

An Analysis of Intra-Fractional Movement during Image-Guided Frameless Radiosurgery for Brain Tumor Using CyberKnife

Ki Mun Kang^{*†}, Gyu Young Chai^{*†}, Bae Gwon Jeong^{*†}, In-Bong Ha^{*†},
Kyung Bum Park^{†‡}, Jin-Myung Jung^{†‡}, Young Kyung Lim[§], Hojin Jeong^{*†}

Department of ^{*}Radiation Oncology, [†]Neurosurgery, School of Medicine,
Gyeongsang National University, [‡]GyeongSang Institute of Health Sciences, Jinju,
[§]Proton Therapy Center, National Cancer Center, Goyang, Korea

Frameless method in brain radiosurgery has advantages relative to rigid head-frame method in terms of patient friendly and flexible application of multi-fractionation. However, it has also disadvantages and the most negative point is that it cannot control the patient motion during treatment as lowly as the level of the frame-based radiosurgery, which could affect to the treatment accuracy. In the present study, we analyzed the geometric uncertainty of the intra-fraction motion using the actual treatment records of 294-CyberKnife treatments for brain tumors. Based on the analysis, we statistically presented the magnitude of intra-fraction motion in frameless radiosurgery. The result could provide the quantitative information to determine the adequate treatment margins to compensate the intra-fraction movements.

Key Words: Stereotactic radiosurgery, Frameless radiosurgery, Brain tumor, Intra-fraction movement

서 론

정위적 방사선 수술(Stereotactic radiosurgery, SRS)은 정확한 병변의 위치를 선정한 후 다량의 방사선을 한번 또는 수회에 집중시켜 치료하는 치료방법이다.¹⁾ 이러한 방식은 통상적인 분할 방사선 치료법에 비해 높은 일일 방사선 조사량을 갖기 때문에 엄격한 치료기준과 정확도가 요구된다. 일례로 미국의학물리학회(SRS)는 SRS 기술의 전 과정에서 1 mm/1° 이내의 기계적 정확도와 2% 이내의 선량의 정확도를 유지할 것을 권고하고 있다.²⁻⁴⁾

이러한 엄격한 치료기준을 만족시키기 위해, SRS 치료는 일반적으로 특수하게 고안된 정위적 두개 고정틀(stereotactic head frame)을 사용한다. 정위적 두개 고정틀에는 3차원 좌표체계가 내장되어 있으며 치료 중 환자의 두경부에 침습적인(invasive) 방식으로 고정되어 정확한 병소의 위치 확인과 치료 중 병소의 위치 변화를 최소화시킬 수 있다. 그러나 침습적인 방식의 특성상 단일 분할 치료에만 적용 가

능하며 반복 치료에는 적용이 어렵다는 단점이 있다. 방사선 치료로 인한 부작용의 우려가 큰 경우에는 소분할(hypo-fractionated) 치료법이 선호되며, 일반적으로 열변형 플라스틱 마스크(thermoplastic mask) 등을 사용하는 비침습적인(non-invasive) 무고정틀(frameless) 방식으로 시술이 이루어진다.⁵⁻¹⁰⁾ 최근 영상기술의 발전으로 비침습적 방식으로도 정위적 고정틀을 사용하는 것에 비견될 만큼의 정확도로 병변의 위치를 결정할 수 있게 되었다. 그러나 침습적 방식이 치료 중 환자의 움직임을 적극적으로 제어하는 데 반해 다소 느슨한 고정방식을 사용하는 무고정틀 시술에서는 치료 중 환자의 움직임으로 인한 오차가 발생할 수 있으며, 이는 치료의 정확도를 떨어뜨리는 요인이 될 수 있다.⁵⁻¹⁰⁾

치료 중 환자의 움직임(intra-fraction motion)을 측정하여 치료의 정확도를 평가하기 위한 시도는 최근의 몇몇 연구 결과에서 찾아볼 수 있다. Tryggstad 등은 원뿔형빔 전산화 단층촬영(cone-beam Computed tomography)을 통해,⁸⁾ Gevaert 등은 Novalis Exact track (Novbalis, BrainLab, Inc, Germany) 장비를 사용하여 치료 중 움직임을 분석하였다.⁹⁾ 그러나 이들의 결과는 측정의 주기가 치료 직전과 직후로 제한되어 있어 전체적인 움직임을 예측하기에는 어렵다는 한계가 있었다. 방사선 조사의 전기간의 움직임 분석은 사

이 논문은 2012년 6월 8일 접수하여 2012년 8월 30일 채택되었음.
책임저자 : 정호진, (660-987) 경남 진주시 칠암동 90
경상대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실
Tel: 055-750-9237, Fax: 055-750-8217
E-mail: jeong3023@gmail.com

이버나이프의 종양 추적 시스템을 이용하여 Murphy 등에 의해 보고되었다.¹⁰⁾ 그러나 이 연구에서도 일반적 치료방식에 비해 치료시간이 훨씬 긴 사이버나이프 치료의 전체 치료시간 동안 발생한 움직임만이 분석되었다. 또한 회전변이에 의해 발생한 오차는 최대치를 가정으로 제시하여 일반적인 선형가속기 등의 치료에서 발생할 수 오차와는 다소 차이가 있을 것으로 예상된다.

