総 説

数学ファントムと放射線防護への適用[†]

山口恭弘

日本原子力研究所東海研究所
319-1195 茨城県那珂郡東海村白方白根 2-4

Key Words: mathematical human phantom, voxel phantom, radiation protection, medicine, dose calculation, Monte Carlo method

1. はじめに

コンピュータの発達にともない、計算シミュレーション手法を用いた研究が盛んに行われるようになった。放射線防護、医療等の分野では、放射線被ばくによる人体への影響を評価するために、被ばくを受ける人体を数値演算が可能のようにモデル化した数学ファントムが用いられている。この数学ファントムは、放射線輸送計算プログラムと組み合わせて用いられ、人体中の線量分布や人体外に漏れ出る放射線の強度が計算される。このように計算された各臓器・組織の線量は、線量換算係数（外部被ばくの場合）や線量係数（内部被ばくの場合）の形式にまとめられ、日常の放射線管理の現場で広く使われている。したがって、このような計算シミュレーション技術は、現在の放射線防護を支える重要な要素の一つとなっており、数学ファントムが果たす役割も大きい。

数学ファントムは、1960年代半ばに最初のものが開発され、以来今日まで多くの研究者によって改良が重ねられてきた。人体の形状を大雑把に表現した MIRD 型ファントムは、集団に対する標準的な値の計算に用いられてきた。

しかし、コンピュータの演算性能や画像処理技術等の周辺技術の発達に伴い、人体の CT や MRI 断層画像に基づく人体により近いファントムが開発され、今後広く普及すると予想される。この背景には、多くの制限がある物理ファントムを用いた実験の困難さを解決するための手法として、ファントムの大きさや形状、放射線の入射条件を比較的容易に設定および変更可能な数値シミュレーション手法に期待が集まったこととコンピュータの発達があった。本稿では、数学ファントムの基本的特徴と約30年にわたる変遷、数学ファントムの適用例等を紹介する。

2. 数学ファントムの分類と特徴

一般に、人間の代りになって診断や研究のために放射線被ばく等を受けてくれるものを“ファントム”と呼んでいる。しかし、国際放射線単位測定委員会 (ICRU) が人体の模型についてまとめた ICRU Report 48¹⁾ は、人間や動物の全身またはある部分とその組織に等価な材料で作られた実体のある物体を“ファントム”と定義し、本稿で扱っているようなコンピュータ上で演算が可能のように数値モデル化されたものを“コンピュータモデル”と呼んでいる。しかし、コンピュータモデルという言葉からは、人体のイメージを持つことが困難であり、一般には通じない。そこで、本稿では、ICRU の定義からは外れるが一般に広く使われ

[†]Mathematical Human Phantoms and Their Application to Radiation Protection. Yasuhiro YAMAGUCHI: Tokai Research Establishment, Japan Atomic Energy Research Institute 2-4, Shirakata-shirane, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki Pref. 319-1195, Japan.

ているように、実体のあるものを“物理ファントム”，数値モデル化されたものを“数学ファントム”とあえて呼ぶことにする。その数学ファントムは，数式ファントムとボクセルファントムに大別できる。以下にそれぞれの特徴をまとめる。

2.1 数式ファントム

数式ファントムは，人体の外形や各臓器・組織の形状を一次式で表される平面や二次式で表される曲面で表現したものであり，視覚化されたときに球，楕円体，直方体，楕円錐台等の単純な幾何形状体の組合せでモデル化されている。簡単な例として，初期の頃の数式ファントム²⁾の頭部（楕円柱），胴体部（楕円柱），脚部（楕円錐台）は，胴体の基底部中心に座標原点を取り，次の3組の不等式を用いて表現される。

頭部

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1 \quad \text{および}$$

$$C_T \leq z \leq C_T + C_H$$

胴体部

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1 \quad \text{および}$$

$$0 \leq z \leq C_T$$

脚部

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq \left(\frac{C_{L1} + z}{C_{L1}}\right)^2 \quad \text{および}$$

$$-C_L \leq z \leq 0.$$

これらの各部を視覚化すると図1のようになるが，コンピュータ上で演算処理する際には，各部の大きさを規定するパラメータ A_H , B_H , C_H , C_T , ……の数値の羅列として扱われる。同様に，すべての臓器や組織も単純な幾何形状体の組み合わせでモデル化されている。したがって，これらのパラメータを変更することによって人体の形状や大きさを容易に変更することが可能である。

