



Cアーム型ライナック定位的放射線治療装置の基礎的研究

丸田, 力

(Degree)

博士 (医学)

(Date of Degree)

1998-02-04

(Date of Publication)

2014-01-31

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

乙2199

(JaLCD0I)

<https://doi.org/10.11501/3141244>

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D2002199>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



Cアーム型ライナック定位的放射線治療装置の基礎的研究

神戸大学放射線医学講座
(指導：河野通雄教授)

丸田 力、児玉明久、河野通雄

Key words: stereotactic irradiation, C-arm linac stereotactic irradiation system,
precessional convergent radiotherapy,
multiple non-coplanar converging arcs

要旨

Cアーム型ライナック定位的放射線治療装置の線量分布を実験により検討した。この装置はガントリーの回転軸を2軸に増やす事により、患者を臥位に固定したままで円錐運動による定位的放射線照射が可能となるように開発された。この照射法はそのビームの軌道より歳差集光照射法 (precessional convergent radiotherapy ; PCR法) と名付けられた。本装置のアイソセンターの機械的位置精度は既に報告されているごとく、 $\pm 0.5\text{mm}$ 以内と良好である。Mix DP製球形ファントムを用いたフィルム法による線量の実測値と3次元治療計画装置による計算値を直交する3方向の線量プロフィールで比較したが各々良好に一致していた。PCR法に必要なアーク数を線量プロフィール及びdose-volume histogramにて検討したが3アーク以上で臨床上無視しうる低線量域以外では等価と思われた。またPCR3アーク法の線量分布は現在最も普及している定位的放射線照射法の multiple non-coplanar converging arcs (MCA) 6アーク法と比べても遜色が無かった。以上の如く、Cアーム型定位的放射線治療装置によるPCR法は位置精度、線量分布に優れ、手技的にもMCA法より容易な定位的放射線照射法と考えられた。

Key words : stereotactic irradiation, C-arm linac stereotactic irradiation system, precessional convergent radiotherapy, multiple non-coplanar converging arcs

1. 緒言

定位的放射線照射(stereotactic irradiation以下、STI)は非常に小さな領域に高線量を集中させる事により、副作用の軽減と治療効果の増大を狙う治療法である。Leksellらによって始められたガンマナイフを用いたSTIは治療法として一定の評価を得¹⁾²⁾³⁾、我が国でも1996年4月より健康保険の適応となった。一方直線加速器(以下、ライナック)を用いたSTIは1982年Betti⁴⁾とColombo⁵⁾により施行されて以来、飛躍的に進歩しつつある。ライナックを用いたSTIは通常multiple non-coplanar converging arcs法(以下、MCA

法)によりなされるが⁶⁾⁷⁾⁸⁾、ガントリー、治療台両者の回転を組み合わせる必要があり、手技的にも煩雑で位置精度悪化の一因となっている。1996年神戸大学医学部脳神経外科学教室と三菱電機により共同開発されたCアーム型定位的放射線治療装置(以下、Cアーム型ライナック)はガントリーの2軸回転による円錐運動にて、治療台を全く動かす事無く精度の高いSTIが可能である⁹⁾。この照射法はかつて安野らによって歳差集光照射法(Precessional Convergent Radiotherapy以下、PCR法)と呼ばれたものと同様なビームの軌跡をたどる¹⁰⁾。しかしCアーム型ライナックによるPCR法はMCA法と全く異なった方法であり、臨床応用に先立ちその有効性を検討する必要がある。また治療パラメーターの最適化など検討すべき問題も多い。本装置の自由度は高く、治療パラメーターとしてアーク数、アークごとの線量比、Cアーム角、ガントリー角およびアプリーケーター径等が挙げられる。しかし一定サイズの球形の標的を仮想した場合、最も重要なパラメーターはアーク数である。そこでCアーム型ライナックを用いたPCR法の線量分布について3次元治療計画装置(以下、3D-RTP)を用いた計算値と実験による測定値を比較し、アーク数の最適化について基礎的検討を加えた。更にこれらの結果と従来のMCA法を比較検討し、知見を得たので報告する。

2. 方法

A, 3D-RTPによる線量計算値と実測値の比較

実測値の求め方として、まず直径19.8cmのMix DP製球形ファントム中央断面にX線フィルム(XV-2)をはさみLeksell固定具に固定した。アプリーケーター径10、20、30mmの各々につき、X線エネルギー6MV、Cアーム角10、30、60度の3アーク(360度回転)にてPCR法を行い、フィルム法にて線量プロフィールを求めた。フィルム法における濃度測定時のデータ処理はマイクロデンシトメーターにより行った。一方計算値は三菱電機社製RPS700Uにて算出した。事前に深部量百分率等のビームデータ測定を行い入力している。計算アルゴリズムはRatio TPR法を用い、上記パラメーターを入力する事により線量計算値を算出した。これらのデータは球形ファントムを回転させる事により、治療台に患者が仰臥位に寝た場合の左右方向(以下、RL方向)、前後方向(以下、AP方向)、頭尾側方向(以下、HF方向)で各々評価した。

B, PCR法におけるアーク数と線量分布の比較

同様の方法にてPCR法における良好な線量プロフィールを得る為に必要な

アーク数をRTPによる計算および実測から求めた。アプリーケーター径は20mm、X線エネルギーは6MVとし、アーク数は2から5アークまでをCアーム角10度から60度までほぼ均等になる様に配置した。線量プロフィールのみでは3次元的な評価が不十分な為、dose-volume histogram（以下、DVH）を用いて3次元線量分布を定量的に評価した。照射中心から離れた辺縁部での線量はSTIでは無視し得る為、DVHの対象容積は照射野径の3倍（60mm）の球内とした。

