

有限要素シミュレーションによる歯科矯正移動の力学的評価

河 村 純

愛知学院大学 歯学部 歯科理工学講座  
(指導：福井 壽男 教授)

愛知学院大学大学院歯学研究科博士（歯学）学位申請論文

Mechanical evaluation of dental orthodontic movement  
by finite element simulation

JUN KAWAMURA

Department of Dental Materials Science  
School of Dentistry, Aichi Gakuin University  
(Director : prof. Hisao Fukui)

The thesis submitted to the Graduate Faculty, School of Dentistry,  
Aichi Gakuin University for Ph. D. degree

## 基盤論文

1. 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>.  
日本歯科理工学会誌 31 卷 3 号 pp251-257. 2012
  2. 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>.  
日本歯科理工学会誌 32 卷 1 号 pp59-66. 2013
  3. T形スプリングを用いた歯列の一括移動におけるループ位置, トランスパラタルアーチ, 臼歯列の歯数の影響—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>.  
日本歯科理工学会 32 卷 4 号 pp293-299. 2013
  4. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics.  
Yukio Kojima<sup>2</sup>, Jun Kawamura<sup>1</sup>, Hisao Fukui<sup>1</sup>.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 142 pp501-508. 2012
- 
- 1) 愛知学院大学 歯学部 歯科理工学講座 (〒464-8650 名古屋市千種区楠元町 1-100)
  - 2) 名古屋工業大学 機械工学科 (しくみ領域) (〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町)

# 有限要素シミュレーションによる歯科矯正移動の力学的評価

河 村 純



## 目 次

第1章 序 論	1
第2章 圧下スプリング	5
I. 緒 言	6
II. 方 法	6
1. 初期動揺と矯正移動の類似性	6
2. 初期動揺の計算	8
3. 圧下スプリング	10
4. 矯正移動のシミュレーション	11
III. 結 果	13
IV. 考 察	15
1. 圧下スプリングの評価	15
2. シミュレーション方法	16
V. 結 言	17
第3章 犬歯牽引用垂直ループスプリング	19
I. 緒 言	20
II. 方 法	20
1. 牽引スプリング	20
2. スプリングの活性化	21
3. 矯正移動のシミュレーション	23
4. 最適な曲げ角度	24
III. 結 果	25
IV. 考 察	26
1. 牽引スプリングの評価	26
2. シミュレーション方法	32
V. 結 言	32
第4章 前歯列牽引用T形スプリング	33
I. 緒 言	34
II. 方 法	35
1. T形スプリングの形状	35
2. 矯正移動のシミュレーション	36
3. 計算モデル	36
III. 結 果	37
IV. 考 察	41
1. ループ位置の影響	41

2. トランスパラタルアーチの効果	43
3. 臼歯列の歯数の影響	44
4. シミュレーション方法	44
V. 結 言	45
第5章 ゴムメタル製スプリング	47
I. 緒 言	48
II. 方 法	49
1. スプリングの形状	49
1). 牽引スプリング	49
2). 圧下スプリング	50
2. ゴムメタルの機械的性質	51
3. 矯正移動のシミュレーション	51
III. 結 果	51
1. 牽引スプリング	51
2. 圧下スプリング	59
IV. 考 察	59
1. ヤング率の影響	59
1). 牽引スプリング	62
2). 圧下スプリング	62
2. ゴムメタルの非線形性の影響	64
3. 移動速度	65
4. シミュレーション方法	65
V. 結 言	66
第6章 歯科矯正用アンカースクリュースライディングメカニックス	67
I. 緒 言	68
II. 方 法	69
1. 解析モデル	69
2. 矯正移動のシミュレーション	70
III. 結 果	71
IV. 検 討	74
1. 歯列の移動	74
2. シミュレーション方法	75
V. 結 言	77
第7章 総 括	79
文 献	82
謝 辞	90

# 第 1 章

## 序 論

矯正歯科治療（以下、矯正治療）では、所定の位置に正確に歯を移動することが要求される。その場合、矯正装置による歯の移動が予測できれば、治療計画をたてる上で、大変便利である。前もって移動方法の適否が評価でき、最適な矯正方法を選択することができる。

歯の移動状態を予測する最も簡単な方法は、初期動揺時の抵抗中心を用いる方法である。すなわち、Fig.1-1A に示すように、歯冠に近遠心方向の力を加えると、歯根の根尖側約 1/3 を支点として歯が傾斜して移動する。このような移動様式を傾斜移動といい、支点を歯の回転中心という。また、Fig.1-1B のように、歯根の適切な位置に力を加えると歯を平行に移動することができる。この移動様式を歯体移動という。このときの力の位置を歯の抵抗中心という。いろいろな歯および歯列の抵抗中心の位置は、これまで、多くの実験<sup>1-10)</sup>と計算<sup>11-16)</sup>によって求められている。抵抗中心に力  $F$  を加えた場合の力系は、歯冠に力  $F$  とモーメント  $M_1$  と  $M_2$  を同時に加えた場合と等価である(Fig.1-1C)。このときの力とモーメントの比  $M_1/F$ 、 $M_2/F$  は、ブラケットから抵抗中心までの距離  $l_1$ 、 $l_2$  に等しい。歯の抵抗中心の位置  $l_1$ 、 $l_2$  を用いれば、歯の移動状態が予測できる。すなわち、歯に任意の力  $F$  とモーメント  $M_1$ 、 $M_2$  が作用する時、それらのモーメント・力比が  $M_1/F=l_1$ 、 $M_2/F=l_2$  の場合、歯は歯体移動する。そうでない場合には、モーメントの方向に歯が傾斜あるいは回転する。

一方、文献(17)-(37)では、有限要素法を用いて、初期動揺時だけでなく、長時間にわたる歯の移動がシミュレーションされた。これらの方法では、歯槽骨の添加・吸収<sup>17-33)</sup>、あるいは歯槽骨の粘弾性<sup>34-37)</sup>によって歯が移動する。また、歯の模型を用いた方法として、タイポドントを用いたシミュレーション<sup>38-42)</sup>、荷重センサーを用いたシミュレーション<sup>43)</sup>が行われた。いろいろなシミュレーション方法がある中で、有限要素法を用いた文献(24)～(33)の方法では、臨床時の矯正装置、すなわち複数の歯がワイヤーあるいはスプリングで連結された場合について、歯の移動がシミュレーションできる。そのため、本研究でもこれ

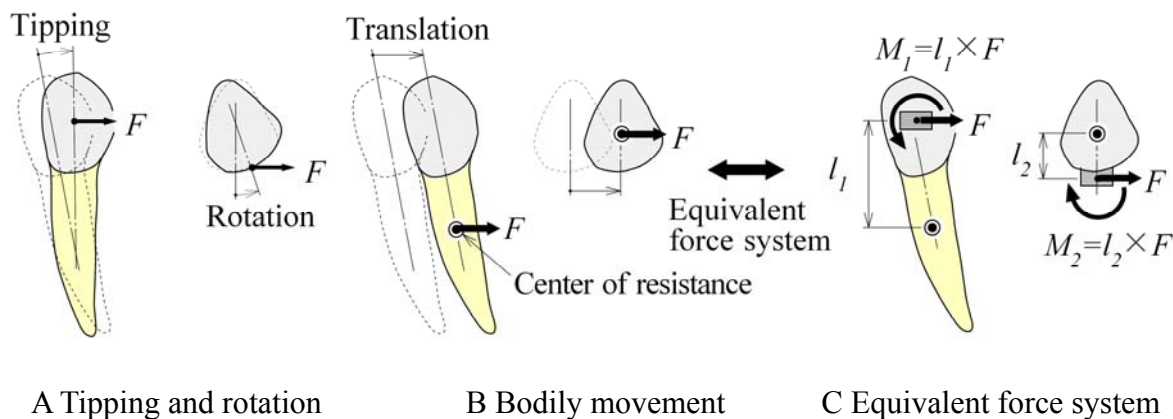


Fig.1-1 Movement patterns



らと同じ方法を用いた。この方法によれば、歯の移動抵抗を同じにして、矯正方法が力学的に評価できる。一方、臨床実験による評価では、歯の大きさや配列の違いによって、歯の移動抵抗が個別に異なり、矯正方法の違いによる歯の移動状態の変化が判別しにくくなることも考えられる。

歯を移動するための代表的な方法の 1 つは、スプリングによる歯の移動である。この方法では、力が歯に直接作用する。そのため、スライディングメカニックスのような摩擦の問題は生じない。しかし、歯の移動をコントロールするためには、歯に適切な力とモーメントを加える必要がある。また、歯の移動に伴う力の低下を小さくするためには、スプリングのばね定数(牽引力/活性化量)を小さくする必要がある。このような目的に沿って、いろいろな形状のスプリングが考案されている<sup>44-72)</sup>。また、スプリングの材料もいろいろな材料が用いられている。これまで、スプリングの力学的な性能は、ばね定数と活性化時の  $M/F$  比によって評価されてきた。しかし、臨床における矯正治療では、スプリングは複数の歯に固定される。この場合、力系は力学的に不静定になる。歯の移動に伴って、力系が変化して移動状態が変わる<sup>24-33)</sup>。活性化時の力系から、スプリングの性能を評価することは難しい。そこで、本研究では、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションし、それに基づいてスプリングの性能を力学的に評価した。本研究で評価したのは、ループ形状の異なる圧下スプリング、犬歯牽引用の垂直ループスプリング、前歯列牽引用の T 形ループスプリング、ゴムメタル製の垂直ループおよび圧下スプリングである。

歯を移動するもう 1 つの代表的な方法は、スライディングメカニックスである<sup>73,74)</sup>。この方法では、歯列に固定したアーチワイヤーをガイドとして、歯を移動させる。この場合、アーチワイヤーの剛性が十分であれば、歯体移動がほぼ容易に実現できる。しかし、ブラケットがアーチワイヤーを滑る際、摩擦が生じ、歯の移動を妨げる。そのため、歯に作用する力が不確定になる。通常のスライディングメカニックスでは、臼歯列を固定源にして犬歯あるいは前歯列が遠心に牽引される。このとき、臼歯列も近心に移動する。この場合については、摩擦の影響も含めて、歯の移動がシミュレーションされた<sup>25,26,31)</sup>。一方、最近では、臼歯列の移動を防ぐため、顎骨に植立した歯科矯正用アンカースクリュー(以下、アンカースクリューとする)を固定源として、前歯列を牽引することが行われている<sup>75-85)</sup>。この場合、アンカースクリューの位置によって力の方向が変わり、歯の移動状態が変化する<sup>78,86)</sup>。初期動揺時については、実験<sup>87,88)</sup>および有限要素法<sup>89-90)</sup>によって歯の移動が検討された。しかし、スプリングの場合と同様に、スライディングメカニックスでも、歯の移動に伴って力系が変化する。初期動揺から矯正移動を正確に評価することは難しい。そこで、本研究では、歯科矯正用アンカースクリュースライディングメカニックスについて、

長時間にわたる歯の移動をシミュレーションし、この移動方法を力学的に評価した。

本論文は、この章を含めて、7章から構成される。第1章では、本研究の背景と目的を述べた。第2章では、圧下スプリングにおけるループ形状の影響について述べる。第3章では、チタンモリブデン合金(TMA, Ormco)製牽引スプリングにおける曲げの効果について述べる。第4章では、TMA製T形スプリングによる歯列の一括移動におけるループ位置、トランスパラタルアーチ、臼歯列の歯数の影響について述べる。第5章では、ゴムメタル製牽引スプリングと圧下スプリングの性能について述べる。第6章では、歯科矯正用アンカースクリュースライディングメカニクスにおける力の作用方向の影響について述べる。第7章は、本研究で得られた成果の総括である。

## 第2章

### 圧下スプリング

## I. 緒言

歯を圧下あるいは挺出させて、ブラケットの垂直的高さを揃えること（ここでは、この場合をレベリングと呼ぶ）は、基本的な矯正移動の1つである。高低差のある歯のブラケットにスプリングを弾性変形させて装着すれば、弾性回復によって歯がレベリングされる。スプリングのばね定数を低下させて、歯に過大な力が作用しないようにする。そのため、スプリングには、大きなループが設けられる。これまでに、いろいろな形状のループを持つ圧下スプリングが考案されている<sup>44-49)</sup>。そして、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、歯に作用する力とモーメント(力系)が、実験や計算によって調べられた。しかし、活性化時の力系は、歯の移動に伴って変化する。そのため、活性化時の力系から、歯がどのように移動するのかを予測することは難しい。たとえば、これまでの結果によれば、歯には、圧下力と挺出力だけでなく、モーメントも作用する。モーメントは、歯を傾斜させる効果があるが、どの程度歯が傾斜するのかは予測できない。また、歯根の大きさによって歯の圧下あるいは挺出量が異なることが予想できるが、どの程度異なるのかはわからない。すなわち、現状では、それぞれのスプリングにおいて、歯がどのように移動するのかが明らかでなく、それらの性能が評価できていない。

そこで、本研究では、有限要素法を用いて、圧下スプリングによる歯の移動をシミュレーションした。この方法では、歯の移動に伴う力系の変化を考慮して、長時間にわたる歯の移動が予測できる。3種類の圧下スプリングについて、歯の移動状態をシミュレーションし、それに基づいてスプリングの性能を比較評価した。

## II. 方法

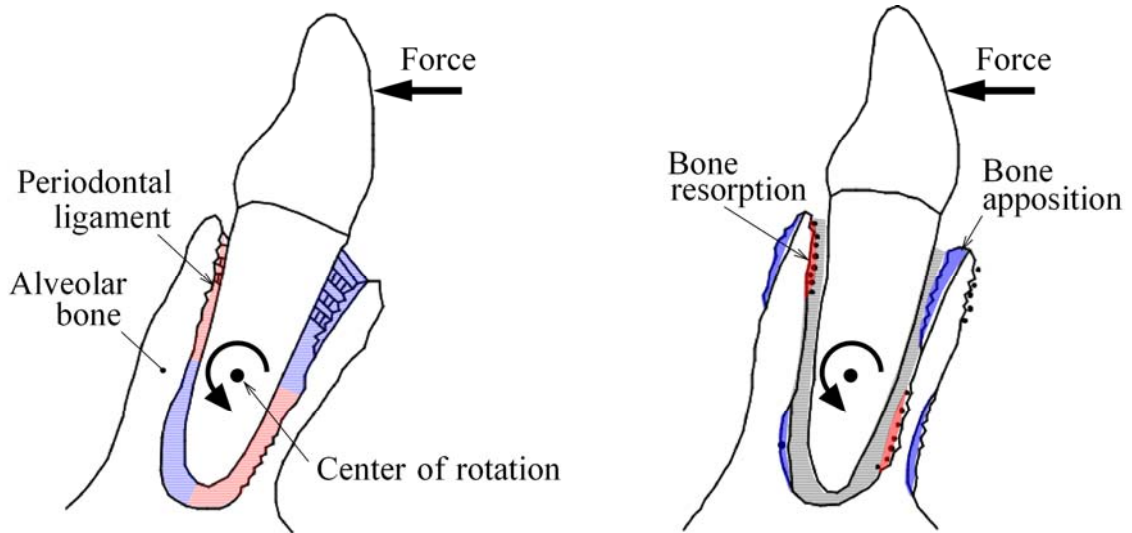
### 1. 初期動揺と矯正移動の類似性

歯根は、歯根膜を介して歯槽骨に固定されている。歯根膜は、膠原性のシャープ繊維から成り、歯と歯槽骨に比べてやわらかい。そのため、歯に力を加えた場合、歯根膜が弾性変形して、歯が移動する(Fig.2-1A)<sup>91)</sup>。しかし、直ちに力を取り去ると歯は元の位置に戻る。この移動を初期動揺と呼ぶ。力が継続して歯に作用すると、歯根膜の圧縮応力が生じた領域では、その部分の歯槽骨が吸収される。一方、引張応力が生じた領域では、歯槽骨が添加される。その結果、歯が移動する(Fig.2-1B)。これが歯の矯正移動である。

両方の移動は、そのメカニズムが異なる。しかし、歯の移動状態は類似している<sup>92)</sup>。たとえば、歯冠に力を加えると歯は傾斜移動する。また、力とモーメントを同時に加えると歯が平行移動する。これらの移動状態は、初期動揺でも矯正移動でも同じである。本論文の第3章から第6章では、この類似性を利用

して、歯の矯正移動がシミュレーションされた。

なお、初期動揺において、力と動揺量との関係は非線形である(Fig.2-2)<sup>93-95</sup>。これは、歯根膜の応力ひずみ関係が非線形であることを意味する。しかし、この非線形性は、矯正移動のシミュレーションにおいて、大きな影響を与えなかった<sup>33</sup>。そのため、本研究では、歯根膜を線形弾性体と仮定して、歯の移動をシミュレーションした。



A Initial tooth movement

B Orthodontic tooth movement

Fig.2-1 Tooth movement (文献 (91) の図を改変)

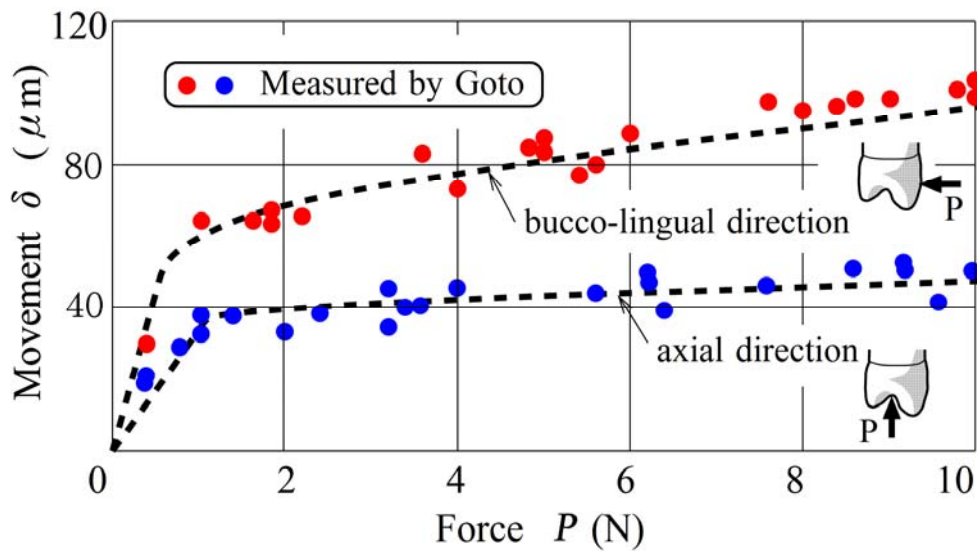


Fig.2-2 Initial tooth mobility of upper first premolar (文献 (93) の図を改変)

## 2. 初期動揺の計算

歯の初期動揺は、3次元有限要素法(ANSYS11, 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.2-3)。(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, 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。

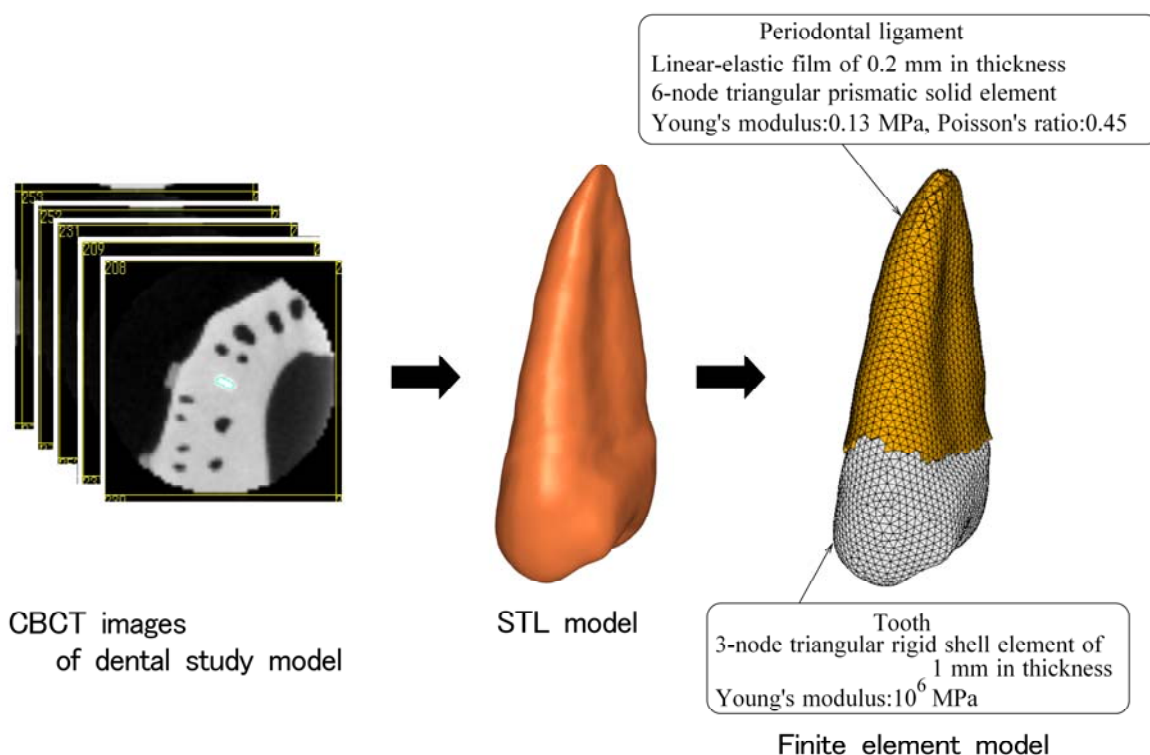


Fig.2-3 Method for making tree-dimensional finite element model used to calculate the initial tooth movement

この操作は、ANSYS11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>33)</sup>。これらの値を用いて上顎第1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  $\mathbf{F} = [F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$  を加えた場合、この位置に生じる移動と回転を  $\mathbf{U} = [U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T$  とする (Fig.2-4)。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  $\mathbf{U}$  は、力  $\mathbf{F}$  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) $\mathbf{A}$  を使い、 $\mathbf{U}=\mathbf{A}\mathbf{F}$  と書ける。マトリックス  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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

