

【原著】

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

小宮睦弘*1 工藤幸清*2 工藤真也*1 小山内暢*2 對馬恵*2 廣田淳一*2
 佐藤幸夫*3 葛西慶彦*3 須崎勝正*3 松谷秀哉*4 青木昌彦*3,4
 細川洋一郎*2

(2018 年 11 月 27 日受付, 2019 年 1 月 30 日受理)

要旨: 2011 年に国際放射線防護委員会 (ICRP) が水晶体の等価線量限度を年間 20 mSv (5 年平均) に引き下げたことで、水晶体被ばくへの関心が高まっている。散乱 X 線分布図は放射線を可視化でき、被ばく低減効果が期待できる。しかし、測定は高さ 100 cm で行うことが一般的であり、水晶体に対する正確な線量評価は困難である。そこで、本研究の目的は水晶体に適した散乱 X 線分布図を作成し、分布図から水晶体被ばくを評価することである。Interventional radiology (IVR) 室内で 1 cm 線量当量 (H*(10)) を実測し、3 mm 線量当量率 (H*(3)) に換算した線量分布を作成した。実測は 50 cm の格子状上、高さ 100, 150 cm の点を測定した。モンテカルロシミュレーションにより散乱 X 線の実効エネルギーを算出し、線量換算係数比 (H*(3)/H*(10)) を求めることで H*(3) へ換算した。その結果、H*(3)/H*(10) は 0.943 であり、これを用いて水晶体に適した散乱 X 線分布図を作成することができた。また散乱 X 線分布図から医療従事者の H*(3) を評価した結果、年間 20 mSv を超えることが示唆された。

キーワード: IVR, 線量分布, 水晶体

I. はじめに

2011 年に国際放射線防護委員会 (ICRP) は水晶体の等価線量限度について、年間 150 mSv から「定められた 5 年間の平均で 年間 20 mSv, かついずれの 1 年においても 50 mSv を超えない」に引き下げる勧告を行ったり。これに伴い、日本でもこの線量限度を取り入れることが予想される。眼の水晶体の放射線防護検討部会の報告では日本の一般医療における水晶体被ばくは約 35 万人に生じており、このうち約 2000 人が 年間 20 mSv を超えていることが報告されている²⁾。

医療現場において、X 線透視を行いながら治療を行う Interventional radiology (IVR) は、医療従事者の被ばくが生じやすく、その主な被ばくは患者からの散乱 X 線である。医療従事者の被ばく低減のために、IVR 室内の出入口には散乱 X 線分布図を掲示することが労働安全衛生法の電離放

射線障害防止規則第 54 条第 4 項及び国家公務員法の人事院規則 10-5, 23 条 5 項により規定されている^{3, 4)}。散乱 X 線分布図は散乱 X 線量を可視化することができ、医療従事者の被ばく低減に効果的である。散乱 X 線分布は労働安全衛生法の作業環境測定基準第 3 条に基づき 1 cm 線量当量 (H*(10)) を 1 m の高さで測定することで作成される。しかし、水晶体は 1 m よりも高い位置にあり、水晶体の線量は 3 mm 線量当量 (H*(3)) での測定が推奨されている。そこで、我々は成人男性の平均身長が約 170 cm であることから⁵⁾、水晶体の高さを 150 cm と仮定し、水晶体に適した H*(3) による高さ 150 cm の線量分布を作成するとともに、医療従事者の水晶体被ばくについて評価した。

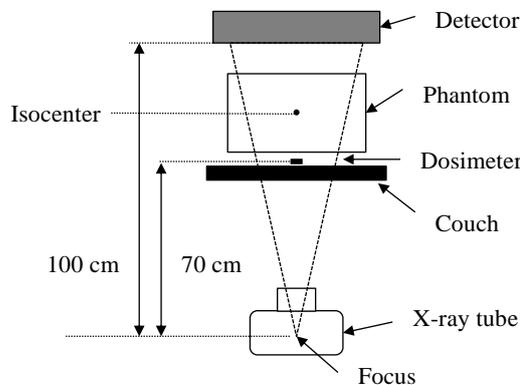


Fig. 1 Geometry for measurement in IVR room

*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 66-1 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 66-1 TEL: 0172-33-5111
 66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan
 *3 弘前大学医学部附属病院
 Hirosaki University Hospital
 〒036-8563 青森県弘前市本町 53 TEL: 0172-33-5111
 53, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8563, Japan
 *4 弘前大学大学院医学研究科
 Hirosaki University Graduate 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 h18gg204@hirosaki-u.ac.jp

