

2014年度 修士論文

膝前十字靱帯再建者の
視覚刺激に対する下肢筋機能の特性

Responses of lower limb muscles to visual stimulation
in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科
スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5012A023-1

小平 綾乃

Ayano, Kodaira

研究指導教員： 福林 徹 教授

-目次-

第1章	緒言	1
1.1	膝前十字靱帯再建術後の身体的特性について	
1.2	ACL 損傷者・再建者における大腿筋群の筋機能について	
1.3	ACL 損傷者・再建者を対象に行われた反応時間に関する研究	
1.4	本研究の目的	
第2章	方法	8
2.1	対象	
2.2	術式とリハビリテーション・メニュー	
2.3	測定方法	
2.3.1	運動課題	
2.3.2	筋力測定	
2.3.3	表面筋電図	
2.3.4	磁気共鳴画像法 (MRI)	
2.3.5	データ採取	
2.3.6	統計処理	
第3章	結果	17
第4章	考察	50
第5章	結論	57
	参考文献	59
	謝辞	63

第 1 章

序論

1.1 膝前十字靱帯再建術後の身体的特性について

完全断裂した膝前十字靱帯（Anterior Cruciate Ligament：以下、ACL）は、自己治癒力による回復が見込めず、修復には外科的な再建術が必要とされる。とくに、高い活動レベルへの復帰を望む選手には、ACL の機能的重要性や ACL 不全膝が正常より早く変性を起こしやすいという事実を根拠に、再建術が勧められる[1]。

しかしながら、術後 12 ヶ月までに競技スポーツに復帰した ACL 再建者の割合は 3 分の 2 以下にとどまり、術前のスポーツ活動レベルへの復帰ができていない再建者もまた同等の割合で存在している[2]。通常、ACL 再建術から復帰までに約半年から 1 年を要するとされているが、前述の研究結果は、12 ヶ月が経過し、競技復帰を果たした後も高い活動レベルへの復帰が困難であることを示唆している。そして、競技復帰した選手においても方向転換、ジャンプ、着地等の動作不良や試合におけるパフォーマンス低下が多々報告されている[3, 4]。

さらに、筋機能の低下や動作不良は、運動パフォーマンスの低下以外にも、二次的外傷や再受傷のリスクを高めるという問題がある。ACL 再受傷の発生率が術後 12 ヶ月以内において高いことは[5]、筋機能の回復や適切な動作の獲得が不十分であることが要因の一つと考えられる。片側 ACL 再建術後に高い活動レベルへ復帰した選手の反対側の ACL 損傷リスクが高まることも、これを裏付けている[6]。再建術後は、関節液の滲出、筋力の低下、関節可動域の低下などの機能低下が複合的に関与し、再建膝の神経筋コントロールを低下させる[7]。それに伴い、着地動作時の股関節の内旋・内転の角度の増加、膝関節の外反モーメントの増加や、それらキネマティクスの左右非対称、姿勢制御の低下が引き起こされる[7]。こうした、再建術後のバイオメカニクスの変化や神経筋機能の変化は、術後数年にわたり残存し、患側のみならず健側にも影響することがわかっている[7]。さらに、神経筋の左右非対称性は、再受傷のリスクを高める予測因子として報告されている[7, 8]。スポーツでは、片脚着地動作や、ボールやラケットなどの道具の把持による動作制限により、しばしば左右非対称性の動作が要求される。したがって、スポーツ動作における

左右非対称性の負荷がキネマティクスやキネティクスの左右非対称を助長し、再受傷リスクの高まりにつながると考えられる。すなわち、スポーツ動作特有の非予側的、かつ複雑な身体動作に対応可能な筋機能の回復が、再建術後のパフォーマンス向上と再受傷予防の両面において重要であるといえる。

1.2 ACL 損傷者・再建者における大腿筋群の筋機能について

ACL 再建術後の筋機能の低下の例として、大腿四頭筋の最大随意筋出力の低下が短期・長期にわたり残存することが知られている[9, 10]。大腿四頭筋は、膝関節伸展筋として作用し、大腿直筋、外側広筋、内側広筋、深部にある中間広筋からなる。広筋群では膝関節の全伸展トルクの 80% を、大腿直筋では 20% を担い、また大腿直筋は股関節屈曲にも作用する[10]。大腿四頭筋は、等尺性収縮により膝関節を安定させ、遠心性収縮によって膝関節の屈曲角度を制御し、着地動作時の衝撃緩和作用として機能する[11]。すなわち、大腿四頭筋は膝伸展筋力の大きな割合を占め、パフォーマンスに影響を及ぼすだけでなく、膝関節安定性を保ち傷害発生を防ぐために欠かすことの出来ない重要な機能をもつ。そうした観点から、大腿四頭筋の機能の回復が ACL 再建術後の選手の機能を最適化する手段として特に重要だと主張される[7]。そもそも、筋力低下は筋萎縮と関連するが[12]、筋萎縮による筋量の減少率よりも筋力低下の割合の方が著しいとの報告がある[12]。また、膝関節の疾患によって引き起こされる最大筋力の低下は単なる筋萎縮のような形態的要因だけでなく、神経系の機能異常によって引き起こされるとの指摘がある[13]。その要因として、ACL には機械受容器が存在し、固有受容性フィードバックを神経システムに間接的に供給しているが、ACL 損傷によってそのフィードバック機能が欠落している可能性が挙げられる[13]。

ヒトは、皮膚受容器・筋受容器・関節受容器に存在する機械受容器の働きによって外的負荷を感知し、関節角度や靱帯の伸張の程度を中枢へ伝えることで関節の安定性を維持することができ

る。そして、3つの機械受容器と上位中枢からの信号が γ 運動ニューロンを刺激し、 γ 運動ニューロンの活性が筋紡錘からの求心性の信号となり筋長を調節することで、筋収縮が出現する[14]。その際に、皮膚受容器は伸張を感知し、関節位置覚や運動覚に関与する[14]。一方、筋受容器は張力や長さ変化を感知して自身の筋や周囲筋への興奮を高め関節の安定性を向上させようとする[15]。関節受容器は、最大可動域において活性が高まりやすい特性から、最終可動域での制動に働く[16]。また、関節受容器で受けた刺激は筋の張力を高め、関節安定性へ寄与する働きがある[17]。ACLにはルフィニ小体、パチーニ小体、ゴルジ腱器官、自由神経終末という機能や閾値の異なる4種類の機械受容器が存在する[18]。実際、ACL損傷後にはACLの機械受容器からのフィードバックの欠損により、位置覚・運動覚・筋反応の低下、膝関節の不安定性が引き起こることが明らかにされている[18-20]。小西らは、ACL損傷者の大腿四頭筋の最大随意筋出力低下は、ACL断裂による機械受容器からのフィードバックの欠落による γ ループの機能変化が要因であると報告している[13]。また、手術後も γ ループの機能異常は残存することが明らかとなり、ACLに存在する機械受容器の機能はACL再建術を受けても改善せず、手術後も大腿四頭筋の最大随意筋出力が抑制されていると推察している[13]。膝関節は可動域が広範な構造上、その安定性の確保は重要となるため、ACLの機械受容器の欠落が膝関節の運動に与える影響は大きいと推測できる。

以上のことから、ACL再建者の最大随意筋力低下が形態的要因か神経系の要因によるものかを検討するため、筋力測定と併せて筋の横断面積を検討することが必要だと考える。

1.3 ACL損傷者・再建者を対象に行われた反応時間に関する研究

本質的にランダムかつダイナミックな動作を要するスポーツ場面では、予期せぬ動きへの素早い反応が必要とされる[21, 22]。すなわち、スポーツ場面では、外部刺激に対する反応能力が動作選択の成功を左右することになる[23]。

そうした外部刺激の中でも、視覚情報は、運動時の外界の変化および身体と環境の相対的な位置関係を連続的に知覚・認知することが出来るという点で、他の感覚受容器よりも重視される傾向がある[24]。また、視覚はフィードバック機能やフィードフォワード機能を備え、運動制御と深く結びついている。運動を計画し、実行し、身体を制御するには、環境情報、身体各部の運動や身体的位置関係に関する情報が不可欠であり、これらの大部分の情報は視覚によってもたらされる[24]。スポーツ場面において、ボールや相手選手の位置や動きを認知し、運動を制御する上で、特に視覚情報は重要といえる。

したがって、多くのスポーツにおいて、視覚刺激に対する反応能力とパフォーマンス能力は比例関係にあるといえる。そうした観点から、反応時間（reaction time）や筋発揮効率の指標となる力発生率（rate of force development：RFD）の検討は、随意収縮の過程で筋の力学的特性や筋線維組成を非観血的に推定し、パフォーマンスを反映するパラメーターとして有効な手段として挙げられる[25, 26]。

反応時間は、前運動時間（pre-motor time：PMT）と電子力学的遅延（electromechanical delay：EMD）という2つの局面から構成される。PMTは外部刺激を受容し中枢神経からの電気刺激が筋に伝達されるまでを指す。つまり、ヒトの知覚、刺激の処理過程、運動を計画・決定する時間を反映し、中枢神経から末梢神経、神経接合部を経た神経伝導・伝達の時間を反映している。先行研究では、サイドステップの選択反応課題におけるPMTの大幅な延長が、着地時の膝外反を高め、ACL損傷リスクを高めると報告している[21]。また、着地動作時におけるPMTの延長は、膝関節安定性に果たす筋の貢献度を低下させるとも報告されている[22]。一方、EMDは、電気刺激が筋に伝達されてから直列弾性要素が伸張されトルクが発生するまでの時間を指している。EMDは伸張反射の一部であり、直列弾性要素に蓄えたエネルギーの利用や最適なスポーツパフォーマンスの発揮において不可欠な要素であると考えられている[27, 28]。先行研究によって、EMDの継続時間は、直列弾性要素の力学的特性、筋サイズ、運動開始時の筋長、MVCの大きさ、

筋線維タイプ, 疲労レベル, 速筋線維の割合, 興奮収縮連関を反映することが報告されている[29].

このように, 筋の反応時間を検証することは, ACL 再建者の術後の神経筋機能変化の評価法として有効な手段であると考ええる.

過去に, ACL 損傷者・再建者を対象に反応時間の研究を行なったものでは, ACL 再建側では健側に比べ反応時間が劣っているといった報告がある[30-33]. それに対して, 健・患側間に有意な差はみられなかったという報告もあり[29], 統一した見解が得られていないといえる. その理由として, 対象者の再建術の有無, 術後経過期間の違い, トリガーとなる刺激の違い等が考えられる.

1.4 本研究の目的

本研究では，復帰期の ACL 再建者を対象に視覚刺激に対する最大等尺性膝屈伸動作時における筋反応時間および，力発生率，最大筋力の測定を行い，ACL 再建者の筋機能の特性を明らかにすることを目的とした．

第 2 章

方法

2.1 対象

本学体育会所属の競技選手である ACL 再建者 7 名（男性 3 名，女性 4 名：以下 ACL 再建術群），および過去に整形外科的既往のない健常大学生 7 名（男性 4 名，女性 3 名：以下健常群）とした（表 1）。

ACL 再建群に関する選定条件は，外傷その他の既往のない正常な健常側を有すること，測定に影響を与えるような大きな外傷の合併や神経疾患の既往がなく，術後の経過に問題がなく，回復が順調で，損傷側には測定時に疼痛が出現せず最大努力での筋力測定が可能であることとした。ACL 再建者は，術後 9 ヶ月～13 ヶ月経過した競技復帰期の選手を対象とした。また，膝外傷と変形性膝関節症評価指標として用いられる KOOS スコアにおいて 80 点以上を獲得し，膝関節機能の回復過程における主観的評価が一定水準をクリアした選手を選定した。

健常群の選定条件は，過去半年以内に下肢・体幹部における手術歴や神経疾患の既往がなく，定期的な運動習慣があり最大努力での筋力測定が可能なものとした。

本実験は，すべての対象者にあらかじめ研究の内容を文章と口答で説明し，文書にて研究に対する同意を得た。本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て実施した。

表 1 被験者の身体的特徴

	再建群 (n=7)	健常群 (n=7)
年齢 (y $\pm$ SD)	21.0 $\pm$ 1.4	20.0 $\pm$ 0.6
身長 (cm $\pm$ SD)	167.1 $\pm$ 6.3	163.6 $\pm$ 8.5
体重 (kg $\pm$ SD)	69.6 $\pm$ 13.8	53.3 $\pm$ 3.9
術後経過期間 (mo $\pm$ SD)	12.2 $\pm$ 1.6	—

2.2 術式とリハビリテーション・メニュー

すべての ACL 再建者は、同一整形外科医により同側の自家半腱様筋腱を用いた解剖学的二重束再建術を受けている（左脚 3 名，右脚 4 名）。なお，同一の施設にて早期リハビリテーションを行い，リハビリテーション・メニューは ACL 再建術後の標準的なものを等しく施行した。

2.3 測定方法

2.3.1 運動課題

LED ランプ点灯による視覚刺激を運動開始合図とした最大等尺性膝伸展・屈曲動作時の，筋反応時間と筋トルクを測定した。測定は股関節 90°屈曲位の座位姿勢から，膝関節 30°及び 90°屈曲位（膝関節完全伸展位を膝関節 0°）の条件下において実施した。対象者の目の高さから前方 2m に設置した LED ランプの瞬間的な点灯に対し，「できるだけ速く，強く」最大努力で膝を伸展または屈曲するよう指示した。最大努力下の筋発揮は 3 秒間持続させ，各膝関節角度において，それぞれ 4 回を左右の脚で各 3 秒間測定し，各試技間の休憩は 1 分間とした（図 1）。課題実施前にはウォーミングアップのためにストレッチと各試行 5 回程度の練習を行い，運動課題の理解と痛みや不安感を伴わず運動遂行が可能であることを確認した。なお練習回数は，動作に慣れさせることと最大筋力の発揮をスムーズに行なうことを目的とし，疲労の影響が出ない範囲で行なった。LED ランプの点灯は対象者の予測を防ぐため，開始合図後 2 秒または 3 秒間隔でランダムに点灯するように設定したコンピュータ・プログラムを LabVIEW (National Instruments, Japan) にて作成し，施行した。

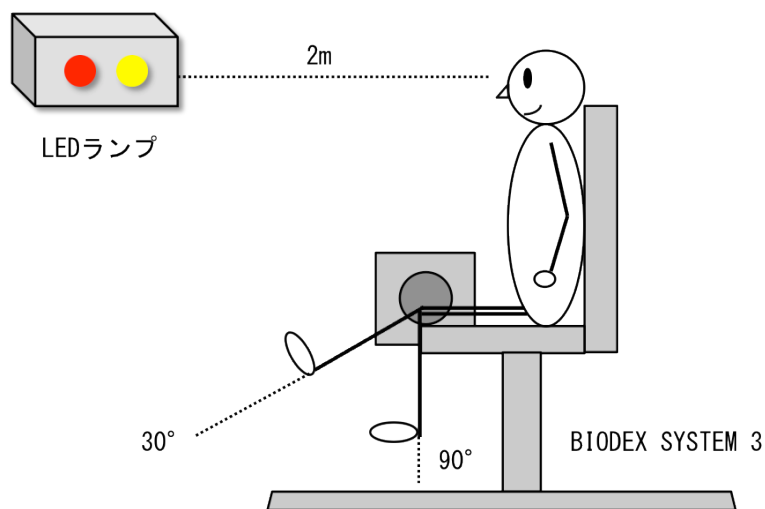


図 1 測定試技

2.3.2 筋力測定

BIODEX System 3 (BIODEX Medical System, USA) を用いて、課題動作時の等尺性膝伸展筋力・膝屈曲筋力を膝関節 30°及び 90°屈曲位において測定した。課題中、対象者の体幹部と骨盤、大腿は測定用の椅子にベルトで固定し、下腿遠位部は回転棹のパットにベルトで固定した。

データは、アナログ信号を A/D 変換機 (Power Lab, AD Instruments, Japan) を通してパーソナルコンピュータに記録した。なお、サンプリング周波数は 1000Hz とした。

解析は、専用ソフト (Chart 5.0 for Windows, AD Instruments, Japan) を用いて行った。全波整流波形処理を行い、フィルタ処理は Low-Pass filter を使用し、低域遮断周波数を 20Hz とした。

2.3.3 表面筋電位

表面筋電計 ME6000 (MEGA Electronics Ltd, Finland) を用い, 大腿直筋 (rectus femoris : RF), 内側広筋 (vastus medialis : VM), 大腿二頭筋 (bicep femoris : BF), 半腱様筋 (semitendinosus : ST) の表面筋電位を測定した.

