

診断参考レベル運用マニュアル

(2016 年 10 月 1 日)

作成：公益社団法人 日本放射線技術学会

監修：医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)

作成責任者：五十嵐隆元

作成担当

公益社団法人 日本放射線技術学会

放射線防護委員会

五十嵐隆元（委員長）、加藤 英幸、奥田 保男、坂本 肇、
鈴木 昇一、塚本 篤子、松原 孝祐、梁川 範幸

核医学部会

對間 博之（部会長）、飯森 隆志、市川 肇、小野口昌久、
近藤 正司、長木 昭男、西村 圭弘、花岡 宏平、三輪 建太、
山本 範泰

計測部会

加藤 洋（部会長）、浅田 恭生、落合幸一郎、小山 修司、
坂本 肇、佐藤 斉、庄司 友和、能登 公也、源 貴裕

放射線防護部会

塚本 篤子（部会長）、五十嵐隆元、磯辺 智範、竹井 泰孝、
千田 浩一、西丸 英治、広藤 喜章、藤淵 俊王、松原 孝祐

診断参考レベル運用マニュアル

発行日：2016 年 10 月 1 日

発行人：公益社団法人 日本放射線技術学会 放射線防護委員長 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

許可なく複製等を禁ず

診断参考レベル運用マニュアルのリリースにあたって

2015 年 6 月 7 日に我が国で初の診断参考レベル「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定」がリリースされました。新聞での報道も相まって、関心は非常に高く、関係者が各地で診断参考レベルの普及のための講演等を依頼されました。

その普及の場において、現場でも簡単に理解でき、運用ができるようなマニュアルを作成してほしいという要望が多く聞かれました。そこで、日本放射線技術学会の放射線防護委員会が中心となり、計測部会、放射線防護部会、核医学部会の 3 専門部会の執筆・協力を得て、診断参考レベル運用マニュアルを作成する運びとなりました。

このマニュアルの主旨は、診断参考レベルを正しく理解し運用してもらうこと、測定が不慣れな方でも測定ができるようシンプルで判り易く解説することを目的としています。また、計測部会と放射線防護部会が共同開催する「診断参考レベル活用セミナー」のサブテキストとしての利用も想定して作成しました。

本マニュアルは普及という観点および追加や更新をこまめに行うという点から、製本化せずに PDF 形式とし、本学会ホームページからどなたでも無償でダウンロードできるようにしました。各施設での診断参考レベルとの比較を行うにあたってご利用いただければ幸いです。また、本マニュアルについてのご意見等がございましたら、下記のアドレスへいただけますようお願いいたします。特に建設的なご意見は歓迎いたしますし、ご意見をマニュアルに反映させていきたいと考えています。

最後になりますが、本書の作成・公開にあたってご指導やご校閲を賜った公益社団法人日本放射線技術学会関係各位、医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）関係各位ならびに J-RIME 構成団体各位に深甚の謝意を表します。

公益社団法人日本放射線技術学会放射線防護委員長 五十嵐隆元

igarashi@hospital.asahi.chiba.jp

目 次

1. 診断参考レベルの概念-----	1
1.1 緒言-----	1
1.2 本邦における DRL の設定-----	1
1.3 DRL の数値の設定方法-----	2
1.4 測定する線量の種類-----	2
1.5 DRL の使用について-----	3
1.6 DRL に関する注意点-----	4
1.7 まとめ-----	5
1.8 引用文献-----	6
2. 診断参考レベル（DRL）比較のための測定方法-----	9
2.1 一般撮影領域-----	9
2.1.1 入射表面線量の測定手順-----	9
2.1.2 測定手段の代用-----	11
2.2 血管撮影領域-----	12
2.2.1 透視線量率の測定手順-----	12
2.2.2 半導体検出器にて測定した場合の注意点-----	13
2.3 乳房撮影領域-----	14
2.3.1 半価層測定-----	14
2.3.2 乳房入射線量測定-----	15
2.4 CT 領域-----	18
2.4.1 理論-----	18
2.4.2 使用機材-----	20
2.4.3 方法-----	20
2.4.4 CT 用電離箱の校正定数の計算-----	21
2.4.5 CTDI（照射線量）の測定-----	21
2.4.6 計算-----	21
2.4.7 DRL との比較-----	22
2.5 核医学領域-----	23
2.5.1 概要-----	23
2.5.2 実投与量とは-----	23
2.5.3 簡易減衰表-----	23
3. Q&A-----	25

1. 診断参考レベルの概念

1.1 緒言

患者の医療被ばくでは、被ばくした個人が医療行為から直接利益を受けるので、他の被ばくのような線量限度（決められた実効線量または等価線量を超えてはならないという基準）は設けられていない。これは、線量を制限することによって病気の診断・治療に支障をきたす可能性を排除するためである。しかし、患者の利益を追求しすぎるがあまり、被ばく線量が多くなりすぎてしまうと、診断や治療にとって不必要な被ばくとなり、結果的に患者にとって不利益が生じる可能性がある。

そこで、医療被ばくの原則として、放射線検査は個々の患者に対して『正当化』及び『最適化』がなされていなければならないとされている。

・『正当化』・・・放射線検査では、被ばくすることによるリスクより、検査をして疾患を発見するというベネフィットの方が大きい場合にのみ検査を行う。

・『最適化』・・・個々の患者に対して、診断に支障が出ない範囲で被ばく線量の低減を図らなければならない。

そのうち、『最適化』の目的を達成するためのツールの1つとして推奨されているのが、診断参考レベル (diagnostic reference level: DRL) である。DRL の概念が提唱されたのは ICRP Publication 73[1]にさかのぼるが、現在では多くの国際機関が、医療被ばくに対する最適化のツールとして DRL の導入を推奨しており、DRL に関連する多くのガイドラインや論文等も公表されている[2-20]。

1.2 本邦における DRL の設定

本邦においては、これまでに独自に DRL を提案した論文[6,12,14,20]や、標準的と思われる診断線量（例：日本診療放射線技師会による医療被ばくガイドライン 2006），さらには線量の調査研究の結果[23,24]等が公表されてきたが、国内で広く認められた DRL の策定には至っていなかった。そこで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、参加団体が実施した線量の実態調査の結果に基づいてさまざまな専門家による議論が行われ、

国際機関の専門家の助言も得て、2015 年 6 月に本邦初となる DRL が策定された (通称 DRLs 2015[25]).

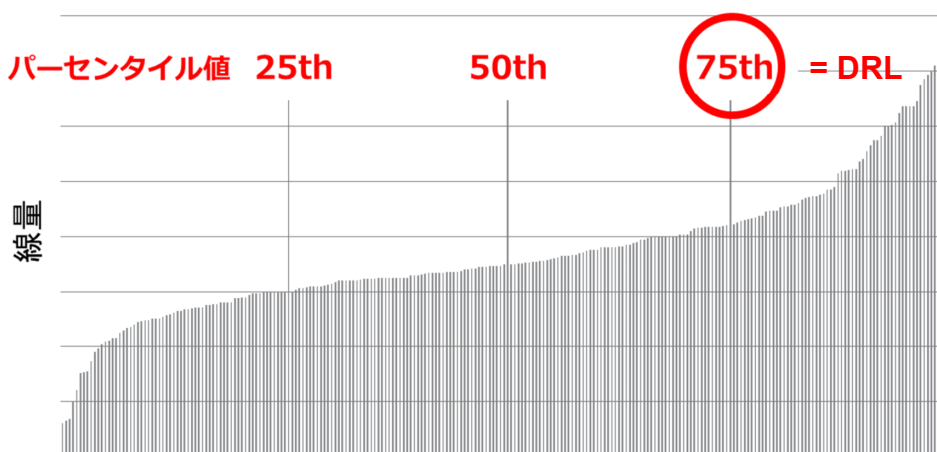
なお、個々の診断参考レベルは DRL と称されるが、複数の診断参考レベルをまとめて DRLs (diagnostic reference levels) と称する場合もある。本マニュアルではこれらを全て DRL と記載することとする。ただし、DRLs 2015[25]に関しては固有名詞のため、そのまま記載することとする。

1.3 DRL の数値の設定方法

DRL は、国または地域ごとに、アンケート調査等の方法によって各医療機関から集められた標準体型の患者もしくは標準ファントムに対する代表的な線量に基づき、その線量分布の 75 パーセンタイル値 (第 3 四分位数：線量分布のデータを 4 等分する 3 つの点のうち、小さい方から 4 分の 3 個目の数) として設定されることが多いが (図 1.1) , 最適化が進んでいる検査種においてはこの限りではない。たとえば DRLs 2015 において、乳房撮影の DRL は線量分布の 95 パーセンタイル値、IVR (interventional radiology) の DRL は線量分布の 82 パーセンタイル値に設定されているが[25]、これは本邦の乳房撮影や IVR では標準化が進んでいるものと判断されたからである。いずれにせよ、DRL は線量分布の平均値や中央値ではなく、75 パーセンタイル値などに設定されることから、「標準的な体格の患者へ適用するには高すぎるかもしれない線量の目安」という位置づけと言えよう。

1.4 測定する線量の種類

ICRP Publication 105[21]では、DRL には容易に測定される線量を適用することとされており、通常は空気中の吸収線量、あるいは単純な標準ファントムや代表的な患者の表面の組織等価物質における吸収線量などが用いられる。表 1 に本邦の DRLs 2015 で使用された線量の種類と単位を示す。



線量が少ない順に並べたときの施設 No.

