대한방사선종양학회지 2006;24(4):285~293

전산화단층촬영 슬라이스 두께가 세기변조방사선치료계획에 미치는 영향

경북대학교병원 방사선종양학과*, 경북대학교 의과대학 방사선종양학교실†

이 승 준*·김 재 철*†

목 적: 세기변조방사선치료계획에서 전산화단층촬영(computed tomography, CT) 영상의 슬라이스 두께를 변화시켜 계산된 흡수선량의 변화를 측정치와 비교함으로써 최적의 CT 슬라이스 두께를 구하고자 하였다.

대상 및 방법: 두경부암 환자에 대한 세기변조방사선치료계획을 우선 시행하였다. 두경부 인체모형팬톰에 대해서 다양한 슬라이스 두께로(0.125~1.0 cm) CT 영상을 획득하여 재구성하였다. 두경부암 환자의 치료계획에서 획득한 빔 및 동적다엽콜리메이터 작동순서 정보를 재구성된 팬톰에 입력하여 흡수선량을 계산하였다. 팬톰에 필름을 삽입하고, 두경부암 환자에서 얻은 동일한 빔 정보로 방사선 조사를 시행하여 흡수선량을 측정하였다. 필름 계측용 소프트웨어를 이용하여 필름의 흡수선량을 분석한 후, 팬톰 CT영상에서 계산된 선량과 비교하였다.

결 과: CT 슬라이스 두께가 작을수록 선량체적히스토그램에서 팬톰의 체적과 팬톰 내 최대선량이 높게 나타났다. 팬톰 내 최대선량은 CT 슬라이스 두께에 따라 ~5%의 차이를 보였다. CT 슬라이스 두께 0.25 cm 이하에서 측정선량과 계산선량의 차이가 가장 작았다.

결 론: 세기변조방사선치료계획에서 CT 슬라이스 두께 변화가 흡수선량 및 체적변화의 연관성을 확인하였다. CT 슬라이스 두께가 작을수록 계산선량과 측정선량 간의 차이가 작았으며, 계산 체적과 측정 체적과의 차이도 작았다. 세기변조방사선치료계획에서 실제 인체와 가까운 체적 및 흡수선량 정보를 획득하기 위해서는 CT슬라이스 두께를 0.25 cm 이하로 함이 적절할 것으로 생각된다.

핵심용어: 전산화단층촬영, 슬라이스 두께, 세기변조방사선치료

서 론

전산화단층촬영(computed tomography) 영상을 이용하는 전산화치료계획(radiotherapy treatment planning)의 발전으로 2차원 방사선치료에서 3차원 입체조형 방사선치료(3-dimensional conformal radiation therapy) 및 세기변조방사선치료(intensity modulated radiation therapy)로 치료방법이 발전되고 있다.[1] 특히 세기변조방사선치료는 3차원 입체조형 방사선치료보다 종양 부위에 선량을 더 높이면서 주변 정상조직의 부작용을 최소화할 수 있어 그 사용이 점차 증가하고 있다.

전산화단층촬영 영상은 환자에 대한 해부학적인 정보뿐만 아니라 선량 계산에 필요한 조직의 밀도와 체적을 제공하여 3차원 입체조형 방사선치료 및 세기변조방사선치료에 필요한 환자의 기본 정보를 제공한다.[2] 따라서 전산화단층촬영 영상의 질이 3차원 입체조형 방사선치료 및 세기변조방사선치료의 결과에 영향을 줄 것으로 예상할 수 있다. 세기변조방사선치료계획의 정확도를 높이기 위해서는 전산화단층촬영 영상의 재구성이 중요하게 여겨진다.[1,3~6]

세기변조방사선치료계획의 역치료계획(inverse planning)은 재구성된 전산화단층촬영 영상에서 결정된 종양 및 정상조직의 체적에 대해 주어진 선량을 최적화 과정(optimization)을 통해 계산하고, 그 선량을 발생시키는 다엽콜리메이터(multileaf collimator)의 동작 계산 과정을 포함한다.[1,7~11]

3차원 입체조형 방사선치료에서 전산화단층촬영 슬라이스 두께 변화에 따라, 움직임이 큰 장기의 경우 재구성된 영상의 체적 차이가 약 20% 이상되고, 체적 차이에 따른 흡수선량의 계산값 차이는 약 30% 이상된다는 보고가 있다.[6] 따라서 세기변조방사선치료에서도 전산화단층촬영 영상 슬라이스 두께 변화에 의한 체적의 차이가 흡수선량에 영향을 미칠 것으로 예상할 수 있다.

세기변조방사선치료의 임상 적용이 활발해지면서 세기변조방사선치료에 대한 정도관리(quality assurance)의 연구

이 논문은 2006년 2월 8일 접수하여 2006년 12월 13일 채택되었음.
책임저자: 김재철, 경북대학교 의과대학 방사선종양학교실
Tel: 053)420-5352, Fax: 053)426-3303
E-mail: jckim@knu.ac.kr

또한 다방면에서 진행되고 있다.[7] 세기변조방사선치료에서 다엽콜리메이터 및 선형가속기 등의 장비 정도관리와 더불어, 치료계획 정도관리에 관한 연구도 증가하고 있다.[12]

본 연구에서는 세기변조방사선치료 선량계산에서의 기본 정보인 전산화단층촬영 영상의 슬라이스 두께가 팬톰의 체적 변화에 따른 선량분포에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 또한 계산된 선량분포와 측정된 선량분포를 비교함으로써 실제에 가장 근접한 치료계획을 유도하는 최적의 전산화단층촬영 슬라이스 두께를 찾고자 하였다.

