小児 CT 検査に有用な撮影技術

キヤノンメディカルシステムズ株式会社
CT 営業部　アプリケーション担当
高井志帆

近年、X 線 CT 装置の進歩は目覚しく、撮影時間の高速化に伴い広範囲の撮影が可能となり、小児への適応も拡大している。しかしながら小児は成人と比べて体格が小さい、余命が長い、放射線感受性が高いという特性がある。また、ある程度の年齢にならなければ検査への協力を得られないことから抑制（固定、鎮静）が必要で、息止めが困難なため安静呼吸下での撮影になることも多い。放射線の影響をできるだけ少なくするために、被ばく低減を行うことも必須である [1)]。

小児 CT 検査を行う際は、安全な検査の施行、検査被ばくの低減、診断に寄与する画像の提供を心掛ける必要がある。本稿では当社最新 CT 装置である Aquilion ONE/GENESIS Edition を中心に、小児 CT 検査に有用な技術について紹介する。

図 1　Aquilion ONE/GENESIS Edition

安全に検査を行うために

■Area Detector CT：ボリュームスキャン

Aquilion ONE/GENESIS Edition は 0.5mm×320 列の検出器を搭載した Area Detector CT である。回転速度は最速 0.275s/rot と超高速化を図っており、1 回転で 160mm の範囲を撮影可能なボリュームスキャンと組み合わせることで、極めて短時間で撮影を行うことが可能である。

従来のヘリカルスキャンと比べ撮影時に寝台移動を伴わないため、様々なライフラインが装着された状態でも、抜管の恐れが無く安全に検査に臨むことができる。

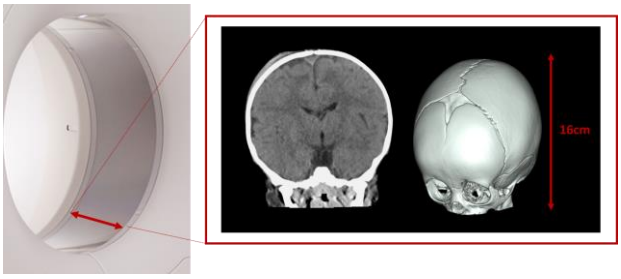

図 2 ボリュームスキャンによる撮影可能範囲

■Area Finder

更なる検査フロー向上のため、Aquilion ONE/GENESIS Edition には新機能である Area Finder を搭載している。（図 3）Area Finder は最大 160mm の撮影範囲をレーザー光で直接視認できる機能である。

従来の CT 装置ではスキャノグラム（位置決め用画像）を撮影して撮影範囲を設定していたが、Area Finder を用いることでポジショニング時に撮影範囲を確認でき、ポジショニング後すぐに撮影に移行できるため検査時間が大幅に短縮できる。体動が激しく短時間で撮影を終了したい場合などに特に有用である。また、スキャノグラム分の被ばく低減も図れる。

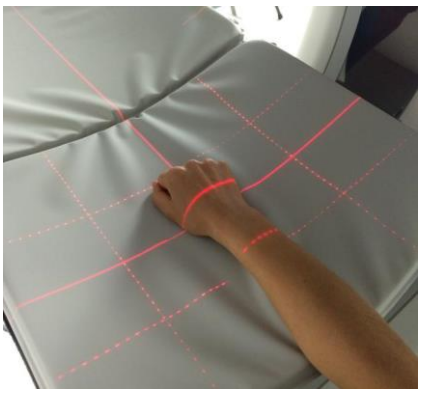

図 3　Area Finder

■「やさしい検査」を可能にする架台・寝台

Aquilion ONE/GENESIS Edition は「人を想うカタチ、人に愛されるカタチ」をコンセプトに、患者様の安心・安全を追求した架台・寝台設計を採用している。開口径 780mm のワイドボア、最大±30°のチルト機能（架台傾斜機構）、±42mm の寝台左右動機能により、点滴や輸液ポンプなどの機材の搬出入も容易となり、ポジショニングの時間も短縮できる。

快適な CT 検査を受ける環境を構築するため、架台前面には情報表示モニタ i-station を搭載している。患者がリラックスし負荷なく撮影できることは、検査の成功のために非常に重要である。小児に対しては小児用のアニメーションにて吸気・息止め等を指示し、より良い環境で検査を受けられるようにしている。（図 4）

また、寝台マットには CT 初の抗菌対応を施しており、院内感染にも配慮した製品づくりを行っている。

図 4　i-station

検査被ばくを低減するために

■撮影プロトコルの管理

小児は成人と比べて体格も小さく、放射線感受性も高いため、CT 検査にあたっては小児のための撮影プロトコルを適応する必要がある[2)]。当社の CT 装置においても成人用／小児用で別々に撮影プロトコルを設定することが可能であり、設定したプロトコルは患者の年齢に応じて自動で成人用／小児用に切り換わり、常に最適なプロトコルが選択できる仕組みとなっている。（図 5）

撮影プロトコルや CT 検査の被ばくについての情報をわかりやすく提供するために、Time Sequence、Dose Guard、Dose Alert といった機能も搭載している。Time Sequence はグラフィカルなインターフェイスにより、撮影プロトコル全体が一目で把握でき、画面上で管電流の調整や撮影の追加などをグラフで確認しながら操作できる。Dose Guard ではスキャン計画中に計算される総被ばく線量を元に、医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）による診断参考レベル、ICRP のガイドライン等を CT 本体で参照しながらプロトコルごとに被ばく線量の閾値を設定できる。さらに、実際の撮影時には設定された被ばく線量を超えると Dose Alert 機能により警告が表示され、不要な被ばくを抑えることができる。（図 6）

図 5　小児用プロトコル選択画面

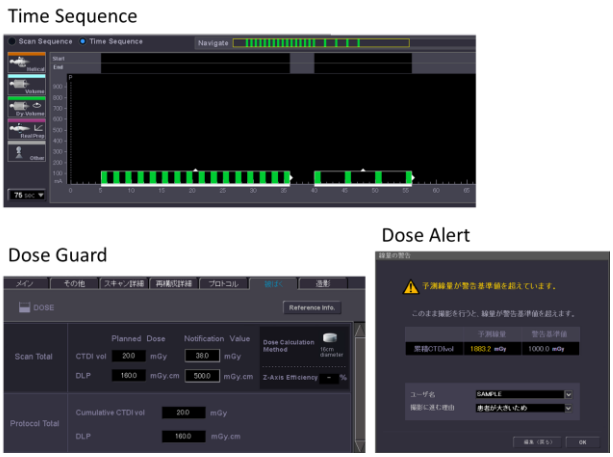

図 6　被ばく管理ツール

■線量の最適化：Volume EC，OEM

線量の最適化を図るための撮影技術にCT-AEC（自動照射制御機構）があり、小児 CT 検査においても積極的に使用することが推奨されている[2]。当社では Volume EC と呼ばれるこの技術は、スキャノグラムの情報から、各スライスに必要とされる線量を計算し、一平面の XY 方向（AP,RL 方向）と Z 方向（体軸方向）へ管電流を変調させながらスキャンを行う。これにより、各断面が事前に設定した画質レベルを満たすよう管電流を自動的にコントールすることができ、余分な被ばくを抑え、均一な画質を得ることができる。

加えて水晶体や乳腺など放射線感受性の高い体前面部に対し、管電流を下げて X 線照射を行う Organ Effective Modulation（OEM）がある。Volume EC と併用して使用でき、固定管電流使用時と比較すると体前面部の被ばくを最大 60%低減することが可能である。

■逐次近似再構成：FIRST

近年、80kV や 100kV の低管電圧による撮影が行われるようになってきた。低管電圧での撮影によるメリットのひとつは被ばく低減であるが、全体として画像ノイズの増加の懸念もある[3]。順投影適応モデルベースの Full IR（Iterative Reconstruction）である FIRST : Forward projected model-based Iterative Reconstruction SoluTion は、被ばく低減と低コントラスト分解能・空間分解能の向上を目的とした最新の再構成技術である。CT で収集した投影データと初期画像から順投影で作成した投影データの差異を画像へフィードバックし、その処理を繰り返すことで最終画像を作成する。この時、回路ノイズとフォトンノイズを統計学的にモデル化した統計学的ノイズモデル、スキャナモデル、コーンビームモデル、アナトミカルモデル、ビームハードニングモデルといった複数のモデルを適応することで、従来の FBP を上回る空間分解能や、大幅なノイズとアーチファクトの低減効果が得られる[4]。

低管電圧撮影と FIRST を組み合わせることで、被ばく低減と画質向上を両立させた撮影が可能になる。図 7 に FIRST の臨床適応例を示す。FIRST を使用することでノイズやアーチファクトが低減され、微細な血管構造も明瞭に観察できる。一般的に Full IR は繰り返し演算が必要なため膨大な演算量が発生するが、FIRST は高性能な並列処理を行う専用ハードウェアの採用と、アルゴリズム・パラメータの最適化により画像再構成時間を高速化し、ルーチン検査での適応も可能となった。

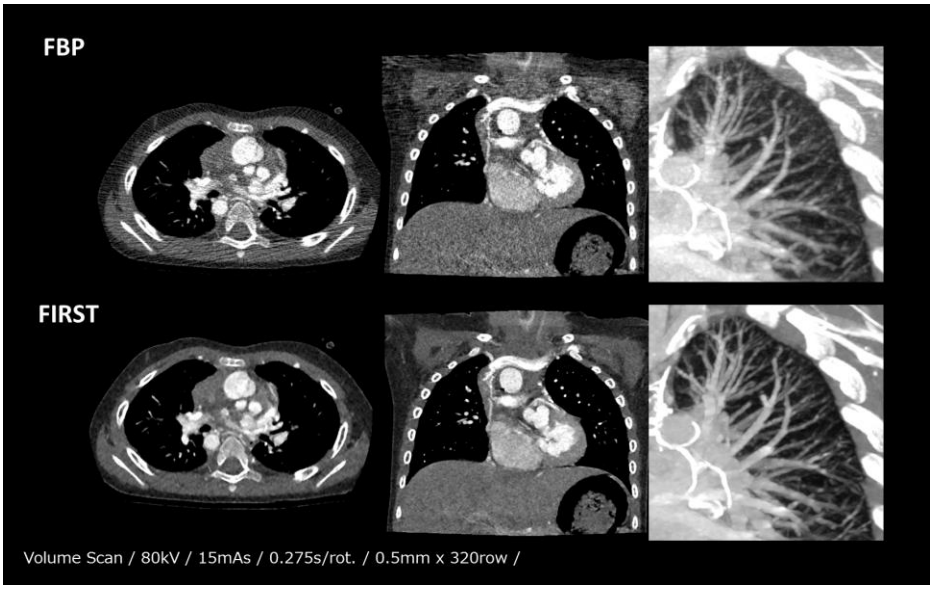

図 7　FIRST 臨床画像

診断に寄与する画像提供のために

■体動補正機能：APMC

多列化が進み、高速回転、短時間撮影の技術が発展したが、小児検査においては息止めが困難な症例や心拍数や呼吸数が成人に比べて多い症例も多く、100%モーションアーチファクトをなくすことは非常に難しい。

体動が大きい場合、ノンヘリカルスキャンでは収集開始データと終了データに空間的なズレが生じるため、アーチファクトが生じる場合がある。これを生データベースで補正する機能がAPMC：Adaptive Patient Motion Correction である。動きにより起こり得るモーションアーチファクトを低減する効果がある。（図 8）

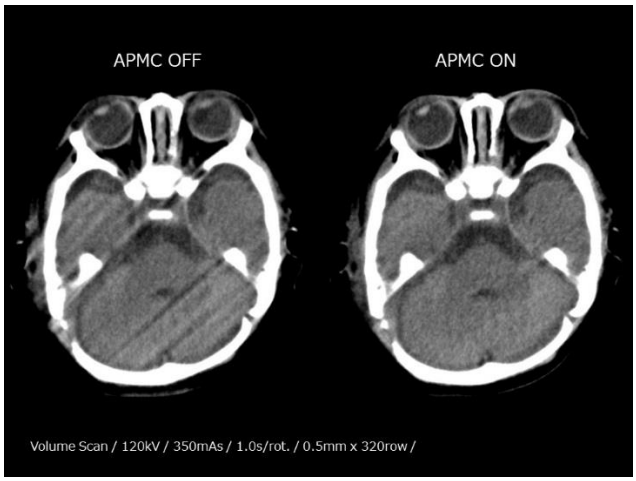

図 8　APMC

■腹部サブトラクション：SURE Subtraction Iodine Mapping

血管系、腫瘍性病変等の検索には小児 CT 検査においても造影 CT を行うことがあるが、造影剤を使用する際は留意すべきことが多い。小児は血管が細く使用する留置針も相応の径が用いられるため、自動注入機を用いる場合には設定についての確認が必要となる。また、小児は浸透圧負荷による影響や、特に生後 1 週未満の新生児では腎機能が未熟であるため、使用する投与量を最小限に留めることが求められる[5]。

SURE Subtraction Iodine Mapping は、造影 CT のデータから単純 CT のデータを差分して造影成分を可視化する手法で、サブトラクション画像やヨードマップ、ヨードマップを造影画像に重ね合わせて造影成分を強調した CE Boost 画像などを生成することができる。位置合わせアルゴリズムに相互情報を利用した逐次非線形位置合わせ法を採用しており、腹部組織（軟部組織濃度）の位置合わせに適したパラメータチューニングを実施している。CE Boost 画像では造影領域が視覚的に把握しやすくなり、局所的な変化や淡い濃染領域の検出にも大いに役立つ可能性がある。（図 9）

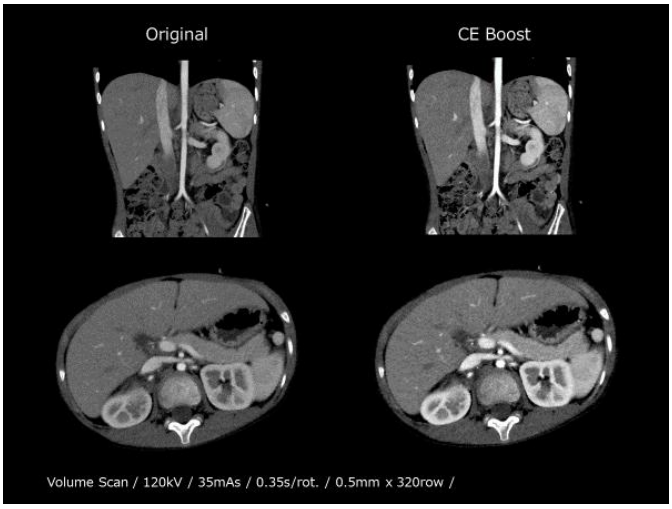

図 9　SURE Subtraction Iodine Mapping

■ストレスレスな画像再構成

検査全体のワークフロー向上という点では、撮影時間の短縮だけでなく、主治医や放射線科医による画像確認までの時間も考慮する必要がある。

Aquilion ONE/GENESIS Edition では CPU 性能の向上や画像再構成装置の最適化により、ボリュームスキャン時には最速 5 秒/volume、ヘリカルスキャン時には最速 80fps の再構成時間を達成している。また、ヘリカルスキャンで撮影が広範囲に及ぶ場合も、InstaView によって再構成の完了を待つことなく事前に画像を確認することが可能である。様々な角度の画像観察が必要な検査では、スキャンに連動して任意の厚さの MPR を自動で作成するマルチビュー機能が有用である。

