The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	ナロービーム照射野係数測定における検出サイズの検討
Author(s)	藤﨑, 達也; 稲田, 哲雄; 齋藤, 秀敏 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1999, 59(7), p. 338-341
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17803
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

ナロービーム照射野係数測定における検出サイズの検討

藤﨑　達也[1)]　稲田　哲雄[1)]　齋藤　秀敏[2)]　平岡　武[3)]
西村　克之[1)]　阿部　慎司[1)]　大谷　浩樹[2)]　入船　寅二[2)]

1)茨城県立医療大学放射線技術科学科　2)東京都立保健科学大学放射線学科　3)放射線医学総合研究所放射線科学研究部

Detection Size Dependence of Field Factor for Narrow Beam

Tatsuya Fujisaki[1)], Tetsuo Inada[1)], Hidetoshi Saitoh[2)], Takeshi Hiraoka[3)], Katsuyuki Nishimura[1)], Shinji Abe[1)], Hiroki Ohtani[2)] and Toraji Irifune[2)]

An absorbed dose in the narrow beam is calculated based on the depth dose distribution and a field factor. The field factor has to be measured with especially high accuracy because it is highly variable.

The field factor was calculated when detection size was changed, by using Monte Carlo simulation, which had no energy dependency or geometrical error. Then the relation between field factor and detection size in the narrow beam was investigated.

An absorbed dose in peak depth and reference depth according to detection size was calculated for each field size. Detection size dependency was recognized in the case of measuring a field factor, because the absorbed dose tended to decrease as detection size increased. The absorbed dose in the narrow beam has to be calculated within a change of ± 2%.

The change in peak depth according to detection size was eliminated, and then the relation between an absorbed dose at the ideal detection size of 0 mm ϕ by extrapolation and detection size which has a deference of 2% from it, were acquired. In addition, the maximum usable detection size was estimated in the case of measuring the field factor.

Research Code No. *: 203*

Key words *: Narrow beam, Dosimetry, Monte Carlo simulation*

Recieved Oct. 30, 1998; revision accepted March 16, 1999

1) Department of Radiological Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences
2) School of Radiologic Science, Tokyo Metropolitan University of Health Sciences
3) Division of Radiation Research, National Institute of Radiological Sciences

はじめに

定位放射線照射は，従来の放射線治療に比較して極めて小さな線束(以下，極小照射野)で集中的に照射するため，高精度の線量評価が要求される．

しかしながら，定位放射線照射の行われる高エネルギーX線領域では，X線と物質との相互作用により生じた2次電子の飛程が照射野よりも大きくなり，吸収線量分布は平坦領域を示さなくなる．このため，微小体積の電離箱線量計やダイオード線量計においても，検出サイズの影響は排除できない[1)]．また，フィルムの黒化(濃度)を利用した測定も行われているが，照射野の大きさにより深さ方向のエネルギースペクトルは変化するため[2)]，エネルギー依存性を有するフィルム法は精度の点で問題がある．

一方，定位放射線照射における吸収線量の計算は，深部線量分布と照射野係数を基本として行われている．この深部線量分布や照射野係数の測定においても，種々の検出器を使用した測定値が報告されているが[3)-5)]，特に後者では使用する検出器による相違が大きい．照射野係数は深部線量分布よりも照射野依存性が大きいことから，定位放射線照射における吸収線量算出に伴う誤差の主要因となる．

モンテカルロシミュレーションは，線量計やフィルムのような各種の依存性や幾何学的誤差を排除した系での線量計算が可能であり，線量測定の研究分野では十分定着している[6)-8)]．そこで，モンテカルロシミュレーションを用いて検出サイズを変化させたときの吸収線量の計算を行った[9)]．そして，これらのデータから極小照射野における照射野係数を算出することにより，極小照射野の線量測定における照射野サイズと検出サイズの関係について検討した．

方　法

シミュレーションは放射線医学の分野で広く用いられ信頼度が高い，汎用モンテカルロコードシステムElectron Gamma Shower Code System version 4[10)](以下，EGS4)を使用した．そして，EGS4を使用して，30cm ϕ，厚さ30cmの同心円柱状の水ファントム(元素組成・重量比 H・11.2 O・

