

原 著

歯科用コーンビーム CT (CBCT) の 低コントラスト分解能の検討

昭和大学歯学部口腔病態診断科学講座歯科放射線医学部門

番場 純子* 荒木 和之 石田 秀樹

抄録：歯科用コーンビーム CT (以下 CBCT と略す) は骨組織の描出に優れており、高コントラスト分解能が重要である。しかしながら、歯原性病変の内部性状等を見る場合は低コントラスト分解能の評価も重要になってくる。低コントラスト分解能は一般に画像のノイズの影響を大きく受ける。画像のノイズは X 線量が多いほど少なくなる。一方、CBCT ではメーカーにより投影データに自動で感度補正がかけられているがその内容は公開されていない。X 線量が多いから低コントラスト分解能が高いと言えるかどうかは分からない。本研究では、CBCT の低コントラスト分解能が撮影条件によってどのように変化するかを明らかにする目的で検討を行った。低コントラスト分解能用ファントムを 2 種類作製した。両者ともにアクリル板から出来ており円筒状を呈している。上部は直径 4 cm、厚さ 1 cm のアクリル板を使用し、同部には 0.5 mm ~ 1.0 mm の孔が 0.1 mm 刻みでそれぞれ 3 つずつ空いている。孔の間隔は孔の直径とした。孔内部にはポリウレタン樹脂 (0 HU 相当) にハイドロキシアパタイトを加えアクリルに対して約 +100 HU とした物質 (200 HU 相当) と、ポリウレタン樹脂すなわちアクリルに対して約 -100 HU の物質を充填した。機種は 3DX multi-image micro CT FPD (Morita, Kyoto, Japan) を使用した。撮影は空気中で行われた。ファントムは XY 軸では Field of view (以下 FOV と略す) の中央に、Z 軸では孔の空いているファントム上部アクリル板部を FOV ほぼ中央に配置した。また平行性は水準器および CBCT のビームにより測った。それぞれのファントムに対して、電圧と電流を変えた 12 条件を 3 回ずつ撮影した。得られたデータの再構築は、装置メーカーによって提供されたソフトで行った。画像は DICOM 形式で保存し、ImageJ (ImageJ 1.45s, National Institutes of Health, Bethesda, USA) で取り込み、表示した。軸位断面の複数枚に関してコントラスト分解能の視覚的評価を行った。評価は歯科放射線科医 2 名で、合意のもと決定した。高濃度の物質を充填したファントムでは、5 mA 以上の条件で 0.5 mm の孔まで観察できた。低濃度の物質を充填したファントムでは、80 kV 8 mA および 80 kV 10 mA で 0.7 mm の孔まで観察できた。結果から、全体的に高濃度の物質を充填したファントムの方が分解能が高かった。また高濃度の物質を充填したファントムの結果では、線量が増すと小さな孔まで観察でき、低コントラスト分解能は線量と相関していた。しかしながら、低濃度の物質を充填したファントムでは、一定の傾向は認められなかった。従って、全ての領域で同様の補正が行われなかったこと、また低コントラスト分解能はノイズのみで決定されるものでなく、複数の要因が関与していることが示唆された。さらに、両濃度間でアクリル部分の画像には大きな違いは認められず、低濃度の物質に対して補正がうまく行われなかったことが推測された。高濃度物質と低濃度物質の X 線吸収の差による補正の違いなどがその理由ではないかと考えられたが理由ははっきりしておらず、今後の検討課題である。

キーワード：歯科用コーンビーム CT, 低コントラスト分解能, 品質保証 (QA)

緒 言

歯科用コーンビーム CT (以下 CBCT と略す) は約 20 年前に歯科診療に導入された^{1,2)}。Multi-detector

CT (以下 MDCT と略す) と比較した CBCT の特徴は、利点 1. 解像度 (空間分解能) が高い, 2. 被曝線量が少ない, 3. 撮影時間が短い, 4. 金属によるアーチファクトが少ない, 5. 軽量で設置面積が

*責任著者

小さい, 6. 導入費用や維持費が比較的安い, 欠点 1. 組織分解能が低い, 2. 撮影範囲が狭い, 3. 軟組織の描出能が低い, 4. 医科用 CT の CT 値のような (準) 定量性がない, 5. ノイズが高い, 等が挙げられる³⁻⁶⁾. 今日では CBCT は歯内療法, 歯科矯正, 口腔外科, 顎関節, インプラントにおける重要な診断手段になっている⁷⁻¹⁰⁾. X 線を用いる他の検査と同様に, CBCT においても, 患者被曝線量を最小限に抑えながら, 診断に供する高い画質を不変的に得なければならぬ. しかしながら, CBCT の画質性能の国際基準規格は, MDCT に関しては制定されているのに対し, CBCT に関しては確立されていない¹¹⁾.

