Tapping, ガム咀嚼および咬みしめ時における 咀嚼筋 EMG の Power Spectrum 解析

藤澤 政紀

Power-Spectral Analysis of the EMG of the Masticatory Muscles during Tooth-tapping, Gum-chewing and Clenching

Masanori Fujisawa

Abstract : To find EMG-intrinsic factors properly reflecting different modes of mandibular movement, the power spectrum from EMG of the masticatory muscles was examined. The unit-duration for power-spectral analysis was 64 ms. In tooth-tapping and gum-chewing, sampling at one stroke of one unit-duration, which starts at the EMG-burst appearance next to a silent period, was repeated ten times; in clenching, ten segments in a large burst were sampled as ten unit-durations. Bite-force at clenching was regulated to three different degrees, minimum, medium and maximum.

The frequency at 80% of the cumulative power, F 80, in the 180-strokes/min tapping was significantly higher than F 80 in slower tapplings examined (60 and 90 strokes/min). Similar frequency comparison differentiated functions of each side of masticatory muscles in uni-lateral gum-chewing. F 80 correlated highly with bandwidth covering from 50 to 80% of the cumulative power, B 50~80, under clenching with the minimum bite-force, the correlation coefficient being 0.928 for right and left masseter and 0.976 for the temporalis. Under the maximum bite-force clenching, F 50 correlated highly with B 20~50 : the correlation coefficient, 0.956 for both sides of the masseter; 0.926 for the temporalis.

These solid correlations between EMG-intrinsic functions and mandible-movement modes could expand to distinguish various conditions of mandibular dysfunction.

Key words : EMG, FFT, tapping, clenching, cumulative power

I. 緒 言

高速フーリエ変換 (fast Fourier transform : FFT) の algorithm を用い computer 処理を行う power spec-

trum 解析は、咀嚼筋表面筋電図 (EMG) を短時間で分析することができ、かつ高精度な data を得ることができる。FFT を用いて咀嚼筋 EMG の power spectrum 解析を行う場合は、定常性およびエルゴート性 (ergodicity) の条件を満たす EMG 波形を対象とする必要がある。このため、等尺性収縮状態の長い咬みしめ時の EMG を power spectrum 解析の対象とした報告は多い¹⁻⁵⁾が、筋活動状態の変化に富む tapping や食物咀嚼時を対象とした報告は少ない^{6,7)}。そこで著者は、運動時に導出される EMG に対して、power spectrum 解析を行うこと

岩手医科大学 歯学部歯科補綴学 第2講座 (指導 : 石橋 寛二教授)

Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, Iwate Medical University (Director : Prof. Kanji Ishibashi)

昭和62年8月17日受付

の妥当性を検討した。

また、すでに報告されている、咬みしめ時の EMG を対象とした power spectrum 解析では、疲労負荷^{1,3,4)}や咬合力の変化^{2,5)}に伴う周波数成分の変化が述べられている。これらは、周波数成分の変化をとらえる parameter として累積周波数値、平均周波数値、周波数帯域などを用いているが、parameter 間の関係を精査したものは見受けられない。そこで本研究では累積周波数値、平均周波数値、周波数帯域間の関係を調べ、筋活動の動態を把握する parameter の検索を試みた。以上の観点から、咬みしめ時の power spectrum 解析については、累積周波数値と周波数の帯域との相関に着目して EMG 解析を行い、得られた成績について臨床応用への可能性を追究した。

II. 実験方法

1. 被験者

個性正常咬合を有し顎機能に異常の認められない 20 歳代の本学男子学生 12 名を被験者とした。習慣性咀嚼側は 4 名が右側で 8 名は一定していなかった。

2. 対象とした運動

被験者には、以下の 4 種類の運動を指示した。

1) Short contact tapping

60, 90, 120, 180 回/分の tapping (この運動を以下 short contact tapping と表現する)を 30 strokes。

2) Long contact tapping

30, 45, 60, 90 回/分で、1 周期の半分が咬合相となる開閉口動作(この運動を以下 long contact tapping と表現する)を 30 strokes。

