

Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams

Faiz M. Khan, Wilfred Sewchand, Joseph Lee, and Jeffrey F. Williamson

Med. Phys. 7 (3) 230-237, 1980

ABSTRACT 線量計算の基本となる組織最大線量比(TMR)の考え方は、臨床で使うすべての範囲のメガボルトビームに応用する場合、問題があった。また別の問題は、最大線量の深さで値がゼロと仮定される散乱最大線量比(SMR)の定義にある。この論文ではコリメータ散乱係数とファントム散乱係数を測定する新たな方法について述べる。最大線量の深さを含めた任意の深さにあけるファントム散乱線を計算するために、TMR と SMR の定義を修正する。この改定を加えた考え方は基本的なものであり、また任意のエネルギー、任意の形状をした照射野および非アイソセントリックのみならず、アイソセントリックな治療の X 線ビームに適用できる一般的なものである。

I. はじめに

患者体内の吸収線量を計算する幾つかの方法が提示されてきた。この中で主なものは、深部量百分率(percentage depth dose)¹、組織空中線量比(tissue-air ratio)²⁻⁵、組織ファントム線量比(tissue-phantom ratio)⁶、組織最大線量比(tissue-maximum ratio)⁷である。その他、散乱線量計算に便利な散乱空中線量比(scatter-air ratio)^{5,8}と散乱ファントム線量比(scatter-phantom ratio)⁹が導入された。

H. Johns によって初めて提示された組織空中線量比の考え方を改めたり、修正したりするために多くの努力が払われてきた。組織空中線量比(TAR)はコバルト 60 で広く使われているが、さらに高いエネルギーのビームにこれを使うことについては重大な問題が生じた^{6,7,10}。組織ファントム線量比(TPR)は TAR のもつ特性を残すために導入されたが、空気以外のファントムで測定する条件がつく。TPR は基本的で有用な量であるが、Holt 等⁷によって示された線量計算システムを必要とする。このシステムではコリメータ散乱係数とファントム散乱係数が必要である。患者体内の複数の深さの中心軸上の線量を計算するには、TPR も採用したシステムが必要である。

組織最大線量比(TMR)は 6MV と 10MV と X 線にも十分使えるが^{7,11}、この概念には制約があり、その幾つかについては文献で議論された^{9,12}。その一つは標準化する深さにある。Holt 等⁷によって定義された TMR は、最大線量ビルドアップを満たすのに十分な媒質で点 P を囲んだときの点 P の線量に対する媒質中の同一点の線量の比率である。最大線量の深さが照射野サイズ^{13,14}、あるいは線源表面間距離(SSD)^{15,16}によって変化するときには、TMR が SSD に依存するだけでなく、基準深さが変化するという、問題が生じる。もう一つの問題は、散乱ファントム線量比(SPR,実際には SMR)という量にある。これは Holt⁹によって、同一深部における任意の照射野の

TMR と 0×0 照射野の TMR の差として定義された。このように定義された関数は、真の散乱線量を含む比率を表さない。この定義に従ったときの値は、すべての照射野サイズでビームのエネルギーに関係なく最大線量の深さでゼロである。

ここでは、一般的な TPR の考え方から発展させた TMR の改めた考え方を示す。関数 SMR が正しく散乱線量比を表すように定義し直す。コリメータ散乱係数と、ファントム散乱係数を測定する新たな方法について述べる。最後に、任意のエネルギーの X 線ビームでアイソセントリックと非アイソセントリックの治療における任意の形状の照射野に応用できる一般的な線量計算システムを提示する。

II. 散乱線解析

媒質中の点の吸収線量は二つの部分、すなわち一次線量と散乱線量の和である。一次線量は一次光子フルエンスに依存し、このフルエンスは点線源の場合、逆自乗則による距離と指数関数的吸収によって変化する。照射野の大きさが増すと、コリメータシステムとファントムからビームに散乱線が加わる。

コリメータとファントムによる散乱線は二次遮蔽によって独立に変化するので、散乱線をコリメータとファントムの成分に分けて分析すると有用である。例えば、鉛ブロックをビームの一部の遮蔽に使う場合、大半の状況ではビームのオープン部分の照射線量をわずかに、通常は 1% 以下程度に変化させるに過ぎない^{17,18}。しかし、ファントム散乱線はかなり減るであろう。

以下では、線量計算システムに使われている種々の散乱係数の定義を用いたビームの数学的解析をする。

A. 一次線量(P_0)

一次光子による線量をいう。厳密には、 P_0 を直接測定することはできない。

B. 実効一次線量(P_c)

コリメータシステム(線源、ターゲット、平坦化フィルタ、コリメータ、およびビーム中のその他の散乱体を含む)から散乱した光子を含んだ二次ビームによる線量をいう。 P_c はコリメータ開度に依存し、コリメータによる照射野サイズ(r)、すなわち標準の線源表面間距離、もしくは線源軸間距離(SAD)の位置のコリメータの開度で定義される次に示す幾何学的照射野の関数で表すことができるであろう。

$$P_c(r) = P_0 + f_c(r)P_0 = P_0[1 + f_c(r)] \quad (1)$$

ここで、 $f_c(r)$ はコリメータシステムで散乱した一次線量の割合である。

C. コリメータ散乱補正係数(S_c)

この係数は基準となるコリメータ照射野サイズ (r_0) (例えば、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$) での実効一次線量 (あるいは、“自由空間における線量”⁸) に対する任意のコリメータ照射野サイズ(r)の実効一次線量の比率として定義される (“自由空間における線量”の定義については Ref. 8 の IX 章、4th ed.

