

감마 나이프 방사선 수술시 필름 선량 측정에 의한 조직 불균일성에 대한 연구

인제대학교 의과대학 부산백병원 방사선종양학과*, 서울백병원 방사선종양학과†

조홍래* · 손승창* · 서현숙†

Evaluation of Tissue Inhomogeneity for Gamma-knife Radiosurgery Using Film Dosimetry

Heung Lae Cho, M.D.* , Seung Chang Sohn, M.D.* and Hyun Suk Suh M.D.†

*Department of Radiation Oncology, Inje University, College of Medicine,
Pusan Paik Hospital*, Seoul Paik Hospital†, Pusan, Korea*

Purpose : Since the mid cranial fossa is composed of various thickness of bone, the tissue inhomogeneity caused by bone would produce dose attenuation in cobalt-60 gamma knife irradiation. The correction factor for bone attenuation of cobalt-60 which is used for gamma knife source is -3.5%. More importantly, nearly all the radiosurgery treatment planning systems assume a treatment volume of unit density; any perturbation due to tissue inhomogeneity is neglected. This study was performed to confirm the bone attenuation in mid cranial fossa using gamma knife.

Materials and Methods : Computed tomography was performed after Leksell stereotactic frame had been fixed to the Alderson Rando phantom (human phantom) skull area. Kodak X-omat V film was inserted into two sites of pituitary adenoma point and acoustic neurinoma point, and irradiated by gamma knife with 14mm and 18mm collimator. An automatic scanning densitometer with a 1mm aperture is used to measure the dose profile along the x and y axis.

Results : Isodose curve constriction in mid cranial fossa is observed with various ranges. Pituitary tumor point is greater than acoustic neurinoma point (0.2-3.0 mm vs. 0.1-1.3 mm) and generally 14 mm collimator is greater than 18mm collimator (0.4-3.0 mm vs. 0.2-2.2 mm). Even though the isodose constriction is found, constriction of 50% isodose curve which is used for treatment reference line does not exceed 1 mm. This range is too small to influence the treatment planning and treatment results.

Conclusion : Radiosurgery planning system of gamma knife does not show significant error to be corrected without consideration of bone attenuation.

Key Words : Gamma knife, Tissue heterogeneity, Film dosimetry

이 논문은 1998년 5월 6일 접수하여 1998년 7월 1일 채택되었음.

책임저자: 조홍래, 부산시 부산진구 개금동 633-165 인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

서 론

뇌 속에 위치하고 있는 병소의 방사선 치료 시행 시 많은 양의 방사선을 병소에만 집중적으로 조사하되 주위 정상적인 뇌 조직의 부작용은 최소화시키기 위한 다양한 연구가 진행되고 있다. 이중 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 방법으로 선형 가속기를 이용하는 방법^{1,2)}과 감마 나이프를 이용하는 방법이 있다.³⁾

감마 나이프에 의한 방사선 수술의 개념은 1951년 Leksell에 의해 처음으로 도입되었다.⁴⁾ 201 개의 코발트-60 방사선 동위 원소에서 나오는 방사선이 컴퓨터 치료 계획에 의하여 병소에 집중적으로 모이도록 하여 병소에 많은 양의 방사선이 조사되는 반면 주위의 정상 뇌 조직에는 최소량의 방사선이 조사되도록 하여 치료 효과를 증대시키는 방법이다.^{5,6)}

이러한 감마 나이프를 이용한 방사선 조사시 컴퓨터의 계획대로 방사선이 병소에 정확히 들어가는지의 여부는 밀도가 균일한 (uniform density) 구형 폴리스티렌 판톰 (spherical polystyrene phantom)을 이용하여 간접적으로만 검증 되어있는 상태이다. 그러나 Solberg et al⁷⁾에 의하면 두경부 중앙의 방사선 수술 시행시 부비동이나 비인강과 같이 저밀도의 불균일한 기강 (氣腔, air cavity)을 포함하는 곳을 치료할 경우 기강을 지나는 지점의 표적은 상당한 저선량을 일으킬 수 있음이 보고되고 있다.

뇌는 폴리스티렌의 판톰 구조와는 달리 골로 둘러싸여져 있고 특히 중두개와 (mid cranial fossa) 부위는 여러 두께의 골로 구성되어 있는 고밀도 불균일성 상태를 가지고 있다. 방사선이 불균일한 두께의 골을 통과할 경우 일정 지점의 방사선량은 흡수 선량 감소 (attenuation)의 정도에 의해 결정되어지는데 감마 나이프의 선원인 코발트-60 에서는 약 3.5% 정도의 골에 의한 흡수 선량 감소가 일어나는 것으로 보고되고 있다.⁸⁾ 등선량 곡선 이동 방법 (Isodose shift method)에 의한 흡수 선량 감소의 교정은 골의 두께의 n 배만큼 피부 쪽으로 이동시키는 방법인데 경골 (hard bone)일 경우는 n 값이 0.5-0.6, 연골 (soft bone)일 경우는 0.25의 값을 가지는 것으로 보고되고 있다.^{9, 11, 12)} 그러나 감마 나이프를 이용한 방사선 수술시 그 부위가 뇌하수체 중앙 지점이나 청신경 초종 지점처럼 여러 두께의 중두개와에 위치한 병변일 경우에 골에 의한 흡수 선량 감소의 정도를 201개의 방사선에 대하여 모두 방사선 수술 계획 시스템

(radiosurgery planning system)에서 각각 계산하는 것은 어렵다.¹³⁾ 따라서 중두개와에 위치한 병변 치료시 컴퓨터에 의해서 그려지는 등선량 분포는 뇌의 구조를 균일한 밀도라고 가정하여 산출되는 것이다. 이로 인하여 실제 등선량 분포는 수술 계획 시스템에 의하여 계산된 등선량 분포와 차이가 날 가능성이 있다. 그러나 방사선 수술 계획 시스템에서 조직의 불균일성에 의한 흡수 선량의 감소를 감안하여 계산이 이루어져 있지 않으므로^{9, 10)} 이에 대한 검증이 이루어져야 하는데 이에 대한 문헌이 보고되어 있지 않는 상태이다.

