

## 数値シミュレーションを用いた矯正用圧下スプリングの性能評価

河村 純<sup>1</sup> 小島之夫<sup>2</sup> 福井 壽男<sup>1</sup>Capability evaluation of orthodontic intrusion spring  
by numerical simulationJun KAWAMURA<sup>1</sup>, Yukio KOJIMA<sup>2</sup> and Hisao FUKUI<sup>1</sup>**Keywords** : orthodontic appliance, orthodontic force, finite element method, tooth mobility, numerical analysis, stress analysis, intrusion spring

The purpose of this study was to construct a simulation method for long-term orthodontic tooth movements using general purpose finite element software, and to evaluate the capabilities of orthodontic intrusion springs. In this method, changes in the force system during tooth movement were taken into account.

The capabilities and efficacy of orthodontic intrusion springs made of TMA wire were evaluated, in order to confirm the efficacy of the above simulations.

The results indicated that, regardless of the shape of the orthodontic intrusion spring, the teeth intruded and extruded virtually without any inclination. However, it was found that the most appropriate spring was that with a large rectangular loop and out-of-plane bend of 22°, which could intrude the premolars in the longest distance by one-time activation.

キーワード：矯正装置，矯正力，有限要素法，数値解析，歯の移動，応力解析，圧下スプリング

本研究の目的は、長時間にわたる歯の移動を観測するため、歯の移動に伴う力系の変化を考慮したシミュレーションを汎用の有限要素法ソフトウェアを用いて構築し、矯正装置の性能を評価することである。

今回は、このシミュレーションの有効性を確認するため、TMA ワイヤーによる圧下スプリングの性能とその有効性を評価した。

その結果、圧下スプリングの形状に係わらずどのスプリング形状を用いても、歯をほとんど傾斜させずに圧下・挺出できることがわかった。しかし、1回の活性化で小白歯を最も圧下することのできるスプリングは、大きなレクタングルループに22°の面外曲げを付与した装置であることが判明した。

## 緒 言

歯科矯正では、矯正装置によって歯に力を加えて、歯を移動させる。その場合、歯の移動を前もって予測できれば、治療計画をたてるうえで非常に役立つ。また、スプリングなどの矯正装置の性能を定量的に評価することができる。

歯の移動を予測するためには、はじめに矯正装置によって歯に作用する力を求め、次にそれらの力による歯の移動状態を推定することが必要である。

矯正装置によって歯に作用する力系は、これまで、有限要素法などの計算、あるいは実物を用いた実験によって明らかにされてきた<sup>1-5)</sup>。また、歯の移動状態は、歯の抵抗中心を用いて予想されてきた。すなわち、力の作

原稿受付 2011年12月14日，受理2012年2月28日

<sup>1</sup>愛知学院大学歯学部歯科理工学講座（〒464-8650 愛知県名古屋市千種区楠元町1-100）

<sup>2</sup>名古屋工業大学機械工学科（しくみ領域）（〒466-8555 愛知県名古屋市昭和区御器所町）

<sup>1</sup> Department of Dental Materials Science, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University (1-100 Kusumoto-cho, Chikusa-ku, Nagoya 464-8650)

<sup>2</sup> Department of Mechanical Engineering, Nagoya Institute of Technology (Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya 464-8555)

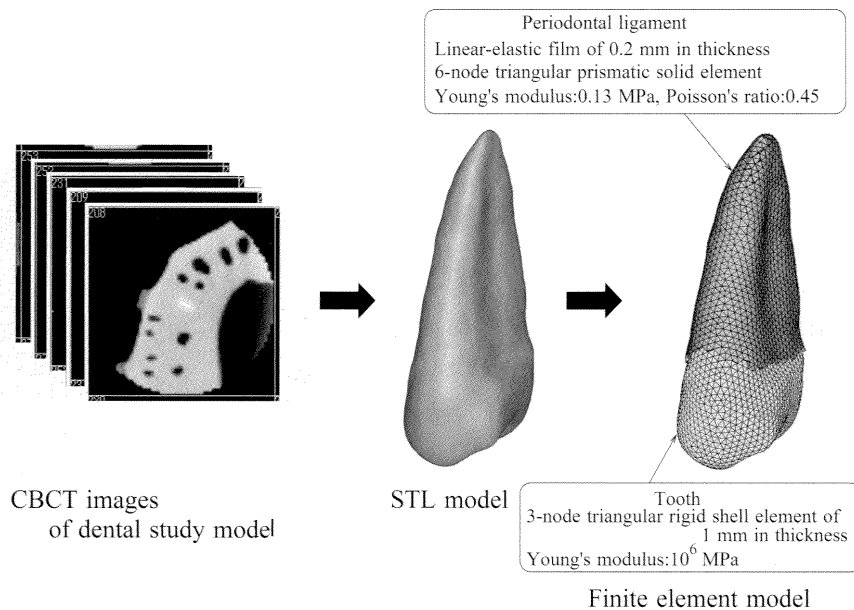


Fig. 1 Method for making three-dimensional finite element model used to calculate the initial tooth movement

