咬筋の機能特性

近藤 一雄

Functional Property of the Masseter Muscle in Man

Kazuo Kondo

Abstract : The purpose of this paper is to investigate the functional property of the masseter muscle at the motor unit level in man. The responses of the surface EMG and the bite force were studied by averaging technique, with the following results.

1. The higher threshold units with large twitch tensions were found in the superficial layer of the muscle, the lowers were throughout the muscle.
2. Positive correlation was found between voluntary threshold force and peak twitch tension, linear correlation coefficient was 0.76.
3. The motor units with a larger twitch tension tended to have shorter contraction time, but those of smaller had the wide range.
4. There was a tendency for deeper-layer units to contribute less to the wave form of the surface EMG than did the superficial units.
5. There was a significant tendency for the units recruited with larger forces to contribute extensively to the surface EMG. The linear correlation coefficient was 0.70.
6. In 106 force records, DEM (the discrepancy between electrical activity and mechanical contraction) was observed. It seemed that DEM was similar phenomenon to the latency relaxation.

Key words : masseter muscle, functional property, motor unit, averaging technique, latency relaxation

I. 緒 言

咬筋は咀嚼、嚥下、発音といった複雑な機能を営む咀嚼筋の主要な筋であり、その機能状態を正確に把握することは歯科医学においてきわめて重要な課題である。従来より咬筋は数層の筋層を有することが明らかとなっており、特に浅層と深層については筋線維の走行の相違や

筋の組織化学的な違いとその機能との関連性が注目をあつめている。

咬筋の機能検査法として咬合力を測定することや、表面電極を用いて筋活動を記録することが広く一般に行われている。しかし咬合力は上下顎間に生じる顎力として測定され、表面筋電図は個々の活動電位の干渉波として記録されることが多いため、筋を構成する基本単位である単一運動単位¹⁾の活動としてこれらを理解することは困難なことが多い。そこで咬合力ならびに針および表面電極を用いて筋活動を同時記録し、針電極より導出された活動電位を同期信号として平均加算処理²⁾することにより、表面筋電図ならびに咬合力の記録に及ぼす単一運動単位の影響を検索した。さらに咬筋各筋層に含まれる

徳島大学大学院歯学研究科
歯科補綴学第二講座（指導：坂東永一教授）
Department of Fixed Prosthodontics, Graduate School of
Dentistry, The University of Tokushima (Director : Prof.
Eiichi Bando)
昭和 61 年 12 月 29 日受付

図 1 咬筋機能特性の測定

運動単位の生理学的特性を検索することにより、各筋層の機能について検討を加えた。

II. 研究方法

1. 被験者

被験者は、年齢 24~39 歳まで (平均 29.4 歳) の成人男子 10 名とした。

2. 測定装置および測定方法

1) 針および表面筋電図記録

針および表面電極を用いて、咬筋筋活動を観察した (以下針筋電図、表面筋電図とよぶ)。咬筋運動単位の活動電位は双極針電極 (日本光電社製 NM-220 T) を用いて導出した。表面筋電図は、小型表面電極 (Beckman 社製 650950) を先に刺入した針電極を中心として、各部位における咬筋の走行とほぼ平行に電極間距離 20 mm で貼付し双極誘導した。針および表面筋電図は、生体電気増幅器 (Medelec 社製 AA 6M) にて 32 Hz~1.6 kHz の周波数帯域を 2,500 倍から 100,000 倍に増幅した。

咬筋運動単位の活動電位を導入する部位として、1) 咬筋中央部、2) 咬筋後部を選択した。咬筋中央部は、頬骨弓を起始部とし下顎骨顎角部を停止とする咬筋浅層の中央部、咬筋後部は耳孔前方約 10 mm のところで頬骨弓の下の方のやや凹んだ部位とした。なお、咬筋中央部においては、針電極の刺入距離を変化させた。

2) 咬合力の測定

咬合力を測定するために、図 1 に示す咬合力計を製作した。本装置は測定ヘッド部および検出回路部より構成され、測定ヘッド部は平行平板機構 (縦 45.0 mm×横

図 2 実験装置のブロックダイアグラム

22.0 mm×高さ 18.0 mm) に貼付した発磁体の変位量をマグネセンサ セット B2 (ソニーマグネスケール社製) で読みとる構造となっている。ダイナミックレンジ 90 dB 以上、測定限界 33.0 kg となっている。マグネセンサからの出力は検出回路部に入力され、高域遮断濾波後、絶縁直流増幅器 (三栄測器社製 6 B 06 型) にて増幅した。

3) データの量子化および蓄積

図 2 は、実験装置のブロックダイアグラムである。針筋電図は直接、また表面筋電図と咬合力計の出力は、新たに作製したマルチプレクサを介して 16 bit A/D 変換器 (Analogic 社製 ADC 410) により量子化した。量子化されたデータはミニコンピュータ (DEC 社製 PDP 11/34 A) にオンラインで入力し磁気ディスク (DEC 社製 RLOIK-DC) に格納した。量子化に際し、サンプリング周波数は針筋電図 14.4 kHz、表面筋電図および咬合力計の出力は 7.2 kHz とした。またサンプリングとデータの磁気ディスクへの転送を同時に行う方式を採用することにより、1 pack 当たり 5.2 MB の連続した 85.3 秒間のデータを収納することが可能である。

3. 実験条件

針電極を刺入し表面電極を貼付した後、電極貼付側の第 1 大臼歯部において咬合力を測定し、しだいにその力を増大させ針電極より導出される咬筋運動単位の、咬合力を指標とした発火閾値を求めた。咬合力を増大することにより、すでに動員されている運動単位は発射頻度を増し、また新たな運動単位も動員されてくるが針筋電図が複雑な干渉波とならず、数個の異なった運動単位の活動電位が識別可能な状態の咬合力において、被験者にその咬合力を 85.3 秒間以上保持するように命じ、針およ

