



Title	スペクトル解析による表面筋電図の定量的解析
Author(s)	高橋, 光彦
Citation	北海道大学医療技術短期大学部紀要, 8, 143-149
Issue Date	1995-12
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/37587
Type	departmental bulletin paper
File Information	8_143-150.pdf



原 著

スペクトル解析による表面筋電図の定量的解析

高橋 光彦

Quantitative Study of Surface EMG Using Spectral Analysis

Mitsuhiko Takahashi

Abstract

The spectrum analysis using maximum entropy methods was performed to analyze surface EMG of elbow flexores taken from biceps brachii, brachio radialis and brachialis of 5 healthy men (21 ± 1.0) at 30%, 60% level of maximum voluntary isometric contraction for 5 seconds and 30% prolonged contraction.

Rate of integrated power spectrum density (IPSD) for 30% max and 60% max was more than 2 in frequency rang from 0.001Hz to 500Hz for 1 second of biceps brachii, brachio radialis and brachialis.

In 30% max prolonged contraction, significant difference was appreciated rate of start phase band of end phase in IPSD rate in brachialis, biceps.

要 旨

肘屈筋群の等尺性収縮を行い、得られた表面筋電図の定量的解析に最大エントロピー法を用いた周波数解析を行った。30%筋力と60%筋力の比較において帯域別パワースペクトル密度積分値比は1秒間での0.001-500Hz帯域では上腕筋、上腕二頭筋、腕橈骨筋とも2以上であった。30%持続収縮では開始時と終了直前の帯域別パワースペクトル密度積分値比において上腕筋、上腕二頭筋において有意差が認められた。

は じ め に

表面筋電図 (sEMG) は筋肉収縮時における

神経・筋単位 (neuromuscular unit : NMU) の活動電位の記録であり、神経・筋疾患の診断や治療効果の判定、運動機能の評価などに広く用いられている^{1), 2)}。

筋力と筋電図 (sEMG) の関連については、筋肉の疲労に伴い sEMG の振幅が増加し、徐波化する傾向が認められ、等尺性収縮の増加とともに積分筋電図の増加が直線化し³⁾、最大随意収縮の80%付近では平均筋電図と筋力の一次回帰関係から指数関数的な増加が認められることなどが報告されている⁴⁾⁻⁷⁾。

sEMG には複雑な干渉波形が記録されるが従来の解析方法としては積分筋電図、平均筋電図があり、筋電波形の周期成分のスペクトル解析

方法としては高速フーリエ解析を用いた方法が多く用いられている。高速フーリエ解析 (FFT) は、データが無限にあることを想定し、矩形窓、ハニング窓などの各種の窓関数を用いて高速処理を可能とするが、スペクトル分解能、安定性において問題点が指摘されている。筋活動中の筋電図は複雑な波形であるため、解析においては高い分解能を有するスペクトル解析方法が必要である。

Berg が1967年に報告した最大エントロピー法 (Maximum entropy method: MEM) によるスペクトル解析⁹⁾は、恣意的モデルを仮定することなく、短いデータにおいてもスペクトルの推定が可能で、スペクトルの分解能が高いことが特徴である。近年、コンピュータの発達及び最大エントロピー法に非線形最小二乗法を用いて新たなスペクトル解析方法の MEM-Calc システムが、田中らにより開発された⁹⁾。この MEM-Calc システムは時間軸上における周期構造の解析、周波数軸上における時系列データ解析を可能にした。この MEM 解析におけるパワースペクトル密度の面積比較により、測定データの相互比較を可能とした。この MEM 解析により脳波、血圧、心拍数、血糖値などの生体時系列データに試みられ、いくつかの報告が出されるようになった^{9), 10), 11)}。

そこで本研究は sEMG の定量的解析に MEM を適用し、上腕二頭筋、腕橈骨筋、上腕筋の sEMG と筋力及び筋持久力との関係を定量的に明らかにしようとした。

対象と方法

1) 実験条件

右利きの健康成人男子 5 名 (平均年齢 21 ± 1.0 歳) を対象とした。被験者を多用途筋力測定装置 (Versatile muscular power measuring device 1281, 竹井機器) に座位状態で固定し、肩関節および肘関節をそれぞれ 90 度に屈曲した状態で、右肘関節屈筋の等尺性収縮時の最大筋力