대상 및 방법

1. 두경부암 환자에 대한 세기변조방사선치료계획

구강저암 환자(T1N1)에 대한 세기변조방사선치료계획을 우선 수행하였다. 슬라이스 두께를 0.3 cm으로 하여 얻은 전산화단층촬영 영상을 전산화치료계획 프로그램(Eclipse V.6.5, Varian Co., USA)으로 세기변조방사선치료계획을 시행하였다. 다엽콜리메이터(120 Millennium, Varian Co., USA)가 장착된 선형가속기(Clinac 21EX-S, Varian Co., USA)의 6 MV 엑스선으로 9개의 조사면(갠트리 각도: 200°, 240°, 280°, 320°, 0°, 40°, 80°, 120°, 160°)를 정하여 계획용목표체적(planning target volume)에 하루 200 cGy가 조사되도록 하였다(Fig. 1A). 다엽콜리메이터의 구동은 sliding window 방식으로 하였다.

2. 팬톰에 대한 세기변조방사선치료계획

구강저암 환자에서 얻은 동일 조건의 빔 조사면과 동적 다엽콜리메이터(dynamic multileaf collimator) 작동 정보를 두경부 인체모형팬톰(anthropomorphic phantom, Radiology Support Devices, Inc, USA)에 적용하였다. 먼저 두경부 인체모형팬톰에 Angio catheter를 3방향(0°, 90°, 270°) 중심에 부착하고, 중심점을 표시한 후 다양한 슬라이스 두께별로 (0.125, 0.25, 0.5, 0.75, 1.0 cm) 전산화단층촬영기(CT Light ultra 16, General Electronics Co., USA)에서 전산화단층촬영 영상을 획득하였다. 획득한 영상을 Fig. 2와 같이 슬라이스 두께별로 재구성하였다. 전산화치료계획 프로그램에서 슬라이스 두께별 펜톰 영상을 불러들여 두경부암 환자에서 계산한 동적다엽콜리메이터의 작동 정보를 동일하게 적용하여 계산하였다. 팬톰의 전산화단층촬영 슬라이스 두께에 따라 계산된 상대적인 흡수선량 분포 및 흡수선량을 비교하였다(Fig. 1B). 상대적인 흡수선량 분포와 선량 분석은 시상면(sagittal) 및 전두면(frontal) 방향에서 시행하였다.

3. 팬톰 흡수선량의 계산값 및 측정값 비교

팬톰의 특정 단면에서 상대적인 흡수선량 값과 측정값을 비교하기 위해서 EDR2필름(Extended Dose Rate 2 film, Kodak, USA)을 사용하였다. 팬톰의 중심에서 Z 축 방향으로 −3.5, −1, +1.5 및 +4 cm의 위치에 4장의 EDR2필름을 삽입한 후, 구강저암 환자에서 얻은 동일한 빔 정보를 팬톰에 조사하였다. 상대적 선량분포가 아닌 흡수선량의 절대값 분포를 획득하기 위해 0~300 cGy까지 50 cGy 단위로 선량을 증가시키면서 EDR2필름에 조사하여 필름의 흡광도(optical density)의 오차교정을 우선 시행하였다. 필름 스캔 장비(Dosimetry Pro Advantage, Vidar System Co., USA)로 필름을 스캔하여, 필름 계측용 소프트웨어(OmniPro-I'mRT, Scanditronix-Wellhofer Inc., Germany)로 특정 단면의 계산 및 측정된 흡수선량분포와 흡수선량 값을 비교 분석하였다. 필름의 흡수선량 측정은 3회 반복하여 그 평균값을 구하였다.

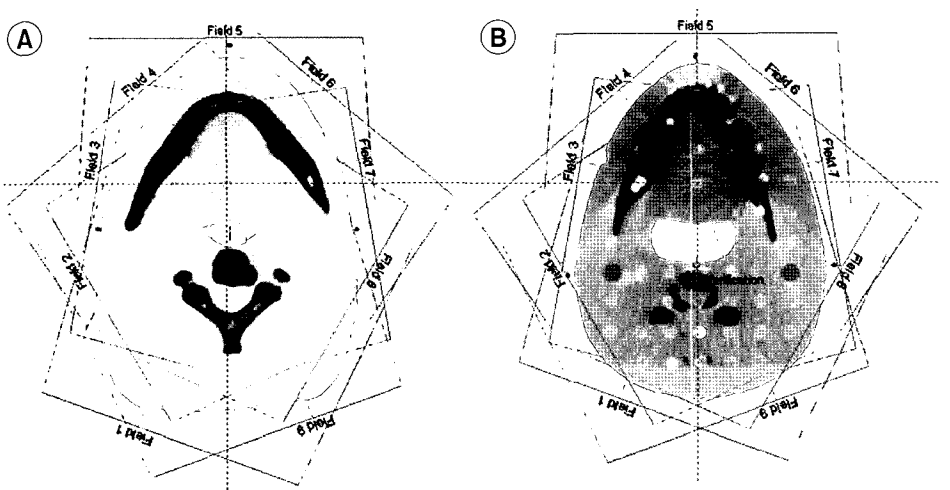

Fig. 1. This figures show (A) a head and neck cancer patient and (B) an anthropomorphic phantom of intensity modulated radiation therapy plans.

결 과

슬라이스 두께별(1.0, 0.75, 0.5, 0.25, 0.125 cm)로 촬영하여 전산화치료계획 프로그램에서 재구성한 두경부 인체모형팬톰의 디지털화재구성된 사진(digitally reconstructed radiographs)을 Fig. 2에 나타내었다. 전산화단층촬영 슬라이스 두께가 작을수록 디지털화재구성된 사진의 선명도가 증가하고, 각 슬라이스의 모서리 부분의 계단 현상이 줄어드는 것을 관찰하였다.

