

〔原著〕

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証－

上地 潤¹⁾, 辻 祥之²⁾, 水上 和博¹⁾, 林 一夫¹⁾, 柴田 考典²⁾, 中山 英二³⁾, 溝口 到¹⁾

- 1) 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
2) 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
3) 北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系歯科放射線学分野

Generation of virtualized patient models for computer-aided diagnosis and surgery (CAD/CAS): – Validation of image registration outcomes –

Jun UECHI¹⁾, Yoshiyuki TSUJI²⁾, Kazuhiro MIZUKAMI¹⁾, Kazuo HAYASHI¹⁾,
Takanori SHIBATA²⁾, Eiji NAKAYAMA³⁾, Itaru MIZOGUCHI¹⁾

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

Abstract

The purpose of this article is to establish a novel generation technique of the virtualized patient model for computer-aided diagnosis and surgery (CAD/CAS), to be applied to X-ray computed tomography (CT) images with metal artifacts.

A Computer-Assisted Repositioning (CAR) method was used to generate the virtualized patient model. This method mainly consists of 5 procedures: (1) fabrication of a fiducial splint; (2) reconstruction of a virtualized skull model from X-ray CTs; (3) reconstruction of virtualized dentition models from 3D surface scanner images; (4) 3-dimensional image fusion and repositioning of the mandibular bone; and (5) extraction of the region of interest. To validate this method, the CT data (n = 18) of patients where the CAR method had been applied were used to evaluate registration errors.

The mean value of the overall registration error was 0.141 ± 0.053 mm. This value is smaller than the 0.50 mm of the reconstruction interval of X-ray CT images. The virtualized patient model is highly accurate, and offers flexibility and expandability as a new research based tool.

Key words : Computer-aided diagnosis and surgery, Surgery simulation, Virtualized patient model, Virtual reality

緒 言

近年, X線CT装置とそれに関連したソフトウェアが飛躍的に進歩したことにより, 生体の立体画像が容易に取得できるようになった. 顎口腔領域においても, 患者の立体画像を用いたコンピュータ支援診断 (Santler, 2000;

Mah & Hatcher, 2004; Katsumata et al., 2005) や治療シミュレーション (Xia et al., 2001; Troulis et al., 2002; Gateno et al., 2003) など臨床側のニーズに動機付けられた研究が数多く報告されている. とりわけ顎矯正手術やインプラント手術に対応したシミュレーションソフトでは, 仮想化した顎顔面骨格に対して自由に骨切り, 骨片

受付: 平成22年3月30日

移動, インプラントの位置決め・埋入などを行うバーチャル手術が可能であることから臨床的有用性も高く, 一般開業医にも広く使用されるようになった。

このような立体画像を用いた診断やシミュレーションは, 術前患者の解剖学的形態, 動態, 病態および物理的特性など, より多くの生体情報を含む仮想患者モデルを構築し, 客観的・定量的基準に基づいて行われることが理想である (佐藤, 2006). この中で最もシミュレーションに使用されることの多い硬組織の形態情報は, X線CT装置から取得するのが一般的である。しかし, CTデータから構築した立体画像では, 空間分解能に制限があることや咬頭嵌合状態での上下顎歯列の重なりにより, 歯の詳細な解剖学的表面形状を表現することが不可能である。したがって, 三次元CT像が歯科臨床で要求される精度を十分に満たしているとは言い難い。これらの問題を解消するために, 非接触形状計測装置 (以下3Dスキャナと略す) は有効であり, 歯の歯冠形態と歯列の咬頭嵌合状態を正確に表現するための高い空間分解能と精度を有している (DeLong et al., 2002, 2003). そのためX線CT装置から取得した顎顔面骨格の三次元画像の中に3Dスキャナから取得した歯列の三次元画像を融合させる新しい手法は提案され, その結果, より精密な仮想患者モデルの生成 (Nishii et al., 1998; Gateno et al., 2003; Nkenke et al., 2004; Sohmura et al., 2005) が可能となった。さらに著者らは, これらの先行研究を更に発展させた新しい顎矯正手術シミュレーション法を確立し, 外科的矯正治療における精緻な三次元治療目標の設定を実現した (Uechi et al., 2006; Mizoguchi et al., 2008). 本方法は, 三次元画像融合および離断した骨片を移動させる際の基準として較正用マーカーを配置し, その相対的位置関係から位置合わせを数回繰り返して行うもので, この位置合わせによる移動がコンピュータにより明確にアルゴリズム化された手順で実行されることからComputer-Assisted Repositioning (以下CARと略す) 法と名付けられた (上地ら, 2007; 上地, 2008). またこれらの誤差検証を行った結果, CAR法が十分な再現性と精度を有

