

博士論文

筋疲労および脳疲労負荷前後の神経・筋協調性について
- 大腿直筋と大腿二頭筋の **silent period**(筋放電休止期)を
用いた検討 -

平成 30 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

大西 咲子

筑波大学

目 次

本論文に使用した略語.....	4
第1章 緒 言.....	5
第 1 節 筋放電休止期について.....	7
第 2 節 筋電図上の SP の算出.....	8
第 3 節 本研究の目的.....	9
第 4 節 本研究の課題.....	10
第2章 [研究課題 1]	
第 1 節 背景・目的.....	11
第 2 節 方法.....	12
第 3 節 結果.....	14
第 4 節 考察.....	15
第 5 節 まとめ.....	17
第3章 [研究課題 2]	
第 1 節 背景・目的.....	18
第 2 節 方法.....	19
第 3 節 結果.....	22
第 4 節 考察.....	23
第 5 節 まとめ.....	26
第4章 [研究課題 3]	
第 1 節 背景・目的.....	27
第 2 節 方法.....	27
第 3 節 結果.....	30
第 4 節 考察.....	33
第 5 節 まとめ.....	34

第5章	総括	
第1節	結論	35
第2節	研究の限界	36
第3節	今後の展望	36
	謝辞	37
	参考文献	38

本論文で使用した略語

- ACL : Anterior Cruciate Ligament 膝前十字靭帯
- SP : Silent period 筋放電休止期
- PMSP : Pre-motion silent period 動作前筋放電休止期
- SSP : Switching silent period 切り替え動作時筋放電休止期
- EMD : Electromechanical delay 電気力学的遅延
- PMT : Pre-motor time 筋反応潜時
- RF : Rectus femoris muscle 大腿直筋
- BF : Biceps femoris muscle 大腿二頭筋
- RF-off : 大腿直筋筋放電消失
- RF-on : 大腿直筋筋放電開始
- BF-on : 大腿二頭筋筋放電開始
- RMS : Root mean square 二乗平均平方根
- VAS : Visual Analogue Scale 視覚的評価スケール
- MVC : Maximal Voluntary Contraction 最大随意筋収縮

第 1 章

緒 言

膝前十字靭帯（以下 ACL）損傷をはじめとするスポーツ傷害の受傷機転として、ターンやツイスティング、ランニングからのストップ動作などが知られているが(Noyes et al., 1983), このような動作では、拮抗筋と主動筋の円滑な切り替えを行うなどの神経・筋協調性が必要である. Riemann et al.(2002)は、神経・筋協調性を「関節の機能的安定性を維持・回復するための関節運動や外的負荷に対する準備および反応で起こる周囲筋の無意識的な活動である」と定義している. スポーツ傷害において損傷しやすい靭帯や筋を外力から保護し、損傷を防ぐためには、神経・協調性機能を向上させ、主動筋と拮抗筋の適切な筋出力量の調整や筋出力のタイミングの調整がスムーズに行われ、出来るだけ早く筋の反応を起こす必要があるが、実際のリハビリテーション場面において、神経・筋協調性を定量的に評価することは難しい. ACL 再建術後やスポーツ傷害からの復帰に際しても、筋力測定やパフォーマンス評価は広く行われているが、神経・筋協調性の定量的評価はほとんど行われていない.

外乱に対する神経筋の反応については、様々な研究がなされているが、神経筋の反応時間については、Pope et al.(1979)が、足部に外乱を加え、それを感じた際に大腿四頭筋を収縮させると、筋収縮は 180ms 後に開始したと報告している. 一方、ACL 損傷の受傷機転となりうる着地動作やサイドステップについては、ACL への張力が最大となる床反力のピークまでの時間は、60cm 台からの両脚着地動作で接地後約 40ms(Decker et al., 2003), 30cm 台からの片脚着地では接地後 100ms 前後(Schmitz et al., 2007), サイドステップでは接地後約 40ms でピークを迎える(McLean et al., 2003)という報告があり、外乱に対する神経筋の反応であるフィードバック機構を利用した反応では、ACL 損傷な

どを防ぐことはできないと考えられる。

そこで、今回、著者らは、筋放電休止期：Silent period（以下 SP）という指標を用いて、神経・筋協調性機能について検討することとした。

SPとは、表面筋電図上において、急速な反応動作に先行して、筋活動が開始される前に観察される筋放電の休止期のことで(川初ら，1982)，その持続時間の短さは、上位中枢での統合の良さを反映しているとされており、Pre-motion silent period：動作前 SP(以下 PMSP)と Switching silent period：切り替え動作 SP(以下 SSP)とがある。特に、SSPは主動作筋と拮抗筋の切替えの良さを反映し、予測性制御(フィードフォワード機能)の指標となるとされており、神経・筋協調性機能を反映していると言われている(佐々木ら，2002：2004)。SSPとバランス能力の関係については、佐々木らが、切断者群では健康者群に比べ、重心動揺距離・8方向課題遂行時間およびSSP持続時間が有意に延長していたことや、8方向課題遂行時間とSSP持続時間の間には相関が認められ、SSPがバランス能力の指標となることを報告している。ACL損傷などの外傷の予防の観点からも、SSPを指標とした神経・筋協調性機能の評価は有用と考えられる。

また、ACL損傷をはじめ、スポーツ傷害は疲労時に発生しやすいと考えられ、疲労と神経・筋のパフォーマンス低下の関連については、Chan et al.(2001)が、膝伸展運動後に electromechanical delay(EMD)の期間が延長し、神経・筋パフォーマンスの低下を認めたことを報告している。筋疲労前後における主動作筋のみの筋反応潜時：Pre-motor time（以下 PMT）の変化については過去に検討されているが(Yeung et al., 1999：西上ら，2005)，主動作筋と拮抗筋の切替えの円滑さを反映し、神経・筋協調性機能の指標となる SSP と疲労に関する報告は未だ見当たらない。

更に、神経・筋協調性は中枢性の運動制御能力を介するとされていることから、疲労の要素として、筋疲労のみならず脳疲労の影響も考慮する必要があると考えられる。

ACL 損傷などのスポーツ傷害の受傷機転で多くみられる動作を円滑に行うために必要とされる神経・筋協調性機能が、ACL 再建術後や筋疲労・脳疲労負荷前後でどのように変化するかを知ることは、その発症原因を考えるうえでも極めて有用である。

第 1 節 筋放電休止期 (Silent period : 以下 SP) について

SP とは、筋電図上に現れる反応時間の一例であり、運動遂行に直接的に関わる SP には、動作前 SP (Pre-motion silent period : 以下 PMSP) と、切り替え動作時の SP (Switching silent period : 以下 SSP) とがある (佐々木ら, 2004)。

猪飼ら(1974)によれば、SP は、主動作筋に軽度の随意的な緊張を与えた状態から、下肢の跳躍動作やスタート動作といった、急速に随意的な反応動作を起こすと、動作に先行しておこる筋放電の休止期であり、主動作筋・拮抗筋両筋に出現し、脳幹・脊髄全体の同時抑制によって起こるとされている。また、肘関節の伸展動作においては、ピストル音、ランプなどの刺激後、最も速い時で約 40ms 後に SP が出現し、下肢の跳躍動作においては、この SP を恒常的に観察できたとも報告している。

PMSP は、主動作筋に持続的な軽度の筋収縮を行わせた状態から、急速な反応動作を遂行する際に出現する主動作筋の筋放電休止期で (猪飼ら, 1974)、その出現動態には、脳幹・脊髄などの上位中枢が関与する運動抑制過程が反映されていると考えられている (Agarwal et al., 1972 ; 猪飼ら, 1974)。また、塚本ら (1991) によれば、PMSP は、目的動作に合わせて筋出力や動作速度を高め、その調整能力が高いものほど持続時間が短いとしており、川初ら (1982) も、調整能力や巧みさと深い関連があり、muscle coordination が優れている者ほど、その出現率が高く、持続時間が短いと報告している。

一方、SSP は、動作開始前に拮抗筋に適度な随意収縮を行わせた状態から、可能な限り素早く主動作筋による切り替え動作を行わせた際に、主動作筋の筋放電開始に先行して拮抗筋と主動作筋の両筋に出現する筋放電の消失する期間（休止期）を言う。SSP を最初に報告した Hufschmidt et al. (1954) は、上肢の肘屈曲・伸展運動時にこの現象を観察し、拮抗筋抑制（antagonist inhibition）と呼び、この抑制に要する時間を最低 10～20ms とした。佐々木ら（2002）によれば、SSP の出現動態については、上位中枢の運動制御機能の良し悪しを反映し、運動の切り替え機能の指標となるとしている。また、小宮山ら（1988）は、SSP の持続時間の個人差は、「個人の切り替え動作の速さの違いという個人の機能的差異を反映している」と報告しており、これは切り替え反応動作の巧拙が、SSP の持続時間に反映されることを示唆している。