図 3 平均加算処理後の咬筋運動単位の活動電位と張力曲線

A: 針筋電図, B: 表面筋電図, C: 張力曲線

a: 単収縮時間, b: 単収縮張力, c: DEM 時間, d: DEM 弛緩量
電気活動の開始時刻とその時刻の咬合力を測定の基準とした

び表面筋電図と咬合力の測定を行った。この時針筋電図を音信号に変換し被験者に聴取させ、一定の咬合力を保持する一助とした。

4. データ解析ならびに測定項目

針筋電図より同一運動単位の活動電位と思われるスパイクを選択し、それを同期信号として、針および表面筋電図ならびに咬合力のデータを平均加算処理した。同期信号となる単一運動単位活動電位の選定は、磁気ディスクに収納された針筋電図のデータをグラフィックターミナル (sony tektronix 社製 T 4114 型) 上に出力し、活動電位の形状や発射頻度を考慮して行った。なお演算処理は高速演算処理装置 Array Processor (Analogic 社製 AP 400) にて行い、処理結果は磁気ディスクに収納したので必要に応じてグラフィックターミナルや X-Y プロット上に出力が可能である (図 2)。

平均加算処理後の咬筋運動単位の活動電位と張力曲線は図 3 のように得られる。この図について電気活動開始から張力が最大になるまでの時間を単収縮時間とし、その時の張力を単収縮張力として求めた。また運動単位の活動の初期において電気的な活動と機械的な収縮の間に時間的なずれが認められた。この現象を DEM (discrepancy between electrical activity and mechanical contraction) 現象と呼び、電気的活動開始期から張力曲線の収縮開始までの時間を DEM 時間、その間の弛緩量を DEM 弛緩量と呼ぶことにする。

測定を行った項目は、1. 測定時間 85.3 秒間における運動単位活動電位の平均発射頻度、2. 咬合力を指標とした運動単位発火閾値、3. 張力曲線について単収縮張力、

単収縮時間、DEM 時間、DEM 弛緩量、4. 針および表面筋電図について活動電位の peak to peak 振幅と持続時間、5. 針電極を刺入した皮膚表面からの距離である。

III. 研究結果

被験者 10 名より得られた結果を総合して解析し、特にデータの豊富な 3 名の被験者 1, 2, 3 については一部個々の結果についても検討した。

1. 運動単位の平均発射頻度

個々の運動単位の発火活動として確実に同定できるものを 85.3 秒間の記録について順次選定した。こうして得られた発火活動の総数を 85.3 秒で除して得られた平均発射頻度は $1.2 \sim 21.4$ impulses/sec, (平均 9.4 ± 3.7 impulses/sec) の範囲であった。

2. 運動単位の収縮特性

本研究において、148 units の収縮特性を検索した。これらの発火閾値、単収縮張力、単収縮時間の分布を表 1、図 4 に示す。なお発火閾値が明らかとなっているのは 100 units である。

運動単位の発火閾値は $648.8 \sim 23519.0$ g (平均 4162.5 ± 3790.1 g), 単収縮張力は $0.91 \sim 155.66$ g (平均 29.73 ± 31.13 g), 単収縮時間は $23.52 \sim 139.72$ msec (平均 64.48 ± 18.94 msec) の範囲に分布した。

3. 収縮特性各要素の相互関係

1) 発火閾値と単収縮張力

表 1 咬筋運動単位の収縮特性

		発火閾値 (g)	単収縮張力 (g)	単収縮時間 (msec)
全 体	範 囲	648.8~23519.0	0.91~155.66	23.52~139.72
	平均±標準偏差	4162.5± 3790.1	29.73± 31.13	64.48± 18.94
	運動単位数	100	148	148
被験者 1	範 囲	648.8~23519.0	2.15~136.74	42.56~139.72
	平均±標準偏差	5461.3± 6012.8	27.32± 36.12	64.94± 23.30
	運動単位数	32	37	37
被験者 2	範 囲	1135.4~11029.6	0.97~155.66	32.26~ 94.22
	平均±標準偏差	3971.6± 1973.8	45.35± 37.87	59.04± 11.74
	運動単位数	35	40	40
被験者 3	範 囲	729.9~ 6812.4	1.25~ 52.01	43.82~132.86
	平均±標準偏差	3103.7± 1548.2	14.54± 14.14	75.60± 21.20
	運動単位数	33	33	33

図 4 咬筋運動単位の発火閾値，単収縮張力，単収縮時間の分布

図 5 発火閾値と単収縮張力の関係

表 2 発火閾値と単収縮張力の関係

	A	B	r
全 体	0.54	1.27	0.76
被験者 1	0.46	- 0.95	0.89
被験者 2	1.19	-17.41	0.82
被験者 3	0.65	-10.67	0.89

回帰式：Y = AX + B，相関係数：r

図 6 単収縮張力と単収縮時間の関係

発火閾値と単収縮張力の関係を求めた(図 5)。両者の関係は相関係数 0.76 と危険率 1% 以下で有意の正の相関を示した。また各被験者について両者の関係より求めた回帰直線のパラメータを表 2 に示す。それぞれの相関係数は被験者 1：0.89，被験者 2：0.82，被験者 3：0.89 といずれも高い値を示している。

2) 単収縮張力と単収縮時間

単収縮張力と単収縮時間の関係を求めた(図 6)。相関

表 3 咬筋各層における運動単位の収縮特性

		中央部浅層	中央部深層	後部深層
発火閾値 (g)	範 囲	648.8~23519.0	729.9~4379.4	1540.9~7704.5
	平均±標準偏差	6643.6± 5032.1	2182.0±1004.6	3749.9±1910.9
	運動単位数	37	42	21
単収縮張力 (g)	範 囲	0.91~155.66	0.97~ 51.25	2.15~ 62.18
	平均±標準偏差	45.74± 37.99	15.74± 14.05	20.08± 17.32
	運動単位数	66	61	21
単収縮時間 (msec)	範 囲	23.52~ 92.22	42.56~132.86	43.82~139.72
	平均±標準偏差	59.09± 12.28	69.49± 21.62	66.89± 23.80
	運動単位数	66	61	21

図 7 咬筋各層における咬筋運動単位の収縮特性

係数は -0.35 と高くはないが回帰曲線は下に凸の曲線となり単収縮張力が 55 g 以上の運動単位は単収縮時間が 65 msec 以下と一般に短く、単収縮張力が 25 g 以下の運動単位は単収縮時間にばらつきがみられた。

