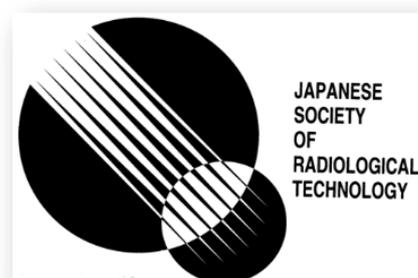


放射線防護部会誌

第40号 2015.4.16 発行

- 巻頭言 日本の医療放射線防護 放射線医学総合研究所 赤羽 恵一
- 専門講座 2 (放射線防護)
水晶体の線量限度引き下げの概要と今後の課題 金沢大学 松原 孝祐
- 教育講演 2 (放射線防護)
福島第一原子力発電所事故後の現状 福島県立医科大学附属病院 遊 佐 烈
- 第40回放射線防護部会
・テーマ「知っておきたい中性子の知識 - 基礎から応用まで -」
 1. 中性子の特徴 - 物理学的観点から - 筑波大学 磯辺 智範
 2. 中性子の人体への影響 放射線医学総合研究所 米内 俊祐
 3. 中性子の把握 産総研 黒澤 忠弘
 4. 中性子の医学利用 杏林大学 佐藤 英介
 5. 医療機関における中性子に関する法令 九州大学大学院 藤淵 俊王
- 入門講座 3 (放射線防護)
診断参考レベル (DRLs) を理解しよう 総合病院国保旭中央病院 五十嵐 隆元
- 世界の放射線防護関連論文紹介 放射線医学総合研究所 松本 真之介
金沢大学 松原 孝祐
セントメディカル・アソシエイツ LLC 広藤 喜章
- 第42回秋季学術大会 (H26年度) 後抄録
放射線防護分科会/計測分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同シンポジウム
・テーマ「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」
 1. 装置表示線量値の持つ意味とその精度 小山 修司
 2. Dose-SR を利用した医療被ばく管理は出来るのか 奥田 保男
 3. 医療被ばく管理に対する日本医学放射線学会からの提言 石口 恒男
 4. 我が国の画像診断装置, 医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状 佐藤 公彦
- 第6回放射線防護セミナーのご案内
- 防護分科会誌インデックス



日本の医療放射線防護

放射線医学総合研究所 医療被ばく研究プロジェクト 赤羽 恵一

2011年3月11日に東日本大震災が起き、巨大な地震・津波は、福島第一原子力発電所の事故をもたらした。本稿を執筆時点で、既に4年近い年月が経過したことになる。この間、国・福島県・各県・各市町村等の政治・行政、放射線関連団体・学協会、市民団体、マスコミは、それぞれの立場で、原発事故による影響に対し、様々な活動を繰り広げてきた。その過程で、一般の方々にはなじみのなかったmSvやmGyといった単位、放射線誘発がん等の生物学的影響、国際放射線防護委員会(ICRP)の放射線防護体系などが、公衆にも少しずつ知られるようになってきた。

しかしながら、福島関連の情報は、事故直後から、インターネットを始め、多くの媒体上に満ちあふれ、その質もまさに玉石混淆という状態が続いている。そのため、放射線の単位の意味、測定とリスク評価に含まれる不確かさ、防護の枠組みという、放射線防護の基本的な知識を得るためには、膨大な情報の中からの取捨選択を余儀なくされている。しかし、実行するのは容易ではない。このことは、一般公衆だけではなく、専門家にとっても、同様である。

日本は海外の他国と比べ、医療被ばくが大きいといわれ続けて久しい。実際、様々なデータは、放射線診療の頻度・線量とも、世界の中で抜きん出ていることを明確に示している。適切に正当化・最適化が行われているのであれば、医療被ばくが大きいことが医療の充実を意味していることは、言を俟たない。現行の正当化・最適化に対する改善の余地への取り組みが、医療放射線防護となる。書かれる内容の質は別として、ときどきマスコミにも、医療被ばくが取り上げられることもあった。

医療被ばく防護に対する活動は、国内でも事故以前から継続して行われている。福島事故前後で、放射線診療の頻度や質について、大きく変わったとは言えないが、医療被ばく防護に関する状況は、変化してきている。例えば、事故後は、放射線の被ばくを心配し、放射線診断を拒否する患者も出てきていることを耳にした。診断を適切に行うためには必要な撮影であれば、このことは、患者にとって、デメリットをもたらす結果となってしまふ。

先述の通り、日本の医療被ばくは大きいものの、医療被ばくに対する防護体制は、他国よりも遅れているといわざるを得ない。ICRP 2007年勧告の国内法令への取り入れに関する放射線審議会の議論は、事故により停止状態のままであり、現在に至るまで、患者の線量評価、診断参考レベルに関する規制は全く存在しない。従って、現時点での医療放射線防護は、医療放射線関連団体・医療関係者・関連分野の専門家などの自主的な取り組みに委ねられているといっても過言ではない。

素晴らしい診断技術、目覚ましい治療効果が得られる新たな医療手法開発は、世の耳目を引きやすい。一方、医療放射線防護は、比較的地味であり、大きな注目を受けにくいものである。しかし、自動車は、力強いエンジンだけでなく、頑健な制御機構を備えてこそ、本来の能力が発揮される。同様に、放射線診療でも、質の高い診断能・治療効果を得るためには、適切な防護が必要であることを肝に銘じておきたい。

日本放射線技術学会防護分科会をはじめ、他学会の放射線防護委員会、医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)などは、地道に活動を継続しており、診断参考レベル構築に対する取り組みなど、着実に成果が得られつつあると感じられる。しっかりした考えを基盤とした堅実な歩みは、たとえ速度が遅くても、着実に前進することは、歴史が証明している。身近なところでは、自分の家族が、広い視野では日本の、あるいは全世界の人々が、安心して放射線診療を受けることができる基盤作りに携われることは、とても意義のあることと考える。

放射線防護部会誌 第40号

目次

- 巻頭言 「日本の医療放射線防護」
放射線医学総合研究所 赤羽 恵一 …… 1
- 専門講座2 (放射線防護)
日時 2015年4月17日(金) 8:00~8:45 アネックスホール (F201)
「水晶体の線量限度引き下げの概要と今後の課題」
金沢大学 松原 孝祐 …… 4
- 教育講演2 (放射線防護)
日時 2015年4月17日(金) 8:50~9:50 アネックスホール (F201)
「福島第一原子力発電所事故後の現状」
福島県立医科大学附属病院 遊 佐 烈 …… 8
- 第40回放射線防護部会
日時 2015年4月17日(金) 9:50~11:50 アネックスホール (F201)
・テーマ「知っておきたい中性子の知識 —基礎から応用まで—」
 1. 中性子の特徴 —物理学的観点から—
筑波大学 磯 辺 智 範 …… 13
 2. 中性子の人体への影響
放射線医学総合研究所 米 内 俊 祐 …… 19
 3. 中性子の把握
産総研 黒 澤 忠 弘 …… 22
 4. 中性子の医学利用
杏林大学 佐 藤 英 介 …… 24
 5. 医療機関における中性子に関する法令
九州大学大学院 藤 淵 俊 王 …… 28
- 入門講座3 (放射線防護)
日時 2015年4月17日(金) 12:00~12:45 アネックスホール (F201)
「診断参考レベル (DRLs) を理解しよう」
総合病院国保旭中央病院 五 十 嵐 隆 元 …… 32
- 世界の放射線防護関連論文紹介
 1. Secondary neutron doses received by pediatric patients during intracranial proton therapy treatments.
放射線医学総合研究所 松 本 真 之 介 …… 38
 2. Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations
金沢大学 松 原 孝 祐 …… 42
 3. Radiation Dose and Cataract Surgery Incidence in Atomic Bomb Survivors, 1986–2005
セントメディカル・アソシエイツ LLC, 名古屋医療センター 広 藤 喜 章 …… 44
- 第39回放射線防護分科会 【計測分科会 / 放射線防護分科会 / 医療被ばく評価関連情報小委員会合同分科会】後抄録
・合同シンポジウム「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」
 1. 装置表示線量値の持つ意味とその精度
名古屋大学大学院 小 山 修 司 …… 46

2. Dose-SR を利用した医療被ばく管理は出来るのか				
	放射線医学総合研究所	奥田 保男	・・・	49
3. 医療被ばく管理に対する日本医学放射線学会からの提言				
	愛知医科大学	石口 恒男	・・・	53
4. 我が国の画像診断装置, 医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状				
	富士フイルム (株)	佐藤 公彦	・・・	56
●第6回放射線防護セミナーのご案内			61
●防護分科会誌インデックス			62
・部会内規			71
・編集後記			72
・入会申込書			73

水晶体の線量限度引き下げの概要と今後の課題

松原 孝祐
金沢大学 医薬保健研究域 保健学系

1. はじめに

国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) は、最近の知見に基づき、眼の水晶体のしきい線量および (職業被ばくに対する) 等価線量限度の引き下げを 2011 年に発表した (ソウル声明)。また、2012 年にはその根拠となる報告書 (Publication 118 [1]) を刊行した。本講座では、この線量限度引き下げの概要および背景を紹介するとともに、この線量限度引き下げに対する国内外の動向、今後の課題、および現在の取り組みについて解説する。

2. 線量限度引き下げの概要および背景

ソウル声明では、最近の疫学データを見直した結果、以前考えられていたしきい線量よりも低いあるいは低い可能性のある組織反応の存在を示唆しており、眼の水晶体のしきい線量は 0.5 Gy と考えられると述べている。また、眼の水晶体の等価線量限度を 5 年間の平均で年 20 mSv、年最大 50 mSv としている (Table 1)。ICRP Publication 118[1]では、Part 1 としてこの声明が掲載されており、Part 2 では、線量限度引き下げに至った背景として、眼の水晶体をはじめとするそれぞれの組織・臓器の放射線に対する反応としきい線量について記載されている。

Part 2 では、ゼロ線量を含む 90~95%の信頼区間で、眼の水晶体のしきい線量が 0.5 Gy であるとしているが、それは以前の研究よりも 10 倍低い値であると述べている。その理由としては、フォローアップ期間が短かったこと、線量が低くなるにつれて長くなる潜伏期の考慮を誤ったこと、初期の眼の変異を十分に検出できていなかったこと、数 Gy 以下の対象数が少なかったことが挙げられている。

Table 1 眼の水晶体に関する新旧のしきい線量および等価線量限度の比較

項目	現国内法令	新勧告
しきい線量	混濁：0.5~2 Gy (急性被ばく) 5 Gy (分割・長期被ばく) 白内障：5 Gy (急性被ばく) >8 Gy (分割・長期被ばく)	混濁：0.5 Gy (急性、分割・長期被ばくともに) 白内障：0.5 Gy (急性、分割・長期被ばくともに)
(職業被ばくに対する) 等価線量限度	150 mSv/年	100 mSv/5年 かつ 50 mSv/年

分割・長期の被ばくに対しても、最近の研究からおよそ 0.5 Gy というしきい線量が推定されている。しかし、フォローアップ期間が短いため、白内障よりむしろ混濁に関係したものであるとしている。なお、数年以上の長期にわたる被ばくでは、多くのエビデンスが混濁は少ないことを示しているが、その点はしきい値に影響を及ぼすものではないと述べている。

一方、放射線白内障発生の潜伏期は数か月～数年とされ、しきい線量が存在し、重篤度や潜伏期間の長さ、進行の速さは線量に依存することが知られているが、それに加えて放射線の遷延性の影響として老人性白内障があることが明らかになってきている[2,3]。

3. 国内の動向

現在、ICRP 2007 年勧告[4]の国内法令への取り入れに関しては、東日本大震災による福島第一原子力発電所の事故の影響もあり、しばらくは議論が進んでいなかったが、2014 年 4 月に新たな放射線審議会委員が任命され、ようやく議論が再開されている。しかしながら、関連法令への取り入れにはまだ時間を要することが予想される。眼の水晶体に対する新しい等価線量限度の関係法令への取り入れに関しても、同時並行で議論が行われていくものと予想される。結論を急ぐのみならず、十分に議論を行い、国内の状況に適合した判断が行われることが望まれる。

4. 国際的な動向

現在、国際原子力機関（International Atomic Energy Agency: IAEA）の国際基本安全基準（Basic Safety Standards: BSS）[5]、技術文書（IAEA TECDOC No. 1731）[6]、欧州原子力共同体（European Atomic Energy Community: EURATOM）の基本安全基準指令（2013/59/EURATOM）[7]では、ICRP の眼の水晶体に対する新しい等価線量限度が既に取り入れられている。今後も各国において、このような動きが加速していくことが予想されるため、引き続き各国の動向を注視していく必要がある。

一方、EURATOM の ORAMED（Optimization of Radiation Protection for Medical Staff）プロジェクトでは、医療従事者に対する線量評価や防護の最適化に関する活動として、眼の水晶体の被ばくに関する知見の獲得や線量測定技術の開発、個人線量計の使用の最適化などが行われ、それらの成果は Radiation Protection Dosimetry 誌に論文として数多く掲載されている[8-17]

眼の水晶体の等価線量を評価する方法については、国際的に確立された方法は未だ無いのが現状であるが、国際標準化機構（International Organization for Standardization: ISO）の ISO/TC85/SC2（放射線防護に関する分科委員会）では、WG19 が ISO の規格案の 1 つである ISO/CD 15382（“Radiological protection- Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities”）について検討を行っており、眼の水晶体の等価線量（3 mm 線量当量）の評価に関する検討も行われている。

5. 今後の課題および現在の取り組み

新たな科学的知見によって、放射線の生物学的影響に対する評価が変わるのみならず、眼の水晶体の等価線量限度の引き下げという形で示されたことによって、特に影響が大きいであろう医療現場において、管理者および放射線業務従事者自身が適切な対応を行っていかねばならない状況にある。そのためにも、まずは放射線業務従事者の水晶体等価線量の実態に基づき、課題を抽出し、その上で具体的な線量管理・防護手法の提案を行っていく必要がある。

しかし、わが国の医療現場において、放射線業務従事者の水晶体等価線量の実態を未だ十分に把握できているとはいえない。その原因として、線量限度引き下げの勧告以前には、水晶体防護の必要性に対する意識が現在ほど高くなかったこと、さらに前述のとおり、水晶体等価線量の評価法が確立していないことが挙げられる。また、医療現場では均等被ばくを前提に胸部や腹部に着用した個人線量計から水晶体等価線量を求めた場合、きわめて過小評価になる状況が多いが、不均等被ばくを前提とした個人線量管理が、未だ各医療施設において十分に行われていない点についても看過することはできない。

これまでに日本保健物理学会において、平成25～26年度に水晶体の放射線防護に関する専門研究会（主査：赤羽恵一先生，幹事：横山須美先生）が複数回開催され、専門家からの意見聴取および課題抽出が行われてきた。また、本学会では学術調査研究班「非血管系 IVR における医療従事者の水晶体被ばく線量評価に関する多施設共同研究」（班長：松原孝祐）が平成26～27年度にわたり活動を行っており、これまでの報告[18]を踏まえ、特に水晶体等価線量が高いことが予想される、X線TVを併用する内視鏡検査に従事する術者（消化器内科医等）や介助者（看護師等）の水晶体吸収線量の日本国内における実態を把握すべく、防護メガネに取り付けた小型線量計による実測を、各医療施設の先生方にご協力いただきながら実施しているところである。当該研究班の中間報告は、第43回秋季学術大会にて行うことを予定している。

6. おわりに

眼の水晶体の線量限度引き下げの概要および背景を紹介するとともに、この線量限度引き下げに対する国内外の動向、今後の課題、および現在の取り組みについて解説した。今後もさまざまな関連研究の成果が報告され、議論が進められていくことが予想されるため、引き続き国内外の動向を注視していかなければならない。また、眼の水晶体の線量を適切に管理していくためにも、医療現場における不均等被ばくを前提とした個人線量管理の重要性について今一度十分に認識する必要がある。

参考文献

[1] Clement CH. ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs - Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Ann ICRP 2012; 41(1-2): 1-322.

[2] Minamoto A, Taniguchi H, Yoshitani N, et al. Cataract in atomic bomb survivors. Int J Radiat Biol 2004; 80(5): 339-345.

- [3] Nakashima E, Neriishi K, Minamoto A. A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis. *Health Phys* 2006; 90(2): 154-160.
- [4] Valentin J. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 2007; 37(2-4): 1-332.
- [5] IAEA Safety Standards for protecting people and the environment. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3. IAEA: Vienna, 2014.
- [6] Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. IAEA TECDOC No. 1731. IAEA: Vienna, 2013.
- [7] COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom. *Off J Eur Union* 2014; L13: 1-73.
- [8] Koukorava C, Carinou E, Simantirakis G, et al. Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 482-486.
- [9] Domienik J, Brodecki M, Carinou E, et al. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 442-447.
- [10] Clairand I, Bordy JM, Daures J, et al. Active personal dosimeters in interventional radiology: tests in laboratory conditions and in hospitals. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 453-458.
- [11] Carinou E, Ferrari P, Koukorava C, Krim S, Struelens L. Monte Carlo calculations on extremity and eye lens dosimetry for medical staff at interventional radiology procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 492-496.
- [12] Sans Merce M, Ruiz N, Barth I, et al. Extremity exposure in nuclear medicine: preliminary results of a European study. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 515-520.
- [13] Daures J, Gouriou J, Bordy JM. Monte Carlo determination of the conversion coefficients $H_p(3)/K_a$ in a right cylinder phantom with 'PENELOPE' code. Comparison with 'MCNP' simulations. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 37-42.
- [14] Gualdrini G, Mariotti F, Wach S, et al. Eye lens dosimetry: task 2 within the ORAMED project. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 473-477.
- [15] Bordy JM, Gualdrini G, Daures J, Mariotti F. Principles for the design and calibration of radiation protection dosimeters for operational and protection quantities for eye lens dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144(1-4): 257-261.
- [16] Gualdrini G, Bordy JM, Daures J, et al. Air kerma to $H_p(3)$ conversion coefficients for photons from 10 keV to 10 MeV, calculated in a cylindrical phantom. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 154(4): 517-521.
- [17] Gualdrini G, Ferrari P, Tanner R. Fluence to $H_p(3)$ conversion coefficients for neutrons from thermal to 15 MeV. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 157(2): 278-290.
- [18] O'Connor U, Gallagher A, Malone L, O'Reilly G. Occupational radiation dose to eyes from endoscopic retrograde cholangiopancreatography procedures in light of the revised eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. *Br J Radiol* 2013; 86(1022): 20120289.

福島第一原子力発電所事故後の現状

遊佐 烈

公立大学法人 福島県立医科大学附属病院

2011年3月11日14時46分M9.0の東日本大震災が発生した。更にその後の津波発生もあり多数の方が犠牲になられた。死者数は15,000余人、行方不明者は2,600人を超える。更に震災関連死者数は3,000人を超えるため、合計すると2万人を超える被害となっている。死者数が最も多いのが宮城県で9,500余人、次いで岩手県の4,600余人、福島県は1,600余人等である。しかし、福島県では東京電力福島原子力発電所が津波の被害を受け、全電源が喪失し制御不能状態から水素爆発が起き、大気中に放射性物質をまき散らす大災害が重なった。そのため多くの住民が今も避難を余儀なくされ、福島県内で仮設住宅等へ避難されている方は現在でも76,000人近い。更に県外へ避難されている方の数はおよそ46,000人で、そのうち18歳未満の子供の県外避難者数は14,000人を超える。

今年の3月であの事故から4年が経過した。全国にニュースとなって流れる事も少なくなった。しかし、あの事故で福島では何が起きて、どのような経過を辿ったのか、再び皆さんの記憶を巻き戻しつつ思い出して頂ければと思う。

3月11日 14:46 M9.0の地震発生

東北地区の太平洋沿岸を中心に巨大津波が押し寄せ各地に大きな被害

20:50 福島原発1号機半径2kmの住民に避難指示

21:23 福島原発1号機半径3kmの住民に避難指示,
半径3kmから10km圏内の住民に対し屋内待機

12日 15:36 福島原発1号機で水素爆発

13日 08:41 福島原発3号機の格納容器の蒸気を排出

13:52 福島原発1号機周辺で1.5575mSv

14:42 福島原発1号機周辺で0.1841mSvに低下

14日 11:01 福島原発3号機水素爆発

原発周辺20km以内に残っていた住民600人に屋内退避を勧告

21:37 第一原発の正門付近で3.130mSv

22:07 第一原発の10km南に設置されていた放射能モニタリングポストで通常の260倍にあたる9.6 μ Sv/h

15日 06:10 福島原発2号機から爆発音
09:00 正門で11.93mSv/h
10:22 福島原発3号機付近で400mSv/h

地震による被害状況

地震による被害状況 (写真提供: 北福島医療センター 丹治一氏)



(1) 写真は北福島医療センターの丹治一氏からご提供頂いたもので施設内の被害状況。

津波による被害状況 (撮影地: 相馬市松川浦)



(2) 写真は同年8月に相馬市松川浦を訪れた際の様子で津波による被害が5ヶ月経っても手つかずの状態である。

放射線技師の活動

全国から集まった日本放射線技師会からのスクリーナーとともに（社）福島県放射線技師会も住民のスクリーニング作業に参加し、3月12日より6月9日まで29,286人の住民の皆様に対して297名の会員が対応した。13,000から100,000cpmの方が322名 100,000cpm以上の方が6名おられ、水が通常に使用できる状況であれば頭部に関しては、シャンプー等で洗い流し、洋服に関しては洗濯する事でかなりの除染効果が期待できる事を申し添えた。一番簡単な除染方法としては着ている服を脱ぐことであるが、着のみ着のままの状態の人も多く、しかも寒い時期でそのようにしか言いようがない状態であった。

スクリーニング会場（郡山ビッグパレット）



更に福島県における検案前遺体線量測定が4月11日から7月4日まで行われ福島県からは23名の技師が派遣され、検案遺体数は合計366体にのぼったが震災後1か月を経て開始された遺体収容作業は損傷も激しくストレスの大きな作業であったと報告を受けた。

検案前遺体線量測定（写真提供：南相馬市総合病院 嶋田俊二氏）



市民公開講座

一般の住民にとっては放射線の情報が飛び交う中，福島県内に専門家と称する色々な方の講演会が開催され更に不安が助長される中，日本放射線技術学会による市民公開講座が開催されるようになった。震災の年に始まったこの公開講座は毎年，福島で行われている。それが「放射線・放射能を正しく理解するための市民公開講座」である。

23年の7月10日に行われた，1回目では予約制とさせて頂いたが547名の参加，24年5月12日には344人，25年5月18日は129名，26年7月12日に行われた時には54名の参加人数となった。放射線単位の説明や食物摂取と放射線の関係，低線量長期被ばくの影響，更には放射線測定機器の紹介や説明を行ってきた。しかし参加人数は年を重ねる毎に少なくなっていく。一般市民の参加減少をどの様にとらえればよいのか，福島県の担当理事としては市民公開講座を毎年開催する事で安心して頂いたのか，遅々として進まぬ除染や自治体の対応に疲れ，諦めているのか，講座の告知に問題があるのか等，非常に悩むところである。市民の方々から直接電話で開催要請の声を頂き，開催するのだが，年々参加人数の減少をくいとめるにはどうすればよいのであろうか。そんな時，講演を引き受けて下さった講師の先生より「何時でも声をかけて下さい。一人でも放射線の事で悩んでおられる方がいる間は何時でも福島に来ますから」という言葉を頂いた。福島に住む人間にとっては今講演会の規模を小さくしても不安な気持ちを持つ方がおられる限り対応して行かねばならないという思いを強くした。

平成26年度市民公開講座 (コラッセ福島)



平成26年度の市民公開講座

現在の福島

事故から4年が経過した。故郷には戻らず、現在の地で新たな生活をスタートされた方もいらっしゃるし、未だに仮設住宅での生活を続けざるをえない方々もいる。

除染作業も行われており、除染で出た土があちらこちらに積み立てられていたり、分断されていた国道が繋がり交通の便が良くなり、少しずつ復興しているという実感もある。

地震の被害を受けた施設も改修工事が行なわれその傷跡を見ることはほとんどない。

福島を元通りに戻すにはまだまだ長い年月がかかるだろうし、もしかしたら以前には戻せないかも知れない状況にある事は知っておいて頂きたい。あの3月11日の記憶を消さないで頂きたい。忘れ去られる事は、自分達の悲しみを否定されるのと同じだからです。そう、未だに進行形の事象なのです。

主要国道の再開通 (6号線)



国道6号線 南相馬～いわき方面

除染



除染作業の実施



除染で出た土の袋が山積み

知っておきたい中性子の知識 – 基礎から応用まで –

1. “中性子の特徴” – 物理学的観点から –

磯辺 智範^{1,2)}, 森 祐太郎²⁾, 高田 健太^{1,2)}, 佐藤 英介³⁾, 柴 武二^{1,2)}

¹⁾ 筑波大学 医学医療系

²⁾ 筑波大学附属病院 陽子線医学利用研究センター

³⁾ 杏林大学 保健学部

1. はじめに

近年、放射線治療分野において中性子が注目を集めている。医療における中性子への関心は、放射線治療装置の放射化や中性子被ばくなどの課題のみならず、放射線治療の新たな手法として中性子捕捉療法の普及への期待など多岐に渡っている。今後中性子に対する関心がより広まっていくことを鑑み、医療に携わる我々は、中性子の特性を理解しておく必要がある。

中性子は電荷を持たないため、物質中の原子核に容易に吸収されやすいという特性を有する（中性子捕獲反応）。また、中性子は同程度の質量をもつ軽い原子核と衝突（弾性散乱）すると、効率的にエネルギーを失うという特徴もある。そのため、水素原子を多量に含む水やコンクリートなどにより、中性子を効率的に遮蔽することが可能なのである。これらは中性子と物質との相互作用の一例でしかなく、中性子の物理学的特性は極めて複雑である。本稿では、中性子の複雑な物理学的特性に関して、その基礎を系統立てて概説する。

