

直線加速器による Stereotactic Radiosurgery

— 照射方法の比較検討 —

高山 誠^{*1}, 楠田 順子^{*1}, 池崎 廣海^{*2}
池田 郁夫^{*2}, 西沢 かな枝^{*3}, 古屋 儀郎^{*1}

STEREOTACTIC RADIOSURGERY USING A LINEAR ACCELERATOR; A COMPARATIVE STUDY OF IRRADIATION METHODS

Makoto TAKAYAMA^{*1}, Junko KUSUDA^{*1}, Hiromi IKEZAKI^{*2},
Ikuo IKEDA^{*2}, Kanae NISHIZAWA^{*3} and Yoshiro FURUYA^{*1}

(Received 25 December 1992, accepted 28 April 1993)

Abstract Recently, stereotactic radiosurgery using a linear accelerator is becoming the center of interest. To perform stereotactic radiosurgery using a linear accelerator, it is necessary to study the fundamental examinations; these include making the collimators for high energy X-ray narrow beams, measurement of dose profiles of narrow beams, and irradiation methods for stereotactic radiosurgery. Field sizes of narrow beams were measured; they were 9 mm, 18 mm and 27 mm in diameter. TPR (Tissue Peak Ratio) and dose profiles of high energy X-ray narrow beams were also measured. The high energy X-ray narrow beams obtained with these collimators satisfy clinical requirements for stereotactic radiosurgery, as indicated by measurement of TPR and dose profiles. The main irradiation methods for stereotactic radiosurgery include dynamic rotation, precessional convergent irradiation, and multiple non-coplanar converging arcs method. Considering the dose profiles, isodose curves, and locus maps constructed by three dimensional calculation using computers; dynamic spiral irradiation, combined dynamic rotation and precessional convergent irradiation, is superior method for stereotactic radiosurgery. However, if this method is performed clinically, a particular treatment table is necessary. On the other hand, the multiple non-coplanar converging arcs method needs no drastic linear accelerator reconstruction, nor treatment table; and dose profiles, isodose curves and locus maps for this method are relatively satisfactory. Thus, the multiple non-coplanar converging arcs method is the most appropriate irradiation method for stereotactic radiosurgery using a linear accelerator.

Key words: Stereotactic radiosurgery, High energy X-ray narrow beams,
Irradiation method

はじめに

近年、脳神経外科領域における stereotactic radiosurgery に対する関心が高まりつつある。1951 年、スウェーデンの脳神経外科医 Leksell に

より ⁶⁰Co を放射線源としたナロー・ビームの γ 線を用いたガンマ・ナイフが考案され¹⁾、1968 年カロリンスカ大学に Leksell Gamma Unit が設置された。カロリンスカ大学ではこれまでに 1500 例以上の臨床例が報告され²⁾、脳動静脈奇形や脳動脈

^{*1} 杏林大学医学部 放射線医学教室 (〒181 東京都三鷹市新川 6-20-2)

Department of Radiology, Kyorin University School of Medicine, 6-20-2, Shinkawa, Mitaka-shi, Tokyo 181, Japan.

^{*2} 杏林大学医学部付属病院 放射線科 Department of Radiological Technology, Kyorin University Hospital.

^{*3} 放射線医学総合研究所 安全解析 Safety Analysis Unit, National Institute of Radiological Science.

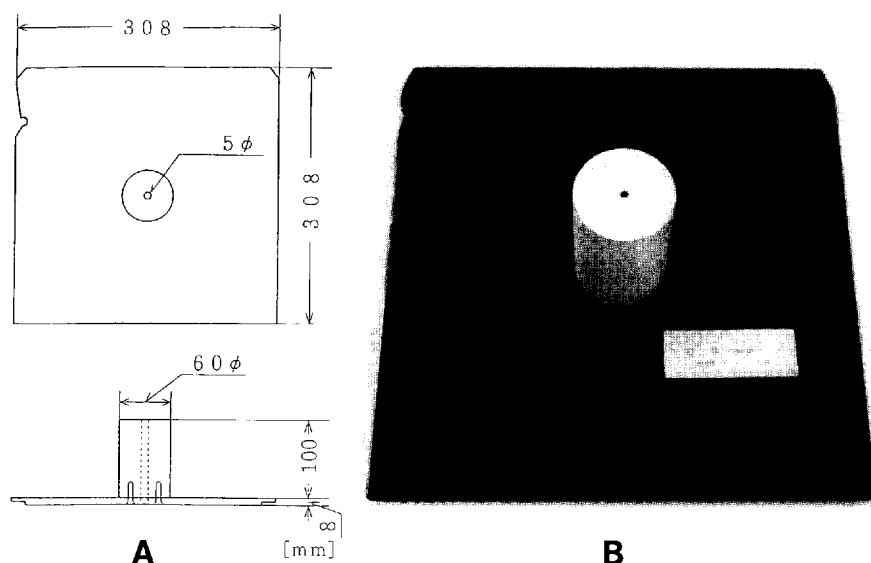


Fig. 1. A: A plan of the collimator for high energy X-ray narrow beams.
B: The collimator for high energy X-ray narrow beams.
collimator size; 5 mm ϕ

瘤などの血管性病変に好成績が得られている。しかし Gamma Unit は非常に高額であるために一般に普及することは現段階では困難であると考えられる。そこで現在放射線治療機器として広く普及しつつある直線加速器（リニアック）を用いた高エネルギーX線による stereotactic radiosurgery が考案され、1974 年 Larsson により紹介された³⁾。現在までに直線加速器を用いた radiosurgery に関する多くの報告がある^{2,4-6)}。我が国でもその関心が高まり、多くの施設で種々の照射方法などの治療技術が検討されている。

