

## 歯の形状計測と 歯科矯正時の歯の三次元移動量解析

山本克之、林 俊輔<sup>\*</sup>、西川博文、中村信治<sup>\*</sup>、三上智久

北海道大学工学部生体工学専攻、<sup>\*</sup>北海道大学歯学部歯科矯正

歯列模型は歯の形状を高精度に再現する手段で、診断・計測に広く用いられている。本研究ではレーザとイメージセンサを用いた歯列模型三次元形状計測装置を開発した。測定法は単眼視方式で、模型を走査しながら模型上のスポット光をイメージセンサで検出して形状を得る。計算機制御下で測定され、一点当たりの測定時間は 25 msec、深さ方向の測定可能な範囲は 40 mm である。深さ方向と横方向の測定精度は、歯列模型を計測するのに必要な測定範囲を 25 mm とすると、それぞれ 0.05 mm、0.1 mm である。本装置の応用として歯科矯正時の歯の三次元移動量を計測した。経時的に採取された歯列模型の形状を本装置で測定し、計算機処理により歯列模型間の重ね合わせを行い、平行・回転移動量を算出した。本測定で、矯正装置の違いによる、移動動態の相違を定量化することができた。

### MEASUREMENT OF DENTAL CAST PROFILE AND ANALYSIS OF THREE-DIMENSIONAL TOOTH MOVEMENT DURING ORTHODONTIC TREATMENT

Katsuyuki YAMAMOTO, Syunsuke HAYASHI<sup>\*</sup>, Hirohumi NISHIKAWA, Shinji NAKAMURA<sup>\*</sup>  
and Tomohisa MIKAMI

Division of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Hokkaido University  
Kita 13 Nishi 8, Sapporo, 060 JAPAN

<sup>\*</sup>Department of Orthodontics, School of Dentistry, Hokkaido University  
Kita 13 Nishi 7, Sapporo, 060 JAPAN

A dental cast is capable of reproducing precisely tooth shapes, and is widely used for dental examination. We have developed an optical apparatus for measuring a three-dimensional profile of a dental cast. The measurement is based on triangular method which detects a laser spot on a cast by an image sensor. The apparatus is computer controlled and designed to achieve a total measuring depth of 40 mm and a data acquisition time of 25 msec per point. The depth and lateral resolutions are 0.05 and 0.1 mm, respectively, within a depth range of 25 mm. As a particular application of the apparatus, three dimensional movement of teeth, including rotational movement, during an orthodontic treatment has been quantified by means of the superimposition of tooth profile using a computer.

## 1. はじめに

歯列模型は歯や口蓋などの口腔内の形状を高精度に再現・保存できる手段であり、歯科臨床では補綴物作成時の作業用のみならず、診断用としても広く用いられている。しかしながら現在のところ、歯列模型の形状は主に視覚的にとらえられているに過ぎず、その数値化はほとんどなされていない。模型測定用の三次元座標測定機も製品化されてはいるが、操作者が一点ごとに測定を行うもので、形状測定とはいがたく、おのずと適用は限られる。一方、主に口蓋を対象にして、モアレトポグラフィ<sup>1)</sup>、立体写真法<sup>2)</sup>、光学的手法<sup>3)</sup>による形状計測例が報告されているが、測定の自動化が困難であったり、画像分解能の点で歯を計測できないなど、実用の段階には至っていない。口腔内の形状は歯科分野における基本的な情報であり、歯列模型三次元形状の精度よい自動測定法が確立されれば、形態分析のみならず、将来は模型データベースの構築、補綴物作成の自動化など広汎な応用が考えられる。

また、歯並びの改善をはかる歯科矯正の分野では、形状のみならず歯の移動量が基本的な診断情報となっている。しかしながら、通常の計測方法は、治療前・中・後の歯列模型を単に見比べたり、歯列模型上の二点間の距離をノギスを用いて測定したり、あるいはX線写真上で歯のトレースを行い一平面内での移動量を測定したりするもので、いずれも歯の三次元的移動は把握できない。特に、回転に関する定量的測定は皆無に近い。歯列模型の三次元形状を数値化できれば計算機処理により形状計測のみならず三次元移動量も算出できるはずであり、治療経過を追跡評価するための有力な手段となりうる。

