

【原著】

増感紙の発光を応用した X 線撮影時の散乱 X 線の可視化 —放射線防護教育への活用に向けた新たな試み—

野呂朝夢祐*1 小山内暢*2 木村将乃助*3 工藤幸清*2 對馬恵*2
北島麻衣子*2 漆坂真弓*2 富澤登志子*2

(2023 年 12 月 6 日受付, 2024 年 2 月 11 日受理)

要旨 : 国際放射線防護委員会(ICRP)の「組織反応に関する声明」において眼の水晶体の等価線量限度の大幅な引き下げが勧告された。我が国でも法令改正が進められ, 令和 3 年度より施行がされた。新たな線量限度の導入に当たり, より適切な放射線防護が求められるだけでなく, 医療従事者に対する放射線教育も重要となっている。そのひとつに, X 線撮影時の散乱 X 線分布の正しい理解が挙げられる。今回我々は, より正確な線量認識を助ける方法として, X 線撮影で広く用いられていた増感紙の X 線による発光作用を利用した散乱 X 線の可視化方法を考案したため, 病室での X 線撮影を対象として, その実施可能性を検証した。増感紙の輝度と空間線量の距離による減弱の程度には相関があり, 増感紙の発光を応用することにより散乱 X 線の連続的な広がりを可視化できた。従来の線量分布図とは異なり, データ補間に依らないという利点を有している。

キーワード : 増感紙, 線量分布, 放射線教育, 放射線防護

I. はじめに

国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) は 2011 年に眼の水晶体の等価線量限度を大幅に引き下げたことを勧告した^{1,2)}。本邦でも新たな線量限度の各種法令への取り入れが検討され^{3,4)}, 令和 3 年 4 月より施行されるとともに, 関連学会からは水晶体防護やモニタリング等に関するガイドラインが刊行された⁵⁻⁷⁾。放射線診療を行う医療従事者は, 従前のままの対策では, 場合により新たな線量限度を超過する恐れがあると報告されている⁸⁻¹⁷⁾。そのような中, 線量評価の面において, より一層の放射線安全への配慮が求められており¹⁸⁻²¹⁾, 医療従事者に対する放射線教育もますます重要となっている²²⁻²⁶⁾。その対象のひとつに, 病室での X 線撮影時における散乱 X 線分布の正しい理解が挙げられる^{27,28)}。「医療スタッフの放射線安全にかかるガイドライン～水晶体の被ばく管理を中心に～」においても, 医療スタッフに対する放射線教育が必要であることや, 検査室内の線量分布を理解するべきであることが再度周知されている⁷⁾。検査室内の線量分布の理解のために, X 線撮影時における散乱 X

線分布を示す空間線量分布図が従来用いられている。しかし, 従来の空間線量分布図は, 色の違いが直接的に線量の多寡を表しているわけではない。例えば, 黄色部分の線量が高く, 青色部分の線量が低いといったことは分かるが, カラースケール上での線量の大きさと色の対応づけは任意である。また, 線量の高い部分を表す色の種類も分布図によって異なる。このため, 放射線の基礎知識に乏しい職種にとっては線量の大小関係が直感的に分かりづらく, 適切な防護策に結びつかない可能性がある。さらに, 測定点以外は補間データであるという側面があり, 照射野付近の急激な線量分布の変化は表現されていない恐れもある。そこで, より正確な線量把握を助ける方法として, かつて X 線撮影で広く用いられていた増感紙の X 線による発光作用を利用することで, データの補間を行うことなく散乱 X 線の広がりを連続的に可視化することができると考えた。

本研究では, X 線検査室内における散乱 X 線分布の正しい理解の促進を念頭に置き, 散乱 X 線量と増感紙の輝度の関係性を評価し, 今回新たに考案した増感紙による散乱 X 線の可視化方法の実用性について基礎的な検討を行うことを目的とした。

II. 方法

患者を模擬したファントムに X 線を照射し散乱 X 線を発生させた。まず, 散乱 X 線量を測定し, 従来の線量分布図を作成した。続いて, 散乱 X 線による増感紙の発光を記録し, 散乱 X 線の可視化を試みた。また, 散乱 X 線量と増感紙発光の輝度を比較することにより, その関係性を評価した。

*1 弘前大学大学院保健学研究科博士前期課程

Master's Course in Hirosaki University Graduate School of Health Sciences
〒036-8564 青森県弘前市本町 66 番地 1 TEL:0172-33-5111
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

*2 弘前大学大学院保健学研究科

Hirosaki University Graduate School of Health Sciences
〒036-8564 青森県弘前市本町 66 番地 1 TEL:0172-33-5111
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

