

【原著】

IVR 室内における線量分布図及び
ジオメトリ表示のシステム化

荒井僚太*1 工藤幸清*2 阿保淳*1 千田真由香*1 坂本颯*1
野呂朝夢祐*3 小山内暢*2 對馬恵*2 小宮睦弘*4
葛西慶彦*5 成田将崇*5

(2023年6月6日受付, 2023年6月24日受理)

要旨: Interventional radiology (IVR) 室内の空間線量分布図の表示は専門的な知識を持たない放射線診療従事者に対する放射線防護教育に利用できることが示唆されている。本研究では、モンテカルロシミュレーションソフト particles and heavy ion transport code system (PHITS) を用いて、想定した術者位置の線量にて規格化した線量比により平板ファントムを用いた IVR 室内の空間線量分布のシミュレーション結果と実測値を比較した。その結果、テーブルサイドステータスコントロールを支持するポールやボールを固定する支持体、テーブルを支える物体等を考慮することによりシミュレーション結果と実測値に有意差は見られなかった ($p>0.01$)。次に、人体デジタルファントムによる寝台位置や管球角度毎の IVR 室内における空間線量分布図及びジオメトリを算出した。さらに、excel visual basic for applications (Excel VBA) を利用して得られた空間線量分布図及びジオメトリを表示するシステムを構築した。寝台位置や管球角度を変化させた場合の変化前後の画像表示も行えるようにシステム化を行った。これは、放射線について学ぶ方に対する放射線防護教育に寄与すると考えられた。ただし、本研究で得られた空間線量分布図はあくまでシミュレーション結果であり、実際の線量を反映したものではないということに留意する必要がある。

キーワード: IVR, 空間線量分布, モンテカルロシミュレーションソフト

I. はじめに

X線透視装置を使用した画像下治療 (IVR, Interventional radiology) は、手術のような大きな侵襲なしに X線透視下で動脈塞栓術や血管形成術を行うため、救命に直結する処置として普及してきた。

しかし、IVR では処置に時間を要することが多く、また IVR に従事する医師や看護師等の医療従事者は散乱 X線による被ばくが避けられないため、IVR 室内の空間線量分布を知ることは被ばく低減の観点から有意義である。

一方、IVR 室内の空間線量分布はモンテカルロシミュレーションソフト等を用いることにより算出が可能である。労働安全衛生法の電離放射線障害防止規則及び国家公務員法の人事院規則においては、IVR 室内の空間線量分布の実測が困難な場合は算出したものを関係職員に周知させな

ればならないとしている^{1,2)}。また、2020年4月より医療法施行規則の一部が改正され施行、医療放射線に係る安全管理の研修を行うことが義務付けられている³⁾。これは、IVR を行う医師だけではなく、放射線診療を受ける者への説明等を実施する看護師等にも行わなければならないとするものである⁴⁾。研修項目には放射線防護の最適化に関するものも含まれ、空間線量分布図の表示は防護の最適化に寄与する。また、シミュレーションで得られる空間線量分布図は実際の現場でも活用でき、専門的な知識を持たない放射線診療従事者に対する放射線防護教育に利用できることが示唆されている⁵⁾。空間線量分布図は、実測またはシミュレーションにより得られ、シミュレーションで得られる空間線量分布と実測値の間には、平均 20% 程度の差異が報告されているが、放射線防護教育においては十分に有用であるとされている⁶⁾。

IVR 室の出入りに掲示される空間線量分布図はあくまで状態における空間線量分布図であり、寝台の位置や透視装置の管球角度等により大きく変化するものである。また、先行研究では寝台を移動する際における空間線量分布の変化については報告されていない。

そこで本研究では、モンテカルロシミュレーションソフト particles and heavy ion transport code system (PHITS)⁷⁾ を用いてシミュレーションを行い、得られた X線管の管球角度及び寝台位置毎の空間線量分布図並びにそのジオメトリを同時に表示するシステムを excel visual basic for applications (Excel VBA) を用いて構築した。

*1 弘前大学医学部保健学科 Hirosaki University School of Health Sciences
〒036-8564 青森県弘前市本町 66-1 TEL:0172-33-5111
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

*2 弘前大学大学院保健学研究科
Hirosaki University Graduate School of Health Sciences
〒036-8564 青森県弘前市本町 66-1 TEL:0172-33-5111
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

*3 弘前大学大学院保健学研究科博士前期課程
Hirosaki University Graduate School of Health Science (Master Course)
〒036-8564 青森県弘前市本町 66-1 TEL:0172-33-5111
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

*4 弘前総合医療センター Hirosaki General Medical Center
〒036-8545 青森県弘前市富野町 1 TEL 0172-32-4311
1, Tominocho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8545, Japan

