原著論文

デジタル方式顎運動測定器の開発

藤村 哲也 坂東 永一

The Development of a Digital Type Jaw Movement Analyzer

Tetsuya Fujimura and Eiichi Bando

Abstract : The purpose of this research is to develop a digital type jaw movement analyzer for studying human mandibular movement. This type of instrument has wide application in both research and clinical sciences.

The instrument with attached type sensor is fixed to the maxillary and mandibular arches allowing measurement of jaw movements with six degrees of freedom.

A description of the features of the newly developed instrument is as follows :

1. The measurement accuracy of jaw movement and maxillary arch target point is less than 170 μ m.
2. The jaw movement analyzer can collect data of mandibular position at a maximum of 6,500 positions per second. Data processing is performed by online real time system in which a monitor displays jaw movement tracks.
3. The measuring instrument weighs 660 g. The maxillary arch weighs 533 g and the mandibular arch 127 g. This instruments allows all normal jaw function and therefore disturbances to stomatognathic system is minimal.

Key words : jaw movement, six degrees of freedom, analyzer

I. 緒 言

顎運動は、顎口腔系の機能を知る上で重要な情報であるため、古くよりさまざまな顎運動測定器が考案されてきている^{1,2)}。

しかし、顎運動は、上顎と下顎の間で営まれる6自由度の運動であり、しかも、測定対象が皮膚におおわれ直接測定しにくいこともあって、完全な測定は容易でな

い。このため、多くの努力^{1~15)}にもかかわらず、研究あるいは臨床に必要な条件をすべて満たすような測定器は、完成されていない。

デジタル方式顎運動測定器(MM-JI)は、著者らの一連の研究^{7,11,14)}の中で、解析可能なデータの実時間収集を可能にした最初の測定器であり、上下顎をそれぞれ個別の剛体とみなした条件下で、上下顎の相対的な位置が測定できる。

顎運動測定器MM-JIの1号器についてはすでに報告した¹¹⁾。しかし、1号器の製作時には、顎運動測定器の設計に必要な情報がすべてそろっていたわけではなく、推定で設計ならびに製作を進めなければならない部分もあった。1号器完成後、その使用経験ならびに得られた

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3年4月8日受付

顎運動データを基に、2号器および3号器を製作した。

本論文では、改良したディジタル方式顎運動測定器のハードウェアおよび測定システムについて工学的な観点から報告する。

II. 研究方法

1. 測定原理

顎骨や歯は比較的剛性が高く、マクロな観点から運動を論じる時には、それらは剛体として近似できる¹⁶⁾。

本測定器では、右手系の直交座標系を採用して測定ならびに解析を進めることとし、上顎には座標系 $\{O; e_x, e_y, e_z\}$ を、下顎には座標系 $\{O'; e'_x, e'_y, e'_z\}$ を設定する。

顎運動検出機構部は、上顎座標系 $\{O; e_x, e_y, e_z\}$ に対する下顎座標系 $\{O'; e'_x, e'_y, e'_z\}$ 上の線分 $U_R U_L$ の空間的位置と、この線分のまわりの回転量 θ_y を測定する構造とした(図1)。

具体的には、点Pの2つの直交座標系 $\{O; e_x, e_y, e_z\}$, $\{O'; e'_x, e'_y, e'_z\}$ に対する座標がそれぞれ (x, y, z) , (x', y', z') である場合、一般に、

$$X = TX' + X_0 \quad \dots\dots\dots (1)$$

ただし、

$$T = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$X' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix}, \quad X_0 = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}$$

が成立する。T は座標の変換行列を示し、右手系では行列式 $|T|=1$ である。X₀ は原点 O から O' へ移る列ベクトルを示す。

また、右手系の直交座標系 $\{O; e_x, e_y, e_z\}$ から右手

図1 測定原理

系の直交座標系 $\{O'; e'_x, e'_y, e'_z\}$ への座標変換は、まず座標系の平行移動 $\{O; e_x, e_y, e_z\} \rightarrow \{O'; e_x, e_y, e_z\}$ を行い、次に原点のまわりの回転 $\{O'; e_x, e_y, e_z\} \rightarrow \{O'; e'_x, e'_y, e'_z\}$ を行って得ることができる。

平行移動における座標変換 $(x, y, z) \rightarrow (\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ の式は、

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ \bar{z} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad \dots\dots\dots (2)$$

であり、回転における座標変換 $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}) \rightarrow (x', y', z')$ の式は、

$$\begin{bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ \bar{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} \quad \dots\dots\dots (3)$$

である。

ここで、基本ベクトル e'_y を線分 $U_R U_L$ 上にとると l_2, m_2, n_2 は、 e'_y の e_x, e_y, e_z 上への正射影の長さ、すなわち e'_y の $\{e_x, e_y, e_z\}$ に関する成分である(図2)。

これらの成分は、

$$\left. \begin{aligned} l_2 &= -\cos \theta_x \sin \theta_z \\ m_2 &= \cos \theta_x \cos \theta_z \\ n_2 &= \sin \theta_x \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots (4)$$

と求めることができる。また、線分 $U_R U_L$ まわりの回転量 θ_y を計測すると、残りの e'_x の $\{e_x, e_y, e_z\}$ に関する成分は、

$$\left. \begin{aligned} l_1 &= -\sin \theta_x \sin \theta_y \sin \theta_z + \cos \theta_y \cos \theta_z \\ m_1 &= \sin \theta_x \sin \theta_y \cos \theta_z + \cos \theta_y \sin \theta_z \\ n_1 &= -\cos \theta_x \sin \theta_y \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots (5)$$

