原 著 論 文

高分解能 6 自由度運動測定器の開発

坂東 永一 薩摩登誉子 重本 修伺

A Development of a High Resolution Measuring System of Movement in Six-Degree-of-Freedom

Eiichi Bando, Toyoko Satsuma and Shuji Shigemoto

Abstract : The pursuit of ideal occlusal contact is one of the fundamental objectives of the dental prosthesis. To attain this objective, the study on micro tooth movement is significant as well as the study on jaw movement. The purpose of this study was to evaluate a newly-developed extraordinary accurate motion detector that measures tooth movement in six-degree-of-freedom. The principle of the measurement is to detect magnetic field changes induced by Helmholtz coils. A right maxillary first premolar of an adult male volunteer was selected for the measurement. The tooth movement during buccal and palatal cusps loading was measured as the relative position changes to the opposite side maxillary first premolar. The results were as follows :

1. An extraordinary accurate motion detector that can evaluate tooth movement in six-degree-of-freedom was developed. The resolution of the measuring system is $4\mu\text{m}$ for translation and 0.0004° for rotation.
2. Under 23 kgf buccal cusp loading, the tooth was moved in the buccomedioapical direction. This movement ranged from 143 to $366\mu\text{m}$. Under palatal cusp loading, the tooth was moved in the palatoapical direction, ranging from 71 to $231\mu\text{m}$.

Key words : measuring system of movement, six-degree-of-freedom, magnetic fields, tooth movement

I. 緒 言

従来の顎運動測定器はシーネを介して歯列に固定するものが多く、したがって、必然的に歯列を剛体として扱った顎運動解析となるため、咀嚼等の咬合接触時に生ずる歯の運動は解析の対象となっていない。しかし、個々の歯は咬合接触時に歯周組織を緩衝材として運動しており、補綴物の製作に際し咬合面形態をどう与えるかで、機能時における歯の運動方向や運動量が変化し、それに伴い歯周組織への負荷も変化する。機能時の歯の動態については、

Mühlemann¹⁾が荷重時の歯の移動について一次元での測定を行って以来さまざまな方法で研究されており、最近では咬頭嵌合位付近での二～三次元解析が行われている^{2~5)}。しかしこれまで歯の移動すなわち歯の特定の点の変位については多くの研究があるが、形態をもった歯全体の6自由度運動を口腔内で直接観察した研究はない。そこで本研究では顎運動測定と歯の運動測定を同一測定器で同時に行うことのできる高分解能6自由度運動測定器の開発を目的とした。また試作した測定器を用いて咬合力負荷時の歯の運動の6自由度測定を行い、測定器の評価を行った。

徳島大学歯学部歯科補綴学第二講座
Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, The
University of Tokushima
平成10年10月1日受付

II. 研究方法

1. 測定器に必要とされる性能とその達成方法

著者らは、磁気位相空間を用いた測定器で6自由度での顎運動⁸⁻⁹⁾、1自由度での歯の変形¹⁰⁾について計測を行ってきた。顎運動は数10mmの運動範囲であり、上下顎をメカニカルに連結しない非接触の測定方式で6自由度の測定および解析がすでに可能である。また、歯の変形については歯の表面に装着した測定器で1自由度ではあるがサブミクロンオーダーでの測定が可能となっている。そこで従来より培ってきた技術を発展させ、顎運動と歯の運動を6自由度で計測可能な測定器を製作することとし、測定器に必要とされる性能を検討した。

現有のブラキシズム解析用顎運動測定器⁸⁾は、磁気位相空間形成用コイル（以下、一次コイル）が1辺1,800mm立方体の各辺に6個の方形空心コイルを配置した形状で、この測定器の中央部の測定空間では0.001°の位相検波精度があり、10μmの空間分解能が得られている。歯の運動は平行移動で100μm前後であると報告されている¹¹⁾。したがってこの運動を誤差5%以下で測定するとすれば測定器の性能として5μm以下の空間分解能が必要となる。このため、① 測定器一次コイルの形状を現状よりも小さくして相対的に分解能を高めるとともに強い磁場を形成することでS/N比を向上させる、② 各コイルの配置を工夫することで測定空間の回転運動に対する線形性を良くして解析を容易にする、③ 振幅分解能が16bitのA/D変換器から20bitのA/D変換器へ変更するとともに電子回路部の見直しを行う等の改良を加えることで必要な性能を確保することとした。

2. 一次コイルと二次コイルの配置

円形コイルをコイルの半径分離して平行に配置したヘルムホルツコイルは、両コイルに同一の直流電流を流したとき、両コイルの中央部で様な磁場を発生させることができる^{12,13)}（図1）。コイルの直径がa mの単巻コイルにIAの電流を流したときこの空間で形成される磁場の強さは、x軸方向に配置したヘルムホルツコイルについてcoil 1の作る磁場の強さを H_1 （軸方向成分を H_{x1} 、半径方向成分を H_{r1} ）、coil 2の作る磁場の強さを H_2 （軸方向成分を H_{x2} 、半径方向成分を H_{r2} ）とすると、任意の点p(x, y, z)における磁場の強さは以下の式で表される。

coil 1が作る磁場は、

$$H_{r1} = \frac{I}{2\pi} \times \frac{a/4+x}{r((a+r)^2 + (a/4+x)^2)^{1/2}} \times \left[-K_1 + \frac{a^2+r^2 + (a/4+x)^2}{(a-r)^2 + (a/4+x)^2} E_1 \right]$$

