

原著

## 間接変換型 FPD システムを用いた腰椎側面撮影に使用する 適正な線質の検討

村上 誠一<sup>1)</sup>・門川 ひな<sup>2)</sup>

- 1) 純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科,
- 2) 宮崎大学医学部附属病院 放射線部

### Optimal Beam Quality for Lateral Lumbar Spine Radiography Using an Indirect Conversion Flat Panel Detector System

Seiichi MURAKAMI<sup>1)</sup>, Hina KADOGAWA<sup>2)</sup>

- 1) Department of Radiological Science, Faculty of Health Sciences, JUNSHIN GAKUEN University
- 2) Department of Radiology, Miyazaki University Hospital

**【要旨】** 本研究では、撮影頻度が高く、かつ被ばく線量の多い腰椎側面撮影を対象とし、撮影管電圧80, 85, 90, 95, 100 kV と金属フィルタなしおよび5種類の金属フィルタ (Cu, Ho, Gd, Yb, W) を組み合わせた合計30種類の線質を使用して人体ファントムを撮影し、X線被ばくと画像コントラストの観点から間接変換型 FPD システムに使用する適正な線質について検討した。その結果、基準線質 (85 kV, 金属フィルタなし) と比較して、85 kV + Yb の組み合わせでは骨の画像コントラストが5%向上し、入射表面線量は14%低減した。一般的に臨床で使用される Cu フィルタを適用した場合、80 kV + Cu で7%の骨の画像コントラスト向上と6%の入射表面線量の低減が可能であった。これらの結果から、間接変換型 Flat Panel Detector システムを用いた腰椎側面撮影において、撮影管電圧85 kV と重金属フィルタ Yb を組み合わせた線質が、画質向上と被ばく低減のバランスにおいて最適であることが示された。

キーワード：間接変換型 FPD, 重金属フィルタ, 画像コントラスト, 入射表面線量, 腰椎側面写真

**Abstract:** This study investigated the optimal beam quality for lateral lumbar spine radiography using an indirect conversion flat panel detector (FPD) system. This study used beam qualities comprising combinations of tube voltages (80, 85, 90, 95, and 100 kV), with no filter, and five types of metal filters (Cu, Ho, Gd, Yb, and W), resulting in 30 conditions. Lateral lumbar spine radiography was performed using a human phantom. The 30 beam qualities were evaluated by measuring image contrast, entrance surface dose (ESD), and exposure time, and were compared to the reference beam quality of 85 kV without filter. The combination of 80 kV and a Cu filter resulted in a 6% reduction in ESD and 7% improvement in image contrast. Similarly, the combination of 85 kV and a Yb filter reduced the ESD by 14% and enhanced the image contrast by 5%. Furthermore, the combination of 85 kV and a W filter achieved a 19% reduction in ESD and 1% improvement in image contrast. Exposure times were 0.11, 0.18, 0.14, and 0.125 s for reference conditions (85 kV, no filter), 80 kV + Cu, 85 kV + Yb, and 85 kV + W, respectively. The increase in exposure time due to using heavy-metal filters was limited by a factor of  $\leq 1.27$  times. These findings suggest that for lateral lumbar spine radiography using an indirect conversion FPD system, 85 kV + Yb provides an optimal balance between image quality enhancement and radiation dose reduction.

**Key words:** Indirect conversion Flat Panel Detector (FPD), Heavy metal filter, Image contrast, Entrance surface dose (ESD), Lateral lumbar spine radiograph

## 1. 緒言

臨床で使用されている X 線は、低エネルギーから高エネルギーまでの成分が混在する連続 X 線であるため、低エネルギー成分の多くは画像形

成に寄与することなく被写体に吸収され被ばく線量の増加を招く要因となっている。Fig. 1に加藤が開発した診断 X 線のスペクトル近似計算プログラム X-ray-Spectrum-2<sup>1)</sup> から求めた30 cmの水

令和6年11月25日

純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科 教授

ファントム透過前後の X 線スペクトルのシミュレーションを示す。図から、低エネルギー成分の大部分が水ファントムを透過せずに吸収され、画像形成に寄与していないことが分かる。この影響は、体厚の厚い部位や線減弱係数の高い物質を対象とした場合に大きくなり、被ばく線量の増加に加えて、線質硬化および散乱 X 線の増加による画像コントラストの低下を引き起こす要因となっている。したがって、放射線技術に携わる者にとって低被ばくで高画質の画像を得ることは大きな課題の 1 つである<sup>2)</sup>。被ばく線量を低減する手法として増感紙/フィルムの時代から、Al や Cu の金属フィルタを使用する手法が用いられている<sup>3-7)</sup>。この方法は、X 線管側に金属フィルタを配置して被写体に X 線が入射する前に画像形成に寄与しない低エネルギー成分を除去することで被ばく低減を行う方法である。しかし、金属フィルタの使用は、線質硬化により高エネルギー成分の占める割合が増加し、被写体コントラストの低下を招くほか、出力された X 線が金属フィルタに吸収されるため管電流時間積（以下、「mAs」とする）が大きくなり使用する管電流によっては撮影時間が長くなる欠点がある。画像コントラストの低下を改善する方法には、X 線スペクトルの形状を変化させる方法が報告されている。石田ら<sup>3)</sup>や小田ら<sup>8)</sup>は、Cu フィルタを付加する際に撮影管電圧を下げることで、金属フィルタ使用時の高エネルギー成分の増加を抑え、画像コントラストの低下を抑制する手法を提案した。また、大石ら<sup>9)</sup>や藤本ら<sup>10)</sup>は、低エネルギー成分および高エネルギー成分を選択的に除去する手法として、Fig. 2 に示すように臨床で使用する X 線エネルギー領域に K 吸収端を持つ重金属フィルタの使用が、被ばく線量の低減と画像コントラストの向上に有用であることを報告している。しかし、高い撮影管電圧における金属フィルタの使用は、相対的に高エネルギー成分の割合が増加するため、X 線スペクトルの形状を変えることのみで被写体コントラストの低下を防ぐには限界がある。現在、多くの施設に普及している CR (computed radiography) や FPD (flat panel detector) などのデジタル撮影システムは、コンピュータ画像処理を用いて可変的に感度や階調を自動補正する正規化処理により、

