

# 第25回EGS研究会 アブストラクト集

2018年8月7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

Run-time differences between the EGSnrc code and the EGS5 code in Medical Simulations.....	1
	Shlomi Caduri
コンピュータ・クラスタ PIs による EGS5 の実行.....	2
	辻 修平
スリットスキャン方式マンモグラフィ装置における検出器への散乱線の検討.....	3
	木村 浩都
放射線治療の線量計算に用いる point kernel の作成方法の検討.....	4
	真崎 敬大
野生齧歯類を指標とした放射線生物影響に関する研究 .....	5
	真崎 敬大



## **Run-time differences between the EGSnrc code and the EGS5 code in Medical Simulations**

Shlomi Caduri<sup>1,2</sup> and Itzhak Orion<sup>2</sup>

1. Clalit Biomedical Engineering, Israel
2. Nuclear Engineering, Ben-Gurion University of the Negev, Beer-Sheva, Israel

An agreement between EGS5 calculation results and EGSnrc code results for linac modelling was shown in recent work in our group. However, a large simulation run-time difference was found for the same conditions and statistical precision between these two codes. For example, the EGS5 code simulation duration of percentage-depth-dose curves of linac electron beam was three times longer than the EGSnrc code. The EGS5 code took a longer period to obtain the same results compared to the EGSnrc code. The electron transport in EGSnrc is based on the ESTEPE parameter, which is the maximum fractional energy loss per electron step. We investigated the ESTEPE parameter influence on the run-time and on the results accuracy.

EGS5 Monte Carlo code is a general purpose code for calculating photons and electrons transport for complex geometries in a wide range of energies. EGSnrc Monte Carlo code (BEAMnrc enclosed) was specially developed for medical physics usage, in particular for linac modeling and dose calculations. Both EGS5 and EGSnrc were based on the former EGS4 code. For each of the codes, changes were made in the electron transport methods and in the geometrical utilities.

Our study was planned to point out the reason for the run-time difference between the two codes. Time dependency due to the transport parameters and due to the materials and geometrical definitions were investigated in this research by running the same problem on both codes on the same computer for each. The simulation geometry was consisting of a high Z metal (Iron) cylinder with a radius of 1mm and 2 mm length, as an electrode of a small ion-chamber, inside a cylindrical water phantom (10 cm X 5 cm).

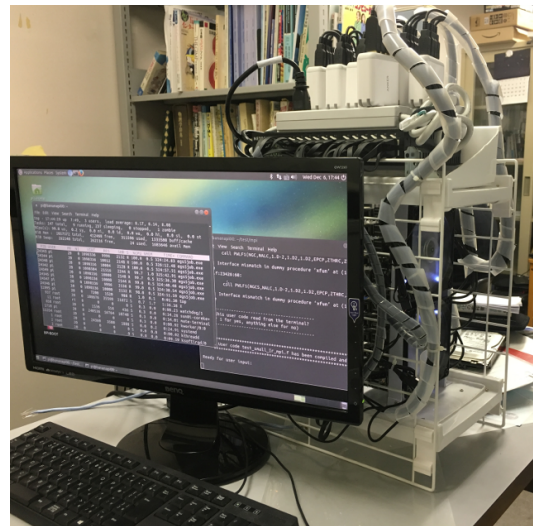
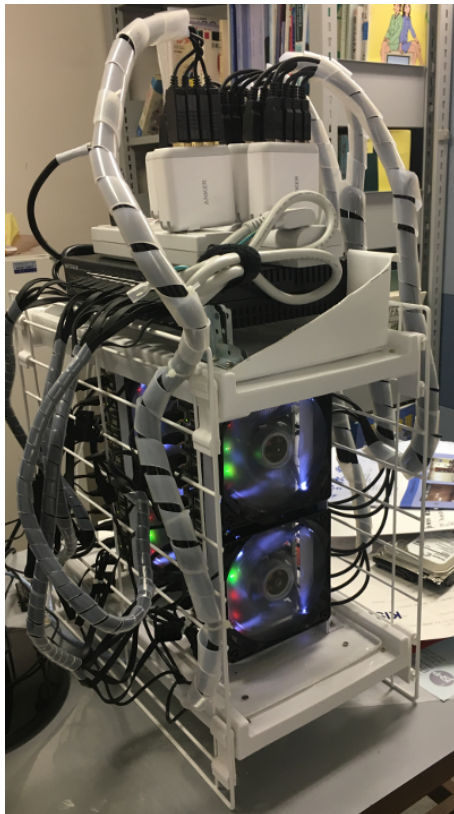
Set of variety simulations were performed using both codes, for several photon energies. We found that the EGSnrc run-time is strongly influenced by choosing different ESTEPE parameter values. While setting larger fractional energy losses per step, reduced simulation run-time was achieved, nevertheless, this could lead to dose resolution deficiency.