본 연구에서는 종양 추적 방식의 사이버나이프 치료 과정에서 얻은 실제 치료 중 환자의 움직임을 보다 면밀히 분석하였다. 회전 변이에 의한 종양 중심의 이동량은 Euler의 회전변환 관계식을 이용하여 정량적으로 제시되었으며, 치료시간과 치료 중 움직임의 상관관계를 통계적으로 분석하여 통상적 치료방식에 적용될 수 있는 안전한 기하학적 치료여유를 정량적으로 제시하고자 하였다. 그러나 본 논문에서 제시된 치료여유는 오직 기하학적 오차의 크기만을 고려하여 제시되었으며, 좀 더 최적화된 치료여유를 결정하기 위해서는 이후 기하학적 오차와 선량변화 관계에 대한 추가 분석이 필요할 것이다.

재료 및 방법

1. 대상환자

2000년 2월부터 2012년 3월까지 경상대학교병원 사이버나이프센터에서 뇌종양 방사선 수술을 시행 받은 환자들의 치료 중 움직임을 분석하였다. 총 94명의 대상환자가 본 연구에 포함되었으며 그 중 86명은 단일 병소에 대해, 6명은 2곳의 병소에, 나머지 2명의 환자는 3곳의 병소에 각각 독립적인 방사선 수술이 시행되었다. 모든 환자는 비침습적 무고정틀 방사선 수술(frameless radiosurgery)을 시행받았으며

며 열변형 플라스틱 소재로 제작된 두경부 마스크만을 고정도구로 사용하였다. 시술은 종양의 위치와 크기를 고려하여 1회(20병소), 3회(73병소), 5회(11병소)에 걸쳐 분할 조사 되어 총 104 치료 병소에 대해 294회의 일일 방사선치료가 수행되었다(Table 1). 방사선 치료 중 발생한 환자의 움직임은 사이버나이프의 종양추적시스템(tumor tracking system)을 통해 실시간으로 측정, 분석되고, 일련의 측정결과는 자료저장장치에 자동으로 기록된다. 본 연구에서는 저장된 294회의 일일 방사선 치료기록(daily treatment log files)을 분석하여 무고정틀 뇌종양 방사선 수술 시 발생할 수 있는 기하학적 불확실성을 분석하였다.

2. 6차원 두개 위치추적 시스템(Six-dimensional skull tracking system)

뇌종양 환자의 치료 중 움직임 분석에는 사이버나이프의 육차원 두개골 위치 추적 시스템(Six-dimensional skull tracking system)을 사용하였다.¹¹⁾ 이는 치료실에서 실시간으로 촬영한 2개의 직교 두개골 영상(Camera Image A and B in Fig. 1)을 전산화 단층촬영(computed tomography, CT) 영상으로부터 획득한 디지털 재구성사진(digitally reconstructed radiography, DRR; see Synthetic image A and B in Fig. 1)과 비교하여 환자의 실시간 움직임을 측정하는 방식이다. 환자의 움직임은 각각 3개의 병진축(translational axis)과 회전축(rotational axis)에 대하여 분석되며 병진축에 대해 0.3 mm 이내, 회전축에 대해 0.3° 이내의 정확도를 가지는 것으로 알려져 있다.¹¹⁾ 경상대학교 병원에 설치된 사이버나이프도 주기적 AQA (Auto QA)와 E2E (End-to-End) 테스트를 통해 측정된 전체 기하학적 오차범위는 평균 0.34 mm (standard deviation: SD±0.10 mm)로 보고된 결과와 유사하였다. 또한, 두경부 팬텀(Head and neck phantom)을 이용하여 여러 위치에서 5회 이상 반복 측정하여 결과를 비교하였을 때 동일한 위치에서의 결과값이 최대 0.1 mm, 0.1° 이내에서 일치하여 높은 재연성을 갖는다는 것을 확인할 수 있었다.

위치추적과정은 크게 방사선 조사에 앞서 환자의 치료위치를 사이버나이프 장비의 기계적 축에 정렬시키는 환자위치결정(patient positioning) 과정과 방사선 조사 중 환자의 움직임을 추적하는 과정으로 나눌 수 있다. 치료 중 움직임 분석은 환자위치결정 과정에서 획득한 치료위치를 기준으로 방사선 조사 이후 발생한 환자의 상대적 움직임만을 고려하였다. 환자의 움직임에 대한 측정은 1~2분 간격으로 일일 방사선 치료당 최대 47회, 평균 24.6회의 엑스선 영상촬영을 통해 평균 38.9분에 걸쳐 수행되었다(Table 1).

Table 1. Summary of frameless radiosurgery using CyberKnife.

