

〔原著〕

## 顎運動四次元解析システム —咀嚼運動における下顎頭挙動の解析—

林 一夫, 齋藤 貞政, 上地 潤, 溝口 到

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

### Four-dimensional analysis system for mandibular kinematics

Kazuo HAYASHI, Sadamasa SAITOH, Jun UECHI, Itaru MIZOGUCHI

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

#### Abstract

The purpose of this study was to develop a novel four-dimensional analysis system for mandibular kinematics. This system consists of three-dimensional reconstructed computed tomography (3D-CT) of the skull and mandible, surface image of dentition using a non-contact 3D laser scanner, and mandibular movement data using a six-degree-of freedom mandibular movement analyzer (TRIMET). This study also uses the finite helical axis (FHA) to analyze chewing movements. One subject without signs or symptoms of temporomandibular disorders and with normal occlusion was selected to be the subject in this study. A typical chewing cycle was selected by a self-modeling regression method. The study divided the typical chewing cycle into 10 steps by computing the FHA. The maxillofacial 3D image and the dentition image were integrated using ceramic markers. The mandibular movement data were also integrated using three target points. The study visualized the relationship between the mandibular fossa and the condyle four-dimensionally. The new four-dimensional analysis system developed in this study provides detailed information of mandibular kinematics.

**Key words** : Four-dimensional analysis system, mandibular kinematics

#### 緒 言

歯科矯正治療では、審美的な改善および咬合の安定や咀嚼運動などの機能的な改善を治療目標としている。特に外科的矯正治療が必要な顎変形症は、筋機能の不均衡（原口, 1994）、遺伝（Nakasima, 1982）、咬合干渉など顎口腔機能異常による下顎の偏位（不島, 1989）などさまざまな要因が考えられ、治療によって発音、発語、咀嚼および嚥下など顎口腔系の正常な機能の獲得が重要となる。さらに、顎顔面骨格形態の非対称性を有する顎変形症患者では顎機能においても非対称性を有し、顎関節症が高率に発生するとの報告もみられる（友寄ら, 2002）。

近年、computed tomography (CT) や磁気共鳴撮像法 (MRI) の進歩によって顎口腔系の三次元構造を解析することが可能となっているが、これら既存のシステムでは静的な形状解析が一般的である（清水, 1999. Uechi et al., 2006）。しかしながら、顎口腔機能を総合的に評価するためには、あらゆる顎位での関節窩と顎頭との三次元的な位置関係などの顎顔面骨格形態の空間的および経時的（動的）な把握が可能なシステムの確立が望まれる。さらなる取り組みとして、顎運動データとCTなどから再構築された三次元画像を統合した四次元解析システムが報告されている（寺嶋ら, 2004）。これらのモデルは患者個別の顎運動を動的な動きとして表示できる

受付：平成22年3月30日

が、顎運動自体の解析は任意の特徴点の動きとして評価し、顎運動全体を詳細また包括的に把握することは難しい。

本研究では、CTから三次元構築した頭蓋骨および下顎骨に非接触三次元計測装置で得られた歯列模型の形態像を統合した後、六自由度下顎運動データを用いることで患者固有の下顎運動を可視化し、新しい解析法を組み込むことによって包括的に解析することが可能な四次元下顎運動表示・解析システムを開発し、下顎運動の新しい評価手法の確立を目的とする。

## 方 法

本システムは、1) 顎顔面領域の三次元CT画像の構築、2) 非接触三次元計測装置を用いた歯列模型の形態計測、3) 顎顔面三次元形態と歯列模型の統合、4) 六自由度顎運動計測装置による顎運動の計測、5) 顎顔面骨格の三次元形態と下顎運動データの統合、6) コンピュータグラフィックス (CG) による下顎運動の四次元表示からなる。

### 1) 顎顔面領域の三次元CT画像の構築

被験者は、研究の趣旨を説明し同意の得られた顎関節症状の既往がない27歳女性1名とした。CT画像は、マルチスライスX線CT装置 (ProSpeed F II, GE Medical System) より得られた。口腔内に3つのセラミック真球が付与された重ね合わせ基準スプリント (図1) を装着した状態で被験者を仰臥位、上顎咬合平面を床に垂直に位置づけ、頭頂部からオトガイ下までの範囲を咬合平面に平行に撮像した。撮像条件はスライス幅1.0mm, スライス間隔1.0mm, 再構成間隔0.5mm, field of view 256×256, matrix 512×512と設定した。得られたデータはDigital Imaging and Communication in Media (DICOM) に変換後、保存された。保存データはグラフィックワークステーション (HP xw6400workstation) のDI-



