

전산화단층촬영 주사시간(Scan Time)이 폐종양운동의 재현성에 미치는 영향 분석

울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과*, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실†

김수산* · 하성환† · 최은경* · 이병용*

목 적: 방사선치료계획용 전산화단층촬영(computerized tomography, 이하 CT) 시 주사시간이 종양부피의 재현성에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다.

대상 및 방법: 인공호흡기의 환기작용에 의해 세로방향의 왕복 운동을 하는 N자형 모형을 제작하였고, 호흡주기를 T로 하였을 때 주사시간을 상대적으로 각각 0.33, 0.50, 0.67, 0.75, 1.00, 1.33, 그리고 1.53 T로 설정하고 CT 촬영을 시행하였다. 또한 2002년 3월 19일부터 2002년 5월 21일까지 서울아산병원 방사선종양학과에서 정위방사선수술(stereotactic radiosurgery)을 시행받은 비소세포성 폐암 환자 3명을 대상으로, 주사시간이 빠른 CT (LightSpeed, GE Medical Systems, 주사시간 0.8초)와 느린 CT (IQ Premier, Picker, 주사시간 2.0초)를 각각 1~4회 시행하였다. 각각의 slice에서, N자형 모형의 왕복 운동이 CT 영상에 반영된 좌우방향 선분의 길이를 측정하여 치료계획용 CT 촬영이 모형의 움직임을 반영하는 정도를 측정하였다. 환자를 대상으로 한 연구에서는 정위적 체부 고정틀을 이용하여, 빠른 CT 및 느린 CT의 종양을 하나의 CT 영상조합에서 재구성하여 종양의 체적과 장경을 측정하여 비교하였다.

결 과: 모형실험에서 주사시간에 비례하여, 세로방향 운동을 CT 촬영에서 반영하는 정도는 증가하였으며 1.00 T 이상에서는 일정한 양상을 보였다. 주사시간 1.00 T 이상에서 얻어진 결과를 기준으로, 1.00 T 미만의 주사시간을 가지는 CT 촬영에서 모형운동을 반영하지 못하는 비율이 각각 0.33 T; 30%, 0.50 T; 27%, 0.67 T; 20%, 0.75 T; 7.0%로 측정되었다. 또한 투시검사로 측정한 종양의 세로 방향 움직임이 각각 3 mm, 5 mm, 10 mm이었던 각각의 환자에서 느린 CT에서 얻어진 종양의 세로방향 장경이 빠른 CT에 비해 5.3%, 17%, 23% 증가하였다.

결 론: 주사시간을 환자의 호흡주기 이상으로 하는 경우 setup margin만을 고려하여 계획용표적체적(planning target volume, PTV)을 정의할 수 있으므로 정상 폐조직에 조사되는 방사선량을 줄여 치료효율을 향상시킬 수 있을 것으로 생각된다.

핵심어: 전산화단층촬영 주사시간, 방사선치료, 계획용표적체적

서 론

원발성 혹은 전이성 폐암에 대한 방사선치료 시 발생하는 방사선성 폐렴은 정상 폐조직에 조사되는 선량과 그 부피에 비례하는 것으로 알려져 있어 치료효율(therapeutic ratio)을 감소시키는 인자로 작용하게 된다.¹⁾ 정상 폐조직에 조사되는 방사선량을 줄이고 종양에 조사되는 선량을

증가시키기 위해서 3차원 공간에서 종양을 재구성하여 조사선량의 분포를 파악함으로써 계획용표적체적(planning target volume, PTV)에 균질한 선량을 조사하고 주위 정상 조직에 조사되는 선량을 최소화하는 3차원 입체조형치료(three-dimensional conformal radiotherapy, 이하 3-D CRT)가 도입되었다.²⁾ 3-D CRT 치료계획을 세우기 위해서는 전산화단층촬영(computerized tomography, 이하 CT)을 이용한 치료계획이 필수적이다. 그러나 Balter 등은 치료계획용 CT의 주사시간이 짧아서(<2 sec/slice) 호흡에 따라 움직이는 표적을 재현하지 못할 수 있다고 주장하였다.³⁾ Shimizu 등은 16개의 폐종양을 대상으로 하여 CT 주사시간을 1초로하고 자유호흡(free breathing) 상태에서 치료계획용 영상을 얻었을 때, 연속된 CT 영상 중 종양이 발견되지 않는

이 논문은 2003년 12월 15일 접수하여 2004년 3월 12일 채택되었음.

책임저자: 이병용, 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-4427, Fax: 02)486-7258
E-mail: yiby@amc.seoul.kr

영상이 전체 357개 영상 중 75개(21%)의 영상에서 종양이 발견되지 않았다고 보고함으로써 CT를 이용한 육안적 종양체적(gross tumor volume, GTV)의 재현성에 문제를 제기하였다.⁴⁾ 이것은 환자의 호흡에 따른 육안적 종양의 움직임에 따른 것으로, 세로방향(craniocaudal direction)으로 폐하엽의 병변이 평균 9.1 mm 움직인다고 보고하였으며, Ross 등은 방사선치료 시 폐종양의 움직임을 최대 2 cm까지 보고한 바 있다.⁵⁾ 호흡에 따른 종양의 움직임을 보상하기 위해서는 계획용 표적체적을 구할 때 두어야 하는 여유(이하 margin)가 증가하므로 정상 폐조직에 조사되는 방사선량을 증가시키게 되고 치료효율(therapeutic ratio)을 떨어뜨리게 된다. 이를 극복하기 위해 환자의 호흡을 인위적으로 제한 혹은 조절하거나,⁶⁾ 복부에 장치한 호흡연동 장치를 설치하거나⁷⁾ 종양 내부에 방사선비투과성 표지자를 삽입하여 그 움직임을 따라가며 치료하는 방법(real-time tumor tracking system)⁸⁾ 등이 제기되었다. 그러나 환자의 호흡을 제한 혹은 조절하는 방법은 환자의 불편함을 증가시킴으로써 치료의 재현성을 감소시키게 되고 real-time tumor tracking법 등의 gating therapy는 시간경과에 따라 불규칙한 특성을 가지는 환자의 호흡을 정확히 예측할 수 없다는 단점이 있다.²⁾ 따라서 CT 촬영 시 주사시간을 증가시켜 치료 계획용 영상에 종양의 움직임을 완전히 반영함으로써 치료의 재현성을 높이는 방법들이 보고되었다.⁹⁾ 본 연구에서는 CT 주사시간에 따라 종양의 움직임을 반영하는 정도를 측정하여 이것이 방사선치료계획에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 모형을 이용한 전산화단층촬영