No. of patients	Total	94 pt
	Single lesion	86 pt
	Dual lesion	6 pt
	Triple lesion	2 pt
No. of fractions	Total	294 tx
	1 Fx	20 tx (20 sites)
	3 Fx	219 tx (73 sites)
	5 Fx	55 tx (11 sites)
Treatment time	Average	38.9 min
	Minimum	18.8 min
	Maximum	85.6 min

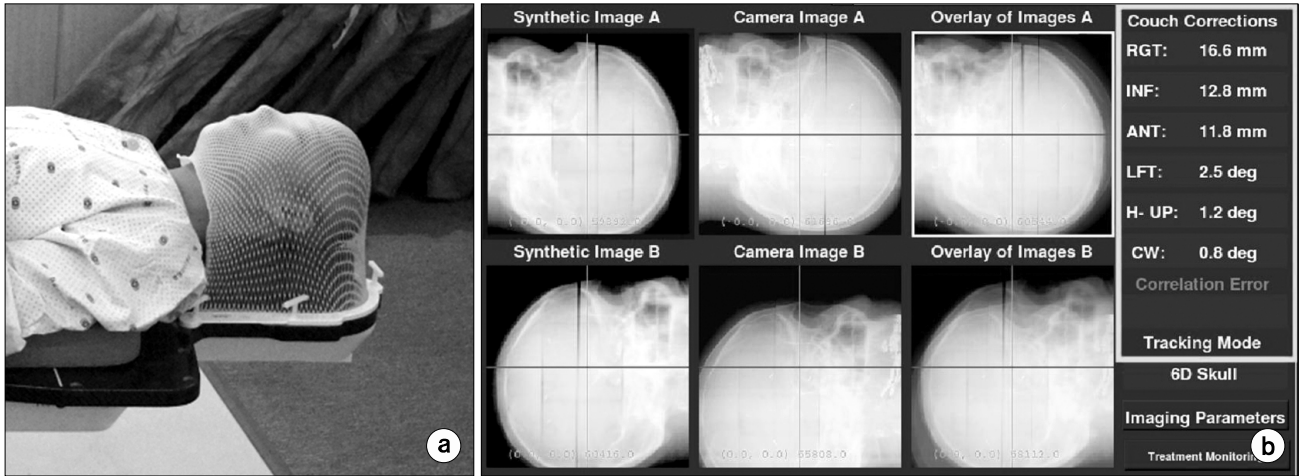


Fig. 1. (a) A photograph of a patient set-up in frameless radiotherapy, where thermoplastic mask was only used for the patient immobilization. (b) A snap shot of 6D skull tracking system, where reference DRR images (Synthetic images in the snap shot), in-room live images (Camera images in the snap shot), and overlay of both images are displayed. The values in the right-upper side show the calculated displacements of patient's position in 6-dimensional coordinates.

방사선 수술 또는 치료에서는 여러 가지 발생 가능한 오차로 인해 목표체적이 조사면에서 이탈되지 않도록 일정한 크기의 치료여유(treatment margin)를 둔다. 일반적으로 3개의 병진축(SI, LR, AP)에 대해서 각 축의 치료여유만큼 목표체적을 3차원적으로 확장시키며 회전에 의한 오차는 일반적으로 병진축의 치료여유에 포함된다. 만일 종양의 크기와 회전변이가 크지 않다면, 회전에 의한 병변의 이동은 병진이동으로 근사 시킬 수 있으며 한 대표점의 이동량만으로 전체 종양의 움직임을 묘사할 수 있다. 여기에서는 회전에 의한 오차의 양을 거리량으로 환산하기 위하여 다음의 Euler 회전변환 관계식을 사용하였다.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta_{yaw} & \sin\theta_{yaw} & 0 \\ -\sin\theta_{yaw} & \cos\theta_{yaw} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{pitch} & \sin\theta_{pitch} \\ 0 & -\sin\theta_{pitch} & \cos\theta_{pitch} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\theta_{roll} & 0 & \sin\theta_{roll} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta_{roll} & 0 & \cos\theta_{roll} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (1)$$

여기에서 θ_{yaw} , θ_{pitch} , θ_{roll} 는 각각 yaw, pitch, roll 회전 각, x, y, z 와 x', y', z' 은 각각 회전 이동 전과 후의 영상의 기준점에 대한 종양의 중심점(isocenter) 위치를 나타내고 있다. 회전에 의한 오차량은 회전변환 전과 후의 위치차이로부터 확인할 수 있으며 이를 병진오차와 합산하여 전체 종양의 움직임을 계산하였다.

결 과

Fig. 2는 일일 방사선 치료 중 발생한 환자의 움직임의

전형적인 예를 보여주고 있다. 그래프에서 원점은 환자위 치결정 과정에서 영상유도 방식(image-guided method)으로 최적화한 치료위치이며, 이후 측정값은 방사선 조사 이후 환자의 움직임으로 인한 오차를 나타내고 있다. 환자의 움직임은 3개의 병진축, 머리에서 발 방향(superior-to-inferior: hereafter SI), 왼쪽에서 오른쪽 방향(right-to-left: LR), 앞쪽에서 뒤쪽방향(anterior-to-posterior: AP)과 각 병진축을 중심으로 한 회전방향(각각 roll, pitch, yaw)에 대해 전체치료시간 46분 동안 29회에 걸쳐 측정되었다. 상기 환자의 경우 치료 초기에는 일정한 경향 없이 불규칙한 움직임을 보이며 전체 누적오차는 초기위치에서 크게 벗어나지 않았다. 그러나 시간이 경과함에 따라 누적오차가 점차적으로 증가하는 양상을 보이며 일부 축에서는 상당한 크기의 누적오차가 지속되는 조직적 오차(systematic error)의 양상까지 보이고 있다. 예를 들어 치료 시작 후 30분 정도 경과한 이후에는 SI 병진축과 pitch 회전(LR 축을 중심으로 한 회전)에서 각각 2 mm와 3° 정도의 오차가 10분 이상 지속되는 것을 확인할 수 있다. 이는 방사선 수술에서 일반적으로 권고되고 있는 치료여유(planning margin)의 크기가 1~2 mm 정도인 걸 고려할 때 무시하기 어려운 수준의 움직임이 치료 중에도 발생할 수 있다는 것을 나타낸다.

