

Sdec では、次式に示す日本放射線技術学会計測部会の計算法¹⁾ に準じて入射表面線量を算出している。

$$D = X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f \times BSF \quad \text{----- (1)}$$

ここで D ：入射表面線量 (Gy)

X_{air} ：焦点から 1 m の距離の空中における照射線量 (C/kg)

FSD ：焦点 - 入射表面間距離 (m)

C_f ：吸収線量変換係数 (Gy/C/kg)

BSF ：後方散乱係数

計算手順の模式図を Fig.1 に示す。

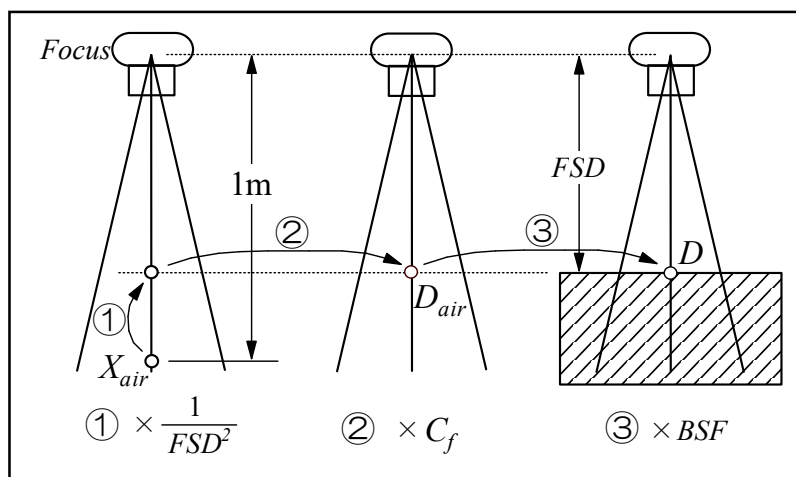


Fig.1 入射表面線量の計算手順

1. X_{air} (焦点から 1 m の距離の空中における照射線量) の取得方法

(1) 校正された電離箱線量計による実測値を入力 (推奨)

(2) 既存の出力データテーブルから内挿補間

出力データテーブルはデフォルト値が用意されているが、使用装置ごとに独自のデータテーブルを作成し使用することができる (マニュアル参照)。

デフォルト値 (単位 mAs 当たりの照射線量) は、1993 年に藤井らによる多施設の出力調査データ²⁾ を基にして、筆者が (目分量で) 平均的な照射線量を求めたものである (Fig.2, 3)。

