

第17回EGS研究会 アブストラクト集

平成22年8月2日 8月4日

(会場) 研究本館小林記念ホール

(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

Goudsmit-Saunderson 多重散乱分布の数値計算	1
	桶井 一秀
CG 体系におけるメッシュタリーの使用	2
	杉田 武志
関西 EGS ユーザーズグループ活動報告	3
	霜村 康平
MH-TM2000 装置に対する Monte Carlo 法を用いた線量検証システムの開発	4
	石原 佳知
I-125 治療用線源の線量特性	5
	松永 卓磨
I-125 シード線源における線量分布の検討	6
	涌村 翔
Ir192HDR 治療用線源の角度依存性	7
	辻 修平
散乱線を利用した照射野形状取得に関する基礎研究	8
	兒玉 匠
口腔領域の放射線治療における金冠による影響の基礎的検討	9
	五十嵐 幸哲
Electron Absorbed Fractions and S Values in a Mouse Voxel Phantom	10
	Mohammadi Akram
モンテカルロ計算コード EGS5 を用いた陽電子線に対する方向性線量当量の算出	11
	青木 克憲
人体ボクセルファントムを用いた X 線 CT 検査時における被ばく線量評価	12
	森下 祐樹
IP を用いた線種識別における最適な蛍光体厚さの設計	13
	宮田 隆永

Goudsmit-Saunderson 多重散乱分布の数値計算

桶井一秀[†]、中塚隆郎[‡]

[†] 川崎医科大学

[‡] 岡山商科大学

荷電粒子が物質中を通過するとき、クーロン散乱によってその進行方向が曲げられ、角度や横方向のずれの主な原因となる。多くのモンテカルロアプリケーションでは、すべてのクーロン散乱をそのままシミュレートすると、膨大な計算時間がかかるので、通常は多重散乱理論による近似的な取り扱いがなされる。

Goudsmit と Saunderson (GS) による多重散乱理論 [1, 2, 3] は、Molière 理論 [4, 5, 6] が使えないような場合、すなわち、小角近似が成り立たない状況に対しても適用できるという利点がある。しかし、GS 多重散乱分布は無限級数の形、

$$f(\theta) = \sum_{l=0}^{\infty} \frac{2l+1}{4\pi} \exp \left[-\frac{t}{\lambda} \left\{ 1 - \int \sin \theta f_1(\theta) P_l(\cos \theta) d\theta \right\} \right] P_l(\cos \theta) \quad (1)$$

で表され、この級数の各項がルジャンドル多項式 P_l およびその積分を含むため、入射粒子のエネルギーや物質の厚さによっては、収束するまでに多くの計算時間が必要となるという問題を持っている。(ここで f_1 は単一散乱断面積である。)

そこで、数値積分と数列の和、それぞれについて計算時間を短縮する手法を検討した。数値積分と解析解との比較のため、 f_1 には screened Rutherford 断面積を使った。いくつかの数値積分法や級数収束の加速法を試した結果、例えば、Yennie らの変換 [7] を適用することにより、多くの場合、 $f(\theta)$ の収束が加速されることがわかった。

参考文献

- [1] S. Goudsmit and J. L. Saunderson, *Phys. Rev.* **57**, 24 (1940)
- [2] S. Goudsmit and J. L. Saunderson, *Phys. Rev.* **58**, 36 (1940)
- [3] H. W. Lewis, *Phys. Rev.* **78**, 526 (1950)
- [4] G. Molière, *Z. Naturforsch.* **2a**, 133 (1947)
- [5] G. Molière, *Z. Naturforsch.* **3a**, 78 (1948)
- [6] H.A. Bethe, *Phys. Rev.* **89**, 1256 (1953)
- [7] D. R. Yennie, D. G. Ravenhall and R. N. Wilson, *Phys. Rev.* **95**, 500 (1954)

CG 体系におけるメッシュタリーの使用

杉田 武志¹、鳥居 建男²

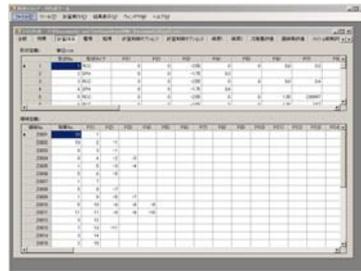
¹ 有限会社科学システム研究所、² 日本原子力研究開発機構

MCNP5 等で使用できるメッシュタリーを EGS5 の CG 体系で使用方法について報告する。

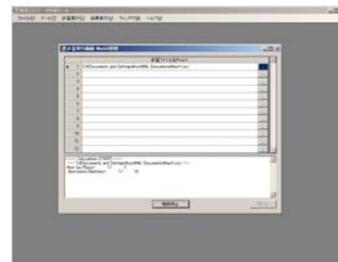
併せて、ユーザーが簡便に EGS を使用できるよう、グラフィカルインターフェイス(GUI)による入力作成や実行を制御する支援ツールについても報告する。主な特徴を以下に示す。

[主な特徴]

