

# 第15回EGS研究会 アブストラクト集

平成20年8月6日 8月8日

(会場) 3号館セミナーホール・4号館セミナーホール

(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

角度と横広がり同時分布の解析的ふるまい.....	1	中塚 隆郎
GPU による荷電粒子輸送計算.....	2	桶井 一秀
電子後方散乱のモンテカルロ計算と実験の比較 .....	3	桐原 陽一
EGS5 を用いた単色・準単色 X 線発生装置の設計 .....	4	吉田 勝一
EGS5 を用いた高エネルギー電子加速器施設の放射化評価 .....	5	糸賀 俊朗
球形電離箱に対する不均一性補正値の検討 .....	6	海野 泰裕
ボクセルファントムを用いた全身カウンタの計数効率の計算 .....	7	高橋 聖
モンテカルロシミュレーション CT.....	8	木藤 哲史
EGS4 コードを用いた Millennium MLC の検証 .....	9	石原 佳知
モンテカルロシミュレーションによる密封小線源の絶対線量算出の検討 .....	10	柴田 洋希
体内金属に対する放射線治療計画装置の線量分布計算精度の検討.....	11	安井 啓祐
乳癌の術中電子線照射における正常組織の線量低減に用いるプレートの改良 .....	12	大島 隆嗣
2 種類の治療用フィルムを用いて取得した PDD と EGS5 による計算結果の比較 .....	13	川浪 亮太
EGS4 を用いた MRI-Linac の線量分布評価 .....	14	伊東 宏之
水ファントム中の X 線エネルギースペクトル .....	15	宮島 悟史
モンテカルロ法による EPID のエネルギーレスポンスの検討 .....	16	藤田 幸男
頭部血管造影検査における患者被ばく線量の解析 .....	17	江本 裕樹

臓器線量測定時における線量計配置の EGS5 による最適化.....	18
	中川 拓哉
放射光実験施設での散乱 X 線測定と EGS5 との比較.....	19
	桐原 陽一

# 角度と横広がりの同時分布の解析的ふるまい

中塚隆郎、 桶井一秀<sup>†</sup>

岡山商科大商、 川崎医大情報<sup>†</sup>

モリエール角横同時分布の周波数分布は 13 回研究会などでも示したとおり

$$\ln 2\pi \tilde{f} = \frac{1}{\Omega} \frac{\theta_G^2}{12\eta t} \left\{ (\zeta + \eta t)^3 \ln \frac{\theta_G^2 (\zeta + \eta t)^2}{4te^{2/3+\Omega}} - \zeta^3 \ln \frac{\theta_G^2 \zeta^2}{4te^{2/3+\Omega}} \right\}. \quad (1)$$

今モリエール角分布を与える  $B$ 、 $\theta_M$

$$B - \ln B = \Omega - \ln \Omega + \ln t, \quad \text{and} \quad \theta_M = \theta_G \sqrt{B/\Omega} \quad (2)$$

を使い、複合変数

$$\mu \equiv \theta_M \zeta \quad \text{and} \quad \nu \equiv \frac{\theta_M t}{\sqrt{3}} \eta. \quad (3)$$

を使うと

$$\begin{aligned} \ln 2\pi \tilde{f} &= \frac{1}{B} \frac{\theta_M^2}{12\eta t} \left\{ (\zeta + \eta t)^3 \ln \frac{\theta_M^2 (\zeta + \eta t)^2}{4e^{2/3+B}} - \zeta^3 \ln \frac{\theta_M^2 \zeta^2}{4e^{2/3+B}} \right\} \\ &= -\frac{\mu^2 + \sqrt{3}\mu\nu + \nu^2}{4} + \frac{1/B}{12\sqrt{3}\nu} \left\{ (\mu + \sqrt{3}\nu)^3 \ln \frac{(\mu + \sqrt{3}\nu)^2}{4e^{2/3}} - \mu^3 \ln \frac{\mu^2}{4e^{2/3}} \right\}. \end{aligned} \quad (4)$$

このことからモリエール角横同時分布は、厚さ  $t$  が式から消え、特性係数  $B$  と  $\theta_M$  だけで表現できることが分かる。これを逆変換して得られる角横同時分布  $f(u, v) du dv$  は、角分布と同じように  $1/B$  で級数展開できる；

$$f(u, v) = \frac{1}{2\pi} \iint e^{-u\mu - v\nu} \tilde{f}(\mu, \nu) d\mu d\nu \equiv f^{(0)}(u, v) + B^{-1} f^{(1)}(u, v) + B^{-2} f^{(2)}(u, v) + \dots, \quad (5)$$

ここに普遍関数  $f^{(k)}(u, v) du dv$  は

$$f^{(k)}(u, v) = \frac{1}{4\pi^2} \iint \frac{e^{-u\mu - v\nu}}{k!(12\sqrt{3}\nu)^k} \left\{ (\mu + \sqrt{3}\nu)^3 \ln \frac{(\mu + \sqrt{3}\nu)^2}{4e^{2/3}} - \mu^3 \ln \frac{\mu^2}{4e^{2/3}} \right\}^k e^{-\frac{\mu^2 + \sqrt{3}\mu\nu + \nu^2}{4}} d\mu d\nu. \quad (6)$$

初項  $f^{(0)}(u, v)$  は Rossi-Greisen に示される相関係数  $\sqrt{3}/2$  の同時正規分布である。第 2 項  $f^{(1)}(u, v)$ 、第 3 項  $f^{(2)}(u, v)$  を FFT で求めると図 1、2 のようになる。今回、角度、横広がりの大きいときの漸近解と 1 回散乱、2 回散乱の関係など、モリエール同時分布の諸性質を解析的な側面から調査する。

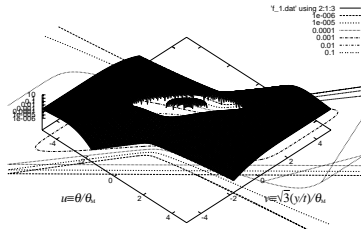


図 1: 普遍関数  $f^{(1)}(u, v)$

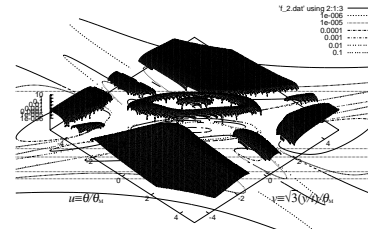


図 2: 普遍関数  $f^{(2)}(u, v)$

# GPUによる荷電粒子輸送計算

桶井一秀<sup>†</sup>、中塚隆郎<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> 川崎医科大学

<sup>‡</sup> 岡山商科大学

GPU(Graphics Processing Unit)は3次元グラフィックスなどのデータ処理を行うためのLSIである。近年のGPUは、座標変換等の、あらかじめ用意された特定用途の計算だけでなく、自由にプログラムして利用することが可能となっており、また、その浮動小数点演算能力やメモリ帯域幅は、汎用のCPUを大きく凌駕する[1]ため、グラフィック計算だけでなく、天体物理学、流体力学、分子力学、気象シミュレーション、石油採掘現場での地震波解析、信号処理、金融工学など、さまざまな分野で応用され始めている(例えば、[2, 3]参照)。

