

CT 관전압이 상용 전산화치료계획장치의 선량계산에 미치는 영향

한림대학교 의과대학, 한림대학교 성심병원 방사선종양학과

강세권 · 조병철 · 박희철 · 배훈식

CT 관전압 및 기종의 변화에 따른 전자밀도 환산곡선 값의 변화가 상용 전산화치료계획장치의 선량계산 결과에 미치는 영향을 고찰하였다. CT 기종 및 관전압을 달리하며 전자밀도 환산용 팬텀에 대한 CT 영상을 얻어서 여러 조직등가물질에 대해 전자밀도와 CT수의 관계를 구하였다. 동일 전자밀도에 대해 관전압이 감소함에 따라 고밀도의 골조직으로 갈수록 큰 CT수를 보였으며, 연조직에서는 거의 차이가 없었다. 전자밀도 환산곡선 값의 변화가 선량계산 결과에 미치는 정도를 알아보기 위하여 치료계획장치 상에서 폐조직과 골조직을 포함하는 물 팬텀을 그려서 만들고, 이들 가상 조직의 후방 위치에서 6 MV 광자선에 의한 선량을 계산하였다. 그 결과 폐조직, 물, 골조직의 순서로 선량이 높았으며, 골조직에 의한 선량은 관전압이 낮을수록 높은 값을 보였고, 이는 10 MV의 경우에도 동일하였다. 임상 적용의 예로서 폐 및 골반 부위의 CT 영상을 이용한 선량계산에서는 6 MV 및 10 MV 모두 전자밀도 환산곡선 값의 변화에 따른 차이는 없었으며, 전자밀도 환산곡선을 구하는데 이용한 CT 기기와 선량을 계산하는데 이용한 영상을 얻은 CT 기기가 다른 데서 오는 것으로 판단되는 오차로서 최대 1.5%의 상대선량차이를 보였다.

중심단어: 전산화치료계획장치(RTPS), 전산화단층촬영(CT), 전자밀도 팬텀, CT 관전압

서 론

방사선치료를 위한 치료계획을 시행할 때 인체 내 선량계산을 위해서는 전산화치료계획장치(Radiotherapy treatment planning system, RTPS)에 치료부위와 주변 장기의 기하학적 위치 및 밀도 정보를 입력하여야 한다. 종전에는 이를 위해 환자의 체용광선과 장기의 위치 및 크기를 디지털저를 이용하여 입력해서 사용하는 2차원 선량계산 방식을 사용하였으나, 최근에는 대부분 전산화단층촬영(CT) 영상을 이용하는 3차원 전산화치료계획장치로 대체되고 있는 추세이다.

전산화단층촬영 영상의 화소(pixel)값은 통상 아래와 같은 하운스필드 단위(Hounsfield Unit: HU)의 CT수로 표현된다.

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

이때, N_{CT} 는 HU로 나타낸 CT수로서, 공기를 -1000으로,

물을 0으로 설정한 것이며, μ , μ_w 는 각각 해당 물질과 물의 선감쇠계수인데, 이는 전자 밀도(단위 부피 당 전자 수), 원자 번호 및 X-선의 에너지에 의존한다.¹⁾ 따라서 CT는 해부학적인 자료뿐 아니라 선량 계산에 필요한 조직의 밀도를 제공하며, 결과적으로 조직의 불균질성에 관한 정보를 제공하게 된다.

전산화치료계획에 이용되는 CT 영상을 정확히 얻기 위한 프로토콜과 함께,²⁾ CT 영상에서 각 화소의 CT수를 전자밀도로 변환하기 위한 전자밀도 환산용 팬텀도 보고되었다.³⁾ 한편, 많은 연구자들이 전자밀도와 CT수의 관계에 관한 측정을 하였으나,^{4,6)} 전자밀도에 대한 CT수의 변화가 선량계산의 정확도에 미치는 영향은 1~2%인 것으로 평가되었다.

우리나라의 방사선 종양학과에서는 알려진 전자밀도 값을 CT수로 환산하는 과정에서 각 기관별로 다양하게 대처하고 있는 것이 현실이다. 여기에서는 전자밀도 환산용 팬텀에 대해 CT 기기 및 관전압을 변화시켜가며 얻은 영상으로부터 여러 개의 전자밀도 환산용 표를 구성하여, 동일 전자밀도에 대해 기기 및 관전압에 따른 CT수의 변화를 알아보고자 하였다. 또한 이렇게 얻은 여러 개의 전자밀도 환산용 표를 전산화치료계획장치에서 만든 팬텀과 실제 환자의 폐 및 골반 부위에 적용하여 선량분포의 변화를 알아보고자 하였다.