2. 中性子とは？ – 物理的特性 –

放射線は電磁放射線と粒子放射線に分類され、電磁放射線には我々に馴染みの深い光子がある。粒子線は電荷を持つ荷電粒子線と電荷を持たない非荷電粒子線に分類され、中性子は非荷電粒子線に区分される。中性子の平均寿命は約 15 分（900 秒）で、 β 壊変により陽子に変化する。中性子の種類はエネルギーにより分類されるが、その区分けは文献により様々であるため、ここでは参考文献[1]の分類に従って Table 1 に示す。

Table 1 中性子の分類

名 称	エネ ルギーの範囲
冷中性子 cold neutrons	~ 0.025 eV
熱中性子 thermal neutrons	0.001 eV ~ 0.01 eV
熱外中性子 epithermal neutrons	0.1 eV ~ 100 eV
低速中性子 slow neutrons	0.1 ~ 1 keV
中速中性子 intermediate neutrons	1 keV ~ 500 keV
高速中性子 fast neutrons	0.5 MeV ~ 20 MeV
超高速中性子 ultrafast neutrons	20 MeV ~

(参考文献[1]より引用改変)

中性子と物質の相互作用は、非弾性散乱、弾性散乱、中性子捕獲反応（荷電粒子放出反応）、原子核分裂と、複数の反応過程を示す。以下にそれぞれの特徴を解説する。

(1) 非弾性散乱 (Fig. 1)

中性子が原子核に衝突し、原子核にエネルギーを与えることにより対象核を励起させ (①)、入射中性子自身は残ったエネルギーを有して散乱する仮定である (②)。この時、励起された原子核は、安定（基底状態）になろうとする過程で、余分なエネルギーをγ線として放出する (③)。ここまでの一連の過程が非弾性散乱であり、ポイントは入射中性子のエネルギーが原子核の励起に使われる点である。イメージとして、“相手をエキサイトさせる”散乱過程と考えれば理解しやすい。散乱後の中性子のエネルギーは、散乱前より小さいため、反応式は (n, n') で表現する。非弾性散乱は速中性子で起こりやすく、中性子を減速させるためにこの現象を利用する場合は、γ線の放出に注意が必要である。

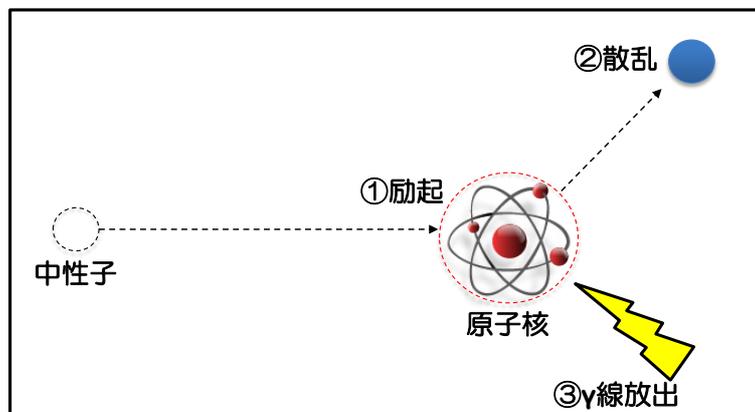


Fig. 1 非弾性散乱

(2) 弾性散乱 (Fig. 2)

中性子が原子核に衝突し (①)、対象核に運動エネルギーを与える現象 (②) であり、イメージは“ビリヤード”である。ビリヤードの手玉を中性子と考えた場合、もし手玉の方が小さければ相手の玉はビクともせず、自身は大きなエネルギーを持ったまま弾き返されてしまう。しかし、玉の大きさが同じである本来のビリヤードでは、衝突した玉にすべてのエネルギーを伝え自身は止まることができる。このことは、弾性散乱時におけるエネルギー授受の式からも理解できる (Eq.1)。

$$E = E_0 \frac{4Mm}{(M+m)^2} \cos^2 \theta \quad \text{--- Eq.1}$$

E は反跳原子核のエネルギー、E₀ は入射中性子のエネルギー、M は反跳原子核の質量、m は中性子の質量、θ は中性子の散乱角を示す。ここで、Eq.1 より E が最大となる時の M を考える。M が m より小さくなると E は小さくなり、M が m より大きくなっても E は小さくなる。よって、“M = m” のとき E が最大、つまりエネルギーがすべて受け渡されたことになる。すなわち、中性子とほぼ同等の質量である水素原子核（陽子）にぶつけると、中性子は弾性散乱により効率よく減速される。“中性子の減速材には水が良い” というのは、この原理を利用しているのである。

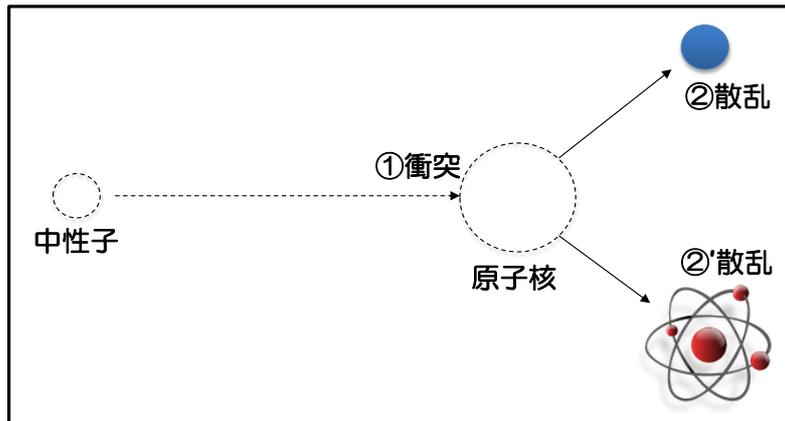


Fig. 2 弾性散乱

(3) 中性子捕獲反応（荷電粒子放出反応）(Fig. 3)

3つめの相互作用は、厳密には中性子捕獲反応と荷電粒子放出反応に細分できるが、中性子を捕獲して放射線を放出する点では同じであるためここでは同じ項目として扱った。中性子捕獲反応は、原子核に中性子が捕獲され (①) 励起状態となり (②)、それにより原子核が持つ余剰エネルギーを γ 線として放出する反応である (③)。この γ 線は“捕獲 γ 線”あるいは“即発 γ 線”と呼ばれる。この捕獲 γ 線は、比較的エネルギーが高く透過力が強いため、放射線防護上注意が必要となる。中性子捕獲反応の例としては、 ^{60}Co の製造 (天然のコバルト ^{59}Co に原子炉で中性子を照射し ^{60}Co を生産) が挙げられる。中性子捕獲反応は、その他にも多様な利用法があり、放射化分析法がその代表である。

もう1つの反応が、荷電粒子放出反応である。原子核に中性子が捕獲・励起されるころまでは同様であるが、それにより原子核が持つ余剰エネルギーで原子核壊変が起き (③'), 荷電粒子が放出される反応である (③'')。このように、中性子捕獲反応・荷電粒子放出反応のどちらも中性子を捕獲し放射線を放出する。荷電粒子放出反応の例としては、ホウ素中性子捕捉療法で用いられる ^{10}B 薬剤による反応が広く知られている。 ^{10}B に中性子を照射すると中性子が捕獲され、中性子を捕獲した ^{10}B が α 粒子 (^4He 原子核) を放出し、 ^7Li に壊変する。このように、 γ 線ではなく陽子や重粒子などの荷電粒子を放出する反応を、特別に荷電粒子放出反応と呼ぶ。荷電粒子放出反応の特徴は、軽い原子核で起こりやすいことが挙げられる。また、入射中性子のエネルギーが高くなると、陽子や中性子を複数放出する確率が高くなる。

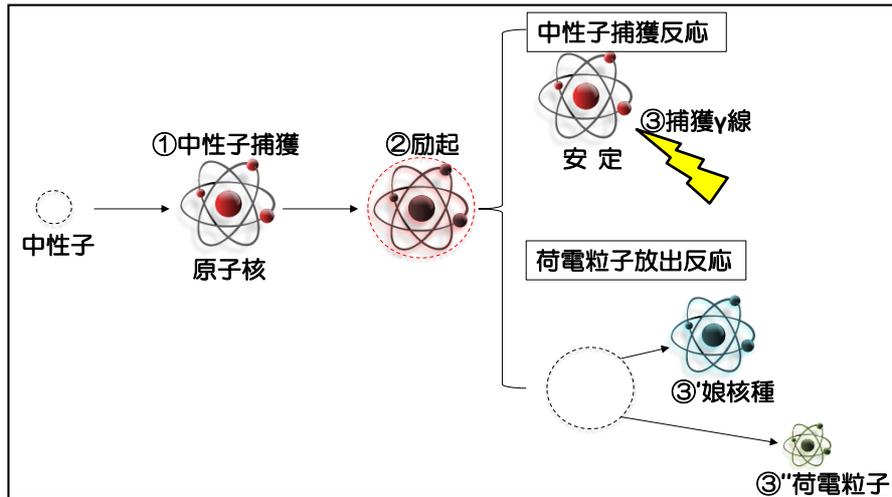


Fig. 3 中性子捕獲反応（荷電粒子放出反応）

(4) 原子核分裂 (Fig. 4)

核分裂は重い原子核に中性子を照射した時に、対象原子核が分裂し2つの核分裂生成物に分離する反応である。代表例としては、原子炉で用いられている ^{235}U による核分裂である。 ^{235}U に中性子を照射すると、中性子を捕獲し ^{236}U になる。 ^{236}U は、その不安定なエネルギー状態に耐えきれず、2つの原子核に分裂し、同時に2~3個の中性子と γ 線を放出する。また、このとき熱エネルギーと β 線なども放出する。2個の核分裂生成物の質量数は、 ^{235}U による核分裂では95と134付近のものが多く生成される。生成された中性子はエネルギーが高い速中性子成分が主であるため、減速材を用いてエネルギーを落とし熱中性子にすることにより、再度 ^{235}U と核分裂を起こすことができる。

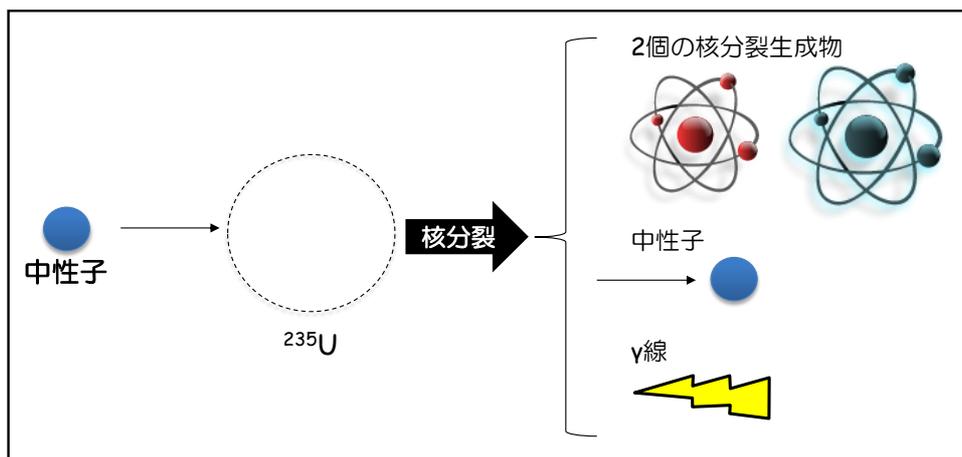


Fig. 4 原子核分裂反応

3. 医療現場での中性子発生源は？

近年、医療現場では放射線治療の進歩に付随して二次中性子の問題が浮上してきた。X線治療では、リニアックのビームライン上の構成物質との光核反応により中性子が発生する[2]。現在のX線治療は6 MV, 10 MVあるいは15 MV, 18 MVのエネルギーを使用する。X線治療で用いられるターゲットやフラットニングフィルタ、コリメータの材質には、銅やタングステン、鉛などが用いられている。中性子とこれらの光核反応の閾値は6~10 MeV程度であり、使用するエネルギーによってはこれを上回る可能性がある。また、放射線治療の中でも粒子線治療では、高エネルギーで加速する荷電粒子とビームライン上の構成物質との核反応により二次中性子が発生する恐れがある。

4. 中性子が発生するとなぜ困る？

放射線治療の現場で中性子が発生した場合、様々な問題が生じる。1つは、中性子は物質との相互作用が複雑なため遮蔽が困難な点である。そのため、中性子が発生する恐れがあるX線治療および粒子線治療施設では、厚い重コンクリートの遮蔽壁で治療室が覆われている[3,4]。2つ目は、二次中性子による治療中の患者の被ばくである[5-7]。中性子は放射線加重係数が高く（エネルギーによる連続関数）、人体への影響が大きい[8]。そのため、治療ビームに伴う中性子被ばくによる副次的なリスク上昇が問題として挙げられる[9-11]。また、ペースメーカーやICD（植え込み型除細動器）に中性子が照射されることにより、誤動作を誘発する危険性もある[12]。3つ目は、中性子はその物理特性から測定・評価が難しい点である。そして4つ目は、中性子による放射化である[13-15]。厳密に言うと、X線治療の現場で起こる放射化は、光核反応による放射化と、光核反応により発生した中性子の捕獲反応により生じる放射化が主である。X線治療で用いるリニアックを更新する際、ターゲット、フラットニングフィルタ、ガントリヘッド部の遮蔽壁などは放射化している可能性があり、その廃棄の際も注意が必要となる。

5. おわりに

本稿では中性子の特徴を物理学的観点から概説した。光子や荷電粒子に比べ、中性子と物質の相互作用は多岐に渡り、放射線防護を考える上でこれらの反応過程を知ることは重要である。本稿では放射線防護における中性子の注意点という視点で解説を行ったが、中性子捕捉療法はじめとする中性子を用いた有効利用についても研究が進められているため、合わせて理解されたい。

参考文献

- [1] 日本アイソトープ協会(編).: 放射線・アイソトープ 講義と実習. 丸善, 1992.
- [2] IAEA : Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators. IAEA Technical Report Series No.188, 1979.
- [3] Minohara S.: Treatment system and current status at HIMAC. Japan Journal of Medical Physics 17, 119-130, 1997.
- [4] Sakae T, Tsunashima Y, Terunuma T, et al.: Modeling of daily operation in proton radiotherapy by Monte Carlo method. Japan Journal of Medical Physics 23, 147-157, 2003.

- [5] Tsuda M, Mori T.: An estimate of the effective dose equivalent due to induced activity in a 18MV X-ray treatment room. *Japan Journal of Medical Physics* 15, 210-219, 1995.
- [6] Tada J, Katoh K, Tatsuzaki H, et al.: Neutron dose estimation of patients irradiated by proton beam for cancer treatment. *Japan Journal of Medical Physics* 13, 127-131, 1993.
- [7] Brenner DJ, Hall EJ.: Secondary neutrons in clinical proton radiotherapy: A charged issue. *Radiotherapy and Oncology* 86, 165–170, 2008.
- [8] ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP* 37 (2-4), 2007.
- [9] Hall EJ.: Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. *International Journal Radiation Oncology Biology Physics* 65, 1–7, 2006.
- [10] Newhauser WD, Durante M.: Assessing the risk of second malignancies after modern radiotherapy. *Nature Reviews Cancer* 11, 438-448, 2011.
- [11] Zacharatou JC, Paganetti H.: Risk of developing second cancer from neutron dose in proton therapy function of field characteristics, organ, and patient age. *International Journal Radiation Oncology Biology Physics* 72, 228–235, 2008.
- [12] Hashimoto T, Isobe T, Hashii H, et al.: Influence of secondary neutrons induced by proton radiotherapy for cancer patients with implantable cardioverter defibrillators. *Radiation Oncology* 7, 1-8, 2012.
- [13] Ahlgren L, Olsson LE.: Induced activity in a high-energy linear accelerator. *Physics in Medicine and Biology* 33, 351-354, 1988.
- [14] Brusa A, Cesana A, Stucchi C, et al.: Long term activation in a 15 MeV radiotherapy accelerator. *Medical Physics* 35, 3049-3053, 2008.
- [15] Konefal A, Polaczek GK, Zipper W.: Undesirable nuclear reactions and induced radioactivity as a result of the use of the high-energy therapeutic beams generated by medical linacs. *Radiation Protection and Dosimetry* 128, 133-145, 2008.

知っておきたい中性子の知識 — 基礎から応用まで —

2. “中性子の人体への影響”

米内 俊祐
放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター 物理工学部

1. はじめに

間接放射線である中性子は、物質との相互作用により γ 線や荷電粒子といった二次放射線を生成する。生成する二次放射線の種類及びエネルギーは、中性子のエネルギー及びターゲット物質に依存するため、中性子の線量評価及び生物影響評価は複雑になる。一般的に、中性子は高 LET で生物学的効果が大きい放射線種として知られている。このことから、近年、高エネルギー光子線治療や粒子線治療において、二次中性子による二次がんリスクに関する研究が報告されている。

中性子の人体影響を理解するためには、中性子の生体内での振舞と同時に相互作用によって生成される二次放射線についての知識も必要である。ここでは中性子の人体影響を評価するために必要とされる物理的な知識及び生物学的効果を修飾する因子について説明する。

2. 物理量

物理量については他の放射線種との違いはない。物質に付与されるエネルギーを表す主な物理量は以下の通りである。

- ・ カーマ, k [Gy]
- ・ 吸収線量, D [Gy]
- ・ Specific energy, z [J]

吸収線量については、その後を用いる生物学的効果の修飾因子によって、点もしくはある体積での評価が求められる。カーマは相互作用で放出される全ての運動エネルギーの総和に相当する量であり、荷電粒子平衡が成り立つ場合には吸収線量と等価である。よって、二次荷電粒子の飛程が十分大きくなるエネルギーの高い中性子を評価する場合には注意が必要である。ICRP74 では、平均臓器線量について中性子エネルギーが 20MeV 以下であれば、カーマ近似の使用が許容されるとある。また、 z は確率的な量であり、非確率的な量である吸収線量とは異なる。

生物学的効果を修飾するために用いられる主な物理量は以下の通りである。

- ・ エネルギー
- ・ 放射線種
- ・ Linear Energy Transfer, LET
- ・ Lineal Energy, y

ここで、LET と y はそれぞれ、非確率的、確率的な量であることに注意が必要である。

3. 線量に起因する反応

図1に主な生体元素に対する中性子のカーマ係数を示す。中性子のエネルギーが20MeV以下で線量評価に重要な反応は以下である。

- $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$: 熱中性子に対する断面積が大きく(~1.8 b), 陽子から 0.58 MeV, ^{14}C から 0.04 MeV を局所的にエネルギー付与する。
- $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$: 熱中性子に対する断面積が大きく(~0.3 b), 2.224 MeV の γ 線が放出される。
- $^1\text{H}(n,n')^1\text{H}$: 熱外中性子や高速中性子による弾性散乱で放出される反跳陽子により局所的にエネルギーを付与する。

図1からもわかるようにエネルギーが数十 MeV を超えると $^{12}\text{C}(n,\alpha)$ 反応や $^{14}\text{N}(n,\alpha)$ 反応により生成する α 粒子や反跳される原子核といった高 LET 放射線が線量に起因するようになる。

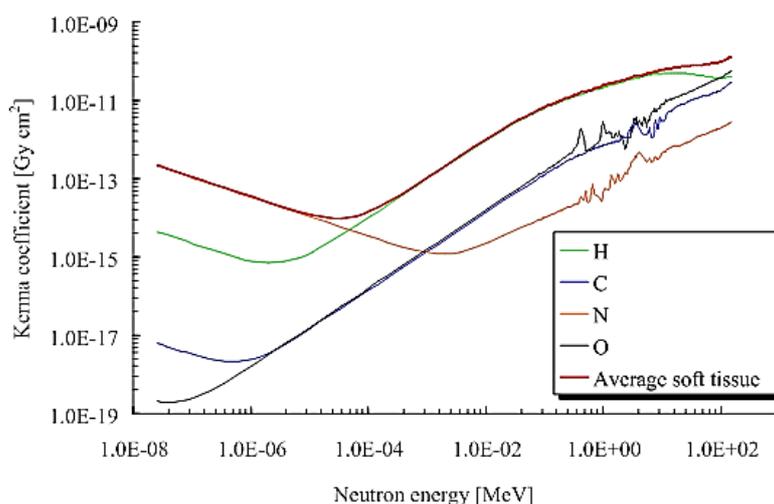


図1：主な生体元素に対する中性子のカーマ係数[1]

4. 修飾因子

上述の通り、中性子の生物影響評価では線質の異なる二次粒子を考慮する必要がある。主な修飾因子を下記に示す。

● 放射線加重係数 (Radiation weighting factor)

実効線量の評価の過程で用いる係数であり、中性子の場合にはエネルギーの関数で与えられている。全ての数値は、人体入射する中性子、又は、内部放射線源に関しては取り込まれた放射性核種から放出される中性子のエネルギーに関係する。実効線量に関連した係数であるので ICRP で規定された標準人に対する確率的影響の発生確率評価に用いるものであることに注意が必要である。

● 線質係数 (Quality factor)

線量当量の評価に用いる係数である。ICRP 勧告では放射線防護のためのモニタリングに用いる量として示されている。また、点における LET (もしくは y) の関数であり、線量当量の算出に用いる吸収線量も点の評価が必要となる。

- **RBE (Relative Biological Effectiveness)**

エンドポイント，線量，線量率，分割，細胞，組織，放射線種，エネルギー等に依存した因子である．あるエンドポイントについて必要な基準放射線の吸収線量と同じ効果を得るのに必要な対象放射線の吸収線量の比として定義される．

5. おわりに

発表では実際の評価例を留意点と共に示す予定である．現在，モンテカルロ計算などを用いることにより，中性子についても生体内の様々な物理量を算出することが可能となっている．一方で，生物学的評価に必要な修飾因子は限定的である．これは，それぞれの因子を評価するためには多くの時間と労力を費やすにもかかわらず，起因するパラメータが複数あり，互いに独立ではないことが影響していると考えられる．生物影響について評価する場合には，修飾因子の選択について注意するだけでなく，特定の評価対象（エンドポイント等）に対する修飾因子導出のための研究についても検討するべきと考える．

参考文献

[1] International Commission on Radiation Units and Measurements; Nuclear Data for Neutron and Proton Radiotherapy and for Radiation Protection, ICRU report 63 (2000)

知っておきたい中性子の識知 —基礎から応用まで—

3. “中性子の把握”

黒澤 忠弘
産総研 計測標準研究部門

1. はじめに

通常光子では、数 keV 程度で空気によって容易に遮蔽されるが、中性子はその挙動から eV といった熱エネルギーといわれる領域まで測定、把握する必要がある。中性子は光子と同様に非荷電粒子であり直接測定することはできない。光子の場合は電子との相互作用を利用するが、中性子は核反応による陽子などの荷電粒子生成反応を主に利用することになる。また測定結果として、中性子のエネルギーフルエンスを得るのか、また線量を得るのかによっても測定手法が大きく異なってくる。

ここでは、主に用いられている中性子検出器や測定法について紹介する。

2. 中性子検出器

物中性子を測定するためには、中性子と物質との様々な核反応を利用して測定することになる。また測定するエネルギー範囲によっても、用いる検出器が異なってくる。中性子検出器として主に用いられている検出器として以下のものがある。

- 1) **シンチレーション検出器**・・・シンチレータにも様々なものがあるが、シンチレータを構成している水素原子の弾性散乱を利用して中性子を検出するものが多い。そのため有機液体シンチレータやプラスチックシンチレータが多く用いられる。この水素原子を利用した検出では、比較的エネルギーの高い MeV 以上の中性子測定に用いられる。またエネルギーの低い中性子を計測するため、熱中性子に感度がある Li-6 などを含むシンチレータもある。
- 2) **比例計数管**・・・中性子に感度のあるガスを利用して、比例計数管として動作させる検出器である。水素原子を利用した反跳陽子比例計数管や、熱中性子に対して反応断面積が大きい He-3 の ${}^3\text{He}(n,p)$ や、B-10 の ${}^{10}\text{B}(n,\alpha)$ 反応が利用される。検出器単体で利用されるほかに、検出器回りに減速材を配置して入射する中性子を熱化させて検出する方法（ボナーボール）もある。
- 3) **放射化検出器**・・・中性子によって放射性物質が生成される核反応を利用する。中性子の核反応は、エネルギーによって放射性物質の生成率が異なることから、いくつかの放射化物質を用いて中性子のエネルギーやフルエンスを評価することができる。この検出器は、1 や 2 の検出器を用いることができない高線量率の中性子場で用いられることが多い。

- 4) **組織等価比例計数管**・・・LET スペクトロメータと呼ばれるもので、組織等価のプラスチック壁に、組織等価ガスを封入した比例計数管である。ガス圧が数 Torr と非常に低く、実際の組織に換算すると、数マイクロ m という細胞サイズの大きさを模擬していることになる。これにより入射中性子の LET 分布を直接測定することができる。
- 5) **積算型線量計**・・・中性子に感度がある Li-6 などを含む TLD や、CR-39 といった個体飛跡検出器がある。また過熱状態にある液滴の沸騰現象を利用した、バブル線量計も市販されている。また電子式個人線量計として、シリコン半導体と荷電粒子生成用のフィルターを組み合わせたものも用いられている。

