

〔論文〕

# 単純反応と自己ペース課題での両側上肢 屈曲運動時の姿勢筋の活動タイミング

清田 岳 臣  
Takeo Kiyota

藤原 勝 夫  
Katsuo Fujiwara

大阪総合保育大学  
児童保育学部

金沢学院大学  
スポーツ科学部

立位での両側上肢屈曲運動における局所筋の活動に対する姿勢筋の活動タイミングについて、単純反応と自己ペース課題の違いを検討した。被験者は、若年成人32名からなる。単純反応課題では、被験者は、ブザー音による合図の2-4秒後にランダムに提示される視覚刺激に反応して、両側の上肢を前方水平位に素早く屈曲した。自己ペース課題では、被験者は、ブザー音による合図の3秒以内に、自身のタイミングで両上肢の屈曲を開始した。両課題ともに、上肢の屈曲は、両側の上肢を速やかに最高速度で前方水平位まで屈曲させ、そののち、上肢の水平位置を2秒間保持させた。この試行は30秒間の休憩をはさんで10回行った。表面筋電図を用いて、三角筋前部線維(AD)に対する姿勢筋(前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋、大腿直筋、大腿二頭筋(BF)、腹直筋、脊柱起立筋(ES))の活動開始時間を分析した。姿勢筋がADよりも早く活動を開始する場合は先行活動とし、負の値で表した。ESとBFの先行活動は、自己ペース課題のほうが単純反応課題よりもより早くなった。立位での上肢屈曲運動時の姿勢筋の活動タイミングは、時間的制約という行為条件による影響を受けることが明らかとなった。

キーワード：予測的姿勢筋活動、筋電図、上肢運動、姿勢筋

## I. 緒言

立位で上肢を急速に動かす場合、立位姿勢を制御する下肢と体幹の姿勢筋が、上肢の局所筋より前に活動することが報告されている(Belen'kiĭ et al., 1967)。この姿勢筋の先行活動は、上肢運動による姿勢や平衡の乱れを緩和するための予測的姿勢制御であると、考えられている(El'ner, 1973; Friedli et al., 1984; Horak et al., 1984)。Aruin and Latash (1995)は、上肢運動と姿勢制御のプログラムが、完全に独立したものではなくシナジーを形成しており、そして、このシナジーは固定されたものではなく、状況に応じて変化するとされている。すなわち、姿勢のセットは内的と外的な条件によって変化する(Cordo and Nashner, 1982; Massion, 1992; De Wolf et al., 1998)。

成人の上肢屈曲運動時の姿勢筋の先行活動開始時間の条件による違いは、脊柱起立筋と大腿二頭筋に顕著に表れることが報告されている(Bouisset and Zattara, 1981; Friedli et al., 1984; De Wolf et al., 1998; Aruin and Latash, 1995; Fujiwara et al., 2003; Fujiwara et al., 2007)。一方、下腿三頭筋には、明確な先行活動が認められず、むしろ活動の抑制が生じると報告されている(Bouisset and Zattara, 1981; Friedli et al., 1984;

Fujiwara et al., 2007)。

このような姿勢筋活動様式は、上肢運動の力学的要因、行為条件、上肢運動開始直前にセットされた姿勢、および上肢運動時の姿勢運動様式などが影響することによって変化することが、多数報告されている(Friedli et al., 1984; Horak et al., 1984; Lee et al., 1987; Kasai and Taga, 1992; Fujiwara et al., 2001; Fujiwara, 2013)。なかでも行為条件に関して、姿勢筋の活動タイミングは単純反応課題よりも自己ペースおよび選択反応課題において、早いことが示されている(Massion, 1992; Benvenuti et al., 1997; De Wolf et al., 1998; Slijper et al., 2002)。

子どもを対象とした上肢屈曲運動時の姿勢筋の活動タイミングの研究では、反応課題での検討が主になされており(Girolami et al., 2010)、自己ペース課題との比較をした研究は認められない。本研究では、子どもを対象とした検討を念頭に置き、その予備的研究として、成人での多人数での測定を行い、先行研究の研究結果を追証するとともに、子どものデータと比較するための基準値を定めることを目的とした。

