

컴퓨터영상의 전자밀도보정에 근거한 치료선량확인: XiO 실험

계명대학교 의과대학 *의공학교실, †방사선종양학교실

최 태 진* · 김 진 희† · 김 옥 배†

본 연구는 전산치료선량계획장치에서 중첩(superposition)법을 사용해 비균질성 조직층을 통한 교정선량을 확인하기 위해 수행되었다. 조직등가물질로는 폐조직으로 콜크($\rho=0.2$ g/cc)를, 근조직에는 n-Glucose, 골조직에는 K_2HPO_4 를 사용한 시료의 전자밀도를 구하였으며, CT영상은 110 KVp와 130 KVp X선을 주사해서 얻고 CT번호(H)와 전자밀도의 함수관계를 조사하였다. 물에 대한 전자밀도비는 컴퓨터선량계획에 중요한 변수이므로 CT번호에 대응된 전자밀도비를 입력하고, 선량확인을 위해 팬텀 구성은 폴리스탈린 고체 팬텀 사이에 5.0 cm 층의 시료를 삽입하고 깊이 12.0 cm와 20.0 cm의 조직 선량을 구하여 실측과 비교하였다. 실험결과 CT번호-전자밀도비는 광전효과 현상에 영향을 크게 받게 되어 원자번호가 높은 재질에서 비선형적으로 나타났으며, 130 KVp에서 근조직에는 $0.001026H+1.00$ 을, 골조직에는 $0.000304H+1.07$ 을 얻었다. 균질 근조직에서 컴퓨터선량과 실측선량을 비교한 결과 중첩법과 FFT 콘볼루션(convolution) 법에서 6, 15 MV X선 모두 1.0% 오차 범위내에 있었으며, 폐조직층 통과한 경우 중첩법은 6 MV X선에서 평균 -1.2%, 골조직에는 평균 -2.9%를 보였고, 15 MV X선에서 2.7%와 2.2%를 얻었으며, FFT 콘볼루션법은 6 MV X선에서 폐조직 2.8%, 골조직 -5.0%를 보였고, 15MV X선에서는 각각 6.0%, 0.2%를 보여 중첩법에 의한 치료계획선량이 신뢰성이 있음을 확인하였다. 본 실험을 통해 저자들은 각 임상기관에서 사용하고 있는 CT는 일정하지 않고 교정이 필요한 장비이므로, 발전된 치료계획시스템에 적용하고 있는 CT번호-전자밀도비에 대한 정기적인 확인이 필요하며, FFT 콘볼루션법에 비해 빔의 확산방향에 일치된 커널빔을 사용한 중첩법에서 오차가 적음을 확인하였다.

중심단어: 전자 밀도비, 비균질성 조직층

서 론

방사선치료계획에 기본적으로 필요한 해부학적 환부와 장기 및 종양윤곽은 환부의 단층영상을 재구성하여 얻는 방법이 일반화되어 가고 있다. 컴퓨터과학의 발달에 힘입어 치료선량계획전산화는 재구성한 영상자료를 통해 환부 주위의 장기와 종양에 도달되는 선량분포를 3차원적으로 표현하게 되었으며, 환부의 화소별 물리량에 따른 선량변화를 얻어 교정하고 있다.

선량계획장치에 이용되는 선량계산 기초자료는 실효원자번호와 물리적 밀도가 인체조직과 유사한 물팬텀을 이용해 얻어졌으므로 조직에 도달되는 선량은 선속의 통로에 놓인 비균질성 조직에 의해 일어난 선량변화에 대해

일차선의 깊이 보정과 산란선량의 보정이 필요하다.^{1,4)}

Frigerio 등⁵⁾은 표준인의 조직과 등가인 시료를 제조하여 심부선량백분율을 비교하여 발표한 바 있다. 비균질성 조직의 폐부위의 선량계산에 CT번호를 이용해 폐조직의 밀도를 구하고 낮은 밀도의 장기를 통과한 선속의 투과력변화에 따른 선량교정의 필요성을 주장한 바 있다.

최근 선량계획은 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 광자속(Photon beam)의 알짜(Kernel)빔을 이용하여 일차선속과 산란선속에 의한 선량변화를 결정하는 연구가 많이 발표되고 있다.^{1,6,7)}

컴퓨터단층영상을 이용한 선량계산은 빔 통로상의 조직 불균질성에 대해 화소의 선흡수계수를 밀도로 변환하여 CT번호에 의한 선량교정이 유효하게 이루어지고 있다. 그러나 화소의 CT번호(Hounsfield Unit, H)는 진단용 방사선 에너지 영역의 물리적 특성에 따라 조직의 유효원자번호에 크게 의존하게 되나, CT번호는 치료방사선에너지 영역에서 흡수선량의 변수인 전자밀도와 선형을 이루지 못한다. 따라서 치료선량계획은 화소의 CT번호를 전자밀도로

이 논문은 2006년 5월 11일 접수하여 2006년 6월 26일 채택되었음.

책임저자 : 최태진, (700-712) 대구광역시 중구 동산동 194

계명대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 053)250-7666, Fax: 053)250-7667

E-mail: tjchoi@dsmc.or.kr

변환할 필요가 있다.

본 실험은 최근 본원에 도입된 CT촬영기의 X선에너지에서 110, 130 KVp X선의 에너지를 이용하여 조직과 근사한 유효원자번호의 물질과 전자밀도를 갖는 용액을 만들어 CT번호와 조직의 전자밀도함수를 실험적으로 구하여 치료계획장치에 장착하고, 전자밀도가 조직 장기와 유사한 펜텀을 제작하여 실측선량의 변화를 조사 발표한다.

