原 著 論 文

簡易型筋電顎位推定装置の開発

平野 秀利 小林 博

Developing a Simplified Electromyographic Jaw Position Detector

Hidetoshi Hirano and Hiroshi Kobayashi

Abstract : The studies about the relationship between electromyographic (EMG) activities and jaw position were made by many researchers. But there were few practical devices for detecting the jaw position by means of electromyographic activities. In this study a simplified electromyographic horizontal jaw position detector for clinical use was developed. The device gets the EMG signals from four muscles : temporalis and masseter muscles on both sides respectively, by means of the surface electrodes. The output is the position of a spot in a two dimensional plane showing the estimated position of the mandible calculated by the EMG signals in real time. In the plane the vertical axis represents the anterior-posterior position and the horizontal position represents the right-left position of the mandible. For the sake of clinical use, it was made by analog devices and in a small size. The response appears in real time, so we can estimate the position when a patient exhibits a clenching force.

In the basic trial of this device we concluded that this device has sufficient performance for practical use for detecting the horizontal jaw position. Moreover, it has a potential to know the temporal aspects of the muscle activity during masticatory movement.

Key words : electromyography, jaw, position, horizontal, muscle

I. 緒 言

補綴処置を行うに当たって、咬合機能の回復は、第一義的な意味を持っている。この際、本来の咬合関係が失われている場合や、顎機能異常が生じている場合に筋活動と調和した咬合関係を得ることは、重要な意

味を持つ。

筋活動は、下顎運動を行う原動力となるものであり、下顎運動との関連は昔から注目されている¹⁾。垂直的顎位との関連においては、筋活動と下顎安静位との関連^{2,3)}、咬合高径を変化させたとき⁴⁾などにつき、研究がなされてきた。水平的顎位についても筋電図学的分析がなされており^{5,6)}、筋電図による下顎位の推定は可能であることが指摘されている。

一方、筋電図そのものの分析法も周波数分析法⁷⁾、多電極による分析法⁸⁾、統計学的手法による分析法⁹⁾など高度な分析法が開発研究されてきた。

新潟大学歯学部歯科補綴学第1講座
Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Niigata University
平成4年10月9日受付

しかしながら、臨床の現場で用いるための筋電図応用機器は数少なく、大型のものが多く、また、分析が高度になるほど、分析結果もその場で得られものは少なくなってきた。そこで筆者らは、小型簡便で、歯科チェアサイドでも使用可能な、実時間表示のできる筋電図応用装置の開発をめざした。そのなかで今回は、特に水平的下顎位の測定を第一の目的として、咬合採得時に応用可能な筋電図表示装置の主要回路を開発し、その有用性を検討した。

さらに、咀嚼運動分析に対して使用した場合の有用性についても検討した。

II. 研究方法

種々の咬合位における左右側の咬筋、側頭筋の計 4 筋による差動積分筋電位の活動量と、下顎位との関連を調べた。また、ガム咀嚼時における 4 筋の相対的な活動様相の観察を試みた。

1. 筋電図

筋電図は、左右側咬筋浅層中央部、左右側側頭筋前腹の 4 筋より、表面電極により導出した。表面電極はステンレススチール製小型電極（日本光電社製）を用い、電極間距離 25 mm として、筋側の主走行方向に平行に貼付し、双極導出した。電極貼付位置は、咬みしめ時の触診によって、咬筋では、浅層中央部、側頭筋前腹では、筋側前縁付近に貼付し、不関電極は耳朶に貼付した。これらの電極より導出した波形は、増幅器により増幅し、下記に述べる波形処理装置にて処理を施し X 軸、Y 軸に対応する出力を得た。この出力をシンクロスコープまたは X/Y レコーダにより、2 次元平面内の動点として観察した。

2. 被験者

自覚的他覚的に異常の認められない正常有歯顎者 3 名（平均年齢 30.9 歳）を被験者とし、参考として部分床義歯装着者も計測した。義歯装着者は、すれ違い咬合となっており咬合高径は義歯で決まっている症例であった。

