

Contrast-enhanced CT를 이용한 방사선치료계획에서의 MU 계산 변화

계명대학교 의과대학 방사선종양학교실, 의공학교실¹

오영기 · 최태진¹ · 김진희 · 김옥배

Difference of the MU Calculation from RTP System Using the Contrast-enhanced CT

Young Kee Oh, Ph.D., Tae Jin Choi¹, Ph.D., Jin Hee Kim, M.D., Ok Bae Kim, M.D.

*Department of Radiation Oncology, Department of Medical Engineering¹
Keimyung University School of Medicine, Daegu, Korea*

Abstract

To use contrast-enhanced CT is more effective in the calculation of radiation dose from RTP(radiation therapy planning) if the results of dose calculation is not significantly different with non-enhanced CT. In this study, we investigated the usefulness of contrast-enhanced CT to calculate the radiation dose in the RTP from quantitative comparison with the calculation results of the non-enhanced CT.

The calculation of radiation dose and MU (monitor unit) was carried out for selected 3-5 patients treated by 3D CRT (3-dimensional conformal radiation therapy) from separated subparts of brain, head and neck, breast, lung, liver, and pelvis, respectively. The method and algorithm for calculation of radiation dose and MU were SAD (source-to-axis distance) technique and convolution-superposition method. The isodose curves of radiation dose were normalized to 100% at the isocenter and MU for prescription dose was calculated at the same point.

The difference from the isodose lines could not be distinguished quantitatively for most of all patients of each subpart. The result of MU calculation based contrast-enhanced CT in the brain case were slightly increased to about 0.3% from results of non-enhanced CT. It was calculated to about 0.8%-increase in the liver, and about 0.6% in the pelvis. But it was decreased to about

교신저자: 김진희, 700-712 대구광역시 중구 달성로 216, 계명대학교 의과대학 방사선종양학교실

Jin Hee Kim, M.D., Department of Radiation Oncology, Keimyung University School of Medicine
216, Dalseongno, Jung-gu, Daegu, 700-712 Korea

Tel: +82-53-250-7665 E-mail: jhkim@dsmc.or.kr

0.8% in the head and neck, about 1.0% in the lung, and about 0.8% in the breast. Especially, in one breast patient the result was greatly decreased to 2.4%. These results were shown that the difference of MU by the use of contrast medium is not significant, but the change of SSD (source-to-surface distance) from the patient motion or respiration effect have affect on the MU calculation.

Key Words : Contrast medium, CT, Monitor unit, Radiation treatment planning

서 론

3D-CRT (3 Dimensional Conformal Radiation Therapy), IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), IGRT (Image-Guided Radiation Therapy) 등과 같이 방사선치료기술의 발전에 따라 치료부위와 내부장기들의 체적을 보다 정확하게 정의하는 것이 방사선치료의 성패에 중요한 요소가 되고 있다. 따라서, CT영상을 이용한 치료계획에서 MRI, PET, contrast-enhanced CT 영상 등과의 융합을 통해 치료부위를 결정하고 있다. 이때, contrast-enhanced CT는 특히 방사선치료계획(Radiation Treatment Planning:RTP)에 있어 필수적인 것으로 보고되고 있다[1-3].

Contrast-enhanced CT 영상의 경우 iodine 등이 포함된 조영제를 주입함으로 인해 신체조직들의 본래의 CT number보다 높은 값을 갖기 때문에 이를 이용한 선량계산은 실제 환자치료에 있어 CT number의 차이로 인한 이중물질 보정에 심각한 오차가 발생할 수 있기 때문에[4] 여러 기관에서 이러한 오차를 미연에 방지하기 위해 오직 non-enhanced CT 만으로 RTP를 수행해 오고 있다. 그러나, contrast-enhanced CT를 얻기 위해서는 치료계획용 non-enhanced CT를 스캔한 후 조영제를 주사하고 다시한번 CT 스캔을 수행해야하기 때문에 환자의 피폭이 높아짐은 물론 CT-CT 영상 융합에 따른 시간적 손실 등을 고려할 때 contrast-enhanced CT 영상을 치료계획에 적용할 때 그 계산결과에 있어 큰 차이가 나지 않는다면 이 contrast-enhanced CT를 직접 사용하는 것이 효율적일 수 있다. 이는 물팬텀을 이용한 Ramm 등

