

上肢拳上動作に伴う姿勢筋の連合反応

—運動負荷の有無による影響—

川西 正行*・笠井 達哉**・矢作 晋***

The organization of postural adjustments during voluntary arm flexion

—Effects of with or without load conditions—

Masayuki Kawanishi, Tatsuya Kasai and Susumu Yahagi

Abstract

The purpose of the experiment reported here was to further clarify effects of arm flexion on anticipatory postural adjustments. To accomplish the aim, we compared EMG activity changes in the postural muscle between with or without load conditions. The timing of EMG activities of postural muscle (ipsilateral biceps femoris; BFi, contralateral biceps femoris; BFc, ipsilateral soleus; SOLi) related to associated postural adjustments was modified by with or without load on the arm. Under the condition with load (L+) latencies of preceding EMG activities (EMG activities of BFi) were shorter than those under the condition without load (L-). Durations of BFi discharge in L+ were longer than those in L-. Differences between EMG onsets of BFi and those of BFc in L+ were longer than those in L-. Durations of silent phase (SOLi) in L+ were longer than those in L-. Furthermore, H-reflexes were inhibited during silent phases in both conditions. However, amount of H-reflex inhibition was smaller in L+ than in L-. In addition, knee joint movements during arm flexion were smaller in L+ than in L-. Therefore, it was suggested that changes of EMG activity of postural muscle and H-reflex inhibition between L- and L+ were closely connected with variable knee joint movements which inevitably occurs to arm flexions under conditions with or without load.

Key word : anticipatory postural adjustment, load, arm flexion, H-reflex

はじめに

立位姿勢で四肢の急速な随意運動を遂行する時、姿勢筋の筋放電も同時に観察される。このような姿勢筋の筋放電のうち、四肢の随意運動の遂行に関わる筋活動に先行して、姿勢筋に筋放電が観察される (Belen'kii et al. 1967; Lee, 1980; Cordo & Nashner, 1982; Friedli et al. 1984; 小宮山と笠井, 1989)。この随意運動の開始に先行する姿勢筋の活動は、随意運動が遂行された結果姿勢筋が影響を受けたことによる筋放電ではなく、随意運動の遂行に伴う姿勢の乱れを脳が事前に予測した結果だと考えられている。すなわち、随意運動に先行して姿勢筋を事前に活動させることによって、姿勢の乱れの影響を小さくする目的を持った運動指令を、随

* 広島文教女子大学, ** 広島大学, *** 広島修道大学

意運動の指令とは別個に、脳が姿勢筋に発している結果だと考えられている (Man'kovskii et al. 1980; Gahery, 1987; Massion, 1992; 河合ら, 1992; Woollacott & Manchester, 1993; Kasai & Kawai, 1994)。そこで、これらの事実を手がかりに、様々な随意運動の遂行に伴って姿勢筋の活動様相がどのように影響されるかを明らかにすることは、我々の随意運動のメカニズムを知るうえで極めて重要な課題であると考えられる。すなわち、随意運動の遂行に伴う環境条件の変化が、姿勢調節機構にどのような影響を与えるかを解析することは、我々の姿勢調節に伴う随意運動のメカニズムを知ることにつながるからである。

本報告では、上肢挙上動作を反応時間課題で行わせ、姿勢筋の筋放電様相が運動負荷の有無によってどのような変化を示すかを検討した。同様の条件下で調べた Kasai & Taga (1992) の報告では、運動負荷のある場合は運動負荷のない場合に比べて、同側大腿二頭筋の先行筋放電潜時は短縮し、同側と対側の大腿二頭筋の筋放電開始の潜時差が長くなることがわかっている。今回はこれらの報告の確認を行うと同時に、同側の大腿二頭筋の筋放電持続時間の変化と、立位姿勢保持に主に働くヒラメ筋の変化について、その運動神経生理学的機序について解析した。

方 法

1. 実験 1：上肢挙上随意反応動作に伴う姿勢筋筋放電の時間的变化

被験者は、健康な成人男子 9 名 (年齢 19~49 歳) であった。運動課題は、単純反応条件下での上肢挙上動作であった。被験者は、上肢を脱力し、体幹に沿って垂直に下ろした立位安静姿勢から、予告信号後に呈示される反応信号に対し、素早く上肢挙上動作を行い、予め決められた目標の位置に上肢を合わせて静止するよう教示された (図 1 A)。運動負荷のある場合は、3 Kg のダンベルを負荷として用い同様の条件下で実施した。各条件とも 20~40 試行を行い、その結果を解析の対象とした。

