

トルクを付加した際の歯および歯根膜における応力分布の有限要素解析

小 作 一 仁¹ 中 嶋 昭^{1,2} 西 恭 一³ 納 村 泰 弘^{1,2}
 一 色 祥 智³ 中 村 純 基¹ 新 井 嘉 則^{2,4} 高 橋 進⁵
 田 中 栄 二⁶ 本 吉 満^{1,2}

¹ 日本大学歯学部歯科矯正学講座

² 日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

³ 日本大学生産工学部創生デザイン学科

⁴ 日本大学歯学部歯科放射線学講座

⁵ 日本大学生産工学部機械工学科

⁶ 徳島大学大学院医歯薬学研究部口腔顎顔面矯正学分野

要旨：舌側に転位した側切歯を歯体移動させるには、歯冠を唇側に傾斜移動した後、舌側にある歯根を唇側移動させる必要がある。その際、歯根およびその周囲組織にはトルク力が生じており、このトルクコントロールを適切に行うことが歯科矯正臨床上できわめて重要である。本研究では、舌側転位した右側上顎側切歯の歯根を唇側移動する際に側切歯および両隣在歯に生じる応力について有限要素解析を行った。上顎右側中切歯から犬歯の歯列モデルは頭蓋骨モデル(ニッシン)のCT画像を、0.018"×0.025"スロットブラケットおよび0.018"×0.025"ステンレススチールワイヤーについては3次元CADデータをもとに、3次元有限要素モデルを構築した。荷重条件として、ワイヤーの側切歯部分に6°のリングクラウントルクを負荷した。その結果、側切歯に生じる von Mises 相当応力の大きさは約 11.0×10^{-3} MPa であり、唇側歯頸部および根尖部に集中していた。一方、両隣在歯には、最大で約 4.5×10^{-3} MPa の von Mises 相当応力が根尖部および舌側歯頸部に認められた。本研究結果より、舌側転位した上顎側切歯の歯根を唇側移動する際にはリングクラウントルク負荷によって当該歯ならびに隣在歯に生じる作用・反作用を考慮し、歯の移動を行う必要が示唆された。

キーワード：トルク、サードオーダーバンド、生体内応力、有限要素分析

Finite element analysis for the stress distribution in the root and periodontal ligament during torque tooth movement

Kazuhiro Kosaku¹, Akira Nakajima^{1,2}, Yasukazu Nishi³, Yasuhiro Namura^{1,2},
 Yoshitomo Isshiki⁵, Yoshiki Nakamura¹, Yoshinori Arai^{2,4}, Susumu Takahashi⁵,
 Eiji Tanaka⁶, Mitsuru Motoyoshi^{1,2}

¹Department of Orthodontics, Nihon University School of Dentistry

²Division of Clinical Research, Dental Research Center, Nihon University School of Dentistry

³Department of Conceptual Design, College of Industrial Technology, Nihon University

⁴Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Nihon University School of Dentistry

⁵Department of Mechanical Engineering, College of Industrial Technology, Nihon University

⁶Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Institute of Biomedical Sciences, Tokushima University Graduate School

Abstract: In case of lingual displacement of lateral incisor, we should apply labial root torque after labial tipping movement of lateral incisor. The torque moment generated by third order bend is one of the important keys for orthodontic tooth movement. The objective of this study was to investigate the stress distribution on root surface and in surround periodontal ligament (PDL) when labial root torque is applied to lingually displaced lateral incisor by finite element (FE) analysis. The FE models of maxillary incisors and canine were developed from three-dimensional (3D) point data sets of CT-image. The models of 0.018" slot sizes stainless steel brackets and 0.018 x 0.025-inch stainless steel (SS) wires were constructed based on 3D

(受付：令和3年1月25日)

責任著者連絡先：小作一仁

日本大学歯学部歯科矯正学講座

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台1-8-13

TEL : 03-3219-8105

FAX : 03-3219-8310

E-mail : kazukosa1118@gmail.com

CAD data. As a loading condition, 6 degrees labial root torque moment was applied to the archwire at lateral incisor. The distribution of the von Mises equivalent stresses (equivalent stress) on the root surface and in surrounding PDL of incisors and canine was evaluated using an FE analysis. When applying labial root torque at lateral incisor, greater equivalent stress was observed at the labial cervical margin and root apex. The values of equivalent stresses on the root surface of lateral incisor were less than 11.0×10^{-3} MPa, while the maximum equivalent stress of the neighboring teeth (central incisor and canine) were 4.5×10^{-3} observed at the lingual cervical margin and root apex. These results indicate the neighboring teeth are considerably affected as a reaction force when the torque moment is applied to the targeted tooth.