図1 Magnetic field induced by Helmholtz coils
ヘルムホルツコイルが作る磁場

$$H_{x1} = \frac{I}{2\pi} \times \frac{a/4+x}{r((a+r)^2 + (a/4+x)^2)^{1/2}} \times \left[K_1 + \frac{a^2-r^2 - (a/4+x)^2}{(a-r)^2 + (a/4+x)^2} E_1 \right]$$

ただし、

$$K_1 = \int_0^{\pi/2} \frac{d\theta}{(1-k_1^2 \sin^2 \theta)^{1/2}}$$

$$E_1 = \int_0^{\pi/2} (1-k_1^2 \sin^2 \theta)^{1/2} d\theta$$

$$k_1^2 = \frac{4ar}{(a+r)^2 + (a/4+x)^2}$$

また、coil 2が作る磁場は、

$$H_{r2} = \frac{I}{2\pi} \times \frac{a/4-x}{r((a+r)^2 + (a/4-x)^2)^{1/2}} \times \left[-K_2 + \frac{a^2+r^2 + (a/4-x)^2}{(a-r)^2 + (a/4-x)^2} E_2 \right]$$

$$H_{x2} = \frac{I}{2\pi} \times \frac{a/4-x}{r((a+r)^2 + (a/4-x)^2)^{1/2}} \times \left[K_2 + \frac{a^2-r^2 - (a/4-x)^2}{(a-r)^2 + (a/4-x)^2} E_2 \right]$$

ただし、

$$K_2 = \int_0^{\pi/2} \frac{d\theta}{(1-k_2^2 \sin^2 \theta)^{1/2}}$$

$$E_2 = \int_0^{\pi/2} (1-k_2^2 \sin^2 \theta)^{1/2} d\theta$$

$$k_2^2 = \frac{4ar}{(a+r)^2 + (a/4-x)^2}$$

$$(r = (y^2 + z^2)^{1/2})$$

両コイルの作る磁場の合成波 H A/m は、軸方向成分を H_x 、半径方向成分を H_r とすると、

$$H_r = |H_{r1} + H_{r2}|$$

図 2 Arrangement of primary coils
一次コイルの構成

a, b : Helmholtz coils for x-axis
c, d : Helmholtz coils for y-axis
e, f : Helmholtz coils for z-axis

$$H_x = H_{x1} + H_{x2}$$

$$H = (Hr^2 + Hx^2)^{1/2}$$

となる^{12,13)}。ただし、両コイル間の中点を座標系の原点とする。ヘルムホルツコイルでは両コイルに同一の直流電流を流して一様な磁場を得ているが、本測定システムでは両コイルに異なる周波数の正弦波電流を流して両コイルが作る磁場の強さを測定した後、その値をデータ処理段階で合成することにより仮想的に一様な磁場を得ることとした。この空間においたセンサコイル（以下、二次コイル）の出力をもとに両コイルが作る磁場の強さの比から両コイルまでの距離を、また仮想一様磁場に対する測定磁場の大きさの比より二次コイルの方向余弦を求める方式を採用することとして検討した。

コンピュータシミュレーションにより解析を行った結果、直径 1,000 mm のヘルムホルツコイルの中央部 200×200×200 mm についてこのような処理を行ったときの空間の歪みは、平行移動に関しては最大で約 2%、回転に関しては最大約 0.3% であり、本方式は実用性があると判断した。

以上の検討結果に基づき一次コイルは円形空心コイル 2 つをヘルムホルツコイルに組み、この 1 対のコイルを xyz 各軸に配置し、合計 6 個のコイル（a, b, c, d, e, f）から構成した（図 2）。

また、二次コイルを構成する 3 個のコイルの中心は一致していることが望ましいが、二次コイルは歯に装着するため、顎運動測定のものよりも形状を小さくする必要からコイル 3 個（S₁, S₂, S₃）を用い、各コイルの中心を一致させない図 3 の構成とした。

図 3 Arrangement of secondary coils
二次コイルの構成

表 1 Output signals detected by FFT processing
FFT 処理後の出力

Secondary coils		Primary coils					
		x	y	z	f		
S ₁	X	H _{xa}	H _{xb}	H _{xc}	H _{xd}	H _{xe}	H _{xf}
S ₂	Y	H _{ya}	H _{yb}	H _{yc}	H _{yd}	H _{ye}	H _{yf}
S ₃	Z	H _{za}	H _{zb}	H _{zc}	H _{zd}	H _{ze}	H _{zf}