1) 모형의 제작

종양의 세로방향(craniocaudal)의 움직임을 전산화단층촬영에서 반영하는 정도를 보기 위해 아크릴 재질의 2.0×2.0 cm 크기의 정사각형 모형을 제작하였다(Fig. 1A). 방사선비투과성의 선형 혈관카테터(지름 0.7 mm)로 장경 3.0 cm의 N-형(Fig. 1B) 모형을 제작하였으며 두 개의 평행한 수직막대 사이에 declined bar (이하 D-bar)를 두어 세로방향의 움직임을 반영하는 표적으로 삼았다. 두 모형들은 한 평면 위에 부착되었고, 인공호흡기의 흡기와 환기에 따라 팽창과 축소가 반복되는 실린더에 연결되어 2.0 cm 길이의 주기적인 세로방향 왕복운동을 하도록 제작되었다.

2) 모형의 전산화단층촬영

인공호흡기의 환기량을 조정하여 모형의 움직임이 2.0

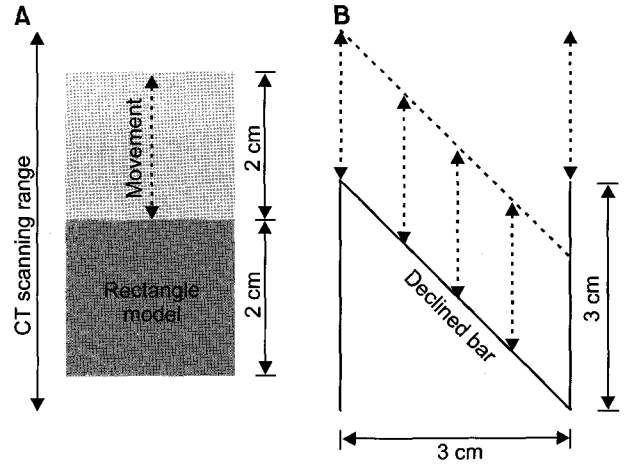


Fig. 1. Schematic illustration of two models attached to a plane which moves 2 cm along the craniocaudal direction. (A) represents the 2×2 cm sized square made of acrylic. (B) N-shaped 3.0×3.0 cm sized model includes declined bar (D-bar) between two parallel bars of which movement along the craniocaudal axis was measured in each CT slice.

Table 1. Relative CT Scan Time and Number of CT Scans Done*

CT scan time (sec)	Respiration period (sec)	No. of performed CT scannings	Relative CT scan time (T [†])
2.0	6.0	2	0.33 T
3.0	6.0	3	0.50 T
2.0	3.0	2	0.67 T
3.0	4.0	2	0.75 T
3.0	3.0	1	1.00 T
4.0	3.0	1	1.33 T
4.0	2.6	1	1.53 T

*Thickness was 2.0 mm in all scannings which meant the thickness of scanning at the axis of rotation determined by x-ray beam collimation. Index was 3.0 mm in all scannings which is defined as the table transport distance per rotation.

[†]Relative CT scan time (T) is defined as the time period per one respiration Thickness of scanning at the axis of rotation determined by x-ray beam collimation

cm가 되도록 하였고 호흡주기를 2.6초, 3.0초, 4.0초, 6.0초로 조정하였다. 치료계획용 전산화단층촬영기(IQ Premier, Picker)를 이용하여 절편두께(slice thickness) 2 mm, 절편간격(index) 3 mm, 주사시간은 스캐너 1회전당 2초, 3초, 4초로 하여 step and shoot 방식으로 촬영하였다. 왕복운동의 주기를 조절하여 운동주기(T)에 대한 상대주사시간이 0.33 T, 0.50 T, 0.67 T, 0.75 T, 1.00 T, 1.33 T, 1.53 T가 되도록 하였으며 0.33 T, 0.67 T, 0.75 T에서 각 2회, 0.50 T에

서 3회, 1.00 T 이상에서는 1회의 전산화단층촬영을 시행하였다(Table 1).

2. 환자에서의 전산화단층촬영

1) 대상환자

2002년 3월 19일부터 2002년 5월 21일까지 서울아산병원에서 근치적 목적의 정위방사선수술(stereotactic radiosurgery)을 시행 받은 1997년 AJCC (American Joint Committee on Cancer) 병기 1기 비소세포성 폐암 환자 3명을 대상으로 연구를 시행하였다(Table 2).¹⁰⁾ 투시검사(fluoroscopy)로 확인 가능한 주변부에 위치한 병변을 가진 환자들을 대상으로 하였고 각각 좌상엽, 우상엽, 좌하엽에 분포하였다.