Keywords: torque, third order bend, stress distribution, finite element analysis

緒 言

歯科矯正臨床において頻繁に遭遇する舌側転位した側切歯を歯体移動する場合、側切歯の歯冠を唇側に傾斜移動した後、歯根を唇側に移動する必要がある。エッジワイズ法においてはレクタングュラーワイヤーにトルクを付与することによって、歯根の唇側移動を行う¹⁾。この移動において歯に生じる力学環境については、種々なる材質のワイヤーからブラケットスロットに伝達されるモーメント力を、トルクゲージを応用した実験系を用いて測定することにより検討されてきた^{2,3)}。Hirai ら²⁾は、トルクゲージを用いてブラケット-ワイヤー間に生じるトルク力を測定した結果、トルクは、ワイヤーサイズの増加とともに増大し、仮想至適トルク力は、0.018"スロットブラケットの場合、0.016"×0.022"ステンレススチール(SS)ワイヤーでは12°、0.017"×0.025"SSワイヤーでは7°、0.018"×0.025"SSワイヤーでは6°のトルク負荷時に生じることを報告した。また、Kuroda ら³⁾は、同様にトルクゲージを用いた実験モデルにて材質の異なるTi-Nb合金ワイヤー、Ti-Mo合金ワイヤーおよびNi-Ti合金ワイヤーによるトルク負荷時にブラケット-ワイヤー間に生じるトルク力を測定した結果、ワイヤーの材質によって発生するトルクが大きく異なることを報告している。その他、種々なる実験装置により、ブラケット-ワイヤー間に生じるトルクの相違を検討した研究^{4,7)}を認めるが、歯根膜および歯根表面に生じる生体内応力の評価を行った研究⁸⁻¹¹⁾はいまだ十分に行われていない。

有限要素法(FEM)によるトルクの解析実験としては、Dorow ら¹²⁾が抜去されたヒト第一小白歯のCT画像から三次元有限要素(FE)モデルを作製し、0.3 Nmmの唇側では圧下方向、舌側では挺出方向の荷重を負荷することによって、リンガルルートトルクをかけた際の歯根表面に生じる応力分布について検討している。Hemanth ら^{13,14)}は、上顎中切歯のFEモデルを構築し、ブラケットスロットに0.88 N/mmおよび1.00 N/mmのトルクモーメントを負荷した際に歯根膜に生じる圧縮および引張応力について明らかにしている。

しかし、上記の有限要素解析(FEA)は、モデルとなる1歯にモーメント力を付与した際の、歯根および歯根膜

における応力解析であり、臨床上よく見られる上顎側切歯舌側転位症例において、側切歯にトルク調整を行った際の、側切歯および両隣在歯に生じる応力について解析したものではない。そこで本研究では、舌側転位した上顎側切歯の歯根を唇側移動する際の、トルク力を負荷した当該歯(側切歯)および、その反作用が生じる両隣在歯の歯根および歯根膜における応力を3次元FEAにて明らかにすることを目的とした。

材料および方法

1. 画像処理システムおよびFEモデル

ヒト乾燥頭蓋骨(ニッシン、東京)を3DマルチイメージマイクロCT(3DX)を使用して撮影した。研究に使用したcorm beam CTの3次元投影データの画像再構成領域は、1 voxel、一辺あたり0.125 mmの画素が直径300画素(約40 mm)、高さ240画素(30 mm)で構成されており、その3次元DICOMデータから、CAD/CAE統合ソフトウェアSOLIDWORKS(Dassault Systems, ソリッドワークスジャパン、東京)を使用し、上記DICOMデータを3次元表面データ(STL)に変換した後、FEモデルを構築した(図1 A, BおよびC)。歯のモデルは一辺あたり0.2 mmの3Dアイソパラメトリック要素

