

Key words: anti-scatter grid, detective quantum efficiency(DQE), direct-conversion flat-panel detector

[Summary]

The purpose of the present study was to choose anti-scatter grid for a direct flat-panel detector by grid-detective quantum efficiency (grid-DQE). Rates of scatter transmission and primary transmission were calculated using digitallymeasured values of a flat panel detector (FPD) system with the anti-scatter grid ratios of 4:1, 6:1, 8:1, 10:1, 12:1, 14:1, and 16:1, using acrylic phantoms of 3 different thicknesses (5 cm, 15 cm, and 25 cm). When we used an acrylic phantom of 5 cm thickness, grid-DQE in with grid became a value smaller than without grid. When we used an acrylic phantom of 15 cm, 25 cm thickness, grid-DQE became the value greatest by the grid for scattered radiation removal of 16:1 in all the tube potential. In a direct-conversion FPD system, the grid ratio of 16:1 is considered adequate for eliminating the scattered-radiation effect, such as with a thick imaged object.

【要旨】

本研究目的は、grid-DQEを用いて直接変換型FPD用の散乱線除去用グリッドを選択することである。grid-DQEの算出に使用する直接線透過率、散乱X線透過率はFPDのデジタル値を用いて算出した。算出には5cm、15cm、25cmのアクリルファントム、4:1、6:1、8:1、10:1、12:1、14:1、16:1の散乱線除去用グリッドを用いた。アクリルファントム厚5cmの時、全ての条件でgrid-DQEはグリッドありよりグリッドなしの時、値が小さくなった。アクリルファントム厚15cm、25cmの時、全てのX線管電圧で16:1の散乱線除去用グリッドの時、grid-DQEは最大の値となった。今回求めたgrid-DQEより直接変換型FPDシステムでは、被写体が厚い時は16:1のグリッド比の高い散乱線除去用グリッドの使用が適切であると考えられる。

緒言

X線画像の画質向上には,画像のコントラスト低下 や,微小信号の検出能に影響を与える散乱線の除去が 重要である^{1), 2}.

従来,散乱線を除去する方法として,散乱線除去用 グリッドを使用する方法が用いられている.臨床では 撮影目的部位,撮影条件により最適な散乱線除去用グ リッドを選択している^{3~8)}.撮影に使用する散乱線除 去用グリッドの選択は国際規格であるInternational

```
Masayoshi Mizuta<sup>1)</sup> (59548),
Oda nobuhiro<sup>2)</sup> (18375),
Hiroyuki Akazawa<sup>2)</sup> (34401),
Toshifumi Kasai<sup>2)</sup> (17712),
Nakagawa Toshiaki<sup>1)</sup> (28952)
```

- 1) Department of Radiology University Hospital Kyoto Prefectural University of Medicine
- 2) Department of Radiological Technology Faculty of Medical Science Kyoto College of Medical Science

Electrotechnical Commission (IEC) 60627によ り測定した散乱線透過率,直接線透過率,全X線透過 率から,選択度,露出倍数,コントラスト改善度を算 出し,選択の指標としている⁹⁾.またデジタル画像で は,わずかなコントラストの強調表示が可能であり, 強調処理の限界を決める因子は雑音のみであることか ら,signal-to-noise ratio (SNR) がデジタル画像 の画質を表す適当な物理量と考えられ,散乱線除去用 グリッド使用によるSNRの改善度を表す signal-tonoise ratio improvement factor (SIF)より,デ ジタルX線撮影時に使用する散乱線除去用グリッド が選択されている^{10~14)}.

デジタルX線撮影システムの評価にはdetective quantum efficiency (DQE) が広く用いられており, システムの出力におけるSNRの2乗と,入力におけ るSNRの2乗との比として定義されている.そこで 散乱線除去用グリッドをシステムと考え,Wagner RFらは散乱線除去用グリッドを,DQEの考え方を用 いて評価することは可能であると述べている¹⁵⁾.現 在デジタルX線撮影時ではDQEでの評価が広く用い られていることより,散乱線除去用グリッドをDQE でランク付けし、散乱線除去用グリッドの選択指標と して用いることは分かりやすいと考える。本稿では、 デジタル放射線撮影システムにおいてDQEに基づい た散乱線除去用グリッド選択指標であるgrid-DQE を使用して、直接変換型FPDシステムにおける散乱 線除去用グリッドの選択を試みたので報告する。