- GUI による EGS コードの入力作成、実行を制御

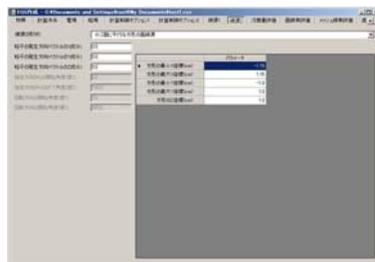


入力画面



実行画面

- 複数の線源形状や評価タリーを用意し、入力データを簡易に作成

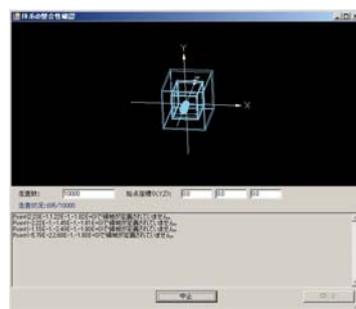


線源設定

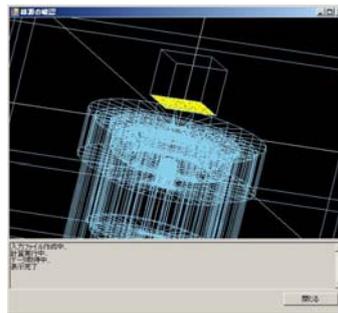


評価タリー

- CG による幾何形状の整合性や線源粒子の発生位置・方向を視覚的に確認



整合性確認



粒子発生位置確認

- 表形式でのデータ出力

番号	エネルギー (MeV)	線源形状	評価タリー
1	0.00000	0.000E+00	6.000E-04
2	0.01000	0.000E+00	2.000E-04
3	0.01000	0.000E+00	6.000E-04
4	0.02000	0.000E+00	4.000E-04
5	0.02000	0.000E+00	6.000E-04
6	0.02000	0.000E+00	6.000E-04
7	0.02000	0.000E+00	1.190E-03
8	0.04000	0.000E+00	6.000E-04
9	0.04000	0.000E+00	9.990E-04
10	0.05000	0.000E+00	4.000E-04
11	0.05000	0.000E+00	6.000E-04
12	0.06000	0.000E+00	9.990E-04
13	0.05000	0.000E+00	9.990E-04

タリー名	値
1	1.000E+01
2	1.000E+01
3	1.000E+01
4	1.000E+01
5	1.000E+01
6	1.000E+01
7	1.000E+01
8	1.000E+01
9	1.000E+01
10	1.000E+01
11	1.000E+01
12	1.000E+01
13	1.000E+01

関西EGSユーザーズグループ活動報告

霜村 康平¹⁾, 伊東 宏之²⁾, 石原 佳知³⁾, 棕本 宜学³⁾

- 1) 近畿大学医学部附属病院 中央放射線部
- 2) 大阪市立総合医療センター 放射線腫瘍科
- 3) 京都大学大学院医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学

Activities report of Kansai EGS User's Group

Kohei Shimomura¹⁾, Hiroyuki Itoh²⁾, Yoshitomo Ishihara³⁾, Nobutaka Mukumoto³⁾

- 1) Department of Radiology, Kinki University Hospital
- 2) Department of Radiation Oncology, Osaka City General Hospital
- 3) Department of Radiation Oncology and Image-applied Therapy, Kyoto University Graduate School of Medicine

【要旨】

関西EGSユーザーズグループの現在までの活動成果を報告する。

我々は、関西において2006年から汎用Monte CarloコードであるEGSの普及を目的として、EGSの初学者を対象にワークショップを年1回、講習会を年数回開催している。講義・実習内容は毎年度更新しており、2009年度には対象Monte CarloコードをEGS4からEGS5に移行することで受講者のニーズにも応えている。また、ワークショップの参加者に対して講習会への継続的な参加を勧めることで、ステップアップ形式でのEGSの知識・利用法の習得を目指している。受講者は放射線治療学、放射線診断学、核医学等の多分野から、学生、診療放射線技師、企業等、多職種の方が参加されている。

ワークショップ参加人数、講習会継続参加割合は毎年増加しており、受講生である兵庫県立がんセンターの小坂氏は、講習会で得た知識を基に、第37回日本放射線技術学会秋期学術大会において「放射線治療におけるモンテカルロシミュレーションを用いた遮蔽可能鉛厚の検討」という演題名にて発表を行った。

関西EGSユーザーズグループは、関西におけるEGS普及活動拠点として重要な働きを果たしている。

	ワークショップ	講習会
頻度/年	1回	数回
規模	~50人	10人~40人
対象者	EGS初学者	ワークショップ受講者, 経験者
目的	使用環境の整備 概要の理解	段階的に知識・利用法の習得 詳細部の理解
	基本的な利用	実践的な応用
講習会形式	講義中心	実習中心

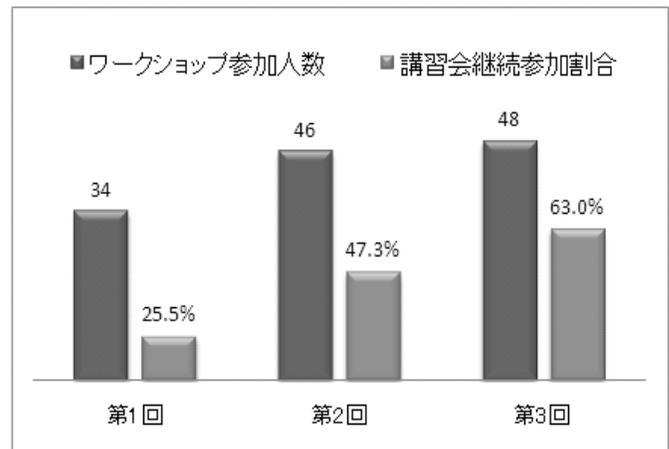


図 1. ワークショップ参加人数と講習会継続参加割合

MHI-TM2000 装置に対する Monte Carlo 法を用いた線量検証システムの開発

石原 佳知^{1,2)}, 澤田 晃¹⁾, 中村 光宏¹⁾, 金子 周史³⁾,
高山 賢二¹⁾, 溝脇 尚志¹⁾, 小久保 雅樹⁴⁾, 平岡 真寛¹⁾

¹⁾京都大学大学院医学研究科放射線腫瘍学・画像応用治療学

²⁾日本学術振興会特別研究員 DC

³⁾三菱重工業株式会社 機械事業部

⁴⁾先端医療センター放射線治療科

【目的】

新型 IGRT 装置 MHI-TM2000 (三菱重工) に対して、放射線治療計画の精度検証を目的とする統合モンテカルロ線量計算システムを開発している。今回、構築した加速器および MLC モデルの基礎精度検証に関して報告する。

