

第16回EGS研究会 アブストラクト集

平成21年8月6日 8月8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

不均質部位への X 線治療に対する磁場応用の検討.....	1	伊東 宏之
外部放射線治療における腫瘍位置確認用金マーカーの散乱線による影響について	2	羽原 幸作
肺組織中における出力係数の実測と RTPS の比較.....	3	五十嵐 幸哲
体内における高密度領域の吸収線量計算の検討.....	4	松永 卓磨
高精度放射線治療のためのモンテカルロ線量検証システムの開発.....	5	石原 佳知
192-Ir 線源を用いた表在性病変への均一照射の基礎的検討.....	6	安井 啓祐
小線源治療計画用装置の計算と EGS5 との比較.....	7	辻 修平
医用直線加速器からの X 線源物理特性解析.....	8	椋本 宜学
X 線 CT シミュレーションにおけるビーム成形フィルタの影響について.....	9	森下 祐樹
モンテカルロシミュレーション - EGS5 コードを用いた仮想グリッドの検討.....	10	中條 裕貴
Monte Carlo simulations of photon specific absorbed fractions in a mouse voxel phantom ..	11	Mohammadi Akram
放射性物質の体内動態を考慮した全身カウンタの応答評価.....	12	高橋 聖
ITER における 線測定を利用した損失 粒子計測法のための LSO シンチレータの特性 評価	13	柏 総一郎
重粒子線照射による壁なし組織透過電離箱の 線生成量評価	14	津田 修一
EGS5 へのミグダル効果の組み込み	15	桐原 陽一
GPU による荷電粒子輸送計算 2.....	16	桶井 一秀

不均質部位への X 線治療に対する磁場応用の検討

伊東 宏之¹, 脇田明尚², 谷口良一³, 奥田修一³, 澤田 晃¹, 岩下 芳久⁴,
野田 章⁴, 平岡 真寛¹

¹京大病院放治, ²国立がんセンター中央, ³大阪府立大, ⁴京大化研

Abstract

光子線を用いた放射線治療に磁場を組み合わせ、二次電子を制御するというアイデアは Bostick らにより提案[1]された。強磁場を発生させる装置として MRI が注目され、最近では永久磁石を用いた試作機を使った MRI-Linac の報告 [2]もある。磁場で偏向された二次電子が吸収線量の分布に及ぼす影響は密度差がある部位で顕著になるという報告[3]から、肺がん放射線治療への応用を考え、肺がん患者の CT データを基に有磁場下で放射線治療を行った場合の線量分布を計算し、その結果と課題を報告した。[4]

今回は、磁場の有無による線量分布の差異を検証すべく、大阪府立大学に設置された電子線ライナックと AVF サイクロトロン用永久磁石(1/3 スケールモデル)、検出系にタフウォーター製ファントムとガフクロミックフィルム EBT を用いて実測を行ったので、観測された結果と傾向、そしてシミュレーションとの比較によって得られる展望を報告する。

[1] W. H. Bostick, "Possible techniques in direct-electron-beam tumor therapy", Phys. Rev. **77**, 564-565(1950)

[2]B. G. Fallone et al., "First MR images obtained during megavoltage photon irradiation from a prototype integrated linac-MR system", Med. Phys. **36**, 2084-2088(2009)

[3]A. J. E. Raaijmakers et. al., "Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator : dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons", Phys. Med. Biol. **50**, 1363-1376(2005)

[4]H.Itoh et al., "The Estimation of Dose distribution of MRI-LINAC with EGS4", KEK Proc. 2008, 81-88(2008)

外部放射線治療における腫瘍位置確認用金マーカーの散乱線による影響について

羽原幸作、下郷智弘¹⁾、青山裕一²⁾、川浪亮太、安井啓祐、小幡康範¹⁾

名古屋大学大学院、名古屋大学医学部保健学科¹⁾、名古屋大学医学部附属病院放射線部²⁾

【目的】以前の研究において仮想肺ファントム中の金マーカーによる散乱線の影響をビーム中心軸方向で検討した。しかし、実際の人体への照射においてはビーム中心軸方向以外の散乱線の影響の考慮も非常に重要になる。そこで本研究ではモンテカルロ計算、フィルム法による実測、治療計画装置を用いてビーム軸に対し垂直方向の相対線量分布を取得し、比較を行うことで線量分布の変化が人体に及ぼす影響を検討した。

【方法】仮想肺ファントムを ToughWater、ToughLung、コルク板で構成された一辺 30 cm の立方体とした。照射条件は SSD100 cm、照射野 5 cm×5 cm としてビーム中心軸上に直径 2 mm の金マーカーを配置した。モンテカルロ計算は Electron Gamma Shower Version 5 (EGS5)を用いた。実測は Varian 社製 CLINAC21EX(10 MV X 線)を使用し、金マーカー周辺に Gafchromic EBT Film を挟み測定を行った。治療計画装置は XiO(CMS)を使用し、線量計算アルゴリズムは Superposition 法を用いた。それぞれから得られた軸外線量比(OCR)はファントム表面から 5 cm 深で正規化を行い、EGS5 を基準として比較した。

【結果及び考察】金マーカー直前の深さである 8.1 cm 深において、50 %以上の線量域での OCR の差は、EGS5 に対し EBT で平均 1.28 %、XiO による計算で平均 3.25 %であった。XiO については中心軸付近で最大 18.7 %の過小評価となった。金マーカー直後の深さである 8.3 cm 深において、同様の線量域での OCR の差は、EBT で平均 1.56 %、XiO による計算で平均 3.26 %であった。金マーカー付近に見られる EGS5 に対する XiO の値の差は主に金マーカーによる後方散乱、前方散乱、側方散乱、二次電子平衡の崩れ等による線量増加、線量減少を正しく計算できていないことに起因するものであると考えられる。今回の結果から治療計画装置による計算では人体に対し金マーカー付近で過剰線量、あるいは過小線量を投与する可能性があり、それに伴う障害の発生が考えられる。

肺組織中における出力係数の実測と RTPS による比較

五十嵐幸哲, 小幡康範*, 青山裕一**

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

** 名古屋大学医学部附属病院

[目的]

放射線治療において線量計算を行うアルゴリズムには精度の高さと信頼性が必要とされている。そこで今回、タフリングのファントムを用いた不均質部における出力係数(output factor)の算出において、ファーマ型電離箱による測定、および治療計画装置(Eclipse)による計算、さらに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の結果を比較し、算出方法の精度について検討する。

