

영상 기반 치료 장비용 팬텀을 이용한 토모테라피 피부 선량 검증

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †가톨릭대학교 생체의공학연구소,
‡가톨릭대학교 성 빈센트병원 방사선종양학과, §건국대학교 건국대학교병원 방사선종양학과,
||가톨릭대학교 서울성모병원 방사선종양학과, ¶아주대학교 아주대학교병원 방사선종양학과

박지연*† · 장지나*† · 오승중*† · 강대규‡ · 정원균*† · 이정우§
장흥석|| · 김희남|| · 박혜진*†¶ · 김성환‡ · 서태석*†

최근 토모테라피의 빔면 조사 빔(tangential beam)을 이용하여 전자 빔과 광자 빔의 인접 조사 없이도 치료에 필요한 선량을 균일하게 전달할 수 있다는 결과가 보고되면서, 토모테라피를 이용한 피부암 치료가 증가하고 있다. 그러나 토모테라피 치료 빔은 선형가속기 빔과는 다른 물리적인 특성을 갖고 있으며, 여러 가지 동적 요소들이 결합되어 빔을 조사하므로 기존에 사용하고 있는 팬텀 이외의 독립적인 도구를 사용하여 피부 선량을 검증할 필요가 있다. 피부 선량 검증을 위하여 영상 기반 치료용 팬텀에 선량 측정 기능을 추가한 새로운 팬텀을 개발하였으며, 열형광선량계(LiF, TLD-100)와 GafChromic EBT 필름을 팬텀에 삽입하여 전달된 피부 선량을 측정하였다. 팬텀의 반지름 방향으로 피부 영역을 포함하여 깊이 35 mm 영역까지 균일한 선량을 전달했을 때, 필름으로 측정한 특정 점에서의 선량은 계산 선량에 대하여 평균 약 2% 정도 낮게 나타났으며 처방 선량보다 최대 ±14%까지 더 높거나 낮은 선량이 전달된 영역이 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 치료 계획 시스템의 계산 결과와 비교하였을 때, 조사 영역에서 측정된 선량 분포의 균일성이 감소하였으며 팬텀 내에 삽입한 테플론에 의한 선량 변화는 거의 나타나지 않았다. 토모테라피의 치료 빔을 이용하여 피부암과 같이 굴곡이 있는 낮은 깊이에 위치한 표적에 선량을 전달하는 경우, 연속적으로 회전하며 조사되는 빔면 조사 빔의 특성과 치료 계획 시스템의 선량 계산 방식에 따라서 피부 선량의 오차가 허용 범위보다 더 크게 나타날 수 있으므로 치료 전 측정을 통한 피부 선량 검증이 필요하다.

중심단어: 피부 선량, 토모테라피, QA 팬텀, GafChromic EBT 필름, 열형광선량계

서 론

토모테라피(Tomotherapy)는 동일한 환자 고정 상태에서 megavoltage computed tomography (MVCT) 촬영과 방사선 치료가 가능한 장비로, 기존에 방사선 치료에 사용해 왔던 선형가속기와는 몇 가지 다른 특성을 갖는다. 첫째, 고 선량률과 균일한 선량 분포를 형성하기 위하여 편평화여과기(Flattening filter)를 사용하지 않으며 원형 회전 갠트리를 사용하여 빔을 조사할 수 있는 자유도를 높임으로써 보다 정교하고 정확한 선량 전달이 가능하다.^{1,2)} 둘째, 부채꼴 빔

(fan beam)을 생성하여 jaw와 multileaf collimator (MLC)의 조절을 통해 slit 빔을 조사함으로써 표적장기와 정상조직 간에 선량 경사도(dose gradient)를 높일 수 있다.^{3,4)} 토모테라피의 치료 빔은 이러한 물리적 특성을 바탕으로 최근에는 전자빔과 볼루스(bolus)를 사용하지 않고 피부암과 같이 낮은 깊이에 위치하는 암을 치료하는데 유용하게 사용되었으며, 전자선 조사 영역의 맞춤 없이 여러 방향과 각도에서 조사되는 빔면조사(tangential irradiation)를 통해 충분한 선량을 균일하게 전달할 수 있다는 가능성이 제시되었다.⁵⁻⁷⁾

그러나 굴곡이 있는 부위를 치료 하는 경우, 여러 인접 조사 영역에 의하여 균일한 선량 분포가 나타나지 않을 수 있고, 빔면 조사에 의한 표면 선량 계산의 정확성이 제대로 평가되어 있지 않기 때문에 계산한 선량과 선량 측정 결과가 다르게 나타날 수 있다.⁸⁾ 또한 깊이가 얇은 지점에 위치한 표적을 치료할 때, 토모테라피 치료 계획 시스템(treatment planning system, TPS)의 계산 선량은 측정된 흡수 선량보다 높게 나타나는 경향을 보였으며,⁹⁾ 치료 계획에 따

이 논문은 교육과학기술부 원자력연구기반확충사업(M20709005474-08B0900-47410)과 원자력기술개발사업(M20706000007-08M0600-00710)의 지원으로 수행하였음.

이 논문은 2009년 5월 4일 접수하여 2009년 6월 15일 채택되었음.
책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 성의교정 의과학연구소 의공학교실

Tel: 02)2258-7232, Fax: 02)532-1779

E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

라 갠트리, 카우치, MLC 등의 동적 요소들이 결합되어 빔이 전달되므로 각 인자들의 영향에 따라 실제 전달된 선량과 계산된 선량 간의 오차가 생길 수 있다.¹⁰⁾

본 연구에서는 토모테라피의 피부 선량 검증을 위하여 토모테라피 cheese phantom과 이전 연구에서 개발된 영상 기반 방사선 치료 기기 검증을 위한 영상 기반 치료용 팬텀¹¹⁾을 개선하여 선량 측정 기능이 추가된 팬텀을 제작하였으며, 열형광선량계(thermoluminescent dosimeter, TLD)와 필름을 이용하여 피부 선량을 측정하였다. 또한 측정된 선량과 치료 계획 시스템에서 계산된 선량 간의 비교를 통하여 토모테라피 치료 빔에서 피부 선량 검증을 수행하였다.