C, PCR法とMCA法の線量分布の比較

Bと同様の条件下でPCR法とMCA法を比較した。PCR法は3アークおよび5アーク法を比較の対象として用いた。MCA法はPCR法と同じCアーム型ライナック、アプリーケーター、エネルギーを用いた。治療台を15、45、75、-15、-45、-75度に動かし、それぞれにガントリを140度振る6アーク法にて施行した。評価法もBと同様にRL、AP、HF3方向の線量プロフィールを用い、DVHにて補足した。

3. 結果

A, 3D-RTPによる線量計算値と実測値の比較

直径20mmのアプリーケーターを用いた場合のRL方向の線量プロフィールの計算値と実測値をFig. 1に示すが、両者はほぼ良好に一致していた。他の方向における線量プロフィールおよび他のアプリーケーター（直径10、30mm）でもほぼ同様の一致を認めた。これらの線量の降下は良好でSTIを行うに適するものであった。この結果、RTPの計算値に充分の信頼性を確認できたため、以下の線量分布も計算値で表示した。

B, PCR法におけるアーク数と線量分布の比較

Fig. 2aにアーク数を3から5アークに変化させた場合のRL方向の線量プロフィールを示す。2アークについては採用するCアーム角による差が著しいのでここでは表示せず、DVHで比較した。Fig. 2aよりアーク数を増やす事により低線量域にて若干の線量分布の改善を認めるが、臨床上問題となる20%以上の線量域では殆ど差が無かった。AP方向はPCR法ではRL方向と全く同じなので省略する。Fig. 2bにHF方向を示したが、RL方向と同様にアーク数を増やして改善するのは低線量域のみである。Fig. 3はPCR法2アーク（Cアーム角20、50度）と3アーク（Cアーム角10、35、60度）のDVHである。わずかに3アークの方が良好だが、両者に殆ど差は無い。

C, PCR法とMCA法の線量分布の比較

MCA法においてもRTP計算値と実測値は良好に一致した。Fig. 4aにPCR法3アーク、5アーク、MCA6アークのRL方向の線量プロフィールを示す。MCA法の方がわずかではあるがPCR法より急峻な線量の降下を認める。Fig. 4bはAP方向であるが、RL方向と同じ結果である。ただしPCR法ではRL、AP方向を含む水平断面上、線量分布図が完全な正円形なのに対し、MCA法では斜め方向に延びてしまう為、この方向を採ればPCR5アーク法より悪く、更にPCR3アーク法と同じか低線量域ではむしろ悪くなってしまう。Fig. 4cにHF方向を示すが、20%以上の高線量域ではごくわずかにMCA法が良いが差は殆ど無く、逆に低線量域ではPCR法より不良となっている。Fig. 5にPCR3アークとMCA6アークのDVHを示す。両者に殆ど有意な差を認めない。(PCR5アークもこれらと殆ど重なってしまう為、Fig. 5から省略してある。)

4. 考察

ライナックを用いたSTIは一般病院でも施行可能で、費用も安く抑えられる為、その発展に期待がかかっている。主な方法はMCA法、dynamic rotation法(以下、DR法)¹¹⁾¹²⁾、PCR法に分類されるが、いずれも3次元的な運動照射法である。MCA法、DR法はともに患者を仰臥位にて固定し、治療台、ガントリーをともに回転させる方法である。PCR法は安野らによって提唱され、東邦大¹³⁾、Emory Clinic¹⁴⁾等で臨床応用されている。従来のPCR法は患者を座位のまま固定しその姿勢のまま回転椅子等にて回転させる必要があった為、非常に煩雑な手技を必要とし、状態の悪い患者には施行不可能であった。更にデータ採取時(CT、MRI撮影時)と放射線治療時の体位が異なる為、標的、注意臓器の位置のずれが懸念される。以上の照射法のうち、現在臨床で最も繁用されているのはMCA法である¹⁵⁾。その理由としてMCA法はDR法より線量分布に優れ¹⁶⁾¹⁷⁾¹⁸⁾¹⁹⁾、従来のPCR法の様に装置の大きい改造を要せず、手技も比較的簡単な点が挙げられる。Cアーム型ライナックを用いたPCR法は患者を臥位のまま治療台とともに全く動かさず照射可能な為、従来のPCR法の欠点を解決可能である。更にMCA法と比較しても治療台を全く動かす必要の無い事より、位置精度の改善、手技の簡略化およびこれに伴う治療時間の短縮が期待される。ただし本システムは世界初のものであり、臨床応用に際しては解決すべき問題も多い。

機械的位置精度についてはCアーム型ライナックでのPCR法は $\pm 0.5\text{mm}$

以内であり⁹⁾、当院の従来のライナックを用いたMCA法より改善が見られた²⁰⁾。これは回転による誤差を起こす要素が半減する事に起因すると推測される。一方ガンマナイフでは照射中、線源、治療台とも固定されており、照射中心での位置精度は約0.3mm以内と言われている^{3) 18)}。しかしこれらの精度はSTIの中での一部の精度であり、病変の座標決定を含めた治療全体の精度ではない事を認識しなければならない。PhillipsらはガンマナイフとライナックによるSTIの位置決定精度に有意差がない事を示している²¹⁾。即ち、上記の治療装置における機械的誤差以外にもCT、MRIの画像精度の限界、定位的フレームのずれ、標的を設定する際の人的誤差等があり、0.5mm以下の議論には実際には意味が無い。以上よりCアーム型ライナックによるPCR法はSTIとして十分な精度を備えるものと考えた。

