

「臨床画像を正しく評価しよう」

- 検出器の特徴と画質評価 -

山形大学医学部附属病院 放射線部 ○服部 雅之(Hattori Masayuki)

東北大学病院

小野寺 崇

岩手医科大学附属病院

太田 佳孝

八戸市立市民病院

下沢 恵太

【はじめに】

現在デジタルX線検出器であるFPD (Flat Panel Detector)は、ほとんどの施設で導入され普及している。FPDの画質特性や被ばく低減の可能性についての報告は数多くある¹⁾²⁾。しかし、一般撮影領域での画質と線量の最適化のために、検出器の特性を適切に活用できている施設はまだまだ少ないように感じる。

X線検出器は、放射線を検出すると同時に、X線の量を計測できる装置である。これらの構造やその画質特性を理解することは、我々ユーザー側がその特性を最大限に利用した撮影技術につながると考える。また、得られた画像を正しく評価を行い、様々な問題点を発見することで、企業側により優れた技術開発を促すことになる。今回、DR班では「臨床画像を正しく評価しよう」というテーマのもと、ここでは、X線検出器の特徴と画質評価についてお話をさせていただく。

【検出器の構造と画像形成過程】

CR(Computed Radiography)は、カセットの中に輝尽性蛍光体プレートが入っており、それらは商品名でIP (Imaging Plate)と呼ばれ広く知られている。輝尽性蛍光体とは、2価のユーロピウム(Eu)を含有させた、バリウムフロロハイド化合物である。この物質は外的な刺激が与えられたとき、光を放出する輝尽発光という性質を持つ。

輝尽性蛍光体層にX線が入射すると、その吸収エネルギーに応じた自由電子と正孔対が発生する。発生した電子と正孔のいくつかはすぐ再結合して、瞬時発光を起こす。残りの電子と正孔はそれぞれ色中心と発光中心にトラップされる。この発光中心にトラップされたものが潜像であり、これがX線画像情報となる。電子がトラップされている色中心に赤色レーザー光が照射されると、エネルギーをもらった電子は励起され、伝導体の中を移動する。そして電子は発光中心にトラップされている正孔と再結合して、青紫色の光が発生する。これが輝尽発光であり、0.7 μ s程度しか発光しない微弱光である。発生した光をライトガイドによって効率よく一方向に導き、光電子増倍管で電子に変換し、増幅する。その後、アナログデジタル変換、各種画像処理を行い、デジタル画像として出力される。

FPDには直接変換方式と、間接変換方式の2種類ある。直接変換型は、アモルファスセレン半導体を高圧電極と画素電極で挟むような構造となっており、各電極には高電圧が印加されているため、電界が発生している。X線が入射すると、アモルファスセレン半導体の光導電性により電子と正孔対が発生する。発生した電子と正孔対は電界に沿って、それぞれの直下の画素電極に移動する。移動した電荷はコンデンサに蓄積され、スイッチの役割をする薄膜トランジスタを介して、アクティブマトリックスにより順次信号として読みだされる。そして、アナログデジタル変換、各種画像処理が行われたのち、デジタル画像として出力される。

間接変換型の構造は、シンチレータ、フォトダイオード、画素電極の順で構成されている。蛍光体層にX線が入射すると、可視光が発生する。フォトダイオードで可視光を電気信号に変換し、その後は直接変換と同様の過程を経てデジタル画像となる。ここで発生した可視光は散乱しながら進むため、拡がりを持った

