

방사선 치료에서 치료 표적과 조사 빔의 일치 정도 평가: 팬텀 연구

한림대학교 의과대학 방사선종양학교실, *이화여자대학교 의과대학 방사선종양학교실

강세권 · 오도훈 · 조병철 · 정광호 · 주리형 · 김수산 · 김경주 · 최상규 · 배훈식 · 이레나*

CT와 치료계획시스템 및 다엽콜리메이터(Multi Leaf Collimator, MLC)를 이용한 방사선 치료의 전 과정을 팬텀에 대해 재현해 봄으로써, 치료계획상의 표적과 조사빔의 일치 정도를 평가해 보았다. 이를 위해, CT 및 그 레이저 정렬을 위한 팬텀을 제작하였으며, 치료실의 레이저 정렬을 손쉽게 할 수 있는 방법을 고안하였다. 조사빔의 확인에는 필름을 이용하였고, 조사빔과 실제 표적위치 사이의 정량적인 분석은 자체 제작한 프로그램을 이용하였다. 표적과 빔 중심의 불일치 정도는 테이블 각도에 따라 차이가 있었으며 시험에 이용된 치료기의 경우, 테이블 각도 295°에서 최대 2.0 mm의 차이를 보였다. MLC field에 대해 Winston-Lutz 테스트를 시행하여 얻은 isocenter를 기준으로 다시 시험한 결과는 측정된 모든 테이블 각도에서 1.35 mm 이하였다. 표적과 빔 중심의 차이에 관한 이러한 평가는 실제 환자의 치료 계획 설정에 유용하게 이용될 수 있다.

중심단어: 방사선 치료, CT 모의치료, 방사선 위치 정확성, 팬텀, Winston-Lutz 테스트

서 론

방사선 치료에서 아주 오래지만 여전히 중요한 문제 중의 하나가 표적 위치에 정확하게 방사선을 조사하는 것이다. 통상 보고된 빔 isocenter의 정확도 평가는 치료기의 기계적인 isocenter와 빔 isocenter의 일치성에 관한 연구가 대부분이며, 그것도 정위방사선수술(stereotactic radiosurgery, SRS)을 목적으로 한 치료용 콘(cone) 및 그 시스템을 이용한 것이다.¹⁻⁷⁾ 물론, 기기 자체의 isocenter의 변동 폭을 줄이는 것 자체가 치료 정확도의 향상을 가져오지만, 실제 치료를 위해 CT 영상을 얻는 과정에서부터 표적으로 삼은 종양에 대한 위치관련 오차가 개입되기 시작하므로, 단순히 치료 가속기만의 isocenter 정확도 보증으로 방사선 치료의 위치 정확도를 말하기에는 부족하다고 말할 수 있다. 실제 방사선 치료는 CT 촬영과 치료계획의 설정, 그리고 방사선 조사의 과정을 거치므로, 이러한 방사선 치료의 전 과정을 통하여 결과적으로 얼마나 정확하게 설정된 표적 위치에 방사선이 전달되는가 하는 것을 평가해 보는 것은 의미가 있다. 일차적으로는 이를 이용하여 치료계획 시의 빔 여유

분(margin)을 설정할 수 있으며, 이는 특히, 침습적인(invasive) 고정기구를 사용하지 않으면서도 고선량을 처방하는 extracranial SRS에서의 치료계획에 유용한 정보를 제공한다. Varian CL21EX의 경우, 대부분의 다른 치료기와 마찬가지로, 설치 후 인수 검사 항목 중 치료기 본체와 다엽콜리메이터(Multi Leaf Collimator, MLC)에 대해 기계적인 isocenter 및 빔 isocenter의 정확도 평가를 시행하며, 시험 결과는 반경 1.0 mm 내를 허용 기준으로하고 있다.⁸⁾ 방사선 치료의 과정 중 작업 종사자가 관련되는 위치 오차 요인에는, CT 실의 레이저 시스템의 정확도 및 환자 체표에 그리는 표시점과 마커 부착의 불일치에서부터 전산화치료 계획시스템(radiation treatment planning system, RTPS)을 이용한 치료계획의 설정, 그리고 치료실에서의 요인 등 다양하다. 여기에서는 방사선 치료의 전체 과정을 재현해 봄으로써, 실제 표적과 조사된 방사선의 위치 차이가 어느 정도인지 팬텀을 이용하여 평가해 보고자 한다.

재료 및 방법

1. CT 레이저 정렬

CT 스캔은 GE CT (QX/i) 및 Gammex 레이저(Gammex RMI, 미국)를 이용하였다. 레이저 정렬을 위하여 AAPM TG66에서 소개된 바와 같은 레이저 정렬용 팬텀을 제작하였다(Fig. 1).⁹⁾ 길이 30 cm의 아크릴 자의 양끝과 중앙에 각각 직경 1 mm의 수평/수직 구멍이 있는 실린더를 부착하

이 논문은 2006년 12월 4일 접수하여 2006년 12월 19일 채택되었음.
책임저자 : 오도훈, (134-701) 서울시 강동구 길동 445번지
한림대학교 의과대학 강동성심병원 방사선종양학과
Tel: 02)2224-2309, Fax: 02)475-8763
E-mail: thinkrun@hallym.or.kr

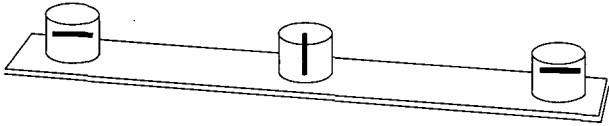


Fig. 1. The phantom for alignment between the CT and the moving lasers. Acrylic cylinders of diameter 2 cm are attached on the center and both ends of a 30 cm ruler. Each cylinder has a 1.0 mm diameter metal wire horizontally or vertically.