用線が抵抗中心を通れば、歯が歯体（平行）移動する。そうでない場合には、抵抗中心にモーメントが作用し、歯が傾斜・回転する。歯の抵抗中心の位置と力の方向がわかれば、移動状態が推定できる。これまで、歯の抵抗中心を求めるために多くの実験と計算が行われてきた<sup>6~9)</sup>。しかし、臨床時の歯科矯正では、ワイヤーあるいはスプリングで連結された複数の歯が移動する。この場合、移動に伴って歯に作用する力系が変化し、移動状態も変化していく。この変化を考慮しないと、長期間にわたる歯の移動を予測することができない。

本研究の目的は、歯の移動に伴う力系の変化を考慮した矯正移動のシミュレーション方法を開発し、それを用いて矯正装置の性能を評価する新しい方法を構築することである。この論文では、提案した方法を用いて圧下スプリングの性能を評価し、評価方法の有効性を示した。

## 方 法

歯に力を加えると、歯根膜の弾性変形によって歯はわずかに動き、力を取り除くと元に戻る。これを歯の初期動揺と呼ぶ。力を加えたままにしておくと、歯根膜の圧迫領域で歯槽骨が吸収され、牽引領域で歯槽骨が添加される。その結果、歯が移動する。これが矯正移動である。歯の初期動揺は歯根膜の弾性変形によって生じ、矯正移動は歯槽骨のリモデリングによって生じる、それらのメカニズムは異なる。しかし、同じ力が歯に作用した場合、初期動揺と矯正移動とで、それらの移動方向はほぼ同じである。たとえば、歯冠に力を加えた場合、歯は傾斜する。また、力だけでなく、傾斜を防ぐモーメントを加え

ると、歯は歯体移動する。これらの移動状態は、初期動揺の場合と矯正移動の場合で同じである。そのため、初期動揺の移動状態に基づいて、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションした。

### 1. 初期動揺の計算

歯の初期動揺は、3次元有限要素法（ANSYS11.0, ANSYS Inc.）によって計算した。有限要素モデルは、歯科実習用の模型（i21D-400C, ニッシン）に基づいて作成した。その手順を以下に説明する（Fig.1）。(1) 歯科模型を歯科用 cone-beam computer tomography (CBCT) (Alphard, 朝日レントゲン) で撮影した。画像のボクセルサイズは、0.1 mm である。(2) 撮影した断面画像を3次元モデル作成ソフトウェア（3D-Doctor, Able Software）に入力して、Stereo lithography (STL) モデルを作成した。STL モデルでは、歯の表面が多数の微小三角形で近似される。このソフトウェアでは、断面画像の濃度から歯の輪郭を抽出して、STL モデルを作成する。歯科実習用の歯では、その輪郭が容易に判別でき、ほとんど自動的に歯の STL モデルが作成できた。(3) STL モデルを要素分割ソフトウェア（AI\* Environment, ANSYS Inc.）に入力して、歯の表面を厚さ 1 mm の三角形シェル要素で分割した。この場合にも、要素の大きさなど、特に条件を設定することなく、自動的に有限要素モデルが作成できた。このモデルを汎用有限要素法ソフトウェア（ANSYS11.0, ANSYS Inc.）に入力して、厚さが 0.2 mm の歯根膜を付け加えた。すなわち、歯根の表面から外側 0.2 mm の位置に節点を作成し、それらの節点を歯根表面の節点とつないで、歯根膜のソリッド

要素（6節点三角柱要素）を作成した。この操作は、ANSYS11.0のマクロ言語 APDL (Ansys Parametric Design Language) を用いて、自動的に実行できた。

