

# 散乱X線とコントラスト

日本放射線技術学会東北支部DR班

小野寺 崇 東北大学病院 診療技術部放射線部門

太田 佳孝 岩手医科大学附属病院 中央放射線部

下沢 恵太 八戸市立市民病院 放射線科

服部 雅之 山形大学医学部附属病院 放射線部

## はじめに

日本放射線技術学会東北支部に学術研究班が創設され2年が経過しようとしている。TCRT (Tohoku Congress for Radiological Technology)や支部セミナーの企画・運営を中心に活動しているが、もうひとつ大事な役割として支部会員の研究活動促進および業務に役立つ情報提供があると認識している。

今年度はコロナ禍による影響でTCRTや各種研究会が概ね中止となり、支部会員の自己研鑽の時間が減少した。特にTCRTは支部会員が日夜研究している内容を発表する大事な場であり、中止となってしまったのは至極残念でならない。

東北支部DR班では本年度の活動として、支部会員の研究活動や日常業務の一助になればとの考えから「散乱X線とコントラスト」について各々纏めたうえで東北支部雑誌に寄稿することとした。非常に基礎的な内容であるが一部最新の話題を含めて執筆し、また一般撮影に限らずX線を用いるすべてのモダリティに共通の話題となるよう留意している。本稿は以下のように構成した。

## 第1章 散乱X線と被写体コントラスト

散乱X線除去用グリッドの重要性(服部 雅之)

ポジショニングの重要性(太田 佳孝)

## 第2章 画像コントラストとその処理技術(下沢 恵太)

## 第3章 散乱線補正処理(小野寺 崇)

## 第4章 まとめ(小野寺 崇)

本稿の内容は本来であればTCRT2020で取り上げる内容であった。来年度のTCRTにおいても、支部会員の研究促進および業務に役立つ情報提供を目的に鋭意準備中である。昨年同様にたくさんの方の支部会員に参加いただき、活発な議論を展開したいと願うばかりである。

## 第1章 散乱X線と被写体コントラスト

### 散乱X線除去用グリッドの重要性

はじめに

デジタルの時代になり、画像のコントラストは自由に変えることができるようになった。しかし画像処理によって、被写体を透過したX線強度分布を変えることはできない。臨床現場で40 kVなどの低管電圧で胸部レントゲン撮影を行うことがないように、デジタルの時代でも、管電圧などの撮影条件、被写体、グリッド、散乱X線などの被写体コントラストへの影響を把握し、それらをコントロールすることは画質の改善につながる。今回、X線画像におけるコントラストとそれに大きく影響を及ぼす散乱X線について、散乱X線含有率を用いて述べる。

#### 1-1 散乱X線とコントラストの関係

##### 1-1-1 X線画像におけるコントラスト

コントラストとは、画像の2点間における輝度(濃淡)の相対的な差を言う。X線画像においてコントラストのパターンは、入力、受光系の特性、出力の3種類に分けられ、それぞれ被写体コントラスト、フィルムコントラスト、写真コントラストと呼ばれる。被写体コントラストはX線が被写体を透過した後のX線透過強度の比であり、X線質、実効原子番号、密度、被写体の厚さ、散乱X線などの影響を受ける。フィルムコントラストは、デジタルシステムにおいてはlook-up table (LUT)に相当し、これを制御することで自由な写真(画像)コントラストを得ることが可能である。しかし、画像処理には被写体コントラストそのものを変化させる能力はない。

Fig.1に管電圧50 kVと80 kVで撮影した手関節ファントムの画像を示す。それぞれ手関節用と線形の階調処理を行っている画像である。手関節用の階調では、若干のコントラストの低下は見られるが、画像処理によって画像コントラストは回復する。一方、線形の階調では管電圧による被写体コントラストの違いがよく表れているのがわかる。デジタルではディスプレイに表示できるデジタル値の値が決まっているため、もともと低いコントラストを高めようとすると寛容度(ラチチュード)が低下してしまい、黒つぶれ等が生じ画像全体を表示することはできない。

胸部X線撮影においては低管電圧で撮影すると、肋骨と腫瘍や肺血管といった軟部組織との線減弱係数の差が大きくなる。肋骨による減弱が相対的に大きくなってしまいうため、肋骨と重なる軟部組織部分は観察しにくくなる。一方、高管電圧で撮影をすることで線減弱係数が低下し、軟部組織に対して肋骨による減弱が相対的に小さくなるため、肋骨のコントラストが低下し結果的に軟部組織の観察がしやすくなる。これらの理由から、デジタルにおいても被写体に応じて適切なX線質を選択し、被写体コントラストをコントロールすることは重要であり、最終的に出力される画像に影響を及ぼす。

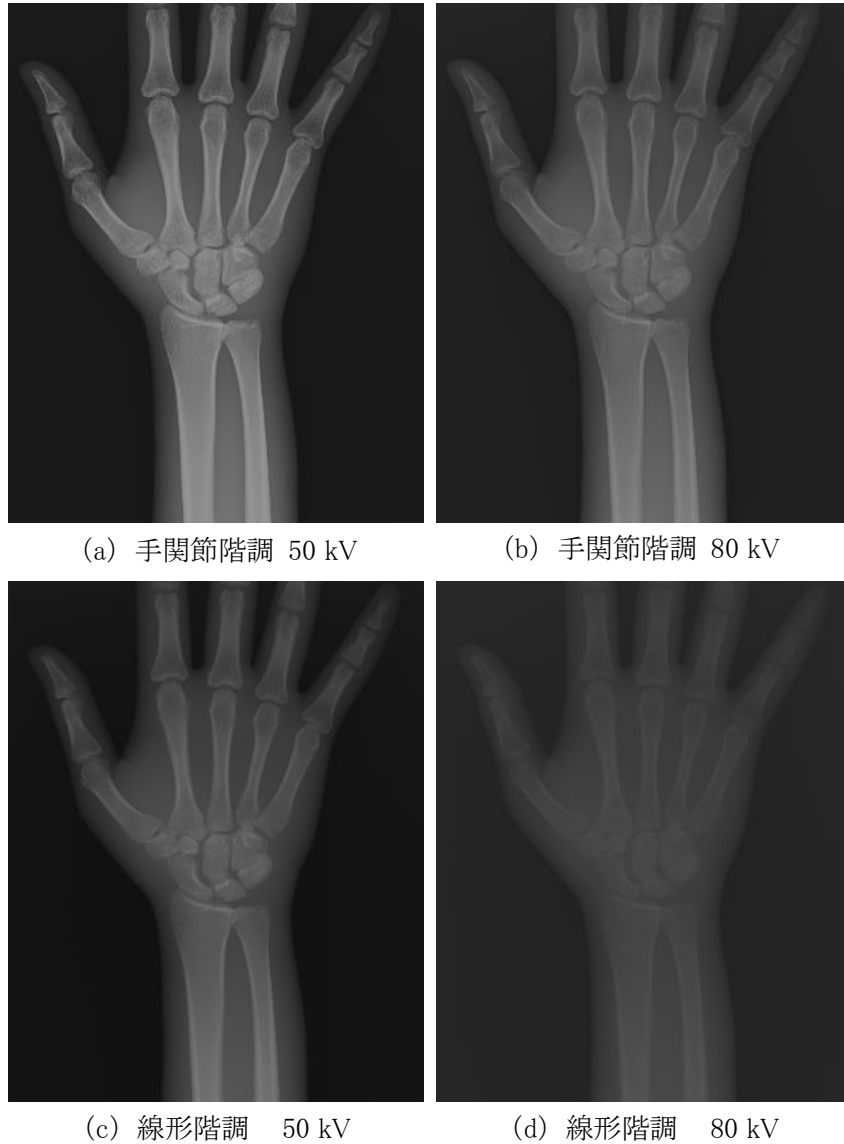


Fig.1 手関節ファントムの階調によるコントラストの違い

#### 1-1-2 散乱X線による画質への影響

よく知られているように、散乱X線はX線画像の画質を大きく低下させる因子の一つである。散乱X線の画質への影響を表す指標の一つとして散乱X線含有率(Scatter Fraction : SF)がある。散乱X線含有率と画質の関係は非常に古くから報告がなされており<sup>1)</sup>、簡便な方法で検出器に到達した散乱X線量を測定可能なため、現在においても広く用いられている。散乱X線補正処理のアルゴリズムの過程で、散乱X線量を推定する際の指標としても使われる。

散乱X線含有率のコントラストへの影響は次式で表される<sup>2)</sup>。

$$C_s = C_p \cdot P = C_p \cdot (1 - SF) \dots\dots (1)$$

ここで $C_s$ は散乱X線が入った時のコントラスト、 $C_p$ は散乱X線がない時のコントラスト、 $P$ は直接線含有率、 $SF$ は散乱X線含有率である。

(1)式からわかるように、画像のコントラストは散乱X線含有率に比例して低下する。

また通信工学の分野で古くから検討されてきた信号対雑音比(signal-to-noise ratio : SNR)が放射線画像の画質評価指標としてよく使用されてきた。 $\dot{A}$ slundらは $SNR$ にコントラスト成分も加味した signal-difference-to-noise ratio ( $SDNR$ )を用いている<sup>3)</sup>。 $SDNR$ は次式で表される、

$$SDNR = |C_s| \cdot SNR \dots\dots (2)$$

(1)式を(2)式に代入すると、

$$SDNR = |C_p| \cdot P \cdot SNR = |C_p| \cdot (1 - SF) \cdot SNR \dots\dots (3)$$