*3 弘前大学医学部医学科

Hirosaki University School of Medicine
〒036-8562 青森県弘前市在府町 5 TEL:0172-33-5111
5, Zaifucho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8562, Japan

Correspondence Author ominoru@hirosaki-u.ac.jp

1. 使用機器

線量測定には電離箱式サーベイメータ（HITACHI, ICS-1323）を用いた。X 線発生装置は一般撮影用 X 線発生装置の UD150L-40E（固有ろ過：2.5 mmAl，島津製作所，京都）を用いた。ファントムとして患者を模擬した直径 30 cm の散乱体（水入りポリ塩化樹脂製ボール）を用いた。発泡スチロール製の支持台（床面からの高さ 70 cm）上に散乱体を設置した。今回は散乱 X 線を対象とするため，増感紙は高感度のオルソタイプ増感紙 TO-660（東芝，半切サイズ 43.0 cm×35.5 cm）を用いた。増感紙発光の撮影にはデジタルカメラ（PowerShotG7X, Canon）を用いた。

2. 従来の線量分布図の作成

図 1 に示すように，線量測定面として撮影室の壁面に平行な縦 200 cm×横 400 cm の領域を設定し，25 cm×25 cm の格子状に区画し，交点を線量測定点とした。床面での線量測定は不可能であるため，線量測定面下端を床面から高さ 20 cm とし，このラインを X 線撮影時の床面と想定した。したがって，X 線撮影時には支持台表面（ベッド表面を想定）が床面から 50 cm に位置することを想定している。線量測定面から 35 cm 離れた位置に散乱体を設置し，X 線の照射中心軸と一致させた。ポータブル撮影での胸部撮影及び腹部撮影を対象とし，文献値²⁸⁾も参考にした上で，胸部撮影は 90 kV・2 mAs，腹部撮影は 80 kV・8 mAs を基本条件とした。基本条件を基に表 1 のように管電流と照射時間を決定した。

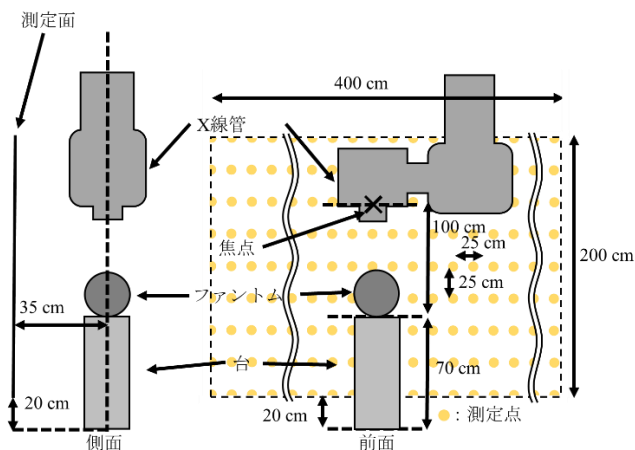


図 1 線量測定時の機器配置

表 1 線量分布図作成時の照射条件*

	管電圧 (kV)	管電流時間積 (mAs)	管電流 (mA)	照射時間 (msec)
胸部条件	90	2	100	20
腹部条件	80	8	200	40

※照射野は台上の散乱体設置面で 40 cm×40 cm とした。

電離箱式サーベイメータにより線量測定点の散乱 X 線量として H^* (10) を測定した。測定値を基に図形計算ソフト活

図 ver.8 を用いて散乱 X 線分布図を作成した。

3. 増感紙の基礎特性の検証

増感紙へ入射する X 線の量やエネルギーと輝度の関係を評価した。RaySafe X2 R/F センサー（東洋メディック，東京）を用いて測定した空気カーマ（Kair）の値と増感紙の輝度を比較した。照射条件は，X 線発生装置の負荷も考慮し，管電流は 125 mA で固定とし，管電圧は 40～150 kV で 10 kV 間隔で変更した。照射時間は 500 ms として一次 X 線を照射し，Kair または増感紙の発光の様子を記録した。なお，照射時間は輝度に影響を及ぼす要因ではないが，短すぎると増感紙発光時の静止画像を抜き出す作業が難しくなるため，X 線発生装置の負荷も考慮し便宜的に決定した。増感紙の発光は，デジタルカメラにて動画で撮影した。増感紙と X 線発生装置の焦点の距離は 178 cm（X 線発生装置の構造上の最大の距離）とした。照射野は増感紙のサイズに合わせて，43.5 cm×36.0 cm とした。デジタルカメラの撮影条件はマニュアルモードで固定し，シャッタースピードを 1/50，絞りは F4.5，感度は 3200 とした。動画の中で最も発光強度の大きいコマを選択して静止画保存し，ImageJ（Wayne Rasband, NIH）を用いて輝度を取得した。

