

자기공명영상기반 겔 선량측정법을 이용한 3차원적 목표 중심점 점검기술

가톨릭대학교 의과대학 * 의공학교실, † 생체의공학연구소, ‡ 인제대학교 의과대학 신경외과학교실

이경남*[†] · 이동준[†] · 서태석*[†]

전반적 시스템 점검(overall system test)을 위해 일반적으로 필름을 이용한 hidden-target test가 시행되어 왔으나 2차원적 측정기로 3차원적인 방사선 영역(radiation field)을 구(sphere)라 가정하고 목표 중심점을 찾는 것이 내재적 분석 오차를 야기시킨다. 본 연구에서는 겔 선량계를 이용하여 3차원적 목표 중심점 오차를 확인하고 이 기술을 소개하고자 한다. 실제 환자의 두경부를 모사할 수 있으며 10개의 겔 선량계를 내부에 삽입할 수 있는 팬텀을 제작하였고 원하는 시기에 합성과 자유로운 용기 선택이 가능한 BANGkit™을 겔 측정기로서 사용하였다. 필름을 이용하는 분석방법이 야기시키는 내재적 분석 오차를 정량적으로 확인 하기 위하여 2개의 방사선 영역은 타원(ellipse) 나머지 8개는 구 형태로 설정하였다. 방사선 수술 전용 선형가속기 기반의 치료기인 노발리스를 이용하여 모의 치료를 3번 반복 수행하였고 BainSCAN™의 Image fusion, Drawing, Windowing setting 등의 내장 기능을 이용하여 자기공명영상 상의 방사선 영역을 추출하고 기하학적 중심 점을 측정하였다. 본 연구의 목표 중심점 분석 결과는 10개의 방사선 영역에 대해 0.77±0.15 mm의 목표 중심점 오차가 발생하였고 각 AP (anterior-posterior), LAT (lateral), VERT (vertical) 방향으로 0.54±0.23 mm, 0.37±0.08 mm, 0.33±0.10 mm의 방향별 목표 중심점 오차를 갖는다. 10개의 방사선영역 모두에서 목표 중심점 오차는 1 mm 이내이므로 방사선 수술을 시행하기에 적합한 치료 절차와 치료 장비를 갖추고 있음을 간접적으로 보여주었고 자기공명영상기반 겔 선량측정법은 실제 방사선 영역의 체적을 이용 함으로서 겹쳐진 필름을 사용하는 기존 목표 중심점 점검기술의 한계를 보완하였다. 결과적으로, 겔 선량측정법을 이용한 3차원적 목표 중심점 점검기술은 전반적 시스템 점검을 위한 하나의 기술이 될 수 있다.

중심단어: 전반적 시스템 점검, 겔 선량측정법, 목표 중심점 오차

서 론

방사선 수술은 고 선량의 방사선을 단일 조사하는 치료 기술이므로 일반적인 방사선 치료에 비해 높은 공간적 정밀도를 필요로 한다.¹⁻³⁾ 방사선 수술 시행 전 수행되는 많은 단계에서 공간적 오차를 발생시키고 이러한 영향들이 환자 치료 시 누적되어 발현된다. 따라서, 각 단계에서의

오차를 분석하는 것 이외에도 이러한 영향들이 만드는 최종적 오차를 분석하는 것이 필요하다. 전반적 시스템 점검(overall system test)을 위해 일반적으로 필름을 이용한 hidden-target test가 널리 시행되고 있으며 계획된 목표(target)와 감광된 부분의 중심점의 위치를 비교하여 목표 중심점 오차 분석을 시행한다.^{4,7)} 3차원적 분석을 위해 필름을 십자 모양으로 겹쳐 팬텀 내부에 삽입시키지만 2차원적 선량계 특성상 감광된 부분 이외의 방사선 영역에 대한 정보는 획득하기 어렵기 때문에 방사선 영역을 구(sphere)라 가정하고 분석한다. 하지만, 기계적 회전 중심점(isocenter) 오차와 제한된 각도 조합을 사용하기 때문에 방사선 영역은 타원(ellipse)에 가깝다. 따라서, 방사선 영역의 3차원적 형태를 고려하기 위해 3차원적 선량계가 필요하며 이러한 선량계를 이용하면 방사선 영역의 중심점을 보다 정확하게 측정할 수 있다. 3차원적 선량계의 하나인 겔 선량계는 방사선 수술을 위한 선량 전달 검증에 많이 사용되고 있으므로

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2010-008144, BAERI).

