

歯冠歯根統合モデルを用いた歯の移動の三次元解析
:一塊遠心移動法による上顎臼歯部の評価

北園 優歩¹⁾, 小林 優²⁾, 不島 健持¹⁾

¹⁾ 神奈川県立歯科大学大学院歯学研究科高度先進口腔医学講座歯科矯正学分野

²⁾ 神奈川県立歯科大学大学院歯学研究科顎顔面病態診断治療学講座口腔外科学分野

Three-dimensional analyzing system of tooth movement by using
crown-root integrated model: Assessment of en-masse distalization of
the upper molars

Yuho KITAZONO¹⁾, Masaru KOBAYASHI²⁾, Kenji FUSHIMA¹⁾

¹⁾ Division of Orthodontics, Department of Highly Advanced
Stomatology, Graduate School of Dentistry, Kanagawa Dental
University, 3-31-6 Tsuruya-cho, Kanagawa-ku, Yokohama, Kanagawa
221-0835, Japan

²⁾ Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of
Dentomaxillofacial Diagnosis and Treatment, Graduate School of
Dentistry, Kanagawa Dental University, 82 Inaoka-cho, Yokosuka,
Kanagawa 238-8580, Japan

Corresponding author

不島 健持*

所 属 神奈川県立歯科大学大学院歯学研究科高度先進口腔医学講座
歯科矯正学分野

住 所 221-0835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町 3-31-6

e-mail fushima@kdu.ac.jp

キーワード:遠心移動, 歯科矯正用アンカースクリュー, 統合モデル, 歯根の
移動分析

ランニングタイトル:歯冠歯根統合モデルを用いた歯の移動の三次元解析

Abstract

This study aimed to assess three-dimensional tooth movement using a reconstructed crown-root integrated model, in cases treated by the en-masse distalization of the upper molars.

Eight female patients, aged 20 years and 9 months old on average, with Angle's Class II malocclusion participated in this study. They were treated by the en-masse distalization of the upper molars from the first premolar to the second molar, which were integrated as a grouped mass. At an initial recording, the upper molars were reconstructed using CT data, with digital models of the upper casts (DM-T1) being reconstructed from the 3D Scanner data. The crown area of each tooth of the CT model was replaced with the corresponding crown of the DM-T1. Consequently, the crown-root integrated models were reconstructed. At the recording after the en-masse distalization, digital models of the upper casts were reconstructed as DM-T2. Each crown-root integrated model was superimposed on the corresponding crown of the DM-T2. As a result, tooth movement was analyzed three-dimensionally.

For the translation of the upper first molar, distal movement was, on average, 2.6 ± 0.8 mm at the crown and 2.3 ± 0.7 mm at the root apex. In the sagittal direction, the upper first molars showed an average distal

tipping of $0.9 \pm 4.0^\circ$. The integrated segment of the upper molars whole was rotated an average of $2.1 \pm 3.1^\circ$ posterior-superiorly in the sagittal plane and an average of $1.3 \pm 2.3^\circ$ posterior-laterally in the horizontal plane. Migration speed of the upper first molar at the crown and the root apex were an average of 0.3 mm/month and 0.2 mm/month, respectively.

Through reconstructing a crown-root integrated model, a three-dimensional system for analyzing teeth movement was established. It was demonstrated that the en-masse distalization of the upper molars was by a bodily movement as a whole. The efficacy of the clinical application was suggested.

緒言

三次元的な歯の移動の標準装置として、マルチブラケット装置が広く臨床応用されているが¹⁾、臼歯部の遠心移動を行う上でマルチブラケット法にはいくつかの欠点があると考えられる。第一に、マルチブラケット装置は、ワイヤーとブラケットスロット間に一定の遊びが存在することにより²⁾、側方歯の遠心傾斜を引き起こす³⁾。側方歯がそれぞれ遠心傾斜することで、ワイヤーとブラケットスロット間の摩擦が大きくなり、歯の移動効率を抑制する懸念がある²⁾。また、遠心への傾斜移動は歯根膜の遠心歯頸部や近心根尖部などへの応力集中により硝子様変性を引き起こすと考えられ⁴⁾、効率的な歯の移動を阻害する可能性がある。我々は、口蓋に適用する歯科矯正用アンカースクリュー⁵⁾を併用し、上顎臼歯部を一塊として遠心移動を行う新しい方法(一塊遠心移動法)を考案した。歯の一塊移動法に関しては、上顎前歯部の適応例が報告されているが⁶⁾、これまで臼歯部へ応用した報告は認められない。

歯科矯正治療における歯の移動評価には、頭部 X 線規格写真やパノラマ X 線写真による二次元的な評価を行うことが一般的である⁷⁾。しかし、機械的な矯正力の下での歯の移動は、歯根を囲む歯周組織のリモデリングに依存しており⁸⁾、歯周組織の生体力学的応答を知るためには、歯根部の移動評価を行うことが不可欠である。近年、Multi-Detector Computed Tomography (MDCT, 以下 CT と記載) または Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) 撮影法が、臨床において三次元画像を得るためにより広く使用されるようになった^{9, 10)}。しかし、X 線写真よりも高レベルの放射線に患者を曝すため、複数回の CBCT 撮影は推奨されない¹¹⁾。そこで我々は医用画像工学を応用し、歯列石膏模型と CT 画像とを組み合わせることで歯のモデル(歯冠歯根統合モデル)を作製することで、患者への被爆を最小限に抑えた歯の三次元移動解析システムの構築を進めている。

本研究では、歯冠歯根統合モデルを用いて一塊遠心移動法を行った臨床症例の歯の移動を三次元的に評価し、一塊遠心移動法の有効性を検討した。

対象および方法

本研究は、神奈川歯科大学の研究倫理審査委員会の承認(承認番号:474)を得て実施した。

1. 研究対象

神奈川歯科大学附属横浜研修センター・横浜クリニックの矯正歯科を受診した患者の中から、智歯以外は非抜歯で上顎臼歯の一塊遠心移動法を適用した成人の女性患者 8 名(平均年齢 20 歳 9 か月, 16 歳 0 か月～25 歳 7 か月)を研究対象とした。

症例の選択基準は、Angle Class II の不正咬合である、正面セファロより下顎の非対称を認めない、智歯以外の欠損歯を認めない、初診時に上顎の歯槽基底部分及び口蓋を含む領域の CT 撮影が行われていた、上顎側方

歯に叢生、転位等の顕著な歯列不正を認めないであった。

すべての症例において、治療開始時に上顎第三大臼歯を抜歯し、上顎臼歯の一塊遠心移動を開始した。患者は約4週間に1度のペースで来院し、両側の犬歯関係が Angle Class I になった時点で遠心移動を終了した。遠心移動の期間は平均10か月(5か月～14か月)であった。なお、本研究に用いたCTは顎変形症の診断のために撮影されたものであり、顎矯正手術は回避された症例であった。

歯の移動の定量的分析には、CTの Digital Imaging and Communications in Medicine (Dicom) データ (Alexion™ / Advance Edition, キヤノンメディカルシステムズ株式会社, 栃木, 管電圧 120 kPv, 管電流 200 mA, スライス厚 0.5 mm), 治療前の歯列石膏模型, 治療後の歯列石膏模型(動的治療中の一塊遠心移動適用後)の資料を用いた。

2. 一塊遠心移動法

1) 歯科矯正用アンカースクリューの埋入植立

上顎臼歯の遠心移動の固定源を確立する目的で、口蓋に歯科矯正用アンカースクリュー(2.0 ロッキングスクリュー, 品番:401-248, シンセス株式会社, 東京)を二本, 同一の術者(F.K)が植立した。歯科矯正用アンカースクリューの直径は 2.0 mm, 長径は 8.0 mm または 10.0 mm であった。二本の歯科矯正用アンカースクリューの頭部に, 上部構造として厚さ約 1.0 mm のチタン製プレート(ロックプレート 2.0 ストレート, 品番:447-257, ジョンソン・エンド・ジョンソン株式会社, 東京)を, 口蓋粘膜より 1.0 mm 程度離して連結固定し, 矯正力牽引の固定源とした⁵⁾。二本の歯科矯正用アンカースクリューは症例により, 口蓋前方部で正中口蓋縫線の左右に, または正中口蓋縫合に沿って前後に, それぞれ 10.0 mm 離して植立した。