3. エネルギーフルエンス測定

- 1) **飛行時間法 (TOF 法)**・・・中性子がある距離を飛行する時間を計測し、そこから中性子のエネルギーを決定する方法である。検出器としては、時間分解能に優れているシンチレーション検出器が主に用いられる。
- 2) **アンフォールディング法**・・・中性子のエネルギースペクトル解析では、大きく 2 種類のアンフォールディング法が用いられる。一つは、シンチレーション検出器を用いたアンフォールディングである。シンチレーション検出器内での中性子と陽子との弾性散乱による波高データを利用し、検出器の応答関数を用いて解析を行う。もう 1 つの方法は、入射中性子に対して異なる応答を持つ検出器を複数用意して測定するものである。一般には、比例計数管の回りをポリエチレンといった中性子減速材で覆う、ボナーボールが用いられる。異なる厚さの減速材を用意することによって、同じ入射中性子でも、中央部の比例計数管で計測される中性子の数が異なってくる。この特性を利用して解析する方法である。

4. 線量測定

一般に用いられる測定器として、レムカウンターがある。中性子検出部は、He-3 比例計数管など熱中性子に感度のある検出器が用いられる。ボナーボールのように、減速材で覆われており、様々なエネルギーの中性子に対して、線量である”Sv”を再現できるように、減速材の厚さや材質などが工夫されている。

5. おわりに

中性子の計測技術は、測定したい中性子のエネルギー・強度によって様々なものがある。目的に応じて、検出器・解析手法を選定する必要がある。また中性子の挙動を数値的に解析するシミュレーションコードも開発されており、測定と計算の比較により、より精度の高い結果を得ることが期待できる。

知っておきたい中性子の知識 —基礎から応用まで—

4. “中性子の医学利用”

佐藤 英介^{1,2)}, 磯辺智範³⁾, 山本哲哉⁴⁾, 高田健太³⁾, 松村明⁴⁾

1) 杏林大学 保健学部

2) 筑波大学大学院 人間総合科学研究科

3) 筑波大学医学医療系 放射線腫瘍科

4) 筑波大学医学医療系 脳神経外科

1. はじめに

1895年に Rontgen, W. C.により X 線が, 1932年には Chadwic, J.により中性子が発見された。これらの発見以降, X 線は医療をはじめとする幅広い分野で利用されているが, 中性子の利用に関しては 80 年以上が経過した現在でも情報は多くない。これには, 中性子の発生には大型設備が必要であり, 広く普及させることが困難であったという背景がある。しかしながら, 中性子が持つポテンシャルを活かすべく, 本邦では「中性子ラジオグラフィ」や「中性子捕捉療法」などへの応用が試みられてきた。「中性子ラジオグラフィ」は, 軽元素の材料解析や農作物の非破壊検査に利用されている。また, 「中性子捕捉療法」は, 細胞選択的にがん細胞を死滅させる次世代型の放射線治療として期待され, 臨床試験として実施されてきた。本講演では, 「中性子の利用」と題し, 「中性子ラジオグラフィ」および「中性子捕捉療法」について概説する。

2. 中性子ラジオグラフィ

医療において, X 線は今や画像検査技術には欠かせない重要な診断ツールの 1 つとなっており, なかでも単純 X 線撮影の利用頻度は高い。単純 X 線撮影は, 物質 (あるいは被写体) を透過した X 線の強度分布を画像化している。中性子ラジオグラフィは, 単純 X 線撮影と類似した画像形成原理であるが, X 線とは異なる中性子線の特性を利用している。Fig. 1 に X 線と中性子線の透過力の違いを示した [1]。X 線は, 紙やアルミニウムなどの低原子番号物質では遮蔽できず, 高原子番号物質の鉛で遮蔽できる。一方, 中性子線は, 高原子番号物質の鉛でさえ遮蔽できずに透過してしまうが, 水などの軽元素で遮蔽できるという特徴を有する。したがって, X 線を透過しない鉛などの金属の内部を画像化しようとした場合, 中性子線のほうが X 線よりも鮮明な画像を得ることが可能となる。一方で, 中性子線は, 水素やリチウム, ホウ素といった自身の質量と同程度の軽元素との相互作用が強い。そのため, 水に近い生体などの内部構造を画像化しようとした場合には, 中性子線は X 線よりも不鮮明な画像となる。すなわち, 中性子線は X 線が透過できない金属などの内部構造を画像化でき, かつ内部に含まれる水などを高感度で検出できるという特徴を有する。このような性質を利用して透過してきた中性子線をフィルムやイメージングプレート (imaging plate : IP) などの検出器で画像化する手法を「中性子ラジオグラフィ」と呼

んでいる。さらに、X線CTと同様に中性子線を用いた中性子線CTも可能である。

中性子ラジオグラフィは、非破壊検査の手法の1つとして利用されている。一般社団法人 日本非破壊検査協会のホームページ [3] を参照すると、『非破壊検査とは、“物を壊さずに”その内部のきずや表面のきずあるいは劣化の状況を調べ出す検査技術』と記載されている。すなわち、非破壊検査とは壊すことができないモノの検査をする技術と言い換えることができる。この非破壊検査には種々の方法があり、中性子ラジオグラフィは、X線やγ線などと同類の放射線透過検査に分類される。中性子ラジオグラフィの代表的な用途を挙げると、飛行機の腐食や自動車の安全起爆装置などの検査、美術品・史跡出土品の検査、植物や小動物の画像化などがある [4-7]。X線と中性子線とは得られる画像コントラストが異なるため、互いの長所を活かしながら相補的に利用することにより、上述した非破壊検査において有用性を高めることができる。一方、中性子ラジオグラフィの問題点の1つに放射化が挙げられる。通常の中性子ラジオグラフィであれば問題となることは少ないが、長時間照射した場合や繰り返し照射した場合には注意を要する [8]。したがって、中性子ラジオグラフィにおける放射線管理が重要となってくる。

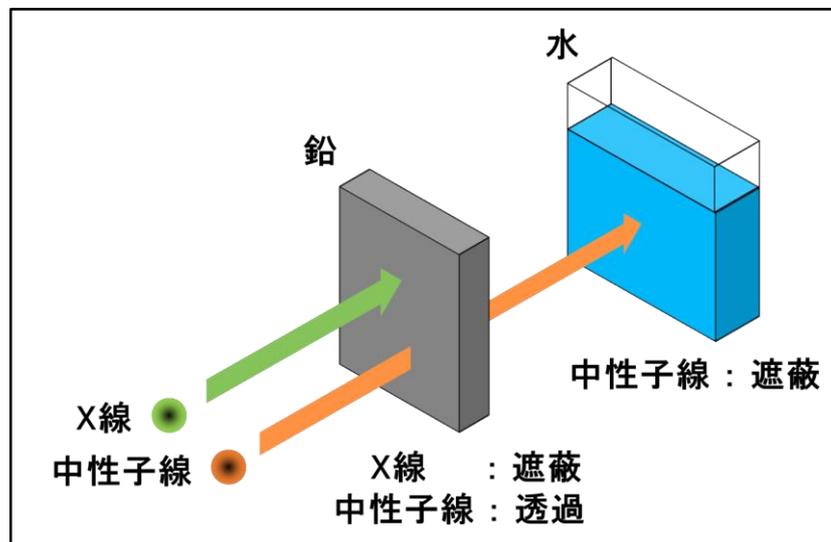


Fig. 1 X線と中性子線の透過力の違い (イメージ図)

3. 中性子捕捉療法

中性子線を医学に利用する例としては、放射線治療分野における中性子捕捉療法 (neutron capture therapy : NCT) が挙げられる。がん治療の三本柱の1つである放射線治療において、その第一選択はX線治療である。それでは、NCTはX線治療とどのような違いがあるのだろうか。NCTは従来のX線治療とは原理が大きく異なり、中性子線ががん細胞を直接的に攻撃するのではなく、中性子線による核反応を利用した放射線治療である。なかでも、ホウ素 (^{10}B) を用いたホウ素中性子捕捉療法 (boron neutron capture therapy : BNCT) が次世代型の放射線治療として注目されており、従来のX線治療や粒子線治療 (陽子線治療や炭素線治療) では対応できない再発の悪性脳腫瘍や悪性黒色腫といった難治性がんに対する新たながん治療法として期待されている。

中性子線はエネルギーによって分類され、BNCTでは比較的エネルギーの低い熱中性子線 ($\sim 0.025\text{ eV}$)

および熱外中性子線(~1 eV)が利用される。これら熱中性子線および熱外中性子線は、ホウ素原子核(^{10}B)との捕獲断面積(^{10}B に捕獲される確率: cm^2)が高く、その核反応は $^{10}_5\text{B} + {}^1_0\text{n} = {}^7_3\text{Li} + {}^4_2\text{He}$ ($^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha) {}^7\text{Li}$)で表される。この核反応で生じる2つの粒子は、ヘリウム原子核(^4He : α 粒子)とリチウム原子核(^7Li)である。これらの粒子は飛程が短く、 α 粒子の飛程は約 $9\ \mu\text{m}$ 、 ^7Li 反跳核の飛程は約 $4\ \mu\text{m}$ であり、通常の細胞の大きさ(約 $10\ \mu\text{m}$)より短い(Fig. 2)。すなわち、核反応によって生じる2つの粒子の飛程は細胞の大きさを越えることがないため、周囲の正常細胞を破壊せずにごん細胞に局限した領域のみを攻撃できる。さらに、これら2つの粒子は細胞殺傷力が極めて高いという特徴も有する。以上が、BNCTが細胞選択的な放射線治療と言われる所以である。

BNCTでは、熱中性子線および熱外中性子線を人体に照射する前に、あらかじめホウ素化合物を生体内に投与する必要がある。BNCT成功の鍵は細胞内ホウ素濃度にあると言われており、ごん細胞内に取り込ませるホウ素量(ホウ素濃度)をどれだけ高くできるか、そして細胞内のホウ素量をどれだけ長い時間維持できるかが重要であり、ホウ素の薬物動態に関する研究が盛んに行われている[9]。臨床で使われているホウ素化合物としては、BSH($\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$)とL-BPA(L-paraBoronophenylalanine)が挙げられる。BSHは主に悪性脳腫瘍[10]、L-BPAは悪性黒色腫[11]などを対象として用いられ、BSHとBPAを併用したBNCTも実施されている[12]。中性子線に着目すると、BNCTで利用する熱中性子および熱外中性子の発生源(中性子源)が重要となる。本邦におけるBNCT中性子源としては、京大原子炉実験所の研究用原子炉(KUR)と日本原子力研究開発機構の研究用原子炉(JRR-4)が用いられてきた。しかし、中性子源が大型で実施できる施設に限られるなどの理由により、BNCTが広く普及するまでには至っていない。現在は、原子炉を用いずに熱中性子および熱外中性子を発生させるBNCT用加速器中性子源が開発され、その実用化に向けた様々な取り組みが行われている。

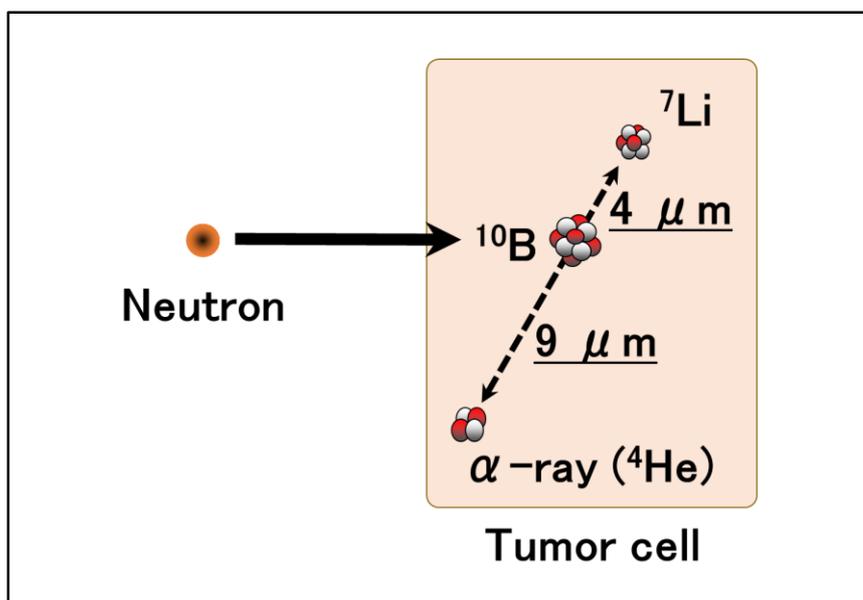


Fig. 2 BNCTの原理(イメージ図)

4. おわりに

本講演では、これまで医療ではあまり注目されてこなかった中性子線の利用について事例を紹介しながら概説した。本講演で概説した中性子ラジオグラフィ、中性子捕捉療法ともに、中性子発生源として大型装置が必要であるという大きな課題を残している。しかし、医学の分野では BNCT 用加速器中性子源の研究開発が進み、近い将来は病院併設型の加速器 BNCT を実施できる施設が増える予定となっている。診療放射線技師である我々も、その時に備えて中性子線に関する知識や技術を習得しておく必要がある。

参考文献

- [1] 電気事業連合会, 原子力・エネルギー図面集 2011
- [2] 日本原子力研究開発機構 原子力基礎工学研究センター 核工学・炉工学ユニット 核データ研究グループ ホームページ (http://www.ndc.jaea.go.jp/index_J.html)
- [3] 日本非破壊検査協会ホームページ (<http://www.jsndi.jp/aboutus/aboutus02.html>)
- [4] 池田 泰.: 中性子イメージングの航空・宇宙, 自動車, 防衛産業への応用, RADIOISOTOPES, 56, 339-350 (2007).
- [5] 松林 政仁, 増澤 文武.: 中性子イメージングの美術品・史跡出土品検査への応用, RADIOISOTOPES, 56, 763-775 (2007).
- [6] 川端 祐司.: 中性子イメージングの生物学への応用, RADIOISOTOPES, 56, 827-835 (2007).
- [7] 加藤 一夫, 岩尾 博美, 小倉 紘一, 他.: 中性子イメージングの医学への応用, RADIOISOTOPES, 56, 837-847 (2007).
- [8] 小林 久夫.: 中性子イメージングの課題と展望, RADIOISOTOPES, 57, 207-217 (2008).
- [9] Sato E, Yamamoto T, Shikano N, Ogura M, Nakai K, Yoshida F, Yemae Y, Takada T, Isobe T, Matsumura A.: Intracellular boron accumulation in CHO-K1 cells using amino acid transport control. Appl Radiat Isot. 2014 Jun;88:99-103.
- [10] Yamamoto T, Matsumura A, Nakai K, et al.: Current Clinical Results of the Tsukuba BNCT trial. Appl Radiat Isot. 2004 Nov;61(5):1089-93.
- [11] Fukuda H, Honda C, Wadabayashi N, et al.: Pharmacokinetics of ¹⁰B-p-boronophenylalanine in tumours, skin and blood of melanoma patients: a study of boron neutron capture therapy for malignant melanoma. Melanoma Res. 1999 Feb;9(1):75-83.
- [12] Yamamoto T, Nakai K, Kageji T, et al.: Boron neutron capture therapy for newly diagnosed glioblastoma. Radioth

知っておきたい中性子の知識 — 基礎から応用まで —

5. “医療機関における中性子に関する法令”

藤淵 俊王

九州大学大学院医学研究院保健学部門

1. はじめに

中性子線は中性子捕捉療法や過去に速中性子線治療に用いられたこともあり、診療放射線技師法で取り扱われる放射線の一つとなっている。また放射線治療施設や PET 用サイクロトロン施設、粒子線治療施設では、放射線の使用に伴い 2 次中性子線が発生する。これらの担当者は中性子の個人線量モニタリングや定期的な漏えい線量測定、中性子線による機器や建屋の放射化物の管理など、法令に基づいた適切な放射線管理が必要となる。

2. 医療機関での中性子に関わる主な法令

中性子の発生には、放射性同位元素を用いる方法と放射線発生装置を用いる方法がある。現在医療機関で中性子の発生する放射性同位元素の利用はほとんどないことから、主に放射線発生装置に関連する法令について挙げる。

2.1 放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律（障防法）

原子力基本法に基づき、放射性同位元素等及び加速器の使用について規制されている。放射線の定義は原子力基本法と同様であるが、放射性同位元素については本法で定義されている。施設の基準や使用等の基準、使用者の管理など取り扱いについて規制されている。

平成 22 年 5 月 10 日に放射線障害防止法の一部を改正する法律が国会で公布され、その後関係政令、省令及び告示が整備され、平成 24 年 4 月 1 日に改正法令が施行された。今回の主な改正内容は、放射性汚染物の確認制度の導入（クリアランス制度の導入）、放射化物の規制対象への追加、廃止措置の強化、譲渡譲受制限の合理化、罰則の強化である。放射化物規制の背景として、改正以前は平成 10 年 10 月 30 日に発出された当時の科学技術庁原子力安全局放射線安全課長通知に基づいた安全管理が行われてきたが、その後 Spring-8 や J-PARC 等大規模で放射化が放射線防護上重要となる強度の大きな加速器施設の建設や小規模であるが放射化が付随する医療用加速器の増加により、一般公衆を含めた安全の確保が必要となり、正式に法律による規制を受けることになった。

2.2 医療法

病院、診療所等の開設、管理等が規定されている。放射線については、エックス線撮影、リニアック等による外照射治療、放射性医薬品による診療等について規定されている。加速器と密封線源については障防法と重複して規制される。

2.3 診療放射線技師法

診療放射線技師全般の職務・資格などに関して規定した法律であり、取り扱う放射線の中に中性子線も含まれている。

2.4 労働安全衛生法

労働災害の防止のための危害防止基準の確立、責任体制の明確化等が規定されている。放射線については、電離放射線障害防止規則（電離則）で労働者が放射線を取扱う際の規制について定められている。

3. 中性子を取り扱う施設の管理

3.1 管理区域

公衆を含めた人が放射線の不必要な被ばくを防ぐため、放射線量が一定以上ある場所を明確に区域し人の不必要な立ち入りを防止するために管理区域が設定されている。管理区域は外部放射線に係る線量については、実効線量が3月あたり1.3 mSvを超える事のないようにする必要があり、そのために適切な遮蔽が必要となる。

3.2 遮蔽計算[1]

中性子を発生する装置を取り扱う場合は中性子を含めた遮蔽計算が必要となる。医療用リニアックで関連する光中性子の遮蔽計算については、光中性子源は照射ヘッドから当方的に放出されていることが測定の結果報告されている[2]。照射ヘッド部から漏れ出す中性子はエネルギー分布を持っているため遮蔽計算を行う場合はエネルギー群ごとに物質透過率を求めて加え合わせるが必要となり手間がかかる。そこで、その代わりに実効エネルギー \bar{E} を求めてその \bar{E} を持つ単色中性子に置き換えるのが实际的である。米国のNCRPでは、モンテカルロ計算によりターゲットから発生した中性子の平均エネルギー E_0 を求め、タングステン、鉛および鉄のエネルギー半価層 $t_{1/2}$ を定義し、これらの数値を用いて次式より照射ヘッドからの漏洩中性子の平均エネルギー \bar{E}_d を推定する方法を示している。

$$\bar{E}_d = \bar{E}_0 (1/2)^{t/1/2}$$

ここで、 \bar{E}_d はターゲットから発生した中性子の平均エネルギーでTable 1で与えられる[3]。 t はターゲット周辺の遮蔽体の厚さ(cm)である。15 MeVで20 cm厚の鉛遮蔽の場合、漏洩中性子の平均エネルギーは約1 MeVと推定される。

Table 1 光核反応中性子の平均エネルギー

電子エネルギー [MeV]	ターゲット	平均中性子エネルギー [MeV]
10	W	0.65
15	W	1.6
25	W	2.2
25	Pd	2.3

また、利用 X 線に対する中性子発生量については Table 2 のように定められている。

Table 2 利用 X 線の線量に対する利用線錐外の中性子線量[4]

加速エネルギー [MeV]	10	12	15	18	20	22	25
中性子線量の割合 [mSv/Gy]	0.3	1.3	3.0	3.8	4.0	4.4	5.0

照射室入口に設けられた遮蔽扉については、中性子および二次 γ 線を合算した評価が必要になる。減衰は遮蔽体の組成が水、ポリエチレン、ボロン入りポリエチレンかで異なる[1]。例として、ボロン入りポリエチレン遮蔽扉中での中性子と二次 γ 線の線量分布を Fig に示す。

通常、照射室などの壁、床、天井等には普通コンクリートが遮蔽体として用いられている。照射ヘッドから漏洩した中性子は照射野内で散乱するため、遮蔽の対象となる中性子は照射ヘッドからの漏洩中性子とそのコンクリートによる散乱中性子の混在したものと考えられる。照射ヘッドからの漏れ中性子フルエンスは線源からの距離の逆二乗則に従うが、室内散乱中性子フルエンスは距離に関係なく室内の全ての点でほとんど一定で、その量は照射室内の全表面積に比例する。

3.3 漏洩線量測定

管理区域境界等で遮蔽計算通りに放射線が遮蔽されているか、半年に一度の漏洩線量測定が義務付けられている。この測定は中性子線を含めて評価する必要がある。中性子の測定には中性子用サーベイメータ（レムカウンタ）が主に用いられる。

また施設の使用する放射線の種類やエネルギーによっては中性子の核反応による装置や周辺機器、空気、水、建屋（コンクリート）が放射化する恐れがあり、適切な管理を要する。

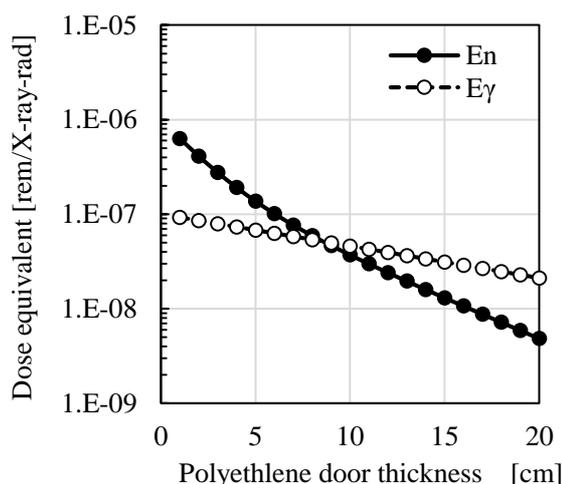


Fig. 遮蔽扉（ボロン入りポリエチレン）中での中性子と二次 γ 線の線量分布
 E_n および E_γ はそれぞれ中性子および二次 γ 線の線量を示す

4. 中性子を取り扱う放射線業務従事者の管理

放射線業務従事者は被ばくが線量限度を超えないようにするため、個人線量モニタリングが必要である。中性子線が発生する場での業務従事者は中性子線量の評価可能な個人線量計の装着が必要となる。代表的な中性子用の個人線量計として、フィルムバッジ、アルベド TLD、固体飛跡検出器 (CR-39)、ダブル線量計、シリコン半導体式等があり、それぞれの特徴に応じて日常管理、作業管理に利用する。

参考文献

- [1] 原子力安全技術センター:放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル (2007)
- [2] Y. Uwamino, T. Nakamura, T Ohkubo: Med Phy., 13, 374 (1986)
- [3] NCRP Report No.79: Neutron contamination from medical electron accelerator, National Council on Radiation Protection and Measurements (1984)
- [4] 原子力安全技術センター調査報告書:「電子線加速器の利用に伴う中性子線の遮へい等に関する基礎的調査」昭和 59 年 3 月

診断参考レベル(DRLs)を理解しよう

五十嵐 隆元
総合病院国保旭中央病院

1. はじめに

医療における患者の放射線防護は、正当化と最適化という2つの大きな放射線防護原則に基づいている。International Commission on Radiological Protection (ICRP) は医療被ばくについては、正当化された検査を ALARA (as low as reasonably achievable) 原則により、経済的、社会的要因を考慮に入れられる限り低い線量に保ち、最適化するよう勧告している。

その後 ICRP は放射線診断における防護の最適化を推進するために、患者に対する Diagnostic reference levels (DRLs) の使用を Publication73¹⁾で勧告した。しかしながら、我が国は DRLs の設定が他国に比べ遅れているのが現状である。また国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency : IAEA) の Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards (BSS) においても、今までの最適化の概念であったガイダンスレベルに替えて、DRLs を線量最適化のためのツールとして採用している²⁾。我が国では DRLs は「診断参考レベル」と訳され、用いられている。本稿では DRLs の概念の理解を進めるため、その概要をできるだけ平易に述べることにする。

2. Diagnostic reference levels (DRLs) とは

それぞれの撮影に対し、定められた標準的な体型もしくは標準ファントムにより、多施設における測定ベースによって得た線量値の分布を取り、その中のある特定の百分位数に上方値のレベルを設定したものをいう (Fig. 1)。Fig. 1 では 75 パーセンタイル値が上方値として設定されており、一般的にも 75 パーセンタイル (第3四分位数) が用いられている。

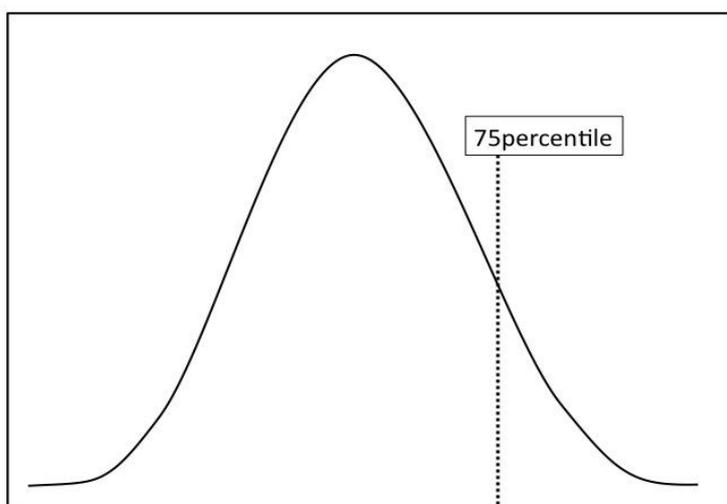


Fig 1. Diagnostic reference levels

また最近では、上方値だけでなく下方値も設定した診断参考レンジ (Diagnostic reference Ranges (DRRs)) という考えも始まっている (Fig. 2)³⁾。DRRs は、小児の撮影やマンモグラフィのような、放射線感受性が比較的高く医療被ばくに対して大きな注意が払われる撮影について適用されている場合が多い。これは必要以上に線量を下げ過ぎて、線量不足により診断価値を損なうことを避けるために設定されている。ただし、近年のデジタル化の普及により、あらゆるデジタル撮影においても、このようなことが起こり得るようになってきており、今後は多くの DRLs が DRRs に推移していくようにも思える。

