

ピンホールカメラによる単純 X 線撮影・CT 検査・ IVR 時の散乱 X 線発生源の可視化

Visualization of scattered X-rays sources using a pinhole camera in general radiography, computed tomography examinations, and interventional radiology

小山内 暢^{1,†} 田村 梨菜^{2,*} 田中 智妃落^{2,**}
三上 葉月^{2,***} 野呂 朝夢祐^{3,****} 工藤 幸清¹
細川 翔太¹ 對馬 恵¹ 山口 一郎⁴
細田 正洋¹ 齋藤 陽子¹
Minoru OSANAI^{1,†} Rina TAMURA^{2,*} Chihiro TANAKA^{2,**}
Hazuki MIKAMI^{2,***} Tomuhiro NORO^{3,****} Kohsei KUDO¹
Shota HOSOKAWA¹ Megumi TSUSHIMA¹ Ichiro YAMAGUCHI⁴
Masahiro HOSODA¹ Yoko SAITO¹

キーワード：ピンホールカメラ、散乱 X 線、職業被ばく、放射線教育、放射線防護

Key words : pinhole camera, scattered X-ray, occupational radiation exposure, radiation education, radiation protection

要旨：眼の水晶体の等価線量限度が引き下げられた現在、職業被ばく管理の適正化が求められている。本研究では、実測に基づく放射線可視化のアプローチのひとつとして、単純 X 線撮影、コンピュータ断層撮影 (computed tomography: CT) 検査、画像下治療 (interventional radiology: IVR) を対象とし、自作の鉛製ピンホールカメラによるファントム実験にて散乱 X 線の発生源を特定し、散乱 X 線に対する防護の最適化に資する知見を収集することを目的とした。患者ファントムに加え、X 線管の可動絞りカバーや寝台、CT 装置のマイラリング (ガントリ開口部の窓) といった装置の構成パーツからも無視できない散乱 X 線が発生していることが明らかとなった。医療スタッフの立ち位置や防護板の使用方法的改善といった、より適切な防護策の検討が望まれる。今後はピンホール画像の定量化やリアルタイム化に向けて取り組みたい。

1 弘前大学大学院保健学研究科 Hirosaki University Graduate School of Health Sciences

2 弘前大学医学部保健学科 Hirosaki University School of Health Sciences

3 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

4 国立保健医療科学院生活環境研究部 Department of Environmental Health, National Institute of Public Health

* 現所属：社会医療法人医仁会中村記念病院 Nakamura Memorial Hospital

** 現所属：岩手県立大船渡病院 Iwate Prefectural Ofunato Hospital

*** 現所属：青森市民病院 Aomori City Hospital

**** 現所属：石巻赤十字病院 Japanese Red Cross Ishinomaki Hospital

† 連絡先：小山内暢 (ominoru@hirosaki-u.ac.jp)

With the reduction of the equivalent dose limit to the lens of the eye, effective management of occupational radiation exposure is imperative. This study, as one of the approaches to radiation visualization based on actual measurements, conducted a phantom study using a self-made lead pinhole camera to identify the source of scattered X-rays in general radiography, computed tomography (CT) examinations, and interventional radiology procedures. The aim is to obtain materials to optimize protection against scattered X-rays. In addition to patient phantoms, considerable X-rays were found to emanate from equipment components such as the diaphragm cover of the X-ray tube, bed, and mylar ring (the window of the gantry aperture) of the CT equipment. Recommendations include implementing more appropriate protective measures, such as improving the standing position of medical staff and adjusting how protective shield is used. Future research will quantify the pinhole image and develop the real-time visualization of pinhole images.

I. はじめに

国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) による声明^{1,2)}を受け、我が国でも、2021年4月より、職業被ばくに対する眼の水晶体の等価線量限度が引き下げられた³⁻⁷⁾。これに伴い関連学会等からは職業被ばく管理に関するガイドラインが刊行された⁸⁻¹⁰⁾。また、不均等被ばく管理の徹底が求められてきたなか¹¹⁻¹³⁾、日本学術会議が医療従事者の職業被ばくに係る放射線管理の改善に関する見解を発表するなど¹⁴⁾、散乱X線に対する防護の最適化がますます重要となっている。特に、画像下治療 (interventional radiology: IVR) や透視検査での医療スタッフの被ばくが懸念されている^{9, 14-19)}。さらには、単純X線撮影やコンピュータ断層撮影 (computed tomography: CT) 検査においてもX線照射中に医療スタッフが検査室内で介助を行うことがあり^{15, 20-27)}、これらの放射線診療における散乱X線に対する防護策の充実を図る必要がある。一般に、放射線診療における散乱X線は主に患者から発生すると説明されるが²⁸⁾、患者だけではなくX線管のアクリルカバーからも散乱X線が発生しているという報告がある²⁹⁾。しかしながら、電離箱式サーベイメータ等による散乱X線の評価では、測定点に入射するすべての散乱X線が測定されるため、発生源を区別することはできない。より適切な職業被ばく管理のためには、散乱X線の発生源を把握したうえで防護策を講じる必要がある。一方で、近年、放射線診療に従事する医療スタッフへの放射線教育の重要性が謳われているなか^{9, 30-32)}、放射線の可視化、いわゆる「見える化」が効果的であることが示唆されている³³⁻³⁵⁾。

