

## 노발리스를 이용한 방사선 수술시 치료테이블을 투과하는 광자선의 감쇠율에 따른 선량 보정방법

\*영남대학교 이과대학 물리학과, †차의과학대학교 분당차병원 방사선종양학과,  
‡영남대학교 의과대학 방사선종양학교실

김성준\* · 신현수<sup>†</sup> · 고승영<sup>†</sup> · 박혜리<sup>†</sup> · 김자영<sup>†</sup> · 이보미<sup>†</sup> · 예지원<sup>‡</sup> · 김성규<sup>‡</sup>

본 연구는 노발리스용 치료테이블(couch top)을 투과하는 광자선의 감쇠율(attenuation rate)을 기하학적 모델을 통해 계산하고 보정함으로써, 치료부위에 정확한 선량이 전달되게 하는데 그 목적이 있다. 실험은 치료테이블을 투과하는 광자선의 투과율과 감쇠율을 기하학적인 모델에 의해 예측하고 이를 바탕으로 실험적으로 측정된 것을 비교 및 분석하였다. 그 결과 기하학적 모델에 의해 예측된 값과 실험값이 매우 잘 일치하는 것으로 나타났다. 또 실제 임상적용의 가능여부를 판단하기 위하여, 척추 방사선수술(spine radiosurgery)환자의 치료계획에 모델링화한 감쇠율을 보정한 뒤 측정된 중심점 선량과 그렇지 않은 것을 비교하였더니, 전자가 치료계획된 것과의 오차율이 감소함을 보였다. 본 논문에서는 치료테이블을 투과하는 광자선의 기하학적 모델을 통해 투과율과 감쇠율을 계산하고 이를 실험적으로 증명하였다. 이 방법은 노발리스를 이용한 방사선 수술뿐만 아니라 일반적인 방사선 치료에 있어서도 매우 유용할 것으로 판단된다.

**중심단어:** 노발리스, 치료테이블, 방사선 수술, 투과율, 감쇠율

### 서 론

정위적 방사선수술(Stereotactic Radiosurgery, SRS)은 1968년 Cobalt-60선원을 사용하는 감마나이프(gamma knife)가 치료에 도입된 이래로 임상적인 적용이 급격히 증가되어왔다. 위 치료법은 특히 뇌종양과 같은 두개내 병소에 적용되어 뛰어난 치료 성적을 보이고 있으며, 이와 같은 뇌 정위적 방사선 수술의 임상적 성공으로 방사선수술의 두개외 병소에의 적용에 대한 필요성이 제기되었다.<sup>1-3)</sup> 뇌를 제외한 체부의 경우 정위틀(Stereotactic frame)을 이용하여, 환자의 치료 위치를 고정하는 것은 매우 제한적이기 때문에 선형가속기를 이용한 치료법이 발전되어 왔다. 최근 다엽콜리메이터(multi leaf collimator, MLC)를 부착한 형태의 선형가속기가 등장하면서 선형가속기를 이용한 방사선수술의 빈도가 점차 높아지고 있다.<sup>4)</sup>

방사선 수술 및 치료에 사용되는 노발리스(Novalis, BrainLab, Germany) 시스템은 선형가속기의 하나로 미세다

엽콜리메이터(micro multileaf collimator)가 부착되어 있어 크기가 작은 종양에 유리함을 가지고 있다. 노발리스는 원격 조정에 의해 장비의 회전중심점과 치료부위의 회전중심점을 일치시켜 환자의 위치고정을 가능하게 하는 ExacTrac 시스템과 치료테이블을 수직방향, 좌우방향, 종 방향, 및 수직방향 기울기, 좌우방향 기울기, 회전방향 등으로의 위치오차 보정을 원격으로 할 수 있는 6차원 자동화 시스템(6D Robotic System)으로 구성되어있다. 이러한 시스템을 이용하여, 정위틀을 사용하지 않는 방사선 수술(Frameless Radiosurgery)이 가능하다는 장점으로 그 효용성이 높아지고 있는 추세이다.<sup>5,6)</sup> 또 일반적인 선형가속기와는 달리 위의 시스템 등을 구현하기 위해, 치료테이블이 교체방식이 아닌 고정된 형태로 카본재질을 사용한다. 일반적으로 카본은 광자선 투과율이 높은 것으로 알려져 있지만 감쇠율 고려하지 않을 수는 없다. 특히 고선량 단일 조사로 이루어지는 방사선 수술의 경우 치료계획에 의해 계산된 선량과 실제 치료에 의한 것과는 더 큰 오차를 가지게 될 것이다.