[5]의 연구에서도 CT number의 차이가 있다하더라도 선량의 차이는 방사선치료에 있어 거의 무시할 정도라고 보고되고 있고, Chu 등[1]도 1-2% 이하의 차이를 보인다고 보고하였으며, Plessis 등[2]도 CT number 차이가 55정도일 때 선량의 차이는 2%가 되지 않는다고 하였다. 따라서, 본 연구에서는 contrast-enhanced CT와 non-enhanced CT의 방사선량 계산의 차이를 정량적으로 분석함으로서 contrast-enhanced CT 영상을 이용한 치료계획의 가능성을 살펴보고자 한다.

재료 및 방법

본 연구에서는 simens사의 CT simulator를 이용하여 non-enhanced CT를 먼저 스캔하고 조영제를 주사한 후 contrast-enhanced CT 영상을 얻어 이를 CMS사의 치료계획장치인 Xio에 입력하고 두 영상을 융합한 뒤 치료부위와 각 장기들을 등록하고 non-enhanced CT에서 가장 적절한 치료계획을 통해 치료를 시행하였고, 동일한 치료계획을 contrast-enhanced CT에 그대로 적용하여 계산된 선량분포와 MU (monitor unit) 결과를 non-enhanced CT의 계산결과와 비교하였다. 이때, 선량계산을 위해서는 환자의 체표면이 등록되어야 하는데 이 체표면은 auto-contouring 기능을 사용하여 그려졌고, 조영제 주입에 따른 환자의 미세 움직임 때문에 두 CT간에 약간의 차이를 보일 수 있다. 조영제의 용량은 50-100 ml이었으며, 주입방법은 일반적으로 알려진 방법과 동일하게 power injector를 사용하였다.

치료계획의 비교는 두부, 두경부, 유방, 흉부, 복

부, 둔부 등으로 구분하여 3D-conformal Radiation Therapy를 시행한 3-5명의 환자를 대상으로 계산을 수행하였다. 계산방법은 SAD (source-to-axis distance) 방법으로 하였으며 알고리즘은 superposition법을 사용하여 등선량곡선을 구하였고, isocenter지점에서 100%가 되도록 하여 식 (1)과 같이 MU (monitor unit)를 계산하였다[6].

$$MU = \frac{TD \times 100}{K \times TMR(d, r_d) \times S_c(r_d) \times S_p(r_d) \times SADfactor} \quad (1)$$

여기서, TD (target dose)는 치료부위에 주고자 하는 방사선량이며, K는 dose/MU로서 통상적으로 1로 사용한다. $S_c(r_c)$ 는 collimator 조사면적 r_c 에서의 collimator 산란계수이며 $S_p(r_d)$ 는 깊이 d 에서의 조사면적에서의 팬텀산란계수이고, $SADfactor$ 는 방사선치료기의 교정값에 대한 보정으로 다음 식 (2)와 같이 계산된다.

$$SADfactor = \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \quad (2)$$

본 기관의 Siemens 방사선치료기의 경우 치료기의 교정점인 SCD (source-to-calibration distance)와 isocenter까지의 거리인 SAD가 동일하게 1 m로 되어있기 때문에 $SADfactor$ 는 1로 사용하고 있다.

유방은 6MV X-선을 이용한 단순한 tangential opposite 2 field로, 둔부에서는 15MV X-선을 이용한 4 field box technique으로 치료계획이 수행된 경우를 대상으로 하였고, 그 외의 모든 경우에는 6MV X-선으로 2-5 field를 사용한 다양한 3D Conformal Radiation Therapy (3D CRT)로 치료계획된 환자를 대상으로 하였다.