2) 환자를 대상으로 한 CT 촬영 및 결과분석

환자들을 양와위 자세로 정위적방사선수술 치료틀(Stereotactic Body Frame, ELEKTA)에 고정화하였고 투시검사(fluoroscopy)에서 세로방향 종양의 움직임을 관찰하였다(Table 2). 환자가 자유롭게 호흡하도록 한 상황에서, 2~4회의 느린 치료계획용 전산화단층촬영(IQ Premier, index 3 mm, slice thickness 2 mm, revolution time 2 seconds per slice)을 시행하였고, single detector와 single data acquisition system을 이용하여 환자당 1~4회의 빠른 나선 전산화단층촬영(LightSpeed, GE Medical Systems; pitch (the table transport distance per rotation divided by the x-ray collimation in the helical CT) 1.5, slice thickness 2 mm, revolution time 0.8 second per slice)을 시행하였다(Table 2). 모든 CT 영상을 치료계획용 소프트웨어(ACQSIM™; version 4.0, Picker)에 3차원적으로 등록(three-dimensional registration)한 후 각각의 단면에서 육안적종양체적(gross tumor volume, 이하 GTV)

Table 2. Characteristics of Three Stage I Non-small Cell Lung Cancer Patients Who Have Received Stereotactic Radiosurgery and CT Scanning

Serial No. of patient	1	2	3
Gender/age	M/63	M/76	M/78
Stage	T1N0	T1N0	T2N0
Tumor diameter*	22 mm	20 mm	41 mm
Tumor location	LUL	RUL	LLL
Tumor movement†	10 mm	3 mm	5 mm
No. of times of performed slow CT scannings	4	3	2
No. of times of performed fast CT scannings	4	2	1

*Tumor diameter based on radiologist's report, †Identified by fluoroscopy at the time of planning CT. Abbreviations: LUL; left upper lobe, RUL; right upper lobe, LLL; left upper lobe

를 그렸고 각각의 CT 촬영에서 구현된 GTV의 체적 및 세로방향, 전후방향, 좌우방향의 최대직경을 구하였다.

3. 통계분석

모형실험에서 1회 CT 촬영으로 얻어진 일련의 영상에서 정방형 모형(2.0×2.0 cm)이 얻어진 단면의 수와 상대주사시간과의 상관관계를 보기 위해 비모수적 상관분석을 시행하여 Spearman's coefficient 값을 구하였다. 1회 CT 촬영에서 얻어진 일련의 영상에서 N-형 모형 중 D-bar의 세로방향 움직임이 각각의 단면에서 반영되어 측정된 거리와 그 누적거리의 비교에 paired-T test를 이용하여 비교하였다.

결 과

1. 모형의 전산화단층촬영 결과 분석

CT 촬영한 영상들을 치료계획용 소프트웨어에 옮겨 분석하였다. 2.0×2.0 cm의 정방형 모형(Fig. 1A)이 나타난 CT 촬영 단면의 수(이하 모형 단면 수)를 상대주사시간에 따라 Fig. 2에 나타내었다. 상대주사시간이 증가함에 따라 나타난 모형 단면 수가 증가하는 경향을 보였으며(Spearman's correlation coefficient 0.846, p=0.001) 상대주사시간 1.00T 미만인 경우 각각의 CT 촬영당 9~12 단면에서 모형이 스캔되었고 1.00T 이상에서는 모형 단면 수는 13으로 일정하였다.

상대주사시간이 N-형 모형(Fig. 1B)의 경우, 한 단면을 촬영하는 동안 D-bar (declined bar)의 세로방향 움직임이 스캔되어 좌우방향의 직선모양(reflected movement of D-bar)

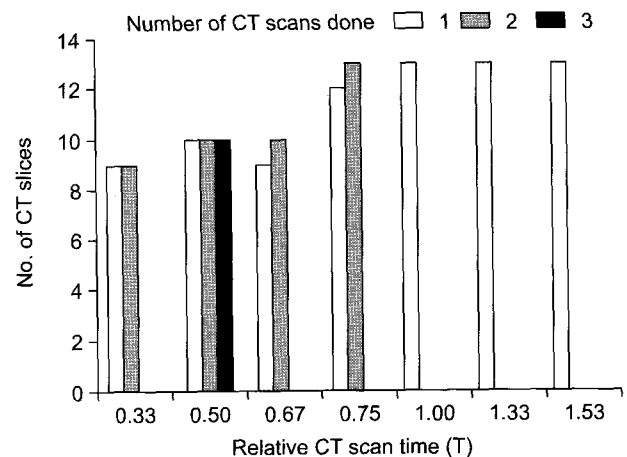


Fig. 2. Number of CT slices in which 2.0×2.0 cm sized square model is scanned according to relative CT scan time. It was significantly correlated with relative CT scan time (Spearman's correlation coefficient 0.846, p=0.001) and above CT scan time of 1.00 T (time period for one respiration), it was constant as 13.

을 나타내게 된다(Fig. 3). CT 촬영이 모형의 움직임을 이상적으로 재현한다면, 각각의 단면에서 측정된 거리(reflected movement of D-bar)에 index 3.0 mm를 곱한 면적의 합은, 호흡에 따른 D-bar의 세로방향 운동으로 인해 생기는 사다리꼴의 면적(2.0×3.0 cm)에 근사한 값을 가지게 된다. 2회 이상 CT 촬영을 시행한 상대주사시간대에서는 그 평균값을 구하였다. 상대주사시간이 1.00 T 미만인 경우와 1.00 T 이상인 경우로 나누어 각각의 단면에서 측정된 reflected movement of D-bar의 평균값을 Fig. 4에 나타내었다. 1.00 T 이상인 군의 각각의 단면에서 측정된 reflected movement of D-bar 값이 1.00 T 미만인 군에서 측정된 값보다 큰 결과를 보였으며 paired samples t-검정을 시행하였을

때 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p=0.001). 상대주사시간 1.00 T 이상에서 시행한 3회의 CT 촬영(1.00 T, 1.33 T, 1.53 T)에서 얻어진 값들은 모두 D-bar의 움직임을 충분히 반영하는 결과를 보였기 때문에 이들의 평균누적값을 구하여 상대주사시간이 1.00 T 미만인 CT 촬영에서 얻어진 누적값들과 비교하였다(Fig. 5). 상대주사시간 1.00 T 미만인 CT 촬영에서 얻어진 누적값들은 상대주사시간이 증가함에 따라 상대주사시간 1.00 T 이상인 CT 촬영에서 얻어진 누적값들의 평균에 근사한 값을 가지는 경향을 보였다. 1.00 T 이상인 CT 촬영에서 얻어진 누적값들의 평균값이 종양의 움직임을 완전히 반영하는 것이라고 할 때 0.33 T에서는 30%, 0.50 T에서는 27%, 0.67 T에서는 20%, 0.75 T에서는