筆者らはこれまでに歯列模型の三次元形状を自動的に数値化し計算機に入力できる歯列模型形状測定装置の開発を行ってきた。<sup>4)5)6)</sup> 本報告では、装置の概略を紹介するとともに、現在、応用を試みている歯科矯正時の歯の三次元移動量解析に関し、その算出法ならびに臨床計測例を報告する。

## 2. 歯列模型形状測定装置

### 2.1 装置の構成

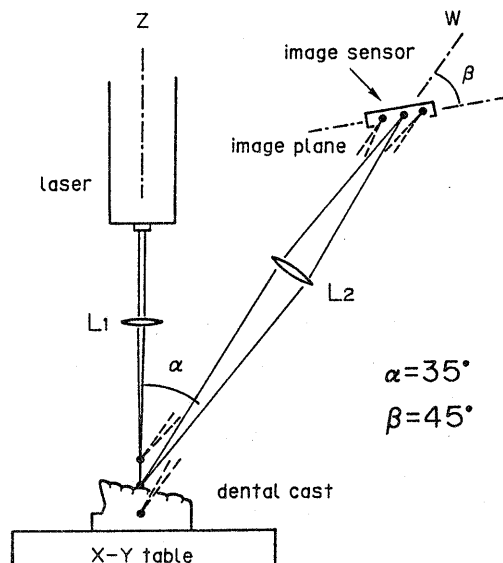


図1 歯列模型形状測定装置の光学系

三次元形状計測法には各種の方法が提案されているが、本研究ではなるべく簡単で、かつ自動計測に適した光学的非接触方式を採用した。いわゆるスポット光を用いた距離測定で、これまでと同様な原理に基づいた形状測定装置が報告されている。<sup>7)8)</sup>

本装置は図1に示すように歯列模型上の測定点にレーザービーム(He-Ne)を照射し、スポットの位置を一次元イメージセンサで検出するもので、歯列模型を水平方向に走査すれば形状が得られる。イメージセンサには2048画素、画素ピッチ0.014 mmのものを使用している。なお、歯列模型の走査にはX-Yプロッタを利用した。レーザー光のビーム径は0.8 mmと太く、このままでは歯列形状の計測はできない。そこで、照射ビームをレンズL<sub>1</sub>(f = 100 mm)で集光して、模型測定に必要な深さ方向25 mmの範囲で水平方向分解能0.1 mm程度を確保できるようにした。結像用レンズL<sub>2</sub>(f = 75 mm)とイメージセンサは照射光軸に対し35°の角度をなす軸上に置き、さらにイメージセンサは、常に鮮明な像が得られる光学的条件、す

なわちシャインブルック条件 ( $a \cdot \tan \alpha = b \cdot \tan \beta$ 、 $a$  と  $b$  は  $L_2$  から模型および  $L_2$  からセンサまでの距離) を満足するように、光軸に対し  $45^\circ$  傾けて配置した。

図2に最大受光画素位置の検出法を示す。イメージセンサからは1MHzの読みだしクロックに同期して受光強度に比例した画素信号が逐次、出力される。このうちスポット像に対応する信号は20画素程度に過ぎず、2048画素分の信号を全て計算機内に入力するのは測定時間の面から得策ではない。そこで、スポット信号をコンパレータで検出しその画素位置 $P_1$ 、 $P_2$ をクロックのカウンタ値として検出し、レジスタ、マルチプレクサを経由して計算機に入力する。計算機内では、それらの中間値をとり最大受光画素位置と判定する。

## 2.2 装置の性能

メカニカル・ステージ上に石膏ブロックを置き、0.01 mm(測定範囲 $\pm 0.1$  mm)、および0.5 mm(測定範囲 $\pm 12.5$  mm) ずつ垂直方向に移動し垂直方向分解能と測定精度を調べた。図3に示すようにステージ移動量と最大受光画素位置にはよい対応が見られるが、この関係は原理上、非直線となる。したがって、センサ1画素当りの分解能は深さにより異なり測定範囲 $\pm 12.5$  mmで0.018~0.026 mmとなった。なお、実際の測定では図3の関係を校正曲線として用い、線形化を施して測定値とした。測定値のバラツキは標準偏差で0.024 mm、50計測点中46点は0.05 mm以下の偏差であった。

