

(問題点)

- 75 パーセンタイル値を用いず平均値を用いた根拠が明確にされていない。
- 線量分布はどうか。SSCTとMSCTとの線量分布に違いはあるのか。
- DLP (dose length product) 値を考慮する必要はないか。
- 胸部やHRCT (high-resolution CT) の低減目標値は必要ないか。
- 小児の低減目標値を提示すべきではないか。

⑤MMG

● 線量調査

調査対象：具体的に記載されていない。

調査方法：2000年～2005年にかけて公表された6論文・報告書による文献調査 (DR施設は2005年の調査で31%)

● 低減目標値の決定方法

平均乳腺線量 (MGD)、各文献データの約75パーセンタイル値を考慮
代表的な乳房 (平均圧迫乳房厚42mm 脂肪50%・乳腺50%の比率) に基づく

文献1 (東田、他、2001)：全国101施設のうち90%の施設で2mGy以下、
76%の施設で1.6mGy以下

文献2 (武下、他、2002)：近畿・九州地区90施設のうち80%の施設で2mGy以下

文献3 (鈴木、他、2003)：全国124施設のうち89%の施設で2mGy以下

文献4 (浅田、他、2003)：全国375施設のうち83%の施設で2mGy以下 (75%
線量 1.64mGy)

* DR施設 (2001年、28.3%) は74.5%の施設で2mGy以下

(問題点)

- 医療機関の規模や地域等の情報、線量分布を明示すべきである (文献参照だけでなく)

⑥核医学検査

● 投与量調査

調査時期：2005年3月～4月、2005年6月 (PET検査)

調査方法：全国の約50施設を対象としたアンケート調査 (PET除く)

全国のPET検査施設78施設を対象としたアンケート調査

日本核医学会の適正使用ガイドラインと放射性医薬品の添付文書を用いて適正投与量の検証

● 低減目標値の決定方法

PETを除く核医学検査：16施設から得られた投与量データと、調整済み製剤が普及していることを踏まえ40検査について決定。

PET検査：48施設から得られた投与量分布の75パーセンタイル値を用いて2D、3D収集別に4検査について決定。

(問題点)

- 医療機関の規模や地域等の情報が明示されていない。
- 核医学検査 (PET を除く) の投与量データが 16 施設分では不足しているのでは。例えば、NRPB ではエックス線診療で国レベルの参考値を設定するにあたり、最低でも 20 診療室、患者 100 人のデータを必要としている。
- アンケート調査票の内容が明示されていない。

2) 諸外国の DRL 等の設定状況

(1) 英国

National Reference Dose (NRD) の設定については、英国放射線防護庁 (National Radiological Protection Board; NRPB) のレポートが基本である。

※NRPB は、2005 年 4 月に健康保護局 (Health Protection Agency; HPA) に統合され、Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards 中の Radiation Protection Division として設置されている。

① X 線撮影・透視検査 (歯科領域除く) :

NRPB-W14 『Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 2000 Review』(2002) にて、1996 年～2000 年までの National Patient Dose Database (NPDD) に基づき、国内 371 病院の入射表面線量 (entrance surface dose; ESD) と面積線量計 (dose-area product; DAP) の線量分布の約 75 パーセントイル値によって NRD を設定・勧告している。設定された NRD の値は、対応する 1995 Review の NRD 値に比べ平均で約 20%低くなっている。

② CT 検査 :

NRPB-W67 『Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review』(2005) にて、国内 118 病院の CT 装置 126 台 (シングル 74 台、2 列 7 台、4 列 32 台、8 列 6 台、16 列 2 台) から得られた各検査の線量分布の約 75 パーセントイル値に基づいて、SSCT・MSCT 別および成人・小児別に NRD を設定・勧告している。



これら勧告された NRD は、IRR2000 (電離放射線規則) での National DRL (NDRL) 設定のための基礎データとされる。

2007 年 4 月 23 日に、Department of Health によって『Guidance on the establishment and use of “Diagnostic Reference Levels” (DRLs) as the term is applied in the Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000』が公表され、成人と小児における単純撮影、透視撮影、MMG、デンタルおよび CT 検査での NDRL が設定された。

(http://www.dh.gov.uk/en/Publicationsandstatistics/Publications/PublicationsPolicyAndGuidance/DH_074067)

表 1-1 から表 1-5 に設定された NDRL 値を示す。一方、核医学検査に関しては、上記指針に DRL 値が提示されていないが、以下のガイダンスで設定されている成人患者を対象とした 89 検査（一般核医学 82 検査、PET 7 検査）に対する DRL 値を適用することができる。表 1-6 と表 1-7 に一般核医学検査と PET 検査での NDRL 値をそれぞれ示す。

Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC). Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. March 2006. 実際に各医療機関が DRL を取り入れるためのガイダンスは、2004 年 4 月に Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) より Report 88 『Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations』として刊行されている。

③ X 線撮影・透視検査（歯科領域を含む）：

HPA-RPD-029 『Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK - 2005 Review』(2007 年 8 月)にて、2001 年～2006 年までの National Patient Dose Database (NPDD)に基づき、国内 316 病院の入射表面線量 (ESD) と面積線量計 (DAP) の線量分布の約 75 パーセントイル値によって新しい NRD が勧告されている。このレポートは、次回の NDRL 見直しのための基礎資料となる。表 2 に今回設定した NRD の値と 2007 年に設定した NDRL の値との比較表を示す。設定された NRD の値は、対応する NDRL の値 (2000 Review 時の値) に比べ平均で約 16%低くなっている。

①と③のレポートにおける線量測定法は、以下のものがベースとなっている。

Dosimetry Working Party of the Institute of Physics Sciences in Medicine (ISPM). National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology 1992. Chilton, NRPB. (以下、NRPB protocol という)

下記論文では、英国における DRL の法令取り入れに関してまとめてある。

Wall BF (NRPB). Implementation of DRLs in the UK. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 183-187.

(2) 米国

① American College of Radiology (ACR、米国放射線学会)：

医師と医学物理士に対し『ACR practice guideline for diagnostic reference levels in medical X-ray imaging』(2002 年初版、2006 年改訂)を提示し、診断に最適な画質を得るためと患者の被ばく線量を管理するために実測に基づいて DRL (一般撮影 (胸部、腹部)、透視 (腹部)、CT (頭部、腹部、小児腹部)) を設定している。表 3-1 に設定された DRL 値を示す。

② American Association of Physicists in Medicine (AAPM、米国医学物理学会)：

州の放射線防護局が FDA、ACR などの協力で行った X 線使用状況調査データに基づき、2005 年に X 線検査 (一般撮影 (胸部、頸椎、腹部、腰椎)、透視、CT

(頭部 CTDI_{100,c}、体幹部 CTDI_{100,p})、歯科領域)における調査線量分布の75パーセンタイル値~80パーセンタイル値を用いて Reference Values (RVs) を設定している(表3-2)。詳細は、AAPM Task Group No. 7 on Reference Values for Diagnostic X-Ray Examinations がまとめた以下の論文を参照とする。
Gray JE, Archer BR, Butler PF, et al. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact. *Radiology* 2005; 235: 354-358.

