

Silent Period 分析による咀嚼筋筋電図自動解析システム*

木 竜 徹**・斎藤 義明**・山鹿 卓郎***・石岡 靖***

1. ま え が き

一般に筋電図は、特徴的な波形の判読や誘発筋電図の加算平均波形により、神経筋機構の協調性を検査する手段として、多方面の診断に活用されている¹⁾。

歯科の分野では、誘発性の筋活動抑制区間と考えられる、咀嚼筋筋電図の silent period が重要である。咀嚼等の顎運動時の筋活動は咀嚼筋、歯根膜、顎関節部の各種受容器により巧みに調節されている。一般に咀嚼運動は習慣性が強いが、随意運動であるため筋活動様式の再現性に乏しい。これに対し、silent period はこの神経筋機構の反射に関わる生理現象として、比較的再現性も高く、従来よりその発現機序等の研究が進められてきた^{2,3)}。しかも、Besette ら⁴⁾が顎関節症患者でその持続時間が延長し、顎機能障害の診断に有効であると指摘して以来、silent period は顎口腔系機能を診断するパラメータとして、臨床面からの研究報告も数多い⁴⁻⁹⁾。ところが、診断への応用には多数例解析が不可欠であるにもかかわらず、silent period はその認識法が研究者間で異なり、また分析に多大な労力を要すること等の理由で、診断に十分活用されていないのが現状である。

著者らは、この silent period を対象とした顎口腔系機能の臨床検査を目的とし、コンピュータによる咀嚼筋筋電図自動解析システムを開発した。

咀嚼筋は咬筋、側頭筋、内側翼突筋、外側翼突筋からなる。著者らは、表面電極を使用する等の臨床上の制約から、測定筋を左右の咬筋と側頭筋の合計 4 筋とした。さらに、silent period を含む筋電図を、咬みしめ時頤部タップとタッピング運動の条件で測定した。

本システムの特徴は、silent period の客観的な自動認識、診断に適した分析法と、分析結果のグラフィックディスプレイによる表示、およびデータ処理・管理の設計法にある。特に silent period 区間の自動認識は、従来その認識のほとんどを人に頼っていたのに対し、この点を飛躍的に改善した。さらに、新たに顎機能診断に有効な分析法として、タッピング運動時の筋電図を機能的に 4 区分して、4 筋各区分のパラメータを比較する 4 筋 4 区分 coordination pattern 分析法と、silent period 前後の筋電図波形を確率過程と

考え、各時刻の統計量の経時変化から、筋活動様式を分析する統計的波形分析法を開発した。

著者らは、本システムにより正常有歯顎者と顎機能障害者の分析と比較を行い、顎口腔系機能の診断に本システムが十分有効であることを確認した。

本論文では、この解析システムの概要と silent period の自動認識法について述べ、さらに臨床に使用した結果から、本システムの有効性について考察する。

2. 方 法

2-1 測定方法

第 1 図は測定方法および測定された筋電図の例を、トリガとなるタップ音と同時に表示したものである。

電極(銀・塩化銀製)は第 1 図上のように、中心間距離 25 mm、直径 9 mm の皿電極を樹脂板に固定して製作した双極表面電極を用い、咬筋中央部および側頭筋前腹に筋線維と平行に配置した。この際、電極間の樹脂板部分に両面テープを用いて皮膚に貼付した。この方法は電極と皮膚の適合も良く簡便である¹⁰⁾。なお、生体アースの位置は左右の耳朶とした。

筋電計は平衡入力型アイソレーションアンプ(日本光電社製 AB-600 G)を用いた。この結果、シールド設備のない歯科診療室でも十分な測定が可能となり、表面電極の使用と合わせ被検者への精神的負担が軽減された。さらに、安静状態の筋活動(スパイク状の spasms に注目)と筋活動時の振幅電圧を、ストレージ型オシロスコープ(Textronix 5113)でモニタし、カセットデータレコーダ(TEAC R-81, 7chs)の入力電圧として、筋電計の最適感度を決定した。なお、測定時の時定数は 3ms である。

