

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 5 月 29 日現在

機関番号：34517

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2010～2012 年

課題番号：22570229

研究課題名（和文）姿勢協同筋を中心とした神経系システムの補償的作用ならびにその加齢的变化

研究課題名（英文）Postural synergistic activities during recovery from fatigue of the postural muscles on throwing movement in a standing position.

研究代表者 伊東 太郎 (ITO TARO)

武庫川女子大学・健康・スポーツ科学部・教授

研究者番号：40248084

研究成果の概要（和文）：本研究の目的は、被験者の姿勢筋を疲労させた後、立位姿勢から 2kg の錘をアンダーハンドで前方へ最大努力での投じた時の投速度と先行随伴性姿勢調節（anticipatory postural adjustments；APA）の回復様相についてみようとするものである。健康な被験者が、30% MVC の挙上重量を用い、等張性足背屈動作を疲労困憊まで実施し、前脛骨筋 (TA) の疲労前・後にそれぞれ最大努力の投球動作を実施した。疲労動作課題直後の TA の EMG 活動は投動作中に消失したが、姿勢協同筋の脊柱起立筋と大腿二頭筋の EMG 活動量は、それぞれ増大した (各々 $P=0.007$, $P=0.272$)。これら姿勢協同筋の疲労に伴う変化は、45 秒の回復時間でベースラインに戻り、低下していた投速度も 225 秒の回復時間を経て疲労前の運動成果に戻った。これら姿勢協同筋群の活動パターンは、疲労で損なわれた TA の筋活動を補償する、いわゆる“筋交替活動 alternate muscle activity”と考えられた。以上のことから、上位中枢機構は疲労困憊した姿勢筋を休止させ、他の疲労していない姿勢協同筋を選択的に賦活させることで、高いレベルの運動成果と姿勢平衡を保つ事を意図していることが示唆された。

研究成果の概要（英文）：The purpose of the present study was to elucidate the changes in task performance and electromyographic (EMG) activities of postural synergistic muscles involved in the anticipatory postural adjustments (APA) associated with a task of throwing a 2-kg load underhanded as fast as possible during recovery from postural muscle fatigue. Healthy adults performed throwing movement before and after concentric-eccentric contractions (30%MVC weight) of the bilateral tibialis anterior muscles (TA) sustained to exhaustion. EMG activity of the TA muscle immediately after dorsiflexion sustained to exhaustion disappeared during the throwing movement. In contrast, the EMG activities of m. erector spinae ($P=0.007$) and m. biceps femoris ($P=0.272$) increased with TA muscle inactivity. After 45-sec recovery, these EMG discharge patterns and amplitudes were restored to those of the control trials without performing a fatigue protocol. The reduced throwing velocity returned to the non-fatigue level 225 sec after the termination of the fatigue protocol. These findings indicated that this specific muscle activation pattern between postural synergistic muscles, i.e., alternate muscle activity, compensated for the impaired TA muscle activity. In conclusion, these results suggested that the central nervous system had the ability to inactivate exhausted postural muscles and selectively recruit other postural synergistic muscles in order to maintain high-level task performance and postural stability.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	2,400,000	720,000	3,120,000
2011 年度	700,000	210,000	910,000
2012 年度	600,000	180,000	780,000
総計	3,700,000	1,110,000	4,810,000

