顎変形症に対する 3D-CT の利用

—第1報 3D-CT の再現性の評価—

安井 常 晴 久 保 諠 修 小 渕 匡 清
四 井 資 隆* 白 数 力 也 古 跡 養 之 眞*

Reliability of Image of 3D-CT for Patients with Jaw Deformities on Mandibular Bone

NOBUHARU YASUI, YOSHINOBU KUBO, MASAKIYO KOBUCHI,
YORITAKA YOTSUI*, RIKIYA SHIRASU and YONOSHIN KOSEKI*

Abstract : During surgical treatment of the maxillofacial region, it is important to grasp the 3-dimensional structure, because the area has a physically complex structure consisting of many bones and soft tissue. Conventionally, diagnostic and therapeutical procedures were not commenced prior to rendering a 3-D image from the 2-D image. However, 3D-CT (3-dimensional Computed Tomography) has made it possible to easily monitor any morphologic shape as a 3-D image on a plane. This has heretofore been difficult to determine preoperatively.

So far, there has been a lack of investigation into the precision or accuracy of 3-D image analysis in the maxillofacial area. Therefore, a 3D-CT based reconstruction system was used for preoperative evaluation of mandibular diastrophism. 3-D imaging was carried out on the mandible both empirically and clinically to evaluate measurement accuracy and precision.

In this system, data scanned with a 3D-CT Hi-Speed Advantage (GE Yokokawa Medical Systems) were read by a Power Macintosh 8100/80 AV and the resulting image data were processed with a 3-D rendering software by Vox Blast (Image & Measurement Corp.). The measurement results demonstrated that the 3-D images met accuracy and precision requirements.

In addition, even more accurate measurements became possible by attaching markers to the skin surface of the maxillofacial area while scanning the 3D-CT images, which is an index of the reproductibility of this procedure.

Key words : three-dimensional CT (3D-CT), dentofacial deformity (顎変形症), reproductibility (再現性)

[Received Dec. 2, 1996]

緒 言

人体は硬組織と軟組織によって構成される立体構造物である。特に顎顔面領域は複数の骨と筋が

複雑な構造を呈している。この点、手術等の処置を行うにあたって病巣およびその周囲の組織の3次元構造の把握が必要なことは言うまでもない。顎変形症の手術に際しても、変形量や形態を術

大阪歯科大学口腔外科学第1講座 (主任：白数力也教授)

* 大阪歯科大学歯科放射線学講座 (主任：古跡養之眞教授)

First Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Osaka Dental University (Chief: Prof. Rikiya SHIRASU)

* Deparement of Oral Radiology, Osaka Dental University (Chief: Prof. Yonoshin KOSEKI)

Fig. 1 3-D imaging systems

前に把握することは重要で、従来は単純X線写真、断層X線写真および頭部X線規格写真など2次元画像から3次元構造を想像し、術前診断や治療計画、経過観察を行ってきた。しかし最近では、スリッピングを搭載し連続的にデータ採集の可能なCT装置¹⁾が開発され、このデータを利用して3次元再構築を行うシステム（以下3D-CTと略す）の利用が始まっている。これによって、以前は手術前に空想としての理解しかできなかった形態も、画面上で立体像として視覚的にかつ容易に観察が可能になってきた。

今回、われわれの施設でも顎変形症の術前評価のための3D-CTによる3次元構築システムの利用を開始した。このシステムの概要を報告するとともに、この3D-CTによる顎顔面領域の3次元構築像の計測精度について評価を行ったので報告する。

システムの概要

今回構築したシステム（Fig. 1）では、患者のデータ収集のための3D-CT撮影装置はGE横河メディカルシステムズ製Hi-Speed advantageで撮影は外部施設に依頼した。撮影条件は、スライス厚1mm、スライス間隔3mmで、管電圧120kV、管電流200mA、FOV 16.0cm、Matrix 512×512である。撮影方向は、下顎骨に対して咬合平面に平行なAxial像を撮影した。撮影によって得られたデータから、CT装置のコンソール上にて層間補間像を1mm間隔で作成し、その後、その補間データをoff line（レーザーメモ

Fig. 2 3D-CT Image

リー1.7GB：Pioneer社製）で、当講座所有のパーソナルコンピュータ（Power Macintosh 8100/80AV：Apple社製）に取り込み処理を行った。3次元構築システムは、画像処理ソフトPhotoshop 3.0J（Adobe）と3次元構築・計測ソフトはImage & Measurement製Vox Blastで構成されている。データはPhotoshopで画像処理とトリミングを行った後、Vox Blastで3次元構築を行った（Fig. 2）。3次元構築時のVox Blastのパラメーターはpixel size 0.48, slice interval 0.93を使用した。

方法および対象

先に説明を行った3次元構築システムの計測精度を確認するために以下の実験を行った。各計測項目は、実体とコンピュータ上の3次元構築像に対して各5回計測し、計測値のうち上下の値を削除し、中央3回の値の平均を有効値とした。3次元構築像の計測値については、小数点以下を四捨