(3) 台湾

①Tung CJ, Tsai HY, Lo SH, et al. Determination of guidance levels of dose for diagnostic radiography in Taiwan. *Medical Physics* 2001; 28: 850-857.
電離放射線防護法令『Ionizing Radiation Protection Act of the Republic of China』の草案において、医療被ばくに対する品質管理プログラムの義務化を盛り込むために、全国の医療機関の実態調査および測定(測定法は、IPSM1992、NCRP Report No. 102に基づく)によって一般撮影のDose guidance level (DGL)を設定している(2001年公布予定)。表4-1に設定されたDGLの値を示す。

②Tsai HY, Tunga CJ, Yu CC, et al. Survey of computed tomography scanners in Taiwan: Dose descriptors, dose guidance levels, and effective doses. *Medical Physics* 2007; 34: 1234-1243.

CT検査のDGLsを設定するために、全国調査(調査票はEUR 16262とNRPB R248・R249に基づき作成し、調査票の配布・回収(146台/全国285台)および測定(4社製15台、測定法はEUR 16262とImPACTに基づく)を実施している。対象としたMulti Slice CT (MSCT)は、計10台(4列:5台、2列:5台)である。CT検査のDGLは規制当局の基礎資料とする。表4-2に設定されたDGLの値を示す。

※①と②でのDGL設定にあたり、線量分布の75パーセンタイル値を採用せず、費用対効果を考慮した最適化分析に基づいている。

(4) 韓国

一般撮影、透視(消化器)、CT検査およびマンモグラフィのNDRL設定の基礎データとするために、2004年から2005年にかけて韓国病院協会に登録されている278病院への撮像条件のアンケート調査、面積線量計や電離箱による実測(測定法は、一般撮影・透視はNRPB protocol、CTはEUR 16262、マンモはKFDAに基づく)を実施し、線量分布の75パーセンタイル値に基づきDRLを決定した。表5-1~表5-6に設定したDRL値を示す。この調査研究の詳細は以下の論文を参照とする。

① Kim YH, Choi JH, Kim CK, et al. Patient dose measurements in diagnostic radiology procedure in Korea. *Radiation Protection Dosimetry* 2007; 123: 540-545.

② Cho PK, Seo BK, Choi TK, et al. The development of a diagnostic reference level on patient dose for CT examination in Korea. *Radiation Protection Dosimetry Advance Access* published on November 21, 2007.

(5) IAEA との共同研究プロジェクト

IAEA との共同研究プロジェクトの一部として、カナダ、ギリシャ、インド、ポーランド、英国およびタイの 6 カ国の大病院における CT 検査での患者線量の実測調査と、その調査データと国際機関等が設定した DRL との比較を行っている。調査対象の CT 装置は 1997 年以降製造された 10 台 (SSCT 4 台、MSCT 6 台、うち 4 列 3 台、8 列 1 台、16 列 3 台)、患者数は 633 名 (頭部 CT 97 名、胸部 CT 243 名、腹部 CT 293 名) である。この調査で得られた線量分布の 75 パーセントイル値と、NRPB-W67 (2003)、EUR16262 (1999)、技師会の低減目標値 (2006) との比較表を表 6 に示す。この調査研究の詳細は以下の論文を参照とする。

Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT — IAEA-coordinated Research Project. *Radiology* 2006; 240: 828-834.

なお、この調査研究は IAEA の TECDOC『Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence』として刊行される予定である。

3) 技師会の低減目標値と欧米の DRL との比較

① 英国との比較

表 1-1 から表 1-7 に英国の DRL と技師会の低減目標値との比較を示す。

成人患者の単純撮影については、技師会では 19 撮影法の低減目標値を設定しているのに対し、英国では NRPB-W14 でデータ数の多い 11 撮影法について DRL を設定していた。MMG についてはともに設定していた。また英国ではデンタル撮影の DRL も設定していた。線量評価指標として、英国では 6 撮影法に関して入射表面線量 (ESD) に加え、面積線量 (DAP) の値も設定していた。単純撮影での技師会の低減目標値と英国の DRL 値は、腹部正面の値を除き大きな違いは見られなかった。MMG については、英国の標準圧迫乳房厚が技師会に比べ 1.3 倍厚く、線量についても 1.75 倍の差がみられた。

成人患者の透視撮影については、技師会では大きく 4 項目に分けて低減目標値を設定しているのに対し、英国では 15 の検査項目について DRL を設定していた。線量評価指標については、技師会では ESD (IVR は皮膚線量) と透視線量率を用いているのに対し、英国では DAP と透視時間を用いていた。

成人患者の CT 検査については、技師会では頭部と腹部について低減目標値を調査線量の平均値に基づいて設定しているのに対し、英国では 12 種類の検査について SSCT と MSCT に分けて調査線量の 75 パーセントイル値に基づいて DRL を設定していた。線量評価指標には、技師会と英国ともに $CTDI_{vol}$ を採用していた。英国のデータは SSCT と MSCT は区別しているため、もともとなった NRPB-W67 より CT 全体の値を用いて比較したところ、頭部では技師会が 65mGy、英国が 64mGy と大きな差はみられなかったが、腹部では技師会が 20mGy、英国が 14mGy と技師会の方が約 1.4 倍高かった。しかし、日本と英国では線量設定の方法が異なるため単純に比較することには注意が必要である。

小児患者については、技師会が3区分の標準年齢（0、3、5歳）における胸部と腹部の単純撮影および乳幼児股関節撮影について設定しているのに対し、英国では5区分の標準年齢（0、1、5、10、15歳）における3種類の透視検査（消化器系と尿路系）および3区分の標準年齢（0-1、5、10歳）における頭部と胸部のCT検査についてDRLを設定していた。

PETを除く核医学検査については、技師会が40検査項目の低減目標値を設定しているのに対し、英国では82検査項目のDRLを設定していた。そのうち共通する29検査項目の値を比較すると、 ^{201}Tl -Clの甲状腺腫瘍検査を除き技師会の低減目標値の方が同等か高かった。英国では ^{123}I を用いた心筋検査と脳血流検査、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を用いた肝検査および ^{131}I を用いた副腎検査について標準的な核医学検査項目として設定されていなかった。PET検査については、技師会が収集法別に4検査項目（FDG3項目、メチオニン1項目）の低減目標値を設定しているのに対し、英国では7検査項目（全てFDG）のDRLを設定していた。共通する3検査項目の値を比較すると、脳糖代謝検査以外は英国の方が高い値を示した。

②米国との比較

ACRが設定したDRL（表3-1）は、一般撮影2項目、透視検査1項目、CT検査3項目の計6項目であった。線量を比較した結果、胸部PAで技師会の方が約1.4倍高いのに対し、腹部PAと腹部透視検査では技師会に比べ約2倍高かった。CT検査は線量単位が異なるため単純に比較はできなかったが、ACRでは小児の腹部CTのDRLを設定していた。

AAPMが設定したDRL（表3-2）は、一般撮影4項目、歯科撮影2項目、透視検査1項目、CT検査2項目の計9項目であった。線量を比較した結果、胸部で技師会の方が1.2倍高いのに対し、頸椎と腹部では技師会に比べ約1.5倍高かった。腰椎は同値であった。透視検査では技師会に比べ2.6倍高い線量率であった。CT検査は線量単位が異なるため単純に比較はできなかった。