본 연구는 과학기술부 원자력중장기사업(M20334010001-03A0927-00211) 연구비 지원에 의해 수행되었음.

이 논문은 2004년 2월 17일 접수하여 2004년 3월 10일 채택되었음.

책임저자 : 조병철, (431-070) 경기도 동안구 평촌동 896

한림대학교 성심병원 방사선종양학과

Tel: 031)380-3911, Fax: 031)380-3913

E-mail: bychul@hallym.or.kr

재료 및 방법

현재 이용되는 전산화치료계획장치는 취역(commissioning)의 초기 단계에서 전자밀도와 CT수의 관계를 정하여 저장하면 이후 이 관계를 이용하여 자동으로 CT 영상의 화소 단위 정보를 전자밀도로 변환하게 되고 이를 이용하여 불균질한 조직에 대해 선량보정을 한다. 본원에서 사용중인 전산화치료계획장치는 미국 필립스사의 Pinnacle³ (ver. 6.2)로서 선량계산을 위해 collapsed cone convolution/superposition 방식을 사용한다.^{7,8)} 방사선치료에 이용되는 고에너지 광자선의 경우, 대부분의 에너지 전달이 콤프턴 산란에 의해 일어나므로 질량밀도보다는 전자밀도가 선량계산에 요구된다. 이러한 선량계산 방식에서는 TERMA (Total Energy Released per unit MAass)의 계산뿐 아니라 선량흡수(dose deposition) 커널을 방사선 등가 거리(radiological distance)에 따라 늘이거나 줄이는 데에도 전자밀도가 필요하다.

CT수를 전자밀도로 환산하기 위한 전자밀도 환산표를 작성하기 위해 팬텀으로 Gammex RMI 467 (Radiation Measurement Inc.)을 이용하였다(Fig. 1). 이 팬텀은 직경이 골반(pelvis) 크기 정도인 33 cm이고, 두께 5 cm의 원반(디스크) 형태로서 밀도가 1.017 g/cm³인 Solid Water[®] 재질이다. 이

디스크에는 직경이 2.8 cm인 원기둥(실린더) 모양의 홈이 16개 패어 있어서 함께 제공된 여러 조성의 물 및 인체조직 유사물질로 만들어진 원기둥형 막대를 끼워 사용하도록 되어 있다. 원기둥형 팬텀은 뇌, 유방, 폐, 간, 골 및 골무기물(mineral) 등을 나타낼 수 있는 물질로 이루어져 있는데, Table 1에 각 팬텀 물질의 물에 대한 전자밀도와 질량밀도를 나타내었다. 각각의 원기둥형 팬텀 막대는 2.8×7 cm²의 직경 및 높이를 가지며 12개의 조직 등가 물질과 4개의 Solid Water[®] 막대로 이루어져 있다. 팬텀을 CT 촬영할 때에는 유령영상(artefact)을 줄이기 위해 고밀도 물질로 만들어진 팬텀 막대가 균일하게 분포하도록 Fig. 1과 같이 배치하였다.

CT 촬영은 GE HiSpeed CT/i (미국: 이하 HS로 지칭) 기기와 GE DiscoveryST (미국, 이하 DST로 지칭) 기기를 사용하였다. CT 관전압 및 기기 변화에 따른 CT수의 변화를 보기 위하여 HS 경우는 120 kVp로 설정하였고, DST는 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp 및 140 kVp로 바뀌며 팬텀을 촬영하였다.

기기 및 관전압을 달리하며 얻은 팬텀의 CT 영상을 전산화치료계획장치로 전송시킨 다음 각각의 팬텀 막대의 단면 영상에 대해 직경 1 cm의 ROI (Region of Interest)를 설정하여 CT수를 측정하고 이를 Table 1에 제공된 전자밀도 값과 함께 전산화치료계획장치에 입력하여, 여러 개의 전자밀도 환산표를 작성하였다.

