

## 「撮影条件を考えよう」

座長 医療法人社団 共生会 中条中央病院 関川 高志 (Sekikawa Takashi)

### 【座長集約】

昨年度に引き続き、「撮影条件を考えよう」という同様なテーマにさせていただきました。

日常業務の中で撮影条件を考える際に、まず目安として用いるのが各デジタルラジオグラフィ(DR)システム装置に設定されている線量指標(S値、EI、REX、LgM等)であると思われます。しかし、現在のDRシステムでは装置メーカーごとに固有の計算方法を使用した線量指標を用いているために、装置メーカー間での数値の比較が不可能でした。

そのようななか、2008年に国際電気標準会議(IEC)より提唱されたExposure Index(以下EI)の概念を用いることにより、各装置間での固有の感度指標を統一したスケールの線量指標で表すことが可能になりました。

そこで、基礎的な内容として公立置賜総合病院の今野祐治さんに、CRとFPDでのEIの測定をして実際の手順等を報告していただきました。EIの測定に関しては、キャリブレーションで使用する線質がRQA5のみで、臨床において用いるものとは異なる等いくつか注意する点もありますが、今後の線量指標の考え方の概念を理解していただけたのではないのでしょうか。

また臨床的な内容として、みやぎ県南中核病院の村山智美さんには、ポータブル撮影でのミスアライメント低減のための、グリッドレスでの腹部撮影について検討を行った報告をしていただきました。昨今は散乱線を除去するためのソフトウェアも登場してきていますが、そのような高価なソフトウェアを用いずとも、装置の特性を理解し撮影条件や画像処理を工夫することにより、グリッドレスでの運用が可能であるという報告でした。

一般撮影分野は、私たちの日常業務においてすべてのモダリティに通じる基本だと思いますが、デジタル時代になり撮影条件を深く考えずに撮影できるようになってしまいました。その為、撮影条件や画像処理条件にあまり深い疑問を抱かずに使用している方も多いのではないかと思います。テクニカルミーティングを通して、少しでも一般撮影の面白さ、奥深さを伝えていけたらと思っております。

最後に、演者の今野さん、村山さん、及びお二人を支えてくださった各施設のスタッフの方々、また活発な討論、助言をくださった会場の皆様、そして関係各位の皆様に感謝申し上げます。

## exposure index(EI)について

公立置賜総合病院 今野 祐治 (Konno Yuji)

### 【はじめに】

デジタル装置とF/S(film-screen)システムとの割合は2001年にほぼ同等となり、1997年から2007年の10年間で逆転し、現在では一般撮影におけるデジタル装置を使用している施設は約90%となっている。従来のアナログシステムでは露光量(スクリーンの発光量)と黒化度(写真濃度)に相関関係があるため、線量不足や線量過多の時には写真濃度で判断が可能である。しかし、デジタルシステムでは自動感度補正機能の働きにより検出器に到達したX線量と出力画像のピクセル値が相関しないため、線量の過不足を判断することは難しい。

このため、現在のデジタルシステムでは装置メーカーごとに

独自の指標(露光指標)を設定し線量の過不足を判断できるようになっているが、呼称、計算方法などはそれぞれ異なっているため、メーカー間で比較を行うことは不可能である。

近年、この状況を解消するために国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission : IEC)によりexposure index(以下、EI)の概念が提唱され、各装置間での固有の感度指標を統一したスケールで表すことが可能となった。

そこで、当院で使用している異なる二つのメーカーのFPDシステム、CRシステムにおいて実際にEIの算出、露光指標の挙動の比較を行ってみた。

## 【EIとは】

IECによりIEC62494-1”Exposure Index of digital X-ray imaging systems-Part1:Definitions and requirements for general radiography”が2008年に提唱された。IEC62494-1の適応範囲は揮発性発光体を利用したCR(computed radiography)やアモルファスセレン、アモルファスシリコン、CCD(charge coupled device)などを用いたDRシステムであり、デジタルマンモグラフィ装置、デジタル撮影システム、イメージインテンシファイア(I.I.)を用いた機器は対象としない。EIの計算にはDICOM規格で定義された”FOR PROCESSING”の画像データを使用し、次式で定義される。

$$EI = c_0 \times g(V) \cdots (1)$$

ただし、 $c_0$ は $100\mu\text{Gy}^{-1}$ の定数であり、 $g(V)$ はvalue of interest (VOI)から得られたピクセル値とEIの校正条件の線質における空気カーマ( $\mu\text{Gy}$ )との関数である。