水平方向分解能に関しては厚みゲージを凸型として細溝を石膏ブロック上に作成し、走査ピッチ0.1 mmで溝周囲を計測して調べた。図6のごとく0.1 mmの溝も判別できており、水平方向分解能は0.1 mm以下(深さ約25 mmの範囲)と考えられる。なお、分解能の低下を問わなければ、本装置の深さ方向の最大測定範囲は40 mmである。

本装置の1点あたり測定時間は約25 msecで、その大半は、歯列模型の機械走査に要する時間であった。センサから計算機に至る、データ取得・転送・処理に要する時間はスポットの位置によって異なるが高々、1~3 msecである。

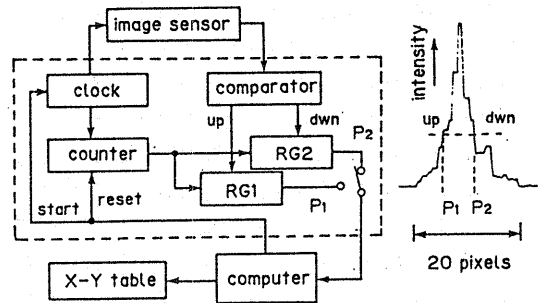


図2 装置の構成と最大受光画素位置の検出

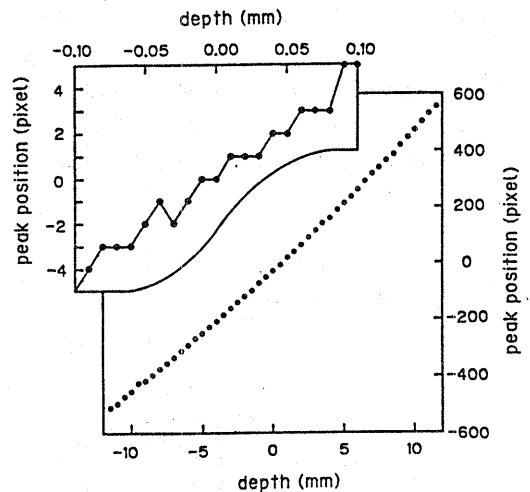


図3 深さ方向移動量と最大受光画素位置 (装置の垂直方向測定能)

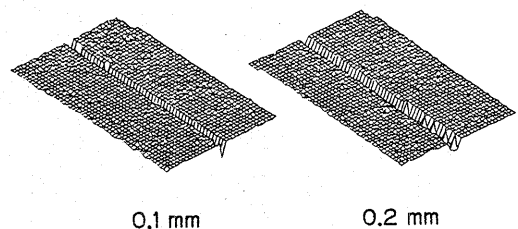


図4 石膏ブロック上の細溝の測定 (装置の水平方向測定能) 図中の数値は溝幅

### 2.3 歯列模型の形状計測

歯列模型の走査は簡単には、1走査領域を設定して口蓋をも含む歯列全体を走査すればよい。しかし、計測後のデータ処理の段階で各歯を分離しなければならず、やっかいである。そこで、本装置ではあらかじめ各歯ごとに矩形と隣在歯境界線から成る走査領域を設定し、その後、自動計測する方式をとっている。走査領域の設定は領域外周を移動する歯列模型上のスポット光を観察しながら、計算機に連動する制御スイッチで行う。領域設定後は自動的に各歯・口蓋について順次、計測が行われる。図5は走査ピッチ0.2mmで計測した例を示す。ただし、走査領域の広い口蓋については走査ピッチ0.4mmで測定し、データを内挿後、プロットに出力した。イメージセンサを図の後上方に配置しているため、歯列模型前面と側面に表示欠損部が見られるが、模型分析や三次元移動量解析に必要な咬合面や口蓋はほぼ欠落することなく計測できている。

