

下顎運動の診断のための測定および処理システム*

木 竜 徹**・斎藤 義明**・野村 修一***・石岡 靖***

1. ま え が き

歯科学,特に義歯などを製作,研究する補綴学においては,下顎運動は,上下顎歯列の咬合や顎関節の形態を直接観察する対象として,以前から注目されてきている^{1,2)}。下顎運動は歯(列),顎関節,筋からなる構造的な要素のほかに,自己受容反射を含む神経系の関与する運動である。この基礎的な運動形態や顎位に関しては,数多くの研究が進められ³⁻⁶⁾,それに伴う下顎運動測定装置の開発が行われてきた。測定装置は測定後のデータ処理を考えると電気信号に変換する方法が最も良く,現在までにコンデンサ^{7,8)},ストレインゲージ⁹⁾,磁界^{10,11)},光¹²⁻¹⁵⁾などが使われてきている。

しかし,これらの測定装置は基礎的な下顎運動を研究する目的で製作されたものであるため,実際の診療室で診断,治療に応用するには制約が多く,ほとんど使用できないのが現状である。最近,磁界を利用した臨床用の測定装置¹⁰⁾が開発されたが,操作性,測定誤差の面から,まだ問題が残されている。

一方,著者らは点光源と受光素子を応用した臨床用の測定装置を試作し¹⁶⁾,その操作性,測定誤差について検討してきた¹⁷⁾。この測定方法は,従来の装置と異なり,下顎と測定装置が非接触であり,設定が容易であるなどの特長を持っている。

下顎運動の測定では,運動軌跡の経時変化や基準平面に投影した運動パターンの特徴などが,診断にとって有効な情報となる。従って,実際には術者の観察の下に,運動軌跡をXYプロッターで直接描記し,適確なデータを測定する必要がある(この方法は,患者に記録を直接提示できるため,顎機能の回復訓練を目的としたバイオフィードバックへの応用が考えられる)。しかし,生体計測の特徴として,測定データは膨大な量となり,その中から本質的に診断に有効なデータを抽出し,処理するには,いまだに多大な時間と労力を必要としている。

そこで,著者らは本装置による下顎運動軌跡の直接描記に加え,測定データのより効率的,多角的処理を目的として,ミニコンピュータを用いた下顎運動処理システムの開発を試みた。

本論文では,最初に本測定装置の特徴について述べ,次に下顎運動処理システムについて,実際の測定データを表示した例を示して述べる。また,本装置の測定誤差の補正について,第4章で考察した。

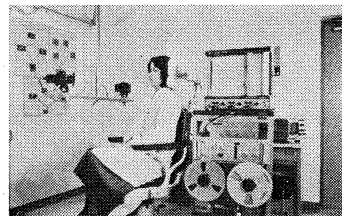
2. 測 定 装 置

下顎運動は,下顎の任意の点(一般には切歯点が使われる)の上顎に対する相対的な運動として測定されるものであるため,実際の測定では,頭部の定位および固定に注意を払う必要がある。そのため,従来研究段階では頭部固定装置など,複雑な装置を必要とし,臨床応用には不向きであった。

今回,著者らが開発した測定装置は,光を利用した非接触型の装置で,下顎切歯点の相対運動を電子回路で測定処理するものである。

2.1 測定方法

補綴診療室での測定風景を第1図に,測定装置のブロック図を第2図(a)に示す。本装置は,上下顎中切歯部に装着されたおのおの1個の点光源と,受光位置を電気信号に変換する受光素子,そして測定信号の処理回路から構成される。