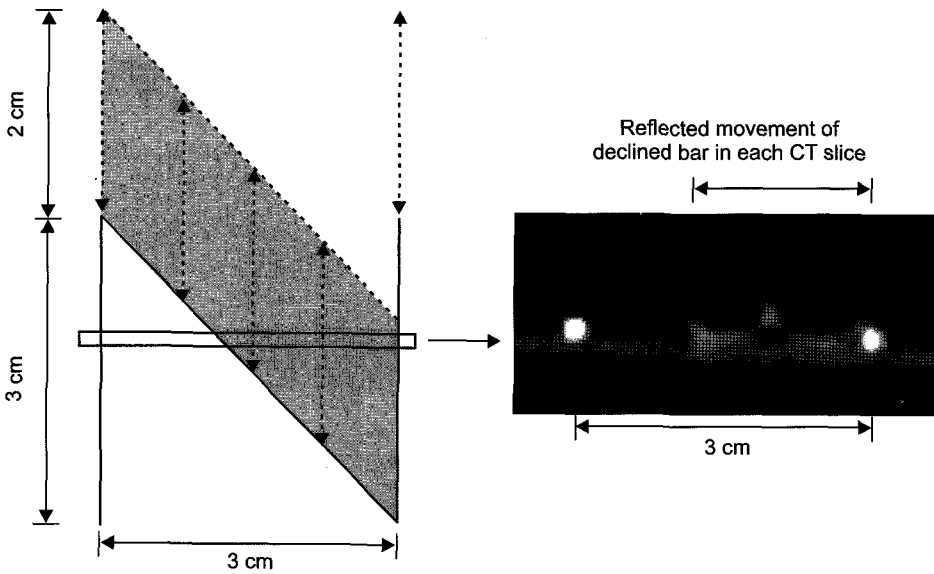


Fig. 3. Illustration of CT scanning (left) and CT image acquired (right). Longitudinal movement of the declined bar is depicted as horizontal line.

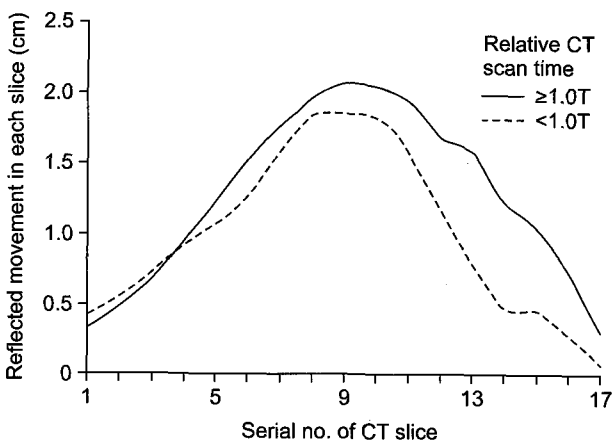


Fig. 4. Mean value of reflected movement in each slice in two groups according to relative scan time. Paired samples T-test revealed that mean reflected movement of D-bar of slow CTs scan time ≥ 1.00 T increased compared with that of fast CTs (scan time < 1.00 T)(p=0.001).

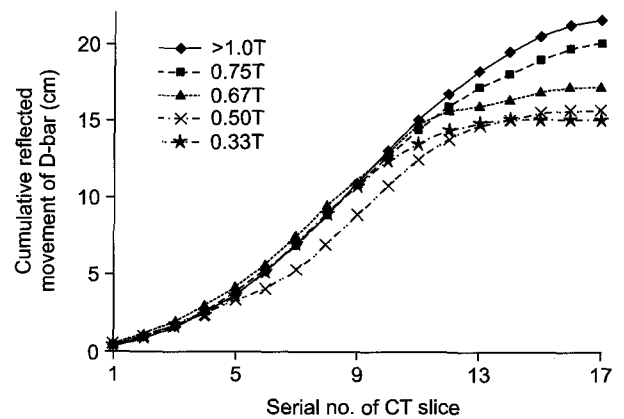


Fig. 5. Cumulative reflection of movement of declined bar in serial CT slices. Fast CT scans (scan time < 1.00 T) did not reproduced expected value (0.33 T; 70%, 0.50 T; 73%, 0.67 T; 80%, 0.75 T; 93% of mean cumulative reflected movement of D-bar).

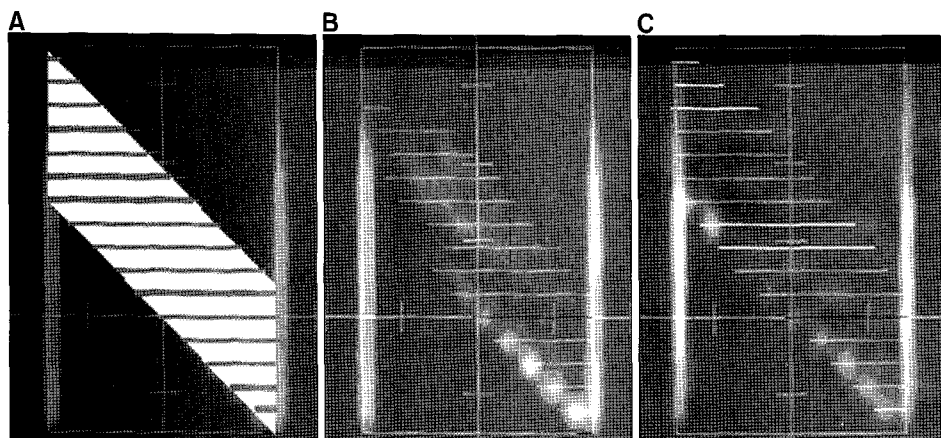


Fig. 6. Digitally reconstructed radiography (DRR) of CT data set and delineated reflected movement of D-bar in each slice (transverse solid line). (A) represents schematic illustration of radiograph in case of ideal reconstruction. (B) and (C) represent DRR acquired by scanning with the shortest (B) and the longest (C) CT scan time. The longer the relative CT scan time, the better reflection of ideal reconstruction.