図1：CT撮像および非接触模型計測で用いた重ね合わせ基準スプリント。

COM編集ソフト (V-works4.0, CyberMed) に読み込み、三次元構築を行った。次に骨条件で設定した閾値 (CT値320-3072) にて頭蓋骨、下顎骨およびセラミック球の領域を抽出後、三次元サーフェイスモデルを三次元解析ソフト (Imageware10.6USG) を用いて構築した。

### 2) 非接触三次元計測装置を用いた歯列模型の形態計測

被験者の歯列印象はアルジネート印象材で採得され、歯科用超硬石膏を注入して上下歯列石膏模型を作製した。歯列模型の計測には非接触三次元形状計測装置 (VIVID910, コニカミノルタ) を用いた。まず、上下顎の歯列模型に重ね合わせ基準となるセラミック球を接着し、CT撮像で用いた基準スプリントによって咬合させた状態で計測した。計測は回転計測台上で複数回行い、非計測領域を可能な限り小さくした。次に上顎と下顎模型を同様の方法でそれぞれ計測し、セラミック球を基準として咬合状態の画像と置換することによって、CT撮像時の上下歯列模型の三次元画像を完成させた。次に、咬頭嵌合位における上下顎の位置関係を計測し、CT撮像時の下顎歯列模型の三次元画像をセラミック球を基準に移動させ、咬頭嵌合位の歯列模型を完成させた。

### 3) 顎顔面三次元形態と歯列模型の統合

顎顔面骨格形態の三次元像と非接触三次元形状計測装置で計測した歯列模型の統合は基準スプリント上の3つのセラミック球の中心座標を最小二乗法を用いて重ね合わせることで行った (図2)。

### 4) 六自由度顎運動計測装置による顎運動の計測

本研究で用いられた、六自由度顎運動計測装置 (TRIMET, 東京歯材社) は上下歯列にそれぞれ装着したクラッチと連結したフェイスボウ上にある発行ダイオード (LED) の位置をCCD (Charged Coupled Device)

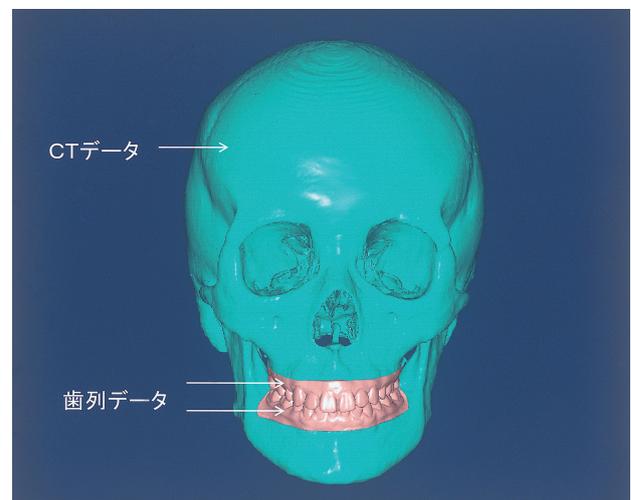


図2：顎顔面骨格形態の三次元像と非接触三次元形状計測装置で計測した歯列模型の統合

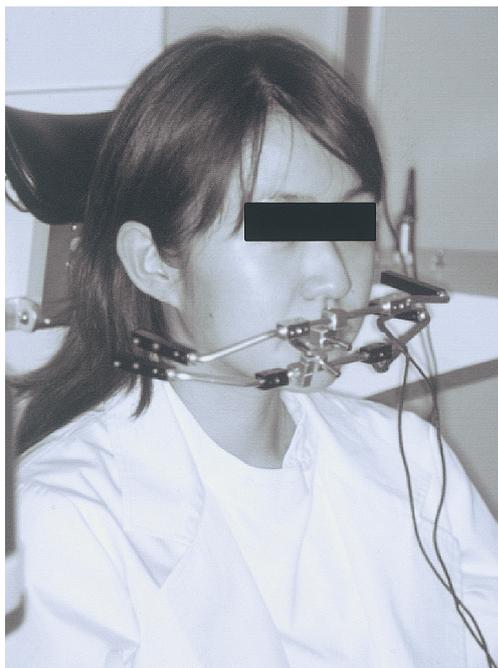


図3：本研究で用いられた，六自由度顎運動計測装置 (TRIMET, 東京歯材社)

