

CAD/CAM を用いた熱可塑性樹脂製矯正装置の矯正力発現に関する 生体力学的検討

A Biomechanical Study of Orthodontic Forces Generated by Thermoplastic Orthodontic Appliance using CAD/CAM system

永良 百合子*, 小関 道彦**, 島田 幸世**, 小倉 有美子*, 伊能 教夫**, 槇 宏太郎*

Yuriko NAGARA*, Michihiko KOSEKI**, Sachiyo SHIMADA**,
Yumiko OGURA*, Norio INOU**, and Koutaro MAKI*

Abstract: An aesthetic orthodontic treatment using the 3D CAD/CAM system (Invisalign®, Align Technology, Inc, Santa Clara, CA) was introduced to the orthodontic community in 1999. This appliance is said to be virtually invisible and removable. Because the patient's request for a more aesthetic orthodontic treatment has become stronger, this appliance is gaining popularity and we have many patients using this product. However, the mechanical condition of this appliance doesn't make clear and unexpected teeth movements differing from the simulation is often seen. This study aims to analyze the mechanical conditions under this appliance. We present an integrated approach to investigate the mechanical behaviour under this treatment by using three 6-axis sensors and teeth crown models. We used cylindrical teeth models and enlarged teeth models that are made by rapid prototyping as teeth crown models. We confirmed clinical experience of unexpected teeth movement under this treatment by this experiment.

Keywords: Orthodontics, Thermoplastic appliance, CAD/CAM, 6-axis sensor, rapid prototype

1. 緒言

歯列矯正には従来、歯面に装着するブラケットおよびワイヤが用いられることが殆どであった。この歯列矯正手法の利点は、ワイヤの弾性を医師が任意に調整することが可能であり、個々の歯の移動を実現できることである。しかし矯正器具が目立ち、審美的に患者の満足が得られないという欠点があった。近年、患者の矯正器具に対する審美的要求が高くなり、熱可塑性樹脂製の可撤式透明装置を用いた矯正手法が米国で提案され、日本でも広く普及しつつある^(1,2)。この装置は図1に示すような透明なマウスピース様の形態をしており、従来の装置と比べ目立たず審美性に優れている。さらに本装置は、患者自身で着脱が可能のため、口腔内清掃が容易であるという利点もある。

これらの利点に加え本矯正手法は、治療開始前に時系列で事前に製作された複数の装置を、2週

間を1ステージとして定期的に交換することにより最終目標歯列までの歯の移動を実現することが大きな特徴として挙げられる。これは、定期的に歯科医師がワイヤを調整していた従来の矯正治療に比べ、診療時間が短縮されるだけでなく、医師のスキルによらない均質な治療の提供を可能としている。

しかし、本矯正手法を治療に適用した際に、事前の計画とは異なる歯の移動となる場合をしばしば経験する。特に第一小臼歯の抜歯症例では、第二小臼歯の圧下や、第一大臼歯の近心傾斜が起こりやすい(図2参照)。欧米人と比較して日本人の場合には叢生量が大きい症例や側方顔貌の改善を必要とする症例が多く、このため抜歯を伴って歯を大きく移動する治療計画が多い。このような抜歯症例は、装置製作会社によっても難易度の高い移動であると分類されている⁽³⁾。しかしその根拠は臨床経験に基づくものであり、力学的な検討はなされていない。

従来のワイヤを用いた矯正手法に対する力学的な検討としては、光弾性法⁽⁴⁾、ひずみゲージ^(5,6)、有限要素解析⁽⁷⁾などを用いた手法が多く報告されている。従来の矯正手法では、矯正力の作用点がブラケット装着部位であることが明らかである

原稿受付日:2008年8月5日, 受理日:2008年11月16日

*昭和大学歯学部歯科矯正学教室。

Department of orthodontics, School of Dentistry,
Showa University.

**東京工業大学大学院理工学研究科。

Graduate School of Science and Engineering,
Tokyo Institute of Technology.

ため、これらの工学的な検討手法を適用可能だった。しかし、本矯正手法では装置が歯列全体を覆うため矯正力の作用点が不明であり、このため従来手法の適用は困難である。

そこで本研究では、熱可塑性樹脂製矯正装置が発現する矯正力について生体力学的な検討を行うことを目的としている。本稿ではまず、熱可塑性樹脂製矯正装置による歯列矯正について概説し、歯列の力学状態を実験的に解析する手法について述べる。



Fig. 1 Thermo plastic orthodontic appliance.



