

## &lt;원저&gt;

## 두경부 IMRT 및 VMAT 시 체적 감소가 전산화치료계획에 미치는 영향

엄기천<sup>1)</sup>·김가중<sup>2)</sup>·백금문<sup>1)</sup><sup>1)</sup>서울아산병원 방사선종양학과·<sup>2)</sup>극동대학교 방사선학과

## The Effect of Volume Reduction on Computed Treatment Planning during Head and Neck IMRT and VMAT

Ki-Cheon Um<sup>1)</sup>·Gha-Jung Kim<sup>2)</sup>·Geum-Mun Back<sup>1)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Far East University

**Abstract** In this study, we assessed the effect of reduction of tumor volume in the head and neck cancer by using RANDO phantom in Static Intensity-Modulated Radiation Therapy (S-IMRT) and Volumetric-Modulated Arc Therapy (VMAT) planning. RANDO phantom's body and protruding volumes were delineated by using Contour menu of Eclipse™ (Varian Medical System, Inc., Version 15.6, USA) treatment planning system. Inner margins of 2 mm to 10 mm from protruding volumes of the reference were applied to generate the parameters of reduced volume. In addition, target volume and Organ at Risk (OAR) volumes were delineated. S-IMRT plan and VMAT plan were designed in reference. These plans were assigned in the reduced volumes and dose was calculated in reduced volumes using preset Monitor unit (MU). Dose Volume Histogram (DVH) was generated to evaluate treatment planning. Conformity Index (CI) and R<sup>2</sup> in reference S-IMRT were 0.983 and 0.015, respectively. There was no significant relationship between CI and the reduced volume. Homogeneity Index (HI) and R<sup>2</sup> were 0.092 and 0.960, respectively. The HI increased when volume reduced. In reference VMAT, CI and R<sup>2</sup> were 0.992 and 0.259, respectively. There was no relationship between the volume reduction and CI. On the other hand, HI and R<sup>2</sup> were 0.078 and 0.895, respectively. The value of HI increased when the volume reduced. There was significant difference (p<0.05) between parameters (D<sub>mean</sub> and D<sub>max</sub>) of normal organs of S-IMRT and VMAT except brain stem. Volume reduction affected the CI, HI and OAR dose. In the future, additional studies are necessary to incorporate the reduction of the volume in the clinical setting.

**Key Words:** Head and neck cancer, Volume reduction, IMRT, VMAT, Coefficient of determination, t-test

**중심 단어:** 두경부암, 체적 감소, 세기조절방사선치료, 체적변조회전치료, 결정 계수, t-검정

## I. 서론

두경부암은 전체 암의 4% 정도로 빈도가 높지는 않지만, 수술을 하게 될 경우 미용적인 측면과 기능적인 측면에서 문제가 생길 위험이 있다[1]. 두경부는 음식을 삼키고 언어적 의사소통을 위한 부위이기 때문에 미용적인 유지와 기능의 보존이 필수적이다[2]. 이러한 이유로 동시항암화학방사

선치료(Concurrent Chemo Radiation Therapy, CCRT)가 많이 시행되지만, 항암제 자체의 독소와 방사선치료로 인한 체력 저하, 식욕감소, 활동성 저하 등은 대표적인 부작용으로 손꼽힌다[3,4,5]. 이러한 부작용은 체중 감소로 이어질 수 있으며[6,7], 두경부암의 방사선치료 시 환자의 자세 잡이(Set-up) 및 체적 변화로 인한 선량 전달의 오차를 초래할 수 있다[8]. 특히, 선량 분포가 급격하게 변하는 방사선

Corresponding author: Geum-Mun Back, Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, 88, Olympic-ro 43-gil, Songpa-gu, Seoul, 05505, Republic of Korea / Tel: +82-2-3010-2409 / E-mail: gmb9478@gmail.com

Received 17 April 2023; Revised 08 May 2023; Accepted 26 May 2023

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

치료계획 일수록 선량분포가 급격하게 변할 수 있고, 왜곡된 선량전달을 야기할 수 있다. 이러한 이유로 두경부암의 방사선치료 시 적응방사선치료(Adaptive Radiation Therapy, ART)가 많이 시행된다[9].

