

## 等尺性収縮時における肘関節角度が肘関節屈筋群の筋疲労と筋出力に及ぼす影響

### *Effect of the Elbow Joint Posture on Elbow Flexor Fatigability and Muscle Strength during Isometric Contraction*

東 登志夫<sup>1)</sup> 鶴崎 俊哉<sup>3,4)</sup> 船瀬 広三<sup>2)</sup> 沖田 実<sup>3)</sup> 岩永竜一郎<sup>2)</sup> 野口 義夫<sup>4)</sup>

TOSHIO HIGASHI<sup>1)</sup>, TOSHIYA TSURUSAKI<sup>3,4)</sup>, KOZO FUNASE<sup>2)</sup>, MINORU OKITA<sup>3)</sup>, RYOICHIRO IWANAGA<sup>2)</sup>, Yoshio NOGUCHI<sup>4)</sup>

<sup>1)</sup> Department of Occupational Therapy, School of Rehabilitation, Kanagawa University of Human Services: 1-10-1 Heiseicho, Yokosuka, Kanagawa 238-8522, Japan. TEL +81 46-828-2728, <sup>2)</sup> Department of Occupational Therapy, School of Health Sciences, Nagasaki University, <sup>3)</sup> Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Nagasaki University, <sup>4)</sup> Department of Advanced Systems Control, Saga University

*Rigakuryoho Kagaku 19(2): 121-125, 2004. Submitted Dec. 4, 2003. Accepted Feb. 10, 2004.*

**ABSTRACT:** We examined here the effect of the elbow joint posture on elbow flexor fatigability and strength during isometric contraction. Nine healthy subjects, who gave informed consent, participated in the present study. The subjects were seated in a chair with the shoulder joint at 0°, and the shoulders, pelvis, and thigh were immobilized by straps. The elbow joint posture was positioned at 30, 60, 90 and 120° of elbow flexion. First, subjects produced maximal elbow flexion as a maximum voluntary contraction (MVC) in each elbow joint posture. A myodynamometer was used to measure muscular strength. Secondly, the subjects performed 50% MVC effort for over 60 seconds with visual feedback. The surface electromyograms of the biceps brachii and brachioradialis muscles were recorded. The muscle fatigue was characterized by median power frequency (MDPF) calculated from the power spectrum of surface electromyograms using autoregression models. MDPF were calculated for each section, then 60 seconds was divided into each six sections consisting of 10 seconds. Findings of the present study are: 1) the elbow joint posture requiring the maximum strength is 90°; and 2) MDPF decreased over time in both muscles, and the rate of reduction tended to increase with flexion angle. These findings suggest that the elbow joint posture that demonstrates the maximum muscular strength differs from the one which does not cause muscle fatigue easily. When therapist determines training posture, it is necessary to take this point into consideration.

**Key words:** elbow joint angles, muscle strength, muscle fatigue

**要旨:** 等尺性収縮時における肘関節角度が肘関節屈筋群の疲労度合いと筋出力に及ぼす影響について検討した。被験者は、健康成人9名とし、被験者全員に対してインフォームド・コンセントを得た。被験者には座位をとらせ、肩関節は0度とし、肩関節、骨盤及び大腿部をベルトにて固定した。肘関節の肢位は、肘屈曲30, 60, 90, 120度の4条件に設定した。実験は、まず最大随意収縮時 (maximum voluntary contraction ; MVC) の筋出力値を筋力測定装置を用いて計測した。次に被験者に視覚的フィードバックを行いながら、等尺性収縮にて各条件の50%MVCを60秒間以上保持させ、上腕二頭筋と腕橈骨筋から表面筋電図を計測した。筋疲労の指標には、表面筋電図の自己回帰パワースペクトル解析による周波数中央値を用いた。周波数中央値は、60秒間のデータを10秒ごとの6区間にわけ、それぞれの区間における周波数中央値を算出した。その結果、1) 最大筋出力が得られたのは、90度であった、2) 周波数中央値は、時間経過とともに減少し、その減少度合いは肘関節の屈曲角度が大きくなる程大きい傾向にあった。これらの結果より、最大筋出力が得られる肘関節角度と疲労しにくい角度は異なることが示唆された。従ってセラピストが、運動肢位を決定する際には、その点を十分考慮する必要があると思われる。