被写体コントラストの低下を補正して同一の画像コントラストを得ることができる。したがって、前述した被写体コントラストの補正の限界に対して、正規化処理を組み合わせることで被ばく線量の低減と画像コントラストの向上が可能であることが報告されている<sup>11,12)</sup>。しかし、この手法は Cu フィルタを用いて X 線エネルギーにより線減弱係数の低下の影響を受けにくい軟部組織を多く含む胸部撮影を対象としたものであり、X 線エネルギーにより線減弱係数の低下の影響を大きく受ける骨撮影においては、十分な検討がなされているとは言えない。

日常臨床で行われている骨撮影の多くは、金属フィルタを使用しない線質が使用されているため、体厚の厚い部位では入射する X 線の多くが被写体に吸収され、被ばく線量の増加や線質硬化による被写体コントラストの低下を招いている。この解決策として、X 線スペクトルの低エネルギー成分と高エネルギー成分を効果的に除去できる重金属フィルタの使用は、骨撮影の被ばく線量と被写体コントラストの向上に有効と考えられる<sup>13,14)</sup>。

本研究では、撮影頻度が高く、かつ被ばく線量の多い腰椎側面撮影を対象部位として、臨床で使用する X 線エネルギー領域に K 吸収端を持つ重金属フィルタと撮影管電圧を組み合わせた 30 種類の線質を用いて、X 線被ばくと画像コントラストの観点から間接変換型 FPD システムに使用する適正な線質について検討したので報告する。

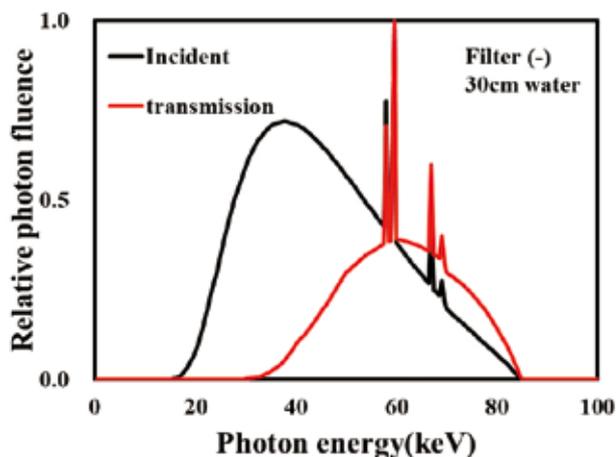


Fig.1 Comparison of simulated x-ray spectra transmitted 30cm of water phantom and incident.

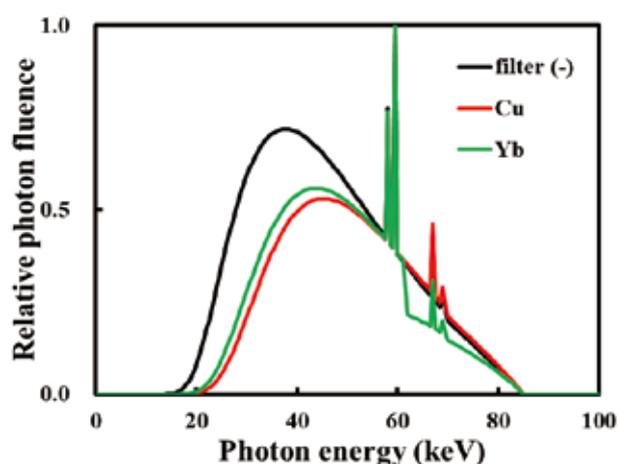


Fig.2 Comparison of incident X-ray spectra with different filters.

Table1 Physical properties of the heavy metal filters used in this study.

| Filter | Atomic number | K-edge(keV) | Filter thickness(mm) |
|--------|---------------|-------------|----------------------|
| Cu     | 29            | 9.0         | 0.125                |
| Gd     | 64            | 50.2        | 0.125                |
| Ho     | 67            | 55.6        | 0.10                 |
| Yb     | 70            | 61.3        | 0.07                 |
| W      | 74            | 69.5        | 0.09                 |

## 2. 方法

本研究では、X線高電圧発生装置 (UDI150L-40E, 島津製作所製) を用いて、撮影管電圧80, 85, 90, 95, 100 kVと金属フィルタなし (以下, 「filter(-)」とする) および Table 1に示す5種類の金属フィルタ (Cu, Ho, Gd, Yb, W) を組み合わせた合計30種類の線質を用いて人体ファントム (CT人体トルソファントム CTU-41, 京都科学社製) を間接変換型 FPD (Aero DR fine, サイズ: 半切, 蛍光体: CsI, 画素サイズ: 0.2 mm, 階調数: 4096階調, コニカミノルタ社製) を用いて撮影した。30種類の線質の評価は, 実効エネルギー, 画像コントラスト, 入射表面線量 (ESD: entrance surface dose) および撮影時間を測定し, 腰椎側面撮影に使用する適正な線質について検討した。ここで, 本研究に用いた金属フィルタのうち重金属フィルタは, Ho, Gd, Yb, Wの4種類である。各評価の詳細を2.1から2.4に述べる。

