

機関番号：13903

研究種目：基盤研究 (C)

研究期間：2008～2010

課題番号：20592397

研究課題名 (和文)

汎用有限要素法を用いた歯科矯正移動の数値シミュレーション方法の開発

研究課題名 (英文) Development of numerical simulation method of orthodontic tooth movement using a general-purpose finite element method

研究代表者

小島 之夫 (KOJIMA YUKIO)

名古屋工業大学・工学研究科・准教授

研究者番号：00144189

研究成果の概要 (和文)：歯科矯正では、歯に力を加えることによって、歯を正常な位置に移動する。この研究では、矯正装置を歯に装着した場合、歯の移動状態をコンピュータによってシミュレーションすることを目的としている。歯の移動が予測できれば、矯正治療の計画を立てる場合に大変役に立つ。しかし、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションする方法は、これまでになかった。この研究では、コンピュータを使ったシミュレーション方法の一つである有限要素法を利用して、歯の矯正移動をシミュレーションできるようにした。

研究成果の概要 (英文)：In orthodontics, teeth are moved to the normal position by applying forces and moments to the teeth. The purpose of this study is to simulate the long-term tooth movement produced by orthodontic appliances. Prediction of the orthodontic tooth movement will be helpful for clinical treatment planning. However, methods for simulating the long-term tooth movement have not been established till now. In this study, a new simulation method was developed by using a general-purpose finite element method.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2009年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2010年度	1,000,000	300,000	1,300,000
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究代表者の研究分野：材料力学

科研費の分科・細目：矯正・小児系歯学

キーワード：歯科矯正学

1. 研究開始当初の背景

(1) 歯科矯正移動において、歯の移動を予測することは、矯正治療の方針を決めるために非常に有用である。しかし、そのような方法は、これまでに開発されていない。

(2) 研究代表者は、これまでに歯の移動を有限要素法によってシミュレーションする方法を考案した。しかし、そのためには、専用の計算プログラムが必要であった。

2. 研究の目的

(1) 汎用の有限要素法プログラムを用いて、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションする方法を開発する。これにより、専用の計算プログラムを用いなくても、歯の移動がシミュレーションできるようになる。

(2) 開発した方法を用いて、矯正装置による歯の移動をシミュレーションし、その方法の有効性と問題点を検討する。

3. 研究の方法

汎用の有限要素法ソフトウェア ANSYS (ANSYS, Inc., Pa, USA)を利用して、長時間にわたる歯の移動をシミュレーションする。

4. 研究成果

この研究において開発された方法、特に計算方法のノウハウを以下に説明する。

(1) 歯の有限要素法モデルの作成方法

歯の有限要素法モデルは、歯科実習用の模型 (i21D-400C, Nissin Dental Products Inc., Kyoto)に基づいて作成した。

はじめに、実習模型を歯科用 CBCT (AZ300CT, Asahi Roentgen, Co., Ltd, Kyoto)を用いて撮影した。次に、その画像から、3次元モデル作成ソフトウェア (3D-Doctor, Able Software Corp., MA, USA.)を用いて、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。3D-Doctor では、歯の断面画像の DICOM ファイルを読み込み、画像の濃度差によって輪郭を自動的に抽出(セグメンテーション)する。歯科実習用モデルの画像では、ほとんど自動的に輪郭が抽出できた。歯が写っているすべての断面画像において、輪郭が抽出できれば、それらから自動的に歯の表面モデルが作成できる。このようにして作ったモデルの表面を平滑化(スムージング)した。これも 3D-Doctor で容易にできる。

次に、STL モデルから、要素分割ソフトウェア (ANSYS AI*Environment, ANSYS, Inc., Pa, USA)を用いて、有限要素法モデルを作成した。このソフトウェアでは、STL モデルのバイナリーファイルを直接読み込み、デフォルトの設定で、自動的に高品質の要素分割ができる。この場合、歯の内部はソリッド要素で、表面はシェル要素で分割される。歯は剛体と仮定するので、内部のソリッド要素は削除する。要素分割データは、ANSYS のインプットファイルの形式で出力する。