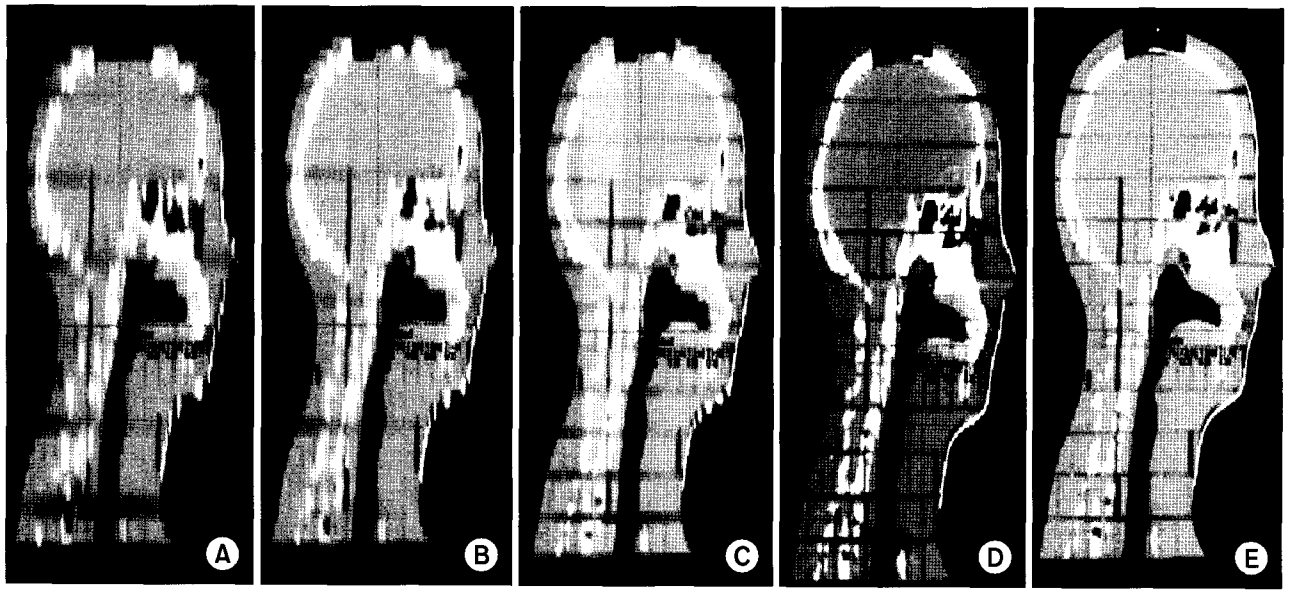

Fig. 2. Digitally reconstructed radiographs of a anthropomorphic phantom obtained from computed tomographic images of which the slice thickness are (A) 1.0 cm, (B) 0.75 cm, (C) 0.5 cm, (D) 0.25 cm, (E) 0.125 cm show the effect of slice thickness on image quality.

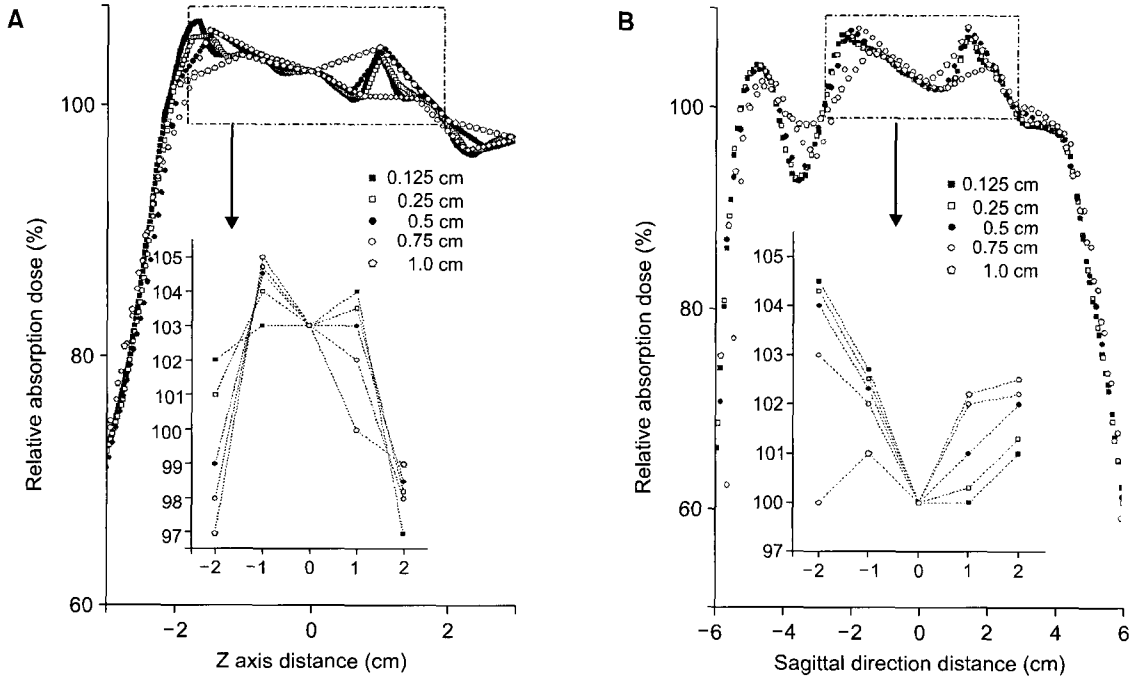

Fig. 3. Relative absorbed dose line profiles at a sagittal axis (A) [X=0, Y=0, Z=±N], and (B) [X=0, Y=±N, Z=±N] obtained from intensity modulated radiation therapy planning.