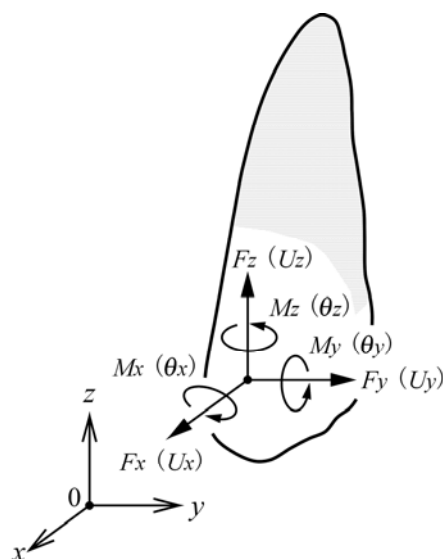


Fig.2-4 Forces and moments acting on the bracket position

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 $U$ が直ちに計算できる。

### 3. 圧下スプリング

本章では、3種類の圧下スプリングについて性能を評価した(Fig.2-5)。これらの形状は、文献(49)を参考にして決めた。上顎左側の第2小臼歯と第1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.2-5の各スプリングにおいて、右のブラケットは大臼歯に接着され、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0.017×0.025 inch (0.432×0.635 mm)の長方形断面のチタンモリブデン合金(TMA, Ormco)ワイヤー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>49,96</sup>。

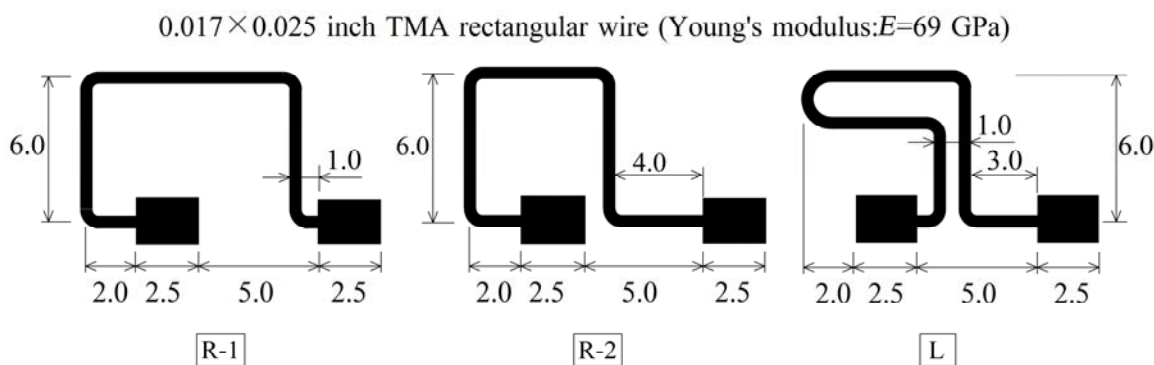


Fig. 2-5 Three types of intrusion spring

また、文献(49)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. 2-6)。このスプリングについても歯の移動を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, 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. 2-7)。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。実際のワイヤーとブラケットでは、両者の間に隙間があるが、それらについては考慮していない。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、小臼歯は大臼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.2-7)の右(大臼歯)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臼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。

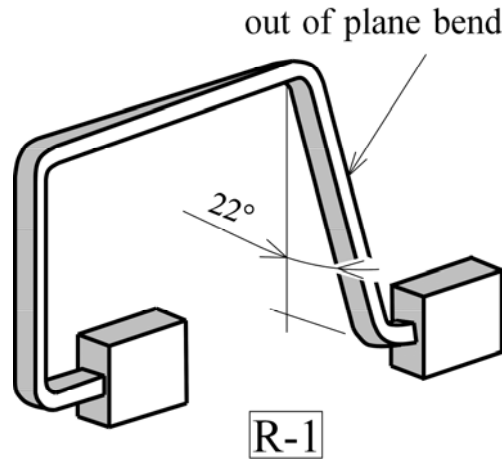


Fig.2-6 Out of plane bend incorporated into R-1 spring

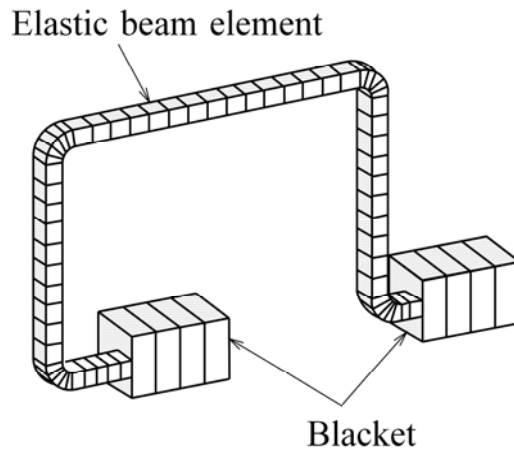
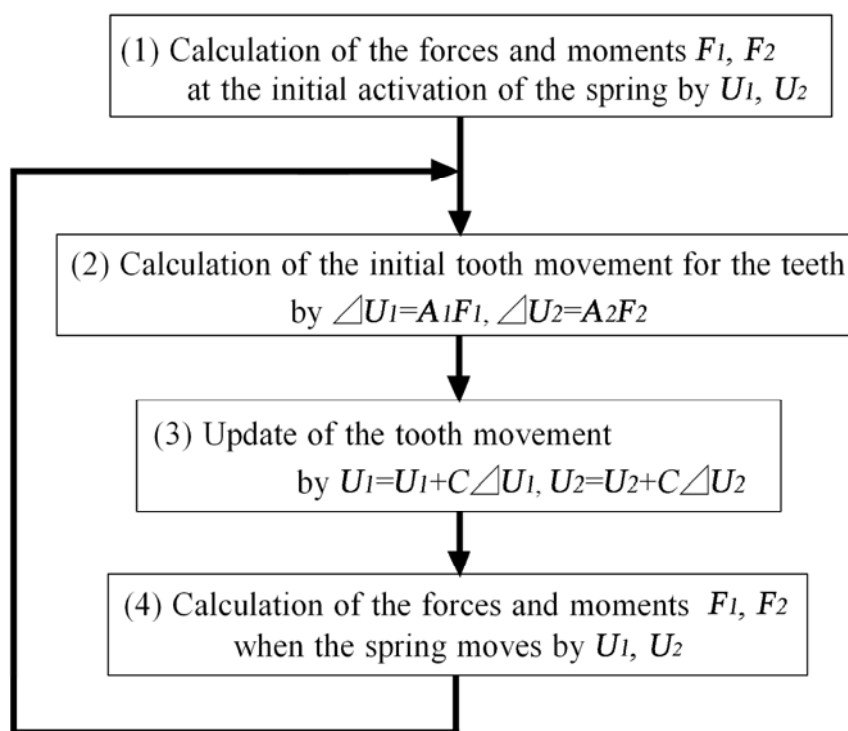


Fig.2-7 Three-dimensional finite element model for R-1 spring and brackets

#### 4. 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.2-8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2小白歯、第1大臼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 $\Delta U_1=A_1F_1$ 、 $\Delta U_2=A_2F_2$ として計算する。ここで、 $A_1$ 、 $A_2$ は、第2小臼歯、第1大臼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。



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

Fig.2-8 Calculation process for simulation of the long-term tooth movement

歯根膜は、歯とともに移動し、次の繰り返し計算では、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。

歯の移動の繰り返し計算は、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。歯の移動の進展は、繰り返し回数  $N$

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。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。

### Ⅲ. 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.2-9 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 2-1 に示す。歯に作用する圧下力  $F$  は、すべてのスプリングで  $2\text{N}$  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( $1240\text{ MPa}$ )<sup>49,96)</sup>より小さく、弾性範囲にあることが確認できた。

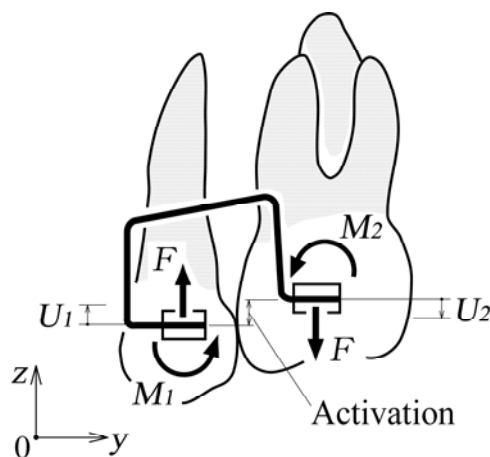


Fig.2-9 Forces and moments acting on teeth at the initial activation

スプリング R-1 について、時間の経過すなわち相当繰返し数  $CN$  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.2-10 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.2-11 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°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 Fig.2-12 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°の傾斜が生じた。この大きさは、Fig.2-11 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°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。

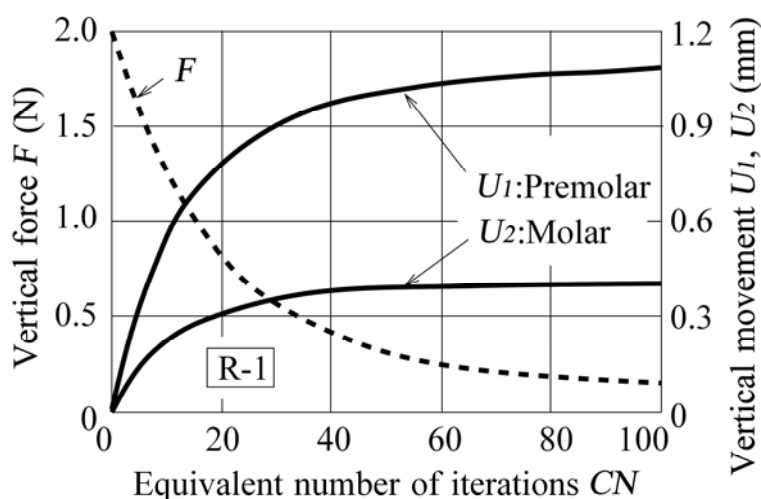


Fig.2-10 Various of vertical force  $F$ 、vertical movements of premolar  $U_1$  and molar  $U_2$  with equivalent number of iterations  $CN$

Table 2-1 Mechanical characteristic of springs

	Activation mm	$F$ N	$M_1$ N · mm	$M_2$	$\sigma_{eq}$ 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

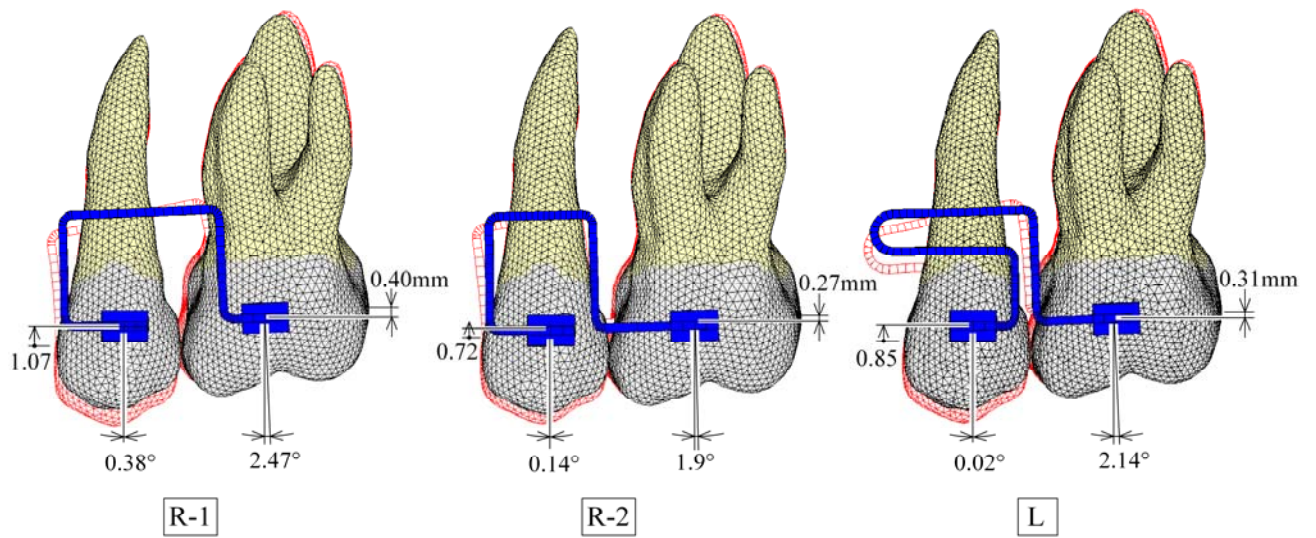


Fig.2-11 Tooth movements produced by three types of spring after a long time (CN=100)

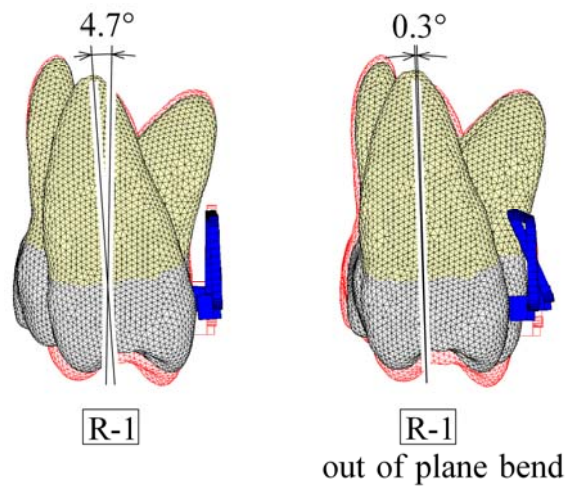


Fig.2-12 Effect of out of plane bend on bucco-lingual rotation of teeth (CN=100)

#### IV. 考 察

##### 1. 圧下スプリングの評価

スプリング R-1、R-2、L (Fig.2-5) 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 2-1 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。なお、近遠心的傾斜角においては、小白歯に比べ大白歯の方が、近遠心的傾斜角が大きくなった。これは、大白歯に加わるモーメント( $M_2$ )が、小白歯に加わるモーメント( $M_1$ )より大きいためであった。

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 2 N 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分かっていないからである。<sup>97,98)</sup>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。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。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>92)</sup>。これまでも、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、初期動揺をすこ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。文献(24)~(31)のシミュレーション方法では、歯槽骨の添加・吸収法則を入力する必要があるため、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歯の移動がシミュレーションできた。

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、文献(99)で検証されている。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>93-95)</sup>。しかし、歯根膜の非線形性は歯の移動状態にほとんど影響しないことは、文献(33)で示された。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、相当繰返し数  $CN$  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、相当繰返し数  $CN$  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、今後の検討課題である。

## V. 結 言

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 $22^\circ$ 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できた。





## 第3章

### 犬歯牽引用垂直ループスプリング

## I. 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1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。

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>100)</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>50-72)</sup>。

それらの牽引スプリングには、歯の傾斜を防ぐためにゲートルベンド、回転を防ぐためにアンチローテーションベンドが付与される。また、固定歯の傾斜を防ぐためにティップバックベンドが付与される。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>59-61,64-67)</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<sup>24-33)</sup>。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。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。

本章の目的は、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、第2章と同じ方法を用い、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。

## II. 方法

### 1. 牽引スプリング

スプリングの形状を Fig.3-1 に示す。この形状は、歯科矯正学の教科書<sup>101)</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。また、犬歯の傾斜を防ぐためにゲートルベンドが付与され、回転(捻転)を防

ぐためにアンチローテーションベンドが付与される。さらに、固定歯の傾斜を防ぐためにティップバックベンドが付与される。そのため、大臼歯の近心に直径 3 mm のループを設けた。曲げ角度の大きさをそれぞれ *GB*、*ARB*、*TBB* とした。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 69GPa とした<sup>49,96)</sup>。TMA 製のスプリングでは、ヤング率が高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 Inc)によって計算した。そのため、3次元大変形ビーム要素で分割した。

前章の圧下スプリングでは、スプリングとブラケットは一体であるとして、ブラケットに相当するスプリングの部分をブラケットと同じサイズにした(Fig.2-7)。しかし、本章からは、Fig.3-1 に示すように、スプリングのサイズは一樣とし、スプリングがブラケットの中央で歯に固定されるとした。このような方法を用いたのは、ブラケット溝とスプリング表面の間には、ある程度のすきまがあり、その中でスプリングが変形することを考慮したためである。この方法では、前章の方法に比べて、スプリングの曲げ剛性がブラケット部分でやや低下する。しかし、どちらの方法を用いても、歯の移動状態が本質的に変わることはなく、スプリングの性能評価に影響がなかった。

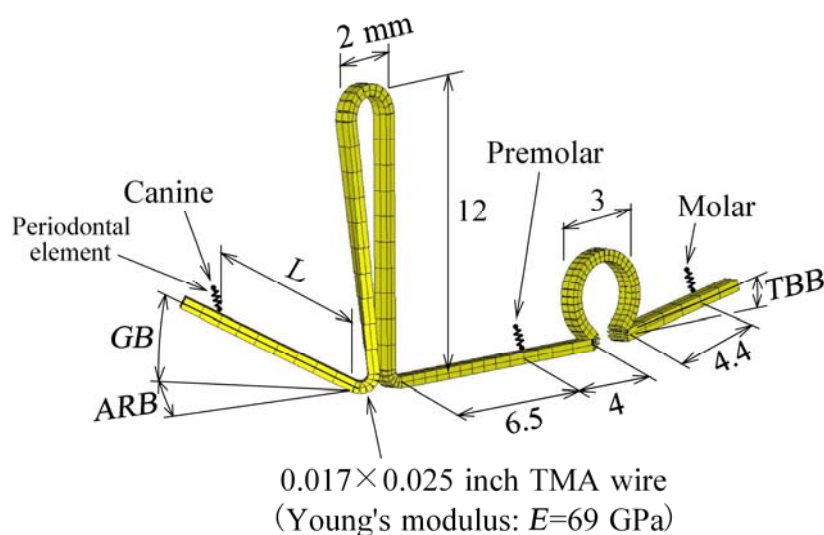


Fig.3-1 Three-dimensional finite element model for retraction spring

## 2. スプリングの活性化

スプリングは、まず上顎左側の第2小臼歯、第1大臼歯のブラケットに固定される。犬歯と第2小臼歯のブラケットの間隔は、14.9 mm である。次に、左側

の腕を引っ張って犬歯のブラケットに固定される。これをスプリングの活性化と呼ぶ。活性化の方法と活性化量の定義を Fig.3-2 に示す。

曲げを付与したスプリングでは、固定歯(小白歯と大白歯)にスプリングを装着した場合、スプリングの腕が犬歯のブラケットと同じ方向にならない(Fig.3-2A)。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.3-2B)。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る(Fig.3-2C)。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。ここで、スプリングは、ブラケットに対して滑らないように固定されているとする。

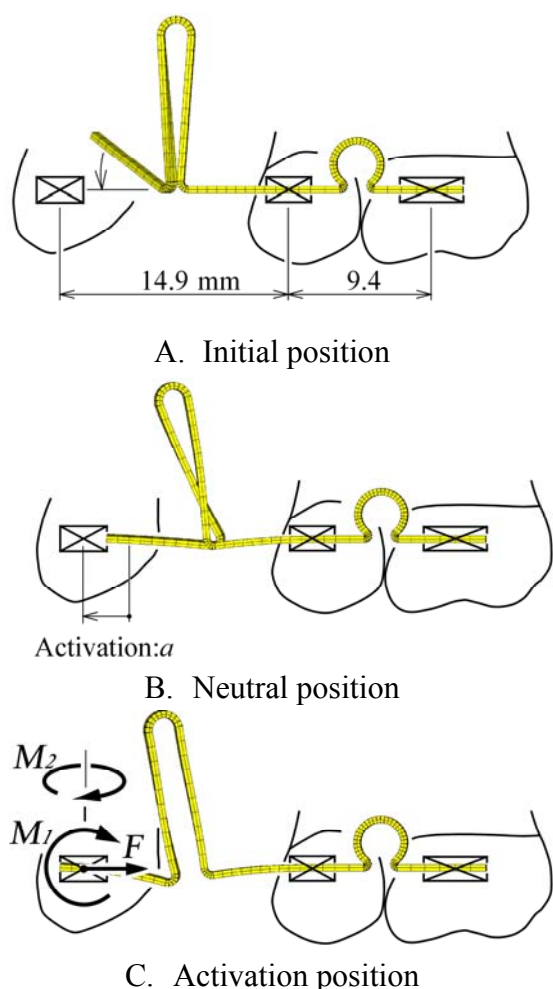


Fig.3-2 Activation of retracting spring

なお、スプリングの左端を犬歯に固定した状態で、スプリングを小白歯と大

臼歯に装着するように活性化しても、スプリングに作用する力系と活性化量は同じになる。

活性化時の牽引力は、スプリングの腕の長さ  $L$  を短くするほど、またゲーブルベンドの角度  $GB$  を大きくするほど増加した。アンチローテーションベンドとティップバックベンドは、牽引力にほとんど影響しなかった。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.3-1) 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。その計算方法は、第2章で詳細に説明した。ここでは、その要点だけを説明する。

歯の初期動揺は、3次元有限要素法(ANSYS11, 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。(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 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 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ニュートン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1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>33)</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、 $\mathbf{F} = [F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$  を加えた場合、その位置に生じる移動と回転を  $\mathbf{U} = [U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T$  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、 $\mathbf{U}$  は  $\mathbf{F}$  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) $\mathbf{A}$  を用い、 $\mathbf{U}=\mathbf{A}\mathbf{F}$  と書ける。マトリックス  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  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  $\mathbf{A}$  のすべての要素を決定することができる。

矯正移動は、次のようにして計算した。すなわち、(1)スプリングを活性化させて歯に装着する。(2)それぞれの歯に作用する力を計算する。(3)それらの力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( $\mathbf{U}=\mathbf{A}\mathbf{F}$ )。(4)初期動揺量に係数  $C$  を掛けた量、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。歯に作用する力系の変化を考慮して、長時間にわたる歯の移動を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。第2章の圧下スプリングでは、 $C=1$  として計算できたが、本章の牽引スプリングでは、 $C=0.4$  としなければ計算できなかった。なお、 $C$  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。本章の計算で用いた  $C=0.4$  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。

