

Kawashima H, et al. X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: Evaluation using signal difference-to-noise ratio, *Physica Medica*, 34 (2017), 65-71.

(和文解説)

腹部 X 線撮影における銅付加フィルタによる線量低減
：信号差対雑音比を用いた検証

川嶋広貴¹⁾，市川勝弘¹⁾，永草大輔²⁾，服部雅之²⁾

1)金沢大学医薬保健研究域保健学系

2)金沢大学大学院

1. はじめに

近年，X 線撮影はスクリーンフィルムシステムの多くがデジタルラジオグラフィ(DR) システムに置き換えられ，DR システムの画像処理や取り扱いの有用性が臨床分野で受け入れられている¹⁻²。特に CsI の蛍光体を用いた間接変換型やアモルファスセレンを用いた直接変換型のフラットパネルディテクタは X 線の利用効率が高く，被ばく低減に大きく寄与している³。

患者が検査で受ける吸収線量は，入射表面線量だけでなく X 線の線質にも依存する。線質は，管電圧の選択や金属付加フィルタを使用することによって変更可能である。Martin の報告によると，0.2 mm の銅フィルタを付加することにより，画質を劣化させることなく(CNR を指標)，腹部 X 線撮影の入射表面線量を 40～50%低減できるとされている⁴。この報告では，銅フィルタによる被ばく低減は，低エネルギーの光子が付加フィルタに吸収され，検出器に到達せずに除去されることに起因するとしている⁴。しかし，この結果は X 線スペクトルやフィルタ，組織の質量減弱係数などによりシュミレーションされたものである。また，胸部 X 線撮影では，間接変換型フラットパネルディテクタによる銅フィルタの有用性が実証されている⁵⁻⁶。

臨床において，銅フィルタを付加することの欠点は，照射線量の減少を担保するための X 線管負荷の増加や検査中の銅フィルタの挿入および取り外しに手間がかかることである。前者に関しては，近年臨床で使用されている X 線発生器は 500 mA 以上の管電流を使用できることや DR システムの感度も高く問題とはならない⁷。また後者も，付加フィルタの自動挿入機能が実装されており，これによって解決される。従って，現在の DR システムにおいて，銅フィルタの線量低減効果が検証されれば，腹部 X 線撮影での有用性を示すことができる。

一般的に腹部 X 線撮影は，横隔膜から恥骨下縁まで，さらに腹壁を含めるため広い照射

範囲を必要とする。腹部の解剖学的構造は複雑であり、ガス像や軟部組織構造の評価は比較的重要とされる。また腹部 X 線画像において骨構造の観察は十分でなく、専用の骨 X 線撮影が用いられる傾向にある(腰椎など)。撮影条件の設定としては、70-90 kV の管電圧、1 mm 以上の大きな焦点サイズ、散乱除去グリッドが使用され⁸⁻¹⁰、画像処理には輪郭強調のような高解像度処理は軟部組織の観察を重視するため一般的には選択されない。成人の腹部 X 線撮影に必要なとされる線量は、各国の診断参考レベル¹¹を参考にすると、胸部 X 線撮影と比べ少なくとも 20 倍高い。また撮影肢位も仰臥位や立位など様々である。そのため解剖学的構造を描出するために適切な線量を選択する必要がある。そこで、本研究の目的は、間接変換型 CsI 検出器と銅フィルタ自動挿入機能を備えた DR システムを用いて、物理的画像評価による銅フィルタの有用性を検証することである。

2. 方法

2.1 使用機器

撮影装置は、0.148 mm ピクセルピッチの間接変換型 CsI 検出器(Trixell Pixium RF4343) が搭載された AXIOM Luminos dRF(SIEMENS, Erlangen, Germany) を使用した。X 線グリッド(比率 15 : 1, 密度 80 ライン/cm, 中間物質アルミニウム)はこのシステムに付属しているものを用いた。銅付加フィルタは、自動挿入で選択できる 0.1 mm および 0.2 mm を選択した。また、画質評価には画像処理の施されていない Raw data を用いた。標準的な成人男性の腹部を想定するため、DRLs2015 を参考に 20 cm 厚の亚克力(30×30 cm²) を使用した¹²⁻¹⁴。

