原 著 論 文

アレイ電極により推定した咬筋の神経筋接合部の分布

岩崎 恵 徳永 徹

The Distribution of Myoneural Junctions in the Masseter Muscle detected by the Electrode Arrays

Satoshi Iwasaki and Tohru Tokunaga

Abstract : The purpose of this study was to investigate the position of the myoneural junction (end-plate zone) which influence the myoelectric signals. Motor unit action potentials (MUAPs) were derived with multiple surface electrodes (electrode arrays) from the right and left masseter muscles of 18 healthy adults. Each potentials detected by 11 amplifiers showed the bidirectional propagation along the muscle fibers. The position of the end-plate zone on the muscle was estimated using spike triggered averaging method.

The findings obtained were as follows :

1. The masseter showed more activity at its lower than at its upper portion at 10~50% of the maximum voluntary contractions. The modification in the electrical activity was shown when the location of the electrodes was changed with respect to the end-plate zone of the muscle.
2. The propagation of the MUAPs along the muscle fibers was detected in the lower portion of the masseter muscle at the low contraction level.
3. The position of the end-plate zone estimated was about 40~50 mm apart from the zygomatic arch.
4. The position of the end-plate zone was not centered but spread over along the muscle fibers.
5. It was concluded that this technique for estimating the end-plate zone became effective in the diagnosis of neuromuscular disorders.

Key words : end-plate zone, masseter muscle, RMS value, electrode array

I. 緒 言

筋電図診査は、筋の電氣的な情報を簡便にかつ迅速に

とらえられることから、筋疾患の有無や筋の疾病度の指標に用いられている^{1,2)}。顎口腔領域では、表面筋電図から得た波形や振幅値に代表される時間領域からの解析、あるいはパワースペクトルによる周波数領域からの解析によって顎機能異常の診断に用いられている^{3~14)}。しかしながら、これらの解析法は、一般に1カ所からの記録に依存しているため、必ずしも臨床上有効な情報を十分に得ているとはいえない。筋電図などの生体電気信号

大阪歯科大学歯科補綴学第2講座(主任:川添堯彬教授)
Dept. of Fixed Prosthodontics, Osaka Dental University
(Chief: Prof. Takayoshi Kawazoe)
平成2年3月1日受付

は、その計測点を増やすことによって 1 カ所の計測で得られなかった新たな情報を得ることができる。

四肢筋において、同一の筋に多くの表面電極を貼付することによって、筋の活動電位が筋線維上を伝播する様相が観察できる¹⁵⁻¹⁸⁾。また、多チャンネルの表面筋電位を周波数分析することにより、導出部位によって周波数成分が変化することが明らかにされている^{14,19)}。

咀嚼筋の中でも特に咬筋は、解剖学的にはその上方は厚い腱組織に覆われているため、筋電位信号のもつ振幅や周波数成分の変化を考慮する必要がある。また神経筋接合部（以下 end-plate と記す）では、生理的な筋電位の発生機序から筋電波形や振幅値が変化し^{16,18)}、表面筋電図による臨床診断に影響を及ぼすことが考えられる。

田中ら⁸⁾および徳永^{12,14)}は、咬筋の表面筋電図が導出部位により振幅値や周波数分布が異なるとしており、腱組織や end-plate の存在をその原因としてあげている。しかしながらこの end-plate の分布と表面筋電図との関連はまだまだ明らかにされておらず、end-plate の位置も明確に示されていない。

そこで本研究では、この end-plate の分布に着目し、アレイ電極を用いて咬筋の運動単位活動電位 (Motor Unit Action Potential, 以下 MUAP と略す) の伝播を観察することにより、電気的な end-plate の位置を把握しようと試みた。また、end-plate を各部位での筋電位と対比しそれらの関連について検討した。

II. 研究方法

1. 被験者と記録電極

顎顔面あるいは頭頸部での疼痛や顎機能異常の認められない成人正常有歯顎者 18 名 (24~29 歳) を本研究での被験者として選出した。左右側咬筋を被験筋とした。記録に用いた表面電極は直径 1 mm、長さ 10 mm のステンレス線を 12 本平行にアクリル板に配置したアレイ電極^{8,11-14,16)}で、隣接したステンレス線間の距離は中央部で 5 mm とした (図 1)。なお、電極の接触面積や接触位置が不正確になることから、本研究では電極ペーストを用いなかった。

2. 筋電位の記録

被験者には座位の姿勢をとらせ、咬筋の位置を確認したのち、咬筋相当部皮膚表面をアルコールにて清掃し、両側にアレイ電極を貼付した。電極貼付位置の規定は、以下の方法で行った。すなわち、最上端のステンレス線

図 1 アレイ電極と筋線維との位置関係

を頬骨弓下縁相当部の皮膚表面において、筋線維の走行に沿って圧接固定した。前後的な貼付位置については、皮膚表面から触れる咬筋の前後の中央部とした。

筋電位は、隣接したステンレス線から生体電気アンプ (日本光電 AB 621-G) を用いて 60 dB で片側ずつ筋線維方向に異なる 11 カ所から同時に差動増幅し、頬骨弓に近い部位をチャンネル 1、下顎骨下縁に向かって順次チャンネル 11 とした。筋電位のモニタには右側咬筋のチャンネル 7 の信号を用いた。なお、時定数を 0.003 秒、高域遮断周波数を 1 kHz とし、不関電極を耳介においた。

