

その他（考案）

顎変形症患者における顎顔面形態の三次元統合システムの開発

寺嶋雅彦 大関加奈子 青木義満* 祐田京子 後藤多津子**
徳森謙二** 樋口 惣*** 中島昭彦****

九州大学大学院歯学府口腔保健推進学講座

*芝浦工業大学工学部情報工学科

**九州大学大学院歯学研究院口腔顎顔面病態学講座

***九州大学大学院歯学府口腔顎顔面病態学講座

****九州大学大学院歯学研究院口腔保健推進学講座

TERAJIMA Masahiko, OZEKI Kanako, AOKI Yoshimitsu*, YUUDA Kyouko, GOTO Tazuko**,
TOKUMORI Kenji**, HIGUCHI So*** and NAKASIMA Akihiko****

Division of Oral Health, Growth & Development, Graduate School of Dental Science, Kyushu University

*Department of Information Science and Engineering Shibaura Institute of Technology

**Division of Maxillofacial Diagnostic & Surgical Sciences, Faculty of Dental Science, Kyushu University

***Division of Maxillofacial Diagnostic & Surgical Sciences, Graduate School of Dental Science, Kyushu University

****Division of Oral Health, Growth & Development, Faculty of Dental Science, Kyushu University

キーワード：三次元統合システム，三次元形態変化，顎矯正手術

抄録：近年、X線CT、MR撮影装置および非接触型三次元計測装置などの高性能化により、顎顔面骨格・顔面軟組織表面や咀嚼筋および歯列咬合面形態を三次元的に調査する試みが多数行われている。しかし、従来の方法は、これら種々の異なるデータを同一の座標系で三次元的に同時表示することができなかった。そこで、本研究では、computed tomographyからの三次元再構築（3D-CT）した顎顔面骨格画像、非接触型三次元計測装置を用いて撮影した顔面軟組織表面および歯列模型像およびMR撮影から三次元構築した咀嚼筋像を同一座標系において統合し、パーソナルコンピュータ上で可視化するシステムを開発した。そして、これを顎変形症患者に臨床応用し、以下の結果を得た。

1. 非接触型三次元形状計測装置を用いて撮影した歯列模型および顔面軟組織表面像を顎顔面骨格の3D-CT像に組み込むことで、CTで問題となるメタルアーチファクトや顔表面形態の重力などの影響による問題点を取り除くことができた。

2. 術前後の顎顔面骨格の3D-CT像および非接触型三次元計測装置で撮影した顔面軟組織表面像をそれぞれ重ね合わせ、手術による三次元的な形態変化を各部位ご

とに色表示することで詳細な変化を視覚的に判断することができるようになった。

3. 本システムは、顎変形症の治療や診断に役立ち、矯正医のみならず口腔外科医に対しても容易に理解できる情報を与えることができることなど、広範囲にわたる臨床応用が可能であると思われた。

(Orthod Waves-Jpn Ed 64(2) : 114~124, 2005)

Development of the three-dimensional integration system of the maxillofacial morphology for the patients with jaw deformities

Abstract: We introduce a new method for three-dimensional (3D) display of the head and face structures of the patients with jaw deformities in the same coordinates on a personal computer. This method was employed to analyze the 3D morphological change of the maxillofacial structures and the thickness change of the facial soft tissue by the ortho-surgical treatment.

The advantage of this system were as follows :

1. The maxillofacial 3 D-CT image and the 3 D dental surface image were integrated on the same coordinates by using the ceramic balls as markers. Facial soft tissue image using a non-contact laser scanner was replaced with the 3 D-CT facial soft tissue image. And the 3 D images of the masticatory muscles obtained from MRI were integrated into the maxillofacial skeletal 3 D-CT image. We made it possible to view the structure from any desired angle on a personal computer.

2. The pre- and postoperative images of the facial skeleton and facial soft tissue were superimposed. And the changes between them were displayed on a computer by using a color-coded method.

3. We believe that this new method to evaluate morphological change will be useful for diagnosis for the patients with jaw deformities. Thus, proposed system will provide easy-to-understand information not only to the orthodontists, but also the oral surgeons.

(Orthod Waves-Jpn Ed 64(2) : 114~124, 2005)

緒 言

近年、先天異常や顎変形症患者における咬合治療や顎矯正手術に健康保険制度が適用されるようになった。そのため、多くの施設で受診患者が増加し、これら重症な患者の治療に対して、さまざまな難しい対応が迫られるようになった。本来、外科的矯正治療は、顔面骨格および顔表面形状を立体的に改変することによって咀嚼障害、発音障害などを改善するとともに顔貌の審美障害を改善することにある。従来よりこれらの治療を行うにあたり、術前形態の把握、術式の選択、術前および術後の比較や評価は、主に頭部 X 線規格写真（以下、セファロ）や顔面規格写真などを用いた二次元的分析に基づいて行われることが多かった。しかし、顎矯正手術による顎骨の移動は、平行移動と回転が組み合わさった複雑な移動であり¹⁻⁴⁾、それに伴う顔面軟組織形態の移動も変化に富んでいる⁵⁻⁷⁾。そのため、医師の治療目標と患者の主訴や希望との間に差異が生じ、術後に問題の起こることがあり、診断、治療方針の立案を行う際に三次元的な上下顎骨の形態、上下歯列の咬合関係ならびに顔面軟組織形態の正確な把握の必要性が高まってきている。

また、従来の CT 撮影法とは異なり、連続的にらせん状に薄いスライスで撮影できる helical scan 法の開発や、磁気共鳴撮像法（以下、MRI）が著しく進歩したことで精度の高い三次元像を構築することが可能となった⁸⁻¹¹⁾。さらに、各種三次元計測装置と画像処理技術の発達により膨大なデータを高速に処理することができるようになった。そのため、顎顔面硬・軟組織形態の三次元的分析や顎矯正手術シミュレーションのために、computed tomography からの三次元再構築画像（以下、3 D-CT）⁸⁻¹¹⁾や接触型三次元計測装置^{12,13)}およびレーザー光を利用した非接触型三次元計測装置⁵⁻⁷⁾などを用いて採得した顔面軟組織および歯列模型の三次元情報を利用した研究が数多く報告されるよ

うになってきた。

しかしながら 3 D-CT は、金属充填物や矯正用ブラケットなどによるアーチファクトのため、歯列咬合面の再現は困難^{1-4,12,14)}であり、撮影時の体位が立位や座位ではなく仰臥位であるため頬などが重力によって変形するために実際の顔貌とは異なっていることが欠点としてあげられる。また、非接触型三次元計測装置を用いて計測した顔面軟組織像および歯列模型像は、それぞれ単独の情報であるため、硬・軟組織および歯列を同時に評価できない難点があり^{7,14,15)}、MRI は歯や顎骨など硬組織形態の描出力に劣るといった問題点がある。