では p.244 参照)。数学的には、次式で表される。

$$S_c(r) = \frac{P_c(r)}{P_c(r_0)} = \frac{1+f_c(r)}{1+f_c(r_0)} \quad (2)$$

コリメータ散乱補正係数という用語は Holt 等⁷によって導入された。それはコリメータ開度に関する係数として説明された。そして、逆自乗則の測定値から推定された。我々はこれを直接測定できるように、式(2)のような係数として定義した。

コリメータ散乱補正係数は、最大線量ビルドアップを確保するのに十分な大きさのビルドアップキャップを装着した電離箱により空中で測定されるとする。測定配置を Fig.1(a)に示す。電離箱の読み値を照射野サイズ[等価正方形の一辺、もしくは面積/周囲長(A/P)]に対してプロットする。また、 $S_c(r)$

を得るために $10 \times 10 \text{ cm}^2$ のような基準照射野に対して値を標準化する。空中におけるビルドアップキャップをつけた線量の測定は(キャップの大きさと材質、 A_{eq} および C_λ の値に依存した)不確かさがあるが、相対線量のみを必要とするので、このような誤差は $S_c(r)$ 値に影響を及ぼさない。

コリメータ散乱補正係数の測定では、測定値が一次光子の相対フルエンスを完全に反映しているものとする、すべての照射野サイズで平衡質量(Δm)全体が照射されなければならない。小照射野の場合、(1)最小のビームでもカバーできるように、物理密度が大きい平衡質量厚のビルドアップキャップの使用、(2)最小照射野がビルドアップキャップをカバーするように線源からの距離を遠くした測定といった二つの方法のいずれか、もしくはその組合せが用いられるであろう。

コリメータ散乱補正係数の算出におけるビルドアップキャップ厚の影響は、数学的には以下のように解析される。 f_b をビルドアップキャップをつけた電離箱によって変化(減弱と散乱)を受ける実効一次線量の割合とする。また、任意のコリメータ照射野で得た読み値は、次式に比例するであろう。

$$[P_c(r) + f_b P_c(r)] = P_c(r)(1 + f_b)$$

したがって、

$$S_c(r) = \frac{P_c(r)(1 + f_b)}{P_c(r_0)(1 + f_b)} = \text{照射野 } r \text{ における測定値} / \text{照射野 } r_0 \text{ における測定値} \quad (3)$$

^{60}Co ビームの場合、係数 $(1+f_b)$ は平衡ファントム厚に適用した場合には、一般に知られた係数 A_{eq} に等しいと考えられる(Ref.8 の IX 章で定義された A_{eq})。

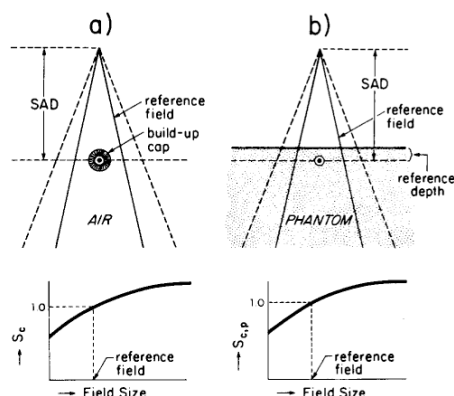


Fig.1 S_{cp} と S_c を測定するための配置. (a) 基準照射野に対する出力を測定するために空中でビルドアップキャップを装着した電離箱であり、 S_c は照射野サイズに対して求める。(b)照射野サイズに対する S_{cp} を求めるために、ファントム中の一定の基準深での測定。

等式(3)では、比率 f_b もしくは A_{eq} は照射野サイズによって変化しないと仮定する。これは照射

Table I. コリメータ散乱補正係数に対するビルドアップの厚さと材質の影響.

Beam type	Source-to-chamber distance (cm)	Build-up thickness (g/cm ²)	External diameter of cap (cm)	S _c (Field sizes ^c)						
				5 × 5	8 × 8	10 × 10	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30
⁶⁰ Co (d _m = 0.5 g/cm ²)	80.5	0.50 ^a	1.6	0.957	0.989	1	1.032	1.051	1.059	1.059
	80.5	1.00 ^a	2.2	0.967	0.989	1	1.029	1.048	1.058	1.061
	80.5	2.40 ^b	3.3	0.962	0.987	1	1.029	1.048	1.058	1.060
	80.5	2.86 ^a	6.1	... ^d	0.988	1	1.030	1.049	1.059	1.060
4 MV (d _m = 1.0 g/cm ²)	101	0.50 ^a	1.6	0.958	0.998	1	1.022	1.038	1.044	1.055
	101	1.00 ^a	2.2	0.958	0.990	1	1.015	1.025	1.032	1.034
	101	2.86 ^a	6.1	... ^d	0.990	1	1.014	1.024	1.030	1.033
10 MV (d _m = 2.5 g/cm ²)	102.5	2.86 ^a	6.1	... ^d	0.985	1	1.022	1.029	1.033	1.033
	102.5	2.40 ^b	3.3	0.957	0.983	1	1.020	1.030	1.034	1.034

