

Title	咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動と咀嚼筋, 口輪筋活動ならびに顎運動との協調性について
Author(s)	社, 浩太郎
Citation	大阪大学, 1996, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3110143
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

①

咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動と咀嚼筋，口輪筋活動
ならびに顎運動との協調性について

所属 大阪大学歯学部歯科矯正学講座
社浩太郎

目次

緒言	-----	P 1
被検者	-----	P 3
1. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極の開発		
方法、研究成績	-----	P 4
2. 多項式近似によるモデル化を応用した筋放電活動時刻の自動計測とその信頼性		
方法、研究成績	-----	P 16
3. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動と咀嚼筋口輪筋活動ならびに顎運動との協調性		
方法、研究成績	-----	P 22
考察 (1、2、3)	-----	P 27
結論、謝辞	-----	P 41

緒言

咀嚼機能を基本的に理解するためには、舌と口唇ならびに下顎運動との間にどのような機能的関連性があるかを、正常咬合者について評価することが重要である。さまざまな動物実験による研究により、舌筋活動と、口輪筋活動ならびに下顎運動は、末梢性の修飾を受けながら中枢性に制御され、相互に関連していることが良く知られている¹⁻¹¹⁾。咀嚼時には、舌下神経と三叉神経からの運動出力が連係し、その結果、舌運動と顎運動の間には、時間的に調和のとれた周期的活動がみられる^{11,12)}。ヒトでは、舌筋活動は呼吸、下顎下制、嚥下などの運動に関与したり、頭位の変化と密接に関連していることが広く理解されている¹³⁻¹⁸⁾。しかし、咀嚼運動中にオトガイ舌筋が、咀嚼筋活動、口輪筋活動および顎運動と、どのような時間的協調関係を保ちながら活動しているかについて、詳細に検討した報告はない。その理由は、筋電図の記録および計測方法に、以下に述べる問題点があるからである。すなわち、(1) 双極型有鉤針金電極や針電極を口腔外あるいは口腔内より刺入し、固定することが困難である、(2) 電極を刺入している間に不快感を与えたり、破折を招くおそれがある、(3) 刺入した電極の正確な位置を特定することが不可能である。さらに(4)

電極を刺入して行う実験に対する同意を被検者から得ることが困難である、などである。表面電極を用いた研究^{19), 20)}では、電極をアクリル樹脂製のモノブロック即時重合レジン内に取り付けて口腔底に設置することにより、休止時、呼吸時、下顎下制時および舌突出時のオトガイ舌筋の活動を記録している。しかし、このような電極を用いる場合、電極の体積が大きいため、また、下顎前歯の舌側に assembly を位置させるために、電極が脱離したり、本来の舌や下顎の運動を妨げることになり、咀嚼運動時の筋活動を記録することは極めて困難である。また、口腔底から記録した筋電信号に、オトガイ舌筋に隣接するオトガイ舌骨筋、顎舌骨筋、顎二腹筋前復および内舌筋の活動が混在してないかどうかについても、検討の余地がある。次に、筋活動の相互の時間的関係を筋電図上で評価するためには、筋活動時刻の計測に一定の基準を設けなければならない。このためには、コンピュータ支援による自動計測法を用いて、筋活動時刻の計測結果に客観性、また信頼性を確保することが重要である。咀嚼時には開口筋、口輪筋および舌筋は周期的に活動するが、閉口筋の活動に見られるような明確な活動休止期がない。この場合、筋電図上で筋活動時刻を自動計測するために、従来の方法を適用すると、著明な活動期と低活動期の時間的境界を正確に計測することが困難である。

すなわち自動計測結果は視覚による計測結果と一致しない場合が多い。したがって、新たに信頼性を有する筋活動時刻の自動計測法を開発する必要がある。

本研究は（１）成人を対象として、咀嚼時のオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極を開発し、計測の信頼性について検討する、（２）オトガイ舌筋や、口輪筋などのように、視覚的観察からは、咀嚼時に周期的な活動特性を示すことが予見される筋電図について、筋活動時刻を高い精度で自動計測するためのアルゴリズムを新たに考案し、その信頼性について確認する、（３）新たに開発した方法を用いて、咀嚼時にオトガイ舌筋が咀嚼筋（本論文では、顎二腹筋前腹は河村、森本の定義^{21）、22)}にしたがい、咀嚼筋として分類した。）口輪筋活動、ならびに顎運動と、どのように時間的な協調性を保ちながら活動しているかなどを明らかにしようとしたものである。

被検者

正常咬合を有し、舌小帯異常および顎機能異常などの臨床症状を示さない成人男子10名（18歳6カ月－32歳4カ月、平均25歳3カ月；標準偏差6カ月）を被検者として選んだ。また全ての被検者から実験に対する同意を得た。実験1の1

は10名中の2名について、1の2の咀嚼に関する実験には9名、舌の変位動作に関する実験には1名、さらに1の3は全10名の被検者について行った。実験2は10名中の1名について、実験3は10名中の9名について行った。咀嚼データは1被検者の1実験について、20から30サイクルずつ収集した。

1. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極の開発

方法

オトガイ舌筋活動の記録に用いる表面電極

図1にオトガイ舌筋活動の記録に用いる非侵襲性の双極型表面電極の設置状態を示す。電極全体は2個の塩化銀製の電極(図1の3)、レジン製の上下部(図1の1)、スポンジパッド(図1の2)、2組のワイヤー線とチューブ(図1の4)、ポリエステルによって被覆された銅製の導出ケーブル(直径50 μ m、Wilber B.Driver Co.、Newark、N.J.)(図1の5)からなり、個々の被検者の下顎の歯列模型上で製作する。電極の先端は半径2.5mmの半球形で、電極中心間距離は前後的に7mmであり、下部に取り付ける。下部は下顎右側第1および第2小白歯部に相当する歯槽部に対して、0.5mm程度の間隙を持たせて適

合するように設置する。また下部はスポンジパッド（8 mm W x 8 mm H x 4 mm D）の中を通る直径0.9 mmのチューブとステンレス製のワイヤー線（直径0.9 mm）を介して上部と結合させる。上部は下顎第1および第2小臼歯の舌側面に光重合レジン（クリアフィル、クラレ、岡山）を用いて、正確に接着する。スポンジパッドは、咀嚼中の口腔底の上下動が電極に対して与える衝撃を軽減する作用を持ち、電極の上部が歯面から脱離するのを防ぐ。下顎歯列の印象は、粘膜が下顎安静状態の位置よりも下方に圧迫されるように採得する²³⁾。こうすることにより電極は設置後、口腔底粘膜を安静状態と比べて5 mmから10 mm下方に圧迫し、痛みを伴うことなく、安定して固定される。導出ケーブルは、下顎犬歯と同第1小臼歯間に矯正治療用のエラスティックモジュール（Hand-elast, Ortho Organizers., Ca, U.S.A.）を用いて固定する。

[図 1]

実験 1：電極の設置部位の特定

10名中2名の被検者について、表面電極がどの筋肉に最も近接して設置されているかを検討するため、電極設置部位近傍の核磁気共鳴画像（MRI）を記録した。被検者にはアクリル製の電極

の模型を前記の方法で、右側口腔底に設置した後、中心咬合位をとらせ、舌尖を下顎中切歯舌側面に軽く触れるように指示しておき、仰臥位でMRスキャナー (Vista E-50 0.5T, Fuji Electric, Tokyo, Japan) により画像を記録した。はじめに、咬合平面に垂直な、5mmの厚さを有する前頭断面像を前後的に7.5mm毎の間隔で記録して、電極が前後的にオトガイ舌筋のどの部位に設置されているのかを確認した。次に、得られた画像より、後側の電極の位置で記録した画像を選んだ。また、画像フィルムをスキャニングした後、コンピュータ (Quadra 800, Apple, Ca., U.S.A.) に転送し、画像解析用ソフトウェア (NIH image, National Institute of Health, Ma, U.S.A.) を用いて、筋組織をトレースした。最後に、視覚によりオトガイ舌筋、オトガイ舌骨筋、顎舌骨筋、顎二腹筋前腹、およびその他の組織と電極との位置関係を識別した。

実験2 : 咀嚼および舌の変位動作

1. 咀嚼

はじめに9名の被検者を対象として、電極の設置が咀嚼時の顎運動パターンに及ぼす影響の有無と、新しく考案された表面電極により咀嚼中も安定して筋活動が記録できるか否かを検討した。咀嚼にはシュガーレスチューインガム (20mm x 18mm x 2mm、ハードタイプ) を用いた。

各被検者は準暗室において無理なく整直した姿勢で、頭位を自然に保たせて被検椅子に座らせた。咀嚼は左側臼歯部で、被検者が自然と感じるピッチで行わせ、下顎中切歯点の3次元運動軌跡をマンディブラキネジオグラフ (MKG) (Model K5, Myotronics Research Inc. USA) により記録した²⁴⁾。MKGの小型のマグネティックトランスデューサは下顎中切歯の唇面に接着した。また、フレームは頭部正中矢状断面、フランクフルト平面に平行な水平断面、前頭断面の3平面の交点上に原点が位置するように調整した。原点は習慣性最大咬頭嵌合位 (CO) とした。データの収集はガム咀嚼を開始して16サイクル目からの30サイクルについて行った。続いて唾液を嚥下させた後、口腔底を気銃で乾燥し、新たに開発した電極を設置して再びガム咀嚼を行わせ、前記と同様の手順で、データの収集を行った。下顎中切歯点の3次元変位信号はコンピュータにより自動的に2KHzのサンプリング密度で記録した。信号の歪みは非線形補間法²⁵⁾を用い、平均実効補正誤差0.16mmにより補正した。最後に記録した下顎運動の軌跡をモニターに出力し、アーチファクトを含む軌跡を視覚により判別し、削除した。

それぞれの咀嚼サイクルデータは、開口相、閉口相、および咬合相データに分割した²⁶⁾。開口相および咬合相の開始はキネジオグラフのトラン

スデューサーが、習慣性咬頭嵌合位から2mm垂直下方を通過する時刻とし、COout、COinと名付けた。閉口相の開始は最大開口位の時刻と定め、MOPと名付けた。また、垂直下方に2mm、5mm開口した位置、および最大開口位について、下顎中切歯点の空間座標値を計測し、電極設置時と非設置時との間で、統計学的に比較した。

次に、被検者に再度ガムを咀嚼させ、新たに開発した表面電極により、口腔底からの筋活動を、下顎中切歯点の3次元的運動軌跡とともに同時記録した。接地電極は右側の手首に設置した。筋電信号は生体信号用増幅器（AB-651J、日本光電、東京）を介して記録した。増幅器の特性は入力インピーダンス180M Ω 以上（コモンモード1000M Ω 以上）、周波数応答0.08-10kHz（-3dB）である。また、筋電信号は15Hzから3KHzまでの周波数帯域を収集した²⁷⁻²⁹⁾。データの収集はコンピュータによりMKGの垂直的変位量を示す信号をトリガーとして、自動的に2KHzの、サンプリング密度で行った。電極の動揺によるアーチファクトは、筋電図の基線の動揺となって現れる。したがって、収集したデータ中、アーチファクトを含むデータは、あらかじめモニター上で視覚により判別し、削除した。デジタル筋電信号は全波整流した後、5msのウィンドウ幅で1ms毎に移動平均処理した。これらの下顎運動および筋電図の記録解析は既に

報告された方法³⁰⁻³³⁾にしたがった。また、咀嚼開始直前に1回、開始直後30秒の間隔をおいて4回、咀嚼中の電極間抵抗値を計測した。計測はそれぞれの時刻に3回ずつ行った。

2. 舌の変位動作

1被検者について、舌を前方、後方、記録側と同側および反対側に変位させて筋活動を記録し、筋活動量を比較することにより、新に開発した表面電極が片側のオトガイ舌筋から筋活動を選択的に記録できるか否かについて検討した。MKGをとり外した後、舌尖で下顎中切歯の舌側面を前方へ、また左右第1小白歯舌側面を側方へ最大の力でそれぞれ押させた。また、舌を巻くようにして、できるだけ後退させた。各被検動作はそれぞれ3回ずつ行わせた。筋電信号はサンプリング密度2KHzにより記録した。データの収集は手動操作により、A/Dコンバータにトリガーパルスを送ることにより開始し、1単位動作につきそれぞれ2秒間行った。被検者にはトリガージェネレータパネルにLEDのターゲットイメージが映し出されるのを見て、ただちに動作を開始させ、2秒後にイメージが消えるとただちに動作を終了させた。ターゲットイメージの表示時間については、被検者に何ら説明を行わなかった。1単位動作についての2秒間のデジタル筋電信号データからは、中央時刻を中心とした0.5秒間の平均筋活動電位を計算した。さらに、

各被検動作についての平均筋活動電位を計算し、その最大値を基準として、それぞれの動作について、平均筋活動電位を正規化した。この筋電図の記録分析方法は既に報告されている¹⁸⁾。

実験3： 構音

この実験の目的は、新しい表面電極を用いて記録した筋活動が、オトガイ舌筋の活動を示しているのか、あるいは隣接する諸筋の活動も反映したものであるのかについて検討することにある。被検動作として、日本語の5種類の母音を連続的に、また、持続的に構音させて筋活動を記録し、従来から知られている、オトガイ舌筋が母音構音時に示す活動特性と比較した。

それぞれの被検者について口唇の正中から20cm前方にマイクロフォン (Dynamic microphone, TEAC, Tokyo) と、サウンドチューナー (Auto Chromatic tuner Y-3000, YAMAHA, Tokyo) を設置した。10名中の1名について、日本語母音/i/と他の4種類の母音を組み合わせた2母音の連続構音運動/..vivivivivi../ (vは母音a, u, e, oのいずれかを示す) を2秒間行わせた。構音は被検者にサウンドチューナーのメータを見せてフィードバックさせることにより、日常会話と同様な一定の音程 (438-445Hz)、音量、また速さで行わせた。被検動作は4種類の母音の組み合わせについてそれぞれ30秒間の休息を

において、5回行わせた。さらに、計10名の被検者について、各母音を3回ずつ、それぞれ同じ音程、音量で2秒間持続的に構音させた。実験データの収集方法は、舌の変位動作について採用した方法と同じである。それぞれの母音を示す音声信号の開始と終了の時刻はモニター上で視覚により計測した。連続的な2秒間の構音運動[..vivi/vi/vi/vi/vi/vivi..]についての筋電位データは、中央の時刻から、4サイクルのデータを選択し、5msのウィンドウ幅で、5ms毎に加算した^{34,36)}。/vi/の周期は平均0.3秒で安定していたので、/v/の開始時刻から0.3秒間後までに対応する60ウィンドウについての電位データを選択し、/vi/の計20(4x5)サイクルについてのデータを得た。また、5回の計測時刻の間で、/vi/の連続した4サイクルの各母音構音時に現れる平均ピーク電位は安定していた。したがって、/vi/に対応する60のウィンドウそれぞれについて、20サイクルの平均電位を求め、各母音構音中に出現する平均ピーク電位を計算した。また、/i/構音時の平均ピーク電位を基準として、他の母音構音時の平均ピーク電位をMiyawakiらの方法^{35,36)}にしたがい、それぞれ正規化した。