測定に先立ち, 電極貼付部の皮膚抵抗を低減させるため剃毛し, 消毒用エタノール脱脂し, 皮膚表面の角質を除去する前処理を行った. また, モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限にするために, アンダーラップ・伸縮テープを用いて電極ケーブルを皮膚上に固定した.

銀-銀塩化銀電極 (Blues Sensor M, Ambu, Denmark) を用いて電極間距離 3.5cm にて双極導出し, アース電極としてさらにもう一つの電極を二つの電極の間に貼付した.

電極貼付位置は, RF は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線上の midpoint, VF は膝蓋骨内縁より中枢側へ 4 横指の位置, BF は腓骨頭と坐骨結節を結んだ線分の midpoint, ST は大腿骨内側上顆と坐骨結節を結んだ線分の midpoint とした[34].

導出した筋電位は, サンプリング周波数は 1000Hz でアナログ出力用アダプタ (MEGA Electronics Ltd, Finland) を経由し, A/D 変換機 (Power Lab, AD Instruments, Japan) を通してパーソナルコンピュータに記録した.

解析は, 専用ソフト (Chart 5.0 for Windows, AD Instruments, Japan) を用いた. 全波整流波形処理を行い, フィルタ処理は Low-Pass filter を使用し, 低域遮断周波数を 10Hz とした.

2.3.4 磁気共鳴映像法 (MRI)

MRI (1.5-T, SIGNA EXICITE XI, GE, Healthcare, Japan) を用い、術後 9 ヶ月または 12 ヶ月後に T1 強調画像を撮像した。撮像は膝関節伸展位の仰臥位で行った。撮影範囲は腸骨稜から脛骨頭までとし、大腿骨に垂直面の連続スライス画像を撮像した。

撮像条件は、T1 強調画像 (スライス厚 10mm, スライス間隔 2.0mm, 横断画像撮像, 繰り返し時間 (repetition time) 1650ms, エコー時間 (echo time) 20ms, 撮像面範囲 1145 × 588cm², 撮像マトリクス 256 × 256) とした。本研究では、早稲田大学が所有する MRI を用いて全て撮像された。

MRI 画像の解析は、オープンソースである DICOM ビューア, OsiriX 32-bit. (OsiriX Imaging Software, Pixmeo SARL, Switzerland) を用いて行った。RF, VM, BF, ST の個々の筋と大腿四頭筋, ハムストリングスの最大断面積における解剖学的筋横断面積 (anatomical cross-sectional area : ACSA) を各々算出した。(図 2)

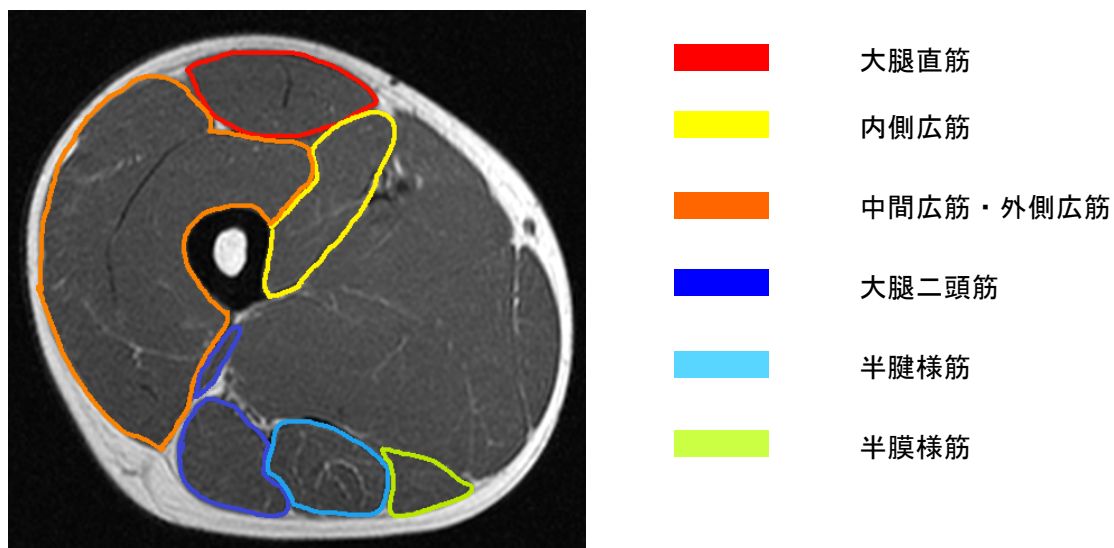


図 2 大腿部の筋横断面積

2.3.5 データ採取

反応時間に関しては，遅延の要因をより明確にするため，中枢過程を反映する「前運動時間（premotor time：以下 PMT）」と末梢過程を反映する「電気力学的遅延（electromechanical delay：以下 EMD）」に分けて検討を行った．なお，視覚刺激（LED ランプ点灯開始）から筋活動開始（安静時の整流波形の最大値を越えた時点）までの潜時を PMT，筋活動開始から関節運動開始（安静時の筋トルクから 4Nm を越えた時点）までの潜時を EMD と定義し，それぞれの時間を算出した．（図 3）

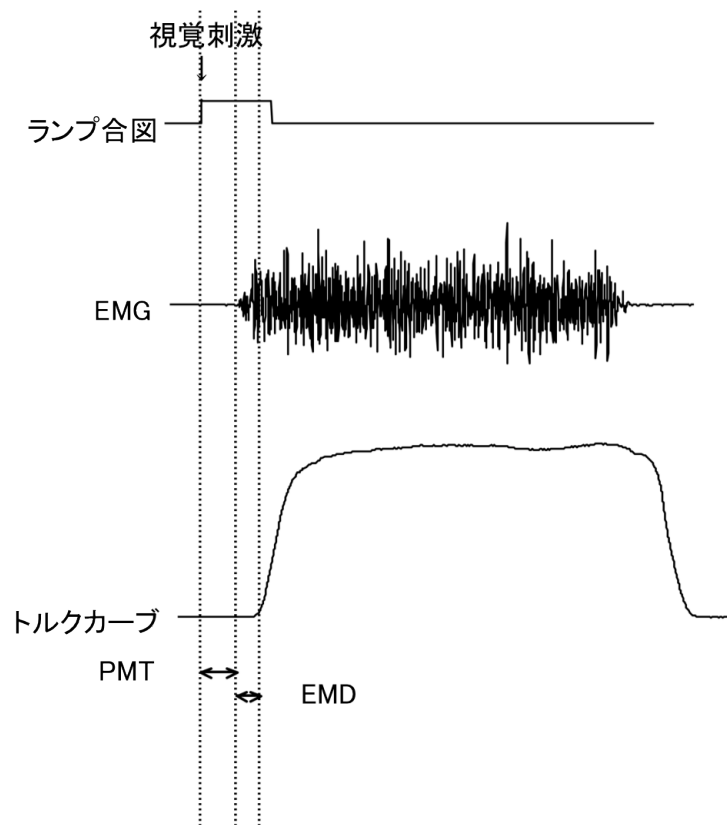


図 3 反応時間の定義

筋トルクの立ち上がりに関しては、筋電図開始時間からのトルク曲線を示した。また、時間の推移に対するトルクの変化量を詳細に検討するために、筋トルク発生時間から各 30ms, 50ms, 100ms, 200ms, 300ms 時点における力発生率 ($\Delta \text{moment} / \Delta \text{time}$) を算出した。

最大トルクに関しては、筋トルクが安定して発揮された 2 秒間の平均値を最大トルクとして算出した。本実験では、測定した膝関節伸展・屈曲トルクを対象者の体重で除し、正規化を行った筋力値 (Nm/kg) を採用した。最大トルクから大腿四頭筋に対するハムストリングスの筋力の比率 (H/Q 比) を算出した。さらに、最大トルク発揮時の各筋の積分値 ($\text{mV} \cdot \text{s}$) を算出した。

2.3.6 統計処理

統計解析には、データ分析ソフトウェア IBM SPSS Statics 22 を用いた。

ACL 再建群（健側）と健常群（両脚）の群間比較において、反応時間、最大トルク、 H/Q 比、積分値に関しては、二元配置分散分析（群×膝関節角度）を行い、主効果および交互作用の有意性の検討を行った。さらに、有意な主効果および交互作用が認められた要因においては多重比較検定を行った。また、力発生率に関しては、二元配置分散分析（群×時間）を行い、主効果および交互作用の有意性の検討を行った。さらに、有意な主効果および交互作用が認められた要因においては多重比較検定を行った。

ACL 再建群（健側・患側）および健常群（左脚・右脚）の群内比較において、反応時間、最大トルク、 H/Q 比、積分値に関しては、二元配置分散分析（脚×膝関節角度）を行い、主効果および交互作用の有意性の検討を行った。さらに、有意な主効果および交互作用が認められた要因においては多重比較検定を行った。また、力発生率に関しては、それぞれ

の対照群内（ACL 再建群：健側×患側，健常群：左脚×右脚）において，対応のある t 検定を行った．そして，ACL 再建群の筋横断面積に関して，健側と患側においては対応のある t 検定を用いた．

なお，多重比較検定には Bonferroni 法を用い，有意水準はいずれも 5%未満とした．

第 3 章

結果

3.1 反応時間

3.1.1 前運動時間 (PMT)

各膝関節角度における，最大等尺性膝伸展・屈曲動作時の各筋の前運動時間の結果を表 2-3 に示した．

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

RF では，対象群・膝関節角度の両要因に有意な主効果が認められた（群： $F(1,19) = 5.362$, $p = 0.032$ ；角度： $F(1,19) = 12.780$, $p = 0.002$ ）．多重比較検定の結果，PMT は健常群と比較して ACL 再建群の方が有意に遅延し，膝関節角度 90° と比較して 30° で有意に遅延した．

VM では，膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，PMT は膝関節 30° の方が有意に遅延した（群： $F(1,19) = 4.320$, $p = 0.051$ ；角度： $F(1,19) = 7.561$, $p = 0.013$ ）．BF では，有意な差は認められなかった（群： $F(1,17) = 0.48$, $p = 0.829$ ；角度： $F(1,17) = 1.435$, $p = 0.247$ ）．ST では，有意な差は認められなかった（群： $F(1,19) = 0.354$, $p = 0.559$ ；角度： $F(1,19) = 2.098$, $p = 0.164$ ）．

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では，RF において膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，PMT は膝関節 90° の方が有意に延長した（脚： $F(1,6) = 1.757$, $p = 0.233$ ；角度： $F(1,6) = 18.819$, $p = 0.005$ ）．VM において膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，PMT は膝関節 90° の方が有意に延長した（脚： $F(1,6) = 0.002$, $p = 0.963$ ；角度： $F(1,6) = 27.702$, $p = 0.002$ ）．BF において，有意な差は認められなかった（脚： $F(1,6) = 4.908$, $p = 0.069$ ；角度： $F(1,6) = 0.59$, $p = 0.816$ ）．ST において，有意な

差は認められなかった（脚： $F(1,6) = 0.043$, $p = 0.842$ ；角度： $F(1,6) = 3.079$, $p = 0.130$ ）。

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では、いずれの被検筋・膝関節角度においても健側・患側の間に有意な差は認められなかった。RF（脚： $F(1,5) = 1.514$, $p = 0.273$ ；角度： $F(1,5) = 0.447$, $p = 0.533$ ）。

VM（脚： $F(1,5) = 0.723$, $p = 0.434$ ；角度： $F(1,5) = 0.695$, $p = 0.442$ ）。BF（脚： $F(1,5) = 0.041$, $p = 0.848$ ；角度： $F(1,5) = 2.322$, $p = 0.188$ ）。ST（脚： $F(1,5) = 0.071$, $p = 0.800$ ；角度： $F(1,5) = 3.453$, $p = 0.122$ ）。

表 2 膝伸展筋の前運動時間（単位：ms）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
再建群	大腿直筋	196.3±39.4	171.1±35.4	183.0±44.3	172.6±52.2
	内側広筋	200.9±39.7	158.0±31.9	192.6±52.8	178.1±51.0
健常群	大腿直筋	169.1±27.4	—	148.0±20.1	—
	内側広筋	178.3±31.9	—	153.9±20.3	—

表 3 膝屈曲筋の前運動時間（単位：ms）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
再建群	大腿二頭筋	157.6±27.1	152.8±25.1	172.2±55.9	177.0±57.4
	半腱様筋	160.1±26.1	144.6±22.6	170.4±59.6	179.8±58.4
健常群	大腿二頭筋	161.8±35.1	—	167.7±54.9	—
	半腱様筋	149.9±21.3	—	160.5±35.4	—

3.1.2 電気力学的遅延 (EMD)

