半導体光位置検出器 (PSD) を応用した 下顎運動記録装置に関する研究

九州歯科大学生理学講座 (指導: 中原 敏教授)

中 村 修 一

昭和56年 7 月18日受付

Study on the Mandibular Movement Recording with Apparatus application of the Semiconductor Position Sensitive Detector

Shuichi Nakamura

Department of Physiology (Director : Prof. Satoshi Nakahara)
Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

During this century, many sorts of recording apparatus have been developed for the study of mandibular movement. Main principle of these recorders is mechanical, photographic or electric. The electric recorder has many advantages over the photographic recorder or the mechanical recorder. For example, the electric recorder can amplify the micro portion of mandibular movement and makes possible an observation of the time-course changes in mandibular movement and also a simultaneous operation of another kind of biological signal recorder like electromyograph.

The conventional electric recorders, however, must be improved further because they have a disadvantage concerning accurate recording of the physiological mandibular movement.

For these reasons, the author developed a new type apparatus of the mandibular movement recorder applying the semiconductor position sensitive detector (PSD). This new recording apparatus consists of the amplification circuit and the analogue computer.

The principle of this recorder is that the physiological mandibular movement is converted to the secondary dimensional output voltage and recorded.

The results of the experiment with this new developed recording apparatus were as follows :

1. The output voltage of this apparatus showed the position linearity following to the movement of the target.
2. The output voltage error on the observing area (10×10cm) was limited to 2 percent.
3. The minimum distance of resolution was 0.1mm.
4. The displacement of vertical direction against the observing facet was stable

within $\pm 1.5\text{cm}$.

5. The output voltage of PSD was most stable at 40mA forward current of light emitting diode (LED). On the other hand, the larger, effective aperture of lens gave higher output voltages of PSD.

6. The relationship between the distance of LED and sensor, and the output voltage of PSD was in inverse proportion to a square of the distance between LED and sensor.

7. This new recording apparatus can be operated with electromyograph at the same time without trouble.

From these results, it may be concluded that this recording apparatus is the most suitable apparatus for the further research of physiological movement of the mandible.

緒 言

下顎運動の本態を明らかにすることは、歯科口腔領域における最も重要な課題の一つである。この研究には、下顎運動を正確に記録できる装置の開発が必要であり、今日まで約一世紀にわたって種々の計測装置が研究開発されてきた。これらの計測装置は、機械的記録法、写真光学的記録法、電気的記録法の三者に大別することができ、研究の目的により使い分けられ利用されている。しかし、これらの装置が、精度や位置直線性、記録方法などで、今日の歯科口腔領域において要求されている具備条件を必ずしも満足しているとはいえない。

最近国産化に成功した新半導体光位置検出器 (Position Sensitive Detector; PSD)¹⁾ は従来の光電素子に比べ、位置検出能が高い。著者は、この半導体を応用して、顎運動記録装置を製作し、出力特性や精度について満足する結果を得たので報告する。

研究 方 法

I 半導体光位置検出器 (Position Sensitive Detector; PSD) の原理

本装置に使用した光センサは、最近浜松テレビにより国産化された半導体光位置検出器 (Position Sensitive Detector; PSD) である (Fig. 1)。

この光センサは両面分割4端子型で、X軸電極を表面に、Y軸電極を裏面に分離して配置してあり、X軸およびY軸で独立した極性の電荷が配分され、相互の干渉が少なくなるように設計されている。

PSDは、シリコンフォトダイオードの両面にイオン注入法により均一な抵抗層を形成した三層の構造になっている。その受光面上のX軸とY軸に対向した四辺には、おのおの X_1 , X_2 および Y_1 , Y_2 の4つの電極が設

Fig. 1 Position Sensitive Detector; PSD.

けられている。Light Emitting Diode; LED から発信した光をレンズを介し PSD の受光面にスポット入射させると、光エネルギーに比例した光電流 I_p が入射位置に対応する電極 X_1 , X_2 および Y_1 , Y_2 から取り出される。このとき発生した電流の大きさは、光スポットの位置からそれぞれの電極までの抵抗値と逆比例する。したがって抵抗層が均一であれば、出力電流は光スポットと各電極間の距離に逆比例する。また、光電流 I_p は、X軸、Y軸に対応した X_1 , X_2 および Y_1 , Y_2 の各電極と光スポットまでの距離に逆比例して取り出された電流 i_1 , i_2 , i_3 , i_4 の総和に等しい²⁾。

PSD 受光面上に入射した光により発生する各電極 (X_1 , X_2 , Y_1 , Y_2) の電流値は、光エネルギーと PSD の感度が安定しておれば、光スポットの位置に比例した出力を得ることができる。実際には、光源 LED の発光変調や、センサまでの距離の変化など入射エネルギーの変動、PSD の感度変化などで、PSD の二次元座標への

出力はかなり変動すると考えられる。この PSD 二次元座標の出力変動に対しては、X 軸に対応する X_1 , X_2 電極、Y 軸に対応する Y_1 , Y_2 電極のそれぞれ対向する電極からの出力の差および和を求め、その比率を出すことにより、PSD 出力の安定化を求めることができる³⁾。

II 演算回路

力電流を零調するためにセンサ上の中心部に仮の中心点を設け、この点に光スポットを入射した時、OP アンプ上でオフセット調整して、仮の零電圧を作り、その点を中心点としこれより上の方を $+Y$ として正電圧、下の方を $-Y$ として負電圧、また中心点より右が $+X$ として正電圧、左の方を $-X$ として負電圧になるよう調整した。