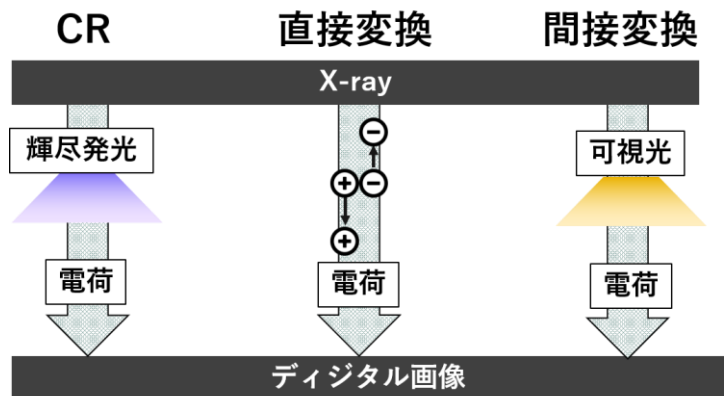


Fig.1 X線変換過程の違い

分布となる。そのため、可視光は直下の画素と周辺の画素に到達する。

現在、間接変換型に使われるシンチレータには主に酸硫化ガドリニウムGOS($Gd_2O_2S: Tb$)とヨウ化セシウムCsI($CsI: Tl$)が使用される。GOSは、粒上の構造をしており、発生した可視光が次々と散乱するため、その拡がり大きい。一方、CsIは柱状の構造であるため、それらがライトガイドの効果を持ち、光を壁面で反射し一方向に導きやすいため、その拡がり小さい。そのため、一般的にCsIの方がGOSと比べ、解像特性が高くなる。しかし、光に変換するという過程を経るため、光の散乱によるボケは避けられない。これらを改善するため、従来の間接変換方式では、X線の出射側で光を検出する後面サンプリング方式をとっていたが、X線の入射側に近いところで検出する前面サンプリング方式の装置が登場した。前面で検出することで光の散乱が少なくX線の利用効率の向上が可能となった³⁾。

ここで、X線検出器の変換方式によって解像特性に大きな違いが生じる⁴⁾。X線検出器の変換方式をまとめたものをFig.1に示す。CRと間接変換方式は、X線を一度光に変換してから電荷に変換しているのに対し、直接変換方式は直接電荷に変換している。光による散乱の過程がないため、直接変換方式の解像特性は、ほかの検出器よりも優位に高くなる。

【物理評価】

デジタルX線画像システムの物理評価には、入出力特性、解像特性であるpresampled MTF (modulation transfer function)、ノイズ特性であるNNPS (Normalized noise power spectrum)、信号対雑音比に基づく総合的な評価のNEQ (noise equivalent quant)、DQE (detective quantum efficiency)、が用いられる。これらの評価項目は、国電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC)によって定められた方法に準拠して測定を行う。これらの物理評価は、定量的かつ客観的な評価法であり、異なるシステムを比較するのに有効である。

Table 1 IEC62220-1で定められた線質

Standard RADIATION QUALITY characterization	Normal X-ray TUBE VOLTAGE (kV)	FIRST HALF-VALUE LAYER (HVL) mm Al	ADDED FILTER (mm Al)	Calculated SNRin ² 1/(mm ² · μGy)
RQA3	50	3.8	10.0	20673
RQA5	70	6.8	21.0	29653
RQA7	90	9.2	30.0	32490
RQA9	120	11.6	40.0	31007

物理評価を行う前に、半値層測定によってX線の線質を決定する。これらの線質はIECで定められており、一般撮影領域では、RQAと呼ばれている。RQAとは、人体透過後の線質をアルミニウムフィルタを付加して模擬した線質のことを示す。IE62220-1で定められたRQAの条件をTable 1に示す。

入出力特性とは、X線量とデジタル値の関係を示した特性である。X線システムでは、デジタル値がX線量に比例するリニアシステムと、対数に比例するLogシステムがある。リニアシステムの場合、出力のデジタル値をそのまま物理評価に使用することが可能である。ただし、バイアスが出ない場合(X線量が0でも、デジタル値が0とまらない)もあるので、補正は必要となる。一方ログシステムは、非線形であるため、以下の(1)式を用いて線形なデータに変換(露光量変換)しなければならない。

$$E = 10^{\frac{DV}{G}} \dots (1)$$

ここでEは線形な露光量、DVはデジタル値、Gは入出力特性から算出した傾きである。

解像特性の指標には、システムの解像特性をフーリエ変換によって空間周波数領域で評価を行うMTFが現在用いられている。一般的に、同一信号を入力してもシステムによって出力信号の解像特性は異なるため、空間周波数領域での解像特性は必要である。MTFの測定には、線形性と位置不変性を満たさなければならない。線形性については、入出力特性を用いて線形のデータに変換すればよい。一方、位置不変性とは、画像上どこでも同じ性質を持ち、信号の位置によって出力の値は変わらないことである。しかし、デジタルでは離散的なサンプリングを伴い、入力信号とサンプリングの位置関係によって出力の信号が異なるため、位置不変性は成立しない。この問題を回避し、サンプリング前のアナログ成分として評価したのがpresampled MTFである。金属エッジなどをわずかに傾けて、実効的なサンプリング間隔を非常に細かくしたプロファイルを取得する。これにより、ナイキスト周波数が十分に高くなり、エリアシングエラーを含まず、サンプリングの影響を受けないデータとなる。よって、サンプリング間隔が異なるシステム間の評価が可能となる。