筋電位の記録は、5 段階の収縮強度で行った。咬頭嵌合位における等尺性の随意収縮を行わせ、チャンネル 7 での筋電位の実効値 (RMS 値¹¹⁾) をオシロスコープ (IWATSU OS-6121) 上に表示した。収縮強度は、各被験者の最大随意収縮強度 (Maximum Voluntary Contraction, 以下 MVC と略す) での RMS 値の 10, 20, 30, 40 および 50% で行い、各試行はランダムに 5 秒間ずつ磁気記録 (TEAC XR-501) し、試行間の休憩は十分とった。また、同じ収縮強度での筋活動状態を比較するため、左側咬筋の筋電位記録の際にも収縮強度は右側咬筋のチャンネル 7 での筋電位によって規定した。

3. 信号処理

磁気記録した筋電信号は片側ずつ 11 チャンネル同時に A/D コンバータ (SDS DASBOX-8400 A) にてデジタル量に変換し、マイクロコンピュータ (YHP HP 9000 model 310) に転送した。1 チャンネルあたりのサンプリング周波数を 20 kHz、サンプル数を 30,000 ポイント、解析時間を 1.5 秒間とし、11 チャンネルで合計 330,000 ポイントを 1 回の試行での解析の対象とした。

量子化したデータをチャンネルごとにグラフィック端

図2 運動単位活動電位 (MUAP) の重ね合わせ波形 (superimpose) と加算波形 (average)
(●: トリガチャンネル)

末に出力し、各部位での活動状態を観察した。また、デジタル量から筋活動量と end-plate の位置を求めた。

1) 筋活動量の算出

本研究での筋活動量は、筋電位出力の実効値、すなわち RMS 値により評価し、一度の試行につき 1.5 秒間のデジタル値の平均値を 11 カ所の部位について、各収縮強度で求めた。

2) end-plate の位置の推定

異なる 11 カ所から得た表面筋電図を観察し、MUAP の最も著明に認められるチャンネルを選出した。そしてその MUAP の発生する地点、すなわち end-plate の位置を推定するため、同一の MUAP による加算平均処理²⁰⁾を行った。図2は処理した1例で、チャンネル9の MUAP のピークをトリガとした重ね合わせ波形 (以下 superimpose と記す) と加算波形 (以下 average と記す) である。

superimpose および average は、同一の MUAP のピークを中央にしてそれぞれ 12.8 ms (256 ポイント) を表示したものである。

average では、チャンネル6からチャンネル1に向かって、またチャンネル8からチャンネル11に向かって、同じ位相の波形のトラベリングが認められ、チャンネル7ではほとんど振幅が認められない。しかも、振幅のない部位の上方と下方では逆位相の波形となっていることから、この部位で導出した電極間に end-plate が存在することがわかる。end-plate の位置をさらに詳細に決定するため、この電位の小さい波形に注目し観察した。

すなわち、この部位での位相が上方のものと同じ場合、下方のものと同じ場合、さらに全く振幅の認められない場合の3つのケースに分類し、end-plate の分布する位置を求めた。

III. 結 果

1. 筋活動量 (RMS 値)

咬筋の筋活動量は、左右片側ずつ 11 カ所からの RMS 値を算出し、10~50% MVC までの5段階の収縮強度で求めた。各部位での RMS 値の平均値と標準誤差を表1に示した。また、各チャンネルについてのおおの収縮強度での平均値を図3に示した。

咬筋の RMS 値は、右側の 10% MVC ではチャンネル4での $10.35 \mu\text{V}$ が最も小さく、チャンネル6での $17.52 \mu\text{V}$ が最も大きな値を示し、50% MVC ではチャンネル1が $17.08 \mu\text{V}$ で最小値、チャンネル11が $46.00 \mu\text{V}$ で最大値となった。左側では 10% MVC において、チャンネル1で最小値の $7.44 \mu\text{V}$ 、チャンネル6で最大値の $16.85 \mu\text{V}$ となり、50% MVC においては、チャンネル1で最小値の $14.68 \mu\text{V}$ 、チャンネル10で最大値の $40.95 \mu\text{V}$ となった。RMS 値の平均値は、左右側ともに 10~50% MVC まで収縮強度の増加に伴ってすべての部位で増大した (表1, 図3)。

1) 左右差について

表1下段に咬筋の異なる 11 カ所から得た RMS 値の平均値と標準偏差を示した。左右差は、10% MVC で $0.67 \mu\text{V}$ 、20% MVC で $0.07 \mu\text{V}$ 、30% MVC で $1.07 \mu\text{V}$ 、40% MVC で $1.56 \mu\text{V}$ 、50% MVC で $2.75 \mu\text{V}$ となり、やや右側の方が大きくなる傾向を示し、10% から 20% MVC を除いて収縮強度が増加するほど左右差は増大したが、いずれの収縮強度においても有意差はなかった (図4)。被験者ごとに観察しても多くの例では 50% MVC での左右差は $5 \mu\text{V}$ 以下であったが、大きな差が認められたものもあった。

図5 (被験者6) は、左右側間で RMS 値に著明な差が生じた例である。10% MVC における 11 カ所の平均値での左右差が $3.35 \mu\text{V}$ (右側 $13.07 \mu\text{V}$ 、左側 $9.72 \mu\text{V}$) となり、50% MVC での左右差の平均値 ($2.75 \mu\text{V}$) よりもすでに大きな値となっている。50% MVC では $10.04 \mu\text{V}$ (右側 $30.37 \mu\text{V}$ 、左側 $20.33 \mu\text{V}$) の差が生じている。また、この被験者では収縮強度が増加しても必ずしも RMS 値は増加せず、左側咬筋中央部 (チャンネル4~6) では 30% MVC よりも 20% MVC での RMS 値の

