

〔原著〕

表面形状基準法により抽出した顔面正中矢状平面の再現性と妥当性 -CT DICOMデータを用いた検討-

辻 祥之¹⁾, 上地 潤²⁾, 武田 成浩¹⁾, 今野 正裕²⁾, 北所 弘行³⁾, 溝口 到²⁾, 柴田 考典¹⁾

- 1) 北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系組織再建口腔外科学分野
 2) 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
 3) 北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系顎顔面口腔外科学分野

Reproducibility and appropriateness of the facial midsagittal plane extracted by a surface-based method -Evaluation using the CT DICOM data-

Yoshiyuki TSUJI¹⁾, Jun UECHI²⁾, Shigehiro TAKEDA¹⁾, Masahiro KONNO²⁾, Hiroyuki KITAJO³⁾,
Itaru MIZOGUCHI²⁾ and Takanori SHIBATA¹⁾

- 1) Division of Reconstructive Surgery for Oral and Maxillofacial Region, Department of Human Biology and Pathophysiology,
School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido
 2) Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Department of Oral Growth and Development School of Dentistry,
Health Sciences University of Hokkaido
 3) Division of Oral and Maxillofacial Surgery, Department of Human Biology and Pathophysiology, School of Dentistry,
Health Sciences University of Hokkaido

Abstract

The accurate definition of the midsagittal plane is important to establish an objective criterion of the asymmetry in patients with facial asymmetry. The definition of the plane requires high reproducibility and precision.

To identify a reliable and objective definition of the midsagittal plane, three-dimensional surface models were generated from the CT-DICOM data of patients with facial asymmetry, and a midsagittal plane was extracted using the surface based method on the hard tissue and soft tissue models of these patients. Based on this, the reproducibility and appropriateness of the method to extract the midsagittal plane was evaluated.

The results may be summarized as follows :

1) For intra- and inter-examiner errors (n=10) in the extraction of the midsagittal plane on the hard and soft facial model using CT-DICOM data of one patient with facial asymmetry, the examiner reproducibility of

the midsagittal plane extraction was significantly high.

2) The inter-object variability in the midsagittal plane extraction on the facial model using CT-DICOM data for twelve patients with facial asymmetry showed intra- and inter-examiner (n=10) reproducibility of the midsagittal plane extraction that was significantly high.

3) There were few differences in the midsagittal plane extraction between the method using the hard tissue models and that using the soft tissue models, and thus, high rates of concordance for the extraction was shown for both the soft and hard tissue models with the surface based method.

The results of the study suggests that the midsagittal plane extraction using the surface based method has significantly high and sufficiently reproducible and that it is appropriate to establish an objective criterion for the evaluation of facial asymmetry.

Key words : Midsagittal plane, Facial asymmetry, Three-dimensional, Computer-assisted diagnosis

緒 言

顔面非対称を伴う顎変形症患者（以下、非対称患者）では、三次元的に複雑な顎顔面骨格形態を呈することが多い。そのため非対称患者では、従来使用されていた頭部X線規格写真（以下、セファログラム）に代表される二次元画像でその特徴を十分に把握することが困難であり（Trpkova et al., 2003 ; Maeda et al., 2006）、三次元的に評価されなければならない（菅原, 川村, 2000 ; 高根ら, 2001）。顎顔面形態の三次元計測を行うため、非対称患者では硬組織と軟組織のデータを同時に取得できるX線CT画像（以下、CT）データを用いて、仮想化した三次元患者モデル（以下、三次元モデル）を生成する方法が多用されるようになってきた（Xia et al., 2000 ; Katsumata et al., 2005 ; Park et al., 2006 ; Uechi et al., 2006 ; Mizoguchi et al., 2008）。

三次元モデルにおける顔面の対称性の判定に関しては、その基準となる正中矢状平面の設定が重要である（Meyer-Marcotty et al., 2011 ; Damstra et al., 2012）。しかも、その設定には高い再現性が求められる（O'Grady & Antonyshyn, 1990）。しかし、これまで主として行われてきた正中矢状平面の設定法は、検者がマニュアル操作で解剖学的任意点を同定する方法であり、それらの再現性が低いことが指摘されている（De Momi et al., 2006）。さらに、対称性の判定基準として用いる平面には、臨床応用に耐える精度が必要となる（埴ら, 2009）。

そこで、本研究では非対称患者の治療開始前における診断のためにCT撮像した時に記録されたDICOMデータを対象とし、三次元サーフェスモデルを生成した。それらサーフェスモデルにおいて表面形状基準法を用いて正中矢状平面の抽出を行い、その際の検者内誤差、検者間誤差、および検者内誤差の対象間変動を評価し、臨床応用の可能性について検討した。

方 法

1. 本研究の構成

本研究では、表面形状基準法を用いて非対称患者の硬・軟両組織モデルに適用できる正中矢状平面抽出法を考案し、その再現性を検討した。続いて同一撮像データから生成した硬・軟両組織モデルにおいて、前述した方法で抽出したそれぞれの正中矢状平面の差異を計測し、その妥当性を検討した（図1）。

2. 研究対象

1) 対象患者

本研究は、北海道医療大学歯科内科クリニックの顎変

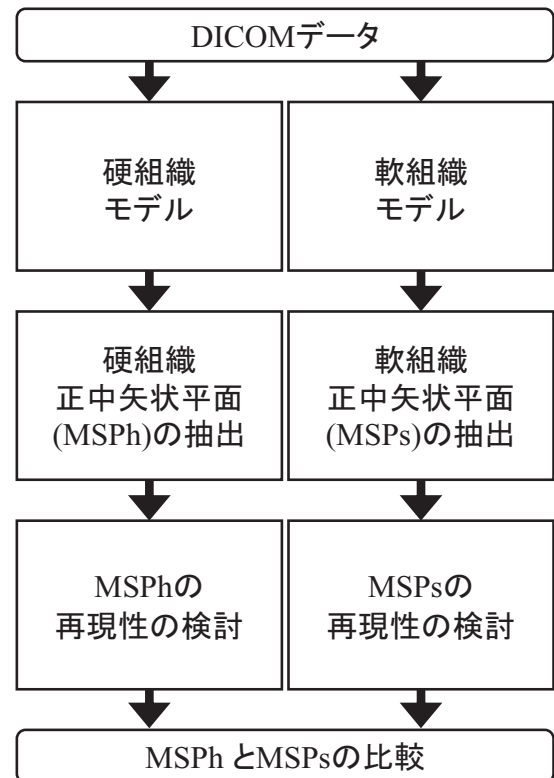


図1 研究方法の構成

形症外来で顎変形症との診断を受けた患者のうち、個人情報保護のもと研究の基礎資料として使用されることに同意が得られた12名（女性9名、男性3名、平均年齢24歳2か月）で、術前診断のために撮像されたCT-DICOMデータ（以下、CTデータ）No. 1～No. 12を研究対象とした（表1）。なおCTデータは研究用に患者の性別と年齢以外のデータは消去した状態で使用し、本研究では正面頭部X線規格写真からオトガイ正中最下点が正中基準線に対し、3.0mm以上10mm以内の側方偏位を認める軽度の非対称を持つ症例を選択した。

2) 対象CTデータの取得方法

CTデータの取得にはマルチスライスCT装置

表1 研究対象

対象	年齢	性別	診断
No. 1	15歳6か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 2	23歳2か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 3	25歳	男	非対称を伴う下顎前突症
No. 4	28歳	男	非対称を伴う開咬症
No. 5	38歳6か月	女	非対称を伴う開咬症
No. 6	17歳2か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 7	19歳7か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 8	48歳2か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 9	21歳2か月	男	非対称を伴う下顎前突症
No. 10	15歳2か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 11	18歳6か月	女	非対称を伴う下顎前突症
No. 12	20歳1か月	女	非対称を伴う下顎前突症

