

咀嚼筋の疲労と顎間垂直距離が筋電図の周波数分布に及ぼす影響に関する研究

西 中 寿 夫

Influence of Muscle Fatigue and Occlusal Vertical Dimension on Power Spectral Distribution in Masticatory Muscle Electromyogram

Hisao Nishinaka

(平成7年1月5日受付)

緒 言

顎口腔機能異常の患者数は近年増加の一途をたどっており¹⁾、歯科領域における大きな問題として捉えられている。顎口腔機能異常に関しては多数の研究報告があるが、未だその病因の解明、診断、治療方法を確立するには至っていない。しかしながら、その発症の原因が多因子にわたるとされるもの²⁾、病因の最終共通路“final common path”が筋であるとの認識³⁾は多くの研究者によってなされ、咀嚼筋の非機能的な活動亢進とそれに伴う筋疲労により疼痛や機能障害が引き起こされると考えられている⁴⁾。正常者の咀嚼筋を実験的に疲労させると、顎口腔機能異常と同様な症状が惹起されるという事実は^{5,6)}、この仮説を支持している。それゆえ、咀嚼筋の疲労に関する客観的評価方法を検討することは、同疾患の診断ならびに治療効果の判定を行う上において重要な意義を有すると考えられる。

筋疲労に関しては、これまで生理学的、生化学的、組織学的な検索が行われてきた⁷⁻⁹⁾。このうち、臨床的な生理学的研究においては、筋電図が生体に及ぼす侵襲が少ないことおよび単に筋放電の観察のみならず潜在的な神経筋機構に関しても多くの情報を得られることから、筋疲労の客観的評価手段としてよく利用されている¹⁰⁻²⁰⁾。筋電図を用いた筋疲労の評価方法と

しては、筋張力と筋電図積分値との関係を調べる方法¹⁰⁻¹³⁾と筋活動の様相を周波数領域から解析する方法¹⁴⁻²⁰⁾が主に用いられてきた。しかし、咀嚼筋の筋張力、すなわち咬合力を厳密に計測するためには特殊な装置^{11,13)}を被験者ごとに作製しなければならず、また筋電図積分値は個人差が非常に大きいともいわれ²¹⁾、筋張力と筋電図積分値との関係から筋疲労を評価する方法は広く臨床に應用されるには至っていない。筋電図周波数分析は、神経-筋系の活動様相を定量的ならびに定性的に把握しえる有用な分析方法として知られ、各種デジタル技術の進歩と高速フーリエ変換の導入により時系列データの解析が比較的容易になったことにより、医学や人間工学の幅広い分野で利用されてきている^{22,23)}。筋電図の周波数分布は、筋の疲労時に平均周波数^{15,16,18,19)}、メディアン周波数¹⁷⁾等のパラメータに代表される分布の中心的位置が低域へ移行することがよく知られ、筋活動量や電極の貼付条件などを規定すれば再現性に優れているとされる^{14,19)}。このため、顎口腔機能異常者の筋の疲労の病態を把握するために筋電図周波数分析を用いたさまざまな試みがなされてきた^{24,26)}。

一方、顎口腔機能異常の治療においては、咬合の修正ならびに各種の症状緩和を図る目的でオクルーザル・スプリント^{27,29)}などの装置により顎間垂直距離(以下、OVDと略す)を増加させる場合が多く、さらに症状消退後にこれらの装置によって得られた下顎位を基準に咬合再構成を行う場合が少なくない³⁰⁾。しかし、OVDが大きくなるにしたがって周波数分布は筋疲労時の場合と同様に低域へ移行することが報告されており^{31,32)}、従来の周波数分布の中心的位置を指標と

広島大学歯学部歯科補綴学第一講座(主任:赤川安正教授)本論文の要旨は、第71回広島大学歯学会例会(平成4年12月)、第74回広島大学歯学会例会(平成5年12月)、第91回日本補綴歯科学会総会(平成6年6月)において発表した。

する解析では両者の低域化を区別して評価することが著しく困難であった。さらに、OVD が筋疲労時の周波数分布の変化に与える影響についてもこれまで全く明らかにされていない。それゆえ、顎口腔機能異常の診断から予後判定までの過程において咀嚼筋の疲労の病態を正確に把握するためには、OVD が増加した場合の周波数分布の低域化をも理解した上で分布を評価することが必要となる。

本研究では、従来の周波数分布の中心的位置を示す指標値に加えて分布の形態的特徴を表すパラメータを新たに設定し、咀嚼筋の疲労時の筋電図周波数分布をOVDの影響を排除して評価する可能性を明確にする目的から、咬みしめの持続による実験的な筋の疲労と挙上板装着によるOVDの変化により生じた周波数分布の変動様相について検討を加えた。

実験材料ならびに方法

I. 被験者

被験者として、顎口腔系に機能異常を認めない個性正常咬合を有する成人男子天然歯列者 8 名 (24~28 歳, 平均 27.0 歳) を選択した。

II. OVD の規定

OVD は、咬頭嵌合位および前歯部開口量が各々 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20 mm となる挙上板にて規定した (図 1)。前歯部開口量の設定は、各被験者の咬頭嵌合位における上下顎左側中切歯部の唇側肉内縁最深部間の距離を基準にした。

挙上板は以下の手順で作製した。被験者の上下顎歯列模型を半調節性咬合器 (Teledyne Hanau 社製, 184-4) に装着した後、前歯部開口量を調節できるインサイザルピンにより規定しようとする下顎位まで挙上した。その後、上顎歯列上に光重合型レジン (Dentsply 社製, Triad) を全歯列接触型オクルーザル・スプリント^{27,29)} (以下、スプリントと略す) の形態に圧接、下顎前歯切縁と臼歯機能咬頭頂が約 0.5 mm の自由域で接触するよう形成し、次いで重合および研磨を行った。なお、スプリントに通常付与される犬歯誘導面は咬合関係を変化させる可能性があるため作製しなかった。この挙上板を被験者の口腔内に装着し、規定した前歯部開口量を確認するとともに、習慣性閉開口位で上記の咬合接触が得られるよう入念な調整を行った。挙上板の咬合接触点の位置と面積は各 OVD 間で可及的に同一になるよう留意した。以後、咬頭嵌合位および 7 種類の挙上板を装着させた場合をそれぞれ OVD 0 mm~20 mm と表現する。

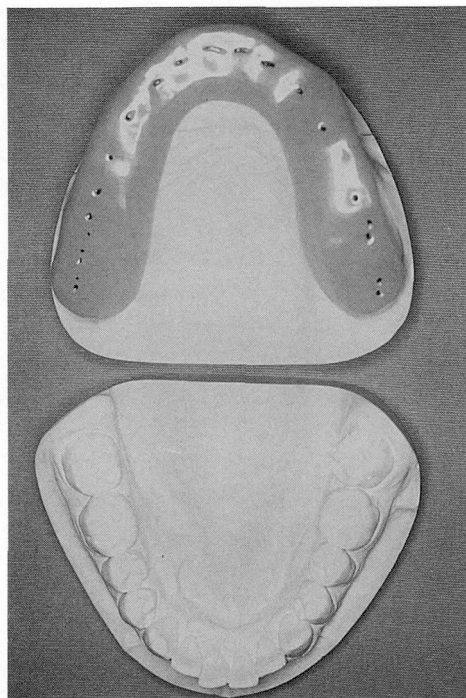


図 1 OVD を規定するために作製した挙上板。

III. 咀嚼筋筋電図の記録

筋電図は、シールドルーム内において、被験者の眼耳鼻面が床と平行となるようにして記録した。

被検筋は、両側咬筋および側頭筋前部とし、岡根³³⁾の報告にしたがい表面電極 (3M 社製, Red Dot 2258-3) を極間距離 3 cm で筋線維の走行と平行になるよう双極性に貼付した。なお、不関電極は右耳朶にとった。電極貼付部位を各記録時に同一にするため、各被験者に対し透明フィルムを利用した電極貼付用ジグを筋別に作製して用いた。

図 2 に本実験に用いたブロックダイアグラムを示す。咬みしめ時の筋活動は、ポリグラフ (日本電気三栄社製, 361) にて時定数 0.03 sec で増幅、データレ

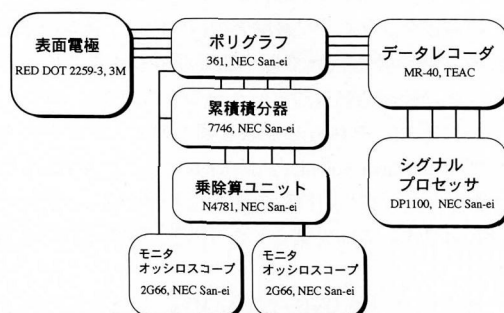


図 2 本実験に用いたブロックダイアグラム。

コーダ (TEAC 社製, MR-40) によりテープスピード 3.8 cm/sec で, データテープ (TEAC 社製, CT-90) に収録した後, 分析を行った。また, 増幅した筋活動を平滑回路式の累積積分器 (日本電気三栄社製, 7746) を用いて全波整流した後, 累積積分値を求め, モニタオシロスコープ (日本電気三栄社製, 2G66) に出力した。これにより, 術者が図3のモニタ1に示すごとく各被検筋の筋電図の導出状態を把握できるようにした。次に, 乗除算ユニット (日本電気三栄社製, N4781) により4筋の累積積分値の総和 (以下, 総筋活動量と略す) を求め, もう一台のモニタオシロスコープ上に出力した。この画面上には, 図3のモニタ2に示すように総筋活動量を表す4筋の累積積分値の総和と咬みしめ強度の指標となるスイープ波を描出し, 被験者の咬みしめ力が visual feedback できるような条件を設定した。