となる。

ここで $SNR$ は信号の平均を雑音の標準偏差で割ったものであるため、検出器に到達したX線量子数の平均値を $q$ とすると量子数の変動は $\sqrt{q}$ で与えられる。 $SNR$ の式は、

$$SNR = \frac{q}{\sqrt{q}} \dots\dots (4)$$

となり、その2乗は、

$$SNR^2 = \left(\frac{q}{\sqrt{q}}\right)^2 = q \dots\dots (5)$$

となる。よって $SNR^2$ はX線量子数(X線量)に比例することがわかる<sup>4)</sup>。 $SNR^2$ で画質評価を行う利点として、例えば、量子検出効率が高い検出器と量子検出効率が低い検出器に到達したそれぞれのX線量子数の比をとることでその線量低減率がわかる。 $SDNR^2$ で、画質評価がなされた際、(3)式における $(1 - SF)$ 項が2乗でかかるため、散乱X線による影響が画質全体に及ぼす影響は非常に大きいものであるとわかる。

### 1-1-3 散乱X線含有率の変動要因

管電圧、被写体厚、照射野、グリッドにおける散乱X線含有率の変化を鉛ディスク法により測定した。散乱X線含有率は以下の式より求めた。

$$F = \frac{I_s}{I_p + I_s} = \frac{I_s}{I_t} \dots\dots(6)$$

ここで $I_s$ は散乱X線量、 $I_p$ は直接X線量、 $I_t$ は全X線量である。Fig.2に示すように鉛によって直接X線は吸収されるため、鉛直下の値は散乱体から発生した散乱X線のみとなる。鉛周辺のバックグラウンドから散乱X線成分を減算することで直接線成分が算出される。

厚さ3.0 mm、直径0.4, 0.7, 1.0, 1.5, 2.0 mmの鉛ディスクを用いてそれぞれの散乱X線含有率を測定し外挿により直径0.0 mmの時の散乱X線含有率を算出した。どの条件も検出器到達線量がほぼ同一となる線量で撮影をした。なお、すべての測定において装置特有の画像処理がなされておらず、線形性が担保されているraw dataを用いた。散乱体としてアクリルファントムを用いた。

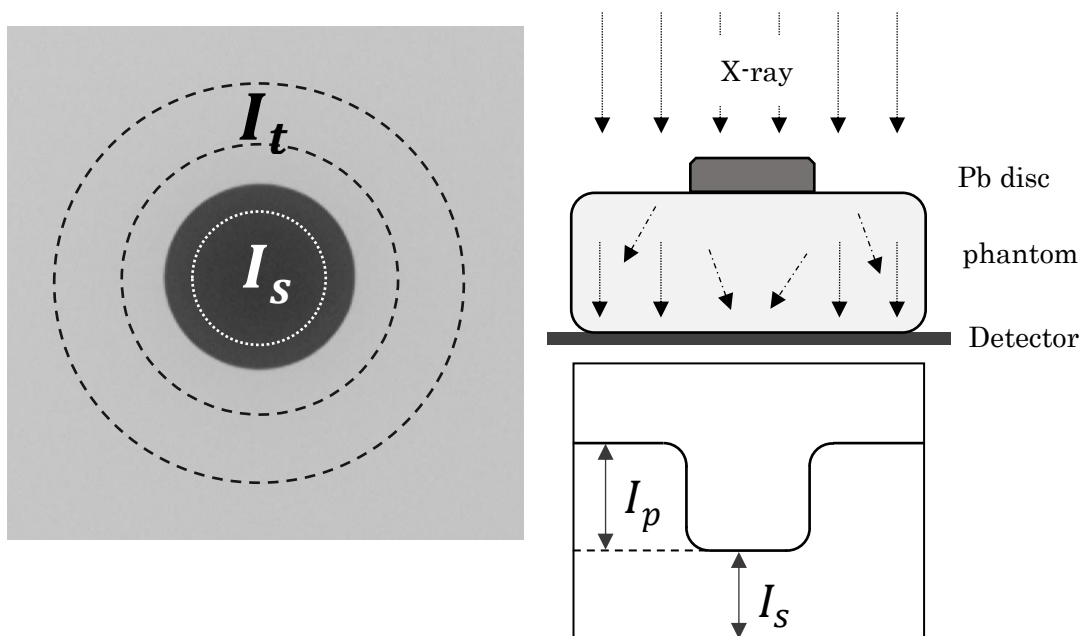


Fig.2 測定原理

#### ① 散乱X線含有率と管電圧の関係

管電圧は70 kV～120 kVまで10 kVごとに変化をさせ、照射野は35.6 cm×35.6 cm、X線管球検出器間距離(source image distance : SID)は120 cm、アクリルファントムの厚さは10 cmと20 cmとした。

Fig.3 (a)に結果を示す。管電圧の変化によって散乱X線含有率は変化しなかった。通常、X線診断領域の範囲では管電圧が上昇するとコンプトン散乱が占める割合が増え、散乱X線量が増える。同時にX線エネルギーも高くなるため、検出器に到達する直接線の量も増え、散乱X線含有率には変化がなかったと考えられる。

#### ② 散乱X線含有率と被写体厚の関係

管電圧は90 kV、照射野は35.6 cm×35.6 cm、SIDは120 cmとしアクリルファントムの厚さを0 cm～20 cmまで5 cmごとに変化させた。

Fig.3 (b)に結果を示す。アクリルファントムの厚さが増えるにつれ、散乱X線含有率が増加することが分かる。厚さが薄いところでは散乱X線含有率の増加の割合は高く、厚さが厚くなるほど増加の割合は小さくなっていることが分かる。今回は均一ファントムでの測定ではあるが、腹部撮影においては90%近くの散乱X線が含まれていることが分かる。またマンモグラフィーにおける圧迫板により、乳房厚を薄くすることの利点をよく示している。

#### ③ 散乱X線含有率と照射野の関係

管電圧は90 kV、照射野は正方形照射野とし、5 cm×5 cm～30 cm×30 cmまで変化させSIDは120 cm、アクリルファントムの厚さを10 cm, 20 cmとした。

Fig.3 (c)に結果を示す。照射野面積が大きくなるにつれて、散乱X線含有率は増加していき、400 cm<sup>2</sup>を超えたあたりから飽和の傾向を示した。目的とする被写体に対して照射野を適切に絞ることは画質の向上と被ばく線量の低減に大いに役立つ。特に小児など照射野がもともと狭い領域においては、画質の改善割合は大きい。

#### ④ 散乱X線含有率とグリッドの関係

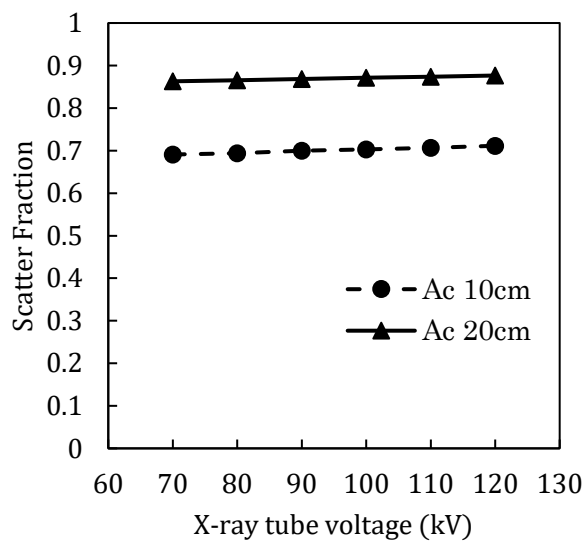
管電圧は70 kV～120 kVまで10 kVごとに変化をさせ、照射野は35.6 cm×35.6 cm、SIDは120 cm、アクリルファントムの厚さを20 cmとした。今回使用したグリッドをTable 1に示す。

Fig.3 (d)に結果を示す。グリッドの使用により、グリッド比が3:1では11%～18%、6:1では21%～35%、12:1では35%～54%程度、散乱X線含有率が低下した。グリッドの使用による散乱X線の除去効果の大きさが

