルクと等しいため，図4.2に示すように，膝蓋腱モーメントアーム (d_q) で除すれば，膝蓋腱張力 (F_p) を計算することができ，式 (5) が導き出される．

$$F_p = \frac{T_k}{d_q} \quad (5)$$

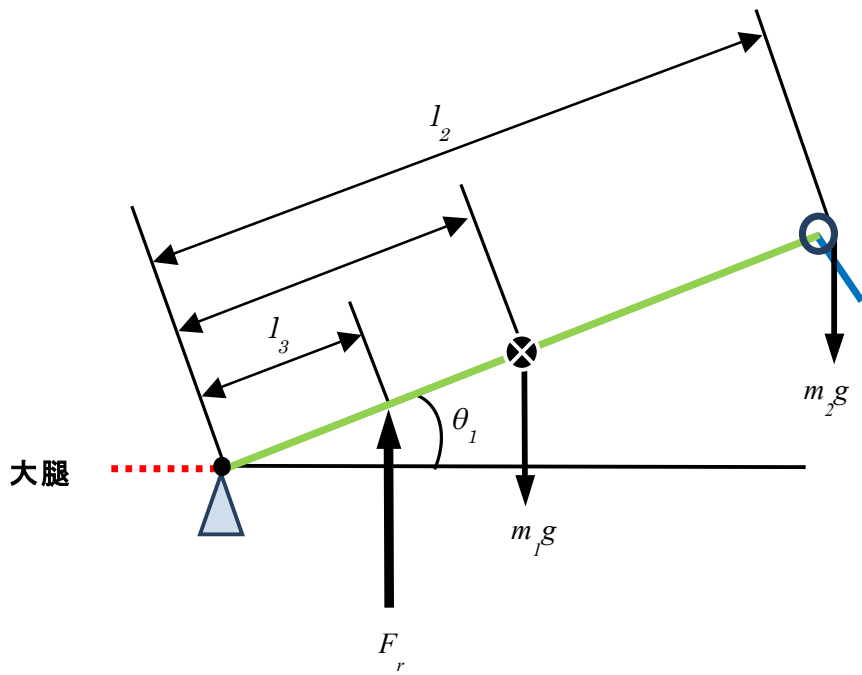


図4.1 FBP運動モデル

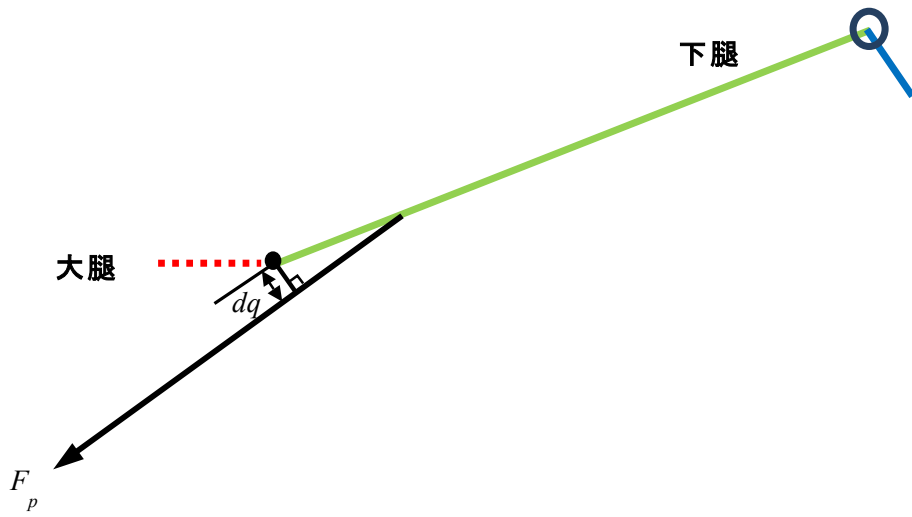


図4.2 推定膝蓋腱張力

本研究では関節反力 (F_j) を剪断力計算に含むため、その計算方法について次に述べる。膝蓋腱張力 (F_p) は大腿四頭筋張力 (F_q) と相関関係にある。したがって大腿四頭筋の張力は、膝蓋腱張力 (F_p) を膝蓋腱力/大腿四頭筋力比 (F_p/F_q 比) で除すことで大腿四頭筋の張力を求めることができる。図4.3に示すように大腿四頭筋張力ベクトルと関節反力ベクトルは平行と仮定できるが、脛骨は生理的後傾を有している。したがって脛骨高原に働く関節反力は、膝屈曲角 (θ_1) から脛骨後傾角度 (θ_3) 引いた角度に大腿四頭筋張力を乗じて求められ、式 (6) が導出される。

$$F_j = F_q \cos (\theta_1 - \theta_3) \quad (6)$$

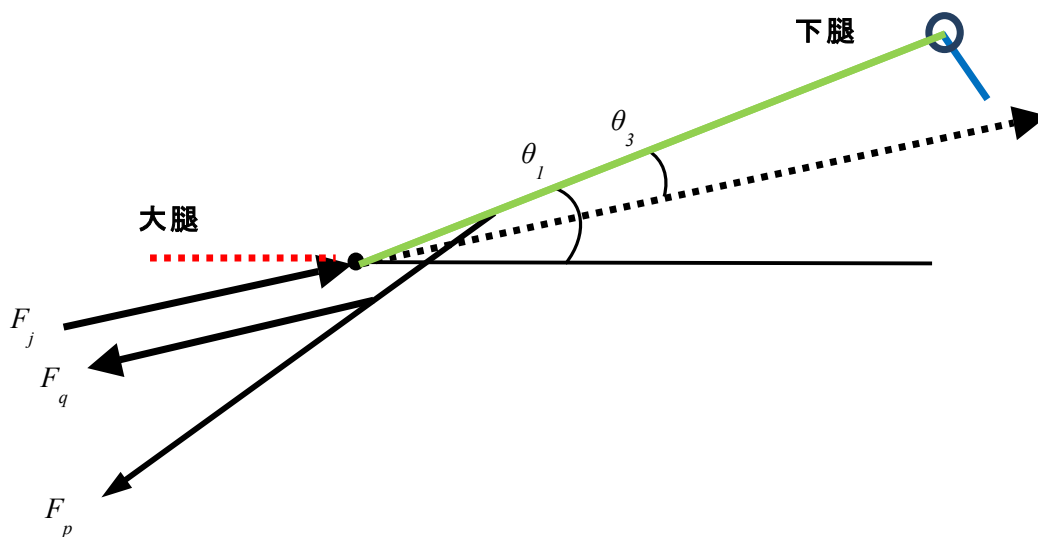


図4.3 関節反力

また、床反力支点トルク (T'_{Fr}) を求める運動方程式を導出する (図4.4)。床反力支
 点に働く下腿トルク (T'_s) は、下腿重量 (m_1g) とモーメントアーム ($l_4 \times \cos\theta_1$) の積
 で求められる。 l_4 は床反力支点から下腿重心までの距離で、式 (7) の方程式が導き出
 される (図4.4-a)。

$$T'_s = m_1gl_4\cos\theta_1 \quad (7)$$

同様に足トルク (T'_f) は式 (8) の方程式にて求められる (図4.4-b)。

$$T'_f = m_2gl_5\cos\theta_1 \quad (8)$$

床反力支点到働く膝蓋腱トルク (T'_p) は下記の式 (9) によって導き出される。式(9)
 において、 l_6 は床反力支点から膝蓋腱付着部までの距離、 θ_2 は膝蓋腱角度 (下腿長軸と
 膝蓋腱のなす角) である (図4.4-c)。

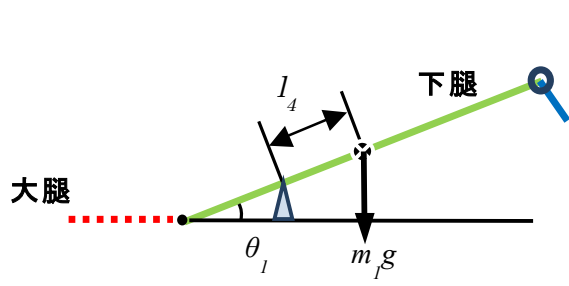
$$T'_p = F_pl_6\sin\theta_2 \quad (9)$$

脛骨高原 (tibial plateau) は生理的後傾を有することから関節反力トルク (T'_j) は
 式 (10) によって求められる (図4.4-d)。

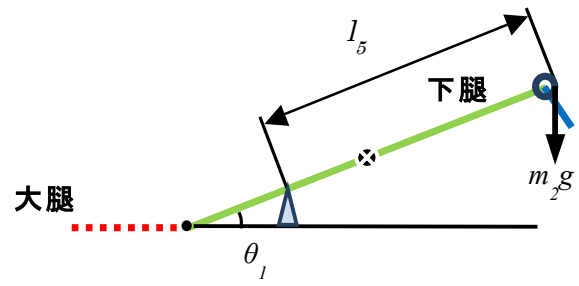
$$T'_j = F_jl_3\sin\theta_3 \quad (10)$$

FBP運動は膝伸展運動であるため膝屈曲筋の活動はないと仮定し, 膝屈曲トルク (T_h) は0とおいた (図4.4-e) .