と求められ、さらに、 e'_z の $\{e_x, e_y, e_z\}$ に関する成分は、

図2 座標変換

$$\left. \begin{aligned} l_3 &= \sin \theta_x \cos \theta_y \sin \theta_z + \sin \theta_y \cos \theta_z \\ m_3 &= -\sin \theta_x \cos \theta_y \cos \theta_z + \sin \theta_y \sin \theta_z \\ n_3 &= \cos \theta_x \cos \theta_y \end{aligned} \right\} \cdots (6)$$

と求めることができる。

2. 測定器

測定器を製作するにあたっては、表 1 に示す仕様を前提として設計した。測定器は、センサ内蔵型顔弓の検出機構部と、その情報を処理する電子回路部から成る。

1) 検出機構部 (図 3)

検出機構部の設計基準点は、フック形自在軸継手の回転中心点 U_R, U_L であり、この位置をヒトのどの部位に設定するかによってセンサの可動範囲が決まり、これに伴い外形形状ならびに寸法が決まる。

基準点 U_R, U_L のヒトに対する設定位置は、1 号器で得られた顎運動情報より、測定時の振動、歯列への負荷のかかり具合、重心位置のバランスを考慮し、各センサ

表 1 デジタル方式顎運動測定器の設計仕様

運動測定範囲	顎運動の全運動野
精度	指示精度: 100 μm (但し、測定器の原点)
機構部の構造	センサ内蔵型顔弓
機構部の取付け	上下顎歯列ヘシーネで固定
歯列との対応	生体標点測定用プローブ
測定	COMPUTER MODE, LOCAL MODE
操作	リモートスイッチ

の可動範囲の調和がとれた左右頬骨突起の下 15 mm 付近を選んだ。また、基準点 U_R, U_L 間の距離は、徳島大学歯学部職員ならびに学生 64 名の被験者を対象とした左右頬骨部の顔幅測定結果¹⁴⁾より 250 mm に決めた。

上下顎の顔弓は、リンク機構でメカニカルに連結し、連結部位の相対的な変位を検出する機構とした。まず、上顎顔弓に前後方向 (X 軸) の直線運動ベアリングを組み込み、その可動部にさらに左右方向 (Y 軸) の直線運動ベアリングを組み込んだスライド機構を構成し、それぞれのスライダがガイドするように直線運動検出用マグネスケール (ソニーマグネスケール社 MSD-701, 705) X_R, Y_R および X_L, Y_L を配置した。さらに、Y 軸ベアリングの遠心端と、下顎顔弓を連結するフック形自在軸継手 U_R, U_L の間にリンク機構を構成し、それぞれ回転用ベアリングを設け、回転検出用マグネスケール (ソニーマグネスケール社 MSD-701) α_R, β_R および α_L, β_L を配置した。

このように、検出機構部は、4 個の直線センサと 4 個の回転センサを、それぞれ左右対称に配置し、8 個のセンサ情報から顎運動を測定する。

2) 電子回路部

電子回路部の設計は、測定器をコンピュータと接続し、オンライン・リアルタイムの測定システムとして利用するコンピュータ・モードと、測定器単体でパネルスイッチの操作より簡単な測定が可能なローカル・モード

X_R, X_L : X 軸マグネスケール
 Y_R, Y_L : Y 軸マグネスケール
 α_R, α_L : 回転量検出用
 マグネスケール
 β_R, β_L : 回転量検出用
 マグネスケール
 U_R, U_L : フック形自在軸継手
 (基準点: 回転中心点)
 R: 右側, L: 左側

図 3 検出機構部

図 4 電子回路部

の2種類の利用方法を想定した。また、コンピュータ・モードでのデータ転送は、8チャンネルのセンサ情報に測定器のステータス情報を加えて、1顎位を9チャンネル(16 bit/channel)の情報で表現するデータ形式を採用した。

製作した電子回路部のブロックダイアグラムを図4に示す。電子回路部は、大きく分けるとセンサ信号の処理回路、測定器の制御回路およびコンピュータとのインターフェース回路から成る。処理回路は、検出機構部から送られてくる8個のセンサ信号を、それぞれのマグネスケールデテクタでアップダウンパルスに変換し、随時16 bit アップダウンカウンタでカウントする。また、各マグネスケールデテクタは、センサの最大応答速度(1 μm/pulse 時 15 m/min, 5 μm/pulse 時 75 m/min)を監視し、規定の応答速度を超えた場合は、警報信号を出力する。制御回路は、警報信号、各スイッチの操作状態およびカウンタ値を管理するとともに、これらの状態を測定器のステータス情報としてパネル上に表示する。インターフェース回路は、コンピュータと測定器の間に2本の16 bit パラレルインターフェースで接続し、制御信号の受信やデータ転送を行う。なお、電子回路部の入出力部は、絶縁トランスならびにホトカプラを用いることで他の機器との絶縁を図り、測定信頼性と機器の安全性を高めた。

3) 原点治具

測定器は、マグネスケールを用いた増分値方式の測定

図 5 測定器と原点治具
矢印は原点治具を示す

方法を採用しており、スケールには絶対原点が存在しない。そこで、上下顎顔弓座標系の設定には基準となる原点治具が必要となる(図5)。

原点治具の備えるべき条件は、簡単な操作で三次元的に再現性の高い基準位が設定できることである。製作した原点治具は、四隅にV字型ガイド溝を設け、このガイド溝に上下顎顔弓にある4カ所の固定部をそれぞれ密着させてネジ固定する方法を用いた。

座標系の設定方法は、上下顎顔弓を原点治具に固定し、基準位で保持した状態で、クリアスイッチを押して各カウンタの値を0にする。このようにして設定した上下顎顔弓座標系は、左右のフック形自在軸継手間の中点

図6 シーネと装着治具

が原点で、原点を通り左右X軸マグネスケールに平行な直線をX軸(前方を+)、また、左右継手を結ぶ直線をY軸(左側を+)、さらに、原点を通り両軸に垂直な直線をZ軸(上方を+)とした右手系である。両座標系は、この状態で一致している。

