

〔原著〕

Light forceによる矯正学的歯の移動の三次元非線形有限要素法解析岡 由紀恵¹⁾, 小林 優²⁾, 林 一夫¹⁾, 溝口 到¹⁾

1) 北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野

2) 神奈川歯科大学顎顔面外科学講座

Three-dimensional nonlinear finite element analysis of orthodontic tooth movement with a light forceYukie OKA¹⁾, Masaru KOBAYASHI²⁾, Kazuo HAYASHI¹⁾, Itaru MIZOGUCHI¹⁾

1) Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Department of oral Growth and Development, School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido

2) Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Kanagawa Dental University

Key words : 生力学, 矯正学, 歯根膜, 歯の移動, 骨改造**Abstract**

The purpose of this study is to establish a new simulation method for predicting orthodontic tooth movement involving bone remodeling using three-dimensional (3D) non-linear finite element analysis. Actual clinical data obtained from the tooth movement of the maxillary canine elicited by sliding mechanics with a light force, where there was no lag phase, were used as the reference in developing the 3D simulation model. The 3D tooth model was obtained from the anatomical data of maxillary canines in Japanese subjects. Contact conditions were configured to allow free movement on a wire bracket attached to the labial surface of the canine. The center of the bracket was retracted to the distal direction with a load of 50 g. In this load condition, the force of the wire reaction was transmitted to the tooth when the wire came in contact with the bracket. For the verification of periodontal property settings, the validity of the model was determined by the behavior of displacement for the model without orthodontic appliances. After analysis of the initial displacement of

the canine, the remodeling process was analyzed as the second step in the procedure. At the third step, the second step was repeated until the movement of the tooth reached the predetermined position. Analysis was carried out by a locally developed program calculating the non-linear behavior of the periodontal ligament and automating the three steps. As a result, there was some difference, however, the validity of the model was confirmed with the behavior of the model, consistent with previous studies in the verification of periodontal property settings. In addition, long-term simulation of the remodeling analysis approximated previous studies well. In conclusion, the results of this study indicate that the newly developed analytical method involving complicated biological processes would be useful to predict numerical values of orthodontic tooth movement. However, the usefulness of the non-linear analysis with the simulation of a light force could not be conclusively shown.

緒 言

矯正歯科臨床において、歯の位置を三次元的に正確に

把握し、最適な矯正力により歯を移動でき、歯周組織への為害作用が可及的に少ない条件が確立すると、より効率的な歯の移動を行うことができる。しかし、歯根膜は

微細で複雑な構造であることから実際の生体での詳細な応力分布等の観察は不可能である (Badawi et al., 2009). そこで, 生体で観察不可能な応力を推定する方法として有限要素解析が挙げられる. 有限要素解析は, 複雑な形状や性質を有する対象物を数式化可能な小部分に分割することで, 全体の挙動を推測でき, 多くの力学研究に利用されてきた (Andersen et al., 1991; Tominaga et al., 2009).

現在の矯正学分野における生体力学研究は, 歯根膜が非線形挙動を示す (Mühlemann, 1954; 石橋, 1957; Picton, 1963; 梶井, 1967; Göllner et al., 2010.) にも関わらず線形解析が多く行われている (Kojima & Fukui, 2006; Poiate et al., 2009; Viecilli et al., 2008; Reimann et al., 2007). 過去の報告には, 歯根膜の非線形挙動を忠実に再現した研究 (Natali et al., 2003; Toms et al., 2002; Toms & Eberhardt, 2003) や, 非線形挙動をbilinear (歯根膜の二相性の変位挙動を双線形で表す方法) とした研究もある (Qian et al., 2009) が, それらのシミュレーションのほとんどは歯の初期変位のみに関したものである. しかし, 矯正力による長期的な歯の移動の予測は初期変位のみで予測するには限界があると考えられる.

Hayashi et al. (2007) の研究では, 100g荷重 (heavy

force) において移動効率の落ちる硝子化期が現れたのに対し, 50g荷重 (light force) においては硝子化期が現れなかったことを明らかにしている (図1). そこで, 初期変位だけでなく長期的な矯正力に対する歯の移動をシミュレーションするにあたり, light forceを解析モデルに適用するとより単純なモデルの解析が可能と考えられる. つまり, 特性が明らかにされていない硝子様変性組織をモデルに組み込む必要がない. 本研究の目的は, まず硝子化期が現れないlight forceにおける中期的な一連の歯の移動様相について, 歯根膜の非線形応答を考慮した歯の移動の非線形有限要素モデルを構築し, そのモデルの解析結果が過去の報告 (生体計測) の変位挙動に近似していることを確認すること, さらに, 骨改造による歯槽骨の経時的形態変化を考慮したシミュレーションを行うことである.

方 法

1. モデルの設定

本研究の有限要素解析には, 汎用プログラムMARC-Mentat2012 (MSCソフトウェア社) を用いた.

三次元有限要素モデルは, 上顎左側犬歯を想定するモデルを構築した. モデルの形状や寸法は日本人の解剖学

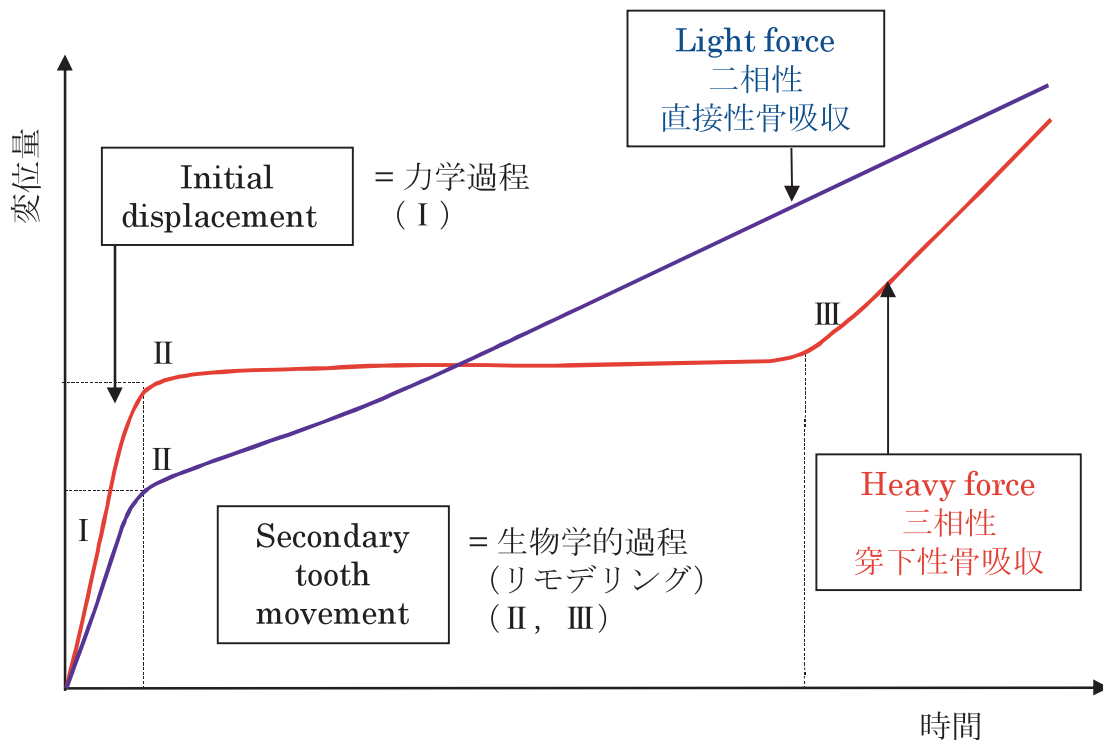


図1 矯正力に対する歯の移動様相

矯正学的歯の移動は, 主に歯根膜の変形による初期変位とその後の組織改造による二次変位の二段階から成る. I: 荷重の大きさにより初期変位量にも差があると考えられる. II: 歯根膜の初期移動後, 歯槽骨の組織改造が起きない限り歯は移動しない. III: 一般的に矯正力をかけると三相性を呈するといわれており, 骨改造が起きるには一定期間歯の移動が停滞する. しかし, 荷重の大きさによっては二相性を呈し, heavy forceに対してlight forceと呼ばれる.

