原 著 論 文

磁気位相空間を応用した 上顎 6 自由度下顎 6 自由度運動測定器の試作

郡 元治 坂東 永一

The Development of Six Degree of Freedom Bimaxillary Jaw Tracking Device using Two Magnetic Fields in Quadrature Phase

Motoharu Kori and Eiichi Bando

Abstract : The aim of this study was to develop a new compact six degrees of freedom jaw tracking device.

The results were as follows :

1. A new compact six degrees of freedom jaw tracking device using two magnetic fields in quadrature phase and sensor coils was developed.
2. The measurement accuracy of jaw movement and maxillary arch target point is about 700 μm .
3. This device is easier to handle than the digital type jaw movement analyzer (MM-JI), and able to obtain important information about jaw movement in six degrees of freedom.

Key words : jaw movement, six degrees of freedom, magnetic fields

I. 結 言

6 自由度顎運動データには多くの情報が含まれていることから、診療の現場で使用可能な 6 自由度顎運動測定器が開発されれば歯科診療の質は大いに向上するものと期待できる^{1,2)}。徳島大学歯学部附属病院では平成 4 年 8 月 1 日付で承認を受けた高度先進医療「顎関節症の補綴学的治療」の診断用機器としてデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI)^{3,4)} を使用している⁵⁾。

このデジタル方式顎運動測定器は、測定精度、データ収集能力、リアルタイムでのデータ処理能力等の性能面は優れているものの、上下顎の顔弓をメカニカルに連結した構造のため重量がやや重く取扱いにも注意が必要で、適用が困難な症例もある。

そこでこのような問題を解決して、顎運動測定を必要とするすべての患者に適用可能な測定器を開発することを目的に研究を開始し、検討を続けている。まず、トランスデューサとして磁気位相空間方式を考案して、上下顎の顔弓をメカニカルに連結しない操作の容易な測定器を試作⁶⁾し、その経験をもとに上下顎に顔弓を必要としない測定器^{7,8)}を試作した。研究の最終目標は診療中にも容易に使用できる顎運動測定器の開発であるが、測定方式としては上下顎の運動をそれ

徳島大学歯学部歯科補綴学第 2 講座 (主任: 坂東永一教授)
Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry,
The University of Tokushima (Chief: Prof. Eiichi Bando)
平成 4 年 11 月 16 日受付

ぞれ 6 自由度で測定することを考えている。

本研究では上顎 6 自由度, 下顎 6 自由度運動測定方式で目的を達成できるかどうかを見極めるため, 測定器の個々の構成要素は比較的容易に実現できる方式として, システム全体の試作と検討を行った。その結果非常に明るい見通しが得られたので報告する。

II. 研究方法

1. 測定原理

本測定器では, 上下顎をそれぞれ独立した剛体と仮定して座標系を設定し, それらの座標系の相対的位置関係を測定することにより顎運動を測定する間接測定法を採用した。測定の基準座標系は床に固定されており, 上下顎はそれぞれ独立した 6 自由度運動が可能である。

ここで基準座標系 $O-XYZ$ と上顎座標系 $O'-X'Y'Z'$ の関係を 4 行 4 列の座標変換行列で表すと,

$$X = T \cdot X' \dots\dots\dots \textcircled{1}$$

ただし,

$$T = \begin{pmatrix} l_1 & l_2 & l_3 & x_0 \\ m_1 & m_2 & m_3 & y_0 \\ n_1 & n_2 & n_3 & z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$X = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

$$X' = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix}$$

となる。(x', y', z') はある点 P の上顎座標系 $O'-X'Y'Z'$ での座標値を, (x, y, z) は同一点の基準座標系 $O-XYZ$ での座標値を, (x₀, y₀, z₀) は, 基準座標系 $O-XYZ$ における上顎座標系 $O'-X'Y'Z'$ の原点の座標値を表す。

ここで, 行列 T の成分である 3 行 3 列の回転行列

$$\begin{pmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{pmatrix}$$

の各列の成分 (l₁, m₁, n₁) (l₂, m₂, n₂) (l₃, m₃, n₃) はそれぞれ上顎座標系 $O'-X'Y'Z'$ の X' 軸, Y' 軸, Z' 軸の基準座標系 $O-XYZ$ に対する方向余弦を

図 1 測定原理

表す。

基準座標系と上顎座標系の各軸のベクトルが一致している状態を回転量が 0 であるとし, 上顎座標系 $O'-X'Y'Z'$ で各軸回りの回転量をそれぞれ θ_x , θ_y , θ_z で表して, この順番に回転したときの 3 行 3 列の回転行列 R は,

$$R = TX \cdot TY \cdot TZ$$

ただし,

$$TX = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C\theta_x & -S\theta_x \\ 0 & S\theta_x & C\theta_x \end{pmatrix}$$

$$TY = \begin{pmatrix} C\theta_y & 0 & S\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ C\theta_y & 0 & C\theta_y \end{pmatrix}$$

$$TZ = \begin{pmatrix} C\theta_z & -S\theta_z & 0 \\ S\theta_z & C\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

