

방사선 치료계획 시 불균질 보정에 관한 고찰

서울대학교병원 방사선종양학과

이제희 · 김보겸 · 박흥득

목적: 방사선치료를 목적으로 촬영된 CT영상을 이용하여 조직내 불균질 물질 및 체위고정 기구에 대한 보정이 선량계산 결과에 미치는 영향을 알아보고자 한다.

대상 및 방법: 체내불균질 물질의 다양한 사례를 알아보기 위하여 본원에서 제작한 물팬텀 (250×250×250 mm³) 내부에 ① 뼈 ② 금속 ③ 조영제 ④ 고정기구(Head holder/Vac-lok) 등 CT Number를 변화시킬 수 있는 물질을 삽입하여 CT촬영을 시행 하였다. 각기 다른 형태의 불균질 CT영상을 전산화치료계획장치(RTP)에 입력하여 동일한 조건 (SAD=100 cm, 조사야=10×10 cm², 깊이=10 cm, 1문조사)으로 에너지별(4, 6, 10 MV X-선) 처방선량 100 cGy를 얻기 위한 선량계산(MU)을 시행하여 비교, 분석하였다.

결과: 물로만 구성된 팬텀을 기준값으로, 불균질 보정계수 차이는 뼈조직 상태인 경우는 2.7~5.3%, 금속물질인 경우 2.7~3.8%, 조영제인 경우 0.9~2.3%, Head holder 0.9~2.3%, Head holder와 Pillow인 경우 3.5~6.9%, 그리고 Vac-lok인 경우 0.9~1.5%의 차이로 나타났다.

결론: 체내의 불균질 보정계수 차이는 임상적으로 그 적용 형태가 다양하고, 일관성을 보이지 않으며, 조사문수가 증가함에 따라 그 차이가 1% 미만으로 허용 가능할 것이나, 고정 기구등에 의한 불균질 보정은 충분히 고려하여 선량계산의 부정확도를 최소화 시켜야 할 것으로 사료된다.

핵심용어: 불균질 보정, 인체내 불균질 물질, 체위고정기구

서 론

효과적인 방사선치료라 함은 악성종양에 처방된 방사선량을 정확하게 전달하고 건강조직의 장해는 최소화시켜야 한다. 최근 널리 보급되고 있는 첨단치료기법(IMRT, IGRT, TOMO)들 역시 TCP (tumour control probability)는 증가시키고 NTCP (normal tissue complication probability)를 최소화하는 방향으로 방사선 치료계획을 수립하고 있다. 그러나 치료계획 시 잘못된 환자정보입력, 치료계획의 오류, 치료기구의 기계적인 오차, 환자들의 움직임 등에 의하여 계획되어진 방사선량에 많은 오차가 발생되고 있다. 이러한 오차발생 원인중 하나인 인체의 불균질한 조직(연부조직, 뼈, 근육, 지방, 폐)에 의한 오류는 잘못 계획되어질 경우 많게는 30%를 상회하는 선량계산 오류를 범할 수 있다.^{1,2)} 최근에는 의료기구의 발전에 따라 인체내의 복잡한 불균질 조직들의 밀도차를

쉽게 얻을 수 있는 전산화단층촬영(CT)과 이때 얻어진 CT Number를 방사선 치료계획 장치(RTP)에 이용하여 불균질 보정 알고리즘을 적용하면서부터 선량계산의 오차를 줄일 수 있게 되었으며, CT 촬영에서 얻어지는 HU(Hounsfield Unit)는 물은 0, 공기는 -1,000이며, 식 1과 같이 표현할 수 있다.

