

# 原著 歯科用コーンビーム CT 画像と研究用模型との 3D 合成画像の評価

黒田 沙\* 関 健次 荒木 和之

抄録：現在，歯科治療において歯科用コーンビーム CT（以下 CBCT）は安心安全な治療を行うために多用されている。CBCT は硬組織の状態を精密に診断できるが，今後はその情報に加えて軟組織や口腔内状態などの診察・検査資料と複合的に評価することが臨床上有用と考えられる。そこで本研究では CBCT 画像を 3D 化ソフトウェアで研究用模型のデータと合成し，その精度を評価した。研究方法は，対象を顎模型の取り外しが可能な口内法デンタル X 線撮影実習用ファントムとし，上下歯列の研究用模型を作成した。このファントムは X 線撮影時に歯や顎骨が人体と同等の濃度で描出されるよう作られている。ファントムとその研究用模型をそれぞれ voxel size 0.40 mm × 0.40 mm × 0.40 mm, 0.25 mm × 0.25 mm × 0.25 mm の条件にて CBCT の撮像を行い，3D モデル合成ソフトにて重ね合わせを行った。重ね合わせた画像から歯の咬頭頂部，近心部，遠心部，頬側面，舌側面で誤差の最大値，最小値を計測し，voxel size 0.40 mm 撮像時と 0.25 mm 撮像時との関連を T 検定にて検討した。結果，voxel size 0.25 mm 撮像の方が 0.40 mm の時より歯の咬頭頂部，近心部，頬側面で有意に誤差が小さく精度の高い合成画像が得られた。広範囲を撮像する上での被ばく線量のことを考慮すると，研究用模型のデータと合成することで低被ばくを目指した撮像条件でも歯の形態の見えにくい部位を補助できる可能性がある。結論として 3D モデルを合成する際は使用するソフトや目的によって適切な撮像条件を選択する必要があると考えられる。

キーワード：歯科用コーンビーム CT，3D イメージング，寸法精度，デジタル歯科

## 緒言

歯科用コーンビーム CT（以下 CBCT）は全身用 CT と比べて被ばく量が少なく硬組織においては高い解像度が得られ，世界中の歯科診療の現場で歯内療法，外科的治療，補綴，インプラント，矯正治療など幅広く用いられている<sup>1-4)</sup>。近年では CBCT は 3 次元的な診断に用いられる他，治療計画の立案，外科的シミュレーションや，他科との情報共有といった実用化が進んでいる<sup>5-7)</sup>。今後の歯科医療にデジタル技術を利用する上で，硬組織と軟組織，顔貌や口腔内の状態などの診察・検査資料を複合的に評価していくことは臨床上有用と考えられる。

CBCT は軟組織の描出能が低いため，軟組織部を含めた診査・診断をするためには CBCT で得ら

れる情報だけでは限界があるが，ソフトウェア上で研究用模型や顔貌写真を合成して多くの情報を加えることで初診時の診察・検査情報を複合的に評価することができると考えられる。また歯科の特性上，撮影範囲には金属修復物が装着されている場合が多いため，メタルアーチファクトにより歯列部分の形状の把握が困難になることがある。さまざまな診察・検査情報をソフトウェア上で合成することで，このようなアーチファクトが生じた場合でも情報を補うことが出来る可能性がある。

なお CBCT を使用する上で考慮すべき事項として，被ばくのことを挙げられる。1 回の撮影では被ばくによる患者へのリスクはそれ自体では大きくないかもしれないが，歯科や医科での画像検査による放射線被ばくは診断能を損ねない範囲で少なくなる

よう、撮影条件を設定するなどの工夫が必要である<sup>8,9)</sup>。

以上を踏まえて今回の研究では、現在歯科診療において一般的に用いられている研究用模型と CBCT 画像との合成について評価した。本研究の目的は CBCT で撮像された上下顎歯列の画像データを、ソフトウェアを用いて 3D モデル化して研究用模型と合成し、その精度を評価することである。

### 材料と方法

対象として上下顎歯列模型の取り外しが可能な口内法 X 線撮影シミュレーション用の X 線ファントム (Nissin Dental Products INC., Kyoto, Japan) を使用した (Fig. 1)。このファントムは歯および顎骨部分がヒトと近似した濃度で撮像でき、ゴム製の模擬歯肉が付いている。ファントムの上下顎の歯列模型からアルジネート印象材 (アルジエースノーマル) (Dentsply Sirona K.K., Tokyo, Japan) にて印象採得し、硬石膏 (ニュープラストーン) (GC INK, Tokyo, Japan) にて研究用模型を作製した (Fig. 2)。

