



Title	咀嚼筋電図による咬合力推定システムの構築に関する検討
Author(s)	高橋, 奏多
Citation	北海道大学. 博士(歯学) 甲第14997号
Issue Date	2022-03-24
DOI	10.14943/doctoral.k14997
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/87616
Type	theses (doctoral)
File Information	takahashi_sota.pdf



[Instructions for use](#)

博士論文

咀嚼筋筋電図による咬合力推定システムの構築に 関する検討

令和4年3月申請

北海道大学
大学院歯学研究科口腔医学専攻

高橋 奏 多

抄録

咬合力の測定方法は、①人工歯冠内に荷重計を組み込み測定する方法、②超小型の荷重計を上下顎歯列間に挟み測定する方法、および③薄膜上の圧センサーを上下顎歯列間に挟み測定する方法の 3 種に大別される。上記の測定法はいずれも検査室内という限られた環境下でのみ測定可能なものであり、食事やブラキシズムなど日常動作の中で歯にどれくらいの咬合力が生じているかを簡便に測定することは現状では難しい。そこで、日常動作時も容易に測定可能な咀嚼筋筋電図データから、その時に発揮される咬合力を推定するシステムを構築して、咬合力を間接的に測定する方法が考えられる。本研究では、そのような咬合力推定システムを構築するため、予め同時測定しておいた筋電図と咬合力の関係を利用して、別日に測定した筋電図データから咬合力を推定する場合、誤差がどの程度となるかを検討した。

対象は顎口腔系に異常を認めないボランティアの被験者計 17 名（21-30 歳，平均 24.6 歳）である。両側咬筋，側頭筋，顎二腹筋前腹相当部より，通法に従い表面電極にて筋電図を導出した。最大随意咬みしめ（maximum voluntary clenching, MVC）までの 10 段階の力での咬みしめを行った。感圧咬合フィルム（GC 社デンタルプレスケール 50H: 以下プレスケールとする）を用いて咬合力を筋電図と同時に測定した。その他，ガム咀嚼，グミ咬み潰しの際の筋電図も測定した。測定は異日に 2 回行った。筋電図波形はデジタルフィルタにより平滑化 101 ポイント，絶対値化，ハイパスフィルタ 20Hz の処理を施し，手動でそれぞれの波形を抽出した。波形処理後，各種運動時の主咀嚼側咬筋最大振幅値（以下振幅）を抽出した。

主咀嚼側咬筋振幅と咬合力との間には一次線形的な関係が見られたので回帰式には 1 次式を採用した。2 日目の測定で得られた 10 段階の咬みしめ振幅を 1 日目の回帰式に代入して咬合力の推定値を求めた（N: 補正なしの回帰式による推定値）。推定精度向上のため，各種補正条件を施行した。（A）MVC 振幅，（B）MVC 振幅/咬合力，（C）主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅，（D）グミの咬み潰しの振幅の 4 項目を両測定日に行い，1 日目と 2 日目の比率を算出し，その比率を使用して補正した咬合力推定を行った。プレスケールによる実測値（T）と各推定値との差を求め，被験者毎の平均値を計算した（実験①）。2 回（1 日目，2 日目）の測定が終了した被験者のうち，7 名に対しては 3 回目（3 日目）の測定を行った。1 日目の主咀嚼側咬筋電極を約 2 センチ後方にずらした位置に貼付して 3 日目の測定を行った（実験②）。

実験①では、推定値と実測値の誤差は補正なしのもので被験者 17 人の平均で約 124N (標準偏差 72.9N) であった。補正なしの推定値の場合の誤差と補正を行った推定値の場合の誤差との間には何れの補正の場合でも有意差は認められず、補正を行って推定しても、誤差が著しく少なくなるような傾向はみられなかった。

実験②では、補正なしの推定値と比較して、(A) MVC 振幅、(B) MVC 振幅/咬合力によって補正を行った推定値について対応のある t 検定を行うと誤差が有意に少なくなる結果となった。(C) 主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅、(D) グミの咬み潰しの振幅による補正を行った推定値では有意差なしの結果となった。

本研究から、最大咬みしめが安定している正常者では、異なる測定日間で電極の位置をほぼ咬筋中央に貼った場合は、特に補正を行わなくても、誤差約 100N で咬合力を推定することが可能であることが分かった。一方、最大咬みしめが安定している正常者でも、測定日間で電極の位置が大きく異なる場合には、各々の測定日の MVC 振幅、MVC 振幅/咬合力の比率によって補正することにより、推定値の誤差は大幅に少なくなることが明らかとなった。

キーワード：咀嚼筋筋電図，デンタルプレスケール，咬合力の推定，回帰式，最大咬みしめ

緒言

歯に直接かかる力である咬合力を測定する試みは以前から行われてきた。咬合力とは、上下顎歯の咬合面間に働く力であり、咬合力の測定は圧縮荷重を対象に行われる。咬合力の測定方法は、①人工歯冠内に荷重計を組み込み、咬合面に働く圧縮荷重を歯冠と歯根（インプラント体を含む）との間の圧縮力として測定する方法、②超小型の荷重計を上下顎歯列間に挟み、特定の一点に働く圧縮荷重を測定する方法、および③薄膜上の圧センサーを上下顎歯列間に挟み、上下顎歯咬合面上の圧縮応力分布を測定する方法の 3 種に大別される。¹⁾

人工歯冠内に荷重計を組み込む測定では、歯冠補綴装置に超小型ロードセル²⁾や 3 分力計³⁾を組み込んで測定を行う。たとえばスイスのキスラー社の超小型水晶圧電式 3 分力計を上顎第二大臼歯の歯冠補綴装置内に組み込み、咀嚼中の咬合力を測定した報告がある³⁾。歯冠内咬合力計は、咬合に影響を及ぼさず、生

理的条件下で咬合力測定が行えるのが最大の魅力である。一方で歯質欠損のない天然歯に応用できないなど被験者、被験歯に制約がある。

超小型の荷重計を上下顎歯列間に挟み、特定の一点に働く圧縮荷重を測定する方法で代表的なものには長野計器社製のオクルーザルフォースメーター GM10⁴⁾がある。天然歯と人工歯の区別なしに利用できるのが長所であるが、咀嚼中の咬合力は不可能であることや、荷重計によって咬合挙上されてしまうことによって閉口筋長さの変化を最大咬合力に影響を及ぼすことが欠点である。

薄膜上の圧センサーを上下顎歯列間に挟み、上下顎歯咬合面上の圧縮応力分布を測定する方法では GC 社製の Dental Prescale⁵⁾ やニッタ社製の T-scanIII センサー⁶⁾がある。測定レンジや精度は荷重計を用いた咬合力測定に及ばないが、実際の咬合に近い環境で咬合力を測定できるという利点がある。

