

# かみしめによる咀嚼筋疲労に関する筋電図学的研究

## Electromyographic Study of Masticatory Muscle Fatigue under Voluntary Contraction

堀 久至<sup>\*</sup>, 林 豊彦<sup>\*</sup>, 野村修一<sup>\*</sup>, 山田好秋<sup>\*\*</sup>, 石岡 靖<sup>\*</sup>

Hisashi Hori<sup>\*</sup>, Toyohiko Hayashi<sup>\*</sup>, Syuichi Nomura<sup>\*</sup>, Yoshiaki Yamada<sup>\*\*</sup>, Kiyoshi Ishioka<sup>\*</sup>

<sup>\*</sup>新潟大学歯学部歯科補綴学第一教室

<sup>\*\*</sup>長崎大学歯学部口腔生理学教室

<sup>\*</sup>First Department of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Niigata University

<sup>\*\*</sup>Department of Oral Physiology, School of Dentistry, Nagasaki University

### 1. 緒言

本論文では、顎口腔機能障害者のかみしめによる咀嚼筋疲労およびその回復の筋電図学的特徴について述べる。

筋電図による咀嚼筋活動の分析には、従来、機能運動時の咀嚼筋活動のパターンを調べる方法<sup>1)</sup>やかみしめ時離部タップに代表される外部刺激により誘発される筋反射を調べる方法<sup>2)</sup>、歯牙タッピング運動を調べる方法<sup>3)</sup>などがとられてきた。

一方、筋電図の周波数分析を用いた顎口腔機能障害についての研究が、前田<sup>4)</sup>、野首<sup>5)</sup>、矢谷<sup>6)</sup>、赤西<sup>7)</sup>などによって報告されている。これらの研究では、表面筋電図の周波数成分が筋疲労に伴い低域ヘシフトするという事実を用いている<sup>8), 9)</sup>。

我々は周波数分析法を咀嚼筋機能検査に応用するために、まず、周波数領域の変化を定量化する最適なパラメータを求め、その結果、平均パワー周波数<sup>10)</sup> (mean power frequency) が疲労に伴う変化を最も大きく表現し、かつ再現性に優れていることを明らかにした<sup>11)</sup>。以後、平均パワー周波数をMPFと略す。

本研究では、顎口腔機能障害者群の筋疲労とその回復の特徴を平均パワー周波数MPFの観点から明らかにする。

### 2. 実験方法

#### 2.1 被験者

実験は、顎口腔系に異常の認められない正常有歯顎者47名（男女18～54才）と当科顎関節外来を受診した顎口腔機能障害者46名（男女13～72才）を対象に行った。以後、前者を正常者群、後者を患者群と呼ぶ。

#### 2.2 筋電図の導出

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、これを筋繊維と平行に貼付した。不関電極は耳朵に設定した。筋電図増幅器の入力時定数は30msとし、ノイズ除去用フィルタは使用しなかった。

#### 2.3 負荷方法

かみしめ力は筋電図の実効値 (root mean square) で評価した。実効値が最大かみしめ時の80%の値を示すかみしめ力を、80%かみしめ力と呼ぶことにする。被験者には、中心咬合位をとらせ、80%のかみしめ力でできるだけ長とかみしめるように指示した。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にかみしめを終了することにした。かみしめ力は、筋電図の実効値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つようにした。

疲労の回復状態を調べるために、かみしめ終了3, 8, 13, 18分後に、それぞれ80%かみしめ力によるかみしめを約7秒間行わせ、その筋活動を記録した。

## 2.4 分析方法

量子化方法については、標準化周波数を2000 Hz, 量子化幅を12bitとした。

分析するデータの長さは2048個(1.024秒)とし、そのパワースペクトル $\{P(n); n=1, 2, \dots, 1024\}$ をFFTを用いて求めた。

