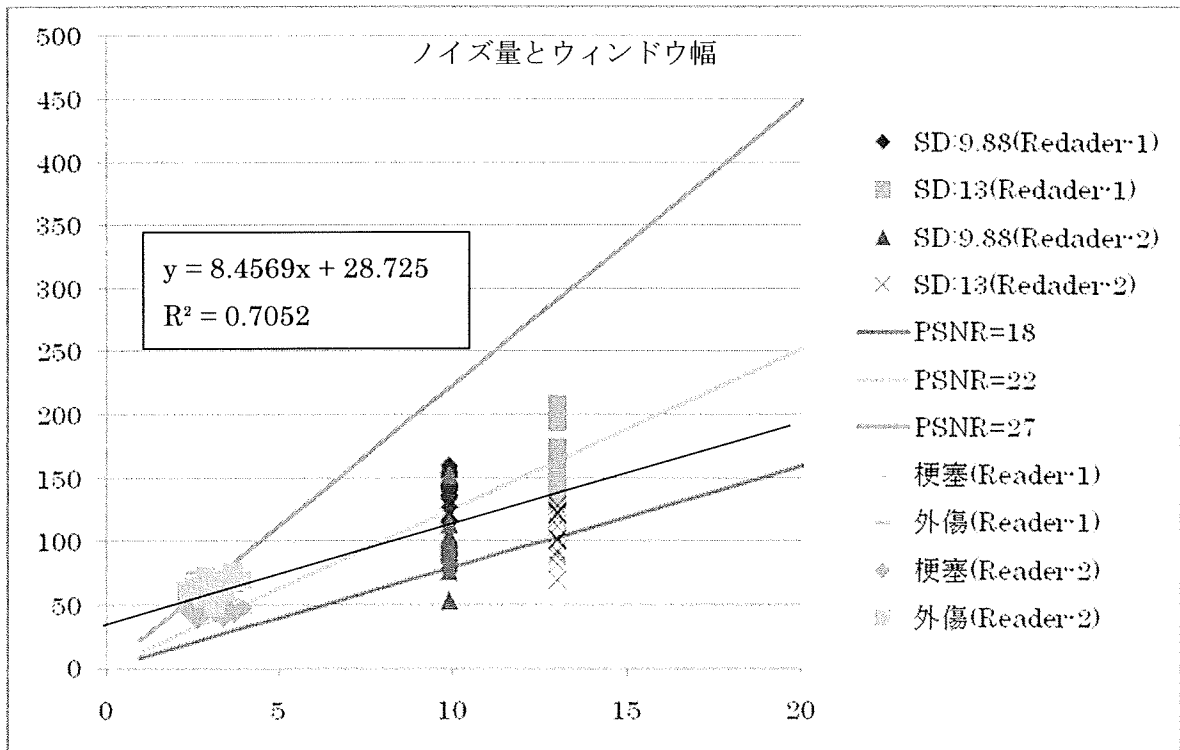
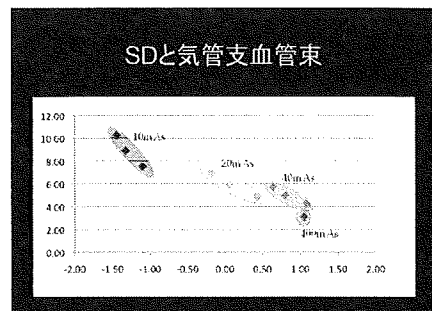


4.7.3. 読影者や検査目的が異なる場合の画像ノイズ量と表示条件の関係

頭部単純 CT と肝臓単純 CT のみの限定的なデータではあるが、画像ノイズ量とウィンドウ幅について正の相関がみられた(相関係数 $R^2=0.7052$)。線形近似式は $y=8.4569x+28.725$ で、画像ノイズ量が低いほど視覚的ノイズ量も少ない状態で読影されていた。



4.8. ノイズ量を低減する再構成法が画質に与える影響の評価



すべての評価項目において ASIR は画質を向上させた。しかし、同等のノイズ量で比較すると、管電流が低いほど画質は低かった。同等の画質を得ることを想定すると、例えば ASIR 30%で処理することにより線量を約 3 割減らせる可能性があった。