5種類の日本語母音の持続的構音時の筋活動量の比較には、舌の変位動作に関する実験に用いた方法を用いた。すなわち、3回行った動作につい

ての平均筋活動電位を計算し、/i:/についての平均筋活動量を基準として、他の母音構音時の平均筋活動電位の比率を求めた。

統計学的解析方法

5回繰り返して計測した電極間抵抗値の比較については、計測値が正規分布にしたがうか否かを χ^2 検定³⁷⁾により判定したうえで、正規分布にしたがうと仮定できる場合は、パラメトリックの分散分析法を、仮定できない場合はノンパラメトリックの分散分析法 (Kruskal-Wallis test) を用いた。また、電極設置時と非設置時との下顎中切歯点の3次元運動軌跡の比較、舌の前方、側方、および後退時、5種類の母音構音時の筋活動量の比較についても、正規分布にしたがう場合はペアーのt検定を、したがわない場合はWilcoxonの順位和検定を適用した。有意水準は1%および5%とした。これらの検定は統計解析用ソフトウェア (Statview IV, Abacus Concepts, U.S.A.) を用いて行った。

研究成績

口腔底に設置した電極の模型を通る位置で記録した舌および隣在組織の前頭断のMRIを図2に示す。MRIの記録中、被検者には、舌尖をやや前

方へ移動させて、下顎中切歯舌側面に触れさせたため、オトガイ舌筋を含む口腔底の組織は全体として安静時より上方に位置した。したがって、電極は口腔底正中の舌下部粘膜が上方にせり上がっている部分に接触していた。電極直下の粘膜下には脂肪組織が存在した。しかし、電極は口腔底の正中で前後的に扇状に広がっているオトガイ舌筋の前部1/4の右外側面に接していた。オトガイ舌骨筋は、顎下部正中の表皮から約25mm深部に存在することを確認した。この距離はオトガイ舌骨筋に対して経皮的に双極型有鉤針金電極を刺入して設置する場合の指標とされている³⁸⁾。また、オトガイ舌筋とオトガイ舌骨筋との境界は周囲の筋組織よりも高信号の画像領域として識別できた。したがって、この2筋は筋膜により分離されていると考えるのが妥当である。顎舌骨筋の正中部はオトガイ舌骨筋の下方に、また、外側部は脂肪組織の下方に存在した。顎二腹筋前腹は顎舌骨筋より表層に存在した。他の1名の被検者についても同様の観察結果を得た。

[図2]

表1には9名の被検者について、電極を設置した時と設置しない時で、各咀嚼相の時間と咀嚼周期、および下顎中切歯点の3次元運動軌跡を比

較した結果を示す。全ての計測項目について、ペアーのt検定を用いて比較した結果、有意の差を認めなかった。

[表 1]

口腔底に設置した表面電極の咀嚼直前と咀嚼中の電極間抵抗値および、電極により記録された1咀嚼サイクルのデジタル筋電信号を図3、4に示す。電極間抵抗値は平均 $6.2\text{K}\Omega$ (S.D., $1.8\text{K}\Omega$)を示し、分散分析を行った結果、5回の経時的計測値の間に有意水準5%で差は認められなかった。口腔底より記録した筋放電活動は咬合相の後半約1/5から始まり、開口とともに増大し、最大開口時刻の直前において最も大きかった。また閉口とともに減少し、習慣性咬頭嵌合位に達する時刻に終了した。

[図 3、図 4]

図5には1名の被検者について、舌を前方、側方、および後方へ変位させた時の1単位動作のデジタル筋電信号を示す。舌を前方に変位させたときに最も大きい放電活動を示し、続いて記録側とは反対側への変位、記録側への変位、後退位の順に有意に大きく放電することが、ペアーのt検定

により5%の有意水準で示された。

[図 5]

図 6 (上) には、1名の被検者について得た日本語5母音の連続構音時と、各母音の持続的構音時についての正規化平均筋活動電位を示す。連続構音時についても、持続的構音時についても /i/、/e/、/u/、次いで/o/あるいは/a/の順に高い活動を示しており、過去にオトガイ舌筋の筋活動特性として報告されている結果^{35,36,39)}に一致していた。図 6 (下) には10名の被検者について得た、日本語各母音の持続的構音時についての正規化電位の平均および標準偏差を示す。比較のため、Miyawakiら³⁵⁾が双極型有鉤針金電極をオトガイ舌筋前部に刺入して記録した連続構音時の各母音構音中の正規化平均筋活動電位を図 6 (上下) に示す。正規化平均筋活動電位は、舌が最も前方で高位をとる /i:/ 構音時で最も高く、次に前方で、/i:/ よりやや低い位置をとる /e:/ については51.9%、最も高位を示す /u:/ で29.5%、後方で低位を示す /o:/、/a:/ で20.7%、19.7%であり、ペアーのt検定およびWilcoxonの順位和検定を用いて比較した結果、有意に /i:/、/e:/、/u:/、/o:/ または /a:/ の順に高かった (/i:/ > /e:/ : P < 0.01. /e:/ > /u:/ : P < 0.01. /u:/ > /a:/ or /o:/ : P < 0.01. /a:/ ≙

/o:/ : P=0.72.)。

[図 6]

2. 多項式近似によるモデル化を応用した筋放電活動時刻の自動計測とその信頼性

方法

アルゴリズム

筋電図上で筋肉が著明な放電活動を示す状態を非定常状態、著明な活動を示さない状態を準定常状態と呼ぶこととする。そうすると、放電の開始は準定常状態の終了を、また放電の終了は準定常状態の開始を意味することになる。準定常状態では、多くの場合筋活動は常に低い状態であるが、不規則な変動を認めることがある。はじめに、アルゴリズムを構築するにあたり、次のような仮定を設けた。すなわち、計測者が筋電図をみて、筋放電活動の開始と終了の時刻を計測するという行動は、デジタル筋電信号パターンに対して仮想曲線をあてはめ、その曲線上で、準定常状態から非定常状態への（あるいはその逆の）境界点を検出する行動と等価であると仮定した。以下に筋放電の開始と終了を自動的に計測するためのアルゴリズムをステップ1からステップ3として示す（図7）。

[図 7]

ステップ 1 - 1咀嚼サイクルについてのデジタル筋電信号電位の時系列集合{EMG}が得られているものとする。ここで、Dを{EMG}の全時間であり、{EMG}を構成するデータポイント数に一致する値とする。あらかじめ十分な数の{EMG}を用いて、それぞれの{EMG}から視覚により放電開始、終了時刻を検出し、準定常状態の時間がDに対して占める比率の平均Jを求める。次にそれぞれの{EMG}に存在する電位データの最小値から昇順に選ばれるDxJ個のデータポイントについて、準定常状態の平均活動電位 \bar{M} を求める。

ステップ 2 - 関数 $g(t)$ は{EMG}に対して最適に近似する多項式曲線とする。また、時刻 T_{on} （あるいは T_{end} ）を{EMG}について視覚により識別した筋放電の開始（あるいは終了）の時刻とする。ここで、 \bar{M} と $g(T_{on})$ （あるいは $g(T_{end})$ ）との間に有意の相関があるならば、両者の回帰関係を表す回帰式 $f(x)$ に \bar{M} を代入することにより、良い推定値 $\hat{g}(T_{on})$ （あるいは $\hat{g}(T_{end})$ ）を得ることができる。

ステップ 3 - 筋放電開始時刻（あるいは終了時刻）を{EMG}に対する最適近似多項式 $g(t)$ の定数から $\hat{g}(T_{on})$ （あるいは $\hat{g}(T_{end})$ ）を減じて、その根を求めることにより計算する。

実験

考案したアルゴリズムが妥当であるか否かを評価するために、 \bar{M} と $g(T_{on})$ ならびに $g(T_{end})$ との間の相関分析を行った。1名の被検者について、左側臼歯部でガムを咀嚼させ、筋電図を下顎中切歯点の3次元的運動軌跡とともに同時記録した。筋活動は右側オトガイ舌筋、側頭筋前部、顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋より記録した。オトガイ舌筋活動は新しく開発した表面電極を用いて、またオトガイ舌筋を除く他の3被検筋については直径8mm、電極間距離10mmに固定したBeckman型の小型表面電極（NT-213U、日本光電、東京）を用い、双極誘導で記録した。はじめに皮膚の電極間抵抗を減少させるため、角質層を皮膚前処理剤（Skin Pure、日本光電、東京）を用いて可及的に落した。電極にはペーストを貼付し、筋肉の走行を視診、触診により確認した後、筋肉の走向と平行に粘着テープを用いて貼付した。側頭筋前部については、一方を耳介最上部と外眼角を結ぶ線上に貼付し、他方をこの線から1cm垂直上方の部位に貼付した^{40,41)}。下唇部口輪筋については、電極の一方を右口角の直下に一致させ、他方を口唇線と平行に貼付した⁴²⁻⁴⁴⁾。顎二腹筋前腹については、軟組織ゴニオン、軟組織メントン、舌骨中央相当部からなる角の二等分線上に双極電極を貼付した。前側の電極は、軟組織メントンから2cm後

方の部位に一致させた⁴⁵⁾。各咀嚼サイクルについての生体信号時系列データは、開口相、閉口相、咬合相に分割した。筋電図と下顎運動軌跡の記録方法および各咀嚼相の定め方は本論文の実験1。

(咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極の開発)で既に記した。筋放電開始時刻の計測には側頭筋前部について、開口相と閉口相を組み合わせたデータから、また他の3被験筋については、咬合相から行った。筋放電終了時刻については側頭筋前部について、咬合相から、下唇部口輪筋、顎二腹筋前復については開口相と閉口相を組み合わせたデータから、またオトガイ舌筋については、閉口相と咬合相を組み合わせたデータから計測した。各筋の活動の開始および終了時刻の自動計測を行うための単一、あるいは組み合わせられた咀嚼相データ({EMG})の選択は、デジタル筋電信号を観察することにより行った。

はじめに、得られた20咀嚼サイクルの各単一サイクルについて、筋電図のハードコピーから準定常状態の持続時間を視覚により計測した。1サイクルの筋電図は、時間を示す横軸を $2\text{ms}=1\text{mm}$ 、電位を示す縦軸を $1\text{mV}=50\text{cm}$ にして、平均で横35cm、縦15cmの図として出力した。また、Dに対する準定常状態の持続時間の比率の平均Jを求め、それぞれの{EMG}の最小値から昇順に選んだDxJ個のデータポイントについて、平

均活動電位 \bar{M} を計算した。次に{EMG}に対して多項式による近似を行い、曲線 $g(t)$ を得た。最適近似を得るための次数の決定は、2次から9次までの近似多項式について予測平方和⁴⁶⁾を計算することにより行った。また、視覚により計測した放電開始、終了時刻に対応する $g(t)$ 上の筋活動電位 $g(T_{on})$ 、 $g(T_{end})$ を計算した。最後に、 $g(T_{on})$ 、 $g(T_{end})$ とそれに対応する \bar{M} との間の相関分析を行い、回帰式をそれぞれの筋肉の放電開始と終了時刻について求めた。

次に、開発した自動計測法の信頼性を検討するために、自動計測した筋放電開始、終了時刻と、視覚により識別した時刻とを比較した。視覚による計測は、1サイクルの筋電図を前記の大きさに出力したものをを用いて行った。ハードコピーはそれぞれの被検筋についてのデータを2部ずつ合計160枚出力し、無作為に配列した(20サイクル、4被検筋肉)。この実験に用いたデータは、アルゴリズムの妥当性を検討するための実験データとは別のデータを用いた。次に経験に富む口腔生理学者1名が検者となり、このハードコピー上に、筋活動の開始と終了の時刻を視覚により識別し、鉛筆で印記した。検者に対しては、本実験の真の目的は予め知らされなかった。結果的に、計測者は同じ咀嚼サイクルについての筋電図を2度計測したことになる。最後に、2回の計測時刻の中央時刻と、

自動計測した時刻との間の絶対差を計算し、また、2回の計測時刻の中央時刻と、自動計測時刻との間には有意の差がないとする帰無仮説の検定をペアーのt検定により行った⁴⁷⁾。

研究成績

表2に \bar{M} と、 $g(T_{on})$ ならびに $g(T_{end})$ との間の相関係数とその有意性、回帰式を示す。図8には \bar{M} と、 $g(T_{on})$ ならびに $g(T_{end})$ との間の関係を示す散布図を示す。準定常状態における平均筋活動電位 \bar{M} と、実験者が視覚により計測した開始時刻、終了時刻に対応する最適近似曲線上の電位との間には有意の相関が認められた。

[表2、図8]

図9にはデジタル筋電信号に最適に近似した多項式曲線と、コンピュータが自動計測した筋放電活動の開始時刻と終了時刻、ならびに視覚により計測した時刻を示す。また、表3にはそれぞれの筋肉の放電開始と終了時刻についての自動計測時刻と、視覚による計測時刻との間の絶対差の平均と標準偏差を示す。自動計測時刻と視覚による計測時刻との平均絶対差は4.9msから9.8msの間を示した。側頭筋前部については放電開始時刻、

終了時刻ともに計測誤差は最小の値を示した。また、全被検筋の放電開始と終了時刻について、自動計測時刻と視覚による計測時刻との間には有意の差を認めなかった。

[図9、表3]

3. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動と咀嚼筋、口輪筋活動ならびに顎運動との協調性

方法

9名の被検者につき、ガムを左側で咀嚼させ、右側オトガイ舌筋、側頭筋前部、顎二腹筋前腹、および下唇部口輪筋より筋活動を、下顎中切歯点の3次元的運動軌跡とともに同時記録し、合計201咀嚼サイクルについてのデータを得た。また、1名の被検者についてガムを咬ませずに、周期的に顎を開閉させて、30サイクルについてのデータを得た。データの記録方法は、本論文の実験1、2で既に述べた。

データ解析

咀嚼データは咀嚼中の筋活動と顎運動パターンの平均的变化を全体として捉えるため、Hannamらの方法^{48,49)}を一部修正した方法により正規化した。すなわち1サイクルの咀嚼データは

実験1（咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極の開発）で述べた方法により開口相、閉口相、咬合相に分割した。次に、各咀嚼相のデータに、均等な時間間隔をおく49の時刻点を設定し、合計145個の各時刻点に対応する筋活動電位と下顎中切歯点の3次元の変位量を計算した。また全ての咀嚼サイクルについて、それぞれのデータポイントの平均筋活動電位と下顎中切歯点の変位量の平均と標準偏差を計算した。各被検者につき、オトガイ舌筋活動については日本語母音 / i / を2秒間持続的に構音した時の平均筋活動電位を基準とし、残りの被検筋については咀嚼中の最大活動電位を基準として正規化した。また、筋活動の開始と、終了時刻は、開口相の始まりを時刻0として、本論文の実験2（多項式近似によるモデル化を応用した筋放電活動時刻の自動計測とその信頼性）で記した自動計測法を用いて計測した。最大筋放電活動時刻の計測は、デジタル筋電信号より直接行った。咀嚼時と、周期的な下顎の開閉運動時の筋活動量の比較は、145ポイントの正規化平均電位を計算することにより行った。

統計学的解析方法

被検筋間で、筋活動時刻についての比較と相関分析を行った。はじめに、計測値が正規分布に従うことが仮定できるか否かを χ^2 検定³⁷⁾により判定した。正規分布に従うと仮定できる場合は、ペ

アーの t 検定で比較し、Pearson の相関係数を求めた。仮定できない場合は、Wilcoxon の順位和検定にて比較し、Spearman の相関係数を求めた。差の検定と相関分析は有意水準 1% および 5% で行った。求められた相関係数の回帰性の程度については、決定係数が 75% を超えるか否かを基準に評価した。また、ガム咀嚼時と周期的に下顎を開閉させた時の 1 サイクルについての正規化平均筋放電活動量の比較についても同じ方法で、5% の有意水準で検定した。統計学的解析は統計解析用ソフトウェア (Statview IV, Abacus Concepts, U.S.A.) を用いて行った。

