

第13回EGS研究会 アブストラクト集

平成18年8月8日 8月10日

(会場) 3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

Automation of Step-Size Selection in EGS5-beta.....	1
<i>S. J. Widerman</i>	
軌跡とジオメトリーとジオメトリー表示プログラム CGVIEW の高度化	2
高村 篤	
フーリエ数値変換で求めるモリエール分布と角横同時分布.....	4
中塚 隆郎	
クーロン多重散乱分布の比較：数値計算、モリエール、モンテカルロ.....	5
桶井 一秀	
ガラス線量計の繰返し読み取りにおける検討.....	6
塩田 泰生	
低エネルギー領域における OSL 線量計の実測とシミュレーション.....	7
鈴木 陽	
EGS を用いたチェレンコフ光のシミュレーションの検討.....	8
角谷 倫之	
次世代 PET 装置シミュレーションにおける EGS4 と Geant4-GATE.....	9
長谷川 智之	
モンテカルロシミュレーションによる一次及び散乱線量拡散分布（ドーズカーネル）の 開発.....	10
笹森 真実	
EGS4 を用いた吸収線量の最大深の照射野サイズに対する変化の分析.....	11
吉川 真代	
治療用フィルムの線量分布測定における基礎的検討.....	12
捩垣 智博	
核医学診療における放射線防護に関する管理基準策定に関する検討.....	13
山口 一郎	
放射線感受性の高い細胞を考慮した膀胱簡易モデルにおける光子・電子のエネルギー付与 解析.....	14
渡部 陽子	
EGS4 を用いた PET 検査における患者臓器線量評価.....	15
津田 啓介	
マウスを模擬したファントム内 Y-90 線の吸収線量の計算による検証.....	16
佐藤 裕一	

馬の核医学検査における人間の外部被曝線量評価.....	17
	大野 晃治
医用電子リニアックの対向板撤去のための遮蔽壁補強に関する検討.....	18
	藤田 幸男

Automation of Step-Size Selection in EGS5-beta

U.Michigan S.J.Wilderma

The transport mechanics algorithm in EGS5 allows for significantly longer electron transport step sizes (and hence shorter computation times) than those required in EGS4 to obtain similar accuracy in the simulation of identical problems. But as different classes of problems exhibit differing step-size dependencies in all condensed history Monte Carlo electron transport algorithms, selecting the proper electron step sizes to optimally exploit the speed advantages of EGS5 in all problems can be challenging for novice users. Thus, an empirical method was devised for the initial official release of EGS5-beta (August, 2005) to automatically optimize step-size selection based on a single, material-dependent input parameter related to the size of problem tally regions. For the more recent release of EGS5-beta (March, 2006), the earlier empirical method, based on energy deposition in the so-called “infinite broomstick” problem, was modified to provide higher accuracy convergence by considering the angular distributions of electrons emerging from the front faces of “finite broomsticks.” Additionally, a numerical model for automatically selecting electron energy loss steps was developed and implemented. In this paper we review the general concepts which lead to step-size dependencies in condensed history electron transport algorithms, and we describe the empirical models for selecting optimal electron multiple scattering step sizes used in EGS5. We also examine the method used to determine electron energy loss step-sizes, and we conclude with a discussion of some relevant sample problems.

軌跡とジオメトリ表示プログラム CGVIEW (Ver2.0) の高度化

高エネルギー加速器研究機構 波戸 芳仁 平山 英夫

(有)科学システム研究所 高村 篤 杉田 武志

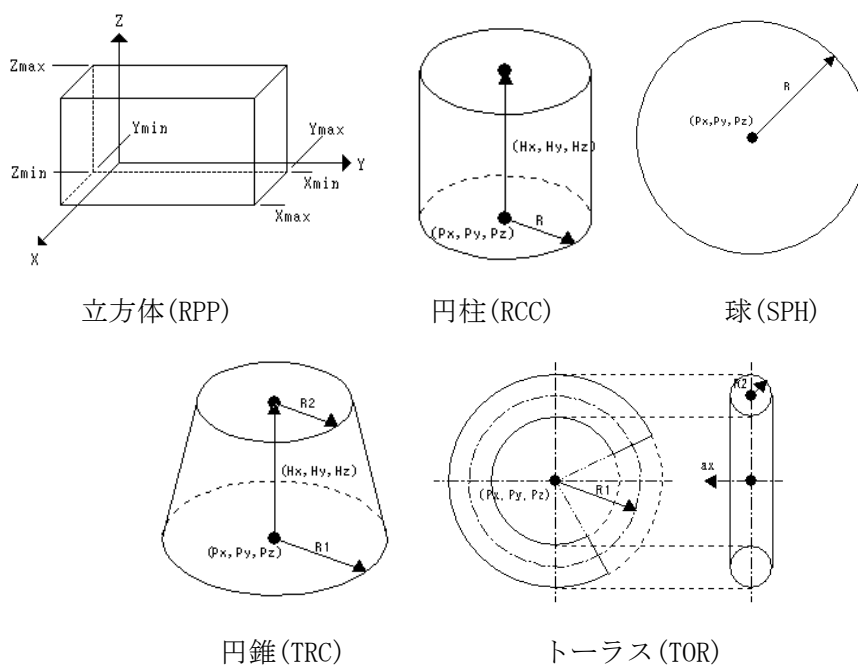
1. 概要

軌跡とジオメトリ表示プログラム(以後 CGVIEW)を公開し、使用実績を増してきたことにより、改良の要望がいくつか出てきた。また、EGS5 で使用できる CG 形状が新たに追加されたため CGVIEW の表示に関しても同様の機能追加を行い、同時に操作性の向上を図るための改良も行った。

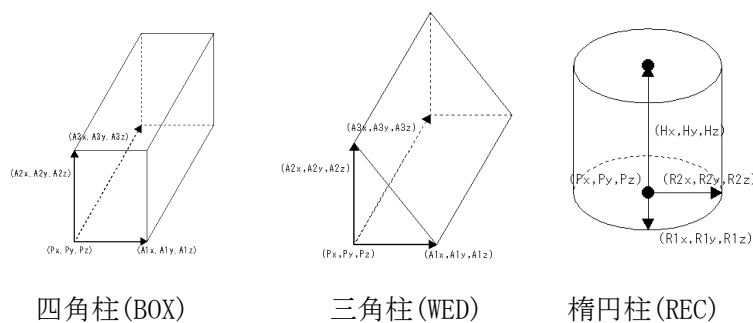
2. 機能内容

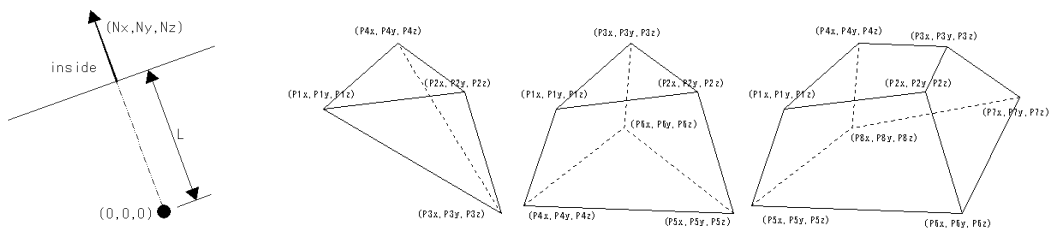
1) CG 形状

EGS5 で扱うことが出来た既存の CG 形状は以下に示す 5 種類である。



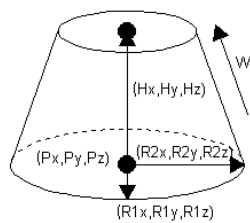
EGS5 で新たに追加された形状は以下の 8 種類であり、CGVIEW で対応できるように改良した。



