

&lt;원저&gt;

## 척추 방사선수술 시 다엽콜리메이터 위치 오차의 임상적 위험성 평가

강동진<sup>1)</sup>·오건<sup>2)</sup>·신영주<sup>1)</sup>·강진규<sup>1)</sup>·정재용<sup>1)</sup>·이보람<sup>3)</sup><sup>1)</sup>인제대학교 상계백병원 방사선종양학과·<sup>2)</sup>고려대학교 보건과학대학 바이오의공학과·<sup>3)</sup>인하대학교병원 의과대학 방사선종양학과

## Evaluation of Clinical Risk according to Multi-Leaf Collimator Positioning Error in Spinal Radiosurgery

Dong-Jin Kang<sup>1)</sup>·Geon Oh<sup>2)</sup>·Young-Joo Shin<sup>1)</sup>·Jin-Kyu Kang<sup>1)</sup>·Jae-Yong Jung<sup>1)</sup>·Boram Lee<sup>3)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiation Oncology, Inje University Sanggye Paik Hospital, Seoul, Korea<sup>2)</sup>Department of Bioengineering, Korea University, Seoul, Korea<sup>3)</sup>Department of Radiation Oncology, Inha university hospital, Incheon, Korea

**Abstract** The purpose of this study is to evaluate the clinical risk of spinal radiosurgery by calculating the dose difference due to dose calculation algorithm and multi-leaf collimator positioning error. The images acquired by the CT simulator were recalculated by correcting the multi-leaf collimator position in the dose verification program created using MATLAB and applying stoichiometric calibration and Monte Carlo algorithm. With multi-leaf collimator positioning error, the clinical target volume (CTV) showed a dose difference of up to 13% in the dose delivered to the 95% volume, while the gross tumor volume (GTV) showed a dose difference of 9%. The average dose delivered to the total volume showed dose variation from -8.9% to 9% and -10.1% to 10.2% for GTV and CTV, respectively. The maximum dose delivered to the total volume of the spinal cord showed a dose difference from -14.2% to 19.6%, and the dose delivered to the 0.35 cm<sup>3</sup> volume showed a dose difference from -15.5% to 19.4%. In future research, automating the linkage between treatment planning systems and dose verification programs would be useful for spinal radiosurgery.

**Key Words:** Spinal radiosurgery, Multi-leaf collimator positioning error, Stoichiometric calibration, Monte-Carlo algorithm, Dose verification program

**중심 단어:** 척추 방사선수술, 다엽콜리메이터 위치 오차, 화학 양론적 교정, 전산모사 알고리즘, 선량 검증 프로그램

## I. 서론

척추 전이(Spine Metastasis)는 난치성 통증을 유발할 수 있고 척수(Spinal Cord)가 손상되면 운동 또는 감각 기능의 장애로 이어질 수 있어 암 환자 삶의 질을 저하하는 주요 원인이다[1-3]. 척추 전이의 치료 방법에는 수술, 전신 화학요법, 방사선치료, 진통제 및 스테로이드 치료가 있다. 그 중 방사선치료가 척추 전이에 대해 탁월한 통증 완화 치료라고 알려져 있다[4, 5]. 최근에는 치료계획장치(Treatment

Planning System, TPS)와 선량 전달 기법의 발전으로 국소적인 병변에 선량을 전달하는 방사선수술(Radiosurgery)이 널리 사용되고 있다[6, 7]. 특히 척추는 내부 기관의 움직임이나 호흡에 의한 영향이 적기 때문에 방사선수술을 통해 통증을 줄이는 데 효과적이다[8-10].

