

제작된 선량 검증용 IMRT 팬텀의 몬테칼로 시뮬레이션: 예비적 연구

*한림대학교 의과대학 방사선종양학교실, †성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학교실,
‡울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학교실, §한국식품의약품 안전청

강세권* · 정광호* · 주라형* · 조병철* · 오도훈* · 김수산*
김경주* · 배훈식* · 한영이† · 신은혁† · 박성호‡ · 임천일§

세기조절방사선치료(Intensity modulated radiation therapy, IMRT) 선량의 정확도를 원격으로 점검할 수 있는 시스템 구축을 목적으로, 두경부용 팬텀을 제작하였다. 팬텀은 공기 및 뼈 구조물의 교체 장착을 통해, 균질 혹은 비균질 팬텀으로 이용할 수 있다. 일차적으로 단일 빔 및 세 빔의 조사에 대한 몬테칼로(Monte Carlo, MC) 전산모사를 시행하고, 이온 전리함 및 열형광선량계(thermoluminescent dosimeter, TLD)를 이용한 측정과 비교하였다. TLD의 판독은 독립된 두 기관에서 수행하였다. 단일 빔의 경우, 균질 및 비균질 팬텀에 대한 이온 전리함 측정 결과는 MC 전산모사 결과와 대체로 2% 수준에서 일치하였으며, TLD의 경우에는 기관에 따라 2% 혹은 7% 수준의 차이를 보였다. 세 빔을 이용한 비교의 경우에는, 이온 전리함은 -5% 수준, TLD의 경우에는 +2~+3% 수준의 차이를 보였다. 원격 선량 검증을 위해서는 TLD 판독의 신뢰도 향상이 필요한 것으로 판단되었다. MC 전산모사는 새로운 팬텀 개발 시에, 선량 측정값의 신뢰도 확보에 이용될 수 있다.

중심단어: IMRT, 팬텀, 몬테칼로 전산모사, 원격 선량 검증, 이온 전리함, TLD

서 론

방사선 종양학 분야에서의 몬테칼로(Monte Carlo, MC) 전산모사는 지난 10 여년에 걸쳐 폭 넓게 이용되어 왔다. 단순한 깊이선량분포(percentage depth dose, PDD)의 정밀 계산은 물론,¹⁾ 3차원 입체 조형 및 IMRT 치료 계획을 세울 수 있는 시스템의 구축과 같이 방사선 치료에 직접 이용 가능한 영역으로 MC의 응용성은 확장되었다.^{2,4)} MC 전산모사는 IMRT 시행의 품질보증(quality assurance)에도 이용되어, 예를 들어, 환자 치료 전에, 치료 빔을 팬텀에 조사하여 얻은 전자조사문영상장치(Electronic portal imaging device, EPID)의 영상 정보를 이용하여 MC 전산모사를 시행함으로써, 치료계획상의 선량분포와 비교를 하는 방식 등도 보고하고 있으며,^{5,6)} 4D CT를 이용하여 호흡에 의한 움직임 영향을 고려한 MC 기반의 치료계획도 보고하고 있다.^{7,8)}

MC 전산 모사는 입자와 물질 간의 상호 작용을 직접 계산하여 결과를 주는 것으로, 상대적으로 많은 계산 시간을 필요로 함에도 불구하고 이렇게 폭넓게 이용되고 있는 것은, MC 전산 모사가 가장 정확한 선량 계산 도구로 평가받고 있으며, 특히 기하학적으로 불규칙한 비균질 물질을 포함하는 경우의 선량계산에서 탁월하기 때문이다.⁹⁾