3. 評価法

本装置により得られた表示と、水平的下顎位の対応を評価するため下顎運動測定装置として、近赤外線を利用した非接触型下顎運動解析装置サホンビジトレ

ナー（佐藤電子製作所）を用いた。この評価は、正常被験者 1 名および義歯装着者 1 名について行った。

4. 測定方法

被験者は、頭部を固定せずにフランクフルト平面が水平になるよう歯科治療椅子に腰掛けさせた。下顎位の測定は、サホンビジトレナーを用い、各咬合位とガム咀嚼運動について行った。測定時には、顎位の指標となる下顎運動解析装置の発光ダイオードが、下顎切歯部にシーネを介して接着固定されるので、シーネが各咬合位において咬合干渉しないことと、センサー固定装置が筋電位に影響しないことを確認した。

咬みしめを行う顎位は、咬頭嵌合位、後方歯牙接触位付近、前方位、左右側方位の各咬合位として、各測定毎に 3 回行わせ、咬みしめの強さ「中程度」の指示の下、約 2 秒間の咬みしめを行った。下顎位偏位量の較正は、各咬合位の下顎運動解析装置の出力をノギスにて実測し、対応関係を調べた。

導出した筋活動電位は、日本光電社製生体電気用増幅器（AB-600 G）を用いて high cut 1 kHz、時定数 30 msec で、1,000 倍に増幅し、4 筋活動電位、簡易型筋電顎位推定装置を介して得られる差動積分筋電位、下顎運動等の電気信号をソニーマグネスケール社製データレコーダ（A-814）に、テープスピード 38 cm/s（位相平坦周波数特性：DC-2 kHz：±1 dB，S/N：50 dB）で記録した。実時間測定でのモニターは、岩崎通信機製シンクロスコープ（SS-5711 D）を用いた。

記録保存のための再生は、データレコーダのテープスピードを速度変換することにより、ペンレコーダのペンの応答特性が十分信頼できるよう考慮した。各種筋電位波形の図示は、日本光電社製熱書ペン記録器（WT-685 G）を用いた。また各種咬合位、咀嚼運動の差動筋電位波形の X/Y 合成リサージュ図形は、横河電機製作所製 X/Y レコーダ（TYPE 3078）を用いた。

III. 装 置

1. 表示原理

本装置の特徴は、水平的顎位を 2 次元の座標平面に表示することが実時間で可能であることである。この表示のため、導出した筋電位を増幅、全波整流した後、ミラー積分回路で平滑化し、積分電位として処理

図1 回路構成図

破線より下方に示した回路が、本装置で現在完成している部分である。本装置の外形寸法は、320 mm (W)・150 mm (H)・230 mm (D) となっている

し、なおかつ加算回路により4つの筋電位を組合せて、前後左右の方向成分としての意味を持たせた。

座標平面上で示される咬合位の左右方向(X軸)と前後方向(Y軸)は次のように表現する。左右方向に関しては、方向性を特徴付けするため右側は、右側頭筋積分筋電位と右咬筋積分筋電位を加算し、 $R(Ta+M)$ と表し、左側は、左側頭筋積分筋電位と左咬筋積分筋電位を加算し、 $L(Ta+M)$ と表した。

同様に、前後方向に関しても、前方は、左右咬筋積分筋電位を加算し、 $M(R+L)$ と表し、後方は、左右側頭筋積分筋電位を加算して $Ta(R+L)$ と表し、それぞれを前後方向と解釈した。

ここで、4筋の活動様相を方向成分要素として、座標平面に示すため、相対する軸の方向の積分加算筋電位を差動増幅器で、左右差、前後差として差分を求める。これにより、方向成分要素左右方向 $R(Ta+M)$ 、 $L(Ta+M)$ 、前後方向 $M(R+L)$ 、 $Ta(R+L)$ を取り出す。このそれぞれの成分を、シンクロスコープまたはX/Yレコーダの、X軸とY軸に出力し、X軸Y軸を合成し、リサージュ・パターンとして表示するものである。臨床応用へ向けてのコンパクトな表示方法に関しては、現在検討中である。

また、見方を変えて、Y軸の上下の極性を入れ換えることで、前頭面表示としてみることも可能である。

さらに、もう1つのモードとして、熊井らが用いた¹⁰⁾4筋リサージュ表示座標軸X軸 $R.M-L.M$ 、Y

図2 基本回路

全波整流し、積分した後の処理回路を示す。したがってそれぞれの記号($R \cdot M$ 、 $L \cdot M$ 、 $R \cdot Ta$ 、 $L \cdot Ta$ 、等)の示すものは、全波整流、積分処理後の電位を示す。※印はY軸の極性を逆転させるための接続部位を示し、※※印は側頭筋に重みを加えて咬筋と加算するための回路を示す

