

乳幼児胸部X線撮影における付加フィルタを用いた被ばく線量低減の検討

林 明子, 北山 彰, 天野 貴司, 荒尾 信一

A Study on Reduction of Exposure Dose Using Added Filter in Pediatric Chest X-ray Examination

Akiko HAYASHI, Akira KITAYAMA, Takashi AMANO and Shinichi ARAO

キーワード：乳幼児X線撮影, 被ばく線量, 付加フィルタ

概 要

乳幼児の胸部X線撮影において、画質を低下させずに被ばく線量の低減をはかることのできる適正な撮影条件を導き出すことを目的として、付加フィルタを用いる手法を検討した。撮影管電圧及び散乱X線除去用グリッド使用の有無と合わせて、総合的に検討を行った。自作ファントムをCR装置で撮影し、コントラストを求めて画質評価を行った。患者被ばく線量は皮膚入射面吸収線量を測定して評価した。

その結果、管電圧は準高圧の90～100kVとして、散乱X線除去用グリッドを使用して撮影するのがよいと判断した。付加フィルタについては、肺野と肋骨のコントラストの低下と被ばく線量の低減において、K吸収端フィルタの中でも高原子番号のYbとWが軟線除去用フィルタのAlと類似した働きを示し、GdやHoよりも優位な結果であった。汎用性も考慮すると、付加フィルタとしては従来から用いられているAlが有用であるという結論が得られた。

1. 諸 言

乳幼児のX線撮影では年齢・体型に合った独特の技術が必要である¹⁻³⁾。被ばく線量とX線写真の画質は撮影条件によって決定されるため、乳幼児の特徴を十分理解して適切に決定されるべきである。被ばく線量の低減と照射時間の短縮は最低限考慮されなければならない。

これらの撮影条件については種々のアンケート報告がなされているが、乳幼児のX線撮影に関しては施設によってばらつきが見られるのが現状である⁴⁻⁶⁾。画質(コントラスト)に大きく起因する管電圧が特に幅広く、管電圧の設定値に付随して散乱X線除去用グリッドの使用も分かれ、その他の項目の設定もばらつくことになる。管電圧は画質に関係する被写体コントラストと被ばく線量のどちらにも影響を及ぼす。

また、デジタル撮像機器の目覚ましい普及に伴い、乳幼児の撮影においてもアナログからデジタルに移行している。CR(Computed Radiography)装置では、検出媒体として従来のフィルム/スクリーン系に代わって輝尽性蛍光体からなるIP(Imaging Plate)を用いている。CR装置にはEDR(Exposure Data Recognizer:自動感度調整機構)が備わっており、撮影条件の変動に対して安定した写真濃度が得られるように調整が行われている。EDRによるヒストグラム解析によって、読取感度S値と読取ラチチュードL値(対数)という読取条件を決めている。この機能

は被ばく低減の可能性を持ちつつ、その反面、線量過多であっても適正な写真濃度が得られることから撮影条件の設定に無頓着になってしまうことが懸念されている^{5,7-8)}。

被ばく線量低減に有効な手段の一つに、付加フィルタの利用があり、有用性に関するさまざまな報告がある⁹⁻¹¹⁾。付加フィルタは、連続エネルギー分布のうち大部分が患者の体内で吸収される低エネルギー部分を減衰させる。そのため、ろ過を増やせば皮膚線量は減少する¹²⁾。乳房撮影においては、重金属フィルタを利用した撮影法が確立している。重金属フィルタは、低エネルギー成分を吸収するとともに、光電効果によるK吸収端を利用して高エネルギー成分をカットし特性X線のみを選択的に取出す。高エネルギー成分はコントラストの低下と散乱X線の増加を引き起こして画質を低下させている。乳幼児の撮影においても重金属フィルタの有用性が推奨されているものの、具体的な報告はみられない¹³⁾。

本研究では、乳幼児のデジタルX線撮影における胸部を対象として、画質を低下させることなく被ばく線量の低減をはかることのできる撮影条件に関して、付加フィルタを用いる手法について検討する。撮影管電圧及び散乱X線除去用グリッドの使用の有無と合わせて総合的に適正な撮影条件を導き出すことを目的として検討を行ったので報告する。

2. 研究方法

(1) 対象及びデジタル撮像機器

対象撮影部位として生後6ヶ月から1歳の乳幼児胸部単純撮影を想定したファントム実験を行った。

デジタル撮像機器はIPを用いたCR装置であり、画像読取装置はFCR5000MA plus (FUJI FILM製)を使用し

(平成30年10月16日)

川崎医療短期大学 放射線技術科

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

た。検出器であるIPはST-VNを用いた。今回使用した六切サイズ(20.3cm×25.4cm)のIPは画像読取装置の走査密度が10pixel/mmであり、画素サイズ0.1mm、画素数2000×2510である。また、濃度分解能は10bit/pixelの1024階調である。

読み取りの撮影メニューは、適応撮影部位が幼児(3才児以下)の胸部単純撮影となっている幼児胸部(CHEST, PEDIATRICS)とした。EDRモードはAUTO MODEで行った。AUTOのTYPEはタイプVIである。