재료 및 방법

본원에 도입된 치료계획장치(XiO, Ver. 4.3.1, CMS사)는 조직 선량을 계산하는 기초가 되는 CT번호와 전자밀도 함수를 수작업으로 입력할 수 있어, 개별 기관에서 사용하는 컴퓨터단층촬영기의 방사선에너지와 검출감도의 특성에 따른 변화에 적합한 보정을 시행할 수 있다.

컴퓨터단층영상장치는 검사부위에 따라 장착되어 있는 방사선에너지 80, 110, 130 KVp 중 선택하여 1회전당 6개의 단면상을 얻는 나선형 CT스캐너(Emotion 6, Siemens사)이다.

일반적으로 영상확대상수 K인 경우 컴퓨터단층영상의 CT번호 H는

$$H = K \frac{(\mu_{med} - \mu_w)}{\mu_w} \quad (1)$$

과 같이 얻어진다. 여기서 μ_w 와 μ_{med} 는 각각 물과 임의 조

직의 선흡수계수이며 에너지 의존 변수이다.

콘볼루션 또는 중첩법은 조직내 한 점(r)에 도달되는 2차전자의 기여량에서 선량D(r)이 결정되므로 빔의 일차선의 커널점에서

$$D(r) = \int_v T(r') A(r-r') d^3r' \quad (2)$$

으로 주어진다. 여기서 A(r-r')은 선량 확산 커널이며, r'에서 광자흡수당 r 점의 부피당 평균 에너지 축적을, T(r')은 단위질량당 일차선의 총에너지방출(TERMA)을 의미한다.

식 (2)에서 도출되는 선량은 거리벡터에 영향을 받을 수 있으며, 두께 또는 거리는 2차전자의 비정을 계산하는데 주요하며 비균질층의 전자밀도비를 곱하여 보정한다.

조직내 각 장기의 밀도가 물의 원자번호 근방에 있는 경우 물에 대한 물질의 전자밀도비 $\rho_{e,w}$ 는 식(1)로부터

$$\rho_{e,w} = 1 + H/K \quad (3)$$

과 같이 유도되어 CT번호에 대한 일차식으로 나타난다. 그러나 CT번호는 물질의 원자량 증가와 에너지스펙트럼에 따라 일어나는 광전효과의 발생효율이 에너지의 세제곱에 반비례하고, 흡수물질의 원자번호의 세제곱에 비례하는 현상을 보이므로 선형적으로 나타날 수 없다. 따라서 분자구조가 알려진 물질을 혼합하여 유효원자번호와 전자밀도를 조직과 유사한 용액 또는 재질을 만들어 Table 1과 같이 준비하였다.^{8,9)}

전산단층영상의 에너지는 110 KVp와 130 KVp를 선정하였으며, 각각 300 mAs를 선택하여 각 에너지의 CT번호에 대한 전자밀도비의 함수관계를 조사하였다.

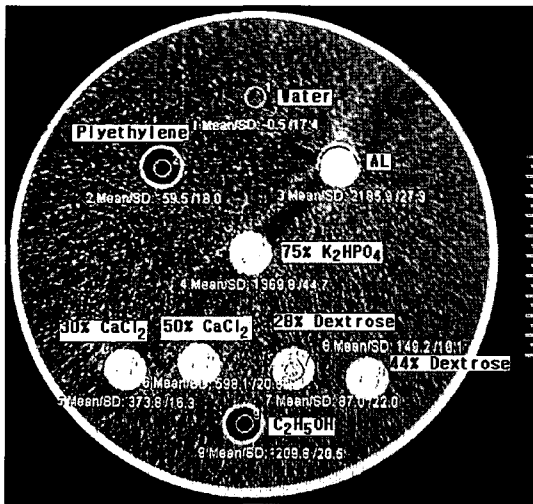


Fig. 1. Shows the image of the electron density phantom. The phantom is 25.0 cm of diameter of acrylic water phantom and includes 8 samples of solution in 2.0 cm diameter of cylinder. The samples are replaced as CaCl₂, K₂HPO₄ and Al (Aluminium $\rho=2.7$ g/cc) for bone tissue as detailed in text.

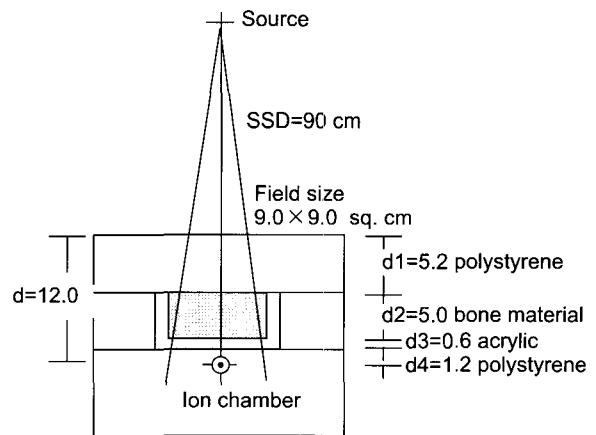


Fig. 2. Geometric layer (cm) of tissue heterogeneity in experimental setup.

시료는 Fig. 1과 같이 직경 25.0 cm, 두께 5.0 cm의 원주형 물펜텀 속에 2.0 cm 직경의 시료관을 삽입하여 스캔 두께 0.3 cm로 영상을 획득했을 때의 CT번호의 변화를 조사하였다.