적응방사선치료는 매 치료 시 혹은 체적 변화가 발생한 시점에 획득한 전산화단층촬영(Computed Tomography, CT) 영상이나 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)에 체적을 다시 정의하고 전산화치료계획을 수정하여 선량전달이 이루어지는 방법이다[10,11]. 특히, 변형영상정합(Deformable Image Registration, DIR)을 이용한 적응방사선치료가 주로 이루어지며, 축(Axis) 방향, 측(Lateral) 방향, 전후(Anterior-Posterior) 방향으로 정합하는 강체(Rigid) 방식으로 정합 후 영상 변형(Image Deformation)을 하게 되는 이 과정에서 변형벡터장(Deformation Vector Field, DVF)이 형성된다. 형성된 DVF를 기반으로 구조물(Structure)과 선량 분포(Dose Distribution)를 변형하는 방법이 일반적이다. DVF를 기반으로 RT-Structure(RS)-Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)과 RT-Dose (RD)-DICOM을 변형하게 되지만, 소프트웨어를 기반으로 하는 변형이기 때문에 의료 전문이력의 수정과 확인(Confirm)이 필요하다. 이러한 일련의 과정은 변화된 체적 구조물 윤곽묘사(Delineation), 최적화(Optimization) 과정, 선량 계산(Dose Calculation), 선량 평가(Dose Evaluation) 등이 필요하며, 기존 방사선치료 과정보다 복잡하다. 또한, 적응방사선치료계획이 수립되는 과정에서 분할치료 중 움직임 오차(Intra-fraction Motion Error)라는 또 다른 변수가 발생할 수 있다. 방사선치료 시 정상 세포의 회복을 위해 분할조사가 이루어지는 임상 과정에서 매번 치료 시 변화된 체적을 정의하고, 다시 전산화치료계획을 수립하고 평가하는 것이 이상적이지만 현재 임상에 적용하기에는 한계가 있어 많은 고민을 하고 있다.

본 연구는 두경부의 적응방사선치료계획 수립이 이루어지기 전 체적의 감소가 정적 세기조절방사선치료(Static Intensity Modulated Radiation Therapy, S-IMRT)와 체적 변조회전치료(Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) 계획에 미치는 영향을 팬텀을 이용하여 실험하고 고찰하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 전산화단층촬영 영상 획득

두경부 전산화치료계획을 수립하기 위해 랜도 팬텀

(Anderson Research Laboratories Inc, RANDO™ Phantom, USA)을 사용하여 전산화단층촬영 영상을 획득하였다. 경추 3번(C-spine 3), 머리 중간 깊이(Mid depth)에 등 중심점(Isocenter)을 설정하였으며, 영상 획득은 CT-Simulator (Lightspeed RT16 CT™, General Electric Co., USA)를 사용하였다. 관심 영역(Region of Interest, ROI)은 인체 팬텀의 머리끝에서부터 기관분지부(Carina)이며, 영상 획득 조건은 관전압 120 kVp, 관전류 250 mA, 절편 두께 2.5 mm, pitch 0.56, sec/rotation 0.5를 적용하였다.

### 2. 구조물 윤곽묘사(Delineation)

#### 1) 표면 윤곽(Body Contour)

획득한 전산화단층촬영 영상에 구조물 윤곽묘사를 위해 전산화치료계획시스템(Eclipse™ Treatment Planning System, Varian Medical Systems, Inc., Version 15.6, USA)의 윤곽묘사(Contouring) 메뉴를 이용하였다. 팬텀의 기본 표면 윤곽(Basic Body Contour)을 설정하고 임의의 돌출형 윤곽(Bulging Contour)을 설정하였다. 임의의 돌출형 윤곽은 등 중심점(Isocenter) 위치에서 팬텀의 표면윤곽 우측 밖으로의 반지름 4 cm의 원형 체적이며, 3차원(3D) 방식으로 정의하였다. 정의한 돌출형 윤곽을 물(Hounsfield Unit, HU=2, Mass Density =1.0 g/cm³)로 배치(Assign)하고 기본 표면윤곽과 합산하여 기준 표면윤곽(Reference Body Contour)을 설정하였다[Fig. 1].

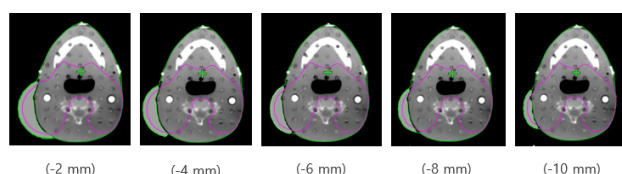


Fig. 1. Structure delineation

체적 감소를 가정하여 돌출형 윤곽에 2 mm 내부 여백 (Inner-margin)을 설정하고 기본 팬텀 윤곽과 다시 합산하여 2 mm 감소된 표면윤곽을 설정하였다. 즉, 선량계산을 위하여 체적이 2 mm 감소된 새로운 전산화단층촬영 영상을 만든 것이다. 동일한 방식으로 반복하여 2 mm 단위로 총 10 mm까지 감소시켜가며 감소된 표면윤곽의 전산화단층촬영 영상을 얻었다.