STI施行にあたり、3D-RTPの使用は必須であると言える。これはCT、MRIや血管造影の画像を転送し適切な照射計画を行う為のもので、現在も計画ソフトの改良が進行中である。今回の検討において3D-RTPによる計算値は実測値よりわずかにピークの幅が広いが概ね良好な一致を見せ、臨床で容認できると考えられた。ただしこれは水等価で均一なファントムを用いた結果であり、水とほぼ等価な頭蓋内を照射するには良いが、骨や空気が複雑に入り組む躯幹部には不十分かもしれない。将来的にはモンテカルロ法²²⁾やコンボリューション法²³⁾²⁴⁾などの計算アルゴリズムに期待がかかる。

PCR法におけるアーク数は線量分布のみから見ると多い方が良いのは当然で、線量が分散される事により病巣周囲正常組織の被曝量が軽減する。しかし治療計画立案時の煩雑さや治療時間の面からはアーク数は少ない方が有利である。DVHから見ると2アーク以上でアーク数を増やして改善するのは临床上あまり意味を持たない低線量域のみであり、いたずらにアーク数を増やす必要は無いものと考えた。ただ既に述べたごとく、2アークのみでは線源方向にかなりの高線量域が延びてしまう事、皮膚線量も無視できない事より臨床応用は1アイソセンターあたり3アークないし4アークが適当と考えられた。

PCR法とMCA法は適切なアーク数さえ選択すれば、線量分布の面からは大差はないものと考えられた。施設により異なるが一般にMCA法は4アーク⁷⁾から11アーク⁸⁾までが用いられているので我々は比較の対象として6アークを採用した。MCA法においても4アーク以上のアーク数の増加は線量分布改善にあまり意味が無いと報告されている^{16) 19) 25) 26)}。ただし、

対向ビームは線量分布を悪化させることより一般にMCA法は1アークあたりガントリーを140度ほどしか回転できないがPCR法ではその心配がない為、360度回転可能である。故に同じ総回転角を得るにはMCA法はPCR法と比較し、アーク数を増やす必要があり不利である。臨床応用にあつたても、Cアーム型ライナックでのPCR法では最初に患者をセットアップすると後は一切治療室に入る必要がないが、MCA法では1アーク毎に治療室に入り、治療台を回転させる必要がある。これは治療時間の延長、マンパワーの浪費だけでなく、位置精度の悪化にもつながるMCA法の重大な欠点である。

実際の臨床において標的が完全な球体であることはまずあり得ず、不整形の高線量域をつくる必要がある。また近隣に放射線高感受性の注意臓器がある時はその方向に高線量域が延びない様にすることも重要である。実際の照射にあたっては以上の基礎的検討結果を踏まえて症例に応じたアプリケーション径やCアーム角の選択、アーク毎の線量比の調節、ガントリー回転角の制限、複数のアイソセンターの設定などのパラメーターの最適化が重要と考えられた。

5, 結論

1. フィルム法による線量の実測値と3D-RTPによる計算値は良好に一致していた。
2. DVH上PCR法でのアーク数は2アーク以上で大差が無く、線量プロフィールからも3アーク以上で良好な線量の降下を認めた。
3. PCR法はMCA法と同等の線量分布を得ることが可能である。
4. Cアーム型ライナックによるPCR法は位置精度、線量分布とも優れ、STIに適すると考えられた。

謝辞

稿を終えるにあたり、御指導を賜りました脳神経外科学教室 玉木紀彦教授に深甚の謝意を表します。また御協力、御援助を頂きました神戸大学医学部放射線医学教室、中央放射線部の諸兄に深く感謝いたします。

文献

- 1) Steiner L., Lindquist C., Cail W., Karlsson B., Steiner M.: Microsurgery and radiosurgery in brain arteriovenous malformations. *J. Neurosurg.* 79: 647-652, 1993.
- 2) Leksell, D.G.: Stereotactic radiosurgery - Present status and future trends. *Neurological Research* 9: 60-68, 1987.
- 3) 多湖正夫、青木幸昌、栗田浩樹: ガンマナイフ. 癌の臨床 43: 617-631, 1997.
- 4) Betti, O.O., Derechinsky, V.E.: Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochirurgica, Suppl.* 33: 385-390, 1984.
- 5) Colombo, F., Benedetti, A., Pozza, F., Avanzo, R.C., Marchetti, C., Chierigo, G., Zanardo, A.: External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16: 154-160, 1985.
- 6) Friedman, W.A., Bova, F.J.: The University of Florida radiosurgery system. *Surg. Neurol.* 32: 334-342, 1989.
- 7) Lutz, W., Winston, K.R., Maleki, N.: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14: 373-381, 1988.
- 8) Hartmann, G.H., Schlegel, W., Sturm, V., Kober, B., Pasty, O., Lorenz, W.J.: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 11: 1185-1192, 1985.
- 9) 玉木紀彦、江原一雅、河野通雄、藤田勝三、須永哲生、後藤正治、岸本健、黒川正明: Cアーム型リニアック定位的脳放射線外科治療装置の開発およびその臨床応用. *定位的放射線治療* 1: 89-93, 1997.
- 10) 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.
- 11) Podgorsak, E.B., Olivier, A., Pla, M., Lefebvre, P.Y., Hazel, J.: Dynamic stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14: 115-126, 1988.
- 12) Pike, B., Podgorsak, E.B., Peters, T.M., Pla, C.: Dose distribution in