Table 3. Degree of Reflection and Loss of Movement of D-bar Correlated with Relative CT Scan Time

Relative CT Scan time	Cumulative reflected movement of D-bar (mm)	Degree of reflection of motion (%) [*]	Degree of loss of motion (%) [†]
0.33 T	15.1	70.0	30.0
0.50 T	15.7	73.0	27.0
0.67 T	17.2	80.0	20.0
0.75 T	20.1	93.0	7.0
1.00 T	21.3	99.0	1.0
1.33 T	21.6	100.0	0.0
1.50 T	21.8	101.0	-1.0

^{*}Degree of reflection of motion is cumulative reflected movement of D-bar divided by 21.6 cm which was the mean value of cumulative reflected movement of D-bar in slow CT scans (1.00 T, 1.33 T and 1.53 T), [†](100-degree of reflection of motion)(%)

7%의 종양의 움직임을 반영하지 못하였다(Table 3).

2. 모형의 전산화단층촬영 결과 분석-불규칙한 종양의 재현성

상대적으로 가장 작은 상대주사시간(0.33 T)과 가장 큰 상대주사시간(1.53 T)을 이용한 전산화단층촬영에서 얻어진 영상을 일정한 조건에서 디지털재구성사진(digitally reconstructed radiography, DRR)으로 나타내었다(Fig. 6). 상대주사시간 1.53 T로 얻어진 DRR (Fig. 6C)에서 종양의 움직임을 완벽하게 반영하는 Fig. 6A에 보다 근접한 영상을 얻을 수 있었다.

3. 환자에서의 전산화단층촬영 결과

전산화단층촬영으로 얻어진 각각의 영상조합을 치료계획용 소프트웨어(ACQSIMTM)에 3차원적으로 등록(three-dimensional registration)한 후 영상 혼합(image fusion) 기능을 이용하여 모든 영상조합의 육안적종양부피를 하나의 영상조합에 재현하였다. 재구성된 각각의 육안적종양부피

(gross tumor volume)의 체적(volume)과 세로방향(longitudinal), 좌우방향(lateral), 전후방향(anteroposterior) 장경을 구하였다(Table 4). 투시검사로 측정된 종양의 세로 방향 움직임이 클수록 CT 주사시간에 따른 측정값의 변화가 증가하였으며, 각각 3 mm, 5 mm, 10 mm이었던 환자에서 느린 CT에서 얻어진 종양의 세로방향 장경이 빠른 CT에 비해 5.3%, 16.7%, 23.0% 증가하였다. Fig. 7에 나타난 바와 같이 투시검사로 확인한 종양의 움직임이 3.0 mm였던 환자에서 CT 주사시간에 따른 GTV의 차이가 없었으나 종양의 움직임이 10 mm로 컸던 환자에서는 느린 CT로 얻어진 GTV가 빠른 CT에 의해 얻어진 GTV에 비해, 종양의 움직임을 반영하여 체적이 증가한 것을 확인할 수 있었다.

고 찰

국소적으로 진행되거나 의학적 원인으로 수술을 받을 수 없는 비소세포성 폐암의 경우에 방사선치료가 주된 치료로 시행되고 있다. 그러나 근치적 방사선 치료를 시행한

Table 4. Results of Measurement of Gross Tumor Volumes in Three Patients Delineated by Three-Dimensional Registration of CT Image Sets

No. of patient	Tumor movement	Measurement	Slow	Fast	Difference (%)*
1	3 mm	Volume (cc)	5.8	6.2	-6.5
		AP (mm)	25.5	24.5	4.1
		Lat (mm)	27.9	27.1	3.0
		Long (mm)	20.0	19.0	5.3
2	5 mm	Volume (cc)	36.6	28.1	30.0
		AP (mm)	39.5	35.3	11.9
		Lat (mm)	50.9	46.1	10.4
		Long (mm)	42.0	36.0	16.7
3	10 mm	Volume (cc)	9.4	7.2	30.6
		AP (mm)	32.0	30.9	3.6
		Lat (mm)	27.2	24.8	9.7
		Long (mm)	20.3	16.5	23.0

*Difference is defined as (Slow-Fast)/(Fast)×100(%)