直線加速器を用いた radiosurgery を行うためには 1) 装置の精度, 2) ナロー・ビームを得るためのコリメータの作製, 3) ナロー・ビームの測定方法, 4) ナロー・ビームが一点に焦点を結ぶような照射方法(治療機と治療台の回転方法など), 5) 患者, 特に頭部の固定方法, 6) 病巣の位置決めなどの多くの問題が検討されなければならない。

今回、直線加速器による stereotactic radiosurgery を施行する上での基礎的な問題点である照射方法の比較検討を行った。

方 法

1. ナロー・ビーム用コリメータの作製

今回作製した高エネルギーX線ナロー・ビーム用コリメータの仕様は Fig. 1A に示すように直径 60 mm, 高さ 100 mm の鉛円柱ブロックの中心に細い内径の穴を開けたものであり、内径 5 mm, 10 mm および 15 mm の 3 種類のコリメータを試作した (Fig. 1B)。これらのコリメータは直線加速器 (MEVATRON 77) 本体のアクセサリ・ホルダーに直接挿入可能なようにアルミ板に固定されている (Fig. 2)。

これらの 3 種類のコリメータを使用した場合の照射野を測定した。10 MV X 線の場合には主コリメータによる照射野の大きさにより補助コリメータの影響を受ける可能性があるのではないかと考えられるために主コリメータの大きさは各補助コリメータの大きさに合わせてできる限り最小とした。すなわち内径 5 mm, 10 mm, 15 mm のコリメータ使用時にはそれぞれ 1.0×1.0 cm, 2.0×2.0 cm, 3.5×3.5 cm の照射野を用いた。照射野の実測はフィルム法により行った。

ナロー・ビームの線量分布測定においてはいか

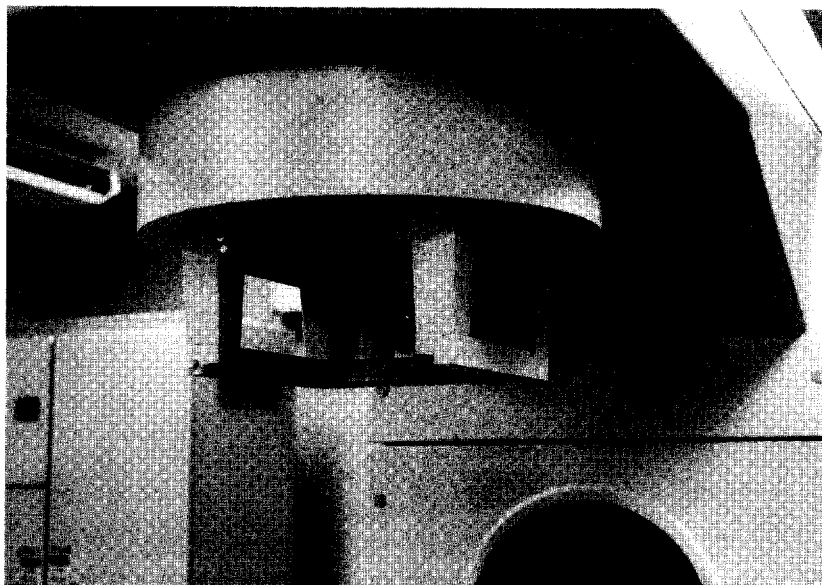


Fig. 2. The collimator for high energy X-ray narrow beams mounted on the main body of the LINAC.