第1図 測定風景

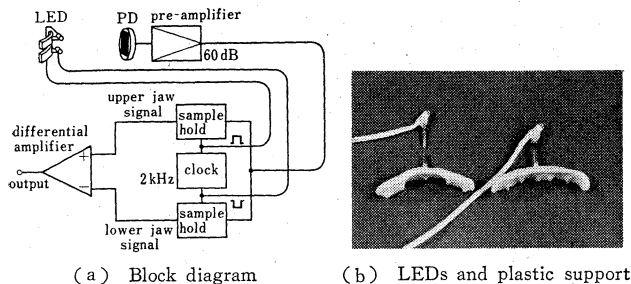
Fig. 1 View of measurement

点光源は,東芝製,小型軽量の近赤外発光ダイオード,TLN 103(以下,LEDと略す)を使用し,第2図(b)のような歯列に合わせた即重レジン製シーネの中切歯部に,約10mmのスプルーピンワイヤを立て,そこへ差し込む着脱式とした。

* 昭和54年4月23日受付,昭和54年8月6日改訂

** 新潟大学工学部情報工学科

*** 新潟大学歯学部補綴学第一教室



(a) Block diagram (b) LEDs and plastic support

第 2 図 測定装置
Fig. 2 Measuring system

受光素子は受光強度最大の位置を、その平面座標成分で電圧出力する PIN シリコンフォトダイオード^{16,17)} (以下、PD と略す) を使用した。PD はカメラのフィルム面上に配置し、60 dB のプリアンプと共にカメラ内部に装備した。また、蛍光灯からの誘導雑音を近赤外透過型光学フィルタを使って抑え、照明下での使用を可能としている。

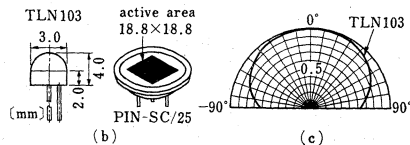
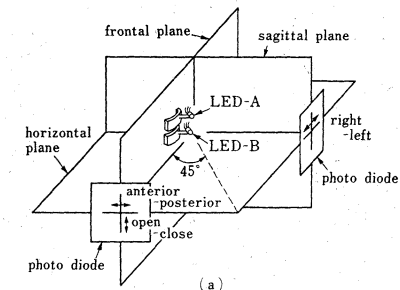
PD は天井より吊ったアームと直交した角棒の両端に配置し、LED との距離を約 60 cm とした。第 3 図 (a) に 2 台の PD から成る基準平面と、上下顎 LED との関係を示す。ここで、水平面での運動軌跡は 2 台の PD からの信号を合成して測定される。LED はその指向性が広角 (第 3 図 (c) 参照) であることを利用し、水平面座標軸に対し光軸を 45° の関係に位置づけた。

生体側の座標系は、咬合時の下顎 LED-B を座標原点とし、水平面 (camper 平面、すなわち耳と鼻を結ぶ両側の線に囲まれた平面と平行にする) と正中線を通る平面 (矢状面)、およびそれらに直交する平面 (前頭面) から成る。PD の座標原点と座標軸は、あらかじめ計測した後カメラのファインダ上に印記し、この 2 台の PD で構成する座標系を、生体側座標系に一致させた。

2.2 動作原理

本装置では、生体側座標系が上下顎位置関係一定で同時に並進移動する場合を対象として、頭部動揺の補償を行った。すなわち、上下顎の LED を交互に点滅させ、PD で上下顎位が交互に現われる信号電圧に変換した後、この信号を測定処理回路で処理した。

測定処理回路は、同期信号発生回路と信号処理回路から成る。また、信号処理回路はサンプルホールド回路 (以下、S/H 回路と略す) 2 個と、差動増幅器を 1 チャンネル (PD の一座標成分に相当する) として、2 平面分 4 チャンネルで構成される。ここで、2 個の S/H 回路は LED と同期した 2 kHz の矩形波で駆動され、PD の測定信号から上下顎位をそれぞれ 1 kHz でサ



第 3 図 (a) 上下顎 LED と基準平面の関係、(b) LED と PD の外形、(c) LED の指向性
Fig. 3 (a) Alignment of LEDs in the 3 standard planes, (b) Shapes of LED and photo diode, (c) Radiation pattern of light intensity of LED

