

下顎の水平的位置変化が咀嚼筋筋電図の 周波数分布に及ぼす影響

延 原 浩

Effect of Horizontal Jaw Position on Power Spectral Distribution in Masticatory Muscle Electromyogram

Hiroshi Nobuhara

(平成5年1月18日受付)

緒 言

下顎の水平的位置変化が咀嚼筋活動に及ぼす影響を
解明することは、顎口腔機能異常者における筋電図学
的診断、あるいは有床義歯の中心咬合位の採得を行う
上で、極めて意義が深い。

下顎の水平的位置変化と咀嚼筋の活動状態との関係
については筋活動量を指標として分析が行われてきた
が¹⁻³⁾、両者の関係を定量的に明らかにするまでには
至っていない。近年、等尺性収縮時における筋の活
動様相を、筋活動量よりも詳細に把握し得る方法と
して、筋電図周波数分析法が応用されるようになった⁴⁻¹²⁾。しかし、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋筋
電図の周波数分布との関係については、柴田ら¹²⁾の
報告が見られるのみであり、この報告では、下顎位お
よび筋の張力を厳密に規定していないため、両者の関
係の詳細は不明のままである。

そこで本研究は、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋筋
電図の周波数分布との関係を明らかにし、水平的下顎
位を筋電図学的に診断し得る可能性について検討を加
えた。すなわち、下顎位および筋の張力を厳密に規定
し、筋疲労を可及的に排除した状態で、各種水平的下
顎位における咬みしめ時の筋電図周波数分布の変化を
詳細に解析した。さらに、下顎位の変化に伴う咀嚼筋
の筋の長さの変化を計測し、周波数分布との関連につ

いても併せて検討を行った。

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7名(27~32歳, 平均年齢
28歳)を選択した。

II. 下顎位の規定

垂直的および水平的下顎位を規定するために、田
村⁶⁾の方法に準じて、各被験者に対し図1に示すよう
なコバルトクロム合金製製造メタルプレートを作製し
た。本装置は上下顎部よりなり、咬合力を多数歯で均
等に負担することが可能なように、犬歯から第二大臼
歯までの切縁および咬合面を金属にて被覆する構造と
した。また、最大咬合力に十分耐え得るように、歯牙
部では約0.8mm, 平面部では上顎部で約2.2mm, 下
顎部で約2.7mmの厚みを付与した。

上顎部には長さの調節が可能なスタイラスを設置
し、その位置は正中矢状面と左右の上顎第一大臼歯近
心頬側咬頭頂を結ぶ線との交点とした。

垂直的および水平的下顎位は、以下の方法に従っ
て設定した。すなわち、各被験者の口腔内に上下顎メ
タルプレートを装着し、顎間垂直距離が切歯部において
10mmとなるようにスタイラスの長さを調節した。
次に、下顎メタルプレート上にゴシックアーチを描記
させ、水平的限界運動範囲内において図2に示すよう
に3mm間隔の格子上に計14種類の水平的下顎位を設
定した。また、これらの下顎位の中から10種類の下顎
位を選択し、筋の長さを計測した。なお、以後の実験
において、各下顎位が変化しないようにスタイラスの

広島大学歯学部歯科補綴学第一講座(主任:津留
宏道教授)本論文の要旨は昭和63年9月第58回広島
大学歯学会例会,平成元年6月第31回日本ME学
会専門別研究会顎口腔機能研究会,平成4年9月第
70回広島大学歯学会例会および平成4年11月第15回
日本ME学会中国四国支部大会において発表した。

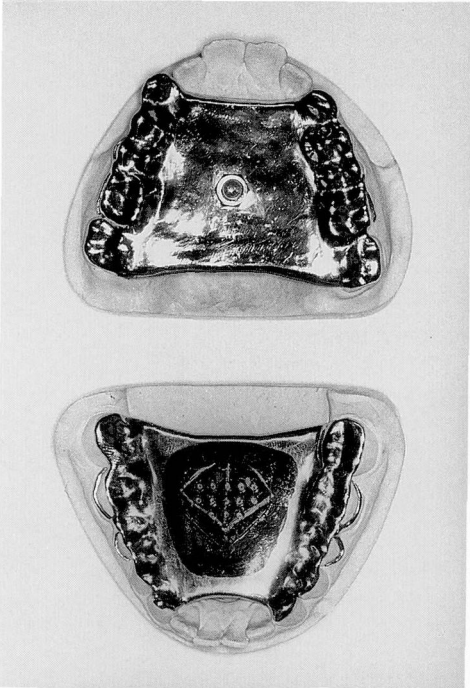


図1 垂直的および水平的下顎位を規定するために作製したメタルプレート。

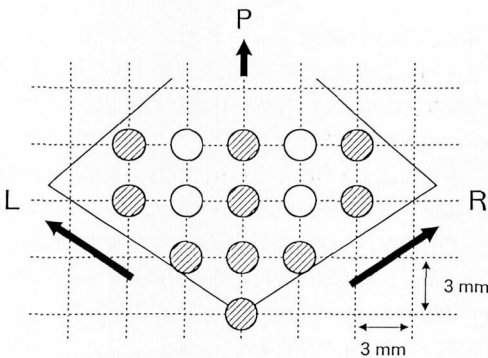


図2 水平的下顎位の設定。
 水平的限界運動範囲内に14種類の下顎位を設定し、斜線で示した10種類の下顎位において筋の長さを計測した。
 R：右側側方運動方向，L：左側側方運動方向，P：前方運動方向

先端が嵌入する孔を設けたプラスチック板（厚さ 0.7 mm）を下顎メタルプレート上に貼付した。

Ⅲ. 筋の長さの計測

以下の手順に従い、各種水平的下顎位における両側咬筋および両側側頭筋前部の長さを被験者ごとに計測

した。

図3に示すように3種類の計測点、すなわち側頭筋前部の起始点、ならびに咬筋の起始点と停止点を皮膚上に設定した。

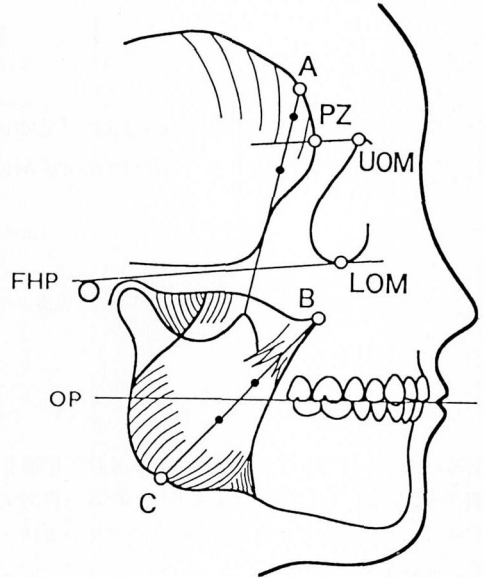


図3 筋の長さの計測のために皮膚上に設定した各計測点 (A, B, C)。

A：側頭筋前部の起始点，B：咬筋の起始点，C：咬筋の停止点，PZ：前頭骨の頬骨突起後縁，UOM：眼窩上縁，LOM：眼窩下縁，FHP：眼耳平面，OP：咬合平面

側頭筋前部においては、岡根¹³⁾の報告する電極貼付部位を基準とした。すなわち、眼耳平面と平行に眼窩上縁を通る線を引き、前頭骨の頬骨突起後縁と交わる点の1 cm 後方に電極貼付の midpoint を設定した。次に筋突起からこの midpoint に引いた基準線上で皮膚上より触診可能な最上点に起始点を設定した。

咬筋においては、吉川¹⁴⁾、および沢田¹⁵⁾の報告する咬筋表層筋第一層の走行を基準とした。すなわち、咬筋の起始部前端と下顎角を触診し、各々咬筋の起始点および停止点とした。この2点を結ぶ線を基準線とし、基準線と咬合平面との交点を咬筋における電極貼付の midpoint とした。

以上の3種類の計測点を両側について求め、咬筋および側頭筋前部の起始点は上顎歯列模型に、咬筋の停止点は下顎歯列模型に各々付与した鋼線先端にフェイスボウ (Teledyne Hanau 社製, 159-4) を用いてトランスファーした。

側頭筋前部の停止点は筋突起の最上点とし、野崎⁷⁾

の方法に従って設定した。すなわち、各被験者に対し図4に示すような計測桿を作製して口腔内に装着し、下顎枝前上方部を触診して、計測桿の先端が筋突起最上点に可及的に近接するように調整した。次いで、正面および側面の頭部X線規格写真（以下、セファロと略す）を撮影しトレースした。図5に示すように、計測桿の先端と筋突起の先端との上下および前後の補正値を側面セファロより計測し、左右的補正値を正面セファロより計測した。フィルムの拡大率を考慮して、計測した補正値から修正値を算出した。計測桿を下顎歯列模型に装着し、読み取り顕微鏡（ピカセイコー社製、PRM-5XYZW）を用いて計測桿の先端の位置を修正値に従って補正した。以上の手順によって、筋突起の最上点を下顎歯列模型に付与した鋼線先端に正確にトランスファーすることが可能となる。