## II. 方法

### 1. 被験者

被験者は、成人 32 名からなる。被験者の年齢、身長、体重、足長の平均値（標準偏差）は、それぞれ 22.4 ± 3.8 歳、164.8 ± 8.5cm、60.0 ± 9.7kg、24.0 ± 1.6cm であった。全ての被験者は神経学および整形学的疾患を有していなかった。ヘルシンキ宣言に基づき、実験手順の説明を行った後、被験者からインフォームドコンセントを得た。

### 2. 実験装置

全ての測定は床反力計（OR6-6; AMTI, USA）上で実施した。床反力計は前後方向の足圧中心位置（CoP<sub>ap</sub>）を測定するために用いられた。モーメントの電気信号は、CoP<sub>ap</sub> 算出器へ送られ、次式が CoP<sub>ap</sub> を算出するために用いられた。

$$\text{CoP}_{\text{ap}} = \text{My}/\text{Fz}$$

ここにおいて、My は矢状面におけるモーメントであり、Fz は垂直成分である。CoP<sub>ap</sub> データは、CoP 位置検出器（16F1787; FT ラボ, Japan）に送られた。局所筋に対する姿勢筋のバースト活動の開始タイミングは、上肢運動直前の CoP<sub>ap</sub> 位置の影響を受けることが報告されている（Fujiwara et al., 2003）。安静立位姿勢（QSP）時の CoP<sub>ap</sub> 位置をブザー音で表すために CoP 位置検出器を使用した。CoP<sub>ap</sub> が被験者の平均的な QSP 位置の ± 1.0cm 以内に位置した時にブザーが鳴るように設定した。五島（1986）は、60 秒間の静止立位時の CoP<sub>ap</sub> 動揺の SD は、正常な被験者（平均年齢 20 歳）で約 0.5cm であったと報告している。したがって、安静立位時の CoP<sub>ap</sub> 動揺の範囲を 2SD に対応する 1.0cm に定めた。

表面筋電図（EMG）を記録するために、粘着性のゲルのついた銀-塩化銀表面電極（直径 30mm、記録部分の直径 13mm、P-00-S; Ambu, Denmark）を用いた。以下の筋に、表面電極を双極配置で取り付けられた：局所筋として三角筋前部線維（AD）、姿勢筋として臍の高さでの腹直筋（RA）、脊柱起立筋（ES）、下前腸骨棘と膝蓋骨上縁の midpoint での大腿直筋（RF）、坐骨結筋と腓骨頭の midpoint での大腿二頭筋長頭（BF）、前脛骨筋（TA）、腓腹筋内側頭（GcM）、およびヒラメ筋（SOL）。いずれも身体の左側の筋とした。電極配置は、筋腹の中央とした。各筋に対し、除毛しアルコールで皮膚を清潔にした後で、電極間距離 3 cm にて長軸方向に沿って電極を取り付けた。電極の入力抵抗は 5 kΩ 以下とした。電極からの信号は、EMG アンプ（BIOTOP-6R12; NEC-Sanei, Japan）を用いて増幅し（× 4000）、バンドパスフィル

ター（1.6-500Hz）を通した。

上肢屈曲運動の終了時点を調べるために、小型の単方向加速度計（AS-5GM; KYOWA, Japan）を用いて加速度を記録した。その加速度計は、感度が矢状面に沿うように、被験者の左手関節の背側表面にテープで取り付けられた。

直径 5 mm の発光ダイオード（LED）を、被験者の目の高さで前方 1.5m の距離に設置した。LED は、試行中の固視点および各試行の開始と終了の合図として用いた。

後の分析のために、床反力計、EMG アンプ、および加速度計からの信号は、A/D 変換機（ADA16-32/2 (CB) F; Contec, Japan）を介して、16 ビットの分解能、1 KHz でコンピュータ（DIMENSION E521, Dell Japan, Japan）に送られた。これらの信号は、Vital Recorder II（Kissei Comtec, Japan）を用いて記録された。

### 3. 実験手順

全ての測定は、床反力計上にて、被験者が裸足で足の内側を 10cm 平行に開いて立った状態で実施した。被験者は両上肢を下垂し、出来るだけ肩の筋の力を抜いたままのように指示された。オシロスコープ（IWATSU, Japan）で AD の EMG の活動がないことを確かめた。QSP 時の 10 秒間の CoP<sub>ap</sub> 位置の測定を、測定間に座位での 30 秒間の休憩を挟み、全部で 5 回実施した。その後、5 回の平均値を被験者の QSP 時の CoP<sub>ap</sub> 位置の代表値として採用した。