軸 $R \cdot Ta-L \cdot Ta$ も用意してある。

2. 回路特性

1) 全波整流回路(絶対値回路)

正常な筋では、収縮の強さによって干渉波がより複

雑になってゆく。このことから、各顎位における咀嚼筋の干渉波振幅値から、筋の活動様相を定量的に知るための計測においては、導出されたその記録は質的意味を持つが、量的計測には適さない。

しかし、積分処理をして得られる包絡線は、筋の活動量に比例することが知られている。このことを利用するため、前処理として、筋の活動電位の全サイクルを正の方向に反転させる絶対値処理をし、活動電位のすべての情報を利用する。なおかつこの場合、リプル周波数が2倍になるので、積分回路の効果が2倍になり、干渉波入力の場合のリプル含有が小さくなる利点がある。

2) ミラー積分回路

咀嚼筋の活動電位を積分して観察する場合、積分回路のCR時定数の決定には、リプル含有、応答時間、追従性等の問題がある。

本研究では予備的に観察を行い、できるだけ筋活動電位波形に近い積分波形が得られるようまた、臨床外来において、モニターなどに表示し、実時間で顎位の動的観察を行うため、あえてリプル含有を犠牲にし、時定数CR=30 msに決定した。しかし、臨床応用の結果次第、今後変更することも可能である。

理想的な積分回路を構成するとき、積分回路の特性は、積分時定数 $R \cdot C_f$ で決まる周波数 f_0 で0 dBのラインを横切る、勾配-6 dB/octの周波数特性を持つ一次アクティブ・ローパスフィルターとなる。さらに、増幅器のオープン・ループ利得は実用にしたい積分回路の増幅度に対して十分に余裕のあることが望まれている。しかし現実には、取り扱う周波数によっては、増幅器のオープン・ループ利得により、-6 dB/octの直線勾配は直流域に向かって折れ曲がり、折点周波数が勝手に決まり不完全積分が行われてしまう。そのうえ、オープン・ループ利得は変動することもある。また増幅器自身の僅かなオフセット電圧で、積分回路出力が飽和する可能性もある。

そこで、実用的に増幅器の帰還ループに、フィードバック抵抗 R_f を挿入し、DC負帰還をかけ $R_f \cdot C_f$ により積分回路に積分帯域幅を与え、直流増幅度を決めると共に動作点の安定度を向上させた。

今回設計した積分回路の周波数特性は、中心周波数5.3 Hz (時定数 $R \cdot C_f=30$ ms)を境界として、低い周波数は1.25 Hz (時定数 $R_f \cdot C_f=128$ ms)、高い周波数は増幅器自身の高周波特性で決まるので、この領域内では、直線的な完全積分器として扱うことができ

る。

直流特性は、入力抵抗 R とフィードバック抵抗 R_f で決まる増幅度 $A_{NF}=12.5$ dBを持ち、前段の全波整流回路の出力オフセット電圧が3~5 mV存在し、積分回路自身のオフセット電圧を含めた積分回路出力は、12~17 mVとなるが、ドリフト電圧の発生を極力避けるためオフセット調整回路は付加しなかった。

3. 回路誤差

ここでは、全波整流回路、積分回路、加算回路、差動積分増幅回路を含めた総合誤差についてのべる。誤差測定条件は、室温25°C、電源投入後15分後の環境内で行った。ノイズ1.4 mVrms、ドリフト電圧140 μ V/0.5 hであった。温度ドリフトについては、回路基板上の温度で、25°Cから45°Cまで5分間で20°C温度変化させた結果、1.2 mV/°Cであった。このような急激な温度変化は、通常の測定ではありえないと考えられるので、この温度ドリフト値は、実用上問題のない値と思われる。

最終段である差動積分回路から出力される総合オフセット電圧は、使用する増幅器にもよるが、今回使った増幅器では、 ± 50 mV以内の電圧が確認された。一方、差動積分回路出力電圧は1~5 V程度出力されるので、オフセット電圧による誤差は1~5%程度となる。

4. 筋電波形に対する追従性

このような装置の場合、実時間表示の特徴を考えると、実際の筋電波形の出力にたいする処理波形出力の遅れが問題になる。矩形波による試験により、立ち上がりの遅れは500 μ s以下であり、実用上全く問題がないことがわかった。

IV. 結 果

1. 装置および表示について

装置の大きさは、筋電図用前置増幅器の入る場所も含めて320 mm (W)・230 mm (D)・150 mm (H)とかなり小型に製作することができた。臨床応用には十分なものと考えられる。