われわれは顎変形症を対象として、顎顔面骨格の 3 D-CT 像に非接触型三次元形状計測装置で得られた顔面軟組織表面および歯列模型の形態画像を統合した後、さらに MRI から構築した咀嚼筋像を組み込むことで、患者固有の顎顔面形態を三次元的に同一座標系において可視化するシステムを構築した。そこで本システムの概略を紹介し、臨床応用例を報告する。

本システムの概要

本システムは、1) 顎顔面頭部 3 D-CT 像の構築、2) 非接触型三次元計測装置を用いた顔面軟組織表面および歯列模型像の構築、3) MRI を用いた咀嚼筋像（咬筋）の構築、4) 顎顔面骨格 3 D-CT 像と歯列模型像、顔面軟組織像および咀嚼筋像の統合、5) コンピュータグラフィックスによる統合像の三次元表示からなっている。その構成を図 1 に示す。

1. 顎顔面頭部 3 D-CT 像の構築

CT 撮影は、本学設置の Aquilion（東芝メディカル、東京）で、撮影条件はスライス厚 1 mm、スライス間隔 1 mm、管電圧 120 kV、管電流 200 mA、Field of view 200 mm とした。撮影時の頭位は、CT 装置に付属しているレーザー光を用いて、縦軸は被験者の顔面正中に

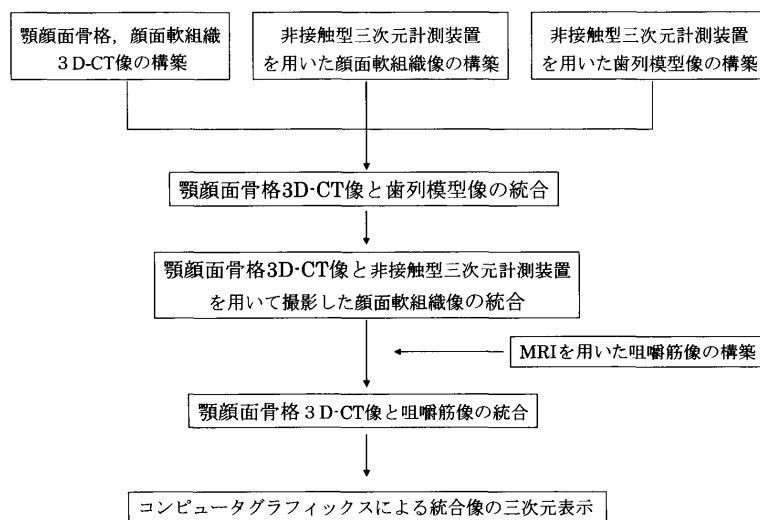


図1 本システムのフローチャート

横軸はフランクフルト平面を設定し、咬頭嵌合位で口唇は緊張しない程度に軽く閉口した状態で頭頂部から頸部までの計測範囲で計241枚の断層画像をスパイラル撮影した。撮影時間は、全部で約60秒であり、撮影中のテープによる頭部固定は軟組織の変形を防ぐために行わなかった。なお、CT撮影の際には、後で非接触型三次元計測装置を用いて撮影した歯列画像を統合する場合の基準点とするため、被験者の上下顎の中切歯唇側面と左右第一大臼歯頬側面の計6か所に、即時重合レジンのジグが付いた直径6.74mmのセラミック真球（天辻鋼球製作所、東京）を歯科用瞬間接着材を用いて装着した。

撮影後、得られたCTデータはオンラインでワークステーション(OCTANE, シリコングラフィックス、東京)に転送し、DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)形式で光ディスク(3.5型光磁気ディスク、日立マクセル、東京)に出力後、オフラインで当講座所有のパーソナルコンピュータ(DELL Precision 410, デルコンピュータ、神奈川)に取り込んだ。このCTデータから、三次元画像処理ソフト(Mimics Version 7.0, CDI, 東京)を用いてしきい値を1250に決定したあと、歯の金属充填物によるアーチファクトを手動除去し、頭蓋骨、下顎骨およびX線不透過性のセラミック真球の領域を抽出した。また、顔面軟組織については、しきい値を804に変更した後、硬組織に対して行った方法と同様にアーチファクトを除去後、鼻腔、前頭洞、気管など内部の空洞部分を埋める処理を行った。得られた硬・軟組織およびセラミック真球のデータは、それぞれ保存形式をDXF(Drawing Interchange File)で書き出した。そして、三次元画像構築ソフト(Magics version 6.3, CDI, 東京)に取り込み、顎顔面骨格および顔面軟組織の3D-CT

像を構築した。

さらに、作成したプログラムに読み込みんだ後、コンピュータ画面上に写った3D-CT像上で上下顎歯列上の真球表面の任意の20点を計測し、各々の中心座標を算出した。

II. 非接触型三次元計測装置を用いた顔面軟組織表面および歯列模型像の構築

1. 顔面軟組織像の構築

顔面軟組織表面の計測には、非接触型三次元形状計測装置(VIVID 900, MINOLTA, 大阪)を用いた。まず、被験者を装置の約60cm前方に設置した回転椅子に座らせ、頭部の動揺を可及的に抑えるためイヤロッドで固定し、口唇をリラックスさせ、軽く咬合した状態で顔面軟組織を正面および左右斜めの三方向から計測した。得られた三次元形状データを、AT互換ワークステーション(Precision Workstation, Dell Computer Corporation, USA)上で作動するユーティリティソフトウェアを用いて、画像の周辺部でひずみが生じている不要な部分を画面上でトリミングして削除した。そして、異なる方向から撮影した複数の画像を重ね合わせることで欠損やアーチファクトのない顔面軟組織全体の三次元画像を構築し、単一のファイルとして保存した。なお、構築した顔面軟組織データは、保存形式をDXFで書き出し、各種の画像解析ソフトに転送することを可能にした。

2. 歯列模型像の構築

被験者の歯列の精密印象を付加重合型ビニルシリコーン印象材(エグザミックスファイン, ジーシー, 東京)を用いて採得し、歯科用超硬石膏(ニュープラストーン, ジーシー, 東京)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、著者らの方法¹⁶⁾に従い顔面軟組織の計測と同様に非接触型三次元形状計測装置を用いた。まず、被験者の咬頭嵌合位で採得したブラックシリコン（バイトチェッカー、ジーシー、東京）のバイトを咬ませた上下顎歯列模型を本装置の約 60 cm 前方の回転計測台に固定し、7 方向から撮影した。得られた三次元形状データを、付属のユーティリティソフトウェアを用いてトリミングや重ね合わせなど一連の画像処理を行い、咬頭嵌合位における歯列外観像を構築した。次に、上顎および下顎歯列模型を同様の方法で別個に撮影および画像処理した後、それぞれを咬頭嵌合位における歯列外観像に両座標系を一致させることによって、咬頭嵌合位における上下顎歯列模型の三次元画像を完成させた。