II. 方法

II.1 実測方法

II.1.1 幾何学的配置

IVR 装置は X 線血管撮影システム (INNOVA IGS630; GE Healthcare, Tokyo, Japan) を用いた。また、散乱体ファントムとして $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 、厚さ 20 cm の Tough Water ファントム (Kyoto Kagaku Co., Kyoto, Japan) を用いた。ファントムに入射する一次線の線質を明らかにするために、ピーク電圧と半価層を X 線測定器 (RaySafe Xi; RaySafe™, Billdal, Sweden) を用いて測定した。各装置の幾何学的配置を Fig. 1 に示す。

II.1.2 散乱 X 線の測定方法

散乱 X 線測定には 6 台の電離箱式サーベイメータ (Hitachi-Aloka Medical; ICS-323C, Tokyo, Japan) を使用した。サーベイメータ間のばらつきを防ぐため、最も校正年の新しいサーベイメータを基準に比較校正を行った。

散乱 X 線分布は、 50 cm の格子状上、高さ 100 cm 及び 150 cm の点を測定した。測定者の被ばくを避けるため、撮影条件による積算線量を測定した。その後 Fig. 2 の A 点、座標 (3.5, 1) で透視条件による線量率を測定し、積算線量から線量率への換算を行った。撮影条件および透視条件の詳細を Table 1 に示す。

Table 1 Details of photographic mode and fluoroscopic mode

| | Photographic mode | Fluoroscopic mode |
|---------------|-------------------|-------------------|
| Tube voltage | 87 kV | 80 kV |
| Tube current | 160 mA | 10 mA |
| Pulse rate | 4 flames/sec | 15 pulses/sec |
| Exposure time | 5 sec | — |

* These are all displayed values in the console.

II.2 $H^*(10)$ から $H^*(3)$ への換算方法

Fig. 3 に $H^*(10)$ から $H^*(3)$ への換算方法の手順を示す。初めに散乱 X 線の X 線スペクトルを得るためにモンテカルロ計算コード PHITS (Particles and Heavy Ion Transport code System) ver.3.08⁶⁾ を用いて線源とファントムを設定し、ファントムの周囲 1 cm を通過する散乱 X 線のスペクトルを求めた。シミュレーション体系を Fig. 4 に示す。ここで、一次線のスペクトルは透視条件下で RaySafe により測定されたピーク電圧と半価層から X 線管球の総濾過を求め、X 線スペクトル近似計算ソフト X-Tucker-31⁷⁾ に代入することで算出した。