光学レンズを用いずに像を形成させるピンホールカメラ原理が古くから知られている。その名称のとおり、「針穴」を利用したもので、被写体で乱反射

した光のうち、ピンホールを到達する光のみを通すことで像を結ぶというシンプルな構造をしており、理科教材等としても利用されている³⁶⁻³⁸⁾。X線領域を対象としたピンホールカメラに関する先行研究では、鉛板にピンホールを設け、イメージングプレート等と組み合わせることによって散乱X線発生源の可視化が可能であるという報告がある³⁹⁻⁴⁵⁾。先行研究はピンホール原理による散乱X線の可視化方法や照射条件の最適化に重きを置いたものが多く、実際の臨床の場を想定し、防護策の検討を念頭に置いた検討は少ない。さらに、X線管と検出器が回転し連続的にX線を照射することにより、複雑な散乱X線分布を呈するとともに散乱X線量が多いCT検査²¹⁾を対象とした検討は我々の知る限りではない。

II. 目的

本研究では、散乱X線可視化用の鉛製ピンホールカメラを自作するとともに、単純X線撮影、CT検査、IVRで用いられる装置を対象とし、散乱X線の発生源を可視化・特定することを目的とした。

III. 研究方法

1. ピンホールカメラの作製

木製板で箱 (外寸: 幅 300mm×奥行 240mm×高さ 325mm) を構成し、内面に2mm厚の鉛板を貼付した。箱の前面中央は円形の空洞 (35mmΦ) にし、その部分にピンホールをあけた脱着式の鉛板 (縦 100mm×横 100mm) を配置した。ピンホール部分のピンホール径と鉛厚は、画質や投影範囲に関係する。今回の検討ではピンホール径は3mm、鉛厚は1mm厚とした。

散乱X線によるピンホール像の記録にはコンピュータドラジオグラフィ (以下「CR」とい

う) システムを使用することとし、ピンホールカメラ内部でピンホールから100mmまたは200mmの位置に画像記録媒体としてのイメージングプレート(以下「IP」という)が入った六切サイズのカセットを挿入できる構造とした。今回は、ピンホールから100mm位置にカセットを挿入し実験を行った。

作製したピンホールカメラの模式図を図1に示す。

2. 使用機器及び装置

1) 人体ファントム

患者ファントムとして、X線吸収が人体に近い軟組織等価材や人工骨で作られたPBU-50(株式会社京都科学)を使用した。

2) X線装置

単純X線撮影でのX線発生装置はUD150L-40E/F(固有ろ過:2.5mmAl、株式会社島津製作所)、CT装置は16列のAquilion Start(総ろ過:2.6mmAl、キヤノンメディカルシステムズ株式会社)、IVR/透視用装置はUltimax-i DREX-UI80(キヤノンメディカルシステムズ株式会社)を使用した。IVR/透視用装置のろ過については、固有ろ過が2.3mmAlであり、線質フィルタはアルミニウム1.2mmAlを選択した。

3) CR装置

CRシステムはFCR CAPSULA-2/C@RNACORE station(富士フィルムメディカル株式会社)(以下「FCR」という)を使用した。

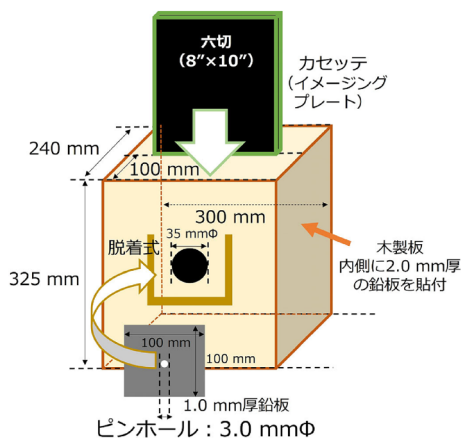


図1. 作製したピンホールカメラの模式図

3. 撮影対象部位および照射条件・ピンホールカメラの配置

1) 単純X線撮影

単純X線撮影では、頭部正面撮影および胸部立位正面撮影を対象とした。頭部正面撮影(仰臥位)の照射条件は、管電圧70kV、管電流200mA、照射時間1.0s、焦点受像面間距離(source-image distance: SID)100cmとし、高さ50cmの寝台に配置した頭頸部人体ファントムに前後方向で1次X線を3回連続で照射した。頭部撮影用のカセット(四切サイズ)を寝台に配置し、臨床での撮影と同じくグリッド(グリッド密度34lines/cm、グリッド比5/1の集束グリッド)を使用して照射したが、今回の検討ではグリッドなしの場合でも照射を行った。

胸部立位正面撮影の照射条件は、管電圧120kV、管電流200mA、照射時間1.0s、SID200cmとし、人体ファントム(頭頸部、胸腹骨盤部、両上肢で構成し、床から頭頂までの高さは158cmとした)を台上に直立させ、胸部に後前方向で1次X線を1回照射した。撮影台はFUJIFILM DR CALNEO U(富士フィルムメディカル株式会社)を使用した。照射野サイズは半切としたが、照射野全開の場合でも検討を行った。