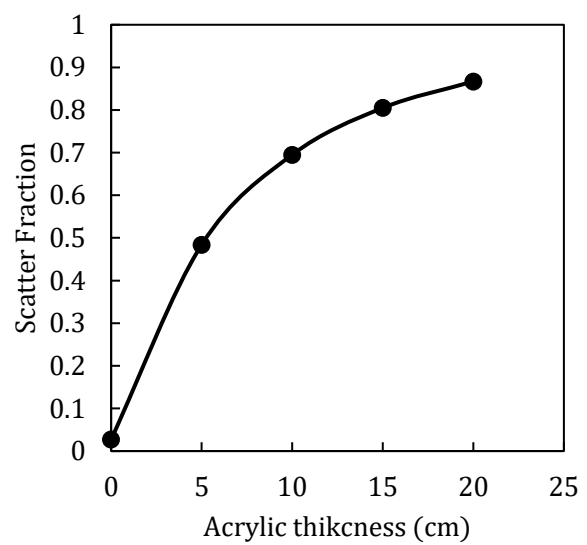
Table 1 グリッドの仕様

グリッド比	グリッド密度(本/cm)	鉛容積(g/cm <sup>2</sup> )
3:1	34	0.13
6:1	40	0.27
12:1	60	0.48

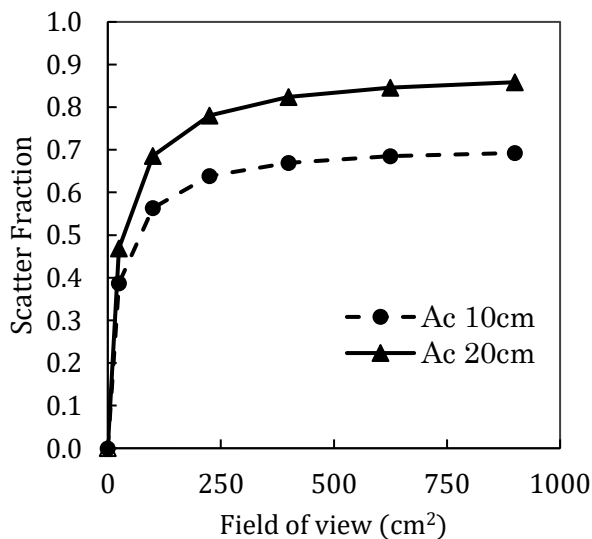
よくわかる。またグリッドの使用により散乱X線含有率が管電圧に依存するようになった。この理由として、まずFig.4にグリッドに入射する散乱X線のモデルを示す。Fig.4の白色が中間物質、灰色が鉛とする。 $S_1, S_2$ は中間物質内のみで直進もしくは散乱し透過する散乱X線、 $S_3, S_4$ はグリッド内に入射したのち一度は鉛を通過する散乱X線である。このうち $S_1, S_2$ の散乱X線の透過率はグリッド比に依存し、 $S_3, S_4$ の散乱X線の透過率は鉛容積に依存し、管電圧が低いほど低下する<sup>5)</sup>。今回使用したグリッドは高格子比ほど鉛容積が多いため、管電圧が低くなるほど散乱X線のグリッド透過率が低下するため散乱X線含有率が変化したと考えられる。



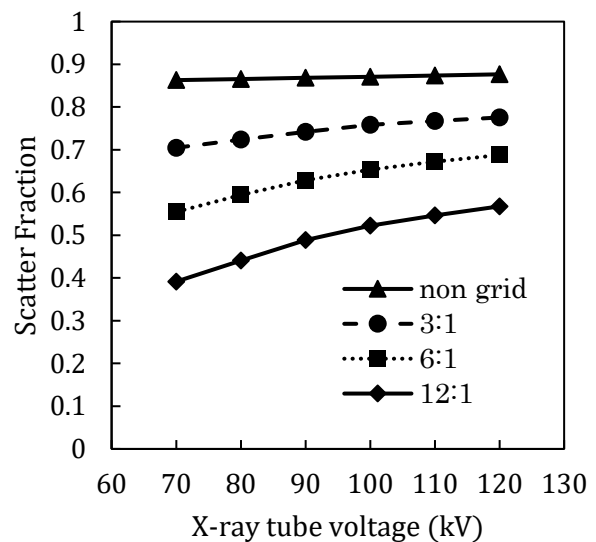
(a) 管電圧との関係



(b) 被写体の厚さとの関係



(c) 照射野との関係



(d) グリッドとの関係

Fig.3 散乱X線含有率の変動

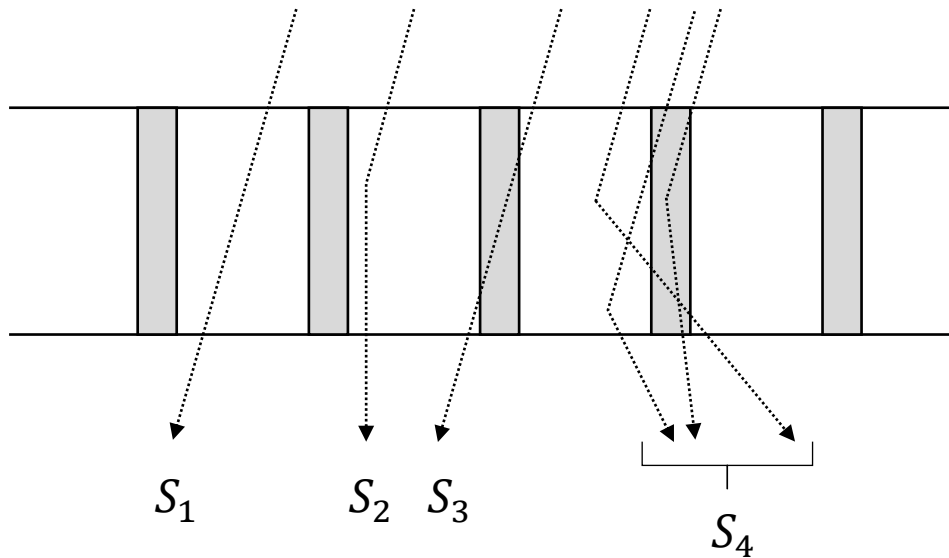


Fig.4 グリッドを通過する散乱X線のモデル

#### 1-1-4 まとめ

被写体コントラストと散乱X線との関係について、散乱X線含有率を用いて述べた。今回の測定により、X線画像には直接線に対して非常に多くの散乱X線が含まれていることが分かる。また被写体から発生した散乱X線が画質に及ぼす影響が非常に大きいものであることが分かった。

現在散乱X線を除去する方法として大まかに分けて2種類ある。一つはグリッドのような物理的に散乱X線を除去する方法、もう一つは後述の散乱X線をソフトウェアベースで除去する方法である。ソフトウェア上では、散乱X線含有率から散乱X線成分を推定する方法や、モンテカルロシミュレーションによって推定する方法もある。しかし、どれも散乱X線を完全に除去することが難しく、臨床現場において散乱X線フリーの画像を得るまでには至っていない。

X線を使用して検査を行う以上、散乱X線の画質への影響は避けられず、その挙動を知っておくことはX線画像の画質改善の手立てになると考える。

#### 1-2 ポジショニングの重要性

##### 【概要・目的】

DRシステムは入力X線に対し、Analog/Digital変換を行い、画像補正、階調処理、周波数処理など画像処理を行った上で画像が出力される。現在はさらに様々なアプリケーションや技術改善により良好なコントラストを安易に得ることができるようになってきた。

しかし、一方でコントラストを決定する要因は上記の他に被写体コントラストが存在する。この被写体コントラストはX線と被写体に起因するX線透過度のコントラストであり、被写体コントラストの最



適化はDRシステムの入力X線の最適化に他ならない。

特に管電圧と被写体厚は被写体コントラストの影響因子であり、被写体厚の増加に対し散乱X線の増加と線質硬化による線吸収係数の減少でコントラストは低下する。このため、ポジショニングを適切にし、X線絞りをを用いて必要最小限の照射野とすることで撮影範囲外からの散乱X線を少なくし、画像コントラストを向上させる取り組みは従来行われてきた。

現在のシステムにおいてこれら従来の撮影技術はどのような効果をもたらすのか、今回検証を行ったので報告する。

#### 【使用機器】

DRシステム	: DR CALNEO	(FUJIFILM メディカル)
X線発生装置	: RAD speed pro	(島津メディカル)
腹部ファントム	: CT腹部ファントム	(京都科学社)
解析ソフト	: image-J	(NIH)

#### 【実験方法】

1. 腰椎側面像を模擬して腹部ファントムをブッキー台に配置し、照射野絞りの有無による画像取得を行った(Fig.5)。

SID120cm撮影条件85kV, 32mAsおよび16mAsの2種類とし10回曝射した。

Raw dataと画像処理後のDicom dataを対象とし、第3腰椎を基準に椎体位置と椎間位置に対してROIを設定し(Fig.6)、平均画素値と画像SDおよびContrast to Noise Ratio(CNR)を算出した。

$$CNR = \frac{|\text{椎体画素値} - \text{椎間画素値}|}{\text{椎間画像SD}}$$

画像処理条件(GA:1.1, GT:O, GC:0.9, GS:0.4, YRB:C, YRT:P, YRE:0.8, TDB:0.8, YDT:M, YBE:0.7, YWE:0.5, DYN:2, FFC:G, FNB:G, FNT:A, FNE:0.5)