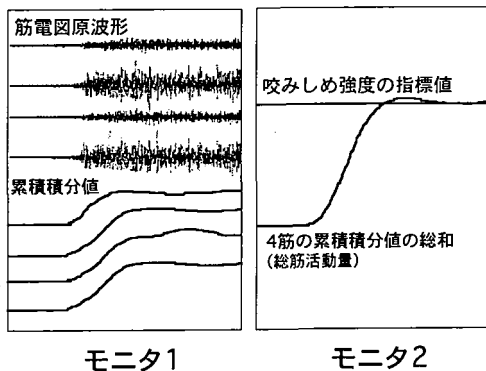


図3 咬みしめ強度の規定。

モニタ1には, 筋電図原波形と各被検筋の累積積分値を出力した。モニタ2には, 4筋の累積積分値の総和 (総筋活動量) と咬みしめ強度の指標となるスイープ波を表示した。

IV. 実験方法

筋疲労の惹起を伴う実験に先行して, 被験者毎の咬みしめ強度を以下の手順により決定した。

咬頭嵌合位ならびに被験者の口腔内に7種類の挙上板を装着させた状態で各々最大咬みしめを3回行わせ, その総筋活動量のピーク値の平均値を各OVDにおいて求め, それらを被験者個々の最大咬みしめ力 (100% maximal voluntary clenching; 以下, MVC と略す) とした。筋への負荷条件としての咬みしめ強度の指標はMVCの50%値とした (以下, 50% MVC と略す)。

筋疲労は, 各OVDで50% MVCの咬みしめ力を visual feedback させた状態で, 自覚的な限界まで可及

的長時間持続させることによって実験的に起こさせた。なお, 被験者が規定された咬みしめ強度を維持することが不可能になるか, モニタ上の総筋活動量が大きく変動した時点をもって持続咬みしめが終了したとみなした。

OVDの設定順序はラテン方格法により決定し, 各実験間には疲労の影響が残らないように少なくとも1週間以上の間隔をおいた。同一のOVDについて被験者ごとに2回の実験を行い, 分析パラメータには得られたデータの平均値を用いた。

V. 咀嚼筋筋電図の分析

収録した筋活動は, シグナルプロセッサ (日本電気三栄社製, DP1100) にてA-D変換後, 高速フーリエ変換により周波数分析を行った。その際, サンプリングタイムは0.4 msec, 周波数分解能を2.5 Hz, 最高周波数1000 Hzとして5回の加算処理を行い, 2 secのデータを周波数分析に用いた。

図4に分析区間の設定方法を示した。被験者の総筋活動量が50% MVCに達し, 安定した時点を開始点, 規定された咬みしめ強度を維持することが不可能になった時点を終了点とし, その間を分析対象区間とした。分析対象区間は第5区間を終了点より前4秒間と定め, それ以前を4等分して第1~4区間とする5つの区間とし, 各区間の最初の2 sec間について周波数分析を行った。なお, 咬みしめ持続時間は分析対象区間に要した時間と定めた。

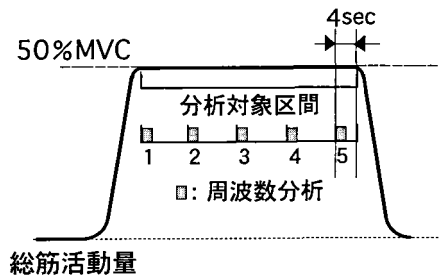


図4 分析区間の設定方法。

1. 分析パラメータ

筋の活動状況の把握のため分析パラメータを以下のとおり選択した。

総パワー値を筋活動量の指標とし, 咬みしめ時の側頭筋前部と咬筋の相対的な筋活動の比率を示す活動性指数³⁴⁾も左右側別に算出した。また, 周波数分布の中心的指標値として, 平均周波数を計算した。周波数分布の形態は, 総パワー値に占める50 Hz帯域毎のパワー値の割合 (以下, 50 Hz帯域毎のパワー値の割

合と略す) ならびに分布の左右の偏りを示す歪度および尖りを表す尖度をそれぞれ求め、判定した。これらのパラメータの算出方法は次のとおりである (図5, 図6)。

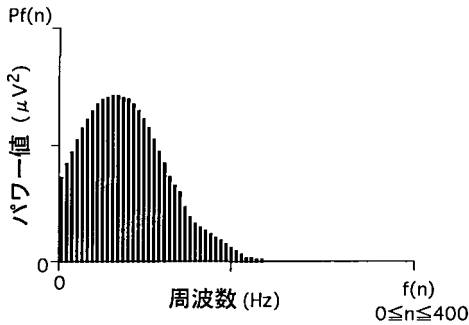


図5 周波数分布の模式図。
 パワー値 (μV^2): $Pf(n)$
 周波数 (Hz): $f(n) = 2.5 \times n$

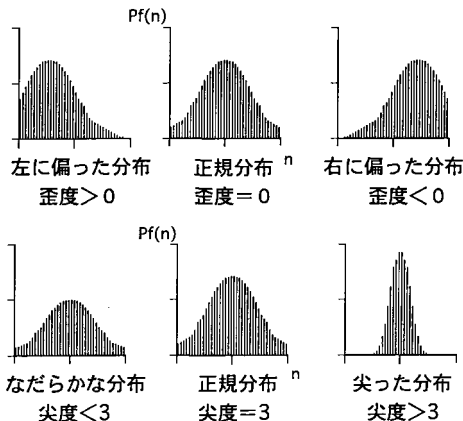


図6 歪度および尖度について。
 上段: 歪度
 下段: 尖度

- ・ 総パワー値 = $\sum_{n=1}^{400} Pf(n)$
- ・ 活動性指数 = $[(\text{咬筋の総パワー値} - \text{側頭筋前部の総パワー値}) / (\text{咬筋の総パワー値} - \text{側頭筋前部の総パワー値})] \times 100$
- ・ 平均周波数: $MPF = \frac{\sum_{n=1}^{400} \{f(n) \times Pf(n)\}}{\sum_{n=1}^{400} Pf(n)}$
- ・ 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合 = $(50 \text{ Hz 毎のパワー値} / \text{総パワー値}) \times 100$
- ・ 歪度 = $\frac{\sum_{n=1}^{400} \{Pf(n) \times (f(n) - MPF)^3\}}{(n \times SD^3)}$
- ・ 尖度 = $\frac{\sum_{n=1}^{400} \{Pf(n) \times (f(n) - MPF)^4\}}{(n \times SD^4)}$

ただし、標準偏差: $SD = \frac{\sum_{n=1}^{400} \{Pf(n) \times f(n) - MPF\}}{(n-1)}$

以上のパラメータを用いて、各種OVDにおける咬みしめ持続に伴う筋活動量、周波数分布の中心的位置および周波数分布の形態の変化ならびに周波数分布の中心的位置と形態との関係について検討を加えた。

2. 統計処理

周波数分布の中心的位置と形態の変化において各分析区間ならびにOVD間に統計学的有意差が存在するか否かについて、対応のあるt検定を行った。また、周波数分布の中心的位置と形態との関係から得られる各回帰直線の勾配の比較については、平行性の検定³⁵⁾を用いた。

実験結果

I. 各種OVDの咬みしめ持続に伴う筋活動量の変化

1. 咬みしめ持続に伴う4筋の総パワー値の総和の変化

図7に被験者8名の各分析区間における4筋の総パワー値の総和の測定結果をOVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mmそれぞれについて示した。いずれのOVDにおいても、各分析区間の4筋の総パワー値の総和に大きな差は認められず、咬みしめ開始から終了時までほぼ一定の筋活動量が維持されていることが確認できた。他のOVDについても同様であった。

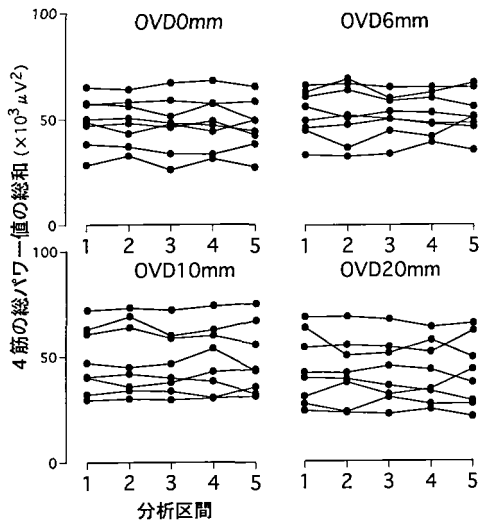


図7 被験者8名の各分析区間における4筋の総パワー値の総和。

2. 咬みしめ持続に伴う活動性指数の変化

図8に被験者8名の各分析区間における右側の活動性指数をOVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mmについて

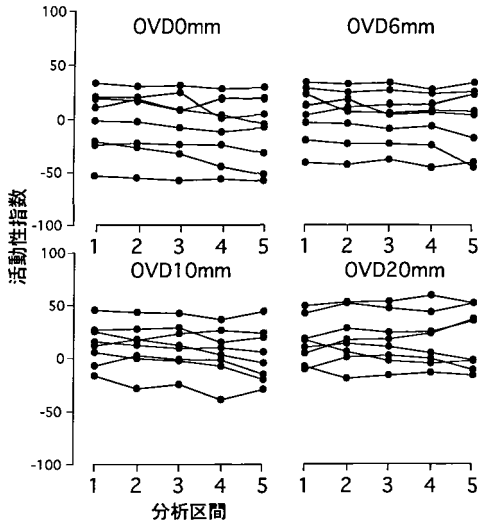


図8 被験者8名の各分析区間における活動性指数.

示した。いずれの OVD においても、各被験者の活動性指数は分析区間1から分析区間5までの間で著明な変動を認めなかった。他の OVD についても同様な傾向を示した。

3. 各種 OVD における側頭筋前部と咬筋の総パワー値

図9に各種 OVD における右側被検筋の分析区間1の総パワー値の測定結果を示した。いずれの被検筋においても各 OVD の総パワー値に有意な差は認められ

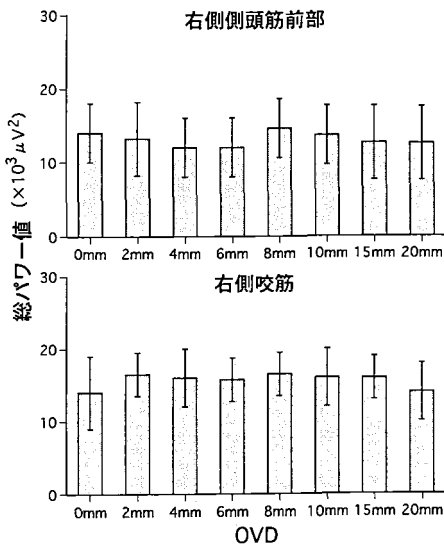


図9 各種 OVD における右側被検筋の分析区間1の総パワー値.

