

散乱 X 線が X 線画像に及ぼす影響

滝川 厚

県立広島大学保健福祉学部理学療法学科

抄 録

診断用 X 線画像を得るために人体に X 線を照射すると体内で散乱 X 線が発生する。X 線画像の画質は散乱 X 線の影響を受けるので、散乱 X 線の性質を知っておくことが大切である。

本稿では、X 線スペクトルの測定、X 線画像の画質に及ぼす散乱 X 線の影響、散乱 X 線の除去方法について概説する。

キーワード：散乱 X 線, X 線スペクトル, 画質, 散乱 X 線除去用グリッド

1 はじめに

1895年11月8日にW. C. RöntgenがX線を発見し¹⁻³⁾、その直後に自身の手やBertha夫人の手のX線写真を撮影した(1895年12月22日)ことはよく知られている⁴⁾。これらの写真は現在のものと比べると“粗い”画像である。にもかかわらず、メスで切り開かなくても人体の内部構造を画像として観ることができるため、X線写真は医学・医療にすぐに応用された⁵⁾。その後さまざまな改良が加えられ、今では診断用X線画像は医療に不可欠なものになっている。

診断用X線画像を作るためには、①X線源、②被検体、③画像記録系の三つが必要である。一般撮影用X線管焦点には原子番号74のタングステンWが使われている。管電圧が高いほどX線発生効率が良くなるが、100kVで撮影するとしても発生効率は0.7%程度と極めて悪い。そのためX線発生効率の高いX線管を開発する努力が続けられているが、実用に耐えられるものは未だ実現していない。医療用X線管ではフィラメントを加熱して発生させた熱電子を電位差で加速し、X線管焦点に衝突させてX線を発生させている。このX線発生原理は1913年にW. D. Coolidgeが開発したクーリッジ管以来変わっていない。

撮影用X線管の原理が100年も変わっていないのに対して、画像記録系の方は著しく変化してきた。医療用X線画像では被検者の被曝線量を可能な限り低くする必要がある。X線発見からしばらくの間はX線の人体への影響がわかっていなかったため無謀な使い方がされ、結果としてX線の発見から30年ほどの間に多くの障害が現れた^{6,7)}。その後、被曝線量を低減するために両面乳剤フィルムや増感紙の使用など、画像記録系にさまざまな工夫が施されてきた⁸⁾。1970年代には日本でコンピューテッド・ラジオグラフィ(computed radiography: CR)装置が開発され⁹⁾、ここからデジタルX線画像の時代に突入することになった。現在では平面検出器(flat panel detector: FPD)^{10,11)}も広く使われている。

診断用X線画像の被検体は言うまでもなく人体である。時代によって変化する疾病構造に応じて撮影法も変化してきたが、人体を透過したX線で画像を作る点は変わっていない。ここで問題になるのは、照射したX線(一次X線)が人体内で相互作用して二次的なX線(散乱X線)が発生し、これがX線画像の画質に影響を及ぼすということである。以下、散乱X線スペクトルの測定、画質への影響、除去方法について概説する。

2 散乱X線スペクトルの測定

X線撮影をする際、被検体が厚いほど、照射野が広

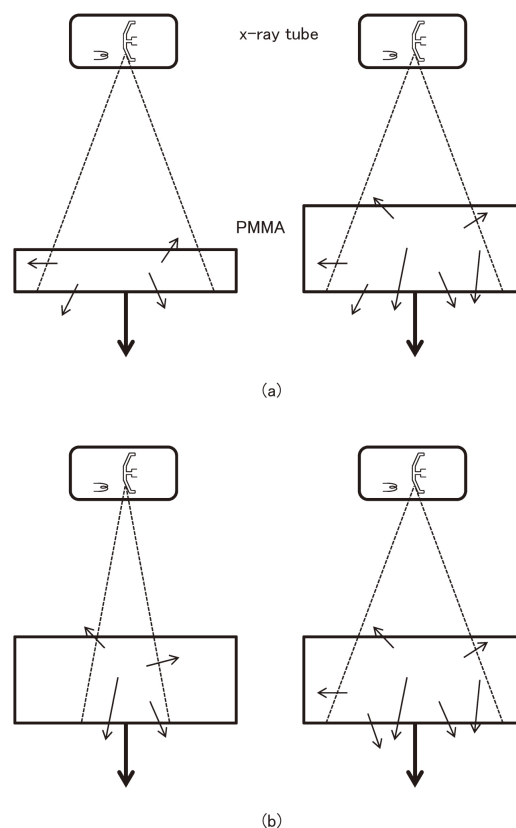


図1 散乱X線の発生 (a)被検体厚さと散乱X線、(b)照射野サイズと散乱X線

いほど被検体の内部で散乱X線がたくさん発生する(図1)。管電圧が高くなっても散乱X線含有率はほとんど変わらないが、散乱X線光子の実効エネルギーが高くなるため画像コントラストに大きく影響する。

散乱X線は一次X線とは異なる方向に進む。その方向によって前方散乱、側方散乱、後方散乱と呼ばれるが、画像に対する影響を調べるためには前方散乱だけを考慮すればよい。

X線の線質がX線画像のコントラストに影響を及ぼすことはよく知られている。X線の線質を正確に知るためには光子数スペクトルを測定しなければならない。診断用X線のスペクトル測定にはピュア・ゲルマニウム(intrinsic Ge)やカドミウムジンケテルライド(CdZTe: CZT)などの検出器が用いられている。診断用X線は、撮影条件はもちろん透視条件でも非常に線量率が高いので、パイルアップを防ぐためにX線管と検出器の距離を長くしたり、検出器の前に小さな円筒形の穴を開けたコリメータを置いたりして検出器に入射する線量率を下げるのが一般的である。この形のコリメータを使うと検出器に散乱X線が入射しない。そこで従来は図2のような配置で散乱X線の角度分布を測定していた¹²⁾。しかし、X線画像に対する影響を調べるためには、画像記録系の位置で周囲