Fig. 3 Measurement of dry skull sample

五入した。

1) 乾燥頭蓋骨を用いた検討

このシステムの精度の評価のために予備実験として、乾燥頭蓋骨1体にマーカポイント（ガッターチャポイント）を貼付しアナトミカルランドマーク（左右オトガイ孔、下顎孔）とともに、計18点の計測点より20箇所の計測を行った。そして、元画像平面上での左右方向をX方向、前後方向をY方向、スライス間の方向をZ方向と定めて構築像における計測箇所のX, Y, Z方向を Fig. 3 のように決めた。

<X方向>

X 1 : 左右関節突起上のマーカポイント間距離

X 2 : 左右下顎切痕上のマーカポイント間距離

X 3 : 左右筋突起上のマーカポイント間距離

X 4 : オトガイ部左右方向のマーカポイントの距離

<Y方向>

Y 1 : 左側下顎体の咬合平面と平行なマーカポイントの距離

Y 2 : 左側オトガイ孔付近の咬合平面と平行なマーカポイントの距離

Y 3 : 左側下顎孔付近の咬合平面と平行な下顎枝の距離

Y 4 : 右側オトガイ孔付近の咬合平面と平行なマーカポイントの距離

Y 5 : 右側下顎体の咬合平面と平行なマーカポイントの距離

Y 6 : 右側下顎孔付近の咬合平面と平行な下顎枝の距離

Y 7 : 左側オトガイ孔からY 2 のマーカポイントの距離

Y 8 : 右側オトガイ孔からY 4 のマーカポイントの距離

<Z方向>

Z 1 : 左側下顎体の咬合平面と垂直なマーカポイントの距離

Z 2 : 左側オトガイ孔付近の咬合平面と垂直なマーカポイントの距離

Z 3 : オトガイ部上下方向のマーカポイントの距離

Z 4 : 右側下顎体の咬合平面と垂直なマーカポイントの距離

Z 5 : 右側関節突起のポイントから同側下顎角の距離

Z 6 : 右側関節突起のポイントから同側下顎孔の距離

Z 7 : 左側関節突起のポイントから同側下顎角の距離

Z 8 : 左側関節突起のポイントから同側下顎孔の距離

2) 顎変形症患者での検討

予備実験での結果を基に下顎枝矢状分割術を施行した顎変形症患者10人（男性3人、女性7人、平均年齢23歳）の3D-CT撮影を行い、下顎枝矢状分割術施行時の内側骨切り線相当部（Y方

Fig. 4 Measurement (line of osteotomy)

Fig. 5 Measurement method of during operation

向) と, 外側骨切り線 (Obwegeser original) 相当部 (Y, Z 方向) の計測を行った (Fig. 4)。実体と構築像の計測部位の決定は, 患者個々に独自の計測補助装置のスプリントを作成し, 3D-CT 撮影時および術中計測時に使用し, 測定部位の再現性を高めた (Fig. 5)。また, 構築・患者間の再現精度を高めるために, 3D-CT 撮影時に個々の患者の右側頬部に同一の乾燥骨片を貼付した (Fig. 6)。

Fig. 6 Marker (slice bone)

結 果

1) 乾燥頭蓋骨の結果

指定した X, Y, Z 方向の項目を, それぞれ実測値/計測値とし比率で示し, 平均値をとった。

X方向の距離の長い X1, X2, X3 は, 0.99, 0.99, 1.01で, 距離の短い X4 は, 1.02であり平均1.00を示した。

Y方向の距離の短い Y1 ~ 6 は, 1.02, 1.02, 0.98, 0.97, 0.98, 0.99であり, 距離の長い Y7, 8 は, 0.99, 0.98で平均0.99を示した。

Z方向の距離の短い Z1 ~ 4 は, 1.02, 0.98, 1.01, 1.02であり, 距離の長い Z5 ~ 8 は, 1.00, 0.99, 1.00, 1.00で平均1.00を示した。

2) 顎変形症患者の結果

手術中に指定していた2箇所の部位を, 実測値/計測値とし比率で示し, 平均値をとった。

内側骨切り線相当部 (Y方向) の比率は, 1.00, 外側骨切り線相当部 (Y, Z 方向) の比率も1.00であった。

考 察

顎顔面領域は複数の骨が複雑な構造をとるため、手術を行うにあたって3次元的な構造の把握が必要である。従来より2次元画像から立体像を想像し、また立体構築²⁾を試み診断・治療に応用してきた。しかし、3D-CTの利用により、術前に理解しにくかった形態も画面上で立体として容易に観察が可能となってきた。中でもスリップリングを利用した3D-CTによって得られたデータと従来のCTによって得られたデータとの違いは、3D-CTデータがファンビームを照射する事によって得られるボリュームデータであるのに対して、従来のCTデータはスライスデータである点である。すなわち、3D-CTでは1枚のヘリカルスキャン画像の撮影領域は、X線ビーム厚・寝台移動速度・補間再構成処理の相互作用で決定される。この撮影領域内に含まれる構造物については、補間再構成処理によって像が形成され、任意の層のデータを抽出できる点が3D-CTの大きな利点である。また、連続的に寝台を移動するために、スライス間の整合性が高いことも挙げられる^{1,3)}。この2点が大きな違いであり、従来のCTデータの3次元構築像と3D-CT像の差となる。

