

## 1 . キヤノン FPD CXDI バージョン 7. 1 の使用経験

公立置賜総合病院 放射線部 小林将義 芳賀智行 秋保正和 川井久雄

### 【目的】

当院では今年 3 月 キヤノン FPD CXDI のバージョンアップが行われ、それに伴い新しい画像処理機能として MLT(M)及び MLT(S)というソフトウェアが追加された。今まで標準処理だけしか行ってこなかったため、MLT(M)及び MLT(S)の有用性について検討した。

### 【使用機器】

キヤノン FPD CXDI バージョン 7.1 東芝 据置型デジタル式汎用 X 線撮影装置 KXO - 50G  
コダック DryView 8900 LASER IMAGER、EIZO 社製高精密モニタ モノクロ 3M

### 【方法】

従来の画像処理では良好な画像が得にくかった撮影部位において、従来の画像処理を行った画像と、MLT(M)及び MLT(S)で画像処理を行った画像を作成し、整形外科の医師 8 名と放射線技師 4 名で比較・検討を行った。

### 【検討部位】

胸腰椎多椎部(側面) 大腿骨上顆軸 股関節・骨盤

### 【結果】

胸腰椎多椎部(側面)は、標準処理だと低濃度部分がつぶれてしまっていたのが、MLT(M)及び MLT(S)だと、はっきり見れる様になった。MLT(M)と MLT(S)を比べると、MLT(S)は骨りょうが光りすぎているが、上位胸椎と下部胸椎・仙骨が MLT(M)よりもはっきり見えて診断しやすいという結果になった。(下図)



標準処理

MLT(M)

MLT(S)

大腿骨上顆軸は、標準処理だと黒すぎて見づらかったのが、MLT(M)及び MLT(S)だとはっきり見えるようになった。さらに、MLT(M)と MLT(S)を比べたところ、MLT(S)のほうが計測しやすいという結果になった。股関節・骨盤では、標準処理だと、腸骨りょうと大腿骨の大転子の所が見えない事が多かったのだが、MLT(M)及び MLT(S)だと視認しやすくなった。股関節・骨盤に関しては、MLT(M)と MLT(S)で大差なかったが、MLT(S)の方が若干見やすいという結果になった。

### 【まとめ】

MLT(S)が最も良い評価を得た。MLT(S)の使用により画像を改善することができ、診断に有用な画像の提供が可能となった。MLT(M)と MLT(S)の調整過程を比較した場合、MLT(S)の方が調整が容易であった。標準処理から MLT(M)、MLT(S)へバージョンアップした事で、求められる画像がより簡単に取得できるようになった。

### 【結語】

MLT(S)が高評価を得たので、今後臨床の場でも使用出来るよう検討を重ねていきたい。

## 2. 胸部撮影における付加フィルタの検討

済生会山形済生病院 放射線部 外山 理恵 平 由布子 郷野 弘文

### 【目的】

PACS化に伴い一般撮影装置が更新され、フラットパネルシステムが導入された。通常付加フィルタは、Alフィルタが使用されるが、Taを使用した重金属フィルタも使用可能となった。そこで、胸部高圧撮影の至適撮影条件の模索のために基礎的検討を行なったので報告する。

### 【使用機器】

- ・一般撮影システム：Radrex-I (東芝) (付加フィルタ) 0.2mmAl、0.03mmTa+0.2mmCu (FPD) TFD-4600A
- ・肺野ファントム：PBU-SS-2 (京都科学) ・低コントラストファントム：IQ ファントム (東芝)
- ・電離箱線量計：Model9015 (Radcal)

### 【方法】

線質評価：両フィルタ、測定管電圧 100、110、120、130kV にて半価層・実効エネルギーを測定する。

画質の評価：管電圧 100～130kV に変化させ、mAs 値を一定にし、低コントラストファントムを撮影する。DICOM 画像より、LCR(低コントラスト比)、SNR(信号雑音比)を測定・評価する。

