

## 노발리스 ExacTrac system을 이용한 척추 정위 방사선수술 방법 평가

인제대학교 의과대학 일산백병원 신경외과학교실

이동준 · 손문준 · 최광영 · 이기택 · 최찬영 · 황금철 · 황충진

두개의 병소 즉, 척추 등에 발생한 종양 혹은 혈관기형 등의 병소에 대해 침습적 수술이 불가한 경우 정위적 방사선 수술이 임상에서 시도되고 있다. 본 연구는 실험적으로 팬텀에 대해 척추 정위 방사선수술을 시행하고 결과 분석을 통하여 두개의 수술 목표점에 대한 방사선수술 위치 정확도를 평가하고자 한다. 이 실험을 위하여 팬텀을 특별히 고안하였으며 수술실에서 방사선 수술 목표점의 위치는 광학적 추적 장치를 이용하여 결정하였고 3 mm 미세다엽시준기(mMLC; mcro Multi-Leaf Collimator)를 사용하여 시술하였다. 팬텀의 목표점에 대한 방사선수술 오차는  $\pm 1$  mm 이내였으며 분할방사선 수술 경우도  $\pm 1$  mm 이내였다. 결과적으로 광학적 위치추적 장치를 이용한 두개의 목표점의 방사선 수술은 매우 정확하고 유용한 방법으로 판단된다.

**중심단어 :** 척추 정위방사선 수술, 광학적 위치추적 장치, 목표점 위치 정확도

### 서 론

정위적 방사선수술은 1951년에 소개된 이래 현재까지 두개내의 병소에 적용하여 임상적으로 좋은 치료성적을 보여주고 있다. 이는 두개의 병소(extracranial lesion) 즉, 척추 등에 전이했거나 혹은 발생한 종양, 혈관기형 등의 병소들에 대해서도 수술적 치료가 어려운 경우 정위적 방사선수술에 대한 기대를 유발하여 지속적인 연구와 함께 시술이 시도되고 있다.<sup>1, 2, 5, 7)</sup> 1995년 Hamilton AJ. 등이 보고한 척추의 병소에 대한 정위적 방사선수술은 병소의 목표점을 결정함에 있어 두개내 방사선 수술에서와 같이 정위틀(stereotactic body frame)을 사용하였으며<sup>1)</sup> 이 방법은 그 이후 두개의 병소의 방사선 수술에 일반화 되어 왔다. 최근에는 이와 함께 광학적 추적 장치를 이용한 목표점 추적방법<sup>3, 4, 9)</sup>이 두개의 병소 방사선 수술에 적용되어 일회 방사선 조사하는 방사선 수술은 물론 분할방사선 수술도 시행하고 있다. 그러나 임상에서 이들 수술의 정확성과 신뢰도는 환자의 호흡 및 장기의 움직임에 의한 병소위치의 편이 정도가 가장 큰 변수이므로 수술 대상 환자 선택 시 병소의 위치의 고려가 우선 되어야 한다.

두개의 방사선수술의 임상적용에 대한 접근으로는 국소적 폐암 등<sup>10)</sup>도 있으나 대부분이 장기 및 호흡에 의한 영향으로 병소의 편이가 적은 척추에 전이된 종양<sup>6, 8)</sup> 혹은 전립선암에 대한 시술 예이다.<sup>11)</sup> 본 연구는 두개의 방사선 수술시 새로운 목표점 추적방법인 광학적 추적 방법을 임상에서 시행 전에 팬텀을 이용하여 척추에 대한 방사선수술의 목표점 위치 정확도를 측정하고 평가하였다.

### 대상 및 방법

두개의 목표점에 실험적으로 방사선 수술을 시행함에 있어 방사선수술 장비는 6 MV 광자 빔의 노발리스(Novalis, BrainLab, Inc, Germany)를 사용했으며 시준기는 3 mm 미세다엽 시준기를 사용하여 방사선수술의 정확도를 측정하였다. 팬텀은 본 연구의 목적에 따라 특별히 고안하였고 방사선 수술시 환자 받침대에 진공쿠션을 설치하고 그 위에 팬텀을 양와위 자세로 고정 하였다.

