

금속표지자를 이용한 다중호형 정위방사선치료와 입체조형 정위방사선치료의 회전중심점 비교

가톨릭대학교부속 대전성모병원 방사선종양학과*, 충남대학교병원 치료방사선과†, 방사선과‡, 신경외과§, 암공동연구소||

장지영* · 김기환† · 조문준†·|| · 김재성†·|| · 김준상† · 송창준‡ · 김선환§

본 연구는 무고정틀정위방사선치료의 다중호형 기법과 입체조형기법간의 회전중심점의 오차를 알아보고자 하였다. 1997년부터 2000년 12월까지 무고정틀정위방사선치료를 받은 47명의 환자를 대상으로 하였다. 다양한 종양형태와 크기를 고려하여 다중호형 또는 입체조형정위방사선치료를 선택하였다. 각 치료기법에 따른 회전중심점의 오차를 계산하였다. 다중호형과 입체조형정위방사선치료의 공간적 편차값(Δr)은 각각 0.41 mm와 0.54 mm이었다. 다중호형정위방사선치료에서의 회전중심점의 정확도는 x, y, z 방향에서 각각 0.2 mm (SD 0.2 mm), 0.2 mm (SD 0.2), 0.3 mm (SD 0.2 mm)이었고, 입체조형정위방사선치료에서는 각각 0.2 mm (SD 0.2 mm), 0.3 mm (SD 0.2 mm), 0.4 mm (SD 0.2 mm)이었다. 무고정틀 정위방사선치료를 이용한 회전중심점의 오차는 다중호형기법과 입체조형기법간에 차이가 없었다.

중심단어 : 회전중심점, 무고정틀정위방사선치료, 다중호형기법, 입체조형기법

서 론

선형가속기를 이용한 정위방사선수술은 뇌의 작은 병변에 대하여 1회에 고선량의 방사선을 정확하게 조사하면서 주변 정상조직의 손상을 최소화할 수 있는 잘 알려진 치료방법이다. 고전적인 정위방사선수술은 침습적인 방법으로 두개골을 고정하여 치료하는 동안 환자의 움직임을 가능한 적게 하고자 하였다. 이러한 침습적인 고정틀은 높은 정확도를 보이지만 주로 뇌동정맥기형이나 청신경초종 등의 양성질환에 사용되었고, 원형에 가까운 병변에 대하여 일회조사로 치료해야 하는 제한점이 있었다. 이러한 단점을 보완하고자 비침습적인 고정틀을 이용하여 적절한 정위적 위치선정이 되도록 하는 노력이 있어왔다.¹⁻⁶⁾ 또한 이러한 비침습적인 고정과 함께 입체조형 분할정위방사선치료의 도입으로 불규칙한 모양을 갖는 뇌종양의 치료가 가능하여 양성질환외에 전이성뇌종양 등의 악성종양에도 적용할 수 있게 되었고, 분할조사로 정상조직이 받게 되는 불필요한 방사선량을 줄일 수 있게 되었다. 그러나, 이러한 입체조형정위방사선치료의 오차유발인자는 모의치료, 치료계획과 치료셋업 등을 거치면서 치료와 관

련된 여러 과정들이 복합적인 요인으로 연결되어 있고, 단계가 증가할수록 오차 정도가 더 커질것으로 예상되어서, 이 기법의 정확도에 대한 여러 연구들이 있었다.⁷⁻⁹⁾ 충남대학교병원 치료방사선과에서는 정위방사선치료에 비침습적인 고정방법을 이용하여 분할조사가 가능한 치료기법을 사용하고 있다.^{4, 10-12)} 본 연구에서는 입체조형정위방사선치료의 회전중심점의 정확성과 그에 따른 오차를 다중호형정위방사선치료와 비교하여 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1997년 8월부터 2000년 12월까지 충남대학교병원 치료방사선과에서 치료받은 47명의 원발성 혹은 전이성 뇌종양환자를 대상으로 71예의 병변에 대한 다중호형 혹은 입체조형분할정위방사선치료를 시행하였으며, 총 분할치료횟수는 303회였다. 47명의 환자 중 11명은 2개이상의 병변에 대하여 치료를 받았다. 대상 환자 중 28명에서는 다중호형정위방사선수술 혹은 분할정위방사선치료를 받았으며, 19명의 환자에서는 입체조형분할정위방사선치료를 받았다. 16(34%)명의 환자에서는 분할정위방사선치료만을 시행하였으며, 31(66%)명의 환자에서는 일반적인 방사선조사 후 추가로 정위방사선수술, 혹은 분할정위방사선치료를 받았다. 다중호형과 입체조형분할정위방사선치료의 선택은 종양체적의 모양, 크기, 주요장기와의 인접성 등을 고려하여 결정하였다.