筋電図は、上肢挙上動作を行う側の三角筋前部 (Anterior Deltoid: AD)、同側の大腿二頭筋 (Biceps Femoris ipsilateral: BFi)、対側の大腿二頭筋 (Biceps Femoris contralateral: BFc) および同側のヒラメ筋 (Soleus ipsilateral: SOLi) から、双極表面誘導法により時定数 0.03 秒、ハイカット・フィルター 3 kHz で生体増幅器 (日本電気三栄製, 1253A) により増幅し、Wave Master II (カノープス社製) により記録した (図 1 B)。筋電図の記録は、サンプリング周波数 5 kHz で A/D 変換し、PC-9801VX (NEC 製) で画像表示した。この画像より AD, BFi および BFc の潜時と SOLi に出現する筋放電休止期 (Silent Phase: SP) を計測した (図 1 B の ▲印参照)。また、3 名の被験者には、上肢挙上動作を行う側の膝の内側に加速度計を装着し、上肢挙上動作に伴う膝関節の動きを記録した。

2. 実験 2：ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性変化

被験者は健康な成人男子 8 名であった。運動課題と条件は実験 1 と同様であった。運動課題遂行中にヒラメ筋 H 反射を記録するために、右脛骨神経を膝窩部にて 1 ms の矩形波で電気刺激した。刺激強度は最大 H 波の約 70% を用いた。この条件下では M 波も同時に出現しており、この M 波の変化をモニターしながら、電気刺激条件が常に一定となるように刺激条件をコントロールした。H 波は反応刺激呈示からランダムな時間間隔で記録した。記録した H 波は、三角筋前部の筋放電開始時点を上肢挙上動作の動作開始時点 (随意運動の開始時点) として、この時点を基準に時間軸上にその振幅をプロットした。この時、反応動作を行わなかった時の H 波をコントロール H 波として、これを 100% とし、その相対値を用いて表示した。

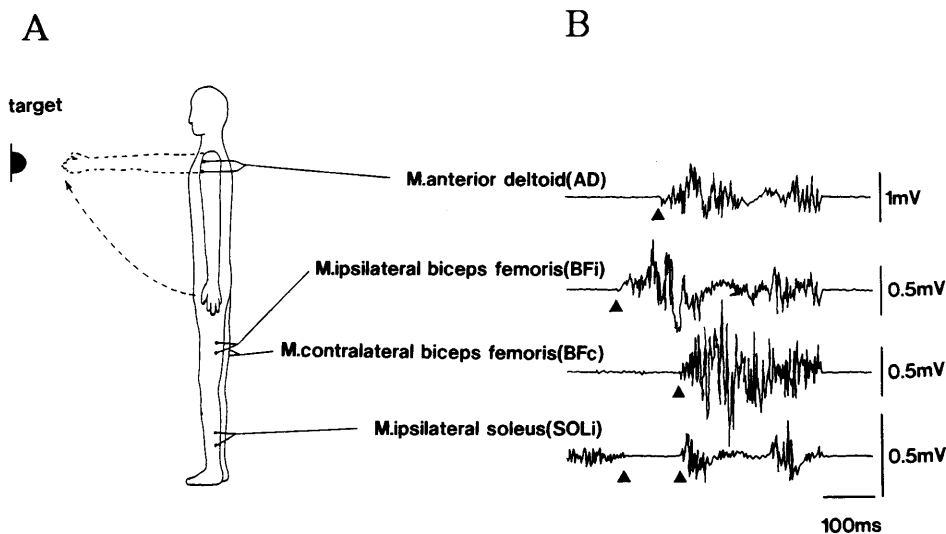


図1 A; 上肢挙上動作の模式図と筋放電を記録した部位。B; 上肢挙上動作時の筋電図記録例。上から挙上動作を行った側の三角筋前部 (AD), 同側の大腿二頭筋 (BFi), 対側の大腿二頭筋 (BFc) および同側のヒラメ筋 (SOLi) の筋電図記録。図中の黒三角印は, AD, BFi 及び BFc では筋放電開始時点を示し, SOLi では筋放電休止期を示している。

結 果

1. 運動負荷の有無による姿勢筋筋放電の時間的变化

最初に随意運動の遂行に際し, 運動負荷の有無が姿勢筋の筋放電にどのような影響を引き起こすかを解析した。図2は, 運動負荷のない場合とある場合の代表的な筋電図の記録例であるが, これより, 次の4つの観点から解析した。1つ目は, 随意運動として行う上肢挙上動作の動作開始時点 (三角筋前部の筋放電開始時点) とそれに先行して放電を開始する同側の大腿二頭筋の潜時差 (先行筋放電潜時) に注目した (図2の図中 A)。2つ目は, 同側の大腿二頭筋の筋放電持続時間に注目した (図2の図中 B)。3つ目は, 同側と対側の大腿二頭筋の潜時差に注目した (図2の図中 C)。4つ目は, 同側のヒラメ筋の筋放電休止期の持続時間に注目した (図2の図中 D)。図2の実際の筋電図記録から, 同側大腿二頭筋の先行筋放電時間は, 運動負荷のある場合はない場合に比べて短縮していた。同側大腿二頭筋の筋放電持続時間は, 運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなっていた。同側と対側の大腿二頭筋の潜時差は, 運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなっていた。ヒラメ筋の筋放電休止期は, 運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなっていた。

