

## &lt;원저&gt;

비 인두암 체적 조절 호형 방사선 치료의 선량 계산 격자 크기에 따른  
선량 체적 지수와 방사선 생물학적 지수의 평가강동진<sup>1)</sup>·정재용<sup>1)</sup>·신영주<sup>1)</sup>·민정환<sup>2)</sup>·심재구<sup>3)</sup>·박소현<sup>4)</sup><sup>1)</sup>인제대학교 상계백병원 방사선종양학과·<sup>2)</sup>신구대학교 방사선과<sup>3)</sup>대구보건대학교 방사선과·<sup>4)</sup>제주대학교병원 방사선종양학과Evaluation of Dose Volume and Radiobiological Indices by the Dose Calculation  
Grid Size in Nasopharyngeal Cancer VMATDong-Jin Kang<sup>1)</sup>·Jae-Yong Jung<sup>1)</sup>·Young-Joo Shin<sup>1)</sup>·Jung-Whan Min<sup>2)</sup>·Jae-Goo Shim<sup>3)</sup>·So-Hyun Park<sup>4)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiation Oncology, Inje University Sanggye Paik Hospital<sup>2)</sup>Department of Radiological technology, Shingu University<sup>3)</sup>Department of Radiologic technology, Daegu Health College<sup>4)</sup>Department of Radiation Oncology, Jeju National University Hospital, Jeju, Korea

**Abstract** The purpose of this study was to investigate the dose-volume indices and radiobiological indices according to the change in dose calculation grid size during the planning of nasopharyngeal cancer VMAT treatment. After performing the VMAT treatment plan using the 3.0 mm dose calculation grid size, dose calculation from 1.0 mm to 5.0 mm was performed repeatedly to obtain a dose volume histogram. The dose volume index and radiobiological index were evaluated using the obtained dose volume histogram. The smaller the dose calculation grid size, the smaller the mean dose for CTV and the larger the mean dose for PTV. For OAR of spinal cord, brain stem, lens and parotid gland, the mean dose did not show a significant difference according to the change in dose calculation grid size. The smaller the grid size, the higher the conformity of the dose distribution as the CI of the PTV increases. The CI and HI showed the best results at 3.0 mm. The smaller the dose calculation grid size, the higher the TCP of the PTV. The smaller the dose calculation grid size, the lower the NTCP of lens and parotid. As a result, when performing the nasopharynx cancer VMAT plan, it was found that the dose calculation grid size should be determined in consideration of dose volume index, radiobiological index, and dose calculation time. According to the results of various experiments, it was determined that it is desirable to apply a grid size of 2.0 - 3.0 mm.

**Key Words:** Dose calculation grid size, Conformity index (CI), Homogeneity index (HI), Tumor control probability (TCP), Normal tissue complication probability (NTCP)

**중심 단어:** 선량 계산 격자 크기, 조형 지수, 균일 지수, 종양 제어 확률, 정상 조직 합병증 확률

## I. 서론

치료 계획 시스템(treatment planning system; TPS)의

선량 계산 정확도는 선속 자료(beam data), 선속 모델링(beam modeling), 선량 계산 알고리즘(dose calculation algorithm) 및 영상 자료(image data) 등 다양한 요소에 의

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education (NRF-2018R1D1A1A0208572312)

Corresponding author: Jae-Yong Jung, Department of Radiation Oncology, Inje University Sanggye Paik Hospital, Dongil-ro 1342, Nowon-gu, Seoul, 01757, Republic of Korea / Tel: +82-2-950-1223 / E-mail: ssaengchi@gmail.com

Received 08 June 2020; Revised 20 August 2020; Accepted 30 August 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

해 결정 된다[1-2, 21-22].

세기 조절 방사선 치료(intensity modulated radiotherapy; IMRT)나 체적 조절 호형 방사선 치료(volumetric modulated arc therapy; VMAT)의 장점은 복잡한 세기 조절 선속을 효율적으로 정확하게 전달함으로써 정상 조직에 대한 독성과 합병증을 줄이고 종양 조직을 사멸할 수 있다는 점이다[3-5].