表 1 各部位での RMS 値の平均値と標準誤差

		Right					Left				
		10	20	30	40	50	10	20	30	40	50
		%MVC					%MVC				
Ch.	1	11.46 (2.40)	13.13 (2.51)	14.25 (2.86)	15.86 (3.09)	17.08 (2.83)	7.44 (0.76)	9.77 (0.91)	11.57 (1.26)	12.69 (1.40)	14.68 (1.65)
	2	10.84 (2.29)	14.43 (2.42)	15.01 (2.43)	16.82 (2.56)	18.74 (2.75)	8.46 (0.85)	11.06 (1.07)	14.34 (1.92)	15.71 (1.75)	18.85 (2.28)
	3	11.96 (1.29)	13.87 (1.21)	19.55 (2.65)	22.01 (2.83)	24.98 (2.99)	10.72 (0.77)	13.56 (1.15)	16.50 (1.48)	19.25 (1.73)	22.89 (2.26)
	4	10.35 (0.75)	13.88 (0.99)	17.91 (1.64)	21.98 (2.47)	25.84 (2.61)	10.17 (0.82)	13.64 (1.16)	17.30 (1.80)	20.93 (2.13)	23.17 (2.60)
	5	11.19 (0.78)	15.20 (0.95)	19.74 (1.61)	24.91 (2.62)	29.46 (2.80)	10.22 (0.92)	14.47 (1.40)	18.54 (2.19)	22.77 (2.45)	26.90 (3.21)
	6	17.52 (0.84)	22.41 (1.20)	27.91 (2.05)	33.40 (3.03)	38.92 (3.52)	16.85 (0.77)	21.47 (1.61)	25.42 (2.61)	29.26 (2.81)	33.27 (3.52)
	7	14.58 (0.63)	18.52 (1.10)	22.89 (1.71)	28.33 (2.65)	34.37 (3.11)	14.25 (1.25)	18.67 (1.82)	23.66 (3.15)	28.16 (3.24)	32.92 (4.16)
	8	13.81 (1.21)	19.55 (1.77)	25.77 (2.51)	33.01 (3.65)	40.01 (4.04)	13.93 (1.70)	21.21 (2.94)	27.80 (4.40)	34.31 (4.59)	40.92 (5.58)
	9	11.64 (1.15)	18.30 (1.74)	25.42 (2.63)	32.00 (3.47)	38.39 (3.76)	12.43 (2.61)	19.83 (3.92)	25.67 (5.87)	33.17 (7.28)	36.56 (7.18)
	10	15.19 (0.88)	20.60 (1.33)	26.89 (1.84)	33.96 (2.72)	41.30 (3.11)	15.22 (3.00)	23.63 (4.71)	27.77 (6.00)	34.12 (6.94)	40.95 (7.04)
	11	13.59 (1.14)	21.30 (1.75)	29.29 (2.76)	37.84 (4.25)	46.00 (4.46)	15.05 (3.06)	23.14 (4.35)	24.33 (4.86)	32.59 (5.83)	33.70 (7.29)
Mean		12.92 (0.64)	17.38 (0.97)	22.24 (1.51)	27.28 (2.13)	32.28 (2.78)	12.25 (0.88)	17.31 (1.43)	21.17 (1.63)	25.72 (2.24)	29.53 (2.54)

unit : μV
() : S.E.

方が大きく、右側の筋電位が増加した時に左側の RMS 値は減少した。

2) 上方と下方について

咬筋を上方 (チャンネル 1~6) と下方 (チャンネル 6~11) に分けて、RMS 値から筋の活動状態を比較した。上方と下方の RMS 値の平均値を図 6 に示す。右側においては、10% MVC で上方と下方の差が $2.17 \mu V$ (上方 $12.22 \mu V$, 下方 $14.39 \mu V$) であったものが、50% MVC では $13.99 \mu V$ (上方 $25.84 \mu V$, 下方 $39.83 \mu V$) となり、上方と下方で RMS 値に有意な差が認められた ($P < 0.01$)。左側でもこの傾向は同様で、10% MVC ($P < 0.05$) および 20~50% MVC ($P < 0.01$) で有意な差が認められた。上方と下方の筋活動の差もまた、ほとんどの被験者で下方が上方より大きな傾向がみられ、18 名中 16 名までが $10 \mu V$ 以上の差であった。

図 7 (被験者 18) は上方と下方で RMS 値にあまり差が認められなかったものである。おのおのの RMS 値は、10% MVC では右側で上方が平均 $7.52 \mu V$, 下方が平均 $9.15 \mu V$, 左側で上方が $8.19 \mu V$, 下方が $9.56 \mu V$ で、

図 3 誘導部位による筋活動量の違い

図 4 筋活動量 (RMS 値) の左右差 (Mean ± S.D.)

図 5 筋活動量 (RMS 値) の左右差が明らかなもの

それぞれ $1.63 \mu\text{V}$, $1.37 \mu\text{V}$ の差であった。これに対して 50% MVC では上方と下方の差は右側で $5.12 \mu\text{V}$, 左側で $2.86 \mu\text{V}$ となり、いずれも全被験者での差の平均値 ($13.09 \mu\text{V}$) を大きく下回っており、50% MVC においても上方と下方であまり変化はなかった。この被験者の 50% MVC での RMS 値は、最大でも右側で $22.88 \mu\text{V}$ (チャンネル 8), 左側で $22.09 \mu\text{V}$ (チャンネル 8) となり、いずれも全被験者の平均値 (右側 $39.83 \mu\text{V}$, 左側 $36.39 \mu\text{V}$) より大きく下回った値であった。上方と下方での筋活動の差が少ない他の被験者においても、RMS 値の平均値は全被験者の平均値よりはるかに小さく、収縮強度の増加に伴う RMS 値の増加が少ない被験者ほど上下の筋活動に差を認めなかった。

図 6 筋の上方と下方での筋活動量 (RMS 値) の違い (**: $P < 0.01$. *: $P < 0.05$)