パワースペクトルの推定値は、5個のパワースペクトル $\{P_i(n); i=1, 2, \dots, 5\}$ を加算平均することと求めた。すなわち、

$$P(n) = (1/5) \sum_{i=1}^5 P_i(n)$$

から求めた。

平均パワー周波数MPFは、パワースペクトル密度関数 $P(n)$ を重み関数とする周波数 $n$ の加重平均

$$MPF = \left\{ \frac{\sum_{n=1}^{1024} P(n)n}{\sum_{n=1}^{1024} P(n)} \right\} \times 0.977 \quad [Hz] \quad [H2]$$

で定義される。このMPF値を、かみしめ開始直後、終了直前、終了3, 8, 13, 18分後の各測定時点で求めた。

筋電図データを抽出する際には、原波形をディスプレイ上に表示し、ノイズの有無および十分な振幅があるかどうかを目視で確認した。

## 3. 結果

### 3.1 MPF値による比較

図1, 2に、それぞれ正常者群と患者群の各測定時点における平均パワー周波数MPFの平均と標準

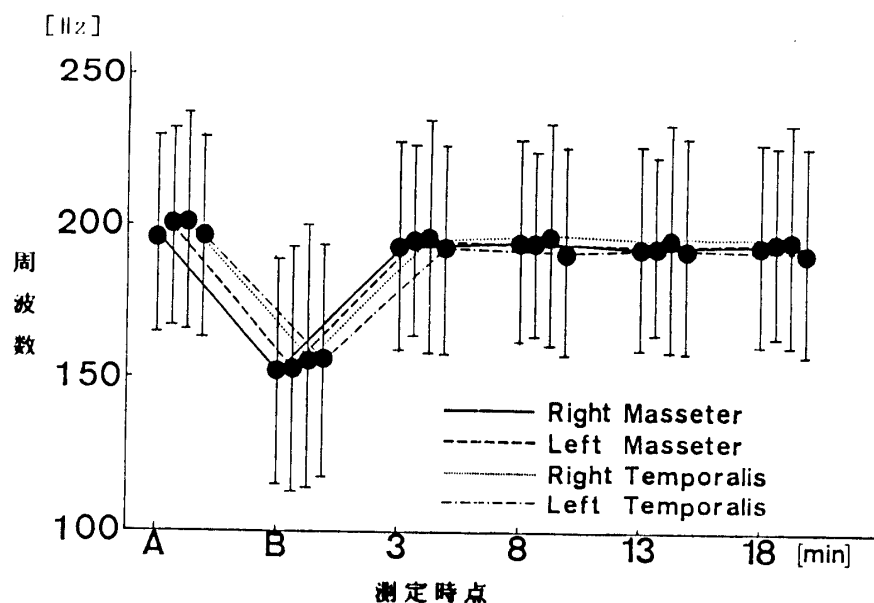


図1 MPF値

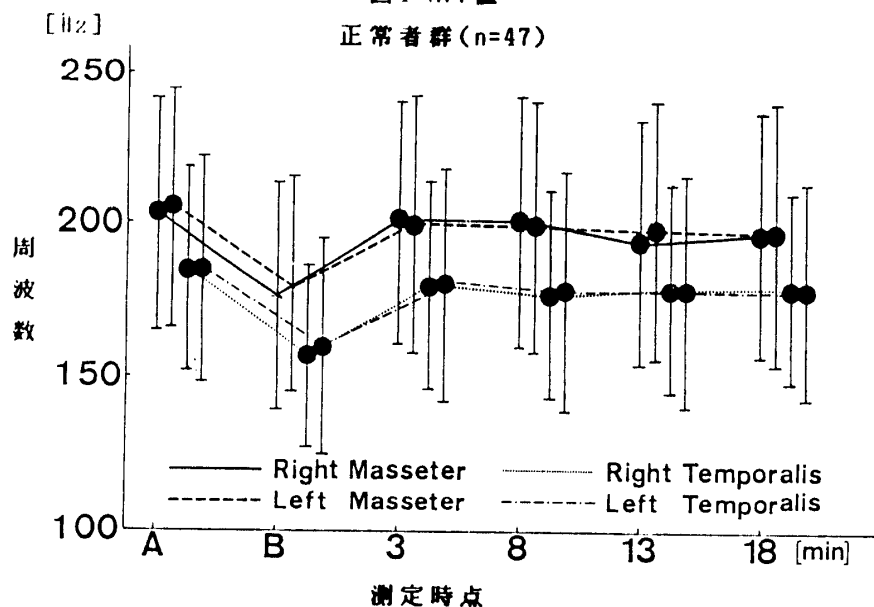


図2 MPF値

患者群(n=46)

偏差を示す。グラフの縦軸は周波数、横軸は測定時点である。実線は右咬筋、破線は左咬筋、点線は右側頭筋、1点破線は左側頭筋を表す。