小児 CT 検査は被ばくの観点から重度の外傷や急性症例の場合に適応となることが多く[6]、撮影後主治医や放射線科医を待たすことなく画像を提供することは、その後の治療や患者の予後のためにも非常に重要である。

おわりに

本稿では当社最新 CT 装置である Aquilion ONE/GENESIS Edition を中心に、ボリュームスキャンや Area Finder、Volume EC、FIRST といった小児 CT 検査に有用な技術について紹介した。今後も更なる高速化技術、被ばく低減、画質向上機能の開発を目指し、邁進していく所存である。

また、これらの技術が小児 CT 検査において活用され、患者や家族が安心して検査に臨める環境の提供に貢献できれば幸いである。

参考文献

1) 野澤久美子：Area Detector CT を用いた小児画像診断, INNERVISION (30・12)2015, 別冊付録
2) 小児 CT ガイドライン－被ばく低減のために－, 日本医学放射線学会(2005)
3) 宮嵜治：小児 CT における正当化と最適化,JSRT 38 巻(2014),P15-18
4) 尾崎公紀：Aquilion ONE/GENESIS Edition の開発, INNERVISION (31・12)2016, 別冊付録
5) 鳴海善文：造影剤の適正使用推進ガイド「高齢者・小児・妊婦・授乳婦に投与する際の留意点」, 臨床画像 Vol23,No12(2007)
6) 日本医学放射線学会：画像診断ガイドライン(2016)

キヤノンの小児 MRI に有用な技術
～こどもに”やさしい”検査の実現を目指して～

キヤノンメディカルシステムズ株式会社
国内営業本部　MRI 営業部　河野純子

■はじめに

MRI 検査は非侵襲的であり安心して受診できる検査である一方で、検査時間が長く患者に負担がかかる。また、小児 MRI 検査の場合は検査中に鎮静を行うことも多く、鎮静剤のリスクと隣り合わせである。さらに、造影剤を使用する検査では造影剤によるリスクも考慮しなければならない。

キヤノンメディカルシステムズではこれら小児の負担を軽減すべく、「検査時間の短縮」「鎮静によるリスクを軽減」「造影剤によるリスクを回避」をキーワードに、技術開発を進めてきた。当社の最新 1.5T MRI 装置である Vantage Orian™（図 1）には、こどもに”やさしい”技術を多数搭載している。本稿ではこれらの技術に関して紹介する。

図 1　Vantage Orian

■「検査時間の短縮」

医療被ばくの観点から、国内外において小児 MRI 検査への期待やニーズが高まっているが、MRI 検査は検査時間が長く小児患者へのストレスも計り知れない。この要因としては撮像時間が長いこと、再撮像が必要となる場合があること、プランニングに時間がかかることなどが挙げられる。これらを解決する当社の 3 つの技術を紹介する。

・Olea Nova+™

MRI では通常 1 スキャンで 1 種類のコントラストの画像を取得する。複数のコントラストの画像を得る場合には撮像条件を変更して複数回撮像する必要があり、通常のルーチン検査では約 20～30 分程の撮像時間を要する。

当社の Olea Nova+では従来の撮像法とは異なり、約 5 分で収集したスキャンデータを基に、当社ワークステーション「Vitrea」上で新しい画像コントラストを計算で作成可能である。必要な撮像は 2 種類（FFE3D の MP2RAGE と FSE2D の mEcho）であり、それをもとに T1map、T2map を作成し、任意の TR、TE、TI、PSIR、DIR の設定に応じた画像を得ることができる（図 2）。撮像に要する時間は約 5 分であり、複数コントラストを得る為に何度も撮像していた従来と比べ、撮像時間を大幅に短縮するこ

とが可能である。また、本機能では撮像後にパラメータを設定できるため、コントラスト調整が撮像後にも可能となる。例えば通常の T2 強調画像で病変がわかりづらい場合でも TE を調整することで病変部を明瞭に描出することができる。特に、小児 MRI 検査では出生後の発達に伴う髄鞘化などの構造変化や機能変化を考慮し、患者の年齢や発育状態により撮像パラメータを調整する必要があるが、本機能を用いることで撮像後に任意のコントラストで診断が可能となる。更に、Olea Nova＋では撮像部位に依存しない解析が可能であり、全身の検査で応用が期待される。

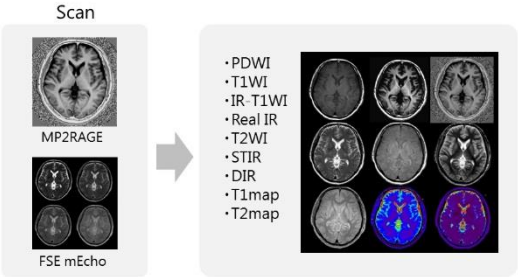

図 2　Olea Nova+

・Quick Star

MRI 検査において検査時間が延長となる理由の一つに、画像を取得した後に何らかの理由で再撮像が必要になる場合が挙げられる。例としては、アーチファクトの発生や観察場所とのズレが生じた場合などがある。特に小児では静止状態を保つことが難しくアーチファクトの発生頻度も多い。その為、鎮静剤を用いる場合でも動きに対する対策は多くの部位において必要となる。

当社は従来より体動補正法 JET™によるアーチファクトの低減に取り組んできた。JET はデータ収集方法および再構成によるアーチファクト軽減が可能であり、静止が困難な小児において全身の撮像で用いられてきた（図 3）。今回新たに搭載された体動補正 Quick Star は、k 空間の面内方向は中心付近からラジアル状にデータ収集を行い、スライス方向は通常の直交（Cartesian）状にデータ収集を行う撮像方法である。k 空間の中心付近のデータが繰り返し収集されることで動きの影響を受け難い。例えば、呼吸同期を併用しない自由呼吸下での撮像において、コントラストを保ちつつ呼吸によるアーチファクトが少ない画像を得ることが出来る（図 4）。小児は鎮静下での検査が多い上に自らの意思で息止めを行う事は難しく、呼吸によるアーチファクトの発生は避けられない。Quick Star を用いることでアーチファクトが軽減されて再撮像の必要性が減少し、検査の延長を減らすことが可能である。また、アーチファクトの軽減のみならず、自由呼吸下で撮像できるため、空間分解能の高いデータ収集が可能となり微小病変の描出における有用性が期待される。

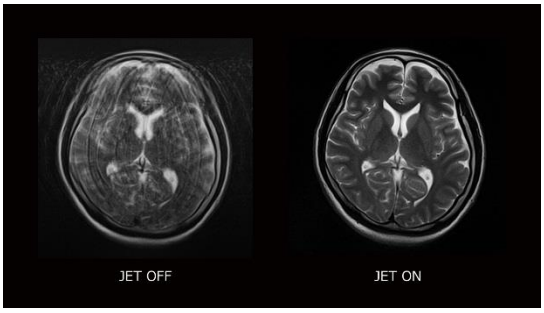

図 3　JET による頭部の動き補正

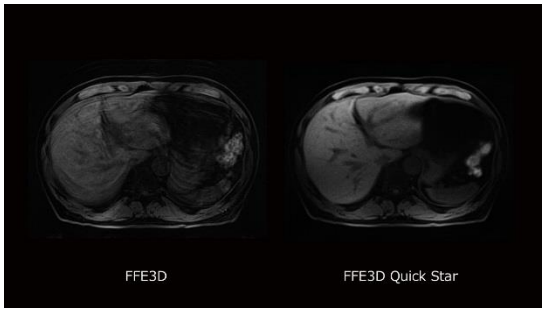

図 4
Quick Star による自由呼吸下の腹部画像

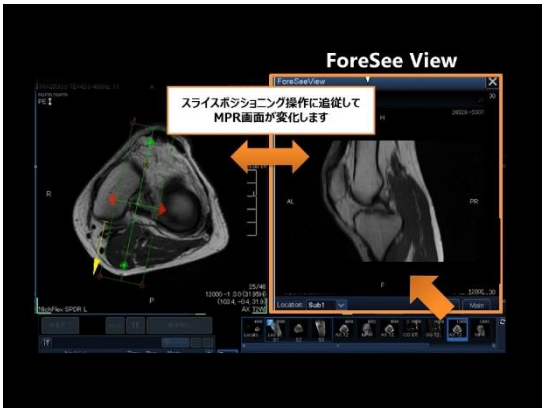

図 5　ForeSee View 画面

・ForeSee View

小児 MRI 検査は成人の MRI 検査と比較してプランニングに要する時間がより多く必要である。要因としては、小児患者は正中を捉えてセッティングする事が難しい上に、観察対象が小さく、奇形などの患者間のバラつきが大きいことが挙げられる。

当社最新MRI装置であるVantage Orianには新たなスライス断面決定方法であるForeSee View を搭載している。ForeSee View はスキャンを走らせる前に撮像断面を仮想的に確認可能な技術である。スライス断面の位置決め操作に応じてコンソール上で MPR しながらリアルタイムに撮像断面を確認でき、信頼性の高いプランニングが可能である。本機能は使用部位の制約なく全身の検査で使用可能であり、特に、整形の検査における細かな病変の観察や心臓の検査における血流動態の解析など、複雑な断面設定が必要な場合により有用である。ForeSee View によりプランニング時間の改善、再撮像の軽減、複雑な検査の適用が可能となり、小児検査における検査ワークフローの大幅な改善が期待される。

■「鎮静によるリスクを軽減」

MRI 検査では激しい騒音が長時間継続する中で患者は検査を受けなければならず、小児患者には負担が大きいものであった。また、騒音の中で安静を保つことができない小児の MRI 検査では、深い鎮静を維持する為に鎮静剤投与下での撮像が非常に多い。しかし、2010 年に日本小児科学会医療安全委員会が小児科専門医研修施設に対して行った調査で、回答を寄せた施設の 35%にあたる 147 施設での鎮静の合併症を経験していることが明らかになった[*1]。その様な背景の中、2013 年 5 月 26 日、日本小児科学会・日本小児麻酔学会・日本小児放射線学会が共同で「MRI 検査時の鎮静に関する提言」発表され、小児患者の MRI 検査のための鎮静をより安全にするための基準を示された[*1]。小児患者に対する安全性の担保が求められている昨今、小児 MRI 検査ではできるかぎり自然睡眠下で検査を施行できる環境を整えることも医療機器メーカーとしての使命である。これを実現するにあたり騒音の解消は非常に重要である。以下に当社の新しい静音機構 Pianissimo Zen を紹介する。

・Pianissimo™ Zen

当社は約 20 年前より MRI 検査の静音化にいち早く取り組み、高い評価を得てきた。当時より搭載している静音化機構 Pianissimo は、真空容器を用いることにより MRI 検査時における騒音を大幅に低減できる技術である（図 6）。一部検査の静音化ではなくすべてのシーケンス、スキャンにおいて画質を落とさず適用できる。

更に、当社最新の静音化技術 Pianissimo Zen では、ほぼ無音の検査を実現した。従来のスキャンでは傾斜磁場が頻繁かつ急激に変化していたため騒音を発生していたが、静音シーケンス mUTE は傾斜磁場の変化を緩やかで連続的にしたことが大きな特長である（図 7）。これにより、検査室内の冷凍機の音が聞こえるほど静音の中で検査が可能である。この静かな MRI 検査により小児患者の撮像音によるストレスを軽減できる。また、静音検査により鎮静下での検査でも検査音による覚醒が減り、鎮静剤の使用量を軽減できる可能性がある。

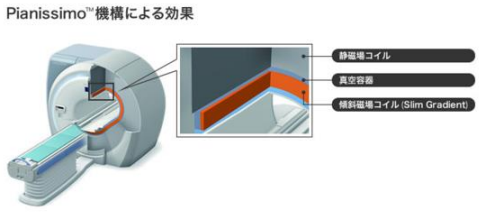

図 6　Pianissimo 機構

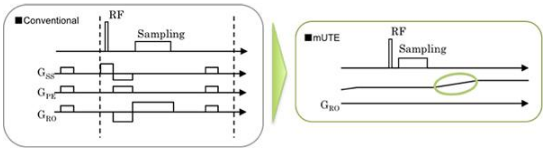

図 7　新静音シーケンス mUTE

■「造影剤によるリスクの回避」

各種学会で重度の腎不全患者におけるガドリニウム含有造影剤による腎性全身性線維症(NSF)の稀な発症リスクが取り上げられてから、非造影 MRI 技術に対する関心が高まっている。特に小児においては、NSF の指標として評価すべき推算糸球体濾過量（eGFR）の計算が困難なため造影剤のリスクにはより注意が必要であり、非造影検査の重要性は高い。今回は、造影剤を使用せずに血管を画像化する非造影 MR アンギオを紹介する。

・Time-SLIP

当社は、非造影 MR アンギオの開発に早期より取り組んできた。心周期における動脈血の流れを利用した FBI（Fresh Blood Imaging）法や、RF パルスでラベリングすることで見たい血管を選択的に描出する Time-SLIP 法（Time-Spatial Labeling Inversion Pulse）は当社独自の技術である。また、Time-SLIP 法では TI 時間を変化させて撮像することにより血流動態まで描出することが出来る。形態診断から動態診断まで非侵襲で可能であり、これらの画像は診断から術前のプラン構築、術後の長期間にわたるフォローアップまで幅広く使用されている。更に、Time-SLIP 法の応用として血液ではなく脳脊髄液（以下、CSF）を内因性トレーサとすることで CSF 動態の可視化を可能にした当社独自の“CSF dynamics imaging”がある[*2]（図）。この CSF dynamics imaging により、水頭症の鑑別診断やシャント術後の評価が可能になる。生まれてくる新生児の約 1000 人に 1 人は水頭症と言われている。長期に渡るフ

ォローアップが必要な小児水頭症患者にとって、非侵襲な CSF dynamics imaging は非常に有用である。

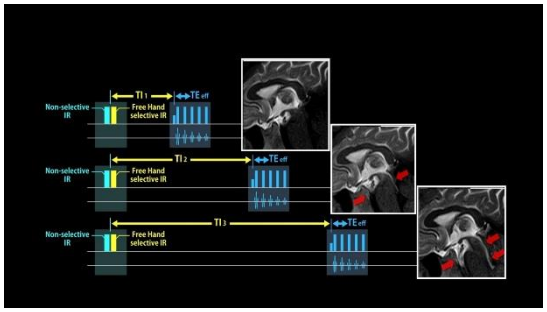

図 8　CSF dynamic imaging の概念

■さいごに

小児医療において医療被ばくの観点から MRI 検査の重要性は非常に高いが、MRI 検査特有の患者負担もある。小児 MRI 検査に有用な当社独自の技術を紹介した。当社は今後もこどもに”やさしい”検査の実現を目指し、技術開発に取り組んでいく。

■参考文献

*1「MRI 検査時の鎮静に関する提言」
日本小児科学会・日本小児麻酔学会・日本小児放射線学
2013 年 5 月 26 日発表。2015 年 1 月 29 日一部修正。
2* 山田晋也 ：MRI を使用した脳脊髄液 hydrodynamics の観察―CSF bulk flow imaging, 現状と今後の展望. 脳. 神経外科, 37・11, 1053～1064, 2009.