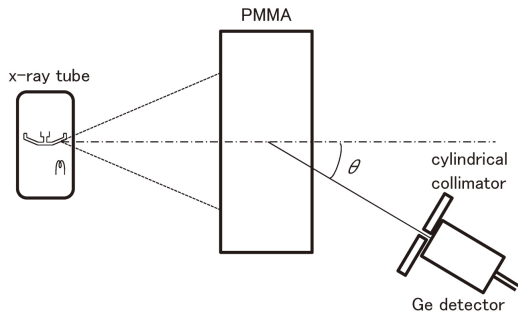


図2 散乱X線角度分布の測定

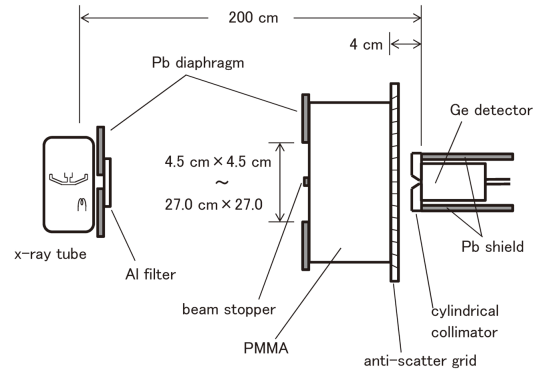


図4 散乱X線スペクトル測定の実験配置

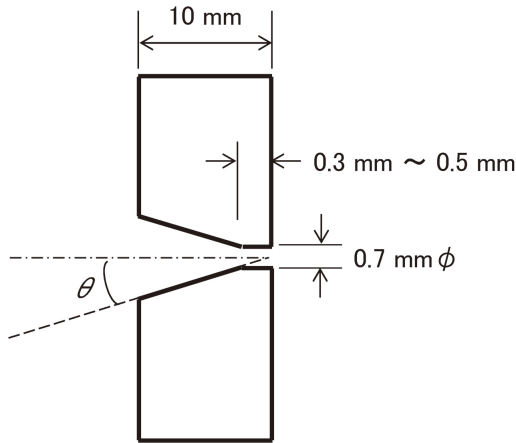


図3 円錐形コリメータ

から斜入する散乱X線のスペクトルを測定する必要がある。林らは図3に示す円錐形のコリメータを考案し^{13,14)}, Kubota et al. は Ge 検出器に斜入する散乱X線のスペクトルを測定した¹⁵⁾。Ge 検出器は Ge 結晶に垂直に入射する光子の検出を前提にしているので、斜入する光子を正しく検出できるかどうか確認しておく必要がある。窪田は²⁴¹Am の γ 線 (59.5 keV) が Ge 結晶に入射する位置と角度を変えてレスポンスを調べた¹⁶⁾。その結果、使用した検出器の場合は斜入角度が 45° までであれば結晶中心から十分に広い範囲でカウントが一定になり、問題なく測定できることがわかった¹⁶⁻¹⁸⁾。

円錐形コリメータを使ってX線スペクトルを測定する際の実験配置の一例を図4に示す。この配置は被検体と散乱X線除去用グリッド(以下、グリッドという)を透過した後のX線スペクトルが照射野の大きさでどのように変化するか調べることを目的としたものである。グリッドはアルミニウムやカーボンなどX線吸収の少ない物質(中間物質)と鉛の薄い箔とを交互に並べた構造になっている。一次X線は鉛箔と鉛箔の間を透過して画像記録系に到達するが、散乱X線は一定の方向性をもたないので鉛箔に吸収される。中間物質の厚さに対する鉛箔の高さの比をグリッド比、1 cm の幅に含まれる鉛箔の枚数をグリッド密度という。図4の配置で被

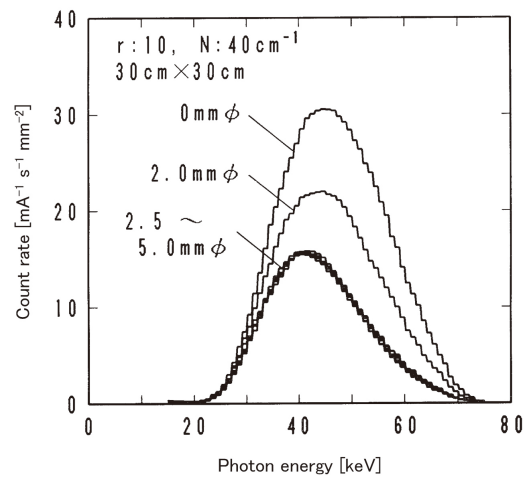


図5 ビームストッパーの直径によるX線スペクトルの変化

検体(散乱体)は20 cm厚の polymethyl methacrylate (PMMA) とし、グリッド比10対1、グリッド密度 40 cm^{-1} のグリッドを使用した。一次X線が検出器に入射するのを防ぐために照射野中央にビームストッパーを配置した。ビームストッパーの直径を変化させたところ2.5 mm以上でスペクトルの形状が変化しなくなり、一次X線が十分に遮蔽されていることがわかる(図5)。これ以降は安全を見込んで直径3.5 mmのビームストッパーを使用した。ビームストッパーを使わずに全X線のスペクトルを、ビームストッパーを使って散乱X線のスペクトルを測定してX線光子エネルギーごとに差をとって一次X線のスペクトルを求めた。PMMA 前面に鉛の遮蔽版を置いて、グリッド入射面での照射野の大きさを5 cm x 5 cm から30 cm x 30 cm まで5 cm 間隔で6段階に変化させた。照射野10 cm x 10 cm と30 cm x 30 cm の測定結果を図6に示す。照射野が広がると全X線スペクトルと散乱X線スペクトルのピークが高くなっていることがわかる。照射野の大きさによる全X線、散乱X線、一次X線スペクトルの変化を図7に示す。

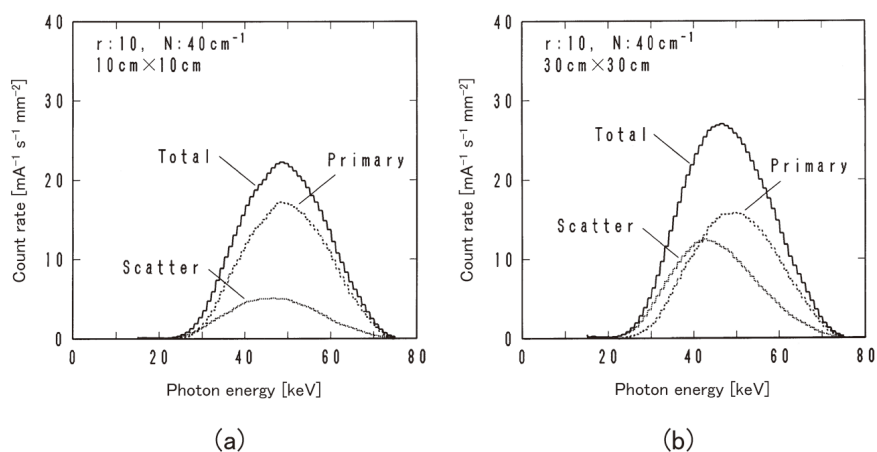


図6 一次X線と散乱X線スペクトルの分離測定 (グリッド比 10 対 1, グリッド密度 40 cm^{-1})

