

4MV X 線による narrow beam の検討

藤田学園保健衛生大学医学部放射線医学教室

安野 泰史 古賀 佑彦 竹内 昭

（昭和62年11月24日受付）

（昭和63年3月2日最終原稿受付）

Dosimetry for 4 MV Narrow X-ray Beams

Hirofumi Anno, Sukehiko Koga and Akira Takeuchi

Department of Radiology, Fujita-Gakuen Health University School of Medicine

Research Code No. : 601

Key Words : Narrow beam, Linear accelerator, Dosimetry

In order to concentrate radiation beams to a small target definitely, a new method of convergent radiotherapy with such narrow X-ray beams, less than $20 \times 20 \text{ mm}^2$ in field size (F.S.), was developed by using 4 MeV linear accelerator.

It is essential to know characteristics of the narrow X-ray beams used in this method. Field factor, effects of penumbra and scattered radiation were studied by a film method.

Field factor was 0.409, when a $5 \times 5 \text{ mm}^2$ F.S. of the beam was used.

Size of penumbra is determined geometrically, where the penumbra becomes relative large size when the smaller field is used. As the field size is decreased, contribution of the scattered radiation for the beam decreases.

I. 結 言

近年、非常に小さい脳腫瘍や動静脈奇形に対し放射線治療が行なわれるようになってきた。このような小さい限局性病巣へ線量の集中を得て、周囲健常組織の線量を軽減するために、Gamma Unit^{1)~4)}、Bragg peakを用いた重粒子線治療法⁵⁾⁶⁾、三次元照射法⁷⁾⁸⁾、多門照射法⁹⁾などが開発された。我々は歳差集光照射法^{10)~12)}を考察し、局所線量の集中が良いことを報告したが、この方法に用いられる4MV X 線の narrow beam（一般に用いられる小照射野よりも細い線束）の特性についての基礎的検討が必要である。γ線やX線の検討はすでに日本医学放射線学会物理部会¹³⁾より報告されているが、 $20 \times 20 \text{ mm}^2$ field size (F.S.) 以下の narrow beam の実測データの報告は、我々の知る限り Gamma Unit^{14)~16)}における Co-60と、赤沼ら⁹⁾による10MeV 直線加速器の報告があるの

みである。そこで我々はフィルム法を用いて、4 MeV 直線加速器による4MV narrow beam X 線の照射野係数と、narrow beam による半影と散乱線の影響について検討した。

II. 実験方法

線源回転軸間距離(SAD)80cmの4MeV 直線加速器(NEC製NELAC-1004)にて発生させた4.0 MV(エネルギー校正値)X線を用いてファントム実験を行なった。

1. フィルム法による吸収線量の測定

$30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ のアクリルフントムを線源表面間距離(SSD)75cmに置き、その深さ5cm(4 MV X 線の校正深)にグラビアノーマルフィルム(フジフィルム製)をはさみ、 $100 \times 100 \text{ mm}^2$ F.S.にて1~250cGyの照射を行なった。照射野内のフィルムを濃度計(小西六製PDA-11)にて無作為に5点測定し、算出した平均濃度と、フィルムと同

じ深さに置いた準標準電離箱線量計(CAPINTEC 製192A 0.6cc チェンバー)の同時曝射時の測定値から濃度線量曲線を求めた。以下これを用いて濃度線量変換を行なった。

2. Narrow beam の照射野係数

SSD 75cm にアクリルファントムを置いて 5×5 mm²~ 20×20 mm² F.S.の通常の小照射野より細い線束について測定を行なった。

Narrow beam について基準深における各照射野の吸収線量と 100×100 mm²の吸収線量の比から照射野係数(F.F.)を求めた。フィルム法にて同様に校正深5cm において、 5×5 , 10×10 , 20×20 mm² F.S.と 100×100 mm² F.S.にて照射し、吸収線量を測定し、深さを基準深1cm に補正して本装置における基準点照射野係数を求めた。