である。ここで S は Sin を C は Cos を表す (図 1)。

同様に, 基準座標系に対する下顎座標系の位置関係も 4 行 4 列の座標変換行列で表すことができ, 上下顎の相対的位置関係はこれらの座標変換行列の積によって表すことができる。

本測定器で上下顎運動を測定するトランスデューサとしては, 磁気位相空間⁽⁶⁻⁸⁾を応用した変位検出センサを用いた。この測定原理は, 軸を一致させて一定の位置関係に設置した 2 個のコイル (1 次コイル) にそれぞれ 90 度位相の異なる正弦波電流 (Sin 波と Cos 波) を流し, その間に置いたセンサコイル (2 次コイル) に電磁誘導される出力信号と基準波との位相差を検出することにより, 位置の変化量が位相の変化量として出力されるものである。また回転については, 位置の検出に用いた 2 個の 1 次コイルを 1 対とし, 測定する回転軸と 2 対の 1 次コイルの軸がそれぞれ直交す

図 2 磁気位相空間の測定原理

図 3 基準座標系

るように設置し、センサコイルはその軸が回転軸に直交するように設置する。2 対 (4 個) の 1 次コイルにそれぞれ 90 度位相の異なる正弦波電流を流し、センサの出力信号を基準波と比較することで回転量が位相の変化量として出力される (図 2)。

この測定原理を応用し、上下顎が自由に運動したときのそれぞれの平行移動量と回転量を検出する測定器を試作した。したがって本測定器では咀嚼中の頭蓋の動きと、動いている頭蓋に対する下顎の運動の計測等も可能である。

2. 測定器

試作した測定器は、1 次コイルとセンサコイルで構成する検出機構部と信号を処理する電子回路部よりなる。

1) 検出機構部

検出機構部は 6 個のコイルを組合せた 1 次コイルと、3 個のコイルを組合せたセンサコイル 2 個で構成する。1 次コイルは、直交座標系の各軸上の原点か

図 4 上下顎のセンサコイル

図 5 センサ座標系
座標系の原点はコイルの中心

ら ± 方向 300 mm の位置に直径約 85 mm の円形のを 6 個設置し、この 1 次コイルの位置関係により測定の基準座標系を設定する (図 3)。センサコイルは一辺約 10 mm のアクリル製立方体ブロックに 3 方向にエナメル線を巻いたもので (図 4)、これによってセンサ座標系を設定する (図 5)。したがって本測定器は、基準座標系における 2 個のセンサ座標系の位置を 6 自由度で検出することにより顎運動を測定するものである。

2) 電子回路部

電子回路部は基本正弦波発生器、基準矩形波発生器、ドライブコイルセレクト回路、コイルドライブ回路、センサ回路、位相検波回路、カウンタ回路、ラッチ・インターフェース回路により構成する (図 6)。

図 6 電子回路部

1. センサ回路, 位相検波回路, 分周回路, コイルセレクト回路
- 2.3. 基本正弦波発生器
4. 基準矩形波発生器
5. コイルドライブ回路
6. アップダウンカウンタ回路, ラッチ・インターフェース回路

チ・インターフェース回路により構成する (図 6)。電子回路部のブロックダイアグラムを図 7 に示す。本測定器では、アップダウンカウンタへ入力する高周波のクロック信号と、その信号に完全に同期した低周波の基本正弦波および同周波数の基準矩形波が必要である。これらの信号源としてシンセサイザ (エヌエフ回路設計ブロック社製, 1940 型) を使用した。 $2^{40} \times 10^{-4}$ Hz (約 110 MHz) のシンセサイザの内部クロックを導出, 分周して $2^9 \times 10^{-4}$ Hz (約 55 MHz) としてアップダウンカウンタへ入力し, 低周波信号は $2^{27} \times 10^{-4}$ Hz (約 13.4 kHz) のシンセサイザ出力を使用した。

各センサの 1 要素の測定には基本正弦波の 16 周期分 (約 1.2 msec) の時間を割り当て, 1 次コイルに 90 度位相の異なる正弦波電流を流し, センサコイルからの出力信号が安定するのを待って最後の 1 周期分のセンサ出力信号と基準波との位相差を, 16 bit アップダウンカウンタで測定する。このとき上下センサの同一要素は同時に測定する。この結果を 16 bit のパラレル信号でミニコンピュータに転送する。1 次コイルは位置の検出の時は 2 個, 角度の検出の時は 4 個同時にドライブし, それぞれに対応したセンサコイルからの信号を検波する。各チャンネルは $2^{23} \times 10^{-4}$ Hz (約 839 Hz) で時分割したので, 本測定器としての額位当たりの sampling rate は $2^{20} \times 10^{-4}$ Hz (約 105 Hz) である。

1 額位の転送データ量は額位毎に 16 bit のステータス信号を付加したので 26 byte である。

図 7 電子回路部ブロックダイアグラム

図 8 装着用シーネ

図 9 生体標点測定用プローブ
(下顎センサ装着時)