재료 및 방법

1. 팬텀 개발

본 연구를 위하여 영상 기반 치료 장치의 정도 관리를 목적으로 개발한 PMMA 팬텀¹¹⁾을 보완하고, 영상 질 평가 이외에도 나선형 빔에서 조사된 선량을 측정할 수 있도록 새롭게 팬텀을 제작하였다. 현재 토모테라피 정도 관리를 위해 사용되고 있는 cheese phantom (Gammex RMI, Middleton, US)은 나선형으로 조사되는 빔의 방향과 평행한 방향으로 선량 분포를 측정하기 어렵다. 새롭게 개발한 팬텀에서는 Fig. 1의 도식도 및 제작된 팬텀 사진에서 볼 수 있는 바와 같이 3 mm와 5 mm 두께의 원기둥 형 판 사이에 필름을 삽입하여 팬텀의 축 단면(axial section)에서 2차원 선량 분포를 측정할 수 있도록 하였다. 각 원기둥 형 판과 삽입된 필름은 고정 막대와 PMMA 너트를 사용하여 양 끝을 조여 줌으로써 판과 필름 사이의 틈을 최소화 하였다.

또한 원기둥 형 팬텀에서 TLD를 사용하여 표면으로부터 낮은 깊이의 선량을 측정할 수 있도록 칩 형태의 TLD용 홀

더를 고안하였다. TLD는 Fig. 2와 같이 팬텀의 중심을 향해 입사하는 빔의 방향과 수직으로 삽입될 수 있도록 하였고, 4개의 고정 막대로부터 최대한 영향을 받지 않도록 축 단면의 수직선을 기준으로 -24° , 0° , 24° 의 세 위치에 TLD (LiF, TLD-100) 크기($3.175 \times 3.175 \times 0.89 \text{ mm}^3$)에 맞는 구멍을 제작하였다. 각 TLD는 표면에서부터 4 mm 깊이마다 삽입하였으며, 근접한 위치에 삽입된 TLD로부터 생성된 이차 전자가 선량에 미치는 영향을 줄이기 위하여¹²⁾ 수평방향으로는 각 TLD가 겹치지 않고 놓일 수 있도록 하였다.

치료 계획 시스템에서 비균질 물질에 대한 선량 계산의

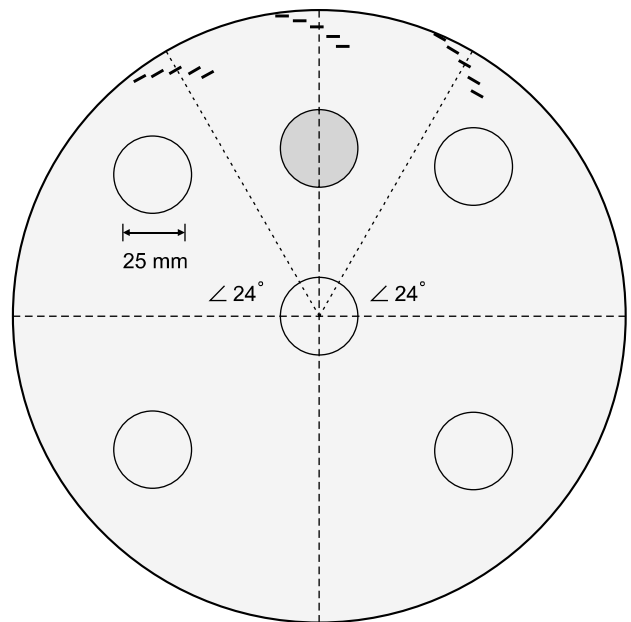


Fig. 2. Schematic diagram of the TLD disc with the dedicated holders for the chip type (LiF, TLD-100) to measure skin dose in cylindrical PMMA phantom.

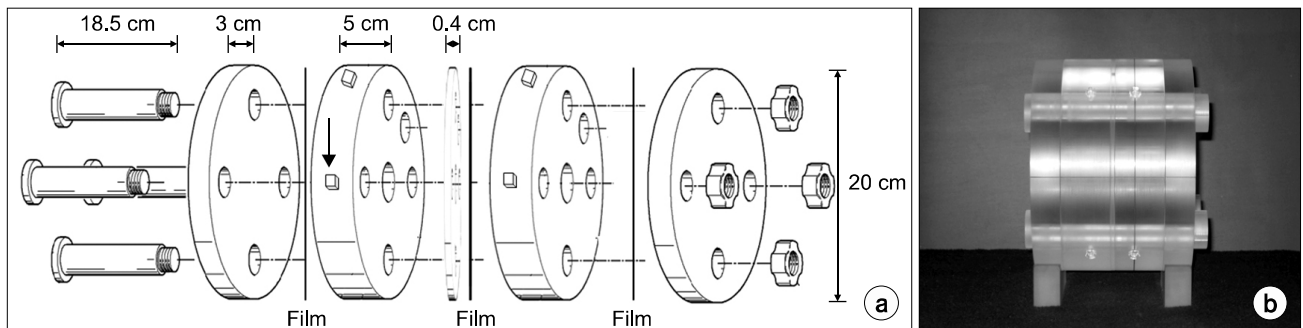


Fig. 1. (a) Schematic diagram of the customized phantom for dose measurement in image based radiation therapy system and (b) the photo of the constructed one.

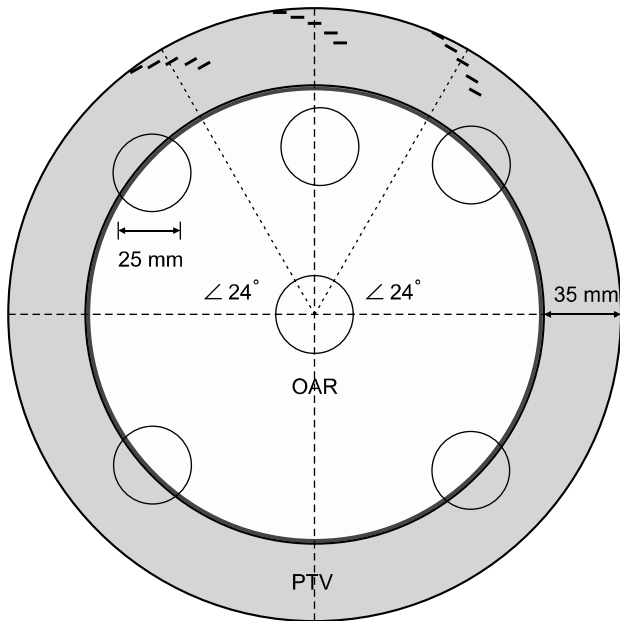


Fig. 3. Designated GTV and OAR for skin dose verification in the treatment planning and painted region where prescription dose, 300 cGy, was delivered.

