

## Effect of CT Contrast Media on Radiation Therapy Planning (Head & Neck Cancer and Prostate Cancer)

**Jaek Jang**

*Dept. of Radiation Oncology, Chungnam National University Hospital, Daejeon 30515 and  
Dept. of Health Medical Science, Graduate School, Kangwon National University, Samcheok 25913, Korea*

**Manseok Han\***

*Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 26949, Korea*

**Minjeong Kim and Hyeonsoo Kang**

*Dept. of Health Medical Science, Graduate School, Kangwon National University, Samcheok 25913, Korea*

(Received 22 September 2016, Received in final form 16 October 2016, Accepted 17 October 2016)

This study is to evaluate the effect of a Contrast Media (CM) on dose calculations and clinical significance in Radiation (Electromagnetic wave) Therapy (RT) plans for head & neck (H&N) and prostate cancer. Pinnacle 8.0 system was used to measure the change of Electron Density (ED) of the tissue for CM. To determine the effect of dose calculation due to CM, we did the RT planning for 30 patients. To compare the ED and dose calculations of RT plans, 3D CRT and IMRT plans were do with pinnacle and Tomotherapy planning system. Mean difference of ED between enhanced and unenhanced CT was less than 4%: H&N Target Volume (TV) 2.1%, parotid 1.9%, SMG 3.6%, tongue 0.9%, spinal cord 0.3%, esophagus 2.6%, mandible 0.1% and prostate TV 0.7%, lymph node 1.1%, bladder 1.2%, rectum 1.5%, small bowel 1.2%, colon 0.6%, penile bulb 0.8%, femoral head -0.2%. The dose difference between RT plan using CM and without CM showed an increase of dose in TV. The rate of increase was less than 2.5% (3D CRT: H&N 0.69~2.51%, prostate 0.04~1.14%, IMRT: H&N 0.58~1.31%, prostate 0.36~1.04%). RT plans using a CM has the insignificant effect on the organs and TV, so this error is allowable clinically. However, the much more accurate plan is possible as to image fusion (CM and without CM images) to ROI contour and when dose calculation, use the without CM image. Using the fusion of 'ROI import' perform calculations on without CM, it will be able to reduce the error (1~3%) caused by the CM.

**Keywords :** contrast media, 3D conformal radiation therapy, Intensity-modulated radiation therapy, Head & Neck cancer, prostate cancer

### CT조영제가 방사선치료계획(두경부, 전립선)에 미치는 영향

**장재욱**

충남대학교병원 방사선종양학과, 대전시 중구 문화로 282, 30515  
강원대학교 대학원 보건의료과학과, 강원 삼척시 중앙로 346, 25913

**한만석\***

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

**김민정 · 강현수**

강원대학교 대학원 보건의료과학과, 강원 삼척시 중앙로 346, 25913

(2016년 9월 22일 받음, 2016년 10월 16일 최종수정본 받음, 2016년 10월 17일 게재확정)

두경부와 전립선 암 환자에서 CT조영제가 방사선치료계획에 미치는 영향을 확인하고 선량계산 정확성 향상을 위하여 본 연구를 실시하였다. 30명의 환자에 대하여 Pinnacle 8.0 시스템을 이용하여 조영제에 의한 조직의 전자밀도 변화를 측정하였으며 각각의 방사선치료계획을 통한 선량계산을 실시하였다. Pinnacle과 Tomotherapy planning 시스템을 이용하여 각각의 전자밀도와 3D 입체 조형방사선치료(3D CRT)와 세기변조방사선치료(IMRT)계획을 수립하였다. 조영제에 의한 전자밀도의 변화는 4%이하로 두경부: 표적용적 2.1%, 이하선 1.9%, 하악선 3.6%, 혀 0.9%, 척추 0.3%, 식도 2.6%, 하악골 0.1%, 전립선: 표적용적 0.7%, 림프절 1.1%, 방광 1.2%, 직장 1.5%, 소장 1.2%, 대장 0.6%, penile bulb 0.8%, 대퇴골두 -0.2%로 나타났다. 선량계산의 차이는 2.5% 이하의 선량 증가가 발생하였다(3D CRT: 두경부 0.69~2.51%, 전립선 0.04~1.14%, IMRT: 두경부 0.58~1.31%, 전립선 0.36~1.04%). 이러한 오차는 임상에서 허용 가능한 오차 이내이지만 영상융합(조영증강 영상과 조영증강 하지않은 영상)이나 ROI import 기능을 활용하여 조영 증강하지 않은 영상에서 선량계산을 실시한다면 1~3%의 방사선치료계획 선량 오차를 줄일 수 있을 것으로 기대된다.