「Vantage Orian」、「JET」、「Pianissimo」はキヤノンメディカルシステムズ株式会社の商標です。
「Olea Nova」は Olea Medical 社の登録商標です。

Dual Source CT：小児領域への応用

シーメンスヘルスケア株式会社　CT 事業部　鈴木和明

はじめに

現在、わが国では諸外国と比較して computed tomography (CT)が広く普及しており、CT 検査件数の増加に伴う被ばくの影響が注目されている。小児は成人と比べ被ばくの影響を 2、3 倍受けやすく、期待される余命も長いことから、被ばく低減の取り組みは小児において特に重要である [1)]。2015 年には、わが国でも国内実態調査に基づく診断参考レベルが設定され、医療被ばくの最適化の取り組みが活発化している [2)]。

一方、小児は高心拍、かつ息止めの指示にも協力できないため、モーションアーチファクトの影響が問題となることがある。最近では、CT がハードウェア・ソフトウェアの両面で進歩したことにより、被ばく低減のための技術が発展しただけではなく、高心拍かつ体動のある小児への対策や、従来不可能であった CT による機能情報の取得も可能となってきた。

本稿では、このような進歩の中で Dual Source CT (DSCT)の登場した経緯、DSCT による高速撮影、Dual Energy (DE) imaging に続き、X 線スペクトラム変調技術を用いた低線量撮影に関して紹介する。

Ⅰ．Dual Source CT 登場の経緯

CT 装置は 1970 年代に実用化されてからさまざまなスキャン方式が考案・実現されてきた。現在では第 3 世代が主流となっている。第 3 世代は rotate/rotate (R-R)方式と呼ばれ、X 線管に向けて円弧状に並んだ数百チャンネルの検出器が X 線管と対をなして被写体の周囲を回転し、そのあいだ一定角度ごとに投影データを得る。スキャン方式として第 3 世代が定着してからは、CT は多列化の方向へ向かった。つまり、Z 軸方向 (体軸方向)に検出器列数を増やすことで、1 回転で撮影できるカバレッジを広げ、撮影速度を短縮することを第一目的とした。

2 列、4 列、16 列…と多列化するなかで、撮影速度の面ではすでに臨床用件を満たしつつあり、64 列以上のシステムには空間分解能や時間分解能の向上など、別の開発テーマが求められた。結果、2003 年にはそれまでのように単純に列数を増やすだけではなく、オーバーサンプリングによって空間分解能を上げる技術が実用化され (z-Sharp technology)、等方性空間分解能は 0.33mm となった [3)]。時間分解能については、この時点で最速 0.33sec/rotation まで向上した。

撮影速度や空間分解能が向上し、CT はルーチン検査として診療に定着した。一方で、循環器領域への CT の応用が臨床的ニーズとして高まり、さらなる時間分解能の向上が課題となった。心臓 CT 検査における時間分解能は、SCCT のガイドライン [4)] で推奨しているハーフ再構成時の時間分解能が重要となる。ハーフ再構成時の時間分解能を向上させる一番シンプルな方法は、ガントリの回転スピードを速くすることであるが、当時最速であった 1 回転 0.33sec においてすでに約 30G という負荷がかかっていた。部品の耐久性や装置自体の剛性・設置性などの大きなハードルが存在した状況で時間分解能をさらに向上させるには、全く別の方法が必要であった。この問題を解決すべく登場した革新的なシステムが、X 線管と検出器を 2 対搭載した DSCT であった (図 1)。第 1 世代の DSCT が登場した 2005 年当時、Single Source CT (SSCT)のハーフ再構成の時間分解能は 165ms が限界であったが、DSCT の登場によって時間分解能が 83msec と飛躍的に向上した。これにより、心拍によらず画質を損なわないシステムとして多大なインパクトを与えた [5)]。

続いて 2009 年に登場した第 2 世代の DSCT はさらに進化を遂げ、時間分解能は心拍によらず常に 75msec、撮影速度は最速 460mm/sec となり、心拍が 100bpm の症例であっても β 遮断薬を使用せず良好に心血管を描出できると報告されている [6)]。DSCT の進化は続き、2013 年に第 3 世代の DSCT (SOMATOM Force)が登場し、時間分解能は 66msec とさらに向上し、最高速度も 767mm/sec にまで到達した。2016 年には SOMATOM Force の DNA を受け継ぎ、低侵襲かつクオリティの高い診断情報を提供する SOMATOM Drive がリリースされた。

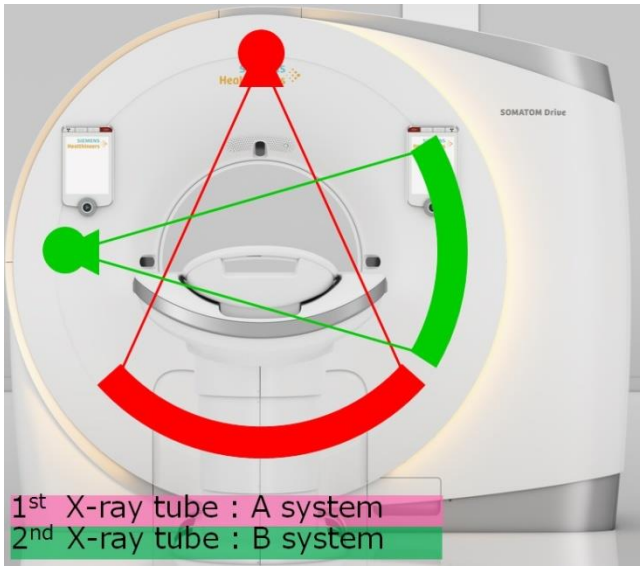

図 1　Dual Source CT 概略図

Ⅱ．Dual Source CT による高速撮影

DSCT による高速撮影の仕組みを図 2 に示す。従来の SSCT を用いて高速撮影を行う場合、ピッチ (テーブル移動速度)を上げていくにつれ、らせん状のデータ間隔が広がっていき、極度に間隔が広がってしまうとデータが疎になり画像化できなくなる。これに対し、DSCT では X 線管と検出器が 2 対搭載されていることで、この間隔の隙間を埋めるような形でデータ収集を行うことができ、データ欠損を起こさずに高速撮影が可能となる (高速二重らせん撮影)。これにより、鎮静なしの小児撮影でも動きの少ない画像が得られる (図 3)。

一般的に、時間分解能を上げるために採用される心電図同期撮影ではピッチを落として重複撮影を行うため、通常の胸部 CT などに比べると被ばくが増加する傾向にあるが、高速二重らせん撮影ではデータ収集にあたって重複する部分を最小化できるため、被ばくを抑えた状態で時間分解能の高い画像を得ることができる。

高速二重らせん撮影によって、(1) モーションアーチファクトが原因の再撮影が減少し、それに伴う被ばくも軽減でき、(2) 鎮静剤を使用しないことによる患児の負担軽減や検査前後の患児ケアに必要なスタッフの負荷も軽減可能である。

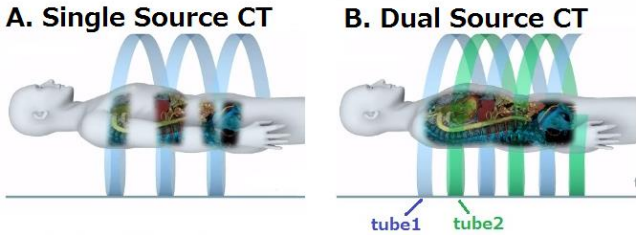

図 2　DSCT による高速撮影の仕組み

A. SSCT (従来撮影法)：らせん状データ収集のギャップが生じない程度のピッチに使用が限られる。撮影時間の短縮には限界がある。
B. DSCT (高速二重らせん撮影法)：DSCT では A system/B system それぞれの取得データを利用することで、最高ピッチ 3.4 まで使用可能である。

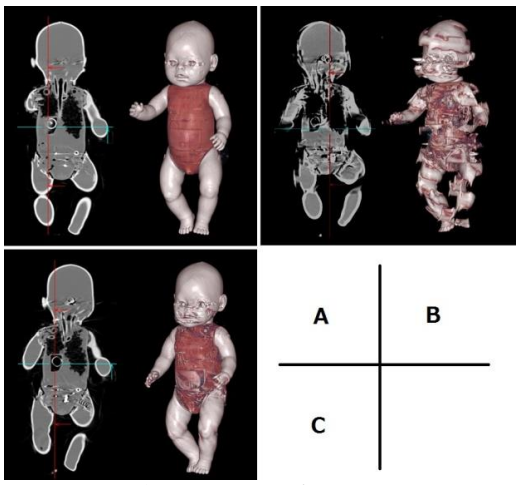

図 3　高速二重らせん撮影のメリット

A. 従来撮影法 鎮静あり (人形静止状態で撮影)。撮影対象が静止しているため良好な画像が得られる。
B. 従来撮影法 鎮静なし (人形を動かしながら撮影)。撮影対象が動いており、モーションアーチファクトが顕著に出てしまう。
C. 高速二重らせん撮影法 鎮静なし(人形を機械的に動かしながら撮影)。撮影対象が動いているが、時間分解能の高い高速撮影により、モーションアーチファクトが抑えられている。

Ⅲ． Dual Energy imaging

Dual Energy imaging とは、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。異なる 2 つの管電圧に依存して、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応じ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た画像化が可能となる 。

DE imaging の歴史は古く、1970 年には基礎理論をはじめとする詳細な検討がなされている [7] 。実際の製品としては、1986 年にシーメンスが kV-Switching による SOMATOM DR を発表している [8] 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広く一般化するにはいたらなかった。1990 年代には Multi-Layer Detector を用いた Sandwich Detector 法 [9,10] など、さまざまな手法が各分野で研究されてきた。1980 年代後半から 1990 年代前半にいくつか出ていた DE imaging に関する論文はその後減少していたが、2005 年の DSCT 登場以降、急激に増加している。

CT における DE imaging の必要条件としては、(1) 空間的・時間的誤差を最小限にするために、異なる X 線エネルギーによる同時撮影が可能であること、(2) 異なる X 線エネルギーの差を可能なかぎり大きくすること、(3) 異なる X 線エネルギーで撮影された画像が同等の画質 (SNR)になるように、低エネルギー側に十分な線量をかけられること、(4) 撮影速度や画像再構成速度に制限がなく、通常の CT 撮影と同様な運用が可能なこと、 (5) 汎用性・拡張性に優れた臨床目的に応じたアプリケーションを有していることなどの項目が挙げられる。

DSCT は、ガントリ内に 2 対の X 線管と検出器を搭載している。DE 撮影時には、この 2 対の X 線管から高電圧・低電圧の異なる管電圧の X 線を同時照射しながら、らせん状撮影によってデータ収集を行う。それぞれの管電圧ごとで独立して線量の制御が可能である。また、撮影速度も通常の CT 検査時 (1X 線管使用時)と同様に任意で選択することができ、ボーラストラッキングなどの機能ももちろん使用可能である。

また、高低それぞれの出力を独立して制御できることから、高管電圧側では X 線スペクトルを最適化するための"Selective Photon Shield (SPS)"を搭載して、物質分離の精度・画質の向上や被ばく低減を図っている。図 4 に従来の DE 撮影と SPS を搭載した DE 撮影の概念図を示す。従来の DE 撮影時では高管電圧と低管電圧のエネルギーの重なりが多いため、エネルギー分解能は良くない。一方、高管電圧側に SPS を搭載した場合、高管電圧と低管電圧のエネルギーの重なりが少なくなり、エネルギー分解能が高く、DE 解析の精度も向上する。

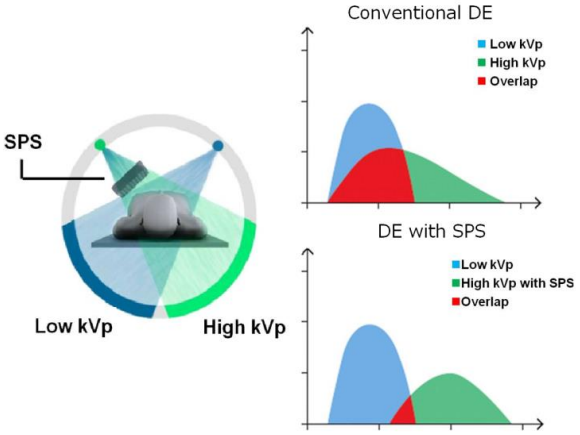

図 4　SPS の概念図

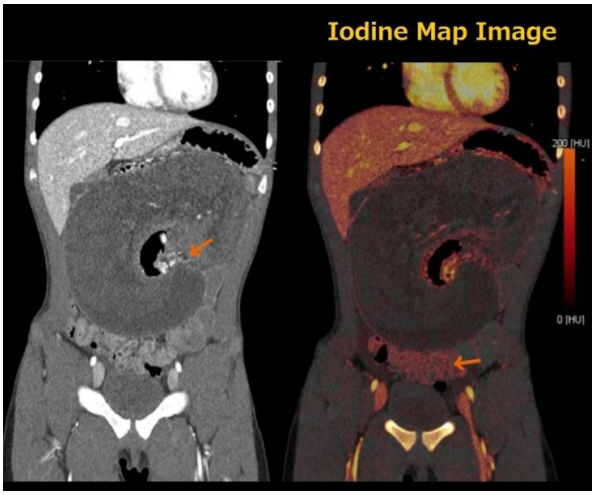

図 5　腸重積症 (Iodine Map)