세기변조방사선치료계획 프로그램에서 계산된 상대적인 흡수선량 값을 Fig. 3, Fig. 4 및 Table 1에 나타내었다. 슬라이스 두께가 클수록 등선량분포 곡선의 형태가 매끄럽지 않고 조악하였다. 시상면 방향의 상대적인 흡수선량 값은 빔 중심축에서는 슬라이스 두께와 상관없이 일치하였으나, 빔 중심 축에서 떨어진 좌표에서는 슬라이스 두께별 차이가 발생하였다. Z축 좌표 −2 및 +1 cm에서는 슬라이스 두께가 증가함에 따라 상대적인 흡수선량이 감소하였고, Z축 좌표 −1 및 +2 cm에서는 슬라이스 두께가 증가함에 따라 상대적인 흡수선량이 증가하였다. 슬라이스 두께의 변화에 따른 상대적인 흡수선량의 변화의 범위는 2~5%였다(Fig. 3A). 시상면에서 대각선 방향(X=0, Y=±N, Z=±N)에서, 좌표[X=0, Y=−(2,1), Z=−(2,1)]에서는 슬라이스 두께가 증가할수록 상대적인 흡수선량이 감소하였고, 그 대칭 좌표에서는 상대적인 흡수선량이 증가하였다. 슬라이스 두께의 변화에 따른 상대적인 흡수선량의 변화의 범위는 1~4%였다(Fig. 3B). 전두면에서 대각선 방향(X=±N, Y=0, Z=±N)에서도 빔 중심 축에서 떨어진 좌표에서는 슬라이스 두께별 차이가 발생하였다. 슬라이스 두께의 변화에 따른 상대적인 흡수선량의 변화의 범위는 1~4%였다(Fig. 4).

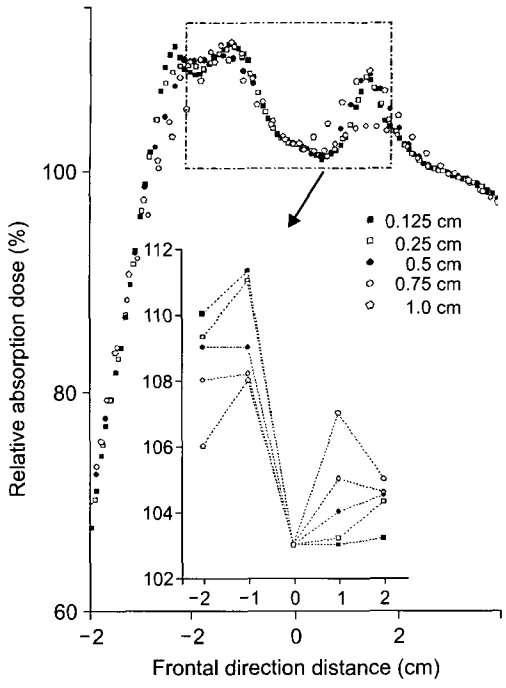

Fig. 4. Relative absorbed dose line profile at a frontal axis [X=±N, Y=0, Z=±N] obtained from intensity modulated radiation therapy planning.

전산화치료계획 프로그램에서 계산된 두경부 인체모형 팬톰의 최대 흡수선량을 슬라이스 두께별로 표시하였다(Fig. 5A). 슬라이스 두께 0.125 cm에서의 최대 흡수선량은 132%였고, 1.0 cm에서는 117%로, 슬라이스 두께 증가에 의해 최대 흡수선량이 15% 감소함을 관찰하였다. 전산화치료계획 프로그램에서 계산된 두경부 인체모형팬톰의 체

Table 1. Relative Absorbed Dose at Diverse Axes Obtained from Intensity Modulated Radiation Therapy Planning

Axis	Position (cm)	Computed tomography slice thickness (cm)				
		0.125	0.25	0.5	0.75	1.0
		Relative absorbed dose (%) (200 cGy=100%)				
Sagittal (X=0, Y=0, Z=±N)	−2	102	101	99	98	97
	−1	103	104	104.5	104.7	105
	0	103	103	103	103	103
	1	104	103.5	103	102	100
	2	97	98.2	98.5	98	99
Sagittal (X=0, Y=±N, Z=±N)	−2	107.5	107.3	107	106	103
	−1	105.7	105.5	105.3	105	104
	0	103	103	103	103	103
	1	103	103.3	104	105	105.2
	2	104	104.3	105	105.2	105.5
Frontal (X=±N, Y=0, Z=±N)	−2	110	109.3	109	108	106
	−1	111.3	111	109	108.2	108
	0	103	103	103	103	103
	1	103	103.2	104	105	107
	2	103.2	104.3	104.5	104.6	105