SP は、上位中枢での運動制御機能を定量的に評価することのできる数少ない指標と考えられるが、一方で、SP の限界として、その出現率が低く、常に測定できるものではないということが挙げられる。過去の研究においても、起立動作時の SP は、健常者の内側広筋で約 70%、大腿二頭筋で約 50% 程度、片麻痺患者では内側広筋で 45%、大腿二頭筋ではほぼ出現しないという報告（平上ら、1985）や、健常者と大腿切断者の健側を比較した研究では、どちらも約 40% 程度の出現率であったと報告されている（佐々木ら、2002）。しかし、現在のところ、中枢での運動制御機能の能力評価を客観的に行うことのできる指標はほとんど見あたらず、SP を指標として研究する価値は十分にあると考える。

第 2 節 筋電図上における SP の算出

本研究においては、佐々木ら（2002, 2004）、平上ら（1985）の方法に準じて SP を算出した。

光刺激後に出来る限り素早くジャンプする課題時の筋電図波形において、大

腿直筋（以下 RF）の電位が，同筋の安静臥位での平均電位以下になった時点
 を筋放電消失時(RF-off), また, RF と大腿二頭筋(以下 BF)の電位が膝屈曲 30°
 立位での同筋の最大電位の絶対値以上になった時点をそれぞれ筋放電開始時
 (RF-on/BF-on)とした. RF-off から RF-on までの時間を PMSP , RF-off から
 BF-on までの時間を SSP とした. さらに, PMT は光刺激から RF-on までの時
 間とした(平上ら, 1985)(Figure.1).

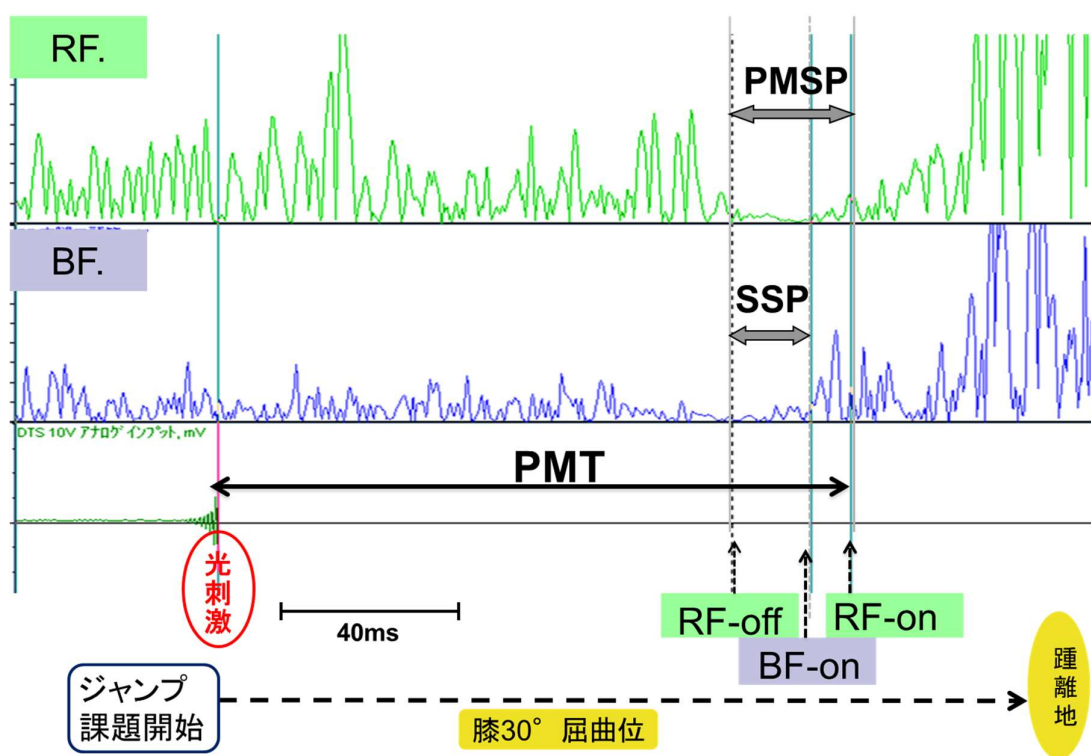


Figure1. The typical SP and PMT in EMG

第 3 節 本研究の目的

本研究の目的は，ACL 再建術後や，下肢筋疲労負荷・脳疲労負荷前後におけ
 る神経・筋協調性の変化について，SP を指標として用い検討することである．

第 4 節 本研究の課題

〔研究課題 1〕 膝前十字靭帯再建術後における筋放電休止期の手術側と非手術側の比較

ACL 再建術後 8~17 か月を経過した症例を対象に，手術側と非手術側の SP を比較・検討すること．

〔研究課題 2〕 筋疲労および脳疲労が神経・筋協調性に及ぼす変化について

筋疲労および脳疲労前後における神経・筋協調性の変化について SP を用いて比較・検討すること．筋疲労負荷は健常成人 11 名を対象として等速性運動 (CYBEX) を用い，脳疲労負荷は健常成人 12 名を対象として内田クレペリン精神検査を用いて行った．

〔研究課題 3〕 筋疲労負荷後の神経・筋協調性の経時的変化について

大学体育会女子選手 14 名を対象とし，筋疲労前後の神経・筋協調性について，筋疲労負荷前，負荷直後，負荷 5 分後，負荷 10 分後，負荷 15 分後の経時的変化について SP を用いて比較・検討すること．

第 2 章

〔研究課題 1〕 膝前十字靭帯再建術後における筋放電休止期の手術側と 非手術側の比較

第1節 背景・目的

筋放電休止期（Silent period：以下 SP）は，筋電図において，急速な反応動作に先行して観察されるもので，動作前 SP(以下 PMSP)と切り替え動作時 SP(以下 SSP)が知られている．PMSP は主動作筋の筋放電休止期で，随意運動の調整能力と密接な関係があり，目的動作に合わせて筋出力や動作速度を高め，その調整能力が高い者ほど持続時間が短いとされている(川初ら，1982：矢部ら，1982)．一方，SSP は，主動作筋と拮抗筋の機能が逆転する「切り換え動作」に伴って出現する筋放電休止期のことで，運動の切り替え機能の指標となり，運動時の，神経・筋協調性やバランス能力を反映しているとされている(佐々木ら，2002：2004)．

膝前十字靭帯(以下 ACL)再建術後のリハビリテーションでは，筋力のみならず，持久力，敏捷性，反応性，さらに，神経・筋の協調性などの回復が重要である．しかし，これらを定量評価することが困難であるため，最大筋力や静的・動的下肢アライメントのみをスポーツ活動への復帰の評価指標としていることが多い．そこで，今回，ACL 再建術後患者の神経・筋協調性を定量評価することを目的に，光刺激による反応性ジャンプ時の筋電図から，膝屈曲筋と伸展筋の反応時間(以下 PMT)と SP (PMSP, SSP) を測定し，手術側と健側との間で比較検討した．

第 2 節 方法

1. 対象

ST-G 法による ACL 再建術後 8~17 ヶ月を経過した男性 4 例, 女性 2 例の計 6 名(平均年齢 28 ± 6.1 歳, 平均身長 166.2 ± 10.9 cm, 平均体重 62.8 ± 8.0 kg)を対象とした.

2. 使用機器

筋電図測定装置は Noraxon 社製表面筋電図 Tele-Myo DTS [EM-801](サンプリング周波数 1500Hz), 電極は同社製アース一体型 EMG プローブを使用し, 電極パッドはブルーセンサー (M-00-S/50)を使用した. なお, 電極貼付前に皮膚表面はアルコール消毒綿を用いて処理し, 皮膚インピーダンスを $5\text{K}\Omega$ 以下にした. 筋電図の導出は双極誘導法で行い, 電極間距離は 2cm とした. 測定筋は, 左右の大腿直筋(以下 RF)と大腿二頭筋長頭(以下 BF)とし, 電極の位置は RF が上前腸骨棘と膝蓋骨上部を結ぶ線の中央, BF は膝関節後方と大転子を結ぶ線の遠位 2/3 周辺とし, いずれも筋腹に筋線維の走行に沿って設置した(下野, 2004).

3. 測定手順

測定は騒音など本実験への影響を及ぼす因子のない同じ環境で, 平上ら佐々木ら(2002, 2004)や平上ら(1985)の方法に準じて以下のように行った.

