解 説

医療で使用する線量指標の考え方
—照射する側される側の線量管理—

広藤 喜章*1, 2, #

(2018 年 5 月 28 日受付)

(2018 年 8 月 31 日採択)

Concept of Dose Index Used in Medicine —Dose Management in Medical Exposure of Patients and Workers—

Yoshiaki HIROFUJI*1, 2, #

The characteristic of radiation exposure in medicine is to irradiate a human body directly. Therefore, the benefits of radiological practice in medicine have to largely exceed its risks. The risks need to be considered not only for the use of radiation but also the case of not having an examination. Moreover, those risks have to be reviewed in terms of both medical workers and patients. Also, radiation exposure in medicine is generally not uniform but ununiform for both sides. Although it is difficult to measure doses, in recent years, simulation software using computers has begun to be widely used. There are also unique radiation units in medicine based on quality control, such as $CTDI_{vol}$, $K_{a,e}$, P_{KA} and others. On the other hand, exposure in medicine can be also characterized by no upper limit having been specified, such as dose limits or dose constraints. Instead, some efforts have been made in the establishment of diagnostic reference levels to narrow a gap between facilities. We should apply and take “justification” and “optimization” for radiological protection in medicine, “dose limits” for medical workers and “diagnostic reference levels” for patients into account.

KEY WORDS: medical exposure, radiological protection in medicine, dose index, DRLs, ALARA, justification, optimization.

I はじめに

医療で用いられる放射線利用の特徴は、健康影響を及ぼす可能性（リスク）のある放射線を、その利用から得られる便益（ベネフィット）が上回るよう損害を可能な限り低く抑さえ、他のリスクも考慮しながら人体へ曝し利用することである¹⁾。これは放射線の利用を制限することなく、有効に利用しようとするものである（As Low As Reasonably Achievable; ALARA 原則）。一方、リスクについては放射線を照射する検者（医療放射線従事

者）と照射される被検者（患者）の両方で考えていく必要がある。

放射線被ばくを評価する際には使用される分野と目的によりさまざまな単位が用いられている。放射線物理学や放射線生物学では、Gy（国際単位系（SI）では J/kg）といった単位が使用される。また、放射線防護の分野では Sv が用いられている。この Sv は、ヒトの放射線健康リスクと関連を持つ放射線防護の線量概念に用いられる単位である。しかし、例え呼び名が同じであっても、使用する場面により意味が異なる場合があるため、単位の取り扱いには十分な知識と正しい評価法が求められる。また、医療分野では直接人体へ放射線を照射するがゆえ、機器品質管理を目的とした単位も数多く存在する。これはファントムなどを簡易的に測定し日常管理に役立てられるものだが、被検者被ばく線量の目安に繋がるものも存在する。ここでは医療に関する線量指標の考え方を、放射線を取り扱う検者と照射される被検者の双方の線量管理からまとめていく。

*1 セントメディカル・アソシエイツ医用画像技術部；愛知県名古屋市中区東区 1 丁目 22-22 戸田ビルディング 6F (〒461-0001) Cent-Medical Associates; Toda building 6F, 1-22-22 Higashi-ku Izumi, Nagoya-shi, Aichi 461-0001, Japan.

*2 筑波大学医学医療系非常勤講師；茨城県つくば市天王台 1-1-1 (〒305-8575) Faculty of Medicine, University of Tsukuba; 1-1-1 Tennodai, Tsukuba-shi, Ibaraki 305-8575 Japan.