*5 弘前大学医学部附属病院 Hirosaki University Hospital
〒036-8563 青森県弘前市本町 53 TEL:0172-33-5111
53, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8563, Japan

Correspondence Author kohsei@hirosaki-u.ac.jp

II. 方法

1. 使用機器等

- ・モンテカルロシミュレーションソフト : PHITS ver3.24.
- ・平板デジタルファントム (Water) : 30cm×30cm×20cm.
- ・人体デジタルファントム (身長 163cm, 体重 60kg) : ICRP Pub.110 女性⁸⁾.
- ・平板ファントム : Tough water ファントム (30 cm×30 cm×20cm).
- ・IVR 装置 : Innova IGS630 (GE healthcare, Tokyo, Japan).
- ・線量計 : Raysafe X2 (Raysafe, Billdal, Sweden), 1cm 線量当量対応型電離箱式サーベイメータ, ICS - 1323C (Hitachi, Tokyo, Japan).
- ・Excel のマクロ機能記述プログラミング言語 : Excel VBA.

2. シミュレーション体系

PHITS によるシミュレーションで使用した室は、横 $x=650\text{cm}$ 、縦 $y=400\text{cm}$ 、高さ $z=300\text{cm}$ とした (図 1)。また、照射野中心について、平板デジタルファントムにおいてはファントム中心を $(x, y) = (0, 0)$ とし、この際、床面から 100cm の位置がファントム中心となるよう体系を設定した。人体デジタルファントムにおいては正中の肝臓レベルとした。術者の位置は $x=50\text{cm}$ 、 $y=-50\text{cm}$ の位置を想定した。空間線量分布図の高さは全て床面から 100cm とした。

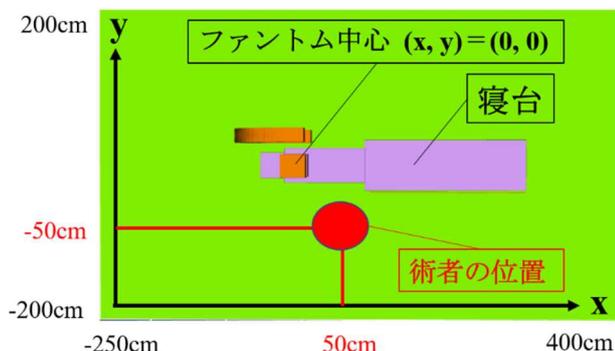


図 1 シミュレーション体系

3. 平板ファントムを用いた PHITS によるシミュレーションと実測値の関係

散乱体として平板ファントムを用い、PHITS によるシミュレーションと実測による線量の関係を明らかにするため、管電圧 60kV 及び 100kV、付加フィルタは銅の 0.1mm 及び 0.3mm を使用してシミュレーションを行い、実測値との比較を行った。また、この時の照射野は検出器面において $16\text{cm} \times 16\text{cm}$ 、線源検出器間距離は 100cm とした。

シミュレーションにおいては、アンダーテーブルチューブを想定し、X 線源位置は床面から高さ 30cm とした。X 線スペクトルは X 線スペクトル近似計算ソフト

X-Tucker-4⁹⁾ を用いて算出したものを一次線として使用した。この際の固有フィルタは実測を行った装置と同様に 3.5mm の Al とした。使用した X 線スペクトルの半価層から求めた実効エネルギーを表 1 に示した。なお、1 回のシミュレーションでの繰返し計算回数を 3×10^7 回とした。

$y=-50\text{cm}$ の術者位置を含む x 座標の線量を 10cm 間隔の粒子フルエンスより求め、粒子フルエンスに光子フルエンス当たりの換算係数¹⁰⁾ を乗ずることにより、周辺線量当量 $H^*(10)$ を算出し、術者位置 $x=50\text{cm}$ の位置の線量で規格化した。PHITS の誤差の確認のため 60kV、0.1mmCu においては、時間依存の乱数オプションを設定し、シミュレーションを行う毎に異なる乱数を使用した。このシミュレーションを 3 回行い、平均値及び標準偏差を算出した。

表 1 X 線スペクトルの実効エネルギー

| 管電圧, フィルタ | 実効エネルギー |
|----------------|----------|
| 60kV, 0.1mmCu | 34.5 keV |
| 60kV, 0.3mmCu | 38.3 keV |
| 100kV, 0.1mmCu | 40.6 keV |
| 100kV, 0.3mmCu | 45.0 keV |

実測はシミュレーション体系と同様に配置し、電離箱式サーベイメータを用いて周辺線量当量 $H^*(10)$ を 50cm 毎に測定した。照射は撮影モードで行い、1 回の曝射は 4 フレーム/秒、5 秒とした。その他は自動設定であるため、曝射後の dose report より管電圧 84.7kV、管電流 294mA、1 フレーム 50msec であることを得た。また Raysafe X2 により一次線を測定したところ半価層が 5.00mmAl であり、この半価層から求めた実効エネルギーは 38.9keV であった。