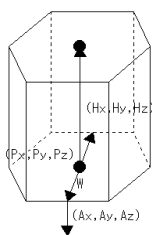


半空間 (HAF)

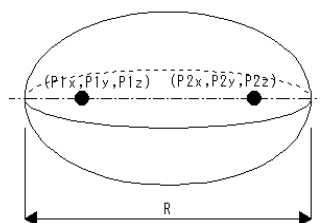
多面体 (ARB)



楕円錐 (TEC)



六角柱 (HEX)



楕円球 (ELL)

2) 入出力に使用するファイル形式の自由化

既存の CGVIEW では処理できるファイルの形式は固定フォーマットのみであったが、固定フォーマットではエディタ等による修正が煩雑になるため、フリーフォーマット及び CSV(カンマ区切り)フォーマットのファイルも処理出来るように改良した。

3) 体系作成画面での編集機能追加

既存の CGVIEW では体系を作成する場合にグリッド内へ数値を入力していく形式を採用しているが、削除や挿入等の編集機能を有していない。そこで一般的な表計算ソフトのような編集機能を追加し、操作性の向上を図った。

4) 4桁の領域番号への対応

既存の CGVIEW では領域番号は Z+2 文字 (Z00 や Z18 等) であったが、最新の EGS5 では Z+4 文字 (Z0000 や Z0018) となるため、CGVIEW の読み込みも対応できるように改良した。

5) 粒子表示機能拡張

既存の CGVIEW では粒子の表示履歴範囲を指定するには表示設定画面を開く必要があった。そのため、履歴毎の粒子を順に追って表示するような処理を行うには不便であった。そこで、凡例内に上下ボタンを追加し、マウスで表示履歴を変更できるように改良した。

6) ジオメトリ表示線の変更機能追加

既存の CGVIEW では線表示の時の線の太さは 1 ピクセルの固定であったが取り込んだ画像を拡大すると線が細く表示が見えにくくなる。そこで線の太さを任意に変更できるよう機能を追加した。

フーリエ数値変換で求めるモリエール分布と角横同時分布

中塚隆郎、 桶井一秀[†]、 高橋尚也[†]

岡山商科大商、 岡山大自然[†]

多重散乱過程の下での進行角と横広がりの同時分布の正確な知識は荷電粒子の関わる実験の精度の高い解析につながる一方、輸送過程のシミュレーションコードのベンチマークテストの手段としても重要な意義をもつ。我々はこの同時分布の特徴をフーリエ数値変換の方法を利用して明らかにする。

先ずフーリエ数値変換の方法の精度を確認するため、我々がフーリエ変換で解析的に求めたモリエール級数の高次解とフーリエ数値変換で求めた結果を比較する。解析的な解は

$$f^{(n)}(\vartheta) = 2e^{-\vartheta^2} \frac{\Gamma^{(n)}(n+1)}{\Gamma(n+1)} \sum_{j=0}^n {}_n C_j (-\vartheta^2)^j / j!$$

$$+ 2e^{-\vartheta^2} \int_0^1 \left\{ \frac{(1-t)^n}{t^{n+1}} e^{\vartheta^2 t} - \text{PP} \right\} \sum_{j=0}^{n-1} {}_n C_{j+1} (-)^j \left(\ln \frac{t}{1-t} \right)^{n-1-j} \sum_{k=0}^{[j/2]} {}_{j+1} C_{2k+1} \frac{\Gamma^{(j-2k)}(n+1)}{\Gamma(n+1)} (-\pi^2)^k dt, \quad (1)$$

$$f_P^{(n)}(\varphi) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} e^{-\varphi^2} \frac{\Gamma^{(n)}(n+1)}{\Gamma(n+1)} \sum_{j=0}^n {}_{n-\frac{1}{2}} C_{j-\frac{1}{2}} (-\varphi^2)^j / j!$$

$$+ \frac{2}{\sqrt{\pi}} e^{-\varphi^2} \int_0^1 \left\{ \frac{(1-t)^{n-\frac{1}{2}}}{t^{n+1}} e^{\varphi^2 t} - \text{PP} \right\} \sum_{j=0}^{n-1} {}_n C_{j+1} (-)^j \left(\ln \frac{t}{1-t} \right)^{n-1-j} \sum_{k=0}^{[j/2]} {}_{j+1} C_{2k+1} \frac{\Gamma^{(j-2k)}(n+1)}{\Gamma(n+1)} (-\pi^2)^k dt \quad (2)$$

ここに PP は積分路上の極の負べきの項。解析解の 6 次までの結果をフーリエ数値変換で求めた結果と比較する。また刻み幅を小さくするときのフーリエ数値変換の収束状況と収束速度を高橋秀俊の誤差論により調査する。

フーリエ数値変換を使って同時分布を求める。 y - θ_y 面に投影された角度と横広がりの同時分布を $f(\theta, y) d\theta dy$ とおく。Nishimura-Kamata 形式による Molière 理論の下では拡散方程式は

$$\frac{\partial}{\partial t} \tilde{f}(\zeta, \eta) = \eta \frac{\partial}{\partial \eta} \tilde{f} - \frac{K^2 \zeta^2}{4E^2} \tilde{f} \left\{ 1 - \frac{1}{\Omega} \ln \frac{K^2 \zeta^2}{4E^2} \right\}, \quad (3)$$

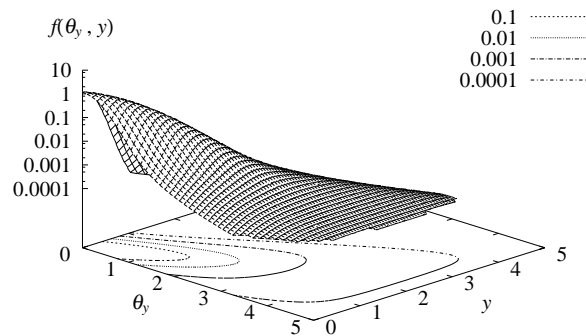
ここに ζ, η は θ, y に対するフーリエ変数である。積分すると

$$\ln 2\pi \tilde{f} = \int_0^t \left\{ -\frac{K^2}{4E^2} [\zeta + \eta(t-t')]^2 + \frac{1}{\Omega} \frac{K^2}{4E^2} [\zeta + \eta(t-t')]^2 \ln \frac{K^2}{4E^2} [\zeta + \eta(t-t')]^2 \right\} dt'. \quad (4)$$