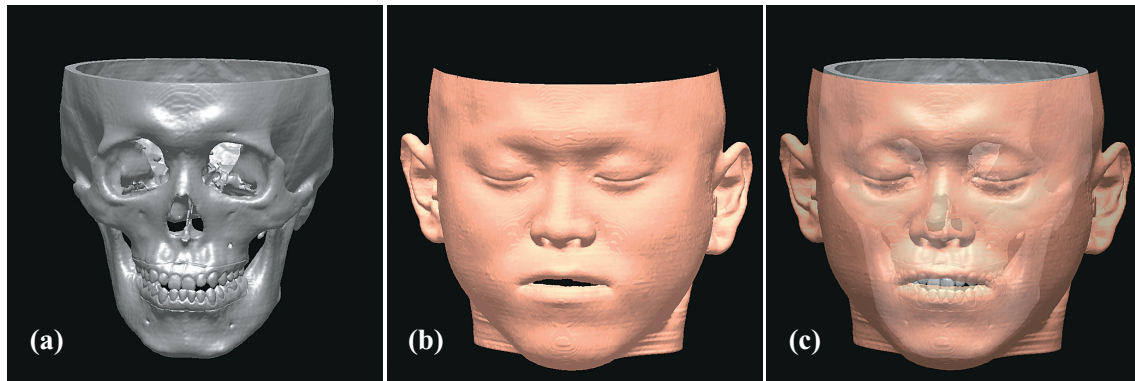


図2 三次元患者モデルの生成

(a) 硬組織モデル, (b) 軟組織モデル, (c) 同一座標系に表示した硬・軟両組織モデル

(ProSpeed FII; GE Medical Systems) を用い、撮像条件をスライス幅1.0mm、移動速度3.0mm/sec、再構築間隔0.5mm、Field of view 256×256mmおよびmatrix 512×512と設定した。CT撮像時の患者体位は仰臥位とし、上顎咬合平面と床面が垂直となるように頭位固定装置を使用した。撮像範囲は眼窩上縁からオトガイ下までとした。なお、このとき撮像されたデータには、CT装置による固有の三次元座標系が自動で設定されている。

3. 表面形状基準法を用いた正中矢状平面抽出法

1) 三次元モデルの生成

1) - (1) 頭蓋顎顔面骨格三次元モデルの生成

患者の硬組織形態分析に用いる頭蓋顎顔面骨格三次元モデル（以下、硬組織モデル）は、以前我々が報告した手法（上地ら、2010）と同様に、CTから得た頭蓋顎顔面骨格情報とサーフェスキャナ（VIVID910, コニカミノルタ）から得た歯列形態情報を融合することにより構築された。このときの硬組織表面データは、DICOM編集ソフトウェア（V-works4.0, CyberMed）に予め定められている骨条件の閾値（CT値：320-3072HU）を用い、サーフェスレンダリングにより抽出表示された（図2-a）。

1) - (2) 顔面軟組織三次元モデルの生成

患者の軟組織形態分析に用いる顔面軟組織三次元モデル（以下、軟組織モデル）も同様に、ソフトウェアに規定されている皮膚条件の閾値（CT値：-400-3072HU）を用いて軟組織表面データを抽出した（図2-b）。

硬組織モデルおよび軟組織モデルの生成過程においては、CTデータを三次元サーフェスデータ汎用ファイル形式であるVRML（Virtual Reality Modeling Language）ファイルに変換する必要があるため、硬組織表面データと軟組織表面データを別に抽出した。このときCTデータの位置情報をそのままに保存した。これにより2つのファイルを別の解析ソフトに読み込んだときに

実際の患者の硬組織と軟組織の相対的位置関係を維持しながら、両モデルを同一座標系に同時表示することが可能である（図2-c）。

2) 部分領域の選択による表面形状基準法を用いた正中矢状平面の抽出手順

硬・軟両組織モデルのVRMLファイルを三次元ポリゴン編集・解析ソフト（RapidForm 2006®, Inus Technology）に読み込み同一座標系に表示した。両モデルに対する正中矢状平面の設定には、部分領域の選択による表面形状基準法を適用した。本法は三次元モデルの左右に存在するどちらか一方の立体形状を任意に選択することで、基準像ならびにその左右反転像を作成し、左右反転像と元画像との位置合わせの結果から正中矢状平面を自動的に算出する方法である。設定手順の詳細を以下に示す。

2) - (1) 硬組織正中矢状平面（MSPh）の設定

2) - (1) - a 基準領域の選択

本研究の硬組織モデルの基準領域は、右側眼窩口周囲の幅が10mm程度の環状領域とし、複雑な形状を示す眼窩下孔周囲、または病態や外傷の影響を受けたような左右で明らかに形状が異なる部位は除かれた。基準領域はディスプレイ上に表示された硬組織モデルの骨表面を、本ソフトウェアのペイントブラシツールを用いて“塗る”ことによって選択された（図3-a）。

2) - (1) - b 基準像の作成

選択した基準領域を基準像として作成した。さらにこれを複製し、複製像も作成した（図3-b）。

2) - (1) - c 左右反転像の作成

複製像を、任意の平面を基準に鏡面反転し、左右反転像を作成した（図3-c）。

2) - (1) - d 反転像の硬組織モデルへの位置合わせ（Rough registration）

反転像をマニュアル操作で左側眼窩口領域へと移動させ、三次元モデルとの大まかな位置合わせを行った（図

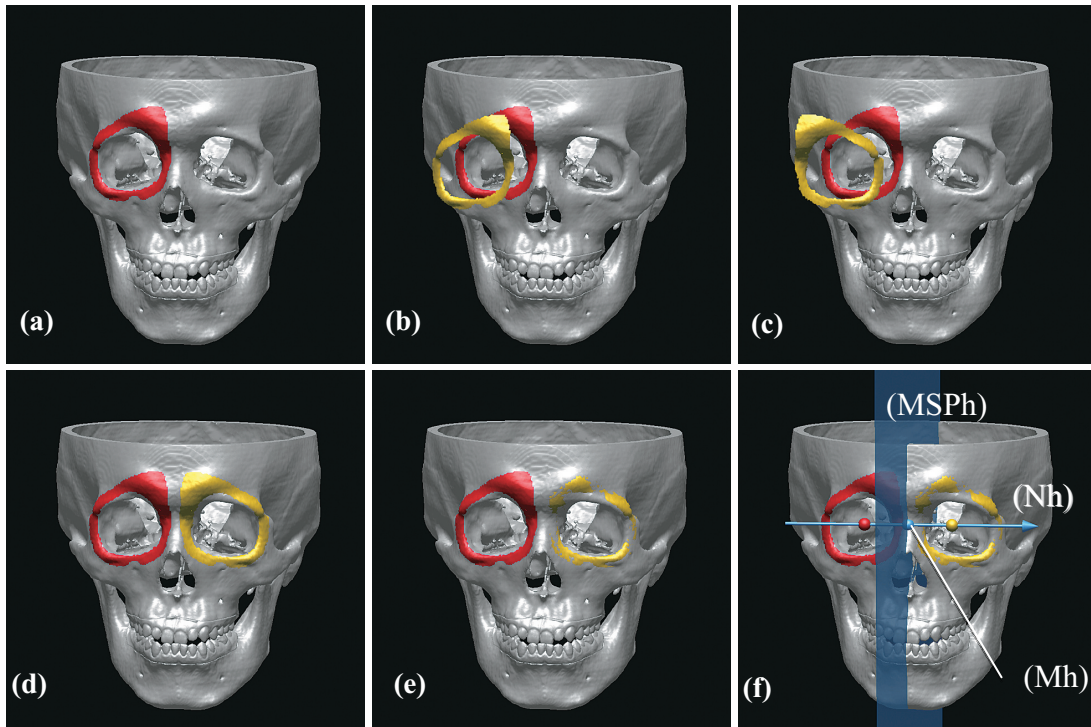


図3 部分領域の選択による表面形状基準法を用いた硬組織モデルへの正中矢状平面の抽出手順

(a) 基準領域の選択, (b) 基準像の作成, (c) 左右反転像の作成, (d) 反転像の硬組織モデルへの位置合わせ (Rough registration), (e) 反転像の硬組織モデルへの位置合わせ (Fine registration), (f) 正中矢状平面の抽出 (MSPh)

3-d).