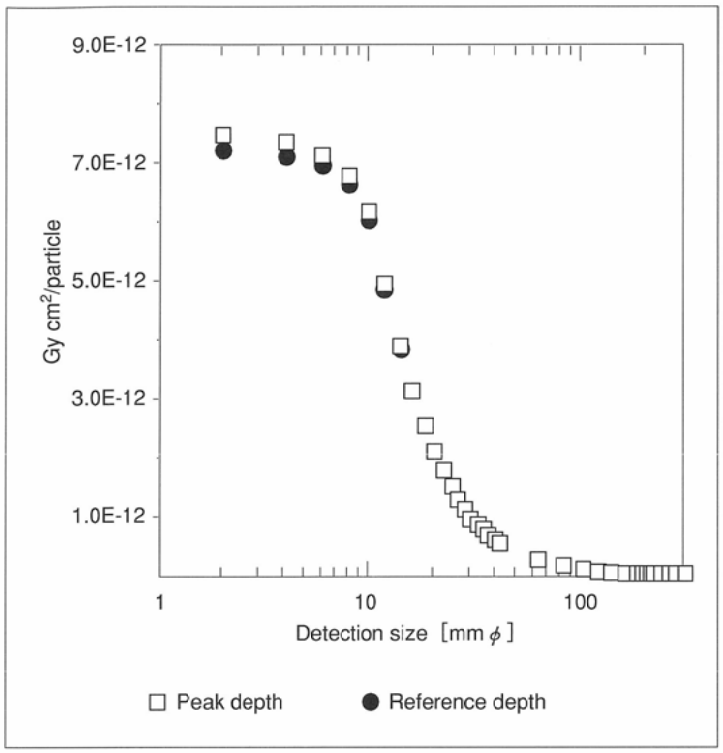

Fig. 1　Variation in absorbed dose in peak depth and reference depth against circular detection size, with 1 cm circular field and 10 MV X-ray, calculated using Monte Carlo simulation.

88.8，密度1.0g/cm³)モデルに対し，垂直方向に光子を入射させるユーザーコードを作成した[9]．このユーザーコードは任意の距離，照射野形状および照射野サイズで任意の物質に照射でき，物質もまた任意の半径と深さに分割でき，各体積の吸収線量を計算することが可能である．

極小照射野のシミュレーションとしては，入射光子を齋藤[11]やMohanらが計算した光子エネルギースペクトル[6]を使用し，入射光子ヒストリー数を2000万～10000万個，ビームサイズを1cm φ～10cm φの円形照射野とし，水ファントムに平行ビームの形状で入射させた．そして，適当に分割した水ファントム内の各体積の吸収線量を計算した．使用した光子エネルギースペクトルは，いずれも一般に放射線治療で用いられている治療装置の30×30cm²正方形照射野内における5cm φのシミュレーションデータである．線源(焦点)の大きさ，半影およびビームの広がりについては無視した．

EGS4の計算パラメータとしては，光子および電子のシミュレーションの下限エネルギーであるPCUTおよびECUTを各々10keVおよび561keV(静止エネルギーを含む)に設定，電子のステップサイズESTEPEを5%に設定し，PRESTAアルゴリズム[12](Parameter reduced electron-step transport algorithm)を使用して計算した．また，モデルの断面積データはPEGS4(Preprocessor for EGS4)で計算し，電子の放射阻止能がICRU Report 37に一致するように制動輻射断面積を規格化した．計算機にはSun Micro Systems社製ULTRA SPARC ENTERPRISE 450を使用した．

一方，照射野係数は基準深における照射野がAのときの吸収線量を$D_r(A)$，照射野10×10cm²での基準深吸収線量を$D_r(A=10\times10)$として，次式により照射野係数(field factor；$F_A(A)$)は定義されている[13]．

$$F_A(A)=D_r(A)/D_r(A=10\times10) \qquad (1)$$

なお，極小照射野では基準深が変化することが指摘されている[14]ことを考慮して，最大の吸収線量を示す最大線量深での照射野係数も算出した．

結　果

モンテカルロシミュレーションの計算精度の確認は，各体積における光子数を計算し標準偏差を算出することにより行った．シミュレーションの最小体積である水平方向に対し0.2cm径の同心円，深さ方向に対し0.5cm厚としたとき，照射野サイズ1cm φ(入射光子数2000万個)～3cm φ(入射光子数5000万個)において，すべてのエネルギーと照射野サイズ内で0.7%以下の標準偏差が得られ，計算精度は高いと判断した．