- dynamic stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 14: 780-789, 1987.
- 13) 金子稜威雄: 直交2軸回転照射における線量分布. *東邦医学会誌* 38:89-94, 1991.
- 14) McGinley, P.H., Butker, E. K., Crocker, I. R., Landry, J. C.: A patient rotator for stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 35:649-657, 1990.
- 15) Mehta, M. P., Noyes, W. R., Mackie, T. R.: Linear accelerator configurations for radiosurgery. *Seminars in Radiat. Oncol.* 5: 203-212, 1995.
- 16) 国枝悦夫, 和田允, 安藤裕, 塚本信宏, 伊東久夫, 久保敦司: 線量容積解析による Linac stereotactic radiosurgery 照射法の比較. *日医放会誌* 55:980-986, 1995.
- 17) 高山誠, 楠田順子, 池崎廣海, 池田郁夫, 西沢かな枝, 古屋儀郎: 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.
- 18) Podgorsak, E. B., Pike, G. B., Olivier, A., Pla, M., Souhami, L.: Radiosurgery with high energy photon beams: A comparison among techniques. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 16: 857-865, 1989.
- 19) Schell, M. C., Smith, V., Larson, D. A., Wu, A., Flickinger, J. C.: Evaluation of radiosurgery techniques with cumulative dose-volume histograms in linac-based stereotactic external beam irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20: 1325-1330, 1991.
- 20) 今中一文, 坂口俊也, 児玉明久, 久島健之, 副島俊典, 米澤和之, 橋村孝久, 河野通雄: CT simulation system の stereotactic radiosurgery への応用.- ファントムによる検討-. *日本医放会誌* 52: 110-112, 1992.
- 21) Phillips, M. H., Stelzer, K. J., Griffin, T. W., Mayberg, M. R., Winn, H. R.: Stereotactic radiosurgery: A review and comparison of methods. *J. Clin. Oncol.* 12: 1085-1099, 1994.
- 22) 加藤秀起: モンテカルロ計算の放射線技術への応用. *日放技学誌* 52: 306-316, 1996.
- 23) Mackie, T. R., Scrimger, J. W., Battista, J. J.: A convolution method

- of calculating dose for 15-MV X-rays. Med. Phys. 12: 188-196, 1985.
- 24) Boyer, A.L., Mok, E.C.: Calculation of photon dose distributions in an inhomogeneous medium using convolutions. Med. Phys. 13: 503-509, 1986.
- 25) Graham, J.D., Nahum, A.E., Brada, M.: A comparison of techniques for stereotactic radiotherapy by linear accelerator based on 3-dimensional dose distributions. Radiother. Oncol. 22: 29-35, 1991.
- 26) Serago, C.F., Houdek, P.V., Bauer, K.B., Lewin, A.A., Abitbol, A.A., Gonzalez, A.S., Marcial, V.A., Schwade, J.G.: Stereotactic radiosurgery: Dose-volume analysis of linear accelerator techniques. Med. Phys. 19: 181-185, 1992.

LEGEND

Fig. 1 20mm アプリケータによる PCR3 アーク法の RL 方向線量プロフィール: 実測値と 3D-RTP 計算値の比較

Fig. 2 PCR 法の アーク数による線量プロフィールの比較

a) RL 方向

b) HF 方向

Fig. 3 PCR2 アーク法と 3 アーク法の DVH の比較

Fig. 4 PCR 法と MCA 法の線量プロフィールの比較

a) RL 方向

b) AP 方向

c) HF 方向

Fig. 5 PCR3 アーク法と MCA6 アーク法の DVH の比較

Experimental Study on a Newly Devised C-arm Linac Stereotactic Irradiation System

Tsutomu Maruta, Akihisa Kodama, Michio Kono
Department of Radiology, Kobe University School of Medicine

Experimental study was performed to evaluate dose distribution of a newly devised C-arm linac stereotactic irradiation (STI) system. In this system a linac beam generator was mounted on a C-arm multi-axis rotating frame which allowed to rotate parallel and diagonal to the patient table. This system could perform STI without movement of the patient table. This newly devised STI technique using conical rotation of the linac gantry was named the precessional convergent radiotherapy (PCR). As previously reported, positional error of beam center was within $\pm 0.5\text{mm}$ from the mechanical rotation center in every direction. The 3 dimensional (3D) film dosimetry and the dose-volume histogram revealed no significant benefit from an arrangement of more than 3 arcs in the PCR. Differences between the PCR with 3 arcs and the multiple non-coplanar converging arcs with 6 arcs were only appreciated at the lower isodose levels that were not clinically significant. The measured dose distributions corresponded well with the results generated by the 3D- radiation treatment planning system.

This physical testing verified that the radiation beam accuracy and dosimetry produced by the PCR in this system was comparable to the previously reported STI techniques. In conclusion, this STI system is useful not only in improving positional accuracy but in shortening planning and treatment time without rotating the patient table.