DRLs について理解し易くするために、以下にその特徴を列記する⁴⁾

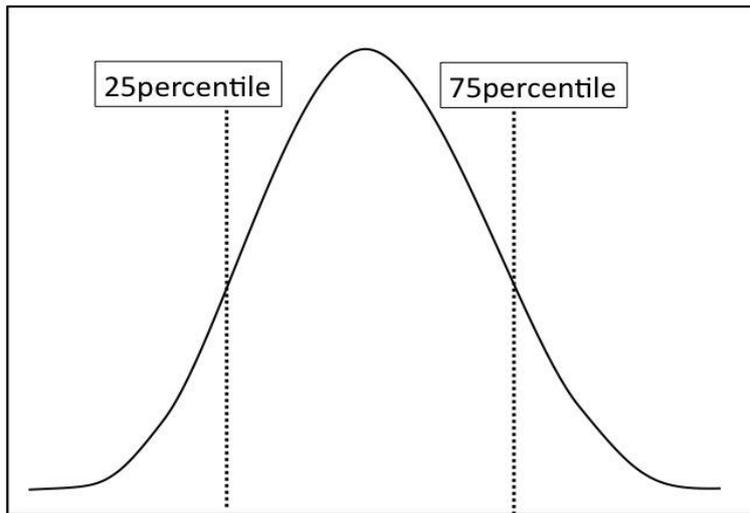


Fig 2. Diagnostic reference ranges

2.1 基本的事項

- ・ ICRP publication73 (ICRP, 1996)¹⁾ で DRLs という概念が導入された
- ・ 規制的な目的ではなく、線量限度または線量拘束値ではない
- ・ 対象には、放射線診断と診断核医学が含まれ、放射線治療には適用しない
- ・ 基本的には確率的影響がその対象となる
- ・ IVR での診断参考レベルは原則として、不必要な確率的影響リスクの回避に対する患者線量の管理を推進するために用いる
- ・ IVR での確定的影響 (放射線誘発皮膚損傷等) の管理にまでは適用しない

2.2 DRLs の設定

- ・ DRLs の設定は、医療の専門団体によってなされる
- ・ 患者や標準ファントムにおいて観察された線量分布のパーセンタイル (百分位数) 点を用いる (一般的な初期値は 75 パーセンタイルが用いられている) (図 1)
- ・ 各施設で確認ができるように、シンプルな標準ファントムや、放射線診断での典型的なサイズの患者の表面における、空気カーマまたは組織等価物質の吸収線量のような、簡単に測定できる線量値を用いる
- ・ 一般撮影などにおいては、入射表面線量 (Entrance Surface Dose) や線量面積積 (Dose Area Product), CT ならば CTDIvol や DLP などのパラメータが、DRLs の表現にはよく用いられている
- ・ 診断核医学では投与した放射エネルギーを用いる

2.3 DRLs の運用

- ・ DRLs は、個々の患者被ばくには適用しない（標準的な患者サイズであるとか標準ファントムで設定されているため）
- ・ DRLs は、診断価値を担保した線量値でなくてはならない
- ・ 患者の臨床状態によっては、その際の線量が正当化されるならば、DRLs よりさらに高い線量になってしまうてもよく、そのような柔軟な運用が可能である

2.4 注意事項

- ・ DRLs は放射線リスクの指標ではない
- ・ 線量の最適値や拘束値ではない
- ・ 多くの場合は上方値のみが示されており、下方値は示されていない
- ・ 良好な診療と不十分な診療を区分する線引きに用いてはならない
- ・ 小児では、年齢、身長、および体重によって区別した詳細なグループについて DRLs を設定しなければならない
- ・ DRLs の指標となる値の再評価は、定期的に行われなければならない
- ・ 国(National) や地域(Local) 各々で設定する事ができる (National DRLs と Local DRLs)
- ・ Local DRLs と National DRLs が乖離している場合には、再検討が必要である

つまり、従来のガイダンスレベルとは異なり、DRL は実際の線量調査データに基づいて設定されるものであり、かつ柔軟な運用が認められている。防護の最適化を確認するには最適のツールであると考えられる。

3. DRLs に関する問題点

3.1 レベルの設定について

撮影の標準化も防護の最適化には、大変有効である。標準化が先行しているマンモグラフィを見ても、標準化は施設間での線量の分散を小さくする効果があるようである。このように、標準化が進んでいる撮影にまで、一般的に用いられている 75 パーセンタイルによる DRLs の設定では、かなり厳しい線量値に上方値が設定されることになる (Fig. 3)。また、同様に DRLs が普及・浸透することでも、線量の分布の幅が小さくなる事が予想される。あくまで 75 パーセンタイルは初期値の一つと考えるべきかも知れず、線量の管理の進んでいるマンモグラフィの分野では、95 パーセンタイルを用いている報告もある⁵⁾。このあたりは柔軟な対応が必要と考える。

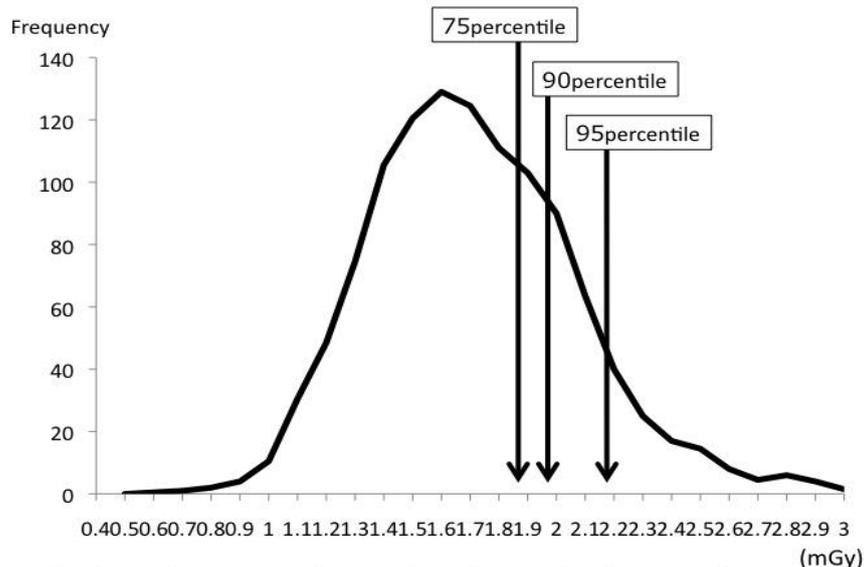


Fig.3 The data in the mammography, using the 75th percentile, the upper value is not very rational.

通常、DRLs は上限値のみの設定であるが、撮影システムのデジタル化が進み、線量の過多がフィルムの濃度の過多として現れなくなり、適正な線量の概念がわかりにくくなってきている。線量を減らしすぎて診断能が損われるような画像も作成することができるようになっている。そのためにも、デジタルに関しては下限値も設定する必要があると考える。これは、通常のプロトコールより線量を低減しなくてはならない小児のCTでも同様である。このように、上方値に加え下方値も設定する方法を、診断参考レンジ (Diagnostic reference range : DRR) という (Fig. 2)。

3.2 Local DRLs について

Local DRLs については、諸外国のように国土が広大で、地域格差等が大きいところでは有用であるが、我が国のように国土が狭く、放射線診療に関する格差がそれほど大きくない場合は、Local DRLs は必要なく、National DRLs だけで十分なのではないかと考える。

次に、新たなデバイスや検査法にどれだけ迅速に対応できるかも大きな課題であり、迅速かつ柔軟に対応できるシステムの構築が必要であろう。

3.3 認知度の問題

最も大きな問題点であるが、放射線防護に対してそれほど積極的でない医療放射線関係者の間では、(たとえ診療放射線技師であっても) DRLs の概念が正しく認知され普及しているとは思えない。いくら DRLs を設定しても、医療現場で正しく運用されなければ、何の意味もなさない。DRLs の概念を正しく理解し、正しく運用されてこそ線量の最適化が進むものである。

4. よく見かける DRL についての認識の誤り

ここ最近、さまざまな所で、DRLs について話をする機会があったが、以下のように誤って認識されている場合が時折あった。

4.1 施設の Local DRL?

それぞれの医療機関では、さまざまな体格の患者が来る。体格が小さければ線量は少なくなるし、体格が大きければ線量は多くなるのが一般的である。医療機関でのある撮影法における実施線量 (すなわち、あらゆる体格での線量) の分布を取り、その 75 パーセンタイル値を「施設の Local DRLs」と称していたり、National DRLs と対比させるというような、概念の根本的な誤りがしばしば見受けられている。

4.2 DRLs で設定された上方値の取扱いの誤り

設定された DRLs の値は、一般的には 75 パーセンタイル値 (検査種によっては 90 や 95 パーセンタイル値も用いられる) であり、平均値や中央値ではない (Fig. 4a,b)。したがって、DRLs の値を代表的な値と捉えたり、もともとはいけないことであるが DRLs の値でリスク評価をしたりするのは、原則的に誤りであると考えられる。

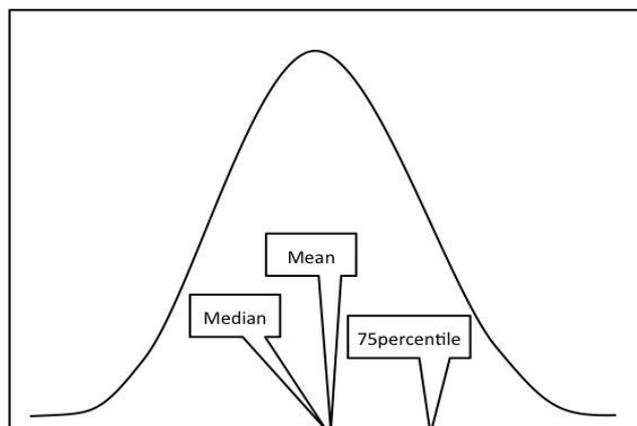


Fig 4-a. Mean, Median, and 75percentile. In the case of normal distribution.

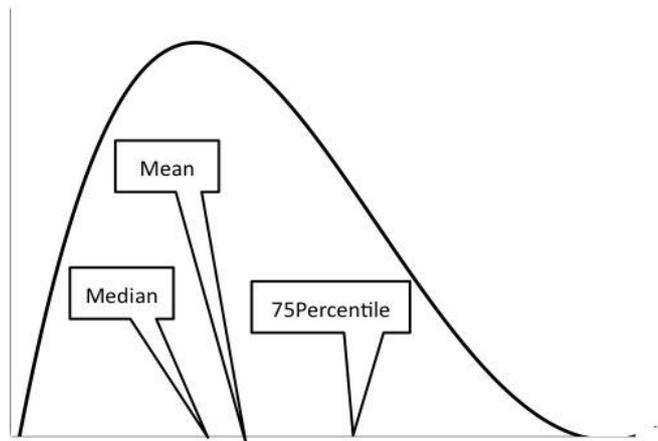


Fig 4-b. Mean, Median, and 75percentile. The case was not a normal distribution

4.3 国際比較

DRLs は標準体型または標準ファントムで設定するものである。国際的に統一された標準ファントムにより設定された撮影法の DRLs なら問題ないが、我が国固有の標準体型で設定された DRLs の場合は、多少注意が必要である。

民族差や食生活等により、それぞれの国民には体格差がある (Table.1) ^{6,7)}。標準体型により設定された National DRLs は、それぞれその国の標準体型に基づいて設定されるので、それぞれの国の National DRLs には体格の違いによる差が含包されている可能性があることに注意すべきである。

	Japan		United States	
	Male	Female	Male	Female
Hight (cm)	170.9	157.9	176.8	163.1
Weight (kg)	70.5	54.7	91.0	76.2

Table.1 Measured average height and weight for adults ages 40-49 years in Japan and United States.

5. 各施設で運用するにあたって

まずは DRLs の概念を十分理解していただく必要があると考えている。また、線量計等必要な線量計を有していない医療施設も多々あるものと考えている。したがって、DRLs を作成する際に用いた線量測定法による線量の確認ができない施設も多々あると考えられる。

しかしながら、実際に各医療現場で DRLs と自施設の線量を確認してもらわなければ最適化は進まないわけであるが、医療現場で「そのような線量測定はできないよ」で終わってしまうことを危惧する。

DRLs 設定の目的は最適化の推進であり、各医療施設でとりあえず確認してもらうことが最適化に向けては最優先である。そのためには DRLs 設定に際して、医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)側で行った線量測定法でなくとも、とりあえずは NDD や Impact 等による線量推定やモダリティでの表示値を用いて確認することから始めても良いのではないかと考えている。

6. まとめ

従来わが国では、最適化というと「線量低減」と現場では考えられているケースをしばしば見かけた。しかしながら実際には、最適化イコール線量低減ではない。その意味でも、最適化のツールとして DRLs は非常に良いものと考えている。しかしながらわが国では DRLs の設定が欧米諸国に比べ立ち遅れており、その概念も医療現場で十分周知されているとは言えない。

2010 年に医療放射線関連学会・国立機関・職能団体・行政機関などによる緩やかな連合組織として、J-RIME が組織され、医療被ばくに関するさまざまな研究情報を収集し、これらの情報をお互いに共有することを目的として活動が始まり⁸⁾、2014 年 8 月には DRLs 設定のためのワーキンググループが活動を開始し、その後会合を重ねている。

我が国の National DRLs 設定も、JRC2015 で一部のリリースが始まる予定です。是非とも多くの医療施設で DRLs を有効にご活用いただき、その結果として我が国の医療被ばくにかかわる線量の最適化がより一層推進されていくことを願ってやまない。

参考文献

1. International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26 (2), 1996.
2. International Atomic Energy Agency. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3, No. GSR Part 3, Vienna, 2014.
3. Goske MJ, Strauss KJ, Coombs LP, et al. Diagnostic Reference Ranges for Pediatric Abdominal CT. Radiology 2013; 268(1): 208–218.
4. 五十嵐隆元. 医療放射線防護と診断参考レベル. 日本放射線技術学会放射線防護分科会誌 第 39 号, 40–42, (2014)
5. Hauge HR, Bredholt K, Olerud HM. New diagnostic reference level for full-field digital mammography units. Radiation Protection Dosimetry, 157(2), 181–192, 2013.
6. 厚生労働省. 平成 24 年度国民健康・栄養調査. (2013)
7. U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics. Anthropometric Reference Data for Children and Adults: United States, 2007–2010, Data From the National Health and Nutrition Examination Survey. 2012.
8. 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME). ニュースレター らいむらいと創刊号 (平成 23 年)

Secondary neutron doses received by pediatric patients during intracranial proton therapy treatments.

(小児頭蓋内陽子線治療における 2 次中性子線量)

第一著者名・掲載雑誌・号・掲載年月

R Sayah / Journal of Radiological Protection 2014

文献の英文表記: 著者名・論文の表題・雑誌名・巻・号・ページ・発行年

R Sayah, J Farah, L Donadille, J H' erault, S Delacroix, L De Marzi, A De Oliveira, I Vabre, F Stichelbaut, C Lee, WE Bolch and I Clairand, **Secondary neutron doses received by pediatric patients during intracranial proton therapy treatments.** Journal of Radiological Protection 34 (2014) 279-296

論文紹介著者

松本 真之介 (放射線医学総合研究所 医療被ばく研究プロジェクト)

論文解説

1. はじめに

重荷電粒子、陽子線治療等の粒子線は光子線と比較して、限られた範囲に最大のエネルギー付与をする Bragg-peak という物理学的な特徴を有している。その為、粒子線治療は正常組織の被ばくを抑えながら標的体積に高線量を与えることが出来る。既に臨床では小児において線量分布の比較で光子線に比べて陽子線に大きな利点があることが報告されている(St Clair et al 2004, Kirsch and Tarbell 2004)。その一方で、治療装置内の構造物と陽子線が核反応をおこし 2 次的な中性子を発生されることが報告されている(Paganetti 2002, Fontenot et al 2008)。本論文の目的は異なる年齢の小児脳腫瘍患者の 2 次中性子線量を評価することである。

2. 材料と方法

本研究ではフランスの Curie Institut-Orsay proton therapy center の陽子線治療装置のビーム構造と頭蓋内腫瘍を模擬した治療プラン(178MeV)をモンテカルロシミュレーションコード MCNPX を用いて中性子線の線量をシミュレーションした。

臓器線量のモンテカルロ計算は治療対象群を代表する計算ファントムを用いて計算する必要がある。本研究ではフロリダ大学(UF)と米国国立癌研究所(US-NCI)で共同開発された ICPR から発行される事が決定している年齢を考慮した計算ファントムを用い臓器線量を評価した。対象は男女の 1 歳, 5 歳, 10 歳, 15 歳, 成人である(図 1)。

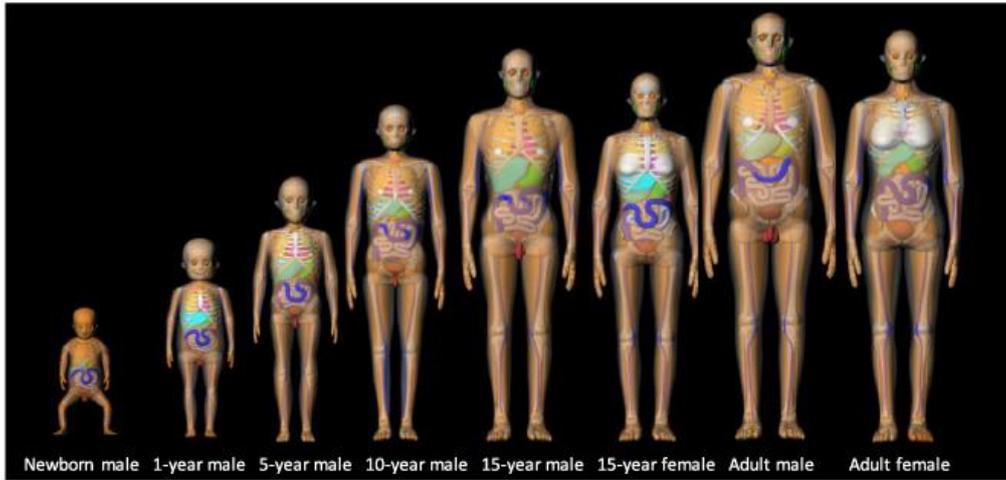


図 1 (論文中 Figure1). UF-NCI ハイブリッドファントムシリーズ

等価線量はシミュレートされた中性子エネルギースペクトルから ICRP Publ 103 を参照し W_R を求め計算した。

3. 結果と考察

3.1. 非ターゲット臓器に対する 2 次中性子絶対線量

本研究において最大の臓器吸収線量は 1 歳ファントムの唾液腺にて見られた $337\mu\text{Gy}/\text{Gy}$ (Gy/Gy : 治療線量あたりの臓器線量)であり, 一般的な頭蓋内腫瘍の総線量である 49 proton Gy では 16.5mGy となる. また一般に中性子線量は治療照射野から対象の臓器までの距離が離れるほど減少する. 実際唾液腺は膀胱に比べ 1 歳で 3.6 倍, 成人で 7.1 倍高い線量であった. 減少率は体の小さい小児の方が低い.

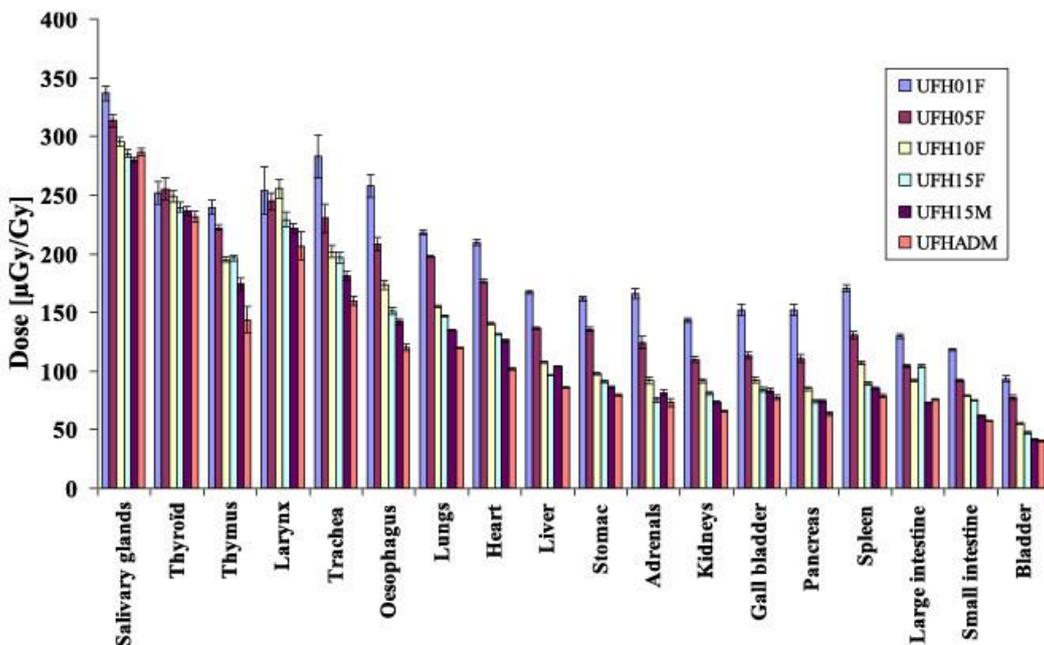


図 2 (論文中 Figure2). MCNPX にて計算された 2 次中性子臓器線量

異なる年齢, 性別のファントムごとの線量を表している

(例, UFH01F : 1 歳女性ファントム, UFHADM : 成人男性ファントム)

3.2.2 次中性子等価線量

中性子線荷重係数 W_R は各臓器においてシミュレーションされた中性子スペクトルを使用し計算した。唾液腺、膀胱に対する計算された中性子スペクトルを図3(論文中では Figure 6)に示す。平均エネルギーは唾液腺:10.8MeV, 膀胱:12MeV として W_R 値はそれぞれ ICRP 103 より 6.9, 5.3 と計算された。唾液腺と乳腺で最大の W_R 値が 10 歳以下で見られた。

中性子臓器等価線量を表1(論文中 Table 3)に示す, ターゲット線量 49 proton Gy あたり最大で 155mSv が中性子フルエンスの高い1歳女児の乳房で見られる。

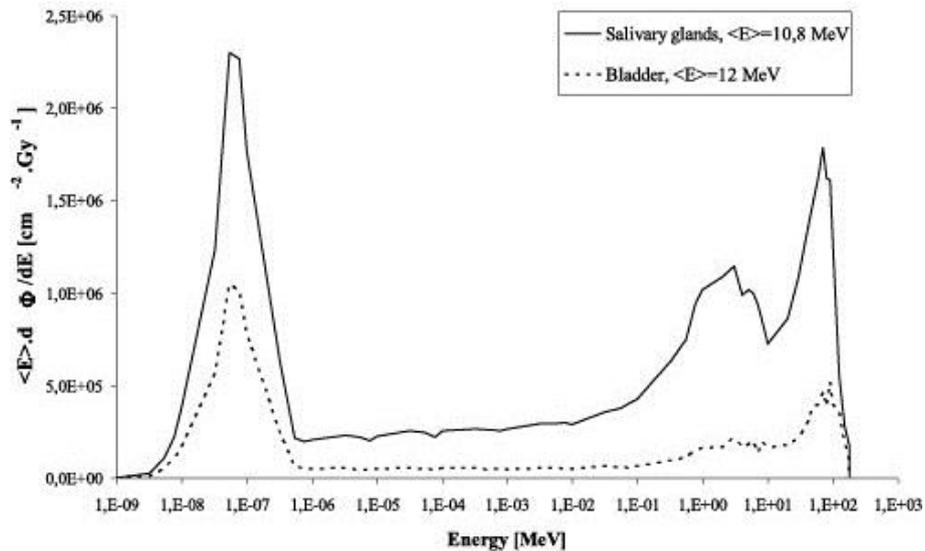


図3(論文中 Figure 6) 唾液腺, 膀胱における計算された2次中性子エネルギースペクトル

表1(論文中 Table 3) 治療線量で規格化された2次中性子臓器等価線量(mSv Gy⁻¹)

Organs	UF-NCI one-year-old female		UF-NCI five-year-old female		UF-NCI ten-year-old female		UF-NCI 15-year-old female		UF-NCI 15-year-old male		UF-NCI adult male	
	2.25	SU (%)	2.17	SU (%)	2.04	SU (%)	1.95	SU (%)	1.94	SU (%)	1.88	SU (%)
Salivary glands	2.25	2	2.17	2	2.04	1	1.95	1	1.94	1	1.88	1
Thyroid	1.57	4	1.79	4	1.79	2	1.71	2	1.57	2	1.55	2
Pharynx	2.59	10	1.58	3	1.49	3	1.30	3	1.30	2	1.34	7
Larynx	1.53	3	1.61	3	1.73	3	1.58	2	1.45	2	1.24	2
Trachea	1.80	6	1.42	5	1.13	2	1.13	2	0.98	2	0.82	2
Breasts	3.16	8	2.88	10	2.54	3	1.74	1	2.05	2	1.52	2
Oesophagus	1.53	4	1.21	3	0.96	2	0.81	2	0.73	2	0.59	2
Lungs	1.37	1	1.24	1	0.88	1	0.83	0.5	0.74	0.4	0.63	0.4
Heart	1.21	1	1.01	1	0.75	1	0.70	1	0.66	1	0.51	1
Liver	0.93	1	0.75	1	0.57	1	0.49	1	0.54	1	0.43	1
Stomach	0.89	1	0.74	2	0.50	1	0.47	1	0.44	1	0.39	1
Kidneys	0.80	1	0.59	2	0.50	2	0.40	2	0.36	1	0.32	1
Gall bladder	0.79	3	0.58	2	0.46	2	0.41	3	0.41	2	0.39	2
Pancreas	0.82	3	0.57	3	0.42	2	0.37	2	0.37	2	0.30	2
Spleen	1.06	2	0.77	2	0.59	2	0.48	2	0.43	1	0.40	2
Large intestine	0.72	1	0.61	1	0.51	1	0.62	1	0.37	1	0.38	1
Small intestine	0.61	1	0.48	1	0.39	1	0.38	1	0.30	1	0.28	1
Uterus/prostate	0.51	5	0.36	6	0.27	5	0.19	3	0.19	8	0.16	8
Bladder	0.49	3	0.41	2	0.26	2	0.22	2	0.19	2	0.18	2
Ovaries/testes	0.47	8	0.39	9	0.27	3	0.24	8	0.21	6	0.17	5

SU: statistical uncertainty (統計的不確実性)

コメント

本論文は小児陽子線治療における 2 次中性子線量に対する最新の知見であり，臓器線量が網羅的に計算されている．しかしながら，臓器等価線量を W_R を用いて計算しているが， W_R で計算された線量はあくまで防護量である為リスクの評価に用いることが出来るか否か疑問である．また荷重係数の算出にも 2 ピークを持つ 2 次中性子エネルギースペクトルに対して平均エネルギーで計算している．以上より確率的影響のリスク評価については更なる議論が必要であるかもしれない．

本論文の詳細な臓器線量の評価を元に，今後更に陽子線ビームラインからの 2 次中性子の寄与を詳細に解析し，特にビームラインから近く W_R の高い 10 歳児までの小児の唾液腺，乳房に対してどのように 2 次中性子の防護を行うかを計算シミュレーションし，防護の最適化を進める事が重要になると考える．

Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations

(サイズ特有の、スキャナに依存しない連続したアキシャルおよびヘリカル頭部 CT 撮影における臓器線量の推定)

第一著者名・掲載雑誌・号・掲載年月

McMillan K / Medical Physics, Volume 41, Number 12, December 2014

文献の英文表記・著者名・論文の表題・雑誌名・巻・号・ページ・発行年

McMillan K, Bostani M, Cagnon C, Zankl M, Sepahdari AR, McNitt-Gray M. **Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations.** Medical Physics 2014; 41(12): 121909.