SOMATOM Definition Flash, 80/Sn140kV, 撮影時間: 3.3sec, $CTDI_{vol}$: 2.14mGy, DLP: 85mGycm, effective dose: 3.06mSv
Country of Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri, USA

現在，DE imaging のアプリケーションは，骨と造影剤のような 2 つの異なる組成の分離を行う “Two-material decomposition” をベースとしたアプリケーション、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 “Three-material decomposition”

をベースとしたアプリケーションが搭載されている。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。図 5 は、9 歳の小児撮影において、Iodine Map を使用することによって腸重積症による虚血と遠位小腸への血流が正常であることを容易に確認できる。

このように、DSCT による DE imaging は前述の必要条件を満たしながら、さらに大きなアドバンテージを活かすことで、多くの臨床的有用性が示されている。

Ⅳ. Right Dose technology

シーメンスの Right Dose technology は、単に低被ばくの数値を競うものではなく、臨床目的を十分に満たす画質を担保しつつ、適正な線量で最大限の臨床情報を引き出すことを目指した技術である。前述した DSCT に特化した技術は、様々な Right Dose technology と併用可能である。ここでは代表的な Right Dose technology である CARE kV、Adaptive Dose Shield、X-CARE を紹介する。

■CARE kV

小児撮影の被ばく低減アプローチでは、Low kV イメージングが注目されている。シーメンスの DSCT では、70kV の管電圧撮影が可能であり、造影効果を向上させることによって被ばく低減も可能である [11,12]。しかし、CT の管電流や管電圧、画質 (コントラストノイズ比：CNR)は複雑に関係しているため、実臨床では各患者・検査に個別に対応した管電圧調整は現実的でなく、マニュアルで毎回計算するには時間がかかるという問題がある。この問題を解決するため、シーメンスでは Auto Tube Voltage Setting (ATVS)である CARE kV を開発した。CARE kV は CNR を基準とし、各患者や検査内容に応じた最適管電圧・管電流を自動で調整することが可能であり、被ばく低減と画質担保の両立が可能である。

図 6 に生後 2 カ月、心拍 130bpm の症例を示す。高速二重らせん撮影により、0.6sec という短時間での撮影が可能となり、管電圧 70kV を使用することによって、被ばく線量も 0.33mSv と抑えることができている。また、高心拍にも関わらず、冠状動脈も明瞭に描出されていることがわかる。

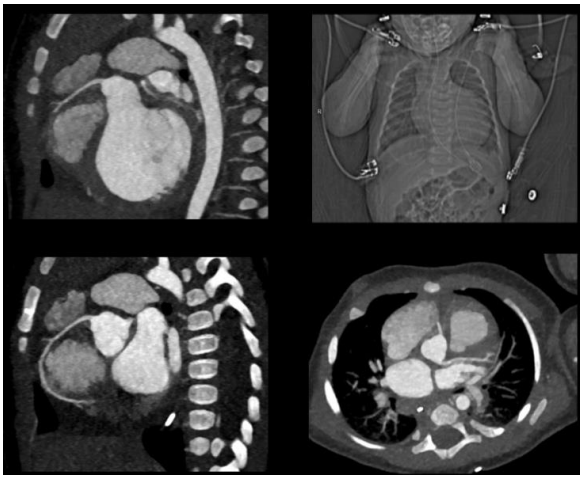

図 6　新生児 (生後 2 カ月)の心臓 CT

SOMATOM Force,70kV, 撮影時間: 0.6sec,
$CTDI_{vol}$: 1.16mGy, DLP: 9.1mGycm,
effective dose: 0.33mSv
Courtesy of Astrid Lindgrens Childrens Hospital, Karolinska University, Stockholm, Schweden

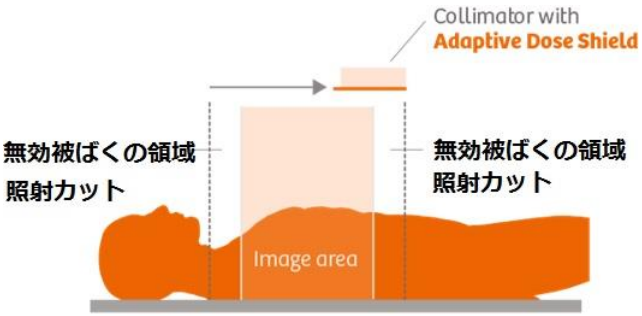

図 7　Adaptive Dose Shield の概略図

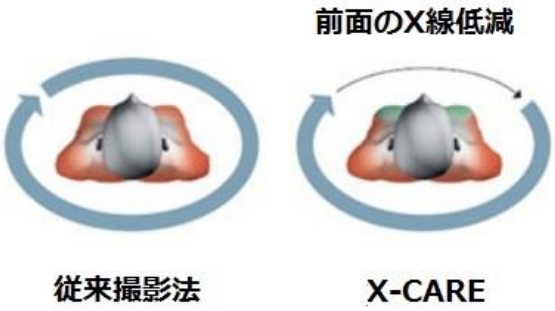

図 8　X-CARE の概略図

新生児は高速二重らせん撮影により、従来の撮影法と比較して、冠状動脈および肺静脈の描出が改善され、心臓血管の解剖学的構造のより包括的な評価が可能となり、患児の鎮静または心拍コントロールの必要性がなくなるという報告もある [13]。

■Adaptive Dose Shield

らせん状撮影において、X 線照射開始の 180°分のデータ、および照射終了直前の 180°分のデータは画像に寄与せず、無効被ばくと呼ばれている。Adaptive Dose Shield は、この無効被ばくの領域を X 線管前の可動式ビームコリメータを閉じることで、X 線照射を制御して被ばく低減を行うことが可能である (図 7)。撮影範囲が短い小児領域や心臓領域での被ばく低減効果は特に大きく、心臓領域では 25%程度の被ばく低減が可能である[14]。

■X-CARE

現在普及している CT 装置では Auto Exposure Control (AEC)がほぼ標準搭載されているが、従来の AEC 機構では、1 回転中に含まれる臓器に対する放射線感受性については考慮されていなかった。X-CARE は、1 回転中に含まれる放射線感受性の高い領域 (水晶体や乳腺など)に対して選択的に被ばく低減を可能とする技術である。X-CARE によって放射線感受性の高い領域での被ばくが最大 50%低減[15] 可能である (図 8)。

V．新たな Right Dose technology -Tin filter を用いた Spectrum Shaping

CT 装置は連続スペクトルを有する X 線を利用しており、画像に寄与しない低エネルギー成分をカットするため、付加フィルタ (Bowtie filter や Wedge filter など)が搭載されている。一般的に、付加フィルタには X 線の利用効率を高める働きがあり、被検者への無効被ばくを低減するとともに、画質と被ばくを最適化する役割を果たしている。

Tin filter は一般的な付加フィルタに対し、さらに追加して使用され、連続スペクトルの低エネルギー成分をより強力にカットし、結果的に平均エネルギーを高エネルギー側へシフトさせる特性を有する。これによって従来、低線量撮影において課題とされてきたビー ムハードニングに起因するアーチファクト を低減することができる。

Tin filter を用いた Spectrum Shaping は、まず DE imaging のエネルギー分離を向上させる技術（SPS）として開発された。画質を犠牲にすることなく従来と同等、もしくはそれ以下の線量で DE imaging を実現する重要な技術である。その被ばく低減効果はすでに実証されており[16]、Single Energy imaging においても同様の効果が期待できる。胸部低線量 CT 検査へ応用することで、胸部単純 X 線検査と同等、または、それ以下での検査を実現しており、 他の部位への応用も期待されている[17,18]。小児においても、胸部の CT 撮影は 70kV で撮影した時と比較して、Tin filter の Sn100 kV で撮影した時の方が被ばく線量を大幅に低減できるという報告がある[19]。

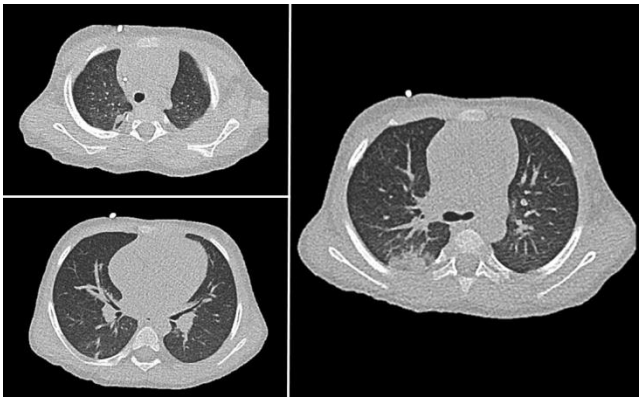

図 9　低線量胸部 CT 撮影 (生後 18 カ月)

SOMATOM Force, Sn100kV, 撮影時間: 0.25sec,
$CTDI_{vol}$: 0.15mGy, DLP: 3.2mGycm,
effective dose: 0.08mSv
Courtesy of University Hospital Tuebingen, Tuebingen, Germany

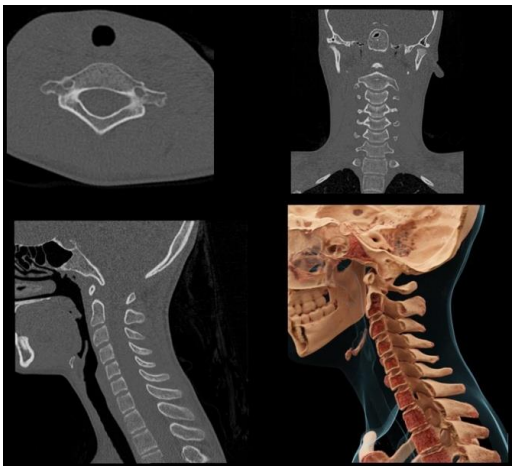

図 10　低線量頸椎 CT 撮影 (14 歳)

SOMATOM Force, Sn100kV, 撮影時間: 2.19sec,
$CTDI_{vol}$: 1.16mGy, DLP: 29.3mGycm,
effective dose: 0.23mSv
Courtesy of Astrid Lindgrens Childrens Hospital, Karolinska University, Stockholm, Schweden

図 9 に生後 18 カ月の息止めなし、低線量の胸部 CT 画像を示す。鎮静剤を使用せず、Tin filter を用いた高速二重らせん撮影を行うことで、撮影時間は 0.25sec、被ばくは 0.08mSv にも関わらず、良

好な画質が得られている。図 10 は、14 歳小児の頸椎骨折ルールアウトのために撮影されており、低線量で骨折がないことが確認できる。Spectrum Shaping を応用した低線量撮影の可能性に関しては、肺がん CT スクリーニングに加え、CT コロノグラフィへの適用はもちろん、撮影範囲に水晶体を含む眼窩、副鼻腔、その他四肢、脊椎といった整形領域への応用が進んでおり、新たなスタンダードとなる可能性がある。

おわりに

小児の X 線 CT 検査 においては被ばく低減だけでなく、動きによる画質劣化への対応など様々なことを考慮する必要がある。

シーメンスは、これらに対するソリューションだけでなく、Dual Energy や Tin filter といった新たな技術も提供している。今後も小児に優しい低侵襲な CT 検査を実現すべく継続して技術開発に取り組んでいく。

文献

1) 日本学術会議臨床医学委員会放射線・臨床検査分科会 ：CT 検査による医療被ばくの低減に関する提言.2017
2) 医療放射線防護連絡協議会，日本小児放射線学会，日本医学物理学会, 他：最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定.2015
3) Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, et al: Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. Rofo 176: 1803-1810. 2004
4) Abbara. S, et al.: SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography; A report of the society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee; Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. 10・6,435~449.2016
5) Brodoefel H, Burgstahler C. Tsiflikas I. et al.: Dual Source CT: effect of heart rate, heart rate variability, and calcification on image quality and diagnostic accuracy. Radiology 247: 346-355.2008
6) Ayça Akgöz, et al.: Optimal reconstruction interval in Dual Source CT coronary angiography: A sin-gle-center experience in 285 patients. Diagn Interv Radiol: 20(5): 399–406.2014
7) Alvarez RE, Macovski A: Energy-selective reconstruction in X-ray computerized tomography. Phys Med Biol 21; 733-744.1976
8) Kalender, W.A., et al.: An algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images. Medical Imaging. IEEE Transactions on, 7・3, 218-24.1988
9) Hickey, N.M., et al.: Dual-Energy Digital Radiographic Quantification of Calcium in Simulated Pulmonary Nodules Radiology. Am. J. Reontgenol.148, 19～24.1987
10) Friedman, S.E., et al.: Mineral Content of Bone Measurement by Energy Subtraction Digital Chest Radiography. Am. J. Reontgenol, 149, 1119～1202.1987
11) Spearman JV, et al.: Effect of Automated Attenuation-based Tube Voltage Selection on Radiation Dose at CT: An Observational Study on a Global Scale. Radiology. 279(1):167-74.2016
12) Eller A, et al.: Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. Invest Radiol. 47(10):559-65.2012
13) Sriharan M et al.: Evaluation of High-Pitch Ungated Pediatric Cardiovascular Computed Tomography for the Assessment of Cardiac Structures in NeonatesJ Thoracic Imaging;31(3):177-182.2016
14) Deak PD et al.: Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. Radiology.; 252(1): 140-7.2009
15) Sabrina V. Vollmar, et al.: Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. Eur Radiol.;18(8):1674-82.2008
16) Henzler T, et al.: Dual-energy CT: radiation dose aspects. AJR Am J Roentgenol;199（5 Suppl）:S16-25.2012
17) Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, et al.: Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. Invest Radiol;49:465-473.2014
18) Lell MM, May MS, Brand M, et al.: Imaging the parasinus region with a third-generation

dualsource CTand the effect of tin filtration on image quality and radiation dose. AJNR Am J Neuroradiol;36(7):1225-30.2015
19) Weis M et al.: Radiation Dose Comparison Between 70 kVp and 100 kVp With Spectral Beam Shaping for Non–Contrast-Enhanced Pediatric Chest Computed Tomography: A Prospective Randomized Controlled Study; Invest Radiol.52(3):155-162.2017