よって角度と横広がりの同時分布の周波数空間における解は

$$\tilde{f} = \frac{1}{2\pi} \exp \left[\frac{1}{\Omega} \frac{K^2 t}{4E^2} \frac{1}{3\eta t} \left\{ (\zeta + \eta t)^3 \ln \frac{K^2 (\zeta + \eta t)^2}{4E^2 e^{2/3 + \Omega}} - \zeta^3 \ln \frac{K^2 \zeta^2}{4E^2 e^{2/3 + \Omega}} \right\} \right]. \quad (5)$$

これに Fourier 2 重数値積分を施すことにより同時分布が得られるが、まずは以下の予備的な結果を得ている。



クーロン多重散乱分布の比較： 数値計算、モリエール、モンテカルロ

桶井一秀[†]、中塚隆郎[‡]、高橋尚也[†]

[†] 岡山大学

[‡] 岡山商科大学

EGS4, Geant3 など、高エネルギー荷電粒子を扱う、従来のモンテカルロコードでは、モリエール理論に基づいてクーロン多重散乱がサンプリングされる。しかし、モリエール分布は、物質の厚みが薄すぎても厚すぎても適用ができなくなる。すなわち、“多重散乱”といえないほど散乱回数が少ない場合や、小角近似が成り立たないほど散乱角度が大きくなったり、荷電粒子の電離損失が無視できないほどの長いステップサイズでは、誤差が大きくなる。

我々はこれまで、電離損失を考慮した場合の解析解や、モンテカルロサンプリングの方法など、主に、物質が厚い場合に重要となる内容の報告をしてきた。今回は、数値積分によるクーロン多重散乱分布の厳密解を求めることにより、物質が薄い場合の、モリエール分布や断面積分割法によるモンテカルロサンプリングの精度を検討した。

例えば、モリエール理論の適用限界といわれている、散乱回数の期待値 n が 20 程度の場合で、モリエール分布の誤差が最大 5%程度、断面積分割法の誤差が最大 2%程度、 n が 100 程度の場合でも、モリエール分布、断面積分割法の誤差が、それぞれ最大 2%および 1%程度であることがわかった。

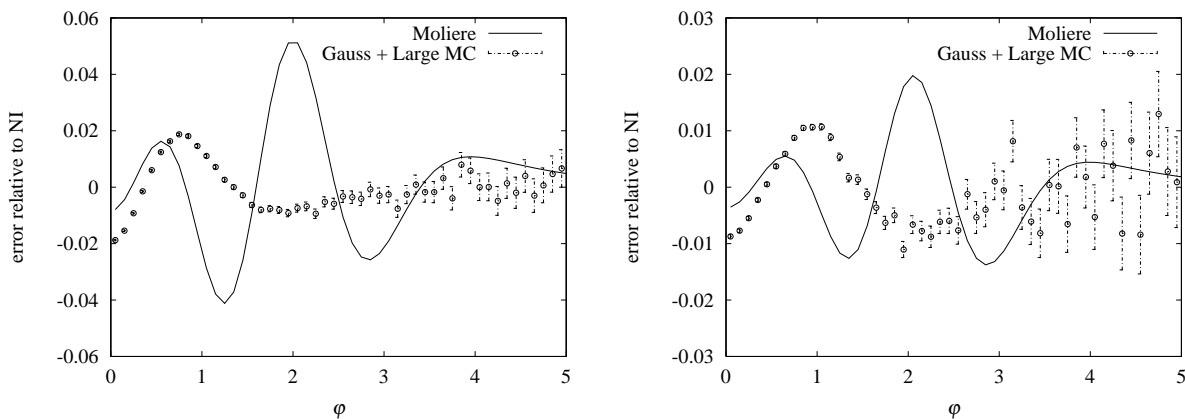


図 1: 数値計算による角度分布 (投影分布) に対する、モリエール分布 (実線)、断面積分割法によるモンテカルロサンプリング (白丸) の誤差。左: $n = 20$ の場合、右: $n = 100$ の場合

蛍光ガラス線量計の繰返し読み取りにおける検討

塩田泰生¹⁾, 田伏勝義¹⁾, 青山裕一^{1) 2)}, 三宅良和²⁾

1) 名古屋大学大学院 医学系研究科

2) 名古屋大学医学部附属病院 放射線部

Abstract

蛍光ガラス線量計は、ラジオフォトルミネセンス (RPL) 現象によって発光する蛍光量 (RPL 量) から吸収線量を測定する固体線量計である。RPL 現象とは、放射線を照射された銀活性リン酸塩ガラスが紫外線励起により蛍光を発する現象であり、また蛍光量が吸収線量と比例関係にあることから放射線線量測定に適応されている。熱ルミネセンス線量計 (TLD) に取って代わる線量計として期待されており、その理由の一つは繰返し読み取りが可能であることが挙げられる。

旭テクノグラス株式会社製の蛍光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace が広く知られており、被ばく線量測定や放射線治療における吸収線量測定などに広く用いられている。Dose Ace を使用したいくつかの報告において、RPL 読み取りの再現性の評価がなされており、繰返し読み取りによる読み値の変動が存在するとされている。

今回我々は、高エネルギー X 線により照射された蛍光ガラス線量計における、繰返し読み取りにおける読み値の変動の要因を検討した。

繰返し読み取りにおいて変化する要素は、読み取りマガジン内でのガラス素子の設置位置、読み取り用窒素ガスレーザーの入射位置が挙げられる。読み取りマガジン内に与えられているガラス素子を設置する幅は、素子直径 1.5mm に対して、約 1.6mm である。また窒素ガスレーザーの入射位置精度は、1mm 径で 1%程度だとされている。これらの要因により、ガラス素子上で窒素ガスレーザーの入射位置再現性は、最大で 0.2mm 程度のズレを持つと考えられる。このズレによる読み値の変化について EGS4 を用いて検討した。

低エネルギー領域における OSL 線量計の実測とシミュレーション

金沢大学大学院・医学系研究科・保健学専攻 鈴木 陽 , 越田吉郎, 能登公也,
長瀬ランダウア 小林育夫

[目的] 近年, ライフスタイルの欧米化などにより, 日本では乳がんの罹患率は増加傾向にあり, 女性の悪性腫瘍の罹患率で1位になっている.

そのため, 乳がん検診の需要も増加してきており, 診療放射線技師などの乳房撮影に従事する者の, X線乳房撮影装置から発生される管電圧 23~35 kV (実効エネルギー15~21keV) の低エネルギーX線による被ばくも増加する事が考えられ, それに伴い, 低エネルギーモニター用 OSL 線量計の需要も高まると考えられる. そこで, 低エネルギーモニター用 OSL 線量計の実効エネルギー評価の精度を単一光子の実測とシミュレーションにて検討した.