## 3. 歯の三次元移動量解析

### 3.1 歯科矯正と歯の移動

歯は歯槽骨で支えられている。歯に長期間外力

を加えておくと、歯槽骨の加圧部では骨の吸収が、反対側では骨の添加が生じて歯は移動する。このようにして発声や咀嚼の障害となる歯並びの悪さを改善するのが歯科矯正である。外力すなわち矯正力は通常、歯に矯正スプリングを装着して加え、0.5-2年に亘って治療を行う。矯正治療では障害や苦痛を伴わずに、なるべく短期に移動させることが望まれるし、また、単に牽引するだけでは歯の傾斜や捻転(ねじれ)が生ずるので、矯正力の至適な大きさと向きを考慮しつつ治療を行う。当然のことながら、移動量は矯正治療における最も基本的な診断情報であるが、三次元的移動であるため、現在のところ歯の移動を定量的に計測する手段は確立されていない。

### 3.2 重ね合わせ法による三次元移動量算出

本研究では矯正治療時の歯列模型を経時的に、例えば1箇月ごとに採得し、計算機処理により歯の咬合面形状を各歯列模型間で重ね合せ、これより歯の移動量を算出することを試みた。

物体の三次元移動を決めるには6個の変数が必要であるが、ここでは図6に定義するような平行・回転移動を用いた。座標系を歯に設け、その原点

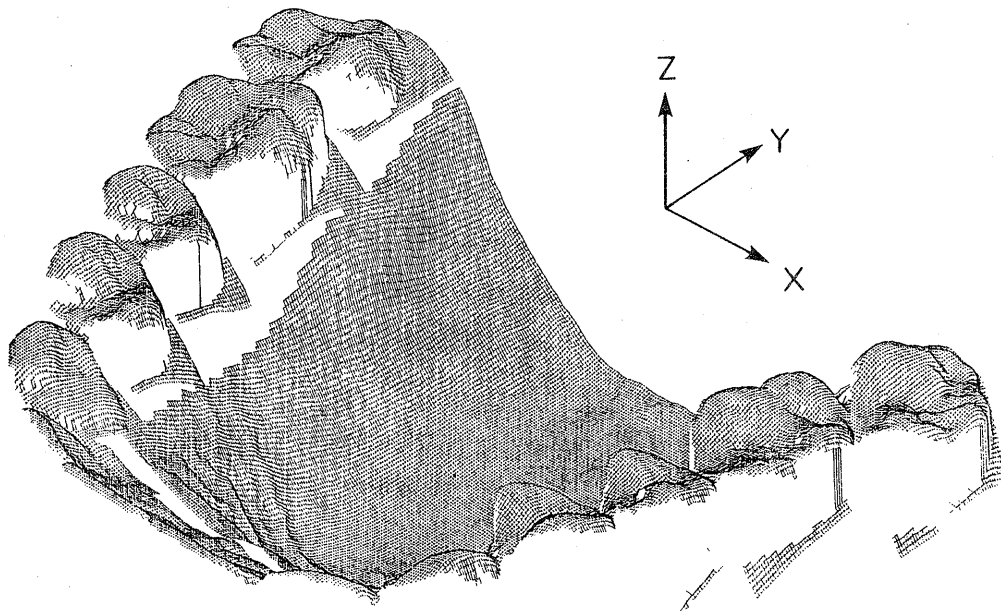


図5 歯列模型形状測定値の表示例(ピッチは0.2mm)

をa図のように、治療前の咬合面データの重心にとる。平行移動はb図のごとく原点の移動 $x$ 、 $y$ 、 $z$ で、回転移動はc図に示すようにZ軸を傾ける方向 $\phi$ と傾き $\theta$ 、およびZ'軸回りの回転 $\psi$ で定義した。回転はオイラー角の定義を一部変更し、歯科分野で使用される傾斜・捻転と概念的に一致させたもので、本質的な差異はない。

歯の移動量を算出するには何らかの方法で、あらかじめ比較すべき歯列模型間の位置合わせを行っておく必要がある。本研究では位置合わせの基準として、形態学的に比較的安定とされている口蓋形状を用いている。したがって、歯の移動量は下記の3手順を踏み算出される。なお、移動量は最初(矯正前)に採得した模型を基準とし、これからの移動量で算出するものとする。