ピンホールカメラの配置を図2(左)に示す。頭部正面撮影では、カセット中心をとおり寝台長軸に垂直な線上で、カセット中心から50cm離れた位置にピンホール面を一致させた(ピンホールの高さは床から72cm)。胸部立位正面撮影では、患者の斜め背後での介助を想定し、照射野中心から60cm位置にピンホール面を一致させた(ピンホールの高さは床から100cm)。なお、ピンホールを通過する散乱X線量は少なく画像化には不十分であるため、照射時間は一般的な臨床条件よりも長く設定した(胸部撮影ではフォトタイマを不使用)。

2) CT検査

CT検査のうちで撮影線量の高い頭部CT検査⁴⁶⁾を対象とした。管電圧は120kVとし、管電流は自動露出機構を使用して(R190)、回転速度1.0s/rotでヘリカルモードにより頭頸部、胸腹骨盤部、両上肢で構成した人体ファントムの頭部(頭蓋底から頭頂まで)を1回撮影した。ピンホールカメラをガントリ背面(寝台設置側の対側)に配置した場合と、介助位置のひとつとしてガントリと寝台の間に配置した場合の2パターンで検討を行った(図2(中央))

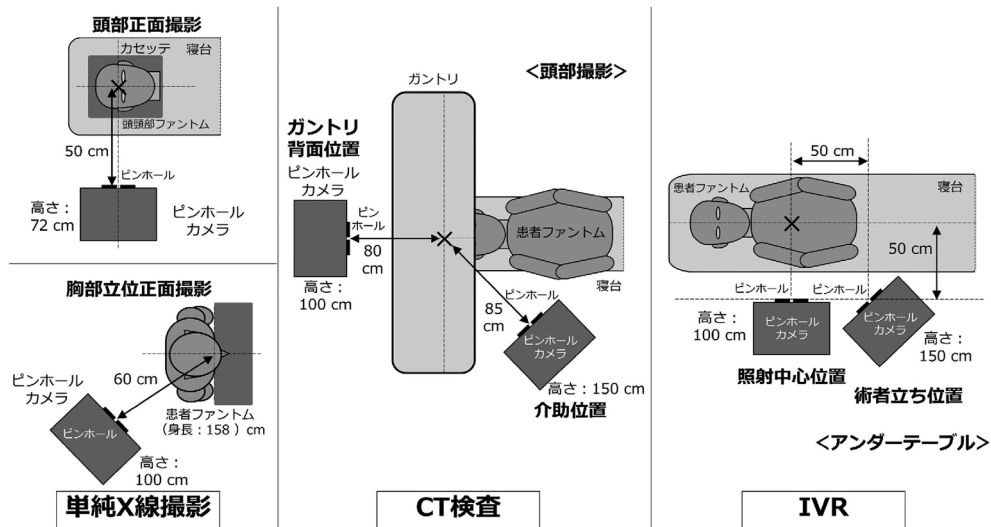


図2. 各モダリティでのファントムとピンホールカメラの配置 (上面図)

参照)。ガントリ背面位置の検討では、ピンホール面をガントリ長軸と平行にし、ピンホールをガントリ長軸上でのガントリ中心と一致させた。ピンホールの高さを100cm、ガントリ中心とピンホールとの距離を80cmとした。介助位置での検討では、ピンホールの高さを150cm(水晶体の高さを想定)、ガントリ中心とピンホールとの距離を85cmとし、ピンホール面をガントリ中心向きにしてピンホールカメラを設置した。

今回の照射条件下での照射1回当たりの volume CT dose index (CTDIvol) および dose length product (DLP) はそれぞれ 71.3mGy、1375.4mGy・cmであった。

3) IVR／透視用装置

量の少ない散乱X線によるピンホール像を得るため撮影モードで照射を行った。アンダーテーブルポジションとし、管電圧80kV、管電流250mA、照射時間1.0sで人体ファントムの胸腹部(空気と実質臓器の両者が含まれる)に1次X線を照射した。寝台の高さは100cm、SIDは100cm、天板アーム回転中心間距離は10cm、FOV(field of view)サイズはNormalとした。

ピンホールカメラの配置を図2(右)に示す。照射野中心をとおり寝台長軸に垂直な線上で、照射野中心から50cm離れた位置にピンホールを一致させた場合(以下「照射中心位置」という)と、その位置から患者ファントムの尾側に50cm離れた位置にピンホールを一致させた場合(以下「術者立ち位置」という)の2パターンで検討を行った。ピンホールの高さは照射中心位置、術者立ち位置でそれぞれ

100cm、150cmとし、両パターンともに、ピンホール面を照射野中心に向けた状態で患者ファントムに1次X線を1回照射した。

4. ピンホール像の取得

X線の照射終了後、CR装置でIPを読み取りピンホール像を得た。ピンホール像は上下左右反転して形成されるため、画像の反転操作を行った。感度やコントラストに関するS値およびL値に関しては、パターンごとにピンホール像を確認し、視覚的に最適な値を決定した。前述のとおり、ピンホールを通過する散乱X線量は少ないため、通常単純X線写真よりも大きなS値を設定した。続いて、ImageJ(National Institutes of Health、米国)を使用し、CR画像のカラー表示も行った(「Image」タブより、「Lookup Tables」、「Spectrum」を順に選択)。