題名：小児 MRI 検査のための様々なソリューション

所属：（株）フィリップス・ジャパン　MR モダリティスペシャリスト

氏名：廣瀬加世子

はじめに

小児 MRI 検査は、X 線を使わないことや造影剤を利用せずとも脈管系描出ができることなど低侵襲性がメリットである。さらに、平成 30 年度診療報酬改定においては鎮静下小児 MRI 検査への加算が新設されたことからも小児 MRI 検査への期待と需要の増加が予想される。本稿では、患者にとって有益な検査を安全でかつ円滑に実施するための検査環境ソリューションと撮像支援機能、新しい高速撮像技術について紹介する。

患者のストレスを軽減する検査環境

MRI 検査の暗い、長い、煩いという患者が感じる様々なストレスの改善は、長年の関心事項である。鎮静下で行う小児検査において騒音対策は重要であり、フィリップスは 1990 年後期に静音機能 SofTone を臨床機に搭載してから技術開発をつづけ、近年には ComforTone という画質と静音の絶妙なバランスを実現する静音機能を発表した。ComforTone は、gradient wave form を可変させる手法を用いており，コントラストごとにそれぞれ最適な form を採用することによって画質や撮像時間のトレードオフを最小限にし，最大限の静音効果が得られるように設計されている。ComforTone は位置決め画像やリファレンススキャンをはじめとしたすべてのシーケンスに対応する静音化機能で, 一連の検査を通して最大 80%の検査音ノイズを低減することができる(図 1)。この機能により，検査時の不安から発生する不意の挙動, 沈静下の小児検査など、安全な検査環境の構築に期待できる。　また小児や新生児の可聴域は成人のそれとは大きく違うことが知られている。特に週齢数が早いほど高周波域の聴覚に優れているとされるため、高周波帯のノイズを最大 80%減少できる防音マット Acoustic Hood（図 2）の利用は効果的である。自我を持ち始めた幼児の検査になると、検査に対する不安から検査を拒否する場合も少なくない。それら精神的な不安を解消するために、検査中に映像と音楽を鑑賞できる Inbore solution（図 3）への注目度は近年高くなっている。RF シールドされた大型の液晶モニターには、患者が検査前にタッチパネル操作で 30 種類以上のコンテンツの中から選んだ映像コンテンツが映しだされ、患者はコイルに装着された専用の広角鏡を通してガントリ外の映像コンテンツを鑑賞する。自らコンテンツを選択することで患者に検査への主体性がうまれることが期待できる。また導入施設からは、経過観察で繰り返し検査を受ける場合に映像コンテンツを変えることで患者の気分転換になり検査が円滑に行えたという経験談も聞こえている。

息止め検査の場合は、映像上に息止め開始からカウントダウンするアニメーションが撮像と連動して表示されるため、言語や聴覚に不安のある患者においても検査を進めることができる（図 3）。昨今、ガントリボア径が 70 センチ以上のワイドボアの装置が流通しているが、これらの映像システムにより検査に対する患者の印象が良かったというアンケート結果も存在する。もちろん自動音声による呼吸停止コントロールも可能でマルチ言語に対応している。呼吸停止コントロールだけでなく、検査時間や寝台移動、検査終了などの検査進捗も自動音声でアナウンスすることも可能で、検査の進捗が分かると患者の安心へつながる。これら静音機能や映像システム、音声ガイダンス機能は Enhanced MRI In-bore experience と称し国内外問わず導入する施設が増えている。6 台の

MR が稼働するデンマークの Herlev Hospital では、そのうち

1 台にこのシステムを導入した結果、患者の訴えにより中断する検査が半減し、検査ワークフローの改善に貢献できているという（図 4）。その他フィリップスは、MR 対応生体監視モニターや小児体型に合わせて設計した多チャンネルの専用 RF コイルなど、小児 MRI 検査にまつわる様々なソリューションを提供しより多くの検査需要に応える提案が可能である（図 5）。

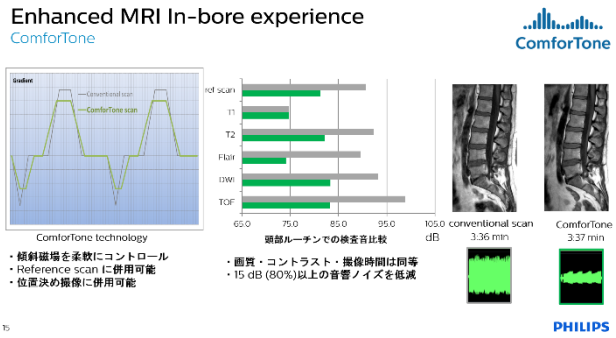

図 1. ComforTone の概要図

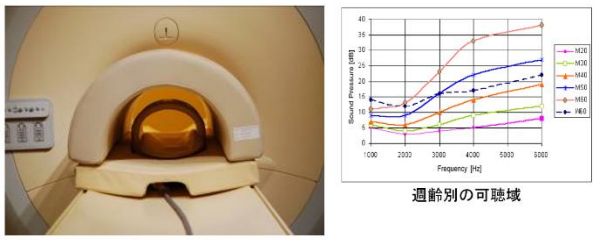

図 2. 新生児検査用の Acoustic Hood

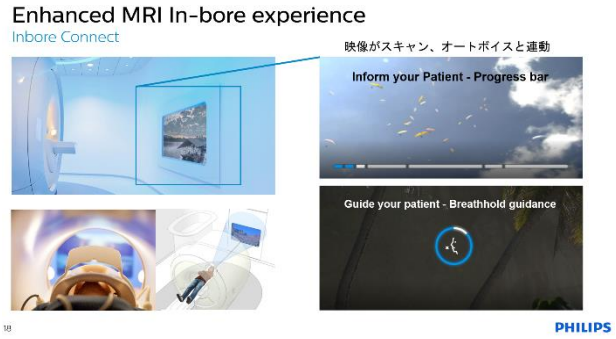

図 3. 検査中に映像と音楽を鑑賞できる Inbore solution

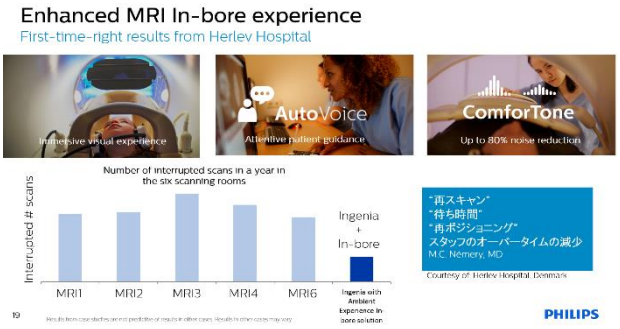

図 4. Herlev Hospital 導入例

図 5.様々な小児 MR 検査用ソリューション

安全性と簡便性を両立させる撮像支援機能

MRI 検査は、複数のコントラストから病変の悪性度の鑑別や病勢の診断をすることができる。最適なコントラストを得るために、オペレータは様々なパラメータの組み合せや撮像断面、撮像技術の使い分けを瞬時に判断する必要がある。さらに年々MRI 検査の機能が複雑化し診療科からの要望に高度に応えなければならないため専門性の高い知識が必要となっている。フィリップスとしては、医療の質を維持した簡便な検査ワークフローと確実な患者安全管理システムは、備えておかなければならない MRI 装置の設備だと考えている。たとえば妊婦の患者や条件付き MRI 対応インプラント患者の MRI 検査を安全且つ簡便に行うことができる機能に“ScanWise Implant”がある（図 6）。ScanWise Implant では先ず、患者基本情報登録中に妊娠の有無やインプラントの有無を選択し、インプラントの存在が示された場合、MR

条件付きインプラントに関連するガイダンスが起動する。オペレータはステップバイステップのガイダンスに沿って、インプラントメーカーの条件値である SAR、B1+rms 、dB/dt などの入力を行う。条件値入力後、ExamCard（一連の撮像プロトコルが設定されたファイル）中の全てのシーケンスに対し、RF 出力および傾斜磁場出力を管理する実績ある手法により撮像パラメータは最適化される。撮像パラメータの最適化は、フィリップス独自の MRI シーケンス用 Sequence Order オブジェクトモデルを使用し、予測に基づいて実際のスキャン施行およびその結果として、RF および傾斜磁場へのばく露を評価し行っている。ScanWise Implant は、今日、インプラント使用患者の MRI 検査が必要とされる場合に、オペレータが直面する複雑なワークフローへのソリューションである。ScanWise Implant は、IEC および ISO が FDA、MRI 製造メーカー、インプラント製造メーカーと共に進める標準化活動へのフィリップスの積極的な関与から開発され、上述したフィリップス独自の技術により、オペレータのスキルや経験年数に依存することなく、安全かつ簡便に検査を行うことができるプラットフォームである。

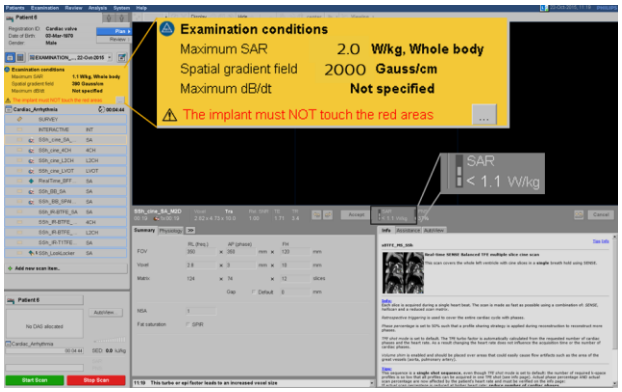

図 6. SAR や B1+rms、dB/dt などの制限値を任意で指定し撮像パラメータを自動で管理する（ScanWise Implant）

新しい高速撮像技術「Compressed SENSE」の登場

近年、新しい高速撮像技術として Compressed Sensing が注目されている。Compressed sensing は少数のサンプリングデータから画像に必要な元データを推定し画像を再構成する技術である。現在までのハードウエアやソフトウエアにより高速化をはかった技術に対し、情報理論に基づいた新しい技術である。フィリップスの Compressed sensing である“Compressed SENSE”は、SENSE で培ったアルゴリズムや、より正確な画像を推定しやすく最適化された Balanced Sampling を採用している。さらにフルデジタルプラットフォーム dSync を組み合わせることによりパフォーマンスが向上し、画質を維持した状態で、大幅な撮像時間短縮が期待できる（図 7）。
Compressed SENSE で得られる時間短縮は、撮像領域に制限がなく、解剖情報を得るための静的な撮像からダイナミック撮像、頭部、腹部、整形、心臓領域のルーティン撮像など全身領域に対応している（図 8）。例えば呼吸同期で約 4 分かけて撮像している 3D MRCP は、Compressed SENSE 24 倍速を利用して画質と空間分解能を維持しながら息止め 18 秒に短縮できている。また検査件数増という側面からは、検査枠が 1 時間を超えることもある心臓検査や、患者の安全管理を厳しくガイドライン化されている小児検査への期待は大きい（図 9）。さらに時間的な余裕は、従来の撮像時間内でより高空間・高時間分解能画像や高コントラスト画像の収集を可能にする。例えば肝臓ダイナミック検査においては、より薄いスライス厚撮像をすることで微小病変の検出、SAR 制限や時間の都合により TR 短縮を余儀なくされていた領域のコントラスト回復などに活かすことができる。
Compressed SENSE は、mDIOXN 法、高速スピンエコーを用いた拡散強調画像(TSE-DWI)、iMSDE を用いた Neurography (3D NerveVIEW)など近年リリースした殆どの

アプリケーションに併用可能であることも特　　長である。

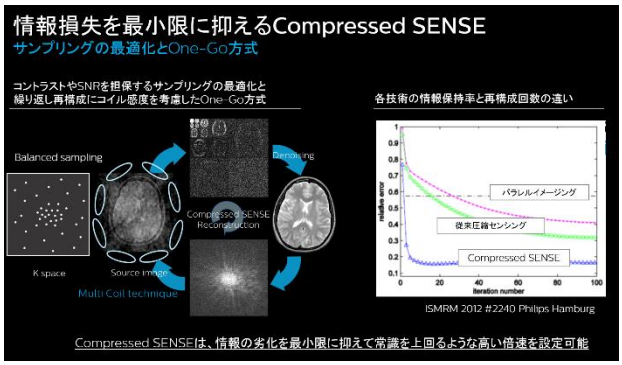

図 7. Compressed SENSE 概念図

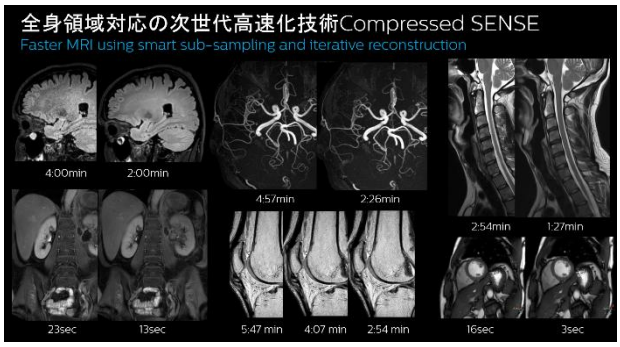

図 8. 適応範囲の広い Compressed SENSE　　図 9. Compressed SENSE を用いた小児 MRI 画像

まとめ

小児 MRI 検査に取り組むためのソリューションとして、患者のストレスを軽減する検査環境や安全な検査構築のための機能 ScanWise Implant、そして今注目されている Compressed SENSE を紹介した。小児 MRI 検査のために工夫された様々なソリューションのさらなる技術革新に期待されたい。

問い合わせ先：

株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン

〒108-8507

東京都港区港南 2-13-37　フィリップスビル

フリーダイアル：0120-556-494

【フィリップスお客様窓口】

土日祝休日を除く 9：00～18：00

http://www.philips.co.jp/healthcare

小児検査での最適活用における FPD 搭載透視診断装置の画像処理エンジン『FAiCE-V NEXT STAGE1+』

株式会社日立製作所
ヘルスケアビジネスユニット
画像診断アプリケーション部
遠藤亜矢子

はじめに

診療・診断・治療において医用画像の果たす役割は大きい。現在でも医用画像診断装置は臨床的に有用な情報を提供するために様々な装置が開発され、それぞれの特長に合わせ最適なものを選択できる。反面、それらの装置は短所も併せ持ち、改良が進められてきた。X 線透視診断装置に関しては、上部消化管造影検査を行うための装置として、1960 年代には、ほぼ現行製品の基本スタイルが完成されていた。近年では新しいアプリケーションも開発されているが、並行してより安全に手技が施行できるよう、『低被ばく』であることも重要な要素となっている。