ンプリングし、上顎位と下顎位の信号を分離する。その後差動増幅器により、下顎運動は、上顎を基準とした相対運動として測定される。なお、LED と PD を含めた測定装置全体の校正を行うため、一定の LED 間隔に対して、その出力電圧を各チャンネルの後段に設けたアンプで調節した。

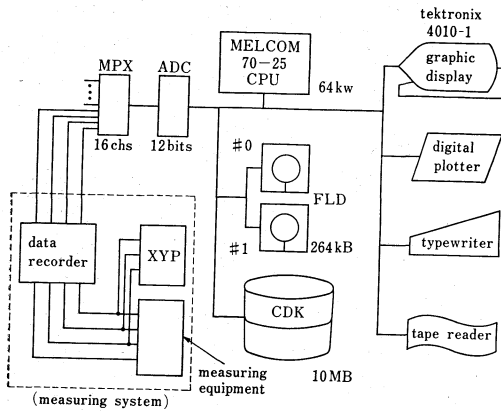
しかし、首を曲げるような頭部の回転を伴う複雑な動揺に対しては、補償が困難であるため、臨床測定での即時描記と下顎運動機能への影響を考え、後頭部および両側頭部と額で動揺を抑える安頭台を製作して利用した。

3. 下顎運動処理システム

ここで、開発した下顎運動処理システムは、下顎運動測定データの効率的、多角的処理とデータ管理を目的とし、下顎運動の臨床応用範囲を広げるものである。

3.1 システム構成

ミニコンピュータによるハードウェアのシステム構成を第 4 図に示す。本システムは多現象にわたる生体情報を対象としたもので、16 チャンネルのマルチプレクサを備えた 12 ビットの A/D コンバータを主な入力装置とし、グラフィックディスプレイ、デジタルプロッタを使って、生体情報の表示および処理を行う。ここで、長時間同時記録した生体情報をコンピュータ処理するため、主記憶装置に 2 個のデータバッファを設け、DMA による高速サンプリングと並行してカートリッジディスク (以下、CDK と略す) に転送、記



第 4 図 コンピュータシステム構成
Fig. 4 Computer system configuration

録する機能を備えている。

ソフトウェアシステムは、今後のデータ処理手順の推移を考慮して、研究者の判断で処理を進める対話型で設計した。すなわち、一連の処理手順を幾つかの単機能ルーチンに分割し、ローダから 2 文字のキーワードでこれらのルーチンを、必要に応じて実行できるようにした。

3.2 データ管理

第 1 表は、診療室で測定する下顎運動の項目を順に列記したもので、全体の測定時間は約 5~10 分である。この測定データは、XY レコーダで直接描記すると同時に、データレコーダを使って磁気テープに記録し、半永久的に保存する。測定データのコンピュータ処理は、この磁気テープを 5 倍の速度で再生しながら、1 kHz のサンプリング周波数で A/D 変換したものを CDK のテンポラリバッファに転送、記録しておき、以後の表示および処理を行っている。さらに、診断に有効と判断した部分は、患者固有のフロッピーディスク (以下、FLD と略す) に記録し、保存する。

本システムでは測定データの管理のために、患者固有の FLD を用意し、CDK に作成したディレクトリに患者情報を含めて登録している。また、FLD 内のデータファイルの管理は、FLD 自身にその構成情報を記録して行っている。なお、1 枚の FLD には 40

第 1 表 測定項目
Table 1 Items of measurement

1.	習慣的開閉口と滑走運動
2.	タッピング
3.	限界運動 (前頭面, 矢状面, 水平面)
4.	安静位
5.	機能運動 (食物咀嚼など)
6.	自由運動

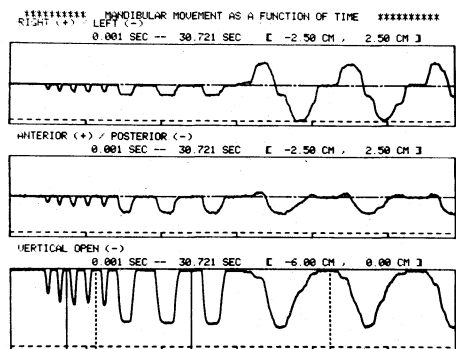
個のデータファイルが記録できる。

3.3 測定データの表示および処理

CDK に記録した下顎運動測定データに対し、以下に述べる表示および処理が可能である。なお、これに先だち測定電圧を実際の運動距離に換算するため、対象となる運動範囲の中央で開口した場合と、咬合した場合との出力電圧の差から換算係数を決定した。