3) 装着治具

上下顎歯列へのセンサの固定は即時重合レジンとアクリル棒にて製作した装着用シーネにて行う。シーネの形状としては、左右の犬歯間の唇側面に適合し咬合および顎運動には障害にならないようにし、その正中部から前方へセンサ取り付け部分を設定する(図 8)。シーネの歯列への固定は接着剤(α -シアノアクリレート装着剤)を用い、センサと装着用シーネとの固定は、両面粘着テープにて行う。

4) 生体標点測定用プローブ

上顎センサ座標系に対する上顎歯列の 3 次元的位置関係を明らかにするために、生体標点測定用プローブを使用する。これは、正三角形形状(各辺 30 mm)に配置した 3 個の測定子とセンサ取り付け部とからなり、下顎センサをこのプローブに装着した状態で下顎センサに対する測定子先端の位置を 3 次元座標測定器にてあらかじめ測定しておいたものである(図 9)。上顎シーネにセンサを設置した後、下顎センサをこのプローブに取り付け、測定子先端部で上顎の 3 標点を触れたときのデータを記録し、そのデータから上顎センサに対する上顎標点の位置を決定する。

上顎歯列の標点としては、咬頭嵌合位で切歯点に相当する上顎上の点と左右第 1 大臼歯点を選定し、基準となる咬合平面座標系は、3 標点を含む平面を咬合平面とし、3 点の重心を原点、原点と切歯点を結ぶ直線

図 10 上下顎センサ校正範囲
……上顎センサ校正範囲
——下顎センサ校正範囲

を X 軸、原点を通る咬合平面の法線を Z 軸、両軸に垂直な直線を Y 軸とする⁹⁾。

3. 測定器の校正

本測定器では、3 個のコイルを組合せた 1 個のセンサで 6 要素のデータを収集可能であるが、磁気位相空間に歪みがあるために出力データは非線形であり、出力データをそのまま解析に使用することは不可能で、測定器の校正と出力データの補正が必要である。

校正範囲は下顎センサについては基準座標系の原点を中心とし各軸方向の 60 mm の範囲を、各方向に 4 等分する計 125 点について、回転についてはそれぞれの点においてセンサ座標系の X 軸回りに ± 12 度、Y 軸回りに -12 度 $\sim +36$ 度、Z 軸回りに ± 12 度の範囲をそれぞれ 4 等分する回転位置について行った。また上顎センサについては基準座標系の原点から Z 軸方向に 40 mm の点を中心に各軸方向に 60 mm の範囲の同じく 125 点について、センサ座標系の X 軸回りに ± 12 度、Y 軸回りに ± 24 度、Z 軸回りに ± 12 度の範囲をそれぞれ 4 等分する回転位置について行った(図 10)。センサは、中央精機社製 6 軸変位校正器⁹⁾の XYZ ステージと回転治具(図 11)を組合せて、平行移動および回転を行った。これにより上下顎センサについてそれぞれ合計 15,625 組の校正データを収集した。なお 6 軸変位校正器の金属による影響を避けるため測定器と校正器を離し、センサと回転治具は校正器のステージに連結したアクリル製アームの先端に固定した。6 軸変位校正器および回転治具の座標系は、1 次コイルで設定される基準座標系と原点で可及的に一致するようにした。自作した回転治具は、各軸回りに

図 11 校正用回転治具

6 度ごとに回転させて固定できるもので、指示精度は 3 次元座標測定器にて測定した結果、 ± 0.1 度であった。

4. データ処理

測定データから基準座標系における上下顎センサ座標系の 6 自由度の各成分を算出し、そのデータから上下顎の相対的運動さらには解析対象部位の運動を算出する。

1) 測定データの補正

1 個のセンサから出力される平行移動 3 要素と回転 3 要素に関するデータは、基準座標系の原点を離れるに従い変化量は非線形となる。また回転による位置データの変化、平行移動による回転データの変化が現れ、各要素が完全に独立したものではなくなる。このことから出力データの 6 要素の相互関係を考慮した補正を行う必要がある。6 要素に関する出力データを 6 自由度のデータとして取り扱うことができるように、校正データから次のような過程で補正を行った。

1 組の校正データには 6 個の校正值とそれぞれに対応する 6 個の測定器出力値が各要素について存在する。ここで、顎運動データ中の 1 顎位の 6 個の測定値と校正データの校正值とを比較し、各要素について測定器出力値に対し校正值が + 方向と - 方向で最も近い値を有する校正データを 64 組選択する。この 64 組の校正データから最小 2 乗法によって次に示す補正式の各項の係数を求め各要素の最適値を算出した。

補正式

$$Q = k_1 \cdot x \cdot y + k_2 \cdot x \cdot z + k_3 \cdot x \cdot \alpha + k_4 \cdot x \cdot \beta + k_5 \cdot x \cdot \gamma + k_6 \cdot y \cdot z + k_7 \cdot y \cdot \alpha + k_8 \cdot y \cdot \beta + k_9 \cdot y \cdot \gamma + k_{10} \cdot z \cdot \alpha + k_{11} \cdot z \cdot \beta + k_{12} \cdot z \cdot \gamma +$$

$$k_{13} \cdot \alpha \cdot \beta + k_{14} \cdot \alpha \cdot \gamma + k_{15} \cdot \beta \cdot \gamma + k_{16} \cdot x + k_{17} \cdot y + k_{18} \cdot z + k_{19} \cdot \alpha + k_{20} \cdot \beta + k_{21} \cdot \gamma + k_{22} \cdot 1 \dots\dots\dots ②$$