その中でも特に小児は放射線感受性が高いため、放射線を用いる検査では十分な配慮が必要となる。また知能・精神・身体が成長過程にあるため意志の疎通が困難なことが多く、息止めや動きの抑制、呼吸・拍動の状態、ストレス等に考慮する必要がある。

当社の X 線透視診断装置では、従来のテーマである低被ばく化に加え、さらに小児検査に配慮した画像を提供できるよう様々な取組みを行ってきた。本稿では低被ばく化を可能とした FlatPanelDetector(以下 FPD)搭載透視診断装置の特徴と併せ、小児検査において最適に活用するために有用な最新の透視画像処理技術について報告する。

CsI 方式 FPD の採用

当社では 2002 年 FPD 搭載透視診断装置の発売より、CsI 方式の FPD を採用している。

CsI 方式の FPD の特長は低線量領域での感度が高く、X 線透視診断装置で使用される管電圧帯域において電子検出効率が良い。また、温度管理が簡便で 24 時間の空調を必要としないため、体温調整が未熟な小児が対象の検査でも、最適な室温で検査を行うことができる。

FPD 搭載透視診断装置 CUREVISTA*の特徴

前述の通り、小児検査においては息止めや動きの抑制や検査時にストレスを与えないよう配慮が必要となる。これらの要求に応えるため、当社では安全性に重きをおいた製品を展開している。

1.2Way アームと広いストローク

映像支持器を上下左右動させることで、天板(被検者)を動かさずに視野移動することができる。そのため、穿刺やカテーテル挿入時も安全に検査を行えるよう配慮した。また、ストロークはほぼ天板の全面をカバーしており、視野の小さい被写体に対しても天板の中心にポジショニングする必要がないため、術者の手元でストレスなく手技が施行できる。(図 1a)

2.オフセットテーブルと広いワークスペース

天板周囲のワークスペースを広くとることで、介助を行いやすくした。オフセットテーブルは通常ポジションよりさらに広いワークスペースを確保するための機能であり、周辺機材の配置が容易となる。(図 1b)

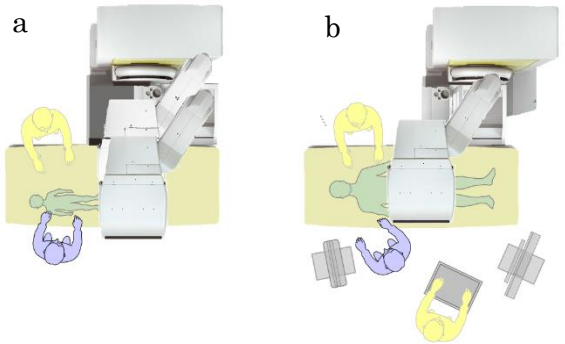

図 1 CUREVISTA 外観
a:2Way アームの活用
b:オフセットテーブルの活用

3.ストレスを与えにくいデザイン

装置全体が丸みを帯びたラウンドフォルムであり、カラーは検査室の明るさに影響を受けにくいスマイルイエローを採用することで、被検者にストレスを与えないデザインとなっている。

小児検査に有用な透視画像処理技術

小児検査においては、成人検査時よりも被ばくを低減することが求められるのはもちろん、呼吸や拍動の速さにも対応した画像が求められる。従来、画質改善にはX線量の増加が選択されてきたが、当社では2016年に『低被ばくなのに高画質』を実現した新しい透視高速画像処理エンジン「FAiCE-V NEXT STAGE1」*を開発・実装した。グラフィック処理に特化した専用のマイクロプロセッサであるGraphics Processing Unitを採用することで、複雑な処理をリアルタイムで可能とし、全ての装置に統一した画像処理を搭載した。現行装置にはさらに進化した「FAiCE-V NEXT STAGE1+」*を展開し、低被ばく化・高画質化に寄与している。

1.MTNR[Motion Tracking Noise Reduction]*

従来、透視画像のノイズ低減にはリカーシブフィルタが採用されていた。時間フィルタの1つであるリカーシブフィルタのノイズ低減効果は高いが、前のフレームを利用して加算処理を行うため、その効果は残像と呼ばれる体動ボケとトレードオフの関係にあった。その課題を解決するために開発したのが、動き補償型ノイズ低減処理MTNRである。

透視画像の特徴は動画像、低線量である。撮影像と比較すると微弱なX線を連続的、またはパルス状のX線を間歇的に照射し動画像を表示する。そのため、高画質化にはノイズの処理をリアルタイムに行うことが必須となる。

MTNRではパターンマッチングによる動き成分の検出を画素単位で行い、時間方向のノイズ低減処理を行う領域と空間方向のノイズ低減処理を行う領域を決定することで、残像の発生を抑制しつつ画像ノイズを強力に低減した高画質な動画を生成することを可能とした。(図2、図3)

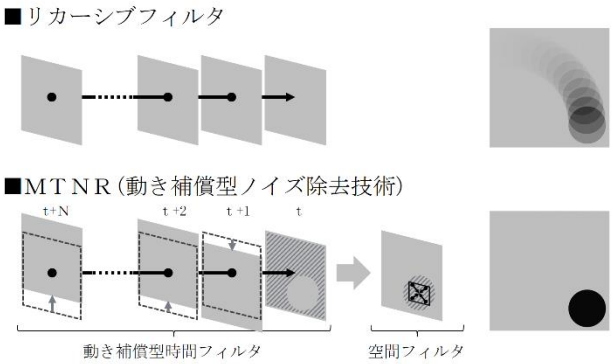

図2　MTNRの概略図

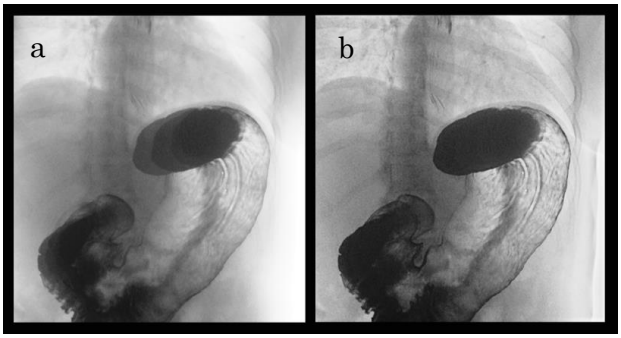

図3　従来処理とMTNR処理の画像比較

a:従来処理画像

b:MTNR処理画像

また、動き成分の検出を画素単位で高精度に行うことにより、時間フィルタの適用範囲を十分確保している。そのため従来のリカーシブフィルタを使用していた処理と同等のS/Nを得られるために必要な線量を約20%低減することが可能となる。

MTNRは低被ばくと高画質を両立する画像処理として特許庁長官賞を受賞した。

2.M-DRC[Multi-Dynamic Range Compression]

M-DRCはマルチ周波数処理をリアルタイムで高速処理することで、動画に対応できるようにした。これにより、ノイズ成分、軟部組織、陰影、構造物等、画像を各構造体の周波数帯域に分解し、それぞれの周波数帯域に適切な強調処理を行うことで鮮鋭度を向上させ、広い帯域のノイズ低減を可能とした。また併せてダイナミックレンジ圧縮処理を行うことで、ハレーションを抑制できる

ため、抑制の困難な小児検査においてもストレスなく透視観察できる。(図 4)

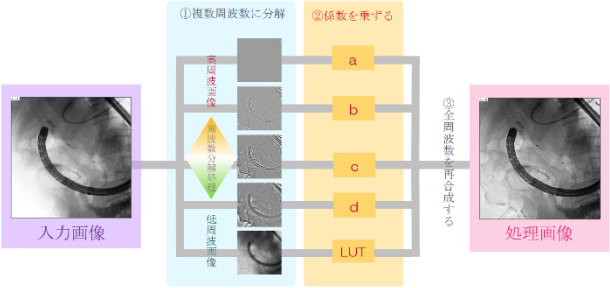

図 4　M-DRC 概念図

3.FRC[Frame Rate Conversion]

FRC は前後のフレームから中間のフレームを作成し補間する技術であり、パルス状で照射している X 線の倍のコマ数で透視が観察できる。これにより、従来の応答速度と同等の画質を得るために必要な線量を 50%カットできるようになった。(図 5)

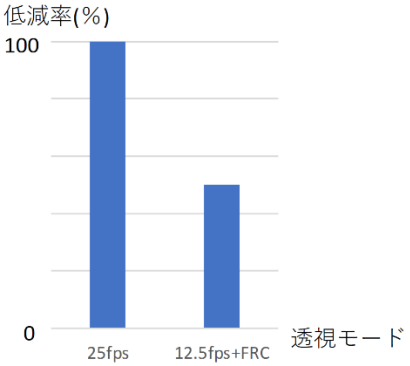

図 5　FRC 適用時の線量比較

補間する中間フレームは MTNR での動き成分の検出を利用し、前後のフレームから動き補償を適用した上で自動生成される。実照射画像と補間画像を比較した際の CNR、解像度、低コントラスト分解能はほぼ同等であり、移動時における解像度及び低コントラスト分解能にも有意差は見られなかった。

アプリケーション

FAiCE-V NEXT STAGE1+シリーズは付加価値として被ばく低減が期待できるアプリケーションを多数有する。

1.透視スナップショット

透視中、必要なタイミングもしくはラストイメージホールド画像をハードディスク内にデジタル保存が可能である。DICOM 出力も可能なため、消化管造影等の撮影までは必要としない検査において有効である可能性を持ち、撮影回数を減らすことで被ばく低減にも繋がる。任意の枚数をデジタル録画することも可能であり、排尿時膀胱造影や食道造影等、タイミングの早い動態観察も可能となる。

2.被ばく管理

当社は被ばく管理に力を入れており、2007 年より NDD 法**による線量管理を装置に標準搭載している。また、構造化レポート(Structured Report)や線量情報のセカンダリーキャプチャーを作成する機能も持ち合わせており、施設の運用に合わせて最適な方法を提供する。

**NDD 法は、茨城県放射線技師会被曝低減委員会(班長: 森剛彦氏が 1986 年当時)が提案した方法であり、茨城県立医療大学 佐藤斉氏が係数を導きソフトウェアを開発したものである。

3.多彩な視野サイズ

視野サイズは最大 6 段階有しており、4 倍まで拡大可能である。対象臓器に合わせて最適な視野を選択することは画質の向上にもつながり、検査時間を短縮することが可能である。

小児用パラメーターの構築

当社は開発当初からのコンセプト通り、低被ばくなのに高画質である画像を提供できるよう、高いレベルでの進化を進めてきた。しかし、小児検査の被ばくに関しては成人以上の被ばく低減が求められる。この課題を踏まえ、小児検査においてより安心・安全な医療を提供できるよう、有用な技術を開発し、専用のパラメーターを構築・設定した。

1.小児用の ROI 設定

被写体の小さい小児検査は、関心領域が成人と大きく異なる。また、比較的腸管ガスが多く、動きも大きいため直接線の影響を受けやすく、ハレ

ーションが発生しやすい。FAiCE-V NEXT STAGE1+ではX線制御決定のためのROIを検査部位毎に設定できる。この機能を活用し、適正な透視･撮影条件決定のためにROIのサイズの最適化を行った。(図6)

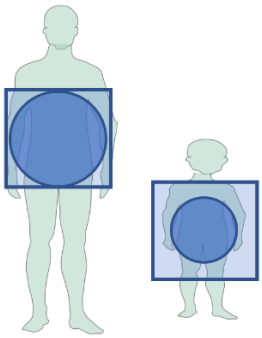

図6　小児用ROI検討例

成人検査の場合、関心領域に合わせて視野サイズの決定を行うため､比較的ROIのサイズを同一に設定しやすい。反面、小児検査においては患児の大きさによって関心領域の大きさも異なるため、大きさに追従したROIの設定が必要となる。そこで､切り替えた視野サイズに応じてROIのサイズを縮小させるよう設定した｡これにより､ROIのサイズが患児を超える頻度を大幅に減らし、安定したX線条件で検査が行えるようにした。

2.小児検査用条件の設定

小児検査時の撮影条件として、以下2点をクリアできることを前提とした。

①入射線量を標準的な撮影条件時の 50%以下とすること

②標準的な撮影条件同等のSNRが得られること

以上の条件を満たす撮影条件設定のため、小児用パラメーターに付加フィルタ、専用X線制御テーブルを設定した。表1に示す通り、同等の画質で約30～50%の被ばく線量低減を可能とした。

表1　小児検査に使用する付加フィルタと被ばく低減率

アクリル厚	モード	標準条件	小児条件	
		付加フィルタ	付加フィルタ	相対被ばく低減率
透視	L	0.5Al+0.10 Cu	0.5Al+0.15 Cu	30%
	M	0.5Al+0.05 Cu	0.5Al+0.10 Cu	30%
	H	なし	0.5Al+0.05 Cu	30%
撮影		なし	0.5Al+0.10 Cu	50%

3.GRIDLESS機能

被写体厚の薄い小児に関しては、グリッドを外して検査を行う手法も被ばく低減に有効である。FAiCE-V NEXT STAGE1+シリーズの小児検査を対象とした装置では、グリッドを取り外せる機構を追加して小児検査に適用できるようにした。これにより、表2に示す通り透視・撮影線量をさらに約30～60%低減することを可能にした。

表2　グリット未装着時の被ばく低減率

アクリル厚	モード	GRID＋	GRID-	線量比 (GRID-/GRID+)
5cm	透視	0.7 mGy/min	0.2 mGy/min	29%
	撮影	0.19 mGy/min	0.07 mGy	37%
10cm	透視	1.0 mGy/min	0.4 mGy/min	40%
	撮影	0.24 mGy	0.15 mGy	61%

おわりに

当社の製品コンセプトと最新透視画像処理、小児検査における設定について報告した。

消化器系診断システムとして開発されたX線透視診断装置は、医療の発展に伴い多様な要求に応えられる装置であることが期待されるようになった。日立はそれをユーザーと協創していくとともに、今後も低被ばくかつ高画質な画像の提供を目指して開発を進めていく。

* MTNRは以下の株式会社日立製作所の登録特許です。MTNR:特許第6002324号取得済

* CUREVISTA、FAiCE-V、NEXT STAGE、およびMTNRは株式会社日立製作所の登録商標です。

販売名：汎用X線透視診断装置　CUREVISTA
医療機器認証番号：219ABBZX00109000

●参考文献

1)池田重之他：FPD対応X線透視撮影システムの開発.MEDIX VOL.36 27-31,2002

2)小田和幸：FPD搭載X線装置の小児への対応と可能性.INNNERVISION,26･2,41-47,2010

3)糸井一博：X 線透視撮影システム CUREVISTA の小児撮影への適用.MEDIX VOL.55, 30-34,2009
4)石川樹一：小児透視診断システムの開発とその使用経験.MEDIXVOL.62,12-17,2015
5)鈴木克己：小児検査に有用な X 線透視技術の最新動向.INNERVISION,30・3,67-70
6)M.M. Rehani 他：Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department.ICRP Publication 117, Ann. ICRP 40(6), 2010
7)北川まゆみ他：X 線 TV システムの透視画像に関する最新の動向．INNNERVISION,32・12,52-55,2017
8)境紀行：FPD 搭載 X 線透視診断装置におけるフレームレート変換技術の基礎的評価と使用経験．映像情報 Medical 49(2): 6-10, 2017.

