

静的瞬発握力発揮における前腕屈筋のEMGの特性

EMG characteristics of forearm flexor muscles during static explosive grip exertion

中田 征克¹⁾・出村 慎一²⁾・山次 俊介³⁾・長澤 吉則⁴⁾

Masakatsu NAKADA¹, Shinichi DEMURA², Shunsuke YAMAJI³, Yoshinori NAGASAWA⁴

Abstract

The purposes of this study are to examine the contribution of each flexor muscle to explosive strength by measuring EMG of forearm flexor muscles during static explosive grip (SEG) exertion using surface electromyography, and to find the relationships between force-exertion parameters and EMG parameters. Subjects are 10 healthy young male volunteers (age: 23.6 ± 4.1 yr) with no upper-limb injuries.

The reproducibility (ICC = 0.635-0.971) of EMG parameters (peak frequency, integrated EMG (IEMG), maximal amplitude time) was higher in the flexor digitorum superficialis and flexor pollicis brevis muscles than in the flexor digiti minimi brevis muscle. High relationships between force-exertion parameters and EMG parameters were not observed in any flexor muscle. The maximal amplitude time in SEG exertion was longer in the flexor digitorum superficialis muscle than the flexor pollicis brevis and flexor digiti minimi brevis muscles. During the force development phase of the force-time curve in SEG exertion, it is possible that the hand flexor muscle fibers (flexor pollicis brevis and flexor digiti minimi brevis) are mobilized quickly, then the forearm flexor muscle fibers (flexor digitorum superficialis).

Key words : static explosive grip exertion, EMG, forearm flexor muscles

緒言

瞬発的な静的筋力発揮において、最大筋力発揮値 (MAX) は同じであっても、力-時間曲線で時系列に発揮値を記録するとMAXに到達するまでの発揮過程 (増張力局面) に個人差が存在することが明らかにされている^{3,6)}。静的瞬発筋力は、外部への仕事量が0であるため瞬発力の概念から除外されてきた。しかし、瞬発力は非常に短い時間に爆発的にエネルギーを発揮する能力であることから、瞬発力は仕事量の有無で規定するのではなく、発揮の素早さと大きさの二つの要素による筋機能として捉えられる⁵⁾。したがって、仕事量が0であっても静的瞬発筋力発揮の増張力局面に瞬発力が大きく関与し⁷⁾、一定時間の発揮力量から瞬発力を捉えられると考えられ

る。

瞬発力の測定器は数多く開発されており、ほとんどが関節可動の大きな動作で単発的な筋力発揮により測定する。関節可動の大きな動作による静的な筋力発揮は、筋内圧の上昇に伴う、末梢部の虚血状態および血圧の上昇を伴うので、高齢者や障害者にとっては安全性に欠ける。また、瞬発力を大筋群を利用して発揮することに慣れていない者にとっては、このような測定器では安定した測定値が得られないことがある。そこで、測定姿勢や動作が規定しやすい握力発揮を利用して、時系列的な発揮値の記録から静的瞬発力を捉えることに着目した。先行研究では、握力を利用した瞬発的な発揮の時系列的記録から、発揮特性や性差、年齢差、発揮条件差などの検討がされている^{1,2,6,7)}。しかし、理論的に瞬発力を捉えているとして提案された力-時間曲線の増張力局面を評価し

1) 防衛大学校 *National Defense Academy*

2) 金沢大学教育学部 *Kanazawa University Faculty of Education*

3) 福井工業高等専門学校 *Fukui National of College of Technology*

4) 秋田県立大学 *Akita Prefectural University*

た変数が、筋収縮張力の調節に関与する運動単位の動員やインパルスの発射頻度などの生理的要因と関連があるかについては十分検討されていない。

随意筋収縮時における発揮張力の増加は、運動単位の動員に加え、運動ニューロンのインパルス発射頻度に依存する。このような運動ニューロンの興奮は運動単位動員数とインパルス発射頻度の変化に依存する電気信号である筋電図として記録することができ、筋電図によって、筋張力の漸増的な増加に伴う筋放電量の増大が観察できる¹⁰⁾。把握作業に関する屈筋には、前腕部の浅指屈筋、短母指屈筋、短小指屈筋などがあるが、これらの筋の筋電図に着目し、増張力局面の筋放電量の変化と力-時間変数の対応を検討することによって、瞬発的な握力発揮の増張力局面に影響を及ぼす各屈筋の貢献度が明らかになると考えられる。