研究成績

図 10 にガム咀嚼時と、周期的に顎を開閉運動させた時の側頭筋前部、顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋、ならびにオトガイ舌筋の筋活動のデジタル筋電図と、下顎の垂直的運動パターンを示す。図は 1 名の被検者の 1 サイクルについてのデータである。全ての被検筋について、それぞれガム咀嚼時では下顎運動に協調して著明な放電活動を示したが、周期的な下顎の開閉運動時にはほとんど放電を示さなかった。すなわち、ガム咀嚼時と周期的に下顎を開閉運動させた場合で、1 咀嚼サイクルについての正規化平均筋活動量を比較した結

果、有意の差を認めた(オトガイ舌筋について、 $p < 0.01$, $t = 11.399$)。

図 1 1 には、201 咀嚼サイクルについて計算した、ガム咀嚼時の各筋肉の正規化平均活動電位を示す。平均咀嚼周期は 679ms (標準偏差 120ms) を示した。オトガイ舌筋の放電は咬合相の後半 1/5 から始まり、下顎の開口とともに放電を増加し、最大開口位の直前 (8ms) において最も大きな値を示した。また、下顎が閉口するとともに減少し、咬合相の直後 (59ms) で終了した。続けて咬合相の前半にわずかに増加した後、最小となった。最大放電活動電位と時刻は、各咀嚼サイクル間で、大きい変動を示した。

[図 1 0 , 1 1]

表 4 に各被検筋間で、活動時刻を比較した結果を示す。オトガイ舌筋の放電活動は、わずかなタイミングのずれを示しながら、顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋の放電活動との間に時間的協調関係を有していた。また、側頭筋前部の活動とは逆位相性の関係を示した。平均的にオトガイ舌筋は下唇部口輪筋よりも 12ms 後、また、顎二腹筋前腹よりも 91ms 後に放電を開始した。顎二腹筋前腹は 2 相性の放電パターンを示した。すなわち、咬合相の後半に第一の放電活動のピークを示したが、開

口相に第2の放電活動のピークを示した。下唇部口輪筋は開口相の半ばで最大の放電活動を示したが、最大放電活動時刻の変動は大きかった。オトガイ舌筋と比べ、顎二腹筋前腹は平均73ms前に、また下唇部口輪筋は平均121ms前に最大の放電活動を示した。また、顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋はどちらも閉口相の前半に放電活動を終了し、オトガイ舌筋の放電終了と比較すると、顎二腹筋前腹は150ms前に、また下唇部口輪筋は207ms前に放電活動を終了した。側頭筋前部は、オトガイ舌筋の最大放電活動時刻よりも14ms後、すなわちオトガイ舌筋の放電活動終了時刻よりも224ms前に放電を開始した。また、最大放電活動は咬合相の前半1/5の時刻で示され、オトガイ舌筋の放電活動開始時刻よりも188ms前であり、オトガイ舌筋の放電終了時刻に一致していた。オトガイ舌筋は、側頭筋前部の放電活動終了時刻よりも60ms後に放電を開始した。以上の放電活動時刻の統計学的比較結果は1%および5%の有意水準で示された。

[表4]

表5に各被検筋間の筋放電活動時刻の相関係数と、その有意性についての検出結果を示す。オトガイ舌筋の放電活動開始時刻は、顎二腹筋前腹ならびに下唇部口輪筋の活動開始時刻との間に高

い相関性を有した。また、オトガイ舌筋の放電活動終了時刻は、顎二腹筋前腹、ならびに下唇部口輪筋の活動終了時刻との間に高い相関性を有した。側頭筋前部の放電終了時刻は顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋ならびにオトガイ舌筋の活動開始時刻との間に高い相関性を有した。すなわち顎二腹筋前腹、下唇部口輪筋、およびオトガイ舌筋はそれぞれの放電活動時刻の間に高い相関性を有しながら、いずれも開口時に主要な活動を示した。

[表5]

考察

1. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動を記録するための表面電極の開発

表面電極を用いて、咀嚼時の筋活動を口腔底から記録する場合には、電極と口腔底粘膜との接触状態が変化し、筋電図にアーチファクトが加わる可能性が高い。したがって、咀嚼中の舌運動を極力妨げることなく、口腔底が唾液を含んで上下動する時でも、筋活動を安定して記録することを可能とするような性能を備えた表面電極が必要である。従来より他で報告されている表面電極は、電極を取付けたアクリル製の床を下顎の歯列に維持を求めて、口腔底に装着させるため、電極全体

の体積が大きく、咀嚼運動中の舌運動を妨げ易い。加えて、維持部が歯の咬合面に接触し、咀嚼中の咬頭嵌合に影響を及ぼす。本研究で開発した表面電極は、下顎の小白歯の舌側面に、厚さ1mm以下のレジンを通して装着し、直径0.9mmのワイヤーとスポンジを利用することで、咀嚼中の咬頭嵌合や舌運動に与える影響を少なくした。また、咀嚼運動中、口腔底に対して、電極が常に一定の接触状態を保つことが可能となるように設計した。すなわち、成人女子の下顎の咬合平面から口腔底に至る平均距離は知られている²³⁾ので、これを基準に、咀嚼中の口腔底の上下動があっても、常に口腔底と電極との接触が維持され、かつ、電極が口腔底を傷つけることなく圧迫することができるような、電極の垂直的位置を、歯列模型上で決定した。この条件下では、電極の下部と上部との間のスポンジパッドは、咀嚼運動中の著しい口腔底の上下動を吸収し、痛みを伴うことなく、一定の力で電極を粘膜と接触させるように働く。したがって、電極と粘膜の接触状態の変化から生じるアーチファクトの発生を極力抑えることが可能になり、また、上部を安定して設置することができた。スポンジパッドの弾力性は試行錯誤により、経験的に決定した。また、反対側でガムを咀嚼させることで、ガムが電極のリードケーブルに絡まって、筋電信号にアーチファクトが加わったり、電極の

破折を招かないようにした。

電極の設置は、設置後、被検者に対して、口腔底に常に一定の圧迫感を与えたが、ガム咀嚼時に痛みを生じることはなかった。また、電極を設置した状態と、設置しない状態で、ガムを咀嚼させて、両条件下における下顎の3次元運動軌跡を比較したが、有意の差は認められなかった。すなわち、本電極の設置が顎運動パターンに与える影響は無視しうるものであることを確認した。

この電極により、信頼性のある筋活動記録が可能となるということは、次により証明できた。まず、排唾後、1被検者についてのデータ収集時間を含む約2分間の咀嚼中の電極間抵抗値は安定していたこと、また、舌位の急激な変化を伴う、母音の連続構音時に、筋活動が安定して記録できたことである。

以上の結果より、電極設置後少なくとも約2分間は、本研究で開発した表面電極により、信頼性のある筋活動記録を行うことができると考えられる。

MRIを用いた研究^{50,51)}では、本研究と同様に前頭断方向から観察した口腔底の解剖学的正常所見が報告されている。本研究で観察したオトガイ舌筋と、近接するオトガイ舌骨筋、顎舌骨筋および顎二腹筋前腹との位置関係は従来^{50,51)}の報告と一致していた。オトガイ舌筋の最下部とオトガイ舌骨

筋の最上部とは筋膜により分離されている^{50,51)}。本研究では、この境界はMRI上で、周囲の筋組織よりも高信号の画像領域として識別することができた。表面電極は口腔底正中に存在するオトガイ舌筋の右外側面に接していた。双極電極を用いる場合、記録される筋電信号の大部分は、電極を中心として、電極間距離を半径とする範囲内に存在する筋の活動であることが知られている⁵²⁾。MRI上の観測では、双極電極の電極間を結ぶ直線を中心とする半径が電極間距離に等しい7mmの円柱形の範囲に存在する筋線維はオトガイ舌筋であった。以上の結果から、本研究で用いた表面電極がオトガイ舌筋以外の筋からの活動を記録する可能性は低いと考えられる。

舌を記録側とは反対方向に変位させた時に口腔底から記録された筋の活動量は、同側に変位させたときの筋活動量よりも高かった。この結果は双極型有鉤針金電極を刺入して片側のオトガイ舌筋活動を記録し、記録側と反対側との間で筋活動量を比較した過去の研究結果²⁰⁾と一致していた。したがって、本研究で開発した表面電極により、片側のオトガイ舌筋活動を選択的に記録することができることが強く示唆された。

舌は、母音のタイプに対応して特有の舌位をとる⁵³⁻⁵⁷⁾。すなわち、/i/や/e/の構音時には前上方に位置するのに対して、/a/や/o/の構音時には、

後方に位置する。/o/構音時には、/a/構音時と比較して、高位となる。/u/構音時には後方で、最も高い位置をとる。このような舌位の差異は、主としてオトガイ舌筋の活動程度の差異により生じることが知られている^{34,35,39,58)}。

Miyawakiら^{35,36)}は、双極型有鉤針金電極をオトガイ舌筋に刺入して筋活動を記録する方法³⁸⁾に基づいて、ヒトのオトガイ舌筋に対して傍正中矢状断面上で、前後的に5ヶ所の部位に電極を刺入して、筋活動を記録し、それぞれの部位の間で、日本語母音の連続構音時についての活動特性を比較した。要約すると、オトガイ舌筋は全体として、/i/、/e/、あるいは/u/構音時のように舌が前方位あるいは高位をとる時に、高い活動を示すのに対し、/a/や/o/構音時のように、前方位も高位もとらない場合には、比較的低い放電活動を示す。同様に、Smith³⁹⁾は、オトガイ舌筋の前部は、/i/や/e/構音時のように舌尖が前方位をとるときに高い放電活動を示し、また後部は/i/や/u/構音時のように舌根部が前方位をとる時に高い活動を示すことを報告している。本研究結果では、/i/、/e/、/u/、/o/または/a/の順に高い筋活動が示された。Miyawakiら^{35,36)}によると/e/構音時には、オトガイ舌筋の前部は後部よりも高い活動を示し、/u/構音時にはオトガイ舌筋の最前部の活動は他の部位と比較して最も低く、/a/や/o/構音時と同じであ

る。すなわち、/u/の構音についてはオトガイ舌筋は前部より後部の方が高い活動を示す。本研究では母音を持続して構音させて、筋活動を記録した結果を、過去に報告されている双極型有鉤針金電極を用いて記録したデータと比較した。その理由は、持続的母音構音時には舌位を急激に変化させる必要がないため、オトガイ舌筋の活動が、舌位を保ち、声道を維持することに対して主要な役割を果たす^{39, 57)}ということ、また母音を持続的に構音させても、連続的に構音させても、口腔底から記録した筋活動のパターンは同じであることを確認したからである。本研究結果は/u/構音時に/a/や、/o/構音時よりも高い筋活動が示された点を除いて、Miyawakiら³⁵⁾の報告した、オトガイ舌筋前部の活動特性とほぼ一致していた。本研究で開発した双極表面電極は、口腔底で扇状形に前後的に広がるオトガイ舌筋の筋線維の走行に沿わせて、電極中心間距離を7mmとして設置した。したがって、この電極によりオトガイ舌筋の前部から、やや中央部の筋活動が記録されたと考えるのが合理的である。

オトガイ舌筋は母音構音時、声道を形成し、維持するために重要な役割を示し、その活動は高度に中枢性に制御されている。したがって、母音構音時にはオトガイ舌筋の活動量は顎舌骨筋と比較すると、変動が小さい³⁹⁾。顎舌骨筋は舌が前方

に位置する時に高い活動を示すことが知られている^{39,58)}。また、母音と子音を組合わせた音節 /cvc/ (C、子音; V、母音) を構音させた時には、子音構音中に活動を増加させ、母音構音中には活動を減少させ、代わってオトガイ舌筋が活動を増加させる^{39,58)}。音節 /tit/ の構音については、/t/ 構音時に舌は前上方に位置を変えるため、顎舌骨筋は高い活動を示すが、/i/ 構音時には活動を減少させる。しかし、オトガイ舌筋は /i/ 構音時に活動を著しく増加させる³⁹⁾。以上により、主としてオトガイ舌筋の活動が、単母音を持続的に構音させる時に必要な舌位の維持、声道形態の維持に対して関与し、顎舌骨筋活動はあまりこれに関与しないと考えられる。最近の研究⁵⁷⁾によると、顎舌骨筋やオトガイ舌骨筋は、破裂音 (/p/, /t/, /k/) の構音時のように、舌が、口唇や顎の位置と関連して位置を変化させる必要がある場合に高い筋活動を示すが、母音の構音については、オトガイ舌筋の方が、顎舌骨筋やオトガイ舌骨筋よりも積極的に活動することが明らかにされている。以上の構音時の筋活動特性の比較と、MRIによる電極と筋の位置関係の観察結果から、本研究で口腔底より記録した筋活動に、顎舌骨筋の筋活動が含まれている可能性は極めて低いと考えられる。

オトガイ舌骨筋は構音時、舌を前方に位置させる時に高い活動を示すことが知られている⁵⁸⁾。

/i/や/e/の構音時には、舌は前方位をとる。/e/構音時には/i/構音時よりも大きく下顎を開口する。オトガイ舌骨筋は下顎が最も大きく開口する/a/構音時に最も高い活動を示す⁵⁸⁾。本研究結果では、5種類の母音の構音について、/i:/構音時に最も高い活動を示し、/a:/構音時には最も低い活動を示した。また、下顎の開口量が最も少ない、/u:/構音時には/a:/、/o:/構音時よりも有意に大きな活動を示した。したがって、記録した筋活動に、オトガイ舌骨筋の活動が含まれている可能性は、低いと考えられる。

顎二腹筋前腹は、オトガイ舌骨筋と同様に、下顎を最も大きく開口する/a/構音時に最も大きい活動を示す。また、/i/構音時には、ほとんど活動を示さない³⁵⁾。したがって、オトガイ舌骨筋について記した同じ理由で、記録された筋活動に、顎二腹筋前腹の活動が含まれている可能性は低いと考えられる。

また、内舌筋は、筋線維の解剖学的特徴⁵⁹⁾から推察すると、舌を記録側と同側に変位させた時と、反対側に変位させた時で、活動量に有意の差は認められないと考えられる。本研究結果では、反対側への変位時に優位の放電活動が記録されたことから、記録された筋活動は右側オトガイ舌筋の特性を示していると考えられる。

2. 多項式近似によるモデル化を応用した筋放電活動時刻の自動計測法とその信頼性

周期的な筋放電活動について、明確な活動休止状態が存在する場合には、従来行われていたように^{26,60-62)}、活動休止期の平均活動電位に、標準偏差の何倍かを加えた電位を、活動期と休止期の境界電位として計測することは有効である。しかし、この方法は、筋活動が小さい時期には筋電図上で電位が常に0に近い値を有するという前提に立っている。したがって、このような方法を、咀嚼時の開口筋や口輪筋、あるいは舌筋の活動にみられるような、明確な放電休止期が存在しない活動状態が現われる筋電図について適用した場合には、計測誤差が大きくなる。しかし本研究で開発した自動計測法は、明確な休止期が存在しない筋活動の開始、終了時刻の計測にも有効である。

アルゴリズムの開発にあたり、筋放電活動の開始ならびに終了時刻の計測は、筋電図上で筋放電パターンの特徴抽出を行うことにより可能となるという仮定を設けた。準定常状態あるいは低活動状態から著明な活動状態（あるいはその逆）へ移行する時刻に対応する筋放電パターンは、多項式近似曲線という仮想的な近似活動パターンとして特徴抽出することができた。実際には電位データは、多項式近似曲線の近傍に統計確率論的に分布している。視覚により計測した放電開始と、終

