

# 矯正用チタンモリブデン合金製牽引スプリングにおける 曲げ角度の効果 —有限要素法による解析—

河 村 純<sup>1</sup> 小 島 之 夫<sup>2</sup> 福 井 壽 男<sup>1</sup>

## Effect of bending angles in orthodontic retraction springs made from a titanium molybdenum alloy wire — A finite element analysis —

Jun KAWAMURA<sup>1</sup>, Yukio KOJIMA<sup>2</sup> and Hisao FUKUI<sup>1</sup>

**Keywords :** Orthodontics, Orthodontic force, Numerical analysis, Finite element method, Retraction spring

The purpose of this study was to evaluate orthodontic springs used for retracting a canine. The spring was made from a titanium molybdenum alloy (TMA) wire, and had a vertical loop into which a gable bend, an anti-rotation bend, and a tip-back bend were incorporated.

Long-term orthodontic movement of the canine and anchor teeth were simulated by the finite element method. As a result, the canine initially tipped and rotated, but subsequently began uprighting. When amounts of the gable bend and anti-rotation bend were appropriate, the canine moved bodily after a long time had elapsed. The tip-back bend prevented inclination of the anchor teeth. An optimal combination of three bends was determined for achieving canine bodily movement without anchor teeth tip. Using the TMA wire with a low Young's modulus, space closure by about 2 mm in length was achieved.

**キーワード :** 矯正歯科, 矯正力, 数値解析, 有限要素法, 牽引スプリング

本研究の目的は、犬歯を牽引する矯正用スプリングの性能を評価することである。使用したスプリングはチタンモリブデン合金 (TMA) 製のワイヤーで、垂直ループにゲャブルベンド、アンチローテーションベンド、ティップバックベンドを付与した。このスプリングにおける犬歯と固定歯の長時間にわたる矯正移動を、有限要素法によってシミュレーションした。その結果、犬歯は、最初傾斜と回転し、その後整直していった。ゲャブルベンドとアンチローテーションベンドの大きさが適切な場合、時間が経過した後、犬歯は歯体移動した。また、ティップバックベンドは固定歯の傾斜を防止するのに有効であった。固定歯の傾斜を防ぎ、犬歯を歯体移動させる最適な3つの曲げ角度を決定することができた。さらに、ヤング率の低いTMAワイヤーを用いることで、約2 mmの空隙閉鎖を行うことができた。

## 緒 言

歯科矯正では、歯を配列するスペースが不足する場合には、左右の第一小臼歯を抜歯し、そのスペースに歯を

移動させる。これを抜歯空隙閉鎖 (Extraction space closure) と呼ぶ (以下、簡単に空隙閉鎖と記す)。2段階で空隙閉鎖する場合には、はじめに犬歯を抜歯スペースに移動し、次に中切歯と側切歯を遠心へ移動する。

原稿受付 2012年9月13日, 受理 2012年12月5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 (〒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)

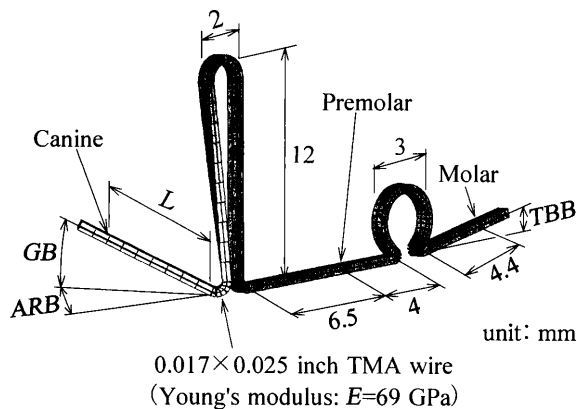


Fig. 1 Three-dimensional finite element model for retraction spring.

犬歯を移動する方法の一つとしてスライディングメカニクスがある。この方法では、アーチワイヤーをガイドとして犬歯を容易に歯体移動（平行移動）できる。しかし、ブラケットがアーチワイヤーを滑る際、摩擦が発生し、犬歯に作用する力が不確定となる<sup>1)</sup>。

もう一つの方法として、スプリングを用いた犬歯の牽引が行われている。この方法では、スプリングの力が犬歯に直接作用し、摩擦の問題は生じない。しかし、歯体移動させるためには、スプリングの形状を工夫して、適切な力系（力とモーメント）を犬歯に加える必要がある。その目的のため、これまでに多くの研究が行われ、いろいろな形状のスプリングが考案されている<sup>2-8)</sup>。

それらの牽引スプリングでは、犬歯を歯体移動させるために、スプリングに曲げが付与される。すなわち、Fig. 1に示すように、犬歯の傾斜を防ぐために、スプリングの腕が歯根の方向へ曲げられる。これをゲブルベンドと呼ぶ。そして、犬歯の回転（捻転）を防ぐために、腕が舌側方向へ曲げられる。これをアンチローテーションベンドと呼ぶ。また、固定歯の傾斜を防ぐために、スプリングの固定歯側が歯根方向へ曲げられる。これをティップバックベンドと呼ぶ。さらに、歯が移動しても牽引力が低下しないように、スプリングの材料として、ヤング率が低いチタンモリブデン合金（TMA）が用いられることもある<sup>6)</sup>。