物質中の荷電粒子輸送問題では、膨大な数の相互作用を考える必要があるため、GPUを用いることにより、計算を高速化することができれば有益である。そこで、クーロン散乱の散乱角をサンプリングするモンテカルロシミュレーションを、GPU,CPU双方で行い、GPU計算の有効性を検証した。(GPU計算にはNVIDIA社のCUDA技術を利用した[1]。)

一例として、散乱角 $\theta$ の微分断面積を、

$$f(\theta)d\theta \propto \left(1 - \sin^2 \frac{\theta}{2}\right) \frac{\sin \theta}{\left(\sin^2 \frac{\theta}{2} + \frac{\lambda_a^2}{2}\right)^2} d\theta \quad (1)$$

とし、1000回散乱した後の角度分布を求めた場合、GPUによる計算時間はCPUの約52分の1となった(表1)。

計算速度の違いは、GPUやCPUの種類やシミュレーションの性質、最適化の度合い等、さまざまな環境に依存するので、すべての場合に、これほどの速度改善が得られるとは限らないが、この結果は、荷電粒子輸送計算におけるGPUの有用性を期待させるものである。

表 1: 1000回のクーロン散乱シミュレーションに要した時間。

演算装置	イベント数	計算時間	計算時間/イベント数
GPU (GeForce 8800 GTX)	$2^{24} = 16777216$	94.3 秒	$5.62 \times 10^{-3}$ 秒
CPU (Core2Duo E6700 2.66GHz)	$2^{18} = 262144$	76.8 秒	$2.93 \times 10^{-1}$ 秒

## 参考文献

- [1] NVIDIA CUDA Compute Unified Device Architecture Programming Guide ver. 2.0 (2008)
- [2] <http://www.gpgpu.org/>
- [3] H. Nguyen, ed., *GPU Gems 3*, Addison-Wesley (2007)

# 電子後方散乱のモンテカルロ計算と実験の比較

桐原 陽一、波戸 芳仁、平山 英夫

総研大 加速器科学研究科

KEK

これまで、電子がターゲットに照射されたときの後方に散乱される数 (後方散乱係数) やエネルギースペクトルの測定が多く行われている。また、電子後方散乱について電子輸送モンテカルロコードで比較計算を行うことは、そのコードが採用しているモデルの差が現れやすいため有用である。本研究では、電子・光子輸送モンテカルロコードとして、EGS5、EGSnrc、PENELOPE、ITS3.0 で電子の後方散乱の計算を行い、実験データと計算値の比較を行う。これらのコードではすべて Goudsmit-Sounderson の多重散乱理論とスピン相対論効果が用いられている。

計算方法としては、2 keV から 20 MeV の入射エネルギーの電子を個別に入射させる。ターゲットには、Be、C、Al、Cu、Ag、Au、U を使い、厚さを Continuous-Slowing-Down Approximation (CSDA) 飛程に設定している。スコアを行う範囲はターゲットから後方全面 ( $2\pi$ ) とし、電子のカットオフエネルギーをすべてのコードで 1 keV に設定している。

図 1 にベリリウムターゲットに電子が入射したときの後方散乱係数  $\eta$  を示す。ここでの実験値は、電子を 4 keV から 14 MeV の範囲で入射させ、ターゲットにはベリリウムからウランまでの物質をそれぞれ半無限厚に設定している。測定には、ファラデーカップ、電離箱、シリコン検出器等が用いられる [1]。コード間を比較すると、100 keV 入射のときに 1.5 倍の開きがある。5 keV 以下で計算値がすべて減少しているのは、計算でのカットオフエネルギー (1 keV) の影響である。また、ターゲットがベリリウムで 1 MeV 以上の場合、後方散乱では低エネルギー成分が極めて多いため、カットオフエネルギーに強く依存する。また、Molière 多重散乱に棄却法を用いたスピン相対論効果の適用を試みている。

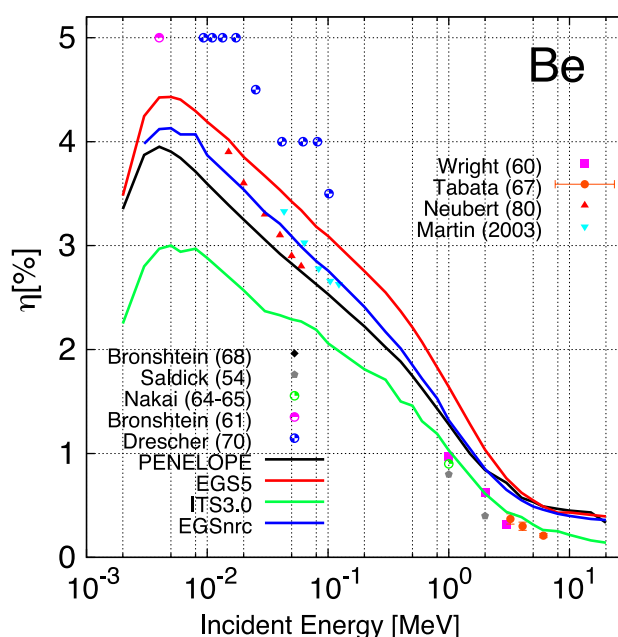


図 1: ベリリウムターゲットでの電子の後方散乱係数 (電子数)

[1] Y. Kiriara et al., "Proceedings of the Fourteenth EGS Users' Meeting in Japan," KEK Proceedings 2007-5, 7 (2007)

# EGS5を用いた単色・準単色X線発生装置の設計

富山大学 大学院医学薬学研究部 物理 准教授 吉田 勝一

X線を用いた医療診断における被ばくも、がんの原因にもなるため、様々な被ばく削減の努力がなされている。最も効果的な被ばく削減の方法の一つは、単色・準単色X線を利用することである。EGS5を用いて効率のよい単色・準単色X線発生装置を設計したので報告する。

X線撮像は、基本的には影絵と同じ原理であり、各組織によるX線の散乱・吸収の違いを画像化したものである。散乱・吸収の確率は使用されるX線光子のエネルギーにも依存する。現状では制動放射による連続X線を用いているが、撮像に最適なエネルギーの単色・準単色X線を用いると、少量の照射で同等のコントラストが得られるため、被験者の被ばくを大幅に削減することが可能となる(図1参照)。

実際にX線発生装置を製作しなくても、EGS5を用いて発生できるX線のエネルギーや量、方向依存性が容易にシミュレーションできるので、単色X線発生装置と準単色X線発生装置を設計した。どちらも電子線を第1ターゲットに照射して連続X線を生産させ、それを第2ターゲットに照射し、特性X線(単色X線)を生産させる。

単色X線発生装置は、全体としては、従来技術と同じく回転陽極を用いている。1次ターゲットには、連続X線を効率良く発生する金を用いる。金は、連続X線の遮蔽材としても機能している(図2参照)。発生するX線のスペクトルは、図3のようになっており、単純な単色X線発生装置より効率も良く大強度のX線を生産することができる。