필름을 사용한 흡수 선량 측정은 필름 종류에 따른 결과의 차이, 필름 현상 조건의 차이, 필름 조사시 필름 봉투 내의 공기의 영향, 필름간의 유제 (emulsion) 정도의 차이 등과 같은 이유로 절대 흡수 선량 측정 (absolute dosimetry)에는 부적합한 것으로 알려져 있다.¹⁴⁾ 그러나 필름을 사용한 방사선 등선량 측정은 고 에너지에서 3%의 오차를 보이므로 그 결과의 정확성은 높다고 한다.¹³⁻¹⁷⁾ Solberg et al⁷⁾에 의하면 필름을 사용하여 얻은 off-axis ratio 곡선이 diode 측정과 잘 일치하기 때문에 저선량 분포 부분인 방사선 조사야의 가장 자리에 대한 필름의 특성을 잘 알고 있을 경우는 그 결과가 신뢰할 수 있다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 비교적 골에 의한 흡수 선량 감소를 많이 일으킬 수 있는 중두개와에 위치한 병소인 뇌하수체 중앙 지점과 청신경 초종 (acoustic neurinoma) 두 지점을 선택하였다. 균일한 밀도로만 구성되어 있어 골에 의한 흡수 선량 분포의 감소를 전혀 일으키지 않는 폴리스티렌 판톰에서 필름을 사용하여 등선량 분포를 얻었다. 그 후 실제 뇌의 구조와 동일하게 여러 두께의 중두개와로 구성되어 있어 골에 의한 흡수 선량의 감소를 일으킬 수 있는 인체 모형 판톰 (human phantom)에서 필름을 통해 얻어진 등선량 분포를 얻었다. 이 두 등선량 분포를 서로 비교 분석함으로써 골에 의한 방사선 등선량 분포의 변화가 어떻게 일어나는지를 검증하고 향후 치료 방향의 지표로 삼고자 한다.

대상 및 방법

본 실험에 사용된 감마 나이프는 LGU B23004 모델이며 Elekta Instrument AB에서 만들어졌고 사용된 컴퓨터와 프로그램은 Digital Equipment Co.에서 제조한 MicroVax II 와 KULA 프로그램을 각각 사용하였다. 판톰은 조직 등가물질인 구형 판톰 (spherical

phantom)과 Alderson Rando 판통을 사용하였다. 필름과 필름광학 측정기는 Kodak X-omat V film 과 Vidar System Co.에서 제조한 VXR-12 Film Digi-tizer를 사용하여 실험하였다.

본 실험에 사용되는 Kodak X-omat V 필름에 대한 특성을 알기 위해 다음과 같이 실험하였다. 본원에 설치되어있는 코발트-60 원격 치료기를 이용하여 조직 등가 물질의 5 cm 깊이에 필름을 놓고 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 크기의 조사야로 0.1분부터 2.5분까지 조사하였다. 이 필름을 현상하여 필름 광학 농도 계측기 (film densitometer)를 이용하여 광학 밀도 (optical density, OD) 값을 얻었다. 이후 X 축에 방사선량 (시간을), Y 축에 광학 밀도를 기록하여 감도 곡선 (sensitometric curve)을 얻어 실험에 사용된 필름의 선량-광학 밀도의 선형성 (linearity)을 검증하였다.

선량 분포도를 얻기 위하여 Alderson Rando phantom (이하 인체 모형 판통-human phantom-이라 명명)의 두개골 부위에 4개의 핀에 의해 Leksell stereotactic frame을 고정시키고 뇌 단층 촬영을 시행하였다. 뇌 단층 촬영 상에 뇌하수체 종양과 청신경 초종 (acoustic neurinoma)에 해당되는 각각의 지점을 정하였다. 그 다음 암실에서 인체 모형 판통의 모양에 맞게 자른 코닥 X-omat V 필름을 필름이 원래 담겨져 있던 봉투에 넣어 빛이 투과되지 않도록 잘 밀봉한다. 그리고 인체 모형 판통의 뇌하수체 지점에 잘 밀봉된 필름을 넣고 잘 고정하여 stereotactic frame의 adjustable side pillar에 인체 모형을 얹은 뒤 Y, Z 값을 조정하고 X 좌표를 정하여 헬멧의 trunnion에 frame을 고정시킨다. 그 후에 14 mm 조준기를 부착하여 방사선을 조사하였다. 한 지점당 3회 반복 시행하였다. 18 mm 조준기를 이용하여 동일한 방법으로 3회 반복 시행하였다. 두 번째 지점인 청신경 초종 지점에 필름을 넣은 뒤 첫 번째와 동일한 방법으로 14 mm 조준기와 18 mm 조준기를 사용하여 각각 3회 반복 시행하였다. 동일한 실험 조건으로 균일한 밀도로 이루어진 16 cm 지름의 구형 폴리스티렌 판통 내에 폴리스티렌 카세트에 맞는 필름을 삽입하여 14 mm, 18 mm 조준기 (collimator) 각각에 대하여 방사선 조사를 시행하였으며 이 과정을 3회 반복 시행하였다. 이후 필름들을 현상하여 VXR-12 필름 광학 측정기를 이용하여 등선량 곡선을 얻는다. 여기서 얻어진 등선량 곡선을 기초로 하여 필름 광학 측정기와 연결되어 있는 컴퓨터의 윈도우용 프로그램 Poseidon을 이용하여 off axis ratio 곡선을 얻었다. Off axis ratio 곡선은 방사선 조사야의 중앙

지점과 20%에서부터 90%까지의 등선량 곡선까지의 거리를 각기 측정하여 X축에는 그 거리 (off-axis distance)를, Y축에는 20%에서 90%까지의 상대 선량 (relative dose)을 나타낸 그래프이다.

또한 off axis ratio 곡선만으로는 골에 의한 감소를 정확하게 정량적으로 평가하기가 곤란하다. 왜냐하면 골에 의한 흡수 선량 감소가 나타난다면 등선량 곡선의 모양 중 일부가 일그러진 형태로 나타나게 되며 off axis ratio 곡선은 각 등선량 곡선의 최대 점만을 연결하여 만들어지는 곡선이므로 정확하게 이를 반영하지 못한다. 따라서 폴리스티렌 판통과 인체 모형 판통 사이의 흡수 선량의 차이 즉 골에 의한 흡수 선량의 감소 정도를 더욱 정확하게 비교하기 위하여 등선량 곡선의 모양을 최대, 최소 거리별로 측정하여 비교 분석하였다. 세 지점 (뇌하수체 종양 지점, 청신경 초종 지점, 폴리스티렌 판통)에서 얻어진 등선량 곡선에 대해서 90%에서부터 50%, 40%, 30%, 20%, 10%까지의 각각의 최대 거리와 최소 거리를 측정하고 이 값들을 폴리스티렌 판통에서 얻어진 최대값, 최소값과 비교하여 그 차이를 백 분율로 기록한 후 비교하였다.