(2) X線スペクトルの測定

付加フィルタの材質の選択にあたって、X線スペクトルを実測し、X線のエネルギーおよび強度分布を確認して検討した。

X線スペクトルアナライザにはRAMTEC 413型(東洋メディック製)を用いた。X線検出器はCdTe半導体であるXR-100T-CdTeである。波高分析器は1024chであり、0.2keV/chのエネルギー分解能である。コリメータ孔径は0.1mmとし、X線管焦点検出器間距離は150cmとした。X線スペクトルの測定配置を図1に示す。照射は透視で行い、計数条件は全光子数のプリセットカウントを400,000個として一定の光子数とした。光電吸収以外による計数値への寄与を補正する計算にはstripping法を用いた。

X線発生装置はKXO-1000L-2(東芝製)(三相12ピーク整流方式)、X線管はDRX-290HD(東芝製)、総ろ過2.3mm Al当量である。管電圧50~120kVを10kV間隔で変化させ、付加フィルタの有無についてX線スペクトルを測定した。高原子番号の付加フィルタではK吸収端の効果が得られる管電圧のみとした。付加フィルタは照射野限定器の前面に配置した。管電流はX線スペクトル測定の不感時間が5%以下となるように調整した。

付加フィルタはフィルタセット(化成オプトニクス社製)を用いた。付加フィルタの元素は、一般によく用いられている軟線除去用フィルタであるアルミニウムAlと、高原子番号の銅Cu(Al組合せ)、バリウムBa、セリウムCe、サマリウムSm、ガドリニウムGd、ホロニウムHo、イットリビウムYb、タンゲステンWの計9種類のK吸収端フィルタについて検討を行った。付加フィルタの各元素とス

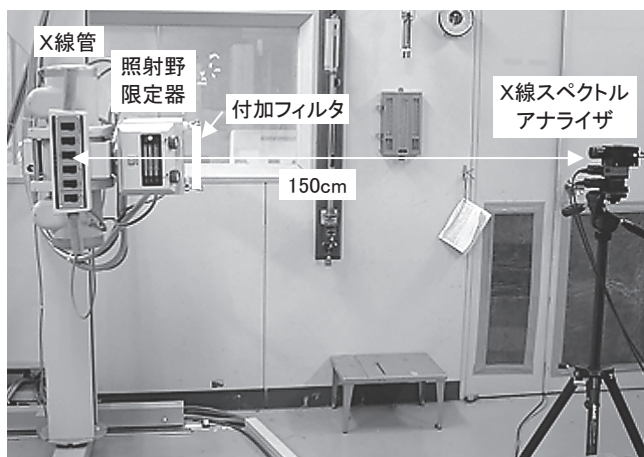


図1 X線スペクトル測定配置図

ペクトロメータの検出器であるカドミウムCdとテルルTeの原子番号とK吸収端を表1に示す。付加フィルタの厚みは各X線吸収材に対して80kVのX線吸収率で示されており、10%相当及び20%相当である。20%相当1枚と、20%相当を2枚重ね合わせて40%とした。

(3) ファントム作成

生後6ヶ月~1歳児の胸部を想定してファントム作成を行った。

アクリル1cmを3枚用いて3cm厚の軟部組織とし、間隔を7cm開けて10cmの胸厚を作成した。胸厚は乳幼児の胸囲と胸郭の前後径および左右径のデータ¹⁴⁾から概算した。肺野にはコルク板を用いた。成人の肺野は空気で代用するが、乳幼児の肺は成人に比し含気が少なく水分含有量が多い。成人の肺野のCT値は-700~-800HUを示すが、小児では平均で-600~-700HUを示し、年少児ほど高い値を示す傾向にある¹⁵⁾。コルク板6mmを階段状に10枚重ねて6~60mm厚をアクリル板の間に挿入した。さらに、肋骨としてアルミニウム0.2mmを階段状に15枚重ねて0.2~3.0mm厚を挿入し、肋骨と重なった肺野を作成した。また、縦隔として粘土1.5~5mm厚を配置した。

模擬陰影は、1片10mm程度のプラスチックの薄片を10枚及び15枚重ね合わせて作成した。それを肋骨に重ならない肺野に相当するコルク60mmの上、肋骨に重なる肺野に相当するアルミニウム1.4mmの上の2箇所それぞれ配置した。作成したファントムの前面図及び断面図を図2に示す。

ファントム作成にあたっては試作したものをCR装置で撮影して、S値、L値及びヒストグラムを確認し、特にヒストグラムが乳幼児の特徴的な形状に類似しているものを採用した。CR装置がEDRによって肺野を認識するためには、ヒストグラムの中に肺、胸郭、横隔膜および腹壁の形状が必要である。成人は体外X線、肺野、縦隔、腹部と濃度分布が明瞭であり、ヒストグラムは高濃度域に片寄る。乳幼児は年齢の低下とともに皮下脂肪が増大し、含気が少ない。そのためヒストグラムは、肺野の高濃度域が低下して、低濃度域の情報は増加し、肺野と縦隔の濃度分布が分離しない形状になる^{16~18)}。

(4) ファントム照射と被ばく線量の測定

X線発生装置は10-150L-2型(島津製)(三相12ピーク整

表1 付加フィルタとスペクトロメータ検出器の元素名とK吸収端

	元素名	原子番号	K吸収端 (keV)
付加フィルタ	Al	13	1.558
	Cu	29	8.981
	Ba	56	37.441
	Ce	58	40.444
	Sm	62	46.835
	Gd	64	50.239
	Ho	67	55.618
	Yb	70	61.332
	W	74	69.523
検出器	Cd	48	26.711
	Te	52	31.814