3.3.1 経時変化の表示

下顎運動軌跡の経時変化を左右 (R/L), 前後 (A/P), 開閉口 (O/C) の各成分でそれぞれ表示する (第 5 図)。この表示は任意の時間を指定できるため、膨大な測定データの中から診断に必要な部分の検索を、高速でしかも容易に行える特長を持っている。さらに、グラフィックカーソルで連続して最大 10 か所のデータファイルの抽出領域を指示することができる。経時変化の表示は他機能、例えば咀嚼筋電図、顎関節音との対比で障害部位の診断に利用されている。



第 5 図 経時変化の表示。上から左右、前後、開閉口の各成分。抽出領域を実線と破線の間に示す。

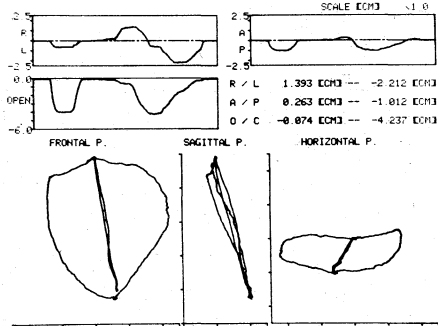
Fig. 5 Display as function of time; From top, lateral, anterior-posterior, and vertical movements respectively. Sampling area is shown between solid and broken lines.

3.3.2 投影図および部分拡大表示

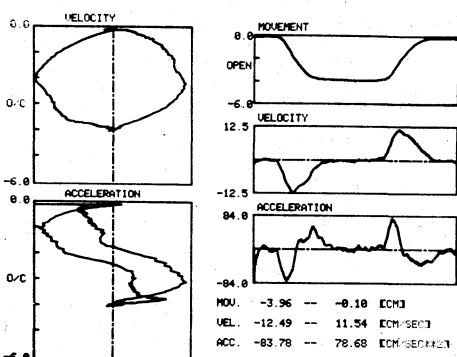
下顎運動軌跡を三つの基準面、すなわち前頭面、矢状面、水平面に投影して表示する (第 6 図)。さらに、各成分の経時変化も同一画面上に表示するため、従来のもの¹³⁾に比較し時間的対応で下顎運動の範囲と機能の表現がより適確になった。この表示はグラフィックカーソルで指示した領域、あるいは咬合位付近の特定領域を部分的に拡大して表示することもできる。

3.3.3 速度および加速度表示

タッピング (急速反復開閉口) 運動の開閉口成分を対象として、その速度および加速度の経時変化、さらに運動成分と対応させた表示を行う (第 7 図)。この表示は変曲点 (ノッチ) の有無から、開閉口障害を診断するのに有効と言われている¹⁵⁾。さらに、数回の運動の重ね書きを行



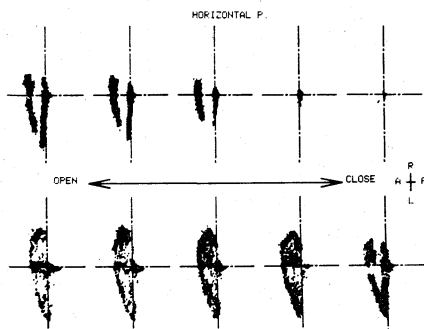
第 6 図 投影図表示。開閉口運動と限界運動。
Fig. 6 Perspective display. Open close cycle and border movement.



