

小線源治療計算における放射状線量関数について

1) 川崎医科大学 自然科学教室, 2) 川崎医療短期大学 放射線技術科

辻 修平¹⁾・成廣直正²⁾

(平成23年10月11日受理)

About the radial dose function in brachytherapy

Shuhei TSUJI¹⁾ and Naomasa NARIHIRO²⁾

1) *Department of Natural Sciences, Kawasaki Medical School,
577 Matsushima, Kurashiki, Okayama, 701-0192, Japan*

2) *Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions,
316 Matsushima, Kurashiki, Okayama, 701-0194, Japan*

(Received on October 11, 2011)

概 要

¹⁹²Ir線源を利用した高線量率放射線治療は、腫瘍組織中やその近傍に密封小線源を刺入・挿入して行われる。この治療の吸収線量は、一般にAAPMのTG-43に従って、治療計画装置により計算される。ところが治療計画装置によって計算される任意の位置の吸収線量値は、microSelectron-HDR v2の小線源を使った場合には、直径30cmの水球体ファントムで調べられた値である。患者の体型が極端に大きい、または、小さい場合、計算された吸収線量値は実際の吸収線量と異なる。小線源と一定体積の水等価ファントムを使い、任意の場所の吸収線量を実測し、評価することは頻繁に行われているが、ファントムの大きさ、形を変えながら実測することは、実際困難である。モンテカルロシミュレーションならば、いろいろな形、大きさごとのファントム中の吸収線量を調べることができる。モンテカルロシミュレーションEGS5を使って、いろいろな形、大きさの水ファントム中の吸収線量、またはそれに対応した放射状線量関数を報告する。

キーワード：モンテカルロシミュレーション，EGS5，密封小線源治療，Oncentra，吸収線量，放射状線量関数

Abstract

High-dose rate brachytherapy using ¹⁹²Ir source is accomplished by inserting the source in tumor tissues and its vicinity. Absorbed dose of this treatment is calculated by treatment planning systems which are according to AAPM TG-43. However the absorbed dose at any position calculated by treatment planning systems using microSelectron-HDR v2 is limited with 30cm diameter water spherical phantom. The calculated absorbed dose values differ from the actual absorbed dose in the case that the patient's body is very large or small. Although the absorbed dose is often measured using a constant volume of water equivalent phantom with brachytherapy, it is actually difficult to measure the dose using various size or shapes of phantoms. Monte Carlo simulations can investigate the absolute doses in various size or shapes of phantoms. We report the absolute doses and radial dose functions in various size or shapes of water phantoms using a Monte Carlo simulation EGS5.

Key Words : Monte Carlo simulation, EGS5, brachytherapy, Oncentra, dose, radial dose function

1. 序論

microSelectron-HDRは、 ^{192}Ir の密封小線源を使った高線量率放射線治療用の装置である。この ^{192}Ir の密封小線源をカテーテルの中に遠隔操作で通し、腫瘍組織中やその近傍に滞在させることにより、放射線を照射して治療する。実際の放射線の治療は、その放射線を直接モニタリングしないので、患部および患部近傍にどのくらいの吸収線量があるかということは、直接確かめられない。患部およびその周辺の吸収線量を見積もるために治療計画が行われる。これは、治療計画装置Oncentraによって行われるのであるが、小線源を使用した高線量率放射線治療の場合、AAPM(American Association of Physicists in Medicine)のTG-43(Task group No.43 Report)に従い、任意の患部の吸収線量が計算される¹⁾。TG-43は、空気カーマ強度、線量率定数、幾何学的係数、放射状線量関数、非等方性関数の組み合わせから成る。このうち、放射状線量関数と非等方性関数は、密封小線源の種類により個別に表が用意されその値を使用して、吸収線量率を計算する。川崎医科大学付属病院では、高線量治療に、Nucletron社製の線源microSelectron-HDR v2を使用している。Oncentraのマニュアルでは、任意の場所の吸収線量値をDaskalovらのデータ²⁾と照合していると記述されている。しかしながら、Daskalovらの実験、あるいはモンテカルロシミュレーションで求められた吸収線量は、直径30cmの水球体ファントムを使って調べられたもので、人体模型ファントムで調べられたものではない。しかも、ファントムの大きさによって、TG-43の放射状線量関数が変わるという報告がなされている³⁻⁵⁾。放射状線量関数の変化は、直接吸収線量に影響するものであるので、吸収線量は、患