OVD 毎の右側被検筋における分析区間1の総パワー値を8名の被験者の平均値と標準誤差で示した。

なかった。左側についても同様であった。

II. 各種 OVD における咬みしめ持続時間

図10に各種 OVD の咬みしめ持続時間の結果を示した。OVD 0 mm における咬みしめ持続時間の平均値は 59.2 sec, OVD 20 mm では 57.2 sec となり, OVD 間の測定結果に有意な差を認めなかった。

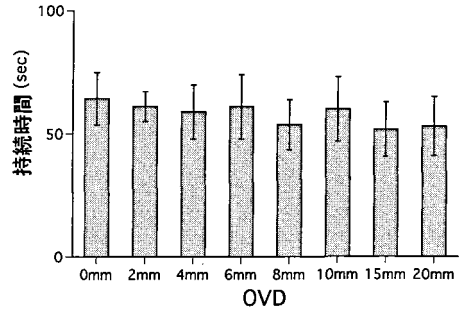


図10 各種 OVD における咬みしめ持続時間. OVD 毎の咬みしめ持続時間の結果を8名の平均値と標準偏差で示した。

III. 周波数分布の中心的位置の変化

図11に右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における平均周波数を示した。上段の各グラフは、各分

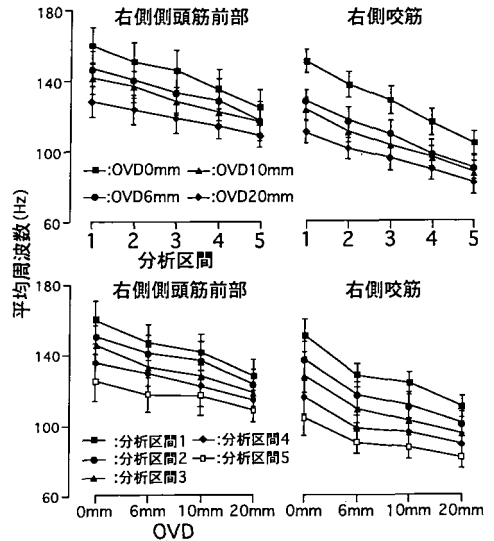


図11 右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における平均周波数.

右側被検筋における咬みしめ持続と OVD が大きくなる場合の平均周波数の変化を被験者8名の平均値と標準誤差で示した。

上段：咬みしめ持続に伴う変化
下段：OVD が大きくなる場合の変化

析区間における OVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mm の平均周波数であり、いずれの筋においても、各 OVD の平均周波数は咬みしめ持続に伴って有意に減少し ($p < 0.01$)、その程度は咬筋において大きかった。他の OVD および左側についても同様な結果を得た。下段は、OVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mm における各分析区間の平均周波数を表す。両筋とも、各分析区間の平均周波数は OVD が大きくなるにしたがって有意に減少 ($p < 0.01$) し、この傾向は咬筋において著明であった。

IV. 周波数分布の形態変化

1. 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合の変化

図12に右側被検筋における各分析区間と各種 OVD における 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合を示した。上段の各グラフは OVD 0 mm における分析区間別の、下段では分析区間 1 での OVD 別のデータを表す。両被検筋とも、咬みしめの持続、また OVD が増すにしたがって、100 Hz から 200 Hz を境として、順次、低周波成分は増加し、高周波成分は減少した。しかし、低周波成分の増加の様相は、咬みしめの持続と OVD が大きくなる場合では異なる傾向を示した。すなわち、OVD が大きくなる場合の周波数分布の変化は 0-50 Hz および 50-100 Hz 帯域の周波数成分は同程度の増加を示すものの、咬みしめの持続による影響では 0-50 Hz 帯域の周波数成分が著しく増し、50-100 Hz 帯域における増加割合は少なかった。左側

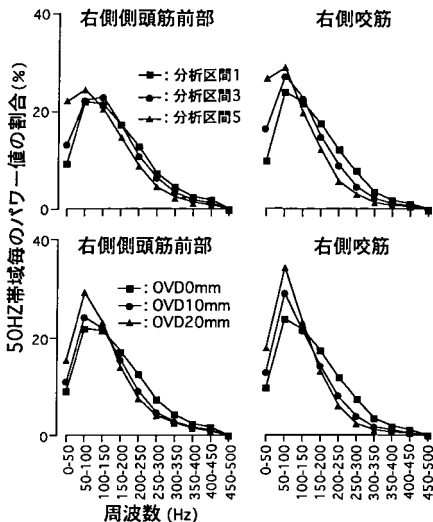


図12 右側被検筋における各分析区間と各種 OVD における 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合。
上段：OVD 0 mm における 8 名の平均値
下段：分析区間 1 における 8 名の平均値

についても同様であった。

2. 歪度の変化

図13に右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における歪度を示した。上段に、各分析区間における OVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mm の結果を示す。両筋とも、各 OVD において歪度は咬みしめ持続に伴って有意な増加 ($p < 0.01$) を示し、この傾向は咬筋において著明であった。また、他の OVD および左側についても同様であった。下段の各グラフは右側被検筋の OVD 0 mm, 6 mm, 10 mm, 20 mm における各分析区間の歪度を示す。両筋とも、各分析区間の歪度は OVD が大きくなるにしたがって有意に増加した ($p < 0.01$)。左側についても同様であった。

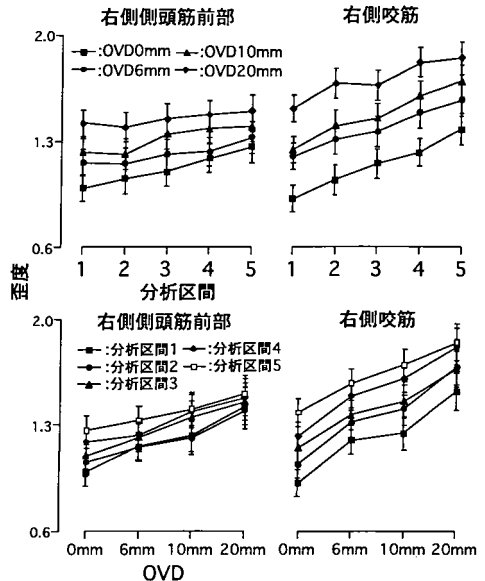


図13 右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における歪度。

右側被検筋における咬みしめ持続と OVD が大きくなる場合の歪度の変化を 8 名の平均値と標準誤差で示した。

上段：咬みしめ持続に伴う変化
下段：OVD が大きくなる場合の変化

3. 尖度の変化

図14に右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における尖度を図13と同様に示した。両筋の尖度は咬みしめの持続、あるいは OVD が大きくなるにしたがって有意な増加 ($p < 0.01$) を示し、この傾向は咬筋において著明であった。他の OVD ならびに左側についても同様であった。

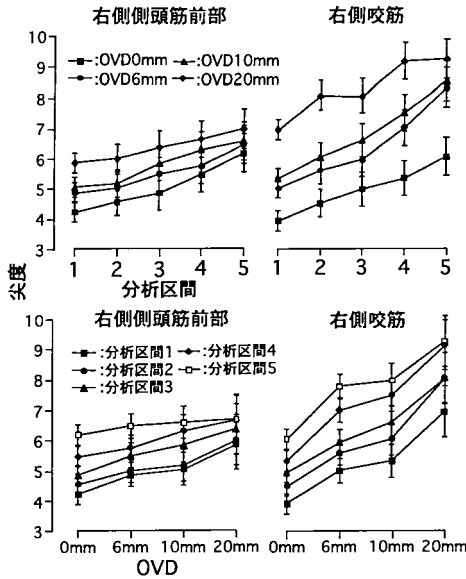


図14 右側被検筋の各分析区間および各種 OVD における尖度。

右側被検筋における咬みしめ持続と OVD が大きくなる場合の尖度の変化を 8 名の平均値と標準誤差で示した。

上段：咬みしめ持続に伴う変化

下段：OVD が大きくなる場合の変化

V. 周波数分布の中心的位置と形態との関係について

1. 平均周波数と歪度および尖度との関係

図15は、右側被検筋における平均周波数と歪度なら

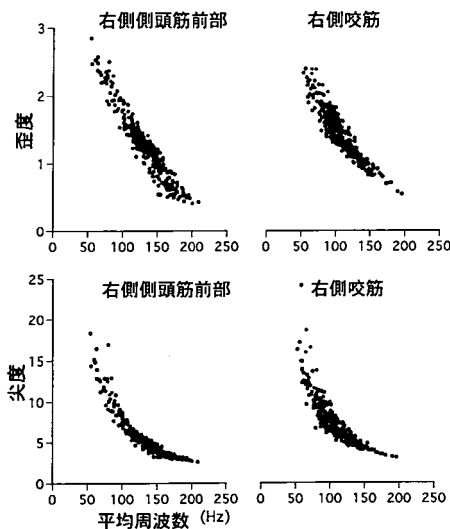


図15 平均周波数と歪度および尖度との関係。

上段：平均周波数と歪度との関係

下段：平均周波数と尖度との関係

びに尖度との関係について 8 名の被験者の結果すべてをプロットして示したものである。平均周波数の減少に伴い歪度は直線的に、尖度は指数関数的に増加した。

図16, 図17に、平均周波数と歪度および尖度との関係について、分析区間別および OVD 別に回帰分析を行い、それぞれ被検筋別に示した。なお、尖度については、対数変換を行って検討を加えた。いずれの筋においても、分析区間別ならびに OVD 別の平均周波数と歪度および尖度との間には、極めて高い負の相関 ($R < -0.9, p < 0.01$) を認めた。同様な傾向を左側についても認めた。