1) 安静臥位における平均電位の算出

1 分間の安静臥位後の振幅が安定した時点で筋電図波形を 5 秒間測定し, 各筋の安静臥位における平均電位を算出した. なお, 平均電位は, 測定した 5 秒間のうち振幅の安定した 3 秒間の Root mean square(RMS)とした.

2) 膝屈曲 30° での安静立位における最大電位の算出

全足底を接地した状態で両足を肩幅程度に開き、膝屈曲 30° 立位を 1 分間とり、振幅が安定した時点で各筋の筋電図を 5 秒間測定し、最大電位を算出した。なお、最大電位は、測定した 5 秒間のうち振幅の安定した 3 秒間の最大電位の絶対値とした。

3) 課題時の筋電図の測定

片脚での膝屈曲 30° 立位から、膝をそれ以上屈曲させることなく、また、上肢や上体での反動をつけずに、光刺激の直後に出来るだけすばやく高くジャンプすることを課題とした。光刺激にはランプを用い、被験者の前方 1 m、目線の高さに設置した。また、事前に練習を健・手術側で各 2 回ずつ行い、動作に慣れることによって学習効果の影響を取り除いた。この課題を健・手術側ともに 2 回ずつ行い、その際の筋電図を測定した。初めに測定する脚の決定はランダムとした。なお、筋疲労の影響を除くため、1 回目と 2 回目の測定の間 3 分間の休息（安静坐位）を設けた。

4. 筋電図のデジタル信号処理

表面筋電図 Tele-Myo DTS で計測したデータを Noraxon 社製マイオリサーチ XP (EM-129M)に取り込み、波形を全波整流した後に解析を行った。

5. PMT, PMSP, SSP の算出

課題中における RF の電位が、同筋の安静臥位での平均電位以下になった時点を筋放電消失時(RF-off)、また、RF と BF の電位が膝屈曲 30° 立位での同筋の最大電位の絶対値以上になった時点をそれぞれ筋放電開始時(RF-on/BF-on)とした。RF-off から RF-on までの時間を PMSP、RF-off から BF-on までの時間を SSP とした。さらに、PMT は光刺激から RF-on までの時間とした (Figure 1)。尚、PMT, PMSP, SSP の算出に際しては、課題を 2 回行ったうち、こ

これらの波形が得られたもの全てを抽出した。

6. 統計学的解析方法

PMT, PMSP, SSP の健側群と手術側群の比較には, Mann-Whitney U 検定を用い, 危険率 5%未満を有意差ありとした。

第 3 節 結果

1. 反応時間(PMT) (Table 1)

PMT の平均値は, 健側が $255\pm55\text{ms}$, 手術側が $271\pm83\text{ms}$ であり, 健側と手術側の間に有意差は認めなかった($p=0.45$)。

2. SP の出現率 (Table 1)

PMSP の出現率は 100%であった。SSP の出現率は, 健側が 58%, 手術側が 67%であった。

3. PMSP について (Table 1)

PMSP の平均値は健側が $75\pm38\text{ms}$, 手術側が $100\pm41\text{ms}$ であり, 手術側は健側に比べて有意に延長していた ($p<0.05$)。

4. SSP について (Table 1)

SSP の平均値は健側が $9\pm4\text{ms}$, 手術側が $21\pm11\text{ms}$ であり, PMSP と同様に手術側は健側に比べて有意に延長していた($p<0.01$)。

Table 1. The average of PMSP/SSP/PMT and the rate of appearance in SP

	PMSP (msec)	SSP (msec)	PMT (msec)	PMSP 出現率 (%)	SSP 出現率 (%)
健側	75 ± 38	9 ± 4	255 ± 55	100	58
手術側	100 ± 41	21 ± 11	271 ± 83	100	67

* p<0.05

第 4 節 考察

膝前十字靭帯(ACL)損傷は非接触型が多いとされ(Boden et al., 2000), その危険因子として下肢アライメント異常, 全身弛緩性の存在, ACL のサイズ(長さ, 断面積), ホルモン異常, 膝屈曲筋力の低下や伸展—屈曲筋バランスの低下, 神経—筋の協調性の低下などが挙げられているが, その要因については未だ不明な点が多い. Riemann et al.(2002)は, 神経・筋の協調性が低下すると, 膝関節の不安定性が増大し, 傷害を生じる可能性が高くなることを報告したが, とくに, ACL 再断裂症例をみても, 十分な筋力を有しているものも多く, 筋の反応時間や神経・筋の協調性はその発症に強く関与している可能性が示唆される. 神経・筋協調性は, 視覚あるいは固有受容器などへの刺激情報が上位中枢で統合された後, 筋への指令が出されるフィードバック機構のほか, 予測される身体状況の変化に応じて, 上位中枢にてあらかじめ筋出力を調節し, 主動作筋が反応するフィードフォワード機構, さらに, 目的動作を行うために

拮抗筋とのバランス調整を行う協調機構から成り立っている (Figure 2). 古賀ら(2012)は, ACL の損傷場面を分析したところ, 足部の接地後約 40ms で ACL への張力が最大になるとした. 一方, Pope et al.(1979)は, 足部の外乱に対する RF の反応時間は約 180ms であったと報告した. 本研究においても PMT は 200ms 以上であったことから, フィードバック機構を利用した制御のみでは ACL 損傷を防ぐことは不可能と考えられ, 予測性の運動制御や主動作筋と拮抗筋の切り換え機能である神経—筋協調性の向上が重要になると考えられる. とくに, スポーツ場面においては, ジャンプの着地やカッティング動作が ACL 損傷の大きな原因となっているが, これらの動作時に予想される膝への負荷を制御する際に大きな役割を果たすのが, 主動作筋と拮抗筋をスムーズに切り換える神経・筋協調性であると考えられる. しかし, これらの神経・筋協調性機能を定量評価する方法は未だ確立されていない.

今回, 著者らは, 予測性の運動制御や筋協調性の指標となる PMSP, SSP が ACL 再建術後の神経・筋協調性の評価になりうるかを検討するために手術側と健側の間で比較した. 中川ら(2009)は, ACL 再建術後 1 年の症例では, 手術側は健側に比べて PMT が有意に延長していたと報告したが, 本研究では, PMT の平均値は手術側において延長していたが, 有意差は認めなかった. しかし, PMSP, SSP は, 手術側が健側に比べて有意に延長していた. このことから, ACL 再建術後は, 手術側の下肢の神経・筋機能が低下している可能性が示唆され, SP, とくに, 主動作筋と拮抗筋をスムーズに切り換える神経・筋協調性の指標である SSP は, ACL 術後患者の神経・筋機能の詳細な評価のための一つの重要な指標になりうるものと考えた. 今後は, 術後における SP の推移を経時的に検討していく必要があると考える.

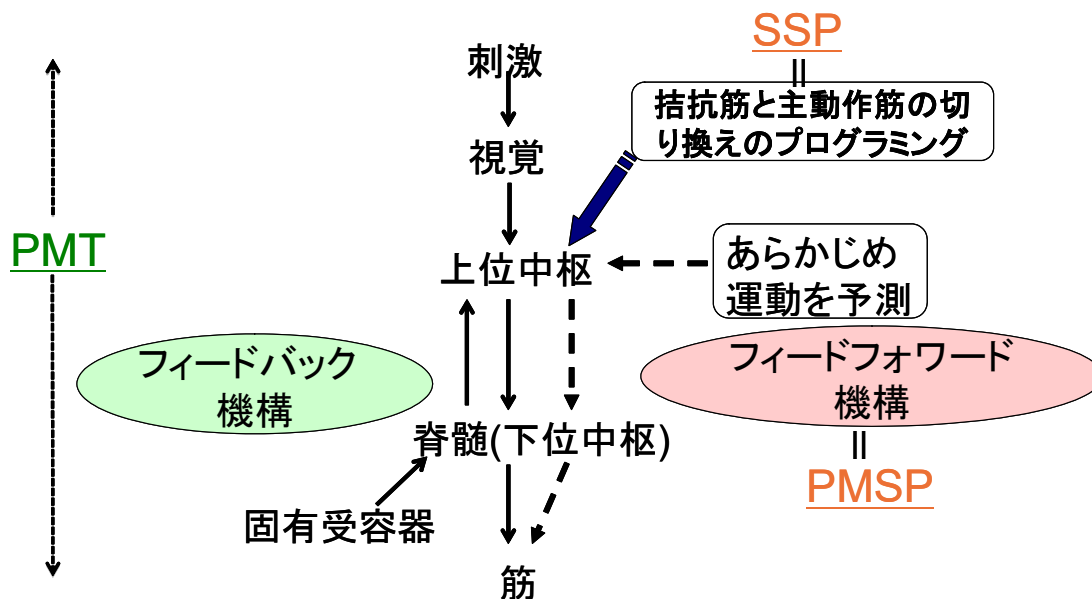


Figure 2. The model of Neuro-muscular function.