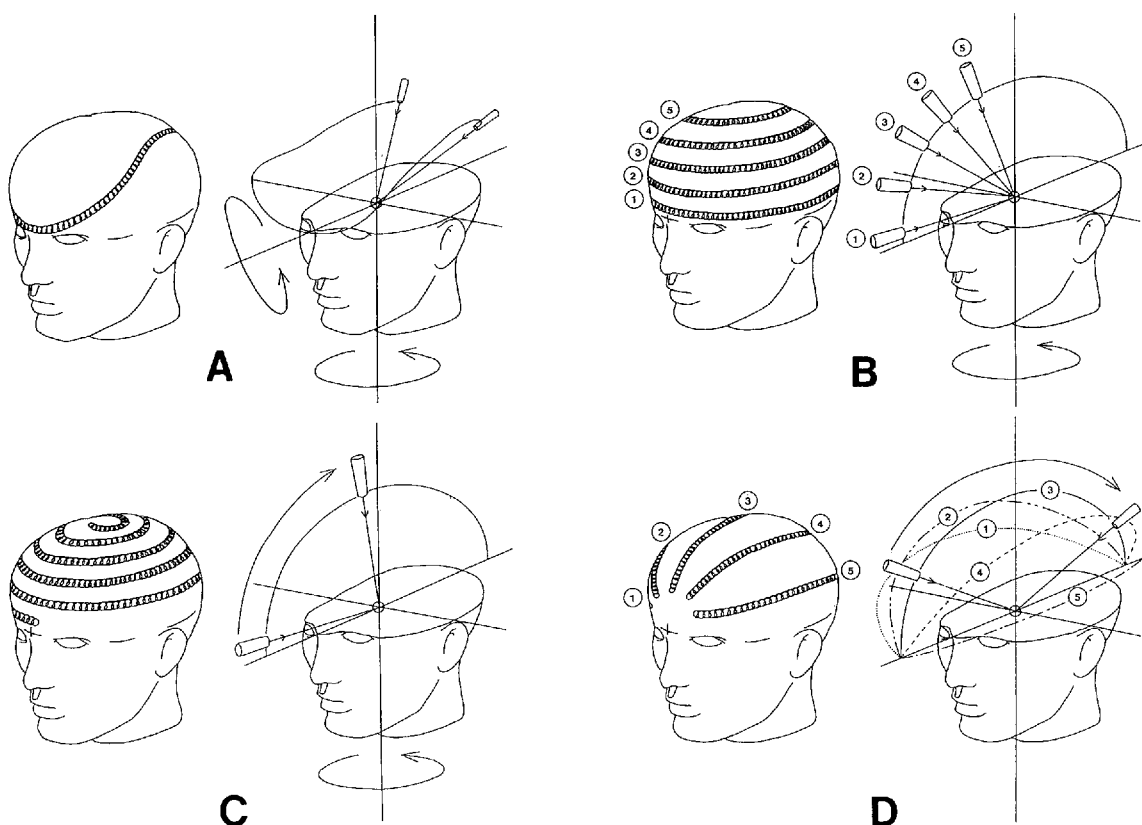


Fig. 3. Illustrations of the irradiation methods for stereotactic radiosurgery.
A: Dynamic rotation. B: Precessional convergent irradiation. C: Dynamic spiral irradiation (DSI).
D: Multiple non-coplanar converging arcs method.

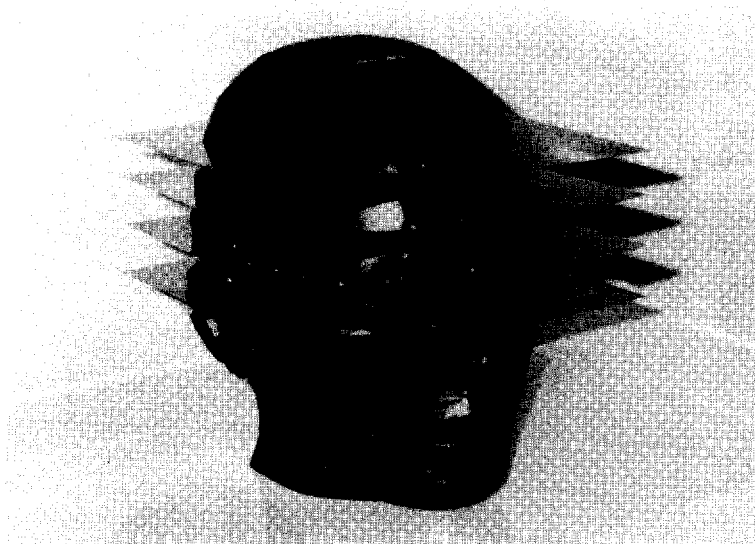


Fig. 4. Head rando phantom used for accurate collimator measurement and assessment of the irradiation methods. 4 films are put between the planes of it.

に正確な TPR (Tissue Peak Ratio) と線量プロフィールを得るかが重要である。

TPR 測定は線源・電離箱間距離を 100 cm, ファントムには MixDp を用いて行った。

次に線量プロフィールをフィルム法により求めた。ファントムに MixDp を用い、測定条件は線源・フィルム間距離を 100 cm, 測定深を 10 cm とした。フィルム法における濃度測定時のデータ処理はコンピュータ制御のマイクロデンシトメータ (KONICA PDM-5) により行った。

2. 照射方法

現在、各施設で施行されている主な照射方法は次に示す 4 つの方法である。

A) Dynamic Rotation⁷⁻⁹⁾: 患者を仰臥位で固定し、治療機のガントリーを -150° から $+150^{\circ}$ までの 300° の範囲、治療台を -75° から $+75^{\circ}$ までの 150° の範囲を同時に連続的に回転させ、さらにガントリーの回転角速度を治療台の回転角速度の 2 倍の速さで回転させる方法である (Fig. 3A)。

B) 歳差集光法¹⁰⁾: 患者を坐位で固定し、治療機のガントリーを数度刻みで断続的に回転させ、治療台は連続的に回転させる方法である (Fig. 3B)。

C) Dynamic Spiral Irradiation (DSI): 歳差集光法と Dynamic Rotation を組み合わせた方法を

考案してみた。すなわち患者を坐位で固定し、治療機のガントリーと治療台を同時に連続的に回転させる方法である。ビームの軌跡が螺旋状になるために Dynamic Spiral Irradiation (DSI) と命名した (Fig. 3C)。

D) Multiple Non-Coplanar Converging Arcs 法 (以下 Converging Arcs 法と略)^{5,11-13)}: 患者を仰臥位で固定し、治療台をある角度に固定し、治療機のガントリーを 100 数 10 度回転させる。さらに治療台を数度回転させ同様の操作を行う。この照射を数回繰り返す方法である。Arc の本数は 4~17 本といろいろ用いられている (Fig. 3D)。

頭部ランド・ファントムを用いて前述の 4 つの照射方法の比較検討を行った。頭部ランド・ファントムは厚さ 25.4 mm 幅で裁断された人体ファントムである。このファントムに病巣と仮定したターゲットを含む面に 1 枚、その頭側へ 2 枚、足側へ 1 枚、計 4 枚のフィルムを挟み、10 MV X 線にて各照射方法を行った (Fig. 4)。

DSI と歳差集光法の場合には頭部ランド・ファントムをオーディオ用ターンテーブル上に設置し、ターンテーブルを座位で回転する治療台として回転させることにより照射を行った。Converging Arcs 法の場合には頭部ランド・ファントムを