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1,000 \text{ -----식 1}$$

이때 μ 와 μ_w 는 물질과 물의 선감쇠계수이고 감쇠계수는 밀도, 원자번호 그리고 CT의 선질에 의존한다.^{3,4)} 낮은 Kv의 CT에서 얻어진 체내 불균질 물질들의 HU는 HU-ED 변환곡선표를 이용하여 전자밀도 수치로 바뀌며, MV의 에너지를 사용하는 방사선치료 선량계산 알고리즘을 사용하여 선량계산을 하고 있다(Fig. 1). CT의 HU (Hounsfield Unit)와 전자밀도에 관한 연구 논문은 많이 보고 되어 있으며, 동일 조건의 KVP와 mAs를 사용할 경우 그 오차는 1% 이내이다.⁵⁻⁷⁾ 앞

이 논문은 2006년 3월 20일 접수하여 2006년 8월 5일 채택되었음.
책임저자 : 이제희, 서울대학교병원 방사선종양학과
Tel: 02)2072-0636, Fax: 02)2072-0688
E-mail: mookjh@naver.com

서 언급한 바와 같이 현재 많은 전산화 치료계획 장치들은 CT 촬영 후 얻어진 HU (CT Number)를 ED (electron density)로 변환하여 선량계산을 시행하고 있으며, 이러한 HU는 체내의 불균질한 조직들과 체외 불균질한 물질들에 의하여 많은 오염을 받게 된다. 오염은 방사선치료 시 계획되어진 선량지시치(MU)의 오류를 범하게 하는 원인이 된다.

이에 본 연구에서는, 체내의 불균질 물질(뼈, 금속, 조영제)과 체외의 불균질 물질(환자고 정기구: Head holder, Pillow, Vac-lok)을 대상으로 CT Number 변화에 따른 각각의 MU값 변화를 기준으로 불균질한 물질들이 선량계산에 어떠한 영향을 미치는지 알아보려고 한다.

대상 및 방법

1. 실험용 팬텀 제작

2 mm 두께의 아크릴을 사용하여 가로, 세로, 높이가 각각 250 mm인 사각형 물팬텀을 본원에서 자체 제작하였으며, 이 물팬텀 내부에 체내의 불균질물질(뼈, 금속, 조영제)효과를 대체할 물질들을 삽입할 수 있도록 물팬텀 표면에서부터 5 cm 깊이에 지름 4 cm의 아크릴재질의 원통형 공간을 만들었다(Fig. 2).

2. 불균질 물질 제작

인체 내에 불균질한 조직들 중 HU를 가장 많이 변화시킬 것으로 예상되는 치밀골(compact bone), 체내인공물(보철, 인공관절), 조직간 밀도차를 증가시키는 조영제(contrast media)

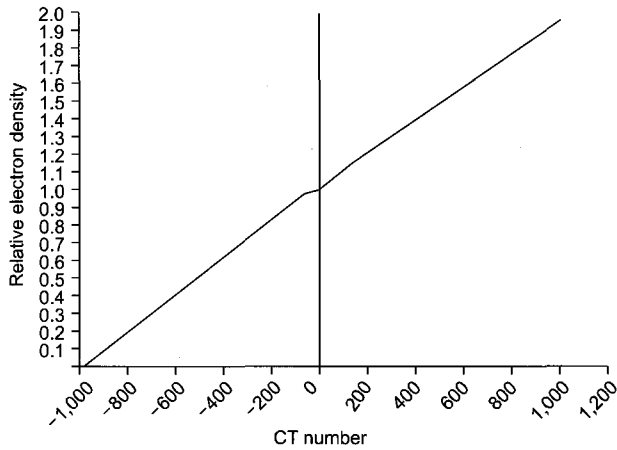


Fig. 1. The HU-ED conversion curves in Xio RTP.