**주제어** : 조영제, 3차원 입체조형방사선치료, 세기변조방사선치료, 두경부암, 전립선암

### I. 서 론

최근 방사선치료는 전산화단층촬영(CT: Computed Tomography) 영상을 방사선치료계획(RTP: Radiation Therapy Planning)에 활용하여 치료계획표적용적(PTV: Planning Target Volume)을 비롯한 관심영역(ROI: Regions Of Interest)을 설정하고 있다[1]. CT영상은 PTV 및 내부 장기 모양과 위치, 인체 조직의 밀도를 보정할 수 있으며, 3차원입체조형방사선치료(3D CRT: Dimension Conformal Radiation Therapy), 세기변조방사선치료(IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy)가 가능한 이점이 있기 때문에 매우 중요한 부분을 차지하고 있다[2].

CT는 인체의 각 조직간의 X-ray 흡수차이를 이용하며, HU(Hounsfield Unit)라는 CT number로 표현된다.

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1)$$

HU는 장비마다 약간의 차이는 있지만 대부분 공기: -1000, 물: 0을 기준으로 설정하고 있으며,  $\mu$ 와  $\mu_w$ 는 각각 물질과 물의 attenuation coefficient이며,  $\mu$ 는 식(2)에 의해 물질의 원자번호와 입사 X-ray energy에 의존한다[3].

$$\mu = N_e \left( a \frac{Z_c^m}{E^k} + b \frac{Z_R^n}{E^l} + c(E) \right) \quad (\text{cm}^{-1}) \quad (2)$$

$N_e$ 는 물질의 단위 부피당 전자수로 전자 질량이고,  $E$ 는 광자

에너지,  $Z_c$ 와  $Z_R$ 는 Photoelectric absorption와 Rayleigh scattering에 대한 유효 원자번호이며  $a, b, m, n, k, l$ 은 보정상수이다(Table I)[4].

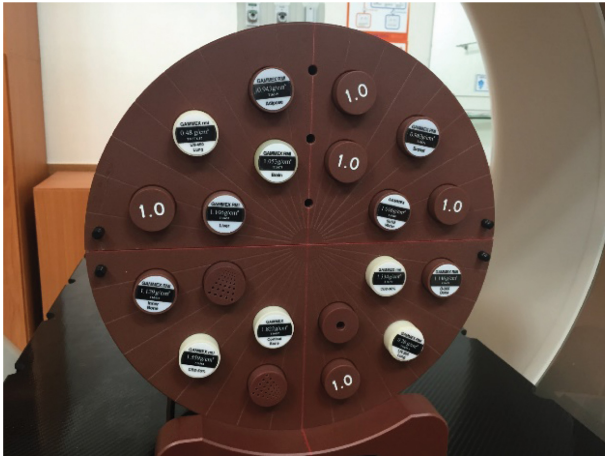
대부분의 RTP에서 정확한 PTV를 설정하기 위하여 조영제를 광범위하게 사용하고 있다. 조영제는 체내에서 인위적인 대조도 차이를 발생시켜 종양과 인접 장기들의 구분을 용이하도록 도움을 줄 뿐만 아니라 PD(Physical Density)와 ED(Electron Density)를 변화 시키기도 한다. 이러한 변화들은 위의 (1), (2) 식에 의해 HU(Hounsfield Unit)의 변화를 발생시키게 된다[5]. 이러한 변화는 RTP 선량계산 시 약 1~3% 발생될 수 있다는 연구 결과가 보고된 바 있다[6-8]. 따라서 본 저자들은 비교적 움직임이 적은 두경부와 전립선암 환자를 대상으로 조영제가 RTP 결과에 미치는 영향을 파악하고 오차를 줄일 수 있는 방법을 제시하고자 본 연구를 실시하였다.