そこで, これらの変数についてすべての被験者の平均値と標準偏差を計算した結果が, 図3である。A は同側大腿二頭筋の先行筋放電の結果を示したものである。運動負荷のある場合はない場合に比べて有意に短くなった ($p < 0.05$)。C は同側と対側の大腿二頭筋の潜時差の結果を示したものである。運動負荷のある場合はない場合に比べて有意に長くなった ($p < 0.01$)。これらの結果は Kasai & Taga (1992) の報告と同様であった。B は同側大腿二頭筋の筋放電持続時間の結果を示したものである。運動負荷のある場合はない場合に比べて有意に長くなった ($p < 0.01$)。D はヒラメ筋の筋放電休止期の変化を示したものである。運動負荷のある場合は運動負荷のない場合に比べて筋放電休止期は有意に長くなった ($p < 0.05$)。したがって, 4

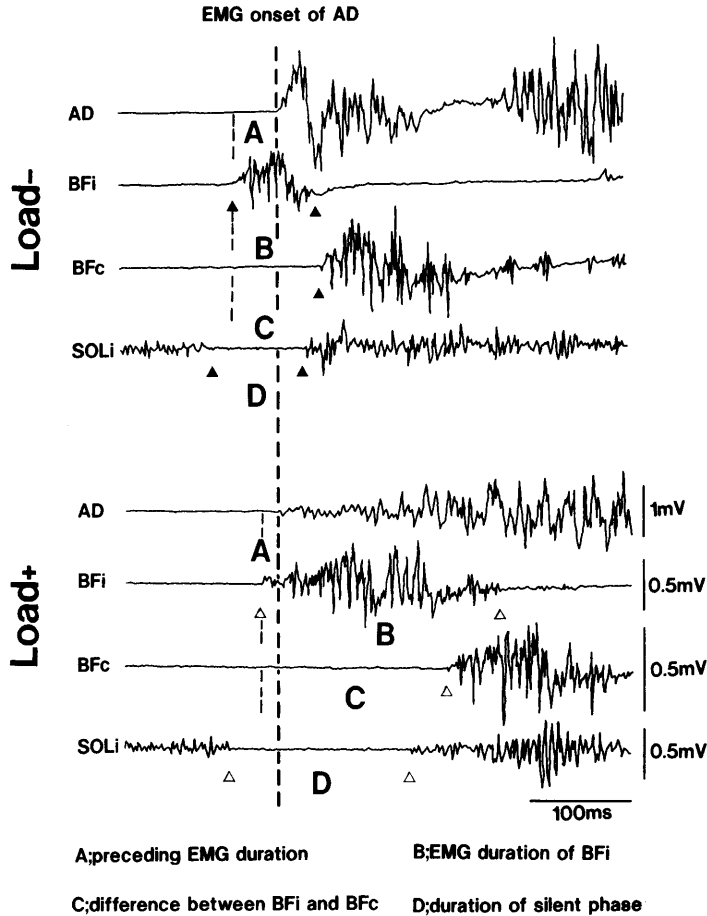


図2 運動負荷のない場合とある場合の上肢挙上動作時の代表的な筋電図の記録例。上段が運動負荷のない場合、下段が運動負荷のある場合の例を示す。縦の点線は、運動負荷のない場合とある場合での上肢挙上動作の主動筋であるADの筋放電開始時点を示す。両者とも上から順にAD、BFi、BFc及びSOLiの筋電図である。図中のAはBFiの先行筋放電時間を示しており、運動負荷のある場合はない場合に比べて短くなったことを示している。BはBFiの筋放電持続時間を示しており、運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなったことを示している。CはBFiとBFcの潜時差を示したもので、運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなったことを示している。Dはヒラメ筋の筋放電休止期で、運動負荷のある場合はない場合に比べて長くなったことを示している。

つの観点からみた姿勢筋の時間的変化は、運動負荷のない場合とある場合の間ですべて有意な差が認められた。

2. ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性変化

運動肢の運動負荷の有無によって生じた姿勢筋の変化が、運動神経生理学的違いの何を意味しているかを検討する目的で、2条件下におけるヒラメ筋運動ニューロンの興奮性の変化を調べた。

図4は、ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性変化を検討するために、随意運動の開始時点を揃えて、H波の振幅変化をプロットした代表例である。Aはすべてのデータを記録した時間軸

