

—研究ノート—

# 衣服の動作適応性評価のための指標 ——上肢動作時の筋負担の定量的評価——

石垣 理子      下坂 知加      猪又美栄子

Index for Evaluation of Motion Adaptability of Clothing

——Quantitative evaluation of the muscular load on the operation of upper-limbs——

Michiko Ishigaki      Chika Shimosaka      Mieko Inomata

## 1. 緒言

動作は骨格筋の収縮の結果生じるものであり、筋線維収縮時には微弱な電気が発生することが知られている。そのため、動作観察の手段のひとつとして、筋収縮時の電位を捉える筋電図がしばしば用いられる。筋電図における静的収縮時の筋活動量は運動強度と正の比例関係にあるという理論がLippoldの論文<sup>1)</sup>によりすでに確立しているが、動作適応性の評価にあたっては、動的な収縮時の筋活動と運動強度との関係を捉えておく必要がある。動的収縮時の筋電図を筋負担の指標として用いることは、人間工学の分野などにおいては多数行われており、被服評価の視点でも詰襟学生服の設計評価についての研究<sup>2)</sup>や、重ね着時の摩擦を要因とした検討<sup>3)</sup>など、応用が試みられつつある。しかしながら、着用実験条件や評価基準を定める基礎となる、測定動作についての有効性の検討や動的筋収縮時の筋活動量と負荷の関係の確認を行っている報告は見られない。

そこで、本研究では、上半身用衣服の動作適応性評価への応用を前提として、動作時における筋負担を筋電図から定量的に捉える3つの基礎的実験を行った。

実験2-1では、若年女子を対象に、手首装着のウエイトベルトの重さが上肢動作の筋活動に与える影響について検討した。

実験2-2では、若年女子および高齢女子を対象に、立位・椅座位の姿勢が上肢動作時の筋活動に与える影響について検討した。立位の安定性には年齢・下肢筋力の関与があり<sup>4)</sup>、高齢者は若年者に比べ立位で衣服を着脱した時の重心動揺の変化が大きい<sup>5)</sup>とされている。これらのことから、高齢者が立位で着用実験を行うことは場合によって負担が大きいと考えられ、加えて椅座位については身体動揺による影響の抑制も期待される。そこで、高齢者実験における測定条件の検討として、測定時の姿勢による影響を調べた。

実験2-3では、若年女子と高齢女子を対象に、負荷量の細かい調整が可能な水入りペットボトルを用いて、負荷量が上肢動作の筋活動に与える影響について検討した。

## 2. 実験

### 2-1 手首への負荷重量が上肢動作の筋活動に与える影響の検討—若年女子

(1) 実験協力者

19～21歳の健康な若年女子10名（平均±S.D. 身長：158.8±3.16cm、体重：47.9±3.51kg）で、いずれも大学生である。

## (2) 負荷条件

動作時の上肢に与える負荷として、トレーニング用のウエイトベルトを用いた。ベルト1個の重量は500gであり、マジックテープで手首に装着できるようになっている。錘を掌で握むための筋活動が発生しないので、衣服による負荷に近似すると考えて採用した。これを用いて、動作時の負荷条件を、①負荷なし（ウエイトベルト非装着）、②0.5kg（ウエイトベルト1本装着）、③1kg（ウエイトベルト2本装着）の3水準に設定した。

なお、筋電図の測定は右上肢のみ行ったが、衣服は通常左右対称であることを考慮して両上肢動作としたため、動作時のバランスをとるためにウエイトベルトは左右の手首にそれぞれ装着させた。

## (3) 測定動作

上半身用衣服において、運動機能が強く要求されるのは袖付け周辺であることから、測定動作は衣服着用時の肩関節運動に関わる上肢の動きを単純化した次の4種とした（図1）。前方90度挙上動作（90度前挙）、前方180度挙上動作（180度前挙）、側方90度挙上動作（90度側挙）、側方180度挙上動作（180度側挙）である。掌は、動作開始と終了時は体側を向くこととし、目標

の高さまで上がったときに、90度前挙時は床面、180度前挙時は正面を向くように動作中自然に回転させた。なお、側挙においては回転させないようにして90度側挙時は床面、180度側挙時は外側を向くこととした。

動作はいずれも立位にて行い、腕を挙げてから降ろすまでを測定した。なお、実験者が目前で同じ動作をカウントとともに行い、リズムが一定になるようにした。また、上肢が目標位置まで達しているか目視によって確認し、実験協力者や負荷によって動作のばらつきが生じないように配慮した。

## (4) 筋電図の測定条件

被験筋は、右肩関節の多方向への動作に関与する三角筋の前部、中部、後部とし、2極式の能動電極（P3X8: Biometrics製）を用いて3箇所同時に導出した（図2）。筋電図の測定は、上肢動作4種を1セットとして各負荷条件につき2セットずつ行った。得られたデータは、全整流波化の後、積分（iEMG）し、さらに動作の所要時間による影響を除くため平均筋電図（mEMG:  $mEMG = iEMG / \text{動作時間}$ ）として、これを筋活動の量的な検討の材料とした。なお、筋活動の大きさには個人により皮下脂肪の厚さや皮膚の抵抗により差異が大きいため、負荷条件による筋活動の差異を統計的に検定する場合には、個人ごとに負荷なしのデータをコントロールとして各データを規格化した。筋電図

