モンテカルロ計算コード EGS4 を用いた局所被曝線量解析

海上安全研究領域 放射性物質輸送安全研究グループ　　＊大西　世紀、　小田野　直光
（財）高輝度光科学研究センター ビームライン・技術部門　成山　展照
日本原子力研究所 保険物理部　　斎藤　公明

１．まえがき

従来放射線作業従事者などの個人被曝線量を計測する場合均等全身被曝を想定し、胸部あるいは腹部にフィルムバッチ等の個人被曝線量計を装着して評価している。しかし、使用済み核燃料の再処理施設等の核燃料サイクル施設、加速器による高輝度放射光の利用や医療照射等、多様化する近年の原子力利用形態を考慮すると局所被曝の機会が急激に増えている。

しかしながら均等被曝が仮定される場合が多いのは主に均等被曝測定の単純さや解析の容易さ、また逆に局所被曝線量測定・解析の難しさによる。

人体は複雑な幾何形状と様々な組成を持っているため人体中における放射線の輸送現象を詳細に解析することは難しい。モンテカルロ法では複雑な幾何形状を取り入れることが可能であるが入力データの量は膨大なものになる。そこで今回の発表ではモンテカルロコードへの入力を簡易化し、速やかに解析できるモンテカルロコードシステムを開発し、同システムを用いた局所被曝線量解析を行った結果を報告する。

２．数値計算システム

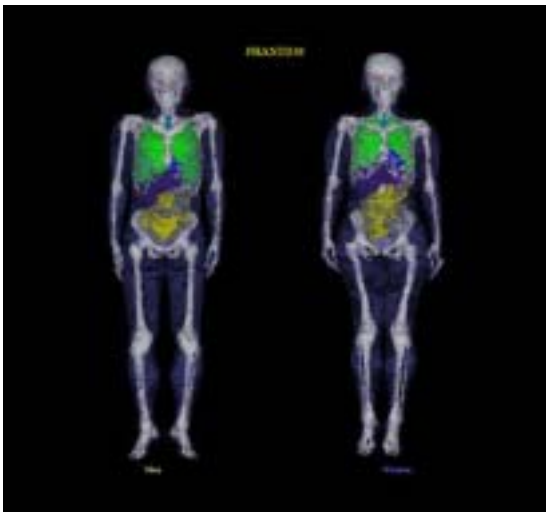
計算コードは、モンテカルロ計算コード、数値ファントム、ユーザーコード、ポストプロセッサコードから成る。線源情報を含んだユーザーコードにより、モンテカルロ計算コードと数値ファントムを結合・実行し、得られた結果をポストプロセッサコードにより後処理する。

２．１ モンテカルロコード EGS4

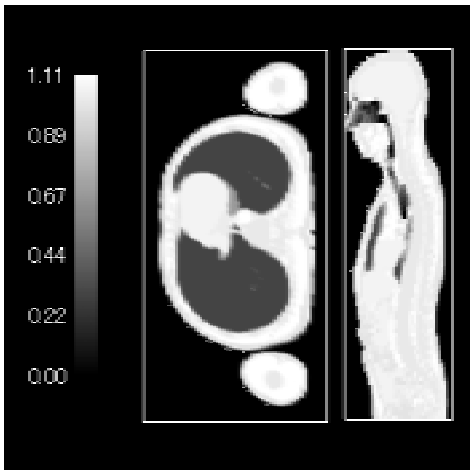
計算を実行するモンテカルロコードとしては EGS4[1] を用いた。EGS4 は主にスタンフォード大学で高エネルギー電子、及び光子の輸送計算を行う目的で開発され、近年 KEK(高エネルギー加速器研究機構)で低エネルギー領域での改良が行われている。他にも電子・光子輸送計算を行えるコードがあるが、EGS4 では光子散乱時の直線偏光の影響など、散乱過程を厳密に取り入れており、低エネルギー光子・輸送計算では最もよく用いられている。