#### 2) 표적(Target), 손상위험장기(Organ at Risk, OAR)

기준 표면윤곽의 전산화단층촬영 영상에 방사선치료 시

표적이 될 육안종양체적(Gross Tumor Volume, GTV), 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV), 계획표적체적(Planning Target Volume, PTV)을 설정하였다[Fig. 1]. 본 연구에서 계획표적체적의 길이는 15 cm으로 고정이며, 돌출형 윤곽들이 2 mm씩 감소될 때마다 동일하게 감소한다고 가정하여, 2 mm 내부 여백을 각각 설정하였다. 방사선 치료 시 최대한 보호해야 할 손상위험장기는 척수(Spinal Cord), 뇌(Brain), 뇌간(Brain stem), 양쪽 이하선(Both Parotid Gland), 양쪽 수정체(Both Lens), 양쪽 눈(Both Eye)으로 설정하였다. 전산화치료계획 시 조사야 영역에서의 영향만을 평가하기 위해 척수는 계획표적체적 끝에서 1 cm까지만 설정하였다. 체적이 감소된 돌출형 윤곽과 계획 표적체적은 Table 1과 같다.

3. 기준 전산화치료계획

기준 표면윤곽에 Eclipse™ 전산화치료계획시스템의 Menu (External Beam Planning)를 이용하여 전산화치료계획을 수립하였으며, VitalBeam™ (Varian Medical Systems, Inc., USA) 의료용 선형가속기(Linear Accelerator, LINAC)를 전산화치료계획 수립에 적용하였다. 설정한 기준 표면윤곽에 7개의 동일 평면상의 필드를 이용한 정적 세기조절방사선 치료계획을 수립하였다. 또한, 181°~179° 시계 방향(Clock Wise, CW), 179°~181° 반시계 방향(Counter Clock Wise)의 체적변조회전치료계획을 수립하였으며, 각 전산화치료계획은 계획표적체적 1회에 2 Gy가 전달되도록 처방하였다.

두 전산화치료계획 모두 최적화를 위하여 PO (Photon Optimization, 15606) 알고리즘을 이용하였으며, 선량계산을 위해 2.5 mm의 격자 크기(Grid Size)와 AAA (Anisotropic Analytical Algorithm, 15606)를 이용하였다.

4. 표면윤곽 감소에 따른 전산화치료계획

기준 전산화치료계획을 2 mm씩 감소되는 표면윤곽에 전산화단층촬영 영상에 구조물 배치(Structure Assign)하였다. 체적이 감소하더라도 기준 전산화치료계획과 동일한 플루언스(Fluence)로 선량 전달이 되었을 때를 모사하고자 최적화 과정 없이 Table 2와 같이 MU (Monitor Unit)를 고정하여 선량 계산을 수행하였다. 선량 계산 조건은 기준 전산화치료계획과 동일하게 적용하였다[12].

즉, 기준 전산화치료계획 외에 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm 감소된 표면윤곽에 선량 분포를 계산한 것이다.

5. 선량 평가

1) 표적에 대한 평가

각 계산별 계획표적체적에 대한 평가를 위해 국제 방사선 단위 측정 위원회(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) 보고서 62와 미국 방사선치료종양학 그룹(Radiation Therapy Oncology Group, RTOG)의 가이드라인을 인용하였다. 전산화치료계획의 적절한 조형(Conformation)이 이루어졌는지에 대한 평가 지표인 처방선량지수(Conformity Index, CI)와 열 점(Hot Spot)과 냉점(Cold Spot)이 적절한지에 대한 평가 지표인 선량균질지수(Homogeneity Index, HI)를 계산하여 비교하였다(식 1, 2)[13,14].

$$CI = \frac{V_{95\%}}{V_{PTV}} \tag{식(1)}$$

$V_{95\%}$ 는 처방 선량의 95% 선량이 들어가는 체적이고,  $V_{PTV}$ 는 계획표적체적에 해당하는 체적이다.

Table 1. Volumes of bulging contour and PTV (cm<sup>2</sup>)

Structure	Reference	-2 mm	-4 mm	-6 mm	-8 mm	-10 mm
Bulging Contour	136.8	113.4	91.0	72.1	55.1	40.2
PTV	792.4	771.3	741.1	726.8	709.4	698.1

PTV: Planning Target Volume

Table 2. Calculate with preset value (MU)

Plan	Preset	Field 1	Field 2	Field 3	Field 4	Field 5	Field 6	Field 7
S-IMRT	MU	198.0	161.1	120.8	249.7	232.3	121.8	162.0
VMAT		329.0	303.3	-	-	-	-	-

S-IMRT: Static Intensity Modulated Radiation Therapy, VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{95\%}}{D_{50\%}} \quad \text{식(2)}$$

D2%는 2% 계획표적체적에 들어가는 선량, D95%는 95% 계획표적체적에 들어가는 선량, D50%는 50% 계획표적체적에 들어가는 선량으로 정의한다.