【方法】

汎用モンテカルロコード EGSnrc を使用し、MHI-TM2000 システムの直線加速器ヘッドおよび MLC モデルを構築した。

ヘッドモデルでは、入射電子の平均エネルギーと空間分布を変化させて計算し、深部量百分率(PDD)と軸外線量比(OCR)の実測値と比較した (照射野:15×15 cm²、SSD: 90 cm、Depth:10 cm)。

ヘッドモデル計算において最高精度を呈する時の粒子情報を、MLC シミュレーション用 Phase Space Data(PSD)として、水等価均質ファントムに対して、漏洩線量や Tongue-and-groove 効果 (Picket-fence テスト)、ラウンドリーフ効果を計算し実測値と比較した。

また、pan-tilt 機構(最大変位角:±2.5°)を用いた新照射法の影響による OCR の変化の検証を行った。

【結果】

ヘッドモデルにおいては、実測と比較して平均 1.5%以内の精度で合致する PSD が得られた。また、漏洩線量は 0.48%、Tongue-and-groove 効果は 10.1%であった。

MLC モデルにおいては、全シミュレーションによる線量分布は平均 3.0%以内の精度で実測と合致した。

【結論】

MHI-TM2000 に対する統合モンテカルロ線量計算システム開発し、基礎的検討において十分な精度であることを示した。

I-125 治療用線源の線量特性

松永卓磨, 片岡直也¹⁾, 安井啓祐²⁾, 下郷智弘³⁾, 布施拓, 織部祐介, 五十嵐幸哲, 小幡康範³⁾

名古屋大学大学院 医学系研究科

¹⁾ 愛知県厚生連 安城更生病院

²⁾ 名古屋市健康福祉局健康部 クオリティライフ 21 城北推進室

³⁾ 名古屋大学 医学部保健学科

[背景・目的]

国内で供給されている I-125 治療用線源は、model 6711 (Medipysics 社) と STM 1251 (BARD 社) の 2 種類がある。これらは線源の構造や組成が異なるため、異なる物理挙動を示す。本研究ではモンテカルロシミュレーションを用いて、線源の違いによる特性の違いを理解し、また、線量計算の理論式に含まれる各種関数を算出する。

[方法]

モンテカルロコード EGS 5 を用いて、文献を参考に線源をモデリングし、各線源から放出される光子エネルギースペクトル、線量分布を計算した。また、非等方関数や放射状線量関数などのパラメータを算出し、2 種類の線源の違いを比較検討した。

[結果・考察]

model 6711 からは銀からの特性 X 線が観察された。STM 1251 は線源に含まれる各種金属からの特性 X 線が発生しているが、ほとんどが線源内の金属で吸収されており、線源外ではほぼ観察されなかった。2 種類の線源間で、放射状線量関数、非等方性関数共に違う傾向が見られた。放射状線量関数は組成の違い、非等方性関数は線源の構造の違いによる影響がそれぞれ大きいと考えられる。

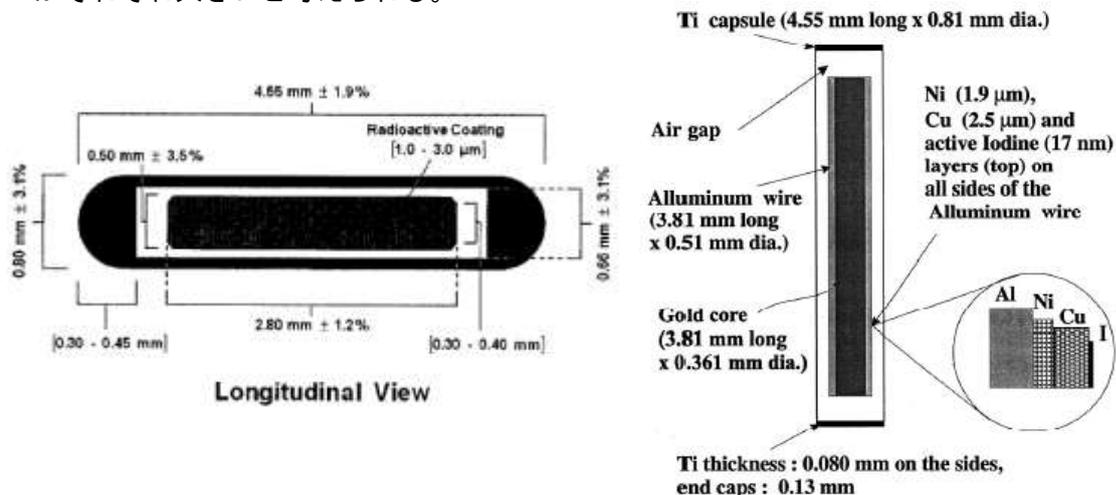


Fig.1 I-125 治療用線源の幾何学的構造 (左 : model 6711* 右 : STM 1251**)