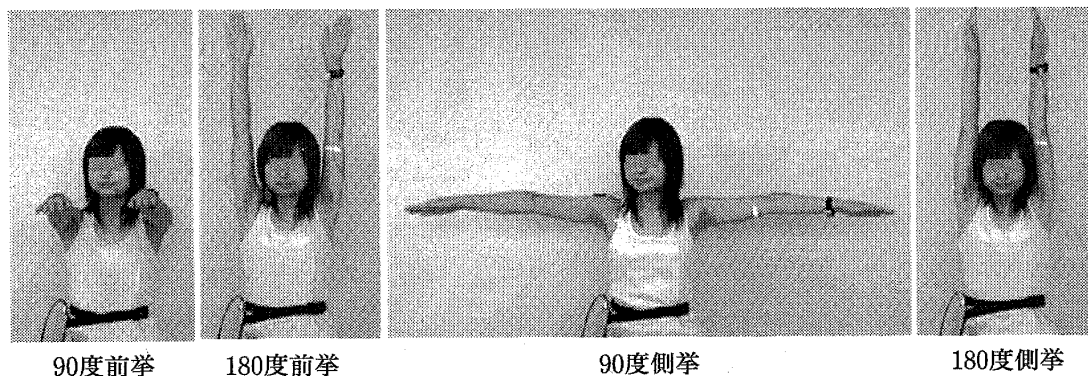


図1 ウエイトベルトを用いた負荷実験の測定動作（実験2-1）

の記録・解析には、運動解析システムWad System、およびTRIAS（ともにDKH製）を用いた。統計的検定には、統計解析ソフトウェアSPSS12.0Jを用いた。

なお筋電図測定と同時に、電気2軸角度計による右肩関節角度の記録と、デジタルビデオカメラ（分解能1/30sec）による正面・右側面からの動作の撮影を行った。これらは動作姿勢の確認など筋電解析の補助として用いた。また、実験時の衣服は、肩関節動作への衣服の影響を避けるため、タンクトップに統一した。

## 2-2 立位・椅座位の姿勢が上肢動作時の筋活動に与える影響の検討

### (1) 実験協力者

18～21歳の若年女子6名（平均±S.D.身長：163.9±4.82cm、体重53.0±4.82kg）と67～78歳の高齢女子4名（平均±S.D.身長：150.5±4.44cm、体重49.1±4.61kg）の計10名とした。若年者は大学生、高齢者は社団法人全国シルバー人

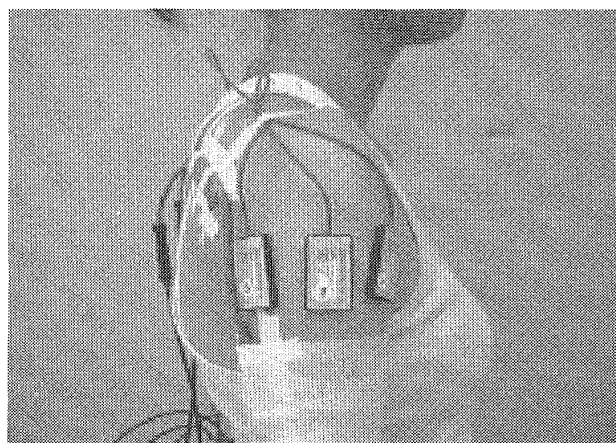


図2 電極の貼付位置

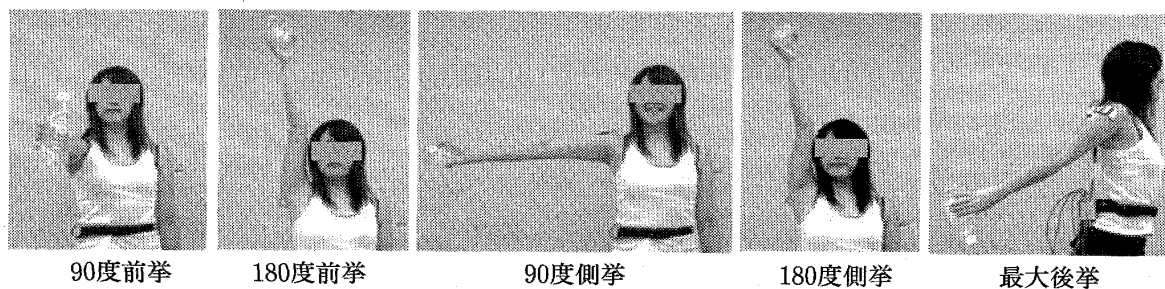


図3 ペットボトルを用いた負荷実験の測定動作（実験2-2、2-3）

材センター事業協会の会員であり、いずれも健康である。

### (2) 測定動作および姿勢

測定動作は、実験2-1に準じた上肢4動作に最大後挙を加えた全5動作（図3）とした。動作時には適度な負荷がかかると考えられる1Lの水が入ったペットボトルを持たせた。ただし、高齢者を含む実験協力者への負担軽減を考慮して、全員右上肢のみの動作および負荷とした。なお、ペットボトルを持つ手がより自然な状態になるように、実験2-1の4動作のうち、90度側挙以外の動作では上肢の回転の有無について変更を加えた。すなわち、前挙動作においては回転しないこととし、180度側挙動作では上肢が180度に達した時に掌が内側を向くように90度から180度の範囲で自然に回転させることとした。