図6に咬筋および側頭筋前部の各々起始点と停止点を、上下顎歯列模型に付与した鋼線の先端にトランス

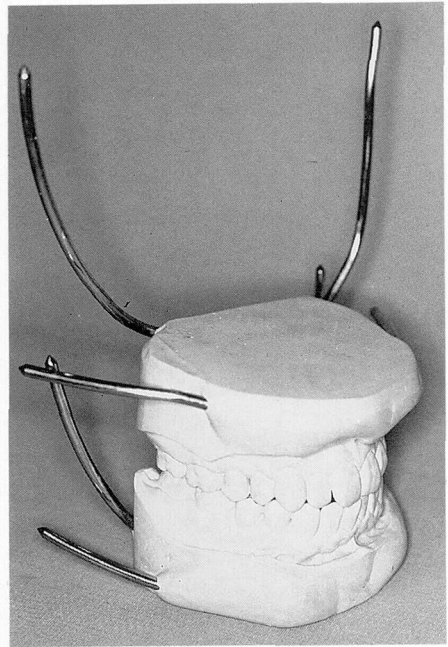


図6 咬筋および側頭筋前部の各々起始点と停止点を上下顎歯列模型上にトランスファーした状態。

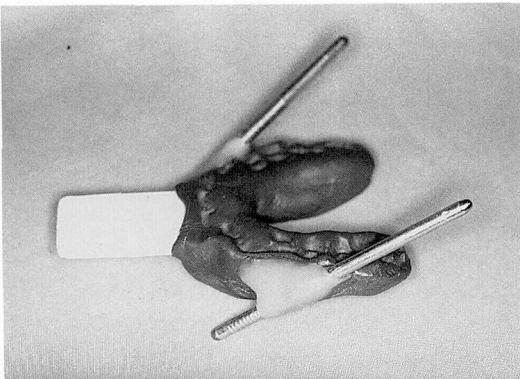


図4 側頭筋前部の停止点（筋突起最上点）を下顎模型にトランスファーするための計測桿。

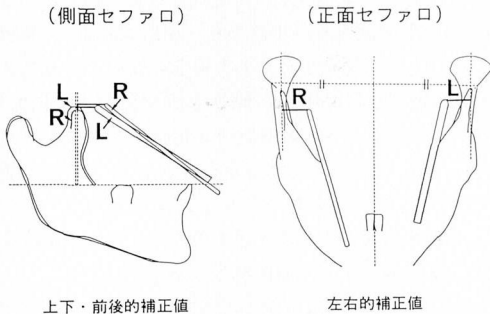


図5 計測桿と筋突起最上点との位置の関係の補正。計測桿と筋突起最上点との距離（太い実線）を各セファロフィルム上で計測し、側面セファロにおいて上下・前後的補正値を、正面セファロにおいて左右的補正値を計測した。R：右側，L：左側

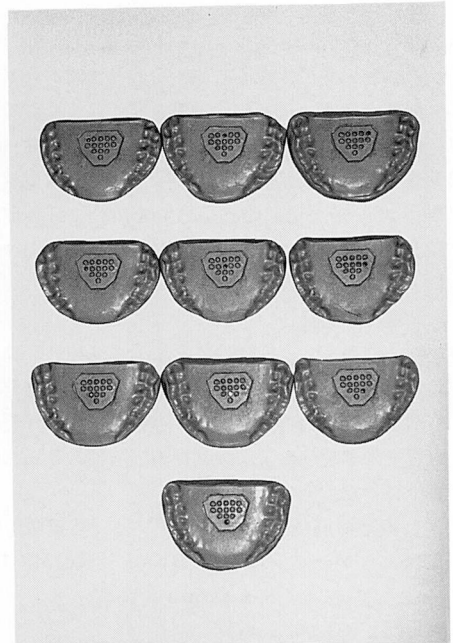


図7 各種水平的下顎位における咬合面間記録。各種水平的下顎位における咬合面間記録を図6に示す上下顎歯列模型間にメタルプレートとともに介在させ、各筋について起始点から停止点までの距離をデジタルノギスを用いて計測した。

ファーした状態を示す。図7に示す各種水平的下顎位における咬合面間記録(G-C社製, エクザフレックスパテタイプ)を上下顎歯列模型間にメタルプレートとともに介在させて、筋の長さ、すなわち起始点から停止点までの距離を計測した。計測にはデジタルノギス(三金工業株式会社製, CD15S)を用い、4筋とも5回計測して、その平均値を各種水平的下顎位における筋の長さとした。下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化については、ゴシックアーチのアベックス(以下、アベックスと略す)の値を基準とし、各種水平的下顎位における変化率を被検筋別に求めた。

IV. 咀嚼筋筋電図の記録および分析

筋電図の記録は、シールド室内において、被験者の眼耳平面が床と平行になるようにして行った。

被検筋は両側咬筋および両側側頭筋前部とし、表面電極(3M社製, Red Dot 2258-3)は筋の長さの計測時に設定した基準線上において、電極貼付の中心から1.5cm離れた2点に双極性に貼付した。極間抵抗は10k Ω 以下とした。なお、電極貼付部位を実験間で可及的に一定にするために、各被験者に対し電極装着用ジグを筋別に作製して用いた。

実験は以下の手順に従い行った。

1. 筋への負荷条件の決定

被験者の口腔内にメタルプレートを装着した後、アベックスにおいて最大咬みしめを行かせた時の筋活動量の50%値(以下、50%筋活動量と略す)を両側咬筋および両側側頭筋前部の各々について計測し、筋への負荷条件とした。筋活動量はポリグラフ(日本電気三栄社製, 361)の平滑回路式積分計を用いて3秒間の筋活動を積分し、モニタオシロスコープに出力することにより決定した。

2. 筋電図の記録

被検筋4筋のうち、分析対象とする1筋の筋活動量を被験者にモニタさせて50%筋活動量に保持させた状態で、各種水平的下顎位における咬みしめを行かせた。以上を両側咬筋および両側側頭筋前部の4筋について各々行った。

咬みしめ時の筋活動はポリグラフにて時定数0.03秒で増幅し、データレコーダ(TEAC社製, MR-40)によりテープスピード4.8cm/sで、データテープ(TEAC社製, CT-90)に収録した。

測定は各被験者ごとに1週間隔で2回行った。1回目と2回目における被検筋および下顎位の測定順序は、ラテン方格法を用いて設定した。各咬みしめ間には、可及的に疲労の影響が残らないように1分間のインターバルをおいた。

3. 筋電図の分析

得られた筋電図記録は、シグナルプロセッサ(日本電気三栄社製, 7T17)にてA-D変換後、FFT(fast Fourier transform)にて周波数分析を行い、平均周波数を算出した。データの分析対象区間は、演算処理時間を考慮し、筋活動量の安定した約5秒間とした。分析時のサンプリングタイムは0.39ms、周波数分解能は2.5Hz、最高周波数は1kHzとし、0.4秒間のデータを5区間加算した。

被験者ごとに、2回の測定により得られた各種水平的下顎位における平均周波数の平均値を求めた。さらに、筋の長さの場合と同様に、アベックスの値を基準とした各種水平的下顎位における平均周波数の変化率を被検筋別に求めた。

V. 筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との関係

筋の長さを計測した10種類の水平的下顎位において、被験者ごとに筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との間に関する原点(0,0)を通る回帰直線の相関係数を求め、被検筋別に被験者7名の相関係数の平均値を算出した。また、各下顎位における筋の長さの変化率の平均値と平均周波数の変化率の平均値との間についても、同様に原点を通る回帰直線の相関係数を求めた。

VI. 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターンの解析

被検筋ごとに、3mm間隔の座標平面上に平均周波数の変化率を3次元的に表示することにより、下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターンを解析した。さらに、各筋における平均周波数の変化パターンを原点(アベックス)を通る近似平面として表示することを試みた。すなわち、左右方向をx、前後方向をy、上下方向をzとした場合における平面の式 $z=ax+by$ (a, bは平面の傾きを表す係数; 単位%/mm)において、平均周波数の変化率の実測値と平面の推定値との差が最小となるようなaおよびbの値を有する近似平面を最小二乗法により求めた。さらに、平均周波数の変化率と近似平面との重相関係数を求め、F検定により平面の有意性を検定した。

