



*Journal of the Measurement Division*  
**計測部会誌**

Vol.33, No.2, 通巻 66

CONTENTS

○第65回計測部会

教育講演

司会 東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和

「放射線計測器の校正の重要性」

産業技術総合研究所 田中 隆宏

シンポジウム

テーマ「放射線計測の最前線

～診断X線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～」

司会 名古屋大学 小山 修司

新潟医療福祉大学 関本 道治

(1) 測定に必要な基礎物理

徳島大学 富永 正英

(2) 一般撮影領域の線量測定

帝京大学 齋藤 祐樹

(3) X線TV領域の線量測定

金沢大学附属病院 能登 公也

(4) 歯科領域の線量測定

愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一

(5) 乳房撮影領域の線量測定

天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

(6) CT撮影領域の線量測定

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和

(7) IVR撮影領域の線量測定

土谷総合病院 石橋 徹

○入門講座

「診断領域のX線エネルギーにおける線量計の校正」

徳島大学 富永 正英

○専門講座

「モンテカルロシミュレーション」

新潟医療福祉大学 関本 道治

## 目 次

- 巻頭言 「知の広場」としての計測部会～葛屋重三郎の志に学ぶ～  
東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和・・・ 1

○ 第 65 回計測部会

・ 2025 年 10 月 18 日（土） 9:00～12:00 第 5 会場（中ホール B）

教育講演 司会 東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和

「放射線計測器の校正の重要性」

産業技術総合研究所 田中 隆宏・・・ 2

シンポジウム

テーマ：「放射線計測の最前線

～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～」

司会 名古屋大学 小山 修司

新潟医療福祉大学 関本 道治

1. 測定に必要な基礎物理

徳島大学 富永 正英・・・ 3

2. 一般撮影領域の線量測定

帝京大学 齋藤 祐樹・・・ 4

3. X 線 TV 領域の線量測定

金沢大学附属病院 能登 公也・・・ 6

4. 歯科領域の線量測定

愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一・・・ 7

5. 乳房撮影領域の線量測定

天理よろづ相談所病院 紀太千恵子・・・ 8

6. CT 撮影領域の線量測定

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和・・・ 9

7. IVR 撮影領域の線量測定

土谷総合病院 石橋 徹・・・ 10

○ 専門部会講座 入門編（計測部会）

・ 2025 年 10 月 17 日（金） 13:30～14:20 第 6 会場（107+108）

「診断領域の X 線エネルギーにおける線量計の校正」

徳島大学 富永 正英・・・ 12

○ 専門部会講座 専門編（計測部会）

・ 2025 年 10 月 19 日（日） 9:00～9:50 第 5 会場（中ホール B）

「モンテカルロシミュレーション」

新潟医療福祉大学 関本 道治・・・ 13

○ 第 64 回計測部会発表抄録

教育講演 司会 東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和  
「個人被ばく線量計の校正」

株式会社 千代田テクノル 清宮 貴之・・・14

シンポジウム

テーマ：「個人被ばく線量計の測定原理とその特徴」

司会 徳島大学大学院 富永 正英  
愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一

1. 光刺激ルミネセンス線量計 (OSLD) の測定原理とその応用

長瀬ランダウア株式会社 橋詰 拓弥・・・19

2. ガラスバッジの構造・測定原理と線量当量算出方法

株式会社 千代田テクノル 古谷 一隆・・・21

3. 半導体式電子ポケット線量計

アロカ株式会社 富澤 昌寛・・・29

○ セミナー報告

・第 6 回診断領域の線量測定基礎 Web セミナー 参加記

千葉県総合救急災害医療センター 長谷川亮太・・・38

・第 6 回診断領域の線量測定基礎 Web セミナー 参加記

市立奈良病院 肥後谷 瞬・・・39

○ 2024 年度計測分野に関する論文・・・・・・・・・・・・・・・・・・40

○ 2025 年度計測分野に関する発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・42

○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・43

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・44

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・46

○ 編集後記

## 「知の広場」としての計測部会



### ～蔦屋重三郎の志に学ぶ～

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター  
庄司 友和

2025 年の大河ドラマ『べらぼう』で描かれる蔦屋重三郎は、江戸の町に文化の風を吹き込んだ稀代の出版人です。彼は時の権力に迎合することなく、庶民の知と感性を信じ、書物というかたちで問いを世に投げかけ続けました。その姿勢は、現代においても「知の民主化」の象徴として語り継がれています。その志は、現代の文化拠点「蔦屋書店（T-SITE）」にも受け継がれています。そこは単なる書店ではなく、人と情報、空間と体験が交差する「知の広場」として、私たちの暮らしに新たな価値をもたらしています。

私たち計測部会もまた、医療放射線の分野における「知の広場」でありたいと願っています。とりわけ線量管理の重要性が高まる現在、私たちの果たすべき役割はますます大きくなっています。2007 年の通知、2020 年の法改正、J-RIME による DRL（診断参考レベル）の公表などを通じて、放射線装置の適切な管理と被ばく線量の記録・評価は、医療機関にとって不可欠な責務となりました。しかし現場では、測定器の未保有や校正の未実施、測定方法の不明確さといった課題が依然として残されています。こうした状況を放置すれば、患者や医療従事者の安全が脅かされるだけでなく、医療の質そのものが損なわれかねません。線量測定は、単なる技術的作業ではなく、医療の信頼を支える「文化的営み」でもあるのです。

こうした背景のもと、2025 年 8 月にはオーム社より、放射線技術学スキル UP シリーズ『診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法』改訂第 2 版が発刊されます。本書は、これまでの計測に関する知識を踏まえつつ、現在の診断領域における測定方法の課題や最新の知見を盛り込み、英知を結集した内容となっています。さらに、今回の北海道での計測部会シンポジウムでは、各執筆者が改訂にあたっての変更点を中心に講演を行う予定です。現場での実践に直結する貴重な知見が共有される機会となりますので、多くの会員の皆さまにご参加いただければ幸いです。

最後になりますが、「歴史は繰り返す」とよく言われます。かつて蔦屋重三郎が江戸の町に文化の灯をともしたように、私たちもまた、医療の現場に「安全と信頼の光」を届ける存在でありたいと願っています。そして、計測という営みを通じて、未来の医療を支える「知の広場」を築いていくことこそが、私たちの志です。今後とも、計測部会へのご支援とご協力を賜りますよう、よろしくお願い申し上げます。

## 「放射線計測器の校正の重要性」

### Importance of Calibrating Radiation Measurement Instruments

産業技術総合研究所

田中 隆宏

X 線診断において利用される放射線計測器として最初に思いつくのは線量計と思われる。ただ、一口に線量計と言っても、その種類は豊富で、電離箱式線量計や半導体式線量計（近年では多機能 X 線測定器などと呼ばれることもある）などがある。電離箱式線量計には優れたエネルギー特性があるため診断領域では昔から使われているが、近年は半導体式線量計のエネルギー特性が改善され、持ち前の優れた操作性もあって半導体式線量計の普及も進んでいる。この他にも、放射線の出力の計測に関連する機器として、電位計、面積線量計や管電圧計などが挙げられる。

放射線計測に限らず、計測器を用いた測定では数値だけではなく単位とセットで結果を得ることがほとんどである。日本をはじめとしたメートル条約に加盟している国では国際単位系（Le Système International d'unités: SI）が導入されている。使用する単位系を国際的に統一することにより、さまざまな取引や証明などが円滑に進む。放射線計測で多く使われる単位としては、カーマと吸収線量の Gy ( $= \text{J/kg}$ )、線量当量の Sv ( $= \text{J/kg}$ )、放射能の Bq ( $= 1/\text{s}$ )、管電圧の V、などがある。例えば、空気カーマを測定して 2.3 mGy という結果が得られた場合、それは空気カーマの一単位 (1 Gy) の 0.0023 倍、を意味する。つまり、この測定結果は一単位に対する相対値あり、空気カーマなど様々な物理量の一単位に相当するのが、標準（計量標準）である。

計測器を標準と比較することを「校正」とよび、計測器の精度の担保には校正が必要となる。特に、計測器を用いた測定結果が国家計量標準までさかのぼれること「計量トレーサビリティ」という。本講演では、校正や計量トレーサビリティに加え、放射線計測器に関連した IEC 規格などの国際規格との関係について概説し、放射線計測器の校正の重要性をお話したい。

## 計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

### 「 測定に必要な基礎物理 」

#### Fundamental Physics for Radiation Measurement

徳島大学大学院医歯薬学研究部

富永 正英

近年の技術革新により画像診断機器の高性能化が進む中、装置の出力特性や患者被ばく評価の精度を確保するためには、診断領域の X 線エネルギー（20～150 keV）に特有の物理的特性や物質との相互作用に関する理解が不可欠である。

本講では、診断 X 線領域における線量測定に必要な放射線物理の基本概念を中心に、関連する基礎知識を体系的に整理する。

まず、管電圧・付加ろ過条件が X 線スペクトルに与える影響について解説する。続いて、光電効果やコンプトン散乱といった物質との相互作用の基本事項を取り上げ、実践的な線量測定への理解を深めることを目的としたい。さらに、診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂第 2 版における主な変更点についても紹介する。



テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「一般撮影領域の線量測定」

### Dose measurement in general radiography

帝京大学 医療技術学部 診療放射線学科

齋藤 祐樹

DRLs 2025<sup>1)</sup> が発表された。これまでの医療被ばく低減に向けた取組みの成果が見られ、前回よりも 15～43% 程度の低減が達成されている。医療法施行規則の改正により、線量管理の重要性が改めて認識されたと考えられる。今回の改訂により、一般撮影領域の DRL 値は「入射表面線量」から「入射表面空気カーマ ( $K_{a,e}$ )」に変更された。この変更は、ICRP Pub.135 の日本語訳を忠実に取り入れた経緯によるものである<sup>2)</sup>。本教科書では発刊当初より  $K_{a,e}$  を採用していたため、読者の皆様には大きな混乱はなかったと考えられる。

さて、この教科書では、吸収線量を求めるための測定方法等について実例を交えて紹介している。基本的な流れに大きな変更はない。まず、実効エネルギーを求めるために HVL を測定し、線量計の校正定数を決定する。その後、 $K_{a,e}$  を算出するために後方散乱係数 (BSF) を、先に測定した HVL から決定する。さらに、必要に応じて皮膚吸収線量 ( $D_{skin}$ ) への変換も可能である。今回の改訂のポイントは、BSF を数値データとして提供した点である。これは、著

者が学生実験等を通じて BSF をグラフから求めていた経緯があり、人的な誤差を最小限に抑えたいという思いからである。

BSF のデータは、いくつか提示されているが<sup>3,4)</sup>、叢書 25 に記載されている加藤秀起先生のデータである<sup>5,6)</sup>。皆様にも馴染みがあることと思われる。このデータは、モンテカルロシミュレーションにより算出されたものであり、加藤先生にお願いして、テーブル形式で快く提供していただいた。

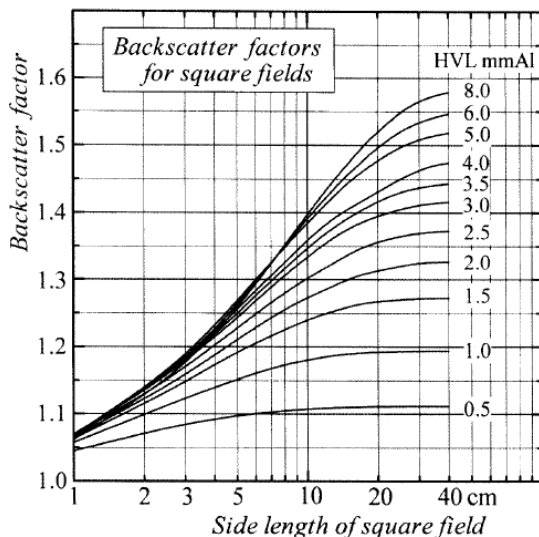


図1 後方散乱係数<sup>6)</sup>

BSF を求める際には、python などのプログラミングが必要になるが、教科書にはそのコード

は示していない。ただし、python での実装について簡単に説明する。BSF は HVL と正方形照射野の関数であるため、HVL、照射野、BSF の値を変数として保持し、`interpolate.interp2d` のスプライン補間を使って、求めたい HVL と照射野から BSF を返すことができる。ここで注意していただきたいのは、HVL と照射野は 1 次元配列、BSF は 2 次元配列として保持する必要がある点である。もし、コードが必要であればご連絡いただければと思う。最後に、加藤先生の入射表面線量計算ソフト「Sdec」についても紹介したい (<https://hidekikato1952.wixsite.com/radiotechnology/soft-3>)<sup>7)</sup>。このプログラムはダウンロードするだけで使用でき、先に説明した BSF と同じ結果を計算することができる。求めたい X 線撮影の情報（管電圧、管電流、撮影時間、総ろ過、照射部位、サイズ）を入力することで、BSF、 $K_{a,e}$ 、および  $D_{skin}$  を簡単に求めることができる。

今回の改定により、 $K_{a,e}$  および  $D_{skin}$  の測定がより高精度かつ簡便に行えることが期待される。さらに、業界全体で医療被ばくの低減に取り組み、患者に安心できる医療を提供することを使命として活動が続けていただきたい。その際、画質についても十分に考慮することを忘れてはならない。

1. J-RIME, National diagnostic reference levels in Japan (2025)- Japan DRLs 2025-. [https://j-rime.qst.go.jp/report/JapanDRLs2025\\_ja.pdf](https://j-rime.qst.go.jp/report/JapanDRLs2025_ja.pdf) (参照 2025-08-08)
2. VAÑÓ, E., et al. ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. Annals of the ICRP, 2017, 46.1: 1-144.
3. Grosswendt B: Dependence of the photon backscatter factor for water on source to phantom distance and irradiation field size. Phy Med Biol, 35(9), 1233-1245, (1990).
4. Klevenhagen SC: Experimentally determined back scatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 kV. Phys Med.Biol.34(12). 1871-1882, (1989).
5. 放射線医療技術学叢書 (25) 医療被ばく測定テキスト (改訂 2 版) . 日本放射線技術学会. 京都. 2012.
6. 加藤秀起. 微分後方散乱係数を用いた診断 X 線の後方散乱係数算出法. 日本放射線技術学会雑誌, 2001, 57.12: 1503-1510.
7. 加藤秀起; 藤井茂久; 吉見勇治. 診断用 X 線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日本放射線技術学会雑誌, 2009, 65.10: 1400-1406.



テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「 X 線 TV 領域の線量測定」

### Dosimetry of X-ray fluoroscopy systems

金沢大学附属病院

能登 公也

診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法の改訂により、X 線透視 (X 線 TV) 領域の線量測定方法が新たに設けられた。X 線 TV 領域とは、血管撮影やインターベンショナルラジオロジー (Interventional radiology: IVR) 以外の診断透視に使用される X 線透視装置を指す。X 線 TV 装置には、線量情報として患者照射基準点 (Patient entrance reference point: PERP) における空気カーマ ( $K_{ar}$ ) および面積空気カーマ積 ( $P_{KA}$ ) が表示される。これらの線量情報は日本産業規格である JIS Z 4751-2-54:2012 により規格化され、2012 年以降に製造された装置に搭載されている。 $K_{ar}$  と  $P_{KA}$  は 2020 年版および 2025 年版の日本の診断参考レベル (Diagnostic reference levels: DRLs) において診断透視の DRL 量として採用され、DRL 値が設定されている。2020 年 4 月の医療法施行規則の一部改正により、医療被ばくの管理と記録が義務化された。X 線 TV 装置は管理対象機器には含まれないが、 $K_{ar}$  と  $P_{KA}$  は医療被ばく管理上、重要な線量情報である。装置形式にはオーバーテーブル式、アンダーテーブル式、C アーム式の 3 種類あるが、現在国内ではアンダーテーブル式の販売はなく、前二者が混在している。PERP は装置形式により定義が異なるため、表示される線量の評価位置にも注意が必要である。本シンポジウムでは X 線 TV 装置に表示される  $K_{ar}$  と  $P_{KA}$  についての定義と、表示線量を実測により検証するための測定方法について解説する。

テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「歯科領域の線量測定」

### Dosimetry in dental radiology

愛知学院大学歯学部附属病院

後藤 賢一

今回の「診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法」の改訂において、歯科領域の線量測定は新規項目である。歯科領域において特徴的な撮影として、口内法 X 線撮影、パノラマ X 線撮影、および歯科用コーンビーム CT (cone-beam computed tomography : CBCT) が挙げられる。

口内法 X 線撮影の診断参考レベル (diagnostic reference levels : DRLs) において使用される線量指標は、患者体表面における入射空気カーマ (incident air kerma :  $K_{ai}$ ) である。 $K_{ai}$  は後方散乱を含まない空中空気カーマで、単位は Gy (通常は mGy) で表される。口内法 X 線撮影装置は一般撮影装置と異なり、可動絞リや光照射野がない装置がほとんどであり、患者撮影の際には照射筒 (コーン) を可能な限り患者に近づけて撮影を行う。そのため焦点からコーン先端までの距離が焦点-皮膚間距離とされており、コーン先端中央での自由空気中空気カーマが  $K_{ai}$  となる。

パノラマ X 線撮影の DRL において使用される線量指標は、面積空気カーマ積 (air kerma-area product :  $P_{KA}$ ) と線量幅積 (dose-width product : DWP) である。 $P_{KA}$  はビーム軸に対して垂直な平面における X 線ビームの面積全体の後方散乱を含まない自由空気中空気カーマの積分であり、焦点-線量計間距離に依存せず一定の値をとり、単位は  $Gy \cdot cm^2$  (通常は  $mGy \cdot cm^2$ ) で表される。撮影 1 回あたりの面積空気カーマを積算した値である。DWP は水平方向 (スリットに直交方向) の空気カーマの積分値で、単位は  $Gy \cdot mm$  (通常は  $mGy \cdot mm$ ) で表される。DWP は近似的にピーク線量とビーム幅の積で算出できる。

歯科用 CBCT の DRL において使用される線量指標は、 $P_{KA}$  と回転中心におけるビーム軸空気カーマ (air kerma at the iso center of a dental CBCT unit :  $K_{iso}$ ) である。 $K_{iso}$  は撮影 1 回あたりのビーム軸・回転中心における空気カーマの積算値で、単位は Gy (通常は mGy) で表される。

歯科領域においては DRLs2020 から DRLs2025 で使用される線量指標の種類に変更はなかったが、用語については ICRP 邦訳版との統一を図るため、「線量-幅積」が「線量幅積」へ、「面積空気カーマ積算値」が「面積空気カーマ積」へと変更されている。

これらの歯科領域で用いられる線量指標の測定方法について解説する。

テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「乳房撮影領域の線量測定」

### Mammography dosimetry

天理よろづ相談所病院

紀太 千恵子

乳房撮影においては、一般 X 線撮影のように患者皮膚線量で被ばくを評価するのではなく、皮下脂肪による吸収を除外した乳腺組織に吸収された線量、すなわち平均乳腺線量（Average Glandular Dose: AGD）を用いることが標準的である。平均乳腺線量は、画像診断の質の確保と患者の放射線防護を両立するうえで極めて重要な線量指標であり、乳房撮影における線量最適化の基盤となる。現在、平均乳腺線量の算出には、Dance らの理論を導入した欧州標準化機構（European Organization Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services: EUREF）プロトコル<sup>1)</sup>による算出式「 $AGD = K \times g \times s \times c$ 」が広く用いられている、ここで、 $K$  は入射空気カーマ（mGy）、 $g$  は乳腺含有量 50% に相当する吸収係数（mGy/mGy）、 $s$  はターゲットとフィルタの組み合わせに関する係数、 $c$  は乳腺含有量 50% から異なる乳腺量を補正する係数である。これらの係数は、撮影条件や乳房厚、半価層（HVL）などに応じて適切に選定される必要があり、精度の高い線量評価には物理的理解と装置特性の把握が欠かせない。

本講演では、平均乳腺線量の測定法と評価手順について概説するとともに、『診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法（改訂第 2 版）』における主な変更点についても紹介し、従来の手法との違いや臨床現場への影響について整理する。

あわせて、2025 年に公表された診断参考レベル（DRLs2025）を踏まえ、乳房撮影における線量管理の現状と今後の展望について検討する。特に、DRLs の更新によって線量評価基準がどのように変化したか、また平均乳腺線量が現在の乳房撮影においてどのように位置づけられるかを整理し、被ばく低減と線量管理の適正化に向けた実践的取り組みについて考察する機会としたい。本講演を通じて、線量評価の重要性を再認識し、より安全かつ質の高い画像診断の実現に向けた知見を共有する機会となることを目指す。

#### 参考文献

1. European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis Forth Edition. The Netherlands: European Communities, 2003.

テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「 CT 領域の線量測定 」

Dose assessment for CT Scanners

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター

庄司 友和

2025 年 8 月に改訂第 2 版として出版された『診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法』の中から CT 領域に焦点を当て、線量評価の変遷と最新動向、ならびに初版からの主な変更点について概説する。CT 検査における線量評価は、CTDI (Computed Tomography Dose Index) や DLP (Dose Length Product) といった従来の指標を中心に発展してきたが、近年では患者サイズや散乱線の影響を考慮した SSDE (Size-Specific Dose Estimate) など、より実態に即した評価指標の導入が進んでいる。今回の改訂では、測定法の標準化にも重点を置き、JIS Z 4752-3-5:2021 「医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法―第 3-5 部：受入試験及び不変性試験―X 線 CT 装置」に準じた内容で初版の体裁を整えた。特に、測定シートへ測定結果を記載することで、測定プロセスの可視化および再現性の確保を図り、臨床現場での実用性を高める工夫を施している。また、2021 年の JIS 改訂により、NT (Nominal Total Collimation Width) が 40 mm 以下の場合と 40 mm を超える場合で定義式が 2 通りに分けられた点にも言及し、CT 装置の仕様に応じた線量評価の柔軟性および精度向上の重要性を強調した。さらに本書では、CTDI 測定法の課題や AAPM Task Group 111 による新たな測定法、ICRP の勧告に基づく DRL (Diagnostic Reference Level) の精緻化など、線量管理の最新動向を網羅的に解説している。特に、2020 年の医療法施行規則改正により、診療用放射線による被ばく線量の記録・評価・最適化が義務化された点は、線量管理の重要性を再認識させるものであり、単なる装置管理にとどまらず、患者被ばくの適正評価と線量最適化の実践が求められている。また、DRLs 2025 の策定に向けた動きにも触れ、従来の CTDI<sub>vol</sub> や DLP に加え、SSDE の導入によって、より個別化された線量評価が可能となることを紹介する。これにより、CT 線量評価は、単なる数値管理から患者中心の安全管理へと進化しつつある。

講演では、改訂にあたり追加された最新知見や測定法の実際を中心に、DRL の動向と今後の展望について、図表や文献を交え、わかりやすく紹介する予定である。CT 線量評価の標準化と最適化に向けた取り組みを共有し、放射線診療の質向上および安全性確保に寄与する一助となれば幸いである。

### 参考文献

1. 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法―第 3-5 部：受入試験及び不変性試験―X 線 CT 装置 JIS Z 4752-3-5 : 2021 (IEC 61223-3-5 : 2019)

テーマ：放射線計測の最前線 ～診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法改訂を行って～

## 「IVR 撮影領域の線量測定」

Measurement of radiation dose in the interventional radiology (IR) exposure field

医療法人あかね会土谷総合病院

石橋 徹

### 1. はじめに

血管造影は診断から治療まで広く用いられ、IVR (interventional radiology) の進歩により低侵襲で多様な治療が可能となったが、手技の複雑化に伴い長時間照射が行われ、患者の放射線皮膚障害や術者の白内障が報告されるようになった<sup>1)2)</sup>。それに伴い、FDA (Food and Drug Administration)<sup>3)</sup>や日本医学放射線学会からの警告や ICRP Publication 73 や 85 による勧告、さらに 2019 年の医療法施行規則改正により、IVR 領域における放射線管理として、線量管理や線量記録の必要性が求められている<sup>4)</sup>。ICRP Publication 85 では 3Gy 以上の皮膚線量について記録を求めており、国内でも線量記録が義務化された<sup>5)</sup>。また 2015 年に J-RIME (Japan Network for Research and Information on Medical Exposure) が DRL (Diagnostic Reference Level) を策定し、2015 年版では装置の基準透視線量率のみであったが、2020 年版では患者照射基準点における空気カーマ (Air kerma at the patient entrance reference point :  $K_{ar}$ ) や面積空気カーマ積 (Air kerma-area product :  $P_{KA}$ ) が加えられ、装置表示値の精度検証が重要視されている<sup>6)</sup>。本稿では IVR 領域における確定的影響の指標である入射皮膚線量と、DRLs2020 に基づく入射表面空気カーマ測定の解説、血管撮影 (IVR) で用いられる線量用語について解説する。

### 2. 血管撮影 (IVR) で用いられる線量用語の整理<sup>7)</sup>

血管造影 (IVR) 領域の線量測定は、主に患者線量と従事者線量に大別され、患者線量の評価には、入射線量 (incident dose : ID)、入射表面線量 (entrance surface dose : ESD)、入射皮膚線量 (entrance skin dose : ESD)、臓器線量などが用いられ、目的に応じて適切な指標を選択することが重要である。

#### 1) 患者照射基準点 (PERP)

患者皮膚入射表面の線量を代表する位置として定義され、IEC 規格に基づきアイソセンタから X 線管焦点方向に 15cm の点とされる。ここで測定される空気カーマが装置表示線量の基準となる。

#### 2) 患者照射基準点における空気カーマ ( $K_{ar}$ )

焦点から一定の距離にある位置 (患者照射基準点位置) での空気カーマ [Gy] で表される。アイソセンタから X 線管焦点方向 15cm の位置での値と定義され、装置表示値となる。DRLs

における臨床の DRL 値として採用されている。

3) 面積空気カーマ積 (Air kerma-area product :  $P_{KA}$ )

ビーム軸に対して垂直な平面における、X 線ビームの面積全体の後方散乱を含まない自由空気中の空気カーマ [ $Gy \cdot cm^2$ ] で表され、線錘中の距離に依存せず常に一定の値となることを利用している。以前は DAP と呼ばれ、DRLs における臨床の DRL 値として  $Ka,r$  同様に記されている。

4) 入射空気カーマ (Incident air kerma :  $Ka,i$ )

焦点から PERP までの距離での X 線ビーム中心軸上の後方散乱を含まない空気カーマで表され、血管撮影装置の出力線量となる。この出力線量は、患者表面に入射する空気カーマであり、PERP では患者照射基準点における空気カーマ ( $Ka,r$ ) として表すこともできる。

5) 入射表面空気カーマ (Entrance-surface air kerma :  $Ka,e$ )

患者やファントム表面での後方散乱を含む空気カーマで表される。従来の入射表面線量 (entrance surface dose : ESD) に相当する。

以上のように、血管撮影領域における線量測定には複数の用語が存在するが、それぞれの定義と適用範囲を正しく理解することが、線量評価と被ばく管理の精度向上に不可欠である。

### 3. 参考文献

- 1) Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, Wagner LK : Skin injuries from fluoroscopically guided procedures : Part 1, Characteristics of radiation injury. AJR Am J Roentgenol 177(1), 3-11, 2001.
- 2) Vano E., Gonzalez L., Beneytez F., Moreno F. : Lens injuries induced by occupational exposures in non-optimized interventional radiology laboratories. Br J Radiol 71, 728-733, 1998.
- 3) Food and Drug Administration. Public Health Advisory : Avoidance of serious X-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures, 1994.
- 4) 公益社団法人 日本医学放射線学会 : 診療用放射線に係る安全管理体制に関するガイドライン.2019.11
- 5) ICRP Publication 85 : Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. Annals of the ICRP, 2000.
- 6) 医療被ばく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 日公表. J-RIME.
- 7) ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Annals of the ICRP, Vol.46, No.1 (2017)



## 専門部会講座(計測)

専門部会講座 入門編(計測)

### 「 診断領域の X 線エネルギーにおける線量計の校正 」

#### Calibration of dosimeters for diagnostic X-ray energies

徳島大学大学院医歯薬学研究部

富永 正英

診断用 X 線装置の被ばく線量管理や出力評価の信頼性を確保するには、診断領域における X 線エネルギー (20~150 keV) に対応した線量計の適切な校正が不可欠である。本講では、診断領域における線量計校正の物理的基盤と、トレーサビリティ確保の重要性について概説する。

まず、日本放射線技術学会に付随する「診断領域線量計標準センター」の役割と、同センターにおける校正業務の現状について紹介する。続いて、照射線量の定義およびその基本的な測定原理を解説し、一次標準である自由空気電離箱の構造と測定原理について詳述する。さらに、空洞電離箱による測定において重要となる荷電粒子平衡の概念、校正定数の決定法、およびそのエネルギー依存性についても取り上げる。

トレーサビリティの確立に関しては、国家標準から我々が使用する線量計に至るまでの校正系列を踏まえて、測定結果の信頼性を担保する仕組みについて概説する。また、測定精度の定量的評価には、不確かさの見積もりに加えて誤差の伝播の理解が不可欠であり、複数の測定要素が最終的な線量評価に及ぼす影響についても整理する。

## 専門部会講座(計測)

専門部会講座 専門編 (計測)