4. 咬筋各層における運動単位の収縮特性

咬筋は、数層の複雑な層構造を有し各筋層の厚みや走行も変化に富んでいる。咬筋中央部において針電極を刺入していくと、皮膚表面より $3.5\sim 11\text{ mm}$ (平均 $7.2\pm 2.3\text{ mm}$) のところで最外層の筋膜に達しこれよりさらに $5\sim 8\text{ mm}$ (平均 $6.7\pm 1.3\text{ mm}$) のところに新たな内層の筋膜を触知でき、筋層の違いを容易に認識できる。そこで最外層と内層の筋膜に囲まれた筋層を中央部浅層とし、内層より深い部位にある筋層を中央部深層とした。また咬筋深層にあたる筋層を後部深層とした。なお後部深層は皮膚表面より $18\sim 20\text{ mm}$ (平均 $18.3\pm 1.0\text{ mm}$) 刺入したところで筋層に達する。記録した運動単位数は、中央部浅層 66 units, 中央部深層 61 units, 後部深層 21 units であり、そのうち発火閾値が明らかとなっている運動単位はそれぞれ 37 units, 42 units, 21 units である (表 3, 図 7)。

1) 発火閾値

咬筋各層より記録した運動単位の発火閾値の平均値と

標準偏差は、中央部浅層 $6643.6\pm 5032.1\text{ g}$, 中央部深層 $2182.0\pm 1004.6\text{ g}$, 後部深層 $3749.9\pm 1910.9\text{ g}$ であった。中央部浅層における発火閾値は中央部深層および後部深層の発火閾値に比べて、それぞれ 1%, 5% 以下の危険率で有意に高い値を示し、後部深層の発火閾値は中央部深層の発火閾値より 1% 以下の危険率で有意に高い値を示した。

2) 単収縮張力

咬筋各層より記録した運動単位の単収縮張力の平均値と標準偏差は、中央部浅層 $45.74\pm 37.99\text{ g}$, 中央部深層 $15.74\pm 14.05\text{ g}$, 後部深層 $20.08\pm 17.32\text{ g}$ であった。各筋層より得られた単収縮張力は、いずれも標準偏差の値が大きく単収縮張力の値が広範囲に分布していることを示しているが、中央部浅層で得られる単収縮張力は、中央部深層、後部深層に比べて危険率 1% 以下で大きい値を示した。

3) 単収縮時間

咬筋各層より記録した運動単位の単収縮時間の平均値と標準偏差は、中央部浅層 $59.09\pm 12.28\text{ msec}$, 中央部深層 $69.49\pm 21.62\text{ msec}$, 後部深層 $66.89\pm 23.80\text{ msec}$ である。各筋層より得られた単収縮時間は短いものより、中央部浅層、後部深層、中央部深層の順で中央部浅層と中央部深層の間に 1% 以下の危険率で差がみられた。

表 4 針および表面電極で導出された咬筋運動単位活動電位の振幅と持続時間

		針 筋 電 図		表 面 筋 電 図	
		振 幅 (μV)	持続時間 (msec)	振 幅 (μV)	持続時間 (msec)
全 体	範 囲	59.02~2851.41	3.78~31.78	1.32~458.20	4.48~41.54
	平均±標準偏差	343.10± 283.05	14.18± 6.36	56.55± 84.01	12.90± 4.64
	運動単位数	190	190	183	183
被験者 1	範 囲	59.02~1460.00	5.95~27.36	1.55~458.20	4.62~18.06
	平均±標準偏差	311.11± 254.46	13.43± 5.33	75.22±117.90	11.64± 3.57
	運動単位数	46	46	42	42
被験者 2	範 囲	76.68~ 855.44	4.90~31.78	1.32~229.30	4.48~26.04
	平均±標準偏差	288.15± 173.58	14.02± 6.30	38.02± 61.38	11.96± 4.91
	運動単位数	44	44	44	44
被験者 3	範 囲	101.07~ 957.89	6.23~28.70	3.23~382.93	8.54~24.64
	平均±標準偏差	325.49± 229.55	13.27± 5.96	63.30± 81.54	13.70± 3.50
	運動単位数	37	37	37	37

図 8 咬筋中央部における針電極の刺入距離と表面電極で導出された活動電位振幅の関係
刺入距離を 2 mm 間隔でまとめた平均値と標準偏差を示す

5. 運動単位活動電位の針および表面筋電図記録

針および表面筋電図に記録されている 1 運動単位の活動電位について検討を行うため、針筋電図に記録された活動電位を同期信号として、針および表面筋電図を平均加算処理した。表面筋電図は平均加算処理により、SN 比が向上し干渉波形に含まれる 1 運動単位の活動様相が明らかとなっている。

1) 針および表面電極で導出された活動電位の振幅

針電極で導出された活動電位の振幅は、59.02~2851.41 μV の範囲に分布し平均 343.10±283.05 μV で 100~500 μV の範囲にほぼ大半が入り、表面電極で導出された活動電位の振幅は、1.32~458.20 μV の範囲に分布し平均 56.55±84.01 μV で 60 μV 以下の電位を記録したものが大半であった (表 4)。

2) 針および表面電極で導出された活動電位の持続時間

針電極で導出された活動電位の持続時間は、3.78~31.78 msec の範囲に分布し平均 14.18±6.36 msec であり、表面電極で導出された活動電位の持続時間は、4.48~41.54 msec の範囲に分布し平均 12.90±4.64 msec であった (表 4)。

3) 針電極の刺入距離と表面電極で導出された活動電位振幅

咬筋中央部における針電極の刺入距離と表面電極で導出された活動電位振幅の関係を求めた (図 8)。刺入距離が深くなるにつれて、表面電極で記録される活動電位の振幅は小さくなる傾向を示した。また刺入距離 10 mm 以下の比較的浅い部位からの記録では、5.41~458.20 μV と広い分布を示した。

4) 咬筋各層における運動単位の活動電位振幅

(1) 針電極で導出された活動電位の振幅

咬筋各層より針電極で導出された活動電位の振幅はそれぞれ中央部浅層は 373.94±244.51 μV、中央部深層は 343.87±339.51 μV、後部深層は 215.26±122.90 μV であり、中央部浅層と後部深層の間に 1% 以下の危険率で有意の差が認められたものの、中央部浅層と中央部深層、中央部深層と後部深層の間には有意の差が認められなかった (表 5、図 9)。

