

第18回EGS研究会 アブストラクト集

平成23年8月9日—8月11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

Goudsmit-Saunderson 多重散乱分布の数値計算 2: 小角近似理論との比較	1	桶井 一秀
汎用版 EGS5 コントローラの使用	2	杉田 武志
Dual-Energy CT における散乱線の影響	6	徳元 健太
Dual-Energy CT における線量評価の精度検証	7	林 大貴
放射線・光連成解析手法によるシンチレーション検出器の応答解析.....	8	林 真照
ホールボディカウンタ校正用密封シート線源の計数効率のシミュレーション.....	9	河野 竜司
ICRP/ICRU ボクセルファントムを用いた甲状腺比吸収割合評価	10	木村 仁宣
体外計測法に関する EURADOS 国際相互比較研究	11	木名瀬 栄
AAPM TG-43 における $g(r)$ 関数について	12	辻 修平
放射線治療における直線加速器ヘッドの仮想線源を用いたモンテカルロシミュレーション の検討	13	良知 寿哉
模擬腫瘍および肺模擬ファントムを用いた不均質領域の線量分布の検討	14	太田 健児
EGS5 を用いた X 線 CT におけるファントム内線量分布の詳細な解析	15	羽場 友信
EGS5 を用いた X 線 CT における被写体中の線質変化の分析	16	近藤 晋平

Goudsmit-Saunderson 多重散乱分布の数値計算 2: 小角近似理論との比較

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、クーロン散乱による進行方向の変化が、角度や横方向のずれの主な原因となるが、モンテカルロシミュレーションの際、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 多重散乱分布は無級数の形、

$$f_{\text{GS}}(\theta) = \frac{1}{2\pi} \sum_{l=0}^{\infty} (l + \frac{1}{2}) \exp \left[-\frac{t}{\lambda} \left\{ 1 - \int_0^{\pi} \sin \theta f_1(\theta) P_l(\cos \theta) d\theta \right\} \right] P_l(\cos \theta) \quad (1)$$

で表され、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、 t/λ は平均散乱回数である。)

今年の EGS 研究会では、Yennie らの変換 [7] による収束の加速について報告したが、 θ が小さい領域では、 l が非常に大きくなるまで $P_l(\cos \theta)$ の値がほぼ 1 のままなので、変換の効果が得られない。したがって、クーロン散乱による曲がり角が小さい高エネルギー粒子に対しては、この変換による収束の加速が期待できない。しかし、 $\theta \ll 1$ のとき、 $P_l(\cos \theta) \approx \sqrt{\theta/\sin \theta} J_0[(l + \frac{1}{2})\theta]$ と、オイラー・マクローリンの総和公式

$$\sum_{l=0}^{\infty} f(l + \frac{1}{2}) = \int_0^{\infty} f(x) dx + \frac{1}{24} f'(0) + \dots \quad (2)$$

を利用すると、(1) 式は小角近似理論による式

$$f_{\text{SA}}(\theta) = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\theta/\sin \theta} \int_0^{\infty} \eta \exp \left[-\frac{t}{\lambda} \left\{ 1 - \int_0^{\infty} \theta f_1(\theta) J_0(\eta\theta) d\theta \right\} \right] J_0(\eta\theta) d\eta \quad (3)$$

と一致する [6] ので、入射粒子のエネルギーが高い場合は、比較的高速な数値積分により $f(\theta)$ を計算することが可能となり、誤差が許容される範囲で (3) 式を使えば、多重散乱分布の計算時間が短縮されることが期待できる。

そこで、今回は何種類かの条件で f_{GS} と f_{SA} の計算結果を比較し、小角近似による計算の相対誤差を評価した。その結果、例えば $\sqrt{E(\theta^2)} \sim 0.1$ のとき、 $\theta \lesssim 0.3$ での誤差が 1% 程度以下となることがわかった。

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)

汎用版 EGS5 コントローラ

杉田武志 (科学システム研究所)、鳥居建男 (原子力機構)

1. 概要

高エネルギー加速器研究開発機構等で開発されているモンテカルロ法を用いた電子・光子の輸送計算コード EGS5 は、ユーザーが粒子の発生や評価量等の条件をユーザープログラムとして作成し実行する必要があるため、線源データや計算体系および評価量の取得等の設定方法、計算コードの構造、プログラム作成のための Fortran 言語等に習熟していなければなりません。開発した本支援ツールは、ユーザーが簡便に Windows 上で EGS コードを使用できるように、ユーザープログラムを作成することなく、グラフィカルインターフェイス(GUI)による入力データの作成や実行を制御するものです。以下に本支援ツールの主な特徴を示します。

[主な特徴]

