

磁気センサーを応用した二次元下顎位測定装置の試作

平野 秀利, 河野 正司, 山田 好秋*, 杉本 浩志

新潟大学歯学部歯科補綴学第一講座

(主任: 河野正司教授)

*新潟大学歯学部口腔生理学講座

(主任: 山田好秋教授)

(受付: 平成8年5月10日; 受理日: 平成8年6月7日)

Electronic measurement of mandibular position thorough magnetic sensors.

Hidetoshi Hirano, Shoji Kohno, Yoshiaki Yamada*, Hiroshi Sugimoto

Department of Removable Prosthodontics, Niigata University School of Dentistry

(Chief: Prof. Shoji Kohno)

**Department of Oral Physiology, Niigata University School of Dentistry*

(Chief: Prof. Yoshiaki Yamada)

(Received on May 10, 1996; Accepted on June 7, 1996)

Key words: 咬合高径 (vertical dimension), 磁気センサー (magnetic sensor), 電気的下顎位測定装置 (electric measuring device of mandibular position)

Abstract: Vertical dimension must be examined to determine centric occlusion when treating patients whose occlusion has collapsed. Up to now, we have been using calipers to measure mandibular position, but this method does not assure accurate measurements of mandibular position. We have developed a small and light electronic measuring device which can measure mandibular position through magnetic sensors.

This device consists of a magnet attached on the lower jaw, a pair of sensor units set on the sides of the nose tip which are kept 40mm apart from the magnet, and a sensor set on the forehead to avoid geomagnetism. Calibration for the output from the sensor unit was made, and the resulting output curve was approximated to a straight line. We also tested several factors that could cause measurement error such as temperature sensitivity of the sensor, temperature sensitivity and drift of the circuit, improvement of linearity of the sensor output, and the influence of head unrest and geomagnetism. When these factors were cleared, we proceeded to try it clinically.

As a result, it was possible to measure mandibular position within a range of 30mm-50mm with an error margin of 3-5%. For centric occlusion and rest position, it became clear that we could measure mandibular position precisely by fixing the magnet onto the gingiva of the lower anterior incisor teeth.

抄録: 咬合が崩壊した患者を治療するには、咬頭嵌合位を設定するにあたって、咬合高径を記録、診断することが不可欠である。この測定には、従来ノギスを用いた方法によっているが、経時的に正確な測定を行うことは困難であった。本研究では、磁気センサーを応用することにより、下顎位を二次元で経時的に測定することが可能な、小型軽量の電氣的測定装置を開発し、装置の特性、および臨床的操作に際して生じる誤差要因を検討した。

装置は、下顎に磁石を設置し、これより40mm離して鼻部に2個のセンサーユニットを、前頭部に補正用のセンサーを設置した。センサーユニットからの出力をキャリブレーションし、得られた出力曲線を直線近似式で補正した。また、①センサーの温度特性、②回路の温度特性およびドリフト、③センサー出力の直線性の改善、④頭部動揺および地磁気の影響、の4項目に対しても補正を加え、センサーと磁石の間隔が30mm~50mmの範囲で、3~5%内の誤差で

直線性を保って測定可能となった。

健常者に対する測定では、磁石を下顎前歯歯頸部粘膜に固定することにより、咬頭嵌合位、安静位における顎間関係を、臨床に必要な精度で測定できることが明らかとなった。

I. 緒 言

歯列が大きく崩壊した症例に対して、咬合を再構成する補綴治療を行う際には、下顎位の高さ、すなわち咬合高径を記録、診断することが不可欠である。従来、咬合高径の測定にはノギスなどを用いた目視による測定方法が採られてきた。この咬合高径の診断基準の一つである下顎安静位については、経時的に記録する必要があるが¹⁾、目視による測定法では正確な測定が困難で、これが下顎の位置を変化させる原因となっていた。

そこでわれわれは、磁気センサーを応用して小型軽量で操作性が良く、経時的測定が可能な電気的下顎位測定装置を新たに開発した。この装置の特性、および臨床的操作に際して生じる誤差要因を検討したので、ここに報告する。

II. 研究方法

1. 下顎位測定装置の要件

本研究における下顎位測定装置の開発目的は、咬合高径が失われた症例に対して、下顎安静位を経時的に測定すると共に、咬合採得を行う際の上顎と下顎との間の位置関係を、二次元的に測定することである。対象とした測定は、下顎位の特に咬合高径を主体とした前頭面の二次元座標とした。また、見方をかえて矢状面二次元座標としてみることも可能である。装置は生体の諸機能の妨げとならないように、鼻部および顎堤粘膜上に接着保持できる機構として、可及的に生理的な状況下で測定を行うために小型軽量であることを意図して設計、開発した。

測定対象は仮想咬合高径から10mm 範囲内の下顎位とした。装置の精度は、その使用目的から絶対値よりも、相対値を重視して、測定される運動経路がいくらか歪んでいたとしても、その歪みが同一であり、再現性があればよいと考えた。