4. 散乱 X 線による増感紙の発光の撮影

図 2 のように散乱体，X 線発生装置，支持台を設置した。増感紙を木製の板上に縦に 5 枚貼り付けて直立させ，照射中心軸・散乱体中心から 35 cm の位置に増感紙を配置した。「2. 従来の線量分布図の作成」と同じく，ポータブル撮影での胸部撮影及び腹部撮影を対象とし，照射条件は，基本条件での胸部・腹部条件の mAs 値の違いを増感紙の瞬間当たりの発光量に反映させるため，表 2 のように管電流は胸部撮影で 100 mA，腹部撮影では 400 mA とした。撮影室内を暗くして X 線を散乱体に 800 ms 照射し，散乱 X 線による増感紙の発光を三脚上に設置したデジタルカメラにて動画で撮影した。デジタルカメラでの撮影条件はマニュアルモードで固定とした（表 3）。増感紙を水平方向に移動させて照射と撮影を繰り返し，動画の中で最も発光強度の大きいコマを選択し，静止画として保存した 11 面分の静止画像を合成した。

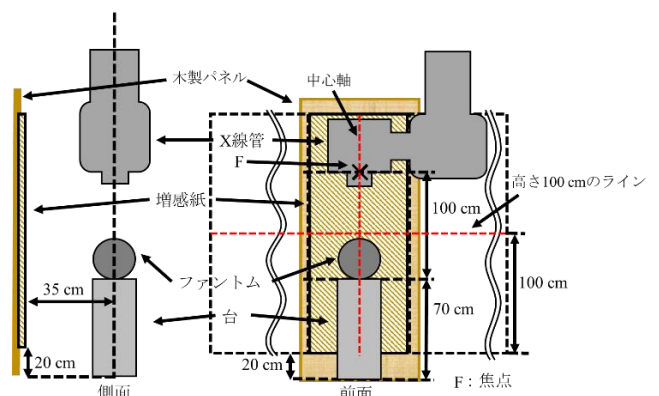


図 2 増感紙発光の撮影時の機器配置

表 2 増感紙発光の撮影時の照射条件*

	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	照射時間 (msec)
胸部条件	90	100	800
腹部条件	80	400	800

※照射野は台上の散乱体設置面で 40 cm×40 cm とした。

表 3 デジタルカメラの撮影条件

シャッタースピード(sec)	露出	感度
1/60	F1.8	6400

5. 胸部・腹部条件での散乱 X 線量と輝度の関係の評価

増感紙の輝度と散乱 X 線量に対応しているかを検証した。線量測定面・増感紙下端から 100 cm の高さにおける水平方向の画像輝度を Image J を用いて取得した。図 2 に示す増感紙・線量測定面下端から 100 cm の高さの中心位置(照射中心軸の位置)の輝度・線量を 1 とし、各距離での輝度・線量を相対値で表し比較した。

III. 結果

1. 線量分布図

作成した胸部条件及び腹部条件の散乱 X 線分布図(照射野中心から 35 cm 離れた垂直面の分布図)を図 3, 4 に示す。なお、分布図には散乱体と X 線発生装置を合わせて載せている。X 線照射 1 回当たりの散乱 X 線量が高い部分は黄色、低い部分は薄い青色により示した。散乱体周辺(特に、X 線管側)では散乱 X 線量が多く、散乱体から離れるにつれて、散乱 X 線量は低下した。測定値としては、最も散乱 X 線量が高い部分は、胸部条件で増感紙・線量測定面下端から高さ 75 cm の中心位置で 5.58 μSv、腹部条件では増感紙・線量測定面下端から高さ 75 cm の中心位置で 14.7 μSv であった。最も散乱 X 線量が低い部分は胸部条件で増感紙・線量測定面下端の中心から 225 cm 離れた位置で 0.11 μSv、腹部条件では増感紙・線量測定面下端の中心から 225 cm の位置で 0.28 μSv であった。増感紙の下端から 100 cm の高さの散乱 X 線量(撮影 1 回当たり)は散乱体周辺で高く、最大線量は中心(X 線照射中心軸位置)であり、散乱 X 線量は胸部条件の中心では 4.82 μSv、腹部条件の中心では 13.5 μSv であった。