5. 考察

5.1. 診断の質の担保と防護の最適化に関する文献的考察

5.1.1. 被ばく線量の量的指標

線量に関わる CT 撮影条件の記載には古くから管球 1 回転に要する時間と管電流の積(mAs) が用いられてきたが、同じ被検者を同じ mAs 設定で撮影しても装置が異なれば被ばくする量も異なる。CT 装置間や撮影条件間で被ばく線量を比較する指標として mAs を用いてはならず、volume CTDI や DLP が最適であることを広く知らしめるべきである。

5.1.2. 診断参考レベル (DRL)

DRL を利用して診断能を保ったまま集団線量を減らすためには、DRL の意義を正しく理解する必要がある。

まず、DRL は標準的な線量でもなければ推奨される線量でもないことに注意すべきである。また、同じ撮影部位であっても目的が異なる検査の DRL を流用することには慎重になるべきである。検査目的が異なれば必要な画質も異なる可能性があり、安易に DRL を流用すると、診断能が損なわれたり被ばく線量が過剰となる恐れがある。

NRPB_W67 に記載されたヨーロッパにおける DRL の実例は参考になるが、検査目的がヨーロッパと日本とで完全には一致しないので、日本における多施設の撮影条件調査に基づいて DRL が設定されることが望ましい。

5.2. CT 検査における DRL の適用のパイロットスタディ

DRL は、撮影条件最適化作業開始の引き金となる閾値である。DRL の運用には正確さよりも簡便さが求められる。DRL の活用によって妥当な被ばく低減を実現するための要件は、CTDI や DLP が必要十分な正確さと再現性をもって推定できること、検査プロトコル毎の適切な代表値が定められること、検査プロトコル毎に DRL が設定されること、診断可能な画質が担保されること、である。

5.3. 管電流変調を常用する CT 装置における DRL 適用の問題点

実際に日常臨床の CT 検査の線量を DRL と比較してみると、手軽に実施できるものではないこと、および、いつ誰が何をどうすべきか定まっていないこと、が実感された。集計手順を圧倒的に簡便にする手法として、検査プロトコル毎に dose report を集計する機能がモダリティに備わる、DICOM タグに DLP が含まれるようになりかつそれを集計するソフトウェアが作られる、DICOM タグに含まれる撮影条件から DLP を計算するソフトウェアが作られる、などの進歩が考えられる。集計手段の進歩には、モダリティメーカーの協力が

欠かせない。

DRL を実際に運用してみたところ、胸腹部 routine の平均被ばく線量が低下したが頭部 routine の線量は低下しなかった。その要因の一つとして、急性期脳梗塞の t-PA 静注療法の適応判断において高い画質の CT が要求されていることが考え得る。撮影部位が同じでも必要な画質が異なる 2 つの検査プロトコルに分割できれば、画質が低くても構わないプロトコルについて被ばく低減を得られるはずなので、急性期脳梗塞の可能性の有無で検査プロトコルを分割する対策が有効かもしれない。

DRL を活用し被ばくが低減する仮定で画質を損ねないためには、撮影条件の変更に伴う画質評価が欠かせない。各施設の撮影条件が完全に最適化された状態で線量分布を調査し third quartile で DRL を設定すると、上位 1/4 の施設は最適化されているにもかかわらず常に DRL を超えてしまうことからわかるとおり、既に最適化が進んでいる状況や DRL を活用した最適化の過程が順調に進行した状況においては third quartile よりも高い値に DRL を設定する方が妥当であろう。逆に、線量過多の施設が大部分を占めることが想定されている場合は、もっと低い値に DRL を設定しても構わない。我が国で多施設の線量分布を調査し DRL を設定する際には、他国の DRL も参考にして線量過多の施設がどの程度ありそうか評価しつつ、third quartile が相応しいのか否か検討するべきである。