[方法]

まず、電離箱による実測を行った。照射ビームは 6, 10MVX 線、照射野は $7 \times 7 \text{cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 、 $15 \times 15 \text{cm}^2$ 、測定する深さは 5cm、10cm、20cm 深とした。測定値を補正し、各条件における出力係数を算出した。次に、治療計画装置による計算を AAA(analytical anisotropic algorithm)および PBC(pencil beam algorithm)の2つの異なるアルゴリズムを用いて行い、出力係数を算出した。さらに、EGS5によるシミュレーションを行った。幾何学的条件を実測と同様に設定し、EGS5によるシミュレーションを行い、5cm、10cm、20cm の各実測の測定点における線量を求め、 $10 \times 10 \text{cm}^2$ のときの値で正規化して出力係数を求めた。

[結果]

5cm、10cm 深さの結果において、AAA 法による計算結果は実測に近い値を示したが、PBC 法では実測に近い値を示さず、20cm 深においてはどちらも近い値を示さなかった。また、実測の結果に対して、EGS5 によるシミュレーションの値は一致しなかった。一致しなかった理由として、シミュレーションに使用したスペクトルの影響や加速器のヘッドの構造などを考慮していないことによる影響などが考えられる。

今後、コリメータの位置などを考慮した EGS5 による精度の高い検証などを行っていく予定である。

体内における高密度領域の吸収線量計算の検討

松永卓磨、下郷智弘¹⁾、小幡康範¹⁾

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¹⁾

Abstract

【背景・目的】

現在、電離箱を用いた測定において水の吸収線量測定法は『標準測定法 01』によって確立しているが、不均質領域の吸収線量測定法は確立されていない。本研究では、高密度領域における線量計算の評価をし、高密度領域での電離箱の実測値（電離量）から吸収線量への変換、および、放射線治療計画装置（RTPS）の高密度領域内部および周辺の線量分布計算の精度を検証することを目的とした。

【方法】

① 実測と EGS 5 の深部量百分率の比較

実測は Varian Clinac 2100 C/D の出力する公称エネルギー 6 MV・10 MV、ファントムは図 1 のようにタフウォーター ($\rho=1.017 \text{ g/cm}^3$)、タフボーン BE-H ($\rho=1.5 \text{ g/cm}^3$) を設置した。電離箱は PTW 30013 を使用した。線源表面間距離 (SSD) 100 cm、照射野サイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とした。吸収線量に変換するために EGS 5 で補正係数（質量衝突阻止能、電離箱壁の擾乱補正係数）を計算した。その係数から実測で得られた深部電離量百分率 (PDI) を深部量百分率 (PDD) に変換し電離箱実測値とした。EGS 5 で計算した PDD と電離箱実測値を比較・検討した。EGS 5 は、実測と同様のジオメトリを構築し、文献[1]で示される 6 MV と 10 MV の X 線スペクトルを使用した。

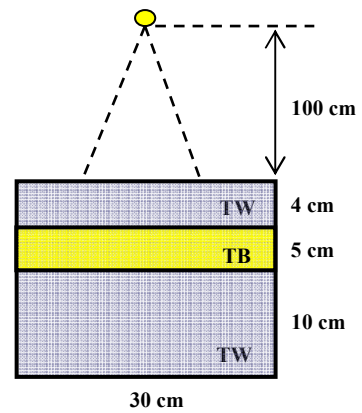


図 1 PDD 測定のジオメトリ

② RTPS と EGS 5 の線量分布の比較

RTPS は XiO (CMS Inc.)を用い、タフウォーター・タフボーン・タフフラング ($\rho=0.32 \text{ g/cm}^3$) からなる仮想ファントムを作成し（図 2）、線量分布計算を行った。入射エネルギーは文献[1]の 6 MV と 10 MV、SSD 100 cm で照射野は $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とした。線量計算アルゴリズムは Superposition 法を用いた。EGS 5 でも同様のジオメトリで線量分布計算を行い、RTPS と比較・検討した。

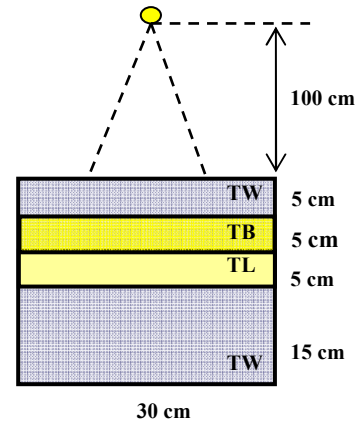


図 2 線量分布計算で用いたジオメトリの一例

結果

- ① タフボーン中で、実測した電離量と EGS の計算値では 4~6% の差があった。各補正係数の算出、それらによる電離量から吸収線量への変換結果は現在検討中である。
- ② 密度の違う物質の境界で差が大きく見られた。特に TPS は、高密度物質からの後方散乱の寄与が少なかった。

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)

Monte Carlo シミュレーションを用いた高精度放射線治療のための QA ツールの開発と 検証

石原 佳知¹, 成田 雄一郎², 山本 時裕^{1,3}, 椋本 宜学³, 溝脇 尚志¹, 宮部 結城¹,
澤田 晃¹, 矢野 慎輔^{1,4}, 平岡 真寛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¹

青森県立中央病院 がん診療センター 腫瘍放射線科²

大阪大学大学院 医学系研究科 医用物理工学講座³

京都大学病院 放射線部⁴

【目的】放射線治療計画の精度検証を目的としてdynamic IMRTに対応可能な統合モンテカルロ線量計算システム(MCRTV)を開発した. 開発したMCRTVの精度を実証するため臨床プランを使用し検証を行う.

【対象・方法】汎用モンテカルロコードEGS4/PRESTAを使用しVarian Clinac 2300C/D直線加速器の6MV及び15MVのヘッドモデル, Millennium MLCモデルを構築した. Pyramidモデル, 6MV7門そして15MV5門の前立腺IMRTプランのリーフシーケンスファイルを作成し, 各門に水等価ファントムを用い計算及びフィルム測定を行った. フィilm設定位置は6MVでは5cm深, 15MVでは10cm深とした. Voxel sizeは $0.2 \times 0.3 \times 0.3 \text{cm}^3$ とし, 統計誤差が照射野内で1.5%以内となるように計算した. Pyramidモデルでは中心軸より2cmシフトした地点, 臨床プランではInplane, Crossplaneの二方向に対し中心軸上及び±1cmシフトした地点でのprofileを測定フィルムより取得し, 計算結果と比較した.