이 논문은 2010년 12월 17일 접수하여 2011년 3월 2일 채택되었음.

책임저자 : 이동준, (411-706) 경기도 고양시 일산구 대화동 2240

인제대학교 일산백병원 신경외과

Tel: 031)910-7732, Fax: 031)915-0885

E-mail: djlee@paik.ac.kr

서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포4동 505

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 02)2258-7232, Fax: 02)2258-7506

E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

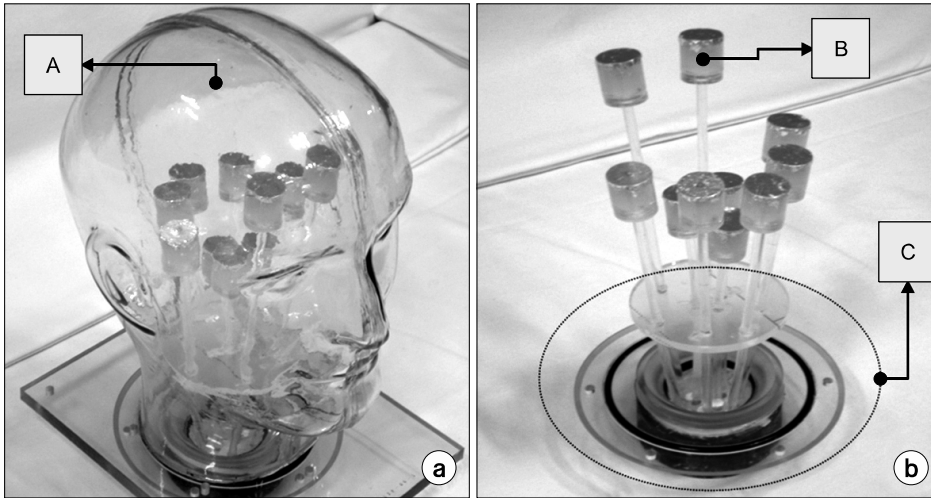


Fig. 1. (a, b) The head phantom. (A) head-shaped plastic shell, (B) acrylic vessel, (C) fixation holder.

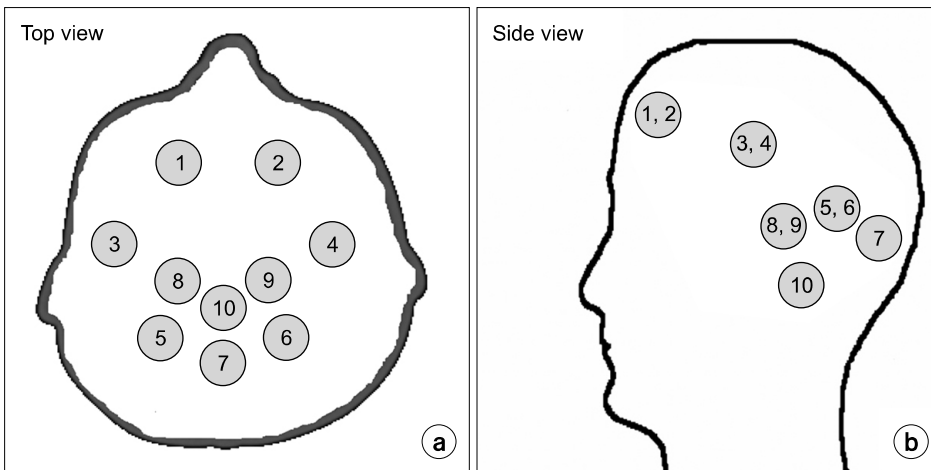


Fig. 2. (a, b) Top and side views, respectively. Acrylic vessels 1~2, 3~4, 5~7, and 8~10 correspond to frontal, temporal, cerebellum, and peri-brainstem regions.

정밀하게 방사선 영역을 추출하는데 도움을 줄 수 있다.⁸⁻¹¹⁾ 본 연구에서는 겔 선량계를 이용하여 방사선 영역의 형태를 고려한 3차원적 목표 중심점 오차를 확인하고 이 기술을 소개하고자 한다.

