

Tweed-Merrifield 法における space closing loop の 近遠心的位置に関する力学的検討

青島 かおり¹ 多部田 敦己² 中嶋 昭^{1,3} 西 恭一⁴,
小助川 聖史¹ 新井 嘉則^{3,5} 高橋 進⁶ 本吉 満^{1,3}

¹ 日本大学歯学部歯科矯正学講座

² 日本大学大学院生産工学研究科機械工学専攻

³ 日本大学歯学部総合歯学研究所 臨床研究部門

⁴ 日本大学生産工学部創生デザイン学科

⁵ 日本大学歯学部歯科放射線学講座

⁶ 日本大学生産工学部機械工学科

要旨:

目的: Tweed-Merrifield 法では, closing loop を屈曲したアーチワイヤーを使用し, space close を行っている。本研究では, 有限要素解析 (FEA) にて逆解析手法により得られた closing arch wire からのブラケットを介した矯正力を用い, Tweed-Merrifield 法における space close 時のブラケット相当部応力について検討を行った。

方法: 上顎歯列・歯槽骨モデルは, CT 画像より構築し, 実際に作製したワイヤーを 3D-CAD にてモデル化した。第一小臼歯を抜歯した症例を想定し, 0.020 × 0.025 -inch の arch wire (loop の高さ: 7.5 mm, 幅 2 mm) を用い, 活性化量を 1 mm とした。解析モデルは, loop の位置を側切歯一犬歯間の側切歯遠心 1 mm に付与した Model A, および側切歯一犬歯間中央 (5 mm 遠心) に付与した Model B を作製した。荷重条件として arch wire に対して強制変位を与え, ブラケットへ装着後のワイヤー形状に一致させ, FEA により各ブラケットスロット部に発生している反力を求め closing loop の位置による応力の比較検討を行った。

結果: FEA においてブラケットスロットの面積を A_k , それら各要素に生じる応力を σ_k (k : スロット部を表す要素番号) とすると, 荷重 P (= 反力) = $\sum \sigma_k \times A_k$ となり, ワイヤーから各ブラケットのスロット部に生じる矯正力を算出し, arch wire を用いた場合のブラケット相当部に生じる応力を求めた。以上より, 反力計算による矯正力を求める逆解析手法を確立した。逆解析結果より, Tweed-Merrifield 法による space close では, closing loop を側切歯の遠心に位置した Model A の方が vertical control を行う面で有利であることが示唆された。

結論: 有限要素解析により, Tweed-Merrifield 法における, closing arch wire において, closing loop の位置の相違により 4 本 en masse movement についての歯の移動様相の相違を明らかにできたものと考えられる。

キーワード: 有限要素法, 生体内応力, 矯正力, Tweed-Merrifield 法, 抜歯空隙の閉鎖

Mechanical study for closing loop of miso-distal position during space closing in Tweed-Merrifield method

Kaori Aoshima¹, Atsumi Tabeta², Akira Nakajima^{1,3}, Yasukazu Nishi⁴,
Masashi Kosukegawa¹, Yoshinori Arai^{3,5}, Susumu Takahashi⁶, Mitsuru Motoyoshi^{1,3}

¹Department of Orthodontics, Nihon University School of Dentistry

²Graduate School of Mechanical Engineering, College of Industrial Technology, Nihon University

³Division of Clinical Research, Dental Research Center, Nihon University School of Dentistry

⁴Department of Conceptual Design, College of Industrial Technology, Nihon University

⁵Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Nihon University School of Dentistry

⁶Department of Mechanical Engineering, College of Industrial Technology, Nihon University

(受付: 令和 4 年 8 月 8 日)

責任著者連絡先: 青島 かおり

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: 03-3219-8105

E-mail: aoshima.kaori@nihon-u.ac.jp

Abstract: Purpose: In Tweed-Merrifield orthodontic method, the orthodontists usually perform using closing arch wire with closing loops during step of space close in the extraction cases. This study was to investigate the optimal position of closing loop of arch wire using finite element (FE) analysis.