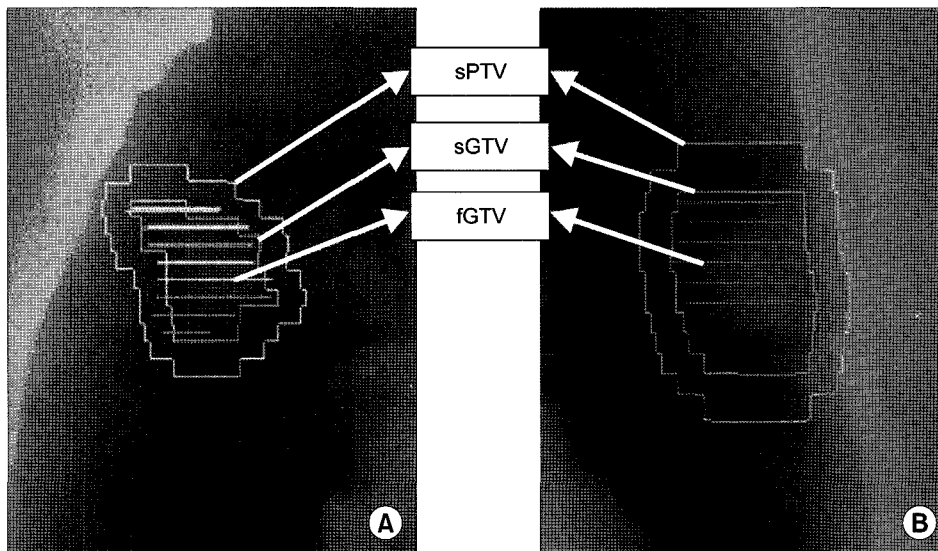


Fig. 7. Digitally reconstructed radiograph (DRR) by three-dimensional registration. (A) and (B) represent those of patients with minimal (3 mm) and quite large (10 mm) movement along longitudinal axis. In both of them, transverse solid lines, inner and outer closed structures represent GTV in fast (fGTV, scan time 0.8 sec) CT scanning, GTV in slow (sGTV, scan time 2.0 sec) CT scanning, and PTV in slow CT scanning (sPTV; sGTV+0.56 cm margin). sPTVs cover both sGTV and fGTV. When tumor motion is great (B), fGTV does not reflect full range of tumor motion.

1기 비소세포성 폐암의 경우에도 방사선 조사영역 내의 재발이 49%까지 보고되고 있어 치료효과를 떨어뜨리는 요인으로 작용하고 있다.¹¹⁾ 국소재발의 원인으로는 급성 혹은 만성 부작용 때문에 충분한 방사선량을 조사하지 못하는 데서 기인하는 생물학적 실패(biological failure)와 치료계획 용체적(PTV)에 종양을 포함하지 못해서 생기는 물리적 실패(geographic failure)를 들 수 있는데, 폐종양의 경우 호흡 혹은 심장의 움직임에 따라 종양의 위치가 변하므로 물리적 실패가 생길 가능성이 높다고 알려져 있다.⁵⁾

종양의 호흡에 따른 움직임을 보상하기 위해 여러 방법들이 시도되었다. 가장 간단한 방법으로 환자의 호흡을 인위적으로 조절, 억제하는 방법을 들 수 있다. Wong 등은 환자의 환기 유속을 평가하여 호흡을 인위적으로 조절하

는 장치(active breathing control)를 개발하여 환자가 폐활량(vital capacity)의 60%를 호기한 경우 일정시간 동안 유속의 흐름을 차단함으로써 종양 위치의 재현성을 증가시킬 수 있었다고 보고하였다.⁶⁾ Rosenzweig 등은 최대흡기 상태에서 치료계획용 CT를 촬영하고 치료(deep inspiration breath-hold technique)함으로써 전체 폐용적을 증가시키고 종양의 호흡에 따른 움직임을 최소화하는 방법을 제시하였다.¹²⁾ 그러나 호흡을 인위적으로 조절하는 방법은 환자의 불편감을 증가시키고 따라서 분할조사기간 동안 치료의 재현성이 떨어지게 되며 폐기능이 제한되고 전신수행능력(performance status)이 감소된 폐암환자들에 적용하기가 용이하지 않다.¹³⁾ 다른 방법으로 종양의 위치를 실시간으로 파악하여 그 움직임을 따라가며 치료함으로써 정상

폐조직에 조사되는 선량을 줄이는 방법(real time tumor tracking system)이 제기되었다.¹⁴⁾ 그러나 종양이 미리 정해진 범위에 들어왔을 때에만 방사선을 조사함으로써 치료 시간이 길어지고 길어진 치료시간 동안 종양의 움직임을 추적하기 위한 투시검사(fluoroscopy)로 인한 진단적 방사선의 피폭이 상당한 것으로 알려져 있다.¹⁵⁾

따라서 방사선치료계획 시 종양의 움직임을 가능한 한 완전히 반영하여 재현성 있는 치료를 시행하는 것이 적절한 치료방법으로 생각된다. 치료계획에 사용되는 CT 영상을 얻는 과정에서 종양운동의 재현성을 증가시키는 방법으로 Yamada 등은 1.0초의 주사시간을 가지는 고속다면 CT (high-speed multislice CT)를 이용하여 흡기 및 호기 촬영을 각각 시행하여 그것을 종합하여 치료계획을 세우는 방법을 제시하면서 정상조직에 조사되는 방사선량을 줄이면서 GTV를 충분히 반영할 수 있을 뿐 아니라 주사시간이 긴 CT로 촬영하는 경우에 비해 선명한 영상을 얻음으로써 맨눈종양체적을 더 정확하게 정의할 수 있다고 하였다.¹⁶⁾ 그러나 정상호흡 상태에서의 흡기 및 호기상태가 환자, 시간 경과 및 주위 환경에 따라 달라지게 된다. 따라서 흡기 및 호기상태에서 각각 치료계획용 CT를 촬영함으로써 종양 움직임의 범위를 추정하는 것은 재현성이 떨어지게 된다. 그리고 종양의 모양이 불규칙하거나 호흡주기에 따른 종양운동경로가 불규칙한 양상을 띠 때에는 호흡에 따른 종양의 3차원적 이미지를 완벽하게 재구성할 수 없게 된다.

그러므로 환자가 자유호흡을 하는 상태에서 종양의 움직임을 CT 영상에서 최대한 반영하여 치료계획을 세우는 것이 적절한 대안으로 생각된다. Van Sormsen de Koste 등은 3회의 느린 CT (주사시간 4초)로 얻어진 움직이는 종양에 대한 계획용표적체적을 포함하기 위해서는, 빠른 CT (주사시간 1초)를 이용하여 계획용표적체적을 구할 때 두는 여유를 크게 해야 함을 보고하였다.¹⁷⁾ Lagerwaard 등은 주사시간 1초에 비해 주사시간을 4초로 하였을 때 재구성된 종양체적이 13% 증가하므로 느린 CT를 이용한 치료계획용 CT 촬영이 종양의 움직임을 반영하여 재현성을 증가시킬 수 있다고 하였다.⁹⁾ 그러나 아직까지 적절한 CT 주사시간에 대해서는 결론이 나지 않은 상태이다. 본 연구에서는 종양의 움직임을 가정한 모형실험에서 1.00 T 이상의 상대주사시간으로 촬영하는 경우 종양의 움직임을 완벽히 재현하는 경향을 보였으며 0.75 T의 상대주사시간으로 촬영하는 경우에도 세로방향 움직임의 7.0%를 반영하지 못하였다. 따라서 1.00 T 미만의 상대주사시간을 가지는 CT로 종양체적을 얻는 경우에는 종양의 움직임을 반영하기 위해 추가적인 여유를 더 두어야 한다. 실제 환자 치료 시