**キーワード:** 運動肢位, 筋出力, 筋疲労

<sup>1)</sup> 神奈川県立保健福祉大学リハビリテーション学科作業療法学専攻: 神奈川県横須賀市平成町1-10-1 (〒238-8522) TEL 046-828-2728, <sup>2)</sup> 長崎大学医学部保健学科作業療法学専攻, <sup>3)</sup> 長崎大学医学部保健学科理学療法学専攻, <sup>4)</sup> 佐賀大学大学院工学系研究科

## I. はじめに

握力や背筋力、四肢の最大筋力等を定量的に評価する場合には、肢位が固定され測定が簡便であること等から、等尺性収縮が用いられることが多い。しかしながら、等尺性収縮時における筋出力は運動肢位の違いによって異なることが報告されている。たとえば、沖田ら<sup>1)</sup>は、大腿四頭筋の筋出力は、背臥位で計測した場合と端座位で計測した場合では、異なることを報告しており、その要因を、2関節筋である大腿直筋の筋長の違いから考察している。また、Marshallら<sup>2)</sup>は、モーメントアームの実測から大腿四頭筋の長さ-力関係を推定し、膝関節伸展運動時において、筋出力が最大になる関節角度と筋張力が最大になる関節角度は異なることを報告している。つまり、運動に関係する関節の角度が変化すると、結果として筋長やこのモーメントアーム（支点から筋の力発揮方向へ引いた垂線の長さ）も変化することになり、筋長に応じた筋張力とモーメントアームが組み合わされて実際の筋出力は得られることになる<sup>3)</sup>。したがって、筋出力を評価する際には、この点について十分に留意する必要がある。

一方、筋力増強訓練においても、等尺性収縮による方法は、他の等張性収縮や等速性収縮による方法に比べ、リスク管理が容易であり、受傷直後の安静や固定を要する時期から行えることから、臨床場面においても広く用いられている。一般に、筋力増強訓練において効果を得るためには、「過負荷の原則」から、一定量以上の負荷を加え、ある時間以上の運動を行うことが必要であるが、逆に運動負荷が大きすぎると過用症候群を引き起こし、筋痛や腱断裂などにより、その後の訓練に悪影響を及ぼすことがある。したがって、運動負荷時の過度な筋疲労は、極力さけられるべきである。おそらく、筋疲労の場合も関節角度の変化による筋長やモーメントアームの変化が影響することが予想される。そこで、本研究では等尺性収縮で肘関節を屈曲する際に、肘関節の肢位が肘関節屈筋群に及ぼす影響を筋疲労と筋出力の2つの側面から検討したので報告する。

## II. 対象と方法

対象は、神経筋疾患の既往のない健常成人9名（男性3名、女性6名、平均年齢 $21.6 \pm 2.3$ 歳、平均身長 $163.11 \pm 8.80$ 、平均体重 $59.67 \pm 8.63$ ）とした。全ての被験者には、本研究の趣旨を十分に説明した上で同意を得た。