CBCT 装置は KaVo 3D eXam (KaVo Dental Systems Japan G.K., Tokyo, Japan) を使用した。この CBCT は撮影範囲が広く、顎関節部を含めた上下顎骨のデータを取得することができる。撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 5 mA で、voxel size は  $0.40 \text{ mm} \times 0.40 \text{ mm} \times 0.40 \text{ mm}$  (以下 voxel size  $0.40 \text{ mm}$ )、 $0.25 \text{ mm} \times 0.25 \text{ mm} \times 0.25 \text{ mm}$  (以下, voxel size  $0.25 \text{ mm}$ ) の 2 つの条件を使用した。それぞれの撮影条件およびメーカーにより提示されている被ばく線量を Table 1 に示す。この 2 通りの条件にてファントムの歯列模型と作製した硬石膏の上下顎研究用模型を撮影した。撮影後の再構成は KaVo eXam Vision (KaVo Dental Systems Japan G.K., Tokyo, Japan) を使用した。ファントムと上下顎研究用模型の撮影は CBCT 装置のヘッドレスト、チンレストを外し、装置付属のステント撮影用の台を設置して行った (Fig. 3)。ファントムの位置合わせは患者撮影に準じて、レーザービームにて正中や上下位置を合わせた。ファントムはポリプロピレン製の容器 (フタ: ポリエチレン製) の中に入れ、内部に水を満たして撮影した。また上下歯列を



Fig. 1 Jaw models of the X-Ray Phantom; x-ray simulator for practicing dental radiography. (Nissin Dental Products INC., Kyoto, Japan)



Fig. 2 The study models created from an impression of the jaws of the X-Ray Phantom.

離して研究用模型のデータと合成しやすくするため、前歯部でロール綿を噛ませた状態にした。研究用模型の撮影の際は、レーザーにて正中を合わせ、咬合平面の向きが実際の歯列と合うよう、上顎模型は咬合平面が下向き、下顎模型は咬合平面が上向きになるよう設置した。

3Dデータの重ね合わせにはLANDmarker Direct (iLAND solutions Co. Ltd. (Japanese name : iCAT Corporation), Osaka, Japan) およびGIDORA (iLAND solutions Co. Ltd., Osaka, Japan) を使用した。ソフト上での3D合成の手順は次の通りである。まずCBCTで撮影したファントムの顎模型と、研究用模型のデータからソフトを用いてそれぞれの3D画像を作成した。今回用いたソフトではサーフェスレンダリングによりCBCT画像の3D化を行い、また同時に可能な範囲でアーチファクトの除去も行った。上下顎それぞれの3D画像上にて、歯の表面でリファレンスポイントを3点指定してフィッティングし、これらの画像を合成した。なおこの3点は

3D化ソフトの手順に従い、アーチファクトのない場所で、歯の咬頭頂や辺縁隆線などの曲率の大きい部位を選択している。3点からなる3角形が可能な限り大きくなるように前歯と大臼歯が含まれるようにし、咬合平面に近似した平面になるよう設定した。

計測はファントムの歯列模型にて萌出した状態になっている上顎右側智歯～上顎左側智歯、下顎右側第二大臼歯～下顎左側第二大臼歯までの計30歯に対して行った。なお下顎両側智歯は埋伏していたため、除外した。計測項目とその評価方法は次に示す通りである。

1. ソフト上で3D合成する前の計測項目として、ファントムの歯列模型、研究用模型の実測値とそれぞれのCBCT画像上での計測値との誤差の大きさを、voxel size 0.40 mmで撮像したときと0.25 mmで撮像したときで比較するため、対象歯の近遠心径、頬舌径を計測した。計測部位はHernandezら<sup>10)</sup>の方法を参照した。ファントムの歯列模型、研究用模型の歯はノギスを用いて直接計測し、CBCT

Table 1 The scanning conditions of cone-beam computed tomographic images and the exposure dose recommended by the manufacturer.

Voxel size (mm)	Exposure time (s)	FOV		Exposure dose (μSv)
		diameter (cm)	high (cm)	
0.40 × 0.40 × 0.40	17.8	23	17	74
0.25 × 0.25 × 0.25	26.9	16	13	174

The tube voltage (120kV), the tube current (5 mA), and the covered scanning angle (360°) were the same in each condition.

