

## ノート

論文受付  
2009年3月5日

論文受理  
2009年7月29日

Code No. 621

## 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

加藤秀起・藤井茂久・吉見勇治<sup>1)</sup>

藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科  
1) エスエス技研株式会社

### まえがき

医用放射線による患者被曝線量を正確に評価することは、医療被曝低減を推進していくうえで最も基本となるものであり、多くの実測データや線量評価法が報告されている<sup>1-3)</sup>。ただしこの場合、被曝線量をどの点(もしくは容積)でどのような単位量で評価したのかを明確にしておく必要がある。

医療行為による患者被曝には法的線量限度は設けられていないが、国際原子力機関(IAEA)は、国際基本安全基準(BSS-9)のなかで各放射線検査に対して線量拘束値に相当するガイダンスレベルを提示している<sup>4)</sup>。わが国でも日本放射線技師会が医療被曝線量の低減目標値を公表しており<sup>5)</sup>、各放射線検査で目標値を満たすよう勧告している。これらが提示している数値は、診断X線照射についてはX線が入射する患者の皮膚表面における吸収線量である。

入射表面における吸収線量の評価法として、日本

放射線技術学会計測分科会が提案した方法(以下、従来法と記す)が広く利用されている<sup>2,3)</sup>。これは、X線管から出力された空中における照射線量の実測値から計算により入射皮膚表面の吸収線量を求めるものである。しかし、この方法において計算に使用する後方散乱係数、吸収線量変換係数は実効エネルギー(もしくはアルミニウム半価層厚)のパラメータで与えられているため、空中照射線量とは別に、同じX線束の実効エネルギー(半価層厚)を同時に測定する必要があり、かなり煩雑な作業手順となる。

今回われわれは、照射条件を基に近似的に求めたX線スペクトルデータを利用して後方散乱係数および吸収線量変換係数を計算し、入射表面線量を自動計算するプログラムソフト(Surface Dose Evaluation Code, 以下頭文字をとってSDECと記す)を開発した。本稿では、SDECの計算方法、従来法との比較、プログラムソフトの概要について述べる。

## Development of Computer Code, SDEC, for Evaluation of Patient Surface Dose from Diagnostic X-ray

Hideki Kato, Shigehisa Fujii, and Yuji Yoshimi<sup>1)</sup>

Faculty of Radiological Technology, School of Health Sciences, Fujita Health University  
1) S. S. Techno-engineering Corporation

Received March 5, 2009; Revision accepted July 29, 2009; Code No. 621

### Summary

It is important to precisely evaluate patient dose from a diagnostic X-ray in order to investigate medical exposure reduction. As a method of evaluating patient surface dose, computation with existing data based on exposure in air is generally used. With this method, backscatter factors and absorbed dose conversion factors are given by the parameter of the effective energy or the half value layer, making this procedure complicated. We developed program software (Surface Dose Evaluation Code, SDEC) that computes the surface dose automatically, using the backscatter factor and absorbed dose conversion factor calculated by using X-ray spectral data. Because the measurement of effective energy or a half value layer is unnecessary, SDEC is a useful evaluation method.

**Key words:** diagnostic X-ray, patient dose, dose evaluation code

別刷資料請求先: 〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪1-98  
藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科 加藤秀起 宛

### 1. SDECの入射表面線量計算方法

SDECは、従来法に準じて、次式により入射表面線量を計算している。

$$D = X_{air} \times (1/FSD)^2 \times C_f \times BSF \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、

- D：入射表面線量[Gy]
- X<sub>air</sub>：X線管焦点から1mの距離の空中における照射線量[C/kg]
- FSD：X線管焦点-入射表面間距離[m]
- C<sub>f</sub>：吸収線量変換係数[Gy/(C/kg)]
- BSF：後方散乱係数

#### 1-1 X線管焦点から 1mの距離の空中における照射線量 (X<sub>air</sub>)

X<sub>air</sub>は、1)個々の照射条件での線量計による実測値を直接入力する、もしくは、2)各X線装置およびX線管に対して、総ろ過を一定(例えば、3mmAl当量)にしてX線管電圧を通常のX線診断で用いる40kVから最大150kVまで10kV間隔で実測した単位mAs当たりの照射線量データ表をあらかじめ作成し、それらを用いて個々の照射条件における照射線量を計算により求める、という方法をSDECは採っている。