3. データ処理

二次コイル出力は重本ら⁸⁾の方法と同様の FFT 検波処理を施すこととした。6 個の一次コイルに異なる周波数の正弦波電流を流したので、FFT 処理後のデータからはそれぞれの周波数に対応する 6 個の実数部 R(k) と虚数部 I(k) が求まる。実数部と虚数部の組合せからその周波数の振幅と位相が求まるが本研究では、

$$|H(k)| = (R(k)^2 + I(k)^2)^{1/2}$$

で求まる振幅 $|H(k)|$ のみを使用することとした。

3 個の二次コイルからの出力値を FFT 処理により表 1 に示すように周波数ごとに分離した後、それらの値から位置と方向余弦の一次近似値を以下の式で求めた。

位置を求める式は、

$$\begin{aligned} tx &= k_x \times \ln((H_{xa}^2 + H_{ya}^2 + H_{za}^2)^{1/2} / (H_{xb}^2 + H_{yb}^2 + H_{zb}^2)^{1/2}) \\ ty &= k_y \times \ln((H_{xc}^2 + H_{yc}^2 + H_{zc}^2)^{1/2} / (H_{xd}^2 + H_{yd}^2 + H_{zd}^2)^{1/2}) \\ tz &= k_z \times \ln((H_{xe}^2 + H_{ye}^2 + H_{ze}^2)^{1/2} / (H_{xf}^2 + H_{yf}^2 + H_{zf}^2)^{1/2}) \end{aligned}$$

ただし、 k_x , k_y , k_z は比例定数

で表され、方向余弦を求める式は、

$$\begin{aligned} l_1 &= (H_{xa} + H_{xb}) / ((H_{xa} + H_{xb})^2 + (H_{ya} + H_{yb})^2 + (H_{za} + H_{zb})^2)^{1/2} \\ m_1 &= (H_{xc} + H_{xd}) / ((H_{xc} + H_{xd})^2 + (H_{yc} + H_{yd})^2 + (H_{zc} + H_{zd})^2)^{1/2} \\ n_1 &= (H_{xe} + H_{xf}) / ((H_{xe} + H_{xf})^2 + (H_{ye} + H_{yf})^2 + (H_{ze} + H_{zf})^2)^{1/2} \\ l_2 &= (H_{ya} + H_{yb}) / ((H_{xa} + H_{xb})^2 + (H_{ya} + H_{yb})^2 + \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
m_2 &= (H_{yc} + H_{yd}) / ((H_{xc} + H_{xd})^2 + (H_{yc} + H_{yd})^2 + (H_{zc} + H_{zd})^2)^{1/2} \\
n_2 &= (H_{ye} + H_{yf}) / ((H_{xe} + H_{xf})^2 + (H_{ye} + H_{yf})^2 + (H_{ze} + H_{zf})^2)^{1/2} \\
l_3 &= (H_{za} + H_{zb}) / ((H_{xa} + H_{xb})^2 + (H_{ya} + H_{yb})^2 + (H_{za} + H_{zb})^2)^{1/2} \\
m_3 &= (H_{zc} + H_{zd}) / ((H_{xc} + H_{xd})^2 + (H_{yc} + H_{yd})^2 + (H_{zc} + H_{zd})^2)^{1/2} \\
n_3 &= (H_{ze} + H_{zf}) / ((H_{xe} + H_{xf})^2 + (H_{ye} + H_{yf})^2 + (H_{ze} + H_{zf})^2)^{1/2}
\end{aligned}$$

で表される。

方向余弦 (l_1, m_1, n_1) , (l_2, m_2, n_2) , (l_3, m_3, n_3) の推定値はかなり良い精度で求まるが、位置に関しては較正実験に基づいて tx , ty , tz から二次近似座標値 (x, y, z) に変換することで必要な精度を得ることとした。

測定器の較正には 6 自由度ステージ (PI 社製、ヘキサポッド M-850) を用いて行った (図 4)。6 自由度ステー

ジ (以下、較正器) の性能を表 2 に示す。較正器は平行移動 (分解能 $1 \mu\text{m}$, 再現性 $\pm 1 \sim 2 \mu\text{m}$)、回転運動 (分解能 1 arcsec , 再現性 $\pm 2 \text{ arcsec}$) とともに高精度である。この較正器を用いて測定データを含む $30 \times 30 \times 30 \text{ mm}$ の範囲を 2.5 mm ごとに移動し、二次コイル 1 組につき計 2,197 点の平行移動データを収集した。得られた較正データをもとに最小自乗法を使って二次コイルの位置を計算した。

なお、本研究の方式では一次コイルに異なる周波数の正弦波電流を流しているため、実際には位相空間を発生させていないが、二次コイルが検出した各コイルの作る磁場の強さから、もし一次コイルに同一周波数で異なる位相の電流を流した場合に生成される位相について計算することができる。このようにして求められる仮想の位相を用いると従来の磁気位相空間測定器と同様の処理が可能であり、また比較検討が容易にできるため、必要に応じて一次コイルの位相差が 90° である場合の位相を計算して用いることとした。