재료 및 방법

1. 팬텀 제작

실제 환자의 두경부를 모사할 수 있으며 겔 선량계를 내부에 삽입할 수 있는 팬텀을 제작하였다. 총 10개의 아크릴 용기를 팬텀 내에 삽입할 수 있다. 팬텀은 크게 머리모양 플라스틱 용기(head-shaped plastic shell), 아크릴 용기(acrylic vessel), 고정기(fixation holder)의 3부분으로 구성된다(Fig. 1). 머리모양 플라스틱 용기는 인간의 머리표면을 모사하며 물을 담을 수 있다. 아크릴 용기(외경: 20 mm, 길이: 25

mm, 벽두께: 2 mm)는 겔 선량계를 담을 수 있으며 주사기를 이용하여 유 출입을 쉽게 할 수 있도록 제작하였고 아크릴 막대의 길이 및 각도를 조절하여 두부팬텀내 상대적 위치를 조절 할 수 있다. 고정기는 겔 선량계의 위치가 치료과정 중 변하지 않도록 고정하는 역할을 한다. Fig. 2는 실험에 사용된 아크릴 용기의 팬텀내 상대적 위치를 나타내며 아크릴 용기 1과 2, 3과 4, 5~7, 8~10은 각 전두엽(frontal), 측두엽(temporal), 소뇌(cerebellum), 뇌간 주변(peribrainstem) 부분을 모사할 수 있다.

2. 겔 합성 및 보관

원하는 시기에 합성과 자유로운 용기의 선택이 가능한 BANGkit™을(MGS Research Inc., CT, USA) 겔 선량계로 사용하였고 MGS Inc.에서 제공된 매뉴얼에 따라 미리 녹인 겔과 0.352 g의 아스코르빈 산(ascorbic acid) 그리고 10 ml

의 황산구리(CuSO₄, 1 mM 용액)를 섞어 합성하였다. 합성 시 겔을 담은 용기의 온도는 60°C로 일정하게 유지하였다. 겔 특성곡선을 얻기 위해 아크릴 용기 이외에도 9개의 시험관(외경: 16 mm, 길이: 110 mm, 벽두께: 1.5 mm)에 겔 선량계를 담았고, 일관성을 위해 영상촬영 시와 치료 시를 제외하고는 하루 동안 함께 냉장 보관(18°C)하였다.

3. 치료계획 및 방사선 조사

치료계획 전 컴퓨터 단층촬영은 SOMATOM[®] (Siemens, Heidelberg, Germany)을 이용하여 0.69×0.69 mm²의 resolution 및 0.33 mm의 slice thickness의 조건으로 수행되었다. 영상촬영 및 모의 치료 시 3번의 반복실험을 위해 BrainLAB[®] mask frame (BrainLAB, Heimstetten, Germany)을 고정기구로서 사용하였다. 치료계획은 BrainSCAN[™] (BrainLAB, Heimstetten, Germany)을 이용하여 수행되었다. 10개의 아크릴 용기 안에 각 1개씩의 계획용 목표체적(planning target volume)을 할당하였으며, 십자모양으로 겹쳐진 필름을 이용한 분석 방식이 타원 방사선 영역 분석 시 내재적 분석 오차를 나타낼 수 있음을 보이기 위해 2개의 영역은 50% 등선량 곡선형태가 축상 및 시상면(axial and sagittal plane)에서 타원을 이루도록 설정하고 나머지는 구 형태로 설정하였다. 각 방사선 영역의 기하학적 중심에 회전 중심점을 위치 시키고 회전 중심점의 100% 처방선량을 10 Gy 처방하였다. 선량전달은 노발리스(BrainLAB, Heimstetten, Germany)를 이용하여 20°C의 온도에서 수행되었고 6개의 다른 평면 아치(non-coplanar arc)와 4 mm 원추형 시준기(cone collimator)를 사용하였다.