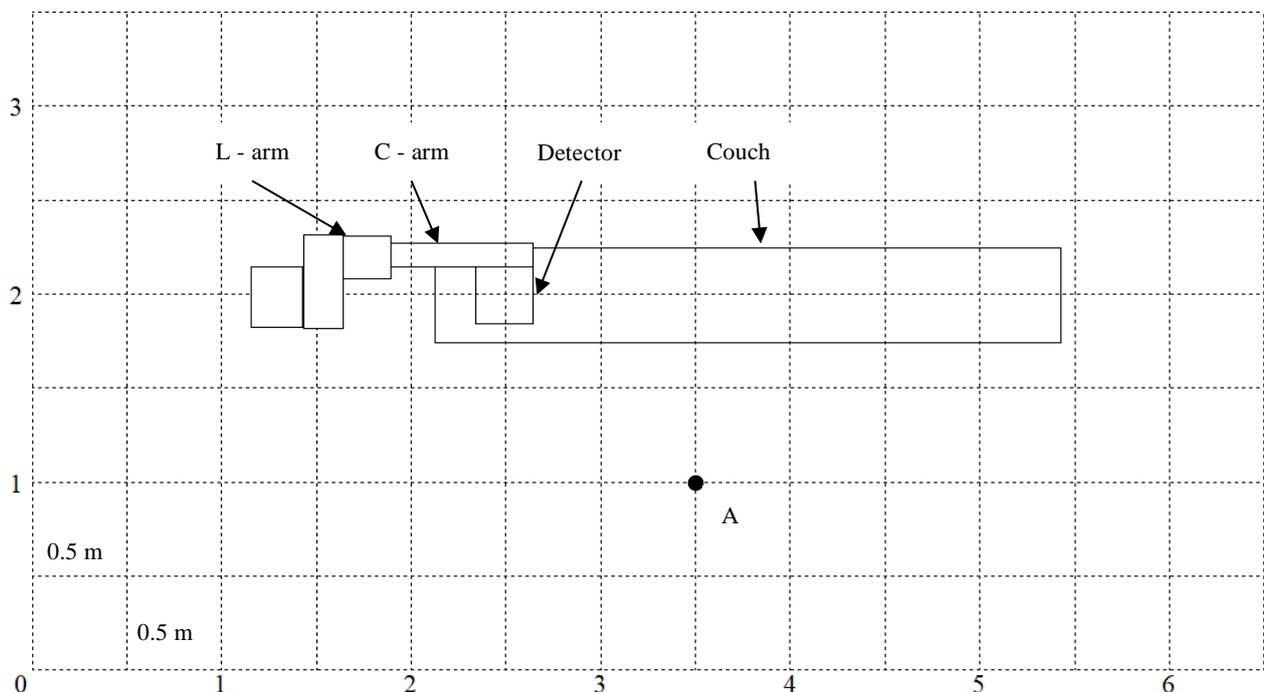


Fig. 2 Measurement lattice points in photographic mode

A : A measurement point in fluoroscopic mode for converting deposit dose to dose rate.

次に Muranaka らの手法⁸⁾を参考に散乱 X 線の実効エネルギーを算出した。得られた散乱 X 線のエネルギースペクトルから, Al フィルタを付加したときの減弱を散乱 X 線のエネルギーごとに算出し減弱割合を求めた。Al 厚を 0.01 mm ごとに変更し半価層を求め, 散乱 X 線の実効エネルギーを算出した。計算には ICRP Publication 74 の Al の質量減弱係数データ⁹⁾を基に 5 ~ 100 keV を 0.5 keV 間隔で対数補間して使用した。実効エネルギーに対応する $H^*(3)/\phi$ 及び $H^*(10)/\phi$ から線量換算係数比 $H^*(3)/H^*(10)$ を算出し, $H^*(10)$ を $H^*(3)$ に換算した。 $H^*(3)/\phi$ 及び $H^*(10)/\phi$ は ICRP Publication 51 及び Publication 74 のデータ^{10, 11)}それぞれ用いた。

II.3 散乱 X 線分布の作成方法

散乱 X 線分布図は図形計算ソフト活図 ver.8 を用いて作成した。

III. 結果

A 点 (Fig. 2) の高さ 100 cm において, 撮影条件での積算線量は 9.6 μSv , 透視条件での線量率は 264 $\mu\text{Sv/h}$ であった。また, 高さ 150 cm において, 撮影条件での積算線量は 6.8 μSv , 透視条件での線量率は 216 $\mu\text{Sv/h}$ であった。よって各格子点上で得られた積算線量について, 高さ 100 cm では 27.5 倍, 高さ 150 cm では 31.8 倍することで線量率へ換算した。得られた $H^*(10)$ の散乱 X 線分布図を Fig. 5 に示す。高さ 100 cm と 150 cm の散乱 X 線分布図において, 300 $\mu\text{Sv/h}$ 領域は高さ 100 cm が広くファントム付近に分布するが, ファントムから離れるに従い, 例えば 20 $\mu\text{Sv/h}$ 領域は高さ 150 cm の方が広い範囲を占めていた。