していたことから, 臨床応用を果たし, 治療成績の向上に貢献することができた。

通常X線CT装置から得られる画像では, 患者の口腔内に金属製の歯冠修復物や矯正装置が存在する場合, メタルアーチファクトと呼ばれる放射状のノイズが発生し, 解析対象の硬・軟組織の抽出や正確な物性値の把握が困難となる。この現象は, CAR法においても例外ではなく, 骨体や歯列のみならず位置合わせの基準となる較正用マーカー像までもが抽出困難となり, 仮想患者モデル生成と手術シミュレーションの精度に重大な影響を及ぼす可能性がある。一方, 著者らは口腔内に金属が存在しない患者にCAR法を適用した場合, 高精度なシミュレーションが可能であることを既の実証している (Uechi et al., 2006). すなわち, 口腔内に歯科用金属が存在する患者においても, 高い精度の仮想患者モデルを得ることができれば, その活用範囲が大きく広がるものと推察できる。

そこで本論文では, 顎矯正手術を施行した患者の画像データを用いて, 画像位置合わせ誤差を検証した。このことから, メタルアーチファクトの発生に対応したCAR法による仮想患者モデルの新しい生成手法を提示し, その有用性を検討した。

材料および方法

1. Computer-Assisted Repositioning (CAR) 法による仮想患者モデルの生成

1) コンピュータ支援診断・治療計画立案システムの構成

仮想患者モデルの生成には, 本学顎変形症外来のコンピュータ支援診断・治療計画立案システムを用いた。本システムは, X線CT装置および二種類の非接触三次元形状計測装置などのハードウェア群, またそれらの制御, データの加工, 編集および解析を行うソフトウェア群から構成される (表1)。

2) 較正用スプリントの作製

表1 コンピュータ支援診断・治療計画立案システムの構成

ハードウェア/ソフトウェア		型式名	製造会社
ハードウェア	X線CT装置	ProSpeed FII	GE medical systems
	非接触三次元形状計測装置	VMS-150RD	UNISN
		VIVID910	コニカミノルタ
	グラフィックワークステーション	xw9300	Hewlett-Packard
ソフトウェア	DICOM編集	V-Works 4.0	CyberMed
	ポリゴン編集	Polygon Editing Tool	コニカミノルタ
		RapidForm 2006	Inus Technology
	三次元解析	Imageware 10.6	UGS

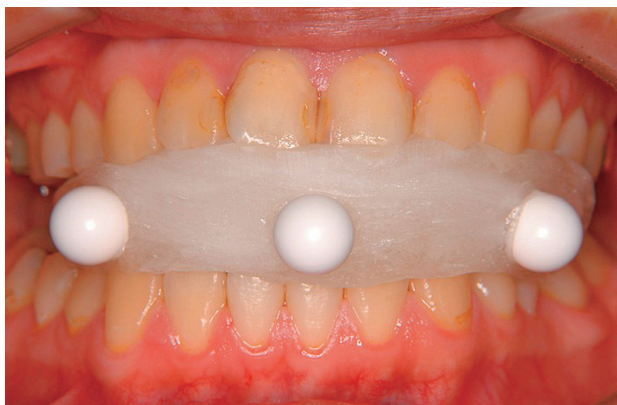


図1 患者の口腔内に装着した較正用スプリント

顎顔面骨格形態および歯列形態の各情報の取得に先立ち、常温重合レジンを用いて上下顎歯列の位置関係を記録し、硬化したレジンの頬側三か所（上顎切歯点および左右第一小白歯付近）に較正用マーカー（セラミック球；AS 9 / 32-04, 天辻鋼球）を貼付して画像融合の際の基準となる較正用スプリントを作製した（図1）。この際の患者の顎位は、メタルアーチファクトの放射状のノイズが較正用マーカーに干渉しないように一横指から二横指程度の開口位とした。較正用マーカーに使用したセラミック球は、直径9 / 32 inch, 寸法差が±0.015 mm以内、また真球度が0.001 mm以下の極めて高い寸法精度を持つ。

3) 仮想骨格モデルの生成

顎顔面骨格形態情報（以下骨格情報と略す）の取得には、北海道医療大学歯科内科クリニックのX線CT装置（ProSpeed FII；GE Medical Systems）を用いた。撮像条件は、スライス厚1.0 mm, スライス間隔1.0 mm, 再構成間隔0.5 mm, field of view 256×256mmならびにmatrix 512×512と設定した。CT撮像の際の患者の体位は仰臥位とし、口腔内に装着した較正用スプリントと床とが垂直となるように頭位を固定し、眼窩上縁からオトガイ下までの範囲を撮像した。頭位をこのように固定したのは、アーチファクトの影響を受けた水平断像と較正用マーカーを描出した水平断像とが同一画像とならないように配慮したためであり、これにより較正用マーカー像と放射状のアーチファクトの連続性を絶ち、客観的かつ容易に較正用マーカー像を抽出することが可能となる。

