

○丸石 博文

浜脇整形外科病院

【目的】被曝の感受性の高い小児の被曝線量を評価することは重要である。そこで昨年報告した楕円体で構成したファントムを小児に拡張して、小児のシミュレーションができるようにした。検討内容は以下である。

小児の体形のデータについて。体形データから楕円体のファントムへの構成方法。大人の臓器の座標から小児の臓器の座標への変換方法。モンテカルロ計算によるDLP-実効線量換算係数の撮影部位と年齢による変化。

【方法】小児の外形上のデータ\*)は、0歳から11歳程度まで2000名、42項目の身体計測のデータである。また肺野のデータは、当院で撮影した0から11歳まで360名の胸部写真から推定した。胸部の横幅から胸郭の幅を引いたものを胸壁の厚さとした。肺の高さは肺尖から、横隔膜上縁と肋横角の中間、までの高さにした。さらに縦隔の幅は気管分岐部の高さで計測した。小児ファントムは楕円体を任意に切って組み合わせることで構成する。体幹部、両肺、頭部、乳房、四肢と計10個の楕円体で人体を構成した。以下の方法で大人の臓器の座標から小児の臓器の座標に変換した。体幹部には、横隔膜の位置によって座標の変わる臓器として、

- 1) 横隔膜より上では、肺と食道
- 2) 横隔膜より下では肝臓、胃、結腸、膀胱、女性の生殖腺
- 3) 横隔膜の位置に無関係なその他の臓器・組織として骨髄、甲状腺、乳腺、男性生殖腺、頭部、四肢などがある。

これら3つのパートに分けて大人の座標から小児の座標に変換した。以上により、任意の年齢、身長と体重の数値ファントムを作成できるようにした。モンテカルロ計算では臓器内の複数の座標の線量を平均することで臓器線量とした。なお計算に使用したCT装置はasteion4(東芝4列)である。このとき、小児ファントムと同じ計算方法でCTDIファントムを作り、CTDIc、CTDIpが装置の値と一致するようなmAsあたり入射光子数とした。

【結果】1歳(身長71cm、体重8.6kg)のファントムの臓器座標の分布と体形、肺の形状を図1に示す。年齢に対する平均体重とファントムの体重を図2に示す。年齢が高くなるにしたがってファントムの体重は平均値よりも小さくなった。年齢によるDLP-実効線量換算係数の変化を図3に示す。体型が大きくなるにしたがい換算係数は小さくなる。また胸部の120kVと

80kVではほぼ等しい。腹部は胸部より高くなった。ICRPのデータと腹部、胸部とも傾向は似ているが大きさが1.5倍程度になった。

このときのDLPは直径16cmのCTDIファントムの値である。したがって、mAs当りの実効線量は大人よりもかなり高いことに注意が必要である。

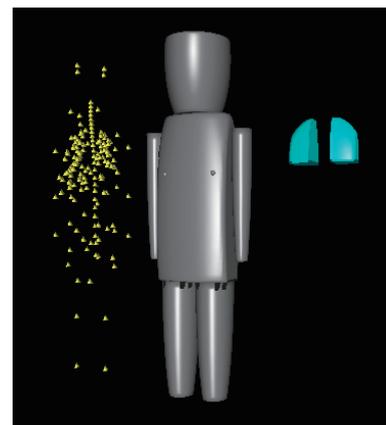


図1

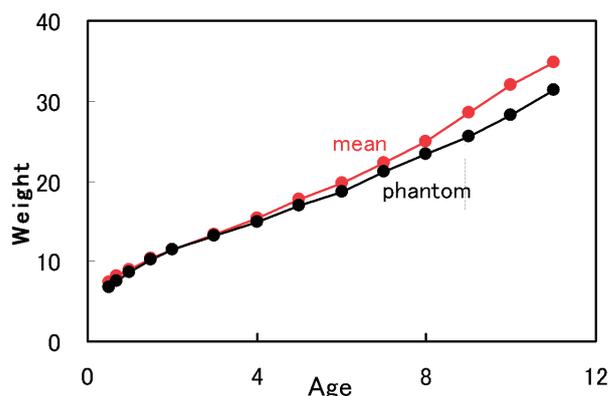


図2

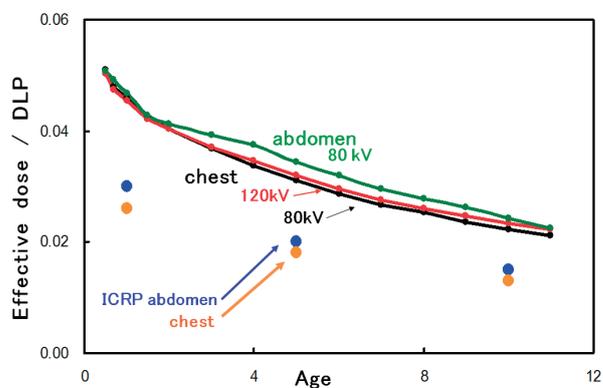


図3

## 【参考文献】

\*) 日本機械工業連合会、人間生活工学研究センター：日機連20環境安全-2. 2009. 2.

