



学術特集 最新 CT

X 線 CT 装置の変遷から

Dual Energy CT の概説と臨床使用 (新型検出器の特性まで)

済生会川口総合病院 診療放射線部 放射線技術科 富田 博信

SOMATOM Definition Flash の使用経験

済生会川口総合病院 診療放射線部 放射線技術科 志藤 正和

整形領域における CT 検査について

済生会川口総合病院 診療放射線部 放射線技術科 城處 洋輔

X線CT装置の変遷からDual Energy CTの概説と臨床使用 (新型検出器の特性まで)

済生会川口総合病院

診療放射線部 放射線技術科 富田 博信

1.1 X線CTの誕生から変遷

X線CTの誕生は、今から約100年前にさかのぼり、1917年 J.Radon (オーストラリアの数学者)により画像の再構成について数学的に証明された。これはラドンの画像再構成則で、「二次元あるいは三次元物体は、その投影データの無限集合から一意的に再生できる」というものであり理論的に証明された。しかし、演算装置の開発が当時はほとんどなく、理論上の者としての登場が先行した。当時の演算の原理に関しては、現在のCT装置の再構成にも用いられている。

その後実機の開発に関しては20年余りが経過した1945年 高橋信次 (名古屋大学：電波天文学)により回転横断撮影法が開発された。これはX線CTの基礎となった技術である。さらに20年ほど経過した1967年 Hounsfield (英国・EMI社)により、X線CT装置の開発が本格化され、1973年 EMI スキャナの商品化により、臨床の場にX線CTが登場した。国内においては、1975年 国産CT第1号機 (日立CT-H)が開発され、1987年にはヘリカルスキャンの基礎実験開始、1990年 TCT-900S/HELIX (東芝)商品化に成功した。さらに、1998年には、マルチスライスCTスキャナが開発され、以降多列化が進み、現在では320列Area Detector CT (ADCT) までも登場している。図1にX線CTに関する技術革新の主歴史を示す。



図1：X線CTの主な歴史

1.2 X線CTの世代変遷

先に示したごとく、CT装置の発展は年を追うごとに進化してきた。ここで1972年のEMIスキャナ開発以来、データ収集方法も世代を追って変化し、第一から第五世代に分類される。第一世代 (Translate/Rotate方式) はSingle pencil beamで、検出器は1個あるいは2個、スキャン時間は約300秒もかかっていた。

第二世代 (Translate/Rotate方式) はNarrow fan beam (fan角度は3~15度) 検出器は数個から数十個、スキャン時間20~120秒、第三世代 (Rotate/Rotate方式) は、Wide fan beam (FOV全体をカバー) になり、検出器は数百個でスキャン時間は1~10秒とされていたが、現在のほぼ全てのCT装置はこの第三世代であり、現在は最速で0.27sec/rotの装置も登場している。

その後の世代として、第四世代 (Stationary/Rotate方式) や、新第四世代CT N/R (Nutate/Rotate) Wide fan beam (FOV 全体をカバー) 検出器は約2000個以上、スキャン時間1~10秒、第五世代 (電子ビーム偏向型) CVCT (Cardio Vascular CT) スキャン時間0.05秒がIMATRON社より開発されたが、ごく一部の使用にとどまった。

現在主流の第三代方式のマルチスライスCTは、1998年頃の4列から、2002年には16列、2004年には64列、2008年には320列CTも発表され、現在に至っている。世代別に表1に世代別比較表を示す。

表1: X線CT世代別比較表

世代	X線走査方式	X線ビームの形状	検出器の数
第一世代	回転・横行	単一ビーム (ペンシルビーム)	1~2個
第二世代	回転・横行	扇状のファンビーム (3° ~ 15°)	数個~数十個
第三世代	回転	扇状ビーム (30° ~ 40°)	数百個
第四世代	回転	扇状ビーム (30° ~ 50°)	2000個以上

2.1 Dual Energy Imagingの始まりと考え方

以前までのX線CTでは、単一の (連続スペクトル) 管電圧を利用することで物質の線減弱係数の違いから透過X線を検出器に投影データとして取得し、Filtered back-projection (FBP法) を用いて単一のサイノグラムを使い画像を再構成している。

ここで今日、臨床においても使用されている、Dual Energy Imagingの原理を考えると、物質の減弱がX線の平均エネルギーによって異なることを利用した画像化の手法である。現在の医療において、一般的に使用されているX線は、連続スペクトルをとるが、異なる2つの管電圧を比較すると、その実効エネルギーには差異があることは容

易に理解できる。この2つの異なったエネルギーの差により、組織減弱係数も変化するので、これら2つのデータの違いを元に、各々から計算して、物質を弁別しようとしたものが基本的な考え方である。例を挙げると、それぞれの組織、例えば骨、造影剤、脂肪、軟部組織などは組織組成に依存した異なるコントラスト差を生じるため、それぞれを適切に分離し、弁別画像表示が可能となる。

2.2 Dual Energy Imagingの歴史

Dual Energy Imagingの考え方の歴史は、40年ほど前には既に、論文化されている。Dual-Photon Absorptiometry (DPA) Photon-Counting法、に関しては1974年、1987年、Multi-Layer Detectorを用いたSandwich Detector法に関しては1987年、Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DXA) に代表されるkV-Switching法に関しては、1989年、1990年に相次いで出されている。これらの理論などに基づき、各メーカーにおいても、様々な手法が研究されてきた。これらの論文は開発に影響を与え、Multi-Layer Detectorを用いたSandwich Detector法に関しては、各メーカーにて検討されたが、現在臨床実機では使用されていない。kV-Switching法に関しては、現在のGEヘルスケアにて実機に搭載し、現在臨床においても使用されている。シーメンスでは、当初1986年にkV-switching方式として、開発がスタートされたが、データ収集の手法においてロバスト性に欠けることから、臨床応用されるには至らなかった。その後、現在臨床においても実機に搭載されている2管球装置が研究され、登場することとなった。

2.3 Dual Energy Imagingにおける画質向上のための要素

X線CTのDual Energy Imagingにおける高画質化の基本的要素としては、異なる2つの撮影管電圧のX線エネルギー差はできるだけ大きく、それらの投影データには、空間的・時間的誤差が限りなく小さく、さらには撮影された画像の低エネ

ルギー側、高エネルギー側双方とも、同等の画質 (SNR) であることがあげられる。現在、市販されているDual Energy Imagingが可能なX線CTを考えるとおのずと上記のような特徴が実装されていることが理解できる。先にも示した通り、現在臨床実機で高精度なDual Energy Imagingが可能な装置は、kV-switching方式と異なる2つのX線管球を持つDual Source CT、一つの管球より、異なるエネルギーにて同一部位を2回撮影し、Dual Energy Imagingを取得する、Dual Spin方式の装置も登場しているが、動きの速い部分への臨床使用に関しては、kV-switching方式、Dual Source CT機種にアドバンテージがあると考えられる。

3.1 高速kV-switching CT

高速kV-switchingを可能にするためには、検出器のアフターグローが極力少ないことが求められ、新たなCT検出器素材であるGemstoneを採用した。この検出器の最大の特長はSPEEDであり、発光スピードは、一般的な検出器素材のGOS (ガドリニウムオキシ硫化物) のX線反応速度3msecに比べて、100倍以上とされる0.03msecである。これにより、1管球、1検出器の既存第三世代X線CTシステムを用い、異なる2つのkVを高速にスイッチングすることにより、ヘリカルスキャンでの連続したデータ収集が可能となった。このCTは、50cmの撮影範囲でのDual Energy撮影が可能であり、全身領域に対応することができる。概要模式図を図2に示す。

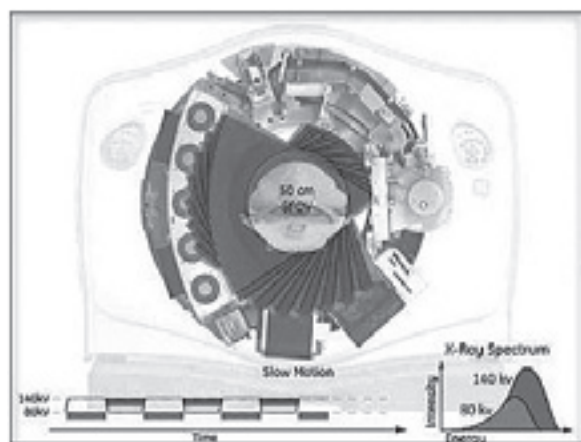


図2：高速kV-switching CT 模式図
(GEヘルスケアより提供)

3.2 Dual Source CT

Dual Source CTは、ガントリ内に2組のX線管球と検出器 (128スライス) がそれぞれ約95°オフセットされた配置を有している。Dual Energy Imagingの撮影時には、この2組の管球から高電圧・低電圧の異なる管電圧のX線を同時照射しながら、スパイラルスキャンによってデータ収集を行う。さらにそれぞれの管電圧で独立して線量の制御が可能である。装置概要模式図を図3に示す。

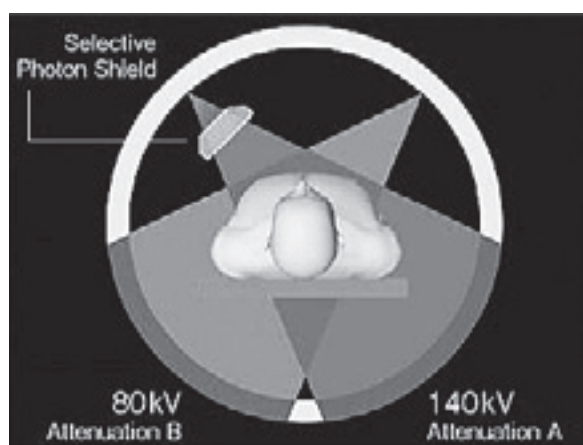


図3：Dual Source CT 模式図
(シーメンスジャパンより提供)

3.3 Dual Spin CT

Dual Spin CTでは、1管球で電圧を切り替え、2回転で異なるX線エネルギーの画像を収集する方式である。これは、回転ごとに自由な撮影条件設定が可能なので、高速回転による高い時間分解能を維持したまま、Dual Energy撮影が可能であり、各回転で管電流を切り替え撮影することが可能である。これにより低エネルギー側の画像、高エネルギー側の画像共に必要にして、十分なSDを担保することができる。

4.1 Dual Energy Imagingの実際

現在、当院で使用している装置は、Dual Source CTであり、そのDual Energy Imagingのアプリケーションは、大きく分けてGeneral ApplicationとClinical Applicationが搭載されている。

General Applicationでは、高電圧の画像と低電圧の画像を任意の比率で、重み付け加算が可能なDual Energy Imaging Composition（以下DE Composition）と、仮想的な単色X線エネルギーの画像を作成することが可能なMonoenergetic Imageの2種類に分けられる。DE Compositionは、それぞれの加算比率を任意に変えることができるため、読影目的に応じたコントラストの画像、second contrastを任意に得ることが可能である。

Clinical Applicationでは、骨と造影剤のような2つの異なる組成の分離を行う一般的な“Two-material decomposition”をベースに、それをさらに拡張し、脂肪・軟部組織・造影剤のような3つの異なる組成を識別することができる図4に示すような“Three-material decomposition”をベースとしたものが搭載されている。Three-material decompositionは、造影剤成分のみを抽出した画像（Iodine Map）や、その比率を変えた画像を作成することが可能である。また造影画像から造影剤成分を取り除くことで、仮想的な非造影の画像を作り出すことも可能である。現在、このmaterial-decompositionをベースとしたClinical Applicationは12種類リリースされている。

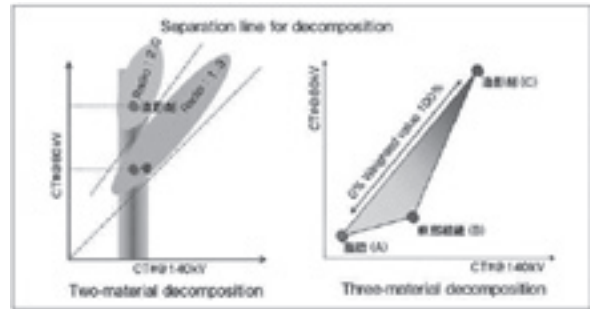


図4：Three-material decomposition概念図
(シーメンスジャパンより提供)

5.1 Dual Energy Imagingの臨床使用例（頭頸部（けいぶ）領域）

前述してきたDual Energy Imagingを使用し、実際の臨床画像を以下に紹介する。主に使用するアプリケーションは、脂肪・軟部組織・造影剤のような3つの異なる組成を識別することができるThree-material decomposition法を用い、仮想的な非造影（Virtual Non Contrast：以下VNC）の画像を作り出す。このVNC画像をMASK像とし、単純CTを撮影することなく、一度の造影撮影のみにて造影画像から、従来と同様なSubtraction 3DCTA画像を取得することが可能となった。

この手法は、ワークステーションの恩恵も受けている。現在のワークステーションにおいては、Subtraction 3DCTA作成に当たり、3軸（X,Y,Z）位置合わせ機能や、異なったFOVや画素にも対応できるピクセル（ボクセル）サイズの自動変更、非硬体処理、対象CT値（閾値（いきち））の選択など多くの補助機能が搭載されている。

ここでDual Energy撮影可能な装置において、頭頸部（けいぶ）の骨除去には、骨と造影剤のような2つの異なる組成の分離を行う一般的な、“Two-material decomposition”を用いて骨を弁別し、血管の抽出はCT装置本体アプリケーションにて可能である。しかし、被写体個々の違い（骨密度、造影剤の濃度など）により失敗することも少なくはない。テラリコン社製Aquarius iNtuitionでは、MASK像閾値選択が可能であり、この機能を利用することによってVNC画像より骨部分を抽出し、それをSubtraction後の画像に反映することに

より骨のSubtraction処理ができる。さらに除去した骨部分のCT値を任意に設定ができるので、3DCTA作成する時の処理に関しても格段に簡略化でき、図5に示すような高品質の画像が提供できる。