図 7 筋の上方と下方で筋活動量 (RMS 値) に差がなかったもの

図 8 3種類の収縮強度 (a, b, c) で認められたスパイク波形

2. MUAP の伝播様相

図 8-a に 10% MVC で左側咬筋の筋電波形の 1 例を示す。上方では大きな振幅は認められないが、下方のチャンネル 8 および 9 でおよそ 0.1s の周期で同じ振幅を有する規則的な 13 個のスパイク (MUAP) の発射が

図 9 各収縮強度 (a, b) で認められた MUAP, 20% MVC (b) では 2 種類の MUAP (No. 1, 2) がみられる

認められる。この MUAP は導出するチャンネルによって振幅は異なっているが、チャンネル 10 および 11 に同様に認められた。

同じ条件で収縮強度を 20% MVC に増加させたものが図 8-b である。チャンネル 8 および 9 でみられた MUAP は、図 8-a のものと振幅には差がなかったが発射頻度がおおよそ 3 倍になっている。また、収縮開始からおおよそ 0.8s までは 2 つの MUAP が重なったように認められる。

図 8-c は、収縮強度をさらに 30% MVC に増加させたものである。上方のチャンネルでも 10% および 20% MVC (図 8-a, b) に比べて大きな活動がみられる。チャンネル 8 および 9 では、さらに大きな振幅をもつ MUAP が増加するとともに、各 MUAP の発射頻度が増加し干渉波形に移行する様相が観察された。

MUAP の形状を認識するため、各波形の時間軸を変化させて観察した。図 9-a は図 8-a のチャンネル 7 から 11 における MUAP の時間軸を 10 倍に引き延ばしてプロットしたものである。おのおののチャンネルで得られた 2 つのスパイク波形 (MUAP) は、同じ形状をしているが、チャンネル 11 ではチャンネル 8 および 9 と比較して逆位相の波形を呈している。また、伝播の開始点 (end-plate) と考えられるチャンネル 10 においても、同様の相殺された波形が得られていて、これら 2 つの MUAP は同一のものと断定できる。このような現象はその他の MUAP でも同様に認められた。

図 9-b は、図 8-b の後半部分に認められた MUAP について時間軸を延ばして、チャンネル 7 から 11 まで

図 10 end-plate の位置が 2 カ所で認められた筋電位原波形 (No. 1, 2, 3 の各 MUAP)

プロットしたものである。チャンネル 9 に注目して観察すると、類似した 6 個の 2 相性の MUAP が認められるが、No. 1 の MUAP は上向きと下向きの振幅がほぼ等しいのに対して、No. 2 の MUAP は上向きの振幅は No. 1 よりやや小さく、下向きの振幅はさらに小さくなっており、振幅や波形が微妙に異なった 2 種類の MUAP が観察された。

収縮強度 30% MVC での筋電位原波形を図 10 に示す。記録時間はおおよそ 0.4 秒で、そのなかに 3 つの大きな MUAP が認められる。No. 1, 2 の MUAP では、チャンネル 7 を境に時間遅れを伴って上下に対称な波形が得られている。しかしながら、No. 3 の MUAP では位相の逆転した部位がチャンネル 9 あたりで、No. 1, 2 の MUAP に比べて end-plate の位置はおおよそ 1 cm 下方に認められた。同じ時間領域に end-plate の異なった MUAP が認められるのは、収縮強度が大きい場合にはまれにあったが、弱い収縮強度ではそのような現象は認められなかった。

3. end-plate の位置の分布

加算平均法を用いて MUAP の伝播様相を観察することにより、電気的な end-plate の位置を求めた。図 11 に全被験者における左右側の end-plate の位置を収縮強度を変えて示した。縦軸は、頬骨弓から end-plate までの距離を示している。10% MVC では 18 名中右側で 9 名、左側で 11 名の end-plate が認められた。20% MVC では右側 15 名、左側 12 名で、30~50% MVC では左右側ともに 16 名の end-plate が認められた。end-

plate の認められる割合は、収縮強度を増加させるにつれて高くなったが、18 名中 2 名の被験者は、いずれの収縮強度においても左右側ともに end-plate は認められなかった。また、すべての被験者において end-plate は、筋中央部から下顎骨下縁にかけて存在し、中央部より上方では全く認められなかった。下方半分に認められた end-plate は、下方での中央部をピークに左右対称をなして分布していた (図 12)。

end-plate の位置の平均値と標準偏差を頬骨弓からの距離で表すと、10% MVC では 43.15 ± 7.55 mm, 20% MVC では 42.85 ± 7.80 mm, 30% MVC では 45.10 ± 6.51 mm, 40% MVC では 44.75 ± 6.75 mm, 50% MVC では 44.59 ± 6.55 mm であった。20% MVC から 30% MVC にかけては、頬骨弓からの距離がやや大きくなり、有意差はなかったものの収縮強度の増加に伴って end-plate の位置が下顎骨下縁方向に移動した。

各個人における end-plate の位置の左右差を図 13 に示す。横軸は頬骨弓から end-plate までの距離の差で、右側の値から左側の値を差し引いたものである。左右のいずれにも end-plate の認められたものは、10% MVC では 18 名中 8 名、20% MVC では 11 名、30% 以上では 16 名であった。各収縮強度での左右差の平均値および標準偏差は、10% MVC で 5.7 ± 9.8 mm, 20% MVC で 4.5 ± 11.8 mm, 30% MVC で -2.5 ± 11.6 mm, 30% MVC で -0.9 ± 10.8 mm, 50% MVC で 4.7 ± 11.2 mm で、10% MVC を除くすべての収縮強度で 5 mm 以内の差となり、左右で有意な差は認められなかった。