校正条件の線質はIEC61267で規定されたRQA5に近い線質とされており、21mmのアルミニウム、もしくは0.5mmの銅と2mmのアルミニウムを付加フィルタとして用いる。この付加フィルタをコリメータの射出口に装着することで、付加フィルタからの散乱線を含まず、ディテクタには一次X線のみが入射するX線質を得ることができる。後方散乱などの影響を受けないよう線量計を照射野内に配置し、設定管電圧が66～74kVの範囲で、第一半価層が $6.8 \pm 0.3\text{mmAl}$ になるような管電圧に調整する。

次に、ディテクタの入射X線量(Kcal)を測定する。X線量は臨床使用において検出器に到達する範囲を含むように設定する。

また、同一条件にてディテクタの均一露光を行い、有効画像の中心の10%を関心領域としたVOIを設定する。

ここで、測定で得られた入射X線量(Kcal)を用いることで、式(1)は、

$$EI = c_0 \times \text{Kcal} \cdots (2)$$

と表すことができ、校正条件でのVOI( $V_{\text{cal}}$ )と入射X線量(Kcal)との関係式は次式で表すことができる。

$$V_{\text{cal}} = f(\text{Kcal}) \cdots (3)$$

その逆関数 $g(V_{\text{cal}})$ を用いて、EIを求めることができる。

$$\text{Kcal} = g(V_{\text{cal}}) = f^{-1}(V_{\text{cal}}) \cdots (4)$$

この逆関数 $g(V_{\text{cal}})$ の誤差は20%未満にできるように求められている。

## 【使用機器】

FPDシステム: CXDI-40EG (Canon)

CRシステム: Direct View Max CR (Carestream)

DIRECTVIEW CR Cassette With PQ Screen  
(Carestream)

発生装置: KXO-50G (東芝)

付加フィルタ: アルミニウム21mm

線量計: Piranha (RTI)

解析ソフト: Ocean

Image J

Excel

## 【方法】

EIの実際の算出手順を以下に示す。

### 1. 線質の校正

線質の校正を行う時の幾何学的配置を示す(Fig.1)。線量計の検出部が $17 \times 17\text{inch}$ の照射野の端になるように固定し、焦点-線量計間の距離を150cmとした。管球に付加フィルタとしてアルミニウム21mmを装着し管電圧を測定した。測定範囲は66～74kVで1kVずつ変動させ、第一半価層が $6.8 \pm 0.3\text{mmAl}$ になるように管電圧を調整した。

### 2. ディテクタ入射X線量の測定

線量は臨床使用において検出器に到達する範囲を想定し、0.5、0.8、1.6、2.0、2.8、4.0、6.4、10、14、28 $\mu\text{Gy}$ とし、線量ごとに各5回測定を行った。

### 3. 均一露光画像の取得

均一露光画像の取得する時の幾何学的配置を示す(Fig.2)。ディテクタを照射野内に配置し、検出器前面のグリッドを外した。入射X線量を取得したものと同一条件で均一露光を行った。