### II. 실험 방법 및 재료

HU에 따른 ED를 측정하기 위하여 GAMMEX사의 RMI CT density phantom(USA)을 사용하였다(Fig. 1). 이 팬텀은 33 cm 직경의 원통형으로 내부에 Solid water, lung, Breast, Brain, Liver, Bone 등 12가지의 다양한 밀도를 가지고 있는 5 cm 직경의 플러그를 삽입하여 사용할 수 있다. CT density phantom을 SOMATIOM definition AS open(Siemens, Germany) CT 장비에서 3mm slice thickness로 촬영, RTPS

**Table I.** The constant values used in analytical of linear attenuation coefficients.

Constant	McCullough <i>et al.</i> (1975)	Rutherford <i>et al.</i> (1976)	Watanabe <i>et al.</i> (1999)
$m$	3.8	3.62	3.4
$n$	2.0	1.86	1.5
$k$	3.2	3.28	3.2
$l$	1.9	2.02	1.6
$a$	$9.8 \times 10^{-24}$	$2.064 \times 10^{-23}$	$2.3 \times 10^{-23}$
$b$	$1.25 \times 10^{-24}$	$2.80 \times 10^{-24}$	$1.7 \times 10^{-24}$
$c$	An exponential	Klein-Nishina	Klein-Nishina



**Fig. 1.** (Color online) The electron density CT phantom of GAMMEX RMI 467.

**Table II.** CT HU to electron density conversion measure with GAMMEX RMI 467 phantom.

Phantom material	Physical density (g/cm <sup>3</sup> )	Electron density relative to water	Hounsfield unit
Air	0.000	0.000	-1024.00
LN-300 lung	0.280	0.276	-725.29
LN-450 lung	0.480	0.463	-528.66
adipose	0.943	0.926	-97.18
Breast	0.983	0.960	-46.56
Solid Water	1.016	0.987	11.32
brain	1.053	1.049	19.29
liver	1.106	1.074	84.20
inner bone	1.129	1.082	192.88
B-200 Bone	1.146	1.099	210.79
CB2-30% CaCO <sub>3</sub> <sup>a</sup>	1.334	1.279	445.81
CB2-50% CaCO <sub>3</sub> <sup>a</sup>	1.559	1.469	807.36
Cortical bone	1.822	1.694	1203.25

<sup>a</sup>Calcium carbonate content as a percent by weight in a CB2 Resin Mix.

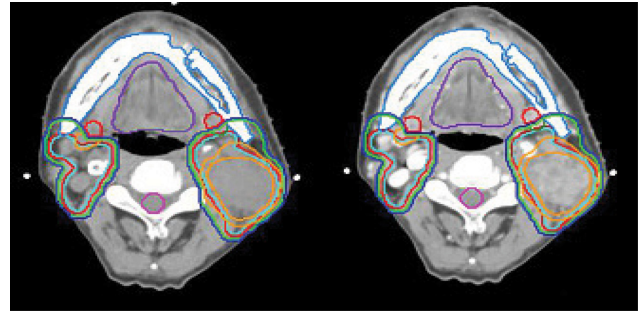
(Radiation Therapy Planning system)인 Pinnacle 8.0(Philips nuclear medicine, USA)으로 전송하여 ED를 측정하였다 (Table II).

**1. 조영제에 의한 밀도 변화 측정**

두경부암 15명, 전립선암 15명 총 30명(모두 남성)의 환자를 선택하였다(두경부: 62.5 ± 10.9세, 전립선: 70.4 ± 6.05세).