3. 半影の影響

各照射野における半影の影響は、SSD 75cm にアクリルファントムを置き深さ5cm にて 5×5 , 10×10 , 20×20 mm² F.S.の各照射野におけるコリメータの upper jaw と lower jaw の中心軸からの線量分布を測定して検討した。尚、幾何学的配列による半影の大きさを求め、従来のコバルト装置、直線加速器と Gamma Unit を比較した。

4. 散乱線の影響

5×5 , 10×10 , 20×20 mm² F.S.の各照射野において、SSD 75cm にアクリルファントムを置き0, 1, 5, 10, 16cm の各深さにフィルムをはさみ同時曝射し、中心軸からの線量分布を測定した。深さ1cm (4MV X線の基準深)の中心軸上を100%にして表示し、各深さにおける拡大率の補正も行なった。

III. 実験結果

1. フィルム法による吸収線量の測定

Fig. 1 は、濃度 (D) を縦軸 (log) とし、線量 (cGy) を横軸とした濃度線量曲線で、特に低線量域の詳細な検討を行なった。10~200cGy 範囲ではほぼ直線関係があるが、10cGy 以下の低線量域では直線関係を示さなかった。

2. Narrow beam の照射野係数

Narrow beam の各照射野の照射野係数 (F.F.) を Table 1 に示した。 20×20 mm² F.S.では照射野

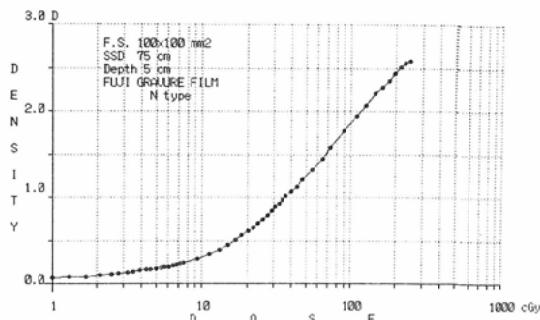


Fig. 1 Dose (cGy)–Density (D) curve of 100×100 mm² F.S. by 4.0MV X rays.

Table 1 Field Factor (F.F.)'s of several field sizes ($100 \times 100 \sim 5 \times 5$ mm² F.S.) by 4.0 MV X rays.

Field size (mm ²)	Field factor
100×100	1.000
50×50	0.957
30×30	0.878
20×20	0.802
10×10	0.736
5×5	0.409

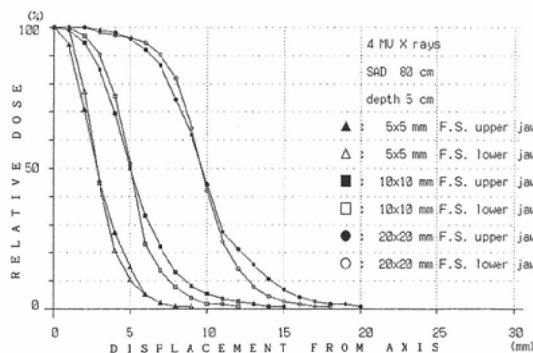


Fig. 2 Comparison of dose distributions from the central axis of upper jaw with those of lower jaw of collimator by 4 MeV linear accelerator.

係数は0.802, 10×10 mm² F.S.では0.736, 5×5 mm² F.S.では0.409であった。

3. 半影の影響

各照射野におけるコリメータの upper jaw と lower jaw の中心軸からの線量分布を Fig. 2 に示した。各照射野において upper jaw は、lower