CBCT は骨や歯を対象とすることが多く, 高コントラスト分解能が重要である¹²⁾. これまで日本やヨーロッパにおいて高コントラスト分解能評価用ファントムが提唱され分析されてきている^{6, 13)}. しかしながら, 歯原性病変の内部性状や, 上顎洞内部の粘膜肥厚, インプラント術前術後の海綿骨等を見る場合は低コントラスト分解能の評価も重要になってくる¹⁴⁾. その研究はあまり進んでいない. 一方, CBCT ではメーカーにより投影データに自動で感度補正がかけられているがその内容は公開されていない. X 線量が多いから低コントラスト分解能が高いと言えるかどうかは分からない.

そこで本研究では, CBCT の低コントラスト分解能が撮影条件によってどのように変化するかを明らかにする目的で検討を行った.

研究 方法

低コントラスト分解能ファントムを 2 種類作製した.

両者ともにアクリル板から出来ており円筒状を呈している (図 1). 上部は直径 4 cm, 厚さ 1 cm のアクリル板を使用した. 同部には 0.5 mm ~ 1.0 mm の孔が 0.1 mm 刻みでそれぞれ 3 つずつ空いている. 孔の間隔は孔の直径とした. ファントムのベース素材はアクリル (100 HU 相当) である. 孔内部にはポリウレタン樹脂 (0 HU 相当) にハイドロキシアパタイトを加えアクリルに対して約 +100 HU とした物質 (200 HU 相当) と, ポリウレタン樹脂すなわちアクリルに対して約 -100 HU の物質を充填した. 機種は 3DX multi-image micro CT FPD (Morita,

Kyoto, Japan) を使用した. X 線透過量が最大の部分は空気部分とするために, 撮影は空気中で行われた. 一方, X 線透過量が最小の部分として, ファントム上部アクリル板に発泡スチロールを介し鉛版をテープで固定した. ファントムは XY 軸では Field of view (以下 FOV と略す) の中央に, Z 軸では孔の空いているファントム上部アクリル板部を FOV ほぼ中央に配置した. また平行性は水準器および CBCT のビームにより測った. それぞれのファントムに対して, 電圧と電流を変えた 12 条件を 3 回ずつ撮影した. 撮影条件を表 1 に記す. 今回使用した機種の電流の中央値である 5 mA を固定し, 60 kV ~ 90 kV 内で



図 1 低コントラスト分解能ファントム

表 1 今回検討した撮影条件 (装置に表示された吸収線量 mGy)

	1 mA	3 mA	5 mA	8 mA	10 mA
60 kV	0.45		2.07		
65 kV			2.53		
70 kV			3.03		
75 kV			3.59		
80 kV	0.91	2.56	4.21	6.68	8.33
85 kV			4.89		
90 kV			5.62		

FOV 4 cm × 4 cm, voxel size 0.08 mm × 0.08 mm × 0.08 mm, 撮影時間 17.5 秒, 回転 360° は各条件で同一である. 空欄は今回検討していない条件である.

電圧を変化させた。また電圧固定、電流を変化させた撮影では、本機種 81 kV 以上は 8 mA まで設定可能のため、電圧 80 kV を固定し、1 mA ~ 10 mA 内で電流を変化させた。電圧、電流以外の条件は、FOV 4 cm×4 cm, voxel size 0.08 mm×0.08 mm×0.08 mm, 撮影時間 17.5 秒, 回転 360°とし、すべての撮影で同一とした。得られたデータの再構築は、装置メーカーによって提供されたソフトで行った。さらに画像は DICOM 形式で保存し、ImageJ (ImageJ 1.45s, National Institutes of Health, Bethesda, USA) で取り込み、表示した。軸位断面の複数枚に関してコントラスト分解能の視覚的評価を行った。評価は歯科放射線科医 2 名で、合意のもと決定した。