2)-(1)-e 反転像の硬組織モデルへの位置合わせ (Fine registration)

つぎに本ソフトウェアに実装されているICP (Iterative Closest Point) アルゴリズム (Rusinkiewicz & Levoy, 2001) を使用して, 硬組織モデルとの詳細な自動位置合わせを実行した. これにより, 同じ面積で形状が鏡映対称である2つの像が左右眼窩口領域にそれぞれ位置づけられたことになる (図3-e).

2)-(1)-f 正中矢状平面の抽出

基準像と反転像の重心点を結ぶ線分を引き, その中点 (Midpoint of hard tissue model: 以下, (Mh)) を通り線分を法線ベクトル (Normal vector of hard tissue model: 以下, (Nh)) とする対称平面を算出する. 法線ベクトル $(Nh) = (a, b, c)$, 中点 $(Mh) = (x_0, y_0, z_0)$ とするとき, 平面が算出される方程式は

$$a(x-x_0)+b(y-y_0)+c(z-z_0)=0$$

で示される. 本研究では, この平面を硬組織モデルから抽出した正中矢状平面 (Mid-Sagittal Plane of hard tissue model: 以下, MSPh) と規定した (図3-f).

2)-(2) 軟組織正中矢状平面 (MSPs) の設定

軟組織モデルの基準像は, 硬組織モデルの基準像に対応する右側眼窩口周囲で, 検者が軟組織の厚みが比較的薄いと判断した領域から作成された (図4-a). これ以降のステップは硬組織モデルの方法に準じて行い (図4-

b, c, d, e), 中点 (Ms), 法線ベクトル (Ns) から, 求めた平面を軟組織正中矢状平面 (Mid-Sagittal Plane of soft tissue model: 以下, MSPs) と規定した (図4-f).

4. 再現性の検討

1) 検者内誤差

同一検者が時を異にして, CTデータ (No. 1) 硬組織モデルから表面形状基準法を用いてMSPhを, CTデータ (No. 1) 軟組織モデルからMSPsを各々10回抽出した. なお, 計測は少なくとも1日以上の間隔を開けることとした.

本研究ではまず, 比較の対象となる標準平面を設定した. 設定方法は抽出した10面のMSPhの中点 (Mh) の座標値を平均し, 硬組織平均中点 (Reference - (Mh): 以下, R-(Mh)) を算出, MSPhの法線ベクトル (Nh) を平均し, 硬組織平均法線ベクトル (Reference - (Nh): 以下, R-(Nh)) を算出した. R-(Nh) を法線とし, R-(Mh) を通る平面を生成し, これを硬組織標準平面 (Reference- MSPh: 以下, R-MSPh) とした. R-MSPhと各MSPh10面との硬組織二面角 (以下, ϕ_h), 中点 (Mh) から標準平面までの硬組織法線距離 (以下, L_h) を計測し (図5), それぞれ平均値と標準偏差を求めた.

同様に (Ms), (Ns) から軟組織平均中点 (Reference - (Mh): 以下, R-(Mh)) と軟組織平均法線ベクトル (Reference - (Nh): 以下, R-(Nh)) を算出した. これ

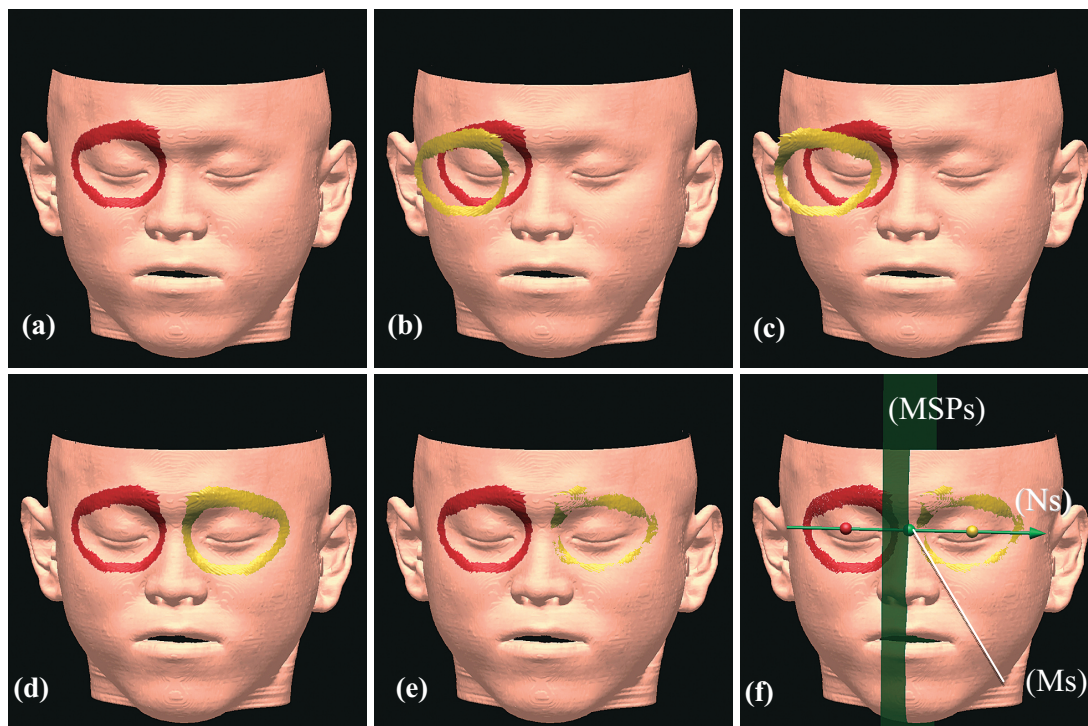


図4 部分領域の選択による表面形状基準法を用いた軟組織モデルへの正中矢状平面の抽出手順

(a) 基準領域の選択, (b) 基準像の作成, (c) 左右反転像の作成, (d) 反転像の軟組織モデルへの位置合わせ (Rough registration), (e) 反転像の軟組織モデルへの位置合わせ (Fine registration), (f) 正中矢状平面の抽出 (MSPs)

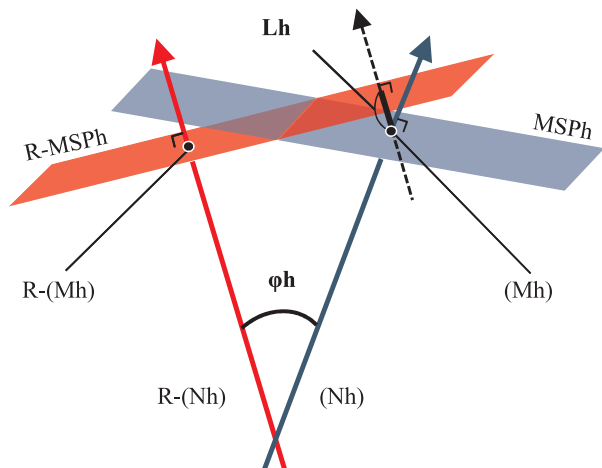


図5 硬組織モデルにおける再現性の検討

MSPh: 硬組織正中矢状平面, R-MSPh: 硬組織標準平面, (Mh): 硬組織中点, R-(Mh): 硬組織平均中点, (Nh): 硬組織法線ベクトル, R-(Nh): 硬組織平均法線ベクトル, ϕ_h : 硬組織二面角, Lh: 硬組織法線距離

から軟組織標準平面 (Reference- MSPs: 以下, R-MSPs) を設定し, 軟組織二面角 ϕ_s , 軟組織法線距離 L_s を計測し (図6), それぞれ平均値と標準偏差を求めた。

つぎに, 求めた二面角と法線距離から硬組織と軟組織のデータ間の差を統計学的に検討した。統計ソフト JMP, Ver. 11.0 を用いて, Shapiro-Wilk の W 検定にて正規性を検定し, 正規性を認めれば Student の t 検定を, 認めなければ Wilcoxon 検定を行い, $p < 0.05$ を有意差ありと判定した。

