

精度の高い歯列画像を有する三次元顎顔面頭蓋画像の再構成

三 條 恵 介 大 塚 雄 一 郎 品 川 令
富 田 至 保 箕 田 碧 長 谷 川 尚 哉
須 田 直 人

Reconstruction of Three-dimensional Craniofacial Image with High-Accuracy Dentition Images

KEISUKE SANJO, YUICHIRO OTSUKA, REI SHINAGAWA,
SHIHO TOMITA, AOI MINODA, NAOYA HASEGAWA
and NAOTO SUDA

Abstract

Many patients with congenital malformation or jaw deformity exhibit craniofacial deformity. Since precise examination is essential for these cases, three-dimensional (3D) simulation models of craniofacial structure reconstructed from multi-detector computed tomography (MDCT) are frequently used. However, oral orthodontic appliances and the occlusion of upper and lower teeth make reproduction of the exact tooth shape difficult. Thus, trials are underway to generate 3D models in which the dentition reconstructed from digital imaging and communications in medicine (DICOM) data (CT data) is replaced by laser-scanned images. However, the integration accuracy and the optimum conditions for integration of MDCT and laser-scanned images are not known. Examining these points, a 3D model of craniofacial structure with accurate dentition was reconstructed in this study.

As materials, test pieces having CT values comparable to those of tooth, bone tissue and soft tissue were prepared. CT data and stereolithography (STL) data obtained from a 3D non-contact laser scanner were compared with data from an industrial μ CT (true values). The optimum thresholds of test pieces were

determined by comparison with those of true values. The integration accuracy was examined both by point and surface-based registration.

The different thresholds showed a wide variation in images of test pieces reconstructed from CT data, indicating that the optimum threshold is an important factor for accuracy. Using each optimum threshold, test pieces of tooth, bone tissue and soft tissue showed a high accuracy with a difference from the true value of less than $113.2\ \mu\text{m}$. The difference between images from STL data and the true value was also less than $42.8\ \mu\text{m}$. The surface-based registration was more reliable than the point-based registration at superimposition. In images utilizing the optimum threshold and the surface-based registration, the superimposition error between CT and STL data of the dry mandible was 173.8 and $257.8\ \mu\text{m}$ at the dentition and at the bone surface, respectively. The error of the patient's craniofacial structure was less than $233.8\ \mu\text{m}$ in the whole dentition. The present study demonstrates that acceptable craniofacial 3D images with tooth contact can be generated by optimizing various conditions.

Key words: cranioface (顔面頭蓋), image integration (画像統合), three dimensional image (三次元画像)

[Received Mar. 12, 2015]

緒 言

不正咬合を有する先天性疾患や、顎変形症の患者は複雑な顎顔面形態の変形を伴うことが多い。このような顎顔面形態の異常を持つ患者に対する顎矯正手術は、近年の術式の改良や新規の技術導入により、その手術成績が向上している¹⁻⁴⁾。顎矯正手術に際して、術前に行われる手術のシミュレーションとして、頭部 X 線規格写真のトレース図を用いた cephalometric prediction や歯列模型を用いた model surgery が多く行われてきた⁵⁾。しかしながら、cephalometric prediction は、三次元的に複雑な顎顔面頭蓋のロール、ピッチ、ヨウを含む 6 自由度を基にした移動に際して、二次元情報だけにより術後予測を行うものである⁶⁾。また、model surgery では、作業が煩雑でテクニカルエラーが生じやすいことや、得られる情報が歯列模型上の領域に限定されるため、近位・遠位骨片間の干渉や術後の顎顔面骨格の対称性を評価することができない欠点がある⁷⁾。

近年、三次元的な検査法として、multi-detector computed tomography (MDCT)^{8,9)}が広く用いられている。MDCT により得られた情報は、Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) データ (CT データ) として各種モダリティや画像解析システムとの共有が可能となり、三次元画像の再構成、顎矯正手術における術後のシミュレーションとして広く利用されている¹⁰⁻¹²⁾。特に MDCT は、体軸方向の連続データが得られることから、三次元的に複雑な顎顔面頭蓋や骨片移動が必要な症例における診断、シミュレーションに対し有用性が高い^{11,12)}。近年は様々なソフトウェアの開発によって、術前から骨切り部位や骨片の移動量の把握が可能となり、研究成果が報告されている^{13,14)}。

しかしながら、顎顔面頭蓋を対象とした CT 撮影により得られる CT データは、咬合接触部位が一塊となって抽出されるため、歯冠咬合面形態の再現が困難である。また、ブラケットなどの矯正装置や補綴装置の装着によって生じるアーチファクトにより、歯冠咬合面形態が正確に再現できないという重大な問題がある^{10,13,16)}。このような問題を解決するために、顎顔面頭蓋の CT データの歯列領域をレーザスキャンにより採得された画像で置換し、両画像の統合により形態的な正確度の向上を図っている¹³⁻¹⁹⁾。

このような三次元画像には、画像の形態的な正確度や再構成を行う際の最適な条件等に不明な点がある。中でも CT データより三次元画像を再構成する際の画像形態の正確度に影響を与える閾値 (threshold) に関する検討が十分ではない。閾値とは、CT データにおける、どの CT 値のボクセルデータを抽出するかを指定するものである^{20,21)}。さらに、CT 撮影より得られた顎顔面頭蓋画像と

レーザスキャンにて得られた歯列部画像の重ね合わせ法に関して、過去にいくつかの手法が報告されているものの^{14,22-25)}、CT 撮影を複数回行わなければならない方法²³⁾や、マーカー付きスプリントの作製が事前に必要となる方法¹⁴⁾など、いずれも簡便とは言い難い。

近年、前述したスプリント作製といった煩雑な準備が不要で、高精度の重ね合わせ法を可能とする iterative closest point (ICP) 法^{26,27)}が注目されている。ICP 法にはリファレンスポイント (reference point:RP) 設定数、設定領域を任意に指定して画像を統合するポイント画像重ね合わせ法 (point-based registration)、画像のサーフェス全体に RP を設定するサーフェス画像重ね合わせ法 (surface-based registration)²⁶⁾がある。

本研究では、歯列模型の三次元画像として、レーザスキャンにより得られた stereolithography (STL) データを用いた。そして、画像統合における様々な最適条件を明らかにするために、1) 顎顔面頭蓋を構成する様々な組織における CT データの閾値の最適化、2) 取得した STL データより再構成した三次元画像の形態的な正確度の検討、3) CT データと STL データの最適な重ね合わせ方法の検討、を行った。さらにこれらの検討結果をもとに、顎矯正手術において臨床応用可能な、精度の高い歯列画像を有する三次元顎顔面頭蓋画像の再構成を試みた。

研究方法

研究方法は、実験 I-IV より構成される。実験 I では、様々な組織の最適な閾値と試験モデルの三次元画像形態の検討を行った。実験 II では、三次元画像の統合における重ね合わせ法を検討した。実験 III では、ヒト乾燥下顎骨の三次元画像を再構成した。最後に実験 IV では、顎顔面頭蓋の CT データを用いて、上顎歯列部を STL データで置換した三次元画像を再構成した。なお、本研究は明海大学歯学部倫理委員会の承認を得て実施された (承認番号 A1315)。