Methods: We built FE model of the maxillary bone and arch dentition by the CT image from the skull model. And wire FE model arch wire were constructed by 3D-CAD. FE models were simulated the first premolar extraction case, and the arch wire (loop height 7.5 mm) of 0.020 × 0.025-inch which activated quantity 1 mm were observed. The present study investigated two different models that one of which was a position of loop in the 1 mm distal of lateral incisor bracket (Model A) and another model was in center between lateral incisor and cuspid brackets (5 mm distal of lateral incisor bracket) (Model B). We analyzed the reaction stress occurring at each bracket slot were determined by FEA, and compared the stresses due to the position of the closing loop between two cases of FE model.

Results: The load at bracket slot could be determined that P (load) were calculated by A (slot area) times σ (stress) ($P = \sum \sigma_k \times A_k$; k = node number). Therefore, we identified that the present results could identified the stress distribution in the periodontal tissue including root, periodontal ligaments and alveolar bone by inverse FE analysis. In addition, for Tweed-Merrifield method, the present study was suggested that located Model A was more advantageous in an aspect to perform vertical control from present results.

Conclusion: In the Tweed-Merrifield method, this FE element analysis could be identified differences in the aspect of tooth movement due to differences in the position of the closing loop of the arch wire in the four en masse movements.

Keywords: Finite element methods, Equivalent stress, Orthodontic force, Tweed-Merrifield method, Space close

緒 言

歯科矯正治療において、arch length discrepancy、顎関係および側貌の改善が必要な症例については、診断上小臼歯を抜歯して治療を行っており、治療結果および後戻りについて良好な結果を得ている。この小臼歯の抜歯症例では、ワイヤーの closing loop^{1,4)}や elastic chain^{5,6)}にて抜歯空隙の閉鎖(Space close)を行っている。

Space close 時の力学的研究は、ストレインゲージを応用した歯列弓実験モデルにて、space closing arch wire に付与した closing loop の形状の相違による、矯正力およびベクトル方向の相違について報告されている^{7,8)}。その結果、Tweed 法で使用している tear drop の形状の loop の矯正力が最も大きく、T-loop で最も小さい値であったとしている^{7,8)}。さらに、前歯の舌側移動量と臼歯の近心移動量の割合は、4 前歯 en-masse および 6 前歯 en-masse の比較において、前歯を舌側に移動する矯正力は、どちらも 40% 程度で大きな差を認めなかったと報告している^{7,8)}。また、青木ら⁹⁾は、closing loop にて space close を行った場合(non-sliding mechanics)と elastic chain より space close を行った場合(sliding mechanics)とについて比較検討を行っている。その結果、sliding mechanics を行った場合には、主に 4 前歯および臼歯に矯正力が生じており、non-sliding mechanics では、加えて犬歯にも矯正力が生じていたことから、力の大きさおよび方向に相違があることを明らかにしている⁸⁾。

有限要素法においても、様々な loop の形状、close 方法について space close 時の力学的な検討がされてきている¹⁰⁻¹⁵⁾。Sumi ら¹³⁾は、歯列弓有限要素モデルを作製し、

6 前歯 en-masse を行った場合の tear drop closing loop の形状について比較検討を行い、最適な loop 形状について明らかにしている。また、Tominaga ら¹¹⁾、Ozaki ら¹²⁾、Hamanaka ら^{14,15)}は 3 次元歯列弓モデルを作製し、sliding mechanics を使用した場合の power hook の高さの相違について明らかにしている。