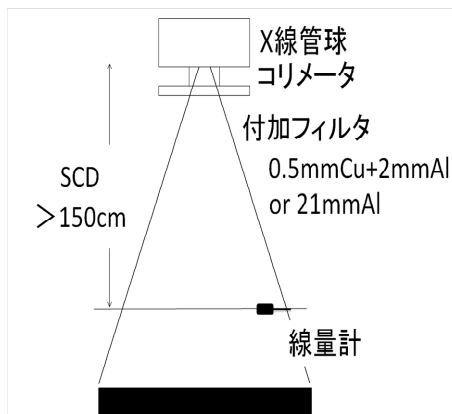


Fig.1 線質測定と入射X線量測定時の配置

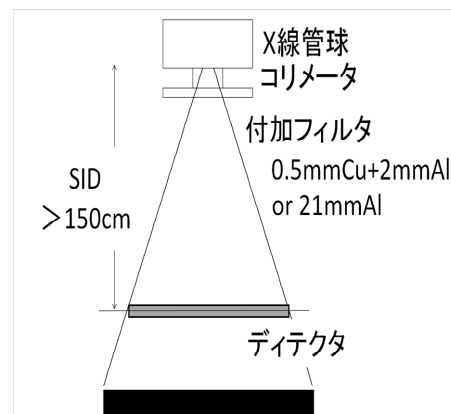


Fig.2 均一露光画像取得時の配置

#### 4.VOIの測定

均一に露光された画像の有効画像領域の中心の10%を関心領域としたVOIを測定した。

#### 5.計算

EIの算出には平均ピクセル値を使用した。Excelにて入射X線量と平均ピクセル値の関係の近似式を表示し、その逆関数を求めた。逆関数の誤差の計算には以下の計算式を用いた。

$$\varepsilon_R(\%) = 100 \times (f(K) - f_{ref}(K)) / f_{ref}(K) \dots (5)$$

ただし、 $f_{ref}(K)$ :校正条件で導いた逆関数、 $f(K)$ :評価の対象とする各条件から導いた近似式の逆関数である。

検討項目として、①入射X線量と均一露光画像を取得した際にシステムに表示される露光指標(Canon: REX、Carestream: Exposure Index)との関係、②入射X線量と平均ピクセル値の関係、③平均ピクセル値と入射X線量の関係、④平均ピクセル値とEIの関係について求めた。

#### 【結果】

##### ①入射X線量と露光指標との関係

入射X線量と露光指標の関係について示す(Fig.3)。Canonの露光指標REXは入射X線量に対し、正の相関を示し真数の関数となった。Carestreamの露光指標

Exposure Indexは入射X線量に対し、正の相関を示し対数の関数となった。

##### ②入射X線量と平均ピクセル値の関係

RQA5の線質時の入射X線量と平均ピクセル値の関係について示す(Fig.4)。どちらのメーカーも平均ピクセル値は入射X線量に対し、正の相関を示し対数の関数となった。