컴퓨터 계획은 target의 X, Y, 와 Z 좌표 및 gamma angle 외에 인체 모형 판통에 고정된 frame 위에 플라스틱 헬멧을 씌운 뒤 stereotactic frame의 중심에서부터 두개골 표면의 24점까지의 거리를 측정하고 값을 기록하였다. 이 값들에 근거하여 stereotactic frame 내의 인체 모형 판통에 대한 3차원적 시뮬레이션을 KULA software와 Microvax II 컴퓨터를 사용하여 시행하였다. 그리고 X-Y (transverse plane)에 대한 등선량 분포 계산을 시행하고 이를 연결되어 있는 Hewlett Packard Graphic Plotter를 통해 출력하였다.

폴리스티렌 판통, 인체 모형 판통, 컴퓨터에서 얻어진 3종류의 등선량 곡선을 각기 비교 분석하였다.

결 과

1. 필름의 감도 곡선 (sensitometric curve of film)

코발트-60 원격 치료기를 이용하여 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 크기의 조사야에서 조직 등가 물질 5 cm 깊이에 필름을 놓고 각 시간별로 방사선을 조사한 후 얻어진 각각의 광학 밀도 값을 X 축에는 시간을, Y축에 광학 밀도를 그려 Fig. 1과 같은 감도 곡선을 얻었다. Fig. 2의 감도 곡선은 코발트-60 원격 치료기로 조사 시 시간별 방사선량을 흡수선량으로 바꾸어서 계산한

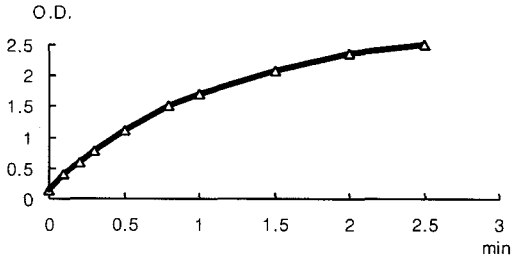


Fig. 1. Sensitometric curve of Kodak X-omat V film
O.D: Optical density, Min : minute.

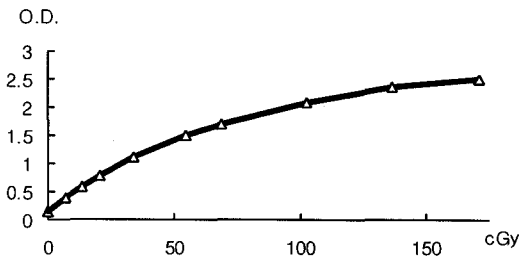


Fig. 2. Sensitometric curve of Kodak X-omat V film.
O.D: optical density, cGy: centigray.

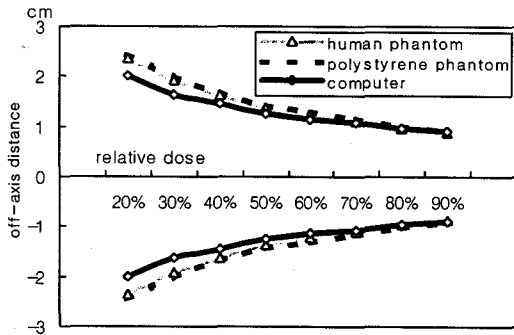


Fig. 3. Dose profile comparison between human phantom, polystyrene phantom, and computer in pituitary tumor point using 18mm collimator.

뒤 흡수 선량별 광학밀도를 표시한 곡선이다. Fig. 1, 2를 통하여 코닥 X-omat V 필름은 방사선량이 증가함에 따라 완만한 곡선을 그리면서 증가함을 알 수 있다.

2. 판통의 등선량 곡선 (Isodose curve of phantom)

Fig. 3 에서 Fig. 8까지는 폴리스티렌 판통과 인체 모형 판통에서 방사선을 조사하여 얻은 필름을 필름

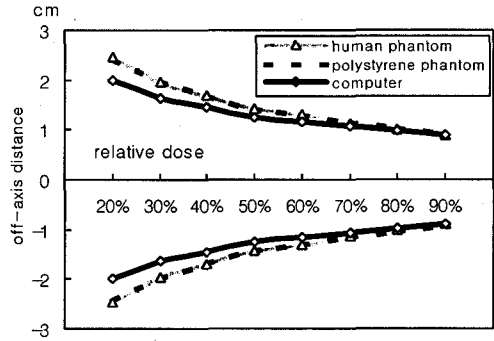


Fig. 4. Dose profile comparison between human phantom, polystyrene phantom, and computer in acoustic neurinoma point using 18 mm collimator.

광학 측정기를 이용하여 얻은 값으로 90% 에서 20%까지의 off axis ratio 곡선에서 얻어진 거리의 차를 보여주고 있다.

Fig. 3은 18mm 조준기를 사용한, 뇌하수체 종양 지점의 off axis ratio 곡선들을 보여준다. 인체 모형 판통의 off axis ratio 곡선이 폴리스티렌 판통의 off axis ratio 곡선보다 약간 안쪽으로 들어가 있으며 저선량에서부터 고선량 지점까지 거의 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 반면 컴퓨터에서 얻어진 off axis ratio 곡선과 비교시 60% 이하의 선량 지점에서부터 인체 모형 판통 및 폴리스티렌 판통의 off axis ratio 곡선과 간격 차가 점차 벌어짐을 알 수 있다.

Fig. 4는 18 mm 조준기를 사용한 청신경 초종 지점의 off axis ratio 곡선을 보여준다. 폴리스티렌 판통과 인체 모형 판통의 off axis ratio 곡선 분포가 저선량에서부터 고선량 지점까지 거의 일치하며 컴퓨터에서 off axis ratio 곡선과 60% 이하의 선량 지점에서 두 판통의 off axis ratio 곡선과 간격 차가 점차 벌어지는 것은 Fig. 3과 동일하다.