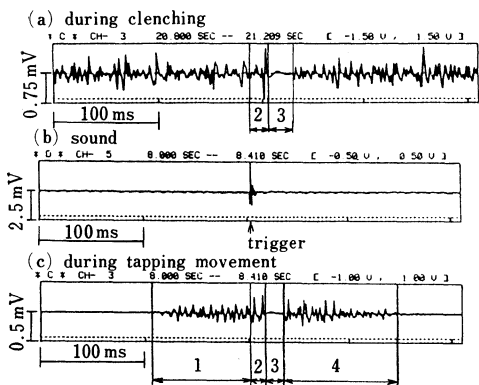
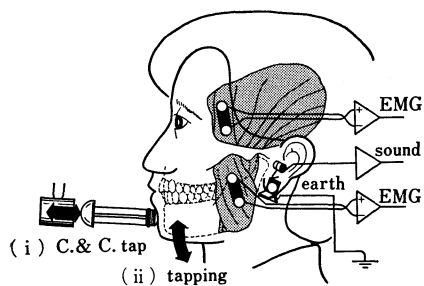
次に、silent period (以下、SP と略す)のトリガ時点として、タッピング運動時の咬合音、あるいは咬みしめ時頤部タップの場合のタップ音を、外耳道に挿入した小型マイクrophon で記録した。

第 1 図下に、咬みしめ時頤部タップ(a)とタッピング運動(c)での記録例を示した。咬みしめ時頤部タップとは、上下顎歯列を咬み合わせた中心咬合位の顎位で、咬みしめ状態を維持しつつ、第 1 図矢印(i)で示す方向に頤部をタップする測定法である。またタッピング運動とは、10 mm 前後の開口量で第 1 図矢印(ii)に示すように、連続急速開閉口を行う運動である。ここで頤部タップとタッピング運動の速さは、リズム性が得られやすく総義歯装着者でも可能な 120

* 昭和 56 年 11 月 30 日受付, 昭和 57 年 9 月 1 日改訂

** 新潟大学工学部情報工学科

*** 新潟大学歯学部歯科補綴学第一教室



- 1: B. T. C. (before tooth contact)
- 2: S. P. L. (silent period latency)
- 3: S. P. D. (silent period duration)
- 4: A. S. P. (after silent period)

第1図 測定方法と記録例

- (a) 咬みしめ時顎部タップの場合。測定条件 (i)
- (b) トリガ音
- (c) タッピング運動の場合。測定条件 (ii)

Fig. 1 Silent period elicited during sustained contraction (a) and during tooth tapping movement (c). Sound (b) is received out of the external auditory miatus. Bipolar surface electrodes are pasted on the middle masseter and the anterior temporalis.

回/min とした。測定は、以上の条件で 10 数秒ずつ数回記録されるが、準備を含めても約 15 分であった。

以上のような測定法で記録された筋電図には、第 1 図 (b) のトリガ時点後、同図 (a), (c) の記号 3 で示される SP が現われる。

2.2 分析方法

著者らは、顎口腔系機能診断を目的とし、従来の咀嚼リズム分析¹¹⁾等に加え、主に SP に対する二つの分析法を開発した。

一つは 4 筋 4 区間 coordination pattern 分析法¹²⁾である。これは、タッピング運動時のバースト波を対象に区間分析した従来の研究成果^{5,13)}を統合したものであり、左右咀嚼筋に関わる神経筋機構の協調性を一目で診断できる点に特徴がある。すなわち第 1 図 (c) のように、バースト波をトリガ時点で B. T. C. (before tooth contact) とそれ以後に分け、さらに SP の開始

と終了時点で S. P. L. (silent period latency), S. P. D. (silent period duration), A. S. P. (after silent period) の 4 区間に分割した。その後、各区間の持続時間、筋活動量等を 20 ストローク前後に対して求め、これら各パラメータの平均値と標準偏差から 4 筋 4 区間の coordination pattern を表示し、比較した。ここで、4 区間の判定には著者らが新たに開発した SP 自動認識プログラムを用いた。以後、S. P. D. は SP を自動認識した時の区間をさすものとする (なお、他に咬みしめ時顎部タップの場合でも、S. P. L., S. P. D. の 2 区間のみを分析した)。

他の一つは統計的波形分析法¹⁴⁾である。これは SP 付近の筋活動を一種の誘発筋電図と考え、誘発波の振幅や出現時点の変動による筋活動様式の変化を、統計量の経時変化から特徴づけようとするものである。ここでは数十ストロークの標本から、各時刻 t の筋電位集合 v_t に対する標本平均値 $E[v_t]$ と、標準偏差 $\sqrt{E[(v_t - E[v_t])^2]}$ の経時変化を求めた。

