

## 患者個人の被曝線量推定方法の検討

坂元 健太郎, 高橋 規之, 工藤 泰

### はじめに

近年, わが国では CT 装置などの爆発的な普及, さらには医療機器の目覚ましい進歩により, 放射線診断のニーズが増加傾向にある。それは病変の早期発見, 疾患の正確な診断という多大なる恩恵を患者にもたらすが, 一方で医療被曝の増加という不利益をもたらすこととなりうる。平成 17 年に英国の医学雑誌 Lancet に, 「日本人のがん死のうち 3.3% は医療被曝によるものである。」という内容の論文<sup>1)</sup> が掲載され, 日本中が衝撃を受けたのは記憶に新しい。本邦は, 一人あたりの医療被曝の割合は非常に高く, 他の先進国と比較しても 2 倍近い線量差がある<sup>2)</sup>。したがって, 本邦において医療被曝線量を測定し, 被曝管理していくことは重要である。

被曝線量を管理する方法には, 大きく分けて二つの方法がある。吸収線量(単位「グレイ」: Gy)を管理する方法と実効線量(単位「シーベルト」: Sv)を管理する方法である。吸収線量は, それぞれの部位に付与された放射線量の大きさを表している。局所的な被曝線量の把握に適しているため, 医療被曝の評価に優れている。患者皮膚面の入射表面線量がこれに含まれる。吸収線量は, 電離箱線量計などを用いて, 比較的簡単に測定することができる。一方, 実効線量は, 全身の被曝線量を表し<sup>3)</sup>, 医療現場で起こる局所被曝を全身の被曝とみなし, 平均化して求められる。実効線量は, 全身被曝の評価, 自然放射線や原発事故後の空間線量の把握など, 環境下で受けた被曝の評価に適している。また, 自然放射線と比較することができるために, 医療被曝の評価にも優れてい

る。実効線量は, 被曝した臓器ごとに積算して総線量を求めるため, 線量計などで測定することは非常に困難である。

基本的に, 医療被曝に関して許容線量値はない。医療では, 被曝する患者に直接の利益があり, 許容線量値を設定することによって, 利益が損なわれるという理由からである。しかし, 医療被曝を少しでも減らすことは重要である。ICRP: International Commission on Radiological Protection (国際放射線防護委員会) は, 被曝線量の最適化を行うべきであると勧告しており, それに対応するため, IAEA: International Atomic Energy Agency (国際原子力機構) はガイダンスレベルとして, 日本では日本放射線技師会が, 低減目標値として推奨線量の上限值を公表している。IAEA のガイダンスレベルは, IAEA の Safety Series No115 に明記されている<sup>4)</sup>。電離放射線に対する国際基本安全基準 (International Basic Safety Standards) が, このガイダンスレベルに相当し, 典型的な成人の一撮影あたりの入射表面線量の推奨上限値を表している。

当院では, 今まで IAEA ガイダンスレベルや日本放射線技師会が設定している被曝線量の上限值を考慮して, 典型的な成人 (標準体型) を想定して入射表面線量を測定し, 管理を行ってきた (表 1)。入射表面線量を求めるには, 種々の方法がある。一つは, X 線撮影装置にインストールされている線量表示機能から線量を直読する方法であり, その他に, X 線撮影装置の発生方式, 総ろ過, 撮影条件などから計算を行い, 線量を推定する方法 (NDD: Non Dosimeter Dosimetry 法) などがある。さらに, 名古屋大学の前越らが放射線計測分科会で提示している, 電離箱線量計を用いて実測する方法がある<sup>5)</sup>。この方法は, 実際の撮影条

表 1. 当院の従来の被曝線量管理

	当院吸収線量 mGy	IAEA BSS	日放技 DRL
胸部成人	0.10	0.4	0.3
腹部立位	2.13	10	3
腹部臥位	2.35	10	3
頸椎正面	0.31		0.9
頭部正面	2.11	5	3
頭部側面	1.8	3	2
胸椎正面	3.85	7	4
胸椎側面	2.17	20	8
腰椎正面	3.25	10	5
腰椎側面	7.40	30	15
骨盤正面	1.21	10	3
大腿骨	0.65		2
前腕骨	0.05		0.2
足関節	0.12		0.3
膝関節	0.16		0.5
骨盤計測	1.99		9
小児胸部	0.07		0.2
小児腹部	0.26		0.7
小児股関節	0.09		0.2

