

國學院大學學術情報リポジトリ

肘関節運動調節の筋電図学的解析

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2023-02-06 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 園部, 豊, 北本, 拓 メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.57529/00001181

肘関節運動調節の筋電図学的解析

園部 豊、北本 拓

Analyses on EMG of the Motor Control Ability on Pursuit Tracking of ARM

Sonobe Yutaka, Kitamoto Hiraku

キーワード：運動調節能力, 追従動作, 積分筋電図, 平均パワー周波数

I. はじめに

ヒトを1つの情報処理系と考えた。運動の調節状態の優劣には、遠隔受容器としての視覚情報の助けを得たフィードバック回路が主要な役割を司っている。しかし、筋肉の活動を主体としたヒトのスポーツ活動には、筋感覚系の情報も大切である。特に1つの運動を遂行する時に、主働筋、協働筋、補助筋、拮抗筋などのスムーズな関連がおこなわれていることが大切である。この関連がスムーズに発現できれば、優秀な選手として評価される。

運動調節能力については、脚や腕の追従運動を課題として、各種の筋力発揮パターンを運動調節システムの中に導入してその優劣の状態を生体工学的に検討¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾してきた。しかし、目標運動に関与する主働筋と拮抗筋のそれぞれの調節状態については詳細な検討にいたっていない。

そこで今回、ブラウン管オシロスコープに表示される目標波形を肘の屈曲・伸展運動によって追従するトラッキング運動を課題として、その時の筋放電様相から主働筋と拮抗筋が調節状態の優劣にいかんして関連しているかを検討した。

II. 実験方法

1. 運動調節システム

図1のブロック線図にみられるように、肘の屈曲・伸展運動による目標波形への調節学習の運動システムが構成される³⁾⁴⁾と考えた。情報受容器としては、主に視覚系と筋感覚系があり、調節部としては、中枢・脊髄神経系、操作部としては、上肢の筋肉群—(上腕二頭筋と上腕三頭筋)、制御対象は、ブラウン管画面上の光線分である。

運動中のフィードバックシステムとして、図に示す如く、I. II. IIIの3箇所を考えた。すなわち、I—筋繊維と並列に存在する筋紡錘、および筋繊維と直列に位置する腱器官の3つが二重のフィードバック構造になっている。これは、運動調節の精巧性を高めるための自動的な調節に有効に働いている⁶⁾⁷⁾⁸⁾。

II—関節受容器のフィードバックシステムであり、関節囊の結合組織にあるルフィニ小体で、関節の位置、運動の方向、速度などを検出し、小脳—視床—大脳皮質へと伝達されている⁹⁾¹⁰⁾。