4. 考察

1) 技師会の低減目標値に関する問題点

全体的な評価としては、主に二つの問題点を明らかにすることができた。

一つは、低減目標値の調査方法・内容、データの詳細（線量分布）、低減目標値の設定方法（線量分布の分析）について「医療被ばくガイドライン」で明示されていないものや曖昧なものが多く、低減目標値の統計学的な選択手法（75パーセンタイル値の採用）についても統一されていないことである。欧米でのエックス線検査に対するDRL値は、以前よりECやNRPBでは線量分布の75パーセンタイル値を、AAPMでは線量分布の75パーセンタイル値～80パーセンタイル値を採用している [12]。韓国では75パーセンタイル値を用いてDRLを設定している。技師会の医療被ばくガイドラインにおいても、国際的な観点から低減目標値の設定方法を明確にし、統計手法を統一することが必要である。

もう一つは、低減目標値の設定にあたり国（National）レベルの考え方と医療機関（Local）レベルの考え方が混在していることである。例えば、IVRでの皮膚吸収線量の設定において、線量調査データがあるにもかかわらず、一般的に2Gyを設定

している医療施設が多いため、その値を低減目標値としたこと、また透視線量率においても75パーセント値を用いず、平均値でも達成可能であると判断して平均値を低減目標値としたこと、などが挙げられる。これはどちらかと言えば医療機関（Local）レベルの設定の考え方に近いと考えられる。英国では、医療機関がNational DRL（NDRL）に基づいてLocal DRL（LDRL）を設定するためのガイダンスが提示されている[13]。今後、技師会が低減目標値を見直す場合には、国レベルの考え方に統一する必要がある。

技師会の低減目標値は、医療機関への被ばく低減の啓発に有用であり、自施設での放射線量の把握推進や放射線診療の見直しが図られるという点で大きな意義を持っている。しかし、日本においてNDRLを設定するためには、公表された技師会の低減目標値の設定方法に関して、国際的に通用する科学的な根拠が必要である。そこで、今後、関連学会と連携しデータの検証・評価を行う必要がある。場合によっては追加調査が必要となるだろう。

2) 国際的動向への対応

ICRPは、2007年12月に1990年勧告（Publication 60）に新しく替わる2007年勧告（Publication 103）^[14]を刊行した。その中で放射線診療（放射線治療を除く）での患者に対する防護の最適化を目的としてDRLを定義している。また、DRLを適用するためのガイダンスとして、ICRP Publication 73に新しく替わるICRP Publication 105^[15]（RADIOLOGICAL PROTECTION IN MEDICINE）が近々刊行予定である。ICRP Publication 102^[16]（2007）ではICRP Publication 87（2000）で対応できなかったMulti detector CT（MDCT）での患者の線量管理についてまとめており、その中で成人患者と小児患者に対する文献に基づいたDRLが提示されている。ICRU Report 74^[17]（2005）では、DRLの設定・使用のための測定量の定義（CTに関してはCTDIに替わりCT air kerma indexを新しく定義）とその測定法を勧告している。IAEAでは、Safety Reports No. 39^[18]（2006）においてエックス線診療でBSSを順守するためのガイダンスが提示されている。また、2008年初期にはRS-G-1.5の改訂版^[19]が、2009年末にはBSSの改訂版^[20]がそれぞれ刊行される予定である。

このような国際的動向から、今後日本においてDRLを設定するにあたり、国際機関の新しい勧告やガイダンスの内容を十分検討し、その概念や測定量を導入すべき否かを判断していくことが求められる。

5. 結論

本研究では、日本における放射線診療でのDRL設定のための基礎資料とするために技師会が公表した医療被ばく低減目標値の検証と、近年の諸外国におけるDRL設定に関する現状について文献調査を行った。その結果、以下のことが明らかになった。

- ①技師会の低減目標値は、調査方法・内容、線量分布、低減目標値の設定方法について「医療被ばくガイドライン」で明示されていないものが多く、低減目標値の統計学的手法（75パーセント値の採用）についても統一されていない。また、低減目標値の設定にあたり国（National）レベルの考え方と医療機関（Local）レベルの考え方が混在している。

②欧州では国の法規制レベルで DRL を設定しているのに対し、米国では学術団体 (ACR、AAPM) によって DRL が設定・公表されている。東アジアの韓国、台湾ではエックス線診療の NDRL 設定に向けた全国調査が行われており、その調査結果が国際誌に公表されている。

日本において NDRL を設定するためには、国際的に通用する科学的な根拠が必要であり、今後、関連学会と連携しデータの検証・評価を行う必要がある。

参考文献

1. IAEA. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. Safety Series No.115. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency, 1996.
2. ICRP. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. *Annals of the ICRP* 1996; 26 (2).
3. European Commission. Council directive 97/43/ Euratom of June 30, 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. Official Journal of the European Commission, No. L 180, 1997.
4. European Commission. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Radiation Protection 109, 1999.
5. European ALARA Network. The Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe. <http://www.eu-alara.net/index.php?option=content&task=view&id=156>
6. (社)日本放射線技師会. 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」(1). 日本放射線技師会雑誌 2006; 53: 1553-1567.
7. (社)日本放射線技師会. 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」(2). 日本放射線技師会雑誌 2007; 54: 33-46.
8. (社)日本放射線技師会. 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」(3). 日本放射線技師会雑誌 2007; 54: 153-167.
9. (社)日本放射線技師会. 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」(4). 日本放射線技師会雑誌 2007; 54: 259-269.
10. (社)日本放射線技師会. 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」(5). 日本放射線技師会雑誌 2007; 54: 381-391.
11. (社)日本放射線技師会. 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」(6). 日本放射線技師会雑誌 2007; 54: 501-514.
12. ICRP. Diagnostic reference levels in medical imaging: Review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. *Annals of the ICRP* 2001; 31(4).
13. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations. IPEM Report No. 88, 2004.
14. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP* 2007; 37 (2) - (4).