数式ファントムは，密度と元素組成が異なる

図1 1960年代に開発された初期の数式ファントムの外形³⁾

3種類の組織（骨組織，肺組織，軟組織）ですべての臓器・組織が構成されており，各臓器・組織は均一な組成となっている。肺の部分は，組織と空気が均質に分布するような低密度の組織として表されている。また，骨の部分は，梁骨等の硬骨と骨髄の均一な混合物である。しかし，赤色骨髄は放射線感受性が高く線量評価上重要な組織であるので，骨の各部分の赤色骨髄の割合が指定されている。

数式ファントムの各部の大きさや臓器の質量は，特定の個人に関するデータではなく，大きな集団のデータに基づく代表値として決められている。現在広く用いられている数学ファントムは，国際放射線防護委員会（ICRP）の標準人（Reference Man）のデータ（ICRP Publ. 23³⁾）に基づき作成されているので，集団に対する標準的な量を評価する目的に適している。

2.2 ボクセルファントム

ボクセルファントムは，人体の外形や各臓

器・組織の形状を膨大な数の微細な直方体（ボクセル：VOLUME piXEL）の集合として構成したものである。ほとんどの場合、人体のX線CTやMRIの断層撮影画像を基にしてファントムが作成されるため、画像ファントム（トモグラフィックファントム）とも呼ばれる。また、各ボクセルに対応する臓器または組織を表す文字を割り当てたものがあり、シンボルファントム⁴⁾と呼ばれている。

たとえば、X線CT画像からボクセルファントムを作成する場合には、各断層面について記録されたCT値のデータを用いる。このCT値は、物質の密度に関連した量（たとえば空気が0、水が1000というように密度とともに増す）で、臓器・組織の境界をこのCT値の違いに基づき判別しながら、各ボクセルを臓器に割り振っていく。この作業はある程度まで自動化されているが、CT値が近い内臓の境界を判別させることは難しく、最後には解剖学の知識を有する専門家の手作業によって解決される部分が残る。このほかにも、体内に埋め込まれた金属によるCT画像の乱れやノイズの除去等の処理も必要となる。したがって、同一の画像データを用いた場合でも、作成者によって多少違ったボクセルファントムができあがる。

ボクセルファントムでは、ボクセルの大きさが重要な因子である。ボクセルをより細かくするほど、実際の人体形状により近いファントムとすることができるが、その反面、ファントムを記述するデータ量も膨大になる。したがって、ファントムの精密さと計算処理能力のそれぞれの要求を最適化することによって、ボクセルの大きさが決められている。たとえば、図2に示すCHILD⁵⁾というファントムは、7歳児の全身X線CTデータに基づいて作成されており、大きさが $1.54 \times 1.54 \times 8.00 \text{ mm}^3$ のボクセルが約百万個用いられている。

ボクセルファントムを用いた一般的な線量計算では、臓器・組織ごとに一組の元素組成と密度が指定され、その臓器・組織内では均一であ

るとして扱われている。しかし、骨の各部分に関しては、CT値から推定された海綿骨と骨髄の割合を用いるので、赤色骨髄の線量を精度よく計算できる⁶⁾。

ボクセルファントムは、特定の個人に関するデータに基づいて作成されている。したがって、基となった個人に関する評価結果は精度および信頼度がきわめて高いが、集団に対する標準的な量の評価では用いたファントムの代表性を議論する必要がでてくる。その一つの解決策として、ある被検者に対して作成されたファントムをICRP標準人の体格になるようにボクセルの大きさを調整したものも開発されている⁷⁾。