上記の測定法はいずれも検査室内という限られた環境下でのみ測定可能なものであり、食事やブラキシズム（歯ぎしり、くいしばり）⁷⁾などの日常動作の中で歯にどれくらいの咬合力が生じているかを簡便に測定することは現状では難しい。そこで、日常動作時も容易に測定可能な咀嚼筋筋電図データから、その時に発揮される咬合力を推定するシステムを構築して、咬合力を間接的に測定する方法が考えられる。本研究では、そのような咬合力推定システムを構築するため、予め同時測定しておいた筋電図と咬合力の関係を利用して、別日に測定した筋電図データから咬合力を推定する場合、誤差がどの程度となるかを検討した。

方法

1. 対象

対象は顎口腔系に異常を認めないボランティアの被験者計 17 名（21-30 歳、平均 24.6 歳）である。粘着テープ類や金属類にアレルギーの既往のある被験者、皮膚が過敏な被験者は対象から除外した。何れも、本研究への参加にあたり十分な説明を受けた後、十分な理解の上、研究対象者本人の自由意思による同意が得られた者を対象とした。なお、本研究は北海道大学の歯学研究院臨床・疫学研究倫理審査委員会の承認（承認番号：2019 第 12 号）を得ており、被験者に対し、研究参加前に十分な説明を行い、文書により同意を得た。

2. 問診・各種診査

被験者基本情報の記録（年齢、性別、既往歴、身長、体重等）、歯科関連についての問診、口腔内診査を行った。

3. 測定項目

- ・咀嚼筋筋電図：両側咬筋，側頭筋，顎二腹筋前腹相当部より，通法に従い表面電極にて導出した．（図 1）電極はディスプレイ電極 F ビトロード（日本光電工業株式会社）を使用した．測定機器には，筋電計 EMG-025（原田電子工業株式会社）及び A/D コンバータ Power Lab 2/26 および 4/26（ADINSTRUMENTS Co.）を使用した．
- ・咬合力測定：感圧咬合フィルム（GC 社デンタルプレスケール 50H:以下プレスケールとする）を使用し測定した．

4. 測定方法

実験①

- ・電極貼付部皮膚に対してスキנקリーナー OA-426（フクダ電子株式会社）にて清掃，アルコール消毒を行い，両側咬筋（Mm），側頭筋（Tm），顎二腹筋前腹の筋腹中央にそれぞれ電極を貼付した．（図 1）
- ・咬合接触部位を正確に把握するため，咬合採得用シリコーン印象材 GRABITY BITE（YMAHACHI）による咬合採得を行った．
- ・最大随意咬みしめ（maximum voluntary clenching, MVC）までの 10 段階の力での咬みしめを行った．プレスケールを用いて咬合力を筋電図と同時に測定した．
- ・その他ガム咀嚼，グミ咬み潰しの際の筋電図も測定した．ガム咀嚼は 1 分間の自由咀嚼でガムを軟化してもらい，その後主咀嚼側による咀嚼を行った．グミ咬み潰しは主咀嚼側大白歯での咬み潰しを行った．
- ・測定は異日に 2 回行った．
- ・筋電図は波形処理後，各種運動時の主咀嚼側咬筋最大振幅値（以下振幅）を抽出した．（図 2）

実験②

- ・2 回の測定が終了した被験者 7 名に対して 3 日目の測定を行った．1 日目の電極貼付位置を図 3 のように透明なシート上で記録し，主咀嚼側 Mm 電極を約 2 センチ後方にずらして 3 日目の測定を行った（図 3）．

5. データ解析方法

Lab chart 8 を使用し，波形はデジタルフィルタにより平滑化 101 ポイント，絶対値化，ハイパスフィルタ 20Hz の処理を施し，手動でそれぞれの波形を抽出した．

6. 咬合力推定の演算

1 日目で得られた 10 段階咬みしめ時の主咀嚼側咬筋振幅と同時測定したプレスケールで測定した咬合力との関係を図に示す (図 4). 主咀嚼側 Mm 振幅と咬合力の間には一次線形的な関係が見られたので回帰式には 1 次式を採用した. 2 日目の測定で得られた 10 段階の咬みしめ振幅を 1 日目の回帰式に代入して咬合力の推定値を求めた (N:補正なしの回帰式による推定値). 推定精度向上のため, 各種補正条件を施行した. (A) MVC 振幅, (B) MVC 振幅/咬合力, (C) 主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅, (D) グミの咬み潰しの振幅の 4 項目を両測定日に行い, 1 日目と 2 日目の比率を算出し, その比率を使用して補正した咬合力推定を行った. なお, 最大咬みしめは 3 回行ってその平均値を, ガム咀嚼は咀嚼時振幅のうち, 開始から 5~14 回の計 10 回の平均値を, グミ咀嚼では 4 回の試行の平均値を用いている. プレスケールによる実測値 (T) と各推定値との差を求め, 被験者毎の平均値を計算した (実験①) (図 5). 2 回 (1 日目, 2 日目) の測定が終了した被験者のうち, 7 名に対しては 3 回目 (3 日目) の測定を行った. 1 回目の主咀嚼側咬筋電極を約 2 センチ後方にずらした位置に貼付して 3 回目の測定を行った (実験②) (図 6).

7. 統計解析

実験 1

エクセルアドインソフト Statcel3 (オーエムエス出版) を用いて統計解析を行った. N, A, B, C, D 各群に対して正規性の検定を行った結果, 各群は正規性に従わなかった. N と A, N と B, N と C, N と D 間についてそれぞれウィルコクソンの符号付順位和検定を行った. 有意水準は 5% とした.

実験 2

N, A, B, C, D の各群は正規性に従った. N と A, N と B, N と C, N と D 間についてそれぞれ対応のある t 検定を行った. 有意水準は 5% とした.