Fig. 1

OAD : off axis distance

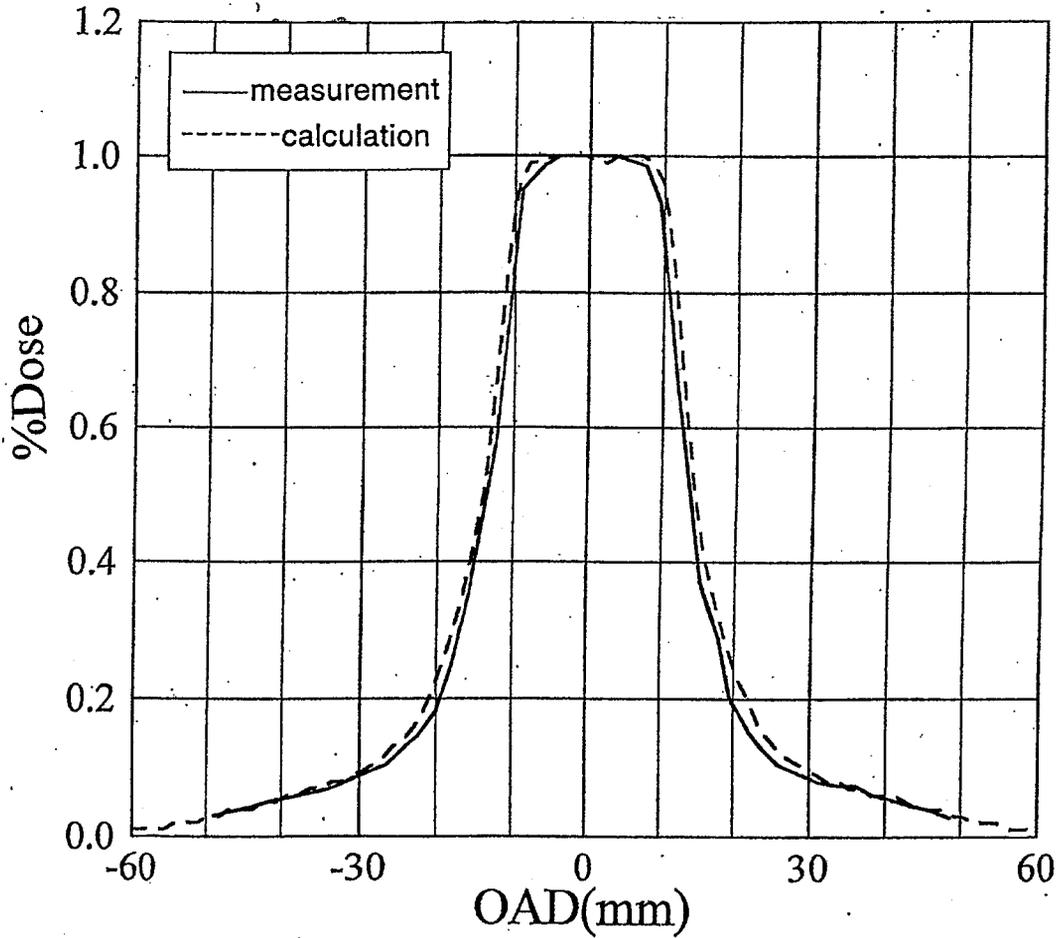


Fig. 2 a)

PCR : precessional convergent radiotherapy

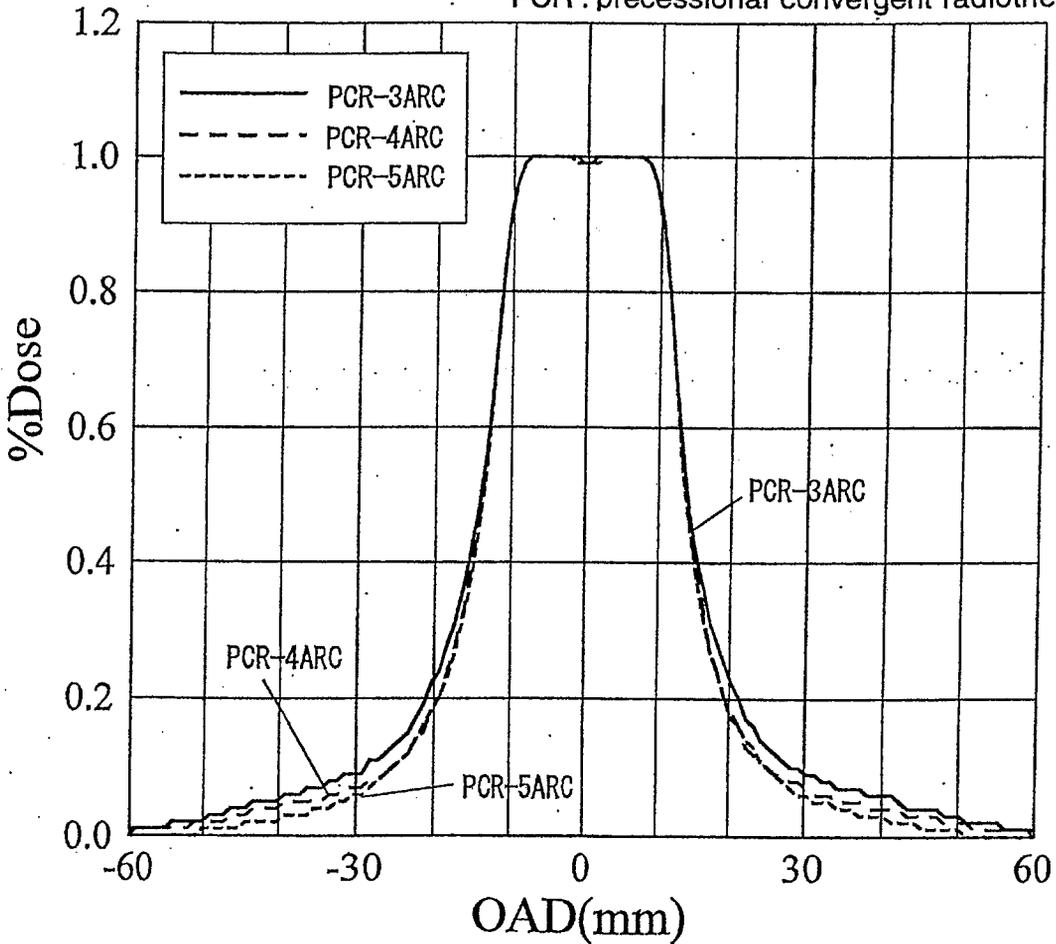


Fig. 2 b)