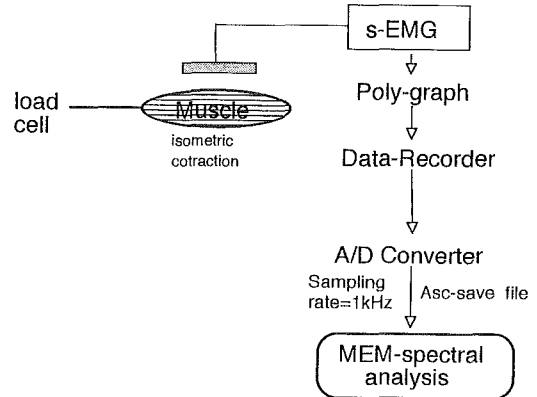


図1 測定構成図

をロードセル (TD400, TEAC) を用いて測定した。そして、肘関節 90° での等尺性筋力の最大値の 30% 値 (条件 A)、60% 値 (条件 B) で等尺性収縮をそれぞれ 5 秒間維持させた。また、最大筋力の 30% 負荷で等尺性収縮を保持出来なくなるまで継続させた (条件 C)。

表面筋電波形の導出筋は右上腕二頭筋、右腕橈骨筋、右上腕筋の 3 筋とした。各筋腹中央の上に 2 cm 離しておかれた直径 8 mm の銀塩化銀皿電極より双極誘導し、ポリグラフ (1253A, 日本電気三栄) を用いて、フィルターオフ、時定数 0.03sec, HiCut, 3 KHz で、sEMG をロードセルの電気信号とともにデータレコーダ (RTP-50 A, 共和) に記録した。記録信号はコンピュータ (386BOOK-L, EPSON) を用いて 1 KHz のサンプリングタイムで A/D 変換 (ADJ-98, Canopus) した (図 1)。条件 A および条件 B ではロードセルの電気信号が目標値に達した時点から 1 秒間のデジタルデータ (データ点数 1000 個)、条件 C では収縮開始直後および終了直前 1 秒間の 100 msec 間毎 10 区分について、MEM によるパワースペクトル解析 (MemCalc 2000, Suwa trust Co.) を行った。

MEM 解析のアルゴリズムはスペクトル計算に、スペクトルと自己相関の関係である Winer-Khinchine の公式を用いる。

$$P(f) = \Delta t \sum C(k) \exp(i 2 \pi f k \Delta t) \quad (1)$$

$C(k)$ は自己相関関数, f は周波数, Δt は測定時間間隔である。有限間隔の時系列データの MEM スペクトルを求めるため Burg の方法を用いると次式になる。

$$P(f) = \frac{\Delta t P_m}{|1 + \sum \gamma_k \exp(i 2 \pi f k \Delta t)|}$$

P_m は予測誤差の分散, γ_k は予測誤差フィルター, m はその項数であり, 次の Yule-Walker の方程式を解くことにより求められる。

$C(0)$	$C(1) \dots C(m)$	1	$=$	p_m
$C(1)$	$C(0) \dots C(m-1)$	γ_1		0
$C(2)$	$C(1) \dots C(m-2)$	γ_2		0
$C(m)$	$C(m-1) \dots C(0)$	γ_m		0

この解に必要な最終予測誤差フィルターの項数 (ラグ値 m) の推定は, 最終予測誤差 (FPE), CAT 自己回帰変換関数基準 (CAT), 赤池の情報量基準 (AIC), 特性相関時間 (CCT) の推移により求める。ラグ値は値が小さいと分解能が劣り, ラグ値が大きいとスペクトルは過剰構造になり, ピーク値が多数出現してくる。このためラグ値は対象データの統計的性質による⁹⁾。本研究ではラグ値は57とし, 筋電波形のスペクトル帯域についてはまだ定まったものはないが, おおよそ周波数帯が20~40Hzが低周波成分, 60~80Hzが高周波成分として扱われていることを考慮し, 0.001~50Hz, 50.001~100Hz, 100.001~500Hzの3周波数帯域別に, それぞれのパワースペクトル密度積分値 (IPSD) を算出し, 筋力との相関係数を求めた。

結 果

1) MEM 解析

条件 B において, Case 2 の上腕二頭筋から得られた sEMG の MEM スペクトルを図2に示す。時定数が0.03であるため, 周波数ピークが10Hz以下では認められないが, 10Hz以上からピーク値が出現し, 100Hzまでは27.9Hz, 56.1Hz,