Fig. 2 Unexpected medial inclination at 1st molar and 2nd premolar.

2. 熱可塑性樹脂製矯正装置の臨床適用

熱可塑性樹脂製矯正装置の製作手順を以下に示し(図3参照)、本研究で熱可塑性樹脂製矯正装置による歯列矯正について力学的に検討することの必要性と位置付けについて述べたい。

まず、歯科医師が対象患者の口腔内印象(歯型)・レントゲン写真・口腔内写真および歯の移動様相を指示する治療計画書を装置製作会社に送る。装置製作会社は口腔内印象をCTでスキャンした後、CTデータに基づき個々の歯を識別し、各歯の三次元モデルを構築する。次に、この三次元モデルと治療計画書に基づきバーチャル治療シミュレーションを実施する。本矯正装置は、歯根膜の圧縮によって適切な歯の移動が実現されるという考えに基づき⁶⁾、治療ステージ(2週

間)ごとの移動距離を250 μ m以下と定めている。そこでシミュレーションでは、各々の歯がこの移動速度によって目標の位置まで最短の移動経路で配列される。この治療シミュレーションで示される歯の移動様相や治療後の咬合を歯科医師がインターネット上で確認し、修正を繰り返すことによって最適な移動様相を計画する。そして歯科医師の最終的な承認を得た上で、装置製作会社が各治療ステージでの歯列模型をレーザーリソグラフによって作製する。この模型に熱可塑性樹脂を吸引圧接することによって矯正装置を作製し、診療所に届けられる。

こうして事前の綿密な計画に基づき作製される矯正装置であるが、前述のように臨床ではシミュレーションで示された歯の移動とは異なる状態をしばしば経験する。この様な場合、図4に示すようにワイヤとのコンビネーション治療や補助装置を用いて対応しているが、本矯正装置の力学状態を把握し、このような現象が起こらない歯の移動計画を立案する必要がある。

次章では、本研究で行った本矯正装置に対する力学的な検討について報告する。

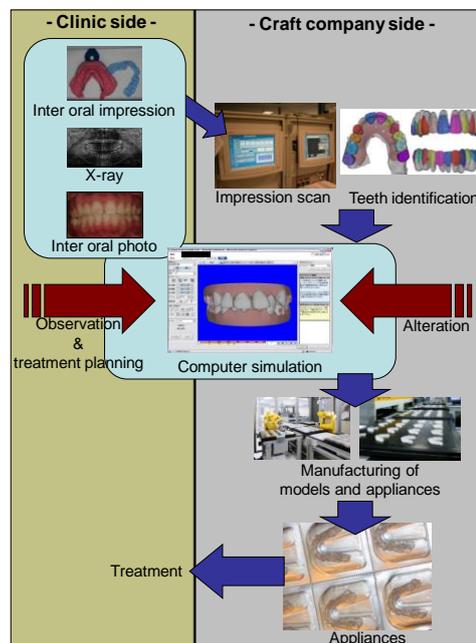


Fig. 3 Manufacturing process of the appliances.



Fig. 4 Support appliance for the unexpected movements at 1st molar and 2nd premolar.

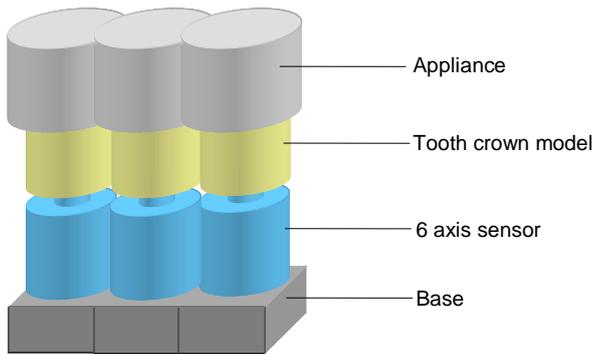


Fig. 5 Schematic diagram of measurement device.

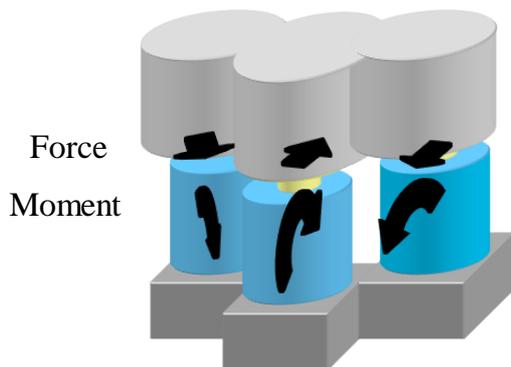


Fig. 6 Forces and torques measured by the device.

