

전립선암 치료 시 Tomoimage에 기초한 Setup 오차에 관한 고찰

연세의료원 방사선종양학과, ¹영동세브란스병원 방사선종양학과, ²김천대학 방사선과

조정희 · 이상규 · 김세준¹ · 나수경²

목 적: 방사선치료 중 환자의 자세나 해부학적 구조상 장기의 움직임과 치료 시 환자를 조준하면서 치료부위의 변화가 다양하게 발생할 수 있다. 이와 같은 요인은 종양부위나 정상조직에 대한 선량분포에 영향을 미치게 된다. 이는 치료계획용전산화장비에 의해 계산된 선량이 실제임상 치료 시 서로 다른 선량이 조사될 수 있다. 인체의 생리학적인 움직임과 장기 내의 움직임 등은 고정기구나 정확한 환자의 치료준비에 의해서 치료조준의 정확성을 높일 수 있다. 본 연구의 목적은 토모영상을 통해 육안적종양체적(Gross tumor volume, GTV)과 장기의 치료 간에 발생하는 차이점을 평가하고자 한다.

대상 및 방법: 본원환자로서 직장풍선을 이용하여 치료하는 전립선암 환자 3명을 대상으로 하였고, 3달 동안 영상 자료를 수집하였다. 각 환자마다 치료횟수 26회에 대한 토모영상을 획득하였고, 총 76회의 토모영상을 수집하였다. 각각의 토모영상은 전산화단층촬영모의치료(Computed tomography simulation, CT-simulation) 시의 중심점을 이용하였고, 매 치료 시 직장풍선에 60 cc의 공기주입 후 항문 가장자리에서 6 cm 깊이에 고정하여 전립선의 움직임을 고정시킨 후 치료 전에 토모영상을 획득하였다. 토모영상은 5 mm 두께로 영상을 획득하였다. 본 연구의 분석방법으로 CT-simulation와 MVCT (Megavoltage computed tomography, MVCT)의 융합을 위하여 납 볼을 이용하여, 토모치료의 3가지 영상융합방법으로 Bone technique, bone/tissue technique, full image technique을 이용하여 치료준비(setup)의 오차를 분석하였다. 영상융합은 눈에 보이는 납 볼 기준으로 융합하고, CT-simulation 시 획득한 영상에 MVCT에서 얻어진 영상을 융합하여, 뼈와 직장풍선, GTV를 매 치료 시 각각 비교하였다. 최초 CT-simulation 시 기준점을 중심으로 평균과 표준편차는 X, Y, Z, Roll에 대하여 각각의 환자를 분석하였다.

결 과: 분석결과 각각의 방법에 위해서 직장풍선의 변화는 확연히 다르게 나타났다. 정량적으로 뼈를 이용한 영상융합 결과 X방향으로 최대 8 mm, Y방향으로 4 mm의 움직임을 보였다. 직장풍선 기준으로 영상융합 한 결과 X, Y 방향으로 6 mm, 16 mm로 분석 되었다. 한 환자의 경우 16 mm 이상의 움직임을 보였는데, 이는 직장내의 공기나 분비물에 의한 움직임으로 분석 되었다. GTV 기준분석 결과 X 방향으로 2.7~6.6 mm, 4.3~7.8 mm가 Y방향으로 움직임을 보였다. 본 연구에서 Roll에 대한 분석결과 영상융합과 분석상에서 확연한 차이점은 없었다. 분석결과 뼈 기준의 분석결과 $0.37\pm 0.36^\circ$, GTV 기준분석 결과 $0.34\pm 0.38^\circ$ 의 회전을 보였다.

핵심용어: 전립선암, 치료준비오차, 토모테라피, 직장풍선

서 론

전립선치료와 같은 움직임은 장기의 방사선치료 시 주변 장기의 영향으로 모의치료와 실 치료간에는 많은 차이를 유발할 수 있다. 이와 같은 치료의 기하학적 위치의 불확실성과 호흡이나 심장의 박동과 같은 생리적인 현상에 의한 불확실성 등 장기의 움직임은 계획된 것과 다른 선량분포를 얻을 수 있으며 정상조직에 원치 않는 과도한 선량을 조사할 수 있고 육안적종양체적(Gross Tumor Volume, GTV)에 처방선량보다 적은 선량이 조사될 수 있으며 이에 따라 치료 결과

에 많은 영향을 미칠 수 있다. 특히 3차원 입체조형치료(Conformal Therapy)나 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 토모치료(Tomotherapy)와 같이 매우 정밀한 치료에 있어서 이런 요인들은 더 큰 관심거리가 아닐 수 없다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 많은 연구들이 진행되어 왔고 계속 진행 중인 것도 사실이다.

