

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

平成 27 年 6 月 7 日

医療放射線防護連絡協議会	日本小児放射線学会
日本医学物理学会	日本診療放射線技師会
日本医学放射線学会	日本放射線影響学会
日本核医学会	日本放射線技術学会
日本核医学技術学会	医療被ばく研究情報
日本歯科放射線学会	ネットワーク(J-RIME)

協力

日本画像医療システム工業会	放射線医学総合研究所
---------------	------------

2015. 8. 11 一部修正

序文

近年、医療分野における放射線の利用が急速に拡大し、これにともなって医療で受ける放射線被ばくによる影響への不安も広がっている。診断や治療のために放射線被ばくを受ける患者には、生命を脅かすような病気を克服できるという明らかな便益があるので、画一的な線量限度を設けるのではなく、それぞれの場合に対応した判断が求められている。しかし実際には、直面している健康問題を解決することが重要であり、その結果として将来起こるかもしれない障害のリスクを考慮した防護の最適化を行うことは必ずしも容易ではない。

年々増加する医療被ばくに対応するために、原子放射線の影響に関する国連科学委員会(UNSCEAR)、国際放射線防護委員会(ICRP)、国際原子力機関(IAEA)、世界保健機関(WHO)といった国際機関や団体が協力して、エビデンスベースの医療放射線防護の実現に向けた検討を行っている。その対策の一つが、防護の最適化のための診断参考レベル(Diagnostic Reference Level; DRL)の適用である。現在、国際的には、国による診断参考レベルの設定が医療放射線防護の要件となっている。

我が国は、放射線検査の普及が大変進んでいるのと同時に、放射線の人体影響に関して社会的関心が極めて高いという特殊な状況にあり、早急に対策を講じる必要に迫られている。そのためには、学協会などの協力を得て多くの専門家の力を結集し、医療被ばくに関する国内外の研究情報を収集・共有して、わが国の事情に合致した医療被ばくの防護体系を確立する必要がある。こうした活動の母体として2010年、関連する学協会の協力のもとに、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)が発足した。

J-RIMEの活動目的は、放射線診療における被ばく線量・リスク評価など医療被ばくに関するデータを収集し、我が国の医療被ばくの実態把握を行うとともに、国際的な動向を踏まえて医療被ばくの適切な防護体制を国内に構築する点にある。2015年現在、放射線医療及び防護関連学会・機関・大学・職能団体・医療施設・行政機関等からの参加や関連工業会の協力を得て、オールジャパンのネットワークとして機能している。

このたび J-RIME では、参加団体が実施した実態調査の結果に基づいて、医師、診療放射線技師、医学物理士を始めとする様々な専門家が共に議論を行い、国際機関の専門家の助言も得て、日本で初めて診断参考レベルを策定した。この診断参考レベル(通称 DRLs 2015 あるいは診断参考レベル 2015)は、本議論に参加した団体それぞれから承認を得て、本報告書において公表する。今後は、医療現場における診断参考レベルの理解・普及・定着に向けた支援を進めるとともに、さらには対象モダリティの拡張、診断参考レベルの更新に向けた体制整備、国内制度への取り入れに向けた提言などを進めたいと考えている。

最後に、関係各位のご尽力とご努力に心から感謝する。

平成 27 年 6 月 7 日

医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)代表

米倉 義晴

目 次

1. 診断参考レベル(DRLs 2015)を設定した経緯	1
2. 診断参考レベル設定の目的	2
2.1 診断参考レベルの意義	
2.2 診断参考レベルの医療現場での活用	
3. 診断参考レベル(DRLs 2015)の数値	5
3.1 X線 CT 検査の診断参考レベル	
3.1.1 成人 CT の診断参考レベル	
3.1.2 小児 CT の診断参考レベル	
3.2 一般撮影の診断参考レベル	
3.3 マンモグラフィの診断参考レベル	
3.4 口内法 X線撮影の診断参考レベル	
3.5 IVR の診断参考レベル	
3.6 核医学の診断参考レベル	
4. 謝辞	9
参考資料: 診断参考レベル(DRLs 2015)設定の報告	
CT	11
一般撮影	16
マンモグラフィ	20
口内法 X線撮影	23
IVR	28
核医学	32

1. 診断参考レベル(DRLs 2015)を設定した経緯

ICRP (International Commission on Radiological Protection) の諸勧告や IAEA (International Atomic Energy Agency) の国際基本安全基準など国際的な指針において、診断参考レベル(Diagnostic Reference Level; DRL) が診断領域の医療放射線防護において最適化のツールであるとされている。これは、DRL が単に線量値を規定するだけでなく、どの線量を DRL に用いる線量として定義するか、どのように測定するか、どのように集計するか、どのように運用するか等、さまざまな要素を含んでおり、さらに装置や手法の品質保証にも密接に関連し、最適化に重要な役割を果たすためと考えられる。海外での DRL の状況として、欧州では EU (European Union) の欧州指令 Council Directive 97/43/Euratom (1997 年 6 月) によって医療放射線防護の枠組みが定められたが、その中で診断領域に関して DRL の確立が EU 加盟国に求められ、それを受けて各国で DRL を取り入れている。また米国では ACR (American College of Radiology)、AAPM (American Association of Physicists in Medicine)、NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) などによって示された DRL が事実上の標準となっていると考えられる。

一方わが国では、これまで J-RIME (Japan Network for Research and Information on Medical Exposure) の構成団体をはじめ、さまざまな団体・学会・機関、研究者等が診断線量の調査を行い、標準的と思われる診断線量を提唱してきたが、必ずしも多くの関係者が十分に連携して実施されたものではなく、広く認められた DRL と呼べるものはなかった。このため医療現場で DRL が運用されているとは言いにくいのが現状である。

J-RIME は 2010 年 3 月に関係団体が医療被ばく研究情報を共有して連携するための組織として設立された。その活動の一環として、2014 年 8 月に各構成団体から委員の派遣を受けて DRL ワーキンググループを立ち上げ、DRL 設定に取り組むこととなった。ひとつのプラットフォームのうえで構成団体が共同して、診断線量の定義や調査手法を詳細に検討したのち、大規模な全国調査を実施し、結果を集計・分析し、さらに国内外の専門家のコメントを考慮して委員が討論を重ねて作業を進めた。一連の過程で透明性・客観性を保つように配慮がなされた。これは、今回策定した DRL(DRLs 2015) が妥当なものであると認識され、確立された標準として国内で広く用いられることを目指したからである。

2. 診断参考レベル設定の目的

2.1 診断参考レベル(DRL)の意義

ICRP は、DRL を「調査のためのレベルの一種であり、容易に測定される量、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に適用される」と定義している¹⁾。

この DRL の意義として最も強調すべき点は、線量限度ではないということ、そして優れた診療と劣った診療の境界ではないということである²⁾。線量限度は、超えてはならない線量値であるが、DRL は、臨床的な必要性があれば超過してもよい¹⁾。また、職業被曝の線量限度とは異なり、DRL は個々の患者の被ばくを制限するものではない。患者の体重や体格により、標準的患者よりも高い線量が必要とされる場合があるからである。異常に高い線量を用いている施設を特定し、最適化のプロセスを推進するためのツールである。

DRL は国または地域ごとに設定される。これは、機器および処置のプロトコールが国や地域の施設ごとによって異なる可能性があるためである。

DRL は、標準的な体格の患者または標準ファントムについて、容易に測定され再現性の高い線量尺度を用いて設定されるものであり、実効線量を用いて設定すべきではない²⁾。また設定に際しては画質が考慮される。

DRL の設定に当たっては、まず検査種別に、予め標準化された方法により線量測定が実施される。患者やファントム測定による典型的な線量の分布の第 75 百分位数として設定することが多いが、最適化が進んでいる検査においては、この限りではない。

いったん国や地域で DRL が設定された後も、その値は、機材や診療の変化に従い、定期的に再評価される。今回提案する DRL も、今後、機器・手法の進歩など放射線医療の状況に応じて適宜見直す予定であり、そのためには定期的に全国から放射線診断の線量情報を収集する必要がある、線量調査のための技術的対応が進められている。現在、医療被ばくに関連した情報を電子的に収集する手法としては、DICOM(PS3.16)で規格化されてい

る Radiation Dose Structured Report (RDSR) を利用することが放射線画像診断装置で検討されている⁴⁻⁷⁾。

DRL と同様の概念に、達成可能線量 (Achievable Dose; AD) と診断参考レンジ (Diagnostic Reference Range; DRR) がある。AD は線量分布のほぼ第 50 百分位数として設定される。DRL は基本線量分布の上位 25% に入る施設に見直しを求めるものであるが、残り 75% の施設にも患者への防護の最適化を促す目的で、米国放射線防護審議会 (NCRP) は AD の利用を推奨している³⁾。さらに質の向上のための有益な取り組みとして、DRR の利用も提案されている。典型的な DRR の下限以下では、診断的価値のある高画質が得られない、上限以上では線量が過大になる可能性があるという幅を持って調査用または対策用のレベルを示すという考え方である⁸⁾。

