原 著 論 文

ガムチューイング時における 咀嚼筋 EMG プロフィールの観察

柏木 宏介* 徳永 徹 蕭 美英
田中 昌博 川添 堯彬

EMG Profiles of Masticatory Muscles during Gum Chewing

Kousuke Kashiwagi*, Tohru Tokunaga, Mei-in Shao,
Masahiro Tanaka and Takayoshi Kawazoe

Abstract : The surface electromyographic (EMG) profiles were proposed for identifying normal muscle activity pattern by Winter et al (1987).

The purpose of this study was to investigate EMG profiles of masticatory muscles during deliberate unilateral gum chewing.

The EMG signals from bilateral masseter (Mm), anterior temporal (Ta) and anterior belly of digastric (Da) muscles of 5 healthy adults were recorded from for 90 seconds. The muscle activity was evaluated by the root mean-square (RMS) rectified EMG. Time averaging of each EMG over each chewing stroke was accomplished by normalizing each stroke period to 100% and then averaging each stroke at each interval over the chewing cycle to 0.3%. Normalization was achieved by setting the mean value of each subject's EMG over the chewing cycle to 100%.

The results were summarized as follows :

1. EMG profiles of masticatory muscles during deliberate unilateral gum chewing were made, which reduced inter- and intra-subject variability.
2. Each muscle showed a stable pattern of muscle activity at 60~75 seconds from the beginning of mastication.
3. EMG profiles in Mm of the working side were different from those of the non-working side, however, the profiles of Ta and Da were similar for both working and non-working sides.

Key words : EMG profiles, muscle activity pattern, masticatory muscle, gum chewing

大阪歯科大学歯科補綴学第2講座 (主任: 川添堯彬教授)

*大阪歯科大学大学院歯学研究科歯科補綴学専攻 (指導: 川添堯彬教授)

Dept. of Fixed Prosthodontics, Osaka Dental University (Chief: Prof. Takayoshi Kawazoe)

*Osaka Dental University, Graduate School, Major in Prosthodontics (Director: Prof. Takayoshi Kawazoe)

平成5年6月10日受付

I. 緒 言

顎口腔系は、咀嚼筋、顎関節そして咬合などの構成要素の形態的、機能的調和によって正常機能が保たれている。しかし、顎機能異常は、これら構成要素のいずれか 1 つに障害がみられても発生する可能性があると考えられる¹⁾。そのため、これら 3 要素の機能全体が関与している咀嚼時の下顎運動や咀嚼筋活動を分析することは、顎口腔系の機能状態の診査・診断に寄与する情報を得ることができる。下顎運動においては、下顎切歯点の動きをとらえ、各咀嚼ストロークにおける咀嚼パターンの運動経路に注目した分析が数多くなされている²⁻⁶⁾。しかし、咀嚼運動時の筋電図はストロークごとに筋放電パターンは変化する⁷⁾上、種々の測定条件に左右される電位の振幅値は客観性に乏しい^{8,9)}。したがってストローク単位の筋電図パラメータの比較は容易ではなく、個人間あるいは個人内での比較には正規化が必要である。

この問題を解決するために、本研究ではヒトの歩行時の筋活動パターンの分析に開発された EMG プロフィール¹⁰⁾ (正規化筋電図包絡線) を咀嚼運動に応用した。すなわち咀嚼周期と筋活動量を正規化し、ガムチューイング時の各咀嚼ストロークにおける定型的な咀嚼筋の活動パターンを示す咀嚼筋 EMG プロフィールを作成し、その有用性を検討した。

II. 研究方法

1. 下顎運動および表面 EMG の記録

顎口腔系に異常の認められない健常有歯顎者 5 名 (25~28 歳、すべて男性) を本研究の対象とした。各被験者に片側ガム (ロッテ、グリーンガム 3.0 g) 咀嚼を左右側各々について行わせ、下顎運動と左右側咬筋中央部 (Mm)、側頭筋前部 (Ta)、および顎二腹筋前腹 (Da) の 6 筋の筋電位を咀嚼開始から 90 秒後まで同時記録した。