(2) 表面電極で導出された活動電位の振幅

表面筋電図に記録された活動電位の振幅は、それぞれ中央部浅層 95.87±105.80 μV、中央部深層 22.32±24.32 μV、後部深層 10.07±7.48 μV であり中央部浅層は中央部深層および後部深層に対し、1% 以下の危険率で有意に大きい電位を示し、中央部深層は後部深層に対し 5% 以下の危険率で大きい電位を示した (表 5、図 9)。

表 5 咬筋各層における運動単位の活動電位振幅

		中央部浅層 (μV)	中央部深層 (μV)	後部深層 (μV)
針電極	範 囲	101.07~1460.00	59.02~2851.41	87.13~635.66
	平均±標準偏差	373.94± 244.51	343.87± 339.51	215.26±122.90
	運動単位数	88	81	21
表面電極	範 囲	5.41~ 458.20	1.55~ 128.53	1.32~ 29.93
	平均±標準偏差	95.87± 105.80	22.32± 24.32	10.07± 7.48
	運動単位数	88	78	17

図 9 咬筋各層における運動単位の活動電位振幅

図 10 発火閾値と表面電極で導出された活動電位振幅の関係

6. 発火閾値と表面電極で導出された活動電位の振幅
運動単位の発火閾値と表面筋電図に記録された活動電位の振幅の関係を求めた(図10)。得られた回帰直線の相関係数は0.70(N=96)と正の相関を示し、一般に発火閾値の大きい運動単位は表面筋電図で記録される活動電位の振幅も大きかった。

7. DEM 現象

DEM 時間については A/D 変換のサンプリング周波数と咬合力データのノイズレベルを考慮し、活動電位の立ち上がり時刻から 0.5 msec 以降に張力曲線の立ち上がりが存在するものについて計測を行った。収縮張力を測定し得た運動単位は 148 units であり、0.5 msec 以上の DEM 時間を記録した運動単位は 106 units で DEM

現象の出現率は 71.6% であった。被験者個々における出現率は被験者 1 は 86.5%, 被験者 2 は 62.5%, 被験者 3 は 84.9% であった。

DEM 時間は 0.70~11.48 msec の範囲に分布し、平均 5.22 ± 2.58 msec であった。DEM 量は、 $0.00 \sim 20.11$ g の範囲に分布し、平均 1.64 ± 3.16 g であり、4.0 g 以上の弛緩量を示す運動単位も 14 units みられた(表6)。

DEM 現象の出現率と各測定項目との関係について検討を加えた(図11)。

1) DEM 現象の出現率と単収縮張力

単収縮張力を 20 g 未満、20~40 g、40 g 以上の 3 群に分け、それぞれ出現率を求めた。出現率は、20 g 未満の群で 86.7%, 20~40 g の群で 65.7%, 40 g 以上の群で 47.4% であり、20 g 未満の群の出現率は 20~40 g の群および、40 g 以上の群よりそれぞれ 5%, 1% 以下の危険率で有意に高い。

2) DEM 現象の出現率と単収縮時間

単収縮時間を 55 msec 未満、55~70 msec、70 msec 以上の 3 群に分け、それぞれ出現率を求めた。出現率は、55 msec 未満の群で 51.0%, 55~70 msec の群で 84.9%, 70 msec 以上の群で 79.6% であり、55~70 msec の群と、70 msec 以上の群の出現率は 55 msec 未満の群より 1% 以下の危険率で有意に高い。

3) DEM 現象の出現率と表面電極で導出された活動電位の振幅

表面電極で導出された活動電位の振幅を 10 μV 未満、

表 6 咬筋運動単位の DEM 時間と DEM 弛緩量

		DEM 時間 (msec)	DEM 弛緩量 (g)	DEM 弛緩量 (μ m)
全 体	範 囲	0.70~11.48	0.00~20.11	0.00~1.26
	平均 $\pm$ 標準偏差	5.22 $\pm$ 2.58	1.64 $\pm$ 3.16	0.11 $\pm$ 0.20
	運動単位数	106	106	106
被験者 1	範 囲	0.84~10.08	0.00~20.11	0.00~1.26
	平均 $\pm$ 標準偏差	5.74 $\pm$ 2.34	2.74 $\pm$ 4.58	0.18 $\pm$ 0.29
	運動単位数	32	32	32
被験者 2	範 囲	0.84~11.48	0.00~14.69	0.00~0.92
	平均 $\pm$ 標準偏差	5.60 $\pm$ 2.50	2.22 $\pm$ 3.22	0.14 $\pm$ 0.21
	運動単位数	25	25	25
被験者 3	範 囲	0.70~10.92	0.00~ 1.42	0.00~0.09
	平均 $\pm$ 標準偏差	4.63 $\pm$ 2.76	0.45 $\pm$ 0.40	0.03 $\pm$ 0.03
	運動単位数	28	28	28

図 11 DEM 現象の出現率

A: 単収縮張力, B: 単収縮時間, C: 表面電極で導出された活動電位の振幅, D: 針電極の刺入距離

10~20 μ V, 20 μ V 以上の 3 群に分け, それぞれ出現率を求めた. 出現率は, 10 μ V 未満の群で 75.6%, 10~20 μ V の群で 53.2%, 20 μ V 以上の群で 46.2% であり, 10 μ V 未満の群の出現率は 10~20 μ V の群および, 20 μ V 以上の群より 1% 以下の危険率で有意に高い.

4) DEM 現象の出現率と咬筋中央部における針電極の刺入距離

咬筋中央部において最外層の筋膜より針電極を刺入した距離を 5 mm 未満, 5~10 mm, 10 mm 以上の 3 群に分け, それぞれ出現率を求めた. 出現率は, 5 mm 未満の群で 49.2%, 5~10 mm の群で 47.6%, 10 mm 以上の群で 67.4% であり, 針電極の刺入距離が 10 mm 以上の群の出現率は 5 mm 未満の群および, 5~10 mm の群よりそれぞれ 5%, 1% 以下の危険率で有意に高い.