MPF値の左右差は、正常者群、患者群の全ての筋の全測定時点で統計学的に認められなかった。

MPF値の筋差については、正常者群では統計学的に有意差は認められなかった。一方、患者群では、咬筋が側頭筋よりも全測定時点で平均約20Hz高い値を示した。これは0.1~1%の危険率で統計学的に有意であった。

MPF値のかみしめ開始直後から終了直前への減少量は、正常者群では左右咬筋で平均 $45 \pm 23$ Hz、左右側頭筋で平均 $42 \pm 22$ Hzであった。患者群では、左右咬筋、側頭筋とも、減少量は平均 $26 \pm$

17Hzであった。患者群の減少量は正常者群よりも明らかに小さかった。これらの減少は全て0.1%の危険率で統計学的に有意であった。また、患者群の減少量は、正常者群よりも咬筋、側頭筋ともに0.1%の危険率で有意に小さかった。

咬筋の標準偏差は患者群がかみしめ終了直前を除いて大きい傾向を示した(図1,2)。一方、側頭筋の標準偏差は両群ともほぼ等しかった(図1,2)。

かみしめ終了後の回復に着目すると、かみしめ終了3分以後におけるMPF値は、かみしめ開始直後の値よりも、正常者群、患者群ともに若干小さい値を示した。これは、0.1~2%の危険率で統計学的に有意であった。すなわち、負荷後の

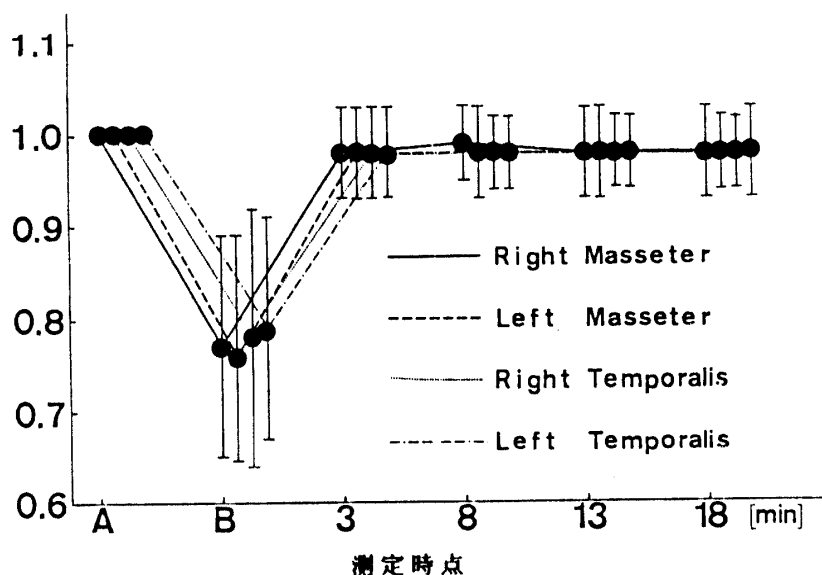


図3 MPF値の相対値  
正常者群(n=47)