胸部撮影条件の想定：肺野ファントムを AEC 撮影し、撮影時間を測定・評価する。

皮膚の吸収線量の測定：照射線量を測定し、皮膚の吸収線量を算出する。

### 【結果・考察】

- ・ Ta フィルタにおいて、管電圧 120～130kV の実効エネルギーは 56～58keV となり、X 線スペクトルピークと同等であり、効率よく低エネルギー成分が除去されていた。
- ・ 両フィルタにおける LCR は僅かな差であり、SNR は Al が 2 割程度良い値となったが、極端な差はないと考える(Fig.1)。
- ・ 撮影時間を 0.005sec 以上(装置の最小公称撮影時間)、0.015sec 以下(心拍によるボケ認識の限界)と設定すると、撮影管電圧は、Al フィルタ付加時は 100～130kV、Ta フィルタでは 120～130kV が導き出される(Fig.2)。管電流は小焦点使用のため 200mA とした。
- ・ 測定管電圧における Ta フィルタ付加時の皮膚の吸収線量は、Al フィルタの 4 割程度に抑えられることから、Ta フィルタ使用が望ましい(Fig.3)。

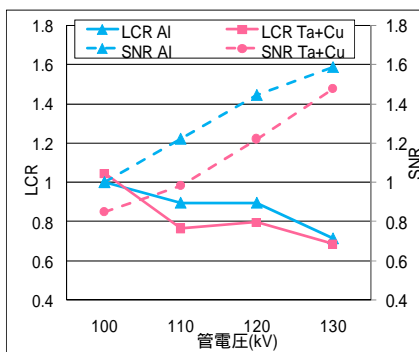


Fig.1 画質の評価(LCR, SNR)

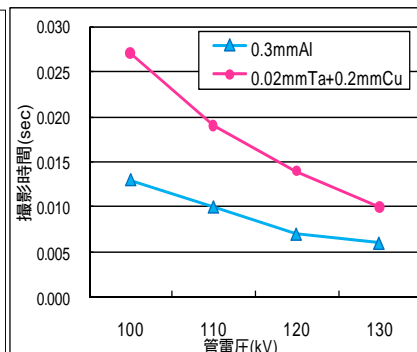


Fig.2 肺野ファントムの撮影時間

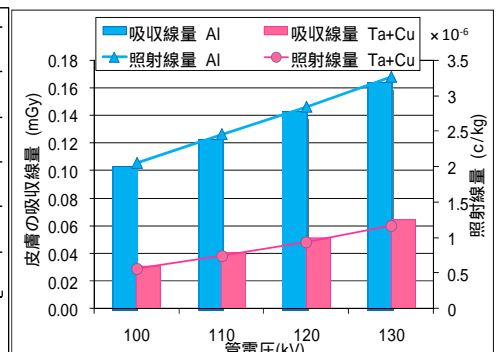


Fig.3 皮膚の吸収線量・照射線量

### 【まとめ】

本システムにおける胸部高圧撮影の至適条件は、管電圧 120～130kV、管電流 200mA、付加フィルタ 0.03mmTa+0.2mmCu、AEC 使用と考える。今回の基礎的検討をもとに、ファントムによる解剖学的試験、臨床での試験に移行していきたい。

### 3. FPD 搭載型頭腹部血管撮影装置の IVR 基準点線量の測定

#### - 旧 I.I.システムとの比較 -

済生会山形済生病院 放射線部 平田絵美 佐藤淳子 新宮幸博 郷野弘文

#### 【目的】

2009年3月、フィルムレス化のためI.I.搭載型頭腹部血管撮影装置から FPD 搭載型頭腹部血管撮影装置に更新した。新装置の特性を理解するため、新旧システムの Interventional Reference Point (IVR 基準点) 線量を測定・比較したので報告する。

#### 【使用機器】

FPD システム: Infinix Celeve-i INFX-8000V (東芝) I.I.システム: CAS-8000V/KXO-80C (東芝)

線量計: Radiation Monitor model9015 6cc イオンチェンバー (Radcal 社製)

ファントム: PMMA (アクリル) ファントム

#### 【方法】

FPD・I.I.システム、それぞれの IVR 基準点線量を視野サイズごとにパルスレートと透視モードを変更し、測定する。

#### 【結果・考察】

I.I.システムでのパルスレートを変更した際の線量を Fig.1 に、I.I.システムと FPD システムの通常使用している視野サイズでのパルスレートを変更した際の線量を Fig.2 に示す。I.I.システムではパルスレートに比例して線量が変化したが、FPD システムではパルスレートを下げてもパルス幅が上昇し、I.I.システムほどの減少はみられなかった。FPD システムでの透視モードを変更した際の線量を Fig.3 に示す。Normal モード > High モードとなり、High モードでは管電圧の上昇、管電流・パルス幅の低下を示した。この原因を探るため、High モード・6inch においてアクリル厚を増加・減少させたときの線量を測定した (Fig.4)。同じ厚さでも異なる値を示し、被写体厚だけで線量が決まるのではないことがわかる。