본 논문에서는 치료테이블을 투과하는 광자선의 투과 및 감쇠율을 기하학적 모델을 통해 도출하고 이를 실험적으로 증명할 것이다. 이로 인해 직접적인 측정이 없이도 기하학적 모델만으로 광자선의 감쇠율을 보정함으로써, 치료부위에 정확한 선량이 전달되게 하는데 그 목적이 있다.

이 논문은 2010년 12월 13일 접수하여 2011년 2월 28일 채택되었음.  
책임저자 : 김성규, (705-717) 대구시 남구 대명동 317-1  
영남대학교 의과대학 방사선종양학교실  
Tel: 053)620-3373, Fax: 053)624-3599  
E-mail: skkim@med.yu.ac.kr

재료 및 방법

본 연구에서는 치료테이블을 투과하는 광자선의 투과율과 감쇠율을 기하학적으로 모델화하였으며, 이를 바탕으로 겐트리 회전각도에 따라 측정된 투과율과 감쇠율을 비교 및 분석하였다. 또 실제 임상적용의 가능여부를 판단하기 위하여, 척추 방사선수술(Spine Radiosurgery)환자의 치료계획에 모델링화한 감쇠율을 보정하고 그렇지 않은 것과의 중심점 선량을 측정함으로써, 비교 및 분석하였다(Fig. 1).

1. 기하학적 모델을 이용한 광자선 투과 및 감쇠율의 예측

물질의 두께  $x$ 에 대해 투과되는 강도  $I(x)$ 는

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \tag{1}$$

으로 표현된다.<sup>7,8)</sup> 식 (1)을 Fig. 2로부터 투과율(transmission rate)과 감쇠율(attenuation rate)에 대해 나타내면,

$$Tr = Ir \cdot e^{-\mu \cdot \frac{x}{\cos\theta}} \tag{2}$$

$$Ar = Ir - Tr \tag{3}$$

으로 표현할 수 있었다. 여기서,  $Tr$ 과  $Ar$ 은  $\Delta x (= x/\cos\theta)$ 에 따른 투과율과 감쇠율,  $Ir$ 은 입사율(incident rate)을 표현한 것이며,  $\mu$ 는 재질의 감쇠계수를 나타낸다. 이때 광자선이 치료테이블을 투과하기 전에는 감쇠가 일어나지 않는다고 볼 수 있으므로 입사율  $Ir$ 은 100%가 된다. 따라서 결과의 단위는 [%]로 표현될 수 있다. 또 입사각이 축선원거리(Source-axis distance, SAD)에 대해 0°인 경우, 즉 겐트리의

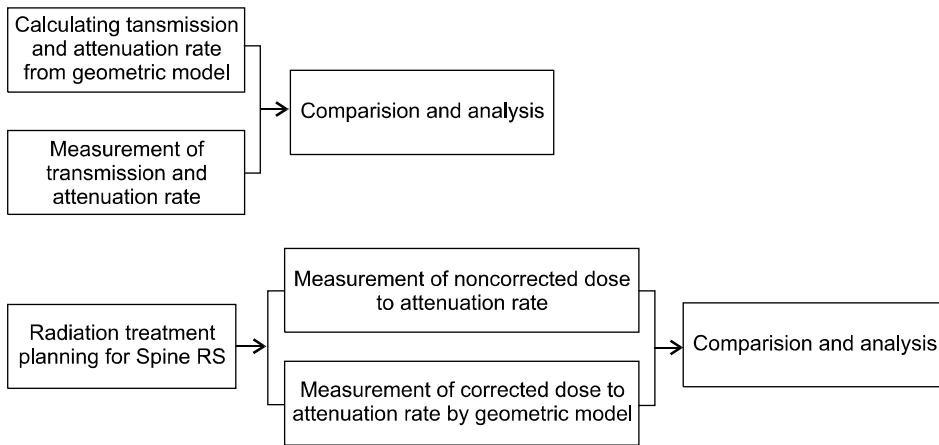


Fig. 1. Schematic overview of the various steps for verification of calculating transmission and attenuation rate by geometric model.