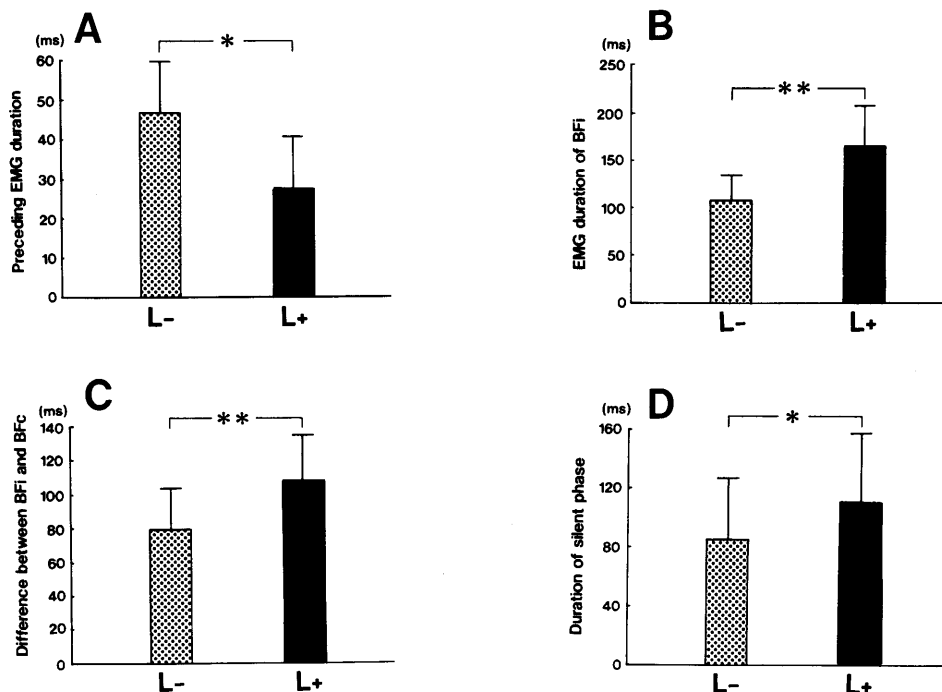


図3 運動負荷のない場合とある場合の上肢挙上動作の遂行に伴う姿勢筋の筋放電開始および持続時間の変化を全被験者(9名)の平均値と標準偏差で示す。縦軸は時間量をmsで示し、横軸はL-が運動負荷のない場合、L+が運動負荷のある場合である。AはBFiの先行筋放電、BはBFiの筋放電持続時間、CはBFiとBFcの潜時差、Dはヒラメ筋の筋放電休止時間を示している。A、B、C及びDともに、運動負荷のない場合とある場合の間で有意な差が認められた。**: 1%, *: 5%水準で有意差のあることを示す。

上に、その振幅値をプロットしたものである。Bは時間軸と振幅の両者をそれぞれ5点移動平均法で平滑化して示したものである。この結果より、運動負荷のない場合は上肢挙上動作開始前後で大きな抑制が観察された。それに反し、運動負荷のある場合には運動負荷のない場合に比べて抑制量は減少し、上肢挙上動作開始後の抑制の持続時間が長くなっていた。

図5は、図4で認められたH波の抑制現象を簡略化して示すために、全被験者の結果を30ms間隔で区切り、その区間のH波の平均値と標準偏差を計算して示したものである。図4の結果と同様、全体的には運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて、上肢挙上動作開始付近での抑制量は小さくなり、その抑制の持続時間は長くなった。運動負荷のない場合には、上肢挙上動作開始のおよそ15ms前から15ms後までに大きな抑制が認められた。それに比べて運動負荷のある場合には、上肢挙上動作開始のおよそ15ms前から抑制が出現するが、運動負荷のない場合ほどその抑制量は大きくなく、上肢挙上動作開始のおよそ15ms後では、両者の抑制量には有意な差が認められた($p < 0.05$)。さらに、運動負荷のある場合は、抑制の持続時間が上肢挙上動作開始のおよそ75ms後まで持続していた。

このような筋放電とH波の結果の違いが、運動負荷のない場合とある場合の姿勢調節機構の関与の仕方の何を意味しているかを検討するために、運動の遂行に伴う膝関節の動きを加速度として捉え、筋電図と同時に記録した結果が図6である。運動負荷のない場合は、上肢挙上動作開始直後から膝関節は前方向へ大きく動くことがわかった。それに反して、運動負荷のあ