**Table III.** Patient characteristics.

Treatment site	Sex	Number of patients	Age (year)			
			Min.	Max.	Median	Average ± SD
Head & Neck	Male	15	40	83	61	62.5 ± 10.9
Prostate	Male	15	59	79	72	70.4 ± 6.05



**Fig. 2.** (Color online) Left: Without contrast media CT image, Right: With contrast media CT image.

환자에게 투여된 조영제는 Optiray ioversol 320(Mallinckrodt Canada ULC, Canada)이며, 두경부는 체중 × 1.5cc = 80cc~110cc(최대 110cc), 전립선은 체중 × 1.8cc = 100~130cc(최대 130cc)를 초당 1.8cc씩 정맥주사하였다.

조영제 사용 시 환자의 ED 측정하기 위하여 Pinnacle을 활용, 기존의 조영증강 영상에서 ‘ROI import’ 기능을 이용하여 ROI를 조영 증강하지 않은 영상에 붙여 넣어 ED를 측정하였다. 조영제에 의한 밀도변화를 paired t-test를 통한 통계적 유의성 검증을 하였다. 통계적 분석은 SPSS 20.0을 사용하였으며 *p* < 0.05인 경우 통계적으로 유의하다고 판단하였다(본 연구를 위하여 별도의 CT를 추가 촬영하거나, 조영제의 양을 변경하여 정맥주사하는 등의 어떠한 인위적인 요소를 변경하지 않았다. 모든 환자는 방사선치료를 위한 정상적인 CT촬영 절차에 의해 진행됐으며, 모든 CT영상은 기존에 촬영 된 영상을 활용하였다).

**2. 조영제에 의한 선량계산 오차 측정**

RTP 선량계산을 비교하기 위하여 30명의 환자를 측정하였다. 3D CRT와 IMRT의 RTP를 실시하였으며, 3D CRT planning은 Pinnacle 8.0에서 8field(0, 60, 90, 120, 180, 240, 270, 300°), equal beam weight로 실시 하였다(두경부: 6 MV, 60 Gy/30 fx, 전립선: 15 MV, 60 Gy/30 fx)(Fig. 3). IMRT planning은 Tomotherapy(Tomotherapy Hi-Art System, Accuray, USA) RTP system에서 동일한 조건(Target constraints, Regions at Risk, 2.5 cm field size, 2.0 Modulation factor, 0.287 pitch)으로 실시하였다(Fig. 4). 조영제에 의한 방사선치료계획 선량 변화를 paired t-test를 통한 통계적 유

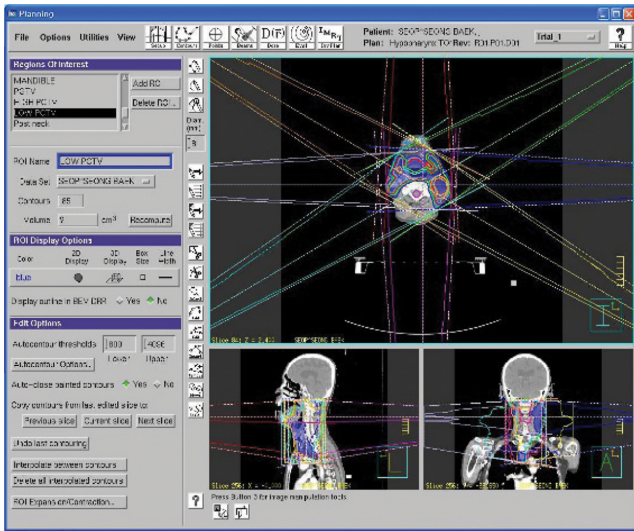


Fig. 3. (Color online) 3D Conformal Radiation Therapy plan from Pinnacle 8.0 system (8field, equal beam weight).

의성 검증을 하였다.

### III. 결 과

두경부에서 전립선보다 조영제 사용 시 ED와 선량오차의 차이가 크게 측정되었다.

#### 1. 조영제에 의한 밀도 변화 측정

대부분의 ROI에서 ED의 증가가 나타났으며 두경부에서 차이가 크게 나타났다. GTV를 포함한 CTV, PTV는 1.4~2.1%, 이하선 1.8~2.0%, 하악선 3.2~3.9%, 혀 0.9%, 척수 0.3%, 식도 2.6%, 하악골 0.1% 증가하였다( $p=0.000$ ). 전립선에서는 1.5% 이내로 차이가 크지 않았다. TV는 0.4~0.7%, 림프절 1.1%, 방광 1.2%, 직장 1.5%, 소장 1.2%, 대장 0.6%, Penile bulb는 0.8% 증가하였으며, 대퇴골두는 0.11~0.21% 감소하였다( $p=0.003$ )(Table IV).