2.2 診断参考レベルの医療現場での活用

施設で用いている典型的な線量が DRL を超えている場合、臨床的に正当な理由がない限り、線量が最適化されているかどうかを判定するための見直しを行う必要がある。一般的には用いている機器の性能やプロトコール(手技)などを調査し、高線量の原因を突き止め、より適正な線量の使用に向けた対策を講じる。対策を講じた後、施設の典型的な線量をあらためて評価し、DRL より低くなったことを確認する。NCRP³⁾では、定期的に(たとえば少なくとも年 1 回)プロトコールおよび診療を見直し、気づかないうちに変化していないことを確認することを推奨している。また新しい装置に関するプロトコールは、患者の検査に使用される前に評価し、長期的な(3~6 カ月)経験が得られた後に再評価することが望ましい³⁾。これらすべての手順を通じて、求めるのは最高の画質ではなく、各々の診断に必要な十分な画質であることに留意すべきである。

DRL の目的は、最適化であって、線量低減ではない。正当化がなされた検査は必要な診断情報が得られなければ、かえって無駄な被ばくとなる。検査に当たっては、マージンを含んで必要な線量を用いることが前提である。

最適化の推進のためにも医療現場においては、まず DRL と比較する必要があるが、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。当面の対応策として、NDD 法⁹⁾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が考えられる。また線量計やファントムに関しては、所有している関連団体や他施設のものが利用できるような仕組み作りも有用であると思われる。

DRL は国際比較にも利用される¹⁰⁾。標準ファントムに基づく DRL の場合は問題ないが、標準体型に基づく DRL の場合、欧米人と日本人には明らかな体格差があることに注意が必要である。

参考文献

- 1) International Commission on Radiological Protection, 1996. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26 (2)
- 2) Vassileva J, Rehani M, 2015. Diagnostic reference levels, American Journal of Roentgenology 204, W1–W3.
- 3) National Council on Radiation Protection and Measurements, 2012. NCRP report 172. Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States.
- 4) The Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers, 2015. DICOM Standard, <http://medical.nema.org/standard.htm>.
- 5) International Electrotechnical Commission, IEC 61910–1 ed.1.0, 2014. Medical electrical equipment – Radiation dose documentation – Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy.
- 6) International Electrotechnical Commission, IEC 60601–2–44 ed.3.0, 2009. Medical electrical equipment – Part 2–44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography.
- 7) International Electrotechnical Commission, IEC 60601–2–43 ed.2.0, 2010. Medical electrical equipment – Part 2–43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures.
- 8) Goske M, Strauss K, Coombs L, et al., 2013. Diagnostic reference ranges for pediatric abdominal CT. Radiology 268, 208–218.
- 9) 森剛彦, 鈴木光昭, 佐藤齊, 他, 1997 医療被曝のガイダンスレベルの設定に関する研究. 鈴鹿医療科学技術大学紀要, 4, 109–129.
- 10) Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, last revision 2013. National Diagnostic Reference Level Fact Sheet <http://www.arpansa.gov.au/services/ndrl/ndrlFactsheet.cfm> (accessed 17 March 2015).

3. 診断参考レベル(DRLs 2015)の数値

本報告書において提案する診断参考レベル(DRLs 2015)は以下の通り

3.1 X線 CT 検査の診断参考レベル

3.1.1 成人 CT の診断参考レベル

	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	85	1350
胸部 1 相	15	550
胸部～骨盤 1 相	18	1300
上腹部～骨盤 1 相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注1) 標準体格は体重 50～60kg、但し冠動脈のみ体重 50～70 kg

注2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない

より詳しい情報は CT の診断参考レベル設定の報告(P11)を参照のこと

3.1.2 小児 CT の診断参考レベル

	1 歳未満		1～5 歳		6～10 歳	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注1) 16cm ファントムによる値を示し、括弧内に 32cm ファントムによる値を併記した。

注2) CTDI_{vol} の単位は mGy、DLP の単位は mGy·cm である。

より詳しい情報は CT の診断参考レベル設定の報告(P11)を参照のこと

3.2 一般撮影の診断参考レベル

撮影部位	入射表面線量 (mGy)	撮影部位	入射表面線量 (mGy)
頭部正面	3.0	骨盤	3.0
頭部側面	2.0	大腿部	2.0
頸椎	0.9	足関節	0.2
胸椎正面	3.0	前腕部	0.2
胸椎側面	6.0	ゲースマン法	6.0
胸部正面	0.3	マルチウス法	7.0
腹部	3.0	乳児胸部	0.2
腰椎正面	4.0	幼児胸部	0.2
腰椎側面	11.0	乳児股関節	0.2

より詳しい情報は一般撮影の診断参考レベル設定の報告(P16)を参照のこと

3.3 マンモグラフィの診断参考レベル

・平均乳腺線量 2.4 mGy (95 パーセンタイル値)

より詳しい情報はマンモグラフィの診断参考レベル設定の報告(P20)を参照のこと

3.4 口内法 X 線撮影*の診断参考レベル

*今回調査したのは二等分法もしくは平行法による標準的な口内法 X 線撮影で、咬翼法や咬合法(二等分法、歯軸方向投影法)等の他の口内法は含まない。

撮影部位	PED (mGy) ^{a)}	
	成人 ^{b)}	小児 ^{c)}
上 顎		
前歯部	1.3	0.9
犬歯部	1.6	1.0
小臼歯部	1.7	1.1
大臼歯部	2.3	1.3
下 顎		
前歯部	1.1	0.7
犬歯部	1.1	0.9
小臼歯部	1.2	0.9
大臼歯部	1.8	1.1

a) PED (患者入射線量)は患者の背面散乱を含まないコーン先端自由空中空気カーマ

b) 標準的な体格の成人患者

c) 10 歳小児患者

より詳しい情報は口内法 X 線撮影の診断参考レベル設定の報告(P23)を参照のこと

3.5 IVR の診断参考レベル

・透視線量率 20mGy/min (IVR 基準点線量率)

より詳しい情報は IVR の診断参考レベル設定の報告(P28)を参照のこと

3.6 核医学検査の診断参考レベル

検査及び放射性薬剤	DRL (MBq) ^{a)}
骨： ^{99m} Tc-MDP	950
骨： ^{99m} Tc-HMDP	950
骨髄： ¹¹¹ In-CI	120
脳血流： ^{99m} Tc-HM-PAO(安静あるいは負荷1回のみ)	800
脳血流： ^{99m} Tc-HM-PAO(安静+負荷)	1200
脳血流： ^{99m} Tc-ECD(安静あるいは負荷1回のみ)	800
脳血流： ^{99m} Tc-ECD(安静+負荷)	1100
脳血流： ¹²³ I-IMP(安静あるいは負荷1回のみ)	200

脳血流： ¹²³ I-IMP(安静+負荷)	300
脳疾患：イオマゼニル(¹²³ I)	200
トランスポート：イオフルハソ(¹²³ I)	190
脳槽・脊髄腔： ¹¹¹ In-DTPA	70
甲状腺摂取率： ¹²³ I-NaI	10
甲状腺： ^{99m} Tc-pertechnetate	300
副甲状腺： ²⁰¹ Tl-Cl	120
副甲状腺： ^{99m} Tc-pertechnetate	300
副甲状腺： ^{99m} Tc-MIBI	800
肺換気： ^{81m} Kr-ガス	200
肺換気： ¹³³ Xe-ガス	480
肺血流： ^{99m} Tc-MAA	260
RI-グラフィ： ^{99m} Tc-MAA	500
肝・脾： ^{99m} Tc-phytate	200
肝機能： ^{99m} Tc-GSA	260
肝胆道： ^{99m} Tc-PMT	260
肝・脾： ^{99m} Tc-Snコロイド	180
心筋血流： ²⁰¹ Tl-Cl	180
心筋血流： ^{99m} Tc-tetrofosmin(安静あるいは負荷1回のみ)	900
心筋血流： ^{99m} Tc-tetrofosmin(安静+負荷)	1200
心筋血流： ^{99m} Tc-MIBI(安静あるいは負荷1回のみ)	900
心筋血流： ^{99m} Tc-MIBI(安静+負荷)	1200
心筋脂肪酸代謝： ¹²³ I-BMIPP	130
心交感神経機能： ¹²³ I-MIBG	130
心プール： ^{99m} Tc-HSA	1000
心プール： ^{99m} Tc-HSA-D	1000
心筋梗塞： ^{99m} Tc-PYP	800
唾液腺： ^{99m} Tc-pertechnetate	370
メッケル憩室： ^{99m} Tc-pertechnetate	500
消化管出血： ^{99m} Tc-HSA-D	1040
腎静態： ^{99m} Tc-DMSA	210
腎動態： ^{99m} Tc-MAG3	400
腎動態： ^{99m} Tc-DTPA	400
副腎皮質： ¹³¹ I-アドステロール	44
副腎髄質： ¹³¹ I-MIBG	45
副腎髄質： ¹²³ I-MIBG	130
腫瘍： ²⁰¹ Tl-Cl	180