15. ICRP. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. *Annals of the ICRP* 2007; 37 (5).
16. ICRP. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Annals of the ICRP* 2007; 37 (1).
17. ICRU. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report 74. *Journal of the ICRU* 2005; 5 (2).
18. IAEA. Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using x rays. Safety Reports Series No. 39. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency, 2006.
19. IAEA. Radiation protection in medical exposure (revision of the RS-G-1.5). IAEA draft safety standard DSS 399.
<http://www-ns.iaea.org/downloads/standards/dpp/dpp399.pdf>
20. IAEA. International basic safety standards for protection against ionizing radiation (revision of the BSS). IAEA draft safety standard DSS 379.
<http://www-ns.iaea.org/downloads/standards/dpp/dpp379.pdf>

平成 19 年度厚生労働科学研究費補助金（医療安全・医療技術評価総合研究事業）
「医療放射線の安全確保に関する研究」（H19-医療-一般-003）
（主任研究者：細野 眞）

分担研究報告書
X 線診療室の遮へい評価法に関する基礎的研究

分担研究者 大場久照 弘前大学大学院保健学研究科

研究要旨

- 【目的】米国放射線防護測定審議会（NCRP）は、X 線診療室の遮へい評価法について Report No.49（1976）に替わる Report No.147 を 2004 年に刊行した。日本では厚生労働省医薬発第 188 号通知（2001 年）において Report No.49 のデータが採用されている。本研究では、医薬発第 188 号通知における X 線診療室の遮へい評価法改訂のための基礎資料とするために、Report No.147 の翻訳を行い、防護目標や主要な改訂点を整理し、遮へい評価法を検証した。
- 【方法】Report No.147 の 1 章から 6 章までの本文の翻訳・推敲を行った。Report No.147 での放射線防護の目標や考え方について整理し、医療法施行規則の基準と比較検証するとともに、Report No.147 の主要な改訂点をまとめた。MDCT（Multi detector row CT）の普及に伴い、日本においても CT 室の遮へい評価法を確立する必要があることを踏まえ、ImPACT2006（Imaging Performance Assessment of CT scanners）と CT 装置メーカー 3 社の最新の装置導入マニュアルを用いて Report No.147 における CT 室の遮へい評価法の検証を行った。
- 【結果】Report No.147 の翻訳・推敲を、付録を除き 1 章から 6 章までの本文について行った。Report No.147 では、遮へい設計目標設定のための基礎データとして Report No.116（1993）を採用していた。Report No.116 は、ICRP1990 年勧告の概念に基づき、電離放射線に対する放射線従事者と一般公衆の線量限度を勧告しているため、医療法施行規則における放射線防護の概念および規制値と概ね一致していた。Report No.147 での遮へい設計目標値には空気カーマを採用しており、管理区域で 0.1mGy/週（5mGy/年）、管理区域外の区域で 0.02mGy/週（1mGy/年）であった。一方、医療法施行規則の規制値には実効線量を採用し、管理区域および居住区域・敷地境界に対して 3 ヶ月当たりの値で設定しているが、週単位または年単位に換算すると NCRP の遮へい設計目標値と同値であった。CT 室における遮へい評価法では、8 種類の CT 装置の CT 散乱係数 κ (cm^{-1}) を検討した結果、NCRP が提示した体幹部の κ は平均で約 10%、頭頸部の κ は平均で約 40%過小評価していることが確認された。
- 【結論】Report No.147 における X 線診療室の遮へい評価法は ICRP1990 年勧告の概念を取り入れているため、日本においてその評価手法を適用することが可能である。CT 室における遮へい評価法では、NCRP が提示した CT 散乱係数は過小評価しているため、日本に導入する際には新たな散乱係数を提示する必要がある。

研究協力者 藤淵俊王 千葉大学医学部附属病院
三田創吾 日本画像医療システム工業会
中村吉秀 (社) 日本アイソトープ協会
岩永哲雄 (社) 日本アイソトープ協会
堀越亜希子 日本メジフィジックス

1. 緒言

米国放射線防護測定審議会 (National Council on Radiation Protection and Measurements; NCRP) は、1976年9月に刊行された Report No.49 “*Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*” [1] における X 線診断施設の遮へい評価法を改訂し、2004年11月に Report No.147 を刊行した [2]。この改訂により、防護評価に必要な線量限度と放射線量を変更し、Report No.49 で考慮されなかった CT 装置、乳房撮影装置、デジタル画像装置などの新しいモダリティに対応させるとともに、遮へい計算に必要な使用係数、占有係数および施設稼働負荷が見直されている [2-4]。一方、日本におけるエックス線診療室の遮へい評価法については、厚生労働省医薬局長通知 (2001年3月13日付け医薬発第188号) において Report No.49 のデータが採用されている。そのため、わが国においても Report No.147 の発刊に伴い、エックス線診療室の遮へい評価法を見直す必要がある。そこで本研究では、医薬発第188号通知におけるエックス線診療室の遮へい評価法改訂のための基礎資料とするために、Report No.147 の翻訳を行い、防護の考え方と主要な改訂点を整理し、遮へい評価法を検証した。

2. 方法

(1) Report No.147 の翻訳

1章から6章までの本文の翻訳と翻訳文の推敲を行った。付録については図表が主であることと引用論文の解説であるため省略した。

(2) Report No.147 の放射線防護目標と主要改訂点

Report No.147 での放射線防護の目標や考え方について整理し、医療法施行規則における放射線防護の概念と比較検証した。また、Report No.147 における主要な改訂点をまとめた。

(3) Report No.147 の CT 室の遮へい評価法の検証

近年の Multi-Detector CT (MDCT) の普及に伴い、日本においても CT 室の遮へい評価法を確立する必要がある。Report No.147 では CT 室の遮へい評価法を提示しているが、Larson らは NCRP が提示した CT 散乱係数 k (cm^{-1}) が過小評価されていると報告している [5]。そこで、ImPACT2006 [6] から提供されている各装置メーカーの CTDI₁₀₀ 値と CT 装置メーカー3社の最新の装置導入マニュアルを用いて Larson らが公表した論文の追試を行い、Report No.147 における CT 室の遮へい評価法の検証を行った。

3. 結果・考察

Report No.147の翻訳と推敲を、付録を除く1章から6章までの本文について行なった。

Report No.147では、遮へい設計目標設定のための基礎データとして Report No.116 (1993) [7] を採用していた。Report No.116は、ICRP1990年勧告を導入し、放射線防護の概念(正当化、最適化(ALARAの原則)、線量限度)に基づいて電離放射線に対する職業被ばくと一般公衆の被ばくに関する線量限度を勧告しているため、医療法施行規則における放射線防護の概念および規制値と概ね一致していた。表1にICRP1990年勧告とReport No.116での職業被ばくと一般公衆被ばくの線量限度値を示す。Report No.147での遮へい設計目標値の放射線量には空気カーマを採用しており、管理区域で0.1mGy/週(5mGy/年)、管理区域外の区域で0.02mGy/週(1mGy/年)であった。これらの遮へい設計目標値設定に対する考え方は、Report No.145(歯科診療施設)、Report No.148(獣医診療施設)およびReport No.151(放射線治療施設)にも適用されている[8-11]。一方、医療法施行規則の規制値には実効線量を採用し、管理区域および居住区域・敷地境界に対して3ヶ月当たりの値で設定しているが、週単位または年単位に換算するとNCRPの遮へい設計目標値と同値であった。したがって、医薬発第188号の改正通知にReport No.147の遮へい評価法を取り入れることができると考える。