척추 방사선수술은 90%의 뛰어난 종양의 국소제어율(Local Control Rate)로 신속하고 지속적인 통증 제어가 가능하다[11]. 방사선수술이 효과적이지만 척수와 같이 종양에 인접한 결정장기(Critical Organ)에 다량의 방사선을 전달

This work was supported by a National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government(MSIT) (No. 2022R1C1C1006840). Corresponding author: Boram Lee, Department of Radiation Oncology, Inha University Hospital, Incheon, Korea, 27 Inhang-ro, Jung-gu, Incheon city, 22332, Republic of Korea / Tel: +82-32-820-3073 / E-mail: leebr999@gmail.com

Received 20 October 2023; Revised 11 November 2023; Accepted 24 November 2023

Copyright ©2023 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

할 가능성도 있다. 방사선척수증(Radiation Myelopathy)은 하반신 및 사지 마비를 포함하여 서서히 진행되는 감각 운동장애로 나타난다. 대부분의 임상 기관에서 방사선 수술 시 척수에 전달할 수 있는 선량은 방사선종양학그룹(Radiation Therapy Oncology Group, RTOG)의 보고서를 기반으로 최대선량( $D_{max}$ )이 1,400 cGy를 초과하지 않도록 하고, 0.35 cm<sup>3</sup> 체적 선량( $D_{0.35}$ )이 1,000 cGy를 넘지 않도록 선량제한치(Dose Constraint)를 적용하고 있다[12]. 방사선척수증은 방사선치료 후 바로 나타나지 않고 잠복기를 거친 후 나타난다. 연구에 의하면 잠복기는 6개월에서 20개월까지 걸릴 수 있다고 알려진 바 있다[13].

방사선수술은 한 번으로 치료가 완료되기 때문에 일반적인 방사선치료보다는 많은 위험이 존재한다. 방사선치료는 환자의 움직임 등의 발생할 수 있는 여러 가지 오차를 보완하기 위해 치료 범위에 여백을 적용하지만, 방사선수술에서는 여백을 최소화하고 진행하기 때문에 오차가 발생하면 큰 위험이 따른다. 따라서 방사선치료보다 더 신중한 과정을 거치게 되는데 먼저 치료계획 시 선량 계산 격자 크기를 줄이거나 장비에 따라 비공면조사면(noncoplanar beam)을 사용한다. 그리고 치료 전 갠트리 회전의 정확도, 테이블 회전의 정확도, 콜리메이터 회전의 정확도를 확인하기 위해 말뚝울타리검사(Picket Fence Test)와 윈스턴루츠시험(Winston Lutz Test)을 진행한다[14,15]. 실제 빔 전달 시에는 디지털 재구성 사진과 원뿔형빔 전산화단층촬영(Cone Beam Computed Tomography, CBCT)으로 영상유도를 수행한다. 이런 과정에도 불구하고 척수 방사선수술은 치료 부위가 척수와 매우 근접해 있으므로 위험성은 늘 존재한다.

방사선수술 시 입체조형방사선치료(Conformal Radiation Therapy, CRT), 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 체적조절호형방사선치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)가 수행되고 최근 임상에서는 체적조절호형방사선치료가 가장 많이 수행된다[16-19]. 여러 연구에 의하면 방사선수술 시 작은 병변에 대해 다엽콜리메이터(multi-leaf collimator, MLC)의 잎 너비(Leaf Width)가 작을수록 향상된 선량 측정 결과를 보였다. 특히 잎 너비가 2.5 mm 미만인 정밀다엽콜리메이터(Micro MLC)를 사용 시 가장 좋은 결과를 보였다[20-22]. 다엽콜리메이터의 위치 오차는 작은 변화에도 큰 선량 차이 결과를 가져올 수 있어서 중요하지만, 정량적으로 평가할 방법은 많지 않다. 본 연구는 척추 방사선수술 시 다엽콜리메이터의 위치 오차에 따른 선량 차이를 이전 연구를 통해 개발한 몬테카를로 알고리즘(Monte Carlo Algorithm)을 통해 계산하고[23] 위험성을 평가하여 실제 임상에서 적용하기 위해 수행하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 환자 선택 및 치료계획

