The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	線量容積解析によるLinac stereotactic radiosurgery照射法の比較
Author(s)	国枝, 悦夫; 和田, 允; 安藤, 裕 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1995, 55(14), p. 980-986
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19826
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

線量容積解析によるLinac stereotactic radiosurgery照射法の比較

国枝　悦夫　　和田　　允　　安藤　　裕
塚本　信宏　　伊東　久夫　　久保　敦司

慶應義塾大学放射線科学教室

Dose-volume Histogram Comparison among Techniques of Linac Stereotactic Radiosurgery

Etsuo Kunieda, Tadashi Wada, Yutaka Ando, Nobuhiro Tsukamoto, Hisao Ito and Atsushi Kubo

The aim of this study was to analyze the three-dimensional dose distributions produced by various techniques used in current radiosurgery treatments by means of dose-volume histograms (DVH). Off-center ratio and tissue-peak ratio from 6-MV X-rays through additional cylindrical collimators were measured in advance for dose calculation. The use of the diamond detector and beam profile film dosimetry in small fields were certified. The impact of arc number, arc geometry, and field size on the dose distribution in a spherical phantom was evaluated through the use of DVH. These were calculated for a) four arc irradiations with collimator sizes of 5, 10, 20 and 30 mm in diameter, and b) for single-plane rotation, four or eleven multiple non-coplanar convergent arcs, dynamic rotation and precessional converging radiotherapy (PCR) with a field size of 20 mm. PCR is performed in the sitting position with the patient seated on a special treatment chair, which is rotating continuously while the gantry moves from the top to the center of the chair rotation. Most of the differences between techniques were found in a range of less than 40% of the maximum dose. Multiple non-coplanar convergent arcs with four or eleven arcs and PCR performed similar result in DVH, while single-plane rotation revealed almost unacceptably shallow dose falloffs. The DVH of dynamic rotation was between that of single-plane rotation and the other three methods.

Research Code No. *: 602.1*

Key words *: Linac, Stereotactic radiosurgery, Dose-volume histogram, Narrow beam*

Received Jul. 19, 1994 ; revision accepted Dec. 14, 1994
Department of Radiology, Keio University

はじめに

Stereotactic radiosurgeryまたはsterotactic radiotherapyは，病巣に近接する正常組織の障害を最小限とし，高精度に病巣に高線量を投与することを目標とする放射線治療であり，主として中枢神経系の病変を対象としている．特に1回照射を特徴とする“stereotactic radiosurgery”は1951年にスウェーデンの脳神経外科医Leksell[1]によって唱えられた用語である．最近では多分割照射が広まりつつあり，より広い意味で“stereotactic radiotherapy”が使われることもあるため，以下“SR”と略すこととする．Leksellは当初は200-300kV高圧X線を細く絞り用いていたが，1968年にはCo-60線源を用いた，ガンマユニットの原形[2]が開発された．その後，201個のCo-60線源を用いた，商用のガンマユニット装置[3]が開発され，米国などで広まった．これまでに脳動静脈奇形，聴神経腫瘍，髄膜腫などの良性疾患を中心に症例が多数蓄積[4)-7)]されており，その有用性が示されている．また，除痛などの目的で機能的脳定位手術に相当するものも行われている[8]．ガンマユニットは精度的に優れた装置であり，基本的には単純な構造ではあるが，多量の放射性同位体線源を使用し約5年ごとの線源交換の必要であることなどから，高額となることが避けられない．

重荷電粒子を用いたSRは，1950年代後半に始められた[9),10)]が大型サイクロトロンなどによって加速するために，施行可能な施設は限られる．

そこで，広く一般の放射線治療に使われている直線加速器(ライナック)を用いる方法が注目されている．ライナックを用いるSRは，1974年にLarssonにより報告[11]されている．その後，Lutz[12]，Hartmann[13]，Friedman[14]などにより照射法が考案されている．ライナックによる方法は専用装置でないため，安価に構成できるなどの有利な点があるが，特にガンマユニットに比べて大きい照射野が得られる特性を生かし，悪性腫瘍への適用[15),16)]が広がっている．

悪性腫瘍においては，多分割照射が放射線生物学的に有利であるために試みられている[17]が，多分割照射のためには着脱可能な固定装置とともに，最適の線量分布を少ない手間で実現できる軌道を検討する必要がある．われわれは

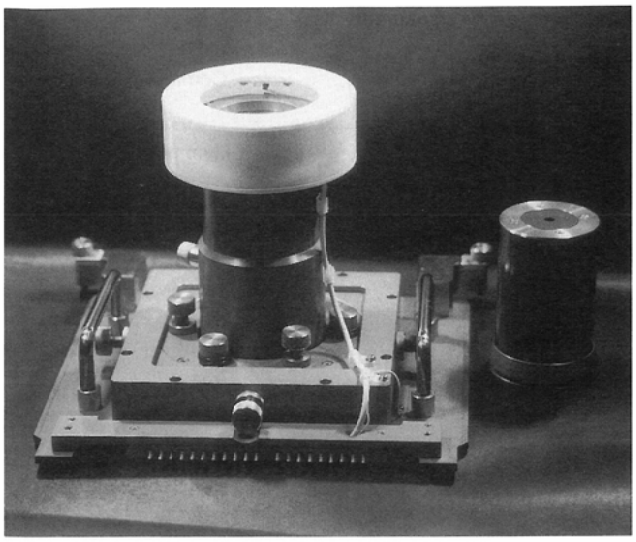

Fig.1　Additional collimator assembly used for stereotactic radiosurgery (right). The assembly holds a replaceable lead cylinder. The outer shell of the assembly is mounted on an adjustable plate to permit precise alignment of the collimator and beam axes. A cylindrical collimator is shown on the right.