2. 1.にて取得した画像よりL1からL4の範囲で障害陰影のない部分を選び直線プロファイルカーブを取得し、比較した(Fig.6)。

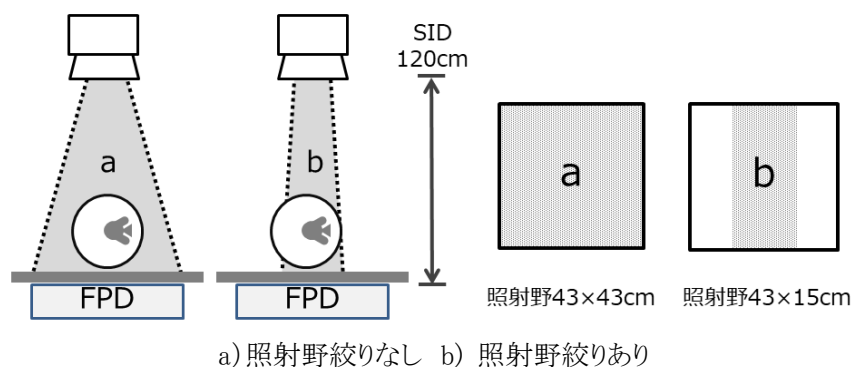


Fig.5 照射野絞り有無による画像取得シエーマ

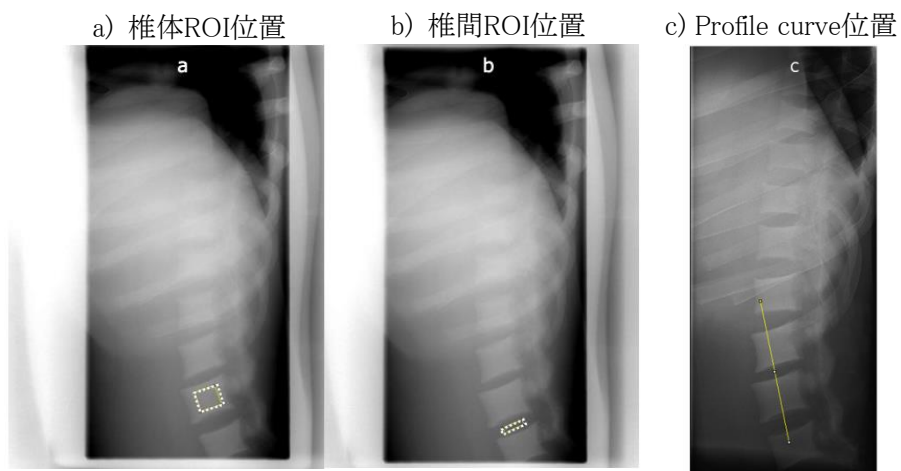


Fig.6 腰椎 ROI 設定位置

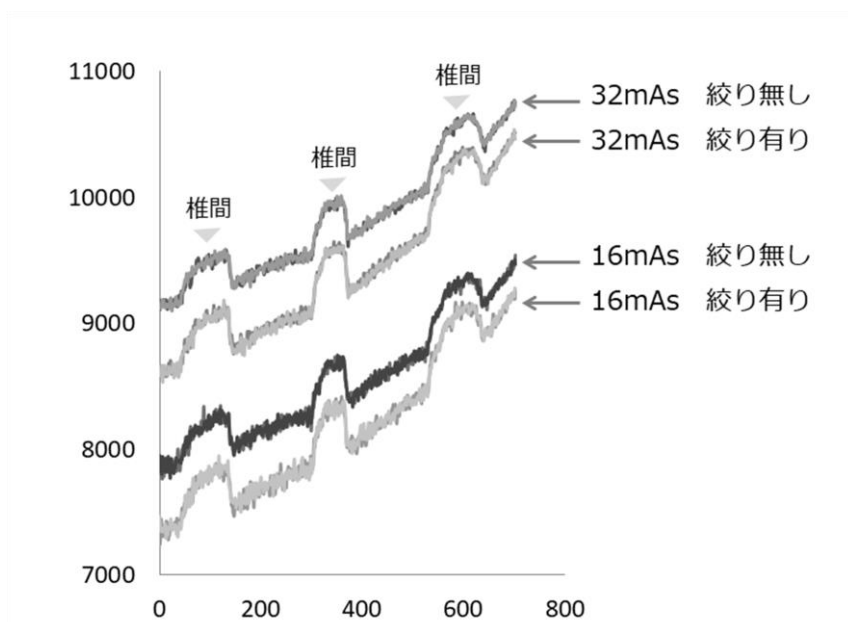


Fig.7 各撮影条件でのプロフィールカーブ

**【結果】**

腰椎側面像のプロファイルカーブ取得結果について示す。どの撮影条件も絞りを入れる事により画素値の低下を認めた(Fig.7)。

一方、プロフィールカーブより椎体、椎間位置における平均値をそれぞれ求め、椎体と椎体間における画素値の差を算出した結果を示す。線量に依存せず、絞りを入れる事により椎体と椎間画素値の差は増加した(Table 2)。

Table 2 プロファイルカーブより取得した椎体—椎間画素値の差

椎体—椎間画素値差		Raw data	画像処理後
32mAs	絞り無し	42.0	76.2
	絞り有り	67.7	81.8
16mAs	絞り無し	43.0	74.9
	絞り有り	59.9	80.4

Table 3 Raw Dataによる腰椎側面像画像解析結果

Raw Data		椎体		椎間		
		平均画素値	画像SD	平均画素値	画像SD	CNR
32mAs	絞り無し	9534.2	90.5	10194.8	111.0	6.0
	絞り有り	9267.8	96.2	10017.9	98.6	7.6
16mAs	絞り無し	8221.2	99.0	8892.3	115.1	5.8
	絞り有り	7968.4	104.4	8722.6	102.7	7.3

Table 4 画像処理Dataによる腰椎側面像画像解析結果

画像処理Data		腰椎		椎間		
		平均画素値	画像SD	平均画素値	画像SD	CNR
32mAs	絞り無し	2752.8	77.7	3318.3	61.6	9.2
	絞り有り	3098.0	77.7	3524.9	34.5	12.4
16mAs	絞り無し	2750.2	83.1	3323.5	63.0	9.1
	絞り有り	3073.4	84.7	3517.1	36.6	12.1

腰椎側面像のRaw Dataに対する椎体と椎間の平均画素値、画像SDおよびCNRの結果を示す。線量に依らず照射野に絞りを入れる事により椎体と椎間の平均画素値は低下するが画像SDは椎間において低下しCNRは向上した(Table 3)。

腰椎側面像に画像処理を行なった出力Dataに対する椎体と椎間の平均画素値、画像SDおよびCNRの結果を示す。画像処理を行なった出力Dataにおいては線量に依らず照射野に絞りを入れる事により椎体と椎間の平均画素値は向上し、画像SDは椎間において著しく低下しCNRは向上した。Raw Dataと比較してCNRは画像処理後で高値となった(Table 4)。

#### 【考察】

本実験は従来行われてきた撮影目的外の照射野を絞る事で現在のDRシステムに与える影響について検証した。腰椎ファントムに対し2種類の撮影条件にて撮影した側面像では照射野を絞る事で、画素値は低下し、椎体—椎間画素値の差は増大した。これは照射野外からの散乱線が低下

する事によりFPDに到達する透過線量が減少した事と、散乱線が減少することで被写体のコントラストを向上させたと考える。

先行研究においては散乱線のランダムノイズ成分は、X線光子数がポアソン分布に従うという性質によるものであり、散乱線、直接線の区別なく検出器で検出されたX線光子数の平方根が画像上の量子ノイズとなることから発生する問題と言われている<sup>6)</sup>。

腰椎ファントムに対し2種類の撮影条件にて撮影した側面像のRaw Dataにおいては線量に依らず、照射野絞りの有無により平均画素値は低下し、画像SDは上昇した。椎体と椎間にて算出したCNRにおいては照射野を絞った方が高値を示した。

今回ブッキー台を使用しているが、透過線量は直接線と散乱線の和であるため、照射野を絞る事で撮影目的外からの散乱線をさらに減少させる事ができ、相対的に直接線の比率が高くなる事でコントラストが上昇したと考える。

また、画像処理後においては照射野絞りを使用する事で画像SDは椎体ではほぼ変化なく、椎間においては低下する結果を示した。処理前画像においては到達する透過線量が低下するため画像ノイズが増えていたが、ノイズ抑制処理により組織が均一な椎間部分において、より効果を示した可能性があると考え。本結果よりCNRは向上し、臨床において照射野を適切に絞って撮影する事は現在のDRシステムにおいても有用であると考え。

## 第2章 画像コントラストとその処理技術

### 2-1 はじめに

X線画像がデジタル化し、画像処理によって様々な濃度・コントラストの画像を作成することが可能となった。アナログの時代では表現が難しいような画像も、撮影後何度でも調整可能になり大きなメリットである一方、その処理がどのように行われているか理解していないと誤って重要な情報を消してしまう可能性もある。本稿ではコントラストに関わる画像処理について解説する。

### 2-2 コントラストとは

コントラストとは、一般には画像上のある2点間の濃度差をコントラストという<sup>7)</sup>。この濃度差が大きければ高コントラスト、小さければ低コントラストの画像となる。X線画像でコントラストに関わる要素には、X線エネルギー(管電圧)、被写体の線減弱係数、散乱X線、画像処理など様々あげられる。

X線画像は被写体のX線の吸収差を画像にしたものである。被写体の吸収は線減弱係数で決まり、線減弱係数はX線のエネルギーによって変化する。線減弱係数はX線のエネルギーが低いと大きく、エネルギーが高いと小さくなる。そのため、コントラストもエネルギーが低いほど大きくなる。

コントラストに関わる画像処理には自動感度調整処理、階調処理、ダイナミックレンジ圧縮処理、散乱線補正処理などが挙げられる。これらの画像処理はFPDやCRで検出したX線情報を、診断に

適した画像にするための処理である。ここでは自動感度調整処理と階調処理、最後に簡単にダイナミックレンジ圧縮処理について解説する。

### 2-3 自動感度調整処理

被写体を透過したX線はFPDやCRなどの検出器でデジタル信号に変換される。ここから診断に適した画像にするため、様々な画像処理が施されていくが、まず行われるのが自動感度調整処理である。ここでは取得した信号の中からどこに被写体の情報が含まれているか判別し、被写体の情報があるところに画素値を振り分けていく。この処理の結果算出されるのがS値とL値である。これにより、撮影条件が変化しても安定した濃度・コントラストの画像が得られる。

被写体の情報を探すためには、大きく2つの手法があり、ヒストグラム解析法と関心領域のデジタル値の平均値より全体の画像濃度を決定する方法<sup>8)</sup>がある。ここではヒストグラム解析法について解説する。