치료 중 환자의 움직임을 통계적으로 정량화 시키기 위하여 치료 중 발생한 병진오차와 회전오차를 각각 빈도주상도(frequency histogram)로 나타내었다. Fig. 3a와 3b에서 y 축은 일일 치료 중 발생한 이동량의 빈도수를 0.2 mm와

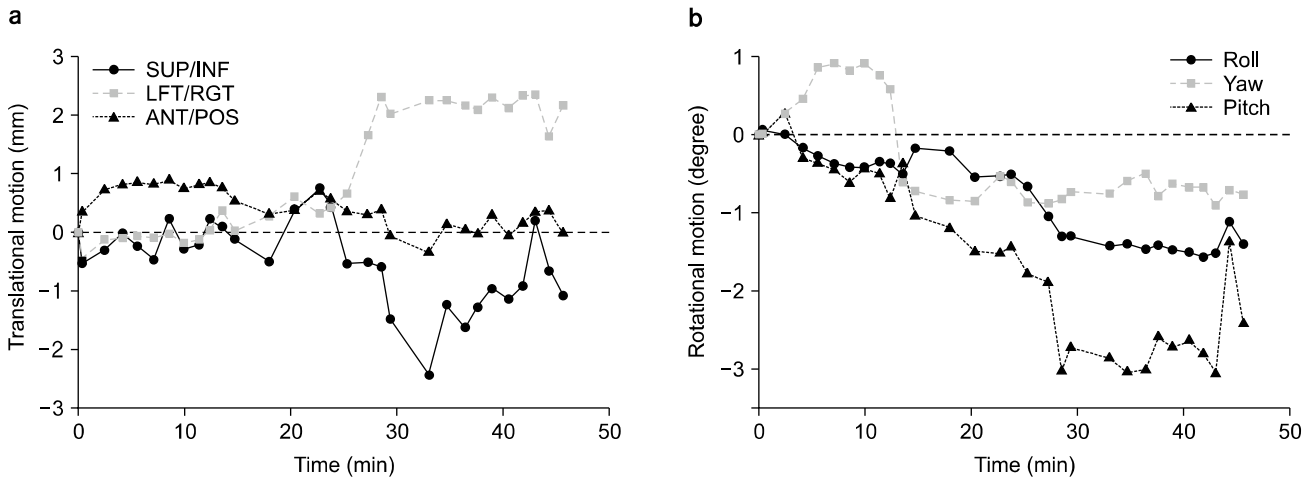


Fig. 2. Intra-fraction patient's motions in (a) translational and (b) rotational axes over a daily treatment. The position checks were made using the 6D skull tracking method in CyberKnife system with ~1.5-minute intervals.

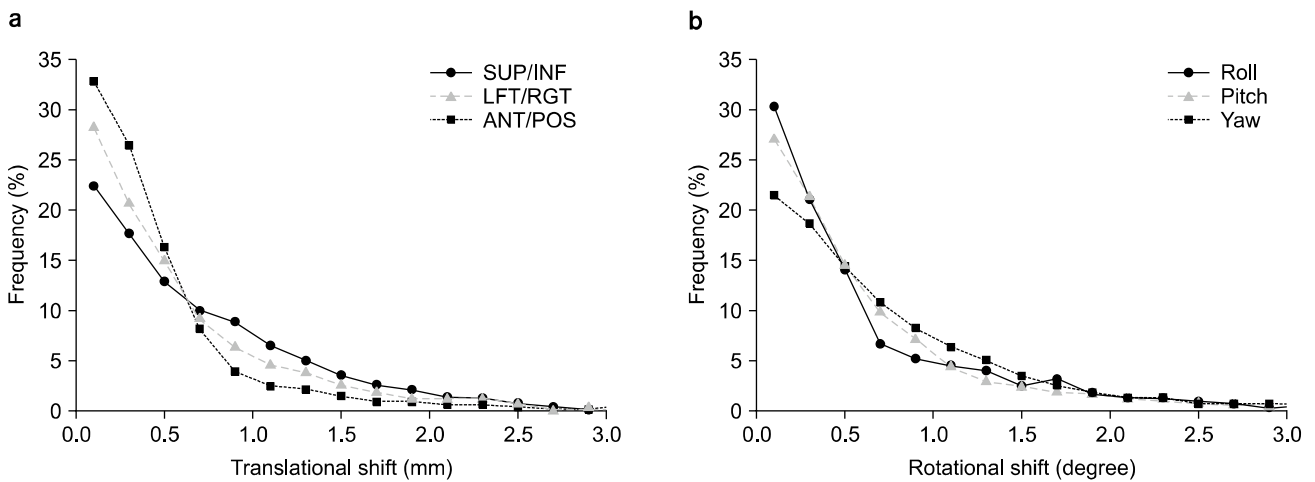


Fig. 3. The frequency histograms for cranial movements during overall treatment time along (a) translational and (b) rotational axes. The frequency distributions were analyzed with (a) 0.2 mm and (b) 0.2° degree intervals.