3. 数学ファントムの変遷とバリエーション

3.1 数式ファントムの変遷

今日数式ファントムに分類される多くのファントムの原型は、1960年代中頃に米国オークリッジ国立研究所(ORNL)の保健物理部において開発された。モンテカルロ法を用いた光子輸送計算プログラムを線量計算に適用する発想が生まれ、²⁰³Hgでラベルされた治療薬による臓器線量の計算に適用されたことが1965年に報告されている⁸⁾。この計算に使われたファントムは、直径30 cm、高さ60 cmの円柱の中に、腎臓、卵巣等が定義されたきわめて単純なものである。翌年には、図1に示される外形の大きさが異なる男性ファントムが6体(0, 1, 5, 10, 15, 20歳)作られ、体内に均一に分布した¹³⁷Cs線源からの線量分布が計算された⁹⁾。この段階では、未だ臓器・組織は定義されておらず、全身が均一の組織である。しかし、線量計算のために、全身が100以上の領域に区分けされている。1967年には、22の臓器の形状が定義され、成人のファントムに組み込まれ、今日の数学ファントムの原型が固まった。この当時、1949年のICRPチョークリバー会議で決められた標準人(standard man)の改訂作業がORNLで進んでおり¹⁰⁾、そこでの検討がファ

図 2 7歳児のCT画像を基に作成されたボクセルファントム CHILD⁵⁾

図 4 姿勢の指定が可能な四肢可動型ファントムの外形²²⁾

図 3 1970年代に開発された初期の数式ファントム¹²⁾ (眼, 食道の付加等の改良が施されている)

図 5 現在開発が進められている日本人男性のボクセルファントム²⁶⁾

ントムの臓器・組織の大きさを決定する際に生かされた。このファントムを用いた内部被ばく線量の計算法は、後に米国核医学会内部被ばく委員会 (Medical Internal Radiation Dose Committee) に採用され、15 の線源臓器から各臓器への γ 線エネルギーの吸収割合 AF (absorbed fraction) を収録したパンフレット No. 5¹¹⁾として刊行された。このことから、ここで用いられる線量計算法と数式ファントムは、それぞれ MIRD 法および MIRD-5 ファントムと呼ばれるようになった。その後1970年代に入り、MIRD パンフレット No. 5 の改訂に合わせ数学ファントムも改良され、図3に示すようなより人間の外形に近いものが作られた¹²⁾。この改良では、頭部上部に丸みを持たせ、脚部が左右に分離され、さらに睾丸の位置等が改良された。内臓に関しては、膀胱と消化管が臓器壁と内容物に分けられた以外は変更はない。このファントムの完成により、これ以降今日まで使われている数式ファントムの基本型ができあがった。

3.2 数式ファントムのバリエーション

MIRD-5 ファントムを基にしたバリエーションとして、MIRD 型ファントムと呼ばれる数多くの類似ファントム (similitude phantom) が作られた。

バリエーションの一つの方向は、年齢に応じて大きさを変えるものである。ORNL の Snyder ら¹³⁾、Hwang ら¹⁴⁾ および Cristy¹⁵⁾ は、成人のファントムを基に五つの年齢 (0, 1, 5, 10, 15 歳児) のファントムを開発した。これら一連のファントムの特徴は、外形や臓器・組織の形状を記述する数式を共通にし、年齢に応じてパラメータを変えることによって大きさを変化させているところである。しかも、年齢によって外形の前後左右上下の比率や臓器の相対的配置が異なるために、このパラメータの合理的な決定に改善の努力が注がれた。内部被ばく線量計算等に今日用いられている年齢別ファン

トムは、1987年に Cristy と Eckerman¹⁶⁾ が発表した 6 体のファントム (新生児, 1 歳児, 5 歳児, 10 歳児, 15 歳児兼成人女性, 成人男性) である。このシリーズの特徴は、15 歳児のファントムに乳房を付加して成人女性のモデルとしたところである。形状のみならず、各組織の元素組成もわずかに変更されてきている。新生児を除くファントムについて、各組織の元素組成を表1に示す。新生児に関しては、骨組織や軟組織の組成がはかと著しく異なるため、別の元素組成が用いられている。

次のバリエーションは、完全に性別を分離させるものである。これまでの MIRD 型ファントムが、男女両方の器官を備え持つ雌雄同体であるのに対し、ドイツ放射線防護研究所 (GSF) の Kramer ら¹⁷⁾ は、性別に応じた器官を持つ成人男女の一对のファントム ADAM と EVA を開発した。このファントムの外形の特

表1 数式ファントムの骨組織、肺組織、軟組織の元素組成¹⁶⁾ (ただし、新生児のファントムについては別の組成が用いられる)