実験結果

I. 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化について

図8に各種水平的下顎位における平均周波数の1例を示した。

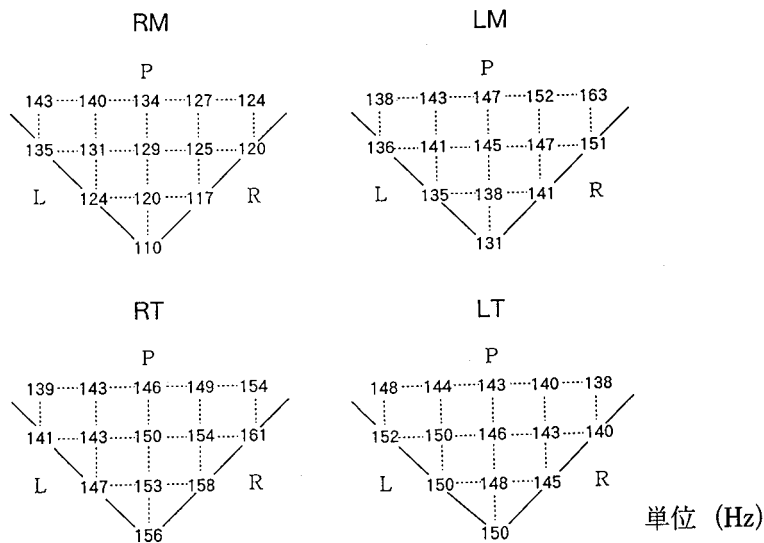


図8 各種水平的下顎位における平均周波数の1例。

RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部，R：右側側方運動方向，L：左側側方運動方向，P：前方運動方向

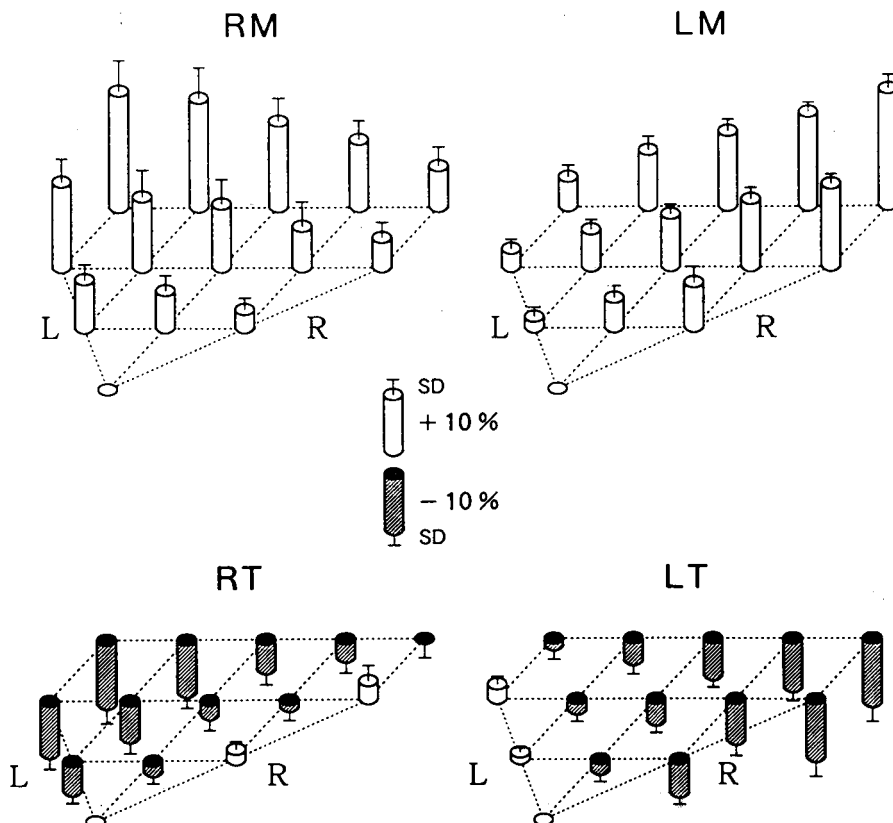


図9 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターン。

ゴシックアーチのアベックスの値に対する変化率の7名の平均値と標準偏差を示した。

RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部

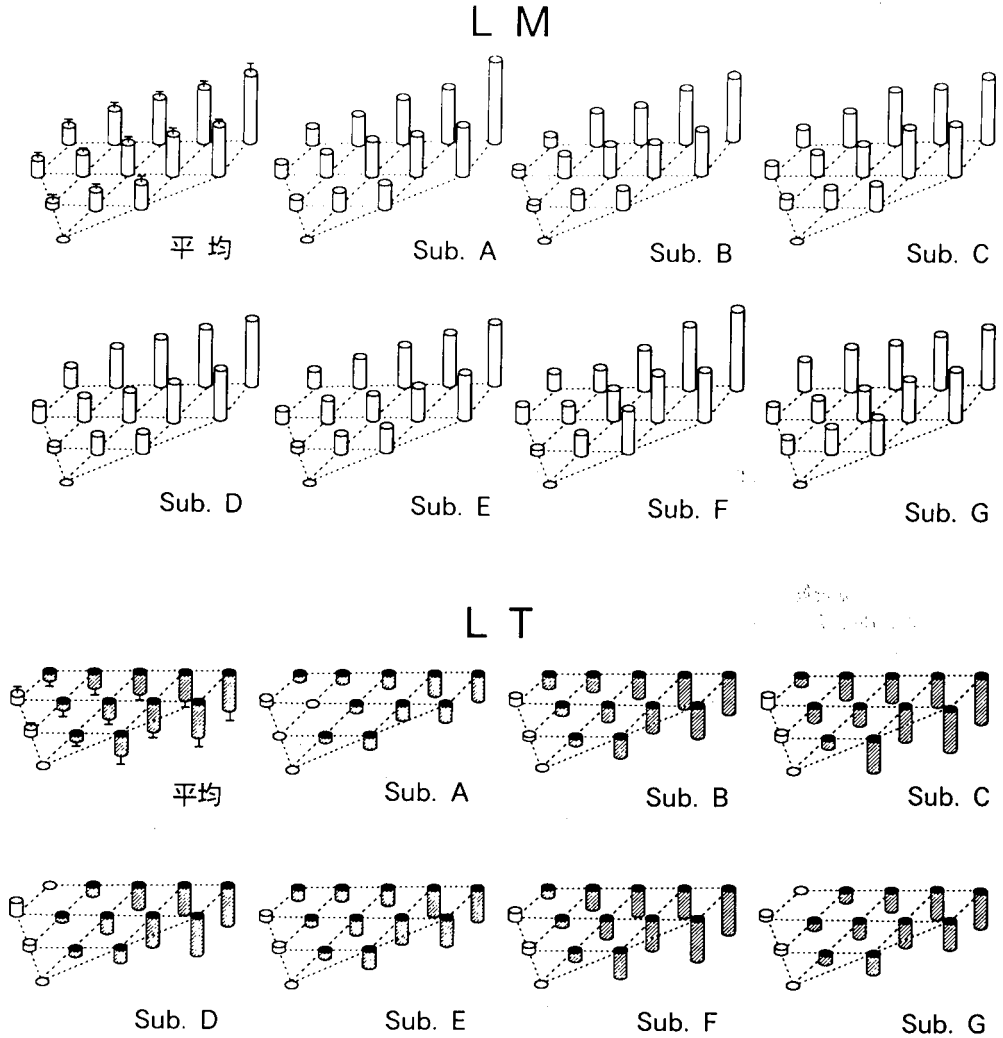


図10 各被験者における平均周波数の変化パターン。
LM：左側咬筋，LT：左側側頭筋前部

図9は各種水平的下顎位における平均周波数の変化率を7名の平均値と標準偏差で示したものである。

咬筋においては、平均周波数の変化率はアベックスにおいて最も低い値を示し、下顎が前方に移動するに従って次第に高くなった。また、左右的には同側側方位（右側咬筋においては右側側方位）から反対側側方位に移動するに従って次第に高くなり、最前方位の反対側側方位において最も高い値を示した。

側頭筋前部においては、平均周波数の変化率はアベックスから前方および反対側側方位に移動するに従って次第に低くなり、同側側方位においては僅かに高い値を示した。また、左右的には同側側方位から反対側側方位に移動するに従って次第に低くなり、反対

側の最前方位において最も低い値を示した。

図10は各被験者における平均周波数の変化パターンを左側咬筋および左側側頭筋前部について示したものである。被験者によって、平均周波数の変化率には多少の差が認められるものの、平均周波数の変化パターンは、すべての被験者においてほぼ同一であった。右側咬筋および右側側頭筋前部においても、左側と同様にすべての被験者においてほぼ同一の変化パターンが認められた。