表1 ICRP1990年勧告とReport No. 116での職業被ばくと公衆被ばくの線量限度値

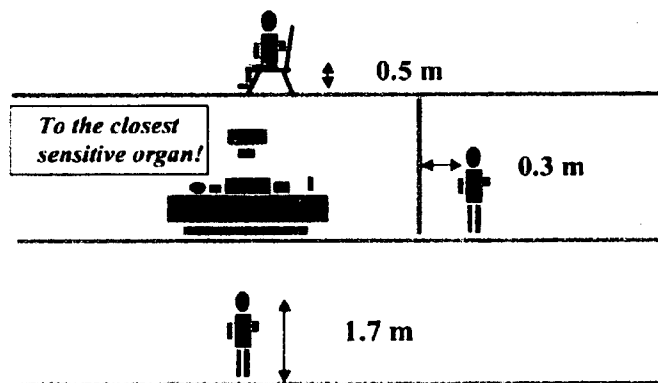
Recommendations, Risk values and Other factors	NCRP Report No. 91 (NCRP, 1987)	ICRP Publication 60 (ICRP, 1991a)	NCRP Report No.116
Occupational Dose Limits^b			
Based on Stochastic Effects	50 mSv annual effective dose equivalent limit and 10 mSv × age (y) cumulative effective dose equivalent guidance for the workplace ^c	50 mSv annual effective dose limit and 100 mSv in 5 y cumulative effective dose limit ^c	50 mSv annual effective dose limit and 10 mSv × age (y) cumulative effective dose limit ^c
Based on Deterministic Effects	150 mSv annual dose equivalent limit to lens of eye and 500 mSv annual dose equivalent limit to all other organs ^d (e.g., red bone marrow, breast, lung, gonads, skin and extremities)	150 mSv equivalent dose limit to lens of eye and 500 mSv annual equivalent dose limit to skin, hands and feet ^d	150 mSv annual equivalent dose limit to lens of eye and 500 mSv annual equivalent dose limit to skin, hands and feet ^d
Annual Limits of Intake (ALI)	$\frac{50 \text{ mSv}}{H_p(50) \text{ Bq}^{-1}}$	$\frac{20 \text{ mSv}}{E(50) \text{ Bq}^{-1}}$	—
Annual Reference Levels of Intake	—	—	$\frac{20 \text{ mSv}}{E(50) \text{ Bq}^{-1}}$
Public Dose Limits^b			
Based on Stochastic Effects	1 mSv annual effective dose equivalent limit for continuous exposure and 5 mSv annual effective dose equivalent limit for infrequent exposure ^c	1 mSv annual effective dose limit and, if needed, higher values provided that the annual average over 5 y does not exceed 1 mSv ^c	1 mSv annual effective dose limit for continuous exposure and 5 mSv annual effective dose limit for infrequent exposure ^c
Based on Deterministic Effects	50 mSv annual dose equivalent limit to lens of eye, skin and extremities ^d	15 mSv annual equivalent dose limit to lens of eye and 50 mSv annual equivalent dose limit to skin, hands and feet ^d	50 mSv annual equivalent dose limit to lens of eye, skin and extremities ^d
Embryo-fetus	5 mSv dose equivalent limit and a dose equivalent limit in a month of 0.5 mSv once pregnancy is known ^d	2 mSv equivalent dose to the woman's abdomen once pregnancy has been declared and limiting intakes of radionuclides to about 1/20 of an ALI ^d	0.5 mSv equivalent dose limit in a month once pregnancy is known ^d

Report No.147 の主要な改訂点を以下のとおり整理した。

- 遮へい評価に使用する放射線量は、Report No.49 での照射線量 (R) から空気カーマ (Gy) へと変更になった。空気カーマを用いた理由は、実効線量では直接測定することが不可能であり、空気カーマから実効線量への変換についても X 線の体内吸収、X 線エネルギースペクトル、曝露する作業者の作業姿勢が影響し困難なためである。
- 管理区域における遮へい設計目標値を 0.1mGy/週 (5 mGy/年) とした。その根拠は、Report No.116 における勧告値 ①新規での放射線施設設計のための実効線量限度 10 mSv/年と、②妊婦の放射線作業者に対する等価線量限度 0.5mSv/月の両方を満たすために、①の勧告値の 1/2 である 5 mSv/年を勧告値としたことによるものである。
- 管理区域外の区域における遮へい設計目標値を 0.02 mGy/週 (1 mGy/年) とした。その根拠は、Report No.116 での一般公衆の実効線量限度の勧告値 1 mSv/年を放射線診療施設に適用させるために NCRP が吟味した結果、いかなる 1 年間においても実効線量 1 mSv を超えないとしたことによるものである。
- 一般的なエックス線撮影室を対象とした場合の一次遮へい体への一次線入射割合である使用係数 U は、Report No.49 の床 (U=1) 、4 方向の壁 (U=1/4) 、天井 (U=0) から以下のように改めた。

遮へい体	使用係数 U	適用する稼働負荷区分
① 床	0.89	撮影室 (床とその他の壁)
② クロステーブル撮影方向の壁	0.09	"
③ ②と④に関係しない壁	0.02	"
④ 胸部撮影用受像器	1.00	撮影室 (胸部ブッキー)
⑤ 天井、操作ブース	0	

- 遮へい計算時の評価点は、Report No.49 では全ての遮へい壁から 0.3m としていたが Report No.147 では階上や階下に滞在する人の放射線感受性の高い臓器までの距離として、階上の場合床から 0.5m、階下の場合床から 1.7m を新たに設定した。



- Report No.147での占有係数 T は、Report No.49 の T に比べ場所区分が倍に増え、数値も大幅に変更された。以下に Report No.147 と Report No.49 での占有係数 T を示す。例えば、廊下、公衆トイレ、階段について、Report No.49 で T=1/4、1/16、1/16 であったのが、Report No.147 ではそれぞれ T=1/5、1/20、1/40 とそれぞれ減少した。

(a) Report No.147 での占有係数 T

場 所	占有係数 T
Administrative or clerical offices; laboratories, pharmacies and other work areas fully occupied by an individual; receptionist areas, attended waiting rooms, children's indoor play areas, adjacent x-ray rooms, film reading areas, nurse's stations, x-ray control rooms	1
Rooms used for patient examinations and treatments	1/2
Corridors, patient rooms, employee lounges, staff rest rooms	1/5
Corridor doors	1/8
Public toilets, unattended vending areas, storage rooms, outdoor areas with seating, unattended waiting rooms, patient holding areas	1/20
Outdoor areas with only transient pedestrian or vehicular traffic, unattended parking lots, vehicular drop off areas (unattended), attics, stairways, unattended elevators, janitor's closets	1/40

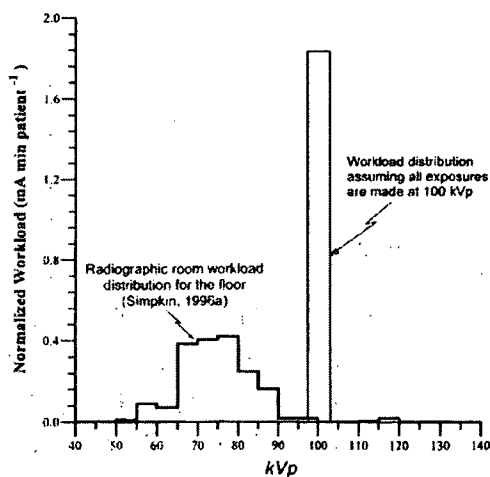
(b) Report No.49での占有係数T

場 所	占有係数 T
Work areas such as offices, laboratories, shops, wards, nurses' stations; living quarters; children's play areas; and occupied space in nearby building.	1
Corridors, rest rooms, elevators using operators, unattended parking lots.	1/4
Waiting rooms, toilets, stairways, unattended elevators, janitor's closets, outside areas used only for pedestrians or vehicular traffic.	1/16