下顎運動軌跡は、Mandibular Kinesiograph (Myo-tronics, MKG-K 6: 以下 MKG とする) を用いて下顎中切歯点の動きを記録した。筋電位導出には、直径 5 mm の銀皿表面電極 (日本光電, NT-611 U) を中心間距離 20 mm で筋線維の走行に沿って粘着カラーで貼付し、生体電気アンプ (日本光電, AB-621 G) にて 60 dB で差動増幅した後、データレコーダ

(TEAC, XR-510) に記録した。なお、生体アンプの時定数を 0.03 秒、高周波遮断周波数を 1 kHz とした。

記録した下顎運動および筋電位信号は、A/D コンバータ (SDS, DASBOX-8400 A) にてサンプリング周波数 2 kHz で 15 秒ごとに量子化し、ハードディスク (Hewlett-packard, HP Series 9000 Model 382) ならびに光ディスク (Hewlett-packard, HP Series 6300 Model 650/A) に格納した。

2. EMG プロフィールの作成

図 1 に右側片側ガムチューイング時の下顎運動および左右側の咀嚼筋筋電位の記録を示す。咀嚼ストローク中の筋活動量の変化を観察するため、図 2 に示すように、まず筋電位信号を実効値 (RMS 値¹¹⁾) に変換した。RMS 値の平滑化には最小 2 乗誤差規範に基づいた 2 次・3 次多項式適合による移動平均法¹²⁾を用いた。なお、平滑化点数を前後 150 ポイントとした。

次に、この RMS 値を点線で示す咀嚼ストロークごとに分割した。ただし 1 ストロークとは、ガム咀嚼中に閉口相から咬合相に至り、そして閉口相への過程、すなわち最大開口位から最大開口位までとした。最大開口位を示す下顎運動軌跡の最下点は、前後 50 ポイントの多項式適合による移動平均法で平滑化处理した MKG 垂直成分の微分波形がゼロクロスする時とした。なお、咀嚼運動時に嚥下やいわゆる「こねまわし」の筋活動は、本実験での対象から除外した。ストロークごとに分割した各筋の RMS 値は、各ストロークの咀嚼周期が違うため、データ数が異なり、単純に比較することができない。

そこで各ストロークあたりのサンプル数を 300 ポイントのデータ系列にそろえて咀嚼周期を正規化した。また、1 ストロークにおける電位の振幅値を示す RMS 値の平均 (ensemble average) が 100% になるように筋活動量を正規化¹³⁾し、測定間のばらつきをなくした。

III. 結 果

1. EMG プロフィールからみた筋活動パターン

図 3 は、ガムのテクスチャーが安定している咀嚼開始 60 秒後¹⁴⁾から 75 秒後までの 15 秒間におけるガムチューイング時の咀嚼側咬筋の EMG プロフィールの 1 例である。各ストロークの時間を 100% に正規化し

図 1 表面筋電位と顎運動の記録 (Ver.: 上下の偏位, A/P: 前後的偏位, Lat.: 左右の偏位, L: 左側, R: 右側, Ta: 側頭筋前部, Mm: 咬筋中央部, Da: 顎二腹筋前腹)

図 2 咀嚼運動時の下顎運動垂直成分, 咬筋表面筋電位原波形および筋電位信号の RMS 値。破線はデータの分割部位を示す

図 4 咀嚼開始後 60 秒から 75 秒にかけての咀嚼周期と筋活動量を正規化した咬筋 EMG プロフィールの 1 例

図 3 咀嚼開始後 60 秒から 75 秒にかけての各咀嚼ストロークごとに正規化した咬筋 EMG 活動パターン

で示している。健康者における咬筋の筋活動パターンは、活動の生じる時期に変動が少ないものの、各ストロークで微妙に異なり、活動のピークの時期が変動していることが分かる。

2. EMG プロフィールの経時変化

ガムチューイングに伴う咀嚼筋 EMG プロフィールを観察した。図 5 は、チューイング開始直後から 15 秒後まで、15 秒後から 30 秒後までおよび 60 秒後か

図 4 に、図 3 に示したストロークごとの EMG プロフィールを加算平均し、標準偏差とともに表示した。加算波形は、咀嚼の 1 周期における全データの平均値が 100% になるように各ストロークでの RMS 値を正規化した後に平均したものである。咀嚼の安定した 60 秒後以降の咬筋の平均化した筋活動は、1 ストロークを 100% としたときの 30% の付近をピークとした左右対称の様相を呈し、50% 以降には活動が認められなかった。