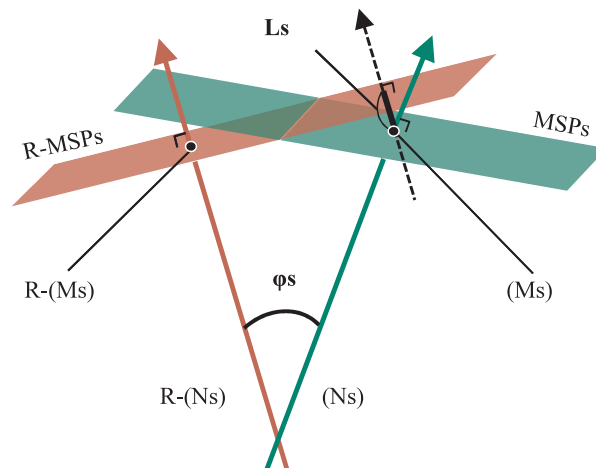


図6 軟組織モデルにおける再現性の検討

MSPs: 軟組織正中矢状平面, R-MSPs: 軟組織標準平面, (Ms): 軟組織中点, R-(Ms): 軟組織平均中点, (Ns): 軟組織法線ベクトル, R-(Ns): 軟組織平均法線ベクトル, ϕ_s : 軟組織二面角, Ls: 軟組織法線距離

2) 検者間誤差

10名の検者 (矯正歯科医 5 名, 口腔外科医 5 名) が CT データ (No. 1) 硬組織モデルと, CT データ (No. 1) 軟組織モデルから 1 回ずつ MSPh と MSPs を抽出した。

設定された標準平面 R-MSPh と抽出された 10 面との二面角 ϕ_h , 中点 (Mh) から標準平面までの法線距離 L_h を計測し (図5), それぞれ 95% 信頼区間を求めた。同様に MSPs から標準平面 R-MSPs を設定し, 二面角 ϕ_s , 法線距離 L_s を計測し (図6), それぞれ 95% 信頼区間を求め

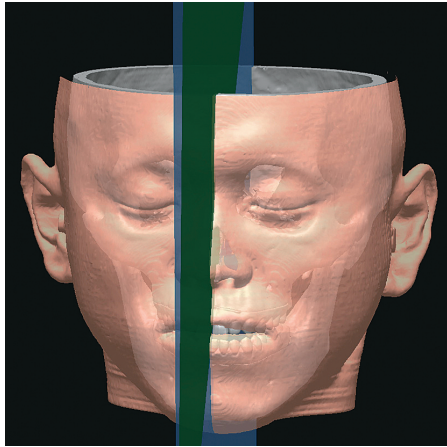


図7 同一座標系に表示した硬・軟両組織モデルと抽出した二平面

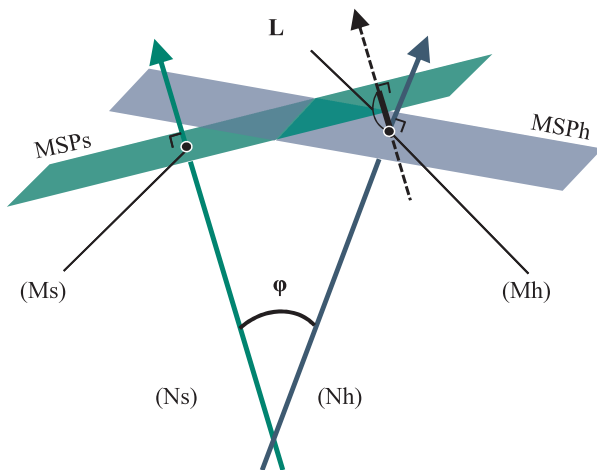


図8 妥当性の検討

MSPh：硬組織正中矢状平面，MSPs：軟組織正中矢状平面，(Mh)：硬組織中点，(Ms)：軟組織中点，(Nh)：硬組織法線ベクトル，(Ns)：軟組織法線ベクトル， ϕ ：二面角，L：法線距離

た。つぎに硬組織と軟組織のデータ間の有意差を検者内誤差と同様に検定した。

3) 対象間変動

同一検者がCTデータ (No. 1～No. 12) 硬組織モデルについて、それぞれMSPhを10回ずつ抽出した。

各硬組織モデルに10面のMSPhから標準平面R-MSPhを設定し、抽出された10面との二面角 ϕ_h ，中点(Mh)から標準平面までの法線距離Lhを計測し (図5)，それぞれの平均値と標準偏差を求めた。これにより検者内誤差の対象間変動を評価した。

5. 妥当性の検討

同一検者がCTデータ (No. 1～No. 12) 硬・軟両組織モデルからそれぞれMSPhとMSPsの抽出を1回ずつ行った。

硬・軟両組織モデルと抽出した二平面を同一座標系に表示し (図7)，二面角 ϕ ，MhからMSPsまでの法線距離Lを計測し (図8)，平均値と標準偏差を求めた。

表2 再現性の検討 検者内誤差

計測	硬組織		計測	軟組織	
	ϕ_h (°)	Lh (mm)		ϕ_s (°)	Ls (mm)
1	0.08	0.00	1	0.12	0.07
2	0.19	0.12	2	0.32	0.14
3	0.18	0.04	3	0.21	0.17
4	0.09	0.01	4	0.25	0.17
5	0.04	0.03	5	0.04	0.03
6	0.16	0.14	6	0.17	0.13
7	0.02	0.19	7	0.54	0.11
8	0.34	0.12	8	0.17	0.10
9	0.15	0.30	9	0.38	0.03
10	0.16	0.08	10	0.32	0.24
平均	0.142	0.104	平均	0.253	0.119
標準偏差	0.091	0.093	標準偏差	0.145	0.065
ϕ_h ：硬組織二面角			ϕ_s ：軟組織二面角		
Lh：硬組織法線距離			Ls：軟組織法線距離		

結 果

1. 再現性の検討

1) 検者内誤差

同一検者が抽出した10面から得られた平均値と標準偏差は、硬組織モデルで二面角 ϕ_h が $0.142 \pm 0.091^\circ$ ，法線距離Lhが $0.104 \pm 0.093\text{mm}$ であり，軟組織モデルで二面角 ϕ_s は $0.253 \pm 0.145^\circ$ ，法線距離Lsは $0.119 \pm 0.065\text{mm}$ であった (表2)。

二面角 ϕ ，法線距離Lともに硬・軟組織モデル間データに有意差を認めなかった。

2) 検者間誤差

95%信頼区間は、硬組織モデルで二面角 ϕ_h が $0.138 < \phi_h < 0.315^\circ$ ，法線距離Lhが $0.018 < Lh < 0.084\text{mm}$ ，軟組織モデルで二面角 ϕ_s が $0.123 < \phi_s < 0.341^\circ$ ，法線距離Lsが $0.055 < Ls < 0.143\text{mm}$ であった (表3)。

二面角 ϕ ，法線距離Lともに硬・軟組織モデル間データに有意差を認めなかった。

3) 対象間変動

硬組織モデル (No. 1～No. 12) のうち、二面角 ϕ_h の平均値が最も大きかったのはNo. 10の $0.257 \pm 0.145^\circ$ であり，その法線距離Lhの平均値は $0.079 \pm 0.078\text{mm}$ であった。法線距離Lhの平均値が最も大きかったのはNo. 4の $0.155 \pm 0.073\text{mm}$ であり，その二面角 ϕ_h の平均値は $0.198 \pm 0.066^\circ$ であった (表4)。

2. 妥当性の検討

二面角 ϕ は、最大で 0.79° (No. 4)，最小で 0.13° (No. 6) であり，平均値と標準偏差は $0.505 \pm 0.219^\circ$ であった。法線距離Lは、最大で 0.42mm (No. 3)，最小で 0.03mm (No. 5, No. 12) であり，平均値と標準偏