- AAPM TG9 (1996) による米国内の医療施設の実態調査に基づき、管電圧別患者当たりの稼働負荷値 (mA·min/patient) が提示された。ここで、総稼働負荷を算出するための週当たりの患者数には、撮影数を考慮した延べ患者数ではなく、1週間に検査を受けた実患者数を適用した。

kVp ^a	Radiography Room ^b			Fluoro Tube (R&F room) ^f	Rad Tube (R&F room) ^f	Chest Room	Mamma Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography ^d
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest backy)	Rad Room (floor or other barriers)						
25	0	0	0	0	0	0	9.25 × 10 ⁻¹	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	1.38 × 10 ⁻⁴	0	1.38 × 10 ⁻⁴	0	0	0	0	0	0
45	7.10 × 10 ⁻¹	0	7.10 × 10 ⁻⁴	0	5.78 × 10 ⁻⁴	0	0	0	0
50	8.48 × 10 ⁻³	6.78 × 10 ⁻³	1.70 × 10 ⁻³	0	7.65 × 10 ⁻⁴	0	0	3.40 × 10 ⁻¹	8.94 × 10 ⁻²
55	1.09 × 10 ⁻²	4.56 × 10 ⁻⁴	1.04 × 10 ⁻²	7.02 × 10 ⁻²	7.26 × 10 ⁻⁴	0	0	4.20 × 10 ⁻¹	3.98 × 10 ⁻²
60	9.81 × 10 ⁻²	8.96 × 10 ⁻³	8.91 × 10 ⁻²	1.13 × 10 ⁻¹	1.52 × 10 ⁻²	0	0	1.96	6.99 × 10 ⁻¹
65	1.04 × 10 ⁻¹	3.42 × 10 ⁻²	7.00 × 10 ⁻²	1.87 × 10 ⁻¹	2.52 × 10 ⁻²	0	0	4.55	1.50 × 10 ¹
70	4.58 × 10 ⁻¹	7.25 × 10 ⁻²	3.85 × 10 ⁻¹	1.45 × 10 ⁻¹	8.89 × 10 ⁻²	2.02 × 10 ⁻²	0	6.03	1.22 × 10 ¹
75	5.01 × 10 ⁻¹	9.53 × 10 ⁻²	4.05 × 10 ⁻¹	1.94 × 10 ⁻¹	2.24 × 10 ⁻¹	2.36 × 10 ⁻³	0	8.02	1.53 × 10 ¹
80	5.60 × 10 ⁻¹	1.40 × 10 ⁻¹	4.20 × 10 ⁻¹	1.72	4.28 × 10 ⁻¹	0	0	2.54 × 10 ¹	1.10 × 10 ¹
85	3.15 × 10 ⁻¹	6.62 × 10 ⁻²	2.49 × 10 ⁻¹	2.19	2.18 × 10 ⁻¹	7.83 × 10 ⁻⁴	0	4.03 × 10 ¹	4.09
90	1.76 × 10 ⁻¹	1.41 × 10 ⁻²	1.62 × 10 ⁻¹	1.46	5.33 × 10 ⁻²	0	0	2.10 × 10 ¹	3.43
95	2.18 × 10 ⁻²	3.51 × 10 ⁻³	1.82 × 10 ⁻²	1.15	4.89 × 10 ⁻²	0	0	1.06 × 10 ¹	6.73 × 10 ⁻¹
100	1.55 × 10 ⁻²	8.84 × 10 ⁻⁴	1.46 × 10 ⁻²	1.12	5.87 × 10 ⁻²	3.01 × 10 ⁻²	0	7.40	1.53
105	3.48 × 10 ⁻³	1.97 × 10 ⁻³	1.51 × 10 ⁻³	9.64 × 10 ⁻¹	1.05 × 10 ⁻²	0	0	7.02	9.27 × 10 ⁻²
110	1.05 × 10 ⁻²	9.91 × 10 ⁻³	5.51 × 10 ⁻⁴	7.47 × 10 ⁻¹	6.46 × 10 ⁻²	2.14 × 10 ⁻²	0	6.59	3.05 × 10 ⁻²
115	4.10 × 10 ⁻²	3.74 × 10 ⁻²	3.69 × 10 ⁻³	1.44	2.90 × 10 ⁻²	9.36 × 10 ⁻²	0	1.38 × 10 ¹	0
120	6.99 × 10 ⁻²	5.12 × 10 ⁻²	1.87 × 10 ⁻²	9.37 × 10 ⁻¹	1.04 × 10 ⁻¹	4.74 × 10 ⁻²	0	3.35	0
125	4.84 × 10 ⁻²	4.81 × 10 ⁻²	3.47 × 10 ⁻⁴	1.38 × 10 ⁻¹	8.13 × 10 ⁻²	0	0	2.75	0
130	1.84 × 10 ⁻³	1.71 × 10 ⁻³	1.25 × 10 ⁻⁴	1.53 × 10 ⁻¹	4.46 × 10 ⁻²	0	0	3.1 × 10 ⁻²	0
135	7.73 × 10 ⁻³	7.73 × 10 ⁻³	0	1.46 × 10 ⁻¹	9.47 × 10 ⁻³	0	0	0	0
140	0	0	0	1.92 × 10 ⁻²	4.26 × 10 ⁻³	0	0	0	0
Total workload: ^e	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: ^f	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

単一の高管電圧 100kVp による稼働負荷分布に比べ、実際の使用管電圧分布に基づいて算出された稼働負荷分布の方が小さいことが下図より明らかである。



実稼働負荷が不明な場合には、以下のような平均的検査数の場合と検査数の多い場合についての稼働負荷値が提示された。

Room Type	Total Workload per Patient ^a (W_{norm}) (mA min patient ⁻¹)	Typical Number of Patients (N) (per 40 h week)		Total Workload per Week (W_{tot}) (mA min week ⁻¹)	
		Average	Busy	Average	Busy
Rad Room (chest bucky)	0.6	120	160	75	100
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	120	160	240	320
Chest Room	0.22	200	400	50	100
Fluoroscopy Tube (R&F room)	13	20	30	260	400
Rad Tube (R&F room)	1.5	25	40	40	60
Mammography Room	6.7	80	160	550	1,075
Cardiac Angiography	160	20	30	3,200	4,800
Peripheral Angiography ^b	64	20	30	1,300	2,000

- Report No.147では、一次遮へい体厚の計算において受像器等の撮像構成機器を遮へい体として考慮できるプレ遮へい体の考え方を取り入れた。

プレ遮へい体	等価厚 x_{pre} (mm)		
	鉛	コンクリート	鉄
寝台または壁備え付けのカセットホルダーにおける受像器（グリッド、カセットおよび受像器関連構成機器による減弱）	0.85	72	7
クロステーブル側面撮影時（グリッドとカセットのみによる減弱）	0.3	30	2

