

運動平衡保持課題による受動負荷の漸増と漸減局面における 下肢運動調節の評価

速水達也^{1,2)} 金子文成³⁾
横井孝志⁴⁾ 木塚朝博¹⁾

EVALUATION OF THE MOTOR CONTROL IN AN ASCENDING PHASE AND A DESCENDING PHASE OF THE PASSIVE FORCE ON THE BASIS OF KINETIC - EQUILIBRATING TASK

TATSUYA HAYAMI, FUMINARI KANEKO,
TAKASHI YOKOI and TOMOHIRO KIZUKA

Abstract

The purpose of this study was to compare the motor control against the passive force between an ascend phase (AP) and a descend phase (DP), and to investigate the effect of a subject's athletic experience on it. Thirty-four subjects participated in the experiment, and they were classified into an athlete group and a control group. We used a kinetic-equilibrating (K-E) task. Result of K-E task depends on the kinesthesia, because subjects are required to maintain their balance against a passive force under conditions of limited visual and aural feedbacks. Therefore, subjects were instructed to resist the passive force. Their performance was evaluated using parameters such as absolute error, position fluctuation, and variable error that were calculated from position data. Significantly higher values on DP than AP for each parameter in the control group were found. However, the values of both AP and DP were similar in the athlete group. It was suggested that the athlete group could perform the same level of motor control against passive force between AP and DP, although it was more difficult in DP than in AP for the control group.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2010, 59 : 207~214)

key word : motor control, kinesthesia, phase of force production, athletic experience

I. はじめに

身体運動には、運動中にフィードバックされる感覚情報に基づいて運動を調節する場面が多く見受けられる。例えば、一定の姿勢を保持する場合やコップに入った水をこぼさずに運ぶ場合などがそれにあたり、制御理論的にはclosed loop制御に該当する¹⁾。感覚情報を必要とせず、予めプログラムされた運動

指令を遂行するopen loop制御とは異なり、closed loop制御による運動調節においては感覚情報が重要な役割を果たす¹⁾。特に、対象物を目視しない、あるいはできない場合のように、視覚に依存せず運動を調節する場合には、筋紡錘、ゴルジ腱器官、関節受容器、皮膚受容器などの体性感覚受容器からの求心性入力によって形成される運動感覚(kinesthesia)が主として関与する。運動感覚とは、ヒトが発揮し

¹⁾筑波大学大学院人間総合科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台1-1-1

²⁾札幌医科大学保健医療学部理学療法学科
〒060-8556 北海道札幌市中央区南1条西17丁目

³⁾札幌医科大学保健医療学部基礎理学療法学講座
〒060-8556 北海道札幌市中央区南1条西17丁目

⁴⁾産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門
〒305-8566 茨城県つくば市東1-1-1

Doctoral Program of Health and Sports Science, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574, JAPAN

Department of Physical Therapy, School of Health Science, Sapporo
Medical University
South1, West17, Chuo-ku, Sapporo, 060-8556, JAPAN

Department of Physical Therapeutic Science, School of Health Sciences,
Sapporo Medical University
South1, West17, Chuo-ku, Sapporo, 060-8556, JAPAN

Institute for Human Science and Biomedical Engineering, National Insti-
tute of Advanced Industrial Science and Technology
1-1-1 Higashi, Tsukuba, Ibaraki 305-8566, JAPAN

ている力や関節角度, 身体各部位の相対的位置関係に関する感覚であると一般的に定義されている²⁾. これまで, 筋あるいは腱への振動刺激^{3,4)}, 疲労^{5,6)}, 加齢⁷⁾, 日常の身体活動量⁸⁾, トレーニング^{9,10)}, スポーツ競技レベル^{11,12)}などの影響を調べた複数の研究によって, ヒトの運動出力に関わる筋出力や関節角度の調節に運動感覚の寄与は大きいことが明らかにされている. これら先行研究で得られている知見は, 視覚が制限された状況下で受動的に負荷が加わるような, より運動感覚に依存した状況下での合目的な運動調節が運動パフォーマンスに影響することを示唆している. したがって, そのような運動調節を評価することは, 運動機能の向上や改善を目的としたスポーツやリハビリテーションの現場において重要視すべき課題であると考えられる.