2)の方法で、総ろ過がデータ表の条件(ここでは3mmAl当量と仮定する)と異なる任意の照射条件に対応する照射線量X<sub>air</sub>は以下の方法により算出する。

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

ここで、

- (X<sub>air</sub>)<sub>3mmAl</sub>：総ろ過 3mmAl当量で、任意照射条件と同じ管電圧の単位mAs当たりの照射線量(照射線量データ表から内挿で求める)
- E<sub>m</sub>：最大光子エネルギー(X線管電圧に等しい)
- φ<sub>3mmAl</sub>(E)：総ろ過 3mmAl当量のX線管から放射される光子エネルギーEの相対光子数(X線スペクトル)、  
∫<sub>0</sub><sup>E<sub>m</sub></sup> φ<sub>3mmAl</sub>(E) · dE = 1で正規化している。
- (μ<sub>en</sub>/ρ)<sub>air,E</sub>：光子エネルギーEに対する空気の状態エネルギー吸収係数
- k：比例定数

上式により比例定数kを計算し、次式に代入して任

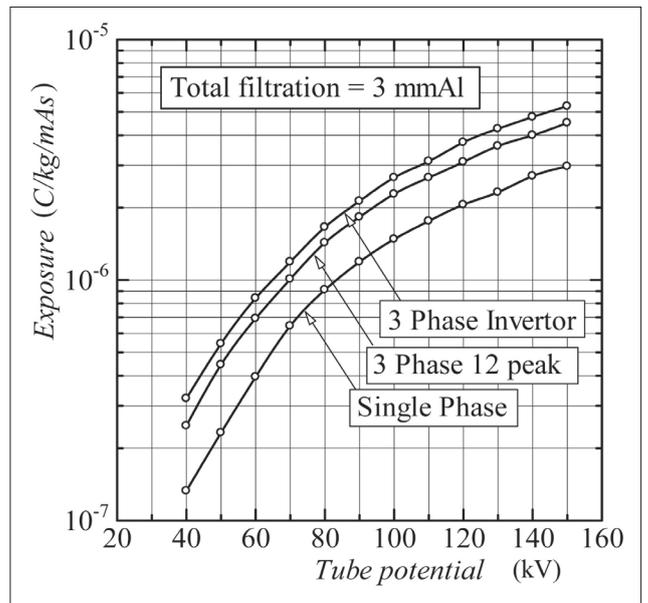


Fig. 1 Average output data (exposure per mAs at 1 m) installed in SDEC as default data.

意の照射条件に対応する照射線量X<sub>air</sub>を算出する。

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

ここで、φ(E)：任意条件でのX線管から放射されるX線スペクトル、

$$\int_0^{E_m} \phi(E) \cdot dE = 1 \text{ で正規化している。}$$

X線スペクトルは、X線管の仕様や照射条件等を基にしてBirchによる近似計算式<sup>6)</sup>により計算する<sup>脚注1)</sup>。

線量計を所有していない場合を想定して、SDECには多施設で調査されたインバータ式X線装置(定電圧形装置を含む)、三相12ピーク形X線装置、単相2ピーク形X線装置について、総ろ過 3mmAl当量のX線管から出力された単位mAs当たりの平均的な照射線量(X<sub>air</sub>)<sub>AV</sub>のデータ表<sup>7)</sup>が用意されている。平均的な照射線量(X<sub>air</sub>)<sub>AV</sub>をFig. 1に示す。Fig. 1の“3 Phase Invertor”は、定電圧形、単相インバータ方式を含めた平均的なデータである<sup>脚注2)</sup>。

#### 1-2 吸収線量変換係数(C<sub>f</sub>)の計算方法

従来法では、単一エネルギー(実効エネルギー)光子に対するC<sub>f</sub>を次式により計算している。

$$C_f = \left( \frac{W_{air}}{e} \right) \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{water,E}}{(\mu_{en}/\rho)_{air,E}} \quad \dots\dots\dots (4)$$

