

荷重時の歯の回転中心に関する研究

—磁気センサを応用した3次元変位測定システムの生体への応用—

吉田教明, 古賀義之, Paul-Georg Jost-Brinkmann*, 阿部理砂子, 小林和英, 山田好秋**

長崎大学歯学部歯科矯正学講座

*フンボルト大学歯学部歯科矯正学講座

**新潟大学歯学部口腔生理学講座

[受付: 平成10年3月12日]

A study on the location of center of rotation of the tooth subjected to the load
using a magnetic sensing system for three dimensional displacement

Noriaki Yoshida, Yoshiyuki Koga, Paul-Georg Jost-Brinkmann*, Risako Abe,
Kazuhide Kobayashi, Yoshiaki Yamada**

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Nagasaki University

**Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Humboldt University of Berlin*

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

[Received: March 12, 1998.]

Key words: tooth movement, center of rotation, magnetic sensor

Abstract: The type of tooth movement is described simply by the center of rotation. Therefore, orthodontic tooth movements can be predicted, when each location of the center of rotation under various force systems is clarified. The purpose of this study was to develop a magnetic sensing system for three dimensional displacement and to determine the location of center of rotation of the maxillary central incisor. Lingually directed forces were applied at different horizontal levels in human subjects. The main part of the system is composed of eight hall elements and a samarium cobalt magnet. The relationship between the location of center of rotation and the position of the force application was discussed. It was concluded as follows;

1. Resolution was determined to be less than $1\mu\text{m}$ and distortion of the system was calculated at less than 0.7% within the range of $\pm 300\mu\text{m}$. This system was estimated to be stable and sensitive enough to be applied in the oral cavity and to measure the tooth movements in vivo.
2. When a lingually directed force was applied at the bracket position of the tooth, the center of rotation was observed at a point 0.44 times the root length from the alveolar crest. This indicated that the tooth crown tended to move lingually and the root tended to move labially, or oppositely when only a single force was applied to maxillary incisors during the anterior teeth retraction.
3. When the point of force application was moved cervically, the center of rotation also moved toward the same direction. It was shown that the center of rotation is located at the root apex when the force was applied at a point

5 mm cervical from the bracket position.

4. As the location of force application moved further apically, the direction of rotation changed from crown-lingual to root-lingual at a point between 6 and 8 mm cervical from the bracket position.

This study was supported by DFG Grant Mi198/4-1.

抄録 荷重時の歯の移動様式は回転運動として、中心点、半径、角度で表現することができる。したがって、特定の力系に対する歯の回転中心を求めることは、歯の移動様式を予測することと等価である。本研究では、新たに開発した磁気センサを応用した3次元変位測定システムを用いて、矯正力作用時の上顎中切歯の変位量を実測し、荷重位置と回転中心の関係について検討した。被験者は27歳の成人女性1名で、被験歯は上顎左側中切歯とした。被験歯に負荷する荷重量は150 gとした。得られた結論を以下に述べる。

1. ホール素子と磁石を組み合わせることで、歯の微小変位を非接触で3次的に測定できるシステムを開発し、口腔内への応用を試みた。変位測定システムの基本性能を検討したところ、 $1\mu\text{m}$ 以内の分解能をもち、測定誤差は $\pm 300\mu\text{m}$ の範囲で0.7%以下であった。以上より、本システムは歯の微小変位を定量的に測定するための十分な特性を有することが確認できた。
2. 舌側方向の矯正力を上顎中切歯のブラケット位置に負荷した時に、回転中心は歯槽頂より歯根長の44%根尖側寄りの位置に観察された。上顎前歯の舌側牽引時に単力のみを負荷すると、歯冠は舌側へ移動するものの、歯根が荷重方向と反対の唇側へ移動する傾向が示された。
3. 荷重位置を歯頸側方向へ移動すると、回転中心は根尖に向かって移動した。ブラケットから5 mmほど歯頸側寄りの位置に荷重を負荷すると、回転中心は根尖に観察された。
4. 荷重位置をさらに根尖方向へ移動すると、ブラケットから歯頸側寄りに6 mmから8 mmの間で、回転方向が逆転し、歯冠舌側傾斜から歯根舌側傾斜へ変化した。

I. 緒 言

矯正力による歯の移動は、傾斜移動、平行移動および両者の混合した移動の3種類に分類することができる。しかし、傾斜移動と平行移動の組み合わせは無数に存在し、この分類方法で歯の動きを正確に表現することは不可能である。そこで歯の移動様式を特異的に表すために、回転中心の概念¹⁻³⁾がしばしば使用されてきた。特定の力系に対する歯の回転中心がわかれば、歯の移動様相を予測することができる。また、歯を最短距離で最終的な目標位置へ移動する治療計画の設計が可能となるため、临床上しばしば行われている歯根の往復移動を防止でき、歯根吸収などの矯正治療中に遭遇する偶発事故の回避につながるものと期待されている。