実験時の姿勢は、立位と椅座位の2種類とし、椅座位は、座面高43.5cmのツールに深く座らせた。

測定は、5動作の順序を一定とし、立位と椅座位それぞれの条件で2回ずつ行った。

### (3) 筋電図の測定条件

被験筋、測定方法および実験時の衣服は、実験2-1と同様とした。

## 2-3 把持したペットボトルの重量が上腕三角筋の筋活動量に与える影響の検討—若年女子と高齢女子

### (1) 実験協力者

18～21歳の若年女子10名（平均±S.D.身長：163.5±4.67cm、体重53.4±6.57kg）と67～78歳の高齢女子9名（平均±S.D.身長：149.0±3.44cm、体重46.1±4.76kg）の計19名である。若年者は大学生、高齢者は社団法人全国シルバー人材センター事業協会の会員であり、いずれも健康である。

(2) 負荷条件

実験要因としての負荷は、ペットボトルを手に持たせることとし、ボトルの中の水量をそれぞれ①0L、②0.25L、③0.5L、④0.75L、⑤1Lに変化させた5水準とした。

(3) 測定動作

動作は、実験2-2と同様の右上肢5動作（90度前挙・180度前挙・90度側挙・180度側挙・最大後挙）とした。5動作の順序は一定とし、負荷0L、0.25L、0.5L、0.75L、1Lの順でそれぞれ2回繰り返して行った。なお、若年者は立位にて実験を行ったが、高齢者では実験2-2において立位時と椅座位時における上腕三角筋の筋活動量に差が認められなかったことから、ここでは姿勢が安定し下半身への負担が少ない椅座位を高齢者の基本姿勢とした。

(4) 筋電図の測定条件

被験筋、測定方法および実験時の衣服は、実験2-1と同様とした。

3. 結果および考察

3-1 手首への負荷重量が上肢動作の筋活動に与える影響—若年女子

表1は、各動作における各部位のmEMGと負荷重量の相関係数、および相関が有意（無相関検定）であるものについての回帰式である。180度前挙と180度側挙時の三角筋後部を除き、動作時のmEMGと負荷重量との間には有意な相関関係が見られた。特に、90度前挙および90度側挙においては、比較的高い相関が見られた。

三角筋前部と中部の180度前挙および180度側挙については検定の結果有意となったが、相関係数は低かった。

図4は、各負荷水準におけるmEMGの平均および標準偏差を、動作別・部位別に示したものである。180度前挙および180度側挙の三角筋後部を除いて、負荷が大きくなるにつれてmEMGの平均値も大きくなっているのがわかる。負荷重量を要因とした一元配置分散分析の結果、90度前挙および90度側挙時の三角筋各部位のmEMGにおいて1%水準で負荷重量が有意となった。また、180度前挙時には三角筋中部のmEMGに、180度側挙時には三角筋前部と中部のmEMGにおいて、それぞれ5%水準で負荷重量が有意となった。

多重比較の結果から、90度前挙および90度側挙における各負荷条件の間にはどの部位においてもそれぞれ有意な差が見られ、負荷1kg>負荷0.5kg>負荷なしの順で筋活動が大きかった。また、180度前挙時の三角筋中部におけるmEMGは、負荷なしと負荷1kgの間に1%水準で、また、負荷なしと負荷0.5kgの間に5%水準で有意な差が見られた。180度側挙時の三角筋前部および中部においては、負荷なしと負荷1kgの間にのみ5%水準で有意差が見られた。それぞれ

表1 各動作・部位におけるmEMGと負荷量の関係

動作	部位	相関係数 (Pearson)	無相関の検定	回帰式
90度前挙	三角筋前部	0.737	**	y=0.377x+1.020
	三角筋中部	0.776	**	y=0.790x+1.027
	三角筋後部	0.783	**	y=0.726x+1.022
180度前挙	三角筋前部	0.282	*	y=0.098x+1.004
	三角筋中部	0.386	**	y=0.143x+1.004
	三角筋後部	0.241	n.s.	—
90度側挙	三角筋前部	0.665	**	y=0.441x+1.005
	三角筋中部	0.705	**	y=0.433x+1.017
	三角筋後部	0.634	**	y=0.456x+1.036
180度側挙	三角筋前部	0.269	*	y=0.110x+0.992
	三角筋中部	0.328	*	y=0.131x+0.992
	三角筋後部	0.207	n.s.	—