次に自己ペースまたは単純反応課題での両側上肢屈曲運動の試行を行った。課題順序は、半数の被験者は自己ペース課題から、残りは単純反応課題から実施した。上肢屈曲運動は、両上肢を大腿前面に軽く接触させて立位を保持した状態から始めた。各課題で、被験者は QSP 時の CoP<sub>ap</sub> 位置を知らせるブザーがなる中で最低 3 秒間 CoP<sub>ap</sub> 位置を保ち、その後、検者がブザーを止めた。そして、自己ペース課題では検者の合図の 3 秒以内に、自身のタイミングで両上肢の屈曲を始めた。単純反応課題では、検者の合図の後 2 - 4 秒のランダムな時間間隔で点灯する LED に反応して両上肢の屈曲を行った。上肢の屈曲は、両側の上肢を速やかに最高速度で前方水平位まで屈曲させ、その後、上肢の水平位置を 2 秒間保持させた。この試行は 30 秒間の休憩をはさんで 10 回行った。測定に先立ち、5 回の練習試行を行い、被験者が運動課題を理解していることを確認した。上肢運動直前の CoP<sub>ap</sub> 位置が QSP 時の動揺範囲を超えた試行は除外した。

#### 4. データ分析

コンピュータの画面上で、1試行ごとにEMGを分析した。心電図と運動に関連したアーチファクトを除去するために、EMGには7次のバナーワースフィルターを用いてハイパスフィルター（40Hz）をかけ、次いで全波整流した。各試行における局所筋と姿勢筋のEMGバースト活動の時間経過は、以下のように分析した。

上肢は被験者の体側下垂位にあったため、バースト活動開始前のADの背景筋活動は極めて小さかった。

そのため、ADのバースト活動開始時点（D0）は視察によって同定した。中潜時伸張反射時間（Diener and Dichgans, 1986）と多くの反応時間の研究（Welford, 1980）を参考に、AD反応時間が100ms（中潜時伸張反射時間の上限）から500ms（平均反応時間（350ms）+ 3SD（約50ms × 3 = 150ms））の範囲を逸脱する試行を除外して、以下の筋活動を分析した。