IV. 結果

今回の検討で得られたピンホール像をピンホールカメラと同じ位置から撮影した光学レンズ写真と併せて図3～5に示す。それぞれのモダリティにおいて、ファントムの形状に一致して高濃度を示すピンホール像が得られた。

単純X線撮影での結果を図3に示す。頭部正面撮影では、頭部ファントムから散乱X線が認められ、特にファントム表面付近からの散乱X線が多く観察された。また、X線管の可動絞りのカバー(十字板)や一部の寝台からの散乱X線も認められた。グリッドなしの場合は、カセットからの散乱X

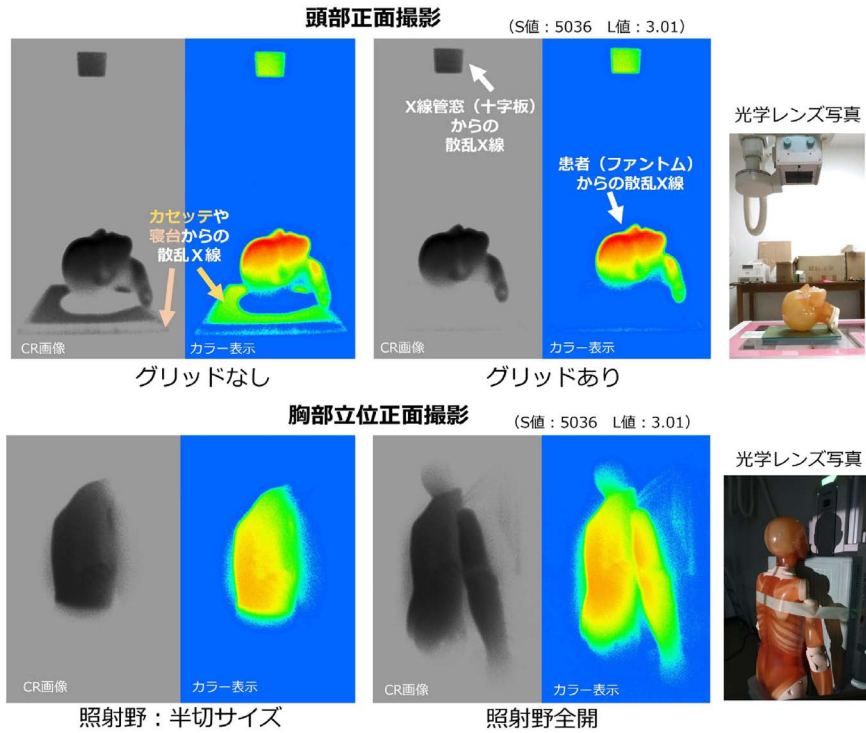


図 3. 単純 X 線撮影時の散乱 X 線発生源

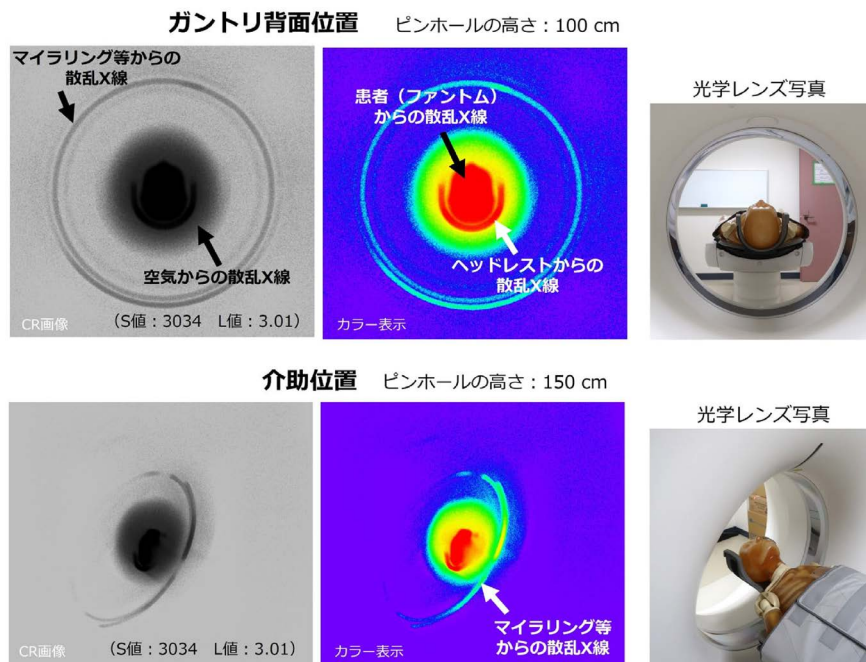


図 4. CT 検査時の散乱 X 線発生源

線も確認された。胸部立位正面撮影では、患者ファントム背部からの散乱 X 線が多く観察された。照射野を全開にした場合では、頸部、腰部、上肢（特に、肘付近）からの散乱 X 線も認められた。