2. 測定装置の設計

下顎位を電氣的に計測するため、永久磁石と磁気センサーを組み合わせた。可動部である下顎には、日立金属社製希土類磁石 H-23CV $\phi 4\text{mm} \times 7.5\text{mm}$ 重さ0.8g を設置した²⁾。センサーユニットは、頭部・上顎部に固定した。磁気センサーとしてソニー磁気抵抗素子³⁾DM-232 $5\text{mm} \times 5\text{mm} \times 2\text{mm}$ を2個使用し、磁石を頂点とする2等辺三角形の底辺にそれぞれの磁気軸が三角形の平面と一致するように配置した。さらに、別のセンサー1個を

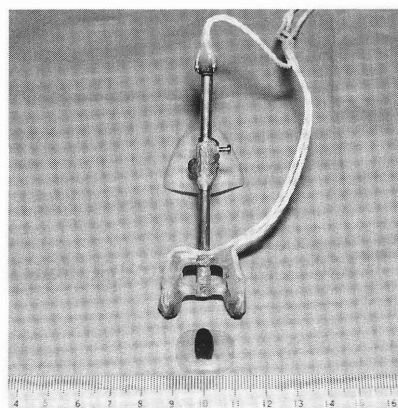


図1 センサーユニットと磁石
上段にセンサーユニット、下段に磁石を示す。

センサーユニットに設置し、1個は頭部動揺・地磁気補正を行った。センサーユニット全体の重さは13g となった(図1)。

2つのセンサーは、前頭面での計測には磁石に対して左右に、矢状面では前後的に配列した。磁石およびセンサーユニットの設置位置は、皮膚や粘膜などの軟組織の動揺の影響を受け難いように十分考慮して決定する必要がある。今回は、レジン板に磁石を接着してユーテリティワックスにより下顎オトガイ部皮膚上に固定する方法、および下顎前歯歯頸部粘膜に接着固定する2つの方法を用いた。また、センサーユニットは鼻部および前額部に両面テープを介して、磁石の磁界長軸方向とセンサーユニットの中心軸が一致するように定位固定した。また、磁石とセンサーユニットの設置間隔は、磁石の磁力と臨床での操作性とを考慮して40mm とした。

3. 出力値の補正法

測定装置を構成するセンサーは固有の出力値を持っている。そこで磁気を応用した電気的測定装置を設計するにあたり、装置の使用目的とセンサーの特性から次の4つの特性を補正する必要がある。①センサーの温度特性、②回路の温度特性及びドリフト、③センサー出力の直線性の改善、④頭部動揺及び地磁気の影響等が問題となってくる。本装置ではこれらの特性について補正することとした。

4. 臨床的な試行実験

1) 被験者

顎口腔系に異常の認められない正常有歯顎者1名を被験者として、本装置の臨床の有効性を検討した。

2) 測定方法

被験者は歯科治療椅子に腰掛けて、上顎部のセンサー

ユニットおよび下顎部の磁石を定位し、磁石の設置部位の違いが下顎位検出出力に与える影響について観察した。

検出したセンサー出力は、ティアック社製デジタルデータレコーダ(RD-200T)で記録した。実時間測定座標表示用モニターは、岩崎通信機社製シンクロスコープ(SS-57110)を用いた。下顎位は、日本光電社製サーマルアレイレコーダ(RTA-1300M)に出力し、座標表示のX/Y合成リサージュ図形の抽出には、横河電機製作所製X/Yレコーダ(TYPE3078)を用いた。

III. 装置の特性補正

1. 磁気センサーの特性

使用する素子は強磁性体磁気抵抗素子であり、磁場を感じて抵抗値が変化して、抵抗変化分を電圧として出力する。このため、素子を使用する環境の磁場強度は、測定範囲内では素子の持つ可逆磁場以上でなければならない。さもないと磁場のヒステリシスが生じ、出力電圧の再現性に問題が出てくる。

今回使用した素子の特徴³⁾は、素子内にバイアス磁石が内蔵されており、素子は常に可逆磁場以上の磁場強度の中にあることから、出力電圧のヒステリシスは生じることなく、直線性の良い安定した出力が得られる。また、ブリッジタイプのため、出力電圧が大きく低磁場高感度型となっている。仕様における特性としては、直線的な温度変化を示し、全抵抗温度係数は $+0.3\%/^{\circ}\text{C}$ 、定電流駆動の場合の出力電圧温度係数は $-0.05\%/^{\circ}\text{C}$ を示している。

本装置は臨床的操作性の面から、磁石とセンサー間の設置間隔を40mmと位置を定めている。このため、発磁体である磁石断面先端から受ける設定位置での磁界強度は、計算値によると、110A/m程度となる。

2. 二次元座標の計測、補正法

二次元前頭面座標表示及び頭部動揺・地磁気補正は以下の式^{4,5)}によって行った。

座標表示および頭部動揺・地磁気補正式

$$\text{X軸 } E_x = (S_R - S_H) - (S_L - S_H) \text{ (V)}$$

$$\text{Y軸 } E_y = (S_R - S_H) + (S_L - S_H) \text{ (V)}$$

S_H : 頭部動揺・地磁気補正用センサー出力

$S_R \cdot S_L$: 左右下顎位検出センサー出力

補正の原理は、差動演算回路と加算演算回路^{6,7)}の組合せで構成され、X軸は鼻部左右センサー出力 $S_R \cdot S_L$ から、前頭部に設置された頭部動揺・地磁気補正用センサー出力 S_H を差分補正し、かつ、鼻部左右センサー出力の差分をとることにより、X軸成分 E_x と表した。Y軸もX軸同様、鼻部左右センサー出力から、補正用センサー出力