上肢屈曲運動時の姿勢筋のバースト活動の開始時点について次のように分析した（図1）。D0の-150msか

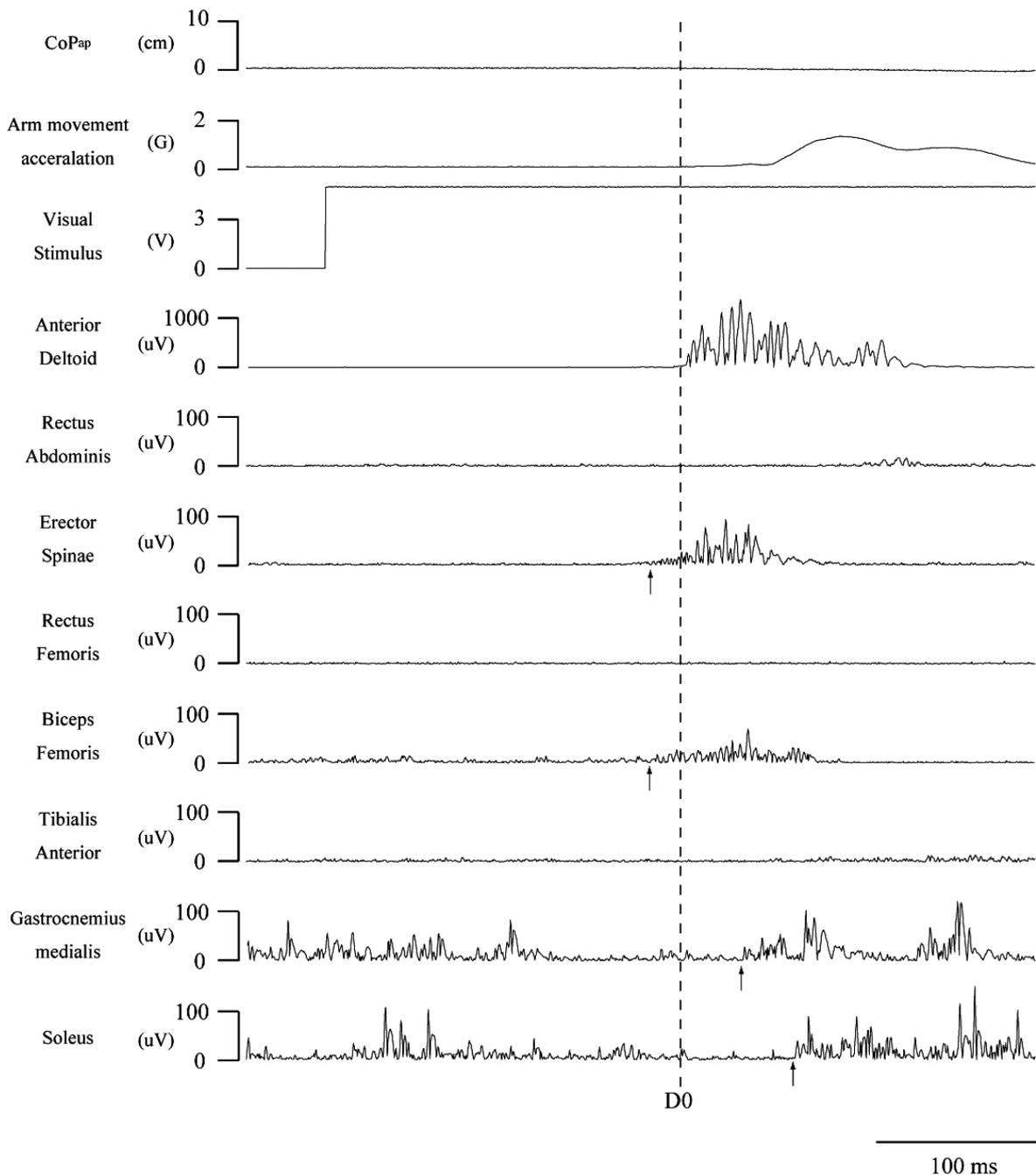


図1. 上肢屈曲運動時の姿勢筋のバースト活動の開始時点の分析

単純反応課題時の波形を示している。D0は三角筋の活動開始時点を示す。矢印は、姿勢筋の活動開始時点を示す。姿勢筋のバースト活動開始からD0までの時間差を、姿勢筋の活動開始時間として算出した。

ら + 100ms までの区間において、最低 50ms 以上続く EMG バースト活動の包絡線を視察によって同定した。背景筋活動が多く、視察が困難な場合には、バースト活動が QSP 時の姿勢筋活動の平均値 + 2SD を超えた時点を姿勢筋のバースト活動開始時点と定義した。姿勢筋のバースト活動開始が認められた場合に、そのバースト活動開始から D0 までの時間差を、姿勢筋の活動開始時間として算出した。姿勢筋の活動開始時間は、姿勢筋のバースト活動開始が D0 よりも早い場合を負の値で、遅い場合を正の値で示した。なお、姿勢筋のバースト活動が認められた割合を姿勢筋の活動率として算出した。

D0 を上肢運動の開始時点とし、上肢運動の停止時点までの時間差を求め、上肢運動時間とした。上肢運動の停止時点は、加速度計による加速度曲線を参考に、AD の第 2 バースト活動の終了時点として定めた。EMG および加速度の分析は BIMTAS II (Kissei Comtec, Japan) を用いて行った。

### 5. 統計解析

正規性の判定をするために Shapiro-Wilk's test を、等分散の判定をするために Levene's test を実施した。上肢屈曲運動時の姿勢筋の活動率に対する筋の影響を検討するために、一元配置分散分析を行った。分散分析により有意差が示された場合には Tukey HSD 法による多重比較検定を行った。各姿勢筋の活動開始時間、活動率、および上肢運動時間に対する行為条件の影響を検討

