

CT 기종에 따른 CT 수의 변화가 선량계산에 미치는 영향

*순천향대학교 의과대학 방사선종양학교실, †경기대학교 의학물리학과,
‡고려대학교 의과대학 방사선종양학교실, §한림대학교 의과대학 방사선종양학교실

조광환*† · 이 석† · 조삼주† · 임상욱† · 허현도† · 민철기†
조병철§ · 김용호* · 최두호* · 김은석* · 권수일†

CT 기종에 따라서 전자밀도에 대응하는 CT 수의 변화와 치료계획 시 선량계산에 미치는 영향을 분석하였다. 5종의 CT를 이용하여 전자밀도 교정 팬텀의 영상을 얻어 기종에 따른 CT 수의 변화를 알아보았다. 조직등가물질의 밀도에서 CT 수는 $\pm 2\%$ 내의 차이를 보였으나 밀도가 큰 영역에서는 최대 9.5%의 차이를 나타냈다. CT 수의 변화가 치료계획의 선량계산에 미치는 영향을 알아보기 위하여 환자의 흉부 영상을 이용하여 장기별로 선량의 차이를 분석한 결과 최대 0.48%로 거의 차이를 보이지 않았다. 밀도가 큰 물질이 인체 내에 삽입되어 있을 경우를 가정하여 물팬텀에 CT 수가 2,000인 고밀도 물질을 삽입한 팬텀 영상을 치료계획장치에 그려 넣었다. 고밀도 물질 아래 20 cm 깊이에서 선량 계산을 비교한 결과 2.1%의 차이를 보였다. 치료계획 단계에서 선량 불확도를 최소화하기 위해서는 사용되는 CT 기종에 따른 CT 수와 전자밀도의 정확한 환산이 필요하며, 특히 한 기관에서 여러 종류의 CT를 이용하는 경우 각 CT 별로 전자밀도에 대응하는 CT 수를 입력하고 서로 구별하여 사용하여야한다. 또한 CT 수의 재현성을 확인하기 위해 주기적인 점검이 요구된다.

중심단어: 전자밀도, CT 수, 선량계산

서 론

삼차원 입체조형치료계획(3 dimensional conformal radiotherapy, 3DCRT) 시 종양과 주변장기의 해부학적 정보뿐만 아니라 선량계산을 위해서 각 부위의 전자밀도 정보가 필요하다. 따라서 전산화단층촬영(computed tomography, CT) 영상을 이용한 치료계획이 수행되고 있다. CT는 일반적인 X-ray를 이용하여 컴퓨터에 내장되어 있는 인체 내 각 조직의 흡수차(사람 몸을 구성하는 피, 공기, 뼈, 근육, 인대, 지방 등의 여러 조직들이 X-ray를 흡수하는 시간, 양 등)를 CT 수라는 단위로 환산하여 인체의 단면들을 촬영하는 기법이다. X선 튜브와 반대쪽의 검출기(detector)가 인체 주위를 회전하면서 인체의 여러 방향에서 투사된 방사선의 강도를 측정한다. 이 측정치를 컴퓨터로 계산하여 인체 각 부위의 방사선 감약계수(attenuation coefficient)를 산출하고 인체의

단면상으로 재구성하여 모니터에 표시해 주는 영상 촬영방법이다. 각 화소(pixel)의 방사선 감약계수를 하우스필드 단위(Hounsfield number)라 하는데 공기를 -1,000, 물을 0으로 정한 것으로 (1)식과 같다.