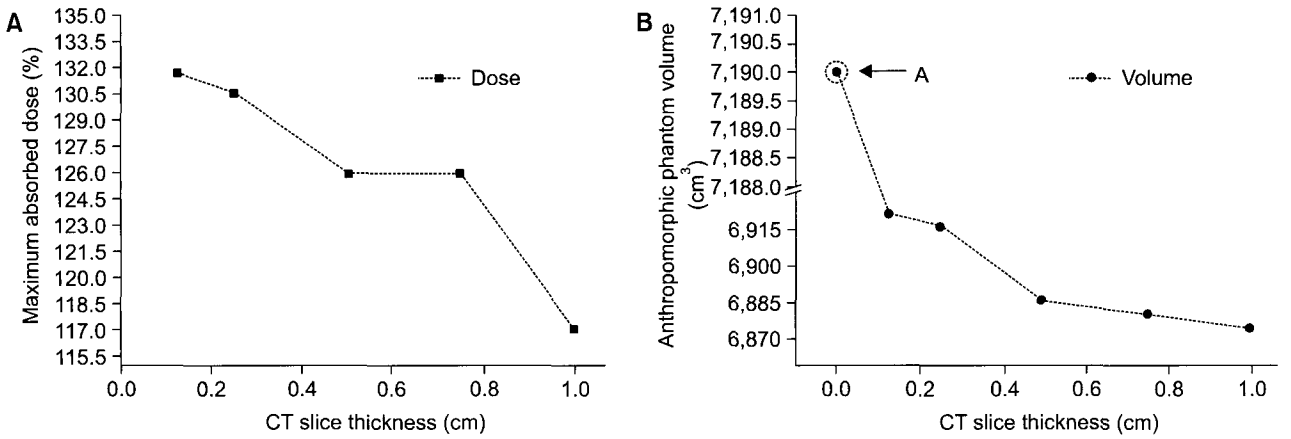

Fig. 5. (A) Maximum absorbed dose and (B) volume of anthropomorphic phantom in phantom according to computed tomography slice thickness obtained from intensity modulated radiation therapy planning. A: measured phantom volume.

Table 2. Maximum Absorbed Dose and Volume of Anthropomorphic Phantom according to Computed Tomography Slice Thickness

Slice thickness (cm)	Volume of anthropomorphic phantom (cm^3) (%)	Maximum absorbed dose (cGy) (%)
	Ref=7190 (100)	200 (100)
0.125	6,922 (96.3)	263.2 (131.6)
0.25	6,916 (96.2)	261.2 (130.6)
0.5	6,885 (95.8)	252.2 (126.1)
0.75	6,880 (95.7)	252.0 (126.0)
1.0	6,874 (95.6)	234.4 (117.2)

적을 슬라이스 두께별로 표시하였다(Fig. 5B). 두경부 인체모형팬톰의 체적 실측값은 7,190 cm^3였고, 슬라이스 두께 0.125 cm에서의 체적 계산값은 6,922 cm^3, 슬라이스 두께 1.0 cm에서의 체적 계산값은 6,874 cm^3로, 슬라이스 두께가 작을수록 실제 팬톰 체적과의 차이가 작았다. 슬라이스 두께 0.125 cm 및 1.0 cm에서의 계산값과 실측값과의 체적 차이는 각각 3.7% 및 4.4%였다(Table 2).

빔 조사면 범위에 포함되는 두경부 인체모형팬톰의 체적과 흡수선량을 슬라이스 두께 0.125 및 1.0 cm에 대하여 비교하였다(Fig. 6). 흡수선량 10~100 cGy 범위에서 슬라이스 두께 0.125 cm으로부터 재구성된 체적이 상대적으로 더 작았다.

전산화치료계획 프로그램에서 계산된 두경부 인체모형팬톰의 흡수선량과 EDR2필름으로 측정한 흡수선량을 Fig. 7 및 Table 3에 표시하였다. OmniPro-I'mRT 프로그램에서 계산 및 측정된 단면에 중심을 100%으로 하여 동일 좌표

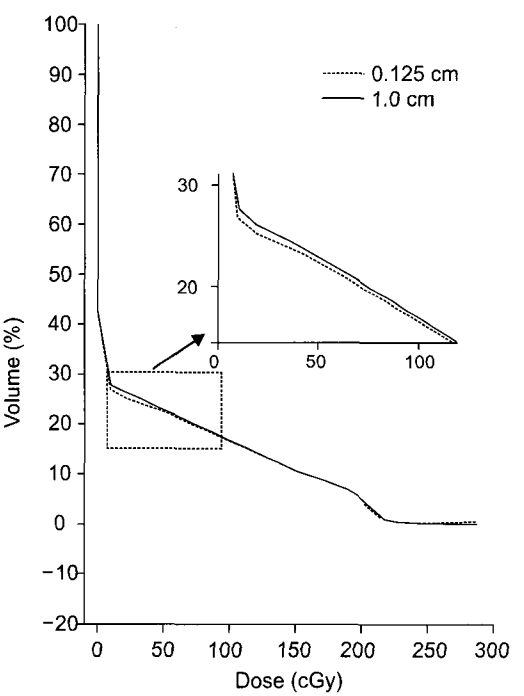

Fig. 6. Comparison of dose-volume histograms calculated from images of computed tomography slice thickness 0.125 and 1.0 cm.

에서 비교한 결과 계산 및 측정된 최대 흡수선량의 차이는 슬라이스 두께에 따라 최대 6.6% 차이를 나타내었다. 특히 슬라이스 두께 0.25 cm 이하에서는 계산 및 측정선량의 차이가 0.35~1.40%로 매우 작았다. 또한 팬톰 중심에서 Z 축 방향 +1.5 cm 위치에서 계산단면 및 측정필름 단면의 중심 오차 0.2 cm 이하로 비교하였을 때, 등선량분포 70 ~ 90%에서 슬라이스 두께에 따라 계산 및 측정선량분포는 0.2~0.6 cm의 차이를 보였다(Table 4).