準単色X線発生装置は、従来のX線ターゲットの内部に2次ターゲット層を設けたものである(図4参照)。従来のターゲットにおいては、X線の取り出し方向と逆方向に放射される連続X線は無駄になっていたが、これを第2ターゲットの励起に有効に利用することで、連続X線に最適なエネルギーの単色X線を付加することができる(図5参照)。

被検体の厚み: 20 cm (被ばく量一定)

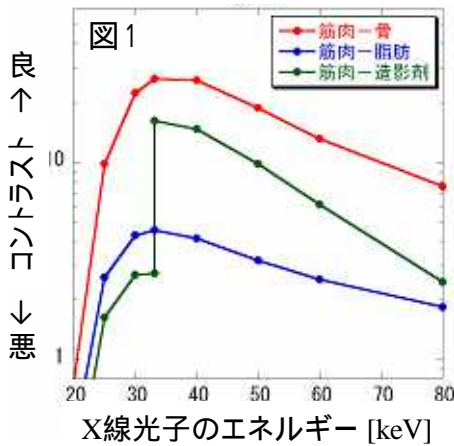
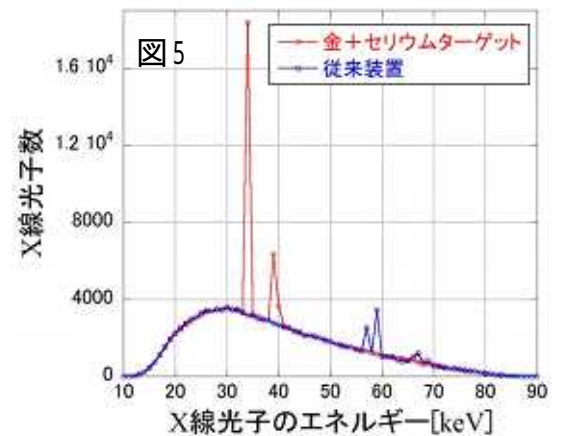
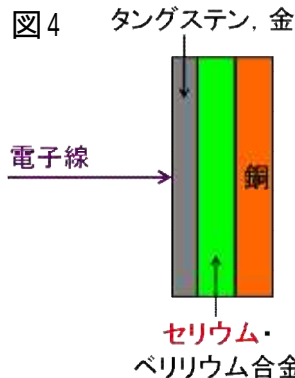
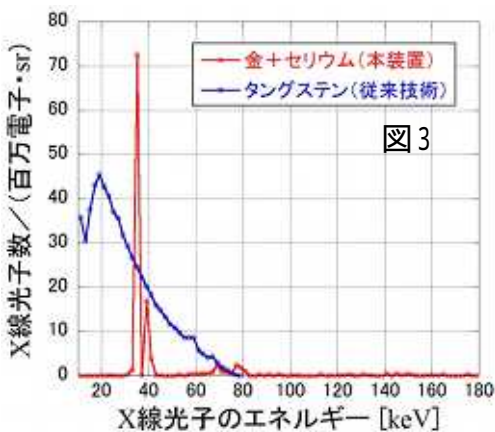
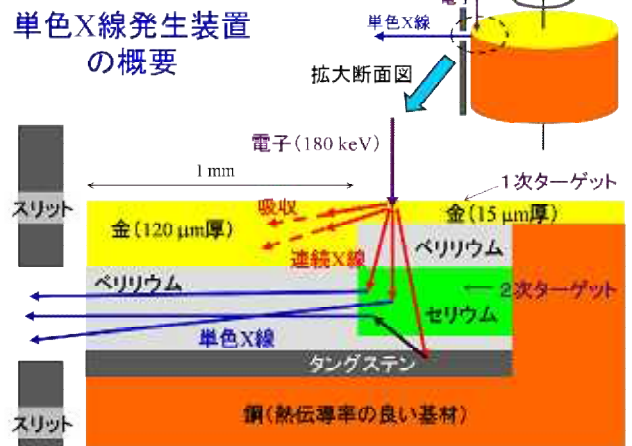


図2



## 高エネルギー電子線形加速器施設における冷却水の放射化評価

理化学研究所 X線自由電子レーザー計画推進本部

糸賀俊朗, 浅野芳裕

理化学研究所 X線自由電子レーザー計画推進本部は, X線自由電子レーザー(以下 XFEL)施設の建設をおこなっている. XFEL 施設は, 8 GeV 電子線形加速器と真空封止型アンジュレータを用いて大強度の X線放射光(レーザー光)を発生させるものである.

本加速器施設においては低エミッタンス電子ビームをアンジュレータに輸送するために, 加速管等に精密温調システムが導入されている. また, XFEL 発振後, 0.48 kW の電子ビームはビームダンプに廃棄されるが, 将来的に計画されているマルチバンチモード(19.2 kW)での運転を考慮すると, ビームダンプの冷却が必要となると考えられる. これらの冷却水は電子ビーム損失が生じた際, 発生するガンマ線と水構成元素のひとつである  $^{16}\text{O}$  との光核反応によって放射化される恐れがあり, その評価は放射線安全上重要である.

これまで水の放射化評価は IAEA Technical Report Series No.188[1]に記載されている, 損失電子の出力当たりの飽和放射能を用いその評価を行ってきた. しかしながらビームダンプのように 1 次粒子が直接冷却水に入射しない場合にこの手法を適用すると, 放射化に寄与する損失電子の出力を正確に見積もることが困難であり, 大幅な過大評価につながる可能性がある.

そこで, EGS5 を用いビームダンプ冷却水に入射するガンマ線束を求め, 冷却水の放射化評価を行い, これまでの評価結果と比較検討を行った.

- [1] W.P.Swanson, Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators, Technical report series No. 188, IAEA, 1978



## 球形電離箱に対する不均一性補正值の検討

海野泰裕\*1, 黒澤忠弘\*1, 佐藤泰\*1, 山田崇裕\*1,\*2, 柚木彰\*1, 桧野良穂\*1

\*1産総研, \*2日本アイソトープ協会

### 【緒言】

(独)産業技術総合研究所(産総研)では、近年その需要が急激に増加している I-125 シード線源に対する国家標準の開発とそのトレーサビリティ体制を確立するための研究を行っている。従来の自由空気電離箱では得られる電流が小さいため、産総研では新規一次標準として I-125 シード線源用自由空気電離箱を開発している。一方で従来の軟 X 線標準から値を仲介する方法も検討しており、そのための検出器として、十分な電流量が得られる 4L の球形電離箱を選択した。その球形電離箱について、応答関数と大容量電離箱の近距離での照射に伴い必要となる不均一性補正值の評価を行った。

### 【評価】

複数のエネルギー点の X 線標準場におけるエネルギースペクトルと球形電離箱の校正定数からアンフォールディングにより、球形電離箱の応答関数を評価した(図 1)。アンフォールディングの初期値は、EGS5 コードによる球形電離箱内の Deposit Energy である。

実際の I-125 シード線源校正場において、線源と検出器間は近距離に設定する。そのため、I-125 シード線源照射場における等方放出条件から X 線標準場における平行ビーム条件への不均一性補正を行う必要がある。そこで、EGS5 コードを用いて、各条件下における単色光子に対する応答の比から不均一性補正值  $k_{nu}(E)$  を算出した(図 2)。