第 7 図 タッピング時における垂直方向の運動の速度、
加速度表示
Fig. 7 Velocity and acceleration of vertical motion
during tapping

えば、速度パターンの一致度から咬合関係の診断が可能である。

3.3.4 断面表示 下顎の開閉口運動、限界運動に自由運動を加えた測定データに対して、基準投影面のうち任意の平面を指定し、その連続した平面で下顎運動の断面形態を表示する(第 8 図)。

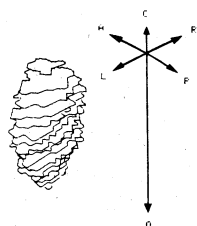


第 8 図 断面表示。咬合位から 1 mm ごとの水平断面。
Fig. 8 Section display. Horizontal sections at intervals
of 1 mm from occlusal position.

この断面抽出の処理は、対象とする投影面、抽出範囲(平面に直交する軸方向範囲、水平面では開閉口範囲)、連続する平面間隔を任意に指定できる。

この表示は、1 画面上に 10 枚の断面を連続して表示し、点の密度から下顎の習慣的な運動範囲を知ることができ、咬合位付近を連続した水平断面で表示した例からは、上下顎歯の早期接触状態を読み取ることができる。断面表示は従来ほとんどなく³⁾、今後の新しい臨床応用が期待できる。

3.3.5 立体像表示 下顎運動を三次元的に表示する試みとして、既報のアルゴリズム¹⁹⁾を応用した下顎運動立体像を第 9 図に示す。この方法は、連続水平断面に対しおのおの領域の統合、分割を施した後、平面上に任意の視点から隠線を消去した立体像を、投影して表示するものである。立体像表示は下顎運動全体を直観的に理解するための手段である。これまでにもこのような試みがなされたが²⁰⁾、ここで述べたような任意の部分の表示例は初めてのものである。しかし、水平断面の輪郭や立体像に対する評価が充分になされていない現状では、データを適確に処理しにくいなどの問題がある。



第 9 図 立体像表示
Fig. 9 Stereo display

3.3.6 データファイルの記録と重ね書き表示 以上の表示から、診断に必要と判断した測定データは患者固有の FLD へ転送、記録する。この FLD 上のデータファイルを使って、部分的な各運動軌跡を投影図表示で重ね書きすることができる。下顎運動は数回の試行の後診断に使える軌跡が測定される場合が多く、重ね書きの処理はこの場合に有効である。

4. 考 察

下顎切歯点における下顎運動は、限界運動軌跡で開口 40~50 mm、左右 10~20 mm、前方 10~15 mm、後方 15~20 mm の運動範囲を持つ³⁾。これに対して、上顎の動揺は頭部固定装置を使用した場合で 0.2~0.3 mm と報告されている⁵⁾。この動揺は下顎運動路が各限界運動路に近接するほど、大きくなることが予想される。

このような下顎運動の測定を臨床で応用するために

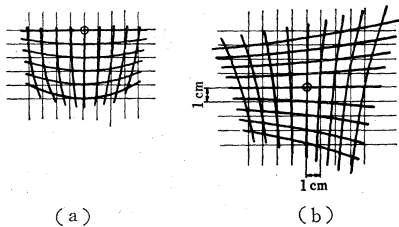
測定を非接触で行う本装置の特長としては、

- 1) 光を利用した測定であり、上下顎中切歯点には小型軽量の LED を装着するだけでよい。
 - 2) 頭部は特殊な安頭台を使用するだけで、他に運動を制限しない。
 - 3) 測定装置の設置が容易である。
- しかし、測定誤差に関する問題点としては、
- 4) PD は完全な直交座標系ではない。
 - 5) LED と PD 間の距離変化が測定誤差となる。
 - 6) 生体系と測定系の座標軸の関係は、上顎の複雑な動揺のため、一定ではない。

そこで本装置による測定誤差およびその補正について、臨床での下顎運動測定をふまえて考察したので、以下に報告する。

4.1 座標パターンの補正

第 10 図 (a) は実際と同じ測定条件で、LED-B (可動側) を使い 1 cm 間隔の基準座標格子を、PD で測定した場合の平面座標パターンである。また、第 10 図 (b) は同様にして PD 2 台の合成による、水平面座標パターンである。図中、円印は座標原点で、固定側の LED-A に 10 mm 近接した LED-B の位置から求めた。さらに、測定は実際の使用範囲を対象とした。



第 10 図 PD による座標パターン
Fig. 10 Coordinate pattern provided by the photo diode. (a) Output pattern, (b) Composite output pattern in the horizontal plane.