Prior knowledge of the geometry and materials of the simulated problem has to be taken into account for choosing the parameters in order to run it with the EGSnrc code. Hence, for optimal dose, one should define the optimal ESTEPE and maximum step-size parameter to achieve the desired dose results resolution. The use of the EGS5 code, based on the electron transport method improvements, is automatically adapted to the desired dose results quality without any user interference. Choosing the proper ESTEPE parameter for a given simulation for the use of EGSnrc is resulting a similar run-time duration as with the use of EGS5.

# コンピュータ・クラスタ PIs による EGS5 の実行

辻 修平  
川崎医科大学

クレジットカードほどの大きさのシングルボードコンピュータは、様々なものが売られている。この中で計算専用には Banana Pi BPI-M3 23 個とネットワークを通じての外部とのやり取り専用には Raspberry Pi 3 Model B 1 個を使って、コンピュータ・クラスタ「並列統合システム (Parallel Integrated system: PIs)」を開発した [1]。



左図: コンピュータ・クラスタ PIs 本体。

右図: モニター、キーボードをつなげて EGS5 を走らせている様子。

これは、MPI(Message Passing Interface) を走らせることで、最大 184 コア分の並列計算をすることが可能である。PIs は、一般の PC(Core i7, クロック周波数 4.5GHz)1 コアの計算能力と比較して約 20 倍の計算能力を持つ。

PIs の具体的な構築方法とともに、PC と比較した計算結果、消費電力、さらには問題点を発表する。

## 参考文献

- [1] 辻 修平, “コンピュータ・クラスタ「並列統合システム」の開発”, 川崎医学会誌 一般教養篇 43 号:37-48 (2017)

## スリットスキャン方式マンモグラフィ装置における検出器への散乱線の検討

木村浩都, 佐々木毬子, 鈴木怜奈, 小山修司

名古屋大学大学院

### 【背景・目的】

乳がんは早期発見による治癒率が高いため、マンモグラフィによって検診が行われている。しかし、腫瘍組織と乳腺組織の線減弱係数の差が非常に小さいためマンモグラムによる鑑別が難しい。また、乳腺含有率が高いと腫瘍組織を見つけにくくなることも問題である。腫瘍組織の鑑別に加えて、乳腺含有率を推定することも重要となる。我々は、CdTe系検出器を用いたスリットスキャン方式のフォトンカウンティングマンモグラフィ装置を開発中である。CdTe系検出器は広いエネルギー帯域において感度が高いため、高エネルギーのX線を検出することが可能である。また、画素単位でエネルギー分析を行うことで新たな方式の画像を得ることも可能である。本報告では、装置開発にあたり、実際のスリットスキャン方式マンモグラフィ装置における検出器への散乱線混入について検討した。