これらの応答関数と補正值を用いた評価により得られた測定値は NIST トレーサブルな参照値とよく一致した。

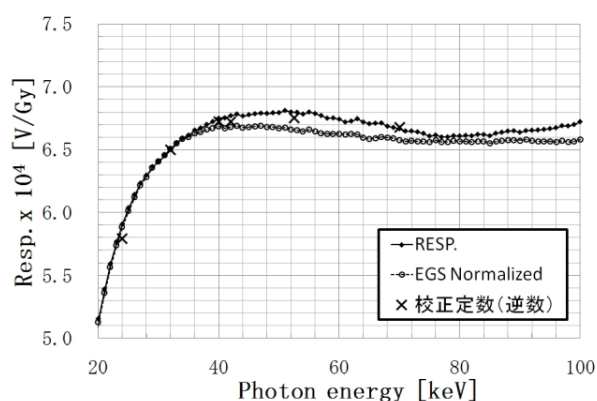


図 1 球形電離箱の応答関数

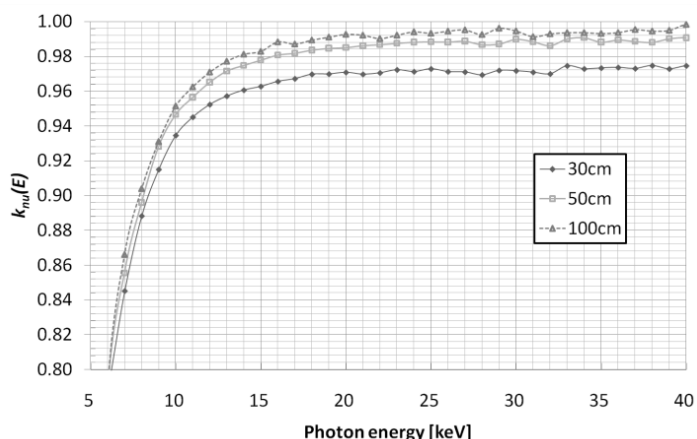


図 2 球形電離箱の不均一性補正值

## ボクセルファントム “MAX06”を用いた全身カウンタの計数効率の計算

原子力機構

高橋 聖、木名瀬 栄

Universidade Federal de Pernambuco

Richard KRAMER

[緒言] 国際放射線防護委員会 (ICRP) 2007年新勧告では、内部被ばく実効線量のような防護量は人体断層画像をもとに構築した標準人ボクセルファントムにより導出すると明記された。ICRPが定義する標準人データと等価なボクセルファントムを用いて、全身カウンタ校正など、内部被ばく線量に関する評価パラメータを整備することは、内部被ばく管理上重要である。今回、我々は、合理的な内部被ばく線量評価手法開発の一環として、シミュレーション計算により、ICRP標準人に対する全身カウンタの計数効率を評価した。また、シミュレーション計算の妥当性を検証するため、簡易幾何形状の物理/数学ファントムを用いて、全身カウンタ計数効率を評価し、実測結果と計算結果の比較をした。

[方法] ボクセルファントム： Kramer らによって開発された“MAX06”ファントムを用いた。身長、体重及び各臓器質量は、ICRP 標準人データ(成人男性)と同等のものとなっている。ボクセルサイズは  $1.2 \times 1.2 \times 1.2 \text{ mm}^3$  である。全身カウンタ： 原子力機構のストレッチャー式(ベッド型)を評価対象とした。この全身カウンタには、相対効率 80%の高純度 p 型同軸 Ge 検出器を 3 台固定使用しており、内寸約  $200 \times 250 \times 250 \text{ cm}^3$  の重遮蔽体(鉄室)が設置されている。通常は、人体部位を模した 10 個の簡易幾何形状物理ファントム (BOMAB ファントム)を用いて実測により行われている。計数効率の評価： 鉄室のほぼ中央に設置されたベッド上の、仰臥位姿勢とした、ファントム(MAX06、BOMAB)を線源とし、3 台の Ge 検出器のピーク効率を評価した。

[結果] 81keV から 1332keV の光子エネルギー範囲において、計算による BOMAB ファントムの計数効率は、実測結果と良く一致することを確認した。これにより、シミュレーション計算手法の妥当性を検証した。また、MAX06 ファントムの計数効率は、光子エネルギー81keV から 1332keV の範囲において、BOMAB ファントムの計数効率に比べ小さくなることを明らかにした(最大 10%程度)。これは、BOMAB ファントムが必ずしも最適な校正用ファントムではないことを意味すると考える。今後、MAX06 ファントムを用いて、肺や甲状腺などの特定臓器を測定対象にした全身カウンタの校正などを行い、合理的かつ信頼性の高い内部被ばく線量評価手法を開発するとともに、ICRP 標準成人女性に対する内部被ばく線量評価パラメータを整備する予定である。

### Reference

ICRP 2007 The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 103 (Elsevier).

ICRP 2003 Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon).

R Kramer, H J Khoury, JW Vieira and V J M Lima; MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 3331–3346.

S. Kinase, S. Takagi, H. Noguchi and K. Saito; Application of voxel phantoms and Monte Carlo method to whole-body counter calibration, Radiat. Prot. Dosim. 125 (2007) 189-193.

# モンテカルロシミュレーション CT

木藤哲史

国立がんセンター東病院 放射線部

【目的】 今日の医療現場において，人体内構造の任意の断面画像を描画する X 線 Computed Tomography(以下，CT)は非常に大きな役割を持つ．CT の基本的な再構成原理は，医用画像工学の分野でよく知られているが，実際に使われている商用 CT では画質を向上させるために，より複雑な処理が含まれている．そこで，CT 装置そのものと CT 画像処理をコンピュータ上でシミュレーションすることができれば，画像に現れたアーチファクト（画像の質を劣化させる偽信号）がどの処理に由来するのかといった情報や，実機による測定では得ることが難しい情報の分析，そして教育目的での使用に役立つと考える．

本研究では，実際の CT 装置に近いジオメトリを Electron Gamma Shower Version 5(以下，EGS5)コードに構築してモンテカルロシミュレーションを行い，CT 装置と CT 画像再構成の原理を再現，理解することを目的とする．

【方法】 EGS5 コード上に CT 装置のジオメトリを構築した．CT 装置内に，実際の CT 画像から得られた人体の密度データを配置した．人体の密度データは，別個に測定した CT-電子密度変換テーブルから，CT 画像を密度画像に変換することによって得た．X-ray 線源は，回転中心までの距離を 80cm，スリット幅 0.05cm(回転中心での幅)，約 30deg の扇状ビームとし，光子エネルギーは単色 40keV とした．CT の検出器部分は，回転中心から X-ray 線源と対向して 80cm の位置に扇曲面状に配置した．検出器の吸収エネルギーサンプリング部分は 1mm(回転軸平行方向) × 5mm(半径方向) × 0.05mm(回転方向)が 2048 個，回転方向に並んでいる．投影データは 0.5deg 刻みで 720 方向から収集し，各方向におけるシミュレーション光子数は 1000000 個を 1 単位として，シミュレーション光子数を数通り変化させた場合のデータも得た．