정확성을 검증하기 위하여 필요에 따라 Fig. 2와 같이 팬텀의 축 단면에 진하게 표시된 부분으로 물리적인 밀도가 2.16 g/cm^3 인 테플론 막대를 삽입할 수 있도록 하였다. 균질 팬텀 뿐만 아니라 비균질 팬텀에서도 균질 팬텀과 동일한 치료 계획을 적용하여 피부 선량 검증을 수행하였다. 또한 TLD를 이용한 선량 측정에 영향을 주지 않으면서도 MVCT와 kVCT의 영상 정합의 정확성을 평가하여 팬텀 고정 장치의 정확성을 높일 수 있도록 Fig. 1(a)에 화살표로 표시된 부분에 PMMA 나사를 고정하였다.

2. 치료 계획

토모테라피(TomoTherapy Inc., Madison, WI) 치료 계획 시스템에서 계산한 피부 선량과 측정된 피부 선량을 비교하기 위하여 Fig. 3과 같이 육안적 종양 체적을 설정하였다. 팬텀의 축 단면에서 볼 수 있는 바와 같이 표면으로부터 반지름 방향으로 길이 35 mm, 원기둥의 관상(coronal) 방향으로 길이 21 mm의 체적에 300 cGy의 선량을 전달하도록 하였다. 이를 위해 치료 계획에서는 환자 치료를 위해 주로 사용하고 있는 10회 분할 치료를 가정하여 총 선량 3,000 cGy가 균일하게 전달되도록 하였다. 설정한 표적에만 처방 선량이 정확하게 전달되었는지 검증하기 위해서 Fig 3과 같이 표적을 제외한 나머지 내부 영역을 OAR

(organ at risk)로 설정하였으며, 표적과 OAR로 설정한 체적의 선량 체적 히스토그램(dose volume histogram, DVH)을 통해 선량 전달의 정확성을 간접적으로 평가하였다.

3. 측정 및 검증

1) 치료 계획 시스템: TLD가 삽입된 동일한 지점에서 계산 선량과 측정 선량을 비교하기 위하여, TPS에서는 Fig. 2와 같은 TLD 홀더를 포함한 팬텀의 CT영상을 통해 각 TLD가 삽입된 위치를 확인하였다. CT에서 TLD가 삽입된 위치를 확인했을 때, 특히 $\pm 24^\circ$ 위치에서 빔의 조사 방향과 수직으로 삽입되도록 하기 위하여 기울어져 삽입된 TLD는 영상에서 경계선이 분명하게 나타나지 않고 흐릿하게 나타났다. TLD가 삽입된 위치에서의 계산 선량은 TLD가 보이는 위치에서 화소의 강도가 가장 큰 점을 기준으로 주변을 둘러싸고 있는 화소들의 선량을 평균하여 결정하였다.

2) 필름: 표면 선량 측정을 위하여 GAFCHROMIC[®] EBT (ISP corp., Wayne, NJ, USA) 필름을 팬텀 표면에 감아서 고정시키고, Fig. 1(a)과 같이 PMMA 판 사이에 필름을 넣어 6 mm 길이 내의 선량 분포 및 상대적 선량을 확인하였다. 필름은 팬텀의 크기와 구조에 맞게 원형으로 잘라서 사용하였으며, TLD로 선량을 측정할 때와 동일한 고정 상태에서 필름을 삽입하고 TLD 홀더와 삽입한 원형 필름을 맞춘 후, 90도 간격마다 필름 끝 부분에 점을 찍었으며 TLD 홀더의 중앙점도 함께 표시하였다. 빔 조사 후 Microtek ScanMaker 9800XL (Microtek Lab, Inc., Redondo Beach, CA)에서 필름을 스캔하고, OmniPro IMRT (Scanditronix Wellhöfer/IBA) 프로그램을 사용하여 측정된 선량을 판독하였다. 조사된 필름은 하루 정도 지난 후 충분히 self-developing 된 이후에 판독하였으며, 조사되지 않은 필름과 조사된 필름을 스캐너 위에 정해놓은 기준점에 일치시켜 스캔 하였다. 또한 OmniPro IMRT에서도 읽어 들인 각 필름 영상의 중심점을 원점으로 교정시켜 위치 보정을 한 후에 선량 분포를 확인하였다.

Background noise 및 스캐너의 유리판 위에 필름이 놓이는 위치마다 빛이 투과되는 정도의 차이에 의해 나타날 수 있는 필름 판독에 따른 선량 오차를 교정하기 위하여, 조사되지 않은 필름을 스캔 한 후에 얻은 교정 행렬을 조사된 필름 영상에 적용하여 스캐너 특성에 따른 효과를 보정하도록 하였다. 교정을 위한 행렬은 조사되지 않은 필름을 읽은 후 얻은 행렬에 red color channel의 median filter를 적용한 것으로, 조사된 필름에서 얻어진 행렬의 각 요소를 교정 행렬의 각 요소 값으로 나눈 후 광학밀도곡선을 적용하여

상대 선량 값을 결정하였다. 광학밀도곡선은 6 MV 광자선에서 10×10 cm²의 조사면으로 0 cGy에서 약 800 cGy 로 조사한 필름을 이용하여 구성하였으며, 100 cGy 미만의 선량에서는 30~50 cGy 단위로 늘려가면서 조사하였으며, 100 cGy 이후에는 100 cGy 단위로 늘려가면서 조사하여 얻은 곡선을 이용하였다.

