

# Exposure Indexを用いた画質管理

東北大学病院 高野 博和(Hirokazu Takano)

## 【はじめに】

一般撮影領域において、施設により独自に判断し、設定した撮影条件で撮影された画像が、画質的に問題ないとされる設定値は、決定されておらず、撮影者が異なると画質の再現性が劣るという現状がある。ICRP Publication.93では、「放射線技師は、過剰照射された画像はコンピュータで解決されるが、過小照射した場合には、再検査が必要になることを知っている。その結果、必要以上の線量を与える傾向がある。」と勧告されている。また、近年、FPDシステムの導入が進む中、各システムに応じた撮影条件の検討が十分に行われていない。とされ、CRからFPDに移行したとしても撮影条件設定の変更を行わず、CRシステムの撮影条件のまま臨床を行っている施設もあり、患者様が受ける線量の施設間格差は数10倍以上あり、その格差は拡大傾向にあるとされている。さらに、それらの原因の一つとして線量指標が活用されていない。それは、撮影線量の指標として各社独自の感度指標を設定しているため、複数メーカーを所持しているユーザー側の現場が混乱しているという現状がある。<sup>1)</sup>そこで、撮影線量の標準化。各DRシステムの線量指標を統一し、臨床画像の品質管理を一元化する目的として、2008年、国際電気標準会議(以下IEC)より、Exposure Index(以下EI)が提唱された。

このEIとは各デジタル装置の感度指標を検出器に入射した線量によって、RQA5という線質、70 kV相当で、キャリブレーション(校正)を行い、あらゆるデジタル装置の感度指標を統一したスケールの線量指標に変換する手法である。

EIは、 $EI=C_0 \times g(V) \dots \textcircled{1}$ で表され、 $C_0$ が定数100、 $g(V)$ は RQA5のキャリブレーション逆関数で、各部位を撮影して得られた感度指標値をRQA5のキャリブレーション逆関数(Fig.1)のグラフの横軸Vに代入し、算出された値がグラフの縦軸の検出器前面に入射する空気カーマ値となる関数である。

つまり、EIは、グラフの縦軸であるRQA5の検出器前面に入射する空気カーマ値 $K_{cal}$ に100をかけた値である。 $EI=C_0 \times K_{cal} \dots \textcircled{2}$ となる(Fig.1)。

撮影線量の標準化を図るためには、最適な画質となる線量値(目標線量指標値)を決定しておかなくてはならない。これをTarget EI(EIt)と言われ、今回は、物理評価の量子検出効率(以下DQE)より算出した。

また、常に最適な撮影条件で撮影できるのであれば問題ないが、各撮影者によって撮影条件は異なると考えられる。その場合、最適な画質と実際に撮影した線量での画質差を表すDeviation Index(以下DI)というものを求めておく必要がある。

$DI=10 \times \log_{10}(EI/EIt) \dots \textcircled{3}$ で求められる。

このDIは、-0.5から+0.5が目標となる範囲であるとし、+1.0より大きい場合は過剰線量であり、-1.0より小さい場合は過小線量であるとアメリカ医学物理学学会レポートNo.116<sup>2)</sup>より規定されている。

つまり、臨床画像の画質の判断基準が決定しておらず、出力する画像が撮影者によって、異なっていたと思われる。しかし、このDIを求めることで、再度撮影するか否かを定める値になる。

今回、Target EIを求めるために使用したDQEとは、入射X線量子をいかに効率よく検出、画像形成に利用しているかを評価する尺度である。つまり、入力に対する出力の信号雑音比(以下SNR)比を、2乗して表しているものである。式で表すと、 $DQE=(SNR_{out})^2/(SNR_{in})^2 \dots \textcircled{4}$  入力の信号雑音比分の出力の信号雑音比になる。

まず、入力のSNRは、分子の信号が入射X線量子数 $q$ 、分母の雑音は、検出量子数 $q$ がポアソン分布に従うため、 $\sqrt{q}$ となり、これを2乗で表すと、 $(SNR_{in})^2=(q/\sqrt{q})^2$ となる。続いて、出力画像のSNRは、それぞれ信号をMTF、雑音をNNPSの値を求めることで、 $(SNR_{out})^2=(MTF(u))^2/NNPS(u)$ となり、出力画像の実力をそれぞれ空間周波数ごとに数値をもって表すことができる。これを雑音等価量子数(以下NEQ)と呼ぶ。よって、入力と出力の信号雑音比を④の式に入力すると以下の式⑤で表される。

