

原 著

咬筋における筋音の解析 ——咬合力および筋電図との関連性について——

川 勝 真 五百井秀樹 森下 格 名方俊介 中島昭彦
九州大学歯学部歯科矯正学講座

*Makoto KAWAKATSU, Hideki IOI, Tadashi MORISHITA, Shunsuke NAKATA
and Akihiko NAKASIMA*
Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Kyushu University

キーワード：筋音, アモルファス磁心マルチ形磁石変位センサ, 咬筋, 筋電図, %MVC

抄録：筋が収縮する際、筋線維は側方に拡大変形する。この変形を筋音として計測、解析することによって、筋電図とは異なる筋の機能的特性の把握が可能になると考えられる。そこで、成人男性7名に最大咬合力の60%までの数段階の咬合力(%MVC)を発揮させ、咬筋収縮に伴って発生する筋音を導出、同時に表面筋電図を記録した。そしてそれら両者の波形の特徴から、筋音と筋電図との関連を調べた。筋音の導出にはアモルファス変位センサを用いた。

その結果：

1. 筋音波形の振幅は発揮される咬合力の増大とともに大きくなり、20%MVCにおいて最大値を示し、さらに大きな咬合力が発揮されるに従って小さくなる傾向を得た。筋電図波形の振幅は咬合力の増加に比例して大きくなる傾向を示した。

2. 咬合力の変化による周波数分布については、筋電図では発生する周波数成分に変化がみられなかった。しかしながら、筋音では咬合力が大きくなるに従って、より高い周波数帯にパワーが分布し、ピークの中心はより高い周波数に移動する傾向を示した。

3. 咬筋に発生する筋音の周波数帯は0~30 Hzであり、パワースペクトルにおけるmedianは5.4~8.5 Hzであった。

以上から、咬合力の増大に伴う筋音と筋電図波形は、その振幅や周波数特性において異なる変化傾向を示し、筋電図に加えて筋音を同時測定することは筋の機能特性をより詳細に知る上で有用であることが示唆された。

(Orthod. Waves 59(1) : 43~51, 2000)

Analysis of the muscular sound (MS) in human masseter muscle ——Relation to bite-force and EMG——

Abstract : Contracting muscle fiber is accompanied with a rumbling noise due to lateral expansion. It is referred to as muscular sound (MS). The purpose of this study was to investigate property of function in the masseter muscle with relationship between MS and EMG recorded during sustained voluntary contraction. Seven adult male subjects performed jaw clenching from 0% to 60% of their maximum voluntary contraction (MVC). Simultaneously MS and EMG and bite force were recorded during isometric contractions. MS was detected by a sensor with amorphous-wire core and small magnet.

1. The amplitude of MS signal enlarged along with levels of contraction, and maximum with 20% MVC. However amplitude was reduced according to increase in contraction levels beyond 20%MVC. The relationship of EMG amplitude to contraction force was linear up to maximum.

2. The power-spectrum of MS demonstrated powers were distributed higher frequency bands, and centers of power peak shifted to higher frequency, along with contraction level.

3. The range of frequency for MS was between 0 and 30 Hz. The median of power spectrum was distributed between 5.4 and 8.5 Hz.

Simultaneous recordings of MS and EMG from the

masseter muscles may probe useful for assessing

muscle function.

(Orthod. Waves 59(1): 43~51, 2000)

緒 言

咀嚼筋は顎顔面の成長発育に影響を与え、また咀嚼運動の駆動源として重要な器官であるため、咀嚼筋の筋機能を把握することはきわめて重要なことである。咀嚼筋機能の分析は現在まで筋電図や咬合力の解析が主体であった。筋線維の収縮は活動電位(興奮)によって引き起こされ、興奮-収縮連関(excitation-contraction coupling)^{1,2)}と呼ばれている。筋電図は興奮-収縮連関に伴い発生する活動電位を記録したものであり、咬合力は咀嚼筋の収縮の結果として発揮される力であるため、これら筋電図と咬合力の解析だけでは、複雑な咀嚼筋の機能の全てを把握することは難しい。

そこで近年、筋の収縮の状態を検索する手段として筋音(muscular sound; MS)³⁻⁹⁾が注目されつつある。筋音とは多数の筋線維が収縮する際にその径が側方に拡大変形(lateral expansion)する結果発生する振動であり、低周波の圧波形として、皮膚表面より検出することが可能である。筋音の発生機序は今のところ明らかにされていないが、筋の収縮活動に伴い発現する筋音は、咀嚼筋に発生する筋電図や発揮される咬合力と共に筋の活動を反映するものである。これを解析することにより、両者のつながりや筋電図ではとらえることができなかった筋活動の特性を知ることができると考えられる。筋音に関する研究は、今まで主として四肢の筋³⁻⁷⁾について、筋の収縮強度と周波数特性に関しての研究⁵⁾や脳性麻痺患者と健常者についてそのパワースペクトルを遅筋成分と速筋成分に分離を行う研究⁶⁾、筋ジストロフィー疾患の病態を筋音図/筋電図の変換効率を推定する事によって検索する試み⁷⁾が行われてきている。しかしながら、顎口腔領域での研究は少なく、咀嚼筋における筋音の特性および解析法^{8,9)}については、まだ十分解明されているとはいえない。

本研究では、低周波で微小な振動の検出において優れた変位-出力特性をもつ、アモルファス磁心マルチ形磁石変位センサ¹⁰⁻¹³⁾(アモルファスセンサ)を用いた筋音の計測システムを紹介するとともに、数段階の咬合力の発揮時に咬筋において記録した筋音と同時記録した筋電図の関連について検討し、筋の収縮機構を推察した。