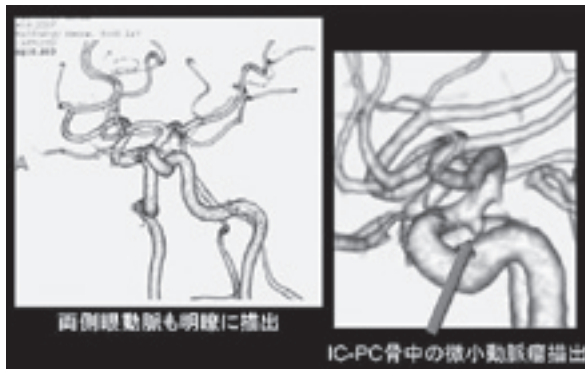


図5：Dual Energy CTA
Virtual image subtraction

一方、ここで認識しておきたいことは、VNC画像の空間分解能は、元画像に比較して劣化しているが、Subtraction3DCTAの有用性は骨を有効的に除去することで、この部分の血管径を考えた場合、この程度の画像劣化はあまり問題とならない。しかし、作成するに当たり、我々は画像の劣化特性の理解は必要と考える。

5.2 ワークステーションの恩恵

現在のワークステーションにおいては、Subtraction 3DCTA作成に当たり、3軸 (X,Y,Z) 位置合わせ機能や、異なったFOVや画素にも対応できるピクセル (ボクセル) サイズの自動変更、非硬体処理、対象CT値閾値の選択など多くの補助機能が搭載されている。

ここでDual Energy撮影可能な装置において、頭頸部の骨除去には、骨と造影剤のような2つの異なる組成の分離を行う、一般的な“Two-material decomposition”を用いて骨を弁別し、血管の抽出は、CT装置本体アプリケーションにて可能である。しかし、被写体個々の違い (骨密度、造影剤の濃度など) により失敗することも少なくはない。

本法では、ワークステーションを用いSubtraction法にて処理をしているが、VNC画像をSubtraction法に使用する場合には2つの留意点がある。まず第一に空間分解能が元画像や仮想モノクロマティック画像と比較して、劣化することである。これは出来上がりの画質にも影響する。さらに、図6に示すように、ファントム実験では (豚の骨の周りに120kvで300HU程度に調整した希釈造影剤を封入したファントム) VNC画像の造影剤CT値は、軟部組織同等の40~50HUに計算されるも、骨部のCT値においては元のCT値 (実効エネルギーにより差異はあるが) の半分以下の1000HU程度になってしまう。

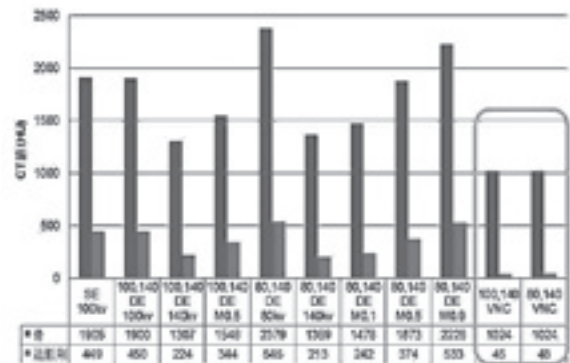


図6：Dual Energy画像における
ファントム画像のCT値

通常これをSubtractionすると、MASK像における骨のCT値の方が低くなってしまいうので計算上は骨が残ってしまうが、前述の通り、テラリコン社製Aquarius iNtuitionでは、MASK像閾値選択が可能であるので、この問題は解消できる。

5.3 撮影の実際

当院における、現在のDual Energy撮影プロトコルは、80kvp、140kvpのプロトコルを選択している。従来、頭部3DCTAのメーカー推奨プロトコルは100kvp、140kvpであるが、シーメンスの新しい検出器の「Stellar Detector」の恩恵により、80kvの使用が簡便となった。この新検出器の特徴に関しては後述する。撮影線量に関して、

装置表示値はCTDI_{vol}で18.6mGy程度であり、今後、逐次近似再構成の併用により、さらなる低減も可能と考える。撮影手順は、煩雑さもなくいつだって簡単で、テストインジェクション後に造影撮影のみ撮影するだけである。これにより従来のMASK撮影をする手技が短縮でき、状態の悪い被験者への迅速な対応も可能である。また造影画像より再構成するので、ミスレジストレーションのリスクも大幅に解消される。当院使用のシーメンス社製Dual Source CTに関しては、90°オフセットシステムであり、今回の元画像再構成に関しては（スライス厚1mm、再構成間隔0.5mm）、画像のズレはほとんどなく、ミスレジストレーションもほぼ起こらない結果となった。

6.1 Dual Energy Imagingの臨床（下肢動脈）

下肢動脈領域にもDual Energy Imagingの恩恵は大きい。当院での主な対象は、閉塞性動脈硬化症（arteriosclerosis obliterans以下ASO）や下肢閉塞性動脈硬化症（peripheral arterial disease以下PAD）である。PADの危険因子としては、高齢・高血圧・脂質異常症・喫煙などが挙げられるが、糖尿病が最も強い影響を及ぼしており、より進行したPADの状態である重症下肢虚血（critical limb ischemia:CLI）も少なくない。CLIになると、6カ月以内にその30%が下肢切断を余儀なくされ、さらに20%が死に至る。従って、PADは予後不良な疾患であり、早期発見・早期治療が必要な疾患と考える。しかし、リスクからも想像できるように、CT検査を行う患者は、動脈硬化がかなり進んだ症例が多く、ほとんどのケースで石灰化を呈している。石灰化は血管の狭窄診断には障害となることが多く、従来の検査では、読影に関しても困難を有することが多かった。しかしながら、Dual Energy Imagingを用いることで石灰化が効率よく分別でき、診断能向上にも寄与している。実際に有用であった症例を図7・8に示す。

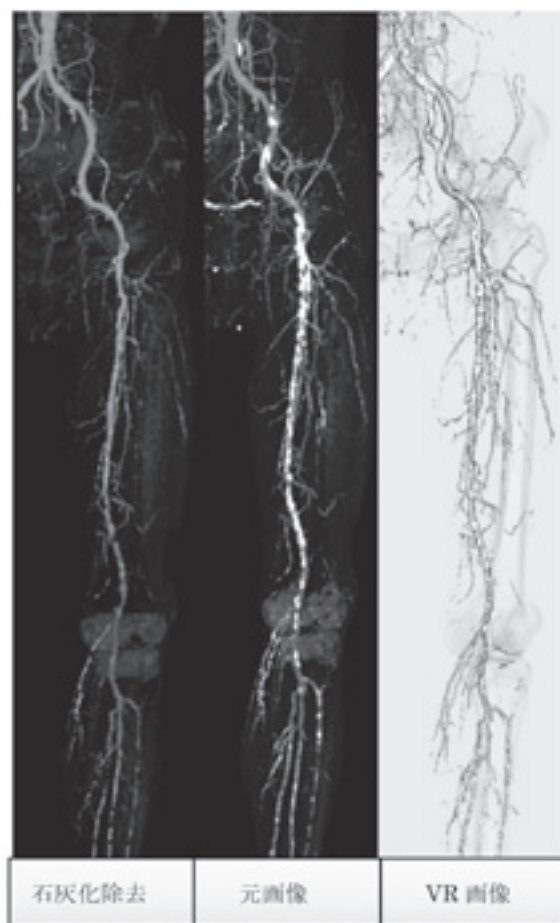


図7：140kv 80kvによるDual Energy撮影

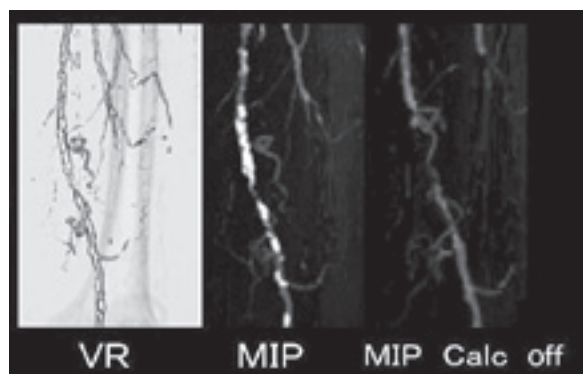


図8：140kv 80kvによるDual Energy撮影
高度石灰化に対して骨除去前と除去後の比較

6.2 Fontain分類やRutherford分類

実際の検査オーダーが入ると、当院では血管外科医からのコメントに、PADの病期と症状を結びつけた、Fontain分類やRutherford分類が重症度の評価に用いられ、記載されていることがあるので参考までに以下に示す。

Fontain分類

- 1度：無症状
- 2a度：軽度の跛行
- 2b度：中程度から重度の跛行
- 3度：虚血性安静時疼痛
- 4度：潰瘍・壊死

Rutherford分類

- 0度0群：無症状 循環動態からみても有意な閉塞性病変なし
- 0度1群：軽度跛行
- 1度2群：中等度跛行
- 1度3群：高度跛行
- 2度4群：虚血性安静時痛
- 3度5群：軽度組織消失 非治癒性潰瘍、後半足虚血を伴う限局性壊疽
- 3度6群：広範な組織喪失 TMよりも高位に拡大、もはや機能的足部リム・サルベージ不能

7.1 X線CTにおけるフォト・ダイオード・AD変換回路一体型検出器の基礎特性

当院に導入された、シーメンスの新しい検出器である、フォト・ダイオード・AD変換回路一体型検出器「Stellar Detector」の特徴を記す。従来の検出器では、低線量撮影した場合、信号値が下がることでSNRが低下し、撮影線量低減に限界が生じていた。しかし、この検出器では、アナログデジタル変換を行うADコンバータを、シリコン（シンチレータ）の下に蒸着する技術を開発し、入射したX線をデジタル信号として取り出せるようなICチップ化を図ることにより、低線量領域においての画像SDが改善している。以下図9に示す。

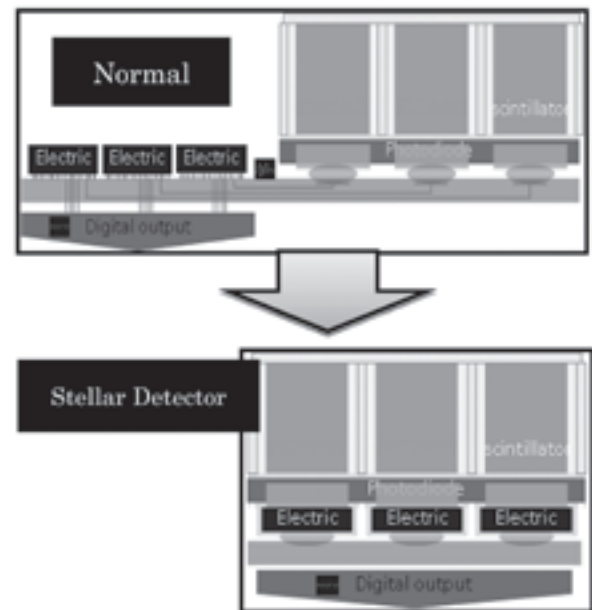


図9：Normal Detectorから Stellar Detectorへの変化

概説すると、CTのディテクタは、X線をシンチレータで光に変換し、フォト・ダイオードで光から電気信号に変換する。フォト・ダイオードからはアナログ信号で出力されるが、この部分でクロストークといわれる、アナログ回路上のノイズが常に存在する。低線量撮影の場合、信号の値が下がることでSNRが低下するため、線量低減に限界が生じていた。Stellar Detectorでは、アナ

ログデジタル変換を行うADコンバータを、シリコン（シンチレータ）の下に蒸着する技術を開発し、入射したX線をデジタル信号として取り出せるようなICチップ化を図った。これはシーメンスの独自技術であり、デジタル信号として取り出すことでノイズを大幅に低減している。以下に実測したデータを示す。

7.2 Stellar Detector特性

(Standard Deviation : SD)

Stellar Detectorの物理特性としてまず30mAs一定として管電圧を80kV~140kVに変化させたときの画像SDを測定した。測定は直径25cmの水ファントムを用いNormal検出器と比較した。結果は、図10に示すように低電圧ほど画像SDの改善が見られた。

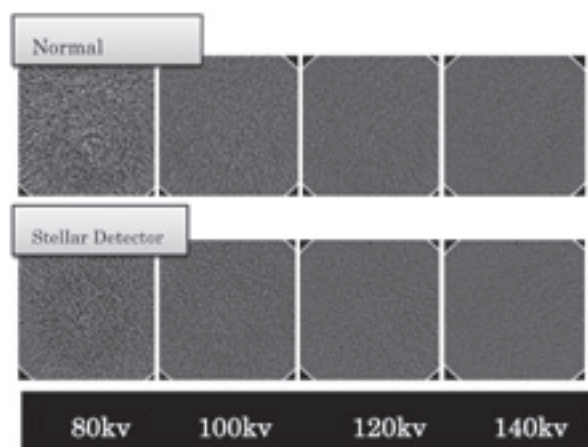


図10：30mAs一定で管電圧の変化に伴う画像SDの変化

また図11a・bのグラフにより、SD値の変化で見えていくと、80kV, 30mAsは27%もの改善があるが、mAsの増加とともにその効果の割合は小さくなっていることが分かる。さらに図11のグラフでは、120kVの時のmAsの変化とSDを示しているが、80kVの時ほどSDの変化に差はなかった。しかし、低いmAsの時ほどSDは、改善傾向にあることが分かる。通常の撮影SDを考えると、常用領域でも数%のSD改善が得られることも追記しておきたい。

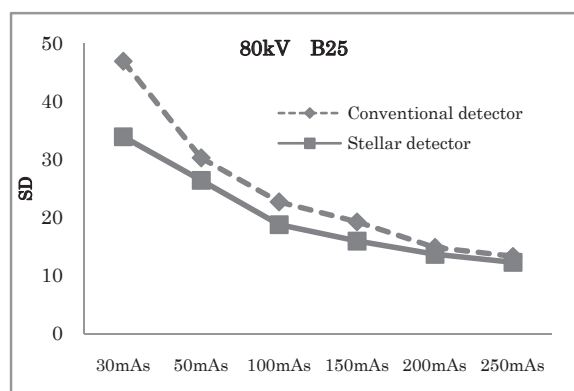


図11a：80kVにおけるmAsの変化と画像SD再構成関数はB25を使用

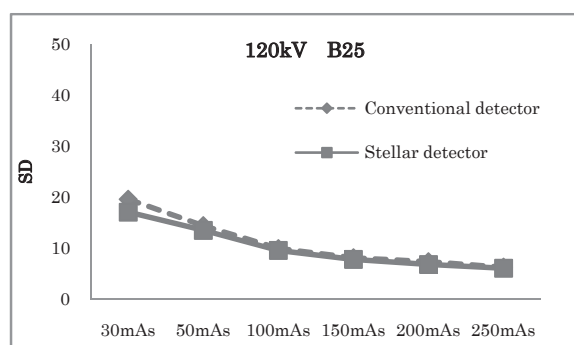


図11b：120kVにおけるmAsの変化と画像SD再構成関数はB25を使用

7.3 Stellar Detector特性

(Noise power spectral : NPS)