各膝関節角度における、最大等尺性膝伸展・屈曲動作時の各筋における電気力学的遅延の結果を表 4-6 に示した。

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

RF では、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°の方が有意に遅延した (群: $F(1,19) = 0.116, p = 0.737$; 角度: $F(1,19) = 90.520, p = 0.000$)。VM では、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°の方が有意に遅延した (群: $F(1,19) = 0.348, p = 0.562$; 角度: $F(1,19) = 82.780, p = 0.000$)。BF では、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°の方が有意に遅延した (群: $F(1,16) = 0.107, p = 0.748$; 角度: $F(1,16) = 5.717, p = 0.029$)。ST では、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 90°の方が有意に遅延した (群: $F(1,19) = 0.082, p = 0.777$; 角度: $F(1,19) = 9.598, p = 0.006$)。

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では、RF において、有意な差は認められなかった (脚: $F(1,6) = 0.007, p = 0.936$; 角度: $F(1,6) = 34.369, p = 0.001$)。VM において脚と膝関節角度の両要因に有意な主効果が認められた (脚: $F(1,6) = 7.602, p = 0.033$; 角度: $F(1,6) = 31.479, p = 0.001$)。多重比較検定の結果、電気力学的遅延は左脚の方が有意に延長し、膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に延長を示した。BF において、有意な差は認められなかった (脚: $F(1,6) = 1.436, p = 0.276$; 角度: $F(1,6) = 6.514, p = 0.043$)。ST において脚の要因のみに有意な主効果が

認められ、膝関節角度の要因には主効果は認められなかった。多重比較検定の結果、電気力学的遅延は右脚と比較して左脚の方が有意に延長を示した（脚： $F(1,6) = 11.338$, $p = 0.015$ ；角度： $F(1,6) = 3.719$, $p = 0.102$ ）。

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では、RF において脚と膝関節角度の両要因に有意な主効果が認められた（脚： $F(1,5) = 14.891$, $p = 0.012$ ；角度： $F(1,5) = 28.670$, $p = 0.003$ ）。多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°においてのみ患側の方が有意に延長し、膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に延長を示した。VM, においては、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°の方が有意に延長した（脚： $F(1,5) = 0.889$, $p = 0.389$ ；角度： $F(1,5) = 84.740$, $p = 0.000$ ）。BF においては、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、EMD は膝関節 30°の方が有意に延長した（脚： $F(1,5) = 0.152$, $p = 0.713$ ；角度： $F(1,5) = 47.194$, $p = 0.001$ ）。ST において、有意な差は認められなかった（脚： $F(1,5) = 2.183$, $p = 0.200$ ；角度： $F(1,5) = 37.393$, $p = 0.002$ ）。

表 4 膝伸展筋の電気力学的遅延（単位：ms）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
再建群	大腿直筋	169.1±30.3	193.5±50.6	107.3±30.2	96.3±24.1
	内側広筋	164.5±26.8	174.5±43.2	97.7±20.1	92.2±19.2
健常群	大腿直筋	175.7±40.6	—	92.3±19.5	—
	内側広筋	162.2±43.4	—	86.1±18.6	—

表 5 膝屈曲筋の電気力学的遅延（単位：ms）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
再建群	大腿二頭筋	115.1±33.8	111.2±24.9	130.2±31.6	150.2±37.9
	半腱様筋	113.4±33.8	119.8±28.5	135.7±30.6	163.0±43.9
健常群	大腿二頭筋	104.1±21.0	—	131.1±51.3	—
	半腱様筋	121.5±30.8	—	137.2±49.9	—

3.2 力発生率

3.2.1 膝伸展筋の力発生率

各膝関節角度における，最大等尺性膝伸展動作時のトルク曲線と，力発生率の結果を以下に示した．（図 4-11）

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

膝関節 30°では，時間の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，力発生率は時間経過とともに有意に低下した（群： $F(1,19) = 0.841, p = 0.371$ ；時間： $F(4,76) = 58.722, p = 0.000$ ）．膝関節 90°では，膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，力発生率は時間経過とともに有意に低下した（群： $F(1,19) = 0.044, p = 0.836$ ；時間： $F(4,76) = 15.551, p = 0.000$ ）．

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では，各膝関節角度でいずれの時点においても有意な差は認められなかった（30°：30ms ($t(6) = -0.609, p = 0.565$)，50ms ($t(6) = -0.627, p = 0.554$)，100ms ($t(6) = 0.246, p = 0.814$)，200ms ($t(6) = -0.120, p = 0.909$)，300ms ($t(6) = 0.496, p = 0.638$)，90°：30ms ($t(6) = -0.790, p = 0.459$)，50ms ($t(6) = 1.247, p = 0.259$)，100ms ($t(6) = 1.383, p = 0.216$)，200ms ($t(6) = 0.137, p = 0.895$)，300ms ($t(6) = -0.005, p = 0.996$)）．

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では，膝関節 30°において，筋トルクの発生から 100ms ($t(6) = 3.216, p = 0.018$)，200ms ($t(6) = 2.610, p = 0.040$)，300ms ($t(6) = 2.649, p = 0.038$) 時点で健側に対し患側で有意に低い値を示し（図 5），30ms ($t(6) = 1.878, p = 0.109$)，50ms ($t(6) = 1.219,$

$p = 0.269$) において有意差は認められなかった．一方，膝関節 90° においては，いずれの時点においても有意な差は認められなかった (30ms ($t(6) = 1.119$, $p = 0.306$), 50ms ($t(6) = 1.348$, $p = 0.226$), 100ms ($t(6) = 2.152$, $p = 0.075$), 200ms ($t(6) = 1.517$, $p = 0.180$), 300ms ($t(6) = 0.977$, $p = 0.366$)).

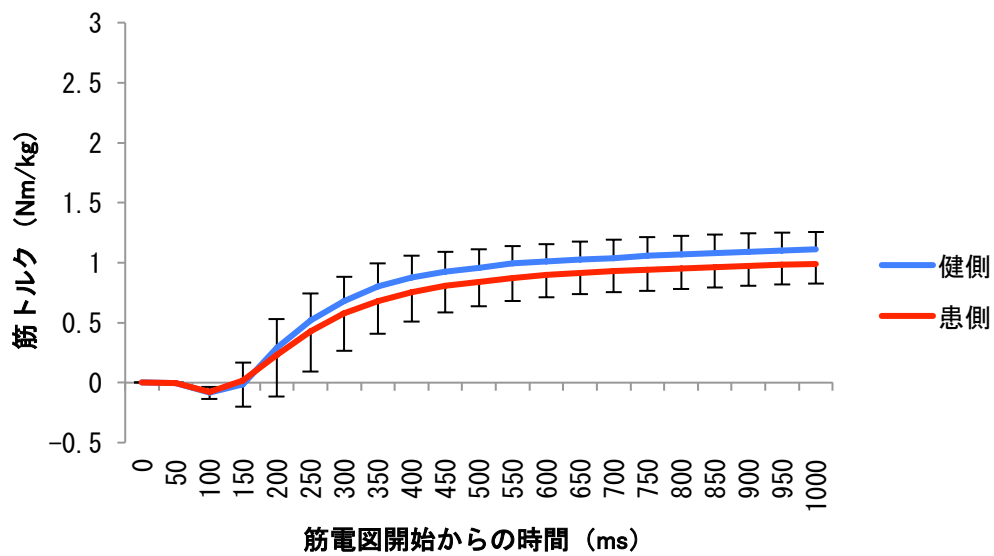


図 4 ACL 再建群の膝伸展筋・トルク曲線 (膝関節 30°)

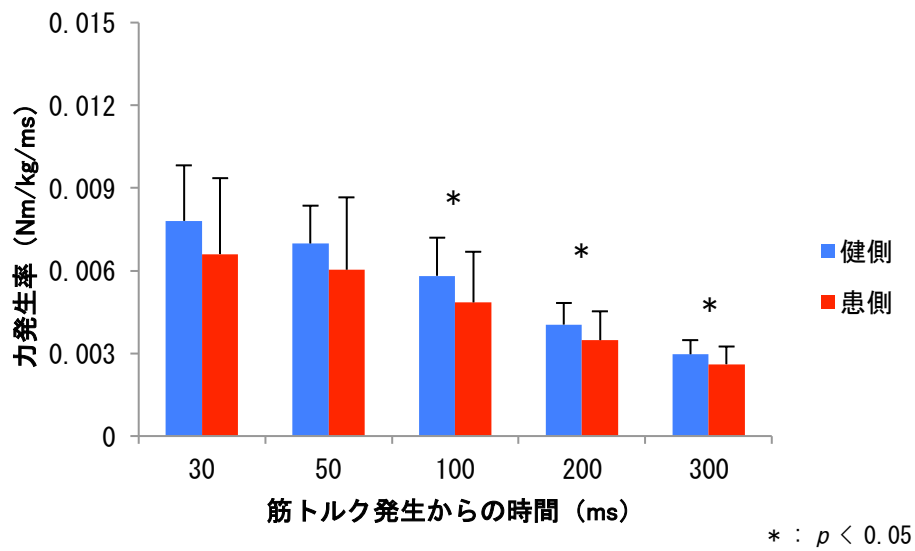


図 5 ACL 再建群の膝伸展筋・力発生率 (膝関節 30°)

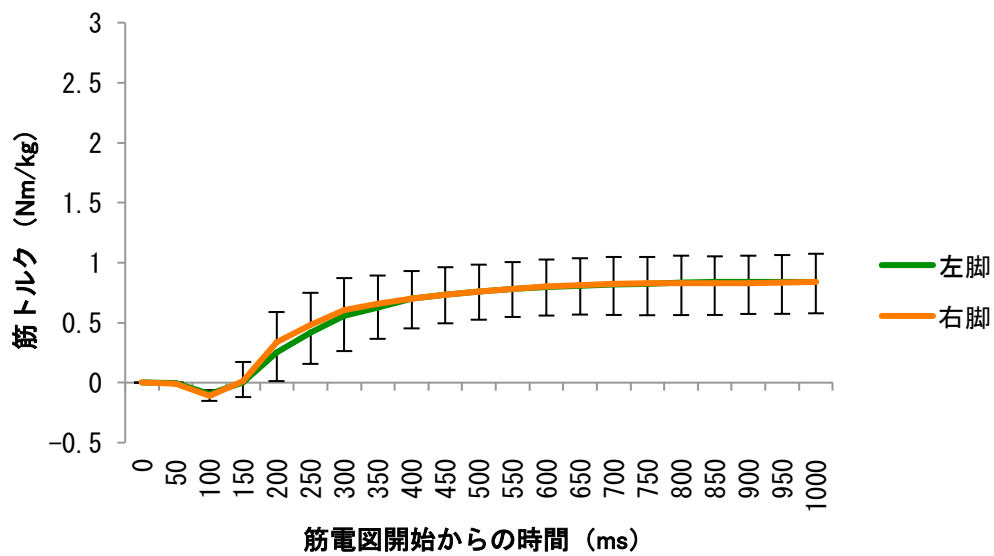


図 6 健常群の膝伸展筋・トルク曲線（膝関節 30°）

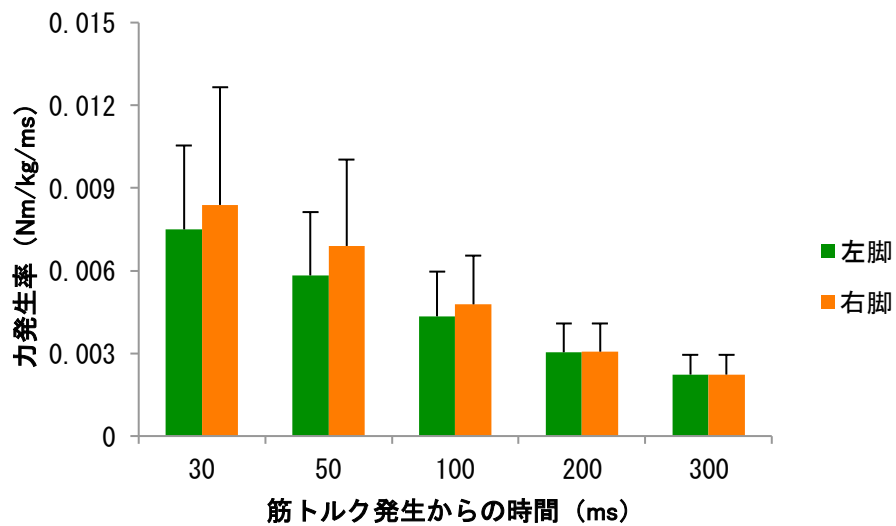


図 7 健常群の膝伸展筋・力発生率（膝関節 30°）

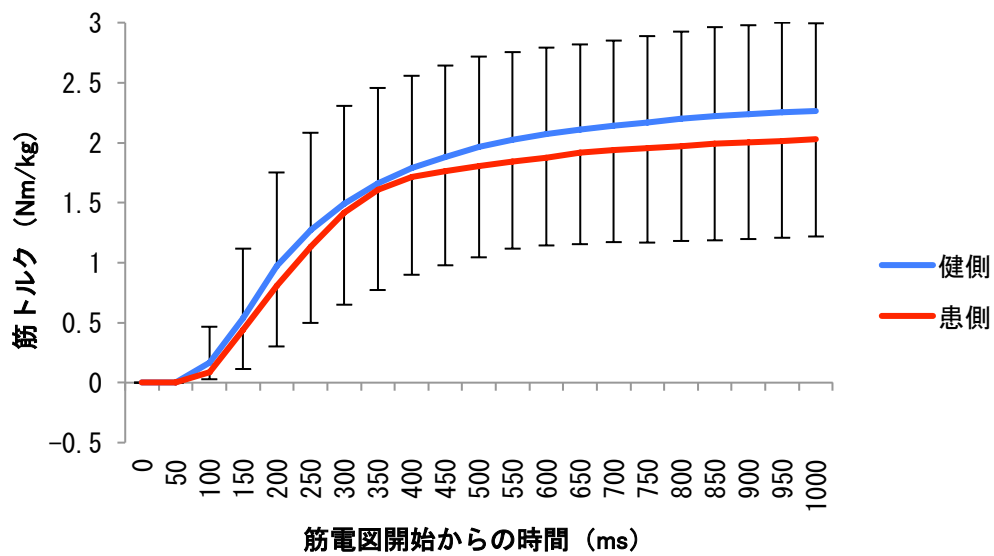


図 8 ACL 再建群の膝伸展筋・トルク曲線 (膝関節 90°)