3) ガム咀嚼

咀嚼側を指示したうえで、軟化したガムを 30 回咀嚼。

4) 咬みしめ

咬みしめの強さは、軽度、中等度、最大の 3 段階とした。軽度の咬みしめは上下歯列が軽く接触した程度とし、最大咬みしめは可能な限り大きな咬合力を発揮した状態とした。中等度の咬みしめは、その中間となるよう指示した。

実験に先だち、3 段階の咬みしめ時の EMG 波形を monitor oscilloscope に示して被験者に各咬みしめ時の EMG 波形の振幅を認識させた。この方法により、すべての被験者は上下歯列間に介在物が存在しない状態で 3 段階の咬合力を短時間で区別できるようになった。

軽度、中等度の咬みしめは約 30 秒持続させ、最大咬みしめは疲労を訴えるまで持続させた。

1), 2) の運動頻度は metronome で規制した。また、各運動の間には 3~15 分の休息期間をもうけて疲労による影響を避けるように配慮した。

3. 測定装置および測定方法

被験筋は左右の咬筋および側頭筋とし、双極誘導法により EMG を導出した。直径 1 cm の Ag-AgCl 皿状表面電極を用い、関電極は電極間距離を 2 cm とし、咬筋の中央部および側頭筋前腹に、筋線維の走行に沿って電極間抵抗を 2 k Ω 以下となるように貼付した。不関電極は耳朶に貼付した。生体電気用増幅ユニット(日本電気三栄製 1253 A)の low pass filter は 1,000 Hz、時定数は 0.03 秒とした。

EMG 記録と同時に、咬合音計(日本光電製 Dental Sound Monitor MS-6100)、下顎運動解析装置(佐藤医療電子製 Saphon Visi-Trainer CII)を用いて、咬合音波形および切歯点部の運動軌跡を記録した。すべての記録は tape 速度 38 cm/sec で data recorder (TEAC 製 MR-30)に収録し、分析対象となる EMG を computer (日本電気三栄製 Signal Processor 7T-18)で A/D 変換し、power spectrum を求めた (Fig. 1)。

4. 分析方法

Short contact tapping, long contact tapping およびガム咀嚼時の場合、第 6 stroke から第 15 stroke までの 10 strokes について silent period (S.P.) 後の EMG 等尺性成分を分析対象とした。

分析開始点を決定するため、10 strokes を抽出し 270 msec を 1 区間として 10 区間を computer の CRT に表示させた。Data recorder から入力する際に、各 stroke を認識させるための trigger として short contact tapping, long contact tapping の場合には咬合音を、ガム咀嚼の場合には下顎運動軌跡の垂直成分をそれぞれ用いた。

咬みしめ時は咬みしめ開始後の安定した時点から、また、疲労時は被験者が最大咬みしめを継続することが困難になったと自覚した時点から trigger free で連続した 10 区間の EMG を分析した。

分析用 program を program 言語 Signal BASIC で作成し、これを用いて分析を行った。本 program による分析では取り込んだ trigger と EMG を対応させながら、筋ごとに EMG 10 波形が CRT 上に表示され、各波

Fig. 1 The block diagram representing the processes for obtaining and analyzing of electromyogram (EMG)

Fig. 2 EMGs with signals of occlusal sound derived under the 120-strokes/min short-contact tapping. Five pairs of data are from five different strokes. Subsequent analysis was done for the portion (a unit-duration) of signals indicated as a region cut with two vertical lines

形に対し S.P. を確認した後に分析対象区間の分析開始点を決定するようになっている。1 区間の sampling time は short contact tapping 時の S.P. 後の筋放電持続時間を考慮して 64 msec とした (Fig. 2)。10 区間の分析開始点が決められると、FFTによりこれらの区間の EMG に対する power spectrum が求められる。10 区間の power 値を加算し、15.6~1,000 Hz の総 power 値

を 100% とし各筋ごとに総 power 値の 20, 50, 80% に相当する周波数値 (累積 20% 値, 累積 50% 値, 累積 80% 値), 累積 80% 値と累積 50% 値の差 (50~80% 値), 累積 50% 値と累積 20% 値の差 (20~50% 値) および平均周波数値を求めた。