a Plexiglas 製ビルドアップキャップ

b コバルト用ビルドアップキャップの他にアルミニウム (1.9 g/cm²) 製のキャップ

c 標準の SSD (⁶⁰Co であれば 80 cm、4MV と 10MV の場合には 100 cm) で定義された照射野サイズ

d ビルドアップキャップ直径 \geq 入射照射野サイズ

野がビルドアップキャップの横方向の大きさよりも大きい場合には正しいであろう。上記の条件のもとで、ビルドアップキャップの大きさは $S_c(r)$ の算出で決定的なものではない。この点については、種々の大きさのキャップを用いて調べた (Table I 参照)。ビルドアップキャップの厚さが最大線量ビルドアップに必要な厚さよりも薄くなければ、 $S_c(r)$ はキャップの大きさには独立であることが分かる。この条件によって、低エネルギーのコリメータ散乱光子だけでなくコリメータ電子も読み値に影響しないことが期待される。しかし、キャップのサイズを連続的に小さくしていた場合には、このような結果に影響を及ぼすであろう (Table I の 5 列参照)。

キャップの材質は水等価とすべきであるが、低原子番号の物質であれば決定的なものではない。アルミニウムと Plexiglas による比較測定を Table I に示すが、有意な差はない。平衡厚のアルミニウムキャップを使えば、物理的大きさを小さくしなければならない高エネルギーの小照射野で有利である。

通常、コリメータ散乱補正係数は SAD で測定される。しかし、コリメータ開度が小さく、距離を伸ばして測定する場合には、照射野 (基準照射野も含む) は SAD もしくは標準 SSD の位置に投影して定義する。Table II は種々の距離で行った測定結果である。これより、 $S_c(r)$ は線源からの距離に独立で、コリメータ開度のみの関数であることが分かる。

コリメータ散乱補正係数を測定する上記の方法は実行が容易で、我々の測定では電離箱の設定を測定中に変えることがないので、逆自乗則から導く方法⁷よりも恐らく正確であろう。

D. 全散乱補正係数(S_{cp})

深部における線量への散乱線の寄与はコリメータシステムとファントムによる。基準照射野 (10 × 10 cm²) の基準探の点での線量によって/任意の照射野のファントム中の同一点の線量を割ったものが全散乱補正係数である。

基準点の上下にあるファントム材によって変化(減弱と散乱)した実効一次線量の割合をちとす

Table II. S_c に対する線源電離箱間距離の影響.

Beam type	Source-to-chamber distance (cm)	Build-up thickness (g/cm ²)	External diameter of cap (cm)	S_c (Field sizes ^c)							
				4 × 4	5 × 5	8 × 8	10 × 10	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30
10 MV	80.5	0.50 ^a	1.6	...	0.957	0.989	1	1.032	1.051	1.059	1.059
	100.5	0.50 ^a	1.6	...	0.965	0.987	1	1.029	1.044	1.057	1.060
	102.5	2.86 ^a	6.1	0.985	1	1.022	1.030	1.034	1.033
	200	2.86 ^a	6.1	0.945	0.960	0.985	1	1.022	1.031	1.033	1.034
	102.5	2.40 ^b	3.3	0.942	0.957	0.983	1	1.020	1.030	1.034	1.034
	200	2.40 ^b	3.3	0.949	0.961	0.984	1	1.022	1.031	1.033	1.034

a Plexiglas 製ビルドアップキャップ

b コバルト用ビルドアップキャップの他にアルミニウム (1.9 g/cm²) 製のキャップ

c 標準の SSD (⁶⁰Co であれば 80 cm、4MV と 10MV の場合には 100 cm) で定義された照射野サイズ

d ビルドアップキャップ直径 ≥ 入射照射野サイズ

ると、

$$S_{cp}(r) = \frac{P_c(r)[1 + f_p(r)]}{P_c(r_0)[1 + f_p(r_0)]} \quad (4)$$

となる.

$S_{cp}(r)$ の測定は線源電離箱間距離を SAD と等しくして、ファントム中の基準深で行う。測定配置を(b)に示す。

E. ファントム散乱補正係数(S_p)

基準照射野の基準深の点の線量によって、任意の照射野のファントム中の同一点の線量を割ったものとして S_p は定義される。このとき、コリメータ開度を変えない。Fig.2 はこれを概念的に示している。任意の照射野が基準照射野よりも小さい場合には、この図の二つの照射野の記法は逆になる。すなわち、基準照射野は任意の照射野まで遮蔽されることになる。別の言い方をすると、少なくとも概念上は S_p は非常に大きな照射野と種々の断面積をもつファントムを使って求めるものである。定義上 S_p はコリメータ開度もしくは実効一次線量を同じに保った状態で、ファントムでの照射野サイズに関係するということが重要である。

S_c は上記の定義と同じであるので、

$$S_p(r) = \frac{P_c(r)[1 + f_p(r)]}{P_c(r)[1 + f_p(r_0)]} = \frac{1 + f_p(r)}{1 + f_p(r_0)} \quad (5)$$

となる.