ICRU 보고서 62 (ICRU Report 62)에서는 여백(Margin)을 크게 두 가지로 분류하는데 첫째는 내부여백(internal margin)으로 임상표적체적(Clinical Target Volume, CTV)의 크기와 모양 위치의 변화에 관한 것이고 다음은 위치잡이 시 준비여유(Setup margin)로 환자 자세의 불확실성과 조사 시 기하학적인 불확실성으로 구분하여 이를 고려할 것을 권고하고 있다.¹⁾

방사선치료 시 불확실성은 크게 방사선치료 간 오차(Inter-

이 논문은 2007년 7월 1일 접수하여 2007년 8월 30일 채택되었음.
책임저자 : 조정희, 연세의료원 방사선종양학과
Tel: 02)2228-8090, Fax: 02)365-1792
E-mail: chojh@yuhs.ac

fraction uncertainties)와 치료 내 오차(Intrafraction uncertainties)로 나눌 수 있다.²⁻⁴⁾ 방사선치료 간 오차는 기계적인 요인에 의한 오차와 X-선 영상에 기인한 오차 그리고 영상 융합 시 발생할 수 있는 오차 마지막으로 환자 위치 잡이 시 발생할 수 있는 오차 등으로 구분할 수 있다. 그 중 Tomotherapy와 같은 영상 추적 방사선 치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)에 있어서 전산화단층촬영모의치료(Computed tomography simulation, CT-simulation) 시 계획된 중심축과 자동 영상융합(auto image fusion) 그리고, 수동영상융합(manual image fusion) 시 발생하는 차이는 환자에 따라 또는 행위자의 주관적인 판단에 따라 크게 다를 수 있다. 이와 같은 오차와 관련하여 그 동안 국내외적으로 많은 연구 결과 들이 보고되고 있다. 전립선암에 있어서 치료간 불확실성과 관련하여 1991년 Ten Haken 등이 50명의 환자를 대상으로 연구한 결과 평균 5 mm의 차이를 보였으며 최대 20 mm의 차이를 보였다고 보고하고 있으며 Balter 등이 C-T 영상을 이용하여 연구한 보고에 의하면 전후, 좌우, 상하 방향으로 각각 평균 4.5 mm, 1.7 mm, 3.7 mm의 이동이 있었으며 전후 및 좌우 축을 기준으로 각각 0.7°, 3.2°의 회전이동도 보고하고 있다.⁹⁾ 또한 Roeske 등이 뼈를 기준으로 종양의 중심축(center of mass)의 이동을 측정한 결과 전후 방향으로 5.3 mm, 상하방향으로 6.3 mm의 중심축이 이동한다고 보고하고 있다. 그 외에도 방사선치료 진행 중 전립선의 크기의 변화를 측정한 Roeske 등의 결과에 의하면 전립선의 용적이 최대 20% 증가한 경우가 있었으며 전립선 용적이 최대 70% 감소한 경우도 있다고 보고하고 있다.⁸⁾

치료 중 오차와 관련하여 1999년 Padhani 등이 Cine-MRI를 이용해 55명의 환자를 대상으로 7분간 연속 관찰결과 16명의 환자에 있어서 33회의 전립선의 이동이 관찰되었으며 그 중 20명에서는 5 mm 미만의 변화가 있었으며 3명의 환자에서는 10 mm 이상의 변화가 관찰 되었다고 보고하였으며 직장의 움직임에 의한 영향이 큰 것으로 보고하고 있다.¹⁰⁾ 이와 같이 전립선과 같이 움직이는 장기는 장기 자체의 변화 뿐만 아니라 인접장기의 변화에 따라서도 큰 영향을 받고 있다는 것을 알 수 있다. 그 결과 현재 방사선 치료 시에는 불확실성을 고려하여 방사선치료 조사면을 조절하여 결정하게 되는데 ICRU Report 62에서는 조사범위를 결정할 때 장기의 움직임과 모양 크기에 따른 내부 요인에 기인한 범위와 위치 잡이의 불확실성, 치료기의 기하학적 불확실성을 고려하여 최종 치료 범위를 결정할 것을 권고하고 있다.¹⁾ 이와 같은 불확실성을 최소화하기 위해 임상에서는 각종 환자 고정기구를 사용하고 있으며 또한 호흡을 조절하며 치료하는 Gating Therapy, 영상추적 방사선치료 등과 같은 방법들이

이용되고 있다. 전립선암의 치료와 관련하여 2001년 A.V.D' Amico 등은 직장풍선을 제작하여 직장 내에 삽입한 후 전립선의 움직임을 2분 간격으로 전자조사문영상장치(Electronic Portal Imaging Device, EPID) 등을 이용하여 측정한 결과 관찰한 결과 직장풍선을 사용하지 않은 경우에 전립선 중심축의 이동이 최대 9.1 mm로 관찰 되었고 평균 1.8 mm의 이동이 관찰되었으며 직장풍선 사용 시에는 최대 2.2 mm, 평균 1.3 mm로 줄었다고 보고하고 있다.³⁾ 본원에서는 전립선암의 방사선치료 준비(Setup)의 재현성을 높이기 위해 모든 환자에 있어서 자체 제작한 직장풍선을 사용하고 있으며, 본 연구에서는 전립선암의 Tomotherapy 환자를 대상으로 치료기간 중 매일 시행한 MVCT에서 얻은 자료를 토대로 C-T simulation를 이용한 치료계획 자료와 MVCT 자료를 융합(fusion)하여 두 그룹 간의 차이를 분석하였으며, 분석은 뼈 기준(Bone based), 자체 제작한 직장고정용 풍선(Rectal balloon based)을 기준으로 한 차이 마지막으로 GTV기준(GTV based)의 세 그룹을 비교, 분석 하였으며 이를 토대로 영상추적방사선 치료 뿐만 아니라 기존의 전통적인 방사선 치료에 있어서도 치료계획 시 치료조사 면을 결정하는데 도움이 될 수 있으리라 사료되며 특히 직장풍선과 같은 치료보조기구 사용 시 치료간 오차 등을 분석하여 임상 치료에 이와 같은 결과를 참조하여 보다 정밀한 치료를 하는데 도움을 주고자 하는데 그 목적이 있다.