2. 分析区間別および OVD 別の平均周波数と歪度との関係

図18は、右側被検筋における分析区間1, 3, 5および OVD 0 mm, 10 mm, 20 mm の平均周波数と歪度ならびに尖度との間の各回帰直線を一つのグラフ内に表示したものである。両筋ともに分析区間別の回帰直線、すなわち各 OVD における平均周波数と歪度ならびに尖度との関係は、分析区間1から分析区間5へ移行するにしたがって、グラフ内の赤の破線方向へと移行した。また、OVD 別の回帰直線、すなわち各分析区間における平均周波数と歪度ならびに尖度との関係は、OVD が大きくなるにしたがって、青の破線方向へと移行した。さらに、分析区間別の回帰直線は OVD 別のものと比較して有意に急な勾配 ($p < 0.05$) を示した。なお、左側についても同様であった。

考 察

I. 研究方法について

1. 被験者の選択について

被験者には、顎口腔系に機能異常を認めない個性正常咬合を有する平均年齢27.0歳の男性を選択した。Carlsson ら³⁶⁾をはじめとする多くの顎口腔機能異常に関する疫学的調査によれば、その発症年齢は20~30歳代に優位であるといわれている。これらの報告を参考に被験者の年齢層を決定した。Franks³⁷⁾等の臨床的研究では顎口腔機能異常の男女比がおよそ1:3で女性が多いとしているが、Helkimo³⁸⁾は顎口腔機能異常に性差はないとしている。周波数分析を用いて筋の疲労を検討した従来の報告には、性差を認めたものは見あたらない。本実験では、筋収縮力を自覚的な限界まで長時間維持させるような過酷な要求を強いることから、被験者として男性を選択した。

2. OVD の規定について

OVD の規定は、咬筋嵌合位ならびに前歯部開口量を基準とした7種類の厚径を有する挙上板により行っ

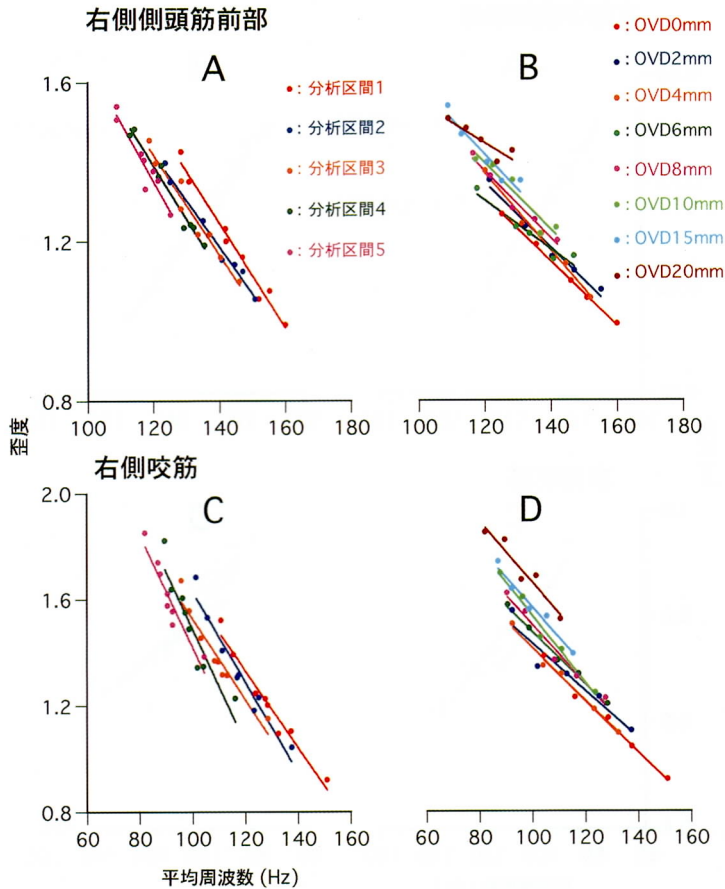


図16 平均周波数と歪度との関係。

グラフ内の直線は、全被験者のデータより得られた平均周波数と歪度との間の回帰直線を示し、各ドットは視認性をよくするため便宜的に被験者8名の平均値を表示した。

上段：右側側頭筋前部

下段：右側咬筋

A, C: 分析区間別の平均周波数と歪度との関係

B, D: OVD 別の平均周波数と歪度との関係

た。

挙上板は、全歯列接触型オクルーザル・スプリント²⁷⁻²⁹⁾の形態に準じたが、これは、顎口腔機能異常に対する本スプリントの有効性が多くの研究者によって認められ^{27-30,39)}、対合する各歯牙がスプリント上の平坦な面とスポット状に接触する形態をとるため各OVD間の上下顎関係を規格化しやすいことなどからである。また、均等な接触を全歯牙に付与し、接触圧を歯軸方向に加わるようにするため上顎装着型のものを選択した。

OVDの設定は、以下の理由により決定した。従来、スプリントの挙上量は、安静位空隙量あるいはそれに準ずるとされていたが²⁷⁾、いくつかの報告ではよ

り大きな開口量をもつスプリントが効果的であるとしている^{39,40)}。一方、安静時の下顎位は顎口腔機能異常者の場合には不安定ともいわれ⁴¹⁾、スプリントの厚径を決定するため下顎安静位の妥当性が疑問視もされ始めている。実際、臨床において利用されているスプリントの厚径は、もっぱら安静位空隙量を越えた前歯部開口量5~10mm前後であり³⁹⁾、本研究でも10mmまでを考えた。一方、OVDの変化は筋の長さを変え、周波数分布に影響を与えるといわれる³²⁾。前歯部開口量と咬筋ならびに側頭筋前部の長さとの間には開口量25mm程度までは有意な直線関係があるが⁴²⁾、開口量が約20mmになると下顎頭は前下方へ滑走する⁴³⁾。それゆえ、前歯部開口量と筋の長さとの間に直

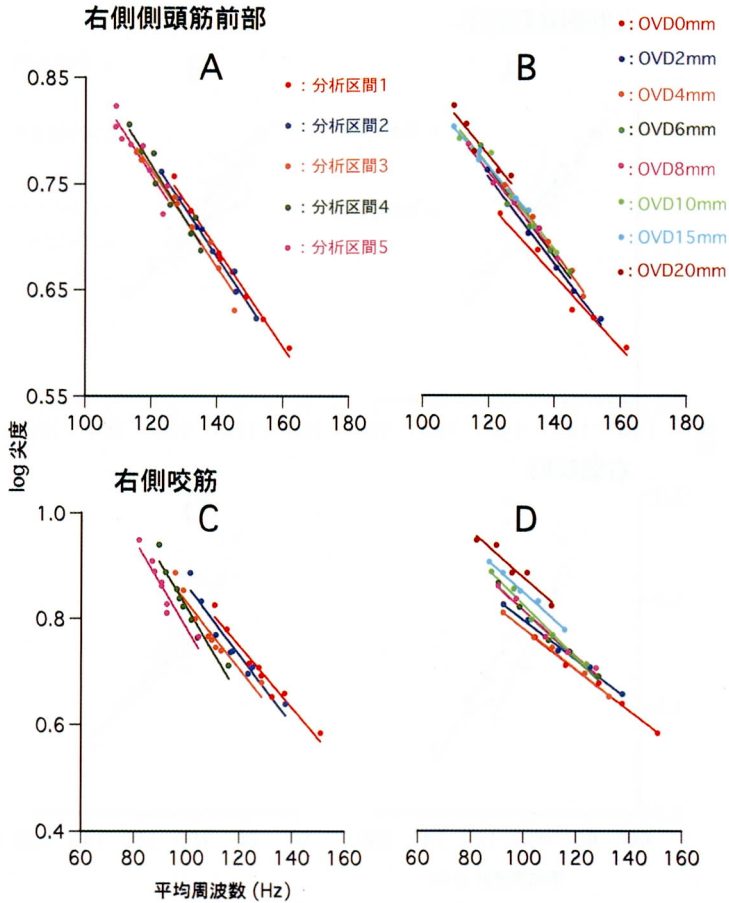


図17 平均周波数と尖度との関係。

グラフ内の直線は、全被験者のデータより得られた平均周波数と尖度との間の回帰直線を示し、各ドットは視認性をよくするため便宜的に被験者8名の平均値を表示した。なお、各グラフの縦軸は対数変換を行ってプロットしている。

上段：右側側頭筋前部

下段：右側咬筋

A, C: 分析区間別の平均周波数と尖度との関係

B, D: OVD 別の平均周波数と尖度との関係

線関係が認められ、関節窩内において下顎頭が蝶番運動すると考えられる OVD 20 mm までについて設定することにした。

3. 咀嚼筋筋電図の記録について

被検筋には、咬筋と側頭筋前部を選択したが、その理由は、(1)咬筋と側頭筋前部は同じ閉口筋でありながら、前者は咀嚼運動における force muscle であり、後者は下顎位を保つ position muscle としての要素が強いなど⁴⁴⁾、性格がやや異なること、(2)顎口腔機能異常者においては筋痛の好発部位であること⁴⁵⁾、(3)表面電極による筋電図の導出が容易であり、臨床的に応用範囲が広いことによる。

筋電図の導出方法は、針電極法と表面電極法に大別される。針電極法は、単一運動単位の活動電位を記録し、その支配中枢の活動様式の分析も可能とされている。反面、極めて限局された範囲の電場しか導出し得ず、さらに強収縮時には個々の運動単位の電位波形の分離計測が困難となる。表面電極法は針電極に比較して生体への侵襲がなく、当該筋全体の活動を知り得る利点を有するが、その波形は多数の運動単位の活動が総合された複雑な干渉波形となるため、解析が困難であるとされてきた。しかし、近年 ME 機器の発達に伴い、不規則振動現象の解析を行うことが可能となり、表面筋電図からの詳細な生体情報を比較的容易に