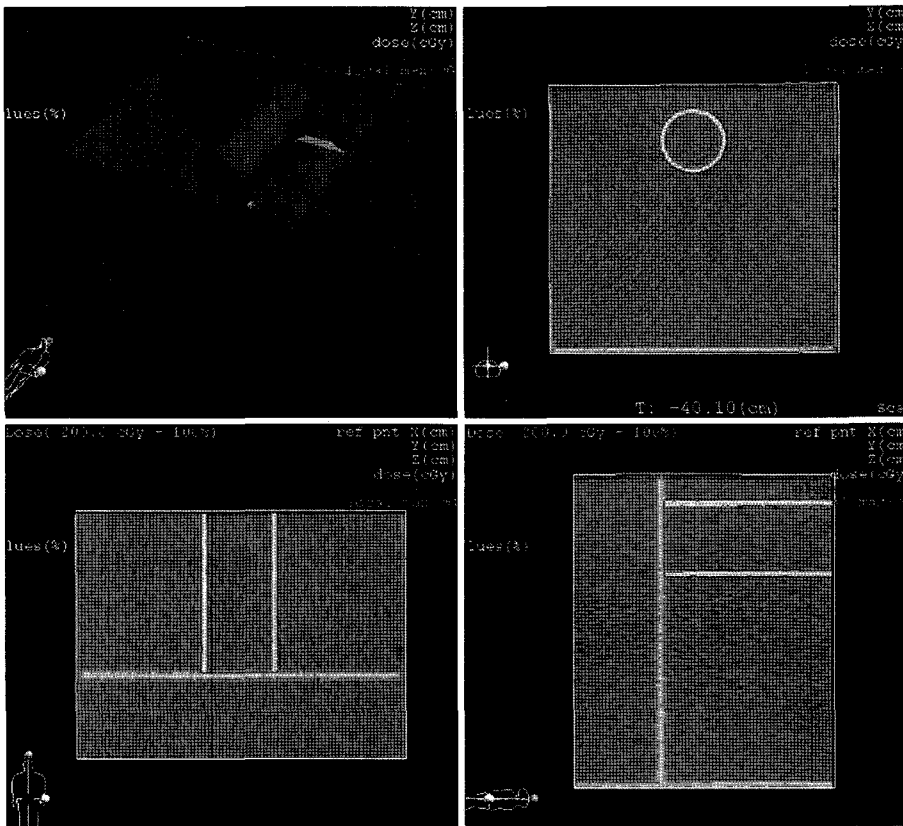


Fig. 2. Home made water phantom. This include 4 cm diameter Cylinder to insert inhomogeneity material.

등을 대상으로 실험하기 위하여, 뼈를 가상 한 대체 오염물질은 석고붕대를 이용하여 만들었으며, 체내 금속에 의한 영상왜곡은 실제 금속물질인 볼트와 너트를 사용하였다. CT 촬영 시 사용되는 혈관조영제는 구강용조영제를 사용하여 CT Number를 유사하게 만들었다(Table 1). 이때 사용된 HU-ED

변환식은 아래 조건식을 적용하였다(식 2).⁷⁾ 체외 불균질물질은 환자의 체형을 고정시키고자 널리 이용되고 있는 두경부용 Head holder와 Pillow, 그리고 Vac-lok을 이용하였다.

Table 1. CT number vs electron density

Measur. point	HU (hounsfield unit)	ED (electron density)
Skull bone	800±35	1.48
Mediasternum	400±20	1.26
Lung	-700±40	0.30
Liver (with contrast)	133±13	1.11
Kidney (with contrast)	226±8	1.16
Cast	700±15	1.42
Paraffin	-110±20	0.89
Cork	-800±20	0.20
Oral contrast Media	200±40	1.15

$$ED \text{ (electron density)} = \begin{cases} 1.0+HU/1000 & \text{if } HU \leq 0 \\ 1.0+0.0881/100 \times HU & \text{if } 0 < HU \leq 100 \\ 1.088+(HU-100) \times 0.9973/1800 & \text{if } HU > 100 \end{cases}$$

-----식 2

3. CT 촬영

CT 촬영은 Scan bore size가 85 cm인 필립스사의 Brilliance Big Bore CT-Simulator (Netherlands)을 사용하였으며 촬영조건은 120 kVp, 200 mAs, 5 mm 간격으로 동일하게 시행하였다. 체내 불균질 물질(뼈, 보철물, 조영제)을 대체한 이물질들(석고붕대, 볼트, 구강용조영제)과 체외 불균질 물질(환자 고정기구)들을 차례로 CT촬영하여 영상정보를 획득하였다(Fig. 3). 실제 환자를 대상으로 조영제에 의한 HU 오염이 선