初期動揺は、主に歯根膜の弾性変形によって生じる。この場合、歯は剛体と仮定できる。歯を剛体とするため、表面のシェル要素のヤング率を非常に大きい値（ $10^6$  MPa）にした。歯根膜は、線形弾性体と仮定し、そのヤング率とポアソン比を  $E=0.13$  MPa,  $\nu=0.45$  とした<sup>10)</sup>。これらの値を用いて上顎第一小臼歯の初期動揺量を計算した場合、計算結果は実際の歯の動揺量とほぼ同じになる。歯槽骨も剛体と仮定できる。この場合、歯根膜の外表面の移動は、歯槽骨によって完全に拘束される。そのため、歯槽骨はモデル化せず、歯根膜の外表面の節点を直接固定した。

歯冠のブラケット位置に、力とモーメント  $F=[F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$  を加えた場合、この位置に生じる移動と回転を  $U=[U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T$  とする (Fig. 2)。ここで、上付き文字  $T$  は転置マトリックスを表す。歯根膜を線形弾性体と仮定したので、移動と回転

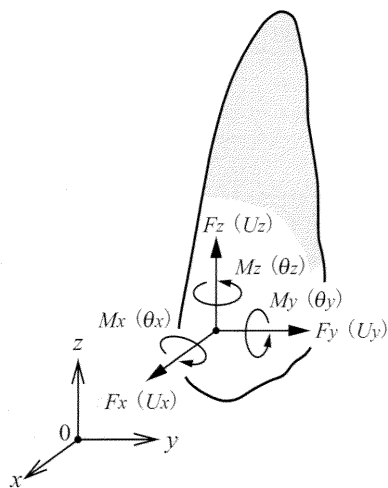


Fig. 2 Forces and moments acting on the bracket position

$U$  は、力  $F$  に比例する。これらの関係は、6行6列のマトリックス（行列） $A$  を用い、 $U=AF$  と書ける。マトリックス  $A$  は、力によらず一定値となる。これを歯の初期動揺マトリックスと呼ぶことにする。初期動揺マトリックス  $A$  は、有限要素法を用いて計算した。たとえば、 $x$  方向に単位量の力  $F_x=1$  を加えて、歯の移動と回転  $[U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T$  を計算すれば、それらが、マトリックス  $A$  の1列目の要素になる。また、 $x$  軸回りに単位モーメント  $M_x=1$  を加えて、歯の移動と回転を計算すれば、それらがマトリックス  $A$  の4列目の要素になる。このようにして、単位力と単位モーメントを順次加えて、歯の移動と回転を計算すれば、初期動揺マトリックス  $A$  のすべての要素を決定することができる。初期動揺マトリックスは、それぞれの歯について前もって計算しておく。そうすることによって、歯の矯正移動をシミュレーションする際、所定の力  $F$  が与えられた場合、 $A$  をかけて動揺量  $U$  がただちに計算できる。

## 2. 圧下スプリング

圧下スプリングによって生じる力系については、これまでに多くの実験と計算が行われている<sup>1-5)</sup>。しかし、それらのスプリングによって歯がどのように移動するのかは、明らかにされていない。

本研究では、3種類の圧下スプリングについて性能を評価した (Fig. 3)。これらの形状は、Raboudら<sup>5)</sup>の報告を参考にして決めた。上顎左の第二小臼歯と第一大臼歯に装着されるように、ブラケットの間隔を7.5 mm とした。Fig. 3の各スプリングにおいて、右のブラケットは第一大臼歯に接着され、左のブラケットは小臼歯に接着される。スプリングは、サイズが  $0.017 \times 0.025$  inch ( $0.432 \times 0.635$  mm) の長方形断面のチタンモリブデン合金 (TMA) ワイヤで作られているとした。スプリングは弾性体とし、そのヤング率を69 GPaとした<sup>5, 11)</sup>。また、Raboudら<sup>5)</sup>の報告では、歯の頬舌方向の傾斜を防ぐために、ループを面外方向に曲げたスプリングが提案されている (Fig. 4)。このスプリングについても歯の移動を

0.017 × 0.025 inch TMA rectangular wire (Young's modulus:  $E=69$  GPa)