【結果】pyramidモデルにおける線量分布の結果は平均1.6% (最大:2.2%) の精度で実測と一致した. 前立腺プランにおいては6MV, 15MVともに線量勾配の急峻な部分で3.7%程のズレが生じたが測定点の大半は2.1%以内の精度で一致した.

【結論】統合モンテカルロ線量計算システム(MCRTV)を開発し, 臨床使用可能な精度であることが実証された.

192-Ir 線源を用いた表在性病変への均一照射の基礎的検討
 安井啓祐、青山裕一¹⁾、下郷智弘²⁾、川浪亮太、羽原幸作、小幡康範²⁾、
 名大・大学院、名古屋大学附属病院¹⁾、名大・保健²⁾

Abstract

現在、医療分野では 192-Ir 線源を用いた小線源治療が広く普及しており、腔内照射だけでなく表在性病変へ均一に照射を行う技術なども存在する。この照射方法についてはいくつかの報告がなされているものの、適切な線源間の距離や線源の間隔、病変部までの距離について詳細に検討した報告は少なく、各施設の経験や単純な計算によって決定されているのが現状である。さらに実際には、chamber や film を用いた実測により適切な線源配置を検討することは難しく、シミュレーションにより計算を行うことは有用であると考えられる。そこで本研究では、モンテカルロコードである Electron Gamma Shower (EGS) 5 を用いてシミュレーションを行い、表在性病変へ均一照射を行うための適切な線源配置の検討を行う。

線源は microSelectron HDR v1 からの Ir 線源を使用した。まずシミュレーションの基礎的な検討として、治療計画装置である PLATO (Nucletron)、chamber、EGS の相対線量を線源中心から 2 cm の値で正規化し、比較した。また、Gafchromic EBT film (ISP) で二次元的な線量分布を取得し、EGS の結果と比較した。基礎的な検討の後、EGS を用いて線量分布の計算を行い、適切な線源配置を検討した。

Fig.1 が基礎的な検討の結果である。PLATO に対する chamber と EGS の相対線量差は、それぞれ平均値で 0.82 %、2.74 %であった。また、film と EGS の線量分布の比較では、両者はよく一致しており、70 %を超える線量域で相対線量差の平均値は 2.97 %であった。適切な線源配置を EGS による計算結果から検討した結果、線源間距離、線源間隔は 5 mm、病変部までの距離は 8 mm とした。今後 film などを用いて実測を行い、より詳細な検討を行う。

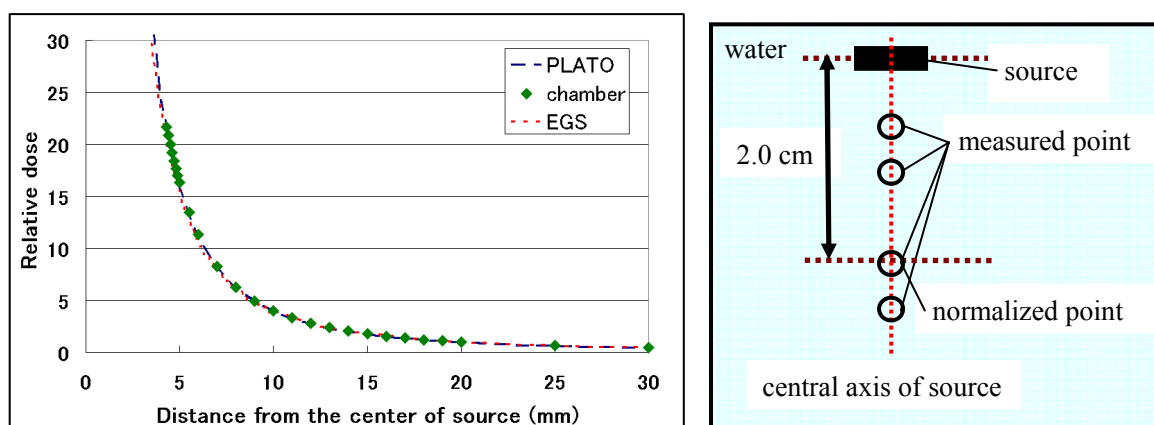


Fig.1 Comparison of relative dose using PLATO, chamber and EGS.

小線源治療計画用装置の計算と EGS5 との比較

辻 修平, 成廣 直正[†]

川崎医科大学

[†] 川崎医療短期大学

放射線治療には腫瘍組織の中やその近くに密封小線源を刺入・挿入して治療する方法がある。治療を実施する場合には事前に小線源治療計画用装置で患者体内の腫瘍およびその周辺組織の吸収線量を計算する。吸収線量は治療計画用計算プログラムによって線源の放射能の値を基に、水に変換する係数および幾何学的係数等の各種パラメータを用いて求められる。モンテカルロ計算 EGS5 は、線源の放射能の値のみをパラメータとし、任意の点および領域の吸収線量を求めることができる。これは、前述の治療計画用計算プログラムとは別プロセスで吸収線量を求めているといえる。今回、小線源治療計画用装置の計算精度を求めるため、実測値、EGS5 シミュレーション値および治療計画用装置での計算値の比較を行った。実測値は Mix-Dp ファントムおよび電離箱線量計を使用して、線源 電離箱間距離 5cm および 8cm で測定した。その幾何学的条件と同じ条件で EGS5 シミュレーションを行い、実測値と計算値の吸収線量の比較を行った。次に、水ファントムを想定し、線源 評価点間距離 1cm から 10cm まで 1cm 間隔で計 10 点の吸収線量を EGS5 シミュレーションと小線源治療計画用装置で計算した。

実測値、治療計画用計算プログラムの結果、EGS5 の結果、およびそれぞれの定量的比較を報告する。

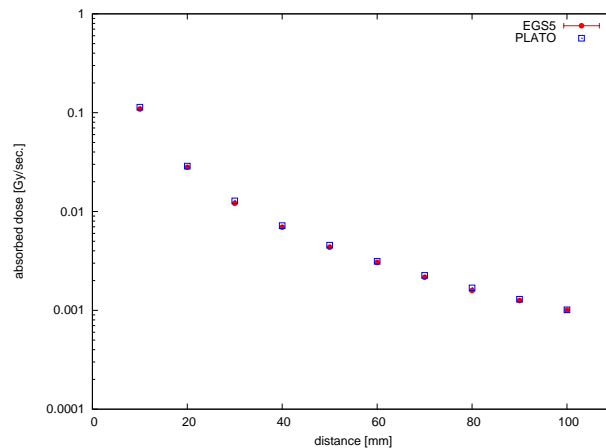


図 1: EGS5 と治療計画用計算プログラムとの結果

医用直線加速器からのX線源物理特性解析

椋本宜学, 手島昭樹

大阪大学大学院 医学系研究科 医用物理工学講座

Monte Carlo characterization of the photon source from a clinical linear accelerator