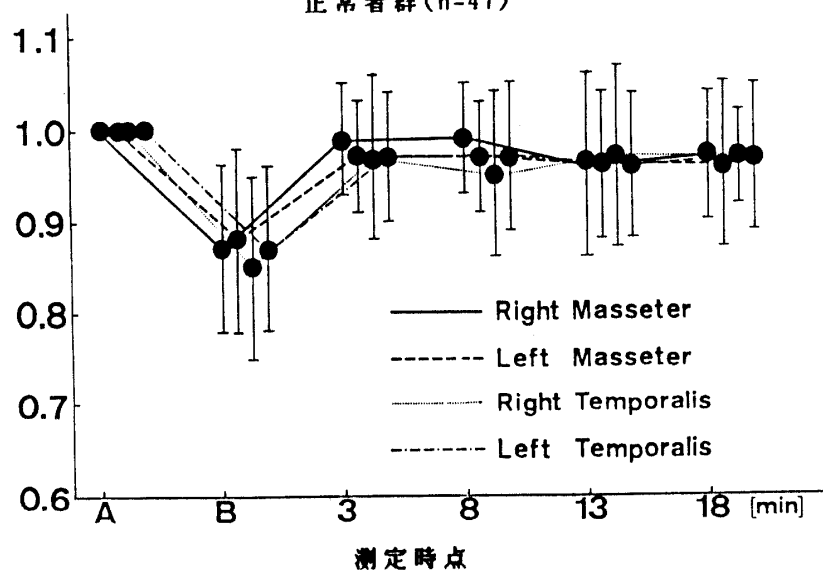


図4 MPF値の相対値  
患者群(n=46)

MPF値は最後の測定時点までかみしめ開始直後のレベルまで完全には復帰しなかった。

### 3.2 相対値による比較

3.1で述べたMPF値の分散には、疲労および回復の変動だけでなく個人間の変動も含まれていた。ここでは個人間の変動を除くために、開始直後のMPF値によって各測定時点のMPF値を規格化する。この時、開始直後のMPF値は1となり、各測定時点の値はそれに対する相対値で表されることになる。図3,4に、それぞれ正常者群と患者群の各測定時点の平均と標準偏差を示す。グラフ中の縦軸は規格化された値であり横軸は測定時点である。

MPFの相対値の左右差と筋差について述べる。正常者群では、MPFの相対値の左右差は全ての筋の全測定時点で統計学的に認められなかった。患者群では、咬筋のかみしめ終了3分後と8分後以外有意差は認められなかった。

筋差は、正常者群、患者群ともに全ての筋の全測定時点で有意差は認められなかった。

MPF値のかみしめ開始直後から終了直前への減少量は、正常者群の咬筋で平均 $0.23 \pm 0.12$ 、側頭筋で平均 $0.22 \pm 0.12$ であった。また、患者群の咬筋では平均 $0.12 \pm 0.08$ 、側頭筋では平均 $0.14 \pm 0.08$ であった。上記の減少は、0.1%の危険率で統計学的に有意であった。また、患者群の減少量は正常者群よりも1%の危険率で有意に小さかった。

また各測定時点における標準偏差は、かみしめ終了直前を除いて患者群の方が正常者群よりも大きい傾向が認められた。

かみしめ終了3分以後のMPF値は、かみしめ開始直後の値よりも正常者群、患者群ともに、若干小さかった。これは、0.1～5%の危険率で統計

学的に有意であった。すなわち、負荷後のMPF値は最後の測定時点までかみしめ開始直後のレベルまで完全には復帰しなかった。

### 3.3 MPF値を指標とした筋の疲労と回復

本節では、疲労および回復におけるMPF値の変化を正常者群と患者群で比較する。

そのためにまず疲労と回復についての基準を設けた。日差の変動をみるために、11人の被験者を10回ずつ1週間以上間をあけて測定した。その結果MPF値は10%以内で変動することがわかった。したがって10%以内の変動は誤差とみなし、疲労と回復をそれぞれ次のように定義した。