Fig. 2 Block diagram for analogue circuit

顎運動記録装置を構成する演算回路部は、PSD の対向する各電極に発生する光電流を電圧に変換し増幅する増幅部と、これを安定した二次元座標の情報として変換するアナログ演算回路部から構成される (Fig. 2)。

演算回路の設計にあたり、二次元座標の測定範囲を、切歯点における下顎の最大運動範囲⁴⁾の約 2 倍と設定し ($10 \times 10 \text{ cm}$)、演算回路を製作した。

A. 増幅部

増幅部は、X 軸に対応した電極 X_1 , X_2 と Y 軸に対応した電極 Y_1 , Y_2 に生ずる光電流を電圧に変換するための電流増幅器と、変換した電圧を増幅する DC アンプから構成される。

電流増幅器には、入力バイアス電流の小さなオペアンプを使用した。電圧増幅部は、内部雑音の等価帯域幅を狭くするため、帰還コンデンサーを使用した。そのため、周波数帯域幅は DC-100 Hz までとした。二次元出

力 DC アンプには OP アンプを使用し、反転、非反転増幅器を数段設け、増幅感度は 50-80 dB まで調整できるように設計した。

B. アナログ演算回路

増幅部において電流-電圧変換された信号は、X 軸および Y 軸について加算 $X_1 + X_2$, $Y_1 + Y_2$, 減算 $X_1 - X_2$, $Y_1 - Y_2$ される。加減算器は、モノシリック内部補償付オペアンプを使用した。

除算部は、X 軸および Y 軸で、それぞれ減算された電圧を加算された電圧で除する回路である。 $X_1 + X_2$ および $Y_1 + Y_2$ は常に一定電圧になるよう前段にて調整した。 $X_1 - X_2$ および $Y_1 - Y_2$ の値は理論的には正または負になる可能性がある。本装置に使用した除算器 (MD-304) は負の入力に対しては作動しないので、減算結果が負の場合には別に反転アンプを使用し、正の電圧に変換した上、除算する回路を付加した。除算器には変換器

を基本とした直流アナログ乗除算器を二入力除算として使用した。除算器の定格は、入力電圧範囲 0—10V., 出力電圧 0—10V., 分解能 1 mVであるので、増幅部における DC アンプの増幅度を除算器の適正範囲になるよう設定した。

演算処理した二次元座標の情報を、記録や情報処理する前に、最終感度調整とポジション調整を行うために感度およびオフセット調整用の増幅器を製作した。

Ⅲ 受光部

受光部はレンズと PSD 本体から構成される。レンズは焦点距離 55mm, 最大口径比 1 : 1.2 の 35mm 判一眼レフ用を使用した。

PSD は円板状で、外形 28mm, 厚さ 5 mm で表面の受光部は約 13×13mm で、X 軸上に対向する X_1 , X_2 電極、Y 軸上に対する Y_1 , Y_2 電極に囲まれている。裏面には直径 0.75mm の 4 本の電極が突出しており、ソケットで演算回路と結ばれる。PSD は一眼レフカメラを改造し、フィルム・ガイドレール上に固定した。

受光部は三次元で位置を調整できるように、水準器装置の 3 ウェイ 2 ハンドル雲台付の三脚に固定した。

下顎の測定点上の LED から受光部センサ表面までの距離は 65cm に設定した。この距離は 1) 最初に設定した二次元座標の測定範囲 (10×10cm) 2) センサ上の安全な光走査測定範囲 (10×10mm) 3) 使用したレンズの対角線画角の三つの条件から求めた。

Ⅳ 発光部

PSD の分光感度特性は 900nm 付近で最大感度を示す。発光部に使用した LED は、ピーク波長 940nm の GaAs の PN 接合で構成された赤外発光ダイオードである。

顎運動の測定点は、咬合平面と正中矢状面の交叉する

線上で切歯点前方 2.5cm の位置に求めた。下顎に固定する発光装置は、下顎前歯部唇面に密接するレジンで作ったスプリントと、口腔外の測定点に設ける LED を結ぶ直径 1.5mm のワイヤーから構成される。ワイヤーの口腔外への導出には口唇閉鎖および嚥下運動が容易にできることを条件とし、スプリントは歯科用セメントを使用して下顎前歯部に固定した。

V 装置の構成

PSD を応用した顎運動の記録システムを Fig. 3 に示す。

顎運動は、下顎の測定点に設けた LED から光が PSD に受光されると光電流となり演算回路でアナログ演算処理され、二次元座標の電圧変化として X および Y 端子から出力される。顎運動を表示する二次元座標のアナログ・データの観察には、周波数特性 DC—100 MHz の医用 2 現象ブラウン管オシロスコープを使用した。

二次元座標における運動の記録は、連続撮影装置を用いこま撮りで 35mm フィルムに撮影した。また筋電図との同時記録には連続撮影を行なった。

さらにアナログ・データは A—D 変換器でアナログ・デジタル変換し、グラフィック用、48K システムのマイクロコンピュータに人力できるようにした。データの外部記憶には記憶容量 116K バイトのフロッピーディスクを使用し、プリンタには 80 桁高速シリアル・ドット・プリンタを使用できるようにした。

Ⅵ 装置の精度測定

製作した装置の精度や位置直線性、誤差、分解能などの特性は三次元微動装置を応用して測定した。三次元微動装置は電気生理用マイクロ・マニピュレーターと脳定位固定装置を改造して作成した。測定には、微動装置に LED を固定し、測定位置を一定距離移動させた時の出

Fig. 3 Block diagram showing recording system of the mandibular movement.