CT の画像再構成アルゴリズム部分は，VC++によってプログラミングした．画像再構成法は Filtered Back Projection 法を用い，その画像再構成フィルタには Shepp & Logan フィルタを用いている．一方，VC++において統計ノイズの生じない CT シミュレーションを行ない，画像再構成アルゴリズムが正常に機能しているかを確認した．

【結果・考察】 モンテカルロシミュレーションによって得られた生データから再構成された CT は，極めてノイズ(及びアーチファクト)の強い画像となり，シミュレーション光子数の増加に伴い軽減された．一方，統計ノイズの生じないシミュレーションは，ほぼ厳密に元画像を再構成した．ゆえにモンテカルロシミュレーションから得られた CT の画質劣化の統計ノイズであると考えられる．これを改善するためには光子数を増やすことであるが，計算時間の点から考えると難しい．故にモンテカルロシミュレーションから得られた投影データの統計ノイズを減ずるための平滑化フィルタや，CT 再構成処理後の画像スムージングが必要であり，これらの処理過程への理解へもつながると考えられる．

## Monte Carlo シミュレーションを用いた Millennium MLC の検証

石原 佳知<sup>1</sup>, 山本 時裕<sup>1,2</sup>, 宮部 結城<sup>2</sup>, 溝脇 尚志<sup>2</sup>,  
成田 雄一郎<sup>2</sup>, 矢野 慎輔<sup>3</sup>, 手島 昭樹<sup>1</sup>, 平岡 真寛<sup>2</sup>  
大阪大学大学院医用物理学<sup>1</sup>  
京都大放射線治療科<sup>2</sup>  
京都大放射線部<sup>3</sup>

**【目的】**放射線治療計画の精度検証を目的として開発された統合モンテカルロ線量計算システム(MCRTV)にMillennium MLC(Varian社)を搭載するためMLCモデリング, 及び精度を検証した.

**【対象・方法】**汎用モンテカルロコードEGS4を基にVarian Clinac 2300C/D直線加速器の15MVのヘッドモデリングをこれまでに構築してきた. MLC部及び体内シミュレーション部も同時に構築してきたが、今回新たにMillennium MLCをモデリングした. 15 MV X線ビームデータを用いてMLCの漏洩線量, Tongue-and-groove効果(Picket-fenceテスト)及びSliding window評価につき均質ファントムに対して計算, 実測と比較した.

**【結果】**漏洩線量における線量分布の計算結果は1.3%以内, Tongue-and-groove効果においては2.8%以内, Sliding window評価では任意のwindow幅に対して1.5%以内の精度で実測と一致した. Tongue-and-groove効果における線量低下はMC計算で8.4%であった.

**【結論】**MCRTVに新たにMillennium MLCモデルを構築, 検証を行った結果, 臨床使用可能な精度であることが実証された.

## モンテカルロシミュレーションによる密封小線源の 絶対線量算出の検討

柴田洋希<sup>1)</sup>、田伏勝義<sup>2)</sup>、成久加奈<sup>3)</sup>、青山裕一<sup>1)4)</sup>、小幡康範<sup>2)</sup>

名大院<sup>1)</sup>、名大・医・保<sup>2)</sup>、  
国家公務員共済組合連合会 名城病院<sup>3)</sup>  
名古屋大学附属病院<sup>4)</sup>

### Abstract

放射線に関する医療分野の研究において、モンテカルロシミュレーションを利用した研究が増えてきている。シミュレーションでは、肉眼では観察することのできない放射線の動態を評価することができ、実際の装置を用いずに線量計算などを行うことが可能である。また実測された結果の妥当性の検討や測定器を用いて測ることのできない部位の線量評価などに利用することができる。

現在、EGS、MCNP、PHITS、GEANT など種々のモンテカルロコードが利用され、研究の一助となっているが、その結果はPDDなどのように、ある基準点で正規化された相対線量による評価を行っているものがほとんどである。そこで、今研究ではモンテカルロシミュレーションにより密封小線源を想定して線量計算を行い、絶対線量の算出を試みた。

密封小線源は、Cs-137、I-125、Ir-192 といった放射性同位元素をステンレスなどの金属で包み、放射性同位元素が漏洩しないように加工したもので、人体内に挿入し、線源から放射される光子線で前立腺がんや子宮頸がんの放射線治療を行う。密封小線源は線源が放射性同位元素であるので、放出される光子や電子の数、エネルギーの特定が容易である。

今研究では、モンテカルロコードである EGS 5 および GEANT 4 を用いて、1 壊変当たりの吸収線量を算出し、その結果について比較・検討を行うとともに、線源の壊変数を計算値に乗ずることで、絶対線量を求め、モンテカルロシミュレーションによって絶対線量の算出が可能かどうか検討を行った。

# 体内金属が放射線治療計画装置 XiO の線量計算精度に与える影響とそれに対する検討

安井啓祐、下郷智弘<sup>1)</sup>、川浪亮太、羽原幸作、大島隆嗣、柴田洋希、小幡康範<sup>1)</sup>  
名大・大学院、名大・保健<sup>1)</sup>

## Abstract

現在放射線治療では様々な手技が行われており、高い精度が必要とされている。その中で、患者体内での線量分布計算が正しく行われていることは非常に重要な要素である。一般に体内での線量分布計算は、患者の CT 画像を用い治療計画装置によって行われる。しかし、近年増加傾向にあるインプラントや人工関節など、体内に高密度な金属が存在した場合、治療計画装置による線量分布計算精度が低下することが知られている。そこで本研究では、治療計画装置の1つである XiO(CMS,inc.) を用い、体内金属が XiO の線量計算精度に与える影響を EGS 5 との比較により明らかにし、検討する。

計算の条件として、エネルギーは 4 MV の X 線、体内金属としてインプラントや人工関節に広く使われているチタンを用いた。XiO での線量計算は Varian 製 CLINAC 21EX のデータを用い、線量計算法として SuperPosition 法を用いた。EGS における X 線スペクトルは Rogers らの論文の値を使用した。計算を行うジオメトリは SSD を 100 cm とし、照射野を 5 x 5 cm<sup>2</sup>、30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup> の ToughWater を作成、深さ 5 cm の位置にチタンを挿入した。

結果は PDD として取得し、EGS と XiO の結果を比較した。結果が Fig.1 である。Fig.1 における XiO と EGS 5 のチタン前後で発生した誤差は、後方散乱と二次電子平衡が崩れたことに起因するものと考えられ、この点についてチタンの厚みの影響などを検討した。