終了直前のMPF値が開始直後の90%以下に低下した時、疲労が生じたとした。また、筋電図学的な回復の時点は、MPF値が開始時の値の90%以上110%以下に復帰し、かつその後も18分後までMPF値がその範囲内に留まった測定時点とした。

3.1, 3.2の結果から、正常者群では、一般にかみしめ終了直前までに疲労が生じ、終了3分後にはその回復が認められた。そこで、かみしめ終了直前において筋電図学的な疲労が生じない時、疲労に異常が認められるとした。また、かみしめ終了3分後において筋電図学的な回復が認められない時、回復に異常が認められるとした。

図5に、両群において疲労と回復に異常が認められた被験者数を示す。图中、斜線の部分が異常の認められた被験者の割合である。

正常者群には、47名中わずか4名(8.5%)にしか異常は認められなかった。その詳細は、疲労時の異常が2名、回復の遅れが2名であった。一方、患者群には46名中35名(76.1%)に異常が認められた。

患者群における異常の分類を表1に示す。疲労に異常が認められた被験者は46名中19名、回復

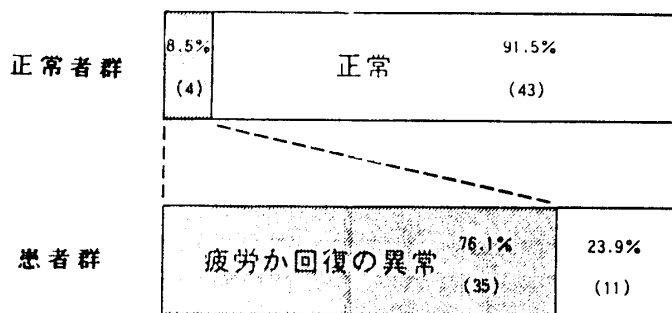


図5 疲労または回復に異常が認められた被験者数

表1 患者群における疲労または回復の内容と被験者数

(1)疲労の異常	19/46名
(2)回復過程の異常	23/46名
1)回復の遅れ	16/46名
2)その他	7名
①値が極端に上下するもの	3名
②値が一部極端なもの	2名
③回復3分後にMPF値が最小になるもの	2名

に異常が認められた被験者は23名であった。回復の異常の内訳は、回復の遅れが16名、その他が7名であった。その他の異常の内容と人数は、値が極端に上下するものが3名、値が一部極端なものが2名、回復3分後にMPF値が最小になるものが2名であった。

#### 4. 考察

筋電図の周波数領域の変化を筋活動の臨床診断に利用しようとする研究は、以前から多数行われてきた。しかし、周波数値は個人間の変動が大きいため、一回の測定値だけから正常、異常の判断をすることは困難であった。そこで、前田<sup>4)</sup>、野首<sup>5)</sup>らは個々の患者の長期的な経時的変化について分析した。しかし、彼らの研究では被験者数が少なかったため(5名の正常者、5名の患者)正常者群、患者群の相違を十分に明らかにすることはできなかった。

我々は、本研究において47名の正常者、46名の患者を比較することによって、正常者群と、患者群との間の相違を明らかにしようとした。

筋疲労の筋電図学的な評価には、平均パワー周波数MPFを用いた。その理由は、先に述べたように疲労前における個人内での変動が少なく、かつ疲労時の変化が大きいためである。

MPF値の左右差は、正常者群、患者群ともに認められなかった(図1,2)。これは、MPF値だけでなくかみしめ開始直前を1とした相対値においても同様であった(図3,4)。赤西<sup>7)</sup>やBoxtel<sup>14)</sup>も正常者群では左右差が認められないと報告している。

筋差は、正常者群では認められなかったが、患者群では認められた(図1,2)。しかし、相対値では両群間に筋差は認められなかった(図3,4)。Boxtel<sup>14)</sup>も正常者群では筋差が認められないと報告している。