였고, 이 구멍에는 금속 wire를 넣어 CT 영상에서 보이도록 하였다. 본원의 경우, Gammex 레이저와 CT 갠트리의 스캔면은 600 mm로 맞추고 있어서, 먼저 제작한 팬텀을 레이저 위치에 정렬하고 테이블을 CT 갠트리 쪽으로 600 mm 이동한 다음, 1.25 mm 두께의 영상을 얻어 이 위치의 단면에서 가장 밝은 wire 영상을 얻을 수 있도록 레이저 조정과 CT 스캔을 반복하였다.

2. 팬텀 제작 및 CT 영상 획득

15×15 cm², 두께 2 cm의 아크릴 2장으로 이루어진 팬텀 사이에, CT 영상에서 표적으로 삼을 수 있도록 직경 ~0.3 mm의 금속 조각을 부착한 필름을 삽입하였다. 필름은 Gafchromic EBT 필름(International Specialty Products, 미국)을 사용하였다. 이 필름은 암실에서 현상 작업이 필요치 않고, 일반 광에 노출되어도 영향이 없어서 팬텀 삽입이 간편하며, 또한 CT 스캔에도 영향을 받지 않는다. 단점이라면 육안으로 확인을 하기 위해 비교적 고선량이 필요해서 우리는 매 port당 6 MV 빔을 250 MU씩 조사하였다. 필름에 부착한 금속 조각의 위치는 편을 이용하여 필름에 표시하였고, 추후 방사선이 조사된 필름 영상의 분석에서는 이 점을 실제 표적으로 간주하였다.

표적용 금속 조각이 부착된 필름이 삽입된 팬텀을 CT 테이블에 고정하고 Gammex 레이저를 이용하여 팬텀의 위치를 정하였다. 치료실에서의 setup을 위해 팬텀의 좌/우/상방 지점에 레이저 위치를 표시하였고, 여기에 직경 0.4 mm의 wire를 부착하여 영상에서의 마커로 삼을 수 있도록 하였다. 팬텀을 눕힌 경우와 세운 경우 각각에 대해 두께 1.25 mm, 영상 간격 1.0 mm로 스캔하였다.

3. 치료계획 설정

치료계획은 Philips사의 Pinnacle 7.4f를 이용하였다. 먼저, 600 mm 위치의 축상 영상 단면에서 좌/우/상 방향의 마커 영상을 이용하여 치료기의 빔 isocenter를 정하였다. 다음으로, 표적으로 삼은 작은 금속 조각 영상의 중심에 표적점을

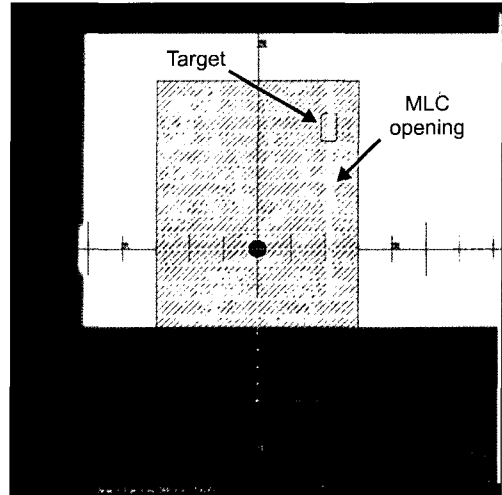


Fig. 2. A strip type MLC field of width 1.0 mm, opened around target of diameter 1.0 mm on the phantom DRR. The center circle shows the beam isocenter with diameter 5 mm.

Table 1. Combination of table, gantry and collimator angle to make a starshot.

	Vertical phantom	Horizontal phantom
Table (°)	Gantry (collimator)	
90	G90 (C0), G90 (C120), G90 (C240)	
45	G0 (C0), G90 (C0), G0 (C155)	Gantry (collimator) G0 (C0), G0 (C90),
0	G0 (C0), G90 (C0), G155 (C0), G250 (C0)	G180 (C45), G180 (C135)
295	G0 (C0), G270 (C0), G205 (C0)	

정하고, 이 표적점이 디지털재구성영상(digitally reconstructed radiography, DRR)에서 1.0 mm 직경의 구로 보이도록 설정한 후, MLC의 각 leaf 위치를 조절하여 MLC가 표적구를 중심으로 1.0 mm 폭의 띠 형태로 열리도록 하였다(Fig. 2). Table 1에 나타난 바와 같이 치료 테이블 각도 0°, 45°, 90°, 295°에 대하여, 갠트리 및 콜리메이터 각도를 바꾸어가며 starshot을 얻도록 하였으며, 빔 중심과 표적의 위치 차이를 3차원적으로 평가하기 위하여, 세운 팬텀과 눕힌 팬텀 영상 모두에 대해 플랜을 하였다. 테이블 각도 295°는 치료실 사정으로 선택한 것일 뿐, 특정 의미는 없었다.