dose-volume histogram : DVHにより，一般的なarc法や，特に本邦で普及している歳差集光法(Precessional Convergent Radiotherapy : PCR)などの，ライナックを用いた各方式の線量分布を評価し比較検討した．

対象と方法

1．基礎データ測定

公称エネルギー6MVのライナック(三菱電機ML15MV)X線で，円筒型コリメータ付加時のTPR(Tissue-Peak Ratio)およびOCR(Off-Center Ratio)を測定した．

使用したX線の照射野10×10cm^2，深さ20cmおよび10cmでのTPRの比は0.69であり，6.022MVに相当する[18]．X線はガントリーから突出した円筒型鉛性の長さ11cmのコリメータで絞られる．コリメータの外径は7cmで中央にテーパー付き穴があり，アイソセンターでの照射野径5，10，20および30mmに相当する4種類がある．このコリメータは，位置微調整機能付きのコリメータ保持器(Fig.1)に容易に着脱交換が可能である．線源－アイソセンター距離は100cmで，コリメータ先端はアイソセンターより32cmに位置する．

測定はアイソセンター深度で行い，固体水等価物質(タフウォターファントム：京都科学標本)を積み上げ，深さ1.5，5，10，15cmとした．TPRの測定は日本医学放射線学会医療用線量標準センターで校正済みの，リファレンス線量計で校正したダイヤモンド検出器(PTW-6003型：Fig.2)を用いた．OCRは工業用X線フィルム(Kodak X-omat V)と，ダイヤモンド検出器を併用して測定した．

2．線量計算法

Narrow beamにおいては1次線のモデルでよく近似される[19]．このモデルでは，ある点への単一方向固定ビームによる線量は次式のように表される．

$$D(d,r,s) = MS_t(s)\mathrm{TPR}(d,s)\mathrm{OCR}(r)\mathrm{F}^2$$

ただし，rはビーム中心軸から計算点までの距離，dは中心軸における計算点の深さ，sは照射野(コリメータ)サイズ，Mはモニター線量計の指示値，S_tは出力係数，TPRは水中で測定したTissue-Peak Ratio，OCRはOff-Center Ratio，F^{2}は逆二乗則による幾何学的補正項である．

Arc照射は十分な数に分割した固定ビームで模擬することができる．ひとつのarc照射による，点pへの線量$D_{arc}(p)$は以下のようになる．

$$D_{arc}(p) = O_{arc} \sum_{k=1}^{\mathrm{Beams(Arc)}} D\left(d_k(p),\ r_k(p),\ s_k\right)$$

ただし，O_{arc}は当該arcの照射に必要な出力である．点pへの総線量Doは，各arcによる線量の総和である．

$$\mathrm{Do}(p) = \sum_{k=1}^{\mathrm{Arcs}} D_k(p)$$

3次元的に線量分布を求めるために，対象容積内に適当な間隔で分布する計算点について，上記の式で吸収線量を求めるプログラムを開発した．プログラムはC言語で記述し，ワークステーション(Sun : SPERC Station IPX)において線量分布とDVHを求めた．計算点は0.3-2mmの間隔の立方格子状とした．なお，arc照射(回転角度a°)の分割数Nは

$$N = \mathrm{mod}(a/5) + 1$$

とした．

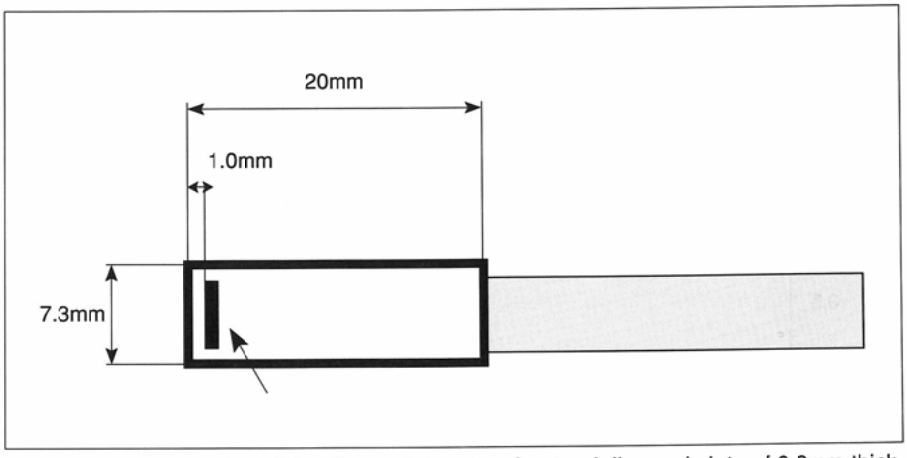

Fig.2　The Cross section of the diamond detector. A natural diamond plate of 0.3mm thickness and 3.0mm^2 area (arrow) is positioned inside a cylindrical plastic capsule : dimensions are indicated in millimeter.