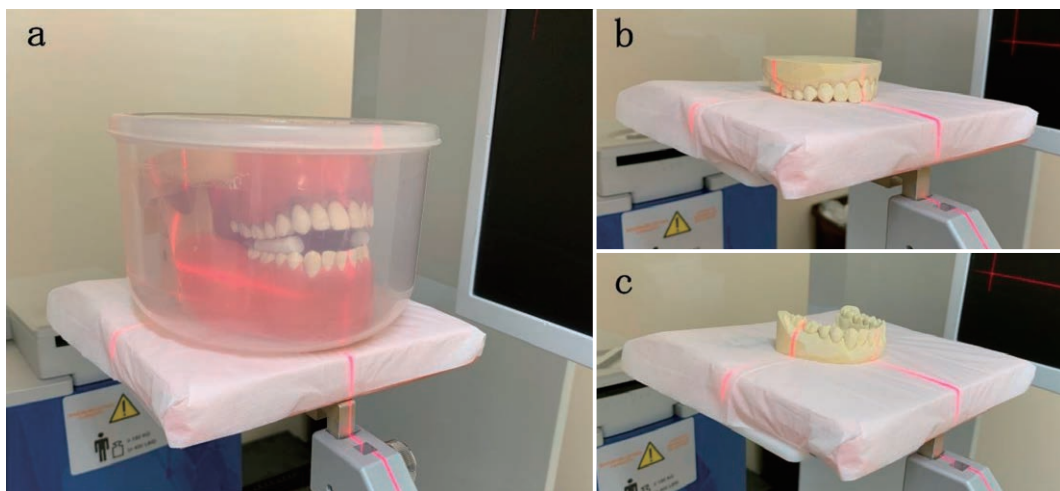


Fig. 3 Cone-beam computed tomography scanning of Jaw models (a) and the study models (b, c).



画像は voxel size 0.40 mm, 0.25 mm で撮像した画像それぞれをコンソール上で計測した。これらの計測は歯科放射線専門医が複数回行い、その平均値を計測値とした。ファントム歯列模型および研究用模型上で計測した近遠心径、頬舌径の実測値からそれぞれの CBCT 画像上で計測した値を引いて誤差を算出した。本研究では誤差の大きさを評価するため、得られた値がマイナスになったときは絶対値に変換し絶対誤差として記録した。

算出したファントム歯列模型の実測値と CBCT データ上の計測値の絶対誤差、および研究用模型の実測値とその CBCT データ上の計測値の絶対誤差それぞれにおいて、voxel size 0.40 mm 撮像時と 0.25 mm 撮像時との関係を t 検定 ( $p < 0.05$ ) にて検討した。

2. 3D 合成後の検討項目として、ファントム歯列模型と研究用模型のデータを合成した際の歯の表面における誤差を評価した。voxel size 0.40 mm, 0.25 mm それぞれの合成画像にてソフト上で算出された値を記録し、値がマイナスになった場合は絶対値に変換して絶対誤差とした。誤差を記録した部位は Kang らの方法<sup>11)</sup>を参照して、1 歯につき咬頭頂部、近心部、遠心部、頬・唇側面、舌・口蓋側面の 5 部位とし、それぞれの絶対誤差の最大値および最小値を得た。

ソフト上で算出された歯の 5 部位（咬頭頂部、近心部、遠心部、頬・唇側面、舌・口蓋側面）の 3D 合成時における絶対誤差の最大値、最小値について、voxel size 0.40 mm 撮像時と 0.25 mm 撮像時との関連を t 検定 ( $p < 0.05$ ) にて検討した。

## 結 果

1. 3D 合成前の計測項目について、Table 2 にファントムの実測値とファントムの CBCT データ上の計測値の絶対誤差、研究用模型の実測値と研究用模型の CBCT データ上の計測値の絶対誤差を示す。いずれも近遠心径、頬舌径それぞれについて、voxel size 0.40 mm と 0.25 mm 撮影時における結果を示す。歯の近遠心径についてはファントムとその CBCT 画像の絶対誤差、および研究用模型とその CBCT 画像の絶対誤差はいずれも voxel size 0.40 mm と 0.25 mm 撮影時との間で有意差は得られなかったものの、voxel size 0.25 mm 撮影時は 0.40 mm