### 2.1 実効エネルギー

本研究で使用した30種類の線質の実効エネル

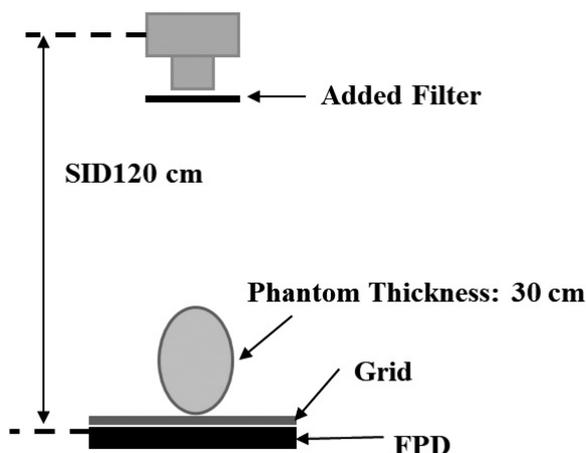


Fig. 3 Schematic representation of experiment used in this study.

ギーは, 「医療被ばく測定テキスト」に準拠し, 電離箱線量計 (10X6-6, radcal 社製) を用いてアルミニウム半価層から算出した<sup>15)</sup>。使用したアルミニウム板は純度99.999%である。半価層の測定は, X線管焦点-線量計間距離 (SCD: source to chamber distance) を280 cmとし, 6 ccのチェンバーを配置して測定した。測定に際して, 焦点外X線およびX線可動絞りからの散乱X線を防ぐため, X線可動絞りの前面に開口幅20×20 mm, 厚さ3 mmの鉛マスクを装着した。また, 散乱X線の影響を最小限にするため, 照射野を線量計の配置面において10×10 cmのサイズに絞り, チェンバー後方の壁からの後方散乱X線を防ぐためにチェンバー後方の壁との距離を120 cmとし, 壁に厚さ3 mmの鉛板を配置した。各線質における実効エネルギーの測定は3回行い, その平均値を代表値とした。

### 2.2 画像コントラスト

画像コントラストの測定は, Fig. 3に示す幾何学的配置で30種類の線質を用いて人体ファントムを撮影し, 第3腰椎の椎体の画像コントラストを算出した。基準とした線質と撮影線量は, 鈴木ら<sup>16)</sup> および福田ら<sup>17)</sup> の報告を参考にし, 多くの施設において間接変換型 FPD を用いた腰椎側面撮影に使用されている線質85 kV filter(-) および ESD 4.8mGyとした。この条件下で, 人体ファントムの第3腰椎前方の軟部組織透過後の CsI:TI の蛍光量が各線質で同一となるように蛍光量計 (FLD1300 FLURESCENCE METER, トーレック

社製)を用いて測定し、各線質の mAs 値を設定した。この理由は、検出器の蛍光体に吸収された X 線量と蛍光体の光の間に比例関係があるため、画像形成に寄与する X 線量を同一とするためである。照射野は、日常診療において腹部からの散乱 X 線を低減するために矩形に絞って撮影されることが多いが、そのサイズに明確なエビデンスはない。本研究では、臨床で想定される最大の照射野サイズとし、検出器面で 35×35 cm とした。散乱線除去グリッドは、格子比 10:1、グリッド密度 40 lines/cm、中間物質はアルミニウム(三田屋製作所社製)を用いた。撮影された画像は、臨床で使用されている腰椎側面撮影の処理メニューで(LUT:LUM01, HE 処理(ダイナミックレンジ圧縮処理):OFF, HF 処理(周波数強調処理):OFF, G 値自動調整処理:ON)を適用し、DICOM データとして出力した。ここで、処理メニューの HE 処理と HF 処理を OFF にしたのは、これらの処理による画像コントラストへの影響をなくし、各線質と正規化処理による画像コントラストの改善効果を評価するためである。出力された DICOM 画像は、画像解析ソフト ImageJ<sup>18)</sup>を使用して、Fig. 4に示す第3腰椎の椎体および椎体前方の軟部組織上に 50×50画素の関心領域(ROI: region of interest)を設定し、ROI 内の平均画素値を測定した。画像コントラスト C は(1)式に基づき算出した。測定試料は、線質ごとに3回の撮影を行い、合計90枚の画像を取得した。最終的な各線質の画像コントラストは、3枚の試料

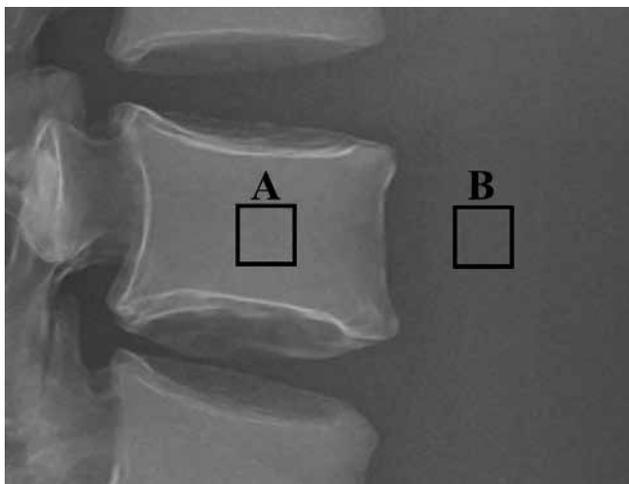


Fig. 4 Placement of regions of interest (ROIs) for image contrast measurement. A: Vertebral body of the third lumbar vertebra (L3). B: Soft tissue anterior to L3.