また、CT 撮影の際に装着したセラミック真球を被験者の歯列からレジンのジグごと外し上下顎歯列模型上に瞬間接着剤を用いて取り付け、上述したバイトを咬ませて咬合位を再現した。そして、同じく非接触型三次元計測装置を用いて、真球が付いた咬頭嵌合位の模型外観像を構築し、セラミック真球のない咬頭嵌合位の歯列外観像に両座標系を一致させた。両画像は目的に応じて互換できるようにした。構築した歯列模型データは、保存形式を DXF で出力し、各種の画像解析ソフトに転送することができるようになった。

次に、セラミック真球像上の表面の任意の 20 点を 3 D-CT の場合と同様な方法で計測し、おのおのの中心座標を算出した。

III. MRI を用いた咀嚼筋（咬筋）像の構築

MRI 撮影は、本学設置の 1.5 T MR 装置（Magnetom Vision, Siemens AG, Erlangen, Germany）を用いて行った。まず、被験者を仰臥位で FH 平面と床面を垂直にし、ヘッドコイルで頭部を固定した。そして、上下の歯が軽く接触する程度の咬頭嵌合位を保持させ、three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging method（以下、3 D MP RAGE 法）を用いて顔面前方から後方へ環状断に撮影し、計 168 枚の断層画像を得た。撮影条件は、Goto らの報告¹⁷⁾に従い、TR=9.7 msec, TE=4.0 msec, TL=300 msec, 断層厚 1.25 mm で、voxel のサイズは 0.90×0.90×1.25 mm とした。

撮影後、得られた MR 断層データは、DICOM 形式で光ディスク（3.5 型光磁気ディスク、日立マクセル、東京）に出力後、オフラインで当講座所有のパーソナルコンピュータ（DELL Precision 410, デルコンピュータ、神奈川）に取り込んだ。この MR 断層データから、三次元ボリュームレンダリングソフトウェア（VG Studio MAX 1.2, 日本ビジュアルサイエンス、東京）を用いて軸位断の MRI 画像上で左右咬筋の外

形線をトレースし、三次元画像をボリュームレンダリング法により構築した。なお、咀嚼筋の位置関係を再現するため、顔表面形状についても同様に MRI 画像から三次元立体構築した。構築した顔面軟組織および咀嚼筋データは、保存形式を STL で出力し、各種の画像解析ソフトに転送できるようにした。

IV. 顎顔面骨格 3 D-CT 像と歯列模型像、顔面軟組織像および咀嚼筋像の統合

1. 顎顔面骨格 3 D-CT 像と歯列模型像の統合

顎顔面骨格の 3 D-CT 像と非接触型三次元計測装置で撮影した歯列模型像の統合は、作成したプログラムを用いて上下顎歯列上に装着した対応するセラミック真球像の中心座標を最小 2 乗法を用いて一致させることで行った。

2. 顎顔面骨格 3 D-CT 像と非接触型三次元計測装置から得られた顔面軟組織像の統合

顎顔面骨格の 3 D-CT 像上に左右眼窩下縁最下点 (Po) の中点と左右骨外耳道上縁点 (Or) で決定される平面を基準平面とし、左右 Or の中点から左右 Po を結ぶ線に下ろした垂線の交点を原点、原点を通り基準平面に垂直な直線（下方向を正とする）を Y 軸、左右 Po を通る直線（左側方向を正とする）を X 軸、原点を通り X 軸および Y 軸に垂直な直線（前方向を正とする）を Z 軸とする基準座標系を設定した。そして、これらの基準座標系に合わせて、非接触型三次元形状計測装置で撮影した顔面軟組織データを画像解析ソフトに入力し、重力や表情の変化による影響が最も少ないと思われる前額部において顔面軟組織の 3 D-CT 像と座標系を一致させることで顎顔面骨格の 3 D-CT 像に統合した。すなわち、顔面軟組織の 3 D-CT 像と非接触型三次元形状計測装置で撮影した顔面軟組織像において、前額部の縦 30 mm×横 60 mm の三次元曲面部位上の各ポリゴンの法線ベクトルの平均誤差が 0.25 mm 以下になるまで移動・回転させて両者の位置合わせを行った。

3. 顎顔面骨格 3 D-CT 像と咀嚼筋（咬筋）像の統合

MRI より構築した顔面軟組織像と左右咬筋像をそれぞれ画像解析ソフトに入力した。そして、非接触型三次元形状計測装置により撮影した顔面軟組織像を統合する際に用いた方法と同様に、MRI の顔面軟組織像を前額部において顔面軟組織 3 D-CT 像と位置合わせすることで基準座標系に統合し、移動パラメータを保存した。次に、このパラメータを咬筋像に与えることで顎顔面骨格 3 D-CT 像に統合した。

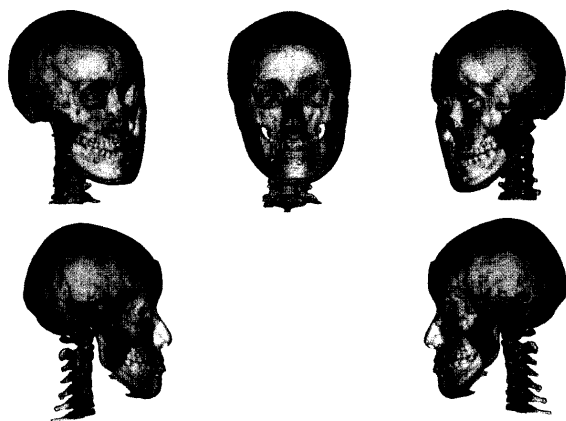


図 2 術前における顎顔面骨格 3 D-CT 像, 顔面軟組織像, 咀嚼筋の MRI 像の統合像 (被験者 A)

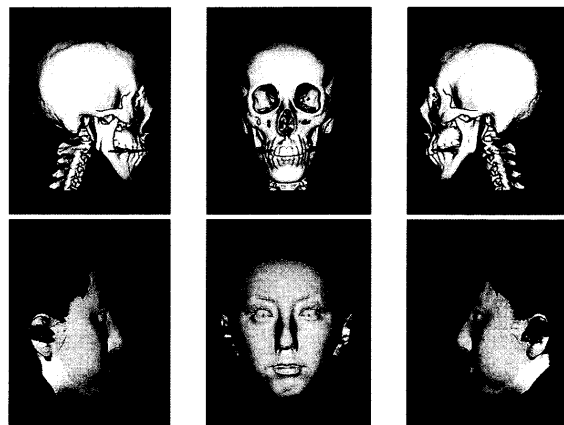


図 3 術前後における顎顔面骨格, 顔面軟組織の形態変化 (被験者 B)
上段) 顎顔面骨格, 下段) 顔面軟組織

V. コンピュータグラフィックスによる統合像の三次元表示

画像解析ソフトにおいては 2 つの画像しか表示することができないため, 本システムでは, 位置合わせの終了した顎顔面骨格, 顔面軟組織表面像, 歯列模型像および咀嚼筋像を再度, 保存形式を STL で出力し, 三次元ボリュームレンダリングソフトウェアに読み込み三次元表示した。