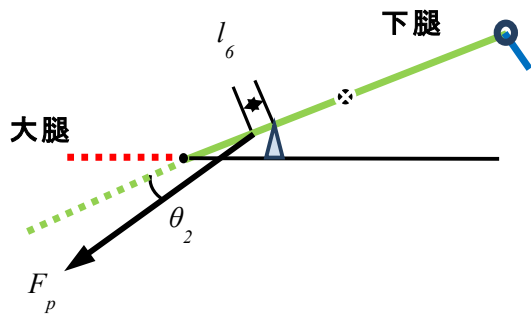
$$T_h = 0 \quad (11)$$



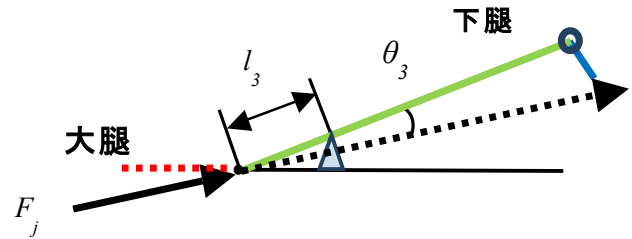
a. 下腿トルク (床反力支点)



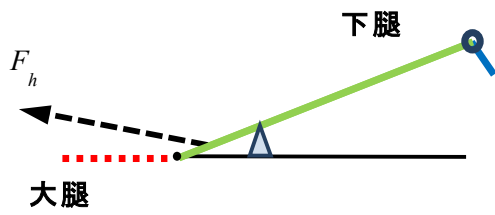
b. 足トルク (床反力支点)



c. 膝蓋腱トルク (床反力支点)



d. 関節反力トルク (床反力支点)



e. 膝屈曲トルク (床反力支点)

図4.4 床反力支点トルクの計算

以上より、床反力支点トルク (T'_{Fr}) は式 (7) ~式 (11) の総和であり、式(12)に示す運動方程式が導き出される (図4.5) .

$$T'_{Fr} = T'm_1g + T'm_2g + T'_p + T'_j + T'_h \quad (12)$$

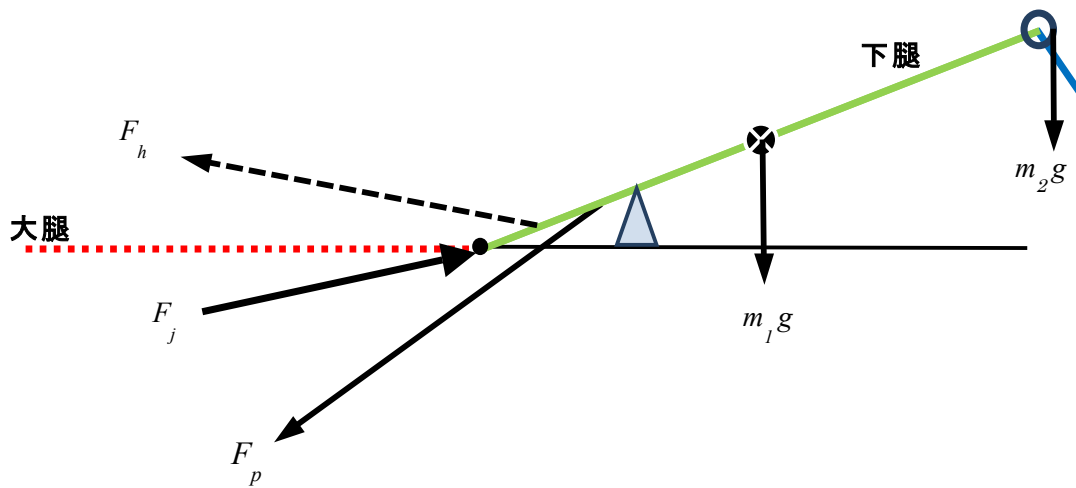


図4.5 床反力支点トルク (床反力支点) の計算

膝関節の推定剪断力 (F_{sf}) の算出は、式 (12) で求めた床反力支点トルクを脛骨高原から床反力支点までの距離で除して求める。運動方程式は式 (13) となる (図4.6) .

$$F_{sf} = \frac{T'_{Fr}}{(l_3 - l_7)} \quad (13)$$

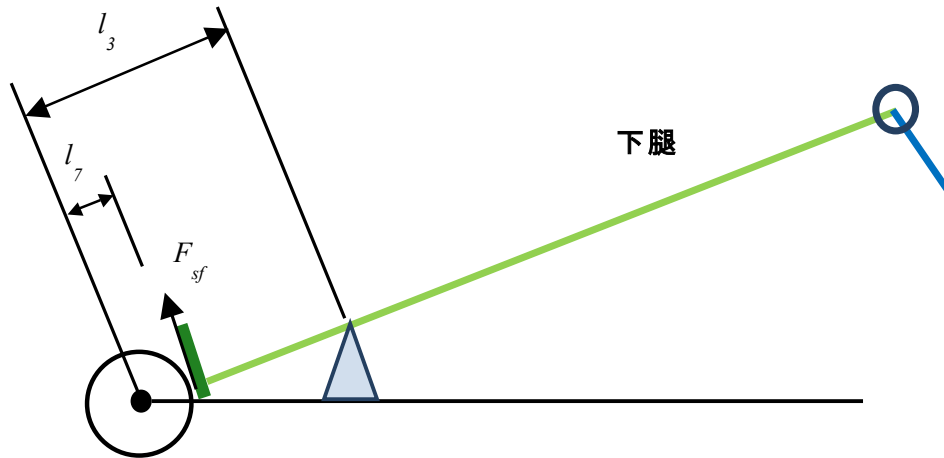


図4.6 推定剪断力の計算

4.2.2 モデル実験に必要な生体パラメータの取得

モデル解析のためには下腿と足部の重量，および重心の位置を確定する必要がある．本研究では体重と下腿長の計測値から，阿江ら¹¹⁾の身体慣性部分係数を用いてこれらのパラメータを算出した．なお，膝蓋腱のモーメントアームはTsaopoulosら¹²⁾が報告した40mmを採用した．関節反力の計算で用いる $F_p/F_q=1.18$ は，Hubertiら¹³⁾の報告を参照した．床反力支点到働く膝蓋腱トルクの計算に必要な膝蓋腱角度は，Herzog¹⁴⁾が報告した 13° を採用した．また，膝関節中心から膝蓋腱付着部までの距離は，下記の計算式より求めた．

$$l_8 = \frac{l_3 - d_q}{\sin\theta_2} \quad (14)$$

膝関節中心から脛骨高原までの距離はSiebold¹⁵⁾らが報告した25mmを採用した．

4.3 モデル実験

4.3.1 被験者

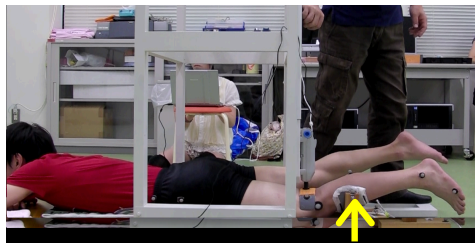
生理実験では、下肢に傷害の既往がない健常成人男性10名 (20.1 ± 0.8 歳, 172 ± 4.2 cm, 67.4 ± 8.7 kg) を対象とした。被験肢は全て右下肢とした。なお、被験者には事前に本研究の主旨を説明し、実験参加への同意を得た。

4.3.2 運動課題

図4.7に示したように、被験者は腹臥位で、下腿を自作の支持装置に載せた。膝関節は屈曲 20° とし、金属製フレームに取り付けたカフで大腿遠位部を固定した。

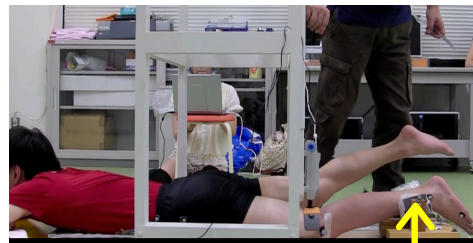
等尺性膝伸展運動による下腿支持ブリッジ運動は、①下腿近位支点 (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) と、②下腿遠位支点 (front bridge exercise with a leg support at distal tibia : FBD) の2条件でそれぞれ3回行わせた。

支点の位置はそれぞれ、下腿近位が下腿長の近位30%位置 (図4.7-a) , 下腿遠位支点は下腿の遠位端 (図4.7-b) と規定した。



支点 (近位)

a. FBP



支点 (遠位)

b. FBD

図4.7 運動課題

4.3.3 膝関節剪断力の算出

膝関節剪断力を推定するために、床反力計（AMTI社製 OR6）を用いて下腿支持ブリッジ運動中の下腿前面に加わる力を測定し、式（4）に代入した。なお、剪断力は正の値を前方、負の値を後方と規定した。

4.3.4 統計処理

推定剪断力是对应のあるt検定を用いてFBPとFBDで比較検討した。危険率は5%未満とした。

4.4 結果

図4.8に膝関節の推定剪断力を示す。FBPの推定剪断力の平均値は、 $-27.8 \pm 45.7\text{N}$ で後方への剪断力が発生していた。一方、FBDでは $810.4 \pm 220.8\text{N}$ で前方剪断力が発生していた。FBPとFBDには有意な差を認めた ($p < 0.05$)。