세기 조절 방사선 치료나 체적 조절 호형 방사선 치료 준비 과정에서 치료 계획 시 선량 계산(dose calculation)은 긴 시간이 걸리는 작업이다. 이러한 선량 계산 시간에 영향을 미치는 요인 중 하나가 선량 계산 격자 크기(dose calculation grid size)이다. 일반적으로 대부분의 상업용 치료 계획 시스템은 다양한 상황에 맞춰 선량 계산 격자 크기의 선택이 가능하다[6,7].

선행 연구에서 세기 조절 방사선 치료 시 2.0~4.0 mm의 선량 계산 격자 크기를 적용하였을 때 선량 계산 지점의 이동에 따라 선량이 5.6 % 변경됨을 알 수 있었다. 일반적인 치료 상황에서 3.0~4.0 mm를 권고하였고, 고 선량 기울기 영역 (high dose gradient region)에서 2.0 mm를 권고하였다[7]. Dempsey 등은 일반적인 치료 상황에서 2.0~3.0 mm를 권고하였고, 짧은 계산 시간이나 저 선량 기울기 영역 (low dose gradient region)에서는 3.0~4.0 mm 선량 계산 격자 크기를 권고하였다. 선량 계산 격자 크기가 증가함에 따라 선량 계산 시간이 짧아지고 선량 계산에 필요한 복셀이 감소함에 따라 계산의 정확도가 떨어진다고 보고하였으며 정확도와 계산 시간을 고려하여 2.5~5.0 mm의 선량 계산 격자 크기를 적용해야 한다고 결론을 내렸다[8].

선량 계산 격자 크기를 결정할 때 고려해야 할 사항은 전산화 단층 촬영 영상의 복셀 크기이다. 복셀 크기는 선량 분포(dose distribution), 표적 체적(target volume)과 정상 조직 체적(normal tissue volume)의 윤곽, 선량 체적 히스토그램(dose volume histogram)의 변화에 영향을 끼친다. 최종적으로 환자 맞춤형 정도 관리(patient specific quality assurance) 시 표적 체적과 정상 조직 체적의 선량 체적 지수(dose volume index)와 방사선 생물학적 지수(radiobiological index)에 영향을 끼치기 때문에 매우 중요하다고 보고되어 있다[9].

다른 연구에서는 세기 조절 방사선 치료 계획에서 선량 계산 격자 크기가 1.0 mm에서 5.0 mm로 증가할 경우 선량 기울기가 완만해져 불균일한 치료 계획(inhomogeneity treatment plan)을 만들 수 있다고 보고 하였다. 선량 계산 격자 크기가 클수록 위험 장기(organ at risk; OAR) 내에서의 열 점(hot spot)과 계획 표적 체적 내에서 냉점(cold

spot)을 감지 못할 수 있다고 지적하였다[10].

Akino 등의 연구에 따르면 선량 계산 격자 크기는 유방암의 표면 선량(surface dose)을 예측하는데 중요한 역할을 한다. 복셀 평균화(voxel averaging)를 통해 1.0 mm 선량 계산 격자 크기를 적용하여 표면 선량을 적절히 정량화 해야 한다고 결론지었다[11].

본 연구의 목적은 이전 여러 다른 연구를 바탕으로 비 인두암 체적 조절 호형 방사선 치료 계획에서 선량 계산 격자 크기에 따른 선량 체적 지수(조형 지수, 균일 지수)와 방사선 생물학적 지수(종양 제어 확률, 정상 조직 합병증 확률)의 변화를 알아보고 임상에서 가장 이상적인 선량 계산 격자 크기를 찾고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 비 인두암의 VMAT 계획 수립

본 원에서 체적 조절 호형 방사선 치료를 받은 비 인두암 환자 5명을 무작위로 선택하였다. 환자의 단층 촬영 영상은 Sensation Open (Siemens, Germany)을 이용하여 2.0 mm 두께로 획득하였다. 선택한 환자들의 표적 체적과 정상 조직 체적의 평균 값(mean value), 중앙 값(median value), 표준 편차(standard deviation)는 Table 1에 제시되어 있다. 모든 치료 계획은 총 선량 70 Gy, 35회의 분할 횟수를 적용하였고 선량 체적 제한치(dose volume constraint)는 98% 계획 표적 체적에 95% 이상의 처방 선량이 전달되도록 설정하였다. 선량 체적 제한치는 Table 2에 제시되어 있다.