したがって、本研究では、表面電極法を用い静的瞬発握力 (static explosive grip : SEG) 発揮時における各前腕部位の屈筋のEMGを測定し、各屈筋の瞬発力における貢献度、および力-時間変数と各部位のEMG変数との関係について検討することを目的とした。

方法

被験者

被験者は上肢に障害がなく、且つ検者の指示条件を十分に理解し、握力発揮が可能な青年男子10名(年齢 23.6 ± 4.1 歳, 身長 172.3 ± 5.4 cm, 体重 67.6 ± 7.5 kg)であった。各被験者には実験の目的・手順を十分に説明し同意を得た後、実験を行った。

実験装置と方法

握力計は、スメドレー型握力計 (EG-100 : 酒井医療) を用い、握力測定値のサンプリング周波数は20Hzとした。静的瞬発握力発揮 (SEG発揮) 時の筋電図測定は、直径約10mmの電極 (ニップロ - デ : フクダ電子) を用い、電極間の距離は5mmとした表面筋電位導出法により測定した。被検筋は、把握時に電極が握力計に触れない部位で把握動作および指の屈曲に作用する利き手の屈筋を用いた。その屈筋は、第1・2指骨の屈曲、手および前腕の屈曲に作用する浅指屈筋、母指の屈曲および内転に作用する短母指屈筋、および小指の外転、基節骨の屈曲に作用する短小指屈筋を用いた。導出された信号は、サンプリング周波数500Hzでパソコンに取り込み、EMG解析システム(アニマ社)を用いて解析した。

実験手順

すべての被験者がSEG発揮条件について十分説明を受けた。SEG発揮は、2試行行い、試行間に十分休憩を取り、口頭で疲労の有無を確認した。被験者にはSEG発揮に際して「パソコンの発信音の合図とともに一気に素早く最大握力を発揮し、5秒間維持する」ように指示した。実験は利き手¹¹⁾で行い、利き腕は体幹に対して90度になるように伸ばし、軽く回内して、armrestにおいた。握り幅は、各被験者に対して試行ごとに基節・中節関節が90度になるように調節した。筋電図測定は、SEG発揮前の5秒のカウントダウンタイマーと同時にサンプリングし、5秒間のSEG発揮および、合図後の発揮のずれを考慮しその後2秒の計12秒間をサンプリングした。

評価変数

(1) 力-時間変数

評価変数は、出村ら⁵⁾、Demuraら⁶⁾の先行研究を参考に、(1) 最大値 (Max) に到達するまでの時間、(2) 平均発揮力量、(3) 一定時間までの力積、(4) 最大増加量、および(5) 力学的パワー相当量の5つの分類から10変数を選択した(図1)。

(1)はMaxに到達するまでの時間(T-Max)、およびMaxの90%に到達するまでの時間(T-90%)、(2)はMaxまでの力積をT-Maxで除した値(IntMax/t)、Maxの90%までの力積をT-90%で除した値(Int90%/t)、(3)は握力発揮開始から1秒間の力積(Int1s)、および2秒間の力積(Int2s)、(4)はMaxに到達するまでの最大増加量(DFMax)、および最大増加量を得た時点の発揮値(VMax)、および(5)は力学的パワーの定義(力×速度)に相当する変数として、 $Max^2/T-Max$ 、 $Max90\%^2/T-90\%$ であった。