#### 1. 팬텀 제작

두개의 병소의 방사선 수술을 모의치료하기 위하여 인체 모양의 팬텀을 고안하여 제작하였다. 팬텀은 속이 비어 있는 FRP재질의 인체 모양으로 Fig. 1과 같이 내부에 상용척추 모형을 폴리우레탄 폼을 이용하여 고정시켰다. 임의의 병소 위치는 척추신경 가까운 곳에 정하고 병소는

이 논문은 2002년 11월 5일 접수하여 2002년 11월 27일 채택됨  
책임저자 : 이동준, (411-706) 경기도 고양시 일산구 대화동 2240  
인제대 일산백병원 신경외과학교실  
Tel : 31)910-7732, Fax : djlee@ilsanpaik.ac.kr

CT 촬영 시 검출되도록 방사선 불 투과성 물질을 사용하였으며 내부에 필름홀더를 삽입하여 제작 후 척추의 정한 위치에 부착하였다. 필름홀더에는 방사선 조사 전 필름에 pin hole을 낼 수 있도록 pin 가이드를 포함하였다. 필름은 실내에서 빛의 노출에 무관하게 조작할 수 있는 radiochromic film (Gafchromic film, MD-55, Victoreen Co.)을 2 cm×2 cm 의 크기로 필름홀더에 삽입하여 사용하였다. 인체에서 흉부 표피에 해당하는 팬텀의 외부에는 병소의 위치를 추적하기 위한 적외선을 반사하는 구슬 7개를 비대칭 모양으로 부착했다.

## 2. 광학적 목표점 추적 장치 ExacTrac 시스템

ExacTrac 시스템은 노발리스의 두개의 병소 방사선 수술 장치로서 병소위치 추적을 위한 두 대의 적외선카메라(ProPeflex MCU40, Qualisys AB, Sweden) 와 한 대의 비디오카메라(WV-CP450, Panasonic Co., Japan), 적외선 반사구슬(이하 반사구슬) 및 이들의 위치관계를 분석해 주는 프로그램으로 구성되어 있다. 적외선 카메라와 비디오카메라는 환자의 몸체를 볼 수 있는 환자 위치 반대편 천장에 장치하고 반사구슬은 환자의 표피에 부착하여 병소를 추적하는데 사용된다. 적외선카메라는 3차원 공간에서 반사구슬에 대하여 위치추적 정확도가 0.3 mm ±0.1 mm 이다. 적외선 구슬은 12 mm 직경의 공 모양으로 팬텀의 양와위 자세에서 카메라들에게 노출되도록 그리고 임상 시를 고려하여 호흡의 영향을 상대적으로 적

게 받는 부분을 선택하여 부착한다. 반사 구슬은 최소 4 개 이상이면 프로그램 상에서 3차원 공간 위치가 추적되지만 적외선카메라가 일부 구슬을 인식하지 못할 경우와 특히 추적된 병소위치의 공간오차를 줄이기 위해 5 내지 8개를 사용하는 것이 적당하다.

## 3. 치료실내 ExacTrac 시스템 교정

치료실내 ExacTrac 시스템의 적외선카메라와 비디오 카메라 및 이들의 회전중심점 위치 인식에 대한 교정은 방사선 수술 전에 항상 선행되어야 한다. 카메라들의 교정은 25개의 적외선 표지자가 붙어있는 교정용 팬텀과 교정 프로그램(ExacTrac v1.1, BrainLab Inc., Germany) 을 이용하며 교정 후에는 카메라들의 위치가 변동이 없도록 주의하고 특히 비디오카메라의 줌(zoom)상태가 변화하지 않도록 고정한다.

## 4. 두개의 병소의 방사선 수술과정 모의치료

환자 받침대에 진공쿠션과 함께 설치된 팬텀은 치료계획을 위해 CT 촬영하였다. CT 이미지는 팬텀의 반사구슬들을 모두 포함하도록 하여 2 mm 간격으로 하고 병원 내 회로망을 통해 치료계획 컴퓨터에 전달한다. 치료계획(Fig. 2)은 3 mm 미세다엽시준기를 사용하여 목표점에 방사선을 20 Gy 조사하도록 하였다. 치료계획이 완성되면 팬텀을 노발리스 장비의 치료테이블에 설치한다. 이때 두