実験 I : 歯、皮質骨、歯肉口蓋粘膜の最適な閾値と試験モデルの三次元画像形態の検討

1) 試料

三次元顎顔面頭蓋画像を再構成する上で、歯、皮質骨、歯肉・口蓋粘膜の CT 値に近似した試験モデル (Fig. 1) を作製し、その形態的な正確度を検証した。試験モデルの作製において、エナメル質の CT 値は 2,000HU 以上と非常に高く²⁸⁾、代替材料による試験モデルの作製が困難であったため、ヒト抜去歯を使用した。歯種は、エナメル質の厚さが唇舌的・近遠心的に比較的均一な上顎中切歯^{29,30)}を用いた。皮質骨の試験モデル (骨ファントム) には、骨等価ファントム (タフボーンファントム BE-H-10, 京都科学, 京都) を用いた。歯肉・口蓋粘膜の試験モデル (軟組

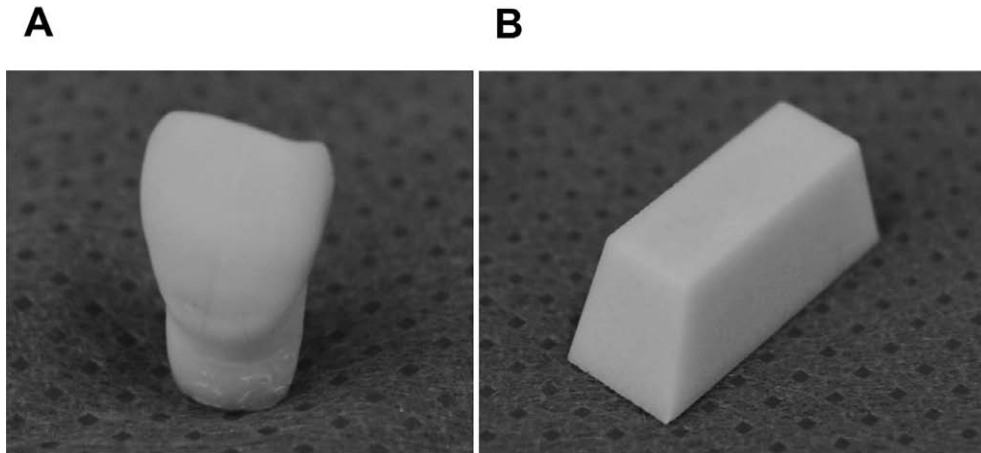


Fig. 1 The shape of test pieces having CT values comparable to each tissue.
A : Tooth
B : Bone and Soft tissue

織ファントム)には、水等価ファントム(タフウォーターファントム WD-3010, 京都科学)を用いた。骨ファントムと軟組織ファントムの形態は、上底を幅6mmと長さ16mm, 下底を幅8mmと長さ20mm, 高さを7mmとし、アンダーカットのない長方形の底面を持つ錐台を作製した。

2) 各試験モデルの三次元画像データの取得

マイクロCT(METROTOM800, Zeiss, Germany)により、各試験モデルを撮影した。撮影条件は、管電圧と管電流をそれぞれ130kVと61mAとした。本マイクロCTの空間分解能は、4 μ mと極めて小さいことが知られている³¹⁾。そこで本研究では、マイクロCTで得られたきわめて高精度の計測結果を真値として用いた。マイクロCTより画像再構成する際の閾値の設定は、撮影時に得られた画像データの濃淡値を頻度ヒストグラム化することで決定した。各試験モデルの撮影は、明海大学病院のMDCT(SOMATOM Emotion6, SIEMENS, Germany)により行った。撮影は、試験モデルを水中に浸漬し、管電圧と管電流をそれぞれ130kVと60mAs, 再構成スライス厚と再構成スライス間隔をそれぞれ1.25mmと0.6mmとし、それぞれ5回行った。各試験モデルのSTLデータの取得は、非接触型三次元計測器である歯科用デジタイザ(R-700, 3Shape, Denmark)によりそれぞれ5回行った。

3) 三次元画像の再構成

取得したCTデータとSTLデータの三次元画像の再構成は、三次元画像解析ソフト(Qualify, Geomagic, North Carolina)を用いた。CTデータより三次元画像を再構成する際の閾値の決定は、歯では上顎中切歯切端のエナメル質の最も厚い部分、骨と軟組織ファントムではモデルの中心部に直径2mmの円の関心領域(region of

interest: ROI)を設定して行った。具体的には、各試験モデルに設定した関心領域のCT値をおおよそその閾値とし、その次に試験モデルの形態正確度を検討し最適な閾値を決定した。

使用した三次元画像解析ソフトは、ファイル形式の異なる複数のデータを解析することが可能であり、三次元画像を構成する全ポリゴンの三次元的座標位置(ポリゴン位置)の誤差平均の算出を行うことで、画像の重ね合わせ精度の評価、形態的な正確度の評価が可能である。

4) 各種組織の最適な閾値により再構成した三次元画像の形態的な正確度

各試験モデルの真値と、閾値を変化させて再構成したCTデータの画像をICP法によるサーフェス画像重ね合わせ法により画像の重ね合わせを行った。この重ね合わせの結果、両画像の最も近接する全ポリゴン同士の最小距離の平均を、ソフトウェア上で算出し、ポリゴン位置の誤差平均とした。その平均が最も小さい閾値を歯、皮質骨、歯肉・口蓋粘膜の最適な閾値とし、最適な閾値におけるポリゴン位置の誤差の絶対値の平均をCTデータの画像形態的な誤差とした。形態誤差は、ポリゴン位置の誤差の絶対値の平均 \pm 標準偏差(SD)を比較することにより評価した³²⁾。

5) STLデータより再構成した三次元画像の形態的な正確度の検討

マイクロCTにより得られた各試験モデルの真値と、歯科用デジタイザにより得られたSTLデータを、実験I-4)と同様の方法で重ね合わせ、ポリゴン位置の誤差の絶対値の平均 \pm SDを比較することにより形態的な正確度を評価した。