最後にこのモデルを ANSYS で読み込み、歯根膜の要素を付ける。そのため、根尖から一定の距離内の要素を歯根とし、歯冠とは異なる材料番号をつけて区別した。この操作は、ANSYS のマクロ言語 APDL (Ansys Parametric Design Language)を用いて、自動的に行った。歯根の設定は、ANSYS の画面上から、マニュアルで行うこともできる。歯根部分の要素を法線方向に 0.2 mm 押出して、歯根膜の要素(線形ソリッド要素)を直接作成した。この操作も、APDL を用いて自動的に行った。

以上のようにして、歯の表面がシェル要素で分割され、その歯根部分にソリッド要素の歯根膜がついた有限要素法モデルを作成した。この方法によって、CT 画像に基づいて、精密な歯の有限要素法モデルを容易に作成することができた。それらを図 1 に示す。

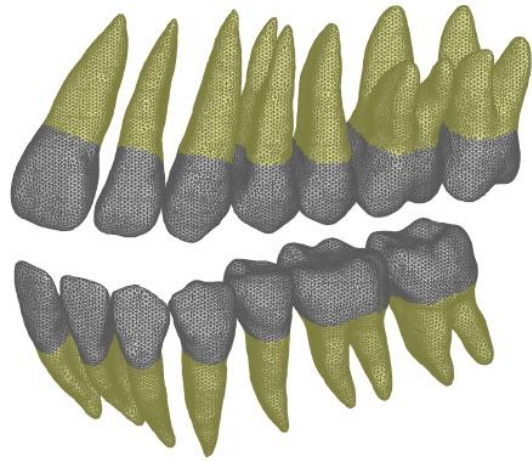


図 1 歯の有限要素法モデル

(2) 初期動揺の計算方法

歯は、そのときの力系に従って、初期動揺が繰り返されて移動するとした。

歯に作用する力と初期動揺の関係は、歯の有限要素法モデルを用い、ANSYS によって計算した。その際、歯と歯槽骨は剛体と仮定し、歯根膜は線形弾性体と仮定した。この場合、歯の初期動揺は、歯根膜の弾性変形によって生じる。矯正力の程度(数ニュートン)において、この仮定が正しいことは、予備計算によって確認してある。すなわち、歯と歯槽骨を弾性体とした有限要素法モデルを作り、その場合の初期動揺が、歯と歯槽骨を剛体として計算した場合の初期動揺と一致することを確認した。

歯を剛体とするために、表面のシェル要素の剛性を非常に大きくした。そのためシェル要素の厚さを 1 mm、ヤング率を 10^6 MPa とした。シェル要素の剛性は、その厚さとヤング率で決まる。有限要素法の計算が可能な範囲で、できるだけ大きくすればよい。ただし、シェル要素の剛性によって計算結果が変わらないことは、確認しておく必要がある。

歯根膜は、厚さが一定(0.2 mm)の等方線形弾性膜と仮定し、厚さ方向に 1 層のソリッド要素(6 節点三角柱要素)で分割されている。歯根膜のヤング率とポアソンは、 $E=0.13$ MPa、 $\nu=0.45$ とした。これらの値は、力が 2N までの範囲において、有限要素法によって計算した上顎第 1 小白歯の初期動揺量が測定結果(後藤健機: 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究, 歯科学報, 71(6), 1415-1444, 1971)とほぼ同じになるように決めた。この実験データは、測定結果にかなりのばらつきがあるが、ヒトの同一の歯について、頬舌方向と歯軸方向の動揺が測定されている。このように、2 つの方向の動揺度が同時に測定されている結果は、他にはなかった。歯根膜のヤング率