表3 再現性の検討 検者間誤差

硬組織			軟組織		
検者	ϕh (°)	Lh (mm)	検者	ϕs (°)	Ls (mm)
1	0.11	0.04	1	0.10	0.24
2	0.47	0.12	2	0.51	0.15
3	0.30	0.12	3	0.30	0.08
4	0.25	0.05	4	0.05	0.14
5	0.15	0.05	5	0.06	0.05
6	0.06	0.01	6	0.36	0.05
7	0.31	0.10	7	0.37	0.05
8	0.13	0.01	8	0.20	0.11
9	0.17	0.01	9	0.16	0.08
10	0.30	0.01	10	0.22	0.05
95% 信頼区間			95% 信頼区間		
$0.138 < \phi < 0.315$			$0.123 < \phi < 0.341$		
$0.018 < L < 0.084$			$0.055 < L < 0.143$		
ϕh : 硬組織二面角 Lh: 硬組織法線距離			ϕs : 軟組織二面角 Ls: 軟組織法線距離		

表4 再現性の検討対象間変動

硬組織				
モデル	ϕh (°)		Lh (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差
No. 1	0.142	0.091	0.104	0.093
No. 2	0.186	0.092	0.079	0.048
No. 3	0.148	0.078	0.074	0.061
No. 4	0.198	0.066	0.155	0.073
No. 5	0.124	0.075	0.051	0.055
No. 6	0.102	0.059	0.053	0.028
No. 7	0.084	0.063	0.022	0.017
No. 8	0.116	0.064	0.076	0.045
No. 9	0.208	0.086	0.089	0.058
No. 10	0.257	0.145	0.079	0.078
No. 11	0.257	0.145	0.079	0.078
No. 12	0.257	0.145	0.079	0.078
ϕh : 軟組織二面角 Lh: 軟組織法線距離				

表5 妥当性の検討

モデル	ϕh (°)	L (mm)
No. 1	0.67	0.11
No. 2	0.70	0.26
No. 3	0.52	0.42
No. 4	0.79	0.22
No. 5	0.61	0.03
No. 6	0.13	0.08
No. 7	0.29	0.06
No. 8	0.72	0.37
No. 9	0.27	0.05
No. 10	0.63	0.08
No. 11	0.26	0.08
No. 12	0.49	0.03
平均	0.505	0.150
標準偏差	0.219	0.134
ϕ : 二面角 L: 法線距離		

差は、 $0.150 \pm 0.134\text{mm}$ であった（表5）。

考 察

1. 先行研究と本研究の位置付け

非対称患者は、三次元的に複雑な顎顔面骨格形態を呈することが多い。従来その分析はセファログラムに代表される二次元画像で行われてきた（Proffit et al., 2002）。しかし側面セファログラムでは主に顎顔面形態の矢状面投影における前後的、垂直的特徴の把握が、正面セファログラムでは主に顎顔面形態の前頭面投影における水平的特徴の把握が行われ、個々に分析されてきた（Maeda et al., 2006）。さらに立体構造物である顎顔面頭蓋における各部の分析では、これら物体の局所座標系のx, y, z軸上における位置とともに、x, y, z軸を回転軸とする

Pitching, Rolling, Yawing運動を含む姿勢の要素を把握する必要がある。しかし側面セファログラムではRolling要素やYawing要素、正面セファログラムではPitching要素の把握が難しく、これらが複雑に組み合わさった非対称患者では二次元画像でその特徴の把握は不可能である（菅原, 川村, 2000; Trpkova et al., 2003; Maeda et al., 2006）。

三次元モデルを用いた解析では顎顔面頭蓋における各部の分析を、撮像時の絶対座標系を維持しながら局所座標系における位置と姿勢の要素を把握して行うことが可能と考えられる。高根らはX線CT三次元画像とセファログラムを正面像で比較し、前者が左右差の検出能及び計測の再現性に優れていたと報告している（高根ら, 2001）。Adamsらはヒト乾燥頭蓋骨を用いてセファログ

ラムと三次元モデルの計測誤差を比較したところ、三次元モデルはセファログラムの4～5倍の正確性があったと報告している (Adams et al., 2004).

顎顔面形態の三次元データ採取法には直接採取法と間接採取法があり、前者ではノギスによる直接計測、接触、非接触型サーフェススキャナによる計測などがある。これらは主に軟組織形態の把握に用いられるが、被検者の拘束時間が長く、呼吸などの生体運動によるブレを生じることから、臨床ではあまり用いられていない。また後者には顔面模型計測や、CTデータ、MRI画像データなどを対象として、三次元計測に用いる方法がある (香月、後藤, 2001; 葛西ら, 2002; 土井, 2010)。なかでも顎変形症患者には硬組織と軟組織のデータを同時に取得できるCTデータを用いる方法が多用されている (山崎ら, 2005; Jung et al., 2009; Cevitanes et al., 2010; Ryckman et al., 2010)。CTデータを用いて顎顔面形態の立体画像を作るためには、レンダリングと呼ばれる画像処理を行う必要がある。レンダリング法を大別すると、データに閾値を設けず、すべてのデータを利用するボリュームレンダリング法と、データに閾値を設けて二値化するサーフェスレンダリング法がある。どちらも三次元モデルができるが、モニター上には二次元画像として出力される。この時ボリュームレンダリング法では、視点変更、拡大、縮小の度に、再計算の必要があるのに比べ、サーフェスレンダリングではそれらの再計算を要さない利点がある (土井, 2010)。

サーフェスレンダリングにより閾値で二値化を行う際、硬組織、軟組織のCT値を用いることで顎顔面の硬組織モデル、軟組織モデルとして生成することができる。しかし硬組織モデルにおいてCTから得られる画像では、主として歯列部分のエナメル質、骨のpartial volume effectにより境界が不鮮明となり、三次元モデル生成時の誤差が大きくなる (根本ら, 1997; Nishii et al., 1998; Choi et al., 2002; Gateno et al., 2003)。そこでわれわれは、歯槽部についての情報を印象採得により作成した歯列模型をサーフェススキャナ (VIVID910, コニカミノルタ) により計測し、CTデータから得た骨格情報とのマルチモダリティ三次元画像融合法を用いて硬組織モデルを生成した。本法を用いた三次元モデルが高い精度を有していることは上地らの報告に詳しい (Uechi et al., 2006; 上地ら, 2010)。同様の融合モデルについてはその他多くの報告があり (Nishi et al., 1998; 布留川ら, 2000; Sohmura et al., 2005; Gateno et al., 2007; Nkenke et al., 2004, 2007)、今後精度の高い顎顔面歯列モデルの生成において多用されると考えられる。

三次元モデルで再現性の高い正中矢状平面を設定することは、頭蓋顎顔面の対称性の評価において本質的要素である (O'Grady & Antonyshyn, 1990)。これまで主として行われてきた任意点に基づく正中矢状平面の設定には、篩骨垂直板突起の最もくびれた点や大後頭孔線上で棘孔間線に対する最前方点など顔面の正中にあるとされる点や、左右眼窩下縁の最下点や左右外耳孔の最上縁点など左右で対をなす点の midpoint など、セファログラムで用いられてきた計測点 (宮下, 1999) が利用されてきた。これらの計測点は二次元画像上で定義されているため、三次元画像上では一点に定まらないことがあり、有効性に疑問が残る。また、その再現性は、検者の識別能力に強く影響される (De Momi et al., 2006; De Oliveira et al., 2009)。三次元上の任意点の同定では、6自由度の仮想空間上で三次元モデルの位置と姿勢を制御した上で実施するため、操作がきわめて煩雑となる欠点がある。また軟組織には骨表面に比べ確立された解剖学的特徴点が少なく (向井, 2009)、しかも信頼性が低い。これらの不正確な任意点を用いることは、抽出された正中矢状平面の信頼性を大きく損ねることとなる (野口ら, 1996; Hartmann et al., 2007)。