「富士フイルムが開発した小児撮影に関わる技術のご紹介」

富士フイルムメディカル株式会社
モダリティソリューション部　畔柳 宏之

FUJIFILM

１．はじめに

1983年6月ベルギーのブリュッセルで開催された国際放射線学会（ICR）で Fuji Computed Radiography（以下 FCR）が発表され、第一世代 FCR101 が発売された（図１）。これがＸ線画像のデジタル画像処理の幕開けで、その後、1985 年、第二世代の FCR201（図２）、1988 年、第三世代の FCR7000（図３）と続き、現在では第六世代の機器が発売されている。

図１　FCR101

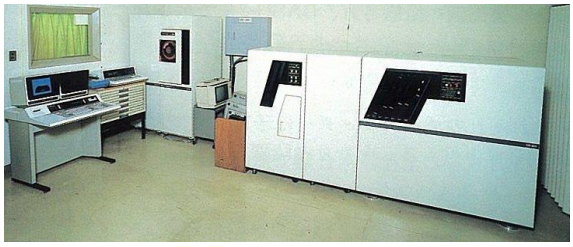

図２　FCR201

図３　FCR7000

昨今は、更なる低線量化や検査効率の向上が期待出来る Flat Panel Detecter （以下、FPD） への移行が進んでいる。

富士フイルムの一般Ｘ線のデジタルシステムはこのように進化を続け、まもなく 35 年を迎えるが、本稿では特に小児Ｘ線撮影に関わる技術の変遷とそれに関連した技術を紹介する。

２．長尺撮影システム開発の変遷

小児の脊椎、脊椎側弯症の観察において、アナログ、デジタルシステムに関係なく、長尺撮影は必要な検査である。

FCR 用のカセッテサイズは最大で半切（14×17 インチ）であるため、長尺撮影を行うには長尺用カセッテに複数のイメージングプレート（以下、IP）を重ね合せて配置し、撮影後、カセッテに詰め替え、読取り処理を行う必要があった。この操作は煩雑で他の一般撮影に比べて、検査効率が悪く、メーカーとしても克服すべき重要な開発テーマとしていたが、長らく解決することが出来なかった。

以下に富士フイルムが開発した長尺撮影システムの変遷やそれに関わる技術を紹介する。

2-1　FCR7501S の開発

1988 年に発売された FCR7000 シリーズでは、カセッテ処理タイプの FCR7000C、透視装置等のマガジンに対応した FCR7000M、カセッテ処理とマガジン処理の兼用可能な FCR7000、そして立位撮影用途の FCR7501 を発売した。

FCR7501 は撮影部、読取り部、消去部、待機部等のユニットから構成され、装置内を IP が循環する仕組みを採用することで、立位の連続撮影を可能にした装置である。

そこで、FCR7501 で培った技術を応用した立位長尺撮影システムの開発に取り組み、1991 年に、

FCR7501S を発売した。本装置の外観を図４、図５に示す。本装置は図に示すように撮影部を大型化し、半切サイズの倍の長さである 14×34 インチの IP による撮影が可能である。14×34 インチの画像領域を有することで小児の頚椎から腰椎・骨盤部まで領域をカバーすることが出来る。また、３枚の IP を搭載することで､連続した撮影にも対応した。本装置は小児専門病院にも導入され、従来に比べ、撮影者、受診者の負担軽減や待ち時間の短縮に貢献することが出来た。

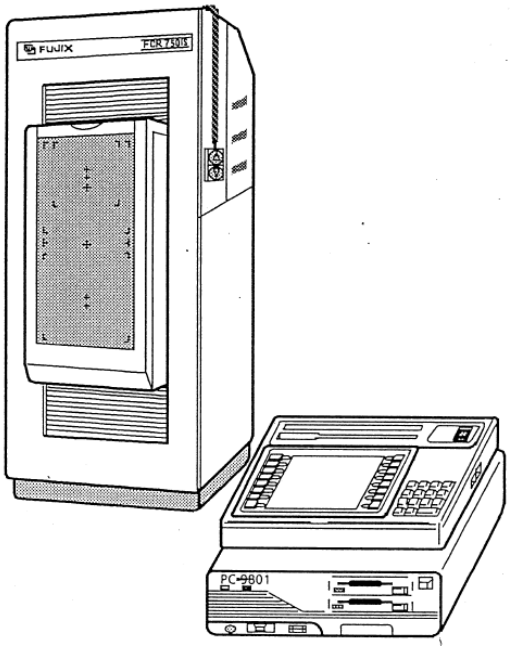

図 4　FCR7501S の外観

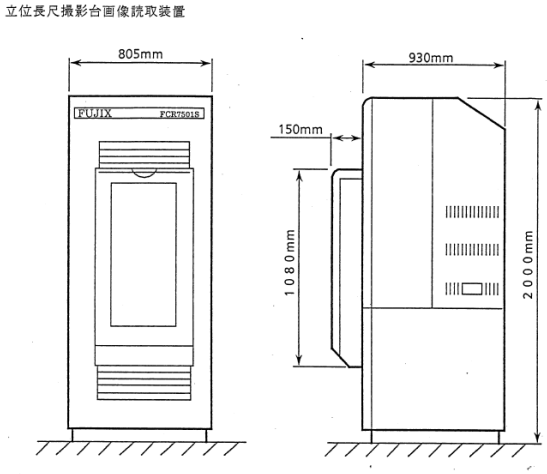

図 5　FCR7501S の寸法図

2-2　新たな FCR 用長尺カセッテの開発

FCR7501S は、立位長尺撮影に対応したが、導入コストが高いことや AEC に対応できない等、一般撮影用との兼用装置として選択するには幾つかの問題点があった。このような状況も鑑み、次の長尺撮影システムには、比較的低価格で汎用性のあるシステムを提供する事をコンセプトとして開発に取り組んだ。その結果、新タイプのカセッテによる長尺撮影システムを開発し、発売することができた。以下に示す長尺撮影システムは、広く普及し、現在でも多くの施設でご使用頂いている。

まず、一般撮影用 FCR カセッテの機構について解説する。

FCR7000、第四世代の FCR9000 では、カセッテから IP を取り出す際、裏蓋全面を開口し、IP を吸着し､搬送する構造となっている｡この方式では、カセッテ全体を装置にセットする必要が有り、装置の小型化や高速化への障壁にもなっていた。

そこで 1993 年に発売した AC-3 以降、カセッテの構造を一新した。図 6 に示すとおり、カセッテ裏面は全面が開口せず、一部が開く形状をしている。操作者がカセッテを装置に差し込む動作を利用して裏蓋のロックを外し、開口する仕組みとなっている。この機構は現在 FCR 機器でも踏襲されており、装置の小型化や高速化に寄与する。そしてこの形状の変更により、カセッテ設計の自由度が拡がり､長尺撮影用カセッテの開発に繋がった。

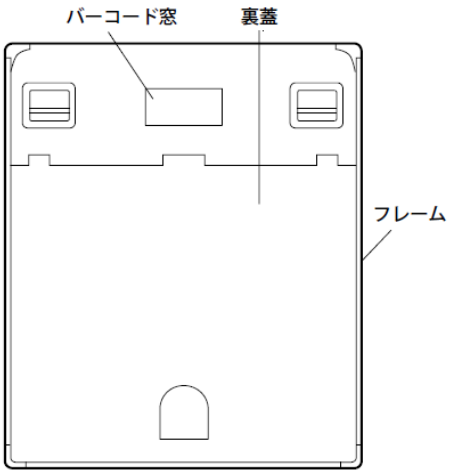

図 6　FCR　一般撮影用カセッテ

図 7 に FCR 長尺撮影用カセッテ（*1）の外観図を示す。二つのカセッテを対称的に繋げた形状で、両端に IP 取り出し用の裏蓋を備える。2 枚の IP が収納される空間は、構造的に分かれているが、カセッテ長手方向の中央部で IP の画像領域が重なるようになっている。また、IP が重なる部分には、位置合せ用のマーカーが 2 箇所に埋め込まれている。

実際の撮影では、撮影後、片側を読取装置に装填し、読取り終了後、カセッテの向きを変えて装填することで完了する。

図 7　FCR　長尺カセッテ

長尺カセッテの開発では、複数の画像をソフト的に合成する技術の開発も合わせて開発した。

カセッテ処理を利用した長尺撮影では、出力したフィルムをテープで貼り合わせるという方法があるが、手作業でフィルムを貼り合わせる作業が非常に繁雑である。そこで、作業効率や繋ぎあわせの精度向上を目的として、複数の画像データを合成して全脊椎等の長尺画像を生成する長尺合成処理（Image Stitching、以下 IS）を開発した。

この技術は､複数 IP の濃度コントラストの安定処理、繋ぎ合わせ処理、重複部分の補正処理から構成される。CR コンソール（*2）で長尺撮影用メニューを選択すると、WS（WHOLE　SPINE）モードに遷移し、最初に読み取りで算出された S,L 値が後処理する画像にも適用される｡この方法により、複数の画像の濃度コントラストが同一になる。

繋ぎ合わせ処理においては、カセッテ内に配置された位置合せ用マーカーと IP の重複部分を検出し、精度良く自動で繋ぎ合わせている。

また IP の重なり部分では、表側の IP にX線が吸収されて裏側の IP への到達X線量が少なくなり、単純に画像を重ね合わせただけでは、裏側 IP の重複部分の一部が残り、また合成画像上に白い線が出来てしまう（図 8,9)。本処理ではその部分の濃度を画像処理で補正することで、より自然な合成画像を生成することが出来る（図 10、11)。

このように新たな長尺撮影用カセッテを開発することで、当初の構想通り、低価格で且つ汎用性を持った長尺撮影システムを提供することが出来た。

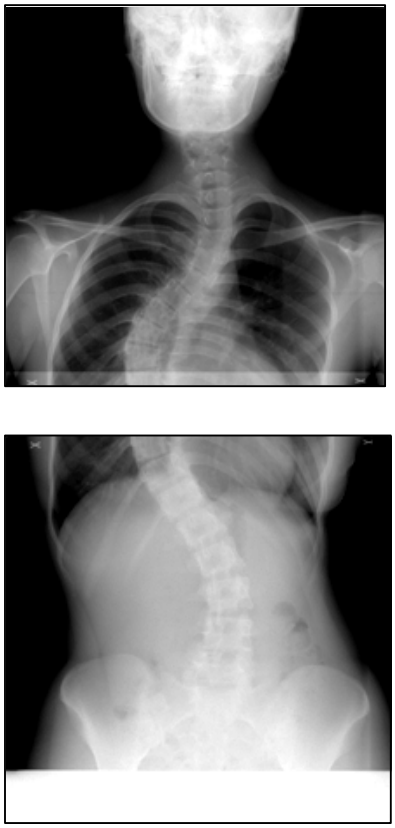

図 8　　合成前の画像

図 9　補正処理をせず合成した画像

図 10　補正処理をして合成した画像

図 11　補正処理をして合成した画像

2-3 長尺撮影用　FPD の開発

冒頭にも書いたとおり、CR から FPD 化への移行が急速化しているが、長尺撮影を FPD 運用に移行するには克服すべき課題が多い。

まず、図 12 に一般撮影用カセッテ FPD を使用した長尺撮影システムを示す。この方式は、X 線管球と撮影台の FPD を連動させて撮影する方式である。一般撮影用のカセッテ FPD が使用できるメリットはあるものの、一方で長尺の画像領域を確保するため複数回の照射が必要であるため、小児撮影では撮影中の受診者の体動が懸念される。

このような理由から小児の長尺撮影を行う施設から 1 回の照射で長尺撮影が出来る FPD システムの開発が要望されていたことは言うまでも無い。

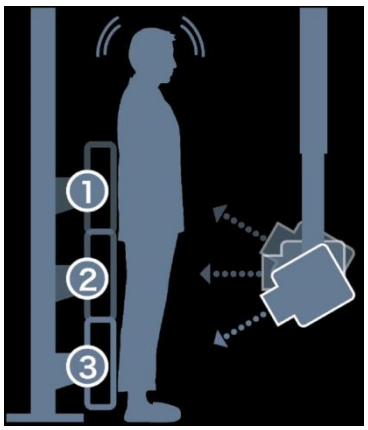

図 12　3 回の照射を行う長尺撮影のイメージ

そこで、次の課題を主なコンセプトとし、新たな FPD の開発に取り組んだ。

・1 回の照射で長尺撮影ができること。
・CR 方式に比べ、大幅な検査効率の向上が図れること。
・低線量・高画質であること。

1 回の照射で長尺撮影を可能にするためには、FPD 自体の大型化が必須になる。2014 年に FUJIFILM DR CALNEO　Smart(*3)を発売したが、そこで培った技術を応用し、長尺撮影用 FPD の開発に取り組み、2015 年に FUJIFILM DR CALNEO GL1 (*4) を発売した。図 13 に外観を示す。本装置は図中左の FPD と図中右の昇降型撮影台(*5)の組合せで構成される。図 13 のシステムは立位専用で、現在では図 14 に示す立臥位撮影台(*6)も提供している。

以下、装置の特長を紹介する。

パネルの画像領域は、17×49 インチで、長手方向、短手方向とも CR 長尺システムよりも拡大し、様々な長尺撮影に対応出来る。特に小児撮影で懸念された体動の影響も最小限に抑えることが可能になった。また、両下肢撮影、前屈撮影など、従来困難であった撮影にも対応できるため、新たな診断価値も期待されている。

検査効率の面では、CR 運用のようにカセッテの取り外しや読み取り処理が不要で、検査効率の向上が期待出来る。

図 13　立位撮影用　CALNEO　GL の外観

図　14　立臥位撮影対応用 CALNEO　GL の外観

画質の観点では FPD の特長を生かし、低線量・高画質化を図っている。図 14 に FCR と CALNEO GL の DQE の比較を示す。小児の撮影の中でも特に長尺撮影での低線量化が望まれているが、図の通り、1 cyc/mm の DQE を比較すると、FCR と比較し、約 1.7 倍の向上を実現している。