3. 自動解析システム

3.1 データ処理¹⁵⁾

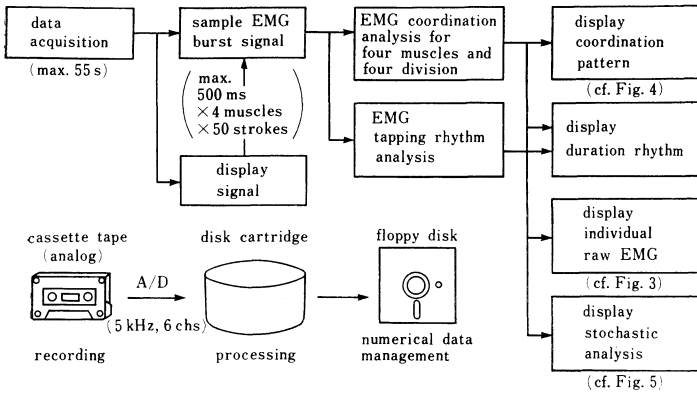
解析に使用したコンピュータシステムは MELCOM 70/25 (主記憶 64kw, 固定ディスク (5MB×2), カートリッジディスク (5MB×2), フロッピディスク (264 kB×2), A/D コンバータ (12 bits, 16 channels, 30 μ s/ch) およびグラフィックディスプレイ (Textronix 4010), ハードコピー (Textronix 4611) 等から成る。

本システムによるデータ処理では、高速処理や効率の良いデータ管理、解析処理の随時性を実現するため、最適な記録媒体を使用し、さらにグラフィック表示を活用して、臨床医師に対して診断の補助となるように設計した。第 2 図はデータ処理を中心とした解析手順、および分析結果の表示項目である。

SP 自動認識を含む 4 区間判定は、トリガ時点前後の合計 500ms のデータを、各筋各ストロークごとにカートリッジディスク上にファイル化した後、実行される。また、統計的波形分析はこの操作と並行して実行される。なお、このファイル内のデータは筋名とストローク番号で容易にアクセスでき、区間判定結果の確認表示等に用いられる。分析終了後、4 筋 4 区間 coordination pattern の数値データのうち診断に必要と判断したものを、フロッピディスク (以下、FLD と略す) に記録する。

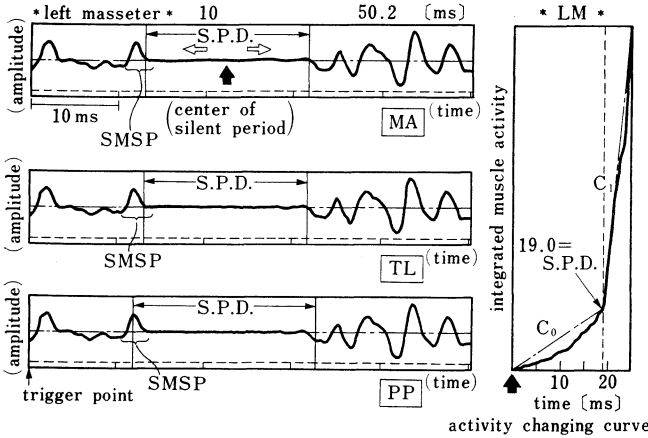
分析結果は、患者情報 (氏名, 年齢, 検査日等) を患者管理用 FLD (220 人/sheet, 84 data files/人) に、数値を数値データ用 FLD (46 files/sheet) に保管する。数値データ用 FLD には番号をつけ、その数枚の FLD を 1 枚の患者管理用 FLD で管理している。

これらのデータは、随時、患者番号、データファイル番号で読み出され、長期間にわたる大量データの統



第2図 データ処理の順序

Fig. 2 Sequence of the data processing procedures



第3図 silent period 自動認識法の比較。波形上の縦線は自動認識された silent period の開始・終了時点。

Fig. 3 Comparison among the three methods (MA: muscle activity, TL: threshold, PP: peak to peak) to automatically measure the SP parameters. The integrated muscle activity ("activity changing curve") was used to determine the SP parameters by least square approximation with two lines (C_0, C_1). The vertical lines on each myoelectric signal indicate the SP parameters (onset and termination).

計処理や、顎関節症の治療前後など時間経過を含むデータベースとしても活用されている。

3・2 silent period の自動認識

SP は、S. P. L. 区間に現われる jaw jerk reflex 様の誘発波 (第3図の SMSP*) 後に続く、筋活動のみられない区間として特徴づけられる。しかし、SP の生理的な発現機序はまだ不明確であり、顎機能障害者では SP は種々の形態を呈している³⁾。従って、このような SP の認識法には主観的な要素が入りやすく、客観的で統一的な基準はまだ存在していない。しかも、

SP の認識は従来ほとんど手作業で行われていた。

著者らは、SP の客観的認識に重点をおき、次の3種類の判定基準からなる自動認識法を開発した。

- 1) 筋電位振幅に関する閾値 (TL 法)
- 2) SP 区間両端の筋電位のピーク時点 (PP 法)
- 3) 筋活動量変化曲線の最大変曲点 (MA 法)