Tweed-Merrifield 法においては、側切歯—犬歯間に tear drop 型の closing loop を付与した closing arch wire を使用して抜歯空隙の閉鎖を行っている^{3,4)}。この closing arch wire は、0.022×0.028 -inch slot のブラケットに 0.020×0.025 -inch の stainless steel 製の wire で lingual root torque(third order bend)を付与し、臼歯部には tip-back bend として 15° 程度の second order bend を arch wire に付与して space close を行っている^{3,4)}。また、two-step retraction として、犬歯を遠心移動した後、4 前歯を en masse にて側切歯ブラケット遠心部に付与した高さ 7.5 mm、幅 2 mm の tear drop 型の closing loop を作製し space close を行うことを推奨している^{4,7)}。この際、前歯部に 7° の lingual root torque(third order bend)を付与し、犬歯遠心から第二大臼歯に 20° の Spee curve(second order bend)を wire に付与し、前歯部および臼歯部の挺出を生じないように、すなわち vertical dimension を維持するよう space close を行っている³⁾。この closing loop の位置は、側切歯のブラケット遠心に付与することを推奨しているが⁴⁾、実際の矯正臨床ではこれらの arch wire の closing loop の位置は、臨床医によってさまざまであり、closing loop の近遠心的な位置の変化についての個々の歯に与える力学的な検討は、十分されていない。

そこで、本研究では Tweed-Merrifield 法における、two-step retraction にて space close を行う際の closing loop の近遠心的な位置の相違により 2 種類の 3 次元有限要素モデルを作製し、有限要素法による逆解析により、従来実験モデルでしか明らかにできなかったブラケット相当部に発生する応力について loop の位置によりどのように異なるかについて検討を行った。

材料および方法

本研究では、ニッシン社製頭蓋骨模型(図 1A, B)の CT 画像をもとに 上顎歯列・歯槽骨モデルを構築した (n=1)。上顎歯列・歯槽骨の有限要素モデルは、Tweed-Merrifield 法^{3,4)}に準じ、第一小白歯を抜歯した症例において、犬歯の遠心移動が第二小白歯近心まで終了した後、中切歯および側切歯を遠心移動することを想定した歯列モデルにて解析を行った。

ブラケットおよびアーチワイヤーの有限要素モデルは、3D CAD・CAE ソフトウェアのソリッドワークス(ソリッドワークス 2021 研究用ライセンス版, ソリッドワークス・ジャパン, 東京)にて Scanning を行い、3 次元モデル化を行った(図 2A, B)。なお、ブラケット有限要素モデルは、stainless steel(SS)製、0.022×0.028-inch slot の standard Edgewise ブラケット(メッシュブラケッ

ト, トミーインターナショナル, 東京)として構築した(表 1)。アーチワイヤーの有限要素モデルは、SS 製のワイヤー(シャイニーブライトワイヤー, TP ジャパン, 東京)に高さ 7.5 mm, 幅 2 mm の tear drop 型の closing loop を側切歯および犬歯間に屈曲したアーチワイヤーモデルとした(図 2A, B)。前歯部のワイヤー部分は、7°となる lingual root torque が負荷し、さらに、Spee curve が 20°となるアーチワイヤーのモデル化を行った。

本研究の目的を明らかにするため、loop を側切歯ブラケットの 1 mm 後方に付与した Model A(図 2A)、および側切歯・犬歯の中間(側切歯ブラケット遠心 5 mm)に loop を付与した Model B(図 2B)の 2 つの有限要素モデルについて検証を行った。図 2A および図 2B の各右図