Corresponding author; E-mail: hirofuji@cma-llc.co.jp

II 放射線による健康リスクを表す「防護量」

1895 年レントゲンにより X 線が発見され、その 3 年後、キュリー夫妻によりラジウムが発見されて以降、電離放射線の利用は診断や治療といった医学を中心にさまざまな分野で広がった。それと同時に人体への健康障害が報告されるようになったが、放射線による人体影響を示すために必要となる測定方法や単位といった基本的事項が定まっていなかった。そこで、1928 年に国際放射線医学会は、放射線防護に関する委員会（国際 X 線及びラジウム防護委員会）を設立し、これが後の国際放射線防護委員会（International Commission on Radiological Protection; ICRP）の前身となるものであった。これらの委員会では、放射線防護に関する知見の蓄積とともに定義、勧告、指針等の作成を行っていることは周知のごとくである。

ICRP では、放射線被ばくによる人体への健康リスクを「防護量」として表現している。これは、放射線による確率的な影響を考慮した線量概念であり実効線量²⁾という量で示している（初期の定義は 1978 年（ストックホルムの ICRP 会議）の実効線量当量³⁾）。一方、電離放射線の生物効果は、飛跡に沿ったエネルギー沈着の特性、特に電離密度と強く相関していると考えられている。当初は人体への影響は線量との比例関係にあるとして、吸収線量よりそのリスクを考えていた。しかし、実際には放射線の種類と器官や組織などにより異なることが分かってきた。これらを総合的に評価した概念が防護量である。防護量には“放射線の種類”による生物学的効果の違いを考慮した「等価線量」と、“器官・組織の感受性”などを考慮した「実効線量」がある。また、等価線量や実効線量は外部被ばくと内部被ばくの両方に対して同じ尺度で評価される。

III 放射線の種類を考慮した「等価線量」

等価線量とは、ヒトの特定の器官・組織（T）の吸収線量（ $D_{T,R}$ ）に放射線の種類に設けられた放射線加重係数を乗じて求めた値である。これは、たとえ人体が同じ吸収線量を受けたとしても、放射線の種類により健康リスクの度合いが異なることを考慮したものである。ここで放射線加重係数（ w_R ）とは、放射線の種類により異なる生物効果を反映させるためとして示された値である。等価線量（ H_T ）の計算式を式（1）に示す。

$$\text{等価線量； } H_T (\text{Sv}) = \sum w_R \times D_{T,R} (\text{Gy}) \quad (1)$$

個人線量管理では、各組織の受ける影響の度合いを図るために使用し、単位は Sv（国際単位系（SI）では J/kg）である。放射線防護上、着目しなければならない組織は、皮膚と眼の水晶体及び女子の腹部である。しかし、これらの値を実際に求めようとするのは困難である。ICRP Publ. 103 で示された放射線加重係数を Table 1 及び Fig. 1 に示す。

等価線量は防護量としての概念であるため、あくまで確率的影響のリスクに関して語ることのできる単位である。組織反応（確定的影響）として評価するなら、各器官・組織の吸収線量（Gy）を用いる。また、医療で用いられる放射線の多くは、治療分野を除き、X 線やガンマ線といった光子（電磁波）であるため、その加重係数は 1 であり、単位は違えど数値としては吸収線量（Gy）と同等となる。

IV 各組織の損害を考慮した「実効線量」

実効線量（E）とは、放射線が全身に均等照射されて

Table 1 Radiation weighting factor (w_R).⁴⁾

Radiation type	Radiation weighting Factor (w_R)
Photons	1
Electrons and muons	1
Protons and charged pions	2
Alpha particles, fission fragments, heavy ions	20
Neutrons	A continuous function of neutron energy (see Fig. 1) (about 2.5 ~ 21)

Fig. 1 Radiation weighting factor, w_R , for neutrons versus neutron energy.⁴⁾

も不均等照射されても、また放射線の種類（線質）が変わっても、確率的な影響を表現するようにつくられた線量概念である。人体の器官・組織の線量から計算される量であるが、測定器を使って直接測定することはできない。算出方法は、ヒトの各器官・組織の吸収線量に、放射線加重係数（ w_R ）と組織加重係数（ w_T ）を乗じた値を総和させるものである。実効線量の計算式を式（2）に示す。

$$\text{実効線量； } E(Sv) = \sum H_T(Sv) \times w_T \quad (2)$$

ここで組織加重係数（ w_T ）とは、各器官・組織の感受性の違いを考慮するために設けられた値である。ICRP Publ. 103 で示された組織加重係数（ w_T ）を Table 2 に示す。各器官・組織の係数を足し合わせると 1 となる。個人線量管理では、放射線による人体の総合的な影響の度合いを測るために使用し、単位は等価線量と同様の Sv（国際単位系（SI）では J/kg）である。しかしながら、この値を実際に求めるのは等価線量と同様に困難である。