* Dolan J et al., Med Phys.33,4675-84(2006)

** Kirov AS et al., Med Phys.28,764-772(2001)

I - 125 シード線源における線量分布の検討

涌村 翔¹⁾, 越田 吉朗²⁾ 倉田 雄一³⁾ 上田伸一³⁾ 能登公也³⁾

- 1) 金沢大学 大学院医学系研究科保健学専攻
- 2) 金沢大学 医薬保健研究域 保健学
- 3) 金沢大学附属病院 放射線部

【背景・目的】

近年、日本では前立腺がんの罹患率が増加し、それに伴い前立腺がんの I-125 シード線源永久刺入治療が普及している。

日本において、I-125 シード線源は 2 社 (BARD 社, Medipysics 社) の製品が使用されており、それぞれの線源のエネルギースペクトルには特徴的なものがある。今回、この小線源のエネルギースペクトルを計測し、シミュレーションにおいても得られるか検証する。また実際の治療における線源配置での線量分布を比較、検証する。

【方法】

エネルギースペクトルについて、実測は線源検出器間距離を 5cm とし、Ge 検出器に入射する光子のエネルギースペクトルを線源角度 30 度ごとに検出する。シミュレーションについては、実測と同様の配置で行い、光子は 4π 方向に発生させる。

線量分布について、線源配置、前立腺や直腸などの形状は治療計画に基づき、 $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{cm}^3$ のボクセル形状の組織ファントムを用い、線量分布を作成する。transverse, coronal, axial 面での線量分布を比較し検討する。

【結果】

線源から放出される光子エネルギーの分布について、BARD 社製、Medipysics 社製どちらの小線源も実測とほぼ同様のスペクトルを得ることができた。Medipysics 社製の小線源は銀の特性 X 線が実測で観測され、シミュレーションにおいても観測することができた。これらをもとに前立腺を模擬したファントム内における線量分布について、どちらの線源もシミュレーションの結果は実際の線量分布と少し異なる分布を示した。

【考察】

放出光子のエネルギー分布に関しては、2 種類の線源特有の性質を良くシミュレートしていると考えられる。しかし、前立腺およびその周辺組織における線量分布では、治療計画と必ずしも一致していなかった。これらの精度向上のためには、ファントムのボクセルサイズを小さくし、各ボクセルの組成を人体組成とすることにより精度は向上すると考えられる。今、これらの精度向上を行い DVH などの治療計画におけるデータを比較、検討している。

^{192}Ir HDR 治療用線源の角度依存性

辻 修平, 成廣 直正†

川崎医科大学

† 川崎医療短期大学

^{192}Ir 線源を使った高線量率 (HDR) 放射線治療は腫瘍組織中やその近傍に密封小線源を刺入・挿入して行われる。図 1 は ^{192}Ir 密封小線源および電離箱線量計の位置関係を示している。使用機器には、 ^{192}Ir 密封小線源、Mix-Dp ファントムおよび電離箱線量計を用いた。昨年度、電離箱線量計を $Z=0$ 時の X 方向に移動させた実測値、およびその位置での EGS5 との比較、さらに 1cm 毎の治療計画用計算プログラム PLATO と EGS5 の計算結果を公表した。前回、線源中心からの水平方向の比較に対し、今回は、線源に対しての斜め方向の実測値を基に、EGS5、さらには治療計画用計算プログラム PLATO と比較検討する。実測は、 $X=5\text{cm}$ 、 8cm の位置で、検出器を Z 方向に 3cm ごと、 $-12\sim+12\text{cm}$ まで動かし、計測した。(図 1 参照) EGS5 シミュレーションも幾何学的配置を同じにして計算した。この計算を基に従来使っている治療計画用計算プログラム PLATO との比較も報告する。図 2 は、 $X=8\text{cm}$ の時のそれぞれの位置 Z での吸収線量の実測値と EGS5 の計算結果を絶対値で比較し示している。このほかに $X=5\text{cm}$ での実測値と EGS5 との比較、斜め方向の治療計画用計算プログラム PLATO と EGS5 との比較を報告する。

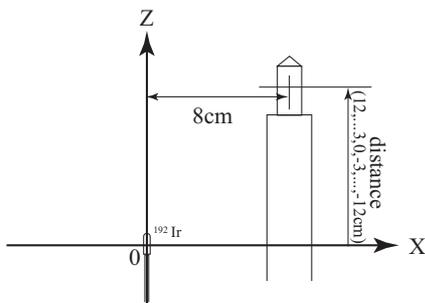


図 1: ^{192}Ir 密封小線源と電離箱線量計の幾何学的配置図

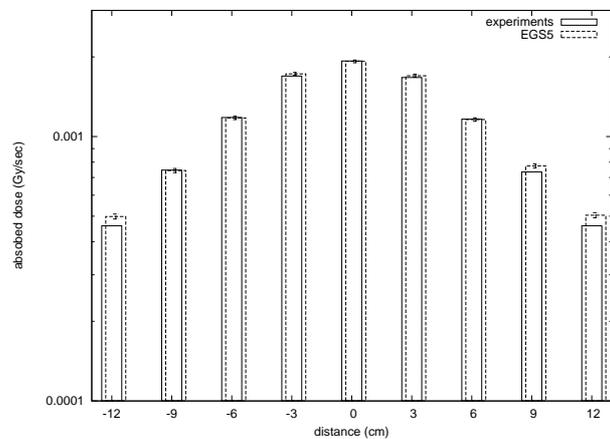


図 2: $X=8\text{cm}$ 、 $Z=-12\sim+12\text{cm}$ での吸収線量の絶対値 (実線:実測値 破線:EGS5でのシミュレーション)