歯に矯正力を負荷した時の回転中心を求める研究には、実験的解析^{1, 4-8)}や有限要素法を用いた数値解析⁹⁾などがあるが、いずれもヒト頭蓋骨を用いた実験やモデル解析のため、それらの結果は推測の域を出ない。また、ホログラフィー干渉法を用いて、生体を対象に歯の変位測定を行った研究¹⁰⁻¹¹⁾もあるが、生体測定時の精度に問

題があり、信頼性に乏しい。本研究では、磁気センサを応用した3次元変位測定システムを開発し、種々の荷重位置で上顎中切歯に矯正力を負荷した時の変位をヒトを対象に実測し、荷重位置と回転中心の関係について検討を加えた。

II. 方 法

1. 変位測定システム

1) 磁気センサ

磁石と磁気センサを応用して、矯正力作用時の歯の微小変位を口腔内で実測できる変位測定システムを開発した。磁気センサにはいくつかの種類があるが、ここでは複数個のセンサを同時に口腔内の限られた空間に応用するため、小型で分解能に優れたトランスデューサが必要であり、ホール素子(旭化成電子社: HW-302B, 2.7 mm×2.35 mm×0.95 mm)を用いることにした。ホール素子は、磁場の変化により電圧の変化が生じるホール効果を応用した磁電変換素子である。通常は、小さな磁石と組み合わせることで変位センサとして用いられ、素子

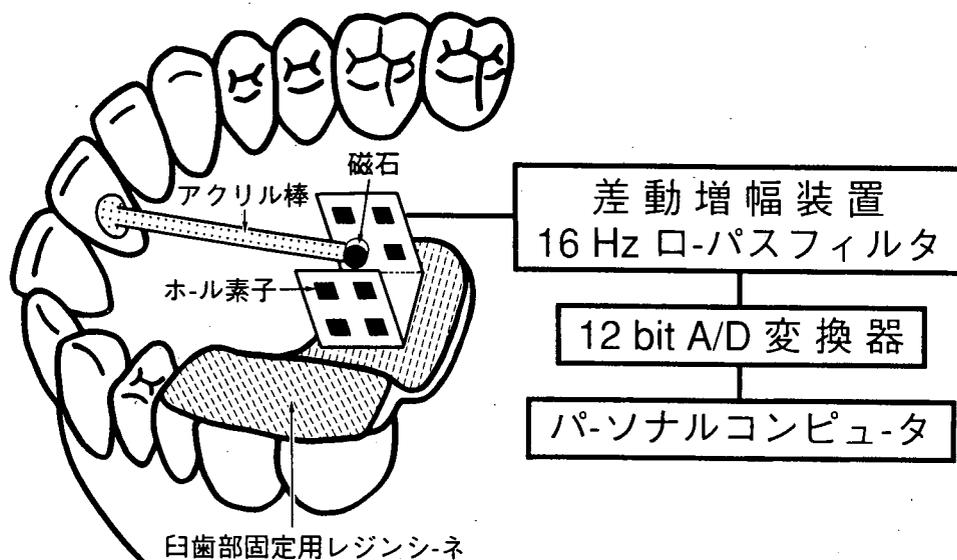


図1 3次元変位測定システムのブロックダイアグラム

Fig. 1 Block diagram of the magnetic sensing system for three dimensional displacement

を固定部に、磁石を移動部に取り付け、対象物の移動を素子と磁石の相対変位として検出する。

標点としては、永久磁石であるサマリウムコバルト磁石 (IBS Magnet Ing.社 : DE32, 直径3.0 mm, 厚さ2 mm) を用いた。この磁石は保磁力およびエネルギー積が大きく、温度安定性と塩素反応による腐食抵抗性に優れることから、口腔内への応用には最適と考えられた。

3次元の変位を測定するために、磁石を中心として、8個のホール素子を立方体の各頂点に、磁石のSN極方向に対して素子面が直交するように配置した。ホール素子は絶縁、防湿を目的に、吸水性のないエポキシ系接着剤 (コニシ社 : ポンドクイック5) で被覆した。

2) ホール素子の駆動方法

ホール素子の駆動方法には、定電流駆動と定電圧駆動の2種類がある。定電流駆動した場合には、ホール素子の出力電圧には、大きな温度依存性 (ホール係数の温度係数: $-2\%/^{\circ}\text{C}$)¹²⁾ があり、呼吸などによる急激な温度変化に対して、出力が変化する可能性がある。逆に、定電圧駆動した場合には、ホール素子の出力電圧は電子移動度の温度係数 ($-0.2\%/^{\circ}\text{C}$)¹²⁾ に依存するため、定電流駆動に比べて1ケタ温度特性に優れている。そこでホール素子の駆動方式は、周囲温度の変化による影響をほとんど受けない定電圧駆動とし、定電圧電源により直流1.0 Vを供給した。また、素子に高電圧が直接加わると破壊されることがあるため、保護回路を設けた。