論文紹介著者

松原 孝祐 (金沢大学 医薬保健研究域保健学系)

論文解説

論文解説：

これまでに米国医学物理士会 (The American Association of Physicists in Medicine, AAPM) の Task Group 204 において、体幹部の CT 撮影における小児および成人患者のサイズ特有の線量推定の概念 (size-specific dose estimate, SSDE) が導入されているが、この論文では、その概念を頭部 CT 撮影に応用し、モンテカルロ計算によって、サイズ特有のスキャナに依存しない $CTDI_{vol}$ -臓器線量換算係数を報告している。

その方法として、GSF family と呼ばれるボクセルファントムの 8 つの患者モデルを用いて、4 つの主要な CT 装置メーカーの 64 列マルチスライス CT に対する、連続したノンヘリカルおよびヘリカルスキャンを想定したモンテカルロ計算を行い、その際の脳および眼の水晶体の線量を推定するという方法を採用している。それぞれの患者モデルとスキャンモードに対して、スキャナに依存しない $CTDI_{vol}$ -臓器線量換算係数は、各スキャナの 16 cm ファントムにおける $CTDI_{vol}$ 値によって臓器線量を正規化し (すなわち臓器線量/ $CTDI_{vol}$ として取り扱う)、全てのスキャナの値を平均することによって算出している。頭部のサイズの測定は、いずれも幾何学的尺度である頭囲および実効直径 (effective diameter, ED) は、GSF のデータから、眼の上の最初のスライスを用いて測定されている。一方、GSF モデルのピクセルデータは CT 値ではなく、組織識別番号によって与えられているため、吸収に基づくサイズ尺度である水等価直径 (water equivalent diameter, WED) は、幼児から成人までの 42 名の患者データに対する WED と頭囲および ED の間に強い正の線形相関が認められたことに基づき、ED からの推定が行われている。このように求められた各種患者サイズ尺度と $CTDI_{vol}$ -臓器線量換算係数の相関性が調査された。

その結果、連続したアキシャルおよびヘリカルスキャンの双方で、 $CTDI_{vol}$ で正規化された臓器線量と WED との間に非線形の相関関係が認められた。GSF のデータから直接測定された頭囲と ED に対しても、それぞれのスキャンモードで、 $CTDI_{vol}$ で正規化された臓器線量と患者サイズとの間にも非線形の相関関係が認められた。決定係数 (R^2) は脳で 0.92~0.93、眼の水晶体で 0.73~0.85 であった。

以上より、全てのスキャンモードにおいて、 $CTDI_{vol}$ で正規化された脳の線量と幾何学的な、または吸収に基づく尺度との間には強い相関関係が、また、 $CTDI_{vol}$ で正規化された眼の水晶体の線量と患者サイズの間には弱い相関関係があることが確認された。後者については、眼の水晶体が小さな周辺組織であり、連続したアキシアルおよびヘリカルスキャンの双方で表面線量の変動があることが、 R^2 が小さくなった理由として挙げられている。この結果は、おのおのの患者の頭部 CT のおおまかな臓器線量が、サイズ特有のスキャナに依存しない $CTDI_{vol}$ -臓器線量変換係数によって導き出せることを示している。

以上が論文全体の概要である。この論文は、UCLA (University of California, Los Angeles) の McNitt-Gray 教授らのグループにより報告されたものである。この論文では、AAPM Task Group 204 によって提唱された SSDE の概念の、頭部 CT 撮影への応用についてモンテカルロ計算による検討が行われており、おのおのの患者の頭部 CT のおおまかな臓器線量が、 $CTDI_{vol}$ -臓器線量変換係数によって導き出せる可能性を明らかにした、非常に有意義な論文であるといえる。頭部は体幹部と比べるとサイズの個人差も比較的小さく、体幹部で推定できるものが頭部で推定できないという理由は見当たらないことから、出るべくして出た論文であるといえる。今後、この論文がどのような形で取り扱われるかは定かではないが、AAPM が今後取り組むであろう、頭部 CT 版 SSDE のための $CTDI_{vol}$ -臓器線量変換係数の決定に際して、重要なデータの 1 つとして取り扱われることは間違いない。

この論文のモンテカルロ計算は MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended version 2.7.0) を用い、標準的なソースコードを修正することによって行われている。対象とした管電圧は 120 kV のみであるが、「モンテカルロ計算によって得られた自由空気中の $CTDI_{100}$ 」から「実測法によって得られた自由空気中の $CTDI_{100}$ 」への換算係数をあらかじめ求めておくことによって、実測法との整合性を確保している。また、X 線の照射スタート位置の不規則性、ビーム幅 (公称値との違いも含めて)、スキャン長、ヘリカルピッチ、ファン角を考慮した計算が行われている。スキャナ固有のエネルギースペクトルの取得には Turner ら (Med Phys 2009; 36: 2154-2164) のモデルを採用しており、ボウタイフィルタによる吸収も考慮されている。これらは文章のみの説明のため、これ以上の詳細は情報は分からないが、詳細に各スキャナの X 線源を再現されていることがうかがえる。一方で、顎を引いたポジショニングやガントリのチルトによって眼の水晶体の線量低減を図ることができるとの報告がこれまでに行われているが、これらに対する考慮は行っていないことを著者は明言しており、あくまでも脳および水晶体全体に X 線が照射された場合を想定している。

この論文で用いている GSF family model は、生後 8 週の女の赤ちゃん、7 歳の女の子、および 6 つの成人モデル (26~48 歳の男性・女性) である。生後 8 週から 7 歳の間をカバーするモデルが含まれていないことから、 $CTDI_{vol}$ で正規化された臓器線量と患者サイズの関係を示したグラフにおいて、生後 8 週と 7 歳間のデータが欠落したグラフとなってしまっている。また、生後 8 週未満のデータも欠落している。したがって、これらの点を認識した上でグラフを参照すべきであるが、この点は著者も十分に認識しており、5 名の患児 (WED = 8.77~15.55 cm) と 8 つの GSF family model を含めた WED と $CTDI_{vol}$ で正規化された臓器線量の関係についても調べた結果、同様に非線形の強い相関関係 ($R^2=0.93$) が認められることを述べている。

$CTDI_{vol}$ はあくまでも装置の線量指標であり、実際の患者の臓器線量を表すものではない。しかし、 $CTDI_{vol}$ -臓器線量変換係数によって臓器線量がおおまかに推定できれば、患者の線量管理などのために有益であることは言うまでもない。この論文が報告され、次に必要なことは実測法による検証であると考えられる。この検証が行われ、この論文で提示された $CTDI_{vol}$ -臓器線量変換係数の精度が高いことが確認されれば、頭部 CT 版 SSDE の実現も近いのではないだろうか。

Radiation Dose and Cataract Surgery Incidence in Atomic Bomb Survivors, 1986–2005

(原爆被爆者の被ばく線量と白内障手術発生率, 1986–2005)

第一著者名・掲載雑誌・号・掲載年月

Neriishi K / Radiology, Volume 265: Number 1 October 2012

文献の英文表記: 著者名・論文の表題・雑誌名・巻・号・ページ・発行年

Neriishi K, Nakashima E, Akahoshi M, Hida A, Grant EJ, Masunari N, Funamoto S, Minamoto A, Fujiwara S, Shore RE.

Radiation dose and cataract surgery incidence in atomic bomb survivors, 1986-2005.

Radiology. 265(1):167-74. (2012)

論文紹介著者

広藤 喜章(セントメディカル・アソシエイツ LLC, 国立病院機構名古屋医療センター臨床研究センター)

論文解説

放射線影響による白内障は、1950年代からの一般的な見解として、数 Gy 程度の高線量被ばくによるのみ発生するとされてきた。ICRP（国際放射線防護委員会）においても、5 Gy 以上の急性被ばく、または、5 Gy よりも高い累積線量による慢性被ばくや分割被ばくにおいて視力障害が発生するとしていた。過去の研究においては、1Gy 未満の被ばくでは、視力にはほぼ影響がないとされ主として軽度の水晶体混濁に関係していることを明らかにしたが、臨床的に重要な白内障と放射線との関係に関するデータはほとんどなかった。

本論文では、比較的低線量の急性被ばくにおけるリスク評価を行う目的で、0～3 Gy 程度の眼線量に関連した臨床的に重要な白内障の発生率を調査している。ここでの対象者は、1986～2005年に調査された原爆被爆者であり、1986年以前には白内障の手術歴がない6,066人に対する白内障手術の発生率について精査を行っている。

最初の解析において、Cox 回帰法分析に基づく検討では、喫煙、高血圧、副腎皮質ホルモン剤使用状況などの白内障となりうる16種類の危険因子は、放射線影響に関連した因子ではなかった。次に、第二段階として放射線リスクを評価した。まず、グループ化したデータのポアソン回帰を行うために、統計ソフト Amfit プログラムを用い過剰発生率を1 Gy での過剰相対リスク (ERR) と、1 Gy での1年当たり10,000人当たりの過剰絶対リスク (EAR) としてモデル化した。これを用いて人口学変数および糖尿病について調整し、白内障手術の発生率について放射線量反応解析を行った。解析は、人年データを都市、性、糖尿病、被爆時年齢、到達年齢、被爆後経過時間、眼線量 ($0 \leq 0.005, 0.005 - , 0.03 - , 0.1 - , 0.2 - , 0.4 - , 0.6 - , 0.8 - , 1.0 - , 2.0 - 3.0, \geq 3.0\text{Gy}$) に従って同時に層化抽出した。

また、眼の線量項は低線量リスクをより正確に評価するために、ERR モデルと EAR モデルのどちらにおいても線形項および線形二次項の両方を用いてモデル化している。また、両側有意検定と 95%信頼区間 (CI) のどちらもプロファイル尤度に応用される尤度比検定に基づき、線量反応のしきい値レベルを放射線リスク解析から得られた最適モデルに基づいて推定を行っている。

解析結果および考察は、以下の通りである。原爆被爆者 6,066 人の調査対象者 (84,209 人年) のうち、1986~2005 年の間に 1,028 人が初めて白内障の手術を受けた。未調整による白内障の累積発生率調査結果は、女性の方が男性よりも高かった。平均被爆時年齢は 20.4 歳 (0 歳から 54 歳) であった。また、男女ともに、水晶体摘出手術時の平均年齢は 74.4 歳で、年齢域は 49 歳から 95 歳であった。全調査対象者の平均水晶体線量は 0.50 Gy (0.0 Gy から 5.14 Gy) であった。結果の一部を表に示す。

しきい値となる推定線量は、ERR モデルで 0.50 Gy (95%信頼区間 (CI): 0.10 Gy, 0.95 Gy)、EAR モデルで 0.45 Gy (95% CI: 0.10 Gy, 1.05 Gy) であった。ERR および EAR モデルのどちらも、上向きの曲率に対する線形二次の検定結果からは有意差はなかった。70 歳 (被爆時 20 歳) の線形 ERR モデルの 1 Gy における過剰リスクは 0.32 (95% CI: 0.09, 0.53) であった。また、ERR は若年の被爆者が最も高かった。

本調査には多くの有意点がある。それは、本調査では広い線量域において、かなり正確に被ばく量が推定されており、原爆投下後 60 年にわたって高い受診率を維持し明確に定義された原爆被爆者集団における白内障手術の発生率について、放射線リスクが特徴付けられていることである。一方、白内障を確定させるための検査を行った担当者には、評価に偏が起きないように、対象者の被ばく線量については知らせてはいなかった。更に全調査対象者 (彼らは原爆被爆者である) は無料かつ容易に治療を受けることができおり、一部の対象者が他よりも医療を受けやすいなどというような経済的な要因はない。したがって、対象者が白内障治療を希望する差違に起因する偏りの可能性は低いと言える。

表 眼線量別の Cox 回帰ハザード比 (HR) および 95%信頼区間 (CI)

眼線量 (DS02) [Gy]	白内障症例数/ 全対象者数	調整を加味した解析	
		HR	CI
0- <0.005	386 / 2,530	1	-
0.005- <0.4	234 / 1,402	1.10	0.93, 1.30
0.4- <1.0	182 / 1,027	1.15	0.96, 1.37
1.0- <2.0	148 / 750	1.37	1.13, 1.65
2.0- <3.0	43 / 212	1.92	1.38, 2.60
≥ 3.0	35 / 145	2.19	1.52, 3.06

※ 本論文中の “Table2 Cox Regression HR and 95% CI for Demographic Factors, Radiation Dose and Cataract Surgery Risk Factors” より一部抜粋

結論として、本論文で提示されたデータ結果から、白内障手術の発生率について、1 Gy での過剰相対リスクは 32% (95% CI: 9%, 53%) であったが、これは、眼線量が 1 Gy であれば 1 年間で 10,000 人当たり 33 例ほど過剰に生じていたことになる。したがって、1 Gy 未満の水晶体被ばく線量が、視力障害を伴う白内障を生じさせるリスクについて定量的な証拠となり、低線量においても視覚障害をもたらすような白内障への影響があることを示唆している。この事実は、「急性放射線被ばくから眼を防護する線量基準が 0.5 Gy、もしくはそれ以下」であることを示唆している。

原爆被爆者における臨床的に重大な白内障について、ほぼ線形の線量反応が見られたこと、線量しきい値がおよそ 0.5 Gy 程度と推測されたことは、水晶体の線量しきい値をこれまでのかなり高い放射線量から 0.5 Gy に下方修正するとした、最近の ICRP 勧告に強い科学的根拠を提供するものとなっている。

装置表示線量値の持つ意味とその精度

名古屋大学 脳とこころの研究センター
小山 修司

1. はじめに

現在, X線 CT では, スキャン条件を決めると Computed Tomography Dose Index (CTDI) をベースとした CTDIvol と Dose Length Product (DLP) が CT 装置で表示される. これは, International Electrotechnical Commission (IEC) が市販装置にその表示を義務づけたことによるが, これまで, これらを用いて装置間の線量の比較や, スキャン条件の最適化, 新しい技術の効果の検証などが行われてきた. 今後は, これら線量指標が DICOM データに収載され, また, データベース化により我が国の医療被ばくの把握や自施設の状況の認識に繋がることになるであろう. すでに, 米国ではこのような試みが始められている. ここでは, あらためて CTDI や DLP の意味について考え, どのように扱って行くか良いか考える機会としたい.

2. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

CTDI については, 読者の皆様もよくご存知かと思うが, 復習のためにいま一度解説したいと思う. 実際の X線 CT 検査では, 1回の撮影において, 被射体内の1点1点が, 体内で形成される線量プロファイルの線量を寝台の移動とともにすべて吸収して行く. これを考慮して, 規定のファントム中で, 長尺の CT チェンバーを用いて1回転により, 線量プロファイルに相当する線量を測定・評価するものが CTDI である. ファントムは, アクリル樹脂製で, 腹部相当の直径 32cm のものと, 頭部相当の直径 16cm のものがあり, 軸方向長さはいずれも 15cm となっている. CT チェンバーの電離部分の長さは 100mm と規定されており, これを用いて測定された CTDI を CTDI₁₀₀ と定義している. CTDI₁₀₀ について以前から言われている問題点は, 線量プロファイルの裾野の部分が体軸方向スライス中心から離れてもなかなか落ちきらず, 100mm の検出では, かなりの部分を測り落としているということである[1]. 体軸方向のビーム幅が広がっている現在では, さらにこの影響が大きくなるものと考えられる. ただ, これについては, CTDI が実際の被ばく線量を正確に求めたいのか, 指標として同じ規格で評価してそこから何らかの方法を用いて被ばく線量と関係づけるかといったところで, 後者の考え方を採用しているものと考えられる. さらに, この件に関して付け加えると, American Association

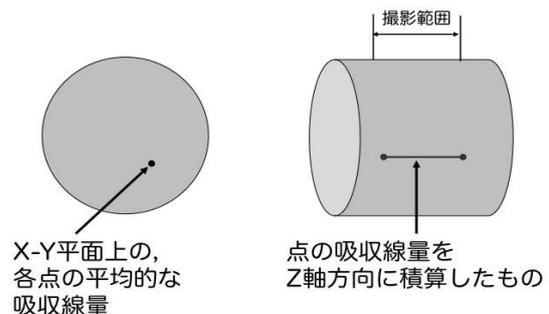


Fig.1 CTDIvol, DLP の持つ意味

of Physicists in Medicine (AAPM) の Task Group 111 報告書[2]において、長尺ではなく小型の電離箱を用いて、ファントムは軸方向 15cm のものを 3 個連結したものを、十分な長さ分、寝台移動して測ることが推奨されている。

CTDI ファントムには、横断面中心と表面から 1cm の深さ (0, 3, 6, 9 時方向) に線量計の設置孔が設けてあり、それぞれ、CTDI_{100, c}, CTDI_{100, p} (4 箇所平均) として値を得て、さらに前者の 1/3, 後者の 2/3 を加算して CTDI_w と定義する。この加重平均の係数は、実際のファントム内での線量比がその数値と同じになるように設定されたものであり、この計算により CTDI_w は、ファントム内の各点での平均的な吸収線量 (空気吸収線量で表した) を示していることになる。なお、実際のスキャンにおいては、ピッチファクターにより、X線管 1 回転あたりの寝台移動が体軸方向ビーム幅に対して大きかったり小さかったりするため、本来の 1 点の吸収線量を求めるために、CTDI_w をピッチファクターで除して CTDI_{vol} とする。さらに、これに体軸方向スキャン範囲を乗じたものが DLP となる。これらの表すものを Fig. 1 に示す。DLP で認識すべき点は、容積線量を表すものでなく、それに比例はするが、あくまでも線上の積分線量であるということである。被験者の被ばく線量という観点では、実効線量と大まかに関係し、DLP に乗じることによって、実効線量に換算する係数も存在する。

3. 装置表示の CTDI と DLP

冒頭にも述べた通り現在市販されている X線 CT 装置では、スキャン条件を設定した段階で、CTDI_{vol} と DLP, さらに場合によって Dose Efficiency (DE) が表示される。DE は、体軸方向の X線ビームの利用効率を表し、名目上のビーム幅をアイソセンターでの線量プロファイル半値幅で除した値で表すものである。DE は、有限な X線管焦点により形成される反影部分の X線を利用しないことによって発生し、特に体軸方向の 1 列あたりの検出器幅が小さいときに大きくなる。

CTDI_{vol} と DLP について、装置表示値と実測値の関係を比較して行く上で、いくつか考慮すべき点がある。それらについて、述べて行こうと思う。

まず、双方での CTDI 測定時の幾何学的配置がどのようになっていたか、すなわち、寝台に載せて測ったものか、特別なアタッチメントなどを用いて測ったものかという問題である。CT 寝台は重い被射体が載ってもたわまないように、しっかりとした構造になっている。それゆえ寝台の X線吸収も比較的大きく、あるものでは 15~20% の X線吸収率を有する。これにより、CTDI ファントムにおける 9 時方向の CTDI₁₀₀ の値が低下する。現在は JIS 規格において装置表示についても寝台上で測定することとなっているが、ある程度古い装置では寝台を使用していない値が示されている場合があると思われる。一方、実測ではその簡便さから寝台を使用することが多く、これらが差異の原因となりうる。

Table 1 文献による CTDI と DLP の装置表示値と実測値

資料	CTDI _{vol}		
	表示 (mGy)	実測 (mGy)	実測を基準とした差異 (%)
A	21.2	21.8	-2.8
B	24.1	23.3	3.4
C	43.8	44.36	-1.3
D	22.25	25.16	-11.6
E	37.1	35.27	5.2
F	8.56	7.62	12.3
	DLP		
	表示 (mGy cm)	実測 (mGy cm)	実測を基準とした差異 (%)
G	146.3	140.56	4.1
H	223.74	206.48	8.4

また、先にも述べた DE の取扱いも考慮すべき点と考える。CT チェンバーによる測定値は、ビーム幅に対応する校正定数を乗じて、さらに空気吸収線量（もしくは、空気カーマ）に変換する。装置表示値と実測値双方で、本来のビーム幅に対応する校正が行われているかどうかの問題となる。

さらに、シングルスキャンで測定が行われることを考えると、1回転におけるX線の立ち上がり立ち下がり成分によるオーバーラップ分が、装置表示値と実測値双方で同じ取扱いになっているかということも差異に影響すると考えられる。これは、DLP においてはオーバーレンジングとして体軸方向で考慮すべき項目となる。

以上のことを理解した上で、様々な文献[3-6]および著者の検討のうちの一部を Table 1 に示した。各資料は、装置も条件も様々であるが、腹部もしくは胸部 CT を意識したものであり、したがって、ファントム径は 32cm のものである。装置表示値と実測値の間の差異に、一定の傾向はなく、その幅は±10%程度であることがわかる。文献によっては、さらに大きな差異を示すものもあるが、概ねこの程度の範囲にあると考えて良いであろう。

4. おわりに

CTDI は古くに考案されたものではあるが、現状で、世界的に共通して使用できる線量指標である。今後これらが使われ続けるのであれば、ユーザーも積極的に実測を行い、装置表示値と擦り合わせをしながら、双方の差異を少なくして行くべきであろう。

文 献

- [1] Boon JM: The trouble with CTDI₁₀₀, Med. Phys, 34(4), 1364-1371, 2007.
- [2] Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, Report of AAPM Task Group 111: American Association of Physicists in Medicine, 2010.
- [3] 高木 卓 : CT 検査の被ばくについて, 千葉撮影技術研究会誌, 13, 2008.
- [4] 大岩恵理香 : MDCT における実測値とコンソール表示被曝線量の精度検証, H 2 5 年度大阪大学卒業論文 (<http://sahswww.med.osaka-u.ac.jp/~rtlab/images/pdf/soturon25ooiwa.pdf>)
- [5] 佐内弘恭, 友光達志, 池長弘幸, 他 : オペレータコンソールに表示される線量値の評価: 位置決め画像から撮影線量を決定している CT 装置において, 日放技学誌 68(3) 226-230, 2012.
- [6] Frederic AM, Francois G, Francis B, et al: Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments e A phantom approach, Physica Medica, 29(1), 99-110, 2013.