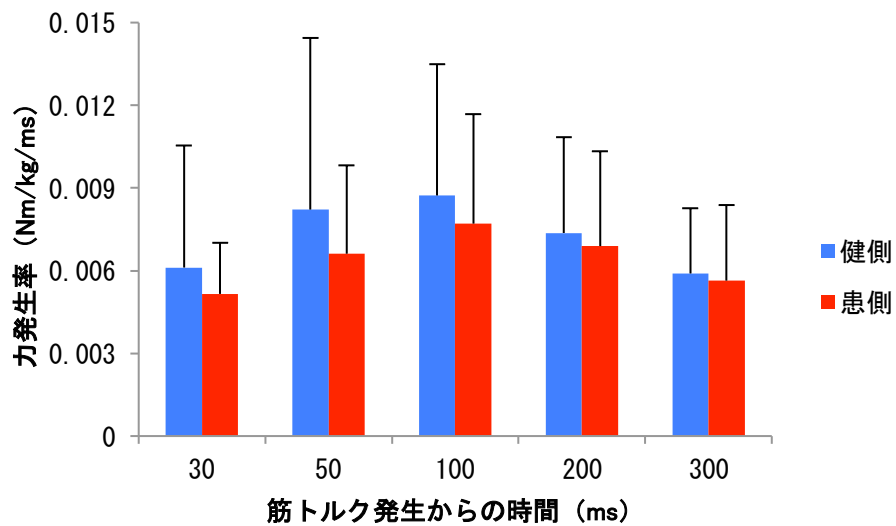


図 9 ACL 再建群の膝伸展筋・力発生率 (膝関節 90°)

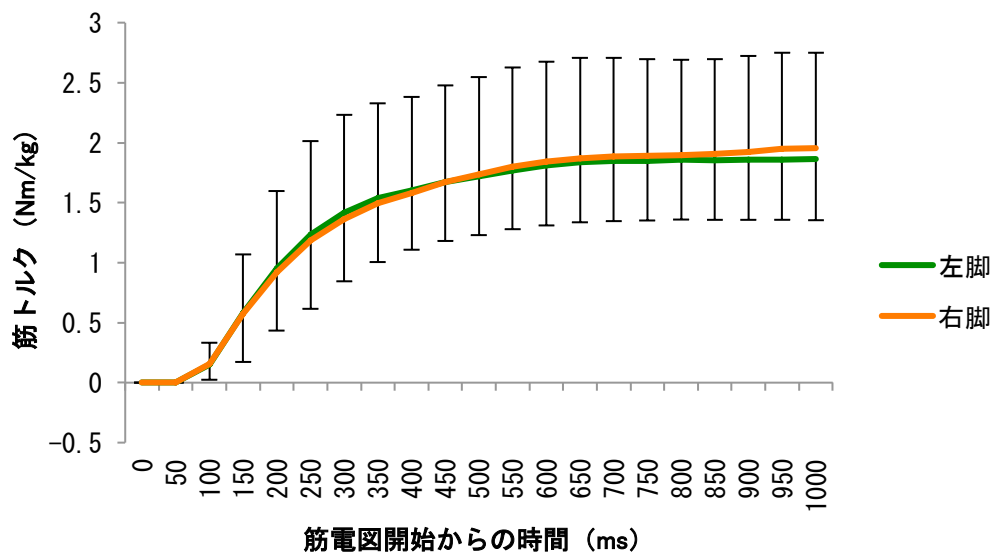


図 10 健常群の膝伸展筋・トルク曲線（膝関節 90°）

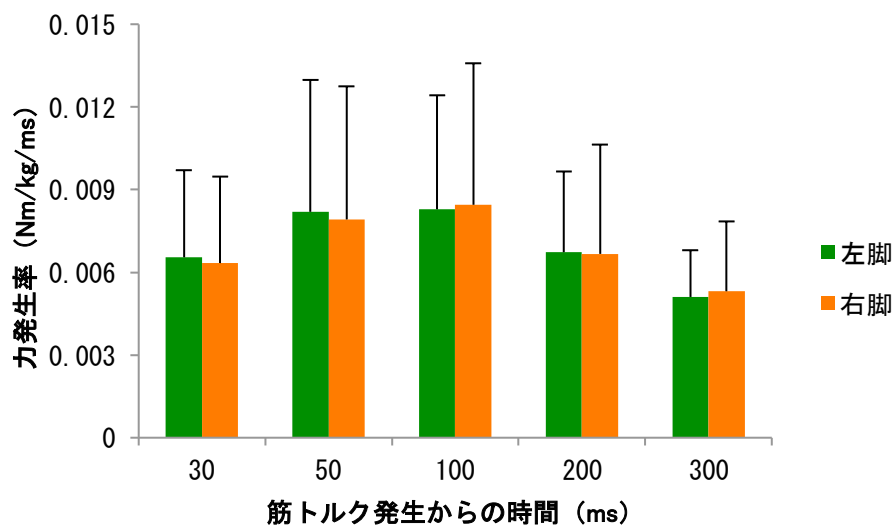


図 11 健常群の膝伸展筋・力発生率（膝関節 90°）

3.2.2 膝屈曲筋の力発生率

各膝関節角度における，最大等尺性膝屈曲動作時のトルク曲線と，力発生率の結果を以下に示した（図 12-19）.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

膝関節 30°では，時間の要因のみに有意な主効果が認められ，多重比較検定の結果，力発生率は時間経過とともに有意に低下した（群： $F(1,19) = 0.361, p = 0.555$ ；時間： $F(4,76) = 58.664, p = 0.000$ ）. 膝関節 90°では，有意な交互作用が認められた（群×時間： $F(4,76) = 3.168, p = 0.044$ ）. 水準ごとの単純主効果を検討した結果，群に関しては，いずれの時間にも有意差は認められなかった. 時間に関しては，両群とも有意な単純主効果が認められ，多重比較検定の結果，力発生率は時間経過とともに有意に低下した.

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では，各膝関節角度でいずれの時点においても有意な差は認められなかった.
(30°: 30ms ($t(6) = -0.010, p = 0.993$), 50ms ($t(6) = 0.634, p = 0.549$), 100ms ($t(6) = 0.542, p = 0.607$), 200ms ($t(6) = 0.372, p = 0.723$), 300ms ($t(6) = 0.934, p = 0.386$, 90°: 30ms ($t(6) = -1.056, p = 0.332$), 50ms ($t(6) = 0.123, p = 0.906$), 100ms ($t(6) = -1.817, p = 0.119$), 200ms ($t(6) = 0.895, p = 0.405$), 300ms ($t(6) = 0.866, p = 0.420$))

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では，健側・患側で力発生率を比較した結果，膝関節 90°において，筋トルクの発生から 100ms ($t(6) = 3.535, p = 0.012$), 200ms ($t(6) = 8.132, p = 0.000$), 300ms ($t(6) = 7.059, p = 0.000$) 時点で健側に対し患側で有意に低い値を示し（図 17）, 30ms ($t(6)$

$= 1.568, p = 0.168$), 50ms ($t(6) = 2.345, p = 0.057$) において有意差は認められなかった.

一方, 膝関節 30° においては, いずれの時点においても有意な差は認められなかった (30ms

($t(6) = 0.497, p = 0.637$), 50ms ($t(6) = 1.219, p = 0.269$), 100ms ($t(6) = 3.216, p = 0.018$),

200ms ($t(6) = 0.606, p = 0.567$), 300ms ($t(6) = 0.915, p = 0.396$).