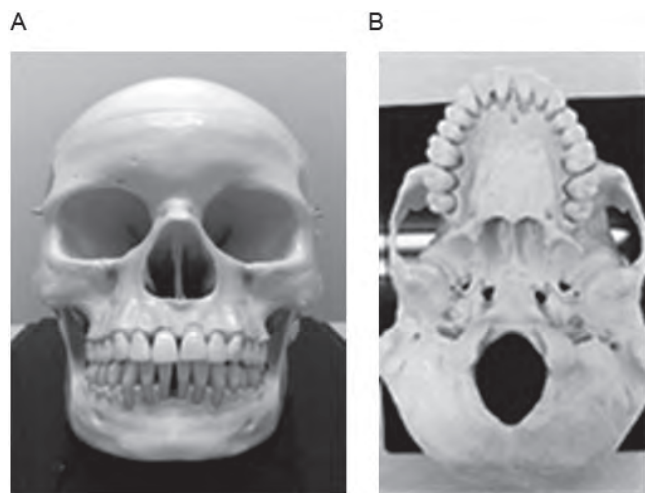
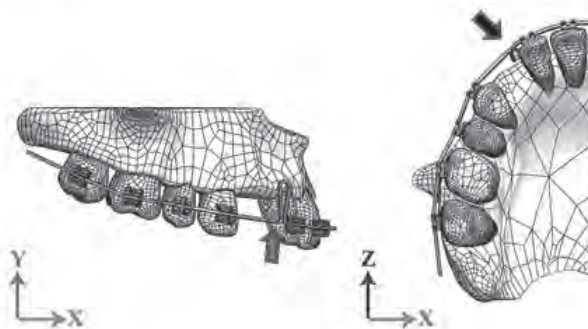


図 1 頭蓋骨模型(A: 正面観, B: 咬合面観)(n=1)

A: Model A



B: Model B

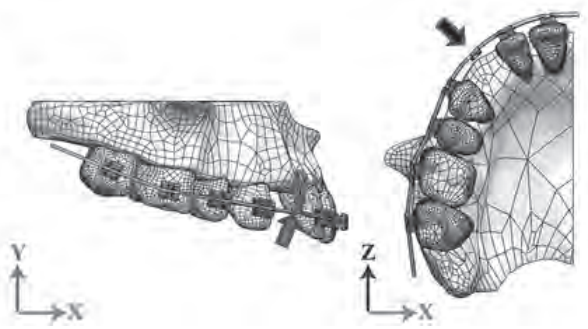


図 2 有限要素モデル(A: Mode A, B: Model B)

表 1 材料特性

Material	Young's modulus (Gpa) ⁹⁾	Poisson's ratio ⁹⁾
Tooth	196	0.3
Alveolar bone	137	0.3
Periodontal ligament	0.666×10^{-2}	0.49
Arch wire/ Bracket	197	0.3

は、上顎歯列および歯槽骨(ブラケットおよびアーチワイヤーを含む)左右断面で切り取った右側部の有限要素モデルであるが、本解析では左右で同じ形状、すなわち左右同じアーチワイヤーおよびブラケットの配置である場合についての解析を行った。この有限要素モデルの断面部に対し、左右対称であることを明示する条件(対称条件)を付加した問題(対称問題)として解析を行った。拘束条件として、図 3A および図 3B のブラケット相当部の矢印に示した方向に、アーチワイヤーの軸方向に対する移動は可能となるよう、ブラケットとアーチワイヤーを結紮した状態を再現するための拘束(スライダー拘束)を行った。さらに、先に述べたように、本解析では対称問題とするため、図 3B の正中部に示した矢印先端から第二大臼歯遠心部については、アーチワイヤーを含む全てのモデルの断面部に対し、対称条件を付加し、各要素の材料定数を表 1 に示した¹⁶⁾。

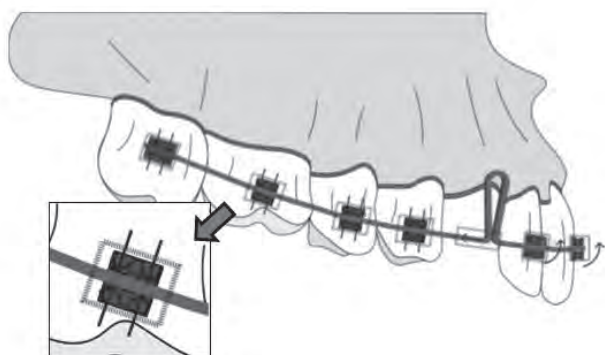
図 3A のように荷重条件として、各ブラケット装着位置におけるアーチワイヤーの有限要素モデルの最遠心部節点に対し、closing loop の活性化量 1 mm 遠心に活性化した際のアーチワイヤーの形状と一致するように強制変位を与え、ソリッドワークス・シミュレーションの有