ただし、 $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$ はある顎位での測定器の各出力値を示し、 Q は各要素の最適値を示す。この方法により 1 顎位ごとに補正を行い上下顎の 6 自由度データを算出した。なお測定データが校正範囲を越えた場合には、その測定データに近い校正データを同じく 64 組選択し補正を行った。

2) 基準座標系における測定

測定の基準座標系は 1 次コイルの座標系であり、補正後のデータは基準座標系に対する各センサの絶対位置を表す。基準座標系に対する上顎センサ座標系の座標変換行列を T_U 、同じく下顎センサ座標系の座標変換行列を T_L とすると、これらは ① 式により求めることができる。ここで上顎センサ座標系に対する下顎センサ座標系の座標変換行列 T_M は、

$$T_M = T_U^{-1} \cdot T_L \dots\dots\dots ③$$

と表現できる。これは各顎位での上下顎の相対的位置関係を表している。

3) 上顎センサ座標系から咬合平面座標系への変換

上顎センサ座標系と咬合平面座標系との関係を 4 行 4 列の座標変換行列 B で表すと、 B は、

$$B = \begin{pmatrix} l_{B1} & l_{B2} & l_{B3} & X_{B0} \\ m_{B1} & m_{B2} & m_{B3} & Y_{B0} \\ n_{B1} & n_{B2} & n_{B3} & Z_{B0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots\dots\dots ④$$

ただし、原点移動量 (X_{B0}, Y_{B0}, Z_{B0}) は、咬合平面の切歯点 $P1 (x_1, y_1, z_1)$ 、左上顎第 1 大臼歯点 $P2 (x_2, y_2, z_2)$ ならびに右上顎第 1 大臼歯点 $P3 (x_3, y_3, z_3)$ を結んだ 3 角形の重心の上顎センサ座標系における座標値である。さらに (l_{B1}, m_{B1}, n_{B1})、(l_{B2}, m_{B2}, n_{B2})、(l_{B3}, m_{B3}, n_{B3}) はそれぞれ咬合平面座標系の X_B 軸、 Y_B 軸、 Z_B 軸の上顎センサ座標系に対する方向余弦を表す。

これより上顎センサ座標系から咬合平面座標系への座標変換行列 B の各成分が算出できる⁴⁾。

4) 咬合平面座標系における測定

咬合平面座標系を基準とした解析対象部位の顎運動測定を行うために、咬頭嵌合位で上下顎の咬合平面座標系を一致させる。この時の上顎咬合平面座標系が基準となるように座標変換を行う。咬合平面座標系における下顎運動は ③ 式の T_M と ④ 式の B を用いて

$$S_{U1} = B^{-1} \cdot T_{M1} \cdot T_1 \cdot B \cdot S_L$$

となる。ただし、 S_{U1} は上顎咬合平面座標系における解析対象点の位置ベクトル、 T_1 は咬頭嵌合位における上下顎座標系の座標変換行列、 S_L は下顎咬合平面座標系における解析対象点の位置ベクトルをそれぞれ示し、また、 i ($i=1, 2, 3, \dots, n$) は運動中の顎位を示す。

なお相補下顎運動³⁾は T_{M1} 、 T_1 の逆行列を用いて

$$S_{U1} = B^{-1} \cdot T_1^{-1} \cdot T_{M1}^{-1} \cdot B \cdot S_L$$

となる。

III. 結 果

1. 測定システム

本研究で試作した測定器センサ部とこの測定器による顎運動測定風景を図 12, 13 に示す。測定器はミニコンピュータに接続して、図 14 に示すシステム構成でデータ収集を行った。データ収集速度は本研究ではソフトウェアの入出力ルーチンに低速度のものを使用

したため毎秒約 52 顎位である。測定データは 12 チャンネルのカウント値をそのまま光磁気ディスクに保存し、測定終了後、ワークステーション (DEC 社製, VAX Station 4000) にデータを転送し、補正を行った後、解析対象点の運動軌跡をグラフィックターミナル (EVANS & SUTHERLAND 社製, PS 390) 上に表示した。

2. 補正および測定精度

測定した顎運動データは、先に示した設定で行った校正により得られた上下それぞれ 15,625 組の校正データを参考にし、1 顎位ごとに補正を行った。

測定精度については、測定器の校正とは別にデータを収集し精度検定を行った。平行移動、回転ともに原点付近ではほぼ線形の出力データの変化がみられ、出力データ 1 カウントに相当する変化量は表 1 に示すとおりである。また原点付近の点と校正を行った空間内の 64 点についてセンサを静止させて連続した 100 個のデータを収集した。その結果、表 2 に示すように原