2.2 線質の決定

管電圧は、70 kV, 80 kV, 90 kV および 100 kV とし、70 kV と 80 kV の場合には付加フィルタなしに加え、0.1 mm および 0.2 mm の銅フィルタの付加を行った。また、90 kV および 100 kV の場合には、銅フィルタは使用しなかった。これらの線質を測定するために、アルミニウムプレートによる半価層(HVL)の測定を行った。HVL と推定された実効エネルギーを表 1 に示す。銅フィルタを使用すると実効エネルギーは、付加フィルタを使用していない 100 kV の値より高くなった。

表 1 各線質における半価層と実効エネルギー

Exposure condition	HVL (mmAl)	Effective energy (keV)
70 kV	2.85	32.2
70 kV 0.1-mm Cu	4.30	38.4
70 kV 0.2-mm Cu	5.11	41.8
80 kV	3.24	33.9
80 kV 0.1-mm Cu	4.84	40.7
80 kV 0.2-mm Cu	5.23	42.3
90 kV	3.60	35.4
100 kV	4.03	37.2

2.3 撮影条件

図 1 には画質評価に用いた幾何学的配置を示す。照射野は 34×38 cm とし、アクリルファントムの表面における入射表面線量は 3.0 mGy となるようにすべての撮影条件において線量を調整した。この入射表面線量の値は DRLs2015 に基づき決定した¹⁴。コントラスト測定用に厚さ 1 cm のアクリル及び骨等価物質(各 2×2 cm²) を 20 cm のアクリルの上に配置した(on-top placement)。また、コントラスト物体の測定位置による影響を調べるため、2 枚の 10 cm のアクリルの間に挟んだ場合(sandwiched placement) についても測定を行った。

入射表面線量測定には指型電離箱線量計(20X6-6; Radcal) を使用した。線量計は X 線焦点から 65 cm の位置に配置し、図 1 に示すアクリルファントムは線量測定時には取り除いた。 10 mAs の管電流時間積で、各線質の被ばく線量を測定した。その後、後方散乱係数¹⁵と距離の補正を行い 1 mAs 当たりの入射表面線量の値を算出し、それらを一定とするために必要な mAs 値を算出した。

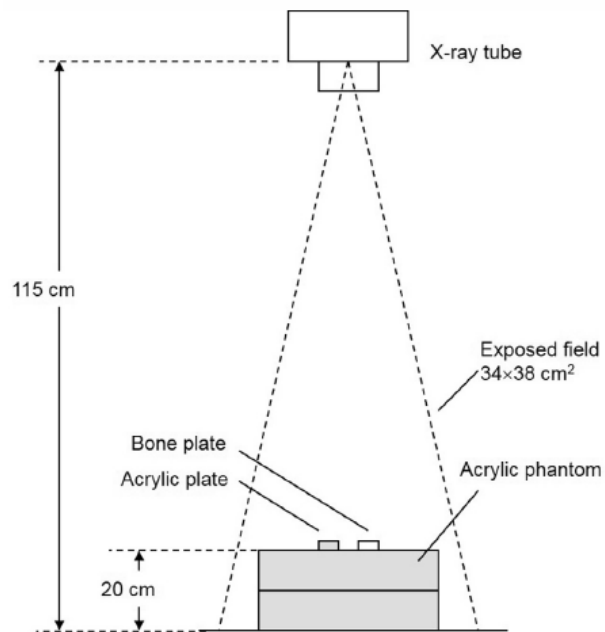


図 1 画質測定の配置図

2.4 画質測定

スクリーンフィルム方式とは異なり、デジタル画像ではコントラストを自由に変更することができるため、コントラストはもはや画質測定において重要な因子ではなくなっている。最適な画質評価尺度として、散乱体を含み計測される信号差対雑音比(signal-to-noise-ratio: SDNR) が提案されている。より高い SDNR 値を有するデジタル画像が、本質的に優れた画質特性を示すと言える。SDNR は以下の式で算出される。