一般に医療で照射する放射線は、全身ではなく診断すべき範囲に絞って照射される。したがって、被検者は不均等被ばくとなるため実効線量の値だけでは過小評価となり得る可能性があることに注意が必要である。特定の臓器で防護量を表現するのであれば、等価線量を用いることが適切であろう。また、実効線量は個人に対して適用すべきものではない。被検者が何 mSv の被ばくをしたことにより、個人の健康リスクが何 % 上昇したといった表現は適切でない。集団線量（たとえば対策型検診など）を前向きに考える場合には、他のリスクと比較する際の目安として有用な線量評価方法となる。医療では不特定多数（性別、年齢、人種など）のヒトを対照とするため、被ばく線量と医療行為とのリスク比較は必須となる。疾患によっては他の検査モダリティ、たとえば電離

放射線を使用しない Magnetic Resonance Imaging; MRI 検査や超音波検査などを第一選択とすることもある。しかし、医療では放射線被ばくだけがリスクではないため、たとえば放射線のリスクと他のリスク（放射線検査を行わなかったときに疾患を見落とす可能性など）とを事前に比較することは非常に重要である。

V 防護量を評価する「線量当量」

人体への影響を考える際に必要な物理量は器官・組織（T）の平均吸収線量（ D_{TR} ）であるが、人体内部を直接測ることはできない。また、前述の実効線量などは放射線被ばくによる全身影響を表現するものであるが、これも直接は測定できない。したがって、防護量としては直接測定することは困難なため、放射線モニタリングにおける量として使用することはできないこととなる。しかし、放射線業務従事者に、放射線障害防止法や医療法施行規則等、ALARA 原則などの線量限度を適用させるためには、何らかの概念が必要となってくる。ここで登場するのが、国際放射線単位測定委員会（International Commission on Radiation Units and Measurements; ICRU）が定義した実用量とされる「線量当量」⁵⁾である。ICRU は外部被ばくに関する計測可能な量として、ある点当たりの吸収線量に基づく実用量を定義している。線量当量は、周辺線量当量、方向性線量当量、個人線量当量などの定義がある。防護量と実用量（線量当量）の関係を Fig. 2 に示す。

VI 空間か個人かで異なる線量当量

線量当量は、周辺線量当量、方向性線量当量、個人線量当量などの定義がある。

Table 2 Tissue weighting factor.⁴⁾

Tissue	Tissue weighting factor (w_T)
Bone-marrow (red), Colon, Lung, Stomach	0.12
Breast and Gonads	0.08
Bladder, Oesophagus, Liver, Thyroid	0.04
Bone surface, Brain, Salivary glands, Skin	0.01
— Remainder tissues —	
Adrenals, Extrathoracic (ET) region, Gall bladder, Heart, Kidneys, Lymphatic nodes, Muscle, Oral mucosa, Pancreas, Prostate (♂), Small intestine, Spleen, Thymus, Uterus/cervix (♀)	0.12

Fig. 2 Relationship between protection and operational quantities for use in radiological protection.

1. 周辺線量当量 $H^*(d)$

直径 30 cm の球形状の人体等価ファントム（人体軟組織に近い元素組成を持つ物質）に放射線が平行に一樣に入射したときの、球表面から深さ d cm で生じる線量当量である（Fig. 3 参照）。全身の被ばくに対応する場合、すなわちこれを実効線量として評価する場合には 1 cm の深さの値が使われるため、1 センチメートル線量当量と表現される場合もある。測定を行った空間の線量を表す単位であり、一般に測定器を用いて空間線量測定を行う際はこの単位となる。しかし、器官や組織の多くは人体の表面から 1 cm より深い場所にある。周辺線量当量（1 cm 線量当量）は、常に実効線量よりも高い値に見積もられているといえる。そこで、