4. 자기공명영상 획득 및 방사선 영역 추출

모든 자기공명촬영은 20°C의 온도에서 조사 후 30시간 이내에 이루어졌으며 1.5-T MAGNETOM[®] Avanto scanner (Siemens, Heidelberg, Germany)를 이용하였다. 9개의 시험관은 1개의 고정된 TR (repetition time, 3,000 ms)에 대한 2개의 서로 다른 TEs (TEs: echo times, 20 ms, 100 ms)으로 바꾸어 가며 2번 촬영되었다. Spin-echo sequence를 사용하였고 복셀 사이즈는 0.47×0.47×2.00 mm³로 지정하였다. 두부 팬텀은 복셀 사이즈가 0.98×0.98×1.00 mm³이고 TE=100 ms, TR=3,300 ms인 조건으로 촬영되었다. 원칙적으로, TR을 고정시키고 2개의 서로 다른 TE를 사용하여 촬영하는 것이 T₂ (transverse relaxation time)값을 얻는 일반적 방법이다.¹²⁾ 하지만 2,000 ms 이상의 TR을 사용하는 경우 T₁ (longitudinal relaxation time)의 영향을 최소화시킬 수 있으므로 자기

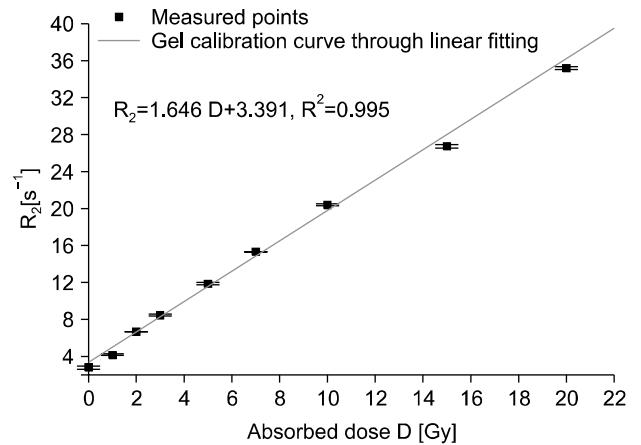


Fig. 3. Calibration curve for polymer-gel dosimeter. 8 sample vials were irradiated by 6-MV X-rays using Novalis; 1 was used for background readings. MR signal was evaluated six times per vial.

공명영상의 신호(signal)를 이용하여 T₂값을 결정하는데 별다른 영향을 주지 못한다.¹³⁾

$$S(TE_1)/S(TE_2) = e^{-R_2(D) \times (TE_1 - TE_2)} \quad (1)$$

수식 1을 이용하여 특정 선량에 대한 R₂ (transverse relaxation rate, R₂≡1/T₂)값을 얻을 수 있으며 최종적으로 겔 보정 곡선을 완성할 수 있다.¹⁰⁾ 완성된 겔 보정 곡선은 Fig. 3과 같다. 흡수 선량에 대한 R₂의 증가율과 R₂축의 절편을 각 k와 α로 정의하면 특정TE에서의 선량과 자기공명신호의 함수 관계식을 수식 2와 같이 나타낼 수 있다.

$$S(TE) = S(0) \times e^{-R_2(D) \times TE} = S'(0) \times e^{-k \times TE \times D}$$

for $S'(0) \equiv S(0) \times e^{-\alpha \times TE}$ (2)

앞서 구한 특성곡선을 통해 기울기 값 k=1.646 Gy⁻¹·s⁻¹와 TE=100 ms인 영상에서의 배경시험관(background vial)의 신호 S'(0)_{TE=100ms}=238를 대입하면 수식 3과 같이 나타낼 수 있다.

$$S(D)_{TE=100} = 238 \times e^{-1.646 \times 10^{-1} \times D} \quad (3)$$

위 수식을 통해 50% 등선량 표면이 만드는 방사선 영역을 추출 하기 위한 신호 값을 알 수 있다. 처방선량의 50%에 해당하는 5 Gy에서의 자기공명신호가 105임을 Fig. 4를 통해 알 수 있다. 실제 방사선 영역의 추출은 BrainSCAN[™]의 내장함수인 Windowing setting과 Drawing 기능을 이용하여 50% isodose line이 이루는 영역을 윤곽화(contouring) 하였다. Fig. 5는 각 단면 방향에서의 방사선 영역을 나타낸다.

