

# 第20回EGS研究会 アブストラクト集

平成25年8月9日

(会場) 研究本館小林ホール

(主催) 高エネルギー加速器研究機構放射線科学センター



## 目次

散乱線の影響を考慮した X 線 CT.....	1
	竹本 和馬
人体ファントム内線量計位置での光子エネルギー推定 .....	2
	石井 崇倫
Quasi-monoenergetic Photon Field of 200 keV using a Radioactive Source with Back-Scatter Layout.....	3
	<i>Tajudin Suffian</i>
連続 X 線分布を持つ放射光における深さ方向の吸収線量の評価.....	4
	岡島 敏浩
EGS5 を用いた眼科治療用線源の線量評価用ファントム設計.....	5
	加藤 昌弘
EGS5 におけるリニアックヘッドでの電子カットオフエネルギーの違いが表面線量計算に与える影響 .....	6
	竹内 瑛彦
ICRP ボクセルファントムの腎臓マルチリージョンモデルを用いた $^{99m}\text{Tc}$ の S 値評価 .....	7
	波戸 真治
EGS5 を用いたマンモグラフィにおける後方散乱係数の検討 .....	8
	沼元 瞳



# 散乱線の影響を考慮した X 線 CT

竹本 和馬<sup>1)</sup>, 山崎陽一<sup>2)</sup>, 戸田尚宏<sup>2)</sup>

1) 愛知県立大学大学院情報科学研究科 2) 愛知県立大学情報科学部

## 1 目的

X 線 CT(X-ray Computed Tomography) において, これまで使用されてきたファンビームは, 散乱線の含有割合が比較的 low その影響は小さいものであると考えられていた. しかし, 近年 CT はコーンビーム化へと進んでおり, コーン角の増加に伴い散乱線の含有割合も大きく増加する.[1] しかし, 従来の画像再構成法では, 計算量等の問題から散乱線について十分考慮されておらず, 検出器に装着されたコリメータにより対策がなされてきた. しかし散乱線は対象物の情報が含まれているため, コリメータによる除去は情報の損失であると考えられる. そこで, EGS5 を用いた X 線 CT のシミュレーションを画像再構成アルゴリズムに取り入れ, 散乱線を推定しつつ, 尤度と等価な I-Divergence[2, 3] を最適化することで再構成を行う, 逐次最適化に基づく画像再構成アルゴリズムを提案し, その有効性を示す. そしてそれによる被曝量の低減化を評価する.

## 2 実験

シミュレーション体系としては, 第 3 世代の測定構造を構築するものと, キャリブレーションが可能であることを前提とする. 対象物に照射する総光子数を  $10^5$  とし, エネルギーは  $100[\text{keV}]$  の単色仮定とし, 回転角度方向の分割数を

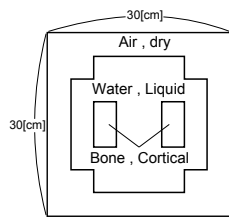


図 1: 対象ファントム

128, 検出器はアレイ状に配置するものとしその数は 64 とする. 測定空間は  $30[\text{cm}] \times 30[\text{cm}] \times 18.75[\text{cm}]$ , 測定対象とするファントムは, 図 1 に示すように測定空間を  $8 \times 8$  に分割したものとする. 回転中心までの距離を  $30[\text{cm}]$  とする. ビーム形状はコーンビームとし, ファン角を  $90[\text{deg}]$ , コーン角を  $5[\text{deg}]$  とする.

## 3 結果

図 1 に示したファントムに対して実験を行った結果を以下に示す. 図 2 の (a) は真の減弱係数である. (b) は散乱線の含まれない測定値に対して従来法を用いた場合, つまり現行の CT 装置のようにコリメータによって散乱線を除去する方法である. (c) は総光子数  $10^5$  として得た散乱線の含まれる測定値を総光子数  $10^7$  相当のものとなるように線形倍したのに対して提案手法を用いた場合の再構成画像である.(b) に比べて (c) の方が (a) に近いことが分かる.

また, 図 3 は真の減弱係数と各逐次回数における減弱係数の二乗平均誤差を示したものである. 従来法を用いた

場合に比べ, 提案手法を用いた場合, 真の減弱係数との誤差は低くなっていることが分かる. 従来法を用いて提案手法と同等の精度 (図中青色の破線) を得るためには総光子数をさらに増大させる必要がある. したがって提案手法によって被曝量の低減化がなされているといえる.