件を設定し、皮膚面照射線量 (mR: ミリレントゲン) を実測して、この値に皮膚面空気吸収線量変換係数 (R-Gy 変換係数  $0.872 \times 10^{-2}$  [空気 of W 値 = 33.73 eV]) を乗じ、さらに、実効エネルギーと照射野からの後方散乱係数 (BSF: Back Scatter Factor) を乗じて、入射表面線量 (mGy) を得るものである。

当院では、前越らの測定方法に従い、成人 (標準体型) のみの入射表面線量を測定してきた。しかし、実際の被曝線量は、個人の体格に応じて異なるため、患者個人の入射表面線量を正しく測定することは困難であった。

平成 23 年 3 月の東日本大震災による福島第一原子力発電所の事故によって、日本国民全体が、「目に見えない放射線と放射能」の恐怖にさらされた。そのため、国民の放射線被曝への関心、さらには医療被曝への関心が高まっている。したがって、今後は患者個人ごとの被曝線量を把握していく必要があると考える。最近では、被曝線量推定ソフトウェア (PCXMC) などにより、個人の

実効線量の推定が可能となってきた。しかし、このソフトウェアは有料であり、使用できるのは限られた施設で、汎用性に乏しい。

今回、我々は被曝線量推定ソフトウェアを使用せず、患者個人の皮膚面吸収線量 (入射表面線量) と実効線量を、簡易的に撮影時間から求める方法を提案する。被曝線量推定方法の開発の第一段階として、今回は、胸部と腹部の単純撮影について検討を行った。

本手法は、実際の撮影 (胸部と腹部) から得た患者ごとの撮影時間を使用し、その撮影時間から各種線量への変換テーブルを作成し、皮膚面吸収線量 (入射表面線量) と実効線量を算出する。本手法を求めるにあたっては大きく 7 つのステップ; (1) 患者撮影条件の調査, (2) それぞれの撮影条件から入射表面線量の実測, (3) それぞれの撮影条件からソフトウェア (PCXMC) による実効線量の計算, (4) 撮影時間と入射表面線量との相関性の確認, (5) 入射表面線量 (実測値) と実効線量 (計算値) との相関性の確認, (6) 撮影時間から実効線量を求める係数の算出, (7) 個人被曝線量変換テーブルの作成, からなる。

## 方 法

### 2-1. 患者データと撮影条件

本手法の評価には、当院で撮影した胸部撮影 680 名、腹部撮影 115 名の撮影データを使用した。胸部撮影の内訳は、男性 320 名、女性 360 名、平均年齢 57.5 歳 (15~94 歳)。腹部撮影の内訳は、男性 47 名、女性 68 名、平均年齢 53.4 歳 (15~89 歳) である。

胸部撮影は、撮影条件 120 kV, 200 mA, 撮影距離 180 cm でホットタイマーを使用してオートモードで撮影した。腹部撮影は、撮影条件 80kV, 500 mA, 撮影距離 180 cm でホットタイマーを使用してオートモードにより撮影した。撮影前に患者ごとに体厚を計測し、焦点皮膚間距離 (FSD: Focus Skin Distance) を求めた。管電圧と管電流を一定としているため、患者ごとに異なる撮影時間が得られる。これらの撮影条件を被曝線量の推定精度の評価に用いた。また、この撮影時間を、

本手法の入力値として使用した。

## 2-2. 使用機器及び材料

X線装置：UD150B40（島津，固有ろ過 2.5 mmAl）

CRシステム：VEROCITY U（富士メディカルシステム）

電離箱線量計：放射線モニター 9015 型（米，ラドカル社製）

イオンチェンバー：10×5-6 型（容量 6 cc）

X線出力アナライザ：Nero6000M（米，ピクトリン社製）

半価層測定用アルミフィルター：（純度 99.9%，アルミ厚 0.1～2.5 mmAl）

被曝線量推定ソフト：PCXMC Ver 2.0（STUK, Finland）

## 2-3. 撮影条件から入射表面線量の実測

得られた患者個人の撮影条件から，前越らの方法に従い電離箱線量計を使用して入射表面線量を求めた。線量測定のプロフローチャートを示す（図 1）。測定の前に X 線撮影装置の品質保証（Quality Assurance：QA），品質管理（Quality Control：QC）

を行った。X線アナライザ Nero6000M を用いて，装置の X 線出力の確認を行う。装置の管電圧と管電流が正確に出力されているか，X 線出力の再現性，直線性，変動性は許容範囲であるか，などの確認を行った。