- ① 矯正時の口蓋データを矯正前のそれに重ね合わせるに必要な移動量  $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\phi$ 、 $\theta$ 、 $\psi$ を探索する。
- ② この結果をもとに、矯正時の歯のデータに変換を加え位置合わせを行う。
- ③ 矯正前の歯を矯正時の歯に重ね合わせるに必要な移動量を探索し、歯の移動量とする。

上記①～③における歯列データの移動は、各点の計測値をベクトル $r$ で表すと

$$r' = R \cdot r + \Delta r \quad (1)$$

なる変換を施すことになされる。ここで、 $R$ 、 $\Delta r$ はそれぞれ回転、平行移動を表し、回転行列 $R$ は

$$\begin{bmatrix} \cos\theta\cos\phi\cos(\psi-\phi) & -\cos\theta\cos\phi\sin(\psi-\phi) & \sin\theta\cos\phi \\ -\sin\phi\sin(\psi-\phi) & -\sin\phi\cos(\psi-\phi) & 0 \\ \cos\theta\sin\phi\cos(\psi-\phi) & -\cos\theta\sin\phi\sin(\psi-\phi) & \sin\theta\sin\phi \\ +\cos\phi\sin(\psi-\phi) & +\cos\phi\cos(\psi-\phi) & 0 \\ -\sin\theta\cos(\psi-\phi) & \sin\theta\sin(\psi-\phi) & \cos\theta \end{bmatrix}$$

で与えられる。①と③における重ね合わせの評価関数としては、形状データZ座標値の差の平均値

$$F = \frac{\sum_{i=1}^n |z'_i - z_i|}{n} \quad (2)$$

を用いた。ここで、 $n$ は重ね合わせに使用されるデータ点数である。上式の $z'$ は移動量の関数であるから

$$\begin{aligned} F &= F(x, y, z, \phi, \theta, \psi) \\ &= F(p) \end{aligned} \quad (3)$$

