

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

5. 小児に対するCRの最適化

網本直也

富士フィルムメディカル株式会社 営業推進本部

Optimization of the computed radiography to a child

Naoya Amimoto

Sales Planning & Management Headquarters, FUJIFILM Medical Corporation

Abstract

Since CR systems were introduced in 1983, digitalization of radiography has accelerated. In the case of infants and newborns, X-ray examination is practiced for many reasons, and the management of X-ray exposure is becoming very important. In a general CR system, X-ray images are stored and read from just one side of the imaging plate. On the other hand, in CR with dual-side reading technology, the X-ray image is stored and read from both sides of the imaging plate. Therefore the Signal to Noise Ratio (S/N) is improved, and a study has been carried out to analyze the possibility of decreasing the necessary X-ray exposure. In a study to compare the Contrast Noise Ratio (CNR), the dual-side CR proved to realize 30% higher CNR than the single-side CR.

The application and possibility for pediatric examination by X-ray equipment with Flat panel detector...? Something missing here.

Keywords : **Computed radiography, Dose control, Contrast noise ratio**

はじめに

小児の画像診断において、単純X線検査は、第一選択の検査である。新生児領域をはじめ、入院児の日常管理において、単純X線検査は頻度も多く、入院期間中の被ばく管理は重要な課題である。

本稿では、小児・新生児領域においてX線被ばくの低減、極細カテーテルの描出能向上を図った小児用両面集光型CRカセットシステムを中心にCR撮影 (computed radiography) の最適化について述べる。

乳幼児・新生児撮影とCRシステム

新生児・乳幼児において、単純X線検査は、

1. 呼吸器・循環器系の状態を確認する
2. 消化管を中心としたガスの状態を確認する

3. DDH (developmental dysplasia of HIP) をはじめとした骨軟部疾患の存在を確認する
 4. 安全確保のためカテーテルのルート確認をする
- などの目的で使用されている。

また、乳幼児・新生児のX線画像の特徴として、被写体コントラストがつきにくく、薄いコントラスト変化を読影する必要がある。その一方でX線被ばくを抑えるために低線量撮影を行うと、画像の粒状性が問題となる。CRシステムは1983年に日本で実用化された単純X線検査のデジタル化システムである。

CRシステムでは、イメージングプレート (以下、IP) と呼ばれるX線エネルギーを吸収し、結晶内に

エネルギーを蓄積する特性を持った蛍光体を用いて撮影する。IPに用いられている蛍光体は、外部から光エネルギーを与えると内部に蓄えられたエネルギーを光として放出する輝尽発光と呼ばれる現象を起こす。CRシステムではこの性質を利用して、IP内に蓄えられたX線像を輝尽発光として取り出し、輝尽発光強度を電気信号に変換して、画像を形成している (Fig.1)。

低線量撮影による少ないX線量子を効率的にIPに蓄えるためには、蛍光体層を厚くする必要がある。しかし、蛍光体層を厚くすると、IP内に蓄えられたX線像を読み出すためのレーザー光および蛍光体から発せられる輝尽発光が、蛍光体内部で光拡散を起こし、蛍光体深部に記録された情報を取り出すことが難しくなる。

両面集光型CRシステムの原理と特長

前述の片面集光型CR方式の抱えるこれらの問題を解決する方法として、両面集光型CRシステムが考案され乳幼児・新生児撮影、マンモグラフィ撮影などの検査で既に利用されている。