カメラで検出する非接触型の計測装置である (図3)。被験者には楽な姿勢になるよう椅子に座らせ、計測前に咀嚼運動の練習を行わせた。サンプリングレートを100 Hzに設定し、左右の咀嚼運動を20秒ずつ行わせた。下顎運動の基準点は左右下顎中切歯近心切縁隅角の midpoint, 下顎左右第一大臼歯の近心頬側咬頭頂の3点とした。代表的な咀嚼サイクルをSelf Modeling Regression (Hayashi et al., 2009) により左右それぞれ算出した。

#### 5) 顎顔面骨格の三次元形態と下顎運動データの統合

顎顔面形態の三次元像と顎運動データの統合は、左右下顎中切歯近心切縁隅角の midpoint, 下顎左右第一大臼歯の近心頬側咬頭頂の3点をターゲットポイントに設定し、最小二乗法を用いて行った。本研究では下顎運動の解析にFinite Helical Axis (FHA) を用いた。FHAは、空間上の軸を設定し軸周りの回転と軸に沿った平行移動により、剛体の三次元的な移動を表す1つの表現系であり、歯科領域における三次元解析に応用され、その有効性が報告されている (Hayashi et al., 2007)。一般的にFHA周りの回転角が比較的小さい場合、計算結果の誤差が大きくなる (Hayashi et al., 2006)。したがって本研究ではFHA周りの回転角を1.5度以上に設定しFHAを算出した。

#### 6) コンピュータグラフィックス (CG) による下顎運動の四次元表示

本システムでは、任意の点や形状を動的に表示することが可能である。今回は下顎頭の動きを中心に本システムの有効性を検討した。左右の下顎頭において、内側

極、中央部および外側極で動的な咀嚼運動のCG表示を行った。

なお、本研究は北海道医療大学歯学部・大学院歯学研究科倫理委員会の承諾を得た。

## 結 果

本研究では三次元顎顔面モデルとTRIMETから得られた顎運動データとの重ね合わせ精度はroot-mean-square (RMS) errorで0.1mm以下であった。

本研究における被験者は、正常被蓋を有し顎関節症状も認められず、左右の咀嚼運動はほぼ対称的であった。また、FHAパラメータの挙動も左右対称的であり、以降、左側のみを解析を行った。Self-modeling regressionによって決定された代表的な1サイクルの咀嚼運動において開口相で5、閉口相で5、計10のFHAが算出された。よって本研究における四次元モデルでは1サイクルの咀嚼運動を10段階に区切り、step 1-5を開口相、step 6-10を閉口相としコンピュータグラフィックスにより表示した。

図4は、本研究で設定された座標系とFHAの一例を示す。今回はTRIMETを用いた顎運動計測の際に要求される点である顎頭点と鼻翼下部点を基準とした。座位で皮膚上に耳珠後縁と外眼角とを結ぶ線上で耳珠後縁から13mm前方の点を平均的顎頭点とし、左右の顎頭点と左側鼻翼下部点を座標系を定義した。図5は四次元モデルで表示された左側咀嚼運動の全体像を示す。同時にstepごとに計算されたFHAも表示した。FHAは開口相ではY軸とほぼ並行であり、閉口相においてその方向が大きく変化した。これはFHAを咀嚼運動に応用し新しい解析パラメータを考案した以前の報告 (林ら, 2008) と同様の結果であり、平均的な咀嚼運動がモデル化されたと考えられる。またstep 1のFHAは下顎頭の位置よりも下方に存