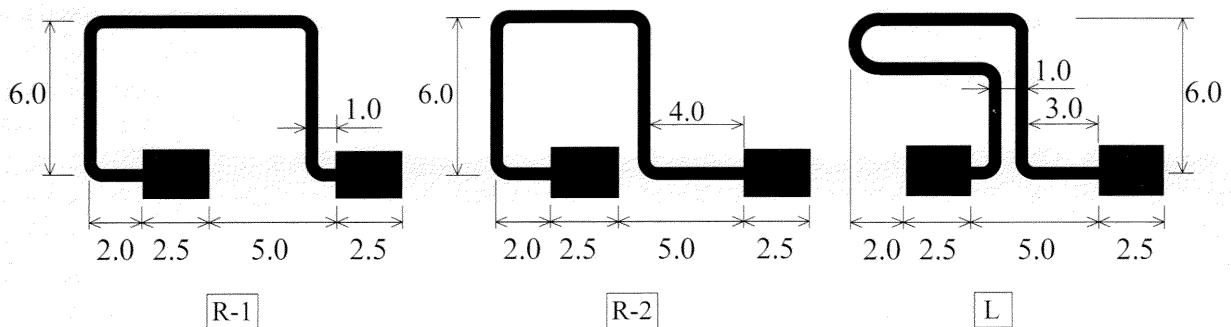


Fig. 3 Three types of intrusion spring

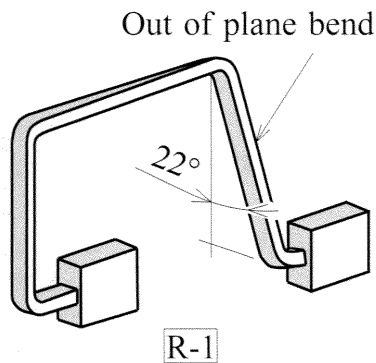


Fig. 4 Out of plane bend incorporated into R-1 spring

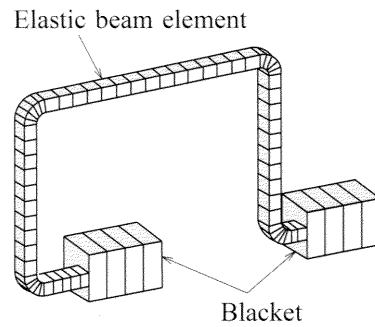


Fig. 5 Three-dimensional finite element model for R-1 spring and brackets

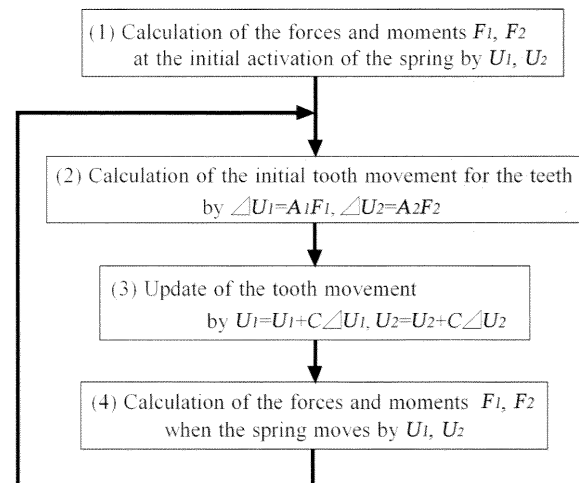
シミュレーションし、面外曲げの効果を評価した。

スプリングの弾性変形も、有限要素法 (ANSYS11.0, ANSYS Inc.) を用いて計算した。スプリングとブラケットを一体として、3次元大変形ビーム要素で分割した (Fig. 5)。この場合、両者は、すべりや隙間がない状態で、一体となって変形する。ここで、ブラケットの位置の節点をブラケット節点と呼ぶ。

初期状態において、小白歯は大白歯に対して挺出しているとした。この状態において、スプリング (Fig. 3) の右 (大白歯) のブラケットを固定した状態で、左のブラケットを挺出している小白歯の歯冠まで移動して固定する。これをスプリングの活性化と呼び、ブラケットの移動量を活性化量 (Activation, 単位: mm) と呼ぶ。活性化量は、小白歯の最初の挺出量と同じである。活性化時において、どのスプリングでも、小白歯に作用する圧下力が 2N となるように、活性化量を変えた。今回は、これを初期状態として、歯の移動をシミュレーションし、3つのスプリングの性能を評価した。

### 3. 矯正移動のシミュレーション

歯の移動すなわちブラケット節点の移動は、スプリングの有限要素法モデルと歯の初期動揺マトリックスを用いて計算する。Fig. 6 に計算手順を示す。(1) 初期条件として、スプリングのブラケット節点を歯のブラケット位置まで移動して、スプリングを活性化させる。第二小白歯、第一大白歯のブラケット節点の移動をそれぞれ  $U_1$ 、 $U_2$  とする。このとき、それぞれのブラケット節点に生じる反力  $F_1$ 、 $F_2$  が、歯に作用する力とモーメントになる。(2) これらの力とモーメントによって生じる歯の初期動揺量を  $\Delta U_1 = A_1 F_1$ 、 $\Delta U_2 = A_2 F_2$  として計算する。ここで、 $A_1$ 、 $A_2$  は、第二小白歯、第一大白歯の初期動揺マトリックスである。(3) 初期動揺量  $\Delta U_1$ 、 $\Delta U_2$  に係数  $C$  をかけた量だけ歯を矯正移動させる。すなわち、 $U_1 = U_1 + C \Delta U_1$ 、 $U_2 = U_2 + C \Delta U_2$  として、移動量を更新する。ここで、係数  $C$  を歯の移動係数と呼ぶこと



The teeth move by iteration from (2) to (4).