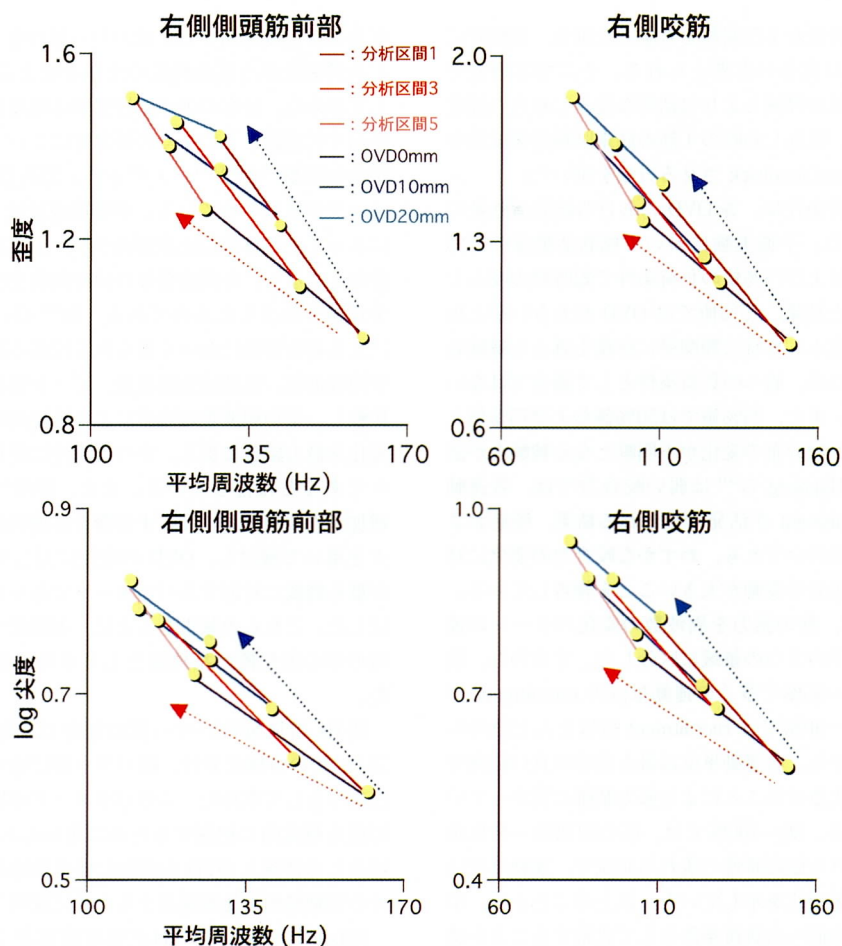


図18 平均周波数と歪度ならびに尖度との関係。

得ることが可能となった。したがって、針電極のように使用時に苦痛を伴わず、簡便に行える方法の確立が臨床応用上より有用と考え、表面電極による方法を採用した。なお、表面筋電図の再現性は、電極貼付条件によって少なからず影響を受けるといわれる。Angelonら⁴⁶⁾、Frameら⁴⁷⁾は電極の貼付部位が変わるため筋電図の記録日が異なれば筋活動量が変化すると述べ、経日的な周波数分布の再現性を検討した小木ら¹⁴⁾も周波数成分の変化に対して同様な考察を行った。そこで、本研究ではジグを被験者毎に作製して電極貼付部位と電極間距離を各測定間で可及的に一定にするよう留意した。

4. 咬みしめ力の規定方法について

咬みしめ力、すなわち筋の張力を規定する指標については、被験者自身の任意性に任せた咬みしめ^{20,25,26)}、筋活動量^{17,18)}、および咬合力^{11,13,19)}を利用した報告がある。

被験者の意志により咬みしめ強さを規定する方法は、特別な装置を必要とせず簡便な方法ではあるが、筋の張力を同一にすることがむずかしく、また得られたデータの客観性や再現性についても問題がある。一方、咬合力は筋の収縮力を規定するために咬合力計、歪みゲージを利用したレジンまたは金属製のシーネ^{11,13,19)}を上下歯列間に装着させなければならぬため、咬筋嵌合位における厳密な規定は極めて困難である。筋活動量を一定にする方法では、計測に際して口腔内に特別な装置を介在させずに咬みしめ力を規定することが可能であり、筋の張力と筋活動量に直線関係があることも報告されており^{48,49)}、客観性、簡便性の点で、他の規定方法と比較してより優位であると考えられる。しかし、これまで報告されている方法の多くは1筋の筋活動量のみを一定にしているため、当該筋の活動様相を検討するためには、左右側、筋種別にそれぞれ計測を行わなければならなかった。そのた

め、測定回数および期間を考慮した場合、被験者に与える侵襲は大きいと考えられる。そこで本研究では、測定回数の軽減とより包括的な咬みしめ力の規定を行うため、咬みしめ時の4筋の筋電図積分値総和を被験者に visual feedback させる方法を用いた。

筋への負荷条件は、各 OVD における総筋活動量の50%値とした。予備実験において総筋活動量の25%値、50%値および75%値の負荷条件で短時間の咬みしめを行わせた結果、75%値では OVD が大きい挙上板において、咬みしめ時に顎関節に疼痛を訴える被験者が見られたため、筋への負荷条件として適当ではないと判断した。また、25%値では50%値および75%値と比較して周波数分布の変化が不明瞭となる被験者が認められた。Hagberg ら⁵⁰⁾は弱い咬合力では、各運動単位の recruitment が活発に行われる結果、咬筋および側頭筋前部のいずれも、わずかな咬合力の変化に対して周波数成分の変動が大きいことを報告している。彼末ら⁵¹⁾は、筋の張力を周波数の変化パターンの違いから、以下の3つの領域に区分した。すなわち、最大張力の0-35%で多くの運動単位の recruitment が行われ、35-80%では recruitment はほとんど認められないことから、各運動単位は最も効率の良い範囲で周波数を変化させることにより張力制御に預かっているとされている。80-100%では、筋の周波数-発生張力関係における飽和特性の現れる領域で、運動単位は大きな周波数変化を示していた。以上のことから、中等度の張力を筋への負荷条件として設定することが適切であると考え、総筋活動量の50%値を選択した。

5. 咀嚼筋筋電図の分析および分析パラメータについて

表面筋電図は、多数の筋線維群の活動電位からなる干渉波で、時間と共に不規則に変動する信号の集合体であるとされる。周波数分析は筋電図のアナログ波形をデジタル化し、そこから得られる各信号を振動現象の最も基本的な定量化の方法であるフーリエ解析によって各周波数毎のエネルギーを算出する方法である。このため、従来の筋電図の解析方法に比較して、量的、質的にいっそうデリケートな筋活動の様相を分析するのに適しているといわれ、人間工学や医学の分野などで広く用いられている^{22,23)}。小木ら¹⁴⁾は、筋電図周波数分布の定常な分析を得るには、少なくとも1.5-数 sec 以上の分析時間が必要であると報告している。これらの報告をもとに、本研究では約0.4 sec間のデータを連続して5回加算することにより、分析時間の設定を2 sec とした。

周波数分析のパラメータとして、総パワー値、平均周波数、50 Hz 帯域毎のパワー値の割合、ならびに歪

度および尖度を用いた。総パワー値は各 OVD の咬みしめ持続に伴う筋活動量の変化を捉える指標^{19,32)}として求めた。分布の中心的指標値は周波数分布の特徴を示す代表値として多くの研究者によって利用され、平均周波数^{15,16,18,19)}、メディアン周波数¹⁷⁾等のパラメータが用いられている。平均周波数は Kwatny ら⁵²⁾によってその算出方法が提唱され、周波数分布を度数分布とみなし、各周波数毎の分布関数を度数と考え、平均値を算出したものである。堀²⁰⁾は持続咬みしめによる疲労前後において得られる咬筋の筋電図から、平均周波数、累積50%周波数、ピーク周波数の変化を比較し、平均周波数は疲労による筋電図周波数分布の変化を最も顕著に捉え、かつ再現性に優れたパラメータであると報告している。また、野崎³²⁾は OVD の増加が周波数分布に及ぼす影響を各種周波数パラメータを用いて検討し、OVD の変化に対して平均周波数が最も鋭敏に対応するパラメータであることを明らかにした。これらの報告をもとに、本研究では周波数分布の中心的位置の指標値として平均周波数を選択した。

50 Hz 帯域毎のパワー値の割合は、周波数分布を50 Hz 毎の帯域に分け、総パワー値に対する各帯域の占有率として求めた。このパラメータは周波数分布の形態を視覚的に把握するために用いられており^{19,32)}、咬みしめ持続と OVD の増加に伴う帯域毎の周波数成分の変動様相を比較検討するために採用した。

Mitani⁵³⁾、Palla ら³¹⁾は正常有歯顎者で咬みしめを行わせた場合、咬筋および側頭筋前部の周波数分布は、およそ50-200 Hz にピークを形成し、その後周波数帯域が500 Hz 付近までブロードに広がる正規分布曲線型のスペクトル構造を示すことを報告している。また、周波数分布は筋疲労あるいは OVD が大きくなるにしたがって、その帯域幅は減少して低周波域へ移動することが知られている^{14-19,32)}。歪度と尖度は、中心的指標値とともに分布の特徴を表現する統計量の一つで、正規分布への近さを検討する指標として用いられている⁵⁴⁾。歪度は分布の中心的位置での非対称性を測る歪みの尺度であり、尖度は分布の尖りあるいはその裾の長さを表す。したがって、歪度および尖度は従来視覚的に捉えられてきた周波数分布の変動様相を数値化するのに適当なパラメータと考えられた。なお、歪度および尖度の算出にあたっては、分布の偏りと尖りの程度をみるための基準の位置として、ピーク周波数やメディアン周波数などの中心的指標値の設定も考えられたが、これらのパラメータは前述のように平均周波数と比べ再現性に乏しいことから、その基準として適切でない判断した。