1.方法

1-1 使用機器

測定は一般撮影用直接変換FPD装置(島津社製

RADIOTEX Safire)を用いた.本装置のセンサー はアモルファス構造のセレン膜 (a-Se),センサー膜 厚1000 μ m 画素数2880×2880,画素ピッチ150 μ m,出力階調14bitである.またデジタル値と検出 器入射線量は比例関係にある.X線高電圧発生装置 はインバーター方式であり,X線管 (CIRCLEX P型 0.6/1.2 18DE&38 DE-85) 焦点サイズは1.2mm焦 点を使用した.使用したグリッドは、グリッド比4:1, 6:1,8:1,10:1,12:1,14:1,16:1,グリッド 密度60本,インタースペーサー:アルミ,集束距離 120cm (株式会社三田屋製作所)である (Table 1).

Table 1	Structures of anti-sc	atter grids
---------	-----------------------	-------------

_		•					
	Grid ratios	Grid density (cm ⁻¹)	Strip width (µm)	Interspace width (µm)	Strip height (µm)	Material (Inter spacer and cover)	Total thickness (mm)
	4:1	60	49	120	480	Aluminum	0.88
	6:1	60	49	120	720	Aluminum	1.12
	8:1	60	49	120	960	Aluminum	1.36
	10:1	60	49	120	1200	Aluminum	1.60
	12:1	60	49	120	1440	Aluminum	1.84
	14:1	60	49	120	1680	Aluminum	2.08
	16:1	60	49	120	1920	Aluminum	2.32

使用した直接変換型 FPD 装置は、グリッド移動式 (ブッキーブレンデ)により散乱線除去を行っている.

1-2 測定項目

Grid-DQEは IEC60627を準拠し¹⁶, 散乱線透過率 (Ts)・直接線透過率 (Tp) を測定して算出した.

使用したX線管電圧は、X線撮影時に散乱線除去用 グリッドを使用するX線管電圧より60kV,90 kV, 120kVを選択した.ファントムはアクリルファント ムを使用し、厚さ5cm、15cm、25cmを選択した. 日常の使用条件から考え、測定条件よりX線管電圧 60kVにおけるアクリル厚25cmは除外した.

1-3 Grid-DQE (Grid-Detective Quantum Efficiency)の算出方法

被写体コントラストをCとすると

$$C = \frac{\Delta Ip}{Ip+Is} = \frac{\Delta Ip}{Ip(1+\frac{Is}{Ip})}$$
 (1)
 $\Delta Ip: 直接線強度の差$
 $Ip: 直接線強度$
 $Is: 散乱線強度$

式(1)は式(2),式(3)を用いて

$$SDF = \frac{1}{1 + \frac{ls}{lp}}$$
 (3)

 $C = Cp \cdot SDF \qquad (4)$

Cp:直接線被写体コントラスト
 Δμ:線減弱係数の差
 dp:厚さ
 SDF:散乱線コントラスト低減因子

と変形できる.

散乱線除去用グリッド透過後の全放射線強度Iは式(4),式(5)より

$$SDF_g = \frac{1}{1 + \frac{Is \cdot Ts}{Ip \cdot Tp}}$$
 (5)

$$I = Ip \cdot Tp + Is \cdot Ts = Ip \cdot Tp \cdot \frac{1}{SDF_g} \quad \dots \quad (6)$$

SDF_g: 散乱線除去用グリッドがある時のSDF

あるビーム線質に対し、信号ΔIは信号に対応する 平均量子数の差ΔNにより表現でき、SNRに対して量 子ノイズのみを考慮すれば次式のようになる。

SNR =
$$\frac{\Delta N}{\sqrt{N}} = \Delta \mu \cdot dp \cdot \sqrt{N}$$
 (7)
N: 量子数

$$SNR_g = Cp \cdot SDF_g \cdot \sqrt{Tp \cdot Ip} + Ts \cdot Is \cdots (8)$$

$$SNR_g = Cp \cdot \sqrt{Ip \cdot Tp} \cdot \sqrt{SDF_g}$$
 (9)

となる.次に理想的な散乱線除去用グリッドは直接 線透過率1, 散乱線透過率は0であると考えられるの で、理想的な散乱線除去用グリッドで得られる SNR をSNR_{id}とすると

$$SNR_{id} = Cp \cdot \sqrt{Ip}$$
 (10)

である.入力のSNRがSNR_{id},出力のSNRがSNR_g とすると、式 (5)、式 (9)、式 (10) から grid-DQE は以下の式で算出できる.