Table 1 The orbits of various technique for stereotactic radiosurgery

Technique	Couch rotation (degree)	Gantry rotation (degree)	Comments
PCR	360 chair rotation	0 to 115	Sitting position
11 arcs	0,18,36,54,72,90 -18,-36,-54,-72	20 to 160 200 to 340	
4 arcs	0 45,90 -45	130 to -130 40 to 140 220 to 320	
Dynamic rotation	-70 to 75	30 to 330	Simultaneous gantry and couch movement
Single plane	0	360 rotation	Coplanar

ここで，mod(x)はxを超えない最大の整数を表す．

DVHは評価容積内で，最大線量に対する線量レベルを区分して横軸とし，一定の線量レベルを占める体積を縦軸として示したヒストグラムである．今回の検討では単位容積の吸収線量を最大線量の5%間隔で区切り，各範囲を占める容積を，対象容積に対する%表示またはml表示で示した．

3. 検討対象

検討する照射軌道は，歳差集光法，multiple non-coplanar converging arcs法(以下arc法とする)の11arc法，4arc法，dynamic rotation法，単一平面内回転照射とし，直径17cmの球形ファントムの中心にアイソセンターを一致させた．歳差集光法は，椅子状の回転台に患者を座位で固定しアイソセンター位置に病巣を一致させ，回転台を連続回転させると同時にガントリーをも連続回転させるか，数度刻みで回転させる方法である．照射軌道は金子等の発表している方法[20]に従った．11arc法はHartmann[13]らの，4arc法はLutz[12]らの方法に従った(Table 1)．対向ビームは線量分布を悪化させるといわれていることから，10arc照射において，対向ビームのあるものとないものの線量分布を比較した．また，照射軌道に重なる部分があると局所的に高線量域を生じることが予想される．検証のため4および11arc照射において，振り子照射角度を180度(ガントリー回転角度0-180度)として，線量分布を比較した．

結　　果

ダイヤモンド検出器によるTPRの測定結果をFig.3に示す．30mm径照射野のOCRはフィルム法とダイヤモンド検出器により測定した(Fig.4)．ダイヤモンド検出器とフィルム法の結果はよく一致し，フィルム法でも相対線量に関しては信頼できるものと思われた．そこで20mm以下の照射野径では，照射野内外を十分に狭い間隔でダイヤモンド検出器

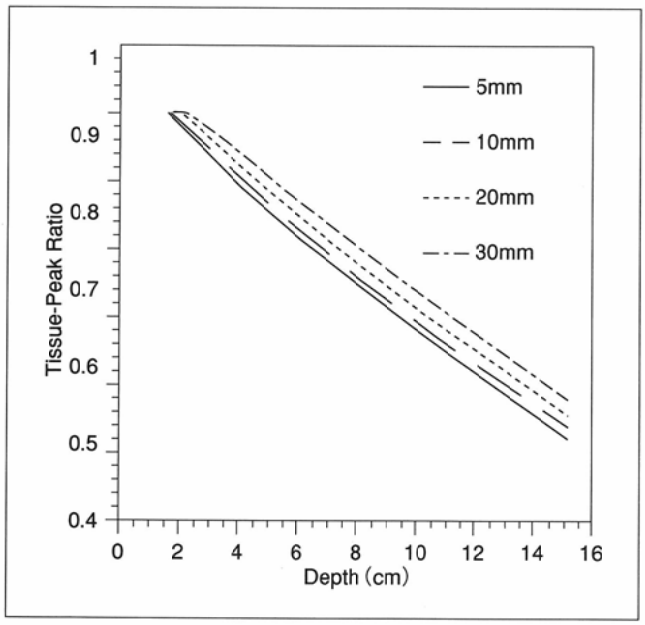

Fig.3 Tissue-peak ratio of different collimator size from 5 to 30 mm in diameter.

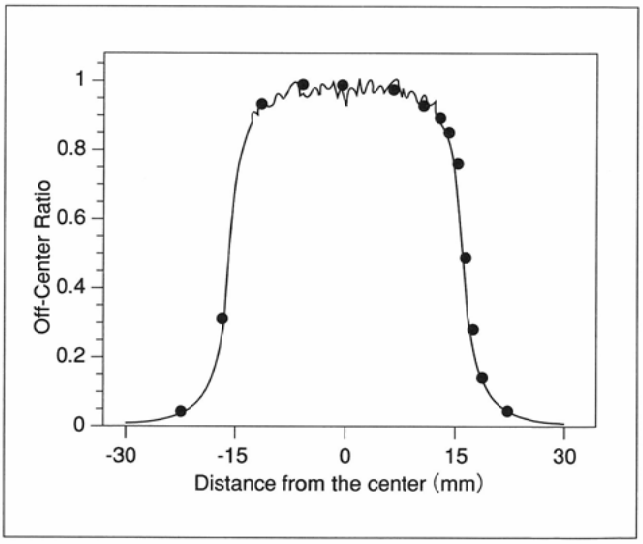

Fig.4 Off-center ratio of 30mm collimator size at depth of 10cm. Curved line : by films. ●: by a diamond detector.