図12~15に管電圧が80kVの時mAsの変化とNPSの変化を示す。SDの変化と同様、低線量領域での変化は顕著であり、時に周波数成分の向上を認めた。このことは低線量領域において、低コントラスト検出能が向上していることが示唆される。本稿には掲載していないが、100kV, 120kVのときのNPS曲線も同様な傾向であったが、低周波成分の改善は80kVほどではなかったことを付け加える。Stellar Detectorの特性として、特に低線量領域での威力が顕著であることが分かった。

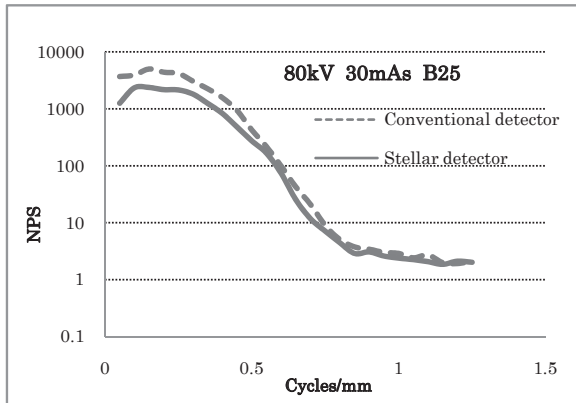


図12：80kV 30mAsにおけるNPSの変化

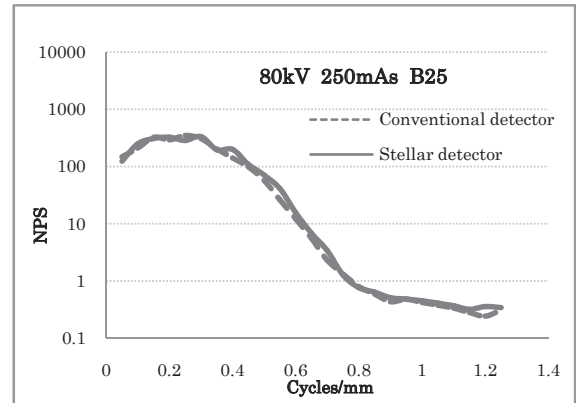


図15：80kV 250mAsにおけるNPSの変化

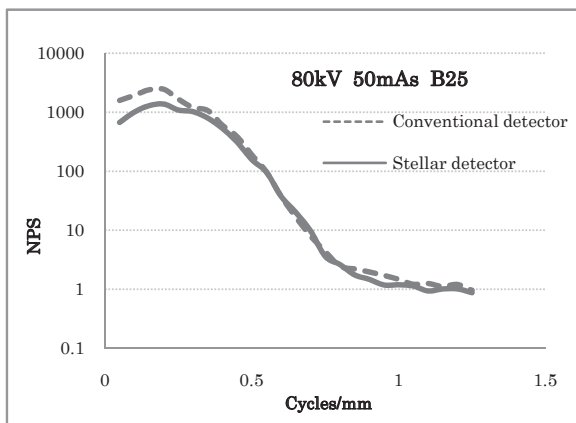


図13：80kV 50mAsにおけるNPSの変化

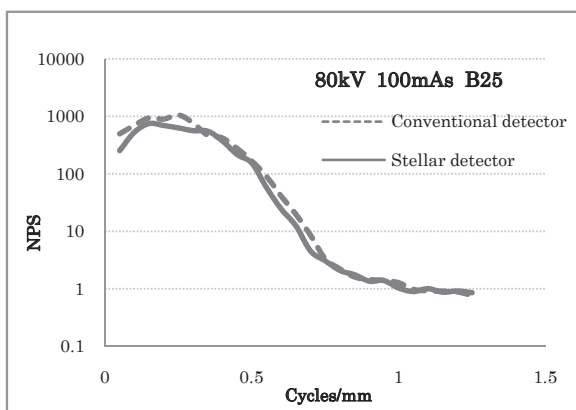


図14：80kV 100 mAsにおけるNPSの変化

7.4 Stellar Detector特性

(ストリークアーチファクト)

水ファントムの両脇に豚の骨を配置し、ファントム内にストリークアーチファクトを発生させ、その低減効果に関して実験した。図16に示すように低mAsにおいて、アーチファクト低減が顕著に認められた。また、表示SDに関してはストリークの強い部分を測定した値であるので参考値として考えていただければ幸いである。

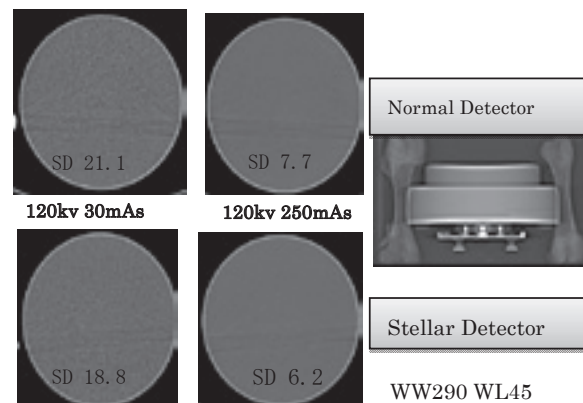


図16：mAsの変化とストリークアーチファクトの変化

7.5 Stellar Detector特性

(X-Y平面Modulation Transfer Function : MTF)

自作ワイヤーファントムにて中心から2cm付近のMTFに関して、再構成関数を変化させ、それぞれを比較した。結果を図17~19に示す。

軟部関数、骨関数共にほぼ同様なMTF曲線であり、検出器が変わっても同一再構成関数においては同等の空間分解能であることが分かった。B60の時は若干Stellar Detectorの特性が良く見えるが測定誤差の範ちゅうと考える。

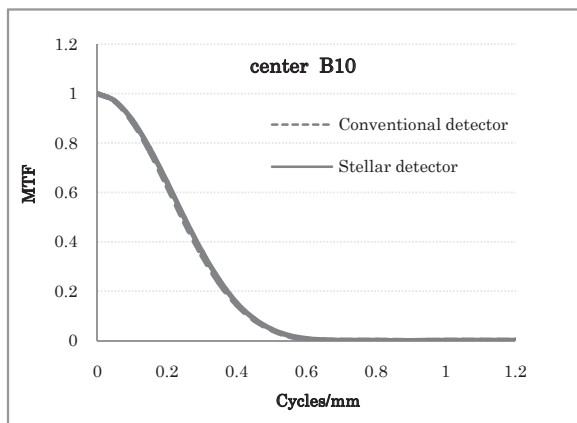


図17：再構成関数B10（軟部）のMTF曲線

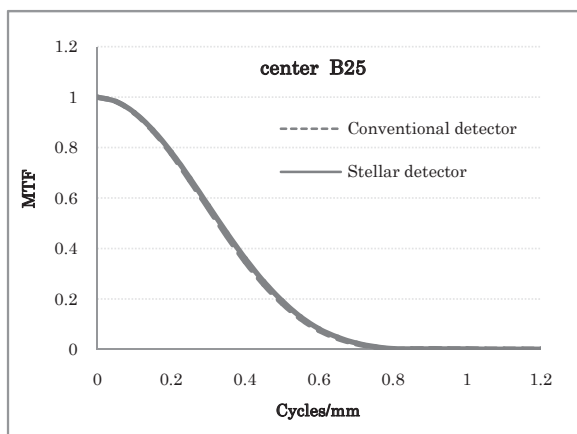


図18：再構成関数B25（軟部）のMTF曲線

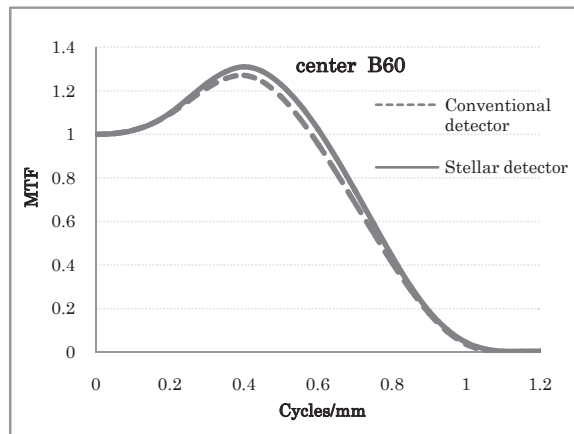


図19：再構成関数B60（骨）の時のMTF曲線

7.6 Stellar Detector特性のまとめ

今回の実験より画像SDに関しては、低線量ほど改善効果があった。NPSに関しては、低線量ほど低周波領域で改善され、線量増加に伴い、全周波数域で一致した。このことより、低コントラスト検出能線量不足の時には若干向上することが示唆された。ストリークアーチファクトに関しては、視覚的にもアーチファクト低減が認められた。

MTFは、同一番号の再構成関数ではほぼ変化しないことが分かった。

今回の実験の結果を考察すると、低線量では回路からの電気ノイズ低減や、AD変換の信号低下抑制による効果は、高線量域に比べ大きいので、肺がん検診などの低線量撮影に有用性が示唆された。

今後、次回のバージョンアップにてクロストークの低減による実効スライス厚の改善がみられるようなので、さらに検証していきたい。

謝辞：今回ファントム測定するに当たり、協力していただいた、埼玉医科大学総合医療センター、

春日部市立病院のCT担当の皆様、この場をかりて、お礼をさせていただきます。



[執筆者紹介]

富田 博信
埼玉県済生会川口総合病院放射線技術科 技師長
勤務先での主な勤務はCT業務とPACS, RIS管理

経歴

- H4 東京電子専門学校放射線学科卒 診療放射線技師免許取得
- H12 鈴鹿医療科学大学科目履修
- H13 保健衛生学 学士取得
- H19 国際医療福祉大学大学院修士課程修了(博士前期)
保健医療学 修士取得 (CTの低線量化の研究)

所属学会・役員

- 日本放射線公衆安全学会 日本医学物理学会 医療情報学会
- 日本診療放射線技師会理事 埼玉県診療放射線技師常務理事
- 日本放射線技師会論文査読委員 日本放射線技術学会関東部会CTGUM幹事
- 埼玉CTテクノロジーセミナー代表世話人 埼玉コーンビームCT研究会代表世話人
- 2010全国CTサミット実行委員 全国3DPACS研究会世話人
- 日本X線CT専門技師認定機構 編集委員

認定資格

- 日本放射線技師会認定 放射線技術シニア認定技師 放射線管理士 放射線機器管理士 CT国際認定技師医用放射線画像情報管理士 検査技能検定 (CT3級MRI3級 一般撮影3級)
- 日本放射線治療専門技師認定機構認定 放射線治療専門技師
- マンモグラフィ検診精度管理中央委員会認定 マンモグラフィ検診認定技師
- 埼玉県放射線技師会認定 胸部X線検査読影指導員 乳腺X線検査読影・上部消化管X線検査準指導員
- 他 X線CT認定技師 肺がんCT検診認定技師 日本情報学会医療情報技師

文献など執筆歴

著書 (分担執筆)

- 「これだけは習得しよう CT検査」日本放射線技師会出版会 2008年10月
- 「AI検査における物理特性を踏まえたプロトコル」ベクトルコア2010年10月

執筆文献 (商用雑誌 論文)

ラドファン

- AquariusNetStationにおける冠動脈アプリケーションソフトの臨床での有用性
2007年12月
- 埼玉県済生会川口総合病院のMulti slice CTの主なプロトコルと創意工夫のポイント
2007年10月
- 当院での64列CTのプロトコルの熟成化 2009年10月
- PACSシステムとワークステーションの融合 2010年7月 発刊
- 新医療
- 64MSCTでの3D画像の効果 2007年7月
- PACS構築費用の中でサーバ比率の考え方、容量決定の基準 2009年4月
- 他アールティ、インナービジョンなど多数

専門研究

- X線CT装置に関する全般的分野 低線量撮影の研究
- 原著論文
- OSL線量計を用いたCT室内散乱線測定 (日本放射線技術学会)
- その他
- 2003 2004 2006 最優秀賞 東芝画論 入賞
- 2011 ECR 採択
- Two-point test injection (2PTI) method for CT angiography of the lower extremities.