1 cm 線量当量 $\approx$ 実効線量

という実用量として周辺線量当量を用いれば、安全側に立った放射線被ばく管理ができることとなる。したがって、当然のことながら、場と個人線量の“Sv”は異なる値を示す。

医療現場では、たとえばX線透視装置の検査室内では、事前に散乱体を置いた空間線等分布を測定しておき、どの辺りに立てば線量が低くなるかを測定しておくことが多い。これにより看護師など、普段は放射線業務に従事していないスタッフでもより安全な位置を把握することができる。

2. 方向性線量当量 $H'(d, \alpha)$

角度 α における、深さ d cm での線量当量である。測定器で計測した場合、放射線の種類や照射状況によっては測定面の向きにより感度が変わる場合がある。そこで、方向により線量が変わること考慮した単位として使用する。通常は線量が最大になる角度を見つけ、その角度による最大値を用いるので、角度 α については記載しないことが一般である。

Fig. 3 ICRU sphere phantom (a) and ICRU slab phantom (b).

3. 個人線量当量 $H_p(d)$

上記 2 つは空間での線量を考慮したものに対し、人体として表したものがこの単位となる。これは、人体のある点における、深さ d cm の線量当量として示される。校正は、空間で使用した球と異なり、ICRU スラブファントムと呼ばれる $30 \times 30 \times 15$ cm のスラブ（Fig. 3 参照）上に測定器を置いて行う。ここで、1 cm の深さで評価したなら、1 センチメートル線量当量ということになる。この単位は、たとえばガラスバッチなどの測定器を身につけて行う個人線量計の計測値として使用される。一方、眼の水晶体については $H_{3\text{mm}}$ を用いるが、実際の個人線量計では $H_{1\text{cm}}$ と $H_{70\mu\text{m}}$ を比較して大きい方を眼の水晶体の等価線量としている。しかし、近年、線量計の小型化も進み、防護メガネの水晶体近傍に張り付けられる製品も開発され、 $H_{3\text{mm}}$ の線量評価も可能となってきた。

VII 医療独特の線量指標

医療における放射線の利用は、直接人体へ放射線を照射することが許される唯一無二の特徴がある。また、被検者に対する線量限度や線量拘束値は設けられていない。これは被検者の人命を重んじ ALARA 原則から成り立つものである。しかしながら、最適化を図るための指標が不必要ということではない⁶⁾。

診断領域における放射線照射に関しては、X線撮影装置に特徴的なものが多数存在する。たとえば、Computed Tomography; CT では、体軸方向に関しては数 mm から数 cm といった狭い照射野であるが、X線管を回転させながら人体を移動させることにより、多方向かつ広範囲におよぶ照射となり得る。一方、X線透視を利用した装置では、検査手技中、照射する位置や角度、そしてそのX線管との距離や照射野の大きさが観察部位により異なってくる。したがって、特定の線量指標だけでは同様な評価が行えない。そこで、各種機器に適切な品質管理方法が国際電気標準会議（International Electrotechnical Commission; IEC）等で策定しており、これらの線量管理方法で導き出された値を利用して指標を見い出しているものもある。ここでは主に適切なファントム等を利用して品質管理がなされ、それぞれに特有の表記が存在している。診療の場において比較的被ばく線量も多く⁷⁾、被検者（患者）からの問い合わせも多い CT 検査の線量評価法について以下に解説する。

1. CTの線量指標「CTDI」

CT装置の品質管理やCT検査の線量評価では、CTDI (computed tomography dose index) や DLP (dose length product) が用いられる⁸⁾。CTDI値の測定はCTDIファントム内に100 mm長のペンシル型線量計を挿入して測定される。CTDIファントムはメタクリル樹脂(polymethyl methacrylate; PMMA)製で、長さは15 cm、直径は16 cmと32 cmの2種類の円柱ファントムである。このファントム内には5か所の孔が開けられており、その位置は中心と断層面の0, 90, 180, 270度である。これらの空洞へ線量計を挿入し、そこでの吸収線量測定値を用いCTDI値を算出する⁹⁾。Fig. 4にCTDI測定時のファントム配置の概略図とシングルスキャン1回転でのZ軸方向の線量プロファイルを示す。Fig. 4 (b)で分かるように、Z軸方向ではX線ビーム幅(BW [cm])を超えた線量分布となり、実際の検査ではこれを多数回繰り返すこととなるため、それに応じた線量評価が必要となる。