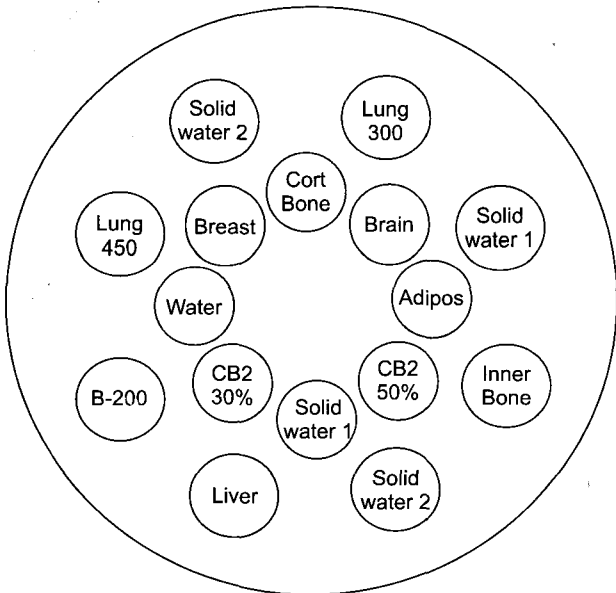


Fig. 1. Electron density CT phantom of Gammex RMI 467. The densities of each rod are in Table 1.

Table 1. Electron density phantom data of Gammex RMI 467. The names of the 14 phantom materials are specifically written with their electron densities with respect to the electron density of water and the mass densities.

Phantom material	Relative electron density (water=1)	Mass density (g/cm ³)
LN-300 Lung	0.299	0.31
LN-450 Lung	0.438	0.45
AP6 Adipose	0.930	0.947
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
CB2-30% CaCO ₃	1.275	1.330
CB2-50% CaCO ₃	1.470	1.560
SB3 Cortical bone	1.693	1.821

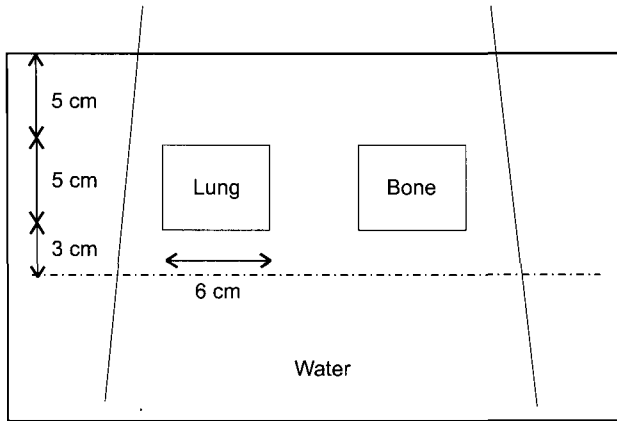


Fig. 2. The water phantom containing lung and bone region in the Pinnacle³. The beam is one port in AP direction. The transverse profiles are calculated along the dash-dot line.

이렇게 얻은 전자밀도 환산표를 각각 이용하여 선량계산을 하였을 때 나타나는 영향을 알아보기 위하여 전산화치료계획장치인 Pinnacle³에 Fig. 2와 같이 물 팬텀을 그려 넣어 만들었다. 30×30×20 cm³의 물 팬텀 내에 표면에서 5 cm 깊이에 각각 6 cm 두께의 폐 조직 및 골 조직을 그려서 삽입하였으며, 조직의 밀도는 CT수로 각각 336과 2173을 할당하였다. 이 값은 HS를 이용하여 전자밀도 팬텀을 촬영해서 얻은 LN-300 폐 조직과 SB3 피질 골 조직(cortical bone)에 해당하는 값이다. 6 MV 및 10 MV 광자선에 대해, 조사면 크기는 isocenter를 기준으로 20×20 cm²이었고, AP의 1분 조사이었다. 이 팬텀에 대해 CT 기종과 관전압을 달리하며 얻은 여러 전자밀도 환산표를 적용하여 선량 계산을 하였으며, 폐 및 골 조직을 지난 3 cm 깊이에서(Fig. 2의 가로 점선) 가로선량분포를 얻어서 비교하였다.

또한, 관전압에 따른 전자밀도 환산 값의 변화가 임상 적용에 있어서 어느 정도의 선량 변동을 유발하는지 보기 위해 HS로 촬영한 환자의 CT 영상에서 골반부와 폐 부위를 대상으로 HS에 의한 전자밀도 환산표와 DST의 관전압을 달리하며 얻은 여러 전자밀도 환산표를 적용하여 선량 분포를 계산하였다. 골반부의 경우, 조사면 크기 10×10 cm², 갱트리 각도는 0°, 90°, 180°, 270°의 4분 조사로 설정하였고 폐 부위에 대해서는 조사면 크기 20×30 cm²에 AP, PA의 2분 조사로 설정하였으며, 두 경우 모두 모니터 단위(MU)로 200 cGy를 적용하였다. 선량분포의 차이를 분석하기 위하여 IDL5.5 (RSI, 미국)를 이용하였다. CT 영상 가운데 한 면(slice)을 선택하여, HS에 의한 전자밀도 환산표를 적용하여 계산된 선량 분포를 D_D, 그 값 중 최대값을 D_{Hm}이라 하고,

동일 영상에 대해 DST에 의한 전자밀도 환산표를 적용하여 계산된 선량 분포를 D_D라 할 때, 그 영상의 모든 점에서 (D_D-D_H)×100/D_{Hm}의 방식으로 선량분포면상의 각 지점에 대해 상대선량의 차이를 구하였다. DST의 관전압을 달리 해서 얻은 모든 전자밀도 환산표를 이용하여 동일한 선량 계산을 수행하고 마찬가지로 상대선량의 차이를 계산하였다.