力を演算回路の check point から直流電圧として計測した。本装置の可動範囲は、最小目盛 0.1mm で X, Y 軸方向に 100mm, Z 軸方向 50mm とした。また X 軸方向には微動調整ハンドルを回転させることにより、最小目盛 0.01mm 単位で駆動することができる。

check point の直流電圧は分解能 200mV レンジで 100 μ V のデジタル・マルチメーターで計測した。

研究結果

A. 発光部 LED の順電流と PSD の出力について

Fig. 4 Effect of the forward current of LED on the output voltage of PSD.

A and B show the relationship between the forward current and the output voltage of PSD when target (LED) displaces along X axis (horizontally) and Y axis (vertically) respectively. The forward current of LED was varied between 10 and 40mA. The output voltage of PSD was the most stable at 40mA forward current.

LED の光出力は順電流値に比例する。受光側 PSD は光スポットが入射すると光エネルギーに比例した光電流が発生する。そこで LED の発光エネルギーが受光側の出力にどのような影響をおよぼすかを調べた。

LED の順電流値は、10mA から最大定格値の 40mA まで 5 mA ずつ変化させた。また PSD の出力特性は、三次元微動装置に固定した LED を X および Y の座標軸上を 5 mm 間隔で 10cm 移動させた時の出力を測定した。

測定は光電流を電圧変換し、増幅したあとで行い、その結果を Fig. 4 に示す。X 軸は X₁, X₂ 電極からの値、Y 軸は Y₁, Y₂ 電極からの値である。

LED の順電流値の変化と、PSD の相対的な位置出力とは比例した。順電流 40mA 時の PSD の出力は、10 mA 時の PSD の出力に比べ、全体的に約 3.5 倍高い出力を示した。X, Y 軸上 20カ所 (5 mm 間隔) の座標点で測定した順電流と PSD の出力とは直線的な比例関係を示した。PSD の出力と走査距離との関係は X, Y のいずれの軸上でも順電流の高い方に直線性が認められ

た。

B. PSD のバイアス電圧

PSD のバイアス電圧が、二次元座標位置情報にどのような影響をおよぼすかを調べた。バイアス電圧は 0 ~ 3 V まで 1 V 間隔で変え、X 軸および Y 軸上各座標点上の出力を発光部の順電流を調べたのと同じ方法で測定した。その結果は Fig. 5 のとおりである。

Y 軸に比べ X 軸の出力はややバラツキがみられる。特

Fig. 5 Effect of the bias voltage of PSD on the output voltage of PSD.

A and B show the relationship between the bias voltage of PSD and the output voltage of PSD when target (LED) displaces along X axis (horizontally) and Y axis (vertically) respectively. The bias voltage of PSD was varied between 0 and 3 volt.

にバイアス電圧が0 Vの場合、位置直線性が悪かった。この結果から明らかなように、PSD の出力は 1 ~ 3 V の範囲内ではほとんどバイアス電圧の値に関係がないことが認められ、本装置には 2 V とした。

C. レンズの有効口径と PSD の出力との関係

受光部のレンズについて F ナンバーと PSD の出力の関係を調べた。F ナンバーはそれぞれ 1.2, 2, 2.8, 4, 5.6 で、測定には Y 軸について 10 cm の範囲を 10 mm 間隔で移動させ PSD 出力を求めた。その結果を Fig. 6 に示した。各座標における出力とレンズの明るさは比例関係を示している。さらにこの関係について縦軸に各 F ナンバーにおける PSD の出力を比率で求め、横軸には各 F ナンバーの有効口径の二乗をとってプロットした (Fig. 7)。グラフはほぼ直線性を有し、出力がレンズの有効口径の二次関数として増減することを示す。

この結果から、PSD 受光面において分解能の高い、安定した光電流を得るためには入射光のエネルギーは高い方が良く、使用するレンズはできるだけ有効口径の大きなものが好ましいことがわかる。

D. 発光部—受光部間距離と出力の関係

センサの受光面 (10×10mm) 上に入射する測定点の範囲は、レンズ ($f = 55 \text{ mm}$, 対角線画角 43°) を介した発光部と受光部の距離により決まる。そこで PSD の出力が発光部—受光部間距離を変えることにより、どのように変化するかを調べた。その結果を Fig. 8 に示す。グラフの横軸は、50~80cm までの距離を 5 cm 間隔にとり、それぞれの距離の逆二乗で示し、縦軸は PSD の相対的出力を示す。発光部—受光部間の距離の逆二乗と PSD の相対的出力との間には直線関係が認められた。

E. 測定精度

装置の規格は実験で得た PSD の出力特性のデータを参考に、LED の順電流値は 40mA、レンズの F ナンバーは 1.2、発光部—受光部間距離は 65cm とした。この規格で、装置の精度を調べた。

(a) 装置の位置直線性

測定範囲 (10×10cm) 内における測定点の移動距離と出力との位置直線性について調べた。

Fig. 6 Effect of the effective aperture of lens on the out put voltage of PSD.

Chart shows the relationship between the F-number of lens and the out put voltage of PSD when target (LED) displaces along Y axis (vertically). The F-number of lens was varied between 1.2 and 5.6. The larger effective aperture of lens gave the higher output voltage of PSD.

Fig. 7 Relationship between the effective aperture of lens and the relative out put of PSD.

Fig. 8 Relationship between the distance of LED from sensor and the out put voltage of PSD.