的データ（上条，1962）に基づき，歯冠長11.0mm，歯根長13.0mm，歯冠頬舌径6.95mm，歯冠近遠心径7.75mm，歯根頬舌径6.25mm，歯根近遠心径5.5mmとなるように手動でモデルを作成した．細部については任意の形状とした（図2a）．また，歯根膜における各部分の厚みを250 μ mとした．モデルの要素分割には，8節点6面体のアイソパラメトリック要素を使用した．各モデルの総節点数ならびに総要素数は3315節点，2266要素となった（図2b）．また，歯冠唇側面にブラケット（0.022inchスロット）を配置した．ワイヤー（0.016 \times 0.022inch）をブラケットスロットに通し，ブラケットがワイヤー上を自由に移動でき，さらに節点が要素の平面（surface）の内部へ嵌入しないという接触条件を設定した（図2c）．

境界条件について，拘束条件はモデルの骨基底面およびワイヤーの両端を完全拘束し，骨側面を頬舌近遠心方向の拘束とした（Cattaneo et al., 2005）．荷重条件はブラケット中央部に作用させた遠心方向への持続的荷重とした．また，その荷重はlight forceとして50gに設定した．

材料特性はエナメル質，象牙質，皮質骨，海綿骨，歯根膜，ブラケットおよびワイヤー（ステンレス鋼）の構成要素を想定し，その物質特性値をすでに報告されているデータに基づいて設定した（Tanne et al., 1998；Vollmer et al., 1999；Assis et al., 2013）（表1）．

2. 歯根膜の材料条件

有限要素モデルについて，手動で作成したモデルの歯根は咬合面観では24分割，上下的には13分割し，312の主線維要素と312の非線維性成分要素，併せて624の要素から成る．上下的な歯根膜の要素を13段階にし，主線維の仰角（ θ ）ならびに方位角（ ϕ ）の平均値を上下的な要素段階毎に設定した．また，各段階に存在する要素毎に仰角で5°，方位角で45°のバラツキ（分散）を与えた

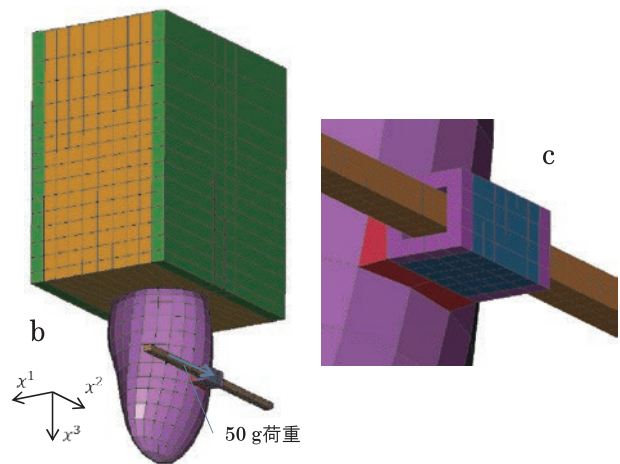
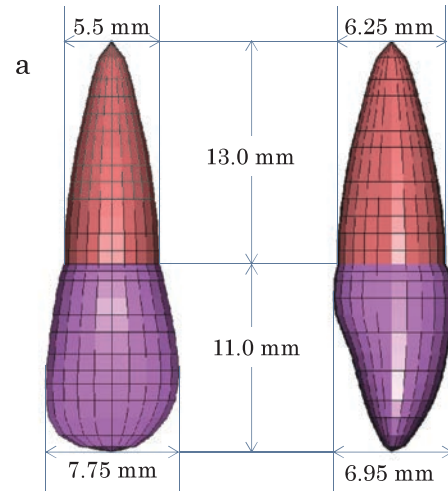


図2 作成した三次元モデル
(a) 歯のモデル設定，(b) モデルの全体像，(c) 矯正装置部分の拡大像．

（図3）．

また，計算で考慮する歯根膜の特性の詳細については論文末の付録に記述した（図4）．

3. 歯根膜の物性設定の検証

リモデリング解析を行なう前に，単純モデルの犬歯の

表1 本研究の材料条件

材料	ヤング率 (GPa)	ポアソン比	材料の種類	要素の種類 (アイソパラメトリック)
エナメル質	6.0 \times 10	0.3	等方性	8節点要素
象牙質	1.4 \times 10	0.3	等方性	8節点要素
皮質骨	1.1 \times 10	0.3	等方性	8節点要素
海綿骨	5.0	0.3	等方性	8節点要素
歯根膜 主線維	1.0	-	超弾性	8節点要素
歯根膜 非線維性 成分	7.0 \times 10 ⁻⁴	0.49	非圧縮性 等方性	ハーマン要素 9節点要素
ステンレス鋼 (矯正装置)	2.0 \times 10 ²	0.3	等方性	8節点要素

歯根レベル	歯根膜厚さ (μm)	主線維			
		仰角 θ (degree)		方位角 φ (degree)	
		平均値	分散	平均値	分散
1	250	-45	5	0	45
2		0			
3		20			
4		45			
5		45			
6		45			
7		45			
8		45			
9		45			
10		45			
11		45			
12		20			
13		0			

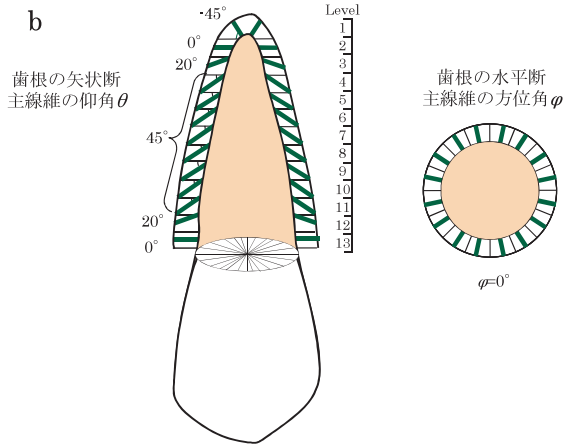


図3 歯根膜の構造 (a) 歯根膜の厚さおよび線維の角度設定, (b) 歯根膜の模式図.

尖頭相当部へ近心から遠心方向 (以下, 遠心方向), 唇側から舌側方向 (以下, 舌側方向), 歯冠切端から根尖方向 (以下, 根尖方向) へ500gの荷重を加え, 初期変位における荷重-変位曲線を得た. 初期変位における荷重-変位曲線の結果 (図5) と過去の報告における生体計測データ (Mühlemann, 1954; Picton, 1963; Göllner, 2010) における荷重-変位曲線との比較を行い, 変位挙動が近似しているか確認した.

4. リモデリング解析

1) リモデリング解析方法

矯正モデルにおけるリモデリングの解析は次の3つの段階を基本とした.

まず第1段階では, 50g荷重によって歯の変位が始まり, 最初の応力平衡に至るまでの初期変位を解析した.