III. 結 果

被験者 12 名より得られた結果を、筋ごとの平均値について比較検討した。

1. Dynamic な運動時について

1) Short contact tapping および long contact tapping

Short contact tapping の累積周波数値は、tapping 頻度 90 回/分の累積 20% 値以外の全分析結果において、咬筋の方が側頭筋より高かった。咬筋の累積 80% 値を比較すると、tapping 頻度 180 回/分では右側が 325.6 Hz, 左側が 333.1 Hz と他の tapping 頻度より高い値であった (Fig. 3)。

Long contact tapping では、4 段階の tapping 頻度における咬筋の累積 80% 値が 251.9~274.5 Hz であり、頻度による有意差は認められなかった。同様に側頭筋では 228.1~253.5 Hz で、有意差は認められなかった。

Short contact tapping, long contact tapping とも同名筋では左右の平均値に有意差が認められなかった。

一元配置分散分析法により、各累積周波数値の有意性検定を行った。要因は short contact tapping と long

contact tapping の各々 4 段階の tapping 頻度、計 8 個とし、筋ごとに検定した。Hartley の検定⁹⁾の結果、180 回/分の short contact tapping 時の累積 80% 値は左側咬筋、右側側頭筋の分散が大きく等分散性が認められなかった。有意性検定の結果、右側咬筋の累積 80% 値のみに 5% 以下の危険率で有意差が認められた。Table 1 は各運動による右側咬筋の累積 80% 値の Newman-Keuls test¹⁰⁾ の結果である。これにより、180 回/分の short contact tapping 時の累積 80% 値が 5% 以下の危険率で有意に高いことがわかる。

つぎに、歯の接触で生じる下顎反射の影響を調べるため、short contact tapping, long contact tapping の分析開始点を 10 msec 遅らせて分析を行った。得られた結果は、同名筋では左右の平均値に有意差が認められなかったため、以下の分析は左右を区別せず、咬筋、側頭筋という分類で行った。

Short contact tapping, long contact tapping 時の結果を平均値で比較すると、分析開始点を 10 msec 遅らせた場合は、S.P. 終了直後に分析開始点を求めた場合よりわずかに高い値を示したが、平均値の検定の結果、分析開始点の違いによる有意差は認められなかった。

さらに分析開始点の違いが個々の分析結果に及ぼす影響を探るために、累積 50% 値、累積 80% 値、平均周

Fig. 3 Frequencies at 20, 50 and 80% of the cumulative power (respectively, F 20, F 50 and F 80) in the short-contact tapping (ST) with various rates indicated. For example, 60 ST expresses the ST with a rate of 60-strokes/min. Mm; masseter muscle, Ta; anterior temporal muscle

Table 1 Newman-Keuls test on frequencies at 80% of the cumulative power obtained in different conditions of movement from right-hand masseter muscles. It is noticed that the value of 180 ST is significantly higher than any values obtained in other conditions except 120 ST. ST : short-contact tapping, LT : long-contact tapping

		60ST	90LT	45LT	60LT	120ST	30LT	90ST	180ST
	Mean(Hz)	254.2	257.7	264.1	265.8	271.5	274.5	279.8	325.6
60ST	254.2		3.5	9.9	11.6	17.3	20.3	25.6	71.4*
90LT	257.7			6.4	8.1	13.8	16.8	22.1	69.7*
45LT	264.1				1.7	7.4	10.4	15.7	61.5*
60LT	265.8					5.7	8.7	14.0	59.8*
120ST	271.5						3.0	8.3	54.1
30LT	274.5							5.3	51.1*
90ST	279.8								45.8*
180ST	325.6								

* Significant $0.01 < P < 0.05$

Fig. 4 Frequencies at 20, 50 and 80% of the cumulative power (F 20, F 50 and F 80) in the gum-chewing. Right-hand and left-hand muscles are indicated respectively as R and L; the functional side in uni-lateral chewing is marked with circle

波数値を対象として, S.P. 終了直後に分析開始点を求めた値と 10 msec 遅らせて分析した値の相関関係を調べた。4段階の tapping 頻度の short contact tapping 時の値では, 相関係数は咬筋で 0.741~0.913, 側頭筋で 0.782~0.950 であり, Spearman の順位相関係数は咬筋で 0.700~0.910, 側頭筋で 0.753~0.934 と高い値であり, 平均値の検定結果と同様に分析開始点の違いによる影響は小さかった。