図 1.1 DRL の設定例

モダリティ	線量	単位
CT	CTDIvol	mGy
	DLP	mGy・cm
一般 X 線撮影	入射表面線量	mGy
マンモグラフィ	平均乳腺線量	mGy
口内法 X 線撮影	患者入射線量	mGy
IVR	透視線量率	mGy/min
核医学	実投与量	MBq

表 1 Japan DRLs 2015 で用いられた線量の種類と単位[26]

1.5 DRL の使用について

それでは医療現場において、最適化に向けて、DRL の数値をどのように使用していけばよいのであろうか。

自施設の「DRLs2015 標準体型の患者」の「標準的な線量」と比較する目的で DRL を用いるのは有効であるといえる。その際、自施設の「標準的な線量」として用いるべき線量は、自施設で得られた線量分布の平均値や中央値である（ここで、75 パーセンタイル値は標準的な線量とは言い難い）。

比較した結果、自施設の標準的な線量が DRL を超えている場合には、臨床的に正当

な理由がない限り、線量が十分に最適化されているかを検討すべきである。DRL は線量限度や線量拘束値といった値とは異なり、参考レベルにすぎないことから、法的な強制力はない。しかし、たとえば DRL が 75 パーセンタイル値に設定されている場合は、少なくとも線量が高い上位 25%の施設に入ってしまう可能性が高いため、その点を自覚し、積極的に最適化のプロセスを推進していくべきである。逆に、自施設の標準的な線量が DRL より低い場合であっても、引き続き最適化を意識すべきである。

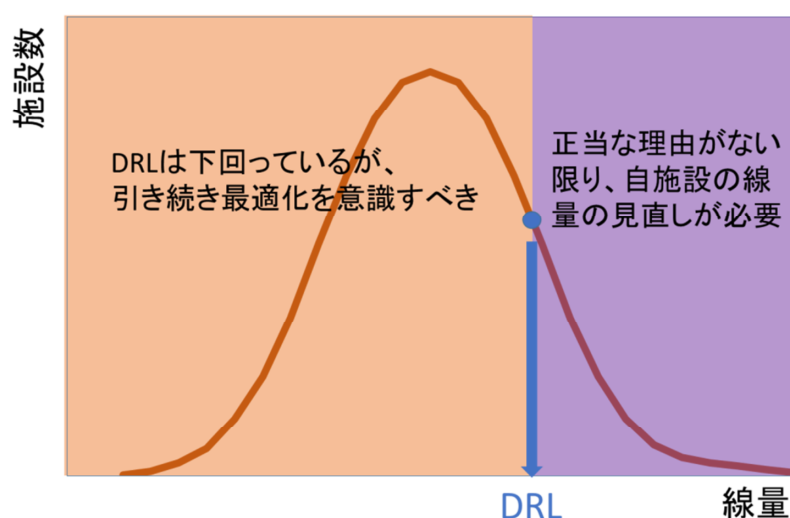


図 1.2 DRL との比較結果の解釈

1.6 DRL に関する注意点

以下に、DRL の使用にあたり注意すべき点をまとめる。

1) 標準体型の患者に対する値である

DRL は標準体型の患者に対する値として設定される。そのため DRL は、標準体型より大きい患者に対しては過小線量、標準体型より小さい患者に対しては過大線量となっている可能性があることを念頭に置かなければならない。

2) 優れた診療と劣った診療の境界として用いるべきではない

DRL を超えていないから優れている、DRL を超えているから劣っているといった、優れた診療と劣った診療の境界として DRL は用いられるべきではない[22]。臨床的に正当な理由があれば、自施設の標準的な線量が DRL を超えていたとしても、それは許容され得る。

3) 国や地域ごとに設定されるべきものである

たとえば日本人と外国人では体格や放射線診療における背景が異なることから、本邦で設定された DRLs 2015[25]は、あくまでも本邦でのみ用いられるべきものである。DRL を基に、本邦の線量が他国と比較して多いのか少ないのかを検証すること自体は重要であると言えるが、たとえば、日本人と欧米人では、欧米の方が一般的に体格は大きいことから、標準体型の基準も異なり、当然設定される DRL も異なることとなる。したがって、本邦の DRL と他国の DRL を単純に比較する際には、その点を考慮すべきである。

1.7 まとめ

本章では DRL についてその設定方法や使用方法について説明を行った。前述のとおり、本邦では DRLs 2015[25]が設定されたが、これが絶対的なものであるというわけではない。また、図 1.3 に示すように、DRL 設定後、医療現場で線量の最適化が進み、一定期間経過後に線量調査を行った場合、線量分布の形状が変化していることが期待される。その結果、また新たな DRL を設定すべき時期がやって来ることとなる。このように、DRL は定期的に再評価を行う必要がある性質のものであることから、今後も見直しが行われていくこととなる。

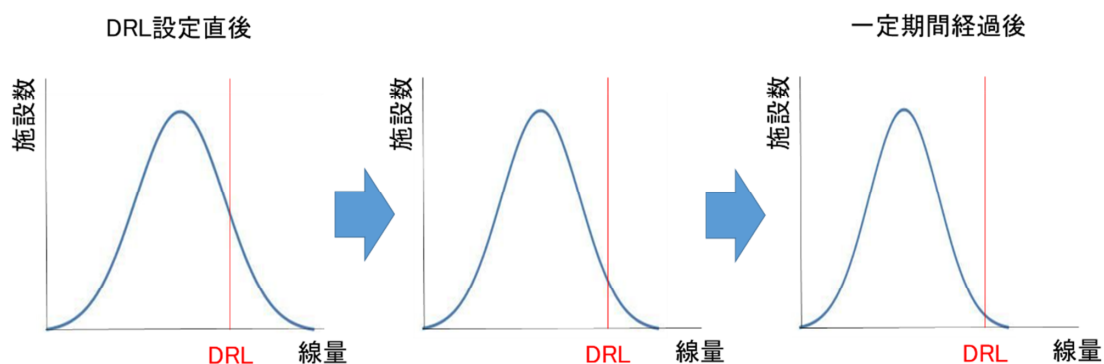


図 1.3 DRL 設定後の期待される効果

また、せっかく DRL を設定しても、それが適切に運用されなければ本末転倒である。今後、放射線診療に直接携わる放射線科医、診療放射線技師らが DRL について十分に理解を深め、適切に使用していくことが望まれる。本マニュアルがその一助となれば

幸いである。

1.8 引用文献

- [1] International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine. Ann ICRP 1996; 26(2).
- [2] European Commission. European Guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN, Luxembourg, 1999.
- [3] European Commission. European Quality Criteria for Multislice CT. Luxembourg, 2004.
- [4] Livingstone RS, Dinakaran PM. Radiation safety concerns and diagnostic reference levels for computed tomography scanners in Tamil Nadu. J Med Phys 2011; 36(1): 40-45.
- [5] Järvinen H, Merimaa K, Seuri R. Patient doses in paediatric CT: feasibility of setting diagnostic reference levels. Radiat Prot Dosimetry 2011; 147(1-2): 142-146.
- [6] Fukushima Y, Tsushima Y, Takei H, et al. Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in Japan. Radiat Prot Dosimetry 2012; 151(1): 51-57.
- [7] Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. Br J Radiol 2012; 85(1018): 1390-1397.
- [8] Roch P, Aubert B. French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004-2008 review. Radiat Prot Dosimetry 2013; 154(1): 52-75.
- [9] Leithner R, Homolka P. A quantitative comparison of data evaluation methods to derive diagnostic reference levels for CT from a dosimetric survey: correlation analysis compared to simple evaluation strategies. Phys Med 2013; 29(5): 470-477.
- [10] Palorini F, Origgi D, Granata C. Adult exposures from MDCT including multiphase studies: first Italian nationwide survey. Eur Radiol 2014; 24(2): 469-483.
- [11] Saravanakumar A, Vaideki K, Govindarajan KN, et al. Establishment of diagnostic reference levels in computed tomography for select procedures in Pudhuchery, India. J Med Phys 2014; 39(1): 50-55.
- [12] Miyazaki O, Sawai H, Murotsuki J, et al. Nationwide radiation dose survey of computed tomography for fetal skeletal dysplasias. Pediatr Radiol 2014; 44(8): 971-979.
- [13] Fukushima Y, Taketomi-Takahashi A, Nakajima T, et al. Prefecture-wide multi-centre

radiation dose survey as a useful tool for CT dose optimisation: report of Gunma radiation dose study. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 167(4): 519-524.

[14] Nakada Y, Fujiwara M, Yakami M, et al. Optimised paediatric CT dose at a tertiary children's hospital in Japan: A 4-y single-centre analysis. *Radiat Prot Dosimetry* 2016; 168(1): 61-71.

[15] Charnock P, Dunn AF, Moores BM. Establishment of a comprehensive set of regional DRLs for CT by means of electronic X-ray examination records. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 163(4): 509-520.

[16] Lajunen A. Indication-based diagnostic reference levels for adult CT-examinations in Finland. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 165(1-4): 95-97.

[17] Järvinen H, Seuri R, Kortensniemi M, et al. Indication-based national diagnostic reference levels for paediatric CT: a new approach with proposed values. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 165(1-4): 86-90.