「SOMATOM Definition Flashの使用経験」

済生会川口総合病院

診療放射線部 放射線技術科 志藤 正和

1. 施設紹介



図1：病院外観

当院は、一般病床400（内結核病床20）、標榜診療科23の急性期病院である。川口市と近隣市を含めた約80万人の健康を支えるべく、地域医療に貢献している。初診紹介制を採用している外来には、1日約1100人の患者受診がある。地域医療支援病院の承認、地域がん診療連携拠点病院の指定を受け、医療の質向上に努めている。

2. 装置紹介



図2：SOMATOM Definiton Flash外観

平成24年5月に導入された、SIEMENS社製 SOMATOM Definition Flashは、X線管球を2つ搭載し、検出器列数は64、フライングフォーカスポット（以降z-sharp）により128列収集し、同時に、最速0.28secのガントリー回転速度を有し時間分解能に優れた画像が描出可能である。ガントリー開口径は780mmと広く、正常体位が取れない患者においても、ポジショニングが容易になった。FOVはAシステムが500mm、Bシステムが332mmである。FOV332mmを超える範囲はAシステムのみ画像となる。特筆すべきはFlash Spiral modeで撮像することで1秒当たり最大460mmの範囲を撮影することが可能で、目的疾患に合わせた多様な撮影を可能とする。

3. 装置各部紹介

Definition Flash導入前から当院に設置されている、sensation64と比較して追加された機能について紹介する。

3-1 ガントリー表示部

MWM送信にて患者情報を取得し、撮影プロトコルを選択すると、ガントリー上部に患者氏名が英字で表示される。ポジショニングの際に、患者確認が再度行えるため、患者取り違えの防止にも役立っている（図3）。

造影検査時には、同部位にDelay timeが表示される。造影タイミングを計るために、ボーラストラッキング法やテストボーラスト法を行う際には、造影剤が全量注入される前にスキャンが開始する。当院では、看護師が患者の傍で、サーフロー針挿入部やコネクター接続部からの造影剤漏れの有無を確認しつつ、患者の状態も見ているため

に、退出するタイミングが認識しづらいが、目視で残り時間が確認できるために看護師にも好評である(図4)。



図3：患者氏名表示



図4：delay time表示

3-2 寝台取り付け型点滴棒

Flash Spiral modeを使用した際の寝台移動速度はかなり速く、天井吊り下げ式の点滴棒では、点滴ラインの絡まりや、誤って留置針ごと抜けてしまう恐れなどがあり注意を要する。

それらを回避するために寝台に取りつけることができる点滴棒を使用している。この点滴棒は常時使用しておらず、Flash Spiral modeでの撮影時の他、点滴ラインが短く撮影範囲が長い(例：胸部～下肢全長)場合に使用している。常時使用していないのは、ルーチンの撮影時にインジェクターと接触した事例を経験したためである。



図5：寝台取り付け型点滴棒

4. Flash Spiral mode

Flash Spiral modeは、2管球システムを用いることで、撮影FOVが332mmまで制限されるため、適用症例もある程度制限される。撮影範囲についても制限が存在し、ピッチ3.4で1380mmの範囲が撮像可能である。最大ピッチを選択すると、胸部～足先までといった長範囲の撮影は不可能となるケースが多い。最も寄与するのが循環器領域で冠動脈CT、バイパス手術後フォローなどが対象となる。本項では大動脈、乳児・幼児撮影などについても加えて紹介する。

4-1 冠動脈

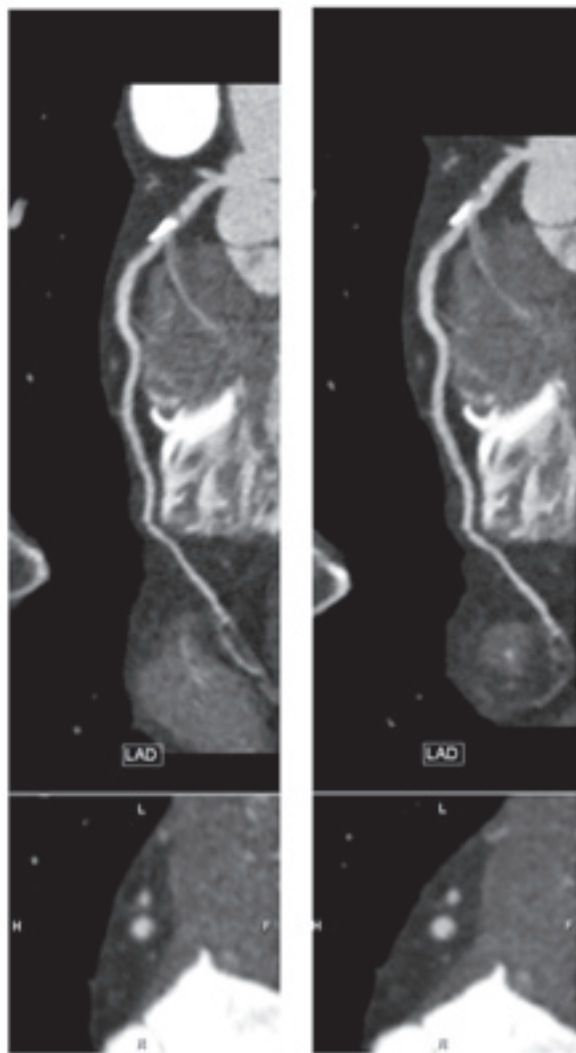
一心拍分のデータで収集を行うことで患者被ばくを抑えた検査を行える。

撮影時間は1秒未満、撮影ピッチファクタは固定で3.4、収集心位相は60%～90%である。当院の冠動脈CTでのFlash Spiral modeの使用条件は、心拍数65以下で心拍変動が少ない場合としている。

撮影view数は通常の撮影モードに比べて劣るものの、モーションアーチファクトが少なく、バンドリングアーチファクトが無いいため、診断能の高い画像が得られる。再構成関数は従来のSensation64で用いていたB25は用いず、逐次近似再構成法を使用しI40 strength3 (1～5まで選択

可能)にて画像構築している。

図6は従来と現行との比較である。



a | b

図6：冠動脈CT (上段：CPR 下段：Axial)

a：再構成関数B25

b：再構成関数I40 strength3

再構成関数B25に比べて空間分解能が高く、同等のノイズ特性を有するI40 strength3を用いることで診断能の高い画像が得られている。

息止めが難しい、体動が生じやすいなどの患者要因がある場合には、 β 遮断薬を使用して心拍数を下げ、1秒以内で撮影するといったケースもある。不整脈症例への適用を検討したが、心拍数が

低くなるタイミングに撮影タイミングが合うかどうかは、不確実な要素が多いため断念した。現状ではセグメント再構成モードで撮影している。

物理特性を図7・8に記載する。

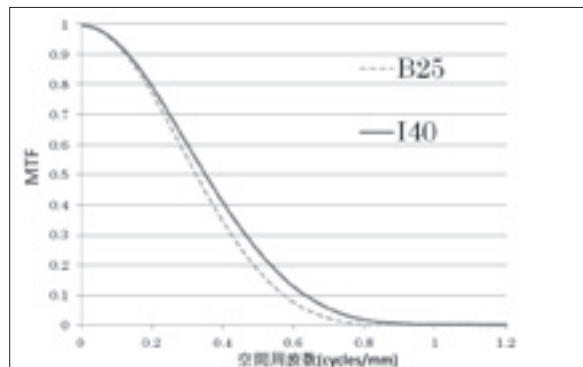


図7：MTF比較

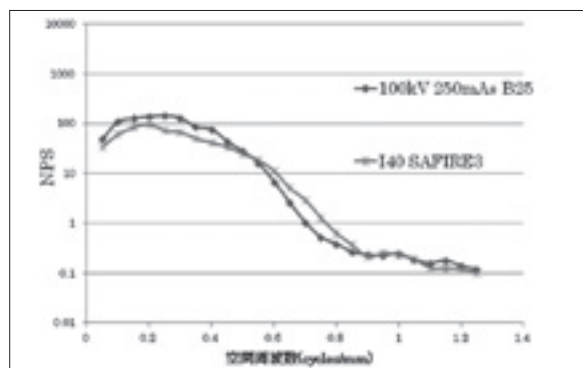


図8：NPS比較

CABG後のフォローでは、心臓の範囲は心位相60-90%、鎖骨下動脈～内胸動脈の範囲は収縮期の位相での撮影となるが、高い時間分解能により、アーチファクトの少ない画像を得ている。

4-2 大動脈

上行大動脈などの心拍動の影響を受けやすい部位に関しては大動脈解離様の偽像を作りやすい。

心電図同期撮影を行い、拍動の影響なのか、大動脈解離なのかを判定する方法が一般的である。心電図を装着する時間が無い場合や救急時には心電図を装着せずに、Flash spiral modeにて撮影することで時間分解能を高め、モーションアーチファクトを軽減している。

実際に撮影した画像を図9に提示する。

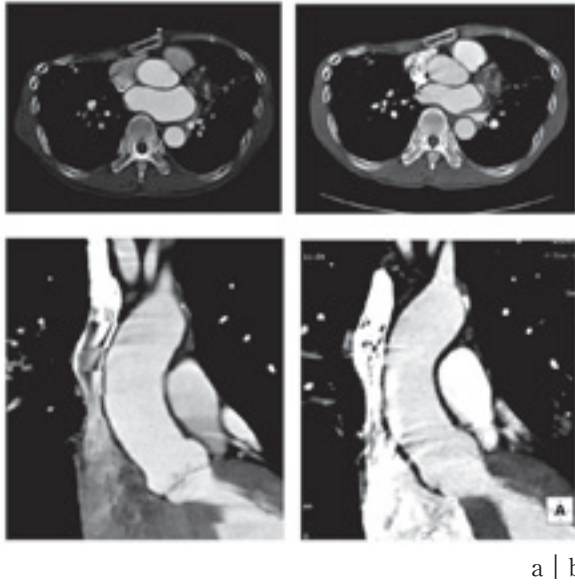


図9：上行大動脈（上段：axial 下段：coronal）
a：心電図同期 b：非同期Flash Spiral

図9より、バンディングアーチファクトが無く、モーションアーチファクトも抑えられており、ほぼ同等の画質を得られていると考える。

4.3 乳児・幼児撮影

乳児・幼児を撮影する際に、問題となるのは体動と呼吸によるアーチファクトが主なものである。

当院では、抑制用具を用いて撮影をすることで体動をある程度抑えた画像を取得している。

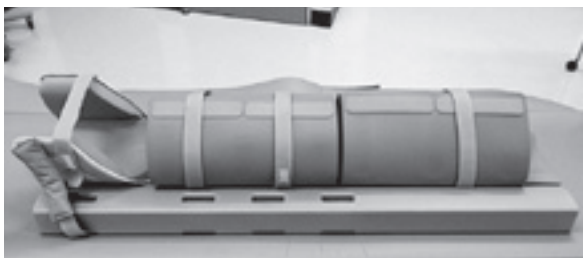


図10：乳児・幼児用抑制用具

呼吸によるアーチファクトに関しては、Flash spiral modeで撮影することで軽減し画質向上を図っている。

図11・12は自然呼吸下で撮影した幼児の胸部画像である。

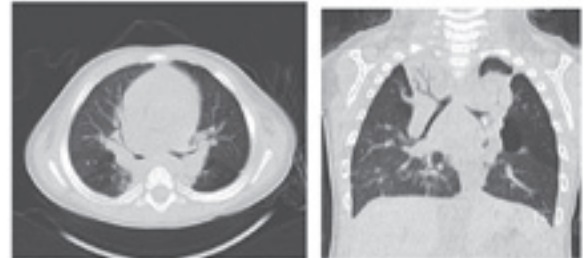


図11：無気肺（1歳）

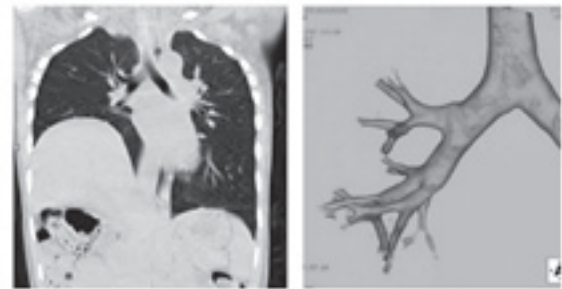


図12：右下葉枝低形成疑い（3歳）

5. 冠動脈＋下肢動脈撮影

Definition Flash導入前は、血管外科からのオーダーが多数を占めていたが、導入をきっかけに循環器内科からも撮影依頼が入るようになった。

可変ピッチヘリカルスキャンが使用できないために、造影を2回に分けての撮影が従来の流れであったが、Definition Flashでは、高速撮影の恩恵により、1回の造影で冠動脈と下肢動脈の連続撮影を行えるようになった。造影剤量を減らすことで、患者負担を軽減することにも寄与している。

全症例対象とはいかず、ある程度条件付きとなるが良好な画像を提供している。

心拍数が65以下で心拍変動が少ない場合にはFlash spiralで冠動脈撮影→再度息止め指示→Dual Energyモードで下肢動脈撮影という手順となる。患者の心拍数・心電図がFlash spiralの適用にならない場合にはnormal spiralモードで撮影することになり、6～7秒のタイムロスとなる。

脛骨動脈の造影ピーク到達時間が遅い場合には(50sec～)1回の息止めにて、冠動脈撮影→Dual Energyによる下肢動脈撮影の手順で撮影を行えるが、造影ピーク到達時間が早い場合には(～50sec)造影効果が持続できずに、下肢動脈撮影はpoor studyとなる。

到達時間が早いケースには、造影剤総量を増やすか、Definition Flash導入前のプロトコルを用いて2回の造影に分けて検査を行っている。

図13に1回の造影で冠動脈と下肢動脈を撮影した症例を提示する。



図13：冠動脈+下肢動脈撮影
a：3DVR b：CPR c：下肢動脈VR

6. 2管球モードでの同一管電圧撮影

異なる管電圧のX線を曝射するのではなく、同一管電圧のX線を2管球で曝射することで、SDを向上させる目的で用いる撮影モードである。

6-1 obese subject

導入から現在に至るまで使用経験は少ないが、画像を提示して紹介する。

撮影部位：胸腰椎

患者情報：180cm 163kg

撮影条件：140kV CARE Dose4D (ON) Effective mAs：573mAs



図14：胸腰椎 (obese subject)

7. Dual Energy Imaging

当院で使用頻度の多いアプリケーションについて症例を交えて紹介する。

7-1 body bone removal

異なる2つのエネルギーを使用することで骨の成分を弁別して、骨を除去した画像を作成する。

7-1-1 脳動脈

錐体骨に接する内頸動脈は、若干骨成分と一緒に削られる印象があるが、MIP表示で画像提供する場合には、問題とならない画質である(図15)。

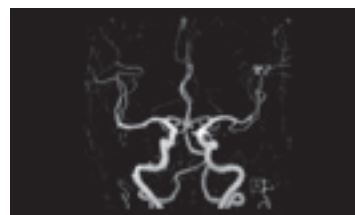


図15：骨除去後の脳動脈MIP

a
b|c

7-1-2 下肢動脈

下肢動脈のASOなどの要因で、下肢痛がある患者の多くは、石灰化病変をきたしており、石灰化によるアーチファクトの影響で、狭窄度合いの評価が難しい症例を多く経験している。