元 素	重 量 %		
	骨 組 織	肺 組 織	軟 組 織
H	7.337	10.134	10.454
C	25.475	10.238	22.663
N	3.057	2.866	2.490
O	47.893	75.752	63.525
F	0.025	0	0
Na	0.326	0.184	0.112
Mg	0.112	0.007	0.013
Si	0.002	0.006	0.030
P	5.095	0.080	0.134
S	0.173	0.225	0.204
Cl	0.143	0.266	0.133
K	0.153	0.194	0.208
Ca	10.190	0.009	0.024
Fe	0.008	0.037	0.005
Zn	0.005	0.001	0.003
Rb	0.002	0.001	0.001
Sr	0.003	0	0
Zr	0	0	0.001
Pb	0.001	0	0
密 度	1.4 g/cm ³	0.296 g/cm ³	1.04 g/cm ³

徴は、実際の人体のように首部がくびれていることである。また、骨組織、肺組織、軟組織に皮膚組織を加えて4種類の人体組織としている。

もう一つのバリエーションは、臓器の追加や外形の変更である。たとえば、水晶体を含む眼領域が追加¹⁸⁾されたり、気管、気管支および食道の数式表現式¹⁹⁾が提案されたりして、実際にファントムに組み入れられた。胎児の外部被ばく線量を計算するために、三つの妊娠段階に対応する妊婦のファントムが作られた²⁰⁾。また、広島・長崎の原爆線量再評価²¹⁾では、当時の日本人の体格を反映した成人、子供、幼児のファントムと正座姿勢のファントムが用いられた。これらのファントムは、左右の腕が胴体部から分離されており、また首部が細められている。胴体部から腕を分離し、さらに関節部を設けることによって、自由度のある姿勢表現を可能にした四肢可動型ファントム²²⁾ (図4参照)も開発された。

3.3 ボクセルファントムの変遷

ボクセルファントムの開発は1980年代中頃に始まり、世界のいくつかの研究機関でそれぞれ特徴を持ったものが今日も作られている。この種のファントムの最初のものは、歯科診断にお

ける患者の線量計算用に導入された²³⁾。これとは独立してこの時期に、死亡した幼児の全身X線CT画像からボクセルファントムを作成する試みがGSFにおいて始まった²⁴⁾。この試みは、生後8週の乳児と7歳の幼児を基にしたボクセルファントムBABYとCHILD⁵⁾として完成した。また、同様の技術を用いて成人男性のボクセルファントムGOLEM、医療診断で広く用いられているAlderson Randoファントム(物理ファントム)のX線CT画像からボクセル化したものが作成された²⁵⁾。さらに、同様のシリーズとして、GSF、日本原子力研究所および藤田保健衛生大学が、共同で日本人成人男性のボクセルファントム(図5参照)を現在開発している²⁶⁾。

米国の大学でもボクセルファントムが作られた。Yale大学のファントム²⁷⁾は、成人男性のX線CT画像に基づく全身ファントム(腕部はない)とMRI画像に基づく頭部ファントムである。また、Utah大学のファントム²⁸⁾は、電磁波の生体影響研究のために作られた成人男性の全身MRI画像に基づくボクセルファントムである。これらのファントムの主な特徴を表2にまとめる。

以上のボクセルファントムは、比較的平均的な体格を持つ被検者のデータに基づいている

表2 ボクセルファントムの主な仕様

原子炉名	BABY	CHILD	GOLEM	NORMAN
元画像データ	CT	CT	CT	CT
身長 (cm)	57	115	176	170
体重 (kg)	4.2	21.7	70	70
ボクセルの大きさ (mm)	0.85×0.85×4	1.54×1.54×8	2.08×2.08×8	2.04×2.04×1.95
ボクセルの数	256×256×142	256×256×144	256×256×221	148×277×871
臓器・組織の数	54	64	約60	35
Yale大学ファントム Utah大学ファントム				
元画像データ	CT, MRI	MRI		
身長 (cm)	178	176		
体重 (kg)	70	70.9		
ボクセルの大きさ (mm)	2.5×2.5×2.5	1.974×1.974×3		
ボクセルの数	128×128×243	256×128×610		
臓器・組織の数	約60	30		