II. 実験結果について

1. 咬みしめ持続に伴う筋活動量の変化について

本研究では、筋の張力を規定するため、両側の咬筋および側頭筋前部の筋活動量総和をその指標としたが、各 OVD における 4 筋の総パワー値の総和および左右側の活動性指数は、分析区間 1 から分析区間 5 までの間で著明な変動を認めなかった。

咬合力を張力の指標として規定することによって、咬みしめ持続に伴う咬筋および側頭筋前部の周波数分布の変化を観察した報告では、経時的に咬筋の活動量が減少し、相対的に側頭筋前部の活動が増加することが認められている¹⁹⁾。Basmajian ら⁵⁵⁾は筋には常に拮抗筋が存在し、持続収縮中の拮抗筋間の張力比が常に一定であるとは限らないことを指摘した。そこで、本研究に先立ち、咬合力規定用装置¹⁹⁾を口腔内に装着し、4 被検筋の筋活動量総和を一定に保たせた状態で咬みしめを行わせ各被検筋の筋活動量および咬合力の経時変化を検討したところ、各筋の活動量は変化しないものの咬合力は時間とともに低下することがわかった。この事実は、咬合力を筋張力の指標として咬みしめを持続させた場合、疲労に伴う代償作用として当該筋以外の筋が張力に関与する可能性を示唆している。しかし、筋電図の周波数分布は筋活動量の変化に影響を受けることが知られている¹⁸⁾。それゆえ、持続咬みしめ時の張力を規定するには、筋活動量を指標とする方法がより適切であると考えられた。

2. 咬みしめ持続時間について

持続的な筋収縮力による耐久時間は、使用する筋の種類や性別には大きく左右されず、その最大筋力に対してどの程度に筋力を発揮しているかに関係するといわれている⁵⁶⁾。Kroon ら¹⁸⁾は咬みしめ力を変化させて筋疲労の耐久試験を行った結果、筋の収縮強度の上昇に伴って咬みしめ持続時間が減少することを報告し、同様な現象を田村¹⁹⁾も確認している。本実験では、OVD 毎に咬みしめ強度を決定し、その被検筋毎の総パワー値に著明な差は認められなかった。これらの理由により、各 OVD 間の咬みしめ持続時間はほとんど変化しなかったものと考えられる。

3. 周波数分布の中心的位置の変化について

従来より、筋の疲労あるいは OVD の増加によって周波数分布の中心的位置は低域へ移行することが知られており^{14-20,31,32)}、本研究でも、このことはよく確認できた。

筋疲労に伴って周波数分布が低域へ移行する現象の生理的背景については、いくつかの考え方が⁵⁸⁻⁶¹⁾ある。筋の疲労時には、筋線維上に代謝産物が蓄積し筋膜の

電氣的興奮性が低くなるため筋電位伝導速度は低下するといわれており⁵⁷⁾、この筋電位伝導速度の低下が周波数分布の低域化における有力な成因と考えられている^{58,59)}。しかし、Naeije ら⁶⁰⁾は、8 名の被験者を用いて咬筋における筋電位伝導速度と平均周波数の変化との関係を検討し、その結果平均周波数の著明な減少にもかかわらず 8 名中 4 名で筋電位伝導速度の低下は認められなかったとしている。また、Bigland-Ritchie ら⁶¹⁾は、母指内転筋の疲労時の筋電位伝導速度と周波数分布との関係を調べ、筋電位伝導速度の低下率は平均周波数の低下率に比べて非常に小さいことを明らかにした。これらの研究報告は、筋疲労による周波数分布の低域化には、筋電位伝導速度の低下に加えて運動単位の活動様式の変化、すなわちその発射頻度の低下や同期化などの現象が関与することを示唆している^{60,61)}。一方、野崎³²⁾は OVD が周波数分布に及ぼす影響について検討した中で、平均周波数の減少率と筋の長さの増加率との間には有意な相関があるとし、このことを(1)筋線維の長さの増加に伴う筋電位伝導速度の低下⁶²⁾、(2)筋の伸張に伴う筋紡錘由来の運動単位の同期性効果の機序⁶³⁾などから考察している。四肢筋においても Inbar ら⁶⁴⁾によって筋の長さの増加に伴って周波数分布は低域へ移行することが示され、この現象は筋の伸長に伴う筋電位伝導速度の低下によるものと理解されている^{64,65)}。これらの報告から、OVD が大きくなる場合の周波数分布の低域化の要因は筋の伸長に伴って生じる筋電位伝導速度の低下とみなしうるが、咀嚼筋の筋紡錘の二次終末は伸張速度よりも伸張長さに比較的忠実に応答するといわれ⁶⁶⁾、筋紡錘からの求心性情報が関与している可能性も否定できない。

咬みしめ持続と OVD が大きくなる場合の平均周波数の減少の程度は、いずれの因子の影響においても側頭筋前部と比較して咬筋で大きかった。ヒト骨格筋筋線維はその収縮特性に基づいて FT 線維 (fast twitch fiber) と ST 線維 (slow twitch fiber) の 2 種の筋線維に分類される。FT 線維は収縮速度が速く、発生張力も大きい反面疲労しやすいとされ、一方 ST 線維は収縮速度が遅く、発生張力も小さいが疲労しにくいといわれる。ヒト咬筋での ST 線維の占める割合は咬筋と側頭筋前部で各々 24.6%、46.5%と報告され⁶⁷⁾、さらに、FT 線維は ST 線維より筋線維周囲の毛細血管が少ない所見も認められている⁶⁸⁾。したがって、咬筋は FT 線維の占める割合が多く、このため耐疲労性に乏しく、また毛細血管が少ないため筋疲労時の代謝産物の排泄が円滑に行われず筋膜の電氣的興奮性が低下しやすいと考えられ、咬みしめ持続に伴う平均周波数の

減少傾向が側頭筋前部に比べて著明であったものと推察される。前歯部開口量と咬筋および側頭筋前部の長さとの関係を検討した報告では、筋の長さの増加率は、開口量 25 mm 付近までは側頭筋前部と比較して咬筋で大きいとされる⁴²⁾。このことは、OVD が大きくなるときの平均周波数の減少割合が咬筋において著明であったことを説明している。

4. 周波数分布の形態変化について

両被検筋とも咬みしめの持続、また OVD が大きくなるにしたがって周波数分布は、その帯域幅が減少して相対的に低い周波数帯域へと移動した。今回新たに設定した歪度および尖度は、上述の周波数分布の変化様相によく対応しており、分布形態の数量化は可能であると考えられた。筋の疲労過程と OVD が大きくなる場合の周波数成分の増加と減少が交差する帯域については、従来の報告^{19,31,32)} とほぼ同様な値を示した。しかし、低周波数成分の増加の様相は両者による影響で各々異なる傾向を示すことが本研究により明らかとなった。

周波数成分に影響を及ぼす因子には、筋線維上の筋電位伝導速度^{58,59)}、運動単位の発射頻度⁶⁹⁾、参加する運動単位の数⁷⁰⁾、運動単位の同期化⁷⁰⁾ などがあるといわれている。数学的モデルを用いて周波数分布の解析を行った Lago ら⁷¹⁾、Basmajian ら⁷²⁾によれば、0~40 Hz の帯域は運動単位の発射頻度や活動電位の波形に関連し、100 Hz 以上の帯域では筋線維上の筋電位伝導速度を反映するとされる。最近、van der Glass ら⁷³⁾ は正常有歯顎者における咬みしめ時の側頭筋前

部と咬筋において得られる周波数分布から、運動単位の発射頻度を表すと考えられるピークを 20 Hz 付近に検出し、Lago らが示した理論を生体上で確認している。本研究で得られた咬みしめ持続による周波数分布の変化は、いずれの OVD においても 0-50 Hz 帯域の周波数成分は 50-100 Hz 帯域のものとは比べ著しく増したことから、筋の疲労に伴って運動単位の活動様式が変化した可能性が考えられる。

Person ら⁷⁴⁾ は、針電極を用いてヒト大腿直筋において持続的な随意収縮を行わせて運動単位の活動を観察したところ、収縮開始期に動員されたすべての運動単位の発射頻度が低下することを認めた。同様な事実を、De Luca ら⁷⁵⁾ もヒト三角筋、第一側骨間筋において確認している。一方、筋疲労時に運動単位は低域で同期化することが知られている^{76,77)}。したがって、筋疲労によって運動単位の発射頻度の低下や同期化などにより筋電図の徐波化が起これ、低い帯域での周波数成分が増加することは十分考えられ、本研究の結果は、前述の Naeije ら、Bigland-Ritchie らの考えを支持し、周波数分布の低域への移行は運動単位の活動様式の変化も有力な一因子であることを示唆している。

5. 周波数分布の中心的位置と形態との関係について

平均周波数と歪度ならびに尖度との間には、分析区間別、OVD 別にそれぞれ高い負の相関が存在し、周波数分布の中心的位置と形態との間に密接な関連があることが判明した。さらに、平均周波数の減少に伴う歪度ならびに尖度の増加割合は、筋の疲労過程に比べ