II. 下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化について

図11は各種水平的下顎位における筋の長さの変化率

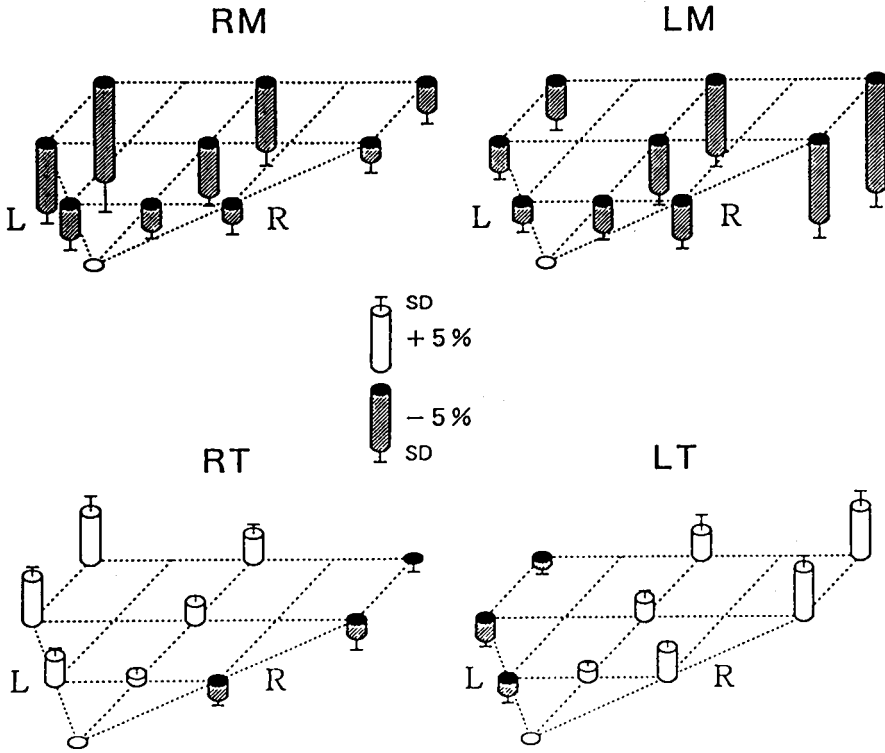


図11 下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化パターン。
 アベックスの値に対する変化率の7名の平均値と標準偏差を示した。
 RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部

を7名の平均値と標準偏差で示したものである。
 咬筋においては、筋の長さはアベックスにおいて最も長く、下顎が前方に移動するに従って次第に短くなった。左右的には同側側方位から反対側方位に移動するに従って次第に短くなり、最前方位の反対側方位において最も短くなった。

側頭筋前部においては、筋の長さはアベックスから前方および反対側方位に移動するに従って次第に長くなり、同側側方位においては僅かに短くなった。左右的には同側側方位から反対側方位に移動するに従って次第に長くなり、最前方位の反対側方位において最も長くなった。

以上のように、下顎の水平的位置変化に伴う咬筋および側頭筋前部の長さの変化は、平均周波数の変化と正負が反対のパターンを有していた。この関係はすべての被験者において共通に認められた。

Ⅲ. 筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との関係について

図12は左側咬筋および左側側頭筋前部において、筋

の長さの変化率の平均値と平均周波数の変化率の平均値との相関を示したものである。相関係数は咬筋においては -0.991 ($p < 0.01$)、側頭筋前部においては -0.976 ($p < 0.01$) を示し、いずれも極めて強い負の相関を示した。右側咬筋および右側側頭筋前部においても、左側と同様の傾向を認めた。

表1は各被験者における筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との相関係数を示したものである。

各被験者の相関係数は -0.795 から -0.988 を示し、いずれの被験者および被検筋においても、筋の長さの変化率と平均周波数の変化率とは1%以下の危険率で有意な負の相関を示した。また、各被検筋における相関係数の7名の平均値は -0.921 から -0.974 を示し、強い負の相関が認められた。

Ⅳ. 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターンの解析

図13は図9に示した咬筋および側頭筋前部における平均周波数の変化パターンを近似平面として表示したものである。

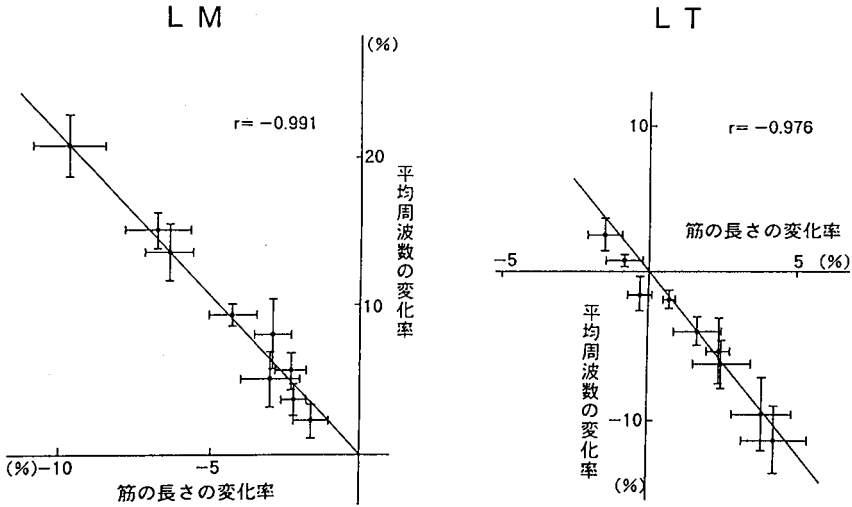


図12 筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との関係。
筋の長さの変化率の平均値と平均周波数の変化率の平均値との間に関する原点 (0, 0) を通る回帰直線を示した。
LM：左側咬筋，LT：左側側頭筋前部

表1 各被験者における筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との相関係数

Muscle	Sub.	A	B	C	D	E	F	G	Mean
RM		-0.954**	-0.943**	-0.829**	-0.959**	-0.847**	-0.985**	-0.972**	-0.927
LM		-0.980**	-0.977**	-0.988**	-0.982**	-0.984**	-0.947**	-0.961**	-0.974
RT		-0.970**	-0.939**	-0.897**	-0.841**	-0.927**	-0.979**	-0.906**	-0.923
LT		-0.966**	-0.828**	-0.957**	-0.957**	-0.795**	-0.988**	-0.956**	-0.921

RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部 ** p<0.01

いずれの筋においても、平均周波数の変化率の実測値と平面の推定値とは近接しており、平面に近似した場合の重相関係数は右側咬筋では 0.649 (p<0.05)、左側咬筋では 0.720 (p<0.01) であり、右側側頭筋前部では 0.859 (p<0.01)、左側側頭筋前部では 0.867 (p<0.01) であった。

次に、 $z=ax+by$ における係数 a および b の値について検討した。咬筋において、左右的な傾きを表す係数 a の値は、右側では -1.01 (%/mm)、左側では 1.10 (%/mm) となり、同側側方位から反対側方位に向かって下顎が 1 mm 移動すると、平均周波数は平均 1.06% 増加した。前後的な傾きを表す係数 b の値は、右側では 1.73 (%/mm)、左側では 1.52 (%/mm) となり、下顎が 1 mm 前方に移動すると、平均周波数は平均 1.63% 増加した。一方、側頭筋前部においては、a の値は右側では 0.96 (%/mm)、左側では -0.92 (%/mm) となり、同側側方位から反対側方位

位に向かって下顎が 1 mm 移動すると、平均周波数は平均 0.94% 減少した。b の値は右側では -0.57 (%/mm)、左側では -0.69 (%/mm) となり、下顎が 1 mm 前方に移動すると、平均周波数は平均 0.63% 減少した。

表 2 は各被験者における近似平面の重相関係数を示したものである。

いずれの被験者および被検筋においても、平均周波数の変化パターンは、5%あるいは1%以下の危険率で有意に近似平面として表示することが可能であった。特に側頭筋は、咬筋と比較して重相関係数の値が高く、いずれも1%以下の危険率で有意に近似平面として表示し得た。

