

磁気センサを応用した二次元下顎位測定装置の試作

歯学部歯科補綴学第一講座

平野 秀利

I. はじめに

天然歯列が大きく崩壊した無歯顎の症例に対して、咬合を再構築する補綴治療を行う際には、咬合の高さ、すなわち、咬合位の顎間垂直距離を、形態的、生理的に安定した下顎位に記録し、診断することが不可欠である。従来、顎間垂直距離の測定にはノギスを用いた目視による測定法が採られてきた。この咬合位の高さの診断基準の1つである下顎安静位については、生涯不変ではなく、経時的に記録する必要があるが、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(図1)。

そこで今回、磁気センサ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二次元下顎位測定装置を試作・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。



図1 ノギスによる顔の垂直距離の計測

II. 材料と方法

1. 下顎位測定装置の要件

装置の製作目的は、第1には、小型軽量な磁気センサを応用した、電気的下顎位測定装置を試作・開発することで、その測定対象は、下顎位の特に顎間垂直距離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見ることも可能とする。測定範囲は、形態的・生理的な咬合位からなる仮想咬合位から10mmの範囲の下顎位とした。第2には、本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、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、再現性があれば良いと考えた。

2. 測定装置の設計

下顎位を電気的に計測するため、永久磁石と磁気センサを組み合わせた。可動部である下顎には、日立金属社製希土類磁石H-23CVφ4mm×7.5mm、重さ0.8gを設置した。センサユニットは、頭部・上顎部に固定した。磁気センサとしてソニー磁気抵抗素子DM-232、5mm×5mm×2mmを2個使用し、磁石を頂点とする二等辺三角形の底辺にそれぞれの磁界軸が三角形の平面と一致するように設置した。さらに、別のセンサ1個をセンサユニットに設置し、1個は環境誤差要因のための、頭部動揺・地磁気補正を行った。センサユニット全体の重さは13gでジョイント部の機構は、上下、回転、角度調節が可能である。また、全ての金属類の材質は、磁石に磁化されない材質のものを使用した(図2)。

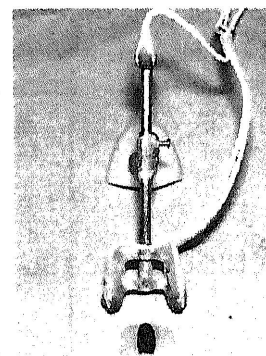


図2 センサユニットと磁石

2つのセンサは、前頭面で計測には磁石に対して左右に、矢状面ではセンサ部を90度回転させ、前後的に配置した。磁石およびセンサ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充分考慮して決定する必要がある。今回は、磁石をレジン板に接着してユーテリティワックスにより下顎オー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、磁石とセンサユニットの設置間隔は、磁石の磁力と臨床での操作性を考慮して40mmとした。図3はセンサユニット固定装置で、重さ50g操作性と保持力が改善されている。

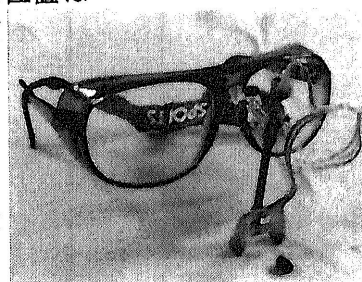


図3 改良型メガネタイプのセンサユニット

III. 装置の特性補正

1. 回路構成

センサユニットの回路構成を図4に示す。個々のセンサを前置増幅処理として定電流駆動方式による温度補償安定化増幅を行い、図中左側の頭部動揺・地磁気補正回路の減算器を経由して測定環境の影響を軽減し、図中央部の加算器と減算器を経て座標軸を構成する。その後、図中右側の増幅器と乗算器により、センサ信号のスケーリングとリニアライズ補正を行った。

2. 二次元座標の計測と補正法

二次元前頭面座標表示および頭部動揺・地磁気補正は以下の式によって行った。

座標表示および頭部動揺・地磁気補正式

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

S_H : 頭部動揺・地磁気検出補正用センサ出力 $S_R \cdot S_L$: 左右下顎位検出センサ出力

磁気センサ出力曲線の直線近似式

$$X \text{ 軸 } V_x = 0.003 + 3.267 E_x - 0.367 E_x^2 (V) \quad Y \text{ 軸 } V_y = -0.02 + 2.0 E_y - E_y^2 (V)$$