と比較して誤差が小さい傾向であった。頬舌径についてはファントム、研究用模型いずれも voxel size 0.25 mm 撮影時の方が絶対誤差が有意に小さかった ( $p < 0.05$ )。

なお、ファントムの実測値と研究用模型の実測値を比較した絶対誤差は、近遠心径で平均 0.13 mm、中央値 0.10 mm、頬舌径で平均 0.18 mm、中央値 0.10 mm だった。

2. 3D 合成後の検討項目について、Fig. 4 に voxel size 0.40 mm と 0.25 mm で撮像したファントムの CBCT 画像それぞれのサーフェスレンダリングにて 3D 化した画像を示し、Fig. 5 にこれらと研究用模型のサーフェスレンダリングにて 3D 化した画像とを重ね合わせたものを示す。Fig. 6 には voxel size 0.40 mm と 0.25 mm で撮影した時それぞれの 3D 重ね合わせ時の誤差を研究用模型の画像上にカラーで表示したものを示す。誤差が ± 0.20 mm 以内の部位が緑色で表示されており、voxel size 0.25 mm 撮影時の方が緑色の面積の多く、精度良く合成できた。voxel size 0.40 mm で撮影したファントムの画像はノイズやエナメル質相当部のアーチファクトにより、誤差の値が計測困難な部位も認められた。なお研究用模型に関しては voxel size 0.40 mm, 0.25 mm で撮影したときいずれにおいても、3D サーフェスレンダリングを行った際にはファントムとの合成時に障害となるようなアーチファクトは見られなかった。

Table 3 に voxel size 0.40 mm と 0.25 mm 撮影時の歯の咬頭頂部、近遠心部、頬舌側部における 3D 合成後の絶対誤差の最大値、最小値を示す。歯の咬頭頂部、近心部、頬・唇側面では最大値、最小値ともに、voxel size 0.25 mm 撮影時の誤差の方が有意に小さかった。遠心部に関しては最大値では voxel size 0.25 mm 撮影時の誤差の方が有意に小さかったが、最小値では有意差が得られなかった。舌・口蓋側面では最大値、最小値ともに有意差が得られなかった。

## 考 察

現在、歯科用 CBCT はう蝕、歯周病、歯内療法、埋伏歯、顎関節の診断や、インプラント治療および矯正治療といった幅広い領域で利用されており<sup>12-15)</sup>、3 次元的な診断の他、治療計画の立案や情

Table 2 The absolute error between the actual measurements and the measurements on the cone-beam computed tomographic (CBCT) images.

1) Mesiodistal width				
	The jaw models and their CBCT images		The study models and their CBCT images	
Voxel size (mm)	0.40	0.25	0.40	0.25
Mean ± SD (mm)	0.41 ± 0.28	0.42 ± 0.27	0.35 ± 0.22	0.29 ± 0.24
Median (mm)	0.41	0.36	0.34	0.24
	$(p = 0.93)$		$(p = 0.21)$	
2) Buccolingual dimension				
	The Jaw models and their CBCT images		The study models and their CBCT images	
Voxel size (mm)	0.40	0.25	0.40	0.25
Mean ± SD (mm)	0.42 ± 0.31	0.30 ± 0.35	0.49 ± 0.29	0.29 ± 0.22
Median (mm)	0.38	0.19	0.46	0.23
	$(p < 0.05^*)$		$(p < 0.001^*)$	

The mesiodistal width and buccolingual dimensions were measured for each tooth. The average and median absolute errors between the actual measurements of the jaw models and the measurements on their CBCT images, and absolute error between the actual measurements of the study models and the measurements on their CBCT images were calculated. The CBCT images at a voxel size of 0.40 mm were compared with those at a voxel size of 0.25 mm. SD (standard division)

\* $p < 0.05$

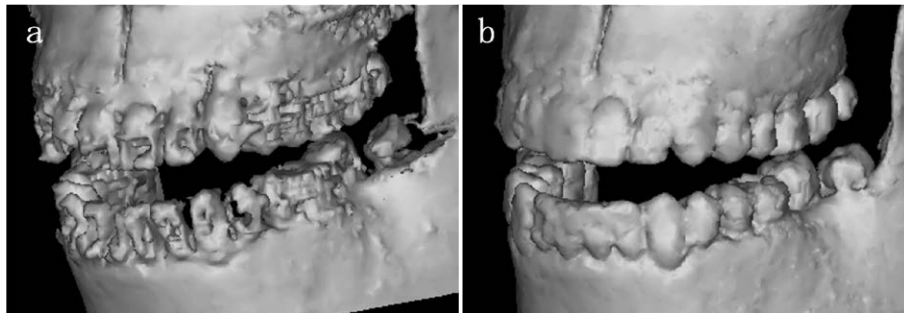


Fig. 4 The surface renderings of the cone-beam computed tomographic (CBCT) images of the jaws of the X-Ray phantom. a: A CBCT image at a voxel size of 0.40 mm. b: The same CBCT image at a voxel size 0.25 mm.