### 「モンテカルロシミュレーション」

#### Monte Carlo simulation

新潟医療福祉大学 診療放射線学科

関本 道治

放射線のふるまいを正確に理解し、適切に評価することは、医療や研究の現場における線量管理、装置設計や被ばく防護などの多くの場面で不可欠である。実験のみでは再現が難しい複雑な状況を補う手段として、モンテカルロシミュレーションが注目され、現在では放射線計測や線量評価の分野で広く活用されている。

モンテカルロ法は、放射線の飛程、散乱、エネルギーの付与、透過、吸収といった相互作用を確率的に繰り返し模擬することで、現実のふるまいを理論的に予測できる解析手法である。測定が困難な箇所における線量分布の推定や、散乱線や漏えい線の寄与の定量化、遮蔽材の厚さや配置の検討など、放射線に関わる多くの場面で実用的な知見を得ることができる。

近年では、計算性能の向上や操作環境の整備により、モンテカルロ法は高度な研究だけでなく、教育や現場レベルでの初期検討にも取り入れられつつある。特に、実験とシミュレーションを組み合わせることにより、物理現象の理解が深まり、教育効果も高まる点が注目されている。また、線量評価の精度向上や作業効率の改善といった面でも、導入のメリットは大きい。

本講演では、モンテカルロ法の基本的な仕組みや考え方を平易に解説し、放射線計測への応用例として、散乱線の影響評価、遮蔽性能の検討、線量計の応答解析などを紹介する。さらに、実用上の留意点や導入時の工夫、教育・研究・臨床の各場面における応用可能性についても述べ、モンテカルロシミュレーションを放射線理解の基盤を支える有力なツールとして位置付ける。

## 「 個人被ばく線量計の校正 」

### Calibration of personal dosimeter

株式会社 千代田テクノル

清宮 貴之

昨今、放射性同位元素等の規制に関する法律施行規則の一部改正があり、放射線測定の新規導入が必要になりました。また、原子力規制委員会が放射線障害予防規程に定めるべき事項に関するガイドを改正し、放射線業務従事者の外部被ばくの測定は、「ISO/IEC 17025 に規定される能力を満たす人又は機関による測定及びそれと同等の品質マネジメントシステムの確立等に係る要求事項を満たす測定」と示しております。

ISO/IEC 17025<sup>1)</sup> は後述で説明しますが、放射線測定器の校正は、測定のトレーサビリティをとり、信頼性を確保するための基本的なものであると言えます。

ここで言う校正とは、VIM<sup>2)</sup> で「指定の条件下において、第一段階で、測定標準によって提供される測定不確かさを伴う量の値と、付随した測定不確かさを伴う当該の指示値との関係を確立し、第二段階で、この情報を用いて指示値から測定結果を得るための関係を確立する操作。」と定義されており、使用したい測定器の指示値を上位の標準と比較して、測定結果を得るための関係を確立することです。

トレーサビリティは、トレーサビリティを確認するための要素として 6 つの基本要素<sup>3)</sup> が考えられており、切れ目のない校正（比較）の連鎖、測定の不確かさ、文書化、能力、国際単位系（SI）への参照、校正周期があります。例えば切れ目のない校正（比較）の連鎖は、計量学一歩分<sup>4)</sup> で図 1 のように表現されており、測定結果や標準の値がより高いレベルの標準に関係づけられ、最終的に一次標準に到達できることを示しています。測定の不確かさは、VIM で「用いる情報に基づいて、測定対象量に帰属する量の値のばらつきを特徴付ける負ではないパラメータ。」と定義されており、不確かさを評価し、表現する方法は GUM<sup>5)</sup> で示されています。また、校正周期は対象とする測定器等の長期安定性、使用頻度、環境条件などを勘案して決めていく必要があります。そのうちの計量法トレーサビリティ制度における特定二次標準器の校正周期は、基本は 1 年、電離箱式照射線量計は 2 年など、特定二次標準器の種類によって校正周期は異なります。

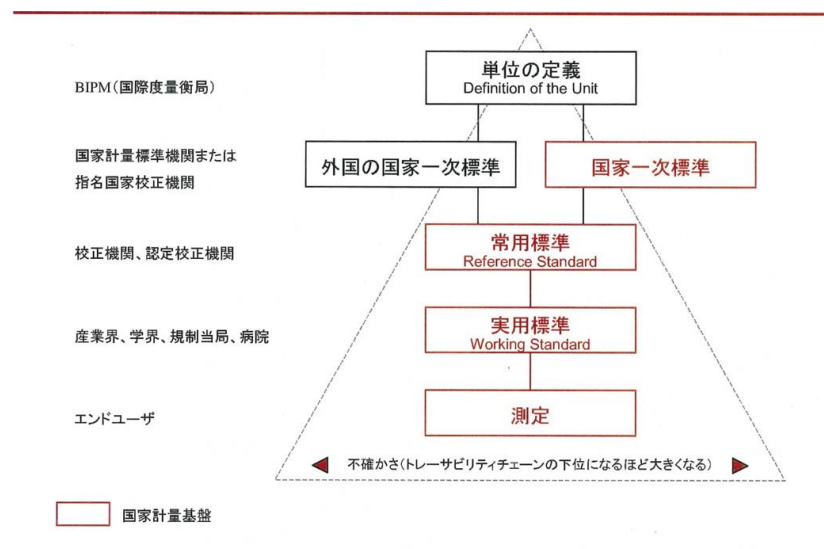


図1 トレーサビリティチェーン<sup>4)</sup>

ISO/IEC 17025 は品質マネジメントシステム、及び技術的な事項が要求されている規格で、技術的要求事項には要員（人の技術的力量）、施設及び環境条件、設備などの記載があり、必要な施設、設備の例を図2～図4に示します。

ISO/IEC 17025 の適合性評価機関は IAJapan（独立行政法人製品評価技術基盤機構認定センター）、JAB（公益財団法人日本適合性認定協会）、VLAC（株式会社電磁環境試験所認定センター）があり、当社大洗研究所は IAJapan から認定を受けた校正機関となっています。

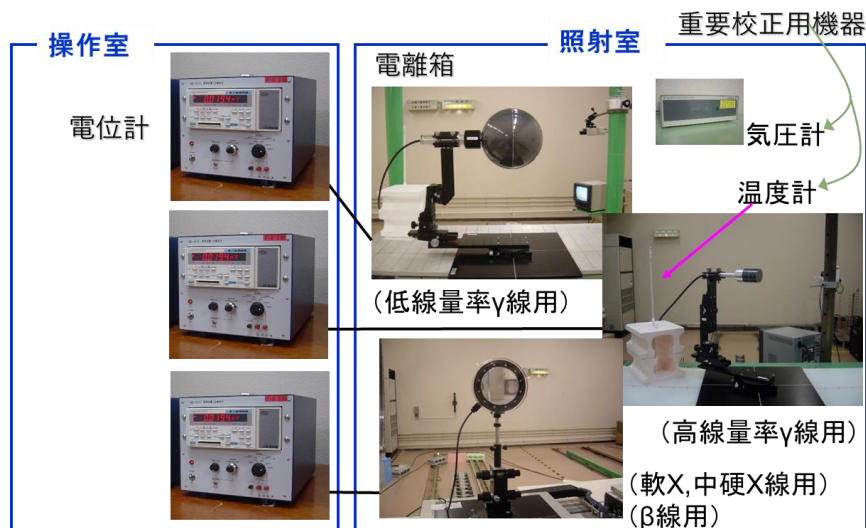


図2 必要な設備等（標準器）

-放射線施設



-空調設備



-大気条件のモニタ



図3 必要な設備等（設備，機器）

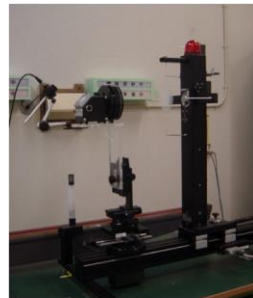
- $\gamma$ 線照射装置



-X線照射装置



- $\beta$ 線照射装置



-中性子照射装置

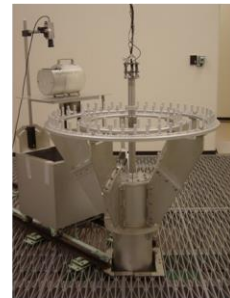


図4 必要な設備等（照射装置）

個人被ばく線量計には、電子式（半導体型）のようなアクティブ型やガラス線量計のようなパッシブ型があり、アクティブ型は JIS Z 4312<sup>6)</sup>，パッシブ型は JIS Z 4345<sup>7)</sup>，及び JIS Z 4416<sup>8)</sup>で、エネルギー・方向特性や温度特性などの特に放射線に対する性能が要求されています。

更に、校正方法は次の JIS 規格で規定されています。X 線・ $\gamma$  線については JIS Z 4511<sup>9)</sup>， $\beta$  線については JIS Z 4514<sup>10)</sup>，中性子については JIS Z 4521<sup>11)</sup>。この規格の中で、個人被ばく線量計は、人を模擬したファントムを用いて校正します。ここで、アクティブ型、パッシブ型の校正方法の区別はありません。

なお、校正に用いるファントムは、個人被ばく線量計を着用する部位によって、体幹部、頭部、手脚、指の種類から使い分けます。図 5 にそれぞれのファントムの例を示します。

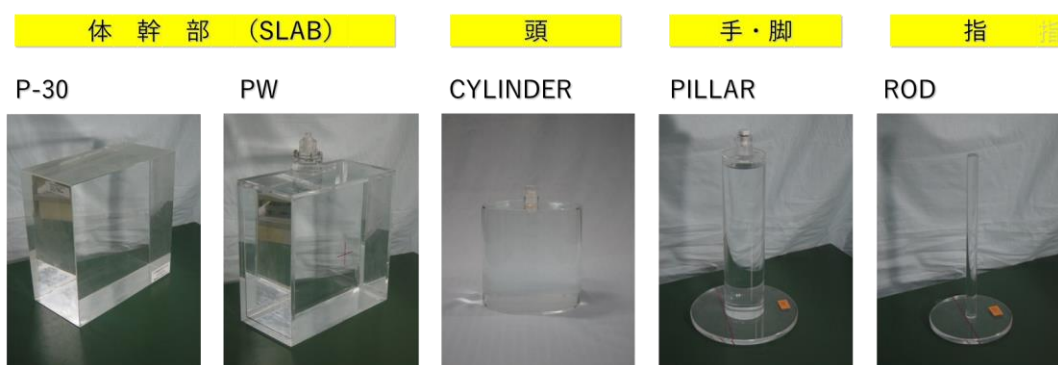


図5 個人線量計校正用ファントム

個人被ばく線量計を校正する時は図6に示すような配置で行います。ここでは $\gamma$ 線による校正の例としてします。左側は、 $\gamma$ 線を照射する装置で基本的には $^{137}\text{Cs}$ の線源を使用します。右側では、体幹部ファントムに個人被ばく線量計を設置し、ビルドアッププレートとその前面に密着して置いた配置になります。このビルドアッププレートは、エネルギーの高い光子が二次電子平衡状態になるために設置します。実際の校正風景は図7に示します。

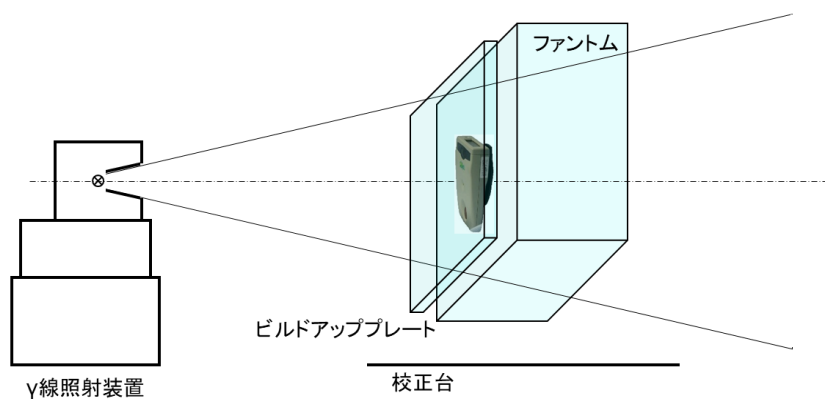


図6 個人被ばく線量計校正のイメージ



図7 個人被ばく線量計校正の実際のセッティング

本講演では、このように個人被ばく線量計の校正についてご紹介しました。また、校正は環境条件や距離など、定義に近い規格内の状態で測定されており、実用は温度管理されていない



環境, 点線源と見なせない測定対象, 距離が曖昧など, 測定するときの条件が異なる点は注意が必要です. 本講演が測定の信頼性向上等の一助になれば幸いです.

#### 参考文献

- 1) ISO/IEC 17025:2017 General requirements for the competence of testing and calibration laboratories (JIS Q 17025:2018 試験所及び校正機関の能力に関する一般要求事項)
- 2) ISO/IEC GUIDE 99:2007 International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM)
- 3) URP23-08 IAJapan 計量トレーサビリティに関する方針 (第8版)
- 4) 第3版 計量学—早分かり (EURAMET 文書の翻訳)
- 5) ISO/IEC GUIDE 98-3:2008 Uncertainty of measurement - Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM)
- 6) JIS Z 4312:2013 X線,  $\gamma$ 線,  $\beta$ 線及び中性子用電子式個人線量(率)計
- 7) JIS Z 4345:2017 X・ $\gamma$ 線及び $\beta$ 線用受動形個人線量計測装置並びに環境線量計測装置
- 8) JIS Z 4416:2005 中性子固体飛跡個人線量計
- 9) JIS Z 4511:2018 X線及び $\gamma$ 線用線量(率)測定器の校正方法
- 10) JIS Z 4514:2010  $\beta$ 線組織吸収線量測定器及び線量当量測定器の校正方法
- 11) JIS Z 4521:2006 中性子線量当量(率)計の校正方法

テーマ： 個人被ばく線量計の測定原理とその特徴

## 「 光刺激ルミネセンス線量計 (OSLD) の測定原理とその応用 」

### The measurement principle and application of the alumina optically stimulated luminescence dosimeter (OSLD)

長瀬ランダウア株式会社

橋詰 拓弥

#### はじめに

本「後抄録」では、「前抄録」で紹介できなかった OSLD のフィルタ構成とエネルギー推定の仕組みについて補足する。

#### ルミネスバッジ

前抄録の繰り返しになるが、弊社が扱う酸化アルミニウム ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ ) 製の OSLD「ルミネスバッジ」<sup>1)</sup>を改めて紹介する。ルミネスバッジの構成は、プラスチック製のパッケージ (ホルダー) の中に、線量計本体である「ケース」及び「スライド」が封入されている。スライドには円形の OSL 素子が 4 つはめ込まれており、各素子に対し、OSL 反応を用いて被ばく量に応じた発光が得られる。ケースの内側両面には金属フィルタが張り付けられており、スライド挿入時に各素子を覆う配置になる (図 1)。