Raysafe による測定の結果, ファントムに入射する一次線のピーク電圧は 89 kV, 半価層は 6.37 mmAl であった。X 線スペクトル近似計算ソフトから得られたエネルギースペクトル及び PHITS によるシミュレーションから得られた散乱 X 線のエネルギースペクトルを Fig. 7 に示す。

散乱 X 線のエネルギースペクトルから求められた半価層は 6.04 mmAl であり, 実効エネルギーは 44.3 keV であった。そして, このエネルギーにおける $H^*(3)/H^*(10)$ は 0.943 であった。高さ 150 cm での散乱 X 線分布にこの比を掛け, $H^*(3)$ に換算した散乱 X 線分布図を Fig. 6 に示す。この結果, $H^*(3)$ に換算した散乱 X 線分布図では, A 点での線量は 212 $\mu\text{Sv/h}$ となった。また, Fig. 2 における座標 (3.5, 1.5) を医師, 座標 (4.5, 1) を看護師の立ち位置と仮定した場合, $H^*(3)$ の線量率はそれぞれ 182 $\mu\text{Sv/h}$, 55 $\mu\text{Sv/h}$ であった。

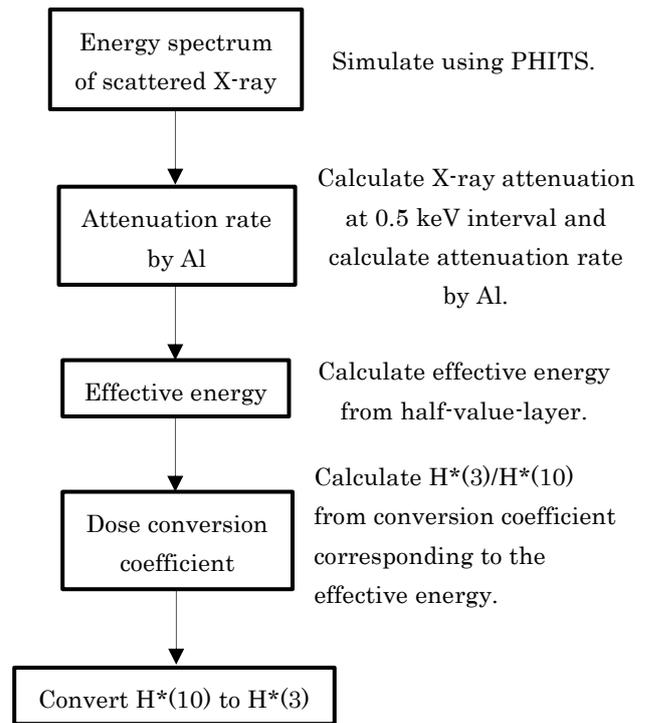


Fig. 3 Steps for converting $H^*(10)$ to $H^*(3)$

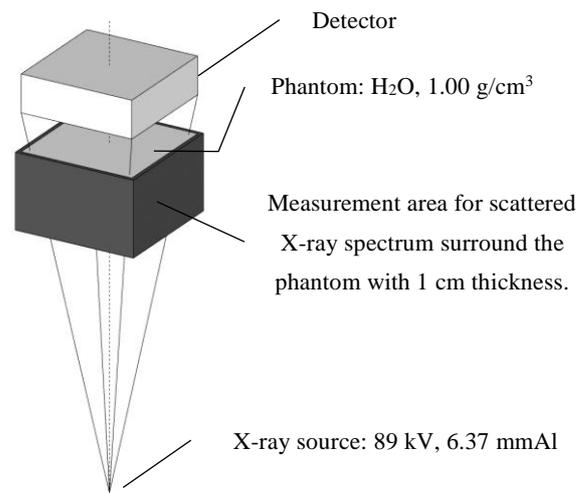


Fig. 4 Geometry for simulation

IV. 考察

我々は水晶体に相当する高さの散乱 X 線分布を測定した。その結果, 高さ 100 cm と 150 cm では散乱 X 線分布に違いがみられた。特にファントムに近い場所では高さ 100 cm のほうが高線量となった。よって, 常に患者の近くで作業に当たる医療従事者において, 頸部ガラスバッジでは測定位置が水晶体の高さに比べ低いので, 水晶体被ばくを過大評価することが考えられた。千田らによる報告でも, 頸部ガラスバッジは水晶体線量計 (DOSIRIS) に比べ IVR 医師の水晶体年間推定線量を過大評価する傾向があるとされて