$$SDNR = |C| \times SNR, \quad (1)$$

ここで SNR は、ファントム背景(アクリルファントムの均一露光部) の信号対雑音比であり、C は被写体のコントラストである。

式(1)における SNR はバックグラウンド信号レベル S_B とその標準偏差 σ_B の比として簡単に測定することができるが、グリッドラインがバックグラウンドノイズの推定において誤差を引き起こす可能性がある。図 2 は、本実験に使用した DR システムの標準グリッドを用い、銅フィルタを付加せずに 70 kV で取得した画像であるが、グリッドラインは完全には除去されず、画像にエイリアス信号(周期パターン) として残っていた。実際に予備実験で行った NPS 解析では、グリッドラインに垂直な方向に約 0.4 cycles/mm の大きなピークが出現した。これより、周期パターンの影響を避け、ランダムノイズと構造ノイズの両方のノイズ量を測定するためにグリッドライン方向の NPS を測定し、バックグラウンドノイズとした。 σ_B は以下の関係¹⁸から算出した。

$$\sigma_B = \sqrt{\int u NPS(u) du} \quad (2)$$

ここで、 u はグリッドライン方向の空間周波数を示す。式(1)におけるバックグラウンド SNR を算出のために σ_B を用いた。関心領域(10×10 mm²) をそれぞれのコントラスト物質とバックグラウンドに設定し、コントラスト物質のピクセル値(ROI_M) とバックグラウンドのピクセル値 (ROI_B) 測定した。コントラスト C は(ROI_M-ROI_B)/ROI_B として算出した。

各線質における NPS の測定は、1024×1024 の ROI をバックグラウンド領域に設定し、16 個の 256×256 の領域に対して NPS を算出した。ROI 内のトレンド除去を行い、各領域の ROI について、2次元高速フーリエ変換を用いてパワースペクトル算出した。グリッドライン方向の一次元 NPS は、縦軸と±7 ライン(合計で 15 ライン)¹⁹を用いて 2次元 NPS の周波数帯域を平均することによって取得した。その後、16 個の ROI の NPS を平均し結果とした。

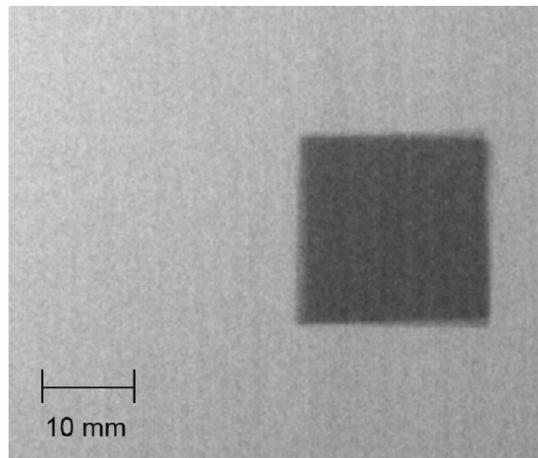


図 2 70 kV 銅フィルタ付加無しの画像。周期的なグリッドパターンが出現した。

2.5 線量低減率の推定

撮影線量の低減率は、70 kV および 80 kV において銅フィルタ付加の有無による SDNR² 値の比率から推定した。推定された線量低減率を検証するため、それに応じて撮影線量を低減し、同様の配置でアクリルファントムを撮影した。低減した線量における SDNR を測定し、基準とした銅フィルタを付加していない条件との比較を行った。さらに、18.5 cm 厚のアクリルファントムの上に 1.5 cm 厚のコントラストファントム(孔の直径および深さはそれぞれ 0.5-10 mm) を載せて、以下の 3 つの条件で画像を取得した: 銅フィルタを付加しない場合、同一入射表面線量における 0.2 mm 銅フィルタを付加した場合、0.2 mm 銅フィルタを付加し線量低減した場合。これらの画像は、同じコントラスト条件下でノイズ量の視覚的な差を示すために用いた。

2.6 臓器線量と実効線量の推定

患者のリスクに関する被ばく線量を評価するためには、線質ごとに実際の実効線量を測定することが望ましい。しかし、臓器線量を実際の人体で測定することは難しいため、実効線量の取得は困難である²⁰。さらに、ICRP103 より、診断 X 線に実効線量を用いて評価することは、臓器や組織が部分的な被ばくのみを受けており、臓器線量推定の不確実性を招くため問題であるとしている。そのため、本研究では、表面線量を主要な指標として選択した。