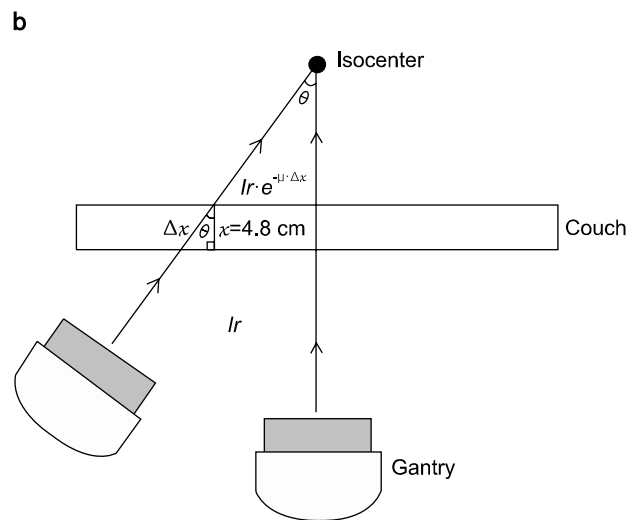


Fig. 2. A side view of couch top (a) and Schematic overview of thickness variation to incident angle (geometric model) (b).

각도가 180°일 때  $\Delta x$ 는 치료 테이블의 두께  $x$ 와 같다( $\Delta x = x$ ). 본 연구에서 치료테이블의 감쇠계수  $\mu$ 는 실험 2의 측정 자료를 바탕으로 식 (2)를 역 계산함으로써, 어림값을 구하였다. 그 결과 약  $9.5 \times 10^3$ 으로 계산되었다. 이를 바탕으로 입사각에 따라 치료테이블을 투과하는 광자선의 투과 및 감쇠율을 식 (2), (3)을 통해 예측하였다.

## 2. 겐트리 회전각도에 따른 투과 및 감쇠율 측정

실제 치료테이블을 투과하는 광자선의 투과율과 감쇠율 측정을 위해 노발리스(BrainLAB, Germany)의 6 MV 광자선을 이용하였다. 측정은 치료테이블에 의한 광자선 감쇠율

만을 고려하기 위해 겐트리 회전반경에 따라 일정한 깊이를 가지는 원통형 아크릴 팬텀(반경: 8 cm, 길이: 15 cm)을 이용하였다. 중심점 선량 측정을 위해 0.65 CC이온전리함(FC65-G, Wellhofer)을 원통형 아크릴 팬텀 중심에 SAD 100 cm으로 설치하고 200 MU를 조사하였다(Fig. 3). 치료테이블을 투과하는 겐트리 회전각도 120~240°를 10°간격으로 측정하였으며, 이때 치료테이블을 투과하지 않는 광자선과 직접적인 비교를 위해 0°, 30°, 330°의 선량을 측정하였다.

## 3. 기하학적 모델로부터 계산된 감쇠율의 보정

치료계획된 선량과 기하학적 모델링에 의해 감쇠율이 보정된 선량 및 보정되지 않은 선량의 상대적 비교를 위해, 척추 방사선 수술환자 5명을 대상으로 치료계획을 수립하였다. 이때 광자선의 입사방향은 회전중심축(isocenter)을 중심으로 0~330° 사이에서 각 7분씩, 포적용적에 5 Gy를 투여할 목표로 조사하였으며, 이 중 감쇠에 의한 영향을 극대화하기 위해 치료테이블을 투과하는 120°에서 시계방향으로 230°까지를 각 4분씩 조사하였다. 그 후 치료계획된 선량분포를 IMRT 팬텀의 CT 영상에 나타내고 선량분포의 중심점 선량을 읽었으며(Fig. 4), 노발리스 치료계획시스템(I-plan 3.0.2, BrainLAB, Germany)을 이용하여 수행하였다. 치료계획된 것과 실제 조사되는 선량의 일치성 확인을 위해 IMRT 팬텀의 표면으로부터 5 cm깊이 중심에 0.4 CC이온전리함(FC65-G, Wellhofer)을 설치하고 중심점 선량을 측정하였다(Fig. 5). 그 후 기하학적 모델에 의해 계산된 감쇠