結果

実験①では, 推定値と実測値の誤差は補正なしのもので被験者 17 人の平均で約 124N (標準偏差 72.9N) であった (図 7). 補正なしの推定値の場合の誤差と補正を行った推定値の場合の誤差との間には何れの補正の場合でも有意差は認

められず、補正を行って推定しても、誤差が著しく少なくなるような傾向はみられなかった。

実験②では、補正なしの推定値と比較して、(A) MVC 振幅、(B) MVC 振幅/咬合力によって補正を行った推定値について対応のある t 検定を行うと誤差が有意に少なくなる結果となった。(C) 主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅、(D) グミの咬み潰しの振幅による補正を行った推定値では有意差なしの結果となった (図 8)。

考察

筋電図検査で測定される波形に影響を与える因子はいくつかあり、同一被験者においても別日測定値間を評価する際には注意が必要である。電極やペーストの種類、皮膚-電極間抵抗、脂肪層の違い、電極貼付位置、電極間距離など様々な条件の影響を受けることが分かっている⁸⁾。今回は電極やペースト、電極間距離などの条件を一定にして測定を行った。また、測定日間の条件に差があった場合を想定し、筋電図波形を規格化できるよう、各種補正を検討した。最大咬みしめによる評価は筋電図データを取り扱うときに頻繁に行われるが、随意による最大咬みしめがどの程度再現性があるかは不明である⁹⁾。そこで、他の補正項目の候補としてガム咀嚼やグミの咬み潰しの項目を検討した。

咀嚼運動は周期性をもつ運動であり、類似運動サイクルが繰り返し行われる。呼吸運動や歩行運動のように意識しなくとも自動的に行われ、下顎、舌、頬、口唇は、咀嚼する食物の性状に応じた適切なパターンで協調して動く。一方、意識的に強く咬んだり、咀嚼のリズムを変えたりすることも可能であり、随意的調節も可能である¹⁰⁾。ガム咀嚼では、一分間の自由咀嚼を行って軟化させたあとに主咀嚼側で咬むように指示した。軟化後のガムは硬さが一定であり、咀嚼は不随意的な要素も関わるので各日で再現性のある動作ではないかと考え、補正項目として検討した。

グミ咬みしめに使用したグルコラムは咀嚼機能検査に用いられるグミである¹¹⁾。咀嚼機能検査は咀嚼時のグルコース溶出量は、咀嚼時間、咀嚼回数との間に優位に正の相関が認められることから、グルコース溶出量を測定することによって咀嚼効率を評価するものである。このように規格が決められたグミでは硬さは 1 粒ごとに差異がない。グミを咬み潰すのに必要な力に変化はないので、別日での咬み潰し間で再現性があるのではないかと考えた。

実験 1 で補正なしの推測値と各種補正を行った推測値との間での誤差に大きな変化が無かった。実験 1 の結果より、測定の条件を統一することができれば、測定で得られた振幅をそのまま回帰式に当てはめて、ある程度の精度で咬合力

の推測を行えることが分かった。推定の誤差の平均は各補正で約 100~120N であった。今回の実験で用いたのと同じプレスケールで最大咬合力を測定した文献では、若年成人健常有歯顎者の推定平均咬合力は 857N としている¹²⁾。誤差 100N はこの 8.57%になる。

鶴見大学平田らは筋電図波形と咬合力の関係を調べ、回帰式から咬合力を推測した¹³⁾。ここでは咬合力測定装置は被験者ごとに作製し上顎プレートと下顎プレート、およびロードセルで構成されたものを使用し、同一実験室内での推測は可能であることは分かっている。しかし、電極を貼り直しての測定、異日間での推測が可能かに関しては分かっていない。今回の実験のように咬合力が推定できれば、実験室を離れた環境、日常動作の中でも簡便に咬合力の推測が可能となり、異日測定値間の筋電図データからでも咬合力の評価ができるようになる。日常の中での咬合力の実態をより詳しく把握できるようになると期待できる。

また、測定日間の条件を変化させた状態での推測を検討するため、3日目の測定を行った(実験2)。電極貼付位置を変化させることにより、測定される筋電図波形は大きく変化した。具体的には、電極を Mm 筋腹後方 2cm に貼付した条件での振幅は中央に貼付した振幅よりも小さく観測された、これにより実験2では補正なしの推測値では実測値よりも咬合力が小さい値に計算され、誤差が大きくなったと考えられる。補正なしの推測値では誤差は平均で約 186N であった。各種補正の中で A (最大咬みしめによる補正) と B (最大咬みしめとプレスールによる補正) では優位に誤差が減少した (A:P=0.00730 B:P=0.0236)。誤差の平均値は A 約 72N, B で約 90N 減少した。C (ガム咀嚼による補正), D (グミ咬み潰しによる補正) と補正なしの推測値間では有意差はみとめなかったが (C:P=0.282 D:P=0.202), 誤差の平均値は C で約 40N, D で約 63N 減少していた。被験者数を増やすとガム, グミによる補正にも有意差がみられるようになる可能性がある。

本研究から、最大咬みしめが安定している正常者では、異なる測定日間で電極の位置をほぼ咬筋中央に貼った場合は、特に補正を行わなくても、誤差約 100N で咬合力を推定することが可能であることが分かった。一方、最大咬みしめが安定している正常者でも、測定日間で電極の位置が大きく異なる場合には、各々の測定日の MVC 振幅, MVC 振幅/咬合力の比率によって補正することにより、推測値の誤差は大幅に少なくなることが明らかとなった。

今回の被験者では最大咬みしめが安定していたことにより A, B による補正が精度向上につながったと考えられるが、先に述べたように最大咬みしめが安定しないようなケースも想定できる。例として挙げると顎関節症患者で筋痛を訴える場合である¹⁴⁾。そのような場合には最大咬みしめによらない補正を検討することが必要である。

推定の精度に影響を与える因子としては回帰式自体の精度も考慮しなければならない。筋力はある限られた範囲内であれば、筋活動電位の振幅や積分値と正比例の関係にあることが明らかにされている。また、同様の関係が咬合力と咀嚼筋群の電氣的活動量との間にも認められている¹⁵⁾。

今後は被験者数を増やしガム咀嚼、グミ咬み潰しによる補正の効果を検討することや最大咬みしめにばらつきがある人をどのように補正するかを課題としていく予定である。また、今回は一変数による一次式による回帰式を用いたが、多変数にすることや、咬みしめ強さのレベルにより複数の回帰式を用いるなど、回帰式自体の検討も行う予定である。

結論

最大咬みしめが安定している正常者で、異なる測定日間で電極の位置をほぼ咬筋中央に貼った場合には特に補正を行わなくても誤差約 100N で咬合力を推定することが可能であることが分かった。最大咬みしめが安定している正常者でも、測定日間で電極の位置が大きく異なる場合には、各々の測定日の MVC 振幅、MVC 振幅/咬合力の比率によって補正することにより、推測値の誤差は大幅に少なくなることが明らかとなった。

謝辞

稿を終えるにあたり、研究開始から終始、懇切なる御指導を賜った北海道大学歯学研究院冠橋義歯補綴学教室、山口泰彦教授に謹んで深謝の意を表します。また、本研究に多大なる御協力を頂いた、冠橋義歯補綴学教室、中島利徳先生、前田正名先生、斎藤未来先生、石丸智也先生、高次口腔医療センター顎関節治療部門、三上紗季先生、後藤田章人先生に深く感謝致します。