三次元モデルにおける任意点同定の欠点を解消するために、任意面を用いた表面形状基準法が考案された (野口ら, 1996; Benz et al., 2000; De Momi et al., 2006)。表面形状基準法には正中矢状平面の抽出に三次元モデルの表面形状の全領域を基準とする方法 (Benz, 2005) と、表面形状の部分領域を選択し、基準とする方法 (野口ら, 1996; De Momi et al., 2006) がある。前者は三次元モデルの全領域を選択するため、ほぼすべての操作を自動で行うことができる。しかし膨大な演算能力を要するばかりではなく、経時的形態変化をきたす場合や著しい非対称患者などでは、再現性の高い正中矢状平面を抽出できない可能性が高い。後者は、検者の手動操作により、症例の特徴や状態に合わせて適宜基準に用いる領域を選択することができるため、病態または外傷の影響を受けない妥当性を有している。De Momiらは硬組織モデルの選択する部分領域の違いにより、眼窩上縁部、頬骨部、および上顎歯槽部で正中矢状平面の精度の相違を検証しており、上顎歯槽部に比べて眼窩上縁部と頬骨部の両者で高い再現性が得られるとした (De Momi et al., 2006)。しかし、これまでの研究は全て硬・軟組織モデルそれぞれについてなされたものであり、同一患者の硬・軟組織からえた2つの正中矢状平面の一致度を検討した報告はない。

人の顔が完全な対称性を示すことはほとんどないこと

が知られている (Profit et al., 2002). すなわち完全な対称平面が存在することはない. そのため, 得られた正中矢状平面が対称性の診断に妥当性があるか否かについて検討した報告は少ない (埴ら, 2009).

そこで本研究では, 同一撮像CTデータから, 硬組織と軟組織の形状データを取得し, それらデータから三次元モデルを生成した. その上で, 部分領域を選択する表面形状基準法を用い硬・軟組織の正中矢状平面を各々に抽出することにより, 再現性および近似性を検討した.

2. 画像処理法について

本研究で対象とした三次元モデルは, CTデータから閾値を硬組織320HU, 軟組織-400HUで固定し, サーフェスレンダリングにより生成した. 骨のCT値は100~1000Hounsfield units (HU) であるので, この間の適切な閾値でデータを抽出し, サーフェスモデルを形成する方法が一般的に用いられている. CT値はX線減弱の相対値であるため, 同一物質でも常に一定値を示すわけではなく, 被写体の大きさ, X線源の管電圧, スライスの厚み, および画素の大きさ等により影響される (真野, 金子, 1990; 楨, 1988). また, 骨表面のCT値が一定ではないため, 設定した閾値により生成したサーフェスモデルと実際の骨表面とに誤差が生じてしまう可能性がある. これまで, 顎骨形態をサーフェスレンダリングした上で閾値を検討した報告のうち, 根本らは閾値を410HU前後にすることで安定した下顎骨表面形状が得られるとし (根本ら, 1997), 齋藤らは530HUが顎関節部の再構築に適しているとした (齋藤ら, 2010). さらにParkらはわれわれと同じV-works4.0を用いて上下顎骨の歯槽骨とその基底骨のHUを検索し, 上下顎ともに皮質骨は800HU以上であるが, 海綿骨は100~400HUであると報告している (Park et al., 2008). また, 本研究では三次元モデルの表面形状が欠落することのないように閾値を設定し, データ間の表面形状が一定となるようにした.

本研究における表面領域の選択条件は, 可及的に左右対称であること, 顎矯正手術後に形態変化が起こらないこと, 軟組織厚径が一定で変化の少ないこと, 硬・軟組織モデルで共に使用できることとした. 顎矯正手術により変化のない部位としては, LeFortI型骨切り線から可及的に離れている必要があり, 軟組織では, 前額部や鼻根部 (比地岡, 1998; 中川ら, 2001; 寺嶋ら, 2005; Baik & Kim, 2010) で影響が少ないという. ついで軟組織厚径は, 一般に個人の栄養状態に左右されるとされるが, 顔面正中線上や, 眼窩部周辺ではほとんど影響がないとされ (宮坂, 1990), 厚径を計測した報告では, 頭

部, 鼻骨先端部, 眼部における計測点で薄かった (森ら, 2003). 本研究ではこれらの先行研究から前頭部を含む眼周囲の環状部位を硬軟両組織の選択領域とした.

部分領域を選択した表面形状基準法では, モデルの左右に存在するどちらか一方の立体形状を任意に選択することと, 選択した基準像の反転像を目標とする領域に大まかに位置合わせすることにおいて手動操作が必要である. ついで, 反転像と元画像との詳細な位置合わせについては, 自動的に行うことで正中矢状平面が抽出される. この自動で位置合わせを行う方法は, すべての三次元画像データを同時に位置合わせることにより, 全体の誤差を最小限にする方法であるICPアルゴリズム (Besl & Mckay, 1992) を用いた. このICPアルゴリズムにはさまざまな改良型が報告されており, 本研究では反転像の三次元画像データの点群と元画像の三次元データの面上に対応点を求める方法 (Chen & Medioni, 1992) で, ポリゴン編集ソフト (RapidForm2006®, Inus Tech.) に実装されている改良型ICPアルゴリズムを使用した (Rusinkiewicz & Levoy, 2001).

3. 結果について

本法により抽出された正中矢状平面の誤差は, ICPアルゴリズムを含む表面形状基準法のアルゴリズムに起因する誤差 (以下, アルゴリズム誤差), 検者内誤差, 検者間誤差, および対象間変動により構成されている. 本研究ではアルゴリズム誤差は常に存在するので, それ以外の検者内誤差, 検者間誤差および対象間変動を計測し, 本法の正中矢状平面の再現性を検討した.

臨床応用における再現性および妥当性の検討においては, 本研究で用いた三次元画像における空間分解能 (0.5×0.5×0.5mm) を基準とした. すなわち, 三次元モデルの上下方向を示すスライス厚が再構築間隔と同じ0.5mmで, 三次元モデルの前後左右方向を示すピクセルサイズは, Field of view 256×256mmおよびmatrix 512×512であることから0.5×0.5mmとなる.

1) 再現性の検討

検者内誤差の計測の軟組織モデルにおいて, 標準平面R-MSPsと軟組織の正中矢状平面MSPsの二面角 ϕ_s は二平面の傾きを示し, これは二平面の垂線のなす角と同じことから, 各法線ベクトルを $R-(N_s)$, (N_s) とする時, 二面角 ϕ は

$$|R-(N_s)| |(N_s)| \cos \phi = R-(N_s) \cdot (N_s)$$

で定義され, $\phi_s = 0$ の時R-MSPsとMSPsは平行または同一平面となる.

また平面MSPs上の点 (Ms) を (x_0, y_0, z_0) , R-MSPsの平面式を $ax+by+cz+d=0$ とした時, 法線距離 L_s は

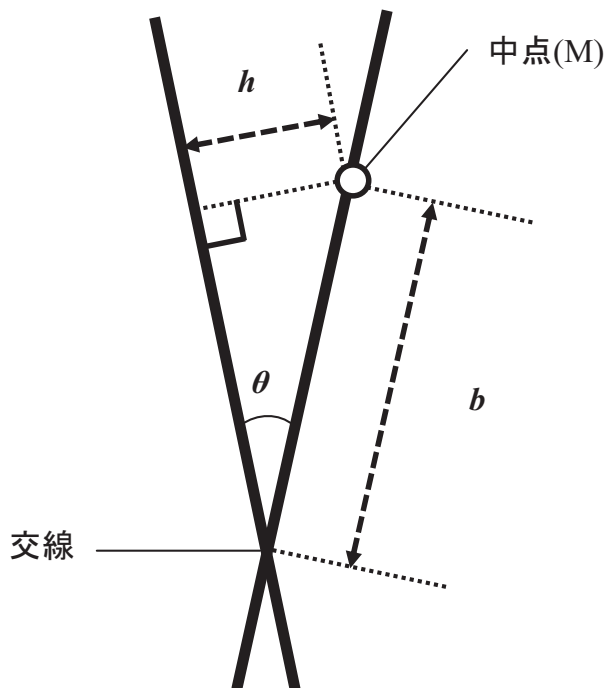


図9 二平面の交線と中点 (M)

h : 直角三角形の底辺の高さ (法線距離 L), b : 直角三角形の斜面の距離, θ : 二面角 ϕ

$$L_s = \frac{|ax_0 + by_0 + cz_0 + d|}{a^2 + b^2 + c^2}$$

で示される。すなわち、 ϕ_s と L_s の値がともに0に近づくほどR-MSPsとMSPsは近似し、ともに0であれば同一平面とみなすことができる。反対に ϕ_s と L_s のどちらかの値が大きくなれば、そのぶん二平面間に差異が存在することを意味する。