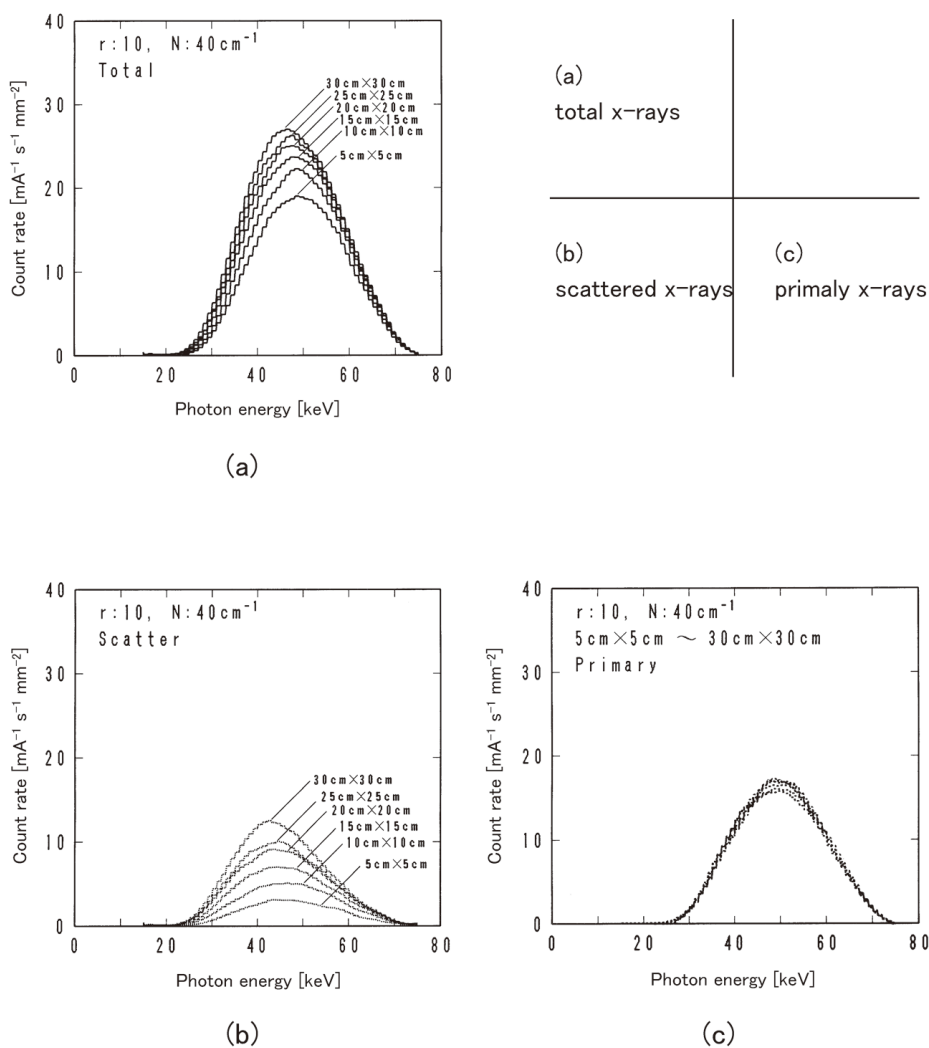


図7 照射野サイズによるX線スペクトルの変化

全 X 線と散乱 X 線が大きく変化しているのに対して一次 X 線は全く変化していない。このことから、一次 X 線スペクトルは照射野の大きさに依存せず、入射 X 線の管電圧、フィルタの材質と厚さ、被検体の性状と厚さ、グリッドの有無または種類などで決まり、全 X 線スペクトルは一定の一次 X 線に照射野の大きさに変わる散乱 X 線が加わったものになっていることがわかる。

3 診断用 X 線画像の画質に及ぼす散乱 X 線の影響

診断用 X 線画像の画質は画像コントラスト、鮮鋭度、粒状性で評価される。散乱 X 線が画質に及ぼす影響および散乱 X 線の除去に関する研究の歴史は光田の考察に詳しく書かれている¹⁹⁻²²⁾。

3.1 画像コントラストに及ぼす影響

診断用 X 線画像を撮影するときに患者の体内で発生する散乱 X 線が画像のコントラストを低下させることは古くからよく知られていた²³⁻²⁵⁾。ここでは可視像になる前の、つまり被検体を透過して画像記録系に入る前の X 線自体のコントラスト（線コントラストという）について考える。

被検体として、線減弱係数が $\mu_1 \text{cm}^{-1}$ の均一な物質の中に周囲とは異なる線減弱係数 $\mu_2 \text{cm}^{-1}$ をもつ物質があるようなモデル（図 8）を考える。このモデルに線量 I_0 の X 線を照射し、モデルの各部を透過した線量がそれぞれ I_{p1} 、 I_{p2} になるとする。 $\mu_2 - \mu_1 = \Delta\mu$ として、散乱 X 線が無視できる ($I_s = 0$) とすれば線コントラストは $\Delta\mu d$ で表される。散乱 X 線 I_s が無視できない場合は $I_s = I_{p1}$ とおくと線コントラストは、

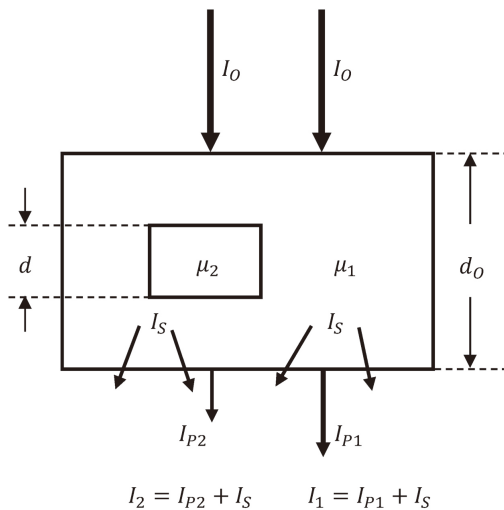


図 8 散乱 X 線を考慮したときの線コントラスト

$$\Delta\mu d \left(\frac{I_p}{I_p + I_s} \right) = \Delta\mu d \left(1 - \frac{I_s}{I_p + I_s} \right)$$

になる²⁶⁾。 $I_p / (I_p + I_s)$ は一次 X 線含有率、 $I_s / (I_p + I_s)$ は散乱 X 線含有率である。デジタル画像では画像処理によって可視像のコントラストを調整することができる。しかし、上の式で示したように散乱 X 線が加わることによって X 線自体のコントラストが低くなることに注意すべきである。

3.2 画像の鮮鋭性に及ぼす影響

散乱 X 線が画像の鮮鋭性に及ぼす影響についても多くの研究がある²⁷⁻³³⁾。1968 年に土井は、診断用 X 線写真のように広いバックグラウンドをもつ場合には散乱 X 線のレスポンス関数（modulation transfer function: MTF）は一次 X 線含有率に等しくなることを報告している³⁰⁾。すなわち、空間周波数を u 、画像記録系の MTF を $H_r(u)$ 、散乱 X 線が加わったときの MTF を $H_s(u)$ 、一次 X 線含有率と散乱 X 線含有率をそれぞれ $I_p / (I_p + I_s)$ 、 $I_s / (I_p + I_s)$ とすると、

$$H_s(u) = \left(1 - \frac{I_s}{I_p + I_s} \right) H_r(u) = \frac{I_p}{I_p + I_s} H_r(u)$$

になるということである。

筆者らは土井とは異なる方法で実験を行った³⁴⁾。まず散乱 X 線が無視できる状態で画像記録系の MTF、 $H_r(u)$ を求めた³⁵⁾（図 9(a)）。次に矩形波チャートの上に PMMA の散乱体を置いて散乱 X 線が入る状態での MTF、 $H_s(u)$ を測定した。このとき鉛ディスク法で散乱 X 線含有率も併せて求めた³⁶⁾（図 9(b)）。直接測定した $H_s(u)$ と、一次 X 線含有率 $I_p / (I_p + I_s)$ と $H_r(u)$ を掛け算して求めた値を比較したのが図 10 である。実測値と計算値は極めてよく一致していて、上の式が成り立つことを示している。