결과 및 고찰

전산화치료계획장치에서 필요로 하는 전자밀도 값은 물에 대한 상대전자밀도로서 이것은 어느 물질의 단위 부피당 전자 수를 물의 단위 부피당 전자 수로 나눈 값을 나타낸다. 구분을 명확히 하기 위하여, 흔히 밀도라고 부르는 단위 부피당 질량은 질량밀도로 나타내고, 물에 대한 상대 전자밀도는 간단히 상대전자밀도로 나타내기로 한다. Fig. 3은 상대전자밀도와 질량밀도의 관계를 나타낸 것으로 대체로 선형의 관계를 보이는데, 물의 질량밀도 값을 기준으로 그 기울기에 변화가 보인다. 물의 전자밀도에 대한 임의의 물질 's'의 상대 전자 밀도를 ρ_e^w라 할 때

$$\rho_e^w = \frac{N_A \rho}{\rho_{ew}} \left[\sum_{j=1}^N f_j \left(\frac{Z}{A} \right)_j \right] \quad (2)$$

의 관계가 있다.⁹⁾ 여기서 N_A는 아보가드로수 6.023×10²³ mol⁻¹이고, ρ는 물질 's'의 질량밀도[g/cm³], ρ_{ew}는 물의 단위부피당 전자밀도로서 3.33×10²³cm⁻³, f_j는 물질 's'에서 조성 원소 j의 비율이고 Z는 원자번호, A는 질량수[g/mol]이다. N_A와 ρ_{ew}를 대입하면, 위 식은

$$\rho_e^w = 1.81 \rho \left[\sum_{j=1}^N f_j \left(\frac{Z}{A} \right)_j \right] \quad (3)$$

이 되며, 여기서 1.81은 [mol⁻¹cm³]의 단위를 가지고 있는 수치이나, 우변 전체는 좌변과 같이 단위가 없는 수이므로, 편의상 질량밀도와 동일한 기호 ρ를 사용하여 단위가 제거된 질량밀도의 값을 나타내는 것으로 한다. Z/A 값이 대략 0.5 정도인 경우 위 식은 ρ_e^w ≈ ρ가 되어 상대전자밀도와 질량밀도의 크기가 거의 같은데, 조직 등 합성 물질의 대부분이 이에 해당한다. 한편 물의 경우보다 수소원자 수가 적은 물질에서는 위 식의 괄호 내 값이 1/1.81 보다 작게 되어 상대전자밀도는 질량밀도 값보다 작은 값을 갖게됨을 알 수 있다. Fig. 3 역시 물보다 질량밀도가 큰 경우 상대전자밀도가 질량밀도보다 작아짐을 보이고 있다.

Fig. 4는 CT 촬영시의 기기 및 관전압을 달리하며 측정 한 CT수와 물에 대한 상대전자밀도를 나타낸 것이다. 또한

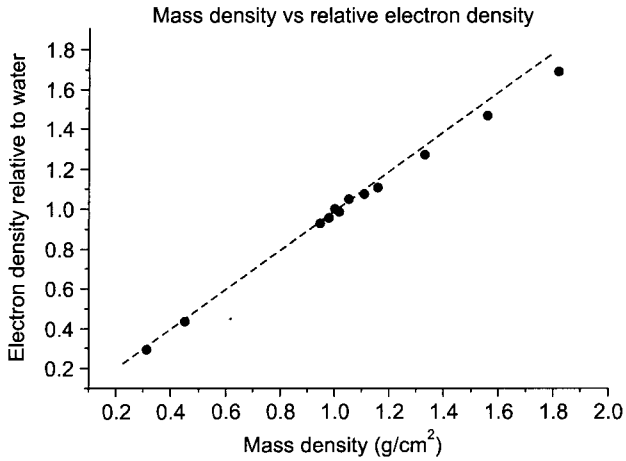


Fig. 3. The mass and electron densities of the phantom rod materials listed in Table 1. It shows nearly linear relation, $\rho_e^w \approx \rho$, represented as a dashed line. However, the slope above the water density is slightly smaller than that below the water density.