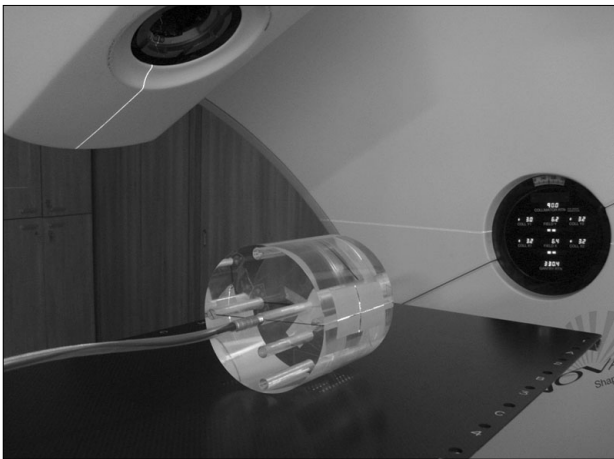


Fig. 3. Setup for measurement of transmission and attenuation rate from circular cylinder acrylic phantom.



Fig. 4. Radiation treatment plan for spine RS (a) and phantom mapping for the point dose measurement (b).

율을 각 해당되는 조사빔에 대해 보정한 뒤 측정된 중심점 선량과 보정하지 않고 측정된 것을 비교하였다.

### 결 과

Table 1은 기하학적 모델에 의해 예측된 결과를 바탕으로 실제 치료테이블을 지나가는 광자선 투과율 및 감쇠율의 측정값을 나타낸 것이다. 겐트리 회전각도가 0°, 30°, 330°에서는 광자선이 치료테이블을 투과하지 않기 때문에 일정

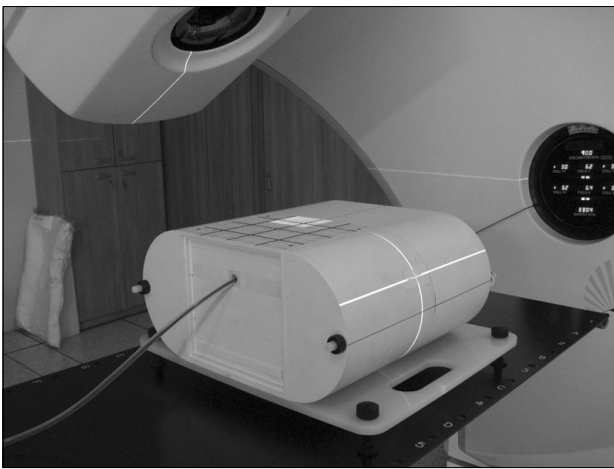


Fig. 5. Setup for measurement of point dose from IMRT phantom.

Table 1. Predicted values by the geometric model and measured values.

Gantry angle (degree)	Measured charge (nC)	Predicted Tr (%)	Measured Tr (%)	Predicted Ar (%)	Measured Ar (%)
0	33.23	—	—	—	—
30	33.23	—	—	—	—
330	33.23	—	—	—	—
120	30.38	90.226	91.424	8.774	8.576
130	30.69	93.106	92.357	6.894	7.643
140	31.18	94.182	93.831	5.818	6.169
150	31.50	94.836	94.800	5.164	5.210
160	31.67	95.231	95.305	4.769	4.695
170	31.75	95.445	95.545	4.555	4.455
180	31.83	95.512	95.787	4.488	4.213
190	31.75	95.445	95.546	4.555	4.454
200	31.67	95.231	95.305	4.769	4.700
210	31.50	94.836	94.794	5.164	5.206
220	31.18	94.182	93.831	5.818	6.169
230	30.69	93.106	92.356	6.894	7.643
240	30.38	91.226	91.423	8.774	8.577

한 값을 가지는 것으로 나타났지만, 치료테이블을 지나가는 경우, 180°를 기준으로 겐트리의 회전 각도가 커질수록 최저 4.5에서 8.5%로 오차율이 증가하는 것으로 측정되었다. 즉 광자선의 투과율은 감소하며, 상대적으로 감쇠율은 증가하는 것으로 나타났다. Fig. 6은 투과율과 감쇠율을 그래프로 보인 것이다. 여기서 도형으로 표시된 것이 실험적으로 측정된 값을 의미하는 것으로 실선으로 보인 기하학적 모델로 예측된 값과 오차율이 최저 0.2% 최대 0.7%로 매우 잘 일치함을 보였다. Fig. 7는 Fig. 6의 감쇠율을 수직축과 회전축의 사이각에 대해 나타낸 것으로써, 사이각이 커질수록 지수 함수적으로 감쇠율이 증가함을 보였다, 여기서도 기하학적 모델에 의해 예측된 값과 실험값이 최대