#### 2. 조영제에 의한 선량계산 오차 측정

3DCRT: 두경부의 TV는 0.97~1.58%, 이하선 1.47~1.71%, 하악선 2.37~2.51%, 혀 1.11%, 척수 0.69%, 식도 1.28%, 하악골 0.71%로 선량 계산 결과가 증가하였다( $p=0.000$ ). 전립선에서는 TV 0.42~0.82%로 차이가 크지 않았으며 림프절은 0.64% 방광 0.87%, 직장 0.97%, 소장 0.82%, 대장 0.36% Penile bulb 1.14%, 대퇴골두는 0.04~0.08%의 선량 계산 결과가 증가하였다( $p=0.000$ )(Table V).

IMRT: 두경부에서 TV는 0.47~0.58%, 이하선 1.07~1.31%, 하악선 0.8~0.9%, 혀 0.11%, 척수 0.49%, 식도 0.58, 하악골은 0.71%로 선량 계산 결과가 증가하였다( $p=0.000$ ). 전립선에서는 TV가 0.36~0.62%, 림프절 0.84%, 방광 0.67%, 직장 0.87%, 소장 0.62%, 대장 0.36%, Penile bulb 1.04%, 대퇴골두 0.14~0.38%의 선량 계산 결과가 증가하였다( $p=0.000$ )(Table VI).

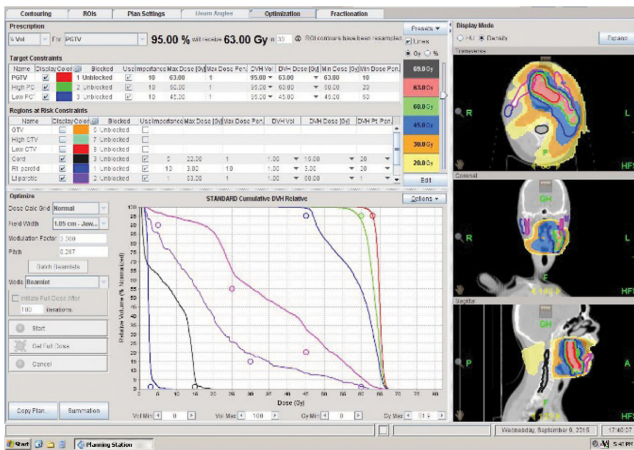


Fig. 4. (Color online) Intensity modulated radiation therapy plan from tomotherapy Hi-Art system.

Table IV. The changes in ED (Electron density) by CT contrast media.

Head & Neck				Prostate			
ROI	No contrast (g/cm <sup>3</sup> )	Contrast (g/cm <sup>3</sup> )	Difference in ED	ROI	No contrast (g/cm <sup>3</sup> )	Contrast (g/cm <sup>3</sup> )	Difference in ED
GTV	1.027 ± 0.01	1.049 ± 0.01	2.1%	GTV	1.057 ± 0.02	1.065 ± 0.02	0.7%
CTV	1.024 ± 0.01	1.039 ± 0.01	1.4%	CTV	1.041 ± 0.06	1.045 ± 0.03	0.4%
PTV	1.019 ± 0.01	1.033 ± 0.01	1.4%	PTV	1.03 ± 0.01	1.036 ± 0.02	0.5%
Lt Parotid	1.027 ± 0.03	1.045 ± 0.02	1.8%	Lymph node	0.999 ± 0.06	1.010 ± 0.02	1.1%
Rt Parotid	1.03 ± 0.02	1.051 ± 0.02	2.0%	Bladder	1.026 ± 0.02	1.038 ± 0.02	1.2%
Lt SMG	1.052 ± 0.02	1.093 ± 0.02	3.9%	Rectum	0.946 ± 0.02	0.961 ± 0.02	1.5%
Rt SMG	1.061 ± 0.02	1.095 ± 0.02	3.2%	Bowel	0.896 ± 0.02	0.907 ± 0.02	1.2%
Tongue	1.073 ± 0.07	1.083 ± 0.07	0.9%	Colon	1.03 ± 0.03	1.036 ± 0.03	0.6%
Cord	1.059 ± 0.03	1.062 ± 0.03	0.3%	Penile bulb	1.062 ± 0.02	1.070 ± 0.02	0.8%
Esophagus	0.940 ± 0.01	0.964 ± 0.01	2.6%	Lt Femur	1.206 ± 0.02	1.204 ± 0.02	-0.21%
Mandible	1.516 ± 0.02	1.518 ± 0.02	0.1%	Rt Femur	1.204 ± 0.02	1.200 ± 0.02	-0.11%