Dual Energyで撮影し骨除去、ハードプラーク成分除去を行うことで、血管造影と同様の画像を得るとともに、血管狭窄率も評価可能である。

ハードプラークON,OFFの画像(図16)と後日施行された血管造影との比較画像を提示する。(図17)

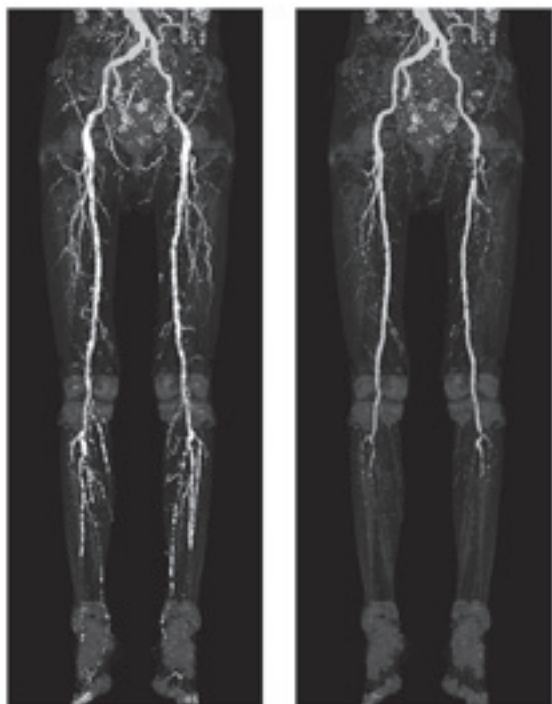


図16：下肢動脈MIP (左：ハードプラークON 右：ハードプラークOFF)

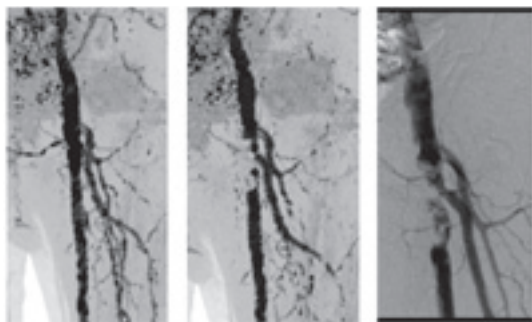


図17：血管造影との比較 (左からハードプラークON, OFF, DSA画像)

7-2 Liver VNC (Virtual Non Contrast)

仮想的非造影画像を作成するために使用するアプリケーションである。

使用目的は、非造影の撮影を省略して造影検査のみを行い、非造影画像をVNC画像で代用することで非造影検査分の被ばくを無くすことである。

当院ではVNC画像の視覚的な劣化があること、末梢の血管などの小さな対象には非造影効果が低いことなどから積極的な利用はしていない。

使用例を紹介する。造影においてDual Energyで撮影し、高CT値体が石灰化か造影剤かを区別するためにVNC画像を作成した。

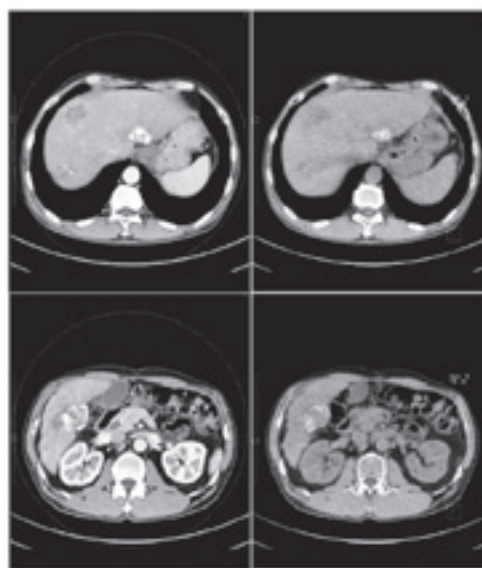


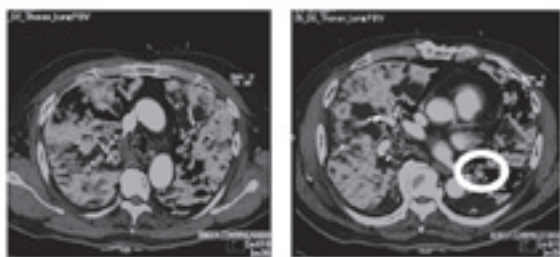
図18：肝内石灰化 (左：original 右：VNC画像) 造影効果が消失し、高CT値体は石灰化であった。

7-3 Lung PBV (Perfused Blood Volume)

造影剤の主成分である、ヨードの肺内分布のマッピングを行うことで、肺灌流画像を作成することができるアプリケーションである。

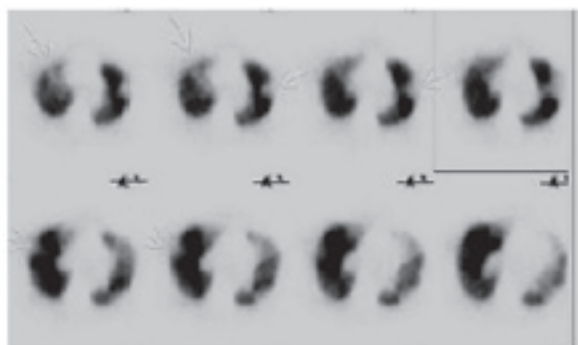
一つのモダリティで、肺血管の形態学的情報と肺血流の機能的情報を得ることができる。

比較的簡便に肺灌流画像が作成できるため、肺血流シンチグラフィと比較すると救急対応も可能である。図19・20は肺血流シンチグラフィと同時期に行ったLung PBVの画像である。



a | b

図19：Lung PBV
a：右中葉の血流低下 b：左下葉の血流低下
丸印：肺動脈血栓



a
b|c

図20：肺血流シンチグラフィ
a：SPECT b：静態像（右肺） c：静態像（左肺）
矢印：集積低下部位

肺血流シンチグラフィと比較して、Lung PBVの画像の示す血流低下部位の描出は同程度であり、十分に代替しうると考える。

7-4 Tendon

靭帯・腱の成分であるコラーゲンを物質弁別し、カラーリングして表示することで、視覚的に評価しやすくなる。

MRI検査を行えない患者などに撮影を行うことができ、救急検査にも対応可能である。



図21：屈筋腱VR

2本並列して走行している腱の片方が断裂しているような症例に関しては3DVRでの評価は難しいため、MPRなどを追加する必要がある。

8. Adaptive 4D spiral

Adaptive 4D Spiralのプロトコルは2つに大別され、Perfusion解析を目的とする「Volume Perfusion CT Protocol」と血管動態観察を目的とする「Volume Angio Protocol」がある。

当院では、脳Perfusionや肝臓Perfusionは行っていないが、非造影の検査に使用しているので紹介する。

乳幼児・新生児で気管軟化症を疑われる場合に吸気呼気で撮影を行い、気管支3DVRで診断をしている。アンビュールなどを用いて強制的に吸気の状態にして撮影することも少なくない。

乳幼児においては、呼吸が速くアンビューで呼吸制御できない症例などもあり、撮影に苦慮することがある。そういった場合には、Volume Perfusion CT Protocol の一つであるBody VPCT_longのprotocolsにて撮影し、吸気呼気のイメージを作成している。

Body VPCT_longの撮影モードは150mm 1.50sec、182mm 1.75sec、216mm 2.00sec、251mm 2.25sec、284mm 2.50secから選択できる。

図22は150mm 1.50secで得られた3フェーズの画像から作成した3DVRである。

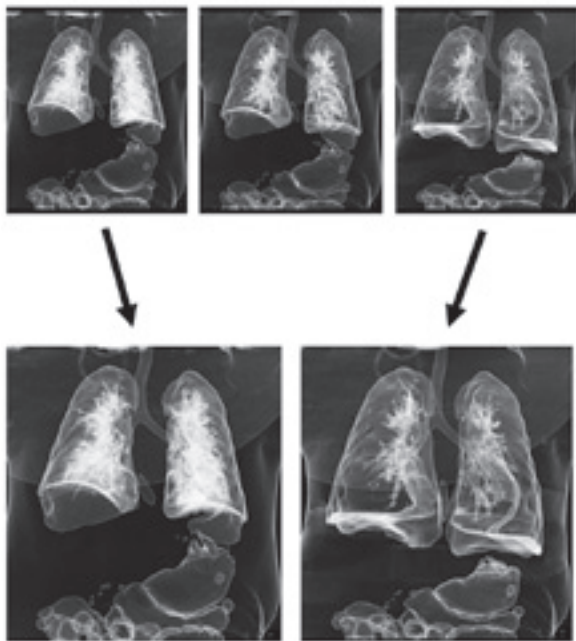


図22：3フェーズから得た吸気呼気イメージ

患者状態や撮影部位に応じて、撮影範囲・撮影回数・曝射間隔を設定できるが、被ばくを考慮しながら適切なパラメータを選択する必要がある。

9. ガントリーチルト不可によるデメリット

Definiton Flashはガントリーチルトが行えないために、円背の患者や歯の治療を行った患者の頭頸部撮影において苦慮するケースが存在する。

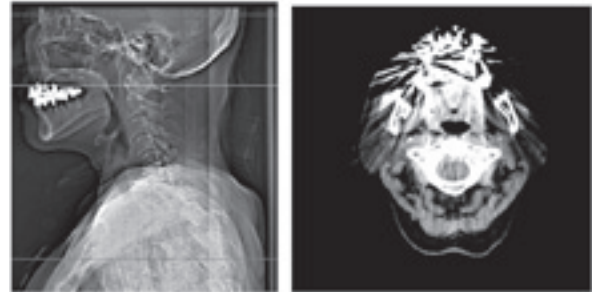


図23：歯からのアーチファクト（耳下腺腫瘍疑い）

耳下腺は顎下腺、舌下腺と比べて歯からのアーチファクトの影響を受けやすい。顎が引けない、上がらないといった患者起因の要因があると、ストリークアーチファクトを回避する手段がガントリーチルトしか無くなってしまうため、患者状態によってはDefinition Flashでの撮影は難しいと思われる。

10. FAST(Fully Assisting Scanner Technologies)

複雑化するスキャン・画像再構成をアシストし、ワークフローを向上するためのハード・ソフトウェア統合型の最新プラットフォームである。

下記の5つのアプリケーションから構成されている。

- ・FAST Planning
- ・FAST Scan Assistant
- ・FAST Adjust
- ・FAST Spine
- ・FAST Cardio Wizard

10-1 FAST Spine

脊椎の解剖構造を自動認識し、椎体に沿った横断像を再構成することができるアプリケーションである。

側彎症の矯正手術の術前に、脊椎撮影のオーダーがある場合は2軸（COR、SAG）を合わせて横断像を作成している。しかし、ワークステーションでこの作業を行うと、1椎体毎に2軸の傾きを補正していくことになるため効率が非常に悪い。

Spine MultiモードのFlexible reconstructionを使用することにより、システムが検出した全ての脊椎の傾きをある程度認識するため、ユーザーが微調整を行うことで各椎体・椎間の彎曲に合わせた横断像を得ることができる。処理にかかる時間も減少し、スループットの向上にも寄与している。

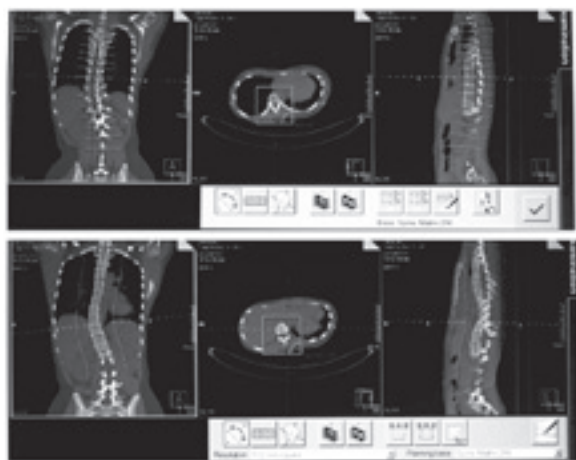


図24：Spine Multiモードによる脊椎自動検出

11. SAFIREの臨床適用について

SIEMENS社の逐次近似再構成法のSAFIREは、強度を1～5まで選択可能である。

冠動脈の項で少し触れたが、使用することでノイズ低減・被ばく低減に寄与することからルーチンの撮影についても使用を検討中である。

腹部領域での使用を仮定すると、ノイズ特性が同等になるために必要なSAFIREのstrengthを把握することが必要であると考えた。

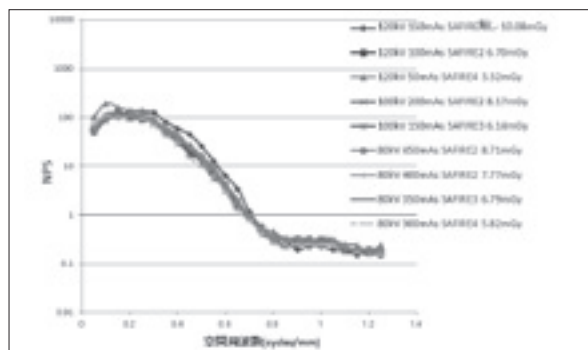


図25：各撮影条件におけるNPS

図25は、管電圧とmAs値、SAFIREのstrengthの関係を示したものである。

SAFIREの強度を上げることで被ばく低減・ノイズ低減がされる代わりに質感が変化するため、画質評価が必要となる。

SAFIRE1～5の肝臓の造影画像を提示する。

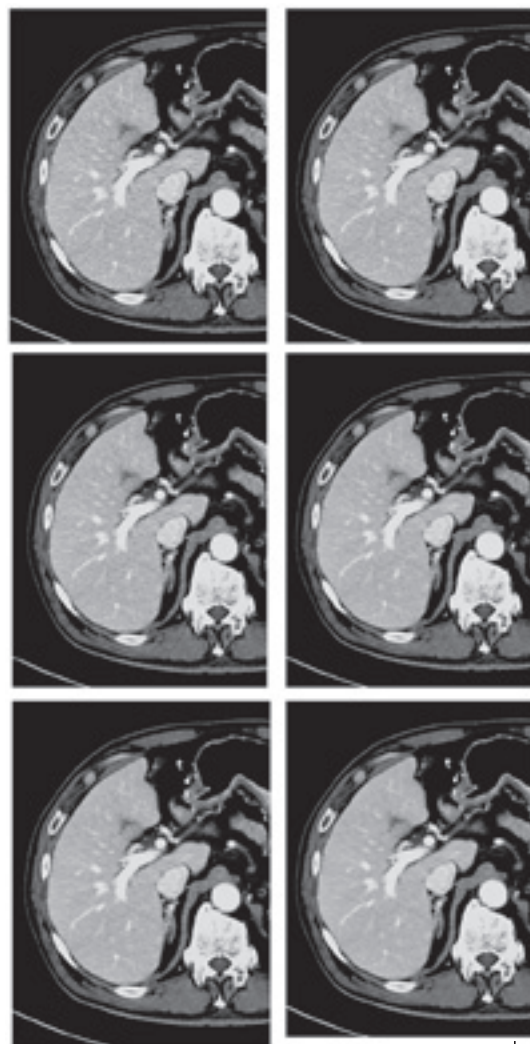


図26：SAFIREのstrengthとテクスチャーの変化

a：SAFIRE無し b：strength1 c：strength2
d：strength3 e：strength4 f：strength5

SAFIRE3～5の適用については、テクスチャーの変化が確認でき、読影医との協議が必要である。

12. まとめ

今回、SOMATOM Definition Flashの使用経験を示したが、紹介しきれなかったアプリケーションも多くあり、新たな症例を経験した際には紹介したいと考える。