散乱線を利用した照射野形状取得に関する基礎研究

兒玉 匠、明上山 温、齋藤 秀敏
首都大学東京大学院 人間健康科学研究科

[目的]

強度変調放射線治療 (IMRT) では、マルチリーフコリメータを動的に移動させて目的とする線量分布での治療を実現している。このため、治療計画装置などにより計画された標的体積への処方線量が実際に照射されているかを実時間で確認できるシステムが要求されている。

我々は、EPIDにより得られる照射方向からの投影情報に加えて、照射により体内から発生する散乱線野分布を測定し、これらを統合して体内での四次元照射情報取得に関する研究を行っている。

本報告では、入射光子に対する散乱線の基礎的な特性を、モンテカルロシミュレーションを用いて明らかにすることを目的とする。

[方法]

単純な直方体の水ファントムに単一エネルギーの光子を入射させ、 90° 方向への散乱光子の発生位置、エネルギースペクトルなどを、EGS モンテカルロシミュレーションにより算出した。また、照射野をペンシル状、一次元、二次元と照射野の形状を変化させた場合の、照射方向に垂直な平面における 90° 散乱光子をシミュレーションによりサンプリングし、横断面での線量分布再構成の可能性について検討した。

[結果]

シミュレーションの結果から、散乱線をコリメートすることで目的のエネルギーの散乱光子を取得できることが明らかになった。さらに、 90° 散乱光子のプロファイルを再構成することで照射野形状取得の可能性を示した。

口腔領域の放射線治療における金冠による影響の基礎的検討

五十嵐幸哲、伊藤善之*、下郷智弘**、小幡康範**

名古屋大学大学院 医学系研究科

* 名古屋大学医学部附属病院 放射線科

** 名古屋大学医学部保健学科

[背景と目的]

口腔外科、耳鼻科領域の金属存在下における放射線治療において、散乱による局所的な線量増加、線量低下が懸念される。そこで今回は、モンテカルロコード EGS5(electron gamma shower)によるシミュレーションを用いて相対線量を取得し、散乱による影響を調べることを目的とした。

[方法]

患者の CT 画像を用いて、皮膚表面から歯列までと歯列から反対側の皮膚表面までの距離を計測し、その結果をもとに、簡易的な口腔模擬ファントム(Fig.1)を想定し、モンテカルロシミュレーションにより、対向 2 門照射を行った際の相対線量を取得し、金属冠が存在する場合と存在しない場合での比較を行った。

[結果]

モンテカルロシミュレーションにより得られた金属冠がある場合とない場合の線量プロファイルと比較した結果(Fig.2)、金属冠がある場合はない場合に比べて、皮膚表面に近い側において約 12~14%、遠い側においても約 4~5%程度の線量増加がみられた。このような結果になったのは、金属の後方散乱や側方散乱による影響のためであると考えられる。

今後、口腔模擬ファントムを作成し、それを用いた実測を行い、さらに有害事象軽減のためにスペーサーが用いられているが、その最適な厚みについても検討していく予定である。

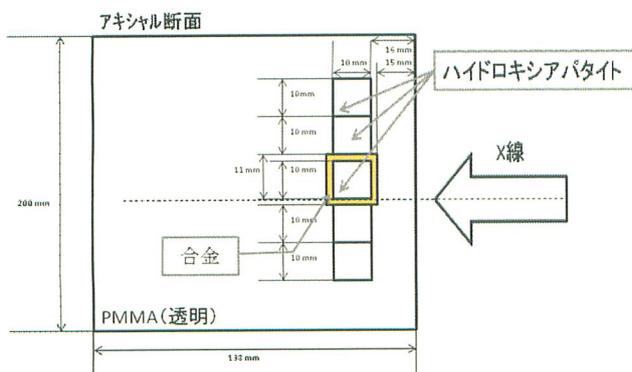


Fig.1

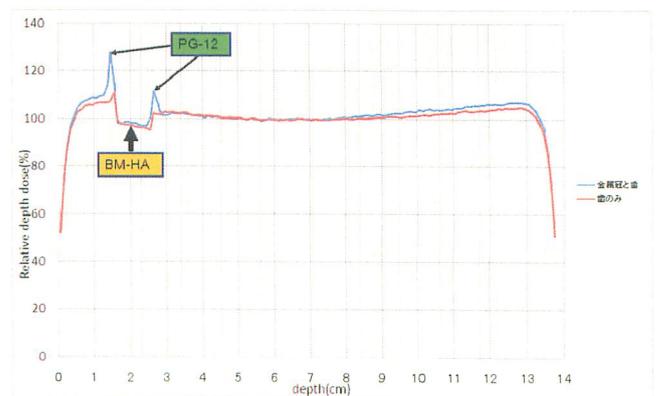


Fig.2

Electron Absorbed Fractions and S Values in a Mouse Voxel Phantom

Japan Atomic Energy Agency, 2-4, Shirakata, Shirane, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki 319-1195, Japan

Akram MOHAMMADI and Sakae KINASE

For preclinical assessments of radiopharmaceuticals, electron absorbed fractions (AFs), the fraction of energy emitted by a radiation source that is absorbed within the target organ, were evaluated in a mouse voxel phantom. In this study, Digimouse voxel phantom was converted to an input file for EGS4 code, in conjunction with an EGS4 user code, UCSAF. The sources were assumed to be mono-energetic and distributed uniformly in the major organs with isotropic emission. The AFs were evaluated in the Digimouse for the major organs. Figure 1(a) shows electron AFs for organ self-absorption (source = target) in heart and stomach, and Figure 1(b) shows electron AFs for organ cross-fire (source \neq target) in skin, lungs and liver of the Digimouse while source was in heart.