91.1Hzに大きなピークがあり, 100Hz以上500Hzまでは $1/f^3$ の傾きでパワースペクトル密度が減衰した。

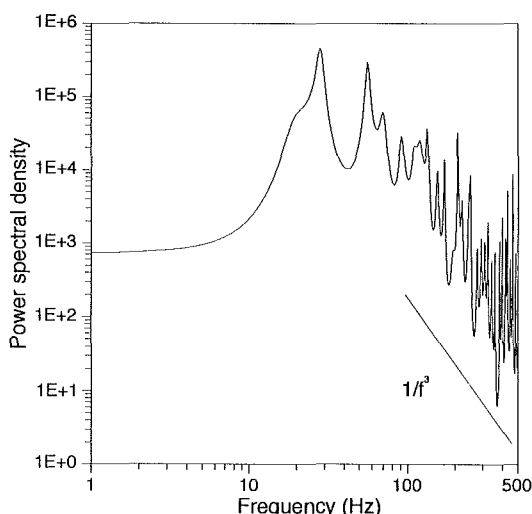


図2 MEM spectrum の例
(上腕二頭筋30%max)

2) 帯域別パワースペクトル密度積分値 (IPSD) の経時的変化

case 2 の条件 A と条件 B における帯域別 IPSD の経時的変化を図3に示す。解析対象時間が延長するに従い, 各帯域ごとの IPSD は条件 A では階段状に平均増加率で27.2%増加し, 条件 B では平均増加率59.9%で2次関数的に増加した。

3) 筋力と IPSD との関連

0.001~50Hz, 50.001~100Hz, 100.001~500Hzの各帯域における条件 A, 条件 B における IPSD 比を表1に示す。0~1000msecにおける0.001~500Hzまでの PSD 積分値比の値は, 上腕二頭筋, 腕橈骨筋, 上腕筋で2.6~4.4, 2.8~3.8, 2.2~3.4にそれぞれ分布し, これらの平均値はいずれも2.0以上であった。また, 上腕二頭筋では50.001~100Hz, 100.001~500Hz, 0.001~500Hzにおいて解析時間が0~500msecと0~1000msecで, 腕橈骨筋においては50.001~100Hzの0~500msecと0~1000msecでそれぞれ有