III—視覚系のフィードバックシステムであり、ブラウン管画面上の光線分を追従するという実

験システムから考えても主要である¹¹⁾¹²⁾。

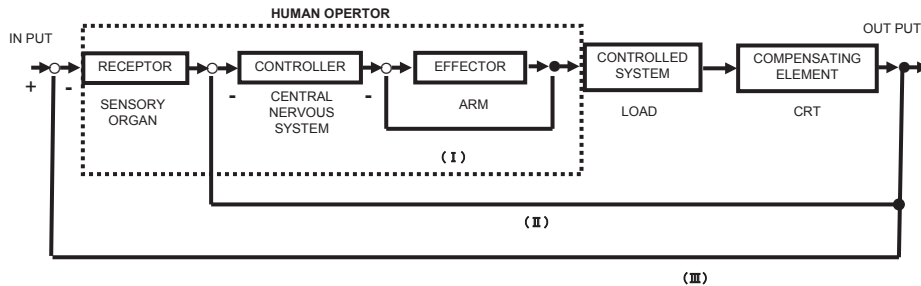
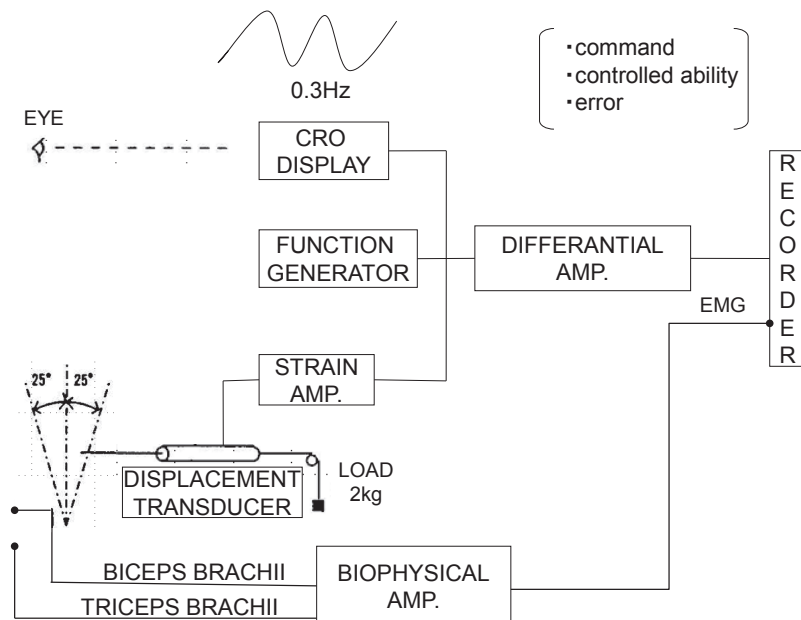


図1. 運動調節のブロックダイアグラム

2. 実験条件

図2は実験システム図である。実験姿勢は負荷装置に向かった椅座位で、肘関節を支点とし、主関節部を作用点にした肘関節の屈曲・伸展運動である。筋電図は、表面電極法を用いて導出した。表面電極が筋電信号をピックアップする範囲をできる限り一定に保つように配慮した。そのため、手関節部の移動距離は、肘関節90°の位置から屈曲側に25°、伸展側25°にとした。それはまた、肘関節部の屈曲・伸展運動の最も調節しやすい位置でもある⁴⁾。運動負荷としての錘は、運動調節の優劣が最も優秀といわれる2.0kgを選んだ⁴⁾。ブラウン管画面上に2種類の光線分を表示し、濃い光線分を目標波形、薄い光線分を応答波形とした。光線分の長さは10cmで、変動振幅は上下に7cmとした。ブラウン管画面上と目の距離は90cmである。目標波形はヒトが最も調節しやすいといわれる0.3Hzと、正弦波形—筋の収縮と弛緩は緩やかで時間に対して周期的に変動—を用いた⁴⁾⁵⁾¹³⁾¹⁴⁾。



3. 評価方法

肘関節の屈曲・伸展運動は5周期連続的に目標波形を追従した。その中間値3周期の平均値を用いた。運動調節成績として、目標波形と応答波形の誤差面積（Error）を用いた。筋放電解析には積分筋電図（IEMG—Integrated electromyogram）と周波数分析から平均パワー周波数（MPF—Mean power frequency）などを用いた¹³⁾¹⁵⁾。

図3は、筋電図と誤差面積の生データである。肘関節の屈曲時と伸展時のそれぞれを運動の開始から0.5秒までを開始期（Phase1）、0.5～1.0秒までを中期（Phase2）、1.0～終了までを後期（Phase3）として、Phaseごとに評価した。