脚注 1) Birch式は任意のX線束のスペクトル分布を正確に再現できるものではなく、実測スペクトルと比較すると多少の誤差は避けられないが、非常に簡便に利用できるため、本ソフトではすべてのスペクトル計算にBirch式を採用している。

脚注 2) Fig. 1に示す(X<sub>air</sub>)<sub>AV</sub>の基とした多施設の実測値には、例えば同じ三相インバータ方式でも(新旧を含む)装置間に大きなバラつきがあり、統計的な近似回帰式を求めることが困難であった。したがってFig. 1の(X<sub>air</sub>)<sub>AV</sub>を使用する際には、装置間のバラつきに伴う誤差が存在することを念頭に入れておく必要がある。

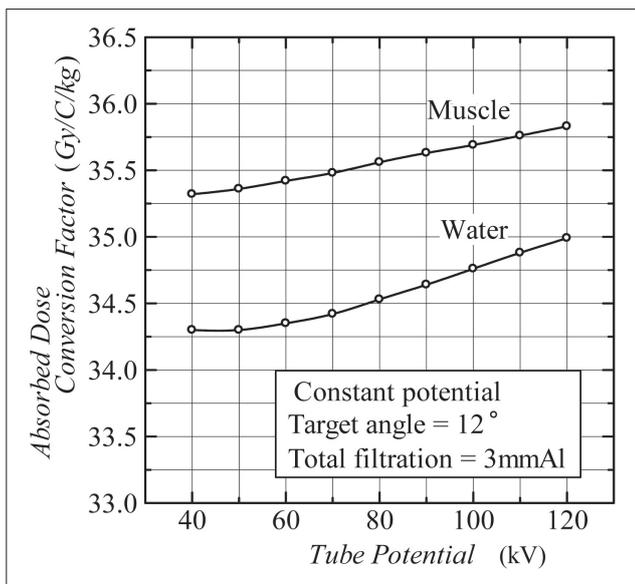


Fig. 2 Absorbed dose conversion factors calculated by equation (5) using X-ray spectral data.

ここで、

$W_{air}$  : 空気中に 1 イオン対を作るのに要するエネルギー

$e$  : 電子素量

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

SDECでは、X線スペクトルデータを基にして次式により  $C_f$  を計算している。

$$C_f = \left( \frac{W_{air}}{e} \right) \cdot \int_0^{E_m} X(E) \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{Water,E}}{(\mu_{en}/\rho)_{air,E}} \cdot dE \quad \dots\dots (5)$$

ここで、 $X(E)$  : 照射線量 1[C/kg]のうち、エネルギー  $E$  の光子に起因する照射線量の割合(Birch式で近似計算した相対照射線量スペクトル)。

$\int_0^{E_m} X(E) \cdot dE = 1$  で正規化している。

$W_{air}$  には 33.97[eV] を使用し、物質の質量エネルギー吸収係数は、Seltzer<sup>8)</sup>らのデータを利用している。

定電圧波形、ターゲット角度12度、総ろ過 3mmAl 相当とした場合の各管電圧X線に対する  $C_f$  の計算例を Fig. 2 に示す。

### 1-3 後方散乱係数(BSF)の計算方法

従来法では、BSFデータとしてGrosswendt<sup>9)</sup>や、Klevenhagen<sup>10)</sup>のデータが利用されている。しかし、これらは直径20cm以下の円形照射野についてのデータしかなく、実際のX線検査で使用されるような大きな矩形照射野のBSFを求めるためには、大照射野に対するデータの外挿および等価円形照射野への変換を行う必要がある。またまえがきでも述べたように、

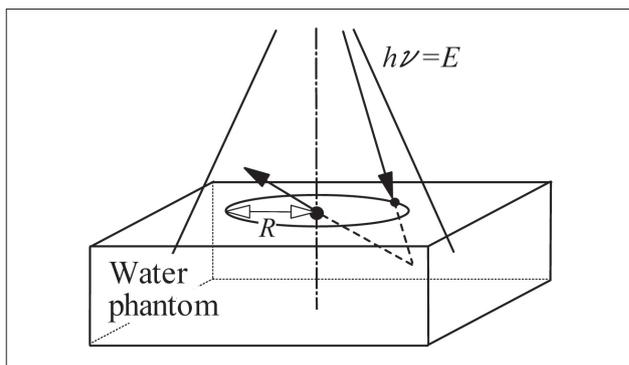


Fig. 3 Schematic diagram illustrating the definition of the differential backscatter factor. Cited from reference.<sup>11)</sup>