0.2°의 간격으로 표시한 것으로 전체 일일 치료기록 294회에 대해 규격화된 비율로 표시하였다. Fig. 3a에서 알 수 있듯이 대부분의 병진오차는 0~0.4 mm 이내의 좁은 범위 안에 집중되어 있다. 각각의 병진이동 축에 대해서는 AP 방향의 움직임이 평균 0.49 mm (SD: ±0.59 mm)로 가장 작은 움직임을 보였다. 이는 치료 중 자세재현을 위해 사용하는 베개(pillow)가 AP 방향으로의 움직임을 제어해주기 때문으로 생각된다. 반면에 LR, SI축에서는 각각 평균 0.64±0.71 mm, 0.74±0.71 mm로 상대적으로 큰 움직임을 보였다. 회전움직임의 크기는 roll (right-up/down), pitch (Head-up/down), yaw (clockwise/counterclockwise)의 순으로 발생하

였으며 각각의 평균 오차는 0.54±0.77°, 0.58±0.72°, 0.69±0.73°였다.

회전 움직임은 회전의 기준점과 병변 사이의 거리에 따라 동일한 회전각도에서도 중심점의 위치이동에 미치는 영향이 달라진다. 따라서 회전 움직임까지 포함한 병변의 중심점 이동을 정량화하기 위해 식 (1)의 관계에 따라 각 환자의 회전 움직임에 의한 중심점 이동을 거리량으로 환산하였다. Fig. 4는 이렇게 환산된 회전 움직임에 의한 중심점 이동을 병진오차와 합산하여 얻은 빈도 주상도이다. 회전에 의한 이동이 더해짐에 따라 [회전에 의한 중심점 평균 이동량: 0.11 mm (IS), 0.18 mm (LR), 0.07 mm (AP)] 전

체 중심점의 평균 이동량(M_{avg})은 병진운동만을 고려했을 때와 비교하여 약간 증가하였다. 특히 yaw 방향의 회전 움직임이 가장 크게 발생하여(Fig. 3b) LR 방향으로의 움직임이 큰 폭으로 증가하였고, 전체 LR 평균 중심점 이동량은 SI 방향으로의 중심점 이동과 비슷한 결과를 보였다[0.83 ± 0.87 mm (LR) vs 0.85 ± 0.89 mm (SI)]. AP 방향의 이동량은, 이 방향의 움직임에 기여하는 roll과 pitch 값이 상대적으로 작아(Fig. 3b) 가장 작은 증가폭을 보였으며, 전체 평균 이

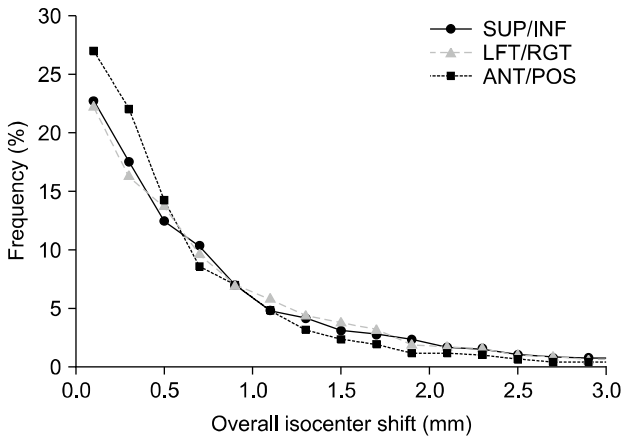


Fig. 4. The frequency histogram for overall shift of isocenter due to translational and rotational motion of cranial, i.e., overall shift=rotational shift+translational shift. The frequency distributions for overall isocenter shifts were analyzed with 0.2 mm intervals.

동량(M_{avg})은 0.56 ± 0.58 mm로 계산되었다. 본 논문에서 사용한 통계 분석은 Murphy 등에 의해 분석된 바 있으며, 원점 부근에서 일부 차이를 보이나, 전체적으로 본 논문의 결과와 유사한 경향성을 확인할 수 있다.

일반적으로 사용되는 뇌종양 방사선 수술의 치료여유가 2 mm 이내이고¹²⁾ 치료장비의 기계적 오차의 허용범위가 1 mm 이내인 권고 기준을 고려하면 위의 평균적인 움직임은 무시하기는 어려우나 허용가능하고 볼 수 있을 것이다. 또한 모든 축에서 1 mm 이내의 움직임만을 보이는 비율은 55%로 다수의 환자군에서는 무고정틀 시술방식으로도 비교적 정확한 치료가 가능하다고 할 수 있다. 그러나 허용 가능한 오차 이상의 움직임을 보이는 경우도 상당수 관측할 수 있었는데, 각 축에서 2 mm 이상의 오차를 보이는 경우가 각각 12.7% (SI), 12.2% (LR), 7.8% (AP) 빈도로 발생하였다. 또한 어느 한 축이라도 2 mm 이상의 오차를 보이는 경우가 23.0%의 빈도로 발생하여 무고정틀 방사선수술에서는 치료 중 움직임을 보정할 수 있는 치료여유가 추가되어야 할 것으로 생각된다(Fig. 5b). 만일 전체 치료 중 95% 빈도 이내의 움직임($M_{95\%}$)까지 보정할 수 있는 보수적인 기준을 고려한다면 각 축에 대해 3.1 mm (IS), 2.8 mm (LR), 2.0 mm (AP) 이상의 치료여유가 필요하며, 이는 통상적인 SRS의 허용범위를 벗어나는 양이다(Fig. 5a).