測定には三次元微動装置に固定した LED を X 軸上、および Y 軸上それぞれ 5 mm 間隔で 10 cm 走査させ、PSD の出力をを記録した。その結果は Fig. 9 に示す。X 軸および Y 軸ともに ± 4.5 cm 以上の辺縁部以外は優れた直線性を示している。

次に測定面 10×10 cm を 1 cm 間隔で碁盤割し、その 121 箇所の各格子点について座標位置の出力を求めた。その結果を Fig. 10 に示す。各測定点座標の X 出力電圧をグラフの X 軸に、Y 出力電圧を Y 軸にプロットした。外縁部に若干の変形があるが、測定面上の各座標点の位置と出力とはかなり良い直線性が認められる。

(b) 誤差について

測定面 (10×10 cm) の範囲内の各座標点の誤差を求めた。方法は中心座標 (0, 0) から 1, 2, 3, 4, 5 cm の各距離で同心円を作り、その円上の四分割した点の平均出力電圧と標準偏差を求めた。その結果は Table 1 に示すとおりである。

誤差 ($|n - \bar{X}|/n$) は 0.7% ~ 2 % の範囲である。変異係数 ($SD/\bar{X} \times 100\%$) は 8×8 cm の範囲内では約 3 % であった。各座標の平均出力電圧と標準偏差を Fig. 11 に示す。

Fig. 9 Position linearity of the out put voltage of the apparatus following to the movement of the target. Left, X-axis; right, Y-axis.

Fig 10. Position linearity and out put voltage error on the observing area (10×10cm).

Fig. 11 Out put voltage error on the obser-ving area (10×10cm).

Table 1 Limits of experimental error of the apparatus.

	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
MEAN ($\bar{X}$) V.	1.02	2.03	3.02	4.04	5.10
SD V.	0.03	0.07	0.09	0.13	0.22
SD/ $\bar{X}$ %	3.1	3.4	3.0	3.2	4.3
$ n-\bar{X} /n$ %	2.0	0.7	0.7	1.0	2.0

(c) 分解能

2つの測定点を分離して観測できる最小の距離を分解能として求めた。三次元微動装置の最小移動目盛は0.01 mm であるので、測定点の移動距離を 0.01mm から徐々に増加していき二点間の出力を分離できる値を求めた。その結果、本装置においては 0.1mm の距離を分離することができた。次に、移動距離と出力電圧の間に直線性が認められる最小移動単位を求めたところ、Fig.12 に示すように 0.2mm の移動単位で連続した直線性が認められた。

F. 焦点深度に関する問題

前述した A～E の各々の試験では発光部の動きは受光

Fig. 12 Sensitivity of position linearity to moving of target.

面に平行な測定面上の位置座標として記録したが、実際の顎運動は三次元運動であるため、Z軸すなわち受光面に垂直な方向の運動も含まれている。この垂直方向の発光部の移動は、レンズの被写界深度である程度吸収され

Fig. 13 The displacement of vertical direction against the observing facet.

A and B show the relationship between the displacement of vertical direction and the out put voltage of this recording apparatus when target (LED) displaces along X axis (horizontally) and Y axis (vertically) respectively. The distance of displacement was varied between +1.5 and -1.5 cm.

ると考えられるが、本装置のFナンバーは1.2としたので、被写界深度は小さく、問題が残る。そこで、垂直方向(Z軸)の変位が装置の出力にどのように影響するかを調べた。

まず発光部と受光部間の距離を65cmに固定し、X軸およびY軸上を5mm間隔で10cm走査させ、位置情報を求めた。次にフォーカスを65cmに固定したままZ軸上の前方1.5cmと後方1.5cm移動させ、その時の位置情報を記録した。その結果はFig.13に示す通りである。固定焦点から $\pm 1.5\text{cm}$ の距離を変化させても出力にはほとんど影響がないことがわかる。

G. 下顎切歯点の運動

正常な咬合を有す24才の男性について下顎切歯点の限界運動および咀嚼運動を矢状面および前頭面より記録した。被験者の頭部はバンドで固定し、測定の基準面は咬合平面に求めた。

演算回路の増幅度は測定点1cmの移動に対し1V出力するように調整し、ブラウン管オシロスコープの増幅度も1V1cmとしたので、切歯点の運動は等倍でブラウン管のスクリーン上に再現される。

Fig.14は矢状面における限界運動を記録したものである。Aは限界運動と習慣的開閉運動を、Bには咀嚼運動を、Cには滑走運動を拡大増幅して記録した。Fig.15は前頭面における限界運動を記録したもので、Aは限界運動を、Bは限界運動と習慣的開閉運動を、Cは咀嚼運動を示す。

H. 筋電図との同時記録

Fig.16は咀嚼運動中の筋電図と顎運動を同時記録したものである。筋電図は表面電極(双極誘導)を用い咬筋中央部より記録した。一方、顎運動は本装置を用い、連続記録装置によって筋電図と同時記録した。なお咀嚼試料にはチューインガムを使用した。

Fig. 14 Envelopes of sagittal incisal border movement.

A : border movement and habitual opening-closing movement.

B : border movement and chewing cycle.

C : contact movement from retruded contact position to protruded contact position. RCP; retruded contact position, IP; intercuspal position, PCP: protruded contact position.

Fig. 15 Envelopes of frontal movement.

A : border movement.

B : border movement and habitual opening-closing movement.

C : chewing cycles.

Fig. 16 Synchronous records of EMG and mandibular movement.

A : film speed, 2 cm/sec.

B : film speed, 10 cm/sec.