치료가 종료된 총 10개의 척추 방사선수술 치료계획을 선택하였다(Table 1). 치료계획 영상은 CT 모의치료기 Sensation Open (Siemens, Germany)을 이용하여 1.5 mm 두께로 획득하였다. 치료계획은 Oncentra planning system Ver 4.1 (Nucletron BV, Veenendaal, Netherlands)로 수행되었다. 체적조절호형방사선치료(VMAT)의 최적화 알고리즘은 DAO (Direct Aperture Optimization)를 적용하고, 선량 계산 알고리즘은 CCC (Collapsed Cone Convolution)를 적용하였다. 선량 계산 격자 크기는 모든 방향에서 1.0 mm 적용하였고, 2개의 회전 치료 빔, 처방 선량은 1회 2,000 cGy를 적용하였다. 맨눈종양체적(Gross Tumor Volume, GTV)에 3.0 mm 여백을 주어 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV)을 생성하고, 처방 선량의 90%가 맨눈종양체적(GTV)의 100%를 포함하도록 설정하였다. 결정장기인 척수의  $D_{max}$ 가 1,400 cGy를 초과하지 않도록 하고,  $D_{0.35}$ 는 900 cGy를 넘지 않도록 하며 맨눈종양체적(GTV)을 모두 포함하기 위해 목표 선량을 초과하는 경우 1,000 cGy를 초과하지 않도록 치료계획을 수립하였다. 생성된 치료계획은 선량계산을 위한 서버로 전송되어 다엽콜리메이터의 위치를 수정하여 재계산을 수행하였다.

**Table 1.** Summary on treatment plans for a total of ten patients.

Patient	CTV Volume (cm <sup>3</sup> )	Treatment Region	Prescription (%)
1	78	L3	90
2	62.8	L4	90
3	66.2	L1	80
4	125.4	T11-12	85
5	24.7	T4	90
6	6.4	C4	80
7	139	C4	85
8	94.1	L1-2	90
9	17.5	C6-7	90
10	39.8	T6-7	90

CTV, Clinical Target Volume

### 2. 다엽콜리메이터의 위치 오차에 따른 선량 계산

척추 방사선수술의 치료계획은 매트랩(R2019a, MathWorks Inc., Natick, MA, USA)으로 제작한 선량 검증 프로그램에서 다엽콜리메이터 위치를 수정하고 화학 양론적 교정

(Stoichiometric Calibration)과 전산모사 알고리즘을 적용하여 재계산하였다[24-27]. 선량 계산은 Ryzen threadripper pro 5995WX와 128개 노드가 있는 고성능컴퓨팅 클러스터 (High performance computing cluster)로 수행되었다[28]. Fig. 1과 같이 각 치료계획에는 두 가지 유형의 다엽콜리메이터 위치 오차를 적용하였다. 첫 번째 유형(Field Out)은 마주 보고 있는 A Bank와 B Bank의 다엽콜리메이터가 원래 위치에서 바깥쪽으로 열리는 상황을 가정하였고 두 번째 유형(Field In)은 원래 위치에서 안쪽으로 닫히는 상황을 가정하였다. 다엽콜리메이터의 위치 오차는 0.0 mm, 0.2 mm, 0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm, 1.0 mm 단계적으로 적용하였다. 선량 검증 프로그램 내에서 치료계획장치에서 수립한 원래 치료계획과 수정된 치료계획을 비교하였다. 재계산이 완료된 치료계획은 기존 치료계획을 기준으로 식 1에 의해 상대 평가하였다. 맨눈종양체적(GTV)과 임상표적체적(CTV)은 95% 체적에 전달되는 선량(D<sub>95</sub>)과 평균 선량(D<sub>mean</sub>)으로 평가하였고 척수는 D<sub>max</sub>과 D<sub>0.35</sub>로 평가하였다.

$$\%diff = 100 \times \frac{\text{Value of Modified Plan} - \text{Value of Original Plan}}{\text{Value of Original Plan}} \quad (1)$$

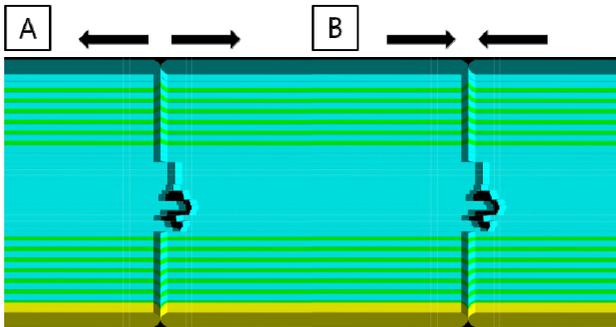


Fig. 1. Two types of multi-leaf collimator misalignment, (A) Field Out (B) Field In

### III. 결과

수립한 치료계획당 모니터 단위(Monitor unit, MU)는 평균 5,541 MU로 나왔고 전산모사 알고리즘을 통한 재계산은 한 개의 치료계획당 11개로 총 110개의 치료계획을 약 1,000시간에 걸쳐 계산하였다.