第2段階では, 前段階の応力平衡状態の下で歯根膜の厚みを250μmに自動修正した後, 歯周組織の内部応力を初期化して, 外荷重とワイヤー・ブラケットの内部応力により新たな応力平衡に至る過程を解析した.

第3段階以降は, 上記の第1と第2段階を繰り返し解析した. さらに各解析段階では矯正装置の接触による外力も考慮した解析とした.

また, 第1段階と第2段階それぞれの段階で応力平衡に至るまでの解析回数を1stepとした. 現実の事象ではstepは時間軸に対応している.

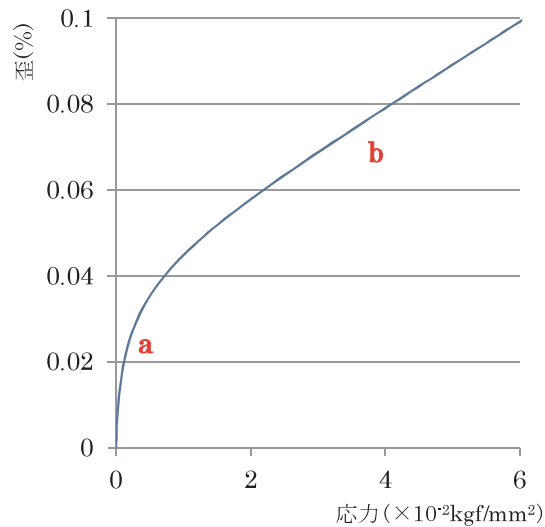
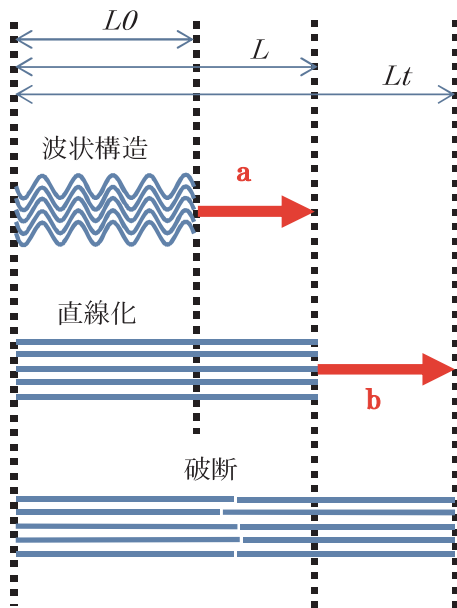


図4 歯根膜線維の張力に対する応答 歯根膜線維は安静時には波状構造を呈している. そのため線維が直線化するまではほとんど張力を発揮することなく, 応力-歪曲線では急勾配な曲線が現れる (a). さらに牽引力が作用すると張力が発揮され (b), 最後には破断する (小林, 2014., 改変).

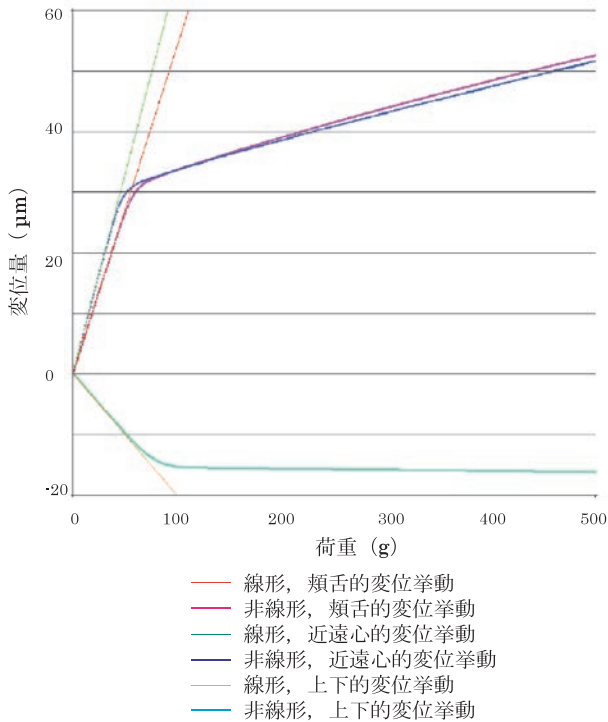


図5 単純モデルにおける初期の荷重-変位曲線(非線形解析と線形解析)

同条件下で非線形解析と線形解析を行い比較を行った結果、非線形解析における変位第1相の増分と、線形解析の増分が一致していた。しかし、非線形解析の頬舌的、近遠心的変位挙動では50g付近、上下の変位挙動では80g付近で張力が発揮され変位量が急激に減少した。その結果、荷重が増えるに従って、非線形解析と線形解析の変位量の差が大きくなっていった。

2) プログラム

歯根膜の応力-歪関係の設定と上記の段階における解析方法の自動化のため、プログラムのサブルーチンをメインプログラムであるMARC-Mentat 2012 (MSCソフトウェア社)に組み込んだ。解析はUpdated Lagrange形式の大歪問題とし、繰り返し増分計算にはFull Newton-Raphson法を用いた。

3) 単純モデルにおけるリモデリング解析

矯正装置の影響を調べるために、まず矯正装置のない単純モデルのリモデリング解析を行なった。結果はstep毎の変位曲線と傾斜角度についてグラフにまとめた。

4) 矯正モデルにおけるリモデリング解析

さらに、矯正モデルのリモデリング解析を行なった。結果をstep毎の変位曲線と傾斜角度についてグラフにまとめ、単純モデルにおけるリモデリング解析結果および、過去の文献における実測値データ (Hayashi et al., 2007) と結果の比較を行った。

結 果

1. 歯根膜の物性設定の検証

単純モデルにおける初期変位の荷重-変位曲線において、変位量は荷重が加わると同時に大きく変位し、一定の変位量に達するとその後は緩やかに増加した。この変位第一相と第二相の変曲点は頬舌の変位挙動と近遠心的変位挙動では30 μ m付近であり、上下の変位挙動では-15 μ m付近であった。また、500g荷重時の変位量は頬舌的変位挙動と近遠心的変位挙動で50 μ m付近、上下の変位挙動で-17 μ m付近であった (図5)。

比較対象の生体計測データは、側方荷重に対する上顎犬歯のデータ (Mühlemann, 1954) として変曲点24 μ m、500g荷重時の変位量37 μ mであった。垂直荷重に対する上顎中切歯のデータ (Picton, 1963) として変曲点-25 μ m、500g荷重時の変位量は-35 μ mであった。

生体計測データとの比較の結果、その差は頬舌の変位挙動と近遠心的変位挙動の変曲点で+6 μ m、500g荷重時で+13 μ mであった。垂直的変位挙動では-10 μ m、500g荷重時で-18 μ mであった。荷重変位曲線の変位挙動は近似していたが、やや異なる値となった。

2. リモデリング解析

1) 負荷時間-変位および傾斜曲線

単純モデルにおけるリモデリング解析は変位量、傾斜角共に単調増加を示した。step160の最終的な数値は、4.2mm、傾斜角は13.8°となった (図6 a, b)。

矯正モデルのリモデリング解析においても変位量、傾斜角は共に単調増加を示したが、解析stepが進むにつれて増分が低下していった。Step160の最終的な数値は、変位量で2.4mm、傾斜角は7.6°となった (図7 a, b)。

過去の報告における生体計測データでは、最終計測した8週間時で変位量3.1mm、傾斜角7.0°であった (Hayashi et al., 2007)。単純モデルとの差は、変位量で+1.1mm、傾斜角で+6.8°である。また、矯正モデルとの差は変位量で-0.7mm、傾斜角度で+0.6°であった。