考 察

下顎運動は、歯科口腔領域における重要な研究課題の一つである。研究の開始は古く前世紀にさかのぼることができ、現在まで多くの問題が解決されてきた。そして、現在も下顎運動の研究は歯科領域全般で広く取り込まれている。

口腔生理学では、顎運動制御機構を解明することは最も重要な課題の一つであり、また顎運動の研究を中心になってリードしてきた補綴学でも、下顎位や咬合の再現^{5,6)}についてなお問題を残しており、さらに矯正学においては、不正咬合の動的診断の問題⁷⁾、咬合調整⁸⁾、顎関節症^{9,10)}など多くの分野において広範囲に研究が行われている。このように顎運動の研究の進歩に伴って種々の顎運動記録装置が開発され実用化されてきたが、多様化した歯科全般の顎運動の研究に対し、満足できる装置は現在も完成しているとはいえない。

著者は、PSD を応用した新しい顎運動記録装置を製作し、装置の位置検出特性や測定精度について検討した。

1. 下顎運動記録装置について

Luce が写真法により矢状面上で切歯部限界運動を分析¹¹⁾して以来、下顎の複雑かつ緻密な立体運動を記録する装置は今日まで科学技術の発達とともに数多く研究開発されてきた。これらの多くの下顎運動記録方法は大きく機械的記録法、写真光学的記録法、電気的記録法の三つに区分することができる。

機械的記録法には、描記法^{12,13)}、チェックバイト法¹⁴⁾、パントグラフによる方法などがある。描記法は最も単純で簡便な記録法であるので、精度や再現性に問題はあるが、広く利用されている。大島ら (1972)¹⁵⁾や、石橋 (1979)¹⁶⁾は顎関節症の検査項目の一つとして、口腔外に直接描記し応用できることを述べており、河野ら (1973)¹⁷⁾は、全運動軸について平滑ガラスの描記板上に顔弓を使用して直接描記する方法を報告している。パントグラフによる描記法は Lee (1969)¹⁸⁾や斉藤 (1979)¹⁹⁾が顎頭辺縁運動を下顎フレーム上のドリルでブロックに立体的に描刻記録した方法や、顎頭の側方滑走運動を測定した久保田 (1975)²⁰⁾、真柳ら (1979)²¹⁾の報告がある。また、鬼塚 (1977)⁹⁾はパントグラフにより顎関節症における下顎運動の解析を行い、落合 (1979)¹⁰⁾はこの方法を発展させ描記された運動路の規格写真による定量分析を行った。

写真光学的記録法は下顎の測定点に設けた標点の移動

を写真フィルム上に記録する方法で、Ulrich (1959)²²⁾の下顎フレーム上6点に固定した銀球の反射光を写真撮影する光点軌跡描記法、豆ランプ写真法²³⁾、佐久間 (1959)²⁴⁾による下顎の切歯点前方に設置された直径0.8mmの白丸の標点を2～26Hzの繰返し閃光で記録するマルチフラッシュ法、X線写真法²⁵⁾などがある。また、映画を応用した記録法としては、Hickey ら (1963)²⁶⁾の三次元映画法、佐々木 (1963)²⁷⁾による頭部計測用写真装置を利用した方法、Berryら (1959)²⁸⁾のX線映画法がある。さらに荒野 (1977)²⁹⁾は35mm映画を応用し、コンピューター処理により下顎切歯点に対応する蝶番軸、全運動軸、平均的顎頭点の運動路を定性的並びに定量的に分析する方法を報告している。古屋 (1975)³⁰⁾、中野 (1976)³¹⁾、栗山 (1979)³²⁾のポラロイドカメラを使用した一連の研究は、最終的に写真法による三点三次元下顎運動測定を可能にした精度の高い測定法である³³⁾。

電気的記録法は、下顎の変位をセンサを用いて電気量に変換し記録する方法で、これには下顎運動による変位を直接電気量に変換する方法として、三浦 (1956)³⁴⁾の可変容量トランスデューサーを用いたコンデンサー法、川口 (1968)⁶⁾、福島 (1972)³⁵⁾の差動変圧器トランスデューサーを応用した方法、Knap ら (1970)³⁶⁾、太田 (1975)³⁷⁾のストレインゲージを使用した方法等がある。これに対して、下顎の運動を磁界の変化に変え磁気センサで電気量に変換する方法として、ホール素子を使用した方法^{38,39)}や Jankelson (1975)⁴⁰⁾により考案、開発された Mandibular kinesiograph がある^{41,42)}。また、同じ間接法として顎運動を光の変化に変え、これを光電素子で電気量に変換する方法があり、これにはフォトセル (光電池) 法^{43,44,45)}やフォトトランジスターを応用したフォトゲージシステム^{46,47)}、フォトダイオード法⁴⁸⁾、光電放出素子を応用した三浦ら (1976)⁴⁹⁾、1978⁵⁰⁾の X-Yトラッカー法などがあげられる。

この他に坂東 (1970)⁵¹⁾はホール素子を使った装置を口腔内に固定し、テレメータリングにより下顎位を24時間連続測定できる方法を報告している。また Beck ら (1962)⁵²⁾、Messerman (1967)⁵³⁾、Knap ら (1975)⁵⁴⁾は、下顎運動を電気的記録法で三次元的に電気信号に変換し、さらにサーボシステムにて顎運動を模型上に再現する方法を報告している。

以上の機械的、写真的、電気的顎運動記録法は現在も広く歯科口腔領域で活用されているものである。なお、今回試作した装置はこれらの分類上からは電気的計測法

に入るべきものである。

以上三つの計測法を計測方法論的に比較してみると、電氣的計測法は、機械的計測法、写真的計測法に比べ信号の増幅が可能なので微小変位の拡大ができること、時間的経過の測定ができ、遠隔計測ができることや、信号が電氣量の変化なので、自動化、記憶、記録などの情報処理が可能であり、また他の生体情報との同時記録ができる、など多くの点で優れているといえる。