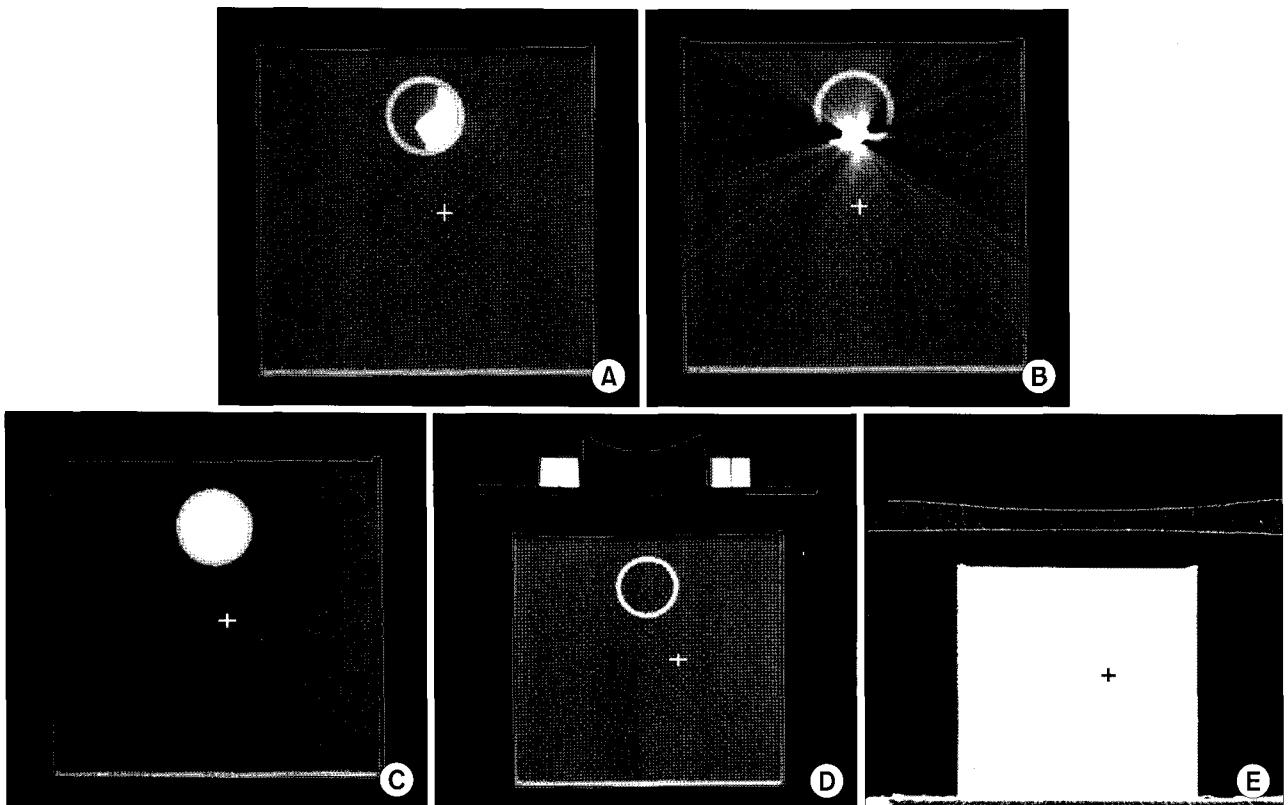


Fig. 3. CT images of inhomogeneity materials (A) compact bone, (B) replacement metal, (C) contrast media, (D) head holder & pillow, (E) Vac-lok.