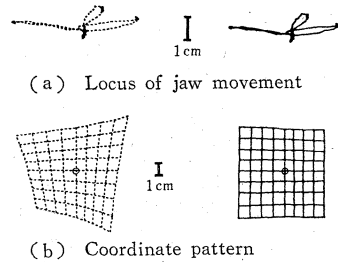
その結果、原点を中心とした約 ± 3 cm の各軸上、および約 4 cm×4 cm の水平面と開口量約 2 cm の立方体内部、すなわち咬合関係を知るうえで重要な範囲では、基準座標値に対する実測値の測定誤差は約 10% 以内である。しかも、咬合位つまり原点に近いほど誤差は小さく、さらに同一範囲内の Mandibular Kinesiograph¹⁵⁾ の誤差約 10% 前後²¹⁾ と比較しても大きいものではない。従ってこの範囲では、上下顎間位置関係一定の並進移動に対して、下顎運動の測定を補償する本装置の測定誤差は小さい。

さらに実測値を補正するため、第 10 図の座標パターンを次式で近似し座標変換による補正を試みた。この座標パターンは、おもに LED-PD 間の距離変化に

より生じ、PD の出力電圧が受光位置と光の強さの積で表わされることから次式は導かれる。

$$\left. \begin{aligned} X &= \frac{k_x x}{x^2 + (y - d_y)^2} \\ Y &= \frac{k_y y}{(x - d_x)^2 + y^2} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

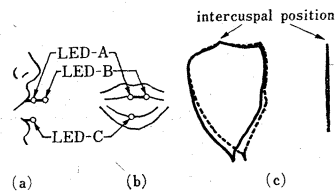
ここで、(x, y) は基準座標値、(X, Y) は実測値、d, k は係数である。座標パターンを決定する d と比例係数 k は、式 (1) の座標パターンを PD で実測した座標パターンに、その間の平均二乗誤差最小の条件で近似して求めた。第 11 図は式 (1) を使って、水平面と水平面限界運動軌跡を補正した例である。なお、比例係数 k は開口量の関数であり実測値を検討した結果、二次関数で近似できるため最小二乗法でその定数を決定した。以上の補正の結果、測定誤差は咬合位付近で約 5% 以内に改善された。



第 11 図 水平面の補正。補正結果を実線で示す。
Fig. 11 Correction in the horizontal plane. Solid lines show the corrected plane.

4.2 頭部回転の影響

今回使用した安頭台は臨床応用を考え頭部を完全に固定するものではない。従って頭部回転運動を伴う動揺を抑えきれない場合があり、この補償を行っていない本装置においてその影響を知っておく必要がある。そこで第 12 図 (a), (b) のように LED を配置した後、上顎側 LED の角度変化から頭部回転の動揺を



第 12 図 頭部回転測定実験
Fig. 12 Experiment for measuring the rotation of the head

下顎運動と同時に記録した。第 12 図 (c) は前頭面限界運動軌跡と開閉口運動に対し、測定した角度から座標変換を行った例である。このように現在の安頭台では、限界運動など開口量が多い時に頭部回転による影響が現われている。

4.3 測定の評価

以上の結果から、本装置による下顎運動測定は、上下顎歯の近接した咬合位付近 (PD の原点付近) で誤差が小さく、開口量の大きい場合に誤差が大きくなる。しかし、下顎運動のうち補綴物製作上精度を必要とする咬合位付近は、運動の再現性が高く測定誤差も小さい。また、コンピュータでの補正により精度を上げることができる。この補正に関しては単純に実測値と基準値を直接対応づける方法もあり、測定系の設置誤差、診断部位と必要とする測定精度の評価等の面から検討中である。この意味から、3.3 の表示例は式 (1) による補正を行っていない。