2) 応力分布図

矯正モデルによるリモデリング解析結果のvon Mises応力分布図を示す (図8)。図は矯正モデルの矢状断を唇側から観た図であり、ブラケット装置は省略している。step0の遠心歯頸部付近の歯槽骨(牽引側)にわずかに応力が認められ、その後はほぼ一定の応力が発生していた。そして、160stepでは前段階よりも応力が低く

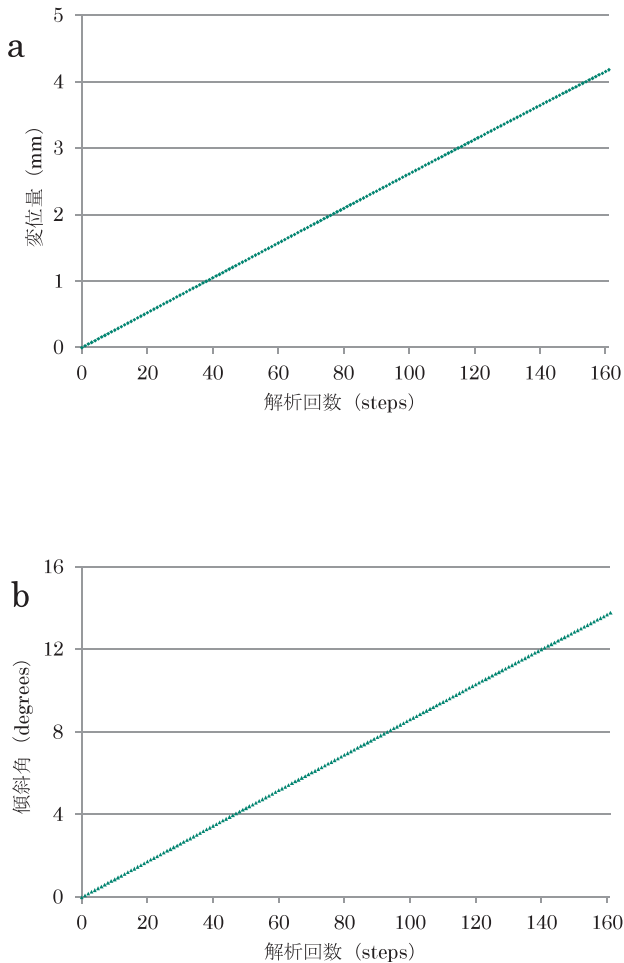


図6 単純モデルにおけるリモデリング解析

(a) 変位量, (b) 傾斜角.

50g荷重による変位量および傾斜角は単調増加した。

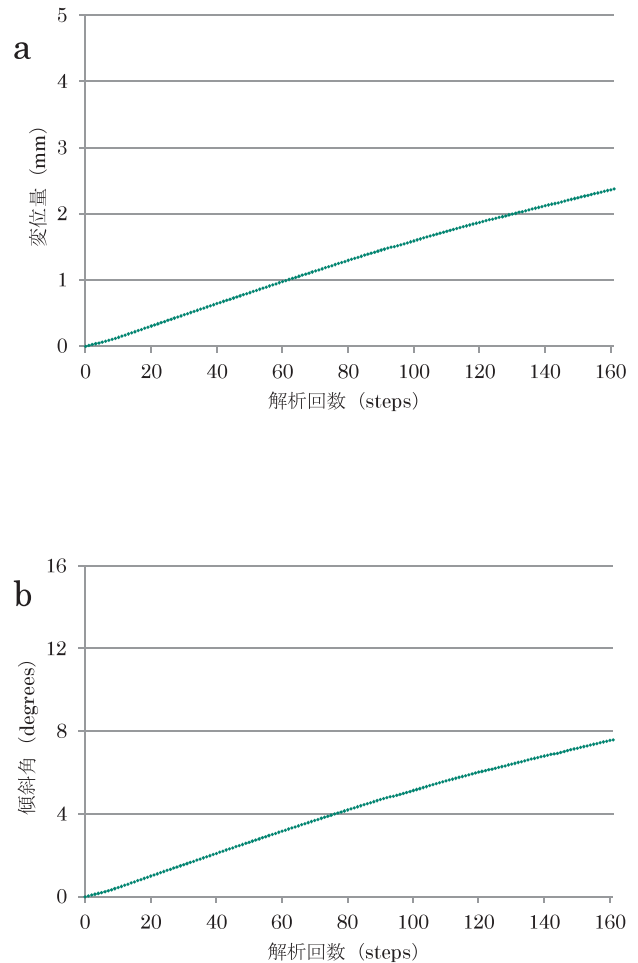


図7 矯正モデルにおけるリモデリング解析

(a) 変位量, (b) 傾斜角.

50g荷重の変位量および傾斜角がほぼ単調に増加した。

変位量, 傾斜角共にstepsが進むにつれて増分が緩やかになった。

なっていた。

次にstep 0, 50, 160の矯正装置に焦点を当てた応力分布図を示す(図9)。咬合面観ではstep 0ではほぼ応力が発生しておらず, step50においては矯正装置とワイヤーとスロットが接触している部分と拘束している部分に大きな応力が認められた。さらに解析が進みstep160になると, 歯の遠心捻転に伴ってワイヤーがたわみ, 遠心捻転に抵抗していた(図9 a)。また, 頬側面観ではstep 0ではほぼ応力が発生していない様子と, step50で矯正装置に応力の発生が認められた。Step160では歯の遠心傾斜に伴いワイヤーがたわみ, 内部応力が発生していることが示された(図9 b)。

考 察

1. 矯正力による歯の移動と副作用

矯正歯科治療において最もよく用いられるマルチブラケット装置は, 三次元的に正確かつ効率的な歯の移動を

可能にする。しかし, 本装置を用いて設定した治療目標に基づいた歯の移動を行うためには, 歯の移動様相を想定した装置の力系の設計を正確に行う必要がある。

Burstone (2000)によれば, 初期の歯の移動様相は, 歯に作用するモーメント, 力および歯の固有の抵抗中心によって決定されること, さらにはモーメントと力を調整することによって, 根尖側1/3に回転中心のあるuncontrolled tipping, 根尖に回転中心のあるcontrolled tippingおよび歯冠に回転中心のあるtorqueという3つの基本的な移動を行えることを理論的に示した。しかし, 生体での歯の移動様相をfinite helical axisを用いて三次元的に検討した研究(Hayashi et al., 2003; 2007)では, 実際の歯の移動は, 前述した二次元的な移動様相の予測とは大きく異なり三次元的に複雑なものであることを明らかにした。また, 歯の移動を複雑にしている要因として歯周組織の性状や隣接歯との位置関係が関与していることを示唆した。

さらに、矯正歯科治療では、効率的かつ可及的に少ない歯周組織への為害作用を考慮した最適な大きさの矯正力を歯に作用させることも重要な考慮事項となる (Owman-Moll, 1995). 矯正治療に伴う歯周組織への為害作用のなかで、最も頻度の高いものは歯根吸収である (Reitan, 1974; Lupi et al., 1996; Segal et al., 2004). Segal et al. (2004) のメタ・アナリシスによれば、マルチブラケット装置を用いた治療に対する歯根吸収の感受性が最も高い上顎中切歯でみると、矯正治療後の歯根吸収の頻度は軽度のもので含めると約76%に達し、歯根長減少の平均値は1.421mmと報告している。矯正治療を終了すると、歯根吸収の進行は止まり、吸収窩は修復される (Reitan, 1974; Owman-Moll and Kuroi, 1998; Cheng et al., 2010). しかし、矯正臨床においては、稀に歯の安定性と機能に影響を及ぼす重度の歯根吸収に遭遇することがある (Owman-Moll and Kuroi, 1998). 歯根吸収の原因に関してはさまざまな危険因子が指摘されているが (Brezniak and Wasserstein, 1993), その中でも矯正力の大きさと治療期間の長さが吸収の程度に大きく関係していることが指摘されている (Segal et al., 2004; Cheng et al., 2010). しかし残念ながら、現在のところ個々の症例における歯根吸収の危険性や治療後の重篤度を予測、あるいは個々の症例に対して為害作用を最小に抑え、歯が最も大きく移動するような適切な強度の力を設定するまでには至っていない。