\*\*：p<0.01%、\*：p<0.05

負荷量が多いほうがmEMGも有意に大きかった。なお、180度前挙時の三角筋前部および後部、また、180度側挙時の三角筋後部のmEMG

については、負荷重量は有意とならなかった。180度前挙および180度側挙においては、一部負荷の差が有意とならない測定部位があり、また、

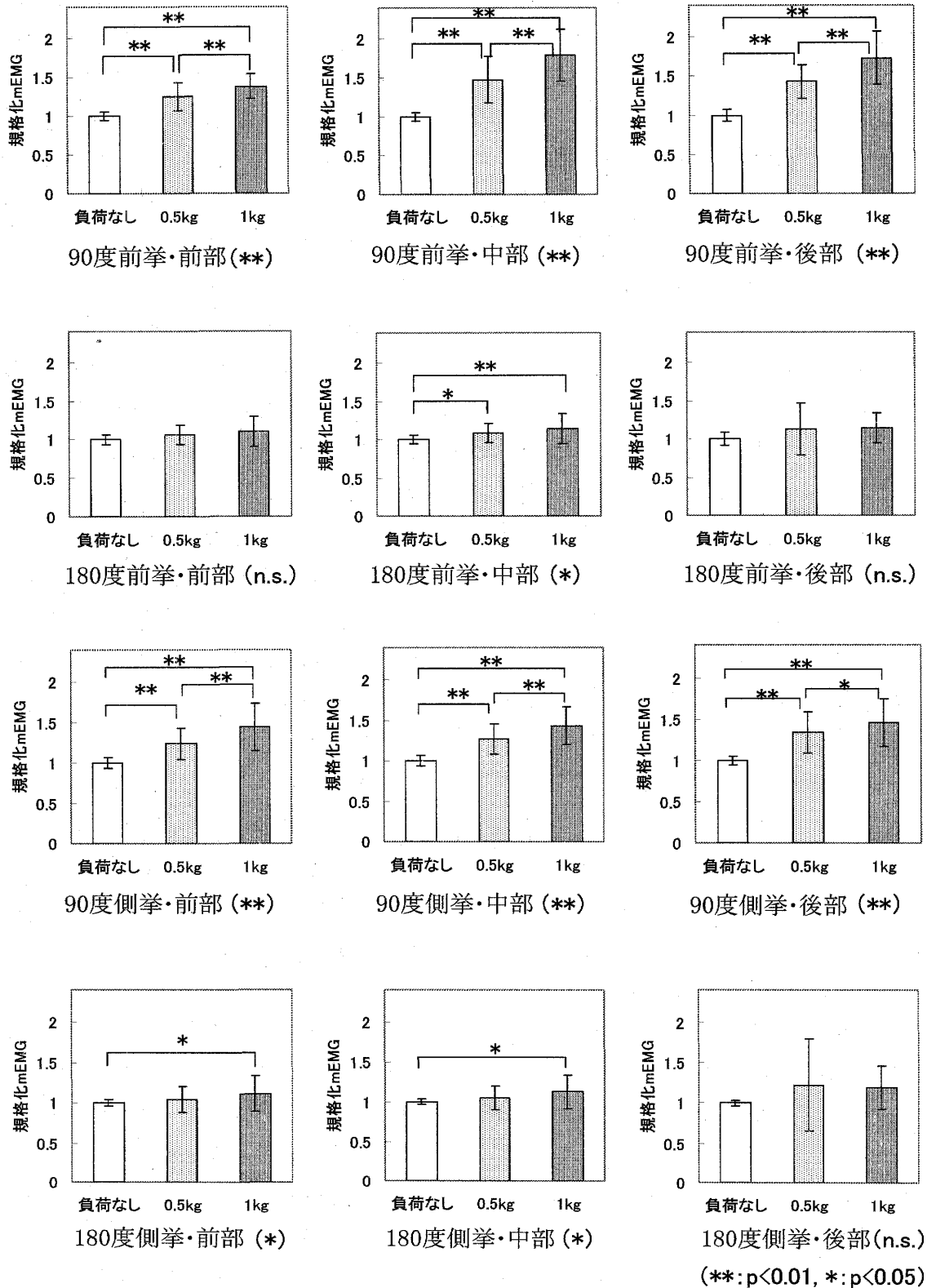


図4 手首への負荷重量による上腕三角筋の活動量の比較

各グラフタイトル横の(\*)は負荷を要因とした分散分析の結果を示す。

設定した0.5kg間隔の負荷の差をmEMGからは明らかにできない場合が存在した。

90度までの動作は、挙上するにしたがってウェイトのついている手首部分が重心のある体幹部から離れていくので挙上時の負荷強度が著しく、したがって、主導筋である三角筋の活動量が増加していると考えられる。一方、180度の動作では、90度を超えて上肢を頭のほうに引き寄せる段階になると被験筋以外の筋の補助的活動が増加し、結果として三角筋の一部の活動量に差が生じないことがあるのではないかと推測される。

これらの結果から、筋負担を測る上肢動作として、90度前挙と90度側挙の有効性が明らかになった。また、180度挙上動作については、その動作方向によって負荷強度が有意となる部位に注目して用いることで、mEMGの負荷指標としての有効性が生じると考えられる。

なお、筋活動の大きさの指標として一般に用いられることの多い、動作中の総活動量であるiEMG（積分値）についても同様に検定を行ったが、mEMGよりも負荷重量が有意判定の出現率が低かった。実験では、口頭でのカウントで動作のリズムを一定にするように配慮したが、個人および測定回による若干のばらつきは避けられなかった。したがって、iEMGにおいて負荷量が有意となりにくかった原因には、動作の所要時間が影響していると考えられる。よって、所要時間の長短に意味を持たせない動作においては、時間の影響を取り除いたmEMGのほうが筋負担の指標として適当であると考えられる。