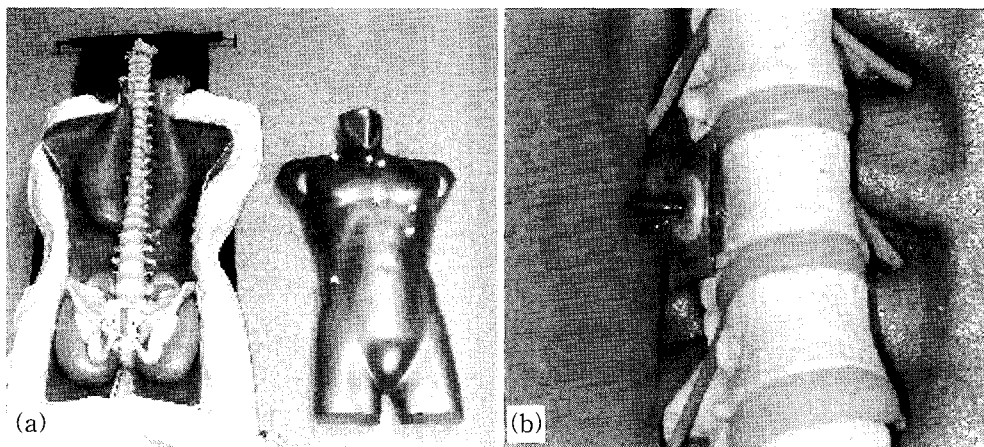


Fig. 1. Position the phantom in the vacuum cushion on the carbon tray. (a) Infrared reflective body markers attached on the human shape phantom (b) Film holder and pin guider mounted on the artificial spine phantom.

대의 적외선카메라는 팬텀의 표면에 부착된 반사구슬을 인식하게 되어 모니터에는 카메라가 추적 감지한 팬텀의 전면과 측면에서 보이는 반사구슬 분포가 나타난다. Fig. 3에서 작은 십자 표시들은 CT 이미지로부터 치료계획 된 반사구슬의 분포이고 작은 원 표시들은 팬텀에 부착된 반사구슬을 카메라들이 실시간 추적하여 감지한 구슬들의 분포이며 큰 십자 표시는 팬텀내 목표점의 회전중심점을 표시한다. 한편 가운데의 수평선과 수직선의 교차 지점인 노발리스 장비의 회전중심점 위치로 치료계획 된 회전중심점인 큰 십자 표시의 위치를 교정하는 과정은 팬단트로

원격 조정하거나 수동으로 조작 할 수 있으며 두 회전중심점의 위치가 허용오차 범위 내에서 일치하면 모니터에 'OK'표시가 나타난다. 이것은 모니터의 우측 편과 아래에 수치화된 값들 즉, 가로방향, 세로방향, 연직방향 및 가로방향 기울기, 세로방향 기울기들의 허용오차가  $\pm 0.5$  mm 와  $\pm 0.5^\circ$  이내인 상태로서 치료계획에서의 회전중심점과 반사구슬분포가 치료실내에서 적외선카메라에 의해 추적 감지된 회전중심점과 반사구슬분포와 허용오차 내에서 일치하고 있음을 나타내어 방사선수술을 시행 할 수 있는 준비 상태를 의미한다. 목표점에 대한 위치 추적 과정이 완료되면 팬텀의 병소 내에 필름을 삽입하고 치료계획에 따라 방사선을 조사하였다. 본 연구에서는 이 과정을 5회 반복하였다. 측정은 방사선 조사 전 필름에 표시한 pin hole위치와 방사선 조사 후 감광된 필름을 스캐너(Scanmaker 9800XL, Microtec, Germany)로 스캔 후 확대하여 흑화 된 픽셀 영역 중심점의 편향 정도를 측정하였다.

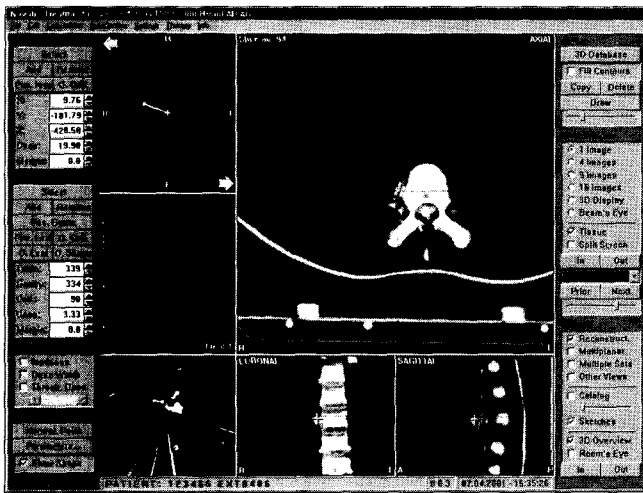


Fig. 2. Treatment planning: Transferred CT images and dose planning.