2. 矯正分野における有限要素法

歯の移動において中心的な役割を担っているのは歯根膜および歯根膜に存在する多様な細胞であり、歯の移動過程は矯正力という生力学的力に対する歯根膜の一連の生体反応によって特徴づけられている (Pavlin et al., 1974; King et al., 1991; Proffit and Field, 1991). 歯の移動を組織学的にみると、歯に作用した力は歯周組織に2つの異なる生力学環境、すなわち圧迫側と牽引側を生じる。圧迫側では、(1) 歯根膜内に存在する血管の圧迫による血流障害、虚血、貧血、(2) 歯根膜の細胞外基質の分解と細胞死 (硝子様変性)、(3) マクロファージによる変性組織の吸収と破骨細胞による歯槽骨の吸収、および(4) 歯根膜組織の再形成という一連の変化がみられる (Pavlin et al., 1974; King et al., 1991; Proffit and Field, 1991; Brudvik and Rygh, 1993; 1994; Terai et al., 1999; Niklas et al., 2013). 一方牽引側では、(1) 歯根膜線維の牽引による血流と血管透過性の亢進、(2) 骨芽細胞の集積と骨形成の促進、および(3) 歯根膜線維の形成と再配列がみられる (Pavlin et al., 1974; King et

al., 1991; Proffit and Field, 1991; Brudvik and Rygh, 1993; 1994; Terai et al., 1999; Niklas et al., 2013). このように矯正学的歯の移動は、歯周組織の一連の変化を伴う複雑な生物学的過程であり、このことは歯の移動の力学的解析を困難にする要因の一つと考えられる。特に圧迫側で認められる硝子様変性は、歯の移動速度と密接に関連しており、過大な矯正力により硝子様変性が広範に出現すると、歯の移動は一時的に著しく停滞する (Kohno et al., 2002).

歯の移動の力学的解析を困難にする他の要因として、外から見えない硬組織の内部を対象とする上に歯根膜の厚さが菲薄なこと等の解剖学的制約から歯根膜における応力の直接的観察が困難であることが挙げられる (Badawi et al., 2009). これらの問題点を克服する方法として、生力学的な解析に有用な有限要素解析が考えられる。有限要素解析は複雑な形状や性質を有する対象物を数式化可能な小部分に分割することで対象物の挙動を推測できる。その歴史は、1956年Turnerらが剛性法 (Stiffness method) を提案し、航空機の設計に応用したことからはじまる (Turner et al., 1956). 現在コンピュータ技術の発展によりさらに多様な力学研究に用いられており (Andersen et al., 1991; Tominaga et al., 2009), 矯正歯科の領域においても矯正力に対する歯や骨の移動様相 (Tanne et al., 1993; 1998; Kojima & Fukui, 2006; Poiate et al., 2009; Viecilli et al., 2008; Reimann et al., 2007; Tominaga et al., 2009), 矯正用アンカースクリューの応力分布 (Holberg et al., 2014) などの解析に広く利用されてきている。

歯の移動に関する有限要素解析を用いた研究の多くは、解析モデルを単純化する必要性から歯根膜の特性を単純な弾性体 (負荷と変形の線形挙動) として扱っているものがほとんどである (Tanne et al., 1993; Kojima & Fukui, 2006; Poiate et al., 2009; Viecilli et al., 2008; Reimann et al., 2007). しかし、歯根膜はコラーゲン線維、プロテオグリカン等の非コラーゲン性タンパクおよび弾性線維などの多様な細胞外基質から構成される不均一な組織であり、非線形挙動を示すことが明らかにされている (Mühlemann, 1954; Göllner et al., 2010). 現時点では細胞と歯の移動というミクロとマクロを共に解析する方法はない。そのため、まずは過去の文献を参考に長期的な歯の移動について解析することにした。

3. 歯根膜の構成式とモデル化

生体材料のモデル化には材料試験で得られた物性を外挿する現象論的方法と、組織構造の特徴をモデル化し現

象を推定する構造論的方法がある。極めて菲薄な組織である歯根膜は、材料試験が困難であるため現状では利用可能で信頼できるデータはない。本研究では、歯根膜を主線維とそれ以外の非線維性成分の二重要素とし、主線維を力学的特性としてひずみエネルギー密度関数を有する超弾性体、非線維性成分を非圧縮性等方体でモデル化する構造論的方法を用いた。

4. 非線維性成分の構成式

歯根膜の非線維性成分は、細胞や血管網、細胞外基質や細胞外液から成るゲル状物質である (Lindhe, 1989; Ramfjord et al., 1984; Kronka, 2001)。その性状から、他の軟組織と同様に非圧縮性かつ等方性の材料特性を有すると仮定する。ただし、等方弾性体の構成式に非圧縮性の材料条件として0.5近くのポアソン比を与えると、要素剛性が異常に増大して実際の解よりも過大評価するロッキング現象を引き起こすことが知られている (Li and Cescotto, 1997; Rong and Lu, 2001)。このような現象を回避し、より精度の高い解析を行うために、歯根膜非線維性成分にはハーマン要素を使用した (Herrmann, 1965; Shariff, 1997; Ladeveze, 1992) (表1)。

5. 歯根膜の物性設定の検証

ヒトの歯に荷重を加え歯の初期変位を観察した研究では、非線形挙動を示すことが報告されている (Mühlemann, 1954; Picton, 1963; Göllner, 2010)。これらの研究によると、歯根膜は荷重に対する変形量が大きく、比例関係を示す変位第一相と、荷重に対する歯の変位量が徐々に低くなりほとんど増加の認められない第二相とが存在する。上顎犬歯の変曲点でみると、水平荷重下で24 μm 付近、500g荷重時の変位量は水平荷重で37 μm 、上顎中切歯についての負荷時間-変位曲線に現れる変曲点は垂直荷重下では-25 μm 付近、500g荷重時の変位量は-35 μm であったとしている。

本研究における初期変位の荷重-変位曲線は、荷重初期において歯根膜線維の波状構造に起因する大幅な変位量を示す (図4のa領域) 第一相が認められた。さらに、歯根膜線維の張力が機能すると荷重が増加しても荷重初期ほど大きな変位を示さない第二相が認められた。垂直荷重における変曲点や500g荷重時の比較を行うと、過去の論文とやや数値が異なる。しかし、過去の論文の比較した歯種が中切歯であったこと、上顎犬歯の900g荷重時の変位量が18 μm であったとする論文 (梶井, 1967) があること、および論文によって数値が様々であることを考慮に入れ、本研究における荷重-変位曲線は

過去の報告 (生体計測) の非線形挙動 (Mühlemann, 1954; Picton, 1963; Göllner, 2010) と近似していると考えられる。

また、線形解析の荷重-変位曲線は比例関係を示し、非線形解析の荷重-変位曲線の変位第一相の変化と一致した。非線形解析の荷重-変位曲線は50gより大きな荷重で伸展歯根膜線維の張力が機能するが (図4のb領域)、今回の研究のように荷重が50gの場合、線形解析と非線形解析の変位量の差はほとんど認められないことになる (図5)。このことから、本研究にて検証した50g荷重による初期変位の解析に関しては、線形解析を用いても大きな違いはないと考えられる。