모든 치료 계획은 표적 체적을 포함하여 주변의 정상 조직 체적의 견딜 수 있는 선량(tolerance dose) 범위 내에서 수행되었다. 계획 표적 체적은 임상 표적 체적을 기준으로 X축, Y축, Z축 모든 방향에 6.0 mm 여백을 적용하였다. 비 인두암 치료 시 임상적 판단이 고려되는 정상 조직으로 척수, 뇌간, 수정체, 이하선을 선택하였다. 치료 계획 시스템은 Oncentra MasterPlan VMAT (Nucletron BV, Veenendaal, Netherlands)을 사용하였다[12]. 최적화 알고리즘(optimization algorithm)은 direct aperture optimization (DAO)를 적용하였고, 선량 계산 알고리즘(dose calculation algorithm)은 collapsed cone convolution (CCC)를 적용하였다. 최적화(optimization) 및 선량 계산 시 격자 크기는 X축 3.0 mm, Y축 2.0 mm, Z축 3.0 mm를 동일하게 적용하였다.

선량 계산 격자 크기 변화에 따른 선량 체적 지수와 방사선 생물학적 지수의 변화를 알아보기 위해 1.0~5.0 mm의

**Table 1.** Volumes of target and OAR for the patient (cm<sup>3</sup>)

Patient	PTV	Spinal cord	Brainstem	Lt. Lens	Rt. Lens	Lt. parotid gland	Rt. parotid gland
1	483.89	17.32	32.51	0.21	0.19	20.65	23.06
2	398.50	16.89	26.15	0.26	0.25	32.59	32.89
3	609.84	24.47	38.42	0.16	0.16	46.97	41.59
4	557.97	23.65	28.61	0.13	0.13	23.94	24.40
5	608.70	24.50	37.35	0.15	0.15	46.82	40.73
Mean	531.78	21.37	32.61	0.18	0.18	34.20	32.53
Median	557.97	23.65	32.51	0.16	0.16	32.59	32.89
SD	90.49	3.91	5.34	0.05	0.05	12.38	8.74

**Table 2.** Dose-volume criteria used in the nasopharyngeal cancer VMAT plans

Volume of interest	Dose-volume criteria
PTV	V98% ≥ 7000 cGy
Spinal cord	Max dose ≤ 4500 cGy
Brain stem	Max dose ≤ 5400 cGy
Lt. Lens	Max dose ≤ 1000 cGy
Rt. Lens	
Lt. Patorid gland	V50% ≥ 2000 cGy
Rt. parotid gland	

다양한 선량 계산 격자 크기를 적용하여 재계산하였고 중앙 체적과 정상 조직 체적의 선량 체적 히스토그램을 분석하였다. 이후 선량 체적 히스토그램을 기반으로 매틀랩 프로그램을 이용하여 선량 체적 지수와 방사선 생물학적 지수를 계산하였다.

2. 계획 표적 체적의 선량 체적 지수

조형 지수(conformity index; CI)는 국제 방사선 단위 측정 위원회(International Commission on Radiation Units and Measurements)의 보고서 62와 미국 방사선 종양학 임상 연구회(Radiation Therapy Oncology Group)에 따라 식(1)에 나타나 있다[15].

$$CI = \frac{V_{RI}}{TV} \tag{1}$$

$V_{RI}$ 는 처방 선량의 95% 등 선량 곡선이 포함하는 치료 체적(treatment volume)을 의미하고,  $TV$ 는 계획 표적 체적을 의미한다. 조형 지수는 계획 표적 체적을 포함하는 선량의 척도이며 1.0이 가장 이상적인 값이다[16].

균일 지수(homogeneity index)는 식(2)에 의해 정의 된다.

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{95\%}}{D_{50\%}} \tag{2}$$

$D_{2\%}$ ,  $D_{95\%}$ ,  $D_{50\%}$ 은 각각 계획 표적 체적의 2%, 95%, 50% 등 선량 곡선을 의미한다. 균일 지수가 낮을수록 계획 표적 체적에 열 점과 냉점 없이 처방 선량이 균일하게 잘 전달됨을 의미하고 0일수록 이상적인 값이다[17].