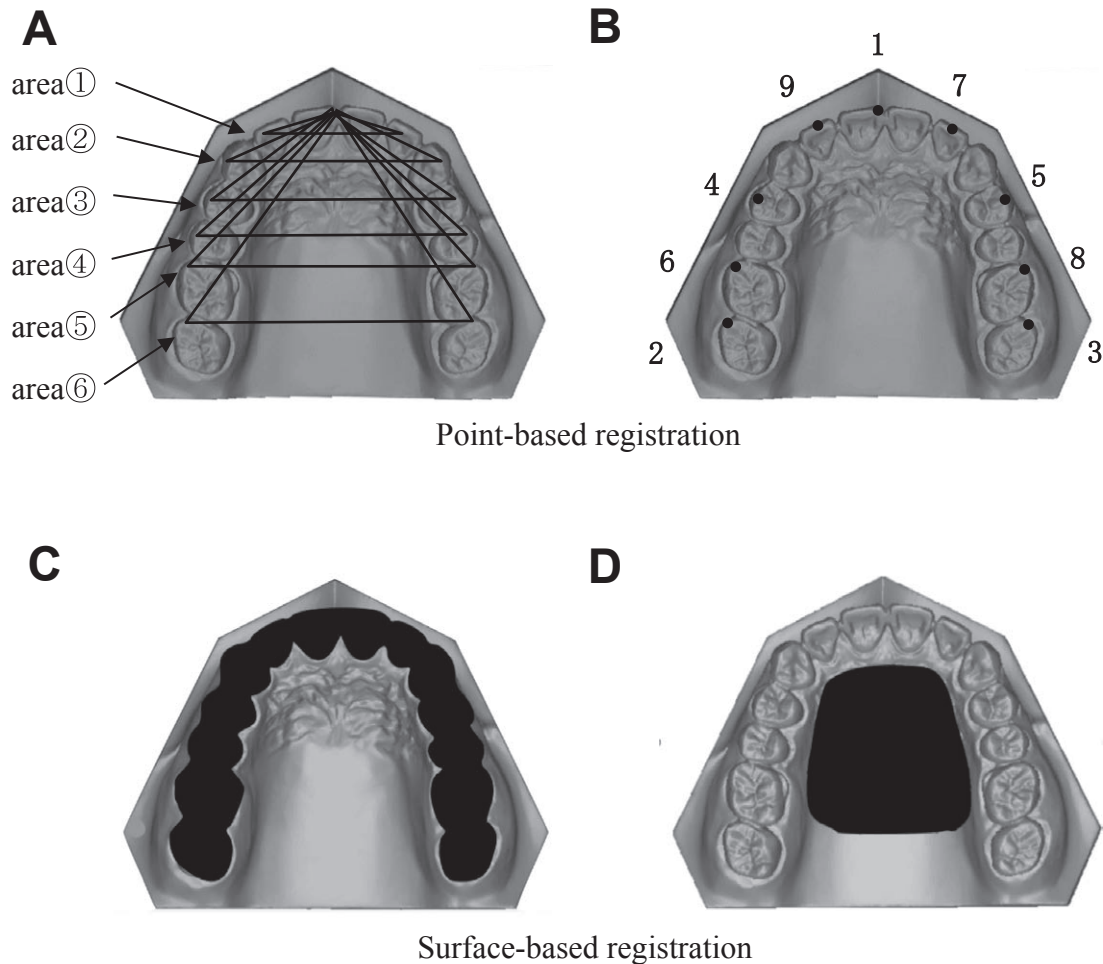


Fig. 2 Reference points in point and surface-base registration.

- A : Point-based registration by three reference points marked in six different areas (area ①～area ⑥).
 B : Point-based registration by three to nine reference points. Point-based registration was performed by connecting reference points sequentially from 1 to 9.
 C : Surface-based registration utilizing dentition (denoted by black area).
 D : Surface-base registration utilizing palatal mucosa (denoted by black area).

実験Ⅱ：画像統合における重ね合わせ法の検討

以下に示す実験Ⅲでは乾燥下顎骨，実験Ⅳでは患者より取得した顎顔面頭蓋のCTデータと歯列石膏模型のSTLデータを重ね合わせ，画像統合精度を検証した。実験Ⅱでは，その際に用いる最適な重ね合わせ法の検討を，正常歯列を有する上顎歯列エポキシ模型（アソインターナショナル，東京）を用いて行った。

前述した歯科用デジタイザによりこのエポキシ模型をレーザスキャンし，得られたSTLデータを用いて，同一の三次元画像を2つ再構成した。これら2つの画像を，ICP法によるポイント画像重ね合わせ，あるいはサーフェス画像重ね合わせを行い，各重ね合わせ方法の精度を比較した。

ポイント画像重ね合わせ法では，i) 上顎歯列に任意にRPを設定し，その設定範囲をArea ①～⑥のそれぞれの三角形の頂点とした場合の精度 (Fig. 2A)，ii) 歯列に任意にRPを設定し，一定範囲内のRP数を増減させた場合の精度 (Fig. 2B) を検討した。サーフェス画像重ね合わせ法では，iii) 歯列部にRPを設定した場合の精度 (Fig. 2C)，iv) 口蓋粘膜にRPを設定した場合の精度 (Fig. 2D) を検討した。なお，iii) とiv) に関しては，上顎歯列のエポキシ模型だけでなく石膏模型を用いた検証を併せて行った。

上記の検討を同一評価者が10回行い，その平均とSDを求めた。さらに，5名の異なる評価者がそれぞれ10回行い，その平均とSDを求めた。平均値の差の検定には

IBM SPSS Statistics Ver.19 for Windows を用い、one way analysis of variance (one-way ANOVA), Kruskal Wallis 検定を行った。なお、有意水準は 5% とした。

実験Ⅲ：ヒト乾燥下顎骨の三次元画像の再構成

実験Ⅰ-2) と同じ条件で、Hellman の歯齢Ⅲ A 期 (第一大臼歯萌出完了期) にあるヒト乾燥下顎骨の CT データと STL データを、それぞれ MDCT と歯科用デジタルで取得した。CT データの三次元画像の再構成は、実験Ⅰで求めた歯と皮質骨の最適な閾値を基に、歯列領域と骨体領域をそれぞれ別個に行った。このように再構成された乾燥下顎骨の CT データと、STL データの 2 種の画像データの統合精度は、実験Ⅱで検討した最も重ね合わせ精度の高かった手法を用い検討した。上記の検討は 5 回づつ行い、その平均と SD を求めた。

実験Ⅳ：上顎歯列部を STL データで置換した CT データによる三次元顎顔面頭蓋画像の再構成

1) 印象採得と石膏模型作製に伴う形態的な正確度低下の検討

実験Ⅱで用いた上顎歯列のエポキシ模型を、混水比 (W/P) 2.35 のアルジネート印象材 (アルグレス、陸化学工業株式会社、三重) で印象採得した。印象採得は、毎回同一サイズの金属トレー (Extend-OR, TP Orthodontic Japan, 東京) を用いて、通法どおり 5 回行った。模型材は模型用硬質石膏 (ノリタケストーン Ex, クラレノリタケデンタル株式会社、大阪) を印象面に注入した。

このようにして作製された 5 個の上顎歯列の石膏模型を 24 時間以上硬化させた後、歯科用デジタルでスキャンし STL データを取得した。また、エポキシ模型を歯科用デジタルで直接スキャンした STL データも取得した。これらを ICP 法によるサーフェス画像重ね合わせ法にて重ね合わせることににより、エポキシ模型と 5 つの石膏模型の形態的な誤差の平均と SD を求め、印象採得と石膏模型作製に伴う形態的な正確度の低下を検討した。

2) 三次元顎顔面頭蓋画像の再構成

明海大学病院矯正歯科を受診し顎変形症と診断された 14 歳女性の顎顔面頭蓋の CT データと、上顎歯列の石膏模型の STL データを資料として用いた。CT 撮影の際、舌が口蓋粘膜に接触するのを防止するため、ワックスバイトを咬合した状態で撮影した。

顎顔面頭蓋 CT データの取得は、MDCT により実験Ⅰと同条件で行った。CT データより歯・皮質骨・口蓋粘膜形態を再構成する際、実験Ⅰで検討したそれぞれの組織に最適な閾値をもとに行った。