図 2 に本システムを用いて作成した被験者 A (女性の顎変形症患者) の顎顔面骨格 3 D-CT 像と非接触型三次元計測装置で撮影した顔面軟組織および上下顎歯列模型像, MRI より構築した咀嚼筋像の統合像を示す。

本システムの臨床応用 (術前後の比較)

本システムの臨床応用の一つとして, 顎矯正手術による 1) 顎顔面硬・軟組織形態および 2) 軟組織厚みの三次元的な変化の評価を行った。

被験者 B は, 下顎枝垂直骨切り術にて顎矯正手術を行った 女性の顎変形症患者とした。初診時, 患者は骨格性下顎前突を呈し, 顔面の正中に対して上顎歯列の正中は右方へ 2.5 mm, 下顎歯列の正中は右方へ 2.0 mm 偏位しており, overbite 0.5 mm, overjet 0.5 mm であった。本被験者に対して術前・術後に CT および非接触型三次元計測装置により顔表面を撮影した。なお, 顕著な顎機能異常は認められなかったため MRI 撮影は行わなかった。

I. 手術による顎顔面硬・軟組織の三次元的な形態変化

前述したシステムを用いて, 顎変形症患者の術前および術後に撮影した CT 断層画像より顎顔面骨格, 顔



図 4 術前後における顎顔面骨格, 顔面軟組織の形態変化 (被験者 B)
上段) 顎顔面骨格, 下段) 顔面軟組織
暖色系は術後に増加した部分, 寒色系は術後に減少した部分を示す

面軟組織の 3 D-CT 像をそれぞれ構築した。そして, 得られた各データを三次元画像解析ソフトに入力した後, 術前の顎顔面骨格の 3 D-CT 像上に設定した基準座標系に一致するように術後の画像を移動して位置合わせを行い移動パラメータを保存した。さらに, 算出した移動パラメータを術後の顔面軟組織の 3 D-CT 像に与えることにより, 術前・術後の顎顔面骨格および顔面軟組織の 3 D-CT 像の位置関係を再現した (図 3)。

術前・術後における顎顔面骨格および顔面軟組織像について, それぞれ手術前後の差を用いて手術による三次元的な形態変化を各部位ごとに擬似カラーで表示した (図 4)。また, 解析ソフトの断面計測の機能を用いて, 基準平面に水平・垂直な横断面および縦断面を設定した後, 術前・術後における重ね合わせた画像を用いて断面表示を行った。得られたデータは各種分析

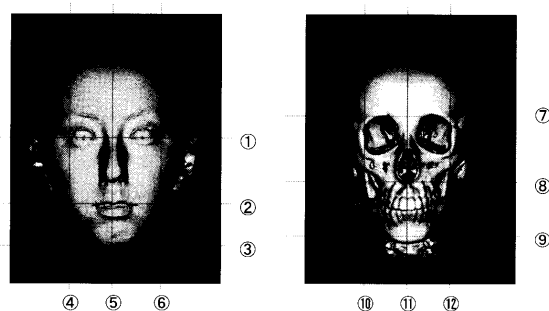


図 5 水平断面および垂直断面 (被験者 B)

① 左右内眼角点を通る線, ② stomion を通る線, ③ soft tissue pog を通る線, ④ 右側外眼角点を通る線, ⑤ 正中矢状線, ⑥ 左側外眼角点を通る線, ⑦ 眼窩上縁を通る線, ⑧ ANS を通る線, ⑨ pog を通る線, ⑩ 右側眼窩最外側点を通る線, ⑪ 正中矢状線, ⑫ 左側眼窩最外側点を通る線

水平断面は基準座標系の ZX 平面, 垂直断面は YZ 平面に平行な平面である

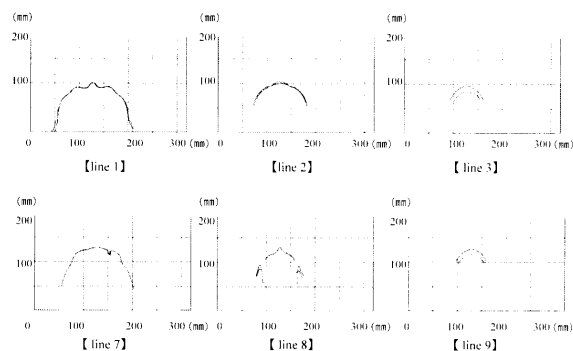


図 6 術前後の顔面軟組織および顎顔面骨格における水平断面 (被験者 B)

上段は顔面軟組織, 下段は顎顔面骨格の形態変化を示す (赤線: 術前, 緑線: 術後)

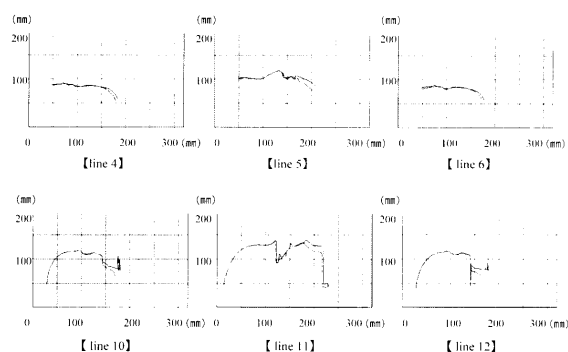


図 7 術前後の顔面軟組織および顎顔面骨格における垂直断面 (被験者 B)

上段は顔面軟組織, 下段は顎顔面骨格の形態変化を示す (赤線: 術前, 緑線: 術後)

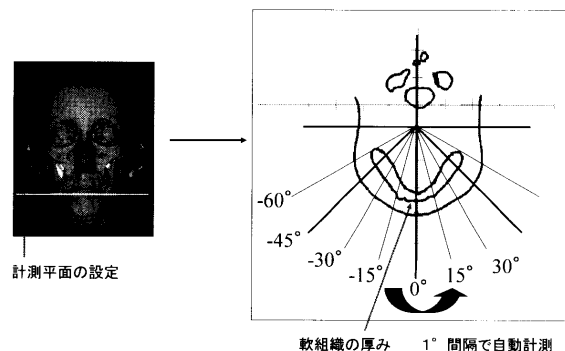


図 8 軟組織の厚み計測方法 (被験者 B)



図 9 術前後における顔面軟組織の厚み表示 (被験者 B)

上段) 術直前, 下段) 術後

暖色系は術後に軟組織厚みが増加した部分, 寒色系は変化が少ない部分を示す

のために Excel に転送した。

図 5 に設定した断面, 図 6, 図 7 に, その結果を示した。これによって, 水平および垂直断面における術前後の顎顔面骨格および顔面軟組織の形態変化を観察することが可能であり, 手術による顎顔面骨格および顔面軟組織の変化を詳細に分析することが可能になった。

本症例においては, 歯列を含む遠位骨片が後方に移動し, 顔面軟組織についても硬組織同様に, 下口唇を中心として同心円状に右側がより後方に移動したことがわかった。顔面軟組織の垂直断面においては, 術後に頬部領域のラインが前方に位置していることがわかった。