### 3-2 立位・椅座位の姿勢が上肢動作時の筋活動に与える影響

図5は、各動作、各部位における立位時のmEMGを1とした時の椅座位時の上腕三角筋のmEMGについて、年齢グループごとに示した

ものである。少数のデータではあるが、今回の実験の範囲から以下のことが認められた。

立位時と椅座位時のmEMGについて対応のある2つの母平均の差の検定を行った。その結果、若年者では、90度前挙、180度前挙の2動作において、三角筋中部、後部のそれぞれで立位時と椅座位時における上腕三角筋の筋活動量に差が認められ、いずれも立位時よりも椅座位時の方が、上腕三角筋の筋活動量が有意に大きかった。高齢者では、立位時と椅座位時における上腕三角筋の筋活動量について、いずれも有意な差は認められなかった。

若年者では、上肢を挙げる方向や測定部位によっては、立位時よりも椅座位時の方が上腕三角筋の筋活動量が大きくなることが明らかとなった。推測ではあるが、若年者の立位の場合、下半身による支えが動作時の上半身の姿勢維持や上肢動作を補助している可能性が高いと考えられる。そのため下肢による支えがほとんど期待できない椅座位においては負荷の挙げ降ろし動作を上肢のみで行うことになり、その結果椅座位での筋活動量が増加したのではないだろうか。これらの結果から、若年者による上肢動作に関する実験の場合には、立位か椅座位かの姿勢条件を設定し、統一する必要があると言える。一方、高齢者では、立位時と椅座位時において上腕三角筋の筋活動量に有意な差は認められなかった。若年者においては立位時の上肢の仕事を補助すると考えられる下半身の力が、高齢者では加齢による衰えからあまり作用していないことが推測される。建築デザインの観点から取っ手の高さとそれを操作する際の力の大きさの関係について検討した古瀬ら<sup>6)</sup>の実験でも、高齢者は、若年者に比べて、操作する姿勢によって出する力にあまり差がないと報告しており、今回の結果と一致している。したがって、高齢者による上肢動作に関する実験の場合には、立位