4) 上下顎歯列シーネと装着治具

検出機構部の上下顎顔弓は、シーネと装着治具を用いて上下顎歯列に固定する(図6)。

シーネを被験者の歯列へ固定するには、接着剤(α -シアノアクリレート接着剤)や歯科用セメント(カルボン酸系仮封セメント)等を用いる。シーネが備えるべき条件は、機械的な特性として歯列と測定器の間の剛性を保ち、たわみや揺れの少ない連結強度を持っていることである。また、ヒトに対しては、咬合へ及ぼす影響が少なく、簡単に歯列への着脱ができることである。これらの条件よりシーネは、唇頬側面のみで歯と接触する形状とし、咬合へ及ぼす影響が可及的に少なくなるよう留意しながらCo-Cr合金を用いて被験者ごとに鋳造法で製作した。

次に、装着治具は、シーネと顔弓を連結する治具であるが、シーネと同様な機械的特性に加えて、簡単な操作で検出機構部装着位置の調整が可能でなければならない。製作した装着治具は、これらの条件を満たしている。

5) 生体標点測定用プローブ

測定器から得られるデータは、上下顎顔弓の相対的な位置情報であり、このデータのみでは、解析対象部位の正確な運動を知ることは困難である。解析対象部位と対応のとれた運動情報を得るためには、検出機構部の上顎顔弓座標系と上顎顔弓を固定した上顎歯列との位置関係が明らかになっていなければならない。そこで、上顎顔弓座標系に対する上顎歯列の位置は、生体標点測定用プ

図7 生体標点測定用プローブ

ローブを用いて測定する。測定は、上下顎歯列にそれぞれ顔弓を固定した後、顎運動データが収集できる状態で、再び下顎顔弓を装着治具から取り外し、外した顔弓に生体標点測定用プローブを取り付け、プローブ先端の測定子を上顎歯列の標点に接触させて記録する。これより、生体標点測定用プローブが備えるべき条件は、下顎顔弓へ取り付けられた状態で測定子が三次元的に定まった位置に高精度で再現でき、測定子を上顎歯列の標点に接触させやすく、しかも下顎顔弓への取り付けが簡単であることをそれぞれ満たさなければならない。これらの条件より生体標点測定用プローブは、剛性の高いアーム先端に直径1.0mmのスチールボール測定子3個を正三角形(各辺35mm)に配置して、上顎歯列の前歯部および左右臼歯部の標点へ容易に接触できる形状とした。また、下顎顔弓への取り付けは、測定子の固定位置の再現精度を得るためにガイド溝で位置決めし、ネジで固定する方式とした(図7)。

なお、下顎顔弓座標系に対する測定子の固定位置は、上下顎顔弓を原点治具に固定し、下顎顔弓にプローブを取り付けた状態で、三次元座標測定機を用いて測定した。

次に、上顎歯列の標点は、切歯点と左右第1大臼歯の中心窩を標準的に採用した。また、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軸と決めた(図8)。

3. 測定器の校正

製作した測定器は、溶接部の歪みや個々の部品の特性および組立精度等による誤差を持ち、また、測定時には軸のたわみや振動が発生する。これらの誤差を理論的に

図 8 生体咬合平面座標系

表 2 6軸変位校正器の性能

直交軸		回転軸	
移動方向	X, Y, Z	移動方向	$\theta_x, \theta_y, \theta_z$
移動量 (mm)	± 30	移動量 (度)	± 90
1 ステップの送り量 (mm)	0.001	1 ステップの送り量 (度)	0.0025
バックラッシュ (mm)	0.003	ロストモーション(度)	0.005
真直度 (mm)	0.005	心円度 (mm)	0.010
平行度 (mm)	0.010	平行度 (mm)	0.050
直角度 (mm)	0.010	回転の振れ (mm)	0.007
指示精度 (mm)	0.030	指示精度 (度)	0.010

処理することは、非常に困難であり、また、測定器の特性を調べ、高い精度を得るためには、実際の測定に即した状態での校正が必要である。このため、測定器は、6自由度が高精度に校正可能な6軸変位校正器（中央精器社6軸変位校正器）を用いて校正を行った。

校正に用いた6軸変位校正器は、三次元の直交座標系を有し、各軸回りの回転が可能で、それぞれが独立して駆動できる機構を備えた原器である。6軸変位校正器の精度は、JIS規格の機械計測に準じて、レーザ干渉式測長システムの精度試験より評価した結果であり、指示値に対して $30 \mu\text{m}$ 以下の空間精度で再現できる（図9、表2）。

校正時の設定は、上顎顔弓を6軸変位校正器の台座に支柱を介して固定し、下顎顔弓を6軸変位校正器の可動部に取り付け、ヒトの顎運動測定に即した状態で行った。校正方法は、測定器の上顎座標系と6軸変位校正器の座標系を重ね、X, Y, Z, $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ の各成分をそれぞれ単独で往復運動させた。これより得られた6軸変位校正器の指示値と、それに対し測定器が計測した結果から、各成分ごとに最小二乗法を用いて位置補正行列を求めた¹⁷⁾。

図 9 6軸変位校正器

4. データの処理

本測定器は、上下顎顔弓の相対的な位置を8個のセンサで測定し、この測定データから6自由度の各成分を算出する。さらに、それを上顎歯列と対応のとれた成分に変換して、解析対象部位の運動を算出する¹⁸⁾。