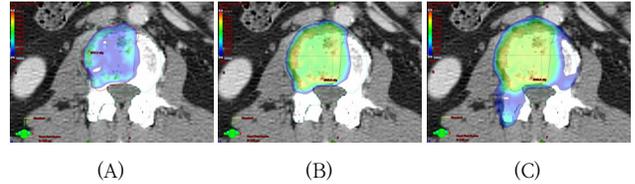


Fig. 2. Dose distribution based on multi-leaf collimator positioning error calculated using Monte Carlo Algorithm, (A) Field in 1 mm, (B) Original and (C) Field out 1 mm.

Fig. 2는 다엽콜리메이터 위치 오차를 적용했을 때 선량 분포다. 척수의 D<sub>max</sub>를 우선으로 만족하도록 적용하였기 때문에 임상표적체적(CTV)은 처방 선량이 적게 전달되는 경우가 있어 맨눈종양체적(GTV)보다는 다엽콜리메이터의 위치변화에 따른 선량 차이가 더 크게 나타났다. 기존의 선량 계산에 비해 임상표적체적(CTV)의 D<sub>95</sub>는 최대 13%의 선량 변화를 나타냈고 맨눈종양체적(GTV)의 D<sub>95</sub>는 최대 9%의 선량 변화를 나타냈다. D<sub>mean</sub>은 맨눈종양체적(GTV), 임상표적체적(CTV)에서 각각 -8.9%에서 9%까지, -10.1%에서 10.2%까지 선량 변화를 나타냈다.

Table 2와 Table 3은 다엽콜리메이터 위치 오차를 적용했을 때 척수에 들어가는 선량이다. 모든 치료계획에서 단계적인 위치변화에 따른 결과는 직선성을 나타냈다. 척수의

Table 2. Maximum dose (cGy) to the spinal cord for the multi-leaf collimator positioning errors

Patient	Multi-leaf collimator positioning error (mm)									
	-1.0	-0.8	-0.6	-0.4	-0.2	0.2	0.4	0.6	0.8	1.0
1	-154.8	-126.5	-96.8	-65.3	-32.6	49.1	115.2	181.1	246.3	311.1
2	-225.2	-198.9	-152.5	-110.4	-55.7	57.8	116.6	176.1	236.5	297.7
3	-55.8	-60.3	-63.4	-59.2	-30.1	30.6	63.6	98.9	134.1	168.9
4	-56.0	-48.8	-41.0	-31.3	-15.7	15.9	32.0	48.2	64.7	81.5
5	-56.7	-65.2	-71.7	-68.7	-34.5	35.7	72.3	108.8	145.0	181.4
6	-97.2	-101.2	-104.4	-97.7	-49.1	49.0	97.8	146.8	195.7	244.6
7	-110.8	-95.5	-79.2	-61.7	-31.1	31.4	62.8	94.3	125.7	157.0
8	-63.8	-55.0	-45.4	-33.8	-17.0	17.1	34.3	51.6	69.0	86.5
9	-221.6	-181.5	-138.5	-93.9	-47.1	46.4	92.4	138.8	184.4	229.4
10	-91.0	-74.5	-57.2	-38.4	-19.3	27.3	38.6	58.0	77.4	96.8