최근, 본 연구진은 IMRT를 시행하는 기관에 팬텀을 보내어 각 기관별 IMRT 치료의 선량 품질을 확인해 볼 목적으로 두경부용 IMRT 팬텀을 제작하였다. 이 팬텀은 표적 및 일부 중요장기를 모사하도록 되어 있으며, 적정 지점에 TLD 혹은 이온 전리함을 삽입하여 선량을 측정할 수 있도록 되어 있고, 필름 장착을 통한 선량 분포의 측정도 가능하다. 이러한 팬텀의 개발은 미국 의학물리학회 산하조직인 RPC (Radiation Physics Center, MD Anderson, 미국)의 원격 IMRT 선량보증사업을 염두에 둔 것으로, RPC는 두경부 및 전립선 암 등의 IMRT 치료 시의 선량 보증을 목적으로 그에 적합한 팬텀 및 사용자 지침을 제작하고 이를 이용한 기관 별 원격 선량 품질 보증을 시행하고 있다.¹⁰⁾

IMRT는 표적 중앙에 맞추어 선량을 집중하고 주요 장기는 가능한 보호하고자 하는 특성 상, 전달 선량의 정확도가 한층 중요하다. 본 논문에서는 제작된 팬텀을 이용한 선량 측정값의 신뢰도를 점검하기 위해, MC 전산 모사를 수행하

본 연구는 식품의약품 안전청의 06112의 방안 300의 지원으로 이루어졌다.

이 논문은 2007년 8월 10일 접수하여 2007년 9월 10일 채택되었음.

책임저자 : 강세권, (134-701) 서울시 강동구 길동 445번지

한림대학교 강동성심병원 방사선종양학과

Tel: 02)2224-2529, Fax: 02)475-8763

E-mail: seikang@hallym.or.kr

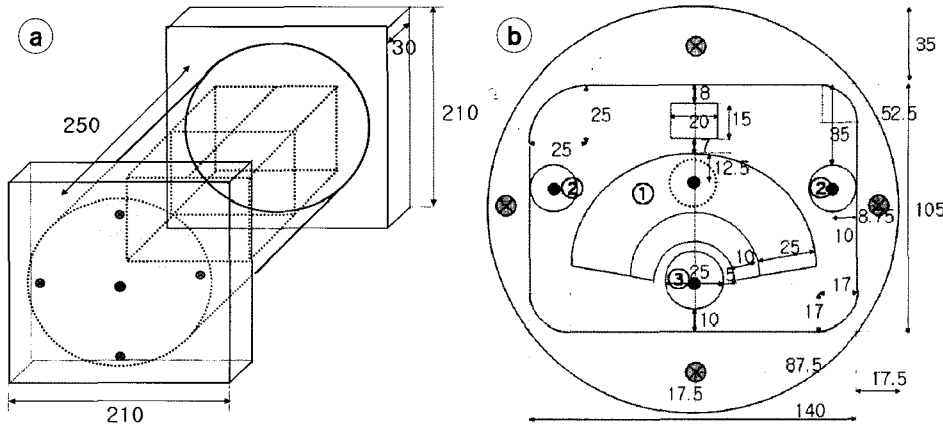


Fig. 1. Drawings of the phantom in units of mm (a) three-dimensional view. (b) cross-sectional view. ① target ② parotid glands ③ spinal cord.

였다. 팬텀의 개발은 IMRT 시행을 목적으로 하였으나, 일차적으로 간단한 구성의 빔에 대한 측정 및 전산 모사를 통해 팬텀의 유용성 및 측정의 신뢰도를 점검해 보고자 하였다. 이를 통해 새로운 팬텀 개발 시의 MC 전산모사의 역할을 살펴보았다.

재료 및 방법

1. 두경부용 IMRT 팬텀의 제작

팬텀은 PMMA (polymethylmethacrylate) 재질을 사용하여 원통형으로 제작하였다. 팬텀 중심부에는 반원통 모양의 치료 표적을 위치시켰으며, 주위에는 좌/우 이하선 및 척수에 해당하는 위험장기를 모사하도록 구조물을 배치하였다 (Fig. 1). 표적 및 장기 구조물 내에는 필요에 따라 이온 전리함이나 열형광소자(thermoluminescent dosimeter, TLD)와 필름 등을 삽입하여 선량을 측정할 수 있으며, 균질 PMMA 팬텀 내부에 공기와 뼈구조를 모사하는 구조물을 대체 삽입하여 불균질 상태에서의 선량 측정도 가능하도록 하였다. 팬텀 제작 및 그 특성에 대한 자세한 사항은 추후 보고할 예정이다.¹¹⁾