者体型によって変わる。我々は、ファントムの大きさ、形状を変化させて、モンテカルロシミュレーションEGS5で吸収線量を調べた。この吸収線量から放射状線量関数を求め、ファントムの大きさ、形状ごとの放射状線量関数について検討した。さらに、これらのファントムに対し、線源microSelectron-HDR v2を使った場合の放射状線量関数、吸収線量を議論する。

2 AAPMのTG-43

治療計画装置Oncentraは、AAPM(American Association of Physicists in Medicine)のTG-43(Task group No.43 Report)¹⁾に従い、計算されている。TG-43は、次の式によって記述される。

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \left(\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right) \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

$\dot{D}(r, \theta)$ は、距離 r 、角度 θ の任意の場所の吸収線量率を表す。この関数で、 S_k は、空気カーマ強度で線源自体の治療時の強度を表し、 F は、線量率定数で空気内における影響から組織内における影響に変換する定数である。他の関数については、以下に述べる。

2.1 幾何学的係数 $G(r, \theta)$

各パラメータは、図1のように定めている。図1に示すように、 $r_0 = 1\text{ cm}$ 、 $\theta_0 = 90^\circ$ と決められており、 $P(r_0, \theta_0)$ を基準点にしている。

幾何学的係数 $G(r, \theta)$ は、吸収線量率のデータ間を補う関数である。点線源と、ライン線源により、 $G_P(r, \theta)$ 、 $G_L(r, \theta)$ と区別される。以下に $G(r, \theta)$ 関数を示す。

$$G_P(r, \theta) = r^{-2} \quad \text{点線源 (2)}$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{Lr \sin \theta}{(r^2 - L^2/4)^{1/2}} & 0 \text{ の場合} \\ = 0 \text{ の場合} & \text{ライン線源 (3)} \end{cases}$$

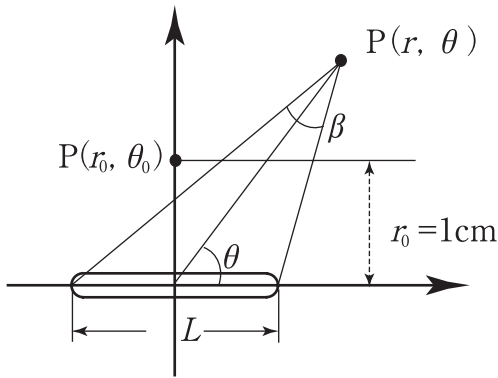


図1 TG-43で扱う、パラメータおよび座標。P(r,)は、位置(r,)の位置座標である。r₀およびθ₀は、1cmと90°を示している。

2.2 放射状線量関数 g(r)

放射状線量関数g(r)は、θ = θ₀(= 90°)のときの線量率と、幾何学的係数により、以下の式で定義される。

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \quad (4)$$

g(r)関数は、r₀(= 1cm)、θ₀(= 90°)を基準とした相対値であらわされる。この値は、密封小線源の種類によって異なるため、治療計画装置 Oncentraには、予め線源の種類によって表が準備されている。

2.3 非等方性関数 F(r,)

非等方性関数F(r,)は、密封小線源の形状に起因する角度ごとの非等方性を考慮するために定められた関数で以下の式のように定義される。

$$F(r,) = \frac{\dot{D}(r,)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r,)} \quad (5)$$

放射状線量関数同様、密封小線源の種類によって異なるため、治療計画装置 Oncentraには、予め線源の種類によって表が準備されている。

3 . モンテカルロシミュレーションEGS5

EGS5のシミュレーションを行うにおいて、シミュレーションのパラメータとして、光電子の

角度分布のサンプリング、K & L - 特性X線の発生、K & L - オージェ電子の発生、レイリー散乱、光子散乱での直線偏光、S/Z rejection、ドップラー広がりを考慮した。また電子、ガンマ線とも運動エネルギー1keVまで追跡した。シミュレーションに想定した線源は、¹⁹²Irで、点線源が幾何学的構造を正確に構成した micro Selectron-HDR v2 である。1回のシミュレーションで線源から発する粒子数は1億発であり、ファントムの媒質は水とした。