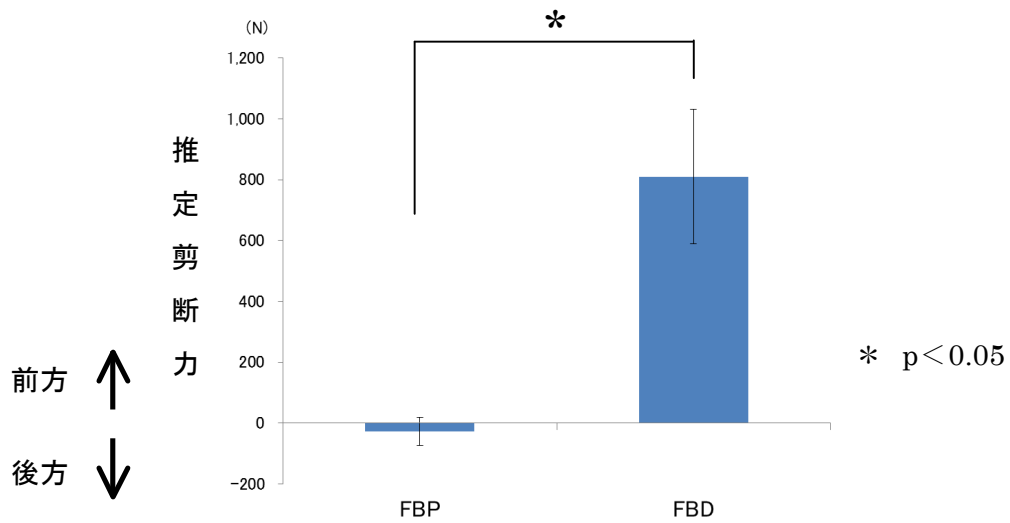


図4.8 膝関節の推定剪断力

4.5 考察

膝関節屈曲20°位における下腿支持ブリッジの関節剪断力を静的平衡方程式を用いて算出し、トレーニングの安全性について検証した。

FBPで後方剪断力が発生したのは、図4.9-aに示したように関節反力のベクトルが床反力作用点よりも上方を通り、関節反力トルクが支点を中心に脛骨プラトーを後傾させる方向に作用したためと考えられた。これに対してFBDで前方剪断力が発生したのは、図4.9-bに示したように関節反力のベクトルが床反力作用点よりも下方を通り、関節反力トルクが支点を中心に脛骨プラトーを前傾させる方向に作用したためと考えられた。

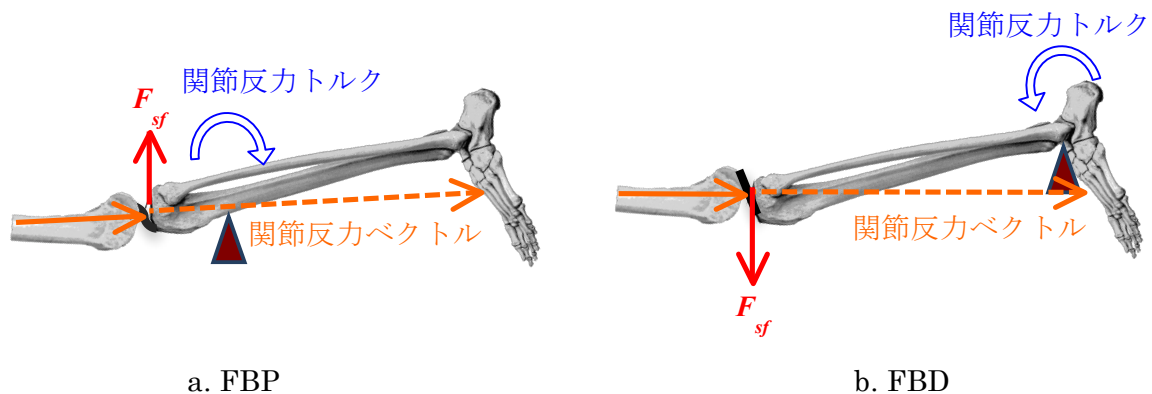


図4.9 膝関節の推定剪断力

ACL再建術後早期は移植腱と骨孔の癒合は不完全である。また移植腱自体の再構築も術後6週を要し、再建靭帯の破断強度は術後3ヶ月まで減少する。諸家によりACLの張力は、他動伸展および自動伸展とも膝伸展位付近で張力が増大することが示されている⁶⁻⁸⁾。Maeら¹⁶⁾はACLの解剖学的二重束再建術の移植腱の張力を計測し、自動膝伸展時の張力が完全伸展に近づくと増大し、さらに膝関節屈曲20°で20Nの初期張力を加えて足関節に2kgの重錘を負荷した場合は、移植腱の張力が62.8Nまで増大し、容易に臨界点に達すると報告した。Yasudaら¹⁷⁾の力学モデルを用いた研究では、等尺性膝伸展運動において屈曲45°から発生した膝関節前方剪断力は、以降の伸展域において大腿四頭筋の張力と相関することが示されている。そのため、従来からACL再建術後早期では大腿四頭筋の膝関節伸展位付近における高負荷のトレーニングは行えず、膝伸展の可動範囲もトレーニング開始時から移植腱への負荷が少ない膝屈曲60°まで制限されてきた。しかし、本研究の結果からFBPトレーニングは伸展域でも膝関節に後方剪断力が発生しており、膝屈曲20°位において移植腱—骨孔への負荷を回避しながら大腿四頭筋の

強化が行える可能性が示唆された。以上より、FBPトレーニングはACL再建術後に従来のOKCトレーニングよりも早期に膝伸展位付近で安全に実施できる新たな大腿四頭筋のトレーニング方法として確立された。一方、膝関節に前方剪断力が発生したFBDトレーニングは、重力により脛骨が整復位を保つことから、後方不安定性を有する後十字靭帯不全膝の大腿四頭筋強化に適用できると考えられた。

4.6 要約

ACL再建術後早期における大腿四頭筋強化を目的とした、腹臥位での下腿支持ブリッジ運動をモデル化し、静的平衡方程式を導出した。膝屈曲 20° における下腿近位を支点としたFBPと、下腿遠位を支点としたFBDの2条件で膝関節の推定剪断力を算出した。その結果、FBPは後方剪断力 ($-27.8 \pm 45.7\text{N}$) が発生し、FBDでは前方剪断力 ($810.4 \pm 220.8\text{N}$) が発生した。ACL再建術後における大腿四頭筋の筋力強化は、前方剪断力を抑制しながら行わなければならない。ACL再建術後早期の伸展域における大腿四頭筋強化を目的としたFBPトレーニングは、健常人を対象としたモデルによる検証で、安全性が実証された。一方、膝関節に前方剪断力が発生したFBDは、後十字靭帯不全膝の大腿四頭筋強化に適用できると考えられた。

参考文献

- 1) Rosenberg TD, Franklin JL, et al. : Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 20 : 519-526, 1992.
- 2) Shino K, Inoue M, et al. : Reconstruction of the anterior cruciate ligament using allogeneic tendon: long-term follow-up. *Am J Sports Med* 18 : 457- 465, 1990.
- 3) Langan P, Fontanetta AP: Rupture of the patellar tendon after use of its central third. *Orthop Rev* 16 : 317-321, 1987.
- 4) Graf B, Uhr F : Complications of intra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med* 7 : 835-848, 1988.
- 5) Konishi Y, Fukubayashi T, et al. : Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 12 : 371-375, 2002.
- 6) Wascher DC, Markolf KL et al. : Direct in vitro measurement of force in the cruciate ligament Part I : The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg* 75-A(3) : 377-386, 1993.
- 7) Beynnon BD, Howe JG et al : The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 16 : 1-12, 1992.
- 8) Markolf KL, Gorek JF, et al. : 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 : 557-67, 1990.

- 9) Otsubo H, Shino K et al. : Arthroscopic evaluation of ACL grafts reconstructed with the anatomical two-bundle technique using hamstring tendon autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15 : 720-8, 2007.
- 10) Eitzen I, Eitzen TJ et al. : Anterior cruciate ligament-deficient potential copers and noncopers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury. *Am J Sports Med* 38 : 586- 93, 2010.
- 11) 阿江通良, 湯海鵬他 : 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム* 11 : 23-33, 1992.
- 12) Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, et al. : Human patellar tendon moment arm length:measurement consideration and clinical implications for joint load assessment. *Clin Biomech* Aug21 : 657-67, 2006.
- 13) Huberti HH, Hayes WC, Stone JL, et al. : Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J Orthop Res* 2 : 49-54, 1984.
- 14) Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat* 182(pt2) : 213-30. 1993.
- 15) Siebold R, Axe J, Irrgang JJ, et al. : A computerized analysis of femoral condyle radii in ACL intact and contralateral ACL reconstructed knees using 3D CT. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18 : 26-31, 2010.
- 16) Mae T, Shino K, Matumoto N et al. : Graft tension during active knee extension exercise in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 26(2) : 214-22, 2010.

17) Yasuda k, Sasaki T : Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction.

The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. Clin Orthop 220 : 275-83, 1987.