これまでの研究では、スプリングを歯に装着した時点（活性化時）の力系に基づいて、スプリングの形状が決められてきた。しかし、この方法は、力学的に不十分である。すなわち、複数の歯がスプリングで連結されて移動する場合、歯の移動に伴って力系が変化する。そのため、活性化時の力系から長時間にわたる歯の移動を予測することは難しい<sup>9-11)</sup>。スプリングの性能を評価するためには、長時間にわたる歯の移動を予測することが必要

である。

本研究の目的は、最も基本的な形状の牽引スプリングについて、スプリングに付与された3つの曲げ（ベンド）の効果を明らかにし、歯体移動に必要な3つの曲げ角度の最適な組合せを示すことである。そのため、前報と同じ方法<sup>11)</sup>を用い、スプリングの曲げ角度を変えて歯の移動をシミュレーションした。

## 方 法

### 1. 牽引スプリング

本実験におけるスプリングの形状を Fig. 1 に示す。この形状は、歯科矯正学の教科書<sup>12)</sup>を参考にして決めた。スプリングの垂直ループ（Vertical loop）によって、牽引力が生じる。スプリングには、ゲブルベンド、アンチローテーションベンド、ティップバックベンドが付与される。それらの曲げ角度の大きさをそれぞれ GB, ARB, TBB とした。さらに、犬歯の近心に直径 3 mm のループを設けた。これは、曲げ剛性を低下させ、装着時にスプリングが塑性変形しないように、また過大な力が犬歯に作用しないようにするためである。スプリングは、断面が 0.017 × 0.025 inch (0.432 × 0.635 mm) のチタンモリブデン合金（TMA）のワイヤーで作られており、そのヤング率を 69 GPa とした<sup>6, 13)</sup>。TMA 製のスプリングでは、ヤング率が大きいステンレス製のスプリングに比べ、歯の移動量が大きくなり、歯の移動状態をよりわかりやすく示すことができる。スプリングの弾性変形は有限要素法（ANSYS11, ANSYS）によって計算した。そのため、3次元大変形ビーム要素を用いて、Fig. 1 のように要素分割した。

### 2. スプリングの活性化

スプリングの活性化の手順を Fig. 2 に示す。はじめに、スプリングを上顎左側の第二小臼歯、第一大臼歯のブラケットに固定する。犬歯と第二小臼歯のブラケットの間隔は、14.9 mm である。このとき、曲げを付与したスプリングでは、その腕が犬歯のブラケットと同じ方向にならない（Fig. 2A）。次に、この状態から、スプリングの腕を回転させて、腕と犬歯のブラケットが同一線上になるようにする（Fig. 2B）。この時点でスプリングの牽引力は 0 である。この位置（Neutral position）を基準として、スプリングを犬歯のブラケットまで移動させて固定すると（Fig. 2C）、ループが開いて、歯に牽引力が加わる。この時の移動量を活性化量  $a$ （Activation, 単位：mm）とした。犬歯に作用する牽引力を  $F$ 、傾斜を防ぐモーメントを  $M_1$ 、回転を防ぐモーメントを  $M_2$  とする。歯が移動しても、スプリングはブラケットに対して滑らないとした。なお、スプリングの左端を犬歯に固定した状態で、スプリングを小臼歯と犬歯に装着するように活性

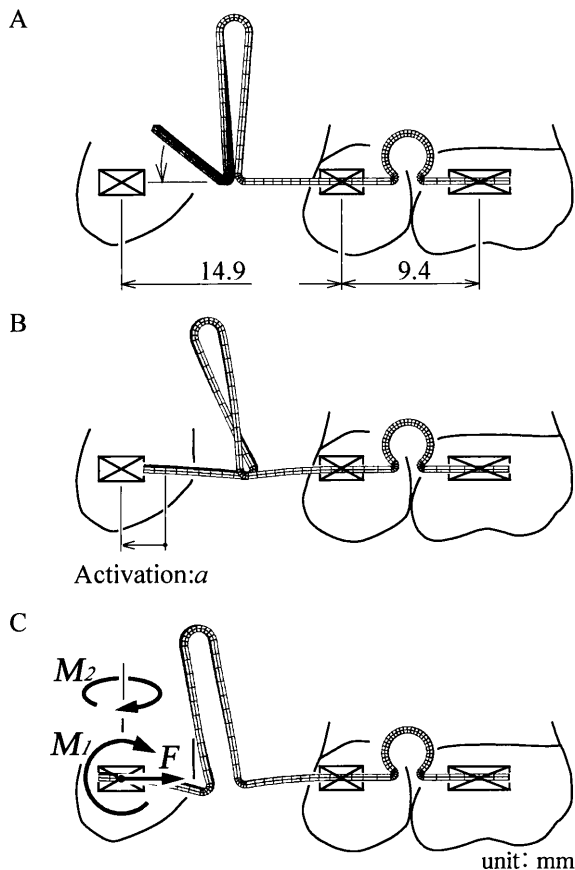


Fig. 2 Activation of retracting spring.