ヒストグラム解析法は、取得したデータのヒストグラムから被写体の情報がどこに含まれているかを解析する方法であり、画像全体のヒストグラムから解析する方法と、関心領域を設定しそのヒストグラムから解析する方法<sup>8)</sup>があるが、今回は画像全体のヒストグラムから解析する方法で述べていく。胸部画像のヒストグラムを作成するとFig.8のようになる。しかし、このままではどこにどのような情報が含まれているかわからないため、部位ごとに分けたヒストグラムをFig.9に示す。Fig.9を見ると、横隔膜、縦隔、肺野、皮膚、直接線の部位がヒストグラムのどこに位置するかわかる。これにより被写体の情報が含まれている左側の山のところに対して適切な濃度コントラストになるように画素

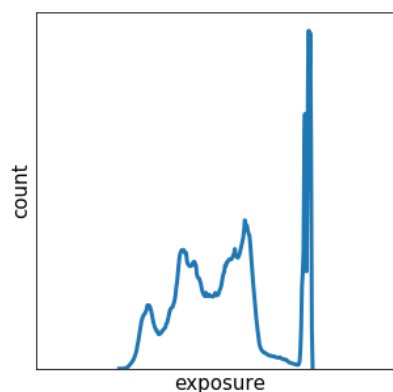


Fig.8 胸部のヒストグラム

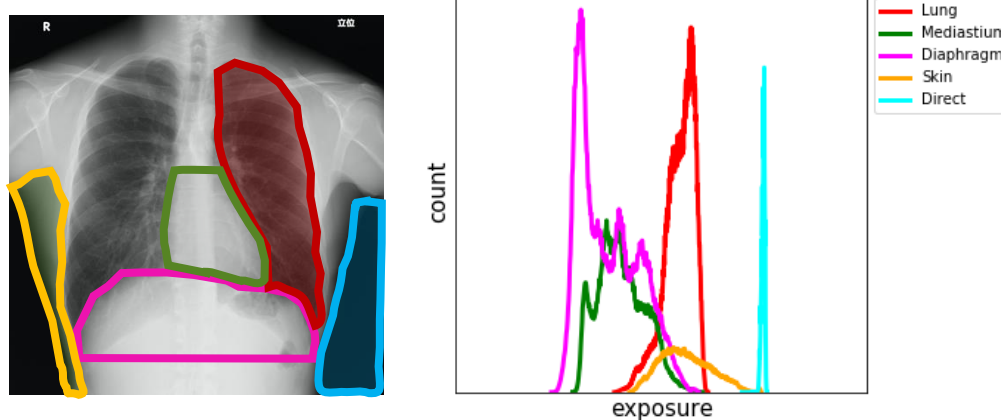


Fig.9 各部位のヒストグラム

値を振り分けていけば良いということになる。

胸部の場合、予め肺野と縦隔に振り分けたい画素値が決められており、それぞれを $Q_{max}$ 、 $Q_{min}$ とする(Fig.10)。ヒストグラム上で肺野と縦隔に相当する部分に目的の画素値をまず振り分ける。そうすると、2点を結ぶ直線を引くことができる。その直線を

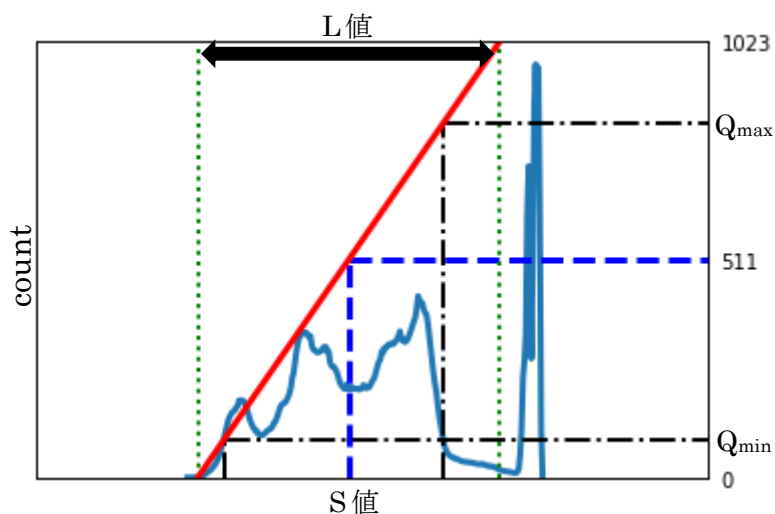


Fig.10 ヒストグラム解析による S 値、L 値の算出

出力する階調数の範囲(例えば10 bit)で引き、その直線に従い残りの部分を画素値に振り分けていく。出力する画素値の範囲で直線を引いた時の線量の幅の対数値がL値となる。出力する画素値の中央値に相当する線量から算出した値がS値となり、感度の指標として用いられる。L値は出力する線量の幅に対応するため、コントラストに影響する。同じ画像データの場合、L値が小さいすなわち出力する線量の幅が狭いと高コントラストになり、逆にL値が大きくなると低コントラストとなる。

デジタル画像では撮影条件が変化しても安定して適切な濃度コントラストの画像が得られるのは、S値とL値が調整されることによって実現されている。Fig.11に同一線量で管電圧を130 kVと80 kVで水ファントムを撮影した時のヒストグラムを示す。画像処理は胸部のメニューで行った。管電圧を小さくするとヒストグラムの幅は広くなるため、それに合わせてL値も大きくなり、コントラストが一定に調整される。

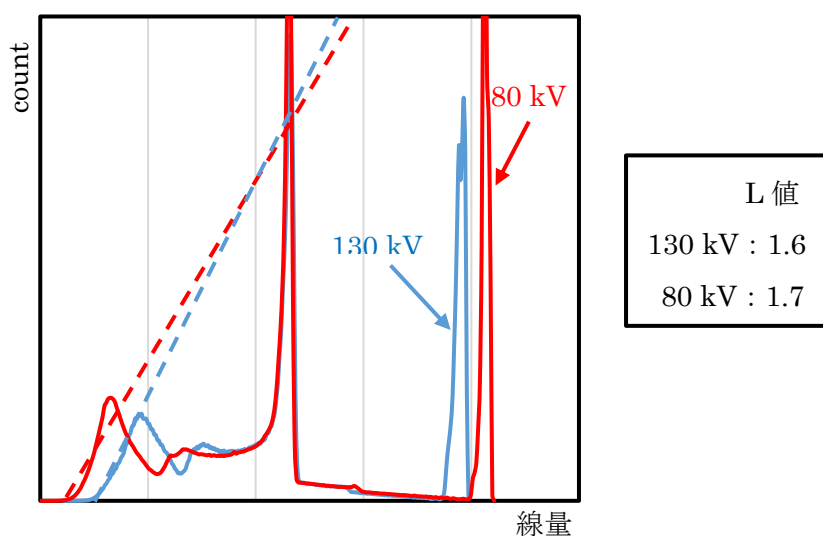


Fig.11 管電圧の違いによるヒストグラムとL値の変化

## 2-4 階調処理

自動感度調整処理後は、よりX線写真らしくするために階調処理が行われる。これはフィルムのような濃度・コントラストになるように変換テーブルを使用して調整する処理である。さらに変換テーブルを調整することで濃度・コントラストを調整可能である。ここでは階調処理によってどのように濃度・コントラストが変更されるかを見ていく。

### 2-4-1 変換テーブル

階調処理は基本的にはフィルムの濃度・コントラストに近づけるように調整する処理である。そのためにフィルムのような形状の変換テーブルが用意されており、それにしたがって自動感度調整処理で振り分けられた画素値が濃度に変換される。変換テーブルは目的部位によって形状が違うものが数種類用意されている (Fig.12)。基本的には変更する必要はない。Fig.13に変換テーブルを変えた例を示す。変換テーブル以外のパラメータは変更していないが、大きく濃度・コントラストが変わっているのがわかる。目的部位によって適切な変換テーブルを用いることが重要である。

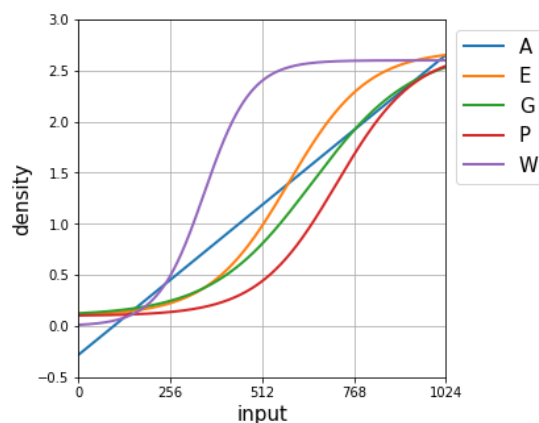


Fig.12 変換テーブルの例  
(参考資料<sup>9)</sup>を元にシミュレーションで作図)