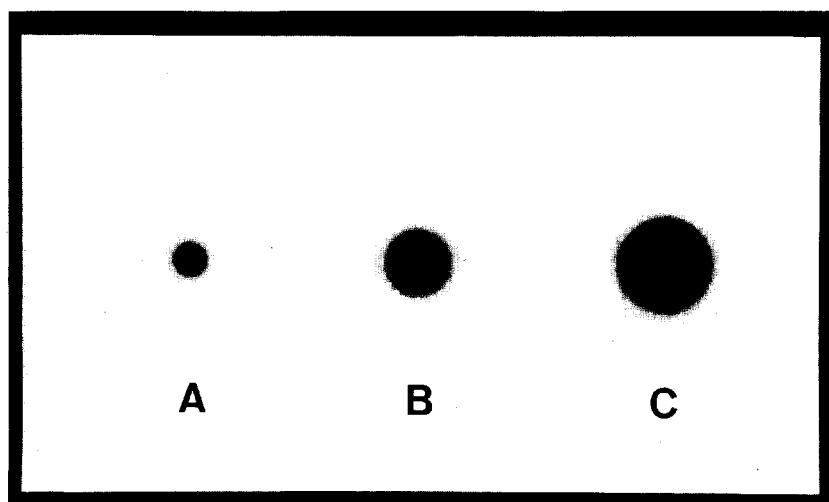


Fig. 5. Linac graphs of high energy X-ray narrow beams. Field size A; 9 mm ϕ , B; 18 mm ϕ C; 27 mm ϕ

[TPR]

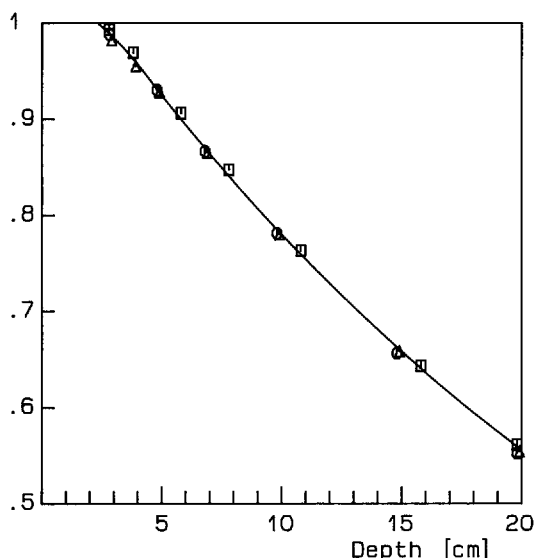


Fig. 6. TPR (Tissue Peak Ratio) curves of high energy X-ray narrow beams. 10MV X-ray, Field size; 9 mm ϕ , Source-chamber distance (SCD); 100 cm.
 □: TPR measured by 0.6 ml ionization chamber.
 ○: TPR measured by 0.2 ml ionization chamber.
 △: TPR measured by 0.0092 ml ionization chamber.

治療台に仰臥位で固定し、照射を行った。Dynamic Rotation に関しては回転式治療台が無いために実際には行うことはできなかった。

また、各照射方法におけるビームの軌跡をコンピュータによる3次元計算で求めた軌跡図によっても比較検討を行った。

結 果

1. ナロー・ビーム用コリメータ

Fig. 5 は照射野 (最大線量の 50% 領域) を実測したフィルムである。内径 5 mm, 10 mm および 15 mm のコリメータ使用時の照射野は固定照射において各々 9 mm, 18 mm および 27 mm ϕ であった。

Fig. 6 は TPR 曲線である。測定には 0.6 ml 指頭型電離箱 (応用技研 C-100, 6 mm ϕ × 22.3 mm length) と 0.2 ml 指頭型電離箱 (応用技研 C-110, 6 mm ϕ × 7.43 mm length) を用いた。さらに今回は極めて容量の小さな 0.0092 ml 指頭型電離箱 (応用技研, 2.6 mm ϕ × 5.75 mm length) も試しに使用してみた。測定結果は 0.0092 ml 指頭型電離箱を用いた場合も 0.6 ml や 0.2 ml の指頭型電離箱を用いた場合と相違は認められなかった。

Fig. 7 はフィルム法にマイクロデンスitometaを併用することにより求めた高エネルギー X 線ナロー・ビームの線量プロフィールと等線量分布

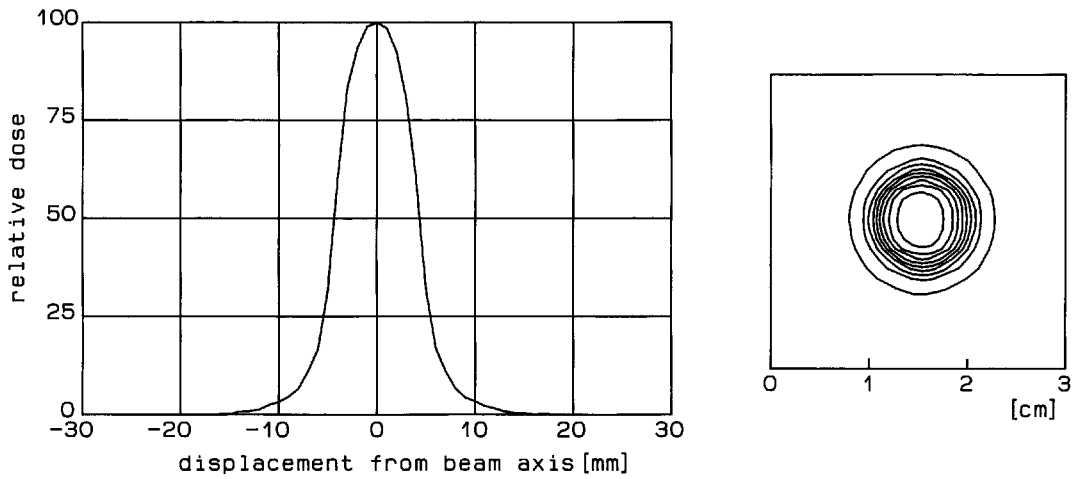


Fig. 7. Dose profiles and isodose curve of high energy X-ray narrow beams.
Field size; 9 mm ϕ