$DQE=(MTF(u))^2/q \times NNPS(u) \dots \textcircled{5}$

しかし、DQEに欠点がある。DQEの値だけでは鮮鋭性と粒状性のバランスが不明ということである。 $q$ はIEC62220-1の値を参照。

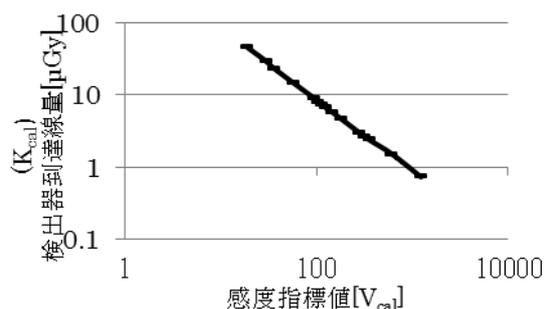


Fig.1 キャリブレーション逆校正関数(RQA5)

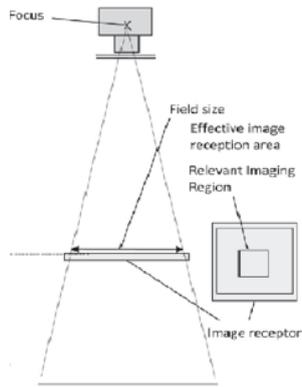


Fig.2 代表画素値 V の算出<sup>5)</sup>

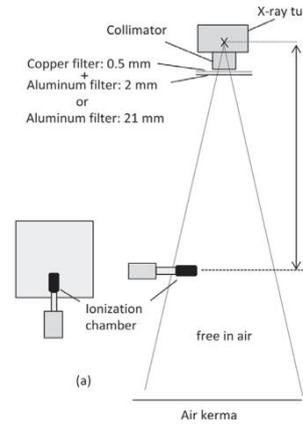


Fig.3 線量計配置図<sup>5)</sup>

**【目的】**

物理評価より、各デジタル装置の最適線量, Target EIを推定する。また、線量指標であるEI、DIを算出することで画質の管理を行う。

**【使用機器】**

直接変換型FPDシステム

DR BENE0(a-Se) 富士フィルム社製  
sampling pitch 0.15 mm

CRシステム

FCR speedia イメージングプレート(BaFX:Eu)  
富士フィルム社製  
sampling pitch 0.2 mm

線量計

半導体検出器 Ray safe Xi (Unfors Raysafe)

Alフィルタ

Image J

**【方法】**

1.EIの算出

- 1)校正条件において、線量を変えながら均一に X線照射された画像を取得
- 2)画像(あるいはその画像の画素のヒストグラム) 上に関心領域を設定
- 3)関心領域から代表画素値Vを算出 (Fig.2)
- 4)同一条件下で線量計を用いて検出器面上の線量を測定(Fig.3)
- 5)線量と感度指標値Vを対応付けて、校正関数 g(V)を決定

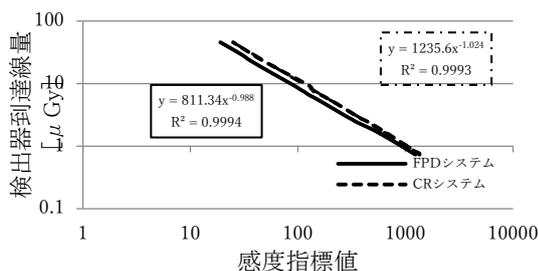


Fig.4 EIのキャリブレーション逆関数

RQA5 ;管電圧約70 kV相当 付加フィルタ21 mmAl 半価層7.1 mmAl当量となる線質 (IEC61267準拠)

キャリブレーション時の注意点

- ・グリッドやフォトタイマなど取り外せるものはできるだけ外す。
- ・階調処理はデバイス入力線量に対して出力画素値が線形となるものを使用する。

2.DQE算出方法

今回は、胸部正面撮影を想定し、基準線質は RQA9を選択。

RQA9 ;管電圧約120 kV相当 付加フィルタ40 mmAl 半価層11.5 mmAl当量となる線質 (IEC61267準拠)