### 결과 및 고찰

ExacTrac 시스템은 원격 조정에 의해 노발리스 장비의 회전중심점과 팬텀내 목표점의 회전중심점을 일치시켜 방사선 수술이 가능하도록 하고 있다. 이는 적외선 카메라가 반사구슬을 연속적으로 추적 감지하여 목표점을 국제화(localization) 하는 방법이므로 반사구슬의 배치 및 카메라의 가시권역은 목표점 국제화의 정확도에 직접적인

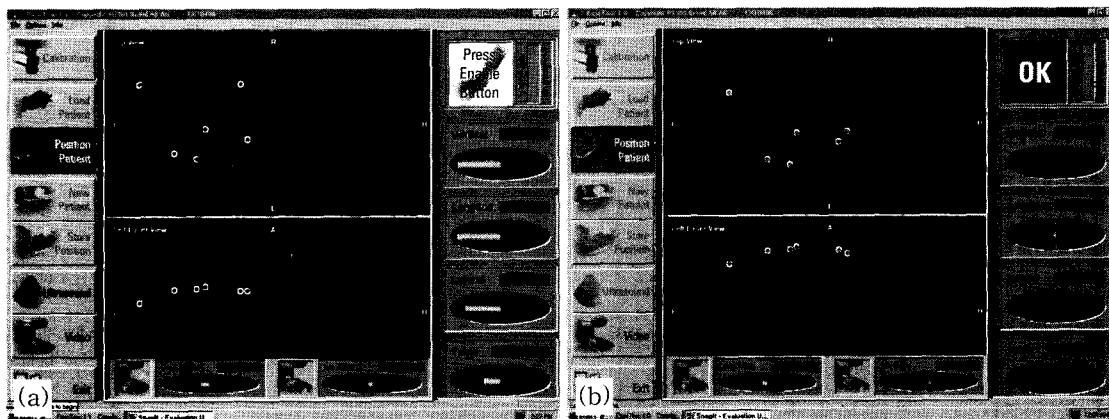


Fig. 3. Actual positioning procedure. (a) Small crosses are body marker positions of the transferred CT images. Circles are currently detected body markers by infrared cameras and large center cross is planned isocenter position and cross-hair indicates the projection of the Novalis' isocenter. (b) The couch moves automatically into the treatment position with the 3D auto-positioning module. 'OK' sign means the phantom is in the determined treatment position.

영향을 미치게 된다. 즉, 반사구슬들의 분포를 대칭적으로 배치 할 경우 카메라들은 반사된 적외선을 연속 추적 시 각각의 반사된 신호를 구분할 수가 없어 결과적으로 회전 중심점의 위치를 잘못 인식할 수 있게 된다. 한편 팬텀에 부착된 반사구슬이 카메라의 방향과 일직선상에 2개 이상 있으면 방사선 수술을 위하여 회전중심점으로 팬텀내 목표점의 회전중심점을 이동 중 뒤쪽에 부착된 반사구슬이 카메라의 가시권역을 벗어나거나 혹은 반사 신호를 구분하지 못하는 경우를 일으킬 수 있어 방사선 수술준비 상태로 갈 수 없게 된다. 이와 같은 한계를 극복하고 방사선 수술 목표점 국제화의 정확도를 높이기 위해서는 팬텀을 CT 촬영 전에 반사구슬 개수와 부착위치를 신중히 계획하여야 한다. 특히 임상에서는 호흡과 관련하여 상대적으로 움직임이 적고 상체의 움직임에 대해서도 표피의 이동현상이 적은 부분을 선택하여 반사구슬을 부착하여야 목표점 국제화의 정확도를 높일 수 있다. 반사구슬은 카메라의 감지가 불가능한 경우를 감안하여 최소 5개 이상 최대 8개 정도면 충분하다. 실제로 본 연구에서도 7개의 반사구슬을 팬텀에 부착하였으나 카메라는 6개만을 감지한 것을 Fig. 3에서 알 수 있다. 이것은 노발리스의 회전중심점으로 팬텀의 목표점을 이동과정에서 반사구슬 한 개가 흉부에 가려 카메라의 가시권 영역 밖으로 밀려난 경우이다. 또한 반사구슬의 적외선 반사효율을 높이기 위하여 반사구슬을 부착 혹은 제거 시 비닐장갑 등을 끼고 조작하여 유기물질의 직접 접촉, 마찰 등으로 인한 반사구슬 표면의 특수코팅 손상을 방지하도록 한다. Fig. 4는 모든