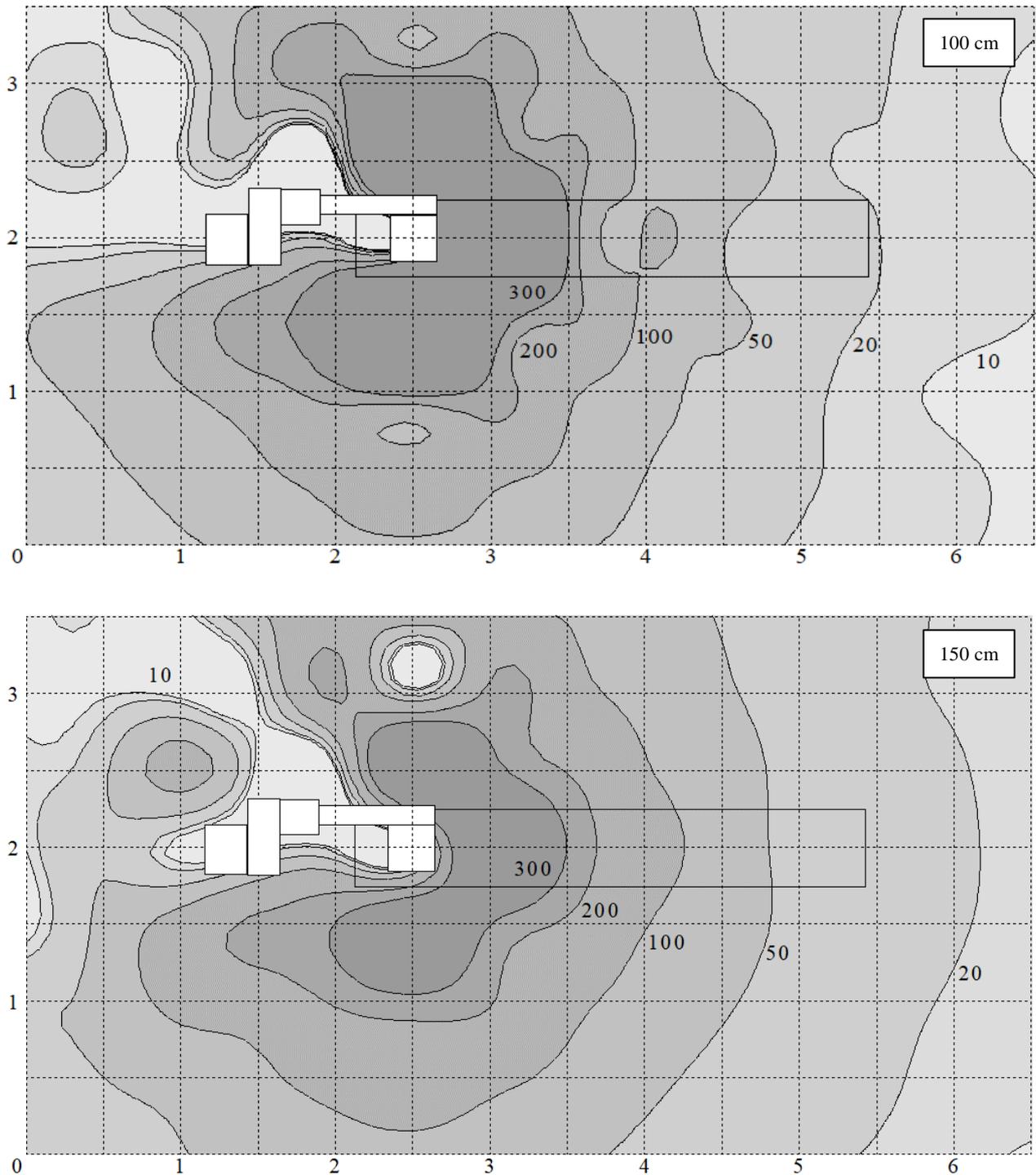


Fig. 5 Scattered X-ray distribution map obtained by measurements [H*(10)]

The upper figure is measured at height of 100 cm, and the lower figure is measured at 150 cm. Units are $\mu\text{Sv/h}$.