II. 軟組織の厚みの三次元的な変化に対する評価

基準座標系の XZ 平面に対して平行に 1 mm 間隔の計測平面を設定し, Y 軸が計測平面と交わる点を中心として, この点から 1° 間隔に放射線状の直線が, 軟組織と硬組織表面に交わる点の間の距離を自動計測し, これを軟組織の厚みとした (図 8)。術前後について色分け表示した画像を図 9 に示す。これらの画像は, 任

意方向の回転表示ができるため、手術による軟組織の厚みの変化を三次元的に容易に把握することができた。なお、図中のカラーパレットが示すように、暖色系は軟組織厚みが増加した部分、寒色系は厚みの変化が少ない部分を表す。

本症例においては、手術により顎顔面骨格を後退したことにより顔表面形状も後退したが、軟組織の厚みに関しては口唇からオトガイにかけてはほとんど変化がなかった。しかし、頬部付近で若干の増加が認められた。

考 察

I. 顎顔面頭部骨格形態の三次元構築について

顎顔面形態の個人差が大きい外科的矯正治療症例は、大きさのほかに構成要素の形状と位置関係の異常という2つの要素を三次元的に把握することが必要である¹⁸⁾。近年、X線CT撮影装置の発達や周辺機器の高性能化およびコンピュータグラフィックス技術の発達により、歯科矯正治療分野においても顎顔面骨格形態の三次元表示が行われるようになってきた。現在試みられている方法は二種類の方法に大別することができ、その一つがセファロを用いる方法である。

1931年にBroadbent¹⁹⁾によって頭部X線規格写真法が歯科領域に導入されたのち、主に側面セファロについて種々の分析法が確立され歯科矯正治療においても診断や治療計画立案および経年的成長変化の研究を行う際に欠かすことの出来ない資料になっている。しかし、セファロの欠点として、撮影に際して照射されるX線は平行ではなく拡散されるためフィルム面から離れた構造物ほど拡大率が大きくなること^{20~22)}や正面セファロについては撮影ごとに頭部の位置付けを同じにすることが困難であるため、イヤードッドを中心とした頭部の回転による歪みが大きいことなどをあげることができる²³⁾。そのため、側面および正面セファロが個々に単独で用いられることが多く、非対称を伴う顎変形症の立体的な形態について正確な把握は難しい。しかし一方では、セファロを用いた三次元形態の構築には、精度に限界があるものの日常臨床で使用しているX線画像を用いているため、患者に与える負担が極めて少ないといった利点がある。

最近では正面および側面セファロの拡大率や撮影時の規格誤差を補正し、個人の顎顔面骨格の三次元モデルを構築する方法^{24,25)}も報告されており、日常の矯正歯科臨床における三次元解析への試みもなされている。

もう一つの方法は、最近開発された高速らせんCTを用いて、複雑な構造である顎顔面頭部領域の細かな骨表面変化を三次元立体表示する方法である。この撮

影装置は、従来のCT撮影装置に比較して、撮影時間の短縮や断層間隔の縮小、被曝線量が低減されたことなどの種々の利点がある。また、セファロでは評価が比較的困難な顎顔面骨格形態の左右非対称性を診断するには有用である。しかし、CTを用いた方法においては頻回の撮影は問題であり、セファロ分析のような定量的な計測法がない。顎顔面骨格の日本人標準形態を三次元座標値で示した形態分析法²⁴⁾の導入など、今後は顎変形症患者の3D-CT像に対する、より正確かつ立体的な治療計画の立案や診断法の確立が必要になるとと思われる。

II. 顔面軟組織表面形態の三次元構築について

近年、外科的矯正治療においては口腔機能の改善とともに、上下顎骨形態の不調和とそれに伴う顔面軟組織の変形を呈する重度な顔面非対称の改善を望まれることが多くなってきている。そのため、これら変形の程度や部位が多様である顔面軟組織表面形態を三次元的に分析することが必要となっている。

これまでに報告された顔面軟組織形態の三次元的な計測法には、モアレトポグラフィー法^{26~29)}、ステレオ写真計測法^{30~32)}や接触型三次元形状計測装置を用いた顔面石膏模型計測法^{13,33)}、3D-CT^{34,35)}などが報告されている。このうち、モアレトポグラフィー法については装置が簡便であるといった利点はある²⁸⁾が、三次元情報は等高線として表示されるため凹凸の激しい物体は縞が密接し、縞次数の認識が困難であるといった欠点がある。また、ステレオ写真計測法については、煩雑な作業やその精度に問題があったために一般化は困難であった。接触型三次元形状計測装置を用いた方法は、プローブを順次移動させて計測対象と接したときのスケールの読みを座標値として出力するため精度と再現性は優れ、欠損やアーチファクトのないデータが得られる利点を備えている^{13,33)}。しかし、顔面の石膏模型を採取する必要があることや顔面全体の計測には時間を要し迅速性の点では問題がある^{13,33)}。また、3D-CTを用いた方法は、前述のように放射線被曝等の問題から頻回の撮影は患者にとって望ましくなく、同一症例の経時的な観察には不向きである。

最近、レーザー光を利用した非接触型三次元形状計測装置が開発されたことにより、被験者の顔面軟組織を変形させることなく高精度かつ迅速に計測することが可能になった。本研究においては、非接触型三次元形状計測装置(VIVID 900)を用いて計測を行った。装置本体は幅213 mm、高さ413 mm、奥行き271 mmの立方体であり、重量は11 kgで持ち運びが可能である。測定方式は計測対象に照射したレーザースリット光を焦点距離 $f=14$ mmの受光レンズで撮影し、カメラからの距離を三角測量法に基づいて計算することによ

て距離情報を得るというもので、非侵襲的に顔面全体の形状を計測することができる。計測結果は、 640×480 点で構成された距離画像と 640×480 点の RGB データが固有の形式で出力され、ASCII 形式に保存できるため、種々の解析ソフトに入力することが可能である。公称の最高精度は、X 軸方向に ± 0.38 mm、Y 軸方向に ± 0.31 mm、Z 軸方向に ± 0.35 mm である。Mishima ら³⁶⁾は、形状計測において臨床応用に必要とされる精度は 1 mm 以内であると述べている。したがって、本装置は临床上十分な計測精度をもつと考えられる。

本装置におけるレーザー出力は、class 2 ($\lambda = 690$ nm, 最大 30 mW) に分類され、通常使用では人体への影響はほとんどなく、撮影時間はわずか 0.3 秒で高速入力が可能であるため、乳幼児に対しても計測可能であり、その応用範囲は広いと思われる。また、撮影に際しては、被験者の頭部をイヤードで固定することで、できるだけ体動、頭部の動きを抑えるように努力した。撮影中に被験者が動くことで正確な計測が行えなかった場合には、容易に再度計測を行うことが可能である。

