

## トピックス

### フラットパネルディテクタを用いた小照射野歯科用 CT 装置

誉田 栄一, 前田 直樹, 吉田みどり

#### 1. はじめに

最近, フラットパネルディテクタ (FPD) を検出器として用いた小照射野歯科用 CT 装置が開発された<sup>1)</sup>。歯科用 CT は従来の一般の CT の欠点を克服するために開発されてきたものである。CT の変遷を考えると, X 線照射後に患者が横になっている天板が移動する従来の方式から, X 線照射中に天板が同期するように移動する方式であるヘリカル (スパイラル) CT の登場によって, 3 次元的なデータを簡単に得ることができ, 齒や顎骨の 3 次元的な構造の可視化が可能となった<sup>2)</sup>。空間分解能を考えると, X 線照射の回転軸に直交する平面上では最大で 300  $\mu\text{m}$  程度の解像力を得ることができるが, 軸方向では装置のスライス厚さに影響され, 最小でも 1 mm と大きくなっている。最近では, 回転軸方向にも X 線検出器を配列することで, スライス厚さとは関係なく, 軸方向の空間解像力を向上させることができるマルチスライス (マルチディテクタ) CT 装置が主流となってきた<sup>3)</sup>。しかし, この方式の装置でも, 回転軸方向の空間解像力は 500  $\mu\text{m}$  程度である。インプラント治療を始めとする歯科治療の多くでは, 1 mm という長さのオーダーはあまりに大きく, できればその数分の 1 程度の精度が画像診断で必要とされている。そこで, 撮影領域を小さくすることで, 空間分解能を高める CT 装置の開発が行われ, 歯科用小型 X 線 CT 装置 (3DX Multi Image MicroCT : 3DX-CT) が日本で初めて登場した<sup>4)</sup>。

#### 2. 歯科用 X 線 CT 装置の概要

3DX-CT の特徴としては, コーンビーム方式 (X 線束が円錐形で, 患者は静止したまま 1 回転照射で撮影可能な方式) を採用することで, 患者は座位のままで撮影が可能となった。初期の 3DX-CT では, 検出器として X 線光電子増倍管と CCD ビデオカメラを用いていた。この型では入出力特性 (入射 X 線量に対する信号強度) に関する, ダイナミックレンジや直線性の関係上, デー

タ出力は 8 ビットであった。空間分解能に関しては, ポクセルサイズを  $0.125 \times 0.125 \times 0.125 \text{ mm}$  と非常に小さな立方体したこと, x, y, z 軸の各方向で同等な空間分解能を得ることができ, 臨床的評価においても従来の CT 装置の空間解像力を上回っていた。さらに, 2005 年から FPD を検出器として用いた改良型が登場した。FPD は 1980 年代後半に登場し, 1999 年頃から販売されてきた。FPD には, 直接変換方式と間接変換方式がある。前者ではアモルファスセレンやアモルファシリコンで X 線を電荷に変換し, 薄膜トランジスタ (TFT) によって読みとる。後者では蛍光体によって X 線を可視光線に変え, その後, フォトダイオードで電荷に変換し, TFT で読みとる。原理的には, 直接変換方式のほうが,

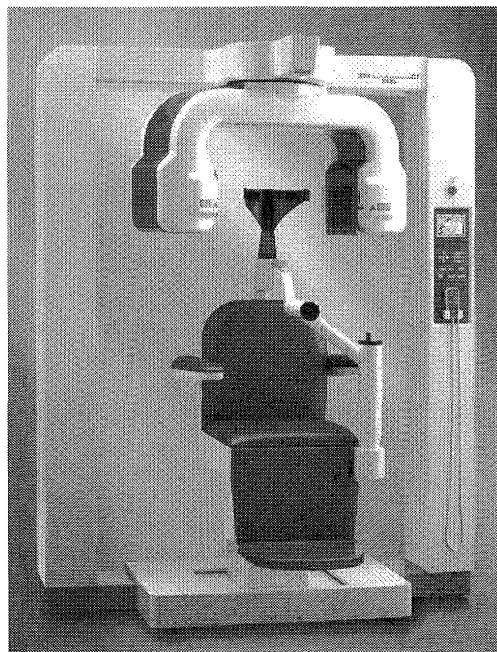


図 1 3DX マルチイメージマイクロ CT FPD (モリタ  
製作所提供)

解像力などに優るといわれているが、医科領域の装置での主流は間接方式であり、一般撮影系の機器として導入されてきている。新しい3DX-CT(3DX-FPD)では、この間接方式を採用し、ヨウ化セシウムとCMOS(相補形金属酸化膜半導体)を検出器として用いている。この結果、ダイナミックレンジは4桁以上で、高い直線性をもち、データ出力は12ビットと向上した。撮影領域も従来型より拡大され、 $40 \times 40 \text{ mm}$ (直径×高さの円柱)と $60 \times 60 \text{ mm}$ の2種類の大きさが選択できる。適切な患者の位置づけを行うと、3回の照射で全顎の歯の撮影が可能となっている。