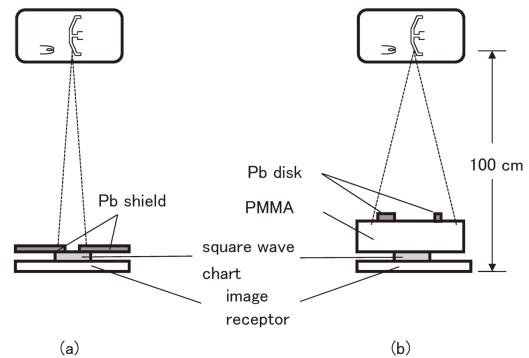


図 9 MTF の測定 (a) 散乱体なし、(b) 散乱体付加

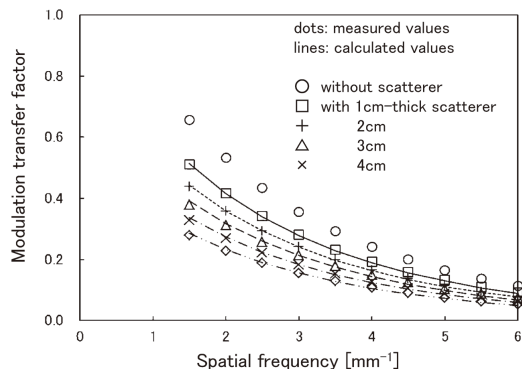


図 10 散乱 X 線を含む MTF 実測値と計算値の比較

3.3 画像の粒状性に及ぼす影響

画像の粒状性は画像ノイズ、モトルとも呼ばれる画像中に存在するざらつきのことである。画像の粒状性は原因によっていくつかの成分に分けることができる。アナログ画像では、X線光子の統計的ゆらぎに起因する量子モトル、増感紙の構造に起因する構造モトル、フィルム自体の粒状性に分けられる^{37,38)}。デジタル画像の画像記録系ではもう少し複雑になって、量子化ノイズ、画像記録系や表示系の電氣的ノイズなどがある。アナログ画像でもデジタル画像でも量子モトルの成分は変わらない。図8で説明したように、一次X線の上に散乱X線が一樣に重なると考えてよいので、散乱X線が加わることで粒状性は若干よくなる(ざらつきが少なくなる)と予想される。

4 散乱 X 線の除去

4.1 いくつかの除去方法

被検体から発生する散乱 X 線を除去する方法として、グリッドを使う方法(以下、グリッド法)³⁹⁻⁵⁷⁾と、被検体と画像記録系との間を離すエア・ギャップ法⁵⁸⁻⁶⁰⁾がよく使われている(図11)。グリッド法は2で述べたように散乱 X 線が一定の方向性をもたないことを利用して鉛箔で散乱 X 線を吸収する方法である(図11(a)の破線の矢印)。一次 X 線はすべて透過し、散乱 X 線をすべて吸収するのが理想的であるが、実際には一次 X 線の一部は鉛箔に吸収され、散乱 X 線の一部は鉛箔の間を透過して画像記録系に到達する(図11(a)の実線の矢印)。X線照射野のサイズを図11(a)と同じにしておき、被検体を X 線側に近づけると図11(b)に示すように散乱体積が小さくなり、発生する散乱 X 線が少なくなる。さらに大きな角度で散乱されて画像記録系に入射しない割合が多くなる。結果としてエア・ギャップ法でも散乱 X 線が除去される。ただし、エア・ギャップ法では拡大撮影になるので、画像記録系に投影される被検体の範囲が狭くなることに注意する必要がある。

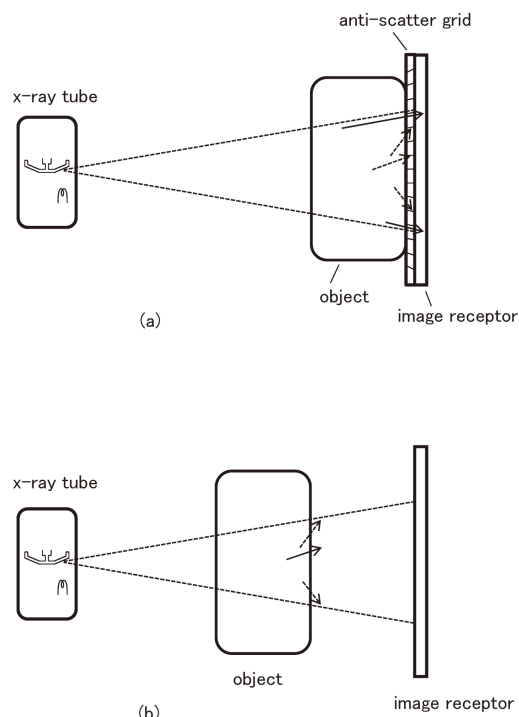


図 11 散乱 X 線除去方法
(a) 散乱 X 線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

絞り機構を有効に利用して散乱体積を小さくすることで散乱 X 線の発生を抑制することができる³³⁾。これは良い画質を保つ上でも被曝線量を低減する上でも重要なことである。

その他に X 線管と画像記録系の前に二重のスリットを配置して同期させて移動することで散乱 X 線を除去する試みがあったが^{24, 61-65)}、複雑な機構になることや、X線装置の出力の問題で普及していない。

4.2 グリッド法とエア・ギャップ法の効果の比較

グリッド法とエア・ギャップ法の効果を比較するために図12の配置で矩形波チャート像の窓の部分の写真濃度が 1.50 ± 0.02 になるように照射時間を調整して撮影した。矩形波チャートの窓部分と最も写真濃度が低い部分の写真濃度差を測定して写真コントラストとした。併せて PMMA ファントムの表面入射線量と散乱 X 線含有率も測定した。PMMA の厚さ T は 10 cm と 16 cm, 照射野サイズは画像記録系入射面で 10 cm × 10 cm と 30 cm × 30 cm とした。グリッド法ではグリッド密度を 40 cm^{-1} で一定とし、グリッド比を 3 対 1 から 12 対 1 まで変えた。グリッドを使わない場合はグリッド比 0 と表示する。エア・ギャップ法ではエア・ギャップ l を 0 cm (密着) から 50 cm まで変化させた。写真コントラストの測定結果を図13に示す。グリッド法ではグリッド比が高くなると写真コントラストが高くなるが、あるところから飽和する傾向がみられ、むやみにグリッド比を高くしても意味がないことを意