4 . 結果

4.1 直径30cmと直径80cmの水球体ファントム中のg(r)関数の比較

図2に、シミュレーションで点線源から吸収線量を求め放射状線量関数g(r)を示している。実線および黒丸は直径30cmのファントム中のg(r)関数を示し、破線および白丸は、直径80cmのファントム中のg(r)関数を示している。点線は、Daskalovらの結果²⁾である。

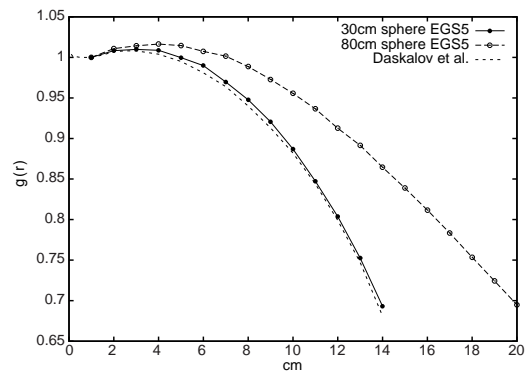


図2 水球体ファントム中のg(r)関数。実践と黒丸：直径30cmのときのg(r)関数。破線と白丸：直径80cmのときのg(r)関数。点線：Daskalovらの結果²⁾。

直径30cmの水球体ファントムのg(r)関数は、Daskalovらの結果と非常によく一致している。一方、直径80cmの水球体ファントムのg(r)関数は、直径30cmの水球体ファントムのもの、およびDaskalovらの結果よりも大きい値を示してい

る。実際、Daskalovらは、30cmの水球体ファントムを使って調べた物を数値として公表している²⁾。この結果は、単に一致しているというだけのことを示しているのではなく、シミュレーションがうまく行われているということも示している。尚、直径80cmの水球体ファントムを使った $g(r)$ 関数の不一致は、いくつかの論文でも示されている³⁻⁵⁾。

4.2 球体ファントムと不完全な球体ファントム中での $g(r)$ 関数の比較

ファントムの上下部分の欠落が、中央部分の電磁散乱にどのような影響をするかを調べた。図3に示すように、直径30cmの球体から中央部分14cmのみを切り出す。また、上下部分付近のデータを集計すると、欠損部分の影響が出るか

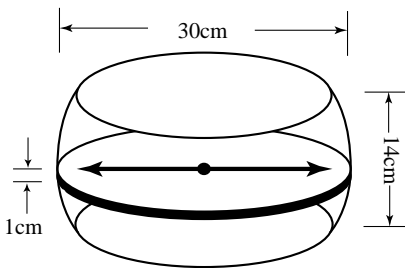


図3 図4に示されている結果に使われているファントムの大きさと形。データ集計部分は中央の1cmの部分のみである。

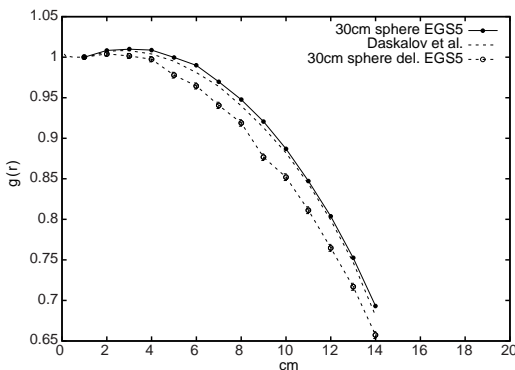


図4 2つのファントム中での $g(r)$ 関数。実線と黒丸：直径30cmの完全球体の $g(r)$ 関数。点線と白丸：図3に示している欠損した球体での $g(r)$ 関数。点線：Daskalovらの結果²⁾。