とポアソン比の2つの弾性係数を決めるためには、このような測定結果が必須である。1つの方向の測定結果だけでは、不十分である。特に、歯根膜のポアソン比は、頬舌方向と歯軸方向の動揺度の比を決め、大きな影響を与える。歯根膜のポアソン比が0.5に近づくと、両方の動揺度の差が小さくなる。これは、歯根膜の体積弾性係数が、せん断弾性係数に比べて大きくなるためである。一方、ヤング率は、歯の動揺量の大きさを決める。しかし、歯の移動状態にはあまり影響しない。

歯槽骨は剛体と仮定した。この場合、歯根膜の外側表面は、歯槽骨によって完全に拘束される。すなわち、歯根膜の外表面の節点を固定する。この状態において、歯冠のブラケット底面に相当する位置に、力とモーメント $F = [F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$ を加えた場合、この位置に生じる移動と回転を $U = [U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T$ とする(図2)。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 U は、力 F に比例する。これらの関係は、 6×6 のマトリックス A を用い、 $U = AF$ と書ける。マトリックス A は、力によらず一定値となる。これを歯の初期動揺マトリックスと呼ぶ。

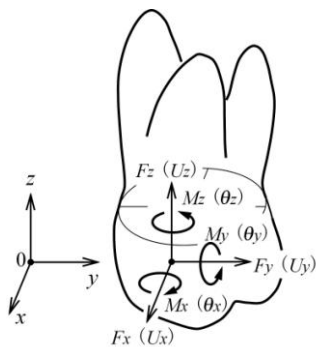


図2 歯に作用する力と移動

有限要素法を用いれば、初期動揺マトリックス A を簡単に計算することができる。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、これらが、マトリックス A の1列目の要素になる。また、 x 軸回りに単位量のモーメント $M_x=1$ を加えて、歯の移動と回転を計算すれば、これらが、マトリックス A の4列目の要素になる。歯の表面はシェル要素で分割されているので、ブラケット位置の節点に直接単位量のモーメント $M_x=1$ を加えることも可能であるが、うまくいかなかった。すなわち、動揺量がシェル要素の剛性(ヤング率)を変えると変化した。そのため、単位量のモーメントと等価な偶力を節点に加えた。この場合には、シェル要素の剛性によらず、同じ動揺量が計算できた。

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。そうすれば、所定の力 F が与えられた場合、 A をかけて、簡単に動揺量 U が計算できる。毎回、動揺量を計算する必要がない。

なお、実際の歯根膜は、力に対して大きな非線形性を示す。有限要素法では、歯根膜を非線形弾性体と仮定して初期動揺を計算することは容易である。しかし、この場合、動揺マトリックス A は一定にはならない。それぞれの力に対して、毎回有限要素法を実行して初期動揺を計算する必要がある。シミュレーションに要する計算時間がかなり長くなる。また、歯根膜を非線形弾性体と仮定しても、線形弾性体と仮定しても、長時間にわたる歯の移動状態がほとんど変わらないことは、別の論文(Kojima Y, Fukui H: Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. European Journal of Orthodontics Advanced Access published December 6, 2010)で示してある。

以上のように、この研究では、歯と歯槽骨を剛体として、歯の初期動揺を計算した。この場合、歯は表面だけを剛性の高いシェル要素で分割した、いわゆる“はりぼて”モデルでよく、歯槽骨のモデリングは必要ない。簡単に初期動揺が計算できる。図1の場合、それぞれの歯の節点数は、数千である。もちろん、歯の初期動揺、すなわち動揺マトリックス A は、歯と歯槽骨を弾性体とし、それらをソリッド要素で分割した有限要素法モデルによっても計算できる。ただし、有限要素法モデルの作成に手間がかかる上、節点数が増加し、計算時間もかかる。

有限要素法では、要素分割が細かいほど精度の高い結果が得られる。すべての部分を忠実にモデリングするのではなく、力学的に不必要な部分(歯の内部と歯槽骨)を省き、そのかわり、必要な部分(歯の表面と歯根膜)の要素分割を多くした方がよい。