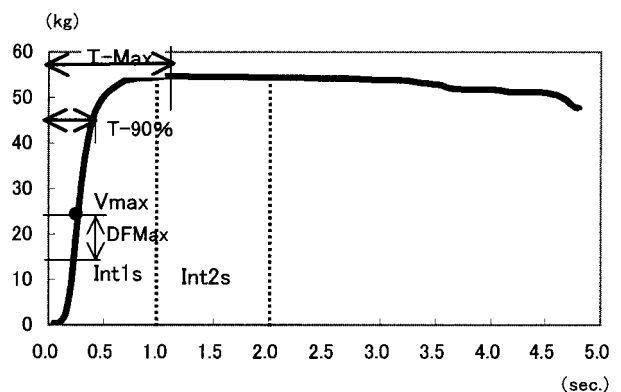


図1 力-時間評価変数

(2) 筋電図 (EMG) 評価変数

筋電図評価変数は、各筋におけるSEG発揮時の表面筋電位を全波整流した積分値 (IEMG)、ピーク周波数、および筋放電の最大振幅が現れる時間を算出した。IEMGは、安静時(発揮前5秒)の平均EMGとSEG発揮時における最大振幅値との差に対する相対値とした。

解析方法

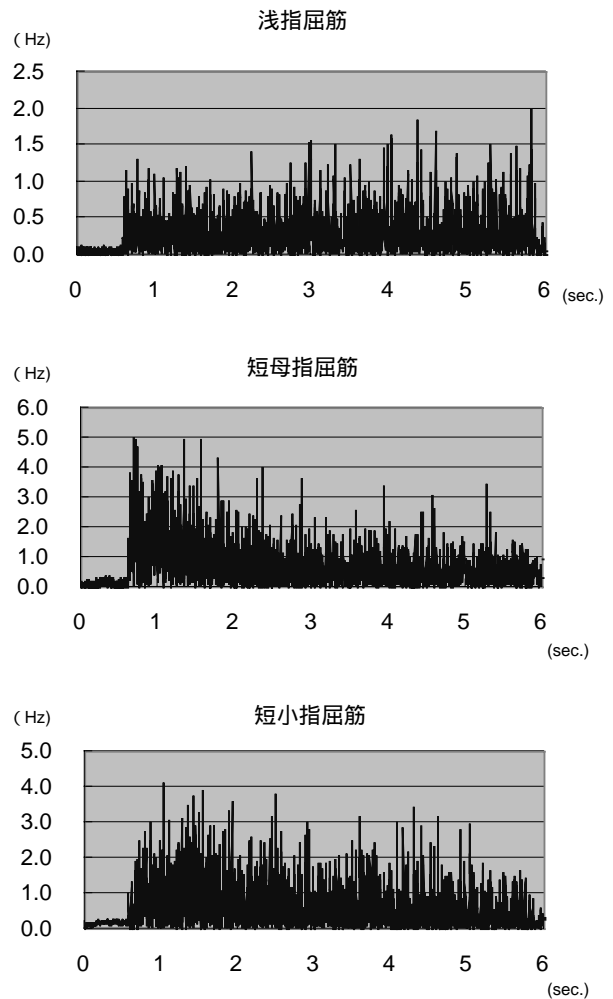
SEG発揮時における力-時間変数と筋電図評価変数(ピーク周波数, IEMG, および最大振幅時間)の試行間の信頼性を検討するために信頼性係数(ICC:intraclass correlation)を算出した。SEG発揮評価変数と筋電図評価変数の関係を検討するために相互に相関係数を算出した。また、最大振幅時間においては、各筋群差を対応のある一要因分散分析により検討し、有意差が認められた場合は、テューキーのHSD法により多重比較検定を行った。なお、本研究の有意水準は5%とした。

結果

図2は、ある典型的な被験者について、SEG発揮における各屈筋のEMG(全波整流)の変化例を示している。浅指屈筋における筋放電の振幅は、5秒間のSEG発揮の後半局面(筋力発揮開始約5秒後)にピークが出現するのに対し、短母指屈筋や短小指屈筋の筋放電の振幅はSEG発揮における初期局面(筋力発揮開始約1秒)にピークが出現し、その後減少していく傾向にあった。また、浅指屈筋の筋放電の最大振幅が短母指および短小指屈筋より遅かった被験者は、10名中9名であった。

表1は、力-時間変数の信頼性係数(ICC)を示している。いずれの評価変数も試行間に有意差は認められなかった。Int90%/T、Int1sおよびInt2sのICCは0.373~0.531と低かったが、その他の変数のICCは、0.708~0.887の中程度以上であった。

