シグナルプロセッサを用いた 咀嚼筋電図解析システム

Masticatory EMG analyzing system
using Signal-Processor

津賀 一弘 佐藤 裕二 吉田耕一郎 長澤 亨 津留 宏道

Kazuhiro TSUGA, Yuuji SATO, Koichiro YOSHIDA, Tooru NAGASAWA and Hiromichi TSURU

広島大学歯学部歯科補綴学第一講座

Department of Removable Prosthodontics, Hiroshima University School of Dentistry

I. 結言

近年、筋電図学的検査の歯科臨床における有用性が注目され、多数の検査方法とその成果が報告されている。その中でも食品咀嚼リズムの解析は、高性能の計算機等を利用しなくても可能であったために、早くから研究の対象とされ、今日でも最も普及している検査方法の一つである。さらに最近では、本検査にA-Dコンバータとパーソナルコンピュータを用い自動的に分析するいくつかのシステムが報告されている¹⁾・²⁾。今回、佐々木らの方法³⁾を基に、更に改良を加え、シグナルプロセッサを用いたシステム上での解析方法を開発したので報告する。

II. ハードウェア

図1に本システムのブロックダイアグラムを示す。筋電図はシールドルームにおいて、極間距離30mmで貼付された表面電極（日本光電社製）によって両側側頭筋前腹並びに咬筋浅層より導出し、ポリグラフ（日本電気三栄社製、142-8）を用いて時定数0.01secにて増幅し、データレコーダ（ソニーマグネスケール社製、NFR-3915）にてテープスピード38 cm/secで記録する。なお、電極貼付部位については、専用のjig⁴⁾を用いて、常に一定になるよう留意している。

顎運動は下顎切歯点の動きをマンディブライキネジオグラフ（マイオトロニクス社製、K5A-R）あるいはシロナソグラフ（シーメンス社製）を用いてデータレコーダに筋電図と同時に記録

する。

以上の7チャンネル（筋電図4CH、顎運動3CH）に加えて以後の分析の過程において、そのA/D変換の開始点を指定するためのトリガー信号を自作の入力装置により記録する。

分析には4メガバイトの増設メモリーを内蔵したシグナルプロセッサ（日本電気三栄社製、7T17）を用いる。分析後の各パラメータ（後述）については、必要に応じて、接続された増設フロッピーディスクユニット（日本電気三栄社製、FDD UNIT 6606）により8インチフロッピーディスク上に記録することも可能である。

（図1）

本システムのブロックダイアグラム

Ⅲ. ソフトウェア

A. 概略

分析プログラムにはプログラム言語として Signal basic No.4-4M を用いている。分析論理の概略を図2に示す。

(図2)

本システムの分析論理の概略

(1) データレコーダより入力されるアナログ波形は、サンプリングタイム1msecにてA-D変換され配列要素に格納される。現在本システムにおいては各チャンネル各々16384点ずつ、すなわち約16秒間の波形の格納が可能である。

(2) 顎運動の開口・閉口・咬合の3相の認識を顎運動の垂直運動速度と予め設定された速度閾値(後述)より認識する。

(3) 認識された顎運動の3相を参考に、筋電図における電位閾値(後述)を決定し、burstの開始点・終了点を認識する。

(4) 入力・格納された全区間の4筋の筋電図波形とburstの開始点・終了点、運動波形と最大開口点・咬合相開始点・咬合相終了点をCRT上に表示し、術者による確認、必要な場合には修正を行う。

(5) 筋放電持続時間(Duration)などの各パラメータの算出・表示、必要な場合には8インチフロッピーディスクへの記録を行う。

以後、特に顎運動の3相の認識、ならびにburstの開始点、終了点の認識の論理について詳細に解説する。

B. 顎運動の三相の認識

(1) サンプリングタイム1msecにてA-D変換した顎運動波形に、前後21点の移動平均処理によるスムージングを行う。

(2) 垂直変位量を微分し垂直運動速度を求める(図3)。垂直運動速度が0mm/secになる点を求め、その点の開口量が所定の値(分析開始初期1.6sec間の最大開口量の40%:図3中のA)を超えるものを最大開口点として認識する。

(図3)