4. 歯の運動測定

顎口腔系に異常を認めない成人男性 1 名 (31 歳) の上顎右側第一小臼歯 (4) を被験歯とし、上顎左側第一小臼歯 (4) を参照歯として咬合力負荷時の歯の運動測定を行った。二次コイルは左右とも歯の頬側面中央部で二次コイルの座標系が可及的に一次コイルの座標系に一致するように装着した。咬合力の測定には咬合力計 (日本光電工業社製, AJ-241 S) を用い、被験歯と下顎のオクルーザルテーブルの間にロードセルを介在させ、歯の運動と咬合力との同時記録を行った。咬合力負荷部位は負荷咬頭のみを覆うレジンプロックを介して咬合させることにより、頬側咬頭と舌側咬頭の 2 種類とした。咬合力の大きさは第一小臼歯の個歯咬合力が約 $39 \text{ kgf}^{(14)}$ であり、また測定前に治具を介在させた状態で被験歯の最大咬合力を測定した結果は 25 kgf 前後であったため、測定時の咬合力は visual

図 4 6 axis micropositioning calibrator Hexapod M-850
6 自由度運動較正器ヘキサポッド M-850

表 2 Technical data of Hexapod M-850
ヘキサポッド M-850 の性能

	Translation	Rotation
Direction	X, Y, Z	$\theta_x, \theta_y, \theta_z$
Range	$\pm 50 \text{ mm}$ (XY) $\pm 25 \text{ mm}$ (Z)	$\pm 15^\circ$ ($\theta_x \theta_y$) $\pm 30^\circ$ (θ_z)
Resolving power	$1 \mu\text{m}$ (XY) $0.5 \mu\text{m}$ (Z)	1 arcsec ($1/3600^\circ$)
Repeatability	$\pm 2 \mu\text{m}$ (XY) $\pm 1 \mu\text{m}$ (Z)	$\pm 2 \text{ arcsec}$
Velocity	5 mm/s (Maximum 8 mm/s)	50 mrad/s (Maximum 100 mrad/s)
Stiffness	$3 \text{ N}/\mu\text{m}$ (XY) $100 \text{ N}/\mu\text{m}$ (Z)	
Load capacity	200 kg (Vertically) 50 kg (Random)	
Weight	17 kg	

feedbackにより最大で約20 kgfになるように指示した。

歯の運動測定時には運動を測定器の座標系から咬合平面座標系へ変換するため、顎運動測定と同様の口腔内標点測定用治具を用いて、上顎左右第一大臼歯中心窩、上顎左右中切歯の近心切端隅角間の中点（以下、切歯点）を測定した。

次いで下顎咬合面を覆うオクルーザルテーブルを下顎歯列に装着し、その上に各咬頭に適合する治具を接着してあるロードセルを噛ませた（図5）。

解析の基準となる座標系には生体咬合平面座標系を使用した^{15,16)}。座標系の変換については顎運動と同様に行った。一次コイル上の座標系を基準座標系 $o\text{-}xyz$ 、左側二次コイルの座標系を左側センサ座標系 $O'\text{-}X_L Y_L Z_L$ 、右側二次コイルの座標系を右側センサ座標系 $O''\text{-}X_R Y_R Z_R$ とすると、補正後に求まる各二次コイルの4行4列の座標変換行列は基準座標系に対するセンサの位置を表しており、基準座標系に対する左側センサ座標系の座標変換行列を T_L 、同じく基準座標系に対する右側センサ座標系の変換行列を T_R とすると左側センサ座標系に対する右側センサ座標系の座標変換行列は、

$$T_i = T_L^{-1} \cdot T_R \dots\dots\dots \textcircled{1}$$

となる。ここで左側センサ座標系から咬合平面座標系への4行4列の変換行列を $B^{10)}$ とすると、咬合平面座標系にお

ける歯の運動は①式と行列Bを用いて、

$$S_{Li} = B^{-1} \cdot T_i \cdot T_1 \cdot B \cdot S_R$$

で表される。ただし、 S_{Li} 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 は安静時の左右側センサ座標系の座標変換行列、 S_R は右側センサ座標系での解析対象点の位置ベクトル、また i ($i=1, 2, 3, \dots, n$) は運動中の時刻を示す。

III. 結 果

1. 測定器の構成

試行錯誤を繰り返しながら測定器の製作を行った結果、以下のような構成で目的に合う成果が得られた。

1) 検出機構部

一次コイルは直径約1,000 mmの円形空心コイルをヘルムホルツコイルに配置し、それを1軸のコイルとしてxyz各軸に3つ組み合わせた。同じ直径のヘルムホルツコイルを3軸に組むことは不可能なため、z軸、x軸、y軸の順に少しずつ径を大きくした。一次コイルはすべて特注品（トリテック社製）で、大きさはそれぞれ直径が1,006, 1,046, 1,084 mmである（図6）。各コイルに流す電流の周波数とその周波数帯域におけるコイルの電気的特性を表3に示す。ただし、各コイルはすべて直径1.4 mmのエナメル線を50回巻いている。