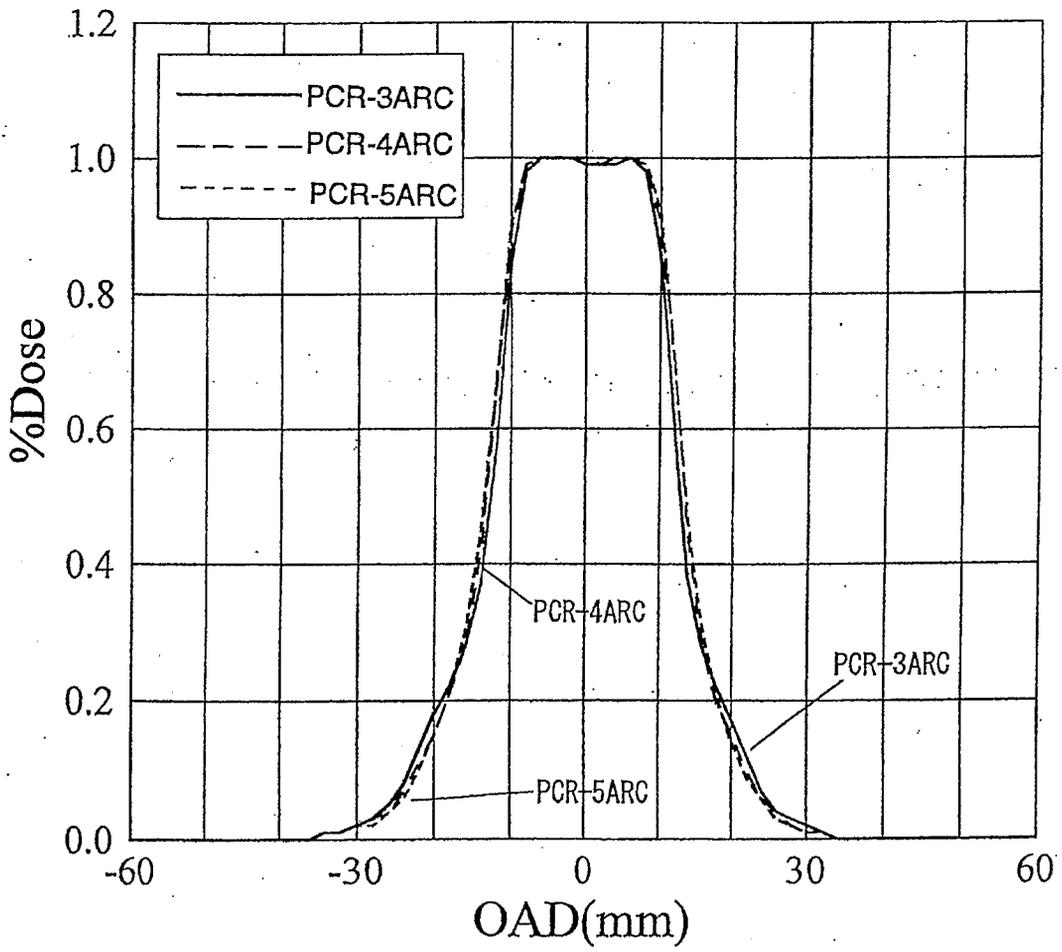


Fig. 3

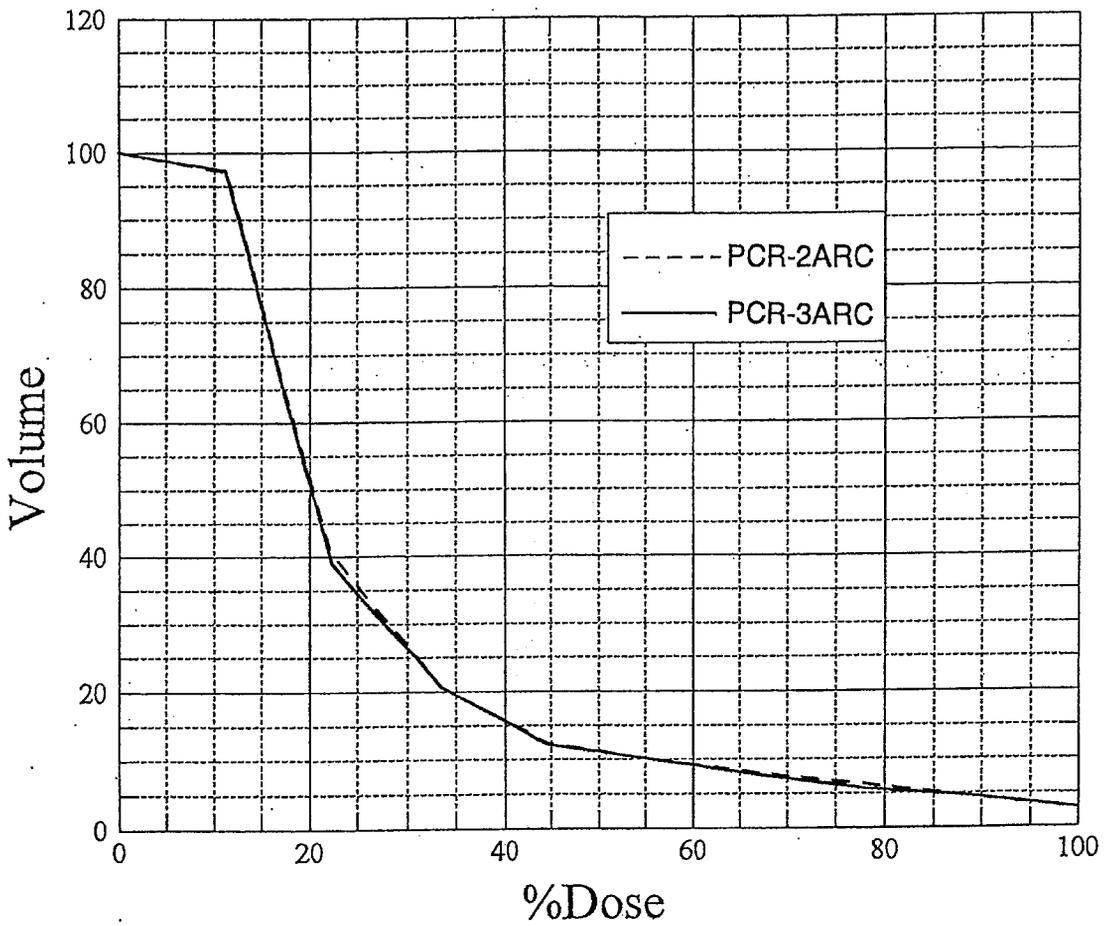


Fig.4 a)

PCR : precessional convergent radiotherapy