従来の方法を自動化した1), 2)の方法に関しては、絶対的な基準を設定するため客観性に欠く場合がある。それに対し、新たに考案した3)の方法では、SP を筋活動量変化の相対的基準で認識する。ここでは SP の認識には上述の3方法を用い、タッピング運動のバースト波の開始・終了時点の判定には TL 法を用いた。

筋活動電位の振幅に関する閾値で判定する TL 法は、基準設定が容易で処理時間が早い等の特長を持つ。閾値については、臨床データで検討した結果、筋電計の感度に関係してはば一定値を定めることができた。しかし、SP の認識にはバースト波を判定する閾値で不十分なこともあり、SP を専用に認識する閾値を別に設定し、二重閾値とした。さらに、閾値のみでは誤った区間を判定する場合もあるので、次の三つの時間パラメータの条件を満たすように、SP の閾値を一定範囲で自動的に変化させて、SP を認識した。

- ① 筋活動持続時間 t_b ($t_b \geq 25 \sim 50$ ms)
- ② SP 持続時間 t_s ($t_s \geq 5 \sim 15$ ms)
- ③ 筋活動休止時間 t_e ($t_e > t_s + 20$ ms)

ここで、①は筋活動のバースト波とスパイク波を分離するために、②はトリガ時点後の t_s [ms] 以上の筋活動休止を SP と認識するために、さらに③はバースト波の終了を判定するために設けた。

筋電位のピーク時点を基準とする PP 法は、SP 区間両端の明らかな筋活動ピーク波で区分する方法である。PP 法では、筋電位のデジタル信号を移動平均 (遮断周波数 200 Hz のローパスフィルタ) した後、低域微分法¹⁰⁾でピーク時点を検出し、このうち TL 法の一定閾値を越える SP 両端のピーク点を区分点とした。

* Widmalm は S. P. L. 区間の jaw jerk reflex 様の誘発波を、その発現機序を想定して SMSP (superimposed monosynaptic myotatic reflex potential) と名づけた³⁾。

筋活動量変化曲線を用いる MA 法は、SP が相対的に筋活動のみられない区間として、経験的に認識されている事実に基づいて考案された。ここで筋活動量変化曲線 (第 3 図右) とは、筋電位をデジタル的に絶対値化した後、第 3 図左上に示すように、SP 中央時点付近を起点として、両端の筋活動量変化を比較し、変化量の少ない方向へ SP 区間を前または後に拡大しながら求めた積分値変化曲線である。この曲線は、単なる筋活動積分値曲線と異なり、SP 区間終了後に値が急増する変化を示す。この最大変曲点を求めるため 2 種類の方法を試みた。その一つは、順次変曲点を求め変曲点を結ぶ線分の角度を比較する方法である。しかし、角度に判定基準を設定する必要があり、実際には十分応用できなかった。これに対し、SP 持続時間の約 1.5 倍の対象区間内で最小二乗近似した 2 直線 C_0, C_1 の交点から、SP の両端を求めることができた。この方法は二乗誤差最小の基準に基づいており、近似する区間を曲線上で移動できる等、実用的であった。なお、SP 中央時点付近は、PP 法と同様に求めたピーク時点から、ピーク間隔の最大となる区間の中央点とした。

4. 臨床への応用結果

第 1 表に、正常者 10 名のタッピング運動時の SP を各方法で自動認識した結果と、 t 検定による各方法の比較を示す。SP 自動認識による S. P. D. 持続時間は従来の報告と一致している。また、 t 検定によれば TL 法、MA 法に 1% 有意水準で有意差はなく、PP 法より 2~3ms 短い値となった。

第 1 表 正常者 10 名の silent period 自動認識結果 (タッピング運動時)

Table 1 Analysis of the S.P.D. durations determined by the three methods (MA, TL, PP) at tooth tapping movement and significance of difference among the methods by t -test

	mean [ms] ± S. D.			t () = D. F.		
	TL	PP	MA	TL-MA	TL-PP	PP-MA
RT	11.0 ± 3.7	13.6 ± 3.9	11.7 ± 3.4	1.23 (191)	4.62** (193)	3.62** (192)
RM	11.6 ± 4.3	14.8 ± 3.6	12.2 ± 3.5	1.06 (186)	5.49** (188)	4.88** (186)
LM	11.0 ± 3.9	14.6 ± 3.8	12.2 ± 3.5	2.34* (190)	6.55** (190)	4.51** (188)
LT	10.2 ± 3.8	12.7 ± 4.1	11.4 ± 3.7	2.25* (181)	4.29** (186)	2.13* (181)

*, ** = differences significant at the 5 per cent ($t_{0.05}; \nu = 1.960; \nu > 120$) and 1 per cent ($t_{0.01}; \nu = 2.576; \nu > 120$) respectively.