撮像して得られたDICOMデータは、オフラインでグラフィックワークステーション（xw9300, HP）のDICOM編集ソフト（V-works4.0, CyberMed）に読み込み、骨条件で設定した閾値（CT値：320-3072）でセグメンテーションした後、三次元サーフェスモデルを生成し（図2 a）、Virtual Reality Modeling Language（VRML）

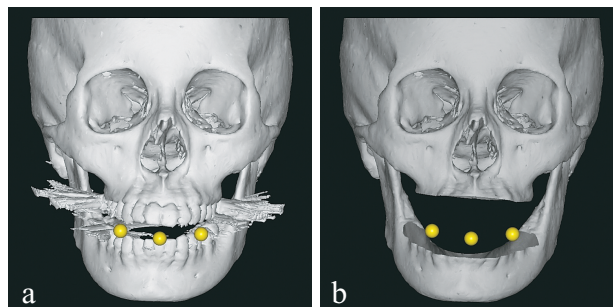


図2 a: 歯列とメタルアーチファクトを含む骨格の三次元サーフェスモデル b: 歯列とメタルアーチファクトを除去した開口位の仮想骨格モデル（VS0: Virtualized Skeleton 0）

formatにて保存した。次いでこれを三次元解析ソフト（Imageware10.6, UGS）に読み込み、メタルアーチファクトを含む歯列部分をトリミングして、開口位の骨格情報を表す仮想骨格モデル（Virtualized Skeleton 0：以下VS0と略す）を生成した。VS0上の較正用スプリントに貼付されたセラミック球の像は、黄色で表示した（図2b）。

4) 仮想歯列モデルの生成

(1) 歯列石膏模型の作製

歯列形態情報（以下歯列情報と略す）の取得に用いる歯列模型は、患者の口腔内に装着された矯正用アーチワイヤーの除去後、上下顎歯列をアルジネート印象材にて印象採得し、通法に従って作製された。歯列模型上に再現された矯正用ブラケットの部分は、3Dスキャナで計測する際に不可視領域となるために削合された。また作製した上下顎歯列模型基部側面には、仮想三次元空間において骨片移動を行う際の基準となるセラミック球をそれぞれ3つ貼付した（図3aおよびc）。

(2) 歯列石膏模型の計測

CAR法における歯列模型の計測には、本学が所有する2つの3Dスキャナ（VMS-150R, UNISUNおよびVIVID 910, コニカミノルタ）のうちのいずれかを用いた。計測原理は、両スキャナともにスリット状のレーザー光で歯列模型を走査し、その反射光をCCDカメラに受光する光切断法式である。

まず上顎および下顎歯列模型をそれぞれ単独でスキャニングを行った。次いで較正用スプリントを装着した状態、すなわち開口位の上下顎歯列模型および咬頭嵌合位の上顎歯列模型をそれぞれ一体でスキャニングを行った。得られた点群データは、ascii points formatにてそれぞれ保存された。

各点群データは、グラフィックワークステーションのポリゴン編集ソフト（RapidForm 2006, Inus Tech.）に読み込まれた。まず上顎および下顎歯列模型の点群データ

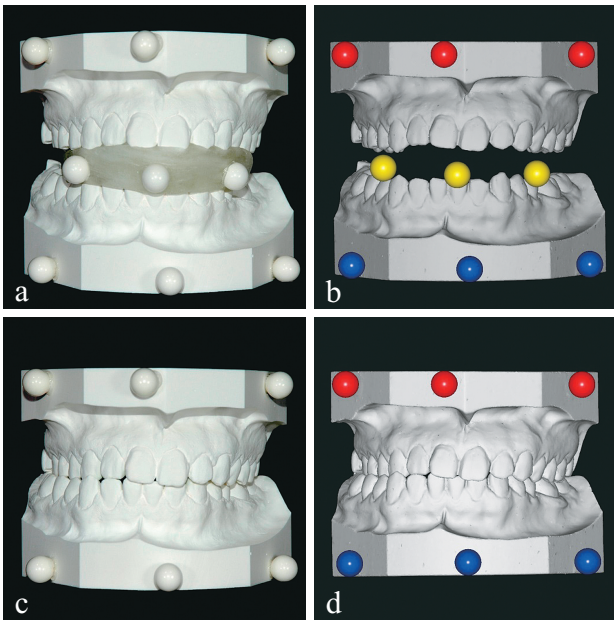


図3 a: 較正用スプリントを装着した開口位の上下顎歯列石膏模型
 b: 開口位の仮想歯列モデル (VD0: Virtualized Dentition 0) c: 咬頭嵌合位の上下顎歯列石膏模型 d: 咬頭嵌合位の仮想歯列モデル (VD: Virtualized Dentition)