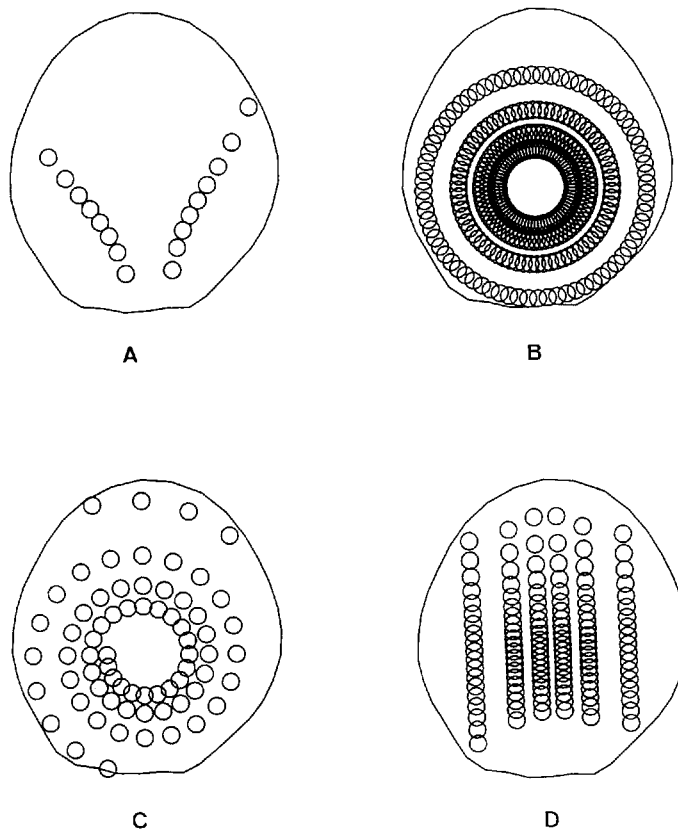


Fig. 8. Locus maps of narrow beams at the plane 4 cm above the plane included the target, in the irradiation methods for stereotactic radiosurgery, constructed by three dementional calculation. A: Dynamic rotation. B: Precessional convergent irradiation. C: Dynamic spiral irradiation (DSI). D: Multiple non-coplanar converging arcs method.

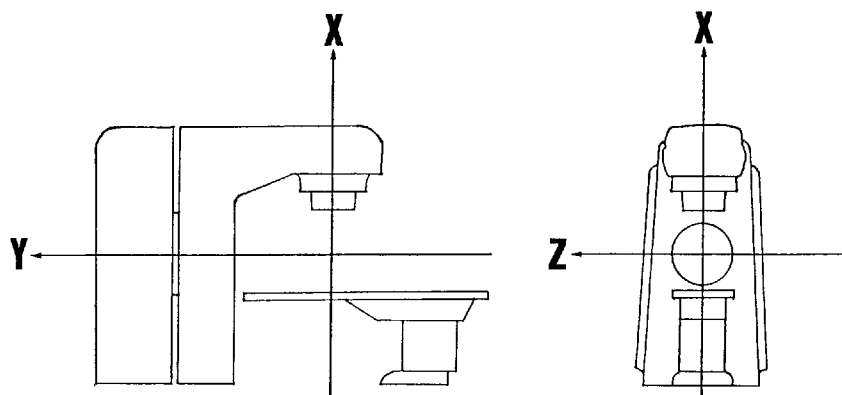


Fig. 9. Schematic illustration of the coordinate system.

図である。線量プロフィールでは急激な線量の減衰がみられ、等線量分布図も急峻な線量勾配を示す。これらの図からコリメータにより得られるナロー・ビームは radiosurgery に使用することに充分満足のできるものであると考える。

2. 照射方法

Fig. 8 は前述の 4 つの照射方法の 3 次元計算により求めたビームの軌跡図である。これらは病巣と仮定した部位が含まれる面より頭側へ 4 cm 上の面における軌跡図である。

3 次元計算により軌跡図における 3 次元座標軸の方向の表現は装置を中心とした場合と人体を中心とした場合では異なる。装置および人体における 3 次元座標軸の方向は線量計算の手順または線量分布の表示の都合上重要なことである。

今回行った照射方法は被照射体（頭部ランド・ファントム）が座位の場合と仰臥位の場合があるため、人体軸を用いると表現が統一できないために統一性のある装置の座標系（装置軸）を用いて説明を行う。装置軸は装置のアイソ・センター軸を X 軸とし、治療室の天井側を正の方向とする。Y 軸はガントリー軸とし、ガン・ターゲット方向のガン側を正の方向とする。Z 軸はアイソ・センター軸とガントリー軸の交点を通る治療台の左右方向となり、左側を正の方向とする (Fig. 9)。

Fig. 8 に示すように Dynamic Rotation におけるビームの軌跡は病巣より頭側 4 cm の面では“逆八の字”になる。また Converging Arcs 法におけるビームの軌跡は病巣より頭側 4 cm の面では平

行になり、ターゲット外では交差しない。これらの 2 方法とは異なり、DSI と歳差集光法におけるビームの軌跡では X 軸に沿って軌跡が密集する。この部位の線量が高くなると予想される。

次に各照射方法で実際に照射を行った場合の各面における照射フィルムの結果を示す。

当施設には自動回転式治療台が無いために Dynamic Rotation による照射は実際には施行できず、フィルム法による検討は行うことができなかった。

Fig. 10 は Converging Arcs 法により照射を行った場合のリニアック・グラフィである。前述の軌跡図と同様にターゲット外では交差せず、Target volume における線量の集中度は高い。

Fig. 11 は DSI を行ったリニアック・グラフィである。Y 軸上にホット・スポットが生じる。軌跡図で示唆されたようにビームの軌跡が Y 軸に沿って集中するためである。

この線量分布を改善するために垂直方向上のある角度の領域の照射を行わない方法で再度測定を行った。病巣の深さを 5 cm、照射野を 3 cm ϕ と仮定すると、ビームの重なりを生じないようにするための最小のガントリー角度は頭頂から 20°前後と計算される。Fig. 12 は垂直方向上 20°分の領域の照射を行わなかった場合のリニアック・グラフィである。この方法により Y 軸に沿ったホット・スポットがなくなり、線量分布の改善がみられた。