を差分補正し、鼻部左右センサー出力の和をとりY軸成分 E_y と表した。

矢状面座標表示は、センサーユニットを水平的に90度回転させることにより得られる。

3. 温度特性の補正

1) センサーの温度特性

センサーの仕様³⁾によれば、全抵抗温度係数 $+0.3\%/^{\circ}\text{C}$ 、定電流駆動出力電圧温度係数 $-0.05\%/^{\circ}\text{C}$ となっている。ドリフトに関わる係数は全抵抗温度係数であり、センサー駆動前置回路を含めた温度係数は、実測によって $+0.38\%/^{\circ}\text{C}$ 程度であることが確認されたので、定電流駆動温度補正回路⁸⁾により補正した。その結果、室温 $22^{\circ}\text{C} \sim 38^{\circ}\text{C}$ の範囲内で $+0.17\%/^{\circ}\text{C}$ 程度で抑えることができた。

2) 回路の温度特性とドリフト

室温 $22^{\circ}\text{C} \sim 38^{\circ}\text{C}$ の範囲内において、回路基板上で温度ドリフト $3\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ 程度が確認された。図2に示すように、装置を室温一定条件下で作動させた場合、電源投入10分後、10分間に下顎位0.05mm相当の変動が認められた。

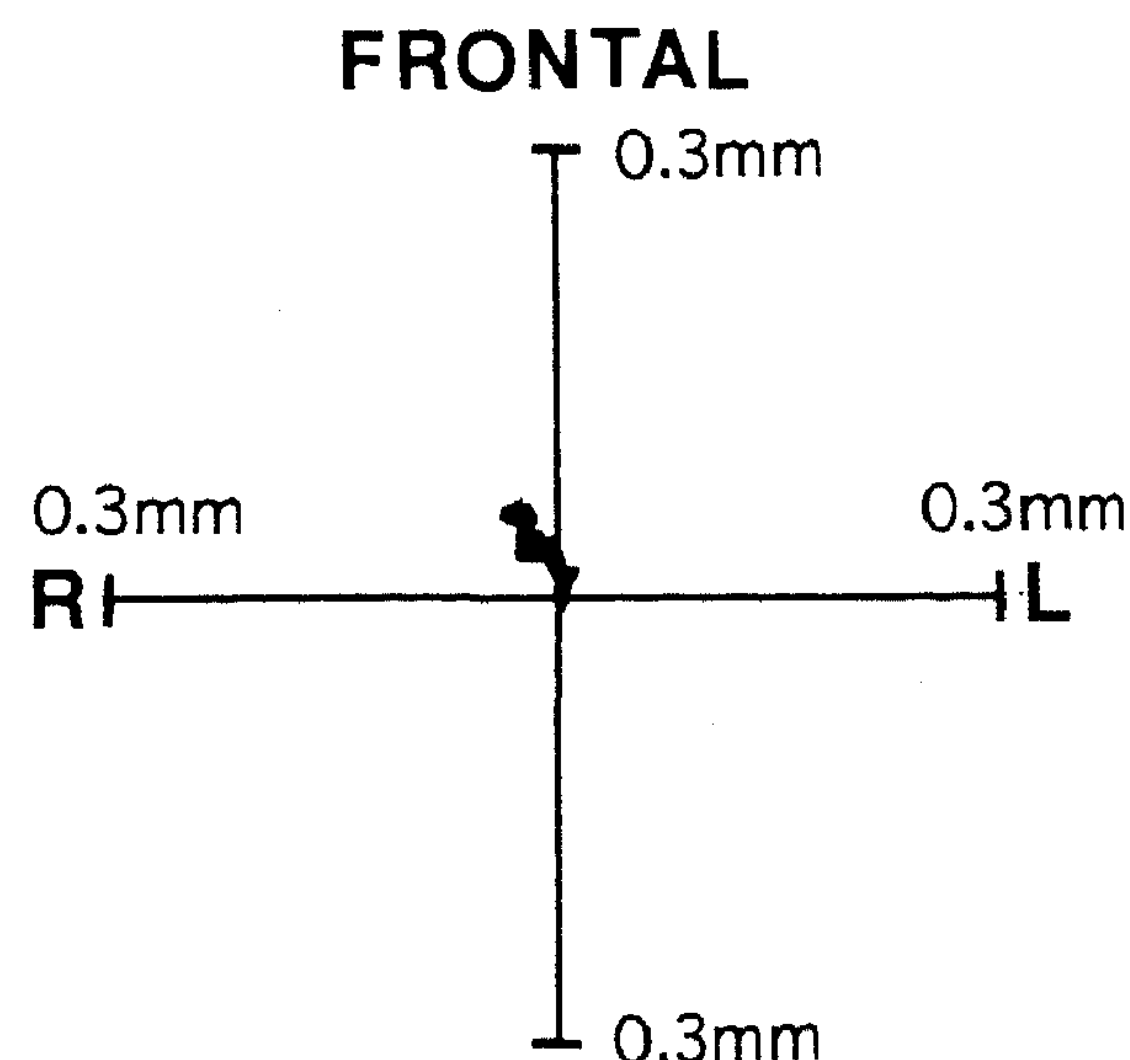


図2 ドリフトの影響
電源投入後10分間に見られた前頭面座標上の変化を示す。

4. センサー出力の補正効果

三次元読み取り顕微鏡によりキャリブレーションした補正前のX軸とY軸の出力曲線を図3に示す。両軸とも非直線性を呈しているのがわかる。X軸は、左右センサー出力の差分で表されるので、一見直線的に見えるが、最大6.45%の誤差を含んでいる。これは、磁石の断面先端からの磁力が距離の二乗に反比例する⁹⁾ため、それを検出するセンサー出力は、距離に対しては非直線性を示す。