の平均値を代表値とした。

$$C = P_V - P_S \text{ ----- (1)}$$

ここで、 $P_V$ : 椎体の ROI 内の平均画素値、 $P_S$ : 軟部組織の ROI 内の平均画素値である。

## 2.3 入射表面線量

本研究では、被ばく線量の指標として ESD を採用した<sup>19)</sup>。ESD の測定は、2.2節で行った画像コントラストの測定で使用した各線質の撮影条件に基づき、人体ファントムの X 線管側の人体ファントム表面(X 線管焦点から 90cm の位置)における空中線量(空気カーマ)を電離箱線量計で測定し、次式により算出した。

$$ESD = D_{air} \times B \text{ ----- (2)}$$

ここで、D は空気カーマ (mGy)、B は後方散乱係数である。後方散乱係数は、加藤らの文献から求めた<sup>20)</sup>。

## 2.4 撮影時間

金属フィルタの使用は、出力された X 線が金属フィルタに吸収されるため、金属フィルタを使用しない場合に比べて mAs 値が大きくなる。したがって、使用する管電流によっては撮影時間が長くなる欠点がある。本研究では、金属フィルタ使用による撮影時間の延長を調べるため、2.2節で述べた各線質の画像コントラスト測定の試料画像時に用いた mAs 値から使用管電流を 400 mA とした時の撮影時間を算出した。

## 3. 結果

### 3.1 実効エネルギー

Fig. 5に filter(-)と5種類の金属フィルタにおける撮影管電圧と実効エネルギーの関係を示す。図より、フィルタの有無に関わらず撮影管電圧が高くなると実効エネルギーも高い値を示した。実効エネルギーは、各撮影管電圧において W が最も高い値を示し、Cu、Ho、Gd、Yb、filter(-)の順に低い値を示したが、重金属フィルタの Ho、Gd、Yb は Cu に比べてわずかに低い値を示したが、その差は小さかった。一方で 100 kV+W の線質では基準線質である 85 kV filter(-)に比べ約 18 keV の差が認められた。

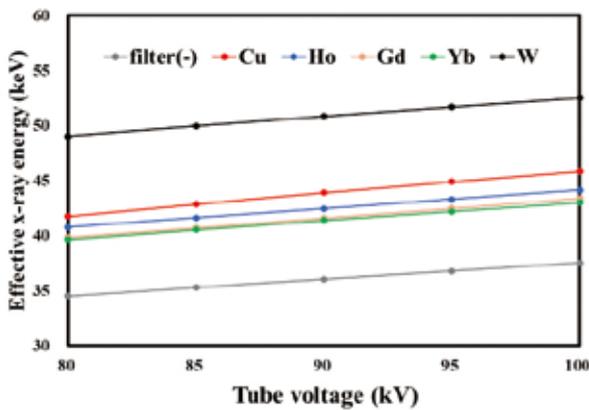


Fig. 5 Relation of effective x-ray energy to filters and tube voltage.

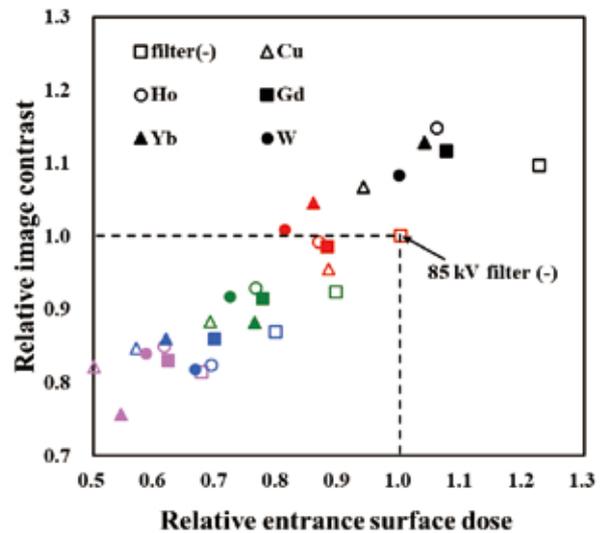


Fig. 8 Relation of relative image contrast to filters and relative entrance surface dose.

In this figure, black shows 80 kV, red 85 kV, green 90 kV, blue 95 kV, and pink 100 kV.

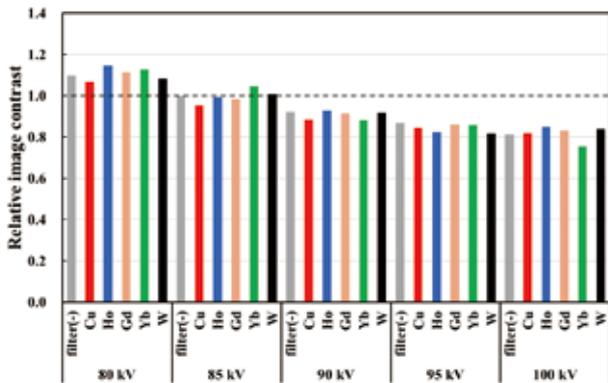


Fig. 6 Comparison of relative image contrast for each combination of tube voltage and filter, normalized to the image contrast at 85 kV without a filter.