5. 3차원적 목표 중심점 오차 분석

치료 계획에 의한 회전 중심점과 방사선 영역의 기하학적 중심점의 좌표값을 비교하여 3차원적 목표 중심점 오차 분석을 시행하였다. 치료계획시스템(treatment planning system)상에서 추출된 방사선영역을 윤곽화 한 뒤 기하학적 중심점의 3차원적 좌표 값을 획득하였다. BrainSCAN™의 내장함수를 이용한 컴퓨터 단층촬영 영상과 자기공명영상의 영상융합(image fusion)을 통하여 같은 기준 좌표계를 기준으로 좌표 값을 부여하였다. 10개 방사선 영역에 대한 목표 중심점 오차 분석을 시행하였고 영역의 형태에 따른 내재적 분석 오차 정도를 알아보기 위해 십자 모양으로 겹쳐진 필름을 이용하여 분석하는 방식에 의한 기하학적 중심점과 비교하였다. 데이터의 신빙성을 확보하기 위해 모든 실험은 3번을 반복하였으며 윤곽화 과정에서의 사람-간

(inter-personal) 및 사람-안(intra-personal) 오차 분석을 추가적으로 수행하였다.

$$TPE_{total} \equiv \sqrt{(TPE_{AP})^2 + (TPE_{LAT})^2 + (TPE_{VRT})^2} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} TPE_{AP} &\equiv |ISO_{AP} - RTC_{AP}| \\ TPE_{LAT} &\equiv |ISO_{LAT} - RTC_{LAT}| \\ TPE_{VRT} &\equiv |ISO_{VRT} - RTC_{VRT}| \end{aligned} \quad (5)$$

목표 중심점 오차(TPE, target point error)는 앞-뒤(AP, Anterior-Posterior), 측면(LAT, Lateral), 수직(VRT, Vertical)방향에서의 변위 값을 이용하여 정의하였고(수식 4) 각 방향의 변위는 양-음(Positive-Negative)방향에 관계없이 절대값을 취하였다(수식 5). $ISO_{Direction}$ 와 $RTC_{Direction}$ 은 각각 특정 방향에서의 계획된 회전 중심점의 좌표와 측정된 방사선 영역의 중심점 좌표를 의미한다.

결 과

목표 중심점 오차 결과를 Table 1을 통해 알 수 있고 기

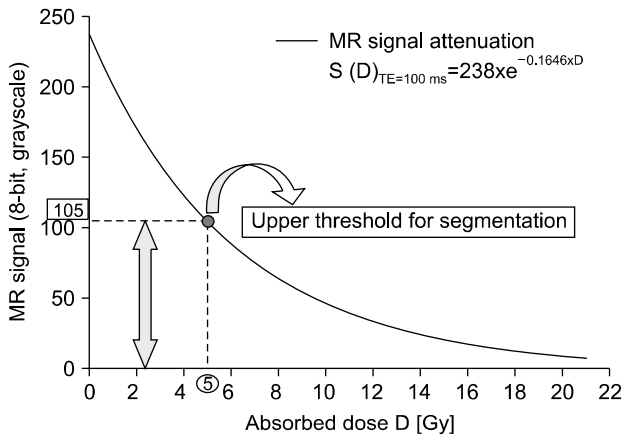


Fig. 4. Upper threshold for segmentation. Signal of 105 is the threshold for segmentation of delivered 50% isodose surface in 8-bit magnetic resonance image (grayscale).

Table 1. Average target point error in AP, LAT, and VRT directions. TPE_{total} is less than 1 mm that means stereotactic radiosurgery was performed by proper treatment procedure through each precise step.

Displacement direction	TPE (mm) (mean±standard deviation)
Anterior-posterior	0.54±0.23
Lateral	0.37±0.08
Vertical	0.33±0.10
Total	0.77±0.15

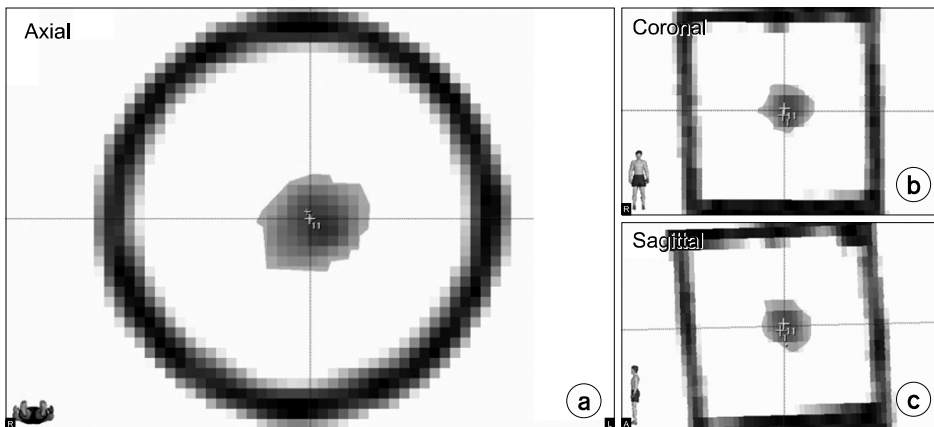


Fig. 5. Segmented radiation field and its centroid. (a), (b), (c) Represent the radiation field at axial, coronal, and sagittal plane, respectively.