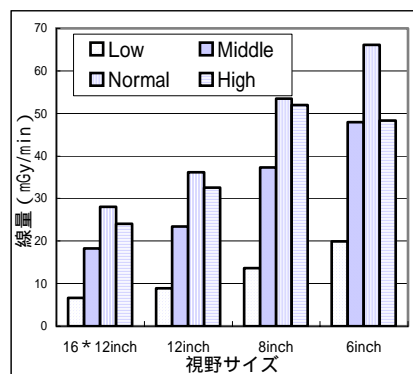
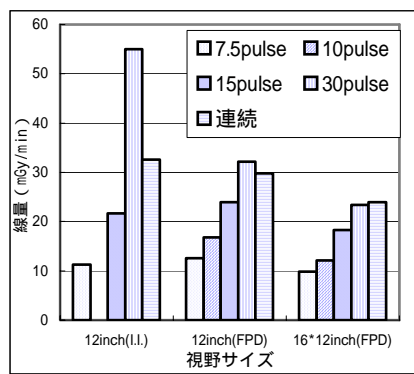
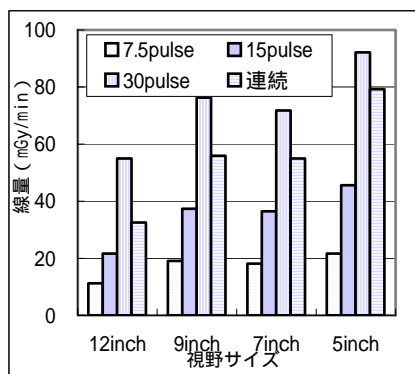


Fig.1: I.I.でのパルスレート変更時の線量

Fig.2: パルスレート変更時の両システムの比較

Fig.3: FPDでの透視モード変更

#### 【まとめ】

幾何学的な透視の拡大は両システムとも線量の増加をもたらす、注意が必要である。また、FPD システムでは、30 パルスと連続透視は同等で被ばく低減にはつながらない。線量値は測定の方法によって違いを生じる場合があるので今後もシステムの特性の理解に努め、被ばく低減に役立てていきたい。