資料と方法

I. 被験者

被験者は、本研究に同意の得られた顎口腔機能に異常の認められない、個性正常咬合を有している成人男性7人(年齢24.3~28.0歳、平均26.1歳)である。

II. 測定方法

筋音の信号導出に用いたアモルファスセンサ(TY-501, フクダ電子(株), 東京)は、外形が直径30mm, 厚さ9mmのコアの内部に、長さ8mmのアモルファス金属コイルを放射状に配列したものである。信号は、測定部位皮膚面に貼付した直径3.5mm, 重さ0.06gの微小円盤磁石の変位に伴う磁力強度の変化を、非接触に検出するものである(図1)。

このセンサの測定精度および導出された変位に対する出力電圧特性を図2に示す。出力特性はパルスモータで駆動するマイクロメータを用いて、微小円盤磁石をセンサコアの表面中央から3.0mm離れた位置を0として-0.1~0.1mmまで変位させ計測した。変位-出力電圧曲線は、この測定区間においてほぼ線形であり、筋音の分析を行うにあたって、出力電圧の変化(mV)に対する近似直線の傾きから変位量(μm)へ換算することにした。

被験者には安静椅座位で自然な頭位をとらせ、ヘッドレストを用いて頭部の動揺を防いだ。被験者の右側咬筋筋腹中央部を触診にて識別し、皮膚表面に微小円盤磁石を両面テープにて貼付し、磁石が中央になるように内径28mm, 外径36mmのセンサホルダを貼付し、そこにアモルファスセンサ本体を固定し、サージ

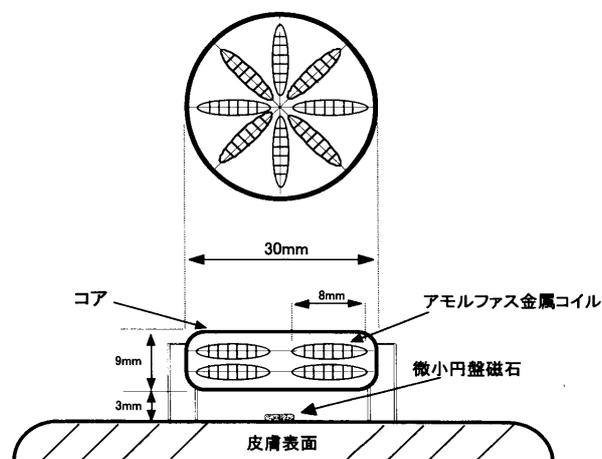


図1 アモルファス磁心マルチ形変位センサ

カルテープを用いてさらに安定させた。

また、右側咬筋の表面筋電図を同時計測するために、咬筋の走行に平行となる筋音センサホルダ両端の皮膚表面に双極表面電極を貼付した（電極間距離 51 mm）。不関電極は前頭部に設定した（図 3）。

導出した筋音および筋電図の信号は生体信号用アンプ（POLYGRAPH, 日本電気三栄（株），東京）を用い増幅した。増幅に際し 0.03 sec の時定数，および筋音では 300 Hz，筋電図では 3.0 kHz の高域遮断フィルタを用いて低周波および高周波ノイズを除去した。

咬合力の測定は，咬合力計（MPM-3000, 日本光電工業（株），東京）のトランスデューサ咬合部を 2 枚の金属床で挟み，上下顎歯列間で咬ませ計測した（図 4）。

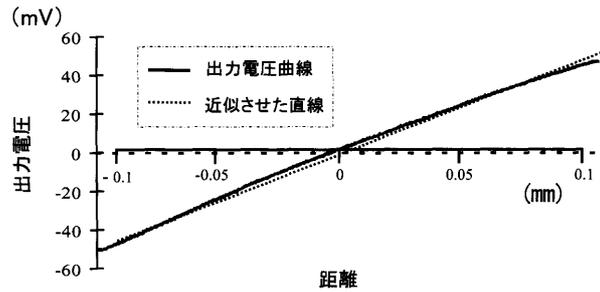


図 2 微小円盤磁石を-0.1 mm から+0.1 mm まで変位させた時のアモルファスセンサの変位—出力電圧特性

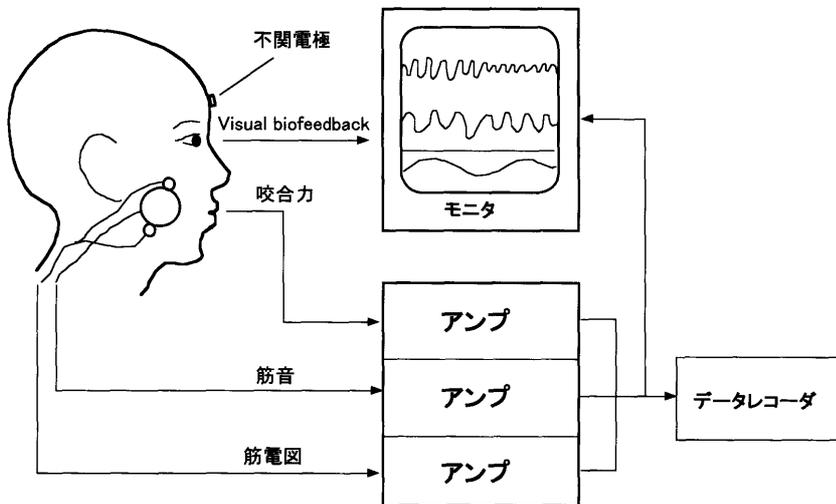
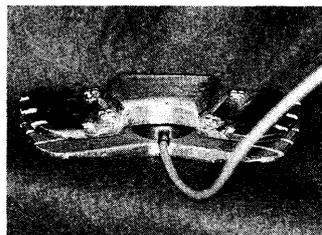
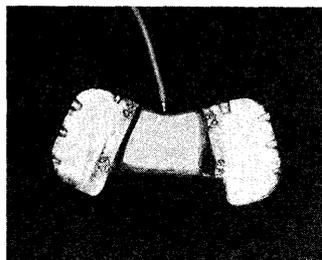