방사선 수술을 위한 준비과정이 완료된 후 두개의 목표점인 임의의 척추 병소에 대한 방사선 수술이 시행되고 있는 모습이다. 본 연구의 방사선 수술 실험에서 광학적 추적 방법에 의한 방사선 수술 목표점의 국제화 정확도는 적외선 카메라의 실시간 반사구슬 감지에 의해 모니터 상에 표시된다. 이들 값은 Table 1에서와 같이 평균  $\pm 1$  mm 이내의 공간오차를 나타내며 이 조건에서 방사선 수술을 시행한 결과인 Table 2에서도 임의의 방사선수술 목표점인 pin hole에 대하여 방사선 선량분포의 중심점이  $\pm 1$  mm 이내의 오차를 나타내어 이미 보고 된 다른 문헌<sup>4,9)</sup>에서와 같이 좋은 결과를 보여준다. 그러나 이 결과들은 팬텀을 이용한 측정값이므로 임상에서는 방사선수술 대상 환자를 선택 시 우선적으로 병소의 위치를 고려하여야 하고 호흡 및 장기의 움직임에 의한 방사선 수술 목표점의 이동 등을 예상하여야 하며 분할 방사선 수술의 경우는 재 치료 시 이미 부착된 반사구슬의 이동 여부를 면밀히 관찰한 후 필요시 수정하여야 한다.

## 결론

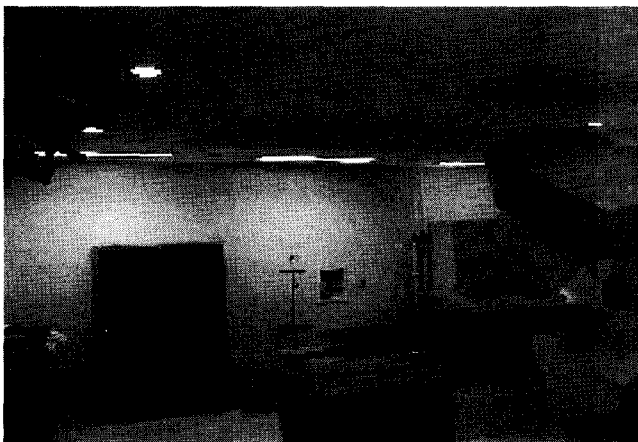
두개의 방사선 수술시의 목표점 국제화 방법으로 적외

**Table 1.** Series of phantom positioning measurements as indicated by the values the right hand side of the monitor screen on the Fig. 3.

Test	Displacement (mm)
1	0.8
2	1.1
3	0.6
4	0.6
5	0.8
Average	$0.78 \pm 0.18$

**Table 2.** Displacements of the irradiated target position from predicted pin holed isocenter on the film

Test	lateral	longitudinal	vertical	RMS (mm)
1	0.46	-0.62	0.48	0.91
2	0.43	0.51	-0.15	0.68
3	-0.20	-0.53	0.33	0.66
4	-0.13	-0.31	0.46	0.57
5	-0.15	-0.43	0.43	0.63
Average				$0.69 \pm 0.12$



**Fig. 4.** Automatic phantom positioning with fully computer controlled system.

선을 이용한 광학적 추적방법은 매우 정확함이 확인되어 임상에서의 사용도 충분히 가능하다고 평가된다. 특히 광학적 추적 방법의 장점은 방사선 수술동안 방사선 수술 목표점과 방사선수술 장비의 회전중심점간의 3차원적 공간 변이 관계를 실시간으로 모니터 상에서 확인할 수 있었다. 이것은 임상에서 두개외 방사선 수술시 호흡이나 다른 장기의 움직임 등으로 인한 병소위치의 변이를 직접 확인하면서 방사선을 조사 할 수 있고 필요시 환자의 위치 수정 후 다시 방사선을 조사 할 수 있게 한다. 그러므로 방사선수술 동안에 목표점의 변위를 최대한 줄일 수 있고 정상조직에 조사되는 고 선량의 방사선량을 최소화 할 수 있어 방사선수술의 신뢰도를 향상시킬 수 있는 매우 유용한 방법이라고 생각된다.