限要素解析による結果から各ブラケットスロット部に生じる応力を算出した。さらに、その応力値からブラケットに対するアーチワイヤーからの荷重 P (=反力)を逆算し(逆解析)、この P をアーチワイヤーからの矯正力とした。

結 果

Model A の各ブラケットスロット部に生ずる XYZ 方向の応力を表 2 および図 4A に示した。Model A におけるワイヤーからの矯正力は、中切歯に近心・舌側圧下方向、側切歯に遠心・舌側・圧下方向、犬歯に近心・舌側・圧下方向、第二小臼歯に遠心・頬側・圧下方向、第一大臼歯に近心・舌側・挺出方向、第二大臼歯は近心・頬側・圧下方向へ生じることが明らかとなった。前歯部に生じた応力(Z 軸：唇舌側方向)は合計で舌側方向へ 54.2 MPa であり、犬歯および臼歯群(Z 軸方向)の応力の合計は近心方向へ 50.8 MPa であったため、前歯部を後方へ移動する応力の方が大きかった。Vertical Control を行うには、圧下・挺出(Y 軸)方向の応力が重要である^{3,4)}。今回の境界条件として前歯部 wire 要素に 7° の lingual root torque および Spee curve を 20° 負荷し解析を行った結

A: 頬側面観



B: 咬合面観

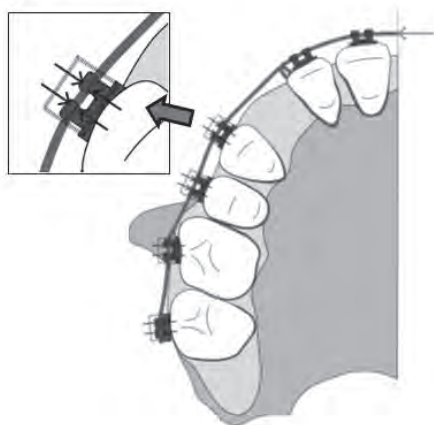


図 3 拘束条件(A: 頬側面観, B: 咬合面観)

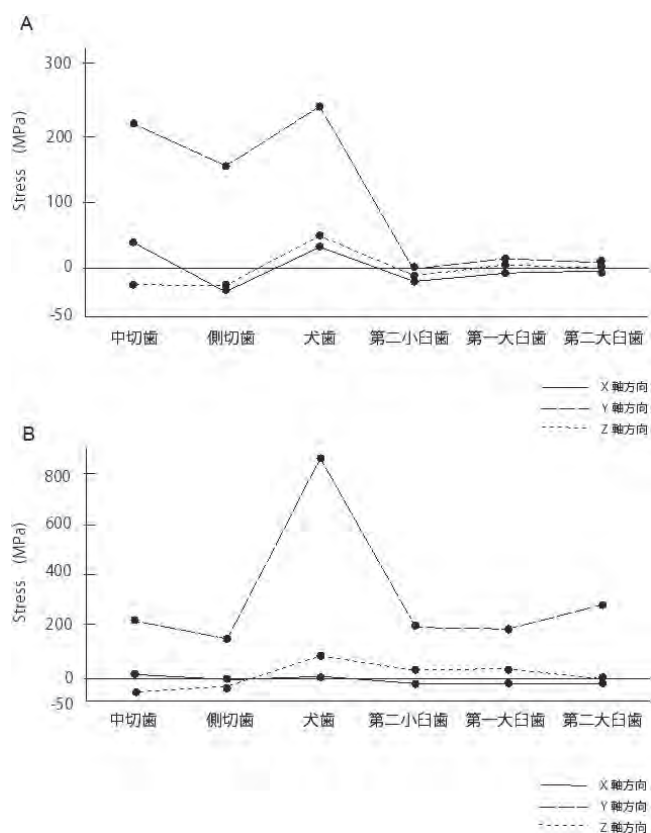


図 4 X 軸方向：前歯：近遠心方向，犬歯・臼歯：頬舌方向，Y 軸方向：圧下挺出方向，Z 軸方向：前歯：唇舌方向，犬歯・臼歯：近遠心方向(A: Mode A の応力値, B: Model B の応力値)