### 3. 歯科用X線CT装置の被曝線量

患者被曝に関しては、一般的なCT装置と比較して低線量であるといわれている。著者らの実験結果では、関心領域(下顎臼歯部)の吸収線量は $5 \sim 8 \text{ mGy}$ 、周囲の皮膚で $7 \sim 12 \text{ mGy}$ 、反対側臼歯部で $2 \sim 5 \text{ mGy}$ であり、比較対照とした一般的なCT装置では、それぞれ $14 \text{ mGy}$ 、 $16 \text{ mGy}$ 、 $14 \text{ mGy}$ となり、関心領域から大きくはずれた部位では低線量であるが、関心領域付近では、撮影条件によっては、それほど変わらないことが示された。パノラマ撮影では、それぞれ $1.5 \text{ mGy}$ 、 $2.5 \text{ mGy}$ 、 $1.0 \text{ mGy}$ と非常に少ないとから、撮影は必要に応じてするべきであり、スクリーニング的な目的としては、正当性が得られないと思われた。

### 4. 画像の比較

図2はヘリカルCT装置(HCT)、マルチスライスCT装置(MSCT)、3DX-FPD装置を用いて、同一ファントムのほぼ同一の下顎小臼歯部を撮影した画像である。HCTとMSCTでは、歯科用の多断面再構成を行っている。図から明らかなように、HCT画像(図2a)では、骨梁構造や下顎管の位置が不明瞭である。MSCT画像(図2b)では、HCT画像に比べてこれらの構造は

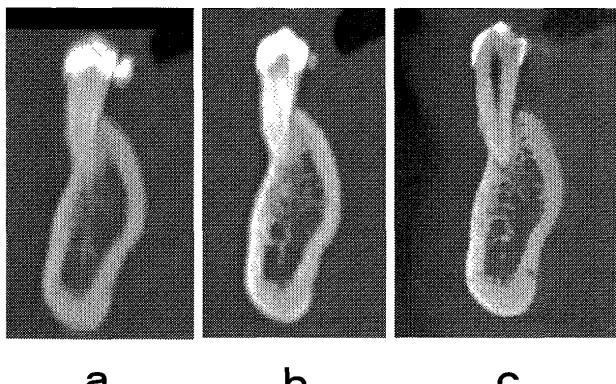


図2a ヘリカルCT画像(スライス厚さ1mm)  
図2b マルチスライスCT画像(スライス厚さ0.5mm)  
図2c 3DX-FPD画像

鮮明になり、骨皮質の辺縁もぼけが少なくなっている。3DX-FPD画像ではさらにすべての構造が鮮明となっている。

図3は3DX-FPD画像であり、この装置においては、前額断面だけでなく、矢状断面および軸位断面も同時に得ることができる。また付属のソフトウェアにより、Windowsパソコン上でこれらのスライス画像に平行な多数の画像をマウスで操作しながら閲覧できるようになり、インプラント診療の術前、術後診断に非常に役立つ画像を得ることができる。

### 参考文献

- 1) 誉田栄一、前田直樹、吉田みどり：即時インプラント治療時のCT画像診断、補綴臨床別冊「即時インプラント」、医歯薬出版、22-30(2005)
- 2) Kalender WA. Computed tomography : Publicis MCD Verlag, Munich (2000)
- 3) Taguchi K and Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Med Phys 25: 550-561 (1998)
- 4) 篠田宏司、新井嘉則：歯科用小型X線CTによる3次元画像と治療、医歯薬出版、東京(2003)

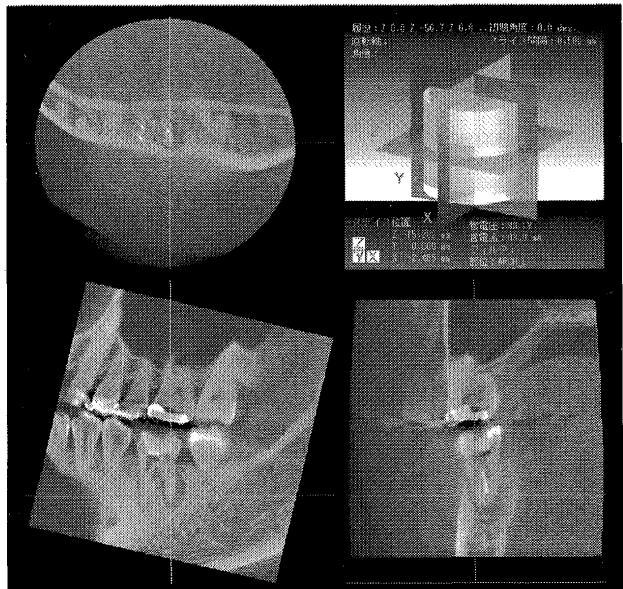


図3 3DX-FPD画像