歳差集光法においても DSI と同様、X 軸に沿

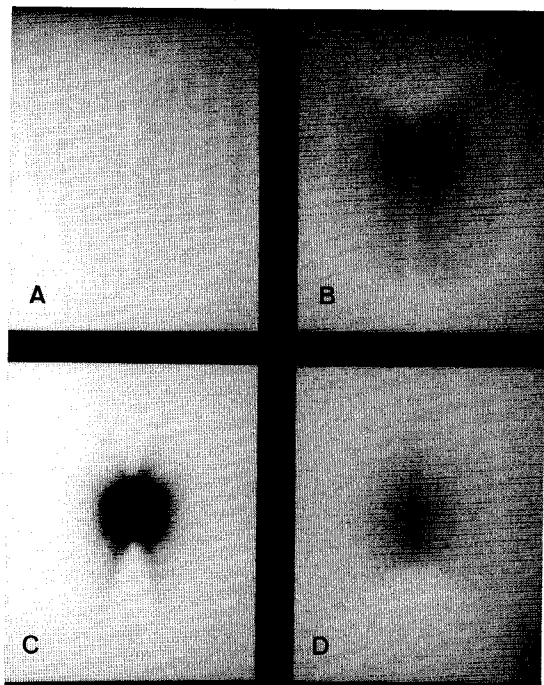


Fig. 10. Linac graphies at 4 planes on Multiple non-coplanar converging arcs method.
 A: The plane 5.08 cm above the plane included the target.
 B: The plane 2.54 cm above the plane included the target.
 C: The plane included the target.
 D: The plane 2.54 cm under the plane included the target.

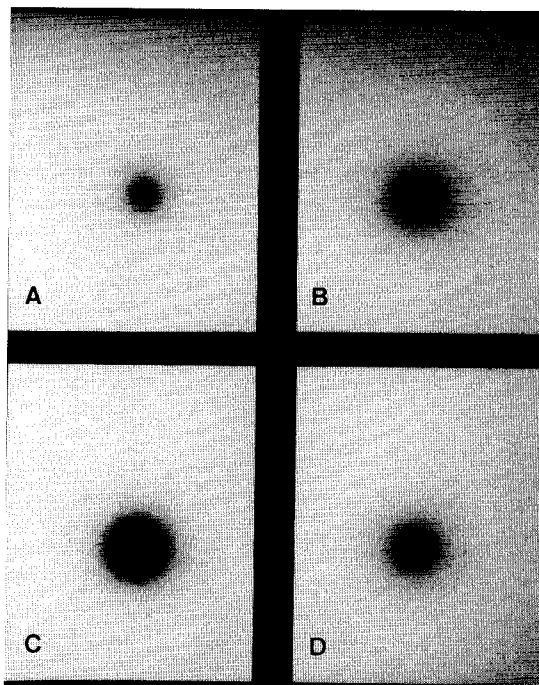


Fig. 11. Linac graphies at 4 planes on Dynamic spiral irradiation (DSI).
 A: The plane 5.08 cm above the plane included the target.
 B: The plane 2.54 cm above the plane included the target.
 C: The plane included the target.
 D: The plane 2.54 cm under the plane included the target.

てホット・スポットが生じる。この方法においても DSI と同様に垂直方向上 20° 分の領域の照射を行わない方法で実施してみた。また X 軸の回転角度当たりの線量を X 軸回転角度に比例するように照射を行った。この方法によりターゲット外の線量をかなり軽減することができ、比較的良好な線量分布を得ることができた (Fig. 13)。

考 察

高エネルギー X 線ナロー・ビームによる stereotactic radiosurgery を施行するためには高エネルギー X 線ナロー・ビームの線量分布測定は不可欠な問題と考える。しかし高エネルギー X 線ナロー・ビームの線量分布測定に関する報告は少ない。

一般的には 6 MV 以下の X 線の場合、照射野が

4×4 cm 以下では補助コリメータの影響を受けないといわれている。しかし 10 MV X 線の場合には照射野の大きさにより補助コリメータの影響を受ける可能性があるのではないかと考えたために主コリメータの大きさは補助コリメータの大きさに合わせてできる限り最小とした。10 MV X 線ナロー・ビームの出力測定に関して主コリメータとの関係は今後検討が必要と考える。

TPR 測定には一般的に電離箱が用いられる。過去の報告にみられるように TLD による測定は個々の測定値のバラツキが大きい^{15,16)}。フィルム法の場合にはフィルムの深さに対するエネルギー依存性が影響すると考えられている。またフィルムの圧着方法や現像過程なども誤差に関与すると考えられる。

線量プロファイル測定に関しては今までにいく

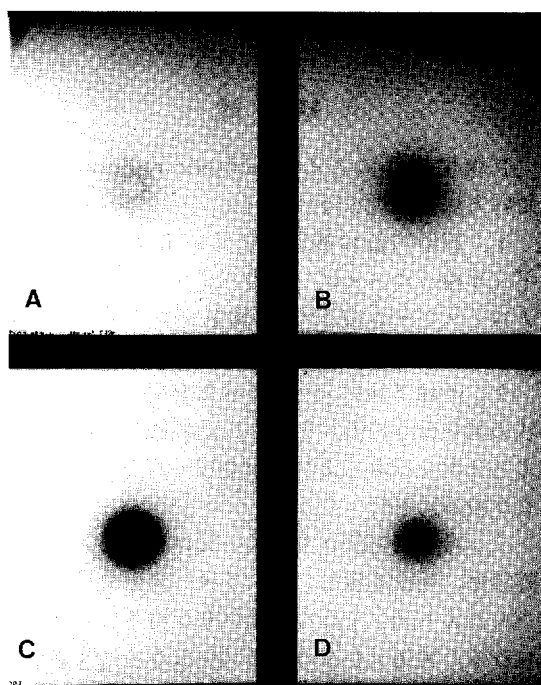


Fig. 12. Linac graphies at 4 planes on modified Dynamic spiral irradiation (DSI).
 A: The plane 5.08 cm above the plane included the target.
 B: The plane 2.54 cm above the plane included the target.
 C: The plane included the target.
 D: The plane 2.54 cm under the plane included the target.