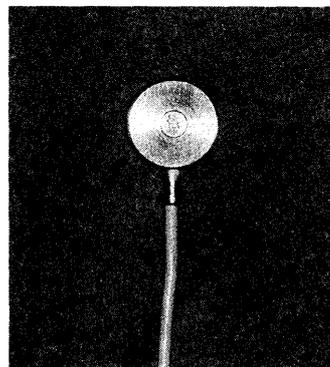
図 3 計測システムの模式図



正面観



咬合面観



トランスデューサ

図 4 咬合力計

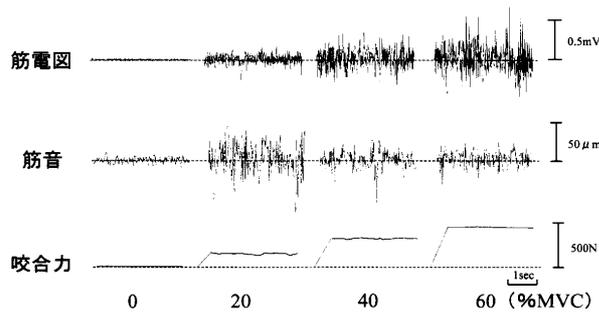


図5 0, 20, 40, 60%MVC発揮時の筋電図・筋音・咬合力の原波形

表1 %MVCにおける筋音振幅値と平均値

| 被検者 | 発揮する咬合力 (%MVC) | | | | | | | |
|------|----------------|------|------|------|-----|-----|-----|-----|
| | 0 | 5 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
| A | 1.4 | 2.0 | 2.1 | 3.5 | 1.7 | 1.9 | 1.7 | 1.6 |
| B | 1.4 | 6.3 | 6.6 | 10.6 | 8.1 | 8.4 | 7.0 | 5.0 |
| C | 1.8 | 1.3 | 8.3 | 10.5 | 8.0 | 6.2 | 4.6 | 3.8 |
| D | 0.7 | 2.0 | 2.1 | 3.3 | 1.5 | 1.3 | 1.3 | 2.0 |
| E | 1.9 | 4.1 | 5.1 | 5.1 | 3.0 | 2.9 | 1.7 | 1.6 |
| F | 1.9 | 6.6 | 10.2 | 15.5 | 8.0 | 3.5 | 4.5 | 4.6 |
| G | 0.9 | 14.0 | 15.5 | 12.2 | 8.6 | 4.0 | 2.9 | 2.3 |
| 平均 | 1.4 | 5.2 | 7.1 | 8.7 | 5.6 | 4.0 | 3.4 | 3.0 |
| S.D. | 0.5 | 4.4 | 4.8 | 4.7 | 3.3 | 2.5 | 2.1 | 1.5 |

単位: μm

このとき、全顎の咬合力を左右均等にしかも効率的に咬合力計に伝えるために、金属床にモデリングコンパウンドを介在させた。

測定にあたり、まず被験者の最大咬合力(maximum voluntary contraction; MVC)を測定し、これを100%MVCとした。その後十分に安静を保った後、安静時における筋音および筋電図を20秒間測定した。次に100%MVCに対し5, 10, 20, 30, 40, 50, 60%の位置をディスプレイ上に示し、Visual biofeedbackによって、被験者が指定した咬合力を発揮できるようにした。咬合力が安定した後、導出された信号を20秒間記録した。なお、各%MVCにおける測定間には、被験筋の疲労を避けるために5分以上の十分な休息時間を設けた。

導出した筋音、筋電図、および咬合力は一旦PCMデータレコーダ(RD-200 T, TEAC社製、東京)に記録した後、筋音の信号はサンプリング周波数128 Hz、筋電図の信号はサンプリング周波数2500 HzにてA/D変換し、磁気ディスクにファイリングした。