2) 上顎臼歯の一塊化

図1に, 上顎臼歯部に装着した一塊遠心移動の装置を示す。上顎の舌側弧線装置(主線:1.14 mm ステンレススチール線, 品番:501-35, 株式会社トミーインターナショナル, 東京)の第一大臼歯帯環(シームレスバンド A, 品番:313-02, 株式会社トミーインターナショナル, 東京)の頬側に, 第一小臼歯から第二大臼歯に至る 0.71 mm のステンレススチール線(品番:501-27, 株式会社トミーインターナショナル, 東京)を蠟着し, 左右の犬歯付近の主線に遠心移動のための牽引用フックを蠟着した。帯環をセメント合着したのち, 頬側のワイヤーを第一小臼歯, 第二小臼歯, 第二大臼歯の頬側面と接着性レジン(スーパーボンド オルソマイトセット, 品番:70836002, サンメディカル株式会社, 滋賀)により固定することで, 上顎臼歯部を一塊化した。

臼歯の遠心移動は, 舌側弧線装置の左右フックより口蓋の歯科矯正用アンカースクリューの上部構造に向かい, チェーンエラスティック(プロチェーン, 品番:505-0030, デンツプライシロナ株式会社, 東京)を用い片側約 200 g の力で牽引した(図1)。

3. 治療前後の歯冠歯根統合モデルの作製と歯の移動の計測

歯冠歯根統合モデルの作製，歯の三次元移動計測のため，特徴点を用いない局所的重ね合わせIterative Closest Point (ICP)法を利用した^{12, 13)}。また，画像の処理や基準点の座標取得には，独自に開発した画像処理ソフトウェア^{9, 14)}を用いた。

1) 歯冠歯根統合モデルの作製

三次元移動解析の対象となる各歯の形態を再現するためには，歯根の形態情報が不可欠であり，CTのDicomデータを利用した。一方歯冠形態にはCTの空間分解能を超える複雑な凹凸が存在すること，歯冠部の画像は修復補綴物や矯正装置等によるメタルアーティファクトにより画質が劣化することなどにより，歯冠形態は歯根形態に比べるボリュームレンダリングの精度が低下する場合が多い¹⁵⁾。以上より，本研究では，三次元スキャナーの計測により得られた歯冠部のモデルを，CTから抽出した歯の三次元画像に統合し¹⁶⁾，歯冠歯根統合モデルを構築した^{10, 11, 17)}。

(1) 歯列デジタルモデルの作製

一塊遠心移動の適用前後の上顎歯列石膏模型を，レーザー表面スキャンシステム(C-Pro System D800-3SP, Panasonic, 大阪)を使用して三次元計測し，ステレオリソグラフィ(STL)フォーマットとして保存した。STLデータより，治療前後の上顎の三次元歯列デジタルモデルを表面形状モデルとして構築し，それぞれの形態情報をDM-T1とDM-T2として保存した。

(2) CT画像からの歯の抽出(図2)

治療前に記録したCTのDicomデータをもとに，硬組織領域のボリュームレンダリング処理を行った。CT値を調整し歯列を含む領域を自動抽出した。次いでメタルアーティファクトや隣接構造との連続部位など解剖学的に歯の形態と異なる部分を手動処理により削除し，歯根を含む歯列全体のモデルをCTから切り取った。同モデルをSTLデータに変換し，CT-T1として保存した。

(3) 歯冠と歯根の統合(図2)

DM-T1より歯冠部を抽出し，CT-T1の歯冠部にICP法にて重ね合わせたのち，CT-T1の歯冠領域をより高精度，高画質のDM-T1の形状に置換した¹⁶⁾。

2) 個歯モデルの作製と計測点の設定(図3)

(1) 個歯モデルの分離

治療前の歯冠歯根統合モデルを，隣接歯間で個々の歯に分離，隣接分離部のモデル表面にできた欠損孔を移行的に形状補完し，個歯モデルを得た。

(2) 計測点の設定

第一小白歯から第二大臼歯までの，歯冠部，歯根部におけるそれぞれの移動を計測するため，個歯モデル上で歯冠点(第一小白歯，第二小白歯では近心小窩と遠心小窩の中心点を，第一大臼歯，第二大臼歯では近心頬側窩を，歯冠点として計測した。)および根尖点(単根では根尖点の座標を，二根の場合はそれらの中点を根尖点として計測した。三根の場合はそ

これらの根尖からなる三角形の重心座標を、根尖点として計測した。)を計測点として設定した。

なお個歯モデル上での計測は、一人の研究者(K.Y)により行われた。

3) 分析座標系の設定(図 4)

歯の三次元移動計測のため、咬合平面を基準とした座標系を設定した。咬合平面は左右の第一大臼歯の歯冠点および左右の中切歯の切縁中央の中点の、三点により決定される平面とし、原点は左右の第一大臼歯の歯冠点間の中点、x 軸は左右の第一大臼歯の歯冠点を結んだ直線(+:右側、 -:左側)、y 軸は咬合平面上で、原点を通り x 軸に垂直な直線(+:前方、 -:後方)、z 軸は原点を通り咬合平面に垂直な直線(+:挺出、 -:圧下)とした。

前述の計測点座標を取得後、咬合平面座標系を決定した。また、全ての計測点座標を咬合平面座標系に座標変換した。

4) 口蓋領域参照による治療前後の歯列デジタルモデルの重ね合わせ(図 5)

不島らは、長期管理した成人の歯科矯正治療例を対象に口蓋形態の経年的安定性を検討し、第三横口蓋ヒダと後方の硬口蓋を含む口蓋関心領域 Palate Region of Interest(PROI)の形態が経年的に安定しており、個人識別や歯の移動評価に利用できる可能性を示唆した¹⁸⁾。本研究では PROI に加え、口蓋の歯科矯正用アンカースクリューの上部構造を重ね合わせの参照領域とすることで、第一大臼歯の移動評価の参照領域として充分機能し、良好な再現性を示したものと考察し、DM-T2 の参照領域を DM-T1 の対応領域に重ね合わせた。

5) 歯の三次元移動解析(図 5)

治療前の個歯モデルを、歯冠を参照し DM-T2 の対応歯の歯冠に ICP 法を用い重ね合わせた。次いで、重ね合わせに要した三行三列の移動変換マトリックスを取得した。得られた移動変換マトリックスにより、治療前の個歯モデル上で設定した各計測点を座標変換し、治療後の計測点座標値を取得した。個歯モデルの計測点の、治療による三次元的移動変化を解析した。

6) 計測項目(図 6)

(1) 距離的計測

一塊移動に伴う各歯の歯冠点、根尖点それぞれの、遠心移動量(+), 頬側移動量(+), 挺出量(+)を計測した。

(2) 角度的計測

a) 咬合線角:一塊とした臼歯部の全体の移動変化を計測する目的で、第一小臼歯と第二大臼歯の歯冠点を結んだ直線を咬合線として設定した。矢状面および水平面に投影した咬合線が、xy 平面(水平面)と yz 平面(矢状面)となす角度をそれぞれ矢状咬合線角(OPL-S)および水平咬合線角(OPL-H)とし計測し、装置適用前後の変化量を算出した。変化量は、OPL-S(+)を後上方傾斜、OPL-H(+)を後外側傾斜とした。

b) 咬合平面基準の歯軸:第一小臼歯から第二大臼歯の各歯の歯冠点と

根尖点を結んだ直線を歯軸とし、矢状面における咬合平面とのなす角度を歯軸傾斜角とし計測し、4 歯の治療前後の変化量を、P1-TA, P2-TA, M1-TA, M2-TA として算出した。変化量は TA(+)を遠心傾斜とした。

c) 咬合線基準の歯軸:同様に、一塊とした臼歯全体に対する歯軸の安定性を知る目的で、矢状面における咬合線に対する歯軸の角度変化を、前述の P1-TA, P2-TA, M1-TA, M2-TA の値より咬合線の変化量を引いた値を求め、それぞれ P1-TA_OP, P2-TA_OP, M1-TA_OP, M2-TA_OP として算出した。