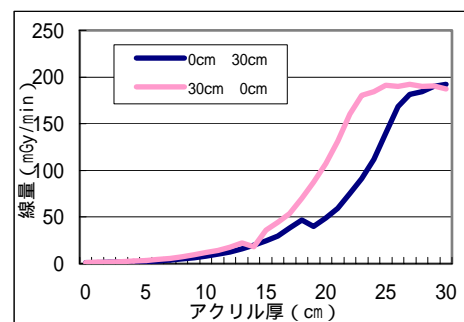


Fig.4: アクリル厚変化時の IVR 基準点線量

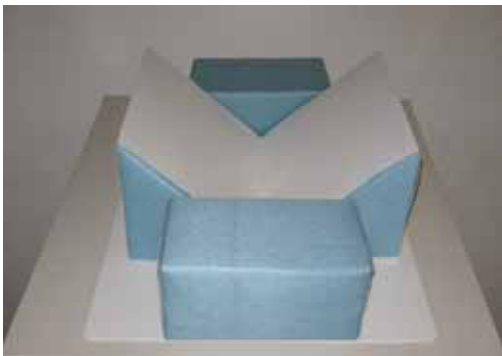
## 4. 肘関節両斜位撮影のための補助具の試作

置賜総合病院放射線部 嶋貫良一 鈴木亜由美 川井久雄

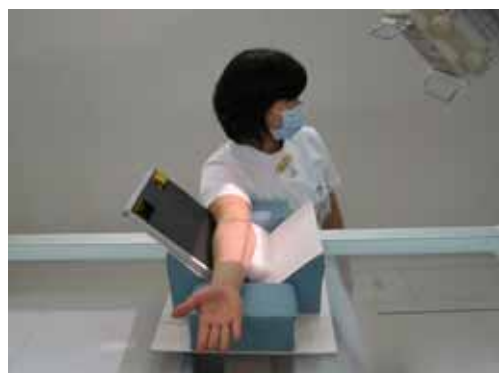
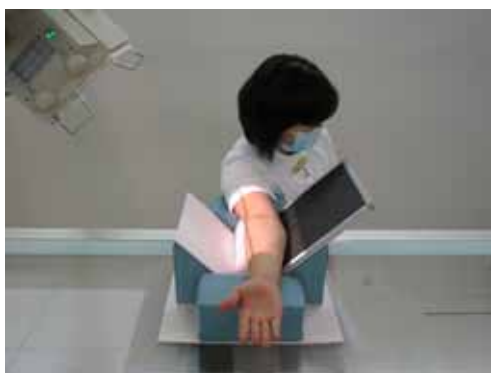
**目的** 当院では最近肘関節両斜位撮影のオーダーが多くなった。しかし、肘の斜位撮影は患者やまたは撮影技師によって内旋、外旋の角度が微妙に異なり、再現性が高い写真を撮るのは困難であった。その原因は、斜位にした時の肘の角度を正確に測るのが不可能なためと思われた。そこで、常に同じ写真が撮れるように肘正面のポジショニングのまま両斜位撮影が可能な補助具を試作したので報告する。

**材料** 発泡スチロール、ダンボール紙、余った滅菌シート、両面テープ

**方法** 撮影補助具はV字状のカセット支持台と上腕、前腕を支持する台で構成される。



肘正面のポジショニングのまま左右に管球をふって撮影する。  
その角度は撮影時の煩雑さを排除するため内旋、外旋とも45度とした



**結果** 肘正面のポジショニングのまま両斜位が撮影でき、誰にでも再現性が高い撮影ができ、目的を達成できた。

## 5. アモルファスセレンの二層構造を用いた新方式直接変換型 FPD について

富士フイルムメディカル株式会社

小川 博之

現在、デジタルマンモグラフィに使用されている FPD(Flat Panel Detector)は電気信号に変換された 線情報を検出器に組み込まれた TFT 素子のスイッチング機能によって読み出している。富士フイルムでは、高い 線変換効率と鮮鋭性をあわせ持った直接変換方式のアモルファスセレンを二層構造とし、TFT 素子を使わない光学式スイッチング方式との組み合わせによる新方式直接変換型 FPD を開発した。

以下に、構成と基本動作について概説する。

### センサー層

被写体を透過した 線は一層目のアモルファスセレンに入射し電荷に変換される。

### 中間層

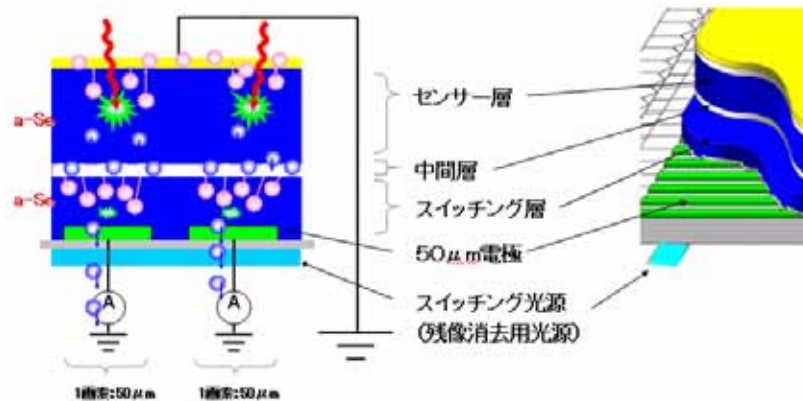
一層目で発生したマイナス電荷(電子)は中間層に移動して一時的に保持される。

### スイッチング層

二層目のアモルファスセレンは TFT 素子に代わる信号読み出しのためのスイッチング層で、スイッチング光源から光が照射されると中間層に保持された電子と同数の電子-正孔対が発生する。このうち正孔は中間層の電子と再結合ののち消滅、電子のみが 50  $\mu\text{m}$  電極に収集される。

### 残像消去

読み出し後に高輝度光を照射することで短時間に残電荷を消去する。



新方式直接変換型 FPD では TFT 素子を使わない光学式スイッチング方式を採用することで世界最小 50  $\mu\text{m}$  の画素サイズとノイズ低減を両立させた。また、高輝度光を用い残電荷を短時間に消去できるため、高精細画像と高いワークフローが同時に可能となった。