化しても、スプリングに作用する力系と活性化量は同じになる。

今回の研究では、活性化時の牽引力が同じ状態でスプリングの性能を比較した。そのため、すべてのスプリングについて、スプリングの腕の長さ  $L$  (Fig. 1) を変えて、活性化時の牽引力が同じ ( $F=2\text{ N}$ ) になるようにした。

### 3. 矯正移動のシミュレーション

歯に力とモーメントが作用した場合、歯は歯根膜の弾性変形によって動く。これを歯の初期動揺と呼ぶ。矯正移動は初期動揺と同じ方向に移動すると仮定し、これが繰り返されて歯が移動するとした。以下の計算方法は、前報<sup>11)</sup> で用いた方法とほとんど同じである。

歯の初期動揺は、3次元有限要素法 (ANSYS11, ANSYS) 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。(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。(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。(3) STL モデルを要素分割ソフトウェ

ア (AI \* Environment, ANSYS) に入力して、歯の表面を厚さ  $1\text{ mm}$  の三角形シェル要素で分割した。このモデルを ANSYS11 に入力して、厚さが  $0.2\text{ mm}$  の歯根膜を付け加えた。

初期動揺は、主に歯根膜の弾性変形によって生じる。矯正力の大きさは数  $\text{N}$  程度の大きさであり、この場合、歯と歯槽骨の変形は、歯根膜の変形に比べて無視できる。すなわち、歯と歯槽骨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 ( $10^6\text{ MPa}$ ) 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  $E=0.13\text{ MPa}$ ,  $\nu=0.45$  とした。これらの値は、上顎第一小臼歯の初期動揺量を有限要素法によって計算した場合、計算結果が実際の歯の動揺量とほぼ同じになるよう設定された<sup>9)</sup>。歯槽骨を剛体と仮定した場合、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を  $xyz$  座標の原点とし、そこに力とモーメント、 $F=[F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$  を加えた場合、そ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。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、 $U$  は  $F$  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。

歯の矯正移動は、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、次のようにして計算した。すなわち、(1) 初期条件として、スプリングのブラケット位置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。(2) それぞれのブラケットに生じる反力すなわち歯に作用する力とモーメントを計算する。(3) 力とモーメントに動揺マトリックスをかけて歯の初期動揺量を計算する ( $U=AF$ )。 (4) 初期動揺量に

**Table 1** Mechanical characteristics of springs at activation

<i>GB</i> deg(°)	<i>ARB</i> deg(°)	<i>TBB</i> deg(°)	<i>L</i> mm	Activation : $\alpha$ mm	<i>F</i> N	$M_1/F$	$M_2/F$	$\sigma_{eq}$ MPa
30.0	38.0	0	6.45	2.83	2.0	7.31	1.14	872
15.0	15.5	0	5.34	3.21	2.0	7.36	0.98	820
0	0	0	4.24	3.19	2.0	5.26	0.45	712
30.0	43.0	10.0	6.45	2.77	2.0	7.09	1.38	860

係数  $C$  をかけた量だけ歯を移動させる。(2) から (4) の計算を繰り返せば、歯が移動していく。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。

1 回の繰返しにおける歯の移動量が大きい場合、スプリングに作用する力が非常に大きくなり、繰返し計算が発散した。そのため、係数  $C$  を用いて歯の移動量を減少させた。今回のスプリングでは、 $C=0.4$  とした。 $C$  をこの値より小さくしても、同じ結果が得られた。

繰返し計算の回数を  $N$  とすれば、 $CN$  は、初期動揺が何回繰り返されて移動したのかを示すパラメータとなる。 $CN$  を相当繰返し数あるいは単に繰返し数と呼ぶ。今回の計算で用いた  $C=0.4$  の場合、たとえば 10 回の繰返し計算 ( $N=10$ ) では、歯が初期動揺量の 4 倍移動する。これは、初期動揺が  $C \times N = 0.4 \times 10 = 4$  回繰り返されて移動したことに相当する。相当繰返し数  $CN$  を用いることで、係数  $C$  が異なっている場合についても、初期動揺量を基準として矯正移動の経過 (時間) を示すことができる。

歯の移動の繰返し計算は、ANSYS11 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。

#### 4. 最適な曲げ角度

牽引スプリングで犬歯を移動した場合、犬歯は、最初傾斜し回転するが、その後スプリングの曲げの効果によって整直していく<sup>9,10</sup>。もし、犬歯の傾斜角度と回転角度が同時に 0 となれば、その時点で犬歯が歯体移動したことになる。ゲートルベンドとアンチローテーションベンドは、犬歯の傾斜と回転の両方に影響するので、それぞれの曲げについて、最適な角度を別々に求めることはできなかった。そこで、所定のゲートルベンド ( $GB$ ) について、アンチローテーションベンド ( $ARB$ ) を少しずつ大きくして、歯の移動をシミュレーションした。そして、犬歯の傾斜角と回転角がほぼ同時に 0 となった場合の  $ARB$  を、犬歯を歯体移動させるための最適な角度とした。