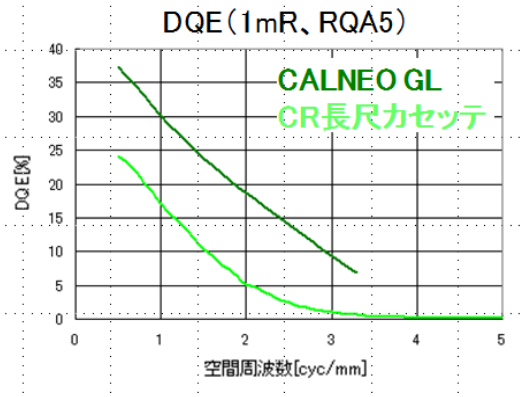

図 15　FCR と FPD の DQE の比較

3　FCR での線量低減への取り組み

小児の一般撮影においては、特に低線量・高画質化が望まれている。ここでは、第 6 世代である FCR PROFECT にて開発した技術を紹介する。

3-1　FCR の高画質化技術

FCR　PROFECT の IP 両面集光技術

一般的な FCR では、図 16 に示すように、X 線を受光する IP を表面もしくは裏面のいずれか1方向からレーザー光を用いて読み取る片面集光読み取り方式を採用している。富士フイルムは図 17 に示すとおり、裏面からも X 線情報を読み取る両面集光読取方式を採用する FCR PROFECT を開発した。

両面集光読取方式で用いる IP は、透明な支持体上に蛍光体層を形成させる。そして IP に蓄積された X 線情報を表側から照射されるレーザー光により輝尽発光させて可視光とし、表面と裏面の両面から読み取っている。裏面から読み出す画像は、表面から読み出す画像に比べて、IP 内部での可視光の内部散乱の影響を受けるため、小さな構造情報を有する高周波成分はノイズが多くなる。しかし、大きな構造情報を有する低周波成分は、信号強度をある程度維持できる。

図18の横軸は表面画像と裏面画像の加算割合を示しており，縦軸は加算後画像のNEQ（noise equivalent quanta：雑音等価量子数）を示している。この図から、低周波側（0.5cycles/mm）では，表面画像と裏面画像の加算比率を1：1にした場合に最もNEQの値が高くなり、逆に高周波側（3.0cycles/mm）では，高周波ノイズの影響を受けるため，表面画像を主として加算することで最も高いNEQを得ることが出来る。これにより、両面集光読取方式は片面集光読取方式に比べて、DQE の値が相対で30%程度向上している。

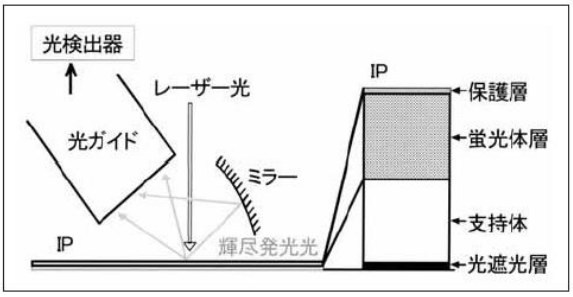

図 16 CR の片面読取り方式

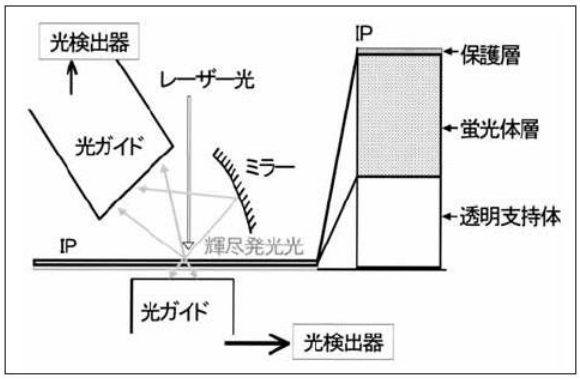

図 17 CR の両面読取り方式

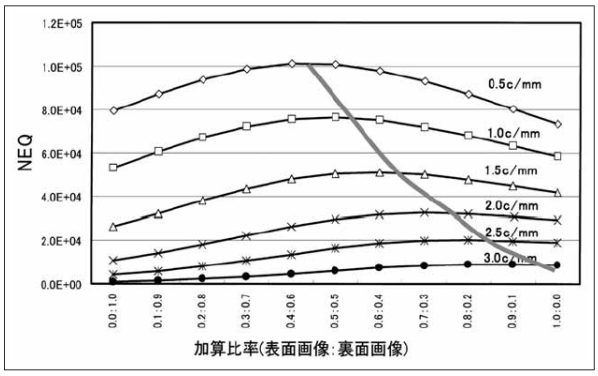

図 18　表面画像と裏面画像の加算比率

以下、小児撮影の片面、両面読取り装置をCNRで評価した実験結果を示す。[1)]

一般的に画像の物理評価では、DQE値が用いられるが、DQEの測定は、画像処理をかけずに測定することが原則である。その一方で、画像診断は，階調処理、周波数処理などの各種画像処理が施された最終画像で行われる。そのため、今回の物理評価実験では、できるだけ臨床の撮影条件に近い状態でのS/N改善効果を評価するため、CNR(contrast to noise ratio) を使用して評価を行った。

尚、CNRは、次の計算式で算出される。図19に一般的な測定方法を図18に示す。

$$CNR=\frac{(\text{バックグラウンドの平均濃度}-\text{信号の平均濃度})}{\sqrt{(\text{バックグラウンドの分散})^2}}$$

CNRの測定では、幼児胸部の撮影を模擬するため、図19に示すような幾何学的配置の下、幼児胸部ファントムを用いて、心臓，横隔膜濃度が 0.7となる撮影条件をF/Sシステムを用いて測定した。

次にF/Sシステムで求めた撮影条件を用いて、アクリルファントムの厚みを変化させ、F/Sシステムにおいて、平均濃度が 0.7となるアクリル厚を求め、幼児胸部ファントムと等価なアクリルファントムとした。

また、F/Sシステムで求めた撮影条件を100%線量と定義し、照射線量を30%，50%，70%，100%，150%，200%と変化させ、各線量に対するCNR値を測定した。

CNR測定用の信号源として、厚さ10mmのアクリル板中央に 5mmずつ深さを変化させた溝を掘ったファントムを用意し使用した。

使用機器、撮影条件は図20、21のとおりである、

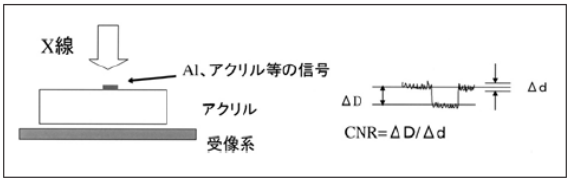

図 19　一般的な CNR の測定方法

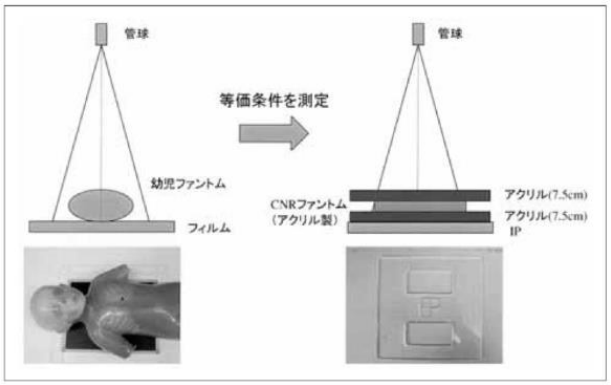

図 20 CNR の測定撮影実験の幾何学的配置

撮影装置	東芝社製　KXO-80G
撮影距離	100cm
スクーン	HR6
フィルム	SHR-S30
読取装置	PROFECT CS
IP	ST-VI（片面）/ST-BD（両面）
線量計	QA Multi-O-Meters 303
CNRファントム	自作（アクリル製）
撮影メニュー	幼児胸部（EDR：M7207）
パラメータ	1.2 D#1.6 0.00 B Y 0.3 A J 0.0

図 21　使用機器

管電圧	60kV
焦点サイズ	0.6mm
照射線量	5.9mRを100%として30，50，70，100，150，200%線量で撮影

図 22　撮影条件

以下、実験結果を示す。

図22に示すとおり，すべてのアクリル厚（信号源）に対して，両面集光読取方式は片面集光読取方式よりも高いCNR値を示し，S/Nが向上していることが分かる。

線量変化に対するCNR値の変化を見ると、すべての線量域に対して、両面集光読取方式は片面集光読取方式よりも高いCNR値を示す結果となった。図23のグラフより、CNR値 3 を得るためには、片面集光読取方式では、11mRの線量が必要であったが、両面集光読取方式を用いることで、6mRに低減できることが分かる。

今回の実験により、両面集光読取方式を幼児胸部領域に用いることで、従来の片面集光読取方式よりも被ばく線量を低減できる可能性が示された。

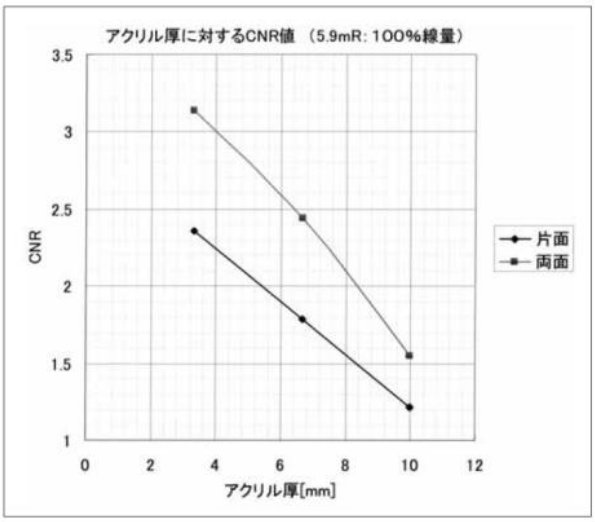

図 23　アクリル厚に対する CNR 値変化

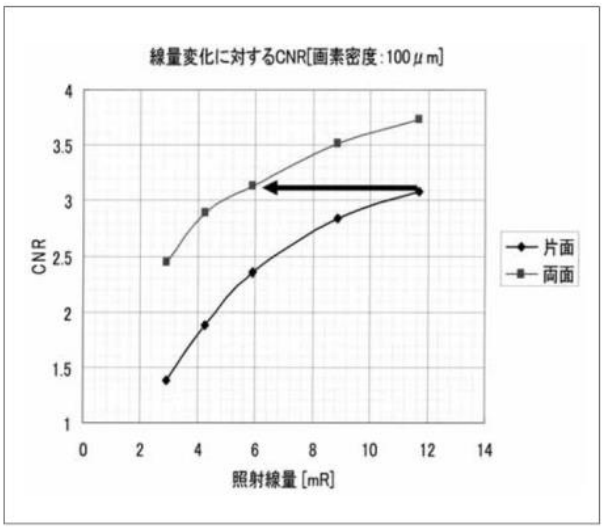

図 24　照射線量に対する CNR 値変化

４．ガーゼ・カテーテル等の強調表示技術

体内にある医療用カテーテル等の医療器具の位置を確認するため、X線撮影されることがある。しかし、乳児に挿入されるカテーテルは特に細く、心臓や横隔膜等の体内構造と重なる場合に、通常のＸ線画像では視認し難いことがある。

そこでカテーテルやX線造影糸入り手術用ガーゼ(以下､X線ガーゼと呼ぶ)等の細かい信号の視認性を向上させることを目的に特化した画像処理技術を開発した。

本技術はガーゼ、カテーテル等の存在確認用に調整したパラメータにて強調することにより、細かい信号の視認性を向上させる技術である。通常の画像観察に使用する画像とは強調の程度が大きく異なるがCRコンソール操作画面にて、ボタン一つで通常の観察用画像と強調画像とを切り替えられる機能を開発することにより、スムーズに画像確認できる。

図24に体内にカテーテルを挿入した画像例を示す。本技術を適用していない画像（図中左）では、カテーテルのコントラストが低く、存在の視認が難しい。それに対して本技術を適用した画像（図中右）では、カテーテルのコントラストが高く、先端部の位置を確認し易やすくなっていることが分かる。

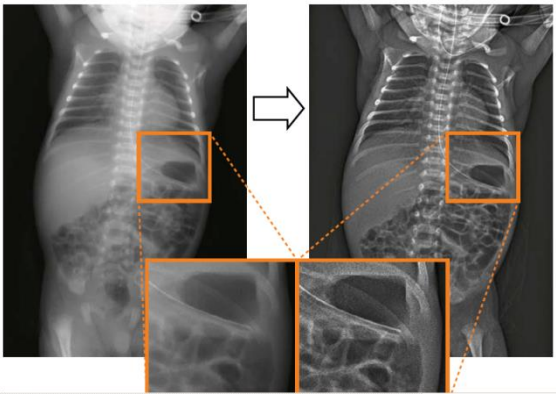

図 24　ガーゼ・カテーテル等の強調表示の違い

５．おわりに

本稿では富士フイルムが過去より開発した技術の中から、特に小児Ｘ線撮影に関わる幾つかの技術を紹介した。今後とも小児撮影の領域においても更なる技術の向上を目指し、医療に貢献してゆきたいと考えている。

*1　FCR 長尺撮影用カセッテ：
薬事販売名 FUJI IP LONG VIEW CASSETTE
（届出番号 14B2X10002000017）

*2　CR コンソール：
富士コンピューテッドラジオグラフィ
CR-IR 348 型 の付属品
（認証番号 21300BZZ00064000）

*3　FUJIFILM DR CALNEO Smart：
薬事販売名デジタルラジオグラフィ
DR-ID 1200
（認証番号：第 226ABBZX00085000 号）

*4　FUJIFILM DR CALNEO GL:
薬事販売名:デジタルラジオグラフィ
DR-ID 1300
（認証番号 226ABBZX00149000 号）

*5　電動昇降式撮影台
（販売名：ロングパネル用立位撮影台 FSL-LP）
（届出番号：第 27B3X00066000022 号）
製造販売業者　株式会社三協

*6　立臥位撮影台：
（販売名：電動式撮影台　FM-ＰＬ1）
（届出番号：第11B2X00011000043 号
製造販売業者　株式会社大林製作所

参考文献

1）網本直也　「一般胸部画像領域における新しい画像処理最新技術トピックス」
日本放射線技術学会雑誌、2006 年