3. 계획 표적 체적과 정상 조직의 방사선 생물학적 지수

등가 균일 선량(equivalent uniform dose, EUD)는 식 (3)에 의해 정의된다.

$$EUD = \left( \sum_{i=1} v_i D^{\alpha_i} \right)^{\frac{1}{\alpha}} \tag{3}$$

이 식은 중앙 조직과 정상 조직 모두에 적용시킬 수 있고  $\alpha$ 는 특정 중앙 조직과 정상 조직에 따른 선량 체적 효과와 관련된 매개 변수이고,  $v_i$ 는 Gy 단위의 선량을 받는 조직의 체적과 관련된 매개 변수이다.

계획 표적 체적의 중앙 제어 확률과 정상 조직 합병증 확

률은 식(4)에 의해 계산되었다.

$$TCP = \frac{1}{1 + \left(\frac{TCD_{50}}{EUD}\right)^{4r_{50}}} \quad (4)$$

$$NTCP = \frac{1}{1 + \left(\frac{TD_{50}}{EUD}\right)^{4r_{50}}} \quad (5)$$

$TCD_{50}$ 은 tumor control dose의 약자로 종양 조직의 50%를 제어하기 위한 선량을 의미하고,  $TD_{50}$ 은 tolerance dose의 약자로 정상 조직이 균일하게 선량을 받을 때 50%의 합병증 확률에 해당하는 견딜 수 있는 선량을 의미한다.  $r_{50}$ 은 선량 반응 곡선(dose response curve)의 기울기에 해당하는 매개 변수이다. 이번 연구에서 종양 제어 확률과 정상 조직 합병증 확률 계산에 사용된 매개 변수는 처방 선량(prescribed dose), 분할 횟수(fraction number), 병기(disease stage)에 따라 적용되었다. Table 3에 정상 조직 합병증 확률 계산에 적용된 매개 변수가 나타나 있다[13-14, 18-20].

### III. 결과

#### 1. VMAT 치료 계획에 대한 선량 체적 히스토그램 분석

Table 4는 선량 계산 격자 크기에 따른 종양 체적과 정상

조직 체적의 평균 선량(mean dose)을 보여준다. 선량 계산 격자 크기가 작을수록 임상 표적 체적의 평균 선량이 낮고 계획 표적 체적의 평균 선량이 더 높게 나타났다. 척수, 뇌간, 수정체, 이하선의 정상 조직의 평균 선량은 선량 계산 격자 크기의 변화에 따라 큰 차이가 나타나지 않았다. Fig. 1은 선량 계산 격자 크기에 따른 종양 체적과 정상 조직 체적의 선량 체적 히스토그램이 나타나 있다.

#### 2. 계획 표적 체적의 선량 체적 지수 분석

Table 5는 선량 계산 격자 크기에 따른 계획 표적 체적의 조형 지수와 균일 지수를 보여준다. 선량 계산 격자 크기가 작을수록 계획 표적 체적에 대한 조형 지수가 증가함을 알 수 있다.

Fig. 2에서 보면 조형 지수와 균일 지수는 3.0 mm에서 가장 좋은 결과가 나타났다. 그 이유는 치료 계획 시스템에서 적용한 최적화 알고리즘의 계산 격자 크기 때문으로 판단된다. 조형 지수는 선량 계산 격자 크기 3.0 mm를 기준으로 1.0 mm (5.3%), 2.0 mm (5.6%), 4.0 mm (4.3%), 5.0 mm (10.3%)의 차이가 나타났다. 균일 지수의 경우 선량 계산 격자 크기 3.0 mm를 기준으로 1.0 mm (26.5%), 2.0 mm (14.1%), 4.0 mm (10.4%), 5.0 mm (23.1%)로 상대적으로 큰 차이를 보였다.