Table 2. Target point error in all 10 targets. All TPEtotal is less than 1 mm.

Target		Target point error (mm) (mean±standard deviation)			
		AP	LAT	VRT	Total
Ellipse	Target 1	0.58±0.11	0.41±0.19	0.37±0.06	0.81±0.14
	Target 2	0.80±0.23	0.33±0.03	0.29±0.19	0.92±0.26
Sphere	Target 3	0.74±0.11	0.27±0.18	0.25±0.11	0.85±0.06
	Target 4	0.74±0.22	0.39±0.09	0.44±0.20	0.98±0.11
	Target 5	0.60±0.15	0.41±0.05	0.16±0.12	0.76±0.08
	Target 6	0.67±0.06	0.46±0.17	0.32±0.04	0.88±0.10
	Target 7	0.55±0.18	0.48±0.08	0.29±0.17	0.79±0.20
	Target 8	0.22±0.16	0.29±0.03	0.28±0.10	0.48±0.11
	Target 9	0.23±0.09	0.37±0.17	0.46±0.24	0.66±0.19
	Target 10	0.25±0.11	0.26±0.22	0.42±0.20	0.61±0.11

Table 3. Difference in center of radiation field between conventional and gel-based analysis method. It shows bigger difference in ellipses group that means the conventional method can lead to serious inherent analysis error in elliptical radiation field.

Groups	Difference (mm) (mean±standard deviation)
Spheres	0.27±0.11
Ellipses	0.62±0.08

록된 값은 10개 방사선 영역에 대한 각 방향 별 평균 및 표준편차를 의미한다. 종합 목표 중심점 오차(TPEtotal)가 0.77±0.15 mm임을 확인할 수 있다. 각 영역에 대한 상세 목표 중심점 오차 정보는 Table 2를 통해 알 수 있다. 기존의 십자로 겹쳐진 필름을 사용하여 목표 중심점 오차를 분석하는 방법의 내재적 분석 오차가 영역의 형태에 따라 달라지는 경향을 Table 3를 통해 확인할 수 있다. 구 형태의 경우 0.27±0.11 mm의 분석 오차가 발생한 경우에 반해 타원 형태의 경우 0.62±0.08 mm의 값을 보이므로 실제 방사선 영역의 형태가 구 형태가 아닌 경우 심각한 내재적 분석 오차를 줄 수 있음을 확인할 수 있다. 또한, 방사선 영역을 윤곽화할 경우에도 마찬가지로 내재적 분석 오차를 유발 시킬 수 있으므로 이를 정량화하기 위해 사람-간 및 사람-안 오차를 각각 수행하였다. 사람-간 오차 분석은 2명의 서로 다른 사람이 같은 방사선 영역을 윤곽화시킨 후 얻은 기하학적 중심점의 좌표 값을 비교하였고 사람-안 오차 분석은 특정 목표에 대해 5번씩 윤곽화 작업을 반복하고 얻은 기하학적 중심점들의 표준편차를 획득하였다. 윤

Table 4. Inter- and Intra-personal error through contouring of radiation field. This shows that inherent error due to contouring can give rise to minor inherent TPE analysis error, about 0.15 mm.

Error type	Difference (mm) (mean±standard deviation)
Inter-personal	0.15±0.06
Intra-personal	Standard deviation=0.12

곽화 작업으로 기인한 오차분석은 10개 목표 모두에 대하여 수행되었다. Table 4를 통해 알 수 있듯이 윤곽화 작업에서 0.15±0.06 mm의 사람-간 오차, 0.12 mm의 사람-안 오차가 존재함을 알 수 있다.