- ④ GUI による EGS コードの入力を作成し、実行を制御します。



図 1.1 CG 形式による計算体系の作成画面例

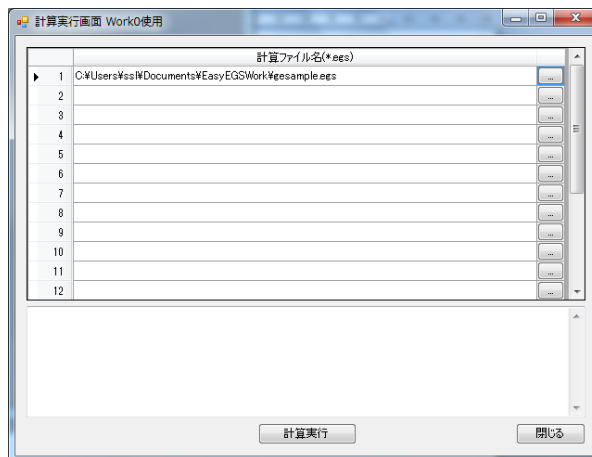


図 1.2 実行画面の例

- ② 複数の線源形状や目的に応じた評価量（線量、検出器の応答関数等）を用意し、入力データを容易に作成できます。

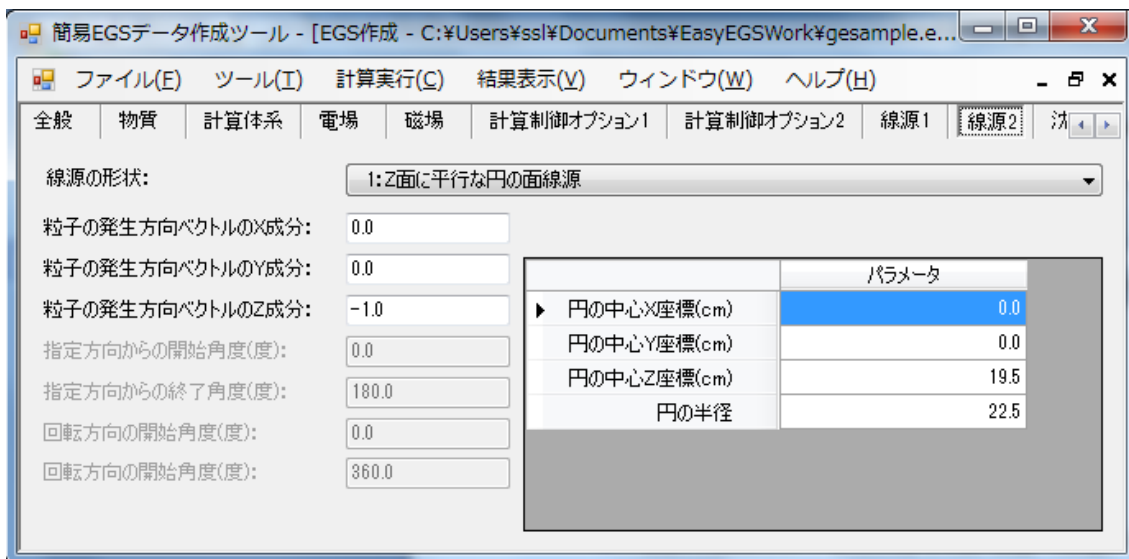


図 1.3 線源設定の例

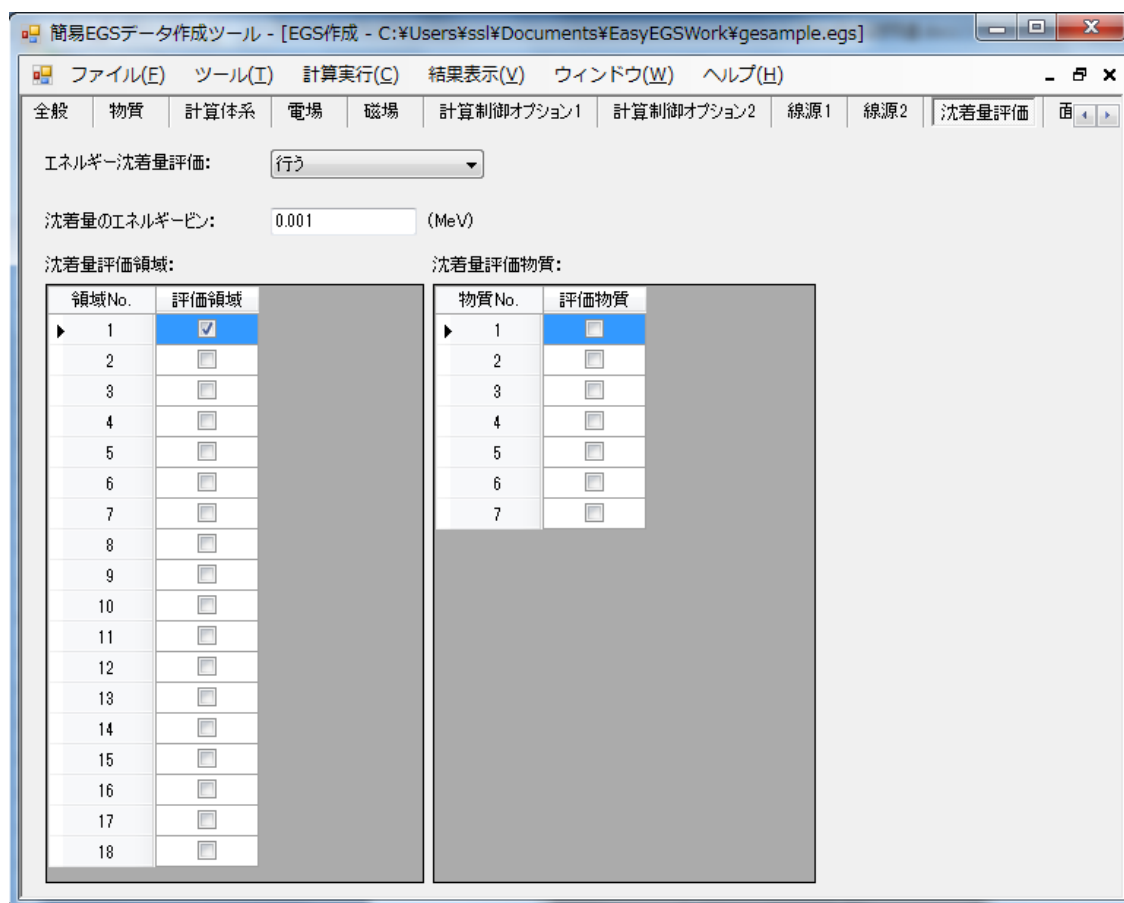


図 1.4 評価量を求める条件の設定例

- ④ 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できます。