報共有などにおいて実用化が進んでいる。今後の歯科医療にデジタル技術を利用する上で、硬組織と軟組織、口腔内の状態や顔貌写真などの診察・検査資料を複合的に評価していくことは臨床上有用と考えられ、他部署との連携を密にできることや、患者に説明する際に分かりやすい資料を提示できることなど、更なる有用性も期待できる。今回の研究ではそ

の一端として患者（本研究ではファントムの顎模型）のCBCT画像とその上下顎研究用模型のデータをソフト上で3D化して合成し、その合成画像の評価を行った。

まず3D合成前の計測項目について、ファントムの顎模型や研究模型の実測値とCBCTデータ上で計測した値の誤差は、いずれも近遠心径では voxel

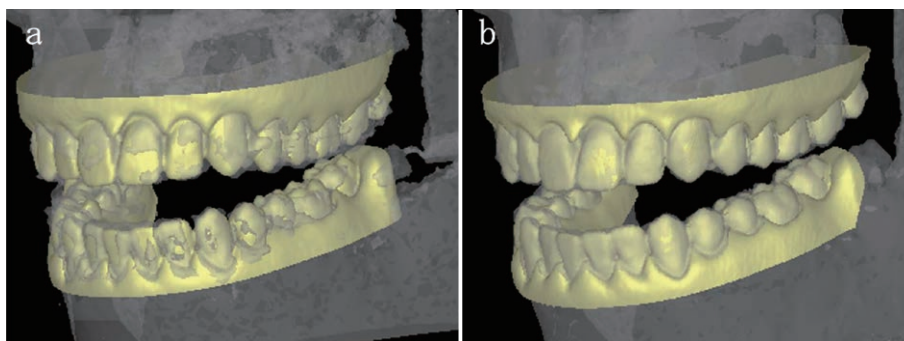


Fig. 5 The surface renderings of the cone-beam computed tomographic (CBCT) images of the jaws of the x-ray phantom, overlaid with the surface renderings of CBCT images of the study models. a: A CBCT image at a voxel size of 0.40 mm. b: The same CBCT image at a voxel size of 0.25 mm.

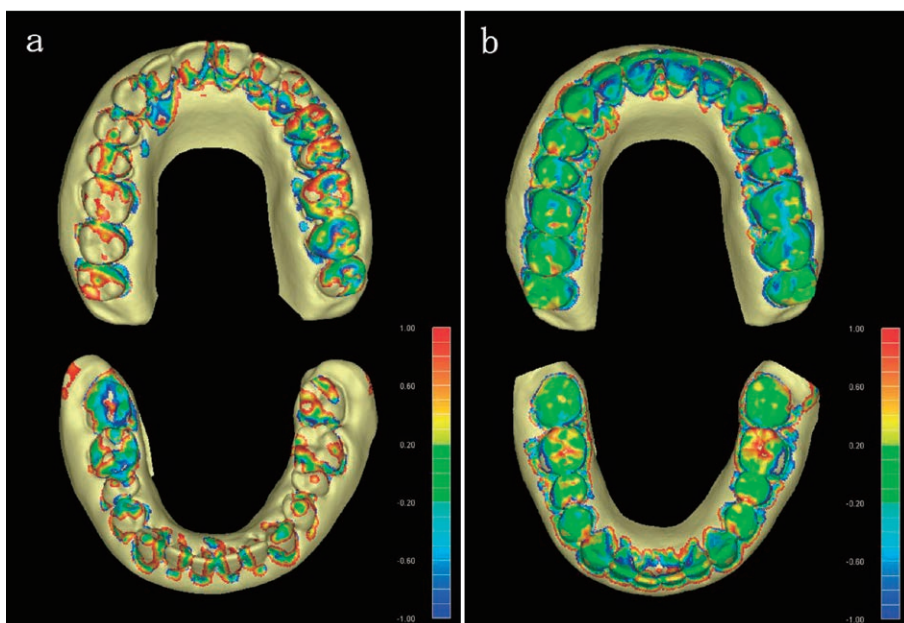


Fig. 6 Color-coded errors on the surfaces of the study models in comparison with the surface renderings of cone-beam computed tomographic (CBCT) images of the jaws of the X-Ray phantom. Green areas indicate the errors between  $-0.20$  mm and  $+0.20$  mm. a: A CBCT image at a voxel size of 0.40 mm. b: The same CBCT image at a voxel size of 0.25 mm.