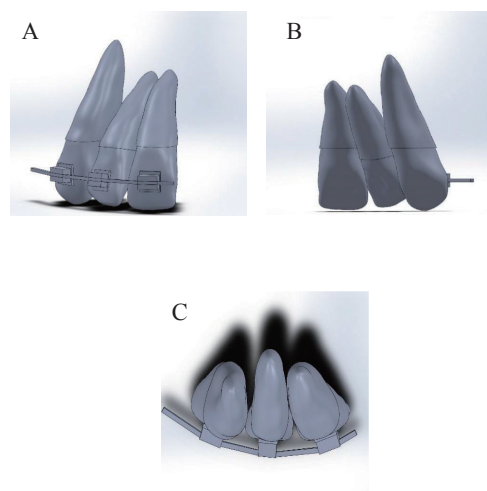


図1 上顎前歯部の有限要素モデル(A:唇側面観, B:舌側面観, C:根尖部観)

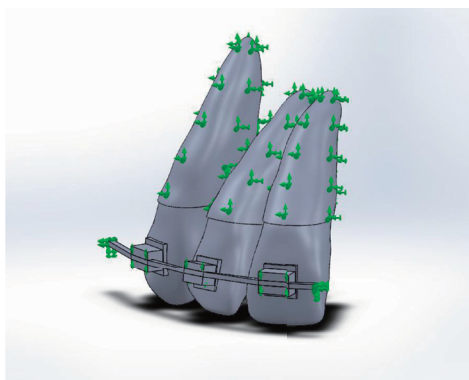
により構成されており、従来の報告¹⁵⁻¹⁷⁾に従って、歯根表面には平均0.2mmの厚さの歯根膜をシェル要素として配列した(節点数:95,041, 要素数:63,944)。なお、本研究に使用したPCは、OS Windows 10, 64-bit, CPU Intel Corei7-6700 3.40 GHz, RAM 32 GBである。

2. 材料特性および境界条件

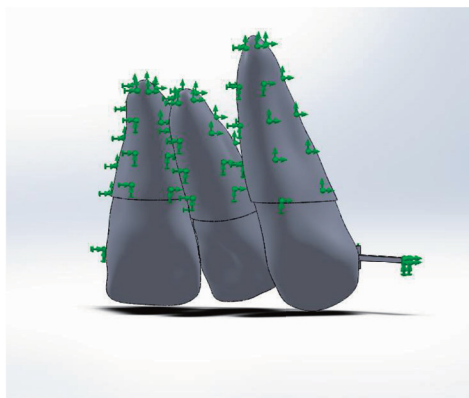
本研究において使用した、歯、歯根膜、ブラケットおよびアーチワイヤーの材料特性を表1に示す¹⁸⁾。境界条件として、図2に示したように、歯根膜要素の外表面を6自由度拘束し、ブラケットスロット内面およびワイヤー部分の外表面節点は、近遠心方向の摩擦を考慮したローラ/スライダ拘束を行った(図2)。荷重条件として、Hiraiら²⁾の至適トルクの結果を基に、側切歯に装着したブラケットに対して0.018”×0.025”SSワイヤーを介して6°の

表1 各構成成分の材料特性

構成成分	ヤング率 (GPa)	ポアゾン比
歯	1.96	0.30
歯根膜	0.666×10^{-3}	0.49
ブラケット	19.0	0.30
アーチワイヤー	19.0	0.30



A: 唇側面観



B: 舌側面観

図2 拘束条件(A: 唇側面観, B: 舌側面観)

リングクラウントルクが負荷されるような強制変位を設定した。

3. 検討方法

トルク移動における、歯根表面および歯根膜外側の近遠心的に中央部の節点について、von Mises 相当応力(以後、相当応力)を用いて応力分布を評価した(図3)。相当応力値の評価として、移動方向を考慮し、歯根表面および歯根膜外側の唇側歯頸部節点を(a), 唇側歯頸側1/3の節点を(b), 唇側根尖側1/3の節点を(c), 唇側根尖部節点を(d), 舌側根尖部節点を(e), 舌側根尖側1/3の節点を(f), 舌側歯頸側1/3の節点を(g), 舌側歯頸部節点を(h)とした。さらに、中切歯を(1), 側切歯を(2), 犬歯(3)とすると、例えば中切歯の歯根表面および歯根膜外側の唇側歯頸部節点は(1-a)と表記される。また、側切歯に生じた相当応力を100%とした場合の中切歯および犬歯に生じた応力の割合を算出し、側切歯に生じた応力に対する反作用の大きさについても検討した。