2. 増感紙の基礎特性

増感紙の基礎特性を表したグラフを図 5 に示す。各管電圧とともに、アルミニウム半価層より求めた実効エネルギーも併せて示した。150 kV 条件時の輝度と空気カーマそれぞれを 1 とし、各管電圧条件の輝度と空気カーマを相対値で表した。管電圧(実効エネルギー)が増加するにつれて、輝度及び空気カーマは増加し、輝度と空気カーマの相

関係数は 0.993 であった。なお、今回の検討は診断領域の光子エネルギーを対象としており、その範囲はさほど大きくないことから、単純に直線近似を行い相関を評価した。

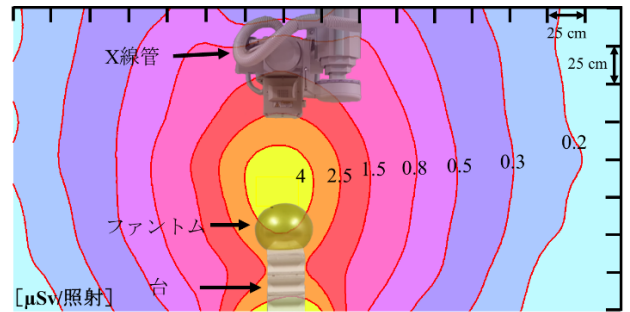


図 3 胸部条件における線量分布図

図中の数値は 1 照射当たりの散乱 X 線量(H*(10))を示す。

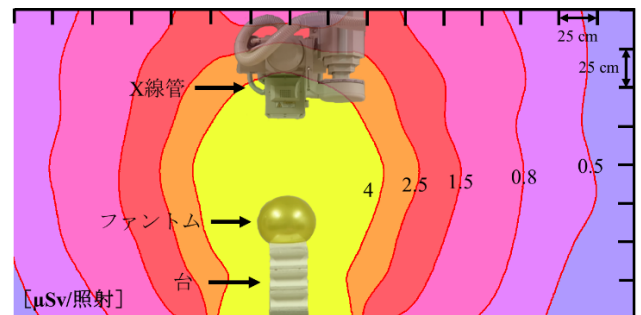


図 4 腹部条件における線量分布図

図中の数値は 1 照射当たりの散乱 X 線量(H*(10))を示す。

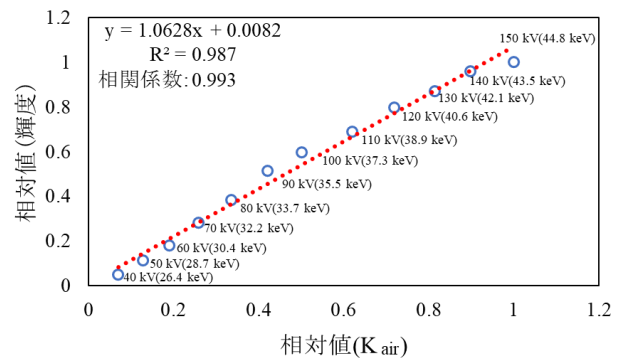


図 5 一次 X 線線量(K_{air})と増感紙の輝度との相関
K_{air}及び輝度は 150 kV での値で規格化した。(図には管電圧と管電圧に対応した実効エネルギーを示した。)

3. 散乱 X 線による増感紙の発光

図 6, 7 に胸部条件及び腹部条件での散乱 X 線による増感紙の発光の広がりを表した合成写真(実際の輝度の記録画像)を示す。なお、見やすさの観点から、胸部条件及び腹部条件ともに合成写真の明るさを+40%に調整して示している。なお、画質に関して、中心部及び 2 m 位置それぞれにおける画像のノイズ(画素値の標準偏差, 変動係数)

は、胸部条件では (8.17, 0.072) 及び (0.707, 0.37)、腹部条件では (5.26, 0.026) 及び (1.57, 0.51) であった (関心領域の大きさは 39602 画素とした)。増感紙面の端を点線で表している。また、画像上には、高さ 100 cm の位置での散乱 X 線量 (電離箱式サーベイメータによる測定で得られた値) を併せて示している。図中の距離は、照射野中心から 35 cm 離れた面 (増感紙面) 上でのものである。