現在考えられる理想的な下顎運動記録装置の具備条件を列挙してみると 1) 装置の構造に関しては精度が高く、基準精度 $0.1\text{mm}^{55, 56)}$ 、周波数特性は $70\text{--}100\text{Hz}^{51)}$ で、安定で操作性に優れていること⁵⁷⁾ 2) 被験者の下顎及び顔面頭部に設置する器具はできるだけ軽量、小型で顎運動の妨げにならない^{41, 56)} こと 3) 下顎運動の変位を上顎または顔面頭蓋に対する相対的位置変化として記録すること 4) 測定を三点三次元で行うこと 5) 運動は時間的経過と共に記録でき⁴¹⁾、デジタル化による情報処理ができること 6) 顎運動以外の生体情報、例えば筋電図、関節音、歯牙接触音、咬合圧などと同時記録ができることなどの条件が考えられる。現在これらすべての具備条件を満たす装置はなく、近い将来の開発が待たれる。

次に著者の製作した装置と理想的条件を比較検討してみる。(精度はもっとも重要なものであるので項を改めて説明する。)

装置の周波数特性について坂東(1970)⁵¹⁾は、顎運動における最も急速な随意的運動は、 7Hz であると報告している。一般に、時間的に経過する信号を測定する器械を設計する場合、周波数特性は測定現象の10倍値に設定するようである。本装置の周波数帯域幅は $\text{DC}\text{--}100\text{Hz}$ であるので、この条件を十分に満足するものである。

装置の重量に関しては本装置は電子部品で製作したので小型軽量である。また、下顎に固定する発光部もスプリントを含め 1.5g と軽量で下顎の生理的運動を妨げることはない。

本装置の記録法は、下顎運動を下顎切歯点前方に設置した発光体の光の移動に変え、非接触的に測定する間接法なので、下顎運動に制約をあたえない。

本装置では時間的経過とともに顎運動を記録できる。また、付属の A-D converter で、アナログ情報をデジタル化し、マイクロ・コンピュータで情報処理することもできる。さらに筋電図との同時記録 (Fig.16) も可能で、上記理想条件を満足するものである。

下顎運動を上顎に対する相対的位置変化として測定す

ること、および測定対象を三点三次元にて行うことに関しては、頭部の動揺がもっとも問題である。この動揺は頭部や上顎を固定することにより 0.1mm 以下に抑えることができるが⁴⁾、完全に避けることはできない⁴⁷⁾。従って、記録は上顎に対する相対的な計測を行うべきであり、その方法としては Mandibular kinesiograph のようにセンサをフレームで顔面頭蓋に固定する方法と、三浦ら(1977)⁵⁸⁾による補正用の検出ターゼットを上顎フレーム上に固定し、コンピュータで補正する方法などが考えられる。この点に関しては、本法においても条件は満たされていない。しかし、発光体を上顎及び下顎の数カ所に設置し、時分割法にて発光させ、マイクロ・コンピュータにて処理することにより、測定は可能となる。将来この方法についても検討したい。

2. 光センサについて

光電素子には、光と反応して起電力を発生する光起電素子、光電子を放出する光電子放出素子と抵抗値を変化させる光導電素子の三者に分類できる。光電素子を利用した顎運動記録装置には、光電子放出素子を応用した三浦ら(1976)⁴⁹⁾の X-Y トレッカー法以外、ほとんどの装置は、光起電素子を応用している。

本装置に応用した PSD も同様に、シリコン・フォトダイオードの原理を応用して作られた半導体である。

装置の入力側条件である、LED の順電流、使用レンズの有効口径、発光部一受光部間距離などの条件が PSD の出力にどのような影響を及ぼすか検討したところ、LED の順電流値は 40mA 、レンズの F 値は 1.2 の時、安定した PSD の出力を得た。発光部一受光部間距離と PSD の出力とは逆二乗の関係を認めた。測定面の範囲は、この距離とレンズの対角線画角で決るので、上記逆二乗の関係は有効口径が大きく、対角線画角が広いレンズを使用することは、PSD の出力に有意の効果を示すことを裏付けている。

3. 装置の精度について

下顎運動記録装置の目標精度は、研究の目的により異なる。多くの装置において精度は基準 0.1mm を目標に設計(石原(1963)⁵⁵⁾)製作されている様に思われる。しかし、精度に関する記載は欧米の文献では少なく⁵⁶⁾、また国内の報告でも、著者により精度に関する表現は異なっており比較がむずかしい。装置の原理やメカニズムの違う記録装置について、一律に精度を比較することは困難なようである。

装置の精度を検討する時、第一に問題なのは、測定範囲の広さであろう。一般に、精度は測定範囲が広がると

低下する。例えば、最近臨床において広く利用されている Mandibular kinesiograph は、下顎運動を上顎に対する相対的位置変化として三次元で記録でき、操作性も良い画期的な装置であるが、川口 (1978)⁵⁷⁾ によると、歪が5%を超えない範囲は 2.00mm である、と報告している。この歪に関して森永ら (1978)⁵⁹⁾、佐々木ら (1978)⁶⁰⁾ らはコンピューターを用い修正を行い、X 軸 -9.0mm~+9.0mm、Y 軸 -3.0mm~+9.0mm、Z 軸 -2.5mm~0 mm の範囲において誤差率をそれぞれ3.9%、10.8%、3.2%に抑え、臨床的には満足できる結果を得ているが、下顎運動全体を記録するには、測定範囲がやや狭いように思われる。