合同シンポジウム後抄録

放射線防護分科会/計測分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」

Dose-SR を利用した医療被ばく管理はできるのか

放射線医学総合研究所/医療被ばく評価関連情報小委員会
奥田 保男

はじめに

医療放射線の利用は世界的に増加傾向にあり、中でも日本は人口 100 万人あたりの X 線 CT 装置数が 101 台 (2011 年) で、国民 1 人あたりの医療被ばく線量も多いことが以前から指摘されている。この状況下において、医療被ばくが、医療放射線に従事する者の中でどこまで管理されているのであろうか。

放射線診断の最適化を進めるために、診断参考レベル (DRL : Diagnostic Reference Level) の使用が ICRP (International Commission on Radiological Protection : 国際放射線防護委員会) により勧告されているが、日本において現時点 (平成 26 年度) では DRL の設定はされていない。そこで、医用画像の通信や保管などに利用されている DICOM と呼ばれる規格を用いた被ばくに関連した情報の収集を中心に、放射線診断の実態調査あるいは DRL 策定に向け、現在取り組まれている計画の一例と展望について述べる。

なぜ、医療被ばくを管理するのか

医療被ばくを管理することの目的は、以下に示すように患者、医療機関・研究機関、国/国際など置かれている立場などによって異なると思われる。しかし、放射線診療 (診断・治療) に携わる者、あるいはこれに関連した安全管理に従事している者には、これらの目的に対応した情報提供および管理が求められる。

また、収集された情報は、短期的に利用・研究・分析されるものばかりではなく、多くは 10 年、あるいはそれ以上の積み重ねにより有用なデータとなるものがある。ここで「ならば収集しない」のではなく、「だから早く収集する」ことが重要ではないだろうか。

補足資料として、<Bonn Call-for-Action>の最適化の部分について原文から以下に抜粋するが、これは国際原子力機構 (IAEA : International Atomic Energy Agency) が 2012 年 12 月にボンで開催した「International Conference on Radiation Protection in Medicine: Setting the Scene for the Next Decade (医療における放射線防護に関する国際会議 : 次の 10 年に備えて)」の成果として、次の 10 年の医療放射線防護に関する責務について提示したものであるが、どれも一つ一つの積み重ねにより成されて行くものといえる。

- Ensure establishment, use of, and regular update of diagnostic reference levels for radiological procedures, including interventional procedures, in particular for children;
- Strengthen the establishment of quality assurance programs for medical exposures, as part of the application of comprehensive quality management systems;
- Implement harmonized criteria for release of patients after radionuclide therapy, and develop further detailed guidance as necessary;

・Develop and apply technological solutions for patient exposure records, harmonize the dose data formats provided by imaging equipment, and increase utilization of electronic health records.

(1) 患者としての視点

患者が不必要な被ばくは避けたいと考えるのは当然のことであり、どの程度の被ばくを被っているのかについても履歴を含めて知りたいところであろう。また、患者が放射線診療を受ける際に、該当する診療が正当なものであり、最適化された被ばく線量であることは、患者と医療をなすものとの信頼関係において前提となっていることは云うまでもない。

(2) 医療機関・研究機関としての視点

良質な画質を得るためには、ある程度の線量が必要であるが、線量が高いほど画質が良いという訳ではない。ある病院で行われている放射線診断に伴う線量が、他の医療機関の値に比べてかけ離れているとすれば、その病院では放射線に対する防護の最適化が不十分である可能性がある。ここで、最適化の過程の中で放射線診断における線量が、必要以上に高いかどうかを判断する目安となる線量の指標が必要となる。この指標が今回のシンポジウムのテーマでもある<診断参考レベル>である。

また、医療機関としては、日々の撮影業務手技などの標準化および教育などの観点からも医療被ばくの管理は有用であり、研究機関としても、発がんなどを含め生物学的・物理学的な研究に必要である。

(3) 国/国際的な視点

国、あるいは国際的な視点から、放射線診療の実態を知ることが重要なことであり、特定の地域だけではなく、グローバルな視点から人の健康と福祉の向上という便益と人々への放射線被ばくに関するリスクとのバランスを検討する必要がある。

電子的に情報を収集する方法

医療被ばくの適切な防護のためには、放射線診療の実態を正確に把握し、線量とリスクの評価を行う必要がある。それらの情報に基づき、被ばくの合理的な低減が進められるべきである。ここで、病院のIT化の進歩により、診断・治療装置の情報の多くはDICOMに準拠した形式で、連携・保存されている。このため、各医療機関において画像情報の交換や共有がなされ、病病連携や病診連携、あるいは遠隔画像診断などが構築されてきている。しかし、被ばくに関する情報については、現在我が国には、残念ながらシステムティックに情報を収集・分析する包括的なシステムが見当たらない。おそらく、ここで求められているシステムとは、標準規格であるDICOMなどを利用することで、医療被ばくに関連した情報を、現場に過度な負担や支障を負わせることなく自動的に収集し、データベース化するシステムであろう。

ここで、医療被ばくに関連した情報を電子的に収集する方法として、(1) Image Storage、(2) MPPS (Modality Performed Procedure Step)、(3) RDSR (Radiation Dose Structured Reports) がある。これらについて以下に簡単に解説する。

(1) Image Storage

このデータは、イメージデータであり数値データではないため、このままでは診断参考レベルの算出や個人被ばく管理を行うことには適さないが、検査単位で都度被ばく線量の評価をする上では簡易な方法といえる。また、一般的に普及しているPACSにて情報を保存することも可能である。

(2) MPPS

これは検査の進捗、終了などを管理する手段であるが、これを利用することで検査で用いた電圧や曝射時間などを付帯させ送信し保存・管理することができる。一般的にはRIS (Radiology Information System) が、

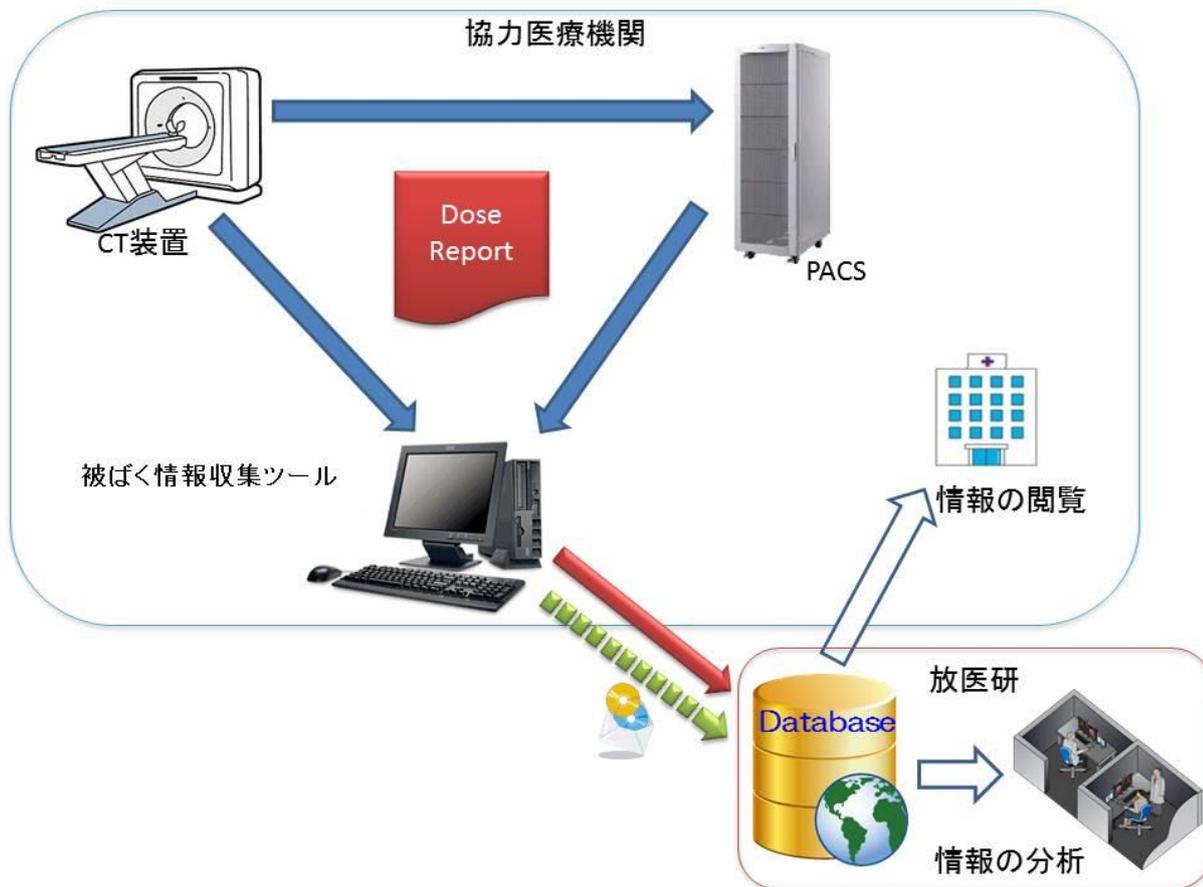
この情報を取得し管理している場合が多い。これは従来からある手段であるため手軽に実装できるが、CTDIやDLPといった要求度の高い情報に対応していない点が問題といえる。

(3) RDSR

これは、DICOMにおける放射線量の管理を目的としたStructured Reportsの一種であり、これには X-RAYおよび CT向けのテンプレートが用意され、CTDIやDLPといった情報にも対応している。おそらく、今後、医療被ばく関連した情報を管理する場合には<RDSR>を用いることが一般的になると思われる。ただし、これは比較的新しい規格であるため、撮影装置、およびPACS等のデータ管理装置での対応状況を確認する必要がある。

現状の取り組みと展望

放射線医学総合研究所（以下、放医研）の取り組みについて述べる。放医研では、我が国における放射線診療の実態などを把握することを目的に、図1に示すように平成26年度より協力医療機関（平成27年1月6日現在、15施設）に既設されているCT装置より、被ばくに関連した情報を電子的に収集しデータベースに格納する研究を開始している。おそらく、平成27年度末には、10万件近い情報が収集される見込みであり、収集された情報をもとにDRLの策定など各種分析を行うことを予定している。



ただし、ここで予測される課題として検査部位および検査プロトコルの標準化があげられる。たとえば、救急外傷で搬送された患者の頭部から骨盤までのCT検査を行うことを想定した場合、部位はどこが登録されるのであろうか、検査プロトコルはどうであろう。一元的に中央に収集された情報を分析する場合、検査を行った時のシチュエーションなどについては、分析を行う者には伝達されていない、対象患者の体重や身長といった情報も正しく伝達されるとは限らない。このように情報の確度が低い状態でDRLの値を正しく算出できるのであろうか。これへの対策としては、対象となる情報自体と必要な情報を送信するための、業務ワークフロ

一を含めた標準化と精度の確保が求められる。おそらく、これには関連諸学会および工業会との協働作業が必要となるであろう。

また、放医研では、独立行政法人日本原子力研究開発機構、及び公立大学法人大分県立看護科学大学との共同研究により、CT撮影における被ばく線量評価システムWAZA-ARIを開発している。これは、成人は日本人男女の平均的体格に痩せ型や肥満型を加えた各性4つの体格、若年層は0, 1, 5, 10, 15歳の5つの年齢の男女から、患者の条件を設定して被ばく線量を計算できる機能などを持ち、計算結果をデータベース化することができる。

次に、今回のシンポジウムとしてはスコープ外であるが、個人の医療被ばくに関する履歴情報を管理するシステムについて少し述べる。これは個々の患者が受ける被ばくを評価すると共に、放射線に関連した履歴を個人レベルで追跡可能とすることを目的としたものである。個人の医療被ばくに関する履歴情報は、医療被ばくに対する防護の観点から極めて有用であり、追跡システムの確立が期待されている。国際原子力機関は、患者ごとに放射線診断の履歴を追跡可能なシステム構築を目指したプロジェクト〈Smart Card/SmartRadTrack project〉を進めている。現在はまだ具体的な方法ではなく概念として示されているだけであるが、放射線診断（X線診断・核医学・IVR）が対象となっている。これについても、放医研では、平成27年度に試験的にシステムを構築する予定であるため、個人の医療被ばく情報を履歴を含めて管理する上での方向性や課題などを報告できると考える。

おわりに

医療放射線に対する防護の取り組みの成果は、30年、50年経過した後に目に見える形で現れるものであろう。今、診療放射線に従事する者、研究などで関与する者は、将来のために今、責任ある汗を流す義務があると言っても過言ではないであろう。そして、これらの研究により全国の医療被ばくの情報を電子的に収集するシステムが標準化されることで、日本における医療被ばく管理の体系づくりが進み、患者および放射線診療に携わる医療従事者双方が恩恵を受けられることを期待している。

合同シンポジウム後抄録

放射線防護分科会/計測分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」

医療被ばく管理に関する日本医学放射線学会からの提言

愛知医科大学/日本医学放射線学会 放射線防護委員会委員長
石口 恒男

はじめに

医療被ばく、特に放射線診断における被ばく管理においては、検査の適応（正当化）、線量の評価、被ばくによるリスクの評価、および被ばく低減策について、それぞれ対応する必要がある。

2004年、オックスフォード大の Gonzalez らが Lancet 誌に発表した論文で、X線診断の被ばくが原因となってがんが発生する確率を先進15カ国について推計した結果、日本の数字が最も高いと報告され、論議を集めてから10年が経過したり。当時、日本のX線検査数が世界で飛び抜けて多く、特にCT装置の台数と検査件数が急速に増加していたことから、CT検査の正当化に関して、検査を受ける個人に、そのリスクを上回る利益がもたらされるよう、あらためて留意すべきと考えられた²⁾。

日本医学放射線学会の取り組み

1) 画像診断ガイドラインの発刊と改訂

日本医学放射線学会では、CT、MRIなどの画像診断が適切に施行されることを目的に、「画像診断ガイドライン」を作成した。第一版（2003年）、第二版（2007年）に続き、第三版が2013年に発刊された³⁾。最新の第三版は476頁で、総論、分野別の10章から構成され、152の clinical question がエビデンスに基いて詳細に検討されている。その内容は非常に意義深いものであり、現在英訳作業が進められている。英訳版は学会ホームページからアクセス可能とする予定であり、国際的な評価が期待される。

2) 医療被ばくに関する実態調査の経験

我が国における放射線検査の被ばく線量の評価について、2000年、日本医学放射線学会は、胸部・腹部等のエックス線撮影について多施設での入射面線量の実測を含めた線量評価を実施し、我が国の撮影がIAEAのガイダンスレベルと比較して少ない線量で実施されていたことを確認した⁴⁾。現在、日本としての診断参考レベル（DRL）の設定が課題とされているが、過去の経験から、診断参考レベル設定のためのデータ収集に重要な要件として、1) 実測値または正確な推定値を用いること、2) 多数例のデータ収集を行うこと、3) 多施設（検査件数の多い施設）で調査を行うこと、4) 一定レベルの管理がなされている施設であること、5) 撮影装置の仕様を特定可能なこと、6) 個別条件（検査目的、部位、体重、年齢等）に応じたデータが得られること、7) 倫理的な手続きを経ていること、等が必要と考えられる。

3) CT 検査の診断参考レベル設定のための実態調査

エックス線検査で最も被ばくの多いCT検査におけるDRL設定のため、日本医学放射線学会は全国の放射線科専門医の総合修練機関と修練機関（計698病院）を対象に実態調査を実施した。DRL設定の基礎となるデータは、明確なエビデンスに基づくと同時に、個人情報保護に配慮して収集する必要がある。今回の調査内容は、指定したある1日における、原則として全例のCT検査における患者の年齢、性別、体重、装置名、検査部位、造影の有無、CTDI、DLPなどである。本調査は日本医学放射線学会と放射線医学総合研究所の共同研究として、両機関の倫理委員会の承認を得て実施された。その結果は現在解析中であり、関連学会・機関等と検討、協議の上、日本のDRLが設定される予定である。

2014年12月の時点における経過と結果の一部を以下の項目に示す。

1. 調査対象698施設から493の調査ファイルが送られた（回答率70.6%）
2. そのうち有効ファイル数は446であった。集計されたCT検査の1施設平均件数は約60件であった。
3. 部位別の件数は、頭部4,001件、胸部11,102件、腹部5,298件であった。
4. CTの装置数は815台（1施設あたり約2台）で、メーカーは、東芝349台、GE241台、シーメンス166台、フィリップス40台、日立10台、記載なし9台であった。
5. 胸部および腹部のCTを施行した患者の体重分布は、50～60kgが最多であった。胸部、腹部CTにおいては、50～60kgの患者のCTDI、DLPの75%値を診断参考レベルとすることが適切と考えられた。
6. 現在、日本医学放射線学会、日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会などの関連団体で構成する医療被ばく研究情報ネットワーク（Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME）において、わが国の診断参考レベルの設定について具体的に協議中である。
7. 設定された診断参考レベルは、平成27年4月16～19日に開催される第74回日本医学放射線学会総会で発表を予定している。
8. その際、「日本医学放射線学会エックス線CT撮影被ばく線量管理指針」とその解説（Q&A）を発表の予定である。

おわりに

放射線被ばくによる健康影響・リスクの議論においては、科学的データに基づく基礎的知識を共有することが重要である。「放射線リスクに関する基礎的情報（平成26年5月版）」は、現在の科学的知見、被ばく低減にあたっての国際的、専門的な情報が分かり易くまとめられており、有用な資料と考えられる⁹⁾。

医療被曝には線量限度がない。その背景として、X線検査を受ける個人に明らかな利益があることが前提であり、担当する医療従事者は放射線防護・管理に十分な知識を持ち、最新の技術を用いて被ばく量を少なくするよう努力する必要がある。

文献

- 1) Gonzalez AB, Darby S: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 363(9406): 345-351, 2004.
- 2) 日本医学放射線学会: “診断用X線による発がんリスク”の論文に関するコメント. 日本医放会誌 64:1, 2004
- 3) 日本医学放射線学会、日本放射線科専門医会・医会 編: 画像診断ガイドライン 2013年版. 金原出版、2013.
- 4) 岩波 茂、石口恒男、石垣武男、他: 放射線防護委員会報告. ガイダンスレベルの導入に必要なX線撮影の患者線量の評価法の研究 - TLDによる入射表面線量の直接測定による評価-. 日本医放会誌 60(7): 396-405, 2000.
- 5) 内閣府、消費者庁、復興庁、他: 放射線リスクに関する基礎的情報 (平成 26 年 5 月版). 復興庁ホームページ.
<http://www.reconstruction.go.jp/topics/main-cat1/sub-cat1-1/20140603102608.html>

合同シンポジウム後抄録

放射線防護分科会/計測分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会

合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」

我が国の画像診断装置，医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状

(一社) 日本画像医療システム工業会放射線・線量委員会 副委員長／富士フイルム (株)

佐藤 公彦

1. はじめに

医療用放射線機器の画像提供から得られる便益と放射線による人体への影響のリスクを考える上で、リスクとなる放射線の線量を最小限にとどめることで画像情報から得られる便益を最大限にする事が出来る。便益を最大限に引き出す為には、放射線による検査の正当化および最適化の推進が必要になる。この最適化の有力なツールとして診断参考レベル (Diagnostic Reference Level : DRL) がある。

2. 放射線線量の最適化と線量管理の位置づけおよび動機付け

放射線診断機器の製造業者は、この正当化および最適化の推進のために、線量低減機能や使用者の最適化操作をサポートする機能の開発に加え、使用者が推進する最適化活動に積極的に協力していく事が必要である。使用者が推進する正当化および最適化の活動として、医療機関における品質保証(QA)の推進、線量指標の標準化、個人に対する放射線の積算線量の影響評価および有効性評価の一つである臨床評価などがある。中でも個人の積算線量データを基に影響評価をする活動は、個人に対する放射線検査のリスクと便益の正当化を行ううえでも重要な評価要素となる。さらに、これらの活動の推進をサポートする活動として、検査で使用した放射線の線量を管理する活動 (線量管理) が挙げられる。言い換えると、線量管理の目的は、線量データをこれらの活動に利用するために管理することである。

線量管理は正当化および最適化活動に有効に利用できる一方で管理する為の設備や人材に対する費用や管理データを有効に使う為のデータ管理システムの標準化も必要となり、これらの費用や労力を費やす為の動機付けが必要となる。動機付けには、安全上の観点から義務付ける法制化と利益の観点からその対価に対し支払う診療報酬が挙げられる。

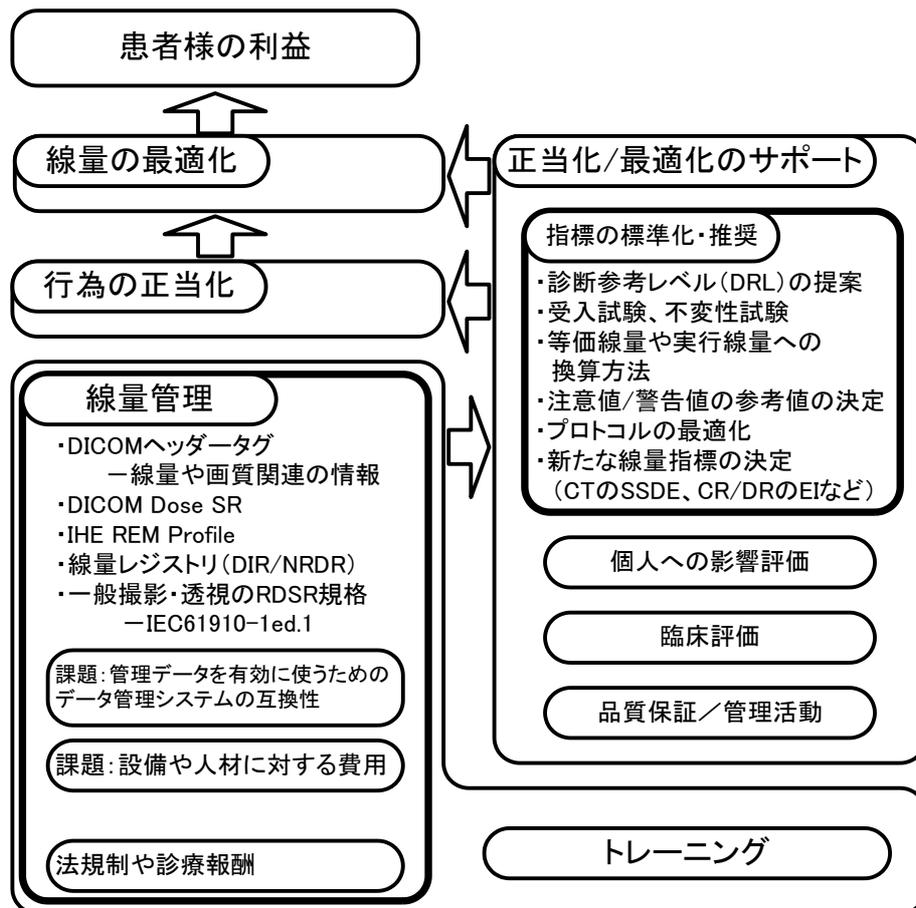


図1. 放射線線量の最適化と線量管理の位置づけ

3. 国際的な医療放射線管理の動向

各国の法規制につながる国際的な動きとして、放射線検査により総線量が増加し、全ての検査が本当に必要であったかの疑問が UNSCEAR から報告されたのを契機に IAEA が立ち上げた「Smart Card/SmartRadTrack」プロジェクトの結果として関連国際団体および米国を含む先進国の主要団体と患者の放射線被ばく管理（Patient Radiation Exposure Tracking：PRET）に対する共同宣言を採択し、参加各国に線量管理推進の推奨を促している。PRET に対する共同宣言の合意内容の概要は

- ・ 放射線手順の管理の様々な有効性（個人線量管理、正当化・最適化のサポート、DRL の確立、監査、臨床評価など）の確認
 - ・ 優先モダリティ（X線 CT 装置, IVR 装置および核医学装置）
 - ・ 各国の要求事項への反映
 - ・ PACS や HIS/RIS などの IT 技術の進歩と各画像に関連する標準単位系で同じフォーマットの線量データおよび電子医療情報(EHR)の利用の増加推進
 - ・ テンプレートの作成
 - ・ 採用におけるチャレンジ
- の6項目である。

日本においても日本医学放射線学会（JRS）が主体となり、CT 検査を対象とした DRL 構築の計画が打ち出され、広範囲な検査時の線量の調査が開始された。医療関係団体や病院施設による DIR の試験運用

が始まっており、DRL 構築に向けた体系的な National Radiology Data Registry (NRDR) のデータ収集のためには、ACR DIR のような電子的なデータ収集が望まれる。

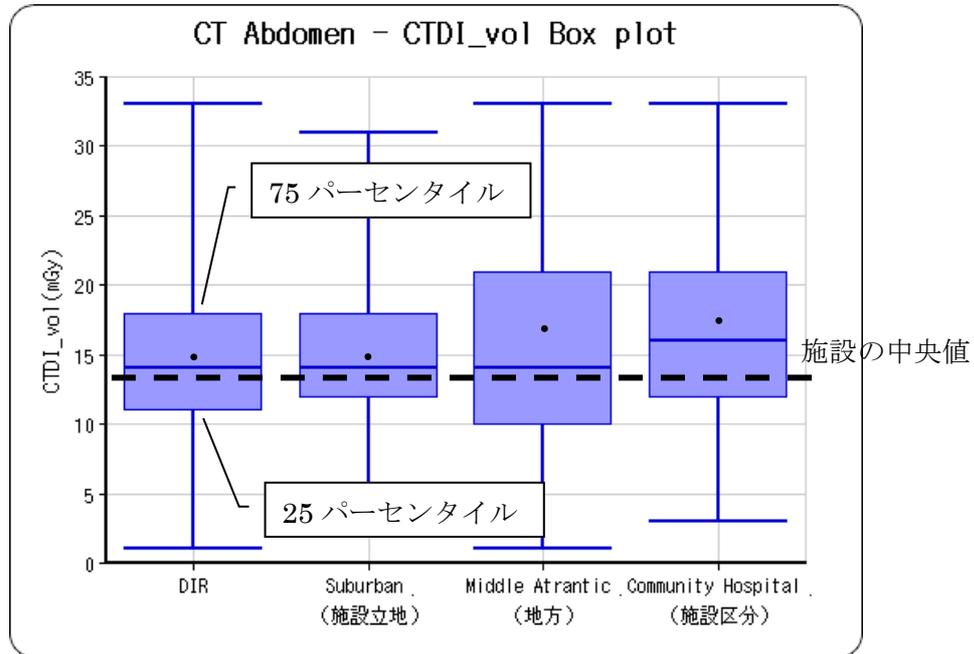


図2. ACR DIR レポートの例 (ACR ホームページ-DIR Sample Report より)