定義に従った $S_p(r)$ の直接測定は困難である。そこで、次式から計算することもできる。

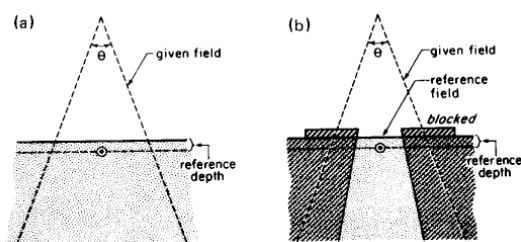


Fig.2 S_p の定義の説明図. (a)ある照射野のファントム中の基準深の線量, (b)コリメータ開度を同じとした基準照射野の同一点の線量.

$$S_p(r) = \frac{S_{cp}(r)}{S_c(r)} \quad (6)$$

ここで、 $S_{cp}(r)$ と $S_c(r)$ は容易に測定できる(Fig.1)。上式は等式(4)と(5)から導くことができる。

S_p を計算する一般的な方法として、等式(6)を勧める。ただし、コバルト 60 の場合には TAR が正確に分かっており、基準深 d_0 では、

$$S_p(r) = \frac{TAR(d_0, r)}{TAR(d_0, r_0)} \quad (7)$$

である。基準深をピーク深に置くと、その場合には、

$$S_p(r) = \frac{BSF(r)}{BSF(r_0)} \quad (8)$$

となる。したがって、 S_p は標準化した後方散乱係数である。基準照射野は実際的な理由から $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とすべきである。

III. 一般的な関数

A. 組織ファントム線量比(TPR)

TPR は固定した基準深、通常は 5cm（注：この当時は 5 cm であったが、現在は 10 cm である）の点の線量に対するファントム中の任意の点の線量の比率として定義される一般的な関数である。この概念は、深部線量への散乱線寄与率がビームの拡散に独立で、その点における照射野サイズにのみ依存するという仮定にもとづいている。これは Johns 等¹⁹によって本質的に正しいことが示された。

幾つかの有用な関係式が、先に検討した TPR と散乱係数の定義から導かれる。次式は組織ファントム線量比を深部量百分率に変換するために使われる(導出については Appendix 参照)。

$$P(d, r, f) = 100 \frac{TPR(d, r_d) \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_m)}}{TPR(d_m, r_m)} \quad (9)$$

ここで、 $TPR(d, r_d)$ は深さ d 、その深さにおける照射野サイズ r_d での組織ファントム線量比、 $P(d, r, f)$ は r_d を表面に逆投影したときの照射野サイズ r 、SSD = f における深部量百分率、 d_m と r_m はそれぞれ最大線量の深さとその点での照射野サイズである。照射野サイズが r_d と r_m のときのファントム線量補正係数(S_p)は、TPR の定義で使われる基準深(d_0)で決定される。

次式は深部量百分率を TPR に変換するものである(Appendix 参照)。

$$TPR(d, r_d) = \frac{P(d, r, f) \left(\frac{f + d}{f + d_0} \right)^2 \frac{S_p(r_{d_0})}{S_p(r_d)}}{P(d_0, r, f)} \quad (10)$$

B. 新たな散乱ファントム線量比(SCR)

この論文では、散乱ファントム線量比を固定された基準深にある点の実効一次線量に対するファントム中の同一点の散乱線量の比率として定義する。ファントム中の実効一次線量は、深部線

量からファントム散乱線を差し引いたものであると考えることができる。概念上、任意の照射野はコリメータ散乱を変えずに 0×0 照射野まで遮蔽できる(例えば、二次遮蔽によって)とすると、その照射野での深部線量はファントム中の実効一次線量であろう。SPR は次式を用いて TPR から導くことができる(Appendix 参照)。

$$SPR(d, r_d) = TPR(d, r_d) \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TPR(d, 0) \quad (11)$$

$S_p(0)$ という量(0×0 照射野のファントム散乱補正係数)は、 $S_p(r)$ のデータの外挿によって求めることができる。 $S_p(0)$ の値はゼロではない(III.E の S_p の定義参照)。これは等式(7)からも明らかである。

SPR は深さとその深さにおける円形照射野の半径の関数として表形式にしておく。SP データは矩形もしくは正方形照射野の TPR データから導かれるので、等価円の半径は次の関係式より求められる。

$$r_e = \frac{4}{\sqrt{\pi}} \frac{A}{P} \quad (12)$$

ここで、 r_e は等価円の半径、 A/P は照射野の面積/周囲長である。この式は、等価円は等価正方形と同じ面積をもつ照射野であるという仮定によって導かれる。 A/P と等価円の考え方については、文献[11,20]で検討されている。

IV. 特殊関数

組織ファントム線量比は任意の基準深で標準化できる一般的関数である。しかし、この量で使われる深さについては、見解の一致がない。理想的には、TPR の基準深は校正深と同じであるべきだ。しかし、ICRU¹ と AAPM のガイドライン²¹ は校正深の選択で一致をみていない。また、線量最大深以外の校正深を採用した場合、データは最終的に深部量百分率の表を用いて線量最深へ変換される。著者たちの見解では、中心軸上の最大線量の点は線量計算において簡便であるという点で好ましい。固定した基準深を採用すれば、深部量百分率、TPR、およびその他の量を簡単に校正手順と結び付けられる。

非常に高いエネルギー(20MV から 45MV)のビームの場合、最大線量の深さ d_m は SSD だけでなく照射野サイズにかなり依存する。計算に必要な関数を装置のパラメータに独立なものとするには、ビルドアップ領域での測定は避けるべきである。そこで、基準深は最大深である d_m 以上にしなければならない。これは最小照射野で、かつ最大 SSD のときの d_m を使うことで可能となる。実際には、Suntharalingam と Steben¹⁶ が提案したように、 d_m をみつけるとは関数 $\{[(\%DD) \times (SSD+d)^2] \text{ vs. } d\}$ の最大値をみつけることである(この方法により、 d_m の SSD 依存性は消える¹⁶)。最大の d_m は d_m を 0×0 照射野まで外挿することで得られる。