4. RMS 値と end-plate

筋電位の実効値と end-plate との関係を観察した。図 14 は 10%, 30% および 50% MVC で算出した RMS 値と各収縮強度での波形を加算平均処理して推定した end-plate の位置を示したものである。この 2 例は、RMS 値と end-plate の位置の関係について、相反する結果を得たものである。図 14-a では収縮強度の増加に伴って、筋下方すなわち頬骨弓から 30~50 mm のあたりでの筋活動は増加している。しかし、電位の高い下方においても一様に RMS 値が増加しているのではなく、下方のほぼ中央部での増加量が最も大きい。また end-plate の位置は、この被験者ではすべての収縮強度で頬骨弓から 40 mm あたりに存在し、RMS 値の高い位置に一致して認められた。

これに対して図 14-b では下方での RMS 値は高いものの、高い部位のほぼ中央部で RMS 値の低い部分が認

図 11 加算平均処理によって推定した end-plate の位置

められた。RMS 値の最も低い部分は、10% MVC では頬骨弓からおおよそ 40 mm のところであったが、収縮強度の増加に伴って上方に移っており、50% MVC では頬骨弓から 30 mm のあたりまで変化した。end-plate もまた収縮強度の増加に伴い 40 mm から 30 mm まで移行し、収縮強度が異なると end-plate の位置が変化した。

IV. 考 察

運動神経軸索から end-plate に達した運動指令は、

電位を発生させ筋線維に沿って伝播していく²¹⁾。一般に end-plate は筋線維の中央部に存在し²²⁾、神経インパルスに対応して脱分極を起こして、活動電位は筋線維の両端に広がっていく²³⁾。この活動電位をとらえる手法として、個々の運動単位（以下 MU と略す）の活動を観察する針電極法と筋全体の活動状態を観察する表面電極法がある。

咀嚼筋の筋電図診査では、操作が容易で筋組織に侵襲の与えることのない表面電極による導出が多く行われている。この手法による筋電位は、興奮する各運動単位活動電位 (MUAP) の電極に対するベクトル和で表される。したがって、このランダム波形の評価の対象となるのは、電位の振幅値やスペクトル成分の変化であった。しかしながら臨床的な場面では表面電極の価値は必ずしも高くはなく、表面電極による MUAP の観察は無理とされている²⁴⁾。

近年、Masuda と Sadoyama^{16,18)} は 1 つの筋に多数の表面電極を貼付して電極密度を高めて表面から

図 12 End-plate の位置の分布を示すヒストグラム

本研究では、この考え方にに基づき 12 個の表面電極を配置したアレイ電極を咬筋の筋線維方向に沿って貼付し、筋電位を 11 チャンネル同時に導出した。そして各部位での筋の活動状態を観察するとともに各チャンネルで MUAP を検出し、伝播の開始点である end-plate の分布を筋の表面から推定した。

1. 実験方法について

1) 筋電位記録

咬筋の筋電位の記録は、種々の表面電極によって、筋中央部から双極性に導出されている。しかしながら、一般に行われている電極間距離では MUAP の検出は困難である。電極間距離を短くするほどそこから得られる情報量は減少するが、とらえうる MU の数が少なくなるので複合電位波形から個々の筋活動を分離・特定することができる¹⁶⁾。本研究で用いた電極は、電極間距離を従

MUAP を検出し、その伝播パターンから end-plate の位置の推定を行っている。この多点計測法を発展させていくと、できるだけ多くの表面電極を筋相当部皮膚表面上に貼付することによって、かなり詳細な情報が得られることが予想される。表面筋電位によって針電極から得られるような MU に関する知見が得られるなら、無侵襲的な診査法として臨床診断においても有用性は広がる。

図 13 頬骨弓から end-plate までの距離の左右差. 横軸は右側の距離から左側の距離を差し引いたものを表す

来から行われているものと比較して 5 mm と狭くして、各電極列を規則的に配置したために表面から MUAP を抽出することができ、さらに電極相互の電気的な分離を確実に行うことができた。

筋電位記録に際してはアレイ電極を両側咬筋に貼付して行い、12 個の生体電気アンプを用いて片側 (11 チャンネル) ずつ個々に筋電位を検出した。本実験を行うにあたり、左右側での比較を行うことから収縮強度の規定は、いずれの試行においても右側の中央部であるチャンネル 7 の筋電位の RMS 整流電圧値とした。また、筋電図の検出にあたっては時定数を 0.003 秒と比較的小さい値に設定した。筋電図は速い現象であり、脳波のような短い周波数要素の記録は不要で、基線にのった記録を得るにはできる限り時定数は小さい方がよい²⁵⁾。時定数を小さくした場合、基線のゆれ以外に筋電図成分も一部減少するが、本研究の目的である相対的な収縮強度の比較

や波形の極性を観察するには十分であった。

2) end-plate の位置の決定

筋線維をとりまく電気伝導体をもつ媒質は容積導体 (volume conductor) と呼ばれ、この容積導体内を流れるイオンによる電流の変化を計測したのが筋電位である²³⁾。end-plate で発生した電位はそこから筋線維上に両側性に伝播するので、興奮部位の伝播方向は end-plate をはさんで逆方向になる。したがって検出する波形も end-plate から逆位相となって表される^{12,13,16,18)}。本研究では、各部位で記録された MUAP の位相が end-plate を境に逆転するため、その部位を電気的な end-plate と判断した。

表面電極によって活動電位の伝播が計測できることは、すでに Nishizono ら¹⁵⁾によって明らかにされている。しかし、この研究では電極が大きく、導出された筋電位は干渉波形となり、空間的分解能が低くなるために end-plate の位置はおおよそ推定できたが詳細な分布までは分からなかった。Masuda ら¹⁶⁾は上腕二頭筋で電極間距離を 5 mm にして筋電位の伝播をとらえている。今回、MUAP を干渉波のバックグラウンドから抽出する