咬合力のような大きな力が作用する場合は別にして、矯正力のような小さい力では、歯と歯槽骨は剛体と仮定できる。歯槽骨までモデリングする必要はない。これは、歯と歯槽骨のヤング率が、歯根膜に比べて非常に大きいためである。この取り扱いは、弾性力学の常とう手段である。

(3) スプリングの変形

今回の計算に用いた牽引スプリングの形状を図3に示す。この形状は、市販されているスプリング(Maxillary Cuspid Retractor Left A-521 Rocky Mountain Morita Corp., Tokyo, Japan)を参考にして決めた。スプリングは、0.019 インチの正方形断面の TMA (Titan Molibuden Alloy)ワイヤで作られている。スプリングは弾性体とし、そのヤング率を

69GPa とした。スプリングの材質を TMA としたのは、弾性係数が低いため、牽引量を大きくすることができ、歯の移動状態を分かりやすく示せるためである。

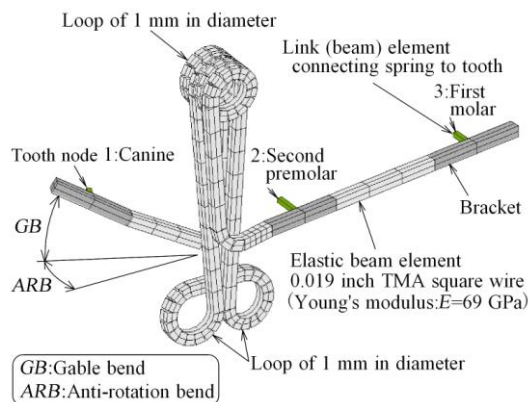


図3 牽引スプリング

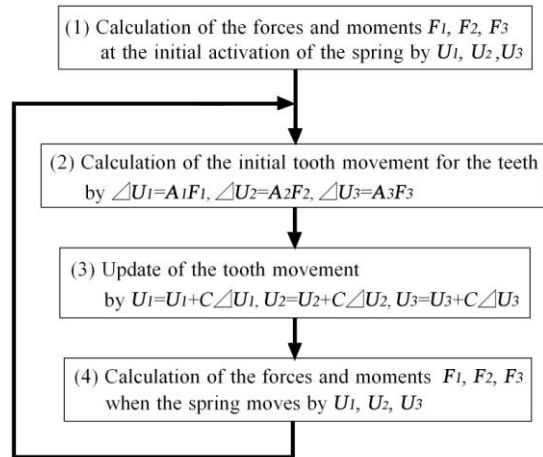
スプリングには、犬歯の傾斜を防ぐために、ゲートルベンド GB が設けられている。また、捻転を防ぐために、アンチローテーションベンド ARB が設けられている。GB と ARB の大きさを変えて、計算を行った。スプリングの腕の長さは、スプリングを犬歯に装着した時点で、2N の牽引力を生じるように調節した。

初期活性時および歯の移動に伴うスプリングの変形は、ANSYS を用いて計算した。スプリングは、3次元大変形ビーム要素で分割した。スプリングとブラケットは、すべりやすきまがなく、一体となっていると仮定し、ブラケットに対応する部分のビーム要素の寸法をブラケットの寸法にした。

歯の移動に従ってスプリングを移動させるため、スプリングからブラケット位置に対応する歯の表面までリンク要素(ビーム要素)を伸ばし、その節点に強制変位を与えた。リンク要素の端の節点をスプリングのブラケット節点と呼ぶことにする。これらのリンク要素(ヤング率: $E=200 \text{ GPa}$)では、ねじりに対しては、すべての歯で剛体となるように、ねじりの断面2次モーメントを非常に大きくした($I=1 \text{ mm}^4$)。曲げに対しては、犬歯と第2小臼歯では、剛体となるように、曲げの断面2次モーメントを非常に大きくした($I=1 \text{ mm}^4$)。一方、第1大臼歯では、 $I=10^{-3} \text{ mm}^4$ と小さくした。これは、第2小臼歯と第1大臼歯の間で、スプリングの曲げ剛性を低下させ、歯の移動を安定に計算するためである。