고 찰

본 연구에서는 Table 1을 통해 종합 목표 중심점 오차가 1 mm 이내에 존재함에 따라 치료계획부터 치료까지 모든 단계가 정밀히 진행되었음을 알 수 있고 기존의 방사선 치료보다 기하학적 정밀성을 요구하는 방사선 수술을 시행하기에 적합함을 간접적으로 확인할 수 있다. 또한 Table 3를 통해 십자로 겹쳐진 필름을 사용하는 목표 중심점 오차 분석법은 대상 목표가 구 형태가 아닌 경우 심각한 내재적 분석 오차를 보일 수 있음을 보여준다. 구 형 방사선 영역의 경우도 기계적 회전 중심점 오차와 한정된 빔 각도 조합에 의해 실제 방사선 영역이 완벽한 구 형태를 이루지 못하므로 두 분석 방법의 측정치가 0 mm가 아닌 약 0.27 mm의 차이를 보인다. 기존의 필름을 이용한 목표 중심점

분석 방법이 내재적 분석 오차를 갖는 것처럼 방사선 영역의 체적을 이용한 목표 중심점 분석 방법도 내재적 분석 오차를 야기시킬 수 있다. 윤곽화 작업에서의 오차는 분석 결과에 영향을 미치지 쉬워 보이지만 Table 4를 통해 그 영향은 0.2 mm를 넘지 못함을 알 수 있다.

본 실험을 통한 결과인 TPE_{total}은 기존 연구들의 목표 중심점 오차보다는 상대적으로 큰 값을 보이지만 치료기 및 보조 장치의 다름 그리고 겹쳐진 필름을 이용하는 분석방법이 야기하는 오차를 감안하면 엄밀한 비교는 쉽지 않다.^{4,7)}

자기공명영상기반 겔 선량측정법을 이용한 3차원적 목표 중심점 점검기술은 몇 가지 장점이 있다. 첫째로, 실제 방사선 영역의 형태를 고려할 수 있으므로 기하학적 중심점 뿐만 아니라 본 논문에 소개되지는 않았지만 계획된 치료 체적과 실제 전달된 방사선 체적의 위치 및 선량 정보를 통한 선량조형 지수(conformity index) 연구를 수행 할 수 있다. 또한 분석 과정에서 겔 보정을 제외하고는 하나의 치료계획시스템만으로 분석을 수행할 수 있으므로 별도의 분석 소프트웨어를 구입하거나 개발하는 노력을 줄일 수 있다.

하지만, 방사선 영역을 이용한 분석 방식도 몇 가지 단점을 보일 수 있다. 분석 절차상 필요한 컴퓨터 단층촬영 영상과 자기공명 영상 간 영상융합의 정확도에 따라 심각한 내재적 분석 오차를 보일 수 있다. Rahimian 등은 본 연구에서 사용된 영상들의 resolution 및 slice thickness와 비슷한 조건에서 BrainSCAN™상의 영상융합의 기하학적 오차는 0.41±0.30 mm임을 보인바 있다.¹⁴⁾ 본 연구에서는 나비 굴(sphenoidal sinus) 및 두부의 표면 윤곽을 해부학적 지표로 사용하여 기하학적 오차를 최대한 줄이고자 시도하였다. 또한 0.98×0.98×1 mm³의 복셀 사이즈로 두부 팬텀의 1회 자기공명영상을 획득하는 시간이 약 23분이라는 점과 겔 선량측정법을 시행하기 위해서는 겔 보정곡선 작성시 적어도 같은 영역을 2번 촬영 하여야 하는 점이 시간상의 제약을 야기한다. 기존의 spin-echo sequence가 아닌 turbo spin echo 또는 빠른 fast gradient echo와 같은 고속촬영영상기법들을 이용하여 해결할 수 있을 것으로 보이나 먼저 고속촬영영상기법이 겔 중합체의 자기공명신호에 미치는 영향에 대한 연구가 선행되어야 한다.

본 연구에서는 필름을 이용한 목표 중심점 분석 방식이 야기 할 수 있는 내재적 오차를 정량적으로 확인해 보고 자기공명영상기반 겔 선량측정법을 이용한 3차원적 목표 중심점 점검기술을 이용하여 기존의 분석방식을 보완 하는

동시에 새로운 방법을 제시하고자 하였다. 엄밀히 말하자면 구 형태가 아닌 방사선 영역에 대한 기하학적 중심점은 미미한 의미를 갖으며 계획된 치료 체적과 실제 방사선 영역의 체적 그리고 선량 정보를 이용한 선량조형 지수 비교가 더욱 중요한 의미를 갖는다. 따라서 추후에 선량조형 지수 비교 연구를 반드시 수행할 필요가 있다고 생각된다.