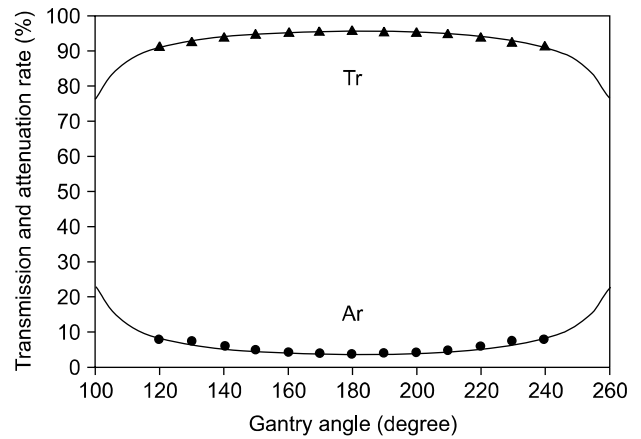


Fig. 6. Predicted transmission and attenuation rate by geometric model (solid lines), measured transmission and attenuation rate (triangles, circles).

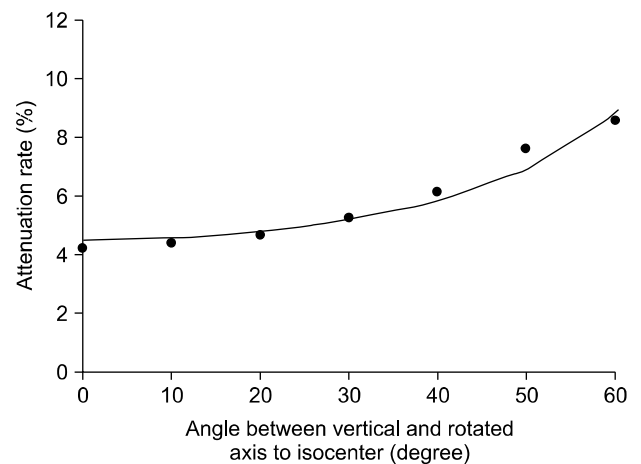


Fig. 7. Attenuation rate to angle between vertical and rotated axis to isocenter.

**Table 2. Measured point dose after noncorrection and correction to attenuation rate.**

Patient	Planned dose (Gy)	Messured dose after noncorrection (Gy)	Error rate (%)	Messured dose after correction (Gy)	Error rate (%)
A	4.63	4.42	4.84	4.57	1.20
B	4.14	4.06	2.01	4.16	0.20
C	3.70	3.51	5.25	3.63	1.80
D	4.23	4.00	5.38	4.15	1.90
E	4.39	4.08	3.54	4.22	0.28

0.7% 내에서 거의 일치하는 것으로 나타났다.

Table 2는 척추 방사선 수술환자 5명의 치료계획에 대하여, 기하학적 모델에 의해 계산된 감쇠율을 보정하고 측정된 중심점 선량과 보정하지 않고 측정된 것을 비교한 것이다. 감쇠율을 보정하지 않을 때는 보다 보정하고 측정된 선량이 치료계획에 의한 것과의 오차율이 3%에서 4% 정도 감소함을 보였다.

### 고찰 및 결론

선형가속기를 이용한 방사선 수술은 일반적으로 고 선량 단일 조사에 의해 이루어지기 때문에 정확한 선량을 치료 부위에 전달하는 것이 매우 중요하다. 하지만 노발리스의 경우 치료테이블이 교체방식이 아닌 고정된 형태로 이루어졌으며, 이로 인해 치료테이블을 지나가는 광자선의 감쇠로 정확한 선량을 전달하는데 약간의 문제를 내포하고 있었다. 따라서 감쇠에 의한 선량을 보정해 주어야하나, 일일이 측정하여 보정하기에는 매우 번거로움이 있었다.