[方法]高エネルギー加速器研究機構の放射光施設 BL14C1 マシンにて Cu, Al, プラスチックの各フィルターを有する低エネルギーモニター用 OSL 線量計に 15keV から 30keV の放射光を照射し, 実効エネルギーの評価の精度を検討した. また, モンテカルロシミュレーションにて単一光子のシミュレーションを行い, 実測と比較検討した.

EGS を用いたチェレンコフ光のシミュレーションの検討

角谷 倫之, 田伏 勝義

名古屋大学大学院

Abstract

媒質中で、荷電粒子が光よりも速い速度で運動すると、進行方向に円錐状のチェレンコフ光を放出する。チェレンコフ光は、物理、工学系の分野において広く利用されている。我々は、そのチェレンコフ光を医療において利用できないかと考え、様々なチェレンコフ光を測定する実験を行ってきたが、それらのシミュレーションが EGS を用いて行うことができるのではないかと考えた。

そこで今回は EGS4 と EGS5 を用いてチェレンコフ光のシミュレーションができるかどうか検討する。

チェレンコフ光のシミュレーションを EGS4 で行うにあたり A.Mishev らの研究を参考に、Subroutine AUSGUB において以下のような計算プログラムを追加する。まず、荷電粒子であるかをチェックし、そうであるならば荷電粒子のエネルギー $E(np)$ から荷電粒子の速度が求められ、そこから以下の式よりチェレンコフ放出角度 θ を求める。

$$\cos \theta = \frac{c/n}{V} = \frac{c}{nV}$$

この時、 V は荷電粒子の速度、 n は通過する物質の屈折率である。

が求められると、以下の Frank と Tamm の理論式より単位距離あたりのチェレンコフ光子数が求められる。

$$\frac{dN}{ds} = 2 \int_0^{\theta} \frac{\sin^2 \theta'}{2} d\theta'$$

ただし、この時、 λ は波長、 d は微細構造定数である。

この値に移動距離 TVSTEP をかけることにより、それぞれの荷電粒子のステップ毎のチェレンコフ光子数を求め、それを進行方向に対して角度 θ で乱数を使用することにより放出させる。この時、距離の減弱は考慮したが、物質により減弱は考慮していない。今回重複してチェレンコフ光子をカウントしないように IARG=0 の時のみチェレンコフ光子を求めるようにした。

EGS5 においては電子の輸送方法が変更され、`estep`, `estep2`, `Characteristic distance` 等で電子における輸送の設定を変更することができ、その変数の変更による影響も検討する予定であり、またステップを EGS4 では TVSTEP を使用したが、これも EGS5 では変更して行う予定である。また簡易的な実験を行い、チェレンコフ光をフィルムを使用して測定し、それを実験値としてシミュレーション結果との比較も行う予定である。

次世代 PET 装置シミュレーションにおける Geant4 と EGS4 の比較

長谷川智之¹⁾、村山秀雄²⁾

1)北里大学、2)放射線医学総合研究所

次世代 PET 装置 jPET-D4 は、世界で初めて 4 層方式の 3 次元的シンチレーション検出器を搭載した研究用プロトタイプ PET 装置である。平成 17 年度末には完成システムとしてデータ収集が可能となり、現在、性能評価実験を進めている。従来には無い特殊な技術を採用しているため、Monte Carlo シミュレーション法による装置特性の分析と実験結果との比較が重要な役割を果たしている。ここでは、EGS4 と Geant4 (GATE : Geant4 Application for Tomographic Emission) を用いて計算した感度と散乱フラクシオンについて報告する。

jPET-D4 は、合計 256 × 4 個の GSO 結晶素子から成る大きさ約 4.8cm × 4.8cm × 3cm の検出器ブロックを、円周方向に 24 個、体軸方向に 5 列、合計 120 個並べた PET 装置である。体軸方向視野約 26cm に対して、検出器リング径が約 39cm と小さいのが 1 つの特徴である。感度は、PET 装置有効視野の中心に設置した理想的な点状線源から放出された消滅放射線ペアが、どの程度の割合で検出されるかという割合として求めた。散乱フラクシオンは、一様な放射能濃度の水を充填した直径 20cm、長さ 20cm の円筒形状のファントムを有効視野の中心に設置した場合に、計測したデータに含まれるファントムによる散乱線成分の割合として求めた。簡単化のため、検出器カバーや患者ポートカバーなどの周辺物質は無視し、検出器のエネルギー分解能は 511keV に対して 20%、エネルギーウィンドウは 400 - 600keV とした。表 1 に示すように計算結果はお互いにほぼ一致した。絶対値がこの程度の精度で一致していれば、核医学装置の通常のパフォーマンス評価には十分である。

表 1 EGS4 と Geant4 (GATE) で計算した感度と散乱フラクシオン。

	EGS4	Geant4(GATE)
感度	16.8%	16.8%
散乱フラクシオン	37%	37%

GATE を用いる場合には、FORTRAN や C++ など高級プログラミング言語を習得する必要がない。この利点は、近年増加している医療技術系研究者のニーズに適合しており、Monte Carlo 利用者の裾野を広げている。ただし、実際の装置の検出器配置やデータ処理手法があらかじめ GATE の中に定められた枠組みに当てはまらない場合には、Geant4 や EGS4 を用いてシミュレーションモデルを構築する方が得策となる場合がある。また、GATE の計算速度は Geant4 に準じており、EGS4 に比べると遅いのは欠点である。

以上

モンテカルロシミュレーションによる一次及び散乱線量拡散分布(ドーズカーネル)の新開発

笹森真実^{1,7)}、岩崎 晃^{2,7)}、齋藤秀敏³⁾、
木村重伸^{4,7)}、清野守央^{5,7)}、駒井史雄^{6,7)}

三沢市立三沢病院¹⁾、弘前大学医学部²⁾、首都大学東京³⁾、青森市民病院⁴⁾、
弘前大学医学部付属病院⁵⁾、青森県立中央病院⁶⁾、弘前大学大学院⁷⁾

目的

近年、高エネルギーX線治療計画装置の一部には、線量計算アルゴリズムとしてコンボリューション法が採用されている。しかし、この種の治療計画装置では、小照射野による肺照射における腫瘍境界付近における線量計算は一般に不正確である。コンボリューション法に用いる線量拡散分布(ドーズカーネル)に関連したこの問題に対して、次の事実が上げられる。(1)線量拡散分布は、無限厚ファントムを用いて得ていること。(2)線量拡散分布は、必ずしも治療装置ごとに異なるX線スペクトルに基づいて得ていないこと。(3)線量拡散分布に作用させる一次X線強度には一次ターマを用いていること。そこで我々は、上記の問題の一部を解決する手法を開発したので報告する。