$$H = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1,000 \quad (1)$$

이때 μ 와 μ_w 는 물질과 물의 감쇠계수이고, 감쇠계수는 전자밀도, 원자번호, 그리고 CT 스캐너의 선질에 의존한다.¹⁾

CT 장치는 일반적으로 120 kV의 낮은 전압을 사용하여 X선 흡수계수를 측정해 CT 수로 표시하지만, 방사선 치료에서는 MV 단위의 초고압 X선에 의한 흡수선량을 계산하기 때문에 CT 수 그 자체를 사용할 수 없다. 조직 내의 X선 흡수는 콤프톤 산란과 광전효과에 의해서 일어나는데 콤프톤 산란이 주로 일어나는 저원자번호의 물질(뼈, 물 등)에서는 CT 수와 전자밀도 관계는 선형성이 되지만, 실효원자번호가 큰 물질(뼈)에서는 광전효과가 증가하기 때문에 직선으로 되지 않는다. 이는 같은 전자밀도 물질에서도 실효원자번호가 큰 물질이 CT 수가 크게 되기 때문이다. 따라서 삼차원 방사선치료계획장치를 사용하기 전에 CT 자체의 특성에 따른 CT 수로부터 정확하게 전자밀도로 변환하는 작업이 필요하다.

이 논문은 2005년 11월 28일 접수하여 2005년 12월 19일 채택되었음.

책임저자 : 조광환, (420-767) 경기도 부천시 원미구 중동 1174

순천향대학병원 방사선종양학과

Tel: 032)621-5881, Fax: 032)621-5885

E-mail: medphy@schbc.ac.kr

상대전자밀도와 CT 수는 여러 연구자에 의해서 보고되었다.^{1,6)} 또한, CT 영상은 관전압의 변화에 따라서 전자밀도에 대한 CT 수가 변한다고 보고되었다.^{7,8)} 따라서 본 연구에서는 관전압의 변화에 따른 CT 수의 변화를 배제하기 위하여 동일한 관전압을 사용하였다. 또한 CT 장치의 기종이나 팬텀의 크기에 의해서도 CT 수와 전자밀도 관계가 변화한다.⁹⁾

CT 영상을 이용한 방사선치료계획은 불균질한 인체 내의 선량계산을 위해 각 부위의 밀도 정보가 필요하게 된다. 따라서 삼차원 방사선치료계획장치를 사용하기 전에 CT의 특성에 따른 CT 수를 전자밀도로 변환하는 작업이 필요하다. 본 연구에서는 CT 기종에 따른 CT 수의 변화가 치료계획 시 선량계산에 미치는 영향을 분석하였다.

재료 및 방법

전자밀도에 따른 CT 수 측정을 위해 Gammex RMI 467 팬텀(Gammex, USA)을 이용하였다. 이 팬텀은 여러 가지 조직의 전자밀도와 대응하는 CT 수 사이의 관계를 평가하기 위해 사용되는 것으로, 팬텀의 직경은 33 cm, 두께는 5 cm이고, 팬텀에는 밀도가 다른 여러 가지 물질을 삽입할 수 있도록 되어 있다(Fig. 1). 실험에 사용한 물질과 그에 대한 전자밀도를 Table 1에 표시하였다. CT 기종에 따른 각각의 물질에서의 CT 수를 측정하기 위하여 SIEMENS CT (SOMATOM Emotion) 2종과 GE CT (XQI, HiLight, Hi-

Speed) 3종을 이용하였고, 치료계획장치는 Pinnacle³ (Philips, USA)를 이용하였다.

1. CT 수와 전자밀도의 상관관계 분석

기준 CT를 이용하여 Gammex RMI 467 팬텀을 스캔하였다. CT 수와 밀도값의 데이터를 3회 반복 측정하였다. 기준 CT는 SIEMENS SOMATOM Emotion 모델을 이용하였다. 그리고 나머지 4개의 CT 역시 같은 방법으로 팬텀 영상을 획득하였다. 획득한 팬텀 영상을 이용해 치료계획장치에서 CT 수를 구한 후, 팬텀 제작사에서 제공한 각 물질의 전자밀도를 이용하여 각 CT별로 치료계획장치에 CT 수를 입력한 후 CT 기종에 따른 CT 수의 차이를 비교하였다. 관전압에 의한 CT 수의 변화를 제거하기 위하여 모든 CT의 영상 획득 시 120 kVp의 동일한 관전압을 사용하였다.