第5章 下腿支持フロントブリッジ運動の臨床的検証

5.1 はじめに

膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament : ACL）再建術後において、大腿四頭筋の筋力回復はスポーツ活動への早期復帰を果たす上で極めて重要であり、可及的早期に回復を図る必要がある。再建術後における移植腱の力学的強度は術後3ヶ月まで減少し、その後数ヶ月から数年かけて漸増するが、微細構造は正常靭帯と異なったもので、正常なACLの強度には達しないとされている。Heijneら¹⁾は、ACL再建術後早期のOKCトレーニングが脛骨前方移動量を増大させる危険性があることを示唆した。したがって、膝伸展域で前方剪断力を発生させる大腿四頭筋のトレーニングは、移植腱の骨孔での癒合不全や損傷を起こす可能性があるため、過剰な負荷を回避しながら行うことが重要である。従来から再建術後の大腿四頭筋のトレーニングは、膝伸展運動範囲を移植腱への負荷が少ない膝屈曲60°まで制限し、下腿近位部を抵抗部位として前方剪断力の軽減が図られている。このようなことから、術後早期では膝関節伸展位付近での大腿四頭筋に対する高負荷のトレーニングは行なうことができなかった。そこで、ACL再建術後の可及的早期から膝伸展位付近で膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニングとして、腹臥位で下腿近位を支点とした膝伸展運動である下腿近位支持フロントブリッジ（front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP）を考案した。前章ではFBPの力学モデルから運動方程式を導出し、生理実験にてFBPと下腿遠位支点によるフロントブリッジ（front bridge exercise with a leg support at distal tibia : FBD）実施し、ACL再建術後症例に対するFBPの安全性を力学的に検証した。

その結果、FBPは膝伸展域において後方剪断力を発生させるため、ACL再建術後早期に大腿四頭筋の強化を安全に実施できるトレーニングであることが明らかとなった。

そこで、本章ではACL不全膝症例のFBPとFBDの脛骨前方移動量（anterior tibial translation : ATT）を実測し、力学モデルと運動方程式により算出したFBPの推定剪断力の妥当性を検証することを目的とした。

5.2 方法

5.2.1 被験者

ACL不全膝症例3名（A：男性，37歳，身長177cm，体重62kg，B：男性，36歳，身長162cm，体重64kg，C：女性，20歳，身長167cm，体重65kg）とした。なお、本研究は研究者の所属施設における倫理委員会での承認を受けて実施した（承認番号08165）。対象者には本研究の主旨を説明し、実験参加への同意を得た。

5.2.2 運動課題

図5.1に示したように、被験者は腹臥位で下腿を自作した支持装置に載せた。対側下肢を挙上位で保持したまま、膝関節屈曲位50°から0°までの伸展運動を①下腿近位支点（front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP）と、②下腿遠位支点（front bridge exercise with a leg support at distal tibia : FBD）の2条件でそれぞれ健側と患側で片側ずつ行わせた。支点の位置はそれぞれ、下腿近位が下腿長の近位30%位置（図5.1-a），下腿遠位支点は下腿の遠位端（図5.1-b）と規定した。



a. FBP

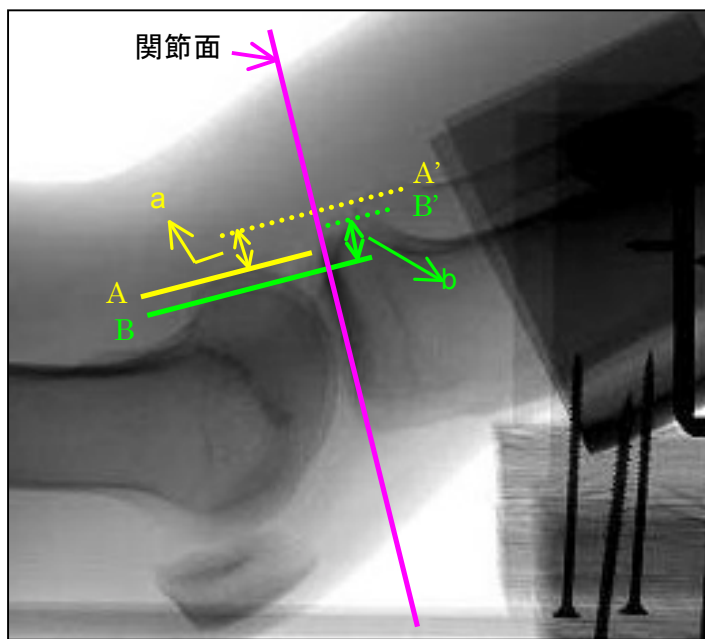


b. FBD

図5.1 フロントブリッジ運動

5.2.3 脛骨前方移動量の測定

X線透視装置 Allura Xper FD20 (Philips 社製) を用いて、運動中の健側および患側のそれぞれ膝関節側面像を放射線技師が撮影した。ATT の測定は図 5.2 に示したように、膝屈曲 30°、20°、10°での膝側面像を静止画に出力し、Franklin ら²⁾の方法を用いて計測した。計測値は脛骨高原後縁が大腿骨顆部後縁よりも前方にあるものを正の値とした。



$$a = A - A'$$

$$b = B - B'$$

A 大腿骨内側後縁

A' 脛骨高原内側後縁

B 大腿骨外側後縁

B' 脛骨高原外側後縁

$$ATT = (a + b) \times \frac{1}{2}$$

図5.2 脛骨前方移動量の計測

5.3 結果

図 5.3-a に FBD と FBP における患側 ATT の結果を示す。FBD の膝屈曲 30°, 20°, 10°の ATT は、被験者 A が 4.7mm/30°, -0.4mm/20°, 0.5mm/10°, 被験者 B が 1.1mm/30°, 4mm/20°, 2.6mm/10°, 被験者 C が 4.5mm/30°, 7.9mm/20°, 9.0mm/10°で 3 名とも全ての角度で脛骨は大腿骨に対して前方に位置していた。これに対して FBP の ATT は、被験者 A が -7.0mm/30°, -7.2mm/20°, -4.0mm/10°, 被験者 B が -6.0mm/30°, 0.4mm/20°, 2.0mm/10°, 被験者 C が -6.0mm/30°, 0.4mm/20°, 2.0mm/10°で 3 名とも膝屈曲 30°で脛骨は大腿骨に対して後方に位置していた。また全ての角度において FBP は FBD に比して ATT が小さくなっていた。

図 5.3-b に FBD の健側の結果を示す。 FBD における健側の ATT は被験者 A が -3.0mm/30°, 2.4mm/20°, 3.5mm/10°, 被験者 B が -2.0mm/30°, 2.0mm/20°, -1.4mm/10°, 被験者 C が 1.0mm/30°, 5.0mm/20°, 4.5mm/10°であった。 FBD の膝屈曲 30°および 20°では FBP の患側よりも ATT が大きかった。

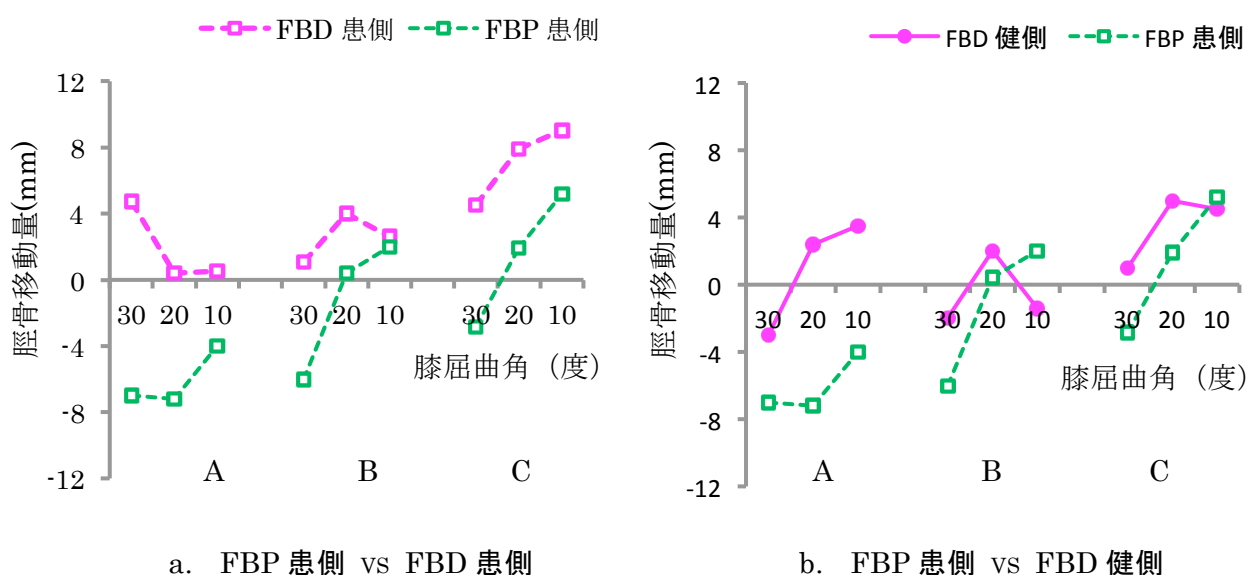


図5.3 脛骨前方移動量

5.4 考察

FBPの力学モデルによる推定剪断力の妥当性を検証するために、X線透視画像を用いてACL不全膝症例の下腿支持フロントブリッジ運動における脛骨前方移動量を実測した。 FBPでは膝屈曲30°において、患側および健側の脛骨が大腿骨に対して後方に位置していた。 また膝屈曲30°および20°におけるFBPの患側は、 FBDの健側に比して脛骨