[18] de Jesus FM, Magalhães LA, Kodlulovich S. Paediatric CT exposure practice in the county of Rio de Janeiro: The need to establish diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosimetry* 2015 Sep 25 [Epub ahead of print].

[19] Janbabanezhad Toori A, Shabestani-Monfared A, Deevband MR, et al. Dose Assessment in Computed Tomography Examination and Establishment of Local Diagnostic Reference Levels in Mazandaran, Iran. *J Biomed Phys Eng* 2015; 5(4): 177-184.

[20] Takei Y, Miyazaki O, Matsubara K, et al. Nationwide survey of radiation exposure during pediatric computed tomography examinations and proposal of age-based diagnostic reference levels for Japan. *Pediatr Radiol* 2016; 46(2): 280-285.

[21] International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 105: Radiological Protection in Medicine. *Ann ICRP* 2007; 37(6).

[22] Vassileva J, Rehani M. Diagnostic reference levels. *AJR Am J Roentgenol* 2015; 204(1): W1-W3.

[23] 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 他. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究 (2011) によるアンケート概要—撮影条件に関する因子を中心に—. *日放技学誌* 2012; 68(9): 1261-1268.

[24] 鈴木昇一, 松永雄太, 川口愛, 他. 冠動脈 CT 検査における患者の受ける線量推

移. 医学と生物学 2012; 156(12): 841-844.

[25] 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定. 医療放射線防護連絡協議会, 日本医学物理学会, 日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本核医学技術学会, 日本歯科放射線学会, 日本小児放射線学会, 日本診療放射線技師会, 日本放射線影響学会, 日本放射線技術学会, 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME), 2015.

[26] 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定 (その2) . 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) 診断参考レベルワーキンググループ, 2015.

2. 診断参考レベル（DRL）との比較のための測定方法

各医療施設における放射線診断検査の患者線量と DRL の値とを比較する場合、電離箱式線量計による測定が基本となる。測定に用いる線量計とファントムなどの周辺機器・器具は測定目的に応じて適切に選択して使用する。ここでは、各領域で DRL を評価する際の要点を示す。

また、線量計を保有していない医療施設では、当面の対応策として、NDD 法をはじめとする被ばく線量を計算するソフトウェアなどにより求めた値や、装置の表示値を代用する。

2.1 一般撮影領域

一般撮影領域では、入射表面線量を評価して DRLs 2015 の値と比較する。一般撮影領域の患者線量の評価に関する概念を図 1.1 に示す。図 1.1 の入射表面線量 D_{ES} は、X 線ビームの中心軸と患者の皮膚入射面との交点位置（入射点）における空気カーマで、後方散乱による空気カーマを含んだ値である。

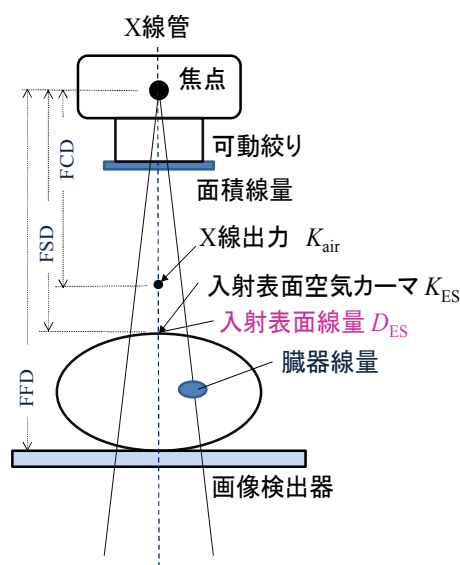


図 1.1 一般撮影領域の患者線量の評価

2.1.1 入射表面線量の測定手順

一般的に用いられている円筒形の空洞電離箱により、入射表面線量 D_{ES} を直接測定することは困難である。そこで、図 1.2 示した「医療被ばく測定テキスト」（日本放射線技術学会編、叢書 25）の測定手順に従い、X 線管焦点から一定距離 FCD （focus – chamber distance）の X 線ビーム中心軸上における X 線出力 K_{air} を測定し、距離の逆 2 乗則により X 線管焦点から X

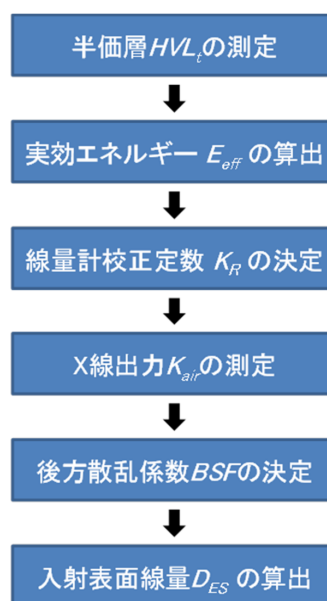


図 1.2 一般撮影領域の入射表面線量測定手順

線入射点までの距離 FSD (focus – surface distance) における入射表面空気カーマ K_{ES} に換算し、さらに後方散乱係数 BSF を乗じて入射表面線量 D_{ES} を求める。

1) 線質の測定

半価層測定により、測定する X 線の線質を示す実効エネルギーを求め、用いる検出器の校正定数を求める。

- (1) X 線管焦点から検出器までの距離 FCD を十分に大きくした X 線ビーム中心軸上に検出器を配置する。
- (2) 可動絞りやコリメータなどにより、照射野サイズをできるだけ小さくする。
- (3) 検出器からの距離を十分に大きくした X 線ビーム中心軸上の一定位置に吸収体のアルミニウム板を配置する。
- (4) 吸収体の厚さを変えて照射線量を測定し、吸収体が無い場合の 1/2 の値が得られる吸収体の厚さを求めて半価層 HVL_t とする。
- (5) 吸収体材質の質量減弱係数を用い、測定した半価層 HVL_t から線源弱係数を算出する。その線源弱係数に対する光子エネルギーを実効エネルギー E_{eff} として、その実効エネルギー E_{eff} に対する線量計校正定数 K_R を決定する。

2) 入射表面線量の測定

- (1) X 線管焦点から検出器までの距離 FCD の X 線ビーム中心軸上の空間に、検出器を配置して空気カーマを測定する。このときの照射野サイズは画像検出器面でのサイズとする。複数回測定した線量計表示値の平均値 M に、線量計校正定数 K_R と温度気圧補正係数 k_{TP} を乗じて X 線出力 K_{air} を求める。

$$K_{air} = MK_R k_{TP} \quad \dots\dots\dots (2-1)$$

なお、プリセットされた温度気圧補正係数や、線量計校正定数により補正した値が表示される線量計があるため、事前に確認する必要がある。

- (2) 測定したときの照射野サイズと X 線質に対する後方散乱係数 BSF を求める。
- (3) X 線出力 K_{air} を、距離の逆 2 乗則により X 線管焦点から X 線入射点までの距離 FSD における入射表面空気カーマ K_{ES} に換算し、さらに後方散乱係数 BSF を乗じて入射表面線量 D_{ES} とする。

$$D_{ES} = K_{air} \times \left(\frac{FCD}{FSD} \right)^{-2} \times BSF \quad \dots\dots\dots (2-2)$$

2.1.2 測定手段の代用

測定器を保有していない医療施設において、DRL の値との比較を行うために、被ばく線量を計算するソフトウェアなどにより求めた値や、装置の表示値を代用することもできる。NDD 法 (numerical dose determination method) は、X 線出力に関する管電圧、管電流時間積、総ろ過、距離などをパラメータとして、与えられた係数から入射表面線量を算出する方法で、医療現場での最適化手法の検討などに用いられている。図 1.3 は、NDD 法を利用した患者線量算出ソフトウェア EPD (estimation of patient dose in diagnostic X-ray examinations : <http://www.iart-web.org/public/epd.html>) の表示例である。

X 線出力に関するパラメータから表面入射線量を計算により求める場合は、適切に X 線装置の保守管理が実施されている必要がある。EPD を用いて計算する場合に必要なパラメータは、撮影部位、管電圧、管電流、照射時間、X 線管焦点-受像面間距離 FFD、照射野サイズと総ろ過である。それぞれの値を入力すると入射表面線量が表示される。