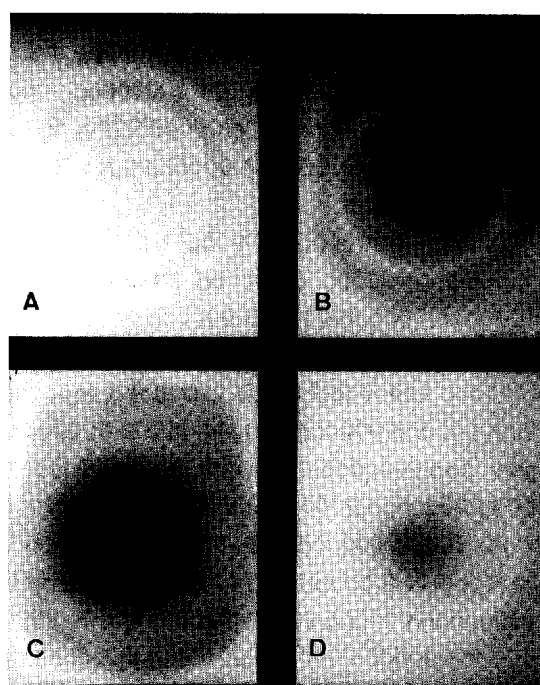


Fig. 13. Linac graphies at 4 planes on modified Precessional convergent irradiation.
 A: The plane 5.08 cm above the plane included the target.
 B: The plane 2.54 cm above the plane included the target.
 C: The plane included the target.
 D: The plane 2.54 cm under the plane included the target.

つかの報告がある。Dowson 等は半影の測定法として検出器の種類と大きさによる相違を比較している¹⁷⁾。森等は指頭型電離箱の大きさによる相違を比較している¹⁵⁾。また Rice 等はナロー・ビームにおける検出器, TLD 素子およびフィルム法による測定の比較を行っている^{14, 18)}。

ナロー・ビームの線量プロファイル測定には一般にフィルム法が用いられている¹⁹⁾。フィルム法による線量プロファイル測定は容量の非常に小さな電離箱や TLD を用いた測定結果と良く一致するという報告がある⁷⁾。

我々はフィルム法により高エネルギー X 線ナロー・ビームの線量プロファイルと等線量分布図を求めた (Fig. 7)。ナロー・ビーム用コリメータを用いることにより極めて満足できるナロー・ビームを得ることができる。

Dynamic Rotation, 歳差集光法, DSI, および Converging Arcs 法の 4 つの照射方法を軌跡図とフィルムによる実測で検討した。

各照射方法のビームの軌跡を 3 次元計算で求めた軌跡図 (Fig. 8) はフィルム法による結果 (Fig. 10, 11) とよく一致した。今後このような研究を行う上で、ビームの軌跡が明確になることは非常に有用なことと考える。

Dynamic Rotation は回転速度の調節可能な回転寝台が必要である。しかし、この方法は Single plane rotation を 2 つ組み合わせたものであり、全体に YZ 面の軌跡が広がらず、また一定の部位のみしか通過しないためにそれ程よい線量分布は得られない。

歳差集光法においては Y 軸回転角度はできる限り小さくする方がよい。Y 軸回転角度をできる

限り小さくし、Y 軸回転角度当たりの線量を低くすることによりターゲット外の線量を低くすることができる。また X 軸に接近するに従いビームの軌跡は密になるために Y 軸の回転角度当たりの線量を回転角度に比例させる方がより良い結果が得られると考える。

DSI は Y 軸の回転速度を垂直方向付近では速く、水平方向に近づくに従い遅くすることが可能であれば、歳差集光法よりも良い照射方法となると考えられる。

しかし DSI や歳差集光法には患者を坐位で回転することが可能な治療台が必要になる。Converging Arcs 法の場合には患者を通常の治療台に仰臥位に寝かせ、頭部を確実に固定することができれば、現在各施設で使用されている直線加速器や治療台の大きな改造を行わずに比較的簡便に radiosurgery が行える方法であると考えられる。またターゲット外でビームの軌跡が交差することは無いためにホット・スポットの領域ができることなく、ターゲット外の線量は極めて低くなる。arc の本数を増し、arc 1 本当当たりの線量を低くすることによりターゲット外の線量は更に低くなることが判明した。実際の治療時間などを考慮すると arc の本数は 7~11 本位が適当であると考えられる。

以上、各照射方法を比較検討した結果、各照射方法とも一長一短はある。軌跡図や線量分布図からは DSI が他の 3 つの照射方法よりも優れているが、入射角、線量率、回転速度などのパラメータを最適化することにより Dynamic Rotation 以外の歳差集光法、DSI および Converging Arcs 法でも同じような線量分布を得ることが可能と考えられる。しかし歳差集光法や DSI の照射方法には患者を坐位で回転することが可能な治療台が必要になる。一般の施設で現在使用されている直線加速器や治療台の大きな改造を行わずに比較的簡便に照射が施行でき、線量分布図や軌跡図からも比較的満足のできる方法として Multiple Non-Coplanar Converging Arcs 法が stereotactic radiosurgery には最も適した照射方法と考える。