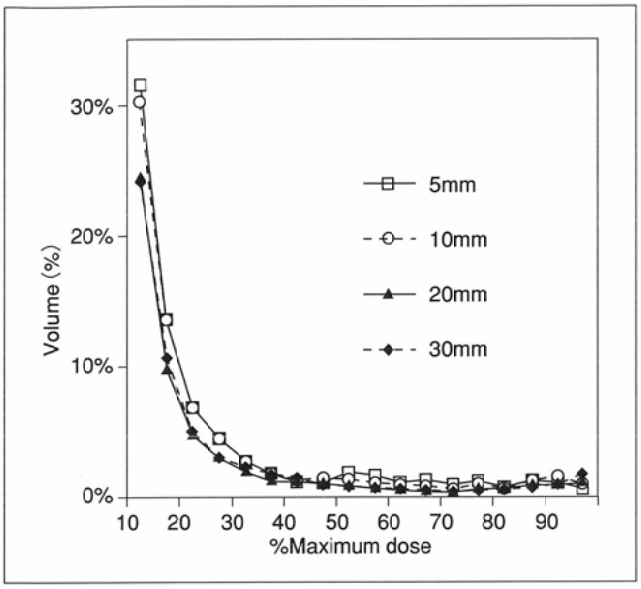

Fig.5　DVH of different collimator size. Spheres three times wider than the diameter of collimator size were calculated.

を移動させることが困難であることもあり，フィルム法によるOCRのみを測定した．

4arc法における，照射野径5，10，20および30mmのDVHをFig.5に示す．照射中心から離れた辺縁部での線量は低いため，DVHの対象容積は照射野径の3倍の径の球内とした．照射野の大きさによらず，照射野径に比例する領域のDVHは，大変似通っている．このため，以後の比較は照射野直径20mmのみで行った．

各照射法による照射野径20mmでのDVH(対象容積：直径60mm球内)をFig.6(A)，(B)に示す．単一平面内回転照射以外のnon-coplanar照射では最大線量の40%以上の領域でほぼ一致した良好な分布を示した．Fig.6(B)は20-40%領域のみのDVHを示したものである．歳差集光法，11arc照射，4arc照射の順で20-40%領域のヒストグラムが低かったが，それらの差は極めて少なかった．20-40%線量域を占める容積の差は，歳差集光法に対し11arc法は0.4ml，4arc法は1ml増加するのみであった．dynamic rotation法では20-40%線量域容積が歳差集光法に比べて4ml増加した．

目標照射範囲内(コリメータ直径の球内)のみのDVHをFig.6(C)に示す．単一平面内回転照射を除く照射法では，目標照射範囲内で70%以下の線量となる領域はなく，ほぼ一致して良好な分布を示した．しかしながら，単一平面内回転照射では目標照射範囲内においても最大線量の60%程度の線量しか受けない部分が生じた．

10arc照射で，対向ビームの有無を比較した結果をFig. 7に示す．今回の照射条件では対向ビームの多数ある照射軌道でもないものと大差がなかった．

4arc照射で，振り子照射角度を180度とした相互に重なる部分のある軌道(Fig.8(A))では，照射軌道の重なる部分のない，arc照射範囲100度のものに比べDVHの悪化が見られた．11arc照射でarc照射範囲を180度としたものでも同様の結果が認められた(Fig.8(B))．