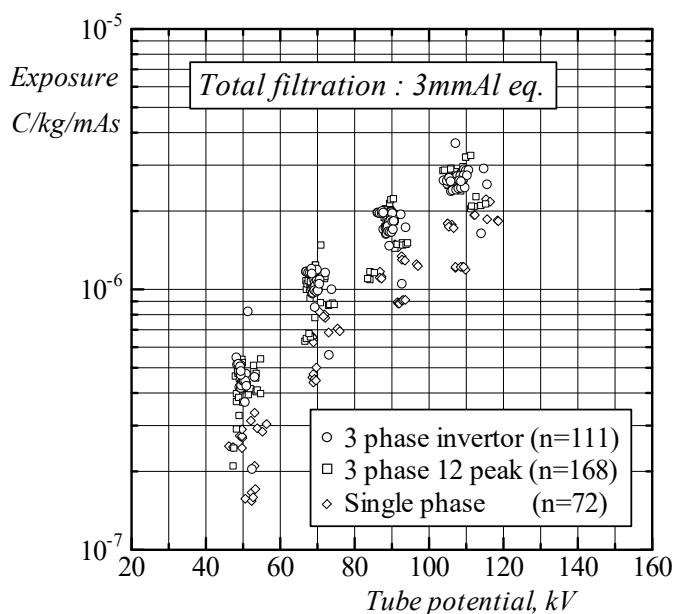


Fig.2 焦点から 1 m の距離における
照射線量（藤井ら 1993）

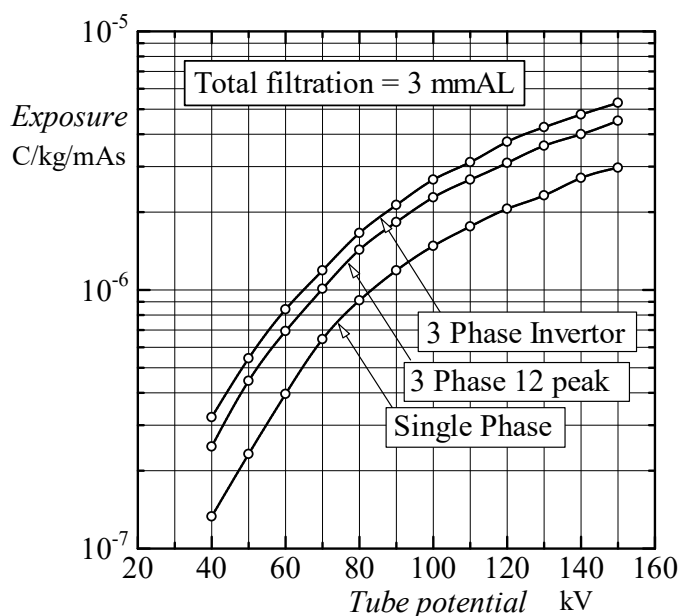


Fig.3 Fig.2 から求めた平均的な
照射線量

デフォルト値はすべて総濾過を 3 mmAl として求めてあるが、総濾過が 3 mmAl と異なる任意 X 線束の場合、その出力を以下のように算出している。

Tuker らによる近似式³⁾を用いて総濾過 3 mmAl の X 線スペクトル $\phi_{3mmAl}(E)$ （エネルギー E の光子数）を計算し、次式より比例定数 k を求める。

$$(X_{air})_{3mmAl} = k \cdot \int_0^{E_m} \phi_{3mmAl}(E) \cdot E \cdot (\mu_{en}/\rho)_{air,E} \cdot dE \quad \text{----- (2)}$$

ここで、 $(\mu_{en}/\rho)_{air,E}$ は光子エネルギー E に対する空気質の質量エネルギー吸収係数、 E_m は最大光子エネルギー（管電圧に等しい）である。

$(X_{air})_{3mmAl}$ は Fig.3 より求めることができる。

(2)式により比例定数 k を計算し、次式に代入して任意 X 線束（総濾過 \neq 3 mmAl）に対応する照射線量 X_{air} を算出する。

$$X_{air} = k \cdot \int_0^{E_m} \phi(E) \cdot E \cdot (\mu_{en}/\rho)_{air,E} \cdot dE \times (mAs) \quad \text{----- (3)}$$

ここで、 $\phi(E)$ は任意 X 線束の X 線スペクトルである。

総濾過が 3 mmAl と異なる任意 X 線束の照射線量の比較を Fig.4 に示す。

各スペクトル曲線の下面積が相対照射線量に相当し、その比率が k である。

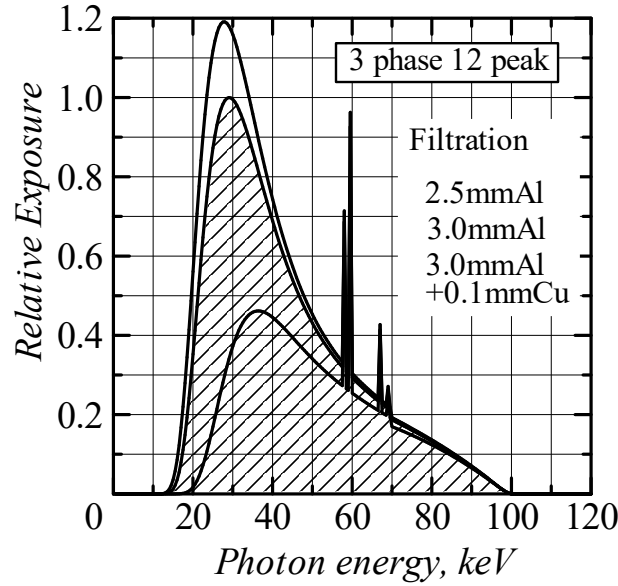


Fig.4 総濾過が 3 mmAl と異なる場合の照射線量スペクトルの比較例

2. C_f (吸収線量変換係数) の計算方法

単一エネルギー光子束に対する吸収線量変換係数は次式で計算される。

$$C_f = \left(\frac{\bar{W}_{air}}{e} \right) \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{med,E}}{(\mu_{en}/\rho)_{air,E}} \quad \text{----- (4)}$$

ここで、 \bar{W}_{air} : 空気中に 1 イオン対を作るに要する平均エネルギー (33.79 eV)

(1 eV = 1.602×10^{-19} J)

e : 電子素量 (1.602×10^{-19} C)

$(\mu_{en}/\rho)_{m,E}$: 光子エネルギー E に対する物質 m の質量エネルギー吸収係数

日本放射線技術学会計測部会方式では、半価層から求めた実効エネルギー E を用いて(4)式により吸収線量変換係数を算出しているが、Sdec では下記のようにX線スペクトルデータをそのまま用いて吸収線量変換係数を算出している。

連続スペクトルを持つX線束に対する吸収線量変換係数は次式で計算できる。

$$C_f = \left(\frac{\bar{W}_{air}}{e} \right) \cdot \frac{\int_0^{E_m} X(E) \cdot (\mu_{en}/\rho)_{med,E} \cdot dE}{\int_0^{E_m} X(E) \cdot (\mu_{en}/\rho)_{air,E} \cdot dE} \quad \text{----- (5)}$$