#### 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>28,33)</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、曲げ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。

### III. 結果

スプリングの活性化時における、牽引力  $F$ 、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 3-1 に示す。曲げの大きいスプリング ( $GB=30.0^\circ$ 、 $TBB=0$ ) 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。また、曲げの小さいスプリング ( $GB=15.0^\circ$ 、 $TBB=0$ ) 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。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 MPa)<sup>49,96)</sup> 以下であり、スプリングは弾性変形の範囲内であった。

大きい曲げのスプリング ( $GB=30.0^\circ$ 、 $ARB=38.0^\circ$ 、 $TBB=0$ ) について、繰返し数  $CN$  の増加に伴う歯の移動状態を Fig.3-3 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.3-2 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.3-3A)。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.3-3B)。すなわち、この時点で犬歯は歯体移動した。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.3-3C)。

大きい曲げの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.3-4 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.3-5 に示す。

小さい曲げのスプリング ( $GB=15^\circ$ 、 $ARB=15.5^\circ$ 、 $TBB=0$ ) 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.3-6A)。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.3-6B)。

ティップバックベ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、ティップバックベンドがない場合(Fig.3-3)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。この時点における歯の移動状態を Fig.3-7 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 9.81 mm であり、舌側方向へ 7.98 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、 $M_1/F=9.81$ 、 $M_2/F=7.98$  となる。

ゲーブルベンド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。この論文には、計算結果を示さなかったが、活性化直後から、犬歯の歯根が遠心に移動するように傾斜すなわち Fig.3-3A の場合と反対の方向へ傾斜し、歯体移動できなかつた。

Table 3-1 Mechanical characteristics of springs at activation

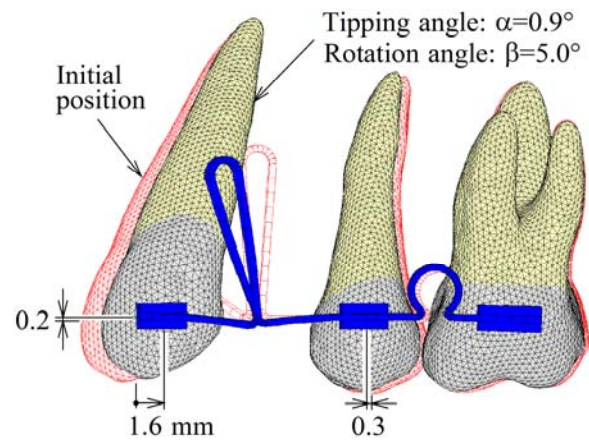
$GB$	$ARB$	$TBB$	$L$	Activation: $a$	$F$	$M_1/F$	$M_2/F$	$\sigma_{eq}$
deg( $^\circ$ )	deg( $^\circ$ )	deg( $^\circ$ )	mm	mm	N			MPa
30.0	38.0	0	6.45	2.0	2.0	7.31	1.14	872
15.0	15.5	0	5.34	2.0	2.0	7.36	0.98	820
0	0	0	4.24	2.0	2.0	5.26	0.45	712
30.0	43.0	10.0	6.45	2.0	2.0	7.09	1.38	860

#### IV. 考 察

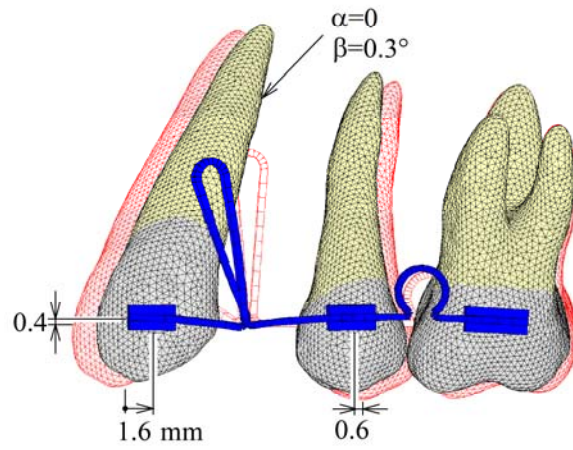
##### 1. 牽引スプリングの力学的性能

歯の移動状態は、一定ではなく、移動に伴って変化した(Fig.3-3, Fig.3-4)。大きい曲げのスプリング( $GB=30.0^\circ$ ,  $ARB=38.0^\circ$ ,  $TBB=0$ )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 ( $M_1/F=9.81$  と  $M_2/F=7.98$ ) 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.3-3A)、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.3-5)。そして、 $M_2/F$  が歯体移動に必要な値(7.98)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、 $M_1/F$  が歯体移動に必要な値(9.81)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( $M_1/F=9.81$ ,  $M_2/F=7.98$ ) 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

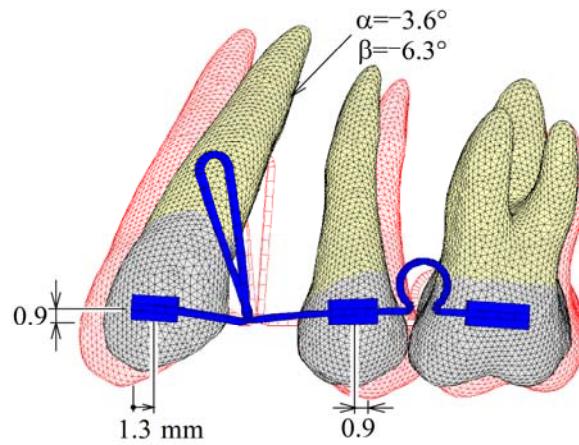




A CN=360



B CN=900



C CN=1800

Fig.3-3 Tooth movements produced by retraction spring with gable bend ( $GB=30.0^\circ$ ), anti-rotation bend ( $ARB=38.0^\circ$ ), and tip-back bend ( $TBB=0$ )

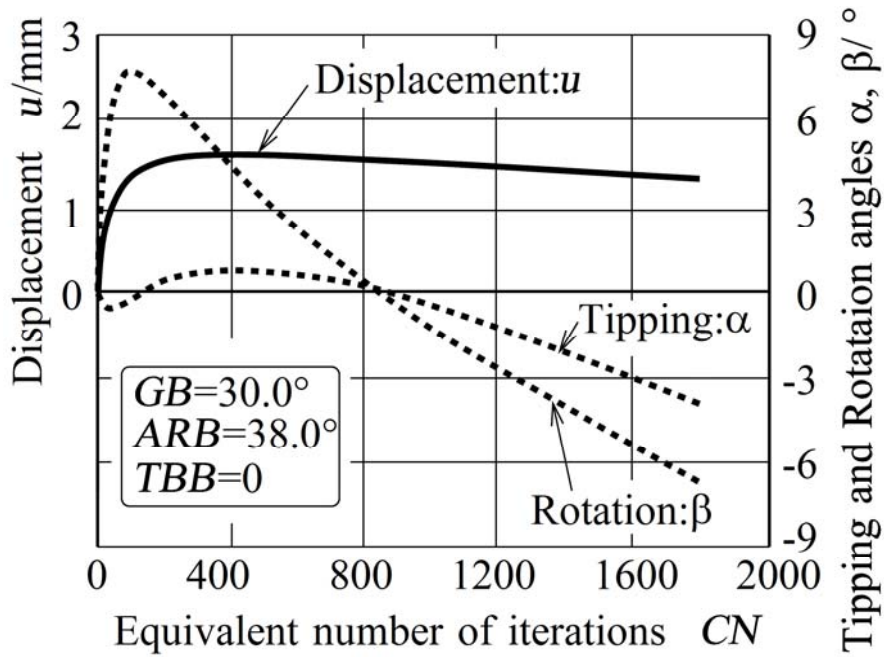


Fig.3-4 Variation of translation  $u$ , tipping angle  $\alpha$ , and rotation angle  $\beta$  of canine with  $CN$  ( $GB = 30.0^\circ$ ,  $ARB = 38.0^\circ$ ,  $TBB = 0$ )

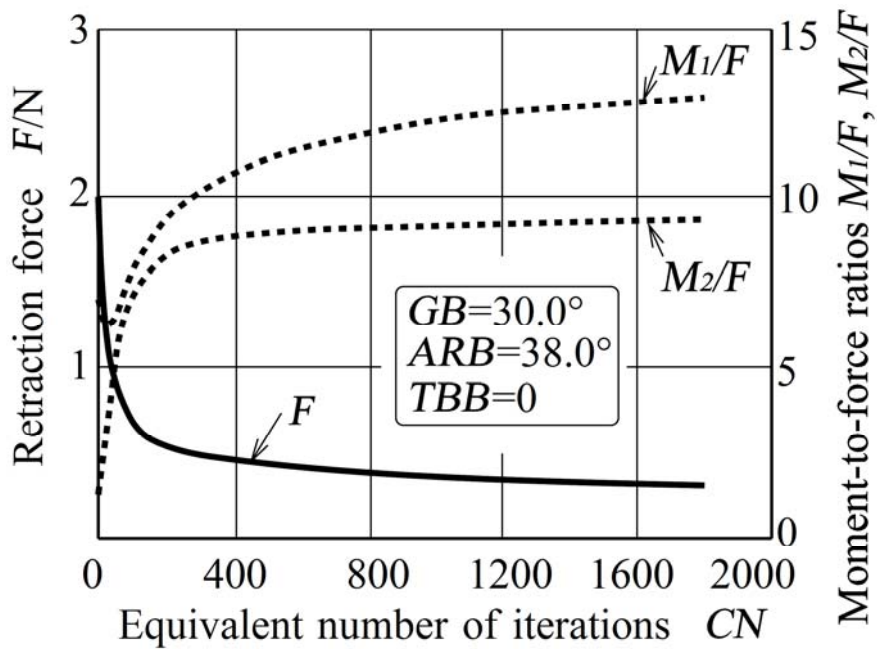
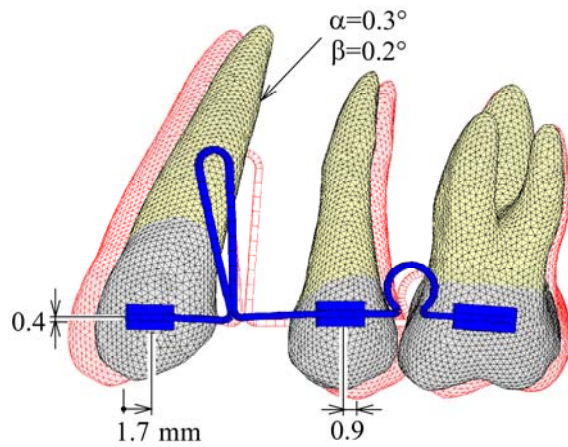
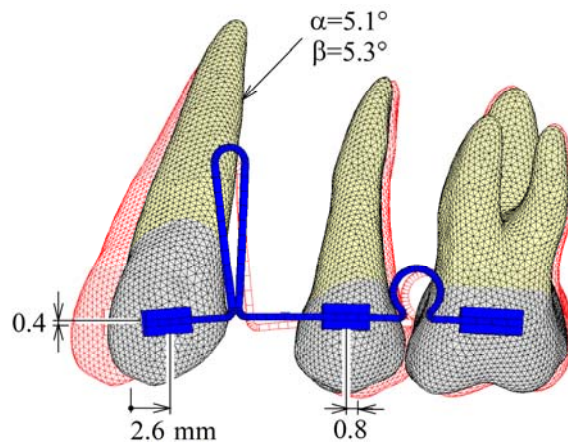


Fig.3-5 Variation of force  $F$  and moment-to-force ratios  $M_1/F$ ,  $M_2/F$  acting on canine with  $CN$  ( $GB = 30.0^\circ$ ,  $ARB = 38.0^\circ$ ,  $TBB = 0$ )

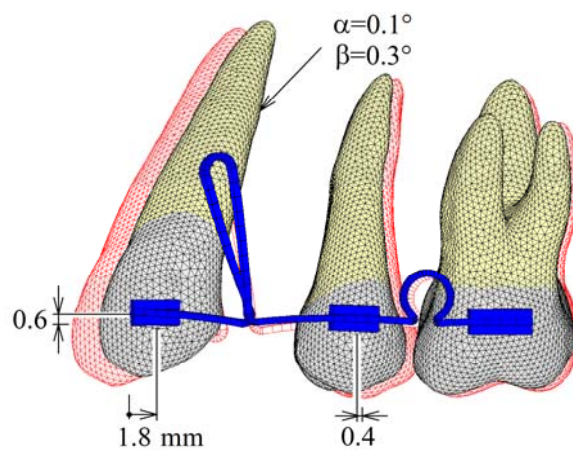


A small bend ( $GB = 15.0^\circ$ ,  $ARB = 15.5^\circ$ ,  $TBB = 0$ )



B. without all bends ( $GB = ARB = TBB = 0$ )

Fig.3-6 Tooth movements produced by retraction spring at  $CN = 1800$



With tip-back bend ( $GB = 30.0^\circ$ ,  $ARB = 43.0^\circ$ ,  $TBB = 10.0^\circ$ )

Fig.3-7 Tooth movement produced by retraction spring with an appropriate combination of three bends at  $CN=900$

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>12)</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.3-4)。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、犬歯が整直した時点でスプリングを取り外し、再度、スプリングを活性化して空隙閉鎖を続ける必要がある。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>28,33)</sup>と同じであった。

ゲーブルベンドとアンチローテーションベンドの大きさ( $GB, ARB$ )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み合わせは、活性化時の力系(Table 3-1)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。

小さい曲げのスプリングでも、時間が経過すると犬歯が整直し、歯体移動できた(Fig.3-6A)、このときの空隙閉鎖量(犬歯と小白歯の移動量の合計  $1.7+0.9=2.6\text{mm}$ )は、大きい曲げのスプリングの場合( $2.2\text{mm}$ )に較べてやや増加した。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、小さい曲げのスプリングでは、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>33)</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.3-6B)。この図と曲げがあるスプリングの場合(Fig.3-6A、Fig.3-3B)とを比較すれば、犬歯の歯体移動には、ゲーブルベンドとアンチローテーションベ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。

固定歯と犬歯の移動量の比は、犬歯が整直した時点において、大きい曲げの

スプリングで  $0.6/1.6=0.38$  (Fig.3-3B)、小さい曲げのスプリングで  $0.9/1.7=0.53$  (Fig.3-6A)であった。一方、犬歯と固定歯の歯根表面積の比は、 $279 \text{ mm}^2/672 \text{ mm}^2=0.42$  であった。これらの比は同程度であり、犬歯と固定歯の移動量が、ほぼ歯根表面積に反比例したことが分かった。

ティップバックベンドの効果は、Fig.3-3B と Fig.3-7 において、両方の固定歯を比較すればよくわかる。ティップバックベ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ベンドの大きさ( $TBB=10.0^\circ$ )が適切であることがわかった。ティップバックベ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、ティップバックベンドの力学的効果を具体的に示すことができた。なお、ティップバックベンドを付与すると、犬歯を歯体移動させるためのアンチローテーションベ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。ここに計算結果は示していないが、ゲートルベ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ため、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、はり理論によれば、力系はスプリングの曲げ剛性  $EI$  ( $E$ : ヤング率,  $I$ : 断面二次モーメント) に支配される。すなわち、ヤング率の低下は、断面二次モーメントの低下と等価である。断面二次モーメントは、ワイヤーのサイズの減少に伴って、小さくなるので、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。<sup>97,98)</sup> 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<sup>97,98)</sup>。

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、第2章で検討したが、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.3-1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。

## V. 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。ゲーブルベンドとアンチローテーションベンドは、犬歯を歯体移動させるために必須であった。ティップバックベンドによって、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、今回の場合すなわち Fig.3-1 のスプリングを歯科模型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、約 2 mm 空隙閉鎖できることを示した。

## 第4章

### 前歯列牽引用T形スプリング



## I. 緒言

歯を配列するスペースが不足する場合には、左右の第1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。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。1段階で空隙閉鎖する場合には、前歯(切歯と犬歯)を一括して遠心へ移動する。抜歯空隙閉鎖は、矯正治療における基本的な歯の移動である。

従来、2段階で歯を移動する方が、1段階で移動する場合に比べて、固定歯の移動を小さくできると考えられてきた<sup>100)</sup>。しかし、最近の研究によれば、固定歯の移動量<sup>102,103)</sup>、歯根吸収(root shortening)<sup>104)</sup>は、2段階移動と1段階移動とで差がみられなかった。両方の移動状態が同じ場合、1段階移動の方が有利である。1段階移動では、切歯と犬歯を、左右がほぼ対称の状態に1度に移動できる。

前歯列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、アーチワイヤーの剛性が十分であれば、レクタングュラー型のアーチワイヤーをガイドとして歯体移動(平行移動)がほぼ実現できる。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、歯に作用する力が不確定となる<sup>100)</sup>。

一方、牽引スプリングを用いた方法では、スプリングの力が歯に直接作用する。そのため、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)を前歯列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。それらの中で、前歯の一括牽引には、チタンモリブデン合金(TMA)製によるT形スプリングが用いられている<sup>56,60,105)</sup>。このスプリングには、歯の傾斜を防ぐために大きなゲートルベンドが付与されている。TMA合金が用いられるのは、ヤング率が低いため歯が移動しても牽引力が低下しないことによる。T形スプリングは、ループの位置を変えることで、前歯列と臼歯列の移動状態をコントロールできるとされている<sup>105)</sup>。また、臼歯列の移動を防ぐために、トランスパラタルアーチを用いることが推奨されている<sup>105)</sup>。さらに、歯の移動は、臼歯列の歯数によっても変化することが予想される。しかしながら、以上の効果についていまだに力学的には十分検証されていない。

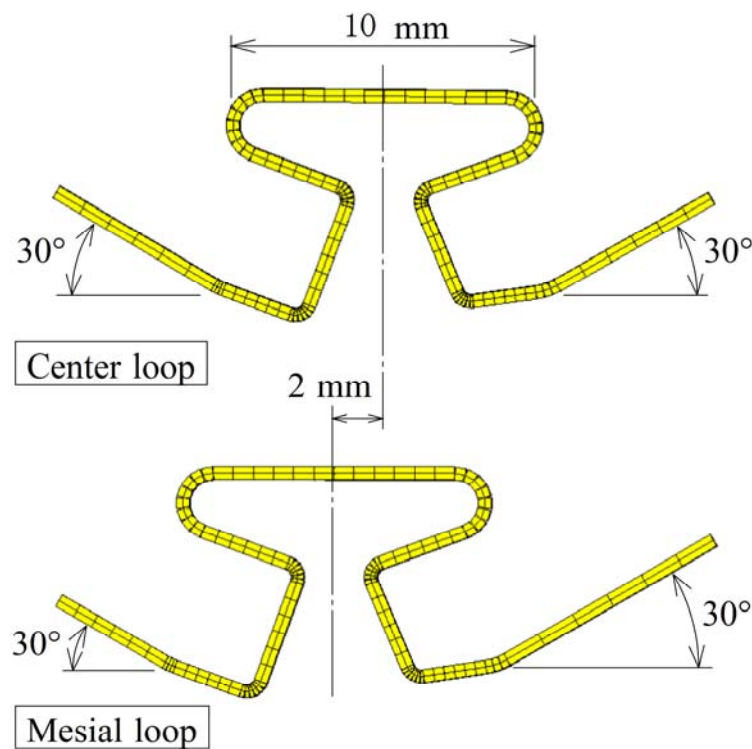
本章の目的は、TMA製T形スプリングにおける、ループ位置、トランスパラタルアーチの付与効果および臼歯列の歯数が、歯の移動に与える影響を明らかにすることである。そこで、第2章・第3章と同じ方法を用い、長時間にわたる歯の矯正移動をシミュレーションした。



## II. 方 法

### 1. T形スプリングの形状

スプリングの形状を Fig.4-1 に示す。この形状は、これまでの研究<sup>56,60,105)</sup>を参考にして決めた。スプリングは、平面(2次元)形状であるとした。Fig.4-1 の上は、ループが中央にある場合(中央ループ)であり、下は、ループが中央から近心に 2 mm の位置にある場合(近心ループ)である。そして、近心ループの場合を基準にして、ループ位置、トランスパラタルアーチ、臼歯列の歯数の影響について調べた。スプリングの両脚には、30°のゲーブルベンドが付与されている。スプリングは、断面が 0.017×0.025 inch (0.432×0.635 mm) の TMA ワイヤで作られているとし、そのヤング率は 69 GPa とした<sup>49,96)</sup>。スプリングの形状は 2 次元であるが、その変形は 3 次元になる。そのため、3 次元大変形ビーム要素を用いて、Fig.4-1 のように要素分割した。



0.017x0.025 inch (0.432x0.635 mm) TMA rectangular wire  
(Young's modulus: 69 GPa)

Fig.4-1 Three-dimensional finite element model for T-loop spring.