結 果

得られた画像の例を図 2 に示す。評価をまとめた結果を表 2、図 3 に示す。

高濃度の物質を充填したファントムでは、5 mA かつ電圧を変化させた条件のすべてで、0.5 mm もしくは 0.6 mm の孔が観察できた。80 kV かつ電流を変化させた条件では、5 mA 以上の条件で分解能が高かった。低濃度の物質を充填したファントムでは、80 kV 1 mA, 60 kV 1 mA で孔は観察出来なかった。他のすべての条件で 0.8 mm ~ 1.0 mm の孔が観察された。ただし 80 kV 8 mA と 80 kV 10 mA のみ 0.7 mm の孔まで観察出来た。

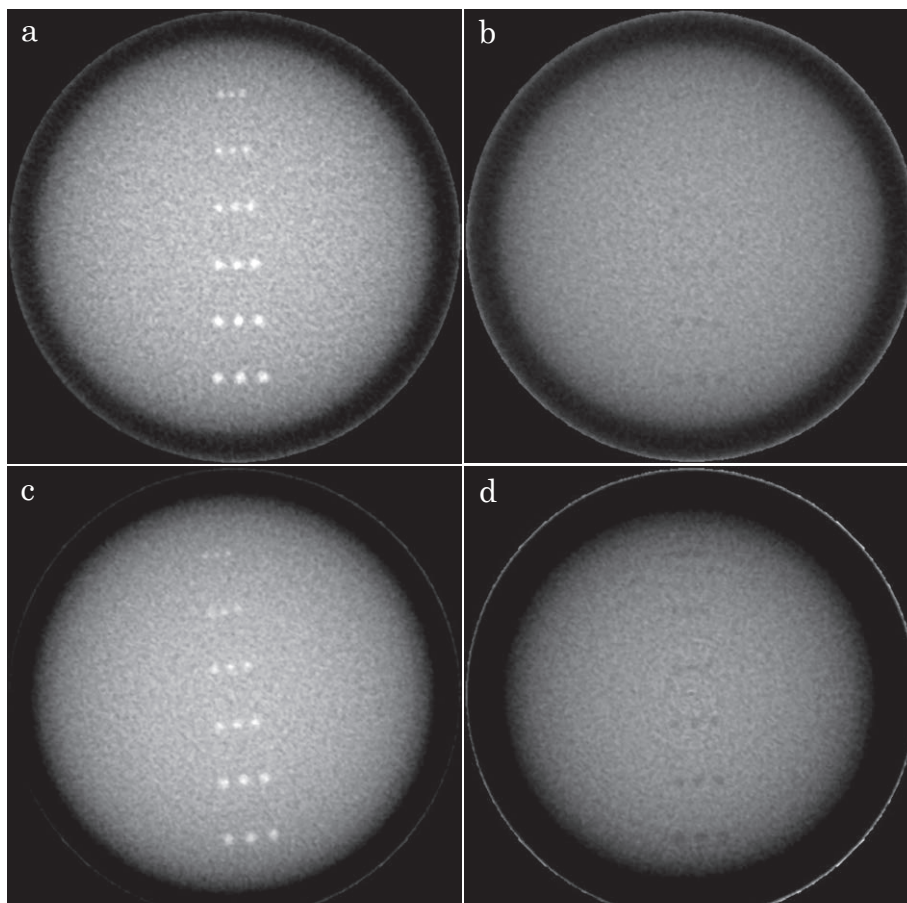


図 2 低コントラスト分解能ファントムのコーンビーム CT 画像
 a : 60 kV 5 mA, 高濃度の物質を充填したファントム画像
 b : 60 kV 5 mA, 低濃度の物質を充填したファントム画像
 c : 90 kV 5 mA, 高濃度の物質を充填したファントム画像
 d : 90 kV 5 mA, 低濃度の物質を充填したファントム画像

表 2

1) 高濃度の物質を充填したファントムのコントラスト分解能の結果 (mm)					
	1 mA	3 mA	5 mA	8 mA	10 mA
60 kV	0.9/0.9/1.0		0.5/0.6/0.6		
65 kV			0.5/0.5/0.5		
70 kV			0.6/0.5/0.5		
75 kV			0.5/0.6/0.6		
80 kV	0.9/1.0/1.0	0.6/0.7/0.7	0.5/0.6/0.5	0.5/0.5/0.5	0.6/0.6/0.6
85 kV			0.5/0.5/0.5		
90 kV			0.5/0.5/0.5		