처방선량지수는 1.0에 가까울수록 이상적이며, 선량균질지수는 0에 가까울수록 열점과 냉점이 없이 처방 선량이 균일하게 전달되는 의미다[15].

2) 손상위험장기에 대한 평가

전산화치료계획에서 손상위험장기를 평가하기 위해 선량 체적 히스토그램(Dose Volume Histogram, DVH)을 이용하였다. 손상위험장기의 평가대상으로는 두경부의 임상적 판단이 필요한 척수, 뇌, 뇌간, 우측 이하선(Right Parotid Gland)으로 선정하였다. 돌출형 윤곽을 우측으로 선정하고 체적 감소가 이루어졌기 때문에 우측 이하선을 대상으로만 평가하였다. 척수, 뇌, 뇌간, 우측 이하선의 최대선량(Maximum Dose,  $D_{max}$ )과 평균선량(Mean Dose,  $D_{mean}$ )을 평가하였다. 체적 감소에 대한 선량 차이 유의성을 확인하기 위해 t-검정을 실시하여 p-value를 산출하였으며, 유의 수준은 0.05로 설정하였다.

III. 결과

1. 표적에 대한 평가

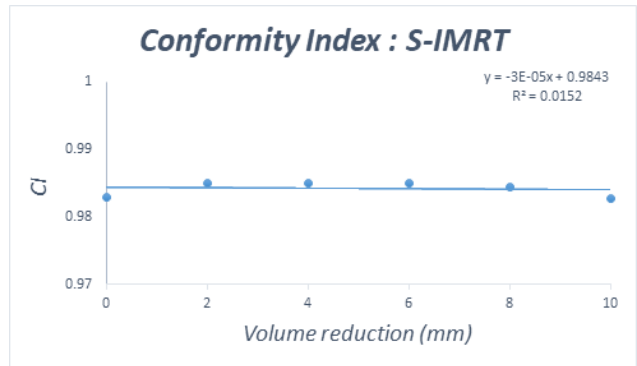
1) S-IMRT

S-IMRT의 전산화치료계획 수립 후 기준 처방선량지수는 0.983이었다. 처방선량지수의 경우 4 mm, 6 mm의 체적 감소에서 최대 차이는 0.002이었고, 10 mm의 체적 감소에서 최소 차이는 0.000이었다. 모든 체적 감소에서 처방선량지수의 평균값은  $0.984 \pm 0.001$ 이었다.

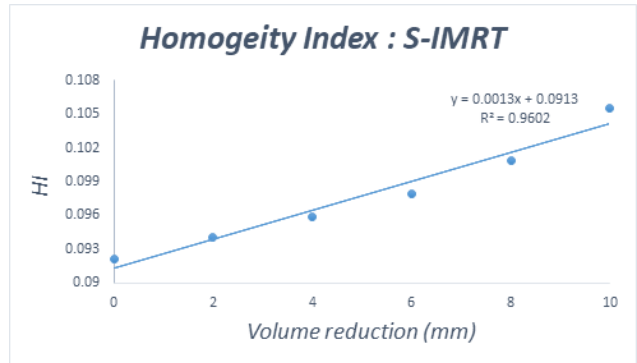
기준 선량균질지수의 계산 결과는 0.092였다. 선량균질지수의 경우 체적의 변화에 대해 최대 10 mm의 체적 감소에서 최대 차이는 0.014였고, 2 mm의 체적 감소에서 최소 차이는 0.000이었다. 모든 체적 감소에서 선량균질지수의

평균값은  $0.098 \pm 0.004$ 이었다[Table 3].

$R^2$ 는 결정 계수(Coefficient of Determination)이며, 1.0에 가까울수록 X축과 Y축의 상관관계가 정확하게 반영됨을 의미한다. S-IMRT에서 처방선량지수의 경우  $R^2=0.015$ 로 체적 감소에 상관없이 불규칙한 결과가 나타났다. 반면, 선량균질지수의 경우  $R^2=0.960$ 로 체적 감소 시 증가하였다 [Fig. 2].