(4) 矯正移動の計算方法

図4に、計算の手順を示す。歯の移動すなわちスプリングのブラケット節点の移動は、図3のスプリングの有限要素法モデルだけを用いて計算する。



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

図4 矯正移動の計算手順

初期条件として、①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。犬歯、第2小臼歯、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, U_3 とする。ブラケット節点2と3は、それぞれ第2小臼歯、第1大臼歯に固定されているので、 $U_2=U_3=0$ である。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, F_3 が、その歯に作用する力とモーメントになる。次に、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 $\Delta U_1=A_1F_1, \Delta U_2=A_2F_2, \Delta U_3=A_3F_3$ として計算する。ここで、 A_1, A_2, A_3 は、犬歯、第2小臼歯、第1大臼歯の初期動揺マトリックスである。歯の矯正移動の方向は、初期動揺の方向と同じと仮定する。③歯は、初期動揺量に係数 C をかけた量が矯正移動するとして、それらをそれぞれの歯の移動量 U_1, U_2, U_3 に加えて、歯の移動量を更新する。すなわち、 $U_1=U_1+C\Delta U_1, U_2=U_2+C\Delta U_2, U_3=U_3+C\Delta U_3$ とする。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, U_3 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, F_3 を計算する。また、それぞれの歯について、回転量から初期動揺マトリックス A_1, A_2, A_3 を更新する。これは、初期動揺マトリックスに、回転による座標変換マトリックスを掛ければよい。なお、歯の回転角が小さい場合には(約 10° 程度)、 A_1, A_2, A_3 の更新は必要なかった。

上記の②~④を繰返せば、スプリングの移動による力系の変化を考慮して、すべての歯の移動が計算できる。歯は、その時点での初期動揺量の C 倍移動する。この繰返し計算は、有限要素法ソフトウェア ANSYS のマクロ言語 APDL(Ansys Parametric Design Language)を用いて、自動的に実行できた。

歯の移動の進展は、繰返し回数 N に C をかけた相当繰返し数によって示す。相当繰返し数 CN は、初期動揺が何回繰り返されて、矯正移動が生じたかを示す。

相当繰返し数 CN と実際の時間との関係は、現在のところ不明である。もし、歯の移動速度が力に比例する場合には、 CN は実際の時間と一対一の関係がある。この関係については、今後、検証する必要がある。

以上のように、長時間にわたる歯の矯正移動は、スプリングの有限要素法モデルだけで計算できる。歯と歯根膜の有限要素法モデルは必要ない。そのかわり、それぞれの歯について初期動揺マトリックス A_1 , A_2 , A_3 が必要である。

(5) 歯の移動状態の表示

歯の移動は、スプリングの有限要素法モデルだけを用いて計算できる。この計算の最中に、所定の相当繰返し回数ごとに、ブラケット節点の移動量 U_1 , U_2 , U_3 をファイルに出力しておく。計算が終わった後、スプリングの変形と歯の移動を再計算して表示した。この再計算では、歯とスプリングの有限要素法モデルを用い、スプリングのブラケット節点に、ファイルから入力した値を強制変位として直接与えた。また、それぞれの歯については、歯を剛体と仮定してすべての節点の移動量を計算し、それらを強制変位として与えた。スプリングと歯の移動状態を計算して表示する計算は、ANSYS の APDL を用いて、自動的に実行した。

また、スプリングと歯の移動状態は、可視化ソフトウェア (Micro AVS, サイバネットシステム(株)) を用いても表示できる。そのため、歯の移動計算の結果を Micro AVS 用の入力データに変換する計算プログラムを作成した。Micro AVS では、歯の移動状態のアニメーションをステレオ表示することができる。歯の傾斜と捻転が 3 次元的に変化していく様子が、実によくわかる。