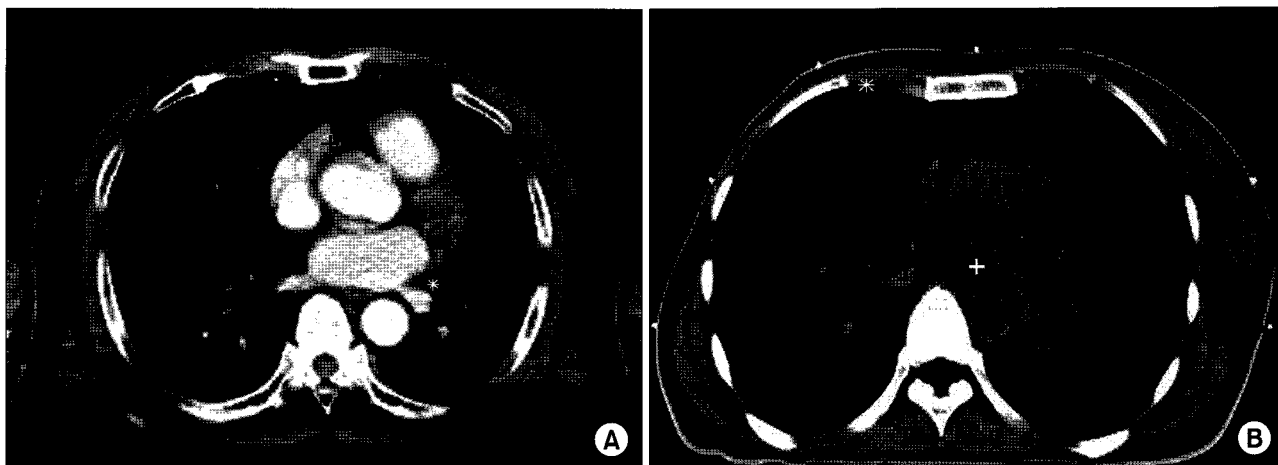


Fig. 4. Patient CT images (A) with contrast, (B) without contrast.