果, 前歯および犬歯には圧下方向に生じていた(表2, 図1A)。

Model Bの解析による各ブラケットスロット部に生ずるXYZ方向の応力を表2および図4Bに示す。Model Bにおけるワイヤーからの矯正力は, 中切歯に近心・舌側・圧下方向, 側切歯に遠心・舌側・圧下方向, 犬歯に近心・舌側・圧下方向, 第一小臼歯には近心・頬側・圧下方向, 第一大臼歯は頬側・近心・圧下方向, 第二大臼歯には近心・頬側・圧下方向に生じていた。応力値はModel Aに比較すると犬歯に集中している結果であった。中切歯および側切歯の近遠心方向(Z軸)に生じた応力は合計で舌側方向へ76.9 MPaであり, 側方歯群の犬歯・臼歯の近遠心方向(Z軸)では近心方向へ189.7 MPaであったため, 臼歯を前方へ移動する応力の方が大きかった。また, Model Bにおいても arch wire に Second および third order bend を付与することにより上顎前歯部が圧下し, 下顎骨が anti-clockwise rotation を起こすようなメカニクスになることが明らかとなった。

考 察

Tweed-Merrifield 法においては, directional force として J-hook headgear を使用し犬歯を遠心移動後, 側切歯ブラケット遠心部に closing loop を付与した closing arch wire にて space close を行うことを推奨している⁴⁾。今回, 著者らは closing loop の近遠心的な位置の相違により歯列に与える応力の相違について2種類の FEA モデルにて比較検討を行った。

従来, 馬場⁷⁾は, 第一小臼歯の抜歯を想定したストレインゲージを応用した歯列弓実験モデルにて, 2種のワイヤーサイズおよび4種の closing loop を組み込んだアーチワイヤーを用いて, 6前歯および4前歯 en masse movement についてのブラケット相当部の応力について

比較検討をしている。その結果, closing loop 単独から生じる矯正力を100%とした場合, 前歯を後方へ移動する量は6前歯 en masse movement を行った場合, 43.7%であり4前歯では42.3%であり, 大きな相違はなかったとしている⁷⁾。Loop 形状の相違では, Tweed 法で使用している tear drop の形状の loop の矯正力が最も大きく, T-loop 形状の loop で最も小さい値であったとしている⁷⁾。

矯正力について, Ricketts¹⁷⁾は, 歯を移動するには至適矯正力があり, 前歯を前後方向に移動するには歯根面積に対して, 100~200 g/cm²程度が適切であると報告している。また, 従来の報告によると, 犬歯の CT 画像より FEA モデルを作製し, 1N で犬歯を遠心移動した際の応力分布について検討した結果, 犬歯歯根尖に生じる応力は約50 kPaであったとしている¹⁸⁾。本有限要素モデルで解析した結果では, 前歯のZ軸(舌側)方向のブラケット相当部の応力は, Model A および Model B いずれも1歯につき約30 MPa程度生じていた。本解析モデルは, Tear drop 型の closing loop であるため, 馬場の報告⁷⁾と同様, 歯根および歯槽骨には heavy force が生じている可能性が示唆された。臨床的に至適矯正力で歯の移動を行う場合は, closing loop 形状, ワイヤーサイズ, loop の activate 量等の調整を行う必要性が示唆された。また, 今後解析については, ①拘束条件で滑りを考慮したスライダー拘束にて検討を行う, および②ワイヤーの形状による非線形性および材料の非線形性を考慮した非線形解析について検討を加える必要性が示唆された。