2) ガム咀嚼

ガム咀嚼時の累積周波数値は, 咬筋, 側頭筋ともに咀嚼側の方が非咀嚼側より低い値をとった。その差は側頭

筋より咬筋の方が大きかった (Fig. 4)。しかし, 個人ごとの data をみると, 咀嚼側の方が高い値を示した被験者もいた。咬筋では 12 名 24 筋中, 5 名 6 筋が (1 名が右側咀嚼, 左側咀嚼とも, 4 名がどちらか一侧のみ), 同様に側頭筋では 9 名 10 筋が (1 名が右側咀嚼, 左側咀嚼とも, 8 名がどちらか一侧のみ) これに該当した。

2. 咬みしめ時について

累積 80% 値は, 軽度の咬みしめ時に最も高い値を示し, 中等度咬みしめ, 最大咬みしめと咬みしめる力が増加するに従い, Palla ら²⁾の報告と同様に低域に shift

Fig. 5 Frequencies at 20, 50 and 80% of the cumulative power (F 20, 50, 80) obtained under clenching at the three grades of bite force (minimum, medium and maximum) and under clenching with muscle fatigue

Table 2 Correlation coefficients found between each the two from three frequency values obtained under clenching, that is, frequencies at 50 and 80% of the cumulative power (F 50, 80) and meanpower frequency (M.P.F.)

(x, y)	Muscle	Bite force			
		Minimum	Medium	Maximum	Fatigue
F 50, F 80	Mm	0.366	0.798	0.925	0.938
	Ta	0.172	0.803	0.915	0.855
F 50, M.P.F.	Mm	0.618	0.897	0.979	0.957
	Ta	0.412	0.935	0.954	0.940
F 80, M.P.F.	Mm	0.913	0.959	0.972	0.984
	Ta	0.942	0.932	0.970	0.967

した。最大咬みしめを持続させ、被験者が疲労を訴えたときの累積周波数値はさらに低い値を示した。一方、累積 50% 値では、中等度の咬みしめ時の左側咬筋、左右側側頭筋が軽度の咬みしめ時よりわずかに高い値を示したが、最大咬みしめ時、疲労時となるに従い累積 80% 値の場合と同様に低域に shift した (Fig. 5)。平均値の検定の結果、同名筋で左右差が認められなかったため、以下の分析は咬筋、側頭筋という分類で行った。

周波数成分が咬合力の違いにより変化していたか否かを調べる目的で、累積 50% 値、累積 80% 値、平均周波数値間の相関を求めた。Table 2 に相関係数を示す。累積 50% 値と累積 80% 値では、軽度の咬みしめ時で相

関が低く、最大咬みしめ時の相関係数は、咬筋で 0.925、側頭筋で 0.915 また、疲労時の相関係数は、咬筋で 0.938、側頭筋で 0.855 であり、相関が高いことがわかった。平均周波数値は累積 80% 値と高い相関を示し、累積 50% 値とは軽度の咬みしめ時の相関が低かった。以上のことから、咬合力の違いにより相対的に優勢となる周波数成分が異なるものと考えられた。

そこで、高周波数成分を反映する指標と考えられる、累積 80% 値と 50~80% 値の相関と、低周波数成分を反映する指標と考えられる、累積 80% 値と 20~50% 値および累積 50% 値と 20~50% 値の相関関係を調べた。累積 80% 値と 50~80% 値の相関係数は、軽度の咬み

Fig. 6 The relation between bandwidth and frequency of the cumulative power obtained from anterior temporal muscles under four types of clenching, those at three different bite forces and that with muscle fatigue. The ordinate indicates bandwidth covering a range, 50~80% of the power and the abscissa frequency at 80% of the power. Regression line is drawn in each figure together with the coefficient value