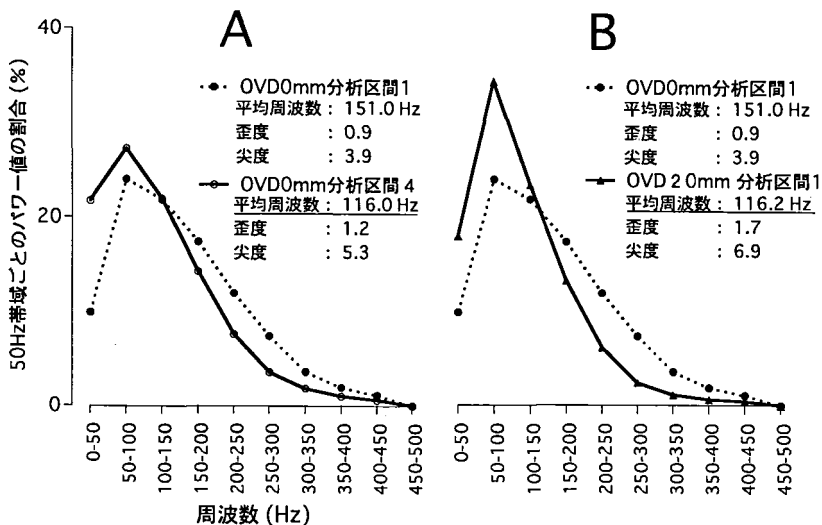


図19 右側咬筋における 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合の 1 例。

- A: 咬みしめ持続に伴う変化
B: OVD の変化に伴う変化

OVD の影響で大きかった。このことは平均周波数は同一であっても、周波数分布に影響を及ぼす因子の相違によって分布形態は異なることを示している。図19に、ある被験者の咬筋における咬みしめ持続と OVD の増加に伴う周波数分布の変化を各分析パラメータの結果をもとに示した。平均周波数は、咬みしめの持続と OVD が大きくなるにしたがって減少し、左右グラフ内の下線で示す平均周波数はほぼ同様な値を示しているが、歪度と尖度は筋の疲労と OVD の影響による周波数分布の形態差を反映し OVD 20 mm 分析区間 1 では大きい値を示している。これらの結果は、筋の疲労や OVD の変化などで生じる周波数分布の変動をその分布の中心的位置と形態との関係から識別できることを示している。

持続咬みしめ時の筋電図周波数分布は、顎口腔機能異常者と正常者では異なることが報告されている。沢井²⁴⁾は顎口腔機能異常者を関節痛群と筋痛群の 2 群に分け、これに正常者を加えた計 3 群に対して、咀嚼時および咬みしめ時の筋電図周波数分析を行った。その結果、咬みしめ時における咬筋の周波数分布は正常者群では 200 Hz 未満の周波数成分の比率が非常に高かったのに対し、疾患群では正常者に比べ 200 Hz 以上の比率が増加し、特に関節痛群では健側筋、筋痛群では患側筋において顕著に認められたとしている。志賀ら²⁵⁾は咬みしめ開始から 20 sec 間を 5 sec 間毎の 4 区間に分けて咬筋および側頭筋前部の周波数分析を行い、顎口腔機能異常者においては、周波数成分の変動様相が正常者とは明らかに異なる時間的推移を示すことを認めている。松田ら²⁶⁾は正常者と顎口腔機能異常者を被験者として持続咬みしめ時の周波数分析を行い、顎口腔機能異常者では、咬みしめ持続時の平均周波数の変化率が正常者と同様な傾向を示すにもかかわらず、25 Hz 帯域毎のパワー値の割合の変化で低周波成分が減少する者や高周波成分が増加する者など特異な変化パターンを呈することが多いことを報告した。以上のことから、正常者において認められた咬みしめ持続に伴う周波数分布の形態変化が、顎口腔機能異常者では異なる可能性がある。また、被験者によって固有の周波数帯域があることが知られており^{31,53)}、従来の周波数分布の中心的位置を用いた評価方法では、患者群と正常者群との比較からグループ間の違いを把握することはできるが、個人ごとの評価は困難で、さらに、治療時に OVD の変化を示す患者の筋疲労の病態評価は全く行えなかった。本研究で得られた OVD 毎の平均周波数と歪度ならびに尖度との関係は、両者に各々極めて高い直線相関が存在することから、被験者間の周波数帯域の差を極力排除でき、顎口

腔機能異常者の診断および治療時に下顎位を変化させたこれらの患者の筋疲労の病態把握に有用である可能性を示唆している。

総 括

成人男子個性正常咬合者 8 名を被験者とし、咀嚼筋の疲労時の筋電図周波数分布を OVD の影響を排除して評価する可能性を明確にする目的から、咬みしめの持続による実験的な筋の疲労と挙上板装着による OVD の変化により生じた周波数分布の変動様相について、分布の形態的特徴を示す新たなパラメータを設定して検討を加え、以下の結果を得た。

1. 平均周波数はすべての被検筋で、咬みしめの持続に伴って、また OVD が大きくなるにしたがって減少した。

2. 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合はすべての被検筋で、咬みしめの持続と OVD が大きくなるにしたがい、100 Hz～200 Hz を境として、順次低周波成分は増加し、高周波成分は減少した。しかし、低周波成分の増加の様相は、咬みしめの持続と OVD が大きくなる場合では異なる傾向を示した。すなわち、咬みしめの持続では 0-50 Hz 帯域の周波数成分が著しく増し、50-100 Hz 帯域における増加の割合は少なかったのに対し、OVD が大きくなると 0-50 Hz および 50-100 Hz 帯域の周波数成分が同程度に増加していた。

3. すべての被検筋において、歪度と尖度の値は咬みしめの持続と OVD が大きくなるにしたがい増加し、高周波成分の減少と低周波成分の増加による分布の形態変化とよく対応していた。

4. 平均周波数と歪度ならびに尖度との間には、分析区間別、OVD 別にそれぞれ高い負の相関 ($R < -0.90$) が存在した。さらに、分析区間別の回帰直線は OVD 別のもものと比較して有意に急な勾配 ($p < 0.05$) を示し、平均周波数の減少に伴う周波数分布の形態変化やその低域への移行の様相は咬みしめの持続と OVD が大きくなる場合では異なることが明らかとなった。

以上より、新たなパラメータである歪度と尖度を筋電図周波数分析に応用することにより、筋の疲労や OVD の変化などで生じる周波数分布の変動をその中心的位置と形態との関係から識別し得ることが明らかとなり、周波数分布を用いて筋の疲労をより明確に評価する可能性を示唆できた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始御懇篤なる御指導ならびに

御校閲を賜りました本学歯科補綴学第一講座赤川安正教授ならびに津留宏道広島大学名誉教授に衷心より感謝の意を表します。また、御教示、御校閲を賜りました本学歯科補綴学第二講座浜田泰三教授ならびに本学口腔生理学講座柴芳樹教授に深謝いたします。さらに、研究遂行上および本論文作成上、御助言と御鞭撻を賜りました本学歯科補綴学第一講座大川周治講師(非常勤)、佐藤裕二助教授、野崎晋一博士、津賀一弘講師に厚く御礼申し上げますとともに、研究遂行上、多大の御支援ならびに御協力をいただきました被験者および教室員各位に感謝いたします。

文 献

- 1) 鶴田夫美, 藤原 勲, 山本由美子, 早川淑子, 黒崎紀正: 顎関節症患者の動向と実態. 口病誌 53, 608-614, 1986.
- 2) De Boever, J.D.: Functional disturbance of temporomandibular joint; in Temporomandibular joint-Function and disfunction (Zarb, G.A. and Carlsson, G.E., editor). Munksgaard, Copenhagen, 193-214, 1979.
- 3) Storey, A.T.: Controversies related to temporomandibular joint function and disfunction; in Temporomandibular joint-Function and disfunction (Zarb, G.A. and Carlsson, G.E., editor). Munksgaard, Copenhagen, 433-457, 1979.
- 4) Laskin, D.M. and Block, S.: Diagnosis and treatment of myofascial pain-disfunction (MPD) syndrome. *J. Prosthet. Dent.* 56, 75-84, 1986.
- 5) Christensen, L.V.: Facial pain and internal pressure of masseter muscle in experimental bruxism in man. *Archs. Oral Biol.* 16, 1021-1031, 1971.
- 6) Scott, D.S. and Lundeen, T.F.: Myofascial pain involving the masticatory muscles: an experimental model. *Pain.* 8, 207-215, 1980.
- 7) Soderlund, K. and Hultman, E.: ATP content in single fibers from human skeletal muscle after electrical stimulation and during recovery. *Acta. Physiol. Scand.* 139, 459-466, 1990.
- 8) Mills, K.R. and Edwards, R.H.T.: Muscle fatigue in myophosphorylase deficiency: power spectral analysis of the electromyogram. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 57, 330-335, 1984.
- 9) Taylor, A. Cody, F.W.J. and Bosley, M.A.: Histochemical and mechanical properties of the jaw muscle of the cat. *Exp. Neurol.* 38, 99-109, 1973.
- 10) Edwards, R.G. and Lippold, O.C.J.: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. physiol.* 132, 677-681, 1956.
- 11) 原崎守弘: 咀嚼筋の筋疲労における筋電図学的研究. 歯科学報 75, 1679-1697, 1975.
- 12) 矢谷博文: 顎機能障害患者の咀嚼筋筋疲労に関する筋電図学的研究. 廣大歯誌 17, 170-194, 1985.
- 13) Clark, G.T., Carter, M.C. and Beemsterboer, P.L.: Analysis of electromyographic signals in human jaw closing muscles at various isometric force levels. *Archs. Oral Biol.* 33, 833-837, 1988.
- 14) 小木和孝, 襟田 忠: 筋疲労時の表面筋電図の周波数分析. 労働科学 38: 519-528, 1962.
- 15) Naeije, M. and Zorn, H.: Change in the power spectrum of the surface electromyogram of the human masseter muscle due to local muscular fatigue. *Archs. Oral Biol.* 26, 409-412, 1981.
- 16) Palla, S. and Ash, Jr. M.M.: Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles. *Archs. Oral Biol.* 26, 547-553, 1981.
- 17) van Bortel, A., Goudswaard, P., van der Molen, G.M. and van den Bosch, W.E.J.: Changes in electromyogram power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue. *J. Apple. Physiol.* 54, 51-58, 1983.
- 18) Kroon, G.W., Naeije, M. and Hansson, T.L.: Electromyographic power spectrum changes during repeated fatigue contractions of the human masseter muscle. *Archs. Oral Biol.* 31, 603-608, 1986.
- 19) 田村秀俊: 咀嚼筋筋電図の周波数分析に関する実験的研究. 廣大歯誌 20, 125-141, 1988.
- 20) 堀 久至: かみしめによる咀嚼筋疲労とその回復に関する筋電図学的研究. 第1報 各種周波数分析法の比較. 補綴誌 33, 37-42, 1989.
- 21) 水谷 敏, 篠ヶ原龍哉, 曾根田兼司, 磯 和博, 藍 稔: 歯の接触関係が咬筋, 側頭筋の活動に及ぼす影響 第一報 咬頭嵌合位における最大咬みしめ値に対する比率 (IP 比). 補綴誌 33, 1062-1071, 1989.
- 22) 永田 晟, 室 増男, 村上慶郎: 神経筋疾患患者の等尺性および動的随意収縮における表面EMGのスペクトル解析. 脳波と筋電図 10, 111-120, 1982.
- 23) 村田厚生, 三宅晋司, 村上貴敏, 井上和宏, 神代雅晴: マニピュレーション作業における習熟特性と疲労現象. 人間工学 24, 242-243, 1987.
- 24) 沢井清治: 顎関節症における咀嚼筋機能異常についての筋電図学的研究—咀嚼筋筋電図の周波数分析による検討—. 鶴見歯学 13, 343-374, 1987.
- 25) 志賀 博, 浜中秀由喜, 松林博之, 小林義典: クレンチング時のEMGパワースペクトルの推移. 歯学 75, 1476-1477, 1988.
- 26) 松田 葉, 川田 毅, 石橋寛二, 菖蒲澤実: 咬みしめ時における咀嚼筋筋電図のパワースペクトル解析—周波数の経時的変化—. 顎機能 8,