衣服の動作適応性評価のための指標

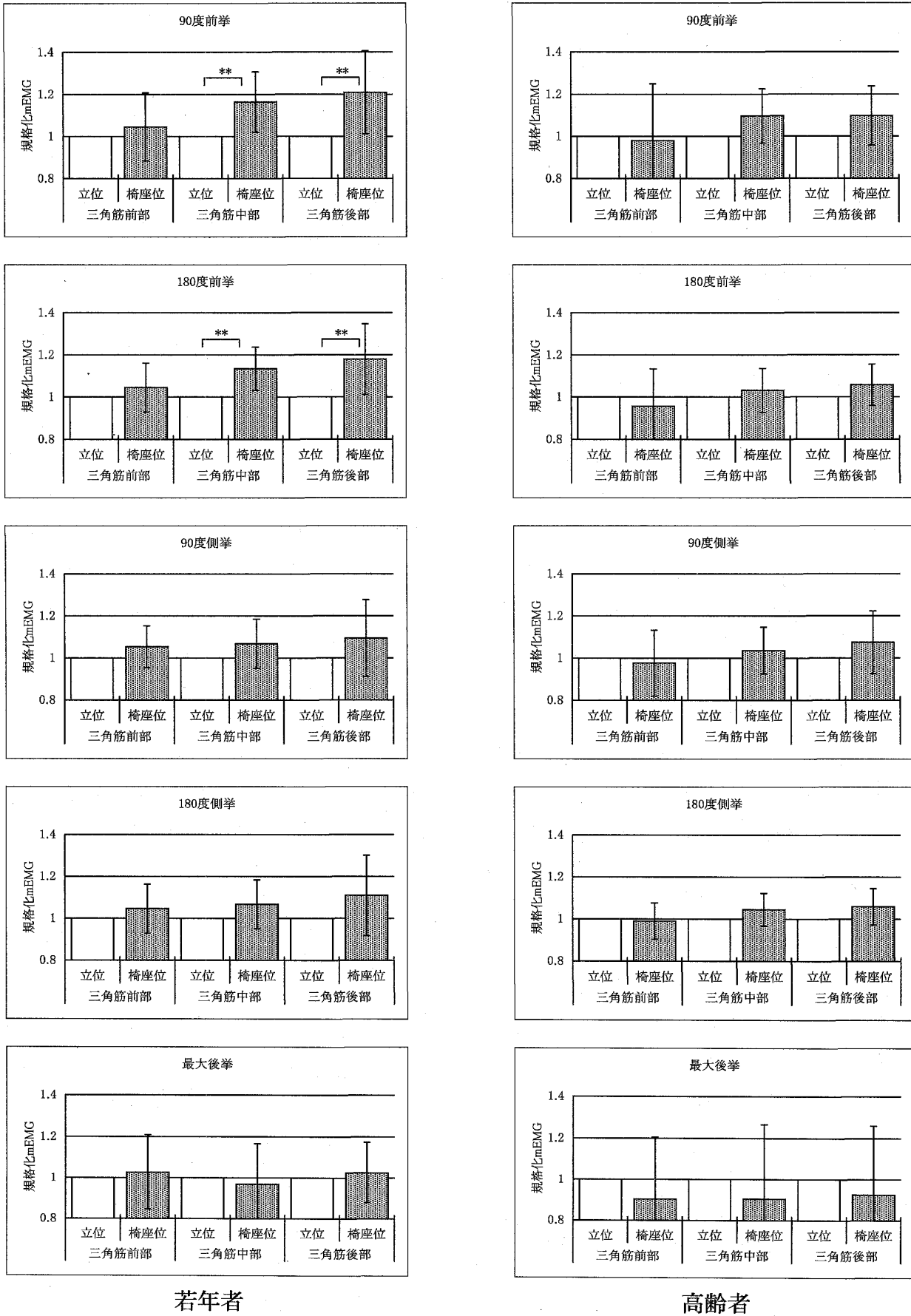


図5 立位時と椅座位時の上腕三角筋の活動量の比較

と椅座位の姿勢条件は結果に影響しないと考えられる。これらの結果から、立位の安定性には年齢・下肢筋力の関与があることを考慮して、若年者に比べて体力が衰える高齢者については、より負担の少ない椅座位による実験が望ましいと思われる。

### 3-3 把持したペットボトルの重量が上腕三角筋の筋活動量に与える影響

#### —若年女子と高齢女子

#### (1) 負荷量による動作時の筋活動量の変化について

図6は、若年者・高齢者の各動作時のボトル水量による筋活動量の変化を、部位別に示したものである。水量0Lの時のmEMGを1とした時の各負荷水準におけるmEMGの平均値で表している。なお同時に、グラフ横軸下には多重比較において水準間で有意差がなかったものをn.s.で示した。また、筋活動量についての分散分析の結果を表2に示した。

若年者、高齢者ともに、最大後挙を除いていずれの動作もボトルの重さが重くなるにつれて上腕三角筋の筋活動量が概ね増加した。一方、最大後挙では両年齢グループ共に0.75Lにおいて上腕三角筋の筋活動量が小さくなる傾向にあった。負荷量と動作を要因とした二元配置分散分析の結果、若年者、高齢者ともに、三角筋前部、中部、後部の全ての部位のmEMGにおいて負荷量が有意となり ( $p < 0.001$ )、ボトルの重さによって上腕三角筋の筋活動量が影響を受けることが明らかとなった。

動作全体に対する各負荷水準間の多重比較の結果、若年者では、三角筋前部、中部、後部の全てにおいて0Lと0.25L、0.5Lと0.75Lのそれぞれの組合せのみ有意な差が認められなかったが、それ以外の組合せについては、いずれも有意な差が認められた。高齢者では、いずれの部

位においても0Lと0.25L、0.5Lと0.75Lのそれぞれの組合せについて有意な差が認められず、さらに中部、後部では0.25Lと0.5Lの組合せについても有意な差が認められなかった。しかし、それ以外の組合せについては、いずれも有意な差が認められた。若年者、高齢者ともに0Lと0.25Lの間に差がなかったことから、軽い負荷の範囲では筋活動量によって重量の小さい差は検出しにくいと考えられるが、重さの範囲によっては細かい負荷の差を筋活動量によって判定できることがわかった。

なお、0.5Lと0.75Lの間の差が認められなかった原因としては、測定順序の影響が考えられる。今回の実験は、一動作数秒と短いこともあり、実験による拘束時間を短くしたほうが被験者への負担が軽いと判断し、休憩を取らずに筋疲労への影響を極力抑えられる負荷の軽いものから順に測定を行った。すなわち、0L、0.25L、0.5L、0.75L、1Lの順で実験を行ったが、後半の測定となる0.75Lの段階では実験の繰り返しによる疲労感などの影響が出て動作が微妙に変化

表2 ペットボトル負荷実験における筋活動量(mEMG)の分散分析結果

a) 負荷量・動作を要因とした二元配置分散分析結果		三角筋前部	三角筋中部	三角筋後部
若年者	負荷量	***	***	***
	動作	**	n.s.	n.s.
	負荷量×動作	n.s.	n.s.	n.s.
高齢者	負荷量	***	***	***
	動作	n.s.	*	**
	負荷量×動作	n.s.	**	**

b) 負荷量を要因とした各動作における一元配置分散分析結果		三角筋前部	三角筋中部	三角筋後部
若年者	90度前挙	***	***	***
	180度前挙	***	***	***
	90度側挙	***	***	***
	180度側挙	***	***	***
	最大後挙	**	**	**
高齢者	90度前挙	***	***	***
	180度前挙	***	**	**
	90度側挙	***	**	***
	180度側挙	***	***	*
	最大後挙	**	***	***

(\*\*\*:  $p < 0.001$ , \*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$ )



