

診断参考レベルを究める

- 当院の一般撮影領域における品質管理の実際 -

みやぎ県南中核病院 放射線部 熊谷 伸作(Kumagai Shinsaku)

【はじめに】

2015年6月にDRLが報告されたが、当院では2011年から入射表面線量算出アプリケーションを利用して算出し、日本放射線技師会の患者被ばくガイドラインを参考に被ばくと画質の適正化に努めてきた。また、2014年から機器更新に伴いCRシステムからFPDシステムへと移行した。システムのDQE(Detective Quanta Efficiency)が向上したことにより、従来使用していたCRシステムと同等画質での臨床提供を目的とするならば更なる線量低減が期待出来る。

今回は当院の一般撮影領域の機器管理を含めた被ばく低減に向けた取り組みを一部紹介する。

【入射表面線量算出】

一般撮影領域の入射表面線量算出アプリケーションとして、PCXMC(PC program for X-ray Monte Carlo)やNDD(Numerical Dose Determination)法を発展させたEPD(Estimation of Patient Dose in diagnostic X-ray examination), Sdec(Surface Dose Evaluation Code)などがある。これらのアプリケーションに撮影条件と被写体厚、付加フィルタなどの情報があればおおよその値を知ることが出来る。

【シミュレーションデータと実測データの違い】

今回使用したSdecにはシミュレーションデータと1 m当たりの照射線量(実測データ)のいずれかを用いて入射表面線量を算出することが可能である。実測データを用いる方が自施設の入射表面線量を算出する上では非常に重要だと考える。そこで、撮影条件から得られたシミュレーションデータと照

射線量を用いた実測データとを比較した。なお今回提示するデータは、胸部正面と腰椎側面の2部位とする。

結果をTable 1に示す。照射線量の値が小さい胸部に関しては差が出なかったが、高線量の腰椎側面では20%程度シミュレーションデータと実測データで乖離があった。なお今回は提示していないが、自施設のX線発生装置においては高線量撮影になるほどシミュレーションデータと実測データと乖離は大きくなる傾向があった。

このことから線量計がある施設においては、実測データを用いて入射表面線量を算出する必要がある。

Table 1 使用データの比較(単位 : mGy)

撮影部位	シミュレーション	
	データ	実測データ
胸部 正面	0.13	0.12
腰椎 側面	3.43	2.77

【自施設の入射表面線量】

自施設の胸部・腹部・骨盤・脊椎の基準撮影条件における入射表面線量をCRシステム, FPDシステム, DRLの順に示す(Fig.1及び2)。CR及びFPDシステムは、今回提示した部位においてDRL(75%タイル値)よりも低い入射表面線量であることが分かる。当院の撮影条件設定方法として、物理特性指標のNEQ(Noise Equivalent Quanta)やDQE

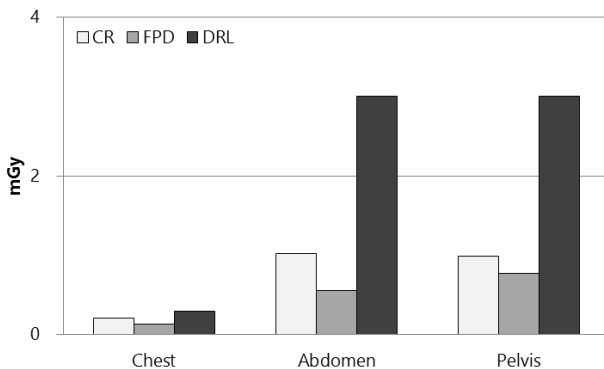


Fig.1 胸部・腹部・骨盤の入射表面線量

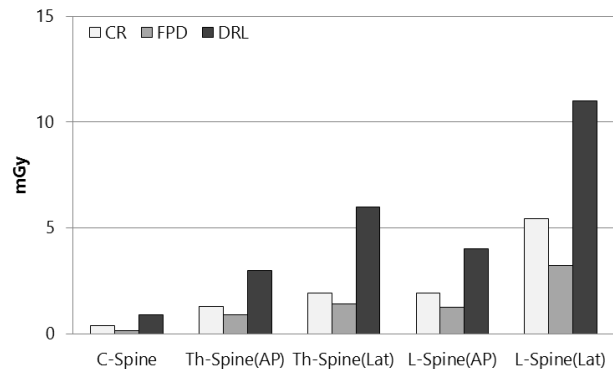


Fig.2 脊椎の入射表面線量

を元に検出器到達線量を決定後、視覚評価で臨床提供に問題ない画質であるかを検証している。

【品質管理の実際】

X線発生装置の実測データを用いて入射表面線量を算出しても、その値が大きく変動しては意味を持たない。日常点検やメーカー対応の定期点検など、装置の品質管理をしっかりと行い、安定した出力を維持することが必須である。また、患者ごとに患者被ばくの情報も管理することが重要である。そこで当院の装置及び患者被ばく管理の実際を紹介する。