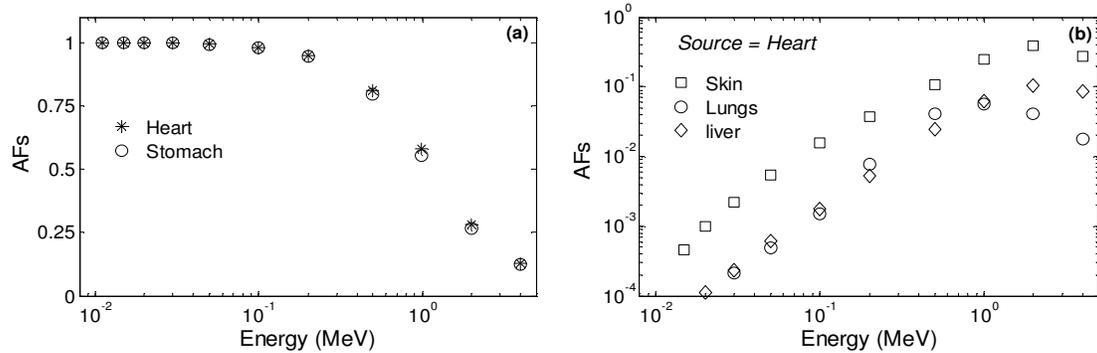


Figure 1 Electron AFs in some organs of the Digimouse phantom, for organ (a) self-absorption and (b) cross-fire.

From the figures, it can be seen that AFs in heart and stomach (source organs) depends on the electron energy (or electron range) and it is certainly not always appropriate in the mouse to assume a 100% localized electron energy absorption (the standard MIRD assumption model for human) unless for low energy electrons where the electron range is very smaller than the organ dimensions. Comparison of AFs in heart and stomach, the organs with the same masses, also confirmed the mass dependency of AFs for self-absorption. AFs for organ cross-fire depend on electron energy and source/targets geometry including source/targets shape, size and distance.

S values, dose per unit cumulated activity (Gy/Bq.s), were calculated in the major organs of the Digimouse phantom using the results of the photon and electron AFs for ¹³¹I, ¹⁵³Sm, ¹⁸⁸Re, ⁹⁰Y and ¹¹¹In. Figure 2 (a) and (b) compare S values for self-absorption and cross-fire for the five radionuclides with Bitar *et al.* and Stabin *et al.* results which were obtained in two different mouse voxel phantoms using Monte Carlo method.

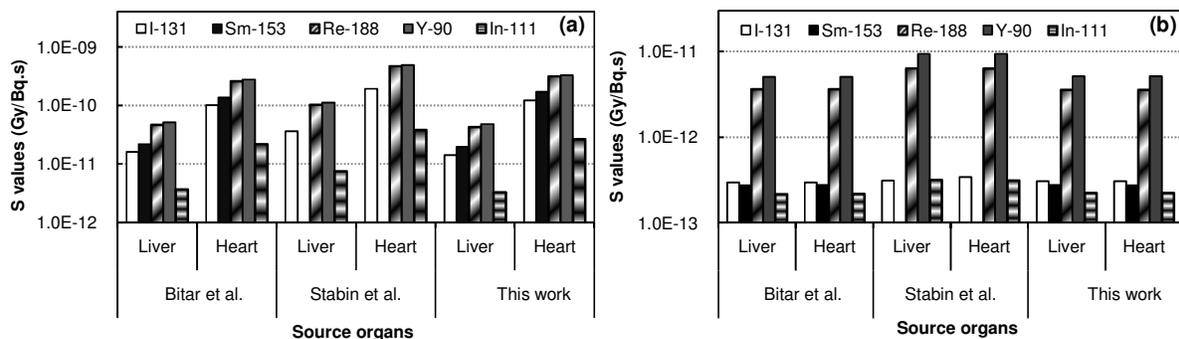


Figure 2 Comparison of S values (Gy/Bq.s) for five radionuclides in the Digimouse liver and heart with those of Bitar *et al.* and Stabin *et al.* studies. S values for organ (a) self-absorption and (b) cross-fire.

Differences between S values in this study and those in Bitar *et al.* study are insignificant however the differences are huge between the later studies and Stabin *et al.* results.

In this study, a set of electron AFs and S values were tabulated for the Digimouse phantom. From the results, energy and mass dependency of electron AFs were confirmed for organ self-absorption and cross-fire although AFs for organ cross-fire was dependent upon geometry of source and target organs. The results showed that organ dose evaluation should be performed in the sophisticated phantom with the Monte Carlo method since comparison of S values between this study and Bitar *et al.* studies in different mouse voxel phantoms confirmed the accuracy of the method.