정위방사선치료를 시행하기전 환자의 병변은 치료계획용

이 논문은 2003년 1월 24일 접수하여, 2003년 2월 17일 채택됨.
책임저자: 조문준, (301-721) 대전광역시 중구 대사동 640
충남대학교 의과대학 치료방사선과학교실
Tel : 042)220-7861, Fax : 042)220-7899
E-mail : mjcho@cun.ac.kr

장지영 외 6인 : 금속표지자를 이용한 다중호형 정위방사선치료와 입체조형 정위방사선치료의 회전중심점 비교

CT를 시행하여 데이터를 얻었으며, 모의치료과정을 거쳐 환자의 setup과 기하학적구조에 대한 정보를 얻고, 치료계획을 시행한 후 치료를 시작하였다. 치료는 6 MV X-ray (CL2100 C/D, Varian, USA)를 이용하였고, 치료계획시스템은 pReference system (NMPE, U.S.A)을 사용하였다.

치료계획용 CT를 시행하기전 두개강내 병변의 정확한 위치와 범위를 결정하기 위하여 고정틀 대신 환자의 두개골 표면에 지름 2 mm 금속표지자 3개를 전두부와 양쪽 측두부에 삽입하였다(Fig. 1). AP (anterior-posterior)와 Lateral 방사선 사진상에서 금속표지자가 잘 보이는지 확인한 후 CT scan을 시행하였다. 금속표지자의 위치는 1 mm 두께, 1 mm 간격으로 하여 CT slice를 얻어 확인하였다. Target series는 병변 주위의 아래위 마진을 3 cm 정도로 충분히 포함하면서 3 mm 두께, 1 mm 간격으로 CT slice를 정한 후 두정부에서 skull base의 5 cm 아래까지 scan하여 환자의 데이터를 얻었다.

모의치료 및 치료를 위한 준비로 선형가속기 couch 옆면에 장착된 흡에 방사선수술용 고정판(immobilization board)을 부착하였으며, 환자를 보다 편안한 자세로 치료받게 하기 위하여 back pad를 카우치위에 놓고 고정용 head pad를 삽입하였다. 치료시 깁트리나 카우치 등의 여러 제한 조건들을 완화시키기 위하여 두정부에서 환자 어깨부위까지 감싸는 head cradle를 준비하였으며, 환자의 두정부가 방사선수술용 고정판의 끝에 일치하도록 하였다. head cradle은 Mevgreen을 이용하여 제작하였다. 이후 환자에게 맞는 고정용 마스크

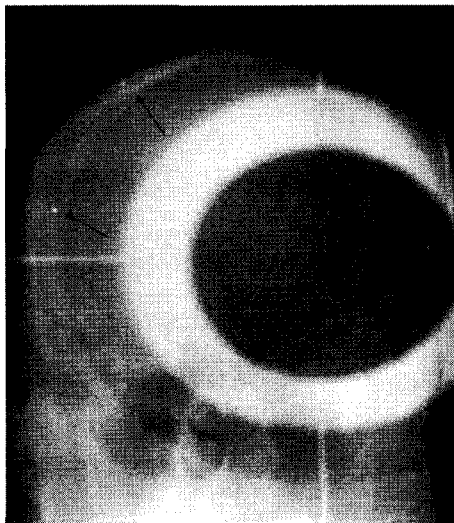


Fig. 1. Port film showed 3 gold markers. The locations of markers were generally placed on the left and right temporal sides of skull and mid-anterior hairline.