E_x : 較正器による補正前のX軸の出力 V_x : 補正後のX軸の出力

E_y : 較正器による補正前のY軸の出力 V_y : 補正後のY軸の出力

補正の原理は、減算器と加算器による回路の組合せで構成され、X軸は鼻部左右センサ出力 $S_R \cdot S_L$ から、前頭部に設置された頭部動揺・地磁気補正用センサ出力 S_H を差分補正し、かつ、鼻部左右センサ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、鼻部左右センサ出力から、補正用センサ出力を差分補正し、鼻部左右センサ出力の和をとり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. センサ温度特性の補償とドリフト

ドリフトに関わる係数は全抵抗温度係数であり、センサ駆動前置増幅回路を含めた温度系数は、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、定電流駆動温度補償回路により補正した結果、室温 $20^{\circ}\text{C} \sim 38^{\circ}\text{C}$ の範囲内で $+0.17\%/^{\circ}\text{C}$ 程度で抑えることができた。ドリフトを観察すると、図5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 相当の変動で収まる結果を得た。

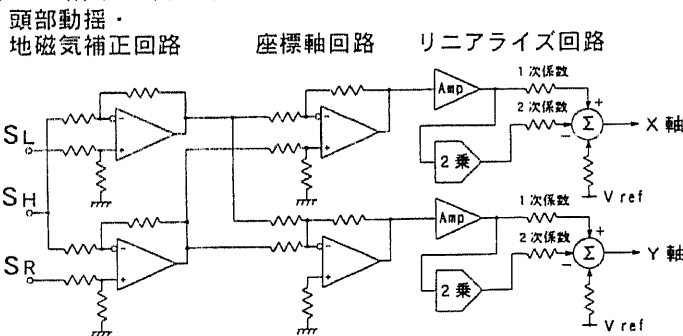


図4 回路構成図

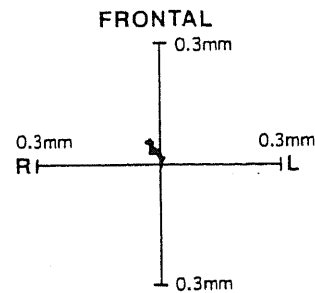


図5 ドリフトの影響

4. センサ出力の補正効果

三次元読み取り移動台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6に示す。両軸とも非直線性を呈しているのがわかる。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ため、それを検出するセンサ出力は、距離に対して非直線性を示す。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乗算器による高次多項式二乗項までの二乗回路による直線近似式で、磁石とセンサの間隔 40mm を基準とした相直行する2軸のみの補正とした。補正後のX軸とY軸の出力曲線を図7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 $\pm 2\%$ 程度の誤差となった。

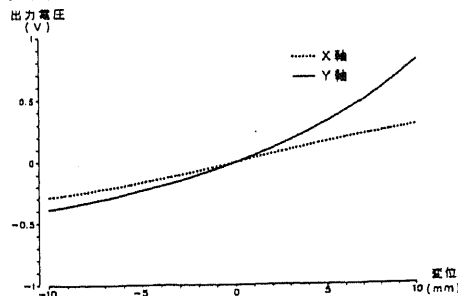


図6 補正前のX軸・Y軸の出力曲線

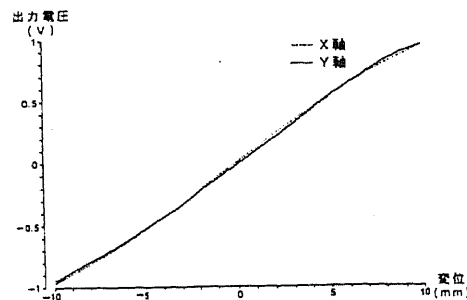


図7 補正後のX軸・Y軸の出力曲線

IV. 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

キャリブレーションの結果、図8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

三次元読み取り移動台にて、1mmの間隔で、X軸を±8mm、Y軸を±10mmの範囲で格子状に変位させたときのセンサ出力をX/Yレコード上にプロットしたもので、本装置の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

装置は磁力を測定しており、地磁気および測定環境内での磁界の影響を受けるため、外来磁界だけを検出するために別のセンサを設置し、誤差の補正を行った。補正後の誤差を図9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結果、頭部を各方向に45度、傾斜・回旋の極端な場合でも、0.08mm から0.2mmの誤差に収まった。しかし、実際の臨床測定では、このような動作はありえないので、補正は充分と考えられる。