(6) 犬歯の遠心移動

① 移動係数 C とリンク要素の曲げ剛性

実際の場合、スプリングと歯は、スプリングとブラケット溝のすきまを無視すれば、強固に連結されている。この場合、図 3 において、スプリングと歯を連結するリンク要素(ビーム要素)は、本来剛体であるべきである。ビーム要素のねじり剛性と曲げ剛性(断面 2 次モーメント)は、非常に大きくする必要がある。しかし、このような設定で歯の移動の繰返し計算を行った場合、図 4 の移動係数を $C=0.01$ 以下にしなければ、計算ができなかった。 C の値をこれ以上大きくすると、歯の移動量をスプリングのブラケット節点に強制変位として与えた場合、第 2 小白歯と第 1 大白歯

の間で、スプリングの軸方向の伸縮に伴って、極めて大きい反力がブラケット節点に生じたためであった。この現象に対処するため、リンク要素の曲げ剛性を $I=10^{-3} \text{ mm}^4$ と小さくした。この場合、反力が緩和され、移動係数を $C=0.04$ として、繰返し計算が実行できた。また、 C を 0.04 より小さくした場合、 C の値によらず同じ計算結果が得られた。このため、今回の計算では、 $C=0.04$ としてシミュレーションを行った。

以上のように、長時間にわたる歯の移動のシミュレーションは、リンク要素の剛性と移動係数の適切な組合せによって可能となる。この組合せは、計算モデルによって異なるため、それぞれの場合について、予備計算を行って決める必要があった。

この計算技術は、現在のところ必須である。次に示す計算例では $C=0.04$ として 15 万回の繰返し計算が必要であった。パーソナルコンピュータ (CPU: Intel Core to Duo 3.16 GHz) で、約 30 時間の計算時間が必要であった。もし、リンク要素の剛性を低下させなければ、 $C=0.01$ としなければ計算できない。4 倍の計算時間が必要となる。これでは、実用にはならないだろう。もちろん、高性能コンピュータを用いれば、この不都合は解消できる。また、将来、パーソナルコンピュータの演算速度が向上すれば、このような方法を用いなくても、計算できるだろう。

以上の不都合は、スプリングの軸方向の剛性が大きいことによって生じる。スプリングの第 2 小白歯と第 1 大白歯の間に、ティップバックバンドのようなループを設けた場合、軸方向の剛性はかなり低下する。この場合についてシミュレーションを行ったところ、 $C=1$ でも計算できた。シミュレーションに要する時間は数時間ですんだ。

② 歯の移動状態

この研究で開発した方法の計算例として、ゲープルバンドとアンチローションバンド ($GB=30^\circ$, $ARB=25^\circ$) を設けたスプリングについて、歯の移動状態を図 5 に示す。

移動の初期において、犬歯は、傾斜・捻転した。これは、犬歯を歯体移動させるために必要なモーメント・力比 (MF 比) が十分でないためである。犬歯の歯冠が遠心へ移動すると、スプリングの牽引力が減少し、 MF 比が増加する。そのため、犬歯の傾斜と捻転が減少し、 $CN=4 \times 10^3$ 付近で、傾斜角と捻転角がほぼ同時に 0 となった。すなわち、この時点で、犬歯は歯体移動できた。さらに歯が移動すると、犬歯は反対方法へ傾斜・捻転した。

このスプリングに設けたバンドの組合せは、1 つの最適な組合せである。この組合せを決めるためには、両方のバンドを系統的に変えて歯の移動をシミュレーションする必要があった。