今回は、コンピュータによる座標軸全域にわたる補正は行わず、IC乗算器⁹⁾による高次多項式二乗項¹⁰⁾までの二乗回路による直線近似式で、磁石とセンサーの間隔40mmを基準とした相直行する2軸のみの補正とした。

磁気センサー出力曲線の直線近似式¹⁰⁾

$$\text{X軸 } V_x = 0.003 + 3.267E_x - 0.367E_x^2 \quad (\text{V})$$

$$\text{Y軸 } V_y = -0.02 + 2.0E_y - E_y^2 \quad (\text{V})$$

E_x : 較正器による補正前のX軸の出力値

E_y : 較正器による補正前のY軸の出力値

V_x : 補正後のX軸の出力値

V_y : 補正後のY軸の出力値

補正後のX軸とY軸の出力曲線を図4に示す。非直線性誤差はX軸およびY軸において、変位量 $\pm 9\text{mm}$ の範囲内で平均 $\pm 3\%$ 程度の誤差となった。 $\pm 10\text{mm}$ のフルスケール付近における誤差は、X軸では -10mm の点で 3.53% 、 $+10\text{mm}$ の点で -5.6% 、Y軸では $\pm 5.3\%$ の誤差になった。

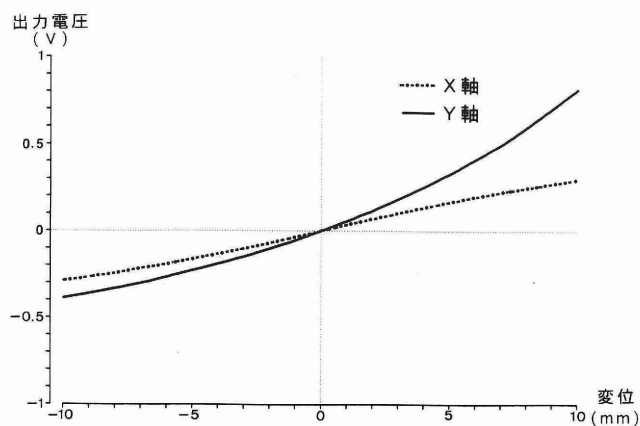


図3 補正前のX軸・Y軸の出力曲線
横軸の正方向は磁石が磁気センサーに近接する方向を示す。

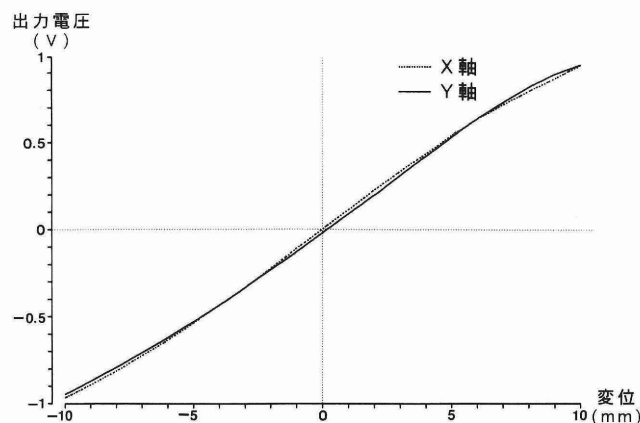


図4 補正後のX軸・Y軸の出力曲線
補正後の曲線は、フルスケール1V出力に対して変位量10mmに相当する

5. キャリブレーション

1) 二次元座標のキャリブレーション

測定装置のキャリブレーションは、 $1/100\text{mm}$ 読み取

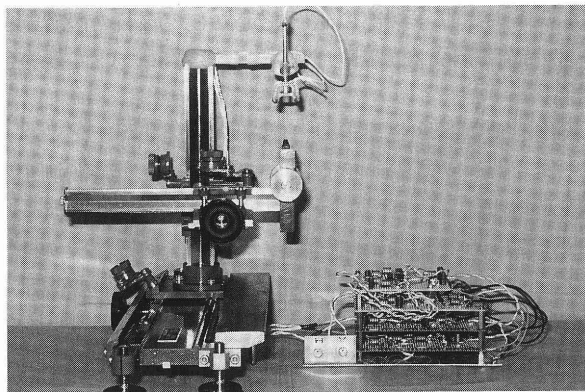


図5 二次元座標軸のキャリブレーション
三次元読み取り顕微鏡上にセンサーユニットと磁石を設置する。右に測定回路を示す。