するために、Paired *t*-test を行った。AD の活動開始時間と各姿勢筋の活動開始時間、および各姿勢筋の活動率が 100% と有意に異なるかどうかを検定するために、Bonferroni 補正を処した一標本 *t* 検定を行った。姿勢筋の活動開始時間と上肢運動時間との相関関係を検討するために、Pearson の相関係数を用いた。有意水準は、 $p < 0.05$  とした。全ての統計処理は、SPSS 21.0J (IBM, Japan) を用いて行った。

### III. 結果

姿勢筋の活動率は、両行為条件で筋による違いが認められた (単純反応課題:  $F_{6,186} = 338.2, p < 0.05$ ; 自己ペース課題:  $F_{6,186} = 175.39, p < 0.05$ ; 図 2)。身体前面筋である RA、RF、TA は、身体後面筋である ES、BF、GcM、SOL よりも活動率が顕著に低く、100% との有意差も認められ ( $ps < 0.05$ )、両行為条件ともに 20% を下回った。後面筋の ES と BF の活動率は、100% と差が認められなかったが、GcM と SOL では、100% より活動率が小さかった ( $ps < 0.05$ )。行為条件間での活動率の違いは認められなかった。

姿勢筋の活動開始時間については、高い活動率を示した身体後面筋を対象に分析を行った (図 3)。両行為条件ともに、いずれの筋においても D0 との有意差が認められ、ES と BF は、AD よりも先行して活動し ( $ps < 0.001$ )、GcM と SOL は遅延して活動した ( $ps < 0.001$ )。

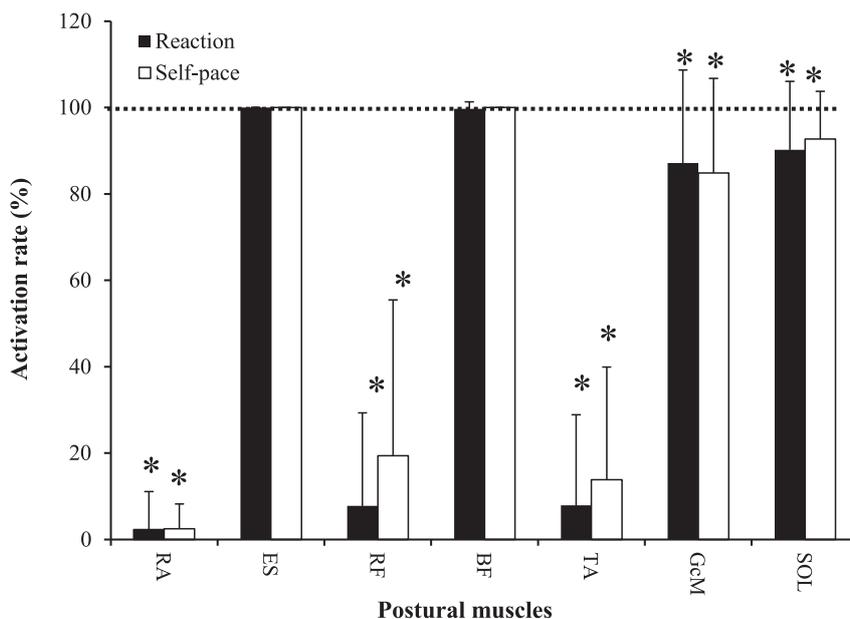


図 2. 上肢屈曲運動時の姿勢筋活動率

RA: 腹直筋、ES: 脊柱起立筋、RF: 大腿直筋、BF: 大腿二頭筋、TA: 前脛骨筋、GcM: 腓腹筋、SOL: ヒラメ筋。  
\*は 100% との有意差を示す。