腫瘍・炎症： ⁶⁷ Ga-citrate	200
リンパ管： ^{99m} Tc-HSA-D(保険適応外)	950
センチネルリンパ節： ^{99m} Tc-Snコロイド*	120
センチネルリンパ節： ^{99m} Tc-phytate	120
RIアンギオグラフィ： ^{99m} Tc-HSA-D	1000
腫瘍検査：院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
腫瘍検査：デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
脳検査：院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
脳検査：デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
¹⁵ O-CO ₂ ガス：2D	8000
¹⁵ O-O ₂ ガス：2D	6000
¹⁵ O-COガス：2D	3000
¹⁵ O-CO ₂ ガス：3D	2900
¹⁵ O-O ₂ ガス：3D	7000
¹⁵ O-COガス：3D	7500
心臓検査：院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
心臓検査：デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
心臓検査： ¹³ N-NH ₃	720

a) 成人の投与量(MBq)

より詳しい情報は核医学検査の診断参考レベル設定の報告(P32)を参照のこと

4. 謝辞

診断参考レベルの設定に係る調査や本報告書作成に協力、助言いただいた関係各位に感謝の意を表する。

赤羽 恵一氏	奥田 保男氏	佐藤 公彦氏	福島 康宏氏
赤羽 正章氏	奥村 泰彦氏	佐藤 健児氏	藤原 理吉氏
浅田 恭生氏	小野 欽也氏	佐藤 寛之氏	細野 眞氏
阿部 光一郎氏	小野 孝二氏	宍戸 文男氏	法花堂 学氏
阿部 修司氏	甲斐 倫明氏	島田 義也氏	間賀田 泰寛氏
粟井 一夫氏	加藤 京一氏	鈴木 昇一氏	牧 浩昭氏
粟井 和夫氏	加藤 守氏	鈴木 賢昭氏	待鳥 詔洋氏
五十嵐 隆元氏	川辺 睦氏	清 哲朗氏	松尾 綾江氏
池淵 秀治氏	神田 玲子氏	高瀬 正氏	宮川 清氏
井澤 真希氏	菊池 敬氏	高橋 康幸氏	宮崎 治氏
石井 一成氏	菊地 透氏	竹井 泰孝氏	村松 禎久氏
石口 恒男氏	岸本 健治氏	多湖 正夫氏	目黒 靖浩氏
井田 正博氏	北村 善明氏	田代 聡氏	諸澄 邦彦氏
井田 義宏氏	木村 達氏	田波 穰氏	柳田 幸子氏
伊丹 純氏	工藤 安幸氏	土井 司氏	柳田 祐司氏
市田 隆雄氏	櫛田 尚樹氏	中村 和正氏	山下 俊一氏
伊藤 友洋氏	久保田 一徳氏	中村 吉秀氏	山口 一郎氏
犬伏 正幸氏	小山 修司氏	西出 裕子氏	吉田 和則氏
今林 悦子氏	斎 政博氏	西川 慶一氏	米内 俊祐氏
岩永 明男氏	斎藤 享子氏	丹羽 太貫氏	米倉 義晴氏
遠藤 啓吾氏	坂本 肇氏	根岸 徹氏	我妻 慧氏
大野 和子氏	笹川 泰弘氏	花井 耕造氏	渡邊 浩氏
岡本 孝英氏	佐々木 健氏	原田 康雄氏	(五十音順)
小川 清氏	佐々木 康人氏	伴 信彦氏	

NPO 法人日本乳がん検診精度管理中央機構

海外アドバイザー

Dr. Madan Rehani (Harvard Medical School&MGH)

Dr. Lawrence Lau (IRQN, ISR)

Dr. Maria del Rosario Perez (WHO)

Dr. Ferid Shannoun (UNSCEAR)

参考資料

診断参考レベル(DRLs 2015)

設定の報告

モダリティ CT

報告者 赤羽 正章、井田 義宏、竹井 泰孝、藤原 理吉、宮崎 治

報告日 2015 年 2 月 27 日

1. 診断参考レベル(DRL)の数値

成人と小児の CT について、 $CTDI_{vol}$ (volume computed tomography dose index)および DLP (dose length product)を対象として、下記(表 1、表 2)のように DRL を定めた。

表 1. 成人 CT の DRL

	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	85	1350
胸部 1 相	15	550
胸部～骨盤 1 相	18	1300
上腹部～骨盤 1 相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注 1) 標準体格は体重 50～60kg、但し冠動脈のみ体重 50～70 kg

注 2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない

表 2. 小児 CT の DRL

	1 歳未満		1～5 歳		6～10 歳	
	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注 1) 16cm ファントムによる値を示し、括弧内に 32cm ファントムによる値を併記した。

注 2) $CTDI_{vol}$ の単位は mGy、DLP の単位は mGy·cm である。

2. 上記数値の根拠

2.1. 調査(時期、対象、方法)

成人については、二つの調査結果を参考にした。一つは、日本医学放射線学会(以下、日医放)が専門医修練機関 712 施設を対象として 2014/5/19～5/25 のうち任意の 1 日の全 CT 検査(但し 100 件を越える場合は任意の 100 件以上)の撮影条件について、各施設で入力した Excel ファイルを日医放が収集し放射線医学総合研究所が集計した結果である。443 施設 797 台の CT 装置で撮影された 24,860 検査の撮影条件が収集された。もう一つは、日

本診療放射線技師会(以下、技師会)が、学会誌に同封した2013/8/23締め切りのアンケートの集計結果である。体重 65 kg 程度の患者に対する典型的な撮影条件の記載が求められた。無床診療所から 500 床以上の施設まで含まれた 307 施設の回答が得られた。

小児についても、二つの調査結果を参考にした。一つは、日本放射線技術学会(以下、技術学会)竹井班が、技術学会研究班による同様の調査に回答履歴のある 339 施設へ送付した 2012 年 8 月 31 日締め切りの小児 CT 撮影条件アンケート調査で、196 施設の撮影条件が解析された¹⁾。標準的な体格は、1 歳未満、1~5 歳、6~10 歳の各区分について体厚で規定された。もう一つは上述の技師会の調査で、1 歳未満、1~2 歳、3~5 歳、6~10 歳、11~15 歳の各区分について典型的な撮影条件の記載が求められた。なお、上述の日医放の調査にも小児 CT は含まれていたが、件数が少なかったため検討対象から外した。

2.2 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

線量評価には、CT 装置のコンソール上に表示されるか dose report として記録された $CTDI_{vol}$ (mGy) および DLP (mGy·cm) の推測値を用いた。

成人患者の標準体格を定めるため、日医放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 が最頻であった。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た。

なお、技師会調査では標準体格を $65\text{kg} \pm 2.5\text{kg}$ と想定していたため、これを 55kg へ補正して日医放調査と比較した。補正係数を日医放調査の 50~60kg と 60~70kg の線量分布 75 パーセンタイルの比率から求めたところ、頭部の $CTDI_{vol}$ と DLP について 0.97 と 0.98、腹骨盤の $CTDI_{vol}$ と DLP について 0.89 と 0.87 であった。

2.3 結果と考察(DRL 設定の根拠、限界)

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。日医放の調査が対象とした修練機関は 100 床以上かつ放射線科医が常勤している施設であり、実臨床の少なからぬ割合を占める小規模な施設や特殊な施設の情報が欠けている。技師会の調査は、典型的と思われた撮影条件を恣意的に記載したものであり、実際の検査を複数集計したものではない。技術学会の小児 CT 調査も同様の限界を有する。成人(表 3)も小児も、二つの調査に基づく 75 パーセンタイルの間を取った上で切りの良い数値に丸めるという原則で DRL を設定した。その際、 $CTDI_{vol}$ と DLP の比率から想定される撮影範囲長に乖離がある場合は、より現状に即すると考えられた撮影範囲長のデータを優先した。

表 3. 成人 CT の 75 パーセンタイルの比較

	日本医学放射線学会調査		日本診療放射線技師会調査	
	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	90.3	1416	81.5*	1168.2*
胸部 1 相	14.56	553.3	15.1*	510.7*
胸部～骨盤 1 相	18.1	1269		
上腹部～骨盤 1 相	20.1	1010	17.8*, **	696*, **
肝臓ダイナミック	14.7	1820.4		
冠動脈のみ	74.9	1439	98	1392

*) 補正係数にて 55kg 相当に補正した値

**) 「腹部」のアンケート結果

3. DRL 運用に関する注意など

肝臓ダイナミック CT は施行頻度も線量も高いと考えられたため、他国に先駆けて DRL を設定した。DRL の CTDI 15 mGy は 1 相当たりの平均値であるが、DLP 1800 mGy·cm は検査全体の合計であることに注意したい。例えば、4 相均等なプロトコールなら 1 相あたり 450 mGy·cm 相当である。検査全体の DLP による管理なので、何相のプロトコールであっても、相毎に目標画質が異なっても、DRL を運用できる。