Fig. 6 Calculation process for simulation of the long-term tooth movement

にする。(4) 更新した移動量  $U_1$ 、 $U_2$  を、スプリングのブラケット節点に強制変位として与え、それぞれの節点に生じる力とモーメント  $F_1$ 、 $F_2$  を計算する。また、それぞれの歯の回転に応じて、初期動揺マトリックス  $A_1$ 、 $A_2$  を更新する。上記の (2)~(4) を繰り返せば、移動による力系の変化を考慮して、長時間にわたる歯の移動がシミュレーションできる。歯根膜は、歯とともに移動し、次の繰返し計算では、この位置を基準にして歯が移動する。これは、実際の矯正移動において、歯槽骨が添加吸収されて、歯槽窩が移動していくことに対応する。

歯の移動の繰返し計算は、ANSYS11.0 のマクロ言語 APDL を用いて、自動的に実行できた。また、歯の移動状態の表示には、有限要素法のプリポストプロセッサ (FEMAP V6, Enterprise Software) を用いた。歯の移動の進展は、繰返し回数  $N$  に移動係数  $C$  をかけた  $CN$  によって示す。 $CN$  は、初期動揺量を基準にした繰返し回数であり、初期動揺が何回繰返されて、矯正移動が生じたのかを示す。 $CN$  を相当繰返し数と呼ぶことにする。

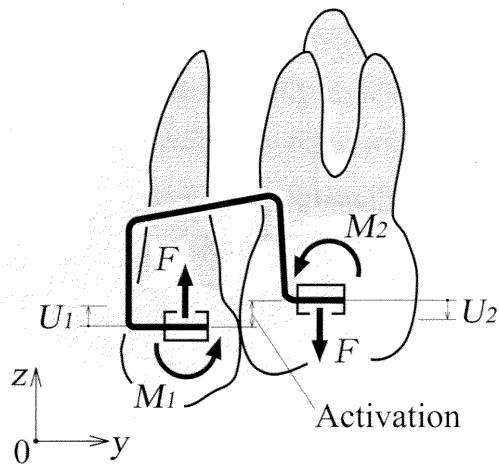


Fig. 7 Forces and moments acting on teeth at the initial activation

今回のシミュレーションでは、移動係数  $C=1$  として計算する。すなわち、歯は、繰返し計算ごとに初期動揺と同じ量だけ移動していく。

## 結 果

スプリングを歯に装着した時点、すなわち活性化時において、小白歯と大白歯に作用する力とモーメントを Fig. 7 のように  $F$ ,  $M_1$ ,  $M_2$  とする。これらの値、スプリングの活性化量、スプリングに生じる最大相当応力  $\sigma_{eq}$  を Table 1 に示す。歯に作用する圧下力  $F$  は、すべてのスプリングで 2N になるように、活性化量を調節した。そのため、初期状態において、活性化量すなわち小白歯の挺出量は、スプリングによって異なっている。活性化量は、スプリング R-1 が最大であり、R-2 が最小であった。スプリング R-1 と R-2 では、大白歯に作用するモーメントが、小白歯に比べて非常に大きくなった。また、スプリング L では、小白歯と大白歯にほぼ同じ大きさのモーメントが作用した。すべてのスプリングにおいて、最大相当応力は、TMA の降伏応力 (1,240 MPa)<sup>5,11)</sup> より小さく、弾性範囲にあることが確認できた。

スプリング R-1 について、時間の経過すなわち  $CN$  の増加に伴う、圧下・挺出力  $F$ 、小白歯の圧下量  $U_1$ 、大白歯の挺出量  $U_2$  を Fig. 8 に示す。歯の移動に伴って、圧下・挺出力  $F$  は急速に低下し、歯の移動速度も減少した。これらの変化は、他のスプリングについてもほとんど同じであった。