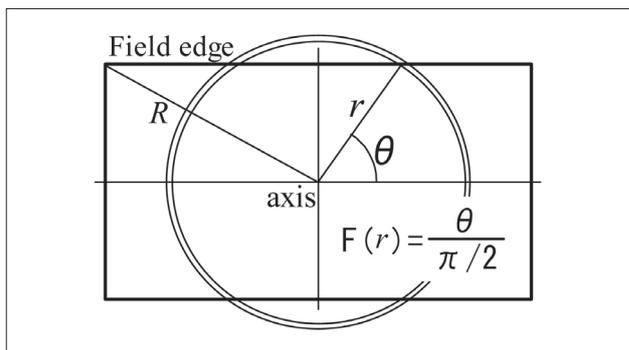


Fig. 4 Diagram to illustrate weighting factor, F, for differential backscatter factors. Cited from reference.<sup>11)</sup>

これらのデータでは、X線質がアルミニウムおよび銅の半価層のパラメータで与えられているため、BSFを求めるのは非常に煩雑な作業を要する。

SDECでは、モンテカルロ法により求められた微分後方散乱係数データおよびX線スペクトルデータを用いた方法<sup>11)</sup>によりBSFを計算している。

微分後方散乱係数  $\Delta B(E,R)$  は Fig. 3 に示すように、単一エネルギー  $E$  の一次線光子が線束中心から  $R$  離れた円周上の点に入射した後にファントム内で相互作用を起こし、その散乱光子がファントム入射表面の線束中心部に吸収されるエネルギー量  $D_s(E,R)$  の割合 [入射表面線束中心部に一次線から直接付与されるエネルギー量  $D_p(E)$  に対する比] を表し、次式で定義されている。

$$\Delta B(E,R) = \frac{D_s(E,R)}{D_p(E)} \quad \dots\dots\dots (6)$$

微分後方散乱係数  $\Delta B(E,R)$  は  $E=50\sim 150\text{keV}$ 、 $R=1\sim 300\text{mm}$  についてモンテカルロ法により作成されている。微分後方散乱係数を応用すると、任意照射野の後方散乱係数BSFは次式で計算できる。

$$BSF = 1 + \int_0^R \int_0^{E_m} \phi(E) \cdot \Delta B(E,r) \cdot F(r) \cdot dE dr \quad \dots (7)$$

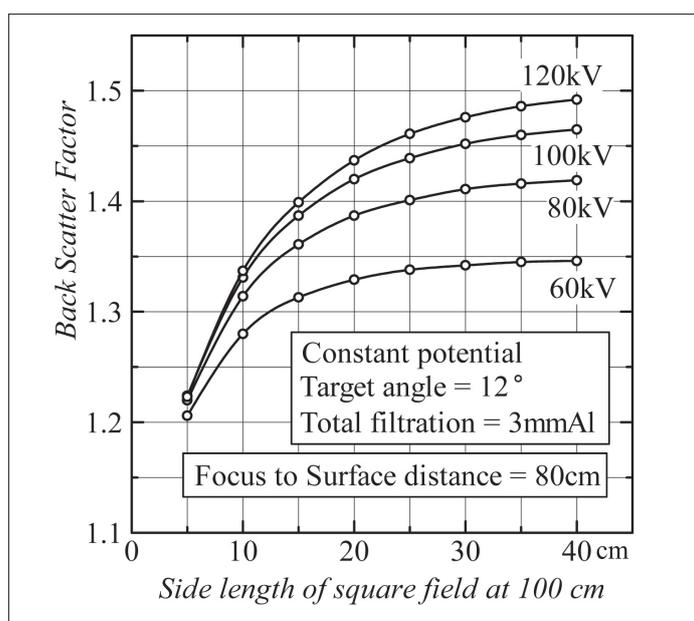


Fig. 5 Backscatter factors for square fields calculated by equation (7) using data of differential backscatter factor.