##### ③平均ピクセル値と入射X線量の関係

結果②で得られた近似式から得られたキャリブレーション関数の逆関数を求める。この逆関数は実測から得られた式(1)の $g(V)$ である。

$$\text{Canon: } K_{cal} = e^{\{(V_{cal} - 30406) / 5807.9\}} \dots (6)$$

$$\text{Carestream: } K_{cal} = e^{\{(V_{cal} - 1177.1) / 423.76\}} \dots (7)$$

誤差はCanonで-6.59~6.56%、Carestreamで-2.66~3.95%とどちらも20%未満となった。

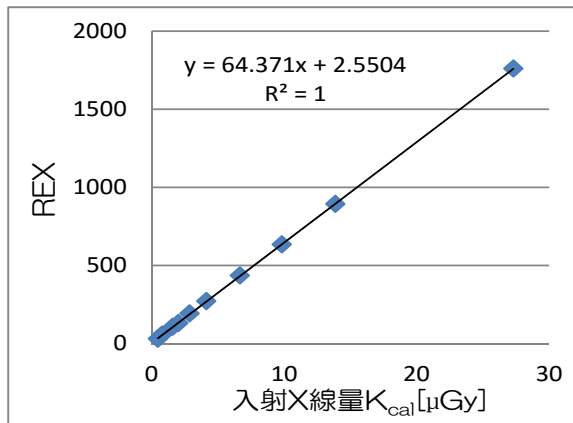
##### ④平均ピクセル値とEIの関係

式(1)、(6)、(7)より、実測したEIの計算式は

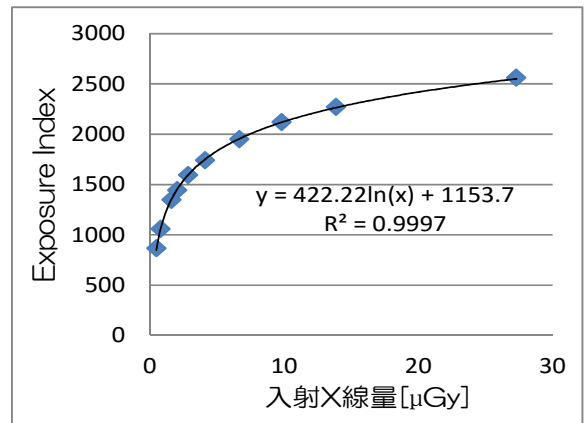
$$\text{Canon: } EI = c_0 \times g(V) = 100e^{\{(V_{cal} - 30406) / 5807.9\}} \dots (8)$$

$$\text{Carestream: } K_{cal} = c_0 \times g(V) = 100e^{\{(V_{cal} - 1177.1) / 423.76\}} \dots (9)$$