放射線、ここでは X 線,  $\gamma$  線, 及び  $\beta$  線が対象だが、単にこれらを検出するには 1 つの OSL 素子で十分である。しかし、放射線の線種, エネルギー (線質), 角度等の被ばく状況を推定し、精度良く被ばく線量を評価するには、4 つの素子と金属フィルタの組合せが重要になる。ここでは、エネルギー推定の視点からその役割を説明する。

#### フィルタ構成とエネルギー推定の仕組み

$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  の実効原子番号は生体に比べて比較的高く ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ :  $Z_{\text{eff}} = 11.3$ , 生体:  $Z_{\text{eff}} = 7.2$ ) <sup>2)</sup>, 光電効果がより効率的に生じるため,  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  製の OSLD は, 数十 keV 台の低エネルギー光子に対し, 生体よりも過大に相互作用する。このエネルギー依存性に対処するため, 弊社ではケースに素材の異なる金属フィルタを装着し, 放射線のフィルタ毎の透過率の違いを利用してエネ

パッケージ



ケース

スライド



図1. ルミネスバッジの構成

ルギーを推定している（図2）。

図3に線質の異なる放射線を被ばくした際のOSLDの応答特性を示す。各フィルタの素材は1. No filter, 2. プラスチック + アルミニウム (プラ+Al), 3. チタン + アルミニウム (Ti+Al), 4. スズ + アルミニウム (Sn+Al), であり、それぞれに対応するOSL素子を、E1 (Element 1), E2, E3, E4と表記する。3種類の放射線：診断用X線、 $\beta$ 線 (<1 MeV),  $^{137}\text{Cs}$ - $\gamma$ 線 (662 keV)でE1-E4のOSL反応を模擬すると以下の関係が成り立つ：

- ・ 診断用X線：  $E1 > E2 > E3 > E4$
- ・  $\beta$ 線 (<1 MeV)：  $E1 \gg E2 > E3 > E4$
- ・  $^{137}\text{Cs}$ - $\gamma$ 線：  $E1 \geq E2 \geq E3 \geq E4$

一方で、未知の放射線に対しては、フィルタ毎の透過率、つまり素子毎のOSL反応を比較することで、エネルギーや線質が推定できる。

以上より、4つの素子と金属フィルタの組み合わせが、放射線のエネルギーを推定するために重要であることを示した。この方式は、放射線の入射角度、不均一被ばくなど、様々な被ばく状況の推定にも役立ち、簡便で汎用性が高い仕組みと言える。

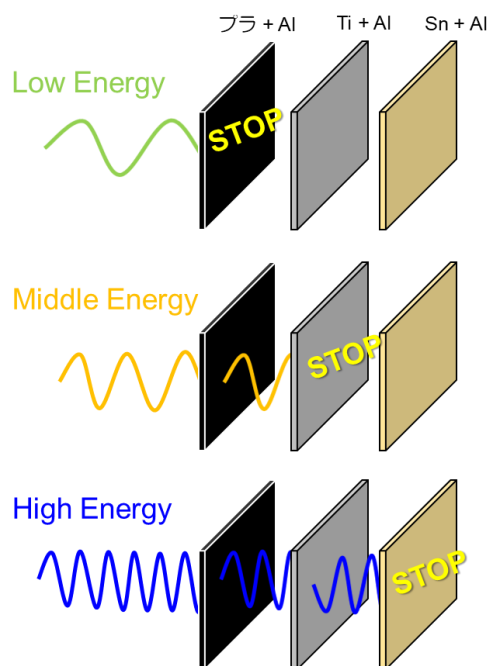


図2. 金属フィルタの種類と放射線の透過度

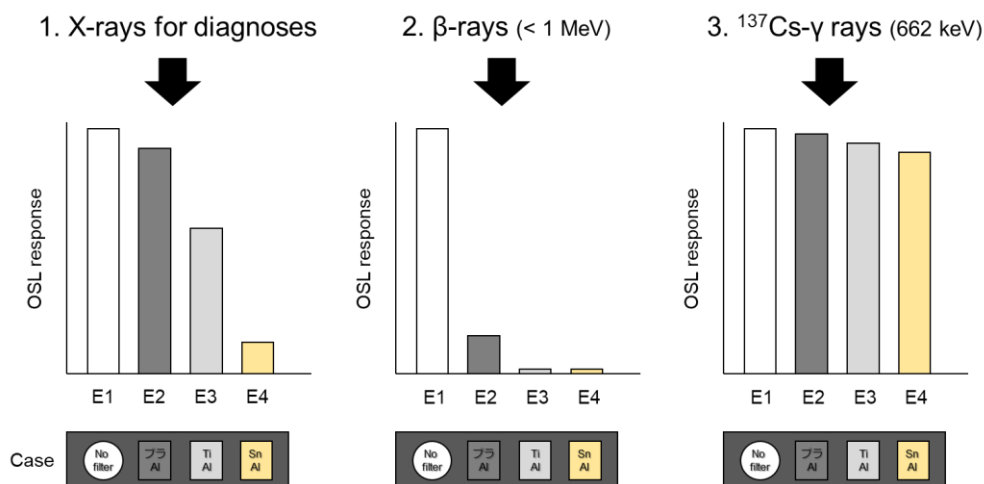


図3. 異なる線種に対するOSLDの応答特性

## 参考文献

- 1) 長瀬ランダウア株式会社ホームページ (<https://www.nagase-landauer.co.jp/>)
- 2) Yukihiro E.G. et al., 2014. Radiat. Meas. 71, 15-24.

テーマ： 個人被ばく線量計の測定原理とその特徴

## 「 ガラスバッジの構造・測定原理と線量当量算出方法 」

### Structure and measurement principle of Glass Badge and the dose equivalent calculation method

株式会社 千代田テクノル

古谷 一隆

#### 1 はじめに

放射線業務従事者の被ばく線量管理は実効線量と等価線量の防護量によって管理されるが、実際に使用する測定器からどのように防護量が算定されているかを理解されている方は少ないのではないかと思います。放射線の測定器には様々な種類があり、それぞれの測定器の用途は実際には限定されている。放射線業務従事者の被ばく線量管理に用いる測定器も、測定の前提条件や実効線量・等価線量の算定に至るプロセスが組み込まれていることなどから、同じことが言える。

千代田テクノルではX線・ $\gamma$ 線、 $\beta$ 線の測定用には銀活性リン酸塩ガラスのガラスプレートを検出材に用い、中性子測定用には固体飛跡検出器（CR-39 検出器）を用いている。ここでは各検出材の測定原理と、それぞれの検出器からどのように線量当量を算出しているかを説明する。

#### 2 個人モニタリング測定的前提

個人線量当量は、人体の表面から深さ  $d$  における線量当量  $H_p(d, \alpha)$  と ICRP は定義しているが ICRU がスラブファントム（ICRU 組織透過物質でできた  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ ）をレセプタとして定めており、ガラスバッジの場合はこのスラブファントムの深さ  $d$  における線量当量  $H_{p\text{slab}}(d, \alpha)$  である。図 1.の写真は校正の際にスラブファントムにガラスバッジを装着したときの様子である。

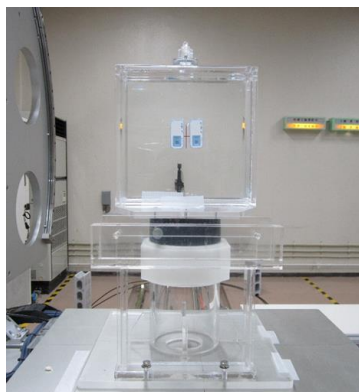


図.1 ガラスバッジの校正時の様子

個人のモニタリングを単一の個人線量計で行う場合は、放射線業務従事者の全身が（ある一方向から）均等に被ばくを受けることが前提となる（体幹部均等被ばく）。体幹部を頭部および頸部、胸部及び上腕部、腹部及び大腿部に分割したとき、それぞれの部位の受ける被ばく線量に差異がある場合は「体幹部不均等被ばく」と区分し、個人線量計を複数装着する。なお個人線量計はファントムに取り付けて校正を行うものなので、人体と一体として使用するものである。

ガラスバッジをはじめとした個人被ばく線量計の構造は、以上の条件を前提に設計されているため、バッジの正面が体の正面を向くように装着いただく必要がある。装着方法は測定が正しく行われるために大切である。

### 3 ガラスバッジの構造

ガラスバッジの構造を図2,図3に示す。X・ $\gamma$ 線および $\beta$ 線の検出には長方形の銀活性リン酸塩ガラス製プレートを用いる。ガラスバッジにはプラスチック、アルミニウム、銅、スズの計5種類のフィルタを用い、入射放射線の透過力の違いを利用して線量を測定し、線種・エネルギーも推定できる。図4はこの5種類の各フィルタ下の線種・エネルギーによる透過力の違いが、測定された蛍光量により現れていることを示す。

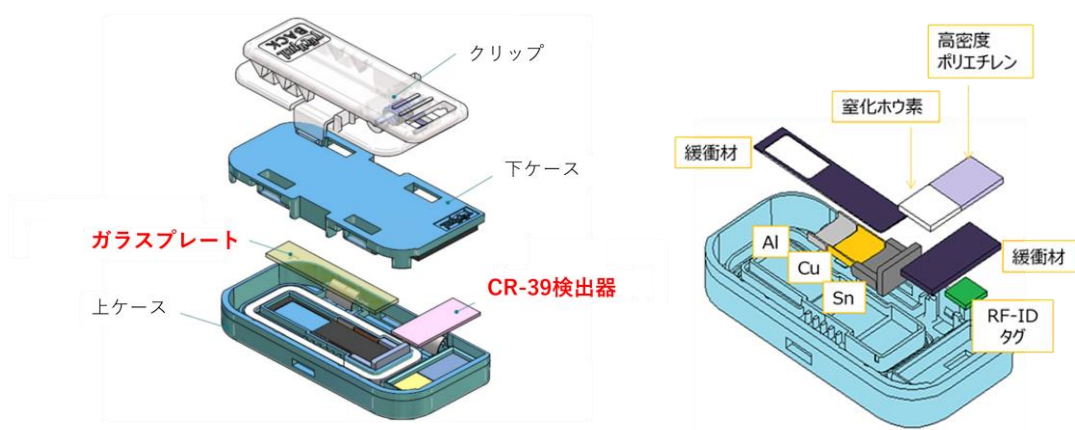


図2. ガラスバッジの構造

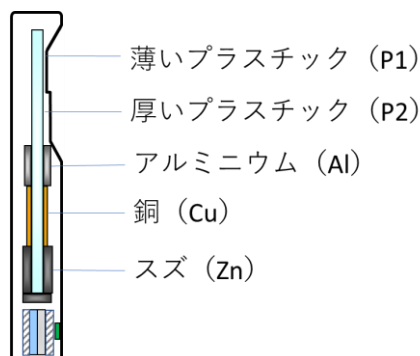


図3. ガラスプレートに用いるフィルタ（5種類）

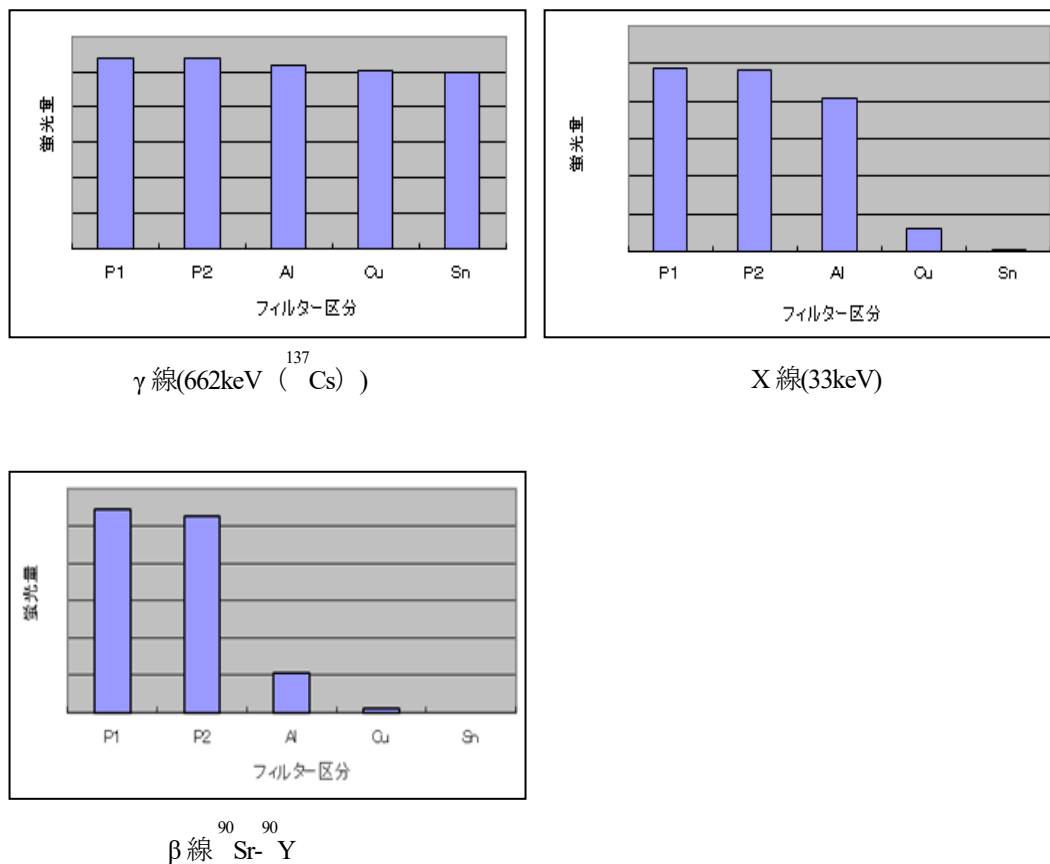


図 4. 各フィルタ下での線種・エネルギーによる透過力の違い

中性子測定用の CR-39 検出器には、高密度ポリエチレンと BN（窒化ホウ素）の 2 種類のフィルタ（図 5）を用いている。熱中性子領域では、BN 中の  $^{10}\text{B}$  と熱中性子の反応  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  から発生する  $\alpha$  線が CR-39 検出器内に潜在飛跡を形成する。低速中性子領域では、人体内で散乱され減速された熱中性子が入射側へ戻り、熱中性子領域と同じように潜在飛跡を形成する。高速中性子領域では、CR-39 検出器と高密度ポリエチレン内に存在する水素原子核との弾性散乱から発生する反跳陽子が CR-39 検出器内に潜在飛跡を形成する。