方法

実験は、4及び10 MVX線に対して行った。線量拡散分布の作成は、入射一次光子を水ファントムの特定な1点で作用させ、一次及び散乱線によるエネルギー沈積を分離するユーザーコードを作成してモンテカルロ計算を行う。まず、無限厚水ファントムを用いた研究を行う。(1)単色エネルギーの一次光子に起因する一次及び散乱線量拡散分布を計算し、これを解析的取り扱いの観点から検証する。(2)ボクセルの極力小さな線量拡散分布を作り、特に一次線量拡散分布の特徴を調べる。(3)実測で得られたX線スペクトルに基づく一次及び散乱線量拡散分布を作る。(4)一次X線強度に一次水衝突カーマを採用し、これに適用する一次及び散乱線量拡散分布を再構築する。次に、半無限厚水ファントムを用いて得られる線量拡散分布を、無限厚水ファントムを用いて得られる線量拡散分布と比較することにより、後方散乱の影響の程度を調べる。

結果及び考察

無限厚水ファントムを用いて計算した一次及び散乱線量拡散分布の積分線量値は、解析的取り扱い(減弱係数及びエネルギー吸収係数を用いる)に基づく計算値とほぼ一致する結果が得られた。極力小さなボクセルにおいて線量拡散分布を作成することにより、特に一次線量拡散分布は光子作用点付近で細長い形状を示すことが判明した。また、無限厚水ファントムで得られる線量拡散分布を半無限厚水ファントムでのそれと比較することにより、後方散乱の影響の程度が有意であることが判明した。より理想的な一次及び散乱線量拡散分布が得られたことで、今後のコンボリューション法では、一次X線強度に一次水衝突カーマを採用し、線量拡散分布を一次及び散乱線量に分離し、それぞれの特徴を生かすことにより、高エネルギーX線小照射野による肺照射における不均質(腫瘍)境界領域における計算精度が高まると予想する。

EGS4 を用いた

吸収線量の最大深の照射野サイズに対する変化の分析

吉川真代，小幡康範*，田伏勝義*，塩田泰生

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

Abstract

放射線治療で用いられる加速器から出力される高エネルギー X 線による深部量百分率 (percent depth dose : PDD) は，照射野サイズが大きくなるにつれ，最大線量深 (d_{max}) がより浅くなることが知られている．

今回は EGS4 を用いて加速器のヘッドを再現し，照射野の違いによる d_{max} のずれの原因について検討した．

始めにコリメータを除いた加速器のヘッドを再現し，そこから発生する照射野ごとの光子エネルギースペクトルを取得した．次に，得られたスペクトルを用いて各照射野の中心軸の PDD を計算した．ただし，コリメータを省略したため，照射野は SSD が 100 cm の位置でのデータ取得領域とした．

しかし，このとき，光子のエネルギースペクトルと PDD との間に特定の傾向を見つけることはできなかった．

そこで，加速器のヘッド構造を見直し，再度コリメータを含めて再現した上で，SSD 100 cm の位置での粒子の種類・座標・方向余弦等の情報 (phase data) を取得した．再現したのはターゲット，プライマリコリメータ，フラットニングフィルタ，モニタチェンバ，コリメータである．また LATCH オプションを用いて，散乱線の発生場所を記録した．

phase data を用いて，混入電子の影響や，どの部分からの散乱線が最も PDD のピークに影響を及ぼしているのかを検討する予定である．

治療用フィルムの線量分布測定における基礎的検討

捫垣智博、田伏勝義

名古屋大学大学院医学系研究科

Abstract

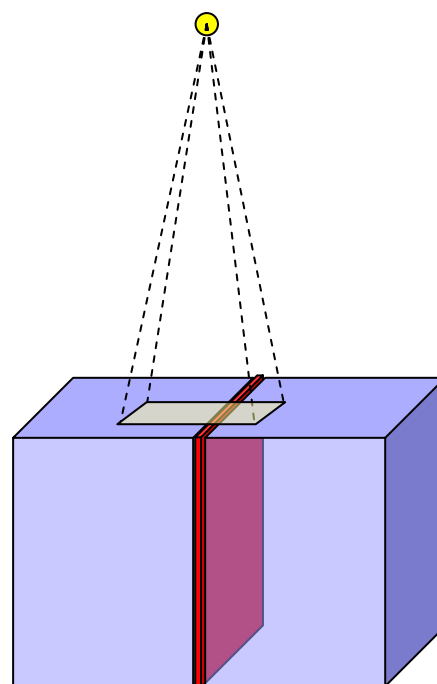
放射線治療において、IMRT などによる線量分布の複雑化のために、2次元の線量分布を測定できる検出器を必要となっている。その検出器の第一選択としてフィルムが用いられることがある。通常、水等価の固体ファントムにフィルムを挟んで線量分布を測定する際、線束の中心をフィルムからずらして入射させることが一般的な手法として行われている。しかし、線束中心をずらす距離や、ずらしたことで線量にどれだけ影響があるかは明確にされていない。

フィルムを線束中心からずらしたことで、フィルムで取得した線量分布にどのような影響があるかを EGS4 を用いて検討した。

シミュレーション条件として、線源はCo-60 (1.17MeV、1.33MeV) とし、照射野は 10cm × 10cm とした。水等価ファントムにはタフウォータファントムを用い、フィルムの両側に 15cm ずつ、深さ方向に 30cm とした。フィルムはレディパックを想定し、0.3mm のフィルムの両側に 0.2mm の紙を配置した。フィルムの組成は、重量比で C : 22、H : 2.4、O : 47、N : 9.9、Ag : 10、Br : 7.7 とした¹⁾。

フィルムの線束中心からの距離を 0mm (線束中心直下)、2mm、5mm、10mm、15mm、20mm と変化させ、それぞれ PDD を取得した。その取得した PDD とタフウォータの PDD を比較した。

1) sa Palmet al, Med. Phys.31(12),
December 2004, 3168-3178



核医学診療における放射線防護に関する管理基準策定に関する検討

○山口 一郎 (保健医療科学院)、成田浩人 (慈恵医大付属病院)、諸澄邦彦 (埼玉県立循環器・呼吸器病センター)、油野民雄 (旭川医科大学放射線医学教室)

【目的】

Y-90 を用いた放射性免疫療法における放射線防護の基準を策定するために、従事者および公衆の放射線曝露のシナリオを設定し、線量を評価する。

【方法】

以下のシナリオを想定し線量を推計した。

1) 運搬時の事故

2) 投与時

- (1) 従事者の外部被ばく
- (2) 静脈外漏洩による皮下組織吸収線量

3) 投与後の患者と接触する

- (1) 他の患者等の外部被ばく
- (2) 血液内科医のリンパ節触診時線量

4) 汚染した Y-90 による内部被ばく

5) 排水貯留槽、下水処理場汚泥槽の周囲

6) 河川水の経口摂取による内部被ばく

7) その他の環境放出

【結果および考察】

1) 1MBq/m² の汚染であっても公衆の線量は 1mSv を超えることはない。このため、線源容器が破損したとしても必要なゾーニングを行い汚染を適切に取り扱えば公衆への曝露は十分に制御できる。