が、個人のデータに基づく限りファントムの代表性に関しさらに検討を要する。そこで、ある一人の被検者の MRI 画像を基に、ICRP 標準人の体型(身長 170cm, 体重 70kg)になるようにボクセルの大きさを調整したファントム NORMAN⁷⁾ (NORmalised MAN)が開発された。各臓器に関して標準化されているわけではないので、胃が大きく胆汁が少ない等の違いはあるものの、全体として ICRP 標準人の特徴をよく反映したボクセルファントムができあがった。

4. 数学ファントムの適用

4.1 数学ファントムとモンテカルロ放射線輸送計算

放射線関連の分野では、数学ファントムは放射線輸送計算プログラムと組み合わせて使われる。この場合、放射線輸送計算プログラムは、放射線の発生、ファントム内における相互作用による散乱や吸収の現象のシミュレーションを行い、たとえば臓器線量の計算であれば、各臓器に与えられたエネルギーを算定する。数学ファントムを用いる計算では、もっぱらモンテカルロ法による放射線輸送計算が行われる。モンテカルロ法は、放射線の散乱角や次の相互作用点までの飛跡長等を乱数列を用いて決めながら放射線を追跡する方法で、特に数学ファントムのような複雑な形状に対して有効である。

電子線(β 線)等の荷電粒子が臓器に与える線量を計算する場合は、荷電粒子がその臓器を通過する際に連続的にエネルギーを与えると仮定し(連続減速近似: CSDA)、阻止能を通過距離で積分して総エネルギーを求め、さらに臓器質量で除して吸収線量を求める。光子、中性子等の非荷電粒子の場合には、相互作用の結果生成される電子、陽子、 α 線等の荷電粒子が組織に線量を与えるので、光子や中性子のほかにこれらの粒子についても輸送計算を行う必要がある。しかし、数 MeV 以下の光子や 20 MeV 以下の中性子に対しては、荷電粒子の飛程が短

く、発生点の極近傍で全エネルギーを失うと仮定でき、荷電粒子の輸送計算を省く方法(カーマ近似)が使われる。

放射線輸送計算プログラムには、特定のファントムに固有なものと汎用のものがあるが、この差は本質的なものではない。現在世界中で使われている汎用のモンテカルロ放射線輸送計算プログラムの中で、数学ファントムと組み合わせて使われているものには、EGS4²⁹⁾(光子-電子・陽電子)や MCNP4³⁰⁾(中性子-光子-電子・陽電子)等がある。

4.2 数学ファントムの適用例

内部被ばく線量の計算用に導入された数学ファントムは、現在では放射線防護の分野みならず医療、電磁波の人体影響研究にも使われている。ここでは、代表的ないくつかの適用例を紹介する。

4.2.1 内部被ばく線量計算

体内に摂取された放射性物質から50年間または70歳までに被ばくする線量(預託線量)の評価には、放射性物質の体内での代謝の計算と、体内に残留する線源からの各臓器・組織の等価線量の計算が必要である。 α 線や β 線は組織中での飛程が短いので、放射性物質が残留している臓器・組織(線源臓器)に全エネルギーを付与すると一般的には考えてよい。しかし、組織を透過しやすい γ 線は線源臓器以外の臓器・組織(標的臓器)にもエネルギーを与えるので、標的臓器に吸収される γ 線エネルギーの割合 AF を計算する必要がある。この計算では、数式ファントム中の線源臓器に単一エネルギーの γ 線源を仮定し、各標的臓器までの γ 線輸送計算を行って AF を求める。現在では、1987年に Cristy と Eckerman¹⁶⁾が作成した6体の年齢別ファントムについて計算された比吸収割合 SAF (AF を標的臓器の質量で除した値)を用いて、放射性物質の単位摂取量当たりの各臓器の預託等価線量や預託実効線量が線量係数として計算されている³¹⁾。しかし、これら