はじめに，使用する X 線エネルギーの半価層測定（HVL）を行う。今回は Greening 実験式<sup>6)</sup>を用いて半価層の測定を簡便に行った。次に，得られた半価層から実効エネルギー<sup>7)</sup>を求めた（図 2）。次に測定する撮影条件を設定し，電離箱線量計により皮膚面照射線量（mR）の実測を行い，以下の変換式を用いて入射表面線量（mGy）を求めた。

$$D \text{ (mGy)} = X_{air} \times F \times BSF \quad (\text{式 1})$$

ここで， $X_{air}$  は，任意の焦点チェンバー間における照射線量（mR）， $F$  は，皮膚面空気吸収線量変換係数（R-Gy 変換係数  $0.88 \times 10^{-2}$ ）， $BSF$  は，実効エネルギーと照射野から求めた後方散乱係数<sup>8)</sup>（Back Scatter Factor）を表している（図 3）。

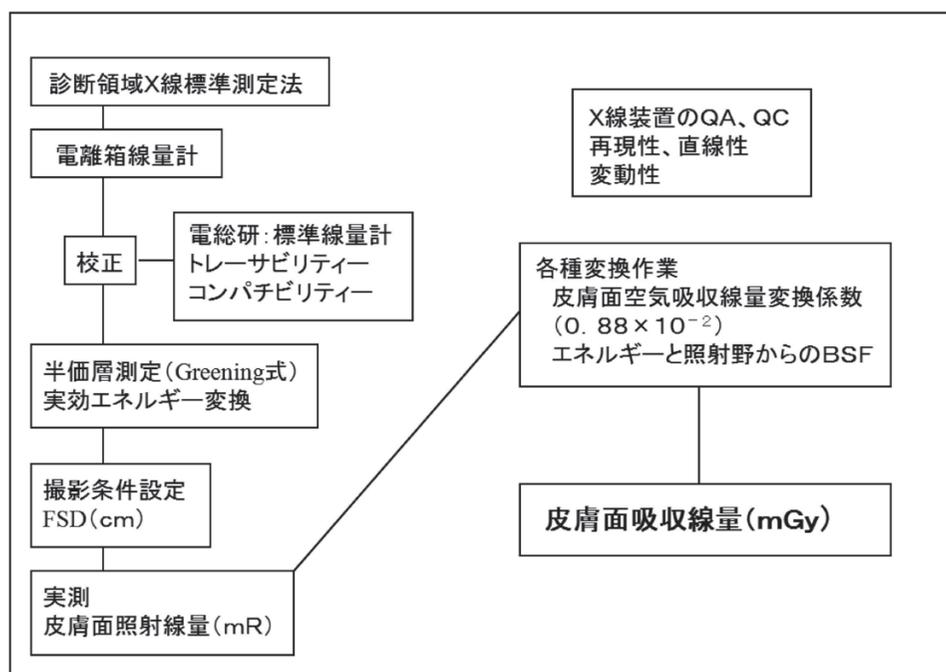


図 1. 線量測定フローチャート

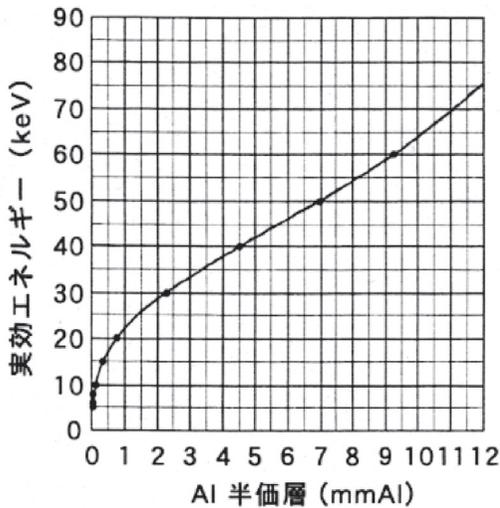


図2. アルミニウム半価層から実効エネルギーへ変換するグラフ:  
S.M. Seltzer, H. Hubbell 光子減弱係数データブック, 日本放射線技術学会, 1995より引用