図5 各筋におけるEMGプロファイルの経時的変化の1例(上:ストロークごとの波形, 下:筋活動量を正規化した後の加算波形。実線は平均値, 破線は標準偏差を示す)
a:咬筋中央部 b:側頭筋前部 c:顎二腹筋前腹

ら75秒後までの各々のステージにおいて平均したEMGプロファイルの1例を示したものである。上段はストロークごとの波形を, 下段はそれらの加算平均波形を示す。

咬筋においては, 開始から15秒までの間に, チューイングの第1ストロークから第3ストロークにかけてdurationの長い2つのピークをもった筋活動パターンがみられた。それ以降では著明な2つのピークはみられず, durationの変化も認められなかったが, 個々のEMGプロファイルに形態的なばらつきが認められた。15秒から30秒では, 咀嚼が進むにつれ

て次第に筋活動の幅が狭くなり, 形態も類似している。さらにチューイングが進むと, EMGプロファイルはシャープな立ち上がりを示し, 60秒後以降では著明な変化はみられなくなり, 安定した筋活動パターンを示した(図5-a)。

側頭筋におけるEMGプロファイルは, 形態的には咬筋と相違はなく, ストローク初期ではdurationの長い不定型の筋活動パターンが認められ, チューイングの進行につれて明瞭なピークを持った左右対称型を呈した。EMGプロファイルをストロークごとに咬筋と比較すると, チューイング初期においては咬筋と同

図 6 被験者 5 名の咀嚼開始後 60 秒から 75 秒にかけての各筋の咀嚼側と非咀嚼側の EMG プロフィール、実線は平均値、破線は標準偏差を表す
a : 咬筋中央部 b : 側頭筋前部 c : 顎二腹筋前腹

様で形態にばらつきがあったが、その形態は各ストロークで咬筋とほぼ一致したものであった (図 5-a および b)。

開口筋である顎二腹筋においては、咬筋や側頭筋とは異なる EMG プロフィールが観察された。閉口時にもその活動は完全に抑制されず、わずかな放電がみられた。チューイング初期においては、大小さまざまな振幅をもつ筋活動パターンがみられたが、平均した EMG プロフィールにおける活動のピークは 1 ストロークを 100% としたときの 80% あたりであった。チューイングが進むにつれて EMG プロフィールの形態のばらつきは減少したが、咬筋や側頭筋にみられたような著明な変化は認められなかった (図 5-c)。

3. 咀嚼側と非咀嚼側における EMG プロフィール

咀嚼側と非咀嚼側に分けて EMG プロフィールを検討した。解析区間は、咀嚼開始 60 秒後から 75 秒後までの 15 秒間とし、図 6 に健常者 5 名における咬筋の EMG プロフィールの平均値と標準偏差を示した。図

中左を咀嚼側、右を非咀嚼側とし、上段から咬筋、側頭筋および顎二腹筋の結果を示す。咬筋の場合、咀嚼側では 30% 付近 (31.7%) でのピークを境に鋭い立ち上がりを示す対称な波形を呈し、ピークでの活動量は 1 ストロークあたりの平均活動量のおおよそ 4 倍 (386.9%) であった。非咀嚼側では左右非対称のなだらかな波形で、標準偏差の幅が咀嚼側に比べて広く、ピーク (32.7%) で 3 倍以下 (274.4%) となり、筋活動にばらつきが認められた (図 6-a)。

側頭筋前部では、活動パターンは咬筋のものとはほとんど差はなく、1 ストロークの 30% のあたり (咀嚼側 30.3%, 非咀嚼側 31.0%) をピークとした波形が認められた。咬筋における EMG プロフィールは咀嚼側と非咀嚼側で異なっていたが、側頭筋では、非咀嚼側においても咀嚼側と同様な左右対称型を呈し、ピークでの活動量や (咀嚼側 364.2%, 非咀嚼側 331.6%) その標準偏差の幅にも咀嚼側と差が認められず、側頭筋は非咀嚼側でも咀嚼側と同様の筋活動パターンを示していた (図 6-b)。