もしれないので、上下欠損部分から十分離れた中央部分1cmのみのデータを集計し、吸収線量を求める。この吸収線量から $g(r)$ 関数を求めてみた。この結果を図4に示す。

図4の横軸は、中心からの距離を示す。(図3の矢印)直径30cmの完全な球体ファントムでの結果と比較すると、一致していないことが分かる。この結果から、十分離れた欠損部分からも中央付近の散乱体に影響を及ぼしていることが分かる。散乱体であるファントムは、単に大きさの違いだけではなく、形の違いも、吸収線量に大きく影響を及ぼすということが言える。

4.3 直径50cmのときのいろいろな長さの円柱ファントム中での $g(r)$ 関数の比較

この章以降、ファントムは円柱ファントムを用いる。というのは、人体は、球体よりも円柱に近いからである。図5に示すように、直径を50cmに固定する。長さを15cmから200cmまで変え

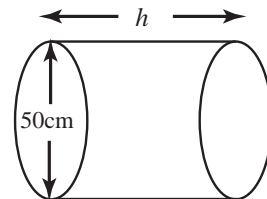


図5 円柱ファントム。直径は50cmに固定しており、長さを15cmから200cmまで変えてシミュレーションした。

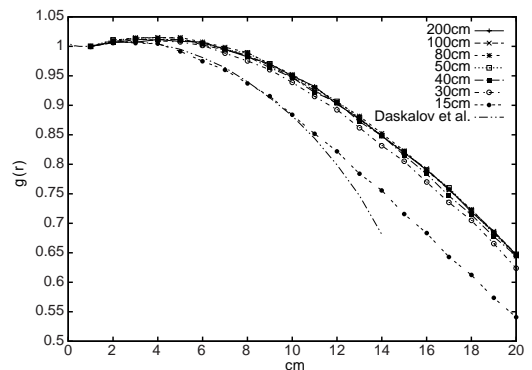


図6 図5の条件のときの $g(r)$ 関数。2点鎖線は、Daskalovらの結果である²⁾。

て、それぞれのファントムごとの $g(r)$ 関数を調べた。この結果を図6に示す。図6の横軸は、円柱の重心から径の方向の距離である。図6より、長さが50cm以上になると、 $g(r)$ 関数は、収束することが分かる。

4.4 長さ100cmのときのいろいろな直径の円柱ファントム中での $g(r)$ 関数の比較

次に円柱ファントムの長さを100cmに固定して直径を15cmから200cmまで変化させ、そのファントム中での $g(r)$ 関数を調べた。(図7参照)この結果を図8に示す。