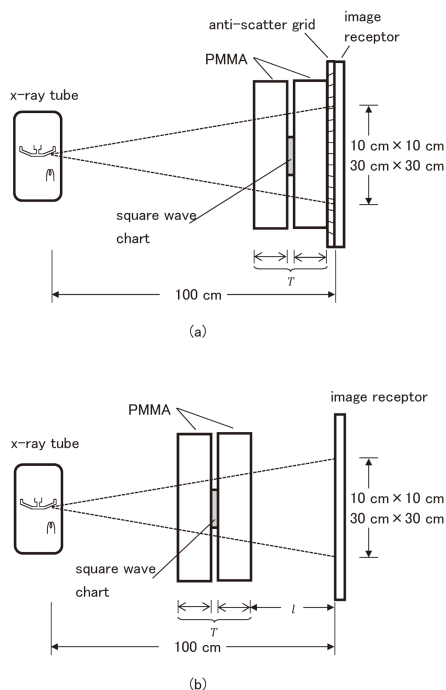


図12 散乱X線除去用グリッド法とエア・ギャップ法の比較実験配置
(a) 散乱X線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

味している。飽和に達する点は被検体の厚さや照射野サイズに依存する。図13(b)からエア・ギャップ法を使う場合にはできるだけ照射野サイズを小さくしないとコントラスト改善効果が現れないこと、逆に十分に小さな照射野であれば被検体が厚くてもコントラストが改善されることがわかる。

表面入射線量の測定結果を図14に示す。表面入射線量は矩形波チャートの写真濃度が一定になる条件で測定したので、被検体が厚い方が高線量になっている。グリッド法ではグリッド比が高くなるほど直線的に線量が高くなっていくが、エア・ギャップ法ではエア・ギャップが大きくなると急激に線量が高くなる。この測定ではX線管焦点-画像記録系間距離を一定にしているので、エア・ギャップを大きくするためには被検体をX線管に近づくことになる。エア・ギャップが大きくなると距離の逆2乗則にしたがって表面入射線量が高くなる。エア・ギャップ法にはX線管焦点-被検体間距離を一定にして画像記録系を被検体から離す方法もある。この場合もアナログ画像の写真濃度を一定にしようとするればエア・ギャップが大きくなるとほぼ距離の逆2乗則にしたがって表面入射線量が高くなる。デジタル画像の場合は線量が少なくても画像処理で表示ピクセル値を一定にすることができる。さらにエア・ギャップ法を利用して拡大撮影し、それを実寸大に縮小することによって粒状性を改善することも可能である。乳房撮影では実用化されている。

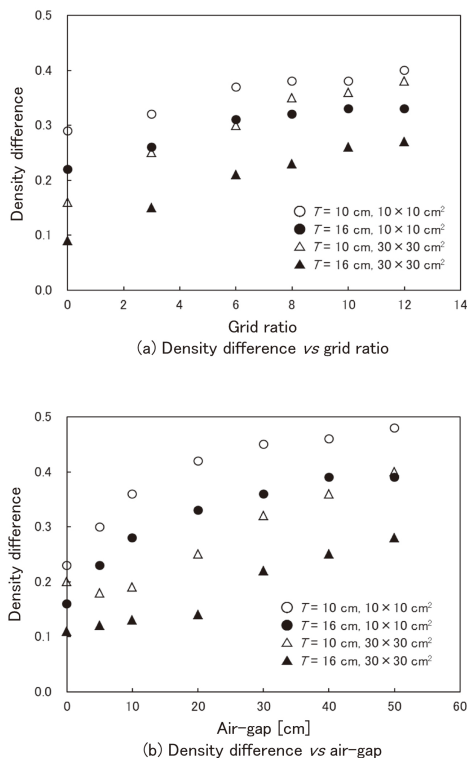


図13 散乱X線除去用グリッド法とエア・ギャップ法の画像コントラストの比較 (80 kV, 100 mA)
(a) 散乱X線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

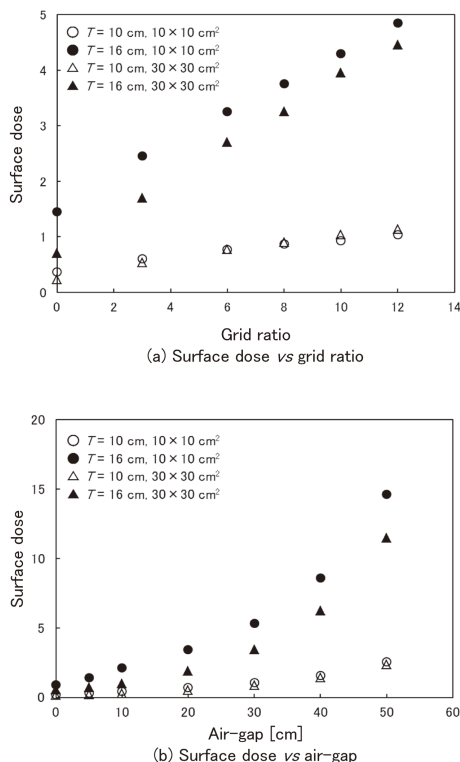


図14 散乱X線除去用グリッド法とエア・ギャップ法の表面入射線量の比較 (80 kV, 100 mA)
(a) 散乱X線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

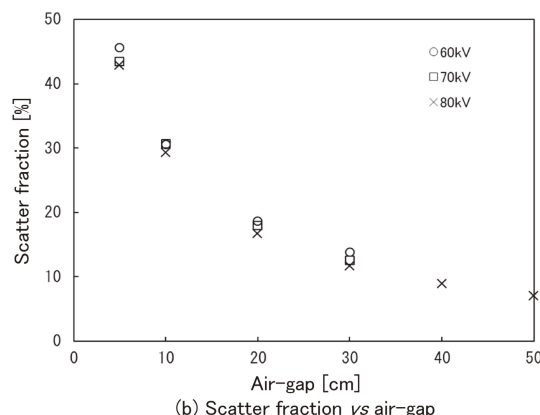
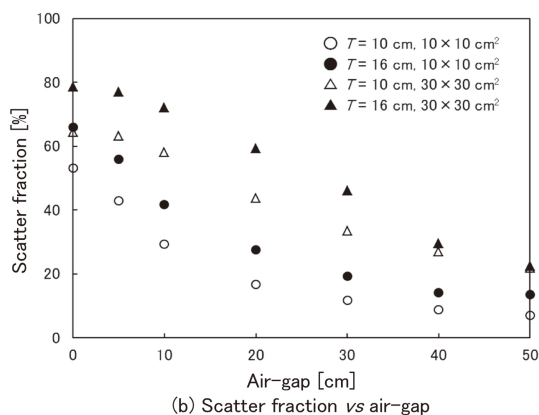
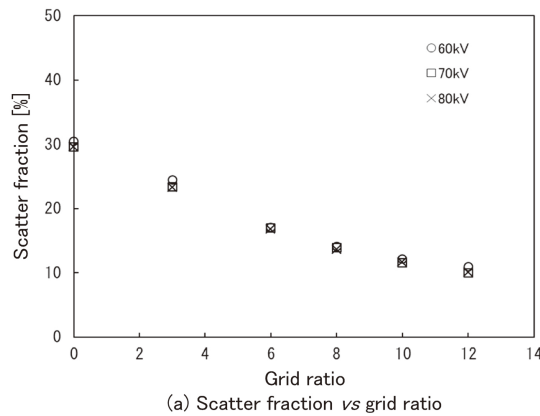
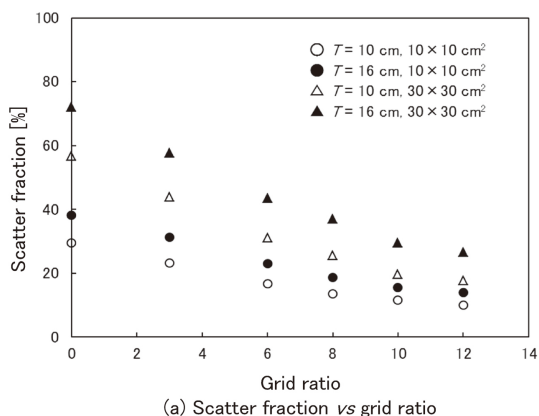