考 察

歯科領域における筋電図学的分析は、国外では Moyers¹⁶⁾、国内では河村¹⁷⁾、三浦ら¹⁸⁾ により紹介さ

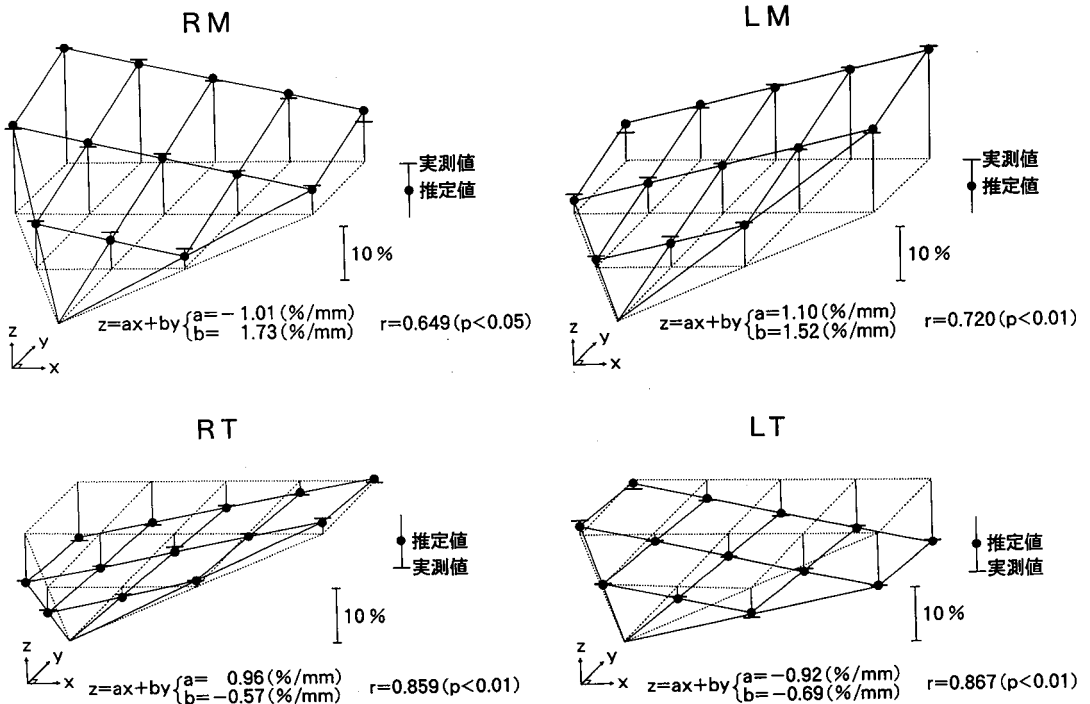


図13 平均周波数の変化パターンの解析。
 変化パターンを原点（アベックス）を通る近似平面として表示した。点線は 3mm 間隔の格子
 を、点線から上方に伸びる線分は平均周波数の増加率を、下方に伸びる線分は減少率を表す。
 RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部

表 2 各被験者における平均周波数の変化率を平面に近似した場合の重相関係数

Sub. Muscle	A	B	C	D	E	F	G	Mean
RM	0.613*	0.697**	0.547*	0.605*	0.648*	0.640*	0.716**	0.638
LM	0.721**	0.696**	0.684**	0.580*	0.734**	0.821**	0.654*	0.699
RT	0.863**	0.856**	0.905**	0.751**	0.809**	0.892**	0.957**	0.862
LT	0.813**	0.795**	0.865**	0.889**	0.836**	0.844**	0.886**	0.847

RM：右側咬筋，LM：左側咬筋，RT：右側側頭筋前部，LT：左側側頭筋前部 ** p<0.01 * p<0.05

れて以来、筋の活動状態を客観的に評価する方法として現在まで広く利用されてきた。筋電図の分析方法としては、咀嚼中の筋活動のリズムおよび協調性の分析^{19,20)}、筋活動量の絶対値あるいは積分値の測定^{1,13,21,22)}等が主として行われている。

最近注目されている筋電図周波数分析法は、Piper²³⁾が四肢筋の表面筋電図を用いて、筋疲労による周波数低下を報告して以来、表面筋電図の情報をより詳細に把握し得る分析方法として、運動生理学の分野で数多く報告されてきた²⁴⁻³¹⁾分析法のひとつである。歯科領域においては、Mitaniら³²⁾により紹介されて以来、咀嚼筋筋電図の周波数分布と筋疲労^{6,8,9)}、咬合力⁴⁻⁶⁾

および顎間垂直距離^{7,33,34)}との関係が検討されており、さらに顎口腔機能異常の診断に周波数分析法を応用する試みもなされている³⁵⁻³⁸⁾。

一方、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋活動との関係については、従来より、筋活動量を指標として分析が行われてきたが¹⁻³⁾、両者の関係は定性的に明らかにされているのみである。水平的下顎位と咀嚼筋活動との定量的な関係が解明されていないため、表面筋電図を用いた水平的下顎位の診断が臨床応用されるまでには至っていない。このことから、著者は等尺性収縮時における筋の活動様相を筋活動量よりも詳細に把握することができ^{24-27,32)}、優れた再現性を有する^{6,39)}筋

電図周波数分布を指標として検討する必要があると考えた。しかし、現在まで、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋筋電図の周波数分布との関係について、周波数に影響を及ぼす筋疲労、筋の張力、顎間垂直距離などの条件を厳密に規定して分析した報告は見当らない。

そこで本研究では、上記の筋電図周波数分布に影響を及ぼす条件を厳密に規定し、下顎の水平的位置変化と周波数分布との関係について詳細な検討を加えることにした。併せて、下顎の水平的位置変化に伴う咀嚼筋の長さの変化についても検討することにより、水平的下顎位、筋の長さ、周波数分布の三者における関係を解明し、表面筋電図による水平的下顎位の診断に関して基礎的知見を得ようと試みた。

I. 研究方法について

1. 下顎位の規定方法について

本研究においては、下顎位を規定するために上下顎メタルプレートおよびプラスチック板を作製した。垂直的下顎位については、上顎部のスタイラスの長さを調節することにより、顎間垂直距離を切歯部において10 mm となるようにした。水平的下顎位については、水平的限界運動範囲内において、プラスチック板上に付与した3 mm 間隔の格子状の孔にスタイラスの先端を嵌合させることにより、14種類の下顎位を設定した。

上下顎メタルプレートは最大咬合力に耐え得るよう十分な厚みを付与した。インストロン万能試験機を用いた予備実験において、各被験者の最大咬合力と同程度の圧縮強度を上下メタルプレートに加えた場合の顎間垂直距離の変化はいずれも0.3 mm 以下であった。顎間垂直距離1 mm の減少に対して、咬筋および側頭筋の平均周波数の増加率は約1%であると報告されている⁷⁾。今回、筋の張力は最大咬合力より小さい50%筋活動量に規定した。加えて、水平的下顎位の違いによる顎間垂直距離の変化の差はさらに小さいと考えられることから、本実験で用いたメタルプレートは十分な厚みを有すると思われる。

スタイラスは上顎メタルプレートに設置した。下顎にスタイラスを設置した場合、咬みしめ時に下顎メタルプレート下面のスタイラス固定部分が舌を圧迫することによる影響が考えられるため、スタイラスは上顎側に設定することにした。

垂直的下顎位は顎間垂直距離を切歯部において10 mm となるように設定した。その理由は、(1)10 mm の挙上量は、すべての被験者が歯牙およびメタルプレートに影響されることなく、下顎を水平的に位置変化させて咬みしめを行うために必要な最小限の挙上量

であること、(2)10 mm 挙上した下顎位は、長谷川⁴⁰⁾、平林⁴¹⁾、Manns ら⁴²⁾ によって最大咬合力を発揮し得る下顎位であると報告されており、また、10 mm の挙上量であれば、顎頭は関節窩内において安定した位置を取り得ると考えられること⁷⁾、(3)10 mm 挙上した下顎位において咬みしめを行わせた場合の咀嚼筋筋電図周波数分布の再現性が、田村⁶⁾ によって詳細に検討されており、良好な再現性が確認されていることである。

水平的限界運動範囲内における測定点の設定については、3 mm 間隔であれば、測定点の数をすべての被験者において14個に統一し得ることを重視し、3 mm 間隔を選択した。なお、予備実験の結果、限界運動路上の下顎位についても、平均周波数の変化率は、今回認められた平均周波数の変化パターンに従った値を示すことを確認した。

2. 筋の長さの計測について

下顎位の変化と咀嚼筋の長さの変化との関係については、顎間垂直距離の変化に伴う筋の長さの変化を計測した報告^{7,40,43)} は見られるが、下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化については、全く明らかにされていない。本研究では、下顎位の変化に伴う咀嚼筋の長さの変化を正確に計測するために考案された方法⁷⁾ を用いて計測を行った。すなわち、下顎位が変化しても、筋の起始点と上顎歯列との位置関係、ならびに停止点と下顎歯列との位置関係が一定であることを利用し、触診とセファロ写真を用いて決定された各筋の起始点と停止点とを歯列模型上にトランスファーした後、各種下顎位における咬合関係を模型上に再現し、起始点と停止点間の距離を計測する方法である。本方法により、下顎の水平的位置変化に伴う咬筋と側頭筋前部の長さの変化を正確に計測し得たと考える。

咬筋の長さを計測する際に、その複雑な構造が問題となる。咀嚼筋、特に咬筋が四肢筋のように単純な構造ではなく、非常に複雑な構造を有することは多くの研究者が認めるところであるが^{14,15,44-48)}、その詳細な構造については、研究者間で意見が分かれているのが現状である。Gaspard^{47,48)} は咬筋の構造に関する各種の報告を比較検討し、吉川ら¹⁴⁾ の層分化説が最も信頼性が高いと報告している。さらに、沢田¹⁵⁾ は89体の屍体を解剖して、吉川らの報告する咬筋の層分化を確認した。吉川ら^{14,49-52)} によれば、咬筋は固有咬筋と非固有咬筋とに分かれ、固有咬筋はさらに浅部と深部に分かれる。浅部は3層の筋層からなり、深部は前部と後部に分かれ、後部はさらに3層の筋層からなる。注目すべき点は、これらの筋層の走行が大きく異