流方式), X線管はCIRCLEX0.6/1.2P18DE-80S(島津製)を使用した。総ろ過は2.5mmAl当量である。焦点受像面間距離は150cmに設定し, 照射野サイズは16cm×16cmとした。散乱X線除去用グリッド(三田屋製作所製)は, グリッド密度は40本/cm, グリッド比8:1, 集束型(集束距離150cm)を使用した。付加フィルタは, X線スペクトル測定の結果を踏まえて軟線除去用フィルタであるAlと, K吸収端フィルタであるGd, Ho, Yb, Wの計5種類について検討した。

管電圧は散乱X線除去用グリッドを使用しない場合50~100kV, 使用した場合60~120kVを10kVごとに変化させた。K吸収端フィルタを装着した場合は, K吸収端による高エネルギー部分の吸収効果が得られる管電圧のみ対象とした。GdとHoは60kV以上, Ybは70kV以上, Wは80kV以上である。

各々の管電圧における管電流及び照射時間はIPによる蛍光量が±5%の範囲内でほぼ同一になるように設定した。蛍光計はEY-1002D(トーレック製)を使用し, 蛍光体にIP(ST-III)を用いた。照射時間はできる限り短くする必要があるが, 厳しく制限しすぎると管電圧及び管電流との組合せがかなり限定されてしまうため, 今回は成人の胸部撮影において望ましいとされている50ms以下¹⁹⁾に設定した。

患者被ばく線量として皮膚入射面吸収線量を求めた。測定の手順は, まず焦点受像面間距離における照射線量を測定する。照射線量の測定には, 診断用線量計RAMTEC 1500B型(東洋メディック製)を用いた。チャンバーは指頭型電離箱式線量計DC300(電離容積2.98cm³)である。なお, 使用した線量計は国家標準とトレーサブルな標準器により校正されている。測定時の配置を図3に示す。測定した値に対して患者皮膚表面位置に合わせて距離の逆二乗則により距離補正を行う。半価層の測定を行い, 実効エネルギーを算出する。得られた各々の実効エネルギーにおける後方散乱係数(BSF: Back Scatter Factor)²⁰⁾を求めて補正を行う。同じく, 得られた各々の実効エネルギーにおける皮膚の吸収線量変換係数²¹⁾を求め, 皮膚入射面吸収線量に変換する。

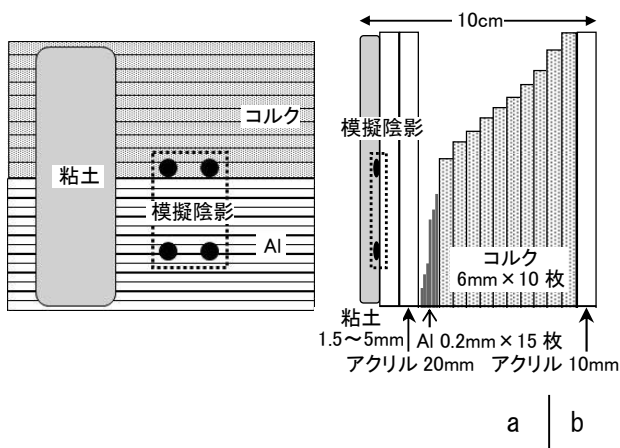


図2 自作ファントム (a) 前面図, (b) 断面図

(5) S値とL値

ファントム照射によって得られた各撮影条件及び各付加フィルタにおけるS値とL値の変動について, ヒストグラムを分析して画質との関連について検討を行った。S値は感度指標値であり, ピクセル値(写真濃度)に変化を及ぼすことから間接的にコントラストに関与する。L値は決定された画像データのダイナミックレンジであり, 画像のコントラストに直接影響する要因である。

(6) コントラスト測定

CR装置からデジタルデータを取り出し, 画像解析ソフトImageJ 1.33uにてピクセル値を測定した。ROI(region of interest: 関心領域)は大きさ4mm×4mm(40×40画素: 画素数1600)として, 模擬陰影とバックグラウンドに設定した。ROIの設定箇所を図4に示す。肺野上の模擬陰影(薄片15枚)①, 肺野上の模擬陰影(薄片10枚)③及び肺野(バックグラウンド)②と, 肋骨に重なった肺野上の模擬陰影(薄片15枚)④, 肋骨に重なった肺野上の模擬陰影(薄片10枚)⑥及び肋骨に重なった肺野(バックグラウンド)⑤の計6箇所である。平均ピクセル値から, 肋骨と肺野(バックグラウンド), 肺野上の模擬陰影と肺野(バックグラウンド), 肋骨に重なった肺野上の模擬陰影と肋骨に重なった肺野(バックグラウンド)の3部位について, コントラスト差とコントラスト比を求めた。コントラスト差は2つのピクセル値の差分とした。コントラスト比は2つのピクセル値の差分を