No.	検査部位	体厚 (cm)	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (sec)	管電流時間積 (mAsec)	FFD (cm)	照射野 X (cm)	照射野 Y (cm)	Ai 透過 (mmAl)	Cu 透過 (mmCu)	総透過 (mmAl)	表面線量 (mGy)	低線目標値 (mGy)	FSD (cm)	頭蓋骨	脳	喉頭	口腔粘膜	甲状腺	胸部外気道
1	頸部(正面)	18.0	78.0	1.0	8.0	8.0	120.0	24.0	28.0	2.5		1.9	0.7213	3.0	102.0	0.8887	0.1303	0.2378	0.3032	0.2535	0.2441
2	頸部(側面)	18.0	130.0	100.0	0.03	3.0	120.0	24.0	28.0	2.5		2.5	0.5875	3.0	102.0	0.8887	0.2166	0.3175	0.3905	0.2715	0.3278
3	頸部(背面)	15.0	130.0	100.0	0.06	6.0	120.0	24.0	28.0	2.5		2.5	1.1088	2.0	105.0	1.5949	0.5520	0.6596	0.5628	0.3954	0.4830
4	頸椎(正面)	12.0	85.0	320.0	0.08	25.6	150.0	24.0	28.0	2.5		2.5	1.2277	0.9	138.0	0.5946	0.0231	0.5271	0.6304	1.3243	0.6742
5	頸椎(側面)	12.0	75.0	320.0	0.06	19.2	150.0	24.0	28.0	2.5		2.5	0.688	0.9	138.0	0.3715	0.0505	0.3184	0.2240	0.3759	0.2268
6	頸椎(背面)	20.0	88.0	320.0	0.08	25.6	120.0	35.0	35.0	2.5		2.5	2.5716	4.0	100.0	0.0442	0.0037	0.0482	0.0300	1.5708	0.3180
7	胸部(正面)	30.0	70.0	200.0	0.1	20.0	120.0	35.0	35.0	2.5		2.5	1.4166	8.0	90.0	0.0065	0.0010	0.0066	0.0033	0.1344	0.0299
8	胸部(側面)	20.0	78.0	200.0	0.1	20.0	200.0	35.0	35.0	2.5		2.5	0.4862	0.3	180.0	0.0058	0.0008	0.0054	0.0028	0.0340	0.0116
9	胸部(背面)	30.0	56.0	320.0	0.015	4.8	200.0	35.0	35.0	2.9		2.9	0.0492	0.8	170.0	0.0002	0.0	0.0003	0.0001	0.0082	0.0016
10	腹部(正面)	18.0	46.0	250.0	0.018	4.5	150.0	35.0	35.0	2.9		2.9	0.0499	3.0	132.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
11	腹部(側面)	18.0	110.0	250.0	0.09	22.5	120.0	35.0	35.0	2.6		2.6	3.2696	5.0	102.0	0.0009	0.0002	0.0007	0.0006	0.0025	0.0008
12	腹部(背面)	26.0	110.0	250.0	0.1	25.0	120.0	35.0	35.0	2.6		2.6	4.2775	15.0	94.0	0.0007	0.0001	0.0007	0.0003	0.0020	0.0012
13	骨盤(正面)	19.0	60.0	200.0	0.02	4.0	120.0	35.0	35.0	2.6		2.6	0.1527	3.0	101.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
14	股関節(正面)	18.0	117.0	100.0	0.01	1.0	120.0	35.0	35.0	2.9		2.9	0.1588	4.0	102.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
15	大腿部	16.0	130.0	100.0	0.016	1.6	120.0	35.0	35.0	2.5		2.5	0.3059	2.0	104.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
16	膝関節	12.0	66.0	400.0	0.06	24.0	120.0	35.0	45.0	2.9		2.9	0.9299	0.4	108.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
17	足関節	10.0	60.0	200.0	0.01	2.0	120.0	24.0	28.0	2.6		2.6	0.0643	0.3	110.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

一般的な撮影部位での日本人平均体型の線量	
線量(mGy)	小腸 結腸 大腸上部 大腸下部 肩甲骨 鎖骨 上部脊椎 脊椎中部 下部脊椎 肋骨 上腕骨 前腕骨 手骨 骨盤 大腿骨 下腿骨 足骨 骨格 筋肉 皮膚 リンパ節 赤色骨髄 実効線量(mSv)
0.0	0.0 0.0 0.0 0.0 0.0027 0.0340 0.2552 0.0026 0.0 0.0024 0.0032 0.0001 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 0.1012 0.0095 0.0409 0.0648 0.0211 0.0238

図 1.3 患者線量算出ソフトウェア EPD の計算表示例

2.2 血管撮影領域

DRLs2015 における血管撮影・IVR 領域での線量指標は、装置の透視線量率で規定されている。測定の幾何学的配置を図 2. 1 に示し、測定手順を以下に記す。

2.2.1 透視線量率の測定手順

- 1) X 線管焦点－検出器間距離 (SDD) は測定目的の検査・IVR に使用している距離とする。なお、一般的な測定では SDD を 100 cm とする。
- 2) 検査テーブル上にファントム (PMMA (アクリル) : 20 cm) と線量計をセットする。測定では被写体からの後方散乱の影響を加味した値が必要であるため、線量計とファントムが密着 (近接) するようにセットする。

なお、線量計は後方散乱も同時に測定できる電離箱線量計 (プローブは 3～6 cc 程度) が望ましいが、半導体線量計による測定も可能である。半導体線量計を用いた場合は後方散乱線の測定が出来ないため、後方散乱補正 (後述の注意点を参照) が必要となる。

- 3) 線量計の測定中心をインターベンショナル基準点 (interventional reference point) にセットする。インターベンショナル基準点への線量計のセット方法は、まず、線量計を C アームのアイソセンタにセットする。アイソセンタは C アーム正面方向にて画面の中心に線量計を移動し、次に C アームを 90 度回転させ側面方向にてテーブル高さを調整し線量計が画面の中心となるようにセットする。アイソセンタへ線量計がセットされた状態で、X 線管側へ 15 cm 近づけた点がインターベンショナル基準点となり、線量計をその位置にセットする。

なお、インターベンショナル基準点 (interventional reference point) は IEC や JIS により名称が変更され、現在では患者照射基準点 (patient entrance reference point) が用いられているが、両者は同じ位置を示す。

- 4) 検出器のサイズ、透視プロトコール (自動輝度調整機構 (ABC), パルスレート等) は目的の検査・IVR で使用している設定にする。
- 5) 1 分間の透視を行い、後方散乱線を含んだ線量率を測定する。
- 6) 測定値 X から透視基準線量率 $\dot{D}$ [mGy/min] を求める。測定値が照射線量 [mR, C/kg] 時と吸収線量 [mGy] 時の例を示す。

$$\dot{D} = X \cdot K_R \cdot K_{TP} \cdot 0.00876 \quad (\text{測定値の単位が mR の場合}) \cdots \cdots (2\cdot3)$$

$$\dot{D} = X \cdot K_R \cdot K_{TP} \cdot 0.03397 \quad (\text{測定値の単位が C/kg の場合}) \dots\dots\dots (2-4)$$

$$\dot{D} = X \cdot K_R \cdot K_{TP} \quad (\text{測定値の単位が mGy の場合}) \dots\dots\dots (2-5)$$

K_R : 線量計の校正定数, K_{TP} : 大気補正係数

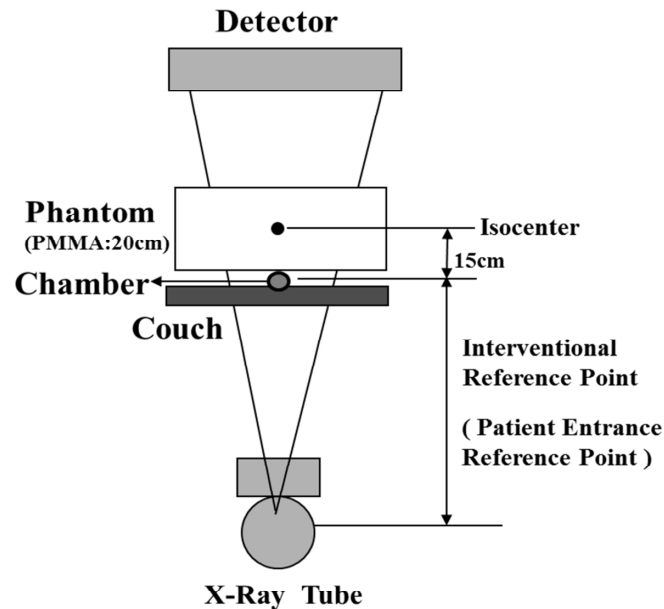


図 2.1 DRL に用いられる基準透視線量測定時の幾何学的配置

2.2.2 半導体線量計にて測定した場合の注意点

- 1) 検出部の前面以外が遮へいされているため、後方散乱線の測定ができない。
- 2) 半導体線量計をインターベンショナル基準点にセット後、自動輝度調整機構（ABC）の関心領域の外へ検出部を配置する。関心領域内へ入ると自己吸収により透視条件が高くなり、測定線量も高値を示すので注意すること。
- 3) 測定値の 1.3～1.4 倍が後方散乱線を含んだ線量となる。このため、後方散乱係数を 1.3～1.4 として、測定値へ乗ずる。
- 4) 半導体線量計（定期校正が行われていない線量計）を使用する場合、最初に電離箱線量計との比較を行うことを推奨する。

2.3 乳房撮影領域

2.3.1 半価層測定

2.3.1.1 必要な測定機器

- (1) 乳房撮影領域 X 線エネルギーで校正 (実効エネルギー 15 keV を中心に数点) された線量計.
- (2) 99.9 % 以上の 0.1 mm 厚さアルミニウム板が 7~8 枚.
- (3) 絞り用鉛マスク: 厚さ 1 mm 程度の鉛板.
- (4) 手袋をしてアルミニウム板を取り扱う.
- (5) FPD の焼き付け防止のために, FPD を覆う大きさの X 線遮へい板(ステンレス板等).