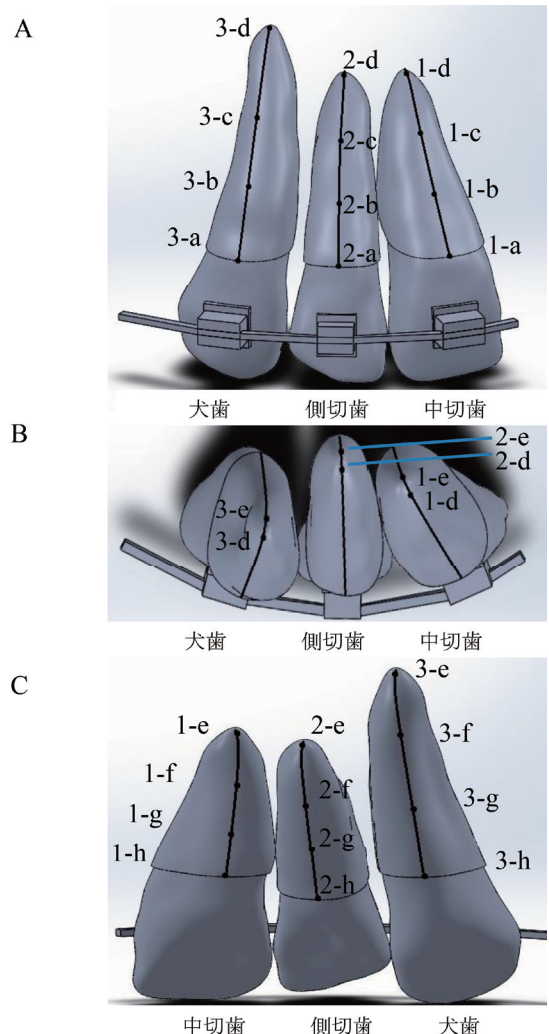


図3 応力値について検討を行った節点(A: 唇側面観, B: 根尖部観, C: 舌側面観)

結 果

1. 歯根膜の相当応力分布について

歯根膜の相当応力分布を図4に示す。トルク力を付与した側切歯では、唇側の歯頸部および根尖部、舌側の根尖部および歯頸部 1/3 あたりに相当応力の集中を認めた。隣在歯である中切歯および犬歯においては、いずれも根尖部および舌側歯頸部に応力の集中を認めた(図4)。

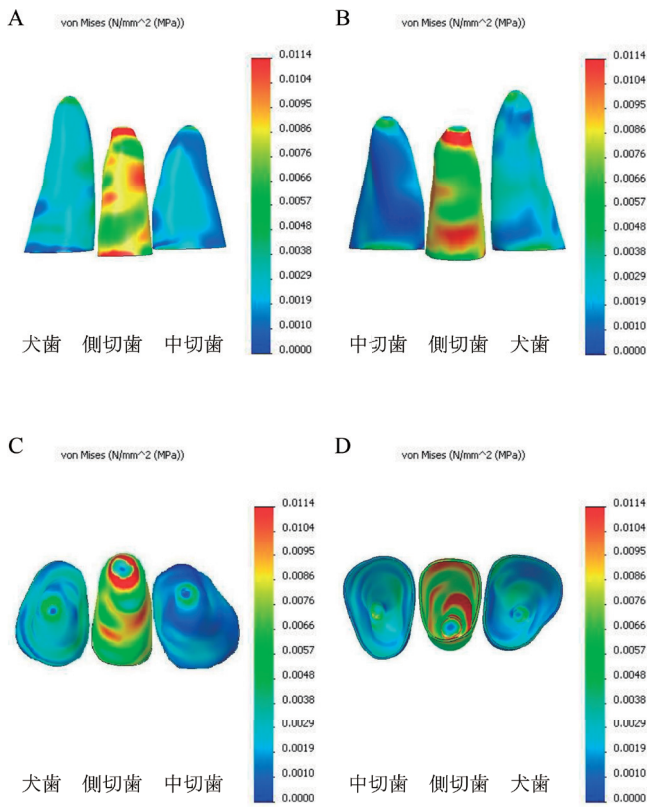


図4 歯根膜における相当応力分布(A:唇側面観, B:舌側面観, C:根尖部観, D:咬合面観)

2. 歯根表面と歯根膜外側に生じた相当応力の比較

歯根表面および歯根膜外側の節点に生じる相当応力値を図5および表2に示し、各部における結果を下記に述べる。

リングクラウントルクを負荷した側切歯の唇側歯頸部(2-a)の歯根表面と歯根膜外側に生じた相当応力はそれぞれ、 11.4×10^{-3} MPa, 10.4×10^{-3} MPaであり、その後、