3) 増幅装置およびデータ処理

ホール素子8個の出力電圧は、それぞれ高精度ローパス計測アンプ (BURR-BROWN社 : INA118) で500倍に差動増幅し、同時にDCオフセットを補正した。増幅された信号は、16 Hzのローパスフィルタにより、高域ノイズを除去した後、12bit A/D変換器を介して、パーソナルコンピュータに入力し、必要な演算を行った (図1)。

2. 較正および測定精度

センサと磁石の位置関係の決定および測定システムの較正は、アルミ定盤上で行った。

まず、8個のセンサが貼付されたアルミハウジングを1ステップ $1\mu\text{m}$ の送り出しが可能な3軸自動パルスステージ (中央精機社 : MM-60X : Y, MM-60V) 上に取り付けた。次に、磁石をセンサ部の中心に位置するようにアルミ製ポールを介して固定した。3軸自動パルスステージ上のセンサ部を3次的にステップ移動させることで、磁石とセンサの相対移動を行った。この際の8チャンネルのセンサ出力とパルスステージ上のX, Y, Z座標をそれぞれ記録した。較正システムの全体観を図2に示す。

1) センサと磁石の配列

3軸自動パルスステージ上のセンサのステップ移動を行い、ダイナミックレンジを最大限に利用できる出力特性、感度を示す、磁石-センサ間距離を求めた。その結

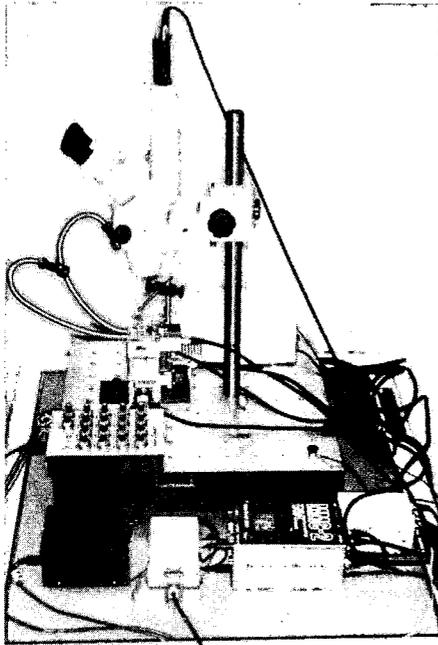


図2 較正システム
Fig. 2 Calibration system

果、 $1\mu\text{m}$ 以下のシステム分解能を得ることが可能な8個のセンサの配列位置が決定した。次に、変位と出力の直線性のよい関係が得られる最適な磁石の位置を決定した。

2) 較 正

センサ出力電圧から磁石の変位量を算出するために、電圧-変位変換式を作成する必要がある。8個のセンサに対して、磁石が3次元的に相対移動を行った時の出力電圧変化から、X、Y、Z軸方向のそれぞれの変位についての電圧-変位変換式を求めることができる。

較正ポイントは、X、Y、Z軸それぞれ $100\mu\text{m}$ 間隔の $\pm 300\mu\text{m}$ の範囲における格子状の点343 ($7 \times 7 \times 7$)ポイントとした。各較正ポイントにおけるX、Y、Z座標値とセンサ8個の出力データから重回帰分析を行い、電圧-変位変換近似式を作成した。

この際、3軸自動パルスステージはパーソナルコンピュータと多軸ステッピングモータコントローラ(中央精機社:MMC-2)を介してRS-232C形式で通信することで、自動制御による343個の較正ポイントへの順時送り出しおよび、センサ出力データの取り込みを可能にし、較正精度の向上と作業の省力化を実現した。

較正の全行程は、ステッピングモータなどからの振動の影響を極力排除するために、精密除振台(中央精機

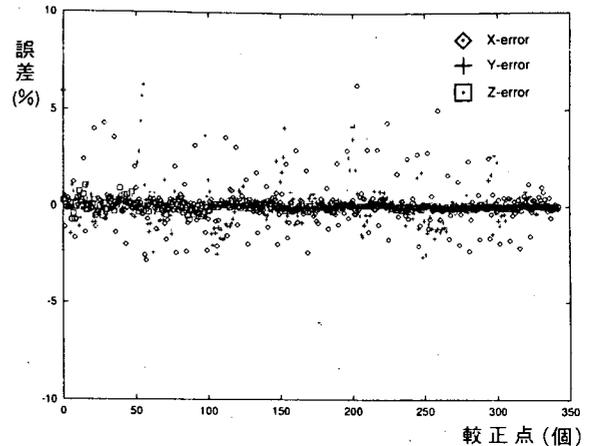


図3 較正時の測定誤差
Fig. 3 Error of the system calibration

社:SD-1080)上で行った。

3) システム分解能および精度

較正時に、磁石とセンサの相対位置を $10\mu\text{m}$ 変化させた時の各センサの出力電圧変化とノイズ幅の比、すなわちS/N比を測定したところ、最低でも12:1の値が得られた。このことから、本測定システムの分解能は $1\mu\text{m}$ 以内であることが確認された。