両面集光型CRシステムでは、蛍光体厚を従来の片面集光型CRシステムよりも厚くすることで、X線吸収効率を上げている。

また、蛍光体が吸収したX線量子エネルギーを効率的に取り出すために、蛍光体を支えている支持体を透明にし、蛍光体内部で発生した輝尽発光

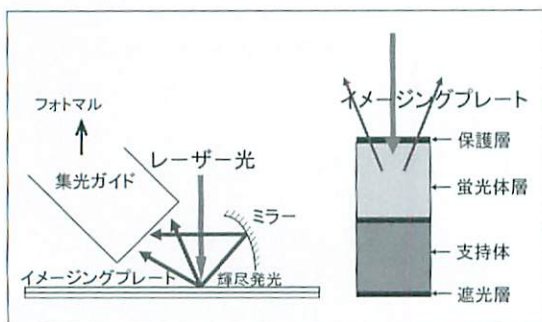


Fig.1 一般的な片面集光型CRシステムの原理
IPに蓄えられたX線エネルギーは、レーザー光によって励起され、輝尽発光として取り出される。IPより発せられた輝尽発光は、集光ガイドと呼ばれる光学レンズによって集められ、フォトマル(光電子倍増管)で電気信号に変換される。

を表裏の両側より読み出せるように改良している (Fig.2)。

両面集光型CR方式では、表面、裏面に配置された集光ガイドと呼ばれる光学レンズを用いてX線像を取り出す。両面集光型CRシステムでは、表面、裏面の両側の光学レンズで受光するため、2枚のX線画像が得られるが、最終的にはこの2枚の画像を周波数別に加算割合を変化させて合成し、画像のS/N (Signal to noise ratio)の向上を図っている。

加算合成をする際に、周波数別に加算割合を変化させる理由は、背面側の画像は、蛍光体内部で

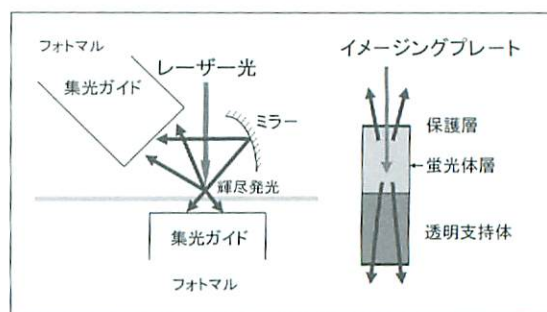


Fig.2 両面集光型CRシステムの原理図

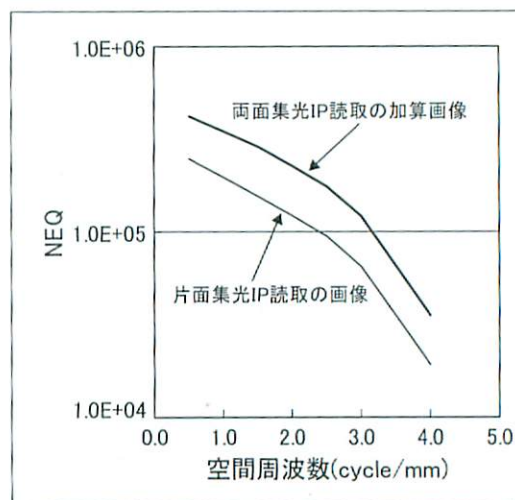


Fig.3 片面集光型CRと両面集光型CRのNEQ等価雑音量子数 (NEQ: noise equivalent quanta) は、画像の粒状性を示す指標。単位面積当たりのX線量子数を表す値。NEQ値は、高いほど画像を構成する単位面積当たりのX線量子数が多いことし、画像の粒状性が良いことを意味す。

の光拡散の影響により、高周波信号の劣化が生じているため、周波数に依存せずに加算をおこなうと、高周波領域のS/Nが低下する。

一方、低周波側の信号は、表面画像とほぼ同程度の信号強度を有していることがわかっており、低周波領域では表面と裏面の加算割合を50%の比率で加算している。これにより、両面集光型CRシステムでは、X線の利用効率が向上している。

Fig.3に片面集光型CRシステムと両面集光型CRシステムのNEQの比較を示す。Fig.3のグラフに示すように、全ての周波数帯域に対して、両面集光型CRシステムは、片面集光型CRシステムよりも高いNEQ値を示し、粒状性が良好している。