$$\begin{array}{l} \mathrm{G} \ \mathrm{r} \ \mathrm{i} \ \mathrm{d} \ \mathrm{D} \ \mathrm{Q} \ \mathrm{E} = \left(\frac{\mathrm{SNR}_g}{\mathrm{SNR}_{\mathrm{id}}} \right)^2 \\ = \mathrm{Tp} \cdot \mathrm{SDF}_g = \mathrm{Tp} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\mathrm{Is} \cdot \mathrm{Ts}}{\mathrm{Ip} \cdot \mathrm{Tp}}} \quad \dots \eqno(11) \end{array}$$

また散乱線除去用グリッドを使用しないことは、直 接線も散乱線も100%, FPDに到達することと同じ であると考えることができ、grid-DQEを求める式 (11) よりTp, Tsを1とすると散乱線除去用グリッ ドなしのgrid-DQEが算出される.

2. 結果

アクリル厚5cmでは、全てのX線管電圧で散乱線 除去用グリッドありのgrid-DQEは、散乱線除去用 グリッドなしのgrid-DQEより小さい値となった. アクリル厚15cm, 25cmでは、全てのX線管電圧に おいてgrid-DQEは16:1の散乱線除去用グリッド で最大の値となった.アクリル厚15cm,X線管電圧 90kVでは、散乱線除去用グリッドを10:1から16: 1に変更することでgrid-DQEは7.02%向上した. アクリル厚25cm, X線管電圧120kVでは、乱線除 去用グリッドを10:1から16:1に変更することで grid-DQEは15.4%向上した(Table 2).

Thickness of Acrylic plate	Grid ratio(r)	60 kV	90 kV	120 kV
		Grid-DQE	Grid-DQE	Grid-DQE
5 cm	no grid	0.628	0.567	0.529
	4:1	0.545	0.480	0.485
	6:1	0.552	0.497	0.506
	8:1	0.569	0.503	0.521
	10:1	0.545	0.508	0.518
	12:1	0.501	0.495	0.515
	14:1	0.491	0.495	0.510
	16:1	0.480	0.485	0.495
	no grid	0.348	0.293	0.256
	4:1	0.370	0.293	0.263
	6:1	0.432	0.360	0.323
15 am	8:1	0.434	0.396	0.359
15 CITI	10:1	0.435	0.413	0.364
	12:1	0.427	0.427	0.397
	14:1	0.431	0.426	0.387
	16:1	0.446	0.442	0.418
	no grid		0.160	0.144
	4:1		0.229	0.186
	6:1		0.274	0.225
25 om	8:1		0.308	0.257
20 CIII	10:1		0.318	0.273
	12:1		0.330	0.283
	14:1		0.344	0.302
	16:1		0.364	0.315

Table 2 Results of grid-DOF



Fig. 1 Relationship between the grid ratio and the grid-DQE for the acrylic phantoms of 15 cm and 25 cm thicknesses

Fig.1に, アクリル厚15cm, 25cmにおけるグリ ッド比とgrid-DQEの関係を示す. このグラフから, アクリル厚15cmにおいてgrid-DQEの値は, X線 管電圧60kV, グリッド比4:1で0.370, X線管電圧 90kV, グリッド比6:1で0.360およびX線管電圧 120kV, グリッド比10:1で0.364と同程度の値を 示した.

3.考察

アクリル厚5cmにおいてgrid-DQEの値は全ての X線管電圧で散乱線除去用グリッドなしのgrid-DQE の値が最も大きい. このことはアクリル厚5cmと同 程度の撮影被写体が薄い時は散乱線除去用グリッドを 使用しても画質は改善せず、また散乱線除去用グリッ ドの使用で直接線含有率が低下するため、散乱線除去 用グリッドを使用すべきでないことが示された. アク リル厚15cm, 25cmではgrid-DQEの値は全てのX 線管電圧でグリッド比16:1が最大となった.このこ とから直接変換型 FPD においては散乱線除去効果の 大きいグリッドを選択すべきことを示している. 散乱 線除去効果の大きいグリッドを選択することは、アナ ログシステムでは被ばく線量増加を伴うが、デジタル システムではノイズ低減処理を用いることで、被ばく 線量を伴わずに散乱線除去効果の大きいグリッドを選 択することが可能と考える.

Fig.1よりX線管電圧60kV, グリッド比4:1, X線管電圧90kV, グリッド比6:1, X線管電圧 120kV, グリッド比10:1では散乱線除去用グリッ ドの有効性が同程度であることを示している. さらに X線管電圧90kV一定で, アクリル厚さが異なる条件 下のgrid-DQEの値は, アクリル厚15cm, グリッド 比6:1およびアクリル厚25cm, グリッド比16:1 の使用で, それぞれ0.360および0.360と同じ値を示 した. このことも同様にアクリル厚15cm, グリッド 比6:1およびアクリル厚25cm, グリッド比16:1 は散乱線除去用グリッドの有効性は同程度であること を示している.