CTDIの定義は、式(3)のように線積分線量をX線ビーム幅(BW)で除した値である⁸⁾。ここでビーム幅は設定スライス厚(T [cm])と1回のスキャン当たり生成される断層数(n)を乗じたものと等価($BW=nT$)となる。

$$CTDI = \frac{1}{BW} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad [\text{mGy}] \quad (3)$$

この定義では線量の積分範囲は $\pm\infty$ であるが、実際には無限大の長さでの線量評価は不可能である。そこで積分範囲を100 mmとしたCTDI値をCTDI₁₀₀と表記し、式(4)のように示される。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz = \frac{1}{nT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz \quad [\text{mGy}] \quad (4)$$

Fig. 4 Schematic diagram of CTDI measurement (a) and radiation profile of along the z axis and is known as $D(z)$ (b).

一方、現在使用されているCT装置はX線ビーム幅を広く有効に使用する傾向にあり、式(4)ではビーム幅が線量プロファイルの積分範囲100 mmを超える装置において線量値が過小評価されてしまう可能性がある。これに対応するためIEC 60601-2-44 ed3.1では下記①及び②で示すようにビーム幅40 mmを境に場合分けされ、JIS Z 4751-2-44:2018においてもこのCTDI₁₀₀の定義が採用されるようになった^{8, 9)}。

①ビーム幅が40 mm 以下の場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz = \frac{1}{nT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz \quad [\text{mGy}] \quad (5)$$

②ビーム幅が40 mm を超える場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW_{\text{ref}}} \times \left(\int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz \right) \times \left[\frac{CTDI_{\text{free_air, BW}}}{CTDI_{\text{free_air, ref}}} \right] \quad [\text{mGy}] \quad (6)$$

BW_{ref} : ビーム幅 20 mm またはそれ以下で最も近いビーム幅

また、CT装置を使用した円柱ファントム内の吸収線量は、中心と周囲、支持台近辺で異なっている。これらファントム内吸収線量の平均値を示すのに用いられるのがCTDI_w (weighted CTDI) であり、式(7)で定義される。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot CTDI_p \quad [\text{mGy}] \quad (7)$$

CTDI_c: ファントム中心での吸収線量

CTDI_p: ファントム周囲4点における吸収線量の平均値

一方、実際のCT検査を考えた場合、ノンヘリカルにおける多重スキャンではX線ビーム幅(BW)とテーブル移動間隔(ΔD)が異なる検査やヘリカルスキャンではピッチファクタ(pitch factor: PF)を変更して検査が行われることがあり、CTDI_wを局所線量の指標として用いることはできない。このような選択されたスキャン条件における局所線量の指標として用いられるのがCTDI_{vol} (Volume CTDI) であり、式(8)及び式(9)で定義される。

③ノンヘリカルスキャンの場合

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{BW}{4D} \cdot \text{CTDI}_w = \frac{nT}{4D} \cdot \text{CTDI}_w \quad [\text{mGy}] \quad (8)$$

④ヘリカルスキャンの場合

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{1}{PF} \cdot \text{CTDI}_w \quad [\text{mGy}] \quad (9)$$

PF (CT pitch factor) : 1 回転あたりのテーブル移動量をビーム幅 BW で除した値

したがって、 CTDI_{vol} とは設定プロトコルのスキャン範囲内における、ある 1 点の線量を表していることになる。

2. CTDI から [DLP]

CTDI はある範囲をスキャンしたときのある 1 点の局所線量指標として用いられるが、これに対し、DLP は検査全体の被ばく量の指標として用いられている。DLP は式 (10) ~ (12) で定義される⁸⁾。