CT번호에 대응된 전자밀도비를 치료선량계획시스템에 입력하고 영상스캔 에너지에 따라 선택할 수 있도록 파일명을 지정하였다.

방사선치료계획 선량과 실측선량에 비교하기 위해 Fig. 2와 같이 폴리스탈린 고체펜텀과 물펜텀사이에 비균질성 물질을 삽입하여 임의의 깊이의 선량을 비교하였다.

실험에 이용된 펜텀은 반경 12.5 cm의 반원통형 물펜텀을 바탕으로 폴리스탈린 5.2 cm, 조직대체물질 5.0 cm, 폴리스탈린 펜텀 5.0 cm 두께로 설치하였으며, 이물질은 폐조직, 지방조직 및 경골시료를 사이에 넣어 인체와 유사한 펜텀모양을 구현하여 선량변화를 조사하였다.

폐조직 대체물은 상업용 콜크판(가로 20.0 cm, 세로 20.0 cm, 두께 1.0 cm)을 썬아 5.0 cm 두께로 이루어졌고, 지방조직은 에틸알코올(99.9% C₂H₅OH 분자량 46.07)을, 골조직에는 K₂HPO₄ (분자량 174.18, ρ=3.2g/cc)를 사용하였으며, 조직 대체물은 각각 가로×세로 10.0×10.0 cm²이고, 높

이 5.0 cm인 플라스틱 상자에 담아 폴리스탈린 펜텀 사이에 삽입하여 비균질성 펜텀으로 사용되었다.

방사선 통로상 임의의 점에 도달되는 실측선량은 고체펜텀과 이물질을 통과 후 전자평형이 충분히 이루어질 수 있는 깊이 중 12.0 cm와 20.0 cm를 선택하여 평가되었으며, 선원-피부간 거리는 90.0 cm이고, 조사면적은 6 MV에서 4.5×4.5 cm², 9.0×9.0 cm², 15 MV X선에서 5.4×5.4 cm²와 9.0×9.0 cm²이다.

결 과

골조직 대체물로 이용한 K₂HPO₄는 물에 잘 녹는 성질이 있어 섭씨 20도에서 물 100 g 당 167 g을 녹일 수 있었으며, Table 1과 같이 밀도 1.75를 얻을 수 있었다. 경골 밀도 1.9 g/cc를 얻는 데는 증류수 100 g에 230 g의 K₂HPO₄를 요하므로 물의 온도를 4~50도로 높여 용해시켰다. K₂HPO₄의 분자량이 잘 알려져 있으므로 단위부피당 인체 골조직의 전자밀도와 유사한 펜텀을 제작할 수 있으며, 폐조직에는 상업용 콜크판을 사용하여 밀도 0.2 g/cc를 얻었다. 지방조직에는 n-Hexane (C₆H₁₄, 밀도 0.66 g/cc)과 99.9%에틸알코올(밀도 0.80 g/cc)을 사용하고 근육조직에는 Dextrose (C₆H₁₂O₆)를 질량백분율로 각각 28% (밀도 1.12 g/cc, 전자밀도비 1.11)와 44% (밀도 1.20 g/cc, 전자밀도비 1.18)를 제조하여 각 조직의 대체물로 사용하였다.

혼합시료의 전자밀도는 단위부피당 전자수와 분자량으로 구한 결과 Table 1과 같이 얻어졌다. 각 시료에 대한 CT번호로부터 식(2)에 따라 전자밀도비로 변환하였다.

Table 1. Experimental CT phantom materials provided the effective Z, physical and electron density.

CT Energy	ρ (g/cc)	ρ _e (×10 ²³ /cc)	Z _{eff}	ρ _{ew}
Air	0.001	3.34	7.64	0.001
Cork	0.20	-	-	0.20
n-Hexane (C ₆ H ₁₄)	0.66	3.41	5.37	0.69
99.9% Alcohol (C ₂ H ₅ OH)	0.80	3.39	6.35	0.811
Water	1.00	3.34	7.64	1.00
Polyethylene (C ₂ H ₄)	0.96	3.43	5.44	0.986
Polystyrene (C ₈ H ₈)	1.04	3.28	5.70	1.02
28% Dextrose (by wt %)	1.12	3.30	7.29	1.11
44% Dextrose (by wt %)	1.20	3.28	7.22	1.18
Acrylic (C ₃ H ₅ O ₂)	1.18	3.24	6.47	1.14
30% CaCl ₂	1.20	3.24	11.84	1.17
50% CaCl ₂	1.33	3.19	13.24	1.27
K ₂ HPO ₄ 7.5%	1.05	3.31	8.49	1.04
K ₂ HPO ₄ 42%	1.29	3.22	11.23	1.24
K ₂ HPO ₄ 75%	1.52	3.16	12.52	1.43
*K ₂ HPO ₄ 108.5%	1.75	3.11	13.38	1.63
K ₂ HPO ₄ 132.5%	1.90	3.08	13.83	1.76

*The solubility of K₂HPO₄ is 167 g/100 cc in 20°C Water

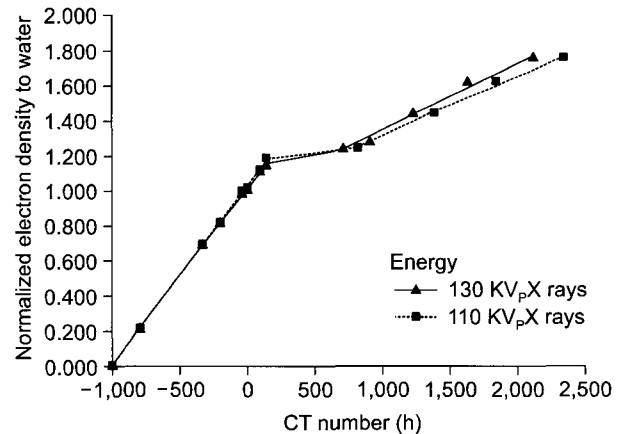


Fig. 3. Relative electron density as a function of CT No (H) in a given scan energies 110 (marked ■) and 130 KVp X rays (marked ▲).