대상 및 방법

본 연구는 약 6개월간 TOMO Hi-Art SYSTEM (Tomotherapy)을 이용하여 치료를 시행한 전립선암 환자 3명을 대상으로 시행했다. 본원에서는 전립선암 치료 시 전립선의 위치 및 형태의 재현성을 높이기 위해 모든 환자에 본원에서 제작한 직장풍선을 삽입한 후에 CT-simulation를 시행한다. 토모영상(Megavoltage computed tomography, MVCT)을 얻기 위해 모든 환자에 있어서 콜리메터의 길이는 4 mm 폭은 40 cm의 조건으로 촬영하였으며 이때 피치(Pitch)는 정상모드(Normal mode)를 사용하였으며 이때 피치 비(Pitch ratio)는 1.6이다. 단 피치 비는 겐트리가 1회전할 때 테이블의 이동거리를 선원 중심축에서의 조사야 넓이로 나눈 값을 의미하며 Tomotherapy 장비에는 Fine, Normal, Coarse의 세가지를 선택할 수 있으며 각각 1, 1.6, 2.4의 값을 가지며 이 값이 낮다는 것은 보다 선명한 영상을 얻을 수 있음을 의미한다. 검사를 위해 직장풍선은 본원에서 자체 제작하였으며 직장풍선의 모양 및 공기양의 변화가 있는지를 수 주일간 관찰 해 안정성을 확인한 후 시행했다. 환자에 대한 직장풍선의 적용은

매 환자에 60 cc의 공기를 주입하였으며 환자에 따라 삽입 깊이를 6~10 cm 깊이로 조절하여 표시(Marking)한 후 매 치료 시에 동일한 깊이로 삽입될 수 있도록 하였으며 치료 시 동일한 방광 용적의 재현성을 높이기 위해 치료 전 1시간 전에 소변을 본 후 치료를 시행했다. 또한 치료 자세의 안정성을 높이기 위해 다리 및 어깨 밑에 고정기구를 사용 후 시행했다.

C-T simulation 및 MVCT 촬영 시에는 두 영상간의 절대적인 비교를 위해 환자 체표면의 중심축선상에 납 볼(Lead ball)을 붙인 후에 검사를 시행했으며 납 볼을 기준으로 각각 X, Y, Z 및 회전오차(roll)를 분석하였다. MVCT 촬영 전 정확한 측정을 위해 중심축레이저 위치의 정확성을 측정하였고 테이블 이동 거리의 정확성을 측정하였다. 측정결과 허용 오차 범위 내에서 정확히 일치하는 것을 확인한 후 시행했다. 촬영범위는 전체 방광을 포함하며 하단에는 항문경계(Anal verge)가 포함될 수 있도록 정했다. 분석대상은 3명의 전립선암 환자 MVCT를 환자 당 26회, 총 78건을 대상으로 하였으며 MVCT 촬영 결과 직장 내 가스 등에 의한 오차가 큰 경우에는 전 처치를 시행한 후 재 검사를 시행했으며 이를 기준으로 치료는 시행했으나 분석에서는 인위적인 조작에 의한 오차를 줄이기 위해 최초의 MVCT를 기준으로 분석했다. 분석은 C-T simulation 영상을 기준으로 매 환자의 MVCT와 비교 하였으며 골 기준, 직장풍선 기준, GTV 기준으로 X, Y, Z, Roll 등 각각의 좌표 이동 값을 비교하여 전산화 모의 치료 영상과 일치성 여부를 측정하였으며 치료 좌표 이동 값과 골 기준 영상융합간의 차이, 치료좌표 이동 값과 직장풍선기준으로 영상융합간의 차이를 분석하였다. 단 분석에서 매 치료 시 마다 납 볼을 붙이고 MVCT를 얻어 시행하였으며 영상에서 납 볼의 이동은 크지 않았기에 이 차이는 결과값에 고려치 않았다. 결과분석은 매 환자당 X, Y, Z, Roll 방향으로의 이동 거리 및 각도를 토모시스템의 영상융합(Image fusion) 프로그램인 등록(Register)기능을 이용하여 측정하였다. Tomotherapy의 등록 프로그램내의 영상융합프로그램(Image fusion program)에는 골 융합기법(Bone technique), 골/조직융합기법(Bone/Tissue technique), 전체영상융합기법(Full image technique)의 3가지 선택프로그램이 있으며 이 기능은 각각의 종양의 위치와 종류에 따라 유용하게 사용할 수 있으며 선택한 기법에 따라 자동 또는 수동으로 조절이 가능하다. 측정된 값을 토대로 매 환자의 치료간 치료자세 및 장기의 이동에 따른 오차를 분석하였으며 또한 환자간 차이를 분석했다. 결과값은 위의 자료를 토대로 각 환자에 있어서 골 기준, 직장풍선 기준 그리고 GTV간의 차이에 대한 평균 및 표준편차를 구했으며 결과값 간의 관련성에 대해

분석해 보았다. 분석은 SAS 통계프로그램을 이용하였으며 ANOVA와 t-test 분석을 통하여 환자간 오차를 분석하였다.