両面集光型CRシステムによる被ばく低減

両面集光型CRシステムは、従来の片面集光型CRシステムよりも粒状性を改善する効果が期待できるが、別の見方をすれば両面集光型CRシステムの粒状性改善効果を被ばく線量の低減に用いることが可能であると言える。

両面集光型CRシステムによる被ばく低減効果の可能性を探るため、コントラストノイズ比(CNR: contrast noise ratio)を用いて、比較検討をおこなったので報告する。

CNRは、画像のコントラストがノイズに埋もれることなく、識別できるかを評価する指標であ

り、以下の関係式によって算出される(Fig.4)。

今回は、3歳児ファントムを用いて、胸部撮影での被ばく低減効果について検討した。

検討に用いた機材、撮影条件をTable 1に示す。実験では、3歳児ファントムの胸部のX線吸収量と等価となるアクリル厚を計測し、求められたアクリル厚の間に信号源となるCNRファントムを挟み込んでCNR計測用の画像を取得した。実験に用いた幾何学的配置をFig.5に示す。また、実験は以下に示す5段階の手順に沿って実施した。

(1) 基準撮影線量の決定

胸部撮影の基準線量を決定するため、スクリーン/フィルムシステム(システム感度360)を用いて、

Table 1 実験機材と撮影条件

X線装置	東芝社 KXO-80G
スクリーン	HR6
フィルム	SHR-S
CR読取装置	FCR PROTECT CS
イメージングプレート	ST-VI(片面集光型CR) ST-BD(両面集光型CR)
線量計	QA Multi-O-Meter 303
CNRファントム	アクリル製(自作) 1cm厚
管電圧	60kV
照射線量	3.2mR ~ 11.8mR
撮影距離	100 cm
焦点サイズ	0.6mm

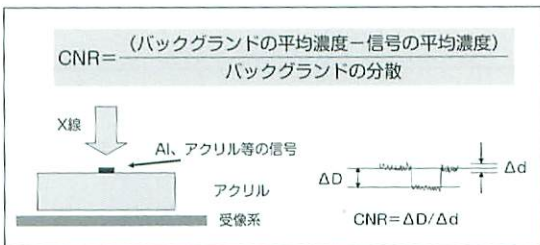


Fig.4 コントラストノイズ比の算出

コントラストノイズ比(CNR)は、画像内の一様露光されたバックグラウンド領域の分散値(ざらつき)と信号として用いた被写体とのコントラストの比で表現され、バックグラウンドのノイズと信号源とのコントラストの比で計算される。CNR値は、大きいほどノイズの影響を受けずコントラストが維持されていることを表す。

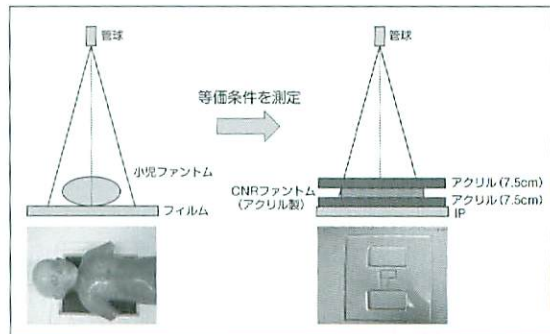


Fig.5 CNR測定のための実験配置図

CNR測定用の信号源として、自作のアクリル板を用いた。アクリル板は1cmの厚みがあり、中央部に2cm×2cmの大きさで、深さの異なる溝が3つ存在する。各溝は、3mm、6mm、9mmの深さである。

3歳児ファントムを撮影し、横隔膜濃度が0.7となる撮影線量を求め100%線量とした。基準濃度に横隔膜濃度を用いた理由は、X線画像において粒状性が目立つ領域は、X線吸収量の多い領域(X線像としては白く表現される領域)のためである。