2. CT 수 변화에 따른 선량계산 분석

CT 기종에 따른 CT 수의 변화가 치료계획 시 선량계산에 미치는 영향을 평가하기 위해서 기준 CT 영상을 이용하여 CT 수의 변화에 따른 선량 차이를 비교하였다. CT 영상은 밀도차가 큰 폐암 환자의 흉부 CT 영상을 이용하였고, 치료계획은 10 MV X선, 조사면 17×24 cm², SAD 기법으로 전후 2문대향조사를 실시하였다. 동일조건 하에서 선량의 변화를 알아보기 위하여 양 방향에서 100 MU 씩 총 200 MU를 조사하였을 때의 선량을 계산하였다. 측정점은

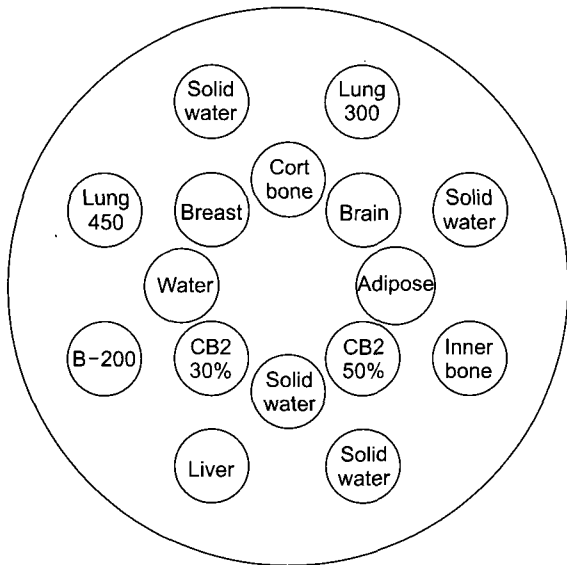


Fig. 1. Electron density calibration phantom of Gammex RMI 467.

Table 1. Electron density and physical density data of CT calibration phantom.

Material	Electron density relative to water	Physical density (g/cm ³)
LN-300 lung	0.299	0.31
LN-450 lung	0.438	0.45
AP6 adipose	0.930	0.947
Polyethylene	0.944	0.919
BR-12 breast	0.957	0.980
Water insert	1.000	1.000
CT solid water 1	0.988	1.017
CT solid water 2	0.985	1.014
BRN-SR2 brain	1.051	1.051
LV1 liver	1.077	1.109
IB inner bone	1.105	1.153
B200 bone mineral	1.111	1.159
ACRYLIC	1.155	1.189
CB2-30% CaCO ₃	1.275	1.330
CB2-50% CaCO ₃	1.470	1.560
SB3 cortical bone	1.693	1.821

종양부분 ($\rho=1.0$)과 밀도가 높은 조영된 심장 ($\rho=1.19$), 간 ($\rho=1.15$), 척추 뼈($\rho=1.25$), 그리고 밀도가 낮은 식도($\rho=0.08$), 폐($\rho=0.24$)를 정하였다. 이러한 조건에서 CT 수의 변화에 따른 각 측정점에서의 선량을 비교, 분석하였다.

3. 고밀도 물질 삽입 시 선량관계 분석

인체 내에 밀도가 큰 물질이 삽입되어 있을 경우에 대한 선량의 변화를 알아보기 위하여 치료계획장치에 Fig. 2와 같이 물 팬텀을 그려 넣었다. $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ 의 물 팬텀에 깊이 10 cm 되는 부분에 두께가 5 cm인 밀도가 높은 물질이 있다고 가정하고, 그 물질의 CT 수를 2,000으로 설정하였다. CT 수 2,000은 기준 CT의 물에 대한 전자밀도로 환산하면 1.49이다. 6 MV와 10 MV 광자선을 이용하여 조사면의 크기 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 으로 100 MU를 1분 조사하였다. CT

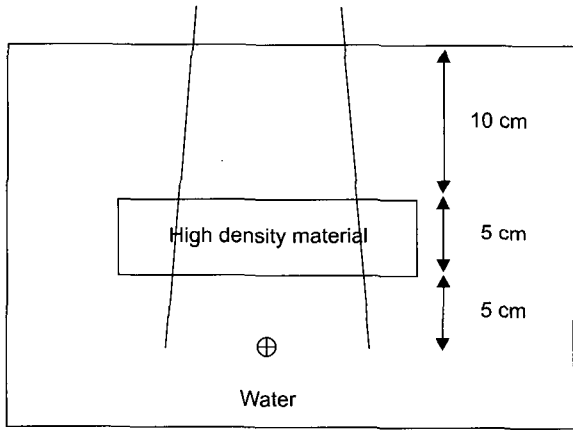


Fig. 2. Water phantom containing high density material in Pinnacle³.