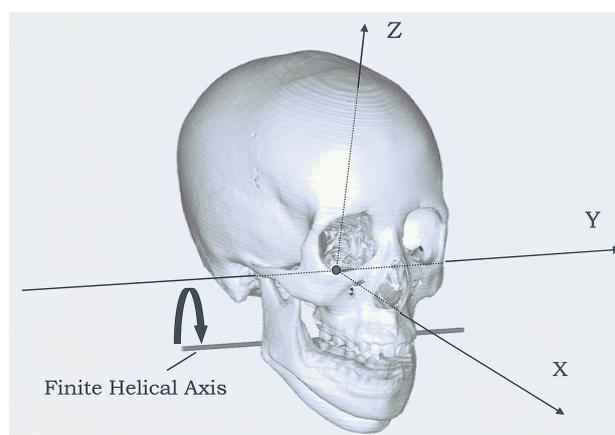


図4：本研究で設定された座標系とFHAの一例を示す。今回は咀嚼時におけるFHAの方向の変化を視覚的に表現した。矢印は開口時における一般的なFHAの回転方向を示している。

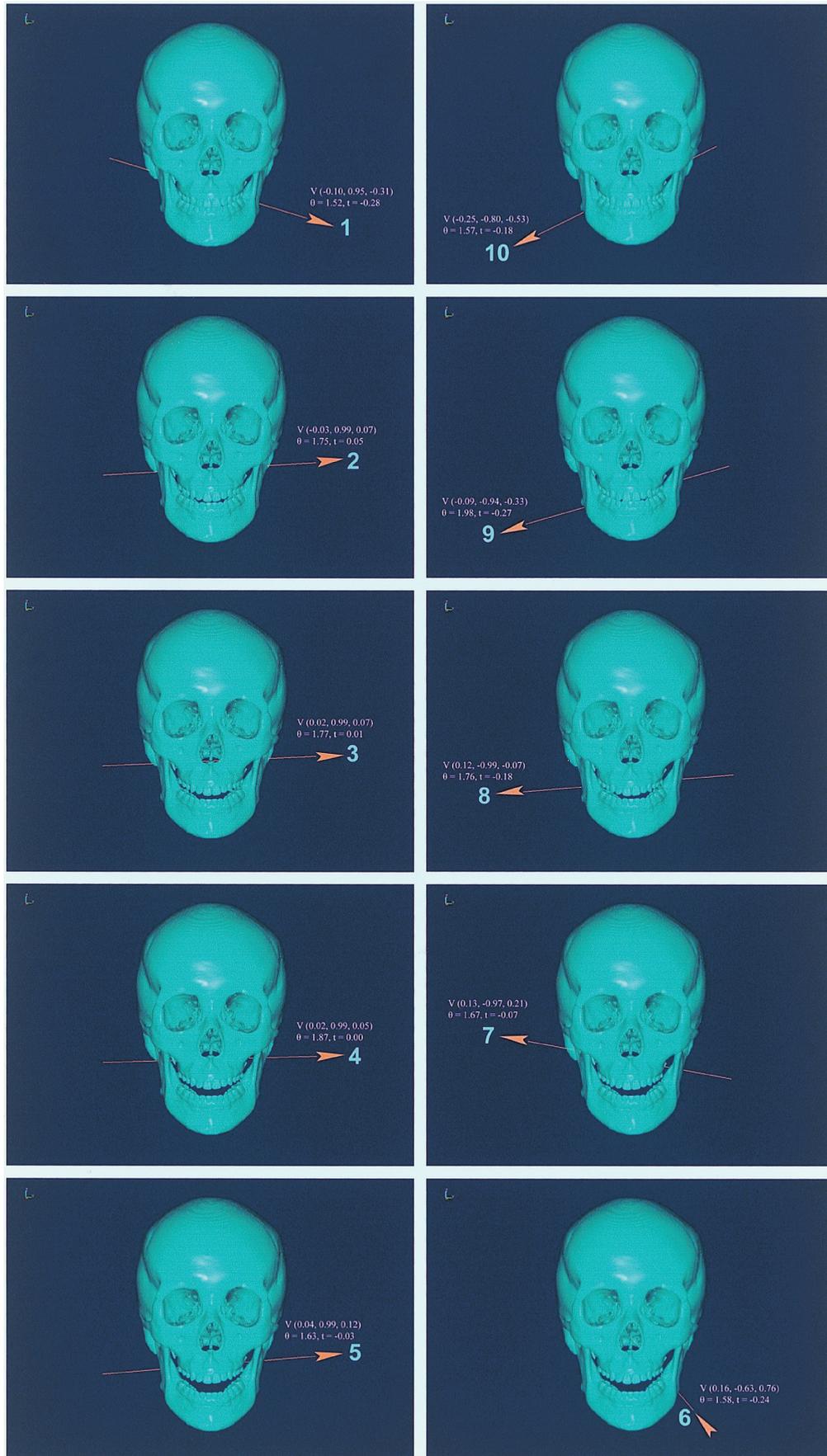


図5：四次元顎運動モデルにおける咀嚼運動の全体像表示。左側の咀嚼運動の1サイクルを示している。FHAにより10のstepに分割され、step毎にFHAの三次元的な位置を視覚的に表現した。また、各FHAの方向ベクトル (V)、軸周りの回転角 ( $\theta$ ) および軸方向の平行移動 (t) も示している。