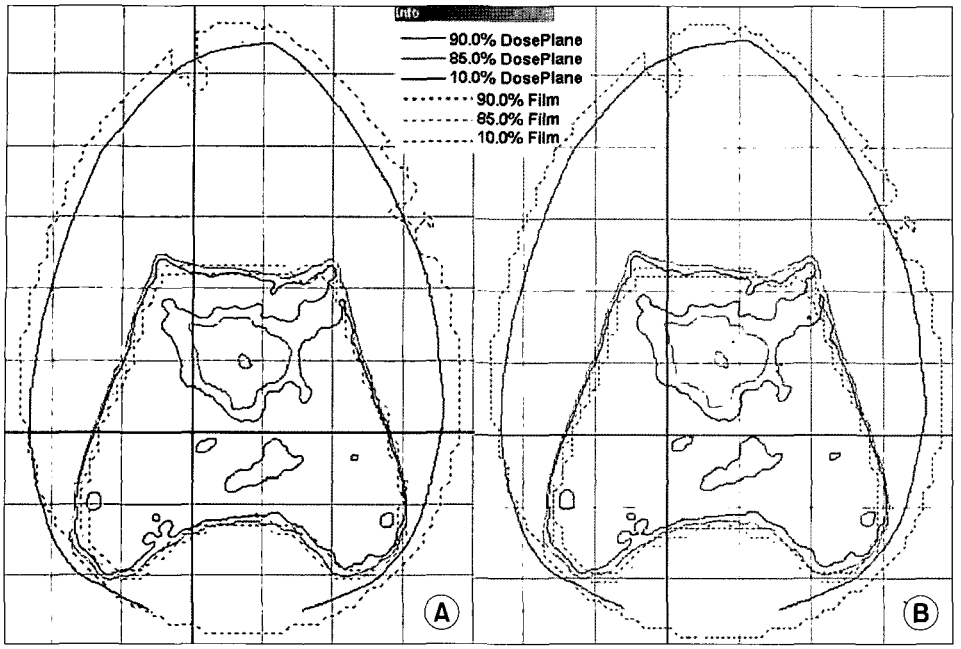

Fig. 7. Comparison of measured and calculated isodose curves. The position of the film was 1.5 cm cephalad from the isoncenter of the anthropomorphic phantom. Calculated isodose curves were obtained from images of computed tomography slice thickness (A) 0.125 and (B) 0.75 cm.

Table 3. Comparison of Measured and Calculated Maximum Absorbed Dose according to Computed Tomography Slice Thickness

Film position (cm)	Film	Computed tomography slice thickness (cm)				
		0.125	0.25	0.5	0.75	1.0
	Measured and calculated maximum absorbed dose (cGy) (%)					
+1.5	234.8 (100)	231.6 (98.6)	226.4 (96.4)	223.4 (95.1)	219.3 (93.4)	–
−1.0	228.6 (100)	225.4 (98.6)	229.4 (99.65)	219.3 (95.9)	–	

Table 4. Comparison of Measured and Calculated Isodose Curves according to Computed Tomography Slice Thickness

Measured and calculated isodose curves (%)*	Computed tomography slice thickness (cm)				
	0.125	0.25	0.5	0.75	1.0
	Measured and calculated isodose curves gap (cm)				
90	0.2	0.2	0.3	0.5	–
85	0.3	0.4	0.4	0.6	–
80	0.3	0.4	0.4	0.5	–
70	0.3	0.4	0.5	0.6	–

*The position of the film was 1.5 cm cephalad from the isoncenter of the anthropomorphic phantom

고안 및 결론

전산화치료계획에서 흡수선량 계산에 영향을 미치는 전산화단층촬영 관련 인자로는 전산화단층촬영 수 및 전자밀도가 알려져 있다. 전산화단층촬영 수의 변동에 따른 선량계산의 오차는 현저하지 않은 것으로 알려져 있으며, 전자밀도에 4~10% 오차가 있을 때 단지 2%의 상대선량오차가 있는 것으로 알려져 있다.[2] 전산화단층촬영 영상의 슬라이스 두께의 변동이 흡수 선량계산에 미치는 영향은 ~5% 정도로 크다는 것을 확인하였다. 전산화단층촬영 영상을 기본 정보로 이용하여 계산하는 세기변조방사선치료계획에서 전산화단층촬영 수와 전자밀도보다는 상대적으로 슬라이스 두께가 더 중요하게 고려되어야 할 요소로 생각되었다.