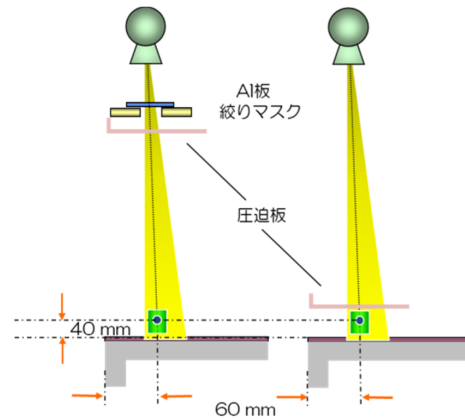


図 3.1 半価層測定及び乳房入射線量測定のための幾何学的配置 (側面)

2.3.1.2 線量計検出器および乳房圧迫板などの配置

- (1) 圧迫板を X 線管にできるだけ近づける。乳房支持台の上には, X 線遮へい板を置く.
- (2) 線量計検出器の測定平面を乳房支持台から 40 mm 上で, 乳房支持台の胸壁の端から 60 mm の乳房支持台左右中心に設置する.
- (3) X 線照射野は, 線量計検出器の大きさまで絞り込む。装置の絞りで十分に絞り込めないときは絞りマスク等を使用する。なお, 絞り用鉛マスクは, 焦点から 300 mm 未満の位置に配置する.

2.3.1.3 X 線照射条件の設定

- (1) Mo ターゲット/Mo フィルタの組み合わせ, または目的とするターゲット/フィルタの組み合わせを選択する.
- (2) X 線照射モードをマニュアルに設定する.
- (3) 大焦点を選択する。また線源受像面間距離 (Source-to-Image receptor Distance: SID) が可変する場合は, 通常使用する SID に設定する。管電圧の設定は通常臨床で多く使用する管電圧もしくは目的とする管電圧とする.

2.3.1.4 測定手順

- (1) X線管と線量計検出器との間にアルミニウム板を全く置かずに照射する。mAs 値の設定は、使用する線量計が適性に作動し、X線管に必要以上の負荷を与えない値とする。その時の線量計の指示値を記録する。測定は全てにおいて同じ条件で数回繰り返し照射を行い、指示値の平均をとる。
- (2) 厚さ 0.1 mm のアルミニウム板 1 枚を X 線照射野内に配置し、線量計検出器の検出部を完全に覆うようにする。照射野ランプ(利用可能であるならば)を使用して、線量計検出器への X 線経路がアルミニウム板によって完全に遮蔽されていることを確認する。
- (3) X 線照射を行い、線量計の指示値を記録する。
- (4) さらに厚さ 0.1 mm のアルミニウム板を X 線照射野内に加えて X 線照射を行い、線量計の指示値を記録する。そして、線量計の指示値が、アルミニウム板がない場合の値の 1/2 以下になるまでアルミニウム板を追加し、測定する。
- (5) 最後に全てのアルミニウム板を X 線照射野から取り除き、X 線照射を行い、線量計の指示値を記録する。

2.3.1.5 半価層 (HVL) の決定

- (1) 前記の線量データからアルミニウム板がないときの線量を基準 (100 %) として、アルミニウム板を付加した時のそれぞれの減弱率 [%] を求め、その結果を記録する。
- (2) 減弱率 50 % 前後の線量および線量に対応したアルミニウム厚のデータから HVL を求め記録する。

2.3.2 乳房入射線量測定

2.3.2.1 必要な機器

- (1) 乳房撮影領域 X 線エネルギーで校正された線量計。
- (2) 乳房ファントムとして PMMA40 mm 厚を使用する。これは、脂肪 50 %, 乳腺 50 % の成分比で約 45 mm の厚みに圧迫された乳房厚に相当する。

2.3.2.2 線量計およびファントムなどの配置

- (1) PMMA を乳房支持台の上に配置する。
- (2) 圧迫板を PMMA 上面に接するように配置する。加圧無しで照射できない装置は、最低圧迫圧で圧迫する。

2.3.2.3 測定手順

- (1) 臨床に使用する照射モードを選択し、AEC を作動させ、X 線を照射する (AEC の再現性テストは、別途行っておく必要がある)。
- (2) X線照射時のターゲットおよび付加フィルタの種類ならびに管電圧と mAs 値を記録する。
- (3) 照射モードをマニュアルに変更し、(2)のターゲットおよびフィルタの組み合わせ、ならびに管電圧や mAs 値を設定する。同じ mAs 値が設定できない場合は、その mAs 値を上回る最も近い値に設定する。
- (4) PMMA を取り除く。
- (5) 線量計検出器の測定面を乳房支持台の左右中央、胸壁側から 60 mm、乳房支持台より高さ 40 mm に合わせる。
- (6) 圧迫板を線量計検出器の検出面に接するように配置し、X 線を照射する。
- (7) 線量計の指示値を記録する。
- (8) 測定した照射線量より入射空気カーマを算出し、半価層や各種係数を用いて平均乳腺線量を算出する。線量計によっては直接、空気カーマ [mGy] を表示するものもあるので、その値を利用してもよい。ただし、必要な補正 (温度気圧補正や線量計の校正定数補正など) は行うこと。

$$K_{air} = X_{air} \times 33.97 \quad \dots\dots\dots (2-6)$$

K_{air} : 入射空気カーマ [Gy]

X_{air} : 照射線量 [C/kg]

33.97 : 空気の吸収線量変換係数 [J/C]

2.3.2.4 平均乳腺線量の決定

測定した入射空気カーマおよび半価層、各 PMMA 厚 (等価圧迫乳房厚) における乳腺線量 50 %に相当する係数やターゲットとフィルタの組み合わせに関する係数を用い

て、次式(4-4)より平均乳腺線量を算出する.

$$D = K \times g \times s \times c \quad \dots\dots\dots (2-7)$$

D : 平均乳腺線量 [mGy]

K : 入射空気カーマ [mGy]

g : 乳腺含有量 50 %に相当する係数 [mGy/mGy]

s : ターゲットとフィルタの組み合わせに関する係数

c : 乳腺含有量 50%から異なる乳腺線量を補正する係数

2.3.3 付録

係数 g [mGy/mGy]

PMMA 厚 [mm]	等価圧迫 乳房厚 [mm]	HVL [mmAl]							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90	----	0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103	---	0.074	0.074	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149

係数 s

ターゲット / フィルタ	係数 s	ターゲット / フィルタ	係数 s
Mo / Mo	1.000	Rh / Al	1.044
Mo / Rh	1.017	W / Rh	1.042
Rh / Rh	1.061	W / Al	1.050

2.4. CT 領域

X 線 CT の DRL に採用されている線量指標である CTDIvol と DLP (Dose Length Product) の実測の方法を習得する。

2.4.1 理論

CTDIvol と DLP は、ファントム中の空気吸収線量（空気カーマ）で表すことになっている。

2.4.1.1 CT 用電離箱の特性

CT 用電離箱は、円筒形の高圧電極の中に細線状の集電極が通してあり、長さ 100 mm の部分が検出部となっている（図 4.1）．軸上のレスポンスはどの場所でも一定で、X 線を照射された幅に比例した出力が得られる。



図4.1 CT用電離箱

また、CT で使用される X 線エネルギーに対応して幅広い範囲で感度のエネルギー依存性が小さくなっている（図 4.2）．このため、ファントム入射 X 線の実効エネルギーに対する線量計校正定数を、ファントム入射後の CT 用電離箱出力に適用できる．なお、CT 用電離箱には、アクリル樹脂でできたカバーがついているが、この状態で次に説明する CTDI ファントムに挿入する。

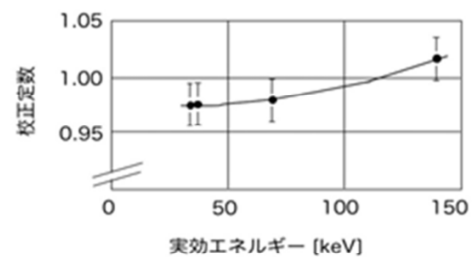


図4.2 CT用電離箱のエネルギー特性

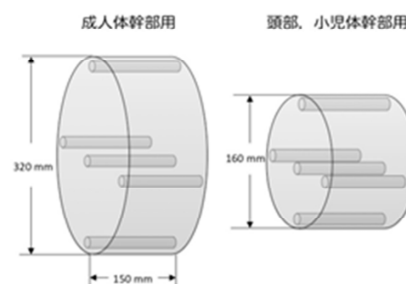


図4.3 アクリル樹脂製ファントム（CTDIファントム）

2.4.1.2 CTDI ファントム

CTDI ファントムは、アクリル樹脂製で

円筒形のものをを用いる。成人の体幹部用に直径 320mm のものと、頭部・小児体幹部用に直径 160 mm のものがある。それぞれ、中心と円筒表面から深さ 10 mm で 0,3,6,9 時の位置に CT 用電離箱が挿入される孔が開いている (図 4.3)。

2.4.1.3 CTDI の概念と計算

CT では、スキャンの際、ガントリ中を X 線管と検出器が対向して連続的に回転している中を被験者が通過していく。被験者に入射する前の X 線ビームは、体軸方向にコリメーションされているので、その線量プロファイルは矩形となるが、被験者に入射すると吸収・散乱を受けて、なまった形、すなわち山形もしくは釣り鐘上の形状になる (図 4.4)。被験者中の各点は、この線量プロファイルの線量をすべて吸収していくことになる。