第 5 節 まとめ

1. ACL 再建術後患者の神経—筋協調性を評価することを目的に、光刺激による反応性ジャンプ時の筋電図から、膝屈曲筋と伸展筋の PMT と SP を測定し、手術側と健側との間で比較検討した。
2. PMT の平均値は手術側で延長していたが、有意差は認めなかった。しかし、PMSP, SSP は手術側で有意に延長していた。
3. ACL 再建術後の症例では、神経-筋の協調性が低下している可能性が示唆され、SP はその評価のための重要な指標になりうると考えた。

第 3 章

〔研究課題 2〕 筋疲労および脳疲労が神経・筋協調性に及ぼす変化について

第 1 節 背景・目的

ACL 損傷の受傷機転として、ターンやツイスティング、ランニングからのストップ動作などが知られているが(Noyes et al., 1983), このような動作では、拮抗筋と主動作筋の円滑な切り替えを行うなどの神経・筋協調性が必要である。研究課題 1 では、SP を用いて、ACL 再建術後は神経・筋協調性が低下している可能性があることが判明した。

また、ACL 損傷をはじめ、スポーツ傷害は疲労時に発生しやすいことが指摘されているが、疲労と神経・筋協調性との関連について未だ不明である。ACL 損傷の受傷機転で多くみられる動作を円滑に行うために必要とされる神経・筋協調性が、疲労によっていかなる影響を受けるかを知ることは、その発症原因を考えるうえでも極めて有用である。PMT は、刺激の提示から主動作筋の活動開始までの筋電図反応時間であり、中枢の処理時間とされており、筋疲労前後における主動作筋のみの PMT の変化については過去に検討されているが(Yeung et al., 1999 : 西上ら, 2005), 主動作筋と拮抗筋の切替えの円滑さを反映し、神経・筋協調性の指標となる SSP と疲労に関する報告は未だ皆無である。また、神経・筋協調性は中枢性の運動制御能力を介するとされていることから、疲労の要素として、筋疲労のみならず脳疲労の影響も考慮する必要がある。そこで、研究課題 2 では、筋疲労および脳疲労前後の神経・筋協調性の変化について SSP を用いて検討することを目的とした。

第 2 節 方法

1) 対 象

【Study1：筋疲労と PMT・SSP について】

下肢に本研究に支障を来す様な重篤な整形外科的疾患の既往がなく，現在も上肢・下肢に整形外科的疾患を有さない健常成人男性 5 例，女性 7 例，計 12 例とした．平均年齢：27.8±4.8 歳，平均身長：164.5±6.2cm，平均体重：57.8±7.2 kg（いずれも平均値±標準偏差）であった．

【Study2：脳疲労と PMT・SSP について】

下肢に本研究に支障を来す様な重篤な整形外科的疾患の既往がなく，現在も上肢・下肢に整形外科的疾患を有さない健常成人男性 7 例，女性 4 例，計 11 例とした．平均年齢：25.0±3.0 歳，平均身長：165.2±10.0cm，平均体重：58.3±10.4 kg（いずれも平均値±標準偏差）であった．

2) 測定方法

1. 測定機器

筋電図測定装置は Noraxon 社製表面筋電図 Tele-Myo DTS [EM-801](サンプリング周波数 1500Hz)，電極は同社製アース一体型 EMG プローブを使用し，電極パッドはブルーセンサー (M-00-S/50) を使用した．なお，電極貼付前に皮膚表面はアルコール消毒綿を用いて処理し，皮膚インピーダンスを 5K Ω 以下にした．筋電図の導出は双極誘導法で行い，電極間距離は 2cm とした．測定筋は，大腿直筋(以下 RF)と大腿二頭筋長頭(以下 BF)とし，電極の位置は RF が上前腸骨棘と膝蓋骨上部を結ぶ線の中央，BF は膝関節後方と大転子を結ぶ線の遠位 2/3 周辺とし，いずれも筋腹に筋線維の走行に沿って設置した(下野, 2004)．

2. 測定手順

測定は騒音など本実験への影響を及ぼす因子のない同じ環境で、佐々木ら(2002, 2004)や平上ら(1985)の方法に準じて以下のように行った。

1) 安静臥位における平均電位の算出

1 分間の安静臥位の後、振幅が安定した時点で筋電図波形を 5 秒間測定した。これより、各筋の安静臥位における平均電位を算出した。測定した 5 秒間のうち、振幅の安定した 3 秒間の Root mean square(RMS)を平均電位とした。

2) 片脚立位での安静立位における最大電位の算出

足底を接地した状態で片脚立位を 1 分間とり、振幅が安定した時点での各筋の筋電図を 5 秒間測定し、最大電位を算出した。なお、最大電位は、測定した 5 秒間のうち振幅の安定した 3 秒間の最大電位の絶対値とした。

3) ジャンプ課題時の筋電図測定

片脚での膝屈曲 30° 立位から、膝をそれ以上屈曲させることなく、また、上肢や上体での反動をつけずに、光刺激の直後に出来るだけすばやく高くジャンプすることを課題（ジャンプ課題）とした。光刺激にはランプを用い、被験者の前方 1 m、目線の高さに設置した。ジャンプ課題については、学習効果の影響を除くため、あらかじめ両側下肢それぞれ 5 回ずつの十分な練習を行った。Study1 では両側下肢で、Study2 では利き足側のみでジャンプ課題を 5 回ずつ実施させ、疲労負荷前と直後で課題時の筋電図を計測した。

4) 筋疲労負荷および脳疲労負荷

Study1 の筋疲労負荷では、CYBEX770-NORM(Lumex 社製)を使用し、利き足側のみ負荷を課し、角速度 60deg/sec で 3 回連続の膝屈伸を行わせ、最大筋力を測定した後、膝伸展筋力が最大筋力の 50%以下を 3 回連続記録するまで膝屈伸運動を最大努力にて継続させた。筋疲労負荷前と直後に、負荷側と非負荷

側それぞれでジャンプ課題を実施し，その際の筋電図計測を行った．

Study2 の脳疲労負荷は，精神ストレステストとして広く用いられている内田クレペリン検査を用いた．検査方法は，羅列した隣り合った数字を加算していき，答えの一桁の数字を書き込むもので，作業時間は 15 分間であった．検査用紙には，(株)日本・精神技術研究所の内田クレペリン検査用紙を用いた．内田クレペリン検査の前と直後で，利き足側のみジャンプ課題を実施し，その際の筋電図計測を行った．さらに，主観的脳疲労度として脳疲労負荷直後の Visual Analogue Scale（以下 VAS）を測定した．

3. 筋電図のデジタル信号処理

表面筋電図 Tele-Myo DTS で計測したデータを Noraxon 社製マイオリサーチ XP (EM-129M)に取り込み，波形を全波整流した後に解析を行った．

4. PMT および SP 算出方法

PMT は，光刺激から RF が片脚立位での最大電位以上となった時点である RF-on までとした．また，SSP は，RF の安静臥位での平均電位以下となった時点である RF-off から BF が片脚立位での最大電位以上となった時点である BF-on までとした．(Figure 1)

5. 統計学的処理

Study1：筋疲労負荷側と非負荷側の疲労前後比較，および疲労前と疲労後の負荷側・非負荷側の比較は Wilcoxon 符号付順位和検定を用いた．

Study2：脳疲労負荷前後での比較は Wilcoxon 符号付順位和検定を用いた．

有意水準はいずれも 5%未満とした．

第3節 結果

【Study1：筋疲労と PMT・SSP について】

PMT は，負荷側・非負荷側間，また負荷前・直後のいずれの比較においても有意差は認めなかった．また，SSP は，負荷前，直後ともに負荷側・非負荷側間の有意差は認めなかったが，負荷側・非負荷側では，いずれも負荷直後では負荷前に比べて有意に持続時間が延長した ($p < 0.05$) (Table 2)．

Table 2. 負荷側・非負荷側 PMT・SSP

	PMT		SSP	
	非負荷側	負荷側	非負荷側	負荷側
負荷前 (msec)	253.9±54.5	259.3±67.3	42.5±13.1	44.0±16.3
負荷直後 (msec)	253.2±52.1	278.6±89.5	55.9±6.2	60.9±18.1