4. 製造業者の役割と標準化—RDSR (Radiation Dose Structured Report) の推進

製造業者が放射線線量の最適化に貢献できる分野は、大きく分けて線量低減技術開発、最適化のための操作サポート機能開発、使用者の主導する最適化活動のサポートの3つに分類される。線量低減技術には、不要なX線を物理的に低減する機能などがあり、最適化のための操作サポート機能は、操作者が各患者個人に対するX線検査時に行う照射する放射線線量の最適化操作の簡便性を向上させるための機能で、スキャン条件の事前設定/プロトコル、線量指標の表示などがある。これらの機能の殆どは、放射線安全関連のIEC規格として標準化されている。使用者の主導する最適化活動として、医療機関における品質保証活動(QA)、線量指標の標準化や推奨、個人への影響評価、臨床評価、線量管理、トレーニングなどがあるが、製造業者も使用者の活動をサポートすることで、間接的にだが最適化に貢献をする必要がある。

この中でもDRLの検討やメンテナンスをサポートする機能として、線量指標の定義(CT装置におけるCTDI(Computed Tomography Dose Index)、CR/DR装置におけるExposure Indexなど)、DICOMヘッダタグや線量構造化レポート(DICOM RDSR)に割り付ける線量や画質関連の情報の内容、これらの線量情報の表示/記録や転送および匿名化を可能にする為の機能などがIEC, NEMA, DICOM, Integrating the Healthcare Enterprise(IHE) Radiation Exposure Monitoring (REM)プロファイルで標準規格化されている。

DRLは、複数の患者又はある参考とする患者に対して観察された線量分布のパーセンタイル点に基づき、国の保健・放射線防護当局と共同して、専門的な医学団体により選択され、適切な間隔で見直されるべきと、国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection; ICRP)の2007年勧告で提唱されている。

また、DRLは診断の目的に応じて標準的な体格に対して設定されるが、製造業者は、線量指標、RDSRやDICOMヘッダタグの標準化などにより、DRL検討の基礎となるデータ収集に貢献する。

5. 現在の課題と今後の方向性

DIRのパイロットランによるフィードバックからモダリティ間で線量指標や検査表記などが異なっている事で、収集したデータの標準化が限定的でデータ解析が思うように行えなかったり、患者被ばく線量に変換する作業など手作業が必要となったり、収集データに偏りが見られたりというような様々な課題も出てきた。これらを改善する為に、新たな線量指標の決定（CTの線量指数であるCTDI/Dose Length Product (DLP)に代わる指標；Size Specific Dose Estimation(SSDE), Organ Dose Estimation(ODE)の検討や今まで規定がなかったCR/DR装置におけるExposure Indexなど）の標準化が進めば、全体の最適化、特にDRLの検討に対しさらなる貢献をしていく事になる。これらの課題を克服し、収集される線量情報をモダリティ、手技、年齢性別などの幅広い条件に沿いバランスよく収集し、適切な基準を迅速に医療行為にフィードバックする為に、現在パイロットで実施されている活動をさらに拡大していく方向となる

CTに続き、IVR、一般透視・撮影装置においても最適化をサポートするために、各国工業会/学会、国際規格の場で線量指標やRDSRの標準化が進められている。モダリティごとの線量指標とRDSRの標準化の状況を表1に示す。

表1. モダリティごとの線量指標とRDSR

モダリティ	個別規格 (RDSRの出力)	線量指標 (ICRU推奨の測定量)	RDSRの内容	
			DICOM規格	IEC規格
CT	IEC60601-2-44	CTDI (CTDI)	DICOM Dose SR Sup 94	IEC60601-2-44
IVR, 一般透視 ・撮影装置	IEC60601-2-43 IEC60601-2-54 (計画中)	基準空気カーマ (面積線量, 入射表面線量)	DICOM Dose SR Sup 94, CP-1223	IEC/PAS 61910-1 ed.1 IEC 61910-1 ed.1 (2014-09-24 発行)
CR/DR	IEC60601-2-54 (計画中)	Exposure Index (面積線量, 入射表面線量)	DICOM Dose SR CP-1077	IEC62494-1
乳房用X線装置	IEC60601-2-45 (計画中)	平均乳腺線量 (平均乳腺線量)	DICOM Dose SR CP-687	IEC60601-2-45

IEC61910-1の制定を受けて、IVRの安全性規格であるIEC60101-2-43は2015年1月よりIEC61910-1を積極的に引用するための改定作業に入り、RDSRの適用範囲、RDSRの送信タイミングなどを規定するものと考えられる。一般透視・撮影装置の安全性規格であるIEC60601-2-54は未だIEC61910-1を引用する改定作業を正式にアナウンスしていないが、前述の国際的な医療放射線管理の動向から見ても、RDSRの運用は必然的であり、改定作業に入るものと予測される。

これら線量指標の中にはICRUでDRLに推奨される測定量と一致しないもの（IVR、一般透視・撮影装置、CR/DR）もあるが、RDSRの大量のデータを比較的容易に収集できるメリットを活かすために、DICOM/IECの線量指標からICRUの推奨するDRLの測定量への換算や推測が進むことが期待される。

参考文献

- IEC 60601-2-44:2009 ed3.0, Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography
- IEC 61223-3-5:2004, EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS - Part 3-5: Acceptance tests - Imaging performance of computed tomography X ray equipment
- IEC 61223-2-6:2006 ed2.0, EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS - Part 2-6: Constancy tests - X-ray equipment for computed tomography
- IEC 60601-2-43:2010 ed2, Medical electrical equipment - Part 2-43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures
- IEC 61910-1 Ed. 1.0:2014 ed.1, MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT - Radiation dose documentation - Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy
- IEC 60601-2-54:2009 ed1, Medical electrical equipment - Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy
- IEC 60601-2-45:2009 ed3, Medical electrical equipment - Part 2-45: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices
- IEC 62494-1:2008 ed1, Medical Electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography
- IEC 62220-1:2003 ed1, Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency
- IAEA Radiation Protection of Patients (RPoP), <https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/index.htm>
- Tracking Radiation Safety Metrics, <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationSafety/RadiationDoseReduction/ucm299368.htm>
- ACR DIR Registry, <https://nrdr.acr.org/Portal/DIR/Main/page.aspx>
- DIR Data Base, <http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry>
- NRDR, <https://nrdr.acr.org/Portal/Nrdr/Main/page.aspx>
- DICOM Standard, <http://medical.nema.org/standard.html>
- IHE REM Profile, http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation_Exposure_Monitoring
- ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
- ICRU Report 74, PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING

第 6 回放射線防護セミナーのご案内

教育委員会，放射線防護部会，東北支部

福島第一原子力発電所の事故から、4年がたちました。事故後、放射線に対する関心が高くなり、医療被ばくに対しても不安を感じる患者さんからの質問や相談が増えています。放射線に関する専門家である私たちが、放射線に対しての確かな知識とコミュニケーションで、患者さんの不安解消に対応する必要があります。

そこで、放射線防護についての知識を整理し、新たな知見を習得すること、また、それらを活用し、患者さんの不安解消に役立てるためのリスクコミュニケーション技術を磨くことを目的とした放射線防護セミナーを開催します。

記

日 時 : 平成 27 年 6 月 28 日 (日) 10 : 00 ~ 16 : 00 (受付 9 : 30 ~)

会 場 : 「いわて県民情報交流センター (アイーナ)」会議室 501
〒020-0045 岩手県盛岡市盛岡駅西通 1 丁目 7 番 1 号
<http://www.aiina.jp/>

定 員 : 50 名

参加費 : 会員 6,000 円 非会員 12,000 円

申込期間 : 平成 27 年 5 月 1 日 (金) ~ 6 月 12 日 (金)

申込みは下記の登録フォームからお願いします

<http://my.formman.com/form/pc/OQJNVqU7yNjr6oX2/>

参考テキスト : 放射線医療技術学叢書 (31) 「図解放射線防護ミニマム基礎知識」

プログラム : 放射線防護についての座学とグループディスカッション
(詳細は日本放射線技術学会雑誌 Vol.5 に記載します)

(第 5 回放射線防護セミナーの様子)



以上

放射線防護分科会誌インデックス

第1号(1995.10.20 発行)

放射線防護分科会 発足式並びに研究会
あいさつ 放射線防護分科会の発会を祝して／川上壽昭
放射線防護技術の発展に会員のご協力を／砂屋敷忠
記念講演要旨 医療における放射線の利用と防護
—放射線防護分科会への期待—／佐々木康人
討論要旨 テーマ「医療放射線防護を考える」
(1) なぜいま医療放射線防護なのか／森川薫
(2) X線撮影技術の分野から／粟井一夫
(3) 核医学検査技術の立場から／福喜多博義
(4) 放射線治療技術の立場から／遠藤裕二

第2号(1996.4.1 発行)

第52回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「ヒトから考える医療放射線防護」／赤羽恵一
特別講演要旨「ICRP1990年勧告 その後・古賀佑彦
パネルディスカッション要旨
テーマ「放射線利用における公衆の防護」
(1) 公衆の放射線防護 序論／菊地 透
(2) 病室におけるX線撮影時の室内散乱線量分布／小倉 泉
(3) 放射線医薬品投与後の周囲への安全性と現状／中重富夫
(4) 放射線施設の遮蔽条件／砂屋敷忠
(5) 診療の立場から／飯田恭人
(6) 現在の施設の防護状況報告／木村純一
文献紹介 放射線防護に関連した著書の紹介／西谷源展
最近の海外文献紹介／菊地 透

第3号(1996.9.26 発行)

第24回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「放射線防護と画像評価」／粟井一夫
パネルディスカッション要旨
テーマ「ボランティアの被曝と防護を考える」
(1) ボランティアの放射線被曝とは／菊地透
(2) 新技術・装置開発での問題点／辻岡勝美
(3) 学生教育の立場から／三浦正
(4) 診療現場での事例／平瀬清
教育講演要旨 宮沢賢治百年と放射能100年「医療放射線の被曝と防護をめぐって」序文／栗冠正利
資料 厚生省「医療放射線管理の充実に関する検討会」報告書

第4号(1997.4.5 発行)

第53回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「21世紀に向けた節目の時代」／菊地透

第4回放射線防護分科会 パネルディスカッション要旨

テーマ「診療用X線検査における患者の被曝線量を知る方法」

(1) 被曝線量の实用測定—個人線量計を利用する場合／福本善巳

(2) 診療現場の問題—簡易換算法による被曝線量の推定／山口和也

(3) 診療現場の問題—自作線量計による患者被曝線量の測定／重谷昇

(4) 診療現場の問題—線量測定的位置と単位について／鈴木昇一

会員の声 放射線防護に対する認識—ある放送から感じたこと／平瀬清

資料 X線診断による臓器・組織線量、実効線量および集団実効線量 RADIO ISOTOPE 誌転載

第5号(1997.10.30 発行)

第25回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「IAEAガイダンスレベルと線量評価法の混乱」／鈴木昇一

第5回放射線防護分科会パネルディスカッション要旨
テーマ「医療放射線被曝とは何か」

(1) 被曝のとらえ方—医療被曝を中心に／菊地 透

(2) 内部被曝—線量評価／赤羽恵一

(3) 外部被曝—計る／前越久

(4) 被曝の混乱—アンケートにみる原因と対策／森川薫

(5) 討論 司会／砂屋敷忠

会員の質問

(1) 個人被曝線量計の精度

(2) 施設線量の測定法

資料 放射線防護分科会アンケート集計報告

第6号(1998.4.9 発行)

第54回総会学術大会 放射線防護分科会特集
第6回研究会プログラム
教育講演要旨

「医用放射線と保健福祉」／森光敬子

「ICRPの国内法令取り入れをめぐって」／菊地 透

会員の声 医療放射線の「リスク論議考」／輪嶋隆博
質問欄 カテーテルアブレーションの被曝低減法／委員会

論文紹介

国際放射線防護委員会 ICRP1997年オックスフォード会議／松平寛通(放射線科学から転載)

第7号(1998.10.29 発行)

第26回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
第7回研究会プログラム パネルディスカッション要旨
テーマ「医療被曝（X線検査）のガイダンスレベルは制定できるか」
(1) ガイダンスレベルとは何か／菊地透
(2) 一般撮影での問題点／佐藤斉
(3) 乳房撮影（歯科も含む）の注目点／加藤二久
(4) 病室・在宅医療での考え方／加藤英幸
会員研究発表リスト 1998年 春・秋

第8号(1999.4.5 発行)

第55回総会学術大会 放射線防護分科会特集
放射線防護研究一分科会の活動／砂屋敷忠
第8回研究会プログラム 教育講演資料
(1) 放射線防護 過去・未来／館野之男
(2) 医療法施行規則改正の動き／諸岡健雄
第26回秋季学術大会分科会報告
医療被ばく（X線検査）のガイダンスレベルは制定できるか／菊地透
防護分科会印象記／輪嶋隆博
学術大会防護関連座長印象記
X線検査装置-2／江口陽一
X線質評価／久保直樹
放射線管理測定技術／大釜昇
放射線管理-IVR 従事者被曝／水谷宏
討論室 続 防護エプロン論争／輪嶋隆博

第9号(1999.10.28 発行)

第27回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「これからの放射線防護に求められるもの-21世紀の活動」／栗井一夫
第9回放射線防護分科会
パネルディスカッション要旨
テーマ「放射線管理における西暦2000年問題について」
病院における西暦2000年問題／谷重善
医療用具製造業者等のコンピュータ西暦2000年問題への対応状況について／田村敦志
病院における西暦2000年問題への対応について／水谷宏
西暦2000年問題への対応と現状／泉孝吉
放射線治療装置における西暦2000年問題／大野英
第55回総会学術大会防護関連座長印象記
放射線管理-IVR・乳房撮影／栗井一夫
放射線管理-スペクトル・フィルタ／大釜昇
放射線管理-RI管理／菊地透
X線検査-DR被曝／千田浩一
放射線管理-測定器／新開英秀
放射線管理-CT被曝・測定器／鈴木昇一
ニュース

低線量放射線影響に関する公開シンポジウム／加藤英幸
放射線防護に関する関係省庁への要請書および要望書の提出について／菊地透
質問欄 放射線管理のQ&A／菊地透

第10号(2000.4.6 発行)

第56回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「新たな世紀を迎える前に放射線防護論（防護学）の問題点を考える」／加藤英幸
第10回放射線防護分科会
基調講演要旨 「放射線防護関連法令の改正について」／菊地透
シンポジウム要旨
テーマ「放射線安全規正法改正と新しい放射線医療技術の対応」
放射線診療施設・管理区域の対応／鈴木昇一
個人被曝管理の対応／寿藤紀道
新しい放射線医療技術の対応／諸澄邦彦
第27回秋季学術大会防護関連座長印象記
核医学-被曝／中田茂
放射線管理-被ばく低減／有賀英司
放射線管理-IVR・DSA／三宅良和
X線撮影-血管撮影被曝・その他／阿部勝人
討論室 ウラン加工工場臨界事故に学ぶ／菊地透
クラーク論文を読んで／水谷宏
ニュース 平成11年度公開シンポジウム「医療における放射線被曝と対策」印象記／富樫厚彦

第11号(2000.10.20 発行)

第28回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「モラル・ハザードと放射線防護のプロ」／寿藤紀道
第16回計測、第11回放射線防護合同分科会要旨
「診断領域における線量標準測定法の確立」-より安全な放射線防護を目指して-
医療被曝測定の意義／菊地透
X線診断領域における較正場について／加藤二久
標準測定法の確立／小山修司
現場における被曝線量測定／熊谷道朝
第56回総会学術大会防護関連座長印象記
CT検査-被曝低減技術／新木操
マルチスライスCT-被曝低減技術／村松禎久
小児のための放射線検査1／増田和浩
放射線管理-患者被曝1／梅酢芳幸
放射線管理-患者被曝2／加藤英幸
放射線管理-術者被曝／山口和也
核医学-RI管理／工藤亮裕
放射線管理-測定器／小山修司
討論室 原子力時代のパイオニア 武谷三男氏の死去に際して／富樫厚彦
ニュース IRPA-10に参加して／有賀英司

国際放射線防護学会 第 10 回国際会議(IRPA-10)参加
印象記／富樫厚彦
資料 密封小線源の紛失事例分析と防止対策／穴井重
男
書評 「緊急被ばく医療の基礎知識」／西谷源展

第 12 号(2001.4.6 発行)

第 57 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「これからの放射線防護分科会」／栗井一夫
第 12 回放射線防護分科会要旨
テーマ「法令改正で貴方の施設は大丈夫ですか？」－
これからでも間に合う現場対応－
基調講演要旨 医療施設の放射線防護関係法令改正の
要点／菊地透
話題提供要旨 管理区域境界等における測定と評価方
法について／山口和也
放射線診療従事者の被曝管理について／加藤英幸
診療用 X 線装置等の防護基準の測定について／水谷宏
第 28 回秋季学術大会防護関連座長印象記
放射線管理－被曝線量評価・QC／越田吉郎
放射線管理－乳房撮影／小山修司
放射線管理－法令改正・環境測定／鈴木昇一
資料 平成 12 年度公開シンポジウム 一般公衆から
の質問と回答-1
医療法施行規則の一部を改正する省令新旧対比表
書評 「被ばく線量の測定・評価マニュアル 2000」と
「放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル 2000」／
山野豊次

第 13 号(2001.11.10 発行)

第 29 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
教育講演要旨「緊急被曝医療の展望」／青木芳朗
フレッシュャーズセミナー要旨 「低線量の健康影響」
／米井脩治
第 13 回放射線防護分科会要旨
テーマ「どうしてですか、あなたの施設の放射線管理
－法令改正半年を経て－」
(1) 放射線従事者の管理／水谷宏
(2) 治療施設の管理／穴井重男
(3) 核医学施設の管理／山村浩太郎
(4) 医療現場の対応状況／加藤英幸
第 57 回総会学術大会防護関連座長印象記
放射線管理－教育・危機管理／石田有治
放射線管理－装置管理／吉村浩太郎
放射線管理－IVR 被曝／梅津芳幸
放射線管理－一般撮影、乳房／山口和也
放射線管理－測定器／熊谷道朝
放射線管理－測定評価／小山修司
放射線管理－CT 被曝／五十嵐隆元
放射線管理－被曝管理／千田浩一
学術大会印象記 「放射線安全管理の基礎・放射線管
理フォーラム」／福田篤志

資料 IVR に伴う放射線皮膚傷害報告症例から放射線
防護を考える／富樫厚彦
文献紹介 「塩化タリウムの放射線皮膚炎」／防護分
科会

第 14 号(2002.4.4 発行)

第 58 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「医療現場の放射線安全管理は大丈夫か」／穴
井重男
教育講演要旨 「IVR における皮膚傷害発生の現状と
今後の展開」／西谷 弘
第 14 回放射線防護分科会要旨
テーマ「血管撮影領域における放射線皮膚傷害の現状
と対策」
(1) 皮膚傷害事例とその治療にあたって／大和谷淑子
(2) 循環器科医の立場から／角辻 暁
(3) 被曝の現状と対策／水谷 宏
(4) 放射線防護の対応について／菊地 透
第 29 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題後抄録

第 15 号(2002.10.17 発行)

第 30 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「100mGy の意味するもの」／新井敏子
教育講演要旨 「女性の放射線被曝について」／大野
和子
第 15 回放射線防護分科会要旨
テーマ「ICRP Publ.84－妊娠と医療放射線－を考える」
(1) ICRP Publ.84 の意図するもの／富樫厚彦
(2) 女性と放射線被曝：医療被曝／安友基勝
(3) 女性と放射線被曝：職業被曝／新井敏子
(4) 女性と放射線被曝：公衆被曝／穴井重男
第 13 回放射線防護分科会(第 29 回周期学術大会)抄録
集
「どうしてですか、あなたの施設の放射線管理－法令
改正半年を経て－」
放射線従事者の管理／水谷宏
治療施設の管理／穴井重男
医療現場の対応状況／加藤英幸
座長集約／鈴木昇一
第 59 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

第 16 号(2003.4.11 発行)

第 59 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「放射線防護分科会の役割」／前越久
第 16 回放射線防護分科会要旨
テーマ「医療従事者への放射線防護教育」
(1) 放射線診療従事者への教育訓練／穴井重男
(2) 医療従事者への教育／富樫厚彦
(3) 技師養成期間における防護教育／鈴木昇一
(4) 患者さんへの対応／新井敏子
岩手高校生被曝事故に関する考察／加藤英幸／鈴木昇

一／富樫厚彦／西谷源展
ニュース 医療放射線防護連絡協議会第 16 回フォー
ラム印象記／磯辺智子
第 30 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題後抄録

第 17 号(2003.10.10 発行)

第 31 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「よろしくお願ひします」／塚本篤子
教育講演要旨 「医療被曝とその影響」／阿部由直
第 17 回放射線防護分科会要旨
「ディベート：胸部撮影における患者さんの防護衣は
必要か」

- (1)「必要の立場から」／相模 司
- (2)「必要の立場から」／加藤英幸
- (3)「不要の立場から」／松下淳一
- (4)「不要の立場から」／輪嶋隆博

ニュース IVR に伴う放射線皮膚傷害の防止に関する
ガイドラインおよびIVR の患者の受ける線量測定マニ
ュアル作成状況報告／放射線防護分科会
フォーラム印象記 第 17 回「医療放射線の完全使用研
究会」フォーラム印象記／塚本篤子
第 59 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

第 18 号(2004.4.9 発行)

第 60 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「医療放射線防護とリスクコミュニケーション」
／松下淳一

第 18 回放射線防護分科会要旨

テーマ「IVR における患者皮膚障害防止」

- (1)「IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイド
ラインの趣旨」／菊地透
- (2)「IVR における患者皮膚線量の測定マニュアルの概
要」／水谷宏
- (3)「心臓領域における IVR の現状」／石綿清雄

ニュース 国政免除レベル等の取り入れに伴う放射線
同位元素等による放射線障害の防止に関する法律（障
害防止法）改正について－経緯と現況－／加藤英幸
トピックス “医療”解剖学～インターネット情報から
今の医療を考える～／三上麻里

印象記 “医療における放射線安全・防護についてのパ
ネル討論会”／塚本篤子

放射線免疫学調査講演会「低線量放射線の健康影響」
に参加して／加藤英幸

平成 15 年度市民公開シンポジウム（富山市）／伊藤祐
典

平成 15 年度医療放射線安全管理講習会に参加して／
小林正尚

文献紹介 X 線診断被ばくによる発がんのリスク：英
国及び 14 カ国の推計／藤淵俊王

訃報 斉藤岩男氏を偲ぶ

第 31 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題後抄録

第 19 号 (2004.10.21 発行)

第 32 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「今どきの ICRP 報告書」／栗井一夫

第 19 回放射線防護分科会要旨

テーマ「医療における放射線防護関連法令の改正とそ
の運用について」

- (1)「加速器使用施設における対応」／松下淳一
- (2)「密封線源使用における対応」／石井俊一
- (3)「放射線廃棄物への対応」／青木功二
- (4)「放射線完全管理規制の課題」／山口一郎

ニュース 分娩前の歯科 X 線撮影と出生時低体重児を
読んで／宮田あきこ

資料 CT 検査における線量測定／鈴木昇一

第 60 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

第 20 号 (2005.4.8 発行)

第 61 回総会学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「公衆と放射線」／三田創吾

第 20 回放射線防護分科会要旨

テーマ「X 線診断領域の被曝でがんは増えるのか」

- (1)「放射線影響の立場から」／坂井一夫
- (2)「放射線管理の立場から」／菊地透
- (3)「放射線被曝に対する市民の不安」／中島久美子

資料 ICRP Publication 86「放射線治療患者に対する事
故被曝の予防」の要約／松下淳一

第 32 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題後抄録

第 21 号 (2005.10.20 発行)

第 33 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「分科会長に就任して」／加藤英幸

第 21 回放射線防護分科会要旨

教育講演要旨「医療における Gy と Sv の考え方」／加
藤和明

テーマ「医療現場での線量評価を考える」

- (1)「胸部撮影における線量評価の現状」／船橋正夫
- (2)「乳房撮影における線量評価の現状」／安友基勝
- (3)「CTにおける線量評価の現状」／村松禎久
- (4)「線量評価ガイドラインの提示」／菊池 透

トピックス放射線関係法令改正対応記／富樫厚彦

第 61 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

第 22 号 (2006.4.7 発行)

第 62 回総会学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「放射線防護 雑感」／五十嵐隆元

第 22 回放射線防護分科会要旨

教育講演要旨「医療放射線防護と最近の ICRP の動向」
／米倉義晴

テーマ「PET 検査における放射線被ばくを考える」

- (1)「PET 検査室における被ばく」／五十嵐隆元
- (2)「被検者の被ばく線量評価」／赤羽恵一

(3)「法整備の現状と問題点」／渡辺 浩
トピックス「ICRPの新体制と新勧告の動き」／菊地透
平成17年度市民公開シンポジウム印象記／小林剛
第33回秋季学術大会放射線防護管理関連演題後抄録

第23号(2006.10.19発行)

第34回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「アララ!小惑星と電離性放射線」／富樫厚彦
第23回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「医療をとりまく放射線災害の現状と課題」／高田 純
テーマ「もしも放射線災害が起きたら・・・」
(1)「緊急被ばく医療の実際」／神 裕
(2)「緊急被ばく医療の病院における放射線管理の実際」／武田浩光
(3)「医療用放射線源のセキュリティ対策の課題」
／菊地透
合同分科会シンポジウム「マンモグラフィの精度管理について」
学術交流委員会報告プレリリース
第62回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録

第24号(2007.4.13発行)