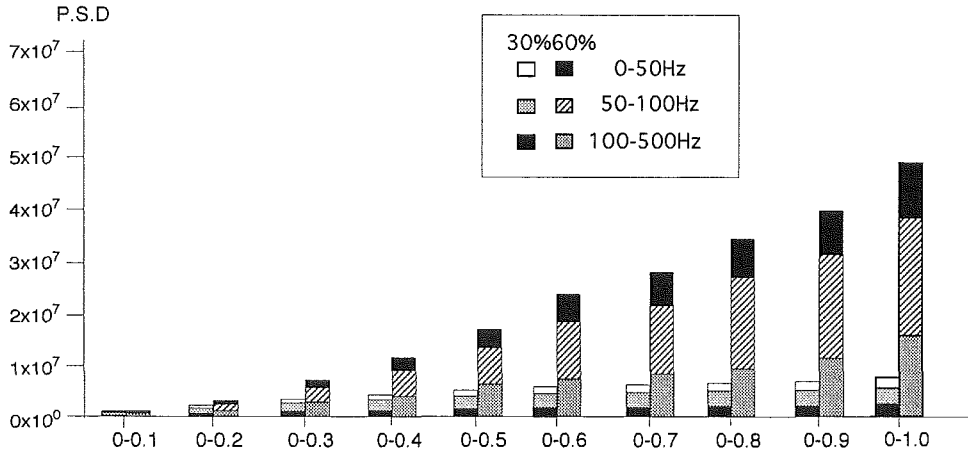


図3 30%, 60%筋力における帯域別積分値の経時的変化

表1 各筋の帯域積分値比 (Time% of PSD) の推移

Muscle	Frequency range (Hz)	Analysis time (msec)			Significance
		0-100msec	0-500msec	0-1000msec	
Biceps brachii	0.001-50.000	4.4 (2.1)	2.1 (0.7)	3.1 (1.0)	N.S.
	50.001-100.000	1.8 (0.7)	2.2 (0.4)	3.8 (0.9)	c
	100.001-500.000	1.8 (0.7)	2.7 (0.5)	4.1 (0.7)	a, b, c
Brachioradialis	0.001-500.000	2.4 (1.1)	2.2 (0.5)	3.5 (0.9)	N.S.
	0.001-50.000	2.4 (1.7)	2.6 (0.6)	2.8 (0.6)	c
	50.001-100.000	2.2 (1.0)	2.6 (0.4)	3.8 (0.5)	N.S.
Brachialis	100.001-500.000	4.5 (1.5)	6.6 (3.4)	6.0 (2.3)	N.S.
	0.001-500.000	2.2 (1.2)	2.7 (0.4)	3.3 (0.5)	N.S.
	0.001-50.000	1.0 (0.5)	1.7 (0.4)	2.4 (0.8)	N.S.
	50.001-100.000	2.0 (3.2)	2.2 (0.4)	2.7 (0.3)	N.S.
	100.001-500.000	3.2 (1.6)	3.1 (2.1)	4.1 (1.0)	N.S.
	0.001-500.000	1.7 (0.6)	2.1 (0.4)	2.8 (0.6)	N.S.
mean (SE)		a: $p < 0.05$ 0-100msec VS 0-500msec; b: $p < 0.05$ 0-500msec VS 0-100msec; c: $p < 0.05$ 0-100msec VS 0-1000msec			

意差が認められたが、上腕筋においては有意差は認められなかった。

各筋における筋力とIPSDとの相関を表2に示す。筋力と帯域別IPSDの相関関係は上腕二頭筋では100.001~500Hzの0~100msecから、50.001~100Hzでは0~400msecで、0.001~50Hzでは0~900msecから、0.001~500Hzにおいては400msec後にそれぞれ有意な相関($p < 0.05$)が認められ、解析時間の長さとともに相関係数が高くなる傾向が認められた。また、腕橈骨筋では50.001~100Hzにおいて0~100msecから、上腕筋では50.001~100Hzの0~100msec、

0~200msecにおいて有意な相関が認められたが、0.001~500Hzの帯域では腕橈骨筋、上腕筋ともに有意な相関は認められなかった。

4) 持続収縮時におけるIPSDの変化

条件Cにおける、開始時と終了直前のIPSD比と筋力、維持時間との相関関係を表3に示す。筋力と開始時と終了直前のIPSD比の比較では、0.001~50Hzでは3筋において有意差は認められなかったが、50.001~100Hzでは上腕二頭筋において有意な相関($p < 0.05$)が認められた。

維持時間と開始時と終了直前のIPSD比の比較では、上腕二頭筋の50.001~100Hz、100.001

表2 各筋における筋力と帯域別パワー値との相関

Muscle	Frequency range (Hz)	Analysis time (msec)									
		0-100	0-200	0-300	0-400	0-500	0-600	0-700	0-800	0-900	0-1000
Biceps brachii	0.001- 50.000	0.304	0.264	0.378	0.424	0.549	0.571	0.601	0.615	0.674*	0.748**
	50.001-100.000	0.211	0.454	0.549	0.670*	0.770*	0.860**	0.879***	0.883***	0.868**	0.885***
	100.001-500.000	0.660*	0.761*	0.860**	0.923***	0.944***	0.947***	0.941***	0.887***	0.888***	0.875***
	0.001-500.000	0.309	0.402	0.548	0.664*	0.761*	0.843**	0.866**	0.894***	0.899***	0.911***
Brachioradialis	0.001- 50.000	0.226	0.280	0.309	0.386	0.415	0.317	0.282	0.297	0.345	0.356
	50.001-100.000	0.671*	0.655*	0.720*	0.741*	0.765**	0.791**	0.801**	0.815**	0.836**	0.839**
	100.001-500.000	0.184	0.272	0.262	0.301	0.338	0.347	0.328	0.376	0.392	0.405
	0.001-500.000	0.112	0.212	0.155	0.138	0.170	0.271	0.317	0.363	0.345	0.357
Brachialis	0.001- 50.000	0.223	0.142	0.260	0.283	0.301	0.314	0.337	0.329	0.346	0.364
	50.001-100.000	0.799**	0.672	0.585	0.552	0.530	0.575	0.611	0.597	0.582	0.579
	100.001-500.000	0.088	0.107	0.211	0.238	0.275	0.314	0.377	0.374	0.387	0.402
	0.001-500.000	-0.178	-0.068	-0.034	-0.039	-0.026	-0.030	0.050	0.058	0.069	0.094