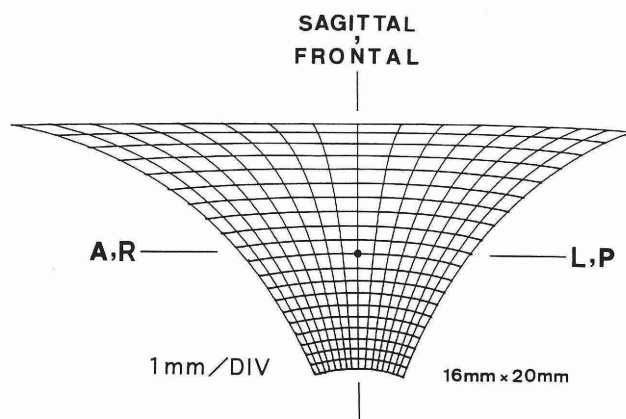


図6 基準座標格子の出力パターン
前頭面および矢状面の座標格子の出力パターンは同一となる。

り可能なピカ精工社製三次元読み取り顕微鏡の移動台に、磁石とセンサーユニットを設置間隔 40mm 、磁石をセンサーに対して垂直に固定して、X軸およびY軸とも $\pm 10\text{mm}$ の範囲内で 1mm 間隔で磁石を変位させてセンサー出力を読み取った(図5)。

キャリブレーションの結果、図6に示す基準座標格子の出力パターンが得られた。これは、磁石を三次元読み取り顕微鏡にて、 1mm の間隔で、X軸を $\pm 8\text{mm}$ 、Y軸を $\pm 10\text{mm}$ の範囲で、格子状に変位させたときのセンサー出力をX/Yレコーダ上にプロットしたもので、本装置で設定した表示法である二次元の座標表示を図示している。原点を離れると、基準位置 40mm を原点とした相直行する2軸のみの補正からはずれる影響が、X軸とY軸の歪みとして現れている。

2) 頭部動揺・地磁気の影響

装置は、磁力を測定をしており、地磁気の影響を受ける。このため、地磁気だけを検出するために別のセンサーを設置し誤差の補正を行った。補正後に行った誤差を図

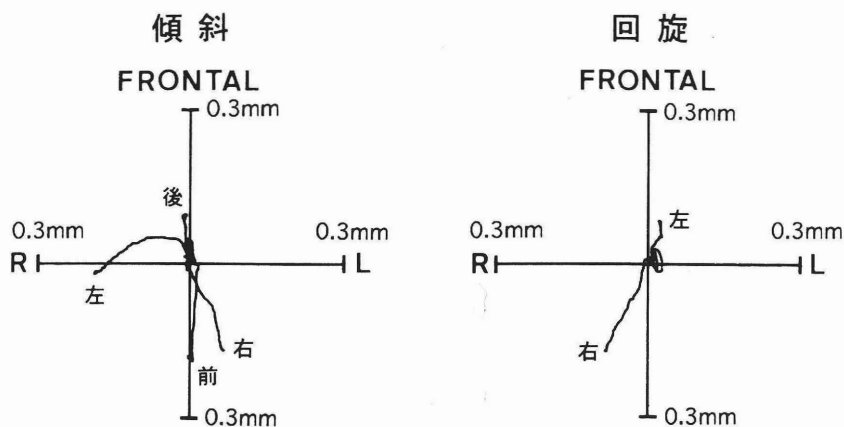


図7 頭部動揺・地磁気の影響

頭部をそれぞれ45度変位した時の出力を示す。

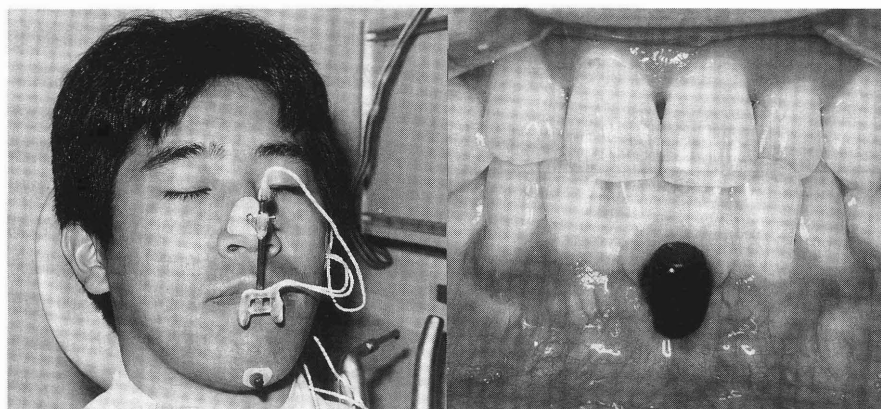


図8 臨床応用時のセンサーユニットと磁石の設置状態

左図に鼻部に固定されたセンサーユニットを示す。磁石は左図に下顎オトガイ部、右図では下顎前歯歯頸部粘膜上に固定されている。

7に示す。装置を装着した状態で、頭部を動揺させてその影響を観察した。その結果、頭部を各方向に45度、傾斜および回旋の極端な場合でも、0.08mmから0.2mmの誤差に収まった。