本システムの測定精度を検討するために、3軸自動パルスステージが機械的に送り出した343個の較正ポイントの3次元座標値と電氣的に測定したセンサ出力電圧を変換式に代入して算出した座標値を比較した。その結果、 $\pm 300\mu\text{m}$ の範囲内で変位と出力の平均誤差はX、Y座標でともに0.7%以下、Z座標で0.2%以下、最大誤差が6.3%で、良好な直線性を示した(図3)。

3. 測定システムの口腔内への応用

1) 口腔内固定装置

上顎中切歯の変位測定を行うにあたり、磁石を移動部である上顎中切歯に、センサを固定部である臼歯部に固定する必要がある。そこで、被測定歯となる上顎中切歯歯冠に装着するレジンキャップと臼歯部固定用レジンシーネを歯列模型上で作製した。まず、固定用レジンシーネに、8個のセンサが貼付されたアルミハウジングを接着した。この際、センサ部のX軸を咬合平面と正中矢状平面に平行に、Y軸を前頭平面と正中矢状平面に平行に、Z軸を前頭平面と咬合平面に平行になるように設置した(図4)。

複数回の測定を異なる日に繰り返し行う場合には、センサと磁石の位置関係を同じ状態に再現し、口腔内に装



図4 模型上に装着されたセンサ部と荷重点
ガイド用アルミ製アングル

Fig. 4 Measuring unit of the system and the aluminum angle, on which indications of horizontal force levels were made, mounted on a model

着する必要がある。このため、較正時に磁石の最適位置を決定後、アルミハウジング内にシリコン印象材を注入することで、センサと磁石の相対位置を記録した。センサ部を口腔内に固定する際に、シリコン印象材を介してセンサ部と磁石を一体化して装着し、それらの相対位置が変化しないようにした。まず、レジンキャップを被測定歯に、一体化したセンサ部と磁石が取り付けられているレジンシーネを上顎臼歯部にそれぞれユージノールセメントで合着し、口腔内に固定した。次に、磁石をアクリル棒を介して被測定歯のレジンキャップ舌側面にブラケット用ボンディング剤（サンメディカル社：スーパーボンド）を用いて接着した。これにより、センサが固定歯に、磁石が被測定歯にそれぞれ接着固定された。ボンディング剤が十分に硬化した後シリコン印象材をはずし、センサと磁石の分離を行った。このようにして、センサと磁石の位置関係を同じ状態に維持して毎回の測定を行い、同一の較正データから得られた電圧-変位変換式を使用することにより、再現性の向上を可能にした。

2) 唇圧、頬圧および舌圧の排除

実測中、荷重点のガイドとなるアルミ製アングルに上唇が触れることにより、被測定歯が不規則な圧を受けたり、臼歯部固定用レジンシーネが頬粘膜に接触することがあるため、唇圧および頬圧を排除するためにアングルワイダーを装着した。また、舌がセンサ部に接触するとホール素子が微動し、安定した測定値を得られないことから、舌圧を排除するために、タンクガード付きバイト

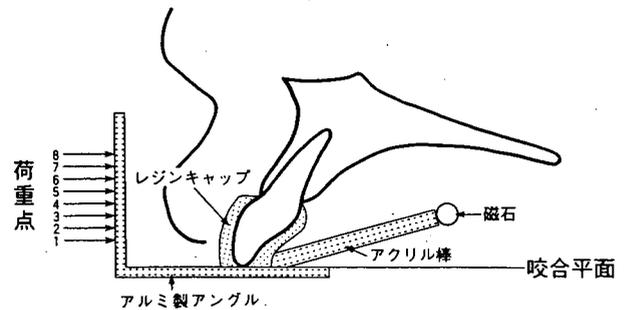


図5 荷重点と被験歯の位置関係

Fig. 5 Horizontal levels of applied forces

ブロックを装着した。

4. 測定方法

1) 被験者および被験歯

測定は、正常歯列を有する27歳の成人女性を対象として行った。被験歯は上顎左側中切歯で、口腔内所見、デンタルX線所見、パノラマX線所見より、歯周組織に特に異常は認められなかった。

2) 荷重方法

荷重の負荷及び荷重量の測定を行うために、ダイヤルプッシュプルゲージ（ワイデム・ヤマウラ社：YS-31D）の先端に超小型ロードセル（共和電業社：LM-500GA）を受感面がダイヤルゲージの軸方向に直交するように固定した。これにより、術者がダイヤルゲージで荷重量を確認しながら荷重を行い、同時に実際に負荷された正確な荷重量を電氣的に測定、記録できるようにした。