散乱体の周辺で輝度は高く、散乱体から離れるにつれて輝度は低下した。

また、寝台を境にした時、散乱体に対し X 線発生装置側の方が高い輝度を示した。

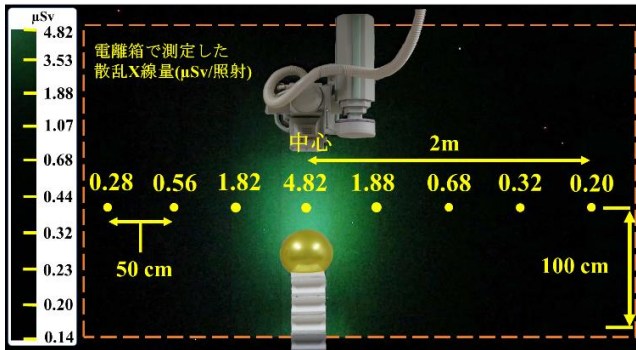


図 6 胸部条件における散乱 X 線による増感紙の発光の広がりを示す合成写真

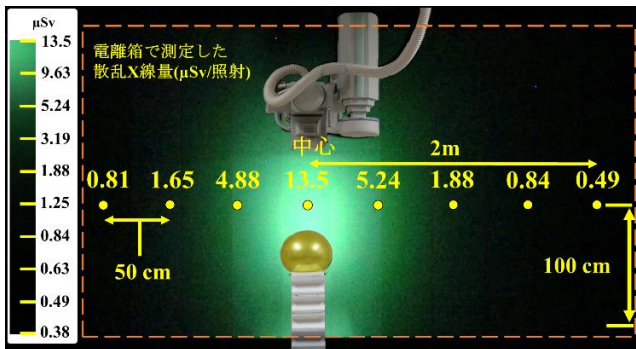


図 7 腹部条件における散乱 X 線による増感紙の発光の広がりを示す合成写真

4. 胸部・腹部条件での散乱 X 線量と増感紙の発光輝度の関係

線量測定面・増感紙下端から 100 cm の高さにおける各測定での散乱 X 線量と増感紙の発光輝度について、それぞれ中心位置での結果で規格化 (相対値表示) した値を図 8 に示す。胸部条件、腹部条件ともに、散乱 X 線量及び輝度は中心位置で最も高く、中心から離れるにつれて低い値を示した。また、散乱 X 線量と増感紙輝度の距離による低下の程度には良い相関がみられた。線量測定面・増感紙下端から 100 cm の高さにおける散乱 X 線量と輝度の相関係数は、胸部条件の中心から右側は 0.997, 中心から左側は 0.989 であった。腹部条件の中心から右側は 0.998, 中心から左側は 0.996 であった。

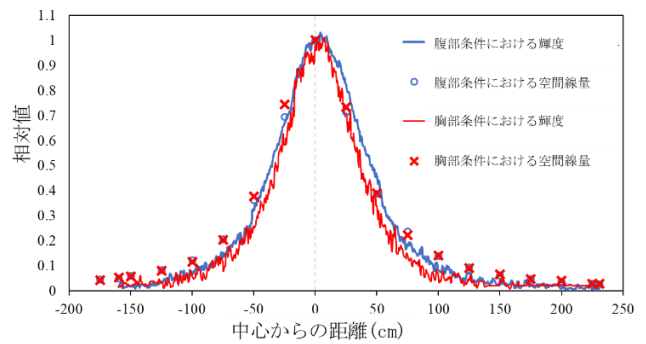


図 8 散乱 X 線量と輝度の距離による減弱
散乱 X 線量と輝度は、0cm の位置の値で正規化した。

IV. 考察

令和 3 年 4 月から眼の水晶体に対する新たな線量限度が導入された^{3,4)}。この新たな線量限度を超過する例もあると考えられていることから⁸⁻¹⁷⁾、医療従事者に対する線量管理を適切に行う必要がある。医療従事者を対象とした放射線教育が実施されている中^{29,30)}、その重要性はますます大きくなっている。放射線防護教育の推進により、医療放射線の適正管理の充実化が図られ、職業被ばく線量の低減につながるものと期待される。今回我々は、増感紙の X 線による発光作用を応用し、検査室内における散乱 X 線を可視化する新たな手法を考案した。放射線防護教育における線量の多寡の直感的な理解を促す教材としての活用を念頭に置き、考案した新たな手法の実用性の基礎的検証を行った。まず、従来の散乱 X 線分布図を作成した。図 3, 4 に示すように、散乱体付近に高い散乱 X 線量の分布があり、散乱体からの距離が離れるにつれて散乱 X 線量は低下した。また、図 6, 7 に示すとおり、増感紙の輝度による線量分布図でも同様の結果が得られた。しかしながら、従来の線量分布図は色の違いにより散乱 X 線量の多寡を示しているが、色自体に線量の大小関係を直接表す情報は含まれておらず、直接的に色の違いが量の大小関係を表すわけではない。また、線量の高い部分を表す色の種類も分布図によって異なる。一方で、今回新たに考案した増感紙の輝度による分布像 (図 6, 7) では、増感紙の輝度が線量の違いを直接的に表しているため、感覚的に散乱 X 線量の多寡を理解しやすいと考えられる。