2. 방사선 조사 및 선량 측정

모든 실험은 Siemens Primus 6 MV 광자선을 이용하였다. Table 1에 시험 조사를 하기 위한 빔 설정을 나타내었다. 측정은 팬텀 전체가 PMMA로 이루어진 균질 팬텀과 일부가 공기 및 뼈 구조로 대체된 비균질 팬텀에 대하여 각각 수행하였으며, 선량은 이온 전리함인 CC13 (Scanditronix-Wellohofer, Germany)과 PTW3015 (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany) 및 TLD를 사용하여 측정하였다. TLD의 조사 및

Table 1. A configuration of beam delivery. Yes/No of homogeneity means irradiation to homogeneous and inhomogeneous phantom, respectively.

Case #	Homogeneity	Field size (cm ²)	Gantry angle (MU)
1	Yes	20×20	0° (300)
2	No	20×20	0° (300)
3	Yes	10×10	0° (117), 120° (127), 240° (127)

판독은 Harshaw 사의 제품을 사용하였으며 (Harshaw Chemical Company, Cleveland, OH USA; TLD-100), 방사선을 조사한 TLD를 독립된 두 기관에 보내어 판독, 비교하였다. CC13 및 PTW 그리고 TLD의 측정 선량은 MC 전산모사 결과와의 비교를 위해 PMMA 매질(밀도 1.19 g/cm³)에서의 값으로 환산하였다.^{9,12,13)}

3. MC 전산모사 수행

개발된 두경부 팬텀을 이용하여 측정된 선량 값의 신뢰도를 확보하기 위하여 몬테칼로 전산모사를 수행하였다. 코드로는 최근 배포된 BEAMnrc 및 DOSXYZnrc06 버전을 사용하였다.¹⁴⁾

먼저, 방사선 조사에 이용된 Siemens PRIMUS 치료용 선형 가속기의 빔 특성을 구현하기 위하여 PRIMUS의 헤드부를 모델링하였다. 타겟, 평탄화필터, 콜리메이터 및 다엽 콜리메이터(multi leaf collimator, MLC) 등으로 이루어진 헤드부 모델링의 적절성은 조사야 10×10 cm²로 SSD=100 cm에서 물 팬텀에 대해 측정된 깊이선량분포(percentage depth dose, PDD) 및 가로선량분포(off-axis profile)와의 일치성

여부로 판단하였다. 가로선량분포의 측정 및 전산모사는 1.5, 5.0 및 10.0 cm 깊이에서 수행하였다. 가속기 모델링의 적절성을 확인한 후, 그 파라미터들을 이용하여 팬텀 측정에 이용한 10×10 cm² 및 20×20 cm²의 조사야에 대해 팬텀 입사 직전의 위치에서 phase space 파일을 얻었다.

DOSXYZnrc 코드는 CT 영상을 그대로 이용하여 선량계산을 할 수 있는 장점이 있다. 먼저, 제작한 IMRT 팬텀에 대한 CT 영상을 얻고, 이를 DOSXYZnrc 코드의 유틸리티 중의 하나인 ctcreate를 이용하여 선량계산에 이용할 수 있는 포맷으로 변환시켰다. 이 과정에서 전체 CT 영상 중에서 실제 팬텀이 있는 부분만을 추출하여 계산에 이용함으

로써 계산상의 효율성을 높이도록 하였으며, 복셀(voxel) 크기는 4×4×10 mm³ (가로×세로×길이 방향)로 하였다.

선량 계산을 하기 위해서는 CT 영상에서의 각각의 복셀의 CT 수를 물질 밀도로 바꾸어 주어야 한다. 이를 위해서는 MC 코드 자체에서 지원하는 Fig. 2의 그래프 관계식을 이용하였다. 이 관계식에 따라 CT 영상의 각 복셀의 CT 수는 해당하는 밀도 값으로 변환되며 선량계산에 이용된다. 한편, CT 영상을 이용한 선량계산에서, 이온 전리함 혹은 TLD를 삽입하여 측정을 할 수 있도록 비어있는 공동은, 바로 이웃한 PMMA의 CT수로 대체한 후 물질 밀도로 환산하였다. MC 계산은, 기하학적인 구조는 동일하게 유지하면서 골 조직 및 공기 부위를 두어 팬텀의 비균질성을 고려하도록 한 비균질 CT 팬텀과 이들 부위를 PMMA 물질로 대체시킨 균질 CT 팬텀에 대해 각각 수행하였다.