モンテカルロ計算コード EGS5 を用いた β^+ 線に対する周辺線量当量の算出

加藤 豊大¹⁾, 青木 克憲²⁾, 南 一幸²⁾, 横山 須美²⁾, 谷口 秋洋³⁾, 八島 浩³⁾, 中村 司⁴⁾, 平山 英夫⁵⁾

1) 豊橋市民病院 放射線技術局, 2) 藤田保健衛生大学 医療科学部, 3) 京都大学原子炉実験所, 4) 名古屋セントラル病院 放射線室, 5) 高エネルギー加速器研究機構

Introduction

PET 検査に従事する医療スタッフのうち, ^{18}F -FDG 製剤を精製するためのサイクロトロン運転員, 分注する技師, 投与時に注射漏れの確認をする看護師等が β^+ 線から直接被ばくする事例が報告されている. β^+ 線放出核種である ^{18}F から被ばくした場合, β^+ 線と消滅光子からの被ばくを考慮しなければならない. 本研究では, ^{18}F -FDG 製剤の投与中に起り得る看護師の β^+ 線からの被ばくの実態を明らかにした.

Methods and Materials

^{18}F -FDG 製剤の投与時に β^+ 線で被ばくする看護師の被ばく線量を求めるために, 一直線上の ^{18}F -FDG PET 製剤を投与するチューブの近傍の $H^*(0.07)$ 及び $H^*(10)$ を算出できるユーザーコードを作成した. 関心領域は, $4\text{ cm} \times 4\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ の空気スラブとし, チューブの中心から 20cm, 40cm 及び 60cm 離れた場所に設置した. 関心領域に入射した β^+ 線及び消滅光子の平均粒子束から線量への換算には, 光子に対しては ICRP Publ. 74 の値を使用し, β^+ 線に対しては, 電子に対する周辺線量当量への変換係数 ($H^*(d,\alpha)/\Phi$) を算出できる EGS5 のユーザーコード (UCICRPM) を用いて算出した, 陽電子に対する $H^*(d,\alpha)/\Phi$ の値を使用した. 計算で用いる ^{18}F のスペクトルは, 実測と比較することで確認した. また, 線量計算と同じ体系で電子線量計 (DOSE³, 千代田テクノル社製) を用いて測定し, その測定結果と計算結果とを比較した.

Results and Discussion

UCF18DOSE コードを用いて, ^{18}F チューブ線源から 20 cm 離れた場所の $H^*(0.07)$ 及び $H^*(10)$ は, それぞれ 0.116, 0.0352 $\text{pSv} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{Bq}^{-1}$ となり, β^+ 線の影響で $H^*(0.07)$ は $H^*(10)$ に対して 3.3 倍高くなった. 線源から 40 及び 60 cm 離れた場所においては, この比は 1.8 倍と 1.3 倍になり, β^+ 線の影響が低くなった. これより, ^{18}F チューブの近傍での注射漏れ確認作業により, 皮膚線量が高まる可能性がある. 個人被ばく線量計の測定結果は, 計算結果に対して約 2 倍高い値となった.

人体ボクセルファントムを用いた X 線 CT 検査時における被ばく線量評価

森下祐樹¹⁾、小山修司²⁾

1)名古屋大学大学院医学系研究科 2)名古屋大学医学部保健学科

【目的】

人体における被ばく線量の評価にはモンテカルロシミュレーションが有効であるが、人体ファントムとして従来の MIRD 型ファントムに代わり、ボクセル型のファントムを用いる動きが広まりつつある。これまでにシミュレーション内に X 線 CT の線源情報を作成し、昨年(2019)の第 16 回 EGS 研究会で報告した。この線源情報とボクセルファントムを組み合わせることで、X 線 CT 検査時における被ばく線量の評価できないか検討した。

【方法】

シミュレーション内における線源情報として、東芝製の CT 装置 (TCT-300) のものを用いた。シミュレーション内には、beam-shaping filter の効果、寝台の吸収、さらに、X 線管回転のオーバーラップを組み込んだ。円筒アクリルファントム内に線量計を 5 点配置し、シミュレーションを行った結果と、同体系での実測値とを比較することで、両者の一致を確認した。人体における臓器・組織の線量評価のための実測については、当施設の青山らの開発による、人体ファントム臓器線量測定システムを用いた。このシステムは、人体ファントム内に多数の半導体を埋め込み、X 線 CT 検査時の臓器線量をほぼリアルタイムに測定するものである。シミュレーションにおけるボクセルファントムは、X 線 CT DICOM データより CT 値を用いて臓器・組織に振り分け、該当する物質データを割り当てた。ボクセルファントムとして、臓器線量測定システムのファントムと、臓器・組織の構造を有するファントム(京都科学社,CTU-41)の 2 種類を作成した。撮影時の管電流値 (mAs) とシミュレーションの 1 光子あたりの吸収エネルギーの関係から、Conversion factor を算出し、それを用いて 1 回の検査による臓器・組織吸収線量を求めた。

【結果・考察】

円筒アクリルファントムにおける実測とシミュレーションの差異は 3%以内であった。人体ファントムにおける結果は、胸部 CT の条件で、肺組織について、実測では 23.61mGy, CTU-41 ファントムのシミュレーションでは 20.31mGy となった。その他の臓器では、比較的近い値を示す組織と、比較的大きく異なる組織に分かれた。値が異なる組織として、照射野境界に位置する甲状腺などがあつた。ボクセルファントムを用いることで、各組織・臓器における被ばく線量の評価が可能であつたが、実測との整合の難しさが検討課題として残つた。