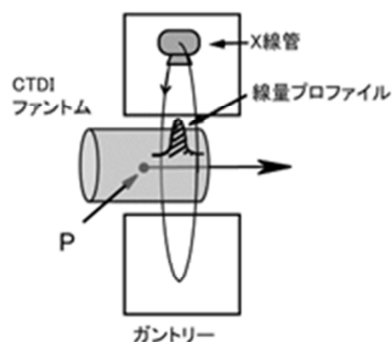


図4.4 線量プロファイル

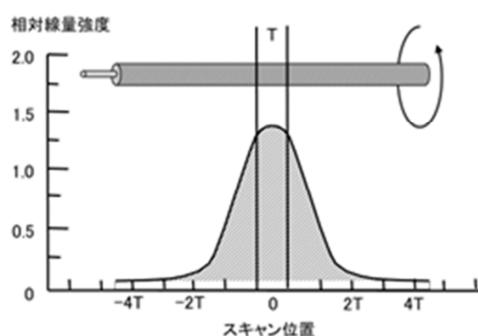


図4.5 CTDIの基本的な概念

そこで、CTDI の概念では、この線量プロファイルを体軸方向に長い線量計を用いて、1 回転のスキャンで測定する (図 4.5)。

CT 用電離箱の出力値は、校正を行って照射線量となる。通常 of 校正の手順では、線量計の校正定数をそのまま乗ずれば良いが、CTDI ではここが異なっている。これは、先にも述べたように CT では、吸収する点が移動していくことによる。では、どのようにすれば良いかというと、CT 用電離箱の全体に照射された値で求められた校正定数を、ビーム幅あたりの校正定数に変換して、これを線量プロファイル全体の出力値に乘ずれば良い。図 4.6 において、各ビーム幅分の区画ごとの CT 用電離箱の出力を積み上げて、そのビーム幅分の校正を行うイメージである。

なお、校正業者などに CT 用電離箱の校正を依頼すると、たとえば 1cm あたりの校

正定数といった形で、校正定数が与えられる（図 4.7）．ビーム幅が 1 cm であれば、これをそのまま使えば良いが、そうでない場合は、そのビーム幅での校正定数に変換して使用する．

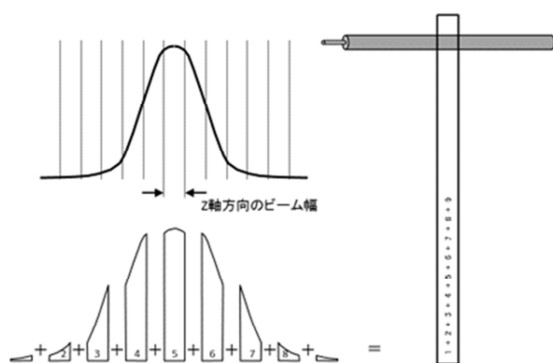


図4.6 CTDI測定値の取り扱い
(計算の考え方)

校正結果			
照射線量 実効エネルギー (kV)	照射線量 ($\mu\text{C/kg}$)	表示値 ($\mu\text{C/kg}$)	校正定数 ($(\mu\text{C/kg}\cdot\text{cm})/(\mu\text{C/kg})$)
40	129	129	10.0
45	129	129	10.0
50	129	129	10.0
55	130	129	10.1
60	130	129	10.1
70	130	129	10.1

校正の条件 (1)校正の基準点：電離箱の中心
(2)照射方向：電離箱の中心軸に対して垂直
(3)照射条件：10cm 長の電離箱全体を均一強度の X 線で照射
(4)キャップは非装着
(5)エレクトロメータ（型式 9060A、製造番号 99-2748）は取扱にて
確認した。
(6)校正結果は温度 22℃、気圧 1013hPa の状態に換算して求めた。
校正の不確かさ 5%（包含係数 $k=2$ ）
備考 校正定数 $(\mu\text{C/kg}\cdot\text{cm})/(\mu\text{C/kg})$ は、次式で求めた。
→ 校正定数 = $\frac{\text{表示値}(\mu\text{C/kg})/10\text{cm}}{\text{照射線量}(\mu\text{C/kg})}$

図4.7 CT用電離箱の校正定数

2.4.2 使用機材

CTDI ファントム：PMMA（アクリル樹脂）製円筒形ファントム（320, 160 mmφ）

CT 用電離箱：ペンシル型（100 mm）

その他：温度計、気圧計、関数電卓

2.4.3 方法

1. 温度気圧補正係数の計算

CT 用電離箱は一般的に通気形であるので、外気に応じて電離箱内の空気の密度が変わり、X 線の相互作用の対象となる電子の密度も変化する．CT 用電離箱で測定する照射線量は、その中で生成される電荷量 [C] を、空気の質量 [kg] で除すものであるの
で、同じ量の X 線があたっていても空気の密度が変化すると照射線量測定値も変化する．そこで、その測定値を、線量計校正における空気の標準状態（22.0 ℃，1013 hPa）
のときの測定値に補正するために以下の係数を乗じる．

$$k_{TP} = \frac{(273.2+T)}{(273.2+22.0)} \cdot \frac{1013.0}{P}$$

ここで、 k_{TP} は温度気圧補正係数、 T 、 P はそれぞれ測定時の気温 [°C]、気圧 [hPa] である。温度計、気圧計ともに正確に測れるものがあればそれで良いが、ない場合は、手近にある温度計を使用したり、気圧については、Web サイトなどでその地域の海拔が同等のところの気圧を参照しても良い。

2.4.4 CT 用電離箱の校正定数の計算

業者による校正成績証明書がない場合は、自身の施設にあるリファレンス線量計を用いて X 線 CT と同等の線質の X 線で校正を行う（ここでは詳細は省略する）。

業者による校正定数から、使用する CT 装置、撮影条件における体軸方向ビーム幅に対応する校正定数を計算する。

$$F_{10cm} = \frac{F_{1cm}}{(10/1)}$$

$$F_a = \frac{F_{10cm}}{(a/10)}$$

ここで、 F_{10cm} 、 F_{1cm} 、 F_a はそれぞれ、CT 用電離箱そのもの（10 cm 全体）、1 cm あたり、 a [cm] あたりの校正定数である。

2.4.5 CTDI（照射線量）の測定

CTDI ファントムに CT 用電離箱を挿入し、CT 装置の寝台に固定して目的の条件で、寝台を動かさずに 1 回転の照射を行う（図 4.8）。

CTDI ファントム中心と辺縁 4 カ所の測定を行い記録する。辺縁 4 カ所の値は平均をとっておく。

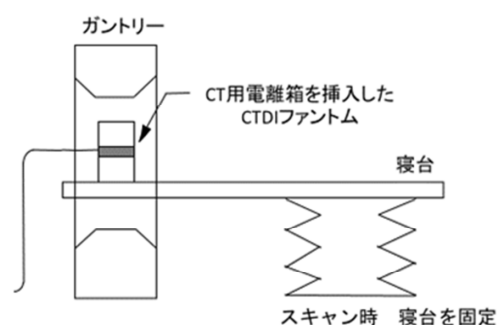


図4.8 測定配置

2.4.6 計算

2.4.6.1 CTDI₁₀₀の計算

CTDI ファントム中心の照射線量測定値 [C/kg] から $CTDI_{100,c}$ [mGy] を求める。

$$CTDI_{100,c} = X_c \cdot F_a \cdot k_{TP} \cdot 33.97$$

$$CTDI_{100,p} = X_p \cdot F_a \cdot k_{TP} \cdot 33.97$$

以下の式で、 $CTDI_w$ (weighted $CTDI_w$) [mGy] を求める。

$$CTDI_W = CTDI_{100,c} \times \frac{1}{3} + CTDI_{100,p} \times \frac{2}{3}$$

以下の式で、 $CTDI_{vol}$ (volume CTDI) [mGy] を求める。

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{PF}$$

以下の式で、 DLP (Dose Length Product) $[\text{mGy} \cdot \text{cm}]$ を求める。

$$DLP = CTDI_{vol} \times L_{scan}$$

求められた $CTDI_{vol}$ 、および DLP を、日本における診断参考レベル（図 4.9）と比較してみて、その過多について検討する。

図4.9 我が国のX線CTの診断参考レベル

2.5. 核医学領域

核医学検査における DRL は、放射性医薬品の実投与量が設定されている。

2.5.1 概要

成人の実投与量に関する全国調査を平成 26 年 11 月 25 日～平成 27 年 1 月 15 日に実施し、その結果の 75 パーセンタイル値を DRL としている。

2.5.2. 実投与量とは

投与した時間によって決まる一般的な投与量のことであり、また投与する放射性医薬品によっても異なる。また、厳密に実投与量を測定しようとして、全量を投与した後のシリンジ等の残量測定までする必要はないと考える（投与ボリュームの調整で放射エネルギーを調整する場合を除く）。意識的にある量を残したような場合を除き、全量投与した場合には、残量測定は行わずに誤差範囲として扱ってよいと考える。

例）骨シンチグラフィ：740MBq の場合

検査当日の 12 時が検定時間と定められており、その時に 740MBq となるように配送される。よって午前中に投与される場合、740MBq より多い投与量ということになる（図 5.1）。