방사선 조사에 이용한 치료기의 출력은 E=6 MV 광자선에서, SSD=100 cm, 10×10 cm² 조사야에 대해, 최대선량깊이 d=1.5 cm 에서 100 MU가 100 cGy를 나타내도록 설정되었다. 따라서 절대선량 결정을 위한 기준으로 삼기 위해, 30×30×30 cm³의 가상 물 팬텀에 대해, SSD=100 cm에서 10×10 cm²의 조사야를 열어 1.2×10⁹개의 입자를 입사시킨 후, 길이 d=1.5 cm에서의 입자 수당 선량(cGy/입자수)을 계산하였다. 다음으로 균질 및 비균질 CT 팬텀 영상에 대해, 방사선 조사와 동일하게 SAD=100 cm에서, 10×10 혹은 20×20 cm²로 하여 역시 1.2×10⁹개의 입자를 입사시킨 다음, 표적과 좌/우 이하선 및 척수에 해당하는 위치에서의 선량(cGy/입자수)을 결정하였다. 물 팬텀의 최대선량깊이에서

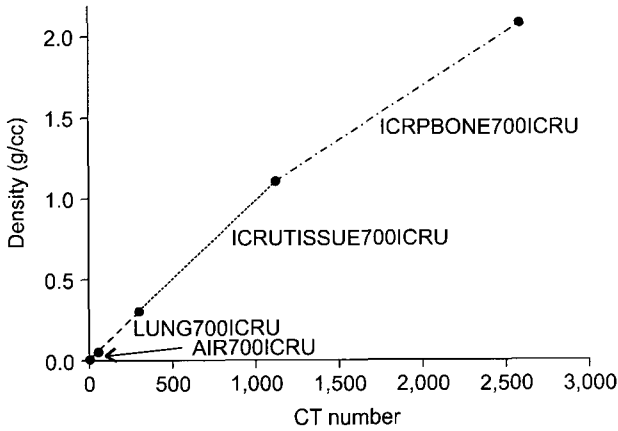


Fig. 2. A relation provided by the MC code to convert the CT number to the corresponding density.