はじめに、ゲートルベンドとアンチローテーションベンドの効果を示すため、ティップバックベンドを  $TBB$

$=0$  とした。そして、ゲートルベンドが大きい場合 ( $GB=30.0^\circ$ ) と小さい場合 ( $GB=15.0^\circ$ )、曲げがない場合 ( $GB=ARB=0$ ) について、歯の移動をシミュレーションした。次に、ティップバックベンドの効果を示すため、ゲートルベンドの大きいスプリング ( $GB=30.0^\circ$ ) に  $10^\circ$  のティップバックベンド ( $TBB=10.0^\circ$ ) を付与して、歯の移動をシミュレーションした。

## 結 果

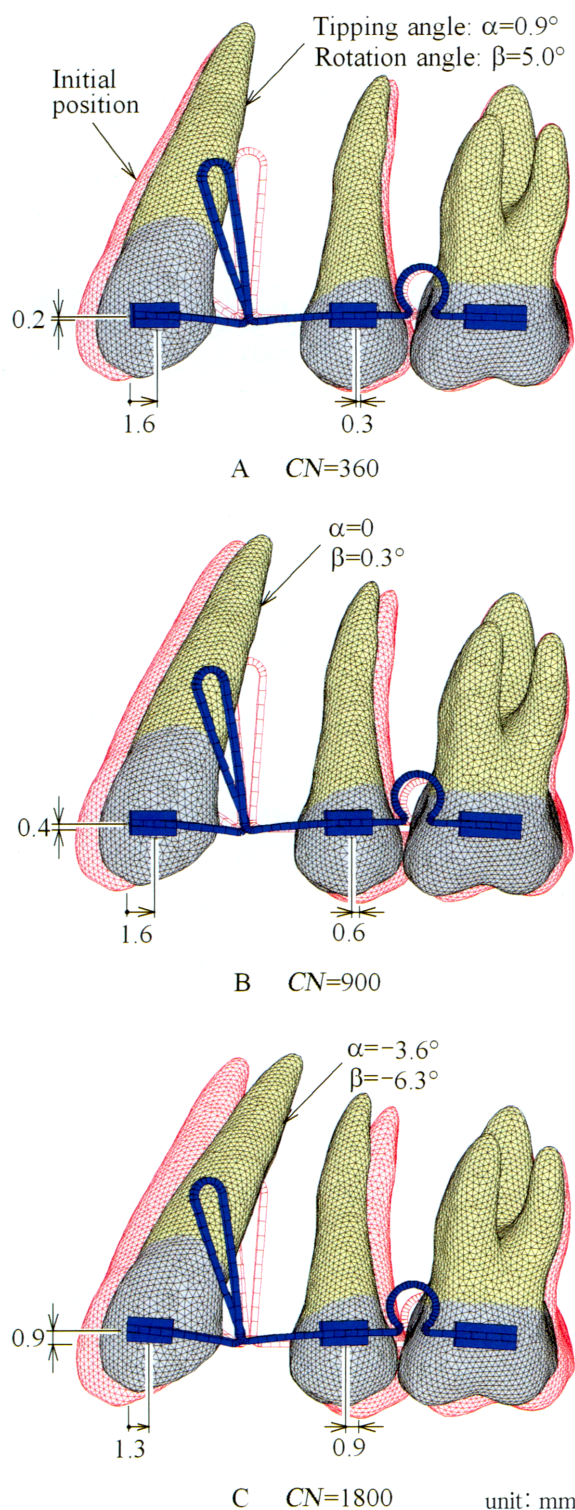
スプリングの活性化時における、牽引力  $F$ 、スプリングの腕の長さ  $L$ 、活性化量  $a$ 、モーメント・力比 ( $M/F$  比)、スプリングに生じる相当応力の最大値  $\sigma_{eq}$  を Table 1 に示す。ティップバックベンドを付与せずにゲートルベンドが大きいスプリング ( $GB=30.0^\circ$ ,  $TBB=0$ ) では、犬歯を歯体移動するために必要なアンチローテーションベンドの大きさは、 $ARB=38.0^\circ$  であった。ティップバックベンドを付与せずにゲートルベンドが小さいスプリング ( $GB=15.0^\circ$ ,  $TBB=0$ ) では、 $ARB=15.5^\circ$  であった。ティップバックベンドを付与したスプリング ( $GB=30.0^\circ$ ,  $TBB=10.0^\circ$ ) では、 $ARB=43.0^\circ$  であった。牽引力を一定 ( $F=2\text{ N}$ ) にするためには、ゲートルベンドが大きいスプリングでは、スプリングの腕の長さ  $L$  を減少させる必要があった。また、ティップバックベンドを付与しても  $L$  はほとんど同じであった。スプリングの相当応力は、垂直ループの近心の付け根で最大になった。その最大値  $\sigma_{eq}$  は、TMA の降伏応力 ( $1240\text{ MPa}$ <sup>6</sup>) あるいは  $1010\text{ MPa}$ <sup>13</sup>) 以下であり、スプリングは弾性変形の範囲内であった。