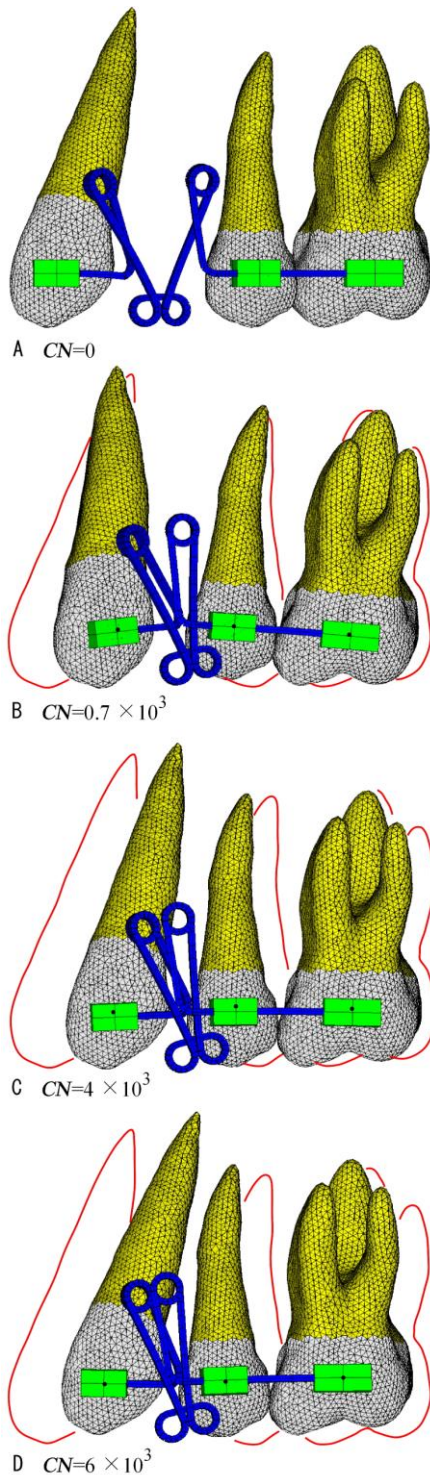


図5 歯の移動状態
(バンドを設けたスプリング)

歯の移動状態は、これまでに他の方法で計算した結果(Kojima Y et al. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. Dental Materials Journal 26(4): 561-567, 2007)と同じであった。

(6) 今後の課題

初期動揺の力系あるいは移動状態を、有限要素法や実験で明らかにしても、それらは、長期間の矯正移動を予測するためには、ほとんど役に立たない。臨床時の歯科矯正(複数の歯がワイヤで連結されている)は、力学的に不静定であり、歯の移動に伴って力系が変化するためである。図5に示したように、歯の移動状態は、大きく変化する。このような長時間にわたる歯の移動を予測するためには、力系の変化を考慮したシミュレーションが必須である。そのために最も簡単な方法は、この研究で示したように、初期動揺を繰り返して歯を移動していく方法である。繰り返すごとに、歯を移動していけば、力系の変化が考慮できる。不確定な歯槽骨のリモデリング法則は必要ない。今回の方法の妥当性は、シミュレーションの結果を臨床時の歯の移動と比較することで検証される必要がある。これは、今後の課題である。シミュレーション結果が臨床時の歯の移動状態と異なる場合には、移動方法(計算の仮定)を改善すればよい。

歯のモデルは、CBCTの画像から作成できる。この方法を用いれば、臨床時における個々のケースについて、矯正移動をシミュレーションすることができる。現在、このシミュレーション方法を、臨床時の矯正治療、特にミニスクリーを用いた矯正移動に応用することを計画している。

(7) 結論

商用の汎用有限要素法ソフトウェアANSYSを用いて、長時間にわたる歯の矯正移動がシミュレーションできた。

歯科矯正の力学については、これまでに多くの研究が行われてきた。この研究の目的は、これまでの研究結果を基礎として、矯正移動のシミュレーション方法を開発することであった。将来、このような力学的シミュレーションが、矯正治療に利用されることを望んでいる。そのため、この成果報告書においては、今回の研究で得られた計算のノウハウを具体的に説明した。このような計算技術は、論文の対象にはなりにくい。計算方法について不明な点は、研究代表者まで連絡いただければ、できるだけ対処したい。

5. 主な発表論文等

この研究の計算結果については、これから発表を予定している。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

小島 之夫 (KOJIMA YUKIO)

名古屋工業大学・工学研究科・准教授

研究者番号：00144189