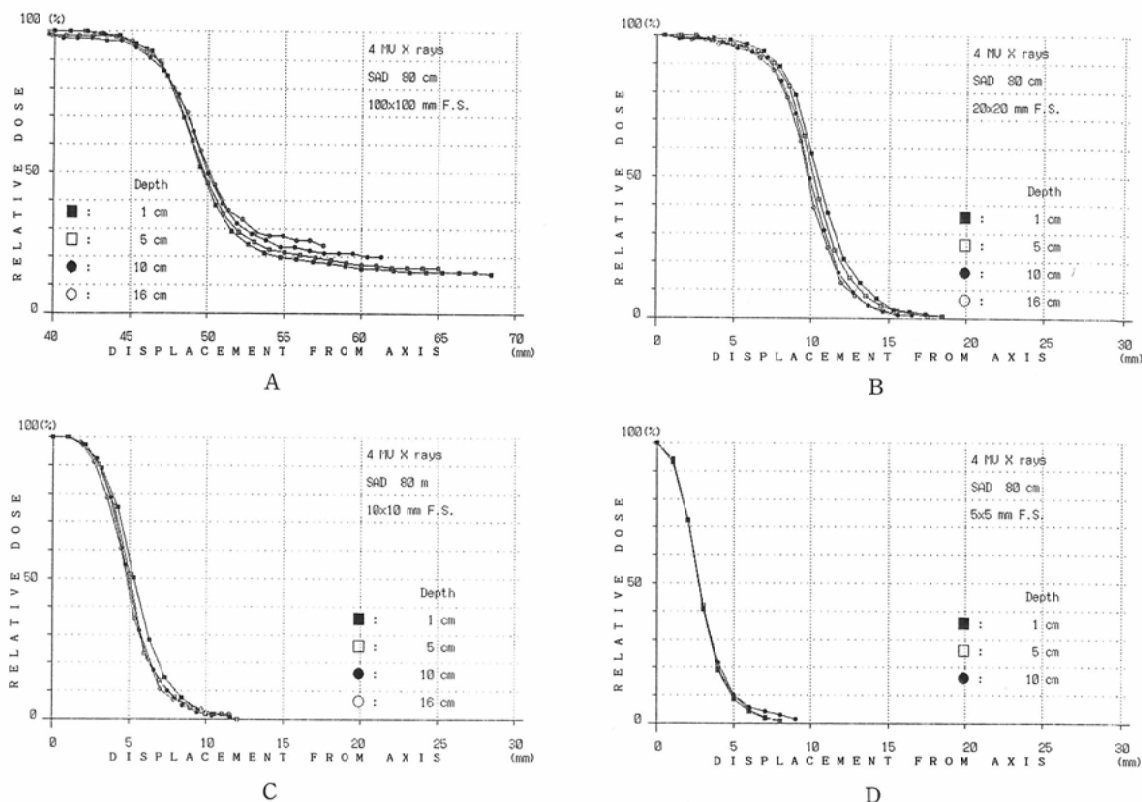


Fig. 3 Dose distributions from the central axis at several depths (0, 1, 5, 10, 16 cm) of the phantom for four different fields at SSD of 75 cm. All values are normalized to 100% at central axis at a depth of 1 cm.

A: $100 \times 100 \text{ mm}^2$ F.S.

B: $20 \times 20 \text{ mm}^2$ F.S.

C: $10 \times 10 \text{ mm}^2$ F.S.

D: $5 \times 5 \text{ mm}^2$ F.S.

jaw よりも勾配が緩やかであった。

小照射野における半影 P は、線源からコリメータ下端までの距離 b とコリメータ下端から isocenter までの距離 a との比率と焦点 F の積にて決まり、計算式は、 $P = (a/b) \times F$ である。

4. 散乱線の影響

ファントム内での散乱線の影響を調べるために、深さ 1 cm から 16 cm までの線量分布を求め、Fig. 3 のように照射野から 5 mm 離れた所の吸収線量は、 $10 \times 10 \text{ mm}^2$ F.S. では約 2% 以下であったが、 $100 \times 100 \text{ mm}^2$ F.S. では約 19~28% であった。広い照射野では、ある範囲内で深くなるほど散乱線の影響が大きくなる。しかし narrow beam では、深くなるほどに散乱線の影響は同じか又は小

さくなる傾向を認めた。

IV. 考 察

近年、放射線治療はより小さい病巣を対象としてきており、そのために用いられる narrow beam の特性を理解している必要があるが詳細な検討がほとんどなされていない。そこで我々は、この narrow beam の特性を厳密に測定することは不可能であろうが、より近い値を測定するため今回の実験を行なった。