size 0.40 mm 撮影時と voxel size 0.25 mm 撮影時で有意差は出なかったが、頬舌径では voxel size 0.25 mm 撮像時において有意に誤差が少ないという結果となった。撮影時の voxel size が小さいほど、小さなものまで描出できるため、画像上での距離の計測の誤差は小さくなると思われる。実際の撮影では、画像の解像度は撮影体からの散乱 X 線の影響や、X 線を吸収しやすい物質によるアーチファクト

により影響を受ける<sup>9)</sup>。今回用いたファントムの歯列模型では voxel size 0.40 mm と voxel size 0.25 mm 撮影時のいずれの画像にも歯のエナメル質相当部からのアーチファクトがみられた。近遠心径の計測では画像上で隣在歯との位置関係から隣接面の位置が把握できるため、解像度やアーチファクトの影響があっても、実測値と CBCT 画像上の計測値の誤差が voxel size 0.40 mm 撮影時と voxel size 0.25

Table 3 The absolute errors calculated from measurements of the surface of the three-dimensional models created from cone-beam computed tomographic images: between the image of the jaw model and of the study models.

1) Tooth cusp tip					
Voxel size (mm)	Max		Min		
	0.40	0.25	0.40	0.25	
Mean ± SD (mm)	0.80 ± 0.22	0.24 ± 0.29	0.17 ± 0.31	0.01 ± 0.05	
Median (mm)	0.90	0.00	0.00	0.00	
	(p < 0.001*)		(p < 0.01*)		
2) Mesial area					
Voxel size (mm)	Max		Min		
	0.40	0.25	0.40	0.25	
Mean ± SD (mm)	0.87 ± 0.22	0.67 ± 0.21	0.13 ± 0.31	0.00 ± 0.00	
Median (mm)	1.00	0.70	0.00	0.00	
	(p < 0.001*)		(p < 0.05*)		
3) Distal area					
Voxel size (mm)	Max		Min		
	0.40	0.25	0.40	0.25	
Mean ± SD (mm)	0.91 ± 0.17	0.75 ± 0.26	0.09 ± 0.19	0.04 ± 0.14	
Median (mm)	1.00	0.80	0.00	0.00	
	(p < 0.01*)		(p = 0.24)		
4) Labial/Buccal area					
Voxel size (mm)	Max		Min		
	0.40	0.25	0.40	0.25	
Mean ± SD (mm)	0.96 ± 0.07	0.62 ± 0.27	0.15 ± 0.28	0.00 ± 0.00	
Median (mm)	1.00	0.65	0.00	0.00	
	(p < 0.001*)		(p < 0.01*)		
5) Lingual/Palatal area					
Voxel size (mm)	Max		Min		
	0.40	0.25	0.40	0.25	
Mean ± SD (mm)	0.95 ± 0.08	0.90 ± 0.10	0.08 ± 0.22	0.04 ± 0.00	
Median (mm)	1.00	0.90	0.00	0.00	
	(p = 0.07)		(p = 0.07)		

The maximum and minimum absolute errors were measured on the teeth from (1) the tooth cusp tip, (2) the mesial area, (3) the distal area, (4) the labial/buccal area, and (5) the lingual/palatal area. The images with a voxel size of 0.40 mm were compared with those with a voxel size of 0.25 mm.