III. 分析方法

デジタルデータとして磁気ディスクにファイリングしたデータの解析は、パーソナルコンピュータ

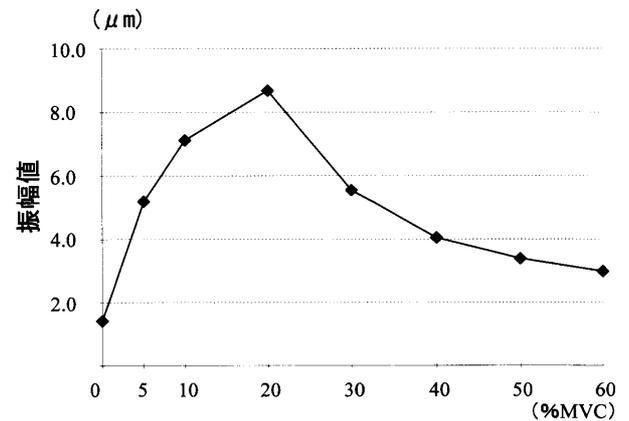


図6 各%MVC発揮時の筋音の平均振幅値の変化

(PC 9821 V 200, 日本電気(株)、東京)を用いて行った。

まず、筋電図および筋音の振幅の変化を調べるため、各%MVCにおける記録開始1秒後から8秒間のデータについて、各波形を整流した値を平均し、これを振幅値とした。

さらに、FFT法を用いてパワースペクトルを算出し、パワースペクトルの中央値における周波数(median)、および周波数特性を調べた。このとき0, 5, 10, 20, 30%MVCにおいては、記録開始1秒後から16秒間のデータを、筋音においては8ブロック、筋電図においては10ブロックに分けてパワースペクトルを算出し、加算平均し、5点の移動平均によって平滑化した。また、40%, 50%, 60%MVCのデータに関しては、16秒間の測定では咬筋に疲労が生じると考えられるため分析時間は8秒間とした。

なお、各%MVCにおける振幅値およびmedianはt検定を用いて統計処理を行った。

結 果

図5は1被験者の0, 20, 40, 60%MVC発揮時におけるそれぞれ4秒間の記録原波形である。筋音の最大振幅は、安静時である0%MVCでは $8.9 \mu\text{m}$ 、20%MVCで $51.4 \mu\text{m}$ 、40%MVCで $40.6 \mu\text{m}$ 、60%MVCでは $23.5 \mu\text{m}$ と、20%MVCで振幅がもっとも大きくなり、40, 60%MVCとより大きな咬合力を発揮するほど小さくなる傾向を示した。一方、筋電図の最大振幅は、0%MVCでは $4.3 \times 10^{-2} \text{mV}$ 、20%MVCで $29.6 \times 10^{-2} \text{mV}$ 、40%MVCで $44.7 \times 10^{-2} \text{mV}$ 、60%MVCでは $76.6 \times 10^{-2} \text{mV}$ であり、咬合力が大きくなるのに従って大きい振幅を示した。

表1には各被験者の%MVCにおける筋音振幅値とその平均を示し、図6に被験者7人における各%MVC発揮時の筋音の平均振幅値変化をグラフに示してい

表 2 %MVC における筋電図振幅値と平均値

| 被検者 | 発揮する咬合力 (%MVC) | | | | | | | |
|------|----------------|-----|-----|-----|------|------|------|------|
| | 0 | 5 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
| A | 1.1 | 1.2 | 1.6 | 3.3 | 9.1 | 8.2 | 9.8 | 12.7 |
| B | 0.6 | 1.9 | 3.0 | 9.0 | 14.6 | 17.2 | 22.5 | 24.0 |
| C | 0.7 | 1.5 | 2.3 | 5.0 | 7.5 | 10.3 | 11.9 | 15.9 |
| D | 0.5 | 1.8 | 3.3 | 5.6 | 7.2 | 10.6 | 11.6 | 15.3 |
| E | 0.7 | 2.4 | 3.3 | 5.4 | 8.8 | 8.9 | 10.3 | 11.9 |
| F | 0.5 | 2.3 | 4.8 | 6.2 | 10.8 | 13.0 | 14.4 | 16.5 |
| G | 0.9 | 4.3 | 3.7 | 6.8 | 9.4 | 13.4 | 15.5 | 16.6 |
| 平均 | 0.7 | 2.2 | 3.2 | 5.9 | 9.6 | 11.7 | 13.7 | 16.1 |
| S.D. | 0.2 | 1.0 | 1.0 | 1.7 | 2.5 | 3.1 | 4.4 | 4.0 |