Nobutaka Mukumto, Teruki Teshima

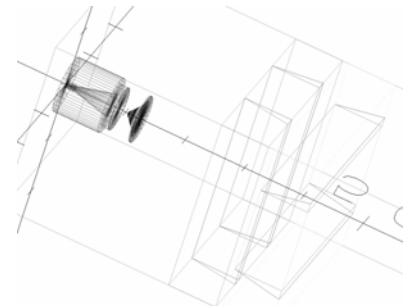
Department of Medical Physics & Engineering, Osaka University Graduate School of Medicine

【背景・目的】

医用直線加速器から出力される高エネルギーX線の物理特性は、照射野中心と照射野辺縁で異なることが知られている。本研究では、ビーム中心軸からの距離に依存して変化するX線源の物理特性を解析する。

【方法】

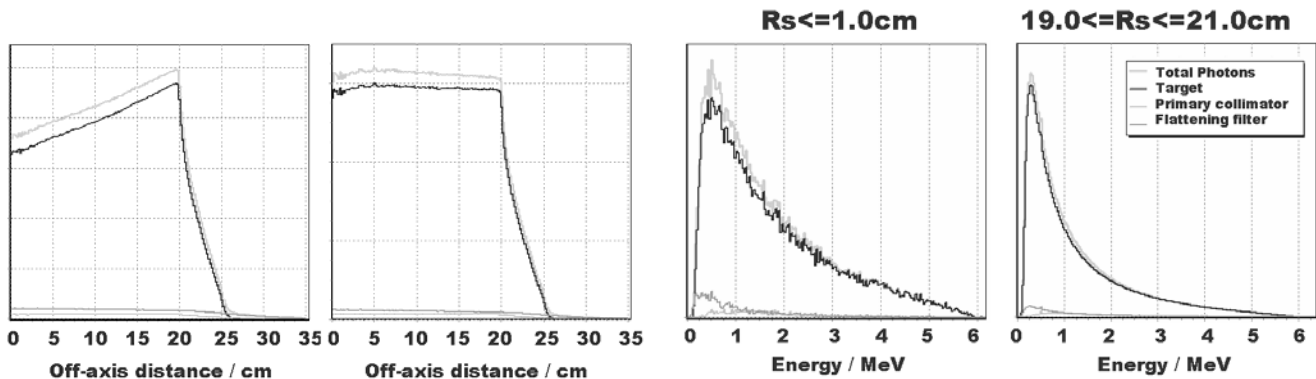
EGS5を用いて医用直線加速器のヘッド部(ターゲット, プライマリコリメータ, ベリリウム窓, フラットニングフィルタ, セカンダリコリメータ)の幾何学的構造と材質を忠実にモデリングし, 照射野 $40\times 40\text{cm}^2$, SSD=100cmの位置における光子フルエンス, エネルギーフルエンス, ビーム中心軸からの距離に伴ったエネルギースペクトルを検証した。



医用直線加速器のヘッドモデル

【結果・考察】

光子フルエンスはビーム中心軸から照射野辺縁にかけて増加するhorn型を示した。これは、ビーム中心軸が最も厚く、徐々に薄くなっていくフラットニングフィルタの形状に由来している。これに対し、エネルギーフルエンスは照射野内で平坦な分布を示した。これは、フラットニングフィルタによって軟X線成分が除去され、ビーム中心軸付近の光子の実効エネルギーが高くなったためであると考えられる。これは、照射野中心部と辺縁部でのエネルギースペクトルの変化からも観測できる。照射野辺縁のシャープなエネルギースペクトルと比べ、照射野中心部のエネルギースペクトルは線質が硬化しており、フラットニングフィルタからの寄与も大きい。これは、照射野中心部における、フラットニングフィルタによる軟X線の除去、及び散乱の現象をあらわしている。



光子フルエンス

エネルギーフルエンス

照射野中心, 辺縁のエネルギースペクトル

X線 CT シミュレーションにおけるビーム成形フィルタの影響について

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】

X線 CT 装置には、X線管の前面に固有のビーム成形フィルタ(**beam - shaping filter**)が組み込まれている。このフィルタは、一般に中央が薄く、外側に行くほど厚くなっており(逆鞍型)、被写体透過後の線質を揃える役割を持つ。ビーム成形フィルタの構造は複雑で、詳細な構造についてはメーカーごとに秘密になっているため、シミュレーション上に実際のビーム成形フィルタを組み込むのは困難である。そこで、フィルタ透過後のX線エネルギーと線量の測定値を用い、シミュレーション上でのビーム成形フィルタの影響を検討した。

【方法】

X線 CT 装置には東芝 TCT-300 を用いた。ファン角が 38° であるので、X線管の回転中心の位置からファンビームに沿って 1° ずつ線量計を動かし、片側 19° まで各位置でのデータを取得した。データ取得には新型の半導体線量計 **Rapidose** を用いた。この線量計は、一回の曝射で線量、管電圧波形、Al 半価層値などのデータを得ることができる。線量計から得られた横断面水平軸上の各位置での相対線量変化、および各位置での Al 半価層値から **birch** の式を用い算出したエネルギースペクトルを使用し、各位置に対する相対線量変化のみを考慮した場合(①)、エネルギー変化のみを考慮した場合(②)、両方を考慮した場合(③)、両方とも考慮しなかった場合(④)について、それぞれ **EGS5** によるシミュレーションを行った。円筒状の CT 用アクリルファントムとペンシル型の電離箱を用いてアクリルファントム中心部、およびアクリルファントム断面上 0 時方向、3 時方向、6 時方向、9 時方向における表面下 1cm の部分の線量を測定し、シミュレーションで得られた値と比較した。