のファントムには、実効線量の評価対象の臓器である食道が定義されていないために、胸腺の等価線量で代用している。

4・2・2 外部被ばく線量計算

放射線が体外から入射するときの各臓器・組織の等価線量や実効線量が、数学ファントムを用いて計算されている。これらの線量は、放射線の種類やエネルギーのみならず入射方向にも依存する。そこで、理想化されたいくつかの照射ジオメトリー（幾何学的な入射のパターン）について、線量換算係数（単位入射フルエンス当たりの線量，光子に関しては空気カーマ当たりの線量）が数式ファントムを用いて計算されている。ICRP Publ. 74³²⁾には、光子，中性子および電子に対して計算された成人の線量換算係数が収録されている。このほかに、光子および中性子に関しては、年齢が異なる6体の数式ファントムを用いて線量換算係数が計算されている^{33), 34)}。また、非常にエネルギーが高い陽子やミューオンに対しても線量換算係数が計算されている^{35), 36)}。

ボクセルファントムを用いた計算も行われている。環境中の γ 線被ばくによる臓器線量および実効線量当量が、BABYとCHILDを用いて計算された³⁷⁾。また、NORMANを用いて光子に対する実効線量が計算され、同じ人体データに基づくMIRD-5ファントムを用いた結果と比較された³⁸⁾。その結果、両者の一致の度合いは光子エネルギーや照射ジオメトリーによって異なるものの、100 keV以上では両者の差は20%より小さくなることが示された。

4・2・3 体外計測装置の校正定数の計算

人体内に沈着している放射性物質の量を推定するために、体外に出てくる放射線を直接計測する全身カウンタ，肺モニタ，甲状腺モニタ等が使われている。これらの装置では、放射能が既知の線源を内部に入れた物理ファントムを用いて、検出器の計数値と放射能の関係を表す校正定数を予め求めておく必要がある。校正定数は、放射線検出器の特性や配置はもとより、人

体の大きさ，組織の厚み等に依存するので、なるべく被検者に近い体型の物理ファントムを用意することが望ましい。しかし、すべてをカバーすることは不可能であるので、形状等に関し自由度を有する数学ファントムを用いた計算シミュレーションが行われている。ここでは、水ブロックファントムを数式化したもの³⁹⁾，Alderson RandoファントムのX線CT画像をボクセル化したもの，MIRD-5ファントム⁴⁰⁾等を用いた検討が行われている。

4・2・4 ホウ素中性子捕捉療法における線量計算

脳腫瘍の治療法に、腫瘍組織に ^{10}B を取り込ませた後に熱中性子を照射し、 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反応で発生する重荷電粒子で腫瘍組織を破壊する方法があり、ホウ素中性子捕捉療法(BNCT)と呼ばれている。この治療法で最も重要なことは、正常組織の線量を低く保ちながら腫瘍組織の線量を高めることによって、治療利得を向上させることにある。そこで、患者の頭部のCT画像やMRI画像を基に詳細なボクセルファントムを作成し、計算シミュレーションによって最も効果的な照射条件を決定する方法が行われている⁴¹⁾。ここで重要なことは、患者の頭部画像から迅速に精密なボクセルファントムを作成し、複数の照射条件に対する計算シミュレーションを高速で実施することであり、そのためのシステムの開発も国内で進められている⁴²⁾。最近では、患者の頭部を切開せずに熱外中性子を照射する治療法が検討されており、BNCTにおける計算シミュレーションの果たす役割の重要性が増している。

4・2・5 広島・長崎の原爆線量再評価

放射線の人体影響における線量-効果関係を調べる上で、広島・長崎における原爆被爆データは貴重な情報を提供している。ここでは、被ばく集団を対象にした疫学調査と被ばく線量評価が重要である。1965年に線量算定体系T65D(Tentative 1965 Dose)が暫定的に決められたが、これに代り1986年に線量算定体系DS86²¹⁾

(Dosimetric System 1986) が作成された。この中で、当時の日本人の体格を反映した成人、子供、幼児の数式ファントムを用いて、原爆の核分裂反応で発生した中性子、 γ 線および中性子と物質の相互作用の結果生じた二次 γ 線の被ばくによる臓器・組織の吸収線量が計算された。この計算結果は、ICRP 1990年勧告⁴³⁾や米国の電離放射線の生物影響に関する委員会の報告書 BEIR V⁴⁴⁾等における被ばくリスクの推定に影響を与えた。