一般撮影領域の線量評価に実効線量を用いることは上記のように問題があるが、モンテカルロシミュレーションに基づく専用ソフトウェア・パッケージ PCXMC ver. 2.0 (STUK, ヘルシンキ, フィンランド)を使用して推定することが可能である。アクリルコントラストによる SDNR² を同一化する撮影条件において平均臓器線量と実効線量の被ばく低減率をこのソフトを用いて推定した。本ソフトでは、身長 178.6 cm, 体重 73.2 kg, 体厚 20 cm の”標準成人”を選択し、入射空気カーマは、SDNR² を同一化するための撮影条件に対応させた。PCXMC は入射表面線量ではなく入射空気カーマを入力するため、後方散乱係数を使用して入射表面線量から算出された入射空気カーマの値を用いた。また使用したシステムの総ろ過は、装置仕様に合わせて 3.5 mm Al に設定した。

3. 結果

3.1 コントラスト

表 2 は、70kV 銅フィルタなしのコントラストに対する相対的なコントラスト測定の結果を示す。コントラストの減衰率は、銅フィルタを付加することでアクリルの場合 4-7%であったが、骨等価物質の場合わずかに大きく 6-11%であった。

90kV や 100kV の高電圧において、アクリルや骨等価物質のコントラストは大きく低下した。コントラスト物質を 2 枚のアクリルの間に挟んで(sandwiched placement) 測定した結果とアクリルの上(on-top placement) において測定した結果は、ほぼ同一となった(on-top

placement の結果と比較してアクリルでは $-1.73 \pm 1.59\%$ 、骨では $+1.65 \pm 0.94\%$)。そのため、アクリルの上においてコントラスト測定した結果のみを本実験では採用した。

表2 アクリルと骨等価物質のコントラスト測定結果。70 kV 銅フィルタ付加無しの測定値に対する相対値で表示している。カッコ内は80 kV 銅フィルタ付加無しに対する相対値。

Radiation quality	Acrylic	Bone
70 kV	1	1
70 kV 0.1-mm Cu	0.96	0.94
70 kV 0.2-mm Cu	0.94	0.89
90 kV	0.73	0.64
100 kV	0.66	0.55
80 kV	0.83 (1)	0.76 (1)
80 kV 0.1-mm Cu	0.79 (0.95)	0.71 (0.93)
80 kV 0.2-mm Cu	0.77 (0.93)	0.68 (0.89)

3.2 SDNR

入射表面線量を一定とした場合、アクリルと骨のコントラストから算出した $SDNR^2$ の結果を図3に示す。どちらのコントラスト物質も $SDNR^2$ は、銅フィルタを付加することで有意に大きくなった。70-100 kV の付加フィルタなしの結果は、アクリルコントラストで同等となり、骨コントラストでは管電圧が増加するにつれて $SDNR^2$ が低下した。

3.3 銅フィルタによる線量低減率

表3に銅フィルタを付加することで推定された線量低減率を示す。入射表面線量はアクリルコントラストで29.2-43.7%となり、骨コントラストでは23.7-37.7%であった。図4は線量低減し測定した $SDNR^2$ の結果を示す。その結果、すべての線量でその値が同等となった。グリッドラインの周期的な信号を含んだ一般的なSD計測を用いて算出した $SDNR^2$ から、線量低減率を算出すると70kVに0.2 mmの銅フィルタを付加したアクリルコントラストの場合31.2%となり、この結果はグリッドラインの方向を加味したNPS解析から測定した $SDNR^2$ による線量低減率(43.7%)に比べ、有意に小さくなった。

図5はコントラストファントムの拡大画像であり、それぞれ同一入射表面線量における70 kV 銅フィルタなしの画像(図5a)、それに対して0.2 mmの銅フィルタを付加した画像(図5b)、さらに40%線量低減した画像(図5c)である。観察条件は、各画像の孔とバックグラウンドの測定結果から同一となるように設定した。同一入射表面線量の画像を比較すると、0.2 mm 銅フィルタの画像がノイズ低減されており、 $SDNR$ が高いことを示している。一方で線量低減した画像は、付加フィルタなしの画像とほぼ同等なノイズ量であり、 $SDNR$ が等価であることが検証された。

3.4 平均臓器線量と実効線量の低減率

0.1 mm および 0.2 mm の銅フィルタを付加した場合のアクリルコントラストに基づく平均臓器線量の低減率は、それぞれ 70 kV で約 17% および 27%、80 kV では 16% および 22% であった。同様に実効線量に換算すると、70 kV で約 14% および 23% であり、80 kV では 13% および 19% となり、平均臓器線量よりやや低くなった。この結果から、実効線量で推定された銅フィルタによる線量の低減率は、入射表面線量の半分程度であった。