【結果】

実測においては、ファントムを置く寝台の影響で、ファントム断面上 6 時方向の位置の線量がやや低くなり、X線管に加える電圧のスイッチングに関係するオーバーラップ成分による線量の増加により、0 時方向の位置の線量がやや高くなる。②及び④の場合、シミュレーションで得られた値が実測値よりかなり大きくなった。寝台の影響、およびオーバーラップ成分による影響が少ないと考えられる 3 時方向、9 時方向における実測の値と、①、③のシミュレーションの値は、ともに近い値を示した。①と③の間のシミュレーションの値の差異は 3%程度しか見られなかった。このことから、ビーム成形フィルタの特性をシミュレーション上に組み込む際に最も寄与するのは、横断面水平軸上の各位置における相対線量変化であると考えられる。

モンテカルロシミュレーション - EGS5コードを用いた仮想グリッドの検討

中條裕貴¹⁾、小山修司²⁾

1) 名古屋大学大学院 医学系研究科医療技術学専攻

2) 名古屋大学医学部保健学科

Abstract

近年、一般撮影、マンモグラフィなど診断領域でのモンテカルロシミュレーションの利用が増加している。診断領域のシミュレーションにおいて画質を評価するとき、散乱線除去用グリッドの考慮が必要となる場合がある。

散乱線除去用グリッドとは、X線受像面に入射する散乱X線の量を減少させX線像のコントラストを改善する目的で、X線受像面の前に置かれる異なるX線減弱特性をもつ物質を規則正しく配列した器具をいう。グリッドの形状は薄い平板状で、その断面は鉛箔とX線吸収の少ない中間物質の板が交互に配置されている。現在最も普及しているグリッド構造は、鉛箔の面が集束距離において一つの直線に集束する「集束グリッド」である。なお、箔の影像を消去するために、X線の照射中にグリッドを受像面に対して相対的に動かすことのできる装置に組み込んで使用する方法も一般的に用いられている。

このようなグリッドの形状を直接シミュレーション体系の中に組み込むことは可能であるが、プログラムが煩雑になる、領域数が増加することにより計算時間が増加するなどの問題点がある。また、この方法で運動グリッドを模擬することは困難である。そこで、数値計算に基づく仮想的なグリッドを考案し、その有効性を検討する。

仮想グリッドは、X線の進行方向の角度計算に基づき散乱線除去を行う。今回は、グリッド密度60本/cm、グリッド比8/1、中間物質ALを想定した。EGS5コードを用いてJISz4910に準じた実験配置をシミュレーションし、一次X線透過率、全X線透過率、コントラスト改善度、露出倍数を求め、メーカー公表の代表値、文献に記載されている実験値と比較検討する。

Monte Carlo simulations of photon specific absorbed fractions 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 several radiopharmaceuticals, photon specific absorbed fractions (SAFs), the absorbed fraction in the target organ per unit mass of the target organ, were evaluated in a mouse sophisticated model and a new set of photon SAFs were tabulated for photon energies from 10 keV to 4 MeV. In the present study, Digimouse voxel phantom was used as a sophisticated model and 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 main organs with isotropic direction emission. The SAFs were evaluated in the Digimouse for eleven organs. Table 1 shows the photon SAFs in some organs of the Digimouse and source was in liver.

Table 1 Photon specific absorbed fractions (SAFs in 1/kg) in some organs of the Digimouse phantom (source = liver).

Energy (MeV)	Target organ									
	Skeleton	Heart	Bladder	Stomach	Spleen	Pancreas	Liver	Kidneys	Adrenal	Lungs
0.010	2.3×10^1	3.1×10^1	2.8×10^{-1}	8.2×10^1	1.8×10^1	3.1×10^1	3.2×10^2	2.9×10^1	1.3×10^2	7.3×10^1
0.015	3.2×10^1	3.8×10^1	2.7×10^0	8.0×10^1	2.6×10^1	3.5×10^1	2.1×10^2	3.4×10^1	1.1×10^2	6.6×10^1
0.02	2.8×10^1	2.8×10^1	4.4×10^0	5.2×10^1	2.2×10^1	2.6×10^1	1.1×10^2	2.6×10^1	6.8×10^1	4.2×10^1
0.03	1.4×10^1	1.1×10^1	2.8×10^0	2.0×10^1	9.3×10^0	1.1×10^1	3.8×10^1	1.1×10^1	2.4×10^1	1.6×10^1
0.05	3.9×10^0	3.5×10^0	9.7×10^{-1}	5.9×10^0	2.9×10^0	3.4×10^0	1.1×10^1	3.4×10^0	7.3×10^0	4.7×10^0
0.1	1.1×10^0	2.1×10^0	5.9×10^{-1}	3.4×10^0	1.7×10^0	2.0×10^0	6.6×10^0	2.0×10^0	4.5×10^0	2.6×10^0
0.2	8.5×10^1	2.3×10^0	6.6×10^{-1}	3.9×10^0	2.0×10^0	2.2×10^0	7.5×10^0	2.2×10^0	4.6×10^0	2.8×10^0
0.5	9.1×10^{-1}	2.5×10^0	7.0×10^{-1}	4.2×10^0	2.1×10^0	2.5×10^0	7.9×10^0	2.4×10^0	5.4×10^0	3.2×10^0
1	8.4×10^{-1}	2.4×10^0	6.6×10^{-1}	4.0×10^0	2.0×10^0	2.3×10^0	6.6×10^0	2.3×10^0	4.9×10^0	2.9×10^0
1.5	7.5×10^{-1}	2.1×10^0	6.3×10^{-1}	3.5×10^0	1.8×10^0	2.0×10^0	5.3×10^0	2.0×10^0	3.8×10^0	2.5×10^0
2	6.5×10^{-1}	1.9×10^0	5.9×10^{-1}	2.9×10^0	1.6×10^0	1.8×10^0	4.1×10^0	1.8×10^0	3.4×10^0	2.1×10^0
4	4.0×10^{-1}	1.1×10^0	4.6×10^{-1}	1.5×10^0	1.0×10^0	1.1×10^0	1.9×10^0	1.1×10^0	1.7×10^0	1.1×10^0

From the above table, comparison of the SAFs in different organs shows energy dependency of the photon SAFs for self-irradiation, i.e., the source organ is the target organ, (target = liver) and cross-irradiation, i.e., the source organ is not the target organ, (target \neq liver). The photon SAFs in pancreas and kidneys (Table 1) for all energy have the same values although the mass of them are completely different with large difference. The mass of pancreas and Kidneys are 0.0465 g and 0.5149 g. From the SAFs results for cross-irradiation, e.g., pancreas and kidneys, it can be resulted that the photon SAFs for cross-irradiation do not always change with the differences in mass. It seems that the geometry including source size, target size and their distance significantly affect on the SAFs for cross-irradiation.