IP を用いた線種識別における最適な蛍光体厚さの設計

○宮田 隆永, 里藤 裕隆, 梶原 将司, 山内 知也, 小田 啓二
神戸大学大学院 海事科学研究科

1. 緒言

イメージングプレート（以下、IP）は輝尽発光(PSL)を利用した放射線計測器である。IP はあらゆる放射線に対して高い感度を持ち、高分解能かつ二次元分布の計測が可能である。過去の研究では、IP のある対象領域（例えば、1 mm×1 mm）について、さらに微小領域（例えば 100 μm×100 μm）に分割し、微小領域の PSL 強度の対象領域内の平均値のまわりの分布を調べることで、放射線の種類の情報を得るという手法が提案された。また、その標準偏差と平均値の関係が実験的に求められた。平均 PSL 強度 I_{av} は、粒子あたりの吸収エネルギーを E_d 、粒子数を N とすると、

$$I_{av}=f E_d N \cdots(1)$$

で表される。但し、 f は吸収エネルギーから PSL 強度への変換効率である。一方、相対標準偏差 Σ は、仮に PSL 強度分布の標準偏差が粒子数の統計変動のみで決まるとすると、

$$\Sigma=1/N^{1/2} \cdots(2)$$

となるので(1)式(2)式より

$$\log(\Sigma^2)=-\log(I_{av})+\log(fE_d) \cdots(3)$$

という関係が成り立つ。本研究では実験と計算を用いて計算での PSL 強度の妥当性の検証することを目的とした。そして、分割幅と厚さを持つイメージングプレートの設計にはモンテカルロ計算が必要となる。

2. 実験及びモンテカルロ計算

本研究では、低エネルギーのベータ線やアルファ線などの検出に優れた IP (BAS-TR2025) を使用した。IP は蛍光体層、下塗層、支持体、磁気吸着層の四層から構成されている。蛍光体層が検出器の有感層にあたる部分である。IP に放射線を照射すると蛍光体結晶中に吸収された放射線エネルギーに比例した電子・正孔対が生成され線量の情報として記憶される。光学的な刺激を与えることで発光現象が起こり、その発光強度を専用の装置を用いて読み取ることで、IP に記憶された情報を二次元の画像として認識することができる。IP に記憶された情報は専用の IP リーダー (BAS-1800) を用いて読み取り、領域を 100 μm×100 μm の 1024 個に区切って測定した。実験は、⁹⁰Sr 線源 (5000 [Bq]) を IP 表面に密着させ、入射粒子数を 10000~200000 に変化させ PSL 強度の計測を行った。横軸は、平均 PSL 強度 I_{av} と PSL 強度 I を用いて $(I - I_{av}) / I_{av}$ として規格化を行った。縦軸は、カウント総数で規格化を行った。

シミュレーションの計算手法としてモンテカルロコード EGS5 を用いた。計算は、一辺が 100 μm×100 μm、蛍光体層と磁気吸着層の厚さを 150 μm、支持体層の厚さを 190 μm とし最小領域を、32×32 の 1024 個の体系で粒子が等方的に入射する体系で入射粒子数を変化させ行った。横軸は、平均 PSL 強度 I_{av} と PSL 強度 I を用いて $(I - I_{av}) / I_{av}$ として規格化を行った値である。縦軸は、カウント総数で規格化を行った。実験と計算結果の一例を図 1 に示す。

3. 結果と考察

実験結果と計算結果より標準偏差と PSL 強度の平均値をプロットしたグラフを図 2 に示す。図 2 から分かるように、傾き -1 の直線に乗っていることが確認できる。この結果より実験結果は計算結果と良い一致を得た。また、測定領域の一辺 100 μm×100 μm をさらに細かく分割し計算することで、より細かい領域での PSL 強度の分布の分布を得ることができる。そして有感層である蛍光体層の厚さも変えて計算することにより、適切な分割幅と厚さを持つイメージングプレートの設計をすることができる。

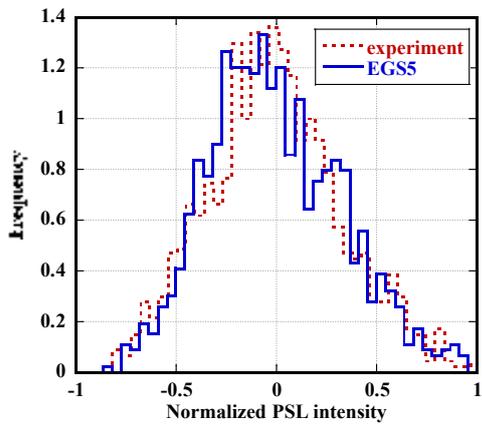


図 1 PSL 強度の実験結果と計算結果の分布

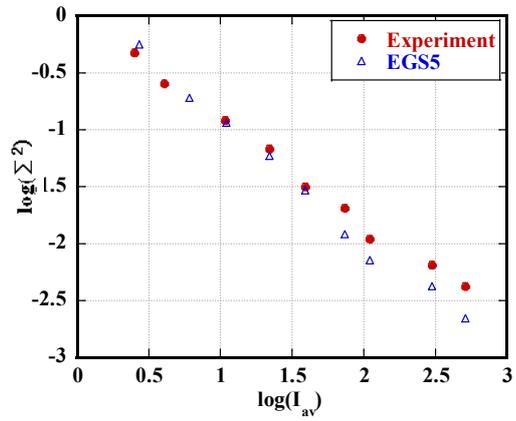


図 2 平均 PSL 強度と相対標準偏差の関係