

原著

医用画像に寄与する Intelligent-Grid (インテリジェントグリッド) 適用効果に関する基礎的検討

工藤 幸清¹⁾ 小山内 暢¹⁾ 對馬 恵¹⁾
廣田 淳一¹⁾ 村上 翔²⁾ 楢木 聡²⁾
須崎 勝正²⁾ 青木 昌彦^{2,3)} 細川 洋一郎¹⁾

抄録 医用画像の Intelligent-Grid (IG) は、コントラスト改善処理および粒状性改善処理により、実グリッド (Real grid: RG) 撮影を仮想的に再現する技術である。IG の適用は、RG 時に問題となる X 線斜入に伴う濃度ムラが発生しない等の利点があり、病室や手術室等の回診撮影に期待されているが、IG の各グリッド比の効果は明確になっていない。そこで、ファントム実験により、散乱線含有率 (SRC)、コントラスト、コントラストノイズ比 (CNR) を測定した。その結果 IG の SRC 低下を確認し、コントラストは腹部を想定した 70 kV ではグリッド未使用 (Without grid: WG) に対し全グリッド比 (IG3:1, IG6:1, IG8:1) で、胸部を想定した 90 kV では IG3:1 でコントラスト向上を確認した。しかし、90 kV の IG6:1, IG8:1 のコントラストは WG よりも低値であった。CNR はファントム厚 30 cm では WG に対し全グリッド比で向上、20 cm では同程度、10 cm では同程度か逆に低下することが判明した。このことから、管電圧ならびに体厚に応じた IG 適用の必要性が示唆された。

弘前医学 69 : 35—43, 2019

キーワード : インテリジェントグリッド ; 散乱線含有率 ; コントラスト ; コントラストノイズ比。

ORIGINAL ARTICLE

A FUNDAMENTAL STUDY ON THE EFFECT OF APPLYING INTELLIGENT GRID TO MEDICAL IMAGES

Kohsei Kudo¹⁾, Minoru Osanai¹⁾, Megumi Tsushima¹⁾,
Junichi Hirota¹⁾, Sho Murakami²⁾, Satoshi Naraki²⁾,
Katsumasa Suzaki²⁾, Masahiko Aoki^{2,3)} and Yoichiro Hosokawa¹⁾

Abstract Intelligent Grid (IG) is a technique to virtually reproduce the real grid (RG) in medical imaging to improve both contrast and graininess. Application of IG eliminates the unevenness in density often seen in images of RGs due to X-ray inclination. Although IG is expected in bedside radiography, the effect for grid ratios of IG is not clear. Therefore, we measured the scattered radiation content (SRC), contrast, and contrast-to-noise ratio (CNR) in a phantom experiment. Results of the experiment confirmed a decrease in the SRC with application of IG. The contrast was confirmed to be improved compared to without the grid (WG) at all grid ratios (IG3:1, IG6:1, IG8:1) at 70 kV assuming the abdomen and at IG3:1 at 90 kV assuming the chest. However, the contrast of IG6:1 and IG8:1 at 90 kV was lower than that of WG. Furthermore, the CNR was found to be improved compared to WG at all grid ratios at a phantom thickness of 30 cm, at the same level at 20 cm, and at the same level or lower at 10 cm. These results demonstrate the need to apply IG according to the tube voltage and body thickness.

Hirosaki Med. J. 69 : 35—43, 2019

Key words: Intelligent Grid; Scattered radiation content; Contrast; Contrast-to-noise ratio.

¹⁾ 弘前大学大学院保健学研究科放射線技術科学領域

²⁾ 弘前大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

³⁾ 弘前大学大学院医学研究科放射線腫瘍学講座

別刷請求先 : 工藤幸清

平成30年9月4日受付

平成30年9月21日受理

¹⁾ Department of Radiation Science, Hirosaki University Graduate School of Health Sciences, 66-1 Hon-cho, Hirosaki, Aomori 036-8564, Japan

²⁾ Department of Radiology, Hirosaki University School of Medicine and Hospital, 53 Hon-cho, Hirosaki, Aomori 036-8563, Japan

³⁾ Department of Radiation Oncology, Hirosaki University Graduate School of Medicine, 5 Zaifu-cho, Hirosaki, Aomori 036-8562, Japan

Correspondence: K. Kudo

Received for publication, September 4, 2018

Accepted for publication, September 21, 2018

緒 言

近年, X線撮影分野は, Flat-Panel Detector (以下 FPD) の利用が広がり, またコンピュータの小型化やモニタの高画素化により, X線撮影室での利用にとどまらず, 病室や手術室, さらに在宅医療での回診撮影にも利用されるようになった^{1,2)}.