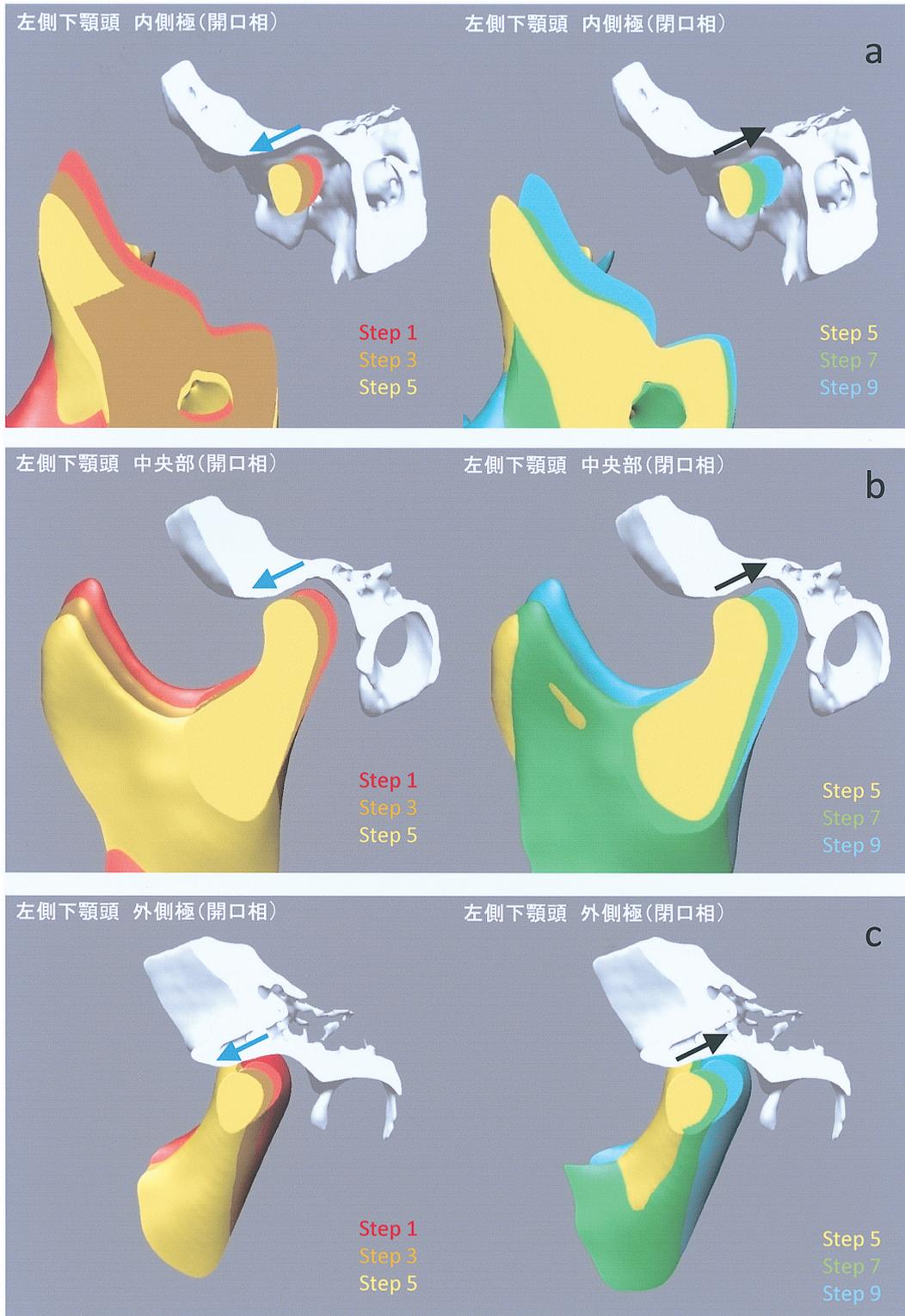


図6：四次元顎運動モデルにおける下顎頭運動表示。左側咀嚼運1サイクルにおける機能側下顎頭を表示した。下顎頭は内側極，中央部および外側極で基準平面を決定し，各断面において開口相で3step，閉口相で3stepを表示した。

在し，開口初期の段階から顎頭の回転運動と滑走運動が同時に起こっていることを表している。これらのデータはもちろん3DCGのアニメーション表示が可能である。

次に咀嚼運動時の下顎頭の動きを詳細に観察するため，左側下顎頭を内側極，中央部，外側極部分で三次元

断面を規定し，それぞれの基準面での動きを観察した。図6aは咀嚼運動における左側下顎頭内側極の動きを示す。図6bは咀嚼運動における左側下顎頭中央部の動きを示す。図6cは咀嚼運動における左側下顎頭外側極の動きを示す。図6のように任意の断面での下顎頭と関節窩の観察により，より詳細な顎運動情報を得ることがで

きた。

## 考 察

近年、顎顔面形態に関する審美的要求の変化や咬合の改善に関する認識、健康保険の導入など、さまざまな要因により外科的矯正治療を希望する患者数は増加傾向にあると報告されている(北野ら, 2002)。さらに、先天異常や顎顔面非対称症例に対しての患者側からの要求は多様化しており、より効果的な外科的矯正治療を行うには顎顔面形態を三次元的に正確に把握し、治療計画の立案に有効な情報を提供することが求められている。

Marshら(March et al., 1983)は顎顔面CT画像の三次元的表示方法を報告し、その後三次元画像が診断、治療計画の立案、治療結果の評価など臨床応用されてきた。