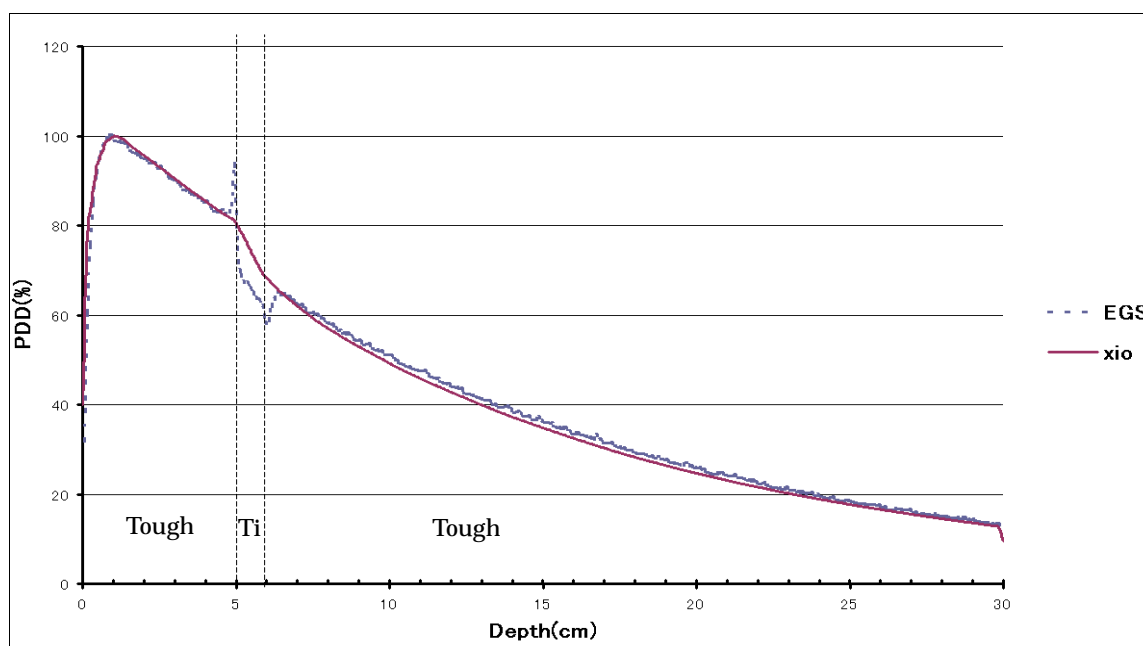


Fig.1 Comparison of PDD curves calculated using EGS and XiO

## 乳癌の術中電子線照射における正常組織への線量低減に用いるプレートの改良

大島隆嗣、青山裕一<sup>1)</sup>、下郷智弘<sup>2)</sup>、柴田洋希、川浪亮太、  
羽原幸作、安井啓祐、小幡康範<sup>3)</sup>、田伏勝義<sup>3)</sup>  
名大・大学院、名大・付属病院<sup>1)</sup>、名大・医<sup>2)</sup>、名大・保健<sup>3)</sup>

### Abstract

#### はじめに

乳癌の治療において、乳房温存術後の腫瘍床に対して術中電子線照射が行われることがある。この時、電子線の飛程領域内に肺などの正常組織が含まれてしまうため、障害が発生することがある。この不要な線量を低減するため、一般的にアルミ板と鉛板が乳腺組織と大胸筋筋膜の間に挿入される。しかし金属のみでは、電子線は遮蔽できるが後方散乱も生じてしまう。過去の研究において、アクリルと銅を用いて後方散乱の影響が生じない遮蔽プレートを開発したが、その使用の際には電子線の深部線量が90%になる深さ( $R_{90}$ )と等しい乳腺厚が必要で、薄い乳腺組織に対してはボラスを必要とするという制限があった。そこで本研究では、遮蔽プレートに使用する材質および構造を再検討し、薄い乳腺組織にも使用できる遮蔽プレートを設計した。

#### 方法

30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup>の水ファントム中の12 MeV電子線の $R_{90}$ にプレートの上面を合わせ、単色の15 MeV電子線をpencil beamで照射した。材質はその密度と実効原子番号から候補を選択し、シミュレーションによって最適な材質および厚さを決定した。また、構造は後方散乱を吸収する吸収体層と電子線を遮蔽する遮蔽体層、および遮蔽体層へ入射する電子線と遮蔽体層から吸収体層への後方散乱を予め減弱する緩衝体層の3層構造とし、滅菌による腐食および各層の順序の入れ違いを防ぐために全体を合成樹脂でpackingした。

#### 結果および考察

電子線の減弱には電子密度の高い物質が好ましく、電子密度は実効原子番号( $Z_{eff}$ )が高いほど、また密度が高いほど高くなる。しかし、 $Z_{eff}$ が大きくなると後方散乱も大きくなるため、使用目的ごとに適切な $Z_{eff}$ をもち、より密度の高い材質を選択する必要がある。

まず、packing材は後方散乱の大きさが水と同程度である必要があるため、 $Z_{eff}$ は水と同等でなければならない。従って、合成樹脂の中で水と同程度の $Z_{eff}$ をもち、より密度の高い物質であるPolyethylene terephthalateを選択した。また、吸収材は、その後方散乱の飛程がpacking材厚を超えない物質で、かつ密度の高い物質が好ましく、graphiteが適していた。緩衝材には、より高い $Z_{eff}$ で高密度な物質が適しており、酸化アルミニウムを選択した。そして、遮蔽材は、使用する材質の中で最も高い $Z_{eff}$ および密度が必要で、タンゲステンが最も適していた。

以前のプレートは12 MeVの電子線において約38 mmの乳腺厚を必要としたが、今回設計したプレートを用いることによって乳腺厚約28 mmまで対応できるようになり、これは9 MeVの $R_{90}$ に等しい。このことから、新しく設計したプレートの使用によって、電子線のエネルギー選択の幅が広がり、乳癌に対する術中電子線照射の成績を向上させることができるであろう。

## 2種類の治療用フィルムを用いて取得したPDDとEGS5による 計算結果との比較

川浪亮太、下郷智弘<sup>1)</sup>、捫垣智博<sup>2)</sup>、安井啓祐、羽原幸作、小幡康範<sup>1)</sup>  
名古屋大学大学院医学系研究科、名古屋大学医学部保健学科<sup>1)</sup> 公立陶生病院<sup>2)</sup>

### Abstract

放射線治療に使用される高エネルギーの光子や電子を測定する際、その基準となる線量計は電離箱とされている。しかし、強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy : IMRT) などの照射手法の発展により、電離箱では測定が困難な二次元かつ、急峻な線量分布を取得する必要があり、治療用フィルムを用いて線量分布を測定する場合がある。しかし、治療用フィルムを用いた線量分布測定においてその測定的手法などは確立されておらず、施設ごとに異なっているのが現状である。

そこで本研究では、EDR2(KODACK)とGafchromic Film RT-QA(ISP)の2種類のフィルムを用いてフィルムの違いによる影響を実測とモンテカルロシミュレーションであるEGSを用いて比較、検討した。

実験に使用する直線加速器 (linear accelerator : LINAC) は Varian 製 21EX を使い、10MV の光子を使用した。フィルムによる線量分布測定の実験体系として、フィルムの上縁がファントムの表面に一致するようにし、フィルムの位置を線束中心の直下に配置した。フィルムの濃度対線量の校正として、校正深である 10cm の深さで、モニタユニット (monitor unit : MU) 値を、EDR2 では 0 MU ~ 450 MU の間で 13 種類に変え、RT-QA では、0 MU ~ 500 MU の間で 14 種類に変え、それぞれの MU 値においてフィルムと電離箱の両線量計で測定を行い、濃度対線量の校正を行った。また、EDR2 においては、校正用も含めた全てのフィルムは、同時に現像することで現像による影響を最小限に抑えた。RT-QA においては、校正用も含めた全てのフィルムで照射から読み取り時間を統一した。フィルムの解析には DD - System(R-TECH.INC) を使いデジタル化を行い、濃度対線量校正曲線、深部量百分率 (percentage depth dose : PDD) 曲線を取得した。