図 12 上下顎センサ装着状況

図 13 顎運動測定装置

図 14 ブロックダイアグラム

点付近の点で収集した 100 個のデータのばらつきは、標準偏差 0.99、最大値と最小値の差は 5 であった。また校正範囲内の 64 点それぞれについて同様に 100 個のデータを収集し、標準偏差、最大値と最小値の差を求め、それぞれの最大値を校正範囲全体におけるデータのばらつきとした結果、標準偏差 2.89、最大値と最小値の差 12 であった。

さらにこの 64 点の各点にて収集した 100 個のデータの平均値をそれぞれの点の測定データとして補正し、実際の位置と補正により得られた位置との差を誤差として検討したところ表 3 に示す結果であった。こ

こで回転については回転治具の分解能が低いため、6 軸変位校正器の回転ステージにて X 軸回りについてのみ 0.5 度間隔で回転させたデータを収集した。

3. 被験者の顎運動

顎口腔系に異常の認められない 24 歳の男性 1 名を被験者とし本測定器で限界運動の測定を行った (図 13, 14)。顎頭部の解析対象点は運動論的顎頭点⁹⁾とした。運動論的顎頭点は補正後の顎運動データをグラフィックターミナル (EVANS & SUTHERLAND 社製, PS 390) 上に表示し、鈴木⁹⁾の方法に準じて求めた。

図 15 は咬合平面座標系に変換した後の、切歯点および左右運動論的顎頭点の限界運動軌跡を 3 平面に投影した結果である。また図 16 は同一被験者のデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) による測定結果である。各図には矢状面限界運動路、左右側方限界運動路、咬頭嵌合位から接触滑走で前方限界位まで運動

表 1 測定器の出力特性
原点付近の ± 15 mm, X 軸回りの ± 6 度における
1 カウント当たりの変化量

	平行移動量	回転量 (X 軸)
1 カウント当たりの 変化量	約 $38 \mu\text{m}$	約 0.02 度

表 2 カウンタ出力値のばらつき
(単位: カウント)

	原点	空間全体
標準偏差	0.99	2.89
最大値-最小値	5	12

表 3 補正後のセンサ位置の指示精度

	平行移動量	回転量 (X 軸回り)
平均	$115 \mu\text{m}$	0.047 度
標準偏差	$218 \mu\text{m}$	0.076 度
最大値-最小値	$460 \mu\text{m}$	0.123 度

図 15 顎運動軌跡 (磁気位相空間を応用した顎運動測定器)

し、そのまま前方限界路上を右側方限界位まで運動する運動路、同じく前方限界位から左側方限界位まで運動する運動路の 5 経路を示す。

また表 4 に両測定器で測定した顎運動データから求めた運動論的顎頭点の位置を咬合平面座標系での座標値として示す。

IV. 考 察

1. 研究方法について

1) 測定原理および測定器

下顎上の任意点の 3 次元的運動を測定する場合、顎頭部は周囲が骨および軟組織に覆われており直接測定することは困難であり、現在までの研究においても、顎骨や歯を剛体と仮定し下顎上にいくつかの代表点を

設定しその点の 3 次元的運動から間接的に解析対象点の運動を算出する方法が取られてきた^{3,6,10-30)}。本測定器においても、間接測定法により上下顎の 6 自由度運動を測定する方法を採用した。

また変位ならびに回転を検出する方法としては、直交する 3 対のコイルで磁気位相空間を形成し、この空間内で運動するセンサコイルで 6 自由度を時分割で測定する方式とした。このためセンサコイルは直交する 3 軸にコイルを巻いたものを用い、1 個のセンサで 6 要素の測定を可能とした。さらに位相の変化量の検出には、センサから出力される正弦波信号を矩形波に変換した後、基準矩形波との位相差をクロックパルスでカウントして移動量および回転量として出力する方法を採用した。

磁気を応用した運動の測定方法には、永久磁石など

表 4 磁気位相空間を応用した顎運動測定器およびデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) で求めた切歯点と左右運動論的顎頭点の咬合平面座標系における座標値

	磁気位相空間を応用した 顎運動測定器	デジタル方式顎運動 測定器 (MM-JI)
切歯点	(21.10, 0.00, 0.00)	(21.02, 0.00, 0.00)
左側運動論的顎頭点	(-71.07, 65.13, 29.94)	(-69.33, 59.74, 20.31)
右側運動論的顎頭点	(-77.77, -46.68, 25.20)	(-76.45, -56.33, 21.00)

(単位: mm)

図 16 顎運動軌跡 (デジタル方式顎運動測定器 MM-JI)

の直流磁場を利用したものとコイルに正弦波電流を流して作った交流磁場を利用したものがある。永久磁石を利用した顎運動測定器は操作が容易であり臨床でもよく用いられている。これは下顎切歯点部に固定した永久磁石の3次元的位置を検出するもので、回転により出力値が変化し、また情報量が少ないために完全な補正は不可能であり、定量的測定では回転量が少ない咀嚼運動や滑走運動の測定に限られる。交流磁場を利用した測定は、眼球運動³¹⁻³³⁾や3次元ディジタル³⁴⁾、顎運動^{35,36)}、舌運動³⁶⁾に応用されているが、6自由度の顎運動測定に応用⁶⁻⁹⁾されているものは少ない。交流磁場を利用した測定では、2次コイルに電磁誘導される信号の振幅値によって距離や回転量を検出する方法³¹⁻³⁶⁾が多い。センサ出力信号の振幅の最大値付近は外来ノイズの影響が大きく、また誘導起電力の大きさは1次コイルからの距離と1次コイルに対する角度により変化するため、出力値の変化が平行移動によるものか回転によるものかをみきわめる必要がある。