小児の胸部や腹部の CTDI_{vol} や DLP について、CT 装置のコンソールや dose report に表示される値が 16cm ファントムによる値 (CTDI_{vol,16}, DLP₁₆) と 32cm ファントムによる値 (CTDI_{vol,32}, DLP₃₂) のどちらなのか、CT 装置によって異なることに留意する必要がある。装置の線質によって異なるが、平均すると CTDI_{vol,16} は CTDI_{vol,32} の約 2 倍となる²⁾。

4. その他

今回設定した成人の DRL を、他国の既存の DRL と比較した(表 4)。欧米の DRL における標準体格は日本より大きいことを念頭に比較する必要がある。頭部単純ルーチン検査の線量について、日本は欧米より高い傾向が見て取れる。胸部に対する腹部の線量が日本で割高なのは、欧米の調査年代が古いので AEC 普及率が低かったためかもしれない。躯幹部の撮影範囲長を DLP/CTDI_{vol} で計算すると EC の撮影範囲は短すぎるので、EC の実際の CTDI_{vol} はもっと低かった可能性がある。

小児の DRL についても、他国の報告と比較した(表 5)。頭部 CT は CTDI_{vol}, DLP とともに IAEA の 40 か国の調査や、欧米の報告に比し高い傾向にあった。胸腹部は IAEA の調査に比し低かったが、ドイツやタイなどの調査に比し高い傾向にあった。小児の CT 撮影条件は今回の DRL 設定を活用し、今後、諸外国と同レベルまで低減されることが望まれる。

表 4. 他国の DRL との比較(成人)

	日本 (2015)		EC (1999) ³⁾		UK (2003) ⁴⁾		USA (2005) ⁵⁾
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}
頭部単純ルーチン	85	1350	60	1050	65/100*	930	75
胸部 1 相	15	550	30	650	13/14**	580	21
胸部～骨盤 1 相	18	1300			12/14**	940	
上腹部～骨盤 1 相	20	1000	35	780	14	560	25

注) CTDI_{vol} の単位は mGy、DLP の単位は mGy・cm である。

*) 大脳と後頭蓋窩とを併記

***) 胸部と肝臓以下とを併記

表 5. 他国の調査結果や DRL との比較(小児)

CTDI _{vol,16} (mGy)	頭部			胸部			腹部		
	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳
日本 (2015)	38	47	60	11	14	15	11	16	17
IAEA (2012) ⁶⁾	29	37.7	46.1	14.0*	16.4*	20.0*	21.4*	26.0*	24.0*
Germany (2006) ⁷⁾	33	40	50	3.5	5.5	8.5	5	8	13
DLP ₁₆ (mGy・cm)									
日本 (2015)	500	660	850	210	300	410	220	400	530
Germany (2006) ⁷⁾	390	520	710	55	110	210	145	255	475
Thailand (2012) ⁸⁾	400	570	610	80	140	305	220	275	560

*) 文献の CTDI_{vol,32} データを 2 倍し CTDI_{vol,16} とした

5. 参考資料

- 1) Takei Y, Suzuki S, Miyazaki O, et al, 2014. Summary of the survey on radiation exposure of pediatric CT examination in Japan – focus on environments of CT examination-. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 70, 562–568.
- 2) Huda W, Sterzik A, Tipnis S, 2010. X-ray beam filtration, dosimetry phantom size and CT patient dose conversion factors. Phys Med Biol 55, 551–561.
- 3) European Commission, 1999. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- 4) Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M, 2005. Doses from computed tomography

- (CT) examinations in the UK–2003 review; NRPB–W67. Public Health England, UK.
- 5) NCRP, 2012. Report No.172. Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. National Council of Radiation Protection and Measurements, USA.
 - 6) Vassileva J, Rehani MM, Applegate K, et al, 2013. IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols. *Eur Radiol* 23, 623–631.
 - 7) Galanski M, Nagel HD, Stamm G, 2006. Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany: results of a nation–wide survey in 2005/2006. *Medizinische Hochschule Hannover web site.*
http://www.mh-hannover.de/fileadmin/kliniken/diagnostische_radiologie/download/Report_German_Paed-CT-Survey_2005_06.pdf. Published Nov 30, 2006.
 - 8) Kritsaneepaiboon S, Trinavarat P, Visrutaratna P, 2012. Survey of pediatric MDCT radiation dose from university hospitals in Thailand: a preliminary for national dose survey. *Acta Radiol* 53, 820–826.

モダリティ 一般撮影

報告者 ○笹川 泰弘、浅田 恭生、岡本 孝英、岸本 健治、佐々木 健、吉田 和則、多湖正夫

報告日 2015 年 2 月 23 日

1. DRL の数値

Examinations	Entrance surface dose (mGy)
Skull	3.0
Lateral of the Skull	2.0
Cervical spine	0.9
Thoracic spine	3.0
Lateral of the thoracic spine	6.0
Chest P→A	0.3
Abdomen	3.0
Lumbar spine	4.0
Lateral of the lumbar spine	11.0
Pelvis	3.0
Femur	2.0
Ankle joint	0.2
Forearm	0.2
Guthmann	6.0
Martius	7.0
Infant chest	0.2
Child chest	0.2
Infant hip joint	0.2

2. 上記数値の根拠

2013 年に報告された浅田らのデータ¹⁾を採用した。デジタル装置(CRとFPDを含む)の普及施設は 96%であり、フィルム/スクリーン系装置はほとんどないことが示されている。今後、デジタル装置が主流となるため、DRL はデジタル装置のデータのみを用いて検討を行った。DRL として 75%線量を算出し、四捨五入してまるめをおこなった。

2.1 調査(時期、対象、方法)

2006 年に日本診療放射線技師会から提示された医療被ばくガイドライン 2006²⁾以降に報

告された文献について調査検討を行った。全国規模の調査報告のうち参考となる文献としては、鈴木ら³⁾および浅田ら^{1),4)}の報告が上げられるが、最新のデータを利用することがよいと判断し浅田ら¹⁾のデータを用いた。

2.2 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

線量指標として入射表面線量を採用し、単位は mGy、標準体格、および照射野サイズは表 1 に示す。

表 1.推定に用いた被写体厚および照射野

Examinations (direction)		Subject thickness	Field size	
			Long axis	Short axis
		(cm)		
Skull	P→A, A→P	19	25	20
	lateral	16	25	20
Cervical spine		12	15	8
Thoracic spine	A→P	20	35	10
	lateral	30	30	10
Chest	P→A	20	35	35
Abdomen		20	45	35
Lumbar spine	A→P	20	30	10
	lateral	30	30	15
Pelvis		20	45	35
Femur		15	45	15
Ankle joint		7	20	12
Forearm		5	25	10
Guthmann		30	45	35
Martius		30	45	35
Infant chest		10	25	20
Child chest		15	30	25
Infant hip joint		7	20	15

2.3 結果と考察(DRL 設定の根拠、限界)

DRL 設定に際し中央値よりかなり大きな線量である 3SD(standard deviation)以上の値は対象から除外した。

医療被ばくガイドライン 2006²⁾と比較して概ね同等もしくは一部低減がみられた。線量が低減した部位としては、胸椎、腰椎、足関節、グースマン、マルチウスであり、比較的体厚が大きく高線量が必要な部位となっている。これは特に検出量子効率(DQE)の良い FPD の普及が関係していると考えられる。CR と FPD の線量比較を表 2 に示すが、ほぼすべての撮影部位において FPD による線量が低値を示していた。現状において FPD の使用率は各撮影部位

別に差異はあるものの、5～20%程度となっており、今後は FPD の普及が進むと予想されるため、線量の低減が期待できると考える。

表 2.CR と FPD の線量比較および FPD の使用率

Examination	Direction	CR	FPD	FPD utilization (%)
		[mGy]		FPD/(CR+FPD)X100
Skull	P→A, A→P	2.16 (n=551)	1.49 (n=68)	11.0
	lateral	1.65 (n=546)	1.14 (n=63)	10.3
Cervical spine		0.82 (n=531)	0.62 (n=87)	14.1
Thoracic spine	A→P	2.83 (n=519)	1.83 (n=91)	14.9
	lateral	5.22 (n=512)	3.06 (n=93)	15.4
Chest	P→A	0.29 (n=554)	0.20 (n=123)	18.2
Abdomen	A→P	2.61 (n=552)	2.02 (n=91)	14.2
Lumbar spine	A→P	3.70 (n=530)	2.50 (n=91)	14.7
	lateral	9.78 (n=529)	6.02 (n=93)	15.0
Pelvis	A→P	2.58 (n=526)	1.81 (n=89)	14.5
Femur		1.63 (n=550)	1.17 (n=56)	9.2
Ankle joint		0.20 (n=576)	0.21 (n=36)	5.9
Forearm		0.15 (n=575)	0.14 (n=35)	5.7
Guthmann		5.48 (n=249)	3.10 (n=62)	19.9
Martius		5.94 (n=230)	4.23 (n=54)	19.0
Infant chest	A→P	0.15 (n=381)	0.12 (n=42)	9.9
Child chest	A→P	0.21 (n=389)	0.17 (n=53)	12.0
Infant hip joint	A→P	0.21 (n=388)	0.14 (n=34)	8.1