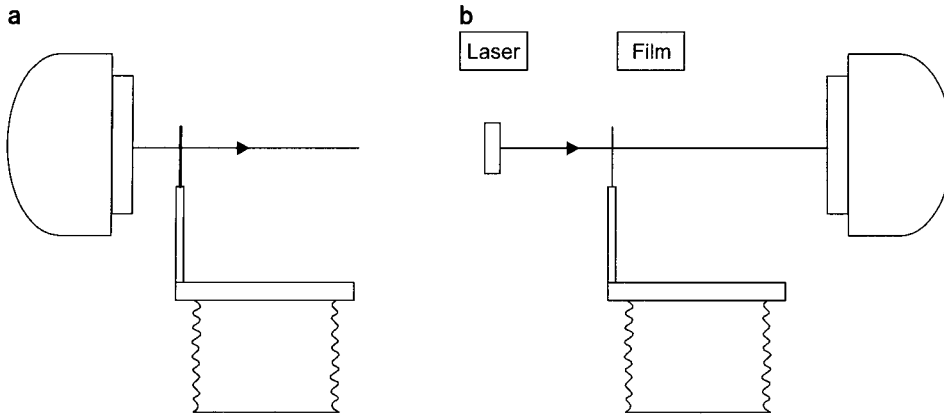


Fig. 3. The process of left wall laser adjustment in the treatment room. A semi-transparent film is positioned vertically using a jig at the left side of the couch. Then, (a) on the film, mark the center of the cross-hair image made by light field of gantry 270° (b) after rotating the gantry to 90°, adjust the laser that the laser line passes both the marked point on the film and the cross-hair of gantry. The same procedures apply to the right laser.

4. 치료실의 레이저 정렬

방사선 치료실에서 가장 중요한 요소 중의 하나는 치료실의 레이저 정렬이다. 통상적으로는 G=270° (90°) 쪽 레이저의 정렬을 위해서는 갠트리를 G=90° (270°)에 두고 레이저가 치료기 십자선(reticle)의 중앙에 오도록 조정한다. 좌/우 두 레이저가 isocenter를 포함하는 일정 치료영역 내에서 일치하도록 미세조정을 한다.¹⁰⁾ 그러나 이 경우, 환자의 우측(G=270° 쪽)을 정렬하는데 좌측(G=90° 쪽)에 위치한 갠트리를 기준으로 조정하는 레이저를 이용하는 것은 갠트리의 회전각 설정이 완벽하지 않는 한, 원칙적으로 문제의 소지가 있다. 입사지점에서 레이저 위치와 실제 방사선의 입사가 다를 수 있기 때문이다. 이를 해결하기 위하여, Fig. 3에서와 같이 치료실 레이저를 정렬하는 새로운 방법을 고안하였다. 이 방법은 예를 들어, G=270° 쪽 레이저 정렬을 위해서는 갠트리를 G=270°에 두고 그림과 같이 환자의 체표에 해당하는 테이블의 모서리 쪽에 보조기구를 이용하여 빛이 투과하는 필름을 세운 다음, 치료기의 조사광에 의한 십자선 영상의 중심을 필름에 표시한다. 다시 갠트리를 G=90°에 위치시킨 다음, 레이저가 필름에 표시한 점과 갠트리 중심 십자선을 모두 지나도록 레이저를 기울이거나 평행이동시킨다. 이 방법은 조사광에 의한 십자선 중심을 필름에 표시할 때 오차 발생의 가능성이 있으나, 주의를 기울이면 무시할 만한 수준이며, 또한, isocenter 부근에서 좌/우 레이저를 일치시키기 위해 갠트리를 좌우로 반복적으로 회전시켜가며 레이저의 평행이동/각도 등을 조정해야 하는 기존의 번거로움을 피할 수 있다.

5. 방사선 조사

필름이 삽입된 팬텀을 세운 경우와 눕힌 경우에 대해, 각

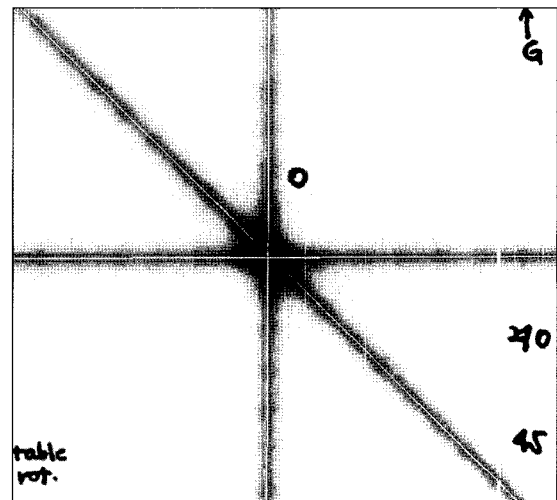


Fig. 4. An example of film analysis. After the exposed film is scanned and the center lines for each beam are extracted, the mean position, hence the deviation from the target, and the standard deviation of all the crossed points of center lines are calculated.

각 isocenter를 기준으로 위치시키고 방사선 조사를 하였다. 또한, 비교를 위해, Winston-Lutz (W-L) 테스트를 시행하였다.¹¹⁾ 이 테스트에는 7.0 mm 직경의 금속구와 10.0×10.0 mm²의 MLC field를 이용하였으며, 테이블과 갠트리를 회전해 가며 모든 상황에서 금속구가 MLC의 조사 field 내로 들어오도록 금속구의 위치를 조정하였다. 이렇게 결정된 금속구의 중심에 치료실 레이저를 일치시켜 새로운 isocenter를 정의한 다음, 이 점을 기준으로 팬텀을 위치시켜 동일한 측정을 반복하였다.