ティップバックベンドを付与せずにゲートルベンドが大きいスプリング ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=38.0^\circ$ ,  $TBB=0$ ) について、繰返し数  $CN$  の増加に伴う歯の移動状態を Fig. 3 に示す。図中には、犬歯の遠心移動量、傾斜角  $\alpha$ 、回転角  $\beta$ 、小臼歯の近心移動量を示す。傾斜角  $\alpha$  および回転角  $\beta$  は、Fig. 2 のモーメント  $M_1$ ,  $M_2$  と反対方向を正 (+) とした。犬歯の遠心移動量と小臼歯の近心移動量の和が空隙閉鎖量となる。犬歯は、最初、傾斜し回転した (Fig. 3A)。その後、傾斜角と回転角は減少し、 $CN=900$  の時点で同時に 0 になった (Fig. 3B)。すなわち、この時点で犬歯は歯体移動した。このときの空隙閉鎖量は、 $1.6+0.6=2.2\text{ mm}$  であった。さらに経過すると、犬歯は、最初と反対方向に傾斜し回転した (Fig. 3C)。

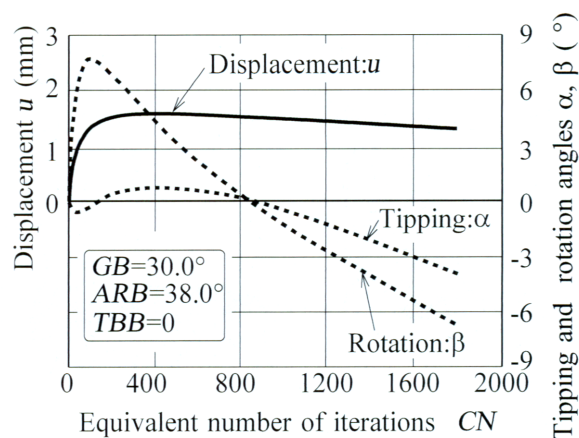
ティップバックベンドを付与せずにゲートルベンドが大きいスプリングについて、繰返し数  $CN$  に伴う、犬歯の遠心移動量  $u$ 、傾斜角  $\alpha$ 、回転角  $\beta$  の変化を Fig. 4 に示す。また、犬歯に作用する牽引力  $F$ ,  $M/F$  比  $M_1/F$ ,  $M_2/F$  を Fig. 5 に示す。

ティップバックベンドを付与せずにゲートルベンドが

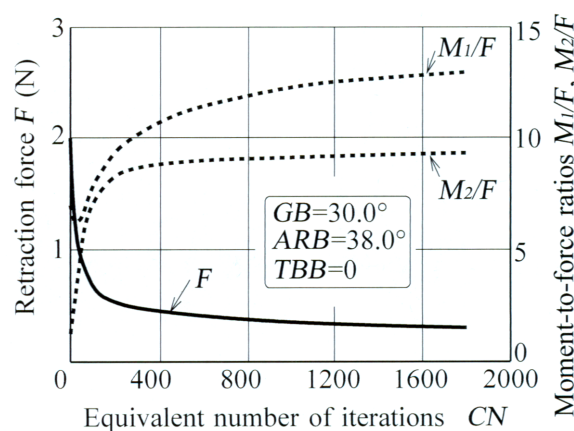




**Fig. 3** Tooth movements produced by retraction spring with gable bend ( $GB=30.0^\circ$ ), anti-rotation bend ( $ARB=38.0^\circ$ ), and tip-back bend ( $TBB=0$ ): A. CN=360, B. CN=900, C. CN=1800.



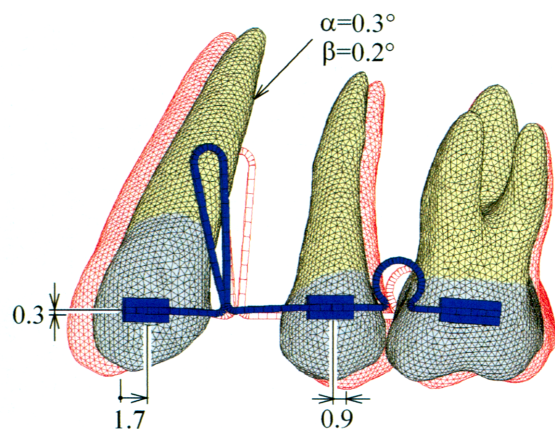
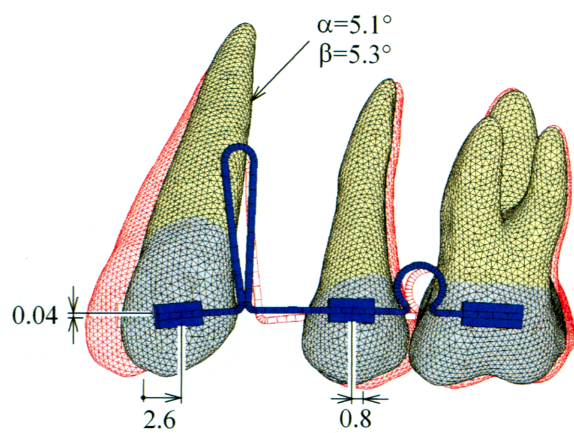
**Fig. 4** Variation of translation  $u$ , tipping angle  $\alpha$ , and rotation angle  $\beta$  of canine with  $CN$  ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=38.0^\circ$ ,  $TBB=0$ )