2) 1 人/週投与した場合の 3 月間の従事者の皮膚の線量を計算した。

(1) 投与時

A. 30 秒間アクリルシリンジを保持 (投与時間は 10 分以上) シリンジの厚み 1mm: 240mGy, 2mm: 28mGy

B. 半径 2.5cm で厚み 1mm のボトルで 1 時間点滴静注
ボトルから 30cm: 140mGy, 100cm: 11mGy

(2) 投与量の 10% が血管外に漏れいすると、皮下での実効半減期が 1 時間でも、漏れい範囲を局限すると最大皮膚吸収線量は約 5Gy 程度となった。

3) 投与後の患者からの線量

(1) 患者から 1m の距離に滞在し続けると約 0. 1mSv。

(2) リンパ節に 5MBq が集積すると、触診時の皮膚吸収線量率は 0. 8mGy/h 程度。年間 40 人の患者を診察しても線量限度未満となる。ただし、表面汚染からの線量率は比較的大きく 5MBq の汚染を直接接触すると、5 分間でも約 20mGy になりえる。

4) 5 歳児が投与量の 1/1, 000 を誤って経口摂取すると消化管の預託等価線量は約 120mSv となった。しかし、汚染を経口摂取する機会は限られる。

5) 患者一人の投与全量が貯留しても、タンクから 1m における線量は最大 14 μSv に過ぎない。

6) 厚労省通知「放射性医薬品を投与された患者の退出基準」に示されたモデルに従うと公衆の内部被ばくは年間 0. 2 μSv に満たない。

7) 1kBq/1m³ 程度の Y-90 を含む微粒子の空気汚染があった場合、外部被ばくは年間の滞在でも 50 μSv 程度に過ぎない。また、内部被ばくは、8 時間滞在しても 20 μSv 程度に過ぎない。

【結論】

⁹⁰Y を投与された患者からの周囲の人への線量は十分に小さいため、特別なシールドを必要とせず、投与後、直ちに管理区域から退出できると考えられる。また、公衆への被曝への考慮は事実上不要であると考えられた。ただし、投与時に血管外へ Y-90 を漏れいさせると放射線皮膚炎を誘発する可能性がある。このため、投与時には十分な注意が必要である。

【謝辞】

本研究は、平成 17,18 年度厚労省科研費補助金 医療技術評価総合研究事業「医療放射線分野における法令整備等含めた管理体制に関する研究」(主任研究者:油野民雄)として実施した。

放射線感受性の高い細胞を考慮した 膀胱簡易モデルにおける光子・電子のエネルギー付与解析

原子力機構 渡部陽子、木名瀬栄、斎藤公明

[緒言]体内に摂取あるいは投与された放射性核種は、尿などに排泄される。そのため、尿が一定時間貯留される膀胱の線量評価は、放射線防護や放射線診断の観点から重要である。特に放射線診断に用いられる放射性医薬品は、膀胱の線量を最小限にするよう開発される必要があるため、その線量評価法が極めて重要となる。内部被ばくによる線量評価では、一般に比吸収割合(SAF: 線源組織内で特定の種類の放射線として放出されたエネルギーが単位質量あたりの標的組織に吸収された割合)が用いられている。米国核医学会内部被ばく線量委員会や国際放射線防護委員会は、膀胱内容物に均一に分布した放射性核種から放出される放射線についての膀胱 SAF を、光子においてはモンテカルロ計算により、電子においては膀胱壁により放出エネルギーの二分の一が吸収されるという仮定に基づき、簡易計算により整備している。より信頼性の高い線量評価を行うには、放射線感受性の高い細胞を考慮すべきであるが、従前の線量評価法では膀胱壁中の放射線感受性の高い細胞である基底細胞については直接考慮されていない。こうした状況を踏まえ、本研究では、信頼性の高い線量評価を行うため基底細胞を考慮した膀胱モデルを開発し、光子および電子に対する基底細胞などの SAF をモンテカルロ計算により求めた。また、評価した SAF を用いて、9種の放射性核種についての S 値(単位放射能あたりの標的組織の平均吸収線量)を算出した。

[方法]膀胱モデル: 本研究では、MIRD5 型ファントムの膀胱と同様に 3次元回転楕円体形状の膀胱簡易モデルを開発した。膀胱壁(全厚さ 2,520 μm)中の基底細胞をモデル化するため、膀胱内容物との境界から 600 μm までを 10 μm 厚の多重層構造とした。膀胱の基底細胞は、膀胱の伸縮度合により 70-140 μm の範囲に存在することが報告されているため、その厚さを 10 μm とし、70-80 μm および 140-150 μm の 2層とした。これら基底細胞 2層と膀胱壁全体を標的組織とした。SAF 評価: 光子および電子の SAF は、モンテカルロ計算により求めた標的組織の沈着エネルギーを、線源からの放出エネルギーおよび標的組織の質量で除して評価した。線源は膀胱内容物中に均一に分布することとし、エネルギー範囲が 10keV-4MeV の間において単色エネルギー放射線を放出するものとした。断面積データとして、光子には PHOTX を、電子には ICRU Report 37 のデータを用いた。S 値評価: 評価した光子および電子の SAF を用いて、9核種(^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{89}Sr , ^{90}Sr , ^{90}Y , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{123}I)に対する膀胱の S 値($\mu\text{Gy}/\text{MBq}\cdot\text{s}^{-1}$)を算出した。光子およびベータ線のスペクトルは、DECDC2 または ICRU Report 56 の値を用いた。

[結果]光子に対する膀胱の基底細胞 SAF は、10-30keV の間で膀胱壁全体の SAF よりも 1.2-2.9 倍高い値となった。これにより、低エネルギー領域の光子 SAF の評価には基底細胞を考慮することが重要であることが分かった。また、電子に対する基底細胞の SAF は、10keV-4MeV の範囲においてエネルギーが高くなるにつれて増加したことから、これまで放射線防護分野で用いられてきたような定数では十分な精度の近似が行えないことが確認された。さらに、本研究で評価した SAF を用いて算出した S 値は、現在放射線防護分野などで利用されている S 値に比べ大きく変化した。特に、低エネルギーのベータ線を放出する核種の S 値は、これまでの値より極めて小さくなることが分かった。以上から、放射線影響推定などに直接反映した信頼性の高い膀胱線量評価には、膀胱壁全体ではなく放射線感受性の高い基底細胞に着目することが重要であると考えられる。

EGS4 を用いた PET 検査における患者臓器線量評価

津田啓介^{1,2)}, 木名瀬栄²⁾, 福土政広¹⁾, 斎藤公明²⁾
首都大学東京 大学院¹⁾, 日本原子力研究開発機構²⁾

Evaluation of the patient internal organ doses in Positron Emission Tomography using EGS4

Keisuke Tsuda^{1,2)}, Sakae Kinase²⁾, Masahiro Fukushi¹⁾, Kimiaki Saito²⁾
Tokyo Metropolitan University, Graduate School of Health Sciences¹⁾
Japan Atomic Energy Agency²⁾