단순하게 물을 CT수 0으로 하고 기타 물질에 대해서는 상대전자밀도 값의 1,000배를 CT수로 대응시킨 균질(homogeneous) 전자밀도도 비교를 위해 추가하였다. 모든 전압에서 전자밀도에 대한 CT수는 동일한 양상을 보여서 물과 비슷한 밀도 근처에서 선형성이 떨어지고 기울기의 변화가 있어서, 밀도가 1.1 이상인 영역에서는 또 다른 기울기의 선형성을 보이고 있다. 그러나 CT 관전압에 따라 차이가 있어서, 동일한 전자밀도의 물질에 대해, 저전압으로 갈수록 CT수가 커지는 경향을 보이며, 이 관전압에 따른 변동은 밀도 1 이상의 물질에서 매우 현저하다. 연부 조직(밀도 1.0 이하) 범위에서는 그 차이가 작아서 상대전자밀도 0.957에서 CT수의 차이는 4%이나 경부 조직, 특히 상대전자밀도가 1.693인 피질 골 조직의 경우에는 관전압 80 kVp에서 $CT수=2645 \pm 61$, 140 kVp에서는 $CT수=2132 \pm 19$ 로서 CT수의 차이가 513으로 20%의 CT수 변동을 보인다.

CT의 X-선 스펙트럼의 변화는 연조직 범위에서는 거의 영향을 주지 않지만 골 조직 범위의 전자밀도 물질에서는 상당한 영향을 미친다. 이것은 X-선의 에너지가 감소할수록 원자번호가 큰 물질에 대해 광전효과가 증가하기 때문이다.¹⁰⁾ CT의 관전압이 낮으면 전자밀도가 골 조직에 가까운 물질일수록 CT수가 더 커지는데, 이러한 현상은 보고된 바와 일치한다.¹¹⁾ 이것은 골 유사조직이 물보다 큰 유효원자번호 Z_{eff} 를 갖기 때문이다. 이로 인해 충돌 단면적이 더 커지고, 이 충돌 단면적은 선감쇠계수 μ 를 증가시키므로,

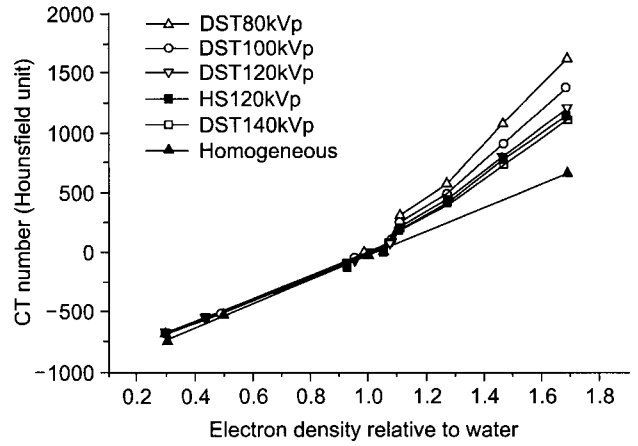


Fig. 4. CT number vs. electron density for different CT voltages. DST and HS represent the models of the CT machine and the following numbers are for CT kVps. Homogeneous calibration is also shown for comparison.

골 조직의 선감쇠계수는 물 유사 물질의 감쇠계수보다 큰 값을 갖게 된다. 그런데 CT수는 μ 에 선형으로 비례하고 μ 는 에너지 감소에 따라 증가하므로, CT수 역시 더욱 증가하게 된다.

직선부의 기울기는 CT 기기에 따라서도 다를 수 있고 동일 회사의 동일 모델이라 해도 달라질 수 있다는 것을 염두에 두어야 한다. 따라서 CT 영상을 기반으로 치료계획을 설정하는 데 있어서 각 기관이 사용하는 CT 기기에 따라 CT 전자밀도 환산 팬텀을 이용한 밀도와 CT수의 관계 확인이 필요하다.

McCullough 등은 CT의 관전압을 120에서 140 kVp로 바꾸어도 전자밀도와 CT수 혹은 그 기울기에 큰 변화는 없다고 보고하였는데,²⁾ Fig. 4에서도 같은 결과를 보이고 있다. 그러나 관전압, X-선의 경화, 필터 및 영상 재구성 알고리즘 등에 따라 각 화소의 CT수가 다르다는 것을 감안하면,³⁾ 치료계획에 이용하는 각 기관의 CT 기기에 대해 전자밀도와 CT수의 관계를 확립해 두는 것이 바람직하다.