#### 3. 계획 표적 체적과 정상 조직의 방사선 생물학적 지수 분석

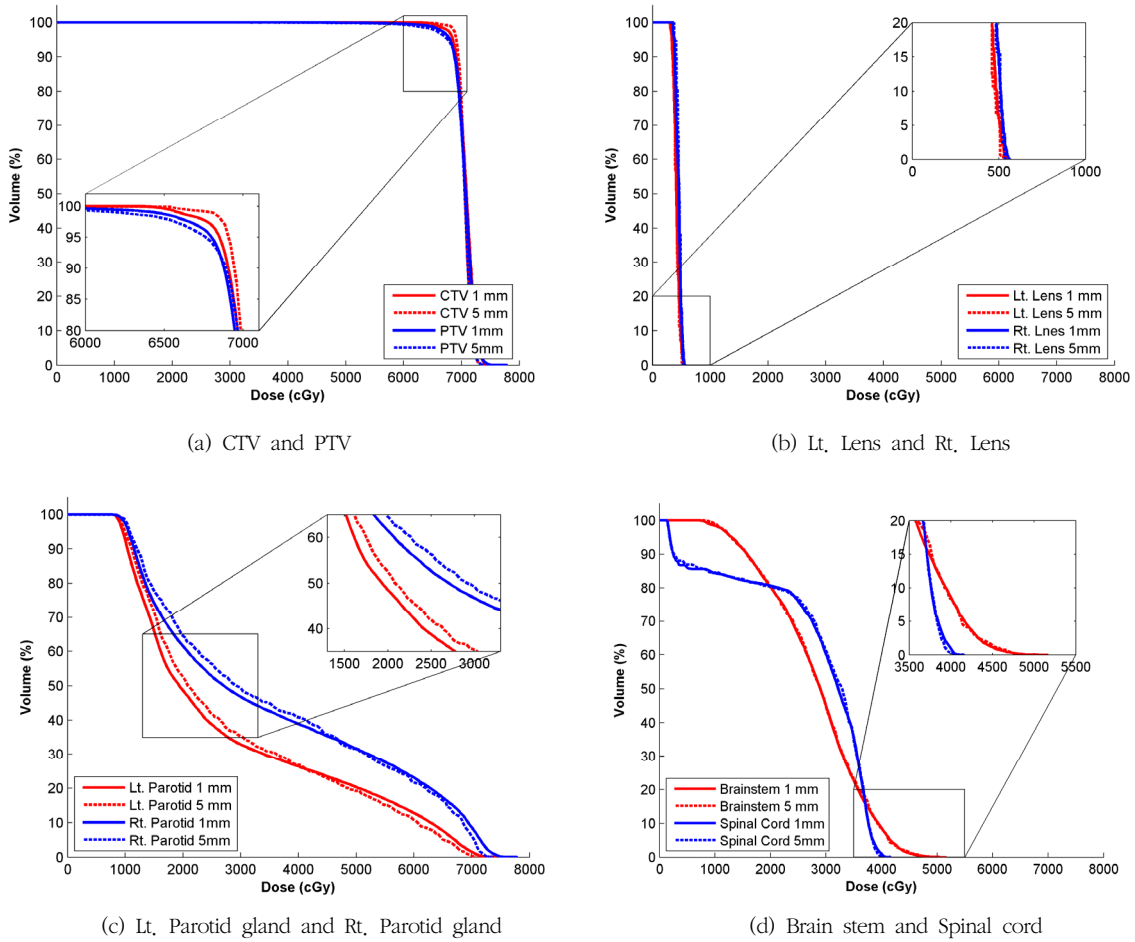
Table 6은 종양 제어 확률과 정상 조직 합병증 확률이 나

**Table 3.** Calculation parameters for the TCP and NTCP

Tissue	Organ	TD50 (Gy)	TCD50 (Gy)	$\gamma_{50}$	$\alpha$	$\alpha/\beta$
tumor	PTV	51.77		2.28	-13.00	10.00
normal tissue	Spinal cord		66.50	4.00	7.40	3.00
	Brain stem		65.00	3.00	7.00	3.00
	Lens		18.00	1.00	3.00	7.00
	Parotid gland		28.40	2.20	1.00	8.00

**Table 4.** Mean dose (cGy) of target volume and organ at risk volume according to dose calculation grid size (5 patient average)

Grid size (mm)	CTV	PTV	Spinal cord	Brainstem	Lt. Lens	Rt. Lens	Lt. Parotid gland	Rt. Parotid gland
1	7078.0	7072.7	2796.8	2642.0	288.6	285.8	2365.2	2796.2
2	7077.8	7069.9	2799.6	2639.8	289.6	287.4	2554.6	2796.8
3	7082.2	7069.7	2800.8	2436.0	N/A	N/A	2558.8	2794.4
4	7082.7	7062.5	2811.2	2632.2	N/A	N/A	2547.0	2793.0
5	7083.9	7053.8	2812.0	2639.0	N/A	N/A	2580.6	2800.4