1. フィルム法による吸収線量の測定

Narrow beam の吸収線量は、線束よりもチェンバーの直径の方が大きいので直接線量計で測定することはできないし、チェンバーの容積が極めて小さいもので、赤沼ら⁹⁾が用いた 4 mm^3 のマイク

ロチェンバーは特殊で一般的に使用できない。また使用できたとしても容積による依存性が少なからず問題が残る。これに対しフィルム法は簡便な方法であり、narrow beam の測定に適っていると考えられる。しかし尾内ら¹⁷⁾が報告しているようにフィルムのエネルギー依存性は散乱線を検討する場合に問題であり、特に低線量域では大きな影響がある。散乱線を測定するためには NaI (TI) シンチレータや半導体検出器にて波高分析を行わなければならない。また熱ルミネセンス線量計 (TLD) は小型のものがあるが narrow beam の線量分布を把握するには困難であり、また方向依存性の問題とエネルギー依存性の問題はある。よって現時点では上記のことを踏まえた上で、フィルム法にて低線量域の濃度線量曲線を求め、これを用いて吸収線量の測定を行ったが、今後正確な測定法が確立された時点では訂正されるべきである。

2. Narrow beam の照射野係数

100×100mm² F.S. に対し小照射野になると同じ吸収線量を与えるためには多くのモニタ線量が必要であることが知られている¹³⁾。我々の結果より 20×20mm² F.S. 以下の narrow beam では照射野係数は、急激に小さくなる。5×5mm² F.S. では 0.409 と出力の半分も吸収されない。赤沼ら⁹⁾は、narrow beam の深部線量曲線を求めている。100×100mm² F.S. の基準深で 100% としたときの 10×10mm² F.S. の値は約 70%、5×5mm² F.S. の値は約 32% とグラフから読み取ることができる。我々の値よりさらに小さい値であり、これは X 線エネルギーが 4MV に対し 10MV と高くなるため、後方散乱係数が小さくなると考えられる。

3. 半影の影響

半影は $P = (a/b) \times F$ であるため、半影 P は照射野の大きさの変化によっても変わらない。したがって照射野が小さくなるほど半影の影響が相対的に大きくなる。

本院の 4MeV 直線加速器と従来の Co-60 放射線治療装置と Gamma Unit¹⁶⁾ の半影を計算した結果が Table 2 である。直線加速器の X 軸方向 (upper jaw) では 2.08mm、Y 軸方向 (lower jaw)

Table 2 Calculated penumbras of linear accelerator, typical Cobalt 60 and Gamma Unit.

	4MV Linac (SAD 80cm)		Co-60 放射線治療装置 (SSD 75cm)	Gamma Unit
	upper jaw	lower jaw		
F	1.28mm	1.28mm	12.5mm	10.0mm
a	49.5cm	40.0cm	38.0cm	14.5cm
b	30.5cm	40.0cm	37.0cm	23.5cm
P	2.08mm	1.28mm	12.2mm	6.17mm

では 1.28mm であり、0.8mm の差がある。これは Fig. 2 のごとく照射野に関係なく lower jaw が upper jaw に比して傾きが強く、半影による差であると考えられる。しかし Co-60 装置 (lower jaw のみ) では 12.2mm、Gamma Unit では a を小さくすることによって 6.17mm となっている。半影の値は直線加速器の方が Gamma Unit より小さかった。4MeV 直線加速器の焦点は小さいため narrow beam であっても半影の影響は少ない。これに対し、焦点の大きい従来の Co-60 装置では、narrow beam になると半影の影響が大きくなるので、Gamma Unit のようなコリメーションが必要となるが、それでも直線加速器よりも大きくなることが分る。