* $p < 0.05$

【Study2：脳疲労と PMT・SSP について】

主観的脳疲労度 (VAS) は 58.3 ± 21.9 mm (平均値 ± 標準偏差) であり，中等度の疲労であった．PMT は，負荷前・直後の比較では有意差はなかったものの，SSP では，持続時間が負荷直後では負荷前に比べ有意に延長した ($p < 0.01$) (Table 3)．

Table 3. 脳疲労負荷前後の PMT・SSP

	PMT(msec)	SSP(msec)
負荷前	214.2±97.2	42.2±16.7
負荷直後	208.7±75.2	55.4±17.3

** $P < 0.01$

第 4 節 考察

疲労とスポーツ傷害の関連について、Hawkins et al.(2001)は、91 のプロサッカーチームにおける傷害の発生状況を調査したところ、傷害は試合の終盤で最も発生率が高かったと報告した。また、McLean et al.(2007)は、疲労前後にドロップジャンプを行ったところ、疲労後では膝関節の外反モーメントが増加したことから、疲労が ACL 損傷のリスクを高める可能性を示唆した。同様に、Chappell et al.(2005)は、疲労前後のストップジャンプタスクでは、疲労後に膝関節前方剪断力のピーク値が増加し、同時に外反モーメントの増加、膝関節屈曲角度の減少を認めたと報告している。このように現在までの報告では、筋疲労によって、ACL 損傷などのスポーツ傷害のリスクが高まることが指摘されている。

筋疲労と PMT について、Yeung et al.(1999)は、内側広筋の等尺性最大随意収縮(5 秒間の持続収縮と休息を 30 回反復)での疲労負荷前後では PMT は有意に短縮したと報告した。一方、西上らは、光刺激に対する立ち上がり動作に筋疲労が及ぼす影響を検討したところ、疲労課題直後は大腿直筋の PMT が有意に遅延したと報告し(西上ら, 2005)、未だ一定の見解が得られていない。本研

究では、筋疲労によって、負荷側、非負荷側いずれの側においても PMT は延長する傾向にあったが、有意差は認めなかった。主観的に中等度の疲労感をもたらした精神ストレステストによる脳疲労負荷後においても PMT は短縮する傾向にはあったが、有意差はなかったことから、筋疲労、脳疲労のいずれも PMT には影響を及ぼさないことが示唆された。

一方、疲労と SSP の関連性に関する報告は皆無であるが、今回の検討では、疲労を筋疲労と脳疲労それぞれについて検討したところ、いずれも疲労直後における SSP の持続時間の有意な延長を認めことから、疲労が神経・筋協調性を低下させる可能性が示唆された。

特に今回、片側下肢の筋疲労によって、負荷側のみならず、非負荷側の SSP の持続時間が有意に延長していたことは興味深い。その原因は今回の検討では明らかではないが、片側下肢の筋疲労が、負荷側のみならず、非負荷側の神経・筋協調性を低下させる可能性があると考えられる。神経・筋協調性を反映する SSP は、中枢性の運動制御能力を介するとされていることから、大腿直筋と大腿二頭筋の筋疲労負荷により、末梢から大脳皮質内にその情報が伝達され、片側の筋負荷による疲労が中枢を介して両側下肢に影響を及ぼしたことが推測される。

また、今回の結果は、末梢性の筋疲労が中枢性の運動制御にも影響を与えている可能性も示唆している。石井ら(2009)によれば、最大随意収縮の 50% 負荷強度で 90 秒のハンドグリップ運動を実施すると、血圧上昇や血中乳酸値の上昇を認め、乳酸が中枢神経系に作用し、骨格筋の情報をフィードバックしていると述べている。Dalsgaard ら(2003)も、末梢からの感覚入力を増大させるような、虚血した状態での運動は、脳血流を低下させると報告している。SSP については、大脳皮質内での出現機構がまだはっきりと解明されていないが、大腿直筋や大腿二頭筋の筋疲労が、大脳皮質内にフィードバックされ、脳疲労を同時に生じたことによる影響の可能性があると推測した。

更に、脳疲労負荷と反応時間の関連性については、尾上ら(2003)が、サルに

単純視覚反応課題をさせると、脳疲労を認め、課題施行に要する反応時間が遅延したとしているが、SSPとの関連性を検討した報告は見当たらない。本研究では、精神ストレス負荷による脳疲労が、主観的疲労度として中等度の疲労感をもたらしていた。尾上ら(2003)によれば、単純作業による疲労感、ドーパミン神経など報酬系に関わる神経活動維持の部分に何らかの疲労的な機能低下があるために起こる可能性があり、反応時間の遅延は、課題を続けようとする動機づけややる気に関連する部分での疲労の影響が大きいとしている。今回、脳疲労負荷直後にSSPの持続時間が有意に延長したことから、精神ストレス負荷によって引き起こされた神経活動の低下が、SSPが関連する上位中枢にも何らかの影響を与え、神経・筋協調性を低下させた可能性が考えられるが、本研究では実際の脳への影響については定かではない。

本研究の限界として、対象数が少ないこと、精神ストレステストによる脳疲労負荷が実際にスポーツ場面で要求される脳疲労とは異なっていること、筋疲労と脳疲労の関連性が不明なことなどが挙げられる。今後は、対象数を増やすとともに、不安定なバランスマット上での視覚反応課題などのスポーツ場面で求められる多重課題による脳負荷がSSPにいかなる変化を及ぼすかなどを検討する必要があると考える。しかし、今回の研究で、筋疲労、脳疲労は、反応潜時よりも、上位中枢によって運動制御される神経・筋協調性に強く影響している可能性があることが判明したことは、神経・筋協調性の評価が、関連すると考えられるスポーツ障害の原因、治療を研究していく上で重要であると考えられる。

第5節 まとめ

1. 筋疲労，脳疲労の前後で，反応潜時には有意差を認めなかった．
2. 筋疲労後では，負荷側，非負荷側いずれにおいても SSP の持続時間の延長を認めたことから，筋疲労によって神経・筋協調性が低下することが示唆された．
3. 精神ストレスによる脳疲労後で SSP の持続時間が有意に延長したことから，筋疲労のみならず，脳疲労によっても神経・筋協調性が低下することが示唆された．

第 4 章

〔研究課題 3〕筋疲労負荷後の神経・筋協調性の経時的変化について

第 1 節 背景・目的

研究課題 1 では ACL 再建術後に神経・筋協調性機能が低下することが、また、研究課題 2 では、健常成人の筋疲労負荷直後においても、同様に低下を認めることが明らかとなった。疲労時は、スポーツ傷害が発生しやすいと考えられ、アスリートにおいて、疲労負荷前後に神経・筋協調性機能がどのように変化するかを把握することは、スポーツ傷害の予防や、スポーツ傷害後の復帰の基準を検討する上でも重要と考えられる。

本研究の目的は、大学生アスリートにおいて、筋疲労負荷後に、どの程度で筋疲労の影響が回復していくのか、筋疲労前後の神経・筋協調性の経時的変化について SP を用いて検討することである。

第 2 節 方法

1. 対象

下肢に重篤な整形外科的疾患の既往のない大学体育会女子サッカー選手 6 名と、大学体育会硬式テニス選手 8 名の計 14 名（身長 $157.7 \pm 8.5\text{cm}$ 、体重 $52.8 \pm 6.9\text{kg}$ 、年齢 20.2 ± 1.5 歳）を対象とした。本研究を行うに際し、筑波大学総合人間科学研究科倫理委員会の承認を得て、対象者には文書と口頭による実験内容の十分な説明を行った後、文書により同意を得た。

2. 測定機器

筋電図測定装置は Noraxon 社製表面筋電図 MR3 マイオマッスルマスター [EM-701], 筋電プローブは同社製アース一体型 EMG プローブ Tele-Myo DTS [EM-801](サンプリング周波数 1500Hz) を使用し, データは Dell 社製パーソナルコンピュータに取り込み, Noraxon 社製 MR マイオマッスルマスターにて解析を行った. 測定の際, 電極パッドはブルーセンサー (M-00-S/50) を使用した. なお, 電極貼付前に皮膚表面はアルコール消毒綿を用いて処理し, 皮膚インピーダンスを $5\text{K}\Omega$ 以下にした. 筋電図の導出は双極誘導法で行い, 電極間距離は 2cm とした. 測定筋は, 大腿直筋(以下 RF)と大腿二頭筋長頭(以下 BF) とし, 電極の位置は RF が上前腸骨棘と膝蓋骨上部を結ぶ線の中央, BF は膝関節後方と大転子を結ぶ線の遠位 2/3 周辺とし, いずれも筋腹に筋線維の走行に沿って設置した(下野, 2004).