Table 2 Photon-only S values (Gy/Bq.s) for ^{131}I , ^{153}Sm and ^{188}Re sources in liver and spleen.

	target	Source organ			
		the present study		Kolbert <i>et al.</i>	
		Liver	Spleen	Liver	Spleen
^{131}I	Liver	4.9×10^{-13}	1.3×10^{-13}	5.8×10^{-13}	4.4×10^{-14}
	Spleen	1.3×10^{-13}	2.4×10^{-12}	4.2×10^{-14}	4.7×10^{-12}
^{153}Sm	Liver	1.6×10^{-13}	2.7×10^{-14}	1.7×10^{-13}	1.1×10^{-14}
	Spleen	2.7×10^{-14}	1.3×10^{-12}	1.1×10^{-14}	1.8×10^{-12}
^{188}Re	Liver	8.1×10^{-14}	1.9×10^{-14}	1.0×10^{-13}	6.5×10^{-15}
	Spleen	1.8×10^{-14}	4.6×10^{-13}	6.2×10^{-15}	9.2×10^{-13}

Photon-only S values, dose per unit cumulated activity (Gy/Bq.s), were calculated for the Digimouse phantom using the results of the photon SAFs in spleen and liver. Table 2 lists the S values for three radionuclides in comparison with Kolbert *et al.* results which were obtained in a mouse voxel phantom using point kernel method. Large differences can be observed between S values obtained from the different models. For different source-target configurations large variations can be observed between the different datasets.

In the present study, it was confirmed that the photon SAFs for self-irradiation depended on the photon energy and the mass of the target/source organ. The photon SAFs for cross-irradiation also was an energy dependent function but did not change by the mass of target and it might be affected by source size, target size, their shape and distance between the source and target. Organ dose evaluation should be performed in the phantom with the Monte Carlo method since the minor changes in the geometry had a large effect on photon-only S values and organ dose. From comparison of the results, it can be stated that minor changes in the source-target geometry are likely to change dramatically the resulting S values.

放射性物質の体内動態を考慮した全身カウンタの応答評価

原子力機構

高橋 聖、木名瀬 栄

Universidade Federal de Pernambuco

Richard KRAMER

[緒言] 内部被ばくモニタリングに用いる全身カウンタの校正には、一般的に、放射性物質を全身均一分布と仮定した物理ファントムが利用されている。しかし、実際の放射性物質の体内分布、たとえば、吸入摂取した放射性物質は肺などの呼吸器官に多く残留することを考慮すると、全身カウンタによる信頼性の高い体内放射能測定を行うためには、ファントム内の線源分布は放射性物質の体内動態を適切に考慮する必要があると考えられる。こうした状況を踏まえ、本研究では、多様な線源仮定が容易であるボクセルファントムを用い、モンテカルロ計算により、放射性物質の体内動態を考慮した全身カウンタの計数効率を評価した。

[方法] 全身カウンタ： 原子力機構原科研のストレッチャー式 (ベッド型)全身カウンタを評価対象とした。この全身カウンタには、内寸約 $200 \times 250 \times 250 \text{ cm}^3$ の重遮蔽体(鉄室)内に、相対効率80%の高純度p型同軸Ge検出器3台が設置されている。通常の校正には、全身均一分布線源としてBOMABと呼ばれる物理ファントムが使用される。

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¹⁾を用いた。身長、体重及び各臓器質量は、国際放射線防護委員会 (ICRP)の標準人データ²⁾と同等のものとなっており、約90の臓器・組織が表現されている。

体内動態モデル： 臓器間の放射性物質の移行を一次反応速度式で表した体内動態モデル³⁾を用いた。本研究では、吸入摂取した ^{60}Co について、摂取後の経過日数に対する体内放射能分布を評価し、線源臓器とした。

モンテカルロ計算： EGS4-UCWBCコードを用いた。線源は、臓器内均一分布とした。

[結果及び考察] ^{60}Co の体内動態モデルによると、吸入摂取後約3日間は、鼻孔及び結腸に多く残留し、その後、肺における沈着割合が大きくなる。肺に沈着した ^{60}Co は血液を介して全身へ分布し、肝臓にも徐々に移行する。このような ^{60}Co の体内分布の時系列的変化を考慮すると、 ^{60}Co の1333 keV γ 線に対する全身カウンタの計数効率は、全身均一分布のものに比べ、摂取直後(0.5日後)に最も差が大きく、約30%低下することが判った。この結果から、 ^{60}Co のような内部被ばく事故の発生直後に、全身カウンタによる信頼性の高い体内放射能測定を行うためには、 ^{60}Co の体内動態を考慮した全身カウンタの計数効率を用いる必要があると考える。

参考文献

- 1) 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 3331–3346 (2006).
- 2) ICRP (2003) Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon).
- 3) ICRP (1993) Age-dependent Dose to Members of the Public from Intake of Radionuclides, Part 2: Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 67 (Oxford: Pergamon).

ITER における γ 線測定を利用した損失 α 粒子計測法のための LSO シンチレータの特性評価

東北大院工、核融合研^A、原子力機構^B、阪大レーザー研^C
柏総一郎、西浦正樹^A、高倉耕祐^B、落合謙太郎^B、田中照也^A、
長坂琢也^A、藤岡加奈^C、岡本敦、北島純男、笹尾真実子

Evaluation of LSO scintillator characteristics for development of lost alpha particle-induced gamma-ray detector system in ITER
Tohoku Univ., NIFS^A, JAEA^B, Osaka Univ.^C
S. Kashiwa, M. Nishiura^A, K. Takakura^B, K. Ochiai^B, T. Tanaka^A, T. Nagasaka^A,
K. Fujioka^C, A. Okamoto, S. Kitajima, M. Sasao

ITER における損失 α 粒子(プラズマ閉じ込め領域から炉壁へ損失する α 粒子)計測は、プラズマ燃焼維持や装置健全性維持の為に重要である。しかし、その計測手法の確立には至っていない。そこで我々は、損失 α 粒子に起因する γ 線測定を利用した方式の計測法開発に取り組んでいる。敷衍すると、ITER 第一壁材料ベリリウムと損失 α 粒子との核反応 ${}^9\text{Be}(\alpha, n\gamma){}^{12}\text{C}$ による 4.44 MeV γ 線を測定することで損失 α 粒子の発生分布を取得するという原理に基づいている[1]。本手法は、損失 α 粒子の損失領域分布の計測に適し、かつ炉心から離れた場所に検出器を設置可能なため、中性子照射や γ 線による放射線損傷、熱損傷やノイズを軽減することが可能である。