が後方に位置していた。これは図5.4-aに示した通り、関節反力ベクトルが支点の位置よりも上方を通り、関節反力トルクが支点を中心に脛骨プラトーを後傾させる方向に作用したためと考えられた。一方、FBDではFBPに比して患側、健側とも脛骨が前方に位置し、特に患側の移動量が大きくなったのは図5.4-bに示したように、関節反力ベクトルが支点の位置よりも下方を通り、関節反力トルクが支点を中心に脛骨プラトーを前傾させる方向に作用し、前方剪断力が発生したためと考えられた。したがって、上記の結果は第4章で述べたFBPの力学モデルによる推定剪断力と一致し、その妥当性が実証された。Higuchiら³⁾はACL不全膝を対象に、膝関節の自動伸展運動と等速性伸展運動(30deg/s)の脛骨前方移動量を調査した。その結果、ACL不全膝は健側に比して自動伸展運動での膝屈曲0~60°、等速性伸展運動での膝屈曲0~70°において脛骨前方移動量が有意に大きくなることを示した。また、ACL不全膝では膝屈曲0~90°において、等速性膝伸展運動が自動伸展運動に比して脛骨前方移動量が有意に大きくなることを示した。Kvistら⁴⁾はACL不全膝を対象に、負荷なしと下腿遠位部へ8kg負荷した膝伸展運動時の脛骨前方移動量を調査した。その結果、脛骨前方移動量は8kg負荷が負荷なしより有意に大きい値を示し、膝屈曲約20°で最大となることを示した。さらに負荷なし、4kg負荷、8kg負荷の条件について調査した結果では、脛骨前方移動量の最大値は負荷なしと4kg負荷、4kg負荷と8kg負荷の間に有意差を認め、負荷量が大きくなると脛骨前方移動量が増大することを示した。以上のことから、膝の自動伸展運動において膝屈曲60°付近から大きくなる脛骨前方移動量は、下腿への負荷量増加によってさらに増大する。Beynonら^{5~7)}は、膝伸展運動における正常ACLの張力を計測した結果、大腿四頭筋の収縮による自動伸展では、最終伸展45°以降で張力が大きくなることを示した。また前ら⁸⁾は、ACL再建術における膝伸展運動時の移植腱の張力を計測し、最終伸展域

では他動的伸展に伴って後外側移植腱の張力が著しく大きくなり、さらに全屈曲角度において、他動運動よりも自動運動のほうが移植腱の張力は有意に高いことを報告した。Flemingら⁹⁾は膝伸展において脛骨前方移動量とACL strainが正の相関を認めたと報告した。すなわち、膝伸展域における脛骨前方移動量の増加はACLの負荷を増大させるため、再建術後の大腿四頭筋強化は、最終伸展域において脛骨の前方移動を制動することが移植腱の弛緩や再損傷などのリスクを軽減すると考えられる。したがってFBP運動は、膝屈曲20°において脛骨の前方移動の制動により再建靭帯へのstrainを減少させるため、ACL再建術後早期に膝伸展域での大腿四頭筋を安全に強化できることが示された。

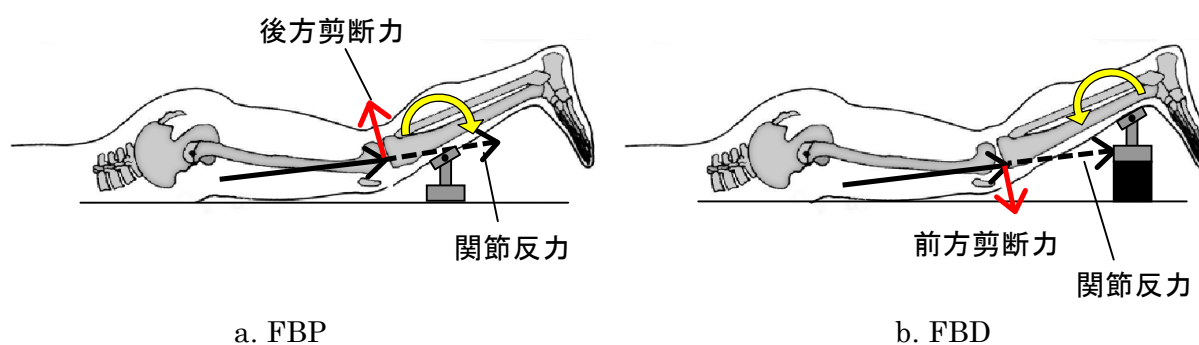


図 5.4 膝屈曲 30°における下腿支持フロントブリッジ運動による脛骨移動

5.5 要約

ACL 不全膝症例の FBP と FBD の脛骨前方移動量 (anterior tibial translation: ATT) を実測し、力学モデルと運動方程式により算出した FBP の推定剪断力の妥当性を検証した。X 線透視装置を用いて、運動中の健側および患側の膝関節側面像を撮影し、膝

屈曲 30°, 20°, 10°での脛骨前方移動量 (anterior tibial translation : ATT) を計測した。その結果, FBP では膝屈曲 30°において患側の脛骨が大腿骨に比して後方に位置していた。また FBP の患側の脛骨は FBD の健側の脛骨より ATT が小さかった。これらの結果は FBP の力学モデルによる推定剪断力と一致し, その妥当性が実証された。これにより ACL 再建術後早期の膝伸展域における FBP 運動の安全性が明らかとなった。

参考文献

- 1) Heijne A, Werners S : Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15 : 472-473, 2007.
- 2) Franklin JL, Rosenberg TD : Radiographic assessment of instability of the knee due to rupture of the anterior cruciate ligament. A quadriceps-contraction technique. *J Bone Joint Surg Am* 73 : 365-72, 1991.
- 3) Higuchi H, Terauchi M, et al. : Characteristics of anterior tibial translation with active and isokinetic knee extension exercise before and after ACL reconstruction. *J Orthop Sci* 7 : 341-7, 2002.
- 4) Kvist J, Gillquist J : Sagittal plane knee translation and electro myographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med* 29 : 72-82, 2001.
- 5) Beynnon B, Howe JG, et al. : The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 16 : 1-12, 1992.
- 6) Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, et al. : Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 23 : 24-34, 1995.
- 7) Beynnon BD, Johnson RJ, et al. : The strain behavior of the anterior cruciate

ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med* 25 : 823-829, 1997.

- 8) 前達夫, 史野根生他 : 自動的膝伸展運動時に再建 ACL に加わる張力. *日本臨床バイオメカニクス学会誌* 27 : 9-13, 2006.
- 9) Fleming BC, Beynnon BD, et al. : An in vivo comparison of anterior tibial translation and strain in the anteromedial band of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 26 : 51-58, 1993.

第6章 下腿支持ブリッジ運動を用いた効果的な筋力トレーニング法の開発

6.1 はじめに

膝前十字靭帯 (anterior cruciate ligament : ACL) 再建術後は大腿四頭筋の筋力低下を認めることが多く¹⁾, スポーツ活動への復帰を果たすための可及的早急な筋力回復は, 術後リハビリテーションにおいて極めて重要な課題である. 開放性運動連鎖 (Open Kinetic Chain : OKC) トレーニングであるレッグエクステンションは, 大腿四頭筋の強化方法としてACL再建術後のリハビリテーションにおいて広く用いられている. しかし, ACL再建術後早期における膝伸展域の大腿四頭筋の強化は, 前方剪断力を発生させるため^{2),3)}, 移植腱の損傷や骨孔への移植腱の癒合不全の要因となる⁴⁾. これまで, 再建術後早期における大腿四頭筋の強化は, 膝伸展運動範囲を移植腱への負荷が少ない膝屈曲60°まで制限し, 下腿近位部を抵抗部位として前方剪断力の軽減を図る必要があった. そこで, 前章までにACL再建術後の可及的早期から膝伸展位付近で膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニングとして, 腹臥位で下腿近位を支点に膝伸展運動を行う下腿近位支持ブリッジ運動 (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) を考案し, 運動力学的解析を行った. その結果, FBPは膝伸展30°位で後方剪断力が発生しており, ACL再建術後早期から膝伸展30°付近で大腿四頭筋の強化を安全に実施できる新たなトレーニング方法として確立された. しかし, FBPにおける筋力強化トレーニングとしての適正は不明である.

本章の目的は, FBP運動と大腿遠位後面に負荷を加えたレジスティブ下腿近位支持ブリッジ運動 (resistive front bridge exercise with a leg support at proximal tibia :

RFBP) の筋活動を調査し, ACL再建術後における大腿四頭筋の効果的な筋力トレーニング法を提案することである.

6.2 方法

6.2.1 被験者

被験者は, ACL不全膝症例3名 (A: 男性, 37歳, 身長177cm, 体重62kg, B: 男性, 36歳, 身長162cm, 体重64kg, C: 女性, 20歳, 身長167cm, 体重65kg) とした. なお, 本研究は研究者の所属施設における倫理委員会での承認を受けて実施した (承認番号08165). 対象者には本研究の主旨を説明し, 実験参加への同意を得た.