1) 測定データ

8個のセンサから得られた情報より、フック形自在軸継手の中心点 U_R, U_L の三次元的な位置を算出する。

右側の点 $U_R (X_R, Y_R, Z_R)$ の位置は、

$$\left. \begin{aligned} X_R &= X'_R + l_R \{ \cos \alpha_{R0} - \cos(\alpha_{R0} + \alpha_R) \} \\ Y_R &= Y'_R \\ Z_R &= l_R \{ \sin \alpha_{R0} - \sin(\alpha_{R0} + \alpha_R) \} \end{aligned} \right\} \dots\dots(7)$$

また、左側の点 $U_L (X_L, Y_L, Z_L)$ の位置は、

$$\left. \begin{aligned} X_L &= X'_L + l_L \{ \cos \alpha_{L0} - \cos(\alpha_{L0} + \alpha_L) \} \\ Y_L &= Y'_L \\ Z_L &= l_L \{ \sin \alpha_{L0} - \sin(\alpha_{L0} + \alpha_L) \} \end{aligned} \right\} \dots\dots(8)$$

ただし、 $X'_R, X'_L, Y'_R, Y'_L, \alpha_R, \alpha_L, \beta_R, \beta_L$ は各センサ出力、 α_{R0}, α_{L0} は原点治具固定時の上顎顔弓座標系のX軸に対し α, β センサが位置する角度、 l_R, l_L は α, β センサ間の距離を示す。

次に、直交座標系間の座標変換における各成分を算出する。

上顎顔弓座標系に対する下顎顔弓座標系の原点移動量 (x_0, y_0, z_0) は、先に求めた U_R, U_L 間の中点が下顎顔弓座標系の原点であるので、

$$\left. \begin{aligned} x_0 &= (X_R + X_L)/2 \\ y_0 &= (Y_R + Y_L)/2 \\ z_0 &= (Z_R + Z_L)/2 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (9)$$

また、 U_R, U_L を結んだ線分を上顎座標系上へ正射影した角度 θ_x, θ_z と、その線分まわりの回転量 θ_y は、

$$\left. \begin{aligned} \theta_x &= \sin^{-1} \{ (Z_L - Z_R) / l_0 \} \\ \theta_z &= \tan^{-1} \{ (X_R - X_L) / (Y_L - Y_R + l_0) \} \\ \theta_y &= \{ (\beta_R - \alpha_R) + (\beta_L - \alpha_L) \} / 2 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (10)$$

ただし、 l_0 は U_R, U_L 間の距離を示す。

2) 測定値の補正

測定器を校正することで各成分に対する位置補正行列が求められる。この補正行列を用いて、(9) および (10) 式で得られた各成分に対して補正を行う。

補正式は、

$$M = CJ \dots\dots\dots (11)$$

ただし、

$$M = \begin{bmatrix} x_0^* \\ y_0^* \\ z_0^* \\ \theta_x^* \\ \theta_y^* \\ \theta_z^* \\ 1 \end{bmatrix}, \quad J = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ \theta_x \\ \theta_y \\ \theta_z \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} & C_{17} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} & C_{27} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} & C_{37} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} & C_{47} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} & C_{57} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} & C_{67} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

M は補正した成分の列ベクトル、 J は (9), (10) 式で算出した成分の列ベクトル、 C は校正によって得られた測定器固有の補正行列をそれぞれ示す。

3) 上顎顔弓座標系における測定

上下顎顔弓座標系間の関係は、(1) 式ですでに求めた。この式を 4 行 4 列の行列で示すと、

$$X = TX' \dots\dots\dots (12)$$

ただし、

$$T = \begin{bmatrix} 1_1 & 1_2 & 1_3 & x_0 \\ m_1 & m_2 & m_3 & y_0 \\ n_1 & n_2 & n_3 & z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad X = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

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

T は座標変換行列で、各成分は、(11) 式の結果を (4), (5) および (6) 式に代入して算出する。

4) 上顎顔弓座標系から咬合平面座標系への変換

上顎顔弓座標系と咬合平面座標系との座標変換行列を B とすると、 B は、

$$B = \begin{bmatrix} 1_{B1} & 1_{B2} & 1_{B3} & x_{B0} \\ m_{B1} & m_{B2} & m_{B3} & y_{B0} \\ n_{B1} & n_{B2} & n_{B3} & z_{B0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \dots\dots\dots (13)$$

原点移動量 (x_{B0}, y_{B0}, z_{B0}) は、咬合平面の切歯点 $P_1 (x_1, y_1, z_1)$ 、左上顎第 1 大臼歯の中心窩 $P_2 (x_2, y_2, z_2)$ ならびに右上顎第 1 大臼歯の中心窩 $P_3 (x_3, y_3, z_3)$ を結んだ 3 角形の重心座標が原点であるので、

$$\left. \begin{aligned} x_{B0} &= (x_1 + x_2 + x_3) / 3 \\ y_{B0} &= (y_1 + y_2 + y_3) / 3 \\ z_{B0} &= (z_1 + z_2 + z_3) / 3 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (14)$$

さらに、 X 軸の方向余弦は、

$$\left. \begin{aligned} 1_{B1} &= L_{Bx} / (L_{Bx}^2 + L_{By}^2 + L_{Bz}^2)^{1/2} \\ m_{B1} &= L_{By} / (L_{Bx}^2 + L_{By}^2 + L_{Bz}^2)^{1/2} \\ n_{B1} &= L_{Bz} / (L_{Bx}^2 + L_{By}^2 + L_{Bz}^2)^{1/2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (15)$$

ただし、 $L_{Bx} = x_1 - x_{B0}$, $L_{By} = y_1 - y_{B0}$,

$L_{Bz} = z_1 - z_{B0}$

Z 軸の方向余弦は、

$$\left. \begin{aligned} 1_{B3} &= N_{Bx} / (N_{Bx}^2 + N_{By}^2 + N_{Bz}^2)^{1/2} \\ m_{B3} &= N_{By} / (N_{Bx}^2 + N_{By}^2 + N_{Bz}^2)^{1/2} \\ n_{B3} &= N_{Bz} / (N_{Bx}^2 + N_{By}^2 + N_{Bz}^2)^{1/2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (16)$$