## 2. 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、その方向に歯槽窩が移動するとした。矯正移動の計算方法は、第2章・第3章とほとんど同じである。本章では、その要点と前章までの方法と異なる点を説明する。

歯に力とモーメントのベクトル  $F$  が作用した場合、生じる初期動揺量(移動量と回転角)ベクトル  $U$  は、 $U=AF$  と書ける。ここでマトリックス  $A$  を歯の動揺マトリックスと呼ぶ。 $A$  は、有限要素法を用いて計算した。そのためのモデルは、歯科実習用の模型 (i21D-400C, ニッシン) に基づいて作成した。歯根膜は、厚さが一定 (0.2 mm) の線形弾性体と仮定し、ヤング率を  $E=0.13$  MPa、ポアソン比を  $\nu=0.45$  とした。これらの値は、上顎第1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>33)</sup>。

動揺マトリックス  $A$  の逆マトリックスを  $K$  とすれば、 $K$  は、歯が歯根膜で支持された有限要素法モデルの剛性マトリックスになる。この剛性マトリックスは、いわば歯根膜全体の剛性を表し、この剛性マトリックスを持つ要素を歯根膜要素(Periodontal element)と呼ぶことにする。この要素は2つの節点を持ち、1つの節点が歯に、もう1つの節点が歯槽窩に対応する。歯根膜要素を用いれば、歯が歯根膜で支持された有限要素法モデル全体を1つの要素で置き換えることができる。この歯根膜要素を用いた点が、前章までの方法と異なる点である。

矯正移動は、次のようにして計算した。すなわち、(1)スプリングを活性化させて歯に装着する。(2)それぞれの歯に作用する力を計算する。(3)それらの力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)初期動揺量の分、歯槽窩の節点を移動させる。(2)から(4)の計算を繰り返せば、歯槽窩と共に歯が移動していく。歯に作用する力系の変化を考慮して、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションできる。繰り返し計算の回数を  $N$  とすれば、 $N$  は経過時間に相当する。本章の方法では、歯根膜要素を用い、歯槽窩を移動させることで、初期動揺の分、歯を移動させることができた。これは、第3章で用いた移動係数  $C$  を  $C=1$  とできることに相当する。この方法によって、計算時間が短縮できた。

## 3. 計算モデル

シミュレーションに用いたモデルを Fig.4-2 に示す。歯根膜で支持された歯は、歯根膜要素で置き換えられるので、スプリングとワイヤーの有限要素法モデルだけで歯の移動が計算できる。歯列は、左右対称であると仮定して、左側だけ

をモデル化した。前歯列と臼歯列のアーチワイヤーは、0.017×0.025 inch (0.432×0.635 mm)のステンレス製(SUS304)と仮定した。臼歯列の歯数を増やす場合には、第2大臼歯も臼歯列に加えた。トランスパラタルアーチは、直径が0.036 inch (0.914 mm)のステンレス製(SUS304)のラウンドワイヤーで作られており、左右の第1大臼歯の舌側歯頸部に固定されるとした。歯を剛体と仮定したので、計算モデルでは、大臼歯のブラケットからトランスパラタルアーチまでをラインで結び、それを剛体ビーム要素で分割した。

Fig.4-2 中、歯根膜要素を模式的にばねで示した。ばねの両端は、歯根膜要素の節点を表す。1つの節点は、ワイヤーのブラケット位置の節点に結合した。この場合、ワイヤーは、ブラケット中央で相対的に滑らない状態で固定される。これは、ワイヤーとブラケットが固く結紮された場合を仮定したためである。なお、歯根膜要素のもう1つの節点、すなわち、ばねの遊離端は、歯槽窩に対応する節点となる。この方法によって、歯根膜で支持された歯にワイヤーが連結されたモデルが作成できた。

スプリングの左端は、犬歯のブラケットに固定した。すなわち、スプリングの左端の節点とアーチワイヤーのブラケットの位置とを、剛体ビームの要素で結合した。この状態から、スプリングの遠心端を第1大臼歯のブラケットまで移動させた。この時の移動量を活性化量(Activation、単位:mm)とした。なお、スプリングの活性化の方法と活性化量の定義は、第3章において詳細に説明した。

本章のスプリングでは、活性化時の牽引力が3Nになるように、スプリングの脚の長さをわずかに調整した。

スプリングによって歯が牽引された場合、歯は、最初傾斜するが、その後整直していく<sup>28,33)</sup>。本研究では、犬歯の傾斜角度が0となった時点、すなわち犬歯が歯体移動した時点まで計算を行い、その時点の歯の移動状態を比較した。動揺マトリックスの計算および歯の移動シミュレーションには、汎用有限要素法プログラム(ANSYS11, ANSYS Inc)を用いた。

### III. 結 果

スプリングの活性化時における牽引力  $F$ 、活性化量、前歯列および臼歯列に作用するモーメント・力比( $M/F$ 比)  $M_1/F$ 、 $M_2/F$ 、スプリングに生じる相当応力の最大値  $\sigma_{eq}$  を Table 4-1 に示す。中央ループおよび近心ループのスプリングにおいて、相当応力の最大値はスプリングの近心端で生じた。それらの値は TMA の降伏応力(1240 MPa<sup>49)</sup>あるいは1010 MPa<sup>96)</sup>より小さく、スプリングが弾性範囲にあることが確認できた。ループ位置、トランスパラタルアーチの有無、

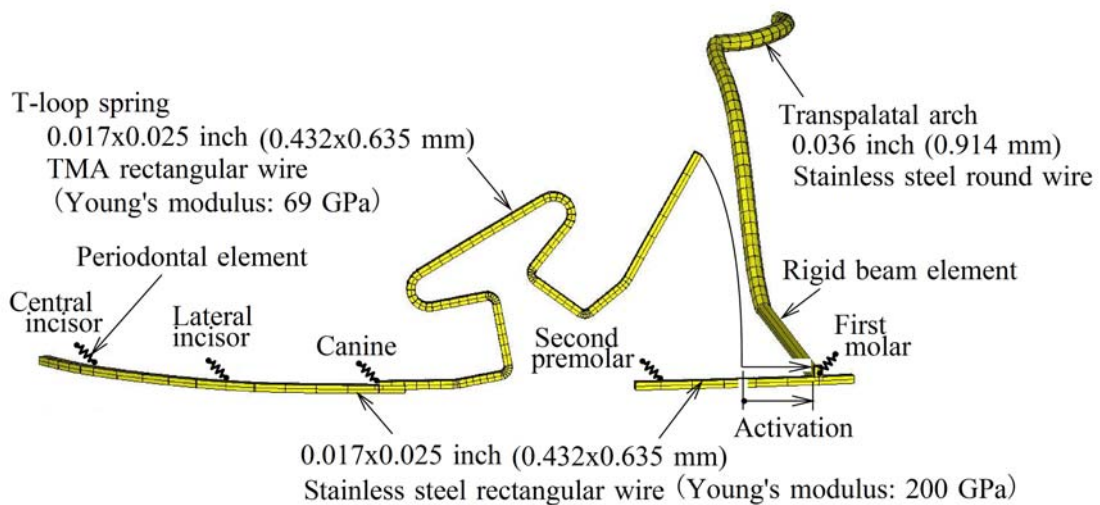


Fig.4-2 Finite element model for simulating tooth movement

臼歯列の数によらず、すべてのケースについて、活性化直後、歯は傾斜したが、その後、整直していった。

犬歯が歯体移動した時点、すなわち犬歯の傾斜角度が0となった時点の歯の移動状態を Fig.4-3～4-6 に示す。図中、移動前の歯を赤色で示す。また、犬歯が整直した時点の繰返し計算の回数、犬歯の遠心移動量、第2小臼歯の近心移動量、中切歯、犬歯、第1大臼歯の傾斜角度を示す。抜歯空隙の閉鎖量は、犬歯の遠心移動量と第2小臼歯の近心移動量の和となる。基準条件(近心ループ、トランスパラタルアーチ有り、臼歯列4本)の Fig.4-3 とトランスパラタルアーチがない Fig.4-5 では、移動に伴うブラケット付近の歯の咬合面観と第1大臼歯の回転角度を示す。中央ループの Fig.4-4 および臼歯列6本の Fig.4-6 のケースでは、第1大臼歯の回転角度は、それぞれ2.2°と2.1°であった。なお、Fig.4-6 のケースでトランスパラタルアーチがない場合では、第1大臼歯の回転角度は5.7°であった。

Fig.4-3～4-6 において、スプリングの遠心脚が第2小臼歯のブラケットと交差している。これは、スプリングが平面形状であるためである。実際の治療では、ブラケットに接触しないように、スプリングを歯列に沿ってわずかに曲げる。この効果については、今回の計算では考慮できなかった。なお、計算ではスプリングとブラケットの接触は考慮されないため、スプリングがブラケットに交差しても、歯の移動に影響を与えることはない。

なお、歯列全体の抵抗中心の位置を計算した結果、前歯列の抵抗中心は、ブラケット位置から上に9.90 mmの位置であった。また、臼歯列の抵抗中心の高さは、左右4歯の場合8.52 mmであり、左右6歯の場合8.25 mmであった。こ

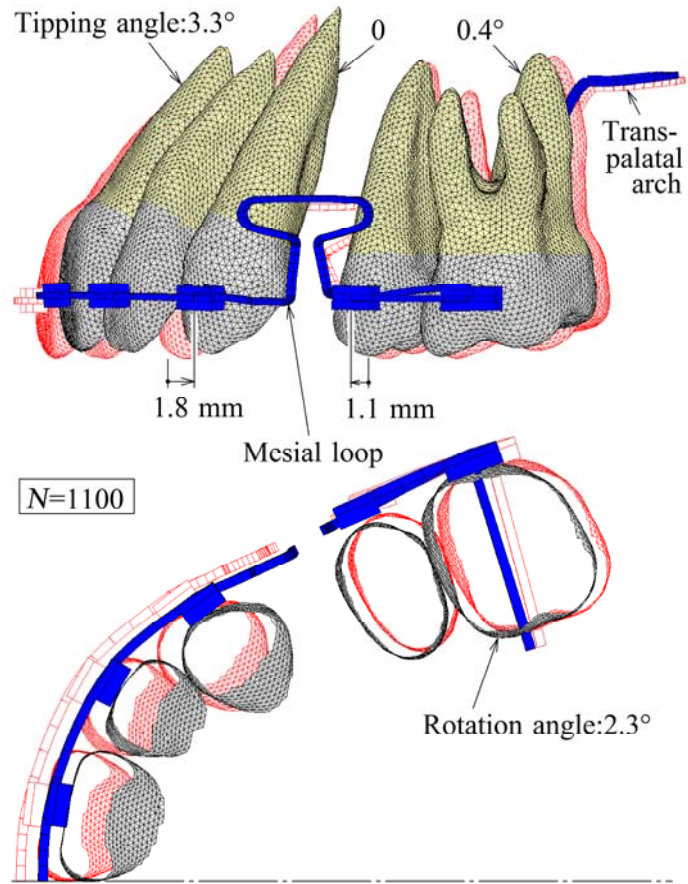


Fig.4-3 Tooth movement with mesial T-loop spring when canine moved bodily

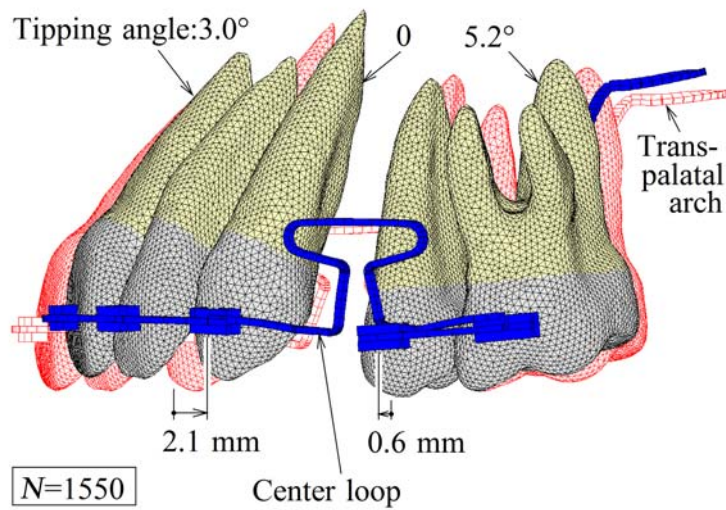


Fig.4-4 Tooth movement with center T-loop spring when canine moved bodily



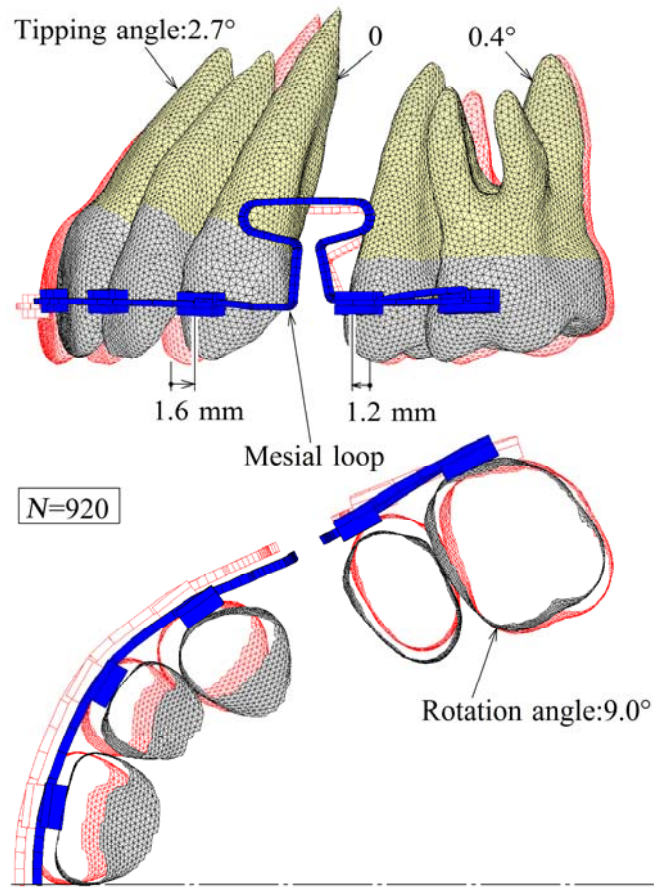


Fig.4-5 Tooth movement without transpalatal arch when canine moved bodily

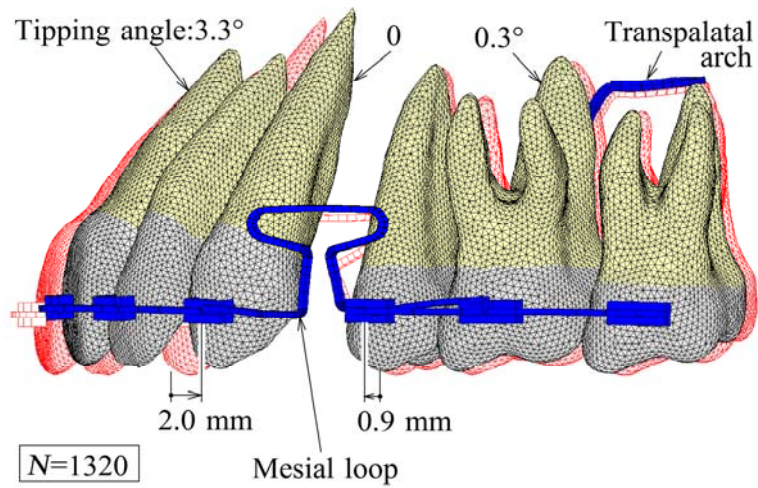


Fig.4-6 Tooth movement with six posterior teeth when canine moved bodily

Table 4-1 Mechanical characteristics of springs at activation

	Activation mm	$F$ N	$M_1/F$	$M_2/F$	$\sigma_{eq}$ MPa
Mesial loop	3.50	3.0	5.63	2.73	993
Center loop	3.56	3.0	3.67	4.70	910

これらの高さの値は、歯列全体を歯体移動するために必要な  $M/F$  比となる。

中切歯、側切歯、犬歯の歯根表面積の合計は  $648 \text{ mm}^2$  であった。また、第2小臼歯と第1大臼歯の歯根表面積の合計は  $672 \text{ mm}^2$  であった。これに第2大臼歯の歯根表面積を加えた場合には  $1085 \text{ mm}^2$  であった。

#### IV. 考 察

##### 1. ループ位置の影響

前歯列と臼歯列は、最初傾斜移動し、その後整直した。これは、歯の移動に伴って力系が変化したためである。ループが近心にある場合でも中央にある場合でも、活性化直後、前歯列と臼歯列に作用する  $M/F$  比(Table.4-1)は、歯体移動に必要な  $M/F$  比(9.90, 8.52)より小さい。そのため、傾斜移動した。歯が移動して、牽引力  $F$  が減少すると、 $M/F$  比が増加する。 $M/F$  比が歯体移動に必要な値より大きくなると、歯列は、最初と反対方向に傾斜し始め、整直していく。このような歯の非定常な移動は、犬歯だけを牽引する場合<sup>33)</sup>でも、他のスプリングの場合<sup>28)</sup>でも同じであった。これは、牽引スプリングの一般的な特性である。

歯体移動に必要な  $M/F$  比は、前歯列の方が9.90で、臼歯列の8.52より大きい。前歯列と臼歯列を同時に歯体移動させるためには、臼歯列に比べて、前歯列に大きなモーメントを加える必要がある。ループを近心へ移動すると、スプリング端から曲げ開始点までの距離が、遠心端より近心端で短くなる。この場合、近心端すなわち前歯列に作用するモーメントを臼歯列に作用するモーメントより大きくできる。近心ループでは、活性化時の  $M/F$  比が前歯列で5.63になり、臼歯列で2.73になった(Table.4-1)。このスプリングを用いた場合、 $N=1100$  の時点で、犬歯と臼歯列の傾斜角度がほぼ0になり、歯体移動した(Fig.4-3)。この時点の空隙閉鎖量は2.9 mmであり、スプリングの活性化量3.5 mmより小さかった。実際の治療では、この時点が牽引をやめる時である。さらに時間が経過すると、前歯列と臼歯列は、最初と反対方向へ傾斜してしまう。活性化時において、前歯列と臼歯列に作用する  $M/F$  比の比率( $5.63/2.73=2.1$ )は、歯体移動に必要

な  $M/F$  比の比率( $9.90/8.52=1.2$ )の約 2 倍となり、同じにはならなかった。これは、前歯列と臼歯列とで、歯の移動に対する抵抗が異なるためと考えられる。前歯列と臼歯列を同時に歯体移動することのできるループ位置は、活性化時の力系から決めることは難しく、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る。

ループが中央にあるスプリングでも、活性化時の  $M/F$  比は、前歯列(3.67)と臼歯列(4.70)で異なった。これは、ループの脚の長さが遠心でやや短く、スプリングの形状が左右対称にならないためである。このスプリングでは、活性化時の  $M/F$  比が、前歯列より臼歯列で大きくなる。これは、近心ループの場合と逆の傾向である。そのため、犬歯が歯体移動した時点で、臼歯列が傾斜した (Fig.4-4)。近心ループの場合に比べて、臼歯列の歯冠が遠心へ移動したため、臼歯列の近心移動量が 1.1 から 0.6 mm に減少し、犬歯の遠心移動量が 1.8 から 2.1 mm に増加した。

以上のように、ループの位置によって歯の移動状態が変化することが、今回のシミュレーションによって確認できた。なお、Kuhlberg らは<sup>63)</sup>、ループが中央より遠心にある T 形スプリングにおいて、臨床時の歯の移動状態を測定した。その結果は、Fig.4-4 の歯の移動と類似した。この場合も、臼歯列に作用する  $M/F$  比は、前歯列に比べて大きくなる。したがって、Fig.4-4 の場合と同じ力系によって歯の移動が生じたと考えられる。

ケーブルバンドの角度を大きくすると、歯に作用するモーメントが増加して、傾斜移動を防ぐことができる。しかし、同時に、スプリングに生じる応力が増加する。スプリングの相当応力が TMA の降伏応力を超えるとスプリングが塑性変形する。そのため、付与できるケーブルバンドの大きさに限界があった。活性化時の牽引力を 3 N になるようにした場合、相当応力の最大値は約 1000 MPa であった (Table.4-1)。この値は、TMA の降伏応力(1240 MPa<sup>49)</sup>あるいは 1010 MPa<sup>96)</sup>)に近い。そのため、ケーブルバンドの角度を 30°より大きくすることは難しかった。なお、活性化時の牽引力を 3 N より小さくなるようにすれば、ケーブルバンドの角度を 30°より大きくできる。しかし、活性化量が減少し、歯の移動量も減少する。ケーブルバンドの大きさと歯の移動量の関係は、犬歯牽引用の T 形スプリングの場合<sup>33)</sup>と同じである。

犬歯が歯体移動した時点で、中切歯は 3.3°傾斜した (Fig.4-3)。これは、前歯列を連結しているアーチワイヤーの曲げ変形によるためである。曲げ変形量は、ヤング率を  $E$ 、断面 2 次モーメントを  $I$  として、曲げ剛性  $EI$  に反比例し、アーチワイヤーに作用する曲げモーメント、すなわちスプリングの牽引力に比例する。アーチワイヤーの断面 2 次モーメント  $I$  は、断面の幅を  $w$ 、高さを  $h$  として、 $I=wh^3/12$  となる。したがって、太いアーチワイヤーを用いれば、切歯の傾斜を



減少させることができる。たとえば、アーチワイヤーのサイズを 0.017x0.025 inch(0.432x0.635 mm)から 0.021x0.025 inch (0.533x0.635 mm)に換えた場合、断面 2次モーメント  $I$  は  $4.27 \times 10^{-3} \text{ mm}^4$  から  $8.01 \times 10^{-3} \text{ mm}^4$  に増加し、傾斜は約 1/2 になる。また、スプリングの牽引力を 1/2 にすれば、切歯の傾斜を 1/2 にできる。ただし、この場合、スプリングの活性化量も 1/2 になる。一方、前歯列を連結するアーチワイヤーの材質をスプリングと同じ TMA にしたり、超弾性材料にしたりした場合、ヤング率  $E$  の低下に伴って切歯の傾斜が数倍に増加する。なお、臼歯列においては、第 2 小臼歯と第 1 大臼歯の傾斜角度はほぼ同じであり、ワイヤーの固定によって一体になって移動した。

本章の計算では、歯列に加わる牽引力を 3 N になるようにスプリングの形状を決めた。この牽引力の大きさが適切かどうかは判断できなかった。これは、矯正治療において、最適な矯正力の大きさがまだ明らかにされていないためである。牽引力が小さいと、歯の移動量が減少し、移動状態が十分判別できない。そのため、本章の計算では、歯の移動状態が十分観察できるように、牽引力を 3 N とした。この場合、前歯列では、1 歯あたりに作用する力は約 1 N となり、矯正力として過大な力ではない。