3. 実験方法および結果

本矯正装置が実際の歯列に与える力学状態を口腔内で計測することは非常に困難である。そこで本研究では、3本の歯列に局限した実験装置によって本矯正装置による力学状態を簡便に測定することを考えた。図5に実験装置の概略を示す。実験装置は3個の6軸力センサおよび台座、歯冠モデルから成り、センサの台座位置を変化させることによって様々な歯の配列を表現することが可能である。そして、本実験装置にあわせて製作した矯正装置によって与えられる力学状態を、図6に示すように並進力やトルクとして計測することが可能である。

本研究で製作した実験装置の外観を図7に示す。図7(a)は簡単のため円柱として表現した歯冠を各センサ上に配置しており、図7(b)は拡大歯模型を用いている。6軸力センサにはミネベア株式会社製 OPFT-100N[®]を用いた。それぞれの歯冠モデルに対し、実際の矯正装置と同様に吸引圧接によって製作した実験装置用の熱可塑性樹脂製矯正装置を図8に示す。

以下に円柱模型および拡大歯模型を用いた実験の結果を述べる。



(a) A case of cylindrical teeth.



(b) A case of enlarged teeth.

Fig. 7 Measurement devices with different crown models.



(a) A case of cylindrical teeth.



(b) A case of enlarged teeth.

Fig. 8 Thermoplastic appliance for the device.

3.1 円柱模型を用いた実験（唇舌方向）

まず、予測実現性が低く日本人症例に多く見られる上顎側切歯の唇側への平行移動を模擬した実験を行った。この実験では、アルミ材から削り出した高さ 50mm、直径 50mm の円柱模型が直線状等間隔に整列した状態を目標とする歯列形状であると定義し、中央のセンサが X 軸方向に 1.0mm 変位した状態を初期状態とした。目標歯列形状の実験装置に対し、PET 板材を吸引圧接することによって実験用矯正装置を製作した。実験用矯正装置の深さは 15mm とし、板材厚さは 0.5mm および 1.0mm の 2 種類を作製した。これは、矯正装置の材質や厚さによって機械的性質が異なる事が報告されており⁽¹⁰⁾、そのことを検証するためである。

実験は 4 回行い、計測される並進力およびモーメントの平均値を実験結果とした。

結果および考察

0.5mm 厚の PET 板材で製作した実験用矯正装置が発揮する力学状態の測定結果を図 9 に示す。この図では、実験装置の 6 軸力センサは、左から Sensor 0, 1, 2 と名付け、各センサで計測された並進力やモーメントの 6 成分をそれぞれグラフで表示している。中央の Sensor 1 に生じている力学状態（黒色）に着目すると、平行移動を実現する並進力 F_x が発生している。しかし、Y 軸廻りのモーメント M_y も強く生じており、これは結果として歯の傾斜を招くことが予想される。前述のように、本矯正装置を用いた治療では平行移動したい歯が傾斜してしまうことを多く経験しており、

この実験結果はこの経験を裏付けている。

次に、1.0mm 厚の矯正装置での結果を図 10 に示す。図 9 に示した 0.5mm 厚の矯正装置の場合と比較すると、生じる並進力およびモーメントはともに大きくなっている。しかし、発生する矯正力の傾向は同様であった。

F_y , M_x に着目すると、発生する矯正力は左右対称にならず、Sensor 0 を中心に Sensor 1, 2 に矯正力が発生した。Y 軸方向に関する力学的な現象が Sensor 1 を中心に左右対称に発生しなかったのは、本矯正装置が長軸方向の変形に対して剛性が高く、装置装着時の加熱による材質や厚みのムラにより、Sensor 0, 1 の隣接面にひずみが生じたため実験結果のようになったと考えた。

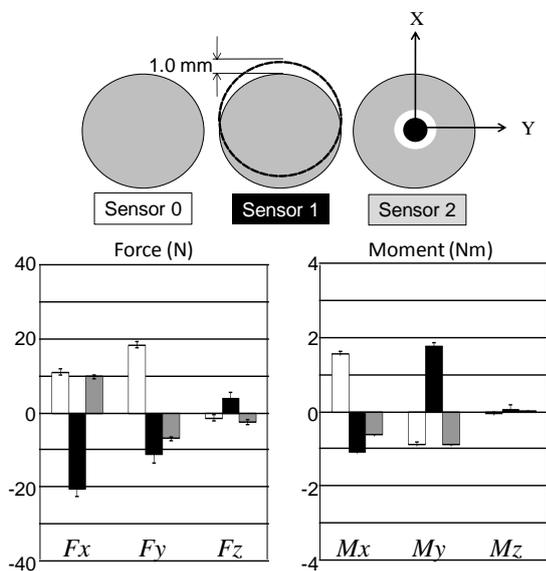


Fig. 9 Measured forces and torques.