## EGS5を用いた X 線診断領域における X 線スペクトルの検討 —幾何学的配置による影響について—

○福本 晃<sup>1)</sup>、西原 貞光<sup>2)</sup>、秦 佑里奈<sup>1)</sup>、林 裕晃<sup>2)</sup>

1) 徳島大学医学部保健学科、2) 徳島大学大学院 HBS 研究部

**【背景と目的】** X 線診断領域において、X 線スペクトルは画像コントラストの向上や被ばくの低減を議論するために必要な情報である。従来の方法では、X 線スペクトロメータでの実測、Birch や Tucker らの近似式による算出などによって得られる線束中心だけの結果を利用して X 線スペクトルを議論している。しかし、実際に照射されている X 線は点状ではなく面状に照射されているので、同じ照射野内であってもヒール効果などの影響を受け、計測位置によって X 線スペクトルの形状が変化することが予想される。そこで今回、X 線スペクトルの形状変化について着目し、EGS5 というシミュレーションソフトを用いて照射野全体の X 線スペクトルを取得するとともに、照射野の大きさ、X 線管焦点—検出器間距離（以下、SID）の長さ、ヒール効果の影響による X 線スペクトルの形状変化について検討した。

**【方法】** EGS 研究会の HP で配布されているプログラム一式を用いて本実験を行った。我々の提案している計算手法<sup>1)</sup>を使用し、ターゲット角度 $12^\circ$ 、タングステン直径 100 mm、総ろ過 2.5 mmAl 当量の X 線管を想定し計算を行った。管電圧を 80 kV 一定にし、(1) 照射野を 10 cm × 10 cm、20 cm × 20 cm、30 cm × 30 cm に変化させた場合、(2) SID を 60 cm、90 cm、120 cm に変化させた場合、(3) 照射野を 30 cm × 30 cm、SID を 60 cm 一定にしたときの照射野を 3 分割（陽極側、中央、陰極側）した場合の (1)～(3) それぞれにおいて X 線スペクトルを取得した。

取得した X 線スペクトルは、それぞれ光子数の総数が異なっているため、単純に形状の比較ができない。そこで、Tucker の近似式を用いて線束中心の X 線スペクトルを算出し、この X 線スペクトルと方法の (1)～(3) で得た X 線スペクトルにおける光子数の総数を同数に規格化した。さらに詳しく形状を比較するために、Tucker の近似式による X 線スペクトルを基準として、方法の (1)～(3) で取得した X 線スペクトルの値を Tucker の近似式による X 線スペクトルの値で除して光子数比とした。

**【結果と考察】** 規格化した光子数比において、方法 (1) と (2) で取得した X 線スペクトルでは形状の違いは見られなかった。方法 (3) によって取得した X 線スペクトルを図 1 に、その結果を規格化して得た光子数

エネルギーに対する光子数比を図 2 に示す。

図 2 を見ると、中央の X 線スペクトルについては方法 (1) と (2) と同様の結果となったが、陽極側の X 線スペクトルは高エネルギー成分が多く、低エネルギー成分が少なくなった。逆に、陰極側の X 線スペクトルでは高エネルギー成分が少なく、低エネルギー成分が多くなった。これは、陽極自身による自己吸収の違いによって線質が変化しているからであると考えられる。

以上のことから、X 線診断領域において照射野の大きさ、SID の長さの変化によって X 線スペクトルに変化はないが、照射野内の位置によって X 線スペクトルの形状が変化することがわかった。照射野内で複数の位置における X 線スペクトルの情報を確認することで、より詳しい検討が可能となる。

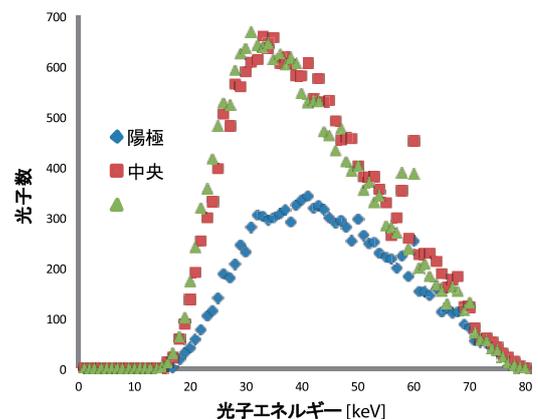


図1 方法(3)で取得した X 線スペクトル

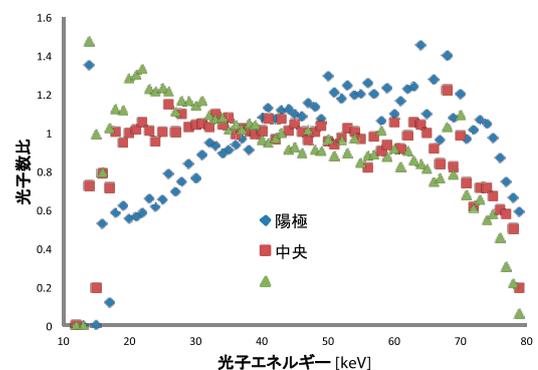


図2 方法(3)において規格化したグラフ

### 【参考文献】

- 1) 林 裕晃, 福本 晃, 花光 宏樹, 他. EGS5 コードを用いた診断用 X 線スペクトルの実用的な計算手法. 医用画像情報学会, 29(3), 62-67, 2012