実験肢位は、肩関節は0度、前腕は回外位とし、関節の肘関節角度を、30、60、90、120度屈曲位の4条件に設定

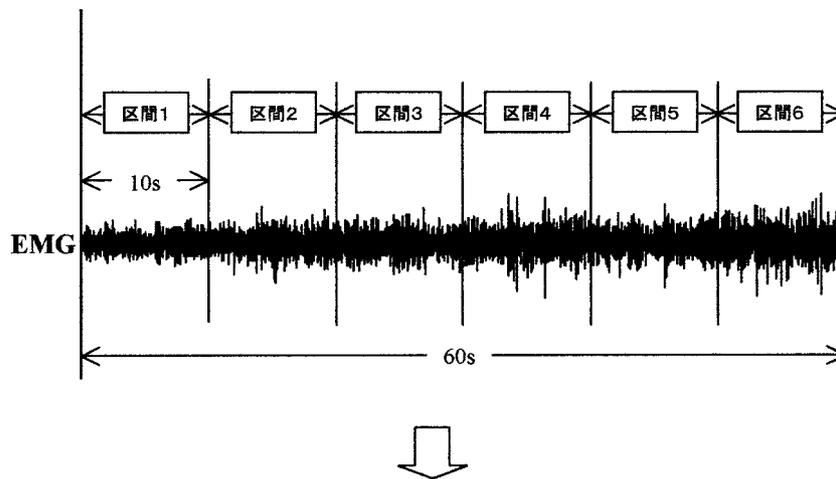
し、各条件における筋出力及び筋疲労を評価した。

実験は、まず被験者に肘関節屈曲の最大等尺性収縮（Maximum Voluntary Contraction ; MVC）を5秒間行わせ、その際の筋出力を計測した。筋出力の測定には、筋力測定装置（OG技研社製、GT30）を使用し、各条件それぞれ3回計測し、その中央値を代表値とした。この際、代償動作を極力さけるために、大腿中央部、骨盤下部を座面部に、胸郭と上腕上部を背もたれに、それぞれ付属のベルトにて固定した。各条件ともGT30のセンサ部は、前腕長軸に垂直になるよう前腕遠位端に固定した。

一方、筋疲労の評価には、簡便かつ非侵襲的であり、また個別の筋の評価が可能であることなどから、表面筋電図（Surface Electromyography ; SEMG）の周波数解析を用いた。これまでのSEMGの周波数解析の研究によって、筋疲労時には周波数中央値（Median Power Frequency ; MDPF）や平均周波数（Mean Power Frequency ; MEPF）が、低周波側へシフトすることなどが報告されている<sup>4,6)</sup>。但し、MEPFはMDPFに比べ、ノイズに関する感受性が高いなどの問題が指摘されているため、本研究ではMDPFを筋疲労の指標とした。また、周波数解析の方法については、高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform ; FFT）が最も知られているが、50%MVC以上での筋収縮では、SEMGの変化が激しく非正常信号と見なすべきとの報告もあるため<sup>7)</sup>、FFTより周波数分解能が高く、少ないデータからのスペクトル推定が可能である自己回帰パワースペクトル解析<sup>8,9)</sup>を採用した。

筋疲労評価の具体的方法としては、疲労を起こさせる課題として、各条件の筋出力をもとに、GT30のトレーニングモードを用いて50%MVCの筋出力を被験者に視覚的にフィードバックし、等尺性収縮にて60秒間以上その筋出力を保持させた。この際、発揮筋力の誤差は、 $\pm 5\%$ 以内までは許容した。SEMGは、右の上腕二頭筋と腕橈骨筋より、双極誘導法により導出した。計測には、マルチテレメーターシステム（日本光電、ECH4021）を用い、電極は、十分に表面処理を行った後、両筋の筋腹中央に2・間隔で貼付した。フィルター処理は、行わなかった。記録したSEMGは、サンプリング1 KHzでA/D変換してコンピューターに取り込み、多用途生体情報解析プログラムBIMUTUS・（キッセイコムテック社）を用いて解析した。解析手順は、図1に示す様に、60秒間のデータを10秒ごとの6区間に分け、それぞれの区間を自己回帰パワースペクトル解析によって周波数解析し、MDPFを算出した。自己回帰パワースペクトル解析の時間窓はハニング<sup>10)</sup>、計算次数は赤池の最適次数<sup>11)</sup>とした。