ただし、 $(N_{Bx}, N_{By}, N_{Bz}) = \vec{P_1 P_2} \times \vec{P_2 P_3}$

Y 軸の方向余弦は、

$$\left. \begin{aligned} 1_{B2} &= M_{Bx} / (M_{Bx}^2 + M_{By}^2 + M_{Bz}^2)^{1/2} \\ m_{B2} &= M_{By} / (M_{Bx}^2 + M_{By}^2 + M_{Bz}^2)^{1/2} \\ n_{B2} &= M_{Bz} / (M_{Bx}^2 + M_{By}^2 + M_{Bz}^2)^{1/2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (17)$$

ただし、 $(M_{Bx}, M_{By}, M_{Bz}) = \vec{P_x} \times \vec{P_z}$

$\vec{P_x} = (L_{Bx}, L_{By}, L_{Bz})$, $\vec{P_z} = (N_{Bx}, N_{By}, N_{Bz})$

これより上顎顔弓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。

5) 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は、咬頭嵌合位で上顎咬合平面が基準となるように上下顎咬合平面を重ねて行う。この座標系における顎運動は、(12) 式の T および (13) 式の B のそれぞれの行列を用いて、

$$S_{U1} = B^{-1} T_1 I^{-1} B S_L \dots\dots\dots (18)$$

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、 I は咬頭嵌合位の座標変換行列、 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

表 3 精度試験

移動方向	移動量	測定間隔
X (mm)	-35~3	1
Y (mm)	-10~10	1
Z (mm)	0~20	1
θ_x (度)	-5~5	0.5
θ_y (度)	0~15	0.5
θ_z (度)	-5~5	0.5

表 4 試験結果

各値は測定器の原点における結果を示す

真直度 (μm)	95
直角度 (μm)	50
指示精度 (μm)	170
バックラッシュ (μm)	30
ロストモーション (度)	0.1040
心円度 (μm)	130
くり返し精度 (μm)	40

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。

III. 結 果

1. 補正行列および測定精度

校正および精度試験は、6軸変位校正器を用いて先に示した設定で同時に行った。さらに、得られた測定値より補正行列の各成分を求め、その補正行列を用いて試験結果を求めた。

測定方法は、JIS 規格に示された三次元座標測定機の精度試験方法¹⁹⁾を参考にし、表 3 に示す条件で、X 方向 156 点、Y 方向 84 点、Z 方向 84 点、 θ_x 方向 84 点、 θ_y 方向 124 点、 θ_z 方向 84 点の合計 616 点について行った。校正は、この測定結果に最小二乗法を用いて各成分の補正行列を求めた。2 号器で得られた補正行列の各成分を示す。

$$\begin{aligned}
 C_{11} &= 0.99783, C_{12} = -0.00029, C_{13} = 0.01733, \\
 C_{21} &= 0.00160, C_{22} = 0.99979, C_{23} = -0.00254, \\
 C_{31} &= 0.00241, C_{32} = 0.00713, C_{33} = 1.01492, \\
 C_{41} &= -0.00002, C_{42} = -0.00001, C_{43} = 0.00002, \\
 C_{51} &= 0.00005, C_{52} = 0.00006, C_{53} = 0.00003, \\
 C_{61} &= 0.00000, C_{62} = 0.00001, C_{63} = -0.00013, \\
 C_{71} &= 0.00000, C_{72} = 0.00000, C_{73} = 0.00000, \\
 C_{14} &= 1.95434, C_{15} = 0.00871, C_{16} = -0.04098, \\
 C_{24} &= -0.31620, C_{25} = -0.19628, C_{26} = -0.01605,
 \end{aligned}$$

表 5 デジタル方式顎運動測定器の概要

機構部の構造			磁気スケール内蔵型顔弓
運動測定範囲			顎運動の全運動野
センサ	測定範囲	直線回転	X_R, X_L : 最大 45 mm Y_R, Y_L : 最大 30 mm α_R, α_L : 25 度以上 β_R, β_L : 60 度以上
	最小読取值	直線回転	X_R, X_L : 5 μm Y_R, Y_L : 1 μm α_R, α_L : 0.0072 度 β_R, β_L : 0.0072 度
精 度	指示精度: 170 μm (但し、測定器の原点)		
寸 法	幅: 380 mm, 奥行き: 110 mm, 高さ: 90 mm		
重 量	総重量 660 g (内下顎負担重量は約 127 g)		
ソフトウェア	顎運動測定用プログラム 生体標点測定用プログラム 解析用プログラム		
機構部の取付け	上下顎歯列ヘシーネで固定		
操 作	リモートスイッチ		
歯列との対応	生体標点測定用プローブ		

$$\begin{aligned}
 C_{34} &= -0.04383, C_{35} = 0.56692, C_{36} = 0.85884, \\
 C_{44} &= 1.00957, C_{45} = 0.00369, C_{46} = 0.00082, \\
 C_{54} &= 0.00653, C_{55} = 0.99846, C_{56} = -0.00289, \\
 C_{64} &= -0.01619, C_{65} = 0.00283, C_{66} = 1.00045, \\
 C_{74} &= 0.00000, C_{75} = 0.00000, C_{76} = 0.00000,
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 C_{17} &= 0.00280 \\
 C_{27} &= -0.02827 \\
 C_{37} &= -0.02934 \\
 C_{47} &= 0.00043 \\
 C_{57} &= -0.00052 \\
 C_{67} &= 0.00001 \\
 C_{77} &= 1.00000
 \end{aligned}$$