Berthelet 등[6]은 3차원 전산화치료계획에서 전립선암 환

자를 대상으로 전산화단층촬영 슬라이스 두께를 0.3 및 0.5 cm으로 촬영 후 재구성하여 방광과 직장의 체적과 흡수선량을 비교하였다. 슬라이스 두께 0.5 cm보다 0.3 cm에서의 방광 체적이 크며, 대상 환자 중 약 25%에서 방광 체적이 20% 이상의 차이를 나타내었고, 선량체적히스토그람에서 체적 전체를 포함하는 선량의 차이가 약 30%라고 보고하였다. 슬라이스 두께의 변동에 따른 체적 및 흡수선량의 변화는 소실조직효과(missing tissue efect) 및 부분체적효과(partial volume effect)로 설명하였다.[9] 소실조직효과는 전산화단층촬영 시 슬라이스 간격이 넓을수록, 슬라이스에 인접한, 정보가 없는 조직의 체적이 증가하는 현상으로, 이는 정상 장기 및 종양 정보의 부정확성을 증가시키는 결과를 초래한다. 본 연구에 사용된 세기변조방사선치료계획 소프트웨어는 2.5 mm 단위의 그리드(grid)로 계산하므로 이러한 오차가 보다 심각한 영향을 줄 수 있으므로 슬라이스 간격을 줄여주는 것이 중요하다고 생각된다. 부분체적효과는 다른 밀도를 가진 두 종류 이상의 조직에 대해 여러 조직 밀도의 평균값을 바탕으로 전산화단층촬영 번호가 생성되기 때문에 발생하는 허상의 장해음영으로, 슬라이스 간격이 넓을수록 그 오류가 증가한다. 이러한 부분체적효과에 의해 세기변조방사선치료계획 과정 중 체적 계산 과정에 변동이 생길 가능성이 높다. 정상 장기 및 종양을 구분하여 그리는 것은 획득된 영상의 정상 장기 및 종양의 형태에 의존한다. 만약 장기의 형태가 Z축 방향을 따라 바뀌지 않는다면 장기의 경계면에서의 전산화단층촬영 번호는 바뀌지 않을 것이다. 그러나 장기의 형태가 Z축에서 변화하면 전산화단층촬영 영상의 번호는 달라지고, 장기의 경계면 주위에 흐려지는 부분이 생길 것이다. 이러한 현상을 줄이기 위해서는 Z축 방향의 두께를 얇게 하고, 공간분해능을 높이기 위해서 더 얇은 슬라이스를 선택해야 할 것으로 생각된다. 세기변조방사선치료계획 프로그램에서 부분체적효과로 발생하는 체적 변동이 최종 선량계산에도 영향을 미치게 된다고 생각된다. 또한 특정위치에서도 이와 같은 효과로 슬라이스 두께에 따른 흡수선량 값의 차이가 나타난다고 생각된다. 본 연구에서 슬라이스 간격이 클수록 팬톰 체적이 작았던 것은 소실조직효과 및 부분체적효과로 설명할 수 있을 것이다. 빔 조사면 범위에 포함되는 두경부 인체모형팬톰의 체적과 흡수선량을 슬라이스 두께 0.125 및 1.0 cm에 대하여 비교에서 선량체적히스토그람에서 끝 부분에서는 두께가 얇을수록 체적대비 선량이 높게 계산되었으나, 흡수선량 10~100 cGy 범위에서 슬라이스 두께 0.125 cm으로부터 재구성된 체적이 상대적으로 더 작은 원인은 소실조직효과가 팬톰 주변부에서 더 우세하기 때문일 것으로 생각된다. 인체모형팬톰에서 슬라이스 두께가 클수록 최대흡수선량의 계산값이 감소하였던 것은 소실조직효과 및 부분체적효과에 의한 팬톰 체적의 감소와 관련이 있을 것으로 생각되나 직접적인 연관성에 대한 명확한 설명은 할 수 없었다.

본 연구에서는 팬톰 전체의 체적만을 계산하였는데 전산화단층촬영 슬라이스 두께 0.125 cm 및 1.0 cm에서의 계산된 체적의 차이는 0.7%로 미미하기는 하였으나 차이를 관찰할 수 있었다. 따라서 정상 내부 장기 및 종양의 체적도 슬라이스 두께의 변동에 따라 변화를 나타낼 것으로 예상할 수 있다. 또한 체적의 변화는 세기변조방사선치료계획의 최적화 과정에서 최대 흡수선량 및 선량체적히스토그람에 영향을 줄 것으로 예상할 수 있다. 본 연구에서 슬라이스 두께의 변동에 따른 상대적인 최대 흡수선량의 차이는 14.4%로 비교적 크게 나타났다. 또한 선량체적히스토그람에서도 선량의 차이가 3.3%로 나타났다. 움직임이 거의 없는 두경부의 경우라도 슬라이스 두께의 변동, 즉 전산화단층촬영 영상의 정보의 양에 따라 최대 흡수선량의 값과 분포가 달라지며 세기변조방사선치료의 경우 더욱 중요하게 고려되어야 할 것으로 생각된다. 치료계획 프로그램에서 나타난 체적에 따른 최대 흡수선량의 차이를 확인하기 위해서는 보다 적합한 측정장비와 입체적으로 측정할 수 있는 팬톰 제작과 3차원적인 분석 방법에 대한 추가적인 연구를 수행하여야 할 것으로 생각한다.

세기변조방사선치료계획의 정도관리에서, 계산된 선량분포와 측정된 선량분포 간의 상대적 선량일치를 비교하는 것이 반드시 포함되어야 한다.[13,14] 흡수선량 측정에 필름을 사용하게 되면 필름 자체 성분의 불균일성과 현상조건 등의 영향으로 정확성에 한계가 있다. 필름 선량계의 계통적 오차는 필름 등선량중심점 치우침(isocenter offset), 필름 회전(rotation) 등 위치 오차(localization error)와, 필름 흡광도(optical density), 필름 비틀림(distortion) 등의 교정오차(calibration error)로 구성된다.[12] 또한 필름 표지의 작은 공기 공간에 의해 생기는 build-up 영역이나, 저에너지 엑스선에 대한 과잉 반응 또는 필름의 에너지 의존성도 문제가 되는데, 본 연구에서는 이러한 문제를 최소화하기 위해 일반적인 필름에서 흔히 나타나는 저에너지의 엑스선에 의한 과잉 반응 오류를 피하기 위한 필름(EDR2 film)을 사용하였다. 또한 흡광도 곡선은 선형이며 측정된 필름 선량 분포로부터 교정이 용이하므로 팬톰에서의 계산선량과 상대적인 비교에는 문제가 없다고 판단하였다. 본 실험에서는 횡단면에 대한 측정만 시행하고 시상면 및 전두면에 대한 측정은 시행하지 못하였으므로 이에 대한 측정이 가

능한 팬톰을 개발할 필요가 있다고 생각된다. 시상면 및 전두면에 대한 측정이 앞서 언급한 부분체적효과가 치료계획에 미치는 영향을 좀더 세밀하게 분석하는 데 도움을 줄 것으로 생각된다.