물의 전자밀도 3.34×10^{23} 에 대한 대체 물질의 전자밀도비를 구한 결과 Air는 0.001, 지방조직은 0.69~0.811, 골조직은 1.05~1.90범위를 얻었으며, 콜크는 분자량이 알려지지 않으나 CT번호를 얻어 전자밀도비로 변환한 결과 0.2를 얻었다.

선형가속기의 방사선에너지 영역에서는 방사선흡수가 전자밀도에 의존하므로 전산단층영상의 CT번호에 대한 전자밀도비의 관계를 Fig. 3과 같이 얻었다. 전자밀도의 비가 낮은 영역과 높은 영역에서 각각 선형을 보였지만 연속성은 나타나지 않았으며, 연부조직과 골조직의 경계는 CT번호가 100~150영역으로 전자밀도비는 약 1.2의 범위에 있었다. 130 KVp의 X선 에너지에서 단위 CT번호당 전자밀도비는 공기에서 연부조직간 $0.001026H + 1.00$ 으로 나타났으며, 연골조직에서 경골조직간에는 $0.000304H + 1.07$ 을 얻었다.

110 KVp에서는 연골-골조직간 $0.000274H + 1.10$ 을 보여 골조직에 대한 기울기가 낮게 나타났으며, 전자밀도비의 차이에 비해 CT번호가 크게 변함을 알 수 있으며, 연부조직은 기울기 차가 거의 없었다.

110 KVp X선과 130 KVp X선의 전자밀도변환 차이는 저밀도 물질에서는 1% 이내의 차이를 보였으나, 고밀도물질에서는 5.5%에서 7.4%까지 높게 나타났다.

이것은 선량계획을 위해 영상 획득 시 사용한 방사선에너지와 일치하는 CT번호-전자밀도비를 선택해야 된다는 것을 의미하며, 특히 골조직이 많은 부위의 방사선조사에는 에너지 선택과 전자밀도비의 확인이 중요하다는 것을 알 수 있다.

시료의 혼합 원소에 따라 유효원자번호를 Table 1과 같이 구하였으며, 컴퓨터단층촬영기의 에너지가 130 KVp인 경우 CT번호는 핵산에서 밀도 0.66으로 -340, 0.81인 알코올은 -200, 28% Dextrose는 87, 44% Dextrose는 137을 얻었으며, 밀도가 1.04인 폴리스탈린(유효 원자번호 5.7)은 -25로 나타나 물리적 밀도와 원자번호에 의존도가 높음을 알 수 있다.

치료선량계획 프로그램에 130 KVp X선에 의한 CT번호에 대응된 전자밀도비를 입력하여 폐조직과 지방 및 골조직을 통과한 각 점의 선량을 중첩법과 FFT 콘볼루션 알고리즘으로 각각 구하고 실측한 심부선량률과 비교한 결과 6 MV X선에 대해 Table 2와 같이 균질한 물에 대해서는 중첩법(SP)이 평균 0.4%, 콘볼루션(CV)법이 평균 0.8% 이내의 불확실도를 보였으며, 중첩법에서 폐조직을 통과한 선량의 불확실도는 평균 -1.2%를 보였으며, 최대 -2.3% 최소 0.0%로 나타났고, 지방조직은 평균 1.2%를, 골조직에서는 평균 -2.9%로 나타났으며, 콘볼루션법에서는 폐조

Table 2. Dose uncertainty of delivered dose from XiO system in a given field size and depths in cm for correction of heterogeneities of 6 MV X rays with electron density of 130 KVp X rays.

Substitute materials	Field size (Sq. cm)	Depth (cm)	Measured % dose	Superposition		FFT convolution	
				% dose	% uncertainty	% dose	% uncertainty
Water Phantom	4.5×4.5	12.0	54.4	54.5	0.2	54.6	0.4
		20.0	33.2	33.5	0.9	33.7	1.5
	9.0×9.0	12.0	58.4	58.4	0.0	58.6	0.3
		20.0	37.0	37.1	0.3	37.3	0.8
Lung equivalent thickness 5 cm	4.5×4.5	12.0	63.6	62.5	-1.7	65.5	3.0
		20.0	39.9	39.9	0.0	40.4	1.3
	9.0×9.0	12.0	66.6	65.1	-2.3	69.4	4.2
		20.0	43.2	42.9	-0.7	44.3	2.5
Fat equivalent thickness 5 cm	4.5×4.5	12.0	57.5	57.6	0.2	58.5	1.7
		20.0	35.1	36.0	2.6	36.2	3.1
	9.0×9.0	12.0	61.3	61.2	-0.2	62.6	2.1
		20.0	38.7	39.5	2.1	40.0	3.4
Bone equivalent thickness 5 cm	4.5×4.5	12.0	49.9	48.8	-2.2	47.1	-5.6
		20.0	30.1	29.0	-3.7	28.8	-4.3
	9.0×9.0	12.0	54.1	53.0	-2.0	51.0	-5.7
		20.0	33.8	32.5	-3.8	32.3	-4.4