実験においては、疲労の影響を考慮して、各条件での



それぞれの区間において自己回帰パワースペクトル解析を実施してMDPFを算出

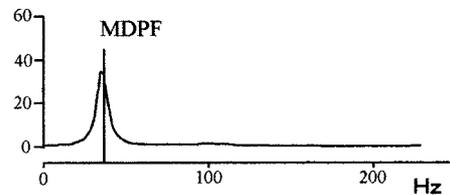


図1 解析区間とMDPFの算出

計測の間に最低10分以上の休憩をとり、被験者に主観的な疲労感が残っていないことを確認するとともに、計測する条件をランダム化して行った。

統計処理は、筋出力では、データの対応を考慮して繰り返しのある一元配置分散分析を、MDPFでは、二元配置分散分析を行い、多重比較には、Scheffeを用いた。有意水準は全て5%とした。

### III. 結果

#### 1. 筋出力

表1に各運動肢位における筋出力の平均値 (N=9) を示す。筋出力は、肘屈曲角度条件によって有意差が認められ (F=15.954, p<0.001), 多重比較の結果, 90度と, 他の条件 (30, 60, 120度) との間に有意差が認められた。

#### 筋疲労 (MDPFの変化)

表2に上腕二頭筋MDPFの平均値 (N=9) の経時的変化を示す。各値は、区間1に対する相対値 (%) で示している。MDPFは、時間経過に伴って減少し、その減少の度合いは肘屈曲角度が大きい運動肢位ほど、大きい傾向が

表1 各肘関節角度における筋出力 (平均値±標準偏差)

肘関節角度	筋出力 (Kg)
30度屈曲位	29.56 ± 9.65
60度屈曲位	33.44 ± 14.34
90度屈曲位	42.44 ± 15.44
120度屈曲位	25.56 ± 6.78

繰り返しのある一元配置分散分析 F=15.95, p<0.001

多重比較 Scheff \*: p<0.05, \*\*: p<0.01

認められた。統計的有意差を検討するため、区間すなわち時間と運動肢位を二要因とする二元配置分散分析を行った結果、時間 (F=10.794, p<0.001) と運動肢位 (F=6.738, p<0.01) において有意差が認められた。時間と運動肢位における交互作用は認められなかった (時間×運動肢位, p=0.455)。

一方、腕橈骨筋においても (表3), 上腕二頭筋と同様に、MDPFは時間経過に伴って減少し、その減少の度合いは肘屈曲角度が大きい条件ほど大きい傾向にあった。二元配置分散分析の結果においても、時間 (F=7.135, p

表2 上腕二頭筋のMDPFの経時的変化 (平均値±標準偏差)

	区間 1	区間 2	区間 3	区間 4	区間 5	区間 6
30 度屈曲位	36.84 ± 5.26	34.35 ± 5.29	35.41 ± 3.37	33.47 ± 4.28	34.22 ± 2.78	32.54 ± 3.93
60 度屈曲位	37.17 ± 3.87	34.84 ± 4.93	34.91 ± 2.17	33.74 ± 3.02	33.97 ± 1.90	32.19 ± 2.29
90 度屈曲位	42.99 ± 10.31	38.05 ± 6.21	38.36 ± 5.66	34.35 ± 2.57	35.83 ± 4.64	33.45 ± 2.14
120 度屈曲位	59.32 ± 19.62	46.92 ± 9.94	49.97 ± 16.04	40.61 ± 5.41	45.85 ± 13.74	40.67 ± 11.64

(単位: Hz)

表3 腕橈骨筋のMDPFの経時的変化 (平均値±標準偏差)

	区間 1	区間 2	区間 3	区間 4	区間 5	区間 6
30 度屈曲位	33.08 ± 2.97	32.30 ± 3.64	32.38 ± 2.63	31.99 ± 3.39	31.38 ± 2.91	31.58 ± 3.27
60 度屈曲位	32.79 ± 2.16	31.45 ± 2.77	31.69 ± 2.28	30.73 ± 3.03	30.47 ± 2.31	29.57 ± 3.00
90 度屈曲位	34.72 ± 3.58	32.71 ± 1.90	33.78 ± 4.34	31.76 ± 2.21	32.96 ± 3.51	30.85 ± 2.38
120 度屈曲位	40.80 ± 8.68	36.58 ± 4.82	39.29 ± 9.09	34.63 ± 1.85	37.70 ± 7.35	34.09 ± 1.70