今回の実験では、60kVの線質において、11.8mRの照射線量が横隔膜濃度0.7となる100%線量となった。

(2) 測定用撮影条件の決定

照射線量を100%線量から12.5%線量まで変化させながら、胸部ファントムを片面集光型CR用IPで撮影し、幼児胸部撮影用条件でCR処理をおこなった。この際、CR装置が算出した画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)を記録した。

(3) 胸部ファントム等価アクリル厚の計測

100%線量の撮影条件を用いて、アクリル板をスクリーン/フィルムシステムで撮影を行い、フィルム濃度が0.7となるアクリル厚を求め、胸部ファントムの横隔膜領域と等価なX線吸収量を持つアクリル厚とした。

今回の計測では、アクリル厚15cmで、3歳児ファントムと等価なX線吸収量となった。

(4) CNR測定用画像の取得

計測された胸部ファントムと等価なX線吸収量を示すアクリルの間に、CNR測定用のアクリル製ファントムを挿入しFig.5に示す幾何学的配置を構成した。

測定用撮影条件の項目で決定した撮影条件を用いて、片面集光型CR用IP(ST-VI)と両面集光型CR用IP(ST-BD)で撮影をおこない、幼児胸部撮影用処理条件でCR処理をおこなった。実験に用いた両面集光型CRシステム(FCR PROTECT CS)は、両面集光型CR用IPを処理する場合は、両面集光型CRシステムとして処理をおこない、片面集光型CR用IPを処理する場合は、片面集光型CRシステムとして、処理を自動切り替えて動作する装置である。

各照射線量(11.8mR~3.2mR)で撮影したCR画像の画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)は、アクリル板の評価結果を示す値になっており、胸

部ファントムを撮影した際に得られる正しい値とは異なっている。そのため基準線量の決定の際に得られた、各照射線量における画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)に各画像の値を修正し、CNR計測のためのサンプル画像とした。得られた各照射線量の画像は、DICOM出力にて、デジタル画像データとして取得した。

(5) CNR値の算出

上記の手順によって得られた両方式の各照射線量に対するCNR値をFig.4に示す関係式を用いて、計算をおこなった。画像データの計算には、Image J Ver.1.34 (National Institutes of Health, USA)を用いた。

今回の検討で得られた照射線量に対する片面集光型CRシステムと両面集光型CRシステムのCNR値の結果をFig.6に示す。今回の検討では両面集光型CRシステムを用いることで、CNR値が30%向上する結果を得た。片面集光型CRシステムと同等のCNR値を得るには、両面集光型CRシステムでは、50%の線量となった。Fig.7に両面型CRシステムの適用例を示す。

カテーテルの描出と画像処理

新生児・未熟児の治療では、Table 2に示すように、非常に径の細いカテーテルが使用される。

その一方で、デジタル画像は、画素と呼ばれるマトリックスで画像が構成されており、画素の大

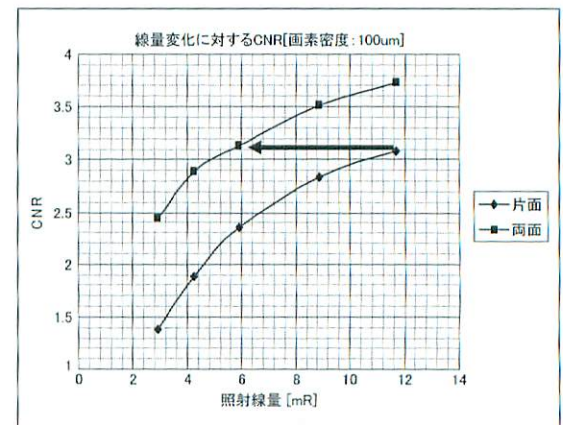


Fig.6 10mm厚における照射線量に対するCNR値

きさよりも小さな構造物を表現することは不可能である。現在製品化されているCRシステムの画素サイズは、メーカーにより異なり、50～200 μ mと様々である。

細径カテーテルのように低コントラストで極細の構造物を描出するためには、小さな画素サイズで処理をする必要があるが、画素が小さくなると1画素の中に入射するX線量子の数も減少するため、画像の粒状が悪化し、ノイズの中に構造物が埋もれてしまう可能性が高くなる。そのため、細径カテーテルのような構造物を描出するには、画素サイズと共に高感度で受光できることが重要となる。