そこで、上記で定義した最大線量の最大深部(d_m の最大値)が基準深となろう。同じ深さを校正

線量と S_p 係数に対しても使うべきである。すべての照射野サイズにおける深部量百分率と SSD も、この深さで標準化すべきである。

関数である組織最大線量比、散乱最大線量比も、ここで TPR と SPR の特別な場合として定義し直すことができる。

A. 改定した組織最大線量比(TMR)

ここで提示する TMR の唯一の修正は基準深の規定である。固定した深さ t_0 (t_0 は最大線量の最大深)の点の線量に対するファントム中の同一点の線量の比率として、TMR は定義される。TMR と深部量百分率の相互変換をする場合、等式(9)と(10)は次のように書き改められる。

$$P(d, r, f) = 100TMR(d, r_d) \left(\frac{f + t_0}{f + d} \right)^2 \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_0)} \quad (13)$$

$$TMR(d, r_d) = \frac{P(d, r, f)}{100} \left(\frac{f + d}{f + t_0} \right)^2 \frac{S_p(r_0)}{S_p(r_d)} \quad (14)$$

ここで、深部量百分率はすべての照射野サイズと SSD で $P(t_0, r, f)=100$ となるように、深さ t_0 で標準化される。

TMR は直接測定できるが、基本の深部線量データからも計算できる。例えば、等式(8)と(14)は ^{60}Co に関して S_p と TMR を計算するために使うことができる。さらに、TMR は、TAR と後方散乱係数(BSF)からも次式により得られる。

$$TMR(d, r_d) = \frac{TAR(d, r_d)}{BSF(r_d)} \quad (15)$$

上式は、関係する量の定義より明らかである。

B. 改定した散乱最大線量比(SMR)

ここまでのことより、SMR は最大線量の最大深の点の実効一次線量に対するファントム中の同一点の散乱線量の比率として定義される。等式(11)は次のように変わる。

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TMR(d, 0) \quad (16)$$

“自由空間中の線量”⁸ は “miniphantom” からの散乱線の寄与がないと仮定すると、SMR は SAR と同じであろう。 ^{60}Co の場合、この仮定はほぼ正しく、したがって等式(16)から計算した SMR は SAR と同じである。しかし、さらに高いエネルギーでの SMR は等式(12)と(16)を用いて TMR から直接計算すべきである。

V. 実際応用

ここで改定した TMR、SMR および S_p は一般的なものであり、ビームの線質を特徴づける。吸収展墓は任意の治療法で計算されるが、これらの関数は基本的にはアイソセントリック法と不整形照射野の線量計算で有用である。以下で、これらの使用を説明する具体例を示す。

A. アイソセントリック治療、アイソセントリックな校正

校正条件は以下の通りとする。基準照射野(アイソセンタで $10 \times 10 \text{ cm}^2$)の中心軸上の基準深(t_0)にあるアイソセンタでの線量率を得るためにファントム中で測定する。直線加速器の場合、モニタ線量計は通常、上記の条件においてモニタ単位当たり 1cGy 投与するように調整される。

アイソセンタ線量(ID)を深さ d にあるアイソセンタの組織に投与すべき線量とする。

r は深さ d のアイソセンタでの照射野サイズ、SAD は線源軸間距離である。 $D_0(t_0, \text{SAD})$ を校正条件における投与すべき(あるいは、モニタ単位当たりの)線量とする。したがって、

$$D_0(t_0, \text{SAD}) = \frac{I.D.}{\text{TMR}(d, r) \cdot S_c(r) \cdot S_p(r)} \quad (17)$$

B. アイソセントリック法、SSD 校正

装置は線源表面面距離群を $\text{SSD}=\text{SAD}$ として、深さ t_0 のファントム中で校正されているとする。したがって、等式(17)は次のようになる。

$$D(t_0, \text{SAD} + t_0) = \frac{I.D.}{\text{TMR}(d, r) \cdot S_c(r) \cdot S_p(r) \cdot \left(\frac{\text{SAD} + t_0}{\text{SAD}} \right)^2} \quad (18)$$

照射野の一部がブロックされるような不整形照射野の場合、(ブロックのない)照射野全体に対する S_c と(不整形照射野に等価な)実効照射野の S_p を用いることを勧める。二次ブロックの出力への影響については、文献(Cundiff 等¹⁸と Khan 等²²)で検討されてきた。

C. 任意の SSD における吸収線量の計算

$D_0(t_0, \text{SSD}_0 + t_0)$ を校正線量すなわち、基準照射野で $\text{SSD}_0 + t_0$ で測定したファントム中の線量とすると、任意の照射野 r_d および SSD における深さ d における線量 D_d は次式で与えられる。

$$D_d = D_0(t_0, \text{SSD}_0 + t_0) \left(\frac{\text{SSD}_0 + t_0}{\text{SSD} + d} \right)^2 S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot \text{TMR}(d, r_d) \quad (19)$$

ここで、 r_c は S_c が定義される距離に投影したコリメータサイズである。

D. 不整形照射野

組織中の深部線量は、実効一次線量とファントム散乱線量の二つの成分で分析される。初めに検討した実効一次線量はビルドアップ領域以降の深さで指数関数的に、また逆自乗則によって減弱する。実効一次線量は深部線量からファントム散乱線量を差し引いたものである。