線量測定は 3 回行い、 $x=50\text{cm}$ の位置の線量で規格化した値(実測値とした)とシミュレーション結果を比較した。この際、明らかな差を評価するために平均値の差の検定 (Welch の t 検定) を有意水準 1% で行った。

次に、シミュレーション体系にない吸収体の影響を調べた。寝台には術者が装置を操作するためのテーブルサイドステータスコントロールが配置され、実測の際、このステータスコントロールを配置しなかったが、これを受けるポールとポールを固定する支持体があり、支持体は厚い金属に留められ、さらに寝台を支える金属板や金属レール、金具等も存在した。ポールは長さ 193cm、幅 0.7cm、高さ 2.5cm の金属製であり、位置は $x=92.0 \sim 285.0\text{cm}$ 、 $y=-36.2 \sim -35.5\text{cm}$ 、 $z=-17.5 \sim -15.0\text{cm}$ である。支持体は長さ 200cm、幅 7cm、高さ 11.5cm の金属製であり、位置は $x=85.0 \sim 285.0\text{cm}$ 、 $y=-33.5 \sim -26.5\text{cm}$ 、 $z=-26.5 \sim -15.0\text{cm}$ である。また、支持体を留める厚い金属と寝台を支える部材等については、配置や部材が明確ではないため、支持体の間を鉄として扱った。位置は $x=85.0 \sim 285.0\text{cm}$ 、 $y=-26.4 \sim 26.4\text{cm}$ 、

$z=-26.5\sim-15.0\text{cm}$ とした。ポール並びに支持体等の影響を確認するため、これらをシミュレーション体系に組み込み再度 3 回計算を行い、 $x=50\text{cm}$ の位置の線量で規格化した値を算出した。このシミュレーション結果と実測値の平均値の差の検定 (Welch の t 検定) を有意水準 1% で行った。

なお、シミュレーションでは、線源から放出される光子 1 本当たりの各算出位置の線量を求めるため、管電流や照射時間を設定せず、線量から線量比を算出した。

4. 寝台位置・管球角度による空間線量分布図、ジオメトリの作成

人体デジタルファントムを用い、PHITS により寝台位置及び管球角度を変化させた空間線量分布図のシミュレーションを行った。空間線量分布図を透視条件での線量率表示にしたいため、平板ファントムを用いた場合の術者位置での線量について、シミュレーション結果と実測での線量から、透視条件 (10mA と仮定) に相当する線量率 ($\mu\text{Sv/h}$) に換算し、表示した。また、各条件におけるジオメトリの 3D 画像も出力した。寝台位置は $x=-80\text{cm}\sim 80\text{cm}$ の範囲で 20cm 毎、 $y=-20\text{cm}\sim 20\text{cm}$ の範囲で 20cm 毎に変化させ、管球角度は x 軸を中心に $-90^\circ\sim 90^\circ$ の範囲で 45° 毎に変化させシミュレーションを行った。

5. Excel VBA を利用した画像表示

寝台位置と管球角度を入力することで、方法 4 で作成したジオメトリ及び空間線量分布図を表示するシステムを構築した。

III. 結果

1. 平板ファントムを用いた PHITS によるシミュレーションと実測値の関係

管電圧 60kV、付加フィルタ 0.1mmCu としたときのシミュレーション結果と実測による線量比を表 2 に示し、グラフ化したものを図 2 に示した。図 2 では $x=150\text{cm}$ から 250cm の位置において実測値がシミュレーション結果より低いように見えるが、表 2 に示すように平均値の差の検定では $x=250\text{cm}$ の位置でのみ有意差 ($p<0.01$) があり、その他の位置では有意差はなかった ($p>0.01$)。

$x=250\text{cm}$ の位置において実測値がシミュレーション結果より明らかに低値を示した。そこで、テーブルサイドステータスコントロールを支持するポール、支持体等をシミュレーション体系に組み込み再計算を行った。結果を図 3、並びに表 2 の最下段に示した。ポール、支持体等有の $x=150\text{cm}$ から 250cm の位置でのシミュレーション結果は、図 2 に比べ実測値に近づいていることが分かる。また、平均値の差の検定では、 $x=250\text{cm}$ の位置を含む全ての位置において有意差がなかった ($p>0.01$)。

