

負荷試験を用いた筋電図による咀嚼筋機能診査

Electromyographic examination of masticatory muscle activities by a load test

第1報 周波数分析のパラメータの比較

Part 1. A Comparison of spectrum parameters for the power spectral shift

堀 久至*, 林 豊彦*, 野村修一*, 山田好秋**, 石岡 靖*

Hisashi Hori*, Toyohiko Hayashi*, Syuichi Nomura*, Yoshiaki Yamada**, Kiyoshi Ishioka*

+新潟大学歯学部歯科補綴学第一教室

++長崎大学歯学部口腔生理学教室

*First Department of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Niigata University

**Department of Oral Physiology, School of Dentistry, Nagasaki University

1. 緒言

咀嚼筋筋電図は、咀嚼筋の活動状態を客観的に捉えることができるため、機能検査の手段として広く用いられている。従来の検査方法としては、歯牙タッピング、かみしめ時顔部タップ、咀嚼運動における筋活動状態を分析する方法などが主として用いられてきた。

筋機能を検査するもう一つの方法として、負荷試験がある。この方法は、脱力感、筋力低下など筋の異常が認められるときに、その症状の程度を明らかにするために有効とされている¹⁾。また、強い負荷をかけた時だけ異常を示す症例にも有効とされている²⁾。

負荷試験による筋疲労を定量化するために、従来から、筋電図の周波数領域での変化^{3), 4)}が一般に用いられてきた。その変化を定量化する具体的な方法については、既に種々の方法が提案されている^{5)~7)}。しかし、それらの相互の比較についてはあまり研究されていないため、それぞれの特徴については明らかにされていない。

そこで本論文では、周波数領域でのいくつかの分析法を比較し、負荷試験に最適な分析法について明らかにする。

2. 実験方法

2.1 被験者

被験者は顎口腔系に異常の認められない正常有歯顎者11名(男子25-37才)とした。

2.2 筋電図の測定方法

筋電図は、両側の咬筋中央部と側頭筋前部筋束部の4筋から導出した。電極には中心間距離を25mmに固定した双極表面電極を使用し、これを筋線維と平行に貼付した。不関電極は耳朶に設定した。筋電図アンプの入力時定数は30msとし、ノイズ除去用フィルタは使用しなかった。

2.3 負荷試験方法

被験者には、中心咬合位で最大かみしめ力の80%の力で、できるだけ長くかみ続けるように指示した。かみしめは疼痛や不快症状が発現したり、80%の力を維持出来なくなった時点で終了することにした。この試験を各々の被験者につき1週間以上の間隔をあけて10回ずつ行った。

かみしめ力は筋電図の実効値(root mean square, 以下RMSと略す)で評価した。80%のかみしめ力とは、実効値RMSが最大かみしめ時の80%の値を示すかみしめ力のことである。この量を被験者に視覚的にフィードバックすることによりできるだけ一定に保った。

2.4 比較する周波数パラメータ

疲労に伴うパワースペクトルの変化を定量化するために、いくつかの方法が提唱されている。本研究では、その中で代表的な平均パワー周波数、パワースペクトルの中央値、ピーク周波数の3つのパラメータについて比較した。

平均パワー周波数(mean power frequency; 以下MPFと略す)は、パワースペクトル密度関数 $S(f)$ を重み関数とする周波数 f の加重平均で定義

される。すなわち、

$$MPF \equiv \int_0^{\infty} S(p) f df / \int_0^{\infty} S(p) df$$

で定義される。

パワースペクトルの中央値 (median frequency; 以下MFと略す) は、パワースペクトル密度関数 $S(f)$ の積分値が全積分値の1/2になる周波数と定義される。すなわち、MFは

$$\int_0^{MF} S(f) df = \int_0^{\infty} S(f) df / 2 = (1/2) \int_0^{\infty} S(f) df$$