결 과

Figure 1에서 환자의 방사선 흡수선량의 분포를 계산한 예를 보여주고 있다. 전체적인 선량분포

를 살펴보면 isocenter에서의 선량을 100%로 볼 때 100% 등선량곡선은 미세한 변화를 보이지만 본 기관에서 임상에서 사용하는 규격화 값인 98% 등선량곡선에서의 차이는 거의 나타나지 않았는데 이는 치료부위 영역 내에서는 거의 비슷한 결과를 나타내는 것으로 판단할 수 있다. 등선량분포의 비교는 정량적으로 표시할 수 없기 때문에 본 연구에서는 98% 등선량곡선이 치료부위를 적절히 감싸는가에 대한 정성적 결과를 확인하였고 두 CT 영상에서의 MU 결과로만 정량적 비교를 수행하였다.

각 부위별 대상환자에 대한 방사선치료방향별로 SSD의 차이와 MU결과의 차이를 Table 1-6에서 나타내었다. 각 Table에서 MU값은 wedge 등의 효과가 포함된 실제 계산된 값으로 MU의 차이가 wedge factor에 의해 증폭되어 있어 그 효과를 배제한 순수 MU 결과를 비교하기 위해 wedge factor를 고려하지 않은 값을 괄호안에 표시하였다. Table 1에서 볼수 있는 바와 같이 두부의 경우는 환자의 움직임이 거의 발생하지 않기 때문에 3 환자에서 체형의 변화가 거의 없어 SSD의 차이는 1 mm 이내로 잘 일치하고 있음을 볼 수 있으며, MU의 차이는 평균 0.3% 정도 증가하는 것으로 나타났다. Table 2의 두경부의 경우 MU의 차이는 평균 0.9% 정도 낮게 계산되었다. 유방의 경우에서도 한 환자에서 -2.4%의 MU 감소를 보였으며 이 경우를 제외한 두 환자에서는 MU값의 평균이 0.2%를 나타내었다. 흉부에서는 평균 -1.0%의 MU 감소를 나타내었으며, 복부에서는 평균 MU가 0.8% 정도 증가하였다, 둔부의 경우에서도 평균 0.6%의 MU 증가를 보였다.

Figure 2에서는 SSD의 변화 정도가 MU 계산에 미치는 정도를 알아보기 위하여 각 환자당 방사선 조사방향에 대한 SSD 변화를 수학적 분산으로 나타내고 그 양에 대한 MU 계산 값의 차이를 절대치로 표현하여 상관관계를 나타내었다. SSD의 차이가 커질수록 MU계산값의 차이도 커짐을 알 수 있으며 SSD의 변화가 0일때도 0.5%의 MU 계산값에 차이를 나타내었다.