스캔한 영상에서 나타나는 필름 위의 90도 간격의 점들을 연결하여 수직 수평선을 그리고 ±24° 만큼 영상을 회전시켜 알고 있는 각 TLD 홀더의 삽입 위치를 파악하였다. 또한 제작한 TLD 홀더를 스캔하여 얻은 영상과 필름을 스캔하여 얻은 영상에서 TLD를 삽입한 위치를 비교를 통해

결정하였다. 필름으로 측정된 선량과 TPS의 계산 선량을 TLD를 사용하여 측정된 선량과 비교하였으며, 필름을 통해 측정된 선량 분포를 통해 조사 영역의 균일성을 평가하였다.

3) 열형광선량계: TLD는 6 MV 광자선에서 solid water 팬텀을 이용하여 최대 선량 깊이(d_{max})에 10×10 cm² 크기의 조사면으로 100 cGy를 전달한 후 교정정수를 구하였으며, 불확도가 ±3% 미만의 TLD를 선택하여 피부 선량을 측정하였다. 토모테라피에서 조사한 TLD는 HARSHAW 5500 TLD 시스템 (Solon, Ohio, USA)을 이용하여 측정 선량을 파악하였다.

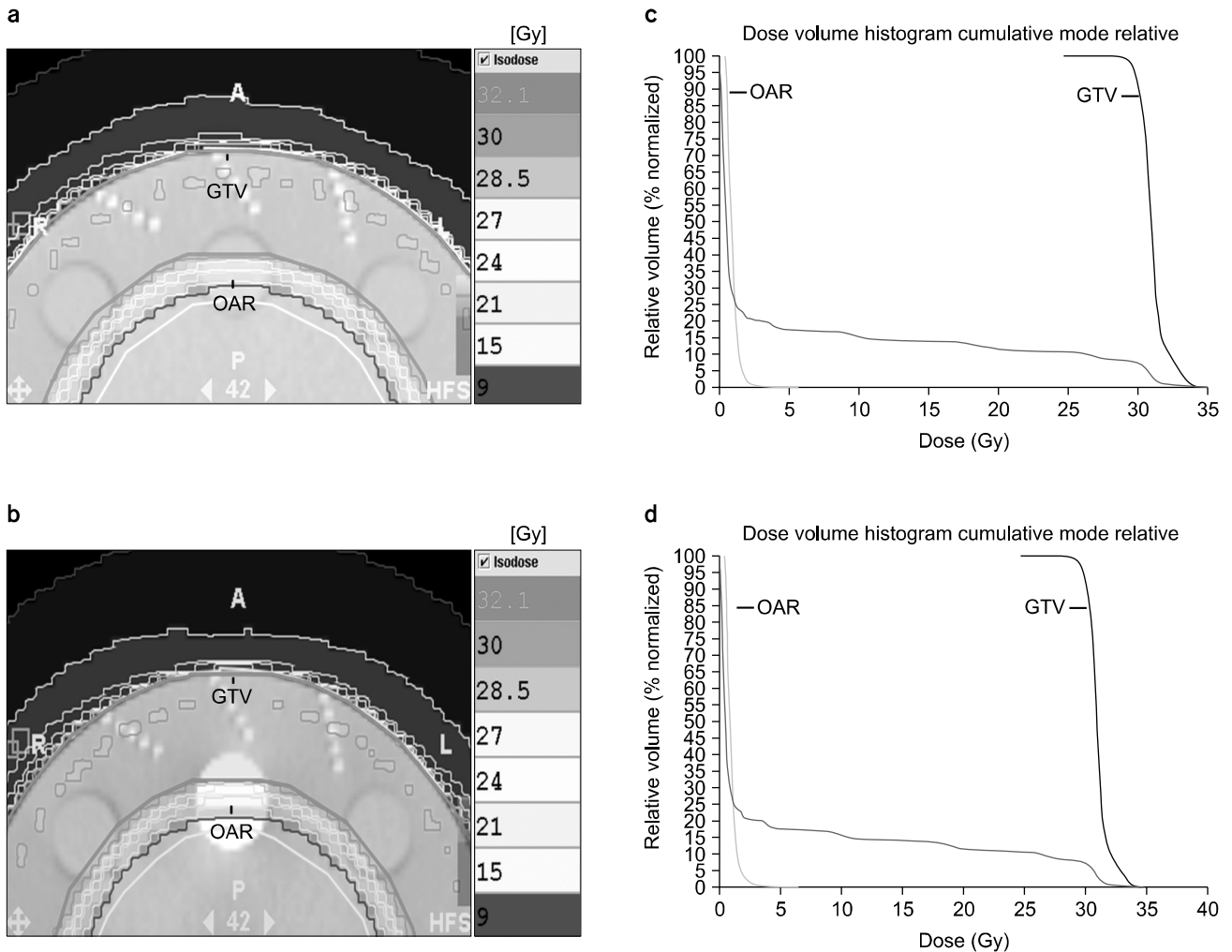


Fig. 4. Calculated skin dose distribution from TPS using (a) a homogeneous phantom and (b) an inhomogeneous phantom with Teflon for the helical tomotherapy. And dose volume histogram (DVH) of target and other designated organ at risk in (c) the homogeneous phantom and (d) the inhomogeneous phantom.

결 과

1. 치료 계획 시스템의 계산 선량

피부 선량 측정을 위하여 팬텀의 반지름 방향으로 35 mm 깊이까지 300 cGy의 균일한 처방 선량을 전달하도록 했을 때, 토모테라피 치료 계획 시스템에서 계산한 피부 선

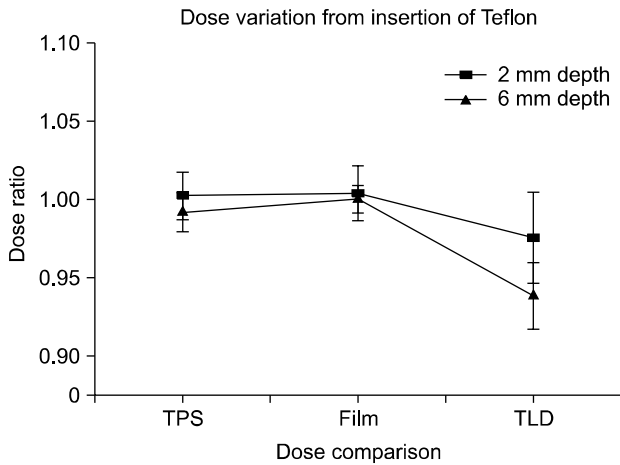


Fig. 5. Verification of dose variation from the insertion of a Teflon bar using GafChromic EBT films. Dose ratio of calculated and measured dose in inhomogeneous phantom to the corresponding dose in homogeneous phantom, respectively, at 2 mm and 6 mm depth.