(単位: Hz)

<0.001) と運動肢位 ( $F=10.820$ ,  $p<0.001$ ) において有意差が認められた。時間と運動肢位における交互作用は認められなかった (時間×運動肢位;  $p=0.069$ )。

#### IV. 考 察

筋力増強訓練の際には、過用症候群を予防し、且つ適切な運動負荷を加えるために最適な運動肢位を決定する必要がある。そのためセラピストは、運動肢位の違いによる筋出力の特性や筋疲労しやすさ等を十分に考慮する必要がある。今回の結果では、運動肢位間で筋出力に有意差が認められ、90度屈曲位が最大であった。これまで、本研究と同様に異なる運動肢位 (肘屈曲角度) で筋出力を比較した報告において、最大の筋出力が得られる肘関節角度は必ずしも一致した結果は示されていない。30, 50, 70, 90, 110度屈曲位で比較したBechtelら<sup>12)</sup>の報告では、我々の結果と同様に90度で、30, 60, 90, 120, 150度屈曲位で比較したPetrofsky とPhillips<sup>13)</sup>の報告では、120度で最大の筋出力を得ている。また、Tsunodaら<sup>14)</sup>、30, 60, 90, 120, 150度屈曲位の比較において、男性は120度屈曲位で、女性では90度屈曲で最大であったことを報告している。特定の角度における筋出力の決定には、筋張力と筋長の相互関係 (長さ-張力曲線) 及び、モーメントアームが影響することが知られている<sup>3)</sup>。今回の場合、長さ-張力曲線関係から観ると、肘屈曲角度が大きくなると筋長は当然短縮するため、筋が発揮する張力は減少

することになる。また、モーメントアームの観点からは、今回の運動における主動作筋である上腕二頭筋は、筋の起始・停止の関係から力学的に第3のてこに分類され、肘関節屈曲90度においてモーメントアームが最大となる。つまり、てこに作用する力の角度が90度に近づくほど、その運動に対する力の効果は大きくなる<sup>15)</sup>。したがって、今回の結果と合わせて考えると、Uchiyamaら<sup>16)</sup>が報告しているように、肘関節屈曲の筋出力と角度の関係においては、角度とモーメントアームの関係が、筋長より優位に働くものと考えられる。

一方、今回筋疲労の指標として用いたSEMGの周波数解析によるMDPFは、上腕二頭筋、腕橈骨筋ともに、各屈曲角度条件における持続的等尺性収縮の時間経過に伴って有意に減少した。この筋疲労に伴うSEMGの除波化については、いまだ不明な点も多いが、活動する運動単位の同期化や伝導速度の低下が影響しているとの報告がある<sup>17)</sup>。また、筋疲労時におけるSEMG周波数の低周波域へのシフトには、速筋線維の活動の減少が関係しているとの報告もある<sup>18)</sup>。MDPFの減少度合い、すなわち疲労度合いを、各運動肢位間で比較すると、屈曲角度が大きいほど大きい傾向にあった。DoudとWalsh<sup>19)</sup>は、動的筋疲労課題における肘関節の角度と上腕二頭筋から導出したSEMGのMEPFの関係について調べた結果、肘関節角度変化、すなわち筋長の変化が、疲労が進行している際のSEMGのMEPFに有意な影響を及ぼし、筋長が短い際には、MEPFの減少が大きいことを報告している。また、

Mamaghaniら<sup>20)</sup>は、肘関節60, 90, 120屈曲位で上腕二頭筋、腕橈骨筋、三角筋から導出した筋疲労時におけるSEMGのMEPFを比較し、肘屈曲角度は有意にMEPFに影響し、120度は、60や90度に比べ、有意に低値であったことを報告している。したがって、筋疲労の観点からは、屈曲角度が大きくなる程、筋長が短くなり筋疲労しやすいと考えられ、つまり、長さ-張力曲線の関係が優位に働くものと思われる。