종양은 3차원 방향으로 불규칙적으로 움직이게 되고 환자의 임상자료(종양크기, 종양의 위치, 폐기능 등)로 그 불규칙성을 예측할 수 없다는 것이 알려져 있기 때문에,²⁾ 상대주사시간 1.00 T 이상의 CT로 치료계획용 영상을 얻는 것이 종양의 재현성을 증가시킬 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 Lagerwaard 등⁹⁾이 제안한 바와 같이 주변부에 위치한 종양에 대해 주사시간 4초의 느린 CT를 3회 시행하여 치료계획용 CT영상을 얻을 경우 상대적으로 오랜 시간이 걸리게 되고, 환자의 호흡주기가 CT 주사시간(4초)에 비해 상대적으로 긴 경우에는 종양 움직임의 재현성이 떨어질 수 있다. 따라서 환자의 호흡주기를 상대적으로 장시간 관찰하여 환자의 호흡주기를 분석하여 호흡주기에 대한 상대적인 CT 주사시간을 고려하여 계획용표적체적을 구하기 위한 여유를 둔다면 환자 개개인에 대한 맞춤형 방사선치료(adaptive radiotherapy)가 가능할 것으로 생각된다.

1993년, ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report 50은 방사선치료계획 시 기준이 되는 계획용표적체적(planning target volume, PTV)을 임상표적체적(clinical target volume, CTV)에 기하학적 변이(geometrical variation)를 고려하여 정의할 것을 권고하였다.¹⁸⁾ ICRU Report 62에서는 기하학적 변이를 세분하여 임상표적체적의 크기, 형태, 위치변화를 포함하는 내부여유(internal margin)와 환자의 위치변이를 반영하는 배열여유

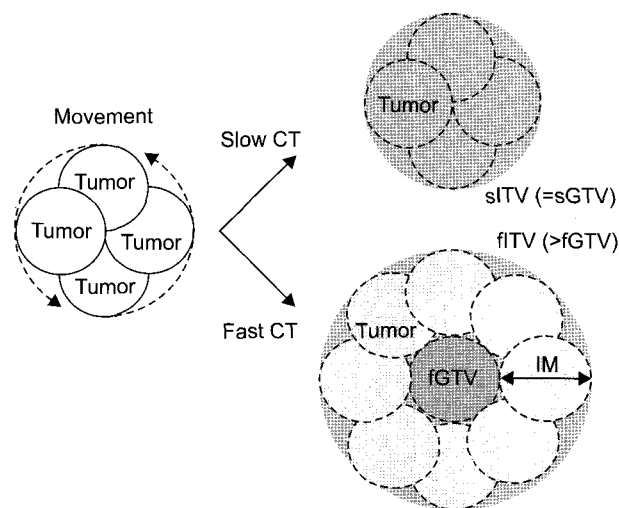


Fig. 8. Schematic illustration of the difference of the meaning of GTV according to CT scan time. In slow CT (scan time 1.00T), acquired image set (sGTV) already reflected tumor motion and sGTV represents internal target volume (sITV). In contrast, in fast CT (scan time 1.00 T), acquired image set (fGTV) did not represent tumor motion and internal margin (IM) should be added to fGTV for defining internal target volume (fITV).

(setup margin)로 구분하였다. 임상표적체적에 내부여유를 더한 체적을 내부표적체적(internal target volume, ITV)으로 정의하면서 ITV에 배열 여유를 두어 계획용표적체적을 정의할 것을 권고하였다.¹⁹⁾ 계획용표적체적을 정의하는 데 사용되는 치료계획용 CT로 얻어진 상(GTV)은 CT의 주사 시간에 따라 의미하는 바가 달라지게 된다. Fig. 8에서 나타난 바와 같이 1.00 T 이상의 상대주사시간을 가지는 CT (slow CT)와 상대주사시간이 호흡주기에 비해 현저히 짧은 CT (fast CT)를 이용하였을 때 얻어진 체적(GTV)을 각각 sGTV (GTV acquired by slow CT)와 fGTV (GTV acquired by fast CT)라 하고 각각의 GTV에 내부여유(internal margin)를 더한 체적을 sITV (ITV of slow CT), fITV (ITV of fast CT)라 할 때 slow CT에서 얻어지는 sGTV는 환자의 호흡에 따른 종양의 움직임을 완전히 반영하게 되어 실제 종양체적에 비해 체적이 증가하지만 이미 내부표적체적(sGTV=sITV)의 의미를 가지게 된다. 반면 환자의 호흡주기에 비해 현저히 빠른 CT로 얻어진 영상(fGTV)은 종양의 움직임을 반영하지 못하므로 종양의 움직임만큼의 여유(internal margin, IM)를 두어 내부표적체적(fITV)을 정의하기 때문에 fITV는 sITV에 비해 체적이 증가하게 된다(Fig. 8).