また、誤差面積と積分筋電図や平均パワー周波数の関連は、屈曲時、伸展時をPhaseに分けずにまとめて評価した。

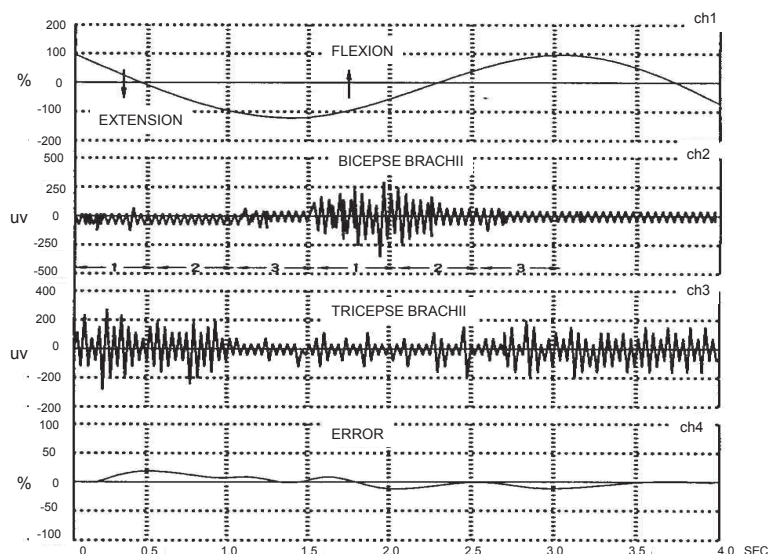


図3. 筋電図と誤差面積データ

4. 被験者

被験者は健康な男子大学生4名で、平均年齢21歳、平均腕屈曲力35.9kg、平均腕伸展力25.5kg、である。全員右利手である¹⁶⁾。

Ⅲ. 実験結果の解説と考察

1. 各位相期と誤差面積

図4は各位相期（Phase1—運動開始期、Phase2—中期、Phase3—後期、以下同様）における屈曲時（◆、●印）と伸展時（◇、○印、以下同様）の目標波形に対する応答波形の誤差面積であり、被験者KAとWAの2名のデータ（図5、図6も同様）を示したものである（全く目標波

形に対して応答しなかった場合を100%として示した)。

屈曲時では、運動開始期約1.5%、中期約4.5%、後期約0.5%を示した。伸展時では、運動開始期約1.5%、中期約3%、後期約2%を示した。屈曲時、伸展時ともに運動開始期と後期で減少し、中期で最も増大した誤差面積を示し、運動の切り替え時（屈曲から伸展へ、伸展から屈曲へ）に優秀な運動調節状態がみられた。

これは、屈曲・伸展運動の目標波形のスピードが0.3Hzというゆっくりした運動であるために、図1に示したⅢの視覚系のフィードバックに加えて、運動の上達レベルが高いといわれる目標波形の動きを予測し追従するフィードフォワード系の制御による運動調節が遂行されたと考えられる⁶⁾¹³⁾。

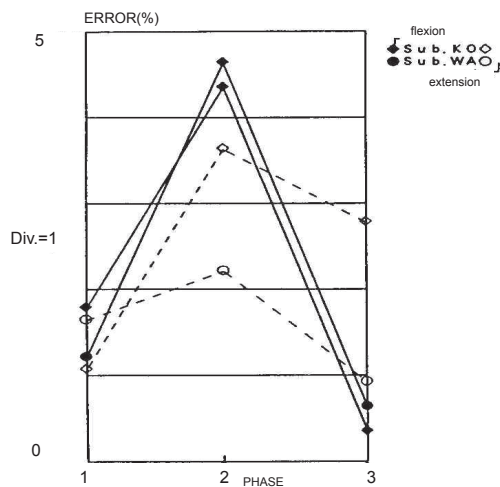


図4. 各位相期における誤差面積

2. 各位相期と積分筋電図

図5は各位相期における屈曲時と伸展時の上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋放電量を示したものである。

上腕二頭筋は、屈曲時の開始期約10 μ vから、中期約12 μ vと増加し、後期に約6 μ vと減少した。伸展時では、開始期約4 μ vから、中期約6 μ v、後期約8 μ vと次第に増加した。