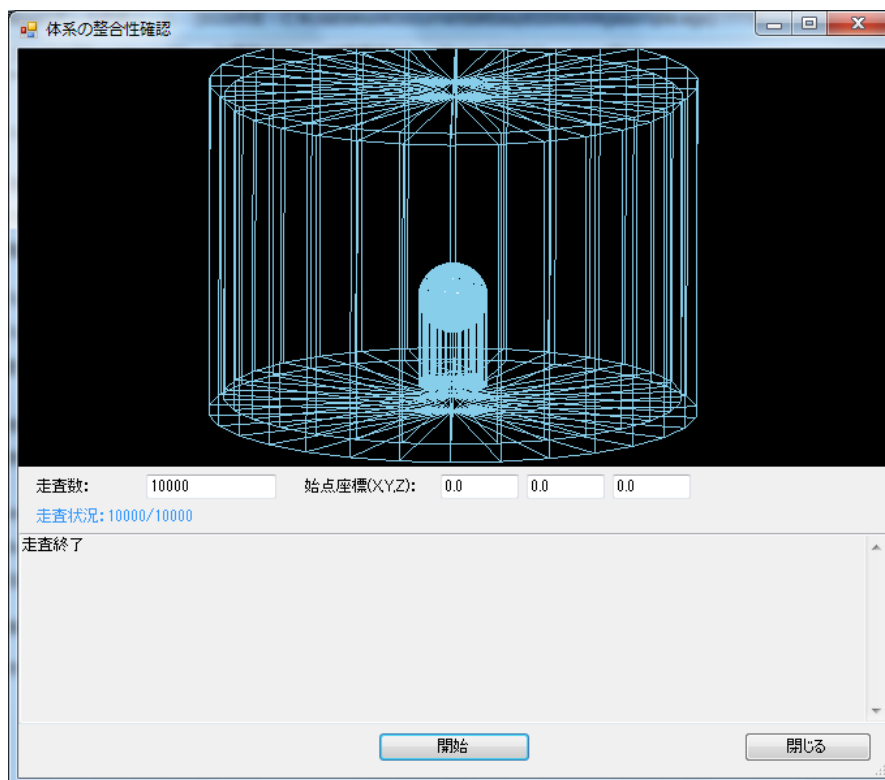


図 1.5 計算体系の整合性確認例

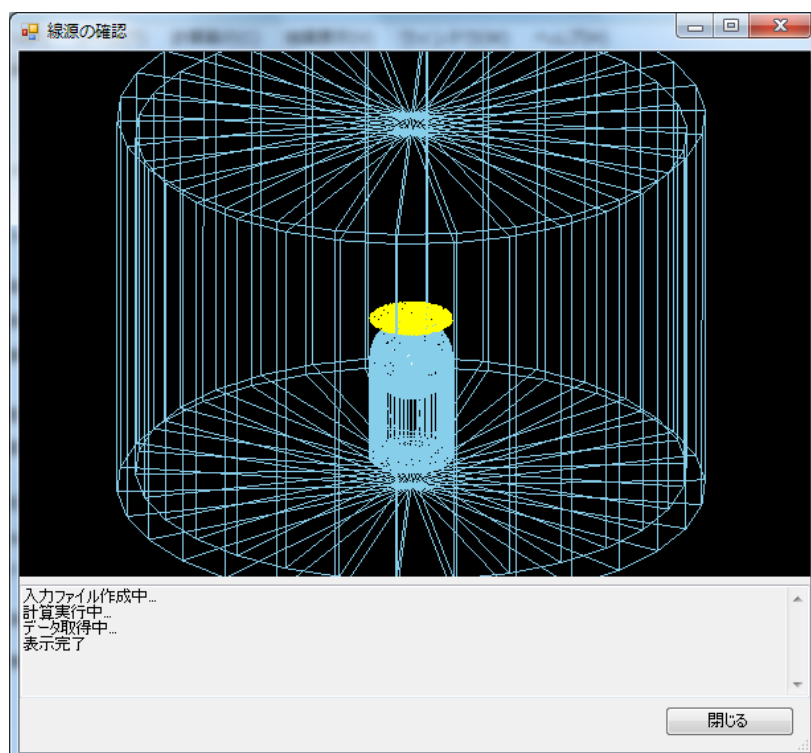


図 1.6 粒子発生位置確認例

- ④ Excel 等の表形式でデータ出力します。

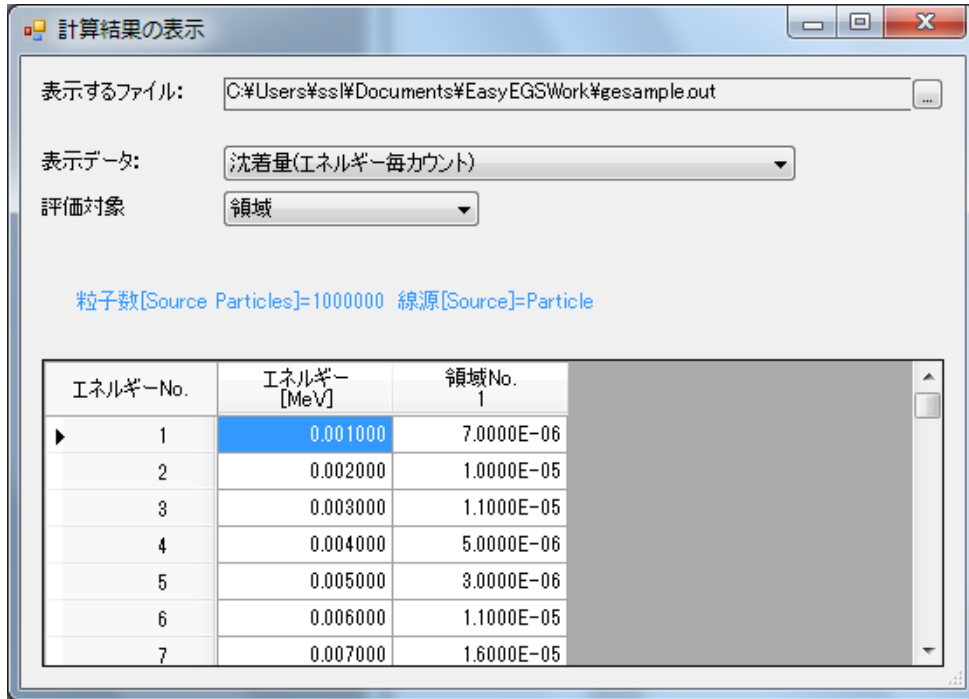


図 1.7 沈着量表示例

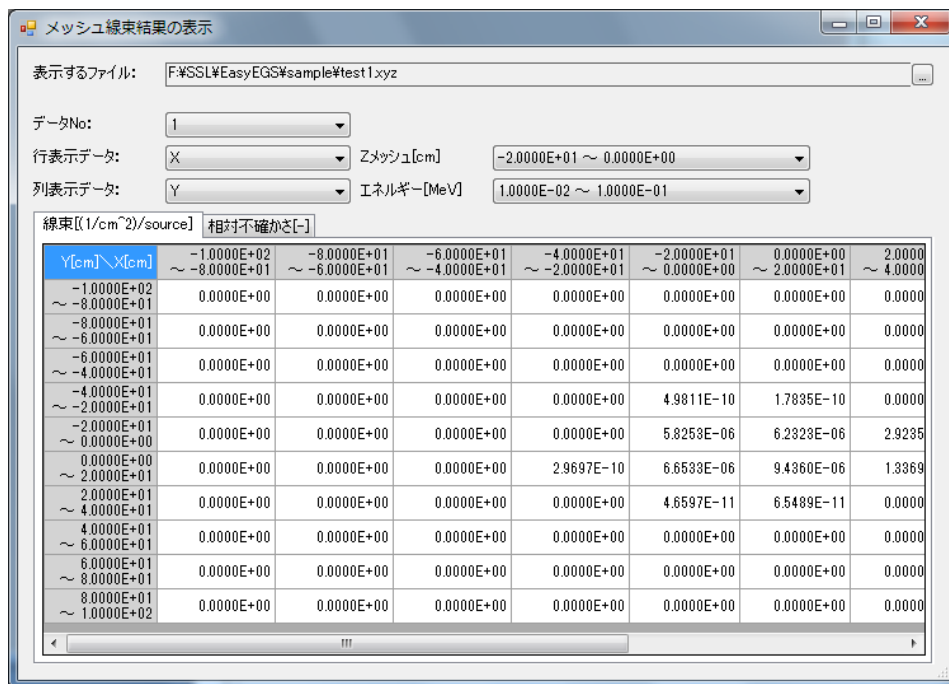


図 1.8 メッシュにおける線束量表示例

2. 取扱説明

(1) EGS5 環境の設定、(2) 物質データの編集、(3) 計算条件の設定、(4) EGS5 コードの計算実行、(5) 計算結果の表示、(6) ウィンドウの設定および(7) ヘルプ機能について説明します。