また、今回考案した方法は、従来の線量分布図と異なり、データ補間を行わずに散乱 X 線量の広がりを連続的に示すことができるため、より実際に近い線量分布を示しているという利点もある。さらに、近年普及しているモンテカルロシミュレーションでは、装置の構造や構成材質等に関する詳細な条件を組み込むことは困難であるため、患者以外 (例えば、可動絞り部分のカバーや寝台) からの散乱 X 線の寄与を厳密に評価することはできないが、今回の増感紙による方法では、いわば直接的に散乱 X 線分布を表現することが可能であり、この点も利点の 1 つである。

胸部条件, 腹部条件ともに散乱体周辺以外に線量測定面・増感紙下端の中心付近において高い散乱 X 線量分布・輝度が認められた。これは, 線量測定面において照射野 (40 cm×40 cm) を支持台上の散乱体設置面に設定したため, 設置面よりも低い位置では線束の広がりによってサーベイメータの検出部に一次 X 線が照射された (35 cm 位置では, 一時 X 線は照射されないがサーベイメータの実効中心よりも前に検出部があるため, サーベイメータの一部が線錘に含まれる) ことと, 増感紙の発光においては床からの散乱 X 線が要因と考えられた。

胸部条件における, 中心から 2 m 離れた位置 (照射野中心から 35 cm 離れた面上での距離) の散乱 X 線量は, 中心の散乱 X 線量と比べ 0.041 倍, 腹部条件では, 0.036 倍であった。一般に言われている, ポータブル撮影では撮影患者から 2, 3 m 距離をとるべきであるという原則^{28,31)}のとおり, 中心から 2 m 離れた位置では, 中心と比較し散乱 X 線量が十分低くなっていることが示された。また, 増感紙の輝度についても, 同じく中心から 2 m 離れた位置の輝度は中心と比べ十分に小さい(視覚的にも発光は極めて小さい)ことから, この原則を感覚的に理解するために効果的であると考えられる。さらに, 寝台を境にし, 床側よりも患者さんに対し X 線発生装置側の方が線量が高くなるということを視覚的に理解するのにも有用であると考えられた。これは, IVR (interventional radiology, 画像下治療) や透視領域での放射線教育において, アンダーテーブル方式やオーバーテーブル方式といった X 線管位置の違いによる散乱 X 線分布の違いを示す際にも応用できると考えられる。また, 今回は, 壁面に平行な面の散乱 X 線分布を対象としたが, 壁面に垂直な面の分布図を作成することで, より充実した放射線教育の教材になると考えられる。

次に, 増感紙へ入射する X 線量と増感紙の輝度の関係について考察する。まず, 増感紙の基礎特性の検証結果 (図 5) で示したとおり, 増感紙の輝度と X 線線量には相関が見られたことから, 増感紙の発光量により X 線線量の多寡を表現できていると考えられた。続いて, ポータブル撮影での散乱 X 線を対象とした検証について考える。図 8 では, 増感紙下端から 100 cm の高さの散乱 X 線量と輝度をそれぞれの中心の値で規格化して示している。胸部条件, 腹部条件ともに中心からの距離による散乱 X 線量の減弱と輝度の低下の程度には良い相関が認められた (相関係数: 0.989~0.998)。以上のことから, 増感紙の発光量によって散乱 X 線量の広がりや表現できることが示唆された。

本研究の限界を以下に述べる。今回の方法では, 増感紙の発光による散乱 X 線分布図が放射線防護教育に対する, 有効性を検証していないため, 教材としての教育効果についても今後検証していきたい。また, 増感紙に含まれる蛍光体の吸収端 (Gd の K 吸収端: 50.239 keV³²⁾) の影響により, 散乱 X 線の線質が今回の検討と異なる撮影の場合には

散乱 X 線量と輝度の関係が今回の検証結果とは異なる可能性がある。さらに, 増感紙の発光が極めて小さい部分では ImageJ によっては輝度の違いが認識されたが, 印刷媒体では視覚的なわずかな輝度の違いを表現できない可能性もある。また, ImageJ による輝度取得の際, カメラの感度等の設定によっては, X 線量が多い領域で画像上の輝度が飽和する可能性もあり注意が必要である。同様に, 低線量域においては, カメラによる増感紙の発光の描写に限界がある可能性もあり, 詳細な検討が必要である。