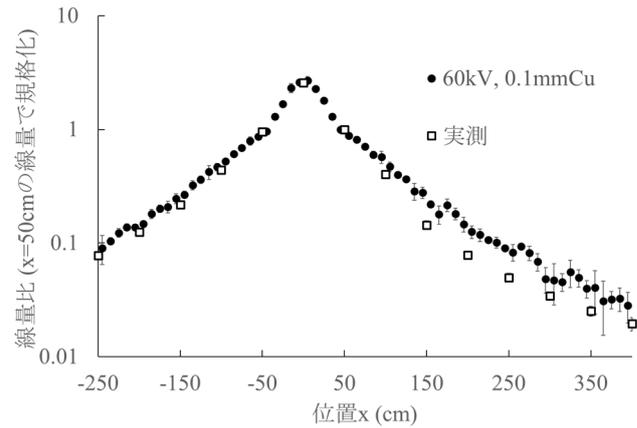


図 2 60kV, 0.1mmCu のシミュレーション結果と実測値

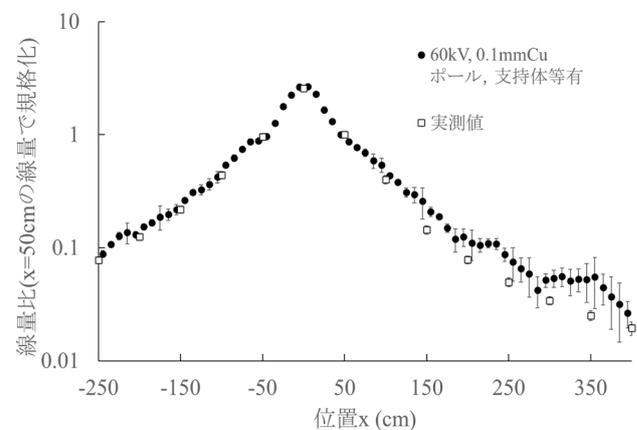


図 3 ポール、支持体等有のシミュレーション結果と実測値

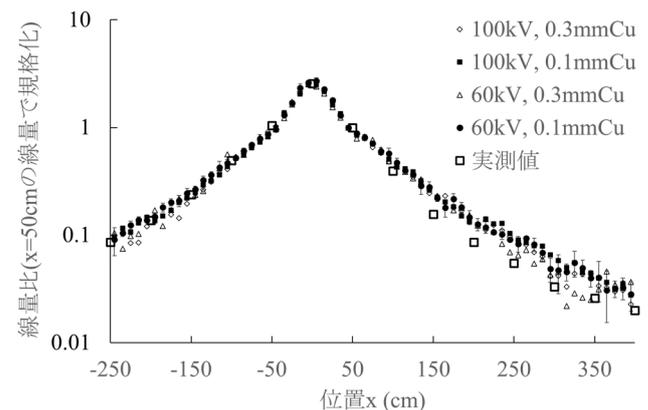


図 4 線質ごとの線量比の変化 (シミュレーションはポールと支持体等無しの条件)

次に、表 1 に示した各 X 線スペクトルによる線質の違いについてシミュレーションを行い、 $x=50\text{cm}$ の位置の線量で規格化した線量比を図 4 に示した。図 4 において、標準偏差を付した 60kV, 0.1mmCu の結果では x が大き

表 2 実測とシミュレーションによる線量比 (x=50cm の線量で規格化)

* p<0.01, 値は線量比±SD

| x (cm) | -250 | -150 | -50 | 50 | 150 | 250 | 350 |
|-----------------------------|-------------|-------------|-------------|-------|-------------|--------------|-------------|
| 実測値 | 0.08±0.01 | 0.22±0.02 | 0.96±0.07 | 1.00 | 0.14±0.02 | 0.05±0.01 | 0.03±0.01 |
| 60kV, 0.1mmCu | 0.091±0.026 | 0.267±0.019 | 0.959±0.028 | 1.000 | 0.279±0.032 | 0.091±0.004* | 0.040±0.007 |
| 60kV, 0.1mmCu ポール, 支持体等有 | 0.089±0.007 | 0.263±0.012 | 0.972±0.047 | 1.000 | 0.259±0.080 | 0.088±0.012 | 0.053±0.020 |

表 3 線質の違いによるシミュレーション結果の線量比 (x=50cm の線量で規格化)

| x (cm) | -250 | -150 | -50 | 50 | 150 | 250 | 350 |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 60kV, 0.1mmCu | 0.086 | 0.327 | 0.945 | 1.000 | 0.283 | 0.096 | 0.041 |
| 60kV, 0.3mmCu | 0.105 | 0.236 | 0.962 | 1.000 | 0.279 | 0.070 | 0.025 |
| 100kV, 0.1mmCu | 0.095 | 0.249 | 0.993 | 1.000 | 0.264 | 0.104 | 0.044 |
| 100kV, 0.3mmCu | 0.098 | 0.268 | 1.028 | 1.000 | 0.244 | 0.096 | 0.044 |