ノイズ特性の評価には、空間周波数領域の指標であるNNPSがよく用いられている。別のノイズ指標として平均値からのばらつきを示す標準偏差(standard division: SD)があるが、空間周波数領域の情報を持たないため、

空間周波数領域の異なるシステムには不向きである。NNPSの測定には、MTFと同様、線形性が担保されている必要がある。また前述の通りデジタルシステムでは、位置不変性は成立していないが、サンプリングによって入力的位置変化は画像に含まれ、実質的なノイズの量を変化させている。そのためNNPSの測定には必要な条件ではない⁴⁾。

同一露光量でも、システムによってデジタル値が異なる場合がある。これは、入出力特性の違いによって起因し、システム間の定量解析のためには規格化(Normalized)が必要となる。線形な露光量Eとその平均E'の差分をとり、線形な揺らぎ ΔE を算出する。この ΔE を平均E'で除算することで、どのシステムでも、信号平均値を1とみなしたゆらぎでノイズを評価できるようになる⁵⁾。(2)式にその算出式を示す。

$$\frac{E - E'}{E'} = \frac{\Delta E}{E'} \dots (2)$$

ここで、Eは線形な露光量、E'はEの平均、 ΔE は線形なゆらぎである。

検出器の総合的な評価として、NEQとDQEが用いられる。NEQは、雑音等価量子数と訳され、等価的に画像に寄与した量子数を示す。DQEは、量子検出効率と訳され、入力の量子数に対する出力の量子数の比で算出される。それぞれの関係を(3)、(4)式に示す。

$$NEQ = q_{out} \dots (3), \quad DQE = \frac{q_{out}}{q_{in}} \dots (4)$$

ここで q_{in} は入力のX線量子数、 q_{out} は出力のX線量子数である。これらの関係をより理解するために、信号対雑音比の観点で説明をしていく。

まずシステムに入る前のX線量子数のSNR、つまり入力のSNRを考える。X線量子のゆらぎはポアソン分布に従うため、分散と入力の平均量子数は等価となり、その標準偏差はその平方根をとったゆらぎ(ノイズ)と等価となる。

$$\sigma^2 = q_{in} \dots (5) \quad \text{分散} = \text{平均量子数 (信号)}$$

$$\sigma = \sqrt{q_{in}} \dots (6) \quad \text{標準偏差} = \text{ゆらぎ (ノイズ)}$$

この時SNRの2乗を考えると(7)式のようになり、結果的に平均量子数と等価になる。出力のSNRも同様に考えて、最初に示したNEQの関係から、出力のSNRの2乗はNEQとなる((8)式)。また、出力の信号はMTF、ノイズはNNPSに従うため、NEQは(9)式となる。

$$SNR_{in}^2 = \left(\frac{\text{信号}}{\text{ノイズ}} \right)^2 = \left(\frac{q_{in}}{\sqrt{q_{in}}} \right)^2 = q_{in} \dots (7), \quad SNR_{out}^2 = q_{out} \dots (8)$$

$$NEQ = SNR_{out}^2 = \frac{MTF^2}{NNPS} \dots (9), \quad DQE = \frac{NEQ}{q_{in}} = \frac{MTF^2}{q_{in} \cdot NNPS} \dots (10)$$

以上よりDQEは(10)式で表すことができる。DQEの式からもわかるように入力のX線量子数で除算することで、規格化をしているため、デジタルシステムの評価に適しているといえる。

【画質特性の違い】

CR、間接変換型の2種類(GOSとCsI)、直接変換型の物理評価を行った。直接変換のみ過去の文献を参考にした¹⁾。撮影条件は、Table 1のRQA5の条件としている。

presampled MTFの結果をFig.2に示す。解像特性は直接変換型が一番良い結果となった。NNPSの結果をFig.3に示す。ノイズ特性は直接変換型が一番悪い結果となった。これは、直接変換型の解像特性が高いためである。DQEの結果をFig.4に示す。RQA5の線質でDQEは、高い順からCsI、直接変換、GOS、CRの結果となった。これは、CsIが、GOSに対して、50%程度の線量低減が可能であることが示唆される。Fig.2~Fig.4の結果からもわかるように検出器によって物理的な特性は大きく異なる。またDQEの結果は、検出器のエネルギー依存性により、線質が異なると変動するという報告もある²⁾。