MCA : multiple non-coplanar converging arcs

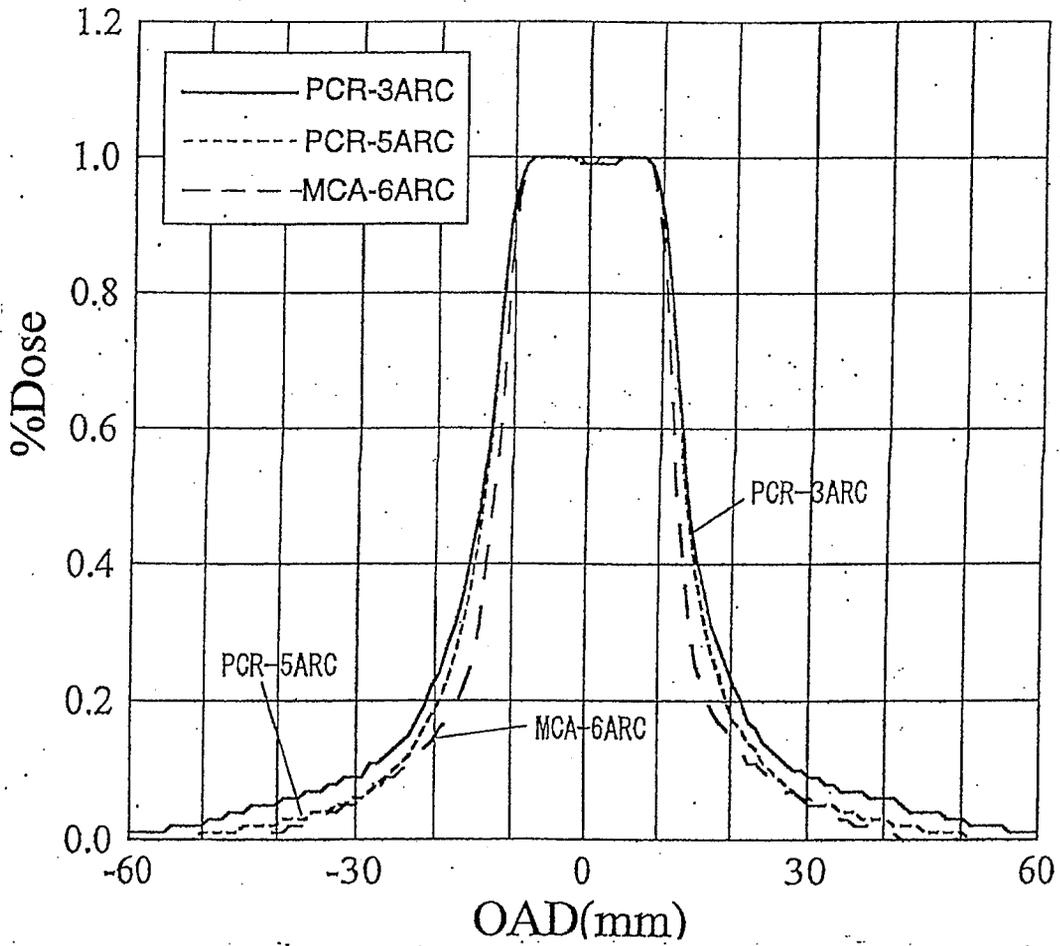


Fig.4 b)

※ oblique direction (shallowest)