表中の線量比は 1 回のシミュレーションにより得られた結果を示す。

くなるほど偏差が大きくなり、線質の違いによる線量比への影響は確認できなかった。そこで、線質の違いによるシミュレーション 1 回での結果を表 3 に示した。表 3 においても線質の違いによる線量比に一定の傾向は見られなかった。本研究に使用した IVR 装置では管電圧及び銅フィルタが Auto で設定されるため、人体デジタルファントムを用いた空間線量分布図及びジオメトリでは、表 1 に示した各条件の中間である 80kV, 0.2mmCu を使用することとした。80kV, 0.2mmCu での X 線スペクトルにおいて実効エネルギーは 40.6keV と算出された。

2. 寝台位置・管球角度による空間線量分布図, ジオメトリの作成

アンダーテーブルチューブを基準とし、シミュレーションにより得られた管球角度 0°, 寝台位置 0cm におけるジオメトリ及び空間線量分布図を図 5 に示した。得られたジオメトリには検出器も表示した。空間線量分布図は青い部分が比較的線量は低く、赤い部分は比較的線量が高いことを意味する。ジオメトリでの C アームが空間線量分布図の低線量域 (空間線量分布図中の左上側) にあたる。人

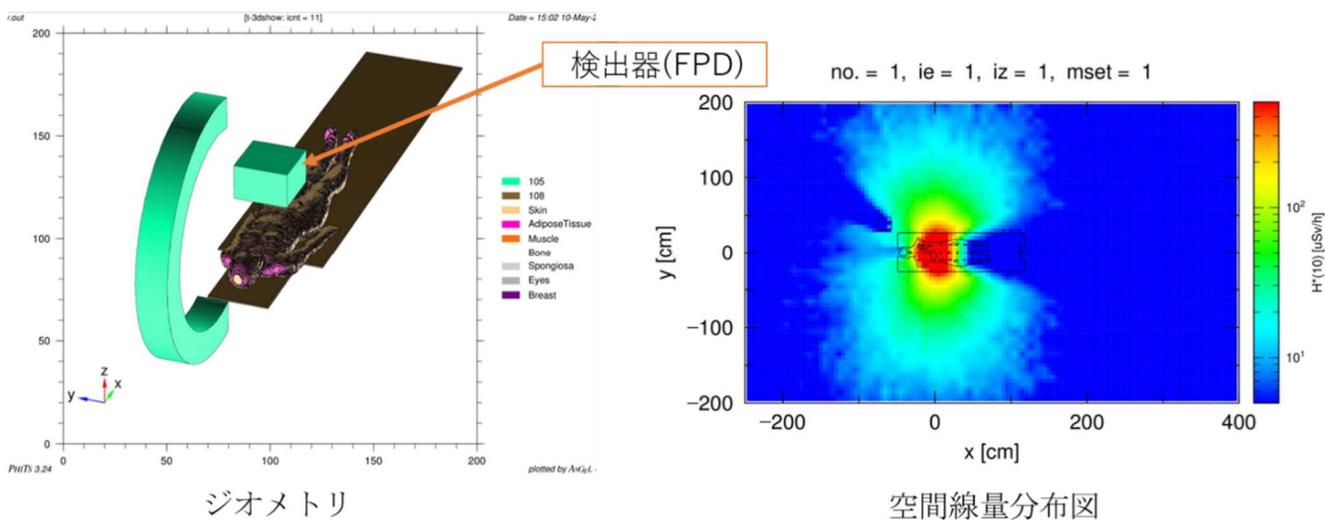


図 5 管球角度 0°, 寝台位置 0cm のジオメトリ及び空間線量分布図(80kV, 0.2mmCu)

体ポクセルファントムの足部は体幹部の吸収により低線量域になっている (空間線量分布図中の $y=0\text{cm}$ 領域)。

管球角度 0° , 寝台位置 0cm の際のジオメトリ及び空間線量分布図を図 6 A (図 5 と同様, 比較のため再掲) に示した。この状態を基準状態とした。管球角度 0° , 寝台位置を頭尾方向に 40cm 移動させた際の空間線量分布図を図 6 B に示した。基準状態に比べ, 頭側の線量が増加していることがわかる。寝台位置を 0cm , 管球を術者側に 90° 回転させた際の空間線量分布図を図 6 C に示した。この時, 術者側の線量が著しく増加していることが視覚的にわかる。寝台を頭尾方向に 40cm 移動させ, 管球を術者側に 90° 回転させた際の空間線量分布図を図 6 D に示した。頭側及び術者側の線量が高いことがわかる。