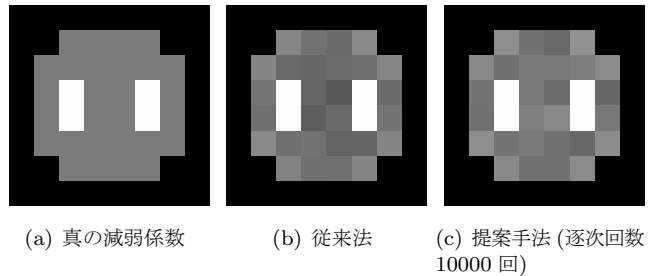


図 2: 再構成画像

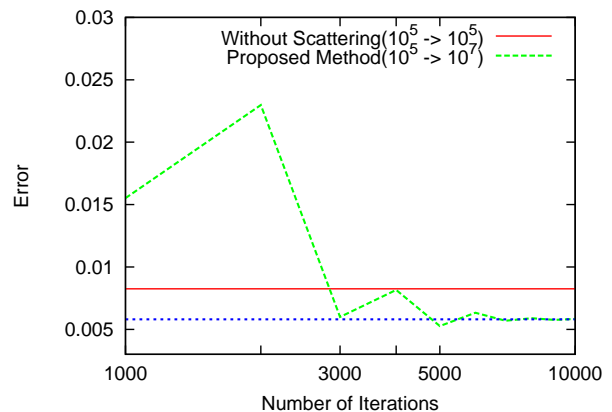


図 3: 減弱係数における二乗平均誤差

## 4 考察・課題

EGS5 を用いて散乱線を推定する提案手法の優位性, さらに被曝量の低減化を達成していることが検証された. 今後は, 被曝量の低減を定量的に評価すること, さらには実用的なものとするため様々なファントムを用いることや測定空間の分割数を増加させることが課題である. また, エネルギー情報を用いる方法への発展を検討する必要がある.

## 参考文献

- [1] K.Tokumoto, Y.Yamazaki, N.Toda, S.Shuji, The Radiological Society of North America (RSNA) 98th Scientific Assembly and Annual Meeting, SSG16-02, Chicago, IL, USA, Nov 2012
- [2] J.A.O'Sullivan, J.Benac, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.26, No.3, pp.283-297, 2007
- [3] 山崎 陽一, 戸田 尚宏, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol.J94-D, No7, pp.1154-1164, 2011

# 人体ファントム内線量計位置での光子エネルギー推定

所属略称：名大院医

発表者：石井崇倫，沼元瞳，平井雄大，小山修司

## (1) 目的

本学では、人体ファントム中に組み込まれた半導体線量計を用いて、CT 検査における種々の組織・臓器の吸収線量及び実効線量の測定を行っている。この線量計は感度のエネルギー依存性を有するため、ファントムに入射する X 線のエネルギーを測定し、感度の補正を行っているが、Dual Energy Computed Tomography (DECT) のように通常より高い管電圧を用いる検査では、ファントムに入射する X 線のエネルギースペクトルと実際に線量計に入射する X 線エネルギースペクトルが異なる可能性がある。そこで、人体ファントム中に組み込まれた線量計素子位置における X 線エネルギースペクトルを調べ、その被ばく線量測定への影響を明らかにする。

## (2) 方法

シミュレーションコードに SIEMENS 社製の DECT スキャナ SOMATOM Definition Flash の X 線ファンビームを組み込んだ。この CT 装置は、2 つの X 線管を 95 度の間隔で装備し、スキャン中同時に X 線を照射できるものである。幾何学的条件は、実機に合わせ線源 - 中心間距離を 595 mm、X 線ファンビーム角を 41° (X 線管 1) および 31° (X 線管 2)、体軸方向ビーム幅を 32 mm とし、CT 装置に備え付けられたボウタイフィルタによる影響を考慮した。管電圧 100 kV と 140 kV を用いた体幹部 DECT 検査を模擬し、ファントム内線量計素子位置における連続 X 線エネルギースペクトルを取得した。感度校正曲線を基に、入射と線量計素子位置の校正定数を求め、DECT 検査におけるファントム内 X 線エネルギースペクトルの変化が線量測定に与える影響の程度を調べた。