しめ時に咬筋で 0.928, 側頭筋で 0.976 であった。側頭筋においては、軽度の咬みしめ時が非常に高い相関を示し、最大咬みしめ時は個々の data が低周波数帯域に集まり、疲労時では相関が低かった (Fig. 6)。これは咬筋でも同様の傾向を示した。累積 50% 値と 20~50% 値の相関係数は、最大咬みしめ時に咬筋で 0.956, 側頭筋で 0.926 であった。咬筋における累積 50% 値と 20~50% 値の関係を Fig. 7 に示す。軽度の咬みしめ時の相関が低く、最大咬みしめ時の相関が高く、疲労時は低周波数帯域に個々の data が集まっていることがわかる。これは、側頭筋でも同様の傾向を示した。また、最大咬みしめ時の咬筋の累積 80% 値は、50~80% 値より 20~50% 値との相関が高かった (Table 3)。これらの結果から、軽度の咬みしめ時の咀嚼筋 EMG の周波数成分は相対的に高周波数成分が優勢となり、最大咬みしめ時は低周波数成分が優勢であることが理解された。

IV. 考 察

分析対象周波数の上限を 1,000 Hz とし、サンプリング定理 (sampling theorem)¹¹⁾ に基づき、sampling frequency を 2,000 Hz とした。FFT を用いる場合、sampling point は 2 のべき乗になる¹¹⁾ことから、今回指示した運動の中でもっとも速い運動である 180 回 / 分の short contact tapping 時の S.P. 後の筋放電持続時間を考慮して sampling point を 128 points, sampling time を 64 msec とした。これにより、頻度が異なる short contact tapping, long contact tapping 間での周波数分析の比較が可能となった。また、10 区間の power を加算することにより、運動時ではその運動に特徴的な power spectrum が得られるものとする。この条件で測定した場合の周波数分解能は 15.6 Hz であるが、咬みしめ時のように等尺性収縮時間が長い場合は、sampl-

Fig. 7 The relation between bandwidth and frequency of the cumulative power obtained from masseter muscles under four types of clenching. The ordinate : Bandwidth covering a range, 20~50% of the power. The abscissa : Frequency at 50% of the power. Regression line and the coefficient are shown

Table 3 Correlation coefficients found between the frequency at 50 or 80% of the cumulative power (F 50, 80) and the bandwidth covering a range, 20~50% or a range, 50~80% of the cumulative power (B 20~50, 50~80), obtained under four types of clenching as indicated in Figure 5

(x, y)	Muscle	Bite force			
		Minimum	Medium	Maximum	Fatigue
F 50, B 20~50	Mm	0.523	0.638	0.956	0.880
	Ta	0.387	0.592	0.926	0.912
F 80, B 20~50	Mm	-0.266	0.225	0.913	0.760
	Ta	-0.553	0.583	0.793	0.683
F 80, B 50~80	Mm	0.928	0.789	0.754	0.821
	Ta	0.976	0.815	0.803	0.586

ing point を大きくすることにより分解能をさらに上げることも可能である。分析開始点は、CRT に表示される EMG 波形を確認しながら決定するため、取り込みが正しく行われていることが確認できる。分析に要する時間は、EMG 取り込みから thermal printer に結果を表示

するまで数分で完了するため、多くの data を処理するには好都合である。

筋放電持続時間が短い EMG を対象として power spectrum 解析を行った研究は少ない。Hannafor⁶⁾は手や首を対象とした急速運動時に、橈側手根屈筋、橈側

手根伸筋、頭板状筋から導出した EMG の power spectrum 解析を試み、10 msec ほどの FFT 処理で解析できることを示した。咀嚼筋の EMG については、半場ら⁷⁾が tapping 時の S.P. 出現前後の EMG を対象とし、power spectrum 解析を試みてその有用性を述べ、鈴木⁸⁾は tapping 時の EMG に対して、FFT による分析を行い咬合高径の変化による影響を報告している。しかし、半場らが対象とした運動は、咬合力の変化する ramp 性もしくは step 性の tapping であり、鈴木⁸⁾の分析対象とした EMG は S.P. および、開口相に相当する interval が含まれると考えられる。そこで本研究では、意識的に咬合力を変えない運動として被験者に tapping を指示し、EMG の等尺性成分を分析の対象として、tapping 頻度の影響を調べた。