十分に時間が経過した後 ( $CN=100$ )、歯の移動状態を Fig. 9 に示す。スプリング R-1 は、活性化量が最も大きく、小白歯の圧下量も最大であった。大白歯の挺出量は、すべてのスプリングについて、小白歯の圧下量の約 40% であった。スプリングの形状によらず、両方の歯の移動

Table 1 Mechanical characteristics of spring

	Activation mm	$F$ N	$M_1$ N · mm	$M_2$ N · mm	$\sigma_{eq}$ MPa
R-1	1.9	2.0	-0.7	14.9	462
R-2	1.3	2.0	2.2	13.8	520
L	1.6	2.0	7.5	9.8	759

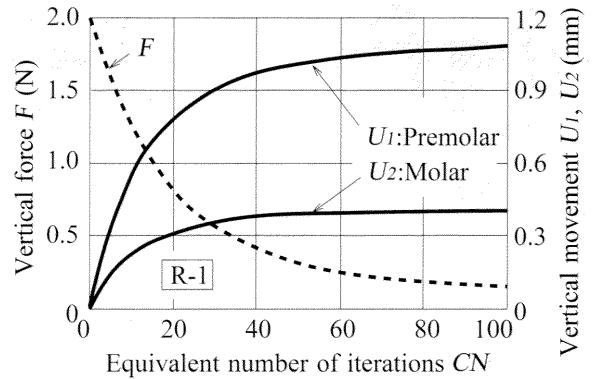


Fig. 8 Variations of vertical force  $F$ , vertical movements of premolar  $U_1$  and molar  $U_2$  with equivalent number of iterations  $CN$

状態は、ほとんど同じであった。すなわち、小白歯はほとんど傾斜しなかった。大白歯では、根尖が近心へ移動するようにわずかに傾斜したが、傾斜角度は、すべてのスプリングで約  $2^\circ$  であった。以上のように、どのスプリングを用いても、両方の歯は、傾斜せず歯軸方向に移動した。この場合、小白歯の圧下量が最も大きくなるスプリング R-1 が最良のスプリングであると評価できた。

次に、スプリング R-1 について、面外曲げを設けた効果を Fig. 10 に示す。面外曲げがないスプリングでは、小白歯は根尖が舌側へ移動するように傾斜し、大白歯は根尖が頬側へ移動するように傾斜した。移動前に比べて、相対的に  $4.7^\circ$  の傾斜が生じた。この大きさは、Fig. 9 に示した近遠心方向の傾斜角より大きい。なお、ここに計算結果は示さないが、頬舌方向の傾斜は、他のスプリングでも同様に生じた。スプリング R-1 に  $22^\circ$  の面外曲げを設けたスプリングでは、両方の歯の相対的な傾斜をほとんど 0 にすることができた。

## 考 察

### 1. 圧下スプリングの評価

スプリング R-1, R-2, L (Fig. 3) では、歯に作用するモーメントがかなり異なる。しかし、すべての場合において、歯の移動後、近遠心方向の傾斜角度は  $3^\circ$  以下であった。この程度のモーメントの違いは、歯の移動状態にほとんど影響がなかった。どのスプリングを用いても歯を傾斜させずに歯軸方向へ移動できることがわかっ