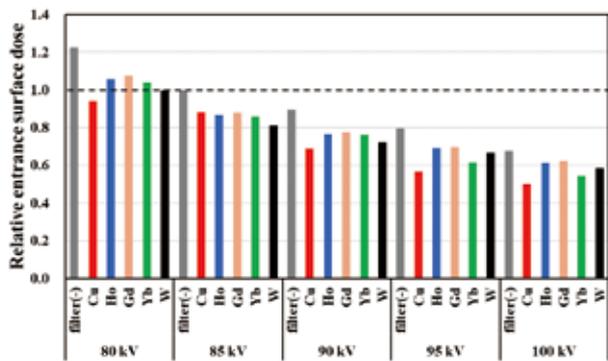


Fig. 7 Comparison of relative entrance surface doses for each combination of tube voltage and filter, normalized to the entrance surface dose at 85 kV without a filter.

### 3.2 画像コントラスト

Fig. 6に基準線質である85 kV filter(-)の画像コントラストを1.0としたときの各線質の相対画像コントラストを示す。図より、基準線質と比べて90 kV、95 kV および100 kVの撮影管電圧と組み合わせたすべての金属フィルタで画像コントラ

スが低下したが、重金属フィルタは撮影管電圧との組み合わせによって、画像コントラストの低下が異なることが分かる。基準線質に比べて撮影管電圧80 kV と組み合わせたすべての金属フィルタで、画像コントラストが向上し、Cu 7%、Ho 15%、Gd 12%、Yb 13%、W 8%の改善を認めた。撮影管電圧85 kV では、基準線質に比べてYb 5%、W 1%の画像コントラストの向上が認められた。

### 3.3 入射表面線量

Fig. 7に基準線質である85 kV filter(-)のESDを1.0としたときの各線質の相対ESDを示す。図より、85 kV以上の撮影管電圧と組み合わせた金属フィルタの全てでESDは低い値を示し、撮影管電圧が高くなるにつれてESDが低減する傾向が見られた。しかし、重金属フィルタは組み合わせる撮影管電圧に応じてESDの低減効果が異なることが確認された。85 kVを除いた撮影管電圧において、Cuフィルタが最も低い相対ESDを示したが、撮影管電圧85 kVでは基準線質に比べてCu 12%、Ho 13%、Gd 12%、Yb 14%、W 19%のESDの低下を示した。

Fig. 8に相対ESDと相対画像コントラストの関係を示す。図の縦軸が相対画像コントラスト、横軸が相対ESDを示し、両軸とも基準線質を1.0とした相対値である。図中に示す黒色が80 kV、赤

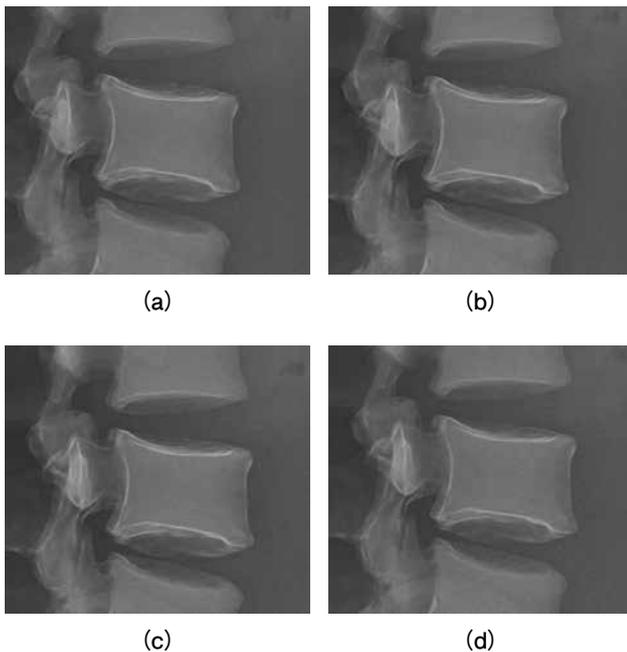


Fig. 9 Comparison of lateral lumbar spine x-ray images taken with Cu filter, Yb filter, W filter, and without a filter.

(a) 85 kV filter(-) (b) 80 kV+Cu (c) 85 kV+Yb (d) 85 kV+W

色が85 kV, 緑色が90 kV, 青色が95 kV, ピンク色が100 kVを表し, プロットのシンボルが各金属フィルタを表している. 同図は, 左上にプロットがあるほどESDつまり被ばく線量が少なく, かつ画像コントラストが高いことを意味する. 同図から, 基準線質より画像コントラストが高く, かつESDの低い線質は, 80 kV+Cu, 85 kV+Yb および85 kV+Wの3種類であり, 80 kV+CuではESDの6%低減と画像コントラストの7%の向上, 85 kV+YbではESDの14%低減と画像コントラストの5%の向上, 85 kV+WではESDの19%低減と画像コントラストの1%の向上を認めた. これら以外の線質では, ESDの低減効果は大きくなるが, 高い撮影管電圧と組み合わせることで画像コントラストが大きく低下する結果を示した.

Fig. 9に85 kV filter(-), 80 kV+Cu, 85 kV+Yb および85 kV+Wの4つの線質で撮影した人体ファントム画像を示す. 図より, 基準線質の85 kV filter(-)に比べ, 80 kV+Cu, 85 kV+Yb, 85 kV+Wの線質で撮影された椎体の画像コントラストが向上していることがわかる.