つぎに二面角 ϕ_s を、法線距離 L_s を直角三角形の高さ h とした時、その斜面の距離 b は、

$$b = \frac{h}{\sin \theta}$$

で計算される (図9)。斜面の距離は中点 (M) から交線までの垂線の距離 b となる。三次元空間における面上の点と、もう一方の平面までの法線距離は、交線から離れる程その距離は広がる。つまり二面角が小さくても、交線から離れた面上の点では法線距離が大きくなってしまふ。

検者内誤差において、R-MSPsとMSPsの二面角 ϕ_s の平均は $0.253 \pm 0.145^\circ$ 、法線距離 L_s の平均は 0.119 ± 0.065 mmであった。中点 (Ms) から交線までの垂線の距離を計算すると、26.95 mmになる。つぎに、二面角 ϕ_s の 0.253° をCTデータの空間分解能0.50 mmの法線距離になる場合の中点 (Ms) から交線までの垂線の距離は113.23 mmとなる。つまり頭部の大きさを考慮すると、交線は三次元モデル内に存在する可能性が高く、交線からの距離が空間分解能を越えるまでは臨床上問題になら

ないと考えられた。

検者間誤差において、本研究では研究目的および方法について十分理解した検者10人で再現性の検討を行い、抽出した平面のばらつきの95%信頼区間を求めた。二面角 ϕ_s の上限境界値 0.341° を法線距離に換算すると二平面の交線から84.01 mmの位置で0.50 mmの法線距離となる。また二面角 ϕ_s が 0.341° で法線距離 L_s が本研究の上限境界値0.143 mmのとき、交線は、MSPsの中点から24.03 mmに位置している。

対象間変動は12の硬組織モデルで検者内誤差を計測することで検討した。つまり検者内誤差の対象間変動を検討した。No. 10において計測された二面角 ϕ_h が最大値で、その 0.257° は法線距離に換算すると、二平面の交線から111.47 mmの位置で0.50 mmの法線距離となる。このとき法線距離 L_h の平均は0.079 mmであり、二平面の交線の位置は、MSPhの中点から17.61 mmに位置している。

これら3つの誤差の大きさから、本研究の正中矢状平面抽出法による正中矢状平面の再現性は高いことが示された。

2) 妥当性の検討

本来CT撮像においてはガントリーに規定される絶対座標系を有し、同一撮像条件下であれば硬・軟組織モデルは共に同一座標系を有している。それら両モデル上の正中矢状平面は理論的には完全に一致する。そこで、表面形状基準法を用いて硬・軟組織の正中矢状平面を抽出した場合に、両者の相違が小さいほど、表面形状基準法を用いた正中矢状平面抽出法の精度が高いものと判定できると考え検証を行った。

本研究において、MSPhとMSPsの二面角 ϕ は $0.505 \pm 0.219^\circ$ であった。本研究と同様の手法で三次元モデルの正中矢状平面を調査した報告 (Benz, 2005) では、二面角の平均が二人の検者で $0.29 \pm 0.14^\circ$ と $0.31 \pm 0.21^\circ$ であり、本研究の結果と比較して小さかった。しかし、その研究は1つの軟組織モデルに対して正中矢状平面を11回設定し、その中から無作為に選んだ1つの平面とその他の平面との誤差を求め、設定の再現性を調査したものである。それに対し本研究では、同一患者の硬・軟組織モデル、すなわち2つの異なるモデルに設定した二平面間の差異からその一致度を調査したものである。しかしながら、その研究の値との差は僅かであった。またMSPhとMSPsの差異である二面角 $\phi 0.505^\circ$ を法線距離に換算すると、二平面の交線から56.73 mmの位置で0.50 mmの法線距離となる。また二面角 ϕ が 0.505° で法線距離 L が0.150 mmのとき、交線は中点から17.02 mmの距離

に位置している計算になる。MSPhとMSPsの二面角 ϕ は表面形状基準法で抽出された正中矢状平面の再現性よりも大きかったが、法線距離Lはほぼ同様の値を示した。これは交線の位置が中点から大きく離れないことを意味し、この二面角の大きさは三次元モデル内において臨床応用に十分耐えうると考えられた。

本研究では比較的軽度の非対称を伴う顎変形症患者を対象とした。今後、今回用いた方法を著しい非対称を伴う顎変形症患者に適用し、抽出された正中矢状平面の再現性と妥当性に差異が生じないことを確認することが必要と思われる。また、本研究では、表面形状基準法における基準像を右側眼窩周囲に設定し、反転像を左側同領域に位置付けることで正中矢状平面を算出した。これは眼窩周囲の形状が対称平面を挟んで左右対称であることを前提に行われており、左側眼窩周囲を基準像として、反転像を右側眼窩周囲に位置付ける方法でも本研究と同様の結果となることを確認することが必要と思われる。

結 論

1, 骨格性顎変形症患者1名の治療前診断のために撮像したCT-DICOMデータを用い、硬・軟両組織モデルを生成した。両モデルの正中矢状平面を表面形状基準法により抽出し、その検者内、検者間 (n=10) 誤差を検討し、再現性が高いことを立証した。

2, 骨格性顎変形症患者12名の治療前診断のために撮像したCT-DICOMデータを用い、それらの硬組織モデルを生成した。それらについて抽出した正中矢状平面の対象間変動を検討したところ、高い再現性を示した。

3, 同時に、個々の撮像データから得られた硬・軟両組織モデルについて、表面形状基準法を用いて抽出した正中矢状平面間の差異はわずかで、高い近似性が証明された。

以上より、本研究における顎顔面撮像CT-DICOMデータにより生成された三次元モデルにおいて、表面形状基準法を用いて抽出した正中矢状平面は、十分な再現性と妥当性を有し、臨床応用が可能であることが明らかとなった。

文 献

- Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE Jr & Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126 : 397-409, 2004.
- Baik HS & Kim SY. Facial soft-tissue changes in skeletal Class III orthognathic surgery patients analyzed with 3-dimensional laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138 : 167-78, 2010.
- Benz M. Ergebnismodellierung und Qualitätskontrolle Krani- ofazialer Operationen auf Basis optischer Messtechnik. Frie-drich-Alexander-University Erlangen-Nuremberg, 2005.
- Besl PJ & McKay ND. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Vision* 14 : 239-256, 1992.
- Cevidanes LH, Motta A, Proffit WR, Ackerman JL & Styner M. Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137 : 120-129, 2010.
- Chen Y & Medioni G. Object modelling by registration of multiple range images. *Image and Vision Computing* 10 : 1145-155, 1992.
- Choi JY, Ckoi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, Lee JH & Kim MJ. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31 : 23-32, 2002.
- Damstra J, Fourie Z, De Wit M & Ren Y. A three-dimensional comparison of a morphometric and conventional cephalometric mid-sagittal planes for craniofacial asymmetry. *Clin Oral Invest* 16 : 285-94, 2012.
- De Momi E, Chapuis J, Pappas I, Ferrigno G, Hallerman W, Schramm A & Caversaccio M. Automatic extraction of the mid-facial plane for craniomaxillofacial surgery planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35 : 636-642, 2006.
- De Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B & Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107 : 256-265, 2009.
- 土井章男. 医療分野におけるボリュームビジュアルライゼーションとその応用. *日磁気歯学会誌* 19 : 1-10, 2010.
- 布留川創, 本橋信義, 黒田敬之, 菅田栄一, 佐々木武仁. 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.
- Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF & Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 61 : 222-227, 2003.
- Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF, Christensen AM,