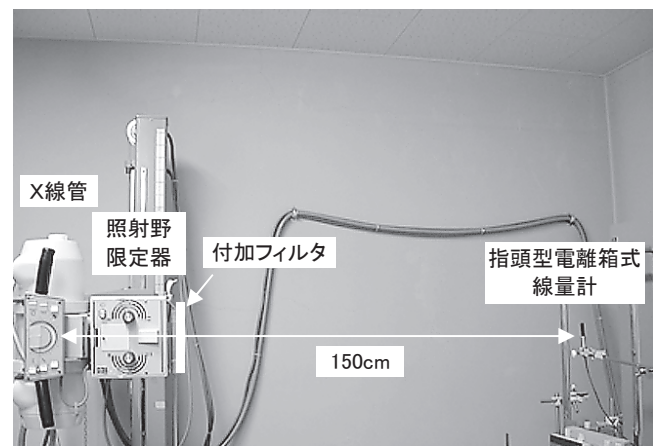


図3 患者被ばく線量測定配置図

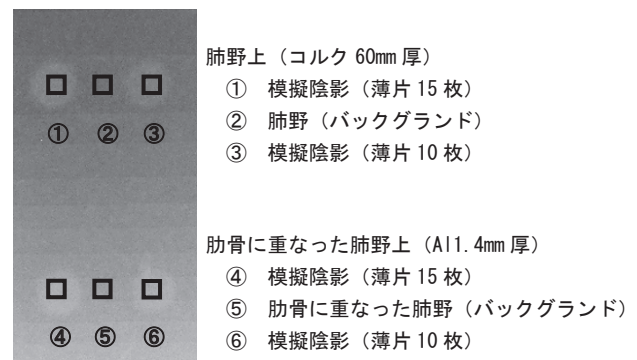


図4 ROIの設定箇所

バックグラウンドのピクセル値で除して求めた。

3. 結 果

(1) X線スペクトル

X線スペクトルの形状は、付加フィルタ有りでは無しに比べて低エネルギー側の光子数が減少し、全体的に高エネルギー側へシフトした。付加フィルタが厚い吸収率40%の方がその傾向が強い。図5(a)にAlにおける結果を示す。

加えて、Al及びCu(Al組合せ)以外の高原子番号の付加フィルタにおいては、それぞれのK吸収端のエネルギーに一致した箇所での光子数が大きく減少することが確認できた。

これらのうち原子番号が低いBa, Ce, SmはK吸収端のエネルギーも低く、相対的に低いエネルギー領域にピークを形成した。図5(b)にK吸収端を持つBaとWの比較を示す。

(2) 患者被ばく線量

患者被ばく線量として皮膚入射面吸収線量を測定した結果を図6に示す。さらに、散乱X線除去用グリッド有りに対する無しの患者被ばく線量の相対値を表2に、付加フィ

ルタ無しに対する有りの相対値を表3に示す。

皮膚入射面吸収線量はおよそ50~150 μ Gyの範囲であった。散乱X線除去用グリッド有りの方が無しよりも被ばく線量は高く、付加フィルタ無しの方が有りよりも高かった。また、付加フィルタの厚さが薄い吸収率20%の方が被ばく線量は高かった。

付加フィルタを装着することによって、吸収率20%では20%程度、吸収率40%では30%程度の被ばく低減が認められた。また、散乱X線除去用グリッドを使用しなければ50%程度の被ばく低減につながる事がわかった。

(3) S値とL値

S値の変化は、散乱X線除去用グリッド無しでは値が上下変動を繰り返すが、管電圧の変化及び付加フィルタの材質のどちらにも特に傾向は見られなかった。散乱X線除去用グリッド有りでは同様に上下変動はあるが、管電圧の上昇に伴いS値も高くなる傾向がみられた。