をポリゴン化し、サーフェスモデルをそれぞれ生じた。次いで上下顎の各サーフェスモデルを較正用スプリントを装着した開口位の上下顎歯列模型および咬頭嵌合位の上下顎歯列模型の点群データにそれぞれ位置合わせを行った。これにより、高精細な歯冠形態情報を有する開口位の仮想歯列モデル (Virtualized Dentition 0: 以下VD0と略す) と咬頭嵌合位の仮想歯列モデル (Virtualized Dentition: 以下VDと略す) を取得した。なお、上顎および下顎歯列模型基部側面に貼付したセラミック球の像 (以下マーカーと略す) はそれぞれ赤と青で表示

し、またVD0に装着した較正用スプリントに貼付されたマーカーは、黄色で表示した (図3bおよびd)。

5) 三次元画像融合と下顎骨の移動 (図4)

(1) Registration 1 (仮想骨格モデルと開口位仮想歯列モデルの融合)

開口位の骨格・歯列情報を表すモデルを求めるために、VS0とVD0のそれぞれに表示された黄色のマーカーを基準に画像位置合わせ (registration: 以下Reg. と略す) を行った。位置合わせには、三次元解析ソフトに実装されているIterative Closest Point (以下ICPと略す) 法を適用し自動で行った。

(2) Registration 2 (開口位および咬頭嵌合位の仮想歯列モデルの融合)

Reg. 1の結果とVDを赤のマーカーを基準に位置合わせを行った。これにより開口位の骨格・歯列情報に咬頭嵌合位の歯列情報を融合したモデルを求めた。この位置合わせの結果、青のマーカーに空間的なズレが生じる。この相対するマーカーのズレを開口位および咬頭嵌合位の下顎骨の幾何学的位置関係であると考えた。

(3) Registration 3 (下顎骨の移動)

VD0の青のマーカーをVDの青のマーカーへ位置合わせを行った。このとき得られた移動変換マトリックスを下顎骨にあてはめて、咬頭嵌合位の骨格・歯列情報を表すモデルを求めた。

6) 関心領域の抽出

三次元画像融合と下顎骨の移動により得られたモデル

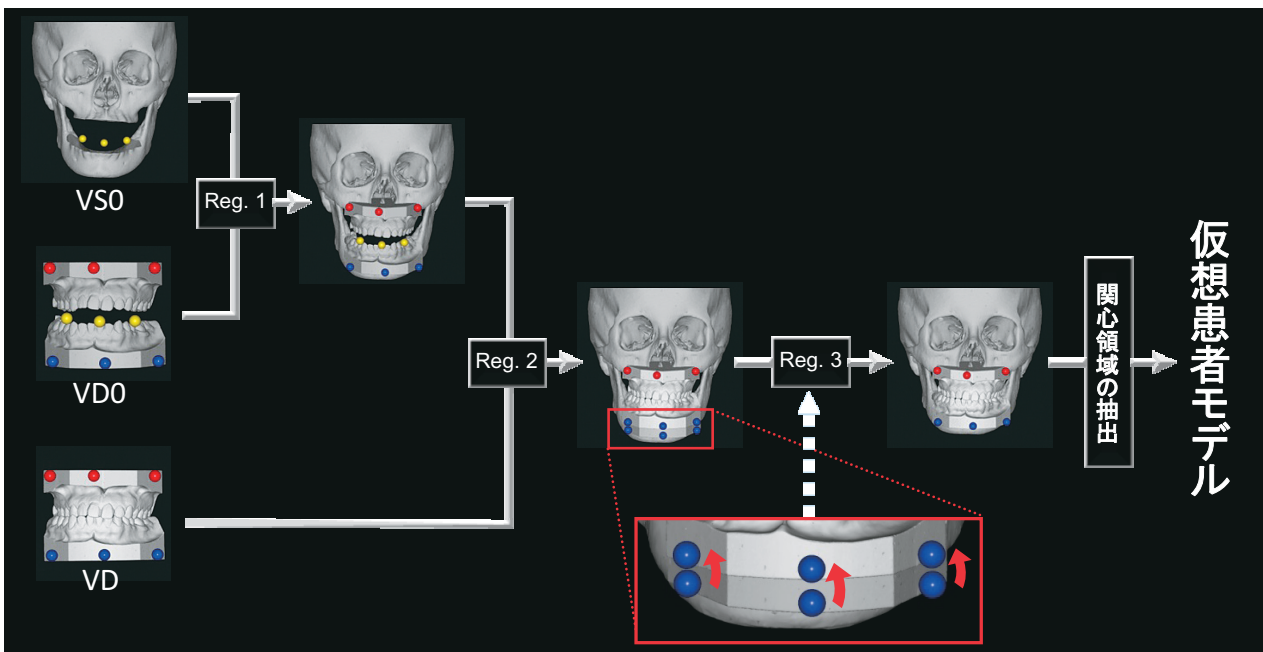


図4 較正用マーカー間の位置合わせによる三次元画像融合と下顎骨の移動

から、診断および治療計画の立案に必要と考える特定領域のみを表示するために、位置合わせに用いた各マーカーを非表示にし、また歯列情報と骨格情報が移行的になるように歯列模型基部を取り除いた。