결 과

1. 환자 간 C-T Simulation 기준의 Setup 오차 분석결과

1) C-T Simulation vs. MVCT (Bone fusion) 분석 결과
C-T Simulation 영상의 뼈와 MVCT의 뼈를 기준으로 영상융합 시 환자간의 편차는 X 방향으로의 편차가 -4.5 mm에서 최대 -8 mm의 오차를 보였으며 Y방향으로는 2.4 mm에서 최대 -4.2 mm의 오차를 보였으며 통계적으로 유의한 결과를 얻을 수 있었다($P < 0.0001$). 또한 Z방향으로는 6.5 mm에서 최대 9.1 mm의 오차를 보였으며 환자간 편차는 크게 측정되었으나 통계적으로 유의한 결과를 얻을 수 없었다.

2) C-T Simulation vs. MVCT (Balloon fusion) 분석 결과
C-T Simulation 영상상의 직장풍선과 MVCT 영상의 직장풍선을 기준으로 영상융합 시 X축으로 환자간 -4 mm에서 -6 mm의 차이를 보이는 것으로 분석되어 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 Y축으로는 8~16 mm의 차이를 보였다. 한 환자에 있어서 16 mm의 차이를 보인 것은 MVCT 촬영 시 직장 내에 과도한 변이 있었으며 환자 치료 시에는 배변을 한 후에 MVCT를 다시 촬영 후 치료하였다. Z축으로의 환자간 차이는 9.7 mm에서 16.7 mm였으며, Y축과 Z축 모두에 있어서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($P < 0.0001$).

Table 1에서 알 수 있듯이 모든 환자에 있어서 직장풍선을 기준으로 영상을 융합했을 때 가장 큰 차이를 보이는 것으로 측정되었다. 즉 GTV와 뼈 기준시 평균값과 표준편차가 각각 0.73 mm (SD=2.58), 0.78 mm (SD=1.79)인데 비해 Y방향으로의 변화는 평균 4.30 mm (SD=3.71)로 X, Z방향에 비해 Y방향의 오차가 상대적으로 큰 것으로 측정되었다. 특히 환자 3의 경우 특정일에 직장 내의 변과 가스(Gas)에 의한 직장의 팽창 영향으로 최대 16.45 mm의 차이를 보인 경우도 있었다 (Fig. 1).

3) C-T Simulation vs. MVCT (GTV fusion) 분석 결과
C-T Simulation 영상상의 GTV와 MVCT 영상의 GTV를 기준으로 영상융합 시 X축으로는 환자간 -2.7 mm에서 -6.6 mm의 좌표이동이 있었으며 Z축으로는 8.3 mm에서 15.3 mm의 이동이 있어 통계적으로 유의한 차이를 보였으나 Y축으로의 이동은 4.3 mm에서 7.8 mm의 차이를 보였으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.

Table 1. Setup variation for each patients and groups

	Patients	X-Shift			P	Y-Shift			P	Z-Shift			P
		Mean	SD	Max		Mean	SD	Max		Mean	SD	Max	
GTV based	1	-0.52	1.36	-2.70	<0.0001	1.25	2.84	7.80	<0.0129	12.02	2.32	15.30	<0.0001
	2	1.97	1.59	4.60		-0.02	1.74	4.30		4.64	1.94	8.30	
	3	-1.10	2.26	-6.60		-0.93	3.18	7.10		5.47	1.91	9.80	
Bone based	1	-1.17	1.34	-4.55	<0.0001	0.37	1.20	2.48	<0.0001	7.34	1.05	9.15	<0.0001
	2	2.18	1.50	4.55		0.08	1.68	-3.51		4.96	1.62	8.30	
	3	-1.10	2.25	-8.40		-1.91	2.51	-4.19		4.85	1.41	6.55	
Balloon based	1	-0.92	1.46	-4.54	<0.0001	3.23	3.01	8.88	<0.0001	12.75	2.19	16.72	<0.0001
	2	2.04	1.66	5.04		9.65	4.50	16.45		4.43	2.80	9.71	
	3	0.83	2.41	-6.42		0.06	3.66	8.38		5.80	2.83	10.80	