## (3) 結果

人体ファントムへの入射 X 線のエネルギーは 71.8 keV であるが、人体ファントム内のすべての線量計素子位置で X 線エネルギーは低下しており、その変化率の最大値は腹部の臓器線量測定用の線量計素子位置で約 16%であった。線量計の感度校正曲線から求めた校正定数は、入射 X 線エネルギー 71.8 keV のとき 2.67 に対して、変化率が最大であった線量計素子位置における X 線エネルギー 59.9 keV の校正定数は 2.35 であった。

## (4) 考察

被ばく線量測定においては、測定電圧に校正定数を乗じて種々の臓器線量を算出するため、従来と同様の入射 X 線のエネルギーによる補正では、線量計素子によっては約 12%程度の過大評価となる。DECT のように比較的高いエネルギーを用いる場合、周囲を軟部組織に囲まれている線量計に入射する X 線のエネルギーは、周囲からの散乱線の影響により低下すると考えられる。DECT 検査における被ばく線量測定時、このことを考慮に入れて測定を行う必要があることがわかった。

## **Quasi-monoenergetic Photon Field of 200keV using a Radioactive Source with Back-Scatter Layout**

**High Energy Accelerator Research Organization (KEK),  
S.M. Tajudin, Y.Namito, T.Sanami, H. Hirayama, H. Iwase  
E-mail: suffian@post.kek.jp**

At present, Cs-137 is used as a standard in the calibration of radiation detectors and dosimeters because it is a monoenergetic source (662 keV) and has a long half-life of 30.07 years. Calibration of detector response depends strongly on the energy of the source. Many available stable calibration sources have high energies (above 300 keV), to achieve accurate readings during calibration. Then a stable source with energy of ~200 keV is desirable. However, there are currently no sources that fulfill these energy requirements. According to the Compton scattering equation, Compton scattering of gamma rays with energies from 3 MeV to a few hundred keV produces backscattered radiation with energies of 170–220 keV for angles between 120 and 180°. With Cs 137, a backscattered source energy of ~200 keV can be obtained by indirect measurement. We aimed to use this backscattered radiation as a source to calibrate our detectors, using a range of detector positions.

Vertical and horizontal arrangements of source and detector were tested with 1-cm<sup>3</sup> CZT detector (KROMEK GR1), and the vertical geometry proved advantageous because of the backscattered radiation had a uniform distribution from the scattering target. By considering the backscatter radiation field uniformity by from experimental data and calculation (EGS5 code), the optimal backscatter arrangement is when detector to Pb distances of 20 cm with a source to floor distance of 20 cm to obtain backscatter peak at 189 keV FWHM 4.6%(8.7 keV, 14.4ch) and dose rate of 5.39 $\mu$ Sv/hr was obtained under the layout. The detector demonstrated a weak dose rate dependence on its vertical position. Monte Carlo simulations were carried out to understand the pulse height spectrum of the backscattered radiation, to enhance the backscattered peak and reduce other scattering components. The calculation reproduce the measurements in the energy range from 50 keV to 140 keV well, but slightly overestimates the measurements around the 170 keV. Further simulations revealed that the aluminum detector housing and the detector itself caused a peak at 107 keV in the output spectrum. Calculations on different scattering materials (carbon, iron, copper and tin) revealed that scattering decreased with increasing atomic number. Iron was determined to be the optimum scattering material because it provided a well-defined backscatter peak, low intensity background scattering components, and gave a only a small reduction in the dose rate measurements. The method outlined is advantageous as it could be used to obtain a suitable backscatter doses without the requirement of a high-intensity and high-energy source.

# 連続 X 線を持つ放射光における深さ方向の吸収線量の評価

岡島敏浩

九州シンクロトロン光研究センター

## 1. はじめに

放射光は幅広いエネルギーの X 線を利用することができる (図 1). この連続 X 線を用いた物質への照射効果の検討が近年行われているが, X 線のエネルギーにより物質内部への侵入深さが異なることから, 照射効果の検討では, この X 線の侵入深さを考慮する必要がある. 今回, SAGA-LS で発生した放射光を仮定し, 深さ毎の吸収線量を EGS5 により評価した.