ここで、 $X(E)$: 前述した近似式で計算された照射線量スペクトルである。

Sdec では、空気、軟部組織、皮膚組織に対する吸収線量変換係数（空気の場合は X 線スペクトルに依存せず 33.97 Gy/C/kg 一定）を同時に計算している。

(2),(3),(5) 式の質量エネルギー吸収係数には Hubbell らのデータ⁴⁾を用いている。

3. BSF（後方散乱係数）の計算方法

日本放射線学会計測部会方式では、X 線束の半価層を測定し、正方形（または円形）照射野サイズおよび半価層のパラメータで表された既存の後方散乱係数データ^{5),6)}を基に後方散乱係数を求めている。このためには半価層測定を行い、矩形照射野の場合、等価正方形もしくは等価円形照射野サイズに換算するなど煩雑な作業が必要である。

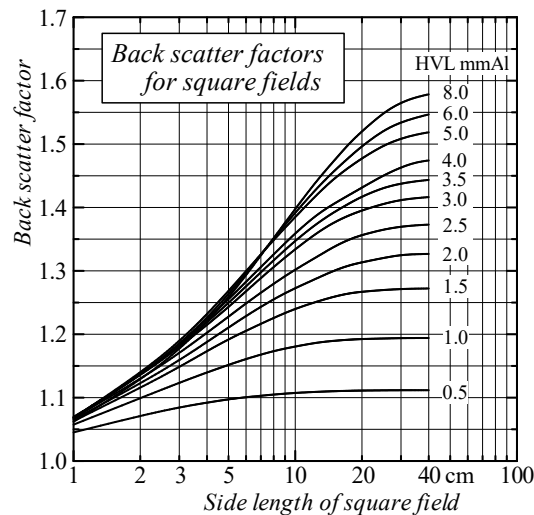


Fig.5 正方形照射野サイズおよび半価層をパラメータとした後方散乱係数の一例

Sdec では、あらかじめモンテカルロ法で計算された微分後方散乱係数データを用い、照射条件（X 線スペクトル、入射表面における照射野サイズおよび形状）に合わせて後方散乱係数を算出する方法を採っている。

（この微分後方散乱係数法の詳細については文献 7 を参照）

Sdec では、① 立方体の軟部組織ファントムおよび ②入射面から深さ 5mm まで軟部組織層、次に厚さ 5mm の骨層（平均密度 1.50 g/cm³ と設定）、骨層以下は軟部組織としたファントム（頭部専用）を被照射体とし、空気カーマ（空気吸収線量）、軟部組織吸収線量、皮膚組織吸収線量を対象とした微分後方散乱係数データを用意していて、入射表面におけるそれぞれの吸収線量計算に用いている。

入射表面が平坦でない場合、微分後方散乱係数法は適用できないので、円柱形、楕円柱形、レーストラック形に限定しているが、それぞれの入射表面における後方散乱係数を直接モンテカルロシミュレーションで算出している⁸⁾。

入射面の形状、骨層の存在などによる後方散乱係数の変化については、別紙「(資料) 診断領域 X 線の後方散乱係数」(物理データ) を参照されたい。

4. 入射表面線量の計算

入射表面線量 (空気カーマ) D_{air}

入射表面線量 (軟部組織吸収線量) D_{soft}

入射表面線量 (皮膚組織吸収線量) D_{skin}

Sdec_V14 では上記 3 種類の入射表面線量を下式で算出している。

$$D_{air} = X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f(air) \times BSF(air) \quad \text{----- (6)}$$

$$\text{ただし、} C_f(air) = (\overline{W}_{air} / e)$$

$$D_{soft} = X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f(soft) \times BSF(soft) \quad \text{----- (7)}$$

$$D_{skin} = X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f(skin) \times BSF(skin) \quad \text{----- (8)}$$

ここで、 $BSF(med)$ は物質 med の吸収線量に基づいた後方散乱係数¹¹⁾ である。

$$BSF(med) = \frac{D_p(med) + D_s(med)}{D_p(med)} \quad \text{----- (9)}$$

$D_p(med)$: 物質 med の一次線による吸収線量

$D_s(med)$: 物質 med の後方散乱線による吸収線量

(6) – (8) 式中の $X_{air} \times \frac{1}{FSD^2} \times C_f(med)$ で算出されるのは、入射表面における一次線光子束による物質 med の吸収線量 $D_{p(med)}$ である。

入射表面線量 $D_{med} = D_p(med) + D_s(med)$ を得るためには (6) – (8) に示した理論的整合性のある計算式を使用する必要がある。

(備考)