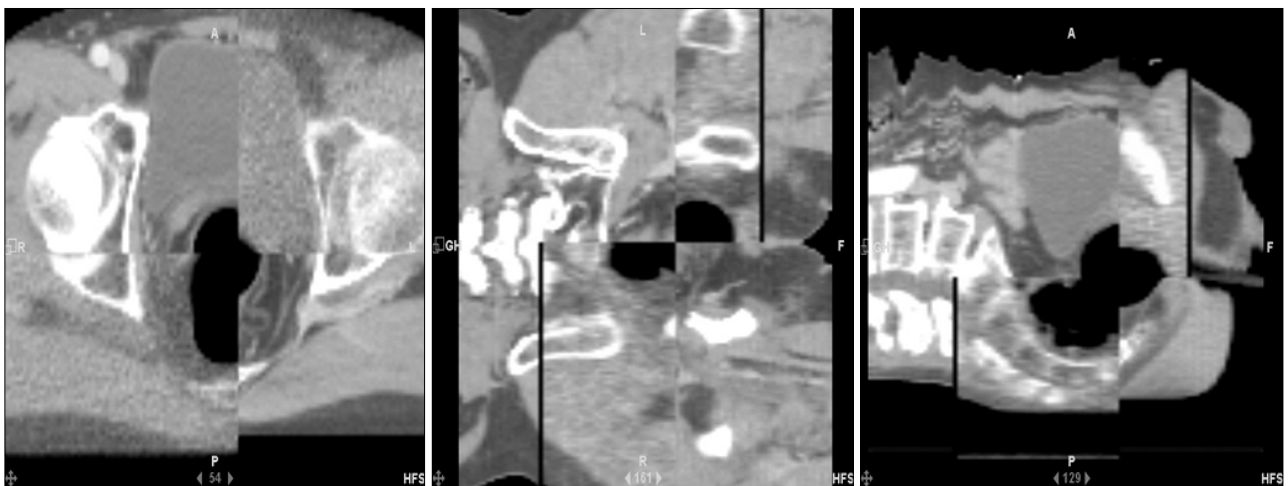


Fig. 1. Axial, Coronal, Sagittal tomographic image shows the severe mismatch between CT simulation images (gray) and Tomoimages (yellow).

4) C-T Simulation vs. MVCT 간 회전오차(Rotational error) 분석 결과

뼈를 기준으로 환자간 회전오차는 최대 1.46도의 오차를 보였으며 GTV 기준시에는 최대 1.34 mm의 차이를 보여 뼈를 기준으로 했을 때 가장 크게 나타났으며 뼈 기준과 GTV 기준시 평균과 표준편차는 각각 0.37 ± 0.36 , 0.34 ± 0.38 로 큰 차이를 보이지 않았으며 직장풍선을 기준으로 영상융합 한 결과에서는 거의 차이를 보이지 않았다. 또한 각 환자의 매 치료간의 오차는 1도 미만으로 통계적으로 큰 의미가 없는 것으로 분석되었다(Table 1).

2. 방사선 치료간 오차 분석(Interfractional shift analysis)

동일 환자의 치료간 오차 분석결과 치료간의 오차범위가 매우 넓을 뿐만 아니라, 환자간에도 큰 차이를 보이는 것으

로 측정되었다. 또한 C-T Simulation 영상과 MVCT 영상의 융합 시 기준을 뼈나 직장풍선, GTV 등 기준을 어떤 것으로 하는가에 따라 큰 차이를 보였다.

환자 1의 경우 Y축으로는 직장풍선, 뼈, GTV 기준의 세 그룹간 비교에서 최대 1.62 mm의 차이를 보여 통계적으로 유의한 차이를 보였으나 X, Z축으로의 이동은 각각 0.49, 1.41 mm로 큰 차이를 보이지 않는 것으로 측정되었다.

환자 2의 경우도 환자1과 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 즉 X축으로는 직장풍선을 기준으로 했을 때 3.65 mm로 가장 크게 변하는 것으로 측정되었으며 뼈를 기준으로 했을 때 2.66 mm의 이동이 있어 두 값간의 차이는 1 mm 미만으로 측정되었다. 이러한 결과는 Y, Z 방향에서도 유사한 경향을 보였으며 치료 기간 동안 안정적으로 치료가 진행되었음을 알 수 있었다. 하지만 환자 3의 경우 X축으로의 이동은 3 그룹간에 1.03 mm의 차이를 보여 큰 차이를 보이지 않았지

만 Y축으로의 이동은 직장풍선 기준 시 8.88 mm에서 Bone 기준시에는 2.48 mm로 나타나 두 값간에 6.4 mm의 큰 차이를 보였으며 Z축으로 이동 역시 직장풍선기준시 16.72 mm

에서 Bone 기준시 9.15 mm로 두 그룹간에 7.57 mm의 차이를 보여 치료간 오차가 매우 큰 것으로 측정되었다(Table 2). 이상의 환자 분석에서 보듯이 모든 환자에 있어서 직장풍

Table 2. Central axis shift based on the C-T simulation for the 3 patients

	X-Shift			P	Y-Shift			P	Z-Shift			P
	Mean	SD	Max		Mean	SD	Max		Mean	SD	Max	
Patients 1												
Balloon base	2.04	1.66	5.04	0.8910	2.04	1.66	5.04	0.0001	4.43	2.80	9.71	0.6706
Bone base	2.18	1.50	4.55		0.08	1.68	3.42		4.96	1.62	8.30	
GTV base	1.97	1.59	4.60		-0.02	1.74	4.30		4.64	1.94	8.30	
Patients 2												
Balloon sum	-0.72	2.34	3.65	0.8683	-0.17	3.59	8.38	0.1357	5.85	2.93	10.80	0.3021
Bone sum	-1.01	2.17	2.66		-1.87	2.60	5.67		4.91	1.43	6.55	
GTV sum	-1.00	2.19	2.70		-1.20	2.86	5.20		5.49	1.98	9.80	
Patients 3												
Balloon sum	-0.96	1.48	3.13	0.2900	3.13	3.02	8.88	0.0002	12.66	2.18	16.72	0.0001
Bone sum	-1.21	1.35	2.13		0.36	1.23	2.48		7.28	1.01	9.15	
GTV sum	-0.60	1.32	2.10		1.00	2.56	6.40		11.94	2.32	15.30	