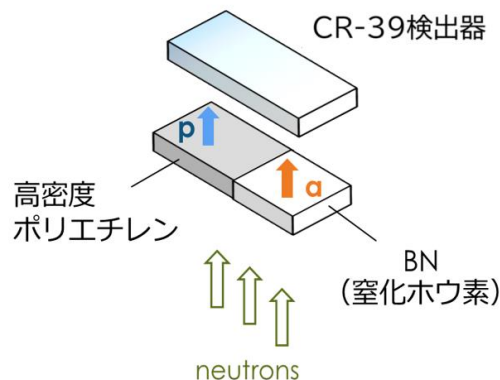


図 5. CR-39 検出器に用いるフィルタ（2 種類）

#### 4 銀活性リン酸塩ガラスの測定原理

銀活性リン酸塩ガラスは、X 線・ $\gamma$  線および  $\beta$  線の高感度検出に適した蛍光材料であり、リン酸塩ガラス母体に微量の銀イオン ( $\text{Ag}^+$ ) をドーピングすることで得られる。本材料に放射線を照射すると、ガラス中で電離により生成された自由電子および正孔が  $\text{Ag}^+$  イオンに捕獲され、これにより  $\text{Ag}^0$  および  $\text{Ag}^{2+}$  が形成される。これらは、それぞれ異なる蛍光中心として機能し、紫外線レーザーによる光励起によりラジオフォトルミネッセンス (RPL: Radiophotoluminescence) を発現する。さらに約  $400^\circ\text{C}$  の熱処理をかけると蛍光中心は消失してアニール（初期化）することができ、その後再利用が可能である。

RPL 蛍光は、繰り返し読み取りが可能であり、蛍光中心の安定性に起因して長期的なフェーディングが極めて少ないという特性を有する。このため、測定信号の再現性および定量性に優れ、放射線量の高精度な評価が可能である。

弊社ではこの RPL 特性を最大限に活用し、複数回の蛍光読み取りを実施し平均値を算出することで、測定の信頼性および精度を向上させている。

#### 5 CR-39 検出器の測定原理

CR-39 に荷電粒子が入射すると、その飛跡に沿って損傷分子の痕跡が残る。痕跡を強い酸や塩基溶液でエッチングすることにより、通常の光学顕微鏡で見える大きさのピットとして形成させ、荷電粒子の検出を行う。電子や  $\gamma$  線では LET の閾値に達しないためピットを形成せず感度を持たないため中性子のみ測定できるという特徴を持つ。

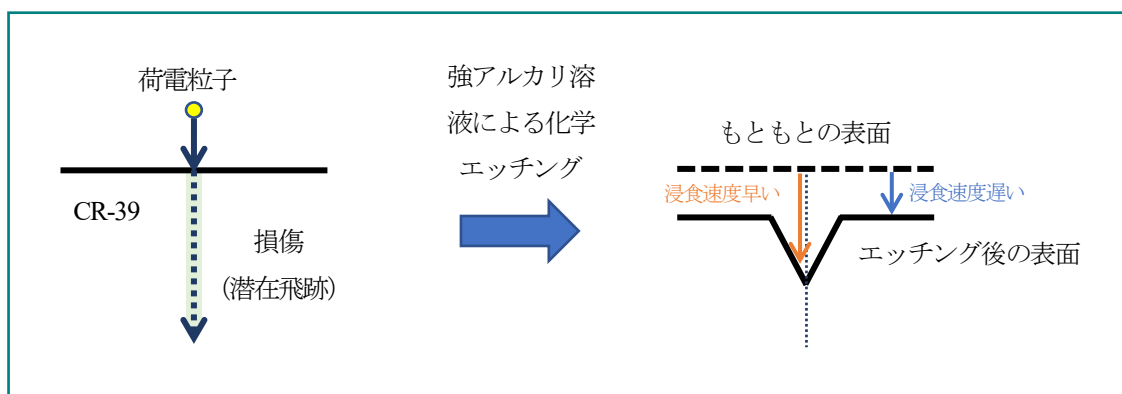


図 6. CR-39 検出器の測定原理

CR-39 の損傷部分が侵食される速度は、損傷の程度（付与されたエネルギー）に関係する。図 7, 8 は高密度ポリエチレン, BN（窒化ホウ素）それぞれのフィルタと中性子の反応の結果生じたエッチピットの写真である（keV 表示は中性子のエネルギー）。

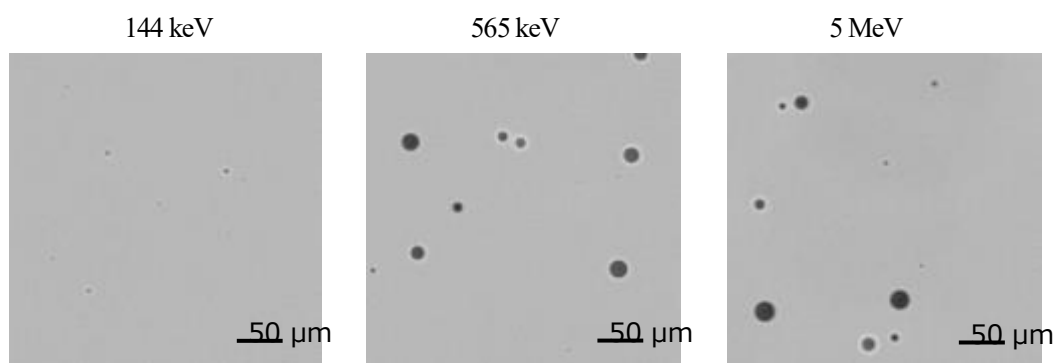


図 7. 高密度ポリエチレンと速中性子の反応（水素原子核との弾性散乱）により発生した反跳陽子によるエッチピット

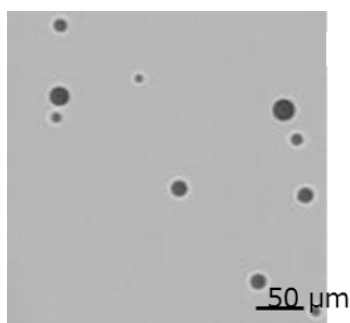


図 8. BN（窒化ホウ素）と熱中性子の反応  $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha)^7\text{Li}$  により発生した  $\alpha$  線によるエッチピット

その他 CR-39 を用いた中性子測定の特徴をあげると、中性子により生じた飛跡の温度・湿度によるフェーディングが小さく長期にわたって測定精度を維持できること、エッチング処理後はそのまま記録として保存でき、何度も再測定ができることが挙げられる。ただ

し一度利用した CR-39 は再利用できない。

## 6 線量当量算出手法

### 6.1 X・γ線の線量当量算出

ガラスバッジに採用している個人線量当量に係る算出式は (1) 式による。

$$H_p(10) = \sum_i (NAD_i \cdot R_i) \dots \dots \dots (1)$$

$H_p(10)$  : 1 cm 線量当量 (mSv)

$NAD_i$  : フィルタ位置  $i$  の正味の線量※ (mGy)

$R_i$  : フィルタ毎に設定された定数 (mSv/mGy)

※正味の線量とは、装着されたガラスバッジの各フィルタ位置の線量からコントロール用ガラスバッジの線量（自然放射線に起因するもの）を差引いた値をいう。

質量厚の異なるフィルタ位置から得られる各々のレスポンスは線種・エネルギーによって透過力に差があるため、異なっている。そこで各フィルタに設定した定数を乗じて足し合わせた合成レスポンスが X・γ 線エネルギーに対応する 1 cm 線量当量 ( $H_p(10)$ ) 換算係数と近似するように各定数  $R_i$  を定めると、エネルギーの異なる X・γ 線が入射した場合でも線量当量を精度よく算出できる。70 μm 線量当量 ( $H_p(0.07)$ ) も (1) 式と同様の方法で求める。

| 線質    | 平均エネルギー<br>keV<br>(実効エネルギー) | 入射角度 $\alpha$ に対応する換算係数 |
|-------|-----------------------------|-------------------------|
|       |                             | Sv/Gy<br>0°             |
| N-15  | 12(11.3)                    | 0.06                    |
| N-20  | 16(15.0)                    | 0.27                    |
| N-30  | 24(23.3)                    | 0.79                    |
| N-40  | 33(31.0)                    | 1.17                    |
| N-60  | 48(46.3)                    | 1.65                    |
| N-80  | 65(64.1)                    | 1.88                    |
| N-100 | 83(82.9)                    | 1.88                    |
| N-150 | 118(118)                    | 1.73                    |
| N-200 | 164(165)                    | 1.57                    |
| N-300 | 250(252)                    | 1.42                    |
| S-Cs  | 662                         | 1.21                    |
| S-Co  | 1250                        | 1.15                    |
| R-C   | 4360                        | 1.11                    |
| R-F   | 6610                        | 1.12                    |

表.1. スラブファントムに対する ISO シリーズ X・γ 線の  $H_p(10)$  への換算係数 (JIS Z

## 6.2 β線の線量当量算出

β線の 70 μm 線量当量 (Hp (0.07)) を算出するためには、入射した β線エネルギーを把握する必要がある。これには各フィルタの質量厚さと発光量の関係を指数関数で近似し、その吸収係数と β線残留最大エネルギー  $E_\beta$  の関係から  $E_\beta$  を求める。

$$\mu_\beta = A \times E_\beta^{-B}$$

$\mu_\beta$  : 吸収係数

A, B : 定数

$E_\beta$  が求められたら β線の 70 μm 線量当量 (Hp (0.07)) は (2) 式から得られる。

$$H_p(0.07) = NAD_i \cdot f_{\gamma\beta} \cdot f(E_\beta) \quad \dots (2)$$

NAD<sub>i</sub> : フィルタ位置 i の正味の線量 (mGy)

$f_{\gamma\beta}$  : 校正基準 γ線 ( $^{137}\text{Cs}$  γ線) に対する校正基準 β線 ( $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  β線) の線質補正係数

$f(E_\beta)$  : 校正基準 β線 ( $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  β線) に対する残留最大エネルギー  $E_\beta$  の β線の相対感度補正係数

## 7 中性子の線量当量算出

中性子の 1 cm 線量当量 (Hp (10)) は (3) 式により求める。  $f_{PE}$ ,  $f_{BN}$  はそれぞれ高密度ポリエチレン及び BN フィルタ下で CR-39 に発生するエッチピット密度に乗じる定数で、中性子フルエンスを 1 cm 線量当量に換算する係数に近似するように定めている。

$$H_p(10) = \varepsilon_{PE} \cdot f_{PE} + \varepsilon_{BN} \cdot f_{BN} \quad \dots (3)$$

$\varepsilon_{PE}$  : 高密度ポリエチレンの下 の指示値 (エッチピット密度) (etch-pits/cm<sup>2</sup>)

$\varepsilon_{BN}$  : BN の下 の指示値 (エッチピット密度) (etch-pits/cm<sup>2</sup>)

$f_{PE}$ ,  $f_{BN}$  : エッチピット密度を線量に換算する定数 (mSv/ (etch-pits/cm<sup>2</sup>))

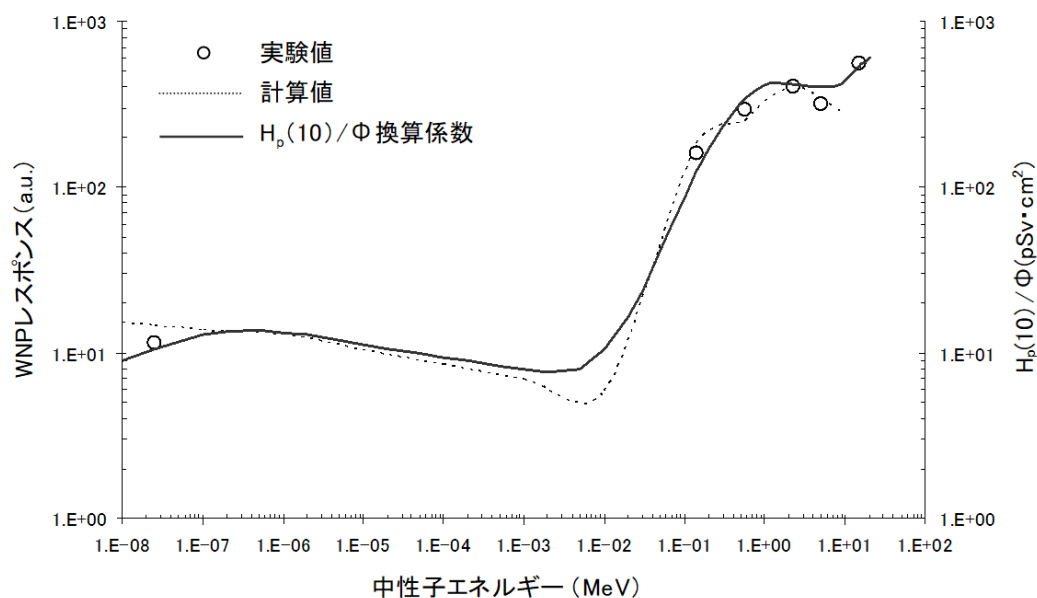


図.9 中性子フルエンス-1cm 線量当量換算係数

## 8 おわりに

浅学非才を顧みず，得た知識・見識を基にまとめさせていただきました．個人被ばく線量計に深いご理解を賜れば幸いです．

また，この機会をいただいた日本放射線技術学会計測部会の皆様に感謝申し上げます．

## 参考文献

- 1) 被ばく線量の測定・評価マニュアル.財団法人原子力安全技術センター,2000.
- 2) 森祐太郎,磯部智範.放射線の基礎知識.日本放射線技術学会雑誌,2024;80.12:1352-1356
- 3) JIS Z 4345:2017 X・γ線及びβ線用受動形個人線量計測装置並びに環境線量計測装置

テーマ： 個人被ばく線量計の測定原理とその特徴

## 「 半導体式電子ポケット線量計 」

Semiconductors type Electronic Pocket Dosimeter

アロカ株式会社

富澤 昌寛

### 1. 個人線量計の概要

#### 1-1. 用途と着用部位

個人線量計は、体外からの放射線による個人の被ばく線量を評価するため、放射線管理区域等にて、放射線業務従事者が身に付けて使用される。着用部位は3つの各種法令（①労働安全衛生法 電離放射線障害防止規則，②医療法施行規則，③放射性同位元素等の規制に関する法律施行規則）によって定められている。体幹部均等被ばくの場合の着用位置は図1に示す通りであり，男性にあつては胸部，基本的に女性にあつては腹部の衣類に装着する。



図1 体幹部均等被ばくの場合の線量計着用位置<sup>1)</sup>

#### 1-2. 種類

個人線量計には大きく分けて以下の3つの種類がある。

##### (1) パッシブ線量計

- ・ 検出素子に放射線の入射情報を蓄積し，その情報を専用リーダで読み取るもの
- ・ 直接的な線量表示が無いもの

##### (2) アクティブ線量計

- ・ デジタル表示を有しており，リアルタイムに線量表示が可能なもの
- ・ 検出器感知情報を電子回路で電気信号に変換して個人線量当量を測定するもの



### (3) ハイブリッド線量計

- ・リアルタイムに測定値を確認できる直接的な線量表示が無いもの
  - ・検出器感知情報を電子回路で電気信号に変換して個人線量当量を測定するもの
- 上記の各線量計の製品規格、製品例は以下の表 1 に示す通り。