량 및 분포는 Fig. 4(a), (b)과 같았다. 팬텀의 축 단면 선량 분포에서 확인 할 수 있듯이, 표면으로부터 약 5~10 mm 깊이에서 부분적으로 320 cGy 이상의 선량이 전달된 부분을 확인할 수 있다. Fig. 4(a)와 (b)의 등 선량 분포에는 표시되지 않았으나 계산된 피부 선량은 최대 약 340 cGy까지 나타났으며, 이로 인해 DVH는 3,000 cGy (10 fraction 기준 최종 선량) 지점에서 급격한 기울기를 나타내지 않고 Fig. 4(c), (d)과 같이 3,000~3,400 cGy 범위에서도 선량 분포를 나타냈다.

표면으로부터 각각 2 mm와 6 mm 깊이에서 TLD를 삽입했던 세 지점(-24°, 0°, 24°)에서 계산한 선량을 평균하여 나타냈을 때, 균질 팬텀 내의 평균 선량에 대한 비균질 팬텀 내의 평균 선량의 비율은 Fig. 5와 같았다. 테플론에 의한 계산 선량의 변화는 균질 팬텀에서 측정된 선량과 비교하였을 때 2 mm와 6 mm 깊이에서 모두 3% 미만의 오차를 보였다.

2. 필름을 이용한 측정 선량

팬텀 표면에 감아서 고정시킨 필름과 팬텀 내에 삽입한 필름을 이용하여 측정된 표면 선량 및 피부 선량 분포는 Fig. 6과 같았다. 치료 계획 시스템을 통하여 피부에 균일한 선량 300 cGy를 처방하였으나 필름의 선량 분포 Fig. 6(b)에서 확인할 수 있는 바와 같이 균일한 선량 분포를 나타내지 않았으며, 평균 표면 선량은 약 152 cGy였다. 측정

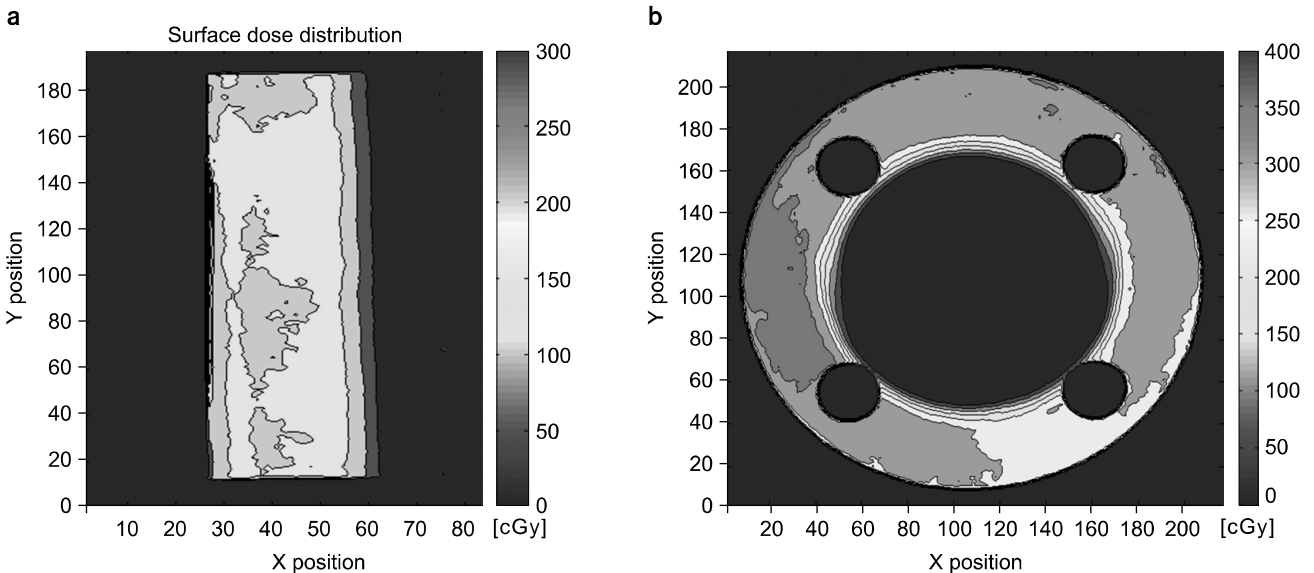


Fig. 6. Dose distribution measured by GafChromic films. (a) Surface dose obtained from film wrapped around the cylindrical phantom (b) circular dose distribution on inserted films which was parallel with incident helical beam.

Table 1. Comparison of the calculated skin dose in treatment planning system (TPS) with the measured skin dose using GafChromic EBT films in the (a) homogeneous phantom (b) inhomogeneous phantom.

(a)		Unit [cGy]	
Depth		TPS	Film
2 mm	1	328.8	325.4±1.7
	2	324.6	326.3±1.6
	3	332.2	329.9±0.8
6 mm	1	334	330.2±1.1
	2	331.4	328.1±1.3
	3	335.4	329.3±0.9

(b)		Unit [cGy]	
Depth		TPS	Film
2 mm	1	330.19	329.5±1.9
	2	324	322.2±0.7
	3	333.8	333.4±1.3
6 mm	1	330.16	328.8±1.6
	2	327.14	326.4±1.8
	3	335.2	332.3±0.8

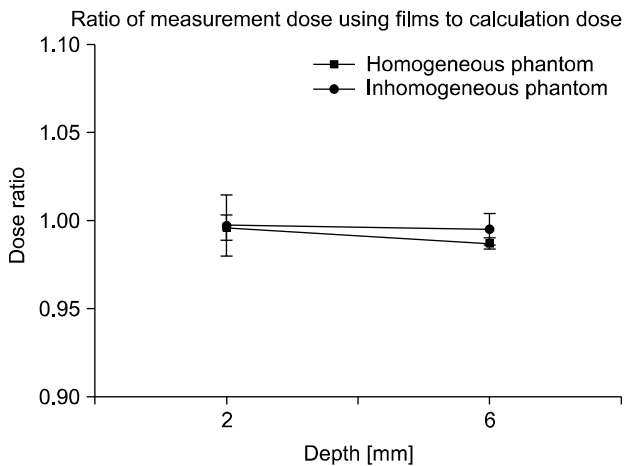


Fig. 7. Dose ratio of measured dose using GafChromic films to calculation dose of TPS in the homogeneous phantom and the inhomogeneous phantom, respectively, at 2 mm and 6 mm depth.