考　　察

Altschuler[21]はヒトでの放射線生物学的モデルで1回照射

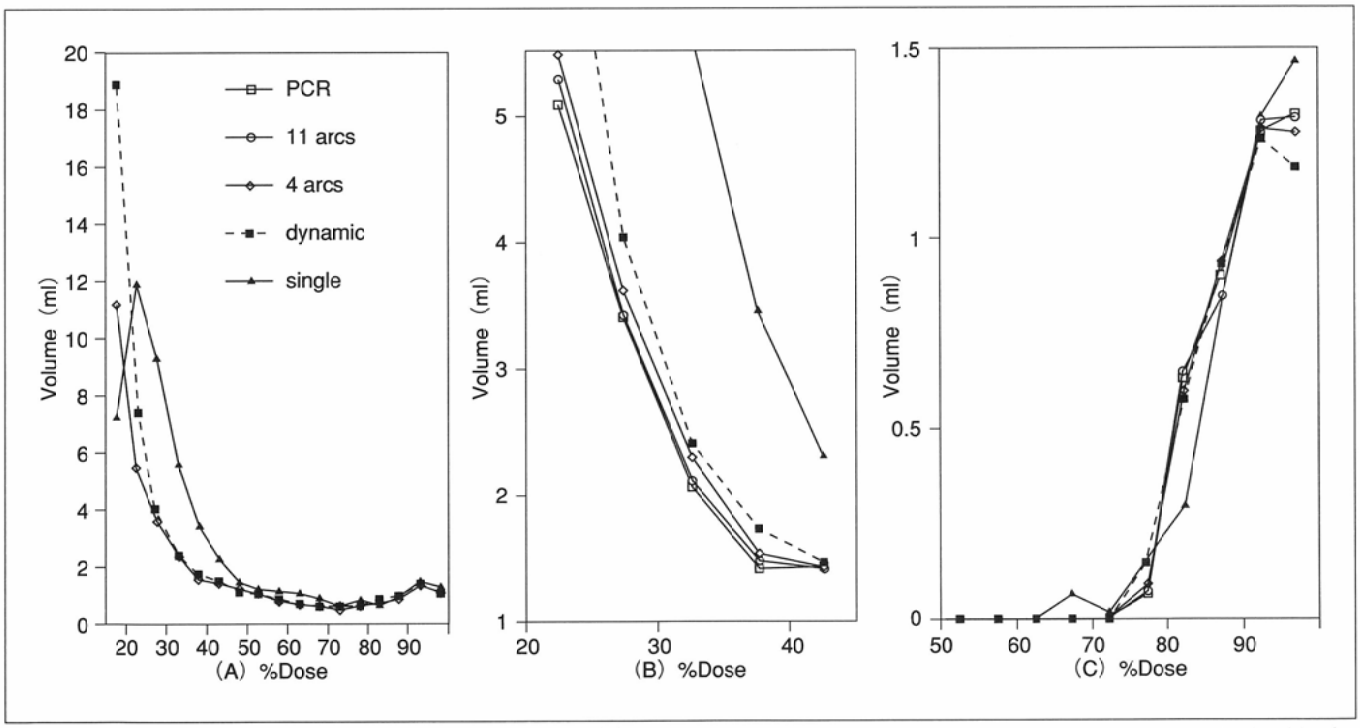

Fig.6　Comparison of the stereotactic irradiation methods. (A) DVHs for various stereotactic radiosurgery technique are obtained in the range of sphere size of 60mm in diameter.　PCR : precessional converging radiotherapy, Arc 4 and 11 : Multiple non-coplanar converging arcs, Dynamic : Dynamic rotation, Single : Single coplanar rotation. (B) 20 to 40% range is enlarged. (C) DVHs in the irradiation field defined as the volume in the spare of collimator diameter.

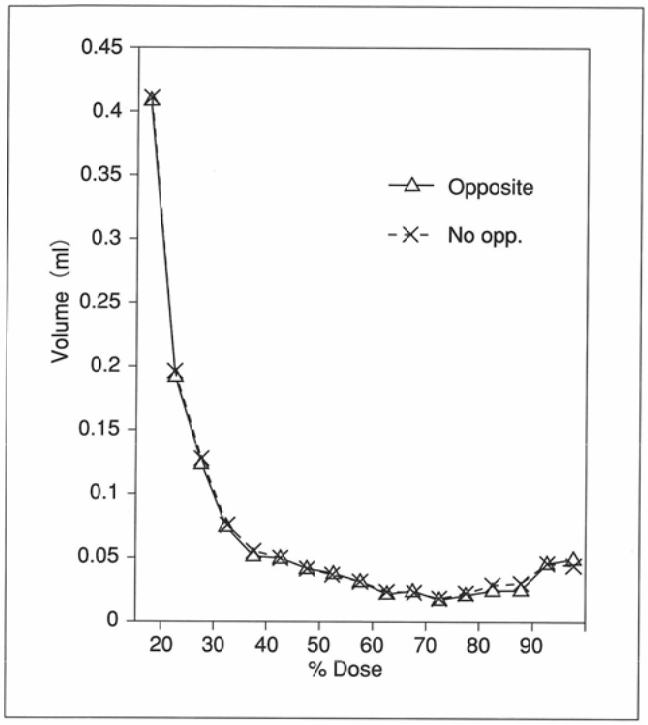

Fig.7 Comparison among 10 arcs with opposite and without opposite beams. Couch rotation angles are 0, ±36, ±72, ±108, ±144 and 180° for opposite and 0 to 162° step 180° for no opposite beams (no opp.).

について検討している．また，脳の耐用線量についての検討[22]，1回照射の場合の照射体積と耐性の関係[23]，中粒子線での遅延性の脳の生物学的反応[24]などが報告されている．比較的狭い範囲の正常組織の影響については確定的な報告はないが，本論文では最大線量の20％以下の線量では影響は少ないと仮定し，照射方法の比較を行った．

SRで用いる極小照射野では側方向の2次電子平衡が成立しない[25]，照射野中心の線量平坦部分が極端に狭いなど，通常の照射とは違った問題[26]がある．

ダイヤモンド検出器は検出部分に天然ダイヤモンドを使用している(Fig.2)．検出部分が微小であるため空間分解能に優れ，極小照射野の測定に際して有利である．シリコン半導体検出器と類似しているが，組織等価性がよくエネルギー依存性が少ない，照射による放射線劣化，経時変化が少ない，などの利点[27]があるといわれている．

照射によるフィルム黒化度の変化は10％以上の変動があり，エネルギー依存性，方向依存性からも絶対線量の測定には不適当とされる．しかし空間分解能がよく連続的な線量分布を得られるためにOCRなどの相対線量分布測定には有用[25), 26]といわれている．われわれの測定でも照射野径30mmの円筒型付加コリメータのOCRはダイヤモンド検出器とフィルム法とでの測定値がよく一致し，フィルム法は相対線量分布測定には一定の制限下で有効と考えられる．ただし，散乱線の割合の多い照射野外では，エネルギー依存性のために過大評価となるといわれ[28]，低線量領域の評価には他の方法で校正するなどの注意が必要であろう．