利益相反

本論文に開示すべき利益相反関係にある企業はない。

文献

- 1) 顎口腔機能学会編, 「新よくわかる顎口腔機能 咬合・摂食嚥下・発音を理解する」. 第1版第1刷:45, 2017
- 2) 西山雄一郎, 大貫昌理, 細井紀雄, 東條敏明. ロードセルを用いた咬合力の三次元的測定に関する検討. 顎機能誌 J, Jpn. Soc. Stomatognath. Funct. 5:31-39, 1998
- 3) Kawaguchi T, Kawata T, Kuriyawawa T, Sasaki K. In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. J biomech, 40:244-251, 2007
- 4) 新川 哲子, 林田 直美, 森下 路子, 平良 文亨, 関谷 悠以, 入江寿美子, 寺岡征太郎, 釜崎 敏彦, 橋口香菜美, 吉田 浩二, 高村 昇一. 一般高齢者の客観的咬合力と QOL との関連. 長崎大学保健学研究, 23(2):29-34, 2011
- 5) 山口泰彦, 久恒泰宏, 木村朋義, 小松孝雪, 内山洋一. デンタルプレスケール(R)を用いた咬合接触部位の診査法に関する検討-咬頭嵌合位における咬合接触部位の検出率について-. J. Jpn. Prosthodont. Soc. 39:1113-1120, 1995
- 6) 田中昌博, 龍田光弘, 川添堯彬. T-スキャンIIによる咬頭嵌合の時系列分析. 顎機能誌, J. Jpn. Soc. Stomatognath. Funct. 12:17-20, 2005
- 7) 山口泰彦, 三上紗季, 前田正名, 斎藤未来, 後藤田章人. 睡眠時ブラキシズムに対する睡眠時筋電図検査の保険収載と歯科医療革命. 日補綴会誌, Ann Jpn Prosthodont Soc 13:28-33, 2021
- 8) 木村貞治, 筋力と筋電図. 運動生理第7(3):175-187, 1992
- 9) 中島利徳, 山口泰彦, 三上紗季, 菱川龍樹, 斎藤未来, 岡田和樹, 後藤田章人, 谷内田渉, 前田正名. ブラキシズム患者の日常生活における咀嚼時咬筋筋電図%MVC値と最大咬合力の関係. 顎機能誌, J. Jpn. Soc. Stomatognath. Funct. 23:10-16, 2016
- 10) 顎口腔機能学会編, 「新よくわかる顎口腔機能 咬合・摂食嚥下・発音を理解する」. 第1版第1刷:129, 2017
- 11) 坂口究, 知野圭佑, 横山敦郎. 咬合および咀嚼機能の臨床検査の今. 北海道歯学雑誌, 37(2):177-180, 2017
- 12) 顎口腔機能学会編, 「新よくわかる顎口腔機能 咬合・摂食嚥下・発音を理解する」 第1版第1刷:頁48, 2017
- 13) 平田博昭. 筋電図による咬合力測定法における咬みしめ速度の影響に関する研究. 鶴見歯学, 15(1):211-233, 1989
- 14) 佐藤智昭, 服部佳功, 荻野友紀, 東恭子, 渡辺誠. 咬合力分布に基づく顎関節症患者の顎機能診断. 日顎誌, J. Jpn. Soc. TMJ 11(3):193~200, 1999

15) 鹿嶋光司, 芝良祐, 迫田隅男. 極性変換点(ターン)および振幅分析法を用いた嚙みしめ時ヒト咬筋の定量的表面筋電図分析法. 口科誌, Jpn. Stomatol. Soc. 45(4):448-454, 1996

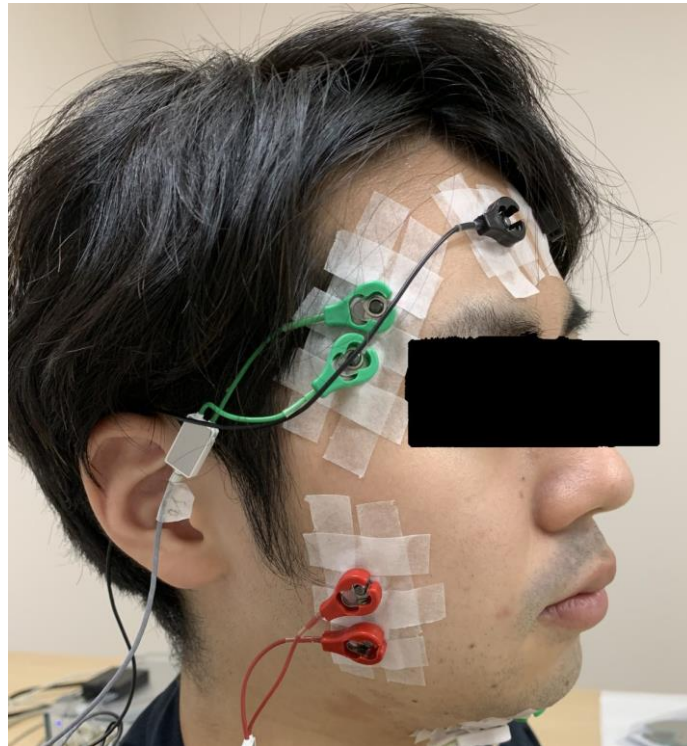


図 1 筋電図の貼付

電極貼付部皮膚に対してスキんクリーナー 0A-426（フクダ電子株式会社）にて清掃，アルコール消毒を行い，両側咬筋 (Mm)，側頭筋 (Tm)，顎二腹筋前腹の筋腹中央にそれぞれ電極を貼付した。