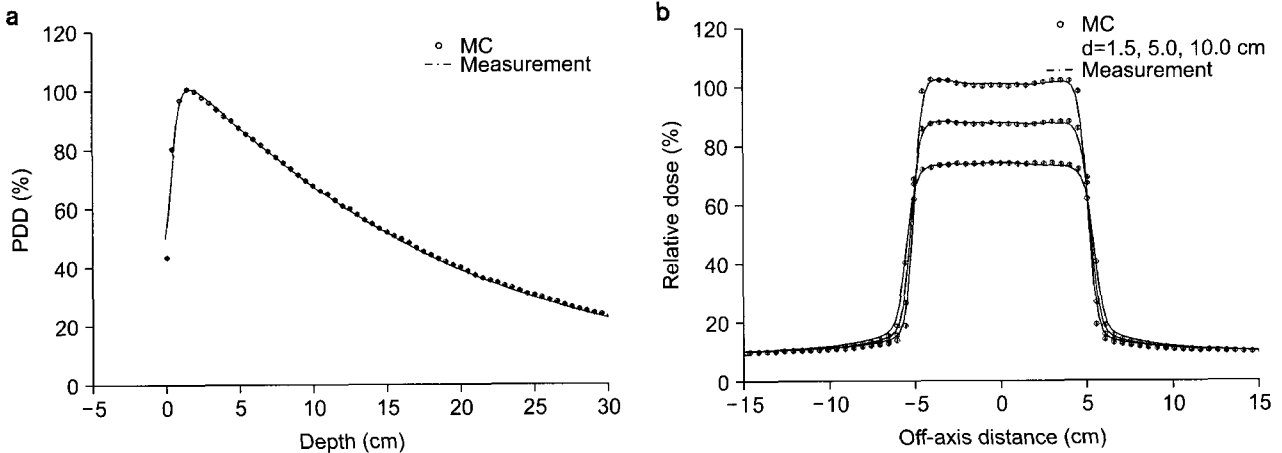


Fig. 3. Comparison of the measured and MC simulated results for SSD=100 cm and 10×10 cm². Dots are MC simulation results and the lines are measured data. (a) Percentage depth dose (b) off-axis profiles for selected depths of 1.5, 5.0 and 10.0 cm. The accuracy of the MC modeling was evaluated as good enough for the following MC simulations.

결정된 선량을 이용하여 PMMA 재질에서 결정된 표적과 이하선 및 척수 위치에서의 절대선량을 결정하기 위하여, 보고된 질량저지능비를 이용하였다.^{15,16)}

결과 및 고찰

Fig. 3a, b는 각각, 깊이선량분포와 가로선량분포에 대한 측정과 MC 모사의 비교이다. 깊이선량분포의 경우, 최대 선량을 기준으로 규격화한 것으로, 선량증가(build-up) 영역을 제외한 전 영역에서 2% 내로 측정과 MC 모사가 일치하였다. 가로선량 분포의 경우에도 중심축상 선량을 기준

으로 90% 이내에서 2% 내, 선량 기울기가 급격한 반응영역(penumbra region)에서는 거리상 일치(distance-to-agreement) 개념으로 1.5 mm 내에서 일치하였다.¹⁷⁾ 따라서, MC 전산모사를 수행하기에 적합한 모델링이 이루어진 것으로 보인다.

Fig. 4a, b는 DOSXYZnrc를 이용하여 G=0°의 단일 빔을 균질과 비균질 팬텀에 대해 조사를 한 경우에 대한 계산 선량분포를 나타낸 것이다. 팬텀 내 최대 선량값을 기준으로 규격화시킨 것으로, 비균질 팬텀의 경우, 공기 영역을 지난 후의 투과 선량 증가가 잘 나타나 있다.

Fig. 5a, b에 타겟과 좌/우 이하선 및 척수 영역에서 계산

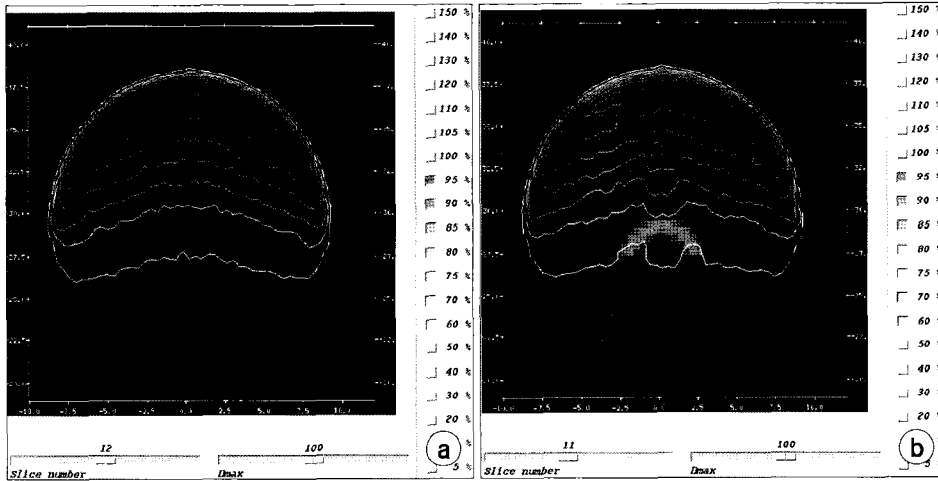


Fig. 4. Dose distributions of the homogeneous phantom (a) and inhomogeneous phantom (b). The delivered beam from top is one port of G=0° with 20×20 cm² field size. Normalization was done to the maximum dose.