를 제작하고, 대략적인 표적 위치를 정하기 위해 치료전 시행했던 CT와 MRI 필름 등을 이용하여 그 위치를 선정하였다. 표적을 대략적인 회전중심점의 위치에 놓은 후 AP와 Lateral 모의치료용 방사선사진을 얻었다.

필름이 현상되는 동안 마이크로포지셔너(micropositioner)의 포인터 눈금을 0으로 놓고 floor 포인터 정점에 일치하도록 하였으며, 여기서 얻어진 필름이 빔방향상(BEV)의 이미지가 되었다. 현상된 필름에는 제4사분면에 확대율을 알 수 있도록 '4' 라는 표식이 나타나며, AP와 Lateral 방사선 사진의 원점과 이 표지의 중심점과의 거리를 고려하여 확대율을 계산하였다. AP와 Lateral 사진상에 나타난 2차원적인 3개의 금속표지자의 좌표는 digitizer로 확인하여 좌표확인 프로그램인 ISOLOC에 입력하였다(Fig. 2). 본원에서는 CT에서 얻은 표적의 좌표값과 3개의 금속표지자의 좌표값을 입력하여 치료하고자하는 표적좌표와 회전중심점좌표와의 오차를 계산하였다. 이 오차를 고려하여 치료실의 마이크로포지셔너 눈금을 조절하고 테이블을 조심스럽게 움직여 floor 포지셔너의 정점과 일치시켰다. 본원에서는 모의치료시 각 축에 대한 오차의 범위를 2 mm 이내로 정하였으며, 이 값보다 큰 오차가 발생하면 반복적으로 모의치료용 방사선 사진을 얻어 오차범위 이내에 들어오도록 하였다. 이 과정에서 회전중심점의 x, y, z축의 좌표값을 읽어 다중호형 분할정위방사선치료와 입체조형분할정위방사선치료간의 회전중심점의 정확도를 비교하였다. AP와 Lateral 방사선 사진에 나타나는 회전중심점의 좌표값에 대한 공간적 편차는 다음과 같이 구하였다.

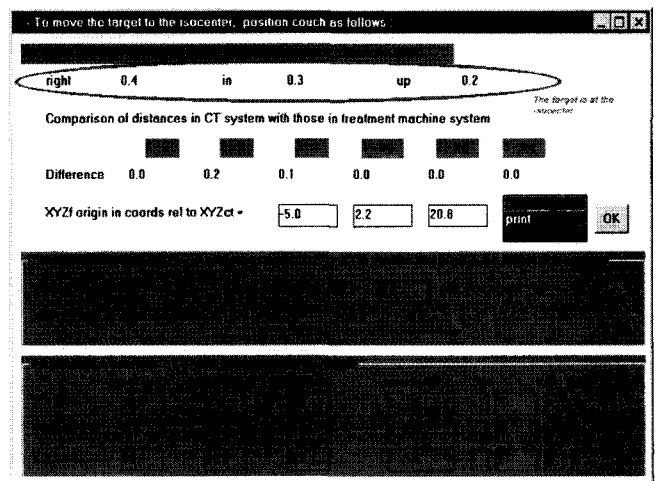


Fig. 2. ISOLOC program. The ISOLOC program (NMPE, USA) was used to adjust the couch to within 1 mm on each axis of target.

$$\Delta r = \sqrt{(\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)}$$

모의치료과정과 모의치료 확인은 개념상 동일한 과정이며, 차이점은 단지 CT에서 얻은 표적의 좌표값과 치료계획에 의하여 얻어진 회전중심점의 좌표값을 변경한 후 ISOLOC프로그램에 입력하여 다시 모의치료를 시행하는데 있다. 치료시 표적의 좌표값과 회전중심점의 좌표값의 오차가 x, y, z 각 축에서 1 mm 이내가 될 때까지 반복하여 시행하였다.

결 과

모의치료과정에서 얻은 AP와 Lateral 방사선사진에서 3개의 금속표지자의 위치를 확인하였고, 필름의 확대율을 고려하여 좌표값을 얻었다. 치료계획에서 계산된 회전중심점의 좌표값과 환자의 자세에 따라 달라진 금속표지자의 좌표값을 일치시키기 위한 couch의 공간적 변위값을 계산하였다.