(Misalignment in X = 1.0mm, thickness = 0.5mm)

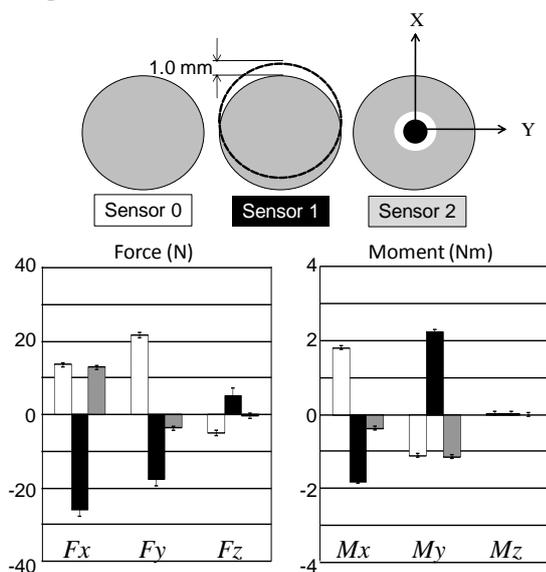


Fig. 10 Measured forces and torques.

(Misalignment in X = 1.0mm, thickness = 1.0mm)

3.2 円柱模型を用いた実験 (近遠心方向)

次に、抜歯症例で多く見られる第一大臼歯の近心への平行移動を模擬した実験として、中央のセンサ (Sensor 1) が Y 軸方向に -1.0mm 変位した状態を初期状態とする実験を行った。この実験で用いた実験用矯正装置は、前節で示した X 軸方向変位の実験に用いた 0.5mm 厚のものである。

結果および考察

実験結果を図 11 に示す。この実験条件では、Y 軸方向の並進力 F_y および X 軸廻りのモーメント M_x が生じている。この状態を図 10 に示した X 軸方向の移動と比較すると、Y 軸方向変位で生じる並進力やモーメントは X 軸方向変位の場合と比べて大きくなっている。これは、本矯正装置の横曲げに対する剛性が近遠心方向の引張圧縮剛性に比べて小さいためであると考えられる。さらに、並進力とモーメントの比で矯正力を比較すると、わずかだが近遠心方向の移動の方が傾斜しやすいことを示唆していた。

この結果に加えて、近遠心方向の移動においては、矯正装置が歯と接触して矯正力を発揮する主な作用部位に隣接歯が存在し、装置と歯が接触せず、歯の移動をコントロールすることがさらに難しいと予想される。このため、近遠心方向の歯の移動についてはより慎重な計画が望まれる。

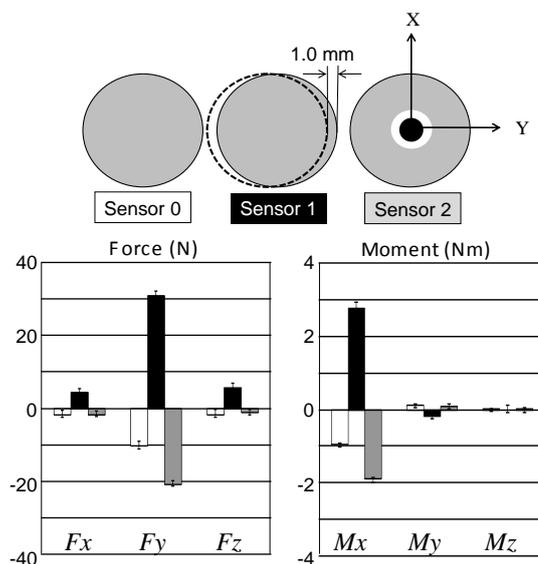


Fig. 11 Measured forces and torques.