기준에 따른 전자밀도 환산값을 적용하여 고밀도 물질의 5 cm 아래에서 선량계산을 수행하였다.

결과 및 고찰

1. CT 수와 전자밀도의 상관관계 분석

CT 기종에 따른 CT 수와 상대전자밀도의 관계를 분석하였다. Table 2와 Fig. 3은 팬텀을 이용하여 CT 기종에 따라 CT 수를 측정된 결과로 조직등가물질($\rho=1$)에서는 CT 수가 최대 1.8%의 차이를 나타냈고, 폐 밀도 영역($\rho=0.3$)에서는 2.8~6.3%의 차이가 나타났다. 저밀도 뼈 영역($\rho=1.1$)에서는 최대 4.4%의 차이를 보였으며, 고밀도 뼈 영역($\rho \geq 1.3$)에서는 6.7~9.5%의 차이를 나타냈다. Constantinou 등⁶⁾은 CT의 기종에 따라서 전자밀도가 10%까지 차이가 발생한다고 보

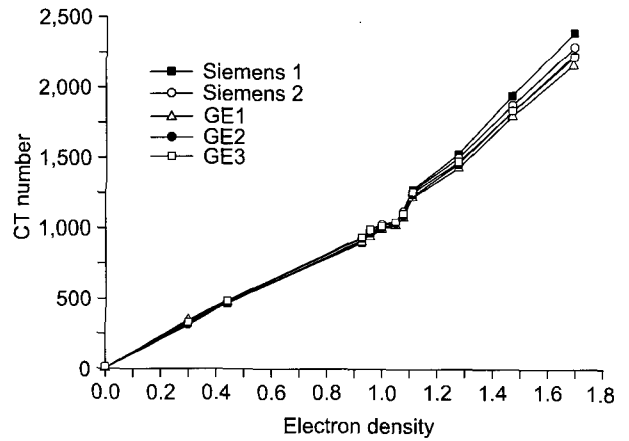


Fig. 3. Relationship between electron density relative to water and CT number for each CTs.

Table 2. Calculated CT number with RTP system for different CTs.

(%)

Material (Electron density)	CT number (Deviation)				
	Standard CT	Siemens 1	GE 1	GE 2	GE 3
LN-300 (0.299)	316	333 (5.4)	336 (6.3)	307 (-2.8)	327 (3.5)
LN-450 (0.438)	461	481 (4.3)	467 (1.3)	465 (0.9)	487 (5.6)
AP6 (0.930)	900	931 (3.4)	904 (0.4)	916 (1.8)	935 (3.9)
BR-12 (0.957)	974	981 (0.7)	946 (-2.9)	965 (-0.9)	986 (1.2)
Water (1.000)	1,017	1,029 (1.2)	999 (-1.8)	1,007 (-1.0)	1,026 (0.9)
BRN-SR2 (1.051)	1,032	1,045 (1.3)	1,019 (-1.3)	1,030 (-0.2)	1,051 (1.8)
LV1 (1.077)	1,109	1,126 (1.5)	1,085 (-2.2)	1,096 (-1.2)	1,114 (0.5)
B200 (1.111)	1,277	1,270 (-0.5)	1,221 (-4.4)	1,238 (-3.1)	1,257 (-1.6)
CB2-30% (1.275)	1,538	1,508 (-2.0)	1,435 (-6.7)	1,469 (-4.5)	1,477 (-4.0)
CB2-50% (1.470)	1,952	1,882 (-3.6)	1,802 (-7.7)	1,839 (-5.8)	1,837 (-5.9)
SB3 (1.693)	2,400	2,294 (-4.4)	2,173 (-9.5)	2,238 (-6.7)	2,225 (-7.3)

고하였는데, Table 2에서와 같은 결과를 보이고 있다.