表2は、ピーク周波数、IEMG、および最大振幅時間における試行間の信頼性係数(ICC)を示している。短小指屈筋のピーク周波数を除いて、いずれの部位および変数においても試行間に有意差は認められず、ICCは、中程度以上(ICC=0.635~0.969)であった。IEMGのICCは、浅指屈筋で0.971と非常に高く、短母指、および短小指では、中程度(ICC=0.684~0.758)であった。さらに、最大振幅時間のICCは、浅指、短母指屈筋で高く(ICC=0.811~0.873)、短小指屈筋で中程度(ICC=0.586)であった。



	IEMG (V)		
	浅指屈筋	短母指	短小指
0~1秒	100.3	326.8	183.2
1~2秒	144.4	481.1	336.6
2~3秒	142.3	433.1	288.8
3~4秒	167.7	379.4	222.5
4~5秒	155.0	269.8	199.4

図2 SEG発揮における各屈筋のEMG(全波整流)およびIEMGの変化(例)

表3は、力-時間変数と筋電図評価変数(ピーク周波数、IEMG、および最大振幅時間)の関係を示している。ピーク周波数は、浅指屈筋においてのみ、SEG発揮における最大値に到達する時間(T-Max)と有意な相関($r=0.664$, $P<0.05$)が認められた。IEMGと力-時間変数の関係を検討した結果、短母指屈筋においてのみ、力学的パワー変数(Max90%/T-90%)と中程度の有意な相関($r=0.642$, $P<0.05$)が認められた。また、最大振幅時間は、短母指屈筋においてのみ、握力発揮開始から2秒間の力積(Int2s)にのみ有意な相関($r=-0.663$, $P<0.05$)が認めら

表1 力-時間評価変数の信頼性

変数名	単位	1試行		2試行		ICC
		Mean	SD	Mean	SD	
Max	kg	50.3	5.0	48.3	5.9	0.936
T-Max (Max到達時間)	sec	1.1	0.7	1.3	0.9	0.887
T-90% (Maxの90%到達時間)	sec	0.5	0.3	0.5	0.2	0.767
IntMax/T (Max到達までの力積/到達時間:絶対値)	kg	736.9	114.5	755.2	121.7	0.708
Int90%/T (Max90%到達までの力積/到達時間:絶対値)	kg	524.6	151.0	528.1	116.8	0.373
Int 1s (握力発揮1秒間の力積:絶対値)	kg・sec	748.2	193.3	748.8	135.3	0.502
Int 2s (握力発揮2秒間の力積:絶対値)	kg・sec	1732.5	232.6	1681.9	239.9	0.531
DFmax (Maxに到達するまでの最大増加量)	kg	13.9	3.1	12.9	3.6	0.714
Vmax (最大増加量を得た時点の発揮値)	kg	25.2	5.8	23.9	5.2	0.834
Max ² /(T-Max) 力学的パワー変数	kg/sec	2933.0	1730.9	2531.0	1398.2	0.771
Max90% ² /(T-Max) 力学的パワー変数	kg/sec	7292.6	3488.2	6034.7	3198.8	0.728

注) ICC = ICC=1-(Msr / Msa) (Msr = SSr/dfr, 残差の平均平方) (Msa = SSa/dfa, 被験者の平均平方)