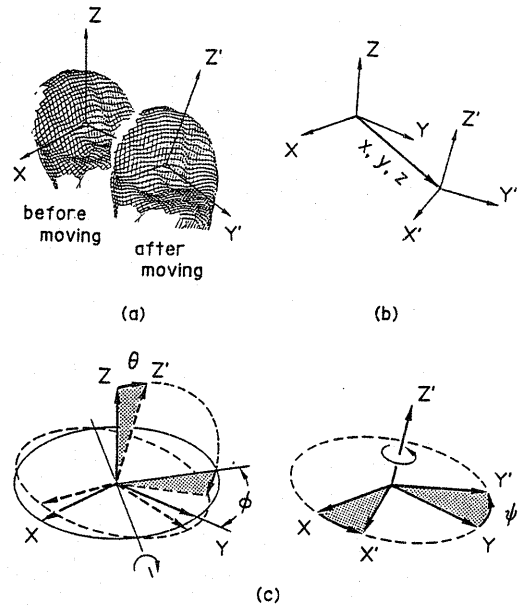


図6 三次元移動量算出のための座標系

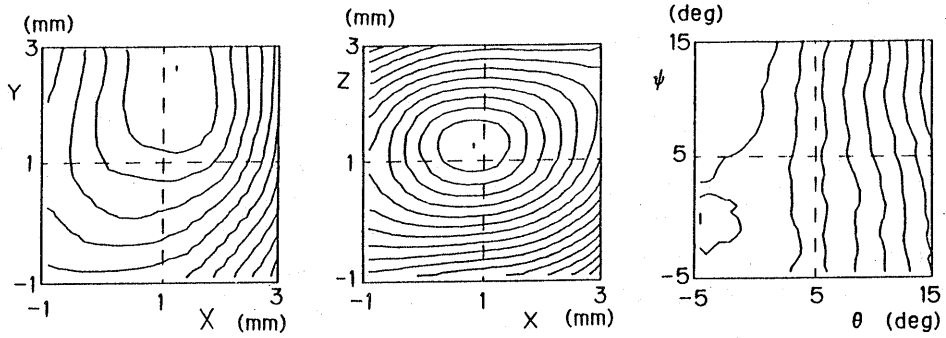
(a) 原点は歯のデータの重心に設定

(b) 平行移動： $x$ 、 $y$ 、 $z$

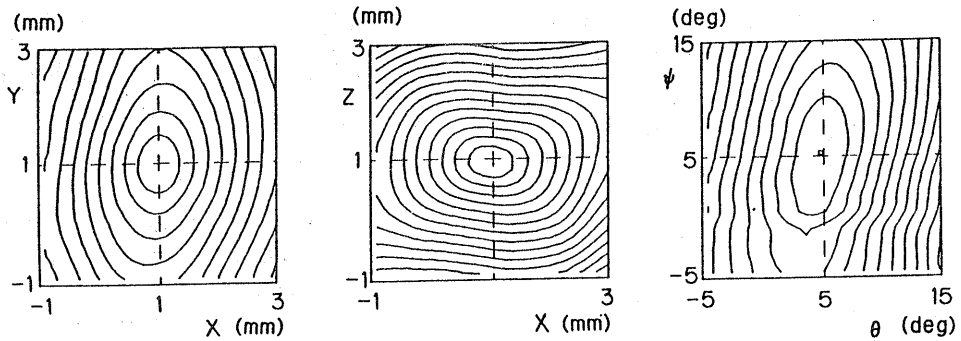
(c) 傾斜と回転： $\theta$ は傾斜、 $\phi$ はその方向  
 $\psi$ は回転

と書け、重ね合わせは多変数関数の最小値探索に他ならない。ここでは最小値探索のアルゴリズムとして軸方向探索法を用いた。すなわち、 $\partial F / \partial p_i = 0$ となる $p_i$ を反復計算で求め、F値が打ち切り条件を満足するまで各 $p_i$ について探索を順次繰り返す。

この探索法の成否は $F(p)$ の構造、つまりは歯の形状に依存する。そこで、6個のパラメータ中、4個を固定し他の2個のみを変えて $F(p)$ の構造を調べた。第二小臼歯の計測データに平行移動1mm、回転5°の移動を(1)式で与え、(2)式を計算した。図7aは重ね合わせの初期状態の例で、平行移動に関しては凸であるが、回転に関しては非凸であり収束は保証されない。そこで、実際の探索では、あらかじめ形状データの重心を用い、平行移動について粗い位置合わせを行ったのち探索を開始している。図7bに最小値近傍(探索終了時)の $F(p)$ を示す。なお、移動量の算出精度に関しては、シミュレーション実験より、平行移



(a) 探索開始時の評価関数の構造



(b) 探索終了時の評価関数の構造

図7 三次元移動量算出のための最小値探索

評価関数値の等高線間隔は平行移動で 0.15 mm、回転で 0.05 mm

動で 0.1 mm、回転移動で 0.5° であることを確認している。

### 3.3 臨床計測例

図8は乱杭歯を治療した12才男子の上顎歯列模型の計測例で、治療前・後の歯列データに辺縁検出処理を行いプロットに出力したものである。治療期間は21箇月である。本症例では左右第一小臼歯(RL4)を抜歯し、他の臼歯(RL5、RL6)を前方へ、切歯(前歯)を後方へ移動するような矯正力を加えた。この患者では、右切歯(R2)がとりわけ不揃いで、この歯については頬方向への矯正力も加えた。前述のアルゴリズムで各歯の移動量が求められるが、例えば、治療によりねじれを矯正したR2では回転 $\psi$ は 34° と算出される。歯列模型を見比べ歯の絶対的位置関係を知ることは不可能に近