Dual-EnergyCT における散乱線の影響について

徳元健太¹⁾, 山崎陽一²⁾, 戸田尚宏²⁾

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

Abstract

X線CT(CT: X-ray Computed Tomography) において物質のエネルギー毎の情報を抽出する方法として, Dual-Energy 法(以下, DE法とする) によるものがある. DE法では, 対象物の線減弱係数 $\mu(\epsilon)$ (ϵ はエネルギーを表す)を2つの基底関数, $\Gamma(\epsilon)$, $\Psi(\epsilon)$ の線形和として

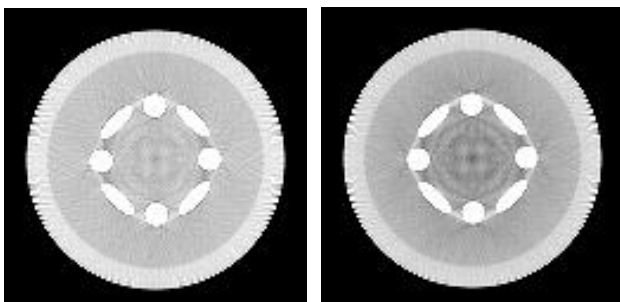
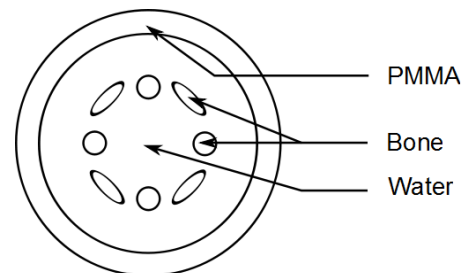
$$\mu(\epsilon) = \gamma\Gamma(\epsilon) + \phi\Psi(\epsilon)$$

のように近似的に表現する方法である. $\Gamma(\epsilon)$, $\Psi(\epsilon)$ としては様々考えられるが, 光電効果要素とコンプトン散乱要素の反応断面積の関数が多い. この原理に基づくCTでは, 対象空間の各点での結合係数 γ , ϕ を投影データから推定(断層像再構成)することで従来のCTでは用いられてこなかったエネルギー毎の画像を得ることができ, また本質的にビームハードニングの影響が除かれることから診断精度の向上が期待できる.

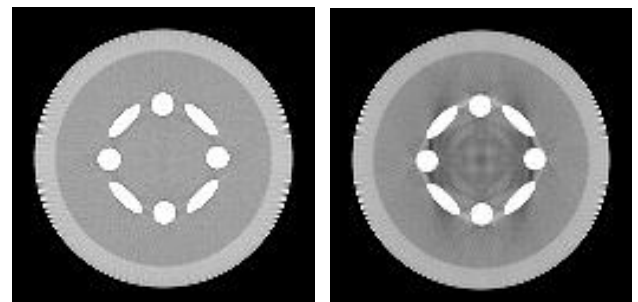
しかしながら, これまで実用的な応用とともに広く普及するには至っていない. この最大の要因として, CTの主流がファンビームからコーンビームに移行しつつある現状の中で, 散乱線の影響を十分に検討できていない事が考えられる. そこでEGS5を用いX線CTの環境をシミュレートすることで, DE法に対する散乱線の影響を検討した.

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する. X線管球および検出器から回転中心までの距離は42[cm]とする. また, 管球からは管電圧が140[kVp]で1[mm]厚の銅製のフラットフィルタを得たスペクトル並びに2[cm]のアルミニウムフィルタを通したスペクトルの2種類が照射されるものとする. ビーム形状はコーンビームとし, ファン角を35 [deg], コーン角を5 [deg]とする. 検出器はNAI製の円筒型を仮定しアレイ状にファン角35[deg]に512個並んでいるものとする. ファントムとしては, 直径24 [cm]のアクリル製の球殻の中に直径20 [cm]の水の球体を配置し, さらにその中に骨組織より構成した長軸が4 [cm]の楕円体, 直径2 [cm]の球体を配置したものを用いる. 測定は, 回転角度方向に1 [deg]毎に照射し, それらを独立なプロセスとしてそれぞれ乱数の初期値を設定し検出される総光子数を 10^7 とした.

図1aに散乱線を除いた場合, bに散乱線を含めた場合の通常CTによる再構成画像を示す. さらに, 図2はDE法を用いた場合の再構成画像であり, aが散乱線を除いた場合, bが散乱線を含めた場合である. 散乱線を含めない場合, DE法は極めて再構成精度が良いが散乱線が測定値に含まれると通常CTの再構成画像と同程度にアーティファクトを生じ劣化してしまう. 今後これを補正する方法を検討していく.



a. 散乱線を除いた場合 b. 散乱線を含めた場合



a. 散乱線を除いた場合 b. 散乱線を含めた場合

図 1: 通常の CT 再構成画像

図 2: DE 法を用いた場合の再構成画像

Dual energy CT における線量評価の精度検証

林大貴¹⁾、小山修司¹⁾

1) 名古屋大学大学院医学系研究科

【目的】

近年、CT 装置の撮影技術の発展が急速に進んでいる。なかでも、異なる種類の管電圧を用いてスキャンを行う Dual energy CT : DECT が注目され、臨床の場で普及しつつある。しかし、DECT における明確な線量測定方法は未だ定まっておらず、従来の単一の管電圧を用いる撮影法（以下 Single energy CT : SECT と呼ぶ）と同様、Computed tomography dose index : CTDI を用いて線量測定を行っている。そこで、CTDI を用いた測定方法が正確かどうか検証した。

【方法】

シミュレーションにおける線源情報として、東芝の CT 装置 (TCT-300) のものを模した。入射エネルギーは従来の SECT を想定した管電圧 120kV のものと、DECT で一般的に用いられている、管電圧 80kV と 140kV のものを用いた。実効エネルギーは Tucker の計算式を用い、管電圧 120kV で 54keV となるよう固有ろ過 (AL 当量) を調整し、同じ固有ろ過で 80kV、140kV の実効エネルギーを算出したところ、それぞれ 45.41keV、57.58keV となった。ファントムは人体等価の水ファントムと、CTDI 測定用のアクリルファントムを作成し、用いた。