방사선치료전과 매 치료시 얻은 AP와 Lateral 방사선사진에서 보여주는 좌표값에서 x는 테이블의 좌우움직임(lateral)으로 누운자세에서 좌측방향의 움직임을 양의 움직임으로 정

의하였고, y는 상하방향의 움직임(anterior-posterior)으로 상측방향의 움직임을 양의 방향으로 정의하였으며, z는 길이방향의 움직임(cranio-caudal)으로 전측방향의 움직임을 양의 방향으로 정의하였다. 회전중심점 좌표의 정확도 분석을 위하여 각 축에 대한 평균 이동값은 전체변위의 평균으로 정하였으며, 오차정도는 전체변위의 표준편차(1SD)로 구하였다. 다중호형분할정위방사선치료의 각 좌표값의 평균값과 표준편차는 x축이 0.2 ± 0.2 mm, y축이 0.2 ± 0.2 mm, 그리고 z축이 0.3 ± 0.2 mm이었으며, Δr 은 0.41 mm이었다. 입체조형분할정위방사선치료의 각 좌표값의 평균값과 표준편차는 x축이 0.2 ± 0.2 mm, y축이 0.3 ± 0.2 mm, 그리고 z축이 0.4 ± 0.2 mm이었으며, Δr 은 0.54 mm이었다. 따라서 각 치료기법에 따른 각 방향의 오차는 모두 허용한도이내의 값을 나타내었다. Fig. 3의 (a), (b), (c)는 다중호형기법, (d), (e), (f)는 입체조형기법에 대한 회전중심점의 변위를 히스토그램으로 나타내어 그 분포를 알아본 그림이다. (a)와 (d)는 x방향, (b)와 (e)는 y방향에 대한 회전중심점변위로 두 치료기법 모두 비교적 좌측방향과 상측방향으로 이동되어 있었다. (c)와 (f)는 z방향에 대한 회전중심점의 변위로 두 치료기법 모두에서