6. 필름 분석

Starshot 필름을 정량적으로 분석하기 위하여 IDL 6.1

(RSI, 미국)을 이용하여 프로그램을 작성하였다. 조사된 EBT 필름을 컬러 스캐너(Microtek ScanMaker 9800XL, 미국)로 스캔하여 얻은 0.085 mm (300 dpi) 픽셀 크기의 영상에서, 각각의 빔 궤적의 중심선을 찾고 이 중심선들 사이의 모든 교차점의 좌표를 얻었다. 조사빔의 수가 n 이면, 교차점의 개수는 nC_2 가 된다. 이 교차점들의 좌표를 평균하여 빔의 중심으로 정했으며, 표준 편차를 구하여 교차점들의 분포를 알 수 있도록 하였다(Fig. 4). 이렇게 얻은 중심점과 필름에 표시된 실제 표적 중심과의 차이가 조사빔의 최종 정확도에 해당한다.

결 과

빔이 조사된 필름의 평가를 위한 좌표계는 갠트리를 마주보고 설 때, 오른쪽을 +X, 위쪽을 +Y, 그리고 갠트리로 향하는 방향을 +Z로 정하였다(Fig. 5).

CT실의 레이저 정렬 확인을 위해 1.25 mm 두께(간격 1.0 mm)로 얻은 CT 팬텀의 중심 금속의 영상은 600 mm 위치에서 가장 크고 밝았으며, 599 mm 및 601 mm의 영상에서 비슷한 정도로 흐릿한 영상을 얻었다. CT 갠트리 방향으로의 영상의 위치 부정확도는 최대 0.2~0.3 mm를 넘지 않는 것으로 판단되었다. Superior-Inferior 방향의 이러한 오차는 표적에 빔 조사를 위해 테이블 각도 0°에서의 팬텀 setup 시, +Z 방향으로의 위치 정확도에 영향을 미치며, 빔 조사를 위한

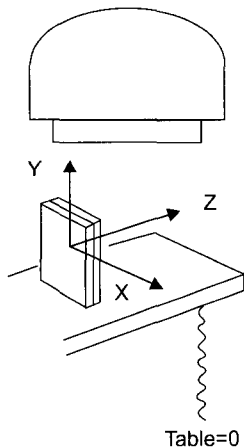


Fig. 5. Coordinates system in the treatment room. Along the line from the left wall laser to the right one, +X is for the right, +Y for upward and the +Z is for gantry direction. The figure shows the vertical phantom setup. The coordinates system is the same for horizontal phantom setup.

테이블 회전에 따라 +X 방향으로의 오차 전과 효과가 있다.

CT 스캔을 위한 팬텀 setup에서, 좌/우 높낮이 레이저에 맞추어 금속 마커를 부착할 때의 오차는 0.2~0.3 mm 이내로 평가되었다. 이 오차는 필름에 빔 조사 시, +Y 방향의 정확도에 영향을 끼친다.

치료계획장비인 Pinnacle의 횡축(axial) CT 영상에, 좌/우 상 방향(anterior)의 마커 영상을 기준으로 setup 중심점을 설정하거나 또는 금속 표적 영상에 표적점을 정하는 데 있어서 오차는 0.1 mm를 넘지 않았다. 이러한 판단은 영상을 확대한 후, 위치 선택을 위해 표적점을 이동하면서 표적 영상에 나타나는 십자선의 위치로 간단히 확인이 가능하다.

또한 DRR 영상에서, 1.0 mm 직경의 구형 표적에 맞추어 MLC를 열 때, MLC의 위치 정확도 역시 0.1 mm 내로 가능하였다.

한편, 방사선 조사를 위한 팬텀 setup 시, 팬텀에 표시된 setup 마커를 치료실 레이저에 일치시키는 데 있어서 오차는 최대 0.5 mm를 초과하지 않았다. 다른 과정에서보다 이 부분의 오차가 가장 큰데, 이것은 CT 테이블의 좌/우 및 superior-inferior 수평도를 치료실 테이블의 수평도와 정확히 일치시키기에는 한계가 있을 뿐만 아니라, 각 레이저의 정렬에도 오차가 포함되어 있기 때문이다.

최종 조사된 EBT 필름의 분석결과는 Fig. 6과 같다. 여기서 실선은 개별 빔들의 교차점들의 평균으로부터 구한 빔 중심의 표준편차이며, 하나의 테이블 각도에 대해, 세운 필름과 눕힌 필름의 결과가 종합되어 있다. X값은 좌/우 레이저와 나란한 방향의 오차이고, Y는 상 방향, Z는 좌/우 레이저 연결선과 수직하게 갠트리로 향하는 방향이다. 세운 필름에서 테이블 각도 45°의 경우를 예로 들면, 먼저 테이블 0°에서 팬텀을 세워 셋업한 후, 테이블을 45°로 회전시킨 다음, 방사선을 조사하여 얻은 필름상의 분석에서는 좌/우 위치 및 상 방향(Y)의 관계를 얻게 되는데, 이 필름상에서의 좌/우 위치 관계는 테이블 각도를 고려하여 X-Z 방향에서의 위치로 변환시켰다. 한편, 같은 테이블 각도에서 눕힌 필름으로부터도 X-Z 면에서의 위치 관계를 얻을 수 있는데, 이 경우 두 쌍의 X, Z값에서 오차가 큰 쪽을 결과로 선택하였다. 선택적으로 측정된 테이블 각도 90°에서 0°까지는 모든 방향에서 표적과 1.0 mm 내의 위치에 방사선이 조사된다. 그러나 테이블 295° 빔의 경우, 수평면상에서 갠트리 방향으로 1.9 mm의 차이를 보이고 있다.