### 참 고 문 헌

1. Hamilton AJ, Lulu BA, Fosmire H, Stea B, Cassady JR: Preliminary clinical experience with linear accelerator-based spinal stereotactic radiosurgery technique and application. *Neurosurgery* 36:311-319 (1995)
2. Ryu SI, Chang SD, Kim DH, Murphy MJ, Le QT, Martin DP, Adler JR: Image-guided Hypo-fractionated stereotactic radiosurgery to spinal lesions. *Neurosurgery* 49:838-846 (2001)
3. Wang LT, Solberg TD, Medin PM, Boone Rex: Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumors. *Computers in Biology and Medicine* 31:101-111 (2000)
4. Meeks SL, Bova FJ, Wagner TH, Bautti JM, Friedman WA, Foote KD: Image localization for frameless stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 46:1291-1299 (2000)
5. Adler JR, Chang SD, Hancock SL: Image-guided robotic radiosurgery. *Neurosurgery* 44:1299-1307 (1999)
6. Chang SD, Murphy MJ, Martin DP, Adler JR: Image-guided robotic radiosurgery; Clinical and radiographic results with the cyberknife, in D. Kondziolka (ed): *Radiosurgery*, Basel, Karger (2000) pp. 23-33
7. Hamilton AJ, Lulu BA, Fosmire H, Gossett L: Linac-based spinal stereotactic radiosurgery. *Stereotactic Funct Neurosurg* 66:1-9 (1996)
8. Rock J, Kole M, Yin FF, Ryu S, Gutierrez J, Rosenblum M: Radiosurgical treatment for Ewing's sarcoma of the lumbar spine. *Spine* 27:E471-E475 (2002)
9. Bova FJ, Meeks SL, Friedman WA, Bautti JM: Optic-guided stereotactic radiotherapy. *Med Dosim* 23:221-228 (1998)
10. O'Dell WG, Schell MC, Reynolds D, Okunieff P: Dose broadening due to target position variability during fractionated breath-held radiation therapy. *Med Phys* 29:1430-1437 (2002)
11. Guy Soete, Dirk V, Dirk M, Vincent V-H, Jan Van de Steene, Dirk Van Den Berge, Patrica De Roover, Frans K, Guy Storme: Clinical use of stereoscopic x-ray positioning of patients treated with conformal radiotherapy for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 54:948-952 (2002)

## Assessment of the Optic-guided Patient Positioning for Spinal Stereotactic Radiosurgery Using Novalis ExacTrac System

Dong Joon Lee, Moon Jun Sohn, Kwang Yeong Choi, Gi Taek Yee,  
Chan Young Choi, Keum Chul Hwang, C. Jin Whang

*Department of Neurological Surgery, Ilsan Paik Hospital,  
College of Medicine, University of Inje, Ilsan, Korea*

Stereotactic radiosurgery for intracranial lesion is well established since the Lars Leksell first introduced radiosurgery concept in 1951. Its use in the treatment of spinal lesion has been limited by the availability of effective immobilization devices. The first clinical experience of the spinal stereotactic radiosurgery technique was reported by Hamilton AJ. in 1995. Recently, Optic-guided patient positioning technique for extracranial stereotactic radiosurgery was developed and reported. This study is for assess the target positioning accuracy of the optic guided patient positioning system Exactrac (BrainLab., Inc, Germany). We have designed phantom for assess the accuracy of spinal stereotactic radiosurgery. The infrared reflective body markers attached to the relatively immobile part of the body and a series of 2 mm CT images was taken. The image sets were transferred to the planning computer. During the radiosurgery treatment, we measure the real-time display showing the positioning values from Exactrac computer. And we compare the isocenter deviation from irradiated center point of the film which was mounted on the lesion site of the phantom and pin hole site of that film. The accuracy of the ExacTrac system in positioning a target point shows enough for the clinical applications.

**Key words :** Spinal stereotactic radiosurgery, Optic-guided positioning, Localization accuracy