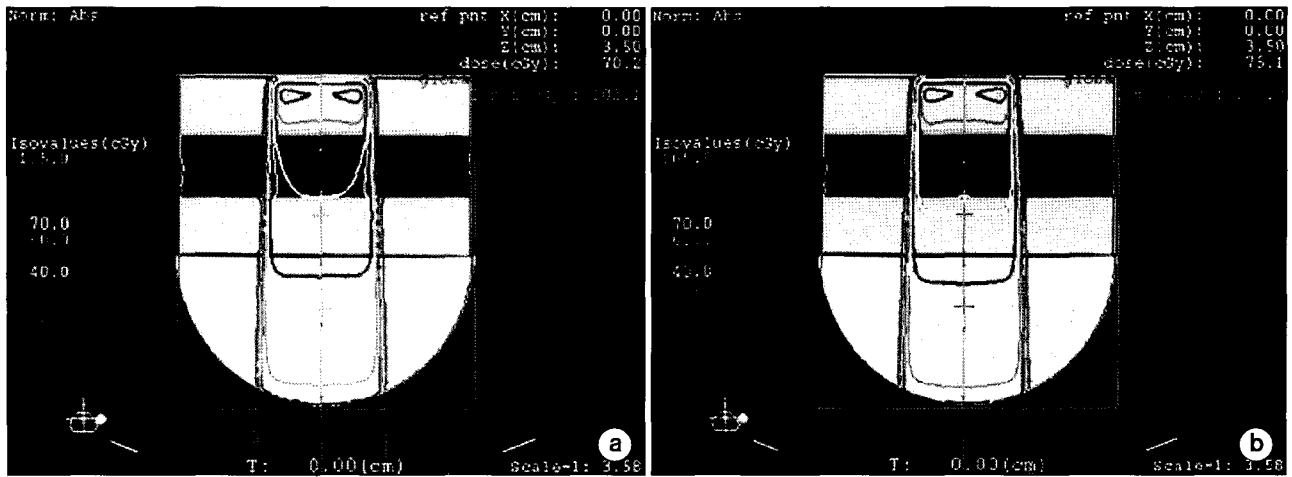


Fig. 4. Lung correction with Cork (density 0.2 g/cc) for superposition (a) and FFT convolution method (b) in 6 MV Photon beams (marked + on the 12.0 cm and 20.0 cm depth).

Table 3. % dose uncertainty of delivered dose from XiO system in a given field size and depths in cm for correction of heterogeneities of 15 MV X rays with electron density of 130 KVP X rays.

Substitute materials	Field (Sq. cm)	Depth (cm)	Measured % dose	Superposition		Convolution	
				% dose	% uncertainty	% dose	% uncertainty
Water Phantom	5.4×5.4	12.0	67.7	67.7	0.0	67.8	0.1
		20.0	46.2	46.3	0.2	46.4	0.4
	9.0×9.0	12.0	69.1	68.9	-0.3	69.0	-0.1
		20.0	48.0	48.0	0.0	48.1	0.2
Lung equivalent thickness 5 cm	5.4×5.4	12.0	71.5	72.6	1.5	76.7	7.2
		20.0	51.0	52.3	2.5	52.8	3.4
	9.0×9.0	12.0	72.8	75.0	3.0	78.2	7.4
		20.0	51.7	53.6	3.7	54.8	6.0
Fat equivalent thickness 5 cm	5.4×5.4	12.0	67.7	70.0	3.4	70.6	4.3
		20.0	46.4	48.3	4.1	48.5	4.5
	9.0×9.0	12.0	68.9	71.0	3.0	71.8	4.2
		20.0	48.1	49.9	3.7	50.2	4.4
Bone equivalent thickness 5 cm	5.4×5.4	12.0	61.1	63.0	3.1	61.3	0.3
		20.0	41.5	42.2	1.7	41.7	0.5
	9.0×9.0	12.0	62.8	64.3	2.4	62.5	-0.5
		20.0	43.2	43.9	1.6	43.4	0.5

직 평균 2.8%로 최대 4.2%의 오차를 보였으며, 지방조직에 평균 2.6%와 골조직에서 평균 -5.0%와 최대 -5.7%를 나타내었다(Fig. 4). Fig. 4a, b는 폴리스탈린 고체 펜텀 사이에 콜크를 폐조직으로 사용하여 6 MV X선으로 최대선량 깊이에 100 cGy를 조사했을 때의 등선량분포곡선이다. 낮은 전자밀도비를 가진 폐조직에서는 콘볼루션법(b)이

중첩법(a)에 비해 높은 선량을 보이는 것을 볼 수 있으며, 중첩법에서 선량이 조사면 중심에 집중되어 선량평탄도를 잃고 있으며 측방산란이 크게 나타남을 볼 수 있다.