なることである。すなわち、最表層の筋層は、前上方から後下方に向かう傾斜角度が最も大きい、深層に移行するに従い、次第に走行は垂直に近くなり、最深層においては、表層とは反対に後上方から前下方に向かって走行する^{15,49,50}。したがって、下顎が水平的に位置変化した場合、咬筋を構成する各筋層によって、長さの変化が著しく異なることが考えられる。しかし、本研究は表面筋電図を用いて、下顎が水平的に位置変化した場合における筋の活動状態の変化を把握するため、咬筋を構成する筋層のうち、表面筋電図に最も大きな影響を及ぼすと考えられている最表層⁵³に位置し、しかも、最も筋質が厚い¹⁴と報告されている表層筋第一層の長さを計測した。同筋層の起始点と停止点は、吉川ら¹⁴および沢田¹⁵の報告に基づき、各々起始部の前端と下顎角に設定した。

3. 咀嚼筋筋電図の記録および分析について

被検筋には、両側咬筋および両側側頭筋前部を選択した。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、前者は咀嚼運動の prime mover であり、後者は positioner としての要素が強い^{54,55}など、性格がやや異なること、(2)顎口腔機能異常者においては、疼痛の好発部位であること⁵⁶、(3)表面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である。

筋電図の導出は、双極表面電極により行った。表面電極法は針電極法に比較して、生体への侵襲がなく、当該筋全体の活動状態を把握し得るという利点を有する反面、その波形は多数の motor unit の活動が総合された複雑な干渉波形となるため、解析が困難とされてきた。しかし、近年の ME 機器の発達に伴い、不規則振動現象の周波数分析が容易に行えるようになり、表面筋電図から筋の活動状態をより詳細に把握し得るようになった。

筋の張力は、筋活動量を指標として規定した。従来より、咬みしめ時の筋電図を記録する場合の張力の規定方法として、被験者自身の任意性に任せた咬みしめ^{33,34}、咬合力^{4,6}、被検筋の筋活動量^{8,11}が用いられてきた。これらのなかで、張力を厳密に規定でき、しかも再現性の高いものは、咬合力と筋活動量を指標とする規定方法である。予備実験として、咬合力を一定にした条件下で実験を行った結果、今回とほぼ同様の平均周波数の変化パターンが得られることを確認した。しかし、下顎が水平的に位置変化する場合は、下顎位の違いにより、各筋の活動量が異なる²ため、閉口筋群の張力の総和である咬合力を一定にしても、対象となる被検筋の張力を厳密に一定にすることはできないと考えた。一方、Inman ら⁵⁷、Lippold⁵⁸、Bigland

ら⁵⁹は、筋の張力と筋活動量との間に直線関係があると報告している。したがって、本研究では筋の張力を規定するために、対象とする被検筋の筋活動量を一定にして実験を行った。

筋への負荷条件は、ゴシックアーチのアベックスにおける最大筋活動量の50%値とした。予備実験において、最大咬合力の25%、50%および75%値の3種類の負荷条件にあっては、いずれも同様な平均周波数の変化パターンが認められることを確認した。しかし、75%値では咬みしめ時に顎関節に疼痛を訴える被験者も見られたため、筋への負荷条件としては適当ではないと判断した。また、25%値では50%および75%値と比較して平均周波数の変化パターンが不明瞭となる被験者が認められた。Adrian ら⁶⁰は中等度の収縮で周波数成分が定常状態に達すると報告している。また、Hagberg ら⁶¹は弱い咬合力 (recruitment period) においては、咬筋および側頭筋前部のいずれも、僅かな咬合力の変化に対して平均周波数の変動が大きいと報告している。以上のことから、本研究においては、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、50%筋活動量を選択した。

筋電図の周波数分布を表すパラメータとして、平均周波数を選択した。従来より、周波数パラメータとして、ピーク周波数¹²、各種累積周波数^{4,9,36}、平均周波数⁸等が用いられてきた。これらのうち、平均周波数は、Kwatny ら⁶²によってその算出方法が発表されて以来、周波数分布の特徴を表す代表的なパラメータとして多くの研究者に用いられている^{6-8,10,11,29-31}。また、各種周波数パラメータの優劣を比較検討した報告^{7,63,64}においても、筋疲労および顎間垂直距離の変化に対して、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が明らかにされている。したがって、本研究では周波数パラメータとして平均周波数を選択し、水平的下顎位の変化に伴う咀嚼筋筋電図の周波数分布の変化を分析することにした。

II. 実験結果について

1. 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化について

下顎の水平的位置変化と咀嚼筋の周波数分布との関係については極めて報告が少ない。僅かに、柴田ら¹²が正常天然歯列者10名を対象とし、口腔内に装置を装着しない状態で咬頭嵌合位、前方位、左右側方位の4種類の下顎位において咬みしめを行わせ、咬筋筋電図の周波数分布をピーク周波数により検討しているのみである。その結果、反対側側方位においてピーク周波数が高い値を示したのは10名中6名であり、残りの

4名は常に左右いずれかが高い値を示したと報告している。すなわち、水平的下顎位と咬筋の周波数との間に一定の傾向を認めるまでには至らなかった。この報告では、咬みしめ時の筋の張力が規定されていない。また、水平的下顎位を厳密に規定するための装置がないため、下顎位は被験者固有の歯牙の誘導要素によって左右されている可能性がある。さらに、純粋な下顎の水平的位置変化ではなく、顎間垂直距離も変化していると考えられる。筋電図周波数分布は、一般に筋疲労^{6,8-11}、筋の張力⁴⁻⁶、筋の長さ(顎間垂直距離)^{7,33,34}、電極貼付部位^{25,65}に影響を受けることが知られている。

本研究では、下顎位を厳密に規定するための装置を独自に作製し、対象とする筋の筋活動量を一定にすることにより筋の張力を規定した。さらに、ラテン方格法を用いた2回の咬みしめを行わせることにより、咬みしめ順序および筋疲労の影響を可及的に排除し、電極貼付部位を電極装着用ジグを用いて一定にした。その結果、咬筋と側頭筋前部に各々特徴的な平均周波数の変化パターンが存在することを明らかにした。また、この変化パターンはいずれの被験者においても認められ、被験者間の相違が極めて小さかった。

今回、顎間垂直距離を10mmに設定したが、予備実験において、13mm、16mmの顎間垂直距離についても、本研究結果と同様の平均周波数の変化パターンが認められることを確認した。したがって、今回認められた平均周波数の変化パターンは、顎間垂直距離の僅かな相違には余り影響を受けないものと考えられる。

2. 下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化について

今回、下顎の水平的位置変化に伴う咬筋および側頭筋前部の長さの変化様相が初めて明らかになった。下顎の水平的位置変化により、咬筋と側頭筋前部とは全く異なる長さの変化様相を呈し、各々特徴的な変化パターンを示した。さらに、これらの変化パターンは平均周波数とは正負が反対のパターンを示した。

咬筋および側頭筋前部の長さの変化パターンを比較すると、前方運動方向における下顎位および反対側側方位においては全く反対の変化を示し、咬筋では筋の長さは減少したが、側頭筋前部では反対に筋の長さは増加した。この理由は、咬筋および側頭筋前部における筋の走行の違いによるものと考えられる。Baron⁶⁶は、咬筋の最表層部と側頭筋前部の筋の走行が、前頭面的にはほぼ同様であり、いずれも起始部から停止部に向かって僅かに内側に走行するが、矢状面的には咬筋表層部が前上方から後下方に向かって強い前後の傾斜角度を有するのに対して、側頭筋前部におい

ては、咬合平面にはほぼ垂直の走行を有していると報告している。また、両被検筋の停止部は、下顎が前方に移動した場合は前下方に移動し、下顎が反対側側方位に移動した場合は前下方内方に移動すると考えられる。

以上のことから、側頭筋前部においては停止部の前方、下方および内方への移動成分が、すべて筋を伸展する作用を有するため、前方位および反対側側方位において筋の長さが増加したと考えられる。一方、咬筋においては停止部の前方への移動成分は筋を短縮し、下方および内方への移動成分は筋を伸展する作用を有すると考えられるが、これら3方向の移動成分のうち下方および内方への移動成分に比較して前方への移動成分が極めて大きいために、前方位および反対側側方位において筋の長さが減少したと考えられる。

3. 筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との関係について

下顎の水平的位置変化に伴う筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との間に極めて強い負の相関を認めた。

筋の長さや筋電図周波数分布との関係において、筋が伸展された状態では、周波数が低下することが四肢筋^{25,67-70}および咀嚼筋^{7,33,34}について報告されている。特に、顎間垂直距離の変化に伴う咬筋および側頭筋前部の筋の長さの変化率と平均周波数の変化率との間には -0.94 以上の強い負の相関があると報告されている⁷。