2) 低濃度の物質を充填したファントムのコントラスト分解能の結果 (mm)					
	1 mA	3 mA	5 mA	8 mA	10 mA
60 kV	×/×/×*		1.0/1.0/1.0		
65 kV			1.0/0.9/0.8		
70 kV			0.9/0.8/0.9		
75 kV			0.9/0.9/0.9		
80 kV	×/×/×	1/0.8/0.9	0.8/0.9/0.9	0.8/0.7/0.8	0.7/0.8/0.9
85 kV			0.8/0.8/0.8		
90 kV			0.8/0.9/0.8		

各セル内の数字は同一条件を3回ずつ撮影した結果を示す。
 * : ×は視覚的評価不可能

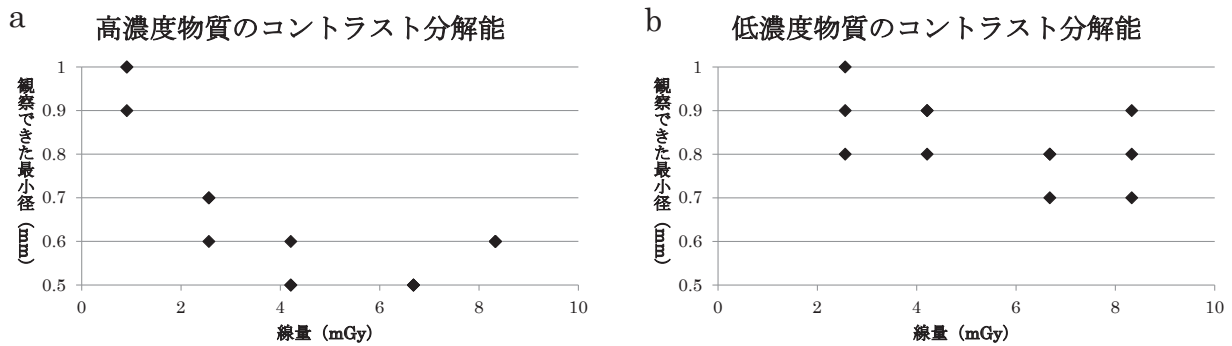


図 3 低コントラスト分解能と線量
 a : 高濃度の物質を充填したファントム 撮影条件 80 kV
 b : 低濃度の物質を充填したファントム 撮影条件 80 kV

考 察

装置の限界性能を評価するためには、直径 16 cm の円柱の水ファントムを用いることが一般的である。今回われわれのファントムは、装置の性能に異常がないかを日常的かつ簡便に評価するために、水ファントムを用いずに空気中で撮影を行った。

結果から、全体的に高濃度の物質を充填したファントムの方が低濃度の物質を充填したファントムに比べ分解能が高かった。また高濃度の物質を充填したファントムの結果では、撮影条件 80 kV 10 mA の結果を除いて線量が増すと小さな孔まで観察でき、この際低コントラスト分解能は線量とほぼ関連していた。しかしながら、低濃度の物質を充填した

ファントムでは、高濃度の時ほど線量と分解能の間に一定の傾向は認められなかった。低コントラスト分解能は高コントラスト分解能と異なり画像のノイズに大きく影響される¹⁵⁾。またX線画像のノイズは一般にX線線量が多いと少なくなる¹⁶⁾。今回の装置では、補正の内容は公開されていないが、高濃度から低濃度まですべての領域でその補正が同様に働き、結果も同様の傾向になると期待された。従って、全ての領域で同様の補正が行われなかったこと、また低コントラスト分解能はノイズのみで決定されるものでなく、複数の要因が関与していることが示唆された。さらに、両濃度間でアクリル部分の画像には大きな違いは認められず、低濃度で低コントラスト分解能が低かったのは、低濃度の物質すなわち密度1.06のポリウレタン樹脂0 HU相当(周囲に対して-100 HU相当)の物質に対して補正がうまく行われなかったことが推測された。投影補正処理にはオフセット補正、感度不均一性補正、透過率・吸収変換、散乱性補正、線質補正などが含まれる¹⁷⁾。また各メーカーで、高画質を得るために、フラットパネルディテクタ(FPD)、ダイナミックレンジ、ビームハードニング補正等の技術開発がみられる。高濃度物質と低濃度物質のX線吸収の差による補正の違いなどがその理由ではないかと考えられた。しかし理由ははっきりしていない。今回は1つの装置だったが、今後複数の装置で検討を行っていく必要がある。

装置の特性を限界まで測ろうとした場合は、高濃度の物質を充填したファントムでは、最小径の0.5 mmまで観察できた条件もあり、本機種では径がより小さい孔も画像評価においては必要なことが示唆された。