厚さ2 mmのアルミ製アングルの一側に荷重点として、歯軸に沿って2 mm間隔の半球の穴を8個形成し、中切歯レジンキャップに固定した（図4）。この際に、アルミ製アングルの荷重点側の面を唇側に向け、咬合平面に直交するように設置した。一つ目の荷重点を中切歯ブラケットのスロット位置に相当する、切縁より4.5 mmに設定し、その点から歯根側に向けて2 mm間隔でさらに7個の荷重点を設定した（図5）。荷重時のガイドとして、荷重点位置に形成された半球形の穴に適合するように、直径1.2 mmの鉛製のボールをロードセルの先端に接着した。荷重方向は、咬合平面と平行の舌側方向とし、荷重量は150 gとした。

3) 測定方法

各荷重点につき150 gの荷重を5秒ずつ負荷し、その際の被験歯の変位量を測定、記録した。除重後、変位量が十分に原点復帰するのを確認し、次の測定を行った。



図6 口腔内での測定
Fig. 6 Intraoral measurement

測定は、1日3回を2日繰り返す、合計6回行った。歯の動揺度の大きさには、日内変動があるとの報告¹³⁾より、測定時間を17時より1時間と規定した。図6に実測状況を示す。

5. 回転中心の計算方法

本研究では、被測定歯から剛体で口蓋側に延長された磁石の動きを測定しており、標点である磁石の動きは、直接被測定歯の動きを表しているわけではない。そこで、被測定歯の動きを線の動きとして解析することで、磁石の変位量から歯の回転中心の位置を算出した(図7)。この時、被測定歯は荷重方向、すなわち咬合平面と正中矢状平面のなす直線に平行なX軸方向にだけ変位し、Y軸方向には変位しないという仮定を設定し、計算を行った。

実際の計算では、磁石がX軸方向に平行に変位した場合には、歯は平行移動したと考えることができる。また、磁石のY軸方向の変位量 ΔY が存在する場合には、歯の回転移動が平行移動に加算されていると考えることができる。つまり、回転移動成分を表す ΔY より、回転角 θ を算出することが可能で、求めた θ よりX軸方向の変位量 ΔX における回転移動成分 ΔX_2 を求めることができる。この ΔX_2 を実測した ΔX より引き算することでX軸方向の平行移動成分 ΔX_1 も算出される。

以上より、歯の平行移動量 ΔX_1 と回転移動における回転角 θ が求まり、荷重負荷前後の歯軸上の点としての回転中心が算出できる。

歯の回転中心には様々な定義があるが、ここでは歯軸上に回転中心を設定する Burstone の定義¹⁾を適用し、歯の移動前後の歯軸の延長線の交点を回転中心とした。

X-Y平面上に投影した歯軸の傾きは、側貌頭部X線規格写真を用いて計測した。本研究で用いた被験者の上顎中切歯歯軸と咬合平面のなす角度は 56° であった。

III. 結 果

口腔内に測定ユニットを装着し、無負荷の状態では、X、Y、Z座標の測定値を5分間記録したところ、各座標で最大 $3\mu\text{m}$ のドリフトが認められた。呼気の影響による座標値の変化は観察されなかった。また、6回の測定結果の平均値との最大誤差は20.2%、平均誤差は各座標とも10%以内であった。

荷重点と歯の回転中心の関係を図8に示す。ブラケット位置に相当する荷重点1に150gの舌側力を負荷した時の回転中心は、歯槽頂より歯根長の44%根尖側寄りの位置に観察された。荷重点1における回転中心を原点とし、X軸を荷重方向、Y軸を荷重方向に垂直に設定した座標系における、荷重点と回転中心の座標値の関係を図8に添付した表に示す。

水平荷重位置をブラケット位置から根尖側へ2mm移動した荷重点2では、回転中心は荷重点1における回転中心の位置から歯軸に沿っておよそ1.7mm根尖側に移動した。荷重点3では、回転中心は歯根内をさらに根尖側に移動し、荷重点4では歯根外の根尖から遠く離れた位置に観察された。しかし荷重点5では、回転中心は歯の根尖側から逆方向の歯冠側に移動し、歯冠から遠く離れた位置に観察された。荷重点6で歯冠内の切端部付近にみられた回転中心は荷重点7、8でさらに歯頸線の近くまで移動した。

すなわち、荷重点1の位置で歯根のほぼ中央部に現れた回転中心は、荷重点が1から4に移動するに従って、歯根内から歯根外へ根尖側方向へ移動した。この時、回転中心の移動距離は指数関数的に増加した。荷重点5で回転中心が一度切端から遠く離れた反対側の位置に移動した後は、荷重点8まで再び根尖側方向へ移動し、歯槽頂レベルのやや根尖側寄りの位置まで接近した。この時、回転中心の移動距離は対数関数的に減少した。