本測定器では、センサ出力信号の位相変化を正弦波の0クロス点で検出しており、この部分では外来ノイズによる影響が最小となり、安定したセンサ出力が得られるならば、クロック周波数を上げることで測定分解能の向上が期待できる。また1個のセンサにつき6要素を測定し、平行移動量と回転量を検出した。

非接触で6自由度の顎運動を測定する方法として、下顎あるいは上下顎に標点となる微小電球やLEDを取り付け、写真法によって測定する方法^{16,17)}、PSDカメラやCCDカメラによって標点の2次元座標として出力する方法^{20,21,23,24,28,29)}、また永久磁石を応用した方法²²⁾、超音波ディジタルを利用した方法³⁰⁾がある。これらは1個の標点について3次元的位置の情報しか得ることができず、6自由度の測定には標点が最低3個必要となり必然的に形態が大きくなる。本測定器では被験者に装着するセンサ部分は一辺約16mmの立方体で上下顎とも約8gと軽量であり、シーネを含めて片顎で約12gであり上下顎にかかる負荷が少なく、頭部固定の必要がないのでより生理的条件下で測定が可能である。

本測定器における6自由度の各要素は時分割で連続的に測定されるため、1個のセンサでの6要素は厳密に言えば同一時間のものではないが、6要素の測定に要する時間は約7.2msecと短時間であるため、通常顎運動の測定に関しては同一時間のデータとして解

析をしても差し支えないと思われる。またこの時間はコイルドライブおよびセンサ出力が安定する時間を考慮し、1要素の測定につきコイルドライブ信号の16周期分を割り当てているが、位相変化量を測定しているのは最後の1周期のみである。コイルドライブ信号およびセンサ出力信号はコイルドライブを開始して1周期(74.5 μ sec)後には安定しており、6要素の測定に要する時間は1/8程度に短縮可能である。

本測定器の測定精度にはアナログ回路の精度が大きく影響しており、1次コイルのドライブ信号とセンサ出力信号の精度に左右される。したがってアナログ回路の改良により精度の向上が期待できる。また測定中にはセンサコイルに微小ながら電流が流れるため2つのセンサが近接したときには、互いに影響を及ぼし合う。1個のセンサを固定し他のセンサを近づけたところ、約1.5cmほど近づいたところから固定した側のセンサ出力に変化が現れた。したがって顎運動測定時には上下顎センサが最も近づく咬頭嵌合位で約2cm離れるように固定した。また同一センサ内の3個のコイルについても互いに影響を及ぼし合うが、1要素の測定には1つのコイルのみ使用するので、測定に使用しないコイルはアナログスイッチにてセンサ回路から切り離れた。

2) 測定器の校正

磁気位相空間の特性⁹⁾からすると、基準座標系の原点付近の小範囲における平行移動による出力変化はほぼ線形であり、また回転による出力変化も原点においては線形である。しかし原点から離れるに従い非線形性が増加し、また6要素のデータを独立したものとして取り扱うことができなくなる。

センサ出力信号の位相変化は、原理的には1次コイルとセンサコイルの6自由度的位置関係によって決定される。したがって、測定空間内の各6要素をいくつかに分割し、校正器により決定される6要素のデータとその時の測定器から出力されるデータを1組とし、校正器により各要素を変化させたときのデータを収集した。これにより上下顎センサそれぞれについて15,625組の校正データを得た。

校正には6軸変位校正器と回転治具を使用した。6軸変位校正器は3次元の直交座標系を有し、各軸回りの回転が可能であるが、装置が金属であるためこれに直接センサを取り付けて校正を行うことは不可能である。したがって本測定器の校正では6軸変位校正器の平行移動ステージのみを使用し、センサを回転させる

機構としては、センサに設定された座標系の各軸回りに高精度に回転させる機構が必要であり、現在では非金属でこのような機構を有するものは入手困難であるため、回転治具を自作して代用した。高精度の校正を行うことは今後の課題である。

3) データの処理

測定は、上下顎それぞれ 6 チャンネルとステータス信号 1 チャンネルの 13 チャンネルの信号を 1 顎位のデータとして常時取り込み、リモートスイッチで発生するマーク信号を調べ、信号の有無によりデータ収集を行った。データは、オンラインでミニコンピュータに取り込み、12 チャンネルのカウント値をそのまま光磁気ディスクに記録した。測定終了後、全データを各顎位ごとに補正プログラムにより補正し解析用データとした。