図 14 筋活動量 (RMS 値) と end-plate の位置関係

ため加算平均処理を用いた。この手法は、あらかじめ選択した MUAP でトリガを行うものである。このトリガのかけ方は、電位のもつ幅でトリガするものやスパイクでトリガするものがある^{20,26)}。今回、最も高い振幅をもつ MUAP のスパイクでトリガを行い、すべての MUAP をグラフィック端末に表示しながら行った。つまり、同一の波形であることを確認して平均加算したために、精度の高い処理を行うことができた。

2. 実験結果について

1) RMS 値

表面電極導出法では、筋の収縮強度と活動電位の振幅の間にほぼ比例関係が成り立つため、活動電位の振幅から収縮強度が量的に推定できる。臨床の間では筋活動量による評価が行われている。積分値や RMS 値は筋活動をみる上で適した指標であるといわれている¹⁾。本研究では、RMS 整流電圧値を筋活動量の代表値とした。筋活動量は従来の結果のとおり、収縮強度を増加させるにつれてすべての部位で増加した。しかし、咬筋の上方に比べて下方で大きな筋活動を示した (図 3, 6)。これは、咬筋で下部での筋活動が大きいことが裏づけられた

結果であった。筋電位の導出部位によって筋活動に差が生じることは従来から報告されていて^{10,12,13,27-29)}、多くの場合、下方で筋活動が大きいといわれているが、この原因については明らかにされていない。

2) 表面電極による MUAP の導出

筋は、弱い収縮から強い収縮までほとんど連続的に力を変えることができる。収縮の増強によって MU の動員、発射頻度の増加、さらに強縮の加重が一層有効に起こる²⁵⁾。咬筋の場合も同様に、size principle³⁰⁾に従って振幅の低い MU から高い MU に移行していく様子が認められた。しかし、MU の活動が認められたのは、活動の大きな筋下方の 1~2 cm の範囲に限られていた (図 8)。

骨格筋は、多くの細い筋線維 (筋細胞) が平行に並んで構成されている。1本の筋線維は直径が 10~100 μm で、長さは 0.5 mm から長いものでは 20 cm にまで及ぶといわれている^{23,25)}。1つの MU に属する筋線維は、筋内部では隣接してひとかたまりになって存在しているのではなく、他の MU に属する筋線維に入りまじり、一定の広がりをもって分布している (random distribution)^{23,31)}。

咬筋は、四肢筋に比べて筋線維は短く、同一の MU が支配している範囲も狭く機能的にも特殊であるといわれている³²⁾。実際、咬筋ではその上方は腱組織であり、筋組織は下方半分に局限している。本研究で上方の筋電位振幅が小さかったことと、下方の狭い範囲にしか MUAP が認められなかったことは、咬筋上方では腱組織の影響を受けていて、下方でも筋組織は個々の区画を有しているために、機能的に細分化されていること³³⁾を示唆するものである。

3) end-plate の分布

骨格筋における end-plate については、古くから組織学的に分析されており^{34,35)}、Aquilinus ら³⁵⁾は摘出した筋標本を染色することによって end-plate の分布を観察している。それによれば上腕二頭筋では、筋の中央部に約 60 mm の幅を持って分布しているという。電気生理学的な面からは、Masuda と Sadoyama^{16,18)}が多点表面電極を用いて行っている。彼らは多チャンネルの筋電位を同時に記録・表示し、筋電位信号が筋肉の中央部から開始し一定の速度で筋の両端に向かっていく様子を明確に示している。

本研究でみられた、MU の位相が逆転する部位は、運動神経のインパルスが筋肉の興奮を引き起こす場所、すなわち end-plate を示している。この end-plate の分

布する位置は、一般に筋中央部であるといわれる²²⁾が、咬筋の場合はそうではなく、Widmer と Lund³⁶⁾ によると筋線維方向に 4 つの表面電極をおいた場合に、上から 3 番目のチャンネルに end-plate が存在すると報告している。また、Crucchi³⁷⁾ は咬筋では上方から 3/4 の位置に分布するという。今回の結果でも、咬筋の起始から停止までの距離がおおよそ 60 mm で、end-plate は 42.85~45.10 mm の範囲に分布しており、先人の報告と一致した結果が得られた。咬筋の end-plate の位置が四肢筋と異なる原因については、先に述べたように咬筋の上方には腱組織があるため、実際の筋組織はかなり下方に位置しているとすれば理解できる。筋電位分布を詳細に観察すれば、電気的にも腱組織の分布をとらえることもできる。

収縮強度と end-plate の位置については、本研究において収縮強度を 5 段階に変化させて観察した。それによると、弱い収縮強度では end-plate の位置は明確に認められた例は少なく、収縮強度の増大に伴って多くの例で認められた。これは、MUAP を抽出して加算平均するので、収縮強度が弱い場合抽出した信号のなかにノイズが含まれるために、筋電位の伝播が認められなかったからである。

また、end-plate の位置は、収縮強度を変化させても平均値では有意差はなかったが、各個人では多少の位置の変化が認められた (図 10, 14-b)。このことから、咬筋の場合も、すべての end-plate が線状に整列して分布しているのではなく、四肢筋のように、収縮条件の違いによっては活動する閾値の高い MU の end-plate が他の位置で活動をはじめている¹⁸⁾ことが分かった。

4) 筋活動量と end-plate の関係

筋電位の導出部位と筋活動量 (RMS 値) の関係については、腱組織の影響から上方での筋活動が小さいことは本研究で明らかにされた。そこで、活動の高い下方での導出部位による影響についてさらに検索した。それによると、end-plate 相当部で他の部位に比べて、RMS 値が高くなる場合と逆に低くなる場合があった (図 14-a, b)。被験者によって end-plate での RMS 値に大きな変化が生じる理由として、end-plate 付近の電極の配置によって筋電位振幅に差が生じることが考えられる。図 14-a で得た記録の加算波形を図 15-a に示したが、そのなかのチャンネル 8 と 9 の信号は全く逆位相の波形を示していて、チャンネル 8, 9 間の電極の下に end-plate が存在することが推定できる。したがって、得られた筋電位振幅は、end-plate のあたりが最も大きく、電位が筋線維の