## 6. 腫瘍シンチグラフィにおける SPECT・CT の有用性

山形県立新庄病院 放射線部

小野宗一、甲州由美子、伊東一

### 背景)

腫瘍の検出における全身シンチグラフィは特異性が高いが感度が低く、また異常集積を認めても解剖学的な情報に乏しい欠点がある。その欠点を補うため SPECT 装置に診断用 X 線 CT を搭載した SPECT・CT が開発され当院にも設置された。そこで腫瘍シンチグラフィにおける SPECT・CT の有用性について検討した。

### 対象)

SPECT・CT の運用を開始した平成 20 年 12 月 8 日からの 3 ヶ月間に全身シンチグラフィおよび SPECT・CT を施行した 88 例 (男性 54 例、女性 34 例、平均年齢 67.4 歳 ± 13.5) を対象とした。検査の内訳は骨シンチグラフィ 61 例、ガリウムシンチグラフィ 25 例、副甲状腺シンチグラフィ 1 例、甲状腺シンチグラフィ 1 例である。

### 方法)

前面及び背面全身シンチグラフィ施行後、頸部から骨盤部 (症例によりスキャン位置は変更している) まで SPECT を施行し、その後 SPECT と同じ領域に対し CT を施行した (SPECT のスキャン領域に対し CT のスキャン領域は連動している)。

### 使用装置)

SIEMENS 社製 SymbiaT2

### 結果)

腫瘍シンチグラフィ全体における陽性率は全身 (Static) 像では  $41/88 = 47\%$ 、SPECT・CT では  $57/88 = 65\%$  であった。骨シンチグラフィにおける陽性率は全身 (Static) 像では  $31/61 = 51\%$ 、SPECT・CT では  $38/61 = 62\%$  であった。ガリウムシンチグラフィにおける陽性率は全身 (Static) 像では  $9/25 = 36\%$ 、SPECT・CT では  $18/25 = 72\%$  であった。

### 考察)

腫瘍シンチグラフィにおける陽性率は全身 static 画像に比較し SPECT・CT では向上する。特にガリウムシンチグラフィでは SPECT・CT により陽性と判断されるケースが多く見受けられた。それは SPECT により腫瘍/BG が向上するのに加えて CT により異常集積部位の解剖学的位置が確認されることによる。また、骨シンチグラフィの場合 SPECT による検出率は Static 画像に対して差ほど向上しないが SPECT・CT で溶骨型の転移性骨腫瘍が確認されたことから積極的に SPECT・CT を施行するべきである。

### 結語)

腫瘍シンチグラフィにおける SPECT・CT は陽性率が向上し、またその異常集積の解剖学的位置の確認が可能である。



## 7. ゼヴァリンの概要

富士フィルム RI ファーマ株式会社 仙台支店  
菊地 紀章

【はじめに】

従来から、進行期低悪性度 B 細胞非ホジキンリンパ腫にはいろいろな治療選択肢が試みられてきたが、生存期間の延長に寄与する最適の治療法について、一致した見解が得られていない状態が続いていた。近年、ヒト/マウスキメラ型抗体であるリツキシマブが登場してからは、R - CHOP 療法(リツキシマブ + CHOP 療法)が標準的治療法に最も近い療法として位置づけられている。しかし、R - CHOP 療法を受けても多くの患者は再発・再燃を繰り返し、そのたびに治療の奏功期間が短縮してくることから、再発・再燃患者に対する新たな治療戦略が求められてきた。RI(アイソトープ)標識抗体療法は、そのもっとも有望な治療戦略の一つである。

【特徴】

ゼヴァリンによる RI 標識抗体療法では、標的細胞である CD20 陽性の B 細胞性非ホジキンリンパ腫に放射性同位元素を集積させるため、CD20 抗原に対するマウス型モノクローナル抗体であるイブリツモマブ(遺伝子組換え)にキレート剤を共有結合させた修飾抗体であるイブリツモマブ チウキセタン(遺伝子組換え)を用い、この修飾抗体に  $\beta$  線を放出する放射性同位元素であるイットリウム( $^{90}\text{Y}$ )を標識し、イットリウム( $^{90}\text{Y}$ )イブリツモマブ チウキセタン(遺伝子組換え)として投与する。イットリウム( $^{90}\text{Y}$ )から放射される  $\beta$  線は、イットリウム( $^{90}\text{Y}$ )イブリツモマブ チウキセタン(遺伝子組換え)が結合した腫瘍細胞だけではなく近傍の腫瘍細胞にも照射されるため、大きな腫瘍や血管分布の少ない腫瘍に対する効果も期待される (Fig.1)。ここでは国内第 Ⅰ 相試験の結果を示した (Fig.2)。