となり、これをグラフに示す(Fig.5)。

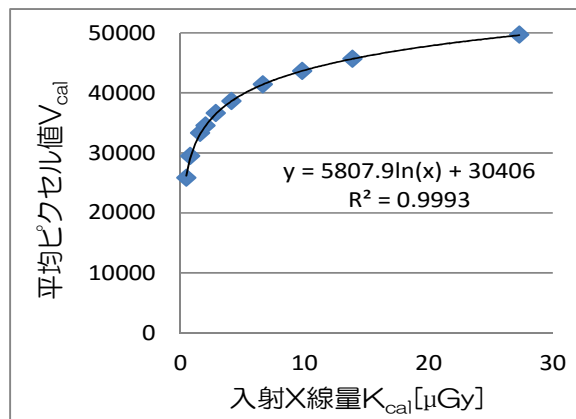


Canon

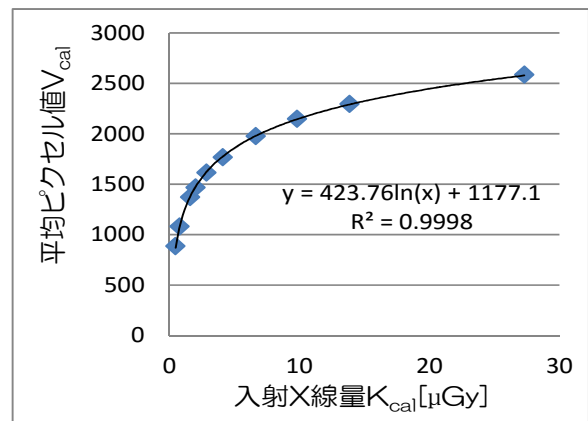


Carestream

Fig.3 入射 X 線量と露光指標の関係とその近似式

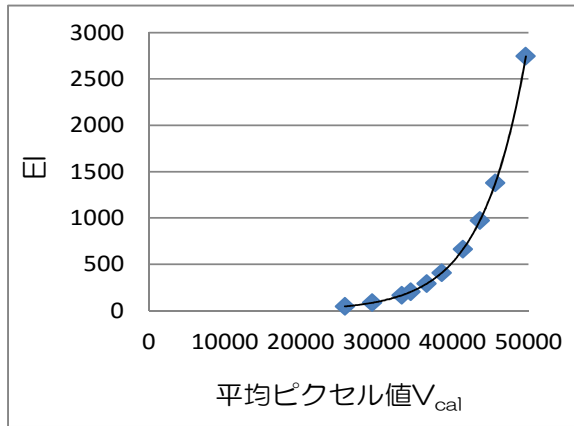


Canon

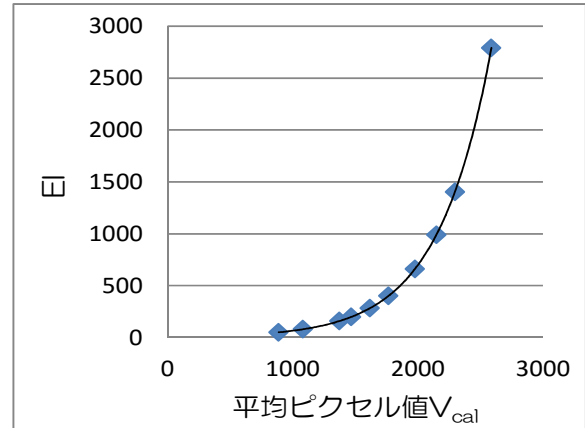


Carestream

Fig.4 入射 X 線量と平均ピクセル値の関係とその近似式



Canon



Carestream

Fig.5 平均ピクセル値とEIの関係

**【まとめ・考察】**

EIは2008年にIECにより提唱された線量の指標である。これを用いることで各装置間での固有の感度指標を統一したスケールで表すことが可能となっている。しかし、校正の線質がRQA5に限られているために臨床時の線質とは異なっている可能性があることや、算出にはディテクタの入射線量を用いるため、入射表面線量とは対応せず、被ばく線量の基準とはならないので注意が必要だと考えられる。

また、EIの算出の過程で入射X線量に対する露光指標、ピクセル値の挙動が異なっていることを確認できた。露光指標は線量管理を目的として用いられている指標であるが、メーカーが独自に設定した値であるために使用する際には注意が必要だと考えられる。

**【参考文献】**

- 1) 國友博史: 装置間の線量評価のための新しい指標 "exposure index:EI" の概念と活用方法 INNERVISION(27・10)2012
- 2) 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 日本放射線技術学会雑誌 第67巻 第11号
- 3) 猪岡良行 他: 非接続形X線出力アナライザの精度評価 日本放射線技術学会雑誌 第69巻 第10号
- 4) 岸本健治 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 日本放射線技術学会雑誌 第67巻 第11号

## 腹部ポータブル撮影におけるグリッドレス運用について

みやぎ県南中核病院 放射線部 村山 智美 (Murayama Tomomi)

**【目的】**

当院では、KONICA MINOLTA社製の間接変換方式FPDであるAeroDRをポータブル撮影に使用している。

ポータブル撮影で腹部を撮影するにあたって、その撮影条件、画像処理を検討した。ただし、当院ではX線束の斜入によるミスアライメント防止、FPDの軽量化のため、胸部、腹部ともにグリッドレスで運用している。

腹部ポータブル撮影における撮影目的とは、主に胃や腸管のガス像・腹水(出血)の確認、カテーテル・チューブ・ドレーンなどの位置の確認が挙げられる。前者ではコントラスト、後者では鮮鋭度が良いことが求められる。しかし、腹部撮影においては、体厚も厚く、様々な臓器があることから、胸部以上に散乱線が増え、コントラストの低下および画像ノイズの増加が懸念される。

そこで、グリッドを使用せずFPDで運用するにあたり、撮影条件、散乱線の影響、画像処理の3つの項目を検討した。

**【使用機器】**

- AeroDR 1417HQ (KONICA MINOLTA)
- FCR5000plus (FUJIFILM Medical)
- KXO-80G (TOSHIBA)
- Radcal ACCU-GOLD (TOYO MEDIC)
- X線テストチャートType1 (森山X線用品)
- 腹部ファントム(京都科学)

**【検討項目・方法】**

1.撮影条件

CRとFPDそれぞれのDQEを算出し、FPDを使用することでどの程度線量を低減できるか、すなわち、撮影条件をどのくらいにすれば良いのかを検討した。従来、CRで3:1のグリッドを使用し、FPDではグリッドを使用しておらず、どちらも70kVを基準の管電圧としている。そこで、線質はRQA5を用いた。