現在我々は、本計測に用いる γ 線計測用シンチレータとして Ce:LSO の検討を進め、これまで損失 α 粒子と Be の炉壁における核反応について、Am-Be 線源による模擬実験を行った。結果を図1に示す。線源から発生する 4.44 MeV γ 線と中性子同時照射中の波高スペクトル測定を行い、4.44 MeV γ 線に対するエネルギー分解能は 7%であると分かった。上記に加え、中性子によるノイズの影響や、全吸収比を左右するシンチレータの形状や取り付け位置等の検出器設計に関しても EGS4等を使用し、検討を進めている。

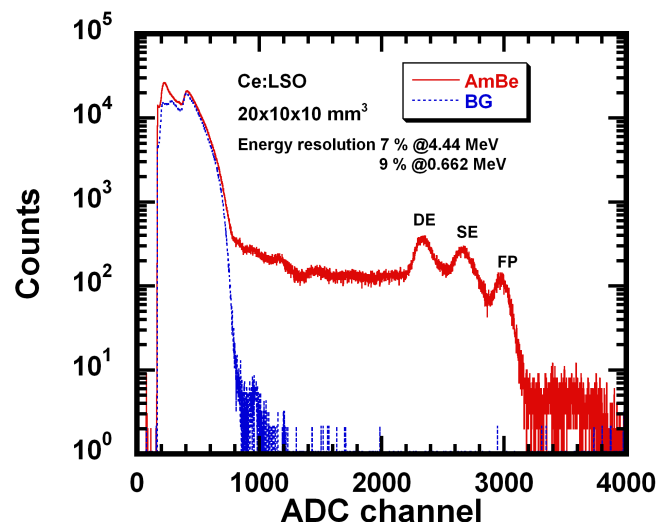


図1 Am-Be 線源による Ce:LSO 波高スペクトル

本発表ではこれらの詳細について報告する。

[1] V.G.kiptily, Joint Meeting of ITPA NWG and Diagnostic Workshop(2007)

重粒子線照射による壁なし組織等価比例計数管内の δ 線生成量評価

○津田修一¹, 佐藤達彦¹, 岩瀬広², 波戸芳仁², 佐々木慎一²
日本原子力研究開発機構¹, 高エネルギー加速器研究機構²
○S.Tsuda¹, T.Sato¹, H.Iwase², Y.Namito² and S.Sasaki²
JAEA¹ and KEK²

重粒子線による生物効果を細胞・生物照射実験データに基づいて評価するためには、重粒子線の飛跡およびその近傍の精密なエネルギー付与分布情報が必要である。本研究では重粒子線照射によって人体代替物質内に生成される飛跡沿いの線エネルギー分布(y分布)を取得するために、高エネルギー二次電子(δ 線)を測定可能な壁なし型の組織等価比例計数管(壁なしTEPC)を製作し、種々の重粒子線を用いた照射実験を行っている。

製作した壁なしTEPCは、数10 μ m径の金属ワイヤーで構成される長さ1mm、直径1mmの円筒形の信号検出部を有しており、元素組成に関して人体軟組織に等価な混合ガス(組織等価ガス)中の高エネルギー重粒子線によるエネルギー付与を厳密に測定することを目的としている。

組織等価プラスチック製の壁に覆われた信号検出部を有する市販のTEPCと比較すると、製作した壁なしTEPCはより広いエネルギー範囲の δ 線の測定が可能である。しかし、信号検出部を構成するワイヤー自身だけでなく、構造上不可欠な部材等を信号検出部の近傍に配置するため、測定されるy分布データには組織等価ガス以外で生じる δ 線の寄与が混入していると考えられる。

そこで、ワイヤー等から生成される δ 線の寄与を解析計算およびモンテカルロ計算コード(EGS5、PENELOPE)によって、測定したy分布データに含まれる δ 線について考察を行った。発表では、モンテカルロ計算コードシステムPHITSに組み込まれた生物線量計算モデルを用いた計算についても示し、マイクロシメトリ計算に必要なモンテカルロ計算コードの特性に関する考察結果を示す。

EGS5 へのミグダル効果の組み込み

桐原陽一*1、波戸芳仁*2、平山英夫*2

¹総研大 加速器科学研究科

² KEK

1. 緒言 GeV 以上の電子が物質を通過するとき放出される制動 X 線は、比較的低エネルギーで用いられる Bethe-Heitler (BH) 断面積と異なり、BH よりも抑制された断面積を持つ (Migdal 効果)。本研究では、モンテカルロコード EGS5 に Migdal 効果を組み込み、実験データと比較検証する。

2. Behte-Heitler 断面積と Migdal 断面積 Behte, Heitler [1] によればエネルギー E の電子が原子核との相互作用でエネルギー k の制動 X 線を放出する確率は、次式によって与えられる。

$$\frac{d\sigma_{BH}}{dk} = \frac{4\alpha r_e^2}{3k} (y^2 + 2[1 + (1-y)^2]) Z^2 \ln(184Z^{-1/3})$$

ここで α は微細構造定数、 r_e は古典電子半径、 $y=k/E$ 、 Z は原子番号である。一方 Landau, Pomeranchuk, Migdal [2, 3] は、相対論的エネルギーの電子が物質を通過する場合、電子と原子核の間の相互作用が及ぶ距離が長くなることにより、光子どうしが干渉し、光子生成の断面積が抑制されることを指摘し、以下の断面積の式を与えた。

$$\frac{d\sigma_{LPM}}{dk} = \frac{4\alpha r_e^2 \xi(s)}{3k} \{y^2 G(s) + 2[1 + (1-y)^2] \phi(s)\} Z^2 \ln(184Z^{-1/3})$$