**Table V.** The changes in radiation dose calculation by contrast media from 3D conformal radiation therapy.

Head & Neck				Pelvis			
ROI	No contrast mean dose (Gy)	Contrast mean dose (Gy)	Difference in dose	ROI	No contrast mean dose (Gy)	Contrast mean dose (Gy)	Difference in dose
GTV	62.54 ± 1.86	63.53 ± 1.18	1.58%	GTV	61.35 ± 2.80	61.85 ± 3.10	0.82%
CTV	61.34 ± 3.19	61.98 ± 3.06	1.04%	CTV	61.31 ± 3.20	61.76 ± 2.18	0.73%
PTV	59.05 ± 6.14	59.62 ± 5.67	0.97%	PTV	60.13 ± 3.40	60.38 ± 3.54	0.42%
Lt Parotid	17.48 ± 11.1	17.74 ± 11.3	1.47%	Lymph node	62.81 ± 1.59	63.21 ± 1.66	0.64%
Rt Parotid	26.54 ± 12.8	26.99 ± 11.8	1.71%	Bladder	51.12 ± 10.39	51.56 ± 10.39	0.87%
Lt SMG	27.68 ± 7.09	28.37 ± 6.89	2.51%	Rectum	48.59 ± 9.28	49.06 ± 8.90	0.97%
Rt SMG	29.80 ± 3.43	30.51 ± 3.33	2.37%	Bowel	33.51 ± 16.68	33.78 ± 16.56	0.82%
Tongue	24.33 ± 16.1	24.60 ± 16.0	1.11%	Colon	35.88 ± 17.74	36.01 ± 17.52	0.36%
Cord	42.61 ± 10.7	42.90 ± 10.8	0.69%	Penile bulb	47.45 ± 7.49	47.99 ± 7.71	1.14%
Esophagus	38.23 ± 12.4	38.72 ± 12.4	1.28%	Lt Femur	25.50 ± 14.06	25.51 ± 14.07	0.04%
Mandible	20.97 ± 12.7	21.11 ± 21.3	0.71%	Rt Femur	26.38 ± 13.81	26.40 ± 13.68	0.08%

**Table VI.** The changes in radiation dose calculation by contrast media from intensity modulated radiation therapy.

Head & Neck				Pelvis			
ROI	No contrast mean dose (Gy)	Contrast mean dose (Gy)	Difference in dose	ROI	No contrast mean dose (Gy)	Contrast mean dose (Gy)	Difference in dose
GTV	61.45 ± 1.12	61.81 ± 1.13	0.58%	GTV	63.20 ± 2.36	63.59 ± 2.56	0.62%
CTV	61.08 ± 1.14	61.41 ± 1.23	0.54%	CTV	62.25 ± 1.98	62.56 ± 1.85	0.49%
PTV	60.34 ± 2.11	60.62 ± 2.11	0.47%	PTV	61.46 ± 2.89	61.68 ± 2.56	0.36%
Lt Parotid	15.66 ± 6.67	15.83 ± 5.83	1.07%	Lymph node	52.85 ± 4.87	53.29 ± 4.09	0.84%
Rt Parotid	20.46 ± 8.65	20.73 ± 8.47	1.31%	Bladder	44.58 ± 9.02	44.88 ± 8.41	0.67%
Lt SMG	22.69 ± 7.56	22.90 ± 7.11	0.91%	Rectum	40.38 ± 8.4	40.73 ± 7.06	0.87%
Rt SMG	24.08 ± 7.32	24.27 ± 7.27	0.80%	Bowel	24.47 ± 11.43	24.62 ± 11.38	0.62%
Tongue	26.66 ± 14.55	26.69 ± 14.63	0.11%	Colon	33.89 ± 10.59	34.01 ± 10.95	0.36%
Cord	13.14 ± 7.23	13.20 ± 6.71	0.49%	Penile bulb	37.49 ± 5.25	37.88 ± 5.53	1.04%
Esophagus	27.55 ± 3.78	27.71 ± 2.82	0.58%	Lt Femur	24.60 ± 10.11	24.63 ± 10.95	0.14%
Mandible	27.06 ± 15.89	27.25 ± 14.0	0.71%	Rt Femur	23.55 ± 10.68	23.64 ± 10.77	0.38%