Fig. 5 와 6은 조준기의 크기가 14 mm 인 경우의 결과를 보여주고 있다. Fig. 3 과 4와 비슷한 양상이며 Fig. 5 와 6에서는 Fig. 3 과 4의 18 mm 조준기와 비교시 저선량 지점에서 인체 모형 판통과 폴리스티렌 판통의 off axis ratio 곡선이 18 mm 조준기를 사용한 경우보다 약간 더 벌어져 있음을 관찰할 수 있다.

Fig. 7 과 8은 각 조준기 크기 별로 뇌하수체 종양 지점의 등선량 곡선과 청신경 초종 지점의 off axis ratio 곡선을 비교하였다. 두 Fig.에서 모두 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 off axis ratio 곡

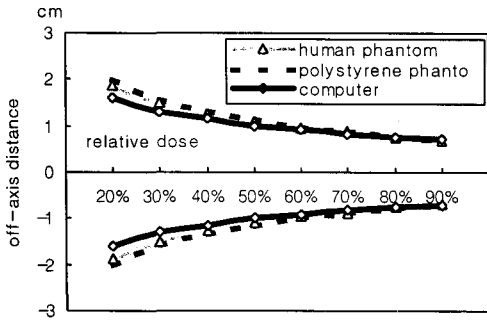


Fig. 5. Dose profile comparison between human phantom, polystyrene phantom, and computer in pituitary tumor point using 14mm collimator.

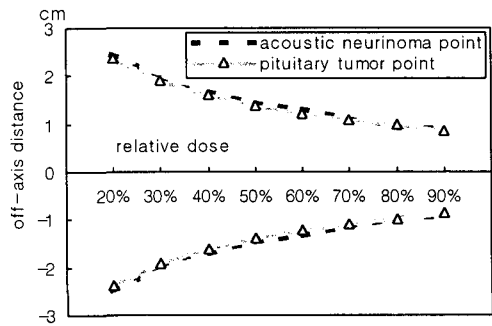


Fig. 7. Dose profile comparison between acoustic neurinoma point and pituitary tumor point of human phantom using 18mm collimator.

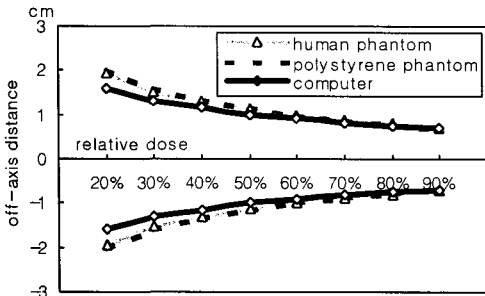


Fig. 6. Dose profile comparison between human phantom, polystyrene phantom, and computer in acoustic neurinoma point using 14mm collimator.

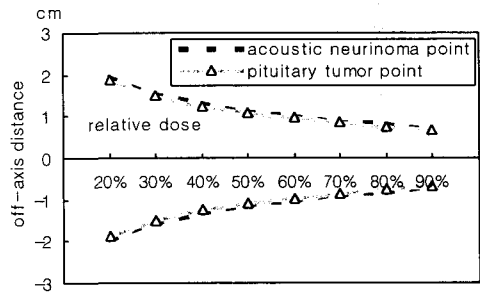


Fig. 8. Dose profile comparison between acoustic neurinoma point and pituitary tumor point of human phantom using 14mm collimator.

선이 약간 안쪽으로 좁아져 있음을 관찰할 수 있다.

Table 1에서는 세 지점에서 얻어진 등선량 곡선에 대해서 분석 비교하였다. 90% 등선량 곡선에서부터 50%, 40%, 30%, 20%, 그리고 10%까지의 최소 거리와 최대 거리를 뇌하수체 종양 지점, 청신경 초종 지점, 폴리스티렌 판톰 지점에서 측정하여 기록하였다. 폴리스티렌 판톰 값을 뇌하수체 종양 지점 및 청신경 초종 지점값을 최대값, 최소값별로 비교하여 그 차이를 백분율을 나타내었다. 이는 폴리스티렌 판톰과 비교하여 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점에서 실제 등선량이 얼마나 수축되는지를 나타내는 값이다. Table 1에서 ()의 수치는 폴리스티렌 판톰 값과의 차이를 백분율로 표시한 수치이다.

Fig. 9에서부터 Fig. 14까지는 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점의 값과 폴리스티렌 판톰에서 측정된 최소 거리와 최대 거리의 차이 값을 기록하였다.

Fig. 9는 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점의 18 mm 조준기의 경우를 보여주고 있다. 폴리스티렌 판톰보다 최소 거리 값은 0.7 mm에서부터 1.5 mm까지의 차이를 보였고 최대 거리 값은 0.2 mm에서부터 2.2 mm까지의 차이를 보였다. 청신경 초종의 지점은 최소 거리는 0.1 mm에서 0.5 mm까지, 최대 값은 0.1 mm에서부터 0.3 mm까지의 분포를 보였다. 대체로 두 지점 다 저선량으로 갈수록 차이가 커지는 양상을 보였다. Fig. 10에서는 폴리스티렌 판톰 값과의 차이를 백분율로 나타내었다. 백분율 상으로는 90-50%에서 가장 높은 비율의 등선량 감소를 보였고 90-10% 쪽으로 갈수록 낮아지는 경향을 보였다. Fig. 11과 Fig. 12는 14 mm 조준기에 대하여 나타내주고 있으며 18 mm 조준기에서와 같은 양상을 보여주고 있다. Fig. 13 과 14에서 두 조준기를 비교하여 본바 전체적으로 14 mm 조준기에서 18 mm 조준기보다 많은 선량 감소를 보이고 또한 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 더 많은 선량 감소를

Table 1. Minimum and Maximum Distance (mm) for Dose Fall-off from the 90% Isodose Surface to 50%, 40%, 30%, 20%, and 10% Isodose Line for Pituitary Tumor Point, Acoustic Neurinoma Point and Phantom