了時刻に対応する多項式曲線上の筋活動電位は、準定常状態における平均筋活動電位 \bar{M} と強い相関があることが明らかとなり、本研究で設けた仮定の妥当性が示された。

筋電位データに対する包絡線の時間的変化率を求めることで、電位の経時的変化を捉える方法⁶³⁾では、視覚計測された時刻より以前に放電開始時刻を、また、視覚計測された時刻以後に放電終了時刻を検出する傾向がある。この結果、放電の持続時間は、視覚による計測結果よりも長く計測される。

新しい自動計測方法を用いると、自動計測時刻と視覚による計測時刻との間の絶対差の平均は10ms以下の値を示した。1咀嚼周期のほとんどは600msから800msであることより、自動計測時刻と視覚による計測時刻の差は、1咀嚼周期に対して、約1.5%の範囲内となる結果を得た。この結果と視覚による計測に用いた筋電図のチャートの精度を考慮すると、計測誤差は十分に小さいと考えられる。厳密には、視覚による筋放電パターンの特徴抽出が、多項式近似曲線に基づいて行われるかどうかを知ることはできない。しかし、本研究で提案したアルゴリズムに基づく筋放電活動開始と終了時刻の計測結果が、自動計測の数理モデルについて事前に知らされていなかった、筋電図計測の経験に富む研究者による視覚計測の結果と一致し

ていたことから、開発した自動計測法は専門家の視覚による計測と同じ信頼性を有すると考えられる。

3. 咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の活動と咀嚼筋、口輪筋活動ならびに顎運動との協調性

表面電極を用いて、顎二腹筋前腹の活動を単独に記録することは困難である。しかし、咀嚼運動について、顎二腹筋前腹から筋活動を双極型有鉤針金電極と、双極型表面電極を用いて同時記録して得られた筋電図を比較した報告^{41,45)}によると、計測した筋活動の開始および終了時刻については、記録方法による差はないことが知られている。したがって、顎二腹筋前腹の筋活動時刻を、便宜的に表面電極を用いた通法にしたがい記録した筋電図上で計測することは妥当と考えられる。

本研究結果では、オトガイ舌筋活動が、ガム咀嚼時に顎二腹筋前腹ならびに下唇部口輪筋の筋活動と時間的な協調性を保つ周期的活動特性を有することが示されたことに意義がある。図12に、本研究結果の数値データに基づく、顎運動、咀嚼筋、口輪筋および舌筋活動との間の時間的相互関係を模式的に示した。オトガイ舌筋、下唇部口輪筋、および顎二腹筋前腹の3被検筋はいずれも開口相において主要な活動を示し、はじめに開口筋が放電し、つづいて口輪筋が、最後に舌筋が放電す

るという放電順序を示した。オトガイ舌筋の放電開始時刻、最大放電時刻、放電終了時刻はいずれも顎二腹筋前腹よりも遅れており、最大放電時刻は約80msの遅れを示した。しかしオトガイ舌筋の筋放電活動開始時刻は顎二腹筋前腹や下唇部口輪筋の活動開始時刻と高い相関関係を有していた。また、オトガイ舌筋と顎二腹筋前腹、および下唇部口輪筋の放電開始時刻はそれぞれ側頭筋前部の放電終了時刻との間に高い相関性を有していた。すなわち、閉口筋の放電活動時刻は前3筋と逆位相性の時間的関係を示した。オトガイ舌筋はまた、咀嚼時の習慣性咬頭嵌合の開始時刻あるいは側頭筋前部の最大放電時刻に一致して、放電を終了した。筋活動の時間的協調性を立証する結果より、咀嚼時の舌筋と閉口筋の放電のタイミングは、中枢性に制御されていることが示された。また、開口筋、口輪筋および舌筋の放電を開始させる神経機序と、閉口筋の放電終了を起こす神経機序との間に、強い相互作用が認められることが示唆された。

[図 1 2]

咀嚼時の顎運動と舌筋の周期的活動との関連性について、オポッサムを用いた実験による報告⁶⁴⁾がある。この動物では、舌筋は柔らかい食物を

咀嚼した時に開口相で顎二腹筋の活動と同時期に放電する。同じ結果が他の動物実験でも得られている⁶⁵⁻⁷⁰⁾。顎二腹筋やオトガイ舌筋の活動期はヒトとはやや異なっており、下顎や舌の運動パターンが種によって異なることが理由として考えられる。Liu¹¹⁾らはウサギについて、大脳皮質刺激により誘発された下顎や舌ならびに舌骨の運動パターンを分類し、リズムカルな顎運動中の筋活動のタイミングに違いが見られることから、開口筋や舌筋を2種類のグループに分類している。第1群は開口相に優位の活動を示す筋であり、第2群は閉口相あるいは咬合相に優位の活動を示す筋である。第1群に分類される筋は誘発された顎運動パターンとは無関係に活動を行う。顎二腹筋とオトガイ舌筋は第1群に属する。GersterとGoldberg¹²⁾はモルモットを麻酔下で皮質を刺激することにより誘発された顎二腹筋とオトガイ舌筋の活動について同じ結果を得ている。すなわち顎二腹筋とオトガイ舌筋の活動は皮質刺激に対して活動時期が決っており、舌下神経運動ニューロンの活動には三叉神経運動ニューロン活動と時間的に協調した放電の増減がみられる。本研究結果はLiu¹¹⁾らの分類がヒトの咀嚼筋や舌筋についてもあてはまることを示唆している。すなわち自然な咀嚼、あるいは誘発された咀嚼時に、顎二腹筋の周期的活動のタイミングを制御する中枢神経機序はオトガイ舌筋

の活動タイミングの制御にも密接に関与していると考えられる。

オトガイ舌筋は咬合相において、わずかな活動の増加を示した。この弱い活動は咬合相の初期に第1相目の活動が終了した後に出現し、咬合相の半ばまで持続した。他の動物においてはこのような活動は観察されていない。咬合相の半ばに見られたオトガイ舌筋の活動は舌がガムを舌背にて保持したり、上下の歯の歯面に押し付ける動作をするために出現するものと考えられる。

咬みしめを含まない周期的な下顎の開閉運動時には、舌筋、咀嚼筋、口輪筋の活動はほとんど見られなかった。このことは筋電図モニターで観察した全サイクルについて同じであったので、1被検者の1サイクルについての筋活動についてのみ示した。対照的に全ての被検筋について咀嚼時には周期的な筋放電活動パターンがみられた。サーモグラフによる研究⁷¹⁾によると、ガム咀嚼時には、頬部や口唇部の皮膚の表面温度は、周期的な下顎の開閉運動を行わせた時と比べて有意に上昇することが分かっている。この結果は咬頭嵌合時に、食物による力学的抵抗がない場合には、閉口筋の代謝活動や血液供給が増大しないことを示唆している。本研究結果からも、一般に咀嚼時には食塊を臼歯の咬合面に運び、咬みしめるために、舌筋を含めて口輪筋、咀嚼筋が著明な活動を行う

ものと考えられる。

下唇部口輪筋は顎二腹筋前腹とオトガイ舌筋の活動開始と関係して、咬合相の後半から活動を開始する。過去の報告^{33,72,73)}の結果と同様に本研究でも、下顎の開口とともに下唇部口輪筋の活動が増大することが示された。口唇でガムを口腔内に保持するために下唇部口輪筋の筋活動が増大することが理由として考えられる。

結論

新たに開発した表面電極を用いて、咀嚼時のヒトのオトガイ舌筋の筋活動を記録することが可能であることを強く示唆する合理的根拠を得た。また、新たに開発した筋活動時刻の自動計測法は高い信頼性を有することを確認した。さらに、ヒトのオトガイ舌筋は、咀嚼時の咬合負荷の存在下では、側頭筋前部、顎二腹筋前腹および下唇部口輪筋の筋活動、ならびに顎運動との間に、強い時間的、空間的協調性を有する周期的活動を示すことが示された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました大阪大学歯学部歯科矯正学講座、作田 守教授に対し深謝の意を表すとともに、本研究の遂行に際し、ひとかたならぬご指導、ご教示を賜りました大阪大学歯学部歯科矯正学講座、高田 健治助教授に心から感謝いたします。また、MRIの撮影にご理解とご協力をいただきました大阪大学歯学部歯科放射線学講座、淵端 孟教授、ならびに村上 秀明助手に厚く感謝申し上げます。さらに、本研究にご協力と、貴重なご指導、ご助言を賜りました大阪大学歯学部口腔生理学講座、森本 俊文教授に対して厚く感謝申し上げます。また、本研究に対してご協力下さった大阪大学歯学部歯科矯正学講座教室員諸兄に厚くお礼申し上げます。本研究は一部(財)母子健康協会よりの奨学寄付金の助成により行った。

欧文抄録

Human Genioglossus Muscle Activity and its Association with Jaw, Lip Muscle Activities and Jaw Movement during Chewing

Kohtaro YASHIRO

Department of Orthodontics

Osaka University Faculty of Dentistry

1-8 Yamadaoka, Suita, Osaka, 565, Japan

Key Words: chewing, electromyography, jaw movement, lip, tongue

The purposes of this study were (1) to develop a new surface electrode for recording human genioglossus (GG) muscle activity during chewing and to examine reliability of the electromyographic (EMG) recording by the new surface electrodes, (2) to develop a new algorithm for automatic detection of on/off times of EMG burst and examine validity and reliability of the measuring technique, (3) to examine human GG muscle activity during gum chewing with a focus on its coordination with jaw

and lip muscle activities and jaw movement.

The new surface electrodes were placed in contact with right side floor of the mouth. In ten subjects, the GG muscle activity during vowel sound production (/a:/, /i:/, /u:/, /e:/, and /o:/) was sampled at 2kHz by new electrodes. In nine of the ten subjects, with good occlusion, jaw movement and EMG activities from the anterior temporalis (AT), the anterior belly of the digastric (DG) muscle, and inferior orbicularis oris (OI) muscle were also recorded simultaneously during chewing.

EMG activity from the floor of the mouth during chewing were recorded in a reliable manner. By comparison of the current EMG findings during vowel sound production with the previous results recorded by fine wire electrodes, the new electrodes found to be accurate enough to record the GG muscle activity.

It was also found that the proposed algorithm could successfully be applied to automatic detection and measurement of on/off periods of muscle bursts.

During chewing tasks, the GG muscle started to burst at the second half of the

intercuspal phase, increased its activity in accordance with jaw opening, and showed its maximum activity immediately before the maximum jaw-opening position. It decreased its activity in accordance with jaw closing and ceased at the time of intercuspatation of the teeth. The onset time for the GG muscle activity was significantly correlated with those for the DG and OI muscles, and end time for the AT muscle. Accordingly, it was suggested that the GG muscle activity was temporally coordinated with the AT, DG and OI muscle activities and jaw movement.

文献

- 1) Sumi, T.(1970): Activity in single hypoglossal fibers during cortically induced swallowing and chewing in rabbits. *Pfluger Arch.*, 314, 329-346.
- 2) Morimoto, T. and Kawamura, Y.(1973): Properties of tongue and jaw movements elicited by stimulation of the orbital gyrus in the cat. *Archs oral Biol.*, 18, 361-372.
- 3) Lowe, A.A. and Sessle, B.J. (1973): Tongue activity during respiration, jaw opening, and swallowing in cat. *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, 51(12), 1009-1011.
- 4) Lowe, A.A. and Sessle, B.J.(1974): Genioglossus activity during respiration, jaw opening, and swallowing in cats and monkey. *J. Dent. Res.*, 53, 201 (special issue).
- 5) Lowe, A.A., Gurza, S. and Sessle, B.J.(1976): Excitatory and inhibitory peripheral influences on tongue muscle activity in cat and monkey. *Brain Res.*, 113, 417-422.

- 6) Lowe, A.A., Sessle, B.J. and Gurza, S.(1977): Regulations of genioglossus and masseter muscle activity in man. *Archs oral Biol.*, 22, 579-584.
- 7) Morimoto, T., Takebe, H., Sakan, I. and Kawamura, Y.(1978): Reflex activation of extrinsic tongue muscles by jaw closing muscle proprioceptors. *Jpn.J.Physiol.*, 29, 461-471.
- 8) Juch, P.J.W., Van Willigen, J.D., Broekhuijsen, M.L. and Ballintijn, C.M.(1985): Peripheral influences on the central pattern rhythm generator for tongue movements in the rat. *Archs oral Biol.*, 30, 415-421.
- 9) Suzuki, S.S. and Siegel, J.M.(1985) : Reticular formation neurons related to tongue movement in the behaving cat. *Exp. Neurol.*, 89, 689-697.
- 10) German, R.Z. and Franks, H.A.(1991): Timing in the movement of jaws, tongue and hyoid during feeding in the hyrax, *procavia syriacus*. *J. Exp. Zool.*, 257, 34-42.

11) Liu, Z.J., Masuda, Y., Inoue, T., Fuchihata, H., Sumida, A., Takada, K. and Morimoto, T. (1993): Coordination of cortically induced rhythmic jaw and tongue movements in the rabbit. *J. Neurophysiol.*, 69, 569-584.

12) Gerstner, G.E. and Goldberg, L.J. (1991): Genioglossus EMG activity during rhythmic jaw movements in the anesthetized guinea pig. *Brain Res.*, 562, 79-84.

13) Cunningham, D.P. and Basmajian, J.V. (1969): Electromyography of genioglossus and geniohyoid muscles during deglutition. *Anat. Res.*, 165, 401-410.

14) Sauerland, E.K. and Mitchell, S.P. (1970): Electromyographic activity of the human genioglossus muscle in response to respiration and to positional change of the head. *Bull. Los Ang. Neural. Soc.*, 35, 69-73.

15) Sauerland, E.K. and Mitchell, S.P. (1975): Electromyographic activity of intrinsic and extrinsic muscles of the human tongue. *Texas Reports Biol. and Med.*, 33, 445-455.

16) Vitti, M., Basmajian, J.V., Ouellette, P.L., Mitchell, D.L., Eastman, W.P. and Seaborn, R.D.(1975): Electromyographic investigation of the tongue and circumoral muscular sling with fine-wire electrodes. *J. Dent. Res.*, 54, 844-849.

17) Takada, K., Lowe, A.A., Yoshida, K. and Sakuda, M.(1985): Tongue posture at rest: An electromyographic and cephalometric appraisal. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, 25, 139-151.

18) Takada, K., Yasuda, Y. and Hiraki, T.(1989): Tongue muscle activity during jaw opening, breathing,clenching,and protrusive and retrusive efforts in man; in (Steenberghe D. van & DeLaat A.), *EMG of Jaw Reflexes in Man*, Leuvan University Press, Leuvan, 327-339.

19) Doble, E.A., Lester, J.C., Knuth, S.L., Daubenspeck, J.A. and Bartlett, D.(1985): A noninvasive intra-oral electromyographic electrode for genioglossus muscle. *J. Appl. Physiol.*, 58, 1378-82.

20) Milidonis, M.K., Widmer, C.G., Segal, R.L. and Kraus, S.L.(1988): Surface intra-oral genioglossus EMG recording technique for kinesiologic studies. Am. J. Orthod. Dentofac Orthop., 94(4), 240-244.

21) 河村洋二郎 (1972): 口腔生理学、第2版、永末書店、京都.

22) 森本俊文 (1991): 顎運動の生理; 顎口腔機能分析の基礎とその応用 (石岡靖、小林義典、長谷川成男、河野正司、林豊彦編)、第1版、デンタルダイヤモンド社、東京.