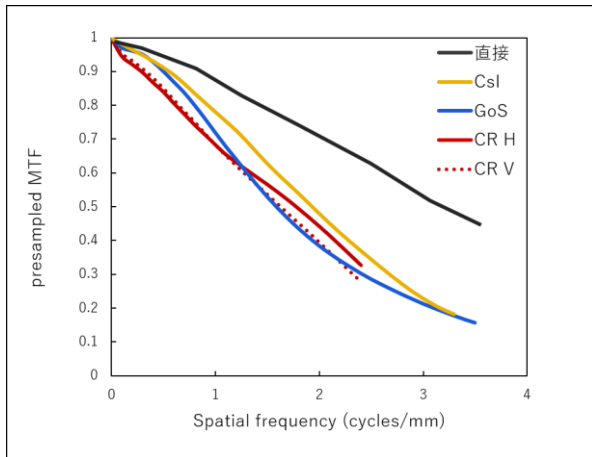


Fig.2 presampled MTFの結果

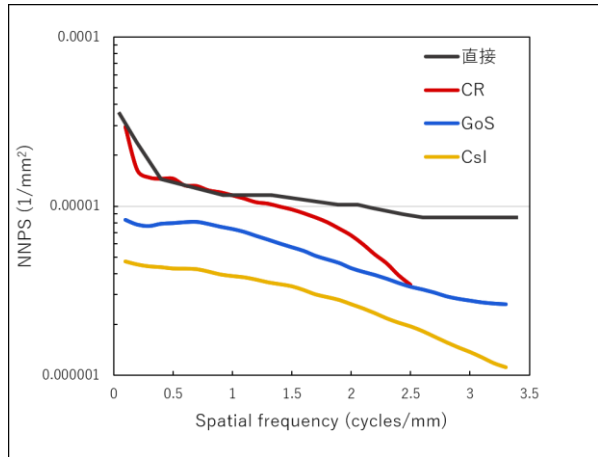


Fig.3 NNPSの結果

【まとめ】

DQEは、総合的な画質評価として利用できるため、その結果をもとに撮影条件等を考えることは有効である。しかし、実際には、DQEの値が同等になっても、装置によって解像特性とノイズ特性が大きく異なる場合もある。例えば、低コントラストの物質を検出するのに重要なのが、NNPSの低周波数領域である。そのため、高ノイズのシステムである直接変換で低コントラストの物質を検出するには、線量を上げ、ノイズ特性をよくしなければならない。同一線量で考えた場合、高コントラストな対象が見たいならMTFを重視したり、低コントラストな対象が見たいならNNPSを重視するなど、MTFとNNPSのバランスも考えて物理評価の結果を有効に利用していく必要がある。

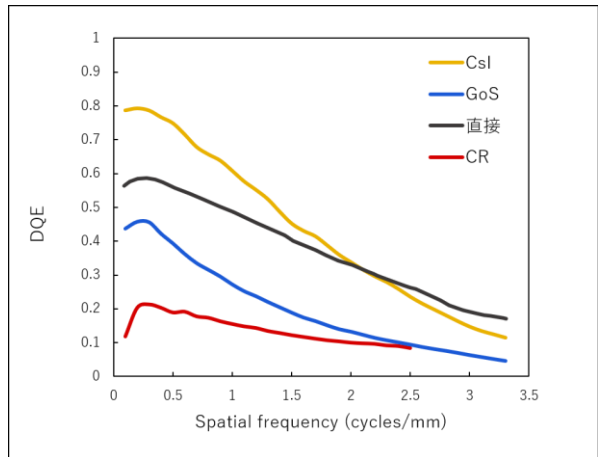


Fig.4 DQEの結果

【参考文献・図書】

- 1) 岸本健治, 他. 日本放射線技術学会雑誌 67.11 (2011): 1381-1397.
- 2) 横井知洋, 高田忠徳, 市川勝弘. 日本放射線技術学会雑誌 67.11 (2011): 1415-1425.
- 3) 舟橋正夫 ; CR超基礎講座, 医療科学社.
- 4) 國友博史. “放射線領域の画像ノイズの基礎”, 画像通信35.1 (2012): 24-29.
- 5) 市川勝弘, 村松禎久 ; 標準デジタルX線画像計測, オーム社.