3D-CTの臨床応用は1980年代初頭より報告⁴⁾されており、血管の描出や肺の観察⁵⁾に利用され、現在では3D-CTによる手術シミュレーションシステム⁶⁾やCT内視鏡システム⁷⁾も開発されつつある。顎顔面領域においても、3次元構築像の利用には様々なアプローチ^{8,9,10)}がなされている。しかし、顎顔面領域においては複数の骨が複雑な構造を呈しているのでthresholdの設定が重要であり、矯正装置や補綴物から出るアーチファクトの存在は画像診断上の妨げになり2次元画面上での処理を行わなければならないなど、3次元構築には様々な工夫が必要であり他領域ほど成果はみられていないのが現状で、しかも、本装置は非常に高価である。そこで今回われわれが採用したシステムは、撮影を外部施設に依頼することによって3D-CTを有さない施設でもoff lineで3次元構築像を比較的安価に利用でき、また3D-CT

を有する施設であってもCT装置のコンソールを占有することなく処理の可能な点が利点として挙げられる。しかし、3D-CT装置によるヘリカルスキャン法の問題点として、ボリュームデータから補間再構成の計算をして画像表示を行っているの、従来のCTデータに比較して同一被写体におけるCT値の変動が小さくなる傾向が報告されている^{1,3)}。また、寝台移動速度に起因するCT値の変動が起こり空間分解能の低下につながるものが上げられる。すなわち、画像コントラストの低下とスライス面における歪み、スライス間の歪みが個別に発生する可能性がある。さらに、われわれのシステムでは、off lineでデータを収集しているためにデータコンバート時に発生する歪みについても考慮する必要がある。この点を明らかにするために本研究を計画した。

この点に関しては、予備実験として乾燥頭蓋骨(下顎骨)を撮影し、このデータをパーソナルコンピュータ上で構築し、実測値と計測値の比較よりVox Blastのパラメーターをpixel size 0.48, slice interval 0.93と決定し、結果からわかるように、2次元構築時に補正可能であった。さらに、臨床応用の実験で示したように撮影時と3次元構築時に指標となるような一定の構造物(乾燥骨片10×18×2mm)を患者頬部に貼付しVox BlastのPalettor Editorで軟組織の除去時、骨片実測値に画面上の計測値を近づけレベル補正の基準とした。このことによって信頼性が増すことが判明した。

今後本システムを用いて3次元構築を行い様々なアプローチを顎顔面領域の疾患に臨床応用していきたいと考えている。

結 語

今回私たちは、顎変形症の術前評価のため3D-CTによる3次元構築システムの利用を開始する上で、3D-CTによる3次元構築像の顎顔面領域における計測精度を検索する目的で乾燥頭蓋骨を用いての実験を行い、その結果を踏まえ、顎変形症患者の3D-CT撮影を行い、臨床検討を行った結果、次のような知見を得た。

- 1) 顎変形症の骨形態観察のために3D-CT

を利用した 3 次元構築システムは計測に耐えうる精度を示した。

2) 3D-CT 撮影時に 3 次元構築にあたって指標となるマーカを貼付する必要があることが判明した。

本論文の要旨は、第41回日本口腔外科学会総会（平成8年11月8日、於東京）にて発表した。

文 献

- 1) 木村和衛, 他編集: ヘリカルスキャンの基礎と臨床, 第1版, 医療科学社, 東京, 1993, 110-140頁.
- 2) 南 克浩: CT 画像再構築システムの開発その生体計測への応用の試み, 阪大歯学雑誌, 38: 203-223, 1991.
- 3) 片田和廣, 他: 三次元画像診断の展望, 臨床放射線, 41 (11): 1445-1449, 1996.
- 4) Marsh, J. L., et al.: Comprehensive Care for Craniofacial Deformities, p. 48, The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
- 5) 三村文利, 他: 三次元 CT による中枢気管支病変の描出能に関する検討, 臨床放射線, 41 (1): 7-12, 1996.
- 6) 小原 仁, 他: 口腔外科領域への三次元 CT の応用に関する臨床研究, 口科誌, 39: 107-114, 1992.
- 7) 前島精治, 他: 咬合模型を組み合わせた 3 次元実体模型によるシュミレーション手術, 日形会誌, 12: 745-755, 1992.
- 8) 鈴木偉彦, 他: 形成外科領域における 3 次元 (3D-CT) の臨床応用とシュミレーションの試み, 岩手県立病院医学会雑誌, 29: 63-69, 1994.
- 9) 桐生迪介, 他: 顎顔面領域における 3 次元 CT の使用経験, 形成外科, 32: 379-385, 1989.
- 10) 猪田博文, 他: Herical Volume CT による 3 次元表示画像の顔面骨骨折診断への応用, 日口診誌, 9: 1-5, 1996.