사이버나이프를 이용한 종양치료는 일반적 선형가속기 치료법에 비해 많은 수의 불연속적인 방사선 빔(150~

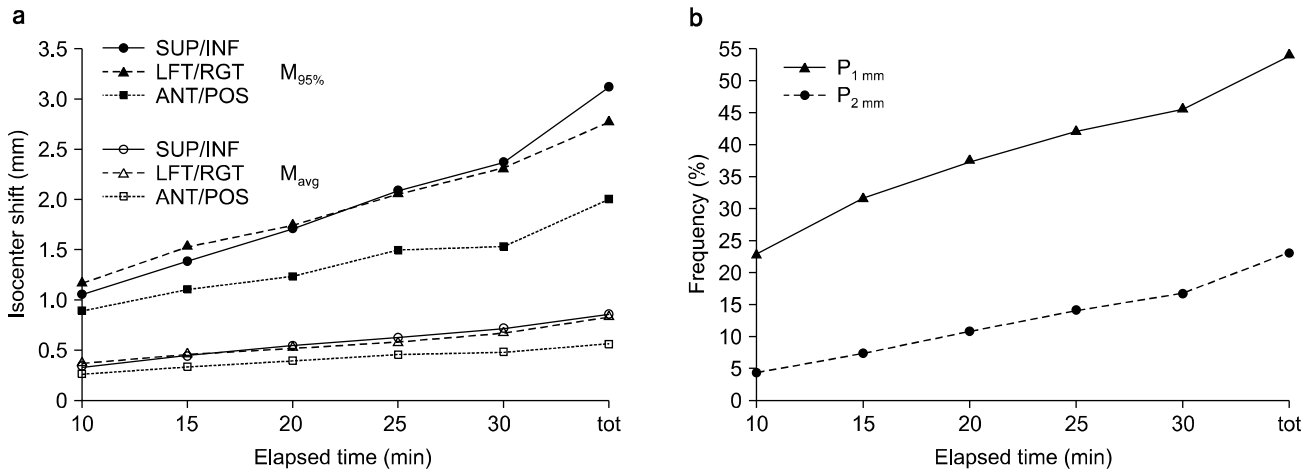


Fig. 5. (a) Time-dependent shifts of isocenter along the three translational axes as a function of the elapsed time after patient positioning, where the average shifts (M_{avg}) and the shifts including at least 95% of motion events ($M_{95\%}$) were displayed. (b) Integral frequencies for the isocenter shifts less than 1 mm ($P_{1\text{ mm}}$) and 2 mm ($P_{2\text{ mm}}$) in any of three translational axes, as a function of the elapsed time after patient positioning. The “tot” in the horizontal axis of (a) and (b) indicate that the patient motion were analyzed over entire treatment time without any constraint for elapsed time.

200개) 사용되며, 종양추적을 위한 별도의 영상과정을 필요로 한다. 이로 인해 일반적인 방법에 비해 더 많은 치료 시간이 소요되고(평균 조사시간 38.9분, Table 1), 이는 치료 중 환자의 누적 움직임을 증가시키는 요인이 될 수 있다. 치료 중 환자의 움직임과 치료시간과의 상관관계를 알아보기 위해서 일일 치료기록에서 일정한 시간 이내의 기록만을 추출하여 동일한 분석을 시도하였다. Fig. 5a는 환자위치결정이후의 특정 소요시간(10~30분) 이내에 발생한 움직임을 5분 간격으로 분석한 M_{avg} 와 $M_{95\%}$ 를 보여주고 있다. 그림에서 알 수 있듯이, M_{avg} 와 $M_{95\%}$ 모두 치료시간과 함께 뚜렷하게 증가하는 경향을 보여주고 있다. 특히 소요 시간이 10분 이내인 경우에는 $M_{95\%}$ 가 모든 축에서 최대 1.2 mm 이내의 움직임만을 보였으나[1.1 mm (SI), 1.2 mm (LR), 0.9 mm (AP)], 시간이 증가함에 따라 SI, LR, AP축에 대해 각각(1.4, 1.5, 1.1 mm: 15분), (1.7, 1.8, 1.2 mm: 20분), (2.1, 1.8, 1.5 mm: 25분), (2.4, 2.0, 1.5 mm: 30분)으로 증가하였다. 또한 2 mm 이상의 움직임을 보이는 비율(Fig. 5b) 역시 4.4% (10분), 7.5% (15분), 10.9% (20분), 14.1% (25분), 16.8% (30분)으로 시간에 따라 증가하여, 치료시간을 단축시키는 것이 치료 중 환자의 움직임을 감소시킬 수 있는 효과적인 방법임을 확인할 수 있었다(Fig. 5b).