２．２ 数値ボクセルファントム

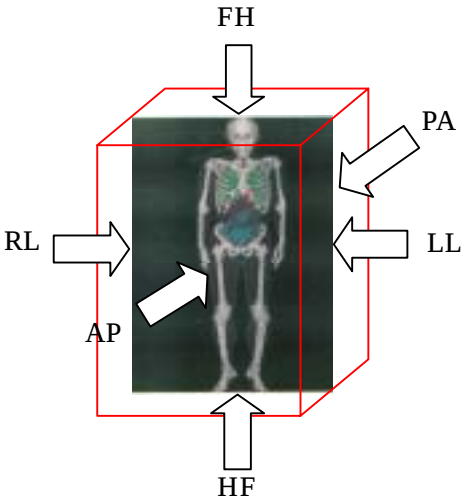
ファントムとは放射線照射実験に用いる模擬人体であるが、これと同様に数値計算に用いる模擬人体を数値ファントムと呼ぶ。今回の解析においては日本原子力研究所で開発されたボクセル型数値ファントムを用いた[2]。ボクセルファントムは多数の 1×1×10 mm^3 の直方体(ボクセル)で構成され、CT スキャン画像等から直接作成される[3]。このため複雑な組成を持ったファントムを正確に作成することが可能であり応用性に富んでいる。(図―1 及び 図―2 にこのファントムの立位図および断面図を示す。



図―１ 数値ファントム立位図
左：男性　右：女性



図－２ 数値ファントムの水平断面及び垂直断面密度分布



図－3：基本ジオメトリ

２．３ ユーザーコード UCBEAM

上記 2.1、2.2 で述べたモンテカルロコードと数値ファントムを結合させるものがユーザーコードである。モンテカルロ法は複雑形状を考慮して輸送現象を解くことに適しているが、そのため幾何的配置や媒質、線源の定義等の多くの入力データが必要となる。これらをまとめ、計算を行う体系となる数値ファントムを EGS4 の入力形式に変換するコードを作成した。線源条件としては全身照射ジオメトリとして AP(Anterior to Posterior), PA, RL(Right Lateral), LL(Left Lateral), HF(Head to Foot),FH,ISO(ISOtropic)に対応の他、任意の位置からの円形断面ビームおよび矩形断面ビームに対応した。全身照射ジオメトリを(図－３) に表す。

２．３ポストプロセッサ DOSECAL

以上より得られたボクセルごとの計算結果を臓器別に集計し ICRP Pub. 26 [4] あるいは ICRP Pub. 60 [5] に準拠して実効線量・実効線量等量に変換する。また任意の領域に線量ボクセルを設置することにより、臓器別だけでなく体内での吸収線量分布も同時に計算することができる。

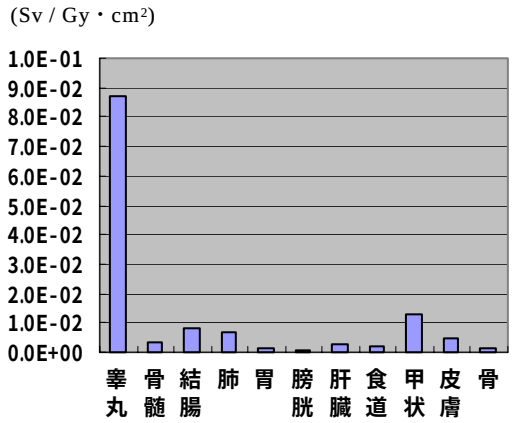
３．計算結果

図－４から図－７が今回計算した光子照射による線源での空気カーマで規格化された臓器線量の結果である。エネルギーと照射ジオメトリはそれぞれ、図－４：20 keV　AP 照射、 図－５：100 keV　AP 照射、図－６：20 keV　PA 照射、図－７：100 keV 円形断面ビーム照射である。これら AP、PA 照射条件は図－３の通りである。図－７の局所被曝条件では、ビームは頭頂より 50 cm 下、胴体中央 5 cm 左手側で前面から背後へ直径 1 cm の照射された場合を計算した。　実効線量 E は以下の式で定義される。

$$E = \sum_T \sum_R W_T w_R D_{R,T}$$

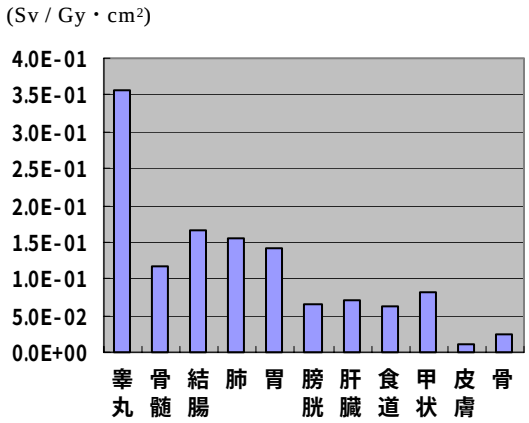
W_T：組織加重係数、 w_R：放射線荷重係数、
$D_{R,T}$：吸収線量、R：線種、T：臓器種類