①ノンヘリカルスキャンの場合

$$\text{DLP} = \sum_i n \text{CTDI}_w \cdot BW \cdot C \quad [\text{mGy} \cdot \text{cm}] \quad (10)$$

②ヘリカルスキャンの場合

$$\text{DLP} = \sum_i n \text{CTDI}_w \cdot BW \cdot A \cdot t \quad [\text{mGy} \cdot \text{cm}] \quad (11)$$

i : 1 検査におけるスキャン計画数, BW : 設定上のビーム幅 ($=nT$), C : 設定上の mAs 値, A : 管電流, t : その検査の全取得時間, $n\text{CTDI}_w$: mAs あたりの CTDI_w または,

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \cdot L \quad [\text{mGy} \cdot \text{cm}] \quad (12)$$

L : 照射された範囲の長さ

これまで述べたように、 CTDI_{vol} (mGy) や DLP (mGy cm) の値は被検者の被ばく線量を示すものではないが、DLP 値からおよその実効線量へと導く換算係数が ICRP

より示されている⁷⁾。これにより CT 検査直後に大まかな実効線量を見いだすことができる。換算係数を Table 3 に示す。DLP に変換係数 k を乗算することでおよその実効線量へと変換させる。

また、コンピュータを使ったシミュレーションソフトも多く利用され始めている。CT の被検者被ばく線量を短時間に計算させるソフトとして、わが国で開発されたものでは、量子科学技術研究開発機構などで研究されている WAZA-ARI¹⁰⁾ などがある。ここでは装置機種ごとに被検者の年齢や体格を選択し撮影条件を入力することで、瞬時に被検者の被ばく線量や CTDI, DLP などが計算可能な画期的なソフトである。昨今、被ばくにシビアな被検者が増えた中、このようなソフトの利用は短時間かつ簡易に数値を見出すことができ、医療現場での被ばく相談などにも有用なツールとなっている。

3. 診断参考レベル

医療における被検者の被ばく線量においては線量限度や線量拘束値は設けられていない。これは、線量を制限することにより診断や治療に支障をきたさないようにするためである。しかし、被検者の利益を追求しすぎると、必要以上に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、結果的に被検者にとって不利益が生じる可能性がある。医療被ばくの原則では、個々の被検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。年々増加する傾向にある医療被ばく対策の一つとして重視されているのが、防護の最適化のための「診断参考レベル (Diagnostic Reference Level; DRL)¹¹⁾」の適用である。

診断参考レベルは、放射線診療において通常用いられる標準的な線量を調査し、これに基づいて策定される。具体的には、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被検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:

Table 3 Normalized effective dose per DLP value for adults and pediatric patients of various ages for various body regions.⁷⁾

Region of Body	k (mSv/mGy · cm)				
	0 year old	1 year old	5 year old	10 year old	Adult
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.004	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen & pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

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、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。

前述のCTDIやDLPはCT検査における診断参考レベルとして利用されている。また、一般撮影や乳房撮影では任意の厚みを持ったPMMAファントムを利用し測定された $K_{a,c}$ (mGy)、 D_G (mGy)を、X線透視が行える機器では面積線量計から得られた値である P_{KA} (mGy cm²)を推奨表記ならびに単位として使用している。たとえば、 D_G は入射表面線量から換算した値を平均乳腺線量として表している。これらも直接被検者線量を示すものではないが、最適化された撮影条件を決定したのちの品質管理には有効であり、診断参考レベル策定の際にも利用される。最適化された撮影条件での線量が診断参考レベルを大きく上回る場合には、撮影線量の見直しや根拠を明確にし、画像評価も加味しながら線量の最適化に繋げている。考慮すべきことは、診断参考レベルより下回ったか上回ったかで線量管理の善悪が問われるものではないことに注意が必要である。