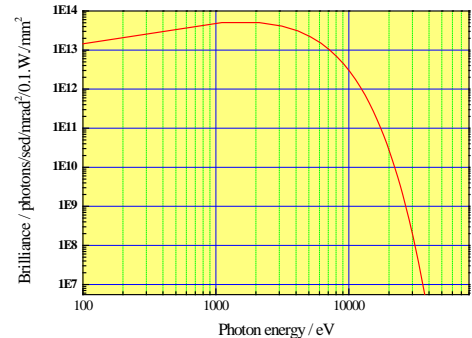


図 1 SAGA-LS 偏向電磁石から放射される X 線分布

## 2. 実験方法

照射線量の計算は EGS5[1]を用いて行った. 今回の検討では, 照射体として生物等で最も多く含まれる水を用いた. 照射体の大きさは  $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$  の立方体とし, 深さ方向の吸収線量を評価するため深さ方向に  $100\ \mu\text{m}$  ずつの領域を区分けし, それぞれの線量評価を行った. 照射した X 線のエネルギーは  $5\text{keV} \sim 30\text{keV}$  で変化させ, 吸収線量の評価には光子の他に光子との相互作用で発生する電子の効果も取り入れた.

## 3. 結果及び考察

図 2 は  $10\text{keV}$ (a)および  $25\text{keV}$ (b)の X 線を照射したときの, 光子と電子の軌跡を真横から描画したものである.  $10\text{keV}$ の X 線では表面より  $200\ \mu\text{m}$  程度の領域までしか光子が届いていないが,  $25\text{keV}$ の X 線では  $2\text{mm}$ の厚みを持つ照射体全体に光子が届いている. すなわち,  $25\text{keV}$ の X 線では照射の効果は試料全体に及ぶが,  $10\text{keV}$ の X 線ではそのほとんどが試料表面にしか効果を及ぼさないことが明確である. 放射光では図 1 に示したように幅広いエネルギーの X 線を利用することができる. 発表では様々なエネルギーについて吸収線量分布を求めた結果を示し, 物質照射に対する放射光利用の特徴を示す.

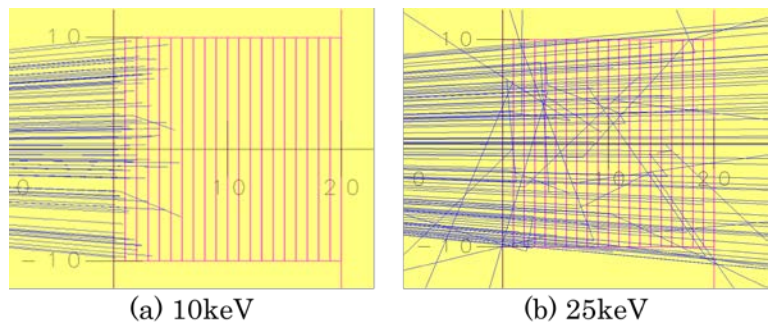


図 2 エネルギーの違いによる X 線と電子の軌跡の様子

[1] H. Hirayama, Y. Namito, A.F. Bielajew, S.J. Wilderman and W.R. Nelson : The EGS5 Code System. SLAC-R-730 and KEK Report 2005-8 : 2005



## EGS5 を用いた眼科治療用線源の線量評価用ファントム設計

産業技術総合研究所 加藤昌弘、黒澤忠弘、齋藤則生

**背景** 眼科治療用線源の線量測定についてはアメリカ・ドイツ・オランダが水吸収線量として一次標準を持っているが、わが国では確立されておらず開発が求められている。そこで絶対測定に用いるファントムを検討するに当たり、EGS5 コードを用いて、候補となるファントム材質および水に対する線量及びエネルギースペクトルの計算を行った。

**手法** 線源は Eckert&Ziegler 社のルテニウム 106 アイアプリーケーターのうち COC 型と CCB 型について計算した。図 1 に示すようにいずれの線源も球冠状であり、半径はそれぞれ 14 mm、12 mm である。CCB 型は Cross らの ACCEPT3.0 コードの結果[1]と比較するために、Cross らの計算条件と同様の条件で計算した。COC 型は今後の研究で測定する予定の線源であり、測定に用いる予定の Radiochromic フィルムを検出器として用いて深さ 2 mm の水吸収線量を測定する状況を想定し、複数の条件のファントムに対して計算した。

**結果** 図 2 に、CCB 型についての相対線量を、線源の軸方向の深さに対してプロットした結果を示す。Cross らの結果およびメーカーの参照値と良く一致した。また、COC 型についてフィルムの有感層に対するエネルギーデポジットを、水や候補となるファントム材質について計算した。タフウォーターファントムの場合は深さ 2.0 mm から 2.1 mm の間で水深さ 2.0 mm の場合と 2%以内で一致した。よって、1%から 2%程度の補正を施すことで水中の測定結果に換算することができる。これは目標としている測定の不確かさ 7%と比べ十分に小さい。