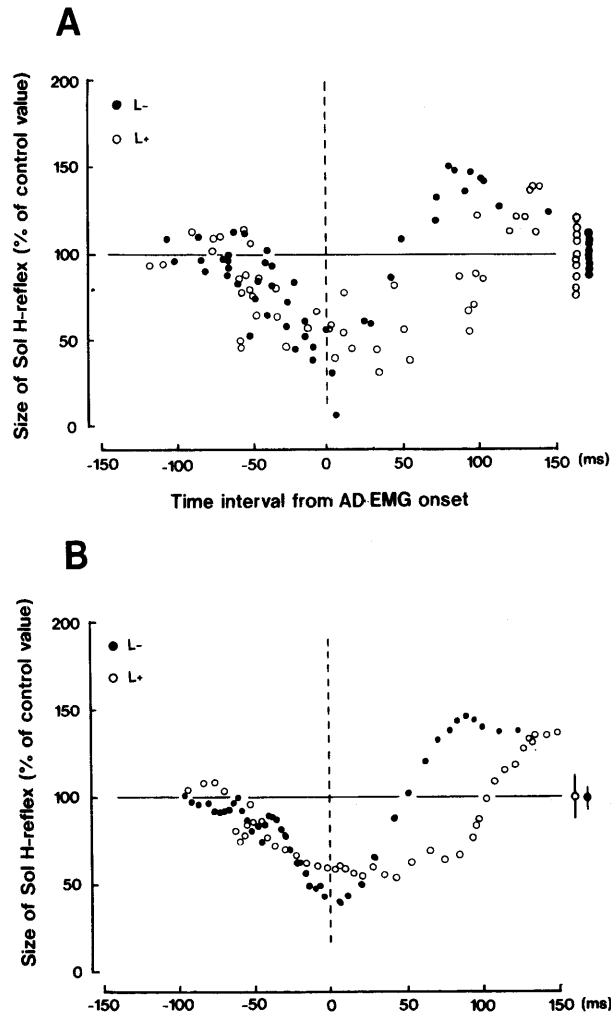


図4 上肢挙上動作遂行時のH反射の変化の記録例。A, Bともに縦軸はコントロール時（上肢挙上動作を行わない時）のH波の大きさを100%として変化量を示している。横軸は、ADの筋放電開始時点と0として運動遂行の時間経過を示している。したがって、マイナスは運動開始前を、プラスは運動開始後を示している。黒丸が運動負荷のない場合で、白丸が運動負荷のある場合である。Aはすべてのデータをプロットしたもので、Bは5点移動平均法で平滑化して示したものである。運動負荷のない場合は上肢挙上動作開始前後で大きな抑制が観察された。運動負荷のある場合には、抑制量は減少し、上肢挙上動作開始後の抑制の持続時間が長くなった。

る場合には、膝関節の動きは上肢挙上動作開始から数10ms遅れ、しかもその動きは運動負荷のない場合に比べて小さかった（図6の▲印）。この結果は、ヒラメ筋のH反射で認められたヒラメ筋運動ニューロンの抑制量の大小とよく対応していた。すなわち、ヒラメ筋H反射の抑制量は膝関節の動きが大きいつき（運動負荷のないとき）に大きく、小さいとき（運動負荷のあるとき）に小さかった。しかもこの結果は、図2と図3で示したように運動負荷の有無による姿勢筋の筋放電の違いとよく対応していた。

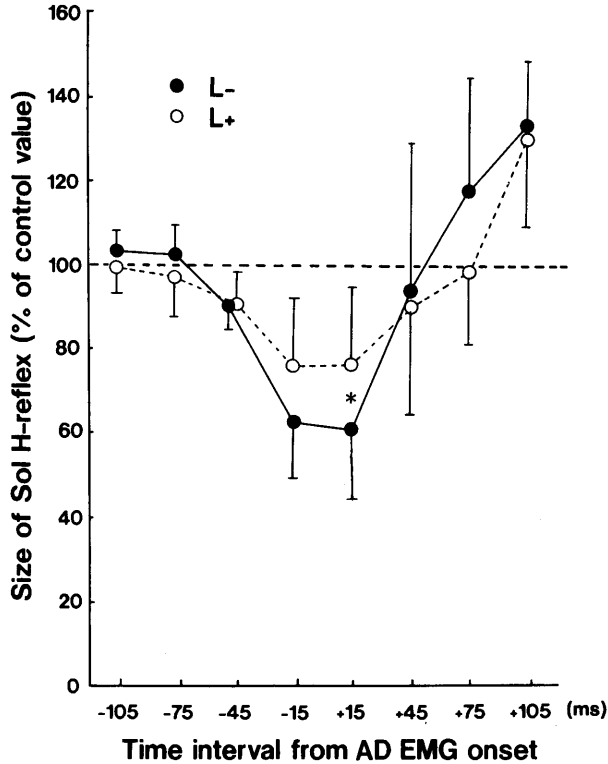


図5 運動負荷のある場合とない場合の上肢挙上動作遂行時のH反射の大きさの変化(全被験者8名の平均値と標準偏差)。縦軸はコントロール時のH波の大きさを100%として変化量を示したものである。横軸は上肢挙上動作開始時点として前後を30ms毎に区切り、その間の平均値と標準偏差を算出して示したものである。黒丸が運動負荷のない場合で、白丸が運動負荷のある場合である。運動負荷のある場合には、ない場合に比べて動作開始付近での抑制量が減少し、その抑制の持続時間は長くなったことを示している。*:5%水準で有意差のあることを示す。