**Fig. 1.** The average dose volume histogram (DVH) of the target volume and OAR according to dose calculation grid size (5 patient average)

**Table 5.** Dose-volume indices of target volume (5 patient average)

Grid size (mm)	Conformity index		Homogeneity index	
	CTV	PTV	CTV	PTV
1	2,201	1,139	0,057	0,070
2	2,199	1,139	0,058	0,062
3	2,087	1,083	0,045	0,056
4	1,995	1,035	0,045	0,063
5	1,872	0,962	0,040	0,068

타나 있다. 선량 계산 격자 크기가 작을수록 계획 표적 체적의 종양 제어 확률이 높아짐을 알 수 있다. 임상 표적 체적의 종양 제어 확률은 선량 계산 격자 크기에 따라 큰 변화를 나타내지 않았는데 임상 표적 체적의 평균 선량이 계획 표적 체적의 평균 선량보다 크기 때문에 판단된다.  $R_2$ 는 결정 계수(coefficient of determination)로서 1.0에 가까울수록 자료의 분포가 선형성을 갖게 되고 X축과 Y축의 관계

가 정확하게 반영됨을 의미한다. 계획 표적 체적의 종양 제어 확률은 선량 계산 격자 크기 3.0 mm를 기준으로 1.0 mm (0.6%), 2.0 mm (0.4%), 4.0 mm (1.3%), 5.0 mm (3.3%)의 결과를 보였다. 선량 계산 격자 크기가 작을수록 수정제 및 이하선의 정상 조직 합병증 확률은 낮아졌고 뇌간과 척수의 경우 선량 계산 격자 크기에 상관없이 정상 조직 합병증 확률은 불규칙한 결과를 보였다[Fig. 3].

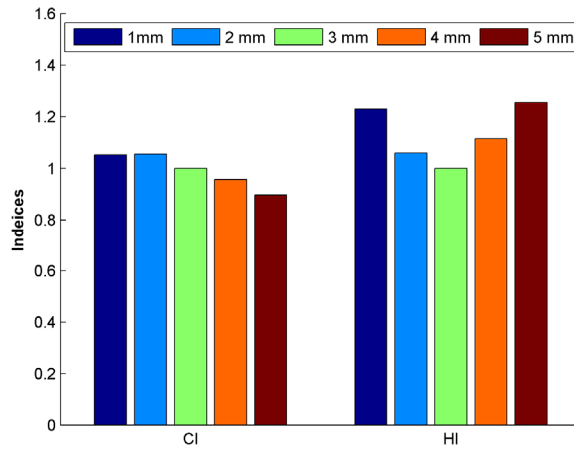


Fig. 2. Conformity index and Homogeneity index of PTV according to dose calculation grid size (5 patient average)

Table 6. Radiobiological indices of target volume and OAR volume (5 patient average)

Grid size (mm)	TCP (%)		NTCP (%)					
	CTV	PTV	Spinal cord	Brainstem	Lt. Lens	Rt. Lens	Lt. Parotid gland	Rt. Parotid gland
1	94.4	94.1	0.000	0.003	0.040	0.045	18.751	31.687
2	94.5	93.8	0.000	0.003	0.038	0.046	19.167	32.016
3	94.5	93.5	0.000	0.003	0.041	0.047	19.999	32.250
4	94.5	92.6	0.000	0.003	0.043	0.048	20.801	32.752
5	94.4	90.9	0.000	0.003	0.045	0.045	21.981	33.604