2. CT 수 변화에 따른 선량계산 분석

CT 기종에 따른 CT 수의 변화가 선량계산에 미치는 영향을 평가하기 위하여 CT 기종에 따라서 각각의 CT 수를 입력한 후 치료계획을 수행한 결과에서는 심장에서 최대 0.34%, 식도 0.4%, 종양 0.4%, 폐 0.38%, 간 0.36% 척추 뼈 0.48%의 최대 선량 차이를 나타냈다(Table 3).

Table 3의 결과는 Table 2의 CT 수와 전자밀도에 대한 장비의 오차 결과와 비교했을 때 CT 기종에 따른 오차가 상대적으로 작게 나타났다. 이는 치료계획에 이용되는 인체의 CT 영상의 상대전자밀도가 종양부분($\rho=1.0$), 심장($\rho=1.19$), 간($\rho=1.15$), 척추 뼈($\rho=1.25$), 식도($\rho=0.08$), 폐($\rho=0.24$)로 CT 수와 전자밀도의 차이가 크게 발생하는 밀도 영역에 존재하지 않기 때문이다. 또한 치료계획 시 인체 내의 밀도가 다른 여러 부위가 선량계산 과정에서 서로 보상되어 결과적으로 작은 오차가 발생하는 것으로 볼 수 있다.

3. 고밀도 물질 삽입 시 선량관계 분석

정형외과 수술 시 끊어진 부위를 연결하기 위해 사용하는 K-wire 등과 같이 고밀도 물질이 인체 내에 삽입되어 있을 경우에 대한 선량의 오차를 평가하기 위하여 조직등가 물질 내에 CT 수를 2,000으로 설정한 고밀도 물질을 넣은 팬텀에서 선량의 변화를 계산하였다(Table 4). 이 CT 수를

상대전자밀도로 환산한 결과 Siemens1에서 2.7%, GE1에서 6.7%, GE2에서 4.7%, GE3에서 4.7%의 차이를 나타냈고, 선량계산의 결과는 6 MV 광자선에서 최대 2.1%, 10 MV 광자선에서 최대 1.7%의 차이를 나타냈다.

CT 제작사에 따른 차이를 비교해 보면, 타제작사 장비의 경우 동일 제작사의 장비보다 상대적으로 큰 차이를 나타냈으나, 데이터의 일관성은 보이지 않았다.

결론

CT 기종에 따른 CT 수의 변화와 그에 따른 치료계획 시 선량계산에 미치는 영향을 분석하였다. CT의 종류에 따른 CT 수의 변화는 조직 밀도 범위 내에서는 약 2% 내외의 차이를 보였으나 밀도가 매우 크거나, 작은 영역에서는 최대 9.5%의 차이를 나타냈다. 그러나 환자 영상을 이용한 치료계획의 선량 차이는 최대 0.48%로 크게 나타나지 않았고, 장비에 따른 상호비교한 차이도 최대 0.83%로 1%를 넘지 않았다. 인체 내에 K-wire 등과 같이 고밀도 물질이 삽입되어 있는 상황을 고려해서 치료계획장치에 팬텀을 그려 넣어 계산한 결과 최대 2.1%의 선량 차이를 나타냈다. 이러한 특수한 경우를 제외하면 CT에 따른 밀도 보정에 따라 치료계획의 선량오차가 크지 않아 임상적으로 허용 가능하다는 것을 알 수 있었다. 그러나 치료에서는 앞에서 언급한 특수한 경우가 발생할 수도 있고, 치료계획 단계에서

Table 3. Dose of organ in each CT.

cGy (%)