単位： $\times 10^{-2}$ mV

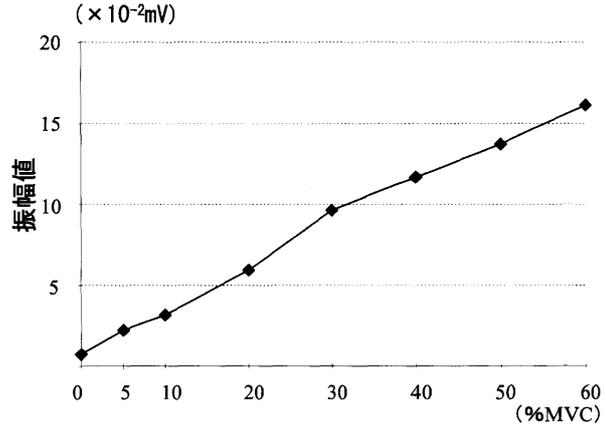


図 7 各%MVC 発揮時の筋電図の平均振幅値の変化

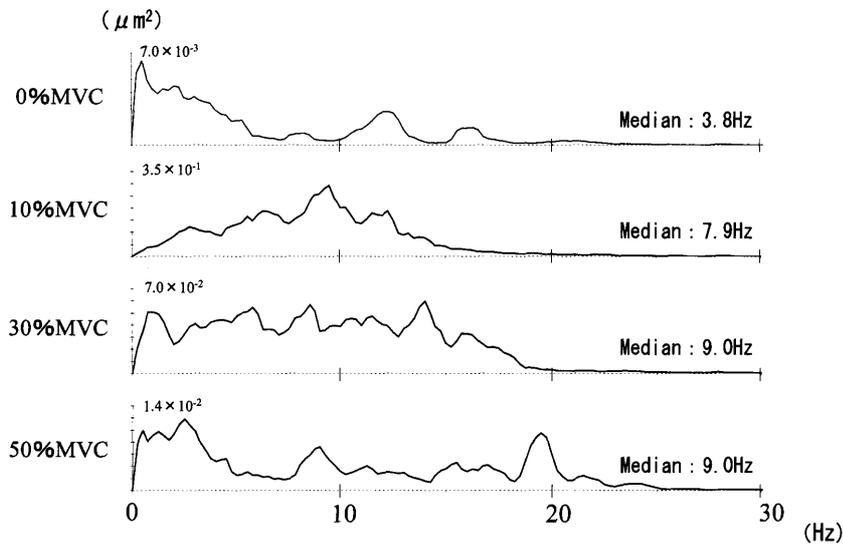


図 8 被験者 G の%MVC における筋音のパワースペクトル
発生する周波数成分の変化をみるために各%MVC によってパワー値のスケールは異なっています。

る。平均振幅値は 0%MVC において $1.4 \mu\text{m}$ と最小であり、筋力を発揮するのに従って急速に大きくなり、20%MVC においては他の%MVC 発揮時より有意に大きい値である $8.7 \mu\text{m}$ を示した。そして、30~60%MVC とより大きな咬合力を発揮するにつれて徐々に平均振幅値が小さくなる傾向を示し、60%MVC においては $3.0 \mu\text{m}$ であった。

一方、筋電図の平均振幅値(表 2, 図 7)は、0%MVC において 0.7×10^{-2} mV と最小であり、筋力が増大するに従ってほぼ直線的に大きくなり、60%MVC においては 16.1×10^{-2} mV と最大値を示した。

図 8 は、今回測定した被験者から代表的な周波数特性の変化を示した被験者 G の 0, 10, 30, 50%MVC における筋音のパワースペクトルを示している。0%MVC においては、パワーの値は、0.5 Hz をピークと

して 0~5 Hz に優勢に現れ、それより高い周波数帯では 12.25 Hz, 16.0 Hz を中心としたピークをもった小さいパワーがみられた。10%MVC においては、パワーの値は 9.5 Hz を中心として 0~20 Hz においてパワーの広がりを示した。30%MVC においては、パワーの値は 0~20 Hz に多峰性に連なったピークとして広く分布した。50%MVC においては、さらに高周波数帯に周波数成分が分布し、0~25 Hz の周波数帯にパワーが広く分布し、30%MVC 以下ではピークがみられなかった 19.5 Hz を中心としたピークをもつパワーを示した。このようにすべての%MVC において筋音のパワースペクトルを構成する周波数帯は 30 Hz 以下であり、より大きな%MVC になるほど、より高い周波数帯にまでパワーが分布した。さらにその周波数分布については、ピークを中心はより高い周波数に移動す

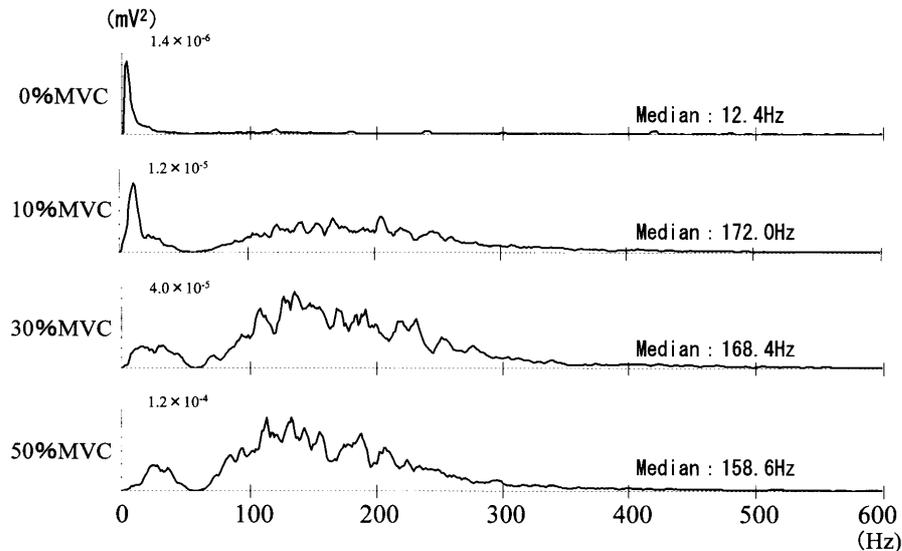


図9 被験者Gの%MVCにおける筋電図のパワースペクトル
発生する周波数成分の変化をみるために各%MVCによってパワー値のスケールは異なっています。

表3 %MVCにおける筋音の median と平均値

| 被験者 | 発揮する咬合力 (%MVC) | | | | | | | |
|------|----------------|-----|-----|-----|------|-----|-----|------|
| | 0 | 5 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
| A | 8.0 | 7.2 | 8.0 | 7.7 | 8.0 | 8.9 | 7.6 | 8.0 |
| B | 3.5 | 5.8 | 5.9 | 6.0 | 8.1 | 7.4 | 8.4 | 8.5 |
| C | 4.9 | 6.1 | 6.2 | 7.4 | 10.6 | 9.7 | 9.8 | 10.5 |
| D | 6.9 | 8.1 | 6.9 | 7.0 | 7.6 | 8.2 | 7.6 | 6.8 |
| E | 6.5 | 7.8 | 6.2 | 7.0 | 7.5 | 6.3 | 9.1 | 9.3 |
| F | 4.0 | 9.1 | 5.8 | 6.9 | 7.0 | 8.5 | 7.0 | 6.9 |
| G | 3.8 | 7.7 | 7.9 | 8.7 | 9.0 | 9.6 | 9.0 | 9.3 |
| 平均 | 5.4 | 7.4 | 6.7 | 7.3 | 8.2 | 8.4 | 8.4 | 8.5 |
| S.D. | 1.8 | 1.2 | 0.9 | 0.8 | 1.2 | 1.2 | 1.0 | 1.4 |