本研究においては、咬筋および側頭筋前部ともに相関係数は -0.92 以上であり、顎間垂直距離が変化した場合と同程度の強い負の相関を認めた。さらに本研究では、筋電図周波数分布に影響を及ぼす因子のうち、筋疲労、筋の張力、電極貼付部位など、筋の長さ以外の因子を可及的に排除した状態で実験を行った。したがって、今回認められた平均周波数の変化パターンは、筋の長さの変化に基づくことが強く示唆された。

4. 下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターンの解析について

下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化パターンは、咬筋、側頭筋前部ともにアベックスを通る近似平面として表示し得ることが明らかになった。したがって、平面の傾きを表す係数 a および b の値を算出することにより、下顎の水平的移動量と咬筋および側頭筋における平均周波数の変化率との関係を定量的に解明することができた。

顎口腔機能異常者では、咬みしめ時の筋電図周波数分布が、正常者とは異なるとの報告がある^{36,37}。

野首ら³⁶は顎口腔機能異常者のBite plane療法中における筋電図周波数分析を行い、顎関節痛、筋肉痛

などの臨床所見と周波数帯域の経時的変化との比較検討を行った。その結果、Bite plane 療法の臨床的治療効果が認められると同時に、臨床所見の経時的変化と周波数帯域の変化とは明らかに対応したと報告している。

沢井³⁷⁾は顎口腔機能異常者を関節痛群と筋痛群の2群に分け、これに正常者群を加えた計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未満の比率が非常に高い分布を示したのに対して、疾患群では正常者群に比べ200 Hz未満の比率が低下し、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報告している。さらに、200 Hz未満の周波数が低下する状態は、低い咬合力の時の周波数分布と類似していることから、疾患群においては、疼痛などの障害による筋活動の低下を示唆するものであると述べている。

また、一般に顎口腔機能異常においては咀嚼筋の過緊張とそれに伴う筋疲労^{71,72)}が認められることが多く、筋疲労は周波数分布に大きな影響を及ぼす^{6,8-11)}ことから、顎口腔機能異常者と正常者とでは、咀嚼筋筋電図の周波数分布にかなりの相違があると考えられる。

さらに、持続咬みしめ時における周波数分布の時間的推移に関して、志賀³⁸⁾は咬みしめ開始からの20秒間を5秒間ごとの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った。その結果、正常者では累積50%周波数が第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後徐々に減少する傾向が認められ、個人差も少ないのに対し、顎口腔機能異常者においては、周波数成分が正常者とは明らかに異なる時間的推移を示し、第1区間を基準とした第2、第3および第4の各区間はいずれも正常者と顎口腔機能異常者とで差異があったと報告している。

以上のことから、今回正常者において認められた平均周波数の変化パターンが、顎口腔機能異常者では異なる可能性が考えられる。したがって、平均周波数の変化パターンおよび近似平面の傾きを顎口腔機能異常の診断あるいは治療効果の判定に利用し得る可能性が示唆された。

さらに、この平均周波数の変化パターンは、アベックスを通る近似平面として表示し得ることから、水平的下顎位の診断、あるいは義歯の中心咬合位の採得に近似平面を利用できる可能性も示唆された。

河野²⁾は健全な顎口腔系を有する被験者3名について、左右側の咬筋、側頭筋前部および側頭筋後部の計6筋から、筋電図振幅値を求め、咬合位の変化に伴

う咀嚼筋の筋活動の様相を分析し、規準化した筋電図振幅値と咬合位との相関を検討した。その結果、下顎の前後的な位置変化に対して、咬筋および側頭筋後部が高い相関を示したが、下顎の左右的变化に対しては、咬筋、側頭筋前部、側頭筋後部とも高い相関を示さなかったと報告している。さらに、左右的な下顎位の変化に対しては、これらの筋の活動がさほど関与していないため、咬合位の左右方向の変化をさらに詳細に知るためには、内側翼突筋、外側翼突筋等を測定の対象とすべきであろうと述べている。

しかし、内側および外側翼突筋の筋活動を把握するためには、針電極を使用しなければならず、筋活動を指標として水平的下顎位を分析、診断することは、臨床応用上困難を伴うと考えられる。これに対して、本研究の結果、両側咬筋と両側側頭筋前部の4筋のみの表面筋電図について、等尺性収縮時の筋の活動様相を筋活動量よりも詳細に把握し得る筋電図周波数分布を指標として分析を行うことにより、下顎の水平的位置変化と咬筋および側頭筋前部における筋電図周波数分布との定量的関係が明らかになり、本法の臨床応用への可能性が強く示唆された。

総 括

成人男子個性正常咬合者7名を被験者とし、筋への負荷条件を厳密に規定し、筋疲労の影響を可及的に排除した状態で、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋の筋電図周波数分布との関係を詳細に検討した。さらに、筋の長さとの関係についても解析を加え、以下の結果を得た。

1. 下顎の水平的位置変化に伴い、咬筋および側頭筋前部の筋電図周波数分布は規則的に変化し、平均周波数の変化率は咬筋と側頭筋前部において各々特徴的な変化パターンを示した。

(1) 咬筋の平均周波数は、最も低い値を示すアベックスから、最も高い値を示す最前方位の反対側側方位に向かって移行的に増加した。

(2) 側頭筋前部の平均周波数は、アベックスの値を基準とした場合、同側側方位では僅かに高くなり、前方位および反対側側方位では低い値を示した。また、同側側方位から反対側側方位に向かって平均周波数は移行的に減少した。

2. 下顎の水平的位置変化に伴う咬筋および側頭筋前部の長さの変化パターンは、平均周波数とは正負が反対のパターンを示した。

3. 筋の長さの変化率と平均周波数の変化率とは極めて強い負の相関を示し、下顎の水平的位置変化に伴う平均周波数の変化は、筋の長さの変化に基づくこと

が示唆された。

4. 咬筋および側頭筋前部における平均周波数の変化パターンは、各々特徴的な傾きを有する近似平面として表示し得ることが明らかになった。

- (1) 咬筋における近似平面の前後的な傾きは、前方に向かって1.63(%/mm)であり、左右的な傾きは、同側側方位から反対側側方位に向かって1.06(%/mm)であった。
- (2) 側頭筋前部における近似平面の前後的な傾きは、前方に向かって-0.63(%/mm)であり、左右的な傾きは、同側側方位から反対側側方位に向かって-0.94(%/mm)であった。

以上から、下顎の水平的位置変化と咀嚼筋筋電図周波数分布との関係が定量的に明らかになり、水平的下顎位を筋電図学的に分析し診断する上での有用な知見が得られた。

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津留宏道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矯正学講座山内和夫教授、ならびに本学歯科放射線学講座和田卓郎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、佐藤裕二講師、野崎晋一博士、田村秀俊博士、岡根秀明講師(非常勤)、吉田耕一郎講師(非常勤)、ならびに朝日大学歯学部歯科補綴学第一講座長澤亨教授に厚く御礼申し上げますとともに、研究遂行上、多大の御支援をいただきました本学歯科補綴学第一講座赤川安正助教授をはじめ教室員各位に感謝いたします。

文 献

- 1) Woelfel, J.B., Hickey, J.C., Stacy, R.W. and Rinear, L.: Electromyographic analysis of jaw movements. *J. Prosthet. Dent.* 10, 688-697, 1960.
- 2) 河野正司, 坂東永一, 田中伐平, 栗山 実, 望月 洋, 加藤 均, 松下和夫, 長谷川成男, 田端恒雄: 咀嚼筋の筋活動を指標とした咬合位の推定. *補綴誌* 26, 175-190, 1982.
- 3) Wood, W.W.: A review of masticatory muscle function. *J. Prosthet. Dent.* 57, 222-232, 1987.
- 4) 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.
- 5) Duxbury, A.J., Hughes, D.F. and Clark, D.E.: Power spectral distribution of the masseter electromyogram from surface electrodes. *J. Oral Rehabil.* 3, 333-339, 1976.
- 6) 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.
- 7) 野崎晋一: 顎間垂直距離が咀嚼筋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* 23, 122-137, 1991.
- 8) Naeije, M. and Zorn, H.: Changes 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.
- 9) Palla, S. and Ash, Jr. M.M.: Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue. *Archs oral Biol.* 26, 547-553, 1981.
- 10) Naeije, M.: Correlation between surface electromyograms and the susceptibility to fatigue of the human masseter muscle. *Archs oral Biol.* 29, 865-870, 1984.
- 11) Kroon, G.W., Naeije, M. and Hansson, T.L.: Electromyographic power-spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscle. *Archs oral Biol.* 31, 603-608, 1986.
- 12) 柴田孝典, 中沢勝宏: 下顎偏位咬みしめ時咀嚼筋筋電図のパワースペクトル分析. *顎機能* 1, 7-12, 1982.
- 13) 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.
- 14) 吉川徹雄, 鈴木孝司: ヒトの咬筋の層分化一とくに浅側頭筋, 上顎下顎筋と頬骨下顎筋について. *解剖誌* 37, 260-267, 1962.
- 15) 沢田 隆: ヒト咀嚼筋の解剖学的研究一咬筋・側頭筋の層構成および形態. *神戸大医紀要* 35, 39-67, 1976.
- 16) Moyers, R.E.: Temporomandibular muscle contraction pattern in Angle Class II, Division 1, malocclusions; An electromyographic analysis. *Am. J. Orthod.* 35, 835-857, 1949.
- 17) 河村洋二郎: 歯科領域における筋電図法の応用 [I]. *歯界展望* 11, 225-230, 1954.
- 18) 三浦不二夫: 筋電図法による咀嚼筋の活動様式に関する研究一特に咬筋, 側頭筋, 顎二腹筋について. *口腔病会誌* 23, 291-320, 1956.
- 19) 吉田耕一郎: 白歯部人工歯の咬頭傾斜角が総義歯装着者の咀嚼機能に及ぼす影響について. *廣大歯誌* 16, 64-81, 1984.
- 20) Nagasawa, T., Yoshida, K., Minagi, S., Tamura, H. and Tsuru, H.: A new objective parameter for the electromyographic evaluation of masticatory function of edentulous patients. *J. Oral Rehabil.* 15, 295-300, 1988.
- 21) 佐々木 元: 総義歯の床形態が咀嚼機能に及ぼす