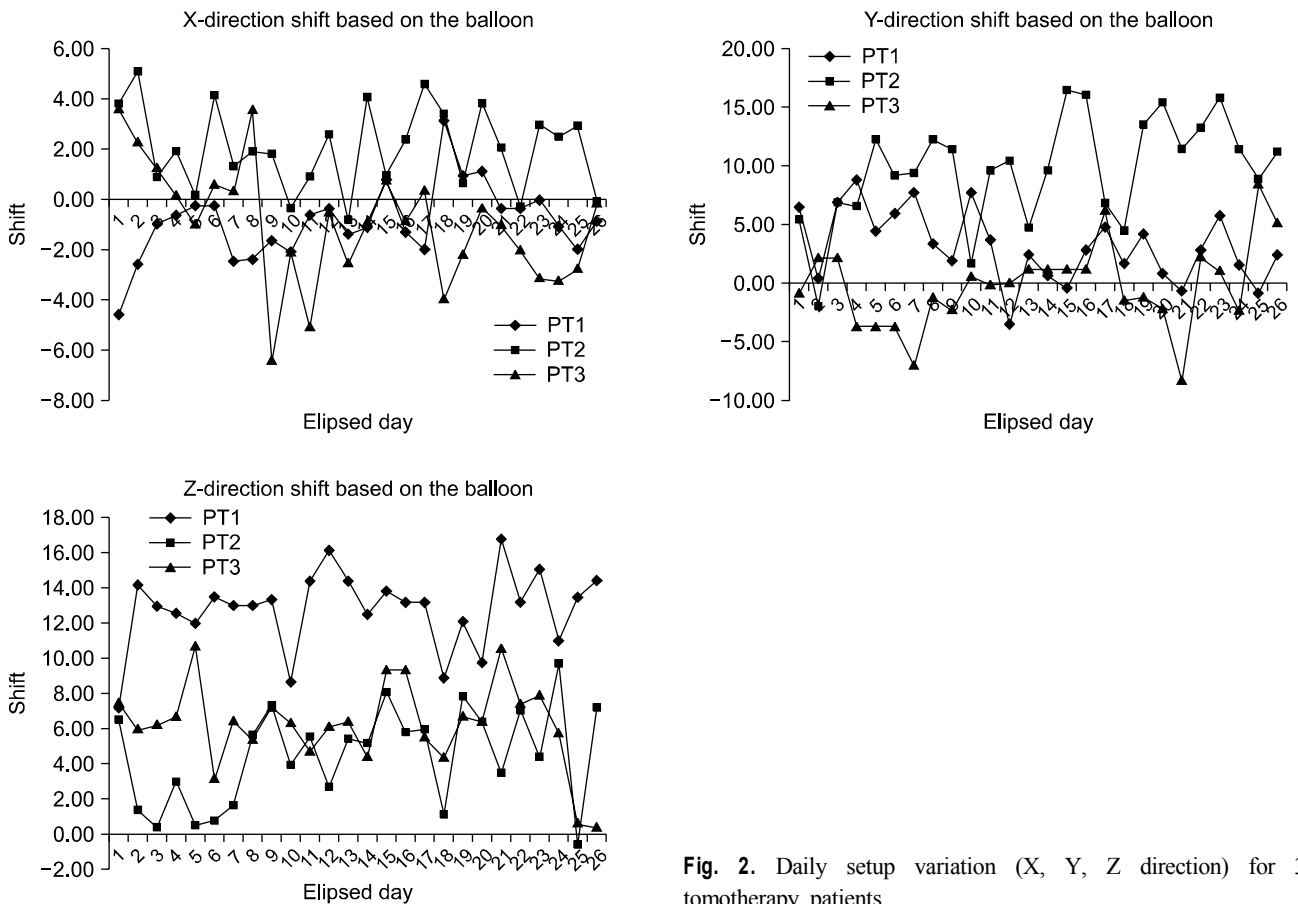


Fig. 2. Daily setup variation (X, Y, Z direction) for 3 tomotherapy patients.

선을 기준으로 영상을 융합했을 때 오차가 크게 나타났으며 표준편차 또한 GTV나 뼈에 비해 크게 나타났다. 또한 오차 방향의 분석과 관련하여 모든 환자에 일관성이 존재하지는 않지만 X방향에 비해 Y나 Z방향으로의 오차가 상대적으로 심한 것으로 분석되었는데 이는 직장 내의 공기(Gas)나 방광의 용적 변화에 따라 많은 영향을 받기 때문인 것으로 판단된다(Fig. 2).