Short contact tapping は S.P. 後の等尺性成分が短いので、分析対象となる EMG が等尺性であることを確認するために、比較的等尺性成分の長い long contact tapping に対しても同様の分析方法を行い両者を比較した。その結果、同名筋では short contact tapping, long contact tapping と同様の傾向を示し分析方法の妥当性が確かめられた。180 回/分の short contact tapping で右側咬筋の累積 80% 値が有意に高く、左側咬筋と右側側頭筋で累積 80% 値の分散が大きかった。このことから、今回行った分析方法を、今後、等張性から等尺性に移行する運動の分析に用いる場合は、tapping の運動頻度を考慮する必要があると思われる。180 回/分の short contact tapping は、咬合相が短いため咬合力が小さくなり motor unit の recruitment に伴う同期が他の頻度とは異なることが考えられる。さらに、meto-nome で規制された速い運動に追従することが困難なことも関係していると思われる。

Long contact tapping 時の結果は、今回指示した 4 段階の tapping 頻度では有意差が認められず、short contact tapping 時の EMG 分析の妥当性を確認する対照として適当であったといえる。

何らかの原因で、口腔内に強い刺激が発生した場合に、開口反射あるいは閉口反射が生じる。本研究の分析結果に影響を及ぼす可能性があるものとして、歯の接触で生じる咬筋の閉口反射が考えられる。閉口反射による EMG 上の応答は、おおむね 10 msec 以下の潜時で出現する^{12,13)}。また、Yamada ら¹⁴⁾によれば tapping のような急速運動では motion artifact が生じるという。このような因子がどの程度影響するかを調べるために、分析開始点を S.P. 終了直後とその 10 msec 後の 2 種類を設

定した。その結果、両者は統計学的に有意差を認めず、反射および motion artifact の影響が小さかったことを示していた。

S.P. 後 10 msec に分析開始点を求めることにより、筋放電持続時間が短い急速運動では開口相に相当する EMG 波形の影響が生じることが考えられる。このため、筋放電持続時間が短い場合には分析開始点を S.P. 直後に設定する方が「等尺性」の条件を満たすものと思われる。また、motion artifact を防ぐためには電極の cord に対する配慮が必要であり、本実験では hair pin を用いて揺れを防ぐなど可能な限りその影響を防止しており、CRT に表示された波形からみてわかるような trend¹¹⁾ は出現していなかった。

ガム咀嚼時の分析結果は、咀嚼側の累積周波数値が非咀嚼側と比較して低い値をとる傾向が認められたものの、逆に咀嚼側が高い値を示した被験者もいた。習慣性咀嚼側と累積周波数値の関係は認められず、この点からは前述の逆転した被験者への考察はできない。顎機能異常者は健常者と比較して咀嚼リズムが乱れる¹⁵⁾といわれているが、本研究の方法によりこのような parameter を探ることも可能と思われる。

咬合力を parameter として直接測定することは、上下歯列間に sensor 等が介在するため、咬合の挙上に伴い筋が伸展した状態となって本来の咬合力が発揮されない。そこで、EMG の振幅を視覚的に認識させるという、簡便かつ違和感の少ない方法で 3 段階の咬合力を被験者に学習させた。軽度の咬みしめ時は累積 80% 値と 50~80% 値の相関が高く、相対的に高周波数成分が優勢であり、最大咬みしめ時は累積 50% 値と 20~50% 値の相関が高く、相対的に低周波数成分が優勢であった。咬合力の増加に伴い低周波数成分が優勢になる原因としては、motor unit の活動状態の差が考えられる。その差に関しては、①咬合力の増加に伴い、活動する motor unit の数が増加する、②咬合力の増加により motor unit の活動の同期性が増す、などの理由が考えられる。Palla ら²⁾は、咬合力の増加により活動電位の duration が長い motor unit が動員され、さらに motor unit 間で同期が生じ、周波数成分としては低域に shift すると考察しているが、これは②の考えと一致する。筋張力によりこれらの原因の関与の度合いが異なるという報告¹⁶⁾もあるが、今回の結果からは、この点については言及できない。

軽度の咬みしめ時の累積 50% 値と 20~50% 値、および最大咬みしめ時の累積 80% 値と 50~80% 値が非

常に高い相関関係であったことは、臨床的に EMG 検査を行う場合の有効な parameter になると思われる。たとえば、顎機能異常者の中には、強い咬みしめを指示しても中枢性に抑制されるらしく、本来の咬合力を発揮できないことがある。今回行った評価方法はこのような状態を評価する場合の筋電図学的方法としての応用が考えられ、今後の課題としたい。