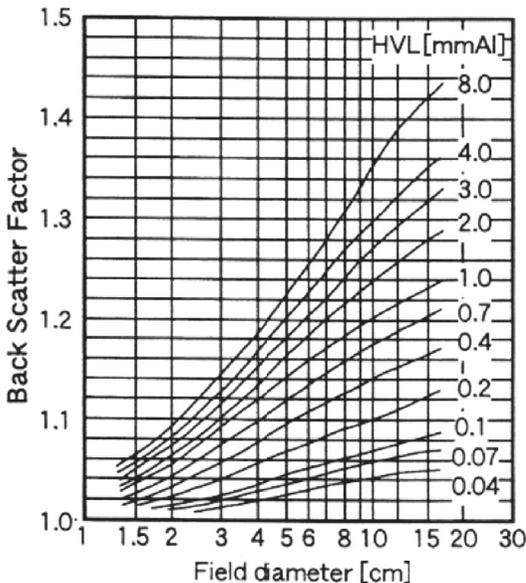


図3. 各照射野サイズにおける後方散乱係数のグラフ:  
British Journal of Radiology Supplement 10 より引用

## 2-4. 撮影条件から推定ソフト PCXMC による実効線量の計算

PCXMC は PCXMC Dose Calculations, の略称である。Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK) の Tapiovaara らにより開発された Windows ベースのモンテカルロプログラムである<sup>9)</sup>。PCXMC を使用することにより, X 線検査における患者の器官や組織の吸収線量を計算することができる。患者情報 (年齢, 身長, 体重), Beam Data (FSD, 撮影方向) と撮影条件 (mAs, 管電圧, 総ろ過) を入力し, モンテカルロシミュレーションにより, 最終的に Excel ベースの計算結果を返す。それには実効線量が含まれている。

本研究では, 患者ごとに得られた撮影条件を PCXMC に入力し, 患者ごとの実効線量をソフトウェアで計算して求めた。これにより, 患者ごとに入射表面線量と実効線量 (ゴールドスタンダード値) が得られたことになる。実効線量は, 実際に測定することは困難であるため, 本研究では PCXMC を用いて推定した。その結果値を, 本手法で求める実効線量のゴールドスタンダード値とした。

## 2-5. 撮影時間と入射表面線量 (実測値) の相関性の確認

本手法は, 撮影時間を入力値として, 入射表面線量を計算して, 最終的に実効線量を求める。したがって, これら三項目の関係を調べた。初めに, 撮影時間が, 入射表面線量と相関があることを確認するために, それらの相関関係を相関解析により  $R^2$  (決定係数) を用いて調べた。

## 2-6. 入射表面線量 (実測値) と実効線量 (ゴールドスタンダード値) との相関性の確認

入射表面線量 (実測値) が, 実効線量 (ゴールドスタンダード値) と相関があることを確認するために, それらの相関性を相関解析により  $R^2$  (決定係数) を用いて調べた。

## 2-7. 個人被曝線量変換テーブルの作成

撮影時間, 入射表面線量, 実効線量 (ゴールドスタンダード値) の 3 つの良好な相関性を確認した後に, 撮影時間から実効線量を求めるグラフを作成し, 胸部, 腹部撮影における個人被曝線量変

換テーブルとした。本手法では、このグラフを用いて、実際のX線撮影で得られた患者個人の撮影時間を入力値として実効線量を求める。

## 2-8. 提案手法の線量推定の正確性の評価

胸部撮影 680 名、腹部撮影 115 名の撮影条件から、PCXMC（推定ソフト計算値）と今回の提案手法により求めた実効線量の比較を、相関解析により  $R^2$ （決定係数）を用いて行った。また、二つの線量差を誤差として抽出し、誤差の百分率として表し、提案手法の正確性の評価を行った。

## 結果

撮影時間と入射表面線量（実測値）の相関性の結果を示す（図4）。胸部撮影、腹部撮影共に良好な結果を得た。 $R^2$ は、胸部撮影では0.989、腹部撮影では0.990であった。次に、入射表面線量

と実効線量（ゴールドスタンダード値）の相関の結果を示す（図5）。胸部撮影、腹部撮影共に良好な結果を得た。 $R^2$ は胸部撮影では0.988、腹部撮影では0.990であった。

今回提案した手法の正確性の評価の結果を示す（図6）。胸部撮影、腹部撮影共に良好な結果を得た。 $R^2$ は胸部撮影では0.999、腹部撮影では0.999であった。誤差百分率の評価は胸部撮影では1.89%、腹部撮影では2.28%であった。