균질한 물펜텀을 사용한 15 MV X선의 경우 Table 3과 같이 불확실도가 중첩법에서 0.0%, 콘볼루션법에서 0.2%를 보여 실측선량과 거의 일치하는 값을 얻었다. 그러나

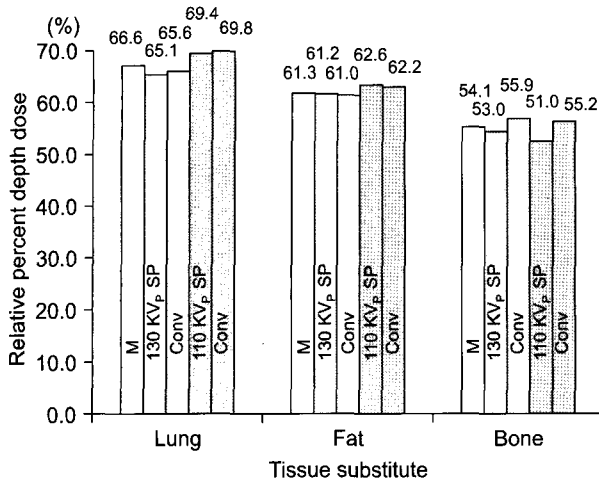


Fig. 5. The relative percent depth dose of 6 MV X rays for heterogeneity tissue correction. The measurement was performed in SSD 90.0 cm at a 12.0 cm depth with field size 9.0×9.0 square cm as explained in text. The represented symbol M is for measurement percentage, "sp" for superposition, "conv" for FFT convolution, 110 KVp and 130 KVp for scan beam energy, respectively.

폐조직에서는 중첩법이 평균 2.7%, 최저 1.5%, 최대 3.7%의 불확실도를 보였으며, 지방조직에 대해서는 평균 3.6%였고 최소 3.4%, 최대 4.1%를 나타내었다. 한편, 골조직을 통과한 선량은 2.2%를 보였고, 최소 1.6%, 최대 3.1%의 불확실도를 나타내었다. 반면에, 콘볼루션법에서는 폐조직 평균 6.0%를 보였고 최저 3.4% 최대 7.4%의 불확실도를 보였고, 지방조직인 경우 4.4%를, 골조직에 대해서는 0.2%를 각각 보였다.

동일한 팬텀에 110 KVp X선으로 스캔하여 에너지 스펙트럼에 대한 CT번호-전자밀도비를 선택하고, 6 MV X선의 심부선량을 비교한 결과 Fig. 5와 같이 나타났다. 중첩법에서 폐조직은 4.2%, 지방조직 2.0%와 골조직 -5.7%의 차이를 보였고, FFT 콘볼루션법에서는 4.8%, 1.5%와 2.0%의 차이를 보였다.

고 찰

최근 3차원 선량계획시스템은 거의 대부분 여러 장의 CT단면영상을 재구성하여 체표면 윤곽과 내부 장기와 표적이 되는 종양의 윤곽을 얻으며, 표적의 깊이나 볼륨을 정하게 된다. 치료방사선의 광자선 에너지가 수 MeV에 이르므로 조직에 흡수되는 선량은 조직의 전자밀도에 비례하게 되며, 각 윤곽내지는 빔의 통로 상에 있는 최소 윤곽

단위인 화소의 전자밀도 결정이 치료선량계획전산화에 무엇보다도 기본적으로 결정되어야 할 일임을 알 수 있다.

특히, 진단방사선에너지영역은 광전효과영역에 있으므로 조직 유효원자번호의 적은 변화에도 흡수도가 크게 변하게 되고, CT번호는 스캐너의 에너지스펙트럼에 따라서 영향을 받게 된다.

CT스캐너의 광자선은 대개 80~140 KVp 사이에 있으므로, 경계의 기물기가 심한 골조직의 선속경화나 용적삭감효과(Partial effect)에도 영향을 받게 되므로 CT번호-전자밀도가 선형관계를 유지하지 못하는 것을 알 수 있어 McCullough 등¹⁰⁾이 발표한 것과 거의 일치하는 결과를 얻었다.

특히 불균질한 조직을 통과한 선량은 일차선의 흡수는 물론이고 산란선에 의한 기어선량의 변화를 가져오게 되며, 커널빔의 확산방향의 결정도 조직선량에 영향을 주게 된다. 특히 본실험에 이용한 치료선량계획시스템은 중첩법과 FFT 콘볼루션법 두 모드를 제공하고 있어 이에 대한 선량 불확실도에 대한 연구가 필요하다.

특히 동일한 커널빔을 이용하는 경우라도 중첩법은 빔의 확산방향을 사전에 정하여 빔통로상의 확산방향과 커널빔의 장축을 일치시켜 임의의 점에 도달되는 선량을 계산하므로, 빔의 방향을 평행하게 두는 콘볼루션법과는 조직의 불균질성에 따라 선량 차이를 나타낼 수 있다.^{6,7)}

인체 장기의 전자밀도는 IAEA가 제공하는 표준인을 근거로 비교하거나 분자량이 알려져 있는 시료를 택하는 경우 실험자의 의도에 적합한 실험을 얻어낼 수 있는 점이 유리하게 작용한다.⁵⁾

연부조직등가물질로는 물팬텀 외에 고체팬텀으로 폴리스탈린, 폴리에틸렌, Solid water 팬텀, Lucite 재질 등이 이용되며, 폐조직에는 콜크, 지방조직에는 글루코겔이나 에틸알코올을 이용하며, 골조직 등가물질로는 CaCl₂ 또는 K₂HPO₄ 등이 많이 이용된다.^{8,11)}

본 실험에 이용된 K₂HPO₄는 유효원자번호와 전자밀도비가 골조직과 유사한 13.8과 3.08×10²³/cc이고 수용성 물질로 정량적인 시료준비를 할 수 있어 골조직 등가물질로 좋은 재질이라고 생각된다.

실험에 이용된 볼륨화소의 두께는 0.1 cm에서 1.0 cm까지 임의 선택할 수 있으나, 일반적으로 0.3 cm 간격으로 스캔하는 일이 많아 스캔 두께를 0.3 cm로 고정하고 관전류 300 mAs를 통전하여 영상을 구하였다.