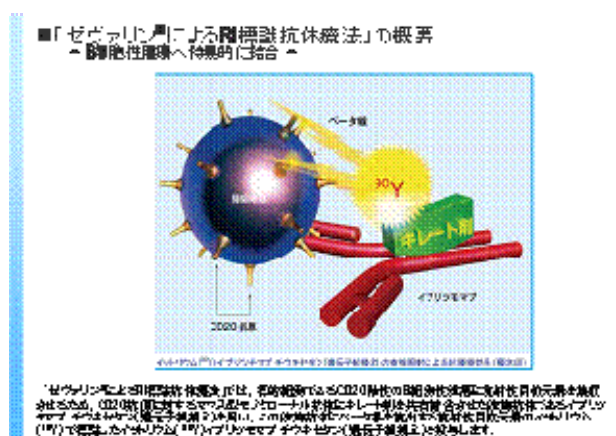


Fig.1

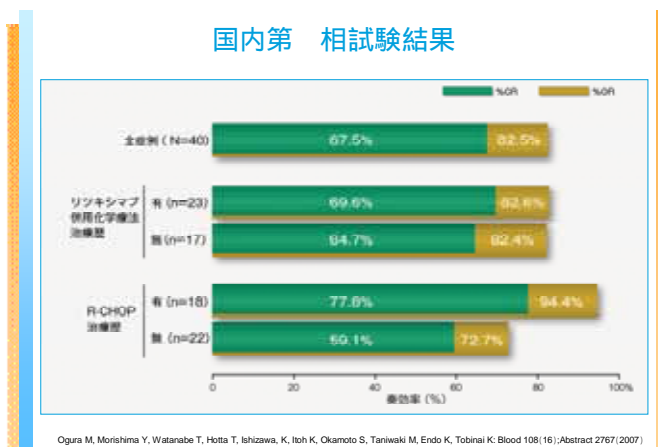


Fig.2

【まとめ】

ゼヴァリンによる RI 標識抗体療法は、CD20 陽性の再発または難治性の低悪性度 B 細胞性非ホジキンリンパ腫 (NHL)、マントル細胞リンパ腫 (MCL) の患者様を対象に、治療用放射線を標的腫瘍細胞に直接照射して抗腫瘍効果を得ることを目的とした、従来の化学療法や抗体療法などとは異なる作用機序を有する革新的な治療法である。

## 8. 心筋 SPECT における収集条件の最適化

日本メジフィジックス 画像情報センター  
柳沢正道

SPECT における収集条件については、ピクセルサイズやコリメータの選択、プロジェクション方向数や収集モードなど様々な変動要因がある。特に心筋 SPECT については、体位、前処置と撮像開始時間、検出器の数と配置、180 度収集か 360 度収集か、円軌道か非円軌道かの違い、さらには同一患者においても、Stress と Rest (RD)、心電図同期か非同期か、など複雑な要因があり、標準化されていないのが現状である。

これらの要因のうち、コリメータ、収集カウント、収集角度範囲と近接収集について、どのように心筋 SPECT の画質に影響を及ぼすか、画質の比較検討を行った。

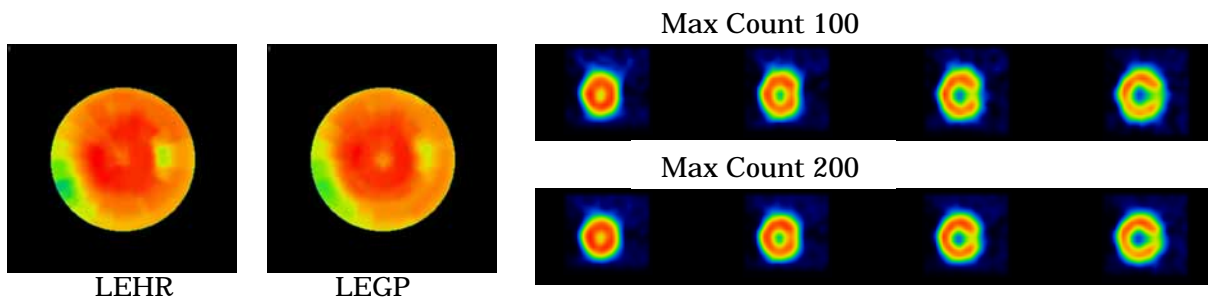


図 1 コリメータの違い

図 2 収集カウントの違い

図 1 にコリメータの違いによる、Polar map での欠損の描出のされ方の変化を示す。ここではどちらのコリメータも同一の収集カウントが得られている場合をシミュレーションしている。システム分解能に優れる LEHR コリメータの方が、欠損部の境界がより鮮明に描出されている。