% dose	Point	Pituitary Point		AN Point		Phantom	
		min	max	min	max	min	max
18 mm collimator							
90 - 50%		4.5* (13.5 [†])	5.2 (11.9)	4.7 (9.6)	5.6 (5)	5.2	5.9
90 - 40%		6.4 (7.2)	7.8 (2.5)	6.4 (7.2)	7.7 (3.8)	6.9	8.0
90 - 30%		8.7 (7.4)	10.6 (1.9)	9 (4.3)	10.6 (1.9)	9.4	10.8
90 - 20%		12.8 (6.6)	15.4 (1.9)	13.3 (2.9)	15.6 (1.3)	13.7	15.7
90 - 10%		21.1 (6.6)	24.9 (8.1)	22.5 (0.4)	26.9 (0.7)	22.6	27.1
14 mm collimator							
90 - 50%		3.9 (15.2)	4.3 (15.7)	3.8 (17.4)	4.7 (7.8)	4.6	5.1
90 - 40%		5.4 (10)	6.2 (10)	5.2 (13.3)	6.4 (7.2)	6.0	6.9
90 - 30%		7.3 (9.9)	8.3 (11.7)	7.5 (7.4)	8.8 (6.4)	8.1	9.4
90 - 20%		10.4 (12.6)	12.4 (6)	10.6 (10.9)	12.8 (3)	11.9	13.2
90 - 10%		17.2 (4.5)	20.3 (12.9)	18.8 (6.5)	22.6 (3)	20.1	23.3

* 단위 mm

[†] phantom 값과의 차이를 백분율로 나타낸 수치, 단위 %
AN : acoustic neurinoma

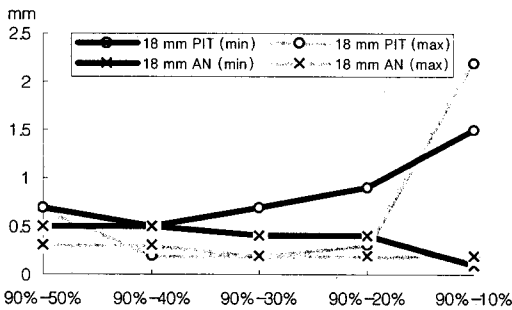


Fig. 9. Difference of minimum and maximum distances (mm) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 18 mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 18 mm; 18 mm collimator.

보이고 있다.

고 안

코발트-60 에서 나오는 방사선이 골을 통과할 경우 그 두께와 골의 밀도에 따라 골에 의한 흡수 선량 감소의 정도가 다르게 일어남을 보고하고 있다.⁸⁾ 실제로 두경부 종양의 방사선 수술 시행시 부비동이나 비인강과 같이 저밀도의 불균일한 기강 (氣腔, air cavity)을 포함하는 곳을 치료할 경우 기강을 지나가는 지점의 표적은 상당한 저선량을 일으킬 수 있음이 보

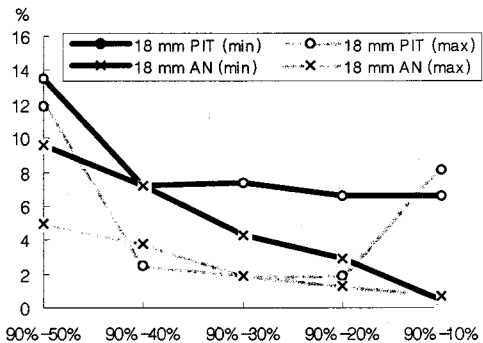


Fig. 10. Difference of minimum and maximum distances (%) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 18 mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 18 mm; 18mm collimator.

고되고 있다.⁷⁾

폴리스티렌 판톰과 인체 모형 판톰을 비교하는데 있어 측정 지점의 좌표 및 외형 (contour)이 서로 차이가 나지만 서로 비교할 수 있는 것은 방사선 수술 계획 시스템의 계산에 의한 등선량 곡선의 분포를 비교해 보면 폴리스티렌 판톰, 뇌하수체 종양 지점, 및 청신경 초종 지점 모두 일치함을 알 수 있다. 이는 201 개의 방향에서 들어오는 방사선 때문에 방사선 수술 계획 시스템에서 좌표의 위치를 고려하여 계산

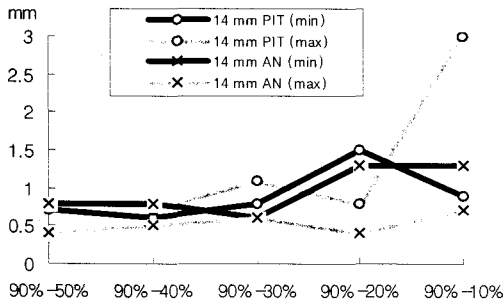


Fig. 11. Difference of minimum and maximum distances (mm) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 14mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 14 mm; 14 mm collimator.

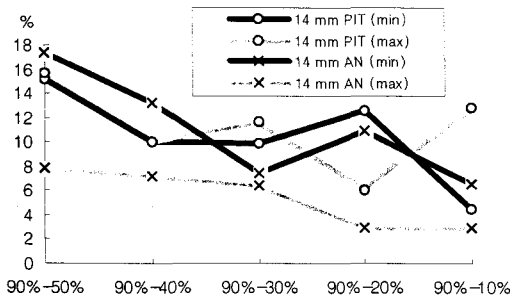


Fig. 12. Difference of minimum and maximum distances (%) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 14 mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 14 mm; 14mm collimator.

을 하더라도 좌표의 차이에 의한 등선량 곡선의 모양의 차이가 상쇄되어 나타나는 현상으로 생각되어진다. 따라서 좌표와 외형이 다르더라도 3지점 모두에서 등선량 곡선의 모양이 동일하다는 방사선 수술 계획 시스템의 결과에 따라 균일 밀도로 되어있는 폴리스티렌 판통에서의 등선량 곡선과 여러 두께의 골로 이루어진 인체 모형 판통에서의 등선량 곡선을 비교함으로써 나머지 다른 두 조건의 영향 즉 골에 의한 등선량 곡선의 변화를 비교 분석할 수 있는 것이다.