【Exposure Indexを用いた出力管理】

更新に伴いFPDシステムとなったことで、始業点検におけるX線発生装置の出力確認をEI (Exposure Index)を利用した管理を行っている。管球エージング終了後、FPD全体を均一曝射(線質RQA5, 検出器到達線量 8.8 μ Gy)で取得したEI値と装置導入時に実施したキャリブレーションデータ(EI_T :Target EI)の偏差指標DI(Deviation Index)で評価している。DIはゼロを基準とし、 ± 0.5 を超えると基準値から10%以上の乖離がある(Fig.3)。本来であればEIは画質担保を目的とした指標であるが、これを応用することでX線出力の安定性を簡易的に評価することが出来る。併せてFPD全体を均一曝射していることでピクセル欠損の有無を確認出来る。

問題点としてはCRシステムではフェーディングの影響があるため、値が安定するまで10分以上経過してから読取装置へ装填しないとイケない。そのため時間に制約がある場合はEIによる管理が困難である。

$$DI=10 \cdot \log(EI/EI_T)$$

Fig.3 EIとDIの計算式

【患者被ばく管理】

当院では撮影終了後、RIS (Radiology Information Systems)の撮影実績入力画面にX線発生装置から管電圧・管電流・撮影時間の情報を取得し、予め撮影項目ごとに設定している撮影距離と総ろ過の情報を元にNDD法で入射表面線量を

を算出して実施記録に残している。

問題点としては再撮影した記録が現在RIS上で残せていないという点である。FPDシステムになったことで曝射から画像表示までの時間が格段に向上したことにより、整位が甘いまま撮影している感が否めない。FPD導入により当院に限らず全国的にも再撮影率が増加しており、CRシステムの2倍以上という報告も数多く散見する。再撮影の基準をもう一度見直し、改善することが急務である。

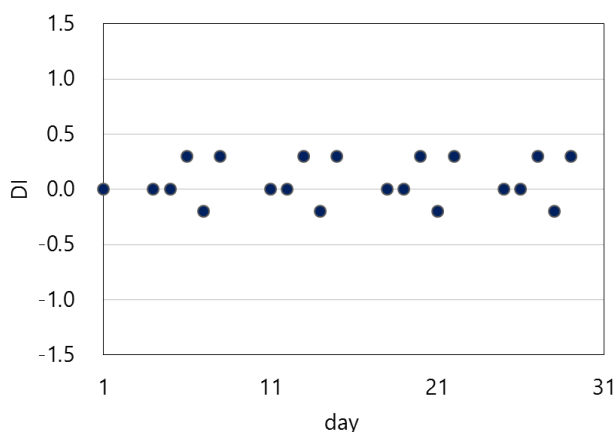


Fig.4 DIによる出力管理

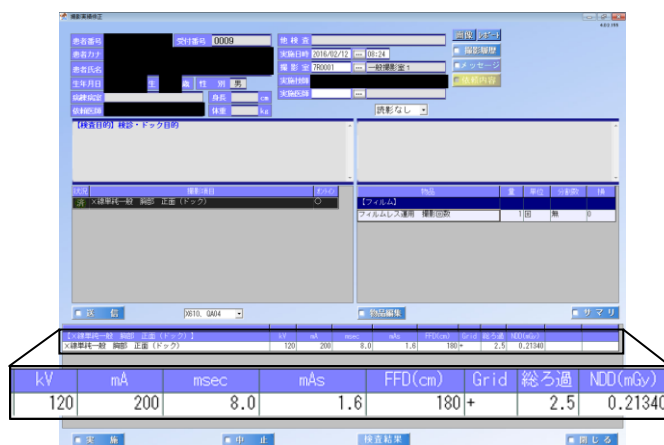


Fig.5 RIS 実績入力画面

【まとめ】

当院の一般撮影領域の機器管理を含めた被ばく低減に向けた取り組みを一部紹介した。当たり前かもしれないが、日常から装置管理をしっかりと行い、再撮影を無くすように心がけて業務に従事する。それが今回のシンポジウムテーマでもある「DRLを究める」上では必須である。