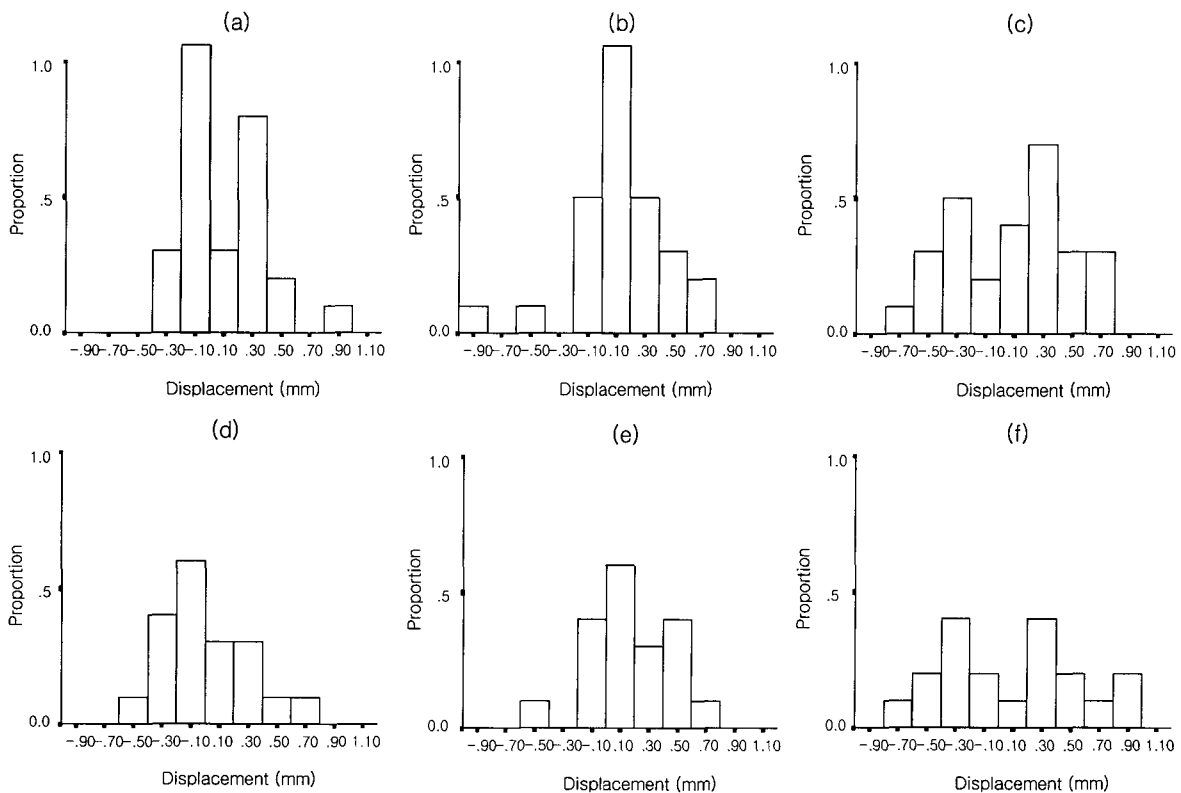


Fig. 3. The isocenter distribution histogram for a (a) x-axis, (b) y-axis, (c) z-axis on multiple arc FSRT and for a (d) x-axis, (e) y-axis, (f) z-axis on conformal FSRT.

비교적 회전중심점의 변위를 보이지 않았다.

고찰 및 결론

1950년대 초 양성 뇌질환에서 정위방사선치료가 도입된 이래로 많은 발전이 이루어졌다. 정위적인 두개골 고정틀을 이용한 방사선치료가 흔하게 사용되었으나 이 방법은 침습적인 처치가 필요하고 반복적으로 치료하는데 제한이 있었다. 또한 시신경 등과 같은 주요 구조물에 가까운 병변에 대하여 적용하기가 어려웠다. 이러한 제한점을 극복하기 위하여 비침습적인 고정틀이나 무고정틀을 이용한 치료기법들이¹⁻⁶⁾ 꾸준히 발전하게 되었다. 이러한 비침습적인 고정틀을 이용한 치료기법들은 기존의 뇌정위수술이나 통상적인 방사선치료와는 확연히 다른 특성을 갖게 되었다. 최근에는 더욱 발전하여 미세다엽콜리메이터 혹은 세기변조방사선치료 등을 이용한 정위방사선치료가 도입되어 불규칙한 모양의 뇌종양에 더욱 효과적인 치료가 가능해졌다.^{13, 14)} 정위방사선수술과 마찬가지로 분할정위방사선치료에서 가장 중요한 것은 수학적으로 잘 정의되고 높은 정밀도를 유지할 수 있는 정위좌표계의 설정이 매우 중요하다. 특히 회전중심점의 평행이동 및 회전오차에 대한 확인이 중요하다. 회전중심점의 평행이동에 대한 정확성을 조사한 Laing 등¹⁵⁾에 의하면 x, y, z 좌표값으로 얻어진 Δr 는 1.1 mm이었고, Willner 등¹⁶⁾의 보고에서는 Δr 는 2.4 mm였으며, Ryken 등⁹⁾은 0.82 mm를 보고하였다. 회전중심점의 평행이동 및 회전오차에 대한 조사를 시행한 Buatti 등²⁾에 의하면 회전중심점의 평행이동오차는 0.3 mm 이하였으며, 회전오차는 0.3° 이었다.

삼차원입체조형방사선치료 역시 분할치료가 가능하여 두경부종양에서 시도되기 시작하여 뇌종양으로 영역이 확대되었다.^{7, 17, 18)} 그러나, 이 치료 역시 치료계획 및 치료과정동안 조사영역의 정렬에 부정확성이 존재하는 것으로 알려져 있어 임상표적체적(CTV)을 놓치거나 방사선에 민감한 부위에 과다한 방사선을 노출시키게 될 우려가 있다. 이러한 부정확성을 줄이기 위해 새로운 치료계획장비들이 개발되었으며, 그 외에 견고한 고정틀을 사용하거나 매 치료계획시 치료할 때와 동일한 자세로 반복적인 CT촬영이나 조사문사진 등을 이용하여 회전중심점의 정확한 위치를 확인하여 재현성을 높이는 등의 노력이 있어 왔다.^{7, 8, 10-12, 17, 18)} Kortmann 등⁷⁾에 따르면 치료전 반복적인 CT촬영으로 치료계획했을 때 회전중심점의 정확도는 x, y, x 방향에서 각각 -0.3 ± 2.0 mm, 1.2 ± 1.3 mm, -1.6 ± 1.6 mm이었다. Schlegel 등¹⁸⁾의 보고에서는 나무재질의 머리고정틀과 미세다엽콜리메이터 등의 이용

