

コーンビーム CT とマルチスライス CT における  
下顎歯槽骨欠損の診断能の ROC 解析による比較

平成 26 年度

北海道医療大学大学院歯学研究科

南 誠二

## 【緒言】

本研究の目的は、イメージ増倍管と CCD の組合せ (I. I. /CCD 系) の検出器をもつコーンビーム CT システム (CBCT) と全身用のマルチスライス CT システム (MDCT) における微細な歯槽骨欠損の診断能について、Receiver Operating Characteristic (ROC) 解析を用いて比較検討し、その精度の差を明らかにすること。さらに、両者における観察領域 (FOV)、電流、および管電圧の変動による診断能の変化を明らかにし、放射線被曝低減の可能性を考察することである。

## 【材料および方法】

### 1. 試料 (人工的骨欠損) 準備

ヒト乾燥下顎骨の左側第一大臼歯遠心側の歯槽骨に人工的骨欠損を 4 段階の大きさで作成し、毎回水で満たされた透明なポリエチレン製容器に浸漬し、脱気させた。

### 2. CT データ収集

歯科用 CBCT 装置 (CB Mercuray, (株) 日立メディコテクノロジー, 東京) 及び、MDCT 装置 (Aquilion 16-slice system, (株) 東芝メディカルシステムズ, 栃木) を用いた。

CBCT では、FOV/ボクセルサイズが各約 5 cm/0.1 mm, 10 cm/0.2 mm, 15 cm/0.3 mm であり、高解像度/高ノイズ (CBCT-H) と低解像度/低ノイズ (CBCT-S) の filter 処理を施した 2 種類の画像を作成した。

MDCT では、骨組織観察用の高周波強調 filter 処理 (FC 81) を施した画像を作成した。FOV とスライス厚を CBCT に一致させるために、FOV 24 cm でスライス厚 0.5 mm の画像をまず取得し、その後に FOV と再構成 pitch を 5 cm/0.1 mm, 10 cm/0.2 mm, 15 cm/0.3 mm に再構成した各画像を作成した。

管電圧は 80 kV, 100 kV, 120 kV の 3 通りで一致させた。管電流については、CBCT では 10 mA, 15 mA, MDCT では、100 mA, 150 mA とした。これは、CBCT は Scan 時間 9.6 秒、MDCT は 1 回転 1.0 秒のため、管電流×時間 (mAs) を CBCT と MDCT で類似した値になるようにするためである。なお、MDCT では管電流変化の分析のために、10 mA, 15 mA, 50 mA でも撮影した。

### 3. 観察者と観察法

得られた CT 画像を全て匿名化ランダム化し、5 名の歯科放射線専門医により、画像処理ソフト OsiriX を用いて、任意断面再構成画像を三次元的に観察した。骨欠損の有無を連続確信度法により判定し、各自が 1 か月以上の間隔で 2 回観察を行った。

#### 4. 統計処理

判定結果について5名×2回のべ10名の平均値のROC曲線を描出した。さらに10名の各ROC曲線下面積(Az値)を求め、Az値の平均値の差をSteel-Dwass法によるノンパラメトリック多重比較検定(有意水準0.05)を行った。