Definition Flashの導入により、冠動脈CTから得られる画像所見の信頼度が以前より高くなり、PCI後のフォローや狭心症疑いなどの、1st choice としてオーダーが出るようになった。小児科の撮影においても、以前はラボナールで鎮静を掛けてから撮影するのが通例であったが、抑制を掛けるのみでの撮影が可能となった。以上のことからDefinition Flashで得られた画像に対する信頼度は高いことが伺える。

被ばくに関しては検討中であり、本稿では撮影線量を提示しなかった。逐次近似再構成法の使用を積極的に行うことで、被ばく低減を図れることは既知であるが、読影医と意見交換をし、過去画像との画質の乖離などが問題にならないようにする必要がある。当院では、SAFIREはオリジナルのAxial像には用いず、3DVRや冠動脈CPRなどに使用を制限しているのが現状である。

前述したように、SAFIREのstrengthを変えることにより、テクスチャーが変化することを考慮し、段階的な適用を模索中である。例を挙げると、脳出血・水頭症の頭部フォローCTや尿管結石破碎後の腹部フォローCTといった疾患が、局所に限定されている症例である。特に頭部に関しては放射線感受性の高い水晶体の被ばく低減に寄与すると考える。

Definition Flashを有効活用し、さらなる画質の向上と被ばく適正化が図れるように努力していきたい。



【執筆者紹介】

昭和53年生まれ34歳

技師歴11年

CT担当歴5年

「整形領域におけるCT検査について」

済生会川口総合病院

診療放射線部 放射線技術科 城處 洋輔

1. はじめに

上肢や下肢といった整形領域の撮影では、ポジショニングや撮影条件などについて迷った経験があるのではないだろうか。その要因としては、高い空間分解能が要求されるため、ガントリー中心でのポジショニングを意識する。しかし、被検者によって関節の可動域や重症度が異なり、寝台においても可能な体位に制限があるため、状態に合わせたポジショニングが要求されることが挙げられる。また撮影条件については、関節を構成する骨の形状や大きさは様々であり、適切なスライス厚や再構成関数などの条件設定が必要となることも考えられる。本稿では主に上肢領域について、当院における撮影から画像作成を中心に紹介する。

2. CT検査の目的

単純X線撮影よりも3次元的に把握できるため得られる情報量は多く、骨折の精査、骨折型の把握（手術適応の有無、術式の決定）、骨癒合の評価、骨変形の度合、脱臼などの評価が挙げられる。

骨折については、単純X線撮影では骨折部位が同定できずに精密検査となる場合や、単純X線撮影で骨折部位は把握できているが、関節面の状態やアライメントなどを確認する場合がある。いずれにせよ治療方針を決定する重要な役割を果たし、手術適応の判断は正確なAxial画像、Sagittal画像、Coronal画像が要求される。また関節面については、VR画像による立体的な関節面の把握が可能であり、患者説明だけでなく術前支援画像としての位置付けもある。ギプス固定後や術後においては、骨折の癒合評価に用いられる。経過観察において重要視する点は、MPRの再現性であり、作成する技師間でスライス厚や切り出しの角度が異なると正確な診断や治療効果判定ができなくなってしまうので、ある程度基準が必要である。

骨折以外では、肩関節などの脱臼に対するアライメントの評価、骨腫瘍による浸潤の把握、腱断裂の評価が挙げられる。近年では、Dual Energy CTの登場により、管電圧の差から物質を弁別することによって、腱を描出する技術が開発され、さらなる応用が期待される。

3. ポジショニング

理想的なポジショニングは寝台辺縁部では中心に比べ、空間分解能の劣化が生じるため、なるべく目的部位をガントリー中心に配置したい。参考までに、オフセンターにおける画質の劣化を図1に示す。さらに、アライメントや転位の状態を把握し易くするため、X線単純撮影と同様な中間位での体位が望ましい。また被ばくやアーチファクトの面からも、頭部や体幹部を含めた撮影は、極力避けるよう工夫が必要である。しかし、これらを行おうとすると健康人でも、体位を保持することが困難な場合がある。ましてや骨折症例の場合、痛みを伴うため、ある程度の妥協も必要となる。そのためには以下に記すような優先順位を決めることで、速やかにかつ最適なポジショニングが可能となり、被検者への負担も軽減できると考える。

- ①ポジショニングの安定性が良い
(モーションアーチファクト低減)
- ②XY方向でX線高吸収とならない
(ストリークアーチファクト低減)
- ③空間分解能の向上

最優先するのは、ポジショニングの安定性であり、痛みや気遣いながら協力を促すことで、保持可能な最善の体位をとることが可能であり、モーションアーチファクトの影響を避けることができる。次に優先されるのは、ストリークアーチファクトの低減であり、XY方向において、同一方向

にX線高吸収とならないような体位をとる。最後は前述のアーチファクトを低減させた状態で、可能な限りガントリー中心にポジショニングすることで、空間分解能を向上させる。これらを的確に判断するために、実際に行う体位について、どの程度保持することがつらいものかを、我々が経験しておくことも良いであろう。

またオフセンターでは撮影条件により空間分解能を補うことも可能である。以下にView数の違いによる画質の変化を示す(図2)。CT性能評価用Catphanファントムにおいて、高分解能モジュールでは違いが認められ、模擬骨折画像においてもView数増加による画質の改善が確認できる。静止した状態を保持可能であれば回転速度を遅くすることにより、骨折部位の描出能向上が期待できる。

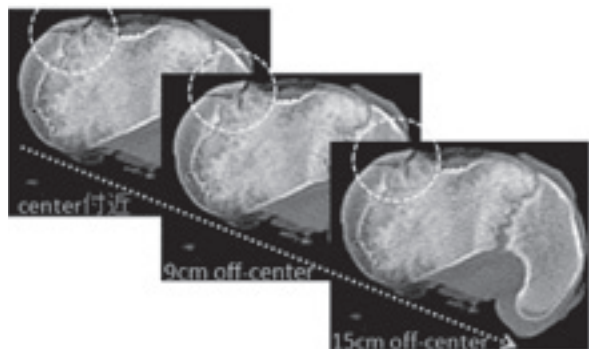


図1：オフセンターによる画質劣化

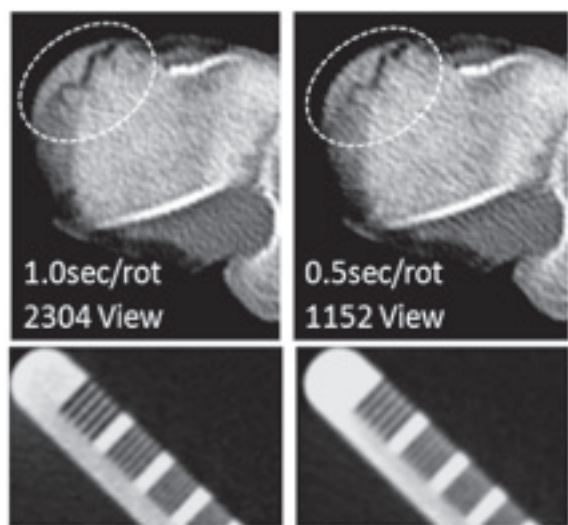


図2：View数の違いによる画質向上

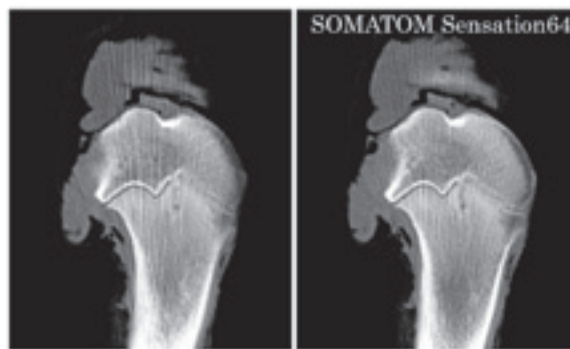
4. アーチファクトの低減

4.1 ストリークアーチファクト

肩や股関節、腕を下ろした状態で体幹部と一緒に撮影する時、ポジショニングによっては同一方向に対してX線減弱が著しく、線量不足によるノイズが方向性をもって生じたものである。対策としては、前述の様なポジショニング以外に、装置に備わっているアーチファクト低減機構を利用するのも有効である。東芝のCT装置ではBoostという機構があり、Rowデータよりノイズ量を推定して演算を行う。当院におけるシーメンスのCT装置では、撮影プロトコルに組み込まれているため、腕を下ろして体幹部と一緒に撮影するときは肩のプロトコルを選択することでストリークアーチファクトの低減が期待できる(図3)。

4.2 金属アーチファクト

術後の症例の場合、金属プレートや人工骨頭などによるアーチファクトが生じ、骨癒合の評価では障害となってしまう可能性がある。対策としては高電圧により実効エネルギーを高くするか、Dual Energy CTでは連続エネルギーを仮想的に単色化するMonoenergetic imageにより、アーチファクトをある程度低減できる(図4)。金属アーチファクトは連続エネルギーを持つX線を利用していることが原因で生じるため、フォトンカウンティング技術が発達して、完全な単色X線を利用することができれば、飛躍的に画質は改善されると予想される。



腹部用プロトコル 肩用プロトコル

図3：ストリークアーチファクト低減機構による画質改善

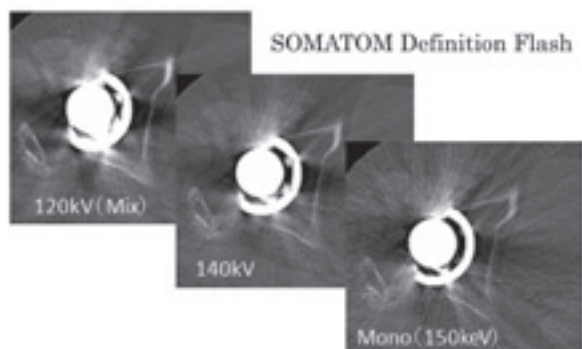


図4：Monoenergetic imageによる金属アーチファクト低減

5. 撮影条件

5-1 管電圧

120kVを使用するのが一般的であるが、前述の金属アーチファクト対策で、症例によっては高管電圧を選択する。また骨粗鬆症においては低管電圧によりCT値が上昇し、骨皮質と骨梁構造のコントラストがついて診断し易くなる一方で、ノイズの増加による線量の増加も必要となる。ただし、経過観察において前回検査と異なる管電圧の選択は、なるべく避けるべきである。

5-2 管電流

骨病変を描出する場合は、低線量化が可能であるが、各部位ごとの適切な設定は難しく、当院では体幹部を含めて撮影する場合はCT-AECを利用しているが、これ以外は動作の確証を得ていないため使用せず推奨できない。

5-3 回転速度

モーションアーチファクト低減か空間分解能向上のどちらを優先するかで選択し、呼吸の影響を受ける場合や体動が生じる可能性がある場合では0.5sec/rot程度、静止して撮影できる場合では1.0sec/rotでの撮影を推奨する。

5-4 Pitch

近年のMSCTでは、コーン角補正アルゴリズムが発達しているため、SSP-zの裾野が広がらない傾向にあるが、4列以下のMSCTでは実行スライス厚が広がる可能性があるのでPitchの選択には注意が必要である。

5-5 スライス厚

撮影スライス厚、再構成スライス厚共に装置の最少値を選択することで空間分解能の向上が期待できる。再構成間隔については、MPRやVR画像の形状に寄与するため、オーバーラップ再構成が有効であり、スライス厚の1/2程度までは画質に差が見られないが、これ以上になると次第に劣化が認められる。

5-6 再構成関数

微細な骨折を描出するために、高周波強調再構成関数を選択する。当院の装置には、超高分解能モード(z-UHR)が備わっており、MPR画像では専用の再構成関数を用いると、高精細な骨構造を表現できるが、U90のように強調が強すぎるとノイズの影響で骨梁の描出能が低下していることが分かる(図5)。またVR画像については骨のアライメントの評価では、軟部用再構成関数を選択しても診断可能であるが、微細な骨折を描出する際にはある程度の高周波強調再構成関数(肺野用関数など)の選択が必要である。また腱や軟部組織を描出する場合は、ノイズの影響を低減するため、軟部用再構成関数の選択が必要である。

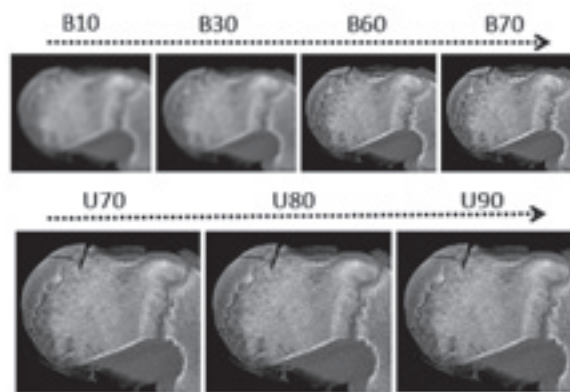


図5：再構成関数による骨構造描出の違い

6. 超高分解撮影

当院のCT装置(シーメンス社製Sensation64)では、フライングフォーカスポット機構によりX線管球内で強力な磁石の力を利用してX線焦点をX-Y方向に移動させ、2つの焦点位置から1つの素子に対して50%ずつオーバーサンプリングする