第 2 表は、咬みしめ時頤部タップとタッピング運動時の S. P. D. 持続時間を、正常有歯顎者 15 名と顎関節症と診断された患者 10 名で比較した結果である (PP 法)。患者群ではタッピング運動時に短縮し、咬

第 2 表 正常有歯顎者 15 名、顎関節症患者 10 名の S. P. D. 持続時間の比較 (咬みしめ時とタッピング運動時)

Table 2 Comparison of the S.P.D. duration between normal adults and patients with TMJ dysfunction during clenching and tapping

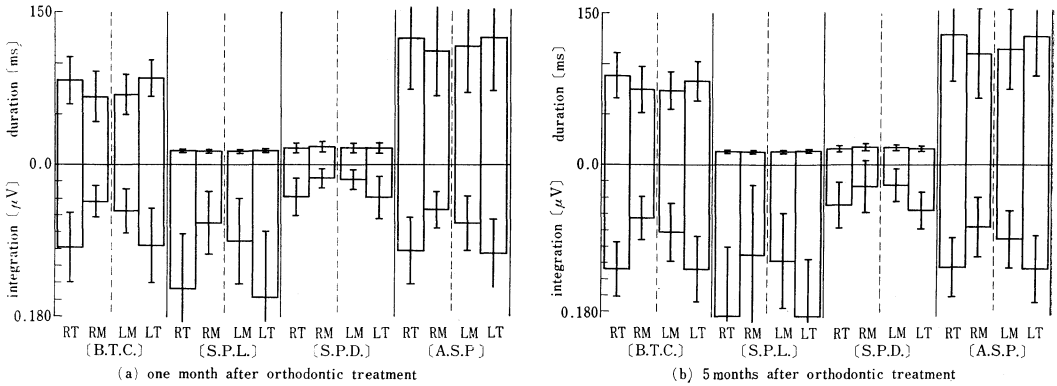
	during clenching		during tapping	
	normal	abnormal	normal	abnormal
RT	23.5 ± 5.9	33.3 ± 11.8	14.2 ± 4.4	13.2 ± 3.8
RM	25.7 ± 8.0	38.8 ± 14.6	16.2 ± 4.2	15.0 ± 3.4
LM	23.9 ± 5.3	39.0 ± 14.4	15.8 ± 4.9	14.7 ± 3.9
LT	22.8 ± 6.1	33.0 ± 12.8	14.0 ± 4.1	12.6 ± 3.3

mean [ms] ± S. D.

みしめ時頤部タップでは逆に延長した。この特徴は、従来の数多くの研究報告^{4,5,7-9,17)}を咬みしめ時頤部タップとタッピング運動に分けて比較した結果、ほぼ一致していた。

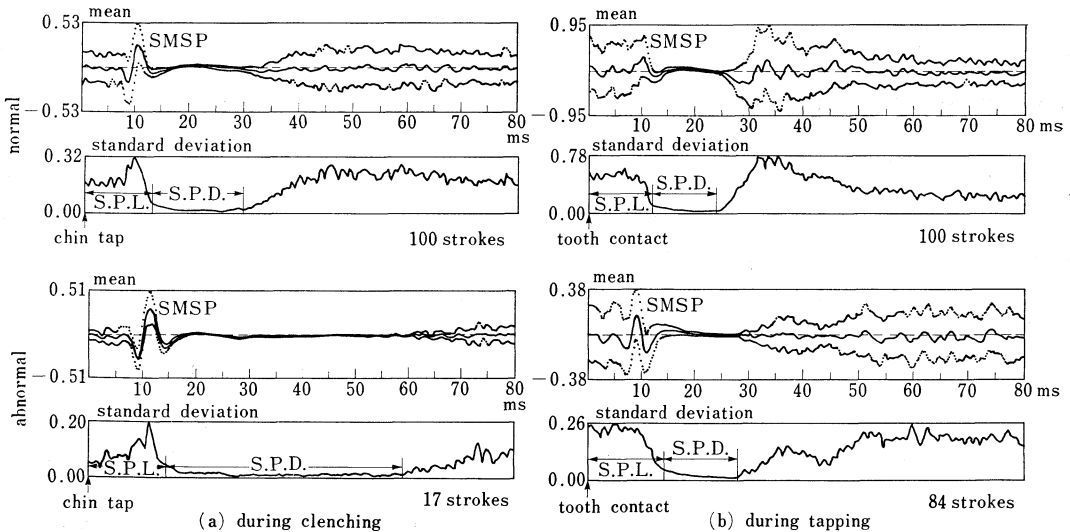
第 4 図は、下顎前突者 10 名の歯科矯正 (被蓋改善) 治療後の分析結果から、群の平均値と標準偏差 (I 字型の範囲) を求め、4 筋 4 区間 coordination pattern で治療後 1 か月 (a) と 5 か月 (b) を比較したものである。この図で、上段は持続時間 [ms]、下段は筋活動量 [μV] で、各区間とも 4 筋 (RT, RM, LM, LT) が左右対称に表示され、4 筋の協調性を容易に比較できる。分析では、各区間の持続時間のリズムと SP 認識結果 (第 3 図) を確認し、リズムの不十分なことの多い最初の 5 ストロークと、形態の不十分な SP を対象から除いた。分析の結果、1 か月後では治療前の咬合形態が急変したために顎口腔系機能の不調和を生じ、S. P. D. 持続時間の分散の増大と咬筋の筋活動量の低下がみられた。しかし、5 か月後には咬合や神経筋機構の協調性が回復し、分散の減少と筋活動量の増加を示した。実際、SP は明確となり、下顎位も正常に回復する等、正常咬合への回復時期の診断に有効であった。