#### IV. 고 찰

본 연구는 조영제가 두경부암과 전립선암 환자의 방사선치료계획 선량계산에 미치는 영향을 연구하였다. 조영제를 정맥주사하였을 경우 홍조, 소양증, 오심, 팔 통증, 구토와 가벼운 두드러기 등 다양한 부작용이 발생할 수 있기 때문에 조영제 사용에 대해 많은 주의를 요하며 각 기관마다 다양한 가이드라인을 제공하고 있다[9, 10]. 이러한 위험에도 불구하고 조영제는 표적용적과 정상조직을 구분하는데 도움을 주기 때문에 많은 기관에서 광범위하게 사용되고 있으며 실제로 많은 도움을 주고 있다.

조영제의 정맥주사로 인하여 환자에게 나타나는 다양한 부작용 이외에 조직의 ED를 변화시키기도 한다. 본 연구에서 확인한 결과 두경부에서는 0.1%~3.9%, 전립선에서는 -0.11~1.5%의 변화가 발생하였다. 이러한 ED의 변화는 결국 방사선치료계획 선량계산 결과에도 영향을 미치게 된다. 조영제에 의한 환자의 RTP 결과는 IMRT보다는 3D CRT에서, 전립선

보다 두경부에서 크게 나타났으며 선량증가가 최대 2.5%의 차이가 발생하였다. 이는 여러 선행 연구에서도 비슷한 결과를 보여주고 있다[11-13]. 3D CRT에서 IMRT보다 큰 선량 차이가 발생하였는데 이는 RTP 방식의 차이에 의한 것으로 IMRT에서 조영증강 영상에서 실시한 RTP 결과를 그대로 조영 증강하지 않은 영상에 적용한 것이 아니라 각각의 독립된 RTP를 실시하였기 때문에 차이가 크지 않았던 것으로 판단이 된다.

각 기관마다 적용하고 있는 방사선치료 일일 허용오차는 약간의 차이가 있지만 AAPM(American Association of Physicists in Medicine)과 원자력안전위원회의 “의료분야의 방사선안전관리에 관한 기술기준”을 비롯한 많은 기관에서 치료기기의 출력안전성과 방사선치료계획 계산 시스템 오차를 3% 이내로 적용하고 있다. 이러한 적용기준을 적용하면 CM에 의한 RTP 선량계산 오차는 허용오차 이내 임을 알 수 있었다[14].

선행 연구되었던 연구에서는 “조영제에 따른 RTP 결과 차

이가 크지 않기 때문에 무시할 수 있는 수준이다”라는 결론을 내리고 있다[12]. 그러나 RTP를 수립할 때는 조영증강 영상에서 실시하고, 실제 방사선치료 시 조영제가 주입되지 않은 상태에서 실시되기 때문에 이러한 오차들은 환자에게 처방 선량 이상의 방사선이 조사될 수 있다. 또한, 모의치료, CT촬영, RTP, 치료실에서의 환자 setup, 방사선치료기기의 출력 일치 여부 등 방사선치료에 이르기까지 수많은 단계를 거치면서 오차들이 누적된다면 실제 환자가 받게 되는 선량오차는 더욱 커져 허용오차보다 커질 수 있을 것이다[14-16]. 따라서 조영제에 의한 선량오차가 작은 차이지만 그 오차를 줄일 수 있다면 정확한 처방 선량 전달에 도움을 주어 방사선치료 효과 향상에 기여할 수 있을 것으로 판단된다.