10MVX線，1cm φの照射野サイズにおける，最大線量深および基準深での検出サイズの変化による中心軸吸収線量を計算した結果をFig. 1に示す．ここで，横軸の検出サイズは厚さ0.5cm一定で，水平方向の径の変化を表す．縦軸は単位面積あたりに光子が1個入射したときの吸収線量(以下，吸収線量)を表す．これより，検出サイズが大きくなるほど吸収線量は低くなり，照射野サイズよりも検出サイズが大きくなると急激な線量低下が示された．また，最大線量深と基準深の中心軸吸収線量が一致しないことから，最大吸収線量は検出サイズによっても変化することが示された．

次に，検出サイズを0.2cm φ～1cm φまで変化させたときの最大線量深での照射野係数をFig. 2に示す．照射野係数は(1)式により計算した．これより，照射野サイズが2cm φ以下になると検出サイズの影響が出現し，その傾向は検出サイズの大きさに依存した．

これらの検出サイズの変化による最大線量深の変化を排除するために，照射野サイズごとに検出サイズの変化による中心軸の最大線量深での吸収線量を計算した．そして，検出サイズの外挿値から0cm φの検出サイズの中心軸吸収線量を求め，0cm φの検出サイズの照射野係数を算出した(Table 1)．これより，エネルギーが高いほど2次電子の飛程が長くなることから，エネルギーの低いCobalt-60の照射野係数が最も高い値を示した．ただし，3～5cm φの照射野サイズにおいて4，6，10MVの照射野係数が一定の傾向を示していないので，今後X線エネルギースペクトルを求める必要があると考えられた．

定位放射線照射における吸収線量測定は±2%以内で算出することが求められているため，さらに，0cm φの検出サイ

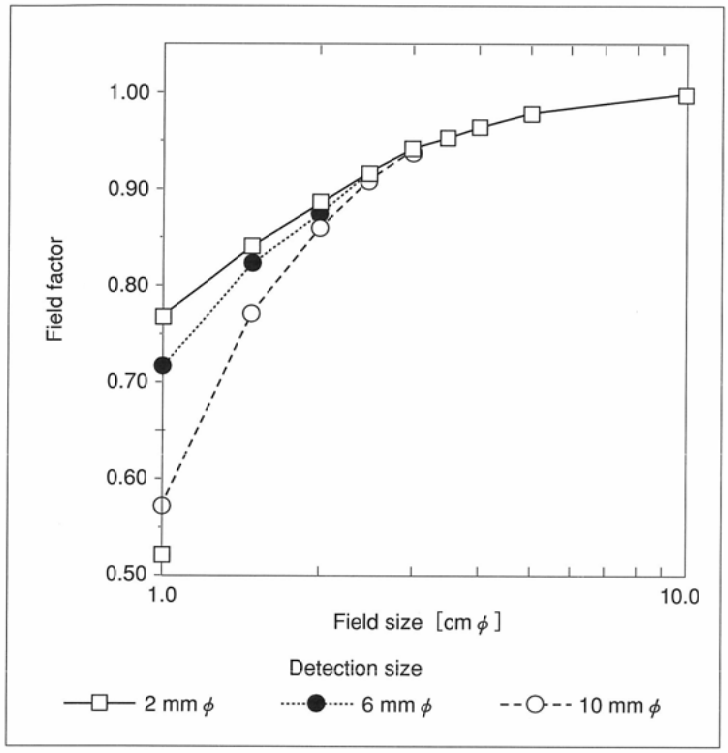

Fig. 2 Variation in the field factor in peak depth against circular field size, calculated using Monte Carlo simulation.