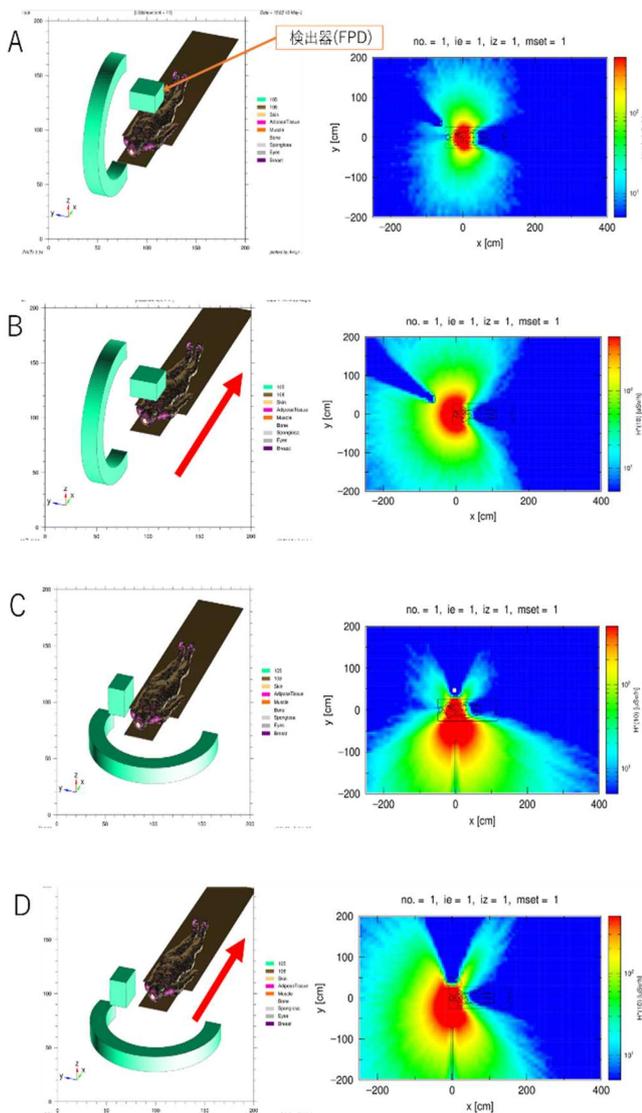


図 6 ジオメトリ及び空間線量分布図
(80kV , 0.2mmCu)

- A: 管球角度 0° , 寝台位置 0cm
- B: 管球角度 0° , 寝台位置 40cm
- C: 管球角度 90° , 寝台位置 0cm
- D: 管球角度 90° , 寝台位置 40cm

3. Excel VBA を利用した画像表示

Excel VBA を用いて, 寝台位置, 管球角度の条件を入力できるように画像表示システムのフォームを作成した。条件の変化前後の比較が必要ではない場合は 1 つの条件のみを入力し, 「表示 (比較なし)」のボタンをクリックすることで表示できるように作成した (図 7)。

2 つの条件の比較を見る場合は 2 つの条件を入力し, 「表示 (比較あり)」のボタンをクリックすることで表示 (図 8) されるようにフォームを作成した。



図 7 Excel VBA を用いた画像表示入力フォーム

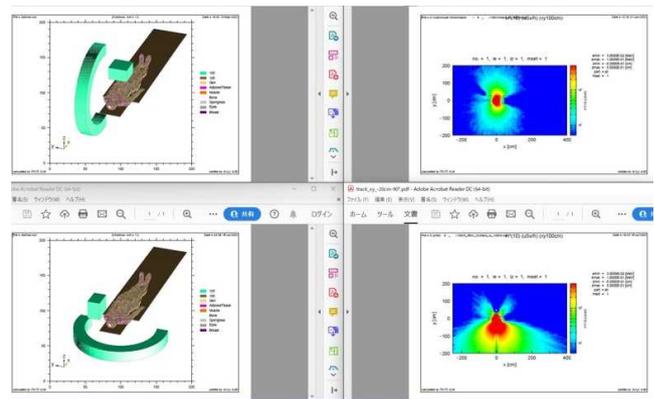


図 8 2 つの条件を入力した際のジオメトリ及び空間線量分布図の表示 (80kV , 0.2mmCu)

IV. 考察

平板ファントムでの PHITS によるシミュレーションと実測値の関係について, 60kV , 0.1mmCu の X 線スペクトルを用いてシミュレーションを行ったが, 結果として $x=250\text{cm}$ の位置においては実測値がシミュレーション結果より明らかに低値を示し (表 2, 図 2), 有意差があった ($p<0.01$)。表 2 より $x=-150\text{cm}$ と 150cm , $x=-250\text{cm}$ と 250cm の線量比を比較すると, シミュレーションではほぼ同値であり x に対して線量比は対称的であるが, 実測値では明らかに $x=250\text{cm}$ の線量比は低値を示していた。そこで, テーブルサイドステータスコントロールを支持するポール並びに支持体等をシミュレーション体系に組み込み再計算を行った結果, $x=250\text{cm}$ の位置においてもシミュレーション結果と実測値に有意差はなくなった ($p>0.01$)。このことから, ポール並びに支持体等により散乱線が吸収されることによ