近年, 外部から受動的に加わる負荷に対して運動調節を行う課題として運動平衡保持 (Kinetic-Equilibrating: K-E) 課題が考案された^{13,14)}. K-E課題は, 装置から増減を繰り返しながら加わる力 (目標力) との釣り合いをとり, 身体位置を一定に保つように運動出力としての筋出力や関節角度を調節する課題である. これまでに, 解析項目の検証¹⁵⁾や運動感覚機能との関係性についての検討¹⁶⁾によって, K-E課題は運動感覚に依存した運動課題として妥当であることが明らかにされている. ただし, K-E課題実施中に対象者が釣り合いを保つための目標値は常に増減を繰り返すため, K-E課題実施中には筋出力の漸増局面と漸減局面が存在することになる. 単一筋活動レベルでは, 出力が漸増する局面と漸減する局面において同一運動単位の動員開始 (recruitment) および停止 (de-recruitment) の閾値が異なることが明らかにされている^{17~19)}. また, 上位中枢レベルでは, 皮質運動野の興奮性において漸増局面から漸減局面でヒステリシスが生じることが報告されている²⁰⁾. これら神経生理学的機序を考慮すると, K-E課題で測定される運動調節は, 装置から呈示される目標力の漸増局面と漸減局面とで異なることが推測される. また, 先行研究では, 運動歴の差異がK-E課題の実施成績に影響を及ぼし, 長期に渡る運動歴を有する者が日頃運動を行っていない者に比べて優れることが明らかにされている¹⁶⁾. しかしながら, 運動歴の差異により両局面間での実施成績が異なるかどうかについては明らかにされていない.

そこで本研究では, K-E課題を用い, 受動負荷の漸増局面と漸減局面における運動調節の相違を明らかにするとともに, 運動歴の差異が局面間の相違に及ぼす影響を検討することを目的とした.

Ⅱ. 方 法

A. 対象者

対象者は, 下肢に神経障害や関節疾患等の既往歴がない成人男性34名 (22.4±2.3歳, 171.6±5.2cm, 68.7±6.8kg) であった. そのうち, 大学体育会運動部に所属し, 種目は問わず様々な専門スポーツ競技経験を少なくとも3年 (1名以外は6年) 以上有する17名を運動群とした. また, これまで長期に渡る身体トレーニングや専門的なスポーツ競技等を行った経験のない17名を対照群とした. すべての対象者は機能脚 (例: ボールを蹴る脚) が右側であり, 支持脚である左側を測定対象とした. 測定内容については測定を実施した産業技術総合研究所内の倫理委員会で承認を得た後, 対象者から書面で同意を得た. 測定は対象者の安全に十分配慮して行った.

B. 測定装置およびK-E課題実施手順

Fig. 1に測定装置, K-E課題実施時の概観, 測定によって取得されるデータを示す. 装置上にあるフットレストは, 装置に内蔵された2台のモータがアームによって接続されており, フットレストとアームの接続部に取り付けたセンサから, 対象者が発揮した力が計測される. そして, モータの回転角度とエンコーダによってフットレストの位置座標が計算され, データとして取得できる. 分解能は各々1/100N, 1/100mmである. 対象者が発揮した力 (N) と, 足部位置の変化を示すフットレストの位置座標 (mm) に関するデータは, サンプリング周波数200Hzでパーソナルコンピュータに取り込んだ.

測定は, 椅座位姿勢の対象者に対して左足をフットレストに乗せるよう指示し, 安静状態をとった後に開始した. マジックテープ式のベルトによって足部とフットレストを固定した. フットレストの移動面上に潤滑剤を塗布し, 接地箇所の摩擦抵抗を極力軽減した. 試技開始位置は, フットレストが移動範囲の中心に位置した状態で膝関節屈曲60°になるよう測定者が合わせた. 対象者には, 試技開始時に耳栓を装着し閉眼するよう指示することで, 聴覚や視