**Fig. 5** Variation of force  $F$  and moment-to-force ratios  $M_1/F$ ,  $M_2/F$  acting on canine with  $CN$  ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=38.0^\circ$ ,  $TBB=0$ )

小さいスプリング ( $GB=15^\circ$ ,  $ARB=15.5^\circ$ ,  $TBB=0$ ) の場合,  $CN$ に伴う犬歯の移動状態の変化は, 大きいスプリングの場合と同じであった. ただし, 犬歯が整直 (歯体移動) したのは,  $CN=1800$ の時点であった (Fig. 6A). このときの空隙閉鎖量は,  $1.7+0.9=2.6$  mmであった. また, 曲げのないスプリング ( $GB=ARB=TBB=0$ ) の場合, 犬歯の傾斜と回転は, 活性化直後増加し, その後減少していった. しかし,  $CN=1800$ の時点でも, まだ犬歯が傾斜, 回転したままであり, 整直しなかった (Fig. 6B).

ティップバックバンドを付与したスプリングの場合 ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=43.0^\circ$ ,  $TBB=10.0^\circ$ ),  $CN$ に伴う犬歯の移動状態の推移は, ティップバックバンドがない場合 (Fig. 3) とほとんど同じであった. すなわち, 犬歯は最初, 傾斜し回転したが, その後, 傾斜角と回転角が減少し,  $CN=900$ の時点で整直した. このときの空隙

A  $GB=15.0^\circ$ ,  $ARB=15.5^\circ$ ,  $CN=1800$ B  $GB=ARB=0$ ,  $CN=1800$ 

unit: mm

**Fig. 6** Tooth movements produced by retraction spring at  $CN=1800$ :A. with small bends ( $GB=15.0^\circ$ ,  $ARB=15.5^\circ$ ,  $TBB=0$ )B. without all bends ( $GB=ARB=TBB=0$ ).

閉鎖量は,  $1.8+0.4=2.2$  mmであった. この時点における歯の移動状態を Fig. 7 に示す.

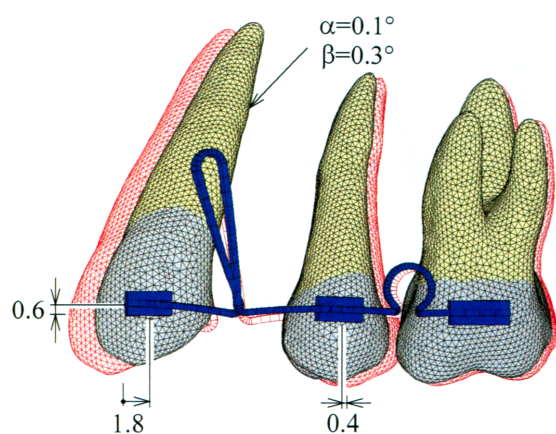
なお, 犬歯の抵抗中心の位置は, ブラケット位置から根尖方向へ 9.8 mm であり, 舌側方向へ 5.2 mm であった. したがって, 犬歯の歯体移動に必要な  $M/F$  比は,  $M_1/F=9.8$ ,  $M_2/F=5.2$  となる.

ゲーブルベンドをさらに大きく  $GB=45.0^\circ$  とした場合についても, 歯の移動をシミュレーションした. この場合には, 活性化直後から, 犬歯の歯根が近心に移動するように傾斜すなわち Fig. 3A の場合と反対の方向へ傾斜し, 歯体移動できなかった.

## 考 察

### 1. 牽引スプリングの力学的性能

歯の移動状態は, 一定ではなく, 移動に伴って変化し

 $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=43.0^\circ$ ,  $TBB=10.0^\circ$ ,  $CN=900$ 

unit: mm

**Fig. 7** Tooth movement produced by retraction spring with an appropriate combination of three bends ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=43.0^\circ$ ,  $TBB=10.0^\circ$ ).

た (Fig. 3, Fig. 4). ティップバックベンドを付与せずにゲーブルベンドが大きいスプリング ( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=38.0^\circ$ ,  $TBB=0$ ) の場合, 活性化直後では, 犬歯に作用する  $M/F$  比は  $M_1/F=7.31$ ,  $M_2/F=1.14$  であり, 歯体移動に必要な値 ( $M_1/F=9.8$  と  $M_2/F=5.2$ ) より小さかった. そのため, 犬歯は傾斜と回転を伴って遠心へ移動した (Fig. 3A), 犬歯が遠心へ移動すると, スプリングのループが閉じ, 牽引力  $F$  が急速に減少して,  $M/F$  比が増加した (Fig. 5). そして,  $M_2/F$  比が歯体移動に必要な値 (5.2) と同じになると, 犬歯の抵抗中心に作用するモーメントが 0 になり, 回転角  $\beta$  の増加が停止した. 続いて,  $M_1/F$  比が歯体移動に必要な値 (9.8) と同じになると, 犬歯の傾斜角  $\alpha$  の増加が停止した. さらに歯が移動して, 両方の  $M/F$  比が歯体移動に必要な値 ( $M_1/F=9.8$ ,  $M_2/F=5.2$ ) より大きくなると, 犬歯の抵抗中心に作用するモーメントによって, 犬歯は最初と反対方向に傾斜し回転し始めた. この傾斜と回転は, ブラケット位置の遠心移動を減少させ, 犬歯は, ブラケット位置が移動しない状態で傾斜し回転するようになった. すなわち,  $M/F$  比の増加に伴って, 犬歯の回転中心が歯冠に移動した<sup>14)</sup>. その結果, 犬歯の遠心移動量  $u$  はほぼ一定になり, 傾斜角  $\alpha$  と回転角  $\beta$  は減少していった. そして,  $CN=900$  付近で, 傾斜角  $\alpha$  と回転角  $\beta$  が同時 0 となった (Fig. 4). この時点で犬歯は歯体移動したことになる. 実際の治療では, 犬歯が整直したこの時点で牽引をやめるべきである. さらに時間が経過すると, 犬歯は, 最初とは反対方向に傾斜し回転する.