7) 統計処理

第一歯冠点と根尖点における近遠心的移動量の関連について、回帰分析を用いて統計学的評価を行った(SPSS21.0, SPSS Inc., USA)。

8) モデルの再現性と精度の検証

今回開発した歯の三次元移動解析システムを検証する目的で、以下の精度検証を試みた。

(1) 精度検証 I:歯の移動後の根尖点の計測精度について(図 7)

顎変形症の患者一名より初回診断時(T1)および手術前検査時(T2)に通常の検査目的で採得した CT データ(図 7 a, d),歯列石膏模型(図 7 b)を精度検証の対象として用いた。T1 と T2 の資料を基に、本研究の手法に従い歯冠歯根統合モデルをそれぞれ作製した(図 7 c)。本研究法に従い T2 の座標系は PROI を参照し T1 の CT 座標系に一致させたのち、T1 の個歯モデルの左右計 14 歯の根尖点の座標を、DM-T2 のそれぞれの歯冠を重ね合わせることで T2 の根尖点の座標を算出した。一方、T2 の CT 座標系を変化が無いと考えられる頭蓋を参照し T1 の CT 全体座標系に重ね合わせ、T2 の根尖点座標を CT 歯根画像上で直接計測した(図 7 e)。本研究法による移動後の根尖点座標と、CT 画像(T2)より直接計測した根尖点座標の差を算出し、計測誤差を求めた。

(2) 精度検証 II:本システム全体の歯の移動解析精度について

一症例を対象に、DM-T1 で構築した歯冠歯根統合モデルを、本研究の一連の手法により DM-T2 上に局所位置合わせし、移動マトリックスを取得、同時に DM-T1 上で計測した根尖点の座標を三次元座標変換し、x, y, z 方向の根尖移動量を求めた(表 2 T1, T2)。同様の操作は日を改め同一操作者が 2 回行い、移動前後の 1 回目と 2 回目の差を求め(表 2 Difference)、計測の再現性及び計測誤差を算出した。

精度検証 I と II における計測誤差を、以下の計算式にしたがって計算した:

$$Se = \sqrt{\Sigma d^2 / 2n}$$

Σd^2 は計測値の対の間の差の平方の合計であり、n は二重測定の数である¹⁹⁾。

結果

精度検証 I より、本研究法による移動後の根尖点座標と、CT 画像 (T2) より直接計測した根尖点座標の計測誤差は x 軸方向で 0.6 mm, y 軸方向で 0.4 mm, z 軸方向で 0.4 mm であった (表 1). また精度検証 II より、治療前後の根尖点の 1 回目と 2 回目における x, y, z 軸方向の計測後差はそれぞれ 0.1 mm, 0.1 mm, 0.3 mm であり、信頼度係数はそれぞれ 98.6%, 99.9%, 96.2% であった (表 2).

表 3 に、一塊遠心移動法による歯冠点および根尖点の三次元的移動量を示す. 各値は左右の歯の計測値の平均とした.

第一大臼歯に関し、遠心移動量は歯冠点が 2.6 ± 0.8 mm, 根尖点が 2.3 ± 0.7 mm, 頬側移動量は歯冠点が 0.6 ± 0.6 mm, 根尖点が 0.8 ± 1.2 mm, 挺出量は歯冠点が 0.0 ± 1.1 mm, 根尖点が 0.0 ± 0.8 mm であった.

一塊化した臼歯部全体の移動を検討する目的で、臼歯部の咬合線の角度変化を検討した. OPL-S は $2.1 \pm 3.1^\circ$ の後上方傾斜, OPL-H は $1.3 \pm 2.3^\circ$ の後外側傾斜がみられた (表 4).

図 8 の散布図は、歯冠点の遠心移動量を横軸に、根尖点の遠心移動量を縦軸に取り、両者の関係を見たものである. 両者の相関関係を検討した結果、第一小臼歯、第二小臼歯の相関係数はそれぞれ 0.04, 0.32 と弱い相関を示し、根尖の遠心移動が歯冠ほど達成できなかった症例が認められた. 一方第一大臼歯と第二大臼歯の相関係数はそれぞれ 0.61, 0.66 であり、両者は正の相関を示した. 第一大臼歯の回帰直線を図 8 に示してあり、回帰係数は 0.60 であった.

図 9 は、OPL-S の値と、遠心移動用のリングルアーチが直接合着された第一大臼歯の遠心移動量との関わりを見た散布図である. 第一大臼歯の遠心移動量に関わらず 8 症例中 7 症例は咬合線の傾斜角は -1.2° から 3.3° の間で比較的安定しており、症例 6 のみが 10° 近い後上方傾斜を示した.

図 10 は OPL-S の値と各歯の歯冠点の挺出量の関わりを示した散布図である. 咬合線の後上方傾斜が大きい症例として、第一小臼歯の挺出量が多いもの (症例 6), 第二大臼歯の圧下したもの (症例 1) が認められた. その他の 6 症例では歯の垂直的移動量は 1.5 mm 以内に抑制されており、症例 2 を除いては咬合線の傾斜はおよそ 2° 以内に納まっていた.

同様に図 11 は、OPL-H の値と各歯の歯冠点の頬側移動量の関わりを見た散布図である. 歯冠点の頬舌的变化が小さい症例 (症例 2, 3, 7, 8), 第一小臼歯の頬側移動量が多い症例 (症例 1), 第二大臼歯の頬側移動量が多い症例 (症例 4, 5, 6) など様々であった.

一塊遠心移動に伴う各歯の歯軸傾斜の変化をみると、P1-TA が平均 $4.0 \pm 6.1^\circ$, P2-TA が平均 $1.9 \pm 4.8^\circ$, M1-TA が平均 $0.9 \pm 4.0^\circ$, M2-TA が平均 $0.7 \pm 5.9^\circ$ であった (表 5).

一塊化した臼歯部が剛体と仮定すると、このような変化には矢状面における全体の咬合線の回転が関わっていることが考えられることより、各歯の歯軸変化より OPL-S を引いた値を算出した (表 5). P1-TA_OP が平均 $1.9 \pm 5.4^\circ$,

P2-TA_OP が平均 $-0.2 \pm 4.1^\circ$ 、M1-TA_OP が平均 $-1.2 \pm 3.2^\circ$ 、M2-TA_OP が平均 $-1.5 \pm 4.5^\circ$ であった。図 12 は、横軸に咬合線の回転角を示す OPL-S を、縦軸に咬合線に対する歯軸変化を取り、散布図としたものである。歯軸変化が少なく、歯軸傾斜が咬合線の回転によると考えられる症例(症例 6)や、咬合線とは無関係に遠心傾斜が起きた歯(症例 3, 4, 8)、近心傾斜が起きた歯(症例 1, 2, 5)など、様々であった。

遠心移動量(mm)を治療期間(月)で割り、平均遠心移動速度(mm/月)を計算した。歯冠点で 0.3 mm/月、根尖点で 0.2 mm/月であった。

考察

矯正臨床技術の発展や治療の効率化のため、治療目標の達成度を計測し評価することは極めて重要な臨床課題と考えられる。

歯科矯正治療における歯の移動は、装置を介し歯冠に適用された外力を、歯根に伝搬することにより、歯根膜や歯槽骨といった歯周組織を改造することで達成される⁸⁾。我々は医用画像工学を応用し、歯科矯正治療における歯の移動を再現し、臨床へとフィードバックするシステムの構築を進めているが、そのためには①歯の移動のため設定された力系が、歯根の移動を介し歯周組織に及ぼす生体力学的応答を予測すること、②予測した生体力学的応答による歯の移動をシミュレーションすること、③実際の移動結果を測定し、予測シミュレーションの妥当性を検証することが重要と考えられる。