次に、得られた補正行列で各方向の測定結果を補正することにより、表 4 に示す試験結果が得られた。このほかに、測定器の精度を知る目安として各方向の標準偏差を求めると、X 方向 22 μm 、Y 方向 22 μm 、Z 方向 52 μm 、 θ_x 方向 0.0114 度、 θ_y 方向 0.0459 度、 θ_z 方向 0.0077 度の結果が得られた。

2. 測定システム

表 5 に、製作したデジタル方式顎運動測定器の概要を示す。また、図 10 は、この測定器をミニコンピュータ (DEC 社 PDP-11/34 A) に接続してデータ収集を行った測定システムの構成を示す。測定システムは、準備した測定用プログラムを実行し、手元のリモートスイッチボタンで操作する。収集データは、オンライン・リアルタイムで処理し、上顎顔弓座標系への座標変換を行った後、切歯点付近の運動を 3 平面投影図でグラフィッ

図 10 システム構成

図 11 検出機構部の装着状況

ク・ディスプレイ上に表示する。また、必要に応じて他の機器への表示ならびに保存も可能である。収集速度は、毎秒約 6,500 顎位程度のデータ転送が可能であるが、研究ならびに臨床応用時の測定には、毎秒 30~200 顎位程度が一般的に用いられている。

次に、本システムを用いた測定手順は、

1) 各機器の接続および電源の投入を行い、各回路素子の特性が定常状態になるまで 15 分程度待機する。

図 12 切歯点の運動範囲

2) 被験者の上下顎歯列ヘシーネをそれぞれ固定する。

3) 原点治具の固定をはずし、顔弓を手で動かして正常動作を確認する。

4) 再び検出機構部を原点治具で固定し、カウンタを 0 にして基準座標系を設定する。

5) 検出機構部を被験者へ取り付け、全運動野の測定が可能であるように上顎顔弓の位置を決める。

6) 下顎顔弓を装着治具からはずし、生体標点測定用プローブを取り付け、生体標点測定用プログラムを起動して、上顎歯列の 3 標点を測定する。再び下顎顔弓からプローブを取りはずし、下顎の装着治具に固定する。

7) 顎運動測定用プログラムを起動し、咬頭嵌合位ならびに各目的の顎運動データを収集する。

8) 検出機構部を被験者から取りはずし、原点治具に固定して、検出機構部が原点に戻っていることを確認する。

以上で測定を終了する。測定データは、8 チャンネルのカウンタ値を、そのまま磁気ディスクに保存し、指示した運動ごとにファイル名をつけて管理する。

3. 被験者の顎運動

顎口腔系に異常の認められない 36 歳の男性 1 名を被験者に選び、限界運動の測定を行った (図 11)。図 12 は、

矢状面投影図

図 13 任意点の運動軌跡

下顎切歯点の限界運動軌跡を3平面に投影した結果である。表示方法は、術者と被験者が互いに向き合い、術者側から被験者の顎運動を観察した状態で、前頭面投影図は正面、水平面投影図は真上、さらに矢状面投影図は左側からみた状態を示す。また、図13は、正中矢状断面の解析位置の変化に対する運動軌跡の変化を、矢状面投影図で示した。最下段の行が咬合平面の部位に対応し、それより上方に15mm間隔の平行な部位で顎頭部まで示した。また、左最下端が切歯点の4mm前方に対応し、右に進むに従って15mm間隔で口腔内に入り、右上端は全運動軸上の点²⁰⁾に対応する部位である。

各図に描いた運動軌跡は、1) 咬頭嵌合位より接触滑走させながら前方運動を行い、前方限界位まで運動した後、前方限界路上を最大開口位まで開口し、そのまま後方限界路を通して咬頭嵌合位まで閉口する矢状面限界運動路、2) 咬頭嵌合位から接触滑走で右側方限界位まで運動し、そのまま右側方限界路上を最大開口位まで開口す

る運動路、3) 咬頭嵌合位から接触滑走で左側方限界位まで運動し、そのまま左側方限界路上を最大開口位まで開口する運動路、4) 咬頭嵌合位から接触滑走で前方限界位まで運動し、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、5) 咬頭嵌合位から接触滑走で前方限界位まで運動し、そのまま前方限界路上を左側方限界位まで運動する運動路の5経路を示す。

IV. 総括と考察

1. 研究方法について

1) 測定原理

デジタル方式顎運動測定器は、間接測定法を採用しており、測定した部位の動きから間接的に解析対象点の動きを推定する。この方法では、顎骨や歯を剛体と仮定し、上下顎をそれぞれ独立した剛体として処理するので、ミクロな解析や負荷の加わる測定には自ら限界があ

る。しかし、限界運動や顎口腔系にあまり負荷が加わらない運動を対象とした測定では、顎骨の歪みや歯の動揺も少なく十分解析に耐える情報が得られる測定方法であると考えている。

次に、測定原理は、顎頭間を結ぶ軸を想定して、その軸の動きを測定する方法をモデル化した考え方に基づいており、メカニカルな検出機構部を設計する上で、機構の単純化が図れ、滑らかな運動測定機構の製作には特に適していると考ええる。

2) 測定器

2号器ならびに3号器が1号器¹¹⁾と異なる点は、検出機構部の設計であり、1号器で得られた結果を基に、外観、構造、センサおよび部品の配置について改良を加えた。なお、2号器と3号器の違いは、演算処理に用いる測定器の固有値 α_{R0} , α_{L0} , l_R , l_L , l_0 および補正行列の各成分だけである。これは、検出機構部ごとにわずかな違いであるが精度を決める大きな要素である。