비균질성 팬텀을 제작, 스캔하여 선량계획컴퓨터에서 출력되는 선량값과 각 깊이별 실측선량을 비교하는 일은

치료선량결정을 위한 총체적인 성능보증 작업에 해당되므로 실험오차범위의 불확실도를 얻는 경우 그 의미가 크다고 볼 수 있다.

본 연구자들은 이미 알고 있는 시료의 분자량을 이용하여 적정량을 Table 1과 같이 준비하여 화소의 CT번호와 전자밀도관계를 연관 지워 입력한 뒤, 단위 CT번호별 전자밀도비를 구하여 컴퓨터에 입력하므로써 각 화소의 전자밀도 값으로 전환하여 조직불균질성에 대한 선량을 보정하게 하였다.

본 실험에서 얻어진 결과로 6 MV X선인 경우 폐조직, 연부조직 및 골조직을 통과한 선량은 중첩법이 콘볼루션법에 비해 오차가 적게 나타났으며, 15 MV X선인 경우 골조직에 대한 콘볼루션 법의 선량이 오차가 비교적 적게 나타남을 확인할 수 있었으나 폐조직의 선량평가에서 7.4%의 오차를 보여 재검토가 필요하나, 중첩법에서는 동일한 조건에서 3.0%의 차이를 보여 단순히 조직의 오류로 보기는 어려울 것 같다. 이것은 조직흡수선량이 광자선의 에너지에 따라 전자밀도의 의존도가 다름을 의미하는 것 인지는 확실하지 않다.

임의의 전자밀도가 알려진 시료를 이질성 재질로 구성된 펜텀을 이용해서 영상재구성에 이용된 화소의 CT번호와 전자밀도관계를 구하고 치료 선량계획에 적용한 경우 동일한 펜텀 재질을 이용할 수 있으므로 표준 펜텀 제작에 이용될 수 있을 것으로 확인된다.

표준시료의 구성은 재질을 구하는 데 어려움이 없고, 분자량이 알려져 있어야 하고, 장기간 변질이 일어나지 않아야 한다. 이 점에서 K_2HPO_4 는 분자량이 알려져 있어 함량에 따라 연골에서 경골까지 제공할 수 있고, 경골의 유효원자번호와 유사한 13.8로 나타나 골조직 등가물질로 적절함을 알 수 있다.

이 실험을 통해 폴리에틸린이나 폴리스탈린과 같이 원자번호가 물에 비해 현저히 낮은 경우 물질의 밀도가 물의 것과 근사하나 CT번호는 -20 내지 -60 사이를 보이므로, 스캔에 사용된 X선 에너지와 조직의 유효원자번호가 CT번호에 영향을 있음을 알 수 있으며, 원자번호가 높은 경우 CT번호-전자밀도비가 선형적인 함수를 보이지 않은 것은 X선 에너지가 광전효과에 의한 흡수가 높음을 알 수 있다. 한편 X선 에너지를 여러 개 장착하고 있는 CT스캐너인 경우 환부의 두께 또는 환부가 골조직이 많은 부위에서는 경선효과를 줄이기 위해 높은 에너지를 선택할 수 있다.

특히 골수에 삽입하는 금속고정 물질이 있는 부위에는

CT번호가 어느 값 이상을 계산하지 못하는 한계점이 있으므로 선량평가 시 유의해야할 점으로 남는다.

한편, 폐조직에 대하여 중첩법을 이용한 치료선량계획에서 선량평탄도를 유지하지 못하는 것에 대해서는 앞으로 더 연구가 필요한 것으로 생각된다.

본 실험에서 Dicom 영상을 이용한 선량계획장치에서 스캔에너지가 자동 관독되지 않아 130 KVp X선으로 스캔한 영상에 대해 110 KVp X선에 의한 CT번호-전자밀도 곡선을 이용한 경우 낮은 전자밀도 조직에서는 선량차가 크지 않으나, 전자밀도비가 높은 재질에서는 실측선량보다 큰 오차가 예상됨으로 스캔 때 적용된 에너지의 확인이 중요함을 알 수 있었다.

Fig. 3과 같이 전자밀도비가 높은 골조직에서 기울기가 낮게 나타나는 것은 횡축이 CT번호이고 종축이 전자밀도인 것을 감안하면 동일한 전자밀도에 대해 에너지가 낮은 경우 높은 CT번호를 갖게됨을 알 수 있었다.

본 실험의 치료계획장치에 탑재된 중첩법은 일차선의 커널빔의 장축이 치료빔의 확산방향과 일치하게 두고 계산점에 도달하는 공간 퍼짐 분포를 계산하며, FFT 콘볼루션법은 커널빔의 축과 선원의 중심선속과 평행하게 두고 도달되는 선량을 계산함으로 비균질성 조직에 대해 보정하는 경우, Sharpe 등⁶⁾이 중첩 알고리즘에 의한 선량이 비교적 더 정확하게 구할 수 있다고 주장한 것과 본 실험에서 나타난 결과가 잘 일치함을 알 수 있다.

결 론

비균질성 조직층을 통한 컴퓨터선량치료계획은 화소별 전자밀도비에 따라 흡수선량률을 보정하게 되므로 스캐너 에너지에 따라 적용값이 달라야 한다.

본 실험에서는 인체조직과 등가물질을 제작하고 CT번호-전자밀도비를 함수로 구하였으며, 130 KVp의 X선 에너지에서는 단위 CT번호당 전자밀도비는 공기에서 연부조직간 $0.001026H + 1.00$ 으로 나타났으며, 연골조직에서 경골조직간은 $0.000304H + 1.07$ 을 얻었다.