5.4. 検査プロトコル毎の標準患者抽出作業

Retrospective と prospective の二つの方法で抽出作業を行ったが、いずれも満足すべき結果ではなかった。現時点では prospective な抽出作業の方が現実的であったが、稀なプロトコルでは調査期間延長や記載漏れなどの問題を生じやすいため、小規模な病院や症例が偏った病院など DRL による線量管理の恩恵が大きいはずの施設での負担増が懸念される。一方、retrospective な抽出については、検査時の体重、検査プロトコル、検査全体の DLP、の 3 つが一元的に管理されたデータベースが構築されていないと、DRL による線量管理を日常業務に取り入れることは困難である。今後の RIS や HIS の満たすべき要件として組み込むことを考えてもよいだろう。検査プロトコルの区分や名称は施設毎に異なるものと予想されるが、ある程度標準化されていないと多施設での集計を困難とする恐れがあり、集計すべき検査プロトコルについて定義や名称を標準化することが望ましい。

5.5. DRL 活用による被曝低減が診断能を損ねていないことを確認する方法の検討

DRL の活用は被ばくを低減する作用を有するが、適正な撮影条件でバランスをとるためには、画質を高めるために被ばくを増加させる別の作用と拮抗させる必要がある。

5.6. 画質の定性的な指標による評価

診断能を担保する目的で European Guidelines on Quality Criteria for CT の”List of Quality Criteria for Computed Tomography”による評価を用いても不十分となる恐れがあ

る。少なくとも、低コントラストな腫瘍性病変の検出能を確保するための歯止めが必要である。

5.7. CT 検査における標準的画質調査のパイロットスタディ

画像ノイズ量に応じて最適なウィンドウ幅は変わるので、ノイズ量の多い画像と少ない画像を比較する際に、ウィンドウ幅を揃えた条件で比較することは妥当でない。このことは、被ばく低減において診断能の担保を確認する研究をデザインする際に重要である。

同一部位の検査であっても検査目的に応じて最適な表示条件が変わることは、検査目的によって許容範囲の画像ノイズ量が異なることを示唆するので、DRL は検査目的毎に定めるべきである。

異なる読影者や異なる検査目的を混在させた検討において、画像ノイズ量とウィンドウ幅には正の相関がみられた。画像ノイズ量が少ないほど、視覚的ノイズ量が少ない状態で読影されていた。視覚的ノイズ量が一定とならない理由については、a) 頭部 CT では頭蓋骨のビームハードニングによる濃度ムラが狭いウィンドウ幅で強調されるのでウィンドウ幅を絞りにくい、b) 頭部 CT よりも腹部 CTの方が高線量であることを懸念して被ばく低減が推進されている、c) 頭部 CT は視覚的ノイズ量が多いと読影しにくい、などが考え得る。a)や b)が主たる要因であるならば現在の頭部 CT 撮影条件は不必要に高い可能性があるが、要因について更なる検討が必要である。

装置によって線量効率が異なるので、一定の線量で撮影すると画質にばらつきが生じる。診断可能な最小限の線量を目標とするならば、施設間で比較すべきなのは線量ではなく画質かもしれない。しかし画質の指標はノイズ量のみではないので、画質による被ばく管理が可能か否かは実際に試行してみなければわからない。

5.8. ノイズ量を低減する再構成法が画質に与える影響の評価

新世代の CT における再構成法の進歩により、画質を保ったまま被ばく線量を低減できる可能性がある。新旧世代の混在する時代において DRL をどのように設定すべきか、考慮の余地がある。例えば single slice と multi-slice で DRL が分けられていたように、filtered back projection 法とそれ以外の再構成法とで DRL を分けることを考えてもよいだろう。機器メーカーは、画質を保ったまま被ばく線量を減らす技術を今後も開発し続けるべきであるし、そうなるようにユーザは機器メーカーに働きかけるべきである。

6. まとめ

診断の質を担保しつつ被ばく線量を可及的に低減する手段として、CTDI や DLP を指標に DRL を活用して撮影条件を最適化すること、被ばく低減機構を積極的に利用すること、低コントラスト病変検出能を担保する手だてを設けること、が必要である。日本における調査結果を基にして、検査目的に応じた DRL の設定が期待される。機器メーカーの被ばく低減