### 3. 4 撮影時間

Fig. 10に使用管電流を400 mAとした時の各線

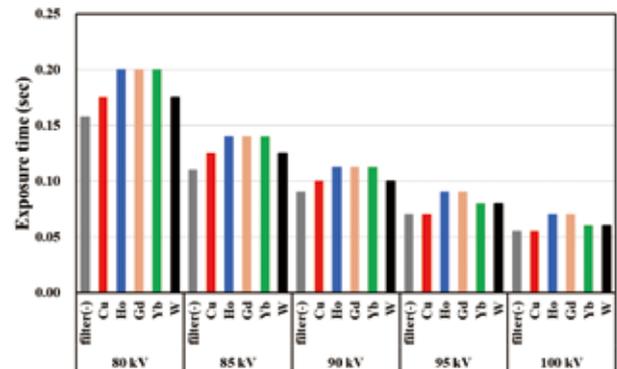


Fig. 10 Comparison of exposure time for each combination of tube voltage and filter.

質の撮影時間を示す. すべての金属フィルタにおいて, 高い撮影管電圧と組み合わせた線質では撮影時間が短くなる傾向が示されたが, 同一の撮影管電圧で比較した場合, filter(-)が最も短く, 重金属フィルタの使用により撮影時間が長くなった. 具体的には, 基準線質である85 kV filter(-)の撮影時間が0.11 secであるのに対し, 撮影管電圧80 kVでは, Cu 0.18 sec, Ho 0.2 sec, Gd 0.2 sec, Yb 0.2 sec, W 0.18 secと長くなった. 撮影管電圧85 kVにおける撮影時間は, Cu 0.13 sec, Ho 0.14 sec, Gd 0.14 sec, Yb 0.14 sec, W 0.125 secと撮影管電圧が5 kV高くなったことで撮影時間は短くなったが, どちらの撮影管電圧も重金属フィルタを用いることで基準線質である85 kV filter(-)より撮影時間が長くなっていることが分かる.

### 4. 考察

本研究では, 臨床で使用するエネルギー領域にK吸収端を持つ重金属フィルタと撮影管電圧を組み合わせた30種類の線質を用いて, X線被ばくと画像コントラストの観点から間接変換型FPDシステムを用いた腰椎側面撮影に使用する適正な線質について検討した.

撮影に使用する線質の検討では, 実効エネルギーを用いて議論されることが多いが, 臨床において使用するX線エネルギー領域にK吸収端を持つ重金属フィルタを使用した場合, 撮影管電圧によって金属フィルタの効果が異なるため, X線スペクトルを用いた議論が必要である. ここでは, 診断X線のスペクトル近似計算プログラムX-ray-Spectrum-2<sup>1)</sup>によるX線スペクトルのシ

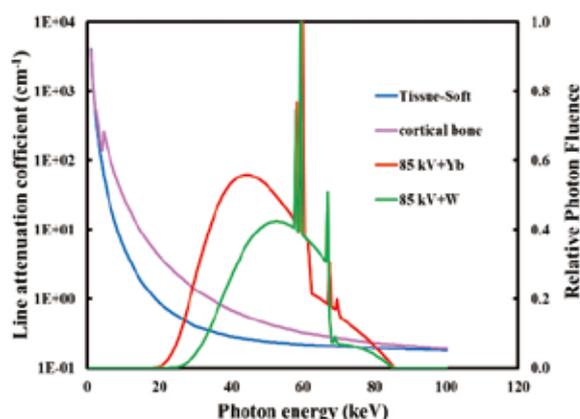


Fig. 11 Relationship between different incidents X-ray spectra (85 kV+Yb, 85 kV+W) and the linear attenuation coefficients of cortical bone and soft tissue.

ミュレーションデータを用いて考察する。

本研究で使用した30種類の実効エネルギーは、Wが最も高く、Cu, Ho, Gd, Yb, filter(-)の順に低い値を示したが、Cu, Ho, Gd, Ybの実効エネルギーに大きな差は認めなかった。一般的に原子番号の高い金属フィルタの実効エネルギーが高くなるが、原子番号の高い重金属フィルタ Ho, Gd, Ybの方が原子番号の小さなCuより実効エネルギーが低くなった。これは、Fig. 2に示すスペクトルからも分かるよう臨床で使用するX線エネルギー領域にK吸収端を持たないCuフィルタでは低エネルギー成分が除去され、高エネルギー成分の占める割合が高くなり実効管電圧が高くなる。一方、使用するX線エネルギー領域にK吸収端を持つ重金属フィルタ Ho, Gd, YbではK吸収端より高いエネルギー成分が抑制されることで実効エネルギーが低くなったと考えられる。また、Wの実効エネルギーは、他の重金属フィルタより高い値を示した。WはK吸収端のエネルギーが他の重金属フィルタに比べ高いため、今回使用した撮影管電圧の範囲では、高エネルギー成分の抑制効果が小さかったことが要因と考えられる。

骨を対象とした画像コントラストは、基準線質に比べて撮影管電圧80 kVと組み合わせたすべての金属フィルタで、画像コントラストが向上し、Cu 7%, Ho 15%, Gd 12%, Yb 13%, W 8%の改善を認めた。また、撮影管電圧85 kVでは、基準線質に比べてYb 5%, W 1%の画像コントラストの向上が認められたが、これら以外の線質では骨