1. 研究方法

1) 歯冠歯根統合モデル

歯根の位置の三次元的な可視化、移動計測は、治療の予知性の向上、誤った移動による歯周組織や歯根自体の傷害の予防、動的治療後の長期安定性、に関わる重要な情報を提供すると考えられる²⁰⁾。

本研究では、歯根の情報を初診時の装置適用前に採得した CT データより取得、歯冠の情報を装置の適用前後に採得した歯列石膏模型の三次元スキャナー計測により取得した。すなわち歯冠歯根統合モデルは初診時の CT および三次元スキャナーのデータより構築し、装置適用後の三次元的な移動変化を初診時のモデルを適用後の歯冠部に局所的重ね合わせを行うことで再現した。CT 画像は、歯冠補綴物や矯正用ブラケットなどによるメタルアーティファクトにより画質が大きく乱れることが知られている¹⁵⁾。装置装着後の個歯モデルの作製に、CT を必要としない本システムは、放射線被爆のみならず画質の面からも大きな利点を有すると考えられる。

2) 計測誤差

精度検証 I では、本研究に準じ、初診時の個歯モデルの根尖点を移動後の歯冠を参照し座標変換したものを、移動後の CT 構築画像より直接計測した座標と比較することで、0.4 mm～0.6 mm の計測誤差を得た(表 1)。一方、精度検証 II では本研究法による移動量の計測誤差を求めた結果、0.1 mm～0.3 mm であった(表 2)。CT 画像はスライス厚 0.5 mm の Dicom データより

三次元構築したものであることより、精度検証 I の計測誤差には CT 画像上の座標計測の再現性が反映していると考えられる。従って、初診時の個歯モデル上で根尖点を計測した時点で、ある程度の誤差を含んでいると考えられるが、そのことは計測した移動量の再現性には大きく影響しなかった。以上より、今回の根尖点移動量の計測法は、CT の根尖点の座標計測にある程度の誤差があっても、結果として得られる移動量は臨床上十分な精度を有しており、この点が本法の利点であることが示唆された。

3) 研究対象

研究対象は、成人女性の患者の中より、Angle Class II の不正咬合で上顎臼歯部の一塊遠心移動法を適用した症例であった。治療期間中の歯の移動評価を行うことより、顎骨の成長発育が終了したと考えられる 16 歳以上の個体を研究対象とした。

矯正歯科臨床においては、CT 撮影に関し、MDCT と CBCT の使い分けが求められる。両者の被爆に関しては、field of view(FOV)の関わりが指摘されており、FOV が大きい場合は CBCT の被爆が MDCT と比較し必ずしも小さくないことが報告されている²¹⁾。個歯の診断等 FOV が限局されている症例では CBCT を選択することを基本としており、顎変形や顎関節の診断のため大きい FOV が求められる症例では MDCT を選択することもある。研究対象の選択基準に従い症例収集した結果、MDCT 症例が多かったことより、研究対象は MDCT 撮影症例に統一した。

三次元的な歯の移動の標準装置としてマルチブラケット装置が広く臨床応用されているが、マルチブラケット装置にはいくつかの特有の問題点があると考えられる。問題点の 1 つとして、歯冠の遠心移動後、遠心傾斜により発現した辺縁隆線の段差など随時修正する必要がある、治療期間延長の要因となる。歯の移動時の歯周組織の改造という観点からは、遠心への傾斜移動は歯根膜の遠心歯頸部や近心根尖部などへの応力集中により硝子様変性を引き起こすと考えられ⁴⁾、効率的な歯の移動を阻害している可能性がある。

一方、一塊遠心移動法はマルチブラケット装置に見られる摩擦などの問題を考慮する必要がなく、第一小臼歯から第二大臼歯までを一度に遠心移動させる比較的シンプルな装置であるため、治療効率の向上につながると考え臨床応用を試みている。

2. 上顎臼歯の一塊移動法の評価

1) 歯冠点と根尖点の移動量の差

全症例の全臼歯部において、歯冠の遠心移動は達成されていた。しかしながら図 8 より、小臼歯部において歯冠点と根尖点の移動量に差があることが示され、視覚的に判断する歯冠の移動が必ずしも歯根部の移動と対応しているとは限らない。加えて第一大臼歯と第二大臼歯は平均 0.8° の遠心傾斜を認めた。歯科矯正用アンカースクリューを併用した上顎臼歯部の遠心移動装置に関する統計的レビューでは、大臼歯の平均遠心傾斜は $1.65^{\circ} \sim 11.3^{\circ}$ であった²²⁾。遠心傾斜をできるだけ最小限に抑えることを考慮した kook

らの研究では、上顎第一大臼歯と第二大臼歯はそれぞれ 3.4° と 2.0° の遠心傾斜があった²³⁾。これらの結果と比較すると、一塊遠心移動法はより歯体移動に近い動きを達成できていると言える。

歯冠と根尖の移動量をみた図 8 では、歯冠と根尖がほぼ同程度遠心移動している傾向が示された。一方、第一小臼歯の遠心傾斜角は、第一大臼歯の遠心傾斜角と比較し大きい傾向が認められた(表 5)。これらの結果は、一塊移動法における臼歯部の一塊化が不十分であることを意味しているかもしれない。一塊とした臼歯全体に対する歯軸の安定性を知る目的で設定した咬合線基準における歯軸変化を検討した結果(表 5)、咬合線に対し各歯の歯軸変化の平均は 1.0° 以内に納まっていたものの、第一小臼歯(P1-TA_OP)で 11.0° を超えて遠心傾斜した症例が認められた。また、第一大臼歯のみ比較適剛性が高い帯環により遠心移動装置と連結されているのに対し、その他の歯は接着性の樹脂材料により固定連結されており、遠心移動中の脱離や緩みが生じていた可能性は否めない。そして歯周組織や上顎洞底などの、臼歯の遠心移動に抵抗する解剖学的構造の個体差が結果に影響した可能性も考えられる²³⁾。一塊化をより確実にすることが、今後の臨床課題と考えられた。

また、歯種によって歯の移動パターンに違いがあることは、各歯の抵抗中心の位置の違いも影響の一つと考えられる²⁴⁾。抵抗中心の位置に影響する矯正力の方向と適用点は、歯体移動を予測および計画する際の重要な要素である²⁾。Viecilli らは臼歯の抵抗中心の三次元的な領域は根分岐部付近であると考察した²⁵⁾。Jang らは、有限要素法を用いて本装置と似た上顎前歯部を一塊とした装置の抵抗中心の位置を特定し、歯体移動させる場合の牽引力の位置を検討している⁶⁾。ほぼ歯体移動に近い移動が達成されたのは、牽引力をかけた位置が抵抗中心に近かったためかもしれない。本研究で用いた評価方法と有限要素法を組み合わせることで、より正確な分析を行うことが今後の研究課題である。

2) 臼歯部全体の移動評価

一塊遠心移動法により、臼歯部全体がどのように移動変化したかを知る目的で、第一小臼歯と第二大臼歯の歯冠点を結んだ直線を咬合線として設定し、その角度変化を評価した(表 2)。矢状咬合線角の変化として、症例 7 を除く全ての症例で後上方傾斜が認められ、8 症例中 5 症例の角度変化は 1.5° 以内と小さかった。矢状咬合線角の変化と、咬合線を構成する第一小臼歯と第二大臼歯の移動量との関わりを散布図にて観察した結果、臼歯部全体の移動様相と歯冠点の近遠心的あるいは垂直的变化との間には特に関わりを示唆するような所見は認められなかった。水平咬合線角の変化として、症例 1 と 3 は後内側傾斜、それ以外は後外側傾斜を示された。一塊移動に伴う歯冠点の頬側移動傾向が認められたが、水平咬合線の回転との間に明確な関わりは示されなかった。咬合線を指標とした移動様相の評価からは、一塊化した臼歯が矢状面および水平面で大きな回転を伴うことなく遠