감마 나이프의 선량 분포 분석에 관한 연구들에서는 필름에 의한 분석을 다른 많은 저자들이 추천하고

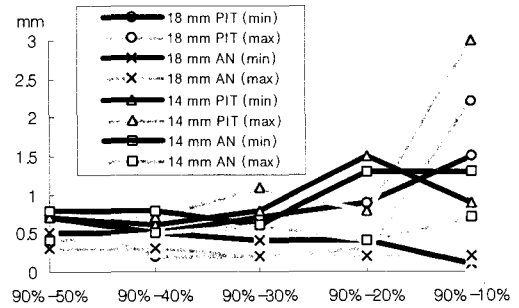


Fig. 13. Difference of minimum and maximum distances (mm) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 14 mm and 18 mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 18 mm; 18 mm collimator 14 mm; 14 mm collimator.

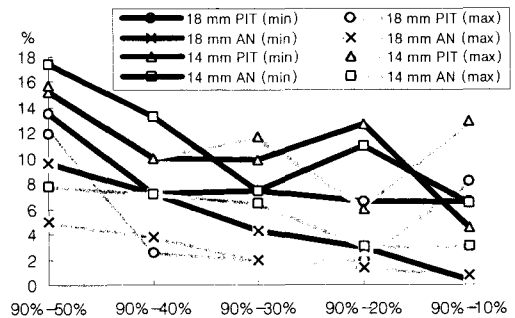


Fig. 14. Difference of minimum and maximum distances (%) from the 90% isodose surface to 50%, 40%, 30%, 20% and 10% between polystyrene phantom and human phantom in pituitary tumor and acoustic neurinoma point using 18 mm and 14 mm collimator. min; minimum max; maximum PIT; pituitary tumor point AN; acoustic neurinoma point 18 mm; 18 mm collimator 14 mm; 14 mm collimator.

있다.^{5, 6, 18, 19)} 이 실험에서 사용된 코닥 X-omat V 필름은 Khan이 코닥 XV-2 필름에 대하여 분석한 감도 곡선 (sensitometric curve) 결과와 일치하는 양상으로¹⁴⁾ 완전한 직선이 아닌 완만한 굴곡 곡선으로 나타났다. 이와 같이 필름의 특성상 아주 낮은 저선량 지점과 아주 높은 고선량 지점은 오차의 가능성이 높기 때문에 폴리스티렌 판통의 등선량 분포와 인체 모형 판통의 등선량 분포를 방사선 수술 계획 시스템에서 그려진 등선량 분포와 직접 비교하는 것은 부정확

할 수 있으므로 시행하지 않았다. 폴리스티렌 판톰과 인체 모형 판톰 사이에는 비교적 비슷한 결과를 보이고 있는 반면 컴퓨터에서 생성된 off axis ratio 곡선은 60% 이하의 선량 부분에서는 두 판톰이 일치하지 않음을 알 수 있다. (Fig. 3-6) 그러나 본 실험의 목적은 골에 의한 흡수 선량 감소 정도를 폴리스티렌 판톰과 인체 모형 판톰의 등선량 분포의 차이를 비교하여 분석하는 것이므로 동일한 필름을 사용할 경우 감도 곡선이 직선이 아니더라도 결과의 분석에는 영향을 적게 미친다.

18 mm 조준기 (collimator)를 사용한 경우, 뇌하수체 종양 지점의 등선량 곡선은 폴리스티렌 판톰의 off axis ratio 곡선보다 다소 안쪽으로 들어가는 현상은 50% 이하의 off axis ratio 곡선에서 더욱 많이 나타나며 50% 보다 높은 쪽으로 올라갈 수록 인체 모형 판톰과 폴리스티렌 판톰의 off axis ratio 곡선이 일치됨을 관찰할 수 있다. (Fig. 3) 동일한 실험 조건에서 행해진 청신경 초종 지점의 경우는 off axis ratio 곡선이 폴리스티렌 판톰과 거의 평행하게 주행하여 두 곡선이 잘 구별이 되지 않음을 알 수 있다. (Fig. 4) 18mm 조준기 (collimator)를 사용한 감마 나이프 방사선 조사시 인체 모형 판톰에서 폴리스티렌 판톰의 off axis ratio 곡선보다 약간 안쪽으로 좁아지는 수축 (constriction) 현상이 일어나며 (Fig. 3, 4) 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점의 두 지점간의 비교시 청신경 초종 지점보다는 뇌하수체 종양 지점에서 좀 더 많이 일어남을 관찰할 수 있다. (Fig. 7) 14 mm 조준기를 사용한 경우에 있어서도 18 mm 조준기를 사용한 결과와 동일한 양상을 보였다. (Fig. 5, 6, 8)

이러한 결과는 골에 의한 흡수 선량 감소에 의한 영향으로 생각되며 주위 조직이 대부분 골로 이루어져 있는 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 더 많은 골에 의한 흡수 선량 감소를 일으킨 것으로 생각된다.

18 mm 조준기, 뇌하수체 종양 지점의 경우는 폴리스티렌 판톰에 비해서 0.2 mm에서부터 2.2 mm, 18 mm 조준기, 청신경 초종 지점의 경우는 0.1 mm에서 부터 0.4 mm 정도의 등선량 수축 (constriction) 이 관찰되었다. (Fig. 9) 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점을 비교시 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다도 더 많은 수축이 일어남을 알 수 있고 이는 위의 결과와도 일치한다. (Fig. 9) 뇌하수체 종양 지점의 경우는 등선량 곡선이 낮은 쪽으로 갈수록 수축 정도가 증가하지만 Y 값 (폴리스티렌 판톰 값과의 차이)을 백분율로 표시할 경우에는 그 결과가

반대로 나타났다. 즉 50% 에서 가장 높은 등선량 수축을 보이고 낮은 등선량 곡선 쪽으로 갈수록 수축 백분율이 낮아지는 경향을 보인다. (Fig. 10) 이러한 결과는 14 mm 조준기에서도 동일하게 관찰되었다. 14 mm 조준기를 사용한 경우, 뇌하수체 종양 지점에서는 0.6 mm에서 3.0 mm, 청신경 초종 지점의 경우는 0.4 mm에서 1.3 mm의 등선량 수축이 관찰되었다. (Fig. 11) 이 값은 18 mm 조준기의 값보다 더 큰 값이며 대체로 18 mm 조준기에 비해 14 mm 조준기에서 실제 값과 백분율 양쪽 다 더 많은 수축이 일어남을 알 수 있다. (Fig. 11, 12) Wu et al³⁾에 의하면 감마 나이프에서 관찰되는 페넨브라 (penumbra)는 1-2 mm 범위이며 조준기의 크기가 작을수록 크며 크기가 클수록 작다고 보고하고 있다. 본 실험에서도 18 mm 조준기에 비해서 14 mm 조준기에서 더 많은 방사선 등선량 곡선의 수축이 일어나는 것은 조준기의 크기가 작을 수록 페넨브라가 커지는 현상과 관계가 있다고 생각된다. 그러나 코발트-60 원거리 치료 장비와는 달리 감마 나이프는 코발트-60 선원의 크기가 1 mm에 지나지 않고 조준기와 환자와의 거리가 가깝기 때문에 페넨브라의 크기를 고려하여 치료 계획을 할 필요는 없다고 말하고 있다.³⁾