右咬筋

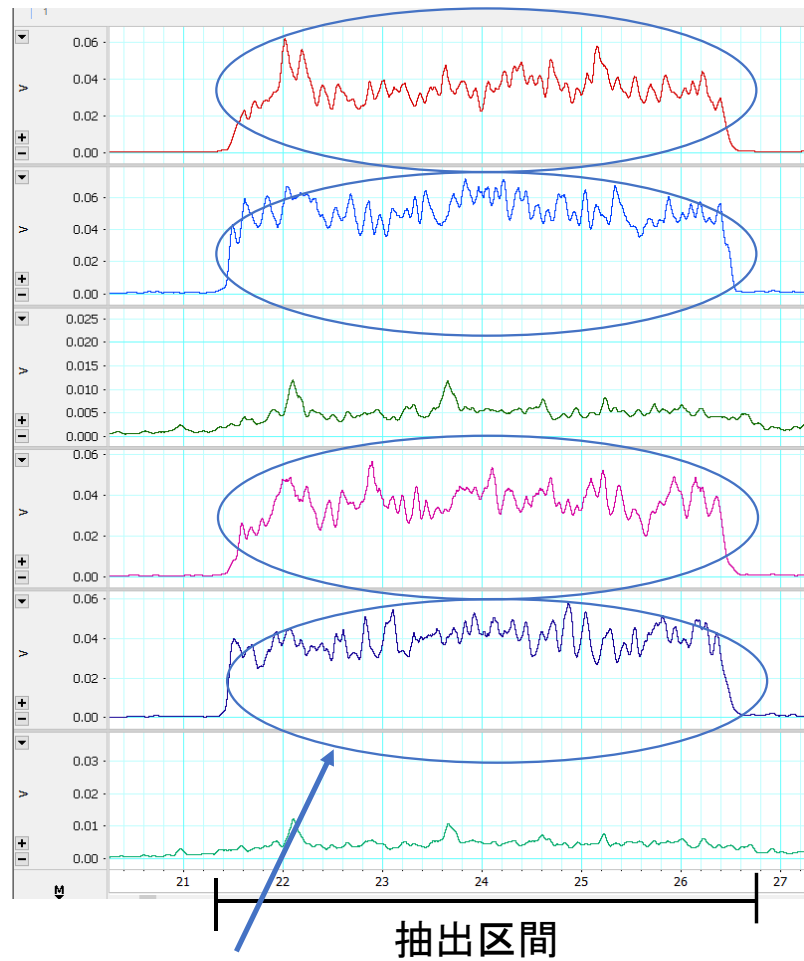
右側頭筋

右顎二腹
筋前腹

左咬筋

左側頭筋

左顎二腹
筋前腹



咬みしめ時の最
大振幅を抽出

図 2 波形の抽出

Lab chart 8 を使用し、波形はデジタルフィルタにより平滑化 101 ポイント、絶対値化、ハイパスフィルタ 20Hz の処理を施し、手動でそれぞれの波形を抽出した

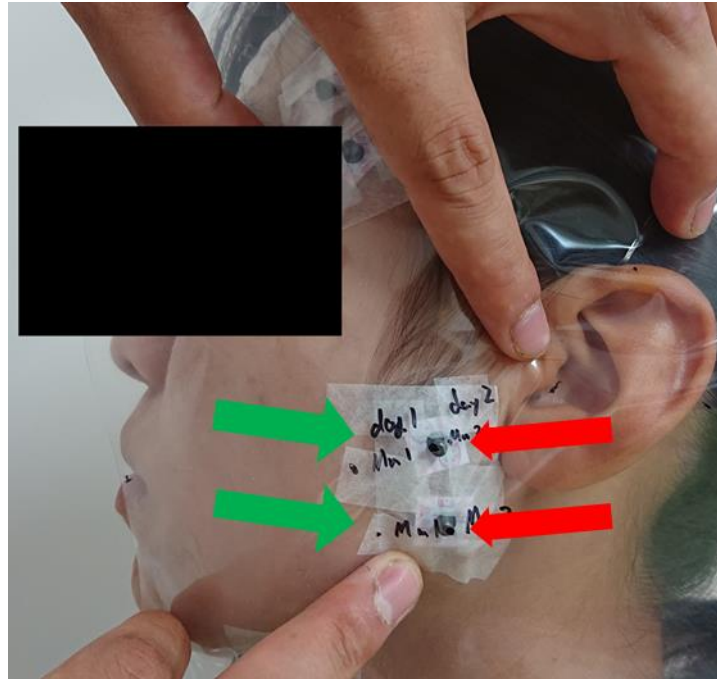




図 3  筋腹中央の場合の電極貼付位置

 中央から 2 センチ後方の電極貼付位置

2 回の測定が終了した被験者 7 名に対して 3 日目の測定を行った。1 日目の電極貼付位置を図 3 のように透明なシート上で記録し、主咀嚼側 Mm 電極を約 2 センチ後方にずらして 3 日目の測定を行った。

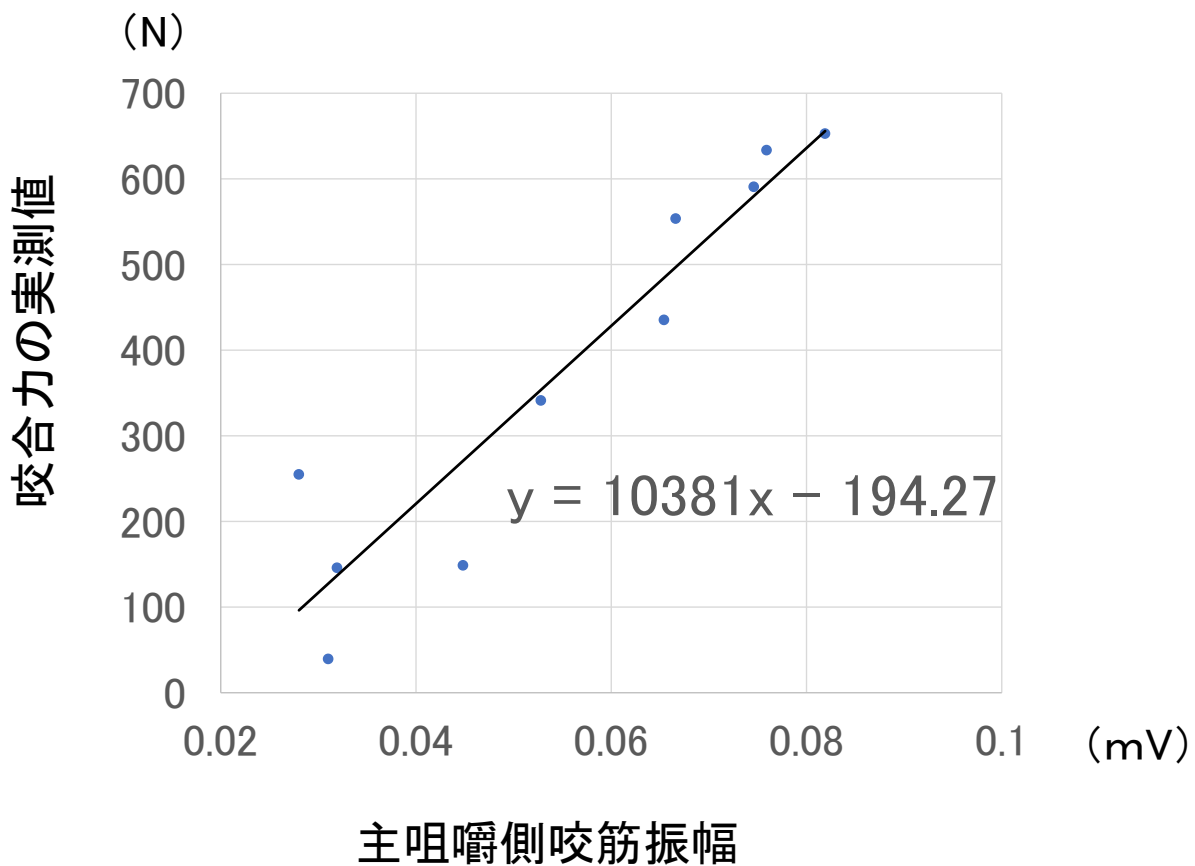


図4 回帰式の作成

x:主咀嚼側Mm振幅 (mV)

y:咬合力 (N)