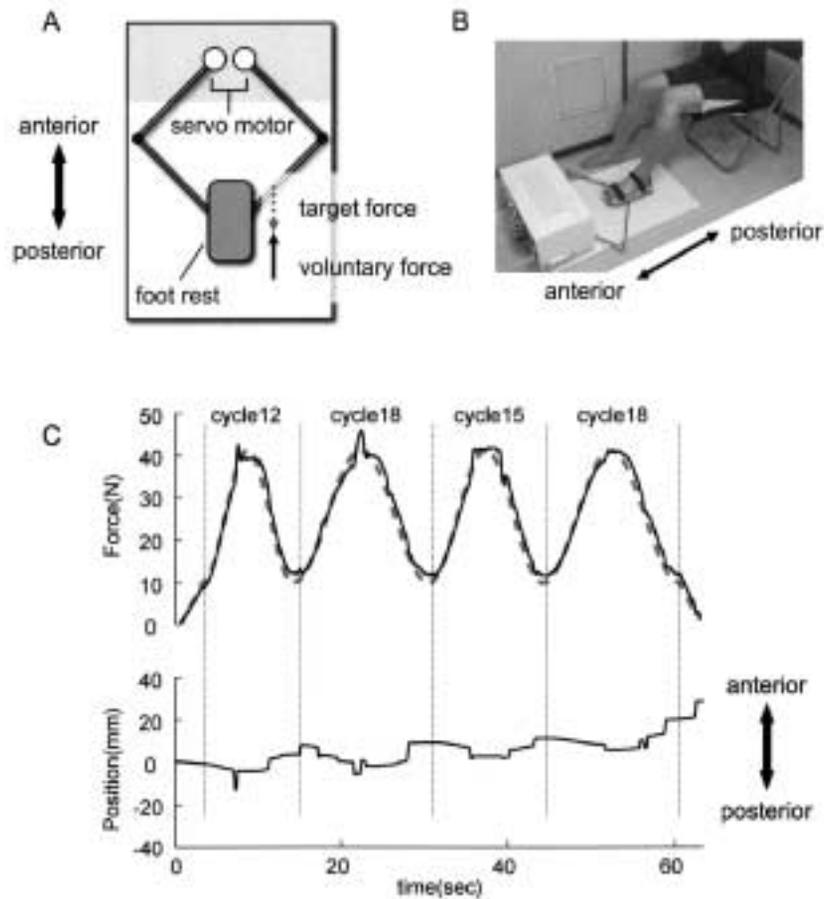


Fig. 1. A: Schematic representation of measurement machine. B: A subject was instructed to sit on a chair in front of the measurement machine. C: Typical recordings of force and position signals for one subject. A solid line of the force signal is a force that is generated by the measurement machine.

覚などの特殊感覚入力を制限した。試技開始後、測定装置によって膝関節屈曲方向へ他動的かつ周期的に加えられる力を知覚し、釣り合いを保つように膝関節伸展方向へ力発揮をするよう指示した。その際、鉛直方向への力発揮によるフットレストの踏みつけによって装置からの力に抗することはしないよう注意した。装置と対象者が出力する力の釣り合いがとれていれば、足部位置とそれに伴う膝関節角度は変化せず、フットレストの位置（足部位置）は移動しないことになる。つまり、対象者の足部に対して測定装置が加える力は、釣り合いを取るために発揮する力の目標値となる。この力の目標値を、先行研究と同様に10Nから40Nの間で正弦波様に変化するように設定した^{13~16}。目標値の範囲を10Nから40Nに固定した場合、対象者の筋力や下肢長はK-E課題

の実施成績との間に有意な関係性を認めないことを予備的に確認した。目標値の周期は、対象者の予測を制限するために、12、15、18秒周期の3種類とした^{13~16}。そして、試技1回分の波形は、同一周期2回と他の2種類の周期を組み合わせ、計4つの波形で構成されるようにした。2回出現する同一周期の1つは、必ず最初に出現するようにした。これを原則とした上で周期の組み合わせは無作為に行った。

測定に先立ち、課題に慣れるための練習試技を2回行った。試技開始および終了の合図は測定者が口頭で行った。1試技に要する時間は約1分間であった。試技回数は5回とし、各周期5回分のデータが取得できるようにした。