#### 【結果】

##### 1. CBCT, MDCT間の全ての撮影条件下での総合的な診断能の比較

CBCT-H対MDCT(以下HVM), CBCT-S対MDCT(以下SVM), CBCT-H対CBCT-S(以下HVS)のすべての2群間に有意差を認めなかった。

##### 2. CBCT, MDCT間の各FOV群の診断能の比較

###### 1) FOV5におけるHVM, SVM, HVSの比較

各群間に有意差を認めなかった。

###### 2) FOV10におけるHVM, SVM, HVSの比較

各群間に有意差を認めなかった。

###### 3) FOV15におけるHVM, SVM, HVSの比較

HVMとSVMで有意差があり、CBCTのAz値はMDCTのそれより低かった。

##### 3. 各CTにおけるFOVの差による診断能の比較

###### 1) CBCT-HにおけるFOV5, FOV10, FOV15間の比較

各群間に有意差を認めなかった。

###### 2) CBCT-SにおけるFOV5, FOV10, FOV15間の比較

FOV10に対してFOV15のAz値が有意に低かった。

###### 3) MDCTにおけるFOV5, FOV10, FOV15間の比較

各群間に有意差を認めなかった。

##### 4. 各CTにおける管電流の変化による診断能の変動

###### 1) MDCTにおける管電流の変化による診断能の変動

10 mAに対する50 mA, 100 mA, 150 mAとの2群間に有意差が認められた。一方, 150 mA, 100 mA, 50 mA, 15 mAのすべての2群間には有意差はなかった。

###### 2) CBCTにおける管電流の変化による診断能の変動

CBCT-Hの10 mA, 15 mAとCBCT-Sの10 mA, 15 mAのいずれの2群間にも有意差を認めなかった。

##### 5. 各CTにおける管電圧の変化による診断能の変動

1) CBCT-Hにおける管電圧の変化による診断能の変動

120 kV と 80 kV の間で有意差を認め、80 kV の Az 値は低値を示した。

2) CBCT-Sにおける管電圧の変化による診断能の変動

120 kV と 80 kV の間で有意差を認め、80 kV の Az 値は低値を示した。

3) MDCTにおける管電流の変化による診断能の変動

80 kV, 100 kV, 120 kV のすべての2群間で有意差を認めなかった。

**【考察】**

MDCT は、通常では軟組織も観察するために高い線量が必要であるが、骨組織だけを観察するならば、CBCT と同等の低線量でも十分な場合があると予想される。本研究の結果により、CBCT と MDCT の間に有意差はなく、両者の総合的な診断能に差がないことが示唆された。FOV に関しては、CBCT において、FOV の増大による診断能の改善はないにもかかわらず、FOV の増大は患者の被曝線量を増加させる。この理由から、検査の目的に必要な最小限の FOV を CBCT で選択すべきであると考えられる (Scarfe et al., 2013)。

管電流に関しては、MDCT においては 150 mA から 15 mA の間の診断能に有意差はなく、骨組織の観察に限れば管電流を低くできる可能性が示唆された。CBCT においても 15 mA と 10 mA の間に有意差はなかったため、10 mA でも診断能の低下は起きないと考えられる。

管電圧に関しては、Cohen ら(2000)は 40% 低減しても有意な画質の低下は起きなかったと報告している。本研究でも MDCT においては 80, 100, 120 kV の間に有意差がなく、骨組織の観察では 80 kV でも十分と考えられた。一方、CBCT においては、80 kV が 120 kV よりも有意に診断能が低下し、管電圧低減による診断能低下の可能性が示唆された。

Liang ら(2010)は、1台の MDCT とさまざまな CBCT の間の画質を定性的に比較し、画質の違いが機械のモデルの間にあると報告した。現在、MDCT は 64 列以上の検出器を有するものが広く使用され (Seeram et al., 2008)、歯科用 CBCT はフラットパネル検出器 (FPD) を採用している。今回は単に一つの MDCT と一つの CBCT の間の診断能を比較するだけだったが、本研究が将来更なる検査の参照資料になり、その意味で一定の意義があると考えられる。

**【文献】**

Cohen M, Fisher H, Hamacher J, Lins E, Kötter R & Mödler U. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: Relationship between image quality and dose reduction. *Am J Neuroradiol* 21: 1654-1660, 2000.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M,

Alonso A & Lambrichts I. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT): Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol* 75: 265-269, 2010.

Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, Pauwels R & Jacobs R. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol* 75: 270-274. 2010.

Scarfe WC, and Farman AG. Cone-beam computed tomography: volume acquisition. In: White SC, and Pharoah MJ, editors. *Oral radiology: principles and interpretation* 3rd ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences, 2013, p185-198.

Seeram E. Multislice spiral/helical computed tomography: physical principles and instrumentation. In: Seeram E, editor. *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control* 3rd ed. St. Louis: Saunders Elsevier, 2008, p266-304.