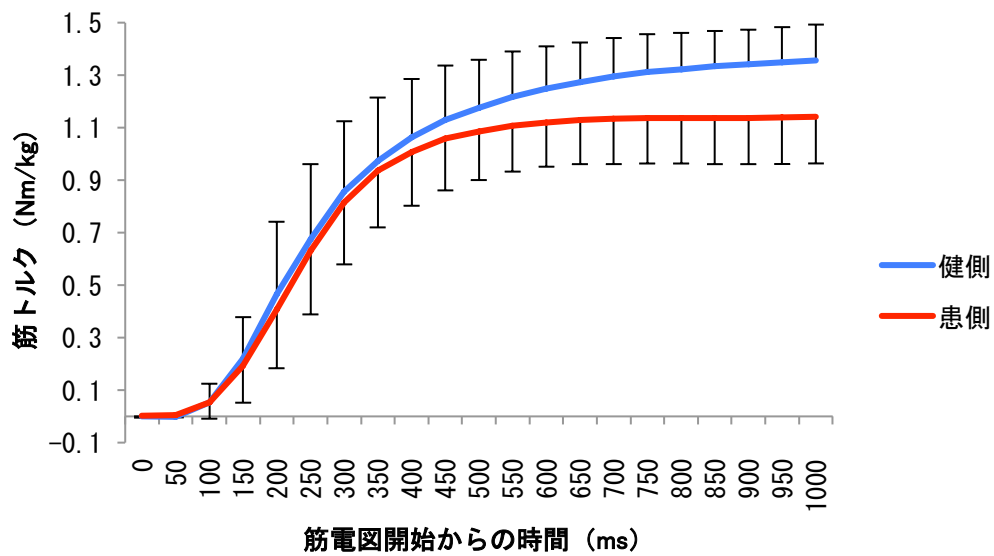


図 12 ACL 再建群の膝屈曲筋・トルク曲線（膝関節 30°）

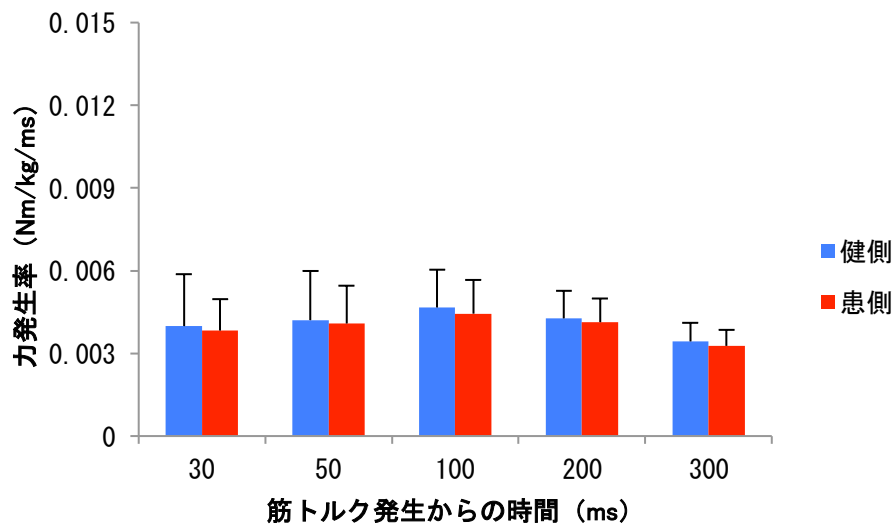


図 13 ACL 再建群の膝屈曲筋・力発生率（膝関節 30°）

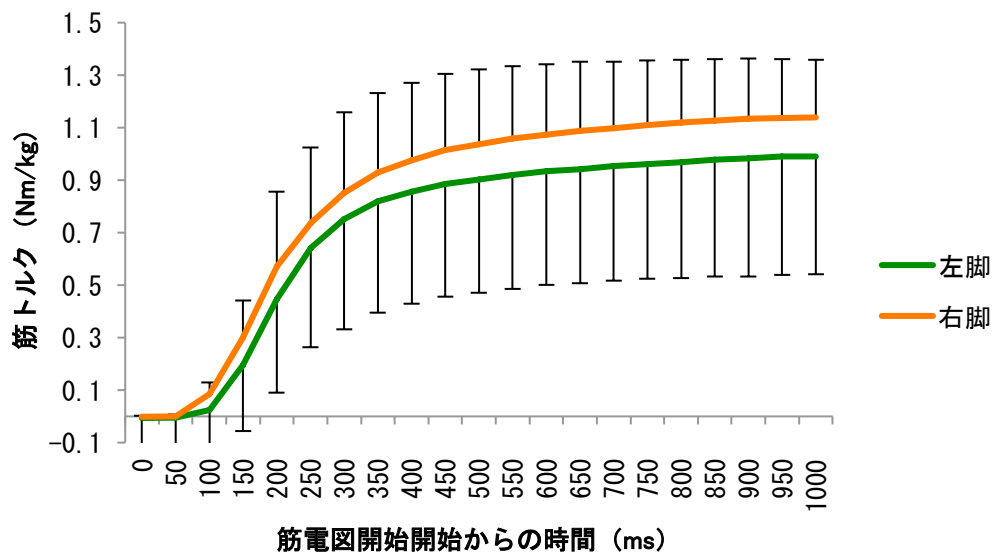


図 14 健常群の膝屈曲筋・トルク曲線（膝関節 30°）

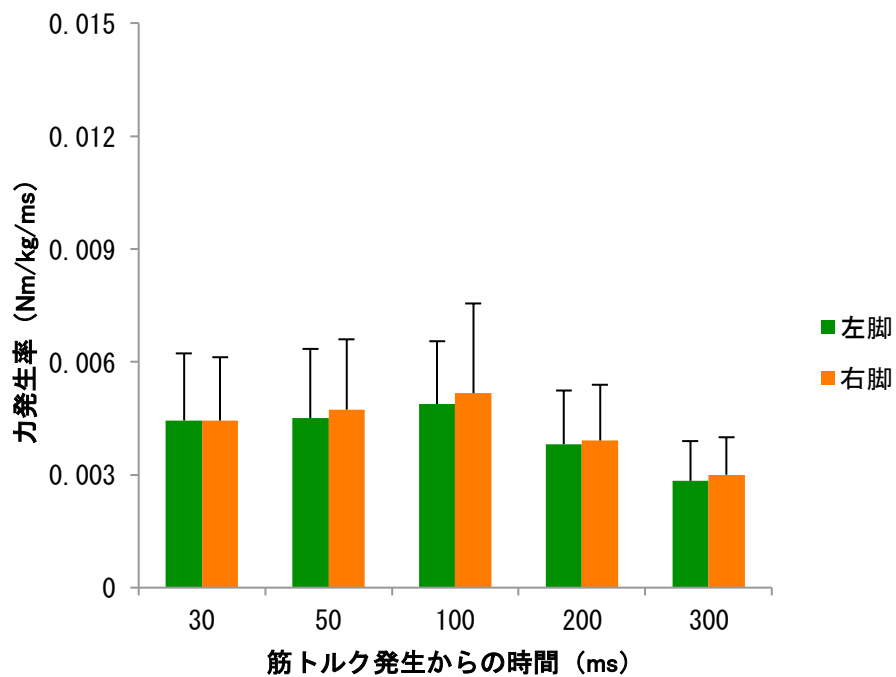


図 15 健常群の膝屈曲筋・力発生率（膝関節 30°）

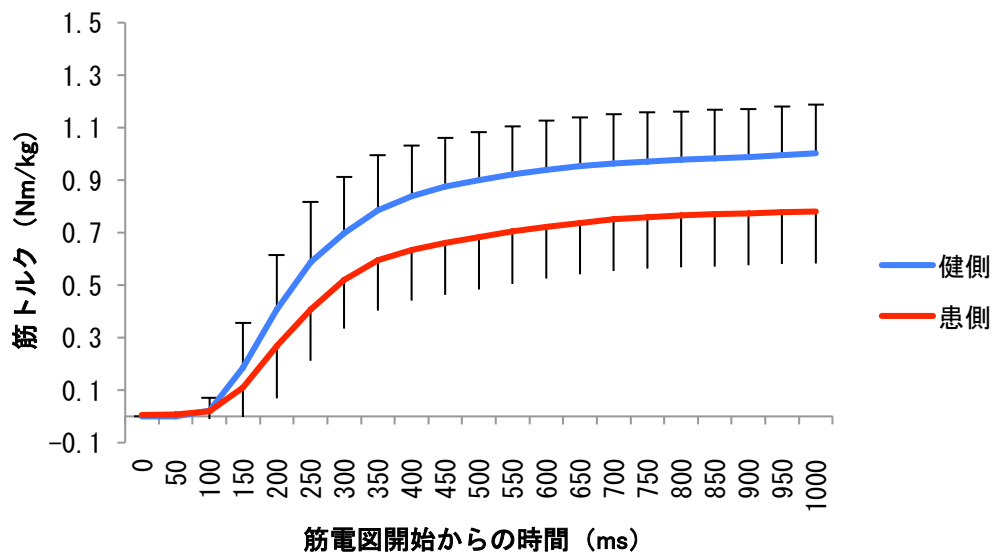


図 16 ACL 再建群の膝屈曲筋・トルク曲線（膝関節 90°）

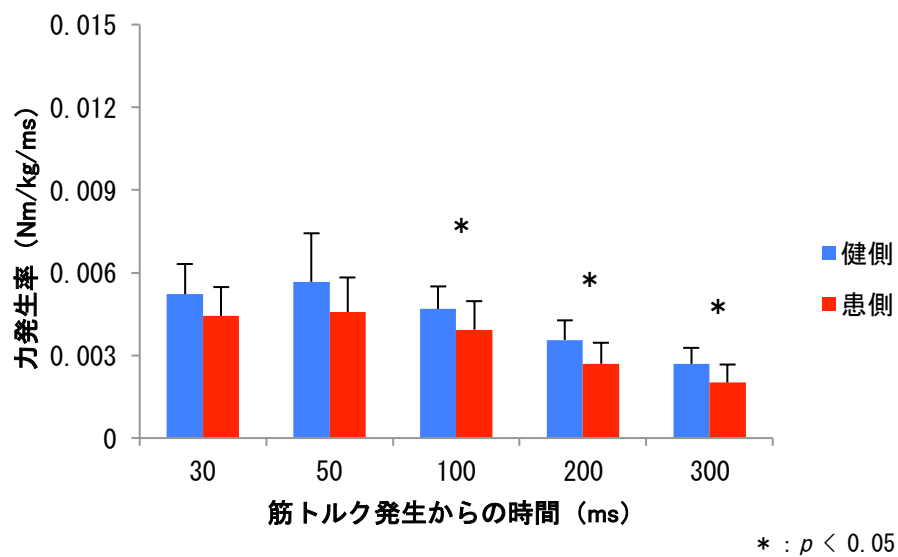


図 17 ACL 再建群の膝屈曲筋・力発生率（膝関節 90°）

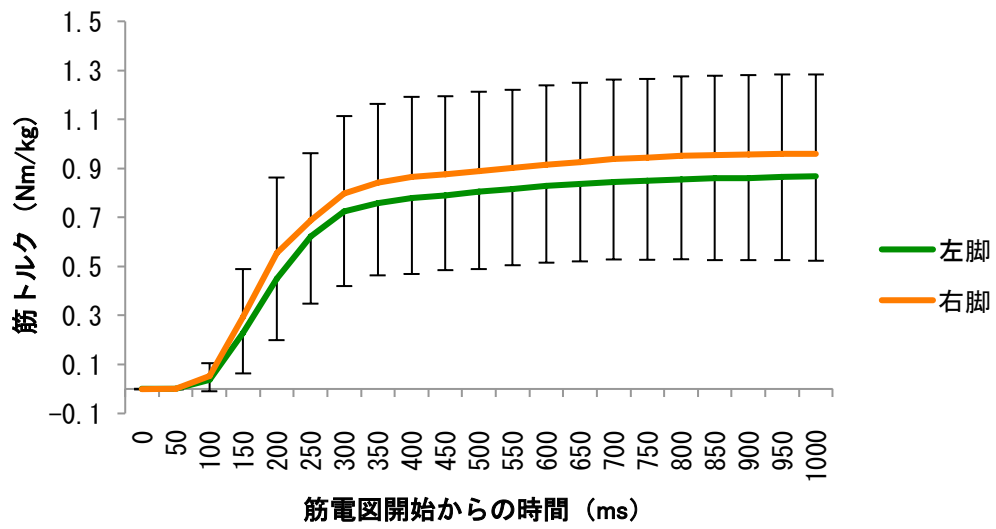


図 18 健常群の膝屈曲筋・トルク曲線（膝関節 90°）

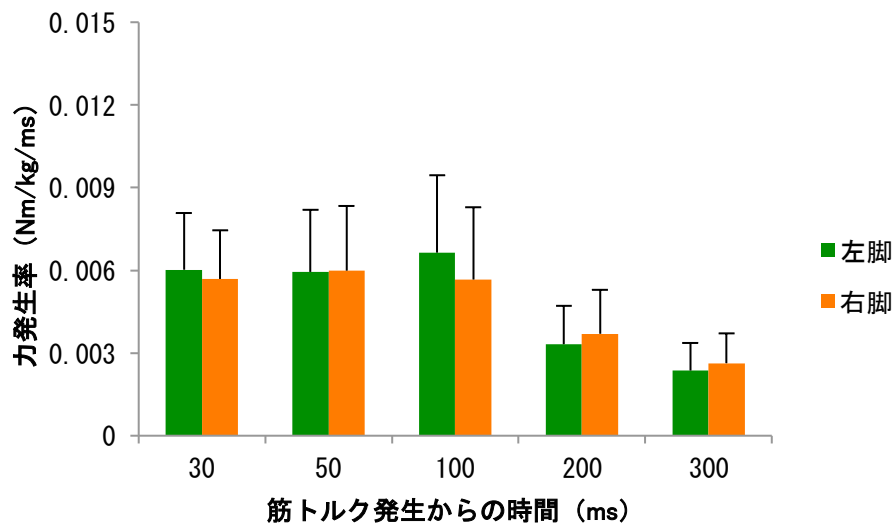


図 19 健常群の膝屈曲筋・力発生率（膝関節 90°）

3.3 最大トルク

3.3.1 膝伸展筋の最大トルク

最大等尺性膝伸展時の最大トルクの結果を表 6, 図 20-21 に示した.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

膝伸展筋では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, 膝伸展筋の最大トルクは膝関節角度 30°と比較して 90°で有意に高値を示した (群: $F(1,19) = 3.105, p = 0.094$; 角度: $F(1,19) = 40.578, p = 0.000$).

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, 膝伸展筋の最大トルクは膝関節角度 30°と比較して 90°で有意に高値を示した (脚: $F(1,6) = 0.402, p = 0.549$; 角度: $F(1,6) = 16.893, p = 0.006$).

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では, 脚と膝関節角度の両要因に有意な主効果が認められた (脚: $F(1,6) = 14.983, p = 0.008$; 角度: $F(1,6) = 11.768, p = 0.014$). 多重比較検定の結果, 膝伸展筋の最大トルクは患側の方が有意に低く, 膝関節角度 30°と比較して 90°で有意に高値を示した.

表 6 膝伸筋の最大トルク (単位: Nm/kg) ($\pm$ SD)

	30°		90°	
	健側	患側	健側	患側
ACL 再建群	1.31 $\pm$ 0.18	1.20 $\pm$ 0.15	2.32 $\pm$ 0.78	2.12 $\pm$ 0.89
健常群	1.03 $\pm$ 0.24	—	1.97 $\pm$ 0.64	—

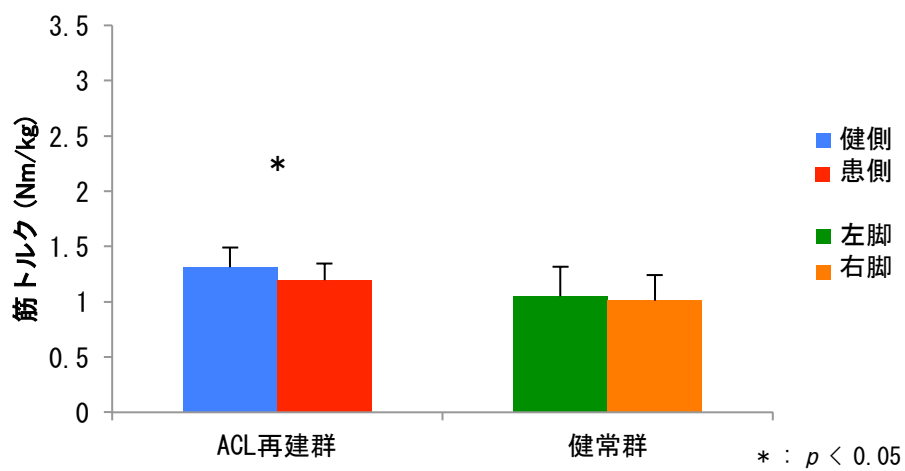


図 20 膝伸展筋の最大トルク（膝関節 30°）

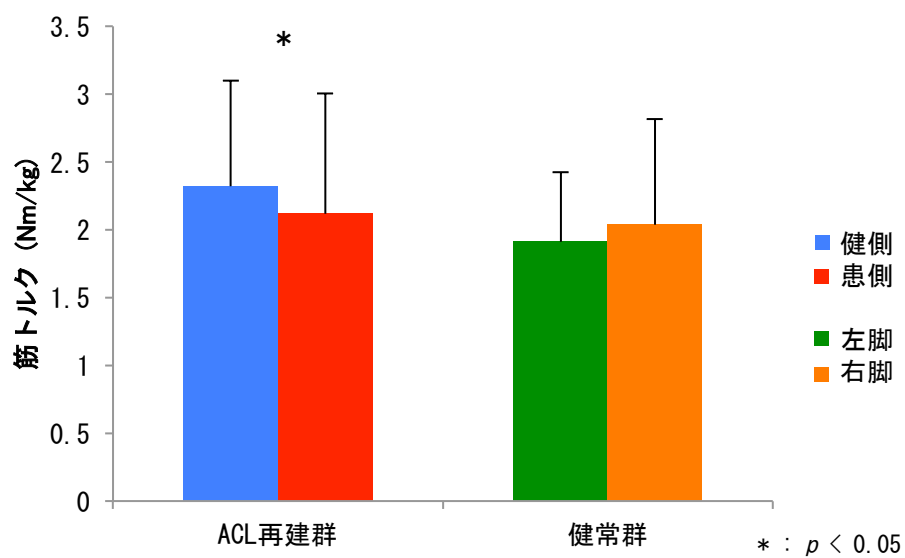


図 21 膝伸展筋の最大トルク（膝関節 90°）

3.3.2 膝屈曲筋の最大トルク

最大等尺性膝関節屈曲時の最大トルクの結果を表 7, 図 22-23 に示した.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

膝屈曲筋では, 有意な交互作用が認められた (群×角度: $F(1,19) = 4.814, p = 0.041$). 水準ごとの単純主効果を検討した結果, 群・角度ともに有意な単純主効果が認められた. 多重比較検定の結果, 膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に高い値を示し, 30°において再建術群が高い値を示した.

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, 膝屈曲筋の最大トルクは膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に高値を示した (脚: $F(1,6) = 1.157, p = 0.323$; 角度: $F(1,6) = 47.464, p = 0.000$).

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では, 脚と膝関節角度の両要因に有意な主効果が認められた (脚: $F(1,6) = 32.456, p = 0.001$; 角度: $F(1,6) = 183.488, p = 0.000$). 多重比較検定の結果, 膝屈曲筋の最大トルクは患側の方が有意に低く, 膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に高値を示した.

表 7 膝屈曲筋の最大トルク (単位: Nm/kg) (±SD)

	30°		90°	
	健側	患側	健側	患側
ACL 再建群	1.54±0.13	1.33±0.16	1.00±0.20	0.92±0.31
健常群	1.29±0.28	—	0.92±0.31	—

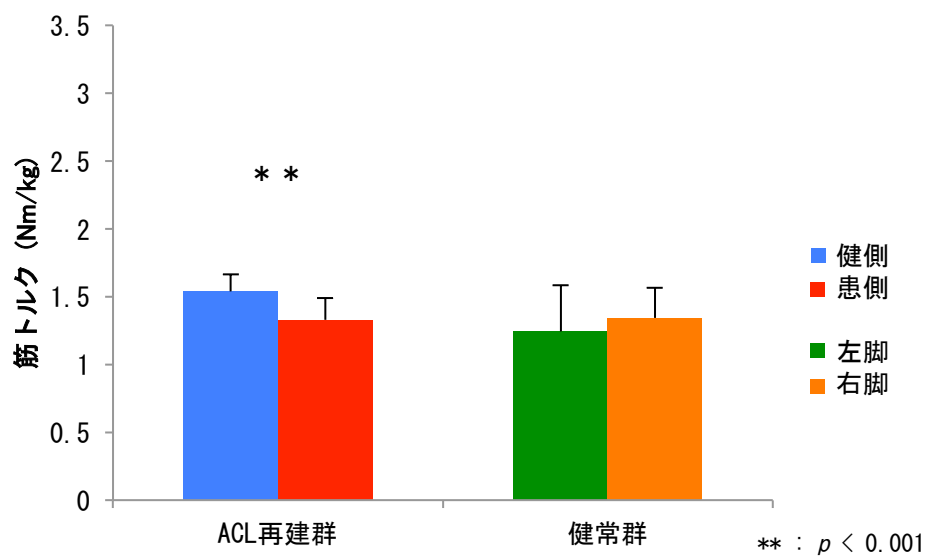


図 22 膝屈曲筋の最大トルク（膝関節 30°）

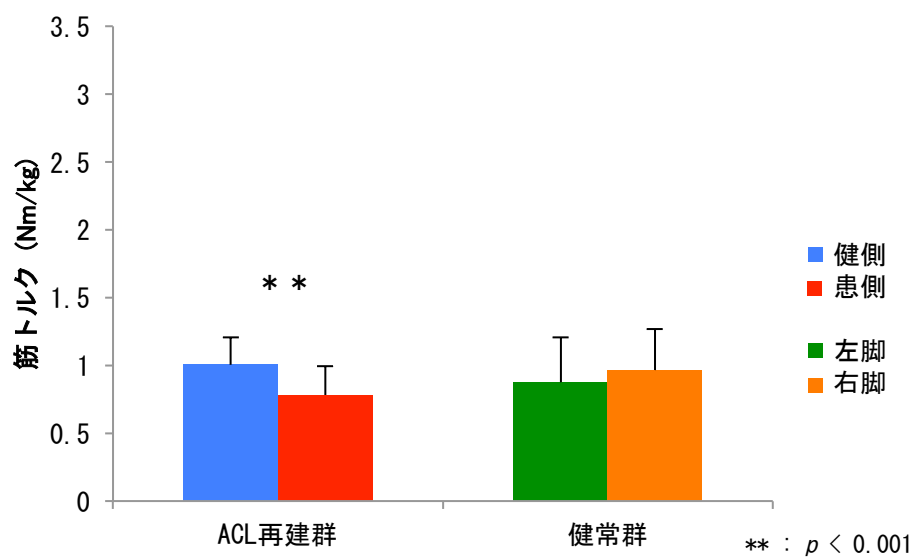


図 23 膝屈曲筋の最大トルク（膝関節 90°）

3.3.3 H/Q 比

膝伸展最大トルク発揮時の各筋における積分値の結果を図 24・25 に示した.