- 177-182, 1991.
- 27) Franks, A.S.T.: Conservative treatment of temporomandibular joint dysfunction: a comparative study. *Dent. Pract.* 15, 205-210, 1965.
- 28) Carraro, J.J. and Caffesse, R.G.: Effect of occlusal splints on TMJ symptomatology. *J. Prosthet. Dent.* 40, 563-566, 1978.
- 29) 小林義典: Bite Plane (バイト・プレーン). I. 応用に際しての考え方. 歯界展望 61, 905-923, 1983.
- 30) 山下 敦, 矢谷博文, 窪木拓男: 最新生理咬合学と顎関節症の治療. クインテッセンス出版, 東京, 202-209, 1993.
- 31) Palla, S. and Ash, Jr. M.M.: Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles. *Archs. Oral Biol.* 26, 287-295, 1981.
- 32) 野崎晋一: 顎間垂直距離が咀嚼筋電図の周波数分布に及ぼす影響に関する研究. 廣大歯誌 20, 125-141, 1991.
- 33) 岡根秀明: 総義歯の咬合障害が咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究. 廣大歯誌 12, 196-212, 1980.
- 34) Naeije, M., McCarrollm, R.S. and Weijs, W.A.: Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the intercuspal position. *J. Oral Rehabil.* 16, 63-70, 1989.
- 35) 木村 都, 砂田久一, 辻 和男: 生物検定のための応用推計学. 廣川書店, 東京, 82-88, 1990.
- 36) Carlsson, G.E., Magnusson, T. and Wedel, A.: Survey of patients seen at a department of Stomatognathic Physiology. *Swed. Dent. J.* 69, 115-121, 1976.
- 37) Franks, A.S.T.: The social character of temporomandibular joint dysfunction. *Dent. Practit.* 15, 94-100, 1964.
- 38) Helkimo, M.: Epidemiological surveys of dysfunction of the masticatory system; in Temporomandibular joint-Function and dysfunction (Zarb, G.A. and Carlsson, G.E., editor). Munksgaard, Copenhagen 54-69, 1979.
- 39) 佐藤哲朗, 小林義典: 咀嚼系機能障害に対する Michigan 型 bite plane の応用方法に関する研究. 歯学 1987, 818-864, 1987.
- 40) Manns, A., Miralles, R., Santander, H. and Valdivia, J.: Influence of the vertical dimension in the treatment of myofascial pain-dysfunction syndrome. *J. Prosthet. Dent.* 50, 700-709, 1983.
- 41) 山下 敦, 山口 威: マンディブラーキネジオグラフによる顎運動分析. 歯科ジャーナル 16, 271-279, 1982.
- 42) 西中寿夫, 日浅 恭, 櫻井裕也, 野崎晋一, 佐藤裕二, 大川周治, 赤川安正, 津留宏道: 前歯部開口量と咀嚼筋の長さとの関係に関する実験的研究. 廣大歯誌 25, 449-453, 1993.
- 43) 河野正司: 下顎の矢状内運動に対応する顎頭運動の研究. 第一報 断層 X線写真による観察. 補綴誌 12, 337-349, 1968.
- 44) 六車寿男: 咀嚼筋電図の補綴学的分析に関する研究. 歯科医学 28, 615-650, 1965.
- 45) 藍 稔, 古屋良一, 森川昭彦: 顎口腔系の機能異常にみられる痛みの部位について. 補綴誌 17, 133-137, 1973.
- 46) Angelone, L., Clayton, J.A. and Brandhorst, W.S.: An approach to quantitative electromyography of the masseter muscle. *J. Dent. Res.* 39, 17-23, 1960.
- 47) Frame, J.W., Rothwell, P.S. and Duxbury, A.J.: The standardization of electromyography of the masseter muscle in man. *Archs. Oral Biol.* 18, 1419-1423, 1973.
- 48) Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B. de C.M., Feinstein, B. and Wright, E.W. Jr.: Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 4, 187-194, 1952.
- 49) Lippold, O.C.J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.* 117, 492-499, 1952.
- 50) Hagberg, C. and Hagberg, M.: Surface EMG frequency dependence on force in the masseter and the anterior temporal muscles. *Scand. J. Dent. Res.* 96, 451-456, 1988.
- 51) 彼末一之, 吉田正樹, 赤沢堅造, 藤井克之: 筋の発生張力と運動単位の発射周波数との関係. 日本生理誌 40, 258, 1978.
- 52) Kwantny, E., Thomas, D.H. and Kwatny, H.G.: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Engng.* 17, 303-313, 1970.
- 53) Mitani, H., Yamashita, A., Fujii, H., Kato, H., Koizumi, T. and Komuro, S.: On the power spectra of the surface electromyograms of masticatory muscles. *J. Osaka. Dent. Univ.* 8, 8-18, 1974.
- 54) 市原清志: バイオサイエンスの統計学. 南江堂, 東京, 280-283, 1989.
- 55) Basmajian, J.V. and De Luca, C.J.: Muscle alive. Williams and Wilkins, Baltimore, MD. 125-155, 1985.
- 56) 徳永 徹: 咬筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察 第2編 周波数パラメータについて. 補綴誌 33, 804-817, 1989.
- 57) Boussou, P., Estrade, P.Y., Goubel, F., Guezennec, C.Y. and Serrurier, B.: Surface EMG power spectrum and intramuscular PH in human vastus

- lateralis muscle during dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* **67**, 1245-1249, 1989.
- 58) Lindstrom, L., Magnusson, R. and Peterson, I.: Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* **10**, 341-356, 1970.
- 59) Sadoyama, T., Masuda, T. and Miyano, H.: Relationship between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* **51**, 247-256, 1983.
- 60) Naeije, M. and Zorn, H.: Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscle fatigue in man. *Eur. J. Appl. Physiol.* **50**, 23-33, 1982.
- 61) Bigland-Richie, B., Donovan, E.F. and Roussos, C.S.: Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J. Appl. Physiol.* **51**, 1300-1305, 1981.
- 62) Morimoto, S.: Effect of length change in muscle fibers on conduction velocity in human motor units. *Jap. J. Physiol.* **36**, 773-782, 1986.
- 63) 佐藤方彦: 双極表面誘導筋電図の周波数分析. 人類誌 **72**, 1964.
- 64) Inbar, G.F., Akkin, J. and Kranz, H.: Surface EMG spectral changes with muscle length. *Med. Biol. Eng. Comput.* **25**, 683-689, 1987.
- 65) Dimitrova, N.A., Dimitrova, G.V. and Lateva, Z.C.: Influence of the fiber length on the power spectra of single muscle fiber extracellular potentials. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **31**, 387-398, 1991.
- 66) 森本俊文: 咀嚼筋中の感覚受容器とその生理的役割. 阪大歯誌 **31**, 1-8, 1986.
- 67) Ringqvist, M.: Fiber type in the masticatory muscles. Relation to function. *Scand. J. Dent. Res.* **82**, 333-355, 1974.
- 68) Anderson, P.: Capillary density in skeletal muscle of man. *Acta. Physiol. Scand.* **95**, 203-509, 1975.
- 69) Person, R.S. and Likind, M.S.: Simulation of electromyogram showing interference patterns. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol. Neurophysiol.* **28**, 625-632, 1970.
- 70) 鮫島宗弘: 表面筋電図の周波数分析的データ処理とその臨床医学的応用. 北関東医学 **21**, 292-319, 1971.
- 71) Lago, P. and Jones, N.B.: Effect of motor-unit firing time statistics on EMG spectra. *Med. Biol. Eng. Comput.* **15**, 648-655, 1977.
- 72) Basmajian, J.V. and De Luca, C.J.: Muscle alive. Williams and Wilkins, Baltimore, MD. 201-220, 1985.
- 73) van der Gras, H.W., Lobbezoo, F., Buchner, A., van der Bilt, A. and Bosman, F.: Rate modulation of jaw elevator motor units as revealed from low-frequency power spectrum of the surface electromyogram in myogenous CMD patients. *J. Dent. Res.* **73**, 1121-1128, 1994.
- 74) Person, R.S. and Kudina, L.P.: Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **32**, 471-483, 1972.
- 75) De Luca, C.J., Le Fever, R.S. and MacCue, M.P.: Control schema governing concurrently active human motor units during voluntary contraction. *J. Physiol.* **329**, 129-142, 1982.
- 76) Lippold, O.C.J., Redfearn, J.W.T. and Vuco, J.: The electromyography of fatigue. *Ergonomics.* **3**, 121-131, 1960.
- 77) Person, R.S. and Kudina, L.P.: Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **25**, 58-68, 1968.