**Table 3.** Dose (cGy) to 0.35 cm<sup>3</sup> volume of spinal cord for the multi-leaf collimator positioning errors

Patient	Multi-leaf collimator positioning error (mm)									
	-1.0	-0.8	-0.6	-0.4	-0.2	0.2	0.4	0.6	0.8	1.0
1	-218.9	-183.7	-144.2	-101.4	-52.3	52.9	106.1	160.9	217.3	274.9
2	-181.9	-149.1	-115.3	-79.0	-40.2	41.3	83.0	125.4	168.14	212.3
3	-65.3	-32.2	-58.1	-49.5	-24.8	24.7	51.2	77.9	104.8	132.3
4	-64.0	-55.2	-45.8	-34.1	-17.1	17.0	34.0	51.2	68.1	84.2
5	-78.4	-78.2	-77.3	-68.7	-34.4	35.5	71.5	106.6	141.8	177.4
6	-71.9	-78.9	-82.5	-79.7	-40.2	41.1	84.8	132.5	184.8	238.1
7	-118.7	-96.8	-74.1	-20.3	-25.2	25.5	50.8	76.7	102.6	128.6
8	-69.4	-58.7	-47.4	-34.7	-17.6	17.4	34.7	51.0	68.3	85.2
9	-173.3	-143.7	-110.3	-74.7	-37.3	38.0	76.7	115.8	154.5	193.3
10	-95.2	-78.0	-59.8	-40.1	-19.9	20.0	40.1	59.9	79.8	99.4

D<sub>max</sub>는 -14.2%에서 19.6%까지 선량 차이를 나타냈고 D<sub>0.35</sub>는 -15.5%에서 19.4%까지 선량 차이가 나타났다. 척수의 제한 선량은 1,400 cGy를 넘지 않아야 하지만 D<sub>max</sub>를 기준으로 총 10명 중 6명이 기준선량을 초과하고 D<sub>0.35</sub>는 총 10명 중 2명이 초과하는 것으로 나타났다.

#### IV. 고 찰

척추 방사선수술은 임상적 위험성이 크기 때문에 전면 계통 검사(End-To-End Test)나 모의시험(Dry Run)을 수행한다[29], 그러나 조금이라도 실수가 발생하면 이미 전달된 선량에 대한 수정이 불가능해 큰 위험성이 있다. 빔 전달 과정에서 발생할 수 있는 오차는 크게 두 가지로 생각해 볼 수 있는데 첫째, 환자의 움직임에 의한 오차는 고정 용구를 사용해서 움직임을 최소화하거나 움직임을 모니터링하고 그 래도 어쩔 수 없이 발생하는 움직임에 의한 오차는 여백을 설정하여 치료계획을 시행한다. 둘째, 장비에서 발생하는 오차는 치료계획장치의 선량 계산 알고리즘에 의한 차이와 실제 빔을 전달하는 과정에서 발생하는 기계적인 오차다. 장비에서 발생하는 오차는 여러 복합적인 요인에 의해 발생 하기 때문에 개선이 쉽지 않지만, 예측을 통해 수정할 수 있다. 전산모사 알고리즘은 가장 정확한 선량 계산 방법이지만 여러 가지 제한점 때문에 연구용으로만 사용되는데 본 연구에서는 임상에서 제한적으로 사용이 가능할 정도의 성능과 자동화를 기반으로 다엽콜리메이터의 위치 오차 시 발생할 수 있는 결정장치의 임상적 위험성을 평가하였다. 전산모사 알고리즘의 정확성에서 가장 많은 영향을 미치는 부분은 영상 데이터로 전자밀도의 화학적 구성이 선량 계산의

정확성에 끼치는 영향을 고려하기 위해 화학 양론적 교정을 수행하였다.