近年, がんの診断において PET 検査が注目されている。¹⁸F-FDG を用いた PET 検査は, 肺がん, 大腸がんおよび悪性リンパ腫等の診断に臨床的有用性が実証され, 早期がんの検出が可能である。2002 年 4 月より ¹⁸F-FDG による PET 検査が, がんなどの 12 種類の疾患について保険適用できることになった経緯もあり, クリニカル PET として日常の臨床に利用されつつある。PET 検査は, 陽電子や光子を放出する放射性医薬品を用いるため, 臓器重量など被検者の個人差に応じた被ばく線量評価がますます重要になると考えられる。こうした状況を踏まえ, 本研究では ¹⁸F-FDG を用いた PET 検査に着目し, 実測およびモンテカルロシミュレーションを用いた信頼性の高い臓器線量評価法の開発に着手した。

本研究ではまず, PET 検査の主流である脳 PET 検査に着目し, 蛍光ガラス線量計 (Photo luminescence dosimetry : PLD) により ¹⁸F-FDG を用いた PET 検査における脳表面の吸収線量 (頭部眉間位置) を実測評価した。実測では健常人ボランティア 5 名に対し, ¹⁸F-FDG を静脈投与後, 30, 60, 90, 120, 180, 240 分の積算吸収線量を測定し, この積算吸収線量と脳内放射能との関係を調べた。次に, シミュレーション計算により, 頭部眉間位置 PLD の吸収線量と脳内放射能の関係を調べるとともに, 脳の吸収線量と脳内放射能の関係を調べた。計算条件は, 可能な限り実測体系 (投与量, PLD の形状や配置等) を正確にモデル化し, 人体モデルとして日本原子力研究所にて開発された, 日本人ボクセルファントム (OTOKO, ONAGO) を用いた。脳内の ¹⁸F は, 均一分布とし最大エネルギー 634keV (平均 250keV) の陽電子線および 511keV の消滅放射線 2 本を放出するものとした。

本研究の結果, 頭部眉間位置に配置した PLD の吸収線量は, ¹⁸F-FDG 静脈投与後, 時間経過に伴い増加することが確認できた。また, ¹⁸F-FDG の体内動態を考慮すると, シミュレーション計算による PLD の吸収線量は, 実測値と一致することが分かった。これにより, 本手法による PLD 吸収線量の計算評価が妥当であることを確認した。さらに, シミュレーション計算により, 脳の吸収線量と脳内放射能の関係が定量的に明らかになった。本研究により, 陽電子線を考慮した脳の吸収線量を PLD の読み値から簡易的に推定する回帰式を作成し, 信頼性の高い線量評価法を考案した。

マウスを模擬したファントム内⁹⁰Y β線の吸収線量の計算による検証

佐藤 裕一¹、山林 尚道¹、中村 尚司^{1, 2} (¹千代田テクノロ 大洗研究所、²東北大サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター)

【背景・目的】核医学で用いられる内部被ばく線量計算法 (MIRD法) では、β線エネルギーは、線源となる臓器内で完全に吸収されると仮定している。しかし、RI内用療法の基礎試験で用いられるマウスの臓器は、高エネルギー放出核種⁹⁰Yの飛程と比べ小さい。そのため、線源臓器を透過したβ線エネルギーが、その隣接した臓器の線量を増大させてしまうことが知られている。マウスの臓器線量を正確に推定するためには、CTスキャンから得られるボクセルファントムのような幾何学的にリアリスティックな線量評価モデルが必要とされ、また、その際に、モンテカルロ計算コードを用い、小さな領域内のβ線のエネルギー吸収を的確にシミュレーションすることが重要となる。

そこで、我々は、小領域内の高エネルギーβ線とそのβ線と物質との相互作用により発生する制動放射線とを識別してエネルギー吸収をサンプリングする EGS5 ユーザーコードを作製し、その妥当性の検証を試みた。

【方法】(1) モンテカルロ計算は、EGS5 β版 (2006年3月30日配布) を使用した。(2) EGS5用ユーザーコードは、マウスを模擬した物理ファントム内構造 (図1) と同じジオメトリにて、β線直接からの電子によるエネルギー吸収と制動放射線発生後の光子の振る舞いによるエネルギー吸収とを識別し、吸収線量を算出できるものを作製した。(3) ファントム内線量分布は、物理ファントム (Tough-Water; 30mm x 30mm x 42mm) の中心部に、⁹⁰YCl₃溶液 (照射開始時放射線量; 6.6 MBq、溶液量 267.7mg) を封入した同材質のカプセルを線源として埋め込み、小型ガラス線量計 (Dose Ace) をその線源周囲 24カ所に埋め込んでその測定値により把握した。小型ガラス線量計は、β線、制動放射線を弁別して測定することはできず、それら放射線の合計として測定され、β線寄与分を識別した EGS5 ユーザーコードの妥当性を直接に検証することはできない。そのため、本研究では、EGS5 による計算部分について、物理ファントム内の測定位置と同じ位置におけるガラス素子吸収線量のβ線寄与分と制動放射線寄与分の合計値を求め、それら合計値と実測値 (¹³⁷Cs換算による読み取り値) の比較に主眼を置いた。

【結果】小型ガラス線量計で測定したファントム内線量分布の傾向は、大方、EGS5 計算値により推定が可能とわかった。しかし、実測値 (ガラス線量計読取値) に対するその計算値 (β線寄与分・制動放射線寄与分合計吸収線量) の比では、1.04~4.86 倍と大きくばらついている。この原因は、主に、実測値を¹³⁷Cs換算による読み取り値で表したためであり、また、小型ガラス線量計の特性に関係しているのではないかと考え、現在、β線の基準照射による適切な校正定数の適用を検討しているが、ユーザーコードに関しても、更に推定精度を上げるための条件設定を検討中である。