上腕三頭筋は、屈曲時の開始期約6 μ vから後期約12 μ vと次第に増加した。伸展時では、開始期約18 μ vから、中期約16 μ v、後期約15 μ vへと次第に減少した。屈曲時と伸展時を比較してみると、屈曲時の場合、主動筋である上腕二頭筋の放電量が中期で増加し、後期で減少するのに対して、拮抗筋である上腕三頭筋は、開始期から後期に向かって次第に増加した。これは、運動開始期に主動筋によって運動をリードしていることをあらわしている。その後、拮抗筋が次第に増加するのは、伸展時への移行を筋の活動状態の切り替えにもとづいてうまく遂行しているものと考えられる。

伸展時の場合、主働筋である上腕三頭筋の放電量が開始期から中期、後期に移行するにしたがって次第に減少するのに対して、拮抗筋である上腕二頭筋は開始期から、中期、後期に移行するにしたがって次第に増加している。これは、屈曲時の場合と同様の筋活動パターンを示している。藤川ら¹⁸⁾の最大努力で2～3秒間、肘関節の屈曲・伸展運動を行う場合は、屈曲時の主働筋の最大レベルが、伸展時に移行するとほとんどゼロに近く減少するという報告とは異なった。

今回の実験では、連続的に目標波形を追従し、連続的に運動の調節状態の優劣を評価するために、時々刻々に変化する目標を先取りするような、筋活動パターンが必要になる²⁾³⁾。屈曲から伸展、また屈曲という運動の切り替える時期に焦点を合わせて、筋活動をコントロールしている。すなわち、次の運動の主働筋を早い時期に活動させ図4にも示されたように、運動の切り替え期—Phaseの1や3に誤差面積の少ない運動調節を維持しているものと考えられる。

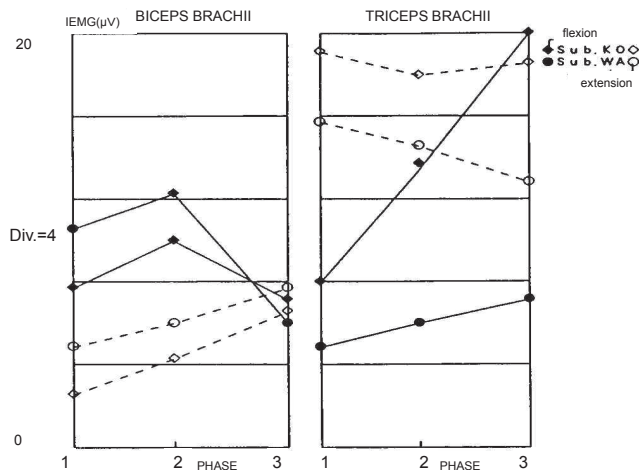


図5. 各位相期と積分筋電図

3. 各位相期と平均パワー周波数

図6は各位相期における上腕二頭筋と上腕三頭筋の平均パワー周波数を示したものである。上腕二頭筋では、屈曲時の開始期約60Hz、中期約80Hzと拡大し、後期約55Hzと減少した。伸展時の開始期60Hzから、中期75Hz、後期約70Hzへとわずかに増加した。

屈曲時と伸展時に分けて比較してみると、屈曲時の場合、主働筋である上腕二頭筋は、開始から、中期、後期に移行するにしたがって、MPFが増加している。MPFの増加は、緊張的な運動単位の参画から相動的な運動単位の参画への移行を示すものといわれ¹⁷⁾¹⁹⁾、今回の実験での屈曲運動の主働筋でそのことが示された。拮抗筋である上腕三頭筋では、緊張的や相動的な運動単位への移行傾向はみられなかった。

伸展時の場合、主働筋である上腕三頭筋は、屈曲時の主働筋と同様に、開始期から、中期、後

期に移行するにしたがって、MPFの増加傾向が示された。しかも、拮抗筋である上腕二頭筋は、開始期から、中期、後期に移行するにしたがってMPFが減少した。すなわち、伸展時では、主働筋が緊張的な運動単位の参画から相動的な運動単位の参画へと移動するパターンを示し、拮抗筋がその逆のパターンを示した。