単位: Hz

る傾向がみられた。また被験者Gの筋音のパワースペクトルにおける median は、0%MVC では 3.8 Hz、10%MVC では 7.9 Hz、30%MVC では 9.0 Hz、50%MVC では 9.0 Hz であった。

図9には同じ被験者Gの同時記録した筋電図のパワースペクトルを示している。スペクトルを構成するパワーは咬合力の増大に伴い大きくなる傾向がみられたが、咬合力変化に対して周波数成分において大きな変化は認められなかった。また、これらの筋電図のパワースペクトルにおける median は0%MVC では 12.4 Hz、10%MVC では 172.0 Hz、30%MVC では 168.4 Hz、50%MVC では 158.6 Hz であった。

表3は被験者7人における筋音の各%MVCの median を示し、図10は各被験者における median の平均値の%MVCに伴う変化を示す。筋音の median

の平均値は、0%MVCにおいてもっとも低い5.4 Hzを示し、5%MVCにおいて7.4 Hzと有意に高い値を示し、10%MVCでは6.7 Hzとなった。10~30%MVCにおいて再び median は有意に高くなり30%MVCで8.2 Hzを示し、60%MVCにおいて最高値の8.5 Hzを示した。

同様に筋電図における各%MVCの median とその平均値の変化を表4および図11に示す。筋電図の median の平均値は、0%MVCにおいてもっとも低い値の28.7 Hzを示し、5%MVCで急激に高くなり165.3 Hzとなった。さらに10%MVCにおいて168.3 Hzを示し、10~60%MVCにおいてより高い%MVCを発揮するのに従って有意に median は低くなる傾向を示し、60%MVCにおいて142.6 Hzを示した。

考 察

本研究では、0、5、10、20、30、40、50、60%MVC発揮時において筋電図と筋音を同時記録することによって、異なった筋力発揮に伴い発生する筋音と筋電図の相違点を見だし、筋音と発揮される咬合力との関連、筋電図との関連について検討した。

I. センサについて

本研究において筋音の測定に用いたアモルファスセンサは、測定部位に貼付した微小円盤磁石の変位を非接触に導出するシステムである。円盤磁石は小さく軽量(直径3.5 mm、重さ0.06 g)であるため測定部位の変位をほとんど制限しない上、磁石の変位を内径28

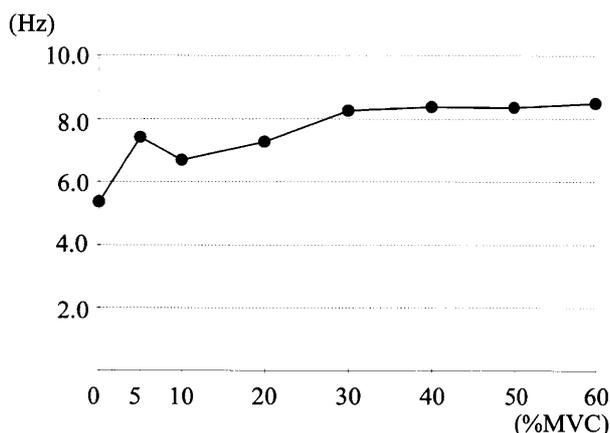


図 10 各%MVC 発揮時の筋音の median の平均値の変化

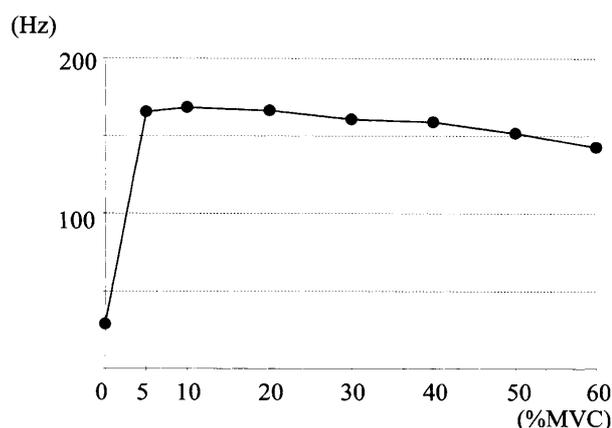


図 11 各%MVC 発揮時の筋電図の median の平均値の変化

表 4 %MVC における筋電図の median と平均値

| 被検者 | 発揮する咬合力 (%MVC) | | | | | | | |
|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 0 | 5 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
| A | 59.6 | 179.0 | 163.7 | 154.1 | 150.8 | 160.3 | 148.3 | 148.0 |
| B | 17.9 | 181.1 | 177.4 | 169.1 | 157.6 | 163.3 | 149.7 | 135.9 |
| C | 37.8 | 108.1 | 149.6 | 147.2 | 144.6 | 138.9 | 130.0 | 118.9 |
| D | 34.7 | 176.7 | 169.7 | 173.9 | 172.9 | 163.3 | 160.1 | 138.8 |
| E | 19.5 | 174.8 | 175.2 | 179.3 | 170.8 | 171.0 | 167.3 | 156.6 |
| F | 18.9 | 181.8 | 170.4 | 169.6 | 157.5 | 156.5 | 146.3 | 143.5 |
| G | 12.4 | 155.7 | 172.0 | 169.3 | 168.4 | 157.9 | 158.6 | 156.6 |
| 平均 | 28.7 | 165.3 | 168.3 | 166.1 | 160.4 | 158.7 | 151.5 | 142.6 |
| S. D. | 16.5 | 26.8 | 9.3 | 11.3 | 10.7 | 10.0 | 12.1 | 13.2 |