ここで $1 \leq \xi(s) \leq 2$ であり、 $G(s)$ と $\phi(s)$ は Stanev [4] によって近似式が示されている。

3. 結果及び考察 図 1 に 25 GeV の電子が金ターゲットに入射したときの光子のエネルギースペクトルを示す。ターゲット厚は、放射長 X_0 の 0.7% (2.31×10^{-3} cm) である。EGS5 の計算は BH 断面積と、BH 断面積に対し棄却法を用いて求めた Migdal 断面積の値を示している。実験値は Anthony [5] によって測定され、合わせて BH と Migdal 断面積のモンテカルロ計算も示されている。EGS5 の値は、Anthony の BH 計算値の 500 MeV の値で規格化している。EGS5 の Migdal 断面積の値は、30 MeV から 500 MeV 付近まで実験とよく一致しているが 30 MeV 以下で過小評価となる。本発表では、他のターゲット厚および物質も含めて比較検証する。

参考文献 [1] International Commission on Radiation Units and Measurements: "Stopping Powers for Electrons and Positrons", ICRU Report 37 (1984). [2] L. D. Landau and I. J. Pomeranchuk, Doklady Akad. Nauk S.S.S.R. **92**, No. 3, 535 (1953). [3] A. B. Migdal, Phys. Rev. **103**, 1811 (1956). [4] T. Stanev *et al.*, Phys. Rev. D **25**, 1291 (1982). [5] P. L. Anthony *et al.*, Phys. Rev. Lett. **75**, 1949 (1995).

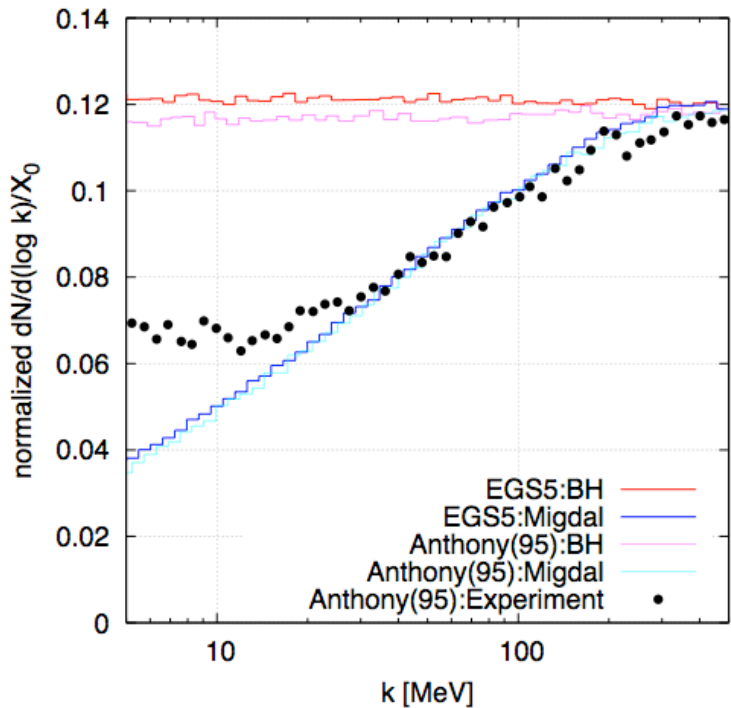


図 1 0.7%放射長厚の金ターゲットに 25 GeV 電子が入射したときの光子エネルギースペクトル

GPUによる荷電粒子輸送計算2

桶井一秀[†]、中塚隆郎[‡]

[†] 川崎医科大学

[‡] 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。昨年EGS研究会では、GPUによるクーロン散乱の散乱角サンプリングシミュレーションが、CPUに比べて数10倍高速であることを示し、その高速な直接シミュレーションによって得られた多重散乱分布を利用して、断面積分割法による大角多重散乱サンプリングルーチンを開発した結果を報告したが [4]、今回は、散乱角のサンプリングだけでなく、荷電粒子の輸送部分も実装し、引き続き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、荷電粒子が一定の厚みの物質を通過したときの、実際のパスレングスを求めるシミュレーションを、小角近似のもとで行った (図1)。その結果、CPUによる計算に対して、GPUでは約10倍の速度が得られた。

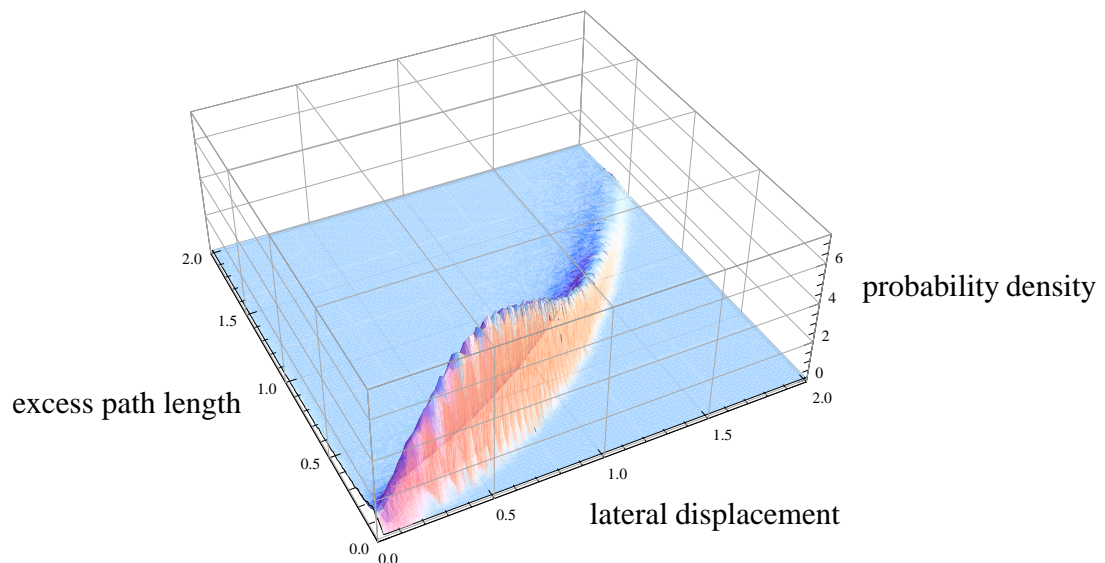


図1: 実際のパスレングスと厚みの差 (excess path length)、横ずれの同時確率密度分布。

参考文献

- [1] NVIDIA CUDA Compute Unified Device Architecture Programming Guide ver. 2.0 (2008)
- [2] <http://gpgpu.org/>
- [3] H. Nguyen, ed., *GPU Gems 3*, Addison-Wesley (2007)
- [4] K. Okei and T. Nakatsuka, KEK Proceedings 2008-7, pp.8-13, (2008)