一方, X線撮影では一般的にコントラスト低下を防ぐ目的で, 散乱線除去用グリッド (Real grid: 以下 RG) が使用される. しかし回診撮影では, ベッドの沈み込み等により X線束と散乱線除去用グリッド間のアライメント調整が容易ではないため, X線の斜入による濃度ムラが画像上に生じることがある. そのため施設によっては散乱線による画質低下を許容し, グリッドを使用せずに撮影する場合がある^{1,3,4)}.

このような課題に対して, RG を使用せずに, かつコントラスト低下を防ぐことを目的とした散乱線補正の画像処理技術が各社から開発されてきた³⁻⁶⁾. 弘前大学医学部附属病院では散乱線補正技術 Intelligent-Grid (以下 IG)⁴⁾ の使用を2016年度より開始している. IG 技術は散乱線を推定し散乱成分を差し引くことでコントラストを改善, さらに粒状性改善処理を行うことで, RG を仮想的に再現する技術である⁴⁾. この技術の適用により, グリッド着脱の手間が省けるだけでなく, グリッド使用時に問題となる X線の斜入に伴う濃度ムラが発生しない利点がある.

しかし, IG の各グリッド比での医用画像に与える影響はクリアではない. IG には RG でのグリッド比に相当するグリッド比 3:1, 6:1, 8:1 が設定されており, 伊藤ら⁷⁾ は胸部ファントムを用いた各グリッド比の RG と IG, グリッド未使用 (Without grid: 以下 WG) の画像を評価し IG の有用性を報告している. しかし, 各グリッド比の散乱線含有率 (Scattered radiation content: 以下 SRC) やコントラストといった基礎的な評価は, 報告されていない.

コントラストは信号の差を評価するため値が大きいほど優れているといえるが, コントラスト改善処理に伴いノイズの影響も大きくなる可能性があるため, コントラストノイズ比 (Contrast to noise ratio: 以下 CNR) の評価と併せて検討する

必要がある. そこで, 本研究では IG 適用の基礎的な評価となる, SRC, コントラスト, CNR を算出し, IG 適用の適切な使用条件を検討したので報告する.

使用機器と方法

1. 使用機器

- ・ FPD: CS-7 Aero DR 14 × 17 inch (Konica Minolta)
- ・ 散乱線補正処理ソフト: IG (Konica Minolta)
- ・ 移動形デジタル式汎用 X線診断装置: MobileDaRt Evolution (Shimadzu)
- ・ 画像解析ツール: Image J (National Institutes of Health, version 1.52a)
- ・ RG: グリッド比 3:1, 8:1 (Mitaya, 34 Lines/cm)
- ・ 散乱体: アクリル平板ファントム (縦横 30 cm × 30 cm, 厚さ 10, 20, 30 cm)
- ・ バーガーファントム: 凸型
- ・ 解像力チャート: 矩形波チャート (1 - 10 Lp/mm)
- ・ 鉛板: 2 mm 厚 (縦横 5 cm × 5 cm)

2. 方法

X線撮影時の配置は Fig. 1 に示すように, 散乱体のファントムの間にバーガーファントム, 鉛板, 解像力チャートを置き, 管電圧は回診撮影での胸部を想定した 90 kV と腹部を想定した 70 kV について, 管電流時間積の mAs 値は 1, 2, 4, 6.3, 8, 10, 20 mAs について撮影した. この撮影をグリッド条件 WG, RG3:1, RG8:1, IG3:1, IG6:1, IG8:1 について行い, さらに散乱体の厚さは 10, 20, 30 cm のそれぞれについて行った. その他の条件として X線管焦点-受像面距離 (source-image receptor distance: SID) は 120 cm, 照射野は FPD のサイズとした. また, mAs 値と線量に相当する露光量の直線性は事前に確認した.