5. おわりに

数学ファントム開発の現在の流れは、数式ファントムからボクセルファントムに移っている。これは、ファントムの“精密化”を目指した方向であるが、ファントムの開発では“標準化”も重要な側面である。この意味でボクセルファントム NORMAN は、今後のファントム開発において“精密化”と“標準化”を融合させる一つの方向として意義があると思う。しかし、いかに人間にそっくりな数学ファントムが開発されようとも、何らかの手段による実験検証は必要であろう。この意味からも、数学ファントムを用いたシミュレーションと物理ファントムを用いた実験はたがいに補い合うものと考えべきである。

以上に放射線防護分野で使われている数学ファントムについて概説するとともに、その適用例を紹介した。ここで紹介しきれなかったファントムや適用例、重要な文献も多くあろうかと思うが、また別の方に別の観点から紹介いただきたい。本稿は、1996年度～1997年度に活動した日本保健物理学会「高度人体ファントム専門研究会」⁴⁵⁾での調査検討によるところ大であり、専門研究会のメンバーに感謝いたします。また、開発中の日本人ボクセルファントムの写真を快く提供していただいた日本原子力研究所の斎藤公明氏に感謝いたします。

文 献

- 1) ICRU : Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection, ICRU Report 48 (1992)
- 2) Fisher, H. L. Jr. and Snyder, W. S. : Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ, ORNL-4168, 245-257 (1967)
- 3) ICRP : Reference Man : Anatomical, physiological and metabolic characteristics, ICRP Publication 23 (1975)
- 4) 山口 寛, 本郷昭三, 竹下 洋, 丸山隆司, 千葉美津恵 : 吸収線量計算のための人体ファントムの画像化, 保健物理, **19**, 215-218 (1984)
- 5) Zankl, M., Veit, R., Williams, G., Schneider, K., Fendel, H., Petoussi, N. and Drexler, G. : The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection, *Radiat. Environ. Biophys.*, **27**, 153-164 (1988)
- 6) Zankl, M. : Computational models employed for dose assessment in diagnostic radiology, *Radiat. Prot. Dosim.*, **49**, 339-344 (1993)
- 7) Dimbylow, P. J. : The development of realistic voxel phantoms for electro-magnetic field dosimetry, Proc. International Workshop on Voxel Phantom Development, Ed. P. J. Dimbylow, NRPB, Chilton, July 1995, pp. 1-7
- 8) Snyder, W. S. and Ford, M. R. : A Monte Carlo code for estimation of dose from gamma-ray sources, ORNL-3849, 193-195 (1965)
- 9) Fisher, H. L. Jr. and Snyder, W. S. : Variation of dose delivered by ^{137}Cs as a function of body size from infancy to adulthood, ORNL-4007, 221-228 (1966)
- 10) Snyder, W. S., Cook, M. J. and Tipton, I. H. : Revision of standard man, *ibid.*, 213-216 (1966)
- 11) Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. and Fisher, H. L. Jr. : Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, Medical Internal Radiation Dose Committee Pamphlet No.5 (*J. Nucl. Med.*, **10** Supplement No. 3 (1969))
- 12) Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. and Weston S. B. : A tabulation of dose equiva-