努力を高く評価することが、将来に向けた更なる被ばく低減の原動力となるであろう。

7. 参考資料

1. EC European CT Study Group. European guidelines on quality criteria for computed tomography. 1999;EUR 16262 (Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities)
<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
2. NRPB_W67 Doses from Computed Tomography Examinations in the UK - 2003 Review.
http://www.hpa.org.uk/radiation/publications/w_series_reports/2005/nrpb_w67.pdf
3. Radiological Protection in Medicine, Draft, 12 January 2007.
http://www.icrp.org/docs/ICRP_Draft_Recommendations_12_January_2007.pdf
4. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (DS379 ver. 0.5).
<http://www-ns.iaea.org/committees/files/bsscomments/283/DS379-BSSDraft0.5-19September2007.pdf>
5. Wall BF. Implementation of DRLs in the UK. Radiat Prot Dosimetry. 2005;114(1-3):183-7.
6. George J, Eatough JP, Mountford PJ et al. Patient dose optimization in plain radiography based on standard exposure factors. Br J Radiol. 2004 Oct;77(922):858-63.

平成21年度厚生労働科学研究費補助金
(地域医療基盤開発推進研究事業)
「医療放射線の安全確保に関する研究」

分担研究報告書

診断参考レベル設定・運用のための測定量に関する調査研究

平成22年3月

分担研究者 大場 久照

目 次

研究要旨	1
1 緒言	2
2 方法	2
3 結果・考察	2
4 結論	6
参考文献	7

平成 21 年度厚生労働科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）
「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

診断参考レベル設定・運用のための測定量に関する調査研究

分担研究者	大場久照	弘前大学大学院保健学研究科
研究協力者	成田浩人	東京慈恵会医科大学附属病院
	中村伸貴	日本アイソトープ協会
	柳田幸子	日本アイソトープ協会

研究要旨

【目的】放射線診断領域での線量測定には様々な測定量が使われており、また同一名称で異なる線量の評価に使われている現状があるため、わが国で診断参考レベル（DRL）を設定・運用する上で問題が生じる。そこで本研究では DRL を設定・運用するための測定量について欧米とわが国での使用状況および国際機関等からの勧告動向を調査し、まとめたので報告する。

【方法】ICRP Supporting Guidance 2 (2001)、European ALARA Network の調査資料 (2007)、米国放射線科専門医会 (ACR) の DRL ガイドライン (2008) および日本放射線技師会 (JART) の医療被曝ガイドライン (2006) を用いて欧米とわが国での測定量の使用状況を、ICRU Report 74 (2005) と IAEA Technical Reports Series No. 457 (2007) を用いて国際機関による DRL 設定・運用のための測定量に関する勧告内容を調査した。

【結果】一般撮影・透視は、欧州と JART では後方散乱を含む Entrance Surface Dose (ESD) [mGy] であったのに対し、米国では後方散乱を含まない自由空気中の Entrance Skin Exposure (ESE) [mR] または Entrance Surface Air Kerma (ESAK) [mGy] が用いられていた。さらに近年の欧州では Dose Area Product (DAP) [mGy cm²] も線量評価指標として使われていた。マンモグラフィは、欧州では ESD [mGy]、Mean Glandular Dose (MGD) [mGy]、Average Glandular Dose (AGD) [mGy] と各国で用いられている線量指標および名称が異なっていた。他方、米国と JART では、標準乳房（圧迫厚 42mm）に対する AGD [mGy] で示されていた。CT は、欧州では weighted or volume CT Dose Index (CTDI_w, CTDI_{vol}) および Dose Length Product (DLP) が用いられていた。一方、米国では当初 CTDI_{FDA} が用いられていたが、近年では欧州や JART と同様に CTDI_{vol} が用いられていた。IAEA は ICRU Report 74 に基づき DRL を設定・運用するための測定量・単位に関する国際的な基準を提示した。一般撮影・透視では後方散乱を含まない Incident air kerma (K_i)、後方散乱を含む Entrance surface air kerma (K_e)、Air kerma-area product (P_{KA}) が示された。マンモグラフィでは Mean glandular dose (D_g) に用語が統一され、CT ではファントムと自由空気に対する CT air kerma index (C_{a,100}) と CT air kerma-length product (P_{KL,CT}) が示された。