SRC の算出はピクセル値と露光量との関係が線形でなければならず, 画像処理後ではこの線形性が失われるため算出できない. そこで CS-7 のバックアップデータより, RAW データ (LOG システム) を取得し, Image J の Macro によって露光量変換を行った. 露光量変換した画像において, 鉛板中央ならびにバックグラウンド 2 か所に ROI を設定し, 鉛ディスク法⁸⁾を参考に, 次式

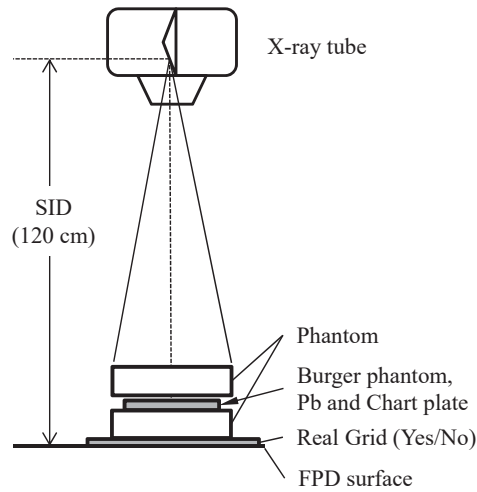


Fig. 1 Geometric arrangement of the experimental setup.
SID = source-image receptor distance; FPD = flat-panel detector.

により SRC を算出した.

$$\text{SRC} (\%) = \frac{R_L}{R_B} \times 100 (\%)$$

ここで, R_L : 鉛板中央に設定した ROI の平均値,
 R_B : バックグラウンド 2 か所の ROI の平均値である.

コントラストと CNR の算出は, 画像処理の影響を把握するために, まず WG, RG について SRC 算出時同様 RAW データからの露光量変換画像にて行った. 次に画像処理が施されている DICOM 画像にて WG, IG, RG について次式によりコントラスト⁹⁾と CNR¹⁰⁾を算出した.

$$\text{Contrast} = \frac{m_2 - m_1}{m_2 + m_1}$$

$$\text{CNR} = \frac{m_2 - m_1}{\sqrt{\frac{\sigma_2^2 + \sigma_1^2}{2}}}$$

ここで, バーガーファントム画像の凸部(径: 10 mm, 高: 8 mm) に ROI を設定しその平均値を信号値として m_1 , 標準偏差を σ_1 , この凸部の両サイドのバックグラウンド 2 か所に ROI を設定し平均した値をバックグラウンド値として m_2 , 標準偏差を σ_2 とした. バックグラウンドの ROI はヒール効果の影響がない方向を対象とした.

また, Digital Imaging and Communications in Medicine (以下 DICOM) 画像の解像力チャートを比較し, IG 効果を視覚的に確認した.

結 果

1. RAW データを使用した露光量換算画像による SRC, コントラスト, CNR SRC の測定結果を Fig. 2, 3 に示した. Fig. 2 では, WG, RG3:1, RG8:1 それぞれにおいて, mAs 値に対する SRC はファントム厚が大きくなるほど増加した. また, 管電圧とファントム厚が同一な場合において SRC は $\text{WG} > \text{RG3:1} > \text{RG8:1}$ となり RG の散乱線除去の効果を確認した. しかし, 低 mAs 値において SRC の上昇がみられ, その傾向は管電圧が低いほどファントム厚が大きいほど強かった (Fig. 2). そのため, 以降の IG 評価では 10 mAs について表示した. Fig. 3 では 10 mAs での SRC を示し, 各管電圧, 各ファントム厚において IG による散乱線除去の効果を確認し, また IG グリッド比の増加に伴い除去効果が高かった. しかし, RG には及ばなかった (Fig. 3).

コントラストの測定結果を Fig. 4 に示した. WG, RG3:1, RG8:1 それぞれにおいて, mAs 値に対するコントラストはファントム厚が増加するほど低下した. また, 管電圧とファントム厚が同