Point	Dose (Deviation)				
	Standard CT	Siemens 1	GE 1	GE 2	GE 3
Heart	184.24	184.86 (0.34)	183.61 (-0.34)	184.04 (-0.11)	184.82 (0.31)
Esophagus	189.08	189.81 (0.39)	188.34 (-0.39)	188.94 (-0.07)	189.83 (0.40)
Tumor	202.87	203.61 (0.36)	202.66 (-0.10)	202.84 (-0.01)	203.68 (0.40)
Lung	198.73	198.63 (-0.05)	197.97 (-0.38)	199.04 (0.16)	198.83 (0.05)
Liver	185.56	186.23 (0.36)	185.23 (-0.18)	185.48 (-0.04)	186.21 (0.35)
Vertebra body	187.35	188.00 (0.35)	186.46 (-0.48)	187.09 (-0.14)	187.96 (0.33)

Table 4. Dose in phantom using high density material.

cGy (%)

	Dose (Deviation)				
	Standard CT	Siemens 1	GE 1	GE 2	GE 3
6 MV	35.60	35.61 (0.0)	35.00 (-1.7)	35.74 (0.4)	34.84 (-2.1)
10 MV	44.09	44.10 (0.0)	43.48 (-1.4)	44.22 (0.3)	43.33 (-1.7)

선량 불확도를 최소화하기 위해 사용되는 CT 기종에 따른 CT 수와 전자밀도의 정확한 환산이 필요하며, 특히 한 기관에서 여러 종류의 CT를 이용하는 경우 각 CT 별로 전자 밀도에 대응하는 CT 수를 입력하고 서로 구별하여 사용해야한다. 또한 CT 수의 재현성을 확인하기 위해 주기적인 점검이 요구된다.

참 고 문 헌

1. Thomas SJ: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. Br J Radiol 72:781-786 (1999)
2. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F, Bieri S: Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. Radiother Oncol 48:335-338 (1998)
3. Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ: The direct use of

CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media. Phys Med Biol 24:802-809 (1979)

4. McCullough EC, Holmes TW: Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: Direct utilization of CT scan data. Med Phys 12:237-242 (1985)
5. Schneider U, Pedroni E, Lomax A: The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 41:111-124 (1996)
6. Constantinou C, Harrington JC: An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. Med Phys 19:325-327 (1992)
7. 강세권, 조병철, 박희철, 배훈식: CT 관전압이 상용 전산화치료 계획장치의 선량계산에 미치는 영향. 의학물리 15:23-29 (2004)
8. Guan H, Yin F, Kim JH: Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. Phys Med Biol 47:N223-231 (2002)
9. Chu J, Ni B, Kriz R, Saxena VA: Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. Radiother Oncol 55:65-72 (2000)

The Effect of the CT Number for Each CT on Dose Calculation

Kwang Hwan Cho^{*†}, Suk Lee[‡], Sam Ju Cho[†], Sangwook Lim[†], Hyun Do Huh[†], Chul Kee Min[†],
Byung-Chul Cho[§], Yong Ho Kim^{*}, Doo Ho Choi^{*}, Eun Seog Kim^{*}, Soo Il Kwon[†]

^{*}Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Soonchunhyang University,

[†]Department of Medical Physics, Kyonggi University,

[‡]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Korea University,

[§]Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine

The CT number corresponds to electron density and its influence on dose calculation was studied. Five kinds of CT scanners were used to obtain images of electron density calibration phantom (Gammex RMI 467). Then the differences between CT numbers for each scanners were $\pm 2\%$ in homogeneous medium and 9.5% in high density medium. In order to investigate the influence of CT number to dose calculation, patients' thoracic CT images were analyzed. The maximum dose difference was 0.48% for each organ. It acquired the phantom images inserted high density material in the water phantom. Comparing the doses calculated with CT images from each CT scanner, the maximum dose difference was 2.1% in 20 cm in depth. The exact density to CT number conversion according to CT scanner is required to minimize the uncertainty of dose depends on CT number. Especially the each hospital with various CT scanners has to discriminate CT numbers for each CT scanner. Moreover a periodic quality assurance is required for reproducibility of CT number.

Key Words : Electron density, CT number, Dose calculation