の画像コントラストの改善は認められなかった。この要因は、X線エネルギーにより対象とする骨や軟部組織の線減弱係数が異なる点や使用する金属フィルタによりX線スペクトルの形状が異なる点にある。Fig. 11に光子エネルギーに対する骨組織と軟部組織の線減弱係数と撮影管電圧85 kVで重金属フィルタ Yb および W と組み合わせた線質のX線スペクトルを示す。同図より、骨組織や軟部組織の線減弱係数は光子エネルギーが高くなるほど減少し、その影響は軟部組織より骨組織で大きなことが分かる。つまり、使用する線質が高い光子エネルギーを多く含んでいる場合、骨組織の画像コントラストの低下を招くことを意味している。今回、画像コントラストの向上を認めた85 kV+Ybが85 kV+Wより、画像コントラストが高くなった要因は、K吸収端のエネルギーがYb 61.3keV, W 69.5keVであり、Ybの方が高エネルギー成分の抑制が大きくなることが要因と考える。撮影管電圧80 kVと組み合わせたすべての金属フィルタで、画像コントラストが向上した要因は、重金属フィルタのK吸収端による高エネルギー成分の除去と撮影管電圧を5 kV下げることによって高エネルギー成分が少なくなった相乗効果によるものと考えられる。上述した考察は、X線スペクトルの観点から考察したものであるが、本研究では臨床で使用されている腰椎側面撮影の処理メニューを用いたため、正規化処理により画像コントラストの補正が含まれている。しかし、Fig. 6およびFig. 12からも分かるように撮影管電圧が高くなるほど、画像コントラストが低下し、正規化処理で線質による画像コントラストの低下を補正することは難しいと考える。仮に、正規化処理で過剰に補正した場合、ノイズの増強により画質の低下を招くことは容易に予測でき現実的ではない。この点は、今後の課題と言える。

被ばく線量の指標であるESDは、Cuの金属フィルタを用いた場合、高い撮影管電圧と組み合わせることで低い値を示した。これは撮影領域にK吸収端をもたないCuフィルタは、撮影管電圧が高くなるほど高エネルギー成分の割合が高くなり被写体を透過する光子数が多くなることが要因である。一方、今回用いた4種類の重金属フィルタ (Ho, Gd, Yb, W) は組み合わせる撮影管電

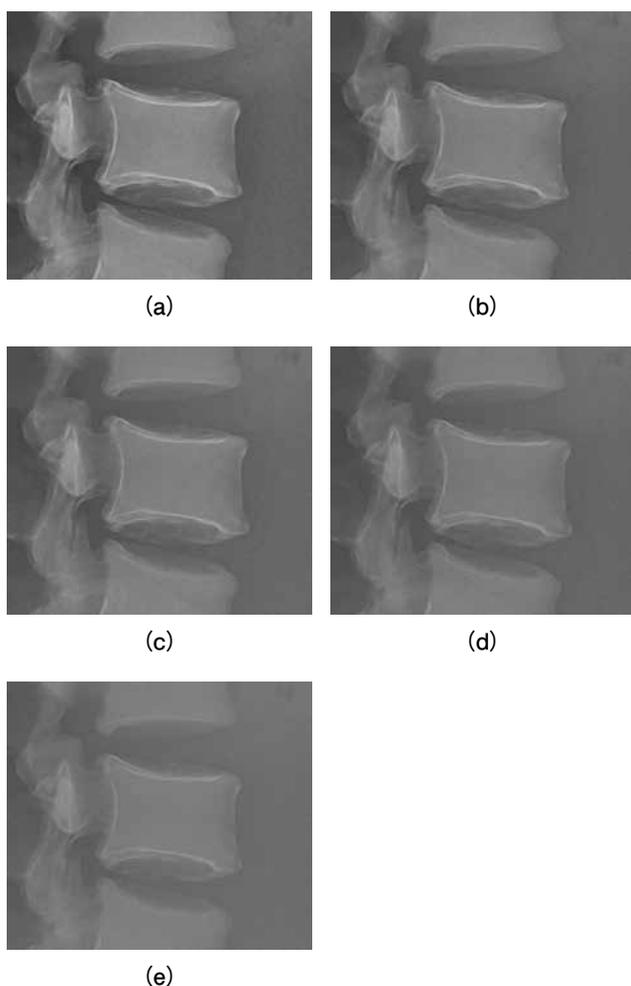


Fig. 12 Comparison of lateral lumbar spine radiographies taken with different tube voltages combined with a Cu filter.

(a) 80 kV+Cu (b) 85 kV+Cu (c) 90 kV+Cu (d) 95 kV+Cu (e) 100 kV+Cu

圧で ESD の値が異なる結果を示した。これは、Fig.2に示す X 線スペクトルから分かるように K 吸収端をもつ重金属フィルタは、低エネルギー成分と高エネルギー成分の両方が除去されるため、Cu フィルタに比べてエネルギー帯域が狭くなり被写体を透過する光子数が少なくなり ESD が低下しないと考えられる。

最後に、Fig. 8に示す本研究で使用した30種類の線質の画像コントラストと ESD の観点から、腰椎側面撮影に適した線質について考える。基準線質に比べて、画像コントラストの向上と被ばく線量の低減が可能であった線質は、80 kV+Cu, 85 kV+Yb, 85 kV+W の3種類であった。80 kV+Cu は画像コントラストが7%向上するが ESD が6%の低減であり画質向上と被ばく低減のバランスを考慮した場合、85 kV+Yb は ESD を14%低減し、

画像コントラストを5%改善することができ、腰椎側面撮影に適した線質と考えられる。また、撮影管電圧85 kV+W では基準線質より1%の画像コントラストの向上と19%の ESD の低減が可能であり、施設により考え方は異なるが被ばく線量の低減を優先するのであれば85 kV+W の使用が有用と考えられる。その一方で、重金属フィルタの使用は、出力された X 線の低エネルギー成分と高エネルギー成分が除去されるため、mAs 値が大きくなり、使用する管電流によっては撮影時間が長くなり、体動によるボケを生じ画質の低下を招く可能性がある。しかし、重金属フィルタの使用による撮影時間は、85 kV filter(-)の基準線質の0.11 sec に比べ、85 kV+Yb で0.14 sec, 85 kV+W で0.125 sec と大きな差はなく臨床使用に問題ないと考える。