心移動したと考えられる。しかしながら矢状面において強く後上方傾斜した症例も認められた(症例 6)。今回の研究対象では、遠心移動の矯正力、その作用点や作用方向など力系が厳格に規定されておらず、また歯根形態などの個体差もあることより、一様な結果を得るには至らなかったと考察された。

3) 歯の移動速度について

すべての患者は Hellman の咬合発育段階における stage IVA～stage VA であり、上顎第三大臼歯は治療開始時に抜歯されていた。Flores-Mir らは臼歯部の遠心移動時間は第二および第三大臼歯の萌出段階による有意な影響を受けないと示しており²⁶⁾、今回は対象患者を生理的年齢で判断し、第三大臼歯の詳細な抜歯時期は考察に入れなかった。一塊遠心移動法による上顎臼歯部の平均遠心移動速度は歯冠部で 0.3 mm/月であった。Nickel らはマルチブラケットシステムによる臼歯の遠心移動の速度を計測し、成長終了した対象者で 1 日当たりの歯冠部の移動速度は 0.016 mm～0.109 mm と報告した²⁷⁾。この移動速度は一か月に換算すると約 0.48～3.27/月であり、今回の移動速度結果と比べると、大きい値であった。Nickel らの研究では、歯冠の遠心移動は 4.4°以上の遠心傾斜を伴うため、歯根尖の遠心移動量はより小さかったと推察される²⁷⁾。一塊遠心移動法の遠心移動量は、歯科矯正用アンカースクリューを併用した上顎臼歯部の遠心移動装置に関する統計的レビューで報告された移動量(1.8 mm～6.4 mm)²²⁾と比較し、小さい値であった。しかし、歯軸の遠心傾斜が少ないこと、小臼歯から大臼歯までを一塊として移動させたことより、後方の歯より順次遠心移動する方法と比べ全体の治療期間は短縮された可能性があることなどが一塊遠心移動法の利点であると考察された。

今回の研究対象では、力系の適用が厳格に規定されておらず、症例によっては適用期間における遠心移動の一時的な休止や力系の変更があった。一塊遠心移動法における遠心移動速度に関し、一定の結果を得たものの、より均一な症例に対し力系や適用期間を統一し、再度検討すべきものと考察された。

結 論

CT データおよび歯列石膏模型を用いて歯冠歯根統合モデルを作製する手法によって、三次元的移動評価を必要最小限の被爆下で行うことができた。また、評価の対象とした上顎臼歯部の一塊遠心移動法により、概ね歯体移動による遠心移動が達成されており、臨床適用の有効性が示唆された。

利益相反

本論文において開示すべき利益相反はありません。

文献

1. Proffit WR. 高田健治 翻訳: プロフィットの現代歯科矯正学, 新版, クインテッセンス出版株式会社, 東京, 145-294, 2004.
2. Chae JM, Park JH, Kojima Y, et al.: Biomechanical analysis for total distalization of the mandibular dentition: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **155**: 388-397, 2019.
3. Sia S, Koga Y, Yoshida N: Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod.* **77**: 999-1003, 2007.
4. von Böhl M, Kuijpers-Jagtman AM: Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *European Journal of Orthodontics.* **31**: 30-36, 2008.
5. Kobayashi M, Fushima K: Orthodontic skeletal anchorage using a palatal external plate. *J Orthod.* **41**: 53-62; quiz 63-54, 2014.
6. Jang HJ, Roh WJ, Joo BH, et al.: Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. *Angle Orthod.* **80**: 1023-1028, 2010.
7. Proffit WR. 高田健治 翻訳: プロフィットの現代歯科矯正学, 新版, クインテッセンス出版株式会社, 東京, 295-326, 2004.
8. Huang H, Williams RC, Kyrkanides S: Accelerated orthodontic tooth movement: molecular mechanisms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **146**: 620-632, 2014.
9. Fushima K, Kobayashi M: Mixed-reality simulation for orthognathic surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* **38**: 13, 2016.
10. Lee RJ, Pham J, Choy M, et al.: Monitoring of tyodont root movement via crown superimposition of single cone-beam computed tomography and consecutive intraoral scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **145**: 399-409, 2014.
11. Lee RJ, Pi S, Park J, et al.: Accuracy and reliability of the expected root position setup methodology to evaluate root position during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **154**: 583-595, 2018.
12. Besl PJ, McKay ND: A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **14**: 239-256, 1992.
13. Makadia A, Patterson A, Daniilidis K, editors. Fully Automatic Registration of 3D Point Clouds. 2006 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'06); 2006 17-22 June 2006.

14. Fushima K, Kobayashi M, Konishi H, et al.: Real-time orthognathic surgical simulation using a mandibular motion tracking system. *Comput Aided Surg.* **12**: 91-104, 2007.
15. Lin HH, Chiang WC, Lo LJ, et al.: Artifact-resistant superimposition of digital dental models and cone-beam computed tomography images. *J Oral Maxillofac Surg.* **71**: 1933-1947, 2013.
16. 萩原 俊一, 佐藤 允俊, 小林 優ほか: 歯列顎骨統合モデルを用いた顔面非対称におけるデンタルコンペンセーションの三次元評価法. *Orthod Wave-Jpn Ed.* **78**: 77-91, 2019.
17. Lee RJ, Weissheimer A, Pham J, et al.: Three-dimensional monitoring of root movement during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **147**: 132-142, 2015.
18. 不島 健持, 小林 優, 井野 智: 大規模災害時における歯列実体模型三次元情報のバックアップ管理体制の構築および口蓋形態による個人識別の検討. *神奈川歯学* **50**: 179-184, 2015.
19. G D: Statistical Methods for Medical and Biological Students. *British Medical Journal.* **2**: 358-359, 1940.
20. McKee IW, Glover KE, Williamson PC, et al.: The effect of vertical and horizontal head positioning in panoramic radiography on mesiodistal tooth angulations. *Angle Orthod.* **71**: 442-451, 2001.
21. NPO 法人日本歯科放射線学会 診療ガイドライン委員会, 歯科用コーンビーム CT の臨床利用指針(案)第 1 版 NPO 法人日本歯科放射線学会 診療ガイドライン委員会編(2017 年 9 月 29 日版). https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~radiology/guideline/CBCT_guideline_170929.pdf (2019 年 12 月 28 日アクセス)
22. Mohamed RN, Basha S, Al-Thomali Y: Maxillary molar distalization with miniscrew-supported appliances in Class II malocclusion: A systematic review. *Angle Orthod.* **88**: 494-502, 2018.
23. Kook YA, Bayome M, Trang VT, et al.: Treatment effects of a modified palatal anchorage plate for distalization evaluated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **146**: 47-54, 2014.
24. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, et al.: Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **100**: 66-71, 1991.
25. Vieceilli RF, Budiman A, Burstone CJ: Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional

- space? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **143**: 163-172, 2013.
26. Flores-Mir C, McGrath L, Heo G, et al.: Efficiency of molar distalization associated with second and third molar eruption stage. *Angle Orthod.* **83**: 735-742, 2013.
27. Nickel JC, Liu H, Marx DB, et al.: Effects of mechanical stress and growth on the velocity of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **145**: S74-81, 2014.