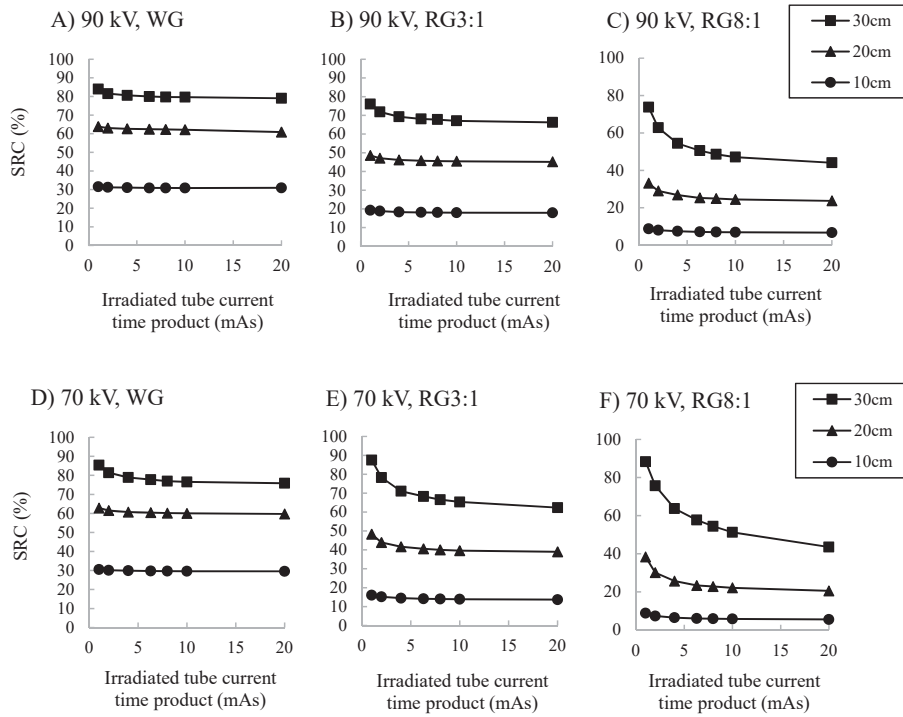


Fig. 2 Scattered radiation contents (SRCs) for the irradiated tube current time products without the grid and with the real grid. WG; without grid. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. ■, ▲, ●; acrylic phantom of 30 cm, 20 cm, and 10 cm total thickness. After all raw image data were converted to X-ray intensity, SRCs were calculated.

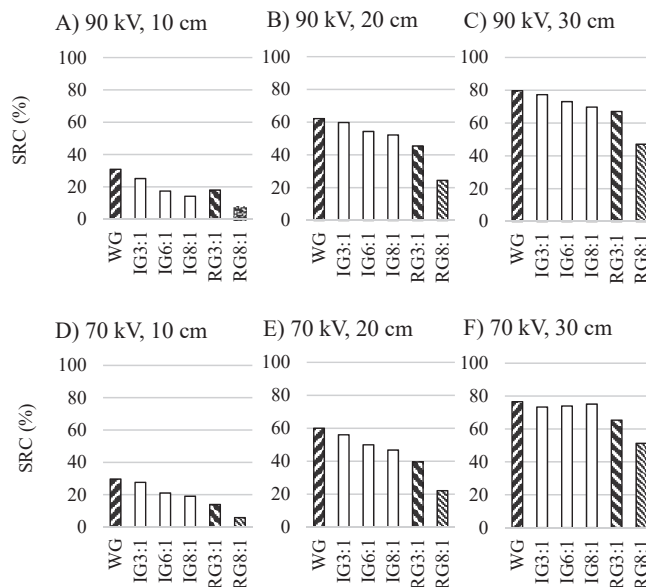


Fig. 3 Scattered radiation contents (SRCs) for 10 mAs of the irradiated tube current time product without the grid, and with the intelligent grids and the real grids. WG; without grid. IG3:1, IG6:1, IG8:1; intelligent grid with grid ratios of 3:1, 6:1, and 8:1, respectively. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. 10 cm, 20 cm, 30 cm; acrylic phantom of 10 cm, 20 cm, and 30 cm total thickness. After all raw image data were converted to X-ray intensity, SRCs were calculated.