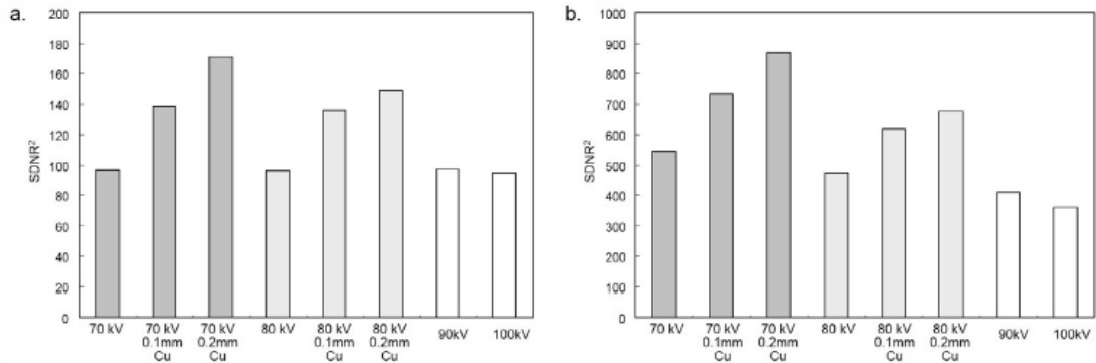


図3 入射表面線量を一定とした場合の(a)アクリルおよび(b)骨コントラストにおける SDNR²の結果

表3 SDNR² の
した線量低減率

Exposure condition	Dose reduction [%]	
	Acrylic contrast	Bone contrast
70 kV	-	-
70 kV 0.1-mm Cu	30.4	25.9
70 kV 0.2-mm Cu	43.7	37.7
80 kV	-	-
80 kV 0.1-mm Cu	29.2	23.7
80 kV 0.2-mm Cu	35.4	28.1