通常の診断用に使われるエネルギーのX線では，原子番号のほぼ3乗に比例する光電吸収の割合が高いため骨の吸収が大きいが，治療用高エネルギーX線では，Conpton散乱が主体であり減衰は主に電子密度に依存する．頭蓋内は密度分布が比較的均一であり不均質部分は骨のみである．平均の骨の電子密度はあまり大きくなく，照射野内に空洞も少ないこともあり，SRでは不均質密度補正を行わない3次元計算が十分計算が速く，実用的[29]と思われる．ただし，実測で求めたTPRとOCRに基づいて計算するため，正確な基礎データが必要である．

SRの照射方法の比較についてはいくつかの報告がある．Chierego[30]らは最大線量の90％以上をうける容積の，90-40％線量の容積に対する比率をフィルム法から求め，至適エ

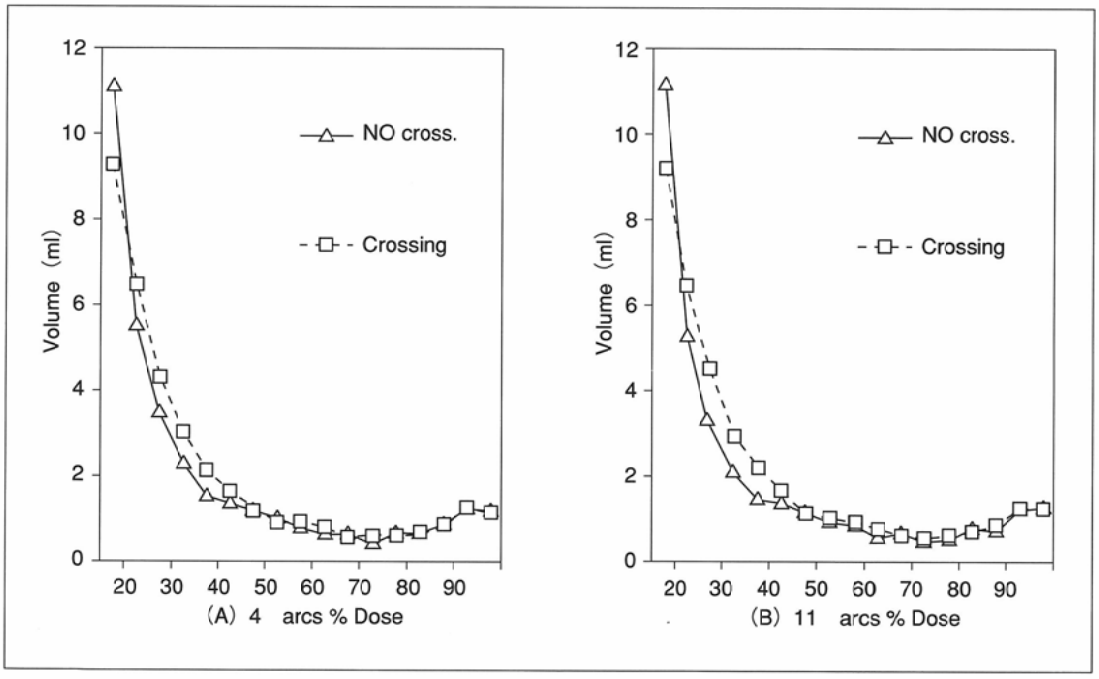

Fig.8 Arc of 180° (Crossing) and original arc (No cross.) movements are compared. (A) Four arcs non-coplanar convergent beams. (B) 11 arcs.

ネルギーの検討を行っている．Hartmann[13]らは正常組織のintegral doseから照射法の検討を行っている．また，熱ルミネセンス線量計素子(TLD素子)を用いた検討[31]も行われている．

Podgorsak[31]らは直交する3平面での照射野辺縁部分での線量の立ち下がり(dose fall-off)の比較で照射野辺縁部の線量評価を行っている．また本邦では，高山[32]らがフィルム法に基づいて実測での照射方法の比較を行っている．しかしながら，non-coplanar照射においては，立体的な線量分布を，限られた平面の線量分布のみから十分に把握，評価することは困難であると思われる．これは，たとえば単純回転照射でもガントリー回転面以外では急峻なdose fall-offを呈することからも想像される．

DVH法は正常組織の放射線耐性，各種照射法の評価などに用いる目的で使用[33]される．SRにおいても放射線障害の検討に用いるなどの報告[34), 35]がある．また，等線量曲面に囲まれる体積を表すCummulative Dose-Volume Histogramを用いた報告[36]もある．3次元線量分布の定量的評価に効果的であるため，本法を用いてSR照射法の線量分布を比較検討した．

ライナックによるSR照射法はさまざまな方法が考案されている．Arc法は最も一般的な照射方法であり[14), 37]，4arc[12]，11arc[13]法などが報告されている．関与するarcの数については，最大線量20%の以上の線量分布では4arc以上であまり変化がない[34]といわれている．われわれのDVHによる検討でも4arcと11arcの差は少なく，治療時間の短縮などを考慮すれば，通常の照射では4arc法で十分と思われる．ただし，多分割照射では毎回の照射時に照射するarcを変え，多数arc照射とすることは容易であり，検討すべき課題と思われる．