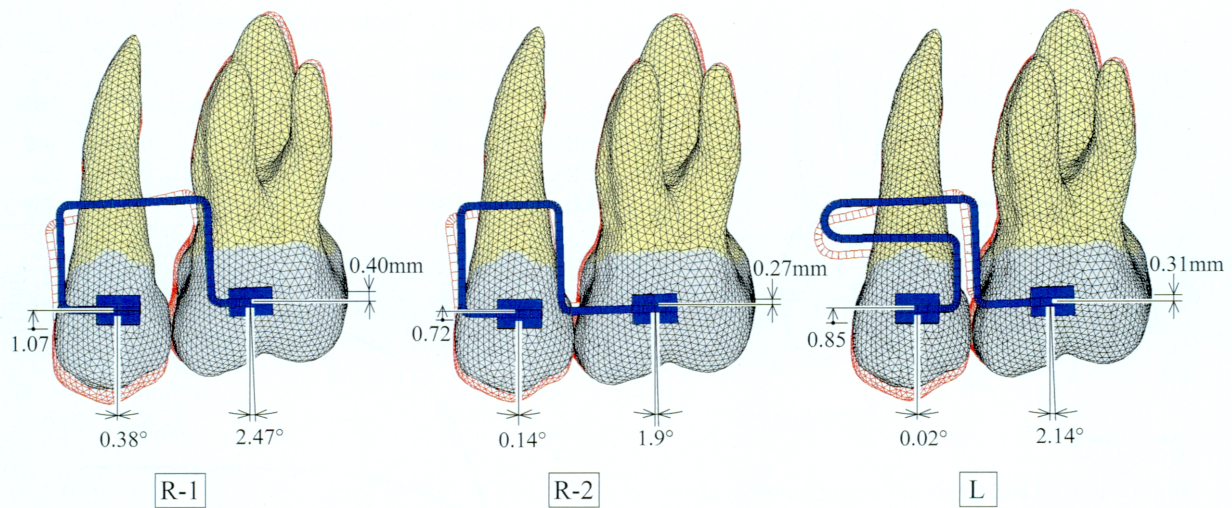


Fig. 9 Tooth movements produced by three types of spring after a long time (CN=100)

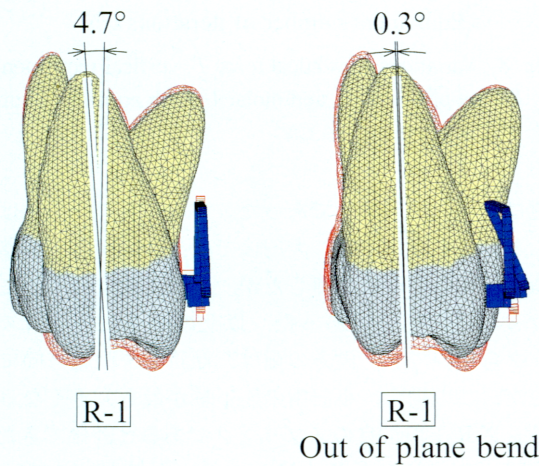


Fig. 10 Effect of out of plane bend on bucco-lingual rotation of teeth (CN=100)

た。そのため、活性化量を最も大きくとれるスプリング R-1 が最良と判断された。このような評価は、今回のような長時間にわたる歯の移動をシミュレーションすることで、初めて可能となった。従来は、スプリングを歯に装着した時点での力系すなわち Table 1 の結果から、スプリングの性能を評価していた。その場合、スプリング R-1 の活性化量が最大であることはわかるが、歯に作用するモーメントの違いが歯の移動にどのように影響するのかわからない。したがって、スプリングの性能を総合的に評価することは不可能であった。

すべてのスプリングにおいて、小白歯の圧下に伴い、大白歯が挺出した。大白歯の挺出量は、小白歯の圧下量の約 40% であった。これは、大白歯の歯根が小白歯に比べて大きいためである。今回のモデルの場合、小白歯の歯根表面積 (234 mm<sup>2</sup>) と大白歯の歯根表面積 (423

mm<sup>2</sup>) の比は、234/423=0.55 であった。移動量の比 0.4 は、これより小さい。したがって歯根表面積の比から予想されるより大白歯は移動しにくかった。これは、大白歯の歯根形状すなわち歯根が 3 本であることが原因の一つと思われる。

スプリングの面外曲げが頬舌方向の傾斜を防ぐことが、力学的に確認できた。この効果は、スプリングを歯に装着した時点での力系からも予想できる。しかし、どの程度の効果があるのかは予測できない。また、今回のシミュレーションによって、小白歯と大白歯の相対的な傾斜が最小になる面外曲げの角度、すなわち最適な面外曲げ角度が 22° であることがわかった。このような定量的な評価は、今回の方法によって初めて可能になった。

今回の計算では、歯に作用する圧下・挺出力が 2N になる場合を基準にして、スプリングの性能を比較した。しかし、この力の大きさが最適であるかどうかは、不明である。これは、臨床時において、最適な矯正力がまだわかっていないからである。なお、圧下・挺出力を変えてスプリングを比較したとしても、スプリングの評価結果は変わらない。

スプリングの材質は TMA とした。もし、材質をステンレス鋼にした場合、TMA に比べてヤング率 (200 GPa) が約 3 倍になる。スプリングの弾性変形はヤング率に反比例するので、活性化量が約 1/3 になる。すなわち、ステンレス製のスプリングでは、1 回の活性化で、TMA の場合に比べて 1/3 しか圧下できない。TMA と同じ量圧下させるためには、スプリングを 3 回つけ直して活性化する必要がある。この点が、スプリングの材質としてヤング率の低い TMA を用いることの利点である。