【結論】わが国において DRL を設定・運用するにあたっては、IAEA の国際基準に基づいた国際的に通用する放射線診断領域の測定体系を構築する必要がある。

1 緒言

平成 19 年度の DRL に関する分担研究において、放射線診断領域での線量評価には様々な測定量が国内外で使われ、また同一名称で異なる線量の評価に使われている現状があるため [1, 2]、わが国で診断参考レベル (DRL) を設定・運用するためには国際的に通用する測定量を提示することが求められる。そこで本研究では、DRL を設定・運用するための測定量について欧米とわが国での使用状況および国際機関等からの勧告動向を調査し、まとめたので報告する。

2 方法

2-1 欧米諸国およびわが国での測定量の使用状況

ICRP Supporting Guidance 2 (2001) [2]、European ALARA Network (EAN) の調査資料 (2007) [3]、米国医学物理学会 (AAPM) の Task Group の調査データ (2005) [4]、米国放射線科専門医会 (ACR) の DRL ガイドライン (2008) [5] および日本放射線技師会 (JART) の医療被曝ガイドライン [6] を用いて欧米諸国およびわが国での測定量の検査別使用状況を調査した。

2-2 国際機関等からの測定量に関する勧告動向

ICRU Report 74 (2005) [7] の第 3 章と IAEA Technical Reports Series No. 457 (2007) [8] の第 3 章に基づき、国際機関からの DRL 設定・運用のための測定量に対する検査別の勧告内容をまとめた。

3 結果・考察

3-1 欧米諸国およびわが国での測定量の使用状況

各文献をもとに国際機関、欧米諸国および JART の線量低減目標値で用いられている測定量と単位のモダリティ別の状況をまとめたものを表 1 に示す。

表 1 欧米諸国および JART のガイドライン等で用いられる測定量と単位

ガイドライン等	測定量・単位
JART (2006) [線量低減目標値]	撮影：入射表面線量 [mGy] (後方散乱含む) 一般透視：入射表面線量率 [mGy/分] 注腸・上部消化管：透視線量、撮影線量、1 検査あたりの入射表面線量 [mGy] (後方散乱含む) 血管撮影・IVR：皮膚吸収線量 [mGy] (後方散乱含む)、透視線量率 [mGy/分] (後方散乱含む) マンモ：平均乳腺線量 [mGy] (圧迫乳房厚 42mm) CT：CTDI _{vol} [mGy] と CTDI _w [mGy] (肺生検)
IAEA BSS (1996) [Guidance levels]	撮影：ESD [mGy] (後方散乱含む) 透視：ESD rate [mGy/min] (後方散乱含む) マンモ：AGD [mGy] (圧迫乳房厚 45mm) CT：MSAD [*] [mGy] (頭部・体幹部用水ファントム)
European Commission (1999) Radiation Protection 109	撮影：ESD [mGy] (後方散乱含む) 透視：DAP [mGy cm ²]

[DRLs]	マンモ：ESD [mGy] (標準ファントム, 後方散乱含む) CT：CTDI _w [mGy] と DLP [mGy cm]
Department of Health, UK (2007) [DRLs]	撮影：ESD [mGy] (後方散乱含む), DAP [mGy cm ²] 透視：DAP [mGy cm ²], 検査あたりの透視時間 [min] マンモ：MGD [mGy] (圧迫乳房厚55mm) CT：CTDI _{vol} [mGy] と DLP [mGy cm]
AAPM (<i>Radiology</i> , 2005), US [Reference values]	撮影：ESAK [mGy] or ESE [mR] (後方散乱なし) 透視：ESAK rate [mGy/min] or ESE [mR/min] CT：CTDI _{FDA} [mGy]
ACR (2008), US [DRLs]	撮影：ESAK [mGy] or ESE [mR] (後方散乱なし) 透視：ESAK rate [mGy/min] or ESE [mR/min] CT：CTDI _{vol} [mGy]
FDA (2002), US [Dose limit]	マンモ：AGD [mGy] (FDAファントム, 圧迫厚42mm) *Mammography Quality Standards Actによる