このため吸収線量あるいは組織加重係数の大きな臓器は実効線量へ大きな影響を与える。20 keV 程度の低エネルギー照射の場合光子は体の皮膚～筋肉でその大半が吸収され内臓にはあまり影響しない(図－６)が、睾丸は組織加重係数が大きく、また比較的皮膚近くに位置するため低エネルギーの前方照射の場合には非常に大きな線量を示す(図－4)。この様子は(図－８)等からも理解できる。しかしながら入射エネルギーが 100 keV 程度になると光子は内臓部にまで到達し(図－８)、臓器線量が増大する(図－５)。特に局所性の強いビームの場合吸収線量は肺や胃等の内臓に集中する。



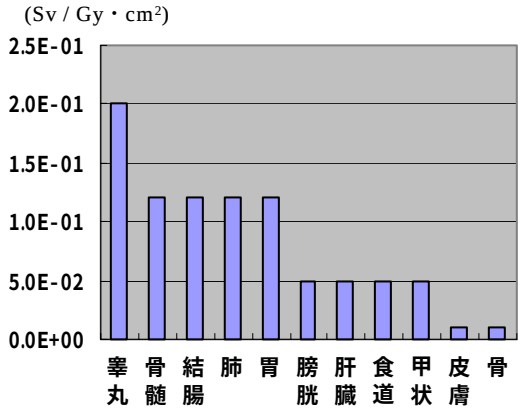
図－４　20 keV 光子

AP 照射時の臓器線量



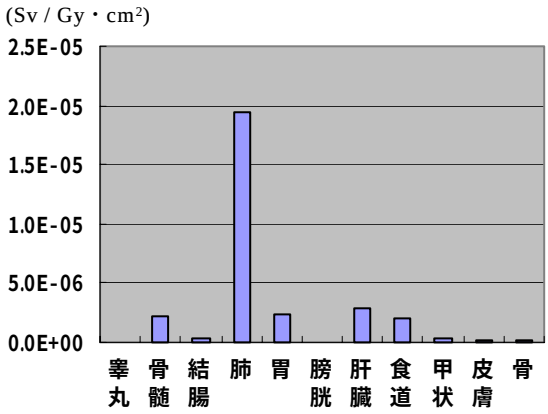
図－５　100 keV 光子

AP 照射時の臓器線量



図－６　20 keV 光子

PA 照射時の臓器線量



図－７　100 keV 光子

直径 1 cm ビーム照射時の臓器線量

４．まとめ

モンテカルロコードシステムを用いて均一照射、さらには円形断面ビーム照射時の局所及び全身被曝線量解析を行った。高エネルギーでは比較的全身に遍在する分布を、小径ビームでは非常に局在した分布を計算することができた。今回の結果は他の計算コードとの比較で妥当性を検証したが、実験等との比較によって定量性を検証し、より正確な計算結果を確認する必要がある。また速やかに計算結果を得るという点では分散低減法による計算時間の短縮や、より簡便なインターフェースの構築なども課題となってくる。