1日目に測定した10段階咬みしめ時の主咀嚼側Mm振幅とプレスケールで同時測定した咬合力との間で回帰式を作成した。この回帰式に2日目の測定で得られた主咀嚼側Mm振幅を代入することによって咬合力の推定を行った。

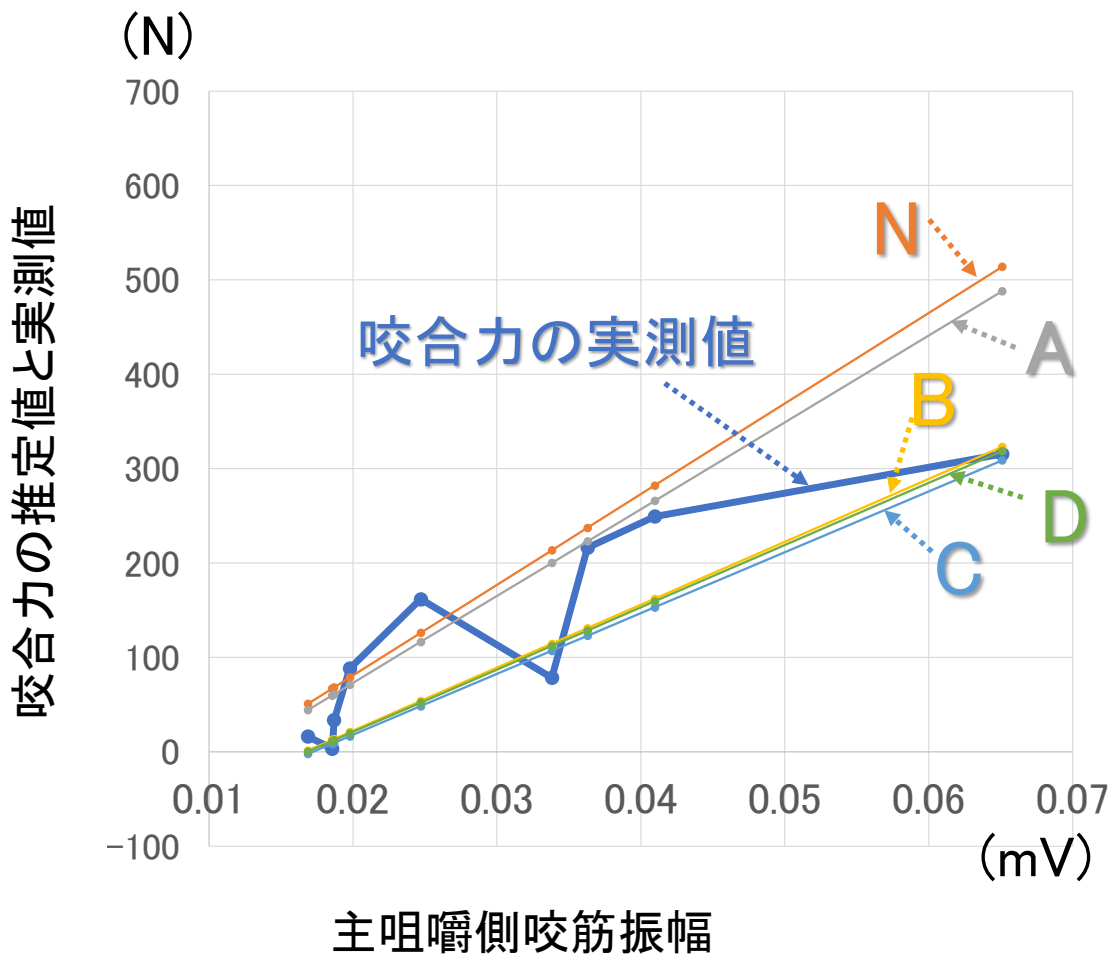


図5 咬合力の推定例（実験①）

2日目の測定で得られた10段階の咬みしめ振幅を1日目の回帰式に代入して咬合力の推定値を求めた（N:補正なしの回帰式による推定値）。推定精度向上のため、各種補正条件を施行した。（A）MVC振幅、（B）MVC振幅/咬合力、（C）主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅、（D）グミの咬み潰しの振幅の4項目を両測定日に行い、1日目と2日目の比率を算出し、その比率を使用して補正した咬合力推定を行った。咬合力の推定値は実測値付近に収束した。