※MSAD：multiple scan average dose

(1) 一般撮影・透視

一般撮影で用いられている測定量について、EAN 調査による欧州各国の多くは、後方散乱を含む Entrance Surface Dose (ESD) [mGy] が用いられていた。これは、欧州委員会からのガイドライン (EC 1999) に基づいていると考えられる。JART では ESD が採用されていた。一方、米国 (AAPM 2005, ACR 2008) では後方散乱を含まない自由空気中の Entrance Skin Exposure (ESE) [mR] または Entrance Surface Air Kerma (ESAK) [mGy] という用語が用いられており、欧米で違いが認められた。さらに近年の欧州では自由空気中の Dose Area Product (DAP) [mGy cm²] も検査全体の線量を把握できるとして評価指標として使われていた。

透視で用いられている測定量について、欧州では DAP [mGy cm²] が用いられていたが、米国では後方散乱を含まない ESE rate [mR/min] または ESAK rate [mGy/min] が採用されていた。JART では後方散乱を含む ESD rate [mGy/min] が採用されていた。

(2) マンモグラフィ

マンモグラフィで用いられている測定量について、欧州では ESD (EC 1999)、Mean Glandular Dose (MGD) [mGy] (UK 2007) および Average Glandular Dose (AGD) [mGy] (EAN 2007) と各国で用いられている測定量および名称が異なっていた。ただし MGD と AGD は名称が異なるだけで測定量としては同一であった。一方、米国 (FDA 2002) [9] では標準乳房 (圧迫厚 4.2cm、乳腺/脂肪比 50:50) の CC 撮影に対する AGD [mGy] が採用されていた。JART では米国の考え方を採用していた。MGD (AGD) は直接測定することは出来ないため、後方散乱を含まない入射線量を測定することで算出される。

(3) CT

CT で用いられている測定量について、欧州では weighted CT Dose Index (CTDI_w) [mGy] または volume CT Dose Index (CTDI_{vol}) [mGy] および Dose Length Product (DLP) [mGy cm] が用いられていた。一方、米国では AAPM (2005) で米国独自の CTDI_{FDA} [mGy] [4] が用いられていたが、近年 FDA (2006) のガイダンス [10] では CTDI₁₀₀ [mGy] が

採用されるとともに、国際的な整合性の観点から AAPM Report No. 96 (2008) [11] や ACR (2008) では欧州と同様に $CTDI_{vol}$ や DLP が用いられていた。JART の線量低減目標値では成人 CT 検査において $CTDI_{vol}$ が採用されていたが、DLP は採用されていなかった。DLP は $CTDI_{vol}$ とスキャン長の積で計算され検査全体の線量を把握することができると、今後わが国において DRL を設定するにあたっては DLP を指標とすることも検討する必要がある。

3-2 国際機関等からの放射線診断領域の測定量に関する勧告

ICRU Report 74 (2005) の第 3 章では、放射線診断領域の線量評価に用いられる測定量とその記号および単位を新しく提示し勧告するとともに、DRL の設定・運用のための測定量も併せて勧告した。表 2 に放射線診断領域における ICRU が勧告した測定量とその記号、測定場所および適用されるモダリティを、図 1 に勧告された測定量とその測定位置を示す。

表 2 ICRU が勧告した放射線診断領域の測定量

測定量の名称	記号	単位	測定位置	適用されるモダリティ
Incident air kerma (IAK)	$K_{a,i}$	Gy	自由空気中 (後方散乱なし)	撮影と透視
Incident air kerma rate	$\dot{K}_{a,i}$	Gy/s	"	透視
Entrance surface air kerma (ESAK)	$K_{a,e}$	Gy	患者または ファントム表面 (後方散乱あり)	撮影と透視
Entrance surface air kerma rate	$\dot{K}_{a,e}$	Gy/s	"	透視
Air kerma-area product (KAP)	PKA	Gy cm^2	自由空気中	撮影と透視
Air kerma-area product rate	\dot{PKA}	Gy cm^2/s	"	撮影と透視
Air kerma-length product	PKL	Gy cm	自由空気中	CT
CT air kerma index	CK	Gy	自由空気中または ファントム内	CT