研究分野：応用人類学

科研費の分科・細目：スポーツ科学，応用人類学

キーワード：姿勢調節，疲労，筋電図，姿勢協同筋，加齢変化

1. 研究開始当初の背景

ヒトは他の種と異なる進化を歩み二足での直立姿勢を獲得した。このことは、前肢を体重支持の役割から解放し、上肢のうち特に手指の精緻な動きを可能にさせる転機となった。その反面、多関節で直立的に構成される多数の関節に関わる筋肉を制御し、足底の支持基底面内に常に重心位置を投射し続けると、姿勢平衡を失って転倒の危険性を増す、不安定な身体構造を持つこととなった。特に、「狩猟」や「戦闘」などの場面で、槍を投げる、あるいは石斧を振るって闘うなどの動作中に、二足姿勢の平衡を崩すような重心動揺が発生し、姿勢調節に多大な努力をばらわねばならなくなった。しかし人類ヒトは、反射的に姿勢を制御できるシステム(Sherrington 1910)や重心動揺を予測してフィードフォワード的に姿勢平衡を安定する神経系システム(Belentii 1967)をはじめ、高い筋肉・呼吸・循環・感覚機能を獲得することで、意識せずに姿勢平衡の制御を可能にしていた。このようなヒトの運動適応能力は、例えば有史以前には逃げる獲物を全力の二足走行で追跡し、疲れをものともせず獲物めがけて全力で槍を打ち込むなどの日常生活の繰り返しにより、さらに発達を遂げたものと思われ推察される。しかしながら、人工環境の発展とアメニティ(快適環境)の充足は、ヒトが獲得した合理的な種々の運動適応能力を次第に低下させる結果となったことが明らかにされている。最近、研究代表者はフィードフォワード性の姿勢調節(APA, anticipatory postural adjustments)に着目し、若年成人の下肢筋を疲労させ投球動作を実施した際に、APAに関わる姿勢疲労筋の活動は休止し、代わりに疲労筋以外の姿勢協同筋の活動が賦活するという、姿勢協同筋どうしの補償的筋活動について、筋電図を用いた神経系システムの視点から見出している(伊東ら 2009)。この筋疲労時の補償的筋活動(姿勢協同筋適応能)は、神経系システムの制御だけでなく、筋肉・呼吸・循環機能における筋疲労や持続的疲労の徴候と、それを検知する感覚機能が統合され、ふたたび神経系システムに伝達される統合システム、すなわち運動時における神経系システム生理機能の全身的協関(生理機能の相互補完による統合システム)から検討されるべきである。しかしながら、そのような観点からこの合理的な運動適応能力に着目した報告はみられない。特に、時間軸的变化(老化過程)とこ

の適応能との関連性を明らかにすることは、人類の将来の健康的で安全性の高い生活の確保と望ましい環境づくりへの示唆を提言することになる。

研究代表者および研究分担者は、ヒトの基本動作、特に姿勢筋を疲労させたアンダーハンドでの全力の投球動作を題材に、その課題に付随する姿勢協同筋の活動を全身的協関の視点から検討し、老化遅延を修飾する要素と考えられる身体トレーニングや栄養摂取における影響を検討しようとした。

2. 研究の目的

本研究では、筋疲労にともなう姿勢協同筋の相互補償作用(姿勢協同筋適応能)について、特に、姿勢協同筋活動と神経・筋機能を中心に全身的協関から明らかにしていく。さらに、姿勢協同筋適応能が、トレーニングあるいは栄養摂取によってどのような影響を受けるのか、加齢の影響を含め検討していく。

3. 研究の方法

研究目的を達成するために以下の4つの実験を実施した。

第1実験：姿勢協同筋適応能は疲労に起因する運動成果の低下を抑制するか。

第2実験：姿勢協同筋適応能は、生活環境要因のうち、特に栄養摂取に影響を受けるか。

第3実験：姿勢協同筋適応能は、生活環境要因のうち、特に運動トレーニングに影響を受けるか。

第4実験：姿勢協同筋適応能は、加齢に影響を受けるか。

(1) 第1実験

被験者は、運動習慣のない健康な大学生11名(男性5名・女性6名)とした。被験者全員とも神経・筋系、循環器系および消化器系に関する疾病および既往症は全くなかった。被験者には実験の趣旨から実験の安全性まで、また個人情報保護を含めた実験データの取り扱いなど詳細な文書資料を基にした約1時間の説明会を実施した上で、実験に参加してもよいとする者を対象とし、同意書にて承諾をとった。

投球実験内で課す、疲労運動課題(図1参照)に慣れさせるため、本実験開始2週間前から、被験者には隔日の頻度で前脛骨筋およびハムストリングスの疲労困憊までの運動を経験させた。実験前の疲労運動課題は、器具(レッグ・ディ

ペロッパー, ALEX 社)を用い, 被験者の筋力に合わせ 5~10kg の負荷で, 足背屈-底屈動作を繰り返させ, 前脛骨筋を疲労困憊に至らせた. あるいは等尺性の股関節屈曲を課しハムストリングスを疲労困憊に至らせた. また, 実験 1 週間前に, 本実験と同様に筋電図や床反力などを記録する予備実験を実施し, 全被験者ともに投球動作(試行数は約 50 本)に慣れさせた. 同じく, 実験 1 週間前に, 被験者には長座位姿勢で足関節角度 90 度での等尺性の最大足背屈筋力および腹臥位での股関節伸展力(maximal voluntary muscle contraction; MVC)を測定した. 投球実験本番では, 各被験者の約 30% MVC の負荷をレッグ・ディペロッパーに取り付けて被験者に足背屈-底屈運動を繰り返させ前脛骨筋を, あるいは全力で等尺性の股関節屈曲を課しハムストリングスを疲労困憊に至らせた(図 1).