入力波形の概略図

図上段より、整流後の筋電図、顎運動の垂直変位量および垂直運動速度を示す。

垂直変位量表示中の横線(A)は分析開始初期1.6sec間の最大変位量の40%の値を示している。

垂直運動速度が0mm/secで変位量がAを超える点(図中の縦線)を最大開口点として認識する。

(3) 次に、垂直運動速度波形の整流を行い(図4)、この波形が予め設定された速度(以後これを速度閾値と記す: 図4中のB)と交差する点を求める(現時点においてはこの速度閾値を20mm/secに設定している)。求められた点のうちで上記の所定の開口量に達しないものを選択する。この中から、最大開口点より後方で最も近接する点を咬合相開始点、前方で最も近接する点を咬合相終了点として認識する(図4)。

(図4)

咬合相の認識は、図中最下段の整流後の垂直運動速度波形と予め設定された速度閾値(B)により行う。

波形が速度閾値を横切る点のうちで変位量が図3のAを超えず、かつ最大開口点の後方において最も近接する点を咬合相開始点、前方において最も近接する点を咬合相終了点として認識する。図中のOp. は認識された開口相を示す。

C. burst の開始点と終了点の認識

(1) 本システムで対象とされる顎運動は咀嚼運動で、また被検筋は閉口筋であることから、開口相(図4中のOp.)において記録される微小な電位は被検筋の本来の活動ではないものと考えられる。そこで開口相の各点の電位を求めて小さい順に配列し直し、その総点数の90%めの点の電位を求め、その2倍を以後の分析過程における電位のスライスレベル(以後電位閾値と記す)とする。

(2) 筋電図の波形がこの電位閾値(図5-1中のC)を下から上に向けて横切る点をburstの開始点、上から下に向けて横切る点をburstの終了点として全て認識する(図5-1中上段の線分)。

(3) 次にこの開始点と終了点との間隔について検討する。まず終了点とそれに続く開始点の間隔が50msec未満の場合、この区間は筋活動中にあるものと考え、その終了点、開始点共に消去する(図5-2)。

(4) 残った開始点とそれに続く終了点の間隔が100msec未満の場合、この区間はartifactと考え、(3)と同様にその開始点、終了点共に消去する(図5-3)。

(5) 以上の2条件をクリアした開始点及び終了点を以後の分析に採用し、後述のパラメータについて統計学的処理が行われる。

(図 5-1)

(図 5-2)

(図 5-3)

burst の開始点、終了点の認識方法を
示す概略図

各図とも上段の線分は認識、選択さ
れた点、下段は整流後の筋電図波形を
示している。

筋電図波形が電位閾値 (C) を下か
ら上に向けて横切る点を burst の開始
点、上から下に向けて横切る点を burst
の終了点としてすべて認識する (図 5
- 1)。次いで各々の終了点とそれに
続く開始点との間隔が 50mmsec 未満の
もの (図 5-2)、開始点とそれに続
く終了点との間隔が 100mmsec 未満の
もの (図 5-3) をその開始点、終了点
共に消去する。以上の操作の末に残っ
たものが burst の開始点、終了点とし
て認識される。

D. 算出されるパラメータ

① 筋放電持続時間 (Duration)

② 筋放電間隔 (Interval)

③ 筋放電周期 (Cycle)

④ 閉口相筋放電持続時間

(Duration before tooth contact: D1)

⑤ 咬合相筋放電持続時間

(Duration after tooth contact: D2)

⑥ 顎運動の閉口相、咬合相及び開口相時間

の咀嚼リズムの時間的要素 (図 6') と、

⑦ 各ストローク毎の筋活動量 (Activity)

⑧ 閉口相筋活動量

(Activity before tooth contact: A1)

⑨ 咬合相筋活動量

(Activity after tooth contact: A2)

の各々の平均値、標準偏差 (S.D.)、変異係数
(V.C.)、平均変化率 (A.V.) の算出が可能で
ある。

(図 6)

本システムにより算出される時間的パ
ラメータ

上段は筋電図波形、下段は顎運動の
垂直変位量を示している。

IV. 従来の分析システムとの比較

A. 分析所用時間

今回のシステムを用いる分析の所用時間は約4分で、これは筋電図を直接ノギスを用いて計測する方法の3時間30分や、1977年佐々木らが報告した⁵⁾ディジタイザーとコンピュータを用いるシステムと比較し短いものとなっている(表1)。コンピュータの高性能化にともない、ディジタイザーを用いるシステムと本システムとの所用時間差は短くなっているものと考えられる。

(表1)