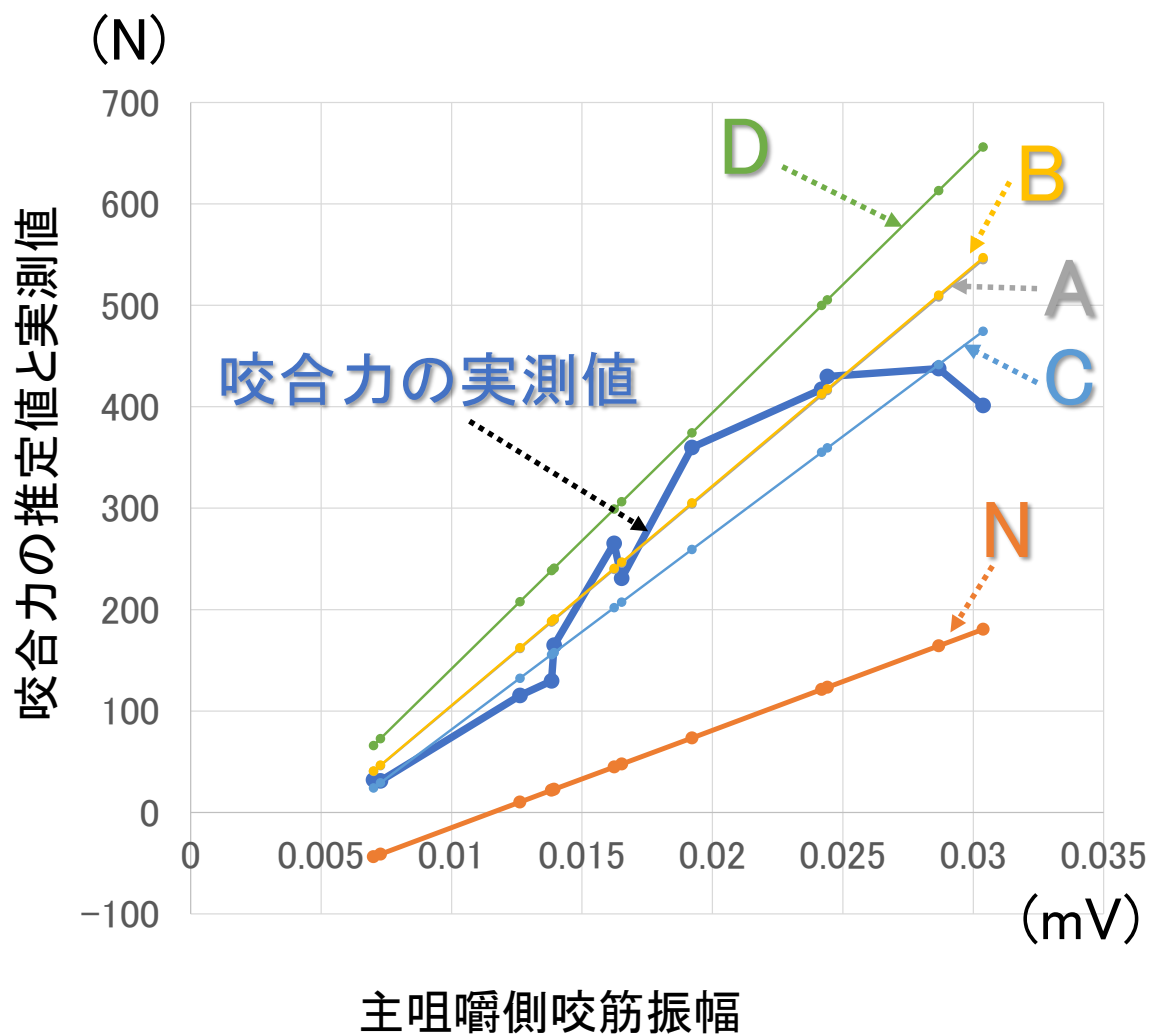


図6 咬合力推定例 (実験②)

2回 (1日目, 2日目) の測定が終了した被験者のうち, 7名に対しては3回目 (3日目) の測定を行った. 1回目の主咀嚼側咬筋電極を約2センチ後方にずらした位置に貼付して3回目の測定を行った (実験②). 実験①と同様に咬合力の推定を行った. 補正なしの推定値Nは実測値よりも咬合力が小さい値に推定された. 補正を行った推定値は実測値付近に収束した.

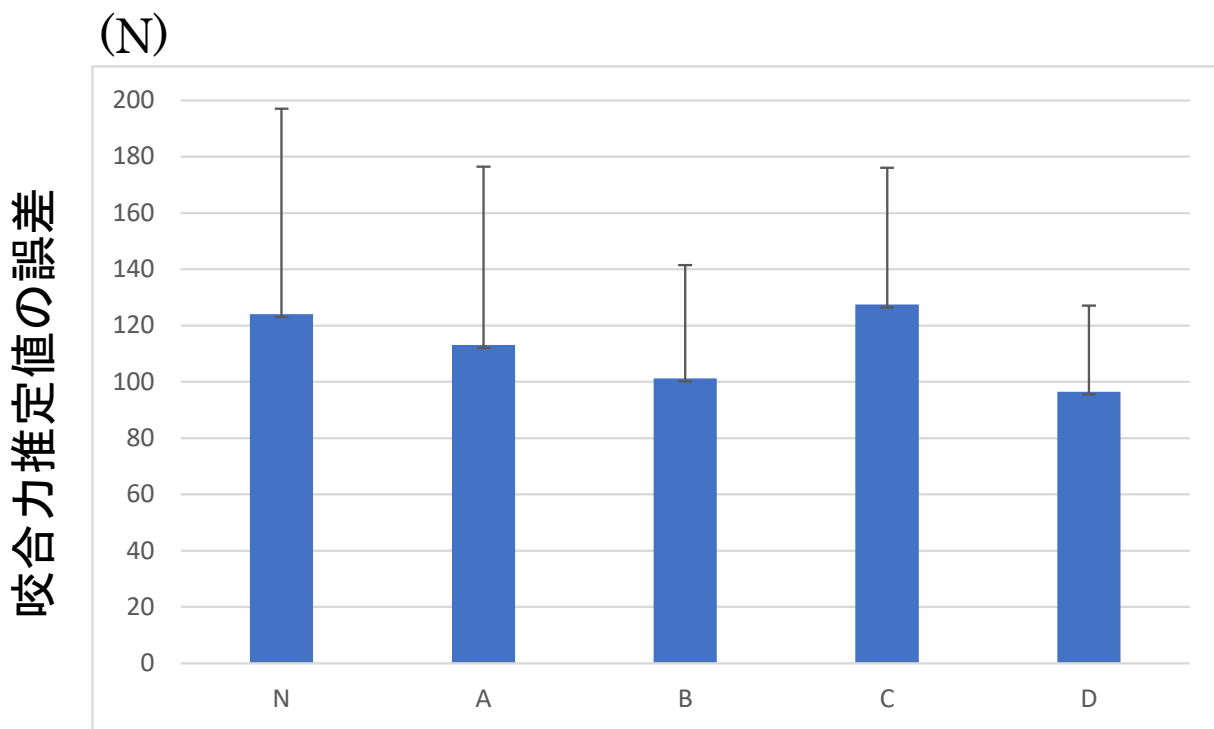


図7 17人の誤差平均±標準偏差

実験①では、推定値と実測値の誤差は補正なしのもので被験者17人の平均で約124N（標準偏差72.9N）であった（図7）。補正なしの推定値の場合の誤差と補正を行った推定値の場合の誤差との間には何れの補正の場合でも有意差は認められず、補正を行って推定しても、誤差が著しく少なくなるような傾向はみられなかった。