6.2.2 運動課題

図6.1に示したように, 被験者は腹臥位で被験肢の膝を屈曲し, 試作したFBトレーニング機器の半月部分で下腿近位前面を支持させた. 運動課題は対側下肢を股関節伸展位で保持したまま, 図6.1-aに示した自己の体重のみを負荷したFBP運動と, 図6.1-bに示した大腿遠位後面に体重比20%の負荷を加えたRFBP運動の2条件で膝関節伸展運動を行わせ, 膝屈曲20°で保持させた. 運動は健側と患側でそれぞれ3回行わせた.



a. FBP



b. RFBP

図6.1 運動課題

6.2.3 筋活動の計測

表面筋電図の測定と解析には、筋電計 Myosystem1200 および解析ソフト Myoreserch (いずれも NORAXON 社製) を使用し、サンプリング周波数は、1000Hz とした。導出筋は内側広筋 (Vastus Medialis : VM), 外側広筋 (Vastus Lateralis : VL), 大腿直筋 (Rectus Femoris : RF) の3筋とした。双極導出するために事前に皮膚処理し、電極中心間距離 20mm で筋腹上に貼付した。最大等尺性随意収縮は、端座位で膝関節 60°屈曲位で固定して最大努力での膝伸展を 5 秒間行わせ、中間 1 秒間の筋放電量積分値 (integrated electromyography : IEMG) を求め、3 回測定したうちの最大値を求めた。FBP および RFBP では膝屈曲 20°で同様に 5 秒間保持させ、中間 1 秒間の筋放電量積分値を最大等尺性収縮時の IEMG で除し、%IEMG として正規化した。

6.3 結果

FB運動における筋活動を図6.2に示す。FBPにおける%IEMGの平均は、患側がVM 85.3±22.4%, VL 81.1±8.3%, RF 73.9±32.1%, 健側がVM 59.9±27.4%, VL 56.3±17.4%, RF 84.3±14.9%で、患側の全ての筋と健側のRFで高値を示した。一方、RFBPにおける% IEMGの平均は、患側がVM 101.8±3.3%, VL 68.2±24.0%, RF 75.6±27.2%, 健側がVM 67.3±30.0%, VL 79.3±19.8%, RF 83.0±15.8%で、両側の全ての筋で高値を示した。

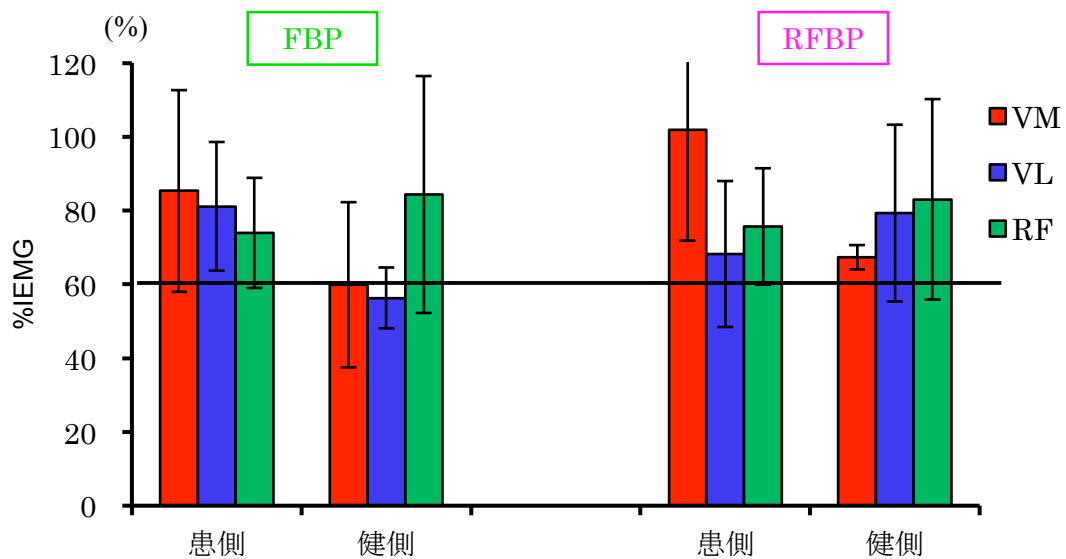


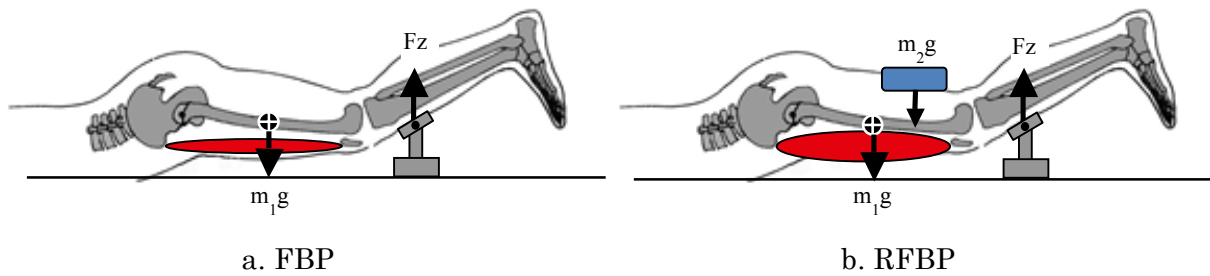
図6.2 筋活動量

6.4 考察

ACL再建術後のリハビリテーションには長期間を要し、大腿四頭筋の筋力回復はスポーツ活動への復帰を果たす必要条件となる⁵⁾。ACL再建術後は筋力低下が起こり、そ

の経過は6~12ヶ月と長期に及ぶ場合も少なくない⁶⁾。特に再建術後初期では大腿四頭筋の筋力低下が著しく、再建術後のリハビリテーションにおいて大腿四頭筋の筋力回復は極めて重要な課題である。

ACL損傷後における大腿四頭筋は、関節腫脹による神経学的抑制⁷⁾や廃用、脱臼への不安による大腿四頭筋の収縮を避けた動作⁸⁾が要因で、筋活動量の低下や筋萎縮を呈することが知られている。FBP運動においては患側の%IEMGが高値を示しており、筋積分値と筋力が相関関係にあることから筋力トレーニングに有効な筋活動が得られていると推定された^{9),10),11)}。患側の大腿四頭筋ではACL損傷後の廃用によって既に筋機能が低下しているため、図6.3-aに示したように、下半身部分の身体重量のみでも相対的に高負荷となったと考えられた。これに対して健側のVM、VLの%IEMGは、筋力トレーニングに有効とされる60%に至らなかった¹²⁾。これは筋力低下のない健側では、FBP運動がモーメントアームの短い膝伸展運動であるため、下半身部分の身体重量のみでは、大腿四頭筋の筋力トレーニングとして十分な負荷に至らなかったと考えられた。一方、RFBPは健側、患側とも全ての筋で%IEMGが60%以上で、筋力トレーニングに有効な筋活動が得られた。これは図6.3-bに示したように、下半身重量と重錘を合わせた負荷が下腿支点に加わったために床反力が増大し、これにより膝伸展トルクが増大したためと考えられた。したがって、RFBPはACL再建術後における大腿四頭筋の強化に有効と考えられた。さらに、RFBPでは、大腿遠位後面に負荷が加わったにも関わらず、RFの筋活動が健側、患側ともFBPに比してほとんど変化を認めなかった。しかし、患側のVMが $101.8 \pm 3.3\%$ と特異的に高値を示しており、RFBPはACL再建術後の大腿四頭筋で最も筋萎縮が進行するVMの筋機能の改善にも有効と考えられた。



m_1g : 下半身重量

F_z : 床反力

m_2g : 重錘負荷による重量

図6.3 下腿支持ブリッジ運動による大腿四頭筋の筋活動のシェーマ

6.5 要約

本章では下腿支持ブリッジ運動を用いたACL再建術後における大腿四頭筋の効果的な筋力トレーニング法を開発するために、大腿遠位後面に負荷を加えたレジスティブ下腿近位支持ブリッジ運動 (resistive front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : RFBP) を考案した。ACL不全膝を対象に、FBP運動とRFBP運動における大腿四頭筋の筋活動を調査した。その結果、FBP運動では患側の%IEMGは高値であったが、健側広筋群ではVM $59.9 \pm 27.4\%$ 、VL $56.3 \pm 17.4\%$ で筋力強化トレーニングに有効な筋活動には至らなかった。一方、RFBP運動の%IEMGは健側、患側とも全て60%以上で、筋力トレーニングに有効な筋活動が得られていると考えられた。また、RFBPでは大腿遠位後面に負荷が加わったにも関わらず、RFの筋活動が健側、患側ともFBPに比してほとんど増大を認めなかったが、患側のVMで高値を認めた。RFBPはACL再建術後における大腿四頭筋の強化に有効と考えられた。

参考文献

- 1) Lorentzon R, Elmqvist LG, et al. : Thigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear : muscle size, morphology, and mechanical output before reconstruction. *Am J Sports Med* 17 : 423-429, 1989.
- 2) Beynnon BD, Howe JG, et al. : The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 16 : 1-12, 1992.
- 3) Markolf KL, Gorek JF, et al. : 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 : 557-67, 1990.
- 4) Otsubo H, Shino K, et al. : Arthroscopic evaluation of ACL grafts reconstructed with the anatomical two-bundle technique using hamstring tendon autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15 : 720-8, 2007.
- 5) Shelbourne KD, Nitz P : Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18 : 292-299, 1990.
- 6) Fabbriciani C, Milano G : Anterior cruciate ligament reconstruction with doubled semitendinosus and gracilis tendon graft in rugby players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13 : 2-7, 2005.
- 7) Stokes M : The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clin Sci* 67 : 7-14, 1984.
- 8) Berchuck M, Andriacchi T, et al. : Gait adaptation by patient who have a deficient anterior cruciate ligament . *J Bone and Joint Surg* 72-A : 871-77, 1990.

- 9) Basmajian JV , De Luca : Muscle Alive,5th ed ,Williams & Wilkins , Baltimore, 1985.
- 10) Brownstein B, Lamb RE, et al. : Quadriceps torque and integrated electromyography. J Orthop Sports Phys Ther 6 : 309-14, 1985.
- 11) 才藤栄一, 金田嘉清他 : 表面筋電図による筋力推定. 総合リハ 24 : 423-430, 1996.
- 12) Hettinger T : アイソメトリックトレーニング. 大修館書店, 1970.