고안 및 결론

본 연구에서는 전립선암 환자에 있어서 환자 치료간 그리고 환자간 준비오차(Setup Variation)를 측정하는 것으로 본원에서는 전립선암 환자의 치료 시 직장풍선을 사용하여 직장의 용적을 일정하게 유지하고 있으며 방광의 용적 또한 일정하게 유지할 수 있도록 하고 있다. 하지만 현실적으로 매일 정확하게 주변 장기의 조건을 일치시키는 것은 매우 어려운 일이며 본 실험의 결과에서도 관찰 할 수 있듯이 매일 매일의 상태에 따라 매우 큰 변화를 보이는 것으로 관찰되었다.

특히 환자간 차이는 매우 크게 나타났으며 특정 환자에 있어서는 오차범위는 직장풍선을 사용했을 때 Z방향으로의 오차가 최대 16.72 mm로 높게 측정되었으나 Table Sagging에 의한 영향을 고려하면 Y방향으로의 오차에 비해 적은 것으로 측정되었으며 각 환자의 Table Sagging 차이는 환자의 몸무게 및 Table상 환자의 위치에 따라서 차이가 크게 나타났으며, 본 연구에서 최대 2 cm의 차이를 보이는 것으로 측정되었다. 하지만 본 연구에서는 측정의 오차를 줄이기 위해 Table Sagging을 포함한 값을 제시하였다. Y방향으로는 최대 16.45 mm의 오차를 보였고 평균 9.65 mm의 오차를 보이는 환자도 있었다. 이 결과는 대상환자를 제외한 2명 환자의 평균 8.63 mm에 비해서도 큰 값이었으며 뼈와 GTV 기준에 비해 매우 높은 값이었고, 이 결과는 2001년 A.V.D' Amico 등이 직장풍선을 이용한 IMRT 환자의 대상으로 한 연구에서 발표한 결과 즉 직장풍선을 사용하지 않았을 경우 최대치인 9.1 mm보다 큰 변화가 일어나는 것을 관찰할 수 있었다. 이와 같이 Y방향으로의 오차가 큰 것은 직장 내의 변에 의한 영향이 큰 것으로 사료되며 그 외에 방광의 용적과 직장풍선을 삽입하는 시술자에 의한 영향도 기여하는 것으로 사료된다. 2005년 Katja 등의 연구에 의하면 해부학적(Anatomy)구조를 이용한 영상융합 시 치료방사선사와 전문의 간에 전후 방향과 상하방향, 측 방향으로 3 mm 이상 차이가 나는 비율이 각각 24%, 33%, 3%의 차이를 보였으며 윤곽선기초(Contour based) 등록기법에서는 전, 후 방향과 상, 하 방향, 측 방향으로 각각 55%, 48%, 21%의 차이를 보인다고 보고하

고 있다.⁴⁾

이와 같은 결과를 토대로 볼 때 영상추적방사선치료(IGRT)가 보다 정확한 선량을 조사하는데 큰 도움이 될 것이라 사료되며 특히 움직이는 장기에 있어서 주변장기에 의한 변화를 확인하고 수정 후 방사선치료를 시행함에 따라 보다 치료의 정확성을 향상시킬 수 있으리라 판단된다. 또한 기존의 3차원입체조형치료(3D Conformal Therapy)나 세기조절방사선치료(IMRT) 등과 같이 정밀한 치료 시에는 매일 L-gram을 촬영 해 종양 자체뿐만 아니라 인접장기의 변화를 측정하는 것이 바람직하리라 사료된다. 특히 전립선암과 같이 주변의 장기에 민감하게 반응하는 종양에 있어서는 본 실험에서와 같이 직장풍선과 같은 장기의 모양을 고정하는 고정기구의 사용이 반드시 필요하리라 사료되며 MVCT 같이 3차원적으로 영상을 재구성할 수 있다면 보다 큰 효과를 얻을 수 있을 것이다. 또한 IGRT 뿐만 아니라 이를 토대로 궁극적으로 적응방사선치료(Adaptive Radiotherapy)를 시행한다면 보다 정밀한 방사선 치료가 가능할 것이라 생각되며, 향후 이에 관한 많은 연구가 이루어 져야 할 것으로 판단된다. 본 연구에서도 알 수 있듯이 모의치료영상과 MVCT를 융합했을 때 1 cm 이상의 차이를 보이는 경우가 있었으며 이때 치료는 GTV에 맞추어 치료를 진행했으나 결과적으로 SSD나 SAD, STD의 변화가 일어날 수 있으며 경우에 따라서는 환자 두께의 변화도 일어날 수 있기 때문에 이는 종양 내 뿐만 아니라 주변 정상조직의 선량분포도 변했음을 의미하며 이와 같은 경우에는 단순히 특정 관심 부위의 해부학적 위치로만 교정하는 것이 아니라 이에 따른 선량계산을 다시 하는 방법이 적용된다면 보다 정밀한 방사선치료가 가능할 것으로 판단된다. 특히 방사선치료가 진행되는 동안에 체중의 변화가 심하다면 더욱 그러하리라 판단된다. 실제 본원에서 체중감소로 치료를 시행하던 환자의 경우 치료 2주 후에 몸무게는 3 kg 정도의 감소가 있었으나 복부의 전후 두께가 3 cm 이상의 차이를 보이는 경우가 있었으며 이 환자의 경우 다시 C-T Simulation 시행 후 치료계획을 다시 시행한 후 치료를 진행한 경우가 있었다.