IV. 考 察

1. 研究方法

1) 測定精度

運動単位 1 個の単収縮張力を測定したり, 表面電極を用いてその活動電位を記録することは, 他の運動単位の活動による影響やランダムに起こるその他電氣的雑音等により, 一般には困難である. そこで針電極より導出された 1 運動単位の活動電位を同期信号として, 同時記録された咬合力や表面筋電図を平均加算処理した. 本研究における平均加算回数は約 800 回であり, 針および表面筋電図ならびに咬合力における SN 比を約 28 倍改善できた. 筋電図を記録するうえで使用した生体電気用増幅器は短絡時雑音が 5 μ Vp-p であることから, 平均して 0.17 μ V 程度の分解能があるといえる. 咬合力計の測

定範囲は 33 kg でダイナミックレンジ 90 dB 以上であることより、平均加算前 1.0 g、平均加算後 0.04 g 程度の分解能を有している。また A/D 変換における分解能は、16 bit フルスケールに対し針筋電図 1.0~40.0 mV、表面筋電図 100.0 μ V~2.0 mV、咬合力 8.1~40.5 kg のデータを対応させたので、1 bit あたり針筋電図 0.015~0.61 μ V、表面筋電図 0.0015~0.03 μ V、咬合力 0.12~0.62 g となる。以上より本研究システムの測定精度は針筋電図 0.17~0.61 μ V、表面筋電図 0.17 μ V、咬合力 0.12~0.62 g となり、従来の報告と比較して高精度の測定が可能である。また同期信号として選択する単一運動単位の活動電位は、発射間隔ならびにグラフィックターミナル上に表示された波形を確認することにより振幅や形状の類似した活動電位もきわめて正確に判定できる。

2) 測定結果に影響を及ぼす生理学的特性

(1) 運動単位の同期発射

同期信号として選択した 1 運動単位の活動電位と同期して、他の運動単位が活動するとすれば本解析法においては、単一運動単位の信号を測定することは不可能である。異なる運動単位の活動の関連性については種々の議論があり、筋が疲労している状態、またある種の病的状態において同期する傾向がみられるといわれている³⁾。Kranz ら⁴⁾は手掌の第一骨間筋において、筋が疲労していない状態において一定の収縮力を保持した場合には、運動単位の同期した活動はみあたらないと報告している。一方 Milner-Brown ら⁵⁾は、短時間に強力な力を発揮する場合には、同期した運動単位の活動を認めるとしている。また Dietz ら⁶⁾は Physiological tremor の振幅の増大に伴い同期化の傾向が強まると報告している。本研究において同時に記録された 3~5 の運動単位について、2 単位接近値検定法⁷⁾を用いて同期発射の有無について検討したが、解析の対象としたデータは同期化の傾向を示さなかった。

(2) 収縮力の加重

筋線維に 2 つ以上の刺激を適当な間隔で加えると、単収縮張力に比べて大きい収縮張力が発生し、この現象は単収縮の加重と呼ばれている。筋線維の種類や刺激の頻度により収縮張力や収縮時間は微妙に変化し、複雑な張力曲線を描くことが報告されている^{8,9)}。Milner-Brown ら¹⁰⁾は 10 Hz 以下の刺激頻度では特に収縮張力、収縮時間に変化はなく 10~20 Hz の反復刺激において収縮の融合が起こり収縮力の増大がみられるとしている。本研究における運動単位発射頻度は、平均 9.4 ± 3.7 Hz であり発射頻度の高い運動単位は加重の影響を考慮に入れる必

要があると思われる。

3) 咬筋の層状構造

咬筋は、古くから浅層、深層の 2 層構造をとることが記載^{11,12)}されており、近年筋の機能と形態との関連性が重要視されるようになり、解剖学の立場からより詳細な咬筋筋層の分類がなされている。沢田¹³⁾はヒト成人屍体の咬筋を精査し、1) 表層第一層、2) 表層第二層、3) 中間層、4) 深層筋 (前部と後部第一層)、5) 深層筋後部第二層、6) 上顎下顎筋、7) 頬骨下顎筋の各筋層に分類した。

以上の解剖学的な層構造と照らし合わせて考えれば、おそらく本研究において 3 層に分類した筋層はそれぞれ、中央部浅層は表層第一層および表層第二層、中央部深層は中間層、後部深層は、深層筋 (前部と後部第一層) および深層筋後部第二層に相当すると思われる。

2. 研究結果

1) 運動単位の発射頻度

運動単位が新たに動員される際の発射頻度は、筋の種類や発火閾値の高低にかかわらず最低 6~8 Hz である¹⁴⁾とされており、Milner-Brown ら¹⁰⁾は第一骨間筋において 8.4 ± 1.3 Hz、Clamann¹⁵⁾は上腕二頭筋では 7~12 Hz、Person ら¹⁶⁾は大腿直筋においては 5~11 Hz であると報告している。本研究において筋活動を記録した 85.3 秒間における平均発射頻度が 5 Hz 以下の運動単位が 21 units (11.1%) みられた。この原因の 1 つは、保持した咬合力に多少の変動があり、一部の運動単位については、ある測定区間において咬合力が一時的に発火閾値を下まわっているものを含んでいるためである。

2) 咬筋運動単位の収縮特性

(1) 単収縮張力

本研究において明らかとなった咬筋運動単位の単収縮張力は、0.91~155.66 g の範囲であった。Goldberg ら¹⁷⁾は咬筋 11~205 g とほぼ同様な結果を報告しているが、Yemm¹⁸⁾は咬筋 0.1~33.6 g、側頭筋 0.3~30.3 g であるとし 40 g を越える単収縮張力については報告していない。また四肢筋では、第一骨間筋において、Milner-Brown ら¹⁹⁾は 0.1~10 g、Stephens ら²⁰⁾は 0.18~30 g さらに Sica²¹⁾は足底伸筋において 2~14 g と測定している。咬筋における単収縮張力は四肢筋と比較してより広い範囲に分布しており、微細な下顎位の制御や、あるいは数 10 kg にもおよぶ咀嚼力を発揮することなど複雑な機能を果たす咀嚼筋としての特性を示していると思われる。