3. 測定手順

測定は騒音など本実験への影響を及ぼす因子のない同じ環境で, 佐々木ら(2002, 2004)や平上ら(1985)の方法に準じて以下のように行った.

1) 安静臥位における平均電位の算出

1 分間の安静臥位の後, 振幅が安定した時点で筋電図波形を 5 秒間測定した. これより, 各筋の安静臥位における平均電位を算出した. 測定した 5 秒間のうち, 振幅の安定した 3 秒間の Root mean square(RMS)を平均電位とした.

2) 片脚立位での安静立位における最大電位の算出

足底を接地した状態で片脚立位を 1 分間とり, 振幅が安定した時点での各筋の筋電図を 5 秒間測定し, 最大電位を算出した. なお, 最大電位は, 測定した 5 秒間のうち振幅の安定した 3 秒間の最大電位の絶対値とした.

3) ジャンプ課題時の筋電図測定

片脚での膝屈曲 30° 立位から、膝をそれ以上屈曲させることなく、また、上肢や上体での反動をつけずに、光刺激の直後に出来るだけすばやく高くジャンプすることを課題（以下、ジャンプ課題）とした。光刺激にはランプを用い、被験者の前方 2.0m、目線の高さに設置した。ジャンプ課題については、学習効果の影響を除くため、あらかじめ十分な練習を行った。両下肢それぞれジャンプ課題を 5 回ずつ実施させ、筋疲労負荷前と直後、5 分後、10 分後、15 分後でジャンプ課題時の筋電図を計測した。

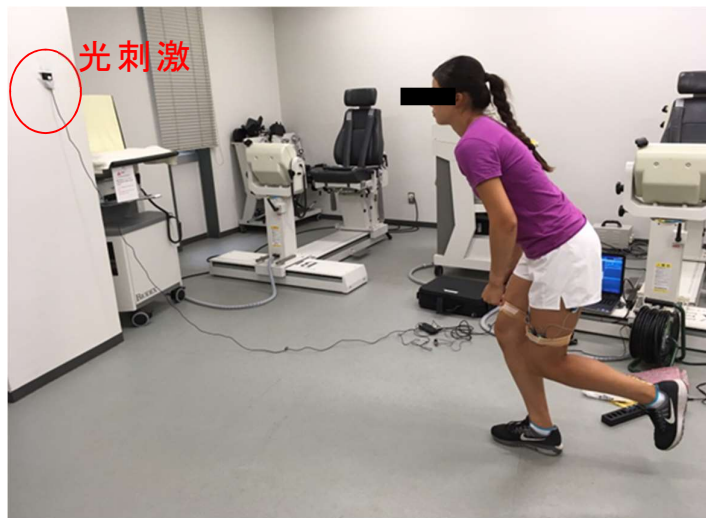


Figure 3. 測定環境

4) 筋疲労負荷

筋疲労負荷では、Biodex System2（Biodex medical Systems 社製）を使用し、角速度 $180\text{deg}/\text{sec}$ で 5 回連続膝屈伸運動を行わせ、最大筋力を測定した。その後、RF が最大筋力の 50% 以下を 3 回連続記録するまで膝屈伸を継続させ、筋疲労負荷を加えた。

5) 筋電図のデジタル信号処理

表面筋電図 Tele-Myo DTS で計測したデータを Noraxon 社製マイオリサーチ XP (EM-129M)に取り込み，波形を全波整流した後に解析を行った．

6) PMT および SP 算出方法

PMT は，光刺激から RF が片脚立位での最大電位以上となった時点である RF-on までとした．また，SSP は，RF の安静臥位での平均電位以下となった時点である RF-off から BF が片脚立位での最大電位以上となった時点である BF-on までとした．(Figure 1)

7) 統計学的処理

筋疲労負荷側と非負荷側の疲労前後の経過の比較には，二元配置分散分析を行い，有意性が認められた項目については，Tukey 法による多重比較検定を行った．

実験データの統計処理には，統計解析ツール SPSS を用いて，有意水準は 5% 未満とした．

第 3 節 結果

1. PMT および SSP の平均値と時間経過比較

PMT はいずれの比較でも有意差を認めなかった．

一方，SSP は負荷側の負荷前と負荷直後($p < 0.01$)，5 分後($p < 0.01$)，10 分後($p < 0.05$)の間に有意差を認め，負荷直後と 5 分後，10 分後で有意に延長した．(Figure 4, 5)