図8の横軸は、図6同様、円柱の重心から径の方向の距離である。図8より、直径が70cm以上になると、 $g(r)$ 関数は、収束することが分かる。

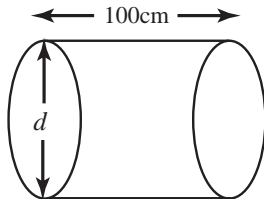


図7 円柱ファントム。長さは100cmに固定しており、直径を15cmから200cmまで変えてシミュレーションした。

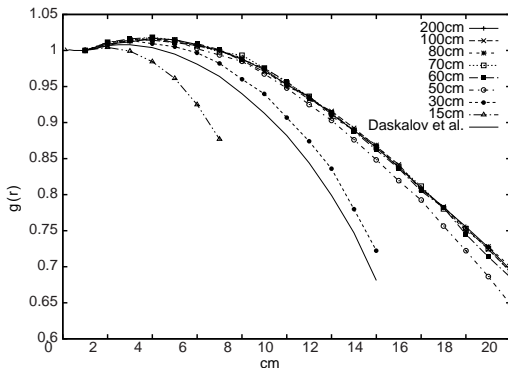


図8 図7の条件のときの $g(r)$ 関数。2点鎖線は、Daskalovらの結果である²⁾。

4.5 直径70cm、長さ50cmの円柱ファントム中での $g(r)$ 関数

4.4章では、円柱ファントムの直径を適当

に50cmと定め、長さを変えてシミュレーションで調べた。4.5章では長さを適当に100cmに決め、直径を変えてシミュレーションで調べた。その結果、円柱ファントムでは、直径70cm以上、長さ50cm以上だと、 $g(r)$ 関数が収束することを示した。この章では、あらためて直径70cm、長さ50cmが、十分に大きいファントムと見なせるかどうかを確認する。十分に大きい円柱ファントムとして直径100cm、長さ100cmでのファントム中での $g(r)$ 関数と比較する。この結果を、図9に示す。2つのファントムでの $g(r)$ 関数は、非常に良い一致を見せた。つまり、円柱ファントムの場合、直径70cm以上、長さ50cm以上だと、 $g(r)$ 関数、言い換えれば、吸収線量は一定の関数に収束する。よって、直径70cm以上、長さ50cm以上の円柱ファントムは十分大きいファントムと考えることができる。

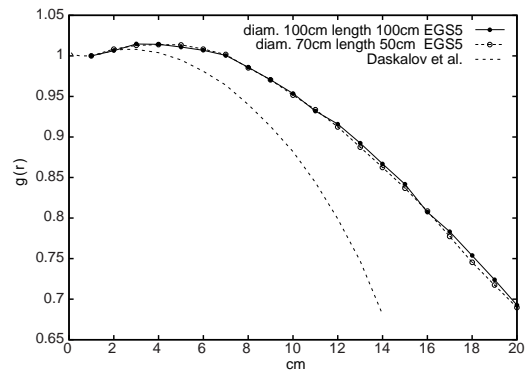


図9 2つの円柱ファントム中での $g(r)$ 関数。実線と黒丸：直径、長さ共に100cmの円柱ファントム中での $g(r)$ 関数。点線と白丸：直径70cm、長さ50cmの円柱ファントム中での $g(r)$ 関数。破線：Daskalovらの結果²⁾。

4.6 microSelectron-HDR v2 を使ったシミュレーションでの $g(r)$ 関数

実際の治療では、点線源ではなくライン線源なのでmicroSelectron-HDR v2 を使って調べた。図10には、microSelectron-HDR v2 の構造、および大きさを示しており、この構造を反映させたシミュレーションを行った。図11には、こ

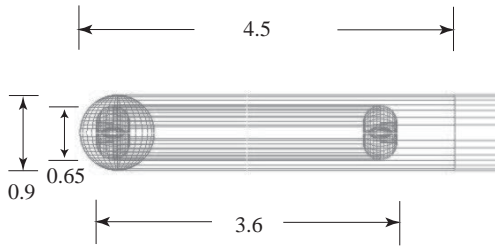


図10 EGS5シミュレーションで使ったmicroSelectron-HDR v2 ^{192}Ir 線源の構造。カプセルはステンレスSUS316Lで作られている。寸法はmmで表記している。

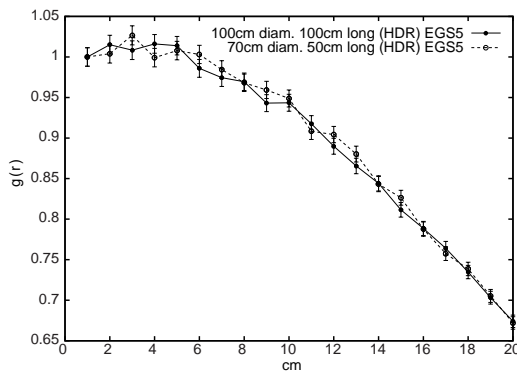


図11 microSelectron-HDR v2 線源を使った時の円柱ファントム中での $g(r)$ 関数。実線と黒丸：直径、長さ共に100cmのファントム中の $g(r)$ 関数。点線と白丸：直径70cm、長さ50cmのときのファントム中の $g(r)$ 関数。横軸は、重心から径方向の距離を示す。