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.0001$

表3 30%持続収縮における開始直後と終了直前の積分比の相関値

A: 筋力との比較 B: 維持時間との比較

Muscle	Frequency range (Hz)							
	0.000-50.000		50.001-100.000		100.001-500.000		0.000-500.000	
	A	B	A	B	A	B	A	B
Biceps brachii	0.45	0.15	0.87*	0.96**	0.77	0.99**	0.91*	0.93*
Brachioradialis	0.079	0.42	-0.002	0.54	-0.49	-0.71	0.04	0.53
Brachialis	0.57	0.47	0.85	0.97*	0.71	0.96*	0.61	0.70

* $p < 0.05$, ** $p < 0.001$, *** $p < 0.0001$

～500Hz, 0.001～500Hzにおいて, 上腕筋では50.001～100Hz, 100.001～500Hzにおいて有意な相関が認められた。

開始時と終了直前のIPSD比では0.001～50Hz, 50.001～100Hz, 100.001～500Hz, 0.001～500Hzにおいてすべての帯域で増加が見られた。特に上腕筋の0.001～50Hzでは7以上の増加が見られた(図4)。

考 察

1) sEMGのMEM解析

sEMGは複雑な波形を呈するが, MEMスペクトル解析では, 周波数が10Hz以上から大きなピークが認められ, 100Hz以上の帯域では, パワースペクトルの減衰が f^{-2} 乗様, あるいは f^{-3} 乗様のスペクトルを示し, 100Hzの前後で