考 察

単純反応条件下での上肢挙上動作を運動負荷のある場合とない場合で行わせ、その違いが姿勢筋(大腿二頭筋とヒラメ筋)の筋放電の発現にどのような影響を及ぼすかについて検討した。挙上動作を行った上肢と同側の大腿二頭筋に現れる先行筋放電の潜時は、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて有意に短縮した(図3A)。同側大腿二頭筋の先行筋放電時間は、上位中枢にプレプログラムされたものと考えられており(Lee, 1980; Bouisset & Zattra, 1980; Kasai & Taga, 1992)、脳が運動負荷の違いからくる姿勢の乱れを事前に予測し、それに対応する姿勢調整を行った結果と考えられる。さらに、運動負荷のある場合に先行筋放電が短縮したという結果は、1つには運動負荷が随意運動の遂行の速さに影響を及ぼした結果であると考えられる。すなわち、これまでの報告から、姿勢筋にみられる先行筋放電の出現動態は随意運動の速さに依存することが明らかにされているからである(Horak, et. al. 1984; Lee, et. al. 1987; Kasai & Taga, 1992)。したがって、運動負荷のある場合は、上肢挙上動作の運動の速さが遅くなり、その結果同側大腿二頭筋の先行筋放電潜時が短くなったと考えられる。運動

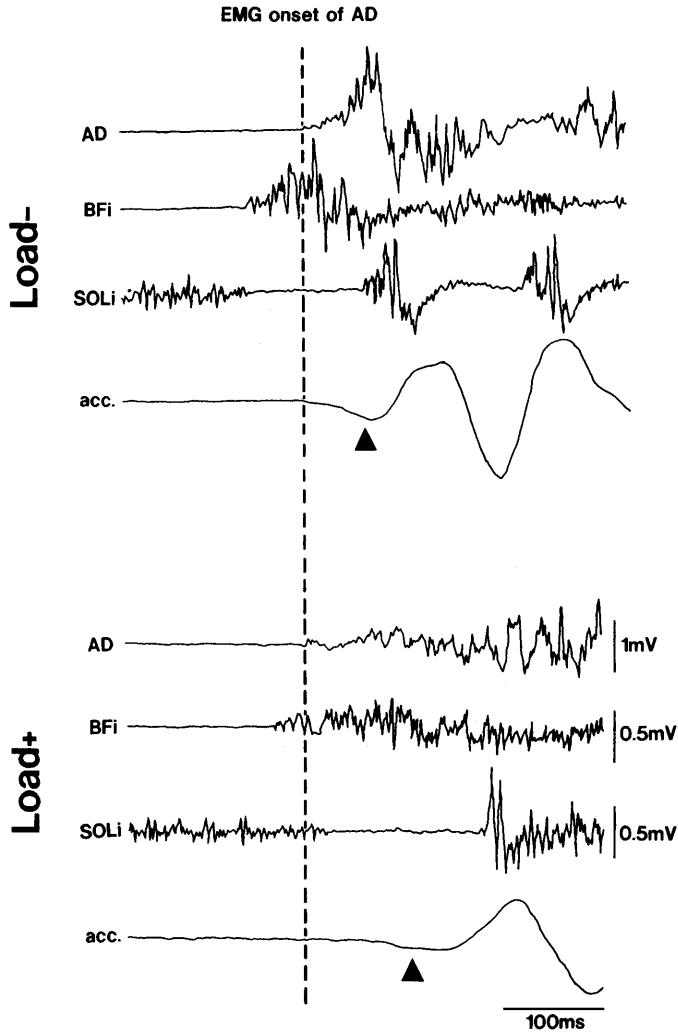


図6 上肢挙上動作時の筋放電パターンとそれに伴う膝関節の動きの実際の記録例。上段の記録は運動負荷のない場合で、順に AD, BFi, SOLi 及び膝関節の内側に装着した加速度計の記録である。下段の記録は運動負荷のある場合で、運動負荷のない場合と同様に示している。縦の点線は、上肢挙上動作に伴う三角筋前部の筋放電開始時点を示している。図中の黒三角印で示したように、運動負荷のない場合は上肢挙上動作開始直後から膝関節の動きは前方向へ大きく動くことを示している。運動負荷のある場合には膝関節の動きは上肢挙上動作開始から遅れ、その動きは負荷のない場合に比べて小さかったことを示している。

学的には、運動の速さが遅くなったことから、早期に生じる姿勢の乱れに対する影響は小さくなったため、予測的な姿勢の調整機構として働く姿勢筋の先行筋放電時間は短くなったと考えられる。