결 론

본 연구의 종합적 목표 중심점 오차 결과는 1 mm 이내로 방사선 수술을 시행하기에 적합한 치료 절차와 치료 장비를 갖추고 있음을 간접적으로 보여준다. 자기공명영상기반 겔 선량측정법은 실제 방사선 영역의 체적을 이용함으로써 겹쳐진 필름을 사용하는 기존 목표 중심점 점검기술의 한계를 보완하였다. 결론적으로, 겔 선량측정법을 이용한 3차원적 목표 중심점 점검기술은 전반적 시스템 점검을 위한 전도 유망한 하나의 기술이 될 수 있다.

참 고 문 헌

1. Ramaseshan R, Heydarian M: Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Biol* 48:199-205 (2003)
2. Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 36:4197-4212 (2009)
3. Task Group 42 Report: Stereotactic radiosurgery. American Association of Physicists in Medicine, American Institute of Physics (1995)
4. Feygelman V, Walker L, Chinnaiyan P, et al: Simulation of intrafraction motion and overall geometric accuracy of a frameless intracranial radiosurgery process. *J Appl Clin Med Phys* 9:68-86 (2008)
5. Mack A, Mack G, Scheib S, et al: Quality assurance in stereotactic radiosurgery/radiotherapy according to DIN 6875-1. *Stereotact. Funct Neurosurg* 82:235-243 (2004)
6. Mack A, Czempiel H, Kreiner HJ, et al: Quality assurance in stereotactic space. A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med Phys* 29:561-568 (2002)
7. Ertl A, Saringer W, Heimberger K, et al: Quality assurance for the Leksell gamma unit: Considering magnetic resonance image-distortion and delineation failure in the targeting of the internal auditory canal. *Med Phys* 26:166-170 (1999)
8. Semnicka J, Novonty J, Spevacek V, et al: Three-dimensional gel dosimetry for dose volume histogram verification in stereotactic radiosurgery. *Radiosurgery* 7:44-55 (2010)
9. Sandilos P, Tatsis E, Vlachos L, et al: Mechanical and dose delivery accuracy evaluation in radiosurgery using polymer gels. *J Appl Clin Med Phys* 7:13-21 (2006)
10. Maryanski MJ, Schulz RJ, Ibbott GS, et al: Magnetic

- resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys Med Biol* 39:1437-1455 (1994)
11. **Baldock C, De Deene Y, Doran S, et al:** Polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol* 55:R1-R63 (2010)
 12. **Murakami Y, Nakashima T, Watanabe Y, et al:** Evaluation of the basic properties of the BANGkit™ gel dosimeter. *Phys Med Biol* 52:2301-2311 (2007)
 13. **Hashemi RH, Bradley Jr WG, Lisanti CJ MRI:** *The basics*. 2nd ed, Lippincott, Williams & Wilkins (2004), pp. 49-57
 14. **Rahimian J, Chen JC, Rao AA, et al:** Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal neuralgia. *J Neurosurg* 101:351-355 (2004)

3-Dimensional Verification Technique for Target Point Error

Kyung-Nam Lee*[†], Dong-Joon Lee[‡], Tae-Suk Suh*[†]

*Department of Biomedical Engineering, [†]Research Institute of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea College of Medicine, Seoul, [‡]Department of Neurosurgery, College of Medicine, Inje University, Busan, Korea

For overall system test, hidden-target test have been used using film which leads to inherent analysis error. The purpose of our study is to quantify this error and to propose gel dosimeter based verification technique for 3-dimensional target point error. The phantom was made for simulation of human head and this has ability to equip 10 gel-dosimeter. BANGkit™ which we are able to manufacture whenever it is needed as well as to easily change the container with different shapes was used as a gel dosimeter. The 10 targets were divided into two groups based on shapes of areas with a planned 50% isodose line. All treatment and analysis was performed three times using Novalis and BrainSCAN™. The target point error is 0.77 ± 0.15 mm for 10 targets and directional target point error in each direction is 0.54 ± 0.23 mm, 0.37 ± 0.08 mm, 0.33 ± 0.10 mm in AP (anterior-posterior), LAT (lateral), and VERT (vertical) direction, respectively. The result of less than 1 mm shows that the treatment was performed through each precise step in treatment procedure. In conclusion, the 3-dimensional target point verification technique can be one of the techniques for overall system test.

Key Words: Overall system test, Gel dosimetry, Target point error