以上のように, 犬歯の移動状態は, 初期の傾斜・回転



移動の期間とそれ以後の整直期間からなることがわかった。このような移動状態は、曲げの小さいスプリングでも曲げのないスプリングでも同じであった。また、他の形状の牽引スプリングの場合<sup>9,10)</sup>と同じであった。

ゲートルバンドとアンチローテーションバンドの大きさ ( $GB$ ,  $ARB$ ) を適切にした場合、歯がある程度移動した後、犬歯の傾斜角  $\alpha$  と回転角  $\beta$  を同時に 0 にすることができた。すなわち、その時点で、犬歯を歯体移動することができた。このような最適な曲げ角度の組合せは、活性化時の力系 (Table 1) から決めることは難しい。今回のようなシミュレーションによって、はじめて決めることができた。

ティップバックバンドを付与せずにゲートルバンドが小さいスプリングでも、時間が経過すると犬歯が整直し、歯体移動できた (Fig. 6A)。このときの空隙閉鎖量 (犬歯と小白歯の移動量の合計  $1.7+0.9=2.6$  mm) は、ティップバックバンドを付与せずにゲートルバンドが大きいスプリングの場合 (2.2 mm) に比べてやや増加した。しかし、整直時までの繰返し数  $CN$  が約 2 倍であった。繰返し数  $CN$  が経過時間に対応すると仮定した場合、ティップバックバンドを付与せずにゲートルバンドが小さいスプリングでは、犬歯の歯体移動に約 2 倍の時間がかかることになる。この傾向は、T 形スプリングの場合でも同じであった<sup>9)</sup>。これは、牽引スプリングの一般的な傾向である。

曲げがないスプリングでは、繰返し数が  $CN=1800$  でも、犬歯は傾斜、回転したままであった (Fig. 6B)。この図と曲げがあるスプリングの場合 (Fig. 3B, Fig. 6A) とを比較すれば、犬歯の歯体移動には、ゲートルバンドとアンチローテーションバンドが必須であることがわかる。今回のシミュレーションによって、曲げの力学的効果を実証することができた。

以上のように、牽引スプリングによる歯の移動状態は、時間経過に伴って変化していく。活性化直後に犬歯が傾斜回転しても、それらは修正されていく。また、歯体移動した時点で牽引をやめないと、犬歯が最初とは反対方向へ傾斜・回転してしまう。このような現象は、実際の治療においても、十分に注意すべき事項である。

犬歯と固定歯の移動量の比は、犬歯が整直した時点において、ティップバックバンドを付与せずにゲートルバンドが大きいスプリングで  $0.6/1.6=0.38$  (Fig. 3B)、ティップバックバンドを付与せずにゲートルバンドが小さいスプリングで  $0.9/1.7=0.53$  (Fig. 6A) であった。一方、犬歯と固定歯の歯根表面積の比は、 $279\text{ mm}^2/672\text{ mm}^2=0.42$  であり、移動量の比と同程度であった。

ティップバックバンドの効果は、Fig. 3B と Fig. 7 において、両方の固定歯を比較すればよくわかる。ティッ

プバックバンドを付与した場合、大白歯と小白歯がほぼ整直した。それに伴って、固定歯の近心移動がやや減少し、犬歯の遠心移動がやや増加した。この結果、このスプリングにおけるティップバックバンドの大きさ ( $TBB=10.0^\circ$ ) が適切であることがわかった。ティップバックバンドをこれより大きくした場合、大白歯は、歯冠が遠心に移動するように傾斜する。さらに、犬歯の圧下量も大きくなる。今回のシミュレーションによって、ティップバックバンドの力学的効果を具体的に示すことができた。なお、ティップバックバンドを付与すると、犬歯を歯体移動させるためのアンチローテーションバンドの大きさが変化した。すなわち、最適な曲げ角度の組み合わせが変化した。3つの曲げが  $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=43.0^\circ$ ,  $TBB=10.0^\circ$  の場合、固定歯を傾斜しない状態で、犬歯を歯体移動できた。ゲートルバンドをさらに大きく  $GB=45.0^\circ$  とした場合には、歯体移動ができなかった。この曲げの組み合わせが最適に近いと推測できた。それらの角度を基準として曲げの大きさを調節すれば、歯を歯体移動させるだけでなく、傾斜や回転した歯を整直させることもできる。