sEMGのスペクトルの形状に大きな変化が認められた。

2) 帯域別パワースペクトル密度積分値 (IPSD)の経時的変化

IPSDの帯域別比率は0.001～50Hz, 50.001～100Hzの周波数帯域が約70～80%を占め, 筋力の増加と共に各帯域のIPSDが大きくなる。

FFT解析において, 等尺性収縮時に上腕二頭筋への負荷量を増すと80～100Hzの帯域のスペクトル密度が増すと報告がある¹²⁾。

本研究においては0.001～50Hz, 50.001～100Hz, 100.001～500Hzの帯域のスペクトル密度はそれぞれ増加することが明らかになった。

条件Aと条件Bにおける帯域別のIPSD比は, 0.001～50Hz帯域が減少したことは, 筋力の増加は50Hz以上の周波数帯域に反映されている

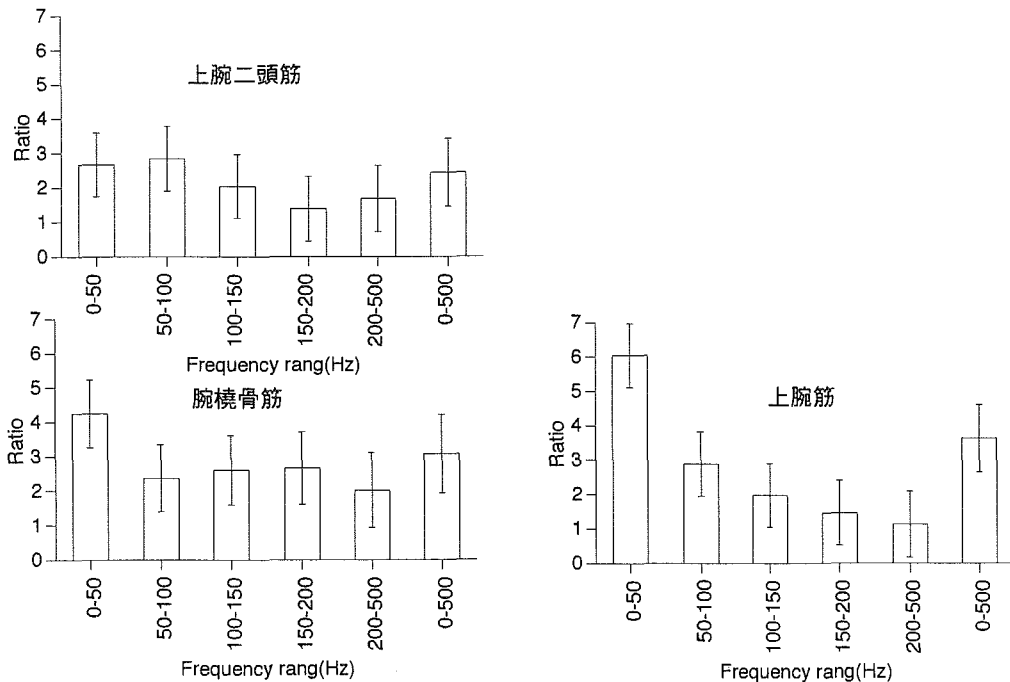


図4 終了時、開始時の積分パワー値の比較

ことを示唆する。

3) 筋力とIPSDとの関連

筋力の増加とパワースペクトル積分値の比は、上腕二頭筋では0.001~50Hzの帯域の0~100msecにおける比が4.4で、1秒の比は3.1、100.001~500Hzの帯域においては0~100msecでの比は1.8、1秒では4.1であることから、1秒の前半の解析では30%筋力は0.001~100Hz帯域では増加率が60%筋力に比べ少なく、1秒の後半では増加率が多いということになり、100.001~500Hzでは逆になっている。このことは筋力の増加に伴う筋肉の収縮様式は筋肉により異なることを示唆している。

上腕二頭筋と腕橈骨筋の50.001~100Hz帯域における比率は、0~100msecと0~1000msecで有意差があるため、この周波数帯域では解析は500msecを必要とするが、上腕二頭筋において100.001~500Hz帯域での0~100msecと0~500msecにおける有意性より、表面筋電図のMEM解析は筋の種類によるが100msecより解

析の可能性を示唆している。

相対的には、筋力発生に関しては上腕二頭筋のみが0.001~500Hzにおいて400msecから有意差があることは筋力発生に上腕二頭筋が大きな役割をしているが、他の筋は等尺性収縮の筋力発生への貢献は少ないことが明らかになった。上腕二頭筋は3つの筋肉の中では断面積が大きく、支配神経は上腕二頭筋は筋皮神経、腕橈骨筋は橈骨神経、上腕筋は筋皮神経と橈骨神経の二重支配を受けている。筋肉の出力は筋の太さ、神経の筋線維へのリクルート数によるが、その神経の働きの相違については十分解明されていない。

4) 持続収縮時におけるIPSDの変化

30%持続収縮時のsEMGにおけるMEM解析における、開始直後、終了直前のIPSD比と筋力の相関では上腕二頭筋の50.001~100Hzでのみ有意差が認められたのは、肘屈筋の主動筋である上腕二頭筋が収縮維持にもっとも関連している筋肉であることがスペクトル解析でも明ら

かであった。積分比と持続時間の相関においては上腕二頭筋の50.001~100Hz, の100.001~500Hz 及び上腕筋の50.001~100Hz, 100.001~500Hz に認められたのは, 持続時間が長くなると血流障害が起こり収縮維持困難になるこの時肘屈筋においてに上腕筋, 上腕二頭筋関与していることが考えられる。

参 考 文 献

- 1) Rovert, J., Robert, E. and Margaret, R :
Computerized Synthesis of Electromyographic Interference Patterns. Arch Phys Med Rehabil 69 : 517-523, 1988.
- 2) Kazutaka KOGI, Tadashi HAKAMADA. :
Frequency Analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue. UDC. 38(9) : 519-528, 1962.
- 3) Lippold, O. C. J : The relation between integrated action potential in human muscle and its isometric tension. J. Physiol. 117 : 492-499, 1952.
- 4) Kuroda, E., Klissouras, V. and Milsum, J. H. : Electrical and metabolic activities and fatigue isometric contraction. J. Appl. Physiol. 29 : 358-367, 1970.
- 5) Serge, R., Carlo, L and Jochen, S : Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. J. Appl. Physiol. 61(4) : 1510-1517, 1986.
- 6) Gerdle, B., Edstom, M and Rahm, M. :
Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different torque levels. Clin Physiol. 13(5) : 469-482, 1993.
- 7) Badier, M., et al. : EMG power spectrum of Respiratory and skeletal muscles during static contraction in healthy man. Muscle Nerve 16(6) : 601-609, 1993.
- 8) Burg, J. P. : Maximum entropy spectral analysis, paper presented at the 37th Annual International Meeting, Soc. of Explor. Geophys., Oklahoma City, Okla., Oct. 31 (1967)
- 9) 三宅浩次 : 生体リズムの構造, 富士書院, 81-184, 1991
- 10) Kazuo Saito : A Recent Advance in Time Series Analysis by Maximum Entropy Method, Hokkaido University Press, Japan, 1994.
- 11) 大友詔雄, 寺地三郎, 田中幸雄 : 非線形データ解析, 北海道大学工学部研究報告第158号, 43-47, 1992
- 12) 永田 晟 : 筋と筋力の科学, 不昧堂出版, 1988.