図5 Simultaneous measurement of tooth movement and occlusal force
歯の運動と咬合力との同時測定

図6 Primary coils
一次コイル

表3 Electric characteristics of primary coils
一次コイルの電気的特性

	Inductance (mH)	Impedance (Ω)	Resistance (Ω)	Drive signal frequency (kHz)
1 ch (a)	7.93	138.78	2.00	2.8
2 ch (b)	7.97	199.00	2.00	4.0
3 ch (c)	8.28	165.80	2.00	3.2
4 ch (d)	8.34	229.00	2.00	4.4
5 ch (e)	7.61	114.20	2.00	2.4
6 ch (f)	7.63	172.00	2.00	3.6

二次コイルは図7に示すように 10 mH の既製インダクタ (TDK 社製, NL 565050-103 J)⁸⁾ を XYZ 各方向に向けて直線上に配置した。二次コイルの大きさは $7 \times 7 \times 17$ mm で、重量はリード線、コネクターを含めて 2.9 g であった。測定時には二次コイルの原点とした Y 軸方向に向いたコイルの中心付近で歯に接着した。

2) 電子回路部

測定システムのブロックダイアグラムを図8に示す。一次コイルの駆動は、ワークステーション (DEC 社製, alpha station 255/233), D/A 変換器 (SDS 社製, DASBOX 16/100) で任意波形発振器を構成し、定電流パワーアンプを介して各コイルに対応する周波数の正弦波電流を流すことによって行った。二次コイル出力はセンサアンプで増幅した後、A/D 変換してワークステーションに取り込んだ。16 bit D/A 変換器は 102.4 kHz で、20 bit A/D 変換器 (SDS 社製, DASBOX 20/50) はオーバーサンプリング方式のため 51.2 kHz の 256 倍、すなわち 13.1072 MHz の外部クロックで駆動している。測定にはリモートスイッチを使用することとし、重本ら⁸⁾と同一回路を採用して、50 Hz に同期したトリガ信号を発生させた。

図7 Secondary coils
二次コイル

2. 測定器の性能

前述したように、20 bit A/D 変換器はオーバーサンプリング方式のため、外部クロックに対して 256 分の 1 すなわち 51.2 kHz のサンプリングレートでデータ収集を行う。したがって毎秒 100 個の運動データを必要とする場合には、FFT 検波に用いる A/D 変換データ数 (以下、FFT 標本点数) は 512 個となる。何個の標本点数を FFT 処理するかはソフトウェアで選択可能であり、標本点数を増やすと分解能は向上し、動特性は悪くなる。なお、最も動特性を良くしたとき、128 個の標本点数について FFT 処理を行い運動データ収集速度として 400 Hz となるように製作した。

歯の運動測定に用いる二次コイルをアクリル治具に固定して静止状態で 1 秒間のデータを収集し、FFT 処理に用いる標本点数を変化させたとき、FFT 処理後のデータのばらつきは図9のような正規分布となった。ばらつきの標準偏差を検波誤差と見なすと検波誤差と標本点数の関係は図10のようになり、標本点数が増すと検波誤差は減少し、

図9 Distribution of phase detecting error and FFT points
FFT 標本点数による位相検波誤差分布

図8 Block diagram of the measuring system
測定システムのブロックダイアグラム

図 10 Relationship of FFT points and phase detecting error
FFT 標本点数と位相検波誤差

図 11 Magnetic phase shift during translation along x-axis
x 軸方向平行移動時の位相変化量

表 4 Magnetic phase shift and phase detecting error during parallel translation
平行移動時の位相変化量と位相検波誤差

	x-direction	y-direction	z-direction	
Phase shift	0.130	0.127	0.136	(°/mm)
Phase detecting error	4.69×10^{-4}	4.68×10^{-4}	5.33×10^{-4}	(°)
Resolving power	3.69×10^{-3}	3.84×10^{-3}	3.61×10^{-3}	(mm)

FFT points : 512

表 5 Tooth movement at the peak occlusal load on a buccal cusp
頬側咬頭咬合負荷最大時の歯の運動

	D (μm)	x (μm)	y (μm)	z (μm)	θx (°)	θy (°)	θz (°)	F (kgf)	D/F (μm/kgf)
Single task									
	236	139	-143	126	-0.949	-0.977	-0.086	23.13	10.2
	194	152	-37	114	-0.962	-1.009	-0.324	22.20	8.7
	366	198	-265	156	-0.920	-1.086	-0.134	23.02	15.9
	302	229	-52	190	-0.805	-0.743	-0.195	22.97	13.1
Repeated tasks									
Three times									
	143	84	-109	40	-0.795	-0.920	-0.098	23.94	6.0
	239	122	-190	79	-0.817	-1.017	-0.080	25.46	9.4
	255	149	-199	58	-0.855	-1.081	-0.029	25.39	10.1
Four times									
	171	66	-131	88	-0.576	-0.744	0.002	20.48	8.4
	246	183	-137	90	-0.633	-0.739	-0.052	21.59	11.4
	211	106	-164	79	-0.727	-0.947	-0.013	24.05	8.8
	242	146	-165	100	-0.679	-0.916	-0.029	23.57	10.3