次に歯科補綴学、口腔外科学では、不正咬合や咀嚼筋の異常緊張等を原因とする顎関節症の診断に、SP の重要性が報告されている。従来、SP の持続時間を全波整流後の加算平均波形で求めた報告^{9,17)}も多いが、統計的波形分析法によると標準偏差波形により、S. P. D. を明らかに標準偏差の小さな区間として示すことができた。第 5 図に、正常有歯顎者 (上段) と顎機能障害者 (下段) の分析例を示す。SP の形態は標準偏差波形で著明である。一方、標本平均波形では顕著な SMSP 波が現われるが、正常・異常での違いは少ない。顎機能障害者の特徴は、SP 前後の筋活動の低下、咬みしめ時頤部タップでの S. P. D. 持続時間の明らかな延長、およびタッピング運動での不完全な SP (SP 直後の標準偏差波形の 2 段性等) として現われている。以上の結果は、正常有歯顎者 5 名、顎機能障害者 5 名 (顎関節症患者 4 名、下顎補綴患者 1 名) すべ



第4図 持続時間と積分値の4筋4区間 coordination pattern 分析。下顎前突者の矯正治療効果を治療後1か月 (a) と5か月 (b) で比較

Fig. 4 Coordination pattern among the four muscles (RT and LT : right and left temporalis, RM and LM : right and left masseter) composed of duration and integration of the four divisions. At five months after orthodontic treatment, standard deviation of the S.P.D. duration decreased and the S.P.L. integration of masseter increased.



第5図 標本平均と標準偏差による統計的波形分析。正常有歯顎者 (上段) と顎機能障害者 (下段) を咬みしめ時頰部タップ (a) とタッピング運動 (b) で比較。mean の破線は平均値±標準偏差の波形。

Fig. 5 Averaged myoelectric signals and its standard deviation at each time of the SP division. The triggering point is marked by an arrow. The broken lines show the wave composed of mean±standard deviation.

てにみられた。

5. 考 察

これまで、咀嚼筋筋電図をコンピュータで解析した例としては、シグナルプロセッサによる SP の加算平均処理¹⁷⁾や、ディジタイザによる記録紙上のバースト波の咀嚼リズム分析¹¹⁾、さらにマイクロコンピュータによる SP 認識¹⁸⁾等がある。しかし、SP を客観性高く自動認識し、統計処理も含め総合的に診断に活用した解析システムの報告はない。また、運動肢に対し動作前 SP を零電位交叉法で自動認識した報告¹⁹⁾がある

が、著者らの開発した筋活動量変化曲線による認識法は全く新しい方法である。

ここで、SP 自動認識の3方法を比較してみる。TL法では、筋活動を一定閾値で区分する点に客観性はあるが、閾値設定基準は不明確である。特に、電位が SP でうねる場合には、閾値と時間条件②との兼合いがむずかしい。この点、PP法は閾値を越える SP 両端のピーク時点で区分するため有利である。しかし、タッピング運動の場合には、常に SMSP 波が顕著ではない。これらに対し、筋活動量変化曲線の最大変曲点による MA 法は、種々の形態を呈する SP をその前

後の波形から相対的な振幅比較で認識するため、より客観性が高いと考えられる。ただし、処理時間は TL 法、PP 法が数秒、MA 法は 20~30 秒であった。以上の点から、著者らは比較的 SP が明確な場合は主に TL 法、PP 法で分析している。しかし、SP 直後に振幅の小さい不十分な筋活動 (depressed activity) を含む SP では、MA 法を用いた方が S. P. D. 終了時点の判定にすぐれていた。