C. データ解析

データ解析は, 1 試技に出現する 4 つの波のうち, 最初の 1 周期を除いた残り 3 つの周期について, 先行研究^{15, 16)}と同様に 18 秒周期を対象とした. 位置座標データを目標値の漸増局面 (Ascending phase) と漸減局面 (Descending phase) とに分類して行った (Fig. 2 上, 中段). 装置から加わる力の釣り合いの程度は, 最終的には足部位置の変化に反映される. よって, 解析する変数として, 位置座標データを周期別に微分した (Fig. 2 下段) 後に絶対値化した時系列データを加算し, 1 秒あたりの平均移動量を算出した. これを試技開始位置からの誤差の指標である位置絶対誤差 (absolute error of position curve: PosAE) とした. また, 足部位置変化の動揺を単位時間当たりの位置座標変化量の変動によって求めるために, 微分した位置データの標準偏差を算出し, これを位置曲線動揺 (fluctuation of position curve: PosFL) とした. さらに, 対象者個人内における 5 試技分の測定結果のばらつきの指標として, 位置絶対誤差 5 試技の標準偏差を算出し, これを位置変動誤差 (variable error of position curve: PosVE) とした. 通常, 単発的な運動複数回分のばらつきの指標として変動誤差を用いる場合, 誤差を絶対値化せずに恒常誤差が用いられている^{21~23)}. しかし, 本研究では足部位置の変動の指標である位置絶対誤

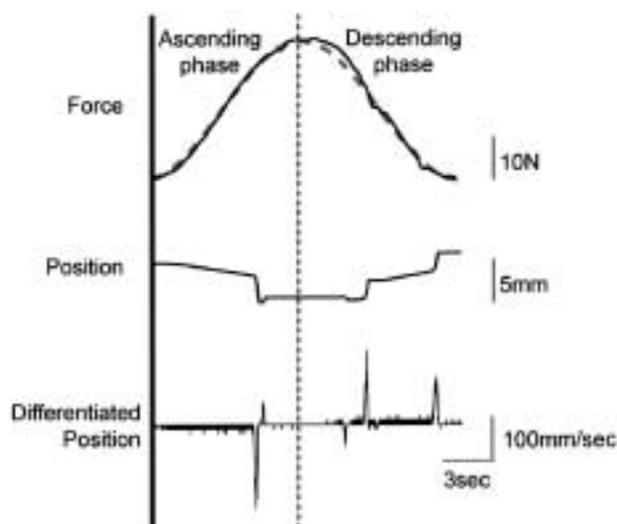


Fig. 2. An example of force, position, and differentiated position signals in one cycle. The differentiated position signal was divided into the ascending and descending phases.

差に関する試技複数回分のばらつきを評価するために, 変動誤差を位置絶対誤差の標準偏差によって算出した. なお, これらは, 先行研究で K-E 課題を練習方法として用いた場合に練習効果を検出できる項目であることが検証されているものであった¹⁵⁾.

D. 統計処理

データ解析によって得られた値から, 対象者全員の平均値 ± 標準偏差を算出した. 統計処理には Stat-View 5.0 (SAS社製) を用い, 局面間の相違が運動群と対照群とで異なるかを調べるため, 位置絶対誤差, 位置曲線動揺, 位置変動誤差をそれぞれ目的変数とし, 局面要因と群要因を説明変数とした二元配置分散分析を行った. いずれの統計処理においても, 事後検定として Tukey-Kramer の多重比較検定を行った. 統計的有意水準は 5% とした.

III. 結 果

Table 1 は各周期における群要因と局面要因による二元配置分散分析の結果である. PosAE, PosFL, PosVE すべてにおいて局面要因と群要因との間で交互作用が認められた ($p < 0.05$).

Fig. 3 は運動群と対照群別にみた局面間の結果である. 事後検定の結果, PosAE, PosFL の漸減局面において, 運動群が対照群に比べて有意に低値を示し, 誤差および動揺が小さかった ($p < 0.05$). また, PosAE, PosFL, PosVE の全てにおいて, 対照群では漸減局面が漸増局面に比べて有意に高値を示し, 誤差, 動揺およびばらつきが大きかった ($p < 0.05$). その一方で, 運動群ではいずれの項目でも局面間の相違は認められなかった.