2. 位置合わせ誤差の検討

1) 適用症例

本学顎変形症外来において、顎変形症と診断され顎矯正手術を施行した患者のうち、初診時または術直前にX線CTを撮像し、患者の立体画像を用いてコンピュータ支援診断を行った男性4名、女性14名の計18名の画像データを用いた。

2) 誤差評価関数

位置合わせの際に生じる対応するマーカー画像間の誤差を算出した。誤差評価関数には、二乗平均平方根誤差 (Root Mean Square Error: 以下RMSEと略す) を用いた。本法における位置合わせでは、移動元の画像上の任意点 r_s とこれに対応する移動先の画像上の任意点 r_t を以下のように定義したとき、

$$r_s = (x_s, y_s, z_s), \quad r_t = (x_t, y_t, z_t)$$

点 r_s と点 r_t とのユークリッド距離 d は、

$$d = \sqrt{(x_s - x_t)^2 + (y_s - y_t)^2 + (z_s - z_t)^2} \tag{1}$$

であり、対応づけられる点の数を N とすると、求める $RMSE$ は以下の式で計算される。

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d^2} \tag{2}$$

結 果

1. 仮想患者モデル

本法で得られた仮想患者モデルに対し、左右眼窩下点と左側外耳道上縁点の3点で決定するFH平面を基準とし、左右外耳道上縁点の midpoint を原点、原点と左側外耳道上縁点を通る直線を x 軸 (顔面左方向を正)、原点を通りFH平面の法線となる直線を z 軸 (顔面上方向を正)、 x 軸と z 軸と直交する直線を y 軸 (顔面後方向を正) および y 軸と z 軸とで作る平面を正中矢状平面とする左手系の直交座標系を設定した。生成した仮想患者モデルと設定した座標系の一例を図5に示す。本法では、X線CT装置で発生したアーチファクトを客観的に除去し、頭蓋顎顔面の骨格形態、高精細な歯冠咬合面形態と上下顎歯列の咬