表示部は、現在のところチェアーサイドではシンクロスコープ、記録のためにはX/Yレコーダを用いている。実時間処理のために積分回路でリプルを残しており、チェアーサイドでシンクロスコープ表示の場合

図3 各咬合位における咬みしめによる筋電波形と本装置の出力

上段から、右咬筋 R・M、左咬筋 L・M、右側頭筋前腹 R・Ta、左側頭筋前腹 L・Ta、X 軸（左一右）、Y 軸（前一後あるいは、咬筋一側頭筋）、下顎運動側方成分（左一右）、下顎運動前後成分、それぞれの顎位における中等度咬みしめ時の結果を示す

図4 本装置による各顎位の表示

それぞれの顎位において中等度の咬みしめを行ったときの2次元表示をあらわす。図中、座標軸の示しているものはそれぞれ、M(R+L)：咬筋成分（前方）、Ta(R+L)：側頭筋前腹成分（後方）、R(Ta+M)：右成分、L(Ta+M)：左成分を示し、記号は以下のごとくに顎位を示す。IP：咬頭嵌合位、A：前方位（切歯点で前：1.2mm、右：0.3mm）、P：後方位（後：0.4mm、左右：0mm）、R：右側方位（右：0.8mm、前後：0mm）、L：左側方位（左：0.4mm、後：0.1mm）

に、輝点の振動がみられるが（図3のX軸Y軸、図4）位置の移動は明確にわかり（図4）、実用上問題がないことがわかった。

図5 本装置の出力と切歯点の位置との対応

下顎運動記録装置の出力より得られた切歯点の位置を示す図に、図4の本装置の出力を重ね書きして対応関係を示した。図中右下に位置するIPに対応する点の表示軌跡を除いては非常に良く一致していることがわかる

2. 下顎の位置情報について

下顎の位置とこの装置による表示との対応関係を、図4、5に示す。これは被験者の内の1例であるが、顎位との対応が非常に良好であることがわかる。この対応関係は、個人差があり、4名中3名では良好であったが、残りの1名の被験者では、咬筋活動と側頭筋活動の差が大きく、前後関係が咬筋側にずれて表示された。このため、咬筋と側頭筋の差を求める回路

図 6 咀嚼運動時の筋電波形と本装置の出力

上段から、右咬筋 R・M、左咬筋 L・M、右側頭筋前腹 R・Ta、左側頭筋前腹 L・Ta、X 軸 (左-右)、Y 軸 (咬筋-側頭筋)、下顎運動側方成分 (左-右)、下顎運動前後成分。ガム咀嚼時 (中期) の結果を示す

図 7 咀嚼運動時の本装置の表示

縦軸は、咬みしめ時の表示の時とは上下が逆になっている。上方が側頭筋前腹成分を示し、筋の配置を前頭面に表示したと考えると理解しやすくなっている。ガム咀嚼時の表示軌跡を 15 ストローク分重ねてある。下顎運動軌跡との類似が特徴的である。この被験者の習慣的咀嚼側は右側である

に、側頭筋に重みを加えて差を取り出す回路 (図 2 中の ※※ で示す) を付け加えてこれに対応した。

また図 4 中の IP (咬頭嵌合位) の表示が右側に偏位しているが、これはこの被験者の習慣的咀嚼側が右

側であり、右側の筋活動量が優勢であることを示している。

3. 咀嚼運動について

本装置の第一の目的は水平的咬合関係の表示であったが、咀嚼運動の場合の検討も行った。図 6, 7 にその結果を示すが、下顎運動測定 (前頭面) 時の表示と非常に良く類似した結果を得た。左右の咀嚼側の差も良く表現され、側頭筋と咬筋の発火時期の差もわかりやすい。縦軸は、図 4 と異なり側頭筋の表示を上方にとり前頭面からみた筋の配置にあわせて、筋への対応を理解しやすくしてある。

4. 義歯装着者の場合

義歯装着者の場合も、正常有歯顎者と同様の結果を得た。この症例は、下顎前歯および上顎臼歯部のみが残存しておりいわゆる「すれ違い咬合」となっている。また下顎義歯は咬合面が平坦 (フラットテーブル) に製作してあり、咬合床を用いた咬合採得時に近