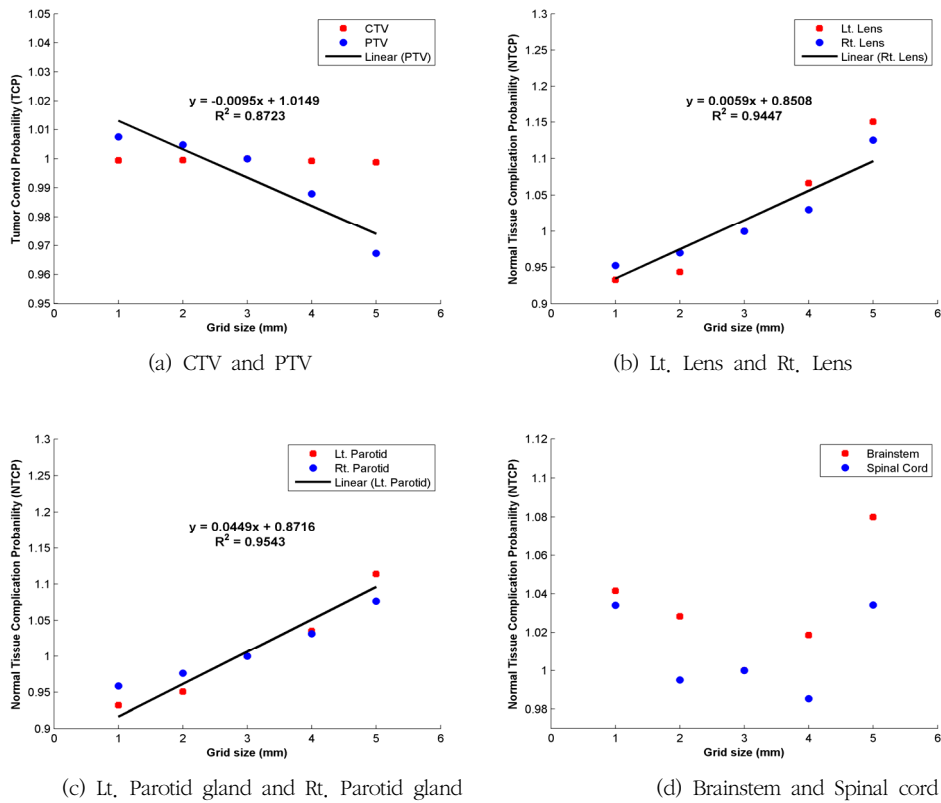


Fig. 3. Tumor control probability and normal tissue complication probability of the target volume and OAR according to dose calculation grid size (5 patient average)

## IV. 고찰 및 결론

치료 계획 시스템의 선량 계산 정확도는 선속 자료, 선량 계산 알고리즘 등 다양한 요소에 의해 결정된다. 치료 계획 시 선량 계산 격자 크기는 선량 분포의 결과에 영향을 끼치고 특히 세기 조절 방사선 치료나 체적 조절 호형 방사선 치료의 경우 중요하게 고려해야 할 요인이다. 하지만 실제 임상에서는 치료 계획 시스템의 성능이나 선량 계산 시간 등의 하드웨어 특성으로 인해 물리적, 생물학적 영향을 고려하지 않고 일반적으로 선량 계산 격자 크기를 적용한다. 특히 수정체 등과 같이 작은 체적의 정상 조직의 경우 선량 계산 격자 크기가 증가할수록 선량 계산에 따른 부정확성이 커져 정확한 선량 예측이 불가능하다. 잘못된 선량 계산 격자 크기를 적용 시 큰 위험을 초래할 가능성이 있다. 이에 따라 본 연구에서는 비 인두암 체적 조절 호형 방사선 치료 계획에서 선량 체적 지수와 방사선 생물학적 지수를 평가해 임상에서 적용 가능한 적절한 선량 계산 격자 크기를 제시하는 것에 목적이 있다.

본 연구의 한계점은 우선 환자 수가 적고 본 원의 치료 계획 시스템 최적화 알고리즘의 선량 계산 격자 크기가 모든 방향에 대해 고정되어 있다는 점이다. 이는 추후에 좀 더 많은 질병 별 분석을 통한 연구를 할 예정이다.

본 연구의 결과를 보면 선량 계산 격자 크기가 작을수록 종양 체적의 평균 선량, 조형 지수, 종양 제어 확률이 증가하고 정상 조직 합병증 확률이 감소하여 전체적인 치료 계획 품질이 개선됨을 알 수 있었다. 그리고 선량 계산 격자 크기가 작을수록 선량 계산 시간이 매우 길어짐을 알 수 있었다. 선량 계산 격자 크기에 따른 선량 계산 시간은 1.0 mm (148.7 min), 2.0 mm (21.6 min), 3.0 mm (9.25 min), 4.0 mm (5.88 min), 5.0 mm (4.31 min)의 결과를 보였다. 이전의 다른 연구에서 세기 조절 방사선 치료 계획 시 선량 계산의 정확도와 선량 계산 시간의 조절이 필수적이라고 주장한 바 있다[8].