3. DRL 運用に関する注意など

線量計を保有していない施設については、Numerical dose determination(NDD)法⁵⁾や PC program for X-ray monte carlo(PCXMC)⁶⁾のモンテカルロ法を用いた市販ソフトウェアがあるため、おおよその線量の推定は可能である。

4. その他

1996年に国際原子力機関(IAEA:International Atomic Energy Agency)からガイダンスレベル⁷⁾が提案され、その後、欧米を中心に専門機関より DRL⁸⁾が提示された。これらまとめたものを表3に示す。

表 3.各国のガイドラインならびに DRL

	JART	IPSM	IAEA	EC	AAPM	NRPB	NRPC*
	Japan 2006	U.K. 1992	(BSS) 1996	1996	U.S. 1999	U.K. 1999	北欧5カ国
Radiograph							
Skull (AP or PA)	3	5	5	5		5	
Skull (LAT)	2	3	3	3		3	
Cervical spine	0.9				1.25		
Chest (PA)	0.3	0.3	0.4	0.3	0.25	0.3	0.2
Chest (LAT)	0.8	1.5	1.5	1.5		1.5	0.5
Thoracic spine (AP)	4		7				
Thoracic spine (LAT)	8		20				
Abdomen	3	10	10		4.5	10	
Lumbar spine (AP)	5	10	10	10	5	10	6
Lumbar spine (LAT)	15	30	30	30		30	
Pelvis	3	10	10	10		10	5
Hip joint	4		10				
Dental panoramic						65	
Dental periapical			7				

5. 参考資料

- 1) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 他, 2013. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究 (2011)による線量評価. 日放技学誌 69(4), 371-379
- 2) (社)日本放射線技師会 編集, 2006. 放射線量適正化のための医療被曝ガイドライン, 文光堂.
- 3) 鈴木昇一, 浅田恭生, 加藤英幸, 他, 2009. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究 班一中間報告2一. 日放技学誌 65(11), 1582-1589.
- 4) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 他, 2012. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究 (2011)によるアンケート結果概要一撮影条件に関する因子を中心に一. 日放技学誌 68(9), 1261-1268
- 5) 森 剛彦, 他, 1996. X線診断領域における被検者の表面入射線量簡易換算式(NDD法), (社)茨城県放射線技師会, 日本放射線技術学会茨城支部被曝低減委員会
- 6) PCXMC, PCXMC Ver.1.5 STUK-Radiation and Nuclear Safety Authority Finland
- 7) IAEA, 1996. International Basic safety Standard for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Source. Safety Series No.115
- 8) ICRP, 2001. Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference levels in medical imaging-review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2.

モダリティ マンモグラフィ

報告者 ○根岸 徹、五十嵐 隆元、川辺 睦、斎 政博、西出 裕子、久保田一徳

報告日 2015 年 3 月 6 日

1. DRL の数値

・平均乳腺線量 2.4 mGy (95%)

2. 上記数値の根拠

乳がん検診をマンモグラフィで効果的に行うには精度管理が不可欠であり、マンモグラフィでは比較的放射線感受性の高い乳腺に X 線を照射するため被ばく線量の管理なども重要と考える。欧米諸国ではわが国よりも早くから乳がん直面していたため、精度管理体系の構築もわが国よりも早くから始まっていた。アメリカでは 1986 年に米国放射線専門医会 (American College of Radiology: ACR) がマンモグラフィの精度基準を作成したことを契機に精度管理が進められた。この ACR によって発行された精度管理マニュアルは、わが国の精度管理マニュアルを作成する際の基礎となっている¹⁾。その後、デジタルマンモグラフィシステムに対応した精度管理プログラムや国際規格として EUREF、IEC、IAEA、JIS などの精度管理プログラムが提唱されている²⁻⁵⁾。また 2000 年に入りマンモグラフィ装置はデジタル化が急速に進んだ⁶⁾。このデジタルマンモグラフィにおける世界的な指針としてアメリカで行われた Screen/Film (S/F) マンモグラフィとデジタルマンモグラフィの比較臨床試験、Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST) では高濃度乳腺におけるデジタルマンモグラフィの有用性が明らかにされている⁷⁾。

これまで日本診療放射線技師会は医療被ばくガイドラインを具体的目標として 2000 年 10 月「医療被ばくガイドライン—患者さんのための医療被ばく低減目標値—」、2006 年 11 月「放射線診療における線量低減目標値—医療被ばくガイドライン 2006—」を会告してきた。しかし、近年アナログ (S/F) システムからデジタルマンモグラフィシステムへの移行により、現在のガイドライン値が放射線診療の現状にそぐわない状況となっている可能性がある。そこで NPO 法人マンモグラフィ検診精度管理中央委員会 (現日本乳がん検診精度管理中央機構) が行っている施設画像認定にておこなっている線量評価のデータを用いて我が国における DRL を算定した。

2.1 調査(時期、対象、方法)

時期: 2001 年 6 月から 2014 年 6 月

対象: NPO 法人日本乳がん検診精度管理中央機構が行っている施設画像認定で A・B 認定を受けた乳房用 X 線装置システム 4,816 台

方法: 施設画像認定で A・B 認定を受けた乳房用 X 線装置システムの平均乳腺線量

(測定は施設認定を行った施設に対し送付したガラス線量計(千代田テクノル)を送付し、照射を行い得られた照射線量と、半価層から平均乳腺線量を求めている)
測定データより最低値、最大値、平均値、50%値、75%値、90%値 95%値の比較検討を行った。

2.2 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

被写体厚

polymethyl-methacrylate: PMMA 40 mm

測定点

乳房支持台の左右中心、胸壁端から 60 mm 乳頭側、乳房支持台より 40 mm 上方。

測定方法

撮影条件は AEC 作動時の照射条件と同じ条件をマニュアルモードで設定し、測定器に照射を行う。このとき同じ 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した。

2.3 結果と考察(DRL 設定の根拠、限界)

Table1 Compare the percentile of average glandular dose rate

	average glandular dose (mGy)						
	mean	minimum	maximum	50percentile	75percentile	90percentile	95percentile
n=4,816	1.77±0.39	0.60	2.90	1.70	2.00	2.20	2.40

マンモグラフィシステムでは他のモダリティと比較して標準偏差が小さく、線量分布がまとまっている。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のもと、精度管理を行ってきた功績であると考えられる。また、今回のデータは施設画像認定で A・B 認定を受けた乳房用 X 線装置システム 4,816 台のデータであることから、画質と線量の最適化が図られているデータであると考えられる。よって上記の理由より本邦で収集可能なデータの中では最も信頼性は高く、画質も担保されていることから 95percentile を用いることが最適であると考えられる。

3. DRL 運用に関する注意など

今回提言した DRL 値は EUREF、IEC などの受入値より高い値(EUREF:2.0 mGy at PMMA 40 mm)である。これは我が国の現状を示した DRL 値であるが、今後諸外国と同レベルまで低減していかなくてはならない。

4. その他

今後、さらにデジタル化が進むと考えられ、それに伴い現在検討が行われている Tomosynthesis など新たな撮影技術に対する被ばく線量の検討が必要であるとともに、低線量時における画質への影響も加味した Diagnostic Reference Ranges について検討していく必要があると考える⁸⁾。

5. 参考資料

- 1) Mammography Accreditation Program Requirements, 2002. American College of Radiology.
- 2) 公益社団法人 日本放射線技術学会, 2012. 放射線医療技術学叢書 (14-4) 乳房撮影 精度管理マニュアル. 第4版.
- 3) IEC 61223-3-2, 2007. Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-2: Acceptance tests-Imaging performance of mammographic X-ray equipment.
- 4) JIS Z 4752-3-2, 2011. 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法-第3-2部: 受入試験-乳房用 X 線装置の画像性能.
- 5) European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services, 2005. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth Edition.
- 6) (社)日本画像医療システム工業会, 2010. デジタルマンモグラフィ検査の実態調査報告
- 7) Pisano E, Gatsonis C, Hendrick E, Yaffe M, Baum J, Acharyya S, Conant E, Fajardo L, Bassett L, D'Orsi C, Jong R, Rebner M, 2005. Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast Cancer Screening - The Results of the American College of Radiology Imaging Network (ACRIN) Digital Mammographic Imaging Screening Trial (DMIST). NEJM, published online September 16, 2005 and in print on October 27, 2005.
- 8) Goske MJ, 2013. Diagnostic Reference Ranges for Pediatric Abdominal CT. Radiology 268 (1), 208-218.