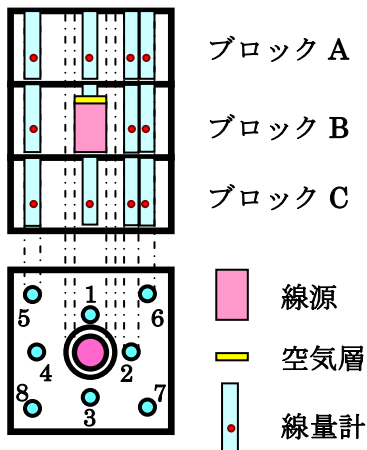


図1. ファントムブロックと線量計配置

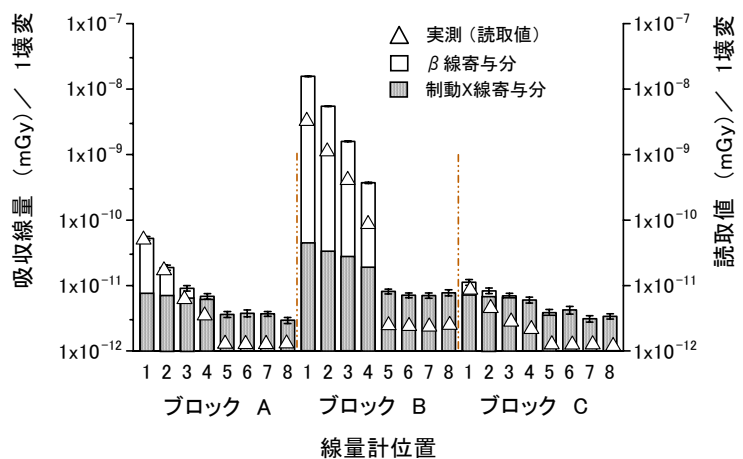


図2. EGS5 によるファントム内⁹⁰Y溶液線源からのβ線と制動X線のファントム内吸収線量 (ガラス素子) 分布と実測値

EGS4を用いた馬の核医学検査における人間の外部被曝線量評価

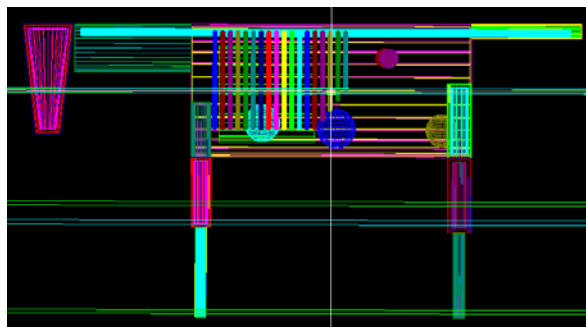
○大野 晃治*1、藤井 雅範*1、夏堀 雅宏*1、佐野 忠士*1、
波戸 芳仁*2、平山 英夫*2、伊藤 伸彦*1
北里大学獣医畜産学部*1、高エネルギー加速器研究機構*2

1.Introduction

近年、欧米をはじめアジアの一部でも^{99m}Tcを用いた馬の核医学検査は有用な診断法として実施されているが、日本では未だ行われていない。そこで獣医診療におけるRIの安全利用ガイドラインの作成を目的として、EGS4によるシミュレーション計算を行い、馬の骨シンチレーション検査に関わる人間の外部被曝線量の評価を行った。

2.Materials and Methods

RI 投与に用いるシリンジおよび、馬の全身(体重440kg)の数学ファントムを作成した。シリンジの容量は10mlとし、外筒はポリプロピレン製、内筒はポリエチレン製とした。シリンジ周囲には、遮蔽を目的として1.5mmの鉛(シリンジシールド)で外筒の側面全体を覆うように設定した。また馬については、9種類の臓器・組織を考慮した。検出領域は空気とし、そこを通過する光子のエネルギーとそのフルエンスから、換算係数を用いて実効線量を求めた。



獣医師と厩務員については、以下のような条件で、被曝線量の計算を行った。

【獣医師】投与時2分間のシリンジからの被曝、投与直後から20分間、および投与2時間後から1時間におけるガンマカメラ撮影時の被曝について計算を行った。このとき、投与時はシリンジから0.4mの位置に、投与直後の20分間および投与2時間後からの1時間は馬から1m、または2mの位置で作業を行うと仮定した。

【厩務員】獣医師と同様の条件で計算を行った。このとき、投与時はシリンジから1mの位置に、投与直後から20分間、および投与2時間後から1時間は馬から0m、0.5mまたは1mの位置で作業を行うと仮定した。

一般公衆については、退院後の馬からの被曝を考慮し、馬から1mの位置における線量率を測定した。さらに、馬の退院後、放射能がなくなるまで、馬から1mの位置に居続けた場合の積算被曝線量を測定した。

3.Result and Discussion

獣医師の被曝線量は、馬から1mの条件では16.8 μ Sv、2mでは6.2 μ Svであった。また、厩務員の被曝線量は、0mでは93.6 μ Sv、0.5mでは31.9 μ Sv、1mは16.5 μ Svであり、馬により近い位置にいる厩務員の方が、獣医師よりも被曝線量が大きくなった。そのため、作業者の被曝を低減するためには、作業時間の短縮や馬から距離をとることなどを徹底するための教育訓練が重要になる。

一般公衆の被曝を推定するために求めた馬の体表面から1mの位置の空間線量率は下表の通りとなった。RI投与48時間後の線量率は0.05 μ Sv/hであり、これはバックグラウンド(B.G.)(0.64mSv/年=0.07 μ Sv/h)とほぼ同等の値である。つまり、サーベイメータで測定すると、B.G.の約2倍の線量率が計測されることを示している。投与24時間後の線量率は、0.86 μ Sv/hで、B.G.のおよそ12倍であった。また、放射能がなくなるまでの積算被曝線量は、投与24時間後の退院の場合4.8 μ Svであり、48時間後の退院の場合0.30 μ Svと推定された。

獣医師と厩務員の被曝線量 (μ Sv)
(距離は馬の体表面から)

職業	1m		2m	
	0m	0.5m	1m	2m
獣医師	16.8	6.2		
厩務員	93.6	31.9	16.5	

一般公衆の被曝 (馬の体表面から 1m)

投与後の時間	線量率 (μ Sv/h)
4	8.62
8	5.43
12	3.43
24	0.86
36	0.22
48	0.05

医用電子リニアックの対向板撤去のための遮蔽壁補強に関する検討

首都大学東京大学院 人間健康科学研究科

藤田幸男, 齋藤秀敏, 明上山温

Shield Reinforcement to Remove Beam Stopper of a Medical Linear Accelerator

Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Yukio Fujita, Hidetoshi Saitoh and Atsushi Myojoyama

Abstract

医療用リニアックなどの放射線発生装置使用室の遮蔽能力の計算は、原子力安全センターが発行している『放射線施設のしゃへい計算実務マニュアル』（計算マニュアル）に示されている計算法に基づいて行われている。今回、本学ではリニアックの更新にあたり対向板を撤去するため使用室内側に鉄板のみによる遮蔽壁増設が必要と判断した。導入予定のリニアックの X 線エネルギーは 6 MV、電子線の最大エネルギーは 15 MeV である。事前の打ち合わせで、文部科学省から鉄材内で発生する制動 X 線、およびその X 線による光核反応による中性子の発生を考慮する必要があるとの指摘を受けた。このことから鉄材の前面にプラスターボードを追加するよう設計変更を行った。

しかし、計算マニュアルでは、このような状況での制動 X 線および光核反応に対する記述はない。本研究では、EGS を使用したモンテカルロ法により放射線治療で使用される高エネルギー電子線により鉄材及びプラスターボードから発生する制動 X 線の発生効率と漏えい線量を算出した。さらに、この計算結果を使用し、しきいエネルギー 11.20 MeV である鉄の (γ, n) 反応による中性子の発生確率を算出した。以上から、鉄材およびプラスターボードによる制動 X 線のエネルギースペクトルとフルエンス、および光核反応による中性子の発生率が明らかにし、本学の遮蔽壁補強について検討した。