表 1 線量計種類別の製品規格と製品例

| 種類            | 製品規格                      | 製品例   |
|---------------|---------------------------|---|
| パッシブ<br>線量計   | IEC 62387<br>JIS Z 4345   | ガラスバッジ、OSL (Optically Stimulated Luminescence)<br>線量計、TLD (Thermoluminescent Dosimeter) |
| アクティブ<br>線量計  | IEC 61526<br>JIS Z 4312   | 半導体式電子ポケット線量計   |
| ハイブリッド<br>線量計 | IEC 61526<br>(Ed 4.0 で定義) | DIS (Direct Ion Storage) 線量計  |

## 2. 半導体式電子ポケット線量計の特徴

### 2-1. 特徴

半導体式電子ポケット線量計は、シリコンなどの半導体素子を使用している。主に体幹部に装着し、測定対象放射線によって、X線用、 $\gamma$ 線用、 $\beta$ 線用、中性子用などがある。1 cm 線量当量を測定するものが主であるが、70  $\mu$ m 線量当量を測定可能なものもある。最大のメリットは、電子回路および表示器を内蔵しており、リアルタイムに被ばく線量を確認可能なことである。また、音・光・振動による警報機能によって、あらかじめ設定した被ばく線量上限に対する危険度を認識することができる。加えて、測定値を内部保存するデータ保存機能により、被ばく線量の蓄積が可能であり、そのデータを外部出力する通信機能によって、被ばく線量の追跡が可能である。その他、防水防塵性能を有しているなどの特長がある。一方、デメリットとしては、電池を必要とするために電池交換が必要な点や装置サイズが比較的大きい点が挙げられる。従来の電子式線量計の最大の課題は主に以下 2 点であった。

- ・携帯電話などの強い電磁場によって誤計測してしまう場合がある
- ・振動や衝撃によって誤計測してしまう場合がある

弊社では、これらの課題を解決した新製品を販売開始した。詳細は後述する。

### 2-2. 測定原理

使用するシリコン半導体のアノード側を陰極、カソード側を陽極に接続し、逆方向にバイアス電圧を印加すると、半導体内中心に空乏層が生じる。この構造にて、図 2 に示すように、空乏層内に放射線が入射すると、放射線と物質との相互作用により、電子・正孔対が生成される。シリコン半導体に印加されたバイアス電圧によって生じる電場により、電子および正孔が電極に掃引される。電荷の移動によって生成された電気信号が後段の外部回路によって読み出される。

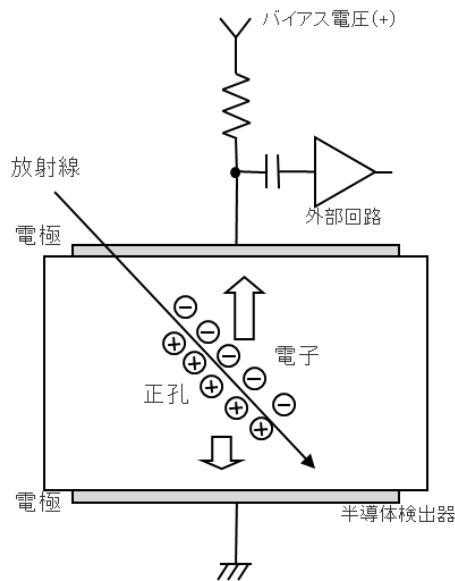


図2 半導体検出器での放射線測定原理

中性子は物質を直接電離できないため、検出のためには工夫が必要であり、中性子と物質との核反応により荷電粒子を発生させることで検出する。中性子用線量計は、半導体素子の正面近傍にコンバータとラジエータの両方を配置することにより、熱中性子から速中性子にかけての感度を確保している<sup>2)</sup>。コンバータとは ${}^6\text{Li}$ を含む部材、ラジエータとは反跳陽子を発生させるための部材のことを称する。検出器に熱中性子が入射すると、熱中性子とコンバータとの核反応により $\alpha$ 線が放出され、 $\alpha$ 線の電離作用を利用して計数される。検出器に速中性子が入射すると、速中性子とラジエータとの弾性散乱により反跳陽子が発生し、反跳陽子の電離作用を利用して計数される。

半導体式電子ポケット線量計の回路例を図3に示す。シリコン半導体からの電荷が電荷有敏感型プリアンプ回路を介して電圧に変換される。リニアアンプ回路を介して電圧増幅および波形整形される。コンパレータ回路を介して、しきい値以上の波高値の場合のみ波形出力され、マイクロコントローラ (Micro Controller Unit: MCU) などで出力されたパルスが計測される。

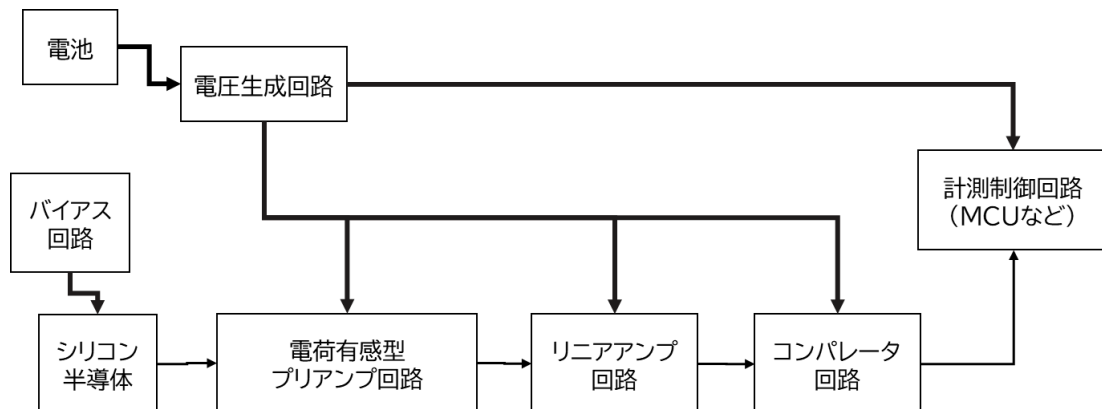


図3 回路例

### 3. アロカ製半導体式電子ポケット線量計

#### 3-1. 製品開発史

弊社では、1988年にシリコン製の赤外線センサが放射線感度を持つことに着目し、 $\gamma$ 線検出器への活用条件の調査研究を重ね、実用性を把握することができた。この結果をもとに、信号増幅回路、計数表示回路などの極力小型化及び低消費電力化を行い、1989年に初代半導体式電子ポケット線量計を製品化した。以降も継続的に開発を進め、図4に示すような製品を順次開発した。

そして、2025年に新型半導体式電子ポケット線量計を製品化した（図5）。シリーズラインナップとして、 $\gamma$ 線用警報機能付き、中性子用、 $\gamma$ 線用高感度タイプ警報機能付き、X線用と、Bluetooth通信用パソコンアプリがある。

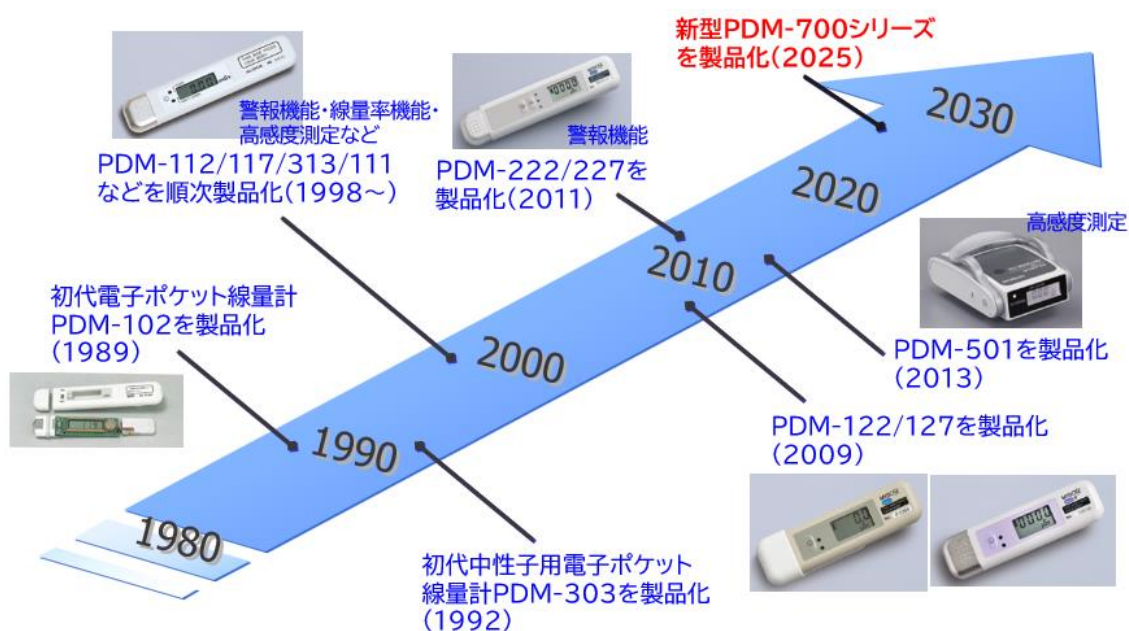


図4 アロカでの個人線量計製品開発史



図5 PDM-700 シリーズ

### 3-2. 新型線量計での耐電磁波性能向上および耐振動衝撃性能向上

弊社の新型線量計 PDM-700 シリーズの最大の特長は、従来の半導体式電子ポケット線量計の課題であった携帯電話等の電磁波や振動・衝撃に対して影響を受けやすい点を解決したことである。

弊社の電子ポケット線量計では、小型化および低消費化のため、小さいシリコン半導体、小型電子回路を使用し、最低限の消費電力で回路動作させている。そのため、電子ポケット線量計には基板（図 6 参照）が 1 つ内蔵されており、ここにほぼすべての機能が集約されている。新型線量計 PDM-700 シリーズでは、外部電磁波による回路への影響を低減するため、内蔵基板の構成を特殊なものとし、シリコン半導体を含む放射線計測回路の取付方法や空間的配置を特殊にする解決策を実施した。また、外部電磁波の侵入を抑制するため、金属製の電磁波シールド部材を内蔵しており、よりシールド効果を高めるために従来機の構造から変更して基板上に配置した。さらに、筐体を含めた全体構造にて、外部電磁波の影響の低減および振動衝撃の影響の低減を実現した。これにより、装置サイズを極力維持しながら、耐電磁波性能および耐振動衝撃性能を飛躍的に向上し、測定値の信頼性を向上した。

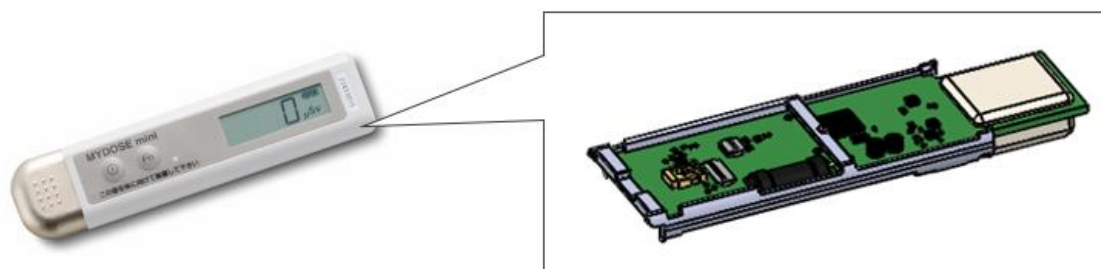


図 6 新型線量計の内蔵基板例

新型線量計にて、以下の 2 種類の方法で耐電磁波性能を実測して確認した。

#### (1) 携帯電話等の影響確認

電波を発する状態の携帯電話（会社携帯）・PHS（弊社内）・スマートフォン（iPhone や Android のいくつかの機種）・Wi-Fi（いくつかの機種）・Bluetooth（ノートパソコン内蔵）を線量計にあらゆる方向から密着して確認した結果、実施したすべての条件で誤計測しない結果であった。

#### (2) 放射電磁界イミュニティ試験

JIS Z 4312 : 2013 に則して、電界強度 30 V/m 以上（AM 80%, 1 kHz 変調）、周波数範囲 100 kHz～6 GHz（JIS 規格の範囲は 80 MHz～2.7 MHz）、線量計 6 面方向に電波照射にて試験を実施した結果、実施したすべての条件で誤計測しない結果であった。

新型線量計にて、JIS Z 4312 : 2013 に則して、以下の振動衝撃試験を実施し、実施したすべての条件で JIS 規格を満たす結果であった。

- (A) 耐衝撃特性
- (B) 耐微小振動特性
- (C) 耐振動特性

### 3-3. 表示視認性の向上

弊社の従来の線量計では、小型化のために表示器を小さくして内蔵基板上に実装しており、電磁波対策のために電磁波シールド部材（シールドメッシュ）で表示器を含めた内蔵基板全体を覆う構造としていたため、表示が視認しづらい場合もあった。そこで、新型線量計では、表示器を筐体の外側に配置し、内蔵基板と FPC（Flexible Printed Circuit）接続することにより省スペース化し、表示エリアを拡大して表示内容を見直すことで測定値表示を拡大した。また、前述のように、耐電磁波性能に関する方式を刷新したことにより、従来の電磁波シールド部材を不要化することによって視認性を向上した。従来機と新型機との比較は以下の図 7 に示す通り。

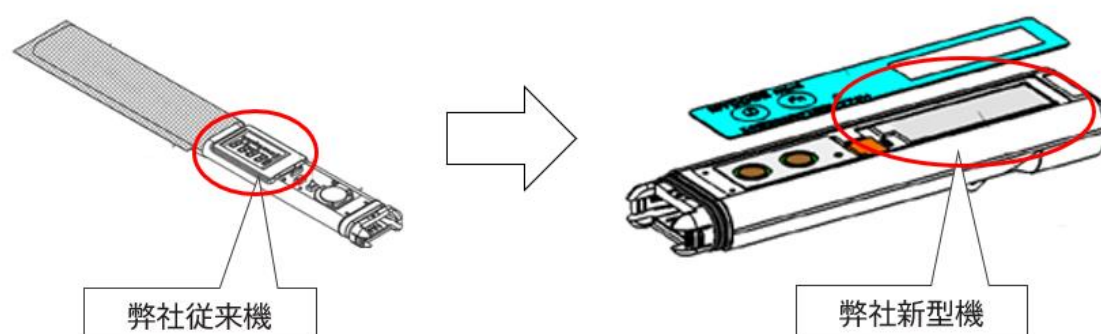
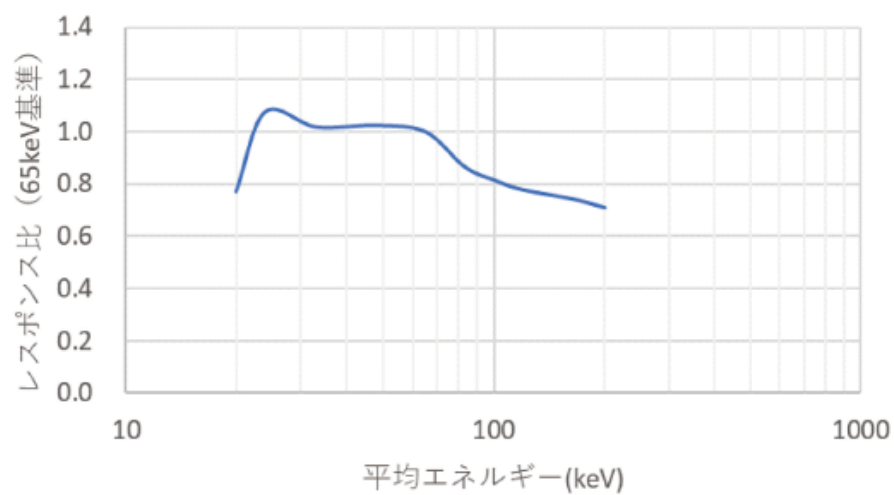