この照射方法には患者の頭部の確実な固定が大きな問題となる。現在、固定方法については脳定位手術に用いられる固定具を応用することなどが

考えられているが、患者の頭部の固定方法に関しては今後の課題である。

結 論

直線加速器による stereotactic radiosurgery の照射方法の検討を行った。

1. 照射方法の検討をするにあたり高エネルギー X 線ナロー・ビーム用コリメータを作製し、ナロー・ビームの TPR と線量プロファイルの測定を行った。

2. 頭部ランド・ファントムを用いて各照射方法の線量分布の測定を行い、比較検討を行った。また 3 次元計算により求めたビームの軌跡図からも比較検討を行った。

3. 各照射方法とも一長一短はあるが入射角、線量率、回転速度などのパラメータを最適化することにより同じような線量分布が得られると考えられる。実用上からは装置の大きな改造を必要としない Multiple Non-Coplanar Converging Arcs 法が stereotactic radiosurgery には最も適した照射方法と考える。

文 献

- 1) Leksell, L.: The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir. Scand.* **102**: 316-319, 1951.
- 2) Leksell, D. G.: Stereotactic radiosurgery. *Neurological research* **9**: 60-68, 1987.
- 3) Larsson, B., Liden, K., Sarby, B.: Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol. TPB* **13**: 513-534, 1974.
- 4) Podgorsak, E. B., Pike, G. B., Olivier, A. *et al.*: Radiosurgery with high energy photon beams: A comparison among techniques. *Int. J. Radiat. Oncol. Bio. Phys.* **16**: 857-865, 1989.
- 5) Hartmann, G. H., Schlegel, W., Sturm, V., *et al.*: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Radiat. Oncol. Bio. Phys.* **16**: 857-865, 1989.
- 6) Winston, K. R., Lutz, W.: Linear Accelerator as a Neurosurgical Tool for Stereotactic Radiosurgery. *Neurosurgery* **22**: 454-464, 1988.
- 7) Podgorsak, E. B., Olivier, A., Pla, M. *et al.*: Dynamic stereotactic Radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Bio. Phys.* **14**: 115-126, 1988.
- 8) Pike, B., Podgorsak, E. B., Peters, T. M. *et al.*:

- Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* **14**: 780-789, 1987.
- 9) Podgorsak, E. B., Olivier, A., Pla, M. *et al.*: Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery. *Appl. Neurophysiol.* **50**: 263-268, 1987.
 - 10) 古賀祐彦, 安野泰史, 河村敏紀: 画像診断の進歩に伴う放射線治療の展望, 1. 4 MV X 線の narrow beam による放射線治療. 日放腫会誌 **1**. Suppl. **4**: 15-19, 1989.
 - 11) Lutz, W., Winston, K. R., Maleki, N.: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **14**: 377-381, 1988.
 - 12) Betti, O. O., Derechinsky, V. E.: Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochirurgica* **33** (Suppl.): 385-390, 1984.
 - 13) Colombo, F., Beneditti, A., Pozza, F. *et al.*: External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* **16**: 154-160, 1985.
 - 14) Rice, R. K., Hansen, J. L., Svensson, G. K. *et al.*: Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* **32**: 1087-1099, 1987.
 - 15) 森剛彦: 放射線治療計測の立場から. 日本放射線技術学会誌, **46**: 1760-1770, 1990.
 - 16) 日本医学放射線学会物理部会: 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. 通商産業研究社.
 - 17) Dowson, D. J., Harper, J. M., Akinradewo, A. C.: Analysis of physical parameters associated with the measurement of high energy X-ray penumbra. *Med. Phys.* **11**: 491-497, 1984.
 - 18) Bjarngard, B. E., Tsai, J. S. *et al.*: Dose on the central axes of narrow 6 MV x-rays beams. *Med. Phys.* **17**: 794-799, 1990.
 - 19) Hartmann, G. H., Schlegel, W., Sturm, V. *et al.*: A fast algorithm to calculate three-dimensional dose distributions for radiosurgery. Reprinted from Proceedings of the 8th international conference on the use of computers in radiation therapy. 1984.

要旨: 近年, 直線加速器を用いた高エネルギーX線ナロー・ビームによる stereotactic radiosurgery に対する関心が高まりつつある。直線加速器による stereotactic radiosurgery を施行するためには高エネルギーX線ナロー・ビーム用コリメータの作製, 高エネルギーX線ナロー・ビームの線量測定および照射方法などの基礎的問題の検討が必要である。

今回は照射方法につき検討を行った。照射方法を検討するにあたり, 直径 9 mm, 18 mm, 27 mm ϕ の照射野を得ることができる高エネルギーX線ナロー・ビーム用コリメータを作製し, ナロー・ビームの TPR (Tissue Peak Ratio) と線量プロファイル測定を行った。線量プロファイルと等線量分布図から今回作製したコリメータを用いることにより radiosurgery に使用することに充分満足のできるナロー・ビームを得ることができた。現在 radiosurgery に用いられている主な照射方法 (Dynamic Rotation, 歳差集光法, Multiple Non-Coplanar Converging Arcs 法) を頭部ランド・ファントムを用いて比較検討を行った。またコンピュータによる 3 次元計算で求めたビームの軌跡図からも比較検討を行った。各照射方法とも一長一短はあるが, 軌跡図や線量分布図からは Dynamic Rotation と歳差集光法を組み合わせた方法 Dynamic Spiral Irradiation が優れている。しかし, この方法には患者を座位で回転することが可能な治療台が必要である。現在, 各施設で使用されている治療機や治療台の大きな改造を行わずに比較的簡便に照射が施行でき, また軌跡図や線量分布図も比較的満足できる方法として Multiple Non-Coplanar Converging Arcs 法が stereotactic radiosurgery には最も適した照射方法と考える。