なお、本装置に関しては、計測対象物の色に影響を受けやすいこと、鼻翼基部や鼻背部などレーザー光やカメラの死角となる部分ではデータの欠損やアーチファクトがしばしば認められるといった欠点があると報告されている³⁷⁾。また、前田³⁷⁾はレーザーの照射方向に対して平行に近い眼裂や外鼻孔周辺には、投影された光束の広がりや、あるいは曲面の多重反射が認められたと述べている。中川ら³⁸⁾は、非接触型三次元形状計測装置を用いて正面から被験者を 2 回計測したデータをマッチングした結果、額部、口唇、左右外眼角より内方の頬部、鼻部の大部分は ± 0.5 mm 以内の誤差であったが、それ以外の鼻や顔輪郭などでは 2.0 mm 前後の差が認められるため、撮影方向を変えて計測した複数のデータを統合することにより精度を高める必要があると報告している。前田³⁷⁾は、被験者の正面方向から撮影した画像が、口唇の形態を最もよく再現しており、アーチファクトや欠損領域が少ないため、正面像を基準に欠損領域を左右斜め方向の画像を用いて補完している。本研究においても、正面方向から撮影した画像をアーチファクトを除去したのちに、これを基準として左右斜め方向から撮影した画像を重ね合わせ補間をした。

III. 歯列模型像の三次元構築について

歯科矯正治療において歯列石膏模型は、診断や治療方針の立案および治療効果の判定などに対して用いられている。しかし、その計測方法については、二次元的なノギスによる 2 点間の距離計測や上下歯列形態の

目視による観察が中心である。このため、個々の歯の幅径や歯列弓の大きさは計測できるものの、上下顎歯列の形態や位置関係については分析できない。したがって、歯列石膏模型全体の三次元的な形状を高精度にパーソナルコンピュータに取り込み定量的に分析を行なう必要性がある。

近年、歯列模型像の三次元的な計測法には、顔面軟組織と同様にモアレトポグラフィ法³⁹⁾、格子パターン投影法⁴⁰⁾や接触型三次元形状計測装置を用いた方法⁴¹⁾、レーザースリット光を利用した非接触型三次元形状計測装置などによる方法^{1,2,42,43)}が報告されている。本研究では、顔面計測で使用した非接触型三次元計測装置の受光レンズを焦点距離 $f = 25$ mm の受光レンズに交換し、測定領域を狭くすることで咬合面形態を詳細に三次元計測した。公称の最高精度は、X 軸方向に ± 0.22 mm、Y 軸方向に ± 0.16 mm、Z 軸方向に ± 0.19 mm であった。

IV. 咀嚼筋形態の三次元構築について

顎変形症の発現因子には、遺伝や咬合干渉など顎口腔機能の異常による下顎の偏位、筋機能の不均衡など多様な要因が考えられ因果関係は複雑である。北井⁴⁴⁾らは、頭蓋顎顔面骨格の成長発育に咀嚼筋が密接に関与すると報告し、桃井ら⁴⁵⁾は、顎矯正手術は顎骨のみでなく咀嚼筋を含む軟組織に急激な変化が起きているため、後戻りが生じる機序に咀嚼筋が何らかの関与をしていると述べている。したがって、顎矯正手術における顎骨の適切な移動量や移動方向の決定や術後の後戻りの量を推測するために、顎変形症患者の MRI より構築した咀嚼筋像を直接観察することが必要であると思われる。

従来の MRI 撮影法では、外側翼突筋など小さな筋肉に関して正確に構築することが難しいと報告されている。しかし、近年、MRI の著しい進歩により、咀嚼筋の三次元的な形態を高精度に表示および解析できるようになった。Goto ら¹⁷⁾は、3D MP RAGE 法を用いて撮影した頭部領域のデータより咬筋、内外側翼突筋を三次元構築し種々の解析を行っている。この方法は、従来の方法に比べて撮影時間が短いため体動によるアーチファクトが起りにくく、パーシャルボリューム効果が少なく頭部全体を小さなボクセルデータで構築することができるため、小さな筋肉に関しても精度よく構築できると述べられている。そして、この方法を用いてファントムを撮影し得られたデータを検討した結果、精度に問題はなかったと報告している。したがって、本研究においても、この方法に準じて、顎変形症患者の頭部領域を 3D MP RAGE 法を用いて撮影した。

以上より、今後、さらなる詳細な検討が必要ではあ

るが、本システムでMRIより構築した咬筋像の精度は、臨床的に問題ない程度であると思われた。

V. 各種三次元画像の統合システムについて

各種の計測装置から得られた三次元データは、座標系が異なっているためコンピュータ上において基準となる座標系に統合することにより、精度の高いシミュレーションモデルを構築することが必要である。宮島¹²⁾、京本³⁵⁾、清水⁴⁶⁾は、正面および側面セファロから導いた基準座標系を用いているが、座標系を設定する際に用いた基準点は前述のように拡大率の修正や回転補正のために煩雑な計算が必要となる。一方、布留川¹⁴⁾は、3個のセラミック真球を付置したスプリントと、これに着脱可能な3個のセラミック真球を付置したフェイスボウを用いて基準座標系を設定した後、顎顔面骨格の3D-CT像と顔面軟組織および歯列模型像を統合している。しかし、この方法はフェイスボウを装着してCTや顔面軟組織を撮影することが必要となり作業が煩雑である。本研究においては、セラミック真球を歯列に付置することで、フェイスボウを用いることなく歯列模型像をコンピュータの同一画面上で顎顔面骨格の3D-CT像に統合する方法を採用した。Nishiiら¹⁾の報告によると、セラミック真球はCT撮影でアーチファクトを生じず、CT値が硬組織とほぼ同じであり、非接触型三次元計測装置でも精度よく計測することが可能であるなど、マーカーとして十分な特性をもっていると述べている。

三次元解析ソフトに読み込んだ顔面軟組織表面の三次元画像は、その機能を用いて平行移動や回転移動、角度計測、線計測、断面計測、体積計測、2画像のマッチングによる比較、三次元モーフィングなどのさまざまな解析や各種の表示が可能である。咀嚼筋像についても同様に、解析ソフトを使用し、前額部付近の領域で顔面軟組織3D-CT像にMRIより構築した顔面軟組織像を位置合わせし、得られた移動パラメータを咬筋像にあてはめることで顎顔面骨格の3D-CT像に統合した。中川ら³⁸⁾は、本解析ソフトを用いて2つの顔面像を位置合わせし誤差を計測したところ86~93%が±0.5mm以内であり、額部は誤差が少なかったと報告している。

VI. 臨床応用について

従来より外科的矯正治療における治療方針の検討では主として、側面セファロを資料としたpaper surgeryによる予測が行われている。しかし、この方法における下顎骨体の移動は、歯列を一平面のみでしか捉えておらず下顎骨の複雑な三次元的な移動方向についての情報が入力されていないことや、下顎骨が左右に偏位している場合には左右の移動量の違いを算出する