日本放射線技術学会計測部会で使用している既存の後方散乱係数 (文献 5, 6) は、すべて水吸収線量を基にしたもの $BSF(water)$ であり、上記の整合性は担保されていない。

5. 深部線量の計算

軟部組織中の深部線量率の計算方法については文献 9 を参照されたい。

6. 実効線量の概算

実効線量計算の対象となる臓器・組織が照射野に含まれるか否か、含まれる場合、対象臓器のうち照射野に含まれる体積の全体積に対する割合、入射表面から対象臓器表面までの深さ、臓器の厚さを推測し、次式により実効線量を概算している。

$$H_E = \sum_T W_T \cdot D_T \cdot V_T \quad \text{----- (10)}$$

ここで H_T ：実効線量 (Sv)

W_T ：組織 T の組織荷重係数

D_T ：組織 T の照射野内に含まれる部分の吸収線量 (Gy)

V_T ：組織 T の全体積のうち照射野に含まれる体積の割合

実効線量の概算において

照射野に含まれない臓器および臓器部分の吸収線量は、照射野外近傍を除いて実効線量にはほとんど寄与しないと仮定した上で実効線量の算出を行っている。

照射野内に含まれる臓器の吸収線量は、深部線量百分率から得られるその臓器の各深さでの吸収線量の平均値としている。入射表面と対象臓器との間に肺が存在する場合（例えば、肺組織そのもの、胸部 PA 正面撮影における乳房など）、肺の密度を 0.3 g/cm^3 と仮定して深部線量率の補正を行って平均吸収線量値を算出している。

骨表面のような照射野内に複数存在する臓器については、それらの平均的な深さにおける吸収線量で代用している。

本計算はあくまで概算であり、本計算で得られた実効線量値は参考データとして取り扱って下さい。

(2024-08-22 一部修正)

文献・資料

- 1) 日本放射線技術学会計測部会. 医療被ばく測定テキスト. 京都：日本放射線技術学会, 2012.
- 2) 藤井茂久, 鈴木昇一, 古賀祐彦, 他. 種々のビームろ過に対する出力測定. 厚生省健康政策研究事業（放射線防護に関する研究）研究班会議資料, 1993.
- 3) Tucker DM, Barnes GT and Chakraborty DP. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. Med Phys 1991; 18(2): 211-218.
- 4) Hubbell JH and Seltzer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest (NISTIR 5632). National institute of standards and technology, 1995.
- 5) Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size. Phys Med Biol 1990; 35(9): 1233-1245.
- 6) Klevenhagen SC. Experimentally determined backscatter factors for X-rays generated at voltage between 16 and 140 kV. Phys Med Biol 1989; 34(12): 1871-1882.
- 7) 加藤秀起. 微分後方散乱係数を用いた診断X線の後方散乱係数計算法. 日放技学誌 2001; 57(12): 1871-1882. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjrt/57/12/57_KJ00001357706/_pdf
- 8) 加藤秀起, 南一幸, 浅田恭生, 鈴木昇一. Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 —平坦ではない入射表面における診断X線の後方散乱係数—. 日放技学誌 2016; 72(5): 396-401. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjrt/72/5/72_2016_JSRT_72.5.396/_pdf
- 9) 加藤秀起, 藤井茂久, 鈴木昇一. 診断X線の深部線量百分率算出法. 日放技学誌 2004; 60(8): 1107-1115. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjrt/60/8/60_KJ00000922571/_pdf
- 10) 加藤秀起, 藤井茂久, 吉見勇治: 診断用X線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日放技学誌 2009; 65(10): 1400-1406. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjrt/65/10/65_10_1400/_pdf
- 11) 加藤秀起, 阪井啓太, 内山瑞樹, 鈴木健太郎. 被照射体の材質および対象とする線量の違いによる診断X線の後方散乱係数の違い. 日放技学誌 2016; 72(10): 1007-1014. https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjrt/72/10/72_2016_JSRT_72.10.1007/_pdf
- 12) 加藤秀起. 資料 診断領域X線の後方散乱係数. https://docs.wixstatic.com/ugd/6097ba_1edc03ee92e441ca8a1225cbcc8ac505.pdf
- 13) 加藤秀起. X線スペクトル近似計算の補助因子として用いる新しい線質指標（新しい線質指標 ATR-Index についての解説資料） https://docs.wixstatic.com/ugd/6097ba_5fffc66d446d455398fe2c8b3523eab0.pdf

モンテカルロシミュレーションで使用している相互作用断面積などのデータ

- 1) Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, et al. XCOM : Photon cross sections database (NBSIR 87-3597). National institute of standards and technology, 1998. <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>
- 2) Hubbell JU, Veigele WJ, Briggs EA, et al. Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon Cross sections. J Phys Chem Ref Data 1975; 4(3): 471-538.