3) 磁石とセンサー位置の関係

この装置は、センサーと磁石の間の距離が30mm～53mmの範囲内において、測定目的とするY軸座標について3～5%内の誤差で直線性を保ち測定できるように補正した。したがって、この測定設置範囲を越えて測定すると設計値以上の誤差が生じる。例えば、磁石をセンサーから45mm離れて設置して、10mm移動する現象を測定すると、III章4節に記した補正式より18%の誤差をもつことがわかる。このことから、磁石は設計に従って定位する必要がある。

IV. 臨床試行の結果

本測定装置に各種の補正を施すことにより、基準とな

る40mmの間隔から±10mmの範囲内は、0.2mm程度の誤差をもって測定可能であることがわかり、実際の臨床応用を試みた。

測定時には、装置を軟組織に固定することに起因する振れの影響を極力避けるためにセンサーユニットの接着保持と、リード線の確実な固定を施した(図8)。磁石とセンサーユニットの設置間隔と方向を確認し、口唇を閉じた状態で測定した。測定は被験者に咬頭嵌合位と下顎安静位を交互に15秒間保持させる試行を10回繰り返し行わせ、各15秒間におけるセンサー出力の変動量を実測した。

咬頭嵌合位から下顎安静位への運動時の顎間距離の測定結果を図9に示す。図中上段の波形は磁石を下顎前歯歯頸部に設置し、下段の波形はオトガイ皮膚上に設置した測定結果である。磁石の設置位置をオトガイ皮膚上から前歯歯頸部に変更することにより、測定波形の変動が少なくなり、磁石の皮膚上の動きを排除できることが認められる。