胸部撮影、腹部撮影における個人被曝線量変換テーブルを示す（図7）。当院ではホトタイマーを用いて撮影している。したがって、患者ごとの撮影時間から、この変換表を使用して患者個人の実効線量を求めることができた。今回、胸部撮影の平均撮影時間は15msであった。そのときの実効線量は変換テーブルから0.021mSvとなった。

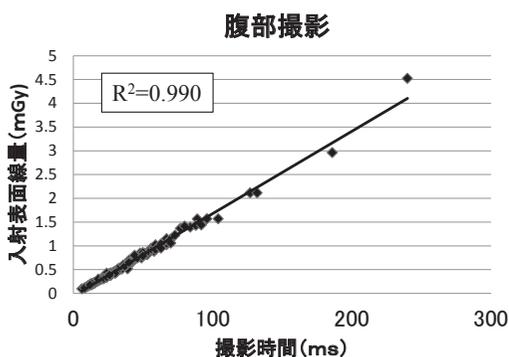
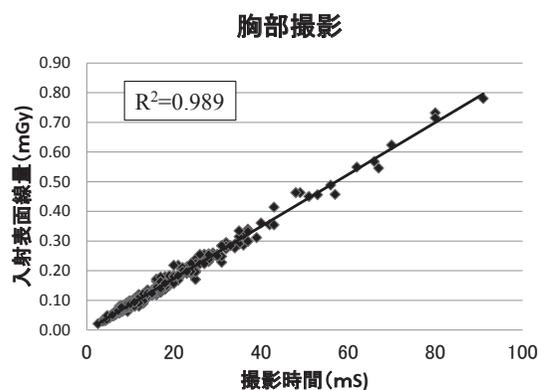


図4. 撮影時間に対する入射表面線量の分布

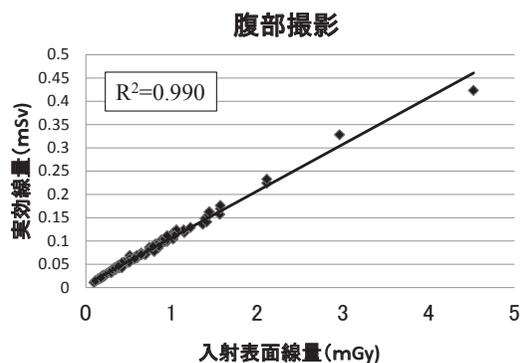
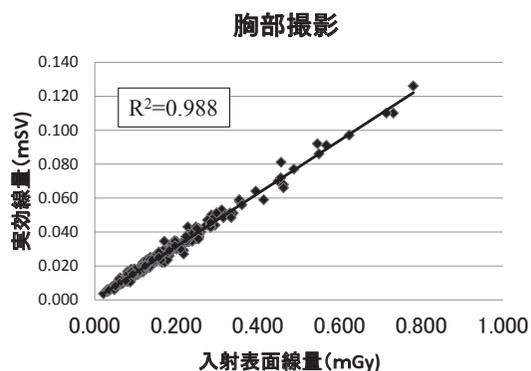


図5. 入射表面線量に対する実効線量（ゴールドスタンダード値）の分布

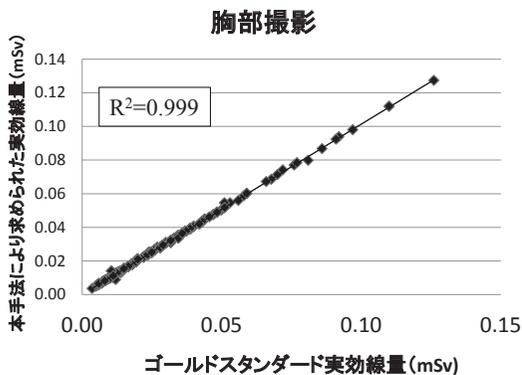


図 6. 実効線量（ゴールドスタンダード値）に対する実効線量（本手法）の分布

腹部撮影の平均撮影時間は 42 ms であった。そのときの実効線量は変換テーブルから 0.074 mSv となった。

### 考 察

今回、提案した実効線量推定法では、入力値に撮影時間のみを用いた。X 線撮影条件は、管電圧、管電流、撮影時間の 3 つで決定する。現在の撮影システムは、管電圧と管電流を一定値に固定し、撮影時間のみがオートマッチックに決定される。この場合、撮影時間が被曝線量に比例すると仮定できる。撮影時間を入力値として、本手法により得られた実効線量と推定ソフト PCXMC の実効線量との相関は高かった。したがって、撮影時間は本手法の入力値として有効であったと考える。