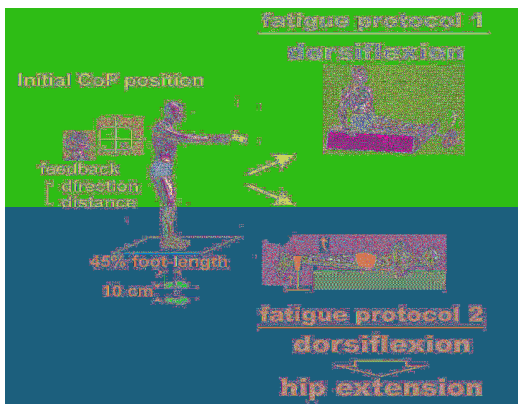


図 1. 実験における動作ならびに疲労課題

動的運動中の姿勢筋の代謝動態について論議を進める上で, 特に筋グリコーゲン貯留量は食事内容によって大きく左右される(De Bock et al., 2007). 従って, 被験者には管理栄養士の指導のもと一定の PFC 比(総摂取エネルギーに占める, たんぱく質, 脂質, 炭水化物のエネルギー構成比)の食事を投球実験までの 5 日間にわたり摂取させた. 熱量は被験者の身体活動レベルを男子は I, 女子は II に設定して, 日本人の食事摂取基準 2005 年版に準じて身体活動レベルと個々の体重により推定エネルギー必要量を算出した. PFC 比は, たんぱく質 12%・脂質 20%・炭水化物 68%の食事が供給された. また, 前もって被験者の日常の食事内容を把握するため食物摂取頻度調査(FFQg)を実施した. ビタミン・ミネラル・食物繊維は日本人の食事摂取基準の目安量に準じて算出した. また, ビタミンとミネラルの摂取量について, 1 日ごとに栄養計算で摂取量を算出し, 不足している日は目安量を上回るようにサプリメントを摂取させた. サプリメントについては, マルチビタミン・鉄・カルシウム(いずれも大塚製薬製)の錠剤を経口摂取させた.

食事の提供方法について, 朝食は前日に被験者に材料を渡したうえ指定したレシピとメニュー通りに自宅で調理させ, 昼食, 夕食と間食は大学集団給食経営管理実習室で検者が調理したものを提供した. また, FFQg 調査より, 被験者に負担のかからないよう献立を作成した.

食事操作による体重変動等を管理する為, 毎日同時刻に体重ならびに体組成についてインピーダンス式体組成計(BC-118D, TANITA)を用い測定した. あわせて食事操作時の自律神経系活動の状態を間接的にみる為に心拍変動(HRV)を測定した(SA-3000P, Medicore Co., Ltd., Korea). HRV は, 安静椅座位で 3 分間記録された指尖部脈拍のパワースペクトル分析により求め, HRV 信号を構成する各周波数パワーのうち高周波数領域に対する低周波数領域のパワー比(LF/HF)を算出し, 交感神経機能の指標として用いた. 投球実験当日まで食事操作によって, 精神的あるいは身体的に体調の支障をきたさないことに万全の注意を払った.

食事操作 5 日目に投球実験を実施した. 実験は, 食事終了から約 2 時間を空けて実施した. 実験時の動作課題は, 安静立位姿勢からできるだけ速く右上肢(利き手)を挙上し, 2 kg の錘玉(直径 6cm×長さ 15cm の円柱状のソフトアレイ, KENSHO)を約 30~50 試行(約 15~20 秒間隔), アンダーハンドで前方へ全力で投げさせることであった. 投球の各試行に先立ち, 被験者を床反力計(OR6-6-2000, AMT I)の上に立たせ(足の位置は左右平行, 間隔は 10cm), 各試行前に必ず初期重心位置を一定の安静位(踵から足長 45% の位置 Murray 1975)に規定するよう, 検者が足圧中心位置を X-Y プロッターで確認しながら指示した(図 1 参照). 一定の初期重心位置に静止してから, 被験者自身のペースで錘玉を全力で投げさせた. 前方に投球目標マットを設置したが, 正確性よりも最大努力で投げることを優先するように指示した.