また、DECT では、管電圧ごとの線量比を決めなければならないが、今回はアクリルファントムを透過して検出器に到達する光子数が同じになるような線量比をシミュレーションで計算し、これをシミュレーションコードに組み込んだ。計算結果は、80kV : 140kV = 69.4% : 30.6% となったので、これを中心に、線量比を 59.4% : 40.6% ~ 79.4% : 20.6% まで、5% ずつ変動させ、線量比の違いによる影響を確認した。

【結果】

水ファントム、アクリルファントムでの各取得領域で得られたエネルギーを、取得領域の体積と、取得領域の密度で除して吸収線量を算出した。そして SECT での吸収線量と DECT での吸収線量の、ファントム間での違いを比較するため、アクリルファントムでの吸収線量に対する水ファントムでの吸収線量の比を、ファントムの中心位置と表面付近の 4 か所、計 5 か所算出した。その結果、SECT では中心が 1.387、表面付近の平均が 1.366 であり、DECT では中心が 1.300、表面付近の平均が 1.371 であった。さらに、吸収線量比の違いを見るため、SECT の吸収線量比に対する DECT の吸収線量比を算出したところ、中心が 0.937、表面付近が 0.988 となった。

また、管電圧 140kV の線量の割合に対し、80kV の線量の割合が多くなるほど、中心位置の線量比の差は大きくなっていった。

【考察】

結果より、ファントム表面付近の吸収線量比は従来の CT と DECT 間であまり変化は見られなかったが、中心では DECT による方が、約 6.3%、線量比が小さくなっていった。これより、DECT において、従来 CT と同様にして CTDI から人体の吸収線量を換算すると、吸収線量を多少ではあるが過大評価していると考えられる。この原因についての考察はこれからの課題とする。

放射線・光連成解析手法によるシンチレーション検出器の応答解析

林 真照, 西沢 博志, 仲嶋 一, 中西 正一

三菱電機株式会社

【背景】

シンチレーション検出器では、検出器と放射線との相互作用であるシンチレーション発光、およびその後段の集光過程により、検出器の応答が決まる。しかし、検出器が大型化するにつれて、検出器内での光の吸収や減衰が無視できなくなり、検出器応答に対する光の伝播過程の影響が大きくなる。このため、シンチレーション検出器の応答を正確に求めるには、放射線とシンチレータの相互作用だけでなく、光伝播特性も考慮する必要がある。

【方法】

シンチレーション検出器の最終出力である電荷出力 Q は式 (1) で表されるが、エネルギー付与のみに注目した解析では、その後の集光効率の低下による検出器全体の出力低下は解析できないため、解析精度の点で不十分である。同じく、光学材料の物性のみからでは、放射線入射と連動した形での局所的な光学特性(例えば端部での集光効率低下等)は解析できない。

そこで、大面積プラスチックシンチレータを例に、光伝播過程を考慮した解析手法を構築した。本解析手法では、まずEGS5 による放射線挙動解析により ΔE を求める。次に、シンチレーション発光点からライトガイドを介して光電子増倍管に入射するまでの光伝播過程の解析にて F_{optical} を算出する。最終的にそれらを連成させ検出器の応答を算出する。

$$Q = \Delta E \times N_{\text{scin}} \times F_{\text{optical}} \times f_Q \times G \times e \quad (1)$$

- ΔE : 検出器へ付与されたエネルギー
- N_{scin} : シンチレーション発光効率
- F_{optical} : シンチレーション光の伝播効率
- f_Q : 光電子増倍管光電面の量子効率
- G : 光電子増倍管の増幅率
- e : 素電荷

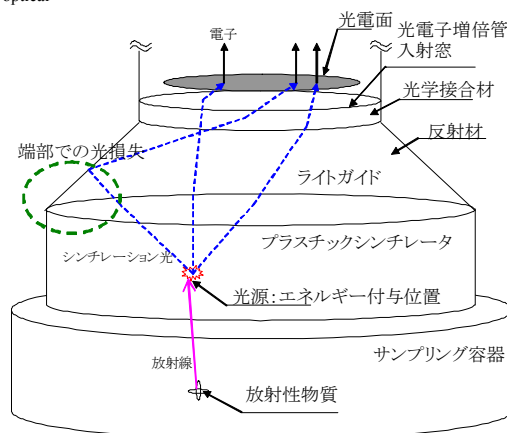


図1 放射線・光連成解析モデルの一例

連成解析手法の妥当性については、 β 線密封線源を用いた検証試験を実施し、測定結果と解析結果の比較から評価を行った。

【結果】

β 線密封線源 (^{208}Tl および ^{137}Cs) に対する測定の結果、放射線・光連成解析によるシミュレーション結果は、50keV以下の低エネルギー領域を除いて、密封線源の強度誤差範囲内で検出器の応答を再現していることが確認された。

研究会では、放射線・光連成解析手法の構築と検証結果の詳細について報告する。

ホールボディカウンタ校正用 密封シート線源の計数効率のシミュレーション

○河野竜司, 石樽信人 (名大院医)

1. 目的

現在ホールボディカウンタ (以下 WBC) の校正に用いられているファントムには、(1)実際の人体形状との違い、(2)放射能の体内均一分布にしか対応できない、(3)別の核種の線源への交換が困難、(4)漏洩による環境や検出器の汚染の可能性などの問題が存在する。これらの問題を解決するために、密封シート線源による WBC の校正用ファントムの開発を試みている。実際の校正に使用されている核種を用いて線源作製を行う前にモンテカルロシミュレーションより本方法の特徴を検討した。

2. 方法

モンテカルロシミュレーションコードに EGS5 を使い、体系データとして Table.1 に示すような楕円柱を組み合わせたファントム形状を構成し、胸腹部に線源がある状態における計数効率の算出を行った。体積線源は、体系全体に線源がある均一分布を模擬し、シート線源は、2.5cm 間隔でシートがある状態を模擬した。 γ 線のエネルギーは ^{137}Cs を想定し 0.662MeV とした。

Table.1 体系データ

部位	短径[cm]	長径[cm]	高さ[cm]	体積[cc]
胸部	20	30	40	17000
腹部	20	36	20	9990

3. 結果

検出器 (NaI(Tl)) 内の沈着エネルギーより作成したスペクトル (Fig.1) には、検出器を覆う鉛遮蔽体から放出される特性 X 線、ヨウ素の特性 X 線のエスケープピーク、およびコンプトンエッジが明瞭に確認される。