(a) Conformity Index in S-IMRT



(b) Homogeneity Index in S-IMRT

Fig. 2. Conformity Index and Homogeneity Index in S-IMRT

2) VMAT

VMAT의 전산화치료계획 수립 후 기준 처방선량지수는 0.992였다. 처방선량지수의 경우 10 mm 체적 감소에서 최대 차이는 0.002였고, 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm의 체적 감소에서 최소 차이는 0.000이었다. 모든 체적 감소에서 처

Table 3. Comparison of S-IMRT CI and HI

S-IMRT	Reference	-2 mm	-4 mm	-6 mm	-8 mm	-10 mm
CI	0.983	0.985	0.985	0.985	0.984	0.983
HI	0.092	0.094	0.096	0.098	0.101	0.106

S-IMRT: Static Intensity Modulated Radiation Therapy, CI: Conformity Index, HI: Homogeneity Index

**Table 4.** Comparison of VMAT CI and HI

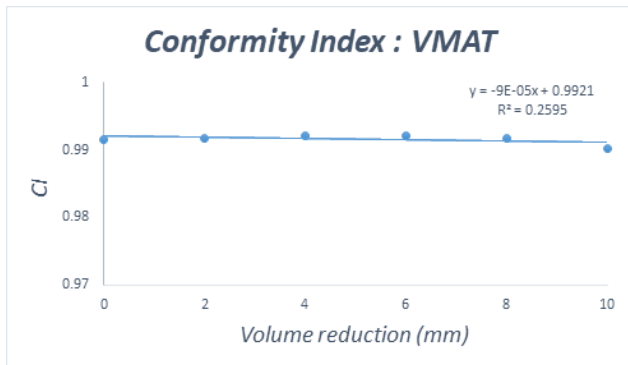
VMAT	Reference	-2 mm	-4 mm	-6 mm	-8 mm	-10 mm
CI	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,990
HI	0,078	0,079	0,079	0,081	0,083	0,086

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy, CI: Conformity Index, HI: Homogeneity Index

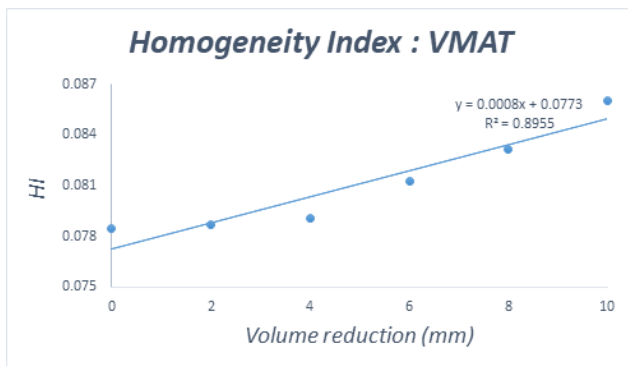
방선량지수의 평균값은  $0.992 \pm 0.001$ 이었다.

기준 선량균질지수의 계산 결과는 0,078이었다. 선량균질지수의 경우 체적의 변화에 대해 최대 10 mm의 체적 감소에서 최대 차이는 0,008였고, 2 mm, 4 mm의 체적 감소에서 최소 차이는 0,001이었다. 모든 체적 감소에서 선량균질지수의 평균값은  $0.081 \pm 0.003$ 이었다[Table 4].

VMAT에서 처방선량지수의 경우  $R^2=0.259$ 로 체적 감소에 상관없이 불규칙한 결과가 나타났다. 반면, 선량균질지수의 경우  $R^2=0.895$ 로 체적 감소 시 증가하였다[Fig. 3].



(a) Conformity Index in VMAT



(b) Homogeneity Index in VMAT

**Fig. 3.** Conformity Index and Homogeneity Index in VMAT

## 2. 손상위험장기에 대한 평가

### 1) S-IMRT

S-IMRT의 전산화치료계획 수립 후 척수의 기준  $D_{mean}$ 과

$D_{max}$ 는 87.5, 108.0 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $88.4 \pm 0.23$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $109.5 \pm 0.33$  cGy 이었고,  $D_{mean}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 1.2 cGy,  $D_{max}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 2.0 cGy이었다. 뇌의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 12.9, 178.8 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은 12.9 cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $179.4 \pm 0.05$  cGy이었으며,  $D_{mean}$ 의 모든 체적 감소에서 차이가 없었고,  $D_{max}$ 의 경우 2 mm, 4 mm에서 최대 차이는 0.7 cGy이었다. 뇌간의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 51.9, 124.6 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $51.9 \pm 0.05$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $124.8 \pm 0.05$  cGy였고,  $D_{mean}$ 의 경우 2 mm, 4 mm에서 최대 차이는 0.1 cGy,  $D_{max}$ 의 경우 2 mm, 4 mm에서 최대 차이는 0.3 cGy이었다. 우측 이하선의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 95.7, 220.2 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $96.0 \pm 0.19$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $223.6 \pm 0.44$  cGy였고,  $D_{mean}$ 의 경우 2 mm에서 최대 차이는 0.6 cGy,  $D_{max}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 3.9 cGy이었다[Table 5].