投球実験は, 疲労前と後にそれぞれ実施した. 姿勢筋の疲労は, オールアウト後すぐには立位姿勢を保てない状態であったが, オールアウト後 15 秒以内に検者の補助により床反力計上に立たせた. なお, 疲労前後の実験間には 15 分以上の休憩がはさまれた.

筋電図(EMG)信号は, 電極幅 10 mm・電極間隔 10 mm のプリアンプのついたパラレルバー式双極表面電極(日本光電テレメーターピッカ ZB-150H)を消毒用エタノールで脱脂した筋腹に貼付し, 表面電極誘導法により右側の三角筋前部, 前脛骨筋と大腿二頭筋長頭および左側の脊柱起立筋(L4 レベル)から導出した. マルチテレメーターシステム(WEB-7000, 日本光電)で受信した信号は A/D 変換器を経てパーソナルコンピュータ(PC)に 1kHz でサンプリン

グされた。

EMG とともに、発光ダイオード LED を用いたポジションセンサ・カメラセット (C5949, 浜松ホトニクス) により、肩峰角 (肩峰部) と橈骨茎状突起 (手根部) の水平・鉛直変位を 1kHz で PC に取り込んだ。

同時に床反力から 3 軸方向の力ならびにモーメントを記録し、水平軸周りのモーメントを鉛直方向にかかる力で除すことで、矢状方向の足圧中心位置 (CoP) を算出し PC に 1kHz で取り込んだ。

また、右手 5 指すべてと投球用錘玉であるソフトアレイとの接点がなくなった瞬間 (投球時のリリース瞬間) に電気信号を検出できるよう、特製の手袋を用いて電気回路を作製し、リリース信号を EMG 信号や足圧中心位置などと同期し PC に記録した。

PC に取り込まれた EMG 信号は、20-500 Hz のバンドパスフィルターを施し、全波整流した後、筋放電量が分析された。前脛骨筋、大腿二頭筋および脊柱起立筋の APA 時の筋放電量は、Latash グループの方法に準じ 150ms 間の APA 筋放電量を算出した (Arui and Latash, 1995)。

主動筋である三角筋前部の筋放電量は、放電開始からリリースまでの放電量積分値を求め、疲労前の投球時における各被験者の最速の手根部速度を得た試技の筋放電積分値を 100 として正規化した。

前脛骨筋および大腿二頭筋の EMG は疲労運動課題中も記録され、開始 3 回 (大腿二頭筋は 3 秒) 分と疲労困憊寸前 3 レップス (大腿二頭筋は 3 秒) 分の筋放電量平均振幅と平均周波数 (mean power frequency : MPF) を算出し、疲労課題開始時と終盤とのデータ比較により疲労状況を検討した。MPF は高速フーリエ変換による表面筋電図周波数解析により算出した。なお、疲労困憊時の前脛骨筋放電終了から各試行の t_0 までを回復時間 (Rt) として測定した。

アンダーハンド投球運動では主動筋活動に先行して後方へ CoP が移動する (Crenna and Frigo, 1991) ため、CoP 移動開始から三角筋前部の放電開始 t_0 までの CoP の時間積分値を CoP 活動量 (図 3 の足圧中心位置の網かけ部分) として求めた。肩峰部 LED センサーの位置を基準として、手根部の LED センサーの X 方向 (前後) と Y 方向 (上下) の相対的な位相を合成し、上肢挙上開始から錘玉リリースまでの投球時の平均上肢挙上速度 (手根部速度) を算出し、今回のパフォーマンスの指標とした。疲労後の CoP 活動量、手根部速度とも、疲労前の投球時データのうち手根部速度の高い 10 試行の平均量を 100% として正規化した。

なお、APA は初期重心位置に応じて敏感に変化するため、APA 開始直前に規定の初期重心位置を 1cm 以上逸脱したデータは棄却し、データとして採用しなかった。また、疲労後