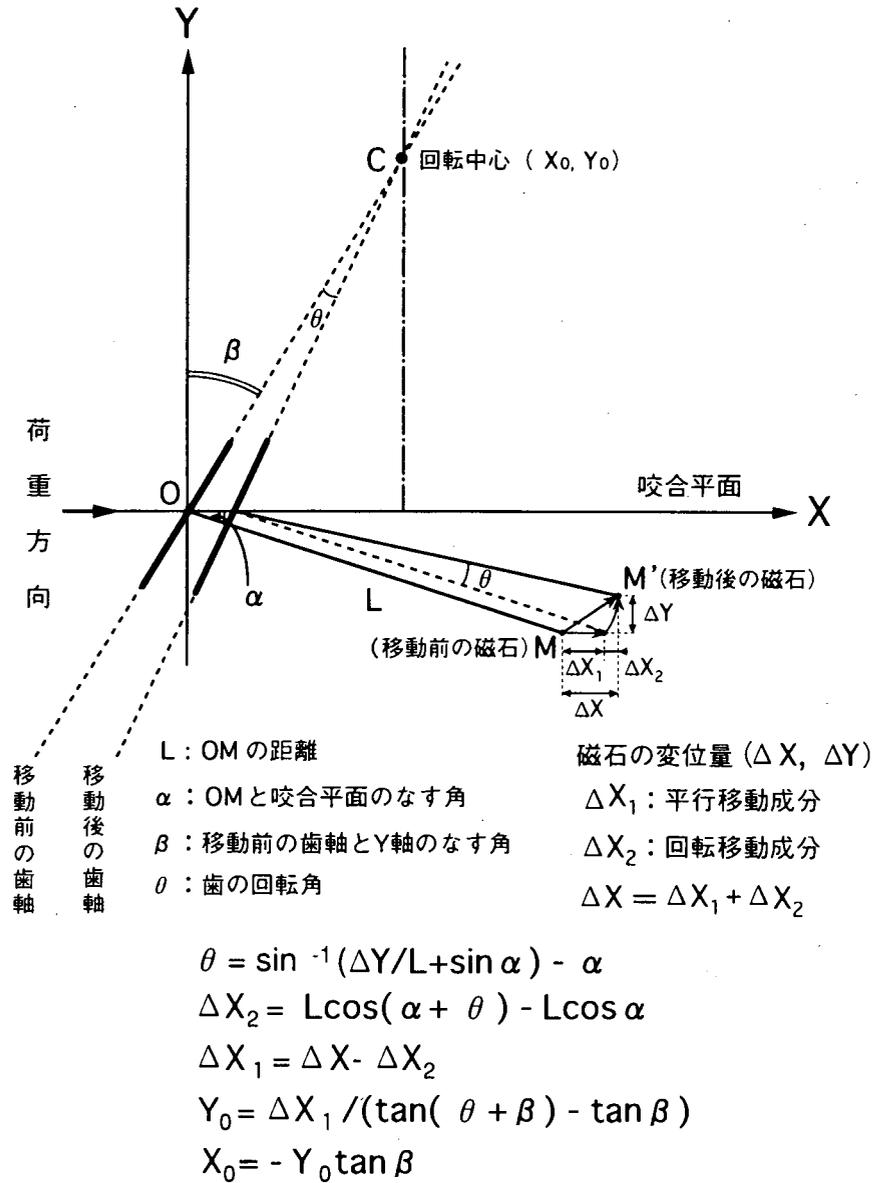


図 7 回転中心の求め方
 Fig. 7 Calculation of the position of center of rotation

IV. 考 察

1. 変位測定システムについて

変位測定システムの性能を検討した結果、変位分解能は $1 \mu\text{m}$ 以下と非常に優れた特性を示した。また、実測時の 5 分間における最大ドリフトも $3 \mu\text{m}$ 以内におさまり、時間的安定性も良好であった。各測定は 5 秒間の荷重前後の変位を記録しているので、ドリフトによる影響

はほとんどないと考えられた。

測定精度については、中心から $\pm 300 \mu\text{m}$ の範囲における変位と出力の平均誤差は各座標で 1% 以内におさまり、良好な直線性を示した。

今回の測定結果の最大変位量が $95.0 \mu\text{m}$ であったことから、歯牙変位の範囲内では、さらに適合度の高い結果が得られたと思われる。

呼吸時の座標値の変化は認められず、口腔内における

温度変化の範囲内では、システムの安定性が保証されると考えられた。6回の測定値の平均誤差は各座標とも10%以内で、測定結果には十分な再現性が認められた。

本研究では、被測定歯から離れた1点の磁石の動きを測定しているため、そこから得られる情報は1点の3自由度の動きに限られている。標点である磁石の変位量から歯の回転中心の位置を算出するにあたって、被測定歯が荷重方向に平行なX軸方向にだけ変位し、Y軸方向には変位しないという仮定が必要となる。歯が荷重方向と垂直な方向に大きく変位することは、考えにくい、歯に水平力を与えた時に引き抜き力が発生し、歯根膜が挺出方向に変形することが考えられる。このため、実際には歯がわずかに垂直方向へ変位する可能性が否定できない。