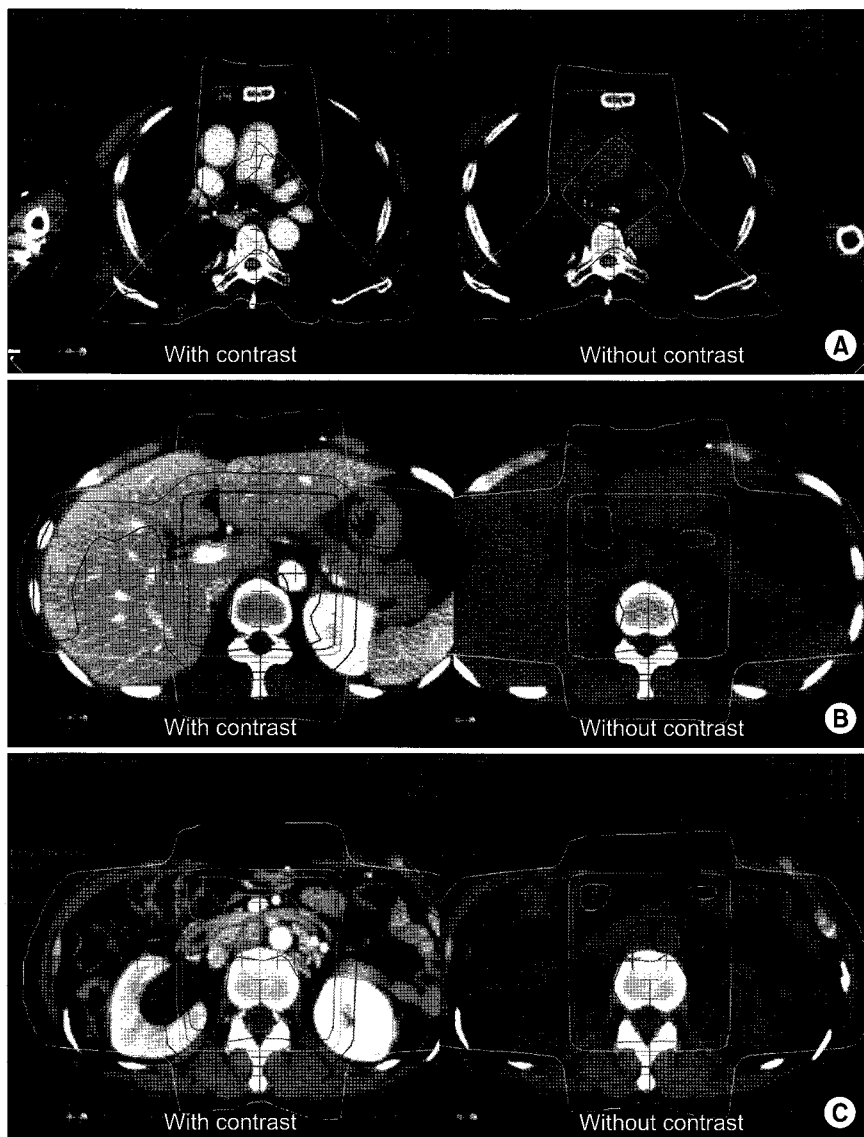


Fig. 5. Dose distribution is represented in CT images to show the effects of contrast. (A) chest region: 3 Fields-Ant/ RPO/LPO, (B) abdomen region: 4 box technique, (C) pelvis region: 4 box technique.

량변화에 미치는 영향을 알아보기 위하여 흉부, 복부, 골반부로 나누어 조영제를 사용한 CT영상과 사용하지 않은 CT영상을 각각 획득하였다(Fig. 4).

4. 전산화치료계획

CT-Simulator로부터 얻어진 각각의 영상정보를 XiO (CMS, USA) RTPS를 이용하여 치료계획을 하였으며, 이때 사용된 계산 알고리즘은 Superposition convolution (Heterogeneity correction) 방법이다. 각각의 실험용 팬텀 CT영상을 이용하여 선원중심축간 거리 100 cm, 조사야크기 10×10 cm²로 하고 4, 6, 10 MV X선의 10 cm 깊이에서 처방선량 100 cGy를 조사하기 위한 선량지시치(MU)를 구하였다. 환자를 대상으로 시행한 전산화치료계획은 흉부의 경우 같은 선량비로 Ant/RPO/LPO 3문조사를 계획하였으며, 복부와 골반부는 Ant/Post/Rt/Lt 4문 조사, 같은 선량비로 치료계획을 하여 각각의 선량지시치(MU)를 구하였다(Fig. 5).

5. 치료계획의 불균질 보정계수

물로만 충만 시킨 팬텀에서 얻어진 선량지시치(MU)를 기준값으로 각각의 불균질 물질을 삽입시켜 얻어진 MU값과 비교하여 보정계수를 구하였다. 환자를 대상으로 한 보정계수는 조영제를 사용하지 않은 CT영상으로 치료계획하여 얻어진 MU값을 기준으로 조영제를 사용한 CT영상 치료계획의 MU값과 비교하였다.

결 과

체내 불균질 물질들(뼈, 보철물, 조영제)의 에너지별 보정계수 결과 뼈를 가정한 불균질 물질의 보정계수는 2.7~

5.3%, 보철물질은 2.7~3.8%, 조영제에 의한 보정계수는 0.9~2.3%, 그리고 체외 불균질 물질들을 살펴보면, Head holder가 0.9~2.3%, Head holder+Pillow는 3.5~6.9%, Vac-lok의 경우는 0.9~1.5%의 보정계수 차이를 알 수 있었다(Table 2). 각 부위별 임상사례를 살펴보면, 먼저 흉부의 경우 조영제 사용 유/무에 따라 0~2.6% 총 MU 값 비교시 0.8% 상승, 복부의 경우 0~2.9% 총 MU값 비교시 1.9% 상승, 골반부인 경우는 0~1.8% 총 MU값 비교시 1.2% 선량증가가 발생 하였다 (Table 3).

고찰 및 결론

최근의 방사선치료는 CT촬영에 의하여 얻어진 영상정보를 바탕으로 MRI, PET-CT, 초음파등의 추가 영상과 접목하여 좀더 정확한 처방선량을 환자에게 전달하고자 전산화 치료계획을 수행하고 있다. 그러므로 이때 사용되는 CT Number의 변화가 선량계산에 어떠한 영향을 미치고 있으며, 그에 따른 대체 방안들을 제안해 보고자 한다.

