

# 医療用X線コンピュータ断層撮影装置の文化財調査への使用

鶴見大学歯学部附属病院 画像検査部 診療放射線技師 大津 武士

## 1. コンピュータ断層撮影とは

コンピュータ断層撮影：Computed Tomography（以下CT）は、Godfrey Newbold Hounsfieldによって1967年に考案、1972年に発表された。その原理は、X線を対象物の周囲から照射して、対象物を透過してきたX線量をデータとして集め、コンピュータで計算を行い、対象物の断面像を構築するものである。

通常X線CT画像は物質のX線吸収率の違いをグレイスケールで表示している。その値はCT値（単位はHounsfield Unit/HU）という単位で表され、空気の吸収率を-1000HU、水を±0HUとした相対値で定義されている。一般的に医療で使用されているX線CT装置では、脂肪や脂肪を含む組織が-100~-50HU、その他の軟組織などは0~100HU、緻密骨は1000HUに近い値となり、歯のエナメル質では約2000HU以上を示す。また、体内および体外に存在する金属などの高いX線吸収率の物質では計測できないことがある。金属のような高いX線吸収率の物質をX線CTで撮影すると画像上で白く光ったような虚像（アーチファクト）を示し、画像診断上の妨げとなる。

CTは検出器の数が装置により異なり、検出器1列のsingle detector-row CT：SDCTから、現在では検出器の多列化が進み、4列~64列のmulti detector-row CT：MDCTなどがある。中には320列の検出器を有するCTも存在する。通常、検出器の列数が多いと1回転で得られる断面の数が多くなるので、同じ断面数を撮影するための時間を短縮することができる。

一方、歯科領域で使用されている歯科用小照射野コーンビームCT（以下CBCT）という装置は、1986年にToyofukuら<sup>2)</sup>によって発表され、後に新井ら<sup>3)</sup>によって実用化されたCTである。CBCTは前述の全身用CTとは原理の異なる装置であり、全身用CTが扇型のX線束をらせん状に照射してデータを取得するのに対して、CBCTは円錐型のX線を水平方向に回転しながら照射してデータを取得する。照射範囲を制限できれば全身用CTより少ない被曝線量で撮影が可能ではあるが、撮影範囲によっては全身用CTとさほど変わらない被曝線量になることもある<sup>4)</sup>。

CBCTは全身用CTと比較して画素が小さく、全身用CTが0.5mm程度の画素なのに対してCBCTでは0.1mmの小ささで撮影することが可能である。しかしCBCTは特有の欠点を持っている。CT値が安定しないことや軟組織（筋肉や臓器など）でのコントラストが低下するため、軟組織の診断に用いることは困難である<sup>5)</sup>。

CBCT装置には、X線イメージインテンシファイアX-ray image intensifier（以下II）と

X線平面検出器flat panel detector（以下FPD）の2種類のX線検出器タイプがある。FPDはIIのように構造上の画像の歪みが少なく、またダイナミックレンジが広い。

## 2. 撮影条件

全身用CTは、当院のRADIX PRIMA（日立メディコ）を使用した。RADIX PRIMAは検出器が1列のSDCTである。撮影条件は管電圧120kV、管電流25～50mA、スライス厚は1.0～3.0mm、再構成スライス厚は0.5～1.0mmで、各条件は撮影対象の大きさによって変えている。

歯科用CBCTは、当院のAlphard VEGA（朝日レントゲン工業）を使用した。Alphard VEGAは検出器にFPDを用いている。最小の画素サイズは0.1mmで、撮影範囲の異なる4つの撮影モードがある。各撮影モードの条件は、Dモード：照射野 $\phi 51 \times 51$  (H) mmの円柱、管電圧80kV、管電流2～10mA、撮影時間17sec、画素0.1mmで、管電圧と撮影時間は他のモードにおいても固定である。その他のモードは、Iモード：範囲 $\phi 102 \times 102$  (H) mm、管電流2～10mA、画素0.2mm。Pモード：範囲 $\phi 154 \times 154$  (H) mm、管電流2～4mA、画素0.3mm。Cモード：範囲 $\phi 200 \times 179$  (H) mm、管電流2～4mA、画素0.39mmである。撮影対象の大きさや形状によって、適切な撮影モードを選択して撮影を行った。