Table 1 X-ray examinations and exposure conditions, which are used in the comparison of surface doses shown in Table 2

No.	Examination	kV	mA	sec	FFD	FSD	Field size at FFD
1	Skull (AP)	68	320	0.16	100	80	30.5×25.4
2	Cervical spine (AP)	70	320	0.08	150	140	25.4×20.3
3	Lumber spine (AP)	70	320	0.16	100	80	30.5×25.4
4	Lumber spine (LAT)	90	320	0.16	100	75	30.5×25.4
5	Abdomen (AP)	70	320	0.12	100	80	43.2×35.6
6	Wrist joint	50	100	0.025	100	95	20.0×12.0

ここで,

$E_m$ : X線光子の最大エネルギー(管電圧に等しい)

$R$ : 線束中心から照射野の最遠端までの距離

$\phi(E)$ : X線管から放射されるX線スペクトル,

$\int_0^{E_m} \phi(E) \cdot dE = 1$  で正規化している.

$F(r)$ :  $\Delta B(E,r)$  にかける荷重係数であり, 半径  $r$  の円周のうち照射野内に含まれる割合を表している (Fig. 4参照).

定電圧波形, ターゲット角度12度, 総ろ過 3mmAl 当量とした場合の正方形照射野に対するBSFの計算例をFig. 5に示す.

## 2. SDECの計算精度

いくつかの部位のX線検査について, 従来法で求めた入射表面線量と, SDECで計算した入射表面線量を比較した. 使用X線装置(東芝メディカルシステムズ社KXO-80F)はインバータ方式で, X線管(DRX-3724HC)のターゲット角度は12度, 総ろ過は2.3mmAl

当量である. 使用線量計はRADCAL社9015型 6cc chamberである. Table 1にX線検査部位および照射条件を, Table 2に照射線量の測定値および入射表面線量の計算結果を示す. SDECによる入射表面線量は, 従来法による値に比べて2~9%小さな値となっている. これは, 「4. 考察」の項で詳しく述べるように, 主にBSFの差異によるものである.

Table 1の照射条件で, 照射線量を実測値ではなくSDECに用意されている平均的な照射線量( $X_{air}$ )<sub>AV</sub> データ表から算出した値を用いた場合の, 照射線量値および入射表面線量値をTable 3に示す. ( $X_{air}$ )<sub>AV</sub> データ表から算出した照射線量値は, Table 2に示した実測照射線量に比べてNo. 6の条件では約40%, それ以外では10~15%ほど全体に高くなっている. この差異の原因は, 特定はできないが, 実測で使用したX線装置は低周波数のインバータ式のためリップルが大きく, 定電圧式に比べて出力が小さかったためと推定される.

Table 2 Comparison of  $C_f$ , BSF and surface doses for X-ray examinations shown in Table 1, obtained by the usual method and SDEC

No.	Exposure at 1 m [C/kg]	Customary method			SDEC		
		$C_f$ [Gy/C/kg]	BSF	Surface Dose [mGy]	$C_f$ [Gy/C/kg]	BSF	Surface Dose [mGy]
1	$6.67 \times 10^{-5}$	35.67	1.399	5.20	35.70	1.342	4.99
2	$3.52 \times 10^{-5}$	35.67	1.395	0.89	35.71	1.346	0.86
3	$7.10 \times 10^{-5}$	35.67	1.396	5.52	35.71	1.348	5.34
4	$1.14 \times 10^{-4}$	35.75	1.427	10.34	35.84	1.399	10.16
5	$5.31 \times 10^{-5}$	35.67	1.480	4.38	35.71	1.356	4.02
6	$1.31 \times 10^{-6}$	35.58	1.327	0.069	35.60	1.260	0.065

Table 3 Surface doses for X-ray examinations shown in Table 1, obtained by SDEC using exposure [C/kg] calculated from the average output installed as default data

No.	Exposure at 1 m [C/kg] Calculated from the average output installed in SDEC as a default data	SDEC Surface Dose [mGy]
1	$7.30 \times 10^{-5}$	5.46
2	$3.86 \times 10^{-5}$	0.94
3	$7.71 \times 10^{-5}$	5.80
4	$1.32 \times 10^{-4}$	11.76
5	$5.79 \times 10^{-5}$	4.37
6	$1.85 \times 10^{-6}$	0.092