しかし、実際問題として運動負荷のある場合の方が、運動負荷のない場合に比べて運動の遂行に伴う姿勢の乱れは大きくなるはずである。そこで、大腿二頭筋の筋活動の変化に注目してみると、同側の大腿二頭筋の筋放電持続時間は、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて有意に長くなった (図 3 B)。また、同側と対側の大腿二頭筋の潜時差は、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて有意に長くなった (図 3 C)。運動負荷のある挙上動

作の場合、その負荷に相当する力量発揮が上肢に要求される。その結果、姿勢の乱れを補償して立位姿勢を保持するために、大腿二頭筋の筋放電持続時間が長くなり、この長さに相応して対側の大腿二頭筋の筋放電の開始も延長したと推察される。Kasai & Taga (1992) は、上肢挙上動作を運動負荷の大きさを変化させて行わせ、同側と対側の大腿二頭筋の潜時差が運動負荷の大きさが大きくなるほど長くなることをすでに報告している。さらに、運動負荷のある場合とない場合で、運動の速さが一定なものを選び、それらを比較して、同側と対側の大腿二頭筋の潜時差に差がなかったことを報告している。この Kasai & Taga (1992) の報告では用いられた運動負荷が比較的小さかったということ (0.6~1.8 kg) と、本実験の結果とを考え合わせると、同側と対側の大腿二頭筋の潜時差は、運動の負荷が小さい時はどちらかという運動の速さに依存して変化すると考えられる。しかし、運動負荷が大きくなるにしたがって運動の速さが損われ、同側と対側の大腿二頭筋の潜時差は負荷された量に依存して変化するようになるものと推察される。このような変化が生じる機能的な意味は、挙上動作を行った上肢が同側の腰の回転を誘発し、姿勢保持のための左右の体幹バランスが崩れ、それをもとの状態に戻すための作用と考えられる。また、挙上動作を行った上肢に対して対側の腰部の加速度は後方へ生じるという報告もある (Bouisset & Zattra, 1980)。したがって、運動の速さが速い場合には、腰の回転も早く始動するため同側と対側の大腿二頭筋の潜時差が短くなるものと推察される。

ヒラメ筋の筋放電休止時間に関しては、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて有意に長くなった (図 3 D)。大腿二頭筋とヒラメ筋とは、共同して姿勢維持のために機能している (Horak & Nashner, 1986; 小宮山ら, 1989; 川西ら, 1993)。本実験においても、挙上動作を行った上肢と同側の大腿二頭筋の筋放電が持続している時間と、同側のヒラメ筋の筋放電休止期はよく対応していた。したがって、ヒラメ筋の筋活動の変化は、大腿二頭筋の活動変化と対応した結果であると考えられる。このことから、これら 2 つの筋の筋活動は、機能的に共同して姿勢調節に関わっていると考えられる。

運動負荷のある場合とない場合の姿勢調節に関する運動神経生理学的意味を検討するために、ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性の変化を H 波を使って調べた。運動負荷のない場合には、上肢挙上動作の開始前後で H 反射の大きな抑制が観察された。運動負荷のある場合には、H 反射の抑制量は運動負荷のない場合に比べて小さくなり、上肢挙上動作開始後の抑制の持続時間は長くなった (図 4 と図 5)。これらの現象は、前述の大腿二頭筋とヒラメ筋の筋活動に高い相関関係が認められた結果に相反していた。すなわち、大腿二頭筋の筋活動が活性化され、ヒラメ筋の筋活動もそれに相応して休止するとすれば、運動負荷によって大腿二頭筋の筋活動が活性化され、ヒラメ筋の運動ニューロンも強く抑制されるはずである。しかし、本実験結果では、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて、大腿二頭筋の筋放電持続時間は長くなり、しかも筋活動も大きくなった。そして、ヒラメ筋の筋放電休止時間が長くなったにも関わらず、ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性の抑制量は減少した。このことから、上位中枢からの運動指令は、運動負荷のある場合とない場合では質的に異なったものであると推察される。そこで、この点を検討するために、このような姿勢調整に関わる運動学的解析を行った。すなわち、運動負荷の有無の違いによってヒラメ筋の活動に関わる膝関節の動きにどのような違いがあるかを検討した。その結果、膝関節の動きは、運動負荷のない場合には上肢挙上動作の開始直後から前方向へ大きく動き、運動負荷のある場合には上肢挙上動作開始から数 10 ms 遅れて動き始め、その動きも運動負荷のない場合に比べて小さかった (図 6)。したがって、ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性の抑制量は、運動負荷のある場合とない場合の膝関節の動きの大小とよく対応していた。運動負荷のない場合には、膝が前方向に動くことによりヒラメ筋が