表 1 歯の移動後の根尖点の計測精度 (mm)

(n=1)	Difference		
	x	y	z
Mean	0.7	-0.3	-0.1
Variance	0.2	0.2	0.3
Standard Deviation	0.4	0.5	0.5
Standard Error	0.6	0.4	0.4

表 2 本システム全体の歯の移動解析精度検証 (mm)

(n = 1)	T1			T2			Difference		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Mean	-0.2	1.5	-0.8	-0.2	1.7	-0.6	-0.1	-0.2	-0.1
Variance	1.1	3.6	2.0	1.2	3.6	1.3	0.0	0.0	0.2
Standard Deviation	1.0	1.9	1.4	1.1	1.9	1.2	0.2	0.1	0.4
Standard Error							0.1	0.1	0.3
Coefficient Reliability (%)							98.6	99.9	96.2

表 3 距離变化 (mm)

(n=8)		類舌的变化 頰側移動(+)				近遠心的变化 遠心移動(+)				垂直的变化 挺出(+)			
		Mean	SD	Min	Max	Mean	SD	Min	Max	Mean	SD	Min	Max
齒冠点	第一小白齒	0.3	0.8	-0.9	1.6	2.5	1.3	1.2	4.8	0.7	1.0	-0.5	3.7
	第二小白齒	0.4	0.5	-0.1	1.4	2.5	1.1	1.2	4.8	0.2	1.1	-1.1	2.4
	第一大白齒	0.6	0.6	-0.2	1.4	2.6	0.8	1.1	4.6	0.0	1.1	-1.1	1.2
	第二大白齒	1.0	1.0	-0.4	2.0	2.6	0.8	1.2	4.6	-0.3	1.8	-1.6	1.2
根尖点	第一小白齒	0.5	1.2	-0.9	2.0	1.4	1.0	-0.2	3.2	0.4	1.0	-0.8	2.7
	第二小白齒	0.6	1.2	-1.0	2.6	1.9	1.1	0.4	3.6	0.2	0.9	-1.0	2.2
	第一大白齒	0.8	1.2	-0.1	2.1	2.3	0.7	0.9	4.0	0.0	0.8	-1.1	1.2
	第二大白齒	0.8	1.1	-0.2	1.6	2.4	0.8	0.5	6.1	-0.2	0.9	-1.5	1.3

表 4 咬合線角變化 (°)

(n = 8)	Mean	SD	Min	Max
矢狀咬合線角變化 後上方傾斜(+)	2.1	3.1	-1.2	9.4
水平咬合線角變化 後外側傾斜(+)	1.3	2.3	-2.9	4.3

表 5 齒軸變化(°)

(n = 8)		Mean	SD	Min	Max
咬合平面基準	第一小臼齒	4.0	6.1	-4.2	12.3
	第二小臼齒	1.9	4.8	-5.5	9.5
	第一大臼齒	0.9	4.0	-4.0	8.6
	第二大臼齒	0.7	5.9	-12.3	8.0
咬合線基準	第一小臼齒	1.9	5.4	-5.3	11.9
	第二小臼齒	-0.2	4.1	-6.6	7.4
	第一大臼齒	-1.2	3.2	-5.1	3.6
	第二大臼齒	-1.5	4.5	-11.1	5.2
遠心傾斜(+)					