一方L値の変化は、散乱X線除去用グリッド無しでは、値が上下変動を繰り返して傾向が伺えないものもあるが、管電圧の上昇とともにL値が低下し、90~100kVになると

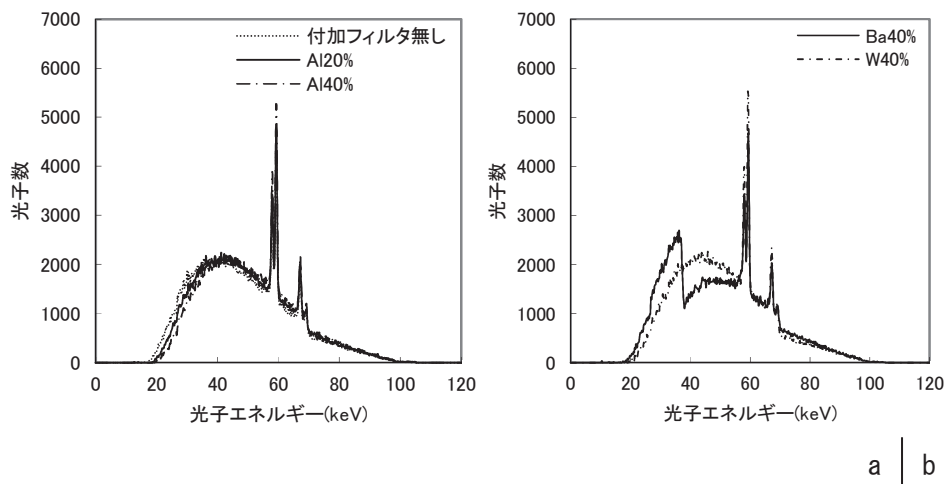


図5 X線スペクトル(100kV) (a)付加フィルタ無し, Al20%, Al40%, (b)Ba40%, W40%

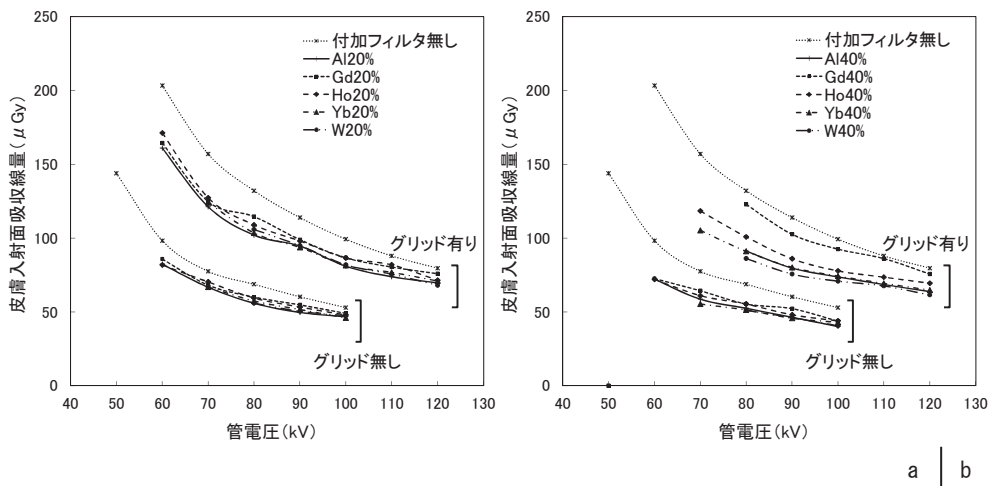


図6 患者被ばく線量 (a)付加フィルタ吸収率20%, (b)付加フィルタ吸収率40%

逆に高くなる変動パターンがみられる。散乱X線除去用グリッド有りでは、管電圧上昇に伴いL値はほぼ直線的に低下し、CR装置が設定している下限値（この場合は1.74）まで下がる。

(4) コントラスト

K吸収端フィルタを装着したときのコントラスト比の結果を図7に示す。肋骨と肺野（バックグランド）、肺野上の模擬陰影と肺野（バックグランド）、肋骨に重なった肺野上の模擬陰影と肋骨に重なった肺野（バックグランド）の3部位のコントラスト比を、付加フィルタ無し及びAlの結果とともに示して比較した。

肋骨と肺野のコントラスト比は、K吸収端フィルタの中でも高原子番号のYbとWがAlと類似した変動を示し、低いコントラストを呈していた。模擬陰影とバックグランドのコントラスト比については、付加フィルタの材質による明らかな違いはみられなかった。

また、散乱X線除去用グリッドの有無による肋骨と肺野のコントラスト比は、散乱X線除去用グリッド有りの方がやや低い値を示す傾向が見られたが顕著な違いは認められなかった。管電圧の上昇とともにコントラスト比は緩やかに

低下した。模擬陰影とバックグランドのコントラスト比は、散乱X線除去用グリッド有りの方が高いコントラスト比が得られている。管電圧の上昇に伴い、コントラスト比は若干低下しているがほぼ横ばいである。付加フィルタ装着の有無及び付加フィルタの材質による大きな差異は見られなかった。いずれのROIにおいても、全体的に付加フィルタ無しの場合にコントラスト比が高くなる傾向が見られた。

4. 考 察

(1) X線スペクトル

今回同じ光子数を測定したので、付加フィルタによって形状は変化するがスペクトル下面積（積分値）は同じである。K吸収端を持つ付加フィルタのうち、原子番号が低いBa, Ce, SmはK吸収端のエネルギーも低いため、光子数の減少に応じて相対的に低いエネルギー領域にピークを形成した。このことは、胸部撮影で使用するにはコントラストが高すぎ、肺野内の肋骨影が目立つおそれがあることを推察させ、また被ばく線量の低減も望めないことが予想される。よって、K吸収端のエネルギーが50keV以下のBa, Ce, Smは検討を行う付加フィルタから除くことにした。

表2 散乱X線除去用グリッド有りに対する無しの患者被ばく線量の相対値

管電圧 (kV)	付加フィルタ 無し	付加フィルタ吸収率20%					付加フィルタ吸収率40%				
		Al	Gd	Ho	Yb	W	Al	Gd	Ho	Yb	W
60	0.48	0.51	0.52	0.48							
70	0.49	0.55	0.55	0.55	0.54		0.52	0.52	0.53		
80	0.52	0.55	0.52	0.55	0.55	0.53	0.57	0.54	0.55	0.59	
90	0.53	0.52	0.55	0.54	0.55	0.53	0.58	0.56	0.56	0.61	
100	0.53	0.58	0.57	0.55	0.56	0.58	0.54	0.51	0.57	0.57	

表3 付加フィルタ無しに対する有りの患者被ばく線量の相対値

付加フィルタ吸収率20%

管電圧 (kV)	散乱X線除去用グリッド無し					散乱X線除去用グリッド有り				
	Al	Gd	Ho	Yb	W	Al	Gd	Ho	Yb	W
50										
60	0.84	0.87	0.83			0.79	0.81	0.84		
70	0.86	0.88	0.91	0.86		0.77	0.79	0.81	0.79	
80	0.81	0.87	0.86	0.84	0.81	0.77	0.87	0.82	0.78	0.80
90	0.82	0.91	0.88	0.86	0.84	0.83	0.87	0.86	0.82	0.83
100	0.88	0.93	0.91	0.87	0.90	0.82	0.87	0.87	0.82	0.83
110						0.84	0.91	0.93	0.87	0.86
120						0.88	0.95	0.90	0.89	0.85