著者らはすでにCT画像と歯列模型の非接触三次元計測データを統合し、顎矯正手術のシミュレーションモデルを開発している(Uechi et al., 2006)。本研究においても同様の手法を用い顎顔面の三次元統合モデルを構築した。以前の研究では、3段階の重ね合わせ手法を考案しており、各段階の重ね合わせ操作におけるRMS errorは、0.22-0.02の範囲内であった。さらに本システムでは患者固有の下顎運動を三次元的に記録、解析し異なる計測装置で得られたデータをワークステーション上で統合し、その誤差はRMS errorで0.01mm以下であった。細貝は(細貝, 2003)、CTから構築された三次元画像と顎運動データの座標統一方法を考案しており、その任意点の統合精度が0.39mm以下であったと報告している。よって本研究における四次元モデルは、臨床的な評価に関して問題ない精度を有した顎運動シミュレーションモデルと考えられる。

また本研究では、Finite Helical Axis (FHA)を用いて咀嚼運動の移動stepを計算した。六自由度顎運動計測装置自体は先にも述べたように100Hzでサンプリングしている。このデータをそのまま用いればデータ量が膨大となり、ワークステーションでもその処理能力を超えてしまう。また任意のデータ抽出は客観性に乏しく正確な運動評価が難しくなる。本研究で用いたFHAは1サイクルの咀嚼運動を根拠に基づいた10のステップに分割することができ、より客観的で包括的な顎運動解析を可能としている。

本研究では各CT画像から関心領域を抽出する際、顎変形症手術シミュレーション時の骨抽出条件のCT値をそのまま用いず、可能な限り下顎頭が正確に抽出できるようCT値(600前後)を変化させた。このCT値(600)は乾燥頭蓋を用いた予備研究から、本学におけるシステ