실제 임상에서 치료 계획을 할 때는 대개 50% 등선량 곡선을 치료의 기준으로 삼고 여기에 얼마의 방사선량을 줄 것인지 결정하게 된다.²⁰⁾ 따라서 대부분의 경우 50% 등선량 곡선이 가장 중요한 기준이 되며 단일 조사 (single shot)일 경우는 그 보다 높거나 낮은 등선량 곡선을 기준으로 삼기도 한다.²¹⁾

중두개와에 위치한 병소에 감마 나이프를 이용한 방사선 조사를 시행할 때 골에 의한 흡수 선량 감소는 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 많이 나타났으며 (0.6-3.0 mm vs. 0.4-1.3 mm)조준기 크기에 따라 14mm 조준기일 경우가 18 mm 보다 더 많은 흡수 선량 감소를 보였다. 그러나 0.4 mm에서부터 3 mm 범위 내에서 등선량 곡선의 수축이 일어나고 있고 실제 임상에서 치료 계획을 세우는데 있어서 기준으로 삼는 50% 등선량 곡선을 기준으로 분석할 경우에는 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점 두 곳에서 모두 1 mm를 넘지 않았다. 이러한 결과는 코발트-60 선원으로부터 나오는 방사선의 방향이 201 개나 되는 많은 숫자이고 그 중 많은 방향에서 두개골만을 통과하고 중두개와에 의한 골 흡수 선량 감소를 일으키지 않기 때문에 다른 방향에 들어오는 방사선의 중두개와에 의한 골 흡수 선량 감소가 상쇄되어 나타나는 결과로 생각된다.

결론적으로 폴리스티렌 판톰과 인체 모형 판톰의 비교 분석을 통해 골에 의한 흡수 선량의 감소를 나타내는 등선량 분포의 변화는 50% 등선량 곡선일 경우 1 mm 이고 이 수치는 일반적인 치료 계획이나 결과에 영향을 미치지 않으므로 현재 이용되고 있는 치료 계획을 조정해야 할 필요는 없을 것으로 생각된다.

본 실험에서는 인체 모형의 구조상 한 평면만을 선택하여 2차원 적인 분석을 시행할 수밖에 없었다. 그러나 실제 치료는 3차원적으로 시행되기 때문에 등선량 분포의 분석도 3차원적으로 시행하여야 더욱 정확한 분석이 될 것으로 생각된다. 3차원적인 선량 분포에 대한 연구는 Ferrous sulphate 용액과 agarose 로 구성된 겔 선량 측정 (gel dosimetry)를 이용한 연구²²⁾가 현재 진행되고 있지만 정확성에 대해서는 앞으로 검증되어야 한다. 본 실험은 필름을 이용한 상대 흡수 선량 측정이므로 각 지점에 대한 절대 흡수 선량은 알 수가 없다. 따라서 열형광 선량계를 이용하여 알고자 하는 지점의 절대 흡수 선량을 측정할 경우 실제 흡수 선량을 비교할 수 있고 더욱 정확한 흡수 선량의 비교를 할 수 있을 것으로 생각된다. 또한 필름에 의한 선량 측정의 특성상 아주 낮은 저선량 지점과 아주 높은 고선량 지점은 오차의 가능성이 높기 때문에 폴리스티렌 판톰의 등선량 분포와 인체 모형 판톰의 등선량 분포를 비교는 할 수 있지만 방사선 수술 계획 시스템에서 그려진 등선량 분포와 직접 비교는 할 수 없었다. 필름에 의한 선량 측정 방법 외에 오차가 적은 선량 측정을 통해 방사선 수술 계획 시스템에서 그려진 등선량 분포와 직접적인 비교를 할 수 있다면 방사선 수술 계획 시스템의 신뢰성에 대한 평가를 더욱 정확하게 할 수 있을 것으로 생각된다.

결 론

본 연구 결과 중두개와에 위치한 병소에 감마 나이프를 이용한 방사선 조사를 시행할 때 골에 의한 흡수 선량 감소는 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 많이 나타났으며 (0.2-3.0 mm vs. 0.1-1.3 mm) 조준기의 크기에 따라 14 mm 조준기일 경우가 18 mm 보다 더 많은 흡수 선량 감소 (0.4-3.0 mm vs. 0.2-2.2 mm)를 보였다. 그러나 이러한 흡수 선량 감소의 범위가 0.1 mm에서부터 3.0 mm까지 관찰되었고 실제 임상에서 치료 계획을 세우는데 있어서 기준으로 삼는 50% 등선량 곡선을 기준으로 분석