図15 散乱X線除去用グリッド法とエア・ギャップ法の散乱X線含有率の比較 (80 kV, 100 mA)
(a) 散乱X線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

図16 散乱X線除去用グリッド法とエア・ギャップ法の散乱X線含有率の比較 (80 kV, 100 mA)
(T = 10 cm, 10 cm×10 cm, 100 mA)
(a) 散乱X線除去用グリッド法, (b) エア・ギャップ法

散乱 X 線含有率の測定結果を図 15, 図 16 に示す。図 15 では被検体が厚いほど、照射野が広いほど散乱 X 線含有率が高くなっている。図 16 では管電圧が変わっても散乱 X 線含有率はほとんど変わらないことがわかる。

図 13(a) で写真コントラストが飽和に近づくグリッド比を選び、同程度の写真コントラストが得られるエア・ギャップを図 13(b) で求める。さらに図 14 を使って表面入射線量を求めると次のようなことがわかる。一定の写真コントラストを得るためには、被検体が薄くて照射野が狭い場合はエア・ギャップ法の方が少ない線量で済むが、照射野が広い場合は被検体の厚さにかかわらずグリッド法の方が線量は少ない。被検体が厚くても照射野を十分に小さくできる場合はあまり差がない。

4.3 照射野の効果

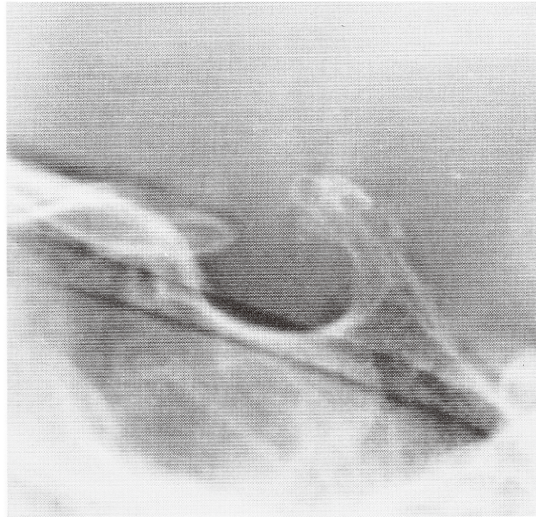
人体ファントムのトルコ鞍の写真を図 17 に示す。この写真で (a) と (b) はグリッド比 10 対 1, グリッド密度 40 cm^{-1} のグリッドを用いて撮影したものである。

それに対して (c) と (d) はグリッドを使用していない。画像記録系入射面での照射野は (a) と (c) が $6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$, (b) と (d) が $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ である。管電圧はいずれも 75 kV とし、 mAs 値を調整してトルコ鞍中央部の写真濃度が同じになるようにした。図 17 はトルコ鞍を中心に $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ の範囲を表示した。画像を比較すると画像コントラストは明らかに (a) が最も高く、(d) が最も低い。(c) は (b) と比べてわずかに高いコントラストを示している。これは絞りを使得って照射野を小さく制限することで被検体での散乱体積が小さくなって散乱 X 線の発生が抑制された結果である。

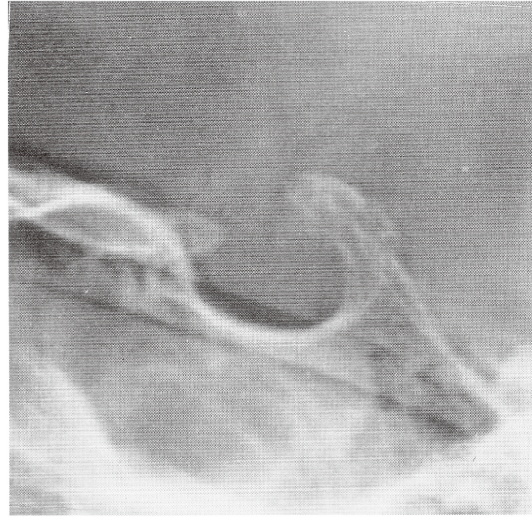
管電圧が一定なので mAs 値の比は表面入射線量の比を表す。同じ写真濃度を得るために必要な線量は (c) に対して (b) は約 2.2 倍, (a) は約 2.8 倍だった。照射野を十分に狭くできるときはグリッドを使わなくても散乱 X 線含有率を小さくして画像コントラストを高くすることができる。

4.4 今後の課題

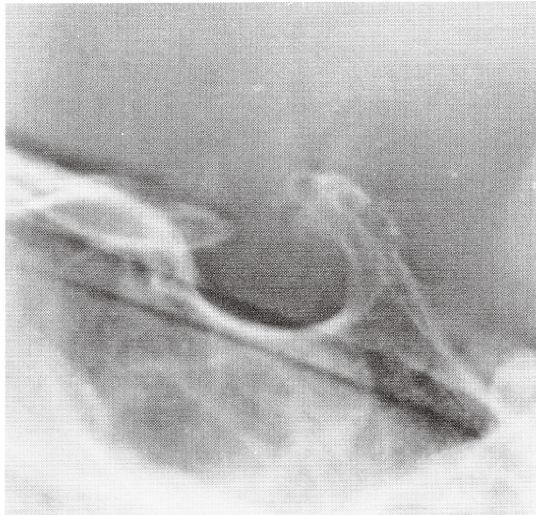
診断用 X 線写真を撮影するときには、どの範囲の



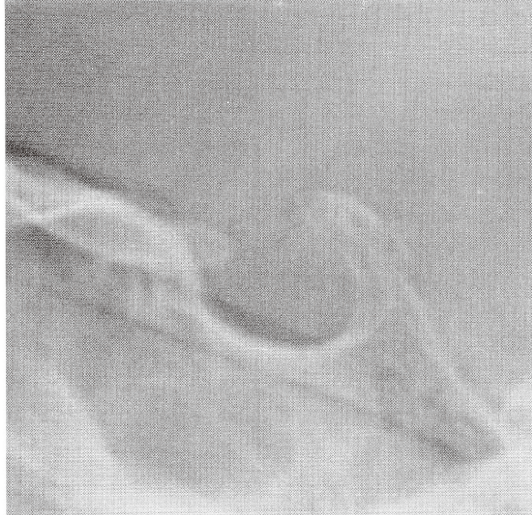
(a)



(b)



(c)



(d)

図 17 トルコ鞍のファントム写真 (グリッド比10 対 1, グリッド密度 40 cm^{-1})