## 2. トランスパラタルアーチの効果

トランスパラタルアーチがない場合、臼歯列が  $9.0^\circ$  回転した(Fig.4-5)。一方、トランスパラタルアーチがある場合では、臼歯列の回転が  $2.3^\circ$  に減少した(Fig.4-3)。臼歯列に第 2 大臼歯を含めた場合では、トランスパラタルアーチによって、臼歯列の回転が  $5.7^\circ$  から  $2.1^\circ$  に減少した。以上のように、トランスパラタルアーチは臼歯列の回転を防ぐことが、定量的に確認できた。特に、左右の臼歯列が 4 本(第 2 小臼歯と第 1 大臼歯)の場合に効果が大きかった。なお、トランスパラタルアーチがある場合でも、臼歯列は約  $2^\circ$  回転した。これは、トランスパラタルアーチの弾性変形によるためである。

トランスパラタルアーチを用いた場合、臼歯列の近心移動量が 1.2 から 1.1 mm に減少し、前歯列の遠心移動量 1.6 から 1.8 mm に増加した(Fig.4-5)。これらのわずかな変化は、臼歯列の回転が減少したことによって生じ、臼歯列の近心移動の抵抗が増加したためではない。すなわち、トランスパラタルアーチには、臼歯列の近心移動を直接防ぐ効果はない。この結果は、これまでの研究<sup>30,106)</sup>と一致する。

左右の第 1 大臼歯間の幅は、トランスパラタルアーチがなくても、ほとんど変化しなかった(Fig.4-5)。これは、スライディングメカニクスによって前歯を遠心へ移動する場合と異なる点である。スライディングメカニクスでは、前歯列と臼歯列がアーチワイヤーで連結されている。そのため、空隙閉鎖に伴っ

てアーチワイヤーが遠心へ移動した時、トランスパラタルアーチがないと、左右の臼歯列の幅が減少する。

### 3. 臼歯列の歯数の影響

臼歯列が第2小臼歯と第1大臼歯の場合、前歯列と臼歯列の歯根表面積の比率は  $648/672=0.96$  であった。一方、臼歯列の遠心移動量と前歯列の近心移動量の比率は  $1.1/1.8=0.61$  であった(Fig.4-3)。両方の歯列の歯根表面積はほぼ同じであるのに、臼歯列の移動量がかなり小さくなった。すなわち、歯列の移動抵抗は、定性的には歯根表面積と対応したが、定量的には差があった。歯の移動抵抗は、歯根の表面積だけでなく、その形状にも依存することがわかった。特に、第1大臼歯では、歯根が3本あることによって、移動抵抗が大きくなったと思われる。

臼歯列に第2大臼歯を加えて左右6歯にした場合、前歯列と臼歯列の歯根表面積の比率は  $648/1085=0.60$  となる。この場合、臼歯列の遠心移動量と前歯列の近心移動量の比率は  $0.9/2.0=0.45$  となり、臼歯列が左右4歯の場合( $1.1/1.8=0.61$ ) に比べて約2/3に減少した。臼歯列の歯数が増えた効果を定量的に示すことができた。

### 4. シミュレーション方法

これまでは、スプリングの活性化時の力系と歯の抵抗中心を用いて歯の矯正移動が予測されてきた。一方、本研究の方法では、歯の移動に伴う力系の変化を考慮して歯の移動がシミュレーションできる。これまでよりも少し精密な予測が可能になる。さらに、本研究の方法では、歯の移動抵抗を全く同じにした状態で、スプリング形状の影響を明らかにできる。このような影響を臨床治療で調べる場合には、歯の移動に対する抵抗に個体差があるため、移動状態の変化が分かりにくくなることも考えられる。

牽引スプリングについては、これまでいろいろな形状のスプリングが考案されている。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については、明らかにされていない。本章の研究によって、T形スプリングを用いた場合、歯が力学法則に従ってどのように移動するのかを具体的に示すことができた。実際の臨床治療では、牽引開始時の歯は、今回のように理想的に整直しているわけではなく、個々のケースによって異なっている。しかし、ループの位置、トランスパラタルアーチの有無、臼歯列の数によって、歯の移動がどのように変化するかは、今回の結果から類推できる。したがって、今回の結果は、実際の抜歯治療において、T形スプリングを用いて歯を所望の状態に移動させる場合、ループの位置、トランスパラタルアーチの有無、臼歯列の数

をどのように設定すればよいのかを検討するための1つの指針になる。また、このような指針を得ることが、この研究の目的でもある。

第2章と第3章に比べて、本章のシミュレーション方法の新しい点は、歯根膜要素をワイヤーに連結し、歯槽窩に相当する節点を移動させたことである。この方法では、歯槽窩を移動した場合、歯根膜を介してワイヤーに力が伝達されるので、歯槽窩を初期動揺量の分、移動させても、スプリングとワイヤーに過大な力が作用しなかった。そのため、第3章に比べて、少ない繰り返し計算で歯を移動させることができた。

本章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。最も重要な仮定は、矯正移動が初期動揺と同じ方向に移動するとしたことである。この仮定は、臨床時における歯の移動と定性的に一致する。すなわち、初期動揺では、歯冠に力だけを加えると傾斜移動し、力とモーメントを加えると歯体移動する。このような移動状態は矯正移動でも同じである。また、初期動揺から矯正移動が予測できることを示した実験結果<sup>92)</sup>もある。

計算に用いた仮定の妥当性は、第2章と第3章でも検討したが、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。

## V. 結 言

TMA製T形スプリングを用いて前歯列を矯正移動する場合、歯の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、次の事がわかった。

ループの位置は、前歯列と臼歯列の移動状態を変化させた。すなわち、近心ループでは、犬歯と臼歯列が同時に歯体移動した。そして、中央ループでは、臼歯列が傾斜した。トランスパラタルアーチは、臼歯列の回転を防いだ。臼歯列に第2大臼歯を加えた場合、臼歯列と前歯列の移動量の比が約2/3に減少した。



## 第5章

### ゴムメタル製スプリング

## I. 緒 言

矯正治療では、スプリングを用いた歯の移動がよく行われる。この方法では、スプリングの力が犬歯に直接作用し、スライディングメカニックスのような摩擦の問題は生じない。しかし、歯を歯体(平行)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)を犬歯に与える必要がある。また、歯の移動に伴う牽引力の低下を小さくするためには、スプリングのばね定数をできるだけ小さくする必要がある。それらの目的のため、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>50-92)</sup>。また、スプリングの材料として、ステンレス鋼、チタンモリブデン合金(Titanium molybdenum alloy:TMA)などが用いられてきた<sup>59-61,64-67)</sup>。

最近、ゴムメタル(ロッキーマウンテンモリタ)<sup>107)</sup>でできた矯正用ワイヤー<sup>108)</sup>が市販され、臨床の矯正装置に用いられている。ゴムメタルの特徴の1つは、ステンレス鋼に比べて、弾性係数(ヤング率)が低いことである。これは、TMAと同じ性質である。弾性係数が低いワイヤーで作ったスプリングは、ばね定数が小さく、活性化量が大きくできる。一度の活性化で、歯を長い距離、移動することができる。

ゴムメタルのもう1つの特徴は、応力・ひずみ関係が非線形(非線形弾性)になることである。これは、Ni-Ti超弾性材料に類似した性質である。これらの材料では、ステンレス鋼やTMAなどの線形弾性材料に比べて、歯の移動に伴う力の低下を小さくできる。さらに、ゴムメタルワイヤーは、スプリングなどへの加工が容易である。

以上のように、ゴムメタルワイヤーは、従来のワイヤーに比べて、スプリング用のワイヤーとして利点がある。さらに、販売会社の学術レポートによれば<sup>109)</sup>、ゴムメタルの矯正ワイヤーは、きわめてしなやかで、自在に屈曲できるなどの性質をもち、これらの性質より、治療手技の効率化、治療法の単純化、ひいては治療期間の大幅な短縮に寄与できる可能性があるとされている。

本章の目的は、ゴムメタルで作られた矯正用スプリングの性能を力学的に評価することである。そのため、有限要素法を用いて、ゴムメタル、TMA、ステンレス製の牽引スプリングと圧下スプリングについて、歯の移動をシミュレーションし、それらを比較した。ゴムメタルの場合をステンレス鋼の場合と比較すれば、低弾性係数の効果がわかり、TMAの場合と比較すれば、非線形弾性の影響がわかる。この方法では、個々の歯の移動抵抗を全く同じにした状態で、スプリングによる歯の移動が計算できる。そのため、スプリングの材質の違いが歯の移動にどのように影響するのかを直接示すことができる。

## II. 方法

### 1. スプリングの形状

#### 1) 牽引スプリング

スプリングの形状を Fig.5-1 に示す。これは、第3章と同じ形状である。スプリングの弾性変形は有限要素法によって計算した。第3章では、牽引スプリングを3次元ビーム要素で分割した。今回の計算に用いた有限要素法プログラム ANSYS11(ANSYS Inc)では、非線形弾性体に対してビーム要素が使用できなかった。そのため、Fig.5-1 に示すように、3次元20節点六面体ソリッド要素で分割した。この場合の計算精度は、線形弾性体の牽引スプリングにおいて、ビーム要素を用いた場合とほとんど同じであった。

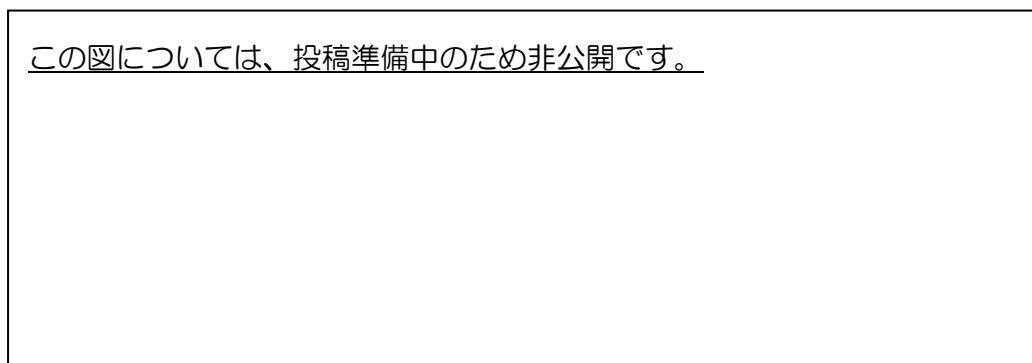


Fig.5-1 Three-dimensional finite element model for canine retraction spring

スプリングは、まず上顎左側の第2小臼歯、第1大臼歯のブラケットに固定され、次に、左側の腕を引っ張って犬歯のブラケットに固定される。これをスプリングの活性化と呼ぶ。活性化すると、垂直ループ(Vertical loop)が開き、その弾性回復によって牽引力が生じる。犬歯の傾斜を防ぐためにケーブルバンドが付与され、回転(捻転)を防ぐためにアンチローテーションバンドが付与される。さらに、固定歯の傾斜を防ぐためにティップバックバンドが付与される。曲げ角度の大きさをそれぞれ  $GB$ 、 $ARB$ 、 $TBB$  とした。

牽引力は、スプリングの腕の長さ  $L$  が同じでも、曲げ角度によって変化する。本章では、活性化時の牽引力が同じ状態(2 N)でスプリングの性能を比較した。そのため、それぞれのスプリングで腕の長さ  $L$  を変えた。

第3章で示したように、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。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。ケーブルバンドとアンチローテーションバンドは、犬歯が歯体移動できるように設定した。その方法は、第3章と同じである。す

なわち、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ある時点で同時に 0 とできた *ARB* を最適な角度とした。なお、ティップバックベンド *TBB* は、大白歯の傾斜が防げるように、第 3 章と同じ 10° にした。

## 2) 圧下スプリング

スプリングの形状を Fig.5-2 に示す。これは、第 2 章の R-1 スプリング(Fig.2-5)と同じ形状である。牽引スプリングと同様、3次元 20 節点六面体ソリッド要素で分割した。第 2 章では、左右の脚が同じ高さにあるスプリングを用い、活性化時の圧下・挺出力が 2 N となるように、2 つの歯の高さを変えた。しかし、本章では、小白歯が大白歯に対し 2.0 mm 挺出している場合において、スプリングによって両方の歯を同じ高さに矯正する治療(レベリング)を想定した。

スプリングの右脚を大白歯のブラケットに固定した状態で、左脚を挺出している小白歯のブラケットまで移動して固定する。このとき、スプリングの左脚の移動量を活性化量(Activation、単位:mm)と呼ぶ。この状態において、小白歯に作用する圧下力が 2 N となるようにした。そのため、それぞれの材質のスプリングについて、左右の脚の高さを変えた。この場合、左右の脚の高さの差を *DH* とすれば、スプリングの活性化量は、(*DH*+2) mm となる。

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-2 Three-dimensional finite element model for intrusion spring

## 2. ゴムメタルの機械的性質

スプリングは、断面が 0.017×0.025 inch (0.432×0.635 mm)のワイヤーで作られるとした。ワイヤーの材質は、ゴムメタル(GUM)、チタンモリブデン合金(TMA)、ステンレス鋼(SUS)とした。ゴムメタルは非線形弾性体とし、応力ひずみ関係<sup>108,109)</sup>を Fig.5-3 のように仮定した。有限要素法では、この非線形関係を多直線で近似して入力した。ゴムメタルの弾性限は 1100 MPa であり、この範囲で弾性係数が 42 MPa から 57 MPa まで変化すると見ることができる。TMA とステンレス



鋼は線形弾性体とした。TMA のヤング率は 69 GPa、降伏応力は 1240 MPa<sup>49)</sup>である<sup>57)</sup>。また、ステンレス鋼のヤング率は 200 GPa、降伏応力は 1640 MPa<sup>96)</sup>である<sup>114)</sup>。

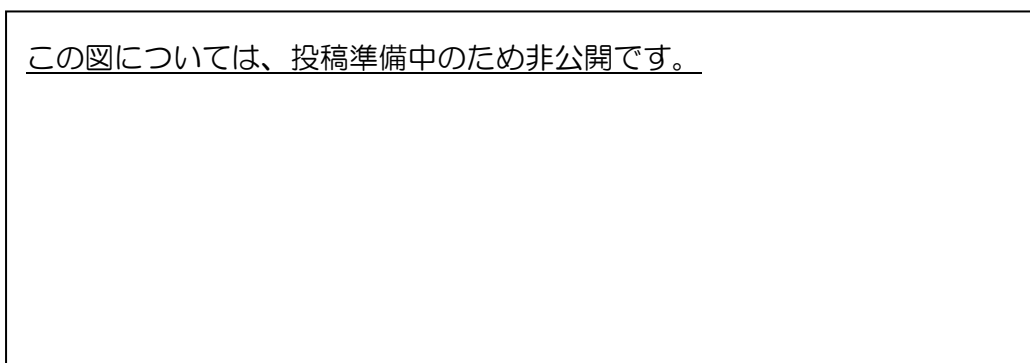


Fig.5-3 Stress-strain curves of TMA, GUM, and SUS

### 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、その方向に歯槽窩が移動するとした。まず、歯に作用する力を計算する。次に、力に基づいて歯の移動量を計算して、その分、歯槽窩を移動する。これを繰り返すことで歯が移動する。繰り返し計算の回数は、経過時間に相当する。その計算方法は、ゴムメタルの材料を非線形弾性体と仮定し、スプリングを 3 次元 20 節点六面体ソリッド要素で分割したことを除いて、第 4 章と同じである。なお、有限要素法の計算には、ANSYS11(ANSYS Inc.)を用いた。

## Ⅲ. 結 果

### 1. 牽引スプリング

Table 5-1 に、牽引スプリングのゲートルバンド  $GB$ 、アンチローテーションバンド  $ARB$ 、腕の長さ  $L$ 、活性化量  $a$  を示す。ティップバックバンド  $TBB$  はすべてのスプリングで  $10^\circ$  である。これらのスプリングでは、ある時点で犬歯の傾斜角と回転角が同時に 0 となり、その時点で犬歯が歯体移動できた。歯体移動時点での繰り返し計算の回数  $N_b$ 、空隙閉鎖量(犬歯の遠心移動量+小臼歯の近心移動量) $\delta$ 、繰り返し数 1 回当たりの空隙閉鎖量  $\delta/N_b$  を Table 5-1 中に示す。ここで、 $\delta/N_b$  は、空隙閉鎖速度に対応する。空隙閉鎖量  $\delta$  が最も大きかったのは、ゴムメタルであった。一方、 $\delta/N_b$  が最も大きかったのは、ステンレスであった。

それぞれのスプリングの曲げ角度は、これ以上大きくできなかった。すなわち、ゴムメタルと TMA では、ゲートルバンドを  $40.0^\circ$  にすると、犬歯の傾斜と

回転が同時に 0 にならず、歯体移動ができなかった。また、ステンレスでは、ケーブルバンドを 20.0°にすると、空隙閉鎖量が 1 mm 以下になった。

Fig.5-4 に、スプリングの活性化時における、犬歯に作用する牽引力  $F$ 、傾斜を防ぐモーメント・力比 ( $M_1/F$ )、回転を防ぐモーメント・力比 ( $M_2/F$ )、スプリングに生じる相当応力の分布とその最大値  $\sigma_{eq}$  を示す。スプリングの相当応力は、いずれのスプリングでも犬歯のブラケットで最大になった。それらの最大値  $\sigma_{eq}$  は、各材質の降伏応力 GUM : 1100 MPa、TMA : 1240 MPa、SUS : 1640 MPa 以下であり、スプリングは弾性変形の範囲内であった。スプリングのヤング率が低いほど、犬歯の傾斜を防ぐ  $M_1/F$  は大きくなったが、回転を防ぐ  $M_2/F$  は小さくなった。

ゴムメタルスプリングについて、繰返し数  $N$  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.5-5 に示す。また、犬歯に作用する牽引力  $F$ 、 $M_1/F$ 、 $M_2/F$  の変化を Fig.5-6 に示す。犬歯の傾斜角と回転角は、最初、増加し、その後、減少した。そして、 $N=2200$  の時点で同時に 0 になった。すなわち、この時点で犬歯は歯体移動した。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。なお、TMA、ステンレスの場合でも、 $N$  に伴う犬歯の移動状態と力系の変化は、ゴムメタルの場合と同じであった。ただし、各スプリングにおいて、犬歯が整直（歯体移動）した時点の繰返し数は異なった。

犬歯が歯体移動した時点における歯の移動状態を Fig.5-7 に示す。図中、赤い線で示した歯は、移動前の歯である。歯体移動時の繰返し計算の回数  $N$  は、GUM:2200、TMA:980、SUS:380 であった。また、犬歯の遠心移動量  $\delta$  は、GUM:3.1 mm、TMA:2.0 mm、SUS:0.9 mm であった。犬歯の移動量に対する小白歯の移動量の比は、GUM:1.4/3.1=0.45、TMA:0.9/2.0=0.45、SUS:0.4/0.9=0.44 であり、スプリングによらず、ほとんど同じであった。一方、犬歯の移動量に対する圧下量の比は、GUM:0.4/3.1=0.13、TMA:0.3/2.0=0.15、SUS:0.4/0.9=0.44 であり、ゴムメタルと TMA に比べて、ステンレスで大きくなった。

3つのスプリングについて、繰返し計算の回数が  $N=1000$  までの範囲について、犬歯の移動量  $u$  の変化を Fig.5-8 に示し、牽引力  $F$  の変化を Fig.5-9 に示す。犬歯の移動量は、ゴムメタルが最も大きく、ステンレスが最も小さかった。図中、TMA とステンレスについては、歯体移動した時点の繰返し数  $N_b$  の値を示す。 $N$  に伴う牽引力  $F$  の低下は、どのスプリングでもほぼ同じ程度であった。また、犬歯の回転角  $\beta$  の変化を Fig.5-10 に示し、傾斜を防ぐモーメント・力比 ( $M_2/F$ ) を Fig.5-11 に示す。どのスプリングでも、 $\beta$  は、最初増加し、その後減少した。 $\beta=0$  になった時点が、犬歯が歯体移動した時点である。犬歯の回転角が最も大きくなったのは、ゴムメタルであった。 $M_2/F$  は、最初  $N$  に伴って増加し、その後一定になった。最初の  $M_2/F$  は、ゴムメタルで最も小さく、ステンレスで最も大

きくなった。しかし、その後の一定値は、どのスプリングでも同じであった。

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 9.81 mm であり、舌側方向へ 7.98 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、 $M_1/F=9.81$ 、 $M_2/F=7.98$  となる。

Table 5-1 Characteristics of retraction springs

この表については、投稿準備中のため非公開です。

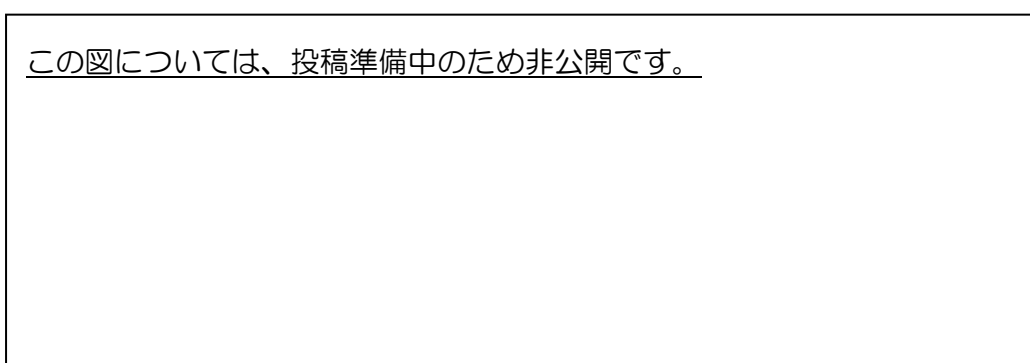


Fig.5-4 Forces and moment acting on canine at the initial activation

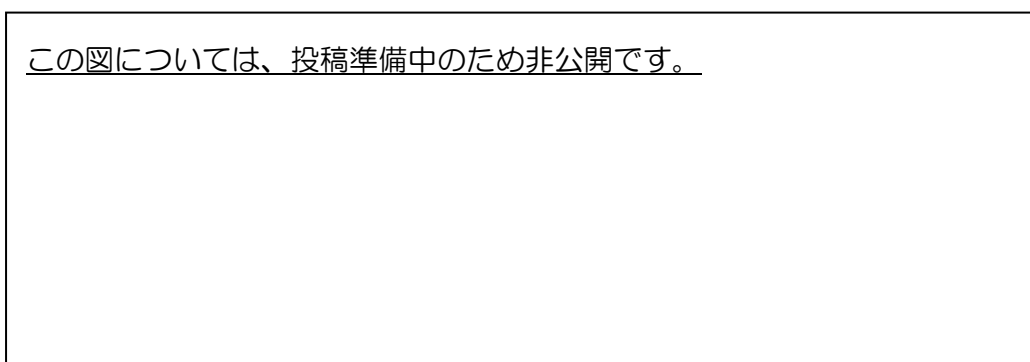


Fig.5-5 Variation of displacement  $u$ , tipping angle  $\alpha$ , and rotation angle  $\beta$  of canine with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-6 Variation of force  $F$ , moment-to-force ratios  $M_1/F$ ,  $M_2/F$  acting on canine with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-7 Tooth movements when canine moved bodily