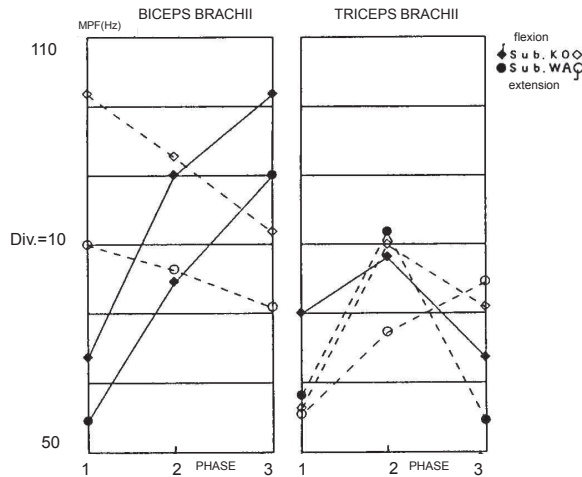


図6. 各位相期と平均パワー周波数

4. 運動調節の優劣と筋活動様式

運動調節の優劣に筋活動様式がいかにかわっているかを検討することは、興味深い課題である。筋収縮張力の調整において参加する運動単位の動員様式をリクルートメント (recruitment) とい¹⁹⁾²⁰⁾²¹⁾、この時に参加している運動単位のインパルスの発射頻度の調節をレートコーディング (rate coding) といっている¹⁹⁾²⁰⁾²¹⁾。

そこで今回、運動調節の優劣は、誤差面積 (Error) で、リクルートメントは積分筋電図 (IEMG) で、レートコーディングは平均パワー周波数からそれらの関連¹⁷⁾²²⁾²³⁾²⁴⁾を検討した。

1) 運動調節の優劣とリクルートメント

図7は、誤差面積 (Error) と筋放電量 (IEMG) を屈曲時と伸展時に分けて示したものである。△○◇□印は上腕二頭筋、▲●◆■印は上腕三頭筋を示した。(以下同様)。

屈曲時の場合、誤差面積の多い被験者のKAとMOは、主働筋、拮抗筋ともにIEMGの増大 (約 60~90 μ v) が示された。伸展時の場合も屈曲時と同様の結果が示された。

IEMGは、運動単位の参画状態を示唆するといわれている。すなわち、永田ら¹⁸⁾の健常者と筋ジストロフィー患者のトラッキング運動の調節の優劣を比較した研究では、調節状態の優秀な健常者では、IEMGが少ないという報告がなされている。これは、今回の実験でも示された。運動の調節には、無駄・無理のない効率のよい動作を発揮し、運動の正確性を高める必要がある²⁴⁾