Fig. 5는 전산화치료계획장치에서 구성한 물 팬텀 내의 가상 폐 조직과 골 조직에 대해 CT 기종 및 관전압을 달리 하여 얻은 여러 전자밀도 환산표를 적용하여 계산된 각각의 선량의 변동을 나타낸 것으로, 6 MV 광자선에 대해 폐 및 골 조직을 지난 길이 3 cm (Fig. 2의 가로 점선) 위치에서의 가로 선량 분포를 나타낸 것이다. 폐 조직 아래의 선량은 물에서의 값보다 높고 골 조직 아래의 선량은 낮은 값을 보인다. 또한 골 조직에 의한 영향은 CT 기종 및 관전압에 따라 뚜렷한 차이를 보여서 DST 80 kVp의 경우가

장 높은 선량분포를 보이고, DST 100 kVp와 DST 120 kVp가, 그리고 DST 140 kVp와 HS 120 kVp가 각각 비슷한 선량분포를 보이며, 균질 전자밀도 환산표를 적용한 경우에서 가장 낮은 선량을 보인다. HS를 기준으로 한 선량의 차이 값을 HS의 최대선량 값으로 나누어 얻은 백분율을 계산해 보면 골 조직 아래에서 최대의 상대선량차이를 보이는데, 80 kVp의 경우 +3.0%, 100 kVp와 120 kVp에서 +1.4%,

140 kVp에서 -0.3%, 그리고 균질밀도의 경우 -3.9%의 선량차이를 보인다. 이러한 차이는 폐 조직 아래에서는 확인할 수 없었고, 다만 균질 밀도의 경우 가장 낮은 값을 보였다. 관전압 차이는 동일 전자밀도에 대한 CT수의 차이를 반영하는데, 관전압 차이가 커짐에 따라 선량차이도 커지고 있으며, CT수의 차이가 가장 큰 균질전자밀도에서 가장 큰 선량의 차이를 보인다. 동일한 과정을 10 MV에 대해서도 행하였으나 6 MV와 비슷하였다. 물론 CT 기기, 관전압 및 조직의 밀도에 따른 이러한 뚜렷한 선량 차이는 실제 임상상의 경우가 아닌 팬텀에서 행한 계산 결과로서, 특히 피질 골 조직의 부피를 실제의 경우보다 매우 크게 하였기 때문이나, CT 변수에 따른 선량의 변화 추세를 명확히 보여주고 있다고 하겠다.

6 MV 광자선에서, HS를 이용하여 얻은 CT 영상의 폐 부위 및 골반 부위에 대해 DST의 관전압을 바꿔가며 얻은 여러 전자밀도 환산표를 적용하여 계산된 선량의 백분율 차이를 Fig. 6에 나타내었다. 이것은 재료 및 방법에서 설명한 바와 같이, HS에 의한 밀도환산 표와 관전압이 다른 DST 각각의 밀도환산 표를 이용하여 CT 영상의 모든 화소에 대해 선량값을 얻은 다음, HS에 의한 선량과의 차이 값을 HS의 최대 선량값으로 나누어 얻은 백분율로서, 화소수를 도수로 하여 얻은 선량 히스토그램 상에서 전체 도수의 95%를 포함하는 구간에 대한 최대, 최소값을 평균과 함께 나타낸 것이다. 따라서 여기에서는 선량계산을 위한 CT 영상이 HS를 이용하여 얻은 것이므로, HS에 의한 전자밀도 환산표를 적용할 때 정확한 선량이 계산된다는 것을 전체

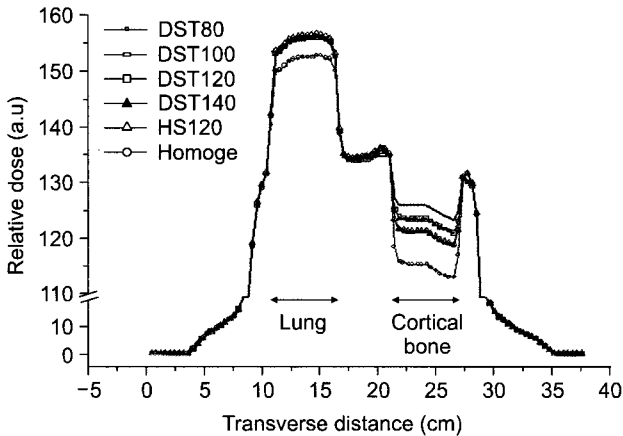


Fig. 5. Dose profiles at 3 cm depth below the artificial lung and cortical bone in water phantom as shown in Fig. 2 (at the dash-dot line). The profiles show dramatic variations at the regions below the lung and bone for each CT density calibration curves. DST and HS represent the models of the CT machine and the following numbers are for CT kVps. The case of using the homogeneous calibration is also shown (The y-axis are shown with a break to magnify the upper parts).