解析は、光磁気ディスクの解析用データを再生し、咬合平面座標系における座標変換行列に変換した後に解析対象点の運動を算出した。

2. 結果について

1) 補正および測定精度

測定データの補正方法は、校正データを参考に最小 2 乗法により 6 自由度の各要素の最適値を算出する方法とした。最適値を算出する式は②式であり、選択した 64 組の校正データから各要素について最適な係数を求め、測定データから 6 自由度の各要素を算出した。補正式の違いにより精度が異なるが、今回採用した方法は同一の補正式で求めた。この方法では、校正間隔をより小さくすることにより補正精度を向上させることができるが、逆に校正データが膨大な量となり、非能率的であり、また校正器の回転部分の分解能が低いため各要素につき 5 段階の校正とした。

表 3 に測定器のセンサ部における総合的指示精度を示した。この表に示す X 軸回りの回転量の校正は 6 度ごとであり、12 度ごとに校正を行った Y 軸回りの回転量の誤差はこれよりも大きいものと思われる。したがって上下顎の 6 自由度運動データからセンサより約 150 mm 離れた顎頭部の運動を推定した場合の精度は 700 μm 程度であると考えられるが、現段階の精度としてはほぼ満足のいくものである。高精度の補正方法を開発することによりさらに精度を向上させることが期待できるが、これは今後の課題である。

一般に 6 自由度測定において解析対象点の運動を推定する場合、センサからの距離が大きいほど測定誤差

が大きくなる。今回試作した測定ではセンサを上下顎切歯点の前方部に設置しているため、測定データから顎頭部の運動を推定する場合誤差は大きくなる。この点では、測定器の原点が左右の顎頭間のほぼ中点にあるデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) の方が有利である。本測定器においてもセンサを小型化し口腔内に設置することにより顎頭部での測定精度を向上させることができると考える。

2) 測定システム

被験者の顎運動を測定する場合、操作が容易で、被験者に対する負荷が少なくより生理的状态であることが望ましい。本測定システムでは、被験者へ装着する装置は上下顎のセンサのみであり、頭部固定も必要としないのでより生理的状态での測定が可能である。

一般臨床で使用する顎運動測定器としては、リアルタイムで測定データの確認ができることが望ましいが、本システムでは現在のところデータの補正に時間を要するため、測定直後に確認することはできない。しかし補正方法の改良や計算機の演算速度の向上により、将来はこれも可能になるとと思われる。

3) 被験者の顎運動

図 15, 16 に示す本測定器およびデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) により測定した結果は、同時には測定していないので必ずしも同じ運動ではないが切歯点、左右運動論的顎頭点の運動軌跡は非常に類似しており、6 自由度顎運動測定器としての条件はほぼ満足しているといえる。また両測定器により求めた切歯点、左右運動論的顎頭点は咬合平面座標系で表 4 に示す位置にあった。この結果の違いの原因としては、2 つの測定器が基準とする咬合平面のずれや運動論的顎頭点検索時のオペレータによる個人差が考えられ、これらを考慮するとほぼ同一結果といえる。

今後測定器の各構成要素の性能向上を図るとともに、システムとしての改良を行うことで診療中に使用可能な 6 自由度顎運動測定器を開発できると考える。

V. 結 論

1. 磁気位相空間を応用し、上顎 6 自由度、下顎 6 自由度運動が測定可能な顎運動測定器を開発した。

2. 本測定器の総合的な測定精度は 700 μm であった。

3. デジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) と比較して、より簡便な方法で解析に必要な情報量を有す

る顎運動測定が可能となった。

4. 本測定器の改良により診療中に使用可能な 6 自由度顎運動測定器を開発できる見通しが得られた。

本論文の要旨の一部は第 1 回日本磁気歯科学会学術大会 (平成 3 年 12 月 6 日, 東京), 第 2 回日本磁気歯科学会学術大会 (平成 4 年 12 月 12 日, 小倉) において発表した。