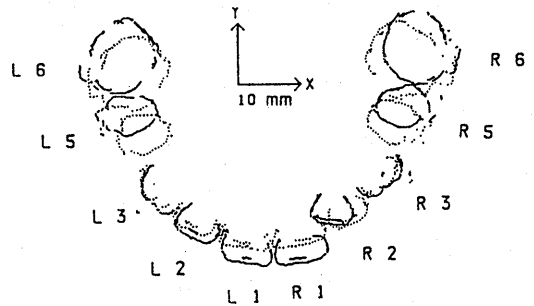


図8 矯正治療による歯の移動  
実線は治療前、破線は治療後  
治療期間は9箇月

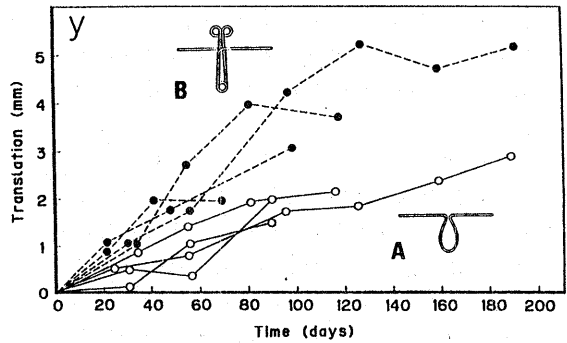
いが、本法によれば移動動態を容易に把握することができる。なお、傾斜を見るための各歯の断面図も出力可である。

歯を牽引するための矯正用スプリングには種々のものが考案されている。図9は代表的な2種のスプリングを用いて治療を行い、歯の移動動態を経時計測した結果である。治療では臼歯を固定歯として犬歯に150 gの矯正力を加え臼歯方向への移動を行った。使用したスプリングは図中に示すように、一方はループが一重のスプリングA、他方は多重ループのスプリングBであり、Bは復元力に富み矯正力が長期間持続するが反面、腰が弱い。図9 aは犬歯の臼歯方向への移動量 $y$ で、スプリングBを装着した犬歯はAに比して約2倍の速度で移動している。しかし、牽引に伴い回転力も生じ図bに示すように歯の回転が著しい。通常は不要な回転を防止するためにスプリングに曲げ (antirotation bend) を入れ、逆方向の回転力を持たせるが、腰の弱いスプリングBでは bend 有り(実線)と bend 無し(破線)で有意の差は認められない。すなわち、移動速度の点では優れているが、回転が著しい。一方、スプリングAでは図cに示すように antirotation bend の効果が大である(実線)。なお、bend 角は両者ともに $20^\circ$ とした。

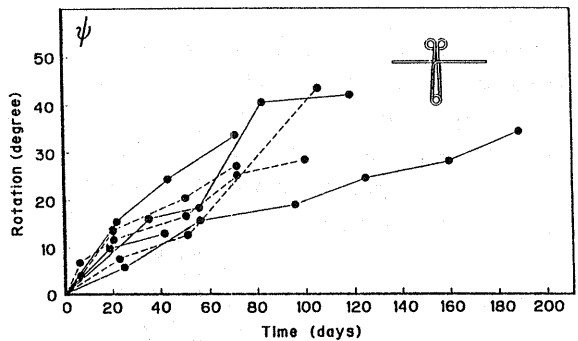
臨床では、矯正力(スプリングの引き伸ばし)、anti-rotation bend、gable bend(傾斜防止のための曲げ)などを経験に基づき設定し、定期的に調整を加えながら治療を継続する。本法のように三次元移動量を逐次、追跡できれば、その結果を早期に治療に反映し、臨床医が意図する治療を効率的に行えることになる。

#### 4. 考察

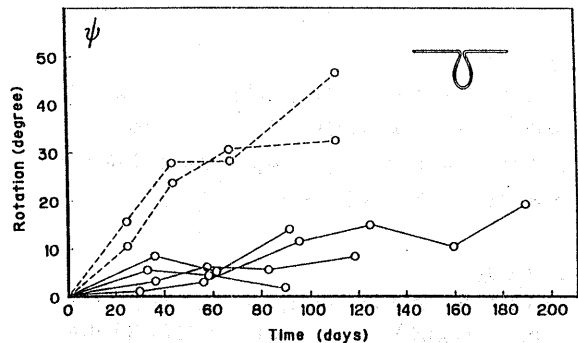
歯列模型形状の自動計測に関しては、Berkowitzらにより口蓋計測装置が報告されている<sup>3)</sup>。この装置は集光型の光プローブを用い、焦点面からの距離と輝度の関係を利用して、深さ情報を得るものである。原理上、分解能を犠牲にせざるを得ず、測定範囲18 mmで深さ方向と横方向分解能は、



(a) 矯正治療による犬歯の臼歯方向への移動  
白丸はスプリングAで治療  
黒丸はスプリングBで治療



(b) 矯正治療に伴う犬歯の回転 $\psi$   
スプリングBを使用  
実線は antirotation bend 有 ( $20^\circ$ )  
破線は antirotation bend 無 ( $0^\circ$ )