IV. 考 察

A. K-E 課題の実施成績における局面間の相違

対照群では, PosAE, PosFL, PosVE すべてにおいて漸減局面が漸増局面に比べて高値であった (Fig. 3). PosAE は試技開始位置からの誤差を表すため, 足部位置の移動量を反映している. 加えて, PosFL は動揺を反映し, PosVE は 5 試技分の足部位置のばらつきを反映することから, それら移動量, 動揺および試技複数回分の移動量のばらつきは漸増局面と比べて漸減局面で増加することが明らかになった.

Table 1. Results of all parameters for each group and phase.

Parameter	Ascending phase		Descending phase		Main Effect	Interaction F value
	Athlete	Control	Athlete	Control		
PosAE	1.14 ± 0.59	1.38 ± 0.36	1.17 ± 0.34	2.14 ± 0.89	AP<DP Athlete<Control	8.622 *
PosFL	1.91 ± 1.09	2.56 ± 0.94	2.01 ± 0.63	3.68 ± 1.44	AP<DP Athlete<Control	6.997 *
PosVE	0.73 ± 0.71	0.62 ± 0.31	0.51 ± 0.53	1.14 ± 0.82	n.s.	10.493 *

Values are mean ± standard deviation. AP and DP indicate the ascending phase and descending phase, respectively. Asterisks (*) indicate statistical significance (*; $p < 0.05$, n.s.; non significant)

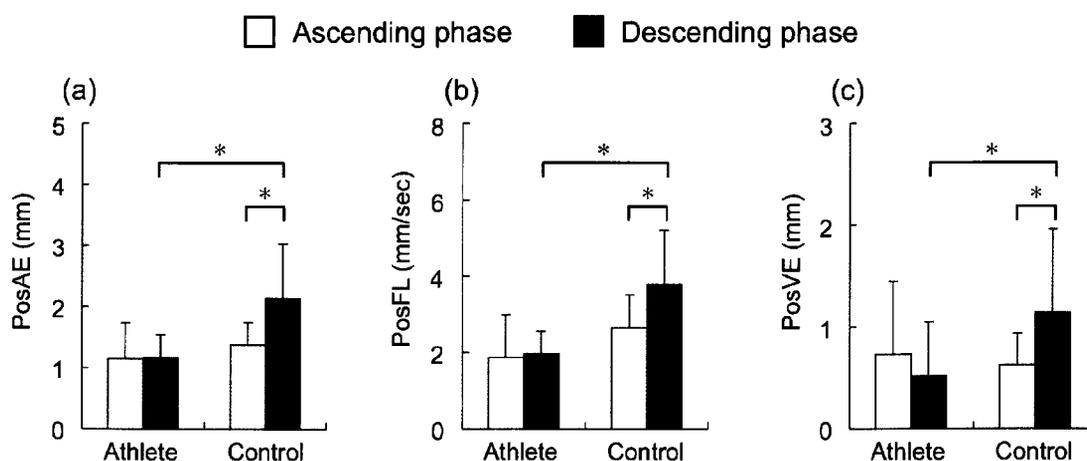


Fig. 3. Mean and standard deviation of (a) PosAE, (b) PosFL, and (c) PosVE of both the groups in each phase in cycle18. Asterisks (*) indicate statistical significance ($p < 0.05$)

ここで、局面間で相違が示された要因を運動感覚の点から考える。運動感覚は、詳細には力、張力、重量等に関する感覚 (sense of force あるいは sense of heaviness) や、関節位置あるいは四肢の動きに関する感覚 (sense of joint position あるいは sense of movement²⁾) などに分類される。運動感覚の形成に主として関与する体性感覚受容器は、筋紡錘、ゴルジ腱器官、関節包内の機械受容器、皮膚に内在する機械受容器などである²⁾。関節位置の制御や到達運動の正確性に対する感覚遮断や筋腱部位への振動刺激による影響をみた研究結果から、それらの受容器の中でも筋紡錘 Ia 群神経線維からの求心性入力