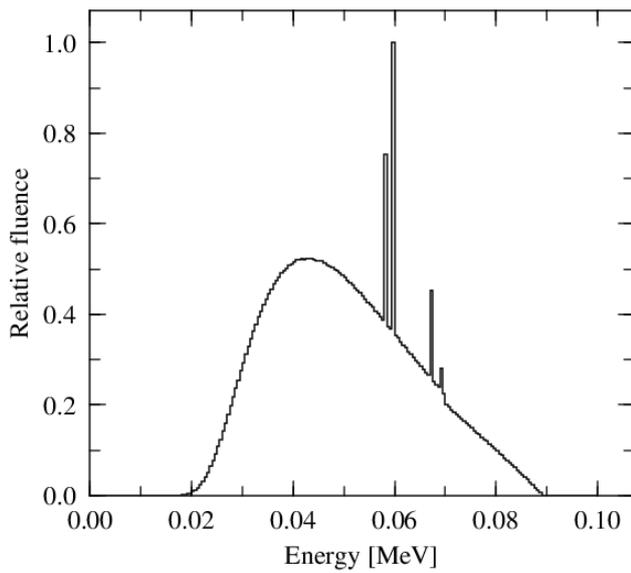
いる¹²⁾。

散乱 X 線分布を $H^*(3)$ に換算した結果、散乱 X 線の実効エネルギーでは $H^*(10)$ との差異は小さいことが分かった。このことから診断領域での X 線検査で使用されるエネルギーでは $H^*(10)$ による測定が $H^*(3)$ と大きく異なることはないと考えられた。

Fig. 2 における座標 (3.5, 1.5) を医師の立ち位置と仮定

した場合、 $H^*(3)$ の線量率は $182 \mu\text{Sv/hour}$ であることから、ICRP が勧告した水晶体線量限度の年間 20 mSv を超えるには年間約 110 時間必要である。これは 1 日換算で 0.3 時間に相当し、業務内容によっては線量限度を超える可能性が考えられた。同様に、Fig. 2 における座標 (4.5, 1) を看護師の立ち位置と仮定した場合、線量率は $55 \mu\text{Sv/h}$ であり、年間 20 mSv を超えるには IVR 透視下に 1 日 1.0 時

(a) Primary X-ray



(b) Scattered X-ray

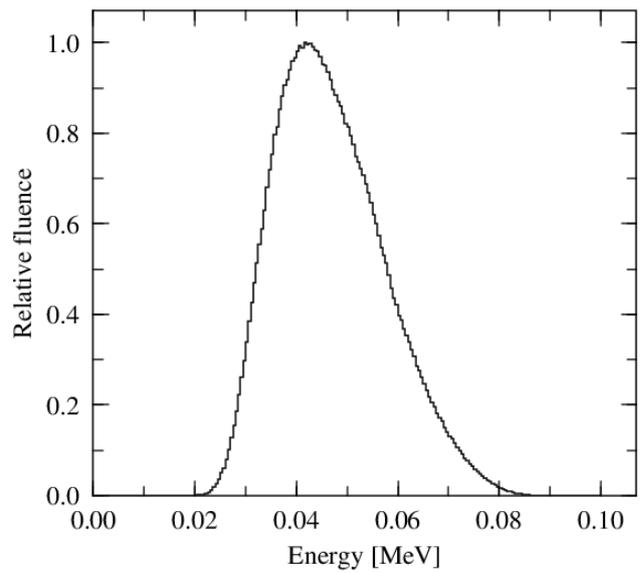


Fig. 7 Energy spectrum of primary X-ray (a) and scattered X-ray (b)