# EGS4 を用いた MRI-Linac の線量分布評価

伊東 宏之<sup>1</sup>, 成田 雄一郎<sup>2</sup>, 岩下 芳久<sup>1</sup>, 平岡 真寛<sup>2</sup>, 野田 章<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>京大化研, <sup>2</sup>京大院医放治

## Abstract

近年の放射線治療において、R&D が行われている物の一つに動態追跡機能がある。4D-CT を撮像、4次元治療計画、そして gating 又は動態追尾を用いて照射を行うのである。腫瘍をモニターするのに使われるのは X 線が主であるが、MRI を用いて非侵襲にモニターする方法も開発されており、Utrecht、Elekta、Philips らは共同で Hybrid-Linac (MRI-Linac)を開発している。

しかし、X 線治療においてターゲットへ線量を付加するのは二次電子( $\delta$ 線)であるので、MRI のような高磁場環境下では電子の軌道に変化が生じ、意図した線量分布を形成できない可能性がある。また、逆に磁場で二次電子を意図的に制御する事ができれば局所的な線量の増減が可能かもしれないと考えた。

そこで肺癌患者の CT データを基に 2mm x 2mm x 2mm Voxel ジオメトリーを作成し、均一磁場 0.5T、1.5T、0T があるとして HOWFAR に磁場の効果を付加し、入射 X 線は Varian 6MV Linac のエネルギースペクトル[1]を用いて磁場が線量分布に及ぼす影響の評価を行ったので報告する。

[1]Daryoush Sheikh-Bagheria and D. W. O. Rogers, “Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code”, Med. Phys. **29**, 391-402, (2002)

【概要】

X 線診断に用いるエネルギー領域の X 線が水ファントムに入射した際の挙動を、モンテカルロ法を用いて計算した。単色光子のペンシルビームが水ファントムに入射した際の、ファントム内各点での X 線エネルギースペクトルを出力とした。ファントム内での X 線エネルギースペクトルの変化が、被曝線量測定に与える影響を考察した。

【方法】

モンテカルロ計算コード EGS5 (Electron Gamma Shower version 5) を用いて、水ファントム内での光子の挙動を計算した。multi-slab/multi-cylinder モデルを用いて水ファントムを構築し、ファントム内の各領域を通過した光子のエネルギースペクトル、その領域に到達するまでに経たコンプトン散乱の回数を、それぞれ深さ  $z$  と半径  $r$  の関数として出力した。計算に使用したモデルを図 1 に示す。水ファントムは厚さ 100 cm、直径 201 cm の円筒とし、multi-slab/multi-cylinder の増分をそれぞれ 1 cm とした ( $\Delta z = 1$  cm、 $\Delta r = 1$  cm)。ペンシルビーム (ビーム径 : 0 mm) を水ファントムの中央に垂直に入射させ、光子の挙動を追跡した。入射粒子は単色光子とし、光子エネルギーを入力のパラメータとした (10 keV-150 keV、10 keV 毎)。計算においては、レイリー散乱、コンプトン散乱における電子の束縛、K-/L-特性 X 線の発生を考慮した (IRAYLR = 1, INCOHR = 1, IEDGFL = 1)。水中での光子の平均自由行路長と領域のサイズを考慮して、光子のカットオフを 1 keV (水中平均自由行路長は約 0.025 mm) に設定した。なお、発生した二次電子の追跡は行っていない。

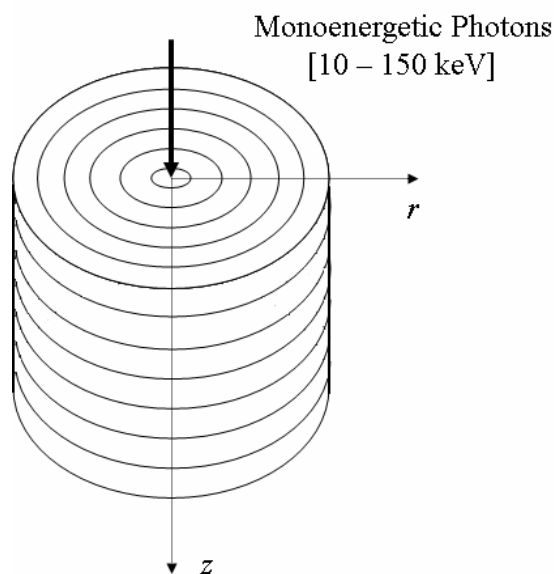


図 1 multi-slab/multi-cylinder モデルを用いて構築した水ファントム

## モンテカルロ法による EPID のエネルギーレスポンスの検討

藤田幸男、齋藤秀敏、明上山温

首都大学東京大学院 人間健康科学研究科

### Abstract

近年強度変調放射線治療に対して、Electronic Portal Imaging Device (EPID)を使用した検証方法が検討されている。現在市販されている EPID を使用した検証システムでは、治療計画装置によって算出された強度変調ビームのフルエンス分布と EPID 内での線量広がり関数をコンボリューションして計算される EPID 予測画像の算出が可能であり、この画像と実際に EPID を使用して取得した画像を比較することによって、強度変調ビームのフルエンス分布の検証が行なわれている。しかし市販されているシステムでは、線量広がり関数は基準照射野で得られた EPID 画像と予測画像が一致するように調整されており、各 X 線エネルギーに対して単一の線量広がり関数のみを使用している。したがって、照射野内の光子エネルギースペクトルが基準照射野と異なる場合は、この線量広がり関数では正確な EPID 画像が算出できない可能性がある。したがって本報告では、正確な EPID 画像算出のために、モンテカルロ法によって光子エネルギーによる EPID のレスポンス変化を検討したので報告する。

本報告では、光子エネルギーによる EPID のレスポンス変化を検討するために、EGS モンテカルロシミュレーションを用いて、単一エネルギーの光子を EPID に入射させた場合の EPID 内での線量広がり関数を算出した。この結果より、線量広がり関数の中心線量で正規化された広がり関数の形状は光子エネルギーによって変化しないが、中心線量は光子エネルギーとともに変化することが明らかになった。さらに、この計算結果を使用し、光子スペクトルの変化に依存しない EPID 予測画像の算出法の検討を行なった。

## 頭部血管造影検査における患者被曝線量の解析

江本 裕樹、小山 修司\*

名古屋大学大学院医学系研究科

\* 名古屋大学医学部保健学科

### 【目的】

近年、病気による治療手段は外科的な手術から侵襲度の低い interventional radiology (IVR) による治療法へ拡大が図られている。さらにカテーテルや検出器の技術的進歩に伴い、IVR による頭部血管造影検査数も増加している。一方、手技時間の長い IVR による患者の紅斑・脱毛などの確定的影響である皮膚障害の症例がわが国でも報告されるようになった。そこで本研究では実測と EGS 5 によるシミュレーションにより、皮膚入射線量および各臓器線量を算出し比較、検討をした。