4. 散乱線の影響

100×100mm² F.S. では深部へ行く程に散乱線の影響が大きく、narrow beam では散乱線の影響が同じかまたは小さい。これは、広い照射野では照射容積が大きく散乱線の量も多くなり、さらに散乱線はエネルギーが一次線よりも低いので深部には到達しえない。よって narrow beam では一次線に対して相対的に散乱線の影響が小さくなると考える。

V. 結 論

Narrow beam では照射野係数は、非常に小さい値となった。よって同じ吸収線量を与えるためには、広い照射野よりも多くのモニタ線量を要する。

半影は照射野の変化によって変わらない。よって照射野が小さくなるほど半影が相対的に大きくなりその影響が問題となる。

散乱線は narrow beam になるに従い、影響が小さくなり深部にて裾の広がりを認めなかった。

本論文の要旨は、昭和60年6月30日日本医学放射線学会第88回中部地方会において報告した。

稿を終わるに際し、御教示を頂きました長崎大学医学部原爆後障害医療研究施設放射線生物物理学部門奥村 寛先生、名古屋大学アイソトープ総合センター分館西沢邦秀先生、また本実験に多大な御協力を頂きました藤田学園保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科鈴木昇一先生に深謝致します。

文 献

- 1) Leksell L: Cerebral radiosurgery. *Acta Chir Scand* 134: 585—595, 1968
- 2) Steiner L, Leksell L, Greitz, T, et al: Stereotactic radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations. *Acta Chir Scand* 138: 459—464, 1972
- 3) Steiner L, Leksell L, Forster DM, et al: Stereotactic radiosurgery in intracranial arteriovenous malformations. *Acta Neurochir (Suppl)* 21: 195—209, 1974
- 4) Backlund EO: Stereotactic Radiosurgery in Intracranial Tumours and Vascular Malformations. p17—34, 1982, Springer-Verlag, Stockholm
- 5) Kjellberg RN, Hanamura T, Davis KJ, et al: Bragg-peak proton-beam therapy for arteriovenous malformations of the brain. *N Engl J Med* 309: 269—274, 1983
- 6) Fabrikant JI, Lyman JT, Hosobuchi Y: Stereotactic heavy-ion Bragg peak radiosurgery for intracranial vascular disorders: Method for treatment of deep arteriovenous malformations. *Br J Radiol* 57: 479—490, 1984
- 7) 古賀佑彦: 三次元運動照射法, 日本医放会誌, 42: 96, 1982
- 8) 鈴木昇一, 二村昌彦, 小池周二, 他: 放射線治療における照射法の研究. 三次元運動照射法, 日本放技師会誌, 34: 41—45, 1987
- 9) Akanuma A, Aoki Y, Sakata K, et al: Narrow beam irradiation technique —The basic data and clinical application—. 放射治療システム研, Suppl 2: 131—134, 1985
- 10) 安野泰史, 古賀佑彦, 鈴木昇一, 他: Convergent radiotherapy by Liniac X-ray. 放射治療システム研, Suppl 2: 122—124, 1985
- 11) Anno H, Koga S, Takeuchi A, et al: A technique of precessional convergent radiotherapy with linear accelerator. *Radiology (Suppl)* 157: 311, 1985
- 12) 安野泰史, 古賀佑彦, 竹内 昭: 4MV X 線による歳差集光照射法の研究, 日本医放会誌, 48: 608—614, 1988
- 13) 日本医学放射線学会物理会編: 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. p106—111, 1986, 通商産業研究社, 東京
- 14) Larsson B, Liden K, Sarby B: Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol* 13: 511—534, 1974
- 15) Sarby B: Cerebral radiation surgery with narrow gamma beam. Physical experiments. *Acta Radiol* 13: 425—445, 1974
- 16) Dahlin H, Sarby B: Destruction of small intracranial tumors with ^{60}Co gamma radiation. Physical and technical considerations. *Acta Radiol* 14: 209—227, 1975
- 17) 尾内能夫: 写真フィルムによる高エネルギーX線の線量分布測定法の再検討, 日本医放会誌, 31: 1224—1236, 1971