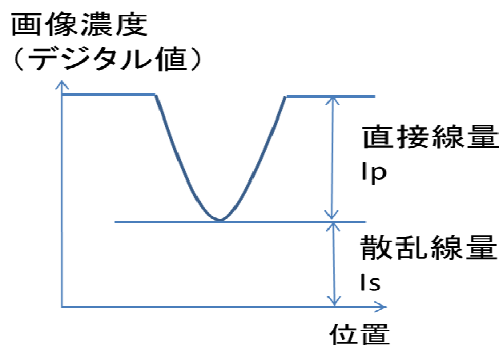


Fig.1 STPRの概念

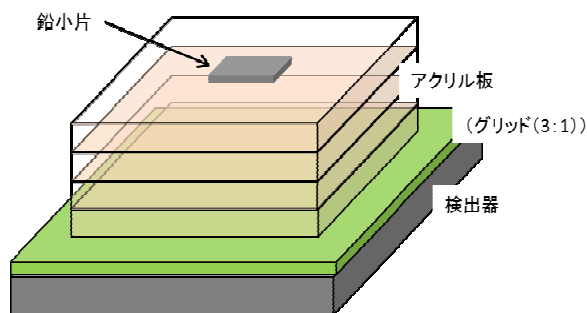


Fig.2 STPRの測定方法

まず、検出器到達線量を0.5、1、2mRと変化させたときのDQEを比較した。

次に、基準線量1mRの1/8、1/4、1/2、2、3、4、8倍となる線量での1.0cycles/mmにおけるDQEを比較した。

### 2. 散乱線の影響

散乱線の直接線に対する比率を求めるため、散乱線量: Isを直接線量: Ipで割ったものがSTPR (Scatter To Primary Ratio)である (Fig.1)。被写体厚による散乱線量の変化を求めるため、アクリル板枚数を5、10、15、20枚と変化させてSTPRを求めた (Fig.2)。

### 3. 画像処理

コントラスト (G値) と鮮鋭度 (周波数強調処理) について検討した。同じ撮影条件で撮影した画像に対し、G値、周波数強調処理をそれぞれ変えて画像処理を行い、比較した。

## 【結果】

### 1. 撮影条件

CRとFPDそれぞれの1.0cycles/mmにおけるDQEを比較すると、FPDでは約0.51、CRでは約0.21となった (Fig.3)。

検出器到達線量の増減によるDQEを比較した結果、線量を少なくすると高周波領域でDQEが下がり、逆に線量を多くすると低周波数領域でDQEは低下した (Fig.4)。

1.0cycles/mmにおけるDQEを検出器到達線量の増減で比較した結果、2.0~17.6  $\mu$  Gyの線量域においてDQEが高値を示し、その前後の線量域では低下した (Fig.5)。

以上の結果より、約1/2の線量低減が可能であることが示唆された。しかし、線量が少ないと高周波数領域におけるDQEが低下することが懸念される。これは、低線量域では電気ノイズや量子ノイズの影響を受けることによる。また、高線量域ではオフセット・ゲイン補正の不良によりDQEが低下する。よって、DQEが高値を示す検出器到達線量が約2.0  $\mu$  Gy以上となる最低のmAs値 (3.2mAs) を基準の撮影条件とした。

### 2. 散乱線の影響

STPRの結果を示す (Fig.6)。アクリル板の枚数が増えるほど、STPRは加速度的に増加し、差が大きくなる。グリッドなしの場合は、FPDの方が画像における散乱線の影響を低減しているが、グリッド使用時のCRと比較すると、画像における散乱線の割合が約2倍となった。

### 3. 画像処理

G値とは、任意の撮影条件で被写体を撮影した場合に、正規化処理の結果として得られる出力画像のコントラストを示す値である。フィルムの $\gamma$ 値に相当する。G値が大きいくほどコントラストが高くなるが、線量が少ない場合は、画像のノイズが目立つようになった。