- 影響に関する研究. 補綴誌 22, 844-864, 1978.
- 22) Nagasawa, T., Okane, H. and Tsuru, H.: The role of the periodontal ligament in overdenture treatment. *J. Prosthet. Dent.* 42, 12-16, 1979.
- 23) Piper, H.: *Elektrophysiologie Menschlicher Muskeln.* Berlin, 1912: from Sato, M. and Tsuruma, S.: A scope of the frequency analysis of the electromyogram. *Annual Report of Physical Education*, 1, 7-28, 1967.
- 24) 小木和孝, 袴田 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.
- 25) 佐藤方彦: 双極表面誘導筋電図の周波数成分. *人類誌* 72, 92-106, 1964.
- 26) 松本 淳: 表面筋電図の周波数分析に関する研究. *北関東医学* 17, 369-387, 1967.
- 27) 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.
- 28) 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的収縮における表面EMGのスペクトル解析. *脳波と筋電図* 10, 111-120, 1982.
- 29) Komi, P.V. and Viitasalo, J.H.T.: Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta physiol. scand.* 96, 267-276, 1976.
- 30) Hagberg, M. and Ericson, B.E.: Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *Eur. J. Appl. Physiol.* 48, 147-156, 1982.
- 31) Naeije, M. and Zorn, H.: Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *Eur. J. Appl. Physiol.* 50, 23-33, 1982.
- 32) 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.
- 33) 鈴木啓一: 咬合高径の筋電図的診断に関する基礎的研究. *歯科医学* 49, 181-204, 1986.
- 34) 加藤俊治: 咬筋筋腹の伸展が表面筋電図の様相に及ぼす影響. *歯科医学* 50, 179-200, 1987.
- 35) Naeije, M. and Hansson, T.L.: Electromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMJ dysfunction patients. *J. Oral Rehabil.* 13, 433-441, 1986.
- 36) 野首孝祠, 弓倉繁樹, 角南利彦, 松尾二郎, 小野高裕, 奥野善彦: 顎口腔系機能障害患者の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.
- 37) 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—咀嚼筋電図の周波数分析による検討. *鶴見歯学* 13, 343-374, 1987.
- 38) 志賀 博, 浜中秀由喜, 松林博之, 小林義典: クレンチング時のEGMパワースペクトルの推移. *歯学* 75, 1476-1477, 1988.
- 39) 前田照太, 藤井弘之, 犬伏義臣: 咀嚼筋表面筋電図のパワースペクトルの変動要因について. 補綴誌 24, 322-328, 1980.
- 40) 長谷川 誠: 咀嚼筋作業能に関する補綴学的研究. *歯科学報* 64, 106-147, 1964.
- 41) 平林健彦: 種々な下顎位における咬合力に関する研究. 補綴誌 18, 337-360, 1975.
- 42) Manns, A., Miralles, R. and Palazzi, C.: EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *J. Prosthet. Dent.* 42, 674-682, 1979.
- 43) 田部孝治: 咀嚼筋活動と顎・顔面形態に関する研究. I. 咬筋活動の筋電図学的特性と閉顎力について. *日矯歯誌* 35, 239-254, 1976.
- 44) 岩田卓延: 日本人深頭筋の解剖学的研究. 第1編 咬筋. *歯科学報* 59, 669-688, 1959.
- 45) Toldt, C.: Der Winkelfortsatz des Unterkiefers beim Menschen und bei den Säugetieren und die Beziehungen der Kaumuskel zu demselben. Teil 2. Sitz.-berichte d. Mathem. Nat.-wissenschaft. Klasse. 113, Abt. 3, 344-476, 1905.; 田沼久美子: ヒト胎児の上顎下顎筋, 浅側頭筋および頬骨下顎筋の発達について. *解剖誌* 53, 297-307, 1978. より引用.
- 46) Schumacher, G.H. und Rehmer, H.: Über einige Unterschiede am Kauapparat bei Lagomorphen und Rodentia. *Anat. Anz.* 111, 103-122, 1962.
- 47) Gaspard, M.: La region de l'angle mandibulaire chez les canidae. *Mammalia* 28, 249-329, 1964.
- 48) Gaspard, M.: Interprétation du complexe temporo-massétérin de l'homme; Les muscles masticateurs superficiels des singes à l'homme. Anatomie comparée et Anatomio-Physiologie. Librairie Maloine S.A. Editeur, Paris, 143-158, 1972.
- 49) 吉川徹雄, 鈴木孝司, 木内立三, 松浦寛忠: 哺乳類咬筋の比較解剖学的研究. *解剖誌* 36, 53-71, 1961.
- 50) 吉川徹雄, 鈴木孝司, 木内立三, 松浦寛忠: カニクイザル, オランウータンおよびゴリラの咬筋の層分化. *解剖誌* 37, 206-217, 1962.
- 51) 吉川徹雄: 上顎下顎筋と頬骨下顎筋の比較解剖学的研究. *解剖誌* 44, 72-74, 1969.
- 52) 吉川徹雄, 鈴木孝司: ヒトの咬筋と浅側頭筋の老化現象と六カ月胎児における観察との比較. *解剖誌* 49, 1-7, 1974.
- 53) 近藤一雄: 咬筋の機能特性. 補綴誌 31, 689-701, 1987.
- 54) 六車寿男: 咀嚼筋筋電図の補綴学的分析に関する研究. *歯科医学* 28, 615-650, 1965.
- 55) Møller, E.: The chewing apparatus. *Acta Physiol. Scand.* 69, Suppl. 280, 1-229, 1966.
- 56) 藍 稔, 古谷良一, 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.
- 57) 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. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 4, 187-194, 1952.
- 58) Lippold, O.C.J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.* 117, 492-499, 1952.
- 59) Bigland, B. and Lippold, O.C.J.: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.* 123, 214-224, 1954.
- 60) Adrian, E.D. and Bronk, D.: The discharge of impulses in motor nerve fibres. *J. Physiol.* 67, 119-151, 1929.
- 61) 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.
- 62) Kwatny, E., Thomas, D.H. and Kwatny, H.G.: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 17, 303-313, 1970.
- 63) 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.
- 64) Hary, D., Belman, M.J., Propst, J. and Lewis, S.: A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. *J. Appl. Physiol.* 53, 779-783, 1982.
- 65) Roy, S.H., De Luca, C.J. and Shneider, J.: Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J. Appl. Physiol.* 61, 1510-1517, 1986.
- 66) Baron, P. and Debussy, T.: A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man. *Archs oral Biol.* 24, 547-553, 1979.
- 67) Bazy, A.R., Korten, J.B. and Haddad, G.G.: Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigued contracting skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.* 61, 1012-1017, 1986.
- 68) Inbar, G.F., Allin, J., Paiss, O. and Kranz, H.: Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate. *Med. Biol. Eng. Comput.* 24, 10-18, 1986.
- 69) Okada, M.: Effect of muscle length on surface EMG wave forms in isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 56, 482-486, 1987.
- 70) Shankar, S., Gander, R.E. and Brandell, B.R.: Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 73, 142-150, 1989.
- 71) Laskin, D.M.: Etiology of the pain dysfunction syndrome. *J. Am. Dent. Assoc.* 79, 147-153, 1969.
- 72) Yemm, R.: Neurophysiologic studies of temporomandibular joint dysfunction. *Oral Sci. Rev.* 7, 31-53, 1976.