SD (standard division)

\*p < 0.05



mm 撮影時とで有意差を認めなかったと考えられる。頬舌径に関してはより小さな部位まで描出できる voxel size 0.25 mm 撮影時に計測値の誤差が小さくなったと考えられる。なお本研究ではファントムの顎模型の歯を対象としていたため、歯列部分を field of view (以下、FOV) のほぼ中央付近に配置したが、CBCT 画像上で線計測をする場合は FOV の上部と下部の測定誤差は中央よりもわずかに大きくなる傾向があると報告されている<sup>16)</sup>。広範囲を撮影する際には、位置により精度が変化する可能性を考慮し、最も精度の高い計測を要する部位を FOV の中央付近に設定するなど留意する必要があると考える。

3D モデル合成後の評価項目では、voxel size 0.40 mm で撮影した画像と比べて voxel size 0.25 mm 撮影時の画像の方が、画像を重ね合わせたときの誤差が有意に小さく、精度が高いという結果になった。ファントムの歯列模型の CBCT 画像をサーフェスレンダリングにて 3D 化した段階で、voxel size 0.40 mm 撮影時の画像の方がノイズやエナメル質相当部のアーチファクトの影響により表面が粗造な画像になっており合成する際に選択可能なポイントに制限があった。なお予備実験としてヒト乾燥下顎骨を用いて同様の撮影と 3D モデル化を試みた際にも、今回用いたファントムと同様に voxel size 0.40 mm で撮影したものは 0.25 mm のものと比べて表面が粗造な 3D 画像となった。撮影時の voxel size が大きいと、特にアーチファクトが生じる部位では 3D モデル化する際の閾値の設定が難しくなるためと考えられる。しかしながら、Figure 4, 5 の画像を比較すると、voxel size 0.40 mm, 0.25 mm 撮影時ともにノイズやアーチファクトにより歯の形態が把握しにくい箇所が、研究用模型との合成により補助されている。精度を重視すると voxel size を小さくした条件での撮像を推奨するが、voxel size を不必要に小さくするとノイズが多くなり解像度が低下する。このノイズを減らすためには撮影時の線量を増やす必要があるが、被ばく線量が問題となる<sup>17)</sup>。デジタル 3D モデルの正確性について、三條ら<sup>13)</sup>は全身用 CT から得られた顎顔面部のデータと歯列模型の stereolithography (STL) データとの合成を試みており、臨床応用可能な範囲の精度が得られたとして

いる。また Kang ら<sup>11)</sup>は全身用 CT (文献中ではマルチスライス CT) と CBCT では全身用 CT の測定誤差の方が小さく、CBCT を使用する際には留意する必要があることを示唆している。さらに研究用模型から非接触型光学式スキャンを用いて作成した 3D モデルが最も誤差が小さかったと報告している。これらの先行研究で示唆されていることに留意しつつ、歯科領域で広く普及している CBCT のデータを活用して臨床応用可能な精度に近づけていく必要がある。

以上のことから臨床で CBCT の画像を用いて 3D モデルを構築するときには、撮影目的や範囲、使用するソフトなどにより適切な撮像条件を選択する必要があると考えられる。低被ばくを目指した撮像条件では、今回のように研究用模型のデータなどと合成することで画像上では歯の形態の見えにくい部位を補助できる可能性がある。

本研究の限界として、今回はファントムの顎模型の歯が対象であり、硬組織における誤差を評価しているが、患者の情報を複合的に評価するには歯肉などの軟組織の状態も含める必要があると考える。本研究では一般的によく使用されているアルジネート印象材で印象採得し、硬石膏にて研究用模型を製作したが、軟組織は印象圧により変形するため再現性が低くなる可能性がある<sup>13)</sup>。よって精度の高い 3D モデルを合成するためには今後、口腔内スキャナを用いた非接触型デジタル印象などの使用を考慮する必要がある。

また歯科用 CBCT は管電圧が低く線質硬化の影響を受けやすいことや、四角錐の X 線束を用いているために被写体からの散乱線が多くなることなどから、全身用 CT とは異なり CT 値は得られないことにも注意が必要である<sup>7)</sup>。3D モデルにする事で患者の情報を立体的に把握し評価できるが、精密な距離の計測の際には元のデータを使用する必要があると考えられる。

今回の研究では撮影したファントムと研究用模型の画像を 3D モデルとして合成する事で、アーチファクトなどにより評価困難な部位を補うことが出来た。どこまでの精度が維持できるのか、症例によりどのような条件が適しているのかは今後の検討課題となる。



## 結 論

歯科用 CBCT で撮影した画像をソフト上で 3D モデルとして合成することにより、これまで X 線画像と手元の研究用模型などを見比べながら評価していたものを画像上で立体的に把握することができ、治療計画を立案する上での補助的役割や患者にわかりやすく説明するためのツールの 1 つとして有用性が期待できる。3D モデルを合成するには撮影目的、範囲、使用するソフトなどにより適切な撮像条件を選択する必要があると考えられる。