本研究は、撮影管電圧と単一の金属フィルタを組み合わせた線質について検討を行ったが、複数の金属フィルタの組み合わせや金属フィルタの厚さを変えることで被写体に吸収され画像形成に寄与しない低エネルギー成分と画像コントラストを低下させる高エネルギー成分を被写体入射前に除去し、かつ検出器の X 線吸収効率が高い X 線スペクトルを作ることができれば、さらなる被ばく低減と画質向上が期待でき、今後の課題といえる。

## 5. 結語

本研究では、撮影頻度が高く、かつ被ばく線量の多い腰椎側面撮影を対象として、撮影管電圧80, 85, 90, 95, 100 kV と filter(-)および5種類の金属フィルタ (Cu, Ho, Gd, Yb, W) を組み合わせた合計30種類の線質における、骨の画像コントラスト、入射表面線量および撮影時間を測定し、間接変換型 FPD 撮影システムに使用する適正な線質について検討した結果、撮影管電圧85 kV で重金属フィルタ Yb を組み合わせた線質を用いることで基準線質85 kV filter(-)に比べて、撮影時間は0.03 sec 長くなるだけで、画像コントラストが5%向上し、ESD は14%低減することが可能であることが示された。以上のことから、撮影管電圧85 kV で重金属フィルタ Yb を組み合わせた線質が間接変換型 FPD (蛍光体: CsI) システムを用いた腰椎側面撮影に適した線質であると考えられる。

## 【参考文献】

- 1) X-ray-Spectrum-2. <https://hidekikato1952.wixsite.com/radiotechnology>. (2024.10.21アクセス)
- 2) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, ほか. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)によるアンケート結果概要-撮影条件に関する因子を中心に-. 日本放射線技術学会雑誌, 68 (9), P.1261-1268.
- 3) 石田悦子, 安井謙一郎, 大塚昭義, ほか. X線スペクトルの適正化による画質の改善と被曝の低減. 日本放射線技術学会雑誌, 1999, 55 (6), P.582-587.
- 4) 福西康修, 島田繁也. 胸部を対象としたCR systemでの撮影管電圧と付加フィルタの物理特性. 日本放射線技術学会雑誌, 1999, 55 (10), P.1018-1026.
- 5) 松本光弘, 川本清澄, 井ノ上信一. CR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, 2000, 20 (3), P.123-130.
- 6) Martin C. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. Biomed Imaging Interv J. 2007, 3 (2) :e38.
- 7) 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. 2017, 34, P.65-71.
- 8) 小田敩弘, 田畑慶人, 中野努. 胸部CR撮影のための適切な線質の検討. 日本放射線技術学会雑誌, 2014, 70 (11), P.1265-1272.
- 9) 大石誉奈, 佐野裕一, 吉田賢一, ほか. 重金属フィルタによる患者被曝線量の低減の画像(コントラスト)の改善. 日本放射線技術学会雑誌, 2002, 58 (1), P.109-114.
- 10) 藤本裕樹, 小池正紘, 久富庄平, ほか. 間接型平面検出器(FPD)における重金属フィルタの有用性-画質(コントラスト)と患者被曝線量の検討-. 医用画像情報学会誌, 2016, 33 (2), P.38-42.
- 11) 小田敩弘, 黒川善之, 上原周三, ほか. CsI-flat panel detectorを用いる胸部撮影における90 kV, 0.15 mm Cuフィルタ線質の評価. 日本放射線技術学会雑誌, 2020, 6 (5), P.463-473.
- 12) 小田敩弘, 田畑慶人, 水田正芳, ほか. 肺結節の検出を目的としたCsI-FPD胸部撮影の最適線質. 日本放射線技術学会雑誌, 2021, 77 (4), P.335-343.
- 13) Massoumzadeh P, Rudin S, Bednarek DR. Filter material selection for region of interest radiologic imaging. Medical Physics, 1998, 25 (2), P161-171.
- 14) Richard H. Behrman, Gopika Yasuda. Effective dose in diagnostic radiology as a function of x-ray beam filtration for a constant exit dose and constant film density. Medical physics, 1998, 25 (5), P.780-790.
- 15) 日本放射線技術学会計測部会. 放射線医療技術学叢書(25)「医療被ばく測定テキスト(改訂2版)」。京都, 2012, 日本放射線技術学会, P.20-22.
- 16) 鈴木昇一, 浅田恭生, 加藤英幸, ほか. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班-中間報告2-. 日本放射線技術学会雑誌, 2009, 65 (11), P.1582-1589.
- 17) 福田智哉, 渡邊浩, 佐藤努, ほか. 一般撮影におけるローカル診断参考レベル(DRLs)としての労災DRLsとベンチマークドーズ(BDs)の提案. 日本診療放射線技師会誌, 2020, 67 (1), P.21-28.
- 18) ImageJ. <https://imagej.net/ij/> (2024.10.21アクセス)
- 19) 根岸徹編. 診断X線領域における吸収線量の標準測定法. 東京, 2017, オーム社, P.26-40.
- 20) 加藤秀起. 微分後方散乱係数を用いた診断X線の後方散乱係数算出法. 日本放射線技術学会雑誌, 2001, Vol.57 (12), P.1503-1510.