### V. 결 론

본 저자들이 조영제의 정맥주사가 방사선치료계획에 미치는 영향을 측정된 결과 최대 2.5%의 선량증가를 발생시킬 수 있다는 결과를 얻었다. 2.5%의 오차는 임상에서 허용 가능한 오차 이내이다. 그러나 이러한 오차들이 누적된다면 실제 환자가 받게 되는 오차는 더욱 커질 수 있을 것이다. 따라서 조영제가 주는 장점을 최대한 활용하면서 RTP 결과에 영향을 최소화 시키기 위해 다음과 같은 방법을 제시하고자 한다.

방사선치료계획 선량계산 시 조영증강한 영상과 조영 증강하지 않은 영상을 합성하여 관심영역과 치료영역 설정을 실시하고 선량계산 시 조영 증강하지 않은 영상에서 실시한다. 또 다른 방법은 조영증강 영상에 그려진 ROI를 ‘ROI Import’ 기능을 사용하여 조영 증강하지 않은 영상에서 선량계산을 실시한다. 위에 언급한 두 가지 방법을 활용한다면 조영제의 장점을 그대로 활용하면서 방사선치료계획 선량 오차 1~3%를

줄일 수 있을 것으로 기대된다.

### References

- [1] G. Williams, M. Tobler, D. Gaffney, J. Moeller, and D. D. Leavitt, *Med. Dosim* **27**, 275 (2002).
- [2] F. M. Khan, *The physics of radiation therapy 4th*. Lippincott Williams & Wilkins (2010).
- [3] G. N. Hounsfield, *Br. J. Radiol.* **68**, 166 (1995).
- [4] Y. Watanabe, *Phys. Med. Biol.* **44**, 2201 (1999).
- [5] S. J. Thomas, *Br. J. Radiol.* **72**, 781 (1999).
- [6] D. C. Weber, M. Rouzaud, and R. Miralbell, *Radiother Oncol* **59**, 95 (2001).
- [7] A. Zabel-du Bois, B. Ackermann, H. Hauswald, O. Schramm, G. Sroka-Perez, P. Huber, J. Debus, and S. Milker-Zabel, *Strahlenther Onkol* **185**, 318 (2009).
- [8] H. S. Li, J. H. Cheon, W. Zhang, D. P. Shang, B. S. Li, T. Sun, X. T. Lin, and Y. Yin, *Asian Pac. J. Cancer. Prev.* **14**, 1609 (2013).
- [9] H. S. Thomsen, *Ame. J. Roentgenology* **181**, 1463 (2003).
- [10] H. S. Thomsen and S. K. Morcos, *Br. J. Radiol.* **76**, 513 (2003).
- [11] U. Ramm, M. Damrau, S. Mose, K. H. Manegold, C. G. Rahl, and H. D. Böttcher, *Phys. Med. Biol.* **46**, 2631 (2001).
- [12] A. J. Liu, N. Vora, S. Suh, A. Liu, T. E. Schultheiss, and J. Y. C. Wong, *Med. Dosim* **40**, 32 (2015).
- [13] E. Amato, D. Lizio, N. Settineri, A. D. Pasquale, I. Salamone, and I. Pandolfo, *Med. Phys.* **37**, 4249 (2010).
- [14] S. H. Choi, D. W. Park, K. B. Kim, D. W. Kim, J. Lee, and D. O. Shin, *Progress in Medical Physics* **26**, 294 (2015).
- [15] J. U. Jang, H. S. Lim, M. S. Han, Y. K. Kim, and M. C. Jeon, *J. Digital Convergence* **11**, 577 (2013).
- [16] T. J. Choi and O. B. Kim, *Korean J. Med. Phys.* **22**, 92 (2011).