検出機構部の基準点 U_R , U_L の設定は、頬骨突起の下15 mm 付近を選び、また、 U_R , U_L 間の距離は、左右頬骨部の顔幅で200 mm までのヒトを対象に考え、構造上の余裕を含め250 mm に決めた。これらの設計に対して、顎口腔系に特に異常が認められない成人男性の測定結果では、基準点 U_R , U_L においてX方向30 mm, Y方向10 mm, Z方向24 mm の比較的単調で空間的に調和のとれた運動範囲を示し、この動きを検出するセンサ部ではX方向30 mm, Y方向10 mm, α 方向15度, β 方向54度の可動範囲を示した。これに対して、製作した測定器のセンサ可動範囲は、X方向45 mm, Y方向30 mm, α 方向25度以上, β 方向60度以上であり十分な測定範囲を有している。また、顔幅測定結果においても最大値が165 mm で¹⁴⁾、ほとんどの日本人に対して装着可能である。

検出機構部の外観および構造は、機構を単純化してコンパクトにし、振動の防止や重量を軽減する方法として顔弓を薄肉の中空パイプで製作した。また、Y軸センサの分解能を5 μ m から1 μ m に変更し、構造的なガタを消去する部品配置を行い精度の向上を図った。

測定器の使用は、電子回路部のスイッチ操作で2種類のモードが選択でき、ローカル・モードは、主に測定器のメンテナンス用として便利で、また、コンピュータ・モードは、コンピュータとの接続により、それぞれの仕様に応じた利用方法が考えられる。

原点治具は、四隅のネジ固定によって空間的に50 μ m 以下の再現性で原点が設定できる。この再現性は、測定

器の精度、構造および操作性から考えても許容できる範囲である。

上下顎歯列シーネと装着治具は、歯列と測定器間の剛性の高い連結強度が得られ、咬合に及ぼす影響も少なく、操作性も良いので目的の機能が得られているものと考えている。

生体標点測定用プローブは、簡単に下顎顔弓に取り付けられ、三次元的に再現性の高い測定子の位置が設定でき、しかも標点測定時の操作性も良いので目的の機能が得られているものと考えている。また、生体標点測定用プローブの使用は、上顎歯列の標点と顎運動データが同精度で得られるため、信頼性の高い解析が可能である。

その他、測定の信頼性や安全性に対しては、絶縁トランスならびにホトカブラを用いて外部と完全に絶縁されている。

3) 測定器の校正

検出機構部には、高分解能のセンサが配置されており、顔弓の剛性も高いので、フック形自在軸継手²¹⁾を含む個々の部品特性が安定した状態であれば、高精度の校正を行うことによりセンサ分解能を十分発揮できる性能が得られる。しかし、高精度の校正を行うためには、センサ分解能以上の性能を有する6自由度の校正器が必要であり、この原器の入手は非常に困難である。本校正に用いた6軸変位校正器は高い性能を有しているが、まだ開発途上であるため本検出機構部が持つ性能を十分補正できるまでには至っていない。校正器の精度を高め、校正方法を改善することは今後の課題である。

4) データの処理

測定は、9チャンネルの顎運動情報を常時取り込み、リモートスイッチ操作で発生するステータスチャンネルのマーク信号を調べ、信号の有無によりデータ収集を行った。データ収集時は、オンライン・リアルタイム処理を優先的に行うため、単に上顎顔弓座標系への座標変換だけで処理し、切歯点付近の運動を3平面投影図でモニター画面に表示した。データの保存は、8チャンネルのカウント値をそのまま時系列的に磁気ディスクへ記録した。

解析は、磁気ディスクのデータを再生し、8チャンネルの顎運動データ、測定器の補正行列および上顎歯列の標点より求めた座標変換行列から、咬合平面座標系における解析対象点の運動を推定した。

本測定器は、6自由度の顎運動を測定するために、8個のセンサを用いて2個余分の情報を得ている。この余分な情報は、データの処理過程で、重心基準剛体化処理⁷⁾を行い、測定精度を高めている。また、左右の基準

点 U_R , U_L は、左右独立したセンサ情報から求められるので、 U_R , U_L 間の剛体条件より、測定データの信頼性を評価することができる。

2. 結果について

1) 補正行列および測定精度

補正行列の求め方は、各成分ごとに行った校正点に対して連立 1 次方程式をたて、最小二乗法によって解く方法を用いた。この方法を適用する場合の問題点は、未知数に対するデータの個数であり、ここでは、 X , Y , Z , θ_x , θ_y , θ_z の成分に、さらに検出機構部のガタを加えた 7 個の未知数に対して、616 個のデータを使用しており、条件を十分満足している。また、求めた補正行列は、すべての対角要素が 1 にきわめて近い値であり、補正を行わない状態でも信頼性の高いことが示されている。

次に、本測定器の精度を決める誤差評価の方法は、単に静止した剛体の姿勢を測定する静的精度試験だけでなく、時間的要素も含め、ある瞬間における剛体の位置および姿勢を対象とした動的精度試験も考えなければならないのできわめて難しく^{22,23)}、まだ確立できていない。ここでは、精度の目安として、三次元測定機、ロボット、工作機械など、三次元運動機構の精度試験の一部として用いられている幾何学的精度を評価した。測定結果の指示精度 $170\text{ }\mu\text{m}$ は、校正器ならびに校正方法の改善により、 $100\text{ }\mu\text{m}$ 程度までの修正が可能であると考えられる。この結果は、測定対象、測定原理および歯列への装着状態を考えると、メカニカルな測定結果として、ほぼ妥当な値である。

2) 測定システム

測定システムは、毎秒 6,500 顎位まで自由にデータ転送が可能であり、筋電図情報などの他現象との同時計測が容易で、情報間の時間的対応も簡単に得られ、顎口腔系機能の検査・診断システムとして幅広い利用が考えられる。毎秒約 6,500 顎位程度の収集速度は、ヒトの顎運動測定に対して十分高速であり、一般的には、毎秒 30～200 顎位程度が用いられているので、収集と並行させて、他の処理が十分可能である。