結 語

歯科用CBCTを用いて、撮影条件を変えて低コントラスト用ファントムを撮影し、画像評価を行った。

高濃度の物質を充填したファントムでは、線量が増すと低コントラスト分解能はほぼ一定に上昇する傾向を示した。これに対し、低濃度の物質を充填したファントムでは、低コントラスト分解能は高濃度ほどの一定の傾向を示さなかった。

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) Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, *et al.* A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8:1558-1564.
- 2) Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, *et al.* Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999;28:245-248.
- 3) Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, *et al.* Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104:829-836.
- 4) Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am.* 2008;52:707-730.
- 5) Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, *et al.* Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:573-582.
- 6) 岡野友宏, 新井嘉則, 伊藤公一, ほか. 歯科診療における歯科用コーンビームCTの基礎的・臨床的評価. 日歯医学会誌. 2012;31:64-68.
- 7) 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.
- 8) Sun Z, Smith T, Kortam S, *et al.* Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:e117-e127.
- 9) Leung CC, Palomo L, Griffith R, *et al.* Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:S109-S119.
- 10) Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, *et al.* Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:1438-1442.
- 11) 杉原義人. CBCTの画質性能および線量における関連規格の概説並びに画質性能の国際標準化の提案. 歯放線. 2015;55:15-21.
- 12) Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, *et al.* CBCT-

- based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44:20140238. (accessed 2018 Oct 9) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4277442/pdf/dmfr.20140238.pdf>
- 13) European Commission. Radiation Protection. No.172. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology Evidence-based guidelines. 2012. (accessed 2015 Oct 11) <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>
- 14) Bissinger O, Kirschke JS, Probst FA, *et al.* Micro-CT vs. whole body multirow detector CT for analysing bone regeneration in an animal model. *PLoS One.* 2016;11:e0166540. (accessed 2018 Oct 9) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5120815/pdf/pone.0166540.pdf>
- 15) Aichinger H, Dierker J, Barfuß SJ, *et al.* Radiation exposure and image quality in X-Ray diagnostic radiology physical principles and clinical applications. Berlin: Springer; 2004.
- 16) Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JCG, *et al.* Optimization of dental cone-beam CT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44:20150108. (accessed 2018 Oct 9) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5083902/pdf/dmfr.20150108.pdf>
- 17) 植田 健, 中尾宣夫, 馬場理香, ほか. 三次元化機能で X 線診断治療を革新するコーンビーム CT 技術の開発と応用. 日立評論. 2006;88:20-23.

STUDY ON LOW-CONTRAST RESOLUTION OF DENTAL CONE-BEAM CT

Junko BAMBA, Kazuyuki ARAKI and Hideki ISHIDA

Department of Oral Diagnostic Sciences, Division of Radiology, Showa University School of Dentistry

Abstract — Dental cone-beam CT (CBCT) is superior in rendering bone tissue, but image evaluation of soft tissue is also important. Low-contrast resolution is generally affected by image noise. The noise of the image decreases as the X-ray dose increases. Meanwhile, in CBCT, sensitivity correction is automatically applied to the projection data, but its processes are not disclosed. The purpose of this study was to evaluate how the low contrast resolution of CBCT varies depending upon exposure protocols. The phantoms, for low-contrast resolution, consisted of an acrylic circular plate with three 0.5–1.0 mm diameter rods. These rods enable the user to visually evaluate the limit of observation. For PhantomHigh and PhantomLow, the insides of the holes were filled with substances which were approximately +100 HU and –100 HU relative to acrylic. The CBCT apparatus used for this study was 3DX multi-image micro CT FPD (Morita, Kyoto, Japan). The phantom images were observed on ImageJ (ImageJ 1.45s, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). In PhantomHigh, up to 0.5 mm holes were observed under the protocols of 5 mA or more. In PhantomLow, up to 0.7 mm holes were observed at 80 kV 8 mA and 80 kV 10 mA. PhantomHigh had higher observability. In addition, smaller holes could be observed as the dose increased and the low contrast resolution was correlated with the dose. However, a certain tendency was not observed in PhantomLow. Therefore, it was suggested that a similar correction was not performed in all areas, and that the low-contrast resolution was not determined merely by noise, rather multiple factors were involved. The reason is unclear and this will be a future study subject.

Key words: dental cone-beam CT, low-contrast resolution, quality assurance

[受付 : 1月15日, 受理 : 3月6日, 2019]