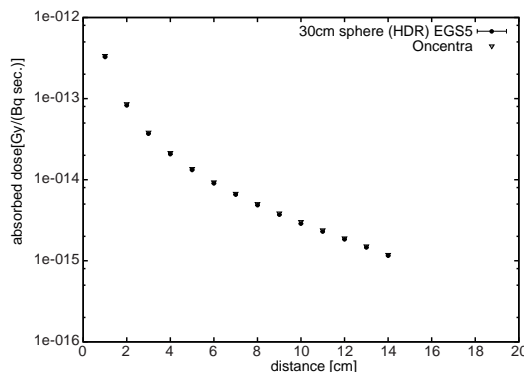


図12 microSelectron-HDR v2 線源を使った時の吸収線量の絶対値。黒丸：直径30cmでの水球体ファントム中でのEGS5の結果。白逆三角：治療計画装置Oncentraの結果。

のmicroSelectron-HDR v2 を使って、一つは、直径が70cmで長さが50cm、もう一つは、直径も長さも100cmのファントム中での $g(r)$ 関数の比較を示している。シミュレーションでは、線源の構造を考慮するため点線源より、統計量が落ちるが、両者はほぼ一致している。よって、ライン線源microSelectron-HDR v2 を使った場合でも、直径70cm以上、長さ50cm以上の円柱ファントムを使う場合、これは、十分大きいファントムとみなせる。

4.7 microSelectron-HDR v2 を使ったシミュレーションでの吸収線量の絶対値

ライン線源microSelectron-HDR v2 を使ったモンテカルロシミュレーションで2種類のファントムを使った場合の吸収線量の絶対値を求めた。microSelectron-HDR v2 の線源は、イリジウム元素である。イリジウム元素は $22.4\text{g}/\text{cm}^3$ と大きいので、実際のカプセルから出てくる粒子数は、減少すると考えられる。シミュレーションでその数を数えると、カプセルから出てくる生き残り確率は0.88029となった。また、今回シミュレーションに使った、放出確率の合計は2.072 なので吸収線量の絶対値を求めるには、次の式で計算を行う。

$$\begin{aligned} \text{吸収線量の絶対値}(\text{Gy}/\text{sec.}) &= \text{放射線強度}(\text{Bq}) \\ &\times \text{シミュレーション値}(\text{Gy}/\text{incident}) \times 2.072 / \\ &0.88029 \end{aligned} \quad (6)$$

ただし、放射線強度は、使う線源の製造されてからの日数により異なるので、吸収線量の絶対値は、 $\text{Gy}/(\text{Bq sec.})$ とした。シミュレーションで使ったファントムは直径30cmの球体ファントムである。この結果を図12、図13に示す。

図12からEGS5のシミュレーションは治療計画装置Oncentraと非常によく一致している。また、図13より、Oncentraとの相対誤差は約4%で、この差は、横軸の距離によらず一定の値を取っている。これは、両者の系統誤差とみ

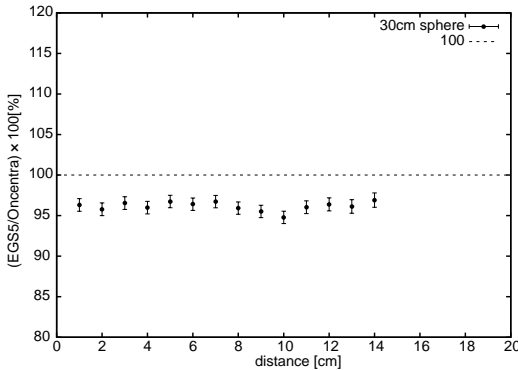


図13 治療計画装置Oncentraに対するEGS5シミュレーションの相対値。EGS5シミュレーションに使われたファントムは、直径30cmの球体である。

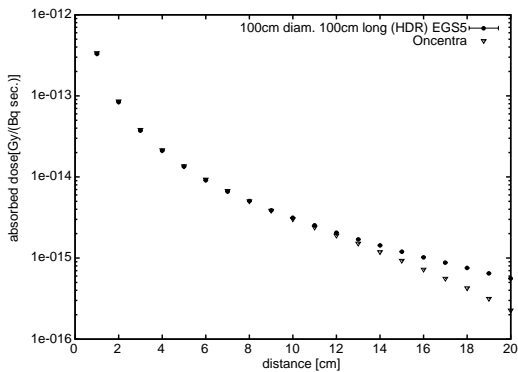


図14 microSelectron-HDR v2 線源を使った時の吸収線量の絶対値。黒丸：直径、長さ共に100cmでの円柱ファントム中でのEGS5の結果。白逆三角：治療計画装置Oncentraの結果。