W-L 테스트에 의한 isocenter를 기준으로 팬텀을 setup해서 얻은 측정 결과는 Fig. 7에 있다. 모든 테이블 각도에서 빔

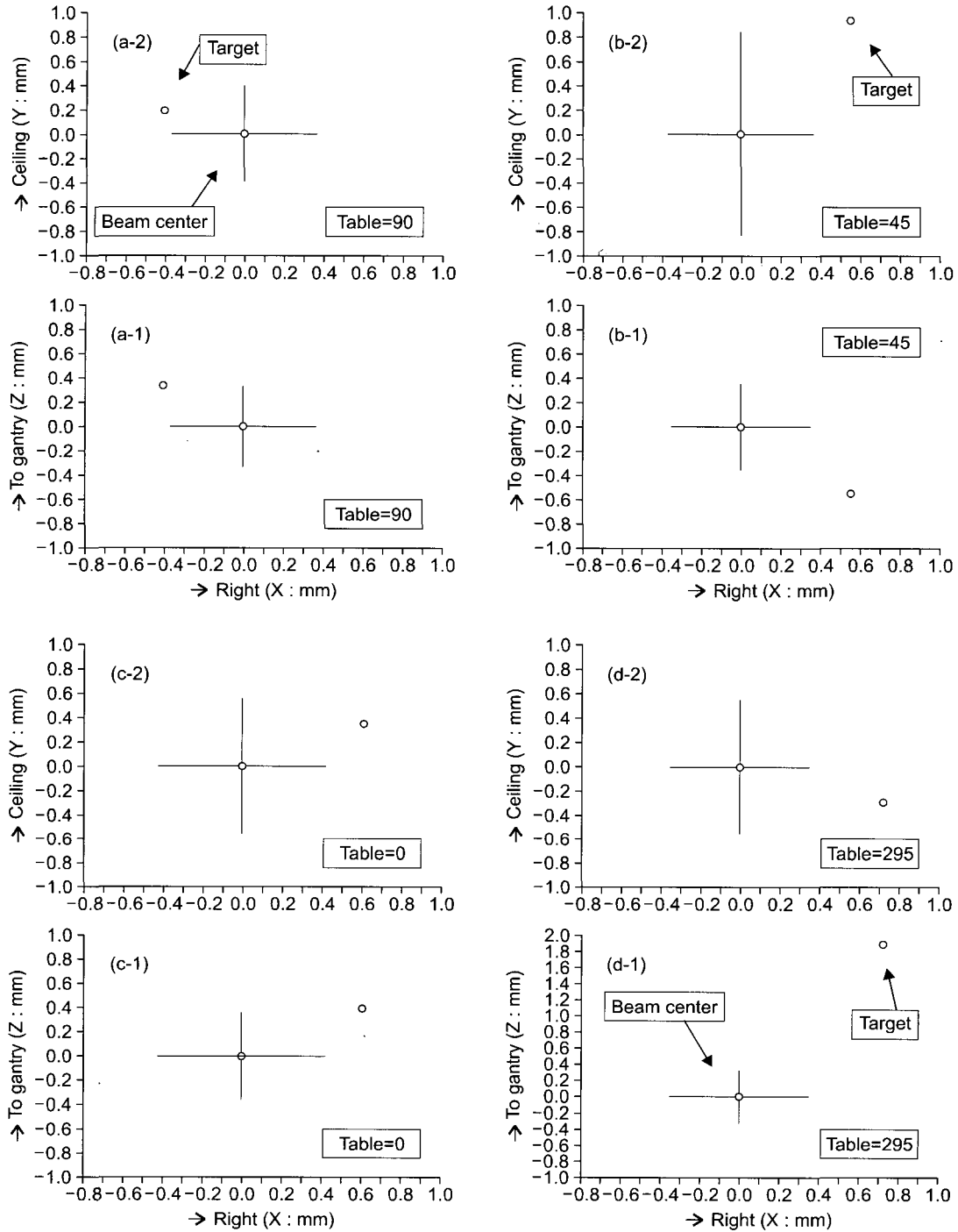


Fig. 6. Film analysis results for X-Z (horizontal: a, b, c, d-1) and X-Y (vertical: a, b, c, d-2) planes with table angles (a, b, c, d). The dot with cross hair show the beam center and standard deviation derived from the film analysis, and the single dot is for the real target position. In the case of table 295°, the difference between the beam center and the target is 1.9 mm toward gantry.

중심은 표적과 1.35 mm 내의 오차를 보인다.

Fig. 8은 Winston-Lutz 테스트를 하기 전/후에 대해, X, Y, Z 세 방향의 오차로부터 얻은 표적과 조사빔 위치 사이의

차이로서, 새로운 isocenter의 확립으로 테이블 295°의 큰 차이가 개선되었음을 알 수 있다. 그러나 테이블 90°에서의 정확도는 감소한다.