のデータは Rt が 225 秒以内 (ハストリングス課題は 270 秒以内) のデータのみを採用した。

(2) 第 2 実験

被験者は運動習慣のない健康な大学生 11 名 (男性 5 名・女性 6 名) とした。食事操作について第 1 実験同様の食事操作を実施したが、食事は高炭水化物食 (HC : PFC 比は第 1 実験と同じ、たんぱく質 12%・脂質 20%・炭水化物 68%) および低炭水化物食 (LC : PFC 比はたんぱく質 12%・脂質 68%・炭水化物 20%) の 2 条件とした。食事操作は単盲検化し 2 週間のウォッシュアウト期間を介し、無作為クロスオーバー法を用いた (図 2 参照)。

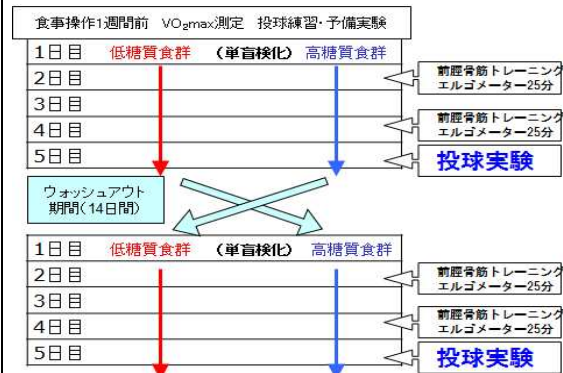


図 2. 第 2 実験での食事操作プロトコル

(3) 第 3 実験

被験者はアンダーハンド投球動作に習熟した大学女子ソフトボール部員 (全日本インカレ優勝経験チーム) のうちピッチャー 10 名と水泳・新体操・陸上競技の学生アスリート 12 名とした。

実験手順ならびに手法は実験 1 とほぼ同様であったが、近赤外分光法 (NIRS) を用い、疲労回復中の前脛骨筋の酸素動態を筋電図と同時に記録した。なお、食事操作による統一は実施しなかった。

(4) 第 4 実験

被験者は 65 歳以上の高齢者で神経病理学的に異常のない健康な 10 名であった。実験は、倫理上危険を避けるため、疲労課題を与えない動作課題を第 1 実験同様実施した。なお、食事操作は実施しなかった。

(5) 統計処理

統計解析に関して、疲労動作課題の開始直後と疲労困憊直前の疲労筋の筋電図変化は、paired T-test で検討した。疲労課題終了後の疲労回復の時間経過 Rt より、疲労困憊開始から 45 秒までの期間 (Rt 45)、45 秒を超え 90 秒までの間 (Rt 90)、90 秒を超え 135 秒までの間 (Rt 135)、135 秒を超え 180 秒までの間 (Rt 180)、そして 180 秒を超え 225 秒までの間 (Rt 225) の各回復期間における、各変数データ (手根部速度、前脛骨筋・大腿二頭筋・脊柱起立筋の APA 筋放電量、および CoP 活動量)

を45秒ごとにヒストグラム化しプロットした(図4~6)。これら変数データの経時的変動の有無は、一元配置分散分析(one-way ANOVA)と事後検定としてTukey-Kramer法を用い検討した。なお、いずれの統計値も有意水準は5%以内とした。

4. 研究成果

(1) 姿勢協同筋適応能

第1実験において、図3のように前脛骨筋の疲労前の投球動作時において、主動筋である三角筋前部が活動開始をする前に、同側の前脛骨筋、大腿二頭筋長頭および対側の脊柱起立筋の相動的な活動開始が認められた。また、これらの筋活動の結果として、足圧中心位置は後方へ移動した。

しかし、前脛骨筋の疲労困憊直後の投球時には図3のように、APA時に前脛骨筋の活動が消失することが観察された。この現象は全被験者にみられ、Rtの平均で63.1秒経過するまで、投球時の前脛骨筋のAPA活動は休止あるいは微弱な持続放電だけで、phasicな筋活動は出現しなかった。