い形になっている。この結果より臨床応用として、本来の咬合位が失われた症例での咬合採得などの場合での、本装置の活用が可能であることがわかった。

V. 考 察

Lund ら¹¹⁾は、表面筋電図の再現性、信頼性、個人差等を過去の研究から検討して、歯科の臨床現場で応用するのは時期尚早であろうと総括している。そのような批判を背景にして、本研究では、顎位との対応関係、実時間処理、臨床応用を目的とし本装置の有用性を検討した。

1. 波形処理、表示方法

咬合位と筋電図の関係については、河野らによる詳細な研究⁹⁾があり、水平的位置関係と筋電図との対応に関しては相当の信頼性があることがわかっているが、実時間で顎位を推定するに至ってはいない。また本方法と類似の表示方法を用いた熊井らによる分析方法もあるが4筋間のコーディネーションパターンを検討するために、単に4筋の左右差をX軸Y軸に出力したのみであり¹⁰⁾、本方法とは本質的にその目的、手段が異なっている。

1) 実時間処理

IIIの装置の説明の箇所でも述べたが、筋電波形と処理波形の時間的遅れがほとんどないといってもよいぐらい小さくなっており(0.5 ms 以下)、筋活動に対応して表示部の輝点が即座に動く。このことにより、処理波形を被験者に視覚的にフィードバックすることも可能であり、下顎位の決定のための十分な性能を持っているといえる。

2) 被験筋

被験筋数としては、4筋は最低限の数である。つまり水平面内の顎位だけでも2次元の自由度を持っており、筋の左右対称性を考えると、顎位を決定するには4筋必要である。さらに、筋の種類としては咬筋はともかく、側頭筋は前腹よりも後腹の方が顎位決定のためには有効といわれている⁹⁾。しかし、今回は臨床上の実用性を考慮して、表面電極の貼付が容易である側頭筋前腹を選択した。

さらに、その外の筋も咬合機能にかかわっており、いわゆる咀嚼筋以外の筋も関与していることが判明してきた¹²⁻¹⁴⁾。理想的には咬合にかかわるすべての筋を対象とすべきであるが、現実的な実用を目的とした

ため取りあえず一番実行が容易であることと、咬筋が力の発現として働き、側頭筋が位置制御として働くといわれている¹⁵⁾ことからこの4筋を選択した。

このような、下顎位を推定するに十分な情報を持っている保証のない4筋から得た活動電位から、図5のようにかなり良い結果を得たことは、さらに多くの筋活動を上手に処理すれば、信頼性の高い結果を得られる可能性を示唆している。

3) 波形処理回路

波形の処理方法も、種々の方法が開発されているが、本装置の目的から、周波数分析や統計学的処理、リズム分析などは不適當である。そのため、筋電図と筋力の関係を示す古典的で代表的な方法^{16,17)}である積分値を用いた。また回路の簡略化と小型化のためにアナログ回路を用いた。近年は汎用小型計算機の普及が進み、波形処理にデジタル処理が用いられるようになった。デジタル処理は信頼性、再現性、記録性、処理のしやすさなどの点で優れているが、本装置のような目的にはアナログ回路で十分であり、また簡略化小型化の面でアナログ回路がまさっている。

前後軸として咬筋側頭筋前腹を選択した理由は、河野ら⁹⁾の研究でも明らかになっている上に、前方位での側頭筋前腹の活動量の減少が、比較的顕著であることである。

4) 表示方法

2次元の平面内の表示方法は、非常にわかりやすく、下顎位との対応も理解しやすくなっている。図3と図4を比較するとよくこのことがわかる。熊井ら¹⁰⁾の表示方法(側頭筋左右を縦軸、咬筋左右を横軸にして表示する)と比較しても図7は、前頭面表示として考えるとわかりやすいものになっている。咀嚼パターンの表示も、下顎運動のパターンとの類似性があり理解しやすい。

2. 装置の特性に関して

1) 処理部

増幅器については、今回の研究では既製の生体増幅器を使用した。当初より装置全体の携帯性を考慮して装置内に(前述した装置の大きさの中に)増幅器を組込むように設計してある。これが完成すれば、チェアサイドの使用での不都合はなくなり実用段階に入れると考えている。