最大トルク発揮時の H/Q 比を算出した結果, ACL 再建群では, 膝関節 30°で健側 1.19, 患側 1.12, 膝関節 90°で健側 0.45, 患側 0.39 であった. 健常群では, 膝関節 30°で左脚 1.38, 右脚 1.21, 膝関節 90°で左脚 0.500, 右脚 0.454 であった.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群 : 健側 vs. 健常群 : 両脚

膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, H/Q 比は膝関節 30°の方が有意に高い値を示した (群 : $F(1,19) = 0.888$, $p = 0.358$; 角度 : $F(1,19) = 123.752$, $p = 0.000$).

(2) 群内比較

(a) 健常群 : 左脚 vs. 右脚

健常群では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, H/Q 比は膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に高値を示した (脚 : $F(1,6) = 4.006$, $p = 0.092$; 角度 : $F(1,6) = 40.383$, $p = 0.001$).

(b) ACL 再建群 : 健側 vs. 患側

ACL 再建群では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, H/Q 比は膝関節角度 90°と比較して 30°で有意に高値を示した (脚 : $F(1,6) = 3.134$, $p = 0.127$; 角度 : $F(1,6) = 157.171$, $p = 0.000$).

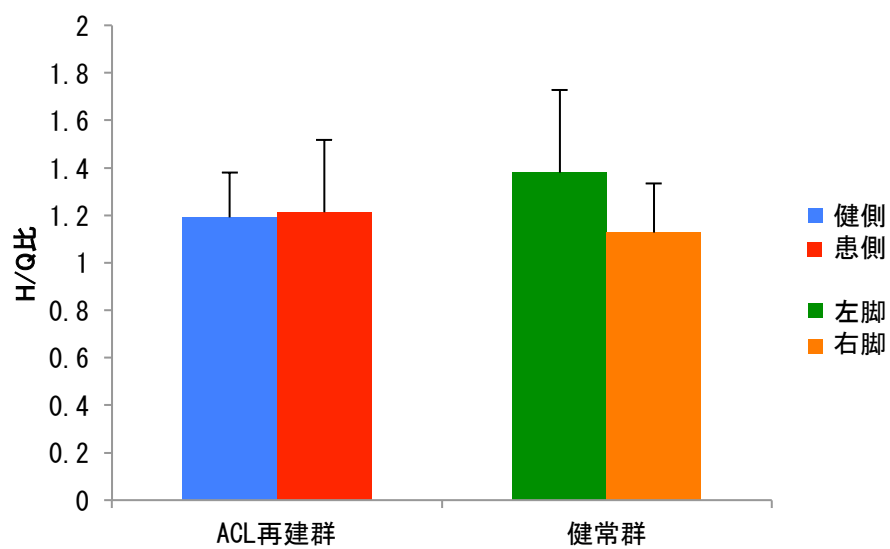


図 24 H/Q 比 (膝関節 30°)

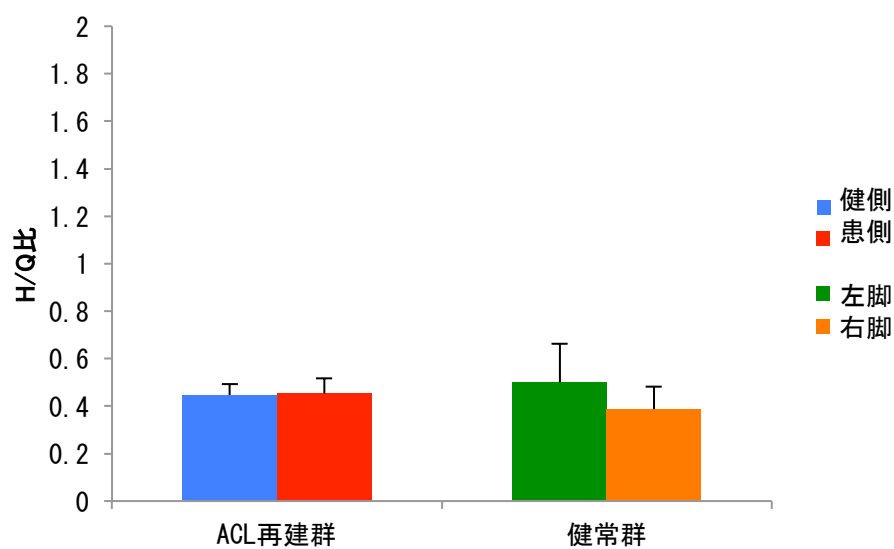


図 25 H/Q 比 (膝関節 90°)

3.4 積分値

3.4.1 膝伸展筋の積分値

膝伸展最大トルク発揮時の各筋における積分値の結果を表 8・図 26-29 に示した.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

RF では、膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ、多重比較検定の結果、積分値は膝関節 90°の方が有意に高い値を示した (群: $F(1,19) = 0.209$, $p = 0.653$; 角度: $F(1,19) = 10.659$, $p = 0.004$). VM では、対象群・角度の間に有意な差は認められなかった (群: $F(1,19) = 0.319$, $p = 0.579$; 角度: $F(1,19) = 3.556$, $p = 0.075$).

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では、いずれの筋、各膝関節角度においても左脚・右脚の間に有意な差は認められなかった. RF (脚: $F(1,6) = 0.467$, $p = 0.520$; 角度: $F(1,6) = 4.077$, $p = 0.090$). VM (脚: $F(1,6) = 5.599$, $p = 0.056$; 角度: $F(1,6) = 0.788$, $p = 0.409$).

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では、いずれの被検筋・膝関節角度においても健側・患側の間に有意な差は認められなかった. RF (脚: $F(1,6) = 0.009$, $p = 0.929$; 角度: $F(1,6) = 0.109$, $p = 0.752$). VM (脚: $F(1,5) = 1.696$, $p = 0.250$; 角度: $F(1,5) = 0.169$, $p = 0.698$).

表 8 膝伸展筋の積分値（単位：mV・s）（±SD）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
ACL 再建群	大腿直筋	107.2±56.8	123.5±89.2	133.3±67.2	111.4±49.3
	内側広筋	65.4±18.4	95.0±64.4	92.2±39.7	79.3±32.0
健常群	大腿直筋	95.1±75.4	—	111.2±101.9	—
	内側広筋	63.0±40.3	—	76.7±49.7	—

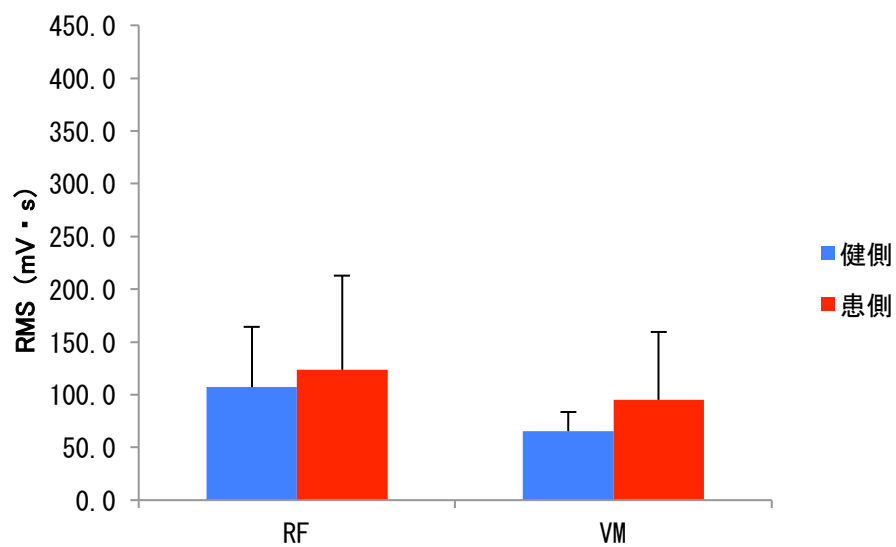


図 26 ACL 再建群の膝伸展筋・筋電図積分値 (膝関節 30°)

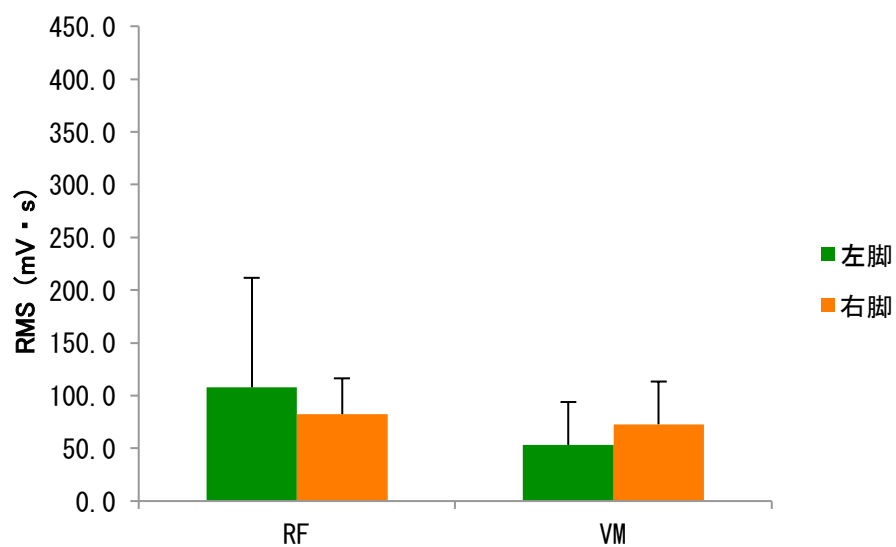


図 27 健常群の膝伸展筋・筋電図積分値 (膝関節 30°)

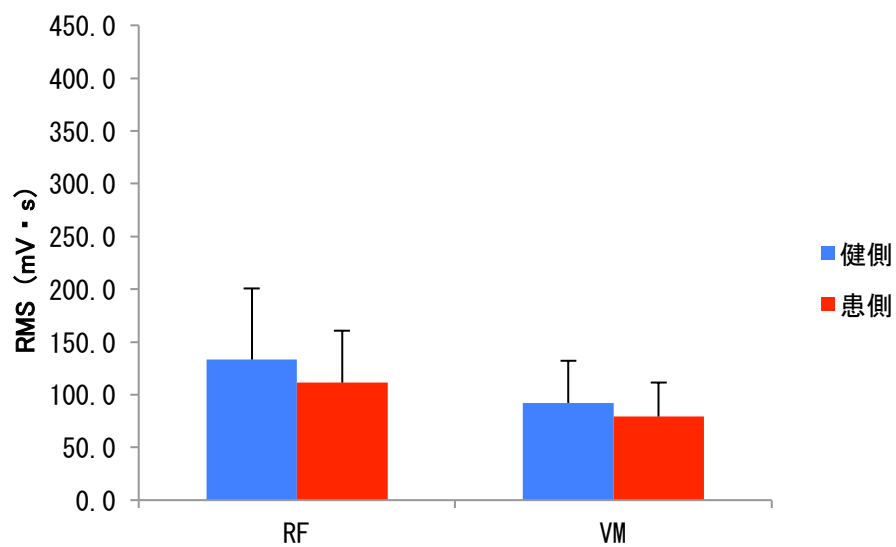


図 28 ACL 再建群の膝伸展筋・筋電図積分値（膝関節 90°）

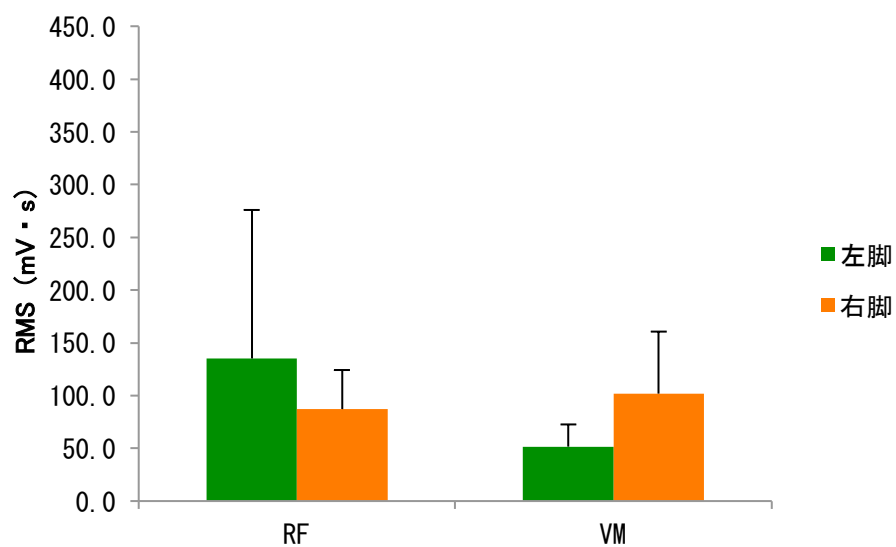


図 29 健常群の膝伸展筋・筋電図積分値（膝関節 90°）

3.4.2 膝屈曲筋の積分値

膝屈曲最大トルク発揮時の各筋における積分値の結果を表 9・図 30-33 に示した.

(1) 群間比較

(a) ACL 再建群：健側 vs. 健常群：両脚

BF では, 対象群・角度の間に有意な差は認められなかった (群: $F(1,16) = 0.765$, $p = 0.395$; 角度: $F(1,16) = 0.164$, $p = 0.691$). ST では, 膝関節角度の要因のみに有意な主効果が認められ, 多重比較検定の結果, 積分値は膝関節 90°の方が有意に遅延した (群: $F(1,19) = 0.084$, $p = 0.775$; 角度: $F(1,19) = 6.467$, $p = 0.020$).