モダリティ 口内法 X線撮影

報告者 佐藤 健児、原田 康雄、西川 慶一、井澤 真希、奥村 泰彦

報告日 2015年3月20日

1. DRLの数値

標準的な体格の成人と10歳小児の口内法 X線撮影について、患者入射線量 (patient entrance dose, PED)を対象として、表1のDRLを定めた。なお、今回DRLを設定したのは二等分法もしくは平行法による標準的な口内法 X線撮影で、咬翼法や咬合法(二等分法、歯軸方向投影法)等の他の口内法は含まない。

表1 口内法 X線撮影のDRL

撮影部位	PED (mGy) ^{a)}	
	成人 ^{b)}	小児 ^{c)}
上顎		
前歯部	1.3	0.9
犬歯部	1.6	1.0
小臼歯部	1.7	1.1
大臼歯部	2.3	1.3
下顎		
前歯部	1.1	0.7
犬歯部	1.1	0.9
小臼歯部	1.2	0.9
大臼歯部	1.8	1.1

a) PED (患者入射線量) は患者の背面散乱を含まないコーン先端自由空中空気カーマ^{1,2)}

b) 標準的な体格の成人患者

c) 10歳小児患者

2. 上記数値の根拠

2.1 調査(時期、対象、方法)

日本歯科放射線学会防護委員会は、2014年11月～2015年2月に全国の29大学歯学部・歯科大学附属病院を対象として口内法 X線撮影の実態調査を行った。各施設でもっとも使用頻度の高い口内法 X線撮影装置の仕様と常用の受像系、ならびに標準体格の成人および10歳小児患者の上顎と下顎の前歯部、犬歯部、小臼歯部、大臼歯部の計8箇所の撮影部位に対

する撮影条件を調査するとともに、各撮影条件における装置のコーン先端自由空中空気カーマ(PED)等を校正された半導体線量計ThinX Rad(RaySafe)を用いて測定した。

2.2 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

測定されたPEDの値(mGy単位の空気カーマ値)は、包括係数2の拡張不確かさ(約95%の信頼水準)で2%の不確かさである。表1に示す標準体格の成人および10歳小児の各撮影部位のDRL値は、表2と3に示すPEDの線量分布の第3四分位数を小数点以下1桁に丸めた値とした。なお、PEDは一般撮影における入射表面線量(entrance surface dose, ESD)と異なり、患者からの背面散乱は含まない^{1, 2)}。

2.3 結果と考察(DRL設定の根拠、限界)

口内法X線撮影における実測された空気カーマ率、管電圧、半価層、照射時間の範囲は、それぞれ2.6–13.2 mGy/s、58.0–70.9 kV、1.5–2.7 mm Al、0.04–0.8 sであった。利用管電圧は、60 kVと70 kV付近に2極化していたが、半価層は 2.0 ± 0.3 mm Alと変化の幅が狭く、前回の2000年の調査と大きな相違は認められなかった³⁾。コーン先端での照射野サイズはほとんどが直径60 mmであり、矩形照射野は利用されていなかった。直径60 mmの照射野に対する半価層2 mm Alの線束の背面散乱係数は1.2である。背面散乱係数と併せて、焦点-コーン先端間距離と焦点-患者皮膚表面間距離の逆二乗則を用いると、ESDの値はPEDの約0.7~0.9倍と推定された。口内法X線撮影では眼の水晶体に近接した照射が行われるため、患者の身体中で最高の線量となるESDの値を知ることは、確定的影響の発生を防止する上で重要である。さらに、口内法X線撮影装置の利用線錐における線束強度は、一般に照射野内で均一性がよいことから、コーン先端での線束面積をPEDに乗じることによって、十分な正確さで面積線量(dose-area product, DAP)を決定できる。最近の口内法X線撮影装置には、照射後その撮影のDAP値が表示されるものがある。その場合、表示DAPの正確さを定期的に試験することは、品質保証・品質管理(QA/QC)の大切な一部である。口内法X線撮影では、患者に照射された光子エネルギーは大部分が患者に吸収されるため、患者への付与エネルギー ε をDAPから比較的容易に推定できる。 ε は口内法X線撮影における患者の確率的影響のリスク評価に関係した重要な物理量である⁴⁾。

今回の調査結果では、受像系はIP(イメージングプレート)システムの使用が83%(24施設)、CCD/CMOS(charge-coupled device/complementary metal oxide semiconductor)システムは0%、アナログフィルム(ノンスクリーンタイプフィルム)は17%(5施設)であった。D感度フィルムの使用は1施設のみで、すべての撮影条件でもっとも高線量であり、残りの4施設はE/F感度フィルムを使用していた。2000年の調査と比較すると、使用する受像系の変化が患者線量の低減をもたらしたもっとも大きな理由と推測された。表2、3の成人および10歳小児における撮影部位ごとのPED線量分布の解析結果が示すように、上下顎ともPEDの大きさは成人が10歳小児を上回り、大臼歯部、小臼歯部、犬歯部、前歯部の順であった。PEDの最大/最小の比

は、成人の下顎前歯部で4.0ともっとも小さく、10歳小児の上顎大臼歯部で14.0ともっとも大きかった。このことは、同一部位の撮影に使われている線量が施設によって最小で4倍、最大で14倍異なることを意味し、線量低減の余地が多くあることを示唆している。2000年の調査と比較すると、デジタルシステムの普及に伴って一定の線量低減が確認されたが、デジタル化による弊害として、すべての部位で同じ撮影条件で撮影されている例が認められた。口内法X線撮影における患者防護の最適化を推進するためには、成人および小児に対する撮影部位ごとのDRL設定が有効である。表2と3の比較で明らかなように、小児には成人と同じ撮影条件を用いてはならない。小児は成人より組織の放射線感受性が高く、余命が長く、口腔と重要臓器との距離が短いため、適切な撮影条件の選択が成人以上に必要となる。常に体格による撮影条件の適正化を考慮すべきである。

表2 成人における口内法X線撮影のPED (mGy)

撮影部位	最 小	最 大	中間値	平均(SD)	第3四分位数
上 顎					
前歯部	0.53	2.37	1.09	1.12 (0.42)	1.32
犬歯部	0.51	2.96	1.25	1.31 (0.49)	1.56
小臼歯部	0.60	4.72	1.47	1.48 (0.74)	1.70
大臼歯部	0.60	5.91	1.65	1.85 (0.97)	2.26
下 顎					
前歯部	0.51	2.05	0.85	0.89 (0.36)	1.05
犬歯部	0.53	2.37	0.95	1.04 (0.40)	1.11
小臼歯部	0.53	2.96	1.07	1.13 (0.47)	1.22
大臼歯部	0.53	3.70	1.31	1.44 (0.61)	1.77

表3 10歳小児における口内法X線撮影のPED (mGy)

撮影部位	最 小	最 大	中間値	平均(SD)	第3四分位数
上 顎					
前歯部	0.34	2.37	0.75	0.83 (0.37)	0.94
犬歯部	0.34	2.96	0.92	0.93 (0.45)	0.95
小臼歯部	0.34	3.70	0.95	1.05 (0.58)	1.12
大臼歯部	0.34	4.72	1.14	1.25 (0.75)	1.32
下 顎					
前歯部	0.34	1.86	0.59	0.67 (0.31)	0.74
犬歯部	0.34	2.37	0.68	0.75 (0.38)	0.91
小臼歯部	0.34	2.96	0.74	0.85 (0.48)	0.93
大臼歯部	0.34	2.96	0.95	1.02 (0.45)	1.11

3. DRL 運用に関する注意など

DRL は患者個人の個別の被ばくに適用すべきではなく、現時点で通常の診断技術を正常に用いる場合の指針となる値である。ある施設の平均線量が DRL を常に超えるならば、その診断技術が正当化されない限り、ALARA(as low as reasonably achievable)の原則⁵⁾と一致するように、患者線量を低減するための是正行動を取らなければならない。また、その施設の線量が DRL と比較して極端に低いときには、画質が診断目的に叶っているか再調査・再検討すべきである。DRL の本来の目的は、ある施設での患者の平均線量を自他と比較して患者防護の最適化を推進するとともに、診断技術の QA/QC に役立てることにある⁶⁾。患者線量を定期的に調査するだけでなく、診断技術の進歩に応じて一定期間ごとに DRL を見直すべきである。

4. その他

米国では、1988年にCRCPD(Conference of Radiation Control Program Directors)がDRLとして、咬翼法撮影時(管電圧70 kVp、フィルム感度E)の入射表面空気カーマ(entrance surface air kerma without backscatter, ESAK)を2.1~3.1 mGyの範囲と勧告した⁷⁾。さらに、2002年にAAPM(American Association of Physicists in Medicine)が咬翼法撮影時のDRLとして、ESAKIについて管電圧70 kVp、フィルム感度Eで2.3 mGy、および管電圧70 kVp、フィルム感度Dで3.5 mGyを勧告した⁸⁾。2012年には、NCRP(National Council on Radiation Protection and Measurements)がフィルム感度Eの使用とともに、口内法根尖投影および咬翼法撮影のDRLとして75パーセントイルESAKの1.6 mGyを勧告した⁹⁾。今回の我々の調査では咬翼法を対象に加えなかったが、仮に臼歯部咬翼法には標準的な口内法の下顎大臼歯部撮影のDRLを準用できるものと考え、米国のDRLに近い値になると思われた。