重要な役割を果たしているとされている^{3,4)}。K-E 課題では足部位置を一定に保ち、かつ装置から呈示される目標力との釣り合いを保つことを目的として筋出力調節を行うため、筋収縮様式は等尺性収縮に類似していると考えられる。等尺性収縮力の漸増時には、 α - γ 連関により筋紡錘内の錘内筋が収縮することで、Ia 群神経線維からの求心性入力の発射頻度が増加することが明らかにされている^{24,25)}。その一方で、漸減時の発射頻度は漸増時よりも減少することが報告されている^{25,26)}。筋紡錘 Ia 群神経線維からの求心性入力は、脊髄前角の運動ニューロンプールおよび上位中枢に伝達されて^{27,28)} 中枢での筋出力

調節に寄与するため、漸増局面と漸減局面では皮質運動野の興奮性¹⁷⁾や脊髄運動ニューロンプールの興奮性²⁹⁾が異なる可能性がある。事実、皮質運動野の興奮性に関しては、Kimura et al.¹⁸⁾が経頭蓋磁気刺激を用い、運動に関与する筋から導出される運動誘発電位の変化について検討している。彼らは、等尺性収縮力を正弦波状に増減させた場合に、筋出力に応じて変化する運動誘発電位の振幅が漸増局面と漸減局面とでは異なっており、同一負荷時点では漸増局面に比べて漸減局面で記録された運動誘発電位の振幅が小さいことを報告している。これらのことから、目標とする筋出力の程度が同じであっても、感覚入力や中枢で感覚入力を統合した結果としての興奮性が増減の局面間で異なることなどが、本研究において局面間の相違を示した結果に関連しているものと考えられる。

B. 運動歴の差異が局面間の相違に及ぼす影響

運動群と対照群との相違については、ほぼ全ての項目で運動群が対照群に比べて低値を示した (Table 1)。このことは、長期の運動歴を有する者が日頃運動を行っていない者に比べてK-E課題の実施成績に優れることが示されたこれまでの報告¹⁶⁾と一致するものであった。スポーツ選手は、フォームなどを指導者による客観的評価のみならず自らの内省によって評価し、より高度な技術を習得するよう練習する場面が多い。フォームや技術などの善し悪しを常日頃留意しながら運動することは、運動感覚の変化を知覚する感度を高める一助となる可能性があることが報告されている^{11, 30)}。また、先行研究では、K-E課題で評価される運動調節は関節角度変化の検出閾値と関係性があり¹⁶⁾、関節角度変化の検出閾値はスポーツ選手が日頃運動を行っていない者に比べて低値を示し、優れることが明らかにされている^{11, 16, 30)}。これらのことから、運動群は特に関節位置や四肢の動きに関する運動感覚の変化を微細に、あるいは迅速に知覚することができたため、対照群に比べて優れた結果を示したものと考えられる。ここで留意する必要があるのは、運動群と対照群とでは専門的競技の経験年数およびそれに伴うトレーニング期間等に差異があるため、筋力も異なり、K-E課題実施時に装置から呈示される目標力を対象者毎の相対値で考えると、運動群は対照群よりも低負荷の筋出力を行っ

ていたことになる点である。しかしながら、低負荷であれば、より微細な運動調節が要求されるので、課題の難易度としては高くなると推察される。それにもかかわらず、より高い難易度を要求された可能性のある運動群の方がK-E課題の実施成績に優れていた。これらのことから、筋力とPosAE, PosFL, PosVEとの関係性が認められなかったとする予備的検討の結果と合わせ、本研究で設定した、装置から呈示される目標力の負荷範囲において、最大筋力の影響はなかったものと思われる。

局面間の相違に運動歴の差異が及ぼす影響をみると、対照群では漸減局面が漸増局面に比べて有意に高値であった一方で、運動群では局面間の相違を示さなかった (Fig. 3)。このことから、運動群は足部位置の移動量、動揺、5試技分の移動量のばらつきが漸減局面で増加しないことが明らかとなった。運動群は一般の健康成人では困難となる漸減局面での運動調節を、漸増局面と同程度巧みに行っており、この点について運動歴の差異が影響している可能性があり、局面別にみることによって受動負荷に対する運動調節の差異をより明確に検出できるのではないかと考える。