(2) 群内比較

(a) 健常群：左脚 vs. 右脚

健常群では, いずれの筋, 各膝関節角度においても左脚・右脚の間に有意な差は認められなかった. BE (脚: $F(1,4) = 0.269$, $p = 0.631$; 角度: $F(1,4) = 0.169$, $p = 0.702$). ST (脚: $F(1,6) = 4.287$, $p = 0.84$; 角度: $F(1,6) = 7.441$, $p = 0.34$).

(b) ACL 再建群：健側 vs. 患側

ACL 再建群では, いずれの被検筋・膝関節角度においても健側・患側の間に有意な差は認められなかった. BE (脚: $F(1,6) = 1.697$, $p = 0.241$; 角度: $F(1,6) = 2.444$, $p = 0.169$). ST (脚: $F(1,6) = 0.136$, $p = 0.725$; 角度: $F(1,6) = 1.617$, $p = 0.251$).

表 9 膝屈曲筋の積分値（単位：mV・s）（±SD）

		30°		90°	
		健側	患側	健側	患側
ACL 再建群	大腿二頭筋	142.2±58.8	80.7±46.8	147.5±52.6	136.6±89.7
	半腱様筋	203.2±45.7	186.8±77.3	225.7±79.3	219.1±83.5
健常群	大腿二頭筋	116.1±86.3	—	123.1±57.8	—
	半腱様筋	167.0±110.4	—	235.9±126.1	—

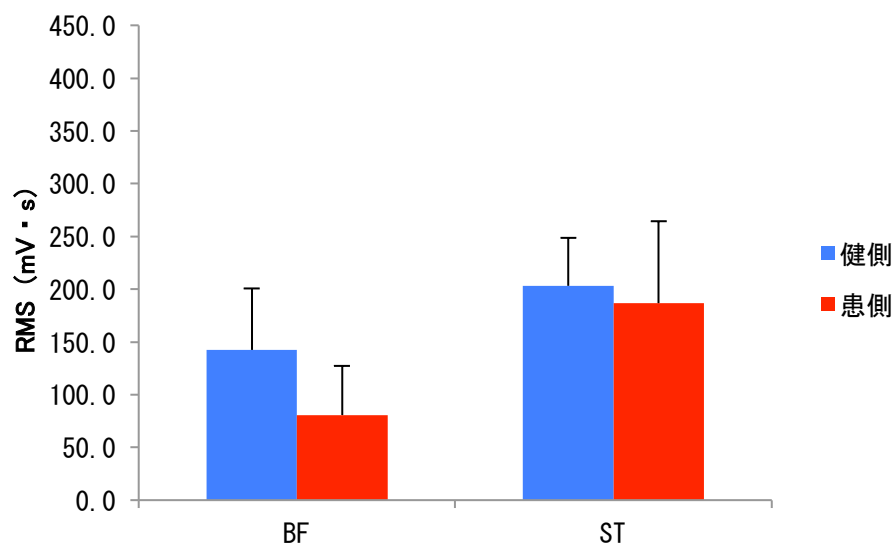


図 30 ACL 再建群の膝屈曲筋・筋電図積分値（膝関節 30°）

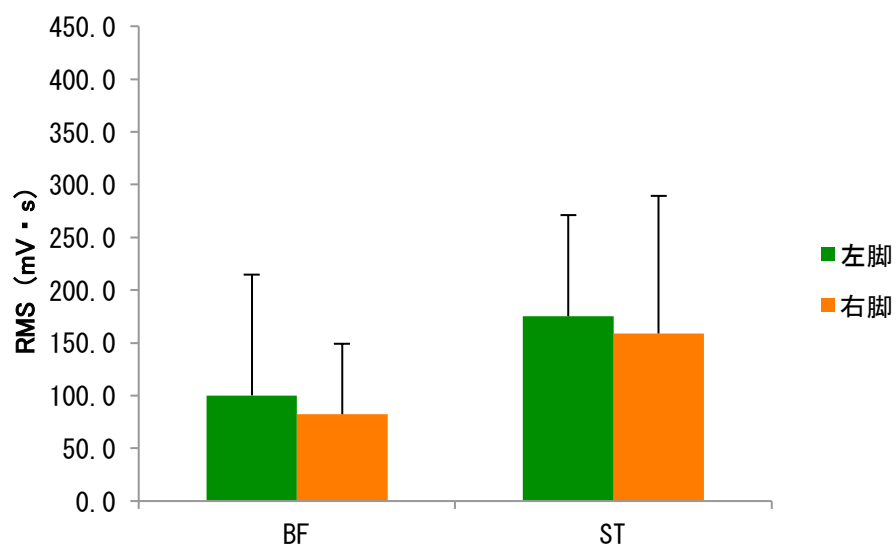


図 31 健常群の膝屈曲筋・筋電図積分値（膝関節 30°）

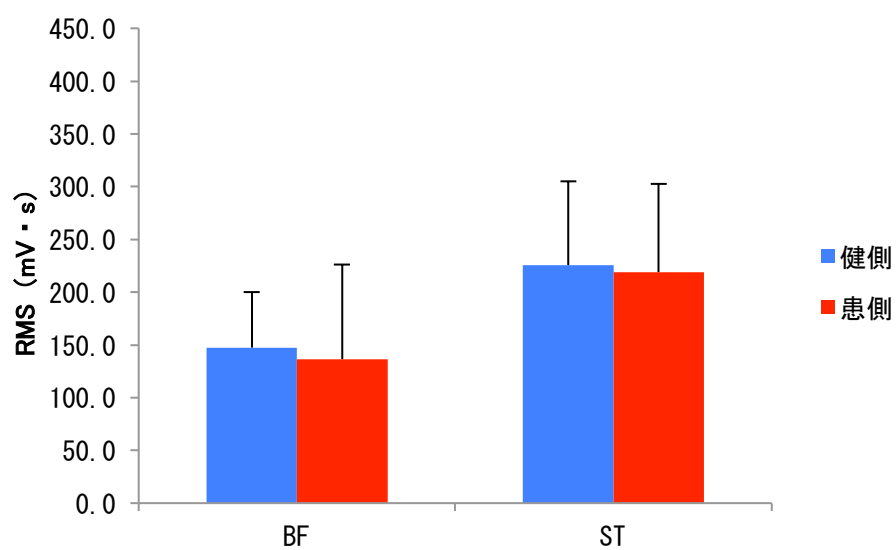


図 32 ACL 再建群の膝屈曲筋・筋電図積分値（膝関節 90°）

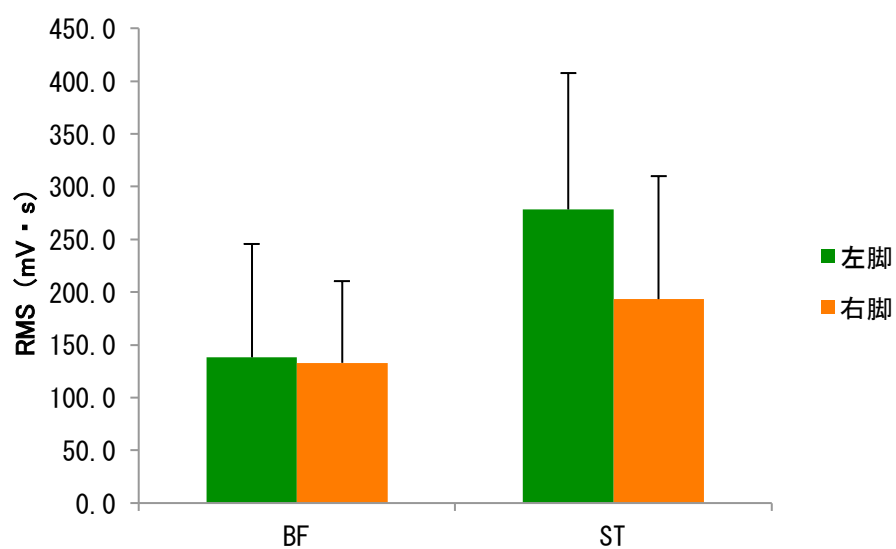


図 33 健常群の膝屈曲筋・筋電図積分値（膝関節 90°）

3-5 筋横断面積

ACL 再建者の大腿部の筋横断面積の結果を以下の表 10・図 34 に示した。健側・患側で筋横断面積を比較した結果，ST のみ健側と比較し患側で有意に小さい値を示した ($t(6) = 3.104, p = 0.05$) (表 10)。RF, VM, BF に関しては，健側・患側の間に有意な差は認められなかった。

表 10 筋横断面積 (単位: cm^2) ($\pm\text{SD}$)

	健側	患側	t (6)	p	
大腿直筋	12.6 $\pm$ 2.8	11.6 $\pm$ 2.0	1.868	0.111	NS
内側広筋	11.5 $\pm$ 2.6	10.4 $\pm$ 2.1	1.484	0.188	NS
中間広筋・外側広筋	57.6 $\pm$ 14.6	53.8 $\pm$ 13.6	2.232	0.067	NS
大腿二頭筋	12.1 $\pm$ 1.7	11.8 $\pm$ 2.9	0.398	0.704	NS
半腱様筋	10.1 $\pm$ 1.9	8.1 $\pm$ 2.1	3.104	0.021	*
半膜様筋	4.9 $\pm$ 2.0	5.5 $\pm$ 1.9	-1.391	0.214	NS

* : $p < 0.05$, NS : 有意差なし

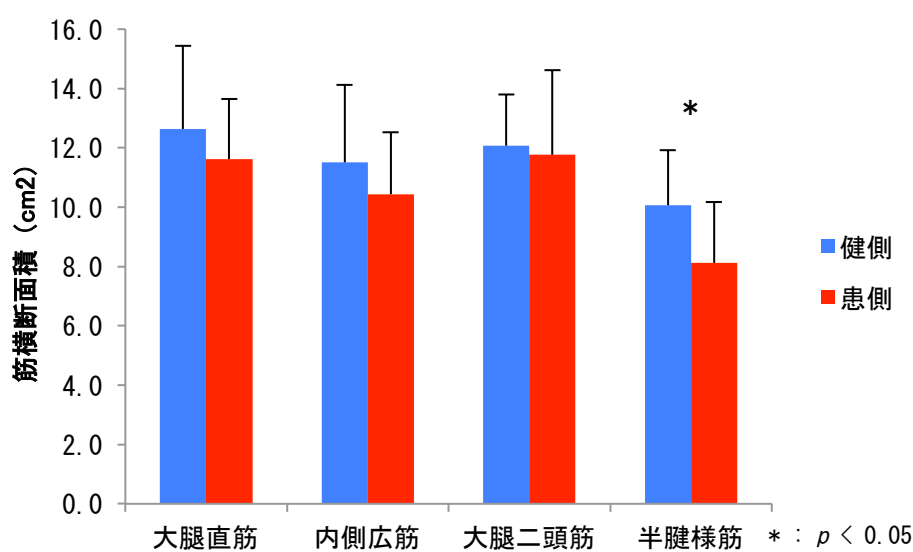


図 34 各筋の筋横断面積

第 4 章

考察

本研究では、視覚刺激を合図とした最大等尺性膝屈伸動作時における下肢筋の筋活動動態の検討を行い、さらに膝関節屈曲角度および筋横断面積との関連を検討することにより、ACL 再建者のパフォーマンス向上や再受傷予防に示唆を与えることを目的とした。

まず、ACL 再建群の健患比結果の妥当性を保証するために、ACL 再建者の健側の各変数が健常群と同様の特徴を有することを確認した。ACL 再建群の健側の値を健常群の左右の値と比較したところ、大腿直筋（RF）の前運動時間（PMT）は健常群より遅く、膝関節30°の最大屈曲トルクは健常群より高値を示すという若干の相違点が観察された。そのため、この二つの変数に関する ACL 再建者の群内比較を考察する際には、健側が健常群の値と異なることを考慮して考察をすすめることとした。ただし、このほかの変数に関しては健常群と ACL 再健群の健側の間には差異が認められず、おおむね同様の特性を有しているものと考えられた。

以上を前提として健常群の左右差および ACL 再建群の健患差を検討したところ、電気力学的遅延（EMD）では、ACL 再健群の RF において患側が健側よりも有意に遅延した。次に、最大トルクでは、膝伸展・屈曲筋ともに患側で有意に低い値を示したが、筋放電量には、有意差は認められず、患側での筋発揮効率の低下が示された。そして、EMD および最大トルクと膝関節角度の間に関連が認められ、筋長が短縮位のときに EMD の遅延や最大筋力が小さくなることが明らかとなった。また、力発生率に関しても筋長が短縮位のときに患側が健側よりも有意に低い値を示した。一方、筋横断面積では、半腱様筋（ST）のみ患側で有意に小さい値を示した。以下に、本研究結果を詳細に検討する。

反応時間において、群間比較により RF のみ ACL 再建群の PMT が有意に遅延を示した。

しかし、中枢過程を反映する PMT は、個体間では相関がないことが明らかにされている[35]。

また、膝屈曲筋において、ACL 再建者が健常者と比較し PMT が短縮していたという報告もあることから[31]、PMT は再建術の影響よりも個体差を反映しやすく、群間差の影響はないものと考えられる。そして今回、ACL 再建者の健・患側間に有意な差はみられない結果となったが、先行研究においても、ACL 再建者では健側と比較し患側の PMT は不変または短縮傾向にあると報告されている[30]。また、PMT は受傷から測定までの期間と正の相関があることから[30]、今回の被験者は術後約 12 ヶ月の経過により、潜在的な膝関節への不安感などによる神経系の抑制は起こらなかったと推測できる。さらに、本実験では ACL 再建群は高い活動レベルの選手を対象としているため、トレーニングによる中枢情報処理時間の短縮が影響している可能性も考えられる。

一方、ACL 再建群では RF の EMD が健側と比較し患側で有意に遅延した。先行研究においても、ACL 再建者では健側と比較し患側の EMD は遅延すると報告されており[30, 33]、先行研究結果を支持するものと考えられる。また、膝関節角度によって EMD の傾向が異なることも示された。EMD は、筋収縮時の筋腱複合体の直列弾性要素の緩みが解消される時間に左右され则认为られている。そのため、筋長が短縮位の際に筋腱複体内の直列弾性要素の緩みが大きくなり、EMD が遅延したと推測できる。しかしながら、角度依存の傾向は健常群ではみられなかった。ACL 再建群は ACL の機械受容器の欠損により、生体防御機能として他の機械受容器が、関節や靱帯の緩みに対し鋭敏となり、関節角度が筋収縮時間へ与える影響が顕著になったと推測する。