위와 같은 문제점을 해결하기 위해 기하학적 모델로서 예측할 수 있는 보정방법을 이론적으로 정립하고 실험적으로 측정된 것과 비교하였다. 그 결과 기하학적 모델에 의해 예측된 투과 및 감쇠율은 실험으로 측정된 것과 매우 잘 일치함을 보였다. 예측값과 실험값 모두 수직축을 기준으로 회전축과의 사이각이 커질수록 투과율의 감소와 감쇠율

의 증가를 보였는데, 이는 수직축(겐트리 180°)에 대해 더 큰 회전각을 가질수록 입사체(치료테이블)의 두께가 상대적으로 커지기 때문이다. 또 입사체의 두께가 커지게 되면 상대적으로 저에너지 광자가 선택적으로 제거되기 때문에 감쇠율이 지수 함수적으로 증가하는 것으로 생각된다. 위의 결과를 바탕으로 실제 척추 방사선 수술 환자에 대해 기하학적 모델에 의해 계산된 감쇠율을 보정한 것과 그렇지 않은 것을 치료계획과 비교하였다. 그 결과 감쇠율을 보정한 것이 그렇지 않은 것보다 치료계획의 선량과 더 잘 일치함을 알 수 있었다.

본 논문에서는 치료테이블을 투과하는 광자선의 기하학적 모델을 통해 투과율과 감쇠율을 계산하고 이를 실험적으로 증명하였다. 방사선 수술이 정밀하게 이루어지기 위해서는 반드시 선량 감쇠에 대한 보정이 이루어져야 할 것이며, 위의 방법은 노발리스를 이용한 방사선 수술뿐만 아니라 일반적인 방사선 치료에 있어서도 매우 유용할 것으로 판단된다.

### 참 고 문 헌

1. Shon MJ, Lee DJ: Radiosurgery for spinal lesions. J Korean Med Assc 51:38-44 (2008)
2. Rock JP, Ryu S, Yin FF, Schreiber F, Abdulhak M: The evolving role of stereotactic radiosurgery and stereotactic radiation therapy for patients with spine tumors. J Neurooncol 69:319-334 (2004)
3. 이동준, 손문준, 이기택 등: 정위마스크 시스템을 사용한 방사선 수술시 회전중심점의 재현성. 의학물리 13:135-138 (2002)
4. Kim JH: Linac based high precision radiotherapy: Radiosurgery, image guided radiotherapy, and respiratory gated radiotherapy. J Korean Med Assc 51:612-618 (2008)
5. 이동준, 손문준, 이기택 등: 노발리스 ExacTrac을 이용한 척추 정위 방사선수술 방법 평가. 의학물리 13:218-223 (2002)
6. 고승영, 김성준, 김진수 등: IMRT 및 IMRS에서 Field의 선량분포 확인시 SAD 변화에 따른 측정의 유용성 평가. 방사선치료학회 22:33-39 (2010)
7. Raju MR: *Heavy particle radiotherapy*. 1st ed. Academic Press, New York (1980), pp. 5-132
8. Khan FM: *The physics of Radiation Therapy*. 4nd ed. Williams & Wilkins, Baltimore (2009), pp. 54-65

## **A Correction Method of Dose to Attenuation Rate of Transmitting Photon Beam Through Couch Top for Radiosurgery Using Novalis**

Sung Joon Kim<sup>\*</sup>, Hyun Soo Shin<sup>†</sup>, Seung Young Ko<sup>‡</sup>, Hyeli Park<sup>†</sup>,  
Ja Young Kim<sup>†</sup>, Bo Mi Lee<sup>†</sup>, Ji Woon Yea<sup>‡</sup>, Sung Kyu Kim<sup>‡</sup>

<sup>\*</sup>Department of Physics, College of Science, Yeungnam University, Gyongsan, <sup>†</sup>Department of Therapeutic Radiology & Oncology, CHA Bundang Medical Center, CHA University, Seongnam, <sup>‡</sup>Department of Therapeutic Radiology & Oncology, College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea

This study has its own goal to deliver the accurate dose on the target volume by calculating and modifying the attenuation rate of photon beam transmitting the couch top with geometric model. The experiment was that the transmission rate and attenuation rate of photon beam transmitting the couch top was predicted by the geometric model, then compared and analyzed with what was measured experimentally based on that. The result showed that the predicted value by the geometric model accorded closely with the experimental value. In addition, in order to judge whether the practical clinical application is available, the point dose, measured after modifying the attenuation rate modeling according to the treatment plan of a patient of spine radiosurgery, was compared with the one done nothing. The result was that the former showed decreased error range with treatment planned one than the latter. This papers calculated the transmission and attenuation rate with the geometric model transmitting the couch top and verified it experimentally. This method is expected to be very useful in not only the radiosurgery using Novalis but also the general radiation therapy.

---

**Key Words:** Novalis, Couch top, Radiosurgery, Transmission rate, Attenuation rate