新たな SMR の定義の中の基準線量(D_R)は最大線量の最大深での実効一次線量であり、次式で与えられる。

$$D_R = D_0(t_0, \text{SSD}_0 + t_0) \left(\frac{\text{SSD}_0 + t_0}{\text{SSD} + d} \right)^2 \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(0) \quad (20)$$

深部の不整形照射野は計算点から伸ばした半径を有する扇形の部分に分けられる。散乱線量(D_s)

を得るには、次のような Clarkson 積分²³が行われる。

$$D_S = D_R \times \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n SMR(d, r_i) \quad (21)$$

ここで r_i は深さ d の i 番目の扇形の半径であり、扇形の総数は n である ($n=2\pi/\Delta\theta$ 、 $\Delta\theta$ は扇形の角度である)。

深さ d における実効一次線量(D_p)は次式で与えられる。

$$D_p = D_R \cdot TMR(d, 0) \quad (22)$$

したがって、深部の総線量は次式で与えられる。

$$D_d = D_R \left[TMR(d, 0) + \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n SMR(d, r_i) \right] \quad (23)$$

平坦な表面をもつ無限のファントムに垂直に入射するビームの中心軸上の点にのみ、上式は有効である。軸外の点は、実効一次線量が照射野内で不均一といった状況では、上式は次のようになる。

$$D_d = D_R \left[K_p \cdot TMR(d, 0) + \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n K_i \cdot SMR(d, r_i) \right] \quad (24)$$

ここで、 K_p は計算点の上の入射強度を修正する係数で、 K_i は i 番目の散乱扇形の上の入射強度を修正する。

不整形照射野に対する我々の計算法は、

Cunningham の散乱空中線量比に類似している。くさびフィルタや極端な曲面、もしくは不均質に対する広範囲な補償フィルタを使うときの SAR 法の制約は SMR 法でもいえる。厳密にいうと、単純な Clarkson 積分は上記で述べたような状況には適用されないので、Sontag と Cunningham²⁴ が提案した三次元散乱要素を用いるべきである。

VI. 実験的検証

これまでの節で検討した等式の幾つかを電離箱(Keithley 616 に接続した 0.6 cm³ B.F.電離箱)を用い、水中と幾つかの場合にはポリスチレンファントム中で実験により確認した。

種々の照射野サイズにおける係数 S_{cp} と S_c を ⁶⁰Co、4MV、10MV ビームで、この論文で検討した手順に従って測定した。⁶⁰Co の場合、係数 S_p は測定した S_{cp} と S_c の値を用い等式(6)で計算した。線量は水ファントム中の 1.0 cm 深部で測定した。そして、深部量百分率により最大線量に変換した。等式(6)で得た S_p の実験値を公表された後方散乱係数(Johns と Cunningham⁸, p.749)を用い、等式(8)で計算した値と比較した。照射野サイズ 5×5 cm² から 30×30 cm² における一致の程度は 1%以内であった。

等式(13)と(14)で示した深部量百分率と TMR の相互変換は、臨床で使われる照射野サイズ、深さ、および SSD(4MV で 100~130cm、10MV で 100~400cm)で 2%以内の精度で 4MV と 10MV で

有効であることが分かった。くさびフィルタのデータにおいても、これらの等式は似たような範囲で正確であった²⁵。

一つの実験は⁶⁰Coにおいて等式(24)のスポット試験用に計画した。ポリスチレンファントムに入射する $15 \times 15 \text{ cm}^2$ の照射野を5cm厚の鉛ブロックで照射野中心部を遮蔽した。大きさが $6 \times 6 \text{ cm}^2$ のブロックの影の部分の中心にある 12 g/cm^2 の深部で線量を測定した。次に、この線量を(測定して得た $\text{HVL}=10.8 \text{ mm Pb}$ にもとづき)ブロックの透過率0.0428を用い等式(24)から計算した。計算の中で遮蔽された照射野に対しては $K_p=K_f=0.0428$ 、遮蔽されていない照射野に対しては $K_p=K_f=1.00$ と仮定した。測定した線量と計算した線量は2%以内で一致した。

$\text{TMR}(d, r_d) - \text{TMR}(d, 0)$ で定義された古いSMRと新たなSMRの違いは、周囲の容積からの散乱線量がそれほど変わらず、点の一次線量がかなり変化するときには重要になる。例えば、上記の場合で古い等式⁹によりブロックの下で計算した線量は、等式(24)で計算した線量に比して小さい K_p で10%程度の相違となった。

VII. まとめ

改定した組織最大線量比と散乱最大線量比は、コリメータ散乱補正係数やファントム散乱補正係数と共に線量計算の基本となることを示した。この論文では以下の点を示している。

(A) TMR という量は、より基本的な TPR という概念から導かれる。基準深に関する問題は最大線量の最大深という固定させた深さを導入することで解決される。

(B) SMR という量は散乱線量を含む比率によって定義される。古い SMR と異なり、その値は最大線量の深さですべての照射野サイズでゼロではない。新たな定義により、特に不整形照射野の線量測定で古い考え方との間でかなり違いを生む。

(C) コリメータ散乱補正係数(S_c)とファントム散乱補正係数(S_p)は物理量から数学的に定義される。 S_c の新たな測定方法は現在の逆自乗則からの算出よりも簡単である。