ガントリーと治療台を同時に回転させるdynamic rotation照射法では，1回の連続照射で治療可能[38]である．dynamic rotation照射法のDVHは，最大線量40%以上で歳差集光法，4，11arc法などと差がなかった．セットアップをも含めた治療時間が大幅に短縮可能であることからも，疾患や患者の状態などに応じて随時使用していくべきものと思われる．

歳差集光法は，安野[39]らによって提唱され，ファントム実験が行われている．その後，東邦大[40]などで臨床に供されている．今回のDVHによる検討では，歳差集光法は最大線量の40%以上の線量領域では他のnon-coplanar照射法と違いがなく，20-40%領域でもヒストグラムが若干低いものの11arc法との差は極めて少なかった．

単純回転照射は単一平面のみで照射する，coplanar照射である．他のnon-coplanar法と比較すると回転面の線量分布が広がる[38]ため，照射野外のDVHで全般に劣るのみならず，照射野内のDVHも優れず照射野内の線量均一性にも影響があるものと思われた．今回はガンマユニットとの比較は行えなかったが，Podgorsakは直交する2平面でのdose fall-offの比較で[31]，ガンマユニットはdynamic rotation法と同程度の線量分布を呈し，4arc法より劣る，としている．

照射野径5，10，20および30mmのDVHの比較では，照射野の大きさによらず，照射野径に比例する大きさの範囲のDVHは類似し，空間的な線量分布も照射野径に相似的な形で広がることを意味している．すなわち線量分布がビーム照射方向の幾何学的配置に大きく依存していることを示唆する．

対向ビームは線量分布を悪化させるため，対向の少ない照射軌道が望ましいといわれている．しかしながら，DVH法で対向ビーム有無を比較した場合ほとんど差がなかった．4arc照射[12]では，体軸横断面での照射で一部に対向するビームが生ずるが，この影響は少ないと考えられる．しかしながらFig. 8に示すように，arc法において照射軌道が相互に重なる照射では，ビーム軸が重なり合う部分の線量が増加するためにDVH評価の結果が不良である．このため，arc回転角を180度以内に制限するなどして軌道交差をさけるべき，と考えられた．

歳差集光法，11arc法などは4arc法などと比べ，はるかに照射軌道の総延長は長く，ビーム入射方向は分散しているにもかかわらず線量分布上の利点は少ない．照射法の複雑さ等を考慮すれば，実用上4arc法などが好ましいものと思われる．

ま　と　め

フィルム法とダイヤモンド検出器により円筒型付加コリメータ使用時のTPR，OCRを測定した．フィルム法とダイヤモンド検出器によるOCRはよく一致した．DVHにより，ライナックSR照射の歳差集光法，11arc照射，4arc照射，dynamic rotation照射および単一平面内回転照射の照射軌道を比較した．照射野内では単一平面内回転照射を除きnon-coplanar照射ではほぼ一致して良好な分布を示した．照射野外では，単一平面内回転照射以外の他のnon-coplanar照射では最大線量の40%以上の領域でほぼ一致した良好な線量分布を示した．40%未満の領域でも歳差集光法，11arc照射および4arc照射の差は少なかった．通常の照射では4arcで十分な線量分布が得られ，実用的と思われる．対向ビームの有無による線量分布の違いはわずかであったが，arc法において照射軌道が交わる照射では，DVH評価の結果が悪く，arc回転角を180度以内に制限するなどして軌道交差をさけるべきと思われる．

Dynamic rotation照射法は，最大線量の40%以上の領域で歳差集光法，arc法などと差がなかったが，比較的低線量領域が若干広かった．しかしながらセットアップをも含めた治療時間が大幅に短縮可能であることからも，疾患や患者の状態などに応じて，適宜使用していくべきものと思われる．