例：骨シンチグラフィ（740MBq）

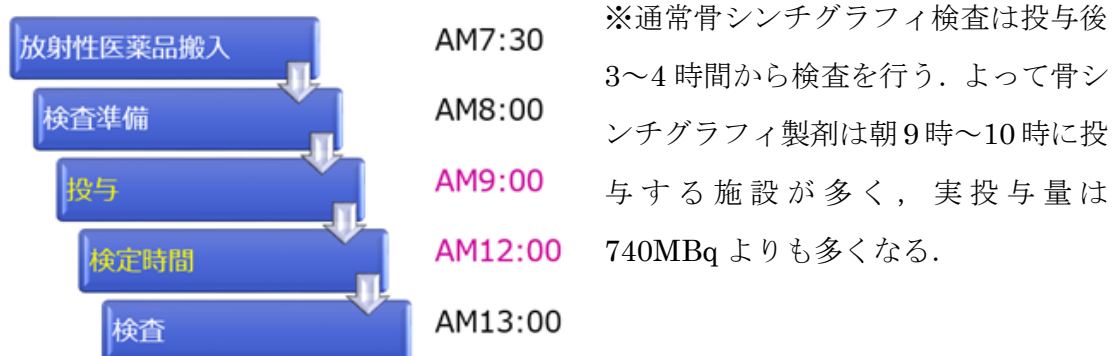


図 5.1 骨シンチグラフィのタイムスケジュール

2.5.3 簡易減衰表

国内では標識済み製剤を使用する医療機関が増えてきている。標識済み製剤は取り

扱いが簡便であり、検定日時における放射エネルギーが放射性医薬品基準によって定められているので、製剤1本毎に測定する必要はなく、物理学的な半減期の補正から求めることが实际的である。そこで核種ごとの減衰表を作成しておくことと便利であり、簡便に実投与量を把握できる。表.5.1, 5.2に核種ごとの簡易減衰表を示す。

また薬剤メーカーの HP 上に核種別に放射エネルギーを計算できるものもあり、こちらも活用できる (<http://www.nmp.co.jp/member/qa/main3.html>)。

核種	半減期 (hr)	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	投与時間
^{99m} Tc	6.01	1.59	1.41	1.26	1.12	1.00	0.89	0.79	0.71	0.63	0.56	
¹²³ I	13.3	1.23	1.17	1.11	1.05	1.00	0.95	0.90	0.85	0.81	0.77	
²⁰¹ Tl	72.9	1.04	1.03	1.02	1.01	1.00	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95	
⁶⁷ Ga	78.3	1.04	1.03	1.02	1.01	1.00	0.99	0.98	0.97	0.97	0.96	
¹¹¹ In	67.2	1.04	1.03	1.02	1.01	1.00	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95	
¹³¹ I	192.5	1.01	1.01	1.01	1.00	1.00	1.00	0.99	0.99	0.99	0.98	
		1.11	1.10	1.10	1.09	1.09	1.09	1.08	1.08	1.07	1.07	
		1.21	1.20	1.20	1.19	1.19	1.18	1.18	1.18	1.17	1.17	

表 5.1 核種ごとの簡易減衰表（投与時間）

※デリバリー注

核種	半減期 (hr)	8:00	8:30	9:00	9:30	10:00	10:30	投与時間
¹⁸ F	1.83	11.00	11.50	12.00	12.50	13.00	13.50	
		14.00	14.50	15.00	15.50	16.00	16.50	
		1.77	1.46	1.21	1.00	0.83	0.68	

表 5.2 ¹⁸F-FDG の簡易減衰表

3. Q&A

Q1 例えば、乳腺のリスクが実はもっと高かったことが判明し、リスクベネフィットの点からマンモグラフィを1mGyで撮影しなくてはならないとなったという状況が起きた時には、DRLを1mGyに下げるのですか

A1 DRLを率先して下げることはしません。DRLは調査に基づいた線量分布から設定するものであり、規制目的ではないからです。

もし、リスクベネフィットについてそのような事実があれば、ガイドライン等の勧告があるはずで、その結果として自ずと線量が下がってくるはずです。そしてその後の調査でDRLが下がっていくというのが本来のあるべき流れです。

Q2 DRLは、検診と医療で分けたらどうですか

A2 検診のガイドライン等で、検診では線量を低くしましょうという指導があれば、自ずと線量が下がってきます。その後の線量調査で、検診と医療の線量に明らかな有意差があれば、DRLも検診と医療で個別に設定しなくてはならなくなると思います。

DRLはあくまで線量の現況調査をした結果で設定するものであり、あらかじめの規制や誘導を目的にしていません。したがって検診では線量を下げましょうというのは、DRLが担うべき事柄の範疇外であり、検診ガイドライン等で担うべきものと考えべきです。

（日本核医学会・日本核医学会 PET 核医学分科会編：FDG-PET がん検診ガイドライン（2012 改訂）を参照）

Q3 自施設のCTの線量と診断参考レベルを比較する際にはどのようなデータを取得して、どの統計量と比較すればよいのでしょうか。

例えば、体重に関係なく撮影部位ごとにCTDIvolとDLPを記録し、その中央値をDRLと比較する？

あるいは、体重 50~60kg（冠動脈なら~70kg）の患者の撮影部位ごとにCTDIvolとDLPを記録し、その75パーセンタイル値をDRLと比較する？

A3 原則として標準体型での中央値をDRLと比較します。しかしながら次善の

策としては体重に関わらず線量データを集めてその中央値というのもやむを得ないかもしれません。

ある程度大きい症例数で評価することで、自ずと標準体型でのデータに近づいていくものと考えられるからです。

Q4 自施設で、古い装置と新しい装置で撮影線量に差が出ていて、臨床で併用している場合、DRLと比較するには、両方のデータの集合の平均値で見ればよいですか？装置ごとに比較すべきですか？

A4 装置毎に比較して下さい。例えば古くて線量の高いCT装置だからといって、その装置固有のDRLを設定することは、もしかしたら極めて高い線量の検査を容認してしまう可能性があります。

DRLは、自施設の線量が一般と比べて極めて高いのかどうかを認識していただき、最適化に向けたきっかけとなることを目指しています

Q5 CTにもいろいろなCT（DAS数の違い等）や逐次近似法の利用などがあります。またマンモでも、FPDかCRか、ソフトコピー診断かハードコピー診断かで、一般的な線量が異なりますが、それぞれ個別にDRLを設定しなくて良いのでしょうか。

A5 現段階でのDRLは検査項目単位で設定されます。そのような装置等の違いやその割合まで包含した上で設定されているものです。それぞれ個別に設定することはありません。

Q6 自施設で使用しているCT装置にはCTDI_{volume}が表示されますが、どの径のファントムサイズから求められた値か判断できません。簡便に知る方法がありますか？

A6 撮影パラメータを変更すれば予測はできますが、安全面を優先し、製造メーカーに使用装置とインストールされたソフトのバージョンを伝え確認すべきです。

Q7 小児CT検査でDRLに設定されていない年齢に対しては、求めたい年齢の

前後の年齢の値から直線補間で求めても問題ないでしょうか？

A7 直線かどうかはわかりません。しかし、DRLの運用上、問題ありません。あくまでも参考値です。

Q8 自施設で使用しているCT装置にはCTDI_{volume}やDLPなどがイメージ画像として作成されますが、PACSやデータサーバなどに保管した方がよろしいでしょうか？今後のDRLの更新に向けて我々がすべきことを教えて下さい。

A8 これらの情報は、MPPSでの保存も含め、DRLの確認や今後の線量データ収集の点からも残すべきです。

Q9 一般撮影における照射野の設定が受像面でなのか、皮膚面でなのか、どの位置なのか？よく理解できません。

A9 照射野は受像面です。

Q10 一般撮影における線量指標は、入射表面線量です。一般撮影においては、計測部会では皮膚面が一番線量が高くなることから入射皮膚線量（吸収線量）で評価されていたと思われませんが、今回はなぜ、入射表面線量（空気カーマ）で評価するのですか？

A10 入射皮膚線量の評価とすれば、f-factorが関係してきます。その際、実効エネルギーや空気、Soft Tissueのエネルギー吸収係数が必要となってきます。DRLの概念では単純に測定できる評価法とありますので入射表面線量となっています。また、諸外国においても入射表面線量を指標としているのが多くあります。

Q11 DRLの値は線量の最適値でしょうか。

A11 DRLは線量の最適値ではありません。DRLの線量値以上に高い線量の施設や装置では、線量の見直しが必要になるラインです。

Q12 DRLs2015でのIVR領域の20mGy/minはIVRのみに対応しているのですか。

- A12** 診断検査などを含む血管撮影領域全般に対応した DRL です。
- Q13** 血管撮影領域の DRL はどんな線量ですか。
- A13** アクリルファントム 20cm を用いた患者照射基準点（IVR 基準点）での入射表面線量（ファントムからの後方散乱を含んだ線量）です。
- Q14** CT において、各施設では 10 例から平均を出して比較・評価とあるが、なぜ 10 例なのですか？10 例の根拠は？
- A14** 「参考資料 診断参考レベル（DRLs 2015） 設定の報告」P23, 2.3 結果と参考（DRL 設定の根拠と限界）では、「DRL 設定のためには、様々な性格の施設を対象として 10 件以上の標準的な検査の撮影条件を収集することが望ましいとされている」と記載されています。
- Q15** CT において、表示値が正しいのかをメンテナンスで行っているのを信じてよいのですか？
- A15** 定期的に行われているメンテナンスで、CTDI や DLP の表示値の点検も行われていれば、その表示値と DRL を比較することには問題ありません。
- Q16** CT において、心臓 CT の標準体重が他の値と違うのはなぜですか？
- A16** 成人患者の標準体格を定めるため、日本医学放射線学会の調査でプロトコル毎に体重分布を解析したところ、ほぼすべてのプロトコルで 50～60kg が最頻であったが、冠動脈だけは 60～70kg が最頻でありました。そこで、冠動脈を除くすべてのプロトコルでは標準体格を 50～60kg と定め、この区間の患者を対象として線量分布の 75 パーセンタイルを求めました。冠動脈については最頻区間も含めるために標準体格を 50～70kg に拡大し、線量分布の 75 パーセンタイルを求めました。
- Q17** 線量計のない施設で、本当に計算法の値で評価してよいのですか？
- A17** 適切な線量計やファントムを用いた線量測定が望ましいが、線量計を有していない医療現場では、自施設の線量と DRL との比較が難しいので、当面の