이와 같은 변화도 기존의 L-gram에서는 확인이 거의 불가능 하리라 사료되며 이렇게 예외적인 상황에서 MVCT와 같은 영상추적방사선치료를 시행 시 바로 확인이 가능하며 교정 후 치료가 가능한 장점이 있다고 판단된다.

참고문헌

1. ICRU Report 62: International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting

- photon beam therapy. Supplement to ICRU Report 50:1999
2. Bin S, The Wei-Yuan Mai, Barry M Uhl, et al.: Intensity modulated radiation therapy (IMRT) for prostate cancer with the use of rectal balloon for prostate immobilization: acute toxicity and dose-volume analysis. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2001;49:705-721
 3. Anthony V.D'Amico, Judi Manola, Marian Loffredo, et al.: A practical method to achieve prostate gland immobilization and target verification for daily treatment. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2001;51:1431-1436
 4. Katja M Langen, Yashan Zhang, Rhonda D, Andrews, et al.: Initial experience with megavoltage CT guidance for daily prostate alignments. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2005;62:1517-1524
 5. Lisa J Forrest, Thomas Rockwell Mackie, Ken Ruchala, et al.: The utility of megavoltage computed tomography images from a helical tomotherapy system for setup verification purpose. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 3004;60:1639-1644
 6. Langen KM, Jones DTL: Organ motion and its management. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2001;50:265-278
 7. Ten Hanken RK, Foreman JD, Heimburger DK, et al.: Treatment planning issues related to prostate movement in response to differential filling of the rectum and bladder. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20:1317-1324
 8. Roeske JC, Forman JD, Mesina CF, et al.: Evaluation of changes in the size and location of the prostate, seminal vesicles, bladder, and rectum during a course of external beam radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1321-1329
 9. Balter JM, Sandler HM, Lam K, et al.: Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted marker. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1321-1329
 10. Padhani AR, Khoo VS, Suckling J, et al.: Evaluating the effect of rectal distention and rectal movement on prostate gland position using cine MRI. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:525-533

Abstract

Daily Setup Uncertainties and Organ Motion Based on the Tomoimages in Prostatic Radiotherapy

Jeong Hee Cho, Sang Kyu Lee, Sei Joon Kim¹, Soo Kyung Na²

Department of Radiation Oncology, Yonsei University Health System, ¹Department of Radiation Oncology, Yongdong Severance Hospital, Seoul, ²Department of Radilolical Science, Gimcheon College, Gimcheon, Korea

Purpose: The patient's position and anatomy during the treatment course little bit varies to some extend due to setup uncertainties and organ motions. These factors could affected to not only the dose coverage of the gross tumor but over dosage of normal tissue. Setup uncertainties and organ motions can be minimized by precise patient positioning and rigid immobilization device but some anatomical site such as prostate, the internal organ motion due to physiological processes are challenge. In planning procedure, the clinical target volume is a little bit enlarged to create a planning target volume that accounts for setup uncertainties and organ motion as well. These uncertainties lead to differences between the calculated dose by treatment planning system and the actually delivered dose. The purpose of this study was to evaluate the differences of interfractional displacement of organ and GTV based on the tomoimages.

Materials and Methods: Over the course of 3 months, 3 patients, those who has applied rectal balloon, treated for prostatic cancer patient's tomoimage were studied. During the treatment sessions 26 tomoimages per patient, Total 76 tomoimages were collected. Tomoimage had been taken everyday after initial setup with lead marker attached on the patient's skin center to comparing with C-T simulation images. Tomoimage was taken after rectal balloon inflated with 60 cc of air for prostate gland immobilization for daily treatment just before treatment and it was used routinely in each case. The intrarectal balloon was inserted to a depth of 6 cm from the anal verge. MVCT image was taken with 5 mm slice thickness after the intrarectal balloon in place and inflated. For this study, lead balls are used to guide the registration between the MVCT and CT simulation images. There are three image fusion methods in the tomotherapy, bone technique, bone/tissue technique, and full image technique. We used all this 3 methods to analysis the setup errors. Initially, image fusions were based on the visual alignment of lead ball, CT anatomy and CT simulation contours and then the radiation therapist registered the MVCT images with the CT simulation images based on the bone based, rectal balloon based and GTV based respectively and registered image was compared with each others. The average and standard deviation of each X, Y, Z and rotation from the initial planning center was calculated for each patient. The image fusions were based on the visual alignment of lead ball, CT anatomy and CT simulation contours.

Results: There was a significant difference in the mean variations of the rectal balloon among the methods. Statistical results based on the bone fusion shows that maximum x-direction shift was 8 mm and 4.2 mm to the y-direction. It was statistically significant ($P < 0.0001$) in balloon based fusion, maximum X and Y shift was 6 mm, 16mm respectively. One patient's result was more than 16 mm shift and that was derived from the rectal expansions due to the bowl gas and stool. GTV based fusion results ranging from 2.7 to 6.6 mm to the x-direction and 4.3~7.8 mm to the y-direction respectively. We have checked rotational error in this study but there are no significant differences among fusion methods and the result was 0.37 ± 0.36 in bone based fusion and 0.34 ± 0.38 in GTV based fusion.

Key words: prostate cancer, setup variation, tomotherapy, rectal balloon