従来、顎機能障害の診断に SP 出現率、SP 持続時間および加算平均波形の形態等が報告されている。しかし、分析には膨大な時間を要し、その結果症例数が数名しかない報告が多い。本システムは、この処理能力の面でもすぐれている。著者らは、本システムを臨床で使用し、以下の項目について有効性を検討した。

- (1) 正常有歯顎者のタッピング周期の変化と 4 筋 4 区間 coordination pattern の関係²⁰⁾
- (2) 正常有歯顎者と顎関節症患者の 4 筋 4 区間 coordination pattern の比較²¹⁾
- (3) 下顎前突者の矯正治療効果の評価²²⁾
- (4) 正常有歯顎者と顎関節症患者の咬みしめ時頤部タップとタッピング運動での比較²³⁾
- (5) 正常有歯顎者と顎機能障害者の統計的波形分析法での比較¹⁴⁾

これらの項目で、S. P. D. 持続時間の変化は従来の報告とほぼ一致した。特に (4) の結果 (第 2 表) は、顎機能の正常・異常に関連して、咬みしめ時とタッピング運動の違いで SP の変化が異なることを多数例の分析から明確に示している。この観点から、S. P. D. 持続時間の比較を強調した研究は、従来ほとんど見当たらない。

これまで SP の発現機序は Griffin⁵⁾ や Widmalm^{3,7)} の論文に詳しく述べられているが、分析結果の診断に関わる点はまだ明確でない。さらに、顎機能障害者では SP が 2 度出現する場合 (early, late SP) や、その二つが連続して SP が延長する場合 (merging SP)、また SP 直後に抑制が残り不十分な筋活動が現われる場合 (depressed activity) 等、種々の形態が観察されている。(5) の統計的波形分析法の結果によると、これらの特徴は SP 後半の筋活動様式の変化によるものと考えられる (第 5 図、顎機能障害者の標準偏差波形)。

以上、(4)、(5) の分析結果より、今後 SP を含めその前後の筋活動様式と SP の発現機序との関係を検討する必要があると考える。その結果、よりいっそう診断的意義の高い SP 自動認識法の開発が可能になるものと期待される。

6. ま と め

著者らは、咀嚼筋筋電図による顎口腔系機能の臨床検査を目的とし、ミニコンピュータによる自動解析システムを開発した。従来、特に主観の入りやすかった

SP の認識には、閾値法、ピーク点法、筋活動量変化曲線法からなる自動認識を開発し、客観性を高めた。さらに分析法として、4 筋 4 区間 coordination pattern 分析法と統計的波形分析法を提案し、SP による顎機能診断の有効性を高めた。

本システムを臨床に活用した結果、歯科矯正学における下顎前突者の矯正治療の評価や、歯科補綴学、口腔外科学における顎関節症の診断に、本システムが十分役だつことを確認した。

今後は、総合的な顎口腔系機能検査システムの一環として、顎運動軌跡と対応づけた筋活動様式の多面的な解析を進めていく予定である。

文 献

- 1) 堀 浩：筋電図の手引き，南山堂 (1981)
- 2) 犬伏義臣：歯根周囲の感覚が咬筋 EMG の silent period におよぼす影響について，*歯科医学*，40，743/762 (1977)
- 3) S. E. Widmalm: Reflex activity of the masseter muscle in man, An EMG study, *Thesis Acta Odontologica Scandinavica*, 34, supplementum 72, 1/31 (1976)
- 4) R. Bessette, B. Bishop & N. Mohl: Duration of masseteric silent period in patients with TMJ syndrome, *J. Appl. Physiol.*, 30, 864/869 (1971)
- 5) C. J. Griffin & R. R. Munro: Electromyography of masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular dysfunction, *Archs. Oral Biol.*, 16, 929/949 (1971)
- 6) B. R. D. Gillings & I. J. Klineberg: Latency and inhibition of human masticatory muscles following stimuli, *J. Dent. Res.*, 54, 269/279 (1975)
- 7) S. E. Widmalm: The silent period in the masseter muscle of patients with TMJ dysfunction, *Acta Odontologica Scandinavica*, 34, 43/52 (1976)
- 8) W. D. McCall, Jr., A. A. Uthman & D. Mohl: TMJ symptom severity and EMG silent periods, *J. Dent. Res.*, 57, 709/714 (1978)
- 9) 山科 透，岡根秀明，藤岡卓雄，榎久信宏，長沢 亨，津留宏道：顎機能障害の筋電図に関する研究，第 1 報 Stretch reflex と silent period について，*補綴誌*，23, 351/355 (1979)
- 10) 山鹿卓郎，石岡 靖，山田好秋：咀嚼筋表面筋電図測定における電極貼付法の改良，*新潟歯学会誌*，11, 37/39 (1981)
- 11) 佐々木元，岡根秀明，長沢 亨，津留宏道：筋電図分析におけるコンピュータの応用 第 1 報 咀嚼 rhythm と coordination 分析について，*補綴誌*，21, 308/311 (1977)
- 12) 山鹿卓郎，松村博史，羽田房子，石岡 靖，木竜 徹，斎藤義明：筋電図の自動解析 第 2 報 臨床筋電図波形の持続時間と積分値による 4 筋 4 区間 Coordination pattern 分析，*補綴誌*，24, 621/627 (1980)
- 13) 遊佐秀頭：咬合時の顎反射に関する筋電図学的研究，*歯学*，61, 800/809 (1973)
- 14) 木竜 徹，山鹿卓郎，斎藤義明，石岡 靖：筋電図の自動解析 第 4 報 統計的波形分析による Silent Period 前後の咀嚼筋筋電図解析，*補綴誌*，26, 814/821 (1982)