対応策として、NDD 法や被ばく線量が計算可能な既存のソフトウェアの利用で算出された数値、装置の表示値を代用することで評価をしてください。その際、表示されている数値が何を示しているのか、表示値の根拠や計算条件を確認して利用してください。

Q18 個人個人の被ばく線量の多い少ないを判断するのに DRL は使えますか？

A18 個人個人の被ばく線量は、それぞれの体型や検査目的など様々な要因で変わります。DRL は施設の被ばく線量を評価するものであり、個人個人の被ばく線量を評価するものではありません。各施設の平均的な値を DRL と比較し、日本の標準とどういう関係か判断し、撮影条件などの最適化に用いてください。

Q19 DRL の値から実効線量は計算できますか？

A19 DRL は、診療放射線技師を含めた関係者の誰もが比較的容易に測定や計算ができるように、考えられた線量の最適化のための指標であり、その検査の代表的な線量を示しておりません。したがって、これらから実効線量を求めることお勧めいたしません。

Q20 DRL はどうやって使っていったら良いのでしょうか？

A20 ご自身の施設で測られたり装置に表示されたりする線量値（一般撮影なら表面入射線量、マンモグラフィなら平均乳腺線量、IVR・血管造影なら患者照射基準点（IVR 基準点）線量率、X 線 CT なら CTDIvol・DLP など）を一定期間収集して、その中央値（または平均値）を、DRL の値と比較してください。DRL は上限値ではありませんが、もし自施設の値が DRL よりかなり大きいのであれば、線量低減をご検討いただき、逆にもしかなり小さければ、診断能を低下させている可能性があるため、画像評価等も合わせてご検討ください。

Q21 日本の DRL の値は、他の国の DRL と比べて多いですか少ないですか？

A21 DRL は、各国の独自の調査に基づき、実際行われている放射線検査での被ば

く線量から求められています。同様に、我が国の DRL も、報告書にも書かれております多くの学会・団体の全国調査に基づくものです。したがって、使用装置が同じようなものであれば、日本のものと他国のものは大きく違わないと思いますが、体幹部などの撮影での欧米人と日本人の体格の違い（下表参照）や、急性期脳梗塞の診断の各国での考え方の違いなどによって、多少の違いもあります。

**日本と米国における
40～49歳の成人の身長と体重**

	日 本		米 国	
	男性	女性	男性	女性
身長(cm)	170.9	157.9	176.8	163.1
体重(kg)	70.5	54.7	91.0	76.2

- ・ 平成 24 年度国民健康・栄養調査
- ・ 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.

Q22 DRL と比較するための線量値は何を使って測ったら良いのでしょうか？

A22 以前は、どのモダリティについても、感度のエネルギー依存性や方向依存性の特性の良い電離箱線量計が推奨されていましたが、現在市販されている半導体線量計などは、これらの特性が電離箱線量計に匹敵するようなものもあり、特に何で測らなくてはいけないということはないと思います。ただし、使用される線量計の各種特性は、ご自身で十分確認してから使用されることを推奨します。

Q23 核医学の DRL は実投与量で定められていますが、静注時のシリンジ等への残量を差し引く必要はありますか

A23 残量測定することによって診療には不要な被ばくが伴ってしまいます。誤差範囲と捉えてよいのではないのでしょうか。

三枝健二, 有水昇, 中田常男他：放射性医薬品静注後の注射器内残留放射能について。

RADIOISOTOPES. Vol.29, No.4, 208-214. Apr.1980.

Q24 **DRL は必ず守らなければいけないのですか？**

A24 DRL の意義として最も大切なポイントは 3 つ, ①線量限度ではないということ, ②優れた診療と劣った診療の境界ではないということ, ③線量の最適値ではないということです。線量限度は, 超えてはならない線量値ですが, DRL は, 医療被ばくの最適化に関する指標であるため, 臨床的に必要な被ばくであれば超過してもやむを得ません。また, 職業被ばくの線量限度とは異なり, DRLs は個々の患者の被ばくを制限するものではありません。患者の体重や体格により, 標準的なモデルとなる患者よりも高い線量もしくは低い線量となる場合があるからです。

Q25 当施設で用いる典型的な線量が **DRLs** を超えてしまっているのですが, どうすればよいですか？

A25 施設で用いている代表的なプロトコルによる線量が **DRLs** を超えている場合, 臨床的に正当な理由がない限り, 線量の最適化について見直しを行う必要があります。具体的には, X 線診断装置の性能や撮影プロトコルなどを調査し, **DRLs** を超えてしまう原因を突き止め, より適正な線量の使用に向けた対策を施します。対策後, 施設の代表的な線量を再度測定・評価し, **DRLs** より低くなったかを確認してください。米国放射線防護審議会 (National Council for Radiation Protection and Measurements : NCRP) では, 年ごとにプロトコルおよび診療の確認を推奨しています。

Q26 複数の CT 装置を保有している場合, 装置ごとの線量把握が必要ですか？

A26 CT 装置の CT-AEC 機構は装置メーカーごとに制御方式は異なっているため, 同じ体格の患者を撮影しても同じ線量とはなりません。また CT 装置の導入年度によって逐次近似応用再構成の有無や検出器の構成, ソフトウェアのバ

ージョン等が異なることによって線量も異なってくるため、異なる CT 装置があれば装置ごとに線量把握を行うことが望ましいです。

Q27 自施設の線量を測定した後、どこまで下げるかをどのように判断したらよいですか？

A27 まず線量を下げて画質に影響しないかを検討します（照射野を必要以上に広げすぎていないか、装置の故障や劣化の問題はないか等）。その上で出力線量を下げると画質が低下することから、診断能に関係してくるため病院での診断を行う医師と相談しながら検討していく必要があります。

Q28 DRL を日本の平均的な被ばくの見安として患者に説明してよいですか？

A28 DRL は全国の施設の代表的な被ばく線量（中央値や平均値）を示しているものではありませんので、被ばくの見安にはなりません。したがって、患者への説明に DRL の数値を用いるのは不適切です。

DRL はあくまで、放射線診療従事者が自施設等の最適化の確認や推進のために用いる数値であることに留意して下さい。

Q29 マンモグラフィの DRL 値は他のモダリティと違い 95 パーセンタイル値が採用されたのでしょうか？

A29 マンモグラフィシステムでは他のモダリティと比較し標準偏差が小さく、線量分布がまとまっています。これは NPO 法人日本乳がん検診精度管理中央機構をはじめとする多くの学会や装置・測定器メーカーの協力もと精度管理を行ってきた成果であり、画質と線量の最適化が図られているデータと考えられたのでこの値が採用されました。また、DRL 値は他の国と比べても殆ど相違ありません。

Q30 自施設の線量分布のどの値と DRLs を比べればいいのか

A30 J-RIME は自施設の標準体型群における典型的な線量を用い、DRLs を比較することを提唱しています。J-RIME が示した施設の典型的な線量とは、標

標準体型群で得られた線量分布の中央値を意味しています。自施設の線量分布の中央値が DRLs よりも著しく高い場合には、線量低減の可能性を検討することが求められます。

Q31 標準体型にこだわらないといけないのでしょうか？

A31 自施設の線量の代表値と DRLs を比較する際には、原則として標準体型群における線量分布の中央値を用いることが求められます。しかし臨床現場で標準体型群の患者のみの線量データを集めることは非常に難しいです。十分なサンプル数があれば標準体格群の患者数が最も多くなってくるため、ある一定期間の全検査の線量データを記録するなどの対応によって評価を行うことも可能です。

Q32 DRLs の数値はどのように決めているのですか？

A32 DRLs は、国または地域ごとで調査されたデータから解析されます。各施設を調査する際、施設の基準となる数値は標準的体格の患者で典型的な値（施設内の中央値など）を使用します。線量の測定方法は複数あるため、調査する際に標準化された線量測定法を用います。集計されたデータは、線量ヒストグラムのパーセンタイル点に基づき、DRLs の値を設定します。DRLs では、一般的に 75 パーセンタイルに設定するのが基本的です。核医学については、各施設が考える“良い画質”を得るのに必要な投与量とします。DRLs が 75 パーセンタイルの値の場合、線量ヒストグラムの上位 25% の施設では、診断参考レベルよりも高い線量を用いていることを表します。これらの施設では、臨床的に正当な理由がない限り、線量の最適化について見直しを行う必要があります。また、診断参考レベル以下の線量を使っている場合、それで満足せず最適化の余地がないか検討する必要があります。