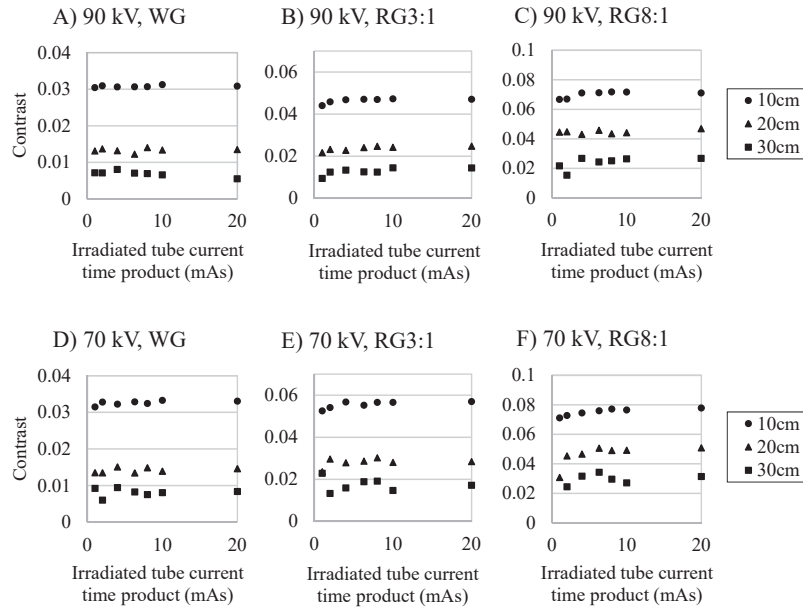


Fig. 4 Contrasts for the irradiated tube current time product without the grid and with the real grids. WG; without grid. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. ●, ▲, ■; acrylic phantom of 10 cm, 20 cm, and 30 cm total thickness. After all raw image data were converted to X-ray intensity, contrasts were calculated.

一な場合においてコントラストは $WG < RG3:1 < RG8:1$ となり RG のコントラスト向上を確認した。さらに、コントラストは mAs 値には依存せず[例えば、90 kV, WG, 10 cm において mAs に対するコントラストは一定値を示した (Fig.4 A)], 管電圧に依存する[例えば、WG, 10 cm において 90 kV と 70 kV では管電圧が高いほどコントラストが低くなった (Fig.4 A, D)]ことを確認した。しかし、ファントム厚の大きい箇所、特に RG8:1 の 30 cm では mAs 値に対するコントラストにバラツキが見られた。

CNR の測定結果を Fig. 5 に示した。図は見やすさのため縦軸を対数とし、また各測定点の対数近似を破線ならびに近似式、決定係数にて表した。WG, RG3:1, RG8:1 それぞれにおいて、mAs 値増加に伴い CNR は増加した。各 mAs 値に対する CNR は、ファントム厚が大きくなるほど低下した。

2. DICOM 画像による コントラスト, CNR
DICOM 画像を用いて算出したコントラストの測定結果を Fig. 6 に示した。90 kV では、IG3:1 のみで WG よりもコントラストが向上した。IG6:1, IG8:1 では WG の半分程度となった。70 kV では

ファントム厚全てにおいて IG3:1, IG6:1, IG8:1 とともにコントラストが WG よりも高く、グリッド比が増すごとにコントラスト改善効果が大きくなった。また IG6:1, IG8:1 では、RG3:1 よりも高値を示し、ファントム厚 20 cm では RG8:1 を上回った。

DICOM 画像を用いて算出した CNR の測定結果を Fig. 7 に示した。ファントム厚 10 cm および 20 cm の CNR において、IG3:1, IG6:1, IG8:1 はともに WG よりも低値もしくは同程度を示した。30 cm では IG3:1, IG6:1, IG8:1 がともに WG を上回る結果となった。また 70 kV, 30 cm において、IG3:1, IG6:1, IG8:1 は RG3:1, RG8:1 よりも高値を示した。

3. DICOM 画像における WG, IG, RG での解像力チャートの比較

70 kV, 10 mAs, 20 cm の DICOM 画像を Fig. 8 に示した。CNR 数値上は WG と IG8:1 は同程度であったが、コントラストは IG8:1 が高く、その分 WG よりもノイズが目立つ画像であった。また、RG8:1 は IG8:1 よりもコントラストは劣るが、ノイズの抑えられた画像が得られた。