### 【方法】

乳房模擬ファントムを作成し、CdTe系検出器を用いたスリットスキャンによるシミュレーションと従来のマンモグラフィ装置の方式によるシミュレーションを行った。管電圧は50kVに設定し、光子数は100億とした。ファントムは、半径8cmの半円柱とし、中央は乳腺組織50%と脂肪組織50%の混合物で構成し、胸壁側以外を厚さ0.5cmの脂肪組織で覆っている。ファントム下には0.2cm厚のカーボン支持台を設置し、線源から検出器までの距離は65cmとした。従来の方式では検出器のサイズを20cm×16cmとし、スリットスキャン方式では、照射野は0.4cm×16cmとし、線源と検出器を連動して0.4cmずつ連動して移動する方法とした。それぞれの方式において、検出器に到達する光子数と、散乱線の数と比較した。

### 【結果】

従来型のマンモグラフィの方式では、全光子100億の内、69.5%が検出器まで到達し、その内、11.7%が散乱線となっていた。また、スリットスキャン方式では、全光子100億の内、46.6%が検出器へ到達し、その内、散乱線の割合は、0.14%となっていた。

### 【結語・課題】

スリットスキャン方式のマンモグラフィ装置では、従来型のマンモグラフィ装置に比べ、大幅な散乱線の低減が可能である。今回用いた、CdTe系検出器では、フォトンカウンティングを行うため、散乱線の低減は、物質鑑別の精度を高めるために重要である。

今回のシミュレーションは、光子が検出器に到達するところまでの検討であるので、画像の形成に関わる部分は含まれていない。画像形成においては、画素として細かい半導体が密集して並べられた構造に特徴的なチャージシェアリングなどが考えられるが、今後、それらの影響も考慮して、エネルギースペクトルを用いた物質鑑別の可能性を検討したい。

# 放射線治療の線量計算に用いる point kernel の作成方法の検討

真崎敬大<sup>1</sup>、寺島真悟<sup>2</sup>、遠藤浩光<sup>1</sup>、小森慎也<sup>1</sup>、加藤貴弘<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 南東北がん陽子線治療センター、<sup>2</sup> 弘前大学大学院保健学研究科

## 1. 背景・目的

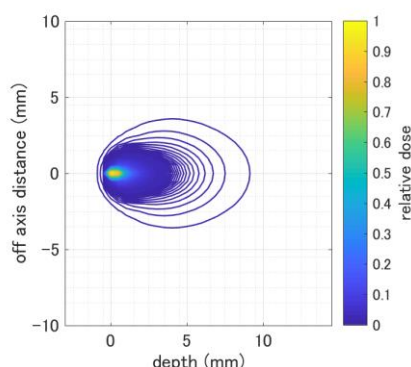
放射線治療では放射線を人体に照射した際のエネルギーの沈着を 3 次元の分布として計算し、患者にとって最適な線量分布を与える照射方法を考案する。人体のような不均質媒質中の線量分布を計算する際には Monte Carlo (MC) 法が最も正確であるが、頻繁な線量計算が求められる臨床の場では計算時間が問題となる。そのため、現在臨床では MC 法による単純な条件での計算結果 (dose kernel) を状況に合わせて流用することで計算の高速化を図った convolution 法が広く用いられている。本研究では EGS5 を用いて dose kernel の一種である point kernel を作成する方法を検討した。

## 2. 方法

Point kernel は光子がある点で相互作用を起こした際に周囲へ付与するエネルギーの 3 次元分布である。このシミュレーションを行うために、計算コード中、乱数によって光子が相互作用を起こすまでの距離を決定している箇所を、初めて発生した光子に限り乱数によらず発生直後に相互作用を起こすように編集した。荷電粒子平衡が成立した状況で線量分布を記録することから、相互作用に対して十分な大きさを持つ水ファントム中で計算を行った。作成した point kernel の妥当性を検証するために convolution 法により水中における線量分布を計算し、リニアック TrueBeam (Varian 社) 光子線 6 MV モードの測定値と比較した。エネルギースペクトル、フルエンスマップは照射ヘッド内の MC シミュレーションにより求めた。