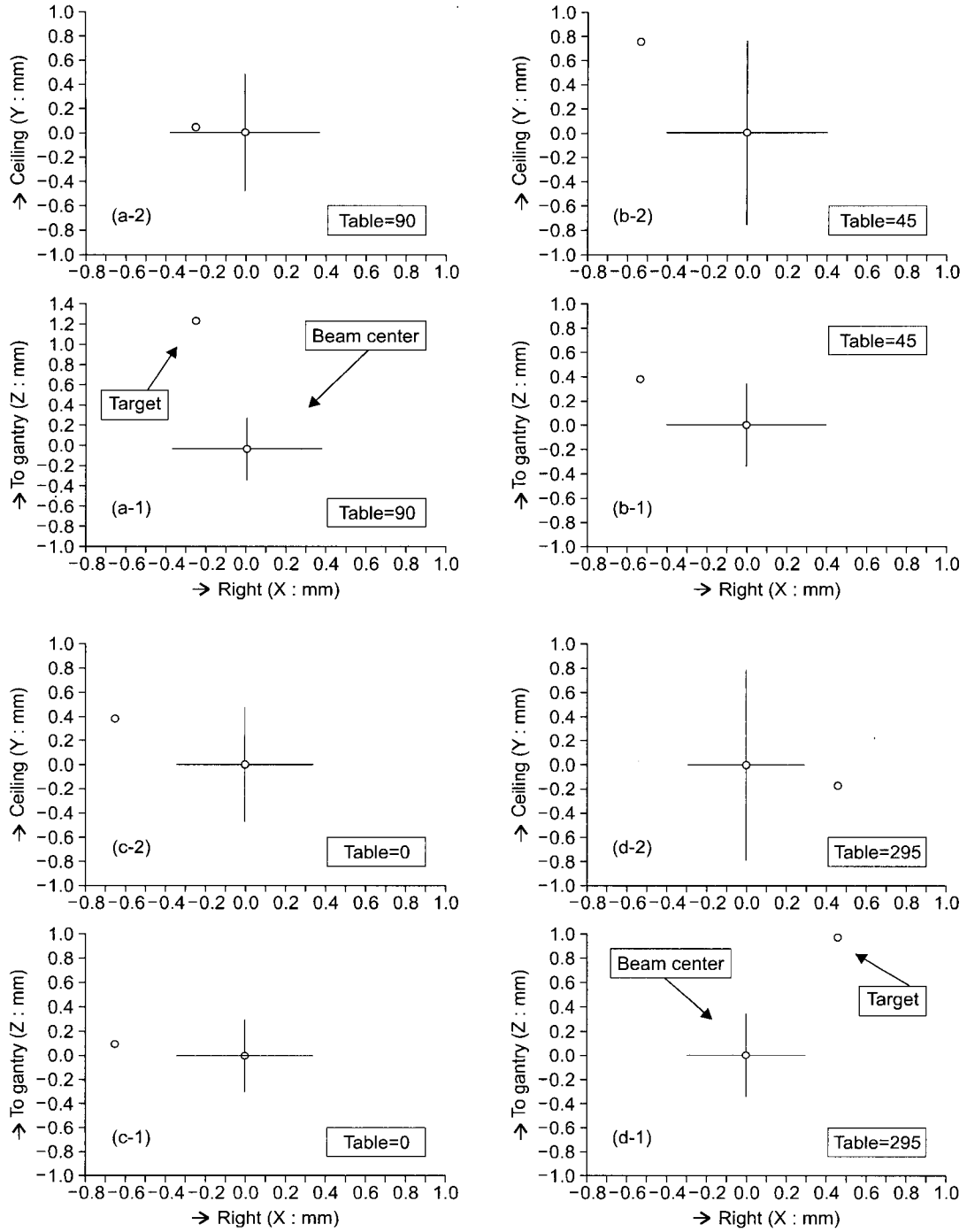


Fig. 7. Results after W-L test using MLC. Others are the same of Fig. 6. The maximum difference between the beam center and the target is 1.35 mm toward gantry in horizontal plane (X-Z) when the table is 90°.

고 찰

방사선 치료는, CT와 이동 레이저의 정렬 및 CT 스캔 시

의 마커 부착, 치료계획 시의 빔 isocenter 설정 등 매 단계 별로 작업자의 주의가 요구된다. 따라서, 치료 가속기의 빔 isocenter의 정확도를 확인했다 하더라도, 실제 목표하는 위치에 방사선을 정확하게 전달하는 것은 치료 작업자의 주

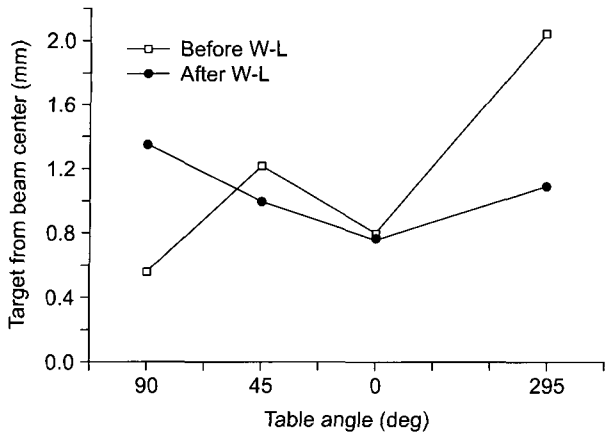


Fig. 8. Positional differences between the target and the center of the delivered beams before and after the Winston-Lutz (W-L) test. The maximum difference and that of table 295° decrease, but that of 90° increases after phantom setup based on the W-L test.