体積線源とシート線源では、Fig.2 に示すように検出器までの距離が 6cm の点を除きシート線

源の方が僅かに計数効率が高いという結果が得られた。しかし、計数効率が低くなった 6cm の点も約 1%低いのみで、計数効率の高くなった他の点も約 1%の差異であり、WBC の校正に密封シート線源を用いることは問題がないと考えられた。

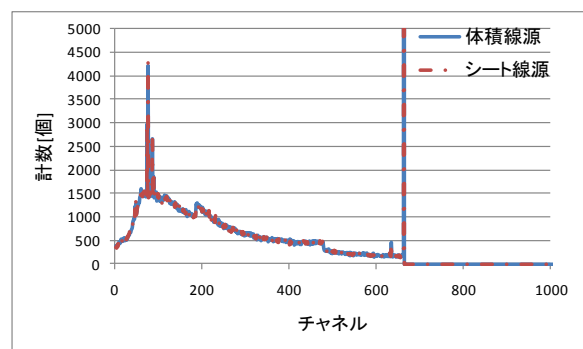


Fig.1 スペクトル (検出器までの距離 : 2cm)

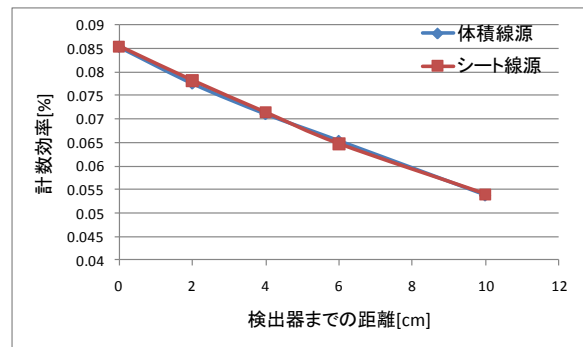


Fig.2 計数効率の比較

4. 結論

シート線源は体積線源を十分な正確さで模擬出来ていると考える。今後、現在校正に使用されている放射能を考慮し、最適なシート線源の放射能を考え、運搬などの事情も考慮しシミュレーションおよび実際の線源作製を行う。

ICRP/ICRU ボクセルファントムを用いた甲状腺比吸収割合評価

日本原子力研究開発機構 安全研究センター

○木村 仁宣、木名瀬 栄

国際放射線防護委員会(ICRP)は、等価線量などの防護量を評価するため、成人の標準男性と標準女性のコンピュータモデルを開発し、ICRP Publ.110 の付属データ (ICRP/ICRU ボクセルファントム) として公開した。公開された ICRP/ICRU ボクセルファントムは、ICRP 第2 専門委員会のタスクグループ DOCAL により、内部被ばく線量評価上必要となる光子・電子の比吸収割合(SAF)-線源領域内の特定の放射線タイプとして放出され、1kg の標的組織に吸収されるエネルギー割合-算定に利用されている。しかし、これまで、ICRP DOCAL が ICRP Publ.110 などに報告した、光子・電子の比吸収割合は、胃壁、肺などの組織荷重係数が大きい臓器を標的組織とした場合のみのデータであり、原子炉事故時の公衆の被ばく線量評価(レベル 3PSA)で重要になる甲状腺の自己 SAF などは含まれていない。そこで、本研究では、電磁カスケードコードである EGS4 を用い、甲状腺を線源または標的組織とした場合の光子・電子 SAF、特に甲状腺の自己 SAF を評価するとともに、甲状腺に関連した ICRP Publ.110 の SAF との相違を明らかにした。線源は、甲状腺内均一分布を仮定し、光子、電子それぞれ単色とした。エネルギーは、10keV から 10MeV までとした。光子、電子のカットオフエネルギーは、それぞれ 1keV、10keV とした。本研究の結果、①自己 SAF は放射線エネルギーに依存すること、②本研究で評価したクロスファイア SAF は ICRP Publ.110 のデータとよく一致するものの、低エネルギー電子に対するクロスファイア SAF は ICRP Publ.110 の SAF と異なることを明らかにした。放射線防護に用いる信頼性の高い SAF を評価するには、利用する計算コードの、カットオフエネルギー、制動放射線の取り扱い、統計精度の考慮などが重要であると考える。

体外計測法に関する EURADOS 国際相互比較研究

日本原子力研究開発機構

○木名瀬 栄 高橋 聖*

欧州線量評価委員会 (EURADOS) は、様々なモンテカルロコードを対象として、2002 年から 3 度の体外計測法に関する国際相互比較研究を行ってきた。評価対象は、点線源、脚部や胴体部のボクセルファントムに対する Ge 半導体検出器の応答解析である。①2002 年に実施された QUADOS プロジェクトでは、点線源から放出される単色光子 (15keV～1000keV) に対する Ge 半導体検出器の応答関数解析や Ge 半導体検出器のモデリングに関する不確かさ解析、②2005 年に実施された CONRAD プロジェクトでは、膝骨中に均一に分布した ^{241}Am 含有ボクセルファントムに対する Ge 半導体検出器の応答関数解析、③2009 年から実施されている現在進行中のプロジェクトでは、肺中に均一に分布したウラン含有ボクセルファントムに対する Ge 半導体検出器の応答関数解析について検討してきた。報告者は、これまでの EURADOS の体外計測法に関する国際相互比較研究において、アジアで唯一すべてに参加し、モンテカルロモデリングの不確かさなど、様々な知見を得た。本報告では、EURADOS 国際相互比較研究で得た知見、特に体外計測法におけるモンテカルロシミュレーションとボクセルファントムの利用法などについて述べる。

*現在：原子力安全委員会

AAPM TG-43 における $g(r)$ 関数について

辻 修平, 成廣 直正[†]

川崎医科大学

[†] 川崎医療短期大学

^{192}Ir 線源を使用した高線量率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。この治療の吸収線量は、一般に、AAPM の TG-43 に従って、治療計画装置により計算される。TG-43 によれば、任意の位置 r, θ における単位時間当たりの吸収線量 $\dot{D}(r, \theta)$ は、(1) 式のように示される。

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

ここで $g(r)$ 関数は、ある一定の大きさ、形状の水ファントムを使い、線源やカプセルの材質、形状ごとに調べられたものである。

川崎医科大学附属病院の高線量治療は、Nucletron 社製の線源 microSelectron-HDR v2 を使用している。治療計画には、同社の Oncentra を使用しており、その計算プログラムも AAPM の TG-43 に従っている。治療計画の計算に用いられている $g(r)$ 関数は、線源 microSelectron-HDR v2 用の関数を使用している。任意の位置での値は、Daskalov¹⁾ らのデータにより、照合、確認がなされている。