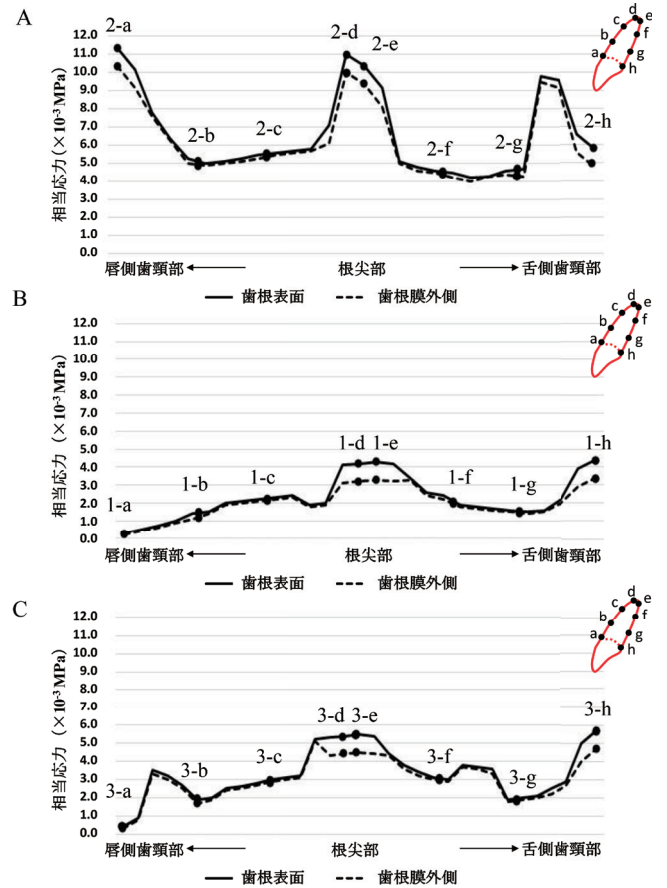


図5 歯根膜中央部節点における相当応力分布(A:側切歯, B:中切歯, C:犬歯)

表2 歯根表面および歯根膜外側の相当応力値

		a	b	c	d	e	f	g	h
歯根表面	側切歯	11.4	5.20	5.57	11.0	10.4	4.57	4.67	5.80
	中切歯	0.30	1.47	2.33	4.20	4.30	2.33	1.57	4.40
	犬歯	0.40	1.90	3.00	5.40	5.50	3.07	1.97	5.70
歯根膜外側	側切歯	10.4	4.97	5.43	10.0	9.40	4.40	4.37	4.80
	中切歯	0.20	1.30	2.23	3.20	3.30	2.07	1.47	3.40
	犬歯	0.30	1.70	2.90	4.40	4.50	2.97	1.87	4.70

単位: $\times 10^{-3}$ MPa

唇側歯頸側1/3(2-b)に至るまで減少し、唇側歯頸側1/3(2-b)では歯根表面で 5.20×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.97×10^{-3} MPaであった。そして、唇側歯頸側1/3(2-b)から唇側根尖側1/3(2-c)にかけて、わずかに増加し、唇側根尖側1/3(2-c)では歯根表面で 5.57×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 5.43×10^{-3} MPaであった。唇側根尖部(2-d)においては、相当応力が増大し、歯根表面および歯根膜外側の相当応力はそれぞれ 11.0×10^{-3} MPa、 10.0×10^{-3} MPaであった。舌側歯根尖部(2-e)に生じた相当応力は、唇側と比較しやや小さく、歯根表面で 10.4×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 9.4×10^{-3} MPaであった。その後、舌側根尖側1/3(2-f)にかけて相当応力は減少し、歯根表面で 4.57×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.40×10^{-3} MPaであった。舌側歯頸側1/3(2-g)は舌側根尖側1/3(2-f)認めた相当応力とほぼ同等な値を認め、歯根表面で 4.67×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.37×10^{-3} MPaであった。舌側歯頸部(2-h)における相当応力は舌側歯頸側1/3(2-g)から増加し、歯根表面で 5.80×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.80×10^{-3} MPaであった。歯頸部に生じた相当応力は唇側で大きかった。歯根表面と歯根膜外側との比較では、歯根表面に生じる相当応力の方が、特に応力集中の認められる部位で大きくなる傾向を示した。