謝辞 本研究は昭和大学学術研究奨励金 (Showa University Research Grant for Young Researchers) の助成を受けたものです。

## 利益相反

本研究に開示すべき利益相反はありません。

## 文 献

- 1) Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG. Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol.* 2006;22:80-85.
- 2) Okano T, Patil S. Current status of dental cone-beam computed tomography. *Dental Med Res.* 2013;33:2-11.
- 3) Costa FF, Pinheiro LR, Umetsubo OS, *et al.* Influence of cone-beam computed tomographic scan mode for detection of horizontal root fracture. *J Endod.* 2014;40:1472-1476.
- 4) Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, *et al.* Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:e1-e7.
- 5) 浅間雄介, 代田達夫, 中納治久, ほか. 三次元歯列画像と顔面骨格画像の統合による実体石膏モデルを用いた手術シミュレーションの有用性. *日顎変形会誌.* 2013;23:15-24.
- 6) 代田達夫, 浅間雄介, 鴨志田慎之助, ほか. ナビゲーションシステムを用いた上顎移動骨片の位置決め精度に関する検討. *日顎変形会誌.* 2018;28:19-27.
- 7) 勝又明敏. コンピュータ支援外科と歯科用コーンビーム CT. *日口腔外会誌.* 2016;62:602-607.
- 8) Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144:802-817.
- 9) 新井嘉則. 歯科用 CT の開発の系譜と被曝線量の低減. *日口腔インプラント会誌.* 2019;32:305-312.
- 10) Hernandez Y, Tarazona B, Zamora N, *et al.* Comparative study of reproducibility and accuracy in measuring mesiodistal tooth sizes using three different methods: 2D digital, 3D CBCT, and 3D CBCT segmented. *Oral Radiol.* 2015;31:165-172.
- 11) Kang SH, Kim YH, Kim MK. Comparison of digital dental images yielded by digital dental casts, cone-beam computed tomography, and multislice computed tomography for measurement of dental area. *Oral Radiology.* 2017;33:23-31.
- 12) 岡野友宏. 歯科用コーンビーム CT その基本と臨床. *歯科学報.* 2019;119:169-178.
- 13) 三條恵介, 大塚雄一郎, 品川 令, ほか. 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. *日顎変形会誌.* 2015;25:207-217.
- 14) 柴田直樹, 内藤宗孝, 有地榮一郎, ほか. 歯科用コーンビーム CT. *日歯内療会誌.* 2016;37:75-89.
- 15) 坂本 信, 坂上勇太, 森清友亮, ほか. コーンビーム CT による前歯部の三次元自動歯軸および歯列決定法. *臨バイオメカニクス.* 2018;39:207-216.
- 16) Mori Y, Yotsui Y, Arai K, *et al.* Reliability of distance measurements in dental CBCT images. *J Osaka Dent Univ.* 2016;50:111-116.
- 17) Tanimoto H, Arai Y. The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography. *Oral Radiol.* 2009;25:149-153.

## Evaluation of three-dimensional images constructed from cone-beam computed tomographic images and study models

Migiwa Kuroda\*, Kenji Seki and Kazuyuki Araki

**Abstract** — Cone-beam computed tomography (CBCT) is widely used in dentistry, and the CBCT images can be analyzed along with other investigation data to provide useful information. In this study, we evaluated the digital three-dimensional (3D) representations of CBCT images, overlaid with the images of study models using 3D modeling software. We used 30 teeth samples of a phantom with removable jaws to develop the study models of the upper and lower jaws. Then, we captured the CBCT images of the phantom's jaws and the study models in voxel sizes of  $0.40\text{ mm} \times 0.40\text{ mm} \times 0.40\text{ mm}$  and  $0.25\text{ mm} \times 0.25\text{ mm} \times 0.25\text{ mm}$  and used the software to make the 3D models. The maximum and minimum values of measurement errors were calculated for each tooth from the mesial, distal, buccal, and lingual surfaces and the areas of tooth cusp tips. We used the t-test to compare the values of errors between the images with the large and small voxel sizes. This study identified that the images with the smaller voxel size had smaller errors at the mesial, buccal, and tooth cusp tip areas than those with the larger voxel size. Because of radiation exposure during the CBCT examination, appropriate imaging parameters must be selected in the software and according to the purpose of CBCT when the digital composition is performed.

**Key words:** cone-beam computed tomography, three-dimensional imaging, dimensional accuracy, digital dentistry

[Received March 22, 2022 : Accepted May 24, 2022]