馬場⁷⁾は, 川崎⁸⁾, 青木⁹⁾の実験方法と同様に, 第一小臼歯の抜歯を想定したストレインゲージを応用した歯列弓実験モデルにて, 第一小臼歯の抜歯症例を想定し, パワーチェーンを用いてスペースクローズを行った場合(sliding mechanics)と, tear drop closing loop を組み

表2 Model A および Model B の応力値

	中切歯	側切歯	犬歯	第二小臼歯	第一大臼歯	第二大臼歯
Model A X軸方向	38.5	-39.8	31.5	-11.0	13.2	-1.4
Y軸方向	224.6	159.7	253.7	2.7	-8.3	7.1
Z軸方向	-24.0	-30.2	51.8	-19.9	6.2	12.7
Model B X軸方向	16.1	-13.3	7.0	-17.0	-19.3	-22.5
Y軸方向	213.8	144.1	849.5	191.5	186.6	282.1
Z軸方向	-44.9	-32.0	101.8	34.6	46.4	6.9

単位: MPa

X軸(+): 切歯; 近心, 犬歯・臼歯; 舌側

Y軸(+): 圧下

Z軸(+): 切歯; 唇側, 犬歯・臼歯; 近心

入れたクローリングアーチワイヤーと (non-sliding mechanics) の相違について比較検討している。その結果、パワーチェーンを用いた sliding mechanics では中切歯に生じた矯正力が最も大きく、犬歯で最小の力を生じていたのに対し、non-sliding mechanics では、後方への力が中切歯で最も小さく、犬歯において大きな力を認めたとしている⁹⁾。本研究結果においては、non-sliding mechanics であるため、同様に犬歯で大きな力を認めており、ストレインゲージを応用した歯列弓実験モデルと同様の傾向を示していた。したがって、有限要素法の逆解析によりブラケット相当部の応力がある程度明らかにできることが示唆された。

最後に closing loop を側切歯ブラケットの 1 mm 遠心に付与した Model A および側切歯・犬歯の中間 (5 mm 遠心) に付与した Model B の臨床的な歯の移動様相について考察を行うと、Model B の方が犬歯への反作用が大きいことから、Model A の方が効率的に中切歯および側切歯を舌側に移動していることが明らかとなった。また、前歯部の舌側方向に生じた応力と側方歯群を近心方向へ生じた矯正力を比較すると、Model A の方が前歯部を舌側に移動するには有利であることが示唆された。青木ら⁹⁾は、closing loop にて space close を行った場合、前歯部の torque および臼歯部の Spee curve を付与しないと、前歯部に挺出方向の矯正力が生じたと報告している。今回の FEA モデルでは、前歯部に 7° の lingual root torque および犬歯遠心から第二大臼歯にかけて 20° の Spee curve を付与した wire について検討した結果、前歯部に圧下方向の応力が生じていたことから、closing arch wire から生じる前歯への挺出方向の力⁹⁾は抑制されることが示唆された。

以上より、本解析結果から Tweed-Merrifield 法における、two-step retraction にて space close を行う際、closing loop を側切歯ブラケットの 1 mm 後方に付与した arch wire の方が、側切歯・犬歯の中間に付与した場合より、犬歯への反作用や前歯部を効率的舌側移動させるには有利であることが示唆された。

今後、FEA モデルについては、bracket slot および wire との摩擦や wire-slot 間のあそび等を条件として組み入れたモデル構築や、歯根膜の非線形分析や歯と歯のコンタクトを再現した動摩擦解析等より生体反応を加味したモデルにて解析を行うことが望ましいことが示唆された。しかし、今回の結果より Tweed-Merrifield 法における、closing arch wire において、closing loop の位置の相違により 4 本 en masse movement についての歯の移動様相の相違を明らかにできたものと考えられる。