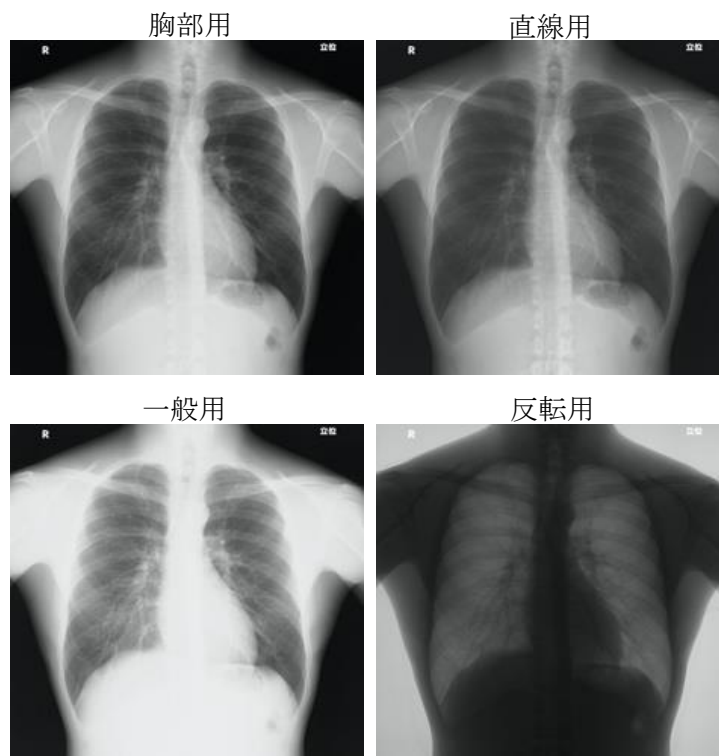


Fig.13 変換テーブルの違いによる画像変化

## 2-4-2 濃度調整

次に濃度の調整はどのように行われているかを考える。先ほどの変換テーブルによってある入力の画素値はFig.14のような濃度へ変換される。この濃度を高濃度、つまり黒くしたい場合を考える。そのためには変換テーブルを左側へ平行移動(GS)させることで調整できる。平行移動した時の変換テーブルによって先程の画素値は変換前より高濃度に変換される。逆に低濃度、つまり白くしたい場合は、変換テーブルを右側へ平行移動させることで変換可能になる(Fig.15)。このようにして変換テーブルを左右に平行移動させることで濃度調整を行なっている。この時、変換テーブルの位置は変化するが、形状(直線部の傾き)は変わらないためコントラストは変化しない(Fig.16)。

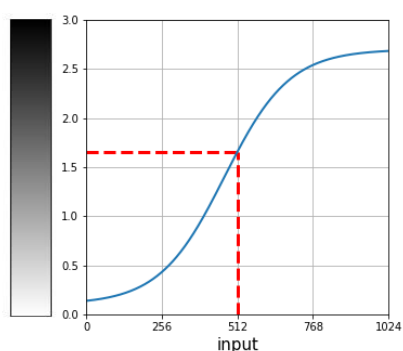


Fig.14 変換テーブルによる濃度変換

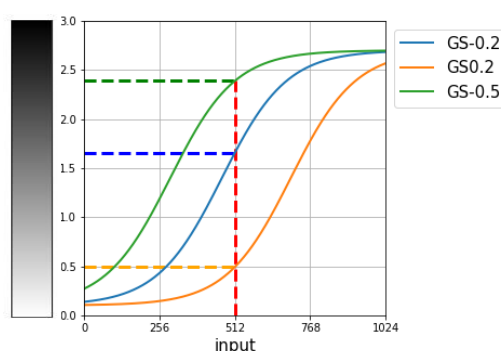


Fig.15 変換テーブルによる濃度調整

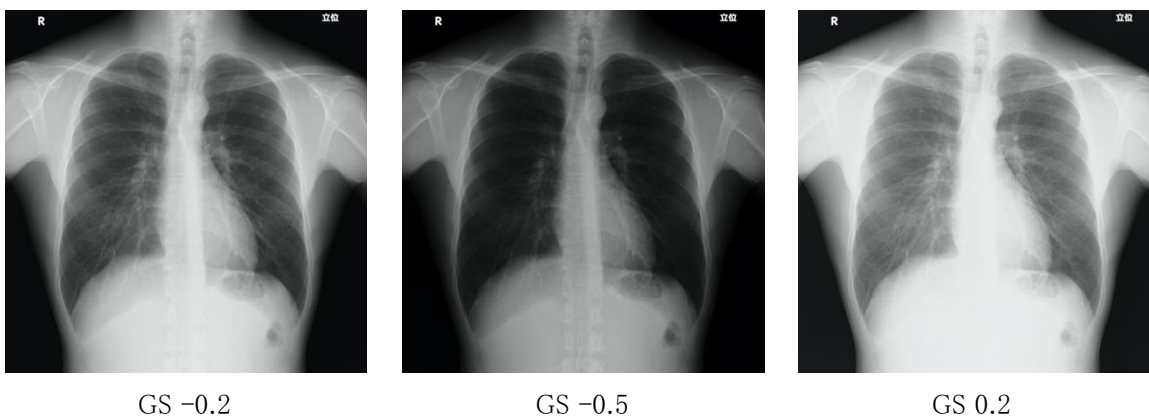


Fig.16 濃度調整による画像変化

## 2-4-3 コントラスト調整

コントラストは画像のある2点における濃度の差のことである。この濃度差は、変換テーブルの直線部の傾きによって決まる。これはフィルムの特性曲線の直線部の傾きでフィルムのコントラストが決まることと同じである。フィルムは特性曲線が固定であるため、同一フィルムでコントラストを変えられないが、階調処理では自由にコントラストも調整可能である。ではどのようにコントラストを調整するかを見ていく。



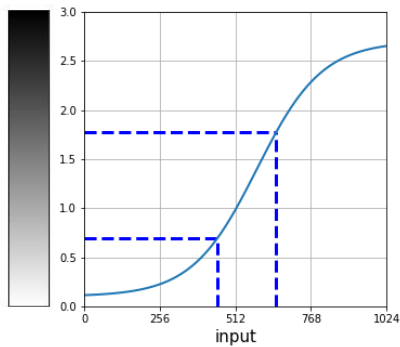


Fig.17 変換テーブルによるコントラスト

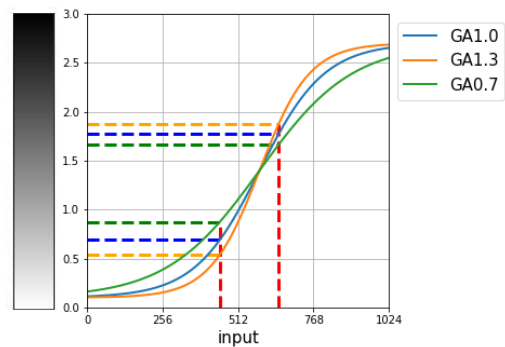


Fig.18 変換テーブルによるコントラスト調整

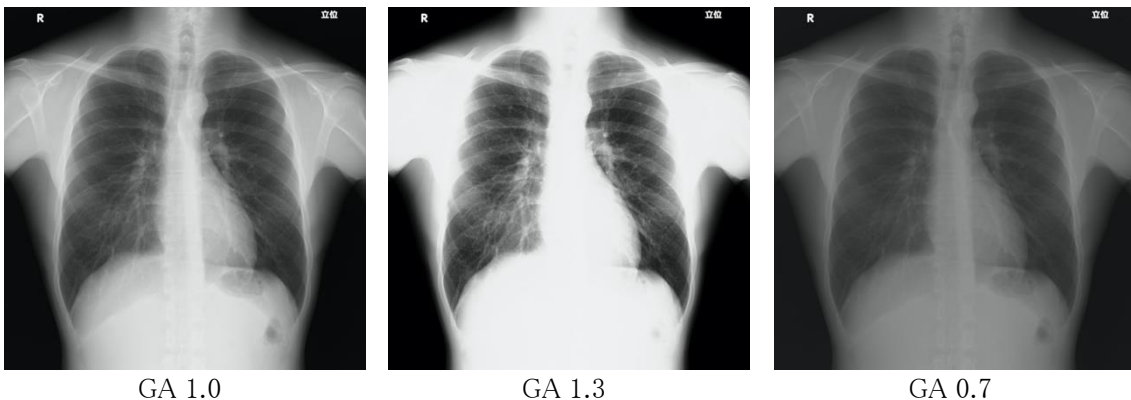


Fig.19 コントラスト調整による画像変化

ある2点間の濃度差がコントラストになるため、この2点について考える。この2点は変換テーブルによってそれぞれFig.17のような濃度に変換される。今このコントラストを大きくしたい場合を考える。コントラストを大きくするためには濃度差を大きくすることなので、変換テーブルの直線部の傾きが大きくなるように、変換テーブルを回転(GA)させる。傾きが大きくなるように回転するとFig.18のようになり、回転前と比べ高コントラストになることがわかる。逆にコントラストを小さくしたい場合は、逆に変換テーブルの直線部の傾きが小さくなるように回転させれば低コントラストとなる(Fig.19)。

変換テーブルを回転することでコントラストを調整できるが、回転中心(GC)は関心領域の濃度に設定されており、そこを中心に回転される。

## 2-5 ダイナミックレンジ圧縮処理

診断目的によっては目的部位のコントラストを変えずに、さらに観察可能領域を広げ情報量を増やしたい場合もある。特にX線吸収の差が大きい部分(肺野と縦隔、腹部や胸腰椎移行部など)はコントラストの調整だけでは一度に表現が難しい場合がある。このような場合に役立つのがダイナミックレンジ圧縮処理である。胸部の場合、肺野を観察しやすいようにコントラストを調整するが、縦隔や横隔膜の部分も重要な観察部分になる。コントラスト調整のみでは白潰れや黒とびになってしまい、所見を潰してしまう可能性もある。ここでは簡単に処理の効果を見ていく。

Fig.20にダイナミックレンジ圧縮処理の例を示す。低濃度圧縮では、肺野のコントラストは変わらずに、縦隔や腹部の椎体が見えるようになってきている。高濃度圧縮では縦隔や腹部のコントラストが変わらず、肺野のコントラストが変化している。このように、一番観察したい部分のコントラストを変えずに、診断可能な領域を広げることができる。胸部の場合、肺野が観察目的部位のため、高濃度な部分は変えずに、縦隔などを観察できるように低濃度圧縮が用いられている。