또 110 KVp에서는 연골-골조직간 $0.000274H + 1.10$ 을 보여 낮은 기울기를 보여 동일한 전자밀도에서 CT번호의 변화가 큰 것을 알 수 있었으며, 연부조직 영역에서는 기울기의 차가 거의 나타나지 않았다.

임상 조건과 유사한 펜텀재질을 제작하여 환자에게 시행하는 선량계획과 동일한 과정을 통해 CT 스캐너의 CT번호-전자밀도비를 적용하여 실측선량과 컴퓨터 계산된

선량을 비교한 결과 중첩법에 의한 선량 값이 FFT 콘볼루션법에 의한 것 보다 실측선량에 가까운 값을 나타내었다.

균질한 물벤텀에서 중첩법과 FFT 콘볼루션법에 의한 심부선량률이 실측선량에 매우 근접하여 1.0% 이내의 오차를 보인 반면, 콘볼루션법에서 골조직을 통과한 6 MV X선의 경우 평균 -5.0%와 폐조직을 통과한 15 MV X선에서 평균 6.0%의 오차를 보였다. 이에 비해 중첩법에서 6 MV X선을 이용한 경우 폐조직에서 평균 -1.2%, 지방조직은 평균 1.2%를, 골조직에서는 평균 -2.9%를 보였으며, 15 MV X선인 경우 폐조직은 평균 2.7%, 지방조직 평균 3.6% 골조직 평균 2.2%의 불확실도를 보여 선량계획의 신뢰성을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. Mackie TR, El-Khatib E, Battista J, et al: Lung dose correction for 6- and 15 MV X-rays. Med Phys 12:327-332 (1985)
2. Batho HF: Lung correction in Cobalt-60 beam therapy. J Can Assoc Radiol 15:79-83 (1964)
3. 박정호, 최태진, 김옥배: 6 MV X-선 조사시 중두개와에서의 선량감쇠. 대한치료방사선과학회지 8:125-131 (1990)
4. 김영애, 최태진, 김옥배: 조직 불균질성에 의한 고에너지 광자선의 선량변화. 대한치료방사선과학회지 13:277-283 (1995)
5. Frigerio NA, Coley RF, Sampson MJ: Depth dose determinations. Tissue-equivalent liquids for standard man and muscle. Phys Med Biol 17:792-802 (1972)
6. Sharpe MB, Battista JJ: Dose calculations using convolution and superposition principles: The orientation of dose spread kernels in divergent x-ray beam. Med Phys 20:1685-1694 (1993)
7. Boyer AI, Zhu Y, Wand L, Francois: Fast fourier transform convolution calculations of x-ray dose distributions in homogenous media. Med Phys 16:248-253 (1989)
8. 최태진, 윤선민, 김옥배 등: 이중에너지광자선의 전산화단층촬영술을 이용한 정량적 골무기물 함량의 비교분석. 대한치료방사선과학회지 15:153-158 (1997)
9. Constantinou C, Attix FH, Paliwal B: A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and gamma ray beam calibrations. Med Phys 9:436-441 (1982)
10. McCullough EC, Holmes TW: Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: direct utilization of CT scan data. Med Phys 12:237-242 (1985)
11. Constantinou C, DeWerd LA: An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. Med Phys 19:325-327 (1992)

Verification of Radiation Therapy Planning Dose Based on Electron Density Correction of CT Number: XiO Experiments

Tae-Jin Choi*, Jin-Hee Kim[†], Ok-Bae Kim[†]

Departments of *Medical Bio-Physics and Engineering,
[†]Radiation Oncology, Medical College, Keimyung University

This study performed to confirm the corrected dose in different electron density materials using the superposition/FFT convolution method in radiotherapy planning system. The experiments of the K_2HPO_4 diluted solution for bone substitute, Cork for lung and n-Glucose for soft tissue are very close to effective atomic number of tissue materials. The image data acqisited from the 110 KVp and 130 KVp CT scanner (Siemes, Singo emotion6). The electron density was derived from the CT number (H) and adapted to planning system (Xio, CMS) for heterogeneity correction. The heterogeneity tissue phantom used for measurement dose comparison to that of delivered computer planning system. In the results, this investigations showed the CT number is highly affected in photoelectric effect in high Z materials. The electron density in a given energy spectrum showed the relation of first order as a function of H in soft tissue and bone materials, respectively. In our experiments, the ratio of electron density as a function of H was obtained the $0.001026H + 1.00$ in soft tissue and $0.000304H + 1.07$ for bone at 130 KVp spectrum and showed $0.000274H + 1.10$ for bone tissue in low 110 KVp. This experiments of electron density calibrations from CT number used to decide depth and length of photon transportation. The Computed superposition and FFT convolution dose showed very close to measurements within 1.0% discrepancy in homogeneous phantom for 6 and 15 MV X rays, but it showed -5.0% large discrepancy in FFT convolution for bone tissue correction of 6 MV X rays. In this experiments, the evaluated doses showed acceptable discrepancy within -1.2% of average for lung and -2.9% for bone equivalent materials with superposition method in 6 MV X rays. However the FFT convolution method showed more a large discrepancy than superposition in the low electron density medium in 6 and 15 MV X rays. As the CT number depends on energy spectrum of X rays, it should be confirm gradient of function of CT number-electron density regularly.

Key Words: Electron density ratio, CT number, Heterogeneity tissue layer