図 7 従来機と新型機の表示器の比較

### 3-4. X 線タイプ線量計のエネルギー特性および方向特性の向上

弊社の従来の X 線タイプ線量計のエネルギー特性について、低エネルギー領域（20 keV 超～40 keV 付近）においてレスポンス比が低下する特性であった。また、方向特性について、角度がある場合（ $\pm 30^\circ$  ～  $\pm 60^\circ$ ）において、レスポンス比が大きく低下する特性であった。これに対し、新型線量計 PDM-707 では、レスポンス比を 1 に近づけるために、内蔵基板内の放射線検出部構造（具体的にはエネルギーフィルタ構造）を見直し、衣類に取り付けるためのクリップの構造を刷新した。その結果、得られたエネルギー特性および方向特性は図 8 に示す通りであり、エネルギー特性は低エネルギー側でレスポンス比 1.0 近くに性能向上し、方向特性は  $\pm 60^\circ$  でレスポンス比 1.0 近くに性能向上を実現した。

## エネルギー特性



## 方向特性

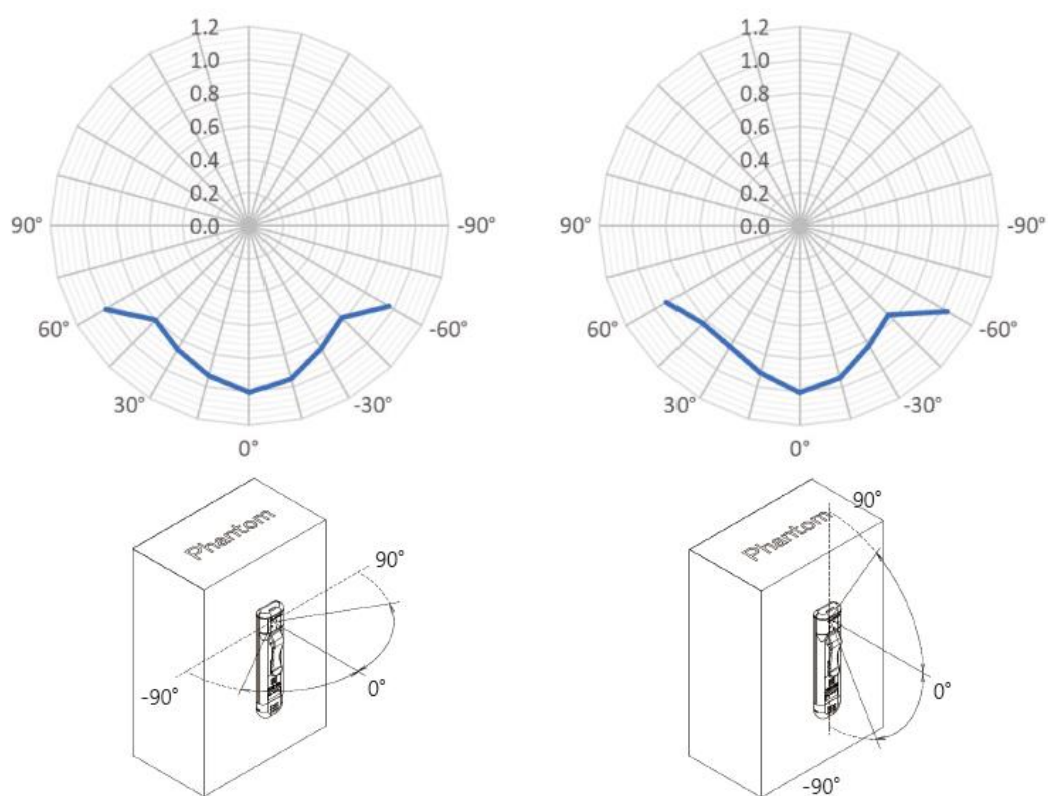


図8 PDM-707 のエネルギー特性および方向特性



### 3-5. Bluetooth 通信機能

弊社の従来線量計では通信機能に赤外線を用いていたが、新型線量計では、Bluetooth 機能を用いることで利便性向上を図っている。これにより、従来はパソコンと専用対向機が必要であったことに対し、新型はパソコンの Bluetooth 機能を使用した専用アプリ（オプション販売）を用いることで、線量計の貸出管理、設定変更や保存データ読み出しを行うことが可能である。専用アプリの画面例は図 9 に示す通り。



図 9 Bluetooth 通信用パソコンアプリの画面例

(左：貸出管理画面，中：線量計設定変更画面，右：保存データ読み出し画面)

### 3-6. 使用上の注意事項

新型線量計にて、従来の半導体式電子ポケット線量計で課題であった耐電磁波性能および耐振動衝撃性能を向上した。弊社で装置の機能や性能試験を実施しているが、すべての実用環境における影響を防げるものではなく、機能や性能には限界がある。例えば、耐電磁波性能について、すべての携帯電話機種やスマートフォンに対する性能試験は実施していないし、通信環境は今後も進化していくと考えられる。耐振動衝撃性能についても、繰り返しのダメージや大きなダメージはやはり機器に影響を与え、結果として正しく測定出来ない可能性も考えられる。そのため、より安心してご使用いただくために、電磁波や振動衝撃など、測定値への影響を避けるための注意事項やその他の注意事項、および使用や取扱方法をよく把握して正しくお使いいただくことをお願いしたい。

また、半導体式電子ポケット線量計は、測定器で得られた測定値を信頼できるものとするため、年に 1 回の定期的な校正実施を推奨している。校正とは、指定の条件下において、第一段階で、測定標準によって提供される不確かさを伴う量の値とそれに対応する指示値との不確かさを伴う関係を確認し、第二段階で、この情報を用いて指示値から測定結果を得るための関係を確認する操作<sup>3)</sup>のことである。校正を実施しなくても線量計は使用可能であるが、信頼ある測定値を得ることにより正しい放射線管理を行うためには校正は欠かせない。放射性同位元素等の規制に関する法律施行規則の改正により、放射線測定の信頼性確保が明記されており、事業者が責任をもって測定器の点検及び校正を実施する必要があるとされている。弊社の半導体式電子ポケット線量計は人間計測センター（図 10 参照）にて、JIS Z 4511 X 線及びγ線用線量（率）測定器の校正方法に準じた校正を実施している。





入間計測センター

図 10 アロカ株式会社入間計測センター

#### 4. おわりに

弊社、アロカ株式会社は、信頼される放射線測定技術で人や社会に安心を提供することを経営理念とし、放射線測定装置の設計・製造・販売及び保守を行っている。経営理念は我々の使命であり、お客様にとって価値のある製品やサービスを提供することを目指している。今後もより価値のある製品やサービス提供を実現すべく、引き続き邁進していきたい。

#### 【参考文献】

- 1) 被ばく線量の測定・評価マニュアル（2000）：原子力安全技術センター
- 2) 分かりやすい放射線測定（松原昌平・田中守・福田光道・渡邊道彦）：日本規格協会
- 3) JIS Z 8103：2019 計測用語

## セミナー参加の感想

### 「 血管撮影 / X 線透視装置の線量測定を再現性から見直す 」

千葉県総合救急災害医療センター

長谷川 亮太

2025 年 6 月 14 日に開催されました日本放射線技術学会 計測部会主催の第 6 回 診断 X 線領域の線量測定基礎 Web セミナー (Angio 編) を受講させていただき、かつ参加記を執筆する機会をいただきましたことに感謝申し上げます。

血管撮影装置および X 線透視装置の線量測定は品質管理や線量管理に活用され、放射線診療において非常に重要な役割を果たします。また、定期的に測定・記録することで、装置出力の安定性や経年変化を把握することができ、装置異常を早期に発見する手がかりとなります。一方、定期的な評価には再現性のある測定が求められます。再現性を確保するためには、測定手順を明確に定めることが重要です。そこで本セミナーでは血管撮影装置、透視装置の線量測定の正しい知識やスキルを体系的に学ぶ絶好の機会と考え受講させていただきました。

血管撮影領域 (透視領域) の装置表示値とは何の値なのか？患者の被ばくはどのように評価・管理するのか？どのように線量測定を行ったら診断参考レベル (diagnostic reference level: DRL) と比較することができるのか？といった基礎的な内容から、電離箱線量計と半導体線量計の違いによる注意点や装置表示値の検証といった一歩踏み込んだ内容まで、丁寧な解説で要点を掴むことができました。

血管撮影装置の線量測定はポリメタクリル酸メチル樹脂 (polymethyl methacrylate: PMMA) を使用し、患者照射基準点での測定が標準となっており、この測定結果より、入射皮膚線量の評価が可能となります。また、この測定結果を DRL と比較することで過剰な被ばくを避け、透視条件が適正範囲に収まっているかを判断できます。ただし、この評価方法は同様の環境で測定した再現性のあるデータである必要があります。よってファントムの設置方法、透視条件、線量計の配置方法などを正しく理解し実践できることが重要です。このように、PMMA を用いた血管撮影装置の線量測定は、患者の安全確保、検査の質の向上、医療被ばくの最適化に寄与する放射線診療における極めて重要な実践の一つであるということを再認識しました。

このセミナーで学んだ線量測定の基礎を当施設放射線科員へフィードバックし、測定手順を標準化することにより、血管撮影装置の線量測定における再現性を高め、信頼性の高いデータを得ることで放射線診療の安全性と精度の向上に寄与させたいと思います。

最後に血管撮影装置および X 線透視装置の線量測定に必要な知識と要点を、わずか 2 時間で巧みに織り込んでくださった石橋先生ならびに本セミナーの準備と運営をしていただきました計測部会 部会長の庄司先生、計測部会委員の皆様にこの場をお借りして御礼申し上げます。今後のセミナーも心待ちにしております。

## セミナー参加の感想

### 「第6回診断X線領域のX線基礎webセミナー(Angio編)に参加して」

市立奈良病院

肥後谷 瞬

今回私は第6回診断X線領域のX線基礎webセミナー(Angio編)に参加しました。私自身日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師の認定試験の際に線量測定を行った経験はありましたが、当時は先輩に教わりながらの測定でした。また、当院は今年の3月に血管撮影装置の更新もあり今回のセミナーを受講し自施設の線量測定に役立つと感じたので本セミナーを受講しました。

本セミナーははじめに線量測定を行うための基礎知識についての内容でした。なぜ線量測定を行う必要があるのか、測定に使用する線量計は何があるのか、どのような特徴があるのか、また実際に測定する時に何をどのように測定すれば良いのか、今回は装置基準透視線量率と装置表示値の精度について測定法から計算方法まで講演していただきました。基礎的な知識から測定時並びに計算時のポイント、注意点を詳しく解説していただき大変理解が深まりました。

次に血管撮影装置における線量測定についての内容でした。測定時の注意点、線量計による違いなどビデオ動画で実際に測定している様子を見ながら受講することができました。測定前の準備である線量計の置き方、ファントムの置き方、寝台移動など順序も含めて講演していただき、実際に透視を出しながら値をシートに入力して計算するところまで動画で確認することができ、大変理解が深まりました。スライドのみではなく、こうした動画での講演は受講者にとってもイメージが付きやすく貴重な内容で大変勉強になりました。

休憩後には透視装置の線量測定についての内容でした。血管撮影装置の測定法との違いや注意点など透視装置の線量測定に関して私自身あまり勉強する機会がなかったため初めて知ることも多く大変勉強になりました。

今回のセミナーでは線量測定の大切さを改めて感じることができました。まずは自施設の線量を把握するという意味でも今回学んだ内容を自施設に持ち帰り今一度、現在使用している装置の線量測定を行い最適化に努めたいと思います。

最後に本セミナーの準備や運営をしていただきましたJSRT計測部会委員の皆様、そしてご講演いただきました石橋先生にこの場をお借りして感謝申し上げます。

## 2024年度計測分野に関する論文・発表

・ 2024 年 10 月 ( Vol.80 No.10, 2024 ) ～ 2025 年 3 月 ( Vol.81 No.3, 2025 )

日本放射線技術学会雑誌から掲載しています。

| 題 名  | 著 者    | 所 属 施 設 名   | 学会誌  | 雑誌号巻                             |
|--|--------|---|------|----------------------------------|
| 股関節 X 線撮影における銅フィルタ付加の有用性と線量低減の可能性  | 川畑 朋桂  | 東北大学病院診療技術部<br>放射線部門  | 臨床技術 | 80 巻 10 号<br>(1017-1025)         |
| 血管撮影領域におけるファントム入射表面空気カーマの国内実態調査  | 長谷川 亮太 | 千葉県総合救急災害医療<br>センター<br>放射線科                                     | 資料   | 80 巻 10 号<br>(1046-1055)         |
| 利用目的の異なる CT 装置におけるファントムを用いた effective diameter および water equivalent diameter の精度評価 | 市川 肇   | 豊橋市民病院<br>放射線技術室<br>／金沢大学<br>医薬保健研究域保健学系<br>量子医療技術学講座           | 原著   | 80 巻 11 号<br>(1115-1123)         |
| 新生児ポータブル胸部 X 線撮影における人体等価ファントムと新生児ファントムによる撮影条件の検討                                   | 加藤 大貴  | 豊橋市民病院<br>放射線技術室  | 臨床技術 | 80 巻 11 号<br>(1184-1190)         |
| 血管撮影装置における透視線量率の長期的再現性評価   | 森 一也   | 埼玉県済生会<br>川口総合病院<br>放射線技術科<br>／東京都立大学大学院<br>人間健康科学研究科放射<br>線科学域 | 臨床技術 | 80 巻 12 号<br>(1296-1304)         |
| 寝台の高さ補正を有する CT-AEC 使用時における患者移動用スライドボードの有無が画質と線量へ与える影響                              | 樋口 史江  | 岡山中央病院<br>診療技術部診療放射線科   | 臨床技術 | 80 巻 12 号<br>(1305-1310)         |
| 胸部動態回診撮影における散乱線による空間線量分布の基礎評価  | 大友 一輝  | 東北大学病院<br>診療技術部放射線部門  | 臨床技術 | 81 巻 1 号<br>(論文 ID: 25-<br>1518) |
| 下肢閉塞性動脈疾患に対する血管内治療の手技線量に関する全国調査  | 石橋 智通  | 筑波メディカルセンター<br>病院<br>放射線技術科                                     | 資料   | 81 巻 1 号<br>(論文 ID: 25-<br>1521) |

|   |       |                     |      |                              |
|---|-------|---------------------|------|------------------------------|
| 防護具を使用した structural heart disease インターベンションにおける患者頭側のスタッフの被ばく線量低減の評価 | 村上 裕俊 | 三井記念病院<br>放射線検査部    | 臨床技術 | 81 巻 3 号<br>(論文 ID: 25-1505) |
| 冠動脈領域の血管撮影および IVR における被ばく線量多施設調査                                    | 前川 和輝 | 東京大学医学部附属病院<br>放射線部 | 資料   | 81 巻 3 号<br>(論文 ID: 25-1525) |