23) Takada, K., Sakuda, M., Yoshida, K. and Kawamura, Y.(1980): Relations between tongue volume and capacity of the oral cavity proper. J. Dent. Res., 59(12), 2026-2031.

24) Hannam, A.G., DeCou, R.E., Scott, J.D. and Wood, W.W. (1980): The kinesiographic measurement of jaw displacement. J. Prosth. Dent., 44, 88-93.

25) Nagata, M., Takada, K. and Sakuda, M.(1991): Nonlinear interpolation of mandibular kinesiographic signals by applying sensitivity method to a GMDH correction model. IEEE., 38(4), 326-329.

26) Takada, K., Nagata, M. and Sakuda, M.(1988): A personal computer-based on-line biosignal processing in clinical orthodontics. J. Osaka Univ. Dent. Sch., 28, 83-97.

27) Gardenhire, L.W.(1964): "Selecting sampling rates", ISA J., 11(4), 59-64.

28) Duxbury, A.J., Hughes, D.F., Clark, D.E. and Sharpe, T.C. (1975):The bandwidth of masseter electromyograms from bipolar surface electrodes, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 15, 209-221.

29) Geister, D.E., McCall, W.D., Jr. and Ash, M.M., Jr.(1975): Computerized data acquisition and analysis for real-time electromyography in clinical dentistry, Proc. IEEE., 63, 1404-1414.

30) Nagata, M. and Takada, K.(1991): Hypertext model and its stackware for multimedia information database; in (Kurzhanski, A.B.), IIASA: Proc. Workshop on Advances in Methodology and Applications of Decision Support Systems, (Mokowski, M. and Sawaragi, Y.), IIASA CP-91-17, Luxembourg, Austria, 27-45.

31) 高田健治, 永田元康, 保田好隆, 宮脇正一, 澤田(栗山)玲子, 水野武治, 反橋由佳, 作田守(1992): ハイパーテキストを応用したマルチメディア歯科医療情報データベースシステムOWLの開発.日矯歯誌, 51 (2) , 172-180.

32) Takada, K. Miyawaki, S. and Tatsuta, M. (1994): The effects of food consistency on jaw movement and posterior temporalis muscle and inferior orbicularis oris muscle activities during chewing in children. Archs oral Biol., 39(9), 793-805.

33) Takada, K. Yashiro, K. and Morimoto, T. (1995): Application of polynomial regression modeling to automatic measurement of periods of EMG activity. J. Neurosc. Meth., 54, 43-46.

34) Kewley-Port, D.(1974): An experimental evaluation of the EMG data processing system: Time constant choice for digital integration. Haskins Laboratory Status Report on Speech Research., SR-37/38, 173-184.

35) Miyawaki, K., Hirose, H., Ushijima, T. and Sawashima, M.(1975): A preliminary report on the electromyographic study of the activity of the lingual muscles. Ann. Bull. RILP., 9, 91-106.

36) Miyawaki, K., Hirose, H., Ushijima, T. and Sawashima, M.(1976): An electromyographic study of the production of the Japanese vowels. J. Acoust. Soc. Jpn., 32, 446-447.

37) 柴田義貞(1981): 正規分布-特性と応用、東大出版会、東京、218-222.

38) Hirose, H.(1971): Electromyography of the articulatory muscles: current instrumentation and technique. Haskins Laboratories Status Report on Speech Research SR., 25/26, 77-86.

39) Smith, T. (1971): A phonetic study of the function of the extrinsic tongue muscles. Working paper in phonetics., 18. U.C.L.A.

40) Moss, R.A., Villarosa, G.A., Cooley, J.E. and Lombardo, T.W.(1987): Masticatory muscle activity as a function of parafunctional, active and passive oral behavioral patterns. J. Oral. Rehabil., 14, 361-370.

41) Koole, P., Jongh, H.J. and Boering, G. (1991): A comparative study of electromyograms of masseter, temporalis, and anterior digastric muscles obtained by surface and intramuscular electrodes: Raw-EMG. J. Craniomandib. Pract., 9(3), 228-240.

42) Cole, K.J., Konopacki, R.A. and Abbs, J.H. (1983): A miniature electrode for surface electromyography during speech. J. Acoust. Soc. Am., 74, 1362-1366.

43) Blair, C. and Smith, A. (1986): EMG recording in human lip muscle: Can single muscles be isolated?. J. Speech. Hear.Res., 29, 256-266.

44) McClean, M.D. (1987): Surface EMG recording of the perioral reflexes: Preliminary observations on stutterers and nonstutterers. *J. Speech. Hear. Res.*, 30, 283-257.

45) Winnberg, A. and Pancherz, H. (1983): Head posture and masticatory muscle function. *Eur. J. Orth.*, 5, 209-217.

46) Allen, D.M.(1974): The relationship between variable selection and data augmentation and a method for prediction. *Technometrics.*, 16, 125-126.

47) Walpole, R.E. and Myers, R.H.(1978) : *Probability and Statistics for engineers and scientists*, ed.2, MacMillan Publishing Co., Inc., New York, 189-237.

48) Hannam, A.G., Scott, J.D., and DeCou, R.E.(1977): A computer-based system for the simultaneous measurement of muscle activity and jaw movement during mastication in man, *Archs oral Biol.*, 2, 17-23.

49) Wood, W.W., Takada, K. and Hannam, A.G.(1986): The electro-myographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing. *Archs oral Biol.*, 31, 245-253.

50) Lufkin, R.B, Wortham, D.G, Dietrich , R.B., Hoover, L.A., Larsson, S.G., Kangaroo, H. and Hanafee, W.H. (1986): Tongue and oropharynx: Findings on MR imaging. *Radiology.*, 161, 69-75.

51) Kassel, E.E., Keller, M.A. and Walter, K. (1989): MRI of the floor of the mouth, tongue and orohypopharynx. *Radiol. Clin. North. Am.*, 27(2), 331-351.

52) Lynn, P.A., Bettel, N.D., Hughes, A.D. and Johnson, S.W. (1978): Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 16, 651-660.

53) Lindblom, B. and Sundberg, J. (1971): Acoustical consequences of lip, tongue, and larynx movement. *J. Acoust. Soc. Am.*, 50(4), 1166-1179.

54) Wood, S. (1979): A radiographic examination of constriction location for vowels. *J. Phonetics.*, 7, 25-43.

55) Alfonso, P.J. and Baer, T. (1982): Dynamics of vowel articulation. *Language and Speech.*, 25, 155-173.

56) Baer, T., Gore, J.C., Gracco, L.C. and Nye, P.W. (1991): Analysis of vocal tract shapes and dimensions using magnetic resonance imaging: vowels. *J. Acoust. Soc. Am.*, 90, 799-828.

57) 本多清志 (1992) : 音声生成の生理学的背景.
日本音響学会誌, 48(1), 9-14.

58) Baer, T., Alfonso, P.J. and Honda, K. (1988): Electromyography of the muscles during vowels in /əpvp/ environment. *Ann Bull RILP.*, 22, 7-19.

59) Sicher, H. (1965): *Oral Anatomy.* ed.4, MOSBY Co., Saint Louis, 207-208.

60) 右近晋一(1982): 咀嚼時における下顎運動と筋電図の同時記録の分析の自動化について. 九州歯会誌, 36(6), 1059-1085.

61) 東和生(1989): 咀嚼運動と咀嚼筋活動の関連性に関する臨床的研究. 阪大歯学誌, 34, 26-63.

62) Marple-Horvat, D.E. and Gilbey, S.L. (1992): A method for automatic identification of periods of muscular activity from EMG recordings, J. Neurosc. Meth., 42: 163-167.

63) 仲田重樹, 虫本栄子, 三谷春保. (1985): 咀嚼時顎筋活動のDME自動分析システム. 補綴誌, 29(3), 149-156.

64) Crompton, A.W., Thexton, A.J., Parker, P. and Hiemae, K.M.(1977): The activity of jaw and hyoid musculature in the Virginian opossum, *Didelphis virginiana*; in *The Biology of Marsupials.*(Gilmore D. and Stonehouse B., editor) McMillan, London, 287-305.

65) Thexton, A.J.(1984): Jaw, tongue and hyoid movement: A question of synchrony? Discussion paper. J.R. Soc. Med., 77, 1010-1019.

66) Oron, U. and Crompton, A.W.(1985): A cineradiographic and electromyographic study of mastication in *Tenrec ecaudatus*. J. Morphol., 185, 155-182.

67) Thexton, A.J. and Crompton, A.W.(1989): Effect of sensory input from the tongue on jaw movement in normal feeding in the opossum. J.Exp. Zool., 250, 233-243.

68) Thexton, A.J. and McGarrick, J.D.(1989): Tongue movement in the cat during the intake of solid food. Archs oral Biol., 34, 239-248.

69) Travers, J.B. and Jackson, L.M.(1992): Hypoglossal neural activity during licking and swallowing in the awake rat. J.Neurophysiol., 67(5), 1171-1184.

70) Weijs, W.A. and Dantuma, R.(1981): Functional anatomy of the masticatory apparatus in the rabbit. *Nether. J. Zool.*, 31(1), 99-147.

71) Morimoto, T., Takada, K., Hijiya, H., Yasuda, Y. and Sakuda, M.(1991): Changes in facial skin temperature associated with chewing efforts in man. A thermographic evaluation. *Archs oral Biol.*, 36(9), 665-670.

72) Moller, E.(1966): The chewing apparatus- An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta. Physiol. Scand.*, 60(suppl. 280), 1-229.

73) Schieppati, M., DiFrancesco, G. and Nardone, A. (1989): Patterns of activity of perioral facial muscles during mastication in man. *Exp. Brain Res.* 77(1), 103-112.

脚注

大阪大学歯学部歯科矯正学講座

(主任：作田 守 教授)

本論文の要旨は、The 71th IADR General Meeting (1993年3月、Chicago)、第5回日本コンピュータ歯科学会 (平成5年9月、東京)、第35回歯科基礎医学会総会 (平成5年10月、長崎)、The 70th European Orthodontic Society Meeting (1994年6月、Graz)、Oral Physiology Symposium on Brain and Oral Functions (1994年9月、大阪)、International Medical Informatics Association 8th World Congress on Medical Informatics (1995年7月、Vancouver) において発表した。

図の説明

図1. 本研究で新たに開発した表面電極.

上: 1: 即時重合レジン、 2: スポンジパッド、
3: 塩化銀製の電極、 4: ピンとチューブ、 5: 導出ケーブル、 U: 上部、 L: 下部.

下: 下顎右側第1および第2小白歯舌側面に接着した表面電極の口腔内写真 (鏡面像).

図2. アクリル製の電極模型と、その周囲の組織を記録した核磁気共鳴画像 (咬合平面に垂直な前頭断面像). 1: 舌体部、 2: 電極模型の先端、 3: 脂肪組織、 4: 顎舌骨筋、 5: オトガイ舌筋、 6: 下顎、 7: オトガイ舌骨筋、 8: 顎二腹筋前後.

図3. 9名の被検者について咀嚼直前と咀嚼開始後30秒間隔で4回計測した、咀嚼中の電極間抵抗値の平均と標準偏差.

図4. ガム咀嚼1サイクルについて、口腔底より記録した筋活動を示すデジタル筋電図と、下顎の垂直的運動軌跡。

上： デジタル筋電図。

下： 下顎中切歯点の垂直的運動軌跡。

下顎を開口後、習慣性咬頭嵌合位より2mm垂直下方の位置に達した時刻を0とした。COout：開口相を開始する時刻、MOP：最大開口位に対応する時刻、COin：閉口相を開始する時刻。

図5. 舌の変位動作を行わせて、右側口腔底より記録したデジタル筋電図。1単位動作についての筋電図を示す。Protrusive：舌の前方への変位、retrusive：舌の後退位、Ipsilateral：舌の記録側への変位、Contralateral：舌の記録側と反対側への変位。

図6. 日本語5母音を構音させた時の正規化平均筋活動電位.

上: 1名について日本語の5母音を連続的また各母音を持続的に構音させた時、および安静時の正規化平均筋活動電位.

下: 10名について、日本語5母音を持続的に構音させた時、および安静時の正規化筋活動電位.

□、■: 持続的構音の平均と標準偏差、≡: 連続構音時の各母音構音中に出現する、正規化平均ピーク電位、▨: Miyawakiら³⁶⁾による結果(1975).

図7. 本自動計測法による、筋活動の開始時刻の計算方法を示す模式図. {EMG}: 周期的な活動を示すデジタル化された筋電図、 \bar{M} : 準定常状態の平均筋活動電位、 $g(t)$: 多項式近似曲線、 D : {EMG}の持続時間、 $\hat{g}(T_{on})$: \bar{M} を回帰式 $f(x)$ に代入して求めた推定値、 Δ : 自動計測される時刻.

図8. \bar{M} と $g(T_{on})$ および $g(T_{end})$ との相関を示す散布図. AT: 側頭筋前部、DG: 顎二腹筋前復、OI: 下唇部口輪筋、GG: オトガイ舌筋. 図は20咀嚼サイクルについての結果を示す.

図 9. 咬合相におけるデジタル筋電図 ($\{EMG\}$) と、筋電位データに最適に近似する多項式曲線、および自動計測結果と視覚による計測結果。同時記録した 4 筋の 1 咀嚼サイクルについての筋電図を示す。黒矢印：自動計測結果、白矢印：視覚による計測結果、 \bar{M} ：準定常状態の平均筋活動電位、 $g(t)$ ：多項式近似曲線、 D ：咬合相時間、 $\hat{g}(T_{on})$ 、 $\hat{g}(T_{end})$ ： \bar{M} を回帰式 $f(x)$ に代入して求めた推定値、 AT ：側頭筋前部、 DG ：顎二腹筋前復、 OI ：下唇部口輪筋、 GG ：オトガイ舌筋。

図 10. ガム咀嚼を行わせた時（左）と、周期的な顎の開閉運動を行わせた時（右）の、1サイクルについての時間的経過に伴う、咀嚼筋、口輪筋、および舌筋のデジタル筋電図と下顎運動の垂直方向への変位についての比較。筋活動は全て右側から記録した。時刻 0 は下顎を開口して習慣性咬頭嵌合位から 2mm 垂直下方の位置に達した時刻とした。 AT ：側頭筋前部、 DG ：顎二腹筋前復、 OI ：下唇部口輪筋、 GG ：オトガイ舌筋。図は 1 被検者の 1 サイクルについてのデータを示す。右端の棒グラフは安静時の筋活動電位を示す。

図 1 1. ガム咀嚼時の咀嚼筋、口輪筋および舌筋の正規化筋活動電位と下顎の垂直的変位量の平均と標準偏差を示す。(被検者 9 名、201 咀嚼サイクル)。AT: 側頭筋前部、DG: 顎二腹筋前復、OI: 下唇部口輪筋、GG: オトガイ舌筋、COout: 開口相を開始する位置、MOP: 最大開口位、COin: 閉口相を開始する位置、黒の領域: 平均、灰色の領域: 標準偏差。

図 1 2. ガム咀嚼時の側頭筋前部、顎二腹筋前復、下唇部口輪筋、およびオトガイ舌筋の筋活動の時間的關係を示す模式図。■、各筋の放電時刻と持続時間、AT: 側頭筋前部、DG: 顎二腹筋前復、OI: 下唇部口輪筋、GG: オトガイ舌筋、Open、開口相; Close、閉口相; Intercusp、咬合相。

表の説明

表1. 9名の被検者について、電極を設置して、あるいは設置しないで、ガムを咀嚼させて記録した時の、下顎の変位量の比較結果。COout2mm、5mm：下顎を開口して、習慣性咬頭嵌合位から2mmと5mm垂直下方に達した位置、MOP：最大開口位、COin2mm、5mm：下顎を閉口して、習慣性咬頭嵌合位から2mmと5mm垂直下方に達した位置。

表2. 準定常状態の平均筋活動電位 \bar{M} と $g(T_{on})$ および $g(T_{end})$ との間の相関係数、回帰式とその有意性。20咀嚼サイクルについての結果を示す。

AT：側頭筋前部、DG：顎二腹筋前復、OI：下唇部口輪筋、GG：オトガイ舌筋。

表3. 20咀嚼サイクルについて、視覚による、各被検筋活動の開始と終了時刻の計測結果と、自動計測結果との間の絶対差の平均と標準偏差。

AT：側頭筋前部、DG：顎二腹筋前復、OI：下唇部口輪筋、GG：オトガイ舌筋。

表4. 201咀嚼サイクルについて各被検筋間で、放電活動時刻を比較した結果. ATon、DGon、OIon、GGonはそれぞれ側頭筋前部、顎二腹筋前復、下唇部口輪筋、およびオトガイ舌筋の筋活動開始時刻を、ATend、DGend、OIend、GGendは放電終了時刻を示す. また、ATpkt、DGpkt、OIpkt、GGpktは最大放電時刻を示す.