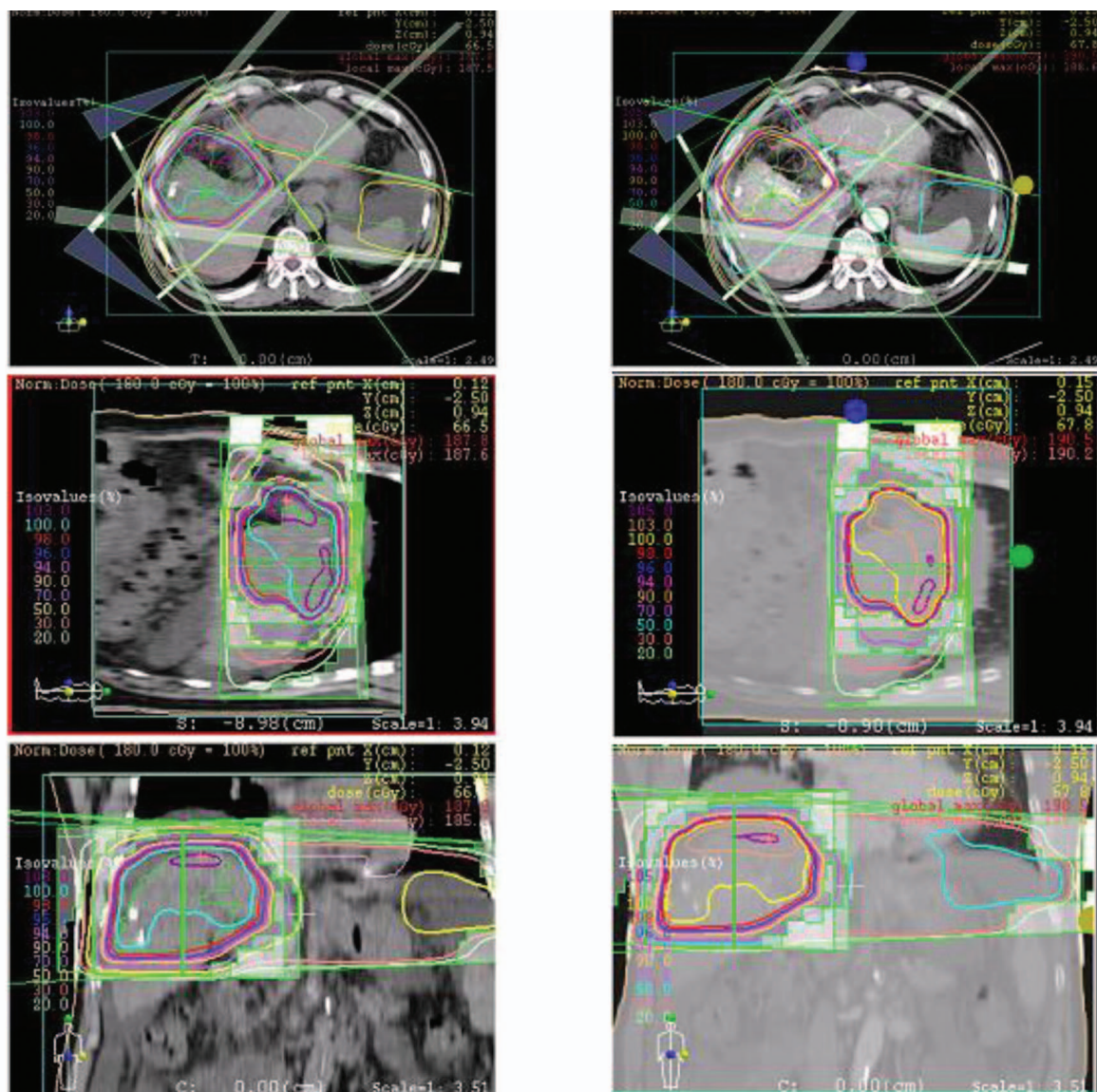


Fig. 1. Example of planning results for non-enhanced (a) and enhanced CT (b). Isodose lines of 100% are blue line at the non-enhanced CT and yellow line at the enhanced CT, respectively. Red line at all CT is isodose line of 98%.

고 찰

일반적으로 조영제를 사용하면 CT number가 300-500 정도를 나타내게 된다. 이 값은 보통 골 조직의 CT number와 비슷한 값으로 전자밀도로 환산할 경우 물의 전자밀도에 비해 1.2 - 1.3 정도이며 이는 Compton 산란에 의한 방사선의 감쇄에

영향을 주게 된다. 그 감쇄정도의 차이는 TAR 방법 [7]을 적용할 경우에는 식 (3)과 같이 Correction factor를 적용하게 된다.

$$CF = \frac{T(d,r_d)}{T(d,r_s)} \quad (3)$$

여기서, T는 TAR (tissue-air ratio) 또는

Table 1. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for brain cancers. RAO (right-anterior oblique) and LPO (left-posterior oblique) etc. mean the field directions.

		SSD (cm)			MU					
		non	en	difference (%)	non	en	difference (%)			
Brain	1	RAO	95.0	95.0	0	158(83)	159(83)	0		
		LAO	93.5	93.6	0.1	145(76)	145(76)	0	0	
		LPO	86.9	86.8	-0.1	51	51	0		
	2	HAO	92.6	92.6	0	105	106	0.9		
			RT	95.7	95.8	0.1	146(46)	146(46)	0	0.4
			LT	88.7	88.7	0	189(76)	189(76)	0	
	3	RAO	94.2	94.1	-0.1	123(64)	124(65)	1.5		
			LT	94.4	94.4	0	154(81)	154(81)	0	0.5
			RPO	88.1	88.2	0.1	82(61)	82(61)	0	

Table 2. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for H & N cancers.