- Lemoine JJ, Liebschner MA, Gliddon MJ & Briggs ME. Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex craniomaxillofacial deformities. *J Oral Maxillofac Surg* 65 : 728-738, 2007.
- 塙 総司, 小山重人, 佐藤奈央子, 佐々木啓一. 顔面の左右対称性評価に用いる正中基準平面に関する検討. *顎顔面補綴* 32 : 136-137, 2009.
- Hartmann J, Meyer-Marcotty P, Benz M, Häusler G & Stellzig-Eisenhauer A. Reliability of a method for computing facial symmetry plane and degree of asymmetry based on 3D-data. *J Orofac Orthop* 68 : 477-490, 2007.
- 比地岡浩志. 下顎前突症患者の下顎後方移動前後における顔面形態の三次元分析. *日顎変形誌* 8 : 157-169, 1998.
- Jung YJ, Kim MJ & Baek SH. Hard and soft tissue changes after correction of mandibular prognathism and facial asymmetry by mandibular setback surgery : three-dimensional analysis using computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107 : 763-771, 2009.
- 香月 武, 後藤昌昭 : 第 I 編診断, 治療計画 顔面軟組織の評価, 高橋庄二郎, 黒田敬之, 飯塚忠彦編 : 顎変形症治療アトラス, 第 1 版, 医歯薬出版, 東京, 2001, p93-98.
- 葛西一貴, 金田 隆, 山城光明. X線被曝のない三次元セファログラムの開発と臨床応用. *INNERVISION* 17 : 53, 2002.
- Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijii Y, Arijii E & Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99 : 212-220, 2005.
- Maeda M, Katsumata A, Arijii Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, Kurita K & Arijii E. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 102 : 382-390, 2006.
- 槇宏太郎. 三次元像再構築時の基準と骨塩定量機能をそなえたX線CT規格撮影方法についての研究. *日矯正誌* 47 : 380-393, 1988.
- 真野 勇, 金子昌生. 性能評価. : 高橋信次, 佐久間貞行編著. 図解コンピュータ断層法. 第 3 版, 東京 : 秀潤社 ; 1990, 41-47.
- Meyer-Marcotty P, Kochela J, Boehmb H, Linzb C, Klammerthb U & Stellzig-Eisenhauer A. Face perception in patients with unilateral cleft lip and palate and patients with severe Class III malocclusion compared to controls. *J Craniomaxillofac Surg* 39 : 158-163, 2011.
- 宮坂祥夫. 復顔法の現状と将来. *バイオメカニズム会誌* 14 : 207-215, 1990.
- 宮下邦彦. 頭部X線規格写真法の基礎. 第 1 版, 東京 : クインテッセンス出版 ; 1999.
- Mizoguchi I, Uechi J, Shibata T, Tsuji Y, Okayama M, Muguruma T & Hayashi K. Three-dimensional (3-D) simulation of orthognathic surgery using a multimodal image-fusion technique : In silico Dentistry -the evolution of computational oral health science-. Osaka : Medigit, 2008, p125-128.
- 森 紀子, 寺嶋雅彦, 徳森謙二, 中島昭彦, 青木義満, 橋本周司. 三次元CT画像を用いた現代日本人成人男女の頭部生体計測と顔面標準三次元物理モデルの構築. *Anthropological Science, 人類誌* 111 : 35-49, 2003.
- 向井陽祐. 顔面マーキングを用いた顔軟組織三次元画像計測法の確立. *岐阜歯会誌* 36 : 1-11, 2009.
- 中川公貴, 寺田員人, 稲見佳大, Carmen EG, 森田修一, 花田晃治. 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. *新潟歯会誌* 31 : 147-152, 2001.
- 根本敏行, 秋月弘道, 中村 篤, 高橋浩二, 大野康亮, 道 健一, 関 健次, 岡野友宏, 柿市利男. CTの三次元構築像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.
- Nishii Y, Nojima K, Takane Y & Isshiki Y. Integration of the maxillofacial three-dimensional CT image and the three-dimensional dental surface image. *Orthod Waves* 57 : 189-194, 1998.
- Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Hausler G, Neukam FW & Lell M. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 33 : 226-232, 2004.
- Nkenke E, Vairaktaris E, Neukam FW, Schlegel A & Stamminger M. State of the art of fusion of computed tomography data and optical 3D images, *Int J Comput Dent* 10 : 11-24, 2007.
- 野口信宏, 後藤昌昭, 香月 武. 顔面非対称の 3 次元分析 (第 1 報) -顔面正中面の自動設定法の開発-. *日口外誌* 42 : 599-601, 1996.
- O'Grady K & Antonyshyn O. Facial asymmetry : three-di-

- mensional analysis using laser surface scanning. *Plast Reconstr Surg* 104 : 928-937, 1990.
- Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ & Baik HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129 : 600. e23-34, 2006.
- Park JW, Kim N & Chang YI. Comparison of landmark position between conventional cephalometric radiography and CT scans projected to midsagittal plane. *Korean J Orthod* 38 : 427-436, 2008.
- Profit WR, White RP Jr & Sarver DM. Dentofacial asymmetry. In : Contemporary treatment of dentofacial deformity. 1st ed. St. Louis : C. V. Mosby ; 2002, p574-644.
- Rusinkiewicz S & Levoy M. Efficient variant of the ICP algorithm. *Proceedings of the 3DIM 2001*, 145-152, 2001.
- Ryckman MS, Harrison S, Oliver D, Sander C, Boryor AA, Hohmann AA, Kilic F & Kim KB. Soft-tissue changes after maxillomandibular advancement surgery assessed with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137 : 86-93, 2010.
- 齋藤貞政, 林 一夫, 上地 潤, 溝口 到. 顎関節部 X線CT画像の三次元再構築におけるCT値閾値設定について. *北医療大歯誌* 29 : 191-195, 2010.
- Sohmura T, Hojoh H, Kusumoto N, Nishida M, Wakabayashi K & Takahashi J. A novel method of removing artifacts because of metallic dental restorations in 3-D CT images of jaw bone. *Clin Oral Implants Res* 16 : 728-735, 2005.
- 菅原準二, 川村 仁. 顎変形症の分類. : 三谷英夫監修. 現代外科的矯正治療の理論と実際. 第1版, 東京 : 東京臨床出版 ; 2000, 11-28.
- 高根ユミ, 一色泰成, 西川慶一. 顔面非対称のX線CT 3次元画像診断における距離計測の信頼性. *歯科学報* 101 : 1195-1206, 2001.
- 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. 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. *Orthod Waves Jpn Edit* 64 : 114-124, 2005.
- Trpkova B, Prasad NG, Lam EW, Raboud D, Glover KE & Major PW. Assessment of facial asymmetries from posteroanterior cephalograms : validity of reference lines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123 : 512-20, 2003.
- Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K & Mizoguchi I. A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130 : 786-798, 2006.
- 上地 潤, 辻 祥之, 水上和博, 林 一夫, 柴田孝典, 中山英二, 溝口 到. コンピュータ支援診断・手術 (CAD/CAS) のための仮想患者モデルの生成 - 画像位置合わせの検討 -. *北医療大歯誌* 29 : 73-81, 2010.
- Xia J, Ip HH, Samman N, Wang D, Kot CS, Yeung RW & Tideman H. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation : 3D virtual osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29 : 11-17, 2000.
- 山崎幸一, 寺田員人, 中村順一, 中川公貴, 川原のぞみ, 松原大樹, 森田修一, 齊藤 力, 高木律男, 林孝文, 齋藤 功. 顔面非対称を伴う骨格性下顎前突症患者における顎矯正手術後の硬組織変化に対する軟組織変化の三次元分析. *日顎変形誌* 15 : 87-94, 2005.



辻 祥之

北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系組織再建口腔外科学分野

略歴

平成12年3月 北海道医療大学歯学部卒業
 平成12年4月 北海道医療大学歯学部口腔外科学第1講座 臨床研修医
 平成13年4月 北海道医療大学歯学部口腔外科学第1講座 病院助手
 平成15年10月 北海道医療大学歯学部口腔外科学第1講座 助手
 平成19年4月 北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系組織再建口腔外科学分野 助教

現在に至る。