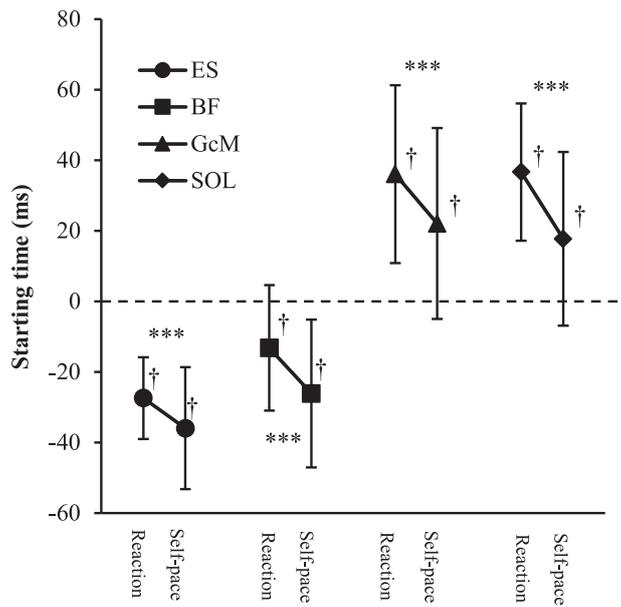


図3. 身体背面の姿勢筋の筋活動開始時間

ES: 脊柱起立筋、BF: 大腿二頭筋、GcM: 腓腹筋、SOL: ヒラメ筋。  
 \*\*\*は単純反応課題と自己ペース課題との有意差を示す。  
 †は三角筋の活動開始時点(0ms)との有意差を示す。

姿勢筋の活動開始時間には、行為条件間で有意差が認められ、いずれの筋も自己ペース課題のほうが、単純反応課題よりも先行して活動が認められた ( $p < 0.001$ )。

上肢運動時間は、行為条件間で有意差が認められ、自己ペース課題のほうが単純反応課題よりも長かった ( $p < 0.001$ )。上肢屈曲運動時の姿勢筋活動開始時間と上肢運動時間との間には、有意な相関関係は認められなかった (ES:  $r = -0.20$ , BF:  $r = -0.12$ , GcM:  $r = 0.05$ , SOL:  $r = 0.02$ )。

#### IV. 考察

両側上肢屈曲運動時の姿勢制御において、姿勢筋の活動タイミングが上肢運動の力学的要因、行為条件、上肢運動前の姿勢セットなどの影響を受けることが報告されている (Fujiwara, 2013)。本研究では、上肢運動の力学的要因を表す指標として、上肢運動時間を解析した。本結果において、上肢屈曲運動時の姿勢筋活動開始時間と上肢運動時間との間には、有意な相関関係は認められなかった。したがって、姿勢筋の活動タイミングに対する上肢運動の力学的要因の影響は認められないと考えられる。また、本研究では、上肢運動前の  $CoP_{ap}$  位置が、各被験者の QSP 時の  $CoP_{ap}$  位置となるように、 $CoP_{ap}$  位置を統制したうえで上肢屈曲運動課題を実施している。したがって、上肢運動前の姿勢セットの違いは、行為条件間で認められないと考えられる。そこで本研究で

は、予測的姿勢筋活動に対する行為条件の影響に焦点を当てて考察する。

本結果において、自己ペース課題と単純反応課題時の ES の活動開始時間は、それぞれ  $-36.0 \pm 17.3ms$  と  $-27.4 \pm 11.5ms$  であり、BF のそれは、それぞれ  $-26.1 \pm 11.5ms$  と  $-13.2 \pm 17.8ms$  であった。先行研究では、自己ペース課題と単純反応課題時の ES の活動開始時間の平均値は、それぞれ約  $-40ms$  と  $-35ms$  であり、BF のそれらは、それぞれ約  $-30ms$  と  $-20ms$  であった (Fujiwara et al., 1999; Fujiwara et al., 2003; Fujiwara et al., 2007; Fujiwara and Yaguchi, 2013)。これらの値は、極めて類似しており、先行研究の結果を追証できたことを示している。したがって、上肢屈曲運動時の ES と BF の活動開始時間における成人の基準値として、これらのデータは適切であるといえよう。

ES と BF の姿勢筋活動開始時間において、自己ペース課題のほうが、単純反応課題よりも先行活動がより早くなった。ES の活動開始時間は、単純反応課題の場合、反応刺激は予測できないランダムなタイミングで提示され、姿勢外乱に対する準備が困難になる。一方、自己ペース課題の場合、上肢運動を彼ら自身のペースで実行し、上肢運動には関連する姿勢外乱に対して十分な準備が可能である。すなわち、自己ペース課題では、反応課題に比して、上肢運動を開始するための時間的制約が少ないことを示している。これは姿勢セットのための時間が十分にあったことを示唆する。Cord and Nashner