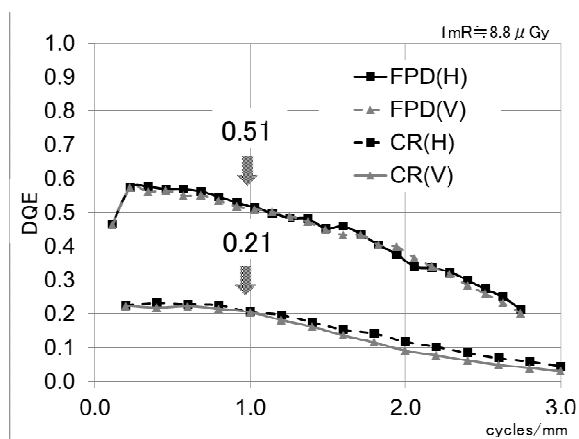


Fig.3 DQE

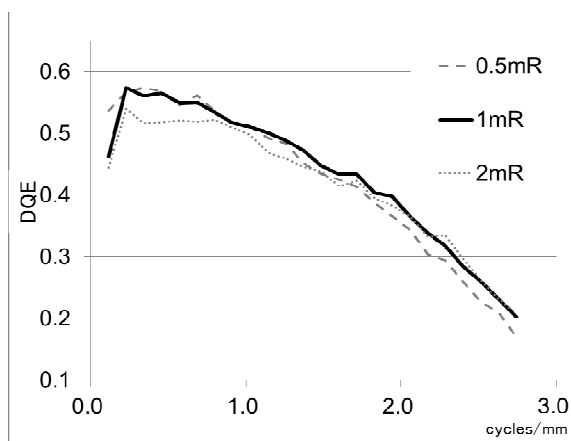


Fig.4 線量の増減によるDQE

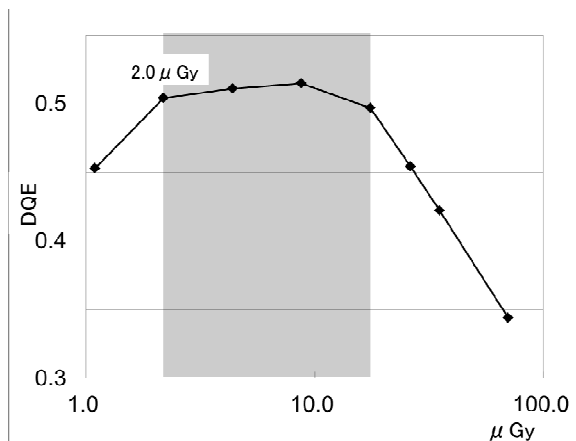


Fig.5 1.0cycles/mm における線量の増減によるDQE

また、周波数強調処理とは、画像の空間周波数特性をコントロールすることにより、撮影された人体の構造物をより鮮明に表現するための画像処理である。しかし、低周波数からの強調度合いによっては、骨や軟部組織等のX線吸収の大きい部分を中心に画像ノイズも強調されるので、鮮鋭度と画像ノイズのバランスを考慮して設定を行わなければならない。

グリッドレスでFPDを使用するにあたって、コントラストを高くするためにG値を上げ、鮮鋭度を良くするためにメーカー推奨値から1段階高周波側から強調することで、散乱線によるノイズの影響を低減可能である。

#### 【まとめ】

FPDの持つ高いDQEにより、約1/2の線量低減が期待できる。しかし、腹部の体厚が厚く、散乱線を多く含んでしまう

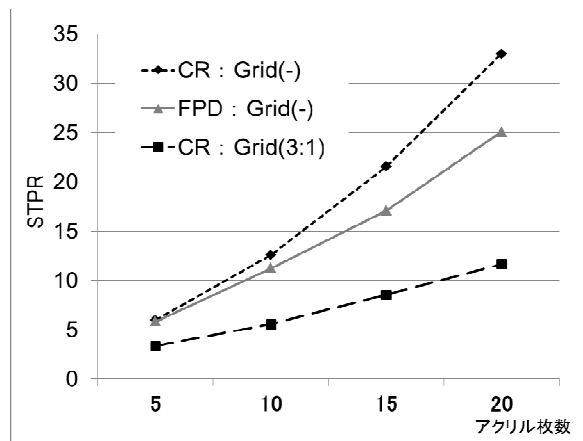


Fig.6 STPR

ことを考慮すると、単純に線量を1/2にすることはできない。線量が少ないと高周波数領域のDQEが下がってしまうからである。

散乱線の影響は、グリッドを使用した方がより少なかった。しかし、FPDのシンチレータの柱状構造により散乱線の影響を低減可能であることが示唆される。

また、コントラスト、鮮鋭度を調節する処理を行うことで、グリッドレスでも散乱線の影響を低減させることが可能である。

以上より、軽量化、ミスアライメント防止のためにグリッドレスでも運用可能である。

#### 【参考文献・図書】

- 1) デジタルX線画像計測 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行共編 オーム社 2010
- 2) 本田道隆: 散乱線の発生と画像への影響 日本放射線技術学会雑誌 Vol.66 No.5