表5. 被検筋間での筋活動時刻の相関分析結果.

ATon、DGon、OIon、GGonはそれぞれ側頭筋前部、顎二腹筋前復、下唇部口輪筋、およびオトガイ舌筋の筋活動開始時刻を、ATend、DGend、OIend、GGendは放電終了時刻を示す. また、ATpkt、DGpkt、OIpkt、GGpktは最大放電時刻を示す.

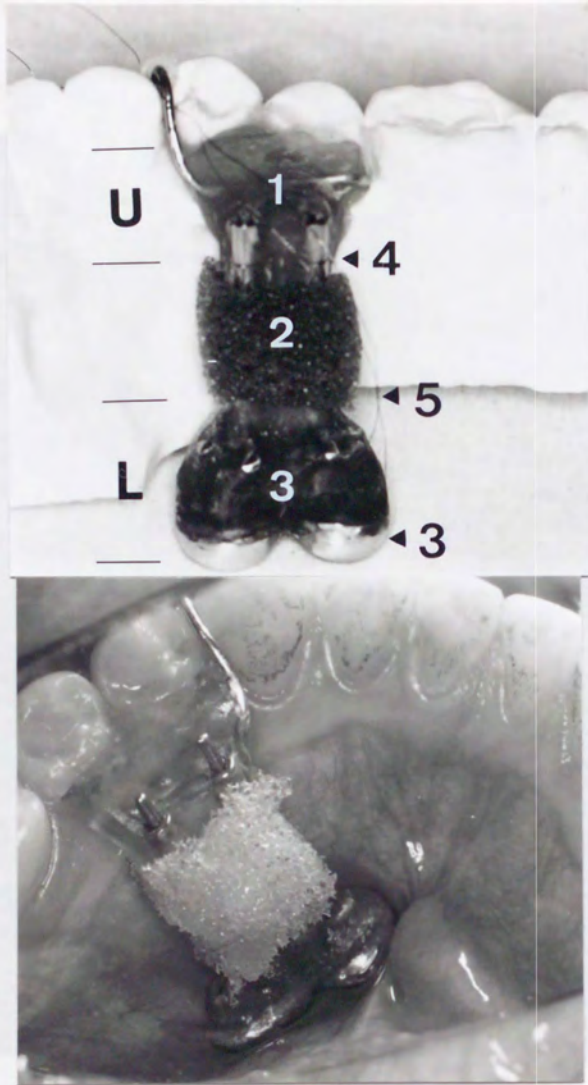


Figure 1.