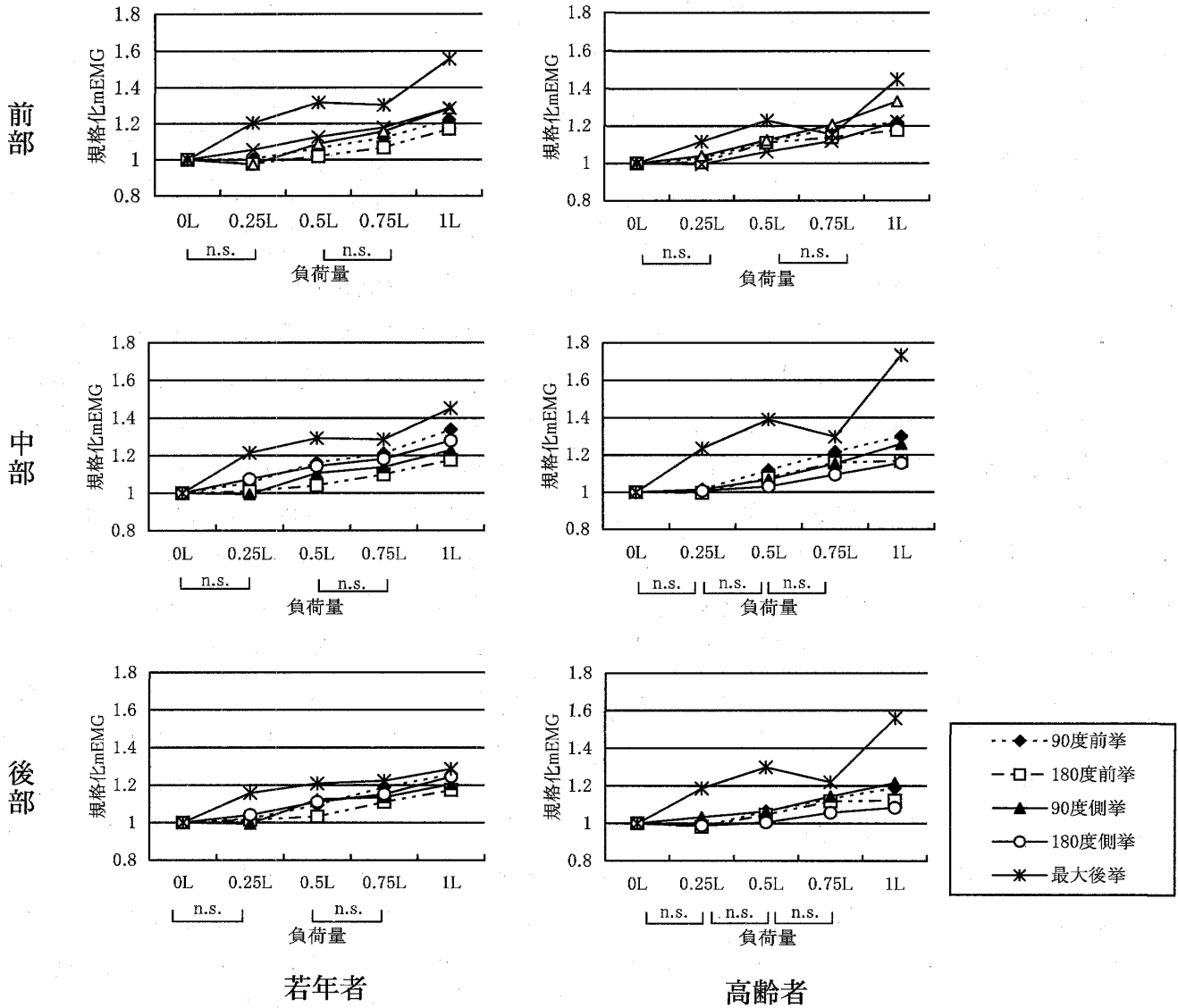


図6 ペットボトルの水量による上腕三角筋の活動量の変化

各グラフ横軸下のn.s.は、動作全体に対する各負荷水準間の多重比較において有意差のない組み合わせを示す。

して筋活動が低下するケースが生じ、1Lは「これで最後」ということで気力を取り戻して最も重いにもかかわらず本来の動作の形を維持できたのではないだろうか。特に後挙動作における腕の挙上位置は最大努力の範囲としたため、負荷に充分対抗できず動作が小さくなり筋活動量が減少するケースが多く、そのことが平均値グラフにも表れたと考えられる。このことについては、測定する負荷量をランダムにすることで今後確認したい。

さらに、若年者では三角筋前部において動作が有意となり、動作の種類によって筋活動量が

異なることを示した。高齢者においては三角筋中部、後部のmEMGに動作が有意となったが、これらの部位は負荷量×動作の交互作用についても有意となったことから、負荷増加に対する筋活動量の変化パターンが異なる動作が存在するといえる。図6のグラフから、最大後挙時は他の動作に比べて負荷による筋活動量の増加率が大きく、また0.75Lにおける減少傾向も比較的大であるという特徴が見られ、この動作が検定結果に影響していると推測される。

(2) 各動作における負荷水準間の有意差の出現率について

二元配置分散分析により動作が有意となったので、さらに動作ごとに負荷を要因とした一元配置分散分析を行った。その結果、全ての動作の三角筋mEMGに0.1%水準で負荷量が有意となった。そこで、負荷水準間における多重比較を行ったが、動作・部位それぞれについて各年齢グループ合計150組ずつとなり煩雑なことから、定量的評価に有効な動作条件を概観するために、動作ごとの全組み合わせである各30組における負荷水準間の有意差判定の出現率を求めた(図7)。これによって各動作における負荷強度の検出率を見ることができると考える。