表2 SEG 発揮における試行間の β - γ 周波数およびIEMGの信頼性

被験者	β - γ 周波数(Hz)						積分値-IEMG(V)						最大振幅時間(sec.)					
	浅指		短母指		短小指		浅指		短母指		短小指		浅指		短母指		短小指	
	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行	1試行	2試行
1	0.1049	0.1243	0.2337	0.1880	0.1426	0.1609	581.9	528.6	547.7	416.3	543.3	419.7	3.26	2.43	1.17	0.57	4.52	3.70
2	0.1026	0.1011	0.1303	0.1263	0.1231	0.2149	460.9	454.8	690.5	441.2	431.9	416.5	4.08	3.50	1.39	1.65	0.69	0.81
3	0.1154	0.1203	0.4443	0.3831	0.0966	0.1306	650.0	676.7	530.4	630.1	511.1	704.2	3.68	3.40	0.75	0.80	0.82	4.76
4	0.1626	0.1423	0.1597	0.1217	0.0966	0.0629	645.2	525.9	470.2	538.0	629.7	458.1	5.92	4.48	4.39	5.40	3.26	1.45
5	0.1323	0.1357	0.1423	0.1403	0.0834	0.1314	128.1	77.9	188.5	211.7	104.4	257.1	4.71	3.96	3.18	3.37	1.03	0.81
6	0.1657	0.3097	0.1694	0.1697	0.1746	0.2326	437.8	435.6	414.0	437.2	452.8	474.5	3.21	4.43	1.09	0.60	3.68	4.19
7	0.1431	0.0989	0.1211	0.1649	0.2243	0.1700	424.1	443.3	518.4	485.7	377.1	442.3	5.64	5.81	0.66	0.68	1.50	1.02
8	0.1094	0.1097	0.2103	0.2034	0.1346	0.1097	738.8	676.6	291.4	404.8	587.1	503.1	3.69	3.98	2.63	2.47	0.31	0.77
9	0.1046	0.1069	0.0600	0.0514	0.1680	0.2177	461.4	538.3	497.9	497.9	386.8	456.6	5.42	4.81	3.86	1.10	4.41	2.03
10	0.1000	0.0969	0.2400	0.2831	0.2771	0.4894	529.0	474.6	387.8	574.6	623.3	537.6	4.40	3.37	1.18	1.10	1.93	1.32
Mean	0.1241	0.1346	0.1911	0.1832	0.1521	0.1920	505.7	483.2	453.7	463.8	464.7	467.0	4.40	4.02	2.03	1.77	2.21	2.09
SD	0.0252	0.0635	0.1045	0.0926	0.0612	0.1172	160.9	158.4	134.1	108.4	148.5	105.9	0.94	0.88	1.30	1.48	1.52	1.46
	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC
	0.44ns	0.635	0.53ns	0.969	2.76*	0.802	1.60ns	0.971	0.06ns	0.684	0.00ns	0.758	2.53ns	0.811	0.66ns	0.873	0.05ns	0.586

注) *P<0.05

表3 静的瞬発握力 (SEG) 発揮における各屈筋の β - γ 周波数、IEMG、最大振幅時間と力-時間評価変数との関係

	β - γ 周波数			IEMG			最大振幅時間		
	浅指	短母指	短小指	浅指	短母指	短小指	浅指	短母指	短小指
浅指屈筋									
短母指屈筋	-0.188			0.307			0.566		
短小指屈筋	-0.156	-0.164		0.908	0.314		0.072	0.234	
Max	0.028	-0.004	0.535	-0.261	0.313	0.010	-0.113	-0.391	0.339
T-Max	0.664	0.042	-0.397	0.031	-0.202	0.105	0.487	0.471	-0.025
T-90%	0.600	0.012	-0.243	-0.179	-0.431	0.016	0.293	0.476	0.110
IntMax/T	-0.496	0.072	-0.445	0.118	0.348	0.059	-0.359	0.226	0.264
Int90%/T	-0.383	-0.627	0.277	-0.291	0.309	-0.361	0.181	-0.051	0.213
Int 1s	-0.567	-0.170	0.373	-0.096	0.468	-0.191	-0.219	-0.486	0.054
Int 2s	-0.429	-0.067	0.549	-0.179	0.494	-0.132	-0.305	-0.663	0.131
DFmax	-0.439	0.474	0.265	0.280	0.440	0.143	-0.121	-0.560	-0.414
Vmax	-0.299	0.010	0.442	-0.047	0.421	-0.142	0.195	-0.394	0.121
Max ² /(T-Max)	-0.486	-0.345	0.362	-0.064	0.339	-0.049	-0.030	0.023	0.478
Max90% ² /(T-Max)	-0.437	-0.268	0.341	0.029	0.642	-0.075	0.024	-0.387	0.085

注) 塗りつぶし部は、有意 (P<0.05)な相関係数を示す。

れた。

表4は、SEG 発揮時における最大振幅時間について、各筋群の平均値差を一要因分散分析より比較した結果を示している。筋群間に有意差が認められ、多重比較検定の結果、浅指屈筋が短母指屈筋および短小指屈筋より長い傾向が認められた。