しかし、歯の大きな変位を伴うシミュレーションを線形解析にて行う場合 (50g以上の荷重) には、線形解析の結果と非線形解析の変位量の結果に大きな差がみられ、それは荷重が大きくなればなるほどその差が大きくなっている。この結果より、歯根膜における応力分布だけでなく実際の歯の移動と比べても誤差が大きくなる可能性が示唆された。このことを踏まえ、今後は100g荷重 (heavy force) における歯の移動についても検証する必要があると考えられた。

6. リモデリング解析

1) 矯正モデルのリモデリング解析における von Mises 応力

図8におけるstep160で、その前段階よりも応力が低かった。これは、歯の傾斜量が大きくなることによってワイヤーとブラケット (特に歯に直接配置したブラケット) に大きな応力が発生し、その分歯に発生する応力が低くなったと考えられる。事実、図9aにおいて、特にブラケットの遠心部に発生した応力が顕著に現れていた。

2) 生体計測データとの比較

現在、矯正力に対する長期的な歯の移動についての標準的な生体計測データは存在しない。ヒトを対象とした数少ない生体計測データより、歯の移動を不動の基準点を設定し荷重をかけてから1週間毎にサンプリングし8週間にわたって観察した論文を参考にした (Hayashi et al., 2007)。

生体計測データによると、light forceによる変位量は荷重をかけた期間 (8週間) に対して単調な増加を示した (Hayashi et al., 2007)。本研究のリモデリング解析においても、light forceの移動様相がほぼ単調な増加を示し、長期的な歯の移動様相を推測することができた (図

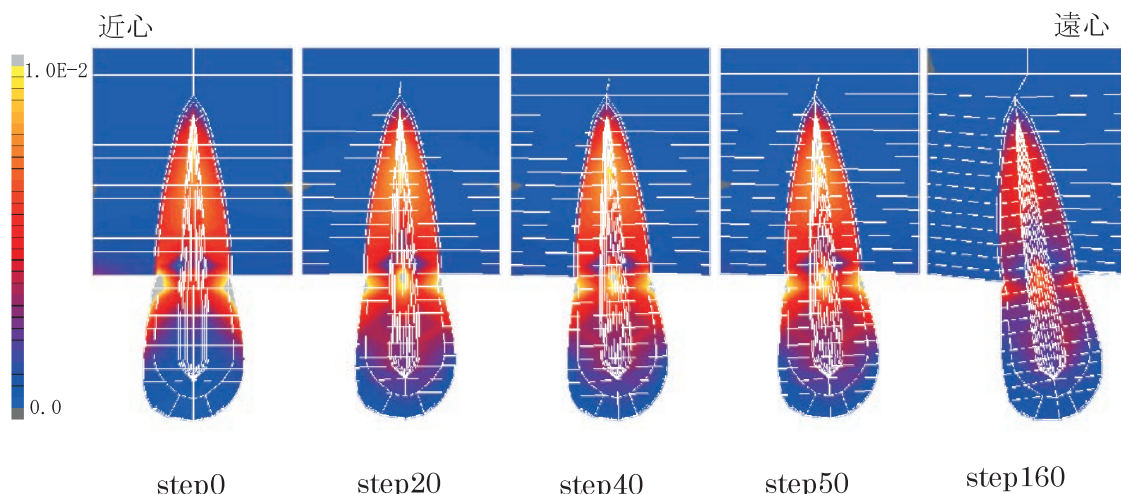


図8 矯正モデルによるリモデリング解析のvon Mises応力
50g荷重のリモデリングモデル。モデルの矢状断を唇側から観ている図荷重はブラケット装置中心部に遠心方向にかけている。

(図中ではブラケット装置は省略されている。)
応力は歯頸部に大きく発生している。Step 0 からstep50までほぼ一定の応力が発生していた。Step160では歯冠が遠心に傾斜しているが、歯根は近心へ移動していた。また、step160では前段階よりも応力が低くなっていた。

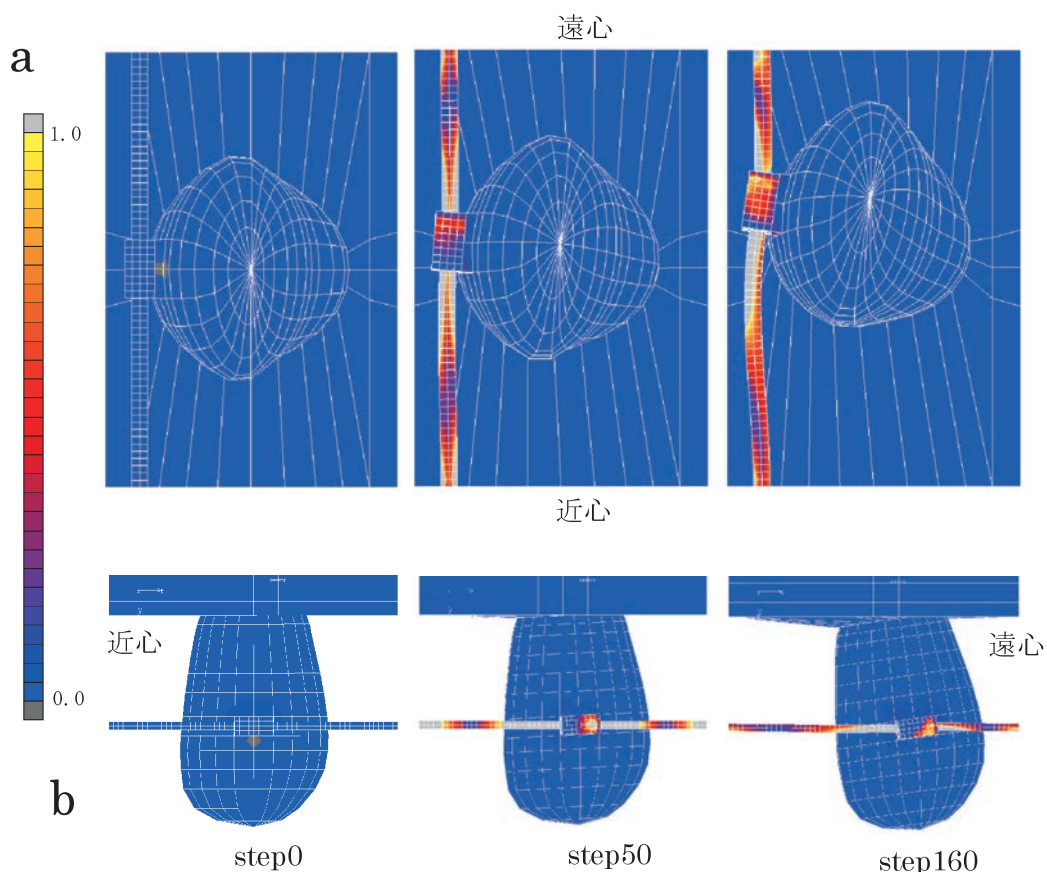


図9 解析最終stepのワイヤーのたわみと、ワイヤーに生じるvon Mises応力
(a) 50g荷重による歯の移動の咬合面観, (b) 50g荷重による歯の移動の頬側面観。それぞれ左からstep 0, step50, step160.

Step 0 ではほぼ応力が発生しておらず、step50ではワイヤーとブラケットの接している部分とワイヤーの拘束部に特に応力が認められた。Step160では歯の傾斜移動に伴ってワイヤーがたわみ、内部応力が増加している。

7).