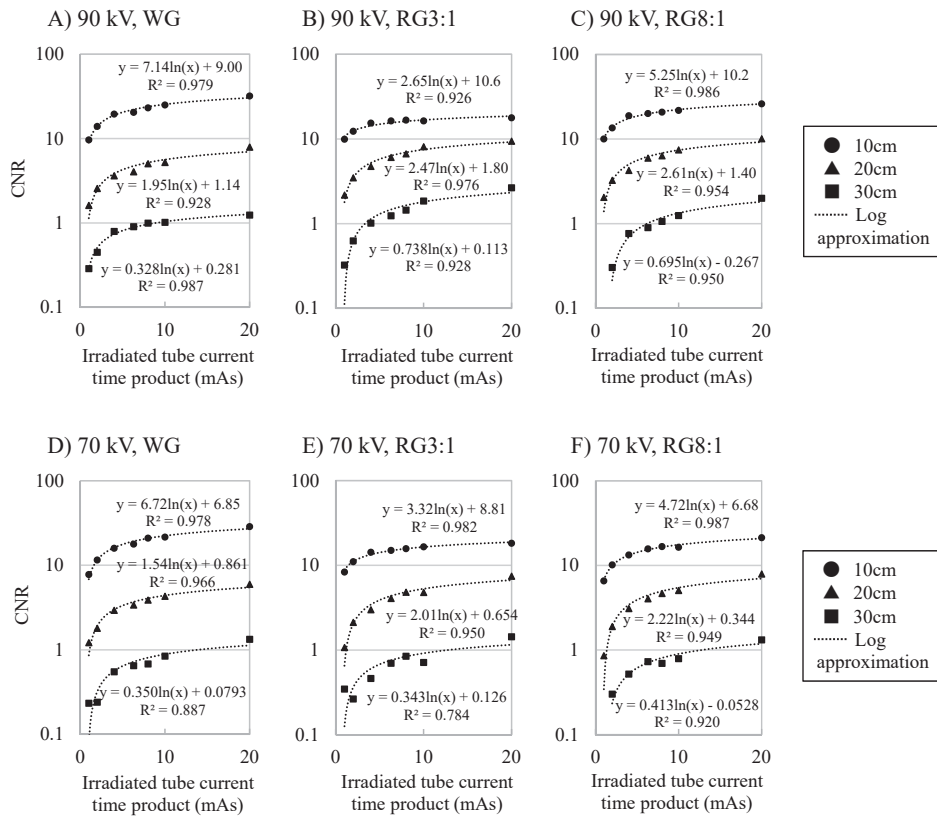


Fig. 5 Contrast-to-noise ratios (CNRs) for the irradiated tube current time product without the grid and with the real grids. WG; without grid. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. ●, ▲, ■; acrylic phantom of 10 cm, 20 cm, and 30 cm total thickness. The dotted line indicates a log approximation, and an approximate expression and a coefficient of determination are shown. After all raw image data were converted to X-ray intensity, CNRs were calculated.

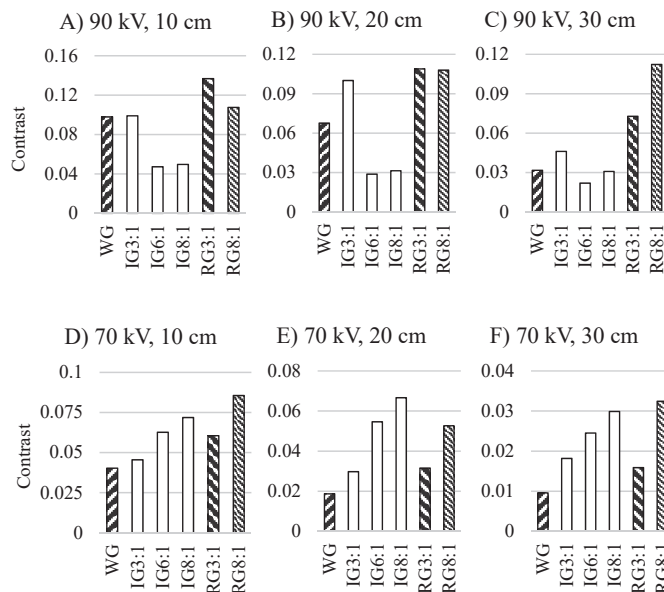


Fig. 6 Contrasts for 10 mAs of the irradiated tube current time product without the grid, and with the intelligent grids and the real grids. WG; without grid. IG3:1, IG6:1, IG8:1; intelligent grid with grid ratios of 3:1, 6:1, and 8:1, respectively. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. 10 cm, 20 cm, 30 cm; acrylic phantom of 10 cm, 20 cm, and 30 cm total thickness. The contrast was calculated from the pixel value of the DICOM image.