Daskalov¹⁾ らの $g(r)$ 関数は、線源を microSelectron-HDR v2 を使用したものではあるが、直径 30cm の水球体ファントムに限定して調べた値になっている。よって、この $g(r)$ 関数を使用した治療計画装置の計算では、患者体型にかかわらず、計算されているため、患者体型、すなわち散乱体の大きさ、形状によって線量が変わることが考えられる。

今回、ファントムの大きさ、形状を変化させて、EGS5 で吸収線量を調べた。この吸収線量から $g(r)$ 関数を求め、ファントムの大きさ、形状ごとの $g(r)$ 関数について検討した。

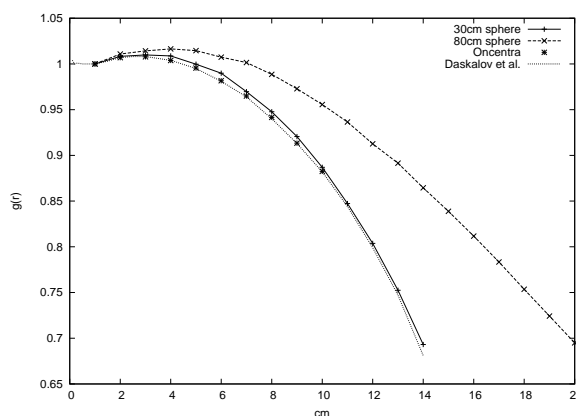


図 1: EGS5 を使って計算させた直径 30cm、80cm の球型ファントムでの $g(r)$ 関数

参考文献

- 1) M. Daskalov, E. Loffler, and J. F. Williamson, Med. Phys. 25 2200, (1998)

LINACにおける EGS5 を用いたモンテカルロ計算による仮想的な面線源の検討

良知寿哉, 太田健児, 邊見篤志, 田村命, 岩本康史, 小森雅孝, 小幡康範

名古屋大学大学院 医学系研究科

【背景】

放射線治療では扱う放射線が高エネルギーであるため、その相互作用は画像領域と大きく異なる。そのため EGS5 を用いたモンテカルロシミュレーションにおいて、ターゲットから水ファントムまでの計算を統計誤差 (fractional standard deviation) を 1% 以下にするためにおよそ 220 日という莫大な時間がかかってしまい、その実用性はかなり低くなってしまった。そこで本研究では、その実用性を向上させるために高エネルギー領域の光子における時間短縮の検討を行った。

【方法】

ターゲットから水ファントムまでの体系データは VARIAN の CLINAC シリーズより CGView を用いて作成した。用いる放射線のエネルギーは 4 MeV とした。またガントリーの構造で可動するものは jaw と MLC であることから、光子や電子はターゲットからフラットニングフィルタまで常に同じ挙動をすることとして、フラットニングフィルタ透過後の分布を参考に面線源の作成ができると考えた。仮想的な面線源の作成に当たり、フラットニングフィルタと jaw の間の空間でフルエンスマップを取得し、各場所における個数に応じて面線源を複数に分割し、さらに光子と電子の発生割合も考慮した。面線源を用いて PDD と OCR を取得し、CLINAC2100EX の実測データと比較検討を行った。今回は MLC についての検討は行わず、jaw は 10 cm × 10 cm で固定した。

また面線源における方向余弦はその大多数がターゲットの中心点と、面線源上で光子や電子が発生した座標を結んだ線上とした。加えて、面線源に含まれる散乱線を考慮し、それらは乱数により方向を決定した。

【結果・考察】

実測値と比較したところ PDD はほぼ一致した。しかしながら OCR においてエッジ部が大きくなり、半影が小さくなる傾向を示した。その違いは散乱線によるところが大きいと考えられ、仮想線源内に含まれる散乱線の全体に対する割合と、その方向余弦の検討が必要ではないかと考えられる。

模擬腫瘍および肺模擬ファントムを用いた不均質領域の線量分布の検討

太田健児¹⁾, 松永卓磨²⁾, 羽原幸作³⁾, 安井啓祐⁴⁾, 青山桂子⁵⁾, 丸地順子⁶⁾

下郷智弘¹⁾, 小幡康範¹⁾, 小森雅孝¹⁾

名古屋大学大学院医学系研究科¹⁾, 聖隷浜松病院²⁾, 広島赤十字・原爆病院³⁾, 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⁴⁾, 一宮市民病院⁵⁾, 名古屋大学医学部保健学科⁶⁾

【背景・目的】

人体は肺野領域の低密度物質や骨や歯などの高密度物質など不均質な物質で構成されており放射線治療において線量計算を行う際、物質の違いによる光子や電子の散乱の違いを考慮する必要がある。今回はポリスチレンを使用した模擬腫瘍とコルクを使用した肺模擬ファントムを用いて不均質部の線量計算について、放射線治療計画装置(RTPS) (Eclipse , Xio)の計算アルゴリズムとモンテカルロ(MC)コード EGS 5 (electron gamma shower 5)によるシミュレーションとの結果を比較し検討する。

【方法】

照射条件は Clinac21EX の出力する公称エネルギーが 4, 10 MV X 線、照射野 4×4, 5×5, 7×7 cm² である。実験体系は線源表面間距離(SSD) 89 cm、線源標的間距離(STD) 100 cm の 22 cm 立方のコルクファントムで中心部には直径 4 cm の球体を配置されている。その体系を RTPS に CT データとして取り込み、各アルゴリズム PBC(pencil beam convolution), AAA(analytical anisotropic algorithm), SP(super position)で線量計算を行い線量分布および深部線量比を取得した。また同様の幾何学的条件、照射条件で EGS 5 によるシミュレーションを行い、線量分布と深部線量比を比較検討した。EGS 5 の線質については文献[1]の 4 MV と 10 MV の X 線スペクトルを使用した。

【結果】

EGS 5 の結果を深さ 11 cm で正規化した深部線量比で比較すると 4 MV では SP, PBC が比較的良い一致を示した。一方で AAA は模擬腫瘍内で他に比べ線量低下の勾配が強く、異なる結果を示した。10 MV では PBC が他に比べ明らかなリビルドアップが見られず、異なる結果を示した。EGS5, AAA では腫瘍近傍入射側で腫瘍からの後方散乱による線量上昇が見られたが SP では見られなかった。また、4 MV の時と同様に AAA は模擬腫瘍内で他に比べ線量低下の勾配が強く、異なる結果を示した。

参考文献

- [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)