第7章 トレーニング機器の開発

7.1 はじめに

ACL再建術後における大腿四頭筋の筋力回復は、スポーツ活動への復帰を果たす上で重要な判断基準の一つである^{1),2)}。再建術後は大腿四頭筋の筋力低下がおこるため可及的に早期に回復を図る必要がある。これまでACL再建術後早期における膝伸展域での大腿四頭筋のトレーニングは、前方剪断力の発生による移植腱の損傷や骨孔での癒合不全の要因となるため実施できなかった。しかし、本研究において考案した下腿近位支持ブリッジ (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) は、ACL再建術後早期に膝伸展域で大腿四頭筋の強化を安全に行える新たなトレーニング方法として確立された^{3),4)}。

これまで大腿四頭筋の筋力強化を目的としたトレーニング機器が数多く開発されているが、関節剪断力を制御したトレーニング機器は存在しない。ACL再建術後の筋力回復には長期間に及ぶことから、安価で日常的に使用可能なトレーニング機器が望まれる。そこで本章では、これまでの研究成果に基づいて構造設計されたFBトレーニング機器を開発することを目的とした。

7.2 機器の概要

FBトレーニング機器の試作器を図7.1に示す。機器の構成は木製台、支柱、下腿支持半月、伸展角度制限ロープ、大腿部固定ベルトからなる。半月はヒンジにて自由に動く構造となっており、膝伸展角度の制限をすることが出来るためACL再建術後の早期から使用可能である。また、大腿四頭筋の等尺性収縮による高負荷のトレーニングを実施す

るために、大腿部固定ベルトが取り付けられている。FBトレーニング機器は安価で可搬性に優れており、自宅を含めた医療機関以外でのセルフトレーニングにも用いることが可能である。

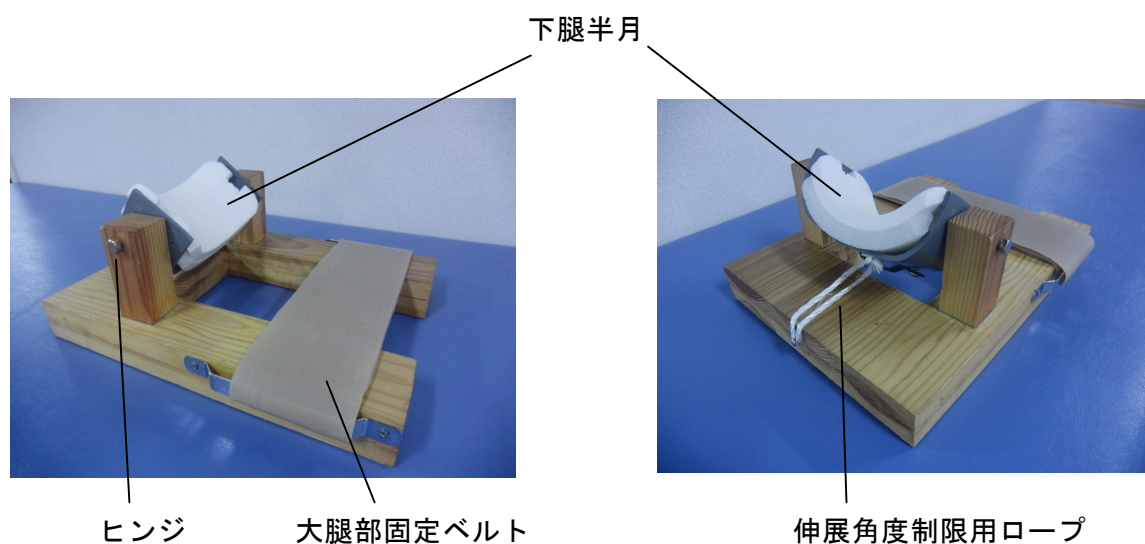


図7.1 FBトレーニング機器の試作器

7.3 実証実験

健常成人男性1名(26歳,身長174cm,体重60kg)を対象に試作器を用いて有効性を実験的に検証した。対象者には本研究の主旨を説明し、実験参加への同意を得た。運動課題を図7.2に示す。腹臥位にて下腿近位をトレーニング機器の下腿半月に載せ、膝屈曲 20° で大腿部を固定した。等尺性収縮によるFBP運動を行わせ、運動中の大腿四頭筋の筋活動を調査した。表面筋電図の測定と解析には、筋電計Myosystem1200および解析ソフトMyoreserch(NORAXON社製)を使用し、サンプリング周波数は、1000Hzとした。導出筋は内側広筋(Vastus Medialis: VM), 外側広筋(Vastus Lateralis: VL),

大腿直筋 (Rectus Femoris : RF) の 3 筋とした。双極導出するために事前に皮膚処理し、電極中心間距離 20mm で筋腹上に貼付した。最大等尺性随意収縮は、端座位で膝関節 60°屈曲位で固定して最大努力での膝伸展を 5 秒間行わせ、中間 1 秒間の筋放電量積分値 (integrated electromyography : IEMG) を求め、3 回測定したうちの最大値を求めた。FBP では膝屈曲 20°で同様に 5 秒間保持させ、中間 1 秒間の筋放電量積分値を最大等尺性収縮時の IEMG で除し、%IEMG として正規化し、3 回計測した平均値を求めた。

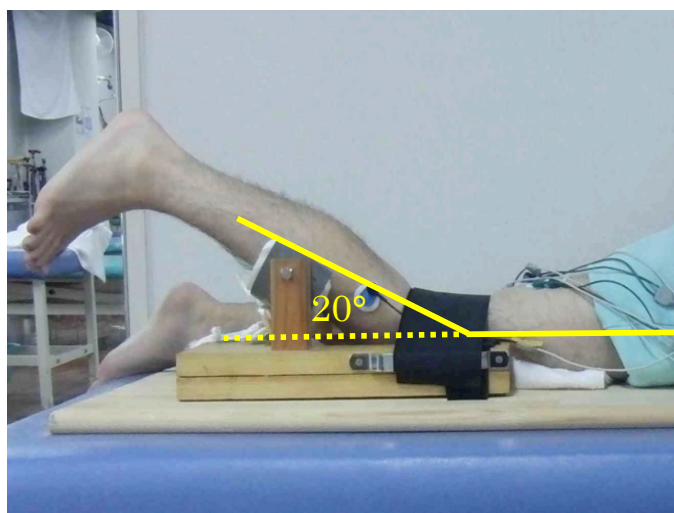


図 7.2 試作器による FBP 運動

図 7.3 に FBP 運動中の筋活動パターンを示す。VM,VL,RF とも安静に比して高い筋活動を示した。図 7.4 に FBP 運動における %IEMG を示す。全ての筋の %IEMG が 60% を越えており、試作器による実証実験の結果から FB トレーニング機器の有効性が示された。