(ICRU Report 74 Table 3.1を改変)

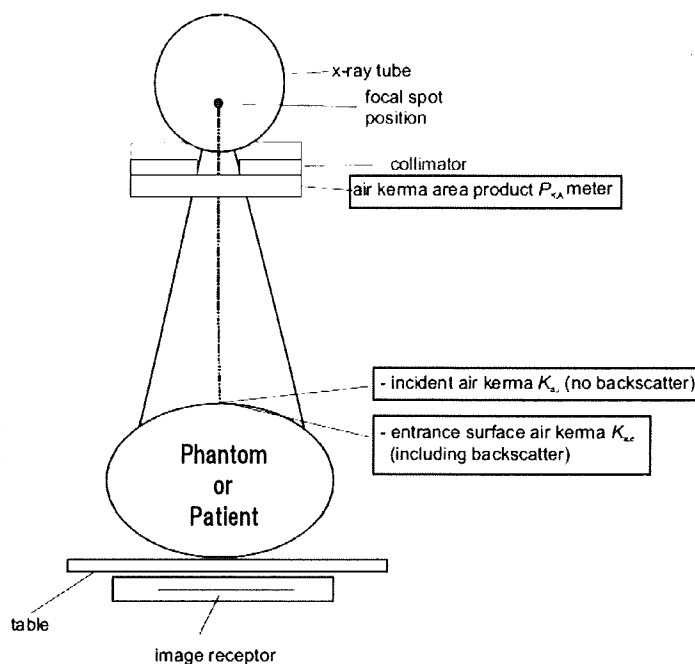


図1 ICRU Report 74 で勧告された測定量と測定位置
(ICRU Report 74 Figure 3.1 を一部改変)

表2に示した測定量に基づき ICRU が勧告した DRL 設定・運用のための測定量はモダリティ別に以下のとおりであった。

- ①一般撮影： Incident air kerma または Entrance surface air kerma
Air kerma-area product *Dose-area product に該当
- ②透視： Incident air kerma rate または Entrance surface air kerma rate
- ③撮影+透視： Air kerma-area product *Dose-area product に該当
- ④マンモグラフィ： Mean glandular dose (Dg) *直接測定は不可
- ⑤CT： CT air kerma-length product (PKL, CT) *暫定的な勧告、DLPに該当

IAEA は 2007 年に放射線診断領域の線量測定に関する国際的な基準として Technical Reports Series No. 457 (International Code of Practice) を刊行した。このレポートは WHO の承認も得ている。その中で、放射線診断領域の線量測定に用いる測定量について ICRU Report 74 (2005) に基づいた国際的な基準を提示した。ICRU Report 74 との主な違いは、①ICRU が提示した Incident air kerma ($K_{a,i}$) と Entrance surface air kerma ($K_{a,e}$) の記号を、それぞれ K_i と K_e として簡素化したこと、②CT の線量測定について 100mm 長 CT 電離箱による自由空気中および PMMA ファントム内の両測定を対象とした測定量 (CT air kerma index, Ca_{100} , volume CT air kerma index, $Cvol$) を提示したことであった。表3に IAEA が国際的な基準として提示した測定量と測定法を示す。