- 受像器や寝台による減弱を考慮しない 1m の距離における患者当たりの一次空気カーマ (mGy/patient) は、以下のように提示された。血管撮影装置、CT 装置、乳房撮影装置については、受像器 (I.I 等)、検出器、支持台で一次線をカットする構造となっている (FDA, 2003) ため、一次線による遮へい評価は無視できるとした。

Workload Distribution ^a	W_{norm} (mA min patient ⁻¹) ^{b,c}	K_p^1 (mGy patient ⁻¹) ^d
Rad Room (chest bucky)	0.6	2.3
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	5.2
Rad Tube (R&F Room)	1.5	5.9
Chest Room	0.22	1.2

- 1m の距離における二次線（散乱線と漏えい線）に関する患者当たりの二次空気カーマ (mGy/patient) は、以下のように提示された。側方散乱は 90 度散乱の時の値で、前方・後方散乱は 135 度散乱の時の値である。漏えい線量限度 0.876 mGy/h at 1m (FDA, 2003) を達成するための漏えい線測定条件は、乳房撮影装置以外では 150kVp・3.3mA、乳房撮影装置では 50kVp・5mA である。

Workload Distribution	W_{norm} (mA min patient ⁻¹)	Unshielded Air Kerma (mGy patient ⁻¹) at 1 m						
		F (cm ²) at d_p (m)		Leakage	Side-Scatter	Leakage and Side-Scatter (K_{sc}^1) ^b	Forward/Backscatter	Leakage and Forward/Backscatter (K_{sc}^1) ^c
Rad Room (all barriers)	2.5	1,000	1.00	5.3×10^{-4}	3.4×10^{-2}	3.4×10^{-2}	4.8×10^{-2}	4.9×10^{-2}
Rad Room (chest bucky)	0.60	1,535 ^d	1.83	3.9×10^{-4}	4.9×10^{-3}	5.3×10^{-3}	6.9×10^{-3}	7.3×10^{-3}
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	1,000	1.00	1.4×10^{-4}	2.3×10^{-2}	2.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}
Fluoroscopy Tube (R&F room)	13	730 ^e	0.80	1.2×10^{-2}	3.1×10^{-1}	3.2×10^{-1}	4.4×10^{-1}	4.6×10^{-1}
Rad Tube (R&F room)	1.5	1,000	1.00	9.4×10^{-4}	2.8×10^{-2}	2.9×10^{-2}	3.9×10^{-2}	4.0×10^{-2}
Chest Room	0.22	1,535 ^d	2.00	3.8×10^{-4}	2.3×10^{-3}	2.7×10^{-3}	3.2×10^{-3}	3.6×10^{-3}
Mammography Room ^f	6.7	720 ^e	0.58	1.1×10^{-5}	1.1×10^{-2}	1.1×10^{-2}	4.9×10^{-2}	4.9×10^{-2}
Cardiac Angiography	160	730 ^e	0.90	8.8×10^{-2}	2.6	2.7	3.7	3.8
Peripheral Angiography ^h	64	730 ^e	0.90	3.4×10^{-3}	6.6×10^{-1}	6.6×10^{-1}	9.5×10^{-1}	9.5×10^{-1}

Report No.49 では、算出された二次遮へい体厚に、さらに 1 半価層 (HVL) 分の厚さを加えるという過剰な安全側の手法が用いられていたが、Report No.147 では稼働負荷区分に基づいた一般化モデルに変更された。

- 遮へい計算法の基本部分として、遮へい体厚を x 、フィッティングパラメータを α 、 β 、 γ としたときに、①式は単一管電圧および稼働負荷区分に対する一次線と二次線の両方の透過率計算に使用できることを示した。②式は遮へい体厚を算出するために①式を変形したものである。フィッティングパラメータ α 、 β 、 γ は、一次線と二次線における鉛、標準コンクリート、板ガラス、石膏ボード、アクリルおよび木材に対して提示している。

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{\frac{1}{\gamma}} \dots \textcircled{1}$$

$$x = \frac{1}{\alpha \gamma} \ln \left(\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) \dots \textcircled{2}$$

- 施設完成後の施設検査の実施については、医学物理士等の有資格者によって遮へい構造や遮へい性能の検査を実施し、Report No.147 の勧告値を担保しているかどうか検証する必要があることを示した。

CT室における遮へい評価法におけるCT散乱係数 κ (cm^{-1})について、Larsonらの報告[5]に基づき8種類のCT装置で検討した結果、体幹部の κ は平均で約10%、頭頸部の κ は平均で約40%過小評価していることが確認された(表2)。これらの κ 値は、Larsonらが報告した κ [5]と比べると、体幹部平均で20%、頭部平均で10%低い値となった(表3)。これは、CT装置メーカーから出されている導入マニュアルなどに提示されているCT装置周辺の散乱線量の分布測定データが頻繁に更新されていることが要因である。1mにおける散乱空気カーマの値は、GE社製の導入マニュアルでは体幹部用CTDIファントム(径32cm)と頭部用水ファントム(径20cm)を用いて測定されているが、その他のメーカーでは体幹部用アクリルファントム(径32cm)のみで測定されているため、頭部用のデータが得られなかった。日本のJIS規格(JIS Z 4751-2-44 29.208)では、迷放射線測定について径32cmの組織等価物質の円筒ファントムを用いて測定する必要があると記載されている。このようなことから、NCRPでは体幹部と頭部の κ を提示しているが、日本では安全側を考慮して体幹部の κ のみを用いて遮へい評価することが望ましいと考える。また、CT散乱係数 κ はNCRPが提示した体幹部に対する 3×10^{-4} ではなく、本研究で得られた 3.3×10^{-4} を提案したい。

表2 各装置別のCT散乱係数 κ (cm^{-1})

装置名	kV	回転軸における 公称ビーム幅 T_b (cm)	axial scanに対する 回転数 N_R	K_{scatbody}^1 (mGy/100mAs) (メーカー提供の経度マニュアルに基づく)	K_{scathead}^1 (mGy/100mAs)	CTDI _{100body} (mGy/100mAs) (ImPACT2006のデータに基づく)	CTDI _{100head} (mGy/100mAs)	κ_{body} (cm^{-1})	κ_{head} (cm^{-1})
NCRP Values								3E-4	8E-5
GE LightSpeed VCT	140	4	1	1.68E-2	—	15.69	30.40	2.68E-4	—
GE LightSpeed VCT	120	4	1	1.19E-2	—	11.35	22.31	2.62E-4	—
GE LightSpeed Pro 16	140	2	1	.92E-2	.613E-2	14.29	24.34	3.22E-4	1.26E-4
GE LightSpeed Pro 16	120	2	1	.653E-2	.435E-2	10.19	17.77	3.20E-4	1.22E-4
GE LightSpeed 16, Ultra	140	2	1	1.0E-2	.67E-2	16.49	26.95	3.1E-4	1.24E-4
GE LightSpeed 16, Ultra	120	2	1	.73E-2	.48E-2	12.01	19.47	3.0E-4	1.23E-4
Siemens Emotion Duo	130	1	1	.41E-2	—	11.89	21.91	3.45E-4	—
Siemens Emotion 6	130	1.8	1	8E-2	—	11.82	20.61	3.76E-4	—
Siemens Sensation 16	140	2.4	1	1.41E-2	—	12.89	—	4.56E-4	—
Siemens Sensation 64	140	2.88	1	1.25E-2	—	12.35	—	3.52E-4	—
HITACHI ECLOS (16列)	130	2	1	705E-2	—	12.16	20.20	2.90E-4	—
平均値								3.3E-4	1.2E-4