考察

瞬発力を「非常に短い時間に爆発的にエネルギーを発揮する能力」と定義した場合、静的な筋力発揮においても評価できる可能性がある。つまり、最大努力による発揮において力-時間曲線の増張力局面の個人差は、瞬発力の優劣を反映すると考えられる。増張力局面により筋

表4 最大振幅時間における各筋群差の検討

被験者	最大振幅時間(sec)			分散分析	
	浅指	短母指	短小指	F - value	多重比較
1	3.258	1.174	4.516		
2	4.080	1.386	0.688		
3	3.682	0.750	0.816		
4	5.924	4.386	3.256		
5	4.708	3.176	1.034	9.923	浅指>短母指、短小指
6	3.212	1.086	3.684		
7	5.642	0.656	1.498		
8	3.694	2.626	0.308		
9	5.416	3.864	4.406		
10	4.402	1.182	1.926		
Mena	4.4	2.0	2.2		
SD	1.0	1.4	1.6		

力を瞬発的に発揮できるかは、短時間に各筋群の運動単位を同時に、かつ多く動員することが必要である⁷⁾。本研究では、静的瞬発握力発揮に関与すると考えられる屈筋から発生される活動電位から、瞬発力における各屈筋の貢献度を明らかにし、先行研究で提案された力-時間曲線の瞬発握力発揮評価変数との関係を検討した。

力-時間変数の信頼性係数 (ICC) は、Int90%/T、Int1s および Int2s を除き高い信頼性 (ICC>0.7) が認められた。先行研究⁶⁾では、0.46 ~ 0.95 の ICC が認められたと報告しており、本研究は、先行研究と同程度の信頼性が得られたと判断される。また、各筋における各筋電図評価変数 (ピーク周波数, IEMG, 最大振幅時間) は、浅指屈筋および短母指屈筋ではいずれも試行間に有意差はなく、中程度以上 (ICC>0.6) の信頼性であったが、短小指屈筋では、ピーク周波数に有意差が認められ、最大振幅時間の信頼性が他の屈筋に比べ低かった (ICC<0.6)。短小指屈筋は、主に小指の屈曲に働く筋であることから、SEG 発揮の増張力局面における小指屈曲は、試行間の再現性の低い動きであると推測される。本研究では、腕を arm rest に乗せて測定姿勢を統制するように工夫したが、把握動作のうち、小指屈曲は適切に統制できなかったと考えられる。また、本研究のような瞬発的に握力を発揮し、それを維持するような筋力発揮では、前腕筋である浅指屈筋の筋線維と手指筋では短母指屈筋が短小指屈筋より安定して動員されると考えられる。

SEG 発揮のような単発的な筋力発揮の場合、表面筋電位振幅、および IEMG は発揮筋力と比例関係をもつ^{4, 8)}。また、筋放電の振幅の増大に伴い、最大筋パワーの大きさも増大する^{9, 10)}。したがって、放電振幅が最も大きくなる時間は、SEG 発揮時において各筋群が最も強く動員される時間と関係が高いと考えられる。本研究の短母指屈筋および短小指屈筋の最大振幅時間の各試行の平均は、それぞれ 2.03 秒と 1.77 秒、および 2.09 秒と 2.21 秒で

あり、これは SEG 発揮において、発揮値が最大値 (Max) に到達した直後に相当する。それに対して、浅指屈筋の平均は、約 4 秒であり、SEG 発揮において Max 到達後の発揮値の維持局面に相当する時間であった。浅指屈筋の最大振幅は SEG 発揮の後半局面に出現する被験者がほとんどであったが、短母指屈筋や短小指屈筋のそれは、SEG 発揮の MAX 到達直後の局面に出現する傾向にあった。また、1 秒ごとに筋放電量の積分値 (IEMG) を算出した結果 (図 2)、短母指および短小指屈筋の IEMG は筋力発揮開始 1 ~ 2 秒がもっとも大きく、その後減少する傾向がみられたが、浅指屈筋では、筋力発揮開始から徐々に大きくなり、3 ~ 4 秒が最も大きい値を示した。サイズの原理に従うと、SEG 発揮における増張力局面では、収縮張力が小さく、疲労しにくい手部の屈筋 (短母指屈筋、短小指屈筋) の筋線維が早く動員される。その後、Max に到達した後は、比較的小さな筋群である手部屈筋の筋線維のインパルス発射頻度が低下するため、それを補うように収縮張力が大きく、速筋線維が多い前腕の屈筋 (浅指屈筋) の筋線維の動員がより優位になり、浅指屈筋線維の運動単位の発射頻度が大きくなると考えられる。