図 1 一塊遠心移動法

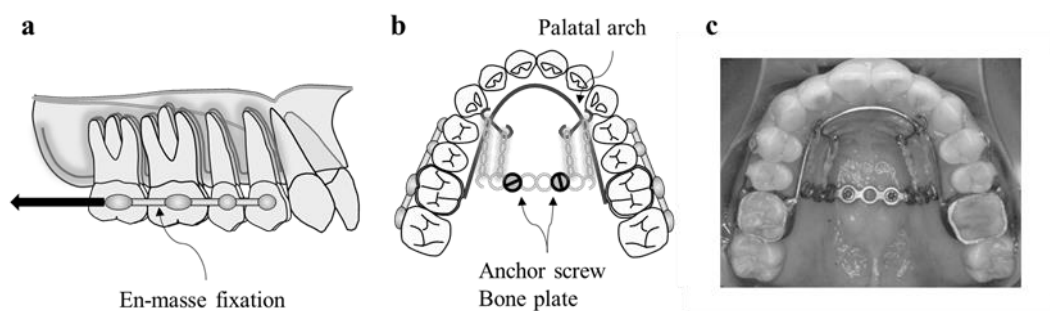


図 2 歯冠歯根統合モデルの作製

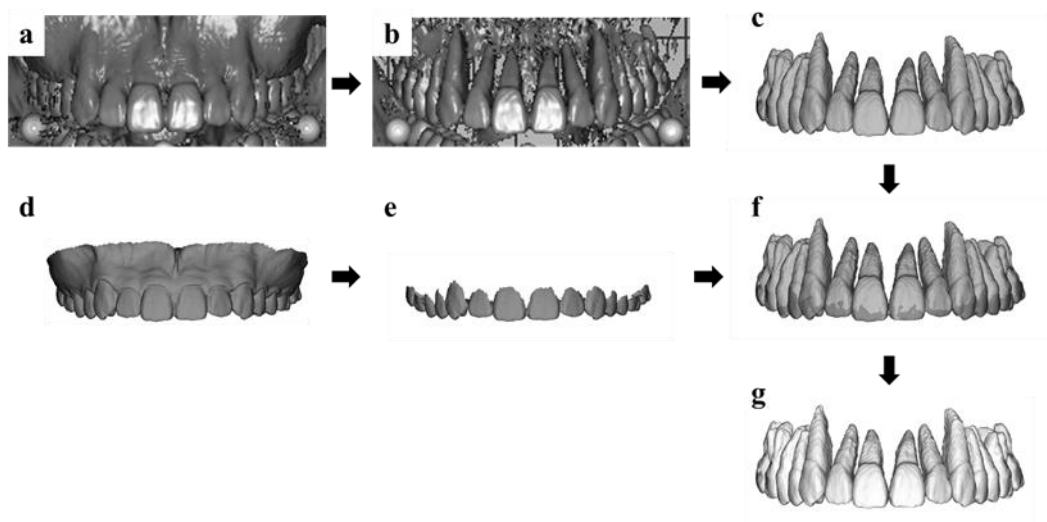


図 3 個 歯 モデルの作 製 と 計 測 点 の 設 定

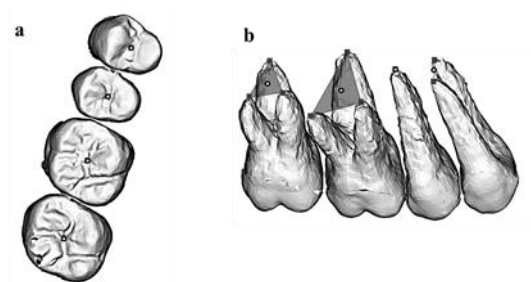


図 4 分析座標系の設定

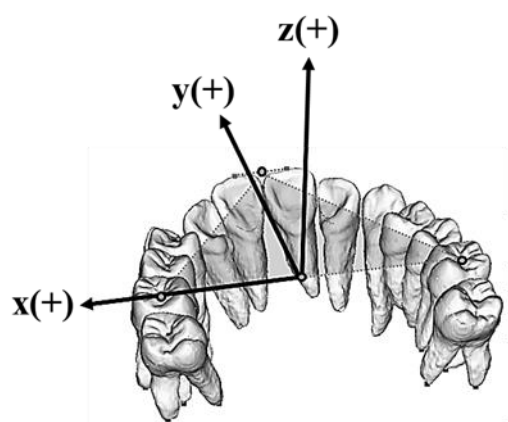


図 5 口蓋領域参照による治療前後の歯列デジタルモデルの重ね合わせ

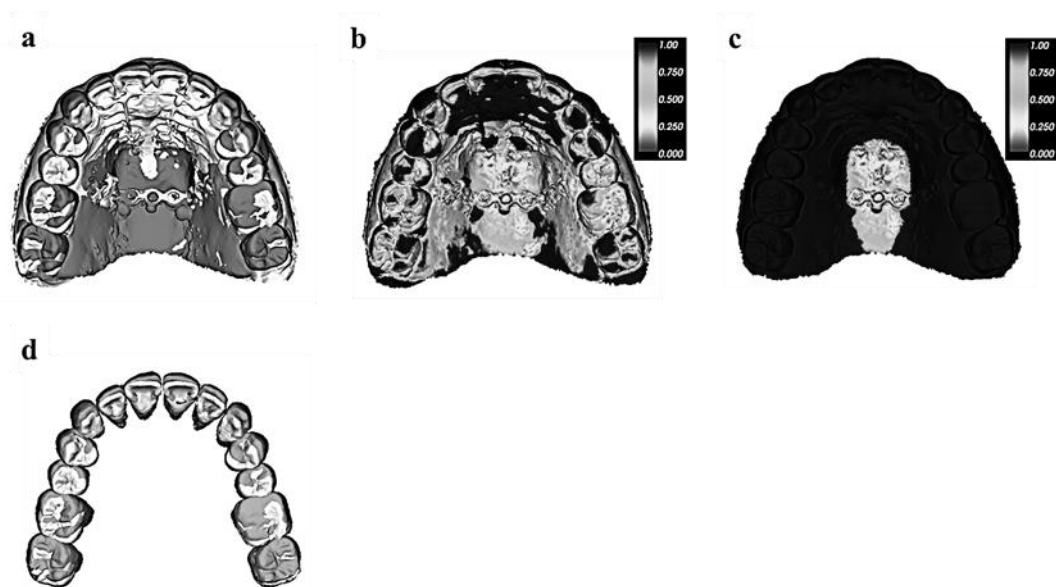


圖 6 計測項目

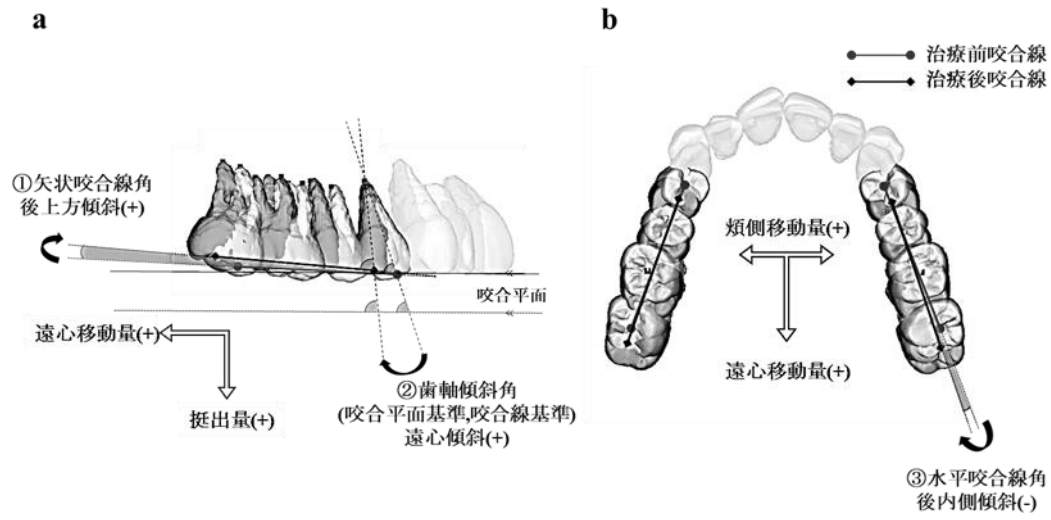


図 7 精度検証 I

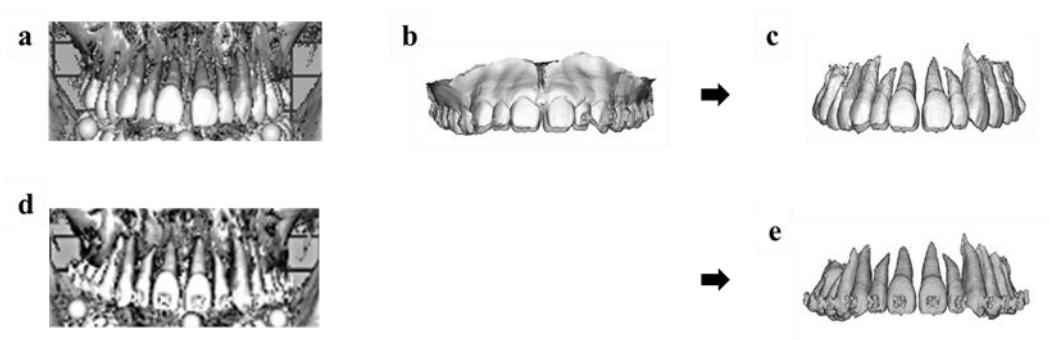


Figure 1 is a scatter plot showing the relationship between the distance of crown movement (x-axis) and the distance of root movement (y-axis) for 8 subjects. The x-axis is labeled "歯冠の近遠心的移動量 (mm)" and the y-axis is labeled "歯根の近遠心的移動量 (mm)". Both axes range from -1 to 7. A dotted regression line is shown with the equation $y = 0.60x + 0.79$. Data points are categorized by tooth type: first premolar (open circles), second premolar (open squares), first molar (filled circles), and second molar (filled squares). The plot shows a positive correlation between crown and root movement.