従来の分析システムと本システムとの比較

筋電図分析方法	筋電図を直接ノギスを用いて計測する方法	DIGITIZER + COMPUTER	SIGNAL PROCESSOR
分析所要時間	約3時間30分	14分	4分
burst 認識の規格性	不明	不明	(+)
活動量の同時分析	不可能	不可能	可能

B. burst の認識の規格性

ノギスやディジタイザーを用いるシステムの場合、burst の認識は術者の visual-feedback による判断によるものであり、規格性が不明なのに対して、本システムでは入力された波形より求めた電位閾値により burst が認識されるため、明確な規格性を有しており、より客観的で術者による相違も少ない。

被験者に顎口腔系に異常を有しない個性正常咬合を有する20歳の女性1名を用い、その同一のデータについて5名の異なる検者によりディジタイザーを用いた分析と本システムを用いた分析による結果を図7、8に示す。被検食品はビーナッツである。

特に顎運動の各パラメータにおいて、○で示す本システムによる結果の方が、●のディジタイザーを用いる従来の方法によるよりも、検者間で、算出されたデータの相違が少ない。筋放電持続時間についてはほぼ同程度の相違を示している。閉口相筋放電持続時間と咬合相筋放電持続時間においては、やはり顎運動の各相の認識能力に優れた本システムの方がデータのばら

(図7)

本システムとディジタイザーを用いるシステムの比較—5名の検者間でのばらつき(その1)

左から顎運動の閉口相時間(Closing)、咬合相時間(Occluding)、開口相時間(Opening)及び各筋の筋放電持続時間(CT:咀嚼側側頭筋、CM:咀嚼側咬筋、NT:非咀嚼側側頭筋、NM:非咀嚼側咬筋)の平均値を示す。○及び●は検者5名の平均値を表わし縦線は±1S.D.を示す。

(図8)

本システムとディジタイザーを用いるシステムの比較—5名の検者間でのばらつき(その2)

左から各筋の閉口相筋放電持続時間(D1)、咬合相筋放電持続時間(D2)、開口相時間(Opening) (CT:咀嚼側側頭筋、CM:咀嚼側咬筋、NT:非咀嚼側側頭筋、NM:非咀嚼側咬筋)の平均値を示す。○及び●は検者5名の平均値を表わし縦線は±1S.D.を示す。

つきが小さい。

検者間で算出されたデータのばらつきが小さいということは、異なった研究者間でのデータの比較検討を容易かつ有意義にするものと考えられる。

C. 算出されるパラメータの多様性

本システムにおいては、筋活動量の分析も同時に行れるのに対し、従来のノギスやディジタイザーを用いたシステムではこれが不可能である。その他にも本システムにおいては、格納されたデータを種々の方法で処理することが可能であり、現在のパラメータ以外のものを設定し、算出することも比較的容易で、咀嚼の様相を短時間で、同時に総合的に把握するものとして、今後更に発展の可能性を有するものと考えている。

V. まとめ

シグナルプロセッサを用いた咀嚼筋筋電図解析システムを開発し、その分析論理について報告した。

本システムにより算出されたパラメータの検者間での相違を検討したところ、従来の方法より能率的で、ばらつきも少なく、咀嚼の様相を普遍的に把握するものとして有用と考えられた。

今後更に本論理中の定数を含めた各パラメータの妥当性、本システムの臨床的有用性等についても検討をすすめていく所存である。

VI. 参考文献

1)柄 博治, 蔡 吉陽, 鶴田仁史, 山内和夫 : パーソナルコンピュータとA・Dコンバータを利用した咀嚼筋(咬筋、側頭筋)の筋電図自動解析—burstの認識法について—, 下顎運動機能とEMG論文集 昭和60年度: 41-46, 1986

2)小林 博, 吉田恵一, 河野正司: 咀嚼リズムの測定法による比較—筋活動と下顎運動から—, 下顎運動機能とEMG論文集 昭和60年度: 53-60, 1986

3)佐々木元, 吉田耕一郎, 谷 信吾, 石嶋誠司, 松田一雄, 津島隆司, 岡根秀明, 長澤 亨, 津留宏道: 筋電図分析におけるコンピュータの応用 第2報 A・D変換器を用いた分析法について, 補綴誌, 26: 910-916, 1982

4)長澤 亨: 咀嚼機能と咀嚼リズム, 下顎運動機能とEMG論文集 昭和57年度: 99-104, 1983

5)佐々木元, 岡根秀明, 長澤 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