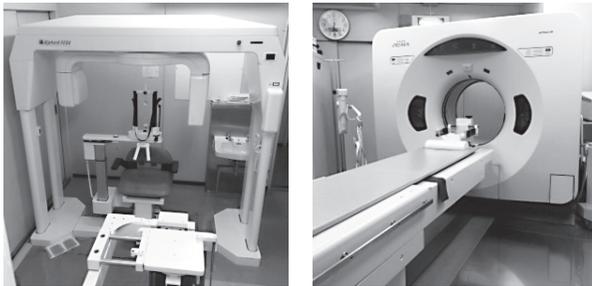


Fig.1 左：RADIX PRIMA 右：Alphard VEGA

## 3. 文化財工芸品CT撮影

今回、医療用CTを用いて文化財工芸品を撮影するにあたり留意した点は、金属によるアーチファクトの影響である。工芸品の装飾として金属線などが使用されている場合、その金属によるアーチファクトが発生してしまうことがある。特に工芸品全体を囲むような形状の金属線がある場合は、画像全体にアーチファクトが及んでしまう。撮影範囲に金属がある以上、その影響を避けることは出来ない。しかし、歯科領域のCT撮影では、咬み合わせ面（咬合面）を断層面と平行にすることで、歯科治療の金属から発生するアーチファクトの範囲を狭める事が出来る。この方法は、工芸品の撮影にも応用できるのではないかと考えられる。金属線の装飾のある鉛覆輪菊花型食籠の全身用CT撮影の際、通常の縦置きと寝かせた横置きとでそれぞれ撮影を行い、円筒形の底面に平行な断面像での比較をFig.2に示す。画像のように

アーチファクトの出方が異なっているのが分かる。細かく観察したい部位がある場合は金属アーチファクトの影響が及ばないように撮影対象物の向きを工夫する必要がある。

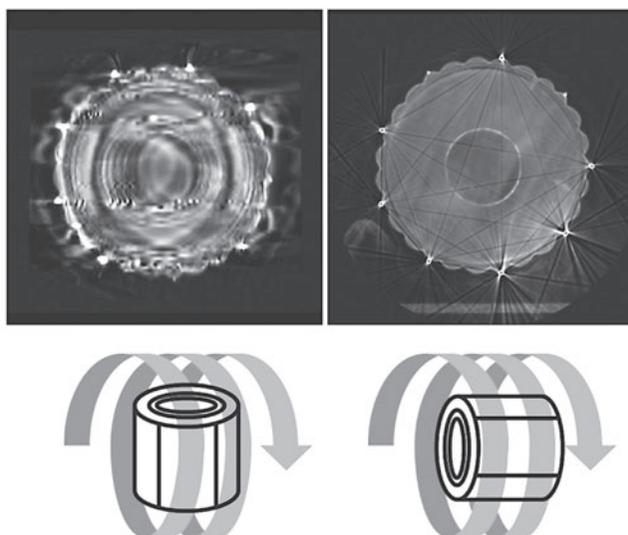


Fig.2 撮影方向による金属アーチファクトの相違  
左：縦置き 右：横置き

#### 4. 結語

今回、本学文学部文化財学科の依頼で文化財工芸品の撮影を担当する事になり、人体以外の物の撮影という経験をさせて頂いた。やはり日常の診療とは異なり、撮影時の条件設定や工芸品の設置の仕方など、非常に戸惑う点が多かった。医療用CTを用いた文化財調査は前例が少ないため、撮影条件や手技などは手探り状態で行っているのが現状である。対象物の形状や素材によっても最適となる条件や手技は異なるため、今後とも検討していく必要がある。

#### 5. 参考文献

- 1) 小林 馨ほか. 歯科用コーンビームCTの開発の歴史と特性. 日本歯科理工学会誌, Vol.32 No.6, p445-448, (2013)
- 2) Toyofuku F, et al. Floroscopic computed tomography : An attempt at 3-D imaging of teeth and jaw bones. Oral Radiol, Vol.2 No.1, 9-13, (1986)
- 3) 新井嘉則ほか. 新しく開発したMicro-CT—任意断面の有用性—. 歯科放射線, Vol.38 No.1, p53-54, (1998)
- 4) 岡野友宏ほか. 放射線画像診断の最新の進歩・歯科用コーンビームCTの有用性. 日本歯科医師会雑誌 Vol.62 No.6, p604-614, (2009)
- 5) 立入 弘, 稲邑清也監修. 診療放射線技術 改訂版11版 上巻. 南江堂 2008