上顎歯列の印象採得は、上記実験Ⅳ-1) と同様に、混水比 (W/P) 2.35 のアルジネート印象材 (アルグレス、陸化学工業株式会社) を用いて、金属トレー (Extend-O,

TP Orthodontic Japan) により通法どおり行った。歯列模型は模型用硬質石膏 (ノリタケストーン Ex, クラレノリタケデンタル株式会社) を用いて作製した。完成した上顎歯列の石膏模型を石膏硬化後 24 時間以上硬化させた後に、歯科用デジタルでレーザスキャンし、STL データを採得した。

採得された顎顔面頭蓋の CT データの上顎歯列部を STL データで置換した。このように上顎歯列部を STL データで置換した画像と、各組織に最適な閾値をもとに再構成した CT 画像の統合精度を求めた。この時、重ね合わせ部位として、歯冠表面あるいは口蓋粘膜を用いて行った。上記の検討はそれぞれ 5 回行い、その平均と SD を求めた。

結 果

実験Ⅰ：各種組織の最適な閾値と試験モデルの三次元画像形態の検討

1) 試験モデルの閾値の最適化と CT データより再構成された三次元画像の形態的な正確度

マイクロ CT を用いて、MDCT で採得した種々の組織の CT データの最適な閾値を検討した。歯におけるマイクロ CT と MDCT の三次元画像上のポリゴン位置の誤差平均 \pm SD は、閾値が 1,600HU で $113.2 \pm 5.8 \mu\text{m}$ と最小値となった (Fig. 3A)。よって、1,600HU を歯の最適な閾値とした。

次に、骨ファントムを用いて最適な閾値を検討した結果、閾値 400HU でポリゴン位置の誤差平均 \pm SD が $70.4 \pm 4.3 \mu\text{m}$ と最小になった (Fig. 3B)。よって、400HU を皮質骨の最適な閾値とした。

最後に、軟組織ファントムを用いて最適な閾値を検討した結果、閾値 -500HU でポリゴン位置の誤差平均 \pm SD が $60.2 \pm 3.4 \mu\text{m}$ と最小になった (Fig. 3C)。よって、-500HU を歯肉・口蓋粘膜の最適な閾値とした。

2) STL データより再構成された三次元画像の形態的な正確度

各試験モデルにおけるマイクロ CT と STL データによる三次元画像上のポリゴン位置の誤差平均 \pm SD は、歯、骨ファントム、軟組織ファントムで、それぞれ $30.0 \pm 0.7 \mu\text{m}$, $42.8 \pm 1.0 \mu\text{m}$, $42.2 \pm 0.8 \mu\text{m}$ であった (Fig. 4)。このように骨と軟組織ファントムの形態的な正確度はほぼ同じで、歯は骨や軟組織ファントムに比べ約 70% 形態的な正確度は高かった。

実験Ⅱ：画像統合における重ね合わせ法の検討

正常歯列を有する上顎歯列エポキシ模型を用いて、三次元画像の統合における様々な重ね合わせ法の正確度について検討を行った。

ポイント画像重ね合わせ法では、まず RP 数を 3 点とし

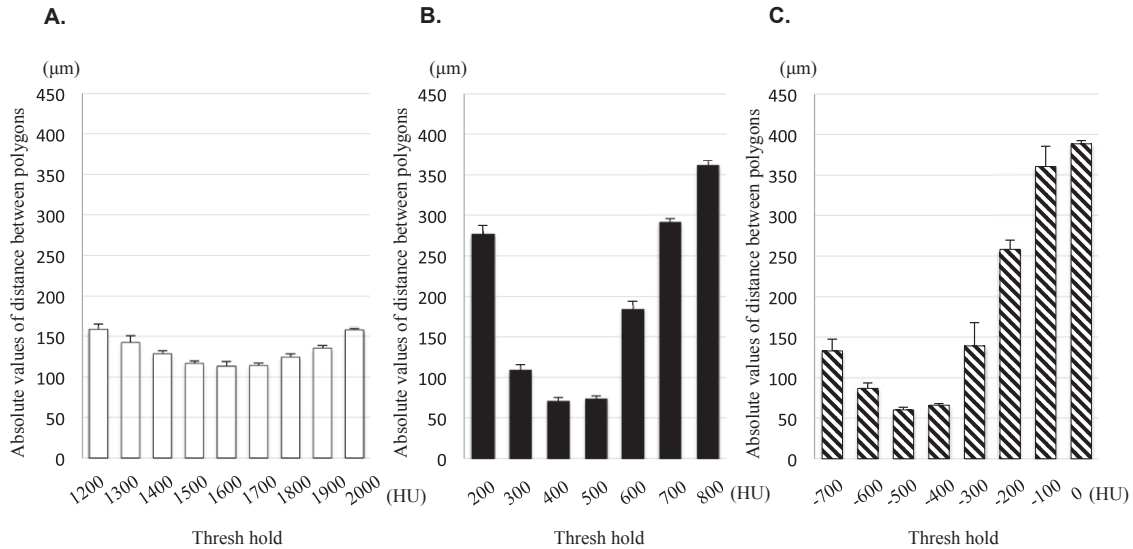


Fig. 3 Optimum threshold in each tissue. Accuracy of images reconstructed by CT data. Data are represented as mean \pm SD in each bar graph. Data of tooth (A), bone (B) and soft (C) tissues are shown.

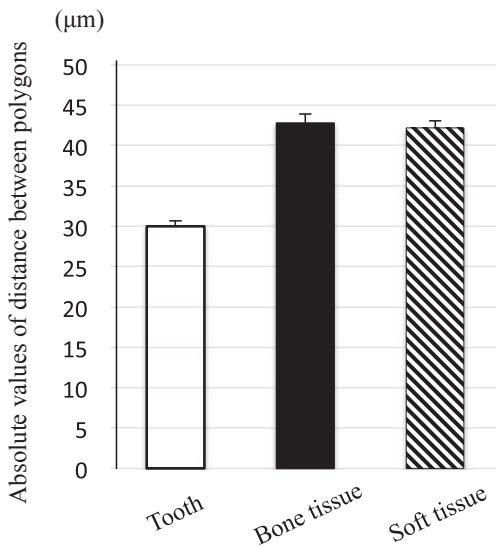


Fig. 4 Accuracy of images reconstructed by STL data. Data are represented as mean \pm SD in each bar graph.