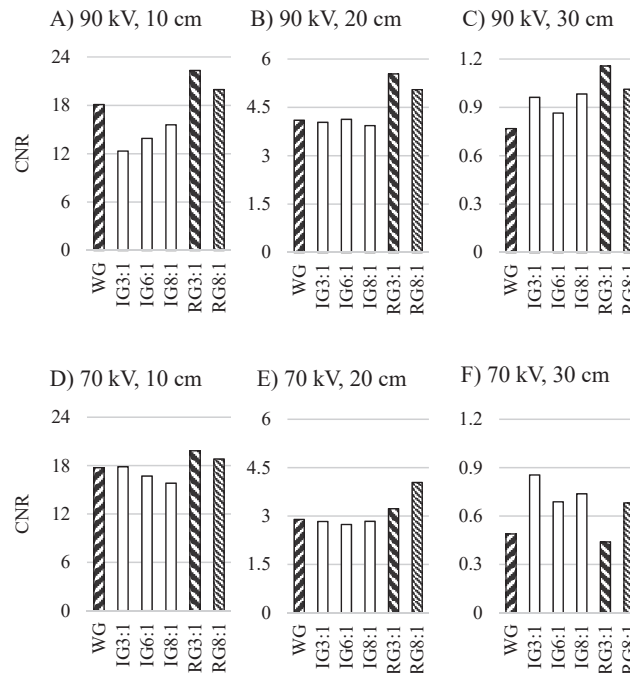


Fig. 7 Contrast-to-noise ratios (CNRs) for 10 mAs of the irradiated tube current time product without the grid, and with the intelligent grids and the real grids. WG; without grid. IG3:1, IG6:1, IG8:1; intelligent grid with grid ratios of 3:1, 6:1, and 8:1, respectively. RG3:1, RG8:1; real grid with grid ratios of 3:1 and 8:1, respectively. A, B, C; tube voltage 90 kV. D, E, F; tube voltage 70 kV. 10 cm, 20 cm, 30 cm; acrylic phantom of 10 cm, 20 cm, and 30 cm total thickness. The contrast-to-noise ratio was calculated from the pixel value of the DICOM image.

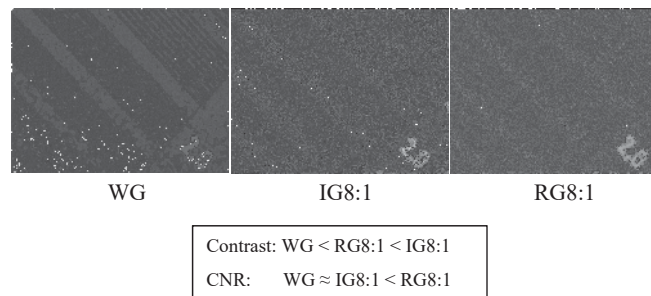


Fig. 8 DICOM images without the grid (WG), and with the intelligent grid (IG8:1) and the real grid (RG8:1), both with a grid ratio of 8:1. X-ray conditions were a tube voltage of 70 kV, a tube current time product of 10 mAs, and an acrylic phantom total thickness of 20 cm. CNR = Contrast-to-noise ratio.

考 察

我々はRAW データから線量に相当する露光量へ換算した画像を用いて、SRC、コントラスト、CNRを算出した。その結果、各グリッド比におけるIG処理の散乱線除去効果はグリッド比の増加とともに高くなることを明確にした (Fig. 3)。

また、画像処理が施されたDICOM画像によるコントラスト、CNRを算出した。その結果、腹

部を想定した70 kVでは各グリッド比におけるIG処理のコントラスト改善効果はグリッド比の増加とともに高くなることを確認にした。胸部を想定した90 kVではIG3:1のみにコントラスト改善効果が認められ、IG6:1, IG8:1では逆にコントラストはWGよりも低値になることがわかった (Fig. 6)。CNRはファントム厚30 cmでは各グリッド比におけるIG処理のCNRが向上し、20 cmではCNRは同程度、10 cmでは同程度か逆

に低下することが判明した (Fig. 7).

以上の結果から, 現段階では IG 処理の利用はその特性を理解した上で適用すべきと考えられた. 被写体厚の小さい場合や管電圧の高い場合には IG 処理の効果は望めないと考えられた. IG 処理は散乱線成分を推定, 減算した後, ノイズ低減処理を行う⁴⁾ため, 体厚が小さく散乱線が少ない条件下では散乱線除去の際に直接線成分までも減算されることで, コントラストは改善されるものの Signal to noise ratio (以下 SN 比)¹⁰⁾が低下することが要因として考えられた. また, 体厚が大きい条件下では, 散乱線増加と直接線成分の減少によりノイズが相対的に大きくなり, 粒状性改善処理がそれを補償したために CNR が向上したと考えられた.