図4から、前脛骨筋を疲労させてから投球動作を実施すると、Rt45での前脛骨筋のAPA放電量は有意に低下したが、その後すぐに回復していることを示した。しかも、Rt45での脊柱起立筋のAPA放電量は逆に有意に増加した。図5のように、ハムstringsを疲労させてから投球動作を行うと、Rt45での疲労した大腿二頭筋のAPA放電量は有意に低下したが、その後すぐに回復していることを示した。しかも、Rt45での前脛骨筋のAPA放電量は逆に有意に増加した。両疲労課題とも、姿勢筋各々のlocal APAに参画する筋活動を併せた、統合的な外部出力であるglobal APAを示すCoP活動量は、疲労回復時間の経過にともない変動は認められなかった。

以上のことは、姿勢平衡をはかるための外部出力を維持するため、疲労のため活動が低下した姿勢筋を他の姿勢筋群が協同で補償する、postural synergiesの機序が働いているものと考えられた。



図3. 前脛骨筋(TA)の疲労前後における各姿勢協同筋(BF 大腿二頭筋, ES 脊柱起立筋)および投球主動筋(DA 三角筋前部)の活動様相

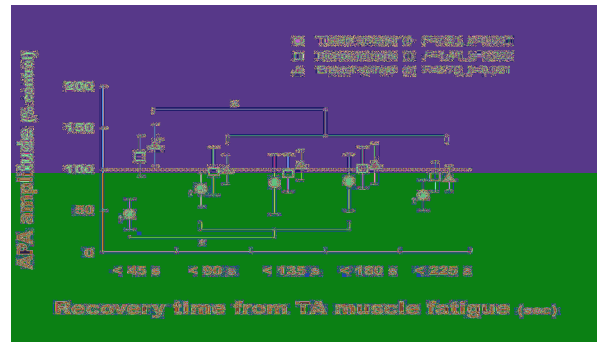


図4. 健康若年成人の前脛骨筋を疲労させた後の姿勢協同筋群のAPA筋放電量における回復様相(第1実験)

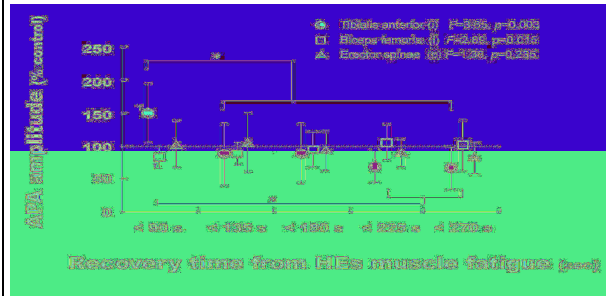


図5. 健康若年成人の大腿二頭筋を疲労させた後の姿勢協同筋群のAPA筋放電量における回復様相(第1実験)

(2) 姿勢協同筋適応能への栄養摂取の影響

第2実験として、若年成人10名の被験者に単盲検クロスオーバー法を用いて、等熱量の高炭水化物食(HC)と低炭水化物食(LC)を摂取させ、第1実験同様の姿勢筋疲労をとまなう投球実験を実施した。その結果、第1実験と同じPFC比率のHC摂取において、同様の結果が認められ再現性が証明された。しかし、LC摂取の場合、姿勢筋の疲労回復時間(姿勢筋活動の出現時間)がHC摂取より有意に遅れ、それに応じて姿勢協同筋活動の増大が認められた。

HC摂取における筋疲労終了後1分以内での前脛骨筋のAPA活動の回復状況からみて、動的姿勢調節活動は、筋グリコーゲン減少からの回復が遅い解糖系(Spriet 1995)よりも、ATP-CP系によるクレアチン磷酸(PCr)の再合成速度(Harris et al. 1976)に依存していることが示唆された。

LC摂取条件の回復の遅さはクレアチン磷酸の再合成速度が低下していることを示唆している。糖質摂取量の低下によりインスリン分泌も低下するため、筋内へのクレアチンの取込量低下(Robinson et al. 1999)をまねいたものと考えられる。