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-8 Variation of displacement of canine  $u$  with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-9 Variation of retraction force  $F$  with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-10 Variation of rotation angle  $\beta$  with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-11 Variation of moment-to-force ration  $M_2/F$  with  $N$

## 2. 圧下スプリング

Fig.5-12 に各スプリングの形状を示す。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、小白歯に作用する圧下力が 2 N になるようにした場合、左右の脚の高さの差  $DH$  は、GUM : 4 mm、TMA : 1.6 mm、SUS:-0.8 mm となった。ステンレスでは、小白歯(左)のブラケットが大白歯(右)のブラケットより 0.8 mm 低い位置にあるので、両方の歯を同じ高さにレベリングすることはできない。小白歯が大白歯に対して 2.0 mm 挺出しているので、活性化量(Act)は、それぞれ 6 mm、3.6 mm、1.2 mm になる。Fig.5-13 に、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  $M_1$ 、 $M_2$ 、スプリングに生じる相当応力の分布とその最大値  $\sigma_{eq}$  を示す。すべてのスプリングにおいて、最大相当応力は、各材料の降伏応力より小さく、弾性範囲にあることが確認できた。どのスプリングでも、大白歯に作用するモーメント  $M_2$  が小白歯に作用するモーメント  $M_1$  よりかなり大きかった。そして、スプリングのヤング率が小さいほど、 $M_2$  は減少したが、 $M_1$  は増加した。

Fig.5-14 に、歯の移動状態を示す。ゴムメタルと TMA では、小臼歯と大臼歯のブラケットの高さが同じになって、レベリングが終了した時点(GUM: $N=38$ 、TMA:  $N=56$ )の移動状態を示す。また、ステンレスでは、十分時間が経過した後( $N=255$ )の移動状態を示す。大臼歯は、反時計回りにやや傾斜したが、その程度は、どのスプリングでもほとんど同じであった。

Fig.5-15 に、繰返し計算の回数  $N$  に伴う、小臼歯の圧下量と大臼歯の挺出量の和  $u$  を示す。また、小臼歯に作用する圧下力の変化を Fig.5-16 に示す。Fig.5-15 において、 $u$  が 2 mm になった時、小臼歯と大臼歯のブラケットの高さが同じになって、レベリングが完了する。ゴムメタルと TMA では、活性化量が 2 mm よりかなり大きく(6 mm、3.6 mm)、それぞれ  $N=38$ 、56 の時点でレベリングが完了した。しかし、ステンレスにおいては、活性化量が 1.2 mm であり、小臼歯の挺出量 2 mm より小さかった。そのため、小臼歯は 0.65 mm 圧下し、大臼歯は 0.25 mm 挺出した状態で、ほとんど移動しなくなり、レベリングが完了できなかった。また、ゴムメタルでは、レベリング中の圧下力の低下が最も小さかった。

#### IV. 考 察

##### 1. ヤング率(材質)の影響

スプリングは弾性体なので、材質が異なることは、弾性係数(ヤング率)が異なることに対応する。TMA とステンレス鋼は、線形弾性体であり、それらのヤング率は 69 GPa と 200 GPa である。また、ゴムメタルは、非線形弾性体であり、変形に伴ってヤング率 57 GPa から 42 GPa に低下する。ここでは、スプリングのヤング率が歯の移動に対してどのように影響するのかを検討する。

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-12 Three types of intrusion spring

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-13 Forces and moment acting on teeth at the initial activation

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-14 Tooth positions when leveling was finished

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-15 Variation of total vertical movement with  $N$

この図については、投稿準備中のため非公開です。

Fig.5-16 Variation of vertical force  $F$  with  $N$

### 1) 牽引スプリング

繰返し計算の回数(経過時間)に伴う歯の移動状態の変化は、どのスプリングでも同じであった。すなわち、第3章で示したように、歯の移動に伴って、その移動状態が変化した。犬歯は始め傾斜・回転し、その後整直した。この時点で、犬歯は歯体移動した(Fig.5-5)。さらに計算を繰り返すと、最初とは反対方向に傾斜・回転した。これは、歯の移動に伴って力系が変化したためであった(Fig.5-6)。すなわち、活性化時では、モーメント・力比  $M_1/F$ 、 $M_2/F$  が歯体移動に必要な値より小さいので、犬歯は、ブラケット位置が遠心へ移動するように傾斜・回転した。歯が移動すると、牽引力  $F$  が減少して、 $M_1/F$ 、 $M_2/F$  が増加した。それらが、歯体移動に必要な値より大きくなると、犬歯は、最初と反対方向へ傾斜・回転し始めた。そして、傾斜角と回転角が同時に 0 となった時点で整直した。牽引スプリングでは、犬歯が歯体移動するのは、整直した時点だけである。最初から歯体移動を持続することはできず、一定の決まった距離しか歯体移動できない。臨床治療では、歯体移動した時点で牽引を止める必要がある。そうしないと、犬歯は、傾斜・回転してしまう。

どのスプリングについても、ゲブルベンドとアンチローテーションベンドの大きさ( $GB$ 、 $ARB$ )を Table 5-1 に示す組み合わせにした場合、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。ヤング率の小さいゴムメタルと TMA では、ステンレスに比べて、3 倍の大きさのゲブルベンドと約 2 倍の大きさのアンチローテーションベンドが必要であった。このような最適な曲げ角度の組み合わせは、活性化時の力系(Fig.5-4)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。

1 回の活性化で空隙閉鎖できる距離  $\delta$  は、ステンレス、TMA、ゴムメタルの順に大きくなった(Table 5-1)。空隙閉鎖量は、ステンレスでは、1.3 mm であるが、



TMA、ゴムメタルでは 2.9 mm、4.5 mm に増加した。これは、ゴムメタルのヤング率(42~57 MPa)と TMA のヤング率(69 GPa)が、ステンレス(200 GPa)に比べて小さいためである。ヤング率が低いと、スプリングのばね定数が低下し、牽引力が同じ(2 N)場合、活性化量が大きくなる。そのため、空隙閉鎖量が大きくなった。これは、ヤング率の低いスプリングの利点である。

歯体移動までの計算回数  $N_b$  は、ゴムメタルが 2200、TMA が 980、ステンレスが 380 であった。ヤング率が低いほど、 $N_b$  が大きくなった。計算回数  $N$  は経過時間に相当するので、ヤング率が低いスプリングほど、歯体移動に時間がかかることになる。すなわち、 $N_b$  がヤング率によって変化した。 $N_b$  は、犬歯の傾斜角  $\alpha$  と回転角  $\beta$  が同時に 0 になるまでの計算回数である。Fig.5-5 から分かるように、犬歯の回転角  $\beta$  は、傾斜角  $\alpha$  に比べて非常に大きかった。そこで、 $\beta$  の場合を例にして、ヤング率によって  $N_b$  が変化した理由を説明する。どのスプリングでも、移動初期では、回転を防ぐモーメント・力比( $M_2/F$ )は、歯体移動に必要な値(7.98)よりかなり小さかった(Fig.5-11)。そのため、犬歯の回転角  $\beta$  が急速に増加した(Fig.5-10)。犬歯のブラケットが遠心へ移動すると、スプリングの弾性変形が回復して、牽引力が減少する。そのため、 $M_2/F$  が増加する。 $M_2/F$  が歯体移動に必要な値(7.98)を超えると、犬歯の回転が減少し始める。ゴムメタルでは、ステンレスに比べて、移動初期の  $M_2/F$  が小さく、 $M_2/F$  が歯体移動に必要な値を超えるまでの計算回数が増加した。その結果、回転角  $\beta$  がかなり大きくなり、その回転角が 0 に戻るまでの計算回数も増加した。Fig.5-10 において、曲線の傾斜は回転速度に対応する。移動初期では、ヤング率が低いスプリングほど、回転角の増加速度が大きい。しかし、回転角が最大となった後、それが減少していく速度は、どのスプリングでも同じであった。これは、この領域で  $M_2/F$  がスプリングによらず一定になり(Fig.5-11)、かつ牽引力  $F$  もほぼ同じになったためである(Fig.5-9)。

ここで計算結果は示さなかったが、犬歯の傾斜角  $\alpha$  に対しても、スプリングのヤング率の影響は、回転角  $\beta$  の場合とほぼ同じであった。すなわち、ヤング率が小さいと、歯の移動開始後、犬歯の傾斜を防ぐモーメント・力比( $M_1/F$ )が小さくなり、最初に生じた傾斜が 0 に戻るまでの計算回数が増加した。

以上のように、ヤング率が低いスプリングほど、空隙閉鎖量  $\delta$  と歯体移動までの計算回数  $N_b$  の両方が大きくなった。これらのうち、 $\delta$  の増加に比べて、 $N_b$  の増加が大きかった。そのため、空隙閉鎖速度  $\delta/N_b$  が、ゴムメタル(2.0  $\mu\text{m}/\text{回}$ )と TMA(3.0  $\mu\text{m}/\text{回}$ )では、ステンレス(3.4  $\mu\text{m}/\text{回}$ )に比べて小さくなった。これは、ヤング率の低いスプリングの欠点である。

本章の計算モデルの場合、抜歯空隙は 7.0 mm であった。したがって、すべてのスプリングにおいて、1 回の活性化によって抜歯空隙を閉鎖することはでき

ない。複数の活性化によって空隙を閉鎖することになる。ゴムメタルと TMA では、それぞれ 2 回と 3 回の活性化で空隙閉鎖できる。ステンレスでは活性化の回数がかかなり多く 6 回となる。しかし、ゴムメタルに比べて、移動速度  $\delta/N_b$  が約 2 倍になるので、空隙閉鎖に要する時間が約半分になる。実際の臨床においては、患者の来院回数が増えるが、治療期間は短くなることになる。

## 2) 圧下スプリング

ヤング率が小さくなると、それに比例して、スプリングのばね定数が低下する。そのため、活性化量が大きくなった。ゴムメタルの活性化量は 6 mm であり、TMA(3.6 mm)の約 1.7 倍であり、ステンレス(1.2 mm)の約 4 倍であった。これらの比は、ヤング率の比にほぼ対応した。一方、ステンレスの活性化量(1.2 mm)は、歯の高低差 2 mm より小さく、1 回の活性化では、レベリングが完了できなかった。

歯の高低差が同じ(2 mm)場合、活性化時の力を同じ(2 N)にしてレベリングすると、ゴムメタルにおいて、レベリングの完了に必要な繰返し計算の回数( $N=38$ )は、TMA( $N=56$ )の約 2/3、ステンレス( $N=255$ )の 1/6 以下に減少した。ゴムメタルと TMA は、ステンレスに比べて、非常に短時間でレベリングが完了できた。これは、ゴムメタルと TMA のヤング率が、ステンレスに比べて小さいためである。すなわち、ヤング率の低下によってスプリングのばね定数が低くなり、歯の移動に伴う力の低下が小さくなった(Fig.5-16)。この場合、レベリング中に歯に作用する力が大きくなる。今回のシミュレーションでは、歯に作用する力に比例して移動速度が増加する。そのため、ゴムメタルでは、TMA とステンレスに比べて、移動速度が大きくなり、速くレベリングが完了できた(Fig.5-15)。

大白歯には、小白歯に比べて大きなモーメント  $M_2$  が作用した(Fig.5-13)。そのため、どのスプリングにおいても、大白歯は反時計回りに傾斜した。しかし、その傾斜角度はわずかであり、ほぼ垂直に歯が移動したといえる。このような歯の移動状態は、第 2 章と同じであった。

本章の場合、初期状態でスプリングの脚の高さが異なっている。この場合、ゴムメタルと TMA では、小白歯と大白歯のブラケットが同じ高さになった時点、すなわちレベリングが完了した時点で、スプリングを取り外す必要がある。そうしないと、小白歯はさらに圧下していき、最初の状態とは逆に、小白歯が大白歯に対して圧下した状態になる。また、ステンレスの場合、1 回の活性化では、レベリングが完了できない。一方、第 2 章のスプリングでは、Fig.2-5 に示すように、初期状態で脚の高さが同じである。この場合には、スプリングを装着したままにしておいても、小白歯が圧下しすぎることはない。しかし、歯が移動してスプリングの脚の高さが同じになるほど、圧下力が低下する。そのため、

2つの歯の高さを完全に同じにするには、相当の時間が必要になる。

## 2. ゴムメタルの非線形性の影響

ゴムメタルでは、応力・ひずみ関係が非線形(非線形弾性)になる。この場合、スプリングのばね定数が徐々に低下する。これは、Ni-Ti 超弾性材料にやや類似した性質であり、TMA やステンレスなどの線形弾性材料とは異なる性質である。本章の計算結果によれば、ゴムメタルの牽引スプリングでは、TMA に比べて、空隙閉鎖量が大きくなり、閉鎖速度が小さくなった。また、ゴムメタルの圧下スプリングでは、TMA より速くレベリングできた。これらの差が生じた理由は、ゴムメタルのヤング率(42~57 GPa)が TMA(69 GPa)に比べて低いことで説明できる。また、歯体移動時およびレベリング終了時の移動状態は、ゴムメタルと TMA とで、ほとんど同じであった。したがって、ゴムメタルの非線形性が歯の移動に与えた影響を観測することはできなかった。

## 3. 移動速度

繰返し計算の回数  $N$  は、経過時間に対応する。したがって、歯の移動量  $u$  を  $N$  で割った  $u/N$  は、移動速度(speed)に対応する。このシミュレーションでは、繰返し計算ごとに、歯が初期動揺の分移動する。歯根膜を線形弾性体と仮定したので、初期動揺量は、歯に作用する力に比例する。したがって、歯の移動速度が力に比例することになる。しかし、この関係は、臨床時の歯の移動において、検証されていない。歯に作用する力と移動速度の関係はまだ明らかにされていないからである<sup>97,98)</sup>。しかし、力が小さい範囲では、力に比例して移動速度が増加することが示唆されている<sup>97)</sup>。

繰返し計算の回数  $N$  が、どの程度の時間に対応するのかは、分からない。これが分かれば、 $N$  を実際の時間に換算できる。このシミュレーションによって、臨床時の歯の移動速度、すなわち治療期間が予測できるようになる。これは、治療計画を立てる上で極めて有用である。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、 $N$  と実時間の関係を検討することが必要である。

## 4. 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、それに基づいて各材質の牽引スプリング、圧下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、ゴムメタルスプリングの特性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理由の1つである。

1回の活性化で、空隙閉鎖できる量の差は、ゴムメタルとステンレスでは3.2 mmであるが、ゴムメタルとTMA、TMAとステンレスでは、1.6 mmであった。また、レベリングに要する繰返し数(時間)は、ゴムメタルでは $N=38$ 、TMAでは $N=56$ であった。このような差を臨床試験によって検証することは難しいかもしれない。臨床試験では、患者ごとに、歯の大きさや形状、歯の配列状態が異なる。また、矯正移動に対する歯の抵抗も異なる。これらによって、同じスプリングを用いても、歯の移動状態に差ができる。この差によって、スプリングの材質による歯の移動の差が判別できないことも考えられる。一方、今回のようなシミュレーションでは、歯の移動条件を同じにした状態で、スプリングの材質の影響だけを検証できる。これが、このようなシミュレーションが必要なもの1つの理由である。

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。最も重要な仮定は、歯の矯正移動は、初期動揺と同じ方向へ移動するとしたことである。本シミュレーションの仮定によれば、歯は初期動揺と同じ方向へ移動し、矯正移動の速度は力に比例する。これらの現象が、臨床時の歯の移動において観察されれば、本シミュレーションの妥当性が検証される。そして、このシミュレーションを使えば、臨床時の歯の移動が予測できるといえる。用いた仮定の妥当性は、これまでの章でも検討したが、まだ完全には検証されていない。一方、本シミュレーションの仮定に反証する結果も示されていない。

## V. 結 言

ゴムメタル、TMA、ステンレス製の牽引スプリング・圧下スプリングによる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、それらの性能を力学的に比較評価することができた。

活性化時の牽引力が同じになる状態で比較した場合、ゴムメタル製の牽引スプリングでは、1回の活性化によって空隙閉鎖できる量が最も大きくなったが、空隙閉鎖には最も時間がかかった。歯の高低差が同じ場合、ゴムメタル製の圧下スプリングでは、最も短い時間でレベリングが完了できた。これらの結果は、ゴムメタルの弾性係数が低いために生じた。

3つの材質のスプリングを定量的に比較した場合、ゴムメタル製とTMA製のスプリングは、ステンレス製のスプリングに比べて、性能が大きく異なった。しかし、ゴムメタル製とTMA製のスプリングでは、性能はそれほど変わらなかった。

## 第6章

### 歯科矯正用アンカースクリュースライディングメカニックス

## I. 緒言

抜歯スペースを閉鎖する代表的な方法として、歯をアーチワイヤーに沿って移動させるスライディングメカニックスがある。この方法では、アーチワイヤーとブラケットに摩擦が生じ、歯に作用する力が不確定になる<sup>100)</sup>。歯はアーチワイヤーに沿って移動するため、歯体移動が容易に実現できる。これは、スプリングを用いて歯を牽引する方法に比べて、有利な点である。

通常のスライディングメカニックスでは、移動歯に固定歯から力を加える<sup>72,73)</sup>。この場合、移動歯と固定歯を合わせた全歯列では、移動歯と固定歯に作用する力が相殺し、力もモーメントも作用しない。そのため、歯列全体が回転することはない。ただし、固定歯の移動は避けられない。なお、摩擦によって固定歯の移動が大きくなることはない<sup>110)</sup>。

前歯だけを移動させるために、最近、顎骨に植立した歯科矯正用アンカースクリュー（以下、アンカースクリューとする。）から力を加える方法、いわゆるアンカースクリュースライディングメカニックスが用いられるようになっていく<sup>74-90)</sup>。この方法では、アンカースクリューが絶対固定源であることを利用して、前歯6歯を一括して牽引できる。しかし、アーチワイヤーで連結された前後の歯列には、アンカースクリューからの矯正力が外力として作用する。そのため、力の作用方向によっては、全歯列を回転させるようなモーメントが生じる。すなわち、力の方向によって歯列全体の移動状態が変化する。適切な方向へ歯列を移動するためには、力の作用する方向と歯列の移動方向との関係が明らかにされる必要がある。

アンカースクリュースライディングメカニックスにおいて、いろいろな方向の力に対する歯の移動状態は、模式的に示されている<sup>78)</sup>。これらの模式図は、定性的には妥当であり、治療計画をたてる上で有用な指針となる。しかし、さらに正確に歯の移動状態を予測するためには、定量的な計算が必要である。これまで、力を加えた直後の初期動揺については、有限要素法を用いて、力の方向と歯列の移動との関係が計算されている<sup>87-90)</sup>。しかし、初期動揺の歯列の移動状態は、長時間の移動状態とは異なる。たとえば、通常のスライディングメカニックスによって前歯を一塊として移動する場合でも、初期動揺では、前歯が傾斜するが、時間が経過すると歯が歯体移動する<sup>31)</sup>。これは、歯の移動に伴って力系が変化するためである。そのため、長時間にわたる歯の矯正移動を初期動揺状態から予測することは難しい。

本章の目的は、アンカースクリュースライディングメカニックスを用いた空隙閉鎖において、力の方向と歯列の移動方向との関係を明らかにすることである。そのため、有限要素法を用いて、歯列の移動をシミュレーションした。

## II. 方 法

計算方法は、力の作用点が異なることを除き、文献(31)とほとんど同じである。そのため、ここでは計算で用いられた仮定のみを説明する。

### 1. 解析モデル

上顎の第 1 小臼歯を抜歯し、アンカースクリュースライディングメカニクスによって、前歯 6 歯を一括して後方へ移動する場合を有限要素法によってシミュレーションした。左右が対称であると仮定して、上顎歯列の半分の左側領域だけを計算した。アーチワイヤーのサイズは、0.018×0.025 inch (0.457×0.635 mm)のレクタングュラーワイヤーであり、3次元弾性ははり要素で分割した。ステンレス製のワイヤーを想定し、そのヤング率を  $E=200$  GPa とした。

アーチワイヤーのブラケット位置には、歯槽骨に釘植した歯と力学的応答が同じであるばね要素を結合した。ばね要素の剛性マトリックスの計算方法は、文献(29)で詳しく説明されている。この要素は、歯と歯槽骨を剛体と仮定して計算された。その際、歯根膜は、厚さが 0.2 mm の一様な等方性弾性体と仮定し、そのヤング率を 0.13 MPa、ポアソン比を 0.45 とした。これらの弾性係数は、歯の初期動揺量が、測定結果とほぼ同じになるようにして決められた。この方法については、文献(33)で詳しく説明されている。

ばね要素の計算に必要な歯の表面形状は、歯科実習用の模型(i21D-400C、ニッシン)を参照して作成した。はじめに、この模型を歯科用 CBCT(AZ300CT,朝日レントゲン)を用いて撮影した。次に、その画像から、表面が微小三角形でできた STL モデルを作成した(3D-Doctor, Able Software.)。最後に、STL モデルから有限要素法モデルを作成した(ANSYS AI\*Environment, ANSYS, Inc.)。

中・側切歯、犬歯については、アーチワイヤーとブラケットは、すべりを生じないように結紮されているとした。この場合、アーチワイヤーの力とモーメント(トルク)が歯に完全に伝達される。一方、第 2 小臼歯、大臼歯については、ブラケットとアーチワイヤーは、相対的にすべることができるように、ゆるく結紮されているとした。結紮による初期摩擦力はないとした。アーチワイヤーの変形は、ブラケットの上下溝によって拘束されるが、前後(頬舌)方向については、ブラケット溝内でアーチワイヤーが回転できるとした。アーチワイヤーがブラケット溝を滑る際、ブラケット溝には力とモーメントが作用し、そのため動摩擦が生じる。この場合、動摩擦係数を  $\mu$ 、ブラケット幅を 3 mm とし、力とモーメントから摩擦力を計算し、これらの摩擦力を犬歯と第 2 小臼歯のブラケットとワイヤーに加えた。アーチワイヤーとブラケット溝の動摩擦係数は、実験結果を参考にして、0.15 とした<sup>111,112)</sup>。

アーチワイヤーには、パワーアームを連結し、その先端にアンカースクリュー

一からの力を作用させた。パワーアームは、 $0.018 \times 0.025$  inch ( $0.457 \times 0.635$  mm) のステンレス製レクタングュラーワイヤー(ヤング率: $E=200$  GPa)で作られるとした。パワーアームの長さは、1、4、8 mm と変えた。このうち、パワーアームの長さが 1mm の場合は、アーチワイヤーにフックをつけ、そこに力を加える場合に相当する。アンカースクリューは、第2小臼歯と第1大臼歯の間に、低位置(low position: 4 mm)と高位置(high position: 8mm)に植立されるとした。力の方向は、Fig.6-1 に示すように、パワーアームの端とアンカースクリューを結ぶ直線方向と一致する。この方向は、パワーアームの長さやアンカースクリューの位置によって変化する。力の大きさは、臨床例を参考にして、1.5 N とした(78,79,82)。

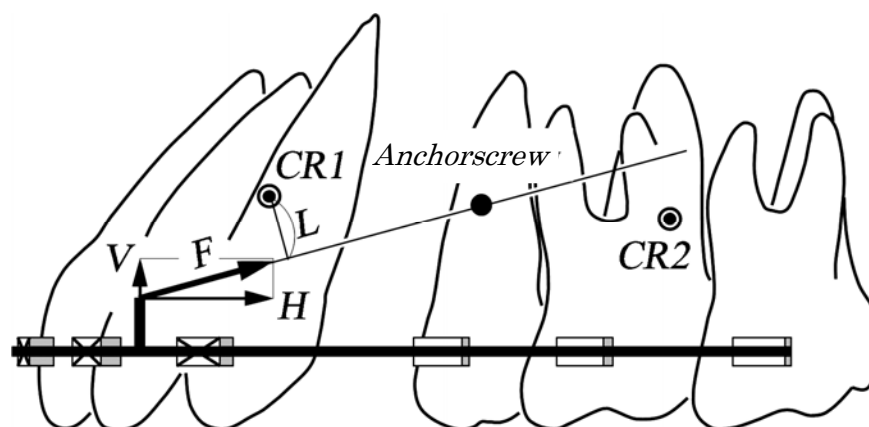


Fig.6-1 The center of resistance of the anterior teeth (CR1) and the posterior teeth (CR2), and the line of action of applied force  $F$ .