変位を測定する標点を2点に増加し、各点の3次元の変位を測定すれば、5自由度の動きを算出することができる。また、3点3次元測定で6自由度の動きが算出可能となる¹⁴⁾。

今後、本装置を多点同時計測可能なシステムに改良することで、歯の動きを3次元での平行移動および回転移動の6個のパラメータに分離して、解析することが望まれる。これにより、矯正力作用時の回転中心あるいは抵抗中心をさらに高精度で測定可能になると考えられる。この場合の抵抗中心は、力の作用線がその点を通過すると、物体の平行移動が生じる点と定義されている¹⁵⁾。

2. 歯の回転中心

上顎中切歯のブラケット位置に相当する部位に、咬合平面に平行に舌側力を負荷した時の回転中心は、歯槽頂より歯根長の44%根尖側寄りの位置に観察され、ほぼ歯根中央部に存在することが示された。Tanneら⁹⁾は有限要素法を用いて回転中心を求め、歯槽頂より歯根長の40%根尖側寄りの位置にあると報告している。本研究で用いた被験歯と丹根らの有限要素モデルでは、歯および歯周組織の形態、物理的性状などが異なるため、単純に比較することはできないが、ほぼ同じ傾向を示したと考えられる。

このように、ブラケットにトルクを与えずに単力のみを負荷すると、前歯は歯根中央付近を回転中心として、歯冠が舌側へ、歯根が荷重方向と反対の唇側へ移動する傾向を示すことが明らかになった。

水平的な荷重位置をブラケット位置から歯頸側方向に移動すると、回転中心が根中央部付近から根尖に向かって移動し、荷重点3と4の間で回転中心が根尖に位置することがわかった。すなわち、荷重をブラケット位置からほぼ5 mm歯頸側寄りに負荷すると、根尖部の移動量

が最小限に抑えられると考えられた。

荷重位置をさらに根尖方向へ移動すると、荷重点4と5の間で回転中心の位置が根尖側から歯冠側に変化した。歯の回転方向が逆転したことから、抵抗中心がこの間に存在すると推測される。すなわち、ブラケット位置から歯頸側寄り6 mmまでの荷重位置では前歯は歯冠舌側傾斜が優位であったが、8 mmを越えると歯根舌側傾斜が優位になることが示唆された。荷重点6では、回転中心が切端付近に存在するため、歯冠はほとんど動かず、歯根の舌側移動を主体とした傾斜移動を生じることが示された。荷重点7と8の根尖に近い部位で荷重を与えると、歯頸線付近を軸に回転し、従来のブラケット位置において単力を負荷した時とは反対に、歯冠が唇側へ、歯根が舌側へ移動する傾斜移動がみられることがわかった。

矯正力作用時の歯の回転中心の位置は、歯の形態、歯槽骨縁の吸収度、歯を支持する歯根膜や歯槽骨の解剖学的形態や物理的性状などの個体差によって異なることが考えられる。

また、同一個体においても、力の大きさ、荷重時間の変化により回転中心の位置も変化することが報告されている^{8, 10)}。今後、力学パラメータを変化させた時の歯の移動様式を解明することで、歯の回転中心とそれらに影響を与える様々な要因との関係が明らかにされるものと期待される。

V. 結 論

矯正力作用時の上顎中切歯の回転中心を求めるために、変位測定システムを開発し、種々の荷重位置における歯の変位量を実測した結果、以下の結論を得た。

1. 磁気を応用した変位測定の原理を利用し、8個のホール素子とサマリウムコバルト磁石を組み合わせた3次元変位測定システムを開発し、口腔内への応用を試みた。変位測定システムは以下のように、歯の微小変位を定量的に測定するための十分な特性を有することが確認できた。
 - 1) 分解能：1 μm 以下
 - 2) 測定誤差：0.7%以下 ($\pm 300 \mu\text{m}$ の範囲)
2. 上顎中切歯にブラケット位置より舌側力を負荷すると、回転中心はほぼ歯根中央部に観察され、歯根が荷重方向と反対の唇側へ移動する傾向が示された。
3. 水平的な荷重位置をブラケット位置から歯頸側方向に移動すると、回転中心が根中央部付近から根尖に向かって移動した。荷重をブラケット位置から5 mmほ