의 정도와 관계하므로, 이러한 전 과정을 통해 방사선 전달의 위치 정확도를 확인해 보는 것은 의미가 있다. 시험에 이용한 Varian 21EX의 경우, 통상적인 사용자 인수 검사 과정을 통해 콜리메이터, 갠트리 및 테이블의 기계적인 isocenter가 반경 1.0 mm 이내에서 일치하는 것을 확인하였으며, 빔 isocenter 역시 반경 1.0 mm 내의 정확도를 보였다. 이러한 상태에서의 표적과 조사된 빔 중심의 가장 큰 차이는 테이블 295°에서 2.0 mm를 보였는데, W-L 테스트를 이용한 새로운 isocenter의 설정으로 최대 오차를 1.35 mm 이내로 줄일 수 있었다. 이것은 7.0 mm 직경의 금속구와 10.0 × 10.0 mm²의 MLC field를 이용한 W-L 테스트에 의한 1.5 mm 정확도 보증을 충분히 만족하는 것으로서, 전체 방사선 조사 과정에서 치료 작업자에 의한 오차 개입은 무시할 만한 수준이었음을 보여주고 있다. W-L 테스트 전의 2.0 mm의 차이는 반경 1.0 mm를 허용하는 기계적 및 빔 isocenter의 오차가 상승적으로 결합된 것이 가장 큰 요인으로 보인다. 따라서, 주의를 기울이면, 치료의 매 단계마다 개입되는 작업자에 의한 오차 유발 요인은 상대적으로 미미한 것으로 판단된다.

측정에 이용한 선형가속기의 빔 중심은, 테이블이 90°에서 45°, 0°를 거쳐 295°로 회전함에 따라 표적을 기준으로 하는 일련의 움직임의 움직임을 보이고 있다. 표적과 조사빔 중심의 이러한 차이는 최소화하는 것이 이상적이다. 가장 확실한 방법은, 선형 가속기의 기계적 isocenter가 반경 1.0 mm 내의 정확도를 유지하고 또한 모든 상황에서 빔 isocenter와

1.0 mm 내로 일치하도록 가속기를 조정하는 것이다. 그러나 이 방법은 가속기 모델별로 정확도에 대한 설계상의 차이 외에, 아주 작은 차이를 반복하여 교정해 주어야 하는데 따른 실질적인 어려움이 있다.

따라서, 다른 한 방법은 본문에서도 언급한 바와 같이, MLC를 이용하여 일종의 W-L 테스트를 하는 것이다. 대체로 ±1.0 mm의 정밀도를 요구하는 정위방사선수술의 경우, 콘을 장착한 상태에서 예상되는 빔 isocenter에 작은 금속구를 두고 갠트리와 테이블을 회전하면서 ±1.0 mm의 정확도를 가지는 빔 isocenter를 찾는다. 마찬가지로, 예를 들어, 10 × 10 mm²의 조사크기에서 직경 8.0 mm의 볼에 대한 테스트를 시행함으로써, 새로운 빔 isocenter를 찾을 수 있다. 우리 기기의 경우, 7.0 mm 볼을 이용한 테스트를 수행할 수 있었으며, 이는 갠트리 및 테이블의 모든 상황에 대해 ±1.5 mm의 정확도를 보증하는 것이다.

그러나 가속기에 따라 다르겠지만, MLC field를 이용한 W-L 테스트의 시행은 선택을 요구한다. 우리 기기의 경우, Fig. 8에서 보듯이, W-L 테스트 후, 모든 테이블 각도에서 ±1.5 mm의 정확도가 보증되나, W-L 테스트 전과 비교하면 테이블 90°에서의 정확도는 오히려 더 떨어진다. 따라서 본 논문에서와 같은 테스트를 시행해 보면, 예를 들어, 테이블을 90°나 270° 중에서 어느 방향에서 치료를 하는 것이 더 높은 위치 정확성을 보증하는지를 알 수 있으며, 테이블 각도 설정에 따라, W-L test에 의한 isocenter 사용 여부도 결정할 수 있다.

방사선 치료에는, CT 및 레이저 정렬, 치료 계획, 그리고 치료실의 레이저를 포함한 선형 가속기의 오차 등으로 인해 여러 단계에서의 오차가 개입되어 있으며, 또한 여기에 실제 환자를 다루는 데에 따른 오차가 더해진다. 이러한 오차는 치료계획 시, PTV 여유분으로의 반영이 필요하다. 표적을 조사하기 위한 빔 여유분의 변화는 방사선이 조사되는 정상 조직의 부피 변화를 의미하며, 가능하면 방사선에 노출되는 정상 조직의 양이 적은 방식으로 치료 계획을 정하는 것이 타당하므로, 치료기의 여러 파라미터에 대한 방사선 조사의 정확도를 파악하는 것은 의미가 있다.

일반 치료용 가속기의 MLC를 이용하여 SRS를 시행하기 위해서는 가속기의 QA가 정확히 이루어져야 한다. 여기에 내부 좌표계라고 할 수 있는 SRS 프레임의 localizer를 이용하지 않는 경우에는 좌표설정을 위해, CT 및 치료실의 레이저 정렬이 잘 되어 있어야 하며, 매 단계에서의 오차 요인을 잘 파악하고 최소화하도록 해야 한다. 우리의 경우, 비록 팬텀을 이용한 테스트이기는 하나, 일상적인 치료 과

정의 재현에서, 표적과 조사빔 중심 간의 차이를 1.35 mm 내로 줄일 수 있었다. 조사빔과 표적 위치에 대한 이러한 평가를 통해서 extracranial SRS 등을 포함한 방사선 치료를 더욱 정확하게 시행할 수 있을 것으로 판단된다.