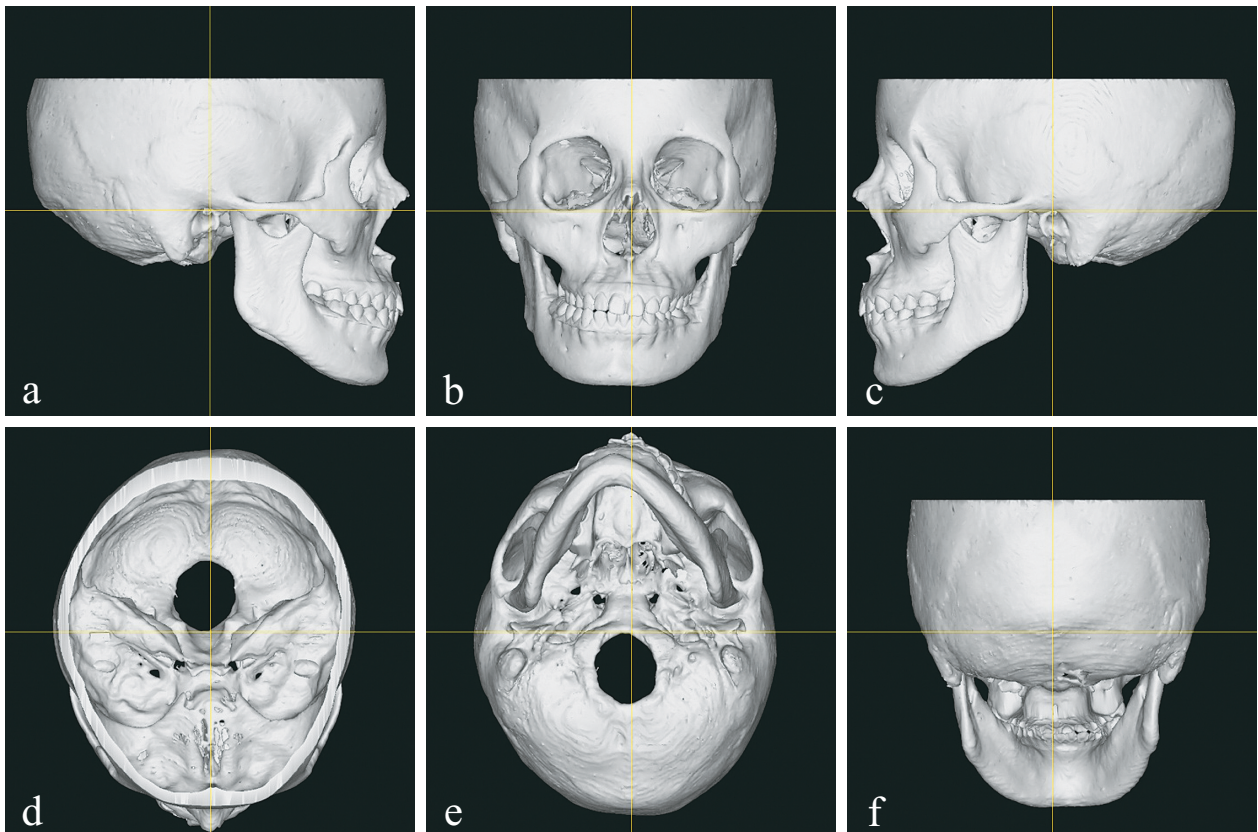


図5 咬頭嵌合位の仮想患者モデル (VP: Virtualized Patient)
 a: 右側面観 b: 前頭面観 c: 左側面観 d: 上内面観 e: 下面観 f: 後頭面観

表2 二乗平均平方根誤差 (RMSE)

症例	非接触形状計測装置	性別	Inter-modality		Intra-modality	合計
			Reg. 1	Reg. 2	Reg. 3	
01	VMS-150R	女	0.220	0.090	0.060	0.245
02	VMS-150R	男	0.182	0.031	0.007	0.084
03	VMS-150R	男	0.142	0.009	0.007	0.081
04	VMS-150R	男	0.053	0.049	0.032	0.180
05	VMS-150R	女	0.089	0.042	0.010	0.101
06	VMS-150R	女	0.071	0.047	0.007	0.081
07	VMS-150R	女	0.141	0.020	0.044	0.210
08	VMS-150R	女	0.060	0.043	0.004	0.065
09	VMS-150R	女	0.104	0.013	0.013	0.115
10	VMS-150R	女	0.111	0.027	0.006	0.076
11	VIVID910	女	0.073	0.014	0.035	0.188
12	VIVID910	男	0.051	0.016	0.011	0.106
13	VIVID910	女	0.096	0.039	0.032	0.179
14	VIVID910	女	0.171	0.029	0.016	0.126
15	VIVID910	女	0.121	0.017	0.031	0.177
16	VIVID910	女	0.064	0.032	0.027	0.163
17	VIVID910	女	0.034	0.018	0.042	0.206
18	VIVID910	女	0.073	0.028	0.022	0.147
平均			0.103	0.031	0.023	0.141
標準偏差			0.050	0.019	0.016	0.053

頭嵌合状態を表現することが可能となった。

2. 二乗平均平方根誤差 (Root Mean Square Error : RMSE)

18症例の位置合わせの際に生じたRMSEを検討した。すなわち、各症例においてReg. 1, Reg. 2およびReg. 3のRMSEの和を求め、これをCAR法における位置合わせの総誤差とした。その結果、総誤差の最大は、0.370 mm (症例01)で、最小は、0.077 mm (症例12)であり、また平均は、 0.157 ± 0.066 mmであった。医用画像などで行われる複数の画像位置合わせでは、異なるモダリティで得られた画像間の位置合わせ (inter-modality Registration : 以下inter-Reg. と略す) と同一モダリティで得られた画像内の位置合わせ (intra-modality Registration : 以下intra-Reg. と略す) の2つに大別することができる。本研究におけるReg. 1は、X線CT装置と3Dスキャナとのinter-Reg. であり、平均 0.103 ± 0.050 を示した。またReg. 2とReg. 3は、3Dスキャナでのintra-Reg. であり、それぞれ平均 0.031 ± 0.019 と 0.023 ± 0.016 を示した (表2)。

考 察

1. 仮想患者モデルの生成手法について

近年の医用画像装置の急速な発展に伴い、画像のデジタル化と三次元データ化がX線CT, MRI, PETおよび

SPECTなどさまざまなモダリティで可能となった。これら複数のデータの位置合わせで得られる画像は、より情報量の多い高度な画像診断を可能にしている (Hajnal et al., 2001 ; Makela et al., 2002 ; Nishihara et al., 2003 ; 渡部, 2003)。これまでの顎口腔領域におけるマルチモダリティの応用としては、骨格データと歯列データの融合が行われてきた。Okumura et al. (1999) は、正面および側面セファロから三次元構築したワイヤフレーム骨格モデルと三次元歯列モデルとの融合モデルを報告したが、骨格部分が真の三次元像ではなく、また計測可能な点が接線効果で表現される部位に限定される欠点が指摘されてきた (京本, 1999)。Nishii et al. (1998) と Gateno et al. (2003) は、独自で開発した基準マーカーを用いてX線CT装置からの三次元骨格モデルと精密な三次元歯列モデルを位置合わせする報告をした。しかし、メタルアーチファクトの発生に対する配慮が十分ではなく、口腔内に金属を有する患者への適用には不向きであった。これらの問題に対し本研究では、①画像融合の基準に用いる較正用スプリントを開口位で作製し、放射状のアーチファクトが較正用マーカーに干渉することを回避した ②較正用マーカー像を客観的に抽出した ③この像を基準にして、X線CT装置から得たアーチファクトを含む上下顎歯列像を3Dスキャナから得た仮想歯列モデルに置き換えた ④VD0とVDに対応するマーカー像の空間的なズレを位置合わせする際、下顎骨を同時に移動させる