본 연구에서는 모형을 이용한 치료계획용 CT 촬영 시, 상대주사시간이 감소함에 따라 모형의 움직임을 반영하는 정도가 감소함을 보였다(Table 4). 예를 들어 상대주사시간을 0.33T로 하였을 때의 CT는 종양의 움직임의 30%를 반영하지 못하였다. 반면 1.00 T 이상의 상대주사시간을 가지는 CT에서는 종양의 움직임을 충분히 반영함을 확인할 수 있었다. 치료계획용 CT 촬영 도중 혹은 일일 치료들 간에 있어 호흡을 인위적으로 조절하거나 호흡에 의한 종양의 움직임을 추적 관찰하거나 예측하는 것은 아직까지 재현성이 떨어진다고 생각된다. 결론적으로 환자가 최대한 편안하게 재현성을 가지게 하는 상황에서 호흡에 따른 종양의 움직임을 충분히 반영하는 영상을 얻어서 internal margin을 포함하는 ITV로 정의하는 것이 현 상황에서 치료의 재현성을 높이면서 정상 폐조직의 부작용을 감소시켜 치료 효율을 증가시킬 수 있는 유효한 방법으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Graham MV, Purdy JA, Emami B, et al. Clinical dose-volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for non-small cell lung cancer (NSCLC). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45(2):323-329
2. Stevens CW, Munden RF, Forster KM, et al. Respiratory-driven lung tumor motion is independent of tumor size, tumor location, and pulmonary function. *Int J Radiat Oncol*

- Biol Phys* 2001;51(1):62-68
3. Balter JM, Ten Haken RK, Lawrence TS, Lam KL, Robertson JM. Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;36(1):167-174
4. Shimizu S, Shirato H, Kagei K, et al. Impact of respiratory movement on the computed tomographic images of small lung tumors in three-dimensional (3D) radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46(5):1127-1133
5. Ross CS, Hussey DH, Pennington EC, et al. Analysis of movement of intrathoracic neoplasm using ultrafast computerized tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:671-677
6. Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, et al. The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:911-919
7. Chu S, Cho KH, Lee CG, Suh CO. Development of conformal radiotherapy with respiratory gate device. *J Korean Soc Ther Radiol* 2002;20(1):41-52
8. Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, et al. Real-time tumor tracking radiotherapy. *Lancet* 1999;353:1331-1332
9. Lagerwaard FJ, Van Sornsen de Koste JR, Nijssen-Visser MRJ et al. Multiple "slow" CT scans for incorporating lung tumor mobility in radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(4):932-937
10. American Joint Committee on Cancer: AJCC Cancer Staging Manual, 5th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997
11. Sibley GS. Radiotherapy for patients with medically inoperable stage I non-small cell lung carcinoma: smaller volumes and higher doses—a review. *Cancer* 1998;82:433-438
12. Rosenzweig KE, Hanley J, Mah D, et al. The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48(1):81-87
13. Shimizu S, Shirato H, Ogura S, et al. Detection of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51(2):304-310
14. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al. Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48(2):435-442
15. Ozhasoglu C, Murphy MJ. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52(5):1389-1399
16. Yamada K, Soejima T, Yoden E, Maruta T, Okayama T, Sugimura K. Improvement of three-dimensional treatment planning models of small lung targets using high-speed multi-slice computed tomographic imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54(4):1210-1216
17. Van Sornsen de Koste JR, Lagerwaard FJ, Schuchhard-Schipper RH, et al. Dosimetric consequences of tumor mobility in radiotherapy of stage I non-small cell lung cancer— an analysis of data generated using 'slow' CT scans. *Radiother Oncol* 2001;61:93-99
18. ICRU Report 50. International Commission on Radai-

tion Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU; 1993.

Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Supplement to ICRU Report 50. Bethesda, MD: ICRU; 1999

19. ICRU Report 62. International Commission on Radiation

Abstract

Impact of the Planning CT Scan Time on the Reflection of the Lung Tumor Motion

Su Ssan Kim, M.D.*, Sung Whan Ha, M.D., Ph.D.[†], Eun Kyung Choi, M.D., Ph.D.* and Byong Yong Yi, Ph.D.*

*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, College of Medicine, University of Ulsan

[†]Department of Therapeutic Radiology, Seoul National University College of Medicine

Purpose: To evaluate the reflection of tumor motion according to the planning CT scan time.

Material and Methods: A model of N-shape, which moved along the longitudinal axis during the ventilation caused by a mechanical ventilator, was produced. The model was scanned by planning CT, while setting the relative CT scan time (T; CT scan time/ventilatory period) to 0.33, 0.50, 0.67, 0.75, 1.00, 1.33 T, and 1.53 T. In addition, three patients with non-small cell lung cancer who received stereotactic radiosurgery in the Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center from 03/19/2002 to 05/21/2002 were scanned. Slow (IQ Premier, Picker, scan time 2.0 seconds per slice) and fast CT scans (LightSpeed, GE Medical Systems, with a scan time of 0.8 second per slice) were performed for each patient. The magnitude of reflected movement of the N-shaped model was evaluated by measuring the transverse length, which reflected the movement of the declined bar of the model at each slice. For patients' scans, all CT data sets were registered using a stereotactic body frame scale with the gross tumor volumes delineated in one CT image set. The volume and three-dimensional diameter of the gross tumor volume were measured and analyzed between the slow and fast CT scans.

Results: The reflection degree of longitudinal movement of the model increased in proportion to the relative CT scan times below 1.00 T, but remained constant above 1.00 T. Assuming the mean value of scanned transverse lengths with CT scan time 1.00 T to be 100%, CT scans with scan times of 0.33, 0.50, 0.67, and 0.75 T missed the tumor motion by 30, 27, 20, and 7.0% respectively. Slow (scan time 2.0 sec) and Fast (scan time 0.8 sec) CT scans of three patients with longitudinal movement of 3, 5, and 10 mm measured by fluoroscopy revealed the increases in the diameter along the longitudinal axis increased by 6.3, 17, and 23% in the slow CT scans.

Conclusion: As the relative CT scan time increased, the reflection of the respiratory tumor movement on planning CT also increased, but remained constant with relative CT scan times above 1.00 T. When setting the planning CT scan time above one respiration period (>1.00 T), only the set-up margin is needed to delineate the planning target volume. Therefore, therapeutic ratio can be increased by reducing the radiation dose delivered to normal lung tissue.

Key Words: CT scan time, Lung neoplasms, Radiation therapy, Planning target volume