으로 x, y, z 각 방향에서 1 mm이내의 정확도를 보였으며, 공간적 편차값은 0.05 mm이었다.

본 연구에서는 환자의 두개골에 3개의 금속표지자를 삽입하여 정위적 좌표계를 정의하는 무고정틀방법을 이용한 다중호형 또는 입체조형정위방사선치료를 시행하였다. 이 기법은 환자의 얼굴에 마스크만 씌워 고정하므로 환자에게 편리하지만 적절한 환자자세의 고정을 얻기가 쉽지 않아 환자의 적극적인 협조가 중요하다. 본 연구에서 분할정위방사선치료를 계획한 환자의 모의치료 횟수는 평균 2회였으며, 환자에게 치료의 목적 및 주의사항을 충분히 인지시킴으로써 모의치료의 반복횟수를 줄일 수 있었다. 각 치료기법에 따른 회전중심점의 공간적 편차값(Δr)은 다중호형분할정위방사선치료의 경우 0.41 mm, 입체분할정위방사선치료의 경우에는 0.54 mm로 유사한 결과를 보였으며, 기존의 회전중심점의 정확성에 대한 문헌들과 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

따라서 비침습적인 무고정틀을 이용한 다중호형 분할정위방사선치료와 입체조형분할정위방사선치료의 표적의 좌표값과 회전중심점의 좌표값간의 편차가 허용할만한 오차내에서 회전중심점의 정확성을 나타내므로 종양의 크기와 형태에 따라 다중호형 혹은 입체조형치료를 선택하여 환자가 보다 편안한 자세에서 반복적으로 정확한 방사선치료계획을 수립할 수 있으리라 여겨진다. 향후 회전중심점의 회전오차에 대한 조사의 추가로 무고정틀을 이용한 분할정위방사선치료의 정확도에 대한 분석이 필요할 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. Bova FJ, Buatti JM, Friedman WA, Mendenhall WM, Yang C, Liu C: The university of Florida frameless high precision stereotactic radiotherapy system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38:875-882 (1997)
2. Buatti JM, Bova FJ, Meeks SL, et al: Preliminary experience with frameless stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 42:591-599 (1998)
3. Meeks SL, Bova FJ, Wagner TH, Buatti JM, Friedman WA, Foote KD: Image localization for frameless stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 46(5):1291-1299 (2000)
4. NMPE internal report 95.7: *The volume of tissue irradiated in standard arc radiosurgery*. Douglas J (1995)
5. Gill SS, Thomas DGT, Warrington AP, Brada M: Relocatable frame for stereotactic external beam therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 20:599-603