等の工夫を加えることで、高精度な歯冠形態情報を有する咬頭嵌合位の仮想患者モデルを取得することができた。

2. 画像位置合わせについて

異なる座標系で得られた画像間の位置合わせでは、各モダリティの系統誤差、測定の誤差、画像の統合作業の際の平均化による誤差などから完全に一致することはないとされている（大石、池内、2005）。したがって、その精度は各モダリティから得られたの画質に基づくことが報告されている（Nishihara et al., 2003）。本研究ではX線CT装置と3Dスキャナの2種類のモダリティを用いた。CTデータの質は、スライス厚、再構成間隔および撮像時の患者の体動などに影響され、一般には、スライス厚と再構成間隔が小さいほど高い位置精度を示すとされている（Hamm et al., 2004）。本研究におけるX線CTデータの空間分解能は、 $0.5 \times 0.5 \times 0.5$ mmであり、3Dスキャナは、CTのそれよりも遥かに高い空間分解能（VMS-150RDのスキャン時：x方向0.01 mm,yおよびz方向0.1 mm）を持っている。

本研究とはほぼ同じ撮像条件で得たデータを用いて、三次元骨格モデルと三次元歯列モデルの位置合わせ誤差を検証した結果によると、総誤差は平均で上顎が 0.66 ± 0.49 mm、下顎が 0.56 ± 0.45 mmであったことを報告している（Nkenke et al., 2004, 2007）。しかし、本研究における位置合わせの総誤差は、平均で 0.141 ± 0.053 mmであり、X線CT画像の再構成間隔の0.50 mmより小さいものであった。彼らの方法は2つの画像の表面形状で位置合わせを行うサーフェス画像位置合わせ法（surface-based registration）に基づいており、この方法は、位置合わせ精度がサーフェス形状の定義に大きく依存してしまう欠点を持つことが知られている（Hajnal et al., 2001）。そこで比較的空間分解能の低いX線CTのデータに強く影響を受けた結果であることが推察される。

本研究の位置合わせには、ICPアルゴリズムを適用した。このアルゴリズムは、2つの画像中の最近傍点を対応点として、この対応点間距離を最小化するように移動変換マトリックスを求め、繰り返し計算によって相対的位置を求める手法であり（Besl & McKay, 1992）、医用画像または衛星写真など複数の画像を自動で重ね合わせする方法として広く普及している。その反面、誤対応やスキャン時のノイズによる影響を受けやすいなどの問題が指摘されている（大石ら、2003）。これに対し本研究では、大きさや形状が既知である寸法精度の高いセラミック球を基準マーカーに用いることで、誤対応の発生の

可能性を抑制し、より高い位置合わせ精度を得ることができたものと考えられる。

3. 仮想患者モデルの臨床的意義

本研究で提案したCAR法による新しい仮想患者モデルは、その生成過程において、コンピュータで明確にアルゴリズム化された手順で実行されることから、オペレータの違いによるテクニカルエラーが最小限に控えられている。つまり、患者の頭蓋顎顔面骨格と歯列の解剖学的形態を高い再現性で捉えることが可能である。このことは、①異なった時間に同一患者で得られた仮想患者モデルを比較することで、成長、治療または手術等による解剖学的変化を観測する ②本モデルの持つ解剖学的情報に顎運動計測装置などからの機能的情報を重ねることにより、より情報量の多い画像診断を行う ③光造形などのラピッドプロトタイプング技術を応用し、患者の顎顔面骨格・歯列実体モデル、サージカルプリント、インプラント埋入ガイドなどを作製する（上地ら、2008）

④術前の仮想患者モデルを用いて、治療・手術シミュレーションや三次元画像誘導による手術を行う等の様々な臨床応用を可能にし、今後の発展も期待できる。

更に本モデルは、このような臨床的応用だけでなく、診断や治療に用いたモデルをデータベース化し、種々の特徴量を計測することにより、解剖学や形態学等の様々な基礎研究に活用することもできる。すなわち本論文で提案した仮想患者モデルは、新たな研究基盤ツールとしての高い汎用性と発展性を含んでいる。

結 論

本研究では、顎矯正手術を施行した患者の画像データを用いて、メタルアーチファクトの発生に対応したCAR法による仮想患者モデルの新しい生成手法を提案・提示し、本法の有用性の検討を行い、以下の結論を得た。