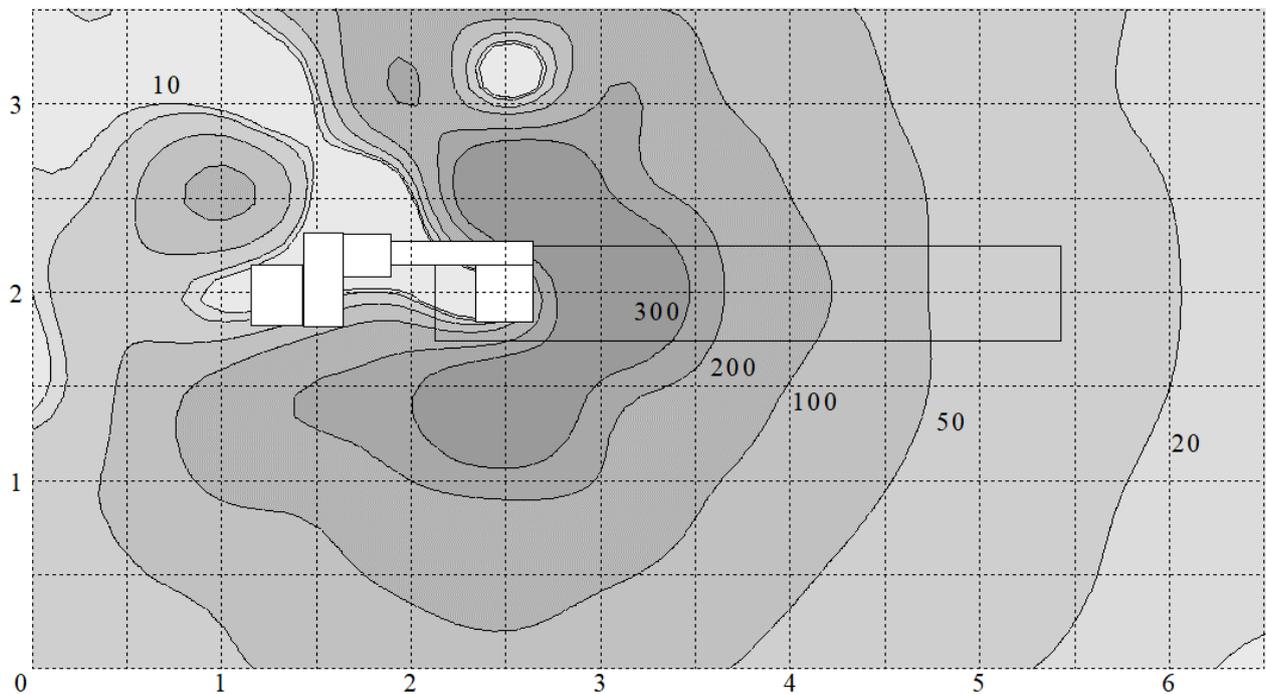


Fig. 6 Scattered X-ray distribution map converted to $H^*(3)$ at height of 150 cm

Units are $\mu\text{Sv/h}$.

問いる必要がある。このことから、医師のように患者に近い位置に長時間留まることのない医療従事者は、新たな線量限度を超える可能性は少ないと考えられた。

一方、防護メガネ装着により約 60%の線量低減が可能であることが報告¹²⁾されており、線量限度を超えるか否かに関わらず医療従事者はできる限りの防護措置を講じるべきである。しかし、本研究のように散乱 X 線を可視化することで医療従事者の水晶体被ばくを推定するだけでなく、防

護三原則に基づいた行動を促すことができると考えられた。

V. おわりに

本研究ではシミュレーションによる散乱 X 線スペクトルを用いることで、高さ 150 cm で実測した $H^*(10)$ を $H^*(3)$ に換算した。これにより、水晶体に適した散乱 X 線分布図を作成することができ、また、散乱 X 線分布図から

医療従事者の水晶体等価線量が年間 20 mSv を超過する可能性を示唆することができた。よって、この散乱 X 線分布図は医療従事者の被ばく低減に役立つと考えられた。