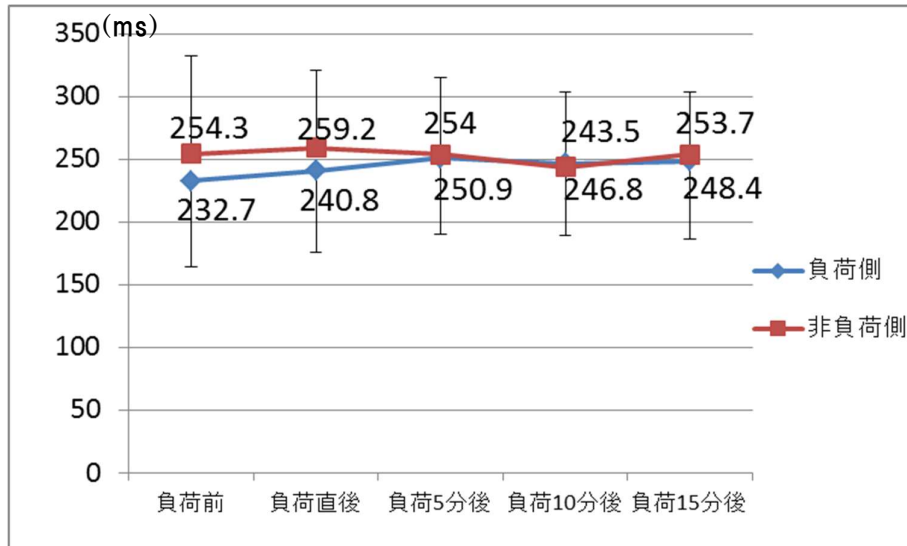


Figure.4 負荷側・非負荷側の PMT

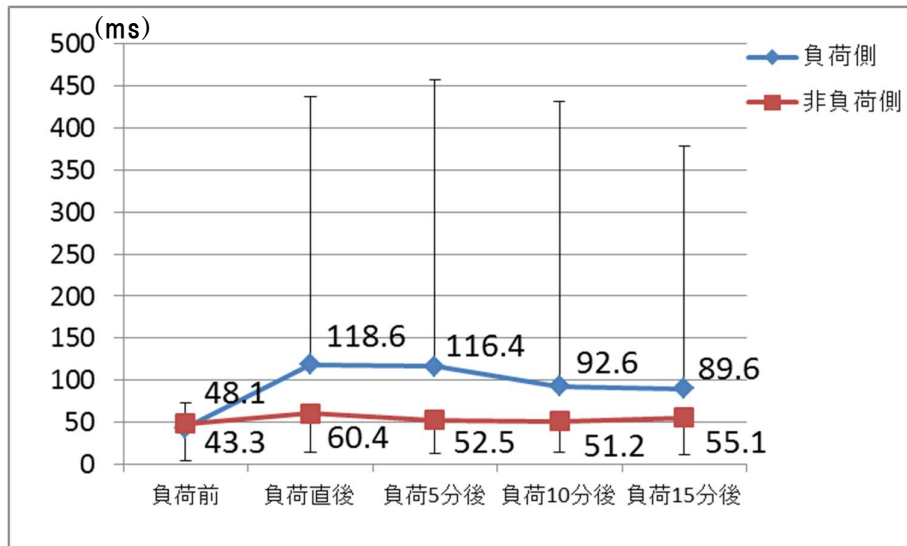


Figure 5. 負荷側・非負荷側の SSP

2. 負荷側・非負荷側 SSP の推移について

非負荷側の SSP では、負荷前後で有意差を認めなかった。

一方、負荷側 SSP では、負荷直後の疲労度に個人差が大きく、大きく疲労した例では、回復も遅延していた。

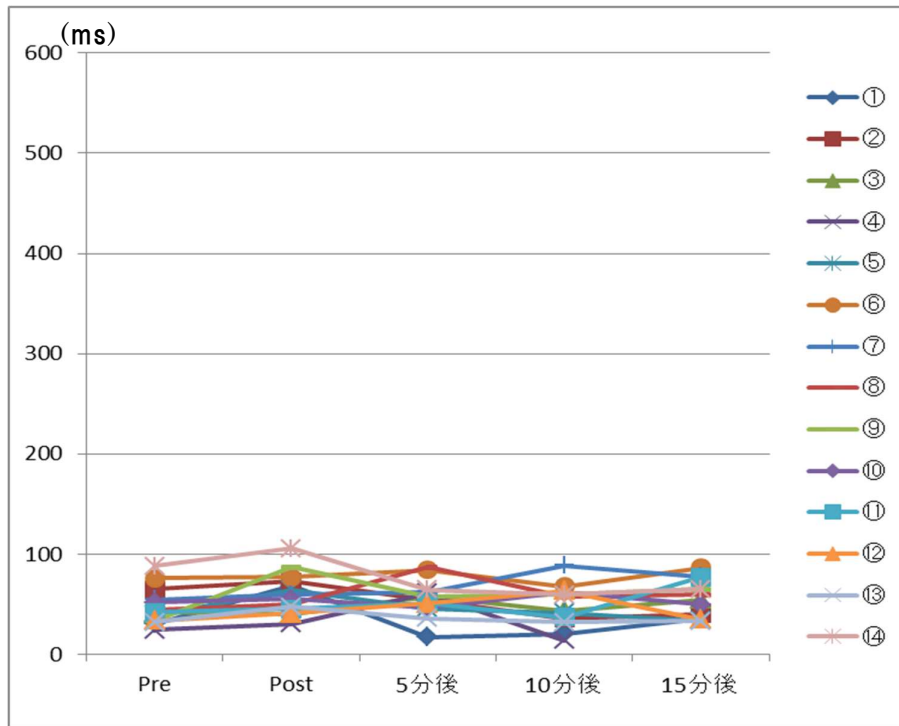


Figure 6. 非負荷側 SSP の推移

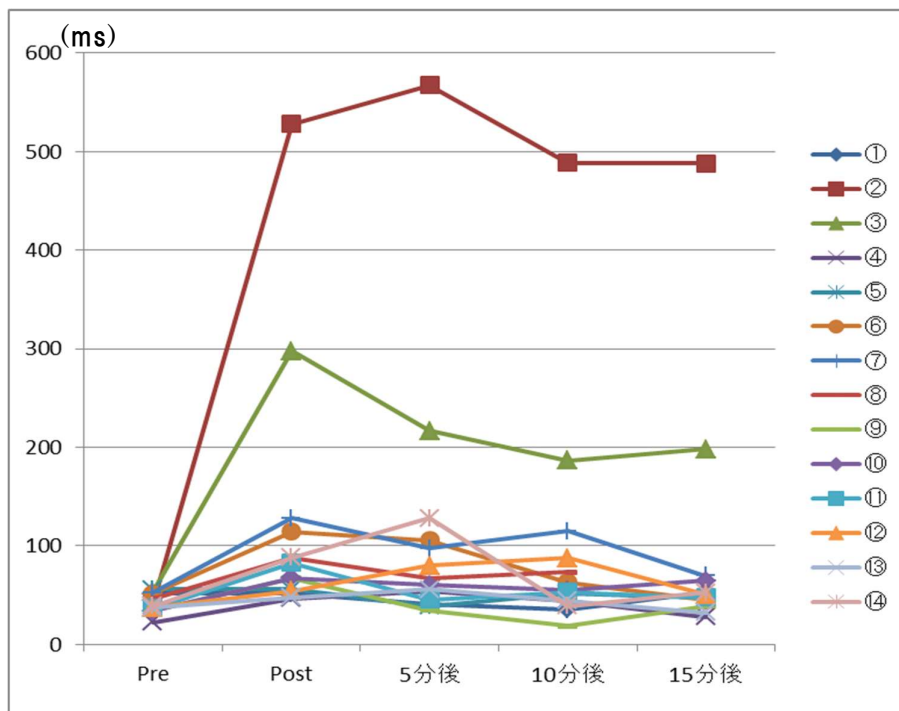


Figure 7. 非負荷側 SSP の推移

第4節 考察

1. [研究課題2] と本研究結果との比較(Figure 8)

本研究では、PMTにおいては、[研究課題2]と同様の結果が得られており、いずれにおいても有意差を認めなかった。一方、SSPにおいては、[研究課題2]では負荷・非負荷側両側で負荷直後のSSPが有意に延長したが、本研究においては、負荷側のみで有意な延長を認めた。

[研究課題2]と本研究では、被験者の運動レベルと疲労負荷の角速度に違いがあり、特に被験者の運動レベルの差が疲労度の差になった可能性が考えられる。SSPは上位中枢の機能を反映しているが、[研究課題2]において、脳疲労負荷によっても、SSPは延長し、神経・筋協調性の低下を認めていることから、被験者の運動レベルの違いにより、筋疲労負荷に対する疲労感も異なり、健常成人の方が、大学体育会選手よりも、より筋疲労負荷に対する疲労感が大きく、脳疲労負荷が増大したために、非負荷側でも筋疲労負荷直後に神経・筋協調性の低下を認めた可能性がある。

また、両研究ともに、負荷直後に負荷側ではSSPの延長を認めており、筋疲労が神経・筋協調性を低下させることが示唆された。

	研究課題2 (大西ら.2018)	本研究
被験者	健常成人8名	大学体育会選手14名
方法	負荷直前・直後に本研究と同様に測定.	負荷前・直後・5分・10分・15分後に測定.
筋疲労負荷	角速度60deg/sec	角速度180deg/sec
結果	筋疲労直後に負荷・非負荷両側のSSPが有意に延長(p<0.05) ⇒ <u>負荷側・非負荷側両側</u> の神経・筋協調性低下	筋疲労直後に負荷側のみのSSPが有意に延長(p<0.05) ⇒ <u>負荷側下肢のみ</u> の神経・筋協調性低下

Figure 8. 研究課題2と本研究の比較

2. 筋疲労負荷後の SSP の経時変化について

本研究では，筋疲労負荷直後，5 分後，10 分後の SSP が，疲労負荷前よりも有意に延長しており，特に，負荷直後では SSP の平均値が約 70ms 延長していた．

筋疲労後の筋の反応について検討した先行文献では，西上ら（2005）による，筋疲労負荷前後における光刺激後の立ち上がり動作の反応時間において，筋疲労後の大腿直筋の前活動開始が 90ms 有意に遅延（ $p < 0.05$ ）という報告や，王ら（2002）による，最大随意筋収縮（MVC）の 50% の足関節背屈運動での前脛骨筋の疲労後，拮抗筋であるヒラメ筋の脊髄運動ニューロン興奮性が低下し，8 分後に安静時のレベルに回復したという報告がある．本研究でも概ね同様の結果が得られており，神経・筋協調性は約 15 分以内に回復していることが示唆された．

第 5 節 まとめ

大学体育会女子選手 14 名を対象とし，筋疲労負荷前後の神経・筋協調性機能の経時的变化を，筋放電休止期（Silent period : SP）を用いて検討した．

1. 最大筋力の 50% 以下に低下させる筋疲労負荷後の神経・筋協調性機能については，疲労負荷直後，5 分後，10 分後では，負荷前と比較し，有意に SSP が延長しており，15 分以内に概ね回復することが示唆された．
2. 筋疲労負荷直後の疲労度にはばらつきが大きく，その疲労度合いの大きい者は，神経・筋協調性の回復も遅延した．
3. 大学生アスリートにおける筋疲労負荷後の神経・筋協調性機能は，負荷側下肢のみで有意に低下を認め，非負荷側では有意差を認めなかった．

第 5 章

総 括

第 1 節 結論

1. ACL 再建術後における神経・筋協調性について

研究課題 1 において、膝 ACL 再建術後では、8 ヶ月以上を経過しても術側下肢の神経・筋協調性機能が低下していることが示唆されており、復帰後のパフォーマンス低下に大きく影響を与えている可能性があると考えられる。術後の復帰に際しては、筋力の回復のみならず、神経・筋協調性機能の回復についても評価する必要がある。本研究で用いた SSP の測定は、有用であると考えられる。

2. 筋疲労および脳疲労後の神経・筋協調性変化について

研究課題 2 と 3 において、筋疲労負荷後では、健常成人においては負荷側、非負荷側いずれにおいても神経・筋協調性が低下したが、大学生アスリートでは、負荷側のみで神経・筋協調性の低下を認めた。このことは、運動レベルの差異が、筋疲労負荷に対する疲労感の違いにつながり、上位中枢での運動制御にも影響を与える可能性があると考えられる。

また、大学体育会レベルの女子選手においては、最大筋力の 50% 以下に低下させる筋疲労負荷後の神経・筋協調性機能は 15 分以内に概ね回復することが示唆された。

また、いずれの課題においても、筋疲労負荷前後の反応潜時では有意差を認めなかったが、SSP では、筋疲労負荷のみならず、精神ストレス負荷テストによる脳疲労負荷によっても、神経・筋協調性機能が低下することが示唆された。