²⁵⁾。正確な力の発揮がなされる場合、筋電図の放電持続時間が短縮する²⁶⁾。

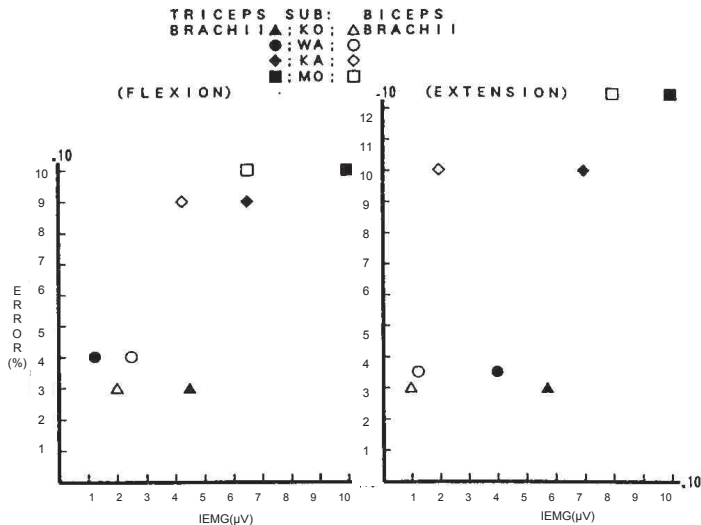


図7. 誤差面積と積分筋電図の関連

2) 運動調節の優劣とレートコーディング

図8は、誤差面積 (Error) と平均パワー周波数 (MPF) を屈曲時と伸展時に分けて示したものである。

屈曲時の場合、誤差面積の少ない被験者WAとKOは主働筋、拮抗筋ともにMPFは60～80Hzを示した。また、誤差面積の多い被験者KAとMOもMPFは約60～80Hzを示した。伸展時の場合も屈曲時と同様の結果を示した。結果として、運動調節の優劣には、レートコーディングが関与していないものと考えられる。

MPFは、筋活動の放電頻度を示すといわれ、MPFが増大すれば、相動的な運動単位の参画を意味し、減少すれば、緊張的な運動単位の参画を意味している¹⁷⁾²⁰⁾²¹⁾²⁷⁾。しかし、今回の実験では、誤差面積の増大と減少の場合に、MPFの間に有意な差がみられなかった。

特に今回は、肘関節の屈曲・伸展運動で軽い負荷や、ゆっくりした運動という実験条件であり、緊張的な運動単位の参画、すなわちスローモーターユニットによって運動調節が遂行されたものと推察される²¹⁾。

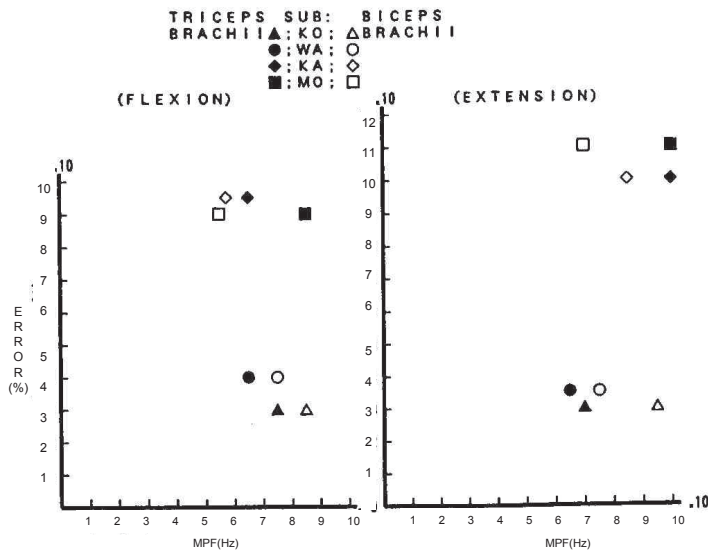


図8. 誤差面積と平均パワー周波数の関連

IV. まとめ

目標波形としての0.3Hzの正弦波形を運動調節システムに入力し、それを肘関節の屈曲・伸展運動で追従した。その時の目標波形に対する応答波形の変化から、運動調節の優劣を検討した。また同時に、その運動の主働筋と拮抗筋から筋電図を導出し、運動調節の優劣と筋活動パターンの関連を検討した。その結果以下のことが明らかとなった。

- ①屈曲・伸展運動の開始期、中期、後期に分けての運動調節状態の優劣では、屈曲時、伸展時ともに、運動の開始期と後期で優秀な調節状態が示された。
- ②屈曲・伸展運動の開始期、中期、後期に分けての積分筋電図では、屈曲時・伸展時ともに、拮抗筋で開始期、中期、後期と移行するにしたがって積分筋電図が増加した。
- ③屈曲・伸展運動の開始期、中期、後期に分けての平均パワー周波数では、屈曲時、伸展時ともに主働筋で、開始期、中期、後期と移行するにしたがって平均パワー周波数が増加した。
- ④運動調節の優秀な場合は、屈曲時・進展時ともに筋放電量は減少した。平均パワー周波数は、運動調節の優劣に関与するパターンを示さなかった。今回の実験での運動条件は、運動負荷も軽く、運動スピードもゆっくりとしたものであった。今後、これらの条件に変化をつけて詳細に検討する必要がある。