弛緩し、運動ニューロンの抑制量が大きくなったと考えられる。そして、運動負荷のある場合には、膝はわずかしか動かずヒラメ筋は緊張し、運動ニューロンの興奮性の抑制量が小さくなったと考えられる。これらの機能的な意味は、運動負荷のない場合は膝関節を屈曲させることで姿勢を保持し、運動負荷のある場合は、膝関節を伸展させる、つまり、膝を現在の位置に固定させるように働くことで姿勢調節を行っているといえる。したがって、運動負荷の有無により必然的に起こる外乱の起こり方の大小、そしてその持続時間の長短に対応して、生体は姿勢筋の使い方を変化させている。これが結果的に、姿勢筋筋放電の時間的变化と H 反射の抑制量の変化として記録されることがわかった。

ま と め

単純反応課題における上肢挙上動作に伴って出現する姿勢筋の筋放電出現動態が、運動負荷の有無によってどのような影響を受けるものかについて検討した。その結果以下のようなことがわかった：

1. 運動負荷の有無が姿勢筋に及ぼす影響は、運動負荷のある場合に運動負荷のない場合に比べて、①運動肢と同側の大腿二頭筋の先行筋放電時間が短縮した。②同側大腿二頭筋の筋放電持続時間が長くなった。③同側と対側の大腿二頭筋の潜時差が長くなった。④同側ヒラメ筋の筋放電休止時間が長くなった。
2. 姿勢維持のために共同して働く同側の大腿二頭筋とヒラメ筋は、筋放電の開始および消失に関する時間関係において密接な関係を持って変化した。
3. 姿勢筋の活動変化に関わる時間関係の結果からみると、運動負荷の有無の影響は運動の速さとその持続時間とに大きく関係していた。
4. ヒラメ筋運動ニューロンの興奮性は、運動負荷のない場合にその抑制量は大きく、運動負荷のある場合にその抑制量は小さくなった。
5. 生体は、姿勢筋として働くときの大腿二頭筋とヒラメ筋の関係や、動作遂行によって生ずる外乱の起こり方の違い等を巧みに読み込んで、姿勢保持条件の違いに対応して姿勢筋の使い方を変化させ、姿勢調節を行っていることがわかった。

文 献

- Belen'kii, V. Y., Gurfinkel, V. S. and Paltsev, Y. I. (1967) Elements of control of voluntary movements. *Biophysics*, 12; 154-161.
- Bouisset, S. and Zattra, M. (1980) A sequence of postural movements precedes voluntary movements. *Neuroscience Letter*, 22; 263-270.
- Cordo, P. J. and Nashner, L. M. (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J. Neurophysiol.*, 47; 287-302.
- Friedli, W. G., Hallett, M. and Simon, S. R. (1984) Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements: I. Electromyographic data. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 47; 611-622.
- Gahery, Y. (1987) Associated movements, postural adjustments and synergie: Some comments about the history and significance of three motor concepts. *Archs. Ital. Biol.*, 125; 345-360.
- Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E. and 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. Psychiat.*, 47; 1020-1028.
- Horak, F. B. and Nashner, L. M. (1986) Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J. Neurophysiol.*, 55; 1369-1381.
- Lee, W. A. (1980) Anticipatory control of postural and task muscles during rapid arm flexion. *J. Mot. Be-*

- hav., 12; 185-196.
- Lee, W. A., Buchanan, T. S. and 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.
- Kasai, T. and Taga, T. (1992) Effects of varying load conditions on the organization of postural adjustments during voluntary arm flexion. *J. Mot. Behav.*, 24; 359-365.
- Kasai, T. and Kawai, K. (1994) Quantitative EMG analysis of anticipatory postural adjustments of voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.*, 93; 184-187.
- 河合一武, 小宮山伴与志, 笠井達哉 (1992) 踵部挙上動作時の姿勢調節にかかわる下腿筋群の活動様式, *体育学研究*, 37; 145-158.
- 川西正行, 笠井達哉, 矢作 晋 (1993) 随意運動の開始に伴う姿勢筋の連合反応 — I. 上肢挙上反応動作の大きさと反応方向の違いによる影響 —, *広島文教女子大学紀要*, 28; 123-132.
- 小宮山伴与志, 笠井達哉 (1989) 上肢挙上反応動作に伴う大腿および腰部筋群の筋放電開始順序, *姿勢研究*, 9; 15-23.
- Man'kovskii, N. B., Mints, A. Ya. and Lysenyuk, V. P. (1980) Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age. *Human Physiol.*, 6; 46-50.
- Massion, J. (1992) Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.*, 38; 35-56.
- Woollacott, M. H. and Manchester, D. L. (1993) Anticipatory postural adjustments in older adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? *J. Gerontol.: MED. SCI.*, 48; M64-70.

—平成6年10月31日 受理—