英国では、1999年にNRPB(National Radiological Protection Board)がDRLとして、標準的な成人の下顎臼歯部撮影におけるPEDで4 mGyを勧告し、達成可能な線量(achievable dose)として1.8 mGyを勧告した^{1,2)}。その後新たな調査結果に基づいて、2004年にはDRLを2.1 mGyに引き下げるよう提案した¹⁰⁾。しかし、成人患者の臼歯部咬翼法撮影に対する現在の英国のDRLは依然4 mGyである。今回の我々の調査では、下顎大臼歯部のDRLは1.8 mGyとなり、NRPBの達成可能な線量に等しい値であった。

日本では、2000年に行われた日本歯科放射線学会防護委員会による全国の大学歯学部・歯科大学附属病院における成人患者に対する上顎大臼歯部撮影の調査で、患者の背面散乱を含まないPEDとして5.5 mGy(背面散乱を含むESDでは7 mGy)のガイダンスレベルが報告された³⁾。これは、主に感度D/Eのアナログフィルムが用いられた時期の調査結果である。同じ母集団に対する今回の2015年調査では、大半の施設がデジタルシステムもしくは感度E/Fフィルムを用いていた。そのため、成人患者の上顎大臼歯部撮影で第3四分位数は2.3 mGyと以前の半分以下の大幅な線量低減がなされた。一般歯科診療所を対象に行われた2010年

の患者線量調査でも、デジタルシステムでの適切な撮影条件の使用、最適なアナログフィルムの選択および写真処理の管理は、PEDにもっとも大きく影響する因子であることが指摘されている¹¹⁾。今回、口内法X線撮影の全撮影部位に対して成人と小児のDRLを設定したが、これが最適化を一層推進するとともに、QA/QCに有効に利用されることを祈念する。

5. 参考資料

- 1) Napier ID, 1999. Reference doses for dental radiography. Brit Dent J.186, 392-396.
- 2) Gulson AD, Knapp TA, Ramsden PG, 2007. Doses to Patients Arising from Dental X-ray Examinations in the UK, 2002-2004: A Review of Dental X-ray Protection Service Data. HPA-RPD-022.
- 3) 佐々木武仁, 加藤二久, 岩井一男, 岡野友宏, 佐藤健児, 島野達也, 速水昭宗, 和田真一, 寿藤紀道, 2000. 口内法X線撮影における患者の被曝線量及びX線半価層の測定-放射線防護委員会報告. 歯科放射線 40, 58-69.
- 4) 速水昭宗, 1997. 歯科撮影の患者被曝線量推定. 歯科放射線 37, 191-202.
- 5) ICRP, 1991. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21.
- 6) 原田康雄, 2006. 診断参考レベルとその適用. 歯科放射線 46, 119-121.
- 7) Conference of Radiation Control Program Directors, 1988. Patient Exposure Guides. CRCPD Publication 88-5.
- 8) American Association of Physicists in Medicine, 2002. Reference values for diagnostic radiology: Application and Impact.
- 9) NCRP, 2012. Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. NCRP Report No.172.
- 10) IPEM, 2004. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations. IPEM Report 88.
- 11) 境野利江, 佐藤健児, 原田康雄, 西川慶一, 小林育夫, 代居 敬, 佐野 司, 岡野友宏, 2010. 一般歯科診療所の口内法X線撮影における患者線量. 歯科放射線 50, 51-57.

モダリティ IVR

報告者 ○鈴木 賢昭、市田 隆雄、加藤 京一、加藤 守、坂本 肇、牧 浩昭、赤羽正章(順不同)

報告日 2015年2月11日

1. DRLの数値

・透視線量率 20mGy/min (IVR 基準点線量率)

測定基準点とした interventional reference point (IVR 基準点) は、international electrotechnical commission (IEC) や Japanese industrial standards (JIS) の改訂により現在では patient entrance reference point (患者照射基準点) と名称変更されているが、両者の基準点は同じ位置を示し以前のガイドラインとの比較もあるため、本報告では旧名称の「IVR 基準点」を使用する。

2. 上記数値の根拠

放射線皮膚障害の防止に対する意識の高まりを受け、2000年頃より様々なガイドラインが発行された。2001年に13学会により構成される医療放射線防護連絡協議会より「IVR等に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」が発行され、2006年には10学会が参加して、「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」が発行されている。本ガイドラインは、2011年に改訂され、これらのガイドラインでは2Gyという値が手技の続行、中止を決定する閾値として示されており、日本でも一般的な管理目標値として周知されている。また、日本診療放射線技師会では本邦のデータをもとに2000年10月に「医療被ばくガイドライン-患者さんのための医療被ばく低減目標値-」を2006年11月には改訂版として「放射線診療における線量低減目標値-医療被ばくガイドライン 2006-」を独自に公表しており、IVR 基準点線量率 25mGy/min としている。

Interventional Radiology(以下 IVR)が他のモダリティと性質を異とするところは、検査のみではなく、治療や救命の要素が高いことである。よって、微小な病変や器具の確認のために画質向上を目的とした高線量率化を要することや手技時間や透視/撮影時間が延長する状況は理解できる。ゆえに、装置機器の特性や手技内容など施設の状況を考慮した画質評価を行い線量の最適化をはかることが重要である。

血管撮影領域での線量管理として、手技中の X 線管-被写体間距離や入射部位(方向)または X 線出力が絶えず変化するため、患者の X 線入射表面における空気の吸収線量である入射表面線量(Entrance Surface Dose:ESD)や患者の皮膚吸収線量を表す入射皮膚線量(Entrance Skin Dose)を日常的に臨床で測定する事は極めて困難である。また、IVR 装置は使用用途の特殊性より必要時には高線量率透視を行う能力を有しているため、装置機器

の品質管理(出力線量の管理)は重要であり、線量評価を目的とする場合の出力管理は必須であると考える。

DRLの役割としてICRP Pub.105では「自施設の線量が標準に比べて著しく低いか高いかを実地的な方法で入手し評価する」とあることから、本邦で普及しているIVR基準点線量率をDRLの設定数値として採用した。

2.1 調査(時期、対象、方法)

時期:2008年および2013年。

対象:日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定者が在籍する施設。
(日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定者および受験者)

方法:対象者が在籍する施設で使用している全装置のIVR基準点線量率を測定した。

測定データより最低値、最大値、平均値、50%値、75%値およびIAEAガイダンスレベルである25mGy/min近傍との比較検討を行った。

2.2 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

被写体厚は polymethyl-methacrylate:PMMA 20cm。

測定位置は Interventional Reference Point:IVR基準点。

2.3 結果と考察(DRL設定の根拠、限界)

Table1 Compare the percentile of fluoroscopic radiation dose rate

	fluoroscopic radiation dose rate(mGy/min)							
	mean	minimum	maximum	50 percentile	75 percentile	81 percentile	87 percentile	93 percentile
2008年 (n=168)	16.9±9.96	4.1	45.2	14.93	22.1	24.73		
2013年 (n=320)	12.59±7.30	2.17	45.2	10.6	16.9		20.0	24.82

2008年調査と2013年調査結果を比較すると平均値では4.31mGy/minの低下がみられ、75percentileでは5.2mGy/minの低下がみられた。2006年に日本診療放射線技師会が提唱していた25mGy/min近傍は2008年では81percentileであったが2013年では93percentileであり、多くの施設が達成できることがわかった。2013年度調査では75percentileが16.9mGy/minであり、20mGy/minは87percentileであった事よりDRLの設定値を20mGy/minとした。

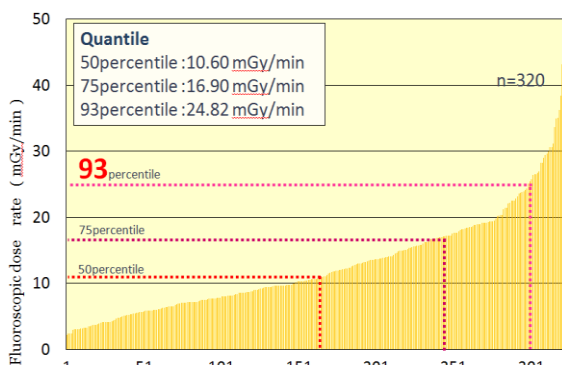


Fig.1 Fluoroscopic radiation dose rate in 2013
Quoted from Japan Professional Accreditation Board of Radiological Technologist for Angiography and Intervention

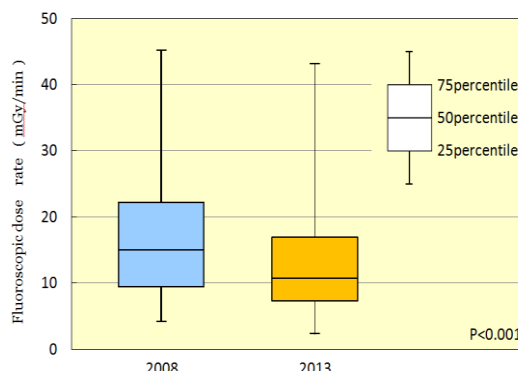


Fig.2 Compare the percentile of fluoroscopic radiation dose rate 2008 vs.2013

3. DRL 運用に関する注意など

本データは日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定者が在籍する施設の装置別データであり、検査・治療の目的や手技または状況を考慮した上で線量の最適化が図られていると考えられる。それは、線量の低減のみではなく手技の目的を考慮し画質確保のためにあえて線量の増加を行っていることも考えられる。線量が増減のどちらに振れているかは検証できていないため、本邦の現状からは若干の乖離も懸念される。しかし、上記の理由より本邦で収集可能なデータの中では最も信頼性は高いと考える。

諸外国では面積線量値(Dose Area Product:DAP)を採用している国も多いが、テーブルでの吸収補正や後方散乱などの影響をさらに研究し、DAP 採用の是非および、装置に搭載されているソフトによる線量評価方法などの検討も今後の課題であり、工業界との連携の下、新たな指標の検討が必要であるとする。

IVRでは皮膚障害に代表されるごとく、確定的影響が注目されているが、DRLの管理対象は確率的影響で有ることも注意を要する。

4. その他

- ・IAEA ガイダンスレベル 通常 25mGy/min, 高線量率 100mGy/min

5. 参考資料

- ・赤羽恵一, 2010. 医療被ばくの現状, INNERVISION(25/6), 東京, インナービジョン
- ・WHO 協力センター 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科 山下俊一教授監修, ICRP Publication 105
- ・坂本肇, 他, 2000. 面積線量計による患者被曝管理の検討. 日本放射線技術学会 56(10), 1256-1265.