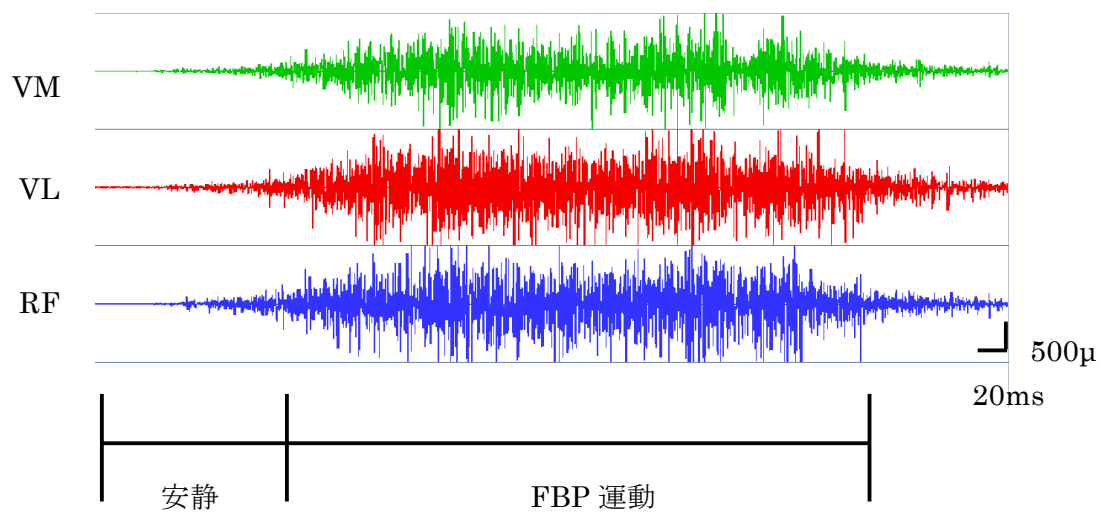


図 7.3 FBP 運動中の筋活動パターン

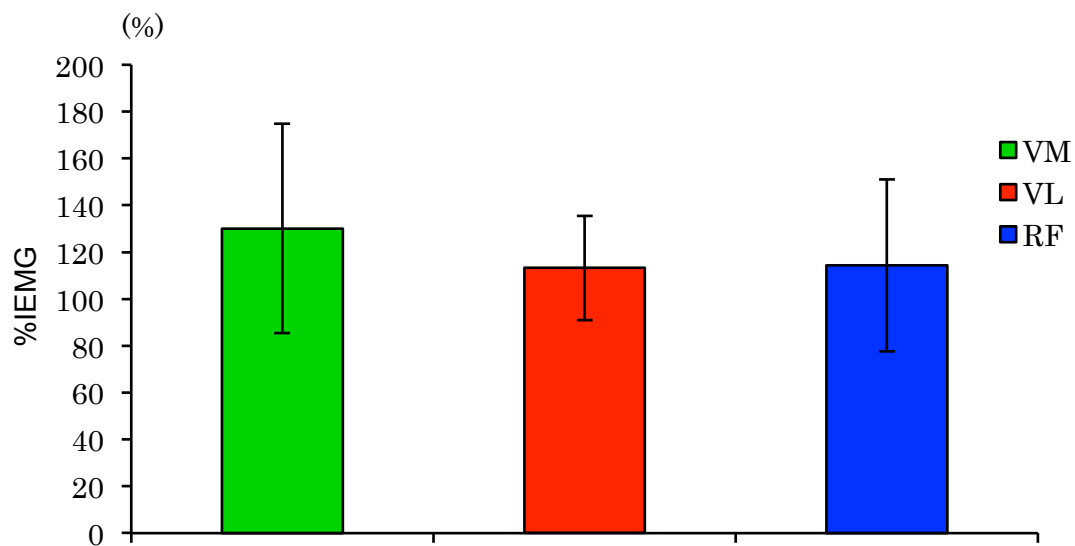


図 7.4 FBP 運動による筋活動

7.4 要約

本研究では、下腿支持ブリッジ運動を行うためのトレーニング機器を考案し、その試作器の開発について報告した。また健常者での筋電図による実証実験結果について報告した。本装置は大腿四頭筋に対して高い負荷を加えられるトレーニング機器であることが実証された。また膝伸展の可動範囲を制限することができるために、ACL再建術後早期か膝伸展域での大腿四頭筋の筋力トレーニングが実現できることが明らかとなった。

参考文献

- 1) Lewek M, Rudolph K, et al. : The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Biomech 17 : 56-63, 2002.
- 2) Roi GS, Creta D, et al. : Return to official Italian First Division soccer games within 90 days after anterior cruciate ligament reconstruction: a case report. J Orthop Sports Phys Ther 35 : 52-61, 2005.
- 3) 中江徳彦, 小柳磨毅 他 : 腹臥位での下腿支持ブリッジによる大腿四頭筋訓練が前十字靭帯不全膝の脛骨前方移動に及ぼす影響. 臨床バイオメカニクス 30 : 425-430, 2009
- 4) N.Nakae, M.Koyanagi, et al : Safe and effective quadriceps femoris muscle exercise of resisted front bridge with a leg support in patients with anterior cruciate ligament insufficiency. Br JSports Med45 : 365, 2011.

第8章 総括

8.1 総括

本論文の第1章では膝前十字靭帯（anterior cruciate ligament : ACL）損傷の治療における課題と研究の意義について述べた。また、本論文の目的が考案した下腿近位支持ブリッジ運動（front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP）の安全性と有効性の検証によって、ACL再建術後の早期に膝伸展位付近で実施できる新たな大腿四頭筋の強化方法を確立し、術後リハビリテーションの発展に寄与することであることを述べた。

第2章では、ACLの解剖と機能を解説し、脛骨が前方引き出しを制動する膝関節の重要な安定支持機構であることを述べた。また、膝関節屈曲60°より小さい角度において脛骨の前方引き出し力が発生し、伸展位付近ではACLの張力が増大することを述べた。

第3章では、ACL損傷の疫学、発生機序とメカニズム、病態について説明し、現状の治療法とリハビリテーションにおける基本的な考え方について説明した。ACL損傷はスポーツ膝障害の中でも発生頻度が高く、人口比では10,000人に約4例が受傷すると見積もられているが、本邦では大規模な検討はなされておらず、年間に数万件が発生していると推定されている。ACLは自己修復能が低いため、自家移植腱を用いた靭帯再建術が標準的な治療として行われている。再建術後は安静を保持するために大腿四頭筋の筋萎縮や筋力低下が発生する。スポーツ活動や日常生活へ復帰するためには、可及的早期に回復を図る必要があり、術後のリハビリテーションが重要であることを述べた。しかし、ACL再建術後の移植腱は一旦阻血性壊死を経て再構築されるため、術後早期は力学的に極めて脆弱である。さらに大腿四頭筋の単独収縮では膝伸展域において脛骨の前方引き

出し力が発生するため、移植腱の再損傷の危険性があることを説明した。また、術後早期は伸展域での筋力強化が実施できないため、筋力低下がパフォーマンス低下の要因になることが明らかとなっており、リハビリテーションの課題であることを述べた。そこで、ACL再建術後の可及的早期から膝伸展位付近において実施できる安全で有効なトレーニング方法を開発する着想に至った。

第4章では、膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニングとして、FBPを考案し、ACL再建術後に対する安全性を検証した。はじめに、FBPの力学モデル作成し、運動方程式を導出して膝関節にかかる剪断力算出の推定法を確立した。また、生理実験にて下腿近位と下腿遠位の2条件で下腿支持ブリッジ運動を行い、膝関節に生じる力学的負荷を推定した。その結果、FBP運動は膝屈曲20°において後方剪断力が発生しており、ACL再建術後早期から膝伸展位付近で実施できる新たな大腿四頭筋の強化方法として確立された。

第5章では、FBP運動の臨床的検証を行った。ACL不全膝症例を対象にX線透視画像を用いて脛骨前方移動量を計測し、FBP運動の安全性を検証した。その結果、FBP運動では膝屈曲20°で脛骨前方移動量が制動され、第4章で述べたFBP運動の力学モデルの解析結果が支持された。

第6章では、FBP運動を用いた大腿四頭筋の効果的な筋力トレーニング法の開発について述べた。大腿四頭筋に対する負荷を高めるために大腿遠位後面に負荷を加えたレジスティブ下腿近位支持ブリッジ運動 (resistive front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : RFBP) を新たに考案し、大腿四頭筋の筋活動量を調査した。その結果、RFBPは大腿四頭筋の筋活動量が高値を示し、ACL再建術後において有効なトレーニングであることを明らかにした。

第7章では、FBP運動の実施を目的とした新たなトレーニング機器の開発について述べた。ACL再建術後の大腿四頭筋強化は、回復までに長期間を要することから、移植腱に対する安全性を確保しつつ可及的早期から積極的に行う必要がある。第4章から第6章までの研究成果をもとに、汎用性の高いFB専用の機器を開発した。実証実験において大腿四頭筋の筋活動は高値で、有効性が確認された。

8.2 今後の展望

ACL再建術後早期から膝関節の前方剪断力を抑制しつつ大腿四頭筋を強化するトレーニングとして、腹臥位で下腿近位を支点に膝伸展運動を行う下腿近位支持ブリッジ運動 (front bridge exercise with a leg support at proximal tibia : FBP) を考案し、安全性と有効性を明らかにした。また、試作器を作成し、共同研究者が所属する医療機関においてACL再建術後患者のみならず、変形性膝関節症患者など、他の膝障害患者のリハビリテーションにも応用を開始している。今後の課題はACL再建膝の脛骨前方移動量を評価し、FBP運動の安全性についての検証が必要と考えている。またサンプルサイズを大きくし、筋力増強効果についての検証を進めたい。さらにトレーニング機器については負荷量の調整や、力の計測機能を付帯させた機器の開発へと繋げていきたいと考えている。

本論文で述べた研究成果は、国内外の学術大会および論文で公表するとともに、共同研究者の所属および関連する医療機関でのリハビリテーションプログラムとして採用されている。今後はトレーニングの長期的な安全性の検証と効果を明らかにし、ACL再建術後リハビリテーションの発展に貢献したい。

謝 辞

本研究を行うにあたり, 指導教員として研究計画から論文執筆に至るまで多大なるご指導, ご助言をいただきました大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 小柳磨毅教授に謹んで御礼申し上げます. 小柳磨毅先生には私が現在の職場に入職して以来, 臨床や研究だけでなく, 様々な場面でご助言, ご指導をいただきました. 謹んで御礼申し上げます.

大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 赤滝久美教授には, 論文の作成にあたり懇切丁寧なご助言とご指導をいただきました. 心より感謝申し上げます.

大阪保健医療大学大学院保健医療学研究科 境隆弘教授には実験の計画からデータ計測, 論文執筆に至るまで多くのご助言とご指導をいただきました. 厚く御礼申し上げます.

大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 森本正治教授には, 本研究の運動力学的考察についてご指導をいただきました. ここに感謝の意を表します.

大阪行岡医療大学 史野根生教授には, 本論文の中核である力学モデルの運動解析についてご助言, 指導を賜りました. 謹んで感謝の意を表します.

スミス・アンド・ネフュー株式会社の柳川隆志様には, 力学モデルの作成や解析方法について, 繰り返しご指導をいただきました. 改めて感謝申し上げます.

大阪電気通信大学医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 藤川智彦准教授には, 運動力学的側面よりご指導をいただきました. 謹んで感謝申し上げます.

大阪大学大学院医学系研究科健康スポーツ科学 中田研教授には, 本論文の運動学的

考察についてご指導をいただきました。深く感謝申し上げます。

大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 田中則子准教授, 四條畷学園大学リハビリテーション学部理学療法学専攻 向井公一准教授には実験やデータ処理など, 本研究を進めていく過程でたびたびご協力をいただきました。深く感謝申し上げます。

大阪大学医学部附属病院リハビリテーション部 木村佳記氏には資料の提供など, 論文執筆において協力をいただきました。ここに感謝の意を表します。

豊中渡辺病院リハビリテーション科 里田由美子さんには論文執筆にあたり, 資料整理, 作成において協力をいただきました。改めて感謝致します。

最後に研究にご協力いただいた被験者諸氏に心より御礼申し上げます。