第63回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「防護計測の愚痴、自戒」／鈴木昇一
第24回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「放射線安全とヒューマンファクター」／石橋 明
テーマ「放射線安全教育の現状と課題」
(1)「学生教育では」／福士政弘
(2)「医療従事者に対して」／中里 久
(3)「一般公衆に対して」／西田由博
技術活用セミナー1「医療被ばくの説明とリスク仮説—LNT仮説を中心に—」／輪嶋隆博
モーニングセミナー「患者さんの不安に答えた経験から言えること」／大野和子
「医療被曝相談—この事例にあなたはどうか答えませんか—」／五十嵐隆元
第23回防護分科会後抄録
テーマ「もしも放射線災害が起きたら・・・」
(1)「緊急被ばく医療の実際」／神 裕
(2)「緊急被ばく医療の病院における放射線管理の実際」／武田浩光
(3)「医療用放射線源のセキュリティ対策の課題」
／菊地 透
トピックス「ICRP-2007新勧告案についての私見」
／富樫厚彦
印象記 第3回お茶の水アカデミアシンポジウム「医療被ばくを考える」に参加して／三反崎宏美
第34回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録

第25号(2007.10.26発行)

第35回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「手と放射線」／水谷 宏
第25回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「医療従事者における外部被曝の現状と課題」—個人被曝線量測定サービス機関のデータから—／石山 智
テーマ「手指の被曝を考える」
(1)「放射線診療従事者の手指被曝の実態調査(アンケート報告)」／塚本篤子
(2)「Vascular(血管系)IVRでは」／坂本 肇
(3)「Vascular(血管系)IVRでは」／藤淵俊王
(4)「CT撮影では」／小林正尚
合同分科会(画像・放射線撮影・計測・放射線防護・医療情報)シンポジウム
「X線CT撮影における標準化—GuLACTIC 2007—胸部疾患(びまん性疾患および肺がん)のガイドライン作成にあたって—」
(1) GuLACTIC 2007 肺がんのガイドラインについて
／萩原 芳広
(2) CT画像の画質特性と臨床適応／市川勝弘
(3) 造影理論と臨床応用／山口 功
(4) CTの線量特性と被曝線量／小山修司
(5) CT検査の放射線防護の考え方とその評価方法／加藤英幸
(6)データ保存と画像配信／山本勇一郎
第24回防護分科会後抄録 パネルディスカッション
テーマ「放射線安全教育の安全と課題」
「一般公衆に対して」／西田由博
印象記 第24回放射線防護分科会「放射線安全教育の安全と課題」を拝聴して／松崎正弘
第63回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録

第26号(2008.4.4発行)

第64回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「本年は放射線防護における変革の年となるのか」／広藤 喜章
第26回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「医療放射線における放射線防護の最新動向—ICRP新勧告とIAEA国際基本安全基準について—」
／米原 英典
テーマ「放射線防護の観点からのデジタル画像」
(1)ICRP Publ.93(デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理)の概要と課題／富樫 厚彦
(2)医療現場におけるデジタル画像の現状—学術調査研究班調査研究の中間報告から—／鈴木 昇一
(3)デジタル撮影における放射線防護／小林 剛
(4)デジタル撮影における画像評価／西原 貞光
モーニングセミナー「医療放射線防護の常識・非常識—私たちが伝えたかったこと」／大野和子・栗井一夫

技術活用セミナー「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」-技術学会の果たした役割- / 栗井 一夫
第 35 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録
市民公開シンポジウムのお知らせ

第 27 号 (2008.10.23 発行)

第 36 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「科学技術の発達と融合」 / 藤淵 俊王
第 27 回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「医療被曝の国際動向と課題」 / 菊地 透
テーマ「患者以外の医療被曝を考える」
(1)患者以外の医療被曝の住み分け / 富樫厚彦
(2)ボランティア被曝の現状 / 小寺吉衛
(3)介護被曝の現状 / 祖父江由紀子
部会・分科会合同シンポジウム
テーマ：「X線診断領域におけるデジタル化と被曝防護を考える」
(1)X線診断領域での被曝と防護の考え方 / 加藤英幸
(2)我が国での診断領域の患者被曝の現状—X線診断時に患者が受ける線量の調査研究より—
1. 調査概要 / 近藤裕二
2. 一般撮影での傾向 / 能登公也
3. マンモ、CTでの傾向 / 小林謙一
(3)個人線量計を用いたX線装置の出力測定調査について / 塚本篤子
分科会合同シンポジウム
テーマ「救急検査のクオリティを考える—救急専門技師に求められるもの—」

(1)救急撮影の基礎 (一般撮影) / 渡辺啓司
(2)救急診療におけるCT撮影の在り方 / 山本浩司
(3)救急診療におけるMR撮影の在り方 / 松村善雄
(4)救急診療における放射線防護の在り方 / 五十嵐隆元
(5)救急診療における医療情報の活用 / 原瀬正敏
第 26 回防護分科会後抄録
学術調査研究班調査研究の中間報告から / 鈴木昇一
デジタル撮影における放射線防護 / 小林 剛
デジタル撮影における画像評価 / 西原貞光
第 64 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録

第 28 号 (2009.4.17 発行)

第 65 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「放射線安全管理と不景気」 / 鈴木 昇一
第 28 回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨「胎児、小児期被ばくによる発がん影響」 / 島田 義也
テーマ「小児の医療被曝を考える」
(1)小児放射線検査の現状 / 宮崎 治
(2)小児放射線検査の現状調査報告 / 田邊 智晴
(3)小児医療被曝の捉え方 / 五十嵐隆元

フレッシュセミナー
「放射線防護のいろは」-患者の線量管理- / 小林 剛
「放射線防護のいろは」-従事者の線量管理- / 藤淵 俊王
技術活用セミナー
「医療用線源のセキュリティ管理」 / 富樫 厚彦
「ICRP Publ.102 の概要と課題」 / 鈴木 昇一
第 36 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録

第 29 号 (2009.10.22 発行)

第 37 回秋季学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「実効線量に関する問題点」 / 松原 孝祐
第 29 回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨
「日本人ボクセルファントムの開発と線量評価について」 / 斎藤 公明
ST 講座要旨
「被ばくによる発がん影響について」 / 島田 義也
テーマ「我が国の診断参考レベル (DRL) を考える」
(1) DRLとは? / 五十嵐隆元
(2) 各モダリティのDRLについて / 鈴木 昇一
(3) 放射線診療における線量低減目標値 / 笹川 泰弘
(4) 国際動向について / 大場 久照
第 65 回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録
市民公開シンポジウムのお知らせ

第 30 号 (2010.4.8 発行)

第 66 回総会学術大会 放射線防護分科会特集
巻頭言「クリアランス制度の法整備と本学会の貢献」 / 渡辺 浩
第 30 回放射線防護分科会要旨
教育講演要旨
「放射線防護における最近の国際動向」 / 細野 眞
ST 講座要旨
「実効線量を理解しよう」 / 五十嵐 隆元
入門講座要旨
「医療従事者の被ばく管理と低減対策」 / 藤淵 俊王
技術活用セミナー
「放射線防護の国際的な動向」 / 米原 英典
テーマ「オールジャパンで考える小児医療」
(1) オールジャパンとしてどう取り組むか? / 赤羽 恵一
(2) 小児被曝把握の必要性 / 宮崎 治
(3) 小児医療被曝の現状と評価 / 松原 孝祐
(4) 小児CT撮影のプロトコルを考える / 大橋 一也
第 37 回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後抄録
防護分科会誌インデックス

第31号 (2010.10.14 発行)

第38回秋季学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「猛暑日…熱帯夜…太陽からのエネルギー」
／広藤 喜章

第31回放射線防護分科会要旨

教育講演要旨

「研究の倫理を考える」／栗原 千絵子

テーマ「放射線研究の倫理を考える」

(1)ICRPにおける倫理の考え方／赤羽 恵一

(2)各施設での倫理委員会の現状 —調査報告—

／広藤 喜章

(3)技術学会編集委員会の現状と事例／土井 司

(4)放射線技術学分野における研究倫理とその実情／

磯辺 智範

WORLD MEDICAL ASSOCIATION [訳] (

専門講座要旨

「放射線施設の管理と設計」／渡辺 浩

入門講座要旨

「よくわかる関係法令」／笹沼 和智

技術活用セミナー

「放射線防護の国際的な動向」／米原 英典

第66回総会学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

防護分科会誌インデックス

第32号 (2011.4.8 発行)

第67回総会学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「オールジャパンでの放射線防護分科会の役
割」／鈴木昇一

入門講座要旨

「医療法施行規則を理解しよう！」／大場久照

技術活用セミナー

「CT 検査で患者が受ける線量」／鈴木昇一

第32回放射線防護分科会要旨

教育講演要旨

「医療被ばく管理の国際的な動向」／赤羽 恵一

テーマ「救急患者の撮影における防護と問題」

(1)救急専門医が必要とする画像／船曳知弘

(2)救急撮影認定技師とは／坂下恵治

(3)救急撮影における放射線防護／五十嵐隆元

(4)救急撮影で患者、術者等の受ける線量／松原孝祐

専門講座要旨

「疫学データから学ぶ放射線誘発がん」／吉永 信治

専門講座要旨

「ICRP について学ぼう」／山口和也

38回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

防護分科会誌インデックス

第33号 (2011.10.28 発行)

第39回秋季学術大会 放射線防護分科会特集

巻頭言「就任の挨拶」／五十嵐 隆元

入門講座要旨「放射線装備機器および放射線発生装
置の安全取扱い」／磯辺 智範

専門講座要旨「放射線災害時の防護」／武田 浩光

第33回放射線防護分科会要旨

教育講演要旨

「福島原発事故における内部被ばくを考える」／下
道國

テーマ「放射線防護に関連した数値を考える」

(1)規制値の経緯とその考え方／広藤 喜章

(2)リスクについて／島田 義也

(3)医療における放射線防護の考え方／松原 孝祐

入門講座要旨「X線管理学 (X線の管理・防護・
測定)」／坂本 肇

専門分科会合同シンポジウム要旨

「デジタル画像を再考する —検像について—」

(1)単純 X線撮影領域における検像について／川本
清澄

(2)画像情報の確定に関するガイドラインからみた検
像／坂本 博

(3)検像における画像品質の確保について／陳 徳
峰

(4)核医学領域における検像システムの役割／對間
博之

(5)検像における線量指標の活用／有賀 英司

防護分科会関連行事参加報告

防護分科会誌インデックス

第34号 (2012.4.12 発行)

巻頭言「放射線防護対策チームの結成」／磯辺 智範

専門講座要旨「疫学データから学ぶ放射線誘発がん」
／吉永 信治

技術活用セミナー 要旨「被曝説明の核心に迫る」

／松原 孝祐

入門講座要旨「医療法施行規則を理解しよう」

／浅沼 治

第34回放射線防護分科会要旨

教育講演

「原発事故と医療放射線 ～放射線のリスクコミュ
ニケーションの課題～」／神田 玲子

テーマ:「福島原発事故後の医療におけるリスクコミュ
ニケーション」

(1)福島での市民とのやりとりを通じて

／加藤 貴弘

(2)医療現場におけるリスクコミュニケーション

／竹井 泰孝

(3)マスメディアから見たリスクコミュニケーション

／田村 良彦

専門講座要旨

「ICRP を学ぼう」／山口 和也

第39回秋季学術大会放射線防護管理関連演題発表後
抄録

防護分科会誌インデックス

第 35 号 (2012.10.4 発行)

巻頭言「掛け値のない放射線知識を市民へ」
／丹治 一

専門講座要旨「診療放射線技師の役割と義務」
／塚本 篤子

入門講座要旨「放射線影響論」
／竹井 泰孝

専門分科会合同シンポジウム要旨

テーマ：「CT 検査における線量低減技術」

1. 撮影：CT における被ばく低減技術のソリューション／村松 禎久
2. 画像：線量低減技術と画質への影響
／市川 勝弘
3. 計測：線量低減技術の線量測定の注意点
／庄司 友和
4. 防護：線量低減技術による臓器線量からみたリスク評価／広藤 喜章
5. 核医学：SPECT/CT 装置における被ばく線量 (X 線) の評価／原 成広
6. 医療情報：線量低減技術と医療情報／栃原 秀一

第 35 回放射線防護分科会要旨

教育講演
「CRP2007 年勧告について - 第 2 専門委員会の取り組み-」／石樽 信人

テーマ：「医療における非がん影響を考える」

- (1) ICRP1990 年勧告からの変更点と今後 - 医療被ばくに関して-／赤羽 恵一
- (2) 原爆被爆者における放射線と非がん疾患死亡との関連／小笹晃太郎
- (3) 頭部 IVR による医師と患者の水晶体被ばく
／盛武 敬
- (4) 医療従事者の被ばく状況について／大口 裕之

市民公開講座参加報告
第 68 回総合学術大会放射線防護・管理関連演題発表後抄録

防護分科会誌インデックス

第 36 号 (2013.4.11 発行)

巻頭言「福島復興と高橋信次先生」／島田 義也

入門講座要旨「妊娠と放射線」／島田 義也

専門講座要旨「国際機関の取り組みと国際的動向」
／赤羽 恵一

第 36 回放射線防護分科会要旨

教育講演

「海外における医療放射線管理の動向について」

概要および診断装置の立場から／伊藤 友洋
管理システムの立場から／鈴木 真人

テーマ：「線量管理はできるのか？できないのか？」

- (1) 精中委施設画像評価における画質と線量の評価
／西出 裕子
- (2) Exposure Index の有効な使用法と当面の問題について／國友 博史

(3) CT の線量評価：現状と今後の展開／村松 禎久

(4) 血管撮影装置における線量管理／塚本 篤子
第 40 回秋季学術大会放射線防護・管理関連演題発表後抄録
防護分科会誌インデックス

第 37 号 (2013.10.17 発行)

巻頭言「みんなの力の結集を！！」／塚本 篤子
入門講座「放射線の人体への影響」／水谷 宏
専門講座「診断領域での患者線量評価と最適化」
／鈴木 昇一

第 37 回放射線防護分科会
教育講演

「国内外の医療施設における放射線防護教育事情」
／松原 孝祐

テーマ：「放射線防護における診療放射線技師の役割とは？」

1. 医療施設における放射線防護教育 (医療従事者に対して) ／磯辺 智範
 2. 被ばく相談にどう向かい合うべきか (患者に対して) ／竹井 泰孝
 3. 養成施設における防護管理者としての技師教育 (学生に対して) ／佐藤 斉
 4. 福島原発事故に対する診療放射線技師の役割 (公衆に対して) ／大葉 隆
- 専門分科会合同シンポジウム：「デジタル化時代の被ばく管理を考える」

1. 線量指標の取扱いと注意点／庄司 友和
2. 医療情報分野からの被ばく線量管理／栃原 秀一
3. 一般撮影領域における被ばくと Exposure Index (EI) ／中前 光弘
4. 知っておきたい CT 検査領域における被ばく管理／野村 恵一
5. 核医学検査領域の被ばくとの関係／原 成広
6. 放射線被ばくリスク評価／広藤 喜章

世界の放射線防護関連論文紹介

1. 小児腹部 CT における診断参考レンジ
／松原 孝祐
2. 小児から青年期 680,000 人による CT 検査のがんリスク：豪州 1,100 万人の研究データから
／土居 主尚

第 4 回放射線防護セミナー参加報告

／倉本 卓／石橋 徹／井上 真由美
砂屋敷忠先生を偲んで／西谷 源展
防護分科会誌インデックス

第 38 号 (2014.4.10 発行)

巻頭言「柔軟な発想とノーベル賞の素」／藤淵 俊王
専門講座 2 要旨「患者への放射線説明 診療放射線技師の役割」／石田 有治

第 38 回放射線防護分科会要旨

教育講演「放射線影響の疫学調査」／鎌石 和男

テーマ：「血管系および非血管系 IVR における術者の水晶体被ばくの現状と管理方法」

1. 従事者の水晶体被曝の現状と管理方法／大口 裕之
2. non-vascular IVR における現状と管理／森 泰成

3. vascular IVR における現状と管理／小林 寛
合同企画プログラム要旨
テーマ「医療被ばくの低減と正当化・最適化のバランス」

1. 小児 CT における正当化と最適化／宮寄 治
2. CT 検査で患者さんが受ける線量の現状と低減化の状況／鈴木 昇一
3. 低線量放射線の発がんリスクに関するエビデンス／島田 義也

4. 放射線撮影：知っておきたい CT 検査領域における被ばく管理／赤羽 恵一

入門講座要旨「リスクコミュニケーションの考え方 -低線量長期被ばくを見据えて-」／広藤 喜章

専門講座要旨「放射線による人体への影響 -急性障害と晩発障害-」／松原 孝祐

世界の放射線防護関連論文紹介

1. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index／吉田 豊
2. Establishment of scatter factors for use in shielding calculations and risk assessment for computed tomography facilities／藤淵 俊王

3. Ultrasonography survey and thyroid cancer in the Fukushima Prefecture／広藤 喜章

防護分科会誌インデックス

第 39 号 (2014.4.10 発行)

巻頭言「放射線防護分科会が担うこととは」／加藤 英幸

専門分科会合同シンポジウム要旨「撮影技術の過去から未来への継承～画質と線量の標準化を目指して～」

1. 防護：診断参考レベル (DRLs) 策定のための考察／鈴木 昇一

2. 計測：患者線量の測定および評価／能登 公也

3. 画像：X 線画像における感度と画質／岸本 健治

4. 放射線撮影：画質を理解した撮影条件の決定／中前 光弘

5. 放射線撮影：X 線撮影装置と AEC の管理／三宅 博之

6. 医療情報：デジタル画像時代の検像と標準の活用／坂野 隆明

7. 教育：デジタル化時代における洞察力の必要性／磯辺 智範

学術委員会合同パネルディスカッション要旨「病院における非常時の対応～医療機器対策と緊急時対応～」

[座長提言] 土井 司／佐藤 幸光

1. 撮影：撮影装置の対応と管理 (X 線 CT を含む) / 柏樹 力

2. 撮影：MR 装置の対応と管理 (強磁性体, クエンチなど) / 引地 健生

3. 核医学：核医学検査装置と非密封放射性物質・放

射化物の管理／山下 幸孝

4. 放射線治療：放射線治療装置の管理と患者の治療の継続／原 潤

5. 医療情報：災害時のネットワーク管理 (自施設対応と地域連携) / 坂本 博

6. 放射線防護・計測：安全管理のための計測と再稼働のための確認／源 貴裕

7. 医療安全対策小委員会：法的規制の立場からの注意点／小高 喜久雄

8. JIRA：医療機器メーカーが提唱する緊急時対策～医用システムについて～／鈴木 真人

入門講座 3 要旨「内部被ばく線量評価と防護」／五十嵐 隆元

専門講座 3 要旨「従事者被ばくの概要と被ばく管理」／加藤 英幸

第 39 回放射線防護分科会【計測分科会 / 放射線防護分科会 / 医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会】要旨

教育講演「医療放射線防護と診断参考レベル」／五十嵐隆元

合同シンポジウム テーマ：「診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を考える」

1. 装置表示線量値の持つ意味とその精度／小山 修司

2. Dose-SR を利用した医療被ばく管理は出来るのか / 奥田 保男

3. 医療被ばく管理に対する日本医学放射線学会からの提言／石口 恒男

4. 我が国の画像診断装置, 医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状／佐藤 公彦

世界の放射線防護関連論文紹介

1. Estimation of mean glandular dose for contrast enhanced digital mammography: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. / 五十嵐隆元

2. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. / 森 祐太郎

第 5 回放射線防護セミナー参加報告

横町 和志 / 田丸 隆行 / 甲谷 理温

防護分科会誌インデックス

日本放射線技術学会放射線防護部会内規

1. 目的

この内規は、専門部会設置規定第1条ならびに専門部会規約第4条に基づき、放射線防護部会の事業を円滑に運営するための細部について定める。

2. 適用範囲

この内規は、定款ならびに専門部会設置規定および専門部会規約に定めるもののほか、放射線防護部会ならびに必要により放射線防護部会内に設置された分科会あるいは班の業務遂行にかかわる必要事項について適用する。

3. 放射線防護部会の編成と運営の基本

放射線防護部会はもとより、分科会ならびに班の構成、業務運営にかかわるすべては、放射線防護部会長の所管とし責任とする。

4. 放射線防護部会委員の構成および任期

- (1) 放射線防護部会の委員構成は、部会長、部会委員、分科会長、班長（分科会、班が設置された場合のみ）とする。
- (2) 放射線防護部会の委員構成には、放射線防護部会が対象とする調査・研究分野に関して、十分な専門知識と研究経験を持つものを含めることとする。
- (3) 分科会の委員ならびに班の班員の構成は、分科会、班の実務内容への対応を考慮した構成を原則とし、経済性を含め必要最低限とする。
- (4) 分科会長ならびに班長は、部会長が任命する。
- (5) 分科会の委員ならびに班の班員の選任は、分科会長、班長の推薦を得て部会長が行う。
- (6) 部会委員および分科会委員の任期は2年とし、再任を妨げない。
- (7) 班員の任期は1年で、再任を妨げない。

5. 放射線防護部会の業務

- (1) 放射線防護、放射線安全管理、リスクコミュニケーション等に関する調査・研究の促進。
- (2) 総会および秋季学術大会における放射線防護部会の開催。
- (3) 総会および秋季学術大会における教育講演・シンポジウム・教育のための講座・講習会等の講師の推薦。
- (4) 放射線防護に関連した、研究支援や臨床応用を目的としたセミナーの開催。
- (5) 地方支部主催の講演会、研修会、セミナー等への支援。
- (6) 理事会承認による各委員会からの要請事項の遂行。
- (7) その他、放射線防護部会が担務すべき事項。

6. 放射線防護部会の業務運営

放射線防護部会の委員会は、部会業務に合わせて必要回数とし、部会長はそれを事業計画に盛り込む。

付 則

1. この内規は、運営企画会議の議決により改訂することができる。
2. この内規は、平成27年度事業より適用する。

編集後記

平成 27 年度（平成 27 年 3 月 1 日）より、各分科会が「専門部会」として新たに発足しました。当部会誌は前放射線防護分科会誌より引き継ぎ、「放射線防護部会誌第 40 号」として発行しました。会員の皆様方には今後とも変わらぬご支援、ご協力頂きますようお願い申し上げます。

さて、福島第一原発事故が起きてからはや 4 年がたちました。未だ復興前途多難な状況もあり、まだまだ学会の役割は大きいと思われまます。本部会も更なる努力を続け、できる限りの支援が出来ればと思います。

一方、医療被ばくに対する国民の考え方にも相応の変化が見られています。医療被ばくによる国民一人あたりの年間実効線量は 3.87mSv と、自然放射線の 2.1mSv と比べて 1.8 倍もの被ばく線量となっています。この線量を一般方々に説明し、理解して頂かなければ、必要な検査も最新技術を用いた機器も上手く取り扱えないでしょう。また、

同時に撮影技術も磨かなければより良い検査は確立されないでしょう。

さて、今回の専門部会では、分かっているようで皆がなかなか理解しにくい「中性子」にテーマを絞り、皆様と学習していきたいと思ひます。また、医療被ばくを考える上で離すことに出来ない「DRL」についても学ぶ機会を設けておりますので、皆様のご参加お待ちしております。トピックスでは水晶体線量に関する最新の話題、また、福島第一原発事故後の現状についての講座、講演も企画しておりますので合わせてご参加下さいませ。

一方、専門部会合同シンポジウムでは、研究テーマとして考える「画像診断における読影の補助」と題して“読影”を研究する視点から考えてみる企画もありますので是非ご参加下さい。

放射線防護部会委員 広藤 喜章
(セントメディカル・アソシエイツ LLC)

放射線防護部会誌 第 40 号

発行日：2015 年 4 月 16 日

発行人：公益社団法人 日本放射線技術学会 放射線防護部会
部会長 五十嵐 隆元

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屋町 167

ビューフォート五条烏丸 3F

TEL 075-354-8989

FAX 075-352-2556

**日本放射線技術学会
放射線防護部会入会申込書**

部会名	部会	技術学会会員番号	
フリガナ 氏 名			
性別・生年月日	男・女	大 ・ 昭	年 月 日
所属・機関名			
所在地	〒		
(自宅の場合は住所)	〒		
電話番号	()	—	
F A X	()	—	
専門分野	放射線防護に関する得意とする分野を学会研究区分コード番号で御記入下さい。		
(支部会員番号)		(会費受付)	

公益社団法人 日本放射線技術学会 放射線防護部会委員 (50音順)

部会長	いがらし たかゆき 五十嵐 隆元	総合病院国保旭中央病院 igarashi@hospital.asahi.chiba.jp
委員	あかはね けいいち 赤羽 恵一	放射線医学総合研究所 医療被ばく研究プロジェクト akahane@nirs.go.jp
	いそべ ともり 磯辺 智範	筑波大学大学院 人間総合科学研究科 tiso@md.tsukuba.ac.jp
	かとう ひでゆき 加藤 英幸	千葉大学医学部附属病院 放射線部 katohide@ho.chiba-u.ac.jp
	しまだ よしや 島田 義也	放射線医学総合研究所 発達期被ばく影響研究グループ y_shimad@nirs.go.jp
	すずき しょういち 鈴木 昇一	藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 ssuzuki@fujita-hu.ac.jp
	たけい やすたか 竹井 泰孝	浜松医科大学医学部附属病院 放射線部 ytakei-ham@umin.net
	たんじ はじめ 丹治 一	北福島医療センター 放射線技術科 tanji@jinsenkai.or.jp
	つかもと あつこ 塚本 篤子	NTT東日本関東病院 放射線部 tukamoto@kmc.mhc.east.ntt.co.jp
	ひろふじ よしあき 広藤 喜章	セントメディカル・アソシエイツ LLC hirofuji@cma-llc.co.jp
	ふじぶち としおう 藤淵 俊王	九州大学大学院 医学研究院保健学部門 fujibuch@hs.med.kyushu-u.ac.jp
	まつばら こうすけ 松原 孝祐	金沢大学 医薬保健研究域 保健学系 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

放射線防護部会オリジナルホームページ

<http://www.jsrtrps.umin.jp/>

(日本放射線技術学会 HP の専門部会からでもご覧いただけます)