下肢のスポーツ障害は運動感覚機能の低下を引き起こすことが知られている^{31~34)}。本研究の医学的領域における応用の可能性として、足関節捻挫や膝関節靭帯損傷など、今回用いたような課題をスポーツやリハビリテーションの現場において練習方法として実施した場合、練習効果として運動感覚機能の向上が期待できると考える。また、そのような練習効果は漸減局面で明確に検出される可能性が高い。今後はそのような視点から解析することで、感覚運動機能障害を有する症例における機能検査として応用する方法を検討する。加えて、練習効果について検証していくとともに、神経生理学的手法を用いて両局面の制御メカニズムを解明する必要がある。

V. ま と め

本研究では、K-E課題の漸増局面と漸減局面における下肢の運動調節評価を試みた。装置から加わる力は3種類の異なる周期 (12秒, 15秒, 18秒) で増減しながら正弦波様に変化するように設定し、対象者には装置から加わる力との釣り合いを保つよう指示した。K-E課題の実施成績を反映する指標として足

部位置の移動距離(位置絶対誤差: PosAE), 動揺(位置曲線動揺: PosFL), 5 試技の絶対誤差のばらつき(位置変動誤差: PosVE)を算出した。漸増局面と漸減局面における測定結果を比較するとともに, 局面間の相違に対する対象者の運動歴の差異の影響をみた。その結果, 対照群ではPosAE, PosFL, PosVE 全てにおいて, 漸減局面が漸増局面に比べて有意に高値を示した。その一方で, 運動群はいずれにおいても局面間の相違が認められなかった。

以上の結果から, K-E課題で評価される受動負荷に対する運動調節は, 目標値の漸減局面で困難さが増すものの, 長期の運動歴を有する者(運動群)は漸減局面でも漸増局面と同程度であることが示唆された。

(受理日 平成22年1月28日)