뇌의  $D_{mean}$ 은 모든 선량 값이 같으므로 분산( $S^2=0$ )이 없어서 t-검정에 해당 사항이 없으며, 뇌간은  $D_{mean}$ 을 제외한 선량 평가 지표에서 p-value는 0.05 이하로 통계적으로 유의한 차이를 확인하였다[Table 6].

### 2) VMAT

VMAT의 전산화치료계획 수립 후 척수의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 83.8, 99.5 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $84.3 \pm 0.23$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $100.0 \pm 0.23$  cGy 이었고,  $D_{mean}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 0.8 cGy,  $D_{max}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 0.8 cGy이었다. 뇌의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 12.7, 197.3 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은 12.6 cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $197.2 \pm 0.06$  cGy이었으며,  $D_{mean}$ 의 모든 체적 감소에서 동일하게 0.1 cGy의 차이였다.  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 46.7, 118.4 cGy이었다. 모든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $46.6 \pm 0.04$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $118.3 \pm 0.05$  cGy이었으며,  $D_{mean}$ 의 경우 2 mm를 제외한 체적 감소에서 동일하게 0.1 cGy의 차이였다.  $D_{max}$ 의 경우 6 mm, 8 mm, 10 mm에서 최대 차이는 0.1 cGy이었다. 우측 이하선의 기준  $D_{mean}$ 과  $D_{max}$ 는 101.4, 220.4 cGy이었다. 모

**Table 5.** Comparison of S-IMRT OAR dose (cGy)

S-IMRT	Dosimetric parameters	Reference	-2 mm	-4 mm	-6 mm	-8 mm	-10 mm
Spinal cord	$D_{mean}$	87.5	88.2	88.1	88.5	88.6	88.7
	$D_{max}$	108.0	109.1	109.3	109.5	109.8	110.0
Brain	$D_{mean}$	12.9	12.9	12.9	12.9	12.9	12.9
	$D_{max}$	178.8	179.5	179.5	179.4	179.4	179.4
Brain stem	$D_{mean}$	51.9	52.0	52.0	51.9	51.9	51.9
	$D_{max}$	124.6	124.9	124.9	124.8	124.8	124.8
Right parotid gland	$D_{mean}$	95.7	96.3	96.1	96.0	95.8	95.8
	$D_{max}$	220.2	222.8	223.4	223.8	223.7	224.1

S-IMRT: Static Intensity Modulated Radiation Therapy,  $D_{mean}$ : Mean dose,  $D_{max}$ : Maximum dose

**Table 6.** S-IMRT OAR dose t-test results ( $p<0.05$ )

OAR	Spinal cord		Brain		Brain stem		Right parotid gland	
Dosimetric parameters	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$
$p$ -value	$p<0.01$	$p<0.01$	N/A	$p<0.01$	0.17	$p<0.01$	0.03	$p<0.01$

OAR: Organ at Risk, N/A: Not Applicable

**Table 7.** Comparison of VMAT OAR dose (cGy)

S-IMRT	Dosimetric parameters	Reference	-2 mm	-4 mm	-6 mm	-8 mm	-10 mm
Spinal cord	$D_{mean}$	83.8	84.0	84.0	84.3	84.4	84.6
	$D_{max}$	99.5	99.7	99.8	100.0	100.2	100.2
Brain	$D_{mean}$	12.7	12.6	12.6	12.6	12.6	12.6
	$D_{max}$	197.3	197.3	197.2	197.2	197.2	197.1
Brain stem	$D_{mean}$	46.7	46.7	46.6	46.6	46.6	46.6
	$D_{max}$	118.4	118.4	118.3	118.3	118.3	118.3
Right parotid gland	$D_{mean}$	101.4	101.4	101.4	101.3	101.2	101.1
	$D_{max}$	220.4	221.1	221.6	222.0	222.4	222.5

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy,  $D_{mean}$ : Mean dose;  $D_{max}$ : Maximum dose

**Table 8.** VMAT OAR dose t-test results ( $p<0.05$ )

OAR	Spinal cord		Brain		Brain stem		Right parotid gland	
Dosimetric parameters	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$	$D_{mean}$	$D_{max}$
$p$ -value	0.02	0.01	N/A	0.02	0.02	0.07	0.03	$p<0.01$

OAR: Organ at Risk, N/A: Not Applicable

든 체적 감소에서 평균  $D_{mean}$ 은  $101.3 \pm 0.12$  cGy, 평균  $D_{max}$ 는  $221.9 \pm 0.52$  cGy이었고,  $D_{mean}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 0.3 cGy,  $D_{max}$ 의 경우 10 mm에서 최대 차이는 2.1 cGy이었다[Table 7].