ズの吸収線量と2%の相違を示す検出サイズの関係を求めた(Fig. 3). 0cm φ検出サイズと比較して2%以内の照射野係数が得られる検出サイズは，エネルギーが高くなるほど小さい検出サイズが要求される．ただし，Cobalt-60では1cm φの照射野サイズでは最も大きい検出サイズとなったが，それ以上の照射野では最高値を示さなかった．これは，Cobalt-60のエネルギースペクトルが1次線を多く含むことに起因していると考えられる．

考　察

照射野サイズ内で標準偏差0.7%以下で算出可能なモンテカルロシミュレーションを用いて，検出サイズの変化による中心軸吸収線量を計算した結果，検出サイズが大きくなるほど吸収線量が低くなる傾向が示された．これは，1cm φのような極小照射野では線量の平坦領域がないため，検出サイズが大きくなるにしたがって分布の平均値を測定してしまうためである[1]．また，同じ照射野サイズにも関らず最大線量深と基準深の中心軸吸収線量が一致しないことから，最大吸収線量は検出サイズにより変化することが示された[9]．極小照射野では照射野サイズにより最大吸収線量を示す深さが変化することが知られているが[14]，Fig. 2の結果は有限な大きさをもった検出器などにより最大線量深を測定し得ても，その検出サイズにより照射野係数が異なることを示している．これらより，照射野係数の測定には検出サイズ依存性が存在することが明らかとなった．

外挿して得られた0cm φの検出サイズの照射野係数は，10cm φの円形照射野を基準としているため10×10cm^{2}の正方形照射野を基準とした照射野係数よりも1%程度小さくなっていると考えられる．それでも，1.5cm φの照射野サイズにおいて，6MVで計算したRiceら[3]と1.0%程度，10MVで計算したPikeら[15]より3.7%程度大きな照射野係数となった．また，マイクロチェンバーの大きさに相当する0.2cm φの検出サイズにおける照射野係数は，1cm φの照射野サイズにおいてCobalt-60で0.4%，4MVで0.7%，6MVで1.0%，および10MVで2.4%，1.5cm φの照射野サイズにおいてCobalt-60で0.1%，4MVで0.1%，6MVで0.2%，および10MVで0.3%の違いが示された．シミュレーションの統計誤差を無視すれば，検出サイズ依存性は照射野サイズが小さいほど，γ線・X線エネルギーが大きいほど顕著であることが示された．これらの原因を詳細に把握するには，さまざまな検出サイズをもった同質の検出器を作製し実測することや，シミュレーションで使用するエネルギースペクトル，さらに実際の治療装置では，装置の幾何学的構造から生ずる半影やビームの広がりなどがあるので，関連性も含めて検討する必要がある．しかしながら，照射野係数の報告値が異なっている原因には，測定に使用した検出器の検出サイズの影響が含まれていると考えられた．

また，0cm φの検出サイズの吸収線量と2%の相違を示す検出サイズの関係を求めた．これより，円形照射野と円形検出サイズによる極小照射野の照射野係数測定において，使用可能な検出サイズが推定された．

Table 1 Data of field factor in peak depth against circular field size (normalized 10 cm circular field) calculated using Monte Carlo simulation

Field (cm φ)	^{60}Co	4 MV	6 MV	10 MV
10.0	1.000	1.000	1.000	1.000
5.0	0.989	0.971	0.962	0.974
4.0	0.980	0.950	0.949	0.964
3.5	0.970	0.946	0.942	0.953
3.0	0.965	0.940	0.938	0.944
2.5	0.960	0.932	0.933	0.919
2.0	0.956	0.924	0.928	0.881
1.5	0.952	0.915	0.903	0.855
1.0	0.933	0.912	0.873	0.788

ま と め

吸収線量の計算は深部線量分布と照射野係数を基本として行われるが，照射野係数は変化が最も大きいことから高精度に測定しなければならない．エネルギー依存性や幾何学的誤差のないモンテカルロシミュレーションを用いて検出サイズを変化させたときの照射野係数を算出し，極小照射野の照射野サイズと検出サイズの関係について検討した