曲げを付与したスプリングでは、1回の活性化で、2.2あるいは2.6 mm 空隙閉鎖することができた。このように、比較的大きな距離を空隙閉鎖できたのは、スプリングの材質として、ヤング率が低い TMA を用いたためであった。弾性力学によれば、ヤング率の異なる牽引スプリングに同じ大きさの牽引力を加えた場合、活性化量はスプリングのヤング率に反比例する。したがって、スプリングの材質をステンレス鋼に変えた場合、ヤング率が TMA の約 3 倍になるので、活性化時の牽引力を同じにした場合、空隙閉鎖量が約 1/3 に減少する。なお、TMA のようなヤング率が低い材料を用いるかわりに、ワイヤーのサイズを減少させることでも、同じ効果を期待することができる。

今回の計算では、歯に作用する牽引力を 2 N にして、歯の移動をシミュレーションした。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分かっていないからである。なお、牽引力を変えて歯の移動をシミュレーションした場合でも、今回の場合と同じようにして、スプリングの曲げ角度の最適値を決めることができる。

## 2. シミュレーション方法

この研究では、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションし、それに基づいて牽引スプリングの性能を評価した。歯の移動状態を較べることで、曲げの効果を具体的に示すことができた。一方、これまでの研究では、活性化時の力系に基づいて歯の移動を予測して、スプリングの性能が評価されてきた。しかし、今回の結果から分

かるように、力系は歯の移動に伴って大きく変化する。そのため、活性化時の力系から歯の最終的な移動状態を予測することは難しい。これが、今回のようなシミュレーションが必要である最大の理由である。

ただし、今回のシミュレーションにはいろいろな仮定が用いられており、それらが成り立つ範囲でのみ、シミュレーションの結果は正しい。用いた仮定の妥当性は前報<sup>11)</sup>で検討したが、まだ完全には検証されていない。今後、シミュレーションの結果を臨床時の歯の移動と比較して、シミュレーションの方法を検証する必要がある。

歯の移動は、抵抗中心の位置に依存する。そして、抵抗中心の位置は、歯根の大きさや形状、歯根膜の弾性係数によって変化する。また、歯に作用する力系も、ブラケット間の距離、ループの幅や高さなどスプリングの形状によって変化する。したがって、今回示した最適な曲げ角度の組み合わせは、どのような場合にでも適用できる数値ではなく、Fig. 1の形状のスプリングを標準形状の歯列に装着した場合に対する一つの基準値である。実際の矯正治療において最適な曲げ角度を正確に決めるためには、個別の歯のモデルと実際に用いるスプリングのモデルを用いて歯の移動をシミュレーションする必要がある。これは、今後の課題であるとともに、この研究の最終的な目標である。

## 結 言

牽引スプリングの場合について、歯の移動状態を有限要素法によってシミュレーションし、その性能を力学的に評価することができた。ゲープルバンドとアンチローテーションバンドは、犬歯を歯体移動させるために必須であった。ティップバックバンドによって、固定歯の傾斜を防ぐことができた。3つの曲げを最適に組み合わせた場合、固定歯が傾斜しない状態で、犬歯を歯体移動できることを示した。最適な曲げ角度は、今回検討した形状のスプリングを今回検討した配置の歯に装着する場合には、 $GB=30.0^\circ$ 、 $ARB=43.0^\circ$ 、 $TBB=10.0^\circ$ であった。さらに、スプリングの材質として、ヤング率の低いTMAを用いることで、2.2あるいは2.6 mm 空隙閉鎖できることを示した。

## 文 献

- 1) Proffit WR (作田 守, 高田健治). Contemporary orthodontics (プロフィットの現代歯科矯正学: クインテッセンス出版; 1989: p. 262-264); 1986.
- 2) Chaconas SJ, Caputo AA, Hayashi RK. Effects of wire size, loop configuration, and gagging on canine-retraction springs. Am J Orthod Dentofac Orthop 1974; 65: 58-66.
- 3) Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1976; 70: 1-19.
- 4) Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod Dentofac Orthop 1982; 82: 361-378.
- 5) Dincer M, Iscan HN. The effects of different sectional arches in canine retraction. Europ J Orthod 1994; 16: 317-323.
- 6) Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 112: 378-392.
- 7) Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification Part I. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 112: 393-402.
- 8) 古賀義之, 吉田教明, 中島美紀, 三牧尚史, 富樫久美子, 小林和英ほか. クロージングアーチワイヤー装着時にブラケットに生じる力系の解析. Orthod Waves 2001; 60: 75-85.
- 9) 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.
- 10) Kojima Y, Mizuno T, Umeura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. Dent Mater J 2007; 26: 561-567.
- 11) 河村 純, 小島之夫, 福井壽男. 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. 日歯理工誌 2012; 31: 251-257.
- 12) 清村 寛, 固 定, 飯塚哲夫, 瀬橋正之, 岩澤忠正, 本橋康助. 歯科矯正学. 第3版: 医歯薬出版; 1991: p.238.
- 13) Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. Angle Orthod 2004; 74: 825-831.
- 14) Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 94: 426-431.