したがって、筋疲労、脳疲労の影響は、反応潜時よりも、SSPによって反映される上位中枢での運動制御による神経・筋協調性に強く影響される可能性があることが判明した。このことより、神経・筋協調性の評価が、関連すると考えられるスポーツ障害の原因、治療を研究していく上で重要であると考えられる。

第2節 本研究の限界

本研究では、筋疲労・脳疲労負荷が神経・筋協調性機能に与える影響を検討したが、実際に、本研究における筋疲労負荷や脳疲労負荷が、上位中枢のどの部位に大きく影響を与え、神経・筋協調性を低下させたのか、詳細な機序については、未だ解明することはできていない。

また、本研究で用いた脳疲労負荷は、実際のスポーツ場面で要求される脳疲労負荷とは異なっており、実際のスポーツ場面での脳疲労を反映していないことが研究の限界として挙げられる。

第3節 今後の展望

ACL再建術後における神経・筋協調性機能については、今後、更に長期的にSSPの経過を追跡し、術側下肢の神経・筋協調性機能がどの程度で術前まで回復するのかを検討していく必要があると考える。

また、筋疲労と脳疲労負荷前後の神経・筋協調性については、今後は、対象数を増やすとともに、不安定なバランスマット上での視覚反応課題などのスポーツ場面で求められる多重課題による脳負荷がSSPにいかなる変化を及ぼすかなどを検討する必要があると考える。

更に、筋疲労負荷後の経時的変化についても、今後は、ACL再建術後や肉離れなどのスポーツ傷害後の選手においても、どのような影響があるのかを調査していく必要があると考える。

謝 辞

博士論文の執筆を終えるにあたり、多くの方々に御指導を賜り、また御支援頂きましたことに深甚なる謝意を表します。人間総合科学研究科スポーツ医学専攻 宮川俊平教授ならびに西嶋尚彦教授、金森章浩講師、竹村雅裕准教授、におきましては、快く主査および副査をお引き受け頂いたこと、審査会において多大な御助言や御意見を頂いたことによって博士論文の厳密さを高めることができたことを深く感謝いたします。

研究にあたり多大な御指導を賜りました、人間総合科学研究科スポーツ医学専攻 宮川俊平教授には、深甚なる謝意を表します。本学大学院に入学してから4年間、先生のもとで学ばせて頂き、研究のみならず、臨床についても深い知見や御指導を賜ることができ、研究者としても臨床に携わる医療者としても、自分自身を成長させることができました。心より感謝いたします。

本専攻 竹村雅裕准教授、金森章浩講師には、研究計画段階から学会発表に至るまで、御助言・御指導を賜り、深く感謝しております。

また、東京慈恵医科大学スポーツ・ウェルネスクリニック 舟崎裕記教授、林大輝先生、川井謙太郎先生には、本研究の初期段階より多大な御指導を賜りましたこと、深く感謝しております。東京慈恵医科大学リハビリテーション科のスタッフの皆様にも、研究に際して、快く御協力頂いたことを感謝致します。

本研究を遂行するにあたり、筑波大学スポーツ Research&Development コアの中島亮一氏や大学院博士課程スポーツ医学専攻およびスポーツ医学研究室の方々、宮川研究室の方々には、多大な御迷惑をおかけしたにもかかわらず、快く御協力頂いたこと、深く感謝しております。筑波大学女子サッカー部監督、女子サッカー部トレーナーの丸山将史氏、三ツ橋利彩氏、筑波大学女子硬式テニス部監督三橋大輔先生をはじめとし、所属部員の皆様に快く研究に協力頂きましたことを感謝いたします。最後に、仕事や育児で多忙な中での研究生活を援助し、大きな支えとなってくれた両親、夫に心より感謝致します。

文 献

Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part 1: the long-term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am*, 65:154-162, 1983.

Riemann BL et al. The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 37:80-84, 2002.

Pope MH et al. The role of the musculature in injuries to the medial collateral ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 61 :398-402, 1979.

Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman RJ. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 18:662-669, 2003.

Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 22:681-688, 2007.

McLean SG, Su A, van den Bogert AG. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *J Biomech Eng*. 125:864-874, 2003.

川初清典. 身体活動における巧みさの科学. 初版, 東京: 杏林書院; 1982. 128
佐々木久登, 荒井隆志, 金村尚彦, 田中幸子, 白濱勲二, 宮本英高, 森山英樹, 吉村理, 前島洋. 筋放電休止期と反応時間およびバランス能力との関係 - 切断者と健常者の比較. *日本職業・災害医学会誌*, 50:145-151, 2002.

佐々木久登, 丸尾朝之, 松尾篤. 反応時間の筋電図学的評価: 切り換え動作時 Silent period の臨床応用. *理学療法*, 21(6):855-860, 2004.

Chan A, Lee F, Wong P, Wong C, Yeung S. Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans. *Eur J Appl Physiol*. 84(1-2):36-41, 2001.

Yeung SS, Au AL, Chow CC. Effects of fatigue on the temporal neuromuscular control of vastus medialis muscle in humans. *Eur J Appl Physiol*, 80(4):379-385, 1999.

西上智彦, 榎勇人, 野村卓生, 岡崎里南, 石田健司, 谷俊一. 筋疲労前後での立ち上がり動作-筋活動開始時間の存在-. *国立大学理学療法士学会誌*, 26:24-26, 2005.

猪飼道夫, 矢部京之助, 山本高司, 川初清典, 渡部和彦, 手塚政孝. 随意動作に先行する Silent period の発現機構. *体育学研究*, 18(3):127-133, 1974.

Agarwal GC et al. The muscle silent period and reciprocal inhibition in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatr*. 35:72-76, 1972.

塚本玲子, 青木久, 矢部京之助. 予測の生理学. *JJ sports Sci*, 10:666-671, 1991.

Hufschmidt HI, Hufschmidt M. Antagonist inhibition as the earliest sign of a sensory motor reaction. *Nature*. 174:607, 1954.

小宮山伴与志, 笠井達哉. 足関節底屈・背屈切り替え動作時の筋放電休止期—予備緊張量の違いと筋出力量の違いによる影響. *JJ sports Sci*. 7:263-268, 1988.

平上二九三, 香月達也, 西林喜代美, 石黒由利子, 永富史子, 伊勢真樹, 小野仁之, 平田敏彦. 起立動作開始前にみられる Silent period の出現率とその持続時間について - 健常人と片麻痺患者の比較 -. *総合リハビリテーション*, 13(1):35-41, 1985.

矢部京之助, 三田勝巳, 青木久. 姿勢変化にともなう動作前 silent period の出現. *臨床脳波*. 24(6):401-405, 1982.

下野俊哉. 表面筋電図マニュアル基礎編 EM-TS1. 酒井医療株式会社, 東京, 111-114, 2004.

Boden BP et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000 ; 23 : 573-8

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* 2012 ; 29(7):695-702

中川菜保, 福林徹, 宮永豊, 下條仁士, 白木仁. スポーツ用装具を考える 神経-筋機能における膝ブレースの有用性. *臨床スポーツ医学*. 21(7):871-876, 2009.

伊藤咲子, 舟崎 裕記, 林 大輝, 川井 謙太朗. 膝前十字靭帯再建術後における筋放電休止期の手術側と非手術側の比較. *JOSKAS*,39(3):821-825,2014

矢部京之助, 三田勝巳, 青木久. 姿勢変化にともなう動作前 silent period の出現. *臨床脳波*,24(6):401-405,1982.

Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme:an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med*,35:43-7, 2001.

MacLean SG, Felin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies . *Med Sci Sports Exerc*,39:502-514,2007.

Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks.*Am JSportsMed*,33:1022-1031,2005.

石井秀明, 西田裕介. 末梢性疲労モデルから中枢性疲労モデルへの仮説の移行. *理学療法科学*,24(5):761-766,2009.

Dalsgaard MK, Lars Nybo , Yan Cai , Niels H Secher. Cerebral metabolism is influenced by muscle ischaemia during exercise in humans. *Exp Physiol*,88(2):297-302,2003.

尾上浩隆. 単純視覚反応課題による疲労の客観的評価－疲労による反応時間の遅延－. *医学のあゆみ*,204(5):371-376,2003.

王国祥, 大成浄志, 川口浩太郎, 金子文成, 趙金花. 筋疲労による主動筋および拮抗筋脊髄運動ニューロン興奮性の変化: 誘発筋電図 H 波および M 波からの分析. *広島大学医学雑誌*. 50(1):45-52,2002.