次に、測定に要する時間は、測定準備を開始して、測定を行うまでに約 30 分程度で、続いて目的の顎運動測定に 30 分から 1 時間程度要し、その後、シーネの除去および口腔内の清掃を約 10 分程度行って、標準的には全体で約 1 時間 30 分程度必要である。測定時間としては少々長く感じられるが、被験者の頭部固定等の拘束はなく、椅子に座った楽な姿勢で測定でき、被験者ならび

に術者への負担も少ない。

3) 被験者の顎運動

被験者の顎運動測定における問題点は、上下顎の自由な動きを阻害することなく、生理的状态に近い条件で、測定が可能なことである。検出機構部の総重量は、660 g であり、その内訳は、上下顎顔弓 565 g、装着具 58 g およびシーネ 37 g である。検出機構部としては、やや重いものの、大半をあまり動かない上顎側が負担し、動く下顎側の負担重量は 127 g である。この重量の影響は、測定結果にも現れておらず、被験者の感想からもあまり問題ない。

次に、本測定システムより得られたデータの解析精度は、機構部の慣性、機械要素から発生する誤差ならびに歯列への固定状態から発生する誤差などすべての誤差を含めて、一番離れた解析対象点である切歯点付近で、空間精度 $300\text{ }\mu\text{m}$ 以内の信頼性を有していると考えられる。この値は、測定器の指示精度である $170\text{ }\mu\text{m}$ に下顎座標系原点からの距離 70 mm (切歯点付近) におけるロストモーション (0.1040 度) の影響 $130\text{ }\mu\text{m}$ が加わった状態を想定した結果である。

V. 結 論

本論文では、改良したデジタル方式顎運動測定器のハードウェアおよび測定システムを工学的な観点から報告した。

デジタル方式顎運動測定器の改良は、検出機構部の設計を、1 号器の測定結果から行い、研究ならびに臨床応用可能な 6 自由度のメカニカルな測定器を完成させた。

デジタル方式顎運動測定器は、以下に示す性能を有している。

1. 測定は、全運動野の顎運動データと上顎歯列標点データが、同精度で、しかも同じ測定条件下で同時に計測可能である。

2. データ収集速度は、毎秒 6,500 顎位以下で自由に設定でき、オンライン・リアルタイム処理で、モニタ表示ならびに記憶媒体への保存が可能である。

3. 検出機構部のセンサ分解能は、直線センサが $5\text{ }\mu\text{m}$ と $1\text{ }\mu\text{m}$ 、回転センサが 0.0072 度であり、幾何学的な精度は、原点の指示精度が $170\text{ }\mu\text{m}$ 以下である。

4. 検出機構部の総重量は 660 g であり、上顎が 533 g、下顎が 127 g を負担している。

5. 顎運動測定データと上顎歯列標点データから咬合

平面座標系が、その場で求められ、解析対象点の運動が容易に観察できる。

以上の結果より、デジタル方式顎運動測定器は、顎口腔系機能の研究用機器ならびに臨床の場においても、歯科医師の診断補助機器として十分貢献できるものと考ええる。

文 献

- 1) 石原寿郎：下顎運動に関する最近の研究，口病誌，30：81～99，1963.
- 2) 石岡 靖：咬合，歯界展望，71：1423～1432，1988.
- 3) Messerman, T. : A means for studying mandibular movements, J Prosthet Dent, 17 : 36～43, 1967.
- 4) Knap, F.J., Richardson, B.L. and Bogstad, J. : Study of mandibular motion in six degrees of freedom, J Dent Res, 49 : 289～292, 1970.
- 5) Goodson, J.M., Johansen, E. and Rochester, N.Y. : Analysis of Human Mandibular Movement, Monographs in Oral Science, 5 : 1～80, 1975.
- 6) 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.
- 7) 坂東永一，栗山 實，河野正司ほか：写真撮影による下顎運動測定法，補綴誌，23：677～690，1979.
- 8) 塩澤恭郎，林 豊彦，野村修一ほか：下顎任意点の運動解析 第1報 測定システム，補綴誌，25：499～507，1981.
- 9) 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.
- 10) 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1報 計測システムの開発，補綴誌，26：619～634，1982.
- 11) 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.
- 12) Mesqui, F., Kaeser, F. and Fischer, P. : Real-time, noninvasive recording and three-dimensional display of the functional movements of an arbitrary mandible point, SPIE, 602, Biostereometrics '85 : 77～84, 1985.
- 13) Luckenbach, A. und Freesmeyer, W.B. : Positionüberprüfung einer Aufbißschiene mit Hilfe eines elektronischen Registriersystems (ECRS), Dtsch Zahnärztl Z, 40 : 1219～1222, 1985.
- 14) 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，1～8，1985.
- 15) 古谷野潔：後方運動時の下顎の三次元動態，補綴誌，31：805～818，1987.
- 16) 竹内久裕，藤村哲也，坂東永一：咬合力による顎口腔系の変形が顎運動解析に及ぼす影響，補綴誌，34：1150～1161，1990.
- 17) 雨宮綾夫，田口武夫：数値解析と FORTRAN，238～281，丸善，東京，1969.
- 18) 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.
- 19) 日本規格協会：JIS ハンドブック 機械計測，28：464～472，日本規格協会，東京，1990.
- 20) 河野正司：下顎の矢状面内運動に対応する顎頭運動に関する研究 第2報 マルチフラッシュ装置による矢状面運動軸の解析，補綴誌，12：350～380，1968.
- 21) 日本機械学会：機械工学便覧 基礎編 応用編，B1：99～100，丸善，東京，1989.
- 22) 田口玄一：三次元機構設計の誤差解析，精密工学会誌，52：1285～1288，1986.
- 23) 牧野 洋：近未来の三次元運動機構，精密工学会誌，52：1317～1318，1986.