### 【方法】

1. 実測は人体等価ファントムに多数の半導体検出器を挿入し、臨床での頭部血管の動脈瘤検査に近い条件で測定を行った。撮影条件は X 線の入射角度として眼窩耳孔線に平行に頭部後方から入射させた正面と、正面からさらに頭尾方向に 15° 傾けたもの (cranio15°)、管電圧は 70kV ~ 95kV、照射野は 32cm × 32cm、22cm × 22cm、で行った。

2. EGS 5 では体系データとして MIRD 型ファントムモデル (phantom.geo) を使用し、撮影条件は実測と同様の条件でシミュレーションを行った。入射 X 線スペクトルは Birch の式に基づいて実効エネルギーを実測データに合わせて発生させたものを利用した。光子に対するカットオフエネルギーは 5keV とした。

### 【結果・考察】

脳の吸収線量について、EGS 5 と実測で比較すると、EGS 5 による吸収線量のほうが約 15% 実測より少ない結果となった。また臓器によって EGS 5 と実測との吸収線量の結果に差が出た。実測で行ったファントムは日本人体型のファントムであり、一方、EGS 5 で使用した MIRD 型ファントムモデルは欧米人標準体型モデルであるので、この体格の違いが吸収線量に差が出た原因のひとつとして考えられる。

## 臓器線量測定時における線量計配置の EGS5 による最適化

中川拓哉・小山修司\*

名古屋大学大学院医学系研究科

\*名古屋大学医学部保健学科

### 【目的】

被ばく線量を測定する方法として、人体ファントム内の各種臓器位置に線量計を入れて測定する方法が行われている。TLD 等を用いる場合は、多くの素子を使用することができるため、各臓器に対して、多数配置することが可能であるが、半導体線量計等を用いる場合は各臓器ごとに数本程度の線量計を、その重心と思われる位置に配置して、線量評価が行われる。本研究では、臓器重心位置における線量が、臓器全体の平均線量と比較してどのような値を示しているのかを、EGS5 を用いて検討した。

### 【方法】

本研究では、モンテカルロコード EGS5 を用い、コンピュータ上に人体数学ファントム(ボクセルファントム)を作成し、シミュレーションを行った。日本人男性標準体型の人体ファントム(京都科学,THRA-1 型)を X 線 CT で撮影し、その CT 画像の DICOM データから、各ピクセルの CT 値を読み取りボクセルファントムを作成した。CT 値の読み取りには VisualBasic6.0 を用い、各ボクセルに読み取った CT 値に対応した物質を割り当てた。今回は、X 線 CT を想定し、線源 - 回転中心間距離を 60cm とし、線源の位置はその円周軌道上のあらゆる点から入射するよう乱数を用いて決定した。今回のシミュレーションでは肝臓に着目し、臓器重心位置でのポイント線量と、肝臓全体の平均線量を比較・検討した。

### 【結果】

シミュレーションにおいて、肝臓における最小と最大のポイント線量では、2 倍程度の差異がみられたが、肝臓の重心におけるポイント線量と肝臓全体の平均線量との差異はおよそ 5 %以内となった。

# 放射光実験施設での散乱 X 線測定と EGS5 シミュレーションとの比較

桐原 陽一、波戸 芳仁、萩原 雅之、平山 英夫

総研大 加速器科学研究科

KEK

## 1. 背景と目的

これまでに EGS の検証として、高エネルギー加速器研究機構 放射光実験施設 (KEK-PF) でゲルマニウム半導体検出器 (Ge 検出器) による X 線の測定が行われており、おおむね 5 keV 以上の X 線がよく再現されている [1][2]。しかし、Ge 検出器を用いた実験体系では、ターゲットによって散乱された X 線はカプトン膜 25  $\mu\text{m}$  と空気層を最低でも 20 mm を通過するため、数 keV 以下のエネルギー測定では検出効率が低下し、精度よく測定することが難しくなる。本研究では、新たに真空に直づけが可能なシリコン PIN Photo 検出器 (Si 検出器) を用いて、数 keV 以下の散乱 X 線を測定し、EGS5 の計算と比較検証を目的とする。

## 2. 実験および解析

2008 年 2 月に KEK-PF BL14C にて、Si 検出器 (AMPTEK XR-100CR:EXV9 Vacuum Application) を用いて測定を行った。測定に用いた単色化放射光のエネルギーは 8 keV と 20 keV である。まず、モノクロメータで放射光を単色化し、自由電離箱で入射光子数を測定した。その後ターゲット (Al、Si、Ti、Fe、C、Cu、Ag) に照射し、90 度方向に散乱されたエネルギースペクトルを測定した (図 1 参照)。図 2 に入射エネルギー 20 keV の X 線がアルミニウムターゲットに入射したときの実測値 (M) と計算値 (C) の比較を示す。このときの M/C は K-X 線 (1.0-2.0 keV) で 1.015、コンプトン散乱線 (18.0-19.7 keV) で 0.927 であった。

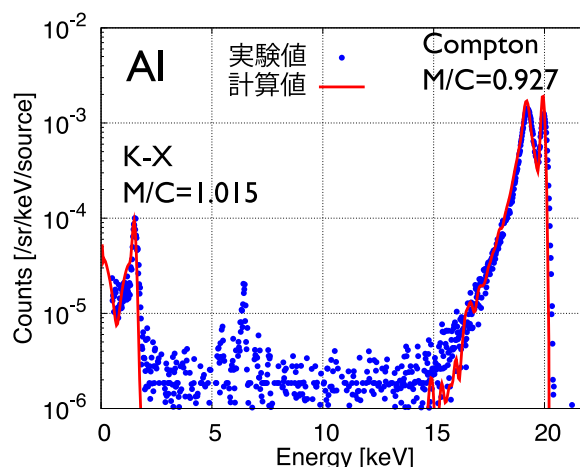
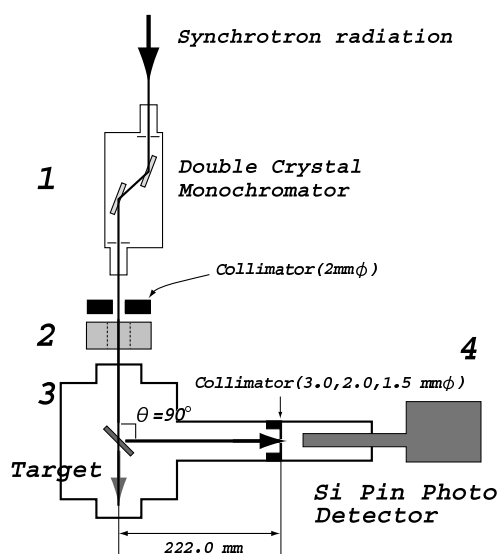


図 2: 20keV の単色光がアルミニウムターゲットに入射したときの 90 度散乱スペクトル

図 1: Si 検出器による単色化放射光測定の実験体系

[1] Y. Namito et al., "Proceedings of the Second International Workshop on EGS," KEK Proceedings 2000-20, 11 (2000)

[2] I. Orion et al., "Proceedings of the Fourteenth EGS Users' Meeting in Japan," KEK Proceedings 2007-5, 33 (2007)