- (1991)
6. Graham JD, Warrington AP, Gill SS, Brada M: A noninvasive relocatable frame for fractionated radiotherapy and multiple imaging. *Radiother Oncol* 21: 60-62 (1991)
 7. Kortmann RD, Becker G, Perelmouter J, Buchgeister M, Meisner C, Bamberg M: Geometric accuracy of field alignment in fractionated stereotactic conformal radiotherapy of brain tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 43(4):921-926 (1999)
 8. Kortmann RD, Hess CF, Jany R, Bamberg M: Repeated CT-examinations in limited volume irradiation of brain tumors; Quantitative analysis of individualized (CT-based) treatment plans. *Radiother Oncol* 30:171-174 (1994)
 9. Ryken TC, Meeks SL, Pennington EC, et al: Initial experience with frameless stereotactic radiosurgery: analysis of accuracy & feasibility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 51(4):1152-1158 (2001)
 10. 김기환, 김준상, 장지영, 등: 다중호형 FSRT와 Conformal FSRT의 DVH 비교. *대한방사선종양학회지* 17(3): 261-267 (1999)
 11. Kim K, Cho M, Kim J, Kim J, et al: Isocenter accuracy in frameless stereotactic radiotherapy using implanted fiducials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 56: 266-273 (2003)
 12. Cho M, Kim K, Kim D, Kim J: The interfractional three-dimensional reproducibility of a frameless stereotactic radiotherapy system. *Eur J Cancer* 37: S212 (2001)
 13. Shiu AS, Kooy HM, Ewton JR, Tung SS, Wong J, Antes K, Maor MH: Comparison of miniature multi-leaf collimator(MMLC) with circular collimation for stereotactic treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 37:679-688 (1997)
 14. Cardinale R, Benedict B, Gaballa H: A comparison of stereotactic radiotherapy techniques: non-coplanar arcs vs 3D fixed conformal fields vs beam modulation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 36(1) (suppl):189 (1996)
 15. Laing RW, Thompson V, Warrington AP, Brada M: Feasibility of patient immobilization for conventional cranial irradiation with relocatable stereotactic frame. *Br J Radiol* 66:1020-1024 (1993)
 16. Willner J, Flentje M, Bratengeier K: CT simulation in stereotactic brain radiotherapy-analysis of isocenter reproducibility with mask fixation. *Radiother Oncol* 45:83-88 (1997)
 17. Gadmann G, Schlegel W, Debus S, Schad L, Bortfeld T, Hover KH, Lorenz WJ, Wannemacher M: Fractionated stereotactically guided radiotherapy of head and neck tumors: a report on 195 cases. *Radiother Oncol* 29:205-213 (1993)
 18. Schlegel W, Pastyr O, Bortfeld T, Gademann G, Menke M, Maier-Borst W: Stereotactically guided fractionated radiotherapy: technical aspects. *Radiother Oncol* 29:197-204 (1993)

Fractionated Stereotactic Radiotherapy (FSRT) Using Gold Markers : A Comparison of the Isocenter between Multiple Arcs and Static Conformal Beams

Ji-Young Jang M.D.^{*}, Ki-Hwan Kim M.S.[†], Moon-June Cho M.D.^{†,||},
Jae-Sung Kim M.D.^{†,||}, Jun-Sang Kim M.D.[†], Chang-Joon Song, M.D.[†],
Seon-Hwan Kim, M.D.[§]

**Department of Therapeutic Radiology, Daejeon St. Mary's Hospital,
Catholic Medical Center, Catholic University,*

*†Departments of Therapeutic Radiology, †Diagnostic Radiology, §Neurosurgery, College of Medicine,
||Cancer Research Institute, Chungnam National University, Daejeon, Korea*

The aim of the study was to assess the isocenter deviation between multiple arcs and conformal beams in frameless FSRT. Forty seven patients received single isocenter radiosurgery or therapy (SRS/T) using available frameless FSRT system from Aug. 1997 to Dec. 2000. In choosing multiple arc FSRT or conformal FSRT, we had considered one of two techniques with respect to tumor size and tumor shape. In multiple arc FSRT, the average and standard deviation (SD) of the isocenter deviation was 0.2 mm (SD 0.2 mm), 0.2 mm (SD 0.2) and 0.3 mm (SD 0.2 mm) in the lateral (x), anterior-posterior (y) and cranio-caudal directions (z). In conformal FSRT, the average deviation and SD of the isocenter deviation was 0.2 mm (SD 0.2 mm), 0.3 mm (SD 0.2 mm) and 0.4 mm (SD 0.2 mm) in the x, y and z directions. The average spacial deviation (Δr) was 0.41 mm and 0.54 mm in multiple arcs and conformal beams, respectively. The isocenter deviation using frameless FSRT system was similar value between multiple arcs and conformal beams. In practice, we believed we can select the appropriate treatment technique according to tumor shape and size.

Key words : Frameless FSRT, Isocenter, Multiple arcs, Conformal beams