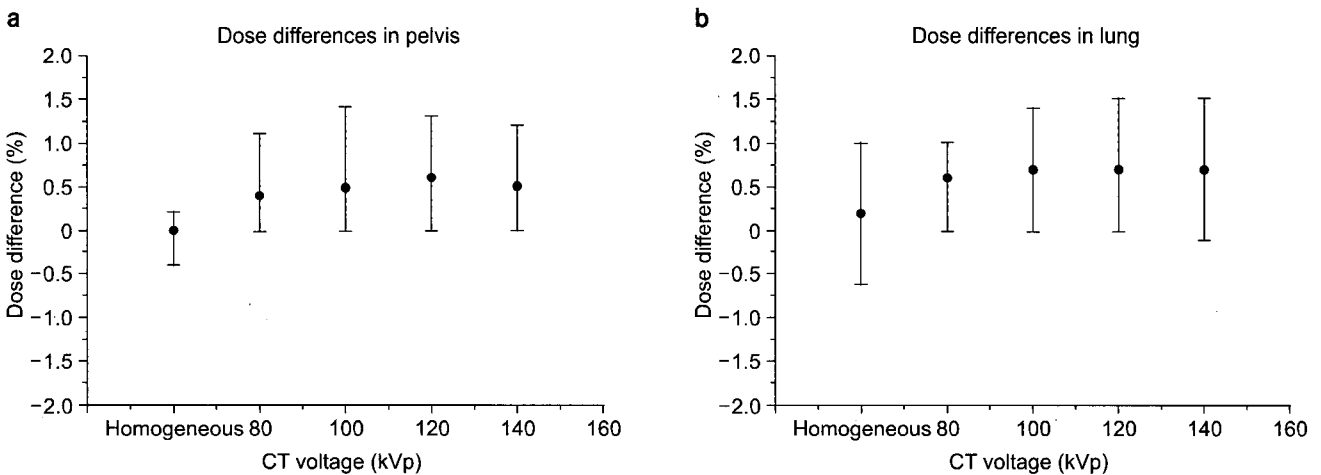


Fig. 6. Dose differences for the pelvis region (a) and lung region (b) for each electron density calibration table. The differences are w.r.t the dose calculated using the HiSpeed CT density table divided by the maximum dose of the HiSpeed case. The dot is the mean value and the top/bottom marks are for the maximum and minimum values of the 95th percentile.

한 것이다. 대퇴골 등 밀도차가 큰 물질이 많은 골반부에서 균질전자밀도 환산표를 이용한 선량이 120 kVp 관전압의 HS 표에 의한 기준 선량보다 작은 것을 제외하고는 폐 부위를 포함해서 기타 모든 관전압에서 HS의 경우보다 최대 1.5% 정도 큰 값을 보였다. 10 MV 광자선의 경우에도 동일하였다. 이것은 6 MV 및 18 MV에서 한 조(set)의 CT 영상에 여러 관전압으로 얻은 전자밀도환산 표를 적용한 경우, 연부/경부 조직에 관계없이 2% 정도의 상대선량오차를 얻은 보고와 일치한다.¹²⁾ 이것은 Fig. 4의 전자밀도에 대한 CT수에서, 경부 조직에서는 관전압과 CT수가 뚜렷하게 역으로 관계하나 연조직에서는 이러한 일정한 관계를 보이지 않는 것이 한 원인으로 보인다. 상대적으로 부피가 많은 연조직과 밀도는 크나 부피가 작은 골 조직을 광자선이 지나면서 관전압에 따른 선량 차이를 상쇄시킨 것으로 해석이 가능하다. 또한 여기에는 HS를 기준으로 DST의 관전압 영향을 판단하는 데서 오는 CT 기기에 의한 영향도 포함되어 있다.

상대전자밀도는 CT수에 민감하지는 않아서, 전산화치료 계획장치에서 CT수의 변동에 따른 선량계산의 오차는 현저하지는 않은 것으로 알려져 있으며, 전자밀도에 4~10% 오차가 있을 때 단지 2% 정도의 상대선량오차가 있는 것으로 알려져 있다.^{13,14)} 또한, CT수와 전자밀도의 관계를 완전하게 보장하지 않은 상태에서 전형적인 4문 box치료를 시행할 경우 골반부에서 1% 정도의 상대선량오차가 발생하였다는 보고가 있다.¹⁵⁾ 이러한 차이는 1문조사의 경우 가장 오차가 심하고 세기조절방사선치료(IMRT)와 같이 조사문의 수가 증가함에 따라 각 광자선의 가중치가 줄어드는 관계로 그 오차는 적어진다. 비록 1~2% 이하의 선량오차라는 것은 임상적으로 충분히 허용 가능한 범주에 드는 수치이지만, 이것은 선량의 부정확도를 제공하는 다른 모든 원인들이 제거되었을 때를 상정한 것으로서, 각각의 CT 기기에 대한 정확한 밀도환산 곡선을 사용하면 충분히 제거 가능한 오차인 것이다.