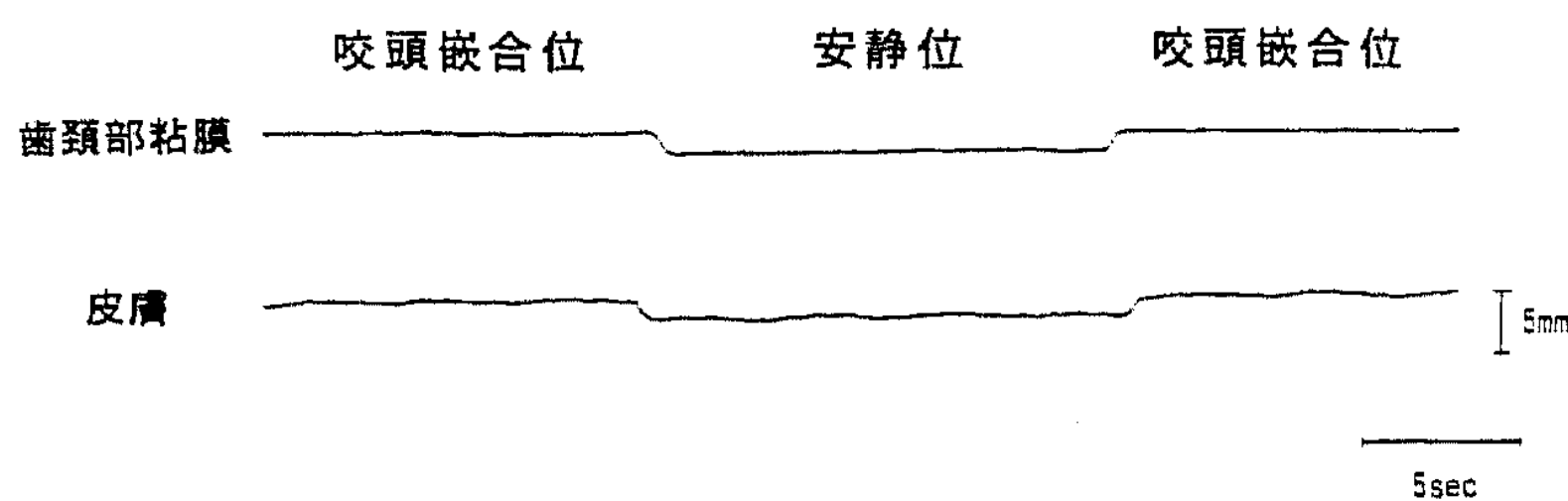


図9 磁石の設置点の違いによる出力変動の様子
上段のトレースは磁石を下顎前歯歯頸部粘膜上に、また下段のトレースは磁石を下顎オトガイ部皮膚上に設置した場合を示す。

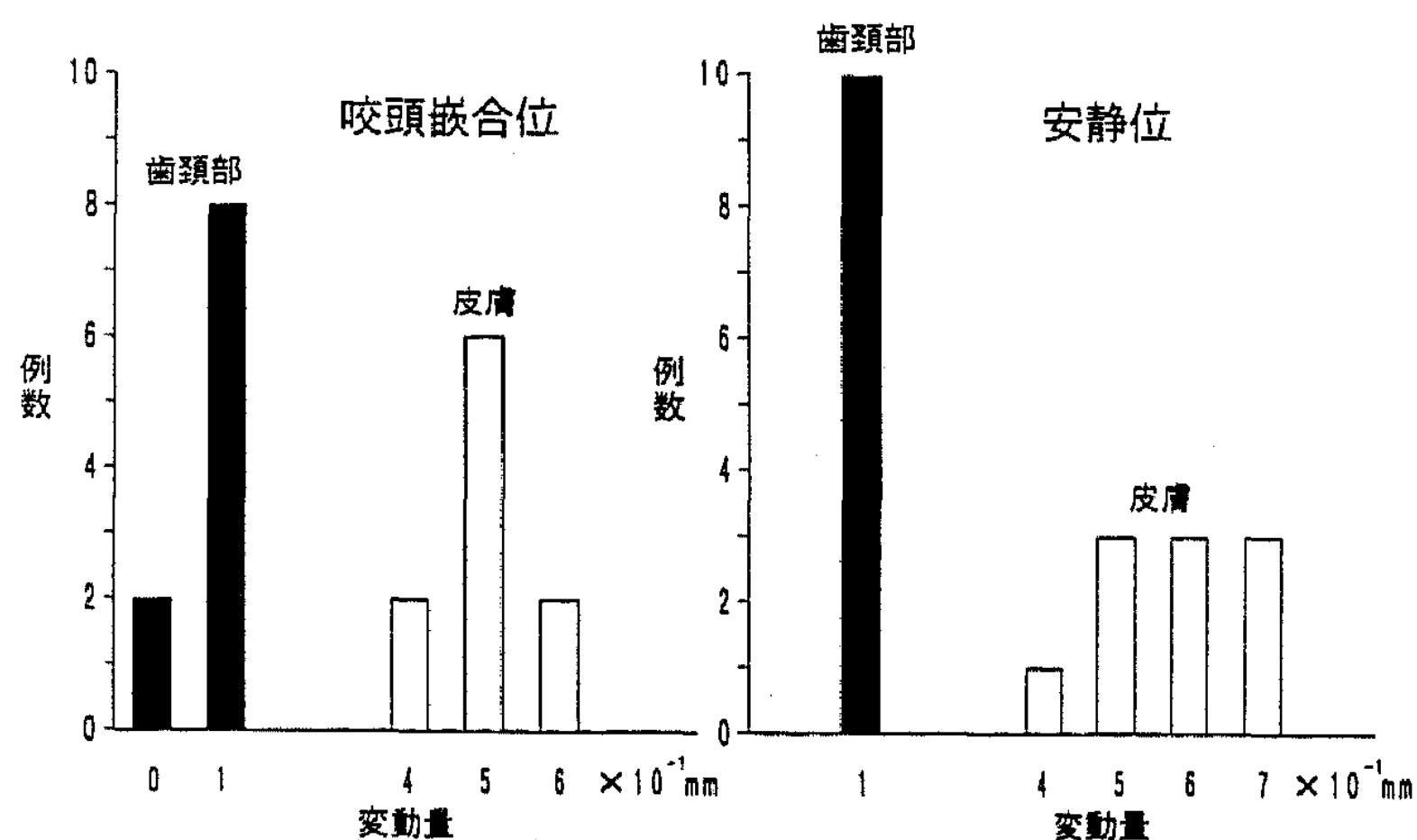


図10 磁石の設置点の違いによる出力変動量の差異
咬頭嵌合位と下顎安静位における、それぞれ10回の測定値の変動量を度数表示した。

また、下顎位を一定に保持した時に得られた測定値の変動量を、各下顎位ごとに計測して図10に示した。咬頭嵌合位、安静位をそれぞれ10回記録すると、磁石を下顎前歯歯頸部に設置した際の変動量は0.1mm以下である。一方、磁石を皮膚上に設置すると、変動量は0.4mmから0.7mmと増大した。すなわち、皮膚の動揺による影響を0.3mmから0.6mm受けていることが明らかとなり、開閉口などに伴う皮膚の動きの影響を出来るだけ排除できる場所に、磁石を設置することが大切であることが明らかとなった。

V. 考 察

本装置は可動部に固定した磁石の変化を磁気センサーで電氣的に記録することで、非接触状態で±10mm程度の下顎位の二次元測定が可能である。本研究では、実時間処理、臨床応用を目的とした本装置の有用性を検討した。

1. 装置の設計について

1) 実時間処理

下顎位に対応して画面表示部の輝点が即座に動くので、リサーチ波形を観察しながら被験者に視覚的に指示することも可能であり、下顎位の決定のための十分な

情報を持っているといえる。

2) 特徴および操作性

磁気センサーを利用した下顎位測定装置は、測定対象の位置を無接触で測定できる上に、磁石と磁気センサーの間に生体の軟組織や食物が介在していても測定可能であるという特徴を持っている^{4,5,11,12}。

センサーユニットの操作性については、現時点では両面テープによって顔面部の皮膚上に接着固定する方式を採用している。このユニットには磁石に対するセンサーの方向を最適にするために、上下、回転の3機能調節機構を兼ね備えており、操作時間も短時間できる。しかし、臨床における確実な使用を考えると、皮膚上の固定方法にさらなる改良が必要と考える。

2. 測定装置について

1) 磁気センサー

今回使用した磁気センサー³⁾は磁気抵抗効果を利用したもので、素子面内磁場成分の感度に比べて素子面に垂直な磁場成分の感度が2桁程度悪いという指向性をもっている。このことは、センサーの真横からの雑音磁場に強く、センサー感磁部長手方向の磁界により感度が高い特徴があり、地磁気に対して補正し易く、かつセンサー感磁部長手方向と対向する磁石長軸方向の磁界強度を検出し易い利点を持っている。その反面、素子面内磁場成分に対しての角度的成分の検出には(水平的変位も含まれる)、指向性が顕著に現れるので、磁石の設置位置での角度的方向および水平的方向には、十分な配慮が必要となる欠点もある。