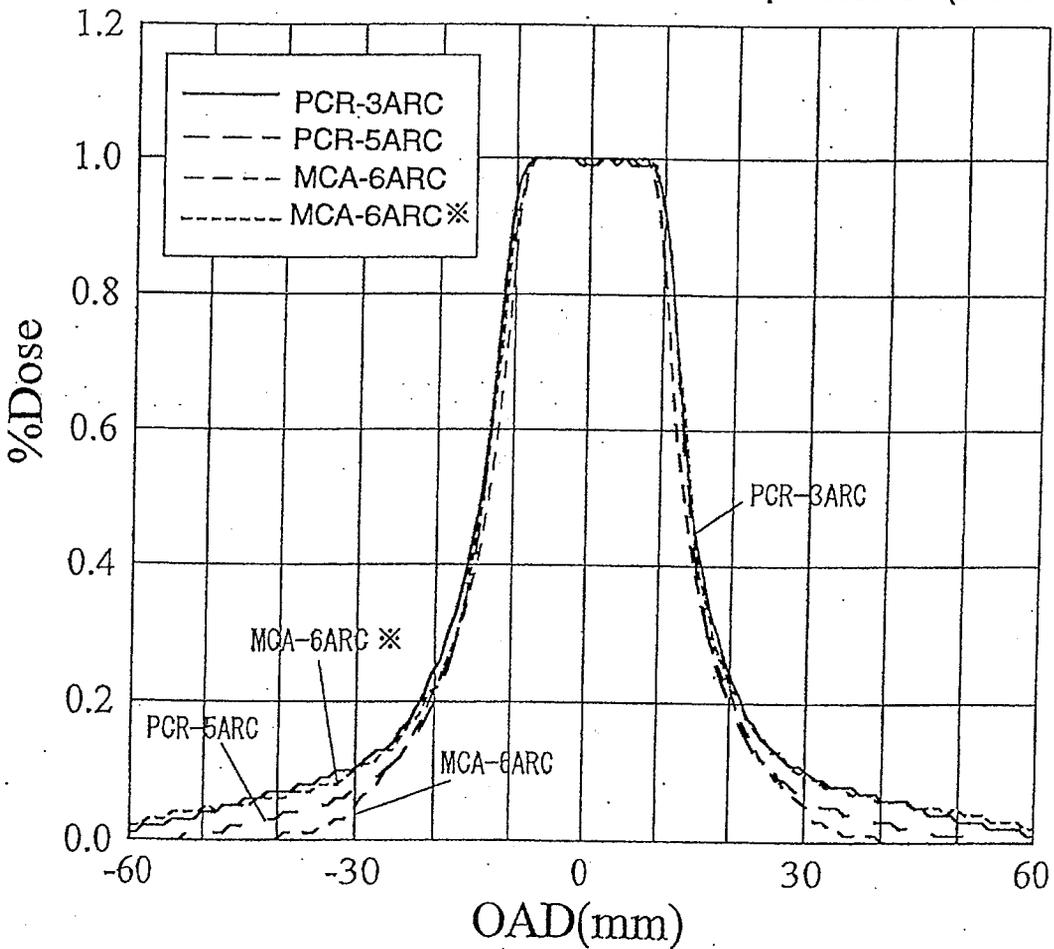


Fig.4 c)

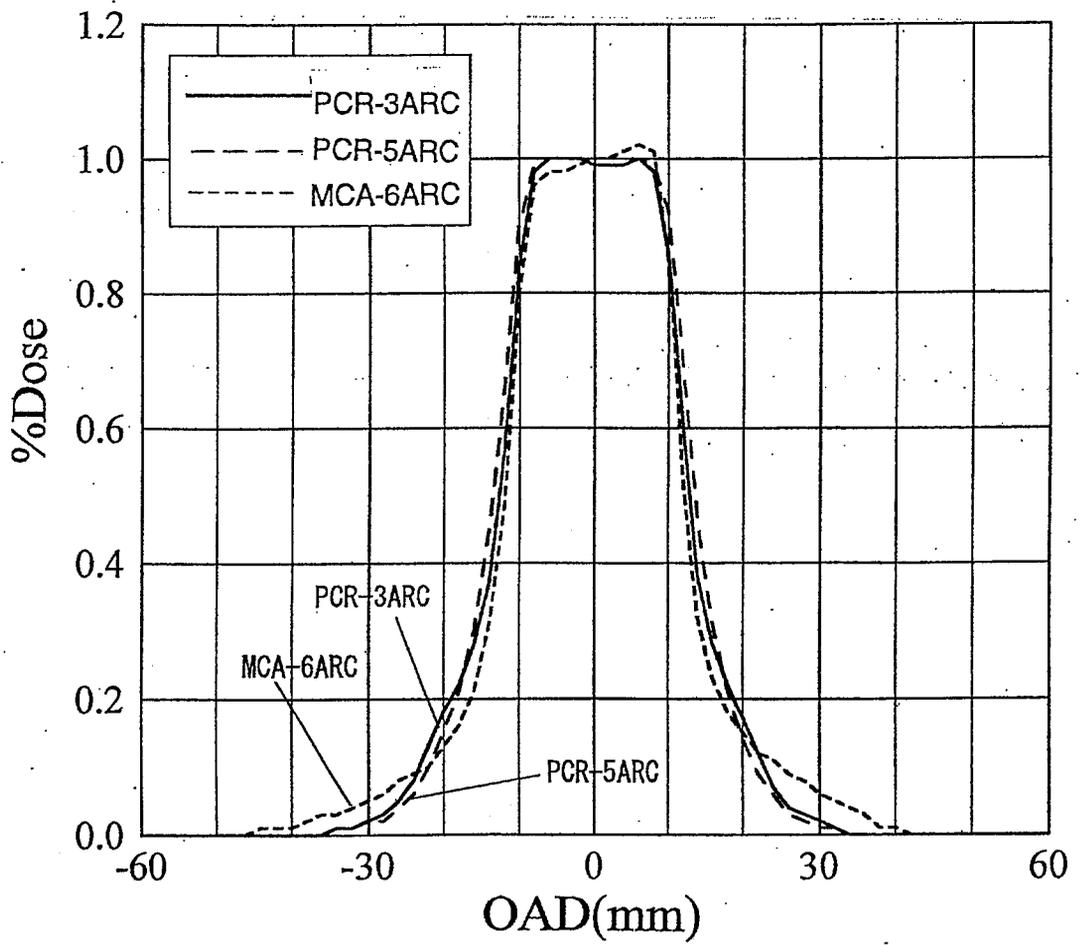


Fig.5