된 표면 선량은 Fig. 6(a)과 같이 필름에 조사된 영역 내에서 최소 100 cGy에서 최대 179 cGy까지 나타났으며, Fig. 4(a)의 토모테라피 치료 계획 시스템의 계산 선량과 비교했을 때, 측정된 표면 선량은 팬텀과 공기와의 경계 부분에서 계산된 약 200~285 cGy보다 더 낮은 값이었다. 필름에서 측정된 선량 분포를 이용하여 원형 궤적을 따라 원형 선량 단면도(dose profile)를 얻고 균일성을 평가한 결과, 깊이 2

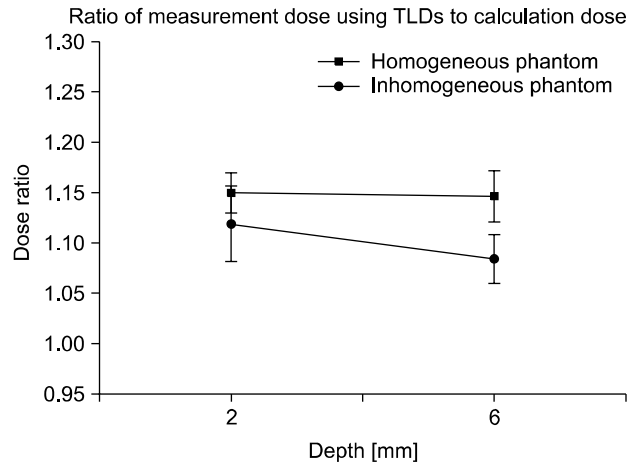


Fig. 8. Dose ratio of measured dose using TLDs to calculation dose of TPS in homogeneous phantom and the inhomogeneous phantom, respectively, at 2 mm and 6 mm depth.

mm와 6 mm에서 필름으로 판독한 흡수선량은 최소 약 260 cGy에서 약 340 cGy범위에서 선량 값을 보였다. 선량 분포를 통해 처방 선량 300 cGy보다 약 ±14% 정도 더 많거나 적은 선량이 전달된 부분들을 확인할 수 있었다.

균질 팬텀과 비균질 팬텀을 이용하여 2 mm와 6 mm 깊이에서 계산된 선량과 필름을 통해 측정된 선량은 각각 Table 1과 같았다. 계산 선량과 필름으로 측정된 선량을 비교하기 위하여 균질 팬텀과 비균질 팬텀에서 계산한 선량에 대한 측정 선량을 각각 비율로 나타낸 결과 Fig. 7과 같았으며 여러 번 측정했을 때 동일한 지점에서 판독한 필름 간 평균 선량 오차는 2 cGy 미만으로 나타났다. 치료 계획 시스템의 계산 선량의 정확성을 필름을 통해 검증했을 때 계산 값에 대한 측정 값은 최대 2% 미만의 오차를 보였다.

3. TLD를 이용한 측정 선량

Fig. 2과 같이 팬텀 표면으로부터 20 mm 이내의 깊이에 삽입된 TLD를 이용하여 테플론에 의한 선량 변화를 검증했을 때, Fig. 5에서 볼 수 있듯이 테플론 삽입 후에 측정된 평균 피부 선량 변화는 균질 팬텀에서 측정된 피부 선량에 대하여 최대 약 8% 차이가 났으며, 동일한 깊이에 삽입한 TLD간 측정 선량은 약 ±4% 미만의 오차를 보였다.

TLD를 이용하여 측정된 선량을 치료 계획 시스템의 계산 선량과 비교했을 때, Fig. 8과 같이 측정값이 계산 값보다 최대 약 15% 더 높게 나타났으며 약 4% 미만의 측정 오차를 보였다.

고 찰

치료 계획 시스템에서 계산한 선량은 계산 격자의 크기와 planning CT의 용적 요소(voxel) 크기에 따라 측정된 선량 값과 차이가 나타날 수 있다. Fig. 4(a)에서 볼 수 있듯 팬텀 밖의 영역 및 경계 부분에서 등 선량 분포가 용적 요소 크기의 영향으로 계단 형태로 나타나며, 실험에 사용된 TLD와 같이 계산 격자의 크기에 비하여 선량 측정기의 크기가 작은 경우 측정값과 계산 선량 간의 오차가 생길 수 있다. IMRT에서 피부 선량을 검증했던 다른 연구 결과에서도 선량 계산에 사용하는 CT의 용적 요소의 크기가 관심 영역의 크기보다 더 클 때, 선량 계산에 오차가 발생할 수 있으며, modulation factor와 치료 계획의 복잡성에 따라 피부 선량의 오차가 더 크게 나타날 수 있다는 점을 지적해왔다.¹³⁾ 또한 토모테라피에서 선량 계산에 사용되는 격자의 크기를 줄이고, 계산 격자의 크기가 GafChromic EBT를 스캔 한 영상의 화소 크기와 비슷할 때, 측정된 피부 선량과 계산 선량 간의 오차가 감소한다는 연구 결과가 있었다.¹⁴⁾ 이를 바탕으로 치료 계획 시 계산 격자의 크기에 의한 영향과 측정 결과를 치료 계획을 결정하고 수정하는데 고려할 필요가 있을 것이다.