(2) 単収縮時間

等尺性収縮時の単収縮時間は筋収縮の遅速を表しており、筋線維を分類同定するうえで大きな指標の1つと考えられている²²⁾。本研究において記録された咬筋運動単位の単収縮時間は、23.52~139.72 msec の範囲に分布していた。ヒト咀嚼筋において、Yemm¹⁸⁾ は、咬筋 24~91 msec、側頭筋 30~76 msec、Goldberg ら¹⁷⁾ は、咬筋 38~69 msec と報告している。四肢筋では手掌の第一骨間筋において、Milner-Brown ら¹⁹⁾ は 30~105 msec、Stephens ら²⁰⁾ は 32~146 msec であると報告しており、また Garnett ら²³⁾ は内側腓腹筋において 40~110 msec という値を得ている。本研究において得られた単収縮時間は、いずれの結果よりも広い範囲に分布していた。

この単収縮時間を運動単位の生理学的特性の一基準として筋を分類するに際し、Buchthal ら²⁴⁾ は、60 msec 以下の単収縮時間を示す運動単位を Fast twitch type (F type)、60 msec 以上の単収縮時間を示す運動単位を Slow twitch type (S type) と分類した。Stephens ら²⁰⁾ はヒトの第一骨間筋において、F type は 33~57 msec、S type は 59~146 msec の範囲に分布するとし、Milner-Brown ら¹⁹⁾ は 70 msec を F type と S type の境界と考えている。また、Garnett ら²³⁾ はヒト内側腓腹筋において microstimulation を行いグリコーゲン消耗法による組織化学的な裏付けをもとに、F type が 85 msec 以下、S type が 99 msec 以上の単収縮時間を示すことを明らかにしている。以上のように単収縮時間を指標とした筋の分類は被験筋や研究者の相違により様々な報告があるが、ヒト咬筋についてはその基準を明確に示したものはない。Buchthal ら²⁴⁾ の報告(単収縮時間 60 msec)を基準として本研究より得られた運動単位を分類すれば、60 msec 未満の単収縮時間を示す運動単位は 81 units (54.7%)、60 msec 以上の単収縮時間を示した運動単位は 67 units (45.3%) であり、F type に属すると思われる運動単位がやや多い結果といえる。

(3) 収縮特性各要素の相互関係

i) 発火閾値と単収縮張力

運動ニューロンプールに対する刺激を徐々に強めていくと、これに反応して新たな運動ニューロンが発火する動員現象が起こる。Henneman ら²⁵⁾ は、この動員現象は運動ニューロンの大きさによって決定され、小さな運動ニューロンから順に発火していくという size principle を提唱した。ヒトの随意収縮時においても size principle が成立することが Milner-Brown ら¹⁹⁾ や Desmedt ら²⁶⁾ により報告されており、この時発生する単収縮張力は、発火閾値の低い運動単位ほど小さな値を示してい

る。咬筋において Yemm¹⁸⁾ は両者の間に相関係数 0.70 から 0.88 の相関関係があるとし、Goldberg ら¹⁷⁾ は相関係数 0.848 の相関関係がみられたと報告している。本研究において両者の間には相関係数 0.76 の相関関係があり(図 5)、被験者個々については被験者 1 は 0.89、被験者 2 は 0.82、被験者 3 は 0.89 とより高い相関関係がみられた(表 2)。これらのことより、ヒト咬筋においても size principle がほぼ成立するものと考えられる。しかし両者の関係より求めた回帰直線の傾きは被験者 1 は 0.46、被験者 2 は 1.19、被験者 3 は 0.65 であり被験者 2 は他の被験者より急な傾きを示しており、運動単位の動員現象における個人の特性を示しているものと考えられる。

ii) 単収縮張力と単収縮時間

Burke²²⁾ はネコの異なるタイプの運動単位について生理学的、組織化学的、形態学的性質の相互関係を示し運動単位の機能分化を明らかにしている。これによれば発火閾値が低い運動単位は単収縮張力が小さく、単収縮時間がより長いことを報告している。また Stephens ら²⁰⁾ は第一骨間筋において両者の間には相関係数 -0.62 の負の相関関係があると報告している。しかしヒト咬筋において Yemm¹⁸⁾ は両者の間には相関がみられないかもしれないしくは弱い正の相関があるととし、Goldberg ら¹⁷⁾ は有意の相関はみられなかったと報告している。本研究の結果は相関係数 -0.35 と値は小さいが有意の相関があり、Burke や Stephens らの結果と一致していた(図 6)。

3) 咬筋筋層の機能分化

咬筋の解剖学的層構造を考慮して咬筋の3部位について検索したが各筋層は発火閾値の平均値が高いものより、中央部浅層、後部深層、中央部深層の順であり、単収縮張力は中央部浅層が他の2層に対し有意に大きい値を示した(表 3, 図 7)。また 60 msec 以下の単収縮時間を示す運動単位の割合は中央部浅層は 61.6%、中央部深層は 45.9%、後部深層は 61.9% であり、中央部深層は他の2つの筋層に対して有意に低い値を示した。三浦²⁷⁾ は開閉口運動時の咬筋筋活動を観察し、浅部(中央部浅層に相当)、深部(後部深層に相当)は共に咬合時に働くが深部は閉口運動時に働くことと報告している。Clamann¹⁵⁾ は上腕二頭筋において、針電極の刺入距離との関係を求め発火閾値の低い運動単位は深層に存在する傾向があり、発火閾値の高い運動単位はより表層に存在するとしている。また組織化学的な立場から Eriksson ら²⁸⁾ は咬筋の各層の筋線維を分類し、各筋層とも種々なタイプの筋線維が混在するが、咬筋浅層(中央部浅層に相当)は

深層（中央部深層，後部深層に相当）よりも Type II 線維の割合が高く，深層は Type I 線維の占める比率が高いとし，Serratrice ら²⁹⁾は深層（後部深層に相当）は中間層（中央部深層に相当）よりも Type II 線維の割合が高いとも報告している．これらのことより，中央部浅層は phasic な機能が主体であり，中央部深層，後部深層は tonic な機能を果たしていると思われる．