- ・IVR 等に伴う放射線皮膚障害とその防護対策検討会, 2000. IVR 等に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン.
- ・日本循環器学会, 他, 2011. 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
- ・日本放射線技師会, 2000. 医療被ばくガイドライン-患者さんのための医療被ばく低減目標値-, 医療科学社.
- ・日本放射線技師会, 2006. 放射線診療における線量低減目標値-医療被ばくガイドライン 2006-, 文光堂.

モダリティ 核医学

報告者 石井 一成、小野 欽也、菊池 敬、宍戸 文男、渡邊 浩

報告日 2015年3月27日

1. DRLの数値

検査及び放射性薬剤	DRL (MBq) ^{a)}
骨： ^{99m} Tc-MDP	950
骨： ^{99m} Tc-HMDP	950
骨髄： ¹¹¹ In-Cl	120
脳血流： ^{99m} Tc-HM-PAO(安静あるいは負荷1回のみ)	800
脳血流： ^{99m} Tc-HM-PAO(安静+負荷)	1200
脳血流： ^{99m} Tc-ECD(安静あるいは負荷1回のみ)	800
脳血流： ^{99m} Tc-ECD(安静+負荷)	1100
脳血流： ¹²³ I-IMP(安静あるいは負荷1回のみ)	200
脳血流： ¹²³ I-IMP(安静+負荷)	300
脳疾患：イオマゼニル(¹²³ I)	200
ドパミントランスポータ：イオフルパン(¹²³ I)	190
脳槽・脊髓腔： ¹¹¹ In-DTPA	70
甲状腺摂取率： ¹²³ I-NaI	10
甲状腺： ^{99m} Tc-pertechnetate	300
副甲状腺： ²⁰¹ Tl-Cl	120
副甲状腺： ^{99m} Tc-pertechnetate	300
副甲状腺： ^{99m} Tc-MIBI	800
肺換気： ^{81m} Kr-ガス	200
肺換気： ¹³³ Xe-ガス	480
肺血流： ^{99m} Tc-MAA	260
RIヘノグラフィ： ^{99m} Tc-MAA	500
肝・脾： ^{99m} Tc-phytate	200
肝機能： ^{99m} Tc-GSA	260
肝胆道： ^{99m} Tc-PMT	260
肝・脾： ^{99m} Tc-Snコロイド	180
心筋血流： ²⁰¹ Tl-Cl	180
心筋血流： ^{99m} Tc-tetrofosmin(安静あるいは負荷1回のみ)	900
心筋血流： ^{99m} Tc-tetrofosmin(安静+負荷)	1200
心筋血流： ^{99m} Tc-MIBI(安静あるいは負荷1回のみ)	900
心筋血流： ^{99m} Tc-MIBI(安静+負荷)	1200
心筋脂肪酸代謝： ¹²³ I-BMIPP	130
心交感神経機能： ¹²³ I-MIBG	130
心プール： ^{99m} Tc-HSA	1000
心プール： ^{99m} Tc-HSA-D	1000

心筋梗塞: ^{99m} Tc-PYP	800
唾液腺: ^{99m} Tc-pertechnetate	370
メッケル憩室: ^{99m} Tc-pertechnetate	500
消化管出血: ^{99m} Tc-HSA-D	1040
腎静態: ^{99m} Tc-DMSA	210
腎動態: ^{99m} Tc-MAG3	400
腎動態: ^{99m} Tc-DTPA	400
副腎皮質: ¹³¹ I-アドステロール	44
副腎髄質: ¹³¹ I-MIBG	45
副腎髄質: ¹²³ I-MIBG	130
腫瘍: ²⁰¹ Tl-Cl	180
腫瘍・炎症: ⁶⁷ Ga-citrate	200
リンパ管: ^{99m} Tc-HSA-D(保険適応外)	950
センチネルリンパ節: ^{99m} Tc-Snコロイド*	120
センチネルリンパ節: ^{99m} Tc-phytate	120
RIアンギオグラフィ: ^{99m} Tc-HSA-D	1000
腫瘍検査:院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
腫瘍検査:デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
脳検査:院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
脳検査:デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
¹⁵ O-CO ₂ ガス:2D	8000
¹⁵ O-O ₂ ガス:2D	6000
¹⁵ O-COガス:2D	3000
¹⁵ O-CO ₂ ガス:3D	2900
¹⁵ O-O ₂ ガス:3D	7000
¹⁵ O-COガス:3D	7500
心臓検査:院内製造された ¹⁸ F-FDG	240
心臓検査:デリバリーされた ¹⁸ F-FDG	240
心臓検査: ¹³ N-NH ₃	720

2. 上記数値の根拠

2.1. 調査(時期、対象、方法)

- ① 調査時期:平成 26 年 11 月 25 日～平成 27 年 1 月 16 日
- ② 調査対象:全国のすべての核医学診療施設
- ③ 調査方法:郵送にて依頼文書を送付し、調査項目をウェブサイトに掲載し、回答はウェブサイトへ直接入力する形式とした。

2.2. 線量評価(単位、標準ファントム、標準体格)

一定期間内の成人の平均実投与量(MBq)として算定する。

2.3. 結果と考察(DRL 設定の根拠、限界)

全国調査データの 75 パーセントイルの投与量を基準とし、本邦の実情や画質の他下記の点等を考慮し、日本核医学会放射線防護委員会での検討を経て DRL を設定した。

① 欧州各国で採用されている DRL 値と比較した。

例えばガリウムでは 90 パーセントイルに近い値となっているが、欧州ではこれよりもさらに多い国が多い。このような場合は得られる画質等を考慮し DRL を設定した。

② DRL は実投与量を用いて設定され、実投与量は実測値、あるいは実測困難な場合は計算値であることを考慮して全国調査データを解析し、DRL を検討した。

③ DRL 設定にあたり、現場の混乱を招くことなく実施可能な値を設定するよう心がけた。ジェネレーター、シリンジ製剤のいずれでも参照できる値を採用した。

④ 機器精度向上などにより変動するものなので、将来的に再調査にて再設定する可能性もある。

⑤ 撮像方法や症例等によっては投与量を適宜調整する必要があることを付記する。例えば、 ^{99m}Tc -MAA:「シャント症例にて全身撮像を行う場合は適宜調整すること」など。

⑥ PET ガス検査のように患者への供給放射能と投与放射能の概念が明確になっていない検査では整合性に課題のあるものもある。

3. DRL 運用に関する注意など

今回の全国調査では検査数に応じて一定期間内おこなわれた検査の成人の平均実投与量(MBq)を尋ねたもので、体格や体重を指定して調査してはいないが、自ずと平均的な体格(体重)の投与量になっていると推察される。したがって、各医療機関で運用する場合も、一定期間あるいは一定件数の平均実投与量を DRL と比較検討することにより各医療機関の投与量の多寡を確認することができる。

本邦では標識済み製剤を使用する医療機関が多い。標識済み製剤は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おり、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。

4. その他

本邦の DRL(案)について参考文献 2) に示された主な検査の欧州各国の DRL と比較した。ほとんどが欧州各国の投与量の範囲に入っていた。ただし、心筋血流(201TI-CI)のように若干ではあるが欧州各国の投与量の範囲を超えているものもある。これらについては今後投与量と画質等の検討が必要である。

5. 參考資料

- 1) European Commission, 1999, Radiation protection 109. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. OOEPEC, Luxembourg.
- 2) European Commission, 2010, DDM2 Project Report Part 2: Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe.
- 3) Vassileva J, Rehani M, 2015. Diagnostic reference levels, American Journal of Roentgenology 204, W1–W3.

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
公表後の更新履歴

日付	箇所	内容
2015. 8.11	参考資料 一般撮影 P17 の表1	Ankle joint と Forearm の数値を修正