情報が必要かを考えなければならない。通常は病変部だけでなくその周囲との関連が必要であり、図 17(c)のような小さな照射野で撮影できることはほとんどない。しかし、特別大きな照射野が必要でない場合には、グリッド比の小さなグリッドとエア・ギャップ法を組み合わせることで被曝線量を低減する可能性があると思われる。その根拠を明確にする研究が必要である。4.1 で述べた画像処理は位相コントラストイメージング⁶⁶⁾として乳房撮影に使われているが、散乱 X 線除去と画質改善を目的とした処理として他の部位への応用を検討すべきだろう。散乱 X 線自体を除去するのではなく、画像処理によって散乱 X

線の影響を除く基礎的な研究もおこなわれている⁶⁷⁾。コーンビーム CT では散乱 X 線自体を除去することができないため、散乱 X 線の影響を除くためには画像処理の技術を駆使するしか方法がない⁶⁸⁾。画像処理分野の発展も今後期待される。

5 まとめ

本稿では散乱 X 線スペクトルの測定方法、散乱 X 線の画質への影響、除去方法について解説した。X 線を検査手段として使う以上、散乱 X 線が発生するのは避けられない。したがって X 線光子スペクトルを

はじめとする散乱 X 線の性質を知っておくことは大切である。一方、画像記録系はアナログの増感紙/フィルム系からデジタルの CR, FPD へと大きく変わってきた。そのため、散乱 X 線の画質への影響や除去方法については画像処理を含めて考慮しなければならないことが出てきたが、まだ十分に整理できていないと言えない。今後の研究に期待したい。

謝辞

本稿の内容には、広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科および広島県立保健福祉大学放射線学科の卒業研究の成果を一部含んでいる。関係の卒業生に感謝します。

文献

- 1) Röntgen, W. C.: Über eine neue Art von Strahlen: Erste Mittheilung, Sitzungsber. Physikalisch-medicinischen Gesellschaft zu Würzburg, 132 - 141, 1895
- 2) Röntgen, W. C.: Über eine neue Art von Strahlen I, II. Annalen der Physik, 64: 1 - 17, 1898
- 3) 山下一也: 医療放射線技術学概論講義 - 放射線医療を学ぶ道標. 東京, 日本放射線技師会出版会, 65 - 80, 2007
- 4) Pallardy, G., Pallardy, M.-J. and Wackenheim, A.: Histoire Illustrée de la Radiologie; 加藤富三監訳, 図説放射線医学史. 東京, 講談社, 36 - 80, 1994
- 5) Pallardy, G., Pallardy, M.-J. and Wackenheim, A.: Histoire Illustrée de la Radiologie; 加藤富三監訳, 図説放射線医学史. 東京, 講談社, 81 - 91, 1994
- 6) Pallardy, G., Pallardy, M.-J. and Wackenheim, A.: Histoire Illustrée de la Radiologie; 加藤富三監訳, 図説放射線医学史. 東京, 講談社, 437 - 466, 1994
- 7) 山下一也: 医療放射線技術学概論講義 - 放射線医療を学ぶ道標. 東京, 日本放射線技師会出版会, 135 - 137, 2007
- 8) Pallardy, G., Pallardy, M.-J. and Wackenheim, A.: Histoire Illustrée de la Radiologie; 加藤富三監訳, 図説放射線医学史. 東京, 講談社, 329 - 341, 1994
- 9) Sonoda, M., Takano, M., et al.: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology, 148: 833 - 838, 1983
- 10) 山田真一: 直接変換方式 X 線平面検出器 (動画対応) の特長. 日本放射線技術学会雑誌, 55: 735 - 738, 1999
- 11) 山崎達也: X 線デジタルカメラ CXDI について. 日本放射線技術学会雑誌, 55: 738 - 742, 1999
- 12) 坂本弘己, 長 哲二ほか: 診断用 X 線スペクトルの測定. 九州大学医療技術短期大学部紀要, 6: 43 - 47, 1979
- 13) 林 英樹, 窪田英明ほか: 散乱線を含めた医療用 X 線スペクトルと散乱線除去法. 放射線, 15: 87 - 99, 1989
- 14) Hayashi, H., Matsumoto, M., et al.: Effects of conical collimators upon x-ray spectra measured including scatter. Ionizing Radiation, 16: 93 - 99, 1990
- 15) Kubota, H., Ozaki, Y., et al.: Experimental separation of diagnostic x-ray spectra into scatter and primary components. Medical and Biological Engineering and Computing, 32: 468 - 472, 1994
- 16) 窪田英明: 医用画像用 X 線スペクトルの測定 - 京都工芸繊維大学 博士学位論文 乙 29 号. 81 - 88, 1994
- 17) Takigawa, A., Nishikawa, Y., et al.: Measurement of scattered x-ray spectrum for the evaluation of radiographic contrast. The Journal of Photographic Science, 44: 31 - 34, 1996
- 18) Takigawa, A., Nishikawa, Y., et al.: Effects of anti-scatter grids on x-ray spectrum and radiographic contrast. The Journal of Photographic Science, 44: 63 - 68, 1996
- 19) 光田秀雄: X 線像の画質に影響する散乱線およびその除去システムの研究の歴史的文献的考察 (1). 日本放射線技術学会雑誌, 48: 659 - 670, 1992
- 20) 光田秀雄: X 線像の画質に影響する散乱線およびその除去システムの研究の歴史的文献的考察 (2). 日本放射線技術学会雑誌, 48: 778 - 788, 1992
- 21) 光田秀雄: X 線像の画質に影響する散乱線およびその除去システムの研究の歴史的文献的考察 (3). 日本放射線技術学会雑誌, 48: 990 - 910, 1992
- 22) 光田秀雄: X 線像の画質に影響する散乱線およびその除去システムの研究の歴史的文献的考察 (4). 日本放射線技術学会雑誌, 48: 1010 - 1014, 1992
- 23) Wilsey, R. B.: The intensity of scattered x-rays in radiography. American Journal of Roentgenology, 8: 328 - 338, 1921
- 24) Wilsey, R. B.: The effects of scattered x-rays in radiography. American Journal of Roentgenology, 8: 589 - 598, 1921
- 25) Morgan, R. H.: An analysis of the physical factors controlling the diagnostic quality of roentgen images: Part III Contrast and the intensity distribution function of a roentgen image. American Journal of Roentgenology, 55: 67 - 89, 1946
- 26) 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, 66: 662 - 667, 2010