中切歯において、頬側歯頸部(1-a)に生じた相当応力は、歯根表面で 0.30×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 0.20×10^{-3} MPaであり、根尖部に向かい増加し、唇側根尖部(1-d)では歯根表面で 4.20×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 3.20×10^{-3} MPaの相当応力を認めた。舌側根尖部(1-e)における相当応力は唇側根尖部(1-d)と比較してやや大きく、歯根表面で 4.30×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 3.30×10^{-3} MPaであり、舌側歯頸部(1-h)において最大の相当応力が生じた(歯根表面： 4.40×10^{-3} MPa、歯根膜外側： 3.40×10^{-3} MPa)。

犬歯では、唇側歯頸部(3-a)の歯根表面において 0.40×10^{-3} MPa、歯根膜外側において 0.30×10^{-3} MPaの相当応力を認め、根尖部に向かい増加し、唇側歯根尖

部(3-d)では歯根表面で 5.40×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.40×10^{-3} MPaの相当応力を認めた。舌側根尖部(3-e)における相当応力は唇側根尖部(3-d)と比較してやや大きく、歯根表面で 5.50×10^{-3} MPa、歯根膜外側で 4.50×10^{-3} MPaであり、舌側歯頸部(3-h)において最大の相当応力が生じた(歯根表面： 5.70×10^{-3} MPa、歯根膜外側： 4.70×10^{-3} MPa)。

3. 側切歯に対するトルク負荷によって、中切歯および犬歯に生じた反作用について

側切歯に生じた相当応力をそれぞれ100%とした場合の中切歯および犬歯に生じた相当応力の割合を表3に示す。

舌側歯頸部(h)において、中切歯の相当応力は、側切歯に対して歯根表面で75.9%、歯根膜外側で70.8%であった。また、犬歯の相当応力は、側切歯に対して歯根表面で98.3%、歯根膜外側で97.9%であった。

唇側根尖部(d)において、中切歯の相当応力は、側切歯に対して歯根表面で38.2%、歯根膜外側で32.0%であった。また、犬歯の相当応力は、側切歯に対して、歯根表面で49.1%、歯根膜外側で44.0%であった。

舌側根尖部(e)において、中切歯の相当応力は、側切歯に対して歯根表面で41.4%、歯根膜外側で35.1%であった。また、犬歯の相当応力は、側切歯に対して、歯根表面で52.9%、歯根膜外側で47.9%であった。

考 察

アーチワイヤーにトルクを与え、歯を歯体移動させる際の力学的メカニズムを理解することは歯科矯正臨床上できわめて重要である¹⁾。Hiraiら²⁾およびKurodaら³⁾は、トルクゲージを応用した実験系により、舌側転位した側切歯を想定し、側切歯に装着したブラケットにトルクを与えた際のモーメント力を測定し、ブラケットスロットに対するワイヤーのサイズ、結紮方法あるいはワイヤーの材質の相違により生じるモーメント力について明らかにした。しかし、トルクを負荷した場合、当該歯

表3 側切歯の歯根表面および歯根膜外側の相当応力値に対する中切歯、犬歯の応力の割合

		a	b	c	d	e	f	g	h
歯根表面	中切歯	2.6	28.3	40.9	38.2	41.4	51.0	33.6	75.9
	犬歯	3.5	36.5	53.9	49.1	52.9	67.2	42.2	98.3
歯根膜外側	中切歯	1.9	26.2	41.1	32.0	35.1	47.0	33.6	70.8
	犬歯	3.8	34.2	53.4	44.0	47.9	67.5	42.8	97.9

単位：%

の歯根および歯根膜における力学環境ばかりでなく、その隣在歯に生じる反力についても考慮する必要がある。そこで本研究では、歯科矯正臨床において頻繁に遭遇する上顎側切歯の舌側転位に対し、側切歯のブラケットにワイヤーを介してリングクラウントルクを負荷した際に、側切歯ならびにその隣在歯の歯根および歯根膜に生じる相当応力を詳細に解析することを目的とした。