ムにおいて最も下顎頭の形態を正確に再現できる値であると考えられる。しかしながら、下顎頭領域ではパースナルボリューム効果(古川ら, 2003)などにより下顎頭領域の膨張が認められ、下顎頭上縁部と関節窩の境界の特定を一部手動で行わなければならなかった。また画像分割が非常に難しい断層画像も存在した。したがって今後は下顎頭部の再現に最適なCT値の設定手法の確立もしくはMR断層画像を併用した顎関節部の新しい抽出方法の確立が必要であると考えられる。またMR画像を統合することによって関節円板運動の四次元モデルが開発できればより多くの情報を得ることが可能となるであろう。

今回は、FHAを用いて咀嚼運動を10stepに分解し解析を行った。もちろん咬頭嵌合位付近の微細な下頭の動きを把握するためには100Hzでのサンプリングデータを用いることが要求される。一般的に、咀嚼運動時における機能側の下顎頭は閉口相の終末時、わずかに後方に偏位することが知られている(Gibbs et al., 1983)。本研究の四次元モデルではそのような下顎頭の運動を明確に表現することはできなかった。今後は必要に応じて、データ量の削減や、ワークステーションの解析能力を強化しより細かな動きの解析も可能なシステムの開発を進めていきたい。

## 結 論

本研究では、CT画像からの顎顔面骨格三次元モデル、歯列模型の非接触三次元計測による歯列弓三次元モデルおよび六自由度顎運動計測装置の下顎運動データを統合することによって新しい顎運動四次元評価モデルを開発した。本システムを用いることによって下顎運動を時空的に把握することが可能となり、外科的矯正治療が必要な患者に対しより詳細な顎運動機能の解析が可能となった。また臨床医のみならず患者に対しても容易に理解できる画像情報を提供することが可能となり、広範囲な臨床応用の可能性があると考えられた。

## 文 献

- Gibbs CH, Lundeen HC. Advances in occlusion. John Wwright PGS. 1982, 9.  
 北野麻紀, 岸本正雄, 二井敏光. 朝日大学歯学部付属病院矯正科における顎変形症に対する統計学的観察. 日顎変誌 12: 94-102, 2002.  
 Nakasima A. Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and III malocclusions. Am J Orthod 82: 150-156, 1982.  
 清水英孝. 統合三次元データによる顎矯正手術シミュレーションの開発. 阪大歯学誌 44: 1-26, 1999.

- 友寄裕子, 萬代引毅, 菅原順二, 三谷英夫. 下顎非対称を伴う骨格性下顎前突症の咀嚼運動経路特徴: 顎顔面・顎関節形態および咬合状態との関連性. *Orthod Waves* 61 : 376-391, 2002.
- Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, Mizoguchi I. A novel method for the three-dimensional (3-D) simulation of orthognathic surgery using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130 : 786-798, 2006.
- 原口由美子. 顔面非対象が増悪した1症例の咀嚼筋機能分析. *日矯歯誌* 53 : 183-191, 1994.
- Hayashi K, DeLong R, Mizoguchi I. Comparison of the finite helical axis and the rectangular coordinate system in representing orthodontic tooth movement. *J Biomech* 39 : 2925-2933, 2006.
- Hayashi K, Uechi J, Lee SP, Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. *Euro J Orthod* 29 : 589-595, 2007.
- 林 一夫, 溝口 到. Finite Helical Axis (FHA) を用いた顎運動解析: 第2報 咀嚼運動解析の可能性. *日顎誌* 20 : 11-15, 2008.
- Hayashi K, Reich B, DeLong R, Lee SP, Mizoguchi I. A novel statistical model for mandibular helical axis analysis. *J Oral Rehabil* 36 : 102-9, 2009.
- 不島健持. 下顎側方偏位症例の形態的特徴および顎関節症状の発現: 正貌頭部X線規格写真による分析. *日矯歯誌* 48 : 322-328, 1994.
- 古川惣平, 西山秀昌. 顎関節症. 永末出版: 2003, 80.
- 細貝暁子. CTと顎運動データの高精度かつ実用的な座標統一方法の開発. *新潟歯学誌*. 33 : 67-68, 2003.
- Marsh J, Vennier MW. The third dimension in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 71 : 759-767, 1983.
- 寺嶋雅彦, 佐田京子, 青木義満, 早崎治明, 徳森謙二, 後藤多津子, 樋口 惣, 中島昭彦. 顎変形症患者における下顎運動四次元表示システム. *Orthod Waves (Japanese edition)* 63 : 193-205, 2004.