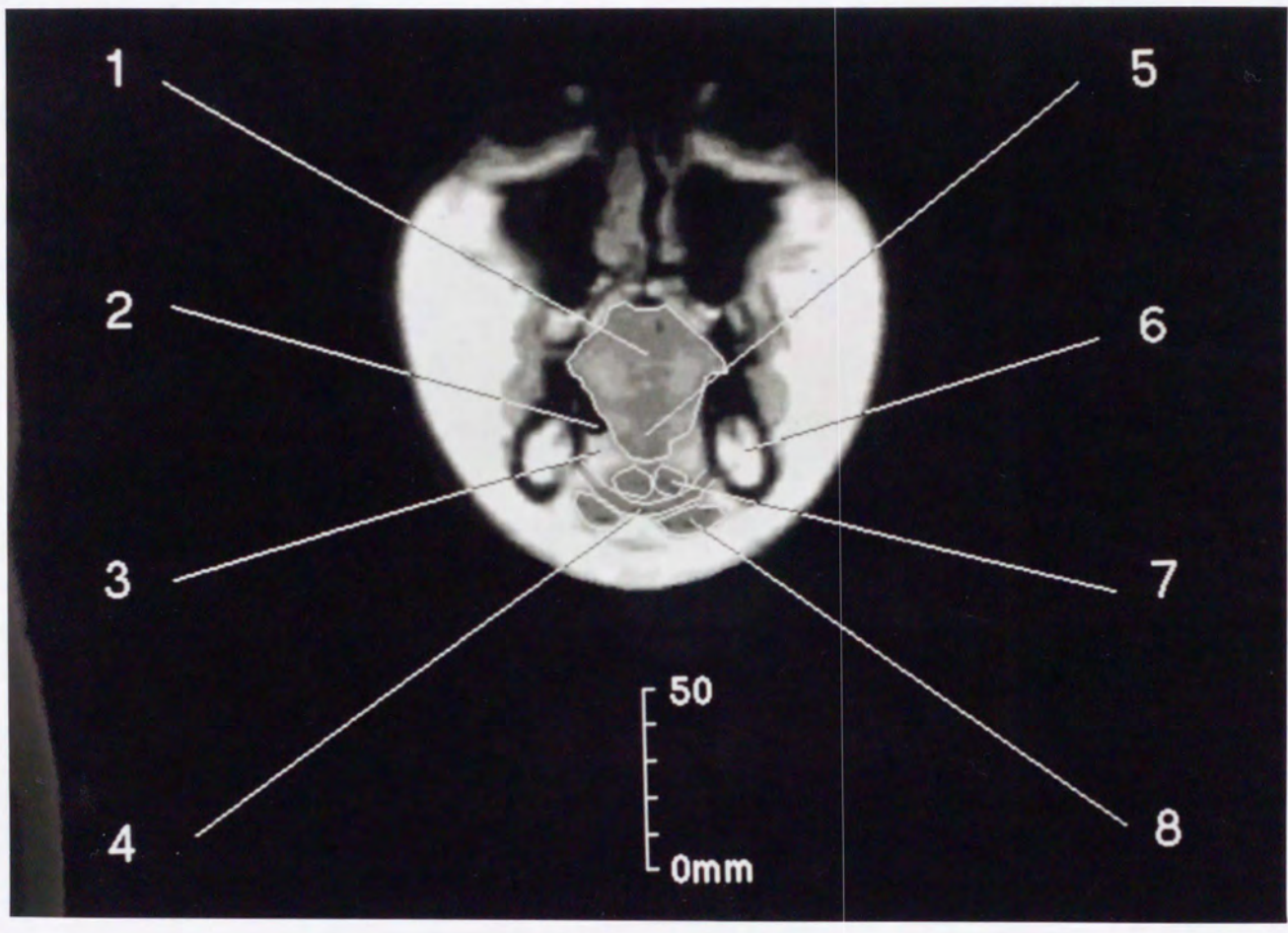


figura 2

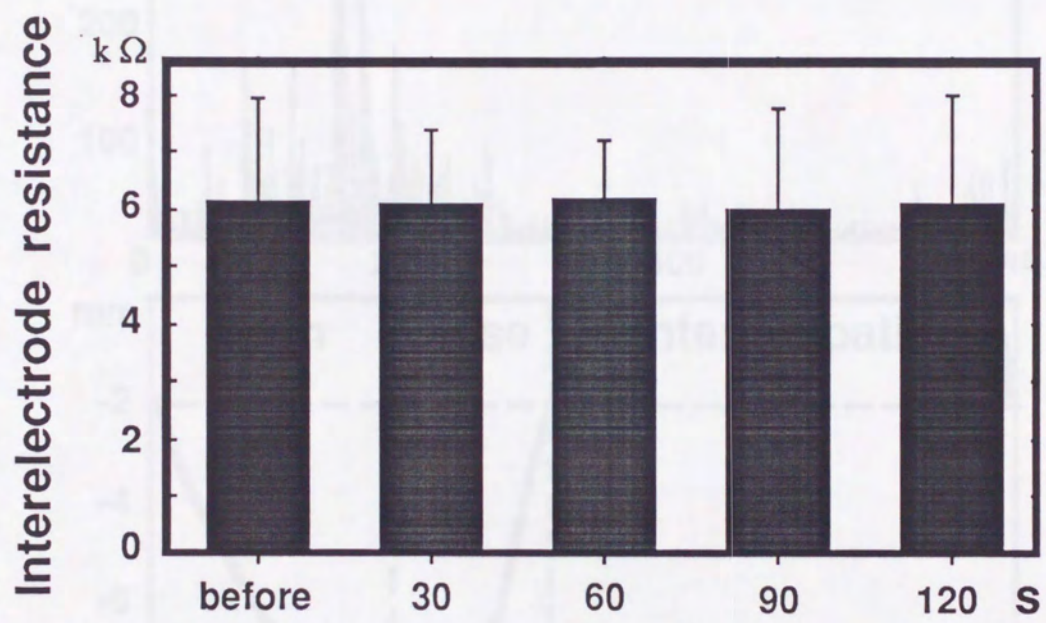


Figure 3

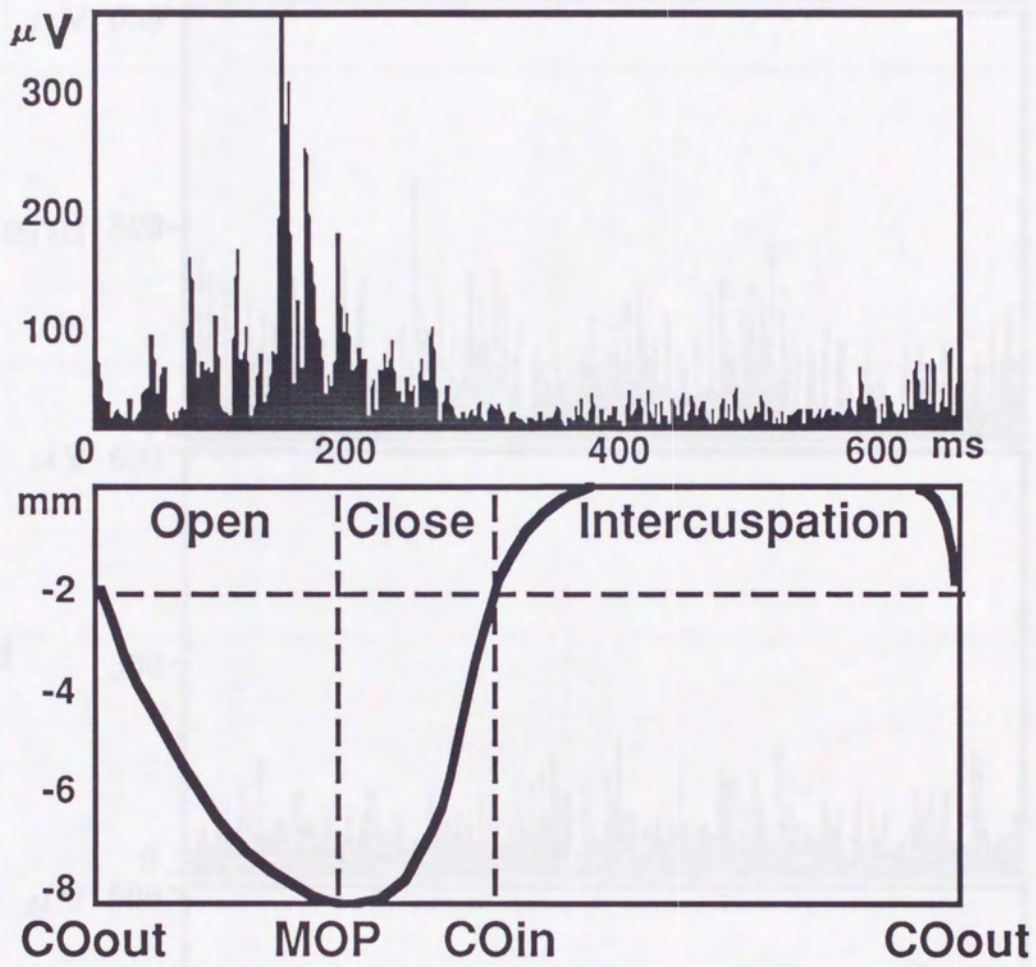


Figure 4

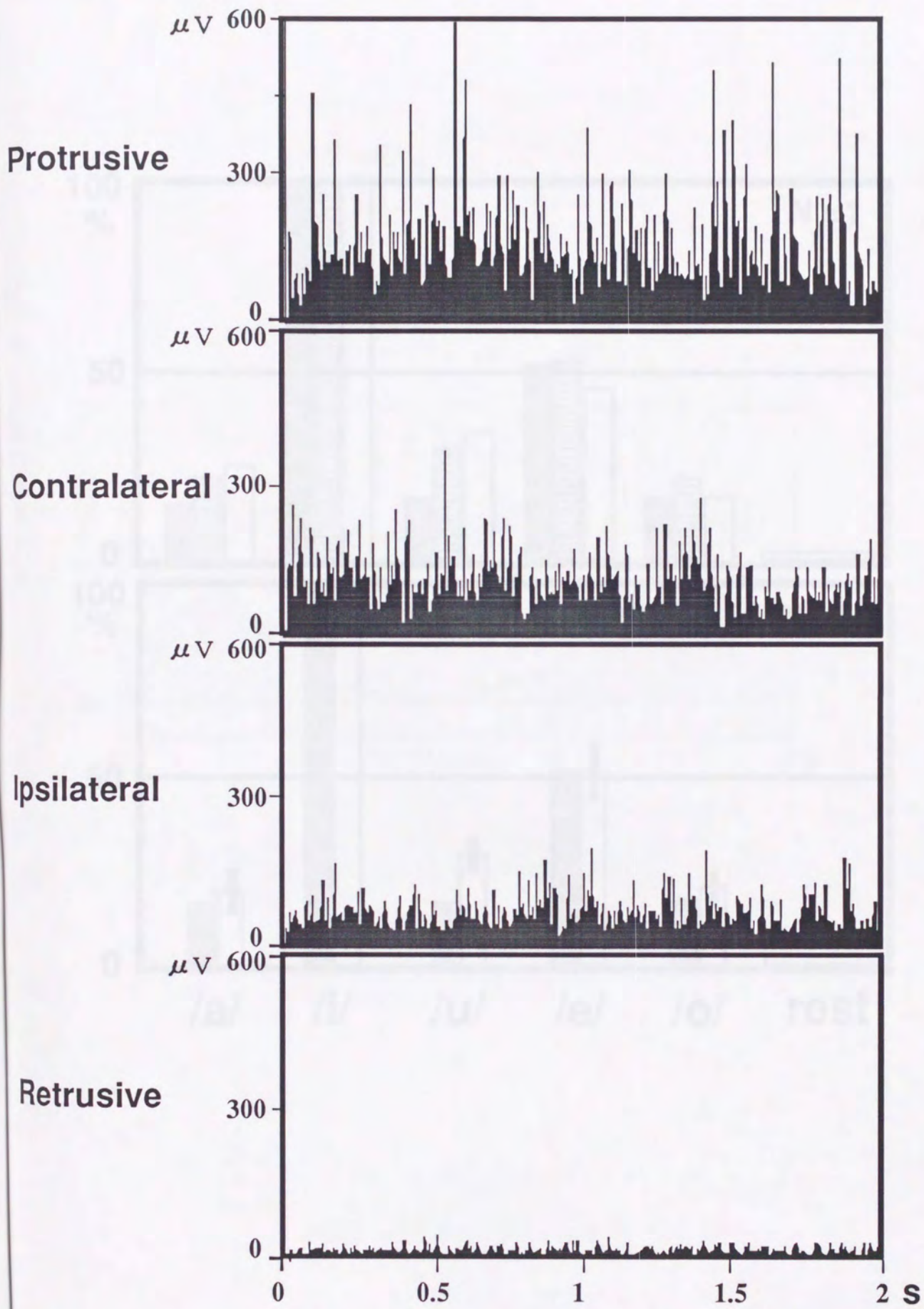


Figure 5

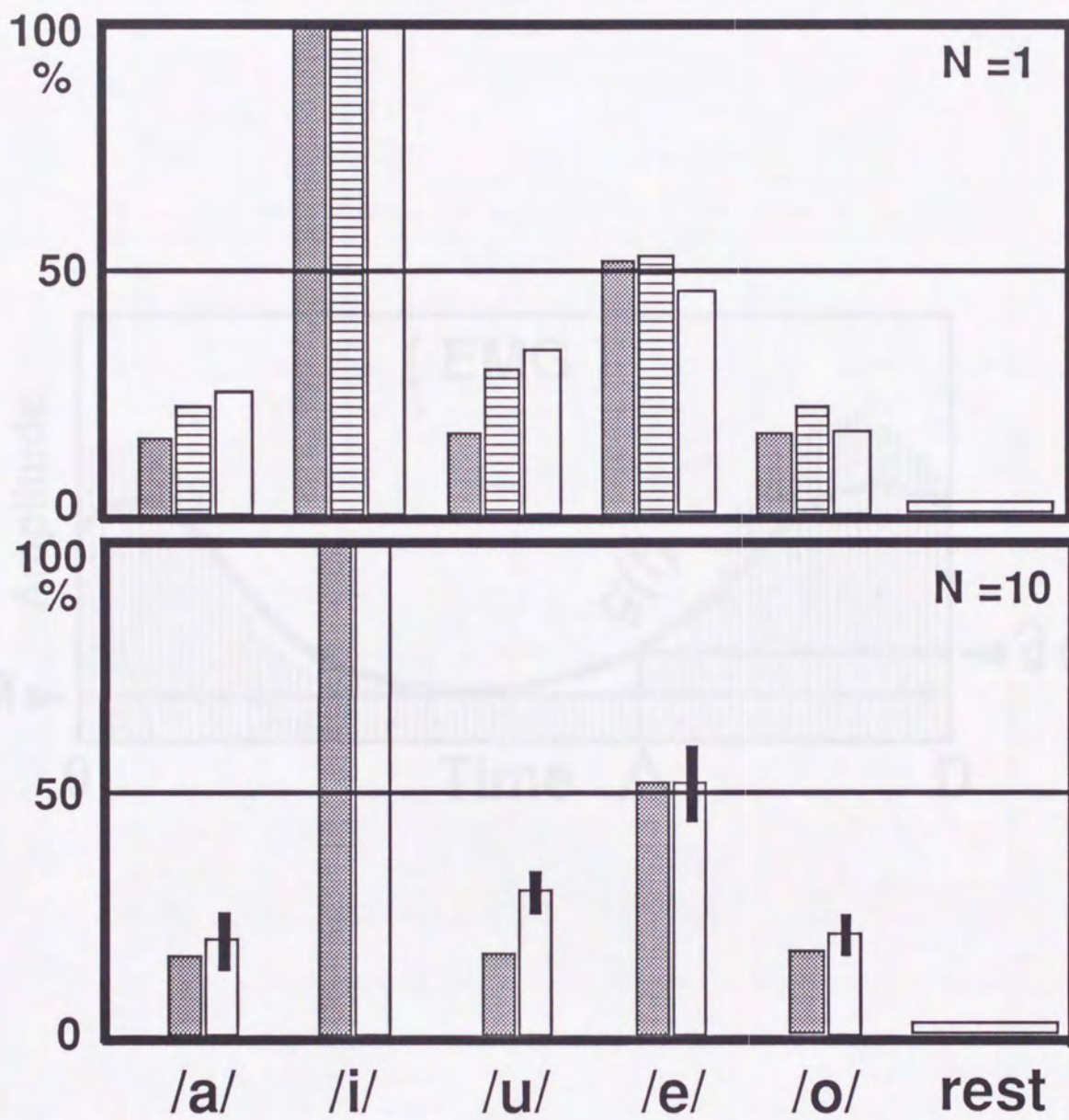


Figure 6

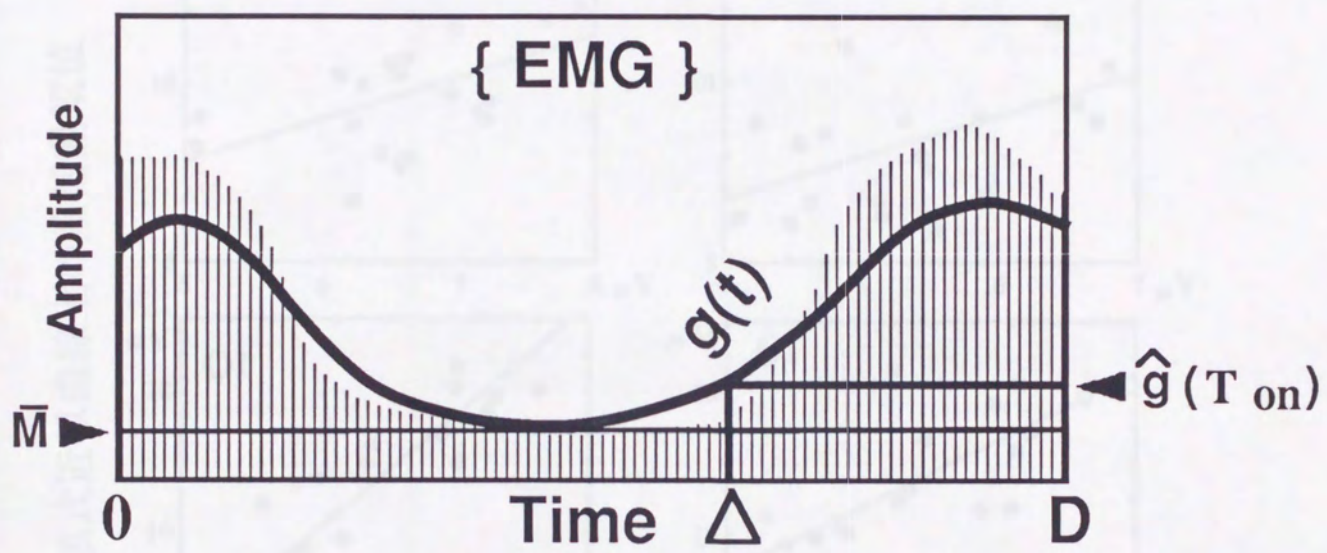


Figure 7

多項式近似曲線上の筋活動電位

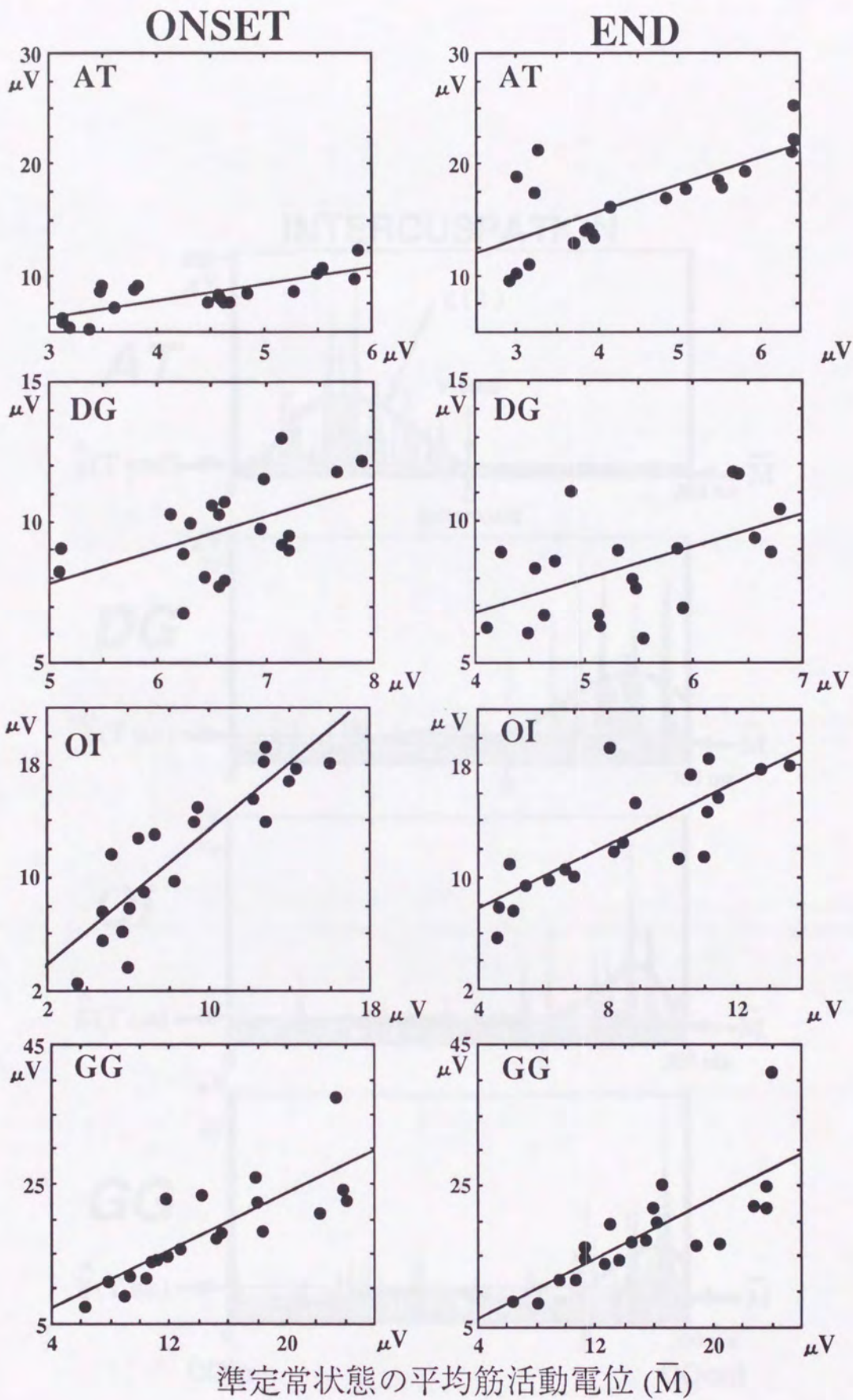


Figure 8

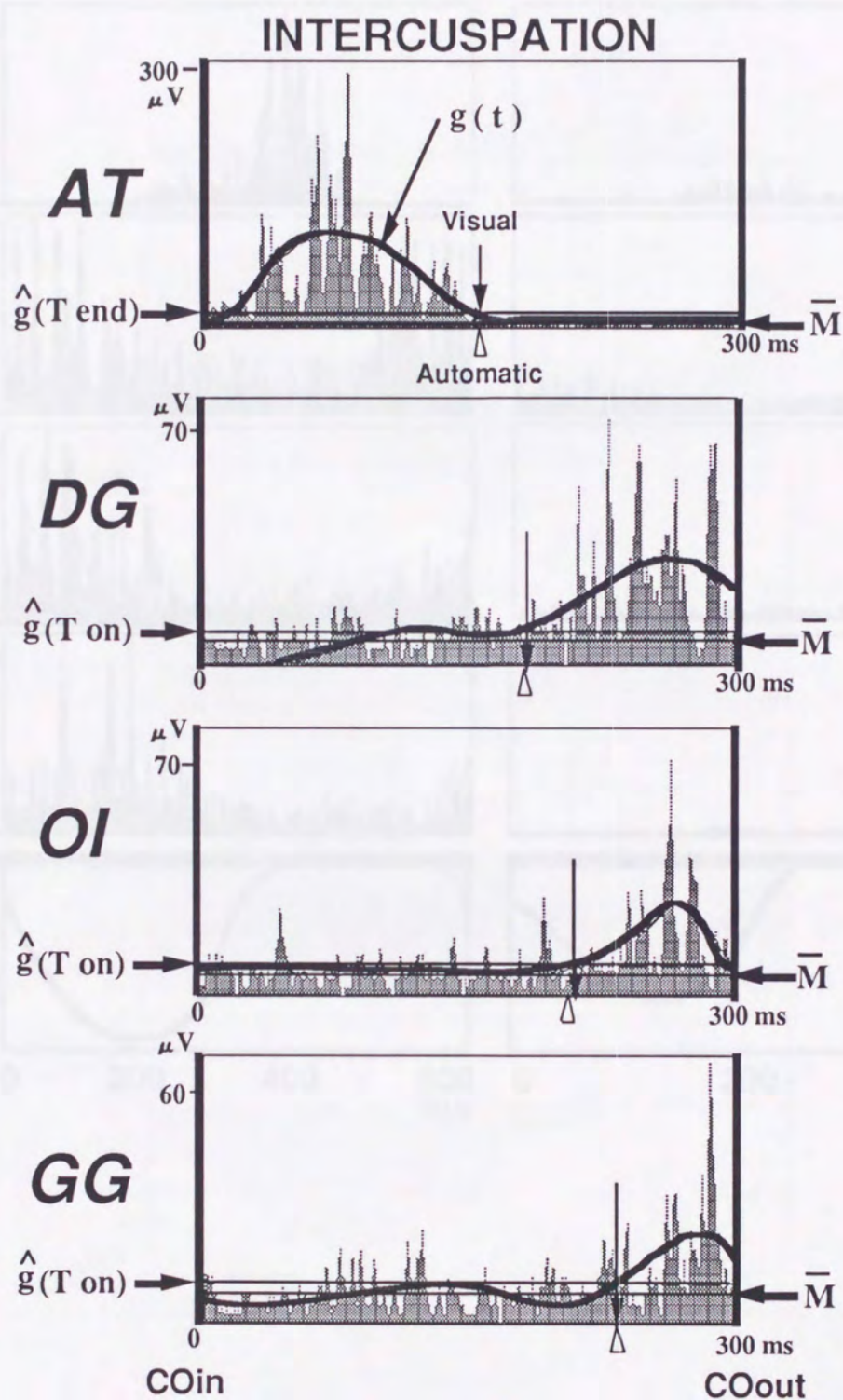


Figure 9

Chewing

Open/Close

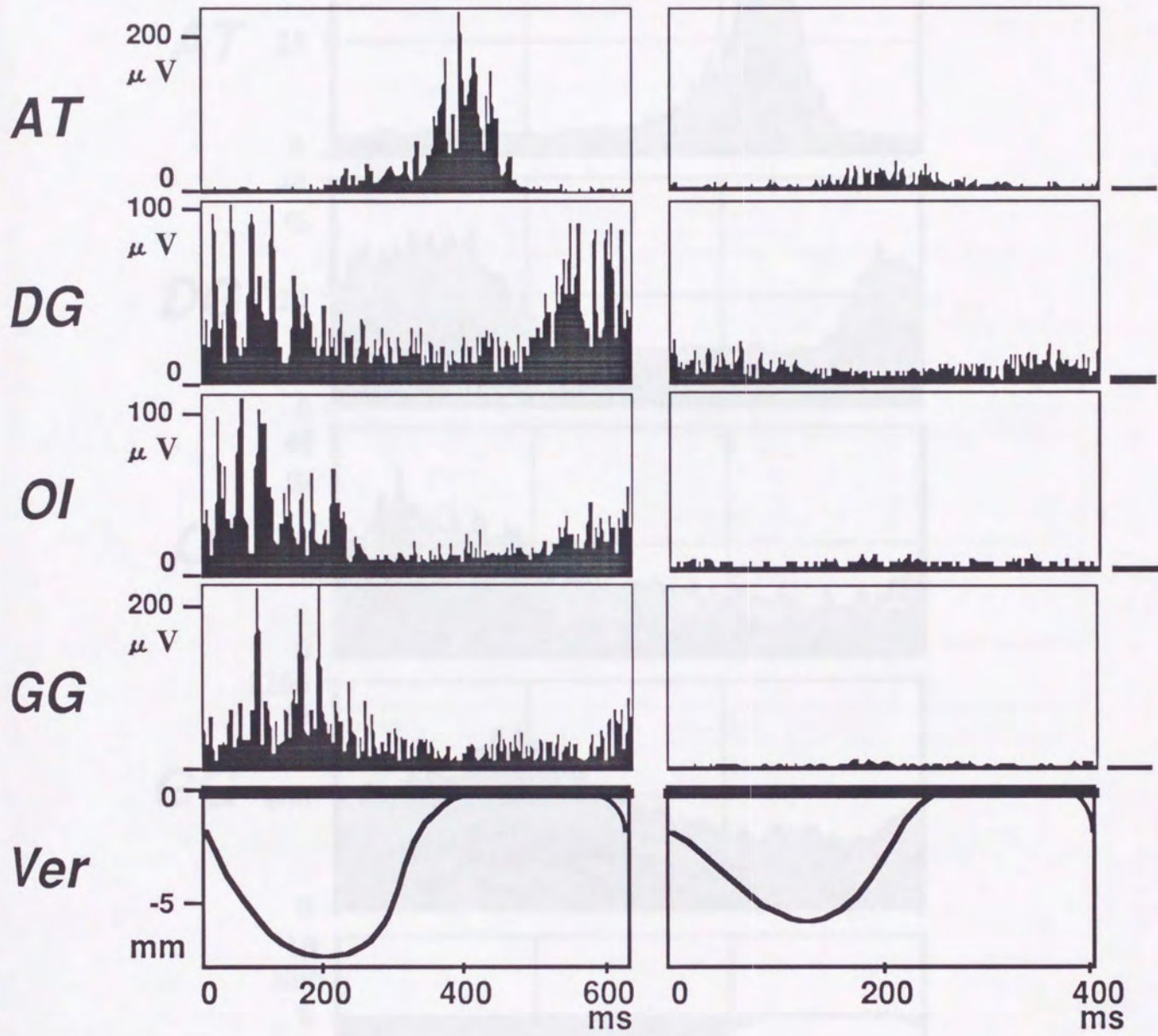


figure 10

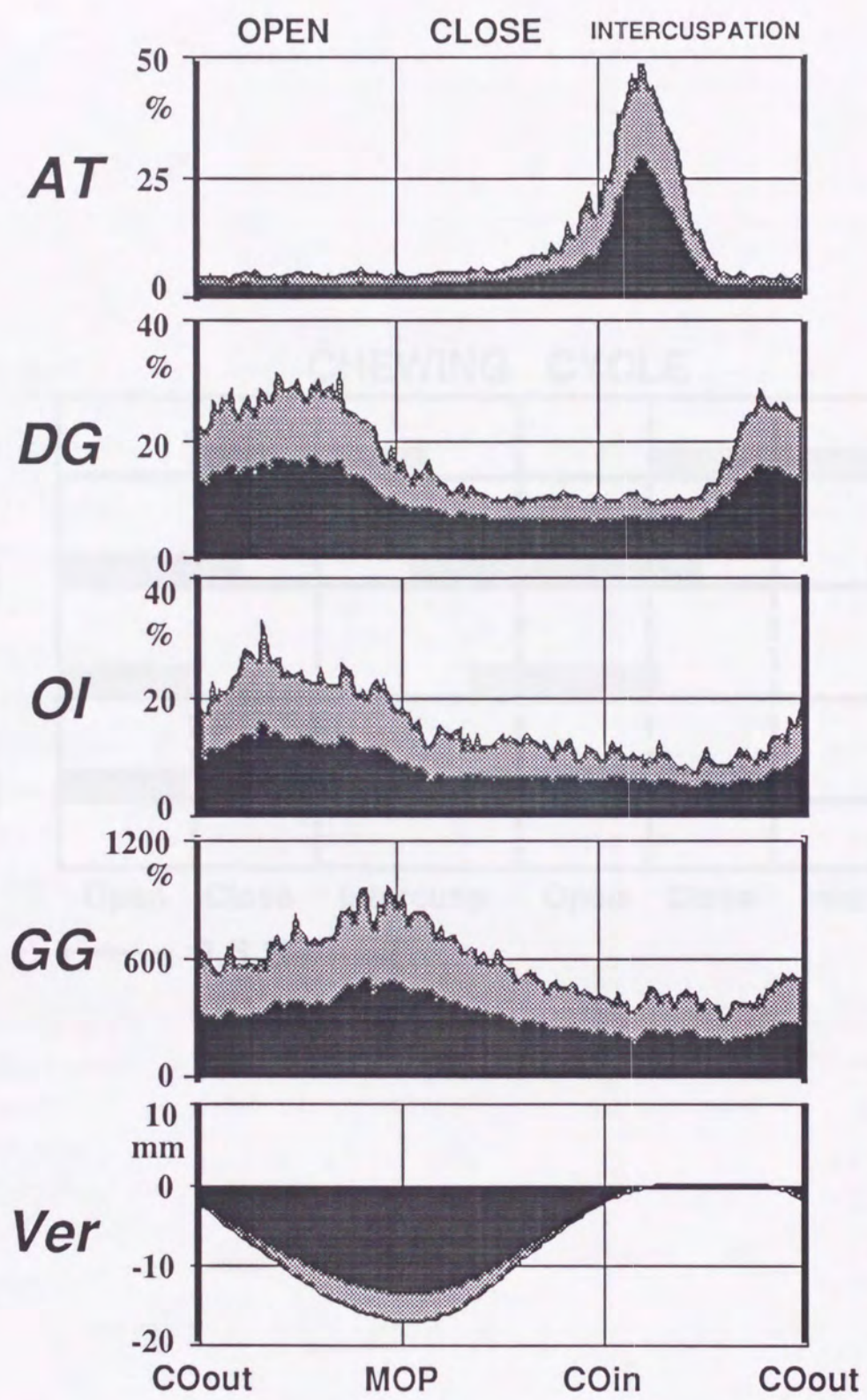


Figure 11

CHEWING CYCLE

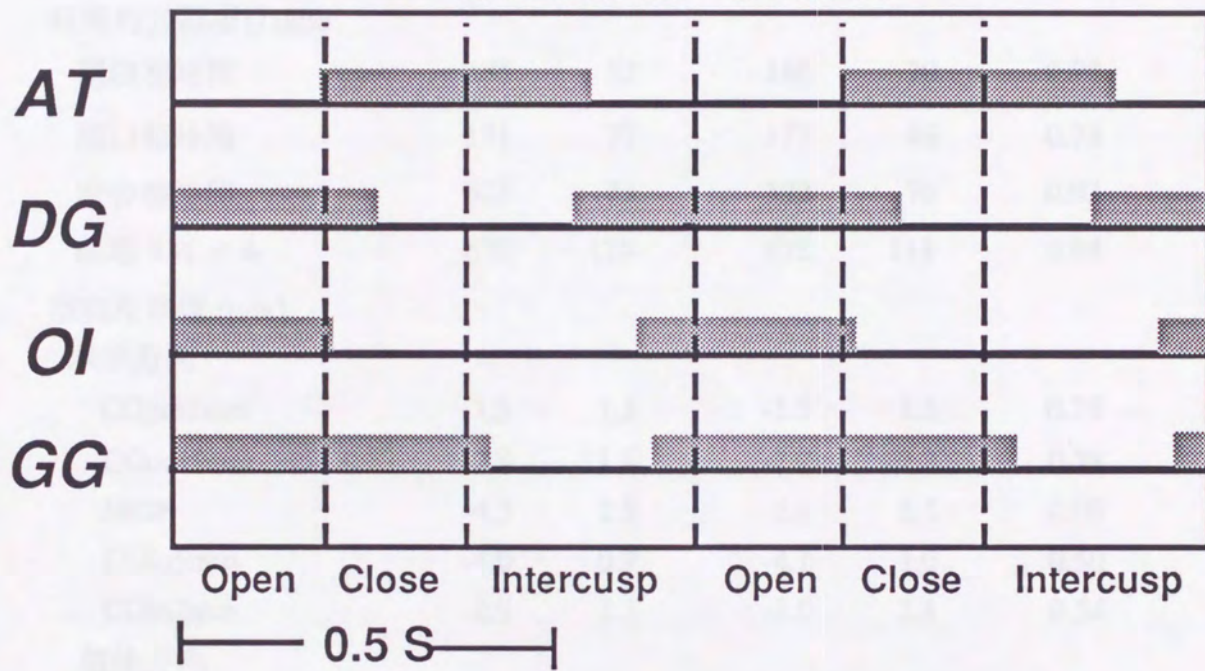


figure 12

表1

下顎運動パラメータ	電極設置		電極非設置		確率
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
時間的計測項目(ms)					
開口相時間	185	52	186	70	0.72
閉口相時間	171	77	173	46	0.78
咬合相時間	323	73	322	70	0.93
咀嚼サイクル	679	120	678	113	0.94
空間座標値 (mm)					
水平方向					
COout2mm	-1.5	1.1	-1.5	1.5	0.78
COout5mm	-2.8	1.8	-2.7	2.2	0.78
MOP	-4.5	2.8	-3.9	3.1	0.09
COin5mm	-4.0	0.7	-4.1	1.0	0.50
COin2mm	-2.9	1.2	-3.0	2.1	0.54
前後方向					
COout2mm	0.4	1.2	0.3	1.2	0.33
COout5mm	-0.8	2.6	-0.9	2.6	0.55
MOP	-6.7	5.5	-6.4	4.8	0.28
COin5mm	-1.6	2.0	-1.7	2.6	0.59
COin2mm	-0.1	0.9	-0.2	0.9	0.26
垂直方向					
MOP	-13.4	3.6	-12.8	2.4	0.09

table 1

表2.

目的変量	相関係数	確率	回帰式
$\xi_{OI}(\text{on})$	0.9008	<0.01	$\hat{g}(\text{on}) = 1.1730\bar{M} + 2.3181$
$\xi_{OI}(\text{end})$	0.8017	<0.01	$\hat{g}(\text{end}) = 1.1314\bar{M} + 3.2280$
$\xi_{GG}(\text{on})$	0.8124	<0.01	$\hat{g}(\text{on}) = 1.0301\bar{M} + 3.1330$
$\xi_{GG}(\text{end})$	0.7797	<0.01	$\hat{g}(\text{end}) = 1.5090\bar{M} + 2.1812$
$\xi_{DG}(\text{on})$	0.5282	<0.05	$\hat{g}(\text{on}) = 1.2063\bar{M} + 1.7503$
$\xi_{DG}(\text{end})$	0.5253	<0.05	$\hat{g}(\text{end}) = 1.1548\bar{M} + 2.1595$
$\xi_{AT}(\text{on})$	0.7692	<0.01	$\hat{g}(\text{on}) = 1.4565\bar{M} + 1.9878$