歯にトルクを負荷した場合の歯根表面および歯根膜に生じる応力に関する検討として、Dorow ら¹²⁾は抜去されたヒト第一小臼歯の CT 画像から 3 次元 FE モデルを作製し、0.3 Nmm の唇側では圧下方向、舌側では挺出方向の荷重を負荷し、リングルートトルクを負荷した場合の応力解析を行い、結果として、最大の引張応力は、唇側の根尖部および舌側の歯頸部歯槽骨に認められ、最大の圧縮応力は、舌側根尖部および唇側歯頸部歯槽骨に認められたと報告している。Hohmann ら¹⁹⁾も、抜去されたヒト第一小臼歯歯根の CT 画像から歯の 3 次元 FE モデルを構築するとともに、歯根周囲に厚さ 0.3 mm の歯根膜要素を設定し、歯根膜の頰側歯頸部節点に挺出方向、舌側歯頸部節点に圧下方向の合力にして 6 Nmm のリングクラウントルクを負荷した際に歯根および歯根膜に生じる応力を解析している。その結果、小臼歯根尖部および歯頸部に圧縮応力の集中を認めたとしている。一方、Nakajima ら²⁰⁾は、抜去されたヒト犬歯の CT 画像から 3 次元 FE モデルを作製し、ブラケット相当部節点に 1 N の舌側方向への矯正力を負荷し、舌側傾斜移動した際の相当応力分布について検討した結果、最大の相当応力が舌側歯頸部に認められ、続いて根尖部にも相当応力の集中が生じたことを報告している。

本研究結果として、側切歯に仮想至適トルクを負荷した場合、側切歯の根尖部ばかりではなく唇側歯頸部に $10.4 \times 10^{-3} \sim 11.4 \times 10^{-3}$ MPa の相当応力が生じることが明らかとなった。この歯頸部および根尖部に認めた相当応力の大きさについて、至適矯正力から考察を行うと、Dorow ら¹²⁾が報告している根尖部における至適歯根毛細血管圧 (-12.8×10^{-3} MPa) よりもわずかに小さい値であった。また、Hemanth ら^{13,14)}は、上顎中切歯の 3 次元 FE モデルにて、ブラケット相当部に 0.88 N/mm および 15 N/mm のモーメントを負荷した場合、根尖部歯根膜に引張応力 -14.4×10^{-3} MPa (N/mm^2) および圧縮応力 16.123×10^{-3} MPa (N/mm^2) がそれぞれ認められたとしており、それらの応力は Lee ら²¹⁾の報告する、至適矯正力より小さい値であったとしている。したがって、本研究結果の側切歯根尖部に認められた相当応力と比較を行うと、歯根膜による緩衝作用および隣在歯への矯正力の分散が生じ、従来の報告¹²⁻¹⁴⁾より小さい傾向を認められたものの、概ね近似した傾向であることが示唆された。

Jayade ら²²⁾は、上顎 4 前歯にメタルブラケットを設

定し、 $0.018" \times 0.025"$ SS ワイヤーを装着した 3 次元有限要素モデルを構築し、ブラケット相当部に選択的にトルクを作用させた場合の応力解析を行った結果、トルクを作用させた歯に対して、隣在歯では反作用として逆方向のモーメントが生じたと報告している。本研究においても、側切歯にリングクラウントルクを負荷した場合、側切歯の唇側歯頸部に相当応力の集中を認めたことに対して、中切歯および犬歯では逆方向の舌側歯頸部に相当応力の集中が認められた。また、側切歯に認められた相当応力を 100% とした場合、両隣在歯の舌側歯頸部に認められた反作用は、中切歯で約 71 ~ 76%、犬歯で約 98% の相当応力であり、根尖部に認められた反作用は、中切歯で約 32 ~ 41%、犬歯で約 44 ~ 53% の相当応力であることが明らかとなった。この両隣在歯の歯頸部および根尖部に生じる相当応力値は、側切歯に装着したブラケットに 6° のリングクラウントルクを負荷した条件²⁾において、従来報告されている至適矯正力^{12,21)}の約半分以下の顕著に小さい値であったため、歯根吸収および歯槽骨吸収のような為害作用が生じる可能性は低いと考えられた。

Papageorgiou ら²³⁾は、上顎前歯に、CAD/CAM データを用いて構築した $0.018"$ スロットのチタン製ブラケット、SS ブラケット、およびセラミックブラケットを、コンポジットレジンあるいはガラスアイオノマーセメントの材料特性を有する接着剤要素を介して装着し、ベータチタンワイヤーあるいは SS ワイヤーモデルをエラスティックモジュールあるいは SS リガチャーワイヤーによってブラケットに結紮した状態の 3 次元 FE モデルを構築し、ラビアルクラウントルクを負荷した際の応力解析を実施した。その結果、歯の移動量は、ブラケットの材質よりもワイヤーの材質に強く影響を受けることが示された。また、歯根膜における応力に関しては、結紮方法よりも、ワイヤーの材質の違いが強く影響することも示唆している。将来的には、このようなブラケットの材質、ワイヤーの材質、摩擦やさらに歯槽骨の性状の違いがトルクコントロールに及ぼす影響についても検討を加える必要があると考えられる。