頭部動揺は頭部を完全に定位し固定する厳密な装置を用いれば抑えることができるが、臨床面での応用性に欠ける。頭部回転動揺の補償は今後の課題であり安頭台も完全ではないが、この影響が現われる限界運動や咀嚼運動は、運動パターンの比較からの診断が行われているのが現状である。それゆえ、本測定装置においても十分な情報を提供していると考ええる。

5. む す び

下顎運動の測定を臨床診断に応用することを目的として測定装置の開発を行い、さらに多量の測定データを処理する下顎運動処理システムを開発した。

本測定装置は、顎口腔系と装置とが非接触である特徴を有し、その操作設定も容易ではあるが、受光素子の非線形性や LED と PD 間距離変化、さらに頭部回転動揺などによる誤差から、使用範囲が限定されている。しかし、対象となる下顎運動の特徴を考えた測定を行い、さらに正確な測定にはコンピュータによる補正を行えば、臨床で充分応用可能と考ええる。

ミニコンピュータによる下顎運動処理システムは、下顎運動の診断さらに治療への有効利用を目的として開発され、以下の特徴を持つ。

- 1) 多量の測定データより、対話処理に必要な部分の高速検索、抽出が可能である。
 - 2) 患者情報の登録、診断用測定データの記録などデータ管理機能を備えている。
- さらに、下顎運動の表示および処理に関しては、
- 3) 3 平面への投影図と経時変化を同時表示し、指定部分の拡大表示も行える。

4) 速度および加速度の経時変化と、下顎運動との対応関係を表示する。

5) 多角的表示として下顎運動領域の断面および立体像の表示が可能である。

6) FLD より測定抽出データを読み出し、3 平面への投影図で軌跡の重ね書き表示が行える。

今後の研究としては、下顎運動を含めた顎口腔系機能測定データの総合的な処理および解析を目的として、実際の診断により有効な方法を検討していく予定である。

なお、本研究の一部は文部省科学研究費補助金奨励研究 A (1977) の補助によって行われた。

文 献

- 1) 石原寿郎, 藍 稔: 咬合に関する見解の種々相, 1. 下顎運動について, 歯界展望, 30, 809/819 (1967)
- 2) 大石忠雄: 下顎運動の立場からみた顎関節構造の研究, 日本補綴歯科学会雑誌, 11, 197/220 (1967)
- 3) 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, 日本補綴歯科学会雑誌, 6, 1/40 (1962)
- 4) 藍 稔: 切歯点部における咀嚼運動の解析, 日本補綴歯科学会雑誌, 6, 141/177 (1962)
- 5) 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芽接触位に関する研究, 日本補綴歯科学会雑誌, 12, 398/423 (1968)
- 6) 石原寿郎: 下顎運動に関する最近の研究, 口腔病学会雑誌, 30, 1/19 (1963)
- 7) 三浦不二夫, 角田正明: 顎運動の機構について (講演抄録), 日本生理学雑誌, 14, 371 (1952)
- 8) 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, 第一報, 測定装置について, 口腔病学会雑誌, 29, 40/55 (1962)
- 9) 関根 弘, 田島篤治, 遠藤義弘, 奥山 宏: 咀嚼時の下顎運動と咀嚼圧の同時記録法について (講演抄録), 日本補綴歯科学会雑誌, 8, 179 (1964)
- 10) B. Jankelson, C. W. Swain, P. F. Crane & J. C. Radke: Kinesimetric instrumentation, A new technology, J. A. D. A., 90, 834/840 (1975)
- 11) J. Lemmer, A. Lewin & L. B. van Rensburg: The measurement of jaw movement, Part 1, J. Prosthet. Dent., 36, 211/218 (1976)
- 12) 三谷春保, 山下 敦, 吉川 弥: フォトゲージシステムによる顎運動記録法について (講演抄録), 日本補綴歯科学会雑誌, 5, 116 (1961)
- 13) B. R. D. Gillings: A photoelectric method of recording jaw movement, J. Dent. Res., 43, 305 (1964)
- 14) F. J. Knap, B. L. Richardson & J. Bogstad: Computerized analysis and duplication of mandibular motion, J. Prosthet. Dent., 17, 535 (1975)
- 15) 三浦不二夫, 近藤勝義: XY-tracker を利用した新しい顎運動記録装置について, 口腔病学会雑誌, 43, 177/183 (1976)
- 16) 野村修一, 平野秀利, 木竜 徹, 石岡 靖, 斎藤義明: 非接触型下顎運動測定装置の試作, 日本補綴歯科学会雑誌, 21, 511/519 (1977)
- 17) 木竜 徹, 斎藤義明, 野村修一, 平野秀利, 山田好秋, 石岡 靖: 非接触式下顎運動測定装置の電氣的特性,