て、RP の設定範囲を変化させた (Fig. 2A)。その結果、重ね合わせの誤差の平均 \pm SD は、area ④に RP を設定すると $195.2 \pm 152.5 \mu\text{m}$ と最も誤差が小さく、area ①は $1345.9 \pm 955.6 \mu\text{m}$ と最も誤差が大きかった (Fig. 5A)。area ②、area ③、area ⑤、area ⑥では、それぞれ $593.1 \pm 340.0 \mu\text{m}$ 、 $264.8 \pm 64.3 \mu\text{m}$ 、 $214.3 \pm 85.8 \mu\text{m}$ 、 $222.9 \pm 112.9 \mu\text{m}$ となった。このように RP の設定範囲が最小の area ①が最も精度が低く、設定範囲が最大の area ⑥よりも範囲の小さい area ④の方が正確度が高かった。

次に RP の設定範囲を一定にして RP 数を増加させた結果、3 点が最も誤差が小さく $178.8 \pm 62.2 \mu\text{m}$ 、9 点が最も誤差が大きく $439.4 \pm 407.8 \mu\text{m}$ であった (Fig. 5B)。RP 数が 4 点、5 点、6 点、7 点、8 点の時の誤差は、それぞれ $432.3 \pm 159.3 \mu\text{m}$ 、 $355.9 \pm 174.4 \mu\text{m}$ 、 $362.8 \pm 227.1 \mu\text{m}$ 、 $196.6 \pm 107.2 \mu\text{m}$ 、 $288.8 \pm 151.2 \mu\text{m}$ であった。このように RP が 3 点と 7 点の時の正確度は、RP 数が 4 点、9 点の時に比べて約 2 倍高かった。

サーフェス画像重ね合わせ法では、RP の設定領域が歯列部と口蓋粘膜部で、重ね合わせの誤差の平均 \pm SD はそれぞれ $6.6 \pm 8.5 \mu\text{m}$ と $9.0 \pm 8.5 \mu\text{m}$ (Fig. 5C) であった。両者間に有意な差は認められなかった。

次に上顎歯列の石膏模型の STL データを用いて、歯列部形態や口蓋粘膜形態を利用したサーフェス画像重ね合わせ法を行った。その結果、重ね合わせの誤差は、歯列部形態と口蓋粘膜形態でそれぞれ $9.1 \pm 8.0 \mu\text{m}$ 、 $10.5 \pm 10.2 \mu\text{m}$ となり、エポキシ模型を使用した結果と同程度であった。

次に 5 名の評価者間の正確度の差について検討した (Table 1)。ポイント画像重ね合わせ法において area ④に 3 点の RP を設定した場合の 5 名の評価者の平均の誤差は $246.4 \sim 568.7 \mu\text{m}$ となった。次に設定範囲を一定にして RP を 3 点設定すると、5 名の評価者の平均誤差は $170.4 \sim 336.9 \mu\text{m}$ となった。サーフェス画像重ね合わせ法に関して、歯列表面に RP を設定すると 5 名の平均誤差は $4.3 \sim 8.5 \mu\text{m}$ となった。口蓋粘膜表面に RP を設定すると 5 名の平均誤差は $6.2 \sim 9.7 \mu\text{m}$ となった。いずれの正確度も評価者間に有意な差はなかった。

以上の結果から、ポイント画像重ね合わせ法に比べる

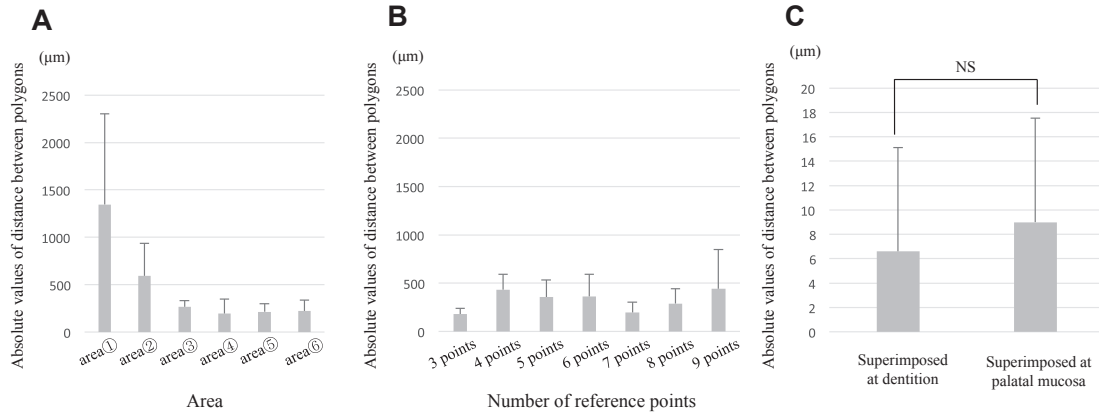


Fig. 5 Integration error between different integration methods using two identical 3D images of STL data.
 A : Point-base registration by three reference points marked in six different areas.
 B : Point-base registration by three to nine reference points.
 C : Surface-base registration utilizing dentition and palatal mucosa.
 The error was measured for ten times by one examiner. Each error was represented as the distance between polygons in bar graphs. Data are represented as mean \pm SD in each bar graph.
 NS, not significant

Table 1 Integration accuracy on different integration methods between five different examiners

Examiner	1	2	3	4	5	P
Point-based registration						
area ④	246.4 \pm 158.1	327.0 \pm 177.7	237.3 \pm 151.8	568.7 \pm 435.0	286.3 \pm 181.9	0.079
3 points	170.4 \pm 131.1	336.9 \pm 376.3	208.9 \pm 194.8	208.6 \pm 96.7	260.3 \pm 134.1	0.459
Surface-based registration						
dentition	4.3 \pm 3.8	4.6 \pm 3.8	7.8 \pm 5.3	4.9 \pm 4.4	8.5 \pm 7.1	0.21
palatal mucosa	9.7 \pm 6.7	6.2 \pm 9.2	8.2 \pm 7.9	9.6 \pm 5.2	7.7 \pm 5.3	0.79

area ④ : Point-based registration by three points marked in area ④ of Fig. 1A.
 3 points : Point-based registration by three points (1, 2 and 3) shown in Fig. 1B.
 dentition : Surface-based registration at dentition shown in Fig. 1C.
 palatal mucosa : Surface-based registration at palatal mucosa shown in Fig. 1D
 Distance between polygons are shown. Data are represented as mean \pm SD of each examiner.

と、サーフェス画像重ね合わせ法は、著しく重ね合わせの正確度が高く、評価者間の差も小さかった。またサーフェス画像重ね合わせ法における RP 設定領域として、歯列と口蓋粘膜を比べると、両者ともほぼ同程度の精度が得られ有意な差はなかった。そこで実験ⅢとⅣでは、これら両部位を用いたサーフェス画像重ね合わせ法を用いることとした。

実験Ⅲ：ヒト乾燥下顎骨の再構成

実験Ⅰで求めた歯と皮質骨の最適な閾値を用いて、MDCTにより取得したCTデータより、乾燥下顎骨を再構成した。このようにして得られた画像とSTLデータの歯冠表面全体にRPを設定し、サーフェス画像の重ね合わせを行った。

その結果、統合の誤差の平均 \pm SD は歯列部と皮質骨部で、それぞれ $173.8 \pm 14.7 \mu\text{m}$ と $257.8 \pm 9.9 \mu\text{m}$ であった (Fig. 6)。

実験Ⅳ：口蓋粘膜形態を利用した顎顔面頭蓋のCTデータとSTLデータの画像統合

1) 印象採得と石膏模型作製に伴う形態的な正確度低下の検討

上顎歯列エポキシ模型のSTLデータと、5つの石膏模型のSTLデータをICP法により重ね合わせたところ、石膏模型1～5のポリゴン位置の誤差平均は $92 \mu\text{m}$, $99 \mu\text{m}$, $99 \mu\text{m}$, $95 \mu\text{m}$, $82 \mu\text{m}$ と、平均 \pm SD は $93.4 \pm 7.0 \mu\text{m}$ であった (Table 2)。