結 論

本研究は、舌側転位した上顎側切歯の歯根の唇側移動を想定し、リングクラウントルクを側切歯のブラケットおよびワイヤー間に負荷した際に生じる、側切歯および両隣在歯の歯根および歯根膜に生じる応力について有限要素解析を行い、以下の結論を得た。

1. 側切歯に生じる相当応力の大きさは最大約 11.0×10^{-3} MPa であり、唇側歯頸部および根尖部に集中していた。
2. 両隣在歯においては、最大で約 4.5×10^{-3} MPa の相当応力が根尖部および舌側歯頸部に認められ、トル

クを負荷した側切歯の近心側隣在歯である中切歯よりも、遠心側隣在歯である犬歯により大きい反力が生じやすいことが示唆された。

以上の結果より、舌側転位した上顎側切歯の歯根を唇側移動する際にはリングクラウントルク負荷によって当該歯ならびに隣在歯に生じる作用・反作用を考慮し、歯の移動を行う必要が示唆された。

稿を終えるにあたり、懇切なるご指導およびご校閲を賜りました日本大学歯学部歯科矯正学講座の皆様へ深く感謝の意を表します。本研究は、日本大学歯学部佐藤奨学金、日本大学歯学部総合歯科学研究費(A)、(B)にて行われた。なお、本研究の一部は第77回日本矯正歯科学会学術大会において優秀発表賞を受賞した。本研究に関して利益相反はありません。

文 献

- 1) Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK (1993) Moments with the edgewise appliance: incisor torque control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103, 428-438.
- 2) Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, Sameshima GT, Shimizu N (2012) Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod* 34, 374-380.
- 3) Kuroda S, Watanabe H, Nakajima A, Shimizu N, Tanaka E (2014) Evaluation of torque moment in a novel elastic bendable orthodontic wire. *Dent Mater J* 33, 363-367.
- 4) Wainwright WM (1973) Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 64, 278-302.
- 5) Lee BW (1995) The force requirements for tooth movement, Part I: Tipping and bodily movement. *Aust Orthod J* 13, 238-248.
- 6) Lee BW (1995) The force requirements for tooth movement. Part II: Uprighting and root torque. *Aust Orthod J* 14, 34-39.
- 7) Lee BW (1996) The force requirements for tooth movement. Part III: The pressure hypothesis tested. *Aust Orthod J* 14, 93-97.
- 8) Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW (2002) Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech* 35, 1411-1415.
- 9) Toms SR, Eberhardt AW (2003) A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123, 657-665.
- 10) Natali AN, Pavan PG, Scarpa C (2004) Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 20, 623-629.
- 11) Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K (2009) Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater* 25, 1285-1292.
- 12) Dorow C, Sander FG (2005) Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *J Orofac Orthop* 66, 208-218.
- 13) Hemanth M, Deoli S, Raghuvver HP, Rani MS, Hegde C, Vedavathi B (2015) Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading (Part I): A finite element method study using linear analysis. *J Int Oral Health* 7, 129-133.
- 14) Hemanth M, Deoli S, Raghuvver HP, Rani MS, Hegde C, Vedavathi B (2015) Stress induced in periodontal ligament under orthodontic loading (Part II): A comparison of linear versus non-linear FEM study. *J Int Oral Health* 7, 114-118.
- 15) Collidge ED (1937) The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc Dent Cosmos* 24, 1260-1270.
- 16) Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A (1999) Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 21, 633-648.
- 17) Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C (2007) Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 29, 219-224.
- 18) Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML (1998) 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.
- 19) Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, Faltin K, Sander FG (2007) Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod* 77, 653-659.
- 20) Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N (2007) Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dent Mater J* 26, 882-891.
- 21) Lee BW (1965) Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res* 44, 1053.
- 22) Jayade V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P (2007) Biomechanics of torque from twisted rectangular archwires. A finite element investigation. *Angle Orthod* 77, 214-220.
- 23) Papageorgiou SN, Keilig L, Vandevska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C (2017) Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. *Prog Orthod* 18, 1-8.