- 15) 木竜 徹, 斎藤義明, 山鹿卓郎, 石岡 靖: 咀嚼筋筋電図自動解析システムとそのデータ処理, 第1回医学・生物学に関する情報学連合大会論文集, 209/212 (1981)
- 16) 臼井支朗, 池谷和夫: 計測処理に適した低次の低域微分アルゴリズムとその評価, 電子通信学会論文誌, **J61-D**, 850/857 (1978)
- 17) 小鹿典雄: 顎関節症における咬合音ならびに咀嚼筋筋電図に関する研究, 歯科学報, **78**, 535/586 (1978)
- 18) Y. Yamada, K. Ishioka & M. M. Ash, Jr.: An automated measuring system for EMG silent period. Measuring system of silent period, *IEEE Trans.*, **BME-27**, 410/413 (1980)
- 19) 三田勝巳, 青木 久, 矢部京之助: 随意運動に先行する silent period の出現と静的準備状態との関係, 医用電子と生体工学, **16**, 390/395 (1978)
- 20) 山鹿卓郎, 松村博史, 羽田房子, 石岡 靖, 木竜 徹, 斎藤義明: 筋電図処理の臨床応用について コンピュータによる臨床筋電図の標準化と処理の効率化 (講演要旨), 補綴誌, **24**, 548 (1980)
- 21) 松村博史, 山鹿卓郎, 石岡 靖: 顎口腔機能異常の臨床筋電図分析 (講演要旨), 補綴誌, **25**, 475 (1981)
- 22) 戸栗和慶, 向阪康彦, 山崎 修, 花田晃治, 山鹿卓郎, 石岡 靖, 木竜 徹: 下顎前突者の被蓋改善前後における咀嚼筋についての筋電図学的研究, 日矯歯誌, **41**, 244/259 (1982)
- 23) 山鹿卓郎, 石岡 靖, 木竜 徹, 斎藤義明: 筋電図分析による臨床診断について Silent Period 持続時間の診断的意義 (講演要旨), 補綴誌, **26**, 190 (1982)

A Computerized Analysis System of Masticatory Electromyograph with Silent Period*

Tohru KIRYU**, Yoshiaki SAITO**, Takuo YAMAGA***, Kiyoshi ISHIOKA***

A computerized analysis system for the masticatory muscles has been developed. Silent period (SP), which observed in masticatory muscles shortly after the tooth contact during tapping movements or after chin tap during clenching, has been determined of its diagnostic value for TMJ dysfunction.

This system has the following characteristics; 1) applicable for a dental clinic, 2) automated objective measurements of the SP parameters, and 3) easy data processing for statistical analyses.

In order to measure the SP parameters, threshold level technique and peak to peak technique are common. However, since these techniques have some disadvantages, a new technique, "activity changing curve" has been developed. This parameter is independent of the amplitude of the EMG and shows marked increase at the onset or the termination of the SP. Thus it indicates the SP parameters more clearly and more objectively than the other methods.

We are proposing a four muscles and four divisions coordination pattern analysis, which shows a status of the masticatory function by means of durations and integrated values of the masticatory muscles and a stochastic analysis, which shows constitution of the SP by means and standard deviations of the EMG signal at each time.

As the results of this systematic analyses for clinical examination of many subjects, the patients with TMJ dysfunction showed significantly variation of SP duration etc. This clinical application has proved the efficiency of this system.

* Received on Nov. 30th 1981, Revised on Sept. 1st 1982

** Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata

*** First Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Niigata University, Niigata