1. 체내 불균질 조직에 의한 영향

체내 불균질 조직(연부조직, 뼈, 근육, 지방, 폐, 보철물)에 의하여 발생하는 CT값의 변화는 임상적으로 적용형태와 범위가 너무나 다양하고, 일관성을 보이지 않으며, 방사선 치료시 조사문수의 증가에 따라 그 비중치가 상대적으로 감소하기 때문에 방사선 치료계획을 시행할 시에는 불균질 보정 알고리즘의 적정성 여부를 부위별로 충분히 검토한 후에 적용하여야 할 것이다. AAPM Report No 85에서는 조직간 밀도

Table 2. Comparison of inhomogeneity materials in phantom

Energy	4 MV		6 MV		10 MV	
	MU	CF	MU	CF	MU	CF
Water	131	1.000	124	1.000	113	1.000
Bone	138	1.053	129	1.040	116	1.027
Metal	136	1.038	128	1.032	116	1.027
Contrast	134	1.023	126	1.016	114	1.009
Head holder	134	1.023	126	1.016	114	1.009
Holder +Pillow	140	1.069	131	1.056	117	1.035
Vac-lok	133	1.015	125	1.008	114	1.009

CF: correction factor relative to water.

Table 3. The effect of contrast media in human body

		With contrast	Without contrast	CF
		Chest	Ant	80
	RPO	83	83	0.000
	LPO	85	85	0.000
Abdomen	Ant	60	59	1.017
	Post	60	60	0.000
	Rt	75	73	1.027
	Lt	72	70	1.029
Pelvis	Ant	56	55	1.018
	Post	58	58	0.000
	Rt	72	71	1.014
	Lt	70	69	1.015

CF: correction factor relative to without contrast

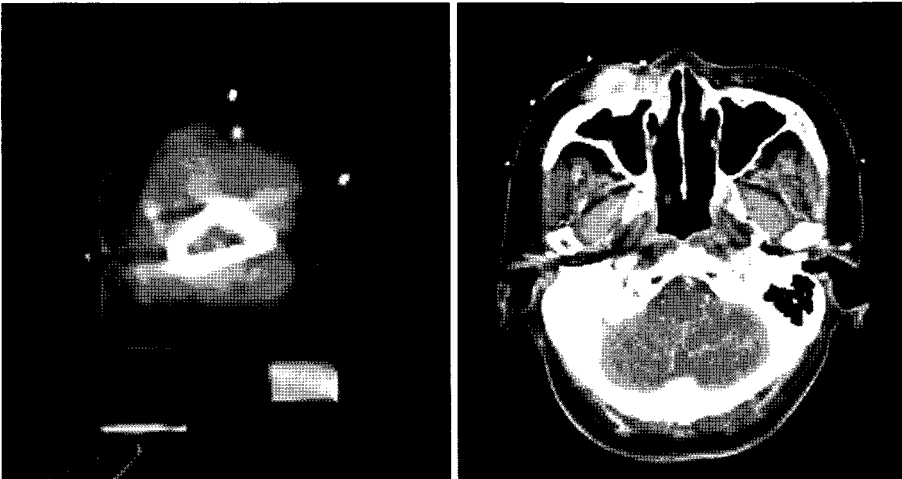


Fig. 6. CT images for RTP. External markers produce high- and low-density artifacts on the CT image.

차, 원자번호에 관한 상세한 정보의 필요성과 불균질 보정방법 그리고 치료 계획장치들이 사용하고 있는 계산 알고리즘 등의 내용들을 언급하고 있다.⁸⁾

2. 조영제에 의한 영향

방사선치료 방법들이 복잡 정밀해짐에 따라 조영제사용으로 인한 CT값의 오염이 치료계획시 부위에 따라서는 큰 선량계산 오차를 유발할 것으로 사료되는바, 조영제 사용을 자제하거나, 치료부위를 두 번 CT촬영함으로써 발생할 수 있는 선량계산 오류를 미리 예방하여야 할 것이다.