図 6-c は、顎二腹筋前腹における EMG プロフィールを示している。活動パターンは、咬筋や側頭筋のものとは異なり、80% あたり（咀嚼側 82.3%，非咀嚼側 84.3%）をピークに前後的に対称な減衰していく様相を示した。閉口相においてもわずかに活動が認められるため、ピークの活動量は比較的小さく（咀嚼側 206.1%，非咀嚼側 232.4%），咬筋や側頭筋に比べてなだらかな曲線となった。

IV. 考 察

顎口腔系の機能状態を評価するために筋電図¹⁵⁾は広く利用されており、その被験運動も多様である。その中においても咀嚼運動については古くから注目されてきた⁷⁾。

咀嚼運動と歩行運動はリズムカルな様相を呈し、どちらの運動も中枢のリズム発生器が制御し^{16,17)}、末梢の感覚入力に修飾すると考えられる。これらは定型的な筋活動パターンの繰返し運動である。歩行運動において Bowker ら¹⁸⁾は正常歩行とは種々の臓器系機能が統合された結果であり、非常に効率のよい運動となっており、そのため一部の臓器系に機能障害があれば、最適な運動パターンは乱れ、効率も低下すると述べている。このことは咀嚼運動についても同様と考えられる。つまりストロークごとの筋活動パターンのばらつき具合を観察することによって、顎口腔系の機能状態を診査・診断することが可能であると考えられる。しかし、筋電図においては顎運動経路のようなストロークの分析法では筋電位原波形の処理方法、特に個人間あるいは個人内における振幅値の取扱いに問題がある¹⁹⁾。

そこで本研究では、各ストロークの咀嚼筋活動パターンを個人内あるいは個人間で比較を可能にするため、運動学領域での歩行分析のために開発された歩行周期と筋電位を正規化した EMG プロフィール¹⁰⁾を咀嚼運動に応用し、各ストロークにおける筋活動パターンの変化やそのばらつきを観察した。

1. 咀嚼筋筋活動の定型的分析について

咀嚼筋の活動状態を診査する客観的方法として、咀嚼運動中の下顎切歯点の位置や速度からストローク単位の下顎運動リズムの分析が行われ、閉口相時間、咬合相時間、開口相時間、開閉口速度、咀嚼周期そして咀嚼周期中に占める各相の割合などが分析パラメータ

としてあげられている⁴⁾。また、顎運動経路からの解析も進められており、咀嚼運動パターンの各種平面投影図から開閉口路の形態や位置関係による分類など、各咀嚼ストロークのパターンに注目した分析がなされている⁵⁾。表面筋電図においては下顎運動リズムに対応するものとして筋放電活動時間、筋放電間隔、咀嚼周期さらに咀嚼周期中に占める筋放電活動時間の割合などが分析項目としてあげられている²⁰⁾が、これらは筋電図の時間的要素に関しては測定変動が少ないという考え⁹⁾に基づいている。しかし、このような筋電図の分析法では Winter²¹⁾が指摘するように、ある閾値を設定し、それに基づき筋活動のオンセット、オフセットのみを分析すればその筋放電区間の筋活動パターンの差異をみのがしてしまうとし、linear envelope（線形包絡線）による観察の有用性を述べている。顎口腔領域においてこのような包絡線からの咀嚼時の筋活動パターンの分析について古くは筋電図計測単独で Møller⁷⁾が各筋のオンセット、オンセットからピークまで活動電位の 50% のポイント、ピーク、ピークからオフセットまでの活動電位の 50% のポイントそしてオフセットの 5 点により模式化し、1 ストローク中の各咀嚼筋の活動様相を詳細に検討している。Hannam²²⁾は片側咀嚼中の両側咬筋の筋電図を A/D 変換し、包絡線化処理後、相互相関法を用いて筋活動パターンを比較定量化している。また、Hannam ら^{23,24)}は下顎切歯点と筋活動の同時記録を行い、下顎運動波形から咀嚼ストロークを認識し、咀嚼の各相と関連させて前述の Møller の方法に従って筋活動パターンを表示している。しかしこれらの処理においては時間軸は実時間であり、電位も絶対値のままであった。さらに引き続いて Hannam ら²⁵⁾は閉口相から咬合相にかかる部分を正規化し、Wood ら²⁶⁾は 1 ストロークの時間軸を閉口相、咬合相、開口相に 3 分割して筋電図を時間区分データとして扱い、各相をさらに等しいデータ数に正規化した。共に電位に対してもより客観的な比較を可能にするため、被験者の分析区間中の全ストローク中の最大電位に対して正規化し、平均電圧での比較を行っている。また最近においては吉田ら²⁷⁾は 3 平面で表示された下顎切歯点運動軌跡にその時点における咀嚼筋の活動量に対応した色を表示して筋活動パターンを観察している。電位の正規化は下顎安静位、咀嚼運動中に認められる最大筋活動量あるいは最大クレンチング時の活動量に対して正規化を行っている。一方、運動学の領域においても歩行時の