본 논문은 방사선 치료 과정의 단계별 오차를 평가하고자 하기보다는, 일반적인 사용자 인수검사(acceptance test)를 거친, 그래서 그 정도의 정확도를 유지하는 기기에 대해, 방사선 치료의 전 과정을 그대로 재현해 봄으로써, 실제 표적과 조사 방사선의 위치 차이를 평가하고자 하였다. 그 결과, 처음의 우려와는 다르게, CT와 이동 레이저의 준비 단계에서부터 충분한 주의를 기울이면, 관여하는 작업자에 의해 부가되는 방사선 조사의 위치 부정확도는 극히 미미함을 알 수 있었다. 선형가속기의 기계적인 isocenter의 정확도나 조사광과 조사빔의 일치 확인도 중요하나, 실제 치료는 이들이 모두 복합되어 나타나므로 우리의 논의에서와 같이 실제 표적 위치에 얼마나 정확하게 빔이 조사되는지 확인하는 것은 매우 의미 있다고 할 수 있다. 이러한 평가 과정에서, 간편하게 치료실 레이저를 정렬할 수 있는 방법을 제시하였으며, 조사빔의 starshot 평가는 자체 제작한 컴퓨터 프로그램을 이용하여 정량화하였다. 물론, 실제 환자를 치료하는 것보다는 단순화된 상황이지만, 이러한 전반적인 분석은 매 단계를 통해 누적된 오차를 평가한다는 면에서 실제 치료를 위한 최종적인 관심의 대상이라고 할 수 있으며, 선형가속기의 기계적인 isocenter와 빔 isocenter가 결합된 실질적인 빔의 위치 정확도를 보여주므로, 치료 시의 정확도를 평가해 볼 수 있다는 점에서 매우 유용하다.

결 론

사용자 인수검사를 통과한 가속기에 대해, 방사선 치료의 전 과정을 그대로 재현해 봄으로써, 실제 표적과 조사 방사선의 위치 차이를 확인해 보았다. 결과는 테이블 각도에 따라 다소 차이가 있었으며, 모든 setup 환경에서 1.5 mm 내의 정확도를 유지하기 위해서는 W-L 테스트에 의한 새로운 isocenter가 필요하였다. 테이블 회전에 따른 표적과 조사빔의 위치 차이는 치료 계획의 선택 및 빔의 setup 여

유분을 정하는 데 유용하게 쓰일 수 있다. 또한, 치료 작업자가 충분한 주의를 기울이면, 작업자에 의해 부가되는 위치 부정확도는 극히 미미함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Low DA, Li Z, Drzymala RE: Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. *Med Phys* 22:443-448 (1995)
2. Tsai JS, Curran BH, Sternick ES, Engler MJ: The measurement of linear accelerator isocenter motion using a three-micrometer device and an adjustable pointer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 34:189-195 (1996)
3. Brezovich IA, Pareek PN, Plott WE, Jennelle RLS: Quality assurance system to correct for errors arising from couch rotation in linac-based stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38:883-890 (1997)
4. Falco T, Lachaine M, Poffenbarger B, Podgorsak EB, Fallone BG: Setup verification in linac-based radiosurgery. *Med Phys* 26:1972-1978 (1999)
5. Mack A, Czempiel H, Kreiner HJ, Durr G, Wowra B: Quality assurance in stereotactic space. A system test for verifying the accuracy of aim in radiosurgery. *Med Phys* 29:561-568 (2002)
6. Ramaseshan R, Heydarian M: Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Biol* 48:N199-205 (2003)
7. Rahimian J, Chen JC, Rao AA, et al: Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal neuralgia. *J Neurosurg* 101:351-355 (2004)
8. Varian Oncology Systems, Customer Acceptance Procedures, HCIP 302, Sept. 28, 1998
9. Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al: Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys* 30:2762-2792 (2003)
10. Woo MK, O'Brien P, Gillies B, Etheridge R: Mechanical and radiation isocenter coincidence: an experience in linear accelerator alignment. *Med Phys* 19:357-359 (1992)
11. Winston KR, Lutz W: Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 22:454-463 (1988)

Evaluation of the Positional Accuracy of the Delivered Beams from the Target: A Phantom Study

Sei-Kwon Kang, Do Hoon Oh, Byung Chul Cho, Kwang-Ho Cheong, Ra Hyeong Ju, Su SSan Kim, Kyoung Ju Kim, Sang Gyu Choi, Hoonsik Bae, Rena Lee*

Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Hallym University,
*Department of Radiation Oncology, Ewha Womans University College of Medicine

We evaluated the positional accuracy of the delivered beams to the target in a phantom by simulating the whole process of the radiation treatments including CT scanning, planning and beam exposures with MLCs. For this purpose, a phantom was made to calibrate the alignment between the CT and the attached laser system. A new, convenient method was also devised to align the setup lasers in the treatment room. Film was used for the identification of the delivered beam and analyzed with a homemade computer program. The positional differences between the target and the beam centers varied with the couch rotations. The accelerator we used showed a maximum discrepancy of 2.0 mm at the table angle of 295°. The same measurements based on the new isocenter from the Winston-Lutz test resulted in the maximum of 1.35 mm for all rotation angles. The evaluation of the differences between the target and the beam centers is useful for the treatment planning.

Key Words: Radiation therapy, CT simulation, Positional accuracy of beam delivery, Phantom, Winston-Lutz test