본 연구에서는 전산화치료계획 시 환자의 기본 정보가 되는 전산화단층촬영 슬라이스 두께 변화와 흡수선량 및 팬톰 체적변화의 연관성을 확인하였다. 슬라이스 두께가 작을수록 계산선량과 측정선량 간의 차이가 작았으며, 팬톰의 계산 체적과 측정 체적과의 차이도 작았다. 또한 체적에 따라 계산선량에서 최대 흡수선량의 값이 체적이 증가 할수록 증가됨을 확인할 수 있었다. 치료의 정밀함을 요구하는 세기변조방사선치료에서의 첫 단계인 치료계획에서 실제 인체와 가까운 체적 및 흡수선량 정보를 획득하기 위해서는 본 연구에 사용된 5가지 전산화단층촬영 슬라이스 두께 중에서 슬라이스 두께가 0.25 cm 이하로 함이 적절할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. **James MG, Gary E, Avraham E, et al.** Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American society for therapeutic radiology and oncology and the American association of physicists in medicine. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004;58:1616-1634
2. **Kang SK, Cho BC, Park HC, Bae HS.** The effect of the CT voltages on the dose calculated by a commercial RTP system. J Korea Med Phys 2004;15:23-29
3. **Dogan N, Leybovich LB, Sethi A.** Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. Phys Med Biol 2002;47:4121-4130
4. **Mundt AJ, Roeske JC.** Intensity modulated radiation therapy-a clinical perspective. Hamilton and London; BC Decker Inc, 2005:83-89
5. **Martin JM.** The importance of computed tomography slice thickness in radiographic patient positioning for radiosurgery. Med Phys 1999;26:171-175
6. **Berthelet E, Liu M, Truong P, et al.** CT slice index and thickness: Impact on organ contouring in radiation treatment planning for prostate cancer. J Appl Clin Med Phys 2003; 4:365-373
7. **Agazaryan N, Solberg TD, Demarco JJ.** Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. J Appl Clin Med Phys 2003;4:40-49
8. **Ma L, Geis PB, Boyer AL.** Quality assurance for dynamic multileaf collimator modulated fields using a fast beam imaging system. Med Phys 1997;24:1213-1220
9. **Tsai JS, Wazer DE, Ling MN, et al.** Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;40:1213-1230
10. **Xing L, Li JG.** Computer verification of fluence map for intensity modulated radiation therapy. Med Phys 2000;27: 2084-2092
11. **MacKenzie MA, Lachaine M, Murray B, Fallone BG, Robinson D, Field GC.** Dosimetric verification of inverse planned step and shoot mulitileaf collimator fields from a commercial treatment planning system. J Appl Clin Med Phys 2002;3:97-109
12. **Shin KH, Park SY, Park DH, et al.** Patient specific quality assurance of IMRT: quantitative approach using film dosimetry and optimization. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2005;23; 176-185
13. **Papatheodorou S, Rosenwald JC, Zefkili S, Murillo MC, Drouard J, Gaboriaud G.** Dose calculation and verification of intensity modulation generated by dynamic multileaf collimators. Med Phys 2000;27:960-971
14. **Budgell GJ, Perrin BA, Mott JH, Fairfoul J, Mackay RI.** Quantitative analysis of patient-specific dosimetric IMRT verification. Phys Med Biol 2005;50:103-119

Abstract

Impact of Computed Tomography Slice Thickness on Intensity Modulated Radiation Therapy Plan

Seoung Jun Lee, M.D.* and Jae Chul Kim, M.D.*†

*Department of Radiation Oncology, Kyungpook National University Hospital,
†Kyungpook National University School of Medicine, Daegu, Korea

Purpose: This study was to search the optimal slice thickness of computed tomography (CT) in an intensity modulated radiation therapy plan through changing the slice thickness and comparing the change of the calculated absorbed dose with measured absorbed dose.

Materials and Methods: An intensity modulated radiation therapy plan for a head and neck cancer patient was done, first of all. Then CT with various ranges of slice thickness (0.125~1.0 cm) for a head and neck anthropomorphic phantom was done and the images were reconstructed. The plan parameters obtained from the plan of the head and neck cancer patient was applied into the reconstructed images of the phantom and then absorbed doses were calculated. Films were inserted into the phantom, and irradiated with 6 MV X-ray with the same beam data obtained from the head and neck cancer patient. Films were then scanned and isodoses were measured with the use of film measurement software and were compared with the calculated isodeses.

Results: As the slice thickness of CT decreased, the volume of the phantom and the maximum absorbed dose increased. As the slice thickness of CT changed from 0.125 to 1.0 cm, the maximum absorbed dose changed ~ 5%. The difference between the measured and calculated volume of the phantom was small (3.7~3.8%) when the slice thickness of CT was 0.25 cm or less. The difference between the measured and calculated dose was small (0.35~1.40%) when the slice thickness of CT was 0.25 cm or less.

Conclusion: Because the difference between the measured and calculated dose in a head and neck phantom was small and the difference between the measured and calculated volume was small when the slice thickness of CT was 0.25 cm or less, we suggest that the slice thickness of CT should be 0.25 cm or less for an optimal intensity modulated radiation therapy plan.

Key Words: Computed tomography, Slice thickness, Intensity modulated radiation therapy