치료 계획 시스템의 계산 선량을 TLD와 GafChromic EBT 필름을 사용하여 검증했을 때 TLD로 판독한 선량은 계산 선량 보다 최대 15% 더 높은 값을 나타낸 반면, 필름으로 측정된 선량은 계산 선량과 2% 오차 범위에서 일치했다. 팬텀 중앙으로부터 좌우로 24° 위치에 삽입된 TLD 중, 표면 근처에서 기울어져 삽입된 TLD는 CT 해상도의 한계와 여러 각도에서 입사하는 slit 빔의 산란에 의하여 TLD의 경계가 뚜렷하게 나타나지 않았다. 또한 영상에서 TLD의 모양이 다소 변형되어 나타나므로 치료 계획 시스템에서 TLD가 삽입된 위치를 설정해 주는 방식에 따라 계산 선량이 달라질 수 있다. 선량 검증과정에서 확인한 ±3% 미만의 TLD의 고유 오차(intrinsic error)와 측정오차를 함께 고려한다면, TLD로 측정된 선량이 필름에 비하여 더 큰 오차를 나타낼 수 있으므로 측정 값이 정확하지 않을 수 있다. GafChromic EBT 필름의 경우 측정 조건과 필름의 코팅 및 판독할 때의 빛의 방향에 따라 최대 ±4~5% 오차가 나타난다고 알려져 있으나,^{15,16)} 동일한 선량을 전달하도록 한 후 선량 분포를 비교한 결과 처방 선량 보다 10~15% 정도 더 높거나 낮은 선량이 전달된 영역들을 확인할 수 있었다. 이를 통해 팬텀 표면에 가까운 부분과 같이 build-up region

이 부족하여 전자 평형을 이루기 어려운 영역에서 선량 분포가 균일하지 않게 나타날 수 있으며, 치료 계획 시스템에서 확인한 선량 분포에 비하여 실제 선량 분포의 균일성은 더 낮게 나타날 수 있음을 알 수 있다. GafChromic EBT를 이용한 선량 검증의 경우 스캐너 특성, polarization effect 및 background noise 교정 등에 의하여 허용 오차 이상으로 높은 오차율을 나타낼 수 있으므로 필름 및 스캐너의 교정이 선량 검증의 정확성을 결정하는 중요한 인자로 볼 수 있다.¹⁷⁾ 실험에서 측정된 선량 분포에서도 교정 과정에서 나타나는 오차로 인하여 실제 선량 분포 보다 측정된 선량 분포가 더 불균일하게 나타났을 가능성이 있다.

대부분의 피부 선량 검증 연구들에서는 토모테라피의 계산 선량이 측정 선량보다 높게 나타나는 경향이 있음을 보여왔으며, 최근에는 더 정확한 선량 검증을 위하여 radiochromic film이나 재현성 및 민감도가 좋은 metal oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET) 측정기를 이용한 선량 검증 연구도 진행되어 왔다. 두경부 IMRT 치료 계획을 anthropomorphic head phantom (RANDO, The Phantom Laboratory, Salem, NY)에 적용하였을 때, 칩 형태의 TLD (LiF, TLD-100)와 radiographic 필름을 사용하여 측정된 피부 선량에 비하여 토모테라피 TPS의 계산 선량이 3~13% 높게 나타내며⁷⁾ 구강 인두부 치료 계획의 경우 계산 선량이 10% 이상 높게 나타날 수 있다는 연구들이 있었다.¹⁰⁾ 또한 두경부 치료 계획을 치료 전 MOSFET (TN-502RD, Best Medical, Springfield, VA, USA)를 이용하여 피부 선량을 검증했을 때 TPS의 계산 선량이 10~12% 정도 더 높게 나타낸다는 연구도 있었다.¹⁸⁾

그러나 GafChromic EBT로 피부 선량을 검증했을 때, TPS에서 미세한 선량 계산 격자를 이용하여 피부 선량을 검증하면, 표면에서부터 깊이 2 mm까지의 영역에서는 계산 선량이 측정 값보다 0.8~2.4% 정도 더 큰 값을 나타낸다는 연구 결과가 있었으며 이는 다른 선량 측정기를 통해 피부 선량을 검증한 경우보다 더 작은 오차를 나타낸다. 이는 본 연구에서 GafChromic EBT 필름을 사용하여 검증했을 때 측정된 피부 선량이 계산 선량 보다 2 mm와 6 mm에서 평균 2% 미만의 오차가 나타낸다는 결과와 비슷함을 알 수 있다.

토모테라피의 치료 빔을 이용하여 굴곡이 있는 표면에 균일한 선량을 전달하기 위해서는 표면에 수직으로 입사하는 빔뿐만 아니라 빔면 조사 빔을 함께 사용하므로, 선량 계산 방식 및 정확성에 따라서 계산한 선량과 측정값 사이의 오차가 생길 수 있는 가능성이 있다. 또한 연속적으로 나

선형 계도를 따라 조사되는 치료 빔에서 입사선량(entrance dose) 뿐만 아니라 반대편에서 입사하는 빔의 통과선량(exit dose)이 피부 선량에 미치는 영향을 치료 계획에 제대로 반영하고 있는지 검증할 필요가 있다. 특히 토모테라피의 피부 선량은 볼루스(bolus)의 사용 없이 표적의 경계 면으로부터 빔의 입사 방향 쪽으로 가상의 flash를 설정하고, 공기 중에서 생성된 up stream을 이용하여 고 선량을 전달 할 수 있도록 하는 buildup compensation technique을 적용할 수 있기 때문에,⁶⁾ 필요한 선량을 균일하게 전달할 수 있다는 장점이 있는 반면 치료 계획 및 환자의 위치 고정 조건들에 따라서 계산 선량과 측정 선량의 오차가 더 크게 나타날 수 있다.

토모테라피를 이용한 두경부 치료 시, 치료 계획 기법과 측정 조건에 따라서 시스템에서 계산한 피부 선량이 측정값보다 더 높게 나타날 수 있다는 가능성을 바탕으로, 피부 선량 검증 및 보정에 관한 정량적 분석 및 개선 방안의 필요성이 제시되고 있다.^{19,20)} 피부 선량 변화에 영향을 미치는 인자를 보다 세부적으로 나누고, 각 인자가 피부 선량에 미치는 영향을 측정을 통해 정량적으로 평가하여 선량 계산에 반영함으로써, 보다 정확하게 피부 선량을 계산할 수 있는 방안을 고려할 필요가 있을 것이다.