(Misalignment in Y = -1.0mm, thickness = 0.5mm)

3.3 拡大歯模型を用いた実験

本矯正装置が発揮する力学状態の形態依存性について検証するため、より実際に近い状態として拡大歯模型を用いた実験を行った。拡大歯模型は以下に示す手順で作製した(図 12 参照)。

- 1) 上顎右側中切歯・側切歯・犬歯の 2.5 倍大模型(株式会社ニッシン製)をマイクロフォーカス X 線 CT (コムスキャンテクノ株式会社製 ScanXmate-A130SS940) を用いて撮影
- 2) X 線 CT 画像から歯の表面形状を算出
- 3) スケールを調整
- 4) ラピッドプロトタイピング (Stratasys Inc. 製汎用造形機 Prodigy Plus) を用いて拡大歯模型を製作
- 5) ラピッドプロトタイピング模型の表面を処理し、超硬石膏で置換

上記の第 3 ステップで行ったスケール調整では、六軸力センサの直径が 50mm であることを考慮し、歯模型のうち最小の側切歯が 52mm に拡大される係数を算出し、その他の歯模型についても同じ係数を用いて拡大した。製作した拡大歯模型を解剖学的歯軸に従ってセンサに取り付け、図 13 に示す状態を目標とする歯列形状とした。そして、上顎右側側切歯の唇側平行移動を模擬し、Sensor 1 を X 軸方向に -2.0mm 平行に変位させ実験を行った。

結果および考察

拡大歯模型を用いた 1.0mm 厚の実験用矯正装置が発揮する力学状態の測定結果を図 14 に示す。円柱模型を用いた実験結果と同様に、変位させた Sensor 1 の力学状態(黒色)は並進力 F_x だけでなく Y 軸廻りのモーメント M_y も強く生じていた。さらに特筆すべきは、Sensor 0, 2 の並進力 F_x とモーメント M_y の大きさに差が生じたことである。三本の同一形状の円柱模型を用いた同様の実験では Sensor 0, 2 においてこの差が生じなかったことを考慮すると、本矯正装置による力学状態は歯冠形態に依存する事が示唆される。すなわち、中切歯 (Sensor 0) および犬歯 (Sensor 2) の並進力 F_x とモーメント M_y を比較すると、いずれも中切歯で大きな値を示しており、このことから中切歯のような平面的な形状の歯は犬歯のような円錐形の形状の歯よりも矯正力を強く受けやすいようである。本矯正手法では、治療ステージごとの移動距離を歯冠形態によらず一律に 250 μ m 程度で計画している。しかし、歯冠形態は様々であり⁽¹¹⁾、歯種によって移動の仕方を工夫するこ

とが必要であると示唆される。さらに歯冠形態だけでなく歯根形態にも力学状態が依存することが予想され、今後解明する予定である。

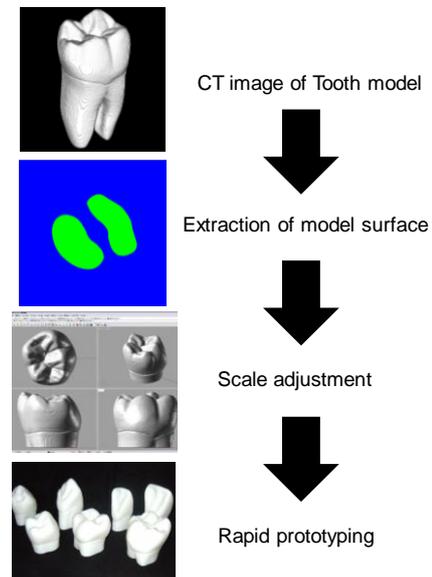


Fig. 12 Processes of making enlarged teeth models.

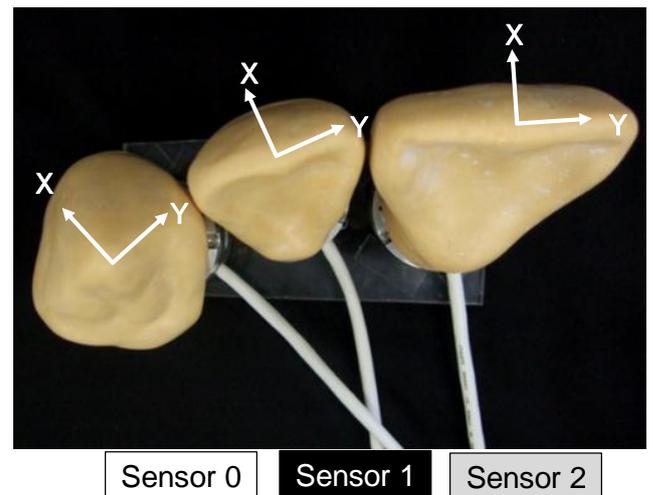


Fig. 13 Measurement device with enlarged teeth models.