比から推定

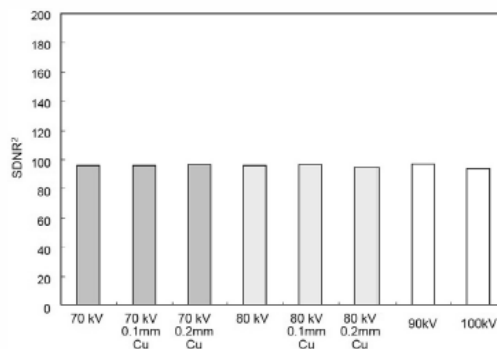


図4 表3を参考に線量低減した画像を用いて測定したアクリルの SDNR²の結果

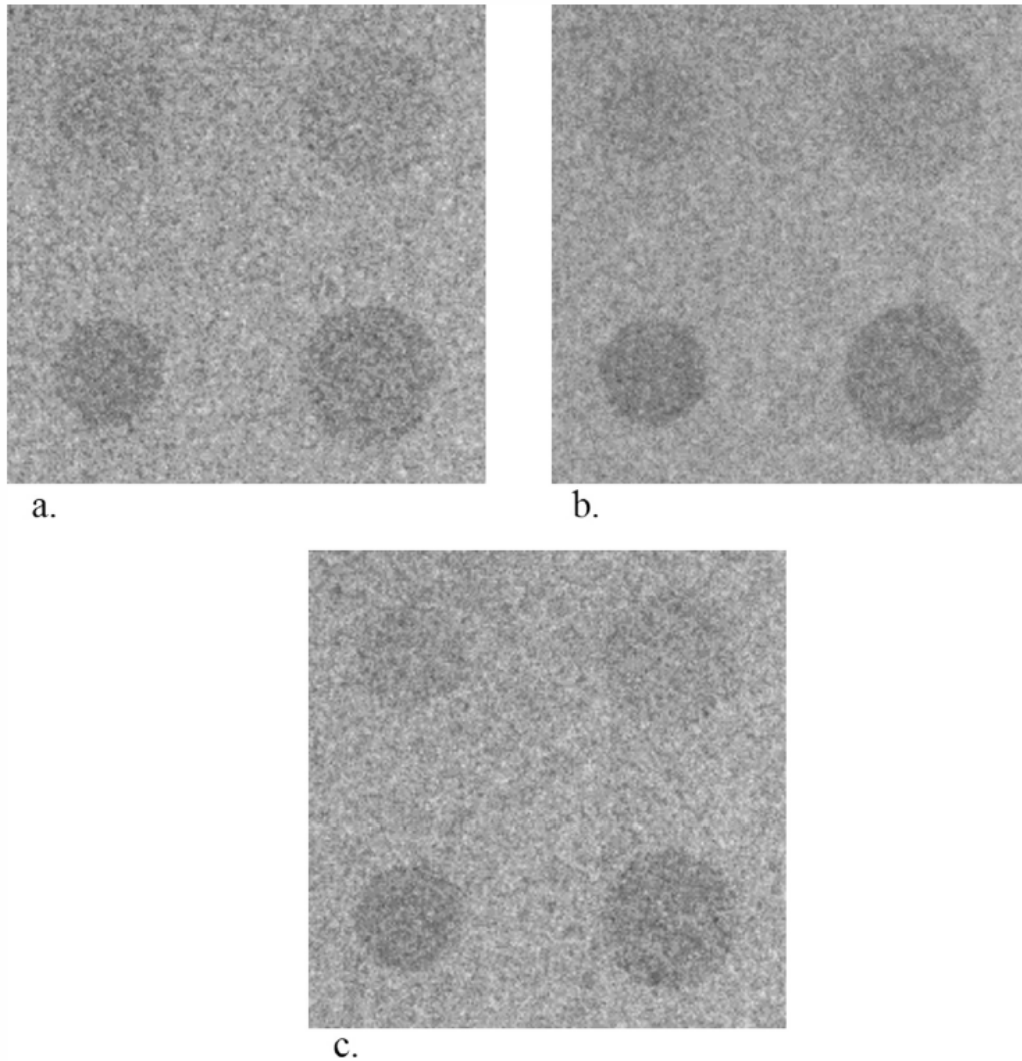


図 5 コントラストディテールファントムの画像. (a)70 kV 銅付加フィルタ無し ESD 3.0 mGy, (b)70 kV0.2 mm 銅付加フィルタあり ESD 3.0 mGy, (c)70 kV0.2 mm 銅付加フィルタあり 40%線量低減.

4. 考察

今回使用した最も高電圧である 100 kV のアクリルおよび骨等価物質におけるコントラストは、銅フィルタなしの 70 kV と比較して、それぞれ約 34%および 45%減少した。一方、100 kV の場合よりも実効エネルギーが高かったにもかかわらず、0.2 mm 銅フィルタを付加した 70 kV(実効エネルギーは 41.8 keV)のコントラスト低下はそれぞれ約 6%と 11%と有意に低かった。これらの結果は Martin らのシミュレーションから、銅フィルタが画像形成に寄与しなかった低エネルギー X 線を吸収し、一方で画像形成に寄与する割合が維持されたことによるものであるといえる⁴。これよりコントラスト低下の主な原因は、最大エネルギー

一の増加であり、実効エネルギーの増加でないと云える。

同一入射表面線量において、70 kV および 80 kV 両方で銅フィルタを付加した際の $SDNR^2$ が大きく増加し、線量低減の可能性が示された。アクリルコントラストを用いて算出された入射表面線量の低減率は、0.1 mm および 0.2 mm 銅フィルタの付加で 70 kV の場合に 30% と 44%、80 kV の場合に 29% と 35% であった。また骨のコントラストで算出した場合には、アクリルに比べ若干低下した(70 kV の場合に 30% と 37%、80 kV の場合に 24% と 26%)。高い原子番号を有する骨は、光電効果のエネルギー依存性が高く、軟組織(アクリル)と比較して、よりコントラストはエネルギーに依存する。これより、表 2 に示すように、アクリルと比較して骨のコントラストは銅フィルタを付加することによって低下し、線量の低減率の算出に影響を与えた。したがって、アクリルと軟部組織を同等と考えると、銅フィルタを付加することは軟部組織の描出により効果を発揮し、骨の描出への影響はわずかに低下する(すなわち腹部 X 線画像に写る椎骨の描出)。さらに、我々の結果は、90 kV や 100 kV といった高電圧は腹部 X 線撮影に効果がないことを示した。Martin によって報告された銅フィルタの入射線量低減率は 70-80 kV で 50% であるが、実際の臨床機を用いて計測した我々の結果はそのレベルまでは届かず、また骨の線量低減率は減少した。