表3 本研究で得られたCT散乱係数 κ とLarsonらの報告との比較

装置名	Ohta (2008)		Larson, et al (2007)	
	κ_{body} (cm^{-1})	κ_{head} (cm^{-1})	κ_{body} (cm^{-1})	κ_{head} (cm^{-1})
GE LightSpeed VCT	2.68E-4	—	3.45E-4	13.1E-5
GE LightSpeed VCT	2.62E-4	—	3.48E-4	12.7E-5
GE LightSpeed Pro 16	3.22E-4	12.6E-5	3.93E-4	15.2E-5
GE LightSpeed Pro 16	3.20E-4	12.2E-5	3.98E-4	15.0E-5
GE LightSpeed 16, Ultra, QXi	3.1E-4	12.4E-5	3.3E-4	14E-5
GE LightSpeed 16, Ultra, QXi	3.0E-4	12.3E-5	3.5E-4	15E-5
Siemens Emotion Duo	3.45E-4	—	4.58E-4	—
Siemens Emotion 6	3.76E-4	—	5.46E-4	11.7E-5
Siemens Sensation 16	4.56E-4	—	5.04E-4	—
Siemens Sensation 64	3.52E-4	—	3.39E-4	—

CT 装置の透過率算出に関わるフィッティングパラメータ (α , β , γ) は、現在「医療放射線管理の実践マニュアル」[12] では Simpkin が示した一次線の遮へい体透過に対するフィッティングパラメータ [13] を用いることを記述しているが、Report No.147 では CT 装置は一次線による影響を無視できるとしているため、CT 検査に一般的に用いられる管電圧 120kVp と 140kVp での二次線の鉛とコンクリート透過に対するフィッティングパラメータを提示していた (図 1)。医薬発第 188 号通知を改正する際には、CT 装置用のフィッティングパラメータを適用することを提案したい。

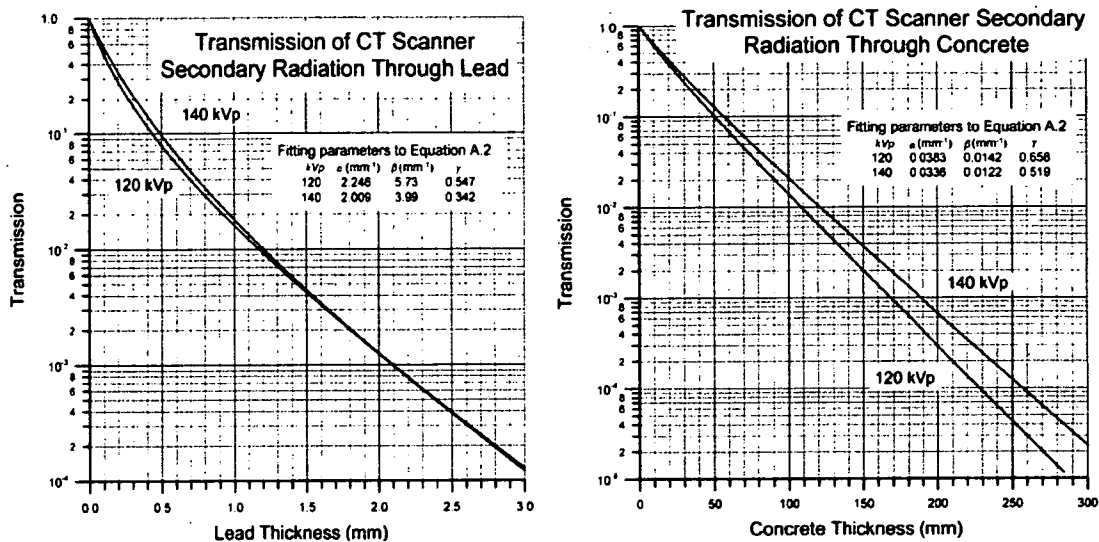


図 1 CT 装置における二次線の透過率曲線 (鉛、コンクリート)

結論

本研究では、医薬発第 188 号通知における X 線診療室の遮へい評価法改訂のための基礎資料とするために、Report No.147 の翻訳により防護目標や主要な改訂点を整理し、遮へい評価法を検証した。Report No.147 における放射線防護の概念は、ICRP1990 年勧告の導入により被ばく線量限度値を勧告した Report No.116 に基づいているため、日本において Report No.147 での X 線診療室の遮へい評価法を適用することが可能である。CT 室における遮へい評価法では、NCRP が提示した CT 散乱係数 κ は過小評価しているため、日本に導入する際には本研究で得られた κ を提示する必要がある。また、CT 装置の透過率についても CT 装置用の透過曲線を用いる必要がある。

参考文献

1. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for medical use of x rays and gamma rays of energies up to 10 MeV. Bethesda, Md: NCRP, 1976. NCRP Report No. 49.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities. Bethesda, Md: NCRP, 2004. NCRP Report No. 147.
3. Archer BR. Recent history of the shielding of medical x-ray imaging facilities. *Health Physics* 2005; 88: 579–586.

4. Archer BR, Gray JE. Important changes in medical x-ray imaging facility shielding design methodology. A brief summary of recommendations in NCRP Report No. 147. *Medical Physics* 2005; 32: 3559–3661.
5. Larson SC, Goodsitt MM, Christodoulou EG, et al. Comparison of the CT scanner fractions provided in NCRP Report No. 147 to scanner-specific scatter fractions and the consequences for calculated barrier thickness. *Health Physics* 2007; 93: 165–170.
6. Imaging Performance Assessment of CT scanners. CT patient dosimetry Excel spreadsheet (version 0.99x, 20 January 2006).
Available at: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>. Accessed 26 November 2007.
7. National Council on Radiation Protection and Measurements. Limitation of exposure to ionizing radiation. Bethesda, Md: NCRP, 1993. NCRP Report No. 116.
8. National Council on Radiation Protection and Measurements. Recent applications of the NCRP public dose limit recommendation for ionizing radiation. Bethesda, Md: NCRP, 2004. Statement No. 10.
9. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation protection in dentistry. Bethesda, Md: NCRP, 2003. NCRP Report No. 145.
10. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation protection in veterinary medicine. Bethesda, Md: NCRP, 2004. NCRP Report No. 148.
11. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for megavoltage x- and gamma-ray radiotherapy facilities. Bethesda, Md: NCRP, 2005. NCRP Report No. 151.
12. (社)日本アイソトープ協会編. 改訂版 医療放射線管理の実践マニュアル. (社)日本アイソトープ協会, 東京; 2004 : 203–221.
13. Simpkin DJ. Transmission data for shielding diagnostic x-ray facilities. *Health Physics* 1995; 68: 704–709.