CT検査の被ばく線量は他のX線検査と比べて多いとされることもあり、米国では線量管理手法として2011年からACR-DIR (American College of Radiology-Dose Index Registry)が実施されている。ACR-DIRでは独自の専用ソフトウェアにより、米国各施設のCT装置別の線量指標($CTDI_{vol} \cdot DLP$)をデータベース化し、米国内の登録データとの比較・評価を行っている。これは医療被ばくの防護の取り組みの前提として、記録の保管等を義務化すべきであるという考えに基づいている。本邦においても診断参考レベルを活用し、適切な被ばく線量管理ならびに記録を義務付けることも目的とした「画像診断管理加算」の見直しも行われた。被検者ごとに線量記録を記録・管理することで診療報酬を得られるが、実際の医療業務の中で線量管理を行うことは非常にタイトとなるため、記録方法の確立やシステム制作などの課題は残っている。しかしながら、遅れていると言われる個々の医療被ばく線量の記録・管理は急務であり、線量の最適化に向け、統一した規格やシステムチックな連携など今後の動向が注目されている。

4. 検者の線量管理

これまでは被検者被ばく管理について簡単にまとめたが、当然ながら放射線場で作業する検者の線量管理も大切である。特に放射線場で検査を行う際には、ICRP

の勧告値¹²⁾を上回る可能性もある眼の水晶体線量や、一次線で被ばくすること多い手などの皮膚線量、また、妊娠可能な女子の腹部線量は胎児線量(胎児は放射線業務従事者ではない)の管理としても重要な役目となり得る線量評価である。しかし、放射線診断での手技や介助にはさまざまなシチュエーションがあるため、時には放射線場に入り、線量限度を超える事態に陥る可能性もあるのが放射線業務従事者である。

血管撮影など照射角度がさまざまな場合の検査での検者は、防護エプロン内部(男性:胸部、女性:腹部)にネックガードや防護プロテクター外部、防護眼鏡側部の3か所に個人線量計を装着しなければ有効な被ばく管理にはならない。また、末端部の被ばく線量には指にリングバッジ等を装着する必要がある。このように、医療放射線従事者の被ばくは不均等被ばくとなるため、検査手技や被ばく部位により、個人線量計の装着位置や個数に留意する必要もある。一般に、放射線業務従事者の不均等被ばくによる実効線量は式(13)のように求められる。

$$\text{実効線量} = 0.08H_a + 0.44H_b + 0.45H_c + 0.03H_m \quad (13)$$

ここで、 $H_a \cdot H_b \cdot H_c \cdot H_m$ は、

H_a : 頭部及び頸部に装着した個人線量計の1 cm線量当量

H_b : 胸部及び上腕部に装着した個人線量計の1 cm線量当量

H_c : 腹部及び大腿部に装着した個人線量計の1 cm線量当量

H_m : $H_a \cdot H_b \cdot H_c$ のうちの最大の1 cm線量当量

である。

実際に放射線場に入る際は、頭頸部に1つと鉛プロテクターの内側1つの計2箇所に装着する場合が通常である。この場合は H_c がないため、 $H_c = H_b$ であるとし、通常であれば、 $H_m = H_a$ となるため、式(13)は式(14)となり、これが実効線量(1 cm線量当量)の換算式として一般的に使用されている。

$$\text{実効線量} = 0.11H_a + 0.89H_b \text{ (or } H_c) \quad (14)$$

VIII ま と め

ICRPでは放射線による有害な影響を制限するため防護量 = 等価線量・実効線量(Sv)を定義しているが、これを実際に直接的に測定することはできない。そこでICRUが定義する実用量 $\approx$ 線量当量(Sv)を用いて評価している。すなわち実用量とは、防護量として放射線に

よる人体影響を測定評価するための指標とし用いるものである。また、Svはさまざまな放射線防護量に関する線量評価で同じ呼び名で使われているため、何に対しての単位なのかを正確に掴み使用することが大切となる。