- lent per microcurie-day for source and target organs of an adult for various radionuclides, ORNL-5000 (1974)
- 13) Snyder, W. S., Ford, Poston, M. R. and Warner, G. G. : Estimation of photon dose to the gonads per microcurie-day as a function of the source organ and the age of the individual, ORNL-5171 (1976)
 - 14) Hwang, J. M. L., Shoup, R. L. and Poston, M. R. : Modifications and additions to the pediatric and adult mathematical phantoms, ORNL/TM-5454 (1976)
 - 15) Cristy, M. : Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose, ORNL/NUREG/TM-367 (1980)
 - 16) Cristy, M. and Eckerman, K. F. : Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources : I. Methods, ORNL/TM-8381/V1 (1987)
 - 17) Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G. : The calculation of dose from external photon sources using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part I : The male(ADAM) and female(EVA) adult mathematical phantoms, GSF-Bericht S-885 (1982)
 - 18) Poston, M. R. and Warner, G. G. : Medical X-ray dose estimation program, ORNL-TM-3986 (1972)
 - 19) Lewis, C. A. and Ellis, R. E. : Additions to the Snyder mathematical phantom, *Phys. Med. Biol.*, **24**, 1019-1024 (1979)
 - 20) Kai, M. : Estimation of embryonic and fetal doses from accidentally released radioactive plumes, *Radiat. Prot. Dosim.*, **11**, 91-94 (1985)
 - 21) Roesch, W. C. Ed. : US-Japan Joint Reassessment of Atomic Bomb Radiation Dosimetry in Hiroshima and Nagasaki, Vol. I, Chap. 8 : Organ Dosimetry (1986)
 - 22) 山口恭弘 : FONTOME-90 : 四肢可動型人体模型を用いた光子外部被曝線量計算コード, *保健物理*, **27**, 143-148 (1992)
 - 23) Gibbs, S. J., Pujol, A., Chen, T.-S., Malcolm, A. W. and James, A. E. : Patient risk from interproximal radiology, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, **58**, 347-354 (1984)
 - 24) Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R. and Drexler, G. : The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods, *Phys. Med. Biol.*, **31**, 449-452 (1986)
 - 25) Veit, R., Panzer, W., Zankl, M. and Scheurer, M. : Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom, *Z. Med. Phys.*, **2**, 123-126 (1992)
 - 26) 斎藤公明 : 私信
 - 27) Zubal, I. G., Harrell, C. R., Smith, E. O. and Smith, A. L. : Two dedicated software, voxel-based anthropomorphic (torso and head) phantoms, Proc, International Workshop on Voxel Phantom Development, Ed. P. J. Dimbylow, NRPB, Chilton, July 1995, pp. 105-111
 - 28) Gandhi, Om P. and Furse, C. M. : Millimeter-resolution MRI-based models of the human body for electromagnetic dosimetry from ELF to microwave frequencies, *ibid.*, pp. 24-31
 - 29) Nelson, W. R., Hirayama, H. and Rogers, D. W. O. : The EGS4 code system, SLAC-265 (1985)
 - 30) Briesmeister, J. F. Ed. : MCNP—A general Monte Carlo N-particle transport code Version 4B, LA-12625-M (1997)
 - 31) ICRP : Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides : Part 5 Compilation of ingestion and inhalation dose coefficients, ICRP Publication 72 (1996)
 - 32) ICRP : Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, ICRP Publication 74 (1996)
 - 33) Yamaguchi, Y. : Age-dependent effective doses from external photons, *Radiat. Prot. Dosim.*, **55**, 123-129 (1994)
 - 34) Yamaguchi, Y. : Age-dependent effective doses for neutrons from thermal to 18.3 MeV, *ibid.*, **55**, 257-263 (1994)
 - 35) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M. : Fluence to effective dose conversion coefficients for protons from 5 MeV to 10 TeV, *Radiat. Prot. Dosim.*, **71**, 85-91 (1997)
 - 36) Ferrari, A., Pelliccioni, M. and Pillon, M. : Fluence-to-effective dose conversion coefficients for muons, *ibid.*, **74**, 227-233 (1997)
 - 37) Saito, K., Petoussi, N., Zankl, M., Veit, R.,

- Jacob, P. and Drexler, G.: Calculation of organ doses from environmental gamma rays using human phantoms and Monte Carlo methods, Part I : Monoenergetic sources and natural radionuclides in the ground, GSF-Bericht 2/90 (1990)
- 38) Jones, D. G.: A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation, *Radiat. Prot. Dosim.*, **72**, 21-29 (1997)
- 39) Ishikawa, T., Matsumoto, M. and Uchiyama, M.: A calibration method for whole-body counters, using Monte Carlo simulation, *ibid.*, **64**, 283-288 (1996)
- 40) 木名瀬 栄: EGS4 による全身カウンタの応答計算, 日本原子力学会1998年(第36回)春の年会要旨集, C28 (1998)
- 41) Zamenhof, R. G. et al.: Monte Carlo dosimetry and treatment planning for neutron capture therapy, neutron beam design, development, and performance for neutron capture therapy, New York, Plenum Press (1990)
- 42) 熊田博明: 私信
- 43) ICRP: 1990 recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60 (1991)
- 44) National Academy of Science: Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation, BEIR V Report (1990)
- 45) 日本保健物理学会: 高度人体ファントム専門研究会成果報告書 (1998)
-