## 2. シミュレーション方法

今回の方法では、矯正移動の移動状態は、初期動揺と

同じであると仮定した。これは、臨床時における経験と一致する。さらにこの仮定が実際に成り立つことを示す実験結果もある<sup>12)</sup>。これまでに、この仮定に基づいて、初期動揺から矯正移動が予測されてきた。今回のシミュレーション方法の新しい点は、初期動揺を少しずつ繰り返して歯と歯根膜を移動したことである。この方法によって、歯の移動に伴う力系の変化が考慮でき、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションすることができた。著者らが以前考案したシミュレーション方法では<sup>13)</sup>、歯槽骨の添加・吸収の法則を仮定したため、専用の計算プログラムを作成する必要がある。しかし、今回の方法では、初期動揺に基づいて歯を移動させるので、汎用の有限要素法ソフトウェアを用いて計算できた。なお、両方の計算結果がほとんど一致することは、以前に報告した<sup>10)</sup>。

初期動揺の計算では、歯と歯槽骨を剛体と仮定した。この仮定が成り立つことは、小島らの報告で検証されている<sup>14)</sup>。また、歯根膜の応力・ひずみ関係は、矯正力程度の力が歯に加わった場合でも、強い非線形性を持つ<sup>15~17)</sup>。しかし、著者らが以前に行ったシミュレーションでは、歯根膜の非線形性は歯の移動状態にほとんど影響しなかった<sup>10)</sup>。そのため、本研究では歯根膜を線形弾性体と仮定した。

歯は、CNの増加に伴って移動していく。CNの増加は、時間の経過に対応する。しかし、CNを実際の時間に換算することはできない。これは、矯正力と歯の移動速度の関係が明らかにされていないためである。なお、今回のシミュレーションでは、初期動揺量と同様矯正移動量も力の大きさに比例する。

歯の有限要素法モデルは、CBCT画像を用いて作成した。この方法を用いれば、個々の矯正治療の患者に対して、有限要素法モデルを作成し、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションすることができる。これは、治療計画を立てる上で役に立つ。その可能性については、今後検討する予定である。

## 結 論

圧下スプリングによる歯の移動を有限要素法によってシミュレーションすることで、3種類のスプリングの性能を評価することができた。すなわち、どのスプリングを用いても、歯をほとんど傾斜させずに圧下・挺出できることがわかった。さらに、大きなレクタングュラーループに22°の面外曲げを付与したスプリングでは、1回の活性化で小白歯を最も圧下することができ、歯の頬舌方向の傾斜を防ぐことが判明した。

## 文 献

1) Defranco JC, Koenig HA, Burstone CJ. Three-dimensional

large displacement analysis of orthodontic appliances. *J Biomech* 1976 ; 9 : 793-801.

2) Vanderby R, Burstone CJ, Solonche DJ, Ratches JA. Experimentally determined force systems from vertically activated orthodontic loops. *Angle Orthod* 1977 ; 47 : 272-279.

3) Koenig HA, Vanderby R, Solonche DJ, Burstone CJ. Force systems from orthodontic appliances: an analytic and experimental comparison. *Trans ASME J Biomech Eng* 1980 ; 102 : 294-300.

4) Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. *Angle Orthod* 1999 ; 69 : 49-57.

5) Raboud D, Faulkner G, Lipsett B, Haberstock D. Three-dimensional force systems from vertically activated orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001 ; 119 : 21-29.

6) Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the center of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Europ J Orthod* 1999 ; 21 : 633-648.

7) Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachveva RCL, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987 ; 91 : 375-384.

8) Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988 ; 94 : 426-431.

9) Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centers of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Europ J Orthod* 1991 ; 13 : 452-458.

10) Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction with T-loop spring based on the updated moment-to-force ratio. *Europ J Orthod* 2012 ; 34 : 10-18.

11) Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod* 2004 ; 74 : 825-831.

12) Soenen PL, Dermaut LR, Verbeeck MH. Initial tooth displacement in vivo as a predictor of long-term displacement. *Europ J Orthod* 1999 ; 21 : 405-411.

13) 小島之夫, 福井壽男. 矯正力による歯の経時的移動の数値解析. *歯材器* 2002 ; 21 : 40-48.

14) 小島之夫, 高野 信, 福井壽男, 水谷紀輔, 長谷川二郎. 初期動揺時における歯根膜応力の簡単な計算法. *歯材器* 1999 ; 18 : 210-216.

15) Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2001 ; 23 : 567-572.

16) Pini M, Zysset P, Botsis J, Contro R. Tensile and compressive behaviour of the bovine periodontal ligament. *J Biomech* 2004 ; 37 : 111-119.

17) Toms SR, Lemons EJ, Bartolucci EA, Eberhardt WA. Non-linear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002 ; 122 : 174-179.