ことができないといった問題点がある。また、手術によって生じる軟組織の変化に関しては、二次元的予測が主体である。

したがって、正確な硬組織および軟組織の移動予測を行うためには、歯列の移動に一致した顎骨の移動様相と硬組織の移動量に対する軟組織の詳細な追従率を三次元的に算出することが可能なシステムを構築することが必要である。初川ら⁷⁾は、顎変形症患者の術前・術後の顔面軟組織の変化について非接触型三次元計測装置を用いて三次元的に評価し、その結果をもとに顔貌変化の予測シミュレーションを行っている。しかし、硬組織の形態変化については、術前・術後に撮影したセファロより得られた二次元的な値をパラメータに使用しているため、複雑な骨移動が生じる非対称症例については検討していない。また、野口ら⁴⁷⁾が開発した顎矯正手術シミュレーションについても、硬組織の移動予測法は、術前・術後に撮影したセファロを用いたシステムになっている。本システムは、術前・術後の顎顔面骨格および顔面軟組織形態の関係を三次元的に分析することが可能であると同時に、さらにはデータベースを蓄積することによって顎顔面骨格の3D-CT像上に設定した計測点の三次元的な移動様相をパラメータとした顔面軟組織の術後予測顔貌を作成することを可能にするものと考えている。しかしながら、術後の顔貌予測は患者が知りたい情報のひとつである一方、実際の結果との相違がトラブルを生じさせる要因にもなり得る。したがって、予測画像の患者への提供は、十分な説明と慎重な対応が必要であると思われる。

また、得られた各種の三次元形態画像を同一座標系に統合することにより、パーソナルコンピュータ上で任意の方向から同時に観察することができるといった利点を本システムはもっている。そのため、顎変形症患者ばかりでではなく、口唇口蓋裂患者やhemifacial microsomiaなど頭蓋顎顔面部に形成異常を伴う患者においても形態的特徴を軟組織表面形態と併せて三次元的に把握することが容易になると思われる。

さらに、永木ら⁴⁸⁾は、咬筋の体積や走行は特に下顎枝を中心とする顔面頭蓋後方部、下顔面部の形態に強い影響を与えていると報告し、北井ら^{44,49)}は、咬筋が直接付着している骨格部位の大きさは咬筋の大きさと関連し、骨周辺の筋肉の機能的発達が骨の形態形成に大きな影響を与えているとしている。しかし、機能的な要素が形態にどのように影響しているかに関しては、現在のところ推察するにとどまっている。本システムで得られた統合像から患者個人の三次元形態を構築し、咀嚼筋の付着部位や下顎運動による咬合接触部位の変化を考慮することで、顎関節を含めた顎顔面構造に及ぼす力学的影響を解析できるシステムの開発が必要だと考えられる。

今後は、異なるデータの統合に際し生じる精度について検証を行うとともに、顎顔面骨格、顔面軟組織、上下歯列および咀嚼筋形態などの各種基礎データの充実と適用数を増やし、多方面の臨床応用に向けて検討を加えたいと考えている。

稿を終えるに臨み、早稲田大学理工学部応用物理学科の橋本周司教授、CT撮影に関しご協力いただいた本学大学院歯学研究院口腔顎顔面病態学講座の加藤 誠技師長、ならびに本学大学院歯学府口腔保健推進学講座の早崎治明講師、佐藤恭子先生、本学大学院副診療放射線科の中村泰彦技師長、メディックエンジニアリング(株)の谷尻豊寿氏に感謝の意を表すとともに、本研究にご理解、ご協力下さいました被験者の方に感謝いたします。

なお、本研究の一部は、平成12年文部科学研究費、基盤研究(B)(2)(研究課題番号12470462)、平成13年文部科学研究費、萌芽研究(研究課題番号13557185)、平成16年文部科学研究費、基盤研究(B)(2)(研究課題番号16390607)および平成16年文部科学研究費、萌芽研究(研究課題番号16659573)の補助によるものである。

文 献

- 1) Nishii, Y., Nojima, K., Takane, Y., *et al.*: Integration of maxillofacial three-dimensional CT image and the three-dimensional dental surface image, *Orthod Waves* 57: 189-194, 1998.
- 2) Okumura, H., Tsutsumi, S., Oka, M., *et al.*: Three-dimensional virtual imaging of facial skeleton and dental morphologic condition for treatment planning in orthognathic surgery, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116: 126-131, 1999.
- 3) 小原 仁, 角 保徳, 上田 実, 他: 口腔外科領域への三次元CTの応用に関する臨床的研究, *口科誌* 39: 107-114, 1990.
- 4) 南 克浩: CT画像三次元再構築システムの開発とその生体計測への応用の試み, *阪大歯学誌* 36: 203-223, 1991.
- 5) 鷺見幸男, 山本浩貴, 澤木佳弘, 他: 非接触型三次元形状計測装置による顔面形態の計測について 第一報: 顎変形症の手術前後における変化, *口科誌* 46: 237-243, 1997.
- 6) 野村泰慎, 野口信宏, 後藤昌昭, 他: レーザー三次元形状計測装置を使った顎矯正手術による顔面形態変化の分析, *口科誌* 47: 408-416, 1998.
- 7) 初川貴司, 佐藤亨至, 菅原準二, 他: 成人女子骨格型反対咬合症に適用された上下顎移動術による三次元の顔貌変化の予測シミュレーション, *Orthod Waves* 61: 40-51, 2002.
- 8) 森田康彦, Petzold, R., 野伊倉武憲, 他: 高速らせんCTによる顎・顔面領域の三次元構築, *映像情報* 30: 136-139, 1998.
- 9) 神田重信, 金井郁代, 田中武昌, 他: 高速らせんCTの顎・顔面領域における適応と診断効果, *映像情報* 30: 777-780, 1998.
- 10) 小野一郎, 郡司裕則, 館下 亮, 他: Helical volume CT dataを用いた実寸大模型作成法とその臨床的意義, *日本コンピュータ支援外科学会会誌* 43: 15-20, 1997.
- 11) 片田和廣: 三次元画像の臨床的有用性と課題, *日本コンピュータ支援外科学会会誌* 43: 1-5, 1997.
- 12) 宮島貴博: 口腔・顎・顔面における統合的3次元計測系開発のための基礎的研究, *阪大歯学誌* 41: 167-187, 1996.
- 13) 三島克章: 外鼻形態の三次元的計測・評価法の開発と唇裂鼻症例への応用, *阪大歯学誌* 38: 188-219, 1993.
- 14) 布留川創, 本橋信義, 黒田敬之, 他: 顎矯正手術のコンピュータシミュレーションのための三次元情報統合システム, *日顎変形誌* 10: 281-289, 2000.
- 15) 横田幸治, 陳亮宏, 奥村秀樹, 他: 顎顔面変形症患者における硬軟組織複合立体モデルの開発研究, *日口外誌* 42: 1038-1042, 1996.
- 16) 寺嶋雅彦, 祐田京子, 青木義満, 他: 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-Jpn Ed* 63: 11-23, 2004.
- 17) Goto, T. K., Tokumori, K., Yahagi, M., *et al.*: Volume changes in Human Masticatory Muscle between Jaw Closing and Opening, *J Dent Res* 81: 428-432, 2002.
- 18) 西田光男: 下顎変形症手術の術後予測に関する研究 第IV編 コンピュータ・グラフィック予測について一硬・軟組織側貌および硬組織三次元の評価一, *日口外誌* 35: 46-62, 1989.
- 19) Broadbent, B. H.: A new X-ray technique and its application to orthodontia, *Angle Orthod* 1: 45-66, 1931.
- 20) 山崎俊恒, 岩澤忠正: 頭部における下顎の立体的位置および形態の研究一特に正常咬合者群と真性下顎前突群との比較について一, *日矯歯誌* 40: 205-227, 1981.
- 21) 山添清文: フィッティング処理を用いた下顎骨形態の三次元構築に関する研究, *日矯歯誌* 53: 246-258, 1996.
- 22) Grayson, B., Boral, S., Eisig, S., *et al.*: Unilateral craniofacial microsomia (Part I), Mandibular analysis, *Am J Orthod Dentofacial*