積分器の積分時定数は、現在は筋電波形への追従性を重視して30 ms にしてある。このため多少リプル

が大きくなっている。今回の結果から最終的には 100 ms 前後が適当と考えられたが、今後追従性との兼ね合いを考え、検討を加える予定である。

回路全体としての温度ドリフトは $1.2 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ であった。積分器の増幅度は 4.25 倍、差動増幅器の増幅度は 5.1 倍で合計 21.7 倍となる。これを考慮すると、入力換算温度ドリフトは $1.2 \text{ mV}/21.7 = 55.3 \mu\text{V}/(^{\circ}\text{C})$ となる。しかも 4 回路を経由しているので $1/4$ と考えると、1 回路分で $13.8 \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ 程度となり、これと使用したオペアンプ単体の温度ドリフト係数 $10 \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ を比較すると、回路全体の温度ドリフトが妥当な値であることがわかり、回路が適正に作動していると考えられる。

出力オフセット電圧は、現在の装置で全波整流回路、積分回路、加算回路、差動増幅回路を含めた結果で $\pm 50 \text{ mV}$ 以内であるが、できればこれの $1/5$ 程度にまで小さくして回路全体の信頼性と安定を高めた。そのために、オフセット調整回路を付加する予定であるが、温度ドリフトを悪化させない配慮を加えてこれを行うべきであろう。

2) 表示部

本研究ではシンクロスコープをチェアーサイドにおける表示装置として用いたが、携帯性を考慮すれば、本装置と同程度の大きさの表示部が望ましいと考えている。記録装置を必要としなければ、その大きさは十分実現可能な大きさであり、目下開発中である。

3. 下顎位との関係

1) 切歯点移動量との対応関係

図 5 では、非常に良好な対応関係が得られたことを示しているが、中心咬合位での咬みしめの表示が、中央からかなり偏位していることを考えると、本装置による表示はあくまでも、各顎位間の相対的な表示であると考えべきであろう。

2) 咬頭嵌合位における咬みしめ時の表示幅

本研究では、咬頭嵌合位において、偏った力を加えた場合の検討を行っていない。しかしながら、咀嚼運動時の表示記録 (図 6, 7) を検討してみると、咀嚼運動時の表示の原点は咬頭嵌合位 (IP) ではなく、図 7 では、最も上外方に表示されたところが IP に近いところである。このことから、IP での咬みしめでは、図 7 の一番外側のあたりまで表示を随意に動かすことができる可能性がある。

3) 顎位の再現性

1) で述べたように本装置による顎位は、切歯点の運動軌跡のような絶対的な位置関係を表示しているとは考えにくい。再現性について今回の実験では検討を加えていないが、上述のように、その時点での、各咬合位間の相対的な位置関係を表現しているという意味での再現性はあると考えられる。その意味で逆に、検査日による変動の主たる原因と考えられる電極貼付部位の影響¹⁸⁾を受けにくく、再現性に影響しないとも考えられる。しかし、その検討はこれからの課題である。

4) 個人差

4 名中の 1 例でみられたように、咬筋活動と側頭筋活動の活動割合は個人差がかなり存在し、左右差もある程度存在すると考えることが妥当であろう。側頭筋と咬筋の割合の違いについては側頭筋の筋電図に重みを付けて差を取ることで対応したが、逆に、この重みの決定法の問題を生じた。現在は、タッピング運動、咀嚼運動など咬みしめ以外の運動を参考にして、大きく偏らないようにして対処しているのみであるが、系統的な対処法の検討が必要である。左右差についても同様の処置が必要となる可能性もある。被験者数を増やしていきながら検討する予定である。

5) 筋機能異常者への応用

上で述べた場合と、多少異なる対処が必要になる可能性がある。現在は、未だ筋機能昂進者や低下者の計測は行っていないが、自発放電や電源雑音が 1 つの電極のみに存在する場合、表示の電気的零点に相当する点が移動しオフセット電圧が存在するかのようになる場合も想定できる。その事実観測することにも意義があるので、電気回路の安定化を十分に図っておく必要があるであろう。

6) 咬合位の決定法に向けて

以上のような不確定要素を考慮に入れて、本装置による咬合位の決定法の見通しを考えると、まず装置の電気的零点の確認、次に電極を貼付した後の零点の移動の計測、各咬合位における表示位置の計測、各咬合位の表示に極端な偏りがみられた場合の筋間の重みの調整、タッピング運動、咀嚼運動などによる確認、機能的咬合位の推定のような手順が想定できる。