(D) 実験による証左はこのような考え方の数学的解析を支持する。

(E) 最後に、TMR の概念(AAPM SCRAD 委員会¹²)を⁶⁰Co と高エネルギーに対して使用する上で問題、およびこの概念に関して提起されてきた多くの問題に対して、この論文で答えることができた。

Appendix

A. TPR と深部量百分率の関数

Fig.3 で図中の各点のファントム中の線量を $D(1)$ 、 $D(2)$ 、 $D(3)$ 、 $D(4)$ 、 $D(5)$ とする。ファントム散乱補正係数と TPR の両方の基準深を d_0 、線源からの距離($f+d$)と($f+d_0$)における照射野サイズをそれぞれ r_0 と r_{d_0} とする。したがって、

$$\frac{D(1)}{D(3)} = TPR(d, r_d) \quad (A1)$$

$$\frac{D(3)}{D(4)} = \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_{d_0})} \left(\frac{f + d_0}{f + d} \right)^2 \quad (A2)$$

$$\frac{D(2)}{D(5)} = TPR(d_m, r_m) \quad (A3)$$

となる。ここで、 d_m は最大線量の深さ、 r_m は距離 $f + d_m$ における照射野サイズである。(等式 (A2)はビームに完全に囲まれる断面積が $r_0 \times r_0$ (基準照射野サイズ)のファントム中の深さ d_0 の線量が逆自乗則に従うことを仮定している。この仮定は空中の実効一次線量が逆自乗則に従い、深部の散乱線量の割合がビーム拡散に独立のときに有効である¹⁹⁾。)

$$\frac{D(4)}{D(5)} = \frac{S_p(r_{d_0})}{S_p(r_m)} \left(\frac{f + d_m}{f + d_0} \right)^2 \quad (A4)$$

等式(A1)～(A4)より、

$$D(3) = \frac{D(3)}{D(4)} \frac{D(4)}{D(5)} \frac{D(5)}{D(2)} \cdot D(2)$$

もしくは、

$$D(3) = \frac{D(2)}{TPR(d_m, r_m)} \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_m)} \quad (A5)$$

等式(A1)と(A5)より、

$$D(1) = D(2) \cdot \frac{TPR(d, r_d)}{TPR(d_m, r_m)} \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_m)} \quad (A6)$$

また、

$$\frac{D(1)}{D(2)} \times 100 = P(d, r, f) \quad (A7)$$

ここで、 $P(d, r, f)$ は深さ d 、表面における照射野サイズ r 、SSD= f であるので、

$$P(d, r, f) = 100 \times \frac{TPR(d, r_d)}{TPR(d_m, r_m)} \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \frac{S_p(r_d)}{S_p(r_m)} \quad (A8)$$

となる。また、

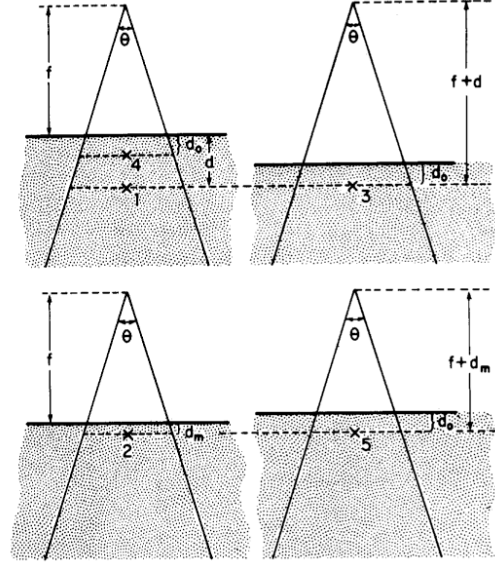


Fig.3 記法は本文参照。すべてコリメータ開度は同じでファントム中で線量は測定する。 d_m は最大線量の一定の深さ、 r_m はその深さにおける照射野サイズ。

$$P(d_0, r, f) = \frac{D(4)}{D(2)} \times 100 \quad (\text{A9})$$

であるので、

$$TPR(d, r_d) = \frac{D(1)}{D(3)} = \frac{D(1)}{D(2)} \frac{D(2)}{D(4)} \frac{D(4)}{D(3)} \quad (\text{A10})$$

となる。ここで、等式(A2)、(A7)、(A9)、(A10)を組合せると次式となる。

$$TPR(d, r_d) = \frac{P(d, r, f)}{P(d_0, r, f)} \left(\frac{f+d}{f+d_0} \right)^2 \frac{S_p(r_{d_0})}{S_p(r_d)} \quad (\text{A11})$$

B. SPR の算出

Fig.4(a)と(b)を参考に、点1の線量を $D_1(d, r_d)$ 、点2の線量を $D_2(d_0, r_{d_0})$ とする。いずれも、コリメータの開度が β の照射野である。同じコリメータ開度で 0×0 照射野のときの対応する線量を $D_1(d, 0)$ 、 $D_2(d_0, 0)$ とする（実効一次線量を変えずに照射野サイズを 0×0 まで遮蔽する。Fig.4(c)と(d)を参照）。したがって、

$$\begin{aligned} SPR(d, r_d) &= \frac{D_1(d, r_d) - D_1(d, 0)}{D_2(d_0, 0)} \quad (\text{左式は定義より明らか}) \\ &= \frac{D_1(d, r_d)}{D_2(d_0, r_d)} \cdot \frac{D_2(d_0, r_d)}{D_2(d_0, r_0)} \cdot \frac{D_2(d_0, r_0)}{D_2(d_0, 0)} - \frac{D_1(d, 0)}{D_2(d_0, 0)} \end{aligned} \quad (\text{A12})$$