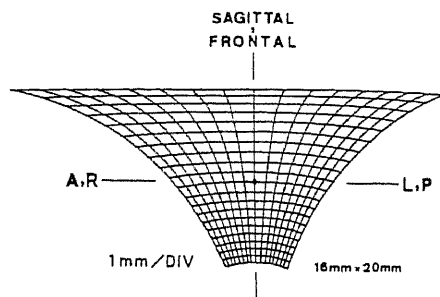


図8 基準座標格子の出力パターン

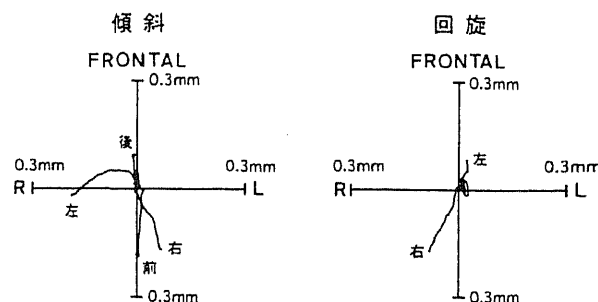


図9 頭部動揺・地磁気の影響

V. 臨床試行の結果

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、センサユニットの装着保持とリード線の確実な固定を施した(図10)。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11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た。

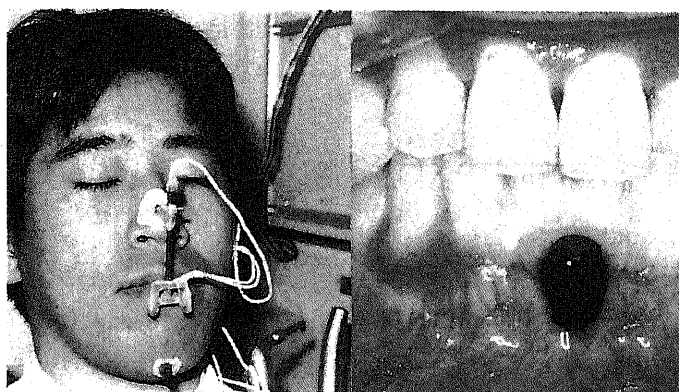


図10 臨床応用時のセンサユニットと磁石の設置状態

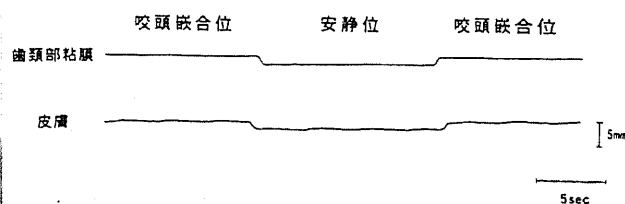


図11 磁石の設置点の違いによる出力変動の様子

VI. 考察と今後の課題

1. 装置の設計について

実時間処理においては、下顎位に対応して画面表示部の輝点が動くので、リサージュ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もっているといえる。

2. 測定装置について

今回使用した磁気センサ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、素子面磁場成分に対しての角度成分の検出には(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、指向性が比較的緩いホール効果を利用したリニアタイプのホール・センサもあるので、角度的、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る。

3. センサ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り、今後の課題としたい。

4. 誤差

回路的には、センサ駆動前置増幅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、磁石の効率を図った磁石の設計と、パルス駆動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。

5. 三次元座標表示装置への発展

下顎位検出センサを前後的に2個増設することにより、三次元座標表示が可能となり、前頭面座標、矢状面座標、水平面座標の下顎位がリアルタイムで表示される可能性がある（図12）。

VII. まとめ

- 1) 下顎位の経時的な変化を簡便に二次元測定表示できる、電氣的測定装置を試作・開発した。
- 2) 磁石を下顎前歯歯頸部粘膜、あるいは、下顎咬合床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。

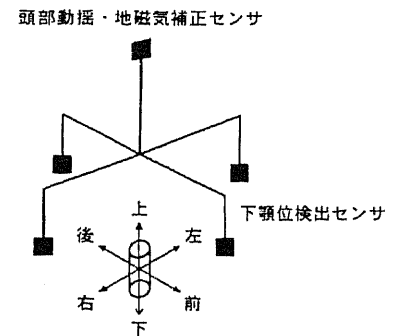


図12 三次元下顎位測定装置への発展