결 론

영상 기반 치료 장비의 품질 관리를 위하여 선량 측정 기능을 추가한 팬텀을 개발하였으며, 기존의 품질 관리 방식 이외의 독립적인 팬텀과 측정 방식을 이용하여 토모테라피 치료 계획 시스템에서 계산한 피부 선량의 정확성을 검증하였다. TLD와 GafChromic EBT 필름을 사용하여 피부 선량을 측정하였으며, 필름의 측정 선량은 계산 선량에 대하여 평균 2% 정도의 오차율을 보였으나 처방 선량 보다 $\pm 14\%$ 정도 더 높거나 낮은 선량이 전달된 영역을 통해 선량 분포의 균일성이 치료 계획보다 감소하는 것을 확인하였다. 토모테라피를 이용하여 굴곡이 있는 부위에 균일한 선량을 전달하는 경우, 빔의 물리적 특성과 선량 계산 방식에 따라서 피부 선량이 달라질 수 있으므로, 치료 전 측정을 통한 피부 선량 검증이 필요하다.

참 고 문 헌

1. Balog J, Olivera G, Kapatoes J: Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry. *Med Phys* 30:3097-3016 (2003)

2. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, et al: Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys* 31:396-404 (2004)

3. Van VM, Field C, Raaijmakers CP: Comparing step-and-shoot IMRT with dynamic helical tomotherapy IMRT plans for head-and-neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 62:1535-1539 (2005)

4. Chen YJ, Liu A, Han C, et al: Helical tomotherapy for radiotherapy in esophageal cancer: a preferred plan with better conformal target coverage and more homogeneous dose distribution. *Med Dosim* 32:166-171 (2007)

5. Hardcastle N, Soisson E, Metcalfe P, Rosenfeld AB, Tome WA: Dosimetric verification of helical tomotherapy for total scalp irradiation. *Med Phys* 35:5061-5068 (2008)

6. Tournel K, Verellen D, Duchateau M, et al: An assessment of the use of skin flashes in helical tomotherapy using phantom and in-vivo dosimetry. *Radiother Oncol* 84:34-39 (2007)

7. Ramsey CR, Seibert RM, Robison B, Mitchell M: Helical tomotherapy superficial dose measurements. *Med Phys* 34:3286-3293 (2007)

8. Smith KS, Gibbons JP, Gerbi BJ, Hogstrom KR: Measurement of superficial dose from a static tomotherapy beam. *Med Phys* 35:769-774 (2008).

9. Fenwick JD, Tomé WA, Jaradat HA, et al: Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys Med Biol* 49:2933-2953 (2004)

10. Higgins PD, Han EY, Yuan JL, Hui S, Lee CK: Evaluation of surface and superficial dose for head and neck treatments using conventional or intensity-modulated techniques. *Phys Med Biol* 52:1135-1146 (2007)

11. 장지나, 오승중, 정원균 등: 영상기반 방사선 치료기기를 위한 QA 팬텀 제작품 개발. *의학물리* 19:120-124 (2008)

12. Attix FH: Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley, New York (2004), pp. 395-411.

13. Roland TF, Stathakis S, Tramer R, Papanikolaou N: Measurement and comparison of skin dose for prostate and head-and-neck patients treated on various IMRT delivery systems. *Appl Radiat Isot* 66:1844-1849 (2008)

14. Hardcastle N, Soisson E, Metcalfe P, Rosenfeld AB, Tomé WA: Dosemetric verification of helical tomotherapy for total scalp irradiation. *Med Phys* 35:5061-5068 (2008)

15. Zeiden OA, Stephenson SA, Meeks SL, et al: Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys* 33:4064-4072 (2006)

16. Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, et al: Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Med Phys* 33:1116-1124 (2006)

17. Fuss M, Sturtewagen E, Wagter CD, Georg D: Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol* 52:4211-4225 (2007)

18. Kinshikar RA, Murthy V, Goel V, Tambe CM, Dhote DS, Deshpande DD: Skin dose measurements using MOSFET and TLD for head and neck patients treated with tomotherapy. *Appl Radiat Isot* 67:1683-1685 (2009)

19. Qi ZY, Deng XW, Huang SM, et al: In vivo verification of superficial dose for head and neck treatments using intensity-modulated techniques. *Med Phys* 36:59-70 (2009)
20. Roland TF, Stathakis S, Ramer R, Papanikolaou N: Measurement and comparison of skin dose for prostate and head-and-neck patients treated on various IMRT delivery systems. *Appl Radiat Isot* 66:1844-1849 (2008)

Verification of Skin Dose in Tomotherapy Using the Developed Phantom for Image Based Radiation Treatment System

Ji-Yeon Park^{*†}, Jina Chang^{*†}, Seungjong Oh^{*†}, Dae-Gyu Kang[‡], Won-Gyun Jung^{*†}, Jeong-Woo Lee[§], Hong-Suk Jang^{||}, Hoi-Nam Kim^{||}, Hae-Jin Park^{*†||}, Sung-Hwan Kim[‡], Tae-Suk Suh^{*†}

*Department of Biomedical Engineering, [†]Research Institute of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea, Department of Radiation Oncology, [‡]St. Vincent's Hospital, [§]Konkuk University Medical Center, ^{||}Seoul St. Mary's Hospital, [¶]Ajou University Medical Center, Seoul, Korea

Radiation treatment for skin cancer has recently increased in tomotherapy. It was reported that required dose could be delivered with homogeneous dose distribution to the target without field matching using electron and photon beam. Therapeutic beam of tomotherapy, however, has several different physical characteristic and irradiation of helical beam is involved in the mechanically dynamic factors. Thus verification of skin dose is requisite using independent tools with additional verification method. Modified phantom for dose measurement was developed and skin dose verification was performed using inserted thermoluminescent dosimeters (TLDs) and GafChromic EBT films. As the homogeneous dose was delivered to the region including surface and 6 mm depth, measured dose using films showed about average 2% lower dose than calculated one in treatment planning system. Region indicating about 14% higher and lower absorbed dose was verified on measured dose distribution. Uniformity of dose distribution on films decreased as compared with that of calculated results. Dose variation affected by inhomogeneous material, Teflon, little showed. In regard to the measured dose and its distribution in tomotherapy, verification of skin dose through measurement is required before the radiation treatment for the target located at the curved surface or superficial depth.

Key Words: Skin dose, Helical tomotherapy, QA phantom, GafChromic EBT film, Thermoluminescent dosimeter (TLD)