ここで、 r_0 は係数 S_p を標準化するための基準照射野($10 \times 10 \text{ cm}^2$)である。また、

$$\begin{aligned} TPR(d, r_d) &= \frac{D_1(d, r_d)}{D_2(d_0, r_d)} \\ TPR(d, 0) &= \frac{D_1(d, 0)}{D_2(d_0, 0)} \end{aligned}$$

であるので（ $TPR(d, 0)$ は、コリメータを開いて二次ブロックで 0×0 まで遮蔽した照射野、あるいはコリメータを 0×0 まで閉じる場合のいずれにも定義できることが分かる。したがって、上記で定義したように、あるいは $TPR(d, r_d)$ データを 0×0 照射野まで外挿することで、 $TPR(d, 0)$ を求めることは有効である）、

$$\begin{aligned} S_p(r_d) &= \frac{D_2(d_0, r_d)}{D_2(d_0, r_0)} \\ S_p(0) &= \frac{D_2(d_0, 0)}{D_2(d_0, r_0)} \end{aligned}$$

となる。等式(A12)は、

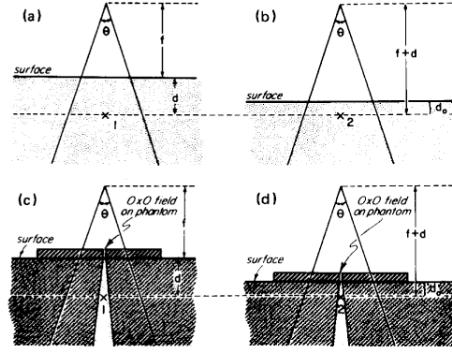


Fig.4 SMR の導出の説明図。コリメータ開度が同じで 0×0 照射野というのは、実効一次線量と同じでファントム散乱線がないということを意味する。図中の(c)と(d)で照射野幅がゼロになっていないが、これは説明上そのようにしてある。

$$SPR(d, r_d) = TPR(d, r_d) \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TPR(d, 0) \quad (A13)$$

となる。

参考文献

- (1) ICRU, ICRU Report 24, Washington, D.C. (1976).
- (2) H. E. Johns, G. F. Whitmore, T. A. Watson, and F. H. Umberg. 38, 637 (1965).
- (3) H. E. Johns, Am. Roentgenol, 79, 373, (1958).
- (4) J. R. Cunningham, R. E. Johns, and S. K. Gupta. Br. J. Radiol. 38, 637 (1965).
- (5) S. K. Gupta and J. R. Cunningham, Br. J. Radiol. 39, 7 (1966).
- (6) C. J. Karzmark, A. Deubert, and J. P. Moroney, Br. J. Radiol. 38, 158 (1965).
- (7) J. G. Holt, J. S. Laughlin, and J. P. Moroney, Radiology 96, 437 (1970).
- (8) H. E. Johns and J. R. Cunningham, The Physics of Radiology (Charles C Thomas, Springfield, IL, 1969), 3rd ed.
- (9) J. G. Holt, AAPM Q. Bull. 6, 127 (1972).
- (10) J. R. Saunders, R. H. Price, and R. J. Horsley, Br. J. Radiol. 41, 464 (1968).
- (11) F. M. Khan, V. C. Moore, and S. Sato, Radiology 102, 165 (1972).
- (12) AAPM SCRAD COMMITTEE, N. Suntharalingam, R. Shalek, and L. Lanzl, AAPM Q. Bull. 6, 61 (1972).
- (13) P. Almond, E. Van Roosenbeek, R. Browne, J. Milcamp, and C. B. Williams, Br. J. Radiol. 43, 911 (1970).
- (14) D. J. Dawson, Phys. Med. Biol. 21, 226 (1976).
- (15) F. Bagne, Med. Phys. 1, 266 (1974).
- (16) N. Suntharalingam and J. D. Steben, Med. Phys. 4, 134 (1977).
- (17) F. M. Khan, Ph. D. thesis, University of Minnesota, pp.106 (1969) (unpublished).
- (18) J. H. Cundiff, J. R. Cunningham, R. Golden, G. Holt, L. E. Lanzl, M. L. Meurk, J. Ovadia, V. Page, R. A. Pope, V. A. Sampiere, W. L. Saylor, R. J. Shalek, and N. Suntharalingam, in Dosimetry Workshop Hodgkin's Disease, compiled by RPC/AAPM, M. D. Anderson Hospital, Houston, Texas (1970).
- (19) H. E. Johns, W. R. Bruce, and W. B. Reid, Br. J. Radiol. 31, 254 (1958).
- (20) M. J. Day, Br. J. Radiol. Suppl. 11, 95 (1978).
- (21) AAPM SCRAD, Phys. Med. Biol. 16, 379 (1971).
- (22) F. M. Khan, S. B. Levitt, V. C. Moore, and T. K. Jones, Radiology 106, 433 (1973).

- (23) J. R. Cunningham, in Dosimetry Working shop Hodgkin's, compiled by RPC/AAPM, M. D. Anderson Hospital, Houston, Texas (1970).
- (24) M. R. Sontag and J. R. Cunningham, Radiology 129, 787 (1978).
- (25) W. Sewcband, F. M. Khan, and J. Williamson, Radiology 127, 789 (1978).