3. 에너지에 의한 영향

자체 제작한 팬텀과 불균질 물질을 사용하여 방사선 에너지별 불균질 보정계수를 확인하여본 결과 에너지가 높아질수록 체내 불균질 물질에 의한 보정계수 영향은 점차 감소함을 알 수 있었다.⁹⁾ 다만 인공관절과 같이 넓은 부위에 높은 밀도의 금속물질들이 치료부위에 포함될 경우에는 신중한 검토 후에 치료계획을 수립하여야 할 것이다.¹⁰⁾

4. 고정기구에 의한 영향

방사선 치료시 환자들의 정확한 자세 재현을 위하여 많이 사용되고 있는 고정기구들은 방사선 감쇄정도를 사전에 측정하여 방사선 치료계획 시 적용함으로써 선량계산에 의한 부정확도를 최소화하는데 노력을 아끼지 말아야 할 것이다.

5. 그 밖의 영향

CT 촬영 시 사용되는 스캔 간격과 치료계획 기준점(BBC)의 재질, 그리고 치료기의 테이블 재질에 따라서도 HU

(Hounsfield Unit)의 변화인자가 될 수 있다. 앞으로는 이러한 원인을 최소화하거나 좀 더 신중하게 분석해 볼 필요가 있을 것으로 사료된다(Fig. 6).¹¹⁾

참고문헌

1. Constantinou C, Harrington JC: An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med Phys* 1992;19:325-327
2. Mackie TR, EI_Khatib E, Battista J, et al.: Lung dose corrections for 6 and 15MV X-rays. *Med Phys* 1985;12:327
3. Tomas SJ: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 1996;72: 781-786
4. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1 description of the system. *Br J Radiol* 1973;45:1016-1022
5. Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ: The direct use of CT number in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media. *Phys Med Biol* 1979;24:802-809
6. Schneider U, Pedroni E, Lomax A: The calibration of VT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1996;41:111-124
7. Guan H, Yin F, Kim JH: Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from VT scans with different settings. *Phys Med Biol* 1996;47:N223-N231
8. AAPM Report No 85. Tissue Inhomogeneity corrections for Megavoltage Photon Beam. Madison: Medical Physics Publishing, 2004.
9. Marian ME, Kenneth RH. A Comparison of 18 MV and 6 MV Treatment plan using 3D dose calculation with and without Heterogeneity correction. *Med Dosimetry* 1999;24:287-294
10. AAPM Report TG-63. Dosimetric consideration for patients

with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Medical Physics 2003;30:1162-1181

11. Greg W, Matthew T, David G: Dose calculation errors due to

inaccurate representation of heterogeneity correction obtained from computerized tomography. Med Dosimetry 2002;27: 275-278

Abstract

A Study of Heterogeneity Corrections for Radiation Treatment Planning

Je Hee Lee, Bo Gyum Kim, Heung Deuk Park

Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Purpose: To study effectiveness of heterogeneity correction of internal-body inhomogeneities and patient positioning immobilizers in dose calculation, using images obtained from CT-Simulator.

Materials and Methods: A water phantom ($250 \times 250 \times 250 \text{ mm}^3$) was fabricated and, to simulate various inhomogeneity, 1) bone 2) metal 3) contrast media 4) immobilization devices(Head holder/Pillow/Vac-loc) were inserted in it. And then, CT scans were performed. The CT-images were input to Radiation Treatment Planning System (RTPS) and the MUs, to give 100 cGy at 10 cm depth with isocentric standard setup (Field Size= $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SAD=100 cm), were calculated for various energies (4, 6, 10 MV X-ray). The calculated MUs based on various CT-images of inhomogeneities were compared and analyzed.

Results: Heterogeneity correction factors were compared for different materials. The correction factors were 2.7~5.3% for bone, 2.7~3.8% for metal materials, 0.9~2.3% for contrast media, 0.9~2.3% for Head-holder, 3.5~6.9% for Head holder+pillow, and 0.9~1.5% for Vac-loc.

Conclusion: It is revealed that the heterogeneity correction factor calculated from internal-body inhomogeneities have various values and have no consistency, and with increasing number of beam ports, the differences can be reduced to under 1%, so, it can be disregarded. On the other hand, heterogeneity correction from immobilizers must be regarded enough to minimize inaccuracy of dose calculation.

Key words: heterogeneity correction, internal-body inhomogeneities, immobilizers