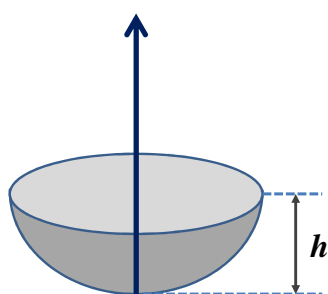


図 1 線源の形状と深さ方向の軸。

矢印は深さ方向の軸を示す。球冠の底を 0 とし、図で上方向に深さを取る。図中の  $h$  は CCB 型、COC 型でそれぞれ 5.4 mm、7.5 mm。

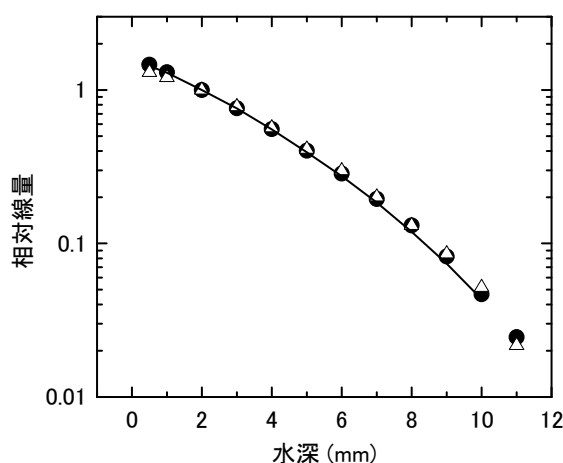


図 2 CCB 型の治療用線源を、半径 12.1 mm の水に対して照射したときの、水の深さに対する線量の相対値。それぞれ 2 mm に対して規格化した。●：本研究。△：Cross ら。曲線：メーカーによる参照値。

[1]Cross *et al.*, Med. Phys. 28 1385-1396 (2001)

## EGS5 におけるリニアックヘッドでの電子カットオフエネルギーの違いが 表面線量計算に与える影響

竹内瑛彦<sup>1</sup> 良知寿哉<sup>2</sup> 吉田亮哉<sup>3</sup> 児島憲也<sup>4</sup> 丹羽まい子<sup>1</sup> 小森雅孝<sup>1</sup> 小口宏<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>名古屋大学大学院 <sup>2</sup>国立がんセンター東病院 <sup>3</sup>名古屋市立大病院 <sup>4</sup>吉川中央総合病院

### 1. 背景・目的

荷電粒子平衡が成立していない表面線量の直接測定を行う場合、線量計での正確な測定は困難であり、治療計画システムでは計算アルゴリズムに制限があるため線量を誤ることがある。このため、モンテカルロによる表面線量計算は至適基準であると言われている。

電子カットオフエネルギーの選択は一般的に計算効率と精度のトレードオフにあり、ユーザーが適宜選択する。しかしながらリニアックから照射される X 線の中にはヘッド内で発生する電子が混入しており、これらの電子はおよそ深部線量のピーク深付近まで到達する。そのため、不適切な電子カットオフエネルギーの選択により低エネルギー電子の輸送が止められ、表面線量に影響を及ぼす可能性がある。

本研究では、リニアックヘッド内の電子カットオフエネルギーを変化させ水ファントム上での電子フルエンスおよび水ファントムの表面線量への影響を調査する。

### 2. 方法

すべての計算は、EGS5 を用いて Varian Clinac2100EX 線形加速器による 4 MV および 10 MV の X 線ビームをモデリングして行われた。リニアックヘッドは CGVIEW を用いてモデリングされた。計算は小照射野を代表する  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  および大照射野を代表する  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  によって行われた。電子カットオフエネルギーの変更は PEGS5 入力ファイル内の AE 値を変更することで行い、リニアックヘッドの AE 値は推奨値である 0.521 MeV と、治療領域で広く一般的に用いられている 0.7 MeV によって行われた。表面線量の計算はターゲットから 90 cm 位置に設定した平面に入射する粒子の情報を取得し、その情報を用いて 10 cm 下の水ファントムに照射して計算した。すべての計算において光子カットオフエネルギーを 0.01 MeV とし、水の AE 値は 0.521 MeV とした。