### 3. SDECプログラムソフトの概要

SDECの画面をFig. 6に示す。画面の上半分は、照射条件等の入力および計算結果を表示する領域で、下半分は計算結果の記録、保存、印刷などを行う領域である。

入力(選択)する項目は、次のとおりである。

- (1) X線装置の高電圧整流方式(選択)
  - ・定電圧・インバータ(定電圧およびインバータ式X線装置)
  - ・三相12ピーク(三相12ピーク形X線装置)
  - ・単相全波(単相2ピーク形X線装置)
 から選択する。
- (2) 焦点から1mの距離の照射線量(選択)
 

“実測値を直接入力”を選択すると、実測した照射線量を入力できる。

“出力データを利用”を選択すると、あらかじめ作成された出力データを基にして、入力された照射条件に合致した照射線量が計算に用いられる。
- (3) X線管ターゲット角度
- (4) X線管の固有ろ過(アルミニウム当量)[mm]
- (5) X線管の付加フィルタ(Al, Cu, 他)[mm]
- (6) X線管電圧[kV]
- (7) X線管電流[mA]
- (8) 照射時間[秒]

透視条件の場合、60を入力すると、1分間当たりの線量を算定できる。ただし、パルス透視では、パルス幅とパルスレートから計算した1分間当たりの照射秒数を入力する必要がある。

- (9) 焦点-受像器間距離 FFD [cm]
- (10) 焦点-入射表面間距離 FSD [cm]
- (11) 被写体厚[cm]
- (12) 受像器面での照射野サイズ(フィルムサイズで選択)
 

“その他”を選択した場合、任意の長軸方向短軸方向の照射野サイズを入力できる。

すべての照射条件を入力した後、“計算GO”ボタンをクリックすると計算が開始され、画面右上部分に以下に示す計算結果が表示される。

  - (a) 第1アルミニウム半価層[mm]
  - (b) 第2アルミニウム半価層[mm]
  - (c) 実効エネルギー[keV]
  - (d) 線質指標(Quality Index)
  - (e) 後方散乱係数, BSF
  - (f) 吸収線量変換係数,  $C_f$ (水, 筋肉組織)[Gy/C/kg]
  - (g) 入射表面線量(水, 筋肉組織)[mGy]