3) 単純モデルと矯正モデルにおける解析結果

単純モデルおよび矯正モデルの解析はほぼ単調な増加

を示した。また、単純モデルは終始一定の増加を示していたのに対し、矯正モデルについてstep数の増加につれて変位量がやや減少した(図6, 7)。これは、stepが進むにつれて歯の傾斜が大きくなりスロットとワイヤーが接触したことにより歯の変位量が減少したと考えられる。単純モデルにおける変位量は4.2mm、傾斜角は13.8°であった(step160)。対して、矯正モデルでは、変位量で2.4mm、傾斜角は7.6°となった(step160)。

過去の報告における生体計測データでは、最終計測した8週間時で変位量3.1mm、傾斜角は7.0°であった(Hayashi et al., 2007)。単純モデルとの差は、変位量で+1.1mm、傾斜角で+6.8°である。また、矯正モデルとの差は変位量で-0.7mm、傾斜角で+0.6°であった。以上の結果より、単純モデルよりも矯正モデルの解析結果が変位量、傾斜角共に生体計測データに近似した。これは、節点が要素の平面(surface)の内部へ嵌入しないという接触条件を設定したことによって、生体計測データの条件と近似したためと考えられる。

結 論

本研究の結果より次のことが明らかとなった。

(1) 歯根膜要素を考慮した歯の移動の有限要素解析における非線形モデルの荷重-変位曲線は過去の報告(生体計測)の非線形挙動と近似していた。

(2) 歯根膜の物性を線形解析で行った場合、歯に加わる荷重の増加に伴い、線形解析結果の変位量が非線形解析結果よりも大きく認められた。しかし、50g荷重においては変位量にほとんど差は認められなかった。

(3) 歯の移動に伴う歯根膜厚さの回復を考慮することによって、長期的な歯の移動のシミュレーションが可能となった。

(4) リモデリング解析について、矯正装置の接触を考慮した矯正モデルが単純モデルよりも実測値データに近似しており、より現実的な解析が可能となった。

以上より、歯根膜要素の厚みを自動修正することによって、骨改造による歯槽骨の経時的形態変化を考慮した長期的な歯の移動シミュレーションの有効性が示唆された。ただし、light forceにおける非線形有限要素解析の有効性は本研究では確認できなかった。

参 考 文 献

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99: 427-440, 1991.

Assis DS, Xavier TA, Noritomi PY, Gonçalves AG, Ferreira

O Jr, de Carvalho PC, Gonçalves ES. Finite element analysis of stress distribution in anchor teeth in surgically assisted rapid palatal expansion. *Int J Oral Maxillofac Surg* 42: 1093-1099, 2013.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 518-528 2009.

Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103: 138-146, 1993.

Brudvik P, Rygh P. Non-clast cells start orthodontic root resorption in the periphery of hyalinized zones. *Eur J Orthod* 15: 467-480, 1993.

Brudvik P, Rygh P. Root resorption beneath the main hyalinized zone. *Eur J Orthod* 16: 249-263, 1994.

Burstone CJ, Marcotte MR. *Problem Solving in Orthodontics: Goal-Oriented Treatment Strategies*. L. Bywaters (ed), Quintessence Publishing Co., Inc., Hanover Park, USA, 2000.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 84: 428-433, 2005.

Cheng LL, Türk T, Elekdag-Türk S, Jones AS, Yu Y, Darendeliler MA. Repair of root resorption 4 and 8 weeks after application of continuous light and heavy forces on premolars for 4 weeks: a histology study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138: 727-734, 2010.

Eley BM, Soory M, Manson JD. *Periodontics*. 6th ed. Elsevier: 2010, p5-9.

Göllner M, Holst A, Berthold C, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Noncontact intraoral measurement of force-related tooth mobility. *Clin Oral Invest* 14: 551-557, 2010.

Hayashi K, Araki Y, Uechi J, Ohno H, Mizoguchi I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement-calculation of rotation about and translation along the finite helical axis. *J Biomech* 35: 45-51, 2003.

Hayashi K, Uechi J, Lee SP, Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. *Eur J Orthod* 29: 589-595, 2007.

Herrmann LR. Elasticity equations for nearly incompressible materials by a variational theorem. *AIAA J* 3: 1896-1900, 1965.

Holberg C, Winterhalder P, Rudzki-Janson I, Wichelhaus

- A. Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability. *Eur J Orthod* 36 : 550-556, 2014.
- 上条雍彦. 日本人永久歯の解剖学第1版, アナトーム社, 東京, 1962, 93-94, 166-173.
- King GJ, Kleeling SD, Wronski TJ. Histomorphometric study of alveolar bone turnover in orthodontic tooth movement. *Bone* 12 : 401-409, 1991.
- 小林優. 矯正臨床に関わる歯周病学的背景—歯根膜のバイオメカニクス・前. *J Orthod Practice* 3 : 37-45, 2014.
- 小林優. 矯正臨床に関わる歯周病学的背景—歯根膜のバイオメカニクス・後. *J Orthod Practice* 7 : 35-45, 2014.
- Kohno T, Matsumoto Y, Kanno Z, Warita H, Soma K. Experimental tooth movement under light orthodontic forces : rates of tooth movement and changes of the periodontium. *J Orthod* 29 : 129-135, 2002.
- Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130 : 452-459, 2006.
- Kronka MC, Watanabe I, Silva MCP. Scanning electron Microscopy of angioarchitecture of palatine gingiva in young rabbits. *Braz Dent J* 12 : 163-166, 2001.
- Ladeveze P, Marin P, Pelle JP, Gastine JL. Accuracy and optimal meshes in finite element computation for nearly incompressible materials. *Comput Methods Appl Mech Eng* 94 : 303-315, 1992.
- Li KP, Cescotto S. An 8-node brick element with mixed formulation for large deformation analyses. *Comput Methods Appl Mech Eng* 141 : 157-204, 1997.
- Lindhe J. Textbook of clinical periodontology. 2nd ed. Munksgaard. 47-51, 1989.
- Lupi JE, Handelman CS, Sadowsky C. Prevalence and severity of apical root resorption and alveolar bone loss in orthodontically treated adults. *Am J Orthod* 109 : 28-37, 1974.
- Mühlemann HR. Tooth mobility changes through artificial alteration of the periodontium. *J Periodontol* 25 : 199-202, 1954.
- Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility : formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 20 : 623-629, 2004.
- Niklas A, Proff P, Gosau M, Römer P. The role of hypoxia in orthodontic tooth movement. *Int J Dent* : 841840, 2013.
- Owman-Moll P. Orthodontic tooth movement and root resorption with special reference to force magnitude and duration. A clinical and histological investigation in adolescents. *Swed Dent J* 105 : 1-45, 1995.
- Owman-Moll P, Kurol J. The early reparative process of orthodontically induced root resorption in adolescents—location and type of tissue. *Eur J Orthod* 20 : 727-732, 1998.
- Pavlin D, Dove SB, Zadro R, Gluhak-Heinrich J. 2000. Mechanical loading stimulates differentiation of periodontal osteoblasts in a mouse osteoinduction model : effect on type I collagen and alkaline phosphatase genes. *Calcif Tissue Int* 67 : 163-172.
- Picton DCA. The effect on normal vertical tooth mobility of the rate of thrust and time interval between thrusts. *Arch Oral Biol* 8 : 291-299, 1963.
- Poiate IA, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads : finite element analysis. *J Periodontol* 80 : 1859-1867, 2009.
- Proffit W, Fields HWJr. 1991. The biology basis of orthodontic therapy. In : Proffit WR, Fields HWJr (eds) Contemporary orthodontics, Mosby Year Book, St Louis, p 265-288.
- Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater* 10 : 1285-1292, 2009.
- Ramfjord SP, Ash MM著, 加藤熙, 小林義典, 山田好秋訳. 歯周病の基礎と臨床. 医歯薬出版 : 1984, p31-45.
- Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 29 : 219-224, 2007.
- Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod* 41 : 68-82, 1974.
- Rong TY, Lu AQ. Generalized mixed variational principles and solutions of ill-conditioned problems in computational mechanics : Part I. Volumetric locking. *Comput Methods Appl Mech Eng* 191 : 407-422, 2001.
- Segal GR, Schiffman PH, Tuncay OC. Meta analysis of the treatment-related factors of external apical root resorption.