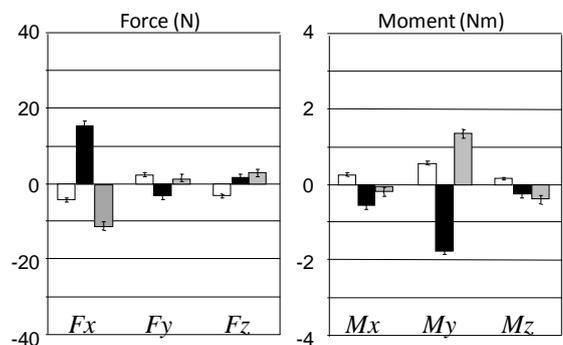


Fig. 14 Measured forces and torques. (Misalignment in X = -2.0mm, thickness = 1.0mm)

4. 結言

本稿では、今まで不明であった熱可塑性樹脂製矯正装置が矯正力を発現する現象について実験的に検討し、概略的挙動を把握した。平行移動を模擬した実験では、移動を目的とした歯冠模型は並進力だけではなく予期せぬ移動を招くモーメントが観察され、臨床経験を裏付ける結果となった。今後は移動の仕方や矯正装置と歯の接触関係などを改善し、シミュレーション同様の歯の移動の実現を目指したい。

また、拡大歯模型を用いた実験から、樹脂製矯正装置が発揮する力学状態は歯冠形態に依存することがわかった。これらの結果から、本矯正手法に基づく歯の移動計画においては、各治療ステージで一定の変位量を設定するのではなく、移動の方向や歯冠形態を考慮することが必要であると考えられる。

本実験において、変位させた歯冠模型と矯正装置は完全には適合していなかった。実際の口腔内では歯根膜の圧縮によって歯と矯正装置が適合しており、今回の実験装置は全体に剛であったため装置の変形がより大きく生じたものと考えられる。本実験は、歯根膜圧縮前の装置装着初期の力学状態であると捉えているが、今後、歯根膜を考慮したより詳細な実験を進めたいと考えている。また本実験では実際の口腔内よりも大きなスケールで行われ、得られた実験結果も大きな値となっている。今後臨床において、定量的な実験結果を反映させる上で、歯周組織の物性を考慮した有限要素解析を予定し、解析を行いたいと考えている。これにより、適切な歯の移動を実現する矯正装置の設定が期待される。

参考文献

- (1) Wong B. Invisalign A to Z. *Am J Orthodont Dentofacial Orthoped* 121:540-541, 2002.
- (2) インビザライン公式ホームページ <http://www.invisalign.com/generalapp/jp/ja/index.jsp>
- (3) Robert N. 症例選定基準に関する考察. *臨床矯正ジャーナル* 21: 59-82, 2005.
- (4) Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthodont Dentofacial Orthoped*. 132: 624-629, 2007.
- (5) 野間秀朗, 深井克彦, 及川研一, 森脇正子, 納村普吉. 矯正用アーチワイヤーから歯列弓上に発現される矯正力について—その1. 両側側切歯唇側移動時の矯正力の分布. *日橋歯誌* 49: 247-255, 1990.
- (6) 宮崎芳和, 槇宏太郎, 臼井俊朗, 柴崎好伸, 李元植, 宮崎隆. ストレインゲージを用いた歯列モデルにおける矯正力の定量的計測—種々のワイヤ形状によって発生する矯正力の特徴について. *昭和歯誌* 22: 96-111, 2002.
- (7) 丹根一夫, 長滝孝夫, 加藤穰慈, 山形嘉明, 井上裕子, 作田守. 矯正治療時における種々の力系に対する歯根膜の生力学的反応—moment/force比と歯根膜での応力の関係. *日橋歯誌* 47: 526-535, 1988.
- (8) Schroeder HE. *シュレーダー歯周組織*. 医歯薬出版.
- (9) ミネベア株式会社 計測機器事業部: 6軸力センサ <http://www.minebea-mcd.com/product/6-axial/>
- (10) Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermo-plastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthodont waves* 65: 64-72, 2006.
- (11) Ash MM. *ホイラー 歯の解剖・生理・咬合学(第6版)*. 西村書店.