치료 장비는 빔 전달의 정확성을 위해 예외적인 상황이 발생하면 사용자에게 알림을 주거나 허용값을 많이 벗어나는 경우 가동을 멈추도록 설계되어 있다. 다엽콜리메이터의 경우 장비 설치 시 사용자 인수 검사 과정에서 잎 위치에 대한 원본 데이터를 초기화하여 교정하고 치료 진행 시에도 잎 위치 정보를 소프트웨어에서 관리하도록 설계되어 있다. 파라미터를 사용자가 설정할 수 있고 본원에서는 단계별 조사기법(Step And Shoot Technique)과 미달이창 조사 기법(Sliding Window Technique)에서 5.0 mm 허용 오차를 설정하고 있다. 세기조절방사선치료(IMRT)에서 주로 사용하는 단계별 조사기법은 갠트리와 다엽콜리메이터가 고정된 상태에서 빔을 전달하기 때문에 비교적 작은 허용 오차를 설정하지만, 체적조절호형방사선치료(VMAT)에서 많이 사용하는 미달이창 조사기법의 경우 갠트리가 회전하는 상태에서 다엽콜리메이터의 움직임과 빔 전달이 연속적으로 진행되기 때문에 허용 오차가 상대적으로 높다. 허용 오차를 낮게 설정하면 빔 전달의 정확성은 높아지겠지만 허용 오차에서 벗어나면 치료가 중단되기 때문에 잦은 인터록(Interlock)로 인한 치료의 중단과 그로 인한 치료 시간의 증가 및 선량 전달 오차도 고려해야 한다.

다엽콜리메이터의 위치변화에 따라 맨눈종양체적(GTV), 임상표적체적(CTV)의 D<sub>mean</sub>의 차이는 작고 D<sub>95</sub>의 차이는 크게 나타난 이유는 방사선수술에서 사용하는 빔의 특성 때문으로 생각된다[30]. 방사선수술에는 무여과기(Flattening Filter Free, FFF) 빔을 사용하기 때문에 기존의 방사선치료보다 선량률이 매우 높는데 본 연구에서 나타난 선량 차이는 선량률의 변화에 크게 영향을 받은 것이라 판단된다. 척수의 경우 다엽콜리메이터의 위치변화에 따른 선량 차이

는  $D_{max}$ 를 비교했을 때 270 cGy 로 작지 않은 차이를 나타냈다. 일반적인 방사선치료와는 다르게 주요 정상조직의 인접 구역에서 가파른 선량 삭감(steepest dose fall-off)을 만들어 내는 방사선수술의 특성상 1 mm 이내의 미세한 차이로도 큰 선량 차이가 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 다엽콜리메이터의 위치 오차는 빔 전달되는 내내 지속해서 나타나지도 않고 그 영향이 확실하지 않기에 최댓값을 고려하였다.

척추 방사선수술이 위험한 만큼 여러 가지 방법으로 검토를 진행하고 치료계획 시 선량 차이가 발생할 수 있는 경향을 고려하기 위해 본 연구를 진행하였다. 보수적인 전략이 필요한 환자의 경우 척추 선량의 최댓값 정도를, 오차범위를 고려하여 정할 수 있도록 시스템을 구성할 계획으로 연구를 진행하였다. 전산모사 알고리즘은 높은 정확성을 가지고 있지만 오래 걸린다는 단점이 있다. 본 연구에서는 한 개의 치료계획당 9시간 이내로 선량 계산을 완료하였다. 전산모사 알고리즘 기반 선량 검증 프로그램을 개선하여 치료계획장치와 연계하면 척추 방사선수술 시 선량 검증을 효율적으로 수행할 수 있을 것으로 생각한다.

## V. 결론

본 연구는 척추 방사선수술 시 선량 검증 프로그램을 통해 다엽콜리메이터의 위치 오차에 따른 선량 차이를 계산하여 임상적 위험성을 평가하였다. 전산모사 알고리즘 기반 선량 검증 프로그램의 임상적 유용성을 검증하였으며 척추 방사선수술 시 -10.1%에서 10.2%까지 선량의 차이가 날 수 있음을 확인하였다. 추후 연구에서 치료계획장치와 선량 검증 프로그램과의 연계를 자동화하면 척추 방사선수술 시 발생할 수 있는 임상적 위험성을 평가하여 치료계획 시 충분히 고려할 수 있을 것으로 판단된다.