標本点数 2,048 点のとき 0.000196° であった。

一次コイルの中央部 200×200×200 mm における空間の歪みは、二次コイルを測定対象空間に置いて測定した結果では、平行移動が最大で約 2.5%、回転に関しては最大約 1% であった。また、二次コイルを一次コイル座標系に対して各軸に平行移動させたときの位相変化量と位相検波精度を表 4 に示す。各軸方向の位相変化量と位相検波精度から求めたシステム全体としての測定器の空間分解能は、3.61~3.84 μm となる。x 軸方向移動時の 6 個のパラメー

タは図 11 に示すように x 軸方向移動を表すパラメータのみがほぼリニアな変化をして、他の 5 つのパラメータはほとんど影響を受けていなかった。他の軸方向ならびに回転運動についても同様の結果であった。

3. 歯の運動測定

頬側咬頭で咬合したとき、上顎右側第一小臼歯咬合面中央部に設定した解析点を咬合平面座標系から観察した場合、各要素ごとの歯の運動量は咬合力が最も大きかったと

図 12 Tooth movement during buccal cusp loading
頬側咬頭咬合時の歯の運動

D : Three dimensional translation at analyzing point
x : X-axis translation (mesial-distal direction)
y : Y-axis translation (buccal-palatal direction)
z : Z-axis translation (apical direction)
θx : X-axis rotation
θy : Y-axis rotation
θz : Z-axis rotation
F : Occlusal force

図 13 Tooth movement during palatal cusp loading
舌側咬頭咬合時の歯の運動

D : Three dimensional translation at analyzing point
x : X-axis translation (mesial-distal direction)
y : Y-axis translation (buccal-palatal direction)
z : Z-axis translation (apical direction)
θx : X-axis rotation
θy : Y-axis rotation
θz : Z-axis rotation
F : Occlusal force

表 6 Tooth movement at the peak occlusal load on a palatal cusp
舌側咬頭咬合負荷最大時の歯の運動

	D (μm)	x (μm)	y (μm)	z (μm)	θx (°)	θy (°)	θz (°)	F (kgf)	D/F ($\mu\text{m}/\text{kgf}$)
Single task									
	231	-4	229	26	0.008	-0.439	-0.419	25.13	9.2
	71	38	20	56	-0.037	-0.444	-0.399	23.12	3.1
	162	73	23	143	-0.144	-0.433	-0.368	24.11	6.7
	208	77	117	154	-0.207	-0.426	-0.414	20.07	10.4
Repeated tasks	Four times								
	175	50	76	149	-0.306	-0.541	-0.422	22.35	7.8
	214	54	90	187	-0.221	-0.550	-0.400	21.81	9.8
	190	47	57	175	-0.173	-0.662	-0.395	24.30	7.8
	155	44	67	133	-0.124	-0.720	-0.355	24.58	6.3
	Four times								
	82	15	39	70	-0.090	-0.571	-0.246	21.76	3.7
	96	9	15	94	-0.047	-0.563	-0.201	22.70	4.2
	86	27	-12	81	-0.078	-0.593	-0.211	22.99	3.8
	115	25	8	112	-0.143	-0.545	-0.204	22.50	5.1

き表 5 に示す値であった。1 回の測定で一度だけ負荷する場合と、数回連続して負荷する場合の 2 種類測定したが、三次元的な移動量は 143~366 μm の幅で変化しており、また繰り返し負荷した場合では負荷するごとに各要素の変化に一定の傾向はみられなかった。図 12 に時間の変化に対応する歯の運動の 1 例 (表 5 の 1 行目のデータ) を示す。このとき歯は咬合力を負荷する前と咬合力が最大のときとで X 軸方向でみれば前方へ 139 μm 、Y 軸方向では右

へ 143 μm 、Z 軸方向では上方へ 126 μm 平行移動し、また回転については X 軸回りに -0.949° 、Y 軸回りに -0.977° 、Z 軸回りに -0.086° であった。全体として歯は近心頬側歯根方向に 236 μm 移動し、近心頬側方向に回転していた。この解析点ではまず、Z 軸方向の移動がみられ、次いで X、Y 軸方向へ移動していた。

次に舌側咬頭で咬合したときの各要素ごとの歯の運動量を、咬合力が最も大きかったときについて表 6 に示す。頬

図 14 Three dimensional translation at analyzing point during buccal cusp loading
 頬側咬頭咬合時の解析点における三次元的移動量

図 15 Frontal view of tooth movement pathways during buccal cusp loading
 頬側咬頭咬合時の歯の運動経路（前頭面）
 C: The center of rotation

側咬頭咬合時同様に測定間で一定の傾向を示さず、三次元的な移動量は $71 \sim 231 \mu\text{m}$ の範囲で移動していた。図 13 に時間軸に対応する舌側咬頭咬合時の歯の運動（表 6 の 4 行目のデータ）を示すが、咬合力が最も大きいとき X 軸方向では前方へ $77 \mu\text{m}$ 、Y 軸方向では左へ $117 \mu\text{m}$ 、Z 軸方向では上方へ $154 \mu\text{m}$ 、平行移動し、X 軸回りに -0.207° 、Y 軸回りに -0.426° 、Z 軸回りに -0.414° 回転していた。歯は口蓋歯根方向に $208 \mu\text{m}$ 移動していたが、頬側咬頭咬合時に比べて回転量が少なく、全体として歯は負荷に対して平行に移動していた。舌側咬頭咬合時においてもまず Z 軸方向への移動があり、その後 X、Y 軸方向への移動が起こった。頬側咬頭咬合時の最大咬合力は約