V. 結論

本研究では, 増感紙の発光による独自の散乱 X 線の可視化方法を考案し, その実施可能性を検討した。散乱 X 線量と増感紙の輝度は相関を示し, 増感紙の発光により散乱 X 線を可視化できることが示唆された。医療スタッフに対する放射線防護教育への活用が期待される。今後, 医療での職業被ばくに関する理解を助ける教材としての有用性を示していきたい。

利益相反 開示すべき利益相反はありません。

謝辞 本研究は JSPS 科研費 JP19K10705, JP19K10763, JP21K10366, JP22K10435 の助成を受けたものです。

引用文献

- 1) International Commission on Radiological Protection, Statement on Tissue Reactions, ICRP ref 4825-3093-1464, 2011.
- 2) International Commission on Radiological Protection, ICRP statement on tissue reactions/early and late effects of radiation in normal tissues and organs-threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context, Publication 118, Ann ICRP 41(1-2), 2012.
- 3) 原子力規制委員会, 放射線審議会 眼の水晶体の放射線防護検討部会, 眼の水晶体に係る放射線防護の在り方について (2018): <https://www.nra.go.jp/data/000226076.pdf> (accessed November 29, 2023).
- 4) 厚生労働省, 眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に関する検討会 報告書 (2019): <https://www.mhlw.go.jp/content/11303000/000549964.pdf> (accessed November 29, 2023).
- 5) 日本保健物理学会, 眼の水晶体の線量モニタリングのガイドライン (2020): <http://www.jhps.or.jp/upimg/files/suishotai-guideline.pdf> (accessed November 29, 2023).
- 6) 日本放射線看護学会, 看護職のための眼の水晶体の放射線防護ガイドライン (2020):