り実測値が低値を示したと考えられた。テーブルサイドステータスコントロールを支持するポールや支持体は装置により多様であり、また支持体を留める金属や寝台を支える金属板、レール、金具等の配置や部材が明確ではないため、空間線量分布の作成においては、テーブルサイドステータスコントロールを支持するポールや支持体等の影響のないシミュレーション体系とした。

次に、線質の違いによる線量比の違いについては、60kV, 0.1mmCu から 100kV, 0.3mmCu, 実効エネルギーでは 34.5keV から 45.0keV の線質について線量比を算出した。その結果、図 4 より線質の違いによる線量比に大きな影響は見られず、表 3 においても線質の違いによる線量比に一定の傾向は見られなかった。そこで、本研究では各条件の中間である 80kV, 0.2mmCu の X 線スペクトルを使用し、人体デジタルファントムでのジオメトリ及び空間線量分布図を作成した。

先行研究では寝台移動を考慮した空間線量分布図については報告されていない。そこで、本研究では寝台移動及び管球角度の変化による空間線量分布の変化をシミュレーションにより可視化した。また、Excel VBA を用いて画像表示システムの構築を行い、ジオメトリ及び空間線量分布図を簡便に表示することを可能にした。

これにより放射線について学ぶ方に対する教育訓練等の放射線防護教育に役立つと考えられた。また、現在臨床の現場で働く放射線業務従事者に対しても、位置による被ばくの差が可視化されることから被ばく低減に役立つと考えられた¹¹⁾。ただし、本研究で得られた空間線量分布図はあくまでシミュレーションにより得られたものである。したがって、患者の体の大きさ、部位、BMI¹²⁾によって大きく変化するものであり、X 線の出力によって線量も異なるため、必ずしもシミュレーションの結果が実際の線量をそのまま反映しているとは限らないことに注意する必要がある。平板ファントムでは、シミュレーションと実測において幾何学的配置を同一にできるため、結果について差異を明らかにすることができた。しかし、人体デジタルファントムの空間線量分布図は照射条件を仮定したものであり、かつ人体デジタルファントムの実測値が得られないため、実測値とシミュレーション結果との差異については今後検討が必要であると考えられた。

また、本研究で得られた空間線量分布図は全て床面から 100cm の位置のものである。床面からの高さによって空間線量分布は変化する¹³⁾ ことから、今後は高さの変化も考慮したシステム構築を行う必要があると考えられた。

本研究で作成した画像表示システムは、シミュレーションにより得られたジオメトリ及び空間線量分布図を読み出して表示するというものである。現状では寝台位置は $x=-80\text{cm}\sim 80\text{cm}$ まで 20cm 毎、 $y=-20\text{cm}\sim 20\text{cm}$ まで 20cm 毎、管球角度は x 軸を中心に $-90^\circ\sim 90^\circ$ まで 45° 毎のジ

オメトリ及び空間線量分布図を読み出せる。より細かな管球角度、寝台位置の条件においてシミュレーションを行うことにより、多様なジオメトリ及び空間線量分布図の表示に対応が可能となる。

V. 結語

本研究においては、線質の違いにより規格化した線量比に大きな差が見られないことを確認した。また、寝台移動及び管球角度の変化による空間線量分布図の変化をシミュレーションにより可視化した。さらに、画像表示システムの構築を行い、管球角度及び寝台位置の条件による空間線量分布図の比較が容易となった。これにより放射線について学ぶ方に対する教育訓練等の放射線防護教育に役立つと考えられた。

利益相反 開示すべき利益相反はありません。

謝辞 本研究にあたってご協力くださった弘前大学医学部保健学科卒業生の大里翔馬様、星野優歩様並びに弘前大学医学部附属病院医療技術部放射線部門の皆様へ深く感謝いたします。また、本研究は科研費 JP19K10705, JP21K10366, JP22K10435 の助成を受けたものです。