図 16 Frontal view of tooth movement pathways during palatal cusp loading
 舌側咬頭咬合時の歯の運動経路（前頭面）

23.1 kgf (226.5 N) であり、舌側咬頭咬合時では 20.1 kgf (197.1 N) であった。また、咬合力負荷部位が同じ場合には歯の移動方向には一定の傾向が認められた。

頬側、舌側のどちらで咬合しても咬合力に対応する歯の各要素の変動は、負荷前から最大咬合力発揮時までを往路、最大咬合力発揮時から開口するまでを復路とした場合、往路と復路で同じ経路を描かず同じ咬合力の位置で往路よりも復路のほうが変位量は多くヒステリシスを持っていた。これは歯を支える歯周組織、特に歯根膜の粘弾性を表していると考えられる。図 14 は表 5 の上から 4 行目のデータについて作図した。

頬側咬頭咬合時には歯の平行移動とともに歯の回転運動も観察され、このときの回転中心は舌側の歯根付近にあった（図 15）。反対に舌側咬頭咬合時には回転要素の変動がほとんどなくほぼ平行移動していたため、歯の近傍に回転中心はみられなかった（図 16）。なお、図中の歯は被験歯ではなく平均的な歯の模式図であり、各経路は 7 mm 間隔で表示した。また、歯の大きさや表示位置に対して運動経路は 18 倍に拡大表示した。スケールは運動経路に対応している。

IV. 考 察

1. 測定器について

歯の運動についての研究はダイヤルゲージを用いた¹⁾測定方式に始まり、さまざまな装置を用いて測定されてきた。歯周組織の診査をする際には歯の動揺度を測定するのに一、二次元で測定した結果に十分な情報が含まれている

が、複雑な補綴物の咬合面形態をどのように製作するかという目的から、咀嚼運動や側方滑走運動などの機能時の歯の運動を測定するためには多次元での測定が要求される。本研究により歯の 6 自由度運動測定が可能となったので、研究目標の第一段階は達成されたといえる。

1) 6 自由度による測定方式

6 自由度測定は物体を剛体として扱ったときの物体の動き（位置と向き）を表すことが可能であり、従来の測定点と解析点が同一であった一～三次元の測定とは異なり、物体の任意の点の動きを解析することができる。本測定器は被験歯頰側面中央部に二次コイルを装着するが、二次コイルは各軸方向に向いた 3 つのコイルを配置することで 6 自由度パラメータが検出可能であり、被験歯の三次元形態データがあれば解析点は形態データ上のあらゆる点に設定できる。

さらに、二次コイルを上下顎の複数の歯に設置することで顎運動と歯の運動の同時測定が可能となり、12 自由度測定解析へと発展させることができる。

2) 検出機構部

一次コイルは円形空心コイルを使っているため、磁性合金を用いた空間⁹⁾に比べると歪みが少なく線形性の良い空間が形成されている。製作した一次コイルの中央部 200×200×200 mm の空間歪みはシミュレーション値に比べると、平行移動についてはほぼ同じ値を示したが回転については約 3 倍であった。これは一次コイルに幅と厚みがあり、全く理想的な磁場が形成されていないこと、二次コイルにも大きさをもったコイルを使用していること、鉄壁、測定機器類などの外乱の影響を受けていることなどが実際の測定とシミュレーション値との違いであると考えられる。また、製作した二次コイルは各コイルの中心点が一致しないため、一次座標系に対する二次コイルの回転量が増すと測定データから求めた回転マトリックスに誤差を生じる。このことから一次コイルの測定空間は線形性が良好であるが、二次コイルの形状によっては回転の補正を必要とする。

3) FFT データ処理

測定データの解析処理において FFT を採用したが、FFT 標本点数を増加させるとデータの静特性は増すが、一定の測定時間内における運動データ数は減少するため運動の滑らかさがなくなり、動特性は劣る。正常者については 50～200 Hz の顎位数で顎運動を表現することが可能で、クリッキング等のみられる顎機能障害者の顎運動測定には 400 Hz まで必要になる¹⁷⁾。しかし歯の運動は顎運動よりも遅く、また粘弾性を持つことから顎運動に比べてサンプリング間隔を長くすることが可能である。

2. 歯の運動測定について

1) 被験歯の選択

加藤²⁾は上顎第一大臼歯を被験歯とした歯の変位を測定報告している。本研究でも測定解析部位を歯列上のあらゆる歯に設定し、さらに側方滑走運動や咀嚼運動などの機能運動も同時測定することを目標としている。しかし、参照点とする部位を同一歯列内の他の歯に設定して、この歯に咬合負荷の影響が可及的に小さくなるようにするためには、開口した状態で被験歯のみにロードセルを噛ませなければならない。また、今回使用した二次コイルは大きさが 7×7×17 mm であり、アングルワイダーを用いて頬粘膜を圧排しても第一大臼歯部に装着することは困難であったため、測定時のエラーを可及的に取り除くため上顎第一小臼歯を二次コイル設置部位とした。