原

今回提示した散乱線除去用グリッド選択指標であ る grid-DQEを用いて,直接変換型FPDに使用すべ き最適な散乱線除去用グリッドを選択できた.Grid-DQEはDQEの考え方に基づいており,デジタルX 線撮影装置における散乱線除去用グリッドの有用性を ランク付けし,理解しやすい選択指標と考える.

また今回,散乱線透過率,直接線透過率を測定す る時,X線量の測定に蛍光量計を使用せず,X線撮影 装置のX線検出部であるFPDのデジタル値を用いて 算出している.このことは,求めたgrid-DQEの値 は,散乱線除去用グリッド固有の性能を評価したので はなく,今回測定に使用した島津社製の直接変換型の FPDに使用した時の散乱線除去用グリッドの性能を ランク付けしたと考える必要がある.しかし,言い換 えれば撮影装置においてX線検出器のエネルギー特 性を含めた散乱線除去用グリッドを選択できる方法で あると考える.

4.結 語

直接変換型FPDにおける散乱線除去用グリッドの 選択を, DQEの考えに基づく指標を用いて行った. 各ファントム厚, X線管電圧においてgrid-DQEを算 出した.本指標を用いることで,散乱線除去用グリッ ド性能をランク付けでき,直接変換型FPDにおける 散乱線除去用グリッドを容易に選択できる.

参考文献

- 1) Niklason LT, Sorenson JA, Nelson JA. Scattered radiation in chest radiography. Med Phys 1981; 8 (5) : 677-681.
- Fetterly KA, Schueler BA. Physical evaluation of prototype high-performance anti-scatter grids: potential for improved digital radiographic image quality. Phys Med Biol 2009;54 : 37-42.
- Sandborg M, Dance DR, Carlsson GA, et al. Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: task dependent optimization for screen-film imaging. Br J Radiol. 1994; 67: 76-85.
- 4) Sandborg M, Dance DR, Carlsson GA, et al. Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: factors which affect the selection of tube potential and grid ratio. Br J Radiol 1993; 66 : 1164-1176.
- Sandborg M, Dance DR, Carlsson GA, et al. Selection of anti-scatter grids for different imaging tasks: the advantage of low atomic number cover and interspace materials. Br J Radiol1993; 66 : 1151-1163.
- McVey G, Sandborg M, Dance DR, et al. A study and optimization of lumbar spine X-ray imaging systems. Br J Radiol 2003; 76: 177-188.

- Chan HP, Doi K. The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology. Phys Med Biol 1983;28:109-129.
- Chan HP, Higashida Y, Doi K. Performance of antiscatter grids in diagnostic radiology: experimental measurements and Monte Carlo simulation studies. Med Phys1985; 12(4): 449-454, 1985.
- 9)石川光雄,井手敏典,浅野宏,他:新旧JIS規格による散 乱X線除去用グリッドの物理特性. 日放技学誌 2004;60(8)
 :1123-31.
- M, Carlsson G A. Influence of X-ray energy spectrum, contrasting detail and detector on the signal-to-noise ratio (SNR) and detective quantum efficiency (DQE) in projection radiography. Phys Med Biol1992; 37 : 245-1263.
- 11) Court L, Yamazaki T. Technical note: a comparison of antiscatter grids for digital radiography. Br J Radiol 2004; 77 : 950-952.
- 12) Neitzel U, Maack I, Günther-Kohfahl S. Image quality of a digital chest radiography system based on a selenium detector. Med Phys1994; 21(4) : 509-516.
- Chan HP, Lam KL, Wu YZ. Studies of performance of antiscatter grids in digital radiography: effect on signal-to-noise ratio. Med Phys 1990; 17(4): 655-664.
- 14) Mizuta M, Sanada S, Akazawa H, et al. Comparison of anti-scatter grids for digital imaging with use of a direct-conversion flat-panel detector. RadiolPhys Technol. In press 2011.
- 15) Wagner RF. Noise equivalent parameters in general medical radiography: the present picture and future pictures. Photograph SciEng 1977; 21 : 252–262.
- IEC60627/Ed2. Diagnostic imaging equipment - Characteristics of general purpose and mammographic anti-scattergrids mammographic anti-scatter grids. 1998.