ことで (2倍のサンプリング密度)、X-Y方向の空間分解能を向上することが可能である。この方法では一つの検出器に入る光子数が減少しないため、線量の増加を必要としない利点が挙げられる。さらに、Z方向へのオーバーサンプリング (z-Sharp) により、0.6mmのスライス厚では0.33mmの空間分解能 (Z方向) を得ることができる。

またX-Y方向の分解能をさらに向上させる技術としてUHR (Ultra High Resolution) モードが搭載されており、UFC (Ultra Fast Ceramic) 検出器の前面に櫛状の孔を形成したコリメーターが装着され、X-Y方向の検出器に対する開口径が0.35mmとなる (Z方向はスライス厚と同じ0.6mm)。しかし、この技術では等方性ボクセルを構築できていないため、MPR画像を作成する際に空間分解能の差が生じている。この問題を解決するために、Z方向にもコリメーターを装着したz-UHRモードが搭載されている。この技術は、検出器の前面に開口径0.35mmの円形の孔を形成したコリメーターが装着され、Z方向の空間分解能も向上する (図6)。この技術により、アイソトピックイメージが可能となる半面、検出器に入る光子の数を減少させてしまい、線量利用効率は低く、通常の撮影と同等な画像SDを得るためには線量の増加が必要になってしまう欠点がある。

z-UHRにおけるMTF (X-Y方向) より、通常の体幹部用再構成関数 (B30~70) に比べ、超高分解能用再構成関数 (U70) の方が明らかに向上していることが分かる (図7)。また再構成関数U70におけるSSP-zについての測定結果からも、z-UHRの方がUHRより裾野が狭くなっている (図8)。参考までに、再構成スライス厚0.4mmでの実効スライス厚の測定結果は0.46mmであったが、微小球体法 (0.18mm) による測定のため、結果には多少の誤差も含まれている。また臨床画像においては、骨梁の描出や細部の識別が格段に向上しており、手指などの部位では薄い剥離骨折の描出に非常に有用である (図9)。しかし、UHRモードではコンフィグレーションが0.6mm×12、z-UHRでは0.3mm×12と中心付近のみを使用するため、100mmの撮影長をPitch0.9、回転速度1.0sec/rot

で撮影すると30秒程度かかってしまい、静止状態を保持することができない場合は選択に注意が必要である。

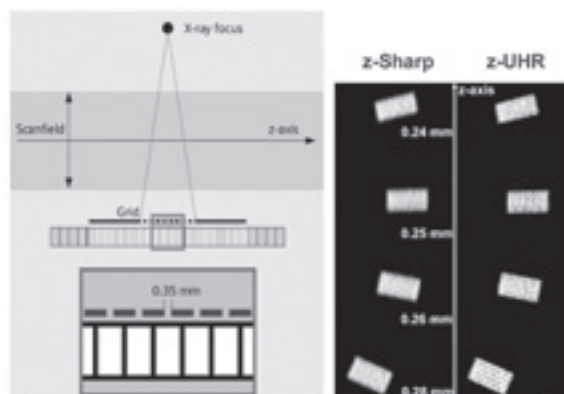


図6：z-UHRにおける原理

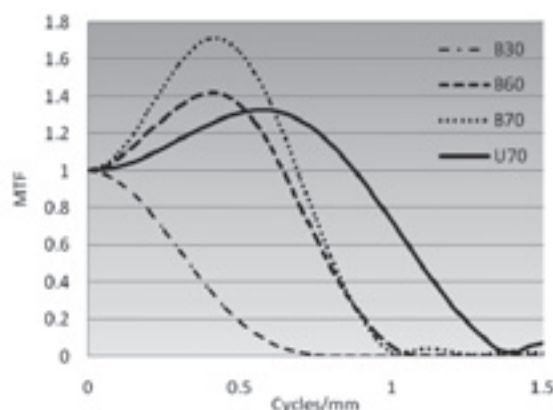


図7：再構成関数の違いによるXY-MTF (ワイヤー法)

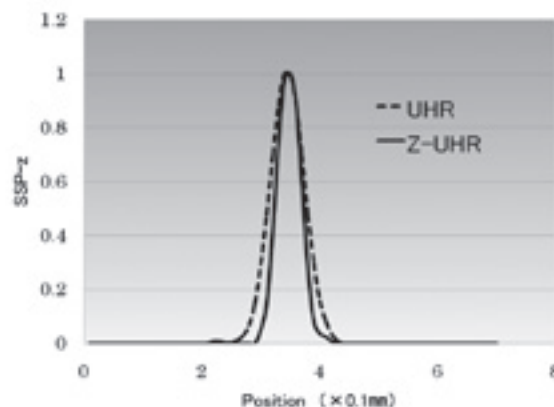


図8：UHRとz-UHRのSSP-z (微小球体法)

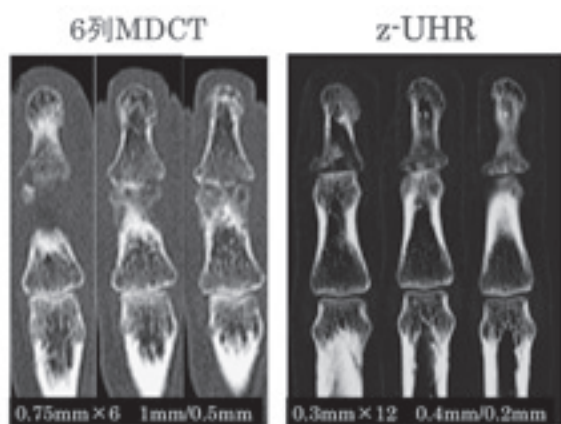


図9：末節骨骨折におけるz-UHRモード

7. 画像処理

整形領域では、関節など複雑な構造が多く、Axial画像だけでは正確な構造の把握が困難である。また骨折症例では微小骨折や骨折ラインがAxial画像と同じ方向の場合は、Sagittal画像とCoronal画像を合わせた3方向からのMPR画像が必須であり、更に分かりづらい場合は任意角度でのオブリーク画像の追加も有用である。

MPR画像における再構成スライス厚は、骨折の程度や、構成する骨の大きさが患者によって異なるため、厚さは固定することができない。最適なスライス厚を選択するためには、パーシャルボリューム効果によって骨折が分かり難くならない程度に設定する。またWWの設定は、軟部組織では組織間コントラストが小さいので狭く設定するが、骨組織では組織間コントラストが大きいため、目的部位のCT値が含まれるよう広く設定する。

MPR画像の切り出し角度については、前述したように再現性を担保するため、基準線を用いることが推奨される。基準線の決定は、『中間位において、目的とするMPR画像の角度に近い』『複数のオブリークを用いなくても確認できる』『個人差が少なく、直線的』などが条件として挙げられる。参考までに、橈骨遠位端骨折における基準線の決定を以下に記す。この部位におけるCoronal画像では、橈骨、尺骨、手根骨、中手骨が同一断面で確認できるよう設定すると関節の構造が理解し易い。手関節の各断面をみると橈尺関節辺りが直

線的な構造が多く、この断面の中から基準となる線を考慮すると、少ないスライス枚数で同一断面上にCoronal画像を作成できるのは、①の橈骨掌側端となり、これを描出してからMPR画像を切り出していくことになる(図10)。

VR画像は、実際の構造を忠実に再現することが重要であり、オパシティーカーブの中央値は目的部位と周囲組織の間に設定することで、形状再現性が良好となるが、骨粗鬆症においては形状を忠実に再現できないために、調整が必要な場合がある。

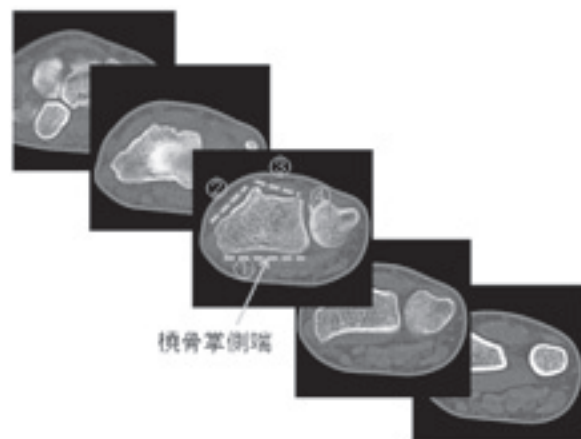


図10：橈骨遠位端骨折における基準線の決定

8. 骨折型の分類

骨折の解剖部位と、形態の組み合わせで行われるAO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) 分類が広く用いられており、この分類に準拠した骨折治療は、成績が非常に良好である。解剖部位は骨の種類、部位を2つの数字で表示し、形態は骨折の形を示す文字と、形態的特徴を示す数字で表示される。参考までに、橈骨遠位端骨折における骨折の形態的な分類を記す(図11)。この分類を正確に評価する際には、関節内骨折のような単純X線撮影のみでは、十分な情報が得られない症例もあるため、任意の角度から観察できるCT検査は骨折型の把握に非常に有用である。



図11：橈骨遠位端骨折における骨折型分類

9. 治療方法の決定

橈骨遠位端骨折を例に挙げると、安定型のColles骨折やSmith骨折などのA2は、整復およびギプス固定であり、背側骨幹部の骨折を伴うA3では、上記が困難な場合は手術が適応となる。

B1でも転位の有無で方針が異なり、転位がある場合は、経皮的pinningが選択される。B2では、背側プレート固定やK-wireなどが使用され、B3では、掌側プレート固定が選択される。

C1では、整復やギプス固定、困難な場合は経皮的pinningが選択される。C2については、プレート固定や移植骨の使用、関節面骨折の固定などに経皮的pinningも併用される。

現在は、ロッキングプレートによる固定が多用され、高齢者などの骨粗鬆症に対しても良好な治療成績を上げていることから、標準的な手術法となっている。しかし、プレートの厚みが原因で正中神経障害や屈筋腱損傷などを引き起こす可能性もあるため、軟部組織への侵襲が少ない髄内釘とロッキングスクリューによる固定が行われる場合もある(図12)。ただし、この方法もC2、3への適応には注意が必要であり、C1でもCoronal画像において骨折が認められる場合は、使用できないといった制限もあるため、安全かつ良好な術後経過を得るためには、単純X線撮影に加え、CT検査による正確な骨折部位や範囲の評価が必須となる。



図12：橈骨遠位端骨折における手術例

10. 画像表示例

当院におけるポジショニングから画像作成までを各部位ごとに解説する。また、画像処理に関しては日本放射線技術学会からの標準化ガイドラインを参考にして画像を提供している。

10-1 橈骨遠位端骨折

<ポジショニング>

X線単純撮影正面のような中間位を意識し、側臥位で上肢挙上、肘屈曲で頭を側方に反らせる体位では、寝台から体幹部がはみ出る可能性があるため危険である。そこで可能であれば、体位の安定性およびMPR画像が作成し易いように、腹臥位で上肢挙上、肘を伸展させた体位をとる。固定はスポンジなどで覆いバンドでしっかりと固定するが、腱や筋肉を描出する際には固定がきついと断裂しているように見えてしまうため、診断に支障がない程度に固定する。またギプスを装着している場合などは、肘が屈曲しているため、目的部位をガントリー中心となるよう設定する。上肢挙上が困難な場合は、背臥位で腕を下ろし、可能であればストリークアーチファクトを低減させるため腹部にのせて撮影するが、呼吸によるモーションアーチファクトを避けるために息止めが必要となる。いずれの体位でも尺骨が若干転位するものの、橈骨と尺骨がCoronal画像においてほぼ同一画像上で描出できることが分かる(図13)。

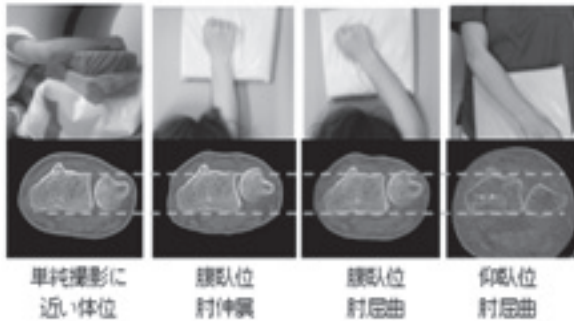


図13：ポジショニングによる尺骨の転位

<MPR画像作成>

基準線は前述した橈骨掌側端とし、これに平行なCoronal画像を仮定して、正確なSagittal画像、Coronal画像、Axial画像を作成していく。以下に実際の手順を記す（図14）。

- ① 橈尺関節の高さにおいて、垂直なAxial画像を表示する。
- ② 橈骨掌側端に平行なCoronal画像を仮定する。
- ③ 仮定したCoronal画像より、橈骨長軸に平行なSagittal画像を作成する。
- ④ ③のSagittal画像より、橈骨長軸に平行なCoronal画像を作成する。
- ⑤ ④のCoronal画像より、橈骨長軸に垂直なAxial画像を作成する。
- ⑥ 尺骨や手根骨、中手骨などに骨傷が認められる場合はMPRを追加する。

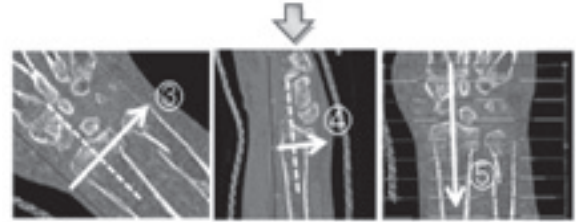
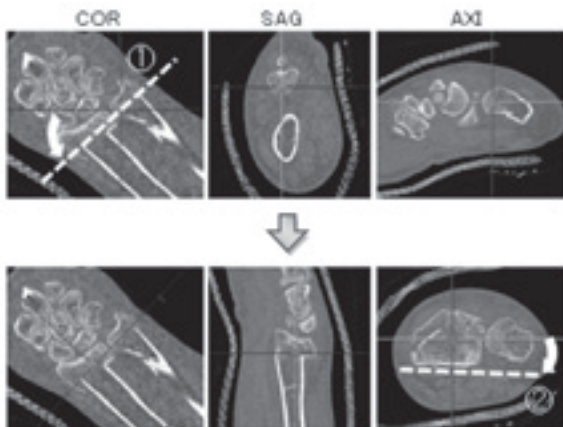