単位：Hz

mm のセンサホルダ内に発生する振動を相対的に検出するため、測定部外の振動をノイズとして検出することがほとんどない。さらに、放射状に配列されたアモルファス金属ワイヤコイルで変位を検出するため特定の方向性をもっていない。森下ら¹²⁾はこのセンサの周波数特性は DC~20 kHz と広範囲で、しかも分解能は 0.02 μm と、低周波で微小な振動の測定に有利であるとし、さらにこれまで筋音の研究で主に用いられてきた加速度センサはセンサ固有の共振周波数¹⁴⁾をもつものに対し、アモルファスセンサはセンサ自身の共振周波数をもたないと報告している。このため、歪みのない自然な形での筋音の導出が可能である。また、変位センサを用いることによって、加速度センサやマイクロフォンとは異なり、実際の変位量 (μm) を計測するため、より直接的に筋音の振幅を検索し把握することができると思われる。

II. 筋音の分析時間について

本研究は咬合力 (%MVC) と咬筋における筋音およ

び筋電図の関連を調べる目的で行ったため、筋疲労を起こさないように考え 0~30%MVC については 16 秒間、40~60%MVC においては 8 秒間のデータを採用した。筋が疲労し始める時間は被験者によって異なると考えられるが、咬筋筋疲労に伴う筋電位伝導速度をアレイ電極で調べた徳永らの研究¹⁵⁾では、持続筋収縮に伴い 30%MVC においては筋に疲労による変化はみられなかったが、50%MVC では収縮開始後 30 秒から伝導速度の低下を示したとしている。このため、本研究では 40%MVC 以上の咬合力における測定時では十分に短い時間と考えられる 8 秒間とし、各%MVC 測定間に十分な休息時間を設けた。

III. 振幅について

一般的に、筋電図では発揮される筋力が大きくなるのに従って、波形の振幅は大きくなる。今回分析した咬筋筋電図の平均振幅値も咬合力が増加するのほぼ比例して増大していた。一方、筋音の振幅は 20%MVC まで急速に振幅が大きくなり、20%MVC を超えてき

らに咬合力(筋力)を大きくしていくと、逆にその振幅は小さくなる傾向を示した。上腕二頭筋の等尺性収縮時の筋音を調べた Orizio ら⁴⁾は、80%MVC 以下において、積分筋音図(IAMG)は%MVC に対して急激に増大することを示し、80%MVC を超えると減少すると報告している。Orizio らはこの傾向を、80%MVC 以下においては、収縮に参加する筋線維の種類や数の増加に伴い IAMG は増大するとし、さらに 80%MVC 以上で IAMG が減少するのは、筋線維の収縮の融合により変位が追従できなくなること、筋自体に加わる張力の増加により筋の変位が抑制されることの2つを理由として考察している。本研究においては、筋力が増すに従って振幅値が増大し、20%MV 発揮時に最大振幅値を示した後はむしろ振幅値が減少した。この変化の様相は、Orizio らの報告と同様であったが、筋音振幅値の最大値を発生する%MVC の違いは、咬筋と上腕二頭筋の弾性要素⁹⁾の違いや、収縮強度に対する収縮状態変化の違いによるものであると考える。さらに等尺性収縮での筋音の測定では、発生する筋力は筋自体に張力を加えていることになる。そのため、比較的弱い 20%MVC 以下の咬合力発揮時には咬筋に加わる張力が小さく、筋の弾性要素に張力が吸収されている状態であり、筋は側方への拡大を起こしやすい。その上、20%MVC 以下の筋力発揮時には、筋が多数の独立した活動電位による単収縮している状態、もしくは部分的に融合した活動電位によって引き起こされる不完全強縮をしている状態であり、筋収縮の間に部分的に弛緩が起これるため筋はその状態の変化によって側方への大きな変位を発生すると推察される。このような理由から、20%以下の MVC 発揮時には筋音の振幅が大きく現れるものと考えられる。次に、20%MVC を超える咬合力が発揮時には、個々の収縮の間に弛緩が起これない強縮の状態となる。そのうえ、大きな筋力によって筋の弾性要素が伸びきった状態となるため、筋の側方変位の自由度が減少するため筋音の振幅は小さくなっていくと考えられる。このように、筋力の増大に対し比例的に増大する筋電図の振幅と異なり、筋音の振幅は筋の弾性要素(張力により伸びきった状態、張力を吸収している状態)や収縮の状態(単収縮、不完全強縮、強縮)を表現していると推察することができる。

IV. 周波数特性

加速度センサを用いて咬筋の筋音を測定した近藤ら⁹⁾は、筋音は主に 10~40 Hz の周波数帯域に分布したと報告している。それに対し、本研究においてアモルファスセンサを用いて測定した咬筋の筋音の周波数帯域は、近藤らの結果より低い 0~30 Hz であった。これは、加速度センサが筋表面に発生する筋の振動の加