CT 検査を対象とした結果を図 4 に示す。ガントリ背面位置、介助位置それぞれで、患者ファントム、

ヘッドレストから強度が大きい散乱 X 線が認められた。ファントム周囲の空気からの散乱 X 線も観察された。また、ガントリ開口部に設置されているマイラリング（マイラ： $C_{10}H_8O_4$ ）からの散乱 X 線が認められた。介助位置では、ピンホールカメラ側のマイラリングからの明らかな散乱 X 線は確認さ

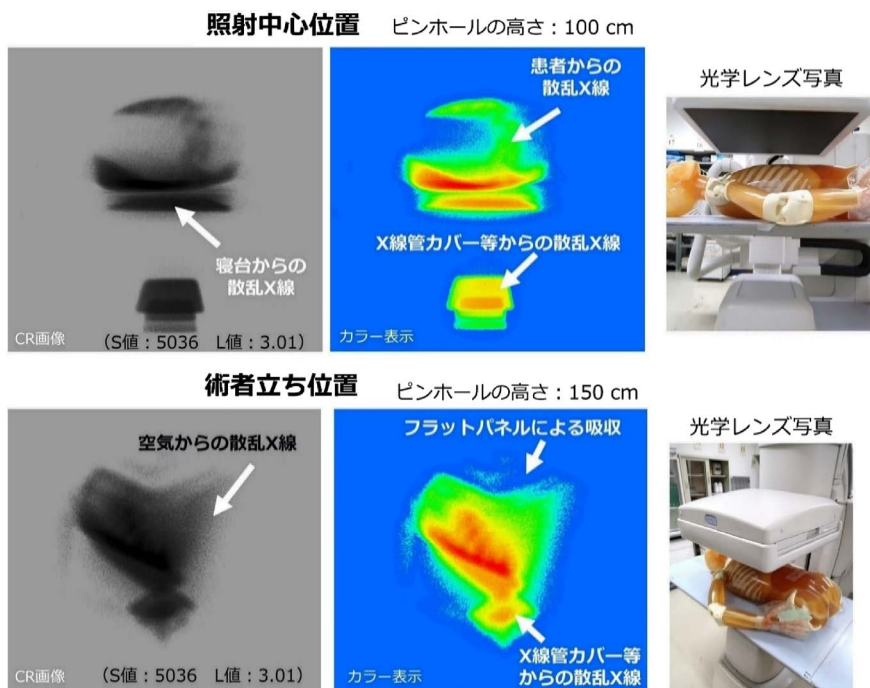


図 5. IVR 時の散乱 X 線発生源

れなかった。

IVR / 透視用装置を対象とした結果を図 5 に示す。照射中心位置では、患者ファントムからの散乱 X 線が認められた。特に、背面の強度が大きく、前胸部からの散乱 X 線も認められるもののその強度はさほど大きくなかった。また、肺野では明らかな散乱 X 線が観察されない部分が多かった。加えて、X 線管カバー部分、寝台からの散乱 X 線が観察された。術者立ち位置では、患者ファントム、X 線管カバー部分、空気からの散乱 X 線が認められたが、フラットパネルディテクタ部分による散乱 X 線の吸収の様子も観察された。

V. 考察

近年、放射線教育における可視化の重要性が謳われており、シミュレーション技術による検討が進められてきた⁴⁷⁾。シミュレーション技術による医療放射線の可視化は放射線教育に有用である一方で、装置の詳細な構造等をシミュレーションで反映するには困難な場合もあるため、実測による検討と相補的に進める必要があると考える。本研究では、実測に基づく放射線の「見える化」のアプローチのひとつとして、ピンホールカメラ原理を利用した検討を行った。

まず、先行研究を参考にしながら鉛板を用いたピンホールカメラを作製したが、ピンホールカメラの

構造はシンプルであり、大きな支障なく作製することが可能であった。ピンホール以外からの IP への散乱 X 線の入射を防ぐために、カメラの筐体部分には 2mm 厚の鉛板を用いた。ピンホール部分については、画質を考慮して今回は 1mm 厚の鉛板を採用した。1 次 X 線は連続エネルギーであり、また、散乱角によって散乱 X 線のエネルギーが異なるため、散乱 X 線のエネルギーを評価することは困難であるが、散乱 X 線のエネルギーを 50 keV と仮定すると、1mm 厚の鉛により減弱率は 99.9% 以上であり (米国の National Institute of Standards and Technology: NIST が示す質量減弱係数⁴⁸⁾ を基に算出)、ピンホール部分の 1mm 厚鉛板による散乱 X 線の遮へい効果に大きな不足はないものと考えられる。鉛厚やピンホール径の大きさと画質の関係については別の稿で論じたい。

今回の検討においては、散乱 X 線の発生源ごとの寄与割合を定量的に示すことは困難であるが、単純 X 線撮影、CT 検査、IVR / 透視用装置を対象としたいずれの検討においても、患者からの散乱 X 線が相対的に大きな割合を占めていることが得られたピンホール像を基に確認できた。一方で、X 線管のカバー (単純 X 線撮影装置の十字板や透視装置の X 線管カバー) や寝台、CT 装置のマイラリングやヘッドレストといった装置の構成パーツからも散