(c) 矯正治療に伴う犬歯の回転 $\psi$   
スプリングAを使用  
実線は antirotation bend 有 ( $20^\circ$ )  
破線は antirotation bend 無 ( $0^\circ$ )

図9 矯正治療時の犬歯の三次元移動

それぞれ 0.5 mm、1 mm と報告されている。我々の装置では、分解能は測定範囲 25 mm でこれより一桁高く、微細な形状を有する歯も測定可能である。

歯の三次元移動量計測に関してはホログラム干渉法を用いた高精度な計測法が報告されている<sup>9)10)</sup>。しかし、この方法は外力を加えたときの瞬時の微小変位計測に限られ、矯正治療時の移動量は求められない。また、変わった手法としては、歯列模型のホログラム再生像と実際の模型を X-Y ステージを用い目視で重ね合わせ、矯正時の平行移動量を求める方法が報告されている<sup>11)</sup>。原理的には回転も測定できるであろうが、目視による誤差は避けられない。

歯列模型形状計測の自動化が確立されれば、計算機処理技術をふんだんに活用できる。将来は

1) 模型分析の自動化(歯の大きさや配列、あるいは口蓋の形状を画像処理で自動分析)、2) データベースへの形状保存(模型が多量になり保存スペースの確保が問題となっているが、これを解消)、3) CAMによる補綴物作成の自動化(鑄造が不要)などが現実のものとなる可能性がある。

また、歯科矯正では 1) CADによる治療方針の決定、スプリングの設計、治療効果の予測、あるいは、前述のように 2) 治療経過を定量的に把握することで、より効率的な治療を実現するなどが挙げられよう。

## 5. おわりに

歯列模型の形状測定装置を試作し、歯科矯正時の歯の三次元移動量解析に応用した。当面の技術的課題は、形状測定から移動量算出に至る操作の簡便化および処理時間の短縮化である。

## 参考文献

1) 坂井正彦、斎木隆、市川昌広、大谷敦子、望月桃子、草地淳次：モアレ縞による乳歯列前歯反対咬合者の矯正治療に伴う口蓋形態の変化について、歯学、69、988-966、1982

- 2) S. Berkowitz: Stereophotogrammetric analysis of casts of normal and abnormal palates, *Am. J. Orthod.* 60, 1-18, 1971
- 3) S. Berkowitz, G. Gonzalez and L. Nghiem-phu: An optical profilometer - A new instrument for the three dimensional measurement of cleft palate casts, *Cleft Palate J.*, 19, 129-138, 1982
- 4) 原田良一、中村進治、山本克之、川上貢、大沼英雄、三上智久：歯の移動動態の三次元計測システムの開発、第2回医用精密工学シンポジウム論文集、99-104、1983
- 5) 原田良一、山本克之、大沼英雄、三上智久、中村進治：レーザとイメージセンサを用いた歯列模型の三次元形状測定、*医用電子と生体工学*、23、166-171、1985
- 6) 利光章弘、山本克之、三上智久、林俊輔、原田良一、中村信治：歯科矯正時の歯の三次元移動量計測、*電子通信学会技術研究報告*、MBE86-30、63-70、1986
- 7) 石田明允、鈴木章二、今井祥二、森愛樹：体表断面図を用いた脊柱側彎症の評価、*医用電子と生体工学*、19、127-131、1981
- 8) 田部井誠、上田光宏：レーザと一次元イメージセンサを用いた表面形状測定装置の試作、*光学*、11、173-179、1982
- 9) P. R. Wedendal and H. I. Bjelkhagen: Dynamics of human teeth in function by means of double pulsed holography - An experimental investigation, *Appl. Opt.*, 13, 2481-2484, 1974
- 10) C. J. Burstone, R. J. Pryputniewicz and W. W. Bowley: Holographic measurement of the tooth mobility in three dimensions, *J. Periodontal Res.*, 13, 283-294, 1978
- 11) H. Ryden, H. Bjelkhagen and B. Martensson: Tooth position measurement on dental casts using holographic images, *Am. J. Orthod.* 81, 310-313, 1982