現在市販されている磁気素子には、指向性が比較的弱いホール効果を利用したリニアタイプのホール・センサーもあるので、角度的および水平的変位による誤差を考慮した測定には有効に利用できる可能性があり、今後の課題としたい。

2) センサー出力の直線性の改善

今回は、回路的に高次多項式二乗項までに留めおいたが、三乗項まで考えればさらに精度はよくなり、広範囲にわたる直線化が期待される可能性がある。

3) 誤差

①回路的には、センサー駆動前置回路の設計が重要で、今回は推奨駆動電流よりも低い電流を使用し、熱起電力による温度ドリフトを極力抑えた。しかし、感度の面で不利であるため、今後パルス駆動¹³⁾による、オフセット電圧補償および熱起電力補償を兼ね備えた、安定な回路の導入を検討している。

②二次元座標軸内において、磁石の変位による虚軸成分方向の動きの影響がY軸成分(開口量)に与える誤差について考えてみる。

三次元移動台で磁石の位置を変位させ測定した結果、前頭面座標では、基準位置40mmの位置で、前後的に3

mmの変位で0.17mmの誤差, 前後に5mmの変位で0.28mmの誤差が, 開口量5mmの位置における前後に3mmの変位に対して0.12mmの誤差, 前後に5mmの変位で0.2mmの誤差が, それぞれY軸にベクトル成分誤差として加わる傾向にあった。これは, 磁石がセンサーから遠ざかることにより, 虚軸成分の出力が縮小されるためである。すなわち, 仮想咬合高径を基準位置にもってくることににより, 垂直方向の下顎位の検出は広範囲にわたり精度良く計測できることを示唆している。

③下顎安静位での誤差

下顎安静位での水平的下顎変位量は, 一般的には, 開口量は2mm~3mmで, 前後的には, 1mm~2mm程度と考えると, 安静位には0.1mm程度の誤差しか現れないので, 臨床に必要な精度で計測できる。

3. 臨床応用について

今回は, 磁石の設置部位の違いが検出される出力にどのような影響を与えているのかを検討するため, 咬頭嵌合位および下顎安静位における測定値の変動測定を重点的に行った。その結果, 臨床応用に必要な十分な精度の得られることが明らかとなった。

すなわち, 図9上段に示すように, 磁石の位置を下顎前歯の歯頸部粘膜上に設定すれば, 実用測定には十分な再現性の良い結果が得られた。このことは, 無歯顎症例における咬合高径の測定に際しても, 磁石を下顎咬合床の中に埋め込むことにより, 十分な精度を保った計測が可能となる。

下顎の位置の変位量についての実測は今回行わなかった。この点について精度の検定を行うことを次の課題としたい。

VI. ま と め

1. 非接触で, 下顎位の経時的な変化を簡便に二次元測定できる, 電氣的測定装置を開発した。
 2. 磁石を下顎前歯歯頸部粘膜に接着固定することにより, 咬頭嵌合位, 安静位における顎間関係を, 臨床に必要な精度で測定できることが明らかとなった。
- 稿を終えるにあたり, 本研究の遂行に種々のご援助を

賜った上越市田中産業株式会社に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 河野正司: 下顎運動と下顎位, 「日本の補綴」林都志夫ら(編), p.551-588, クインテッセンス出版社, 東京, 1981.
- 2) 日立希土類磁石: 日立金属㈱, HL-G156-a.
- 3) ソニー半導体データブック: SDME技術資料, 1~9, 99~102, ㈱ソニー半導体事業部, 東京, 1993.
- 4) Yamada, Y., Yoshida, N., Kobayashi, K., and Yamauchi, K.: An Application of Magnet and Magnetic Sensor: Measurement System for Tooth Movement, IEEE BME-37, 919~924, 1990.
- 5) 吉田教明ら: 矯正力作用時の大臼歯の動態に関する実験的解析, 磁気センサーを応用した変位測定システム, 下顎運動機能とEMG論文集, 第6集: 189~194, 1988.
- 6) アナログ・デバイセズデータブック: 4-127~158, 8-1~78, 東京, 1992/1993.
- 7) バー・ブラウンデータブック: 2-1~240, 4-127~142, 東京, 1993/1994.
- 8) トランジスタ技術, 1986年3月 p.449~456, 1995年2月 p.247, CQ出版社, 東京.
- 9) 藤本三治, 金井 兼: 電磁気学, 118~138森北出版, 東京, 1994.
- 10) トランジスタ技術: 1989年4月, p.428~436, CQ出版社, 東京.
- 11) 河野正司ら: オーラル・リハビリテーションの1例における下顎位の診断, 補綴誌, 13(2): 205-211, 1969.
- 12) 幸阪保雄ら: 磁気抵抗素子を応用した無接触変位計測装置の開発, 補綴誌, 29(1): 182~188, 1985.
- 13) トランジスタ技術: 1986年3月, p.49~456, 1989年4月, p.458~460, CQ出版社, 東京.