以上の結果より、肘関節屈曲の等尺性収縮において筋出力が最も期待できる運動肢位と疲労しにくい運動肢位は、異なることが示唆された。したがって、セラピストが、運動肢位を決定する際には、その点を十分に考慮する必要があるものと思われる。具体的には、筋力測定装置を用いて等尺性収縮時の筋出力を定量的に評価する場合においては、最も高い筋出力が得られる肘関節90度での計測が最適であると思われる。また、上肢で荷物を長時間保持する場合などにおいて筋疲労を極力さけたい場合は、対象者にできるだけ肘関節を伸展した状態で保持する様指導すること等が望ましいであろう。

今回は肘関節屈曲における検討であったが、その他の部位の場合であっても、運動肢位決定の際には主働筋の筋長及び関節のモーメントアームを十分に考慮する必要があると思われる。

#### 引用文献

- 1) 沖田 実, 東登志夫, 井口 茂・他: 膝伸展位における大腿四頭筋の等尺性収縮運動に関する一考察-運動肢位の違いが筋出力, 及び筋疲労に及ぼす影響-. 理学療法科学, 1996, **11**: 27-31.
- 2) Marshall RN, Mazur SM, Taylar NA: Three-dimensional surfaces for human muscle kinetics. Eur J Appl Physiol, 1990, **61**: 263-270.
- 3) 山田 茂, 福永哲夫編著: 骨格筋-運動による機能と形態の変化-. ナツブ, 東京, 1997, pp1-28
- 4) 佐渡山亜兵, 菅原 徹: 筋疲労と運動単位. 臨床神経生理学, 2002, **30**: 417-424.
- 5) Kogi K, Hakamada T: Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue. Rep Inst Sci Labour, 1962, **117**: 27-41.
- 6) Moritani T, Muro M, Nagata A: Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. J Appl Physiol, 1986, **60**: 1179-1185.
- 7) Merletti R, Knafleitz M, Dulca CJ: Electrically evoked myoelectric signals. CRC Crit Rev Biomed eng, 1992, **19**: 293-340.
- 8) Koresec D: Parametric estimation of the continuous non-stationary spectrum and its dynamics in surface EMG studies. Int J Med Inf, 2000, **58-59**: 59-69.
- 9) Paiss O: Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue. IEEE Trans Biomed eng, 1987, **34**: 761-770.
- 10) 日野幹雄: スペクトル解析. 朝倉書店, 東京, 1992, pp190-191.
- 11) 石川康宏: 臨床医学のためのウェーブレット解析, 医学出版, 2000, pp348-357.
- 12) Bechtel R, Caldwell GE: The Influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow. J Electromyogr Kinesiol, 1994, **4**: 195-204.
- 13) Petrofsky JS, Phillips CA: The effect of elbow on the isometric strength and endurance of the elbow flexors in man and woman. J Hum Ergol, 1980, **9**: 125-131.
- 14) Tsunoda N, O'Hagan F, Sale DG, et al.: Elbow flexion strength curves in untrained men and women and male bodybuilders. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1993, **66**: 235-239.
- 15) 中村隆一, 齋藤 宏: 基礎運動学第5版. 医歯薬出版, 東京, 2000, pp31-37.
- 16) Uchiyama T, Bessho T, Akazawa K: Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. J Biomech, 1998, **31**: 545-554.
- 17) 花山耕三: 表面筋電図による筋疲労の評価, 総合リハ, 1996, **24**: 431-434.
- 18) Gerdle B, Fugl-Meyer AR: Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units?. Acta Physiol Scand, 1992, **145**: 129-138.
- 19) Doud JR, Walsh JM: Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1995, **35**: 331-339.
- 20) Mamaghani NK, Shimomura Y, Iwanaga K, et al.: Changes in surface EMG and acoustic myogram parameters during static fatiguing contractions until exhaustion: influence of elbow joint angles. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 2001, **20**: 131-140.