図 15 電極の配置と筋電位の加算波形
(●: 波形から推定した end-plate の位置)

両端にトラベリングすることによってしだいに減衰していく。逆に、図 14-b のように end-plate の位置に対応して RMS 値が低くなる場合は、end-plate が電極間のちょうど中間に存在するため、その部位での筋電信号は互いに相殺されていると考えられる (図 14-b, 図 15-b)。

導出部位の違いによる筋電信号の変化は、周波数領域からも観察されていて、腱組織や end-plate では高い周波数成分を有していることが明らかにされている¹⁹⁾。また徳永¹⁴⁾は、クレンジングによって筋疲労を生じさせたときの咬筋の各部位での周波数成分の変化をみたところ、スペクトルの低域へシフトする割合は end-plate 付近で小さいとしている。また腱組織では筋電位の伝播は認められにくく、その部位での筋電位伝導速度も速くなり、電位の振幅も小さく、さらに高いインピーダンスを有している¹⁹⁾。これらのことから、咬筋の上方では下方に比べて質的に異なる筋電位情報が含まれていることが

考えられ、咬筋の筋電位検出には、end-plate の分布と腱組織の位置に留意すべきである。

3. 多点筋電位計測技術の応用分野

筋電位の多点計測法は、咬筋でも行われているが^{10,29,38)}、解析に用いられるパラメータは電位の振幅値や周波数成分から分析されている。

従来、筋電位は2個の表面電極を貼付することによって筋中央部から導出されていたため、筋電信号の時間的な変化、すなわち振幅や周波数成分などが分析の対象となっていた。しかし、これらは筋電アンプの周波数特性や脂肪の厚さなどに影響される生体情報であった。そのため、異なった日時で得た情報の比較や、患者間の比較が困難である。したがって、表面筋電図から得られるものとしては、振幅情報からは筋収縮の強さの度合い、周波数情報からは筋疲労時にみられるスペクトル成分の低域化が現象的にとらえられる程度で、筋活動の機能特性を説明できるほどの情報には至っていない。このことは、運動神経軸索からの神経インパルスが end-plate を介して両側性に伝達されるという生理学的な筋電位の発生機序と計測方法が、うまくかみ合っていなかったところに起因していたと思われる。

本研究で得られた end-plate の分布は、計測装置の周波数特性などに依存しない生体情報であって、筋に特有な解剖学的構造を無侵襲的に知りうるができる。end-plate は、筋や運動神経の疾患において、消失および再生を起こして変化していくといわれている^{39,40)}。この end-plate の位置的な変化が検出できれば、顎機能異常に代表される神経筋疾患の診断にも有用となるため、さらに電極数を増やして end-plate の分布を詳細に観察する必要がある。

V. 結 論

咬筋の end-plate の分布を明らかにするため、多点表面電極（アレイ電極）を用いて被験者18名の咬筋の筋電位を左右側において11カ所ずつ同時検出したところ、以下の知見が得られた。

1. 咬筋での筋活動は部位によって異なり、上方ではいずれの収縮強度でも活動は低かった。この差異は収縮強度が高い場合ほど著明であった。また、end-plate 付近では他の部位に比べて、電極の微妙な位置的变化によって筋活動が大きく変化することが分かった。

2. 低い収縮強度では、筋中央部より下方で運動単位

活動電位（MUAP）が筋線維上を伝播する様子が観察されたが、上方では認められなかった。

3. 加算平均処理により電気的に推定した end-plate の位置は、左右側とも頬骨弓下縁から40~50 mm の範囲に多く分布していた。

4. 収縮強度を変化させると end-plate の位置も変化し、すべての end-plate が線状に整列しているのではなく、ある程度の幅をもって帯状に分布していることが分かった。また、end-plate の位置の左右差は、10% MVC でやや変動があったが、その他の収縮強度では平均値で5 mm 以内のばらつきであった。

5. 以上のことから、咬筋の筋電位診査に際して臨床上有効な情報を得るには、電極密度を高めた多点表面電極法による MUAP の観察を行う必要がある。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なご指導とご校閲を賜った川添堯彬教授に深甚なる感謝の意を表します。

また、種々ご教示いただきました大阪歯科大学歯科補綴学第2講座田中昌博講師をはじめ、何かとご協力いただいた教室員各位に深謝いたします。

本論文の一部は、第82回日本補綴歯科学会学術大会（1989年10月22日、神奈川）において発表した。

文 献

- 1) Johnson, J.C.: Comparison of analysis techniques for electromyographic data, *Aviat Space Environ Med*, 49: 14~18, 1978.
- 2) Stulen, F.B. and DeLuca, C.J.: Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue, *IEEE Trans Biomed Eng*, BME-29: 760~768, 1982.
- 3) Desmedt, J.E. and Godaux, E.: Recruitment patterns of single motor units in the human masseter muscle during brisk jaw clenching, *Arch Oral Biol*, 24: 171~178, 1979.
- 4) Maton, B.: Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isometric contraction, *Eur J Appl Physiol*, 46: 271~281, 1981.
- 5) Van Boxtel, A. and Goudswaard, P.: Changes in EMG power spectra during fatigue in muscle contraction and migraine headache patients, *Headache*: 23: 223~228, 1983.
- 6) Naeije, M.: Correlation between surface electromyograms and the susceptibility to fatigue of the human