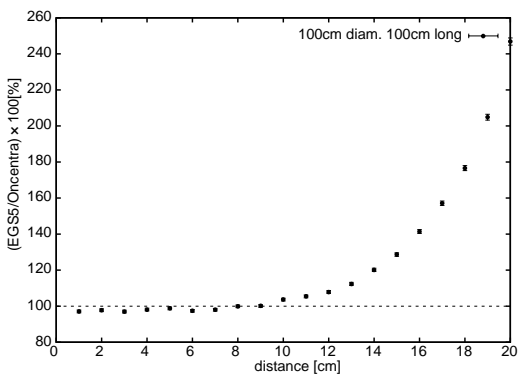


図15 治療計画装置Oncentraに対するEGS5シミュレーションの相対値。EGS5シミュレーションに使われたファントムは、直径、長さ共に100cmの円柱である。

なすことができる。次に、直径、長さ共に100cmの円柱ファントムでのシミュレーションを行った。この結果を図14、図15に示す。図14より、治療計画装置Oncentraと比較すると、距離10cmあたりから、両者の値は離れていき、常にシミュレーションの方が高い値を示している。図15から、更に詳細に相対値をみると、距離10cmあたりから、離れ始め、20cmのところでは、EGS5のシミュレーションが治療計画装置Oncentraに対して240%の値を示した。

5. 結論

我々は、EGS5シミュレーションで、様々な水ファントム中での $g(r)$ 関数や吸収線量の絶対値を求めた。4.1章では、直径30cmの球体ファントムで $g(r)$ 関数を求めた。我々の結果はDaskalovらの結果²⁾と非常に良い一致を示した。4.2章では、 $g(r)$ 関数や吸収線量の絶対値は、ファントムの大きさばかりではなく、形にも大きく依存すると結論付けた。4.3章、4.4章、4.5章では、点線源に対して、直径70cm以上、長さ50cm以上の円柱ファントムは、十分に大きいファントムとみなせることを示した。4.6章、4.7章では、構造を持つmicroSelectron HDR v2タイプの線源を使ってシミュレーションをした。4.6章では、ライン線源microSelectron HDR v2でも、直径70cm以上、長さ50cm以上の円柱ファントムは、点線源の時同様、十分に大きいファントムでの結果と同じということを示した。4.7章では、EGS5シミュレーションと治療計画装置Oncentraとの結果を比較した。30cmの水球体ファントムを使ったEGS5シミュレーションと治療計画装置Oncentraとの結果は良い一致を示し、両者間の相対誤差も4%ほどであった。一方、直径、長さ共に100cmの円柱ファントム中のEGS5シミュレーションの結果と治療計画装置Oncentraの結果では、距離10cm以上から両者間の差は開いていった。20cmのところでは、EGS5

シミュレーションの値は、Oncentraの240%を示した。これは、現在のAAPMのTG-43に従う治療計画装置Oncentraのような線量計算結果では、過小評価の値を見積もることとなる。例えば、太った人など、線源から20cm離れた正常組織には、治療計画で見積もられた量以上の放射能を浴びることを意味している。

参考文献

- 1) M. J. Rivard et al. : Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Med. Phys. 31 (3): 633-674, 2004
- 2) G. M. Daskalov, E. Löffler, J. F. Williamson: Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, Med. Phys.25 (11): 2200-2208, 1998
- 3) D. Granero et al.: Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{192}Ir and ^{137}Cs , Med.Phys. 35 (11): 4872-4877, 2008
- 4) P. Karaikos, A. Angelopoulos, L.Sakelliou et al. :Monte Carlo and TLD dosimetry of an ^{192}Ir high dose-rate brachytherapy source, Med. Phys. 25 (10): 1975-1984, 1998
- 5) R. E. P. Taylor and D. W. O. Rogers: EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources, Med. Phys. 35 (11): 4933-4944, 2008