筋活動パターンの振幅値に関して個人間あるいは個人内で変異性 (variability) を低下させる試みが行われてきた。Yang ら¹³⁾は歩行運動から得られた筋電図包絡線の筋電位振幅値を4種の方法により正規化し、1ストライド100%中の5%間隔20ポイントの変動係数 (CV 値) から検討し、随意収縮による正規化よりも加算平均値 (ensemble average) に対する正規化のほうが変動係数が劇的に減少したと報告している。このことは平均値に対する正規化の有効性を示唆するものであり、チューイング時の筋活動は個人間の変異性が大きいという Wood²⁸⁾の意見に対して有効な処理と考えられる。

2. 解析方法および結果について

今回、個体内および個体間での比較可能なデータにするため、まず、1ストローク中の筋電位データのサンプル数を300個に固定することによって、咀嚼周期を正規化した。次に、電極の貼付位置や皮膚のインピーダンス、筋をおおう脂質の厚みなどに影響を受ける筋電位振幅を比較可能なデータにするために、1ストロークにおける300ポイントの平均電位が100%となるようRMS値を正規化した。

筋活動パターンを定型的に観察するのに問題となるのは、ストロークごとに分割する前の筋電位原波形をRMS値に変換し、平滑化する際に用いた移動平均法の平滑化点数である。RMS変換した筋電位信号の微妙な変動を雑音と考えれば、雑音に対する軽減効果は平滑化点数を増せば増大しスムーズな波形が得られる。しかし、実際に必要とされる信号波形に対しても同様の効果を及ぼし、波形歪となって現れる。すなわち、雑音の軽減効果と信号歪は互いに背反関係にある¹²⁾。

本研究では、雑音をできる限り軽減するため、平滑化点数を増やし (前後150ポイント)、信号の波形歪を最小限におさえるため、2次・3次多項式適合による重み関数を用いて移動平均を行った。また、1ストロークを最も認識しやすい開口相と閉口相との変曲点、すなわちMKG垂直成分の最下点から最下点までとした。最下点の認識には、筋電位波形に用いたものと同様の多項式適合による移動平均法を用いたため、原波形の基本的な形状を変えることなく平滑化できた。なお、平滑化点数は、開口相と閉口相の変曲点を認識できる最小値の50ポイントとし、平滑化されたMKG垂直成分の勾配がゼロに近似する点で分割

することによって、1ストロークを迅速に自動的にかつ正確に認識することができた。

咀嚼筋の中の閉口筋として咬筋および側頭筋、開口筋として顎二腹筋を被験筋とし、ガムチューイング中の筋活動パターンを表面筋電図を用いて観察した。健康者において、咬筋や側頭筋では、最大開口位から閉口相を経て咬合相に移行する時点で筋活動のピークを示した後次第に減衰し、咬合相後期では活動がなくなるパターンを示すのに対し、顎二腹筋では、咬合相後期からより著明な筋活動を開始し、開口相でピークの活動を示し減衰していくパターンが認められた。この処理方法によっても過去の報告²⁸⁾とほぼ同じ結果が得られたものと思われる。

3. EMG プロフィールの臨床応用について

ヒトの歩行分析において、表面筋電図が用いられ、Winter ら¹⁰⁾は筋活動パターンをEMGプロフィールから分析し、16の四肢筋から正常歩行のEMGプロフィールを作成している。Sinkjær ら²⁹⁾は、前十字靱帯損傷患者における膝の安定性と筋の協調性をEMGプロフィールから検討しており、治療前後のEMGプロフィールの比較を行っている。また、Arendt-Nielsen ら³⁰⁾は、筋疲労の周波数分析をEMGプロフィールを応用し、検討している。