- 27) 滝沢達児, 高橋宏一ほか: 散乱線と増感紙の解像力. 極光 X-Ray, 20, 1966
- 28) 村田和美, 内田 勝: 放射線像の研究第1巻. 大阪, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 86 - 90, 1967
- 29) 津田元久: 放射線像の研究第1巻. 大阪, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 91 - 95, 1967
- 30) 土井邦雄: 被写体散乱線の写真効果のレスポンス関数による評価. 非破壊検査, 17: 162 - 170, 1968
- 31) 木下幸次郎, 滝口 隆, 井内昭一, 他: 放射線像の研究第2巻. 大阪, 放射線イメージ・インフォメーション研究会, 99 - 104, 1969
- 32) 稲津 博, 河野誠一ほか: 散乱線除去効果のMTF. 日本放射線技術学会雑誌, 28: 362 - 367, 1973
- 33) 稲津 博: 絞り装置による散乱線除去効果のMTF. 日本放射線技術学会雑誌, 30: 266 - 268, 1975
- 34) 滝川 厚, 津田浩平ほか: 散乱 X 線のMTF. 医用画像情報学会雑誌, 19: 86 - 90, 2002
- 35) 畑川政勝, 吉田梨影: 矩形波チャートを用いたMTFの測定における散乱線の除去法. 日本放射線技術学会雑誌, 38: 830 - 834, 1982
- 36) 稲津 博, 上田正美ほか: 鉛ディスク法におけるディスク位置と散乱線含有率の関係. 日本放射線技術学会雑誌, 47: 709 - 713, 1991
- 37) Rossmann, K.: Spatial fluctuations of x-ray quanta and the recording of radiographic mottle. American Journal of Roentgenology, 90: 863 - 869, 1963
- 38) Doi, K.: Scans in measuring Wiener spectra for photographic granularity. Japanese Journal of Applied Physics, 5: 1213 - 1216, 1966
- 39) Pallardy, G., Pallardy, M.-J. and Wackenheim, A.: Histoire Illustrée de la Radiologie; 加藤富三監訳, 図説 放射線医学史. 東京, 講談社, 341 - 347, 1994
- 40) Wilsey, R. B.: The efficiency of the Bucky-diaphragm principle. American Journal of Roentgenology, 9: 58 - 67, 1922
- 41) Wilsey, R. B.: Some practical results with a Potter-Bucky diaphragm. American Journal of Roentgenology, 9: 441 - 442, 1922
- 42) Potter, H. E.: History of diaphragming roentgen rays by use of the Bucky principle. American Journal of Roentgenology, 25: 396 - 402, 1931
- 43) Bonenkamp, J. G., and Hondius Bolding, W.: Quality and choice of Potter Bucky grids: Part I. Acta Radiologica, 51: 479 - 489, 1959
- 44) Bonenkamp, J. G., and Hondius Bolding, W.: Quality and choice of Potter Bucky grids: Part II. Acta Radiologica, 52: 149 - 156, 1959
- 45) Bonenkamp, J. G., and Hondius Bolding, W.: Quality and choice of Potter Bucky grids: Part III. Acta Radiologica, 52: 241 - 252, 1959
- 46) Bjärngard, B., and Hettinger, G.: Radiation behind a grid during roentgenography. Acta Radiologica, 56: 377 - 384, 1961
- 47) Dick, C. E., and Motz, J. W.: New method for the experimental evaluation of x-ray grids. Medical Physics, 5: 133 - 140, 1978
- 48) Nielsen, B.: A method for testing scattered radiation grids. Medical Physics, 7: 165 - 167, 1980
- 49) Kalender, W. A.: Monte Carlo calculations of x-ray scatter data for diagnostic radiology. Physics in Medicine & Biology, 26: 835 - 849, 1981
- 50) Kalender, W. A.: Calculation of x-ray grid characteristics by Monte Carlo methods. Physics in Medicine & Biology, 27: 353 - 361, 1982
- 51) Chan, H. P., and Doi, K.: Physical characteristics of scattered radiation and the performance of anti-scatter grids in diagnostic radiology. RadioGraphics, 2: 378 - 406, 1982
- 52) Chan, H. P., and Doi, K.: Investigation of the performance of anti-scatter grids: Monte Carlo simulation studies. Physics in Medicine & Biology, 27: 785 - 803, 1982
- 53) Doi, K., Frank, P. H., et al.: Physical and clinical evaluation of new high-strip-density radiographic grids. Radiology, 147: 575 - 582, 1983
- 54) Dance, D. R., and Day, G. J.: The computation of scatter in mammography by Monte Carlo methods. Physics in Medicine & Biology, 29: 237 - 247, 1984
- 55) Chan, H. P., Frank, P. H., et al.: Ultra-high-strip-density radiographic grids: a new antiscatter technique for mammography. Radiology, 154: 807 - 815, 1985
- 56) Chan, H. P., Higashida, Y., et al.: Performance of antiscatter grids in diagnostic radiology: experimental measurements and Monte Carlo simulation studies. Medical Physics, 12: 449 - 454, 1985
- 57) 滝川 厚, 向 典子ほか: 胸部病室撮影用散乱 X 線除去用グリッドの評価. 日本写真学会誌, 61: 207 - 211, 1998
- 58) Trout, E. D., Kelley, J. P., et al.: A comparison of an air gap and a grid in roentgenography of the chest. American Journal of Roentgenology, 124: 404 - 411, 1975
- 59) Sorenson, J. A., and Floch, J.: Scatter rejection by air gaps: an empirical model. Medical Physics, 12: 308 - 316, 1985
- 60) Neitzel, U.: Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: a model calculation. Medical

- Physics, 19: 475 - 481, 1992
- 61) Barnes, G. T., Cleare, H. M., et al.: Reduction of scatter in diagnostic radiology by means of scanning multiple slit assembly. *Radiology*, 120: 691 - 694, 1976
- 62) Barnes, G. T., Brezovich, I. A., et al.: Scanning multiple slit assembly: a practical and efficient device to reduce scatter. *American Journal of Roentgenology*, 129: 497 - 501, 1977
- 63) Barnes, G. T., and Brezovich, I. A.: The intensity of scattered radiation in mammography. *Radiology*, 126: 243 - 247, 1978
- 64) Barnes, G. T., and Brezovich, I. A.: The design and performance of a scanning multiple slit assembly. *Medical Physics*, 6: 197 - 204, 1979
- 65) 畑川政勝, 小堺和久ほか: ダブルスリットによる撮影の検討. *日本放射線技術学会雑誌*, 33: 405 - 409, 1972
- 66) Ishisaka, A., Ohara, H., et al.: A new method of analyzing edge effect in phase contrast imaging with incoherent X-rays. *Optical Review*, 7: 566 - 572, 2000
- 67) 小縣裕二, 橋爪由美子ほか: CR を用いた新しい散乱 X 線除去法. *日本写真学会誌*, 61: 212 - 220, 1998
- 68) 中森伸行, 須藤 透ほか: コーンビーム型三次元 CT 装置の再構成画像への散乱線の影響. *医用画像情報学会雑誌*, 12: 91 - 99, 1995

Effects of scattered x-rays on x-ray images

Atsushi TAKIGAWA

Department of Physical Therapy, Faculty of Health and Welfare,
Prefectural University of Hiroshima

Abstract

Scattered x-rays occur in a patient's body when we irradiate x-rays to the patient to obtain an x-ray image for diagnosis. As x-ray image quality is affected by scattered x-rays, we have to know the properties of scattered x-rays.

This review focuses on the measurement of x-ray spectrum, influences of scattered x-rays on x-ray images, and methods of elimination of scattered x-rays.

Key words : scattered x-rays, x-ray spectrum, image quality, anti-scatter grid