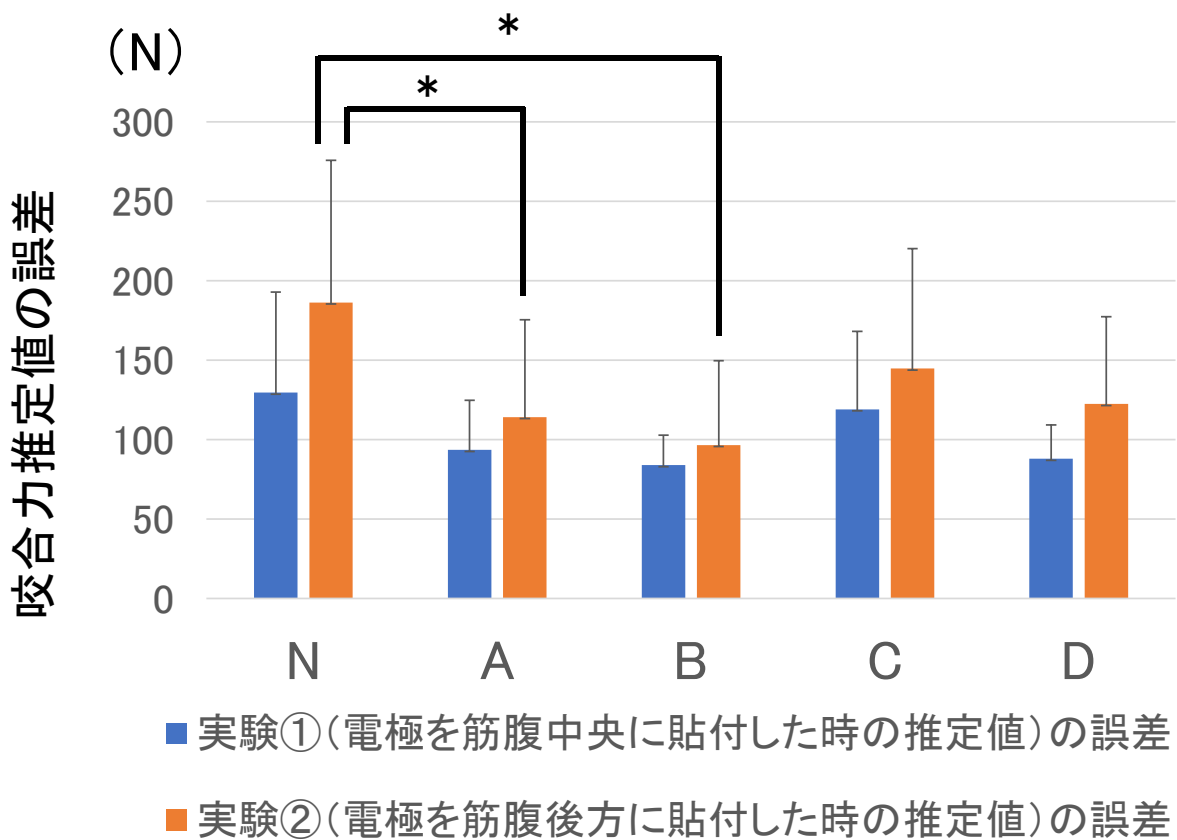


図8 電極を後方にずらして測定した時の推定値の誤差

実験②では、補正なしの推定値と比較して、(A) MVC 振幅、(B) MVC 振幅/咬合力によって補正を行った推定値について対応のある t 検定を行うと誤差が有意に少なくなる結果となった。(C) 主咀嚼側ガム咀嚼時の振幅、(D) グミの咬み潰しの振幅による補正を行った推定値では有意差なしの結果となった (図8)。

英文

Title

Abstract

Title Examination of construction of occlusal force estimation system by masticatory EMG

The method of measuring the occlusal force is (1) a method of incorporating a load meter in the artificial crown and (2) a method of measuring by sandwiching an ultra-small load meter between the upper and lower dentition. And (3) It is roughly divided into three methods of measuring by sandwiching the pressure sensor on the thin film between the upper and lower dentition. All of the above measurement methods can be measured only in the limited environment of the examination room, and at present, it is not possible to easily measure how much occlusal force is generated in the teeth during daily activities such as eating and bruxism. Therefore, it is conceivable to construct a system to estimate the occlusal force exerted at that time from the masticatory EMG data that can be easily measured even during daily activities, and to indirectly measure the occlusal force.

In this study, in order to construct such an occlusal force estimation system, the occlusal force is estimated from the EMG data measured on another day using the relationship between the EMG and the occlusal force measured at the same time in advance. In that case, we examined how much the error would be.

The subjects were a total of 17 volunteer subjects (21-30years old, average 24.6years old) with no abnormalities in the stomatognathic system. EMGs were derived from the bilateral masseter muscles, the temporalis muscle, and the anterior abdomen of the digastric muscle using surface electrodes according to the conventional method. We performed biting with 10 levels of force up to maximum voluntary clenching (MVC). The occlusal force was measured at the same time as the electromyogram using a pressure-sensitive occlusal film (GC Dental

Prescale 50H: hereinafter referred to as prescale). In addition, electromyograms during chewing gum and crushing gummy candies were also measured. The measurement was performed twice on different days. The EMG waveforms were smoothed by a digital filter with 101 points, absolute values, and a high-pass filter of 20 Hz, and each waveform was manually extracted. After waveform processing, the maximum amplitude value (hereinafter referred to as amplitude) of the masseter muscle on the main chewing side during various exercises was extracted.

Since a linear relationship was found between the masseter muscle amplitude on the main mastication side and the occlusal force, the linear equation was adopted as the regression equation. The 10-step bite amplitude obtained in the measurement on the 2nd day was substituted into the regression equation on the 1st day to obtain the estimated value of the occlusal force (N: Estimated value by the regression equation without correction). Various correction conditions were applied to improve the estimation accuracy. Four items were performed on both measurement days: (A) MVC amplitude, (B) MVC amplitude / bite force, (C) amplitude during main chewing gum chewing, and (D) gummy bite crushing amplitude. The ratio on the second day was calculated, and the corrected occlusal force estimation was performed using the ratio. The difference between the measured value (T) by prescale and each estimated value was calculated, and the average value for each subject was calculated (Experiment ①). Of the subjects who completed the 2nd measurement (1st and 2nd day), the 3rd measurement (3rd day) was performed for 7 subjects. The first measurement was performed by attaching the masseter electrode on the main mastication side to a position shifted about 2 cm backward (Experiment 2).

In Experiment (1), the error between the estimated value and the measured value was about 124N (standard deviation 72.9N) on average for 17 subjects without correction. No significant difference was found between the error in the case of the uncorrected estimated value and the error in the case of the corrected estimated value in any of the corrections. There was no tendency to decrease.

In Experiment (2), the error is significantly smaller when the paired t-test is performed on the estimated value corrected by (A) MVC amplitude and (B) MVC amplitude / quotient compared to the estimated value without

correction. There was no significant difference in the estimated values corrected by (C) the amplitude of chewing gum on the main chewing side and (D) the amplitude of gummy biting.

From this study, in normal subjects with stable MVC, if the electrode position is placed almost in the center of the masseter muscle in different measurement days, the occlusal force is estimated with an error of about 100 N without any special correction. On the other hand, even in a normal person with a stable MVC, if the electrode positions differ significantly during the measurement days, the estimated value is corrected by the MVC amplitude and MVC amplitude / bite force ratio on each measurement day. It became clear that the error of was significantly reduced.

Keywords: masticatory EMG, dental prescale, occlusal force estimation, regression equation, maximum bite