		SSD (cm)			MU				
		non	en	difference (%)	non	en	difference (%)		
H & N	1	RT	95.9	95.4	-0.5	155(108)	153(106)	-1.9	-0.9
		LT	94.9	94.9	0	156(108)	156(108)	0	
	2	AP	89.9	90.0	0.1	102	102	0	-1.0
		PA	90.4	90.2	-0.2	93	92	-1.1	
		LAO	88.3	88.4	0.1	85	82	-3.5	
		LPO	86.5	86.1	-0.4	141(74)	141(74)	0	
		RPO	86.5	86.4	-0.1	73(43)	73(43)	0	
		LAO	92.8	92.7	-0.1	98	97	-1.0	
		RAO	95.4	95.3	-0.1	103	102	-1.0	
	3	PA	91.3	91.3	0	89	89	0	-0.7

TMR이며, $d' = P_e \cdot d$ 로 물질의 전자밀도에 의해 영향을 받게 된다. 따라서, 만일 두께 1 cm 정도의 조직이 조영제에 의해 영향을 받게되면 2-3 mm의 두께가 증가하는 효과를 주게되고 그에 따라 TMR은 3-5%의 증가를 나타내어 MU값에 그 정도의 증가를 보이게 될 것이다. 그러나, 상용화된 치료계획장치의 선량계산 알고리즘에는 TAR방법을 사용

하지않고, Power Law TAR방법 [8] 또는 Equivalent TAR방법 [9]을 사용하기 때문에 실제적인 MU의 증가는 1-2% 정도를 나타내게 된다. 이는 CT number의 증가에 따른 MU 계산결과를 비교하였을 때 두부의 경우는 MU의 차이는 평균 0.3% 정도 증가하는 것으로 나타났는데 이는 CT number가 증가한 고밀도영역의 체적이 선량계산에 의미있

Table 3. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for Breast cancers.

			SSD (cm)			MU		
			non	en	difference (%)	non	en	difference (%)
Breast	1	RAO	94.5	94.9	0.4	208(110)	206(109)	-0.9
		LPO	91.9	92.7	0.8	141(98)	135(94)	-4.1
	2	RAO	93.5	93.7	0.2	199(105)	198(104)	-1.0
		LPO	92.9	92.9	0	153(106)	155(107)	0.9
	3	LAO	93.1	93.2	0.1	203(108)	204(108)	0
		RPO	91.5	91.7	0.2	154(106)	155(107)	0.9

Table 4. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for lung cancers.

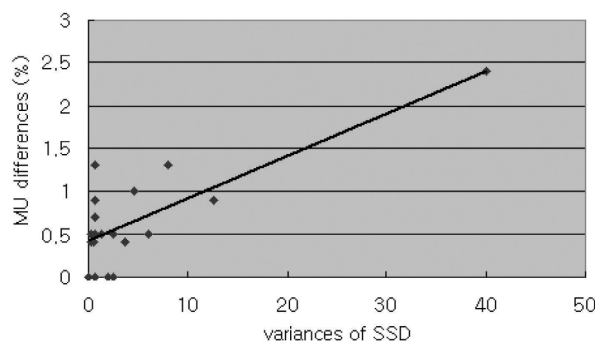
			SSD (cm)			MU		
			non	en	difference (%)	non	en	difference (%)
Lung	1	AP	91.7	91.6	-0.1	133	134	0.8
		PA	91.3	91.3	0	111	111	0
	2	AP	95.0	95.0	0	50	48	-4.0
		RAO	95.8	95.8	0	286(92)	278(89)	-3.4
		LAO	93.1	93.1	0	179(57)	181(58)	1.8
		PA	90.0	90.0	0	23	23	0

Table 5. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for liver cancers.