乱 X 線が発生しており無視できないものと考えられる。X 線管側の散乱 X 線量が多い（例えば、オーバーテーブルポジションの場合には、術者の上半身側の線量が高い）ことはよく知られているが、これは、患者からの後方散乱線が多いだけでなく、X 線管のカバーからの散乱 X 線も加味されるためであると考えられた。放射線防護の原則のひとつである「防護の最適化」の概念にある、合理的に達成できる限り被ばく線量を低く抑えるという考えに基づけば、これら装置の構成パーツからの散乱 X 線に対する防護策を検討することにより、医療スタッフの更なる被ばく低減につながるものと考えられる。X 線管のカバーに対する方法のひとつには、カバー付近への防護カーテンの設置が挙げられる。また、単純 X 線撮影装置の場合には、十字板として透明プレートを使用せずに、レーザー光によってポジショニング用の十字を示すという方法も可能であると考えられる。CT 装置のマイラリングはさほど厚くはない（厚さは非公表であるが 1mm 未満と推定される）が、X 線管が繰り返し回転しながら X 線を照射するために、有意な散乱 X 線源として観察されたものと推察される。CT 装置に対しても天吊り防護板が導入されているが⁴⁹⁾、マイラリングの位置も意識しながら使用する必要があると考えられる。これらの対策による被ばく低減効果を検証し、散乱 X 線の発生源に関する定量化にも取り組むたい。また、天吊り防護板は IVR で広く用いられているが、隙間からの散乱 X 線の漏洩も課題である⁵⁰⁾。ピンホールカメラを用いることによって、防護具の隙間からの散乱 X 線を視覚的に評価することができると考えられるため今後検討を行いたい。サーベイメータによる空間線量測定では、発生源を区別して評価することは困難であるが、ピンホールカメラを用いることによって具体的な散乱 X 線の発生源を特定することが可能であり、これはピンホールカメラの利点のひとつである。さらに、今回の検討では空気からの散乱 X 線も認められることがあった。空気と光子との相互作用の確率は高くはないが、理論的には、診断領域の X 線は空気 100cm（1 例）を透過することによって数パーセント減弱する（米国の NIST が示す質量減弱係数⁴⁸⁾を基に算出）。つまり空気によって散乱が起こるため、今回の散乱 X 線を対象とした、感度の高い画像表示条件下では空気による散乱 X 線も観察される場合があったと考えられる。

IVR を対象とした検討で、肺野からは明らかな散乱 X 線は認められなかった。言うまでもなく、肺野の多くは空気からなるためであるが、X 線の照射部位によって散乱 X 線の発生度合いが異なることが視覚的に確認できた。また、IVR の術者立ち位置の検討では、検出器（フラットパネルディテクタ）部分によって散乱 X 線が吸収される様子が観察された。さらに、CT 検査の介助位置での検討で、ピンホールカメラ側のマイラリングからは明らかな散乱 X 線は認められず、ガントリによる散乱 X 線の吸収も一因であると考えられた。このように、装置自体が遮へい体となることもあり、介助時の立ち位置を検討する際に考慮すべきであると考えられる。

単純 X 線撮影の頭部正面撮影で、グリッドを使用しない場合に認められた散乱 X 線がグリッドを使用した際には観察されなかった。本来グリッドは、カセット（受像器）に入射する散乱 X 線を除去するものであるが、カセットからの後方散乱線を除去する効果もあることが明らかとなった。胸部立位正面撮影で照射野を全開にした場合、当然ながら、胸部のみならず、頸部、腰部、上肢からの散乱 X 線も認められた。照射野を適切に絞ることによって、画質の維持のみならず、患者と医療スタッフ双方の被ばくを低減可能であるということが改めて確認できた。このことを周知する際には、ピンホール像を用いるのが効果的であると考えられ、ピンホール像の放射線教育での活用も期待される。

最後に、今回得られたピンホール像および本稿での考察内容を基に、看護職をはじめとした医療スタッフが自身の被ばく低減のために取り得るソフト面での対策をまとめる。散乱 X 線の発生源として有意であるのが患者であることは周知のとおりであるが、X 線装置の構成パーツからも散乱 X 線は発生しているため、① X 線管の可動絞りのカバーや CT 装置のマイラリングが広く見える位置には顔（水晶体）を近づけない、②防護板や防護カーテンを使用する際には患者だけではなく、寝台・ヘッドレスト、可動絞りカバーやマイラリングも覆うように意識することが望まれる。また、透視装置のフラットパネルディテクタや CT 装置のガントリといった X 線装置そのものが散乱 X 線の遮へい体となる場合があるため、③可能であれば、介助時に患者等の散乱体と自身の間に装置を挟むような位置に立つことも被ばく低減に効果的であると考えられる。

VI. 本研究の限界

今回の検討では、光学レンズ写真とピンホール像を比較することによって散乱 X 線の発生源を把握したが、ピンホールカメラとレンズカメラは画角が異なるので精密な位置の照合は困難である。また、CT 検査での検討において 16 列 CT 装置を用いたが、列数の違いによる検証も今後の課題である。