その結果、若年者では、最大後挙を除いた前挙、側挙動作では比較的良好な負荷の差の検出率となった。中でも、実験2-1では90度の前挙・側挙に比べて検出率が低かった180度側挙が最も高く、80%であった。180度側挙動作は、実験2-1では動作中の掌の向きの変更は行わないように設定したが、実験2-3では上肢90度の状態で外(床面)を向いている掌を180度で内向きにすることとしたため、その範囲で腕を上げる時に前腕の回外、また下げる時に前腕の回内動作が加わっている。本実験のような肘を曲げない状態での掌の回転動作においては、前腕の回転とともに肩関節の外旋・内旋も行われると考えられる。肩関節の外旋動作には三角筋後部、内旋動作には三角筋前部が関与するとされているので、掌の向きを変えるこの動きが動作中の三角筋の活動をさらに促したと推測される。このことから、負荷量の差の検出には被験筋を十分に活動させる動作の設定が必要であり、すなわち180度側挙動作としては実験2-3の設定がより有効であると考えられる。

高齢者では、特に90度前挙動作の検出率は6割を超え若年者と比べても良好であり、概ね負

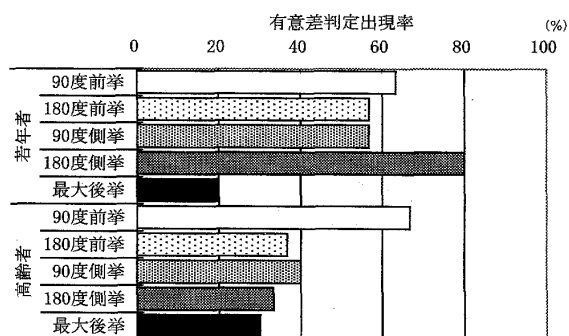


図7 各動作における負荷水準間の有意差判定の出現率  
 荷量が増えるほど筋活動量も大きくなる傾向が見られて、若年者と同様に筋活動量から負荷の差を検出することは可能であると考えられる。しかしながら、他の動作時の検出率は約4割にとどまった。後挙時の0.75Lにおける反応に代表されるような、「負荷に充分対抗できず動作が微妙に変化して筋活動量が減少するケース」が、後挙以外の動作にも混在していると推測される。一方で、負荷に対抗して動作を遂行できるケースもあり、このように負荷による動作の反応の個人差が大きいことが、高齢者の統計的検定における負荷水準間の差の検出率が低い原因であると考えられ、筋活動量以外の動作観察などと併せて負荷の影響を捉えていくことがより有効であると考えられる。

4. まとめ

- (1) 所要時間に意味を持たせない動作においては、iEMGよりも時間の影響を取り除いたmEMGのほうが筋負担の指標として有効性が高かった。
- (2) 若年者、高齢者共に上肢にかかる負荷の重さによって、動作時の上腕三角筋の筋活動量が影響を受けることが明らかとなった。上肢にかかる負荷が大きいほど上腕三角筋の筋活動量が大きくなる傾向が認められた。
- (3) 筋負担を測る上肢動作として、特に90度前挙と90度側挙および180度側挙の有効

性が明らかになった。180度側挙については、被験筋の関与が大きくなる肩関節の内旋・外旋を伴う動きの場合に有効性が高まることがわかった。

- (4) 上肢にかかる負荷量については、最小0.25kgの違いを動作時の三角筋の筋活動量によって検出できたが、比較的軽い0.25kg以下の荷重の範囲ではその差は有効でなかった。
- (5) 測定時の姿勢としての立位と椅座位は、若年者では有意な差があり椅座位のほうが大であったが、高齢者では有意な差はなかった。このことから、高齢者実験においては下半身への負担の少ない椅座位で行うことが好ましいと思われる。
- (6) 高齢者は、負荷に対する動作の対応に個人差が大きいため、若年者に比べて筋活動量による負荷強度の検出率が低かった。このことから、負荷の影響を検討する指標として動作の観察を併せて行うことが有効と考えられる。

#### 引用文献

- 1) Lippold, O.C.J.: Relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *J. physiol.*, 117, 492-499 (1952)
- 2) 河地洋子, 竹内弘子, 石橋圭太, 樋口重和, 安河内朗: 提案詰襟学生服の生理的・心理的影響に関する研究, *日本生理人類学会誌*, 7 (4), 183-193 (2002)
- 3) 石垣理子, 猪又美栄子: 筋電図による着脱時の動作適応性評価—重ね着における素材間摩擦を要因として—, *日本家政学会誌*, 58 (9), 569-577 (2007)
- 4) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 小山吉明: 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与, *人類学雑誌*, 90, 385-400 (1982)
- 5) 岡田宣子: 高齢者服設計のための基礎的研究, 若年・中年との比較に基づく高年の身体運動機能と着脱動作, *民族衛生*, 65, 182-196 (1999)
- 6) 古瀬 敏, 遠藤佳宏, 大嶋辰夫: 高齢者が出せる力と姿勢との関係の実験的検討, *姿勢研究*, 11 (1), 51-56 (1991)

(いしがき みちこ 生活環境学科 准教授)

(しもさか ちか 生活機構学専攻2年)

(いのまた みえこ 生活機構学専攻 教授)

受理年月日 平成19年9月26日

審査終了日 平成19年12月3日