## 2. 矯正移動のシミュレーション

前章までの方法では、歯は初期動揺と同じ方向に移動すると仮定して、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションした。この方法の利点は、市販の有限要素法プログラムを利用できることである。しかし、本章のスライディングメカニクスのように、ブラケットとアーチワイヤーが摩擦のある状態で相対的に滑る場合については、前章までに用いた有限要素法プログラム(ANSYS11, ANSYS Inc.)では、計算が不可能(収束しない)であった。そのため、本章では、文献(31)の有限要素法プログラムを使用した。この計算プログラムでは、歯根膜の応力に応じて歯槽骨が添加・吸収することで歯が移動する。スライディングメカニクスが容易にシミュレーションできる。牽引スプリングの場合について、この方法でシミュレーションされた歯の移動状態は、初期動揺に基づいてシミュレーションされた歯の移動状態とほとんど同じになることが確認されている<sup>33)</sup>。歯の移動量の詳細な計算方法については、文献(25)と(29)で説明されて



いる。以下では、シミュレーション方法の要点を説明する。

はじめに、矯正荷重を加えた場合、それぞれの歯について、作用する力とモーメント、および歯根膜の応力分布を3次元有限要素法によって計算した。次に、歯根膜の応力分布に基づいて、微小時間における歯槽骨の吸収量と添加量を計算し、それらの量に応じて歯を移動させた。以上の計算を繰り返して、時間に伴う歯の移動を計算していった。

この方法では、歯槽骨の吸収量と添加量は、歯根膜の平均応力に比例すると仮定された。単位時間、単位応力当たりの骨吸収量(添加量)を係数  $C(\mu\text{m}/(\text{day}\cdot\text{kPa}))$  で表した。この場合、経過時間を  $T$  として、歯の移動はパラメータ  $CT$  に支配される。現在、係数  $C$  の値が不明なので、時間の経過をパラメータ  $CT$  によって示した。なお、 $CT$  は、前章まで時間経過の指標として用いられた  $CN$  とは意味が異なる。したがって、 $CT$  と  $CN$  の値を比較して時間経過の長短を検討することはできない。

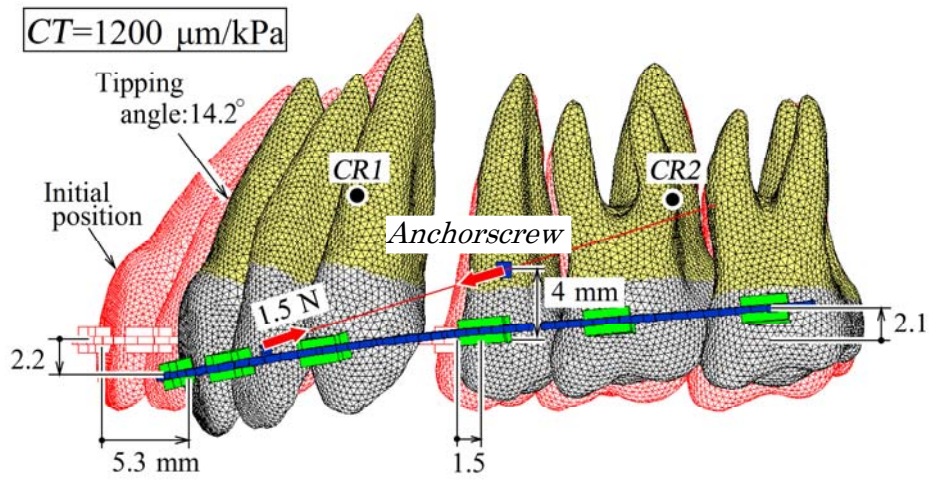
空隙閉鎖に従って、前歯列と臼歯列の相対位置は変化する。そのため、歯列全体の抵抗中心を定義することはできなかった。そのかわりに、文献(32)の方法を用いて、前歯列と臼歯列の抵抗中心を計算した。この場合、それぞれの歯列は、剛体ワイヤー(変形しないワイヤー)で連結され一塊として移動するとした。

### Ⅲ. 結 果

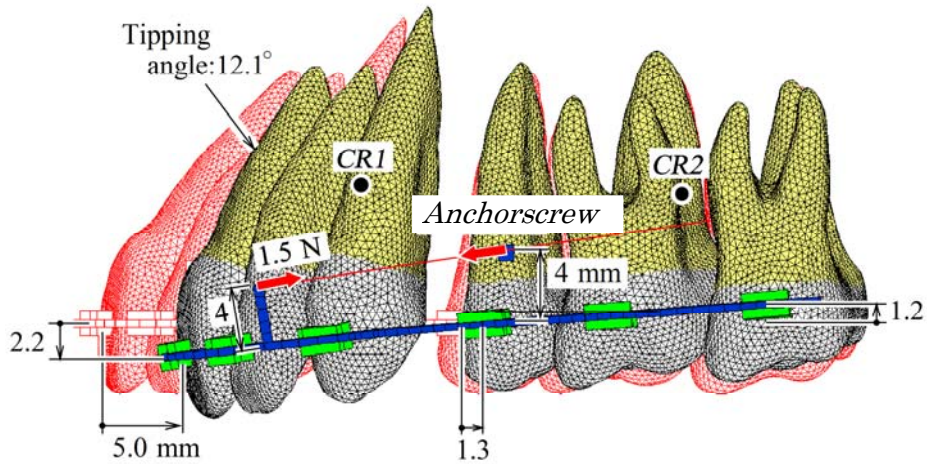
低位置(アーチワイヤーから 4 mm)のアンカースクリューから力が作用した場合について、 $CT=1200 \mu\text{m}/\text{kPa}$  における歯の移動状態を Fig.6-2A、B、C に示す。A、B、C は、それぞれ、パワーアームの長さが 1、4、8 mm の場合である。図中、赤いかくれ線(隠線)で描かれた歯が力を加える前であり、黒い線で描かれた歯が矯正移動後である。図中には、中切歯、第2小臼歯および第2大臼歯の移動量、中切歯の傾斜角度を示す。また、前歯列と臼歯列の抵抗中心の位置を●印で示す。中切歯は、遠心へ約 5 mm 移動し、約 2 mm 挺出した。前歯列と臼歯列は反時計回りに回転した。この回転角度は、パワーアームが長くなるほど減少した。

高位置(アーチワイヤーから 8 mm)のアンカースクリューの場合について、歯の移動状態を Fig.6-3A、B、C に示す。中切歯は、遠心へ約 5 mm 移動し、ほとんど挺出しなかった。パワーアームが長くなるほど、歯列全体の回転角度が減少した。回転角度は、低位置のアンカースクリューの場合より小さくなった。

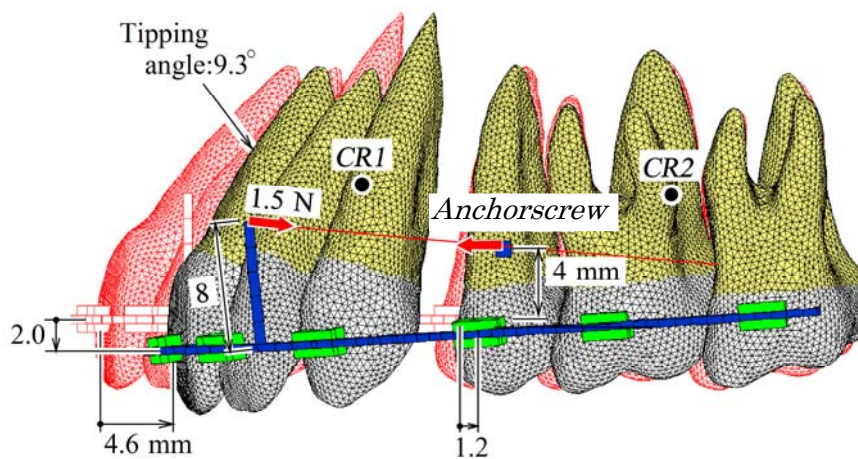
以上の場合、パワーアームの位置は、アーチワイヤーの側切歯と犬歯の間である。Fig.6-2C の場合について、パワーアームをこの位置から犬歯のブラケットに変えた場合を Fig.6-4 に示す。歯の移動状態は、パワーアームの位置によらずほとんど同じであった。



A Power arm 1 mm in length

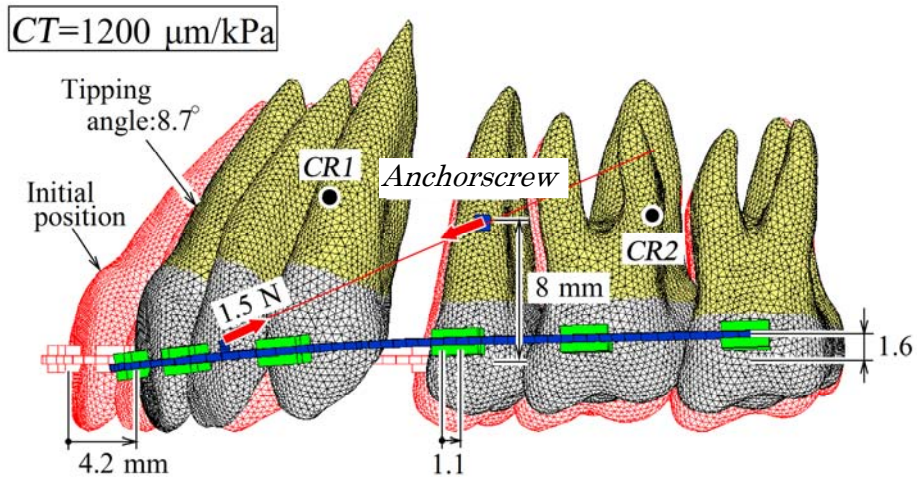


B Power arm 4 mm in length

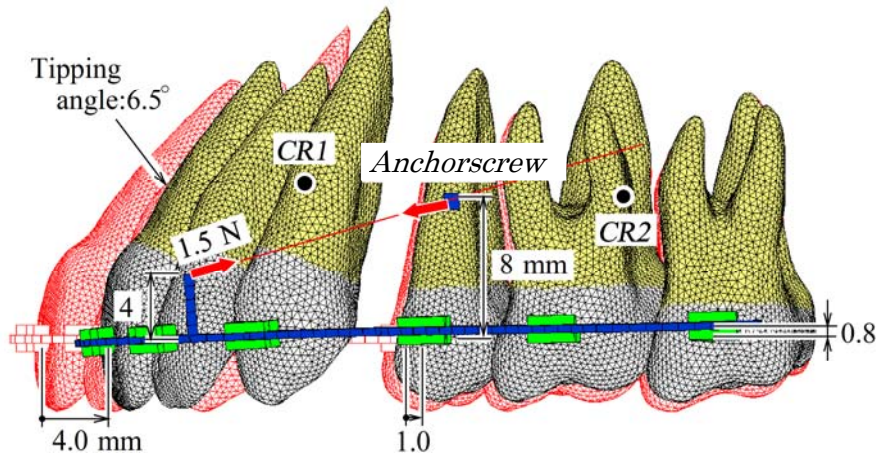


C Power arm 8 mm in length

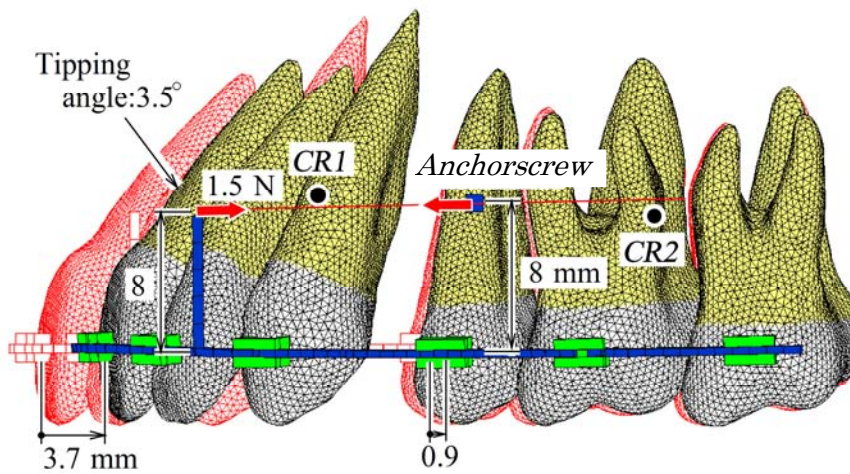
Fig.6-2 Movement patterns with low position miniscrew placed 4 mm gingival to the archwire.



A Power arm 1 mm in length



B Power arm 4 mm in length



C Power arm 8 mm in length

Fig.6-3 Movement patterns with high position miniscrew placed 8 mm gingival to the archwire



## IV. 検 討

### 1. 歯列の移動

計算結果(Fig.6-2, 6-3)から、力の作用方向と歯の移動状態との関係が明らかになった。以下、歯列の移動のメカニクスについて検討する。スライディングメカニクスでは、アーチワイヤーを通して、臼歯列から前歯列に力が加わる。臼歯列は、全歯列の回転を防ぐ固定源として作用する。力の作用線が前歯列の下を通る場合、反時計回りのモーメントが前歯列に加わる。このモーメントの大きさは、Fig.6-1 の距離  $L$  に比例する。臼歯列が固定源として十分に作用しない場合、歯列全体が回転する。この回転によって、切歯が挺出し、大白歯が圧下した。前歯列は、アーチワイヤーの弾性変形によっても回転した。すなわち、Fig.6-2A と Fig.6-3A で見られるように、アーチワイヤーが弓形にたわんだ。低位置のアンカースクリューの場合、パワーアームが長くなると、距離  $L$  の減少に伴って、歯列全体の回転が減少した。Fig.6-2 のすべての場合において、力の作用線は、臼歯列の抵抗中心の下を通った。この場合、歯列全体の回転を防ぐ効果はない。高位置のアンカースクリューの場合(Fig.6-3)、距離  $L$  は、低位置のアンカースクリューの場合より小さかった。さらに、力の作用線が臼歯列の抵抗中心の上を通った。これらが歯列全体の回転を防いだ。そのため、前歯列はほぼ歯体移動した。

もし、歯列全体を時計方向へ回転させたい場合には、力の作用線を前歯の抵抗中心の上を通るようにする必要がある。そのためには、パワーアームをかなり長くし、アンカースクリューを高い位置に植立する必要がある。これは臨床では困難かもしれない。その場合には、他の方法、たとえば中切歯の上方の顎骨にもう 1 本アンカースクリューを植立し、そこから前歯列に圧下力を加えることが必要になるだろう。

以上のように、スライディングメカニクスでは、臼歯列が回転に対する固定源として作用することが重要となる。そのため、力の作用線が前歯列の抵抗中心を通らなくても、前歯列をほぼ歯体移動できた。これは、スライディングメカニクスの最大の利点である。もし、ワイヤーで連結した前歯列を臼歯列と連結しないでアンカースクリューから直接牽引した場合、力の作用線が前歯のような場合に前歯を安定して歯体移動するためには、正確な抵抗中心の位置を知り、力の作用線がそこを通るようにする必要がある。歯の移動のコントロールが非常に難しい。また、スプリングを用いて前歯列を移動する場合には、歯体移動させるために適切なモーメント・力比を加える必要がある。スプリングの形状を最適に調整することが難しい。

歯列全体の圧下あるいは挺出しは、矯正力  $F$  の垂直方向成分  $V$  (圧下力) に依存する(Fig.6-1)。圧下力  $V$  は、アーチワイヤーと力のなす角度の増加に伴って大きく

なる。そのため、アンカースクリューが高位置でパワーアームが短い組み合わせで(Fig.6-2A, 6-3A, 6-3B)、歯列全体が圧下した。力がほぼ水平の場合(Fig.6-2B,6-3C)、圧下力  $V$  が小さくなるため、歯列全体は圧下も挺出もしなかった。パワーアームの上端がアンカースクリューより上にある場合(Fig.6-2C)、歯列全体はわずかに挺出した。

臼歯列が回転した場合、それによって歯冠が遠心へ移動した。また、臼歯列が回転しなかった場合でも(Fig.6-3C)、第2小臼歯が遠心へ0.9 mm 移動した。これは、アーチワイヤーが臼歯列のブラケットを滑る際、生じた摩擦力によるためである。なお、通常のスライディングメカニックスの場合には、臼歯列の近心移動量は、前歯列の遠心移動量の40%程度になる<sup>31)</sup>。これに比べて、アンカースクリュースライディングメカニックスでは、臼歯列の遠心移動量は約1/2になった。これは、アンカースクリュースライディングメカニックスの利点である。

最近、Leeらは、臨床時のアンカースクリュースライディングメカニックスにおいて、アンカースクリューの植立位置と歯列の移動状態を測定した<sup>84)</sup>。その結果によれば、アーチワイヤーに対する力の角度が大きい場合( $\theta=18.87^\circ$ )、角度の小さい場合( $\theta=12.55^\circ$ )の場合に比べて、歯列の圧下が顕著に増加した。この傾向は今回のシミュレーションの結果と一致した。

Fig.6-4 と Fig.6-3C を比較すればわかるように、パワーアームの位置を側切歯と犬歯の間から犬歯の位置に移動しても、歯列は同じように歯体移動できた。これまでに、精密な有限要素法によって、初期動揺時におけるアンカースクリュースライディングメカニックスの歯の移動が計算された<sup>87)</sup>。その結果によれば、パワーアームをアーチワイヤーの側切歯と犬歯との間につけた場合と犬歯のすぐ後につけた場合とでは、歯の移動状態がかなり異なった。これは、今回の計算結果とは異なる。また、文献(88)(89)の有限要素法解析でも、初期動揺時では、前歯列は歯体移動せず回転した。これも今回のシミュレーション結果とは異なった。これまで行われた研究は、アンカースクリュースライディングメカニックスの力学を理解する上で重要な情報を提供した。しかし、それらは初期動揺の結果であり、長時間にわたる歯の移動とは異なることに注意すべきである。長時間にわたる歯の矯正移動では、Fig.6-4 に示したように、アーチワイヤーがほぼ剛体のようにふるまい、前歯列が歯体移動した。長時間にわたる歯の矯正移動は、初期動揺から予測することはできないことがわかった。