を満たす周波数である。この周波数は、50%累積周波数とも呼ばれる。周波数 f の関数

$$C(f) \equiv \int_0^f S(f) df$$

は一般に単調増加関数であるから、MFは一意に定まる。

パワースペクトルのピーク周波数 (peak frequency; 以下PFと略す) は、パワースペクトル密度関数 $S(f)$ が最大になる周波数で、かつ最小の周波数とした。すなわち、

$$PF \equiv \min \{ f_m ; \text{任意の } f \text{ に対して、} S(f_m) \geq S(f) \}$$

とする。

2.5 分析方法

量子化方法については、標準化周期は0.2[ms]、量子化幅は12bitとした。

かみしめ開始直後のデータは、開始から5秒以内の4096個の連続したサンプルとした。終了直前のデータは、同様に終了前5秒以内の4096サンプルとした。このデータをフーリエ変換し、パワースペクトル密度関数 $S(f)$ を求めた。フーリエ変換には高速フーリエ変換 (FFT) を用いた。

3. 実験結果

3.1 筋間の左右差、筋差の比較

各被験者における各パラメータの代表値は、10回の測定値の平均とする。表1は、代表値の11人における平均と標準偏差を筋別、左右別に示したものである。

筋の左右差については、咬筋のMPF値、MF値以外は右側の方が大きい傾向を示した。しかし、側頭筋の開始直後におけるPF値を除いては統計学的な有意差は認められなかった。

筋差については、かみしめ終了直前の左右のPF値を除いては、咬筋の方が側頭筋よりも平均的に高い傾向を示した。開始直後のMPF値とMF値には有意差が統計学的に認められた。

標準偏差は、かみしめ終了直前の右側頭筋のPF値を除いてはほぼ±20~30Hzであった。

3.2 同一被験者における標準偏差の比較

本節では、同一被験者において各パラメータの標準偏差の大きさを比較する。同一測定時点における2つのパラメータの大きさを比較した結果を表2に示す。表2中の数字は左側の条件式を満たす被験者数である。PF, MPF, MFの標準偏差をそれぞれ S_{PF} , S_{MPF} , S_{MF} とする。

PFの標準偏差は、MPFおよびMFよりも全ての筋のいずれの測定時点においても大きな値を示した。これに対して、 $S_{MPF} > S_{MF}$ となる被験者数はほぼ総被験者数の半分の6~7名であった。

更に、標準偏差の大きさを統計学的に比較した。表3は、表2に示したデータの中で5%の危険率で有意差が認められた被験者数を示している。表中の数字は表2と同様に、条件式を満たす被験者数を表している。

表2と表3から、PFの標準偏差は、いずれの筋においても、他の二つのパラメータよりも統計学的に有意に大きかった。一方、表3から明らかなようにMPFとMFの標準偏差の間に有意差は認められなかった。

表1 開始直後と終了直前における筋パラメータごとの平均と標準偏差

Mm, Taはそれぞれ咬筋中央部、側頭筋前部筋東部を表す。

筋	左右	パラメータ	開始直後		終了直前	
			平均	S.D.	平均	S.D.
Mm	R	MPF	204 ± 25		148 ± 28	
		MF	179 ± 22		128 ± 25	
		PF	152 ± 31		100 ± 33	
L	Mm	MPF	212 ± 23		153 ± 30	
		MF	186 ± 22		130 ± 25	
		PF	145 ± 27		94 ± 28	
Ta	R	MPF	189 ± 32		141 ± 26	
		MF	164 ± 31		120 ± 25	
		PF	145 ± 31		112 ± 45	
L	Ta	MPF	184 ± 29		135 ± 27	
		MF	160 ± 30		117 ± 26	
		PF	129 ± 27		97 ± 30	

[H2]

3.3 かみしめ開始直後から終了直前までの変化量の比較

本節では、かみしめ開始直後から終了直前までの各パラメータの変化量を比較する。

ある周波数パラメータ・のかみしめ開始直後Aと終了直前Bの値をそれぞれ・(A), ・(B)とする。

両者の差を

$$d \equiv \cdot(B) - \cdot(A)$$

とする。PF,MPF,MFにおける差dを、それぞれ d_{PF} , d_{MPF} , d_{MF} で表す。任意の二つのパラメータaとbについて、まず各被験者の各筋ごとに d_a , $-d_b$ の平均を求める。その値の全被験者についての平均が0から有意に偏位しているかどうかを調べれば、変化量の大小を評価できる。