2) 三次元顎顔面頭蓋画像の再構成

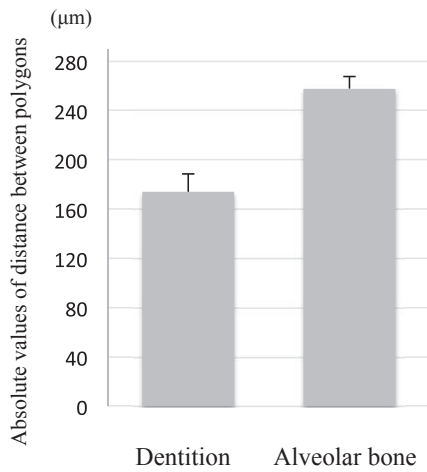


Fig. 6 Integration error between CT and STL data of the dry mandible. Each error was represented as distance between polygons shown in bar graphs. Integration error of dentition and alveolar bone are represented separately in the bar graph. Data are represented as mean ±SD in each bar graph.

実験 I で求めた歯, 皮質骨, 歯肉・口蓋粘膜の最適な閾値を用いて, MDCT により取得した CT データより三次元顎顔面頭蓋画像を再構成し, その上顎歯列を石膏模型の STL データで置換した (Fig. 7A)。この画像上の歯列表面と口蓋粘膜表面に RP を設定しサーフェス画像重ね合わせを行った結果, 統合の誤差の平均 ±SD はそれぞれ $179.2 \pm 8.3 \mu\text{m}$ と $233.8 \pm 14.1 \mu\text{m}$ であった (Fig. 7B)。RP 設定領域として, 歯列と口蓋粘膜を比べると, 前者は有意に正確度が高かった。

考 察

これまで, 画像統合法を用いた三次元顎顔面頭蓋画像の再構成法はいくつか報告されており, その臨床応用も試みられている^{14, 18, 19, 22-25)}。しかしながら, これらの手法は, マーカー付スプリント¹⁴⁾や, CT 撮影が複数回必要となるため²³⁾, 煩雑な作業や, 患者への被ばく線量が問題とされてきた。そこで本研究では, 患者より 1 回撮影した CT データと STL データのみを用い, 最適な閾値の設定と, 矯正装置によるアーチファクトの影響を受けにくい口蓋粘膜形態を利用した ICP 法によるサーフェス画像重ね合わ

Table 2 Integration accuracy between original epoxy models and plaster models

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Mean ± SD
Distance between polygons (μm)	92	99	99	95	82	93.4 ± 7.0

Distance between polygons are shown.

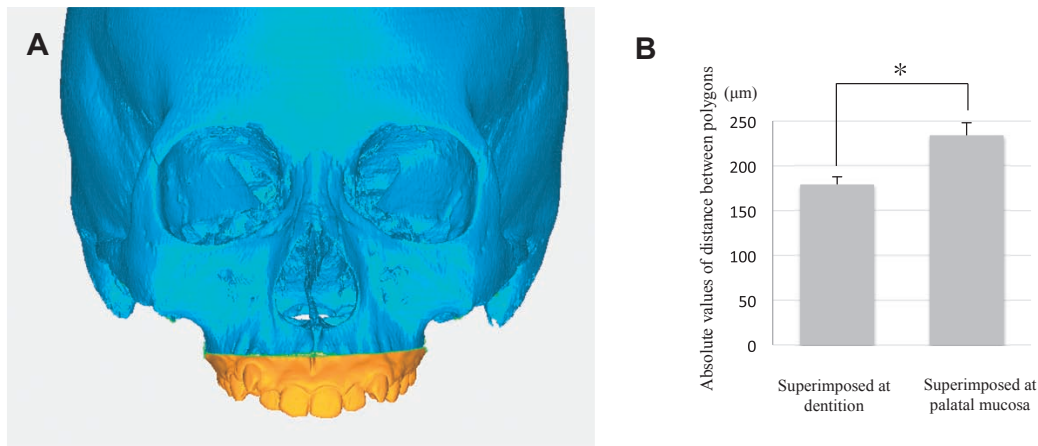


Fig. 7 Reconstruction of craniofacial 3D image by CT and STL data.

A : Craniofacial CT image in which the dentition was replaced by STL data.

B : Integration error superimposed at dentition and palatal mucosa. Each error was represented as distance between polygons shown in bar graph (B). Data are represented as mean ±SD in each bar graph.

* P < 0.05

せを行うことで、高精度な三次元顎顔面頭蓋画像の再構成を試みた。

1. 様々な組織の形態的な正確度に与える閾値の影響

種々の組織の最適な閾値の検討にあたり、三次元画像形態を比較する際の真値として、測定誤差 $4.0\mu\text{m}$ のマイクロ CT による測定値を用いた。

これまでも様々な画像の形態的な正確度の検証にあたり、マイクロ CT の画像データが利用されてきた³³⁻³⁵⁾。これらの報告においてもマイクロ CT の測定誤差は $3.0\sim 9.0\mu\text{m}$ と、本実験と同程度であった。さらに、マイクロ CT の閾値の設定法として、対象画像の頻度ヒストグラムから対数尤度基準による最尤推定法を用いた。この手法を用いることで術者の主観によらない定量的な閾値設定が可能であった³⁶⁾。

本研究で用いた MDCT の空間分解能は $500\mu\text{m}$ であり³⁷⁾、より正確に組織の三次元画像形態を再現するためには、閾値の最適化により画像形態の補正を行う必要があった²⁰⁾。そこでマイクロ CT により取得した歯、骨、軟組織ファントムの各試験モデルの真値と、さまざまな閾値により再構成した各試験モデルの三次元画像形態を比較し、組織に最適な閾値を検討した。歯、骨、軟組織ファントムの最適な閾値はそれぞれ $1,600\text{HU}$ 、 400HU 、 -500HU と、組織間で大きく異なり、複数の組織で同じ閾値を用いることは形態的な正確度を大きく低下させる原因になると考えられた。このような閾値の最適化により、画像形態的な誤差は歯、骨、軟組織でそれぞれ $113.2\pm 5.8\mu\text{m}$ 、 $70.4\pm 4.3\mu\text{m}$ 、 $60.2\pm 3.4\mu\text{m}$ となった (Fig. 3)。

2. 形態的な正確度における形状の影響

試験モデルの形態として、歯は骨や軟組織ファントムとは異なる形態であった。歯は曲面のみからなる形態、骨と軟組織ファントムは6つの平面からなる直線的なエッジの存在する形態であった。試験モデルを全て同一の形状にすることは、エナメル質の CT 値が $2,000\text{HU}$ 以上のため困難であった²⁸⁾。