RAW データでの散乱線含有率において (Fig. 2), 低 mAs 値で SRC が増加する傾向がみられたが, 散乱線含有率はエネルギーが同じ場合, 線量には依存しないはずである. この現象は照射する線量 (mAs 値) が少なく, かつファントムや RG 透過後の FPD に到達する線量がさらに少なく, 鉛板部位の線量 (SRC 算出式の R_L) とバックグラウンド部位の線量 (SRC 算出式の R_B) の値が近くなることに起因していると考えられた. 同様に RAW データでのコントラストにおいてもエネルギーが同じ場合, 線量に依存しないはずであるが, Fig. 4F でのファントム厚 30 cm のコントラストにバラツキがみられる. これも FPD に到達する線量が少ないためと考えられた.

最後に IG の適用条件に関して, WG と比較し腹部条件である 70 kV では全グリッド比に, 胸部条件である 90 kV では 3:1 のみにコントラスト向上が見られた. よって, 管電圧に応じたグリッド比の選択が必要であり, また, コントラスト向上に伴い SN 比が低下するため, CNR が WG よりも低下する体厚 10 cm 程度では RG との使い分けが必要である可能性が示唆された.

結 語

RG には及ばないものの, IG には確かな散乱線除去効果があり, 条件によっては RG を凌ぐコントラストを実現できた. IG は, RG 使用に伴う X

線の斜入や濃度ムラが発生しやすい撮影において有用であるが, 本研究の結果から, 管電圧ならびに体厚に応じた IG 適用の必要性が示唆された.

利 益 相 反

全ての著者に, 本研究内容に関する利益相反は存在しない.

謝 辞

本研究にご協力いただきました, 弘前大学医学部附属病院医療技術部放射線部門の皆様, 弘前大学医学部保健学科卒業生の小山内保人様, 後藤駿之介様, 工藤真也様, 小宮陸弘様, ならびにご指導賜りました諸先生方に心より感謝申し上げます.

引 用 文 献

- 1) 山田雅彦. デジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線. 日本放射線技術学会雑誌. 2016;72:344-51.
- 2) 工藤幸清, 真里谷靖, 寺島真悟, 鈴木紀行, 川原田恒, 小山内暢, 廣田淳一, 他. 在宅医療の X 線撮影に利用される Flat panel detector の画質特性と視覚評価. 保健科学研究. 2017;7:7-12.
- 3) 川村隆浩, 内藤 慧, 岡野佳代, 山田雅彦. 新画像処理「Virtual Grid (バーチャルグリッド) 技術」の開発: X 線検査の画質と作業性の向上. FUJIFILM RESEARCH & DEVELOPMENT. 2015;60:21-7.
- 4) 伊藤良平, 高木達也, 吉田啓太, 石坂 哲. 散乱 X 線補正処理 “Intelligent-Grid” の開発. KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT. 2016;13:52-6.
- 5) 日本放射線技術学会中部支部 第55回画像研究会: 散乱線除去処理技術「SkyFlow」について. <http://kansai-crken.kenkyuukai.jp/images/sys%5Cinformation%5C20160819174029-E5A82BC31E63C992ECEF1347F6C65BEB9408DCF63503403EE0D357F1B5081399.pdf#search=%27SkyFlow+PHILIPS%27>. 2018/08/23 閲覧.
- 6) Canon and Virtual Imaging Introduce Grid-Free

- X-ray Imaging Feature. <https://www.itnonline.com/content/canon-and-virtual-imaging-introduce-grid-free-x-ray-imaging-feature>. 2018/08/23 閲覧.
- 7) 伊藤今日一, 宇野和也, 古見沙織, 嶋田守男, 吉川宏起. 胸部画像における散乱線補正処理ソフトの検証. 駒澤大学医療健康科学部紀要. 2018;15:33-8.
- 8) 佐久間俊光, 佐々木清昭, 安彦 茂, 阿部久義, 村井 均, 伊藤道明, 大久敏弘, 他. 鉛ディスク法による散乱線測定. 東北大学医療技術短期大学部紀要. 1995;4:119-24.
- 9) 滝川 厚. X線質と被検体コントラストとの関係. 日本放射線技術学会雑誌. 2010;66:662-7.
- 10) 長島千恵子, 内山菜智子, 森山紀之, 永田実緒, 小林宏之, 三小田勝博, 早乙女滋, 他. FCR を用いたマンモグラフィシステム専用品質管理ツールとしての 1Shot Phantom の評価. 日本放射線技術学会雑誌. 2009;65:921-30.