実測した入射表面線量は、胸部撮影で平均 0.134

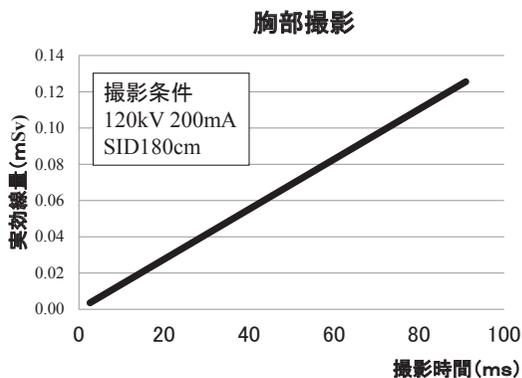


図 7. 作成した個人被曝線量変換テーブル

mGy (0.04~0.62 mGy)、腹部撮影で平均 0.673 mGy (0.095~1.429 mGy) であった。当院の入射表面線量は、IAEA ガイダンスレベル（推奨上限値：胸部 0.4 mGy、腹部 10 mGy）や日本放射線技師会の診断参考レベル（低減目標値：胸部 0.3 mGy、腹部 3 mGy）よりも低線量であった。得られた撮影条件から PCXMC を用いて計算した実効線量は、胸部撮影で平均 0.021 mSv (0.008~0.097 mSv)、腹部撮影で 0.074 mSv (0.019~0.155 mSv) であった。本邦における胸部撮影の平均実効線量は約 0.050 mSv、腹部撮影の平均実効線量は約 0.2~0.3 mSv であり、当院における実効線量は平均よりも低い値であった。

2010 年 3 月に、日本医学放射線学会をはじめとした関連 12 学会が、医療被曝研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME) を結成した。

J-RIMEは活動目的の一つとして、医療被曝に関して、患者個人の生涯にわたる医療による総被曝線量を把握し、過剰な被曝をなくすことを目指している。具体的には、X線を使用した検査ごとに、患者個人の被曝線量を把握する方法を検討し、患者の医療被曝の生涯総線量を把握するというものであり、今後二年以内に提言をまとめる。今回、我々が提案した方法により、実効線量を推定することができれば、J-RIMEが考える被曝線量を求めることができる可能性があると考えられる。

東日本大震災以降、国民の放射線に対する関心が非常に高くなっており、当院においても「前に同じ検査を受けたが、今回も大丈夫なのか?」「私はどのくらいの線量をうけているのか?」といった質問を多く受けるようになってきている。このような場合に、現場ですぐに、質問された患者が実際に受けた被曝線量を知らせることができれば、被曝を心配される多くの患者を安心させることができると考える。今回、我々が提案した被曝線量推定方法は、検査後すぐに患者個人の被曝線量を推定し、患者に示すことができるため、患者の被曝に対する不安を解消することができるツールになると思われる。

### ま と め

本研究では、撮影時間から、実効線量を求めることができる個人被曝線量推定方法を提案した。これにより、被曝線量推定ソフトを使用せず

に、患者個人の実効線量を推定することができることが分かった。本手法は、汎用性があり他の施設でも簡便に使用できると考えられる。

今後、患者から被曝線量を問われた際には、今回提案した個人被曝線量推定方法により、患者個人の実効線量を推定して回答する予定である。

### 文 献

- 1) Berrington de Gonzalez A et al: Lancet **363**: 345-351, 2004
- 2) 赤羽恵一: 医療被曝の現状. INNERVISION **6**: 46-49, 2010
- 3) 五十嵐隆元: 実効線量を理解しよう. 放射線防護分科会誌 **30**: 4-7, 2010
- 4) IAEA Safety Series No. 1154, International Basic Safety Standards for Protection of Radiation Sources, IAEA. Vienna, 1994
- 5) 小山修司: 診断領域 X 線の線量測定 of キーポイント. 日本放射線技術学会雑誌 **56**(7): 909-918, 2000
- 6) Greening JR: The derivation of approximate X-ray spectral distributions and analysis of X-ray quality specification. The British Journal of Radiology **36**: 363-371, 1963
- 7) 光子減弱係数データブック, 日本放射線技術学会, p 43, 1995
- 8) The British Journal of Radiology; Supplement 17 Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy 4, London, 1983
- 9) 前川昌之: 一般撮影における被ばく線量推定ソフト PCXMC について. 放射線計測分科会誌 **13**(2): 6-9, 2005