Orthod Craniofac Res 7 : 71–78, 2004.

Shariff MHB. An extension of Herrmann's principle to nonlinear elasticity. Appl Math Model 21 : 97–107, 1997.

Tanne K, Lu YC, Tanaka E, Sakuda M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. Eur J Orthod 15 : 527–533, 1993.

Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. Br J Orthod 25 : 109–115, 1998.

Terai K., Takano–Yamamoto T, Ohba Y, Hiura K, Sugimoto M, Sato M, et al. 1999. Role of osteopontin in bone remodeling caused by mechanical stress. J Bone Miner Res 14 : 839–849, 1994.

Tominaga J, 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.

Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 35 : 1411–1415, 2002.

Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod 123 : 657–665, 2003.

Turner MJ., Clough RW., Martin HC., Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aero Sci 23 : 805–823, 854, 1956.

Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield Jr. JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop 133 : 791.e11–791, e26, 2008.

Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod 21 : 633–648, 1999.

付 録

主線維の張力に対する応答

主線維は、コラーゲン細線維が平行に寄り集まった強靱な線維束で、歯根膜容積の40~50%を占める (Eley et al., 2010). その弾性率は約 1 GPaで、歯根と歯槽骨を強固に連結する働きを担っている。歯が適度な可動性をもつためには、線維自体にある程度の緩みが必要であり、主線維は無負荷状態で波状構造を呈している (小林, 2014) (図 4)。本研究では、細線維の緩みが、正規

分布と同様に対称なシグモイド型の分布関数、釣鐘型の確立密度関数を持つロジスティック分布に従うものと仮定 (小林, 2014) して、まず線維束の 1 次元構成式を以下のように導出した。

緩みをもつ細線維の見掛けの長さを L_0 、真の長さを L 、伸長後の長さを L_t とし (図 4)、緩みの解消に必要な伸びを $\lambda_w = L/L_0$ 、見掛けの伸びを $\lambda = L_t/L_0$ とすると、真の伸びは $\lambda_t = L_t/L = \lambda/\lambda_w$ となるから、細線維の対数歪は

$$\varepsilon_t = \ln(\lambda_t) = \ln\left(\frac{\lambda}{\lambda_w}\right) = \ln(\lambda) - \ln(\lambda_w) = \varepsilon - \varepsilon_w$$

で表される。ここで ε は見掛けの歪、 ε_w は緩みの解消に必要な歪を表す。緩みのない場合には、応力 σ は対数歪 ε_t に比例すると考えられるから、弾性定数を k として $\sigma = k\varepsilon_t$ が成り立つ。したがって、緩みのある場合の応力 - 歪関係は

$$\sigma = k(\varepsilon - \varepsilon_w)$$

で表される。また、各細線維の緩みにはある程度のバラツキがあると考えられる。線維束は細線維が束となって形成されるため、 ε_w の確率密度分布関数 (以下、緩み分布関数) を $f(x)$ とすると、線維束の応力 - 歪関係は

$$\sigma = k \int_0^\varepsilon (\varepsilon - x) f(x) dx$$

で表される。ここで、細線維の緩みが以下のようなロジスティック分布

$$f(x) = \frac{\exp\left(-\frac{x-\mu}{s}\right)}{s \left\{1 + \exp\left(-\frac{x-\mu}{s}\right)\right\}^2}$$

に従うものと仮定すると、線維束の 1 次元構成式は

$$\sigma = k \left[s \cdot \ln \left\{ \frac{A + \lambda^{\frac{1}{s}}}{A + 1} \right\} - \frac{\ln(\lambda)}{A + 1} \right]$$

と表される。ここで μ はロジスティック分布の位置パラメータ、 s は尺度パラメータで、 $A = \exp(\mu/s)$ である。

次に、主線維の 3 次元構成式を以下のように導出した。

まず、全体座標系として、頬側から舌側に向かう座標軸を x^1 、近心から遠心に向かう軸を x^2 、歯軸に沿い根尖から歯冠に向かう座標軸を x^3 とするデカルト座標系を設定 (図 4 b) し、線維束に沿う動径を r 軸、同軸の x^1 、 x^2 平面への射影が $s^3 x^3$ と成す角を仰角 θ 、同じく x^1 と成す角

を方位角 φ とすると、全体座標系における線維束の応力は、テンソル変換則から

$$\begin{aligned}\sigma_{11} &= \sigma_{rr} \cos^2 \theta \cos^2 \varphi \\ \sigma_{22} &= \sigma_{rr} \cos^2 \theta \sin^2 \varphi \\ \sigma_{33} &= \sigma_{rr} \sin^2 \theta \\ \sigma_{12} &= \sigma_{rr} \cos^2 \theta \sin \varphi \cos \varphi \\ \sigma_{23} &= \sigma_{rr} \sin \theta \cos \theta \sin \varphi \\ \sigma_{31} &= \sigma_{rr} \sin \theta \cos \theta \cos \varphi\end{aligned}$$

と表される。ここで σ_{rr} は r 方向の直応力で、上述の1次元構成式より

$$\sigma_{rr} = k \left[s \cdot \ln \left\{ \frac{A + \lambda \frac{1}{s}}{A + 1} \right\} - \frac{\ln(\lambda)}{A + 1} \right]$$

である。

次に、仰角および方位角の確率密度関数（以下、方向分布関数）をそれぞれ $f_1(\theta)$ および $f_2(\varphi)$ で表すと、主線維の3次元構成式は以下となる。

$$\sigma_{ij} = V_f \int \int_{-\infty}^{\infty} \sigma_{rr} f_1(\theta) f_2(\varphi) h_{ij} d\theta d\varphi$$

ただし、

$$\begin{aligned}h_{11} &= \cos^2 \theta \cos^2 \varphi \\ h_{22} &= \cos^2 \theta \sin^2 \varphi \\ h_{33} &= \sin^2 \theta \\ h_{12} &= \cos^2 \theta \sin \varphi \cos \varphi \\ h_{23} &= \sin \theta \cos \theta \sin \varphi \\ h_{31} &= \sin \theta \cos \theta \cos \varphi\end{aligned}$$

ここで V_f は歯根膜に対する主線維の容積率で、ヒトでは $V_f \approx 0.5$ である。本研究では、 $f_1(\theta)$ および f_2 がそれぞれ $N(\mu_1, \sigma_1^2)$ および $N(\mu_2, \sigma_2^2)$ の正規分布で表されると仮定し、計算はガウス・エルミート数値積分で行った。



岡 由紀恵

北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野 任期制助手

平成13年3月 北海道札幌手稲高等学校 卒業

平成16年3月 北海道医療大学歯学部 入学

平成22年3月 北海道医療大学歯学部 卒業

平成27年3月 北海道医療大学歯学部歯学研究科博士課程 修了

平成27年4月 北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野 任期制助手