しかしながら、現実的には同一の収集時間で撮像を行った場合、感度に劣る LEHR コリメータの方が収集カウントが少なくなる。図 2 に収集カウントの違いによる画質の違いを示す。収集カウントが少ないと S/N が劣化し、統計ノイズが目立つ画像となる。臨床でもタリウムでの負荷心筋血流検査の場合、洗い出しにより RD のカウントは正常な場合 50%程度になる。収集カウントが不十分な場合にはよりノイズの影響を受けやすく、Stress と RD の画質に差を生じることがある。この場合、RD の収集時間を長くする、前処理フィルタのパラメータを変える、などの対応が必要となる。前処理フィルタについては、一般的にバターワースフィルタが用いられることが多いが、カットオフ周波数により画質が大きく変わるので、慎重な設定が必要である。

近接収集についてはいわゆる「11 時方向の偽欠損」と呼ばれる極端な欠損を生じる場合があり(図 3)、これは検出器の配置や被検者のポジショニング、近接の程度により、プロジェクション方向により心筋(特に心尖部)と検出器の距離が変わり分解能

が変化することが原因である。  
これらの収集条件に起因する画質の変化の特性を十分に理解し、再現性の高い収集を行うとともに、適切な処理・表示条件の設定が必要である。

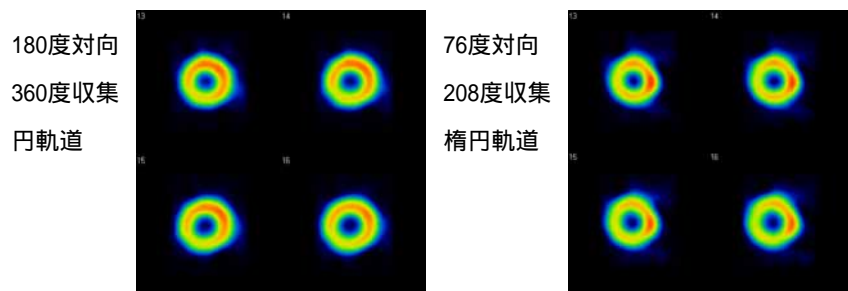


図 3 収集角度範囲と軌道の違い



## 9. インプラントに求められるCT画像の検討

医療法人社団 山形愛心会 庄内余目病院 放射線科

五十嵐 源 瀬尾 辰徳 中根 寛之 村上 歩 荒生 司 佐藤 誠

村上 昌隆(神奈川歯科大学)

荒 博範(庄内余目病院 口腔外科医師)

### 【目的】

近年の歯科医療技術の発達に伴い補綴にかわる新技術としてインプラントが施行され、その実施に伴いCT撮影画像が精度の高さから術前評価として注目されるようになった。そこで、インプラントの術前評価に耐えうる至適CT撮影法とはどのようなものであるのか検討した。

### 【研究方法及び使用機器】

#### 研究方法

インプラントの画像診断においてCT画像に求められる情報を検討し、撮影条件を含めた評価表を作成した。その評価表をもとに臨床で撮影された2009年2月～4月のうちの10例を口腔外科医師1名が評価し、それらを踏まえた上でインプラントにおいて有用とされる至適CT撮影法を考察した。

評価は ×( :良好 :やや不良 ×:不良)で行ない、撮影条件は全て同一条件とした。

使用機器 CT : Aquilion64(東芝)

デンタルCTソフト : CTに内蔵されているソフト(東芝)