各被験者について $d_{MPF} - d_{PF}$, $d_{PF} - d_{MF}$, $d_{MPF} - d_{MF}$ の平均を求め、その全被験者についての平均と標準誤差(standard error; S.E.)を表4に示した。表中の*, **, ***は、それぞれ危険率5%, 1%, 0.1%で有意差が認められたことを表す。

この結果、MPFとMFの間には、4筋全てにおいて有意差が認められた。一方、MPFとPFおよびPFとMFの間には、ほとんど有意差は認められなかった。有意差が認められたのは、MFとPFとの間についての左側頭筋のデータだけであった。

4. 考察

筋疲労時の変化を捉える周波数パラメータでよく用いられるものには、平均パワー周波数MPF、パワースペクトルの中央値MF、ピーク周波数PFの3つがある。従来の研究では、これらのパラメータのどれか1つを用いて研究したものが多く、これら全てのパラメータを同一条件で比較した研究は少ない。

疲労を捉える周波数パラメータとしては、各個人の同一状態における値の変動が少なく、かつかみしめ開始直後から終了直前までの値の変化が大きいことが基本的に最も重要と考えられる。そこで値の変動を標準偏差の大小関係を用いて比較した(表2,3)。

3.2の結果から、MFとMPFはPFよりも一般に標準偏差が小さいことがわかった。従ってパラメータの変動が少ないという点では、MPFとMFが

表2 標準偏差の大小関係

: 表中の数字は左の条件式を満たす被験者数である。

総被験者数11名。

S_{PF} , S_{MPF} , S_{MF} は、それぞれPF, MPF, MFの標準偏差を表す。

Mm, Taはそれぞれ咬筋中央部, 側頭筋前部筋束部を表す。

A, Bはそれぞれかみしめ開始直後, 終了直前を表す。

条件	R-Mm		L-Mm		R-Ta		L-Ta	
	A	B	A	B	A	B	A	B
$S_{PF} > S_{MPF}$	11	10	11	11	11	10	11	10
$S_{PF} > S_{MF}$	11	10	11	11	11	10	11	10
$S_{MPF} > S_{MF}$	7	4	5	6	6	6	6	7

[人]

表3 標準偏差の有意差の検定結果

: F_{m:n}は自由度対(m:n), 危険率 α のF値を表す。

表中の数字は左の条件式を満たす被験者数である。

総被験者数11名。

Mm, Taはそれぞれ咬筋中央部, 側頭筋前部筋束部を表す。

A, Bはそれぞれかみしめ開始直後, 終了直前を表す。

条件	R-Mm		L-Mm		R-Ta		L-Ta	
	A	B	A	B	A	B	A	B
$(S_{PF} > S_{MPF})^2 > F_{11:11}^{0.05}$	11	7	9	8	11	8	11	7
$(S_{PF} > S_{MF})^2 > F_{11:11}^{0.05}$	11	7	10	7	11	8	10	5
$(S_{MPF} > S_{MF})^2 > F_{11:11}^{0.05}$	0	0	0	0	0	0	0	0

[人]

表4 疲労開始時(A)から終了直前(B)へのパラメータの変化量の比較

: d_{PF} , d_{MPF} , d_{MF} は、それぞれPF, MPF, MFの測定時点(A)から(B)への変化量を表す(正符号はBが小さいことを表す)。各被験者ごとに $d_{MPF} - d_{PF}$, $d_{PF} - d_{MF}$, $d_{MPF} - d_{MF}$ の平均を求め、その全被験者における平均と標準誤差(S.E.)を示す。Mm, Taはそれぞれ咬筋中央部, 側頭筋前部筋束部を表す。

筋	左右	$d_{MPF} - d_{PF}$		$d_{PF} - d_{MF}$		$d_{MPF} - d_{MF}$	
		平均	S.E.	平均	S.E.	平均	S.E.
Mm	R	4.4 ±	4.96	0.4 ±	5.86	4.8 ±	1.32**
	L	8.7 ±	6.19	-5.6 ±	6.18	3.1 ±	1.31*
Ta	R	14.9 ±	10.60	-10.9 ±	10.66	4.0 ±	0.82***
	L	17.0 ±	4.16*	-11.3 ±	4.08*	5.6 ±	0.80***