뇌의  $D_{mean}$ 은 체적 감소 시의 모든 선량 값이 같으므로 분

산( $S^2=0$ )이 없어서 t-검정에 해당 사항이 없으며, 뇌간의  $D_{max}$ 를 제외한 선량 평가 지표에서  $p$ -value는 0.05 이하로 통계적으로 유의한 차이를 확인하였다[Table 8].

#### IV. 고 찰

본 연구는 두경부암의 방사선치료 중 체적 감소에 따른 기존 방사선치료계획의 선량 전달시 발생할 수 있는 변화를 연구하였다. 방사선치료 시 체적 감소라는 매개변수가 전산화치료계획에 미치는 영향에 대한 많은 연구들이 선행되었지만, 선량학적 매개변수와의 직접적인 상관관계에 대한 분석이 부족한 부분이 있었고 본 연구는 두경부의 방사선치료 시 체적 감소라는 매개변수를 설정하고 전산화치료계획의 수정이 없다는 조건으로 선량 계산을 하고 표적과 손상위험장기의 영향을 분석하고자 하였다. 특히, 주 종양(Major Tumor) 내 미달 선량의 발생은 방사선치료 후 암의 재발(Recurrence)을 일으킬 수 있다는 임상 연구가 많고 완치 목적의 치료를 위해서 임상적으로 매우 중요한 요소이다 [16, 17]. 본 연구는 체적 감소라는 매개변수가 S-IMRT와 VMAT 전산화치료계획의 처방선량지수 및 선량균질지수와 손상위험장기의 선량에 어떠한 영향을 미치는지에 대해 연구하였으며, 분명한 상관관계가 있는 것을 확인하였다. 다만 S-IMRT와 VMAT 두 전산화치료계획의 최적화 과정, 선량 계산 통제 점(Control Point)의 위치(Position), 개수(Numbers) 등이 달라서 어떤 전산화치료계획에서 체적 감소에 더 큰 영향이 발생하는지에 대한 상관관계를 분석하는 것은 한계가 있었다. 또한, 팬텀을 이용한 연구이기 때문에 환자의 복합적인 임상 상황이 반영되지 못하여 아쉬운 부분이 있다. 향후 다양한 변수를 설정하여 추가적인 연구가 이루어지고, 환자를 대상으로 연구가 이루어진다면 방사선치료를 받는 두경부암 환자의 체적 감소에 대해 적절한 임상적 대처가 이루어질 수 있을 것으로 사료된다. 현재 임상에서 체중 감소 및 체적 감소에 대한 적절한 대처가 이루어지고 있지만, 지속적인 연구를 통해 좀 더 나은 최적의 대처가 이루어져야 할 것이다. 그 외 방사선치료기간 동안 체중감소, 부종 등으로 정상조직 및 종양에 변화가 생길 수 있고 이로 인하여 선량분포의 불일치성이 있을 수 있음을 간과해서는 안 되며 적응방사선치료를 통해 치료의 정확성과 재현성을 높을 수 있을 것으로 사료된다.

#### V. 결론

두경부암의 방사선치료 중 체적 감소에 따른 기존 방사선치료계획의 선량학적 변화를 처방선량지수와 선량균질지수로 평가하였다. 처방선량지수의 경우 S-IMRT에서  $R^2=0.0152$ , VMAT에서  $R^2=0.2595$ 로 영향이 미비하였