본 연구를 통해 비 인두암 체적 조절 호형 방사선 치료 계획 시 선량 체적 지수와 방사선 생물학적 지수의 변화, 선량 계산 시간 등 여러 가지를 고려하여 선량 계산 격자 크기를 결정해야 함을 알 수 있었고 연구 결과에 따라 일반적인 임상 상황에서 2.0~3.0 mm 격자 크기를 적용하는 것이 바람직하다고 판단되었다.

## REFERENCES

- [1] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Sharagge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1993;26:261-73.
- [2] Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency. Vienna; 2004.
- [3] Masi L, Casamassima F, Doro R, Francescon P. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: evaluation and comparison of different dosimetric systems. *Med Phys.* 2011;38(2):612-21.
- [4] Ren W, Sun C, Lu N, Xu Y, Han F, Liu YP, et al. Dosimetric comparison of intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc radiotherapy in patients with prostate cancer: A meta-analysis. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(6):254-62.
- [5] Quan EM, Li X, Li Y, Wang X, Kudchadker RJ, Johnson JL, et al. A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;83(4):1169-78.
- [6] Das IJ, Moskvin V, Johnstone PA. Analysis of Treatment Planning Time Among Systems and Planners for Intensity-Modulated Radiation Therapy. *J Am Coll Radiol.* 2009;6:514-17.
- [7] Chung HT, Jin HS, Jatinder P, Suh TS, Kin SY. Dose Variations With Varying Calculation Grid Size in Head and Neck IMRT. *Phys Med Biol.* 2006;51(19):4841-56.
- [8] 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;32:380-8.
- [9] Srivastava SP, Cheng CW, Das IJ. The dosimetric and radiobiological impact of calculation grid size on head and neck IMRT. *Pract Radiat Oncol.* 2017;7:209-17.
- [10] Srivastava SP, Cheng CW, Das IJ. The effect of slice thickness on target and organs at risk vol-

umes, dosimetric coverage and radiobiological impact in IMRT planning. *Clin Transl Oncol* 2016;18:469–79.

[11] Akino Y, Das IJ, Bartlett GK, Zhang H, Thompson E, Zook JE. Evaluation of superficial dosimetry between treatment planning system and measurement for several breast cancer treatment techniques. *Med Phys*. 2013;40(1):011714(1–6).

[12] Oncentra Master Plan physics and algorithm documentation, Nucletron, Netherlands; 2011.

[13] Park SH, Lee DS, Lee YH, Lee SR, Kim MJ, Suh TS. Physical and Biological Pretreatment Quality Assurance of the Head and Neck Cancer Plan with the Volumetric Modulated Arc Therapy. *Journal of the Korean Physical Society*. 2015;67:946–55.

[14] Hiram A, Andrzej N. A free program for calculating EUD-based NTCP and TCP in external beam radiotherapy. *Physica Medica*. 2007;23:115–25.

[15] Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Report 62: *Journal of the ICRU Vol 7 No 2 (2007) Report 62*.

[16] Feuvret L, No 1 G, Mazon JJ, Bey P. Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64(2):333–42.

[17] Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83*.

[18] Emami B, Lyman J, Brown A, Cola L, Goitein M, Munzenrider JE, et al., Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1991;21:109–22.

[19] Brenner DJ. Dose, volume, and tumor-control predictions in radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1993;26:171–9.

[20] Okunieff P, Morgan D, Niemierko A, Suit HD. Radiation dose-response of human tumors. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1995;32(4):1227–37.

[21] Kim YL, Chung JB, Lee JW, Shin YJ, Kang DJ, Jung JY. The Effect of MLC Leaf Motion Constraints on Plan Quality and Delivery Accuracy in VMAT. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2019;42(3):217–22.

[22] Kang DJ, Jung JY, Shin YJ, Min JW, Kim YL, Yang HJ. Quality Assurance of Volumetric Modulated Arc Therapy Using the Dynalog Files. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;19(4):577–85.

구분	성명	소속	직위
제1저자	강동진	인제대학교 상계백병원	주임방사선사
교신저자	정재용	인제대학교 상계백병원	의학물리사
공동저자	신영주	인제대학교 상계백병원	부교수
공동저자	민정환	신구대학교 방사선과	부교수
공동저자	심재구	대구보건대학교 방사선과	조교수
공동저자	박소현	제주대학교병원	임상교수