(1982) は、意図的な運動と姿勢制御の間の時間配列と利得関係について、機能的モデルを提示した。彼らは、意図的な運動と姿勢制御の駆動のための時間的および量的な調節が、姿勢制御準備器からの信号によって影響をうけることを示唆している。その準備器は脳幹が中心に考えられている。本研究における両課題の ES と BF の姿勢筋活動開始時間の違いは、姿勢制御準備器に関わる中枢神経系の処理過程の違いによるのかもしれない。これについては、今後の検討課題である。

身体の前で上肢を吊り下げて肘を屈曲した姿勢で上肢屈曲運動を行った先行研究では、筋の活動タイミングは自己ペース、オドボール、単純反応課題の順に早かったことが報告されており (Fujiwara et al., 2011)、これは本研究の結果と類似していた。同研究において、自己ペース課題における姿勢制御の焦点は、上肢運動に伴う姿勢外乱を減らすことと、下肢筋の活動を早めることであったことが示唆されている。本研究では、自己ペース課題において、主たる制御対象である ES と BF の先行時間をより早くすることで、姿勢外乱を緩衝したものと考えられる。一方、前述の先行研究では、単純反応課題での上肢屈曲運動時の AD 反応時間や CoP<sub>ap</sub> の移動量の結果から、単純反応課題では、刺激に早く反応することが姿勢の安定性の維持よりも強調された可能性が示唆されている (Fujiwara et al., 2011)。これは本研究でも同様であったと考えられる。

AD に対する GcM と SOL の先行活動は認められなかった。成人において、同様の筋活動の特徴が存在することが報告されてきた (Bouisset and Zattara, 1981; Friedli et al., 1984)。本研究で用いた下垂位からの上肢屈曲運動では、その外乱の作用が局所運動部位である上肢の近傍で質量の大きい体幹へ最初に加わるため、ES と BF の先行活動によりこの体幹部への姿勢外乱を緩衝することが重要であろう。圧中心の前方変位を制限して、足関節の制御に焦点をあてた場合には、下垂位からの上肢屈曲運動であっても、下腿筋の先行活動が認められている (Fujiwara and Yaguchi, 2013)。行為条件にかかわらず、本研究の上肢屈曲運動課題では、姿勢外乱の緩衝のための GcM と SOL の先行活動の必要性が低かったと考えられよう。

本研究の結果、上肢屈曲運動時の予測的姿勢筋活動の成人の基準値を得ることができた。今後、子どものデータとの比較検討を行う予定である。

## V. 結論

立位での上肢屈曲運動時の姿勢筋活動の活動率は、身

体の後面筋のほうが前面筋よりも高く、ES と BF では約 100% の値を示した。AD に対する ES と BF の先行活動は、自己ペース課題のほうが単純反応課題よりもより早かった。立位での上肢屈曲運動時の姿勢筋の活動タイミングは、時間的制約という行為条件による影響を受けることが明らかとなった。

## 文献

- Aruin, A.S., Latash, M.L. (1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*, 103, 323-332.
- Belen'kii, V.E., Gurfinkel', V.S., Pal'tsev, E.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12, 135-141.
- Benvenuti, F., Stanhope, S.J., Thomas, S.L., Panzer, V.P., Hallett, M. (1997). Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. *Brain Res*, 761, 59-70.
- Bouisset, S., Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci lett*, 22, 263-270.
- Cordo, P.J., Nashner, L.M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol*, 47, 287-302.
- De Wolf, S., Slijper, H., Latash, M.L. (1998). Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Exp Brain Res*, 121, 7-19.
- Diener, H.C., Dichgans, J. (1986). Long loop reflexes and posture. In: Bles, W., Brandt, T. (eds) *Disorders of posture and gait*, Elsevier, pp.41-51.
- El'ner, A.N. (1973). Possibilities of correcting the urgent voluntary movements and the associated postural activity of human muscles. *Biofizika*, 18, 907-911.
- Friedli, W.G., Hallett, M., Simon, S.R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 47, 611-622.
- Fujiwara, K., Toyama, H., Asai, H., Kunita, K., Miyaguchi, A. (1999). Postural movement pattern and muscle action sequence associated with rapid bilateral-arm-raise in standing. In: 14th Japanese Society of Biomechanics Conference (ed) *Outlines of Biomechanics Research*, pp.138-142.
- Fujiwara, K., Toyama, H., Kunita, K., Asai, H., Miyaguchi, A. (2001). Modality of postural movement in men and women with both arms flexed during standing. *Percept Mot Skills*, 93, 611-625.
- Fujiwara, K., Maeda, K., Toyama, H. (2003). Influences of illusionary position perception on anticipatory postural control associated with arm flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, 13, 509-517.
- Fujiwara, K., Maeda, K., Kunita, K., Tomita, H. (2007). Postural movement pattern and muscle action sequence associated

with self-paced bilateral arm flexion during standing. *Percept Mot Skills*, 104, 327-334.