本研究の力-時間変数と各筋電図評価変数との関係に関して、短母指屈筋の IEMG が Max90%/T-90% と、最大振幅時間が SEG 発揮開始 2 秒間の力積と有意な関係を示した。SEG 発揮において Max に至るまでの爆発的な筋力発揮に短母指屈筋の動員の影響が大きく、その Max までの力積が大きいほど、短母指屈筋の動員が早く、インパルスの発射頻度が大きいと考えられる。しかし、それ以外は、いずれの筋ともほとんど特徴的な高い関係は認められていない。今後は、これらの屈筋を表面筋電位に加え、さらに拮抗筋興奮等の貢献も考慮した検討を行う必要があると思われる。

まとめ

- 1) SEG 発揮における浅指屈筋および短母指屈筋の各筋電図評価変数（ピーク周波数, IEMG, 最大振幅時間）の再現性は, 短小指屈筋よりも高い。
- 2) 力-時間変数と各筋電図評価変数は, いずれの筋とも特徴的な高い関係ほとんど認められない。
- 3) SEG 発揮時における最大振幅時間は, 浅指屈筋が短母指屈筋および短小指屈筋より長い。
- 4) 把握動作による静的筋力発揮における増張力局面では, 手部の屈筋（短母指屈筋, 短小指屈筋）の筋線維の動員が早く, その後, 前腕の屈筋（浅指屈筋）の筋線維動員が行われる可能性がある。
- 4) Csukas Attila, 加茂美冬, 森本茂 (2002) 小学校児童の学年に依存した表面筋電位原波形及び高 - , 低周波数成分積分値の変化様式. 体力科学 51 : 139-150.
- 5) 出村慎一, 山次俊介, 南雅樹, 長澤吉則, 北一郎, 松澤基三郎 (1999) 静的瞬発握力発揮時の増張力局面における発揮パターンの再現性と力-時間変数の信頼性の検討. 体力科学 48 : 493-500.
- 6) Demura S., Yamaji S., Nagasawa Y., Ikemoto Y., Shimada S. (2001) Force developmental phase and reliability in explosive and voluntary grip exertions. *Perceptual and Motor Skills* 92, 1009-1021.
- 7) Demura S., Yamaji S., Nagasawa Y., Masaki M. (2000) Examination of force-production properties during static explosive grip based on force-time curve parameters. *Perceptual and Motor Skills* 91, 1209-1220
- 8) Hakkinen K., Alen M., and Komi P.V. (1985) Change in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand.* 125 : 573-585.
- 9) Niebuhr B.R., Marion R., and Hasson S.M. (1993) Electromyographic analysis of effort in grip strength assessment. *Electromyogr.Clin.Neurophysiol.* 33 : 149-156.
- 10) 山田茂, 福永哲夫 (1997) 骨格筋-運動による機能と形態の変化. NAP-Limited : 1-112.
- 11) Oldfield, R.C. (1971) The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, : 97-113.

文 献

- 1) Bembem M.G., Massey B.H., Boileau R A., and Misner J. E (1992) Reliability of Isometric Force-time Curve parameters for men age 20-79 years. *J.Appl. Sports Sci. Res.* 6(3) : 158-164.
- 2) Bembem M.G., Clasey J.L., and Massey B.H. (1990) The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Res.Quart.* 61 : 96-99.
- 3) Byrd, R., and Jenness, M.E. (1982) Effect of Maximal grip strength and initial strength and initial strength on contraction time and on areas under force-time curves during isometric contraction. *Ergonomics* 25 : 387-392.