- http://www.rnsj.jp/wp-content/uploads/guideline_201217.pdf
(accessed November 29, 2023).
- 7) 医療スタッフの放射線安全に係るガイドライン～水晶体の被ばく管理を中心に～ (2020):
http://jns.umin.ac.jp/jns_wp/wp-content/uploads/2020/10/suisyoutai_pnf_0807final.pdf (accessed November 29, 2023).
 - 8) 藤淵俊王: 医療分野における職業被ばくと放射線防護—放射線診療従事者の不均等被ばく管理—, 保健物理, 53: 247-254, 2018.
 - 9) Osanai M, Sato H, Sato K, et al: Occupational Radiation Dose, Especially for Eye Lens: Hp(3), in Medical Staff Members Involved in Computed Tomography Examinations, Applied Sciences, 11, 4448, 2021.
 - 10) 小宮睦弘, 工藤幸清, 工藤真也, 他: Interventional radiology 時における医療従事者の水晶体被ばく推定を目的とした散乱 X 線分布図の有用性, 保健科学研究, 9: 41-47, 2019.
 - 11) Haga Y, Chida K, Kaga Y, et al: Occupational eye dose in interventional cardiology procedures, Scientific Reports, 7: 1-7, 2017.
 - 12) 循環器診療における放射線被ばくに関するガイドライン (2021):
https://www.j-circ.or.jp/cms/wp-content/uploads/2021/03/JCS2021_Kozuma.pdf (accessed November 29, 2023).
 - 13) 渡邊浩, 近野正哉, 藤田佑香, 他: ERCP 検査における X 線診療室内散乱線量の個人線量当量としての測定, 日本放射線技術学会雑誌, 78: 364-371, 2022.
 - 14) 藤淵俊王, 藤田克也, 五十嵐隆元, 他: 放射線診療従事者の不均等被ばく管理の実態に基づく水晶体被ばく低減対策の提案, 日本放射線技術学会雑誌, 77: 160-171, 2021.
 - 15) 赤羽恵一, 飯本武志, 伊地知猛, 他: 水晶値の放射線防護に関する専門研究会中間報告書(V)—わが国の各分野における従事者の水晶体被ばく及び防護の現状—, 保健物理, 50: 76-89, 2015.
 - 16) 藤通有希, 小佐古敏荘, 吉田和生, 他: 新たな水晶体等価線量限度に関する放射線防護の課題, 保健物理, 48: 86-96, 2013.
 - 17) Haga Y, Chida K, Kimura Y, et al: Radiation eye dose to medical staff during respiratory endoscopy under X-ray fluoroscopy, Journal of Radiation Research, 61: 691-696, 2020.
 - 18) 小山内暢, 佐藤華菜, 佐藤秀紀, 他: 体幹部用個人線量計と X 線遮蔽体による放射線防護眼鏡装着時における水晶体線量の簡易推定方法, 日本放射線技術学会雑誌, 77: 1432-1443, 2021.
 - 19) 新井知大, 小野孝二, 若松和行, 他: 循環器内科医師における眼の水晶体の職業被ばくの評価—法規制と運用に係る課題の抽出—, 日本診療放射線技師会誌, 69: 393-398, 2022.
 - 20) J. -M. Bordy: Monitoring of eye lens doses in radiation protection, Radioprotection, 50: 177-185, 2015.
 - 21) Kato M, Chida K, Ishida T, et al: Occupational Radiation Exposure of the Eye in Neurovascular Interventional Physician, Radiation Protection Dosimetry, 185: 151-156, 2019.
 - 22) 加藤京一, 櫻田郁子, 橋高大介, 他: チーム医療における診療放射線技師の行うべき職種別放射線防護・スタッフ被ばく低減教育の検討, 日本診療放射線技師会誌, 66: 678-686, 2019.
 - 23) 藤淵俊王, 上田昂樹, 門柳紗妃, 他: 仮想現実を利用した放射線検査における散乱線分布の四次元可視化による放射線防護教育への活用法の検討, 日本放射線技術学会雑誌, 75: 1297-1307, 2019.
 - 24) 隅真一郎, 安田光慶, 大谷浩樹, 他: 心臓カテーテル検査における術者の水晶体放射線被ばく防護教育の効果, 日本放射線技術学会雑誌, 77: 710-717, 2021.
 - 25) 森島貴顕, 千田浩一, 繁泉和彦, 他: 看護師の放射線に対する知識の現状および放射線教育の重要性—500 床規模の医療機関に勤務する看護師を対象としたアンケート—, 日本放射線技術学会雑誌, 68: 1373-1378, 2012.
 - 26) Cornacchia S, Errico R, La Tegola L, et al: The new lens dose limit: implication for occupational radiation protection, La radiologia medica, 124: 728-735, 2019.
 - 27) 大屋富彦, 小林正尚: プロジェクションマッピングを利用した看護職への放射線防護教育, 日本放射線看護学会誌, 8: 3-10, 2020.
 - 28) 日本アイソトープ協会: 改訂版 看護と放射線, pp. 160-165, 丸善出版株式会社, 東京, 2021.
 - 29) 西沢義子, 野戸結花, 井瀧千恵子, 他: 看護職の原子力・放射線教育のためのトレーナーズトレーニングを終えるにあたって—弘前大学の例—, Isotope News, 763: 18-21, 2019.
 - 30) 辻口貴清, 三上純子, 坂本瑞生, 他: 高度被ばく医療支援センターにおける「原子力災害時医療/院内基礎研修」の開催事例～弘前大学の取組～, 日本放射線看護学会誌, 9: 14-19, 2021.
 - 31) 和田宏幸, 青木美智子, 田宮千春: ポータブル撮影時における被曝について—2m 離れてください—, 昭和病院雑誌, 2: 57-60, 2005.
 - 32) National Institute of Standards and Technology, X-Ray Mass Attenuation Coefficients:
<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z64.html> (accessed November 29, 2023).

【Original article】

**Visualization of scattered X-rays during radiological procedures
using the luminescence of intensifying screens
—A novel approach intended for application in radiation protection
education—**

TOMUHIRO NORO^{*1} MINORU OSANAI^{*2} SHONOSUKE KIMURA^{*3}
KOHSEI KUDO^{*2} MEGUMI TSUSHIMA^{*2} MAIKO KITAJIMA^{*2}
MAYUMI URUSHIZAKA^{*2} TOSHIKO TOMISAWA^{*2}

(Received December 6, 2023 ; Accepted February 11, 2024)

Abstract: The International Commission on Radiological Protection (ICRP) significantly lowered the equivalent dose limit for the eye lens in its Statement on Tissue Reactions. In Japan, the new dose limits were established in April 2021. The importance of radiation protection and radiation education for medical staff has increased. The appropriate understanding of the distribution of scattered radiation in X-ray examination is one of the subjects. We have devised a method to visualize scattered X-rays using luminescence of intensifying screen which had been widely used in X-ray examination. In this study, the feasibility of this method was evaluated for portable radiography. The degree of attenuation by distance of luminescence on intensifying screen were similar to that radiation dose measured using a dosimeter. Therefore, it is suggested that the spread of scattered X-rays can be visually represented by the luminance of intensifying screens. This method has the advantage of not relying on interpolated data unlike conventional dose distribution map.

Keywords: Intensifying screens, Dose distribution, Radiation education, Radiation protection