4. 咀嚼運動表示に関して

咬みしめによる咬合位の推定に加えて、ガム咀嚼運動時の記録も行った。この時の軌跡は前頭面からみた

切歯点の運動軌跡に類似した形態となった。ただし、形態は似ているが図の（図7）中心点は咬頭嵌合位ではなく開口時に対応している。咬頭嵌合位に対応するのは、軌跡の一番上外方付近である（図6）。この表示により側頭筋活動と咬筋活動の位相差が、実時間で動的に観察できる。また、咀嚼の初期から中期終期に渡る筋活動様相の変化が観察できる可能性が予想されるが未だ詳細な検討を加えていない。

咬合位の推定がかなりの精度で可能となっていることに基づいて、咀嚼運動中の顎位にもある程度の推定が可能と考えられるが、その手法は今後の課題である。

咀嚼リズム分析では、リズムの記録分析法により、また食品によっても、筋の種類によってもリズム自体に差が生じることがわかっている¹⁹⁾。本表示法では、咬筋と側頭筋を総合したリズムが表示平面上で観察されることから、時間軸に添った記録法を工夫すれば、リズム分析の新しい手法が開発できる可能性がある。

VI. 結 論

1. 表面筋電図を利用した簡易型顎位推定装置を開発した。
2. 臨床应用到可能な小型化、実時間処理を可能とした。
3. 筋電図による水平的顎位の推定が、十分実用化可能であることが判明した。
4. 咀嚼運動についても、今までの筋電図分析法と異なり、切歯点の下顎運動の前頭面表示と似た、本装置独自の結果が得られたが、その評価は今後の課題である。

文 献

- 1) Moyers, R.E. : An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporo-mandibular movement, *Am J Orthod*, 36 : 481~515, 1950.
- 2) Manns, A., Miralles, R. and Guerrero, F. : The changes in electrical activity of the postural muscles of the mandible upon varying the vertical dimension, *J Prosthet Dent*, 45 : 438~445, 1981.
- 3) Watkinson, A.C. : The mandibular rest position and electromyography, a review, *J Oral Rehabil*, 14 : 209~214, 1987.
- 4) Christensen, J. : Effect of occlusion-raising procedures on the chewing system, *Dent Pract*, 20 : 133~238, 1970.
- 5) 河野正司, 板東永一, 田中伐平ほか : 咀嚼筋の筋活動を指標とした咬合位の推定, *補綴誌*, 26 : 1271~1286, 1982.
- 6) 河野正司, 三浦宏之 : 顎口腔系機能と噛みしめ, *顎機能*, 1 : 93~97, 1983.
- 7) 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.
- 8) 徳永 徹, 馬場俊輔, 田中正博ほか : 187極表面電極による咀嚼筋のMUAP伝播の観察, *顎機能*, 9 : 97~102, 1991.
- 9) 木竜 徹, 斎藤義明, 山鹿卓郎ほか : 統計的処理によるSP自動認識法, *顎機能*, 3 : 13~18, 1985.
- 10) 熊井敏文, 野村浩道 : ヒト咀嚼筋の差動リサーチ筋電図とその応用, *歯基礎誌*, 31 : 35~43, 1989.
- 11) Lund, J.P. and Widmer, C.G. : An evaluation of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation, and treatment of dental patients, *Journal of Craniomandibular Disorders, Facial and Oral Pain*, 3 : 125~137, 1989.
- 12) Kohno, S., Yoshida, K. and Kobayashi, H. : Pain in the sternocleidomastoid muscle and occlusal interferences, *J Oral Rehabil*, 15 : 385~392, 1988.
- 13) 吉田恵一 : 咬合機能時における胸鎖乳突筋の機能に関する筋電図学的解析, *口病誌*, 55 : 53~70, 1988.
- 14) 小林 博 : 歯および前額部の機械的刺激により観察される胸鎖乳突筋の反射性活動, *口病誌*, 57 : 385~392, 1990.
- 15) Ramfjord, S. and Ash, M.M. : Occlusion third edition, 18~25, W.B. Saunders, Phila., 1983.
- 16) Lippold, O.C.J. : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension, *J Physiol*, 117 : 492~499, 1952.
- 17) Moller, E. : The chewing apparatus, *Acta Physiol Scand*, 69 Suppl., 280 : 1~229, 1966.
- 18) Frame, J.W., Rothwell, P.S. and Duxbury, A.J. : The standarization of electromyography of the masseter muscle in man, *Arch Oral Biol*, 18 : 1419~1423, 1973.
- 19) 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一筋活動と下顎運動から一, *顎機能*, 4 : 52~60, 1986.