사이버나이프를 이용한 종양치료의 중요한 특징중의 하나는 종양 추적 방식을 적용하여 치료 중 움직임에 의한 기하학적 불확실성을 감소시킨다는 것이다. 사이버 나이프의 두개 종양추적 방식은 불연속적인 영상촬영을 기반으로 하기 때문에 각 측정 사이에 이루어지는 움직임을 정확히

예측할 수는 없다. 그러나 측정 간격이 평균 ~90초로 길지 않아 측정 사이에 발생할 수 있는 움직임을 무시할 수 있다면 종양 위치의 기하학적 불확실성은 인접한 두 측정 점간의 변화량으로 근사시킬 수 있다. Fig. 6은 인접한 두 측정사이의 변화량에 대한 빈도 주상도로 M_{avg} 와 $M_{95\%}$ 가 모든 병진축에서 각각 ~0.2 mm와 ~0.4 mm로 매우 낮게 계산되었다. 또한 1 mm와 2 mm 이상의 움직임을 보이는 비율도 2.9%와 0.7%로 매우 낮아, 종양 추적 방식이 무고정틀 뇌종양 방사선수술의 기하학적 불확실성을 획기적으로 감소시킬 수 있는 방법임을 확인할 수 있었다.

고찰 및 결론

방사선 수술에서는 목표체적(target volume)과 치료체적의 일치도(conformity) 및 흡수선량 분포의 경사도(gradient)를 높이기 위해서, 통상적 치료에 비해 훨씬 다양한 방향에서 입체적인 방사선 조사가 이루어지고, 이로 인해 약간의 기하학적 오차만으로도 심각한 선량변화를 일으킬 수 있다. 예를 들어, 실제 CyberKnife 뇌종양 치료 계획을 분석해 보았을 때, 특별한 제약조건이 사용되지 않은 경우, 1 mm의 위치변화만으로도 ~10%의 선량변화가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 표준적인 정위적 방사선 수술에서는 정위적 두개고정틀을 사용하여 치료 중 환자의 움직임(intra-fraction movement)을 완전히 제어하고 이를 통해 치료의 기하학적 정확도를 높일 수 있다. 그러나 정위적 두개고정틀의 경우 반복적 분할 치료에 적용이 어렵기 때문에 많은 경우 무고정틀(frameless) 방사선 수술이 시행되고 있다. 이러한 치료방식은 치료 중 환자의 움직임을 확실하게 제어할 수 없기 때문에 치료 중 환자의 움직임이 전체 치료의 정확도에 미치는 영향을 분석할 필요가 있다.

본 연구를 통해, 사이버나이프를 이용한 무고정틀 방사선 수술 치료 결과를 분석해 보았을 때, 무시하기 어려운 수준으로 병소의 위치변화가 방사선 조사도중 발생할 수 있음을 확인할 수 있었다. 환자의 평균적인 움직임만을 고려한다면, 평균 38.9분의 치료시간 동안 ~1 mm 이내(0.85 mm in SI, 0.83 mm in LR, and 0.56 mm in AP axis)의 움직임이 발생하여 일반적으로 권고되는 2 mm의 치료여유를 두었을 때¹²⁾ 심각한 선량변화가 이루어지지 않을 것으로 생각된다. 그러나, 치료 중 각 축에서 발생한 전체 움직임의 95%를 포함하는 보수적인 기준을 적용한다면 환자위치결정(patient positioning) 이후 경과 시간에 따라 ~1.2 mm (경과시간 10분) - ~2.5 mm (경과시간 30분)의 움직임이 발

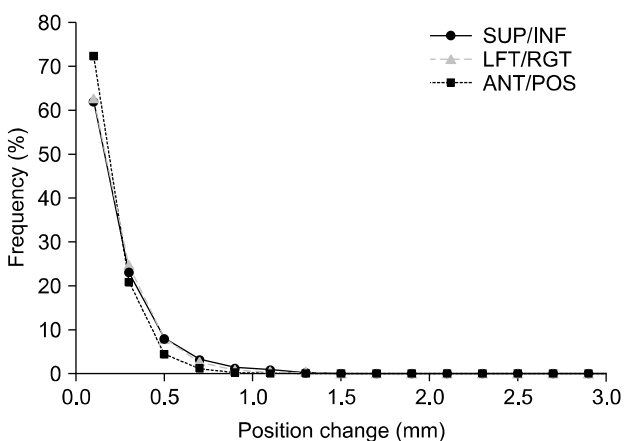


Fig. 6. The frequency histogram for changes in the tumor center occurred between positioning measurements. The frequency distributions for overall isocenter shifts were analyzed with 0.2 mm intervals.

생하여 이를 보상할 수 있는 방법이 반드시 고려되어야 할 것이다. 가장 일반적인 방법은 치료 중 움직임이 선량변화에 미치는 영향을 분석하여 이를 보상할 수 있는 치료여유를 추가하는 것이다. 기하학적 불확실성이 선량변화에 미치는 영향을 고려하여 최적화된 치료여유를 계산하는 방식은 van Herk 등에 의해 $m_{ptv}=2.5\sigma+0.7\sigma$ 의 식으로 제안된 바 있다.¹³⁾ 여기에서, m_{ptv} 는 최적화된 치료여유, σ 와 σ 는 각각 조직적 오차(systematic error)와 무작위 오차(random error) 분포의 표준편차(standard deviation)를 의미한다. 그러나 이 제안식은 긴 분할 치료에서 기하학적 오차의 평균값이 0으로 수렴할 것이라는 기본 가정하에 제안된 것으로 - 따라서 위 제안 식에서는 기하학적 위치변화의 평균값에 대한 고려가 없다. 방사선 수술 같은 소분할 치료방식에는 직접 적용하기 어렵다는 단점이 있다. 이는 Fig. 2에 나타난 것처럼 일일 치료 동안 발생한 평균적 위치 변화가 1회 또는 수회의 분할 치료 동안에 0으로 수렴되는 상황을 기대하기 어렵기 때문이다. 따라서, 본 논문에서는 van Herk 등의 기존 제안 식을 적용하는 대신, 선량학적 고려 없이, 측정된 기하학적 오차만 고려하여 치료여유를 결정하였다. 각 축에서 95%의 움직임까지 포함하는 기준을 고려한다면, 치료시간에 따라 SI, LR, AP 축에 대해 각각(1.4, 1.5, 1.1 mm: 15분), (1.7, 1.8, 1.2 mm: 20분), (2.1, 1.8, 1.5 mm: 25분), (2.4, 2.0, 1.5 mm: 30분)의 추가 치료여유를 더함으로써 처방선량의 변화를 예방할 수 있을 것이다. 그러나 좀더 최적화된 치료여유를 결정하기 위해서는 기하학적 오차가 선량변화에 미치는 영향을 평가하여야 하며, 이에 대한 후속 연구가 필요할 것으로 판단된다.