本研究の一部は文部省科学研究費補助金 (一般研究 A, 課題番号 63440076), (一般研究 B, 課題番号 04454487) に依った。

文 献

- 坂東永一: 成人前期における咬合の管理からみた顎運動要素の補綴学的意義, 関根 弘編, 咬合の育成と維持, 151~169, クインテッセンス出版, 東京, 1991.
- 坂東永一: 咬合破綻の予防と回復における下顎運動測定の必要性, 三谷春保, 関根 弘, 三谷英夫編, 咬合の生涯維持, 77~87, クインテッセンス出版, 東京, 1992.
- 坂東永一, 藤村哲也, 鈴木 温ほか: デジタル方式による下顎運動測定, 顎機能, 2: 137~143, 1984.
- 藤村哲也, 坂東永一: デジタル方式顎運動測定器の開発, 補綴誌, 35: 830~843, 1991.
- 中野雅徳, 竹内久裕, 大井啓司ほか: 顎機能異常 (顎関節症) 症例に対する 6 自由度顎運動測定による診断と移行的治療, 四国歯会誌, 4: 87~100, 1991.
- 坂東永一: 情報量が多く操作の容易な下顎運動測定器の開発, 昭和 60 年度科学研究費補助金 (一般 B) 研究成果報告書, 1~226, 1985.
- 坂東永一: 口腔内 6 自由度顎運動測定器を主とした顎機能診断システムの開発, 平成 3 年度科学研究費補助金 (一般 A) 研究成果報告書, 1~85, 1992.
- 郡 元治, 坂東永一, 藤村哲也: 磁気位相空間を応用した顎運動測定器の開発—第 2 報—口腔内 6 自由度顎運動測定器, 日磁歯誌, 1: 103, 1992.
- 鈴木 温: デジタル方式下顎運動測定器による下顎限界運動の 6 自由度解析, 補綴誌, 31: 712~725, 1987.
- Beck, H.O. and Morrison, W.E.: A method for reproduction of movements of the mandible, J Prost Dent, 12: 873~883, 1962.
- Gibbs, C.H., Messerman, T. and Reswick, J.B.: The case gnathic replicator for the investigation of mandibular movements, Engineering Design Center Report, EDC-4-66-14, Case Western Reserve University, Cleveland, OH, 1966.
- Knap, F.J.: Study of mandibular motion in six degrees of freedom, J Dent Res, 49: 289~292, 1970.
- 真柳昭紘: 側方滑走運動における顎頭運動に関する研究, 補綴誌, 14: 158~182, 1970.
- 野村孝太郎: 側方咬合位における咬合器の再現性と運動様式に関する研究, 補綴誌, 15: 239~266, 1971.
- Goodson, J.M. and Johansen, E.: Analysis of human mandibular movement, Monographs in Oral Science Vol. 5: 1~80, 1975.
- 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.
- 栗山 実: 歯牙指導要素が平衡側顎路におよぼす影響について, 補綴誌, 23: 126~147, 1979.
- 藤田忠寛: 下顎運動の情報処理に関する研究—運動の検出機構を中心として—, 神奈川歯学, 14: 155~176, 1979.
- Körber, E. und Luckenbach, A.: Dreidimensionale Darstellung der bewegung einzelner punkte eines kiefermodelles im articulator, Dtsch Zahnärztl Z, 36: 462~466, 1981.
- 塩沢恭朗, 林 豊彦, 野村修一ほか: 下顎任意点の運動解析, 第一報, 測定システム, 補綴誌, 25: 499~507, 1981.
- 林 豊彦, 多和田孝雄, 山崎石治ほか: 歯牙接触滑走運動の 3 次元測定システム, 補綴誌, 25: 641~648, 1981.
- Lewin, A.: Device for measurement of the location, the position and/or the change of location or of position of a rigid body in space, U.S. Patent 4303077, 1981.
- 保母須弥也, 望月貞成: 自動電子計測システムによるヒトの下顎運動の研究, 第一報, 測定システムの開発, 補綴誌, 26: 619~634, 1982.
- 伊藤博夫, 豊永優文, 斉藤武士ほか: 非接触型 3 次元変位計測システムについて (講演抄録), 補綴誌, 27: 396~397, 1983.
- 菊田大士: 下顎運動計測システムの開発とその応用, 神奈川歯学, 18: 433~448, 1984.
- Mesqui, F., Kaeser, F. and Fischer, P.: Real-time non-invasive recording and three-dimensional display of the functional movements of arbitrary mandible point, SPIE Vol. 602 Biostereometrics'85, 77~84, 1985.
- 柴田孝典, 林 尚徳, 坂井孝朗ほか: 顎運動解析再現装置による下顎頭運動路の記録, 第 7 回 顎関節研究会誌, 39, 1987.
- 山崎要一: セルスボットを応用した下顎多点運動解析システムの開発と乳歯列期小児の側方滑走運動に関する研究, 小児歯科学雑誌, 27: 395~414, 1989.
- 栗山 実, 真柳昭紘, 長谷川成男: セルスボット計測システムを応用した下顎運動測定法 (講演抄録), 補綴誌, 34: 84 回特別号: 193, 1990.
- Pröbster, L. und Benzing, U.: Vergleich der computer-unterstützten Registrier-systeme MT 1602 und compug-nath, Dtsch Zahnärztl Z, 45: 54~58, 1990.
- Robinson, D.A.: A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field, IEEE

- Trans Biomed Eng, 10 : 137~145, 1963.
- 32) Raulen, J.P.H. and Bakker, L. : The measurement of eye movement using double magnetic induction, IEEE Trans Biomed Eng, 29 : 740~744, 1982.
- 33) Zeevi, Y.Y. and Ish-Shalom, J. : Measurement of eye movement with a ferromagnetic contact ring, IEEE Trans Biomed Eng, 29 : 511~522, 1982.
- 34) 菊池 望 : 3次元ディジタイザの特性と応用, 映像情報, 11 : 21~37, 1984.
- 35) 中沢勝宏 : 顎関節症における下顎運動の分析, 歯科学報, 74 : 277~311, 1974.
- 36) Perkell, J.S. and Cohen, M.H. : An alternating magnetic field system for tracking multiple speech articulatory movements in the midsagittal plane, Technical Report 512, 1~52, Massachusetts Institute of Technology Research Laboratory of Electronics, Cambridge, Massachusetts, 1986.