謝辞

本研究は、原子力委員会の評価に基づき、文部科学省原子力試験研究費により実施されたものである。

参考文献

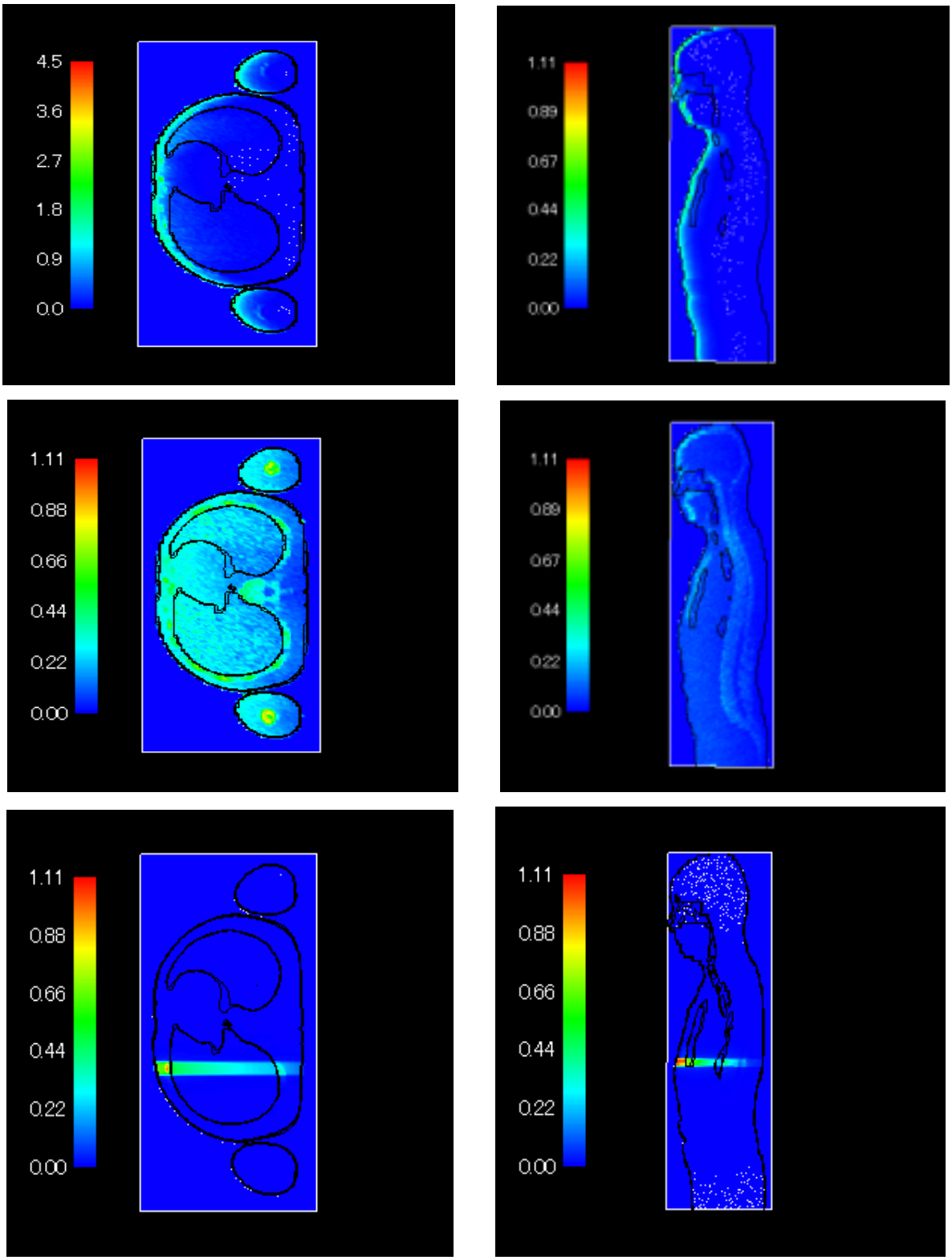
[1] W.R. Nelson et al.:The EGS4 Code System. SLAC Report-265, December 1985

[2]K. Saito, A. Wittmann, S. Koga, Y. Ida, T. Kamei, J. Funabiki, M. Zankl: The Construction of a Computed Tomographic Phantom for a Japanese Male Adult and the Dose Calculation System. Radiation and Environmental Boiphysics, 40, pp69-76 (2001).

[3]寺邊正大、斉藤公明、船曳淳:知的ボクセルファントム作成システムの開発. 計算科学技術活用型特定研究開発推進事業研究報告会. 科学技術振興事業団. 2000-03. 報告会予稿集. C123

[4]国際放射線防護委員会:
国際放射線防護委員会 1977 年勧告

[5] 国際放射線防護委員会:
国際放射線防護委員会 1990 年勧告



図－８　水平及び垂直断面における吸収線量分布

上段：20 keV　光子 AP 照射　　左：水平断面図 右：垂直断面図

中段：100 keV 光子 AP 照射　　左：水平断面図 右：垂直断面図

下段：100 keV 光子ビーム照射　　左：水平断面図 右：垂直断面図