付加フィルタ吸収率40%

管電圧 (kV)	散乱X線除去用グリッド無し					散乱X線除去用グリッド有り				
	Al	Gd	Ho	Yb	W	Al	Gd	Ho	Yb	W
50										
60	0.74	0.74	0.73							
70	0.76	0.83	0.79	0.71			0.78	0.75	0.67	
80	0.76	0.81	0.81	0.75	0.74	0.69	0.78	0.76	0.69	0.65
90	0.77	0.87	0.80	0.76	0.77	0.70	0.81	0.76	0.70	0.66
100	0.76	0.82	0.83	0.81	0.77	0.74	0.87	0.78	0.75	0.71
110						0.78	0.86	0.84	0.79	0.77
120						0.80	0.86	0.87	0.81	0.77

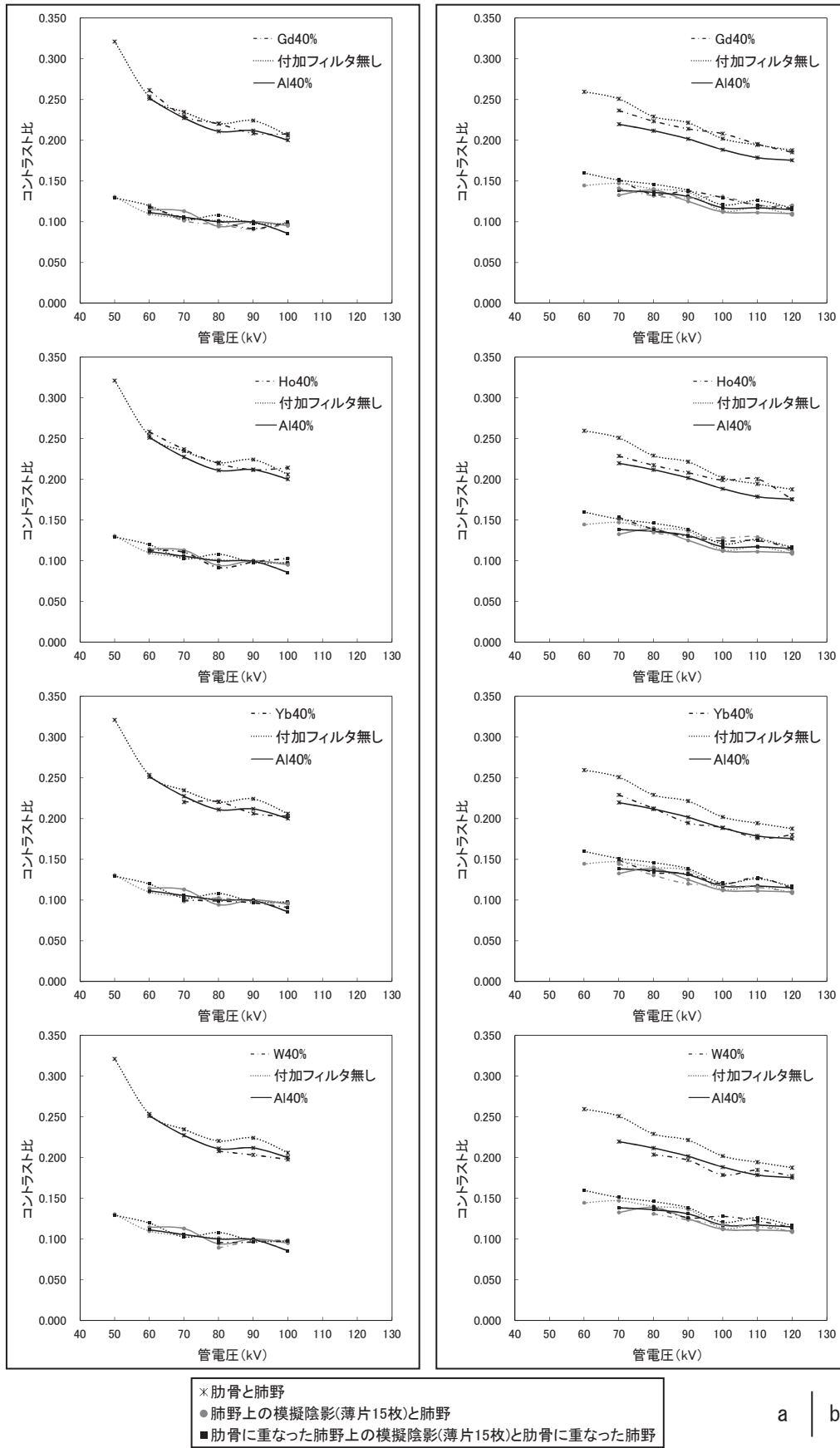


図7 K吸収端フィルタにおけるコントラスト比
 (a)散乱X線除去用グリッド無し, (b)散乱X線除去用グリッド有り

また、AlとCu（Al組合せ）は低エネルギー側の減少効果だけなので、同じ吸収割合であればスペクトルの形状も同じである。そのため、今回はAlについてのみ検討を行うことにした。