- 電子通信学会技術研究報告, **MBE 77-37**, 23/34 (1977)
- 18) 三谷春保, 山下 敦, 上野 浩: 統最新歯科補綴アトラス 1, 221/255, 医歯薬出版 (1979)
- 19) Thomas Wright: Visible surface plotting program, *Commun. ACM*, 17, 152/157 (1974)
- 20) 坂東永一, 新井 泉, 古屋良一, 長谷川成男, 田端恒雄: 下顎限界運動の図形表示による解析, *日本補綴歯科学会雑誌*, 20, 295/303 (1976)
- 21) 三谷春保, 山下 敦, 井上 宏: Mandibular Kinesiograph の原理とその忠実度について, *日本補綴歯科学会雑誌*, 21, 254/264 (1977)

A System of Measuring and Processing for Diagnosis of the Mandibular Movements*

Tohru KIRYU**, Yoshiaki SAITO**, Shuichi NOMURA***, Kiyoshi ISHIOKA***

Analysing the mandibular movements is important in dentistry, as there are some problems in clinical application, this method has not been as popular as the EMG. The measuring equipment have so far included complex instruments to align the coordinates and have been difficult to operate. Furthermore, as is usual with biological information, it takes much time and effort to manage the measured data.

For this reason, a non-invasive system has been developed for this purpose with a transducer composed of LEDs, and cemented to the upper and the lower incisor teeth, and a photo diode which senses the position (x, y) of the input light spot. This measuring equipment determines the lower jaw displacements relative to the upper jaw by electronic means; it is, therefore, not necessary to provide instrumentation to fix the head. To estimate the accuracy of measurement, the errors resulting from the non-linearity of the sensor, the variation of the distance between LEDs and photo diode, from rotation, inclination and other movements of the subject's head are discussed.

Our aim is the development of an examination system comprising a mini-computer, which analysis the masticatory system measured by our equipment and other devices for EMG and TMJ sound.

The computer system for the processing of biological information is composed of a 64 kw CPU, a 16-channel, 12-bit A/D-converter, disk storage, graphic display, and other peripherals. It has capability to aquire a great amount of measured data and to store them on the disk at the same time.

We have developed a software to process the measured data interactively and to display the movements as a function of time or in perspective using the 3 standard planes (frontal, sagittal, horizontal which could be partly magnified); velocity and acceleration of any component of the movements are also displayed. Furthermore, a section display that shows sectional diagrams of movements and a stereo display composed of a series of horizontal sections could be provided. Patient information such as name, age, sex, etc. and measured data relevant to the diagnosis will be selectively stored on a diskette (264 kB).

Our system could be applied clinically for the analysis of mandibular movements and should be useful in the diagnosis of masticatory function for its ability to manage measured data conveniently.

* Received on Apr. 23rd 1979, Revised on Aug. 6th 1979

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

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