1. CAR法により生成した仮想患者モデルは、アーチファクトを完全に除去し、頭蓋顎顔面の骨格形態、高精細な歯冠形態および上下顎歯列の咬頭嵌合状態を表現することが可能であった。
2. 本研究における画像位置合わせの総誤差は、平均で 0.141 ± 0.053 mmであり、X線CT画像の再構成間隔の0.50 mmより小さいものであった。

以上の結果から、本論文で提案した仮想患者モデルは、極めて高い精度を有しており、新たな研究基盤ツールとしての汎用性と発展性を含んでいるものと確信した。

謝 辞

本研究を行うにあたり，多大なる御協力をいただきました北海道医療大学歯科内科クリニック放射線部の竹腰光男技師に心より感謝申し上げます。

参考文献

- Besl PJ & McKay ND. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14 : 239-256, 1992.
- Delong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC & Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res* 82 : 438-442, 2003.
- Delong R, Ko CC, Anderson GC, Hodges JS & Douglas WH. Comparing maximum intercuspal contacts of virtual dental patients and mounted dental casts. *J Prosthet Dent* 88 : 622-630, 2002.
- Gateño J, Xia J, Teichgraber JF & Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 61 : 222-227, 2003.
- Hamm KD, Surber G, Kleinert G, Schmucking M, Niesen A, Baum RP, Aschenbach R & Basche ST. Stereotactic treatment planning using fused multi-modality imaging. River Edge, NJ : World Scientific Publishing, 2004, p3-10.
- Hajnal JV, Hill DLG & Hawkes DJ, editors. *Medical image registration*. Boca Raton : CRC Press ; 2001.
- 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.
- 京本博行. 統合3次元データを用いた顎矯正手術の術前後の硬・軟組織変化の三次元解析. *阪大歯学誌* 44 : 1-21, 1999.
- Mah J & Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126 : 308-309, 2004.
- Makela T, Clarysse P, Sipila O, Pauna N, Pham QC, Katila T & Maguin IE. A review of cardiac image registration methods. *IEEE Trans Med Imaging* 21 : 1011-1021, 2002.
- 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.
- Nishihara S, Sugano N, Ikai M, Sasama T, Tamura Y, Tamura S, Yoshikawa H & Ochi T. Accuracy evaluation of a shape-based registration method for a computer navigation system for total knee arthroplasty. *Knee Surg* 16 : 98-105, 2003.
- 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, 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.
- 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. *Dentomaxillofac Radiol* 33 : 226-232, 2004.
- 大石岳史, 池内克史. 大規模距離画像の位置合わせと誤差補正ならびに文化遺産への適用. *情報処理学* 38 : 211-226, 2005.
- 大石岳史, 佐川立昌, 中澤篤志, 倉爪 亮, 池内克史. PCクラスタによる大規模距離画像の並列アライメント. *情報処理学* 36 : 27-34, 2003.
- Okumura H, Chen LH, Tsutsumi S & Oka M. 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.
- Santler G. 3-D COSMOS : A new 3-D model based computerized operation simulation and navigation system. *J Craniomaxillofac Surg* 28 : 287-293, 2000.
- 佐藤嘉伸. 外科手術支援システム研究の現状と将来展望. *信学誌* 89 : 144-150, 2006.
- 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.
- Troulis MJ, Everett P, Seldin EB, Kikinis R & Kaban LB. Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31 : 349-357, 2002.
- 上地 潤. マルチモダリティ三次元画像融合による顎矯正手術シミュレーション法の確立. *北医療大歯誌* 27 : 103-105, 2008
- Uechi J, Okayama M, Shibata T, Mugaruma 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, 柴田考典, 溝口 到. 離断骨片のComputer-Assisted Repositioning (CAR法)による顎矯正手術シミュレーション. *日顎変誌* 17 : 100-101, 2007
- 上地 潤, 辻 祥之, 柴田考典, 溝口 到. 光造形を活用した外科的矯正治療支援ツールの開発. *北医療大歯誌* 27 : 127-128, 2008.
- 渡部浩司. マルチモダリティの画像位置合わせと重ね合わせ. *日放技学誌* 59 : 60-65, 2003.
- Xia J, Ip HH, Samman N, Wong HT, Gateño J, Wang D, Yeung RW, Kot CS & Tideman H. Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 5 : 97-107, 2001.



上地 潤

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

略歴

平成9年3月 北海道医療大学歯学部卒業
平成9年4月 北海道医療大学歯学部附属病院 臨床研修医
平成10年4月 北海道医療大学歯学部 臨床研修生
平成11年4月 北海道医療大学歯学部附属病院 病院助手
平成15年10月 北海道医療大学歯学部 助手
平成19年4月 北海道医療大学歯学部 助教
平成22年5月 北海道医療大学歯学部 講師
現在に至る。

所属学会

日本矯正歯科学会
日本口腔外科学会
日本顎変形症学会
北海道矯正歯科学会
北海道医療大学歯学会