ピンホール像では、例えば、周辺線量当量 (H^* (10)) の値といった線量に関する定量的な情報は得られない。今回の FCR システムでは、IP に入射する線量が増加すると CR 画像の画素値も上昇するものの比例関係にはない (特性曲線上で S 字を描き、さらに、画素値は入射した線量が対数変換されたものである) ため、画素値を基に線量寄与割合を推定するといった定量化を直接的に行うことはできない。今後、画素値から線量への変換テーブルを作成する等、定量化に向けた検討を行いたい。さらに、CR システムを用いた散乱 X 線像の取得では、ばく露後の IP を専用装置で読み取る必要がありタイムラグが生じるため、リアルタイム (動画) 表示に向けた検討も進めたい。

VII. 結論

シンプルな構造の鉛製ピンホールカメラによって単純 X 線撮影、CT 検査、IVR 時の散乱 X 線の発生源を可視化した。患者からの散乱 X 線が主ではあるものの、装置のカバーや寝台といった装置の構成パーツからも散乱 X 線が発生しており、その点を踏まえた防護策を講じる必要がある。

研究助成

本研究は令和 5 年度・令和 6 年度弘前大学若手研究者支援事業、JSPS 科研費 JP22K10435 の助成を受けたものです。

利益相反

本研究における開示すべき利益相反はない。

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. Annals of the ICRP. 2012, 41(1-2).

- 3) 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 年. <https://www.nsr.go.jp/data/000226076.pdf>(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 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. 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 年 9 月. <https://www.mhlw.go.jp/content/11303000/000549964.pdf>(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 5) 厚生労働省医政局長通知 (医政発 0401 第 8 号). 医療法施行規則の一部を改正する省令等の公布について. 2020 年 4 月 1 日.
- 6) 厚生労働省令第 82 号. 電離放射線障害防止規則の一部を改正する省令. 2020 年 4 月 1 日.
- 7) 原子力規制委員会告示第 7 号. 眼の水晶体の線量限度の変更のための平成 2 年科学技術庁告示第 5 号 (核燃料物質等の工場又は事業所の外における運搬に関する技術上の基準に係る細目等を定める告示) 等の一部を改正する告示. 2020 年 3 月 18 日.
- 8) 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 年. <http://www.jhps.or.jp/upimg/files/suishotai-guideline.pdf>(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 9) 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 年. https://www.kyoto-msc.jp/book_suishoutai2020/book/#target/page_no=1(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 10) 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 年 12 月 17 日. http://www.rnsj.jp/wp-content/uploads/guideline_201217.pdf(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 11) 厚生労働省. 労働基準局安全衛生部長通知 (基安発 1101 第 1 号). 放射線業務従事者等に対する線量測定等の徹底及び眼の水晶体の被ばくに係る放射線障害防止対策の再周知について. 2019 年 11 月 1 日.
- 12) 厚生労働省. 医療保健業に従事する皆さまへ～被ばく線量の見える化のために～線量測定は適切な方法で実施してください. <https://www.mhlw.go.jp/content/000481094.pdf>(検索日: 2024 年 3 月 29 日).
- 13) 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. 2018, 53(4). 247-254.
- 14) 日本学術会議. 医療従事者の職業被ばくに係る放射線管理の改善に向けて. 2023 年 9 月 19 日. <https://www.scj.go.jp/ja/info/kohyo/pdf/kohyo-25-k230919-2.pdf>(検索日: 2024 年 4 月 3 日).
- 15) 藤淵俊王. 放射線診療従事者の職業被ばくと防護対策. 福岡醫學雑誌. 2019, 110 (4). 185-194.
- 16) Haga Y, Chida K, Kaga Y, et al. Occupational eye dose in interventional cardiology procedures. Scientific