利益相反

開示すべき利益相反はありません。

謝辞

本研究にあたり、弘前大学医学部保健学科学生の蛭名健斗さん、木村秀呂さん、小林亮太さん、平田唯人さんらのご協力を深く感謝申し上げます。

- 1) ICRP Publication 118: 組織反応に関する ICRP 声明. 3, 公益社団法人日本アイソトープ協会, 東京, 2012
- 2) <http://www.nsr.go.jp/data/000205420.pdf> (2018-11-17)
- 3) http://elaws.e-gov.go.jp/search/elawsSearch/elaws_search/lsg0500/detail?lawId=347M50002000041 (2018-11-17)
- 4) http://elaws.e-gov.go.jp/search/elawsSearch/elaws_search/lsg0500/detail?lawId=338RJNJ10005000 (2018-11-17)
- 5) 校正統計要覧 第2編 保健衛生 第1章 保健 第2-6表 身長・体重の平均値, 性・年次×年齢別: 厚生労働省, 2017.
- 6) Tatsuhiko Sato, Yosuke Iwamoto, et al: Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02, Journal of Nuclear Science and Technology, 55, 684-690, 2018.
- 7) <http://hidekikato1952.wixsite.com/radiotechnology/free-software> (2018-11-17)
- 8) 村中明, 成廣直正, 他: 診断用 X 線装置におけるコンプトン散乱 X 線スペクトルを用いた実効エネルギーの評価. 川崎医療短期大学紀要, 31: 39~43, 2011.
- 9) アイソトープ手帳. (11). 148, 公益社団法人日本アイソトープ協会, 東京, 2011.
- 10) ICRP Publication 74: 外部放射線に対する放射線防護に用いるための換算係数. 201, 公益社団法人日本アイソトープ協会, 東京, 2001.
- 11) ICRP Publication 74: 体外放射線に対する防護のためのデータ. 49, 公益社団法人日本アイソトープ協会, 東京, 1988.
- 12) Yoshihiro H, Koichi C, et al: Occupational eye dose interventional cardiology procedures. Scientific Reports, 7: 569, 2017.

【Original article】

Utility consideration of scattered X-ray dose distribution for estimation of occupational eye dose in interventional radiology procedures

NOBUHIRO KOMIYA^{*1} KOHSEI KUDO^{*2} MASAYA KUDO^{*1}
MINORU OSANAI^{*2} MEGUMI TSUSHIMA^{*2} JUNICHI HIROTA^{*2}
SACHIO SATO^{*3} YOSHIHIKO KASAI^{*3} KATSUMASA SUZAKI^{*3}
HIDEYA MATSUTANI^{*4} MASAHIKO AOKI^{*3,4} YOICHIRO HOSOKAWA^{*2}

(Received November 27, 2018 ; Accepted January 30, 2019)

Abstract: In 2011, the International Radiological Protection Committee (ICRP) lowered the equivalent dose limit for the lens of the eye to 20 mSv/year on average for a period of 5 years. Scattered X-ray dose distribution maps can be used to visualize radiation and are expected to reduce exposure. However, scattered X-ray is generally measured at a height of 100 cm, so the dose distribution is not suitable for lenses. Therefore, the purpose of this study is to create a distribution map for lenses and estimate lens exposure from the distribution map. We measured 1-cm dose equivalent ($H^*(10)$) in an interventional radiology (IVR) room and created a distribution map converted into 3-mm dose equivalent ($H^*(3)$). We measured the scattered X-ray dose at heights of 100 cm and 150 cm on lattice points spaced by 50 cm. Then, we calculated the effective energy of scattered X-ray by Monte Carlo simulations, and converted to $H^*(3)$ by calculating the dose conversion coefficient rate ($H^*(3)/H^*(10)$). The results showed that $H^*(3)/H^*(10)$ was 0.943, and we were able to create a distribution map for lenses by using this value. Additionally, we suggest that medical workers risk exceeding 20 mSv/year by estimating $H^*(3)$ from the distribution map.

Keywords: IVR, Dose distribution, Lens