- masseter muscle, Arch Oral Biol, 29 : 865~870, 1984.
- 7) Stohler, C.S. : A comparative electromyographic and kinesiographic study of deliberate and habitual mastication in man, Archs Oral Biol, 31 : 669~678, 1986.
 - 8) 田中昌博, 徳永 徹, 佐古好正ほか : アレイ電極による咬筋表面 EMG 記録, 下顎運動機能と EMG 論文集 第4輯 : 149~154, 1986.
 - 9) Hagberg, C. and Hagberg, M. : Surface EMG frequency dependence on force in the masseter and the anterior temporal muscles, Scand J Dent Res. 96 : 451~456, 1988.
 - 10) 松野 功, 今井 徹, 中村進治ほか : 20 ch 筋電図分析システムによる咬筋活動の研究, 医用電子と生体工学, 27 : 121~126, 1989.
 - 11) Tokunaga, T., Tanaka, M., Kimura, K. et al : Noninvasive measurement of muscle conduction velocity in human masseter muscle, J Dent Res, 68 : 677, 1989.
 - 12) 徳永 徹 : 咬筋筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察 第1編 筋電位伝導速度について, 補綴誌, 33 : 696~709, 1989.
 - 13) 徳永 徹, 岩崎 恵, 田中昌博ほか : アレイ電極による咬筋の end-plate の位置の推定, 補綴誌, 33・82 回特別号 : 121, 1989.
 - 14) 徳永 徹 : 咬筋筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察 第2編 周波数パラメータについて, 補綴誌, 33 : 804~817, 1989.
 - 15) Nishizono, H., Saito, Y. and Miyashita, M. : The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 46 : 659~664, 1986.
 - 16) Masuda, T. and Sadoyama, T. : The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 63 : 590~598, 1979.
 - 17) Yamada, M., Kumagai, K. and Uchiyama, A. : The distribution and propagation pattern of motor unit action potentials studied by multi-channel surface EMG, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 67 : 395~401, 1987.
 - 18) Masuda, T. and Sadoyama, T. : Topographical map of innervation zones within single motor units measured with a grid surface electrode, IEEE Trans Biomed Eng, BME-35 : 623~628, 1988.
 - 19) Roy, S.H., DeLuca, C.J. and Schneider, J. : Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates, J Appl Physiol, 61 : 1510~1517, 1986.
 - 20) Czekajewski, J., Ekstedt, J. and Stålberg, E. : Oscilloscopic recording of muscle fiber action potentials, The window trigger and the delay unit, Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 27 : 536~539, 1969.
 - 21) Bourne, G.H. : The structure and function of muscle, 2nd ed., 483~527, Academic Press, New York, 1973.
 - 22) Goodgold, J. and Eberstein, A. : Electrodiagnosis of neuromuscular disease, 3rd ed., Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 1983.
 - 23) 中西孝雄, 島村宗夫 : 臨床神経生理学入門, その基礎と臨床的応用, 113~167, 真興交易医書出版部, 東京, 1980.
 - 24) 朝倉哲彦 : 脳波・心電図・筋電図, 209~250, 南山堂, 東京, 1962.
 - 25) 堀 浩 : 筋電図の手引き, 1~48, 南山堂, 東京, 1981.
 - 26) Lang, A.H. and Falck, B. : A two-channel method for sampling, averaging and quantifying motor unit potentials, J Neurol, 223 : 199~206, 1980.
 - 27) MacDougall, J.D.B. and Andrew, B.L. : An electromyographic study of the temporalis and masseter muscles, J Anat, 87 : 37~45, 1953.
 - 28) Greenfield, B.E. and Wyke, B.D. : Electromyographic studies of some of the muscles of mastication, Br Dent J, 100 : 129~143, 1956.
 - 29) 六車寿男 : 咀嚼筋筋電図の補綴学的分析に関する研究, 歯科医学, 28 : 615~650, 1965.
 - 30) Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.O. : Functional significance of cell size in spinal motoneurons, J Neurophysiol., 28 : 560~580, 1965.
 - 31) Buchthal, F. and Schmalbruch, H. : Motor unit of mammalian muscle, Physiol Rev, 60 : 90~142, 1980.
 - 32) Eriksson, P.-O. and Thornell, L.-E. : Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, The medical pterygoid and the temporal muscles, Arch Oral Biol, 28 : 781~795, 1983.
 - 33) Stålberg, E. and Eriksson, P.-O. : A scanning electromyographic study of the topography of human masseter single motor units, Arch Oral Biol, 32 : 793~797, 1987.
 - 34) Coërs, C. and Woolf, A.L. : The innervation of muscle, A biopsy study, 1~20, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1959.
 - 35) Aquilonius, S., Askmark, H., Gillberg, P. et al : Topographical localization of motor endplates in cryosections of whole human muscles, Muscle Nerve, 7 : 287~293, 1984.
 - 36) Widmer, C.G. and Lund, J.P. : Evidence that peaks in EMG average can sometimes be caused by inhibition of motoneurons, J Neurophysiol, 62 : 212~219, 1989.
 - 37) Cruccu, G. : Intracranial stimulation of the trigeminal nerve in man, I. Direct motor responses, J Neurol Neuro-

- surg Psychiatry, 49 : 411~418, 1986.
- 38) 前田照太, 藤井弘之, 犬伏義臣: 咀嚼筋表面筋電図のパワースペクトルの変動要因について, 補綴誌, 24 : 322~328, 1980.
- 39) Coërs, C. and Telerman-Toppet. N. : Morphological changes of motor units in duchenne's muscular dystrophy, Arch Neurol, 34 : 396~402, 1977.
- 40) 廣瀬和彦: 筋疾患における電気診断の役割とその基礎, 総合リハ, 9 : 457~467, 1981.
- 39) Coërs, C. and Telerman-Toppet. N. : Morphological