*P<0.05, **P<0.01, ***P<0.001

[Hz]

PFよりも優れていた。また、MPFとMFの標準偏差は、ほぼ等しかった。

3.3 では、かみしめ開始直後から終了直前までの値の変化について、比較した。表4から、特にMPFとMFの変化量 d_{MPF} , d_{MF} の間に有意差が存在し、MPFがMFよりもかみしめ開始直後から終了直前までの変化が一般に大きいことがわかった。その傾向は特に側頭筋で顕著であった。一方、MPFとPFおよびMFとPFの変化量の間には、左側側頭筋を除いて有意差は認められなかった。これは、PFの分散が大きいことによるものと思われる。

全体的には、MPF, PF, MFの順にかみしめ開始直後から終了直前までの変化が大きい傾向が認められた。

以上から、かみしめ開始直後から終了直前までの変化が大きいという点では、平均パワー周波数MPFがMFとPFよりも優れていた。

以上の結果をまとめれば、標準偏差が小さく、かつかみしめ開始直後から終了直前までの変化が最も大きいパラメータはMPFであることがわかる。すなわち、平均パワー周波数MPFは、同一測定条件下でのばらつきが少なく、かつ疲労に伴う変化量が最も大きい周波数領域のパラメータであった。

同様の研究として、計算機シミュレーションにより周波数パラメータの比較を行ったFosterの研究がある¹¹⁾。

Fosterは平均パワー周波数MPF、パワースペクトル中央値MF、低周波数成分/高周波数成分比を計算機シミュレーションにより比較した。その結果、MFは、MPFよりもその値の推定誤差が少なく、低周波数成分/高周波数成分比よりも伝導速度の変化に影響されにくいと報告している。

Fosterらのシミュレーションで変化させたものは、加法的に信号を加えたノイズと伝導速度である。一方、本実験における各パラメータの分散は、ノイズや伝導速度だけでなく、電極の貼付状態、全身状態の経日変動などに起因すると考えられる。二つの実験結果が相違したことは、生体における測定では、ノイズや伝導速度の変化だけでなく他の要因による測定値の変動が大きいことを示唆している。

5. 結論

かみしめによる疲労前後における咬筋と側頭筋の筋電図を記録し、平均パワー周波数MPF、パワースペクトル中央値MF、ピーク周波数PFの変化について比較した。その結果、次の結論を得た：

(1)標準偏差は、ピーク周波数PFが最も大きく、平均パワー周波数MPFと中央値MFは同等であった。

(2)かみしめ開始直後から終了直前までの変化量は、平均パワー周波数MPFが最も大きく、続いて、ピーク周波数PF、中央値MFの順に大きかった。

以上の結果から、平均パワー周波数MPFは、他の二つのパラメータよりも疲労に伴う変化量が大きく、かつ再現性に優れていることがわかった。したがって、かみしめによる筋電図の変化を周波数領域で定量化するパラメータとしては、平均パワー周波数MPFが最も適していると考えられた。

参考文献

- 1)千野直一:臨床筋電図・電気診断学入門,59~65,医学書院,東京,1977.
- 2)監 穂,小林義典編:顎関節症の診断と治療-咬合からのアプローチ-補綴臨床/別冊,150~161,医師薬出版,東京,1985.
- 3)三谷春保:補綴領域からみた咬筋の筋電図,臨床脳波,15:604~612,1973.
- 4)S.Palla and M.M.Ash Jr:Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue,Arch Oral Biol,26:547~553,1981.
- 5)E.Shwedyk,R.Balasubramanian,and R.N.Scott:A nonstationary model for the electromyogram,IEEE Trans Biomed Engng,24:417~424,1977.
- 6)Kwatny E.Thomas D.and Kwatny H.G.:An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals IEEE Trans Biomed Engng,17:303~313,1970
- 7)F.B.Stulen and C.J.DeLuca:Median frequency of the myoelectric signal as a measure of localized muscular fatigue,in Proc.4th Cong.Int.Soc.Electrophysiology and Kinesiology,Aug:92~93,1979.
- 8)F.B.Stulen and C.J.DeLuca:Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity,IEEE Trans Biomed Engng,28:515~523,1981.