咀嚼運動時の筋活動リズムや顎運動リズムに関しては多くの報告があり、顎機能異常患者では、各分析項目のばらつきの度合いによって顎機能の異常か否かの判定がなされている。しかし、咀嚼周期が変化することによって、各リズムのパラメータも変動するので、咀嚼周期の影響を受けない独立したパラメータが必要となる。

近年、顎口腔機能分析において、咀嚼筋の活動電位や下顎運動軌跡などの変動するアナログ時系列信号を高速に効率的に処理し、臨床上意義のある情報を得るために高速処理が可能なコンピュータが用いられている^{31,32)}。咀嚼筋EMGプロフィールもこれらの背景からデータ処理の高速化と客観化によって実現したもので、咀嚼周期や筋電位の正規化のような複雑な操作もさほど時間を要することなく処理が行える。すなわち、EMGプロフィールを作成する目的は、得られたデータを個体内あるいは個体間で比較をするため、本システムの最も特徴とするところである。一般に筋電位計測は、電位の発生や伝播などの時間的な精度に関しては、精度の高い検査法として評価される。確か

に筋電位振幅に関しては電極を取り外さない限り、ある程度比較可能であるが、異なった日時で得た情報や患者間の比較が困難である。また、臨床的な立場からみた生体信号処理へのコンピュータ導入は、記録、解析、出力処理の高速化、高精度化、客観化などが目的で、これらが備わって初めて患者の顎口腔諸機能の迅速かつ適切な評価とそれに基づく治療方針の決定が可能となる。

新しく開発した咀嚼筋 EMG プロフィールは、各咀嚼ストロークでの筋活動状態の変化を相対的にとらえることができるため、今後、咀嚼運動時の筋活動パターンからみた顎機能異常の臨床診断に有用と考える。

V. 結 論

ガムチューイング時の咀嚼ストロークごとの筋活動パターンを比較することを目的とし、咀嚼周期と筋活動量を正規化した EMG プロフィールを作成したところ以下の知見を得た。

1. 咬筋および側頭筋の EMG プロフィールは最大開口位から最大開口位までのストロークを 100% とした時の 30% 付近を、顎二腹筋では 80% 付近をピークとした左右対称型の包絡線を呈した。

2. 各筋における EMG プロフィールは、チューイング初期では形態にばらつきが認められたが、60 秒後以降では安定した。

3. 咀嚼側と非咀嚼側における EMG プロフィールは、咬筋で顕著な差が認められ、非咀嚼側では左右非対称のなだらかな波形を示したが、側頭筋および顎二腹筋では差異は認められなかった。

本研究の一部は文部省科学研究費補助金（一般研究 A、課題番号 04404076）に依った。

文 献

- 1) Mongini, F. (小林義典, 鳥居建吾) : The stomatognathic system function, dysfunction, and rehabilitation (顎口腔系機能障害の診断とリハビリテーション, 133~141, クインテッセンス出版, 東京, 1989), 1984.
- 2) 河村洋二郎 : 歯科学のための口腔生理学, 158~232, 永末書店, 京都, 1966.
- 3) Ahlgren, J. : Mechanism of mastication, Acta Odontol