			SSD (cm)			MU		
			non	en	difference (%)	non	en	difference (%)
Liver	1	RAO	91.6	91.7	0.1	138(83)	138(83)	0
		LPO	74.8	74.8	0	71	73	2.8
		RPO	90.8	90.9	0.1	122(73)	123(74)	1.4
	2	RAO	89.0	88.9	-0.1	120(71)	122(72)	1.4
		LPO	88.7	88.7	0	111(66)	110(66)	0
		RPO	91.9	91.9	0	67	67	0
	3	RAO	91.0	91.1	0.1	133(79)	135(80)	1.3
		LPO	78.7	78.7	0	68	68	0
		RPO	90.9	91.0	0.1	123(73)	125(74)	1.4

Table 6. The differences of SSD and MU results in non-enhanced CT and enhanced CT images for cervical, rectal and prostate cancers.

		SSD (cm)			MU				
		non	en	difference (%)	non	en	difference (%)		
Pelvis	1	PA	93.9	93.6	-0.3	46	47	2.2	1.3
		AP	84.1	84.1	0	57	56	-1.8	
		RT	82.8	82.7	-0.1	61	62	1.6	
		LT	83.4	82.7	-0.7	60	62	3.3	
	2	PA	90.7	90.3	-0.4	49	50	2.0	0.5
		AP	86.6	86.8	0.2	53	53	0	
		RT	83.7	83.5	-0.2	61	61	0	
		LT	84.0	83.9	-0.1	60	60	0	
	3	AP	91.4	91.2	-0.2	101	101	0	0.5
		PA	88.4	88.4	0	97	98	1.0	
	4	PA	90.7	90.8	0.1	50	50	0	0.4
		AP	90.7	90.7	0	61	61	0	
		RT	84.0	83.8	-0.2	69	70	1.4	
		LT	83.4	83.1	-0.3	71	71	0	
	5	PA	90.9	91.2	0.3	44	44	0	0.0
		AP	90.0	90.0	0	57	57	0	
		RT	83.0	83.0	0	63	63	0	
		LT	83.1	83.0	-0.1	63	63	0	

**Fig. 2.** The differences of MU results for the variances of SSD.

는 차이를 줄 만큼 크지 않기 때문에 전체적인 변화가 거의 없는 것으로 보여진다. 두경부의 경우 MU의 차이는 평균 0.9% 정도 낮게 계산되었다. 이는

두부의 경우보다는 SSD에서의 변화가 좀더 크고 골조직이나 공기낭 등과 같은 불균질물질이 상대적으로 많기 때문에 MU 계산에 있어 차이가 조금 더 크게 나타남을 알 수 있다. 유방의 경우에는 SSD의 변화가 4-8 mm 정도로 크게 차이남으로 인해 MU계산에 큰 차이를 보이는 것으로 생각된다. 따라서, 체표면 등록시에 CT 영상의 contrast 등에 세심한 주의를 기울여야 할 것이다. 흉부에서는 호흡에 따른 폐조직의 부피에서 많은 변화가 일어나며 조영제에 의한 CT number의 증가가 일어나는 조직이 상대적으로 크지 않기 때문에 MU의 증가요인이 거의 없고 오히려 체적에 의한 SSD의 변화가 MU의 계산결과에 더 큰 영향을 미치는 것으로 생각된다. 복부에서는 두부의 경우와 같이 SSD의 변

화는 거의 없으나 MU의 결과는 더 높게 계산되어졌다. 이는 복부의 경우에서 CT number가 증가한 영역이 다른 경우보다 상대적으로 넓게 분포함으로 인해 고밀도 영역이 많아져서 선량계산에 영향을 미치는 것으로 생각된다. 둔부는 체표면에서 isocenter까지의 깊이가 깊어 방사선의 경로상에 고밀도 영역이 많이 포함되는 것으로 해석될 수 있다. 유방과 흉부의 경우에 반해 복부와 둔부의 경우는 간이나 방광 등과 같이 CT number가 증가한 영역이 방사선의 경로내에서 넓게 분포하므로 MU 값에서 증가를 나타내고 있음을 보여주는 결과로 많은 연구자들이 발표한 것과 동일한 결과를 얻을 수 있었다[1-5]. 복부나 둔부의 경우와 같이 방사선의 경로 상에 고밀도영역이 많이 분포하는 경우에는 1-2% 정도의 MU 증가를 보이는 반면 유방과 흉부에서는 오히려 환자의 호흡에 따른 SSD의 변화가 MU 계산에 더 큰 영향을 준다는 사실을 확인하였다. 물론 둔부의 경우에서처럼 움직임도 거의 없으며 고밀도 영역이 넓지 않을 경우에는 MU의 계산결과도 거의 변하지 않는다. Figure 2에서 보는 바와 같이 SSD가 차이나면 Tissue Maximum Ratio (TMR)이 달라지게 되고 그에 따른 MU 결과가 변하게 되는 것으로 이해할 수 있다. SSD의 변화가 0일때의 0.5%의 MU 값 차이가 바로 조영제에 의한 효과로 볼 수 있다. 따라서 무엇보다 중요한 것은 체표면의 등록시 세심한 주의를 기울여야 한다.