2) 歯の運動

頰側咬頭および舌側咬頭咬合時の歯の運動は咬合力に対応して 6 自由度のパラメータに変動がみられた。咬合面中央部に設定した解析点での歯の移動は上顎第一大臼歯を被験歯とした場合の報告²⁾より大きな値であるが、これは参照点として用いる二次コイルを反対側の同名歯に装着したことから、前歯部に固定源を求めるよりも咬合力による上顎骨の歪みが大きく影響したものと考えられる。また、ロードセルを介在させ、意図的に頰側咬頭および舌側咬頭へ咬合力を負荷したので機能時とは異なる条件下での歯の動きであったことも一因である。

3. 今後の展望

本研究のようにロードセルを介在させた測定では咬合力に対応する歯の運動の 6 要素の変動が測定解析できたが、機能運動時における歯の運動の測定時には現有のロードセルで咬合力を同時測定することは不可能である。将来的にはあらかじめ 6 自由度咬合力計を用いて歯周組織の力学的性状を明らかにしておくことで、歯の運動データのみから歯に加わった力を正確に推定できるようになると期待できる。

ロードセルを介在させた咬みしめでは、咬合力負荷部位を変化させることができ、咬合力との関係について解析可能であるので、今後は被験者数を増して検討する。また、側方滑走運動や咀嚼運動など機能運動時における歯の運動についても測定解析を行うとともに、二次コイルの小型化、高精度化など測定器の改良も続けたい。

V. 結 論

咬合面の解析、設計に必要な顎運動ならびに歯の運動の測定が可能な測定器の開発を目的に、試作器を製作して測定実験を行い、以下の結論を得た。

1. 交流磁気空間を用いた歯の 6 自由度運動測定が可能

な高分解能運動測定器を開発した。

2. 試作した測定器を用いて 1 名の被験者の上顎右側第一小白歯について咬合力負荷時の歯の運動を測定した。

3. 約 23 kgf の咬合力で頬側咬頭咬合時には歯は近心頬側歯根方向に 143~366 μm 移動し、舌側咬頭咬合時には口蓋歯根方向に 71~231 μm 移動していた。

本研究は文部省科学研究費補助金（基盤研究 A，課題番号 08407064）ならびに科学技術振興調整費によるところ大であった。ここに記して感謝の意を表する。

文 献

- 1) Mühlemann HR. Periodontometry, A method for measuring tooth mobility. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 4: 1220-1233, 1951.
- 2) 加藤 均. 歯周組織の機能状態に関する研究 第 2 報 臼歯の機能時の変位と安静時の脈動. 補綴誌 26: 133-147, 1982.
- 3) 三浦宏之, 長谷川成男, 加藤 均ほか. 歯牙の変位経路の三次元測定法について. 顎機能誌 2: 1-10, 1995.
- 4) 益田高行, 三浦宏之, 加藤 均ほか. 咬合力による上顎臼歯部歯周組織の歪みの三次元的測定. 補綴誌 40: 154-159, 1996.
- 5) 岡田大蔵, 三浦宏之, 長谷川成男. 上下顎臼歯の機能状態に関する研究—歯の三次元変位—. 補綴誌 42: 279-286, 1998.
- 6) 郡 元治, 坂東永一. 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. 補綴誌 37: 337-349, 1993.
- 7) 坂東永一. 口腔内 6 自由度運動測定器の性能向上と応用に関する研究. 平成 6 年度科学研究費補助金（一般 B）研究成果報告書 1-150, 1994.
- 8) 重本修同, 坂東永一. ブラキシズム解析用顎運動測定器の開発. 補綴誌 40: 379-389, 1996.
- 9) 芝崎寿郎. チェアサイド型 6 自由度顎運動測定器の開発. 四国歯誌 10: 185-194, 1997.
- 10) 大塩恭仁, 坂東永一, 重本修同ほか. 試作測定器による歯の変形測定. 補綴誌 42・99 回特別号: 22, 1998.
- 11) Behrend DA. Patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man. Arch Oral Biol 23: 1089-1093, 1978.
- 12) 副島光積, 堀内和夫. 電磁気学 212-213, 東京: コロナ社, 1964.
- 13) 新桑和夫, 田辺行人, 権平健一郎. 物理学公式 東京: 共立出版, 1970.
- 14) 高見沢忠. 健康永久歯の相対咬合力および個歯咬合力に関する研究. 補綴誌 9: 217-234, 1965.
- 15) 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.
- 16) 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: 830-842, 1991.
- 17) 坂東永一. 徳島大学歯学部第 2 歯科補綴学教室における顎口腔機能研究. 顎機能 10: 139-144, 1992.

著者連絡先: 坂東 永一

〒 770-8504 徳島県徳島市蔵本町 3-18-15

TEL 0886-33-7350

FAX 0886-33-7391