- Scand, 24(suppl. 44) : 1~109, 1966.
- 4) Levin, A. : Electrognathographics : atlas of diagnostic procedures and interpretation, 67~161, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1985.
- 5) Maruyama, T., Kuwabara, T., Mizumori, T. et al : The effect of TMJ abnormalities on chewing movements, J Osaka Univ Dent Sch, 25 : 63~77, 1985.
- 6) Pröschel, P. : An extensive classification of chewing patterns in the frontal plane, J Craniomandib Pract, 5 : 56~63, 1987.
- 7) Møller, E. : The chewing apparatus : an electromyographic study of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology, Acta Physiol Scand, 69(suppl. 280) : 1~229, 1966.
- 8) Frame, J.W., Rothwell, P.S. and Duxbury, A.J. : The standarization of electromyography of the masseter muscle in man, Arch Oral Biol, 18 : 1419~1423, 1973.
- 9) 岩崎 恵, 徳永 徹 : アレイ電極により推定した咬筋の神経筋接合部の分布, 補綴誌, 34 : 825~839, 1990.
- 10) Winter, D.A. and Yack, H.J. : EMG profiles during normal human walking : stride-to-stride and inter-subject variability, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 67 : 402~411, 1987.
- 11) Johnson, J.C. : Comparison of analysis techniques for electromyographic data, Aviat Space Environ Med, 49 : 14~18, 1978.
- 12) 南 繁夫編著 : 科学計測のための波形データ処理, 84~110, CQ 出版社, 東京, 1992.
- 13) Yang, J.F. and Winter, D.A. : Electromyographic amplitude normalization methods : improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis, Arch Phys Med Rehabil, 65 : 517~521, 1984.
- 14) 河野 亘 : ガムのテクスチャーが咀嚼運動に及ぼす影響の多変量解析, 補綴誌, 35 : 178~192, 1991.
- 15) 川添堯彬, 田中昌博, 徳永 徹 : 筋電図計測法, 石岡靖, 小林義典, 長谷川成男ほか編, 顎口腔機能分析とその応用, 138~149, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1991.
- 16) Nakamura, Y., Kubo, Y., Nozaki, S. et al : Cortically induced masticatory rhythm and its modification by tonic peripheral inputs in immobilized cats, Bull Tokyo Med Dent Univ, 23 : 101~107, 1976.
- 17) Stuart, D.G., Withey, T.P., Wetzel, M.C. et al : Time constraints for inter-limb co-ordination in the cat during unrestrained locomotion, Adv Behav Biol, 7 : 537~560, 1973.
- 18) Bowker, P. and Messenger, N. : The measurement of gait, Clin Rehab, 2 : 89~97, 1988.
- 19) Mohl, N.D., Zarb, G.A., Carlsson, G.E. et al : A text-book of occlusion (テキストブックオクルージョン, 117~

- 118, クインテッセンス出版, 東京, 1993), 1988.
- 20) 野首孝祠, 吉田 実: 咀嚼運動と筋電図, 石岡 靖, 小林 義典, 長谷川成男ほか編, 顎口腔機能分析とその応用, 160~165, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1991.
- 21) Winter, D.A.: Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles, *Arch Phys Med Rehabil*, 65: 393~398, 1984.
- 22) Hannam, A.G.: Computer analysis of the correlation between the activity of the masseter muscles during unilateral chewing in man, *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 16: 165~175, 1976.
- 23) Hannam, A.G., Scott, J.D. and De Cou, R.E.: A computer-based system for the simultaneous measurement of muscle activity and jaw movement during mastication in man, *Arch Oral Biol*, 22: 17~23, 1977.
- 24) Hannam, A.G., De Cou, R.E., Scott, J.D. et al.: The relationship between dental occlusion, muscle activity and associated jaw movement in man, *Arch Oral Biol*, 22: 25~32, 1977.
- 25) Hannam, A.G. and Wood, W.W.: Medial pterygoid muscle activity during the closing and compressive phases of human mastication, *Am J Phys Anthropol*, 55: 359~367, 1981.
- 26) Wood, W.W., Takada, K. and Hannam, A.G.: The electromyographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing, *Arch Oral Biol*, 31: 245~253, 1986.
- 27) 吉田真理, 加藤佳奈子, 反橋直也ほか: 咀嚼運動における筋活動パターンに関する臨床的研究, 補綴誌, 36・88 回特別号: 31, 1992.
- 28) Wood, W.W.: A review of masticatory muscle function, *J Prosthet Dent*, 57: 222~232, 1987.
- 29) Sinkjær, T. and Arendt-Nielsen, L.: Knee stability and muscle coordination in patients with anterior cruciate ligament injuries: An electromyographic approach, *J Electromyogr Kinesiol*, 1: 209~217, 1991.
- 30) Arendt-Nielsen, L. and Sinkjær, T.: Quantification human dynamic muscle fatigue by electromyography and kinematic profiles, *J Electromyogr Kinesiol*, 1: 1~8, 1991.
- 31) 高田健二, 永田元康, 平木建史ほか: パーソナルコンピュータによる咀嚼筋運動, 下顎運動および咬合力の解析支援システム, 阪大歯学誌, 33: 254~266, 1988.
- 32) Michler, L., Møller, E. and Bakke, M.: On-line analysis of natural activity in muscles of mastication, *J Craniomandib Disord*, 2: 65~82, 1988.