- 1)入出力特性\* ; タイムスケール法にて測定。
- 2)presampled MTF\* ; エッジ法にて測定。
- 3)NNPS\* ; 2次元フーリエ変換法を利用。検出器到達線量0.5 mRとした。
- 4)DQE ; 3)と4)から算出した値を⑤式に代入し、算出。 \*(IEC62220-1 準拠)

**【結果】**

EIは、横軸にキャリブレーションの線質RQA5での感度指標値V、その時の検出器前面に設置した線量値を縦軸としたキャリブレーション関数になる (Fig.4)。この関数に、各部位撮影して得られた感度指標値Vをそれぞれのシステムのキャリブレーション

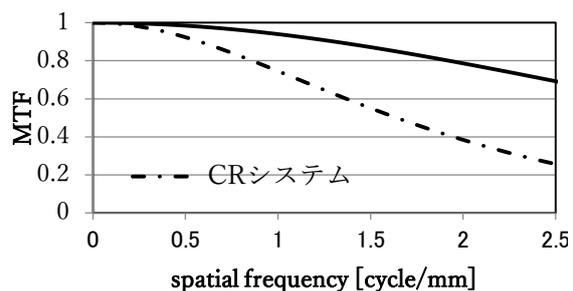


Fig.5 RQA9におけるpresampled MTF

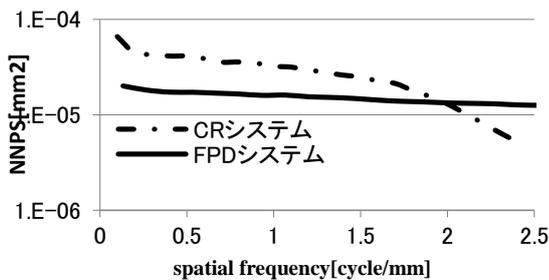


Fig.6 RQA9におけるNNPS

オン関数に入力し、算出された縦軸の検出器到達線量、つまりはこの値が、キャリブレーション、校正された時の空気カーマ値になり、この空気カーマ値に100を乗じた値となる。

Presampled MTFは、FPDシステムの方が解像特性がかなり優れていることが理解できる(Fig.5)。

NNPSは、CRシステムでは高周波数になるほどNNPSの値は小さくなるが、FPDシステムで、高周波数になったとしてもNNPSの値は変化しない(Fig.6)。

DQEについては、1 cycle/mmに着目してみますと、FPDシステムではおよそ画像形成に寄与した検出効率率は40%、CRシステムでは約15%であり、約2.5倍から3倍の検出効率に差があることが理解できる(Fig.7)。

$$\text{FPDシステム/CRシステム} = 0.4/0.15 \div 2.7$$

空間周波数1 cycle/mmにおけるDQE比はおよそ3倍になる。

### 【考察】

著書<sup>3)</sup>によると、胸部正面撮影で右肺を水平に走行し、上葉と中葉を分ける小葉間裂は、上葉が縮小、または逆に中葉が膨張するような病変があった場合、この小葉間裂が位置の異常を来す。そのため、この小葉間裂がひとつの目安となる。この小葉間裂の径は0.5 mmであるとされている。また、肺を構成している血管と気管支径がそれぞれ0.5 mm径から10 mm径であるとし、胸部X線撮影では、0.5 mm以上の大きさのものが「目に見える」はずであるとされているため、今回、1 cycle/mm、0.5 mm径を目安に評価を行った。

FPD撮影時はCRシステム撮影時に比べておよそ60%程度線量低減の可能性がある。出力画像の実力を表すNEQは、 $(\text{SNR}_{\text{out}})^2 = (\text{MTF}(u))^2 / \text{NNPS}(u)$ と表され、MTFは線量による変化はなく、線量に依存するのはノイズの特性のみになる。以上の点から、縦軸にNNPSのデータを取り、横軸にEIのデータをFig.8に示す。検出器到達線量値(EI値)が高くなると、NNPSの値が指数関数的に小さくなり、平衡状