引用文献

- 1) 電離放射線障害防止規則第 54 条第 4 項:
[https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=347M50002000041_20210401_502M60000100082&keyword=%E9%9B%BB%E9%9B%A2%E6%94%BE%E5%B0%84%E7%B7%9A%E9%9A%9C%E5%AE%B3%E9%98%B2%E6%AD%A2%E8%A6%8F%E5%89%87,\(2022-12-7\).](https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=347M50002000041_20210401_502M60000100082&keyword=%E9%9B%BB%E9%9B%A2%E6%94%BE%E5%B0%84%E7%B7%9A%E9%9A%9C%E5%AE%B3%E9%98%B2%E6%AD%A2%E8%A6%8F%E5%89%87,(2022-12-7).)
- 2) 人事院規則 10-5, 23 条第 5 項:
[https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=338RJNJ10005000_20210401_502RJNJ10005011&keyword=%E4%BA%BA%E4%BA%8B%E9%99%A2%E8%A6%8F%E5%89%87%E4%B8%80%E3%80%87,\(2022-12-7\).](https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=338RJNJ10005000_20210401_502RJNJ10005011&keyword=%E4%BA%BA%E4%BA%8B%E9%99%A2%E8%A6%8F%E5%89%87%E4%B8%80%E3%80%87,(2022-12-7).)
- 3) 医療法施行規則第 1 条の 11 第 2 項三の二:
[https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=323M40000100050_20221101_504M60000100152&keyword=%E5%8C%BB%E7%99%82%E6%B3%95,\(2022-12-7\).](https://elaws.e-gov.go.jp/document?lawid=323M40000100050_20221101_504M60000100152&keyword=%E5%8C%BB%E7%99%82%E6%B3%95,(2022-12-7).)
- 4) 厚生労働省指針策定ガイドライン:
[https://www.jsrt.or.jp/data/wp-content/uploads/2019/10/84acd46e068e2622914410f6a29f26bc.pdf,\(2022-12-7\).](https://www.jsrt.or.jp/data/wp-content/uploads/2019/10/84acd46e068e2622914410f6a29f26bc.pdf,(2022-12-7).)
- 5) 藤淵俊王, 上田昂樹, 門柳紗紀, 他: 仮想現実を利用した放射線検査における散乱線分布の四次元可視化による放射線防護教育への活用法の検討. 日本放射線技術学会雑誌, 75(11): 1297-1307, 2019.
- 6) Sato N, Fujibuchi T, Toyoda T, et al.: Consideration of the

protection curtain's shielding ability after identifying the source of scattered radiation in the angiography. *Radiation Protection Dosimetry*, 175(2): 238-245, 2017.

- 7) Sato T, Iwamoto Y, Hashimoto S, et al.: Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02. *J. Nucl. Sci. Technol*, 55(5-6): 684-690, 2018.
- 8) The International Commission on Radiological Protection and The International Commission on Radiation Units and Measurements: Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110, 39(2): 39, 2009.
- 9) 加藤秀起: X-Tucker-4, <https://www.soft222.com/x-tucker/>, (2022-11-29).
- 10) The International Commission on Radiological Protection: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74, 26(3-4): 179, 1996.
- 11) Takata T, Kotoku J, Maejima H, et al.: Fast skin dose estimation system for interventional radiology. *Journal of Radiation Research*, 59(2): 233-239, 2018.
- 12) Santos WS, Belinato W, Perini AP, et al.: Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes-A Monte Carlo approach. *Physica Medica*, 45: 35-43, 2018.
- 13) 小宮睦弘, 工藤幸清, 工藤真也, 他: Interventional radiology 時における医療従事者の水晶体被ばく推定を目的とした散乱 X 線分布図の有用性. *保健科学研究*, 9: 41-47, 2019.

【Original article】

**Systematization of Dose Distribution Map
and Geometry Display in an Interventional Radiology Room**

RYOTA ARAI^{*1} KOSEI KUDO^{*2} JUN ABO^{*1} HAYATE SAKAMOTO^{*1}
MAYUKA CHIDA^{*1} TOMUHIRO NORO^{*3} MINORU OSANAI^{*2}
MEGUMI TSUSHIMA^{*2} NOBUHIRO KOMIYA^{*4} YOSHIHIKO KASAI^{*5}
MASATAKA NARITA^{*5}

(Received June 6, 2023 ; Accepted June 24, 2023)

Abstract: It has been suggested that the display of spatial dose distribution maps in an interventional radiology (IVR) room could be used for radiation protection education of radiation practitioners who do not have specialized knowledge. In this study, we used the particles and heavy ion transport code system (PHITS), a Monte Carlo simulation software, to compare the simulated spatial dose distribution in an IVR room using a flat phantom with the dose ratios normalized by the dose at the assumed position of the radiologist. The simulation results were compared with the measured values. For the flat phantom, the dose ratios at the normalized measurement positions did not differ between the simulated and measured results in a t-test with a significance level of 1% when the pole supporting the tableside status control and the object supporting the table were taken into account. We then calculated the spatial dose distribution and geometry in the IVR room for each bed position and tube angle using a human digital phantom. We designed a system to display the obtained spatial dose distribution and geometry using Excel visual basic for applications (Excel VBA), and to display images before and after changes in bed position and tube angle. We consider that this system could contribute to radiation protection education for personnel present during IVR procedures. It should be noted, however, that the spatial dose distribution maps obtained in this study were obtained by simulation and do not indicate actual doses.

Keywords: Interventional radiology, Spatial dose distribution, Monte Carlo simulation software