結 論

Tweed-Merrifield 法における space close 時の closing

loop の位置の相違からブラケット相当部に生じる応力について、有限要素解析を用いて比較検討を行い、以下の結論を得た。

1. 有限要素解析において、荷重 $P (= \text{反力}) = \sum \sigma_k \times A_k$ となり、ワイヤーから各ブラケットのスロット部に生じる矯正力を算出した結果、反力計算による矯正力を求める逆解析手法を確立した。
2. 逆解析で得られた結果により、Tweed-Merrifield 法による space close では、closing loop を側切歯のブラケットから 1 mm 遠心に位置した closing loop の方が、側切歯・犬歯の中間に loop を付与したアーチワイヤーより、vertical control を行う面で有利であることが示唆された。

稿を終えるにあたり、日本大学歯学部歯科矯正学講座および日本大学生産工学部の皆様に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。本研究の一部は第 49 回日本大学生産工学部学術講演会 (2016 年) および第 75 回日本矯正歯科学会学術大会 (2016 年) において発表した。なお、本研究に関して利益相反はありません。

文 献

- 1) Burstone CJ (1982) The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod 82, 361-378.
- 2) Faulkner MG, Lipsett AW, El-Rayers K, Haberstock DL (1991) On the use of vertical loops in retraction systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 99, 328-336.
- 3) Vaden JL (1991) Sequential directional forces treatment: two Class II case reports. Am J Orthod Dentofacial Orthop 99, 491-504.
- 4) Klontz HA (1996) Tweed-Merrifield sequential directional force treatment. Semin Orthod 2, 254-267.
- 5) Roth RH (1994) Treatment mechanics for the straight wire appliance. In Orthodontics-current principles and techniques. Graber TM, Vanarsdall RL eds, 2nd ed, Mosby, St Louis, 685-711.
- 6) Rinaldi TC, Johnson BE (1995) An analytical evaluation of a new spring design for segmented space closure. Angle Orthod 65, 187-198.
- 7) 馬場貴弘 (1997) スペース・クローリング・アーチワイヤーから歯列弓上に発現する矯正力—6 前歯および 4 前歯の en masse movement を行った際のループ形態およびワイヤーサイズの影響—. 日大歯学 71, 593-613.
- 8) 川崎一也 (1998) スペース・クローリング・アーチワイヤーから歯列弓上に発現する矯正力—0.018" スロットサイズのブラケットの場合について—. 日大歯学 72, 711-721.
- 9) 青木昌利, 山下道也, 波多野麻里, 中嶋 昭, 納村晉吉 (1998) スペースクローズを行った際に上顎歯列弓に生じる矯正力—スライディング・メカニクスおよびノン・スライディング・メカニクスの比較—. 日大歯学 72, 623-632.
- 10) Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I, Hotokezaka Y, Tanaka M, Yoshida N (2009) An *in vivo* 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force

- magnitudes in rat molar. *Angle Orthod* 79, 703-714.
- 11) Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N (2009) Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod* 79, 1102-1107.
 - 12) Ozaki H, Tominaga JY, Hamanaka R, Sumi M, Chiang PC, Tanaka M, Koga Y, Yoshida N (2015) Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: A three-dimensional finite element study. *J Dent Biomech* 6, doi: 10.1177/1758736014566337.
 - 13) Sumi M, Koga Y, Tominaga JY, Hamanaka R, Ozaki H, Chiang PC, Yoshida N (2016) Innovative design of closing loops producing an optimal force system applicable in the 0.022-in bracket slot system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 150, 968-978.
 - 14) Hamanaka R, Yamaoka S, Anh TN, Tominaga JY, Koga Y, Yoshida N (2017) Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 152, 601-612.
 - 15) Hamanaka R, Cantarella D, Lombardo L, Karanxha L, Del Fabbro M, Siciliani G, Yoshida N (2021) Dual-section versus conventional archwire for en-masse retraction of anterior teeth with direct skeletal anchorage: a finite element analysis. *BMC Oral Health*. 21, 87.
 - 16) 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.
 - 17) Ricketts RM (1980) Development of the utility arch. In *Bioprogressive Therapy*. Ricketts RM ed, Rocky Mountain orthodontics, Denver, 259-262.
 - 18) 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.