結果，以下の成果が得られた．

1)照射野係数の測定には検出サイズ依存性が存在する．

2)照射野係数の測定は，できるだけ小さな検出器で測定することが望ましい．

3)円形照射野と円形検出サイズによる極小照射野の照射野係数測定において，使用可能な最大検出サイズを推定した．

本研究遂行にあたり，平成10年度茨城県立医療大学プロジェクト研究から助成を受けたことを付記し感謝します．

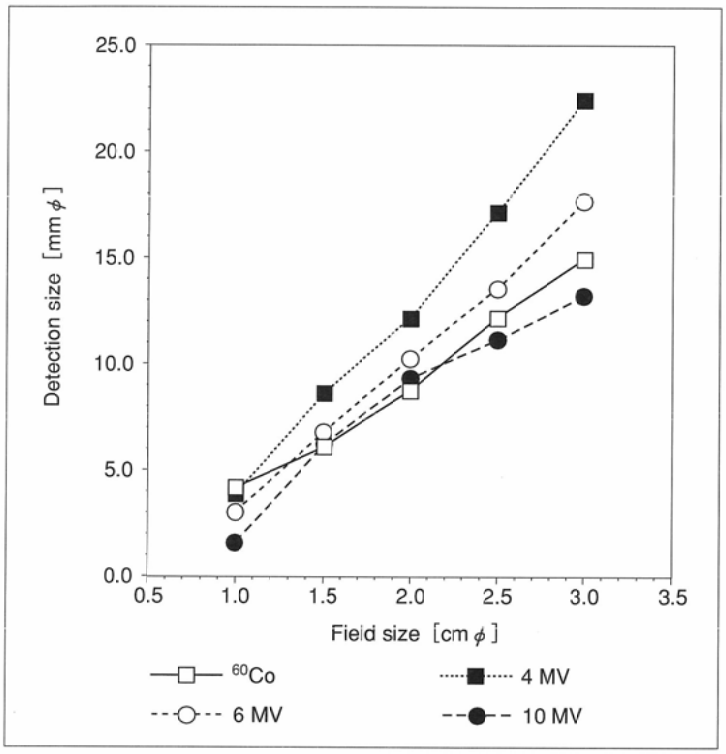

Fig. 3　Relationship between field size and maximum usable circular detection size.

文　献

1) 平岡　武，小俣　要，福村明史，他：小照射野のための線量測定．日放技学誌　51：1764-1769，1995

2) 齋藤秀敏，藤崎達也，平岡　武，他：定位放射線治療のエネルギースペクトル．放射線医学物理　18（Suppl 57）：228-231，1998

3) Rice RK, Hansen JL, Svensson GK, et al: Measurements of dose distributions in small beams of 6MV x-rays. Phys Med Biol 32: 1087-1099, 1987

4) 日本医学放射線物理学会測定委員会：Stereotactic radiation surgery beam（極小照射野）線量測定マニアル．放射線医学物理　42（Suppl）：1-18，1994

5) Ohtani H, Irifune T, Saitoh H, et al: Dosimetric characterization of radiosurgery X-ray beams with film and detectors. Bulletin of Tokyo Metropolitan College of Allied Health Sciences 9: 31-37, 1997

6) Mohan R, Chui C, Lidofsky L: Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. Med Phys 12: 592-597, 1985

7) Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al: Beam; A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med Phys 22: 503-524, 1995

8) Heydarian M, Hoban PW, Beddoe AH: A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. Phys Med Biol 41: 93-110, 1996

9) Fujisaki T, Inada T, Saitoh H, et al: Fundamental characteristic for absorbed dose calculations of stereotactic irradiation. Jpn J Med Phys 18: 280-287, 1998

10) Nelson WR, Hirayama H, Roger DWO: The EGS4 code system. SLAC report-265, 1985

11) Saitoh H, Fujisaki T, Fukushi M, et al: Realistic energy spectra of a cobalt-60 therapeutic beam. Jpn J Med Phys 18: 341-350, 1998

12) Bielajew AF, Roger DWO: The "Parameter Reduced Electron Transport Algorithm" for electron Monte Carlo. National Research Council of Canada report No. PIRS-0042, 1986

13) 日医放物理部会：放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法．1986，通商産業研究社，東京

14) 津田政行，入船寅二，都丸禎三，他：電離箱線量計による小照射野の線量測定．放射線医学物理　15：285-297，1995

15) Pike B, Podgorsak EB, Peters TM, et al: Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. Med Phys 14: 780-789, 1987