謝辞

基礎データ測定に協力頂いた，慶應義塾大学病院放射線治療室の皆様に感謝いたします．

文　献

1) Leksell L : The stereotaxic method and radosurgery of the brain. Acta Chir Scand 102 : 316-319, 1951
2) Leksell L : Cerebral radiosurgery. I. Gammathalamotomy in two cases of intractable pain. Acta Chir Scand 134 : 585-595, 1968
3) Leksell DG : Stereotactic radiosurgery. Present status and future trends. Neurol Res 9 : 60-68, 1987
4) Yamamoto M, Jimbo M, Ide M, et al : Long-term follow-up of radiosurgically treated arteriovenous malformations in children; report of nine cases. Surge Neurol 38 : 95-100, 1992
5) Linskey ME, Lunsford LD, Flickinger JC, et al : Stereotactic radiosurgery for acoustic tumors. Neurosurg Clin N Am 3 : 191-205, 1992
6) Steiner L, Lindquist C, Adler JR, et al : Clinical outcome of radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations. J Neurosurg 77 : 1-8, 1992
7) Kondziolka D, Lunsford LD : Radiosurgery of meningiomas. Neurosurg Clin N Am 3 : 219-230, 1992
8) Lindquist C, Kihlstrom L, Hellstrand E : Functional neurosurgery ; a future for the gamma knife? Stereotact Funct Neurosurg 57 : 72-81, 1991
9) Larsson B, Leksell L, Rexed B, et al : The high energy proton beam as a neurosurgical tool. Neture 182 : 1222-1223, 1958
10) Lawrence JH, Tobias CA, Born JL, et al : Heavy-perticle irradiation in neoplastic and neurologic disease. J Neurosurg 19 : 717-722, 1962
11) Larsson B, Liden K, Sarby B : Irradiation of small structures through the intact skull. Acta Radiol Ther Phys Biol 13 : 512-534, 1974
12) Lutz W, Winston KR, Maleki N : A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14 : 373-381, 1988
13) Hartmann G : Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. Int J Radiat Oncol Biol Phys 11 : 1185-1192, 1985
14) Friedman WA, Bova FJ : The University of Florida radiosurgery system. Surg Neurol 32 : 334-342, 1989
15) Coffey RJ, Lunsford LD, Flickinger JC : The role of radiosurgery in the treatment of malignant brain tumors. Neurosurg Clin N Am 3 : 231-244, 1992
16) Fuller BG, Kaplan ID, Adler J, et al : Stereotaxic radiosurgery for brain metastases ; the importance of adjuvant whole brain irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 23 : 413-418, 1992
17) Souhami L, Olivier A, Podgorsak EB, et al : Fractionated stereotactic radiation therapy for intracranial tumors. Cancer 68 : 2101-2108, 1991
18) 医学物理データブック委員会編：医学物理データブック．1986，日本医学放射線物理学会，東京
19) Kooy HM, Nedzi LA, Alexander E Ⅲ, et al : Dose-volume histogram computations for small intracranial volumes. Med Phys 20 : 755-760, 1993
20) 金子稜威雄：直交2軸回転照射における線量分布．東邦医学会雑誌　38：89-94，1991
21) Altschuler E, Lunsford LD, Kondziolka D, et al : Radiobiologic models for radiosurgery. Neurosurg Clin N Am 3 : 61-77, 1992
22) Flickinger JC, Lunsford LD, Kondziolka D, et al : Radiosurgery and brain tolerance ; an analysis of neurodiagnostic imaging changes after gamma knife radiosurgery for arteriovenous malformations. Int J Radiat Oncol Biol Phys 23 : 19-26, 1992
23) Marks LB, Spencer DP : The influence of volume on the tolerance of the brain to radiosurgery. J Neurosurg 75 : 177-180, 1991
24) Lo EH, Fabrikant JI : Delayed biologic reactions to stereotactic charged-particle radiosurgery in the human brain. Stereotact Funct Neurosurg 56 : 197-212, 1991
25) Rice R : Measurement of dose distributions in small beams of 6MV x-rays. Phys Med Biol 32 : 1087-1099, 1987
26) 日本医学放射線物理学会測定委員会編：Stereotactic Radiation surgery beams（極小照射野）の線量測定マニュアル．放射線医学物理（supp）42：1-19，1994
27) Vatnitsky S, Jarvinen H : Application of a natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy. Phys Med Biol 38 : 173-184, 1993
28) 日本医学放射線学会物理部会編：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．1986，通商産業研究社，東京
29) Pike B, Peters TM, Podgorsak E, et al : Stereotactic external beam calculations for radiosurgical treatment of brain lesions. Appl Neurophysiol 50 : 269-273, 1987
30) Chierego G, Marchetti C, Avanzo R, et al : Dosimetric considerations on multiple arc stereotaxic radiotherapy. Radiother Oncol 12 : 141-152, 1988
31) Podgorsak EB, Pike GB, Olivier A, et al : Radiosurgery with high energy photon beams ; a comparison among techniques. Int J Radiat Oncol Biol Phys 16 : 857-865, 1989
32) 高山　誠，楠田順子，池崎広海，他：直線加速器によるStereotactic Radiosurgery；照射方法の比較検討．日放腫会誌　5：197-207，1993
33) Chen GTY : Dose volume histograms in treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14 : 1319-1320, 1988
34) Serago CF, Houdek PV, Bauer KB, et al : Stereotactic radiosurgery ; dose-volume analysis of linear accelerator techniques. Med Phys 19 : 181-185, 1992
35) Graham JD, Nahum AE, Brada M : A comparison of techniques for stereotactic radiotherapy by linear accelerator based on 3-dimensional dose distributions. Radiother Oncol 22 : 29-35, 1991
36) Flickinger JC, Schell MC, Larson DA : Estimation of complications for linear accelerator radiosurgery with the integrated logistic formula. Int J Radiat Oncol Biol Phys 19 : 143-148, 1990
37) 徳植公一，秋根康之，佐藤導道：ライナックを用いた局所集中照射の脳腫瘍への応用．癌の臨床　38：1350-1357，1992
38) Podgorsak EB, Olivier A, Pla M, et al : Dynamic stereotactic radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14 : 115-126, 1988
39) 安野康史，古賀佑彦，竹内　昭：4MVXによる歳差集光照射法の研究．日本医放会誌　48：608-614，1988
40) (1)寺尾栄夫，西川秀人，大石仁志，他：新しい原理装置によるlinear acceleratorを用いたradiosurgery．脳神経外科　20：583-592，1992