本装置における測定対象の基準面は、10×10cm であり、上記の装置よりも測定範囲が大きい。装置の精度測定は、以上の測定範囲内における位置直線性、誤差、分解能、焦点深度などについて検討した。その結果、位置直線性については、まずX軸、Y軸上、それぞれ5mm間隔で測定した出力電圧（増幅度 1 v/cm）と測定点の座標位置の間には ±4.0cm 以上の辺縁部を除き直線性を示した。また測定面を 1 cm 間隔で碁盤割し、各格子点から測定した出力と、各格子の座標位置との間の誤差は 0.7~2%であり、満足すべき結果であった。

分解能については、0.1mm の距離にある二点を分離して測定できた。さらに出力が直線性を示す最小移動単位を求めた所、0.2mm と極めて精度の高い値を得た。さらに、測定面に垂直な方向のぶれが出力に及ぼす影響を調べたところ、±1.5cmの範囲で出力にはほとんど影響は認められなかった。

結 論

1) 光電素子である半導体光位置検出器 (PSD) を応用して、顎運動記録装置を製作した。装置は、光電流を電圧変換し増幅する増幅部と、アナログ演算回路部から構成され、周波数帯域幅は DC---100Hz である。

2) 装置の出力は、測定点（発光部）の移動に従い直線性を示した。

3) 誤差は、測定面 10×10cm の範囲内で 2%以下であった。

4) 分解能は 0.1mm であった。

5) 装置の出力で直線性を示す最小移動距離単位は 0.2mm であった。

6) 記録時の測定面に対する垂直方向の変位は、±1.5cm の範囲ではほとんど影響がなかった。

7) 装置の発光部に使用した LED の順電流値は、40 mA の時、安定した有効な出力を得た。また、受光部に使用したレンズの有効口径と出力との間には相関関係が認められ、使用するレンズは有効口径の大なる程出力効果が高いと考えられる。

8) 装置の出力と発光部—受光部間距離とは逆二乗の相関を認めた。

9) 本装置は、下顎運動を経時的に記録でき、さらに筋電図との同時記録が可能である。

以上のことから、本装置は下顎運動記録法として適すると思われる。

稿を終るにあたり、ご指導ご校閲いただきました中原敏教授に深謝の意を表します。なお測定に協力をいただいた鹿児島大学仙波伊知郎助手、研究の遂行にご協力をいただきました日本光電栗脇一俊氏に感謝いたします。

引 用 文 献

- 1) 山本晃永・大橋義春・他：半導体光位置検出器〔会〕、テレビ学会全国大会 7：29, 1979.
- 2) 袴田祐治：新半導体光位置検出器と応用、電子技術 21：43—50, 1979.
- 3) 倉沢一男・袴田祐治・他：光学計測方式による歩行パターン計測システム〔会〕、テレビ学会全国大会 7：391, 1979.
- 4) 根本一男：有歯顎の下顎切歯点における3次元運動限界の研究、補綴誌 6：1—40, 1962.
- 5) 三谷春保・山下 敦：マンディブラー・キネジオグラフィーの臨床応用について、日本歯科医学会会報 4：3—11, 1978.
- 6) 川口豊造：電氣的測定装置による習慣的閉口運動および嚥下運動時の歯牙接触位に関する研究、補綴誌 12：398—423, 1968.
- 7) 中島昭彦：矯正治療による咀嚼機能の変化—Ⅱ級2類の1治験例の背景—、日矯歯誌 40：22—31, 1981.

- 8) **Ramfjord, S.P. and Ash, M.M.** : Occlusion, Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, 1971, 1--427.
- 9) 鬼塚謙治 : 顎関節症に関する臨床的研究, 九州歯会誌 30 : 662—708, 1977.
- 10) 落合 俊 : 顎関節症における下顎運動に関する臨床的研究, 九州歯会誌 33 : 133—163, 1979.
- 11) **Sönstebö, H.R.** : C.E. Luce's recordings of mandibular movements, J. Prosthet. Dent. 11 : 1068—1073, 1961.
- 12) **Boswell, J.B.** : Practical occlusion in relation to complete dentures, J. Prosthet. Dent. 1 : 307—321, 1951.
- 13) 松本政雄 : 人ノ咀嚼運動ヲ正確ニ描記スル方法, 口病誌 14 : 73—84, 1940.
- 14) **Posselt U.** : An analyzer for mandibular positions, J. Prosthet. Dent. 7 : 368—374, 1957.
- 15) 大島要一・加藤仁市・他 : 顎関節異常における下顎運動描記について, 新潟歯学会誌 2 : 9—16, 1972.
- 16) 石橋成六 : 臨床生理咬合と T. M. J. 機能障害, 書林, 東京, 1979, 158—160.
- 17) 河野正司・福島俊士 : 全運動軸の描記法による求め方, 補綴誌 17 : 121—125, 1973.
- 18) **Lee, R.L.** : Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. Part 1. Recording apparatus, J. Prosthet. Dent. 22 : 209—224, 1969.
- 19) 斎藤文明 : 下顎頭の運動路に関する研究, 歯科学報 79 : 721—761, 1979.
- 20) 久保田晴一 : 顎路の立体的運動野に関する研究, 九州歯会誌 29 : 307—333, 1975.
- 21) 真柳昭絃・新井 泉 : 側方滑走運動における投影法および描記法測定に関する研究, 補綴誌 23 : 471—479, 1979.
- 22) **Ulrich, J.** : The human temporomandibular joint : Kinematics and actions of the masticatory muscles, J. Prosthet. Dent. 9 : 399—406, 1959.
- 23) 川添堯彬 : 下顎安静位の運動学的研究, 歯科医学 35 : 474—507, 1972.
- 24) 佐久間孔毅 : マルチフラッシュ装置による有歯顎の前後および開閉運動の研究, 口病誌 26 : 1511—1536, 1959.
- 25) **Otokoto, S., Nozaki, K. et al.** : A research on mandibular movement and radiological analysis of condyle, 日大口腔科学 4 : 181—183, 1978.
- 26) **Hickey, J.C., Allison, M.L., et al.** : Mandibular movements in three dimensions, J. Prosthet. Dent. 13 : 72—92, 1963.
- 27) 佐々木義郎 : 頭部計測用写真装置を利用した下顎運動径路の解析法, 九州歯会誌 13 : 898—909, 1963.
- 28) **Berry, H.M., and Hofmann, F.A.** : Cineradiographic observations of temporomandibular joint function, J. Prosthet. Dent. 9 : 21—33, 1959.
- 29) 荒野 実 : 矢状面内下顎限界運動の解析, 歯科学報 77 : 967—1009, 1977.
- 30) 古屋良一 : 顎口腔系の機能に異常を有する者の下顎運動の研究, 補綴誌 18 : 221—245, 1975.
- 31) 中野雅徳 : 側方滑走運動における顎路と歯牙路に関する研究, 補綴誌 19 : 647—665, 1976.
- 32) 栗山 實 : 歯牙指導要素が平衡側顎路に及ぼす影響について, 補綴誌 23 : 126—147, 1979.
- 33) 坂東永一・栗山 實・他 : 写真撮影による下顎運動測定法, 補綴誌 23 : 677—690, 1979.
- 34) 三浦不二夫 : 顎運動直視装置の試作〔会〕, 日本生理誌 18 : 310, 1956.
- 35) 福島俊士 : 習慣的開閉運動における顎頭運動の研究, 補綴誌 15 : 267—290, 1972.
- 36) **Knap, F.J., Richardson, B.L., et al.** : Study of mandibular motion in six degrees of freedom, J. Dent. Res. 49 : 289—292, 1970.
- 37) 太田勝美 : 口外記録法による顎関節顎頭運動の分析(第一報) —外耳道からの顎関節運動記録装置—, 口病誌 42 : 192—201, 1975.
- 38) **Lemmer, J., Lewin, A., et al.** : The measurement of jaw movement. Part 1, J. Prosthet. Dent. 36 : 211—218, 1976.