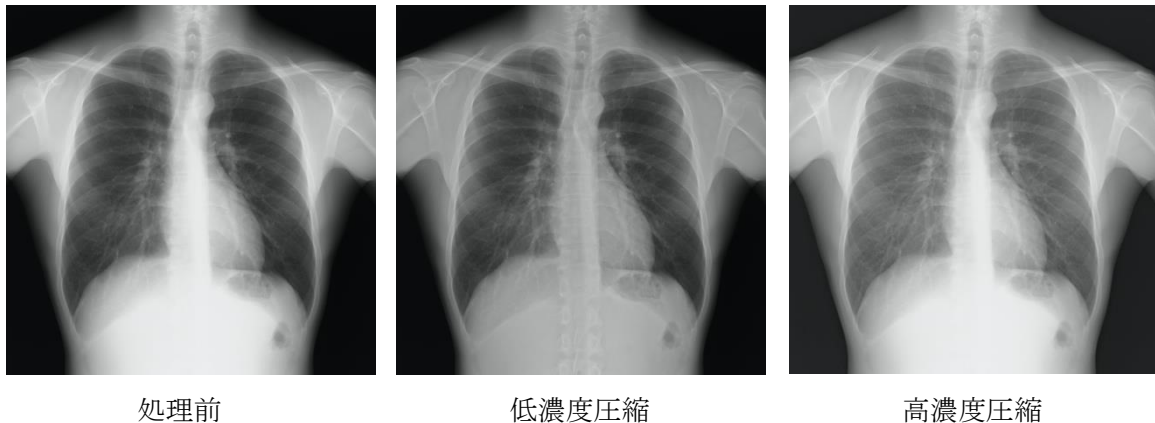


Fig.20 ダイナミックレンジ圧縮処理の例

## 2-6 まとめ

コントラストに関わる画像処理について解説した。X線画像はX線の吸収の差をコントラストとして表現している。体内に病変などがあれば、それがコントラストとして現れ診断が可能になる。デジタル画像ではコントラストを自由に調整可能なため、診断目的である病変のコントラストを見やすくすることも、見づらくすることも可能である。コントラストに影響を与える要因には様々あるが、診断目的にあったコントラストで画像を提供するために、今回のような基本的な画像処理の理解が必要不可欠であると考えられる。今回の内容がX線画像の更なる理解につながれば幸いである。

## 第3章 散乱線補正処理

### 3-1 概要

従来、X線撮影では散乱X線による画像コントラストの低下を防ぐため散乱X線除去用グリッド(以下グリッド)が用いられてきた。しかし、グリッドアライメントの調整が難しいポータブル撮影においては常に画質劣化の懸念があった。この問題の解決のため、画像処理により散乱X線を除去する技術である散乱線補正処理がワークステーションに実装され始めている。Fig.21に散乱線補正処理のアルゴリズムを示す。基本構成は画像コントラストを改善する部分と散乱X線成分に起因するノイズを低減する部分に分かれる。画像コントラスト改善部分においてはまず被写体厚を推定し、被写

体厚に応じた散乱X線含有率を計算し、元画像から散乱X線相当の信号量を差分する。次の過程では散乱X線成分に起因するノイズを低減し、粒状性を回復するためノイズ低減処理を行う。先の画像コントラスト改善処理では散乱X線の低周波成分を除いただけで、ノイズ成分は残存している。このためグリッド装着撮影画像と粒状性を揃えるため、ノイズ低減処理が必要となる。

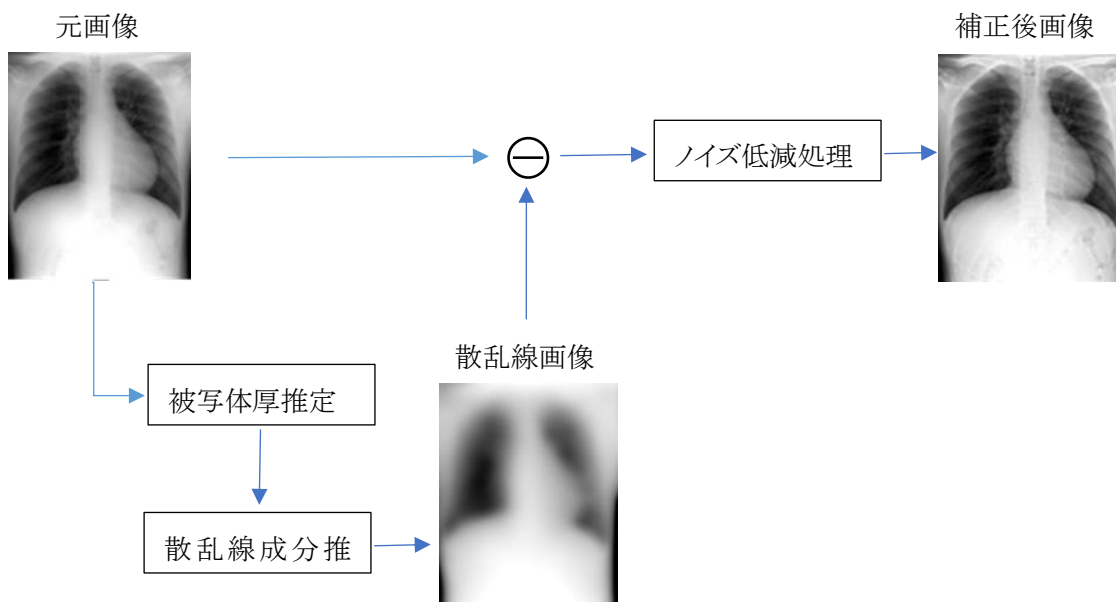


Fig.21 散乱線補正処理のアルゴリズム

### 3-2 画像コントラスト改善処理

画像コントラスト改善処理部分では元画像の画素毎に散乱X線成分の量を推定し、元画像から取り除く処理を行っている。散乱X線の割合は患者の体厚が厚いほど多くなるため、まず初めに被写体厚の推定を行う。被写体厚の推定には画像のヒストグラム解析を用いており、ヒストグラムの形状と基準となる信号を基に体厚を推定している。画素毎に体厚を求めた後、部位毎、体厚毎によって予め作成された体厚と散乱X線含有率のデータベースを使用して画像中の散乱X線成分を推定し、散乱X線画像を作成する。注目画素の散乱X線含有率は周囲の様々な構造物から発生する散乱X線の影響を受けているため、当該画素のみならず、周囲の濃度分布情報を利用し、精度を向上させている。最後に元画像から推定した散乱X線相当の信号量を取り除くことで画像のコントラストを改善する。

### 3-3 ノイズ低減処理

散乱X線成分を取り除いた画像に対し、次にノイズ低減処理を行う。グリッドは散乱X線成分とそれに起因するノイズ成分を低減させる効果を持つが、先のコントラスト改善処理では散乱X線の低周波成分を除いただけで、ノイズ成分は残存しており、粒状性が悪化している。このためグリッド使

用時と画像の粒状性を揃えるためにノイズ低減処理が必要となる。画像中から除去すべきノイズの大きさは除去した散乱X線の量によって決まる。そこで除去した散乱X線の量に応じてノイズ低減レベルを変えられるノイズ低減処理が新たに開発されている。

### 3-4 低線量撮影における散乱線補正処理胸部X線画像の挙動

#### 3-4-1 緒言

DRシステムの画質性能を表すうえで最も適した指標であるとされているのはDetective quantum efficiency (DQE)であると言われている。しかしDQEは本来、検出器の評価に用いられるものであり、その算出には画像処理を含まない線形性が担保された画像が要求されている。しかし、実際の臨床画像には診断能に優れる画像に変換することを目的に様々な画像処理が加えられている。具体的には階調処理、周波数処理、ダイナミックレンジ圧縮処理などが挙げられるが、いずれもX線量とデジタル値の間に線形性は確保されておらず、このような処理が加えられた画像に対する画質評価としてDQEは適用できない。散乱線補正処理も一種の画像処理であるため線形性は担保されない。

臨床の場において新しい画像処理システムを導入した時、最大の関心は「病変の検出能は向上するのか?」、「被ばく線量の低減は可能なのか?」ということになると考える。低線量撮影時は画像雑音が問題となるが、過去の報告<sup>10)</sup>ではグリッド装着撮影と散乱線補正処理撮影に対し、同一の検出器到達線量として低コントラスト検出能の評価を行い、散乱線補正処理の有用性が示されている。つまり、散乱線補正処理使用時はグリッド装着撮影時に比べて低線量撮影だったと考えられるが、具体的にどの程度の線量差であったのかは述べられていない。また、散乱線補正処理の過程のなかにはノイズ低減処理が含まれるため、撮影線量を低減したときの画質挙動については把握しておく必要がある。そこで、本章では低線量撮影をした散乱線補正処理胸部X線画像についてその画質の挙動を検証する。

#### 3-4-2 方法

腫瘍を模擬したアクリル円柱を胸部ファントム左肺上葉に配置し(Fig.22)グリッド装着撮影画像および撮影線量を低減した散乱線補正処理画像を取得し、腫瘍部を中心とする画像に切り出した後、各画像のcontrast to noise ratio (CNR)を算出した(Fig.23)。