速度を導出するのに対し、アモルファスセンサは筋の振動の変位を導出することに起因していると考えられる。また、咬筋の機能特性を調べた近藤¹⁶⁾は、咬筋運動単位の単収縮時間は 23.52~139.72 ms の範囲に分布したことを報告している。単収縮時間は筋への刺激開始時点から張力曲線の極大に達するまでの時間を指している。筋の張力が極大に達した時点から弛緩までに同等な時間が必要であると仮定すれば、咬筋の単収縮の1周期は 47.04~279.44 ms であり、発生する筋音の周波数帯域は 3.6~21.3 Hz となる。この周波数帯域は本研究により得られた咬筋の筋音の周波数帯とほぼ一致した。本研究で得られた筋音の周波数帯が、筋の単収縮時間から推定される周波数と一致することより、筋音の発生機序に筋の単収縮時間が関与していると推測することができた。

現在、筋活動を分析する方法の一つとして、周波数分析が広く用いられている。本研究においてパワースペクトルの周波数特性を評価する指標として用いた median は発揮する咬合力が増大するに従い、数値の変化はわずかであるが筋音では高くなり筋電図では低くなる傾向を示した。一方、図 8, 9 にみられるように、筋電図のスペクトルは発揮する筋力によって発生する周波数成分に大きな違いがみられなかったのに対し、筋音のそれは発揮する筋力によって発生する周波数成分に変化がみられた。これは小さい%MVC を発揮する際には、まず比較的弱い収縮張力を持続的に発揮する遅筋が有意に活動し低周波成分としてスペクトルに現れ、大きい%MVC を発揮する際には、強い収縮力をもつが持続性の弱い速筋が動員され、高周波成分としてスペクトルに現れたと考察する。筋電図と筋音でその傾向に違いが生じたのは、筋電図が筋収縮時に発生する神経終板電位や筋細胞膜に発生する電位の変化を複雑な重畳波形として検出するのに対し、筋音は純粋に筋線維の収縮時の変形を検出しているためであると考える。このため筋音は、筋電図ではとらえることができない遅筋線維と速筋線維の収縮特性(収縮速度や収縮時間)の活動状況をその周波数特性から分離して推察できることが示唆された。

今後、筋音のパワースペクトルをより詳細に分析し、その周波数特性から筋機能を評価する方法の確立が必要であると考えられる。

本論文の要旨は、第 57 回日本矯正歯科学会大会(1998 年 10 月、仙台市)において発表した。

文 献

- 1) 真島英信：生理学，第 18 版，東京，1990，文光堂，49-75.
- 2) 三枝木泰丈：筋；坂田三弥，中村嘉男編 基礎歯

- 科生理学, 第1版, 東京, 1989, 医歯薬出版, 134-141.
- 3) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A. : Change of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion, *J Appl Physiol* 66 : 1593-1598, 1989.
 - 4) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A. : Muscular sound relationship during isometric contraction in man, *Eur J Appl Physiol* 58 : 528-533, 1989.
 - 5) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., *et al.* : Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii, *J Appl Physiol* 68 : 508-512, 1990.
 - 6) 赤滝久美, 伊藤晋彦, 三田勝巳, 他 : Muscular sound を用いた脳性麻痺患者の筋機能の分析, *医用電子と生体工学* 30 : 200-207, 1992.
 - 7) Barry, D. T., Gordon, K. E. and Hinton, G. G. : Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease, *Muscle Nerve* 13 : 286-290, 1990.
 - 8) Lestrangle, P. R., rowell, J. and Stokes, M. J. : Acoustic myography in the assessment of human masseter muscle, *J Oral Rehabil* 20 : 353-362, 1993.
 - 9) 近藤宏治, 大井啓司, 近藤一雄, 他 : 咬筋における Muscular sound の検討, *顎機能誌* 1 : 95-104, 1994.
 - 10) 毛利佳年雄, 近藤敏則, 杉野弘毅 : アモルファスワイヤ磁心マルチ形非接触変位センサと心機図測定, *日本応用磁気学会誌* 9 : 243-246, 1985.
 - 11) 毛利佳年雄 : アモルファス磁性体の開発とセンサ応用動向, *センサ技術* 7 : 103-110, 1987.
 - 12) 森下 格, 清水賢二, 名方俊介, 毛利佳年雄 : 咬筋微小振動の測定センサによる差異について—アモルファス磁心マルチ形磁石変位センサと加速度センサの比較—, *顎機能* 7 : 103-108, 1988.
 - 13) 五百井秀樹, 伊藤啓介, 名方俊介, 中島昭彦 : アモルファスセンサを用いた顎関節変位および振動の評価法, *日顎誌* 10 : 23-35, 1998.
 - 14) Watakabe, M., Mita, K., Akataki, K., *et al.* : Technical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor, *Med Biol Eng Comput* 36 : 557-561, 1998.
 - 15) 徳永 徹, 木村公一, 田中昌博, 他 : 咬筋筋疲労に伴う筋電位伝導速度および周波数パラメータの変動, *顎機能* 7 : 71-76, 1988.
 - 16) 近藤一雄 : 咬筋の機能特性, *補綴誌* 31 : 689-701, 1987.

主 任 : 中島昭彦 教授 1999年8月10日受付

連絡先 : 川 勝 真
九州大学歯学部歯科矯正学教室
〒812-8582 福岡市東区馬出3-1-1