図 9 矢状咬合線角と近遠心的変化

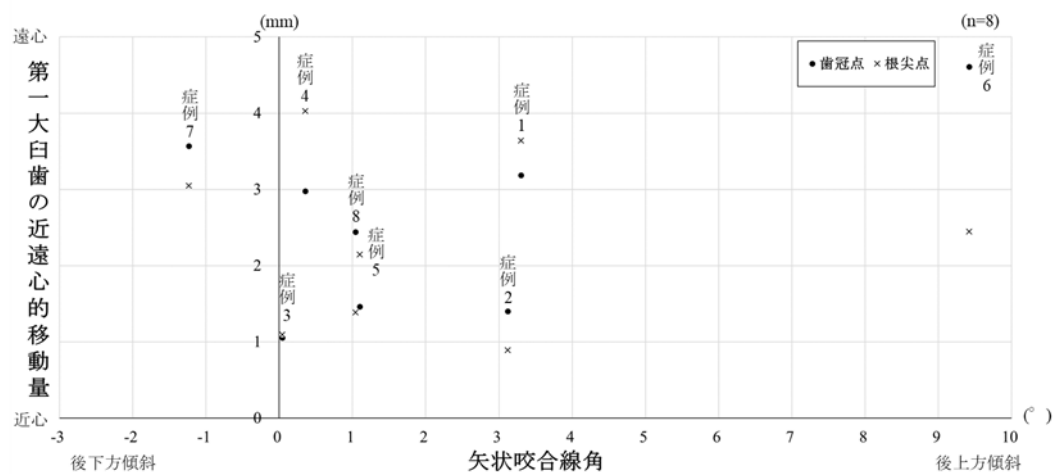


図 10 矢状咬合線角と垂直的变化

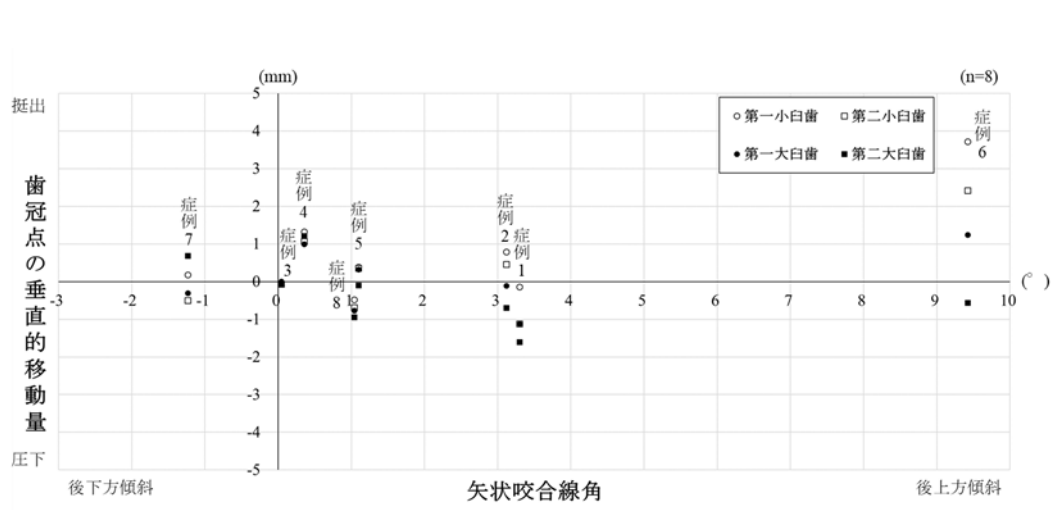


図 11 水平咬合線角と頬舌的变化

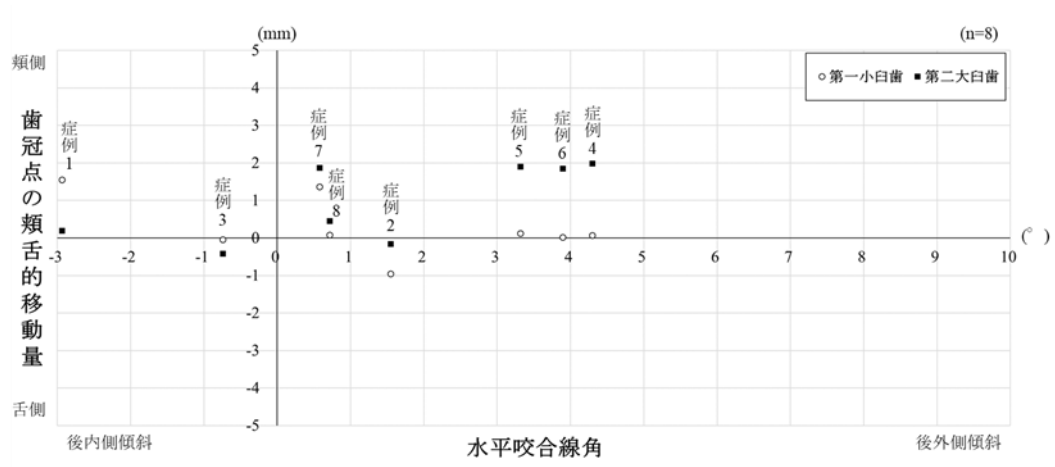


図 12 矢状咬合線角と咬合線基準の歯軸変化

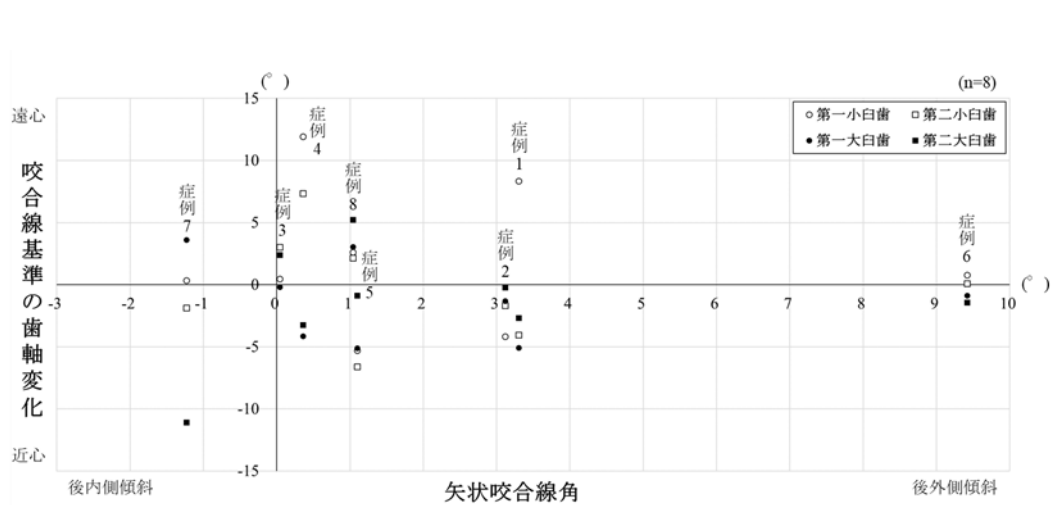


図 1 一塊遠心移動法

- a; 模式図(矢状面観)
- b; 模式図(咬合面観)
- c; 臨床応用(咬合面観)

図 2 歯冠歯根統合モデルの作製

- a; 硬組織領域のボリュームレンダリング処理を行った CT の Dicom データ
- b; 歯列の抽出
- c; CT 画像から抽出した歯列モデル
- d; 治療前デジタルモデル
- e; 治療前デジタルモデルから歯冠部の抽出
- f; CT 画像から抽出した歯列モデルと治療前デジタルモデルとの歯冠を参照とした重ね合わせ
- g; 歯冠歯根統合モデル

図 3 個歯モデルの作製と計測点の設定

- a; 歯冠点:第一小白歯,第二小白歯では近心小窩と遠心小窩の中心点,第一大臼歯,第二大臼歯では近心頬側窩
- b; 根尖点:単根では根尖点の座標,二根の場合はそれらの中点,三根の場合はそれらの根尖からなる三角形の重心座標

図 4 分析座標系の設定

咬合平面:左右の第一大臼歯の歯冠点および左右の中切歯の切縁中央の中点の,三点により決定される平面

原点:左右の第一大臼歯の歯冠点間の中点

x 軸:左右の第一大臼歯の歯冠点を結んだ直線(+:頬側, -:舌側)

y 軸:咬合平面上で,原点を通り x 軸に垂直な直線(+:遠心, -:近心)

z 軸:原点を通り咬合平面に垂直な直線(+:挺出, -:圧下)

図 5 口蓋領域参照による治療前後の歯列デジタルモデルの重ね合わせ

- a; 治療前デジタルモデル(灰色)と治療後デジタルモデル(白色)の重ね合わせ
- b; モデル全体の適合状態のカラーマッピングによる描画
- c; 参照した口蓋領域の適合状態のカラーマッピングによる描画
- d; 治療前後の歯冠歯根統合モデル(治療前:灰色,治療後:白色)

図 6 計測項目

- a; 矢状面観

①矢状咬合線角:矢状面からみた咬合線角(+:後上方傾斜, -:後下方傾斜)

②咬合平面基準の歯軸傾斜角:矢状面における咬合平面に対する歯軸の角度変化

②咬合線基準の歯軸傾斜角:矢状面における咬合線に対する歯軸の角度変化

- b; 咬合面観

③水平咬合線角:咬合面からみた咬合線角(+:後外側傾斜, -:後内側傾斜)

図 7 精度検証 I

a; T1 の CT 画像

b; T1, T2 のデジタルモデルの口蓋領域を参照とした重ね合わせ

c; T1 の CT 画像から T1, T2 の根尖点座標を得た

d; T2 の CT 画像

e; T2 の CT 画像から T2 の根尖点座標を得た

図 8 歯冠点と根尖点の近遠心的移動変化

横軸:歯冠点の遠心移動量(+:遠心移動, -:近心移動)

縦軸:根尖点の遠心移動量(+:遠心移動, -:近心移動)

点線:第一大臼歯の回帰直線

図 9 矢状咬合線角と歯冠点の近遠心的変化

横軸:矢状咬合線角(+:後上方傾斜, -:後下方傾斜)

縦軸:歯冠点の近遠心的移動量(+:遠心移動, -:近心移動)

図 10 矢状咬合線角と垂直的变化

横軸:矢状咬合線角(+:後上方傾斜, -:後下方傾斜)

縦軸:歯冠点の垂直的移動量(+:挺出, -:圧下)

図 11 水平咬合線角と頬舌的变化

横軸:水平咬合線角(+:後外側傾斜, -:後内側傾斜)

縦軸:歯冠点の頬舌的移動量(+:頬側移動, -:舌側移動)

図 12 矢状咬合線角と咬合線基準の歯軸変化

横軸:矢状咬合線角(+:後上方傾斜, -:後下方傾斜)

縦軸:歯軸傾斜角(+:遠心傾斜, -:近心傾斜)