### 【結果】

評価表を使用して画像評価したところ4項目で 評価が見られたが、その他の項目は全て 評価であり、概ねインプラント術前評価に耐えうる画像であった。

### 【考察】

結果より、インプラント術前評価に耐えうる画像の撮影法を考察すると以下ようになる。

- ・画像はパノラマ像とクロスカット像が必要不可欠で、下顎のパノラマ像は症例によって、下歯槽管を描出する画像とオトガイ孔前方を描出する画像が必要な場合がある。
- ・クロスカット像は狭い間隔で作成する。
- ・アーチファクトの影響や構造物の描出を考慮し、ウィンドウ幅・レベルや再構成関数、フィルタを調整する。
- ・低被曝に努める。
- ・スライス厚1.0mm、テーブル移動速度1回転1.0mmの撮影条件に準じた条件で撮影を行ない、ガントリーは傾けないようにする。
- ・歯冠側から見た画像として、3Dやアキシャル像も積極的にルーチンへ取り入れる。
- ・フィルムは計測しやすいようにライフサイズで表示する。

### 【結語】

定期的な画像評価は、画像が持つ情報量の確認及び撮影法の再検討に役立つと考える。これからも患者様に有益な情報を提供するため努力していきたい。

## 10. X線管焦点サイズが冠動脈ステント CT 撮影時の画像におよぼす影響について

日本海総合病院 放射線部

渋谷 幸喜 水口 雄治 菅原 由佳

### 【目的】

X線管焦点サイズが、微小構造である冠動脈ステントCT撮影時の画像におよぼす影響について基礎的検討を行なうこと。

### 【方法】

(1)CT 装置 Aquilion64(東芝メディカル)、撮影条件 120kv.helical pitch1.41(Beam pitch0.64)

Scan F.O.V.320mm、小焦点 0.9×0.8mm 150mA、大焦点 1.6×1.4mm 175mA.

(2)撮影対象物 冠動脈ステント:Radius、内径 3.5mm、ストラット厚 0.045inch.(約 0.1mm)、材質 Nichinol (Boston Scientific) BX Velocity 内径 2.5mm ストラット厚 0.0055inch 材質 Stainless Steel (Johnson & Johnson K.K.)

自作ファントム:内筒アクリル樹脂、内径 20mm、ストラット厚 0.28mm、材質 銅

### 【検討項目】

(1)ステント、ファントムの Axial 画像、M.I.P.画像の視覚評価(2)ステント装填臨床例の CPR 画像、Axial 画像、MIP 画像と CAG 画像の比較評価

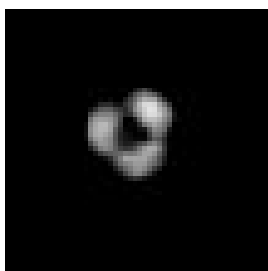
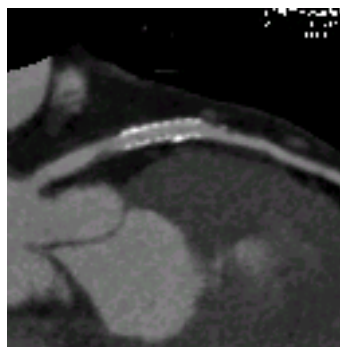
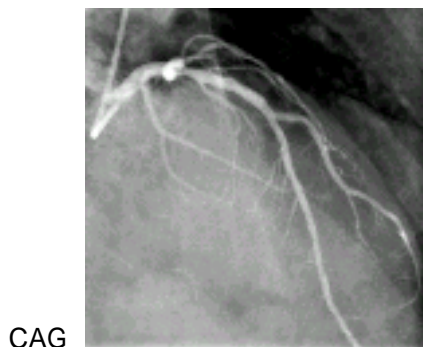
### 【結果】

(1)ステントの形状は、小焦点が大焦点より高解像力で描出した。

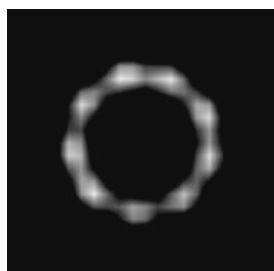
(2)半陰影は、小焦点が大焦点より小さく、Bloomig Artifact も同様の傾向を示した。

(3)半陰影の CT 値は、隣接する陰影に影響をおよぼし、半陰影と陰影が重なる部分は、ステント本来の陰影より高輝度に描出する場合があった。

(4)ステントをスキャンする時は、半陰影(Bloomig Artifact)の影響を最小限に抑えるため、可能な限り小さな X 線管焦点サイズを用いるべきである。



小焦点 BX Velocity 2.5mm



Radius 2.5mm



自作ファントム 20mm