### 3. 結果・考察

AE 値が 0.7 MeV の場合は 0.521 MeV の場合と比べて水ファントムより 10 cm 上での低エネルギーの電子フルエンスの著しい低下が見られた。しかし、深部量百分率におけるビルドアップ領域においては著しい変化は見られなかった。混入電子フルエンスは光子フルエンスに対して 0.5% ~ 1.0% 程度であるため表面線量への影響は少ないと考えられる。

### 4. 結論

リニアックヘッドの AE 値において 0.7 MeV という設定は表面線量計算には影響を及ぼさない。しかしながらリニアックからの混入電子フルエンスには影響を及ぼすため、混入電子の調査においては 0.7 MeV 以下の AE 値が必要とされる。

## ICRP ボクセルファントムの腎臓マルチリージョンモデルを用いた $^{99m}\text{Tc}$ の S 値評価

波戸 真治<sup>1,2</sup> 木名瀬 栄<sup>1</sup>

<sup>1</sup>茨城大院, <sup>2</sup>(株)ヴィジブルインフォメーションセンター

2011 年に過剰投与事故で話題となった、体外診断用放射性医薬品に利用される  $^{99m}\text{Tc}$  (半減期 6.02 時間) は、人体内の代謝過程において腎臓に取り込まれる。その被ばくは、腎臓内非一様となるため、腎臓が 1 つの領域で表現された、従前の MIRD5 型ファントムでは、線量評価が適切に行えないことが指摘されている。近年、ICRP は、CT 画像をもとにした人体成人男女ボクセルファントムを開発し、腎臓が 3 領域 (Cortex, Medulla, Pelvis) からなる、より詳細な腎臓マルチリージョンモデルを公開した (ICRP Publ. 110)。こうした状況をふまえ、本研究では、腎臓が 3 領域に詳細化された ICRP ボクセルファントムと電磁カスケードコード EGS を用いて、腎臓の光子比吸収割合 (SAF) を評価するとともに、評価した比吸収割合から  $^{99m}\text{Tc}$  に対する腎臓の S 値を算出した。また、1 領域と 3 領域の腎臓モデル相違による、 $^{99m}\text{Tc}$  に対する腎臓の S 値の差異について調べた。なお、 $^{99m}\text{Tc}$  から放出される電子は、線源領域においてすべて吸収されると仮定した。

$^{99m}\text{Tc}$  に対する腎臓の S 値を下図に示す。図に示すように、 $^{99m}\text{Tc}$  に対する腎臓の S 値は、線源領域毎に異なることを確認した。また、 $^{99m}\text{Tc}$  に対する Pelvis (Kidneys-P → Kidneys-P) の S 値は、腎臓全体の S 値に比べ、およそ 14 倍高くなることがわかった。

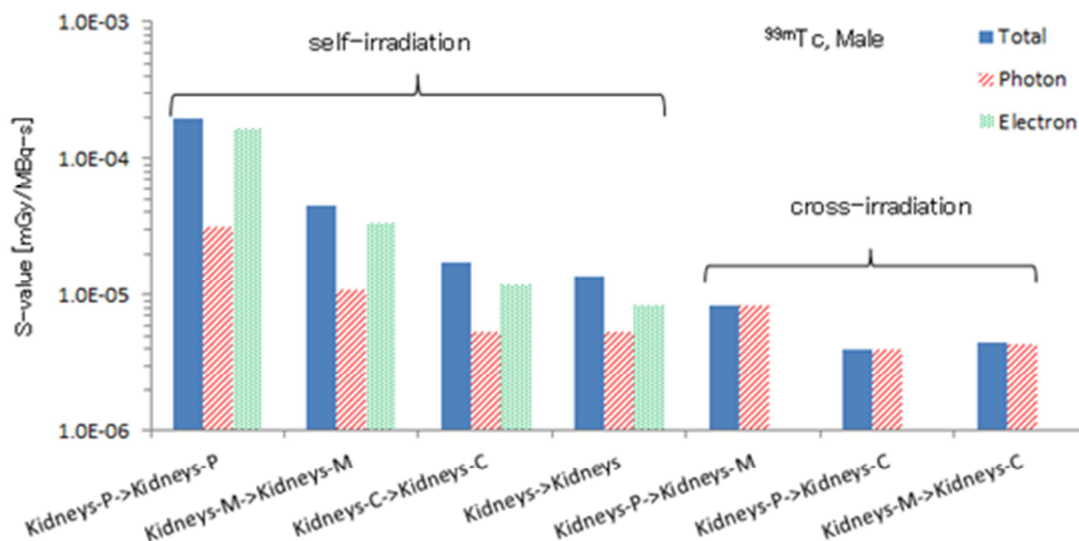


図  $^{99m}\text{Tc}$  に対する腎臓の S 値.