EGS5 を用いた X 線 CT におけるファントム内線量分布の詳細な解析

所属略称：名大院医

発表者：羽場友信

(1) 目的

X 線単純撮影領域にてファントム表面から深部への PDD(Percentage Depth Dose)を取得したところ、ピーク線量位置がファントム表面からやや深部にシフトする現象が見られた。X 線 CT 領域、特に近年普及しつつある 320 列 CT では体軸方向に約 16[cm]と非常に広い X 線ビーム幅を有し、X 線エネルギーも高いため、この影響はより顕著に出現すると思われた。この様子について、実測でファントム内部の線量分布を測定することは困難であるため、EGS5 コードを用いたモンテカルロシミュレーションを行い、320 列 CT におけるファントム内部線量分布の詳細な解析を行うことを本研究の目的とする。

(2) 方法

シミュレーション体系として、アクリルファントムを直径 320[mm]、長さ 600[mm]、アイソセンタをファントム中心とし、線源-アイソセンター間距離を 60[cm]、管電圧を 120[kV]とした。体軸方向 X 線ビーム幅は 320 列 CT を模擬し、16[cm]とした。なお、より正確なシミュレーションを行うために、CT 装置に装着されている Beam Shaping Filter による影響もシミュレーションに組み込んだ。

ファントム内部での線量分布を評価するために、ファントム表面から深部への PDD を 1.0[mm]毎に取得した。この際、コンプトン散乱線成分と一次線成分による PDD を別々に取得した。

(3) 結果

ファントム内部の PDD について、体軸方向ビーム中心ではピーク線量位置は表面から約 18[mm]の深さにあり、吸収線量は表面より約 11[%]持ち上がっていた。また、コンプトン散乱線成分におけるピーク線量も同様の傾向を示した。一方、一次線成分のみによるピーク線量の位置はファントム表面であった。

(4) 考察

シミュレーションの結果より、ファントム内部において、ピーク線量位置が表面からやや深部にシフトする現象は、コンプトン散乱線による影響であると考えられる。また、ピーク線量位置が表面から約 18[mm]の深さであることから、周辺線量としてファントム表面からの深さを 10[mm]で測定している従来の CTDI_w(weighted Computed Tomography Dose Index)では被ばく線量を過小評価している可能性があると考えられる。

1. 目的

連続スペクトルを有する X 線がファントムに入射すると、光子は各エネルギーに応じた確率で相互作用を起こす。そして、X 線スペクトルの形状は変化し、すなわち、線質が変化する。一般的に、ファントム内に入射した連続 X 線は、減弱の影響を受けて、深さ方向に進むに連れて線質は硬くなるといわれている。しかし、実験体系の幾何学的な問題により、深さに応じた物質内の X 線スペクトルを測定することは難しく、実際のファントム内の X 線スペクトルの変化の仕方は明らかになっていない。本研究では、EGS5 を用いることによって、実際には測り得ないであろう、ファントム内における連続 X 線のエネルギースペクトルの変化を分析する。

2. 方法

X 線 CT を想定し、線源とファントム中心の距離を 60cm とし、ファントム周囲で扇形線源を 360 度回転させる配置とした。ファントムは円筒形の水とし、直径を 32cm、厚さを 20cm とした。ファントム内部には、中心を通る鉛直軸上と水平軸上に、直径が 1cm、厚さが 0.5cm の円筒を重ねないように 2mm の間隔をとって配置し、この小さな円筒を通過した光子のエネルギースペクトルを取得した。通常配布されている EGS5 では、howfar を用いて円筒を作成する場合は、円筒中心軸が z 軸上に固定されているため、xy 平面に円筒を動かすことができるよう、コードを書き足した。

また、X 線 CT に備わっているビーム成形フィルタの影響を考慮するために、実測から得られたフィルタ透過後のファンビーム角度ごとの線量分布とエネルギースペクトルのデータを入射スペクトルに組み込んだ。また、実測に基づき、ファンビーム中心スペクトルの実効エネルギーを 54keV とした。エネルギースペクトル取得領域を通過した光子数に対する標準誤差を 1%未満となるように計算を行った。

3. 結果

エネルギースペクトルの変化は、ファントムに入射した連続 X 線に対して、実効エネルギーに換算して、最大で+4.2%、最小で+3.6%となった。深さ方向において、ファントム内部のエネルギースペクトル分布はほぼ同じ形状を保った。

4. 考察

ファントム内部の各点で、エネルギースペクトルの形状に大きな変化が見られなかった。これはファントム内の各点について、それ以前の部分で連続 X 線の低エネルギー成分が吸収されたものが到達するが、周りの点から飛来する散乱光子が、その点での低エネルギー成分増加に寄与するためだと考えられる。

第18回EGS研究会プログラム

日時: 2010年8月10日、11日

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10日(水)

- 【基礎的な技術など】** 13:30-14:20
桶井 一秀 川崎医大 Goudsmit-Saunderson多重散乱分布の数値計算2: 小角近似理論との比較
杉田 武志 SSL 汎用版EGS5コントローラ
- 【Dual Energy CT】** 14:30-15:20
徳元 健太 愛知県大 Dual-Energy CTにおける散乱線の影響
林 大貴 名大医 Dual-Energy CTにおける線量評価の精度検証
- 【放射線防護・計測】** 15:30-17:10
林 真照 三菱電機 放射線・光連成解析手法によるシンチレーション検出器の応答解析
河野 竜司 名大医 ホールボディカウンタ校正用密封シート線源の計数効率のシミュレーション
木村 仁宣 JAEA ICRP/ICRUボクセルファントムを用いた甲状腺比吸収割合評価
木名瀬 栄 JAEA 体外計測法に関するEURADOS国際相互比較研究
- 【特別講演】** 17:10-18:00
平山 英夫 KEK 「EGSとの30年」 EGS研究会の主催者を終えるにあたって

(懇親会: 18時10分-19時30分 研究本館小林ホール前ラウンジ)

8月11日(木)

- 【放射線治療】** 9:00-10:15
辻 修平 川崎医大 AAPM TG-43における $g(r)$ 関数について
良知 寿哉 名大医 放射線治療における直線加速器ヘッドの仮想線源を用いたモンテカルロシミュレーションの検討
太田 健児 名大医 模擬腫瘍および肺模擬ファントムを用いた不均質領域の線量分布の検討
- 【X線CTの線量・線質】** 10:25-11:15
羽場 友信 名大医 EGS5を用いたX線CTにおけるファントム内線量分布の詳細な解析
近藤 晋平 名大医 EGS5を用いたX線CTにおける被写体中の線質変化の分析