(2) 患者被ばく線量

付加フィルタを使用した場合、低原子番号のAlであっても高原子番号の元素であっても低エネルギー部分の吸収は同様に生じるので、被ばく線量は付加フィルタを使用しないときに比べると低減することになる。高原子番号の付加フィルタの中では、K吸収端のエネルギーが低いGdやHoは高エネルギー側の分布が大きく削られるため、YbやWと比較すると被ばく低減の効果は少なかった。

散乱X線除去用グリッドはその機構上、散乱線と共に直接線もカットしてしまう。そのため同じ写真濃度を得ようとすると使用していないときよりも大線量となり、被ばくが増大する。ただし、使用管電圧が高いほど散乱X線含有率が高くなる。被ばく低減になるからという理由で散乱X線除去用グリッドを使用しなければ、画質低下、すなわちコントラストが低下して診断能を下げることになる。

(3) S値とL値

S値とL値の変動に関してヒストグラムを検討した。散乱X線除去用グリッド無しではピクセル値の分布が幅広く、高電圧においても低いピクセル値の部分まで分布が広がっていた。管電圧の上昇に伴ってX線と物質の相互作用におけるコンプトン散乱の確率が高まり、散乱線の発生が増加したためである。一方、散乱X線除去用グリッド有りでは、管電圧の上昇に伴いピクセル値中央部にヒストグラムのピークが現れる。図8に100kVにおけるヒストグラムを示す。

今回使用したファントムは乳幼児のヒストグラムに近い形状になるように、肺野の分布が縦隔側にシフトし、縦隔と肺野のピークを形成しないように作成した。そのため、CR装置がヒストグラム解析をする際、低露光量である低ピクセル値の部分に散乱線としてとらえたり、縦隔であるのとらえたりして、読み取りが不安定になっていると考えられる。散乱線部分を情報としてとらえてしまうと、L値は大きくなり、露光量の中点は低ピクセル値側にシフトするのでS値は低くなる。写真濃度は低下し、白っぽい画像になる。今回の結果から、高い管電圧を使用するときに散

乱X線除去用グリッドを装着せずに撮影すると、CR装置の読み取りにエラーが生じる確率が高くなることが予想される。診療の場であれば、再撮影による無駄な被ばくを起こしてしまうことにもなりかねない。

(4) コントラスト

肋骨と肺野のコントラスト比は管電圧の上昇とともに低下傾向がみられた。これは管電圧が高くなるほどX線の透過性が増し、二つの物質の減弱係数の値が近づくためである。高電圧ほど被写体コントラスト比が下がる。

模擬陰影とバックグラウンドについても同様に管電圧の上昇に伴う低下傾向はあるが、肋骨と肺野に比べてコントラスト比の管電圧依存性は少ない。模擬陰影はEDRによってコントラストが保たれたが、ピクセル値の大きい肋骨陰影は入出力特性の直線域を外れたことによってEDRが働いてもコントラストが低下したと考えられる。

付加フィルタの材質によるコントラスト比の違いについては、X線スペクトルの変化に現れたような顕著な変化は画像上のコントラスト比としては現れなかった。

胸部撮影において、肋骨は肺野を観察する際の障害となるので、肋骨像が目立たないようにコントラストが低下することが望ましく、逆に模擬陰影のコントラストは高く保たれることが望ましい。管電圧が高いほど肋骨の陰影は目立たなくなる。しかし、もともと低コントラスト部分である模擬陰影についても、緩やかではあるが管電圧上昇に伴ってさらにコントラストが低下してしまうことは無視できないため、管電圧設定を高くするほどよいとはいえない。

今回、三相12ピーク整流方式のX線装置とFUJI FILM製のCR装置の組合せで付加フィルタを用いることについて検討したが、現状を踏まえて、インバータ方式のX線装置とFPD（Flat Panel Detector：平面型検出器）の組合せによる検討も必要と考える。

5. 結 論

今回の結果から総合して考慮すると、管電圧は準高圧の90~100kVとして、散乱X線除去用グリッドを使用して撮影するのがよいと考えられる。

付加フィルタの使用については、模擬陰影とバックグラウンドのコントラストはフィルタの有無に関わらず違いはみられなかった。肋骨と肺野のコントラストの低下及び被ば

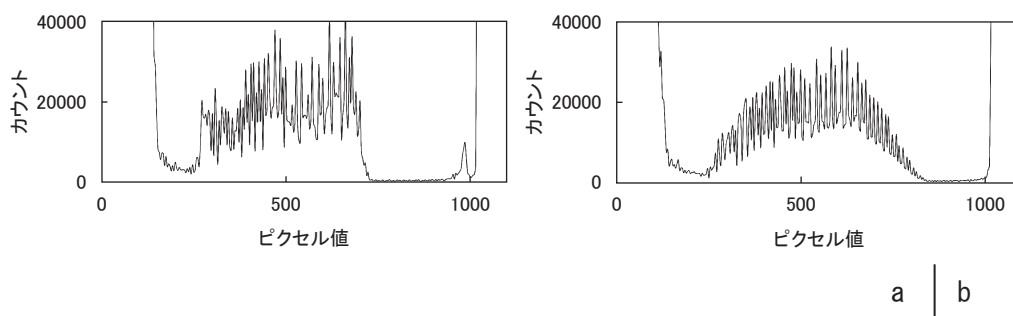


図8 ヒストグラム（100kV，付加フィルタ無し）
(a)散乱X線除去用グリッド無し，(b)散乱X線除去用グリッド有り

く線量の低減においては、K吸収端フィルタの中でも高原子番号の Yb と W が軟線除去用フィルタの Al と同程度の働きを示し、Gd や Ho よりも優位な結果であった。価格や入手しやすさという点も考慮すると、今回検討した中では従来から用いられている Al の有用性が高いと考えられる。