4) 針筋電図記録

Olson ら³⁰⁾や，Tanji ら³¹⁾は発火閾値の高い運動単位の活動電位の振幅は低い運動単位と比べて大きい傾向があると報告している．Goldberg ら¹⁷⁾は筋内埋入電極を用いて筋活動を記録し，活動電位の振幅と発火閾値および単収縮張力との間には，正の相関があるとしている．本研究において針筋電図に記録された活動電位の振幅と，単収縮張力および発火閾値との関係を求めたが，その相関係数はそれぞれ 0.16, 0.44 となり Goldberg ら¹⁷⁾の値よりは低かった．これらの原因としては使用した針電極の構造や特性の違いも考えられるが，針電極と活動している筋線維との距離や相対的位置関係また電極間距離や電極間抵抗により，導出される波形は変化しやすいと思われる．Daube³²⁾によれば Lambert は，導出する針電極の位置を変化させることにより，活動電位の形状や大きさが複雑に変化することを明らかにしている．これらのことより，針電極で導出された活動電位の振幅を指標の 1 つとして用いる場合には十分な注意が必要であると思われる．

5) 表面筋電図記録

表面電極を用いて筋の活動状態を検索することは，記録操作も容易であり，痛みを伴うこともなく臨床および研究の場で広く一般に用いられている．しかし得られた波形は干渉波となり単一運動単位レベルで理解，解析することは困難な場合が多い．Yemm³³⁾は咬筋および側頭筋において，表面電極で記録された活動電位の振幅を測定し，2~410 μV の電位を記録しているが，運動単位の存在する深さとの関連については言及していない．各筋層ごとに表面筋電図で記録された活動電位の振幅は平均値の高いものより，中央部浅層，中央部深層，後部深層であり（図 9），図 8 にも示したように表面電極で記録される筋電図は比較的浅い部位に存在する運動単位の影響が大きいたことが明らかとなった．

また運動単位の発火閾値と表面筋電図に記録された活動電位の振幅との相関関係は，相関係数 0.70 と（図 10），針筋電図に記録された活動電位の振幅との関係より高い相関関係を示した．Yemm³³⁾は発火閾値と表面筋電図に

記録された活動電位の振幅との間に 0.30~0.76 の相関関係があると報告している．1 運動単位に支配される筋線維の数や広がりに対する導出条件の差から考えて，表面電極で導出される活動電位の波形は針電極のそれより安定したものとなり，発火閾値との相関性はより高いものとなると考えられる．

6) DEM 現象

Rauh³⁴⁾, Schaefer³⁵⁾ は，カエル縫工筋および腓腹筋において筋の張力変化を詳細に観察し，張力の増大に先行してわずかな弛緩が存在することを報告している．Sandow³⁶⁾ は，活動電位の開始後 1~2 msec 後に張力変化が起こり，この間に電氣的興奮が筋本来の機能である収縮へ変換されるとし，興奮収縮連関 excitation-contraction coupling の名を与えた．また張力増大に先立つ微小な弛緩を潜伏期弛緩と呼び，約 0.1 μm の弛緩³⁷⁾が行われていることを確かめた．この潜伏期弛緩の潜時や弛緩量は，それぞれ温度や筋の初期長の影響を受け，潜時は 20°C で 1.5 msec 程度³⁸⁾であり弛緩量は初期長を長くするほど大きくなる³⁹⁾と報告されている．Hill⁴⁰⁾ は，潜伏期弛緩は収縮要素の弛緩によるものではなく，筋鞘などの収縮要素と並列に並んでいる弾性部分の変化が原因であろうとしている．しかしいずれの報告も筋全体を刺激することにより生じた現象を観察するにとどまっておりとヒト生体における運動単位レベルでこの現象を明らかにした報告はみあたらない．本研究において，張力を記録した 148 運動単位のうち 71.6% にあたる 106 運動単位について電氣的活動と機械的収縮の間にわずかな遅れを記録し DEM 現象と名付けた．DEM 時間は， 5.22 ± 2.58 msec で Sandow が示した値（3~4 msec）よりわずかに長い値であった．また DEM 量は平均 1.64 ± 3.16 g でありカエル⁴¹⁾より約 80 倍大きい弛緩量を示した（表 6）．なおこの値は咬合力計の変位量としては 0.11 ± 0.20 μm となり Sandow の示した弛緩量に近い値であった．DEM 現象の原因としては，単収縮が完全に弛緩する以前につぎの興奮が起こるため，新たな機械的収縮が起こるまで前の弛緩の影響を受けていることも考えられるが，潜伏期弛緩も重要な因子と思われる．また DEM 現象はより深層に存在し，単収縮張力が小さく，しかも単収縮時間の長い S type と思われる運動単位により高い出現率でみられた．

V. 結 論

咬筋の機能特性を検索する目的で、針および表面電極により導出された筋電図ならびに咬合力を同時に記録し、針電極より導出された活動電位を同期信号とする平均加算処理を主な解析法として以下の結果を得た。

1. 中央部浅層、中央部深層、後部深層の3層に分類した各筋層に存在する運動単位の収縮特性を検索したところ、中央部浅層は他の筋層に比べて phasic な機能を持った運動単位が多いことを明らかにした。

2. 発火閾値と単収縮張力との間には相関係数 0.76 の相関関係がみられた。

3. 単収縮張力の大きい運動単位は単収縮時間が短い、単収縮張力の小さい運動単位は広範囲の単収縮時間を示した。

4. 1 運動単位の活動電位が表面筋電図で記録される様相を検索し、比較的浅い部位に存在する運動単位の影響が大きいことを明らかにした。

5. 発火閾値と表面電極により導出された活動電位振幅との間には相関係数 0.70 の相関関係がみられた。

6. 張力曲線を記録した 148 個の運動単位のうち 106 個 (71.6%) について運動単位レベルで電気的活動と機械的収縮の間に相違が認められ、ヒト咬筋にも潜伏期弛緩が存在することが示唆された。

稿を終るに臨み、終始ご懇篤なご指導とご校閲を賜りました坂東永一教授に深甚なる謝意を表します。また本研究にご協力下さいました第二歯科補綴学教室医局員各位ならびに被験者の方々に深謝いたします。