CyberKnife 치료에서 적용하고 있는 종양 추적 방식도 치료 중 움직임에 의한 영향을 줄일 수 있는 효과적인 방법일 수 있다. CyberKnife 종양추적 방식의 오차범위는 95% 움직임을 포함하는 보수적인 기준에서도 ~0.4 mm에 불과해 무고정틀 시술의 안정성을 높일 수 있는 매우 효과적인 방법임을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. **Leksell L**: The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 102:316-319 (1951)
2. **Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al**: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 36: 4197-4212 (2009)
3. **Schell MC, Larson DA, Leavitt DD, Lutz WR, Podgorsak EB, Wu A**: Stereotactic radiosurgery, AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 42 Report No. 54 (1995)
4. **Benedict SH, Yenice KM, Galvin JM, et al**: Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 37:4078-4101 (2010)
5. **Minniti G, Scaringi C, Clarke E, Valerani M, Osti M, Enrici RM**: Frameless Linac-based stereotactic radiosurgery (SRS) for brain metastases: analysis of patient repositioning using a mask fixation system and clinical outcomes. *Radiat Oncol* 6:158 (2011)
6. **Ramakrishna N, Rosca F, Friesen S, Tezcanli E, Zygmanski P, Hacker F**: A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions. *Radiother Oncol* 95:109-115 (2010)
7. **Gevaert T, Verellen D, Engels B, et al**: Clinical evaluation of a robotic 6-degree of freedom treatment couch for frameless radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 83:467-474 (2011)
8. **Tryggstad E, Christian M, Ford E, et al**: Inter- and intra-fraction patient positioning uncertainties for intracranial radiotherapy: A study of four frameless thermoplastic mask-based immobilization strategies using daily cone-beam CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 80:281-290 (2011)
9. **Gevaert T, Verellen D, Tournel K, et al**: Setup accuracy of the Novalis Exactrac 6DOF system for frameless radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 82:1627-1635 (2012)
10. **Murphy MJ, Chang SD, Gibbs IC, et al**: Patterns of patient movement during frameless image-guided radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 55:1400-1408 (2003)
11. **Fu D, Kuduvalli G, Mitrovic V, Main W, Thomson L**: Automated skull tracking for the CyberKnife image-guided radiosurgery system. *Proc of SPIE* 5744:366-377 (2005)
12. **Khan FM**: *Treatment planning in radiation oncology*. 2nd ed, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA (2007). pp. 189
13. **van Herk M, Remeijer P, Lebesque JV**: Inclusion of geometric uncertainties in treatment plan evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 52:1407-1422 (2002)

사이버나이프를 이용한 무고정틀 두개 방사선 수술 중 발생한 환자의 치료 중 움직임 분석

경상대학교 의학전문대학원 *방사선종양학교실, †신경외과학교실,
‡경상대학교 건강과학연구원, §국립암센터 양성자치료센터

강기문*‡ · 채규영*‡ · 정배권*‡ · 하인봉*‡ · 박경범†‡ · 정진명†‡ · 임영경§ · 정호진*‡

무고정틀 두개 방사선 수술은 두개 고정틀 방식에 비해 환자 친화적이며 다중 분할 치료의 적용이 용이하다는 장점을 가진다. 그러나, 환자의 움직임을 완전히 제어할 수 없기 때문에 치료 중 움직임으로 인해 수술의 정확도가 영향을 받을 수 있다. 본 연구에서는 종양 추적 방식의 무고정틀 방사선 치료를 시행 받은 환자의 실제 치료 기록을 분석하여 무고정틀 방사선 치료 시 발생할 수 있는 치료 중 환자의 움직임을 분석하였다. 사이버나이프(CyberKnife, Accuray Inc, CA)를 이용한 294회의 뇌종양 방사선 수술 기록을 분석하였으며, 이를 토대로 치료시간에 따른 치료 중 움직임의 크기를 통계적으로 제시하였다. 본 연구의 결과는 무고정틀 방사선 수술 시 고려되어야 할 치료 중 움직임에 대한 기본 지표로 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

중심단어: 정위적 방사선 수술, 무고정틀 방사선수술, 뇌종양, 치료중 움직임, Intra-fractionation movement