할 경우 뇌하수체 종양 지점과 청신경 초종 지점 두 곳에서 모두 1 mm를 넘지 않았다. 따라서 현재 이용하고 있는 컴퓨터에 의한 치료 계획을 조정해야 할 필요는 없을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Lutz W. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 14:373-381
2. Pike B, Podgorsake EB, Peters TM, et al. Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys* 1987; 14:780-789
3. Wu A, Lindner G, Maitz AH, et al. Physics of gamma knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18:941-949
4. Leksell L. The stereotactic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951; 102: 316-319
5. Walton L, Bomford CK, Ramsden DM. The sheffield stereotactic radiosurgery unit physical characteristics and principles of operation. *Br J Radiology* 1987; 60:897-906
6. Wu A. Physics and dosimetry of the gamma knife. *Neurosurg Clin of North America* 1992; 3:35-50
7. Solberg TD, Holly FE, Salles AF, et al. Implication of tissue heterogeneity for radiosurgery in head and neck tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 32: 235-239
8. Haas LL, Sandberg GH. Modification of the depth dose curves of various radiations by interposed bone. *Br J Radiol* 1957; 30:19
9. Horton JL. Corrections for inhomogeneities. (chapter 3) *Handbook of radiation therapy physics*. 1st ed. Prentice Hall 1987:65-70
10. Bentel GC. Tissue inhomogeneities (chapter 3) *Treatment planning & dose calculation in radiation oncology*. 4th ed. Pergamon 1989:45-46
11. Greene D, Stewart JR. Isodose curves in non-uniform phantoms. *Br J Radiol* 1965:38:378
12. Sundblom I. Dose planning for irradiation of thorax with cobalt in fixed beam therapy. *Acta Radiol* 1965; 3:342
13. Johns HE, Cunningham JR. Film as a dosimeter. (chapter 9) *The Physics of Radiology*. 4th ed. Illinois, Charles C Thomas, 1983:323-325
14. Khan FM. Measurement of absorbed dose. (Chapter 8) *Treatment planning II*. (Chapter 12) *The physics of radiation therapy*. 2nd ed. Baltimore,

- Williams and Wilkins 1994:172-173, 289 -292
15. **Jacobson A.** 4 MeV x-ray film dosimetry. *Radiology* 1972; 103:703
 16. **Pattern L, Purdy J, Oliver G.** Automated film dosimetry. [Abstract] *Med Phys* 1974; 1:110
 17. **Williamson JF, Khan FM, Sharma SC.** Film dosimetry of megavoltage photon beams: a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. *Med Phys* 1981; 8:94
 18. **Flickinger JC, Lunsford LD, Wu A, et al.** Treatment planning for gamma knife radiosurgery with multiple isocenters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 18: 1495-1501
 19. **Lunsford LD, Flickering JC, Linder G, et al.** Stereotactic radiosurgery of the brain using the first United States 201 cobalt-60 source gamma knife. *Neurosurgery* 1989; 24:151-159
 20. **Coy SR, Houdek PV.** Radiosurgery treatment planning. *Seminars in Radiation Oncology* 1995; 5:213- 219
 21. **Flickinger JC, Lunsford, LD, Kondziolka D.** Dose prescription and dose-volume effects in radiosurgery. *Neurosurg Clin of North America* 1992; 3:51-59
 22. **Olsson LE, Arndt J, Fransson A, et al.** Three-dimensional dose mapping from gamma knife treatment using a dosimeter gel and MR-imaging. *Radiother Oncol* 1992; 24:82-86

국문 초록 =

감마 나이프 방사선 수술시 필름 선량 측정에 의한 조직 불균일성에 대한 연구

인제대학교 의과대학 부산백병원 방사선종양학과*, 서울백병원 방사선종양학과†

조흥래* · 손승창 · 서현숙†

목적 : 감마 나이프에 사용되고 있는 코발트-60의 골에 의한 흡수 선량 감소는 -3.5%이다. 그러나 모든 방사선 수술 치료 계획 시스템은 치료 부위를 단위밀도 (unit density)로 가정하여 계산을 시행하므로 조직 불균일성에 대한 고려를 하지않고 있다. 중두개와 (mid cranial fossa) 부위는 여러 두께의 골로 구성되어 있기 때문에 감마 나이프를 이용한 방사선 조사시 중두개와에 위치한 병변인 뇌하수체 종양 지점이나 청신경 초종 지점의 치료시 흡수되는 방사선량은 방사선 수술 계획 시스템에 의하여 계산한 값과 차이가 날 가능성이 있다. 이 연구는 이러한 중두개와에 위치한 병변의 치료시 골에 의한 흡수 선량의 감소에 대한 검증을 위하여 시행하였다.

대상 및 방법 : Alderson Rando phantom (이하 인체 모형 판톰-human phantom-이라 명명)의 두개골 부위에 4개의 핀에 의해 Leksell stereotactoc frame을 고정시키고 뇌단층 촬영을 시행하였다. 뇌 단층 촬영 상에 뇌하수체 종양과 청신경 초종(acoustic neurimona)에 해당되는 각각의 지점을 정한 후 먼저 뇌하수체 지점에 인체 모형 판톰의 모양에 맞게 자른 코닥 X-omat V 필름을 사이에 넣고 인체 모형 판톰을 잘 고정한 후에 14 mm 조준기 (collimator)를 부착하여 방사선을 조사하였다. 한 지점당 3회 반복 시행하였다. 18 mm 조준기를 이용하여 동일한 방법으로 3회 반복 시행하였다. 두 번째 지점인 청신경 초종 지점에 필름을 넣은 뒤 첫 번째와 동일한 방법으로 14 mm 조준기와 18 mm 조준기를 사용하여 각각 3회 반복 시행하였다. 동일한 실험 조건으로 균일한 밀도로 이루어진 16 cm 지름의 구형 폴리스티렌 판톰 내에 폴리스티렌 카세트에 맞는 필름을 삽입하여 14 mm, 18 mm 조준기 각각에 대하여 방사선 조사를 시행하였으며 이 과정을 3회 반복 시행하였다. 이후 필름들을 현상하여 VXR-12 필름 광학 측정기를 이용하여 등선량 곡선을 얻는다. 여기서 얻어진 등선량 곡선 (isodose curve)을 기초로 하여 off axis ratio 곡선을 얻었다.

결과 : 중두개와에 위치한 병소에 대하여 감마 나이프를 이용한 방사선 조사를 시행할 때 골에 의한 흡수 선량 감소는 뇌하수체 종양 지점이 청신경 초종 지점보다 많이 나타났으며 (0.2-3.0 mm vs. 0.1-1.3 mm) 조준기 크기에 따라 14 mm 조준기일 경우가 18 mm 조준기보다 더 많은 흡수 선량 감소 (0.4-3.0 mm vs. 0.2-2.2 mm)를 보였다

결론 : 흡수 선량 감소가 실제 임상에서 치료 계획을 세우는데 있어서는 큰 영향을 미치지 않는 범위 내 (1 mm)에서 일어남으로 골에 의한 흡수 선량 감소를 고려하여 치료계획을 조정해야 할 필요는 없을 것으로 생각된다.