文 献

- Liddell, E.G.T. and Sherrington, C.S. : Recruitment and some other features of reflex inhibition, *Proc Roy Soc B*, 97 : 488~518, 1925.
- Stein, R.B., French, A.S., Mannard, A. and Yemm, R. : New methods for analysing motor function in man and animals, *Brain Res*, 40 : 187~192, 1972.
- Basmajian, J.V. and DeLuca, C.J. : *Muscles alive*, 125~167, Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- Kranz, H. and Baumgartner, G. : Human alpha motoneurone discharge, a statistical analysis, *Brain Res*, 67 : 324~329, 1974.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Lee, R.G. : Synchronization of human motor units: Possible roles of exercise and supraspinal reflexes, *Electroenceph clin Neurophysiol*, 38 : 245~254, 1975.
- Dietz, V., Bischofberger, E., Wita, C. and Freund, H.J. : Correlation between the discharges of two simultaneously recorded motor units and physiological tremor, *Electroenceph clin Neurophysiol*, 40 : 97~105, 1976.
- 三木威勇治, 時実利彦 : 筋電図入門, 110~112, 南山堂, 東京, 1964.
- Cooper, S. and Eccles, J.C. : The isometric responses of mammalian muscles, *J Physiol*, 69 : 377~385, 1930.
- Burke, R.E., Rudomin, P. and Zajac, F.E. : The effect of activation history on tension production by individual muscle units, *Brain Res*, 109 : 515~529, 1976.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R. : Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions, *J Physiol*, 230 : 371~390, 1973.
- Sicher, H. and Dubrui, E.L. : *Oral anatomy* 6th ed, 133~136, Mosby, St. Louis, 1975.
- 上条雍彦 : 口腔解剖学 2. 筋学, 252~255, アナトーム社, 東京, 1966.
- 沢田 隆 : ヒト咀嚼筋の解剖学的研究—咬筋・側頭筋の層構成および形態—, *神大医紀*, 35 : 251~279, 1976.
- Freund, H.J. : Motor unit and muscle activity in voluntary motor control, *Physiol Rev*, 63 : 387~436, 1983.
- Clamann, H.P. : Activity of single motor units during isometric tension, *Neurology*, 20 : 254~260, 1970.
- Person, R.S. and Kudina, L.P. : Discharge frequency and discharge pattern in human motor units during voluntary contraction of muscle, *Electroenceph clin Neurophysiol*, 32 : 471~483, 1972.
- Goldberg, L.J. and Derfler, B. : Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle, *J Neurophysiol*, 40 : 879~890, 1977.
- Yemm, R. : The orderly recruitment of motor units of the masseter and temporal muscles during voluntary isometric contraction in man, *J Physiol*, 265 : 163~174, 1977.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R. : The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions, *J Physiol*, 230 : 359~370, 1973.
- Stephens, J.A. and Usherwood, T.P. : The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatigability and recruitment threshold, *Brain Res*, 125 : 91~97, 1977.

- 21) Sica, R.E.P. and McComas, A.J. : Fast and slow twitch units in a human muscle, *J Neurol Neurosurg Psychiat*, 34 : 113~120, 1971.
- 22) Burke, R.E. : Motor units: anatomy, physiology, and functional organization, *Handbook of physiology*, vol II, 345~422, Amer Physiol Soc, Washington, D.C., 1981.
- 23) Garnett, R.A.F., O'Donovan, M.J., Stephens, J.A. and Taylor, A. : Motor unit organization of human medial gastrocnemius, *J Physiol*, 287 : 33~43, 1978.
- 24) Buchthal, F. and Schmalbruch, H. : Contraction times and fibre types in intact human muscle, *Acta physiol Scand*, 79 : 435~452, 1970.
- 25) Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.O. : Functional significance of cell size in spinal motoneurons, *J Neurophysiol*, 28 : 560~580, 1965.
- 26) Desmedt, J.E. and Godaux, E. : Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle, *J Physiol*, 264 : 673~693, 1977.
- 27) 三浦不二夫 : 筋電図法による咀嚼筋の活動様式に関する研究 (特に咬筋, 側頭筋, 顎二腹筋について), *口病誌*, 23 : 291~320, 1956.
- 28) Eriksson, P.O. and Thornell, L.E. : Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles, *Arch oral Biol*, 28 : 781~795, 1983.
- 29) Serratrice, G., Pellissier, J.F., Vignon, C. and Baret, J. : The histochemical profile of the human masseter. An autopsy and biopsy study, *J Neurol Sci*, 30 : 189~200, 1976.
- 30) Olson, C.B., Carpenter, D.O. and Henneman, E. : Orderly recruitment of muscle action potentials, *Arch Neurol*, 19 : 591~597, 1968.
- 31) Tanji, J. and Kato, M. : Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man, *Exptl Neurol*, 40 : 759~770, 1973.
- 32) Daube, J.R. : *Electrodiagnosis of muscle disorders*, 1081~1121, Myology, McGraw-Hill, New York, 1986.
- 33) Yemm, R. : The representation of motor-unit action-potentials on skin-surface electromyograms of the masseter and temporal muscles in man, *Arch oral Biol*, 22 : 201~205, 1977.
- 34) Rauh, F. : Die latenzzeit des muskelementes, *Zeit f Biol*, 76 : 25~48, 1922.
- 35) Schaefer, H. and Göpfert, H. : Aktionsstrom und optisches Verhalten des Froschmuskels in ihrer zeitlichen Beziehung zur Zuckung, *Pflüg Arch*, 238 : 684~708, 1937.
- 36) Sandow, A. : Excitation-contraction coupling in muscular response, *Yale J Biol Med*, 25 : 176~201, 1952.
- 37) Sandow, A. : Studies on the latent period of muscular contraction. Method. General properties of latency relaxation, *J Cellul Physiol*, 24 : 221~256, 1944.
- 38) Sandow, A. : Latency relaxation and a theory of muscular mechano-chemical coupling, *Ann N Y Acad Sci*, 47 : 895~929, 1947.
- 39) Abbott, B.C. and Ritchie, J.M. : Early tension relaxation during a muscle twitch, *J Physiol*, 113 : 330~335, 1951.
- 40) Hill, A.V. : The earliest manifestation of the mechanical response of striated muscle, *Proc Roy Soc B*, 138 : 339~354, 1951.
- 41) Sandow, A. : The effect of activity on the latent period of muscular contraction, *Ann N Y Acad Sci*, 46 : 153~184, 1945.