X線検出器として間接変換方式FPDであるAero DR (Konika Minolta) および集束グリッド(グリッド比:6:1、集束距離:100 cm、グリッド密度:40本/cm、中間物質:アルミニウム 三田屋製作所)を使用した。また散乱線補正処理ソフトにはIntelligent Grid (Konika Minolta)を用いた。アクリル円柱は直径10, 20, 30 mm、厚さ1, 3, 5 mmの計9種類とした。撮影条件はグリッド装着撮影画像(G画像)取得時には管電圧80 kV、管電流時間積を2.5 mAsとし、散乱線補正処理画像(IG画像)取得時には管電圧80 kV、管電流時間積を2.5, 2.0, 1.6, 1.2 mAs、グリッド比6:1相当としてそれぞれ200枚ず

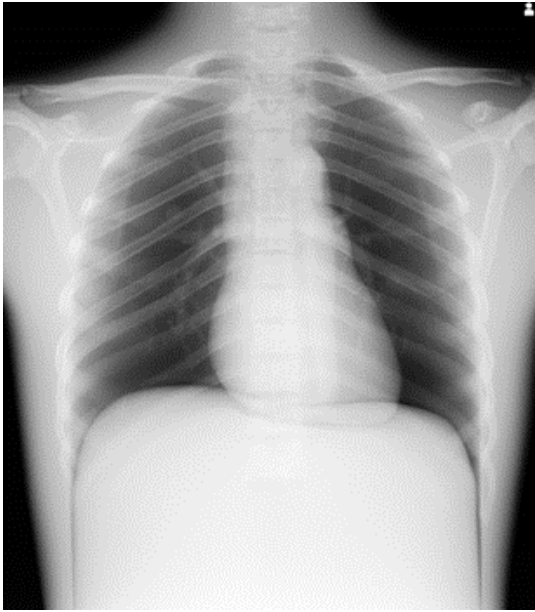


Fig.22 胸部ファントム画像

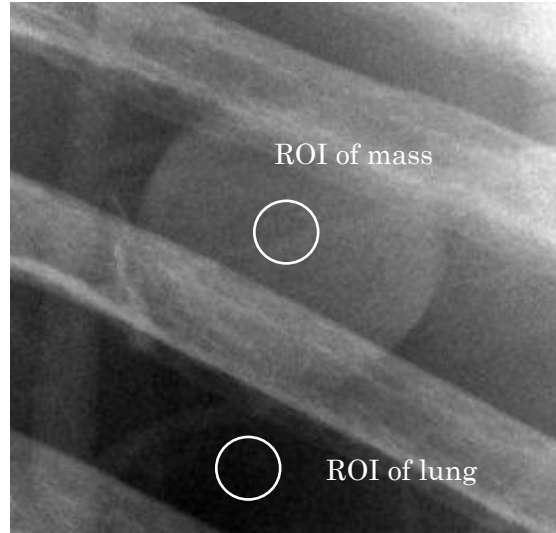


Fig.23 CNR 算出時の関心領域設定

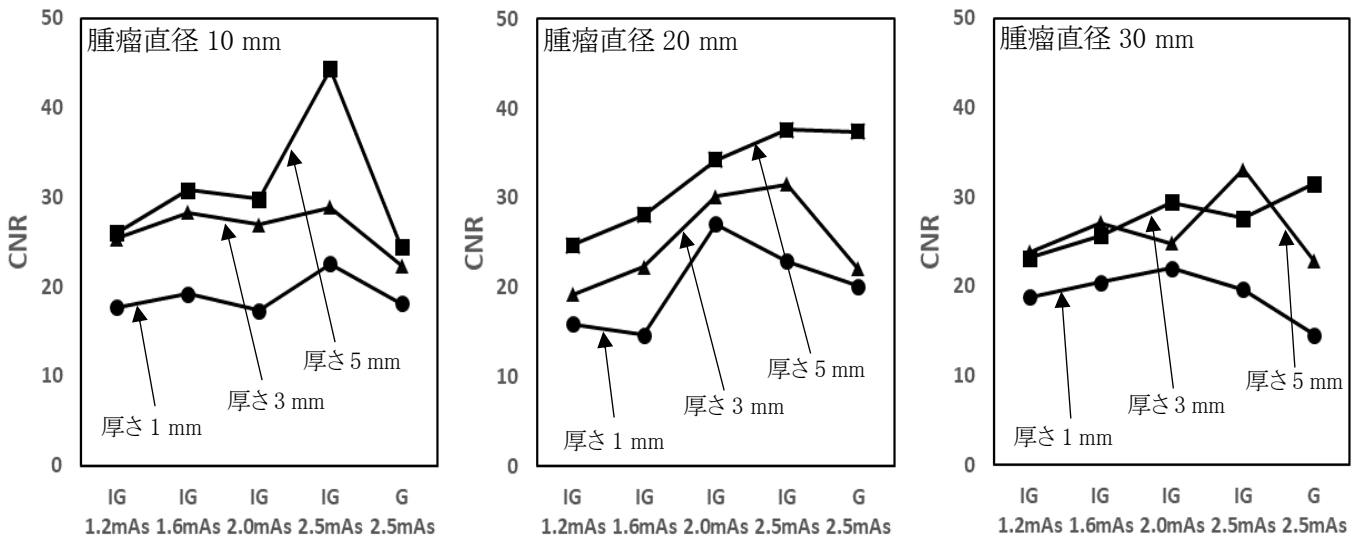


Fig.24 散乱線補正処理画像の CNR

つ取得した。ダイナミックレンジ圧縮は強調タイプをHE-STANDARD2とし、強度は低濃度側を0.2、高濃度側を0とした。また周波数処理については強調タイプをHF-STANDARD5とし強度は低濃度側を0、高濃度側を0.3とした。

### 3-4-3 結果

腫瘍直径10 mmにおいては腫瘍の厚さによらず撮影線量を低減したIG画像のCNRはG画像と同等以上の結果を示した。腫瘍直径20 mmにおいては撮影線量2.0 mAsまでのIG画像のCNRがG画像と比較して同等程度あるいはそれ以上であるが、1.6 mAs以下の線量ではCNRは低下した。腫瘍直径30 mmでは撮影線量2.0 mAsまでIG画像のCNRがG画像と比較して同等であった (Fig.24)。

#### 3-4-4 考察

本章では、胸部ファントムおよび腫瘍を模擬したアクリル円柱を用いて、低線量撮影による散乱線補正処理胸部X線画像の画質を検証した。G画像と同一線量で撮影したIG画像のCNRは、ほぼすべての条件でG画像より高値を示し、また撮影線量を20%低減した場合においてCNRは同等程度であった。これはコントラスト改善処理により散乱X線成分を除き、ノイズ低減処理により粒状性を向上させたことによるものと考える。本研究と同様の実験を行った先行研究<sup>11)</sup>ではCNRによる評価に加え、実際に臨床で使用するカテーテルなどのデバイスに対し視認性を評価したうえで50%の線量低減が可能であるとしている。しかし、実際の臨床画像の撮影目的は病変の存在診断であり、また病変が認められた場合はその性状を診断しなければならない。デバイスなどを留置したときの主な撮影目的は位置確認であり、本章の内容とは要旨が異なる。本章においては、単純な構造ではあるが実際の病変と同程度のコントラストを有したアクリル円柱を用いており、20%線量低減したIG画像のCNRがG画像と同程度とする結果は実臨床を想定した場合、妥当であると考えられる。

## 第4章 まとめ

本稿では臨床画像における画像コントラストの重要性と散乱X線が及ぼす影響について、その詳細を解説した。X線画像の役割として、病変の描出・治療効果の描出が強く求められる。我々は散乱X線の弊害を最小限に食い止め、最大限の情報を持つ画像を提供しなければならない。

また、日本放射線技術学会東北支部DR班では、今後も臨床画像の画質向上をテーマに様々な企画を計画する。会員の皆様には我々の企画に参加いただき、活発な議論を展開したうえで日常診療に役立てていただければ幸いである。

## 参考文献

- 1) Wilsey, R. B.:The intensity of scattered x-rays in radiography. American Journal of Roentgenology, 8:328-338,1921
- 2) Samei, Ehsan, et al. "A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging." Radiation Protection Dosimetry 114.1-3 (2005): 220-229.
- 3) Åslund, Magnus, et al. "Scatter rejection in multislit digital mammography." Medical physics 33.4 (2006): 933-940.
- 4) 市川勝弘, 他:標準デジタルX線画像計測, オーム社
- 5) 丸石博文, 砂屋敷忠, 他:散乱X線除去用グリッドのX線透過理論, 日本放射線技術学会, 55 (7),692-699, 1998
- 6) 本田道隆:5.散乱線の発生と画像への影響, 日本放射線技術学会雑誌, 66(5), 557-565, 2010

- 7) 岡部哲夫 他編集, 医用画像工学 第2版, 医歯薬出版株式会社
- 8) 船橋正夫, CR撮影の考え方と注意点, 日本放射線技術学会雑誌, 61(1),34-41,2015
- 9) 船橋正夫監修, 関西地区CR研究会編著, CR超基礎講座, 医療科学社
- 10) 市川肇, 小野孝明, 澤根康裕, 他:胸部ポータブル撮影における散乱線補正処理の有用性に関する検討, 日本放射線技術学会誌, 72(12), 1207-1215, 2016.
- 11) Bernhard Renger, Carina Brieskorn, Vivien Toth, et al. : EVALUATION OF DOSE REDUCTION POTENTIALS OF A NOVEL SCATTER CORRECTION SOFTWARE FOR BEDSIDE CHEST X-RAY IMAGING, Radiation Protection Dosimetry, 169(1-4) , 60-67, 2016.