Fujiwara, K., Yaguchi, C., Shen, X., Maeda, K., Mammadova, A. (2011). Activation timing of postural muscles during bilateral arm flexion in self-timing, oddball and simple-reaction tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 21, 595-601.

Fujiwara, K. (2013). Anticipatory postural control during arm movements and floor translation. *J Phys Fitness Sports Med*, 2, 155-161.

Fujiwara, K., Yaguchi, C. (2013). Effects of limiting anterior displacement of the center of foot pressure on anticipatory postural control during bilateral shoulder flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, 23, 1460-1466.

Girolami, G.L., Shiratori, T., Aruin, A.S. (2010). Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Exp Brain Res*, 205, 153-165.

五島桂子 (1986). 重心動揺検査の検討－コンピュータ分析における検査項目と正常域－. *Equilibrium Res*, 45, 368-387.

Horak, F.B., Esselman, P., Anderson, M.E., Lynch, M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 47, 1020-1028.

Kasai, T., Taga, T. (1992). Effects of varying load conditions on the organization of postural adjustments during voluntary arm flexion. *J Mot Behav*, 24, 359-365.

Lee, W.A., Buchanan, T.S., Rogers, M.W. (1987). Effects of arm

acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res*, 66, 257-270.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*, 38, 35-56.

Slijper, H., Latash, M.L., Mordkoff, J.T. (2002). Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Res*, 924, 184-197.

Welford, A.T. (1980). Relationships between reaction time and fatigue, stress, age and sex. In: Welford, A.T. (ed) *Reaction times*, Academic press, pp.321-354.

#### 謝辞

本研究は JSPS 科研費 19K11589 の助成を受けたものです。

#### 利益相反

本研究に関して開示すべき利益相反関連事項はない。

#### 《連絡先》

清田 岳臣  
〒 546-0013 大阪市東住吉区湯里 6 丁目 4-26  
大阪総合保育大学  
E-mail : t-kiyota@jonan.ac.jp

## Activation Timing of Postural Muscles During Bilateral Arm Flexion in Simple-Reaction and Self-Timing Tasks

Takeo Kiyota<sup>1)</sup> and Katsuo Fujiwara<sup>2)</sup>

1) *Department of Child Care and Education, Osaka University of Comprehensive Children Education*

2) *Department of Sports Science, Kanazawa Gakuin University*

The difference between simple-reaction and self-timing tasks in the activation timing of postural muscles to the focal muscle for bilateral arm flexion during standing was investigated. The participants were 32 young adults. In the self-timing task, within 3 s of cessation of a buzzing sound, subjects initiated bilateral arm flexion at their own pace. In the simple-reaction task, subjects initiated arm flexion in response to a visual stimulus that was randomly presented at 2–4 s from the cessation of a buzzing sound. In both tasks, the participants were instructed to flex the arms at maximum speed, stop voluntarily at the shoulder level, and maintain this position for 2 s before returning to the starting position. An experimental block consisted of 10 trials with a 30-s rest period between trials. On surface electromyography, the duration from burst onset of the postural muscles to that of a focal muscle (anterior deltoid [AD]) was measured as the starting time of the postural muscles (rectus abdominis, erector spinae [ES], rectus femoris, biceps femoris [BF], tibialis anterior, gastrocnemius medialis, and soleus). The starting time was presented as a negative value when the burst onset of the postural muscles preceded that of AD, which was defined as preceding activation. Significant preceding activation of ES and BF to the burst onset of AD was shown in both tasks. The starting time of ES and BF in the self-timing task was earlier than that in the simple-reaction task. It was shown that the activation timing of postural muscles during arm flexion is affected by time constraints.

**Key words** : anticipatory postural control, arm movement, postural muscle, electromyogram