6. 文 献

- 1) 藤原卓哉, 小田切邦雄: 特集—CR (FCR) の有用性 小児における CR の応用, 臨床画像, 5 (7), 74-81, 1989.
- 2) 巢組一男: 呼吸器系検査, 山下一也, 小川敬壽, 巢組一男, 齊藤裕久, 診療放射線技術学体系 専門技術系 9 放射線検査学 (X線), 初版, 通商産業出版社, 東京, pp348-351, 1991.
- 3) 中嶋英彦, 渡辺 登, 堀池重治: 小児胸部X線読影の基礎および考え方, 中嶋英彦, 渡辺 登, 堀池重治, 小児胸部X線診断 一枚のX線像からのアプローチ, 初版, 講談社, 東京, pp7-20, 1984.
- 4) 石川光雄, 久保田勝巳: 第2回小児X線撮影実態調査, 日本放射線技術学会雑誌, 55(1), 77-91, 1999.
- 5) 石川光雄, 松浦孝俊, 奥秋知幸, 今井宜雄, 塚本篤子, 井手敏典, 篠原文章, 宮崎 茂: 平成12年度診断用X線装置アンケート調査報告 (X線装置を中心にして), 日本放射線技術学会雑誌, 58(8), 1080-1090, 2002.
- 6) 有賀英司, 浅田恭生, 猪岡由行, 石川晃則, 石川光雄, 鈴木昇一, 東出 了, 広藤善章: X線診断領域における撮影条件の実態調査検討班報告: 日本放射線技術学会雑誌, 60(7), 948-959, 2004.
- 7) 浅田恭生, 鈴木昇一, 藤井茂久, 小林正尚, 古賀佑彦: 診断X線領域における被曝線量解析 2001年調査結果, 臨床放射線, 47(11), 1589-1592, 2002.
- 8) 鈴木昇一, 浅田恭生, 小林正尚, 古賀佑彦: 2003年全国調査によるX線診断時の患者被ばく線量, 医科器械学, 75(2), 55-62, 2005.
- 9) 松本光弘, 川本清澄, 井ノ上信一: CR 胸部撮影における銅フィルタを用いた硬線質撮影の有用性について, 医学物理, 20(3), 123-129, 2000.
- 10) Villagran JE, Hobbs BB, Taylor KW: Reduction of Patient Exposure by Use of heavy Elements as Radiation Filters in Diagnostic Radiology, 127(1), 249-254, 1978.
- 11) 大石誉奈, 佐野裕一, 吉田賢一, 岩永秀幸, 安井謙一郎, 藤本和男, 西村泰子, 大塚昭義, 真田泰三: 重金属フィルタによる患者被ばく線量の低減と画質 (コントラスト) の改善, 日本放射線技術学会雑誌, 58(1), 109-114, 2002.
- 12) ICRP Publication34: X線診断における患者の防護, 初版, 日本アイソトープ協会, 東京, pp42-43, 1983.
- 13) 中野 努: 医療被曝低減班報告, 日本放射線技術学会雑誌, 45(6), 767-791, 1989.
- 14) 堀 妙子: 小児の成長・発達, 奈良間美保, 系統看護学講座 小児看護学 1 小児看護学概論 小児臨床看護総論, 10版, 医学書院, 東京, pp45-46, 2003
- 15) 原 裕子: 胸部, 荒木 力, 原 裕子, すぐわかる小児の画像診断, 画像診断別冊, 初版, 秀潤社, 東京, pp41, 2001.
- 16) 千安式部: 第15回東京部会秋期学術研究発表会シンポジウム X線画像の最適化—被ばく線量の軽減はどこまで可能か—, 日本放射線技術学会 東京部会雑誌, 46, 64-69, 1993.
- 17) 佐藤昌見, 加賀勇治: 山形大学の小児胸部画像—FS システムと CR システムの比較—, 小児放射線技術研究会雑誌, 23, 63-69, 1998.
- 18) 前田 孝: 新生児胸腹部ポータブル撮影時の EDR Type について, 小児放射線技術研究会雑誌, 29, 50-55, 2004.
- 19) 堀尾重治: よいX線写真の撮り方, 片山 仁, 大澤 忠, 大場 覚, 胸部X線写真のABC, 初版, 医学書院, 東京, pp2-18, 1991.
- 20) 西谷源展: 一般撮影領域X線の被ばく線量評価の実際, 前川昌之, 放射線医療技術学叢書 (25) 医療被ばく測定テキスト, 初版, 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, pp16-18, 2006.
- 21) S. M. Seltzer, J. H. Hubbell: 放射線医療技術学叢書 (11) 光子減弱係数データブック, 初版, 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, pp168, 1995.