曲面のみの形態からなる歯は、直線的なエッジが存在する骨、軟組織ファントムの試験モデルと比較して、歯科用デジタイザにより取得した STL データの三次元画像形態の正確度評価が異なると考えられる。すなわち、上顎中切歯の画像の形態的な誤差は $30.0\pm 0.7\mu\text{m}$ と、骨や軟組織ファントムの $42.8\pm 1.0\mu\text{m}$ と $42.2\pm 0.8\mu\text{m}$ に比べ、約 70% 小さかった (Fig. 4)。エッジが存在する物体を STL データによる三次元画像として表現する際、エッジの頂点部分にポリゴンが存在しないと、エッジが欠けた丸みを帯びた形態になると考えられている³⁸⁾。一方、エッジを持たない、もともと丸みをおびた物体を三次元画像として表現する場合、三次元画像上のエッジが欠けることはない。そのため、明らかなエッジを持たない歯では、形態的な誤差

が小さくなったと考えられる。しかしながら、その差は $10\mu\text{m}$ 程度であり、正確度に及ぼす影響は小さいものであった。

3. 本研究の画像統合における重ね合わせ法

画像の重ね合わせ法の検討において、ICP 法によるポイント画像重ね合わせ法とサーフェス画像重ね合わせ法を様々な条件で行った。また、重ね合わせ精度の再現性を評価するために、同一の評価者、異なる5名の評価者による検討をそれぞれ10回行った。その結果より、ポイント画像重ね合わせ法に比べサーフェス画像重ね合わせ法は30倍程度重ね合わせ精度が高く、計測者間の差も小さかった (Fig. 5, Table 1)。

サーフェス画像重ね合わせ法では、選択した領域全てのメッシュ構造を RP とするため、口蓋粘膜部で約5万点、歯冠部で約8万点の RP が使用された。このようにサーフェス画像重ね合わせ法は、ポイント画像重ね合わせ法に比べはるかに多くの RP を使い、それらの RP 同士を繰り返し計算により位置合わせを行うことで、高精度で安定した重ね合わせが可能となる²⁶⁾。そのため、ポイント画像重ね合わせ法に比べ重ね合わせ精度が高く、評価者間の差も少なかったと考えられる。

ポイント画像重ね合わせ法で3つの RP を用いた場合、最も広範囲の area ⑥よりも狭い area ④の方が評価者内の誤差が小さかった。これは、area ④の RP の設定部位となる上顎第一小臼歯の頬側咬頭は、他の歯に比べ鋭角な形状であり³⁹⁾、RP 設定部位として再現性が高かったためと考えられる。また、RP の設定範囲を一定にして RP 数を増加させた結果、RP を3点から9点に増加させても精度向上がみられず、RP 数によっては精度が2倍以上も異なる結果となった。これは RP 設定位置の正確な再現性の難しさに起因して、数百 μm の誤差が生じたと考えられる。

4. 再構成された三次元顎顔面頭蓋画像

実験 I において検討した歯、骨、軟組織に最適な閾値、実験 II で検討した画像重ね合わせ法を用いて、実験 III においてヒト乾燥下顎骨をその歯列部形態により統合を行った結果、統合の誤差は歯列部において $173.8\mu\text{m}$ 、皮質骨部では $257.8\mu\text{m}$ となった (Fig. 6)。この結果は試験モデルを用いた際の画像形態的な正確度に比べ大きな差であった。その理由として、実験 I の試験モデルでは中切歯一歯のみの最適な閾値を基に行った検討であったのに対し、乾燥下顎骨では多くの歯種が存在するため、石灰化度やエナメル質の厚さも異なり、多様な閾値が混在したため^{29, 30, 40)}、歯列部や皮質骨の画像統合精度を低下させたと考えられる。よって、画像統合精度を向上させるためには、比較的エナメル質や象牙質の厚みが近似した前歯部、小臼歯部、大臼歯部に分け、部位ごとの最適な閾値の検証を行い、三次元画像再構成を行うといった工夫が必要

と考えられる。

実験Ⅳにおける患者資料を用いた顎顔面頭蓋では、歯列部表面と口蓋粘膜表面を RP とし統合を行った結果、統合の誤差の平均 \pm SD はそれぞれ $179.2 \pm 8.3 \mu\text{m}$, $233.8 \pm 14.1 \mu\text{m}$ となった (Fig. 7)。この精度は、患者資料も乾燥下顎骨と同様に、多歯種間で最適な閾値が異なったためと考える。口蓋粘膜表面を RP とした画像統合の結果が、歯列部表面を RP とした手法に比べ精度が低い理由として、印象採得を行う際に報告されている印象圧の差による口蓋粘膜形態の再現性の差⁴¹⁾と考えることができる。印象採得と石膏模型作製に伴う形態的な正確度低下の検討をした際においても、エポキシ模型を直接スキャンした場合と、アルジネート印象後、石膏模型を作製した場合の形態的な正確度には、平均 $93.4 \mu\text{m}$ の差があった (Table 2)。このような誤差を最小限にするためには、今後、シリコン系印象材の選択や、口腔内スキャナによる非接触型三次元計測によるデジタル印象が必要と考えられる。

5. 三次元顎顔面頭蓋画像の正確度

本研究では、精度の高い三次元顎顔面頭蓋画像の再構成を行うことを目的として、CT データより画像再構成する際の各組織の最適な閾値の検討、ICP 法によるサーフェス画像重ね合わせ法と、口蓋粘膜形態を利用した顎顔面頭蓋 CT データと上顎歯列模型 STL データの画像統合を試みた。その結果、両画像データの統合を $233.8 \pm 14.1 \mu\text{m}$ の誤差で行うことが可能であった (Fig. 7)。過去の研究における画像統合法における統合の誤差は、マーカー付バイトプレートを用いる手法により $1,200 \mu\text{m}$ ¹⁴⁾、前額部や鼻柱などの軟組織形態を利用した手法により $370 \mu\text{m}$ ²⁴⁾、マーカー付印象トレーを用いた手法により $200 \mu\text{m}$ ¹⁸⁾ と報告されている。このように本研究の結果は、煩雑な作業を必要とせず、先行研究と同等の精度で画像統合を行うことが可能であった。一方、CT 撮影を複数回行うことにより、本研究より高精度の $135 \mu\text{m}$ ²²⁾ で統合可能であったと報告されているが、被ばく線量の増加を考えると臨床応用は困難と考えられる。STL データを用いた CAD/CAM の技術により、顎矯正手術で使用するサージカルプリントを作製した報告では、プリントの精度は $240 \pm 230 \mu\text{m}$ と報告された。この精度は CAD/CAM を用いずに作製されてきたサージカルプリントと同程度の精度で²⁵⁾、外科手術にも使用可能だったと報告されている。本研究で再構成した三次元顎顔面頭蓋画像も臨床応用可能な精度であり、得られた画像を基に、今後サージカルプリントの作製が可能と考えられる。

結 語

患者より取得した顎顔面頭蓋の CT データと上顎歯列模型の STL データの画像データを用い、各組織の最適な閾

値の設定と、口蓋粘膜形態を利用した ICP 法によるサーフェス画像重ね合わせ法を用いることで、 $233.8 \pm 14.1 \mu\text{m}$ の誤差の臨床応用可能な三次元顎顔面頭蓋画像が再構成された。今後は、再構成した三次元顎顔面頭蓋画像を基にした CAD/CAM の技術によりサージカルプリントの作製を計画している。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の CT 撮影、画像解析において御指導を賜りました本学歯科放射線学分野の諸先生方に、心より感謝申し上げます。