대체로, 관전압과 같은 CT 변수에 의해 야기된 CT수의 변동이 처방선량의 정확도에 크게 문제를 야기하지 않는다고는 하지만, 방사선종양학과에 자체적으로 CT가 구비되어 있어서 모든 치료관련 장비를 통합 관리하는 것이 아니고 대부분 진단방사선과의 기기를 이용하는 현실임을 감안할 때, 정기적으로 전자밀도와 CT수의 관계에 관한 정도 보증을 시행하는 것이 전산화치료계획장치를 이용한 선량계산의 정확도를 향상시키는데 일조할 수 있을 것으로 보인다.

결 론

CT 영상을 치료계획에 이용하는 상용 전산화치료계획장치에 대해, CT 기기 및 관전압에 따른 전자밀도 값의 변화가 선량계산에 미치는 영향을 알아보았다. CT 기기 및 관전압에 따라 전자밀도 환산곡선에 차이가 있고, 이로 인한 선량오차가 임상적으로 허용 가능한 수준이기는 하였으나, 이것은 충분히 제거 가능한 오차 요인이므로 정기적인 전자밀도 환산표의 정도 보증을 통해 선량오차를 줄이도록 해야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1 description of the system. Br J Radiol 46:1016-1022 (1973)
2. McCullough EC, Holmes TW: Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: Direct utilization of CT scan data. Med Phys 12:237-242 (1985)
3. Constantinou C, Harrington JC: An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. Med Phys 19:325-327 (1992)
4. 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)
5. Knoos T, Nilsson M, Ahlgren L: A method of conversion of Hounsfield numbers to electron density and prediction of macroscopic pair production cross sections. Radiother Oncol 5:337-345 (1986)
6. Schneider U, Pedroni E, Lomax A: The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 41:111-124 (1996)
7. Ahnesjo A: Collapse cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Med Phys 16:577-592 (1989)
8. Papanikolaou N, Mackie TR, Meger-Wells C, Gehring M, Reckwerdt P: Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra. Med Phys 20:1327-1336 (1993)
9. Metcalfe PE, Kron T, Hoban P: The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin
10. Henson PW, Fox RA: The electron density of bone for inhomogeneity correction in radiotherapy planning using CT numbers. Phys Med Biol 29:351-359 (1984)
11. Metcalfe PE, Beckham WA: Radiotherapy planning accuracy in terms of CT numbers and inhomogeneity correction techniques. Australas Rad 23:371-379 (1988)
12. Guan H, Yin F, Kim JH: Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. Phys Med Biol 47:N223-N231 (2002)

13. Geise RA, McCullough EC: The use of CT scanners in megavoltage photon beam therapy planning. *Radiology* 124:133-141 (1977)
14. Thomas SJ: Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 72:781-786 (1999)
15. 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)

The Effects of the CT Voltages on the Dose Calculated by a Commercial RTP System

Sei-kwon Kang, Byung-chul Cho, Hee-chul Park, and Hoonsik Bae

Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine

The relationship between the dose calculated with a radiotherapy treatment planning system (RTPS) and CT number versus the relative electron density curve was investigated for various CT voltages and beam qualities. We obtained the relationship between the CT numbers and electron densities of the tissue equivalent materials for various CT voltages and beam qualities. At lower CT voltages, the higher density materials, like cortical bone, showed larger CT numbers and the soft tissues showed no variations. We performed a phantom study in a RTPS, where a phantom consisted of lung and bone regions in water. We calculated the dose received behind the lung and bone regions for 6 MV photon beams, in which the regions below the lung, water and bone received higher doses in this listed order. The result was the same for 10 MV photon beams. For the clinical application, the doses were calculated for the lung and pelvis. No difference was observed when using different electron density conversion tables with various CT voltages from a same CT. A relative dose difference of 1.5% was obtained when the CT machine for the density conversion table was different from that for the CT image for planning.

Key Words: Radiotherapy treatment planning system (RTPS), Computed tomography (CT), Electron density phantom, CT voltage