## 第 81 回日本放射線技術学会総会学術大会 計測分野に関する一般研究発表

### 口述研究発表

#### ○ 計測 (CT 線量評価・最適化)

TOP-077. モンテカルロシミュレーションを用いた CT 透視における線量分布評価

島根大学医学部附属病院 塩澤 倫太郎

TOP-078. 頸部造影 CT 検査における造影能が SSDE に及ぼす影響

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 富岡 玲花

TOP-079. 胸部 dynamic CT 検査における造影能が SSDE に及ぼす影響

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 阿相 琴巳

TOP-080. CT 撮影における寝台の影響を加味した線量率プロファイルの測定方法の提案

藤田医科大学 大坪 宏至

#### ○ 計測 (計測技術)

TOP-081. 無線周波数識別 (RFID) を用いた個人線量計の誤装着識別システムの開発

広島大学病院 田村 恵美

TOP-082. 医療被ばく実測に向けた CT 画像への影響の少ないリアルタイム OSL 線量計の開発

神戸常盤大学 後藤 聡汰

TOP-083. ラジオクロミックフィルムのエネルギー特性とその有用性

川崎医療福祉大学 西原 新之輔

#### ○ 計測 (放射線防護・線量管理)

TOP-293. 移動型 X 線透視装置における個人線量計を用いた面積空気カーマ積算値推定に関する基礎的検討

千葉大学医学部附属病院 田岡 淳一

TOP-294. ラジオクロミックフィルムを用いた冠動脈 CT における乳腺被ばく測定法の確立

川崎医療福祉大学 蓮尾 智之

TOP-295. ラジオクロミックフィルムの線量分布を使用した頭部 CT チルト機構による水晶体被ばく低減法の評価

川崎医療福祉大学 松浦 洸生

TOP-296. 小動物用 BNCT の臨床応用に向けた基礎的検討：熱中性子フラックスの計測

弘前大学 川端 竜ノ介

TOP-297. X 線 TV 装置における短時間撮影の漏洩線量測定必要性の検討

日本メディカルサービス 十河 和綺

TOP-298. 簡易線量計の線量測定に関する精度評価

森ノ宮医療大学 豊田 涼太

## 診断領域線量計標準センターご利用案内

診断領域線量計標準センター班長 富永 正英

医療被ばく管理が法律に盛り込まれ、診断参考レベルも 2025 年に改訂される見込みです。このような背景により、多くの医療機関で診断領域用の線量計の導入が進み、線量測定に関心が高まっています。

線量測定の精度は線量計に付随する不確かさを含めた校正定数に依存します。通常、線量計の導入時には校正が行われており、あらかじめ校正定数が与えられています。線量計は故障や破損がない限り、校正定数が大きく変化することはありませんが、一方で、経年変化等により何らかの異常があった場合、患者や術者の被ばく線量等を誤って評価してしまう可能性があります。このようなことを未然に検知するためにも定期的な校正を行うことが重要です。

本学会が運営する「診断領域線量計標準センター」では、電離箱線量計および半導体検出器の校正を行っており、また一部のセンターにおいてサーバイメータの校正も行っております。線量計の相互比較試験を行うことにより被ばく管理や医療被ばく低減等にご活用していただければと思います。

なお、サーバイメータの校正をご希望されるご施設は、最寄りのセンターへお問い合わせ、ご相談をしていただきますようお願いいたします。



## 診断領域線量計標準センター利用基準

1. 利用者は下記の内容を診断領域線量計標準センター（以下センターとする）に事前連絡すること。
  - 依頼施設名・住所
  - 依頼者氏名・連絡先（電話番号・FAX番号・メールアドレス）など
  - 当日来られる人の氏名・連絡先（電話番号・FAX番号・メールアドレス）など
  - 線量計の型式
  - 電離箱の型式並びに容積
  - 校正データの有無
  - 相互比較希望日（複数日を記入:第三候補日まで）上記を記載し、郵送・電子メールの件名に必ず、「診断領域線量計標準センター利用依頼の件」などと明記すること。
2. 利用者は、直に線量計を搬入すること（宅急便など一切不可）。また、搬入に関わる旅費・搬入費用などはすべて利用者が負担すること。
3. 利用者は、センター線量計と持ち込み線量計との線量相互比較作業に立ち会うこと。その際、個人線量計を持参し装着して作業を行うこと。
4. 線量計は、事前に動作チェック（電池切れ、コネクタ接触不良、リーク、予備照射など）を行うこと。また、電池式の場合は予備の電池を用意すること。
5. 線量計を校正したデータがある場合は、古いデータでも持参すること（コピー可）。
6. センター線量計と持ち込み線量計との線量比較作業は無償とすること。
7. センターは、センター線量計と持ち込み線量計との相互比較書（試験成績書）を作成し利用者に提供すること。
8. センター利用は、各センターの事情により事前通知することなく延期および中断することがある。
9. センター利用に関連する事項に起因または関連して生じた損害についてセンターおよび日本放射線技術学会は、一切の賠償責任を負わないものとする。

### 追記

- 上記、利用基準1. ～8. は各センターの事情により若干変更されるため利用者は使用するセンターに詳細を事前に確認すること。
- 利用基準は、日本放射線技術学会と各センターとの協議により改定できるものとする。

この利用基準は2005年4月1日より発行する。

# 日本放射線技術学会 診断領域線量計標準センター

(2025 年 10 月 1 日 現在)

| 番号 | 地区               | 設 置 施 設 名                            | 住 所 (電 話)  | 責任者名  | 取扱担当者名   |
|----|------------------|--------------------------------------|--|---|--|
| 1  | 北海道地区<br>(北海道支部) | 北海道大学 医学部 保健学科<br>放射線技術科学専攻          | 〒060-0812<br>北海道札幌市北区北 12 条西 5 丁目<br>☎ 011-706-3411  | 石川 正純<br>masayori@med.hokudai.ac.jp             | 石川 正純<br>masayori@med.hokudai.ac.jp  |
| 2  | 東北地区<br>(東北支部)   | 東北大学 医学部 保健学科<br>放射線技術科学専攻           | 〒980-8575<br>宮城県仙台市青葉区星陵町 2-1<br>☎ 022-717-7943      | 千田 浩一<br>chida@med.tohoku.ac.jp                 | 稲葉 洋平<br>inabay@tohoku.ac.jp   |
| 3  | 下越地区<br>(東北支部)   | 新潟医療福祉大学 医療技術学部<br>診療放射線学科           | 〒950-3198<br>新潟県新潟市北区島見町 1398 番地<br>☎ 025-257-4017   | 関本 道治<br>sekimoto@nuhw.ac.jp                    | 関本 道治<br>sekimoto@nuhw.ac.jp   |
| 4  | 関東地区<br>(関東支部)   | 群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部<br>診療放射線学科       | 〒371-0052<br>群馬県前橋市上沖町 323-1<br>☎ 027-235-1211       | 丸山 星<br>maruyama@gchs.ac.jp                     | 丸山 星<br>maruyama@gchs.ac.jp  |
| 5  | 西東京地区<br>(東京支部)  | 駒澤大学 医療健康科学部<br>診療放射線技術科学科           | 〒154-8525<br>東京都世田谷区駒沢 1 丁目 23-1<br>☎ 03-3418-9545   | 渡邊 雄一<br>wyuichi@komazawa-u.ac.jp               | 渡邊 雄一<br>wyuichi@komazawa-u.ac.jp  |
| 6  | 東東京地区<br>(東京支部)  | 東京都立大学 健康福祉学部<br>放射線学科               | 〒116-8551<br>東京都荒川区東尾久 7-2-10<br>☎ 03-3819-1211      | 根岸 徹<br>negishit@tmu.ac.jp                      | 根岸 徹<br>negishit@tmu.ac.jp   |
| 7  | 北陸地区<br>(中部支部)   | 金沢大学 医薬保健学域 保健学類<br>放射線技術科学専攻        | 〒920-0942<br>石川県金沢市小立野 5-11-80<br>☎ 075-265-2500     | 松原 孝祐<br>matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp         | 松原 孝祐<br>matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp<br>能登 公也<br>knoto@med.kanazawa-u.ac.jp |
| 8  | 東海地区<br>(中部支部)   | 藤田医科大学 医療科学部<br>放射線学科                | 〒470-1192<br>愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪 1 番地 98<br>☎ 0562-93-2000 | 浅田 恭生<br>asada@fujita-hu.ac.jp                  | 羽場 友信<br>habatomo@fujita-hu.ac.jp  |
| 9  | 関西地区<br>(近畿支部)   | 京都医療科学大学 医療科学部<br>放射線技術科学科           | 〒622-0041<br>京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3<br>☎ 0771-63-0066   | 赤澤 博之<br>akazawa@kyoto-msc.jp                   | 赤澤 博之<br>akazawa@kyoto-msc.jp  |
| 10 | 中国地区<br>(中四国支部)  | 広島大学大学院 医系科学研究科<br>歯科放射線学            | 〒734-8553<br>広島県広島市南区霞 1-2-3<br>☎ 082-257-5691       | 大塚 昌彦<br>otsuka@hiroshima-u.ac.jp               | 大塚 昌彦<br>otsuka@hiroshima-u.ac.jp  |
| 11 | 四国地区<br>(中四国支部)  | 徳島大学 医学部 保健学科<br>放射線技術科学専攻 医用放射線科学講座 | 〒770-8509<br>徳島県徳島市蔵本町 3-18-15<br>☎ 088-633-9054     | 富永 正英<br>tominaga@tokushima-u.ac.jp             | 富永 正英<br>tominaga@tokushima-u.ac.jp<br>西山 祐一<br>y-nishi@tokushima-u.ac.jp      |
| 12 | 九州地区<br>(九州支部)   | 九州大学大学院<br>医学研究院保健学部門                | 〒812-8582<br>福岡県福岡市東区馬出 3-1-1<br>☎ 092-642-6722      | 藤淵 俊王<br>fujibuchi.toshioh.294@m.kyushu-u.ac.jp | 河窪 正昭<br>kawakubo.masateru.968@m.kyushu-u.ac.jp                                |

## 計測部会入会のご案内

計測部会は、1993年4月に発足した専門部会です。この計測部会は、本学会の研究分野の基礎をなす「計測」について研究する専門部会です。『「計測」とは... いろいろな機器を使って、ものの数値を測ること... とされています。』

本学会における「計測」は、X線診断、放射線治療、核医学、放射線管理、MRI、超音波などに共通した多くの基礎的問題を抱えています。計測部会は、これらの問題を解決するとともに、放射線技術学領域を中心とした計測学の研究促進を図り、斯界の向上発展に寄与することを目的としています。計測部会への入会は、本学会会員であれば自由に入会することができます。

2022年3月1日より1つ目の専門部会の年会費 2,000 円が無料となりました。計測部会への入会を1つ目として登録していただきますと、無料となります。2つ目以降の専門部会への入会登録は、全て 1,000 円となります。

多くの会員の入会をお待ちしています。

### 〈計測部会の事業〉

1. 学術研究発表会，講演会開催
2. 地方支部主催の講演会への講師派遣
3. 会誌発行
4. 部会セミナー，講習会の開催
5. 診断領域線量計標準センターの運営

### 〈入会について〉

- ・日本放射線技術学会の会員であればどなたでも入会できます。
- ・学会 HP の会員システム RacNe にログインして入会手続きをしてください。

<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka>

- ・お一人で複数の部会に入会できます。

年会費 正会員 : 1つ目の登録は無料，2つ目以降は各 1,000 円

学生会員 : 会費免除（全ての部会に自動登録されます）

（複数登録された部会に順位はなく，同等の特典を得ることができます）

- ・部会ごとに年2回部会誌が電子版で発行され，会員システム RacNe から発行後すぐに閲覧できます。
- ・総会学術大会時，秋季大会時に各部会が開催されます。

## 編集後記

この文章を書いている現在ですが、連日、本州を中心とした都市圏で猛暑日が続き、ときに体温を超える危険な日まで現れている模様です。これに比べると、昨年、秋季大会が開催された沖縄の方が、約5度も温度が低いようで、さぞかし、過ごしやすいことでしょう。電離箱線量計で線量測定を行う際は、空気の密度補正として、気温と気圧を測定します。さすがに、実際の状況では、エアコンの効いた部屋で測定を行うと思われるので、大きな影響はなさそうですが、そうでない場合もあるかもしれません。よく、このような話をします。台風が来ているときは気圧が大きく下がるので、補正係数に気をつけてくださいね、と。でも、実際、計算してみると、数パーセント変化するだけのようです。これは、猛暑日の高温においても同様です。おっと、計測部会の人間が、数パーセントでも大切にしないとイケなかったですね。あぶない、あぶない... 今度の秋季大会では、場所的にも、時期的にも、快適な札幌で、また、みなさまとお目にかかれることを楽しみにしています。

小山 修司（名古屋大学 脳とこころの研究センター）

### 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会委員（50音順）

部会長 庄司 友和 東京慈恵会医科大学 葛飾医療センター

|       |               |        |            |
|-------|---------------|--------|------------|
| 石橋 徹  | 土谷総合病院        | 紀太 千恵子 | 天理よろづ相談所病院 |
| 後藤 賢一 | 愛知学院大学歯学部附属病院 | 小山 修司  | 名古屋大学      |
| 齋藤 祐樹 | 帝京大学          | 関本 道治  | 新潟医療福祉大学   |
| 富永 正英 | 徳島大学          | 能登 公也  | 金沢大学附属病院   |

### 計測部会誌 Vol. 33, No. 2, (通巻 66)

発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会  
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167  
ビューフォート五条烏丸 3F  
TEL 075-354-8989 FAX 075-352-2556

発行日 2025 年 10 月 1 日

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会  
部会長 庄司 友和