参 考 文 献

- 1) Schmidt, R. A. Motor control and learning. Human Kinetics, Champaign, (1988)
- 2) Gandevia, S. C. Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands In, Rowell, B. L., & Shepherd, T. J. Ed., Handbook of physiology, Section 12, Oxford University Press, New York, (1996) 128-182.
- 3) Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., Matthews, P. B. C. The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents. Brain., (1972) **95**, 705-748.
- 4) Inglis, J. T., & Frank, J. S. The effect of agonist/antagonist muscle vibration on human position sense. Exp. Brain. Res., (1990) **81**, 573-580.
- 5) Stillman, B. C., McMeeken, J. M., Macdonell, R. A. Aftereffects of resisted muscle contraction on the accuracy of joint position sense in elite male athletes. Arch. Phys. Med. Rehabil., (1998) **79**, 1250-1254.
- 6) Walsh, L. D., Hesse, C. W., Morgan, D. L., Proske, U. Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles. J. Physiol., (2004) **558**, 705-715.
- 7) Skinner, H. B., Barrack, R. L., Cook, S. D. Age-related decline in proprioception. Clin. Orthop. Relat. Res., (1984) **184**, 208-211.
- 8) Peterilla, R. J., Lattanzio, P. J., Nelson, M. G. Effect of age and activity on knee joint proprioception. Am. J. Phys. Med. Rehabil., (1997) **76**, 235-241.
- 9) Rberts, D., Ageberg, E., Andersson, G., Friden, T. Effects of short-term cycling on knee joint proprioception in healthy young persons. Am. J. Sports. Med., (2003) **31**, 990-994.
- 10) Boučt, V., & Gahéry, Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. Neurosci. Lett., (2000) **289**, 143-146.
- 11) Lephart, S. M., Giraldo, J. L., Borasa, P. A., Fu, F. H. Knee joint proprioception: a comparison between female intercollegiate gymnasts and controls. Knee. Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc., (1996) **4**, 121-124.
- 12) Lin, C. H., Lien, Y. H., Wang, S. F., Tsauo, J. Y. Hip and knee proprioception in elite, amateur, and novice tennis players. Am. J. Phys. Med. Rehabil., (2006) **85**, 216-221.
- 13) 金子文成, 木塚朝博, 速水達也, 横井孝志. 力平衡保持課題による感覚-運動連関機能評価の試み. 体力科学., (2004), **53**, 650.
- 14) 速水達也, 金子文成, 鈴木寛康, 横井孝志, 木塚朝博. 運動平衡保持法と位置・力の再現法による運動感覚評価の比較. 体力科学., (2005), **54**, 438.
- 15) 金子文成, 速水達也, 横井孝志, 木塚朝博. 能動的知覚に応じて出力する運動課題実施成績の評価指標に関する研究-反復練習効果の検出から-. 理学療法学., (2009), **36**, 9-17.
- 16) 速水達也, 金子文成, 木塚朝博. 運動経験による体性感覚-運動連関機能の相違. バイオメカニズム19., (2008), 47-56.
- 17) De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., Xenakis, A. P. Behaviour of human motor units in different muscle during linearly varying contractions. J. Physiol., (1982) **329**, 113-128.
- 18) Romaguere, P., Vedel, J. P., Pagni, S. Comparison of fluctuations of motor unit recruitment and de-recruitment thresholds in man. Exp. Brain. Res., (1993) **95**, 517-522.
- 19) Gorassini, M., Yang, J. F., Siu, M., Bennett, D. J. Intrinsic activation of human motoneurons: possible contribution to motor unit excitation. J. Neurophysiol., (2002) **87**, 1859-1866.
- 20) Kimura, T., Yamanaka, K., Nakazawa, K., Miyoshi, T., Akai, M., Ohtsuki, T. Hysteresis in corticospinal excitability during gradual muscle contraction and relaxation in humans. Exp. Brain. Res., (2003) **152**, 123-132.
- 21) Obhi, S. S., & Goodale, M. A. The effects of landmarks on the performance of delayed and real-time pointing movements. Exp. Brain. Res., (2004) **167**, 335-344.
- 22) Schmidt, R. A., Lee, R. D. Motor control and learning, 3rd, Ed., Human Kinetics, Champaign, IL, 1999.
- 23) Brindle, T. J., Uhl, T. L., Shapiro, R. The influence of external loads on movement precision during active shoulder internal rotation movements as measured by 3 indices of accuracy. J. Athl. Train., (2006) **41**, 60-66.
- 24) Burke, D., Hagbarth, K., Skue, F. N. Recruitment order of human spindle endings in isometric voluntary contractions. J. Physiol., (1978) **285**, 101-112.
- 25) Vallbo, A. B. Slowly adapting muscle receptors in man. Acta. Physiol. Scand., (1970) **78**, 315-333.
- 26) Vallbo, A. B. Human muscle spindle discharge during isometric voluntary contraction. Amplitude relations between spindle frequency and torque. Acta. Physiol. Scand., (1974) **90**, 319-336.

- 27) Lee, R. G., & Tatton, W. G. Motor responses to sudden limb displacements in primates with specific CNS lesions and in human patients with motor system disorders. *Can. J. Neurol. Sci.*, (1975) **2**, 285-293.
- 28) McCloskey, D. I. Kinesthetic sensibility. *Physiol. Rev.*, (1978) **58**, 763-820.
- 29) Shieppati, M., & Crenna, P. Excitability of reciprocal and recurrent inhibitory pathways after voluntary muscle relaxation in man. *Exp. Brain. Res.*, (1985) **59**, 249-256.
- 30) Xu, D., Hong, Y., Li, J., Chan, K. Effect of tai chi exercise on proprioception of ankle and knee joints in old people. *Br. J. Sports. Med.*, (2004) **38**, 50-54.
- 31) Pap, G., Machner, A., Nebelung, W., Awiszus, F. Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees. *J Bone Joint Surg Br.*, (1999) **81**, 764-768.
- 32) Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., Palm, M., Gilbertson, J., Staszak, P. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, (2003) **19**, 2-12.
- 33) Konradsen, L., Olesen, S., Hansen, H. M. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am. J. Sports. Med.*, (1998) **26**, 72-77.
- 34) Fu, A. S., & Hui-Chan, C. W. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am. J. Sports. Med.*, (2005) **33**, 1174-1182.