APAをプログラムする上位中枢は、異なる代謝状況での筋疲労に応じて姿勢筋活動を適合させることが示唆された。

(3) 姿勢協同筋適応能への運動トレーニングの影響

若年成人アスリート 22 名を被験者とし、近赤外分光法(NIRS)を用い、疲労回復中の前脛骨筋の酸素動態を筋電図と同時に記録した。被験者個々で姿勢筋(前脛骨筋)の疲労回復時間は異なったが、被験者各々の前脛骨筋における筋内酸素濃度の回復と姿勢筋としての再活動開始時間が符合した。投球動作に習熟しているソフトボール選手群は 15 秒程度の回復時間であり、図 6 のように疲労姿勢筋の活動量の低下と姿勢協同筋の活動増加は統計上、有意に認められなかった。一方、水泳選手群は疲労回復中の再酸素化時間が 6 分以上経過した。疲労困憊後の局所骨格筋の再酸素動態は、クレアチニン酸動態と一致することが示唆されており姿勢協同筋適応能は習慣的に実施する運動の種類に影響を受けることが示唆された。

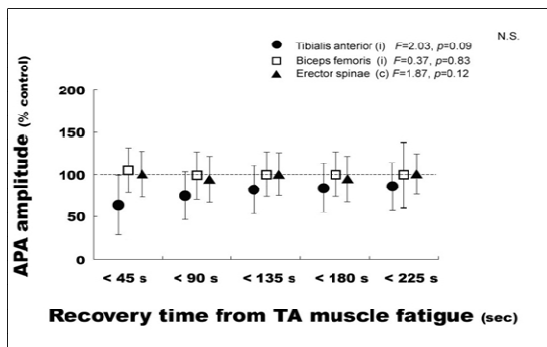


図 6. ソフトボール競技者の前脛骨筋を疲労させた後の姿勢協同筋群の APA 筋放電量における回復様相 (第 3 実験)

(4) 高齢者の姿勢筋活動の様相

高齢者の投球動作において、APA に参画する姿勢筋は若年成人と異なり、前脛骨筋でなく下腿三頭筋であった。加齢により姿勢筋活動そのものが変容したのか、主運動の速度や方向の影響であるのか、精査する必要がある。

(5) まとめ

立位姿勢での動的な多関節運動において、姿勢調節に参画する筋が疲労した場合、他の姿勢協同筋が補償し平衡保持を図るといふ、この姿勢協同筋の補償機能は、特に高齢者の安全な生活遂行能力(転倒予防)の確保にとって重要である。

複雑な多関節運動では、姿勢協同筋は様々な環境条件(運動方向の微細な変化、被験者への指示等)によって組替わり、postural synergy の関係を特定することは困難である。しかし、協同筋間の補償作用は疲労を軽減しつつ発揮筋力を維持していく方策として、スポーツ科学あるいは労働科学の観点から必要な概念となろう。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 2 件)

- ① 南本裕介・伊東太郎. 長期および短期ファットローディングが持久的運動のパフォーマンスに及ぼす影響について. 大阪体育学研究 49 : 27-37, 2011. (査読有)
- ② 伊東太郎・南本裕介・渡邊完児・井上芳光・山下謙智. 投球動作時の姿勢筋の疲労回復にともなう姿勢協同筋活動の経時的変化. 大阪体育学研究 48 : 107-117, 2010. (査読有)

[学会発表] (計 2 件)

- ① 伊東太郎, 植杉 優一, 原 千晶, 森上真依, 中西 康人, 木下 博, 井上 芳光. 疲労姿勢筋の連続投球動作中の回復に長期トレーニングが及ぼす影響. 体力科学 61 : 685, 2012-09-23, 岐阜国際会議場.
- ② 伊東太郎, 南本裕介, 渡邊完児, 井上芳光. 姿勢筋疲労にともなう姿勢協同筋の補償作用. 日本生理人類学会誌 15(2) : 47, 2010-05-15, 大阪国際大学.

[図書] (計 1 件)

- ① 山下謙智, 伊東太郎, 東隆史, 徳原康彦 『多関節運動学入門 (第 2 版)』 山下謙智編, ナップ社, 東京, 2012 (分担執筆 pp140-217, 第 8 章「体性感覚と運動に付随する姿勢調節」, 第 9 章「身体の機能低下と動的姿勢調節の変化」, 第 10 章「歩行運動—糖尿病性末梢神経障害患者における歩行—」).

6. 研究組織

(1) 研究代表者 伊東 太郎 (ITO TARO)
武庫川女子大学・健康・スポーツ科学部・教授

研究者番号 : 40248084

(2) 研究分担者 井上 芳光 (INOUE YOSHIMITSU)

大阪国際大学・人間科学部・教授
研究者番号 : 70144566