そして、外乱を与えた際の反応時間を検討した研究において PMT・EMD で同様の傾向がみられたことから[30]、今回の結果が視覚刺激に特異的なものではないことが推察された。また、復帰期の選手において刺激に対する反応能力よりも、反応後の筋収縮・筋力発揮能力を高めることが課題であることが示唆された。

ACL 再建群では、膝伸展の最大トルクが患側で低い値を示した。ACL 損傷では、大腿四頭筋に直接筋組織への損傷がなく、侵襲の影響を生じないにも関わらず、筋力低下が引き起こされることが、多くの研究で報告されている[9]。その原因を解明する研究では、ACL の機械受容器の機能喪失により、 γ 運動神経から筋紡錘へのフィードバックが低下し、さらに Ia 運動神経へのフィードバックが減少することで、高閾値運動単位の動員が阻害されるためと結論づけている[13]。本研究の対象者に関しても、このような神経系の要因が ACL 再建群の大腿四頭筋の最大随意筋出力を阻害したと考えられる。

一方、膝屈曲筋に関して、膝関節 30°屈曲位での最大トルクが、ACL 再建群は健常群より高値を示した。だが、筋トルクに関しても PMT と同様に個体差が大きく、個体内での健患差が重要であるので群間差の影響は少ないと考えられる。群間差が生じた理由として、ACL 再建群と健常群の活動レベルの違いによる筋力差が要因であると推測される。そして、ACL 再建群のハムストリングスにおいて半腱様筋 (ST) の筋横断面積は患側で小さい値を示したが、EMD の遅延は生じず、最大トルクの低下が認められた。このことから、筋横断面積と反応時間に関連はないという可能性が示唆された。なお、ST の筋横断面積の低下は、術式の影響によるものだと考える。本実験の対象者は半腱様筋腱を再生グラフトとして採取する術式を採用しており、摘出した半腱様筋の再生が未熟なため、断面積の低下が生じたと推測する。したがって、ハムストリングスにおける最大トルクの低下は ST の筋萎縮の影響が大きいといえる。また、有意差は認められなかったが、患側において半膜様筋 (SM) の筋横断面積が増加する傾向がみられた。したがって、ST の萎縮を SM の肥大によって代償している可能性が示唆された。

以上のように、患側での筋力低下が確認されたが、左右不均衡な筋力は再受傷のリスクを高める予測因子とされていることから[7, 8]、再建術後の再発リスクが競技復帰後も残存

することが示された。

積分値に関して健患差は認められなかった。ACL 再建者の患側において筋放電量は健側と変わらず出力されるものの筋力は低下していることから、筋発揮効率が低下していることが示唆された。

また、力発生率、最大トルクに関しても、膝関節角度との関連が示された。先行研究において、等尺性随意最大筋力は筋長が短縮位の際に有意に低くなり、膝伸展トルクについても同様の結果が報告されており[36-38]、この要因の一部にはサルコメアを短縮させるクロスブリッジにおけるアクチンとミオシンの接続数の減少が挙げられている。また、関節包への負荷に対する関節・靱帯の受容器の反応が α 運動ニューロンを抑制するが、短縮位では筋トルクが低下する結果、関節・靱帯への負荷が低下し、筋の神経活性化を促進すると考えられている[39]。さらに、 γ 運動ニューロンの方が α 運動ニューロンよりも筋紡錘の調整へ影響が大きいとされており、ACL 損傷者では、ACL からのインパルスの欠如が γ 運動ニューロンから筋紡錘へのフィードバックを減少させることが明らかになっている[13]。したがって、ACL 再建者では、筋長の短縮位において、関節・靱帯の緩みにより α 運動ニューロン・ γ 運動ニューロンが抑制されるのに加え、ACL 欠損による γ 運動ニューロンからのフィードバックの減少によって患側のトルクが低くなったことが推察される。本研究では、膝伸展筋・屈曲筋ともに筋長が短縮位になる膝関節角度において患側の力発生率が低下し、力発生が角度依存的性質をもつという先行研究に適う結果になった。筋が短縮位にある状態からの筋張力の発揮は、元々発揮されうるトルクの絶対値が小さい上に、ACL からのフィードバックの欠如によって、微細な筋力コントロールの働きを低下させたと考えられる。なお、膝軽度屈曲位では、ACL への張力が大きくなり、ACL 損傷リスクが高まることが知られている[40]。本研究により、ACL 再建者では膝軽度屈曲位において、

膝関節の安定性に寄与する大腿四頭筋の力発生率の低下が顕著になることが示された。この膝軽度屈曲位での機能低下は、ACL 初回受傷と比較し、ACL 再受傷率が格段に高まることと関連があると考えられる。一方、膝関節 90°における膝屈曲筋の力発生率の低下は、ST の機能低下を呈したものであると推測する。膝深屈曲位においては ST が優位に働くが、ST の筋横断面積が小さいため筋出力の低下が生じたと推測される。それに対し、30°においては半膜様筋が優位に働き、健患差が生じなかったものと考えられる。したがって、パフォーマンスと再受傷予防の観点から、筋長が短縮位における筋力発揮低下を補うためのトレーニングの必要性が示唆された。そのため、術後後期や競技復帰後の現場でのトレーニングにおいて、ACL への負荷や半腱様筋の成熟を考慮しながら、膝軽度屈曲位での膝伸展筋の筋力発揮や深屈曲位での屈筋の強化が必要であると考えられる。

さらに、最大筋力の H/Q 比を算出した結果、ACL 再建群の健側・患側の間に有意な差はみられなかった。しかし、前述の通り ACL 再建群の患側において最大トルクは膝伸展・屈曲トルクともに低下した。したがって、患側での大腿四頭筋とハムストリングの筋力差は小さくなったため、H/Q 比では有意な差がみられなかったと考えられる。ところが、健常群の H/Q 比と比較すると、有意差はみられないものの、膝関節 30°・90°ともに ACL 再建群で低い値を示した。これは、復帰期においても半腱様筋の筋横断面積の減少による筋力低下が、必然的に H/Q 比の低下を引き起こすためと考えられる。ハムストリングスは、脛骨を安定させ、遊脚相における下肢の減速に作用し、膝完全伸展の衝撃緩和を助ける役割を果たす[11]。したがって、ハムストリングスの機能低下や H/Q 比の低下は膝関節安定性を欠き、ACL 再受傷のリスクとなる。ACL 損傷後のバイオメカニクス的变化は、このような筋バランスの乱れによって誘発されると推察できる。

本研究の限界点として、2種類の膝関節角度のみ評価、静的な動作のみの評価にとどまる
ことが挙げられる。実際の競技場面を想定すると、より多様な関節角度での評価やサイド
ステップ、ジャンプ動作等の反応課題を行うことが望ましいといえる。その他、性差につ
いて評価を行っていない点が挙げられる。ACL 損傷の発生率が女性に極めて高いことや男
女における筋力差を鑑み、性差の影響を踏まえた検討が今後必要であると考えられる。今
回、最大断面積における筋横断面積を算出した。各筋で最大断面積の部位は異なるため、
複数箇所での断面積の算出や筋体積の算出によって、筋形態の詳細な検討を行なうことが
望ましい。また、今回の対象者は術後約 12 ヶ月経過した者のみとしており、筋機能が回復
する時期については明らかになっていない。そのため、ACL 再建者の筋機能における縦断
的調査やトレーニング効果の評価を行なうことが今後の課題として挙げられる。そして、
大腿四頭筋の最大随意筋力の低下が神経的要因によるものと先行研究で示されているが、
他の筋では検討されていない。今回 ACL 再建者がハムストリングスにおいても筋力低下を
呈したが、その機序の解明には至らなかった。ACL 再建術後の具体的かつ効果的なトレ
ーニングの指針・立案を行なう上で、今後さらなる研究によって ACL 再建者の筋機能の詳細
を明らかにする必要がある。

第 5 章

結論

本研究では、競技復帰後の ACL 再建者において、大腿直筋での EMD の遅延、膝伸筋・屈曲筋での力発生率の低下および最大筋力の低下が認められた。反応時間において、視覚刺激特異的な傾向はみられず、反応能力よりもそれ以降の筋収縮時間や筋力発揮能力の改善の余地があることが推察される。特に、筋長が短縮位の場合、反応時間が遅延し、力発生率や最大随意筋出力の低下がみられた。したがって、術後後期や競技復帰後の現場でのトレーニングにおける、筋長を考慮に入れた筋力発揮トレーニングの必要性が示唆された。

-参考文献-

1. Marx RG, Jones EC, Angel M et al. Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopaedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 2003; **19**: 762-70.
2. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *The American journal of sports medicine* 2011; **39**: 538-43.
3. Smith FW. Subjective functional assessments and the return to competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine* 2004; **38**: 279-84.
4. Harris JD, Erickson BJ, Bach BR, Jr. et al. Return-to-Sport and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in National Basketball Association Players. *Sports health* 2013; **5**: 562-8.
5. Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S. Intrinsic and Extrinsic Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury in Australian Footballers. *The American journal of sports medicine* 2001; **29**: 196-200.
6. Sward P, Kostogiannis I, Roos H. Risk factors for a contralateral anterior cruciate ligament injury. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2010; **18**: 277-91.
7. Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2013; **41**: 216-24.
8. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine* 2010; **38**: 1968-78.
9. Krishnan C, Williams GN. Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. *Journal of orthopaedic research : official*

- publication of the Orthopaedic Research Society* 2011; **29**: 633-40.
10. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech* 1990; **23**: 157-69.
 11. Neumann D. カラー版 筋骨格系のキネシオロジー 原著 2 版. 東京 日本: 医歯薬出版株式会社 2011.
 12. Arangio GA, Chen C, Kalady M, Reed JF, 3rd. Thigh muscle size and strength after anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1997; **26**: 238-43.
 13. 小西優, 金森章浩, 福林徹. 前十字靭帯損傷膝における大腿四頭筋筋力低下の神経生理学的要因. *運動物理療法 (J Physical Medicine)* 2006; **17**: 195-201.
 14. Edin B, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol* 1995; **81**: 467-78.
 15. Nicols T. Receptor Mechanisms Underlying Heterogenic Reflexes Among the Triceps Surae Muscles of the Cat. *J Neurophysiol* 1999; **487**: 243-51.
 16. Williams G, Chmielewski T, Roudolph K et al. Dynamic knee stability - current theory and implications. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; **31**: 546-66.
 17. Johansson H, Sjolander P. Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusimotor neurones. *Neurosci Res* 1990; **8**: 54-9.
 18. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *The American journal of sports medicine* 1982; **10**: 329-35.
 19. Barrett D. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 1991; **73**: 833-7.
 20. Friden T, Roberts D, Zatterstrom R et al. Proprioceptive defects after an anterior cruciate ligament rupture – the relation to associated anatomical lesions and subjective knee function. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 1999; **7**: 226-31.
 21. McLean SG, Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and science in sports and exercise* 2009; **41**: 1661-72.

22. McLean SG, Borotikar B, Lucey SM. Lower limb muscle pre-motor time measures during a choice reaction task associate with knee abduction loads during dynamic single leg landings. *Clinical biomechanics* 2010; **25**: 563-9.
23. Baker J, Cote J, Abernethy B. Learning from the experts: practice activities of expert decision makers in sport. *Research quarterly for exercise and sport* 2003; **74**: 342-7.
24. 矢部京之助, 大築立志, 笠井達哉. 入門 運動神経生理学～ヒトの運動の巧みさを探る～: 市村出版 2003.
25. Cavanagh PR, Komi PV. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1979; **42**: 159-63.
26. 長崎浩. 急速な力発生のタイミングー筋活動の開始から力のピークまで一. *リハ医学* 1993; **30**: 413-9.
27. Norman RW, Komi PV. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta physiologica Scandinavica* 1979; **106**: 241-8.
28. Vos EJ, Harlaar J, van Ingen Schenau GJ. Electromechanical delay during knee extensor contractions. *Medicine and science in sports and exercise* 1991; **23**: 1187-93.
29. Georgoulis AD, Ristanis S, Papadonikolakis A et al. Electromechanical delay of the knee extensor muscles is not altered after harvesting the patellar tendon as a graft for ACL reconstruction: implications for sports performance. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2005; **13**: 437-43.
30. 川島敏生, 野島長子, 武田真佐美 et al. 膝前十字靱帯損傷後の大腿四頭筋筋力と筋電図反応. *理学療法学* 1998; **25**: 345-50.
31. 井原秀俊, 筒井隆夫, 高柳清美 et al. 膝前十字靱帯損傷における膝屈筋反応. *整形外科と災害外科* 1994; **43**: 609-12.
32. Kaneko F, Onari K, Kawaguchi K et al. Electromechanical delay after ACL reconstruction: an innovative method for investigating central and peripheral contributions. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2002; **32**: 158-65.
33. Ristanis S, Tsepis E, Giotis D et al. Electromechanical delay of the knee flexor muscles is impaired after harvesting hamstring tendons for anterior cruciate

- ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2009; **37**: 2179-86.
34. Perotto A, O. 筋電図のための解剖ガイドー四肢・体幹〈第3版〉：西村書店 1997.
 35. Weiss AD. THE LOCUS OF REACTION TIME CHANGE WITH SET, MOTIVATION, AND AGE. *Journal of gerontology* 1965; **20**: 60-4.
 36. Becker R, Awiszus F. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. . *Muscle Nerve* 2001; **24**: 667-72.
 37. Pavol M, Grabiner M. Knee strength variability between individuals across ranges of motion and hip angles. *Medicine and science in sports and exercise* 2000; **32**: 985-92.
 38. Suter E, Herzog W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle.. *J Electromyogr Kinesiol* 1997; **81**: 123-30.
 39. Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *Journal of applied physiology* 2003; **94**: 983-90.
 40. Sakane M, Fox RJ, Glen SLYW et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *Journal of Orthopaedic Research* 1997; **15**: 285-93.

－謝辞－

本論文作成にあたり，ご多忙の中，熱心なご指導，ご鞭撻を賜りました早稲田大学スポーツ科学学術院福林徹教授ならびに広瀬統一准教授に心より深く御礼申し上げます．そして，快く副査を引き受けてくださり，ご指導を賜りました鳥居俊准教授に感謝申し上げます．

私がここまでやってこられたのは，干場先輩のお陰です．本当にありがとうございました．また，本実験に参加していただいた早稲田大学の学生の皆様にもこの場を借りて御礼申し上げます．さらに，実験計画の作成や実験実施にあたり，多くのご指導やご協力，励ましをいただきました福林研究室の皆様，そして共に修士課程を過ごした同期の皆様には心より感謝しております．

最後に，家族，友人，早稲田大学での研究生生活を支えてくださったすべての皆様に心より御礼申し上げます．

ありがとうございました．

2015 年 1 月 9 日

小平 綾乃