V. 結 論

Tapping, ガム咀嚼および咬みしめ時の咀嚼筋 EMG に対して power spectrum 解析を行い、以下の結論を得た。

1. 等張性から等尺性に移行する運動時の咀嚼筋 EMG に対する power spectrum 解析は、S.P. 後の 64 msec を対象として分析することにより、異なる tapping 頻度間においても、分析結果が比較できることがわかった。

2. 180 回/分と速い tapping を行わせた時の累積 80 % 値は他の tapping 頻度のものと比較して有意に高い値を示したが、これより遅い tapping 時の累積 80 % 値間では有意な差が認められなかった。

3. 咬みしめ時は、累積周波数値と周波数の帯域との相関が咬合力により変化し、咬合力が増加すると低周波数成分が優勢となることが示された。

稿を終るに臨み、ご指導ならびにご校閲を賜りました石橋寛二教授に謹んで感謝の意を表します。またご丁寧なご教示とご校閲を賜りました本学口腔生理学講座鈴木 隆教授、佐藤 匡助教授、ならびに 歯科矯正学講座三浦廣行講師に深く感謝の意を表します。Program 作成にご協力いただきました中央臨床検査部菖蒲澤実氏、ならびに本研究に際しご協力下さいました歯科補綴学第 2 講座の諸先生方に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) Palla, S. and Ash, M.M. Jr. : Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue, Arch Oral Biol, 26 : 547~553, 1981.
- 2) Palla, S. and Ash, M.M. Jr. : Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles, Arch Oral Biol, 26 : 287~295, 1981.
- 3) Naeije, M. : Correlation between surface electromyograms and the susceptibility to fatigue of the human masseter muscle, Arch Oral Biol, 29 : 865~870, 1984.
- 4) 山田好秋, 鈴木弘之, 入江通暢 : 開口筋および閉口筋の等尺性収縮時に観察される筋電図のパワースペクトル分析, 下顎運動機能と EMG 論文集 昭和 57 年度 : 69~74, 1983.
- 5) Duxbury, A.J., Hughes, D.F. and Clark, D.E. : Power spectral distribution of the masseter electromyogram from surface electrodes, J Oral Rehabil, 3 : 333~339, 1976.
- 6) Hannaford, B. and Lehman, S. : Short time Fourier analysis of the electromyogram : Fast movement and constant contraction, IEEE Trans Biomed Eng, 33 : 1173~1181, 1986.
- 7) 半場道子, 永田 晟, 室 増男 : 咀嚼筋放電の quiet period 出現と筋電図周波数分析 (FFT) について, 日本生理誌, 44 : 253~264, 1982.
- 8) 鈴木啓一 : 咬合高径の筋電図的診断に関する基礎的研究, 歯科医学, 49 : 181~204, 1986.
- 9) 大崎 純 : 公衆衛生における実戦統計学, 66, 講談社, 東京, 1979.
- 10) 芝 祐順, 渡部 洋, 石塚智一 編 : 統計用語辞典, 167~168, 新曜社, 東京, 1984.
- 11) 井上 健 : 脳波のパワースペクトル (IV) 一脳波記録, AD 変換, データの前処理一, 臨床脳波, 28 : 867~873, 1986.
- 12) Goldberg, L.J. : Masseter muscle excitation induced by stimulation of periodontal and gingival receptors in man, Brain Res, 32 : 369~381, 1971.
- 13) McIntyre, A.K. and Robinson, R.G. : Pathway for the jaw-jerk in man, Brain, 82 : 468~474, 1959.
- 14) Yamada, Y. and Ash, M.M. Jr. : An electromyographic study of jaw opening and closing reflexes in man, Arch Oral Biol, 27 : 13~19, 1982.
- 15) 関 秀孝 : 顎関節症の補綴学的研究 第 2 報 顎関節症患者の筋電図学的研究, 口病誌, 35 : 228~264, 1968.
- 16) De Luca, C.J. : Physiology and mathematics of myoelectric signals, IEEE Trans Biomed Eng, 26 : 313~325, 1979.