ただし、(a)～(d)はスペクトルから算出された参考値であり、本ソフト内での入射表面線量の計算には用いていない。

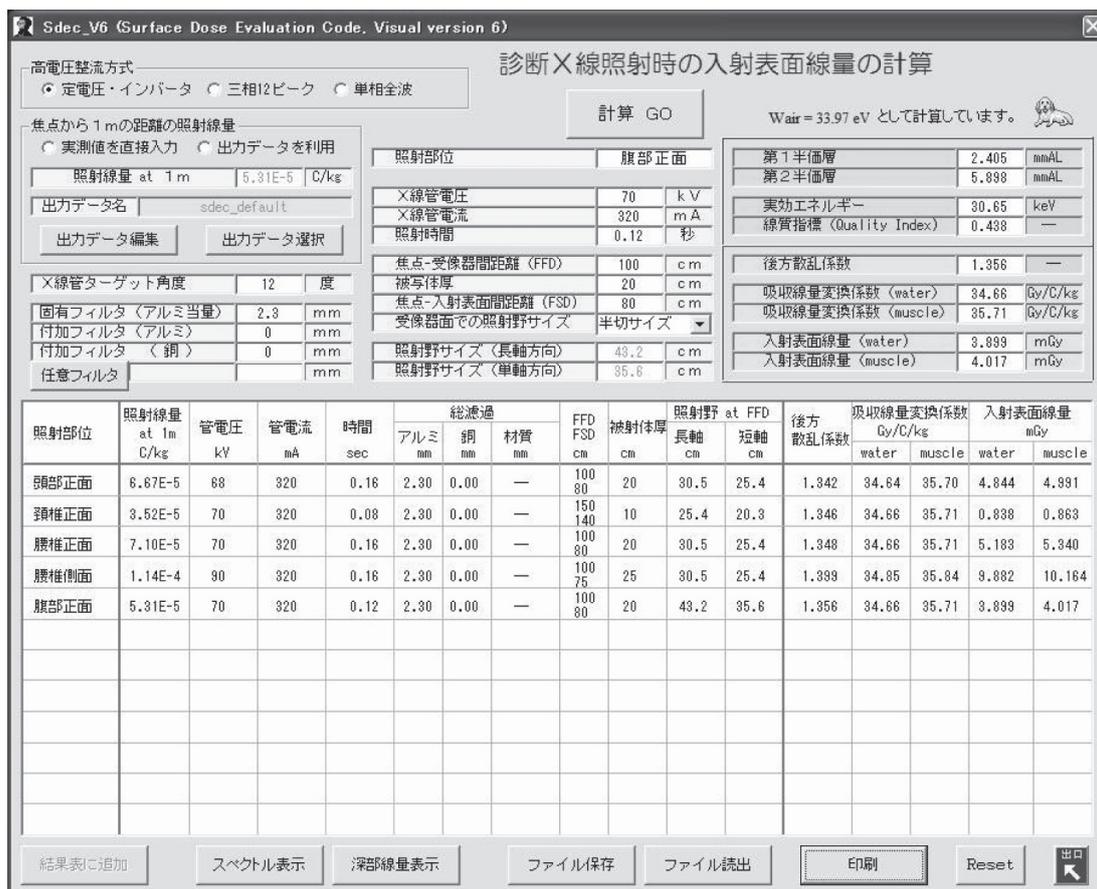


Fig. 6 Image of the SDEC window.

#### 4. 考 察

種々多様なX線検査に対する患者入射表面線量を評価する方法には、評価精度が高いと同時に操作手順が簡便であることが要求される。ファントム上に検出器を設置し、入射表面線量を直接測定する方法は、簡便ではあるが、一次X線と同時にファントムからの散乱線も検出器に入射するため、検出器の指示値から吸収線量への変換過程における不確実性を避けることができない。それに比べて空中照射線量の実測値と既存のデータを基にして入射皮膚表面線量を求める従来法は、理論的には正確な評価法であるといえる。しかし、計算に使用する後方散乱係数、吸収線量変換係数を決定するために、かなり煩雑な作業も要求される。今回われわれが考案した従来法に準ずるSDECは、従来法の煩雑な部分を自動計算プログラム化することにより、手順が格段に簡便化されたものとなっている。

Table 1, 2に示した従来法との比較において、SDECによる入射表面線量は従来法による値に比べて2~9%小さな値となった。これは前述のとおり主に後方散乱係数(BSF)の差異によるものである。従来法は既存のBSFデータ群を基にして、測定対象X線束の線

質、照射野形状およびサイズに最も近いものをデータ間の内挿・外挿により求める方法を採用している。従来法が採用しているBSFデータはX線質をアルミニウムおよび銅の半値層で表現している。しかし、整流方式、X線管電圧、総透過の組み合わせにより、同じ半値層を示す複数の照射条件の存在が可能であり、これらに対するBSFは必ずしも一致しないことが報告されている<sup>11)</sup>。したがって、X線の半値層値のみを基にして限られたデータ表からBSFを求めるという方法には、不確実性が残る。SDECで採用している微分後方散乱係数を基にしたBSF算出法は、X線質を半値層という単一の数値で表現するのではなく、X線スペクトル分布そのものを直接利用するため、上記のような問題は生じない。また、矩形照射野を等価円形照射野に変換する必要もなく、任意の照射野形状に対するBSFを算出することが可能である<sup>11)</sup>。ただし、本法では前述のとおりBirch式によるX線スペクトル分布に基づいてBSFを算出しているため、実際のスペクトルとの差異に起因する計算誤差の存在は否定できない。しかし、他の条件を一定にして管電圧のみを90, 100, 110kVとして計算されたBSFを比較してみても±1.0~1.5%程度の差異であり、スペクトル分布が多