## 2. シミュレーション方法

長時間にわたる歯の矯正移動のシミュレーションは、これまでにほとんど行

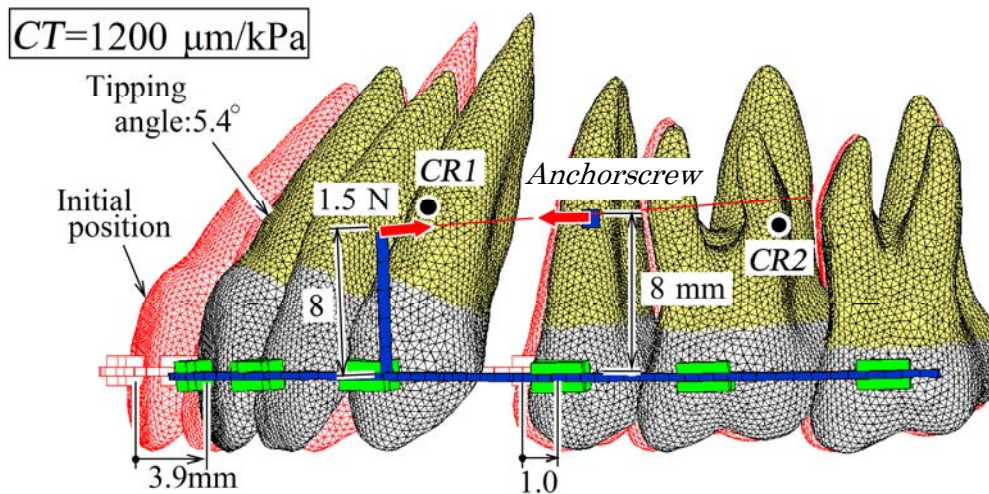


Fig.6-4 Movement pattern with the power arm of 8 mm length bonded to the canine bracket

われていない。シミュレーションされた歯列の移動状態は、力学的に妥当な結果である。しかし、歯の移動は、力学的因子だけによって決まるものではない。また、用いた仮定が妥当でない場合には、間違った結果を与える。以下、本章の計算で用いた仮定すなわち計算の限界について検討する。

歯と歯槽骨を剛体と仮定して、歯根膜の応力分布を計算した。しかし、実際の歯と歯根膜は弾性体である。この仮定の妥当性については、予備計算によって確認している。すなわち、歯と歯槽骨を剛体と仮定して計算した歯根膜の応力が、歯と歯槽骨を弾性体と仮定して計算した結果と一致することを確認してある。

歯根膜の応力・ひずみ関係は、線形弾性体と仮定した。しかし、歯根膜の応力・ひずみ関係は、強い非線形性を示すことが知られている。文献(33)では、歯根膜を非線形弾性体であると仮定し、その動揺に基づいて歯の長時間の移動を計算した。その結果は、歯根膜を線形弾性体と仮定して計算した場合とほぼ同じであった。

臨床時においては、アーチワイヤーで連結された歯列には、矯正力だけでなく、下顎歯、頬、唇、舌からも力が作用する。これらの力は考慮されていない。しかし、これらの力がどのようにして上顎歯列に作用し、どのように影響するのかわかっていない。そのため、これらの力を考慮することはできなかった。

実際の矯正では、ワイヤーとブラケット溝の間にはすきまがある。すきまの範囲内で、ワイヤーは移動できる。また、その程度は、ワイヤーとブラケットとの結紮状態によって変化する。これらの効果は、今回のシミュレーションでは無視されている。ワイヤーとブラケットとのすきまを考慮することは、今

後の課題である。

ワイヤーとブラケットとの摩擦係数は、これまでの実験結果を参考にして、 $\mu=0.15$  と仮定した<sup>111,112)</sup>。予備計算において、摩擦がない場合( $\mu=0$ )についても、歯の移動をシミュレーションしたが、歯の移動状態は、今回示した結果とほぼ同じであった。

本章では、歯根膜の応力に比例して歯槽骨が添加・吸収して歯が移動すると仮定した。この場合、矯正力と歯の移動速度が比例する。これは、歯の移動状態を決める重要な仮定である。しかし、現在までに、歯槽骨のリモデリングの機構、すなわち歯槽骨がどのような力学的因子によってどのように生じるのかは明らかにされていない。したがって、この仮定の妥当性を、直接検証することはできなかった。今後、計算された歯の移動状態を臨床時における歯の移動状態と比較することで、計算方法を検証する必要がある。

今回の歯のモデルは、CBCTの画像から作成した。この方法を用いれば、個々の患者のCBCT画像から歯の個別モデルが作成でき、それを用いて、歯の移動をシミュレーションすることができる。個々の患者に対して、長時間にわたる歯の移動がシミュレーションできる。これは、矯正治療の計画を立てる上で非常に有用であり、今後の課題である。

## V. 結 言

アンカースクリューを固定源とするスライディングメカニクスによって、前歯列を遠心へ牽引する場合を有限要素法によってシミュレーションした。その結果、矯正力の作用方向と歯列の移動状態の関係を明らかにすることができた。すなわち、パワーアームが長くなるほど、歯列全体の回転が減少した。臼歯列によって前歯列の回転が拘束された。高位置のアンカースクリューでは、長いパワーアームとの併用で、歯列がほぼ歯体移動した。矯正力の垂直成分によって歯列全体が圧下あるいは挺出した。





## 第7章

### 総括

歯科矯正では、スプリングや矯正装置を用いて、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、その矯正方法の適否を評価できる。本研究では、有限要素法を用いて、歯の移動をシミュレーションし、その結果に基づいてスプリングの形状や材質、矯正装置の性能を評価した。

第1章の序論では、歯の移動の予測方法と本研究の目的について述べた。

第2章では、3つの形状のTMA製圧下スプリングについて、歯の移動をシミュレーションした。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。また、1回の活性化で小臼歯を最も圧下することのできるのは、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あることを示した。

第3章では、犬歯牽引用のチタンモリブデン合金(TMA)製スプリングの性能を評価した。犬歯と固定歯の長時間にわたる移動をシミュレーションしスプリングに付与されたゲートルベンド、アンチローテーションベンド、ティップバックベンドの効果を調べた。その結果、犬歯の移動は定常ではなく、最初傾斜と回転し、その後整直した。ゲート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、犬歯の傾斜角と回転角が同時に0となり、歯体移動できた。固定歯の傾斜を防ぎ、犬歯を歯体移動させる最適な3つの曲げ角度の組み合わせを決定することができた。

第4章では、TMA製T形スプリングを用いて前歯列と臼歯列を一括して牽引する場合をシミュレーションした。そして、ループの位置、トランスパラタルアーチ、臼歯列の歯数の影響を調べた。ループの位置を犬歯と第2小臼歯の中央にすると、犬歯が歯体移動した時点で、臼歯列が傾斜移動した。ループ位置を近心にすると、前歯列と臼歯列を同時に歯体移動できた。また、トランスパラタルアーチは臼歯列の回転を防ぐのに効果があった。さらに、臼歯列に第2大臼歯を加えた場合、臼歯列と前歯列の移動量の比率が約2/3に減少した。

第5章では、ゴムメタル、TMA、ステンレス製の牽引スプリングと圧下スプリングによる歯の移動状態をシミュレーションし、それらを比較することで、スプリングの材質(ヤング率)の影響を調べた。活性化時の牽引力が同じになる状態で比較した場合、ゴムメタル製の牽引スプリングでは、1回の活性化によって空隙閉鎖できる量が最も大きくなったが、空隙閉鎖には最も時間がかかった。歯の高低差が同じ場合、ゴムメタル製の圧下スプリングでは、最も短い時間でレベリングが完了できた。これらの結果は、ゴムメタルの弾性係数が低いために生じた。

第6章では、歯科矯正用アンカースクリューを固定源とするスライディングメカニクスによって、前歯列を遠心へ牽引する場合をシミュレーションした。

その結果、矯正力の作用方向と歯列の移動状態の関係を明らかにすることができた。すなわち、パワーアームが長くなるほど、歯列全体の回転が減少した。臼歯列によって前歯列の回転が拘束された。高位置のアンカースクリューでは、歯列がほぼ歯体移動した。矯正力の垂直成分によって歯列全体が圧下あるいは挺出した。

本研究では、スプリングの形状やワイヤーの材質などの条件を変えた場合について、歯の移動状態の変化を定量的に、図示することができた。それぞれの章で示したように、有限要素法による歯の移動シミュレーションは、矯正方法の評価において非常に有効であった。本研究の結果は、歯科矯正学における新しい知見であるだけでなく、臨床治療においても有用である。

シミュレーションした歯の移動状態は、力学的に十分妥当であった。しかし、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。今後、シミュレーションされた歯の移動状態を臨床時の歯の移動状態と比較して、シミュレーションの方法を検証することが必要である。

なお、本研究の方法では、歯科用 CT の画像からシミュレーションモデルを作成した。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、歯の移動をシミュレーションすることができる。これが実現できれば、矯正治療において大変有用である。これは、今後の課題である。

## 文 献

- 1) Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod Dentofac Orthop, **55** : 353-369, 1969.
- 2) Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop, **77** : 396-409, 1980.
- 3) Dermaut LR, Kleutghen JP, De Clerck HJ. Experimental determination of the center of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. Am J Orthod Dentofac Orthop, **90** : 29-36, 1986.
- 4) Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod Dentofac Orthop, **90** : 211-220, 1986.
- 5) Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofac Orthop, **91** : 375-384, 1987.
- 6) Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force system. Europ J Orthod , **12** : 272-280, 1990.
- 7) Pedersen E, Andersen K, Meisen B. Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. Europ J Orthod , **13** : 65-74, 1991.
- 8) Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andresen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. Europ J Orthod , **13** : 452-458, 1991.
- 9) Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofac Orthop, **118** : 171-178, 2000.
- 10) Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. Am J Orthod Dentofac Orthop, **120** : 190-197, 2001..
- 11) Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop, **92** : 499-505, 1987.
- 12) Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop, **94** : 426-431, 1988.
- 13) Provatidis CG. Numerical estimation of the centres of rotation and resistance in orthodontic tooth movement. Comp Method Biomech Biomed Eng, **2** :149-156, 1999.

- 14) Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Europ J Orthod* , **21** : 633-645, 1999.
- 15) Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **117** : 399-405, 2000.
- 16) Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the center of resistance of the upper incisors. *Europ J Orthod*, **29** : 219-224, 2007.
- 17) Tanne K, Sakuda M. An analytic technique to simulate bone remodeling during orthodontic tooth movement. *Jap J Oral Biology*, **36** : 71-76, 1999.
- 18) Bourauel C, Vollmer D, Jager A. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. *J Orofac Orthop*, **61**: 266-279, 2000.
- 19) Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements. *J Orofac Orthop*, **60** : 136-151, 1999.
- 20) Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **121** : 257-265, 2002.
- 21) Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clin Biomech*, **23** : S48-S52, 2008.
- 22) Marangalou JH, Ghalichia F, Mirzakouchaki B. Numerical simulation of orthodontic bone remodeling. *Orthod wave*, **68** : 64-71, 2009.
- 23) Qian Y, Liu Z, Fan Y. Numerical simulation of canine bodily movement. *Int J Num Meth Biomed Eng*, **26** : 157-163, 2010.
- 24) 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*, **21**: 40-48, 2001.
- 25) Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J orthod Dentofac Orthop*, **127** : 542-551, 2005.
- 26) Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **130** : 275.e1-275.e10, 2006.
- 27) Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **130** : 452-459, 2006.
- 28) Kojima Y, Mizuno T, Umemura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. *Dent Mat J*, **26** : 561-567, 2007.

- 29) Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **132** : 630-638, 2007.
- 30) Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force : A finite element simulation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **134** : 335.e1-335.e7, 2008.
- 31) Kojima Y, Fukui H. Numerical simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **138** : 702.e1-702.e6, 2010.
- 32) Kojima Y, Fukui H. A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the center of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. *Europ J Orthod* 2011 Nov 2 : Epub ahead of print.
- 33) Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction with T-loop spring based on the updated moment-to-force ratio. *Europ J Orthod*, **34** : 10-18, 2012.
- 34) Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **109** : 155-162, 1996.
- 35) Alcañiz M, Montserrat C, Grau V, Chinesta F, Ramón A, Albalat S. An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment. *Med Image Anal*, **2** : 61-77, 1998.
- 36) Sonica M, Pietrabissa R. Quantitative approach for the prediction of tooth movement during orthodontic treatment. *Comp Meth Biomech Eng*, **5** : 361-368, 2002.
- 37) Koh SA, Im WH, Park SH, Chun YS. Comparison of finite element analysis of the closing patterns between first and second premolar extraction spaces. *Korean J Orthod*, **37** : 407-420, 2007.
- 38) Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **119** : 292-299, 2001.
- 39) Siatkowski RE. Force system analysis of V-bend sliding mechanics. *J Clin Orthod*, **28** : 539-546, 1994.
- 40) Kinzinger GS, Diedrich PR. Biomechanics of a distal jet appliance. *Angle Orthod*, **78** : 676-681, 2008.
- 41) Kim SJ, Chun YS, Jung SH, Park SH. Three dimensional analysis of tooth movement using different types of maxillary molar distalization appliances. *Korean J Orthod*, **38** : 376-387, 2008.
- 42) Jeon HJ, Park SH, Jung SH, Chun YS. Three dimensional analysis of tooth movement using different sizes of NiTi wire on NiTi scissors-bite corrector. *Korean J Orthod*, **39** : 43-53, 2009.

- 43) Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental set up for the simulation of three dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng*, **14** : 371-378, 1992.
- 44) Defranco JC, Koenig HA, Burstone CJ. Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances. *J Biomech*, **9** : 793-801, 1976.
- 45) Vanderby R, Burstone CJ, Solonche DJ, Ratches JA. Experimentally determined force systems from vertically activated orthodontic loops. *Angle Orthod*, **47** : 272-279, 1977.
- 46) Koenig HA, Vanderby R, Solonche DJ, Burstone CJ. Force systems from orthodontic appliances: an analytic and experimental comparison. *Trans ASME J Biomech Eng*, **102** : 294-300, 1980.
- 47) Burstone CJ, Koenig HA. Creating wire bending-The force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **93** : 59-67, 1988.
- 48) Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. *Angle Orthod*, **69** : 49-57, 1999.
- 49) Raboud D, Faulkner G, Lipsett B, Haberstock D. Three-dimensional force systems from vertically activated orthodontic loops. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **119** : 21-29, 2001.
- 50) Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **70** : 1-19, 1976.
- 51) Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of new canine retraction spring. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **87** : 253-362, 1985.
- 52) Haskell BS, Spencer WA, Day M. Auxiliary springs in continuous arch treatment: Part 1. An analytical study employing the finite-element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **98** : 387-397, 1990.
- 53) Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification, Part I. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **112** : 393-402, 1997.
- 54) Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification, Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **112** : 487-495, 1997.
- 55) Gjessing PA. Univerasal retraction spring. *J Clin orthod*, **18** : 222-233, 1904.
- 56) Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **82** : 361-378, 1982.
- 57) Shaw MM, Waters NE. The characteristics of the Ricketts maxillary canine retractor. *Europ J Orthod*, **14** : 37-46, 1992.
- 58) Dincer M, Iscan HN. The effects of different sectional arches in canine retraction. *Europ J Orthod*, **16** : 317-323, 1994.

- 59) Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **112** : 378-392, 1997.
- 60) Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **112** : 12-18, 1997.
- 61) Mazza D, Mazza M. Specialized spring design in segmented edgewise Orthodontics: Further Verification of dedicated software. *Angle Orthod*, **70** : 52-62, 2000.
- 62) 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, 帯屋洋之. 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 wave*, **60** : 75-85, 2001.
- 63) Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics-measured tooth movements from differential moment closing Loops. *Angle Orthod*, **73** : 270-280, 2003.
- 64) Ferreira MA, de Oliveira FT, Ignácio SA, Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. *Angle Orthod*, **75** : 368-377, 2005.
- 65) Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **129** : 48-53, 2006.
- 66) Martins RP, Buschang PH, Gandini LG Jr. Group A T-loop for differential moment mechanics: An implant study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **135** : 182-189, 2009.
- 67) Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **135** : 757-763, 2009.
- 68) Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force system of T-loop archwires. *Angle Orthod*, **80** : 566-570, 2010.
- 69) Choi YJ, Chung CJ, Choy K, Kim KH. Absolute anchorage with universal T-loop mechanics for severe deepbite and maxillary anterior protrusion and its 10-year stability. *Angle Orthod*, **80** : 583-594, 2010.
- 70) Setiawan R, Idris M, Prakasa TD. Mechanical behavior of various orthodontic retraction springs. *ITB J. Eng. Sci*, **43** : 227-243, 2011.
- 71) Ferreira MA, Assumpcao R, Luersen MA, Borges PC. Mechanical behavior of a prototype orthodontic retraction spring : a numerical-experimental study. *Europ J Orthod*, **35** : 414-420, 2013.
- 72) Techalertpaisarm P, Versluis A. How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T-, and L-loops. *Oral Sci Int*, **10** : 58-64, 2013.
- 73) McLaughlin RP, Bennett JC. The transition from standard edgewise to preadjusted



- appliance systems. *J Clin Orthod*, **23** :142-153, 1989.
- 74) Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, **24** :251-260, 1990.
- 75) Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*, **35** : 417-422, 2001.
- 76) Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*, **74** : 703-710, 2004.
- 77) Park HS, Kwon OW, Sung JH. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. *World J Orthod*, **6** : 265-274, 2005.
- 78) Sung JH, Kyung HM, Bae, Park HS, Kwon OW, McNamara JA. (山本照子, 宮脇正一). Microimplants in Orthodontics, *Dentos (実践 インプラント固定による矯正歯科治療. 砂書房, 63-82, 2006.)* 2006.
- 79) Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment effects of mini-implants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **134** : 18-29, 2008.
- 80) Park HS, Yoon DY, Park CS, Jeoung SH. Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the Tweed-Merrifield technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **133** : 593-600, 2008.
- 81) Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto TT Yamashiro T. Distal movement of maxillary molars using miniscrews anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthod*, **79** : 78-84, 2009.
- 82) Basha AG, Shantarai R, Mogegowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction using orthodontic micro implant. *Implant Dent*, **19** :128-136, 2010.
- 83) Choo H, Heo HA, Yoon HJ, Chung KR, Kim SH. Treatment outcome analysis of speedy surgical orthodontics for adults with maxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **140** : e251-e262, 2011.
- 84) Lee KJ, Park YC, Hwang CJ, Kim YJ, Choi TH, Yoo HM, Kyung SH. Displacement pattern of the maxillary arch depending on miniscrew position in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **140** : 224-232, 2011.
- 85) Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod*, **77** : 999-1003, 2007.
- 86) Sia S, Shibazaki T, Koga Y, Yoshida N. Experimental determination of optimal force system required for control of anterior tooth movement in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **135** : 36-41 , 2009.

- 87) Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod*, **79** : 1102-1107, 2009.
- 88) Sung SJ, Jang GW, Chen YS, Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **137** : 648-657, 2010.
- 89) Lee EH, Yu HS, Lee KJ, Park YC. Three dimensional finite element analysis of continuous and segmented arch with use of orthodontic miniscrew. *Korean J Orthod*, **41** : 237-254, 2011.
- 90) Tominaga JY, Chiang PC, Ozaki H, Tanaka M, Koga Y, Bourauel C, Yoshida N. Effect of play between bracket and archwire on anterior tooth movement in sliding mechanics: A three-dimensional finite element study. *J Dent Biomech*, **3** : 1-8, 2012.
- 91) 岸本正 : 矯正力. 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, 220, 1991.
- 92) Soenen PL, Dermaut LR, Verbeeck MH. Initial tooth displacement in vivo as a predictor of long-term displacement. *Europ J Orthod*, **21**: 405-411, 1999.
- 93) 後藤建機. 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究. 歯科学報, **71** : 1415-1444, 1971.
- 94) Pini M, Zysset P, Botsis J, Contro R. Tensile and compressive behaviour of the bovine periodontal ligament. *J Biomech*, **37**: 111-119, 2004.
- 95) Toms SR, Lemons EJ, Bartolucci EA, Eberhardt WA. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **122** : 174-179, 2002.
- 96) Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod*, **74** : 825-831, 2004.
- 97) Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **88** : 252-260, 1985.
- 98) Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **125** : 71-77, 2004.
- 99) 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, **18** : 210-216, 1999.
- 100) 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株式会社, 262-264, 1989.) 1986.
- 101) 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, 238, 1991.

- 102) Heo W, Nahm DS, Baek SH. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult class I women. *Angle Orthod*, **77** : 973-978, 2007.
- 103) Xu TM, Zhang X, Oh HS, Boyd RL, Korn EL, Baumrind S. Randomized clinical trial comparing control of maxillary anchorage with 2 retraction techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **138** : 544.e1-544.e9, 2010.
- 104) Huang Y, Wang XX, Zhang J, Liu C. Root shortening in patients treated with two-step and en masse space closure procedures with sliding mechanics. *Angle Orthod*, **80** : 492-497, 2010.
- 105) Nanda R, Kuhlberg A. Biomechanical basis of extraction space closure, Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Saunders, 156-187, 1997.
- 106) Zablocki HL, McNamara JA Jr, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **133** : 852-860, 2008.
- 107) Saito T and others, Multifunctional alloys obtained via a dislocation-free plastic deformation mechanism. *Science*, **300** : 464-467, 2003.
- 108) 株式会社ロッキーマウンテンモリタ カタログ, RMMC Orthodontic Products 2013-2015 ; 66-71.
- 109) 長谷川 信. 「GUMMETAL 矯正ワイヤー」の臨床応用, 株式会社ロッキーマウンテンモリタ学術レポート: 1-8.
- 110) Southard TE, Marshall SD, Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **131** : 412-414, 2007.
- 111) Kusy RP, Whitley JQ. Effect of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic system. *J Biomech*, **23**: 913-925, 1990.
- 112) Kusy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on friction coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J Mat Sci Mat in Medicine*, **6** : 390-395, 1995.

## 謝 辞

本研究の遂行ならびに論文作成にあたり、終始親身なるご指導、ご鞭撻を頂きました愛知学院大学大学院歯学研究科 福井壽男教授ならびに名古屋工業大学工学部 小島之夫准教授に厚く所御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり多くの実験装置の使用方法等のご指導ならびにご助言を頂きました名古屋工業大学小島研究室の皆様へ深く感謝し厚く御礼申し上げます。

また、実験の遂行および論文の作成に当たりご協力頂きました、歯科理工学講座の皆様へ心からお礼申し上げます。

最後に、長い研究生活を多くの面で支え、励まし、そして温かく見守り続けてくれた父・訓陸、母・都以にこの場を借りて深く感謝致します。

論文提出先：愛知学院大学大学院歯学研究科委員会  
(名古屋市千種区楠元町 1-100)