## REFERENCES

- [1] Schuster JM, Grady MS. Medical management and adjuvant therapies in spinal metastatic disease. *Neurosurg Focus*. 2001;11(6):e3. DOI: <https://doi.org/10.3171/foc.2001.11.6.4>
- [2] Lee YK, Bedford JL, McNair HA, Hawkins MA. Comparison of deliverable IMRT and VMAT for spine metastases using a simultaneous integrated boost. *Br J Radiol*. 2013;86(1022):20120466. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr.20120466>
- [3] Chang KH. A comparison of patient-specific Delivery Quality Assurance(DQA) devices in radiation therapy. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2023;46(3):231-8. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2023.46.3.231>
- [4] Matsumura A, Hoshi M, Takami M, Tashiro T, Nakamura H. Radiation therapy without surgery for spinal metastases: Clinical outcome and prognostic factors analysis for pain control. *Global Spine J*. 2012;2(3):137-42. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0032-1326948>
- [5] Um KC, Kim GJ, Back GM. The effect of volume reduction on computed treatment planning during head and neck IMRT and VMAT. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2023;46(3):239-46. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2023.46.3.239>
- [6] Wu QJ, Yoo S, Kirkpatrick JP, Thongphiew D, Yin FF. Volumetric arc intensity-modulated therapy for spine body radiotherapy: Comparison with static intensity-modulated treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009;75(5):1596-604. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.05.005>
- [7] Jin JY, Chen Q, Jin R, Rock J, Anderson J, Li S, et al. Technical and clinical experience with spine radiosurgery: A new technology for management of localized spine metastases. *Technol Cancer Res Treat*. 2007;6(2):127-33. DOI: <https://doi.org/10.1177/153303460700600209>
- [8] Yin FF, Ryu S, Ajlouni M, Zhu J, Yan H, Guan H, et al. A technique of intensity-modulated radiosurgery(IMRS) for spinal tumors. *Med Phys*. 2002;29(12):2815-22. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1521722>
- [9] Ryu S, Yin FF, Rock J, Zhu J, Chu A, Kagan E, et al. Image-guided and intensity-modulated radiosurgery for patients with spinal metastasis. *Cancer*. 2003;97(8):2013-8. DOI: <https://doi.org/10.1002/cncr.11296>
- [10] Shiu AS, Change EL, Ye JS, Lii MF, Rhines LD, Mendel E, et al. Near simultaneous computed tomography image-guided stereotactic spinal radiotherapy: An emerging paradigm for achieving true