지만, 선량균질지수의 경우  $R^2=0.9602$ ,  $R^2=0.8955$ 로 상관관계가 비교적 명확했다. 체적 감소는 표적의 조형(Conformation)이나 주치의가 결정한 처방(%)에 영향을 미치기보다는 최대선량(Dmax)이 높아져 열점이 생기거나 표적 내 미달 선량(Under Dose) 영역이 생길 수 있다는 의미이며, 또한 손상위험장기의 경우 두 전산화치료계획 모두 체적 감소에 비교적 영향이 적은 위치인 뇌와 뇌간에서 차이 유의가 없었고, 체적 감소에 비교적 영향이 큰 위치인 척수, 우측 이하선의 경우 유의한 선량 차이( $p<0.05$ )가 발생하였다. 또한 체적 감소가 발생하는 위치는 SSD (Source to Surface Distance)의 변화, 유효깊이(Effective Depth)의 변화 등으로 가까운 손상위험장기의 선량 차이가 발생하였으며, 두경부암은 피부와 인접하여 위치하기 때문에 체적과 체형변화에 선량 분포가 민감하게 작용 할 수 있다. 본 연구 결과를 통해 고정밀 치료기술을 적용한 적응방사선치료 전산화치료계획 수립 또는 재 모의치료(Re Simulation)의 시기를 결정하는데 참고할 수 있을 것이다. 현재 많은 병원에서 방사선치료 전 영상유도(Image Guidance)를 통하여 좀 더 정확하고, 정밀한 방사선치료를 환자에게 제공하기 위하여 노력하고 있다. 매년 체적의 변화에 따른 전산화치료계획을 적용하기가 현실적으로 어려움이 있지만, 앞으로 임상에서 적극적으로 반영하기 위한 노력을 기울여야 할 것이며, 향후 두경부암 환자를 대상으로 체적 감소와 관련된 추가적인 임상 연구 시 참고문헌으로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

#### REFERENCES

- [1] Chin D, Boyle GM, Porceddu S, et al. Head and neck cancer: Past, present and future. *Expert Review of Anticancer Therapy*. 2006;6(7):1111-8.
- [2] Scottish Intercollegiate Guideline Network. Diagnosis and management of head and neck cancer: A national clinical guideline. 2006:50-1. [cited 2009 Apr 23]. Available from: <http://www.sign.ac.uk/pdf/sign90.pdf>
- [3] Hurria A, Togawa K, Mohile SG, et al. Predicting chemotherapy toxicity in older adults with cancer: A prospective multicenter study. *Journal of Clinical Oncology*. 2011;29(25):3457-65.
- [4] Ravasco P, Monteiro-Grillo I, Vida PM, et al. Impact of nutrition on outcome: A prospective randomized controller trial in patients with head and neck cancer

undergoing radiotherapy. *Journal of the Sciences and Specialties of the Head and Neck*. 2005;27(8): 659–68.

[5] Winquist E, Oliver T, Gibert R. Postoperative chemoradiotherapy for advanced squamous cell carcinoma of the head and neck: A systemic review with meta-analysis. *Journal of the Head and Specialties of the Head and Neck*. 2007;29(1):38–46.

[6] Lees J. Incidence of weight loss in head and neck cancer patients on commencing radiotherapy treatment at a regional oncology centre. *Eur J Cancer Care(Engl)*. 1999;8(3):133–6.

[7] Vangelov B, Venchiarutti RL, Smee RI. Critical weight loss in patients with oropharynx cancer during radiotherapy (± Chemotherapy). *Nutrition and Cancer*. 2017;69(8):1211–8.

[8] Seo SJ, Kim TW, Choi MH, et al. Evaluate the change of body shape and the patient alignment state during image-guided volumetric modulated arc therapy in head and neck cancer patients. *KOSRT*. 2017; 29(2):109–17.

[9] Zhang L, Wang Z, Shi C, et al. The impact of robustness of deformable image registration on contour propagation and dose accumulation for head and neck adaptive radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(4):185–94.

[10] Oh S, Kim S. Deformable image registration in radiation therapy. *Radiat Oncol J*. 2017;35(2):101–11.

[11] Nie K, Pouliot J, Smith E, et al. Performance variations among clinically available deformable image registration tools in adaptive radiotherapy—How should we evaluate and interpret the result? *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):328–40.

[12] Kwon KT, Min JW. Comparison of doses according to change of bladder volume in treatment of prostate cancer. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(3):415–21.

[13] ICRU. 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*. 2007;7(2):Report 62.

[14] Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, et al. Conformity index: A review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64(2):333–42.

[15] Kang DJ, Jung JY, Shin YJ, et al. Evaluation of dose volume and radiobiological indices by the dose calculation grid size in nasopharyngeal cancer VMAT. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2020;43(4):265–72.

[16] Garden AS, Dong L, Morrison WH, et al. Patterns of disease recurrence following treatment of oropharyngeal cancer with intensity modulated radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2013;85(4):941–7.

[17] Lee N, Harris J, Garden AS, et al. Intensity-modulated radiation therapy with or without chemotherapy for nasopharyngeal carcinoma: Radiation therapy oncology group phase II trial 0225. *H Clin Oncol*. 2009;27(22):3684–90.

구분	성명	소속	직위
제1저자	엄기천	서울아산병원	방사선사 / 주임
공동저자	김가중	극동대학교	교수
교신저자	백금문	서울아산병원	부장 / 박사