## 3. 結果

下図にビーム軸上のエネルギースペクトルを反映した point kernel を示す。Convolution 法により計算した Percentage Depth Dose (PDD) は測定値と 2%以内の誤差で一致した。



## 4. 結論

Point kernel の作成方法を検討した。Convolution 法による線量計算の結果は測定値と良好に一致し、作成した point kernel は線量計算に利用可能であることが示された。



## 福島第一原子力発電所帰還困難区域で採取したアカネズミの Cs-137 による内部被曝の予測 2

－2012年～2016年における線量推定－

遠藤 大二<sup>1</sup>、平山 英夫<sup>2</sup>、石庭 寛子<sup>3</sup>、大沼 学<sup>4</sup>

1 酪農学園大学、2 高エネルギー加速器研究機構、3 福島大学 環境放射能研究所、4 国立環境研究所

### 1.背景・目的

国立環境研究所では、福島第一原子力発電所帰還困難区域における拡散放射性同位元素による野生動物への影響を推定するための指標として、日本固有種の野生ネズミであるアカネズミに注目してきた。放射線影響の指標として調べた、精巣における 8OH-dG 陽性精管数は 2012 年 8 月には、対照地域としての青森の 10 倍以上の値を示したのに対し、翌年にはほぼ青森と同レベルに減少した。アカネズミ採取地域の空間線量率としては、2012 年において  $18.64 \mu\text{Sv/h}$  が記録され、翌年度も大きな変化はなかった。一方、2015 年本研究会において Cs-137 ベータ線およびガンマ線による生殖腺の内部被曝線量として  $4.1 \mu\text{Gy/h}$  との EGS5 の算出結果を報告した。今回は、全身の線量を 2012 年～2016 年までの体内 Cs-137 に基づいて再計算し、報告する。

### 2.材料・方法

アカネズミは福島第一原子力発電所帰還困難区域においてトラップにより捕獲し、安楽死後体組織一部についてゲルマニウム測定器により Cs-137 ガンマ線を計測した。Cs-137 ベータ線に関しては、ICRP Publication 38 で記載されている Cs-137 ベータ線データに従い、平均エネルギーを  $0.18933 \text{ MeV}$  とし、計算を実行した。平山により改変した EGS5 の実行スクリプトにより Cs-137 ベータ線のアカネズミ体組織へのエネルギー吸収に基づき、Bq/g あたりの Gy/h が算出された。同様に、Cs-137 のガンマ線については、 $0.0321 \text{ MeV Ba-K}\alpha$  -5.8%、 $0.0365 \text{ MeV Ba-K}\beta$  -1.3%、 $0.662 \text{ MeV } \gamma$  -85.1%の3種の放出を想定して実行スクリプトを作成した。アカネズミの体組織は基本的に軟組織を想定し、体全体については円筒状を想定しエネルギー吸収をシミュレートし、被曝線量を算出した。シミュレーションにおいては、対象となる形状内に Cs-137 が均等に分布することを想定した。

### 3.結果・考察

Cs-137 ベータ線については、2012 年にはオス  $5.48 \mu\text{Gy/h}$ 、メス  $10.84 \mu\text{Gy/h}$  が予測された。同様にガンマ線については、オス  $0.59 \mu\text{Gy/h}$ 、メス  $1.00 \mu\text{Gy/h}$  が予測された。2013 年には、 $\beta$ 線についてオス  $0.43 \mu\text{Gy/h}$ 、メス  $1.39 \mu\text{Gy/h}$ 、 $\gamma$ 線についてオス  $0.05 \mu\text{Gy/h}$ 、メス  $0.13 \mu\text{Gy/h}$  が予測された。2014 年以降は線量の大きな変化は見られず、比較的一定した値が予測された(図)。これらの結果から、2013 年以降の内部被曝線量は、一定のレベルにあることが示唆された。