## EGS5 を用いたマンモグラフィにおける後方散乱係数の検討

所属略称：名大院医

発表者：沼元瞳、石井崇倫、平井雄大、小山修司

### (1) 目的

現在マンモグラフィ撮影における被ばく線量は、平均乳腺線量 (AGD) で評価されている。しかし、マンモグラフィは低エネルギーX線を用いるため、胸部一般撮影などと比較して入射表面線量 (ESD) が高く、その評価も重要である。ESD の算出には後方散乱係数 (BSF) が必要であり、従来から使用されている Mo/Mo、Mo/Rh、Rh/Rh についての BSF は R Kramer (2001) らから報告されているが、W/Rh についてはデータがない。そこで EGS5 を用いて、W/Rh を用いたマンモグラフィ撮影における BSF について検討を行う。

### (2) 方法

文献を基に、圧迫板と乳房を模擬した半円筒ファントムをシミュレーションコード内に組み込んだ。半円筒ファントムは半径 10cm、ファントム厚 5cm、材質はアクリルとし、ファントム表面における空気カーマを取得した。シミュレーションから求めた Mo/Mo、Mo/Rh、Rh/Rh の BSF を文献値と比較し、シミュレーションコードの整合性を確認した。同様の体系で W/Rh の X 線スペクトルを用いて BSF を算出した。光子数は  $1.0 \times 10^9$  とし、空気カーマ取得位置での統計誤差が 3%未満となるよう計算を行った。

### (3) 結果

シミュレーションから求めた Mo/Mo、Mo/Rh、Rh/Rh の BSF は、管電圧 24-32kV の間で文献値との差異が 2.0%以下となり、それぞれの値において概ねの一致を示した。W/Rh の X 線スペクトルを用いたマンモグラフィ撮影における BSF は、1.11-1.13 となった。

### (4) 考察

W/Rh は連続 X 線を利用しており、従来の特性的 X 線を含んだ X 線スペクトルと形状が大きく異なる。しかし、W/Rh の X 線スペクトルから求めた BSF は従来のもものと比較して大きな違いはなく、管電圧の変化に伴う BSF の変化も同様の傾向を示した。この結果を用いて計算した ESD は AGD の約 3-4 倍となるが、逆に W/Rh をデジタル画像検出器 (Flat Panel Detector) と組み合わせて使用することにより、入射線量そのものを低く抑えることができ、ESD にして約 20-30%低減できることが分かっている。これらを総合的に判断し、場合に応じて最適なターゲット/フィルタの組み合わせを選択して撮影を行う必要があると考える。今回算出した BSF を用いて、W/Rh を用いた乳房撮影においても従来と同様の方法で ESD を算出することが可能となった。

## 第20回EGS研究会プログラム

日時: 2013年8月9日(金)

場所: 高エネルギー加速器研究機構研究本館小林ホール

8月9日(金)

<b>【検出器・放射線場】</b>	13:30-15:10
竹本 和馬 愛知県大	散乱線の影響を考慮したX線CT
石井 崇倫 名大医	人体ファントム内線量計位置での光子エネルギー推定
Tajudin Suffian 総研大	Quasi-monoenergetic Photon Field of 200 keV using a Radioactive Source with Back-Scatter Layout
岡島 敏浩 SAGA-LS	連続X線分布を持つ放射光における深さ方向の吸収線量の評価
<b>【治療計画・放射線防護】</b>	15:20-17:00
加藤 昌弘 AIST/NMIJ	EGS5を用いた眼科治療用線源の線量評価用ファントム設計
竹内 瑛彦 名大医	EGS5におけるリニアックヘッドでの電子カットオフエネルギーの違いが表面線量計算に与える影響
波戸 真治 VIC	ICRPボクセルファントムの腎臓マルチリージョンモデルを用いた <sup>99m</sup> TcのS値評価
沼元 瞳 名大医	EGS5を用いたマンモグラフィにおける後方散乱係数の検討
<b>【コードの改良など】</b>	17:10-18:25
岩瀬 広 KEK	EGS5とPHITSの統合の現状
平山 英夫 KEK	福島第一原子力発電所の事故で放出され広く分布した放射性核種の評価へのEGS5の応用