標準偏差については、かみしめ終了直前を除いてMPF値、相対値ともに患者群の方が正常者群よりも大きかった。その理由は、終了3分以降については、患者群の回復の異常によるものと思われる。また、かみしめ終了直前で逆に正常者群の方が大きかった理由は、より強いかみしめができるため個人差が現れやすかったため

はないかと思われる。

疲労と回復の異常は、患者群で高頻度に認められたのに対し、正常者群では極端に少なかった(図5)。また、回復に異常が認められた被験者数は、疲労の異常のそれを上まわっていた。従来は疲労だけが着目されることが多かったが<sup>4)</sup>・<sup>5)</sup>・<sup>7)</sup>、上記の結果はその回復も同じように重要であることを示している。

また、患者群における回復の遅れの理由としては、慢性的な疲労により運動ニューロンレベルまでに興奮性の低下が既にあったためではないかと考えられる。それ以外の回復の異常の原因については不明である。

筋疲労と表面筋電図の周波数領域における変化との関係については、主として手指筋や咀嚼筋を用いて研究が行われてきた。周波数領域での変化の原因には多くの説があるが、一般的には神経筋接合部または筋線維の膜のレベルでの興奮性の低下がその原因と考えられている。しかし、中枢神経の下行路または末梢からの反射性入力により運動ニューロンが抑制されるという説も有力である。

Bigland-Ritchieら<sup>13)</sup>(1986)は運動ニューロンの発火頻度におよぼす阻血の効果について研究した。疲労した筋を阻血状態に保つと、安静状態にしてから3分後では発火頻度の回復は認められなかった。一方、血流を再開すると3分では回復した。その結果から彼らは末梢性の反射抑制が疲労時における発火頻度の低下の原因であるとした。この説はGarlandら<sup>14)</sup>(1988)によって支持された。

本研究でも、疲労に伴い低下したMPF値は3分後には、ほぼ回復した。これは上記の発火頻度の回復に対応した現象と考えられる。したがって、疲労に伴う一過性のMPF値の低下は、運動ニューロンレベルまでの反射抑制にあると考えられる。

今後は、本試験法による疲労の生理学的性質を明らかにすること、他の筋の診査項目との関係を分析することが必要と思われる。

# 参考文献

- 1)宇賀村吉亮:咀嚼リズムの筋電図学的研究,補綴誌,16(3):275~292,1973.
- 2)山鹿卓朗:咀嚼筋筋電図分析による顎口腔系機能異常診断とその臨床応用に関する研究,補綴誌,27:50~73,1983.
- 3)長沢享他:Tapping movement時に咀嚼筋に発現するsilent periodに関する筋電図学的研究,大歯誌,6:13~18,1971.
- 4)前田照太:咬合性顎関節症の筋電図学的研究,歯科医学,43(2):229~267,1980.
- 5)野首孝祠他:顎口腔系機能障害者のBite plane療法における表面筋電図のパワースペクトル分析,補綴誌,29:241~255,1985.
- 6)矢谷博文:顎機能障害者の咀嚼筋疲労に関する筋電図学的研究,大歯誌,17:170~194,1985.
- 7)赤西正光他:顎筋表面筋電図の周波数分析に関する研究(1),補綴誌,30:817~829,1986.
- 8)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.
- 9)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.
- 10)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.
- 11)堀 久至他:負荷試験を用いた筋電図による咀嚼筋機能診査,下顎運動機能とEMG論文集,6,1987,(投稿中).
- 12)A.van Boxtel,P.Goudswaard,G.M.van der Molen and W.E.J.van den Bosch:Changes in electromyogram power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue, J Appl Physiology,54(1):51~58,1983.
- 13)B.R.Bigland-Ritchie:Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions, J Physiol,379:451~459,1986.
- 14)S.J.Garland,S.H.Garner and A.J.McComas:Reduced voluntary electromyographic activity after fatiguing stimulation of human muscle,J Physiol,401,547~556,1988.