推定被ばく低減率は図 4,5 に示すように $SDNR^2$ を均一化することによって算出した。単にバックグラウンドの SD から算出した線量低減率は、グリッドラインの周期的な信号の影響を避けた NPS 解析により推定した結果に比べて有意に低下していた。その値を用いて線量低減率を算出した場合には、画像のランダムノイズ成分を正確に反映できておらず、 $SDNR^2$ 値が等しくなることは明らかであった。SD 測定においてグリッドラインの影響を避けるために本実験に使用した周波数解析は、グリッドが存在する条件下での評価に有用であるように思われた。しかし、周期的な信号パターンを含んだノイズの評価方法は確立されていないため、さらなる検討が必要である。

フィルタを付加することは mAs 値の増加につながるため、X 線管の熱量が増加し臨床的な使用が難しいとされてきた。我々の結果より、同一画質を得るための 0.1 mm および 0.2 mm の銅フィルタ付加による mAs 値の増加率は、およそ 1.4 倍および 1.8 倍であった。著者 1, 2 の所属する施設において、平均で 17 mAs が腹部 X 線撮影に用いられており、これは入射表面線量 1.0 mGy に相当する。この場合、管電流 500 mA において撮影時間は 34 ms であり、この値は X 線制御システムの自動露出機構(AEC) により設定される。そのため 0.1 mm および 0.2 mm の銅フィルタを付加すると、撮影時間はそれぞれ 48 ms および 61 ms に引き延ばされる。しかしながら、これらの撮影時間で腹部 X 線画像を取得してもモーションアーチファクトが発生するほどではない。また入射表面線量を DRL に基づき 3.0 mGy に設定した場合、撮影時間は 100 ms となり、銅フィルタを付加すると 140 ms および 180 ms が必要となるが、これでもまだガイドラインに制定されている推奨値(<400 ms) よりも小さくなる⁸。

臨床での検査では AEC が日常的に使用されている。AEC は、検出器への入射線量をほぼ

等しくするように働き、その結果、画像ノイズが同等となる。AEC を用い銅付加フィルタを使用する場合、AEC 制御により SDNR が保たれることが期待できる。本研究で使用した DR システムにおいて、管電圧 70 kV とし AEC を用い 20 cm アクリルファントムの撮影を行ったところ、わずかに SDNR は低下したが、mAs 値は本研究で提示した線量低減率と同程度に調整された。したがって、銅フィルタは AEC を用いた日常的な検査に使用可能であり、入射表面線量の低減に寄与するといえる。

深さ方向の線量分布は、線質ごとにエネルギー吸収が異なるため、それぞれで異なった特徴を示した。銅フィルタを付加しない場合の 70kV および 80kV では、銅フィルタを付加した場合と比較し、ファントム表面から急速に低下する。そのため、銅フィルタを付加した場合の平均深部線量は、銅フィルタを付加しない場合よりも高くなる傾向があり、その結果、画質は透過線量が多くなるため向上する。逆に、同一画質とした撮影条件(SDNR²の同一化)に関して、銅フィルタが入射表面線量を減少させ、透過線量は銅フィルタを付加しない場合と同等となる(被写体を通過し検出器表面での線量が同じ)。したがって、銅フィルタを付加した場合の平均深部線量は、銅フィルタを付加しない場合に比べ低減することができるが、この割合は入射表面線量よりも少なくなる。これは PCXMC を用いて推定された平均臓器線量の低下率として示されている(0.2 mm 銅フィルタを付加した場合、平均臓器線量は 70kV で 27%、80kV で 22%でありそれに対して、ESD は 70kV で 44%、80kV で 35%)。各臓器線量は、入射表面からの深さによって異なる。肝臓のような表面に近い臓器では、銅フィルタによる被ばく低減の影響を受けやすく(入射表面線量が低下するため)、腎臓や脊椎のような深い場所では、同一 SDNR²を達成するためには銅の付加の有無に関わらず臓器線量は同等となる。そのため平均臓器線量の低減率は、入射表面線量よりも少なくなった。さらに実効線量を算出するためには、組織荷重係数に臓器線量を乗じる必要がある。その結果、組織荷重係数(例えば組織荷重係数が低い肝臓)の影響を受けて、実効線量の低減率は、平均臓器線量の低減率よりも若干少なくなり、患者のリスクに関連する実効線量の線量低減率は、入射表面線量の約半分となった。それでも 0.2 mm 銅フィルタを付加した場合、70kV で 23%、80kV で 19%の実効線量の低減が期待できることが示された。