결론적으로 non-enhanced CT를 이용하여 RTP를 수행할 때와 enhanced CT를 이용하여 RTP를 할 때의 차이는 평균 0.5% 정도의 MU 변화만 가지게 된다는 것을 알 수 있다. 물론, 두경부와 흉부의 경우에서처럼 불균질물질이 많은 영역이나 복부와 둔부에서처럼 조영제에 의한 고밀도 영역이 방사선의 경로에 많이 포함된다면 조금 더 차이가 날 수 있으나, 이 또한 1% 전후의 차이만을 보여주고 있기 때문에 enhanced CT 영상을 이용하여 치료계획을 하더라도 임상에 적용하는데 큰 영향을 주지 않을 것으로 생각된다.

요 약

두부, 두경부, 유방, 흉부, 복부, 둔부 등으로 구분하여 non-enhanced CT와 enhanced CT에서 등선량곡선을 구하였고, isocenter지점에서 100%가 되도록 하여 MU를 계산한 결과 등선량곡선에서의 차이는 거의 나타나지 않았으며, 두부의 경우는 SSD의 차이는 1 mm 이내로 잘 일치하고 있음을 볼 수 있으며, MU의 차이는 평균 0.3% 정도 증가하는 것으로 나타났고, H&N의 경우 MU의 차이는 평균 0.9% 정도 낮게 계산되었다. 유방에서도 한 환자에서 -2.4%의 MU 감소를 보였고, 흉부에서는 평균 -1.0%의 MU 감소를 나타내었으며, 복부에서는 평균 MU가 0.8% 정도 증가하였고, 둔부의 경우에서도 평균 0.6%의 MU 증가를 보였다. 결론적으로 non-enhanced CT를 이용하여 RTP를 수행할 때와 enhanced CT를 이용하여 RTP를 할 때의 차이는 평균 0.5% 정도의 MU 변화만 가지게 되며, CT영상을 획득할 때의 환자의 움직임이나 호흡에 의한 체위의 변화로 인해 MU계산에 더 큰 영향을 미침을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Chu JC, Ni B, Kriz R, Amod Saxena V. Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 2000;**55**:65-73.
2. du Plessis FC, Willemse CA, Lotter MG, Goedhals L. The indirect use of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distributions in patients. *Med Phys* 1998;**25**:1195-201.
3. Kassas B, Mourtada F, Horton JL, Lang RG. Contrast effects on dosimetry of a partial breast irradiation system. *Med Phys* 2004;**31**:1976-9.
4. Kirk MC, Hsi WC, Chu JC, Niu H, Hu Z, Bernard D, et al. Dose perturbation induced by radiographic contrast inside brachytherapy balloon applicators. *Med Phys* 2004;**31**:1219-24.

5. Ramm U, Damrau M, Mose S, Manegold KH, Rahi CG, Bottcher HD. Influence of CT contrast agents on dose calculations in a 3D treatment planning system. *Phys Med Biol* 2001;**46**:2631-5.
6. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy, 3rd. Edition, USA. Lippincott Williams & Wilkins, 2003, p. 184.
7. Young MEJ, Gaylord JD. Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy. *Br J Radiol* 1970;**43**:349.
8. Wong JW, Henkelman RM. A new approach to CT pixel-based photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1983;**10**:199.
9. Sontag MR, Cunningham JR. The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology* 1978;**129**:787.