- Orthop 84 : 225-230, 1983.

23) 福井忠雄, 森田修一, 花田晃治, 他: 正面頭部 X 線規格写真における下顎骨輪郭の新しい重ね合わせに関する研究, 日矯歯誌 55 : 364-371, 1996.

24) 星野慶弘, 寺嶋雅彦, 森 紀子, 他: 日本人成人男女の三次元骨格基準モデルの構築, Orthod Waves 61 : 334-342, 2002.

25) 寺嶋雅彦, 青木義満, 徳森謙二, 他: 下顎前突症患者の下顎枝矢状分割術による形態変化の三次元的シミュレーション, 日顎変形誌 11 : 194-204, 2001.

26) 陳 亮宏: モアレトポグラフィーによる顎変形症患者の術前術後の顔貌変化の解析に関する研究—下顎矢状分割法を適用した下顎前突症例について—, 口科誌 38 : 1023-1036, 1989.

27) 鍋谷秀信: モアレ縞自動解析による顔面の三次元的評価—正常人について—, 日口外誌 31 : 2082-2100, 1985.

28) 河合 幹, 山本 忠, 阿部本晴, 他: モアレ等高線による顔面形態の立体的計測法のシステム化について, 日口外誌 21 : 419-426, 1975.

29) 葛西一貴, 藤澤重樹, 呉 勝治, 他: 左右 30°斜位方向モアレ写真合成による顔面計測について, 日矯歯誌 46 : 280-295, 1987.

30) 浜田浩志, 丸山陽市, 小林和英: 顔貌および歯列模型の立体認識のためのコンピュータシステム, 日矯歯誌 54 : 255-263, 1995.

31) 丸山陽市, 浜田浩志, 小林和英: 時分割式ステレオシステムによる顔面形態の立体認識, 日矯歯誌 53 : 584-590, 1994.

32) 浜田浩志, 丸山陽市, 小林和英: 顔貌および歯列模型の立体認識のためのコンピュータシステム, 日矯歯誌, 54 : 255-263, 1995.

33) 伊藤尚史: 三次元形状データからの外鼻特徴点自動抽出法の開発, 阪大歯学誌 45 : 1-38, 2000.

34) Xia, J., Wang, D. and Samman, N. : Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation : 3 D color facial model generation, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 29 : 2-10, 2000.

35) 京本博行: 統合三次元データを用いた顎矯正手術の述前後の硬・軟組織変化の三次元的解析, 阪大歯学誌 44 : 1-21, 1999.

36) Mishima, K., Sugahara, T., Mori, Y. and Sakuda, M. : Application of new method for anthropometric analysis of the nose, Plastic and reconstructive surgery 98 : 637-645, 1996.

37) 前田友美: 距離画像合成による顔面三次元形状データ補完法の開発と顔面特徴点自動抽出への応用, 阪大歯学誌 46 : 1-24, 2000.

38) 中川公貴, 寺田員人, 稲見佳大, 他: 非接触型顔面三次元表面形状計測装置の計測特性に関する検討, 新潟歯学会誌 31 : 147-152, 2001.

39) 安井常晴, 久保直修, 小淵匡清, 他: 顎変形症に対する 3 D-CT の利用 (第 1 報)—3 D-CT の再現性の評価—, 日顎変形誌 7 : 18-23, 1997.

40) 松野 功, 河上宗博, 山村雅彦, 他: 頭蓋顎顔面変形症に対する 3 次元形態分析法, 日矯歯誌 49 : 291-301, 1990.

41) 根本敏行, 秋月弘道, 中村 篤, 他: CT の三次元構築による顎骨形態の評価に関する研究—計測精度の検討—, 日口外誌 43 : 177-181, 1997.

42) 萬 淳一, 横井茂樹, 鶴岡信治, 他: 頭部 CT 像の三次元表示の一方法, 医用電子と生体工学 21 : 439-444, 1983.

43) 周藤安造, 古旗賢太郎, 小島龍也, 他: 三次元表示技術による骨の切削シミュレーション, 医用電子と生体工学 27 : 61-69, 1989.

44) 北井則行: 頭蓋顎顔面骨格と咀嚼筋との形態的關係について, 阪大歯学誌 48 : 54-59, 2004.

45) 桃井 祐, 有地淑子, 勝又明敏, 他: 下顎前突症患者における内側翼突筋の三次元的評価—CT 画像再構築による分析—, Orthod Waves 61 : 343-349, 2002.

46) 清水英孝: 統合 3 次元データによる顎矯正手術シミュレーションシステムの開発, 阪大歯学誌 44 : 1-26, 1999.

47) 野口信宏, 辻 光弘, 重松正仁, 他: 顎矯正手術シミュレーションシステムの開発 第 1 報: 射影適合法を用いた歯列, 顎骨および顔面形態データの統合, 日顎変形誌 12 : 69-76, 2002.

48) 永木恵美子, 四井資隆, 川本達雄: 顎顔面形態と咬筋との関係について, Orthod Waves-Jpn Ed 63 : 1-10, 2004.

49) Kitai, N., Fujii, Y., Murakami, S., *et al.* : Human Masticatory Muscle Volume and Zygomatico-mandibular Form in Adults with Mandibular Prognathism, J Dent Res 81 : 752-756, 2002.

主 任: 中 島 昭 彦 教授 2004 年 12 月 10 日受付
2005 年 2 月 7 日受理

連絡先: 寺 嶋 雅 彦
九州大学大学院歯学府口腔保健推進学講座
〒 812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

主 任：中島昭彦 教授	2004 年 12 月 10 日受付
	2005 年 2 月 7 日受理

連絡先: 寺嶋雅彦
九州大学大学院歯学府口腔保健推進学講座
〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1