$\xi_{AT}(\text{end})$	0.7176	<0.01	$\hat{g}(\text{end}) = 2.4392\bar{M} + 5.9544$

table 2

表3

筋肉	筋放電活動の開始 と終了時刻	絶対差 (ms)	
		平均	標準偏差
AT	on	5.3	5.2
	end	4.9	2.9
DG	on	5.4	3.9
	end	9.8	7.3
OI	on	9.6	6.8
	end	7.5	5.8
GG	on	5.9	4.8
	end	9.1	6.3

table 3

表4. 各被検筋間で放電活動時刻を比較した結果

変量	平均の差 (ms)	確率
GGon>ATend	60	<0.01
GGon>OIon	12	<0.01
GGon>DGon	91	<0.01
OIon>DGon	79	<0.01
GGend>ATon	224	<0.01
GGend>DGend	150	<0.01
GGend>OIend	207	<0.01
DGend>OIend	57	<0.01
GGpkt>DGpkt	73	<0.01 †
GGpkt>OIpkt	121	<0.01 †
DGpkt>OIpkt	48	<0.01 †
ATon>GGpkt	14	<0.05 †
ATpkt=GGend	7	0.52
GGon>ATpkt	188	<0.01 †

†: Wilcoxonの順位和検定を行って比較したもの.

表5

変量	相関係数	確率
GGon vs. DGon	.9405*	<0.01
GGon vs. OIon	.9600*	<0.01
GGon vs. ATend	.9034*	<0.01
GGon vs. ATpkt	.9137*	<0.01 †
GGpkt vs. DGpkt	.2600	<0.01 †
GGpkt vs. OIpkt	.3507	<0.01 †
GGpkt vs. ATpkt	.4513	<0.01 †
GGpkt vs. ATon	.5028	<0.01 †
GGend vs. DGend	.9287*	<0.01
GGend vs. OIend	.8663*	<0.01
GGend vs. ATon	.6672	<0.01
GGend vs. ATpkt	.8825*	<0.01 †
DGon vs. OIon	.9700*	<0.01
DGpkt vs. OIpkt	.4552	<0.01 †
DGend vs. OIend	.9205*	<0.01
DGon vs. ATend	.9085*	<0.01
DGend vs. ATon	.7573	<0.01
OIon vs. ATend	.9357*	<0.01

*: 決定係数が75% ($r > 0.8660$)より大きいもの

†: Spearmanの相関係数を適用したもの.

変量	相関係数	有意
GOon vs. IOn	.940*	<0.01
GOon vs. OOn	.950*	<0.01
GOon vs. ATon	.901*	<0.01
GOon vs. ATpt	.913*	<0.01 †
GOpt vs. DOpt	.760	<0.01 †
GOpt vs. OOpt	.757	<0.01 †
GOpt vs. ATpt	.421	<0.01 †
GOpt vs. ATon	.282	<0.01 †
GOnd vs. DOnd	.927*	<0.01
GOnd vs. OOn	.863*	<0.01
GOnd vs. ATon	.662	<0.01
GOnd vs. ATpt	.822*	<0.01 †
DOon vs. OOn	.970*	<0.01
DOpt vs. OOpt	.422	<0.01 †
DOnd vs. OOn	.950*	<0.01
DOon vs. ATon	.901*	<0.01
DOnd vs. ATon	.722	<0.01
OOn vs. ATon	.927*	<0.01

*: 決定係数が0.75以上(=0.85)より大きいもの
 †: Spearmanの相関係数を適用したものである