- Reports. 2017, 7(569). 1-7.
- 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*. 2020, 61(5). 691-696.
 - 18) Pekkarinen A, Lindholm C, Kortensniemi M, et al: Staff eye lens dose in interventional radiology and cardiology in Finland. *Physica Medica*. 2022, 8. 1-7.
 - 19) 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*. 2019, 9(2). 41-47.
 - 20) 竹井泰孝, 栗野直也, 東田真吾, 他. The non-uniform exposure of medical staffs in general radiography(一般撮影での不均等被ばく). *放射線防護部会誌*. 2016, 16(1). 10-13.
 - 21) 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 (Basel, Switzerland)*. 2021, 11(10). 4448.
 - 22) Fukushima K, Matsubara K, Tanabe M, et al. Eye lens dose for medical staff assisting patients during computed tomography: Comparison of several types of radioprotective glasses. *Journal of Radiological Protection*. 2023, 43(2). 021505.
 - 23) Nagamoto K, Moritake T, Nakagami K, et al. Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. *Heliyon*. 2021, 7(1). e06063.
 - 24) Suzuki A, Matsubara K, Chusin T, et al. Radiation doses to the eye lenses of radiologic technologists who assist patients undergoing computed tomography. *Radiological Physics and Technology*. 2021, 14(2). 167-172.
 - 25) Silva MF, Caixeta AL, Souza SP, et al. A dosimetric study of occupational exposure during computed tomography procedures. *Radiation Physics and Chemistry*. 2024, 218. 111564.
 - 26) 宮島隆一, 藤淵俊王, 宮地優介, 他. X 線 CT 撮影の介助時における医療従事者被ばくの効果的な防護方法について. *日本放射線技術学会雑誌*. 2018, 74(4). 326-334.
 - 27) 諸井里香, 中島潤也, 宮坂航示, 他. CT 撮影時における介助者の被ばく低減を目的とした放射線防護カーテンの開発. *日本放射線技術学会雑誌*. 2022, 78(2). 140-151.
 - 28) International Atomic Energy Agency. L16.2: Optimization of Protection in Fluoroscopy. IAEA Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology. <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/training-material#14> (accessed: 2024-3-29).
 - 29) 国立保健医療科学院生活環境研究部. X 線室の中で放射線はどこから飛んでくるのですか? 医療での放射線安全の疑問にお答えします. <https://warp.da.ndl.go.jp/info:ndljp/pid/12140914/ndrecovery.niph.go.jp/trustrad/trajectory.html> (検索日: 2024 年 4 月 8 日).
 - 30) Cornacchia S, Errico R, La Tegola L, et al. The new lens dose limit: Implication for occupational radiation protection. *La Radiologia Medica*. 2019, 124(8). 728-735.
 - 31) 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調査—. *日本放射線技術学会雑誌*. 2012, 68(10). 1373-1378.
 - 32) 森島貴顕, 繁泉和彦, 千葉浩生, 他. 看護学生の放射線に関する意識調査からみた放射線教育の重要性. *日本放射線安全管理学会誌*. 2014, 13(2). 173-176.
 - 33) 野呂朝夢祐, 小山内暢, 木村将乃助, 他. 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—. *保健科学研究*. 2024, 14(2). 21-27.
 - 34) 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*. 2020, 8(1). 3-10.
 - 35) 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*. 2019, 75(11). 1297-1307.
 - 36) 石川優珠, 江口大和. ピンホールカメラを用いた光の学習. *教授学の探究*. 2015, 29. 163-177.
 - 37) 今村智陽, 中野英之. ピンホールカメラの分解能に関する実験的研究—月面クレーターを捉えることのできるピンホールカメラをつくる—. *日本写真学会誌*. 2018, 81(1). 48-52.
 - 38) バンダイ. 牛乳パックを使ったピンホールカメラの作り方 | 光の反射を学ぼう. https://thewonder.it/bukatsu/freely_research/article/168/ (検索日: 2024 年 3 月 28 日).
 - 39) 宮村聖也, 浦橋信吾, 加村鉄郎, 他. ピンホールカメラと CR 装置を利用した診断域 X 線における散乱線像の作成. *日本放射線技術学会雑誌*. 1995, 51(6). 702-709.
 - 40) 田原義弘, 川井恵一, 下新原茂, 他. 散乱 X 線・可視光同時撮像ピンホールカメラの開発と透視中散乱線の撮像. *Radioisotopes*. 2006, 55(5). 247-252.
 - 41) Chida K, Takahashi T, Ito D, et al. Clarifying and visualizing sources of staff-received scattered radiation in interventional procedures. *AJR. American Journal of Roentgenology*. 2011, 97(5). W900-W903.
 - 42) 林 裕晃, 谷内 翔, 神谷尚武, 他. 輝尽性蛍光体プレートを用いたピンホールカメラの開発と散乱 X 線分布および可視光画像の撮影. *日本放射線技術学会雑誌*. 2012, 68(3). 307-311.

- 43) 林 裕晃, 谷内 翔, 神谷尚武, 他. X線用のピンホールカメラに用いるコリメータ径の最適化と画像周辺部での検出効率低下の補正手法の提案. 日本放射線安全管理学会誌. 2012, 11(1). 51-59.
- 44) 竹上和希, 林 裕晃, 福田郁磨, 他. GM 計数管を用いたピンホールカメラの開発に向けた基礎研究. 日本放射線技術学会雑誌. 2013, 69(9). 944-951.
- 45) 藤淵俊王, 他. ピンホールカメラを用いたリアルタイムでの散乱線の可視化に関する検討—デジタルトランスフォーメーションを活用した医療従事者の被ばく低減プログラムの開発と有効性の検証. 労災疾病臨床研究事業費補助金分担研究報告書—. 2023年3月. <https://www.mhlw.go.jp/content/001123619.pdf>(検索日: 2024年4月3日).
- 46) 医療被ばく情報研究情報ネットワーク (J-RIME). 日本の診断参考レベル (2020年版). 2020年7月3日. <https://www.city.mito.lg.jp/uploaded/attachment/17121.pdf>(検索日: 2024年4月3日).
- 47) デジタルトランスフォーメーションを活用した医療従事者の被ばく低減プログラムの開発と有効性の検証. <https://arp.kyushu-u.ac.jp/dxrpp/>(検索日: 2024年4月5日).
- 48) National Institute of Standards and Technology. X-ray mass attenuation coefficients, NIST Standard Reference Database 126. <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>(検索日: 2024年4月8日).
- 49) 古宮瞭汰, 石塚令奈, 太田丞二, 他. X線CT検査室におけるCT専用防護板使用時の空気吸収線量測定. 日本放射線技術学会雑誌. 2022, 78(11). 1341-1348.
- 50) 小林 寛, 坂本 肇. Vasucular IVRにおける現状と管理. 放射線防護分科会会誌. 2014, 38. 12-14.