○渡邊 篤史、船越 猛、菅原 庸介  
医療法人 聖比留会 セントヒル病院

【目的】現在、MDCT が普及し、CT 検査時の被ばく線量への関心が高まっている。

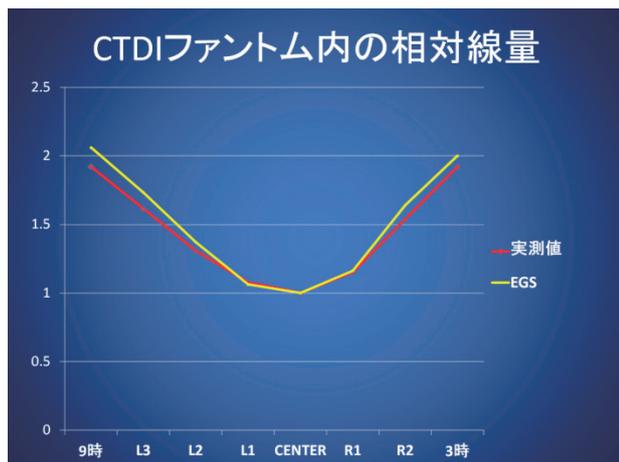
そこで X 線 CT 検査時の被ばく線量評価に対応できるモンテカルロコードの開発を試み、CTDI の実測値と比較し線量評価の可能性を検討してきた。

今回は、介助者・術者の被ばくに注目し、散乱線の空間分布シミュレーションを行った。

【方法】CTDI の実測値と比較を行い整合性を検証した。ボウタイフィルタの評価を CTDI ファントムの位置を移動し実測値と比較した。想定ファントム半径を 21 cm として作成した。ファン角を 14 分割し、中心を線源 7、最外側を線源 1 とした。ボウタイフィルタ通過後の X 線スペクトルを領域ごとの線源として使用した。

頭部 CT 検査、及び CT 透視における散乱線分布の CT シミュレーションコードを作成し、実測値とシミュレーション値を比較した。

【結果】ボウタイフィルタ組み込み後の実測値と EGS を比較した結果を図に示す。良好な結果が得られた。



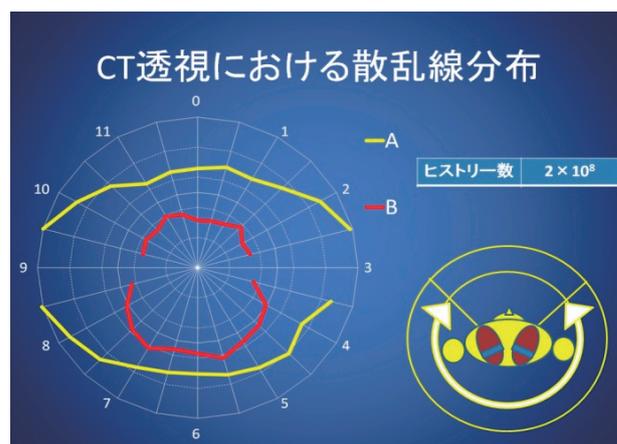
検出器列 AB の散乱線分布を示す。

スライス面に接する検出器列を A、足側へ 40 cm 離れた列を B とした。

当院の装置は CT 透視の際に、6 時を中心に 240° のみ照射される。

スライス面に近い検出器列 A においては大きな差はみられなかった。しかし、スライス面から 40 cm 離

れた検出器列 B において、上部の散乱線が顕著に低下していることが解った。



【考察】位置依存性を考慮したボウタイフィルタの組み込みができた。

線量の絶対値に関して、EGS5 では実測値に対し平均 1.52 倍であった。

前回、X 線光子の発生効率は  $2 \times 10^{-9}$  の電子加速シミュレーションにおいて 0.00049% と報告した。

絶対線量で評価する場合には、この時の精度が大きく影響してくるため、ヒストリー数を増やし精度を上げる必要がある。

精度向上には、線源作成、ボウタイフィルタの評価の各過程において更にヒストリー数を増やす必要がある。

今回の実測において得られた値はほとんどが一桁台であり、誤差を多く含んでいると考えられる。これらのことから、相対線量での比較は良好な結果が得られたと思われる。

さらに術者の被ばく評価につなげることができると考える。術者の体に相当する体系を追加することにより各部位の被ばく量を相対評価できることが示唆された。

【結語】EGS5 を用いたシングルスキャン CT のシミュレーションができた。

絶対線量には課題は残るが、相対線量の評価は概ね良好であった。

EGS5 は、測定器具が揃っていない施設においても、ある程度の線量を推測できるツールと考えられる。