カテーテルの位置を確認するためには、胸腹部撮影のようにX線吸収差の大きな領域での視認性を向上するために、画像ラチチュードを広くして表現すると良い。しかしながら、画像ラチチュードを広くすると被写体コントラストが低下する。そこで、周波数強調処理を用いることで、低下した被写体コントラストを改善することができる。

周波数強調処理の画像処理条件は、メーカーによって異なっているが、各社とも周波数強調処理の対象となる周波数帯域をコントロールするパラメータを用意している。細径カテーテルに代表される細いカテーテルを描出するには、以下の3点を考慮した画像処理条件で処理をおこなうと良い。

カテーテル描出のための画像処理のポイント

- (1) 画像ラチチュードを広くするために画像の階調特性をリニア階調にする。
- (2) 周波数強調処理の周波数帯域を高周波に設定する。
- (3) 周波数強調処理の強調強度を強めに設定する。

富士フィルム社製CRシステムでのパラメータ例をTable 3およびFig.8に示す。

まとめ

今日では、一般撮影検査においてCR方式とFPD方式が普及しているが、デジタル化によるメリッ

Table 2 細径カテーテルのサイズ

ルーメン	サイズ	外径	内径
シングル	29G	0.38mm	0.22mm
	25G	0.58mm	0.35mm
ダブル	25G	0.55mm	—

Table 3 カテーテル描出用画像処理条件例

処理名	パラメータ
階調処理	1.0 A 1.60 0.00
標準周波数処理	6 R 6.0 A J 0.0
マルチ周波数処理	E R 6.0 A J 0.0

*標準周波数処理とマルチ周波数処理は、どちらか一方を選択する。



Fig.7 両面集光型CRシステムの使用例
新生児慢性肺疾患：50kV 1mAs

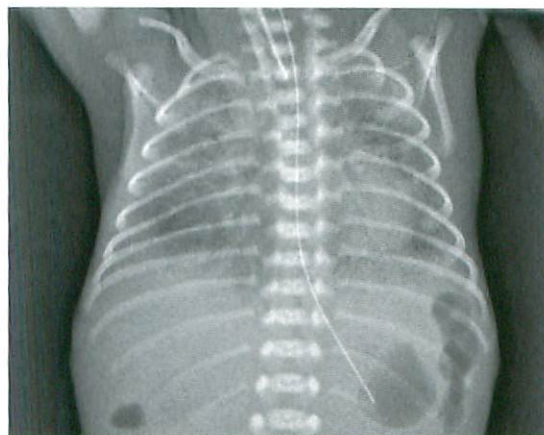


Fig.8 カテーテル描出例

トとして、従来のフィルム/スクリーンシステムのように濃淡陰影を中心とした画像と、今回紹介したカテーテル描出に適した画像を、目的に応じて切り替えて利用できる点が挙げられる。

今回は小児領域のCRシステムの最適化というテーマで、両面集光型CRシステムによる被ばく低減効果とCRシステムを用いたカテーテル描出の画像処理について紹介した。小児撮影における被ばく管理、カテーテル等の位置確認の検討において、一助となれば幸いである。

●文献

- 1) 富士フィルム株式会社：FCR画像処理解説書。2002, p10-12.
- 2) 富士フィルムメディカル株式会社：FCR画像処理解説書Ⅱ。2006, p1-6.
- 3) 小久保 忠：両面集光方式・標準型IPによるNICU胸腹部ポータブル撮影について。日本放射線技術学会東京部会誌 2007；102：51.
- 4) 宮里謙一：低線量幼児股関節撮影技術の構築。日本放射線技術学会東京部会誌 2007；102：57.