本論文の要旨は第 23 回日本顎変形症学会学術大会 (2013 年 6 月、大阪) と第 24 回日本顎変形症学会学術大会 (2014 年 6 月、福岡) にて発表した。

文 献

- 1) 鈴木剛史, 他: 東京医科歯科大学顔面矯正学分野における 30 年間の顎変形症治療に関する検討. 日顎変形誌, 20: 220-227, 2010.
- 2) 吉岡 泉, 他: 宮崎大学医学部付属病院歯科口腔外科における最近 10 年間の顎矯正手術症例の検討. 日顎変形誌, 20: 292-296, 2010.
- 3) 新 真紀子, 他: 昭和大学歯科病院における 10 年間の顎変形症治療に関する検討. 日顎変形誌, 22: 264-269, 2012.
- 4) 成田亜希子, 他: 明海大学病院矯正歯科における過去 10 年間の顎変形症に関する統計的検討. 日顎変形誌, 23: 181-190, 2013.
- 5) Turvey, T., et al.: Surgical-orthodontic treatment planning for simultaneous mobilization of the maxilla and mandible in the correction of dentofacial deformities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 54: 491-498, 1982.
- 6) Gateno, J., et al.: Effect of Facial Asymmetry on Two-Dimensional and 3-Dimensional Cephalometric Measurements. J Oral Maxillofac Surg, 69: 655-662, 2011.
- 7) 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.
- 8) 郭 水泳: CT への期待: 臨床的立場から. 日本医放会誌, 34: 459-466, 1978.
- 9) Hounsfield, G., et al.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I Description of system. Brit J Radio, 46: 1016-1022, 1973.
- 10) 新橋 武, 他: 顎顔面変形の診断における 3 次元 CT の有用性について. 形成外科, 32: 751-761, 1989.
- 11) Xia, J., et al.: A new clinical protocol to evaluate cranio-maxillofacial deformity and to plan surgical correction. J Oral Maxillofac Surg, 67: 2093-2106, 2009.
- 12) Cevidanes, L., et al.: 3D surgical simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 138: 361-371, 2010.
- 13) 布留川 創, 他: 顎矯正手術のコンピューターシミュ

- レーションのための三次元情報システム. 日顎変形誌, 10: 281-289, 2000.
- 14) 立木千恵, 他: 下顎歯列正中と下顎骨正中の不一致がみられた顔面非対称の長期症例. 日顎変形誌, 22: 228-237, 2012.
 - 15) 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—硬・軟両組織側貌および硬組織三次元の評価—. 日口外誌, 35: 46-62, 1989.
 - 16) 寺井陽彦, 他: 顎変形症に対する 3 次元実体モデルによるシミュレーション手術. 日顎変形誌, 5: 1-5, 1995.
 - 17) Nishii, Y., et al.: Integration of the maxillofacial three-dimensional CT image and the three-dimensional dental surface image. *Orthod Waves Jpn Edit*, 57: 189-194, 1998.
 - 18) Gateno, J., et al.: A New Technique for the Creation of a Computerized Composite Skull Model. *J Oral Maxillofac Surg*, 61: 222-227, 2003.
 - 19) Swennen, G., et al.: Three-Dimensional Treatment Planning of Orthognathic Surgery in the Era of Virtual Imaging. *J Oral Maxillofac Surg*, 67: 2080-2092, 2009.
 - 20) 中山和子, 他: マルチスライススキャン CT による中耳の三次元再構築画像. *Otol Jpn*, 13: 43-47, 2003.
 - 21) 福西康修: 3D-CT 画像作成の基礎. 日放技会近畿会誌, 13: 20-29, 2007.
 - 22) Swnnen, G., et al.: The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull. *J Oral Maxillofac Surg*, 16: 146-152, 2007.
 - 23) Swnnen, G., et al.: A Cone-Beam Computed Tomography Triple Scan Procedure to obtain a three-Dimensional Augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *J Craniofac Surg*, 20: 297-307, 2009.
 - 24) 小原彰浩, 他: 顔面軟組織形状と歯列石膏模型の三次元データ統合精度の検討. 日顎変形誌, 19: 193-198, 2009.
 - 25) Gateno, J., et al.: The precision of computer-generated surgical splints. *J Oral Maxillofac Surg*, 61: 814-817, 2003.
 - 26) 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. 日放線技会誌, 59: 60-65, 2003.
 - 27) Besl, P., et al.: A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 14: 239-256, 1992.
 - 28) 有地栄一郎, 他: 各種歯科材料と生体軟組織 X 線透過物質の CT 値に関する研究. 歯放線, 30: 1-7, 1990.
 - 29) 梅原一浩, 他: 日本人前歯におけるエナメル層の厚さに関する研究—ラミネートベニア法応用時における検討—. 日補綴歯会誌, 34: 757-765, 1990.
 - 30) 白数美輝雄, 他: エナメル質と象牙質の形態. 古橋九平: 歯の形態学, 第 1 版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 1970, 24-31.
 - 31) Kosarevsky, S., et al.: Detection of screw threads in computed tomography 3D density fields. *Journal of the institute of measurement science*, 13: 292-297, 2013.
 - 32) 神尾 崇, 他: 頭部固定装置を備えた非接触型三次元計測装置を用いた顎顔面軟組織形状の計測—ソフトウェア上での頭部補正機能の精度検証—. 日顎変形誌, 15: 47-58, 2005.
 - 33) Naitoh, M., et al.: Measurement accuracy of reconstructed 2-D images obtained by multi-slice helical computed tomography. *Clin Oral Impl Res*, 15: 570-574, 2004.
 - 34) Britz, H., et al.: 3D visualization and quantification of rat cortical bone porosity using a desktop micro-CT system. *J Microsc*, 240: 32-37, 2010.
 - 35) Hus, J., et al.: A comparison of micro-CT and dental CT in assessing cortical bone morphology and trabecular bone microarchitecture. *Plos One*, 9: 1-8, 2014.
 - 36) 山中裕史, 他: マイクロフォーカス X 線 CT を用いた二相構成材料の内部構造の相分離に関する基礎的検討. 地盤工学ジャーナル, 6: 273-284, 2011.
 - 37) Adaskevicius, R., et al.: Experimental determination of computed tomography settings for jaw scanning. *Elektronika ir elektrotechnika*, 111: 129-132, 2011.
 - 38) 沖田浩平, 他: 符号付き距離関数を形状表現に用いた流体ソルバーの精度. 日本機械学会論文集, 77: 125-137, 2011.
 - 39) 白数美輝雄, 他: 永久歯とは. 古橋九平: 歯の形態学, 第 1 版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 1970, 84-109.
 - 40) 斎藤美紀子, 他: 石灰化による MR 信号強度の変化に関する実験的研究. 歯放線, 44: 104-109, 2004.
 - 41) 木戸正人: 上顎無歯顎における印象圧について. 日補綴歯会誌, 36: 861-874, 1992.