少異なってもBSFには大きな影響はないと考える。いずれにせよ従来法との差異は最大10%程度と推測される。

BSFと同様に、吸収線量変換係数( $C_f$ )も実効エネルギーという単一エネルギーで評価した値とX線スペクトルデータを利用した値では差異が生じ、X線管電圧が高いほどその差は大きくなることが報告されている<sup>12)</sup>。

SDECに用意されている平均的な照射線量( $X_{air}$ )<sub>AV</sub>データ表を用いて入射表面線量を算出した場合、Table 2およびTable 3に示したように、実測照射線量値を用いた場合に比べて、使用装置の性能や管理状態により大きな誤差が生じる可能性があることを留意しておく必要がある。

## むすび

診断X線照射時の患者入射表面線量を評価計算するプログラムソフトSDECを開発した。SDECは日本放射線技術学会計測分科会が提案した方法に準じているが<sup>8)</sup>、照射条件等から導出したX線スペクトルデータを基にして各係数を算出するため、半価層・実効エネルギーの測定が不要であり、非常に簡便な評価方法である。

## 謝 辞

入射表面線量の実測値とSDECによる計算値との比較データをご提供いただきました宮崎大学医学部附属病院放射線部(現在、潤和会記念病院)の山神昭彦氏に感謝いたします。

## 参考文献

- 1) 森 剛彦, 村田 勉, 田村正夫, 他. X線診断領域の線量測定と簡易換算式を導くためのX線装置の基礎的因子の解析に関する研究. 茨城: 茨城県放射線技師会・日本放射線技術学会茨城支部, 1989.
- 2) 前越 久, 小山修司, 近藤智昭, 他. 医療被曝測定セミナーテキスト. 名古屋: 日本放射線技術学会中部部会・計測分科会, 1998.
- 3) 小山修司, 津坂昌利, 前越 久. 医療被曝の技術的基準 - 撮影領域の線量の求め方と評価 -. 測定法各論: 電離箱. 医療放射線防護NEWSLETTER 1993; 7: 33-44.
- 4) IAEA Safety Series No. 115: International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. Vienna: International Atomic Energy Agency, 1996.
- 5) 日本放射線技師会医療被ばくガイドライン委員会. 患者さんのための「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」。日放技師会誌 2000; 47(10): 1694-1709.
- 6) Birch R, Marshall M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge (Li) detector. Phys Med Biol 1979; 24(3): 505-517.
- 7) 藤井茂久, 鈴木昇一, 古賀佑彦, 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.
- 8) Seltzer SM, Hubbell HJ 著, 前越 久 監. 光子減弱係数データブック. 放射線医療技術学叢書(11). 京都: 日本放射線技術学会, 1995.
- 9) 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.
- 10) Klevenhagen SC. Experimentally determined backscatter factors for X-rays generated at voltages between 16 and 140kV. Phys Med Biol 1989; 34(12): 1871-1882.
- 11) 加藤秀起. 微分後方散乱係数を用いた診断X線の後方散乱係数算出法. 日放技学誌 2001; 57(12): 1503-1510.
- 12) 橘 昌幸, 泉 隆. X線スペクトルによる吸収線量変換係数 - 半価層による方法との比較 -. 日放技学誌 2002; 58(3): 383-389.

## 図表の説明

Fig. 1 SDECにデフォルトデータとしてインストールされている平均出力(1mの距離における単位mAs当たりの照射線量)

Fig. 2 X線スペクトルデータを利用して(5)式で計算された吸収線量変換係数

Fig. 3 微分後方散乱係数の定義を示す模式図(参考文献11より引用)

Fig. 4 微分後方散乱係数に対する荷重係数Fを示す図(参考文献11より引用)

Fig. 5 微分後方散乱係数を用い(7)式で計算された正方形照射野に対する後方散乱係数

Fig. 6 SDECの表示画面

Table 1 Table 2に示す入射表面線量の比較に用いたX線検査部位および照射条件の項目

Table 2 従来法とSDECにより得られた吸収線量変換係数, 後方散乱係数および入射表面線量の比較. X線検査項目はTable 1のとおりである.

Table 3 あらかじめ用意されている平均照射線量データを用いてSDECで計算された入射表面線量. X線検査項目はTable 1のとおりである.