本研究は標準的な成人の腹部を想定し、特定のファントムの厚(20 cm)のみを対象とした検討である。異なる体厚や照射野サイズで検討した場合には、線量低減率が異なることも考えられる。また、本研究で推定された銅フィルタの線量低減率は臨床試験によって検証される必要がある。

5. 結論

間接変換型 CsI 検出器と銅フィルタ自動挿入機構を備えた DR システムを用いて、腹部 X 線撮影における銅フィルタの線量低減効果を検証した。0.1 mm および 0.2 mm の銅フィルタを付加した場合の軟部組織を対象とした入射表面線量低減率は、70kV で約 30%および 44%、80kV で約 29%および約 35%であり、これに対応する実効線量の低減率は、その半分程度で

あった. この場合の 0.1 mm および 0.2 mm 銅フィルタを付加した場合に増加する mAs 値は, それぞれ 1.4 倍および 1.8 倍であった.

6. 参考文献

- [1] Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol.* 2006;51:R5-27.
- [2] Korner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics.* 2007;27:675-86.
- [3] Cowen AR, Kengyelics SM, Davies AG. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol.* 2008;63:487-98.
- [4] Martin C. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomed Imaging Interv J.* 2007;3:e38.
- [5] Samei E, Dobbins JT, 3rd, Lo JY, Tornai MP. A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005;114:220-9.
- [6] Hamer OW, Volk M, Zorger N, Borisch I, Buttner R, Feuerbach S, et al. Contrast-detail phantom study for x-ray spectrum optimization regarding chest radiography using a cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector. *Invest Radiol.* 2004;39:610-8.
- [7] Samei E, Murphy S, Christianson O. DQE of wireless digital detectors: comparative performance with differing filtration schemes. *Med Phys.* 2013;40:081910.
- [8] European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Publication EUR 16260 EN Brussels, Belgium, European Commission, 1996.
- [9] James B, Kelly B. The abdominal radiograph. *Ulster Med J.* 2013;82:179-87.
- [10] American College of Radiology. ACR-SPR practice guideline for the performance of abdominal radiography. American College of Radiology website. www.acr.org/Quality-Safety/Standards-Guidelines/Practice-Guidelines-by-Modality/Radiography. 2015 [accessed 14.9. 15].

- [11] Hart D, Hillier MC, Wall BF. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br J Radiol.* 2009;82:1-12.
- [12] Anderson JA, Wang J, Clarke GD. Choice of phantom material and test protocols to determine radiation exposure rates for fluoroscopy. *Radiographics.* 2000;20:1033-42.
- [13] Martin C. Optimisation in general radiography. *Biomed Imaging Interv J.* 2007;3:e18.
- [14] Japan network for research and information on medical exposures (J-RIME). Diagnostic reference levels based on latest surveys in japan -Japan DRLs 2015-, <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyoEng.pdf>. 2015 [accessed 22.12.15].
- [15] IAEA. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams; International Code of Practice, Report 277, IAEA, Vienna, 1983.
- [16] Copple C, Robertson ID, Thrall DE, Samei E. Evaluation of two objective methods to optimize kVp and personnel exposure using a digital indirect flat panel detector and simulated veterinary patients. *Vet Radiol Ultrasound.* 2013;54:9-16.
- [17] Aslund M, Cederstrom B, Lundqvist M, Danielsson M. Scatter rejection in multislit digital mammography. *Med Phys.* 2006;33:933-40.
- [18] Conningham IA. Applied Linear-System Theory. In Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL, editors. *Handbook of medical imaging*, volume 1, Bellingham, Wash: SPIE, 2000, p. 79-159.
- [19] Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys.* 2003;30:608-22.
- [20] Dobbins JT, 3rd, Samei E, Chotas HG, Warp RJ, Baydush AH, Floyd CE, Jr., et al. Chest radiography: optimization of X-ray spectrum for cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector. *Radiology.* 2003;226:221-30.
- [21] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4).

[22] UNSCEAR. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation, Volume I, Annex A 2008.