表3 IAEA が国際的な基準として提示したモダリティ別の測定量と測定法

モダリティ	測定対象	測定量	具体的な測定方法等
一般撮影	ファントム	Incident air kerma	胸部および腹部・腰椎ファントムを使用
	患者	Incident air kerma Entrance surface air kerma Air kerma-area product	撮影条件と実測された X 線出力値より計算 透視と同様の方法
透視	ファントム	Entrance surface air kerma rate	ファントムによる直接測定か、incident air kerma と後方散乱係数から計算
	患者	Air kerma-area product	最大皮膚線量も測定される。標準化されない測定法 (例: IVR 測定) は国際基準から除外
マンモグラフィ	ファントム	Incident air kerma Entrance surface air kerma	MGD は直接測定できないので、測定された incident air kerma より計算 TLD で測定した場合、後方散乱係数を用いて incident air kerma を計算
	患者	Incident air kerma	MGD は直接測定できないので、X 線出力の実測値より推定された incident air kerma より計算
CT	ファントム	CT air kerma index	空気中または頭部・体幹部 PMMA ファントム内の測定
	患者	CT air kerma-length product	撮影条件とファントム測定の結果より計算

JART 刊行の「医療被ばくガイドライン」[6]および日本放射線技術学会刊行の「医療被ばく測定テキスト」[12]では、概ね European Commission や American college of Radiology の測定法に基づいており、ICRU Report 74 および IAEA Technical Reports Series No. 457 (International Code of Practice) といった国際的な組織・機関から提示された放射線診断領域の測定基準に基づいていないのが現状である。このような放射線診断領域の測定に関する国際的な動向を踏まえ、わが国においても DRL 設定・運用にあたっては IAEA から提示された測定量や測定法に基づき国際的に通用する放射線診断領域の測定体系を構築する必要がある。

4 結論

本研究では、DRL を設定・運用するための測定量について欧米とわが国での使用状況および国際機関等からの勧告動向を調査した。その結果、①DRL 等に用いられている放射線診断領域の測定量は欧米やわが国との間で異なっていた。②IAEA、ICRU の国際機関等から放射線診断領域の測定に関する国際基準が提示されていたことが明らかとなった。わが国において DRL を設定・運用するにあたっては、IAEA の国際基準に基づき国際的に通用する放射線診断領域の測定体系を構築する必要がある。

参考文献

1. 平成 19 年度厚生労働科学研究費補助金細野班・大場分担研究報告書
2. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. Annals of the ICRP 2001; 31(4): 33-52.
3. European ALARA Network (EAN). The Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe. <http://www.eu-alara.net/index.php?option=content&task=view&id=156> (accessed November 20, 2009).
4. Gray JE, Archer BR, Butler PF, et al. Reference values for diagnostic radiology: application and impact. Radiology 2005; 235: 354-358.
5. American College of Radiology (ACR). ACR practice guideline for diagnostic reference levels in medical X-ray imaging (revised 2008). http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/RadSafety/RadiationSafety/guideline-diagnostic-reference.aspx (accessed November 20, 2009).
6. (社)日本放射線技師会編. 放射線量適正化のための医療被曝ガイドライン. (株)文光堂, 東京, 2009.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report 74. Journal of the ICRU 2005; 5 (2): 25-34.
8. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. IAEA Technical Reports Series No. 457 (2007); 19-31. (Vienna: IAEA).
9. U. S. Food and Drug Administration (FDA). Mammography Quality Standards Act Regulations (2002). (Silver Spring, MD: FDA). <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/MammographyQualityStandardsActandProgram/Regulations/ucm110906.htm> (accessed November 20, 2009).
U. S. Food and Drug Administration (FDA). Performance standards for ionizing radiation emitting products. Code of Federal Regulations. Computed tomography (CT) equipment, 21 CFR 1020.33, revised 2009. (Silver Spring, MD: FDA). <http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfcfr/CFRSearch.cfm?fr=1020.33> (accessed November 20, 2009).
10. U. S. Food and Drug Administration (FDA). Guidance for Industry, FDA Staff, and Third Parties; Provision for alternate measure of the computed tomography dose index (CTDI) to assure compliance with the dose information requirements of the federal performance standard for computed tomography. U. S. Department of Health and Human Services, FDA (2006). (Rockville, MD: FDA). <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm094379.htm> (accessed November 20, 2009).
11. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Report No. 96 (2008).

(College Park, MD: AAPM)

http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf (accessed November 20, 2009).

12. (社)日本放射線技術学会計測分科会編. 放射線医療技術学叢書(25) 医療被ばく測定テキスト. (社)日本放射線技術学会出版委員会, 東京, 2006.