参考文献

- 1) 北本拓：左右筋力の発現調節について、人間工学、15、259-263、1979
- 2) 北本拓、吉田健一、松永郁男：中高年者の運動調節能力 - 脚の追跡運動の場合 - 、体力科学、30、231-239、1981

- 3) 北本拓：脚屈曲・伸展運動における筋力調節能力の測定、人間工学、20、111-117、1984
- 4) 北本拓：各種追従動作からみた肘関節運動の調節能力の測定、体力科学、40、74-82、1991
- 5) 永田晟、北本拓：脚筋力による持続追従運動の解析、体力科学、23、134-143、1974
- 6) 永田晟、北本拓：身体運動の外乱予測能力に関する基礎的研究、体育学研究、20、269-279、1976
- 7) 宇都宮敏男編：生体の制御情報システム、73-88、朝倉書房、1978
- 8) Matthews, P, B, C, : Muscle spindles and their motor control, *Physiol., Rev.*, 44, 219-288、1964
- 9) 中村隆一、斉藤宏：基礎運動学、26-78、医歯薬出版、1976
- 10) 医学のあゆみ編：生体制御機構、296-303、医歯薬出版、1972
- 11) 畑四郎、津村俊弘：人間の制御動作における体感情報の結果に関する一実験的考察、人間工学、9、49-57、1973
- 12) 工藤孝幾：運動感覚に対する視覚の優位性とその定量化、体育学研究、25、13-20、1980
- 13) 永田晟、北本拓、室増男：身体運動工学、74-233、杏林書院、1981
- 14) 林喜男：制御作業における人間特性、人間工学、3、265-274、1967
- 15) 永田晟編：からだ運動の科学、39-76、朝倉書房、1983
- 16) 菊池邦雄、万井正人、伊藤一生：利き手利き足の定義について、体育学研究、11、224、1966
- 17) 永田晟：筋と筋力の科学、110-190、不昧堂、1990
- 18) 藤川智彦、大島徹、熊本水頼、山本倫久：上肢における拮抗する一関節筋および二関節筋群の協調活動とその機械モデルによる制御機能解析、バイオメカニズム、13、181-193、1996
- 19) 森谷敏夫、根本勇編：スポーツ生理学、47-58、朝倉書店、1994
- 20) 森谷敏夫：運動単位の増強とインパルス発射様相、*J. J. Sports, Sci.*8, 668-676、1989
- 21) Moritani, t, et al : Activity of motor units during concentric and eccentric contraction, *Am. J. Phys. Med.* 66、338-350、1980
- 22) 有働正夫：歩行時の制御一筋張力と運動神経インパルス、筋電図一、*J. J. Sports. Sci.* 8, 652-656、1989
- 23) Kimunra. My, et al : Characteristics of discharge frequency in human motor units during ballistic contraction, *J. Physiol. Soc.* 47, 463、1985
- 24) 三浦望慶：運動のパフォーマンスと効率、*J. J. Sports. Sci.* 4, 22-28、1985
- 25) Asami. T, et al : Energy efficacy of ball kicking, In *Biomechanics V-B*, University Park Press, 135-140、1975
- 26) 木村瑞生、米田継武、美里英治、石田絢子：速い正確な力発揮の練習効果 - 収縮時間と筋放電持続時間について - 、順天堂大学保健体育紀要、28、29-38、1985
- 27) 永田晟：スポーツ生理工学 - 生体信号の記録と処理 - 、日本運動生理学雑誌、3、1-15、1996

(そのべゆたか・國學院大學兼任講師、きたもとひらく・國學院大學人間開発学部健康体育学科教授)