図14：橈骨遠位端骨折におけるMPR画像作成

<VR画像表示>

骨折型を確認するため、全体の表示に加え、手根骨を除去することによる、関節面骨折の立体的な把握が可能となる。また橈尺関節面においても同様に橈骨または尺骨が重なっているため、いずれかを除去することで骨傷が把握し易くなる。（図15）

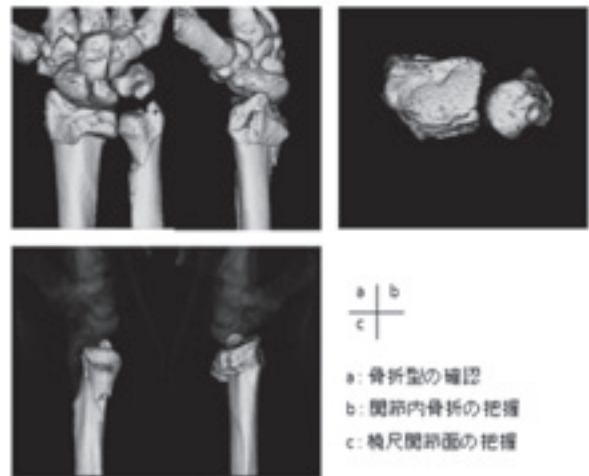


図15：橈骨遠位端骨折におけるVR画像表示例

10-2 舟状骨骨折

<ポジショニング>

橈骨遠位端骨折と同様な体位をとるが、舟状骨骨折のほとんどが頸部における骨折である。そこで中間位から30~40°傾けて撮影することにより、XY方向に対して骨折が直交するため、SSCTやZ方向の分解能がXY方向より劣る装置については、空間分解能が優れた方向にて撮影可能となるため有効的である（図16）。



図16：舟状骨骨折におけるポジショニング

<MPR画像作成>

周囲に骨折が無い確認するため、橈骨遠位端骨折と同様に、中手骨近位から橈骨、尺骨遠位までを含めたMPRを作成する。また舟状骨に合せたMPRも追加することが望ましく、以下に舟状骨長軸を基準とした作成法を記す（図17）。

- ① 舟状骨の高さに合わせ、Sagittal画像にて舟状骨長軸のに平行なCoronal画像を仮定する。
- ② 仮定したCoronal画像より、舟状骨長軸に平行なSagittal画像を作成する。
- ③ ②のSagittal画像より、舟状骨長軸に平行なCoronal画像を作成する。
- ④ ③のSagittal画像より、舟状骨長軸に垂直なAxial画像を作成する。

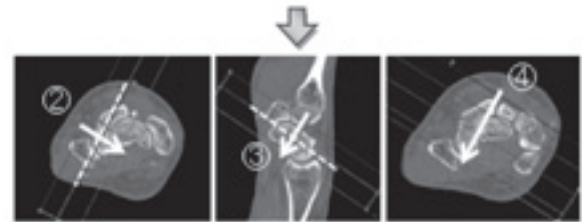
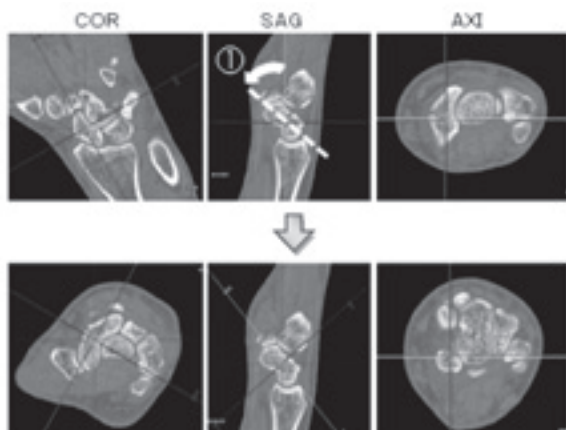


図17：舟状骨におけるMPR画像作成

10-3 上腕骨遠位端骨折

<ポジショニング>

可能であれば腹臥位にて上肢挙上、顎を引くか頭を側方に反らすことで、頭頂部が撮影範囲内に含まれないようにする。腹臥位が困難な症例では腕を下げた体位とするが、体幹部と横並びになることで、ストリークアーチファクトの影響が大きくなるため、息止め可能な症例では腹部の上に置くことにより、アーチファクト低減が可能である。またギプス固定などにより、肘を屈曲している場合、中間位に近くするため、単純X線撮影の肘関節側面像を意識した体位をとる（図18）。

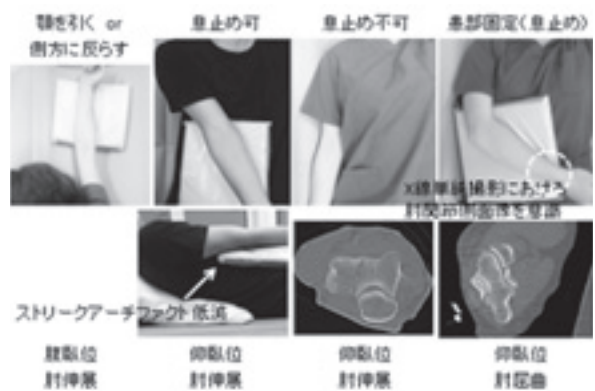


図18：上腕骨遠位端骨折におけるポジショニング

<MPR画像作成>

肘関節では、上腕骨や橈骨、尺骨から関節を形成している。Axial画像では、肘頭や肘頭窩の関節、橈骨や尺骨がよく確認できるようにする。Coronal画像では、これらを同一断面として描出することが望ましい。基準線は上腕骨滑車の高さにおいて腕頭、腕尺関節とする。

- ① 上腕骨滑車部と小頭部を結ぶAxial画像を表

示する。

- ② 腕頭、腕尺関節に平行なCoronal画像を仮定する。
- ③ 仮定したCoronal画像より、上腕骨長軸に平行なSagittal画像を作成する。
- ④ ③のSagittal画像より、上腕骨長軸に平行なCoronal画像を作成する。
- ⑤ ④のCoronal画像より、上腕骨長軸に垂直なAxial画像を作成する。
- ⑥ 橈骨や尺骨近位部において骨傷が認められる場合はMPRを追加する。

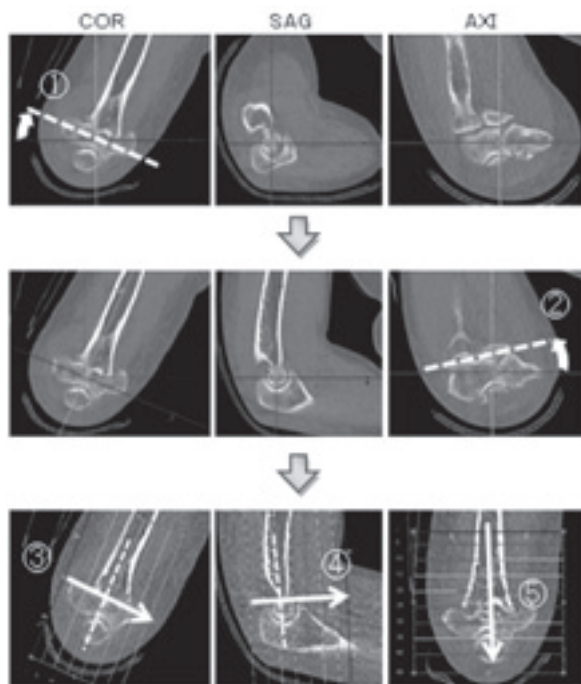


図19：上腕骨遠位端骨折におけるMPR画像作成

10-4 上腕骨近位端骨折

<ポジショニング>

両側の比較を行わない場合は、体を端に寄せ、検側をなるべくガントリー中心に配置することで、空間分解能を向上させる。またストリークアーチファクト低減のため、非検側の upper arm は挙上し、単純X線撮影におけるスイマーズを意識して行う。ギプス固定されている場合は、腹部の上に乗せて息止めにて撮影するが、肩甲頸長軸と上腕骨の角度が大きくなってしまい、Coronal画像に

おいて肩甲骨と上腕骨が同じ断面に描出することが出来ないため、なるべく角度が揃う体位を意識することが望ましい。

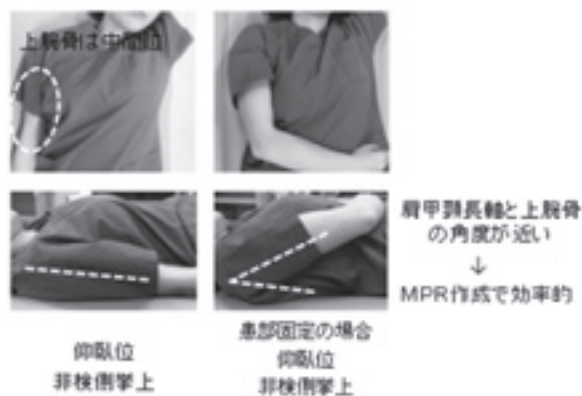
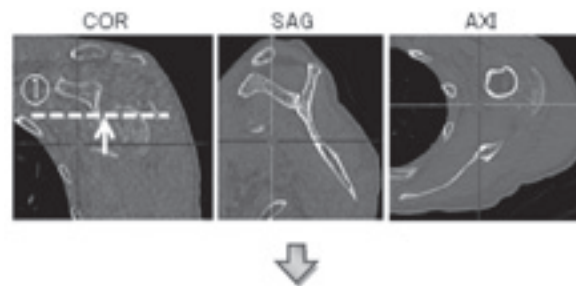


図20：上腕骨近位端骨折におけるポジショニング

<MPR画像作成>

肩関節は肩甲骨と上腕骨頭から構成される。基準線は白蓋水平断が三角形となるような高さにおける肩甲上腕関節とする。

- ① 肩甲骨白蓋の高さを表示する。
- ② 肩甲上腕関節に平行なSagittal画像を仮定する。
- ③ 仮定したSagittal画像より、肩甲頸長軸に平行なCoronal画像を作成する。
- ④ ③のCoronal画像より、肩甲上腕関節に平行なSagittal画像を作成する。
- ⑤ ④のSagittal画像より、肩甲頸長軸に垂直なAxial画像を作成する。
- ⑥ 上腕骨近位部において骨傷が認められ、肩甲頸長軸と上腕骨のなす角度が異なる場合はMPRを追加する。



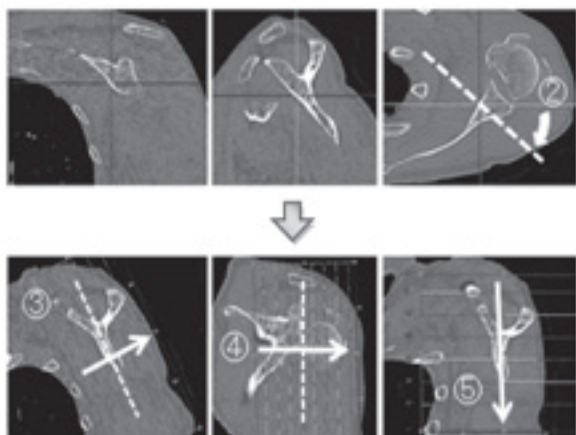


図21：上腕骨近位端骨折におけるMPR画像作成

<VR画像表示>

骨折型を確認するため、上腕骨または肩甲骨を除去することによって関節面骨折を描出する。重度な骨折においては、血管損傷を伴う可能性もあるため、必要に応じて造影剤による3D-CTAが行われる（図22）。また反復性肩関節脱臼において、Bankart lesionの場合は、上腕骨を除去して肩甲骨関節窩を描出、Hill-Sacks lesionの場合は肩甲骨を除去して上腕骨を描出することが有用である。

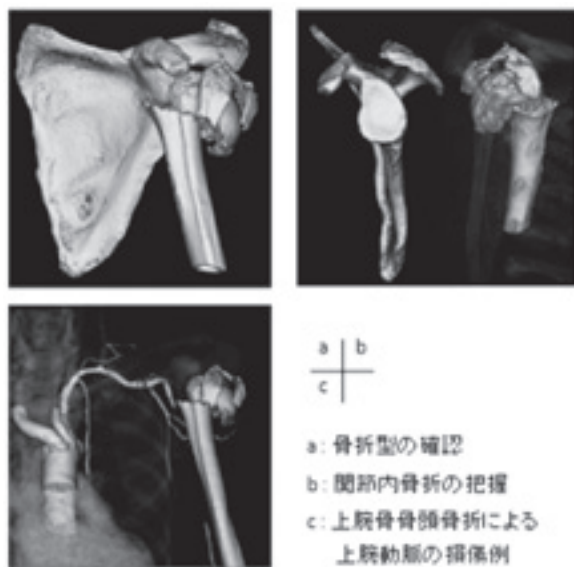


図22：上腕骨近位端骨折におけるVR画像表示例

11. まとめ

近年のCT画像は、ボリュームデータとして取得が可能であり、任意の方向から画像再構成できる利点を生かして診断能を向上できる。しかし、MPRの再現性が担保されてないと、正確な診断が困難となってしまう可能性があるため、基準線を用いたMPRの作成は非常に有効である。整形領域は様々な関節や骨から構成されているので、正確な解剖を知った上で撮影条件を決定し、画像を作成することが求められる。

医療技術は日々進歩しており、各施設間で行われている治療方法が異なる場合もある。整形外科領域に限ったことではないが、自施設の検査目的を十分考慮しながら検査に就くことが、撮影技術向上への一歩であると考えられる。最後に、本稿が少しでも日常業務の糧になれば幸いである。



[執筆者紹介]

城處 洋輔 (きどころ ようすけ)
 昭和56年7月14日生まれ 31歳
 北里大学医療衛生学部卒業
 技師歴7年
 CT担当歴5年