実用量は防護量として、放射線による人体影響を評価するための指標とし用いるものである。これは外部被ばくを、より安全側にたった評価値として使用していることとなる。また、空間線量計では「周辺線量当量」を、個人線量計では「個人線量当量」を表示するように校正されており、個人線量当量は一般に実効線量として管理される。ここでもSvという単位が混在されるが、その意味合いは異なり混同しないよう整理しておく必要がある。

医療では直接人体に放射線を照射するという、他には見られない放射線の利用がなされる。通常、人体に均一に照射されるケースは少なく、被検者も検者も不均等被ばくとなる。特に被検者の被ばくは、特定の臓器近辺に照射されることが多いため、線量評価としては等価線量としてのSv（組織反応評価には吸収線量のGy）を用いた方が他の検査などと比較し安いであろう。一方、集団検診などでの評価では実効線量でのSvを用い、医学的見地と被ばくに伴うリスクとを比較する必要がある。また、医療被ばくでは線量限度や線量拘束値といった上限を定めていないのも特徴である。したがって、放射線を利用した場合の健康リスクと、利用しなかったことにより起こりうるリスクとを比較し、利用することのベネフィットが大きいということで初めて医療放射線利用が可能となる。しかし、全ての施設で同じような線量で検査が行われているとは考えにくく、診断参考レベルを策定し施設間格差を縮めるよう努力している。

また、放射線従事者は個人線量計を使った線量当量でのSvの管理であるが、これには線量計の正しい装着や適切な管理方法、線量評価を行わなければならない。管理者は放射線障害防止法や医療法施行規則等の法律や規則を遵守するために、たとえ医療行為が優先だとしても、時には業務内容の見直し（配置変えや作業時間の改善など）が必要となる場合もある。医療も当然のことながら放射線防護について達成すべきであり、これには「正文化」「最適化」と、検者には「線量限度」、被検者には「診断参考レベル」を適用し考えていかなければならない。

参 考 文 献

- 1) ICRP; Recommendations of the ICRP. Radiological Protection in Medicine, ICRP Publication 105, *Ann. ICRP*, **37** (6) (2007).
- 2) ICRP; 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, *Ann. ICRP*, **21** (1–3) (1991).
- 3) ICRP; Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 26, *Ann. ICRP*, **1** (3) (1977).
- 4) ICRP; The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 103, *Ann. ICRP*, **37** (2–4) (2007).
- 5) ICRU; Determination of dose equivalents resulting from external sources, ICRU Report 39 (1985).
- 6) ICRP; Radiological Protection in Medicine, ICRP Publication 105, *Ann. ICRP*, **37** (6) (2007).
- 7) ICRP; Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT), ICRP Publication 102, *Ann. ICRP*, **37** (1) (2007).
- 8) JSA; “Medical Equipment I [Terminology · Symbol / Evaluation Method / Medical Electrical Equipment / Medical Diagnostic Equipment / Management] (JIS Handbook),” pp. 2287–2299 (2018), Japanese Standards Association, Tokyo (in Japanese).
- 9) K. ICHIKAWA and Y. MURAMATSU; “Image Quality and Radiation Dose of X-ray CT 2nd Edition,” pp. 223–231 (2018). Ohmsha Co. Ltd., Tokyo (in Japanese).
- 10) Available at: <https://waza-ari.nirs.qst.go.jp/>, Accessed 1 August 2018.
- 11) ICRP; Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging, ICRP Publication 135, *Ann. ICRP*, **46** (1) (2017).
- 12) ICRP; ICRP Statement on tissue reactions/Early and late effects of radiation in normal tissues and organs - threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context, ICRP Publication 118, *Ann. ICRP*, **41** (1/2) (2012).

広藤 喜章（ひろふじ よしあき）

名古屋大学大学院医学系研究科卒、博士（医療技術学）。1967年広島市生まれ。普段は遠隔読影業務に携わるも、大学非常勤講師や臨床センターでの客員研究員も併任。専門分野は放射線防護。

E-mail: hirofuji@cma-llc.co.jp

1) ICRP; Recommendations of the ICRP. Radiological Protection in Medicine, ICRP Publication 105, *Ann.*