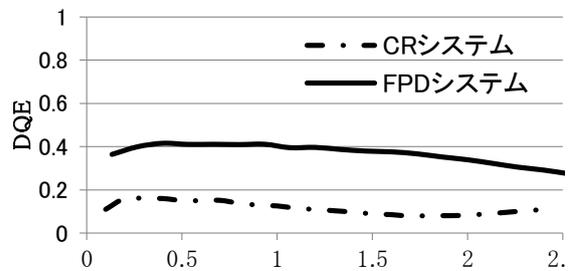


Fig.7 RQA9におけるDQE

態になる。CRシステムにおけるTarget EIは、検出器到達線量が8 μGyであったため、その値に100をかけた値800がTarget EIであった。その800から約60%低減させた値がFPDシステムのTarget EIで、360となる。

Target EIが決定されたため、診断できる画質の許容範囲を設定したDIを③式より、算出した。

CRシステムにおいてはEI値が640~1094、FPDシステムにおいてはEI値が288~450の範囲内であれば適正線量であった。

今回、Target EIは物理評価のみから算出したが、視覚評価も含めて総合的に判断するものであると考えられる。また、EIは今まで出来なかったデジタルシステム間での共通の線量指標を得ることができるが、これは、RQA5という線質に校正、キャリブレーションし、変換された値であるため、実際の管電圧で撮影したものではなく、グリッドの有無や被写体や照射野サイズの違いによってEIは変化するという点、各メーカーによって関心領域の代表画素値の設定方法が違い、キャリブレーション関数に誤差が生まれEI値が異なってくる点、EIはあくまで検出器に到達した線量から導きだすもので患者様の被曝線量の指標にはできないといった、臨床応用するために解決していかなければならない問題は多々あるが、EIを有効に活用することで画質の標準化や線量管理が可能になるのではないだろうか考える。

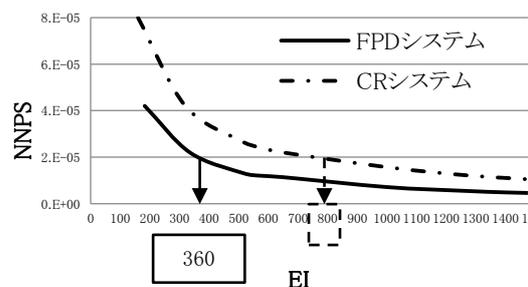


Fig.8 1 cycle/mmにおけるNNPS

## 【結論】

物理評価を用いて各デジタル装置のtarget EI

を算出することができた。また、線量指標であるEI、DIで画像の画質管理が行うことができた。

## 【参考文献】

- 1) 岸本健治, 有賀英司, 石垣陸太, 他. デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究. 日放技学誌2011; 67(11): 1381-97
- 2) AAPM(American Association of Physicists in Medicine)report No.116 Exposure Indicator for Digital Radiography July 2009
- 3) 長尾 大志 滋賀医科大学呼吸器内科 レジデントのためのやさしい胸部画像教室 日本医事新報社 2015 年 (66-67, 116)
- 4) 市川 勝弘・石田 隆行 共編 日本放射線技術学会 監修 標準デジタルX線画像計測 日本放射線技術学会
- 5) 有賀英司. Exposure Index 導入時のキャリブレーションにおける誤差要因の検討. 日放技学誌 2011; 67(11): 1433-1437.
- 6) 中前光弘, 宮島祐介, 中野知己, 他. 関心領域および関心値の設定がExposure Index に与える影響について—胸部臨床画像による解析—. 日放技学誌2014; 70(11): 1250-1257.
- 7) 柳田智, 今花仁人, 五味勉, 西木雅行, 自動露出制御機能を使用した胸部正面像における最適なexposure index 算出方法の検討. 日放技学誌2016; 72(3): 234-242
- 8) 廣瀬慎一郎, 松澤博明, 廣瀬麻子, 川本清澄, 他, Exposure Index 算出における関心領域の影響に関する検討. 日放技学誌2015; 71(1): 7-11
- 9) 横井知洋, 高田忠徳, 市川勝弘 直接型および間接型Flat Panel Detectors とComputed Radiographyにおける物理的画質評価を利用した画質同一化の試み. 日放技学誌2011; (11):1415-1425
- 10) 船橋 正夫 監修 関西地区CR研究会 編著 FCR 超基礎講座