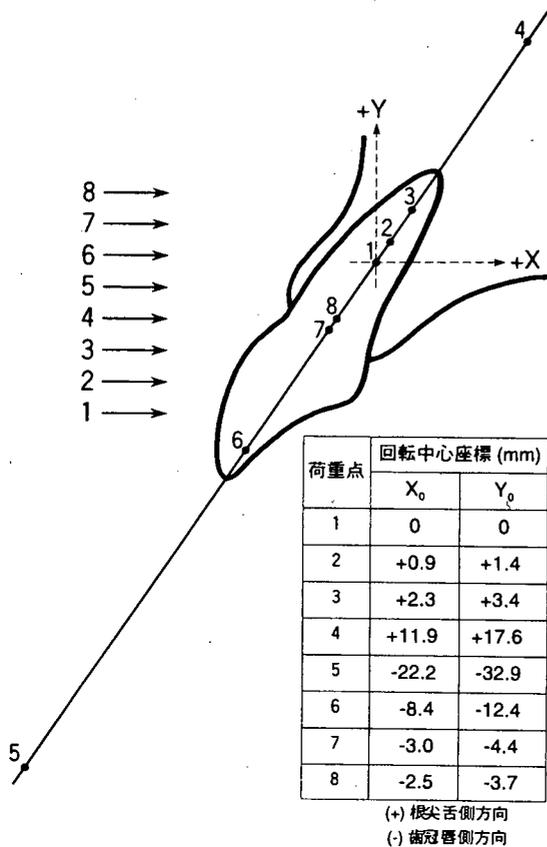


図8 荷重点と回転中心の関係
Fig. 8 Relationship between horizontal force level and the location of center of rotation

ど歯頸側寄りに負荷すると、回転中心が根尖に位置することが示された。

- 荷重位置をさらに根尖方向へ移動すると、回転中心の位置が根尖側から歯冠側に変化し、回転方向が逆転した。ブラケット位置から歯頸側寄り6 mmまでの荷重位置では、前歯は歯冠舌側傾斜が優位であったが、8 mmを越えると歯根舌側傾斜が優位になることが示唆された。

稿を終えるにあたり、システムソフトウェアの開発に際し、終始懇篤なるご支援をいただいた三菱電機コントロールソフトウェア株式会社の米田利己氏に深く感謝いたします。

また、重回帰分析プログラムの開発に際し、多大なご協力をいただいた長崎大学工学部機械システム工学科・石松隆和教授、才本秀明助教授に深甚なる感謝の意を表します。さらに、研究用サンプルとしてホール素子をご

提供いただいた旭化成電子株式会社販売部・黒木徳幸氏に厚くお礼申し上げます。

文 献

- Christiansen, R. L and Burstone, C. J.: Centers of rotation within the periodontal space, Am J Orthod, 55 : 353-369, 1969.
- Hurd, J. J. and Nikolai, R. J.: Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movements, Am J Orthod, 70 : 551-558, 1976.
- Hocevar, R. A.: Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory, Am J Orthod, 80 : 457-477, 1981.
- Burstone, C. J. and Pryputniewicz, R. J.: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, Am J Orthod, 77 : 396-409, 1980.
- Pedersen, E., Andersen, K. and Gjessing, P. E.: Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems, Eur J Orthod, 12 : 272-280, 1990.
- Nägerl, H., Burstone, C. J., Becker, B. et al.: Centers of rotation with transverse forces: An experimental study, Am J Orthod, 99 : 337-345, 1991.
- Pedersen, E., Andersen, K. and Melsen, B.: Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique, Eur J Orthod, 13 : 65-74, 1991.
- Göz, G. and Rahn, B.: Die Bedeutung des Widerstandszentrums für die Biologie der Zahnbewegung, Fortschr Kieferorthop, 53 : 137-141, 1992.
- Tanne, K., Koenig, H. A. and Burstone, C. J.: Moment to force ratios and the center of rotation, Am J Orthod, 94 : 426-431, 1988.
- Pryputniewicz, R. J. and Burstone, C. J.: The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement, J Dent Res, 58 : 1754-1764, 1979.
- Burstone, C. J., Every, T. W. and Pryputniewicz, R. J.: Holographic measurement of incisor extrusion, Am J Orthod, 82 : 1-9, 1982.
- 谷腰欣司：磁気センサとその使い方, 57-84, 日刊工業新聞社, 東京, 1986.
- Himmel, G.: Das Verhalten der Zahnbeweglichkeit im Verlauf der 24-Stunden-Periode, Doctor's thesis, Zürich

- University, 1957.
- 14) 坂東永一, 鈴木温 : 顎運動の計測法と計測器, 石岡靖, 小林義典, 長谷川成男ほか編, 顎口腔機能分析の基礎とその応用, 44-53, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1991.
- 15) Smith, R. J. and Burstone, C. J.: Mechanics of tooth movement, Am J Orthod, 85 : 294-307, 1984