- 39) Lewin, A., Lemmer, J., *et al.* : The measurement of jaw movement. Part 2, J. Prosthet. Dent. 36 : 312—318, 1976.
- 40) Jankelson, B., Swain, C.W., *et al.* : Kinesiometric instrumentation : A new technology, J. A.D.A. 90 : 834—840, 1975.
- 41) 三谷春保・山下 敦・他 : Mandibular Kinesiograph の原理とその忠実性について, 補綴誌 21 : 254—264, 1977.
- 42) 山下 敦・井上 宏 : マンディブラー キネジオグラフー その原理と使用法, 臨床応用—, DE 41 : 1—15, 1977.
- 43) Gillings, B.R.D. and Graham, C.H. : A photoelectric method for recording jaw movements, J. Dent. Res., 43 : 305, 1964.
- 44) Gillings, B.R.D. : Photoelectric mandibulography : A technique for studying jaw movements, J. Prosthet. Dent., 17 : 109—121, 1967.
- 45) Honée, G.L.J. and Meijer, A.A. : A method for jaw movement registration, Journal of Oral Rehabilitation 1 : 217—221, 1974.
- 46) 三谷春保・山下 敦・他 : 電気的下顎運動記録の一新法—フォトゲージシステムについて—, 歯科医学 26 : 415—420, 1963.
- 47) 山下 敦 : 下顎運動電氣的記録装置の改良とその補綴学的意義, 歯科医学 26 : 263—292, 1964.
- 48) 野村修一・平野秀利・他 : 非接触型下顎運動測定装置の試作, 補綴誌 21 : 511—519, 1977.
- 49) 三浦不二夫・近藤勝義 : X Y-tracker を利用した新しい顎運動記録装置について, 口病誌 43 : 177—183, 1976.
- 50) 三浦不二夫・近藤勝義 : 新しい顎運動解析装置について, 口病誌 45 : 682—689, 1978.
- 51) 坂東永一 : 下顎位のテレメータリングによる経時的観察, 補綴誌 14 : 183—203, 1970.
- 52) Beck, H.O. and Morrison, W.E. : A method for reproduction of movements of the mandible, J. Prosthet. Dent. 12 : 873—887, 1962.
- 53) Messerman, T. : A means for studying mandibular movements, J. Prosthet. Dent. 17 : 36—43, 1967.
- 54) Knap, F.J., Abler, J.H., *et al.* : Computerized analysis and duplication of mandibular motion, J. Prosthet. Dent. 33 : 535—541, 1975.
- 55) 石原寿郎 : 下顎運動に関する最近の研究, 口病誌 30 : 81—99, 1963.
- 56) 大石司郎 : アーム型運動分解器とコンデンサー法による下顎運動の研究. 第1報 測定装置について, 口病誌 29 : 164—180, 1968.
- 57) 川口豊造・水野起良広・他 : Mandibular kinesiograph の歪について, 愛院大歯誌 16 : 1—12, 1978.
- 58) 三浦不二夫・近藤勝義 : 顎運動にともなう頭部動揺の補正について, 口病誌 44 : 267—272, 1977.
- 59) 森永虎雄・鎌田一道・他 : Mandibular kinesiograph により得られる運動軌跡の幾何学的修正に関する研究, 補綴誌 22 : 738—748, 1978.
- 60) 佐々木 元・津島隆司・他 : Mandibular kinesiograph により得られる運動軌跡の修正に関する研究, 補綴誌 22 : 882—889, 1978.