- stereotaxy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003; 57(3):605–13. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)00792-2](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(03)00792-2)
- [11] Sohn S, Chung CK. The role of stereotactic radiosurgery in metastasis to the spine. *J Korean Neurosurg Soc*. 2012;51(1):1–7. DOI: <https://doi.org/10.3340/jkns.2012.51.1.1>
- [12] Dempsey JF, Romeijn HE, Li JG, Low DA, Palta JR. A fourier analysis of the dose grid resolution required for accurate IMRT fluence map optimization. *Med Phys*. 2005;32(2):380–8. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1843354>
- [13] Abbatucci JS, Delozier T, Quint R, Roussel A, Brune D. Radiation myelopathy of the cervical spinal cord: Time, dose and volume factors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1978;4(3–4):239–48. DOI: [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(78\)90144-X](https://doi.org/10.1016/0360-3016(78)90144-X)
- [14] Gao J, Liu X. Off-isocenter winston-lutz test for stereotactic radiosurgery/stereotactic body radiotherapy. *Int'l J. of Medical Physics, Clinical Eng. and Radiation Oncology*. 2016;5(2):154–61. DOI: <http://dx.doi.org/10.4236/ijmpcero.2016.52017>
- [15] Calvo-Ortega JF, Moragues-Femenia S, Laosa-Bello C. A closer look at the conventional Winston-Lutz test: Analysis in terms of dose. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2019;24(5):421–7. DOI: <http://doi.org/10.1016/j.rpor.2019.07.003>
- [16] Yin FF, Ryu S, Ajlouni M, Yan H, Jin JY, Lee SW, et al. Image-guided procedures for intensity-modulated spinal radiosurgery. Technical note. *J Neurosurg*. 2004;101(3):419–24. DOI: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15537199/>
- [17] Solberg TD, Boedeker KL, Fogg R, Selch MT, DeSalles AA. Dynamic arc radiosurgery field shaping: A comparison with static field conformal and noncoplanar circular arcs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;49(5):1481–91. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(00\)01537-6](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(00)01537-6)
- [18] Benedict SH, Cardinale RM, Wu Q, Zwicker RD, Broadus WC, Mohan R. Intensity-modulated stereotactic radiosurgery using dynamic micro-multileaf collimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;50(3):751–8. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(01\)01487-0](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(01)01487-0)
- [19] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*. 2008;35(1):310–7. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.2818738>
- [20] Monk JE, Perks JR, Doughty D, Plowman PN. Comparison of a micro-multileaf collimator with a 5-mm-leaf-width collimator for intracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;57(5):1443–9. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)01579-7](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(03)01579-7)
- [21] Jin JY, Yin FF, Ryu S, Ajlouni M, Kim JH. Dosimetric study using different leaf-width MLCs for treatment planning of dynamic conformal arcs and intensity-modulated radiosurgery. *Med Phys*. 2005;32(2):405–11. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1842911>
- [22] Tanyi JA, Summers PA, McCracken CL, Chen Y, Ku LC, Fuss M. Implications of a high-definition multi-leaf collimator (HD-MLC) on treatment planning techniques for stereotactic body radiation therapy (SBRT): A planning study. *Radiat Oncol*. 2009;10(4):22. DOI: <https://doi.org/10.1186/1748-717X-4-22>
- [23] Lee BR, Jeong SH, Chung KZ, Yoon MG, Park HC, Han Y, Jung SH. Feasibility of a GATE Monte Carlo platform in a clinical pretreatment QA system for VMAT treatment plans using TrueBeam with an HD120 multileaf collimator. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(10):101–10. DOI: <https://doi.org/10.1002/acm2.12718>
- [24] Goma C, Almeida IP, Verhaegen F. Revisiting the single-energy CT calibration for proton therapy treatment planning: A critical look at the stoichiometric method. *Phys Med Biol*. 2018;63(23):235011. DOI: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaede5>
- [25] Yohannes I, Kolditz D, Langner O, Kalender WA. A formulation of tissue- and water-equivalent materials using the stoichiometric analysis method for CT-number calibration in radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol*. 2012;57(5):1173–90. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/5/1173>
- [26] Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment

planning. *Phys Med Biol*. 1996;41(1):111-24. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/5/1173>

[27] Kang DJ, Shin YJ, Kang JK, Jung JY, Lee WJ, Baek TS, et al. Clinical risk evaluation using dose verification program of brachytherapy for cervical cancer. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2022;45(6):553-60. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2022.45.6.553>

[28] Kang DJ, Shin YJ, Jeong SH, Jung JY, Lee HJ, Lee BR. Development of clinical application program for radiotherapy induced cancer risk calculation using Monte Carlo engine in volumetric-modulated arc therapy. *Radiat Oncol*. 2021;16:108. DOI: <https://doi.org/10.1186/s13014-020-01722-0>

[29] Zakjevskii VV, Knill CS, Rakowski JT, Snyder MG. Development and evaluation of an end-to-end test for head and neck IMRT with a novel multiple-dosimetric modality phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):497-510. DOI: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i2.5705>

[30] Narayanasamy G, Desai D, Maraboyina S, Penagaricano J, Zwicker R, Johnson EL. A dose falloff gradient study in rapidarc planning of lung stereotactic body radiation therapy. *J Med Phys*. 2018;43(3):147-54. DOI: [https://doi.org/10.4103/jmp.JMP\\_38\\_18](https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_38_18)

구분	성명	소속	직위
제1저자	강동진	인제대학교 상계백병원 방사선종양학과	선임의료기사
공동저자	오건	고려대학교 보건과학대학 바이오의공학과	연구원
공동저자	신영주	인제대학교 상계백병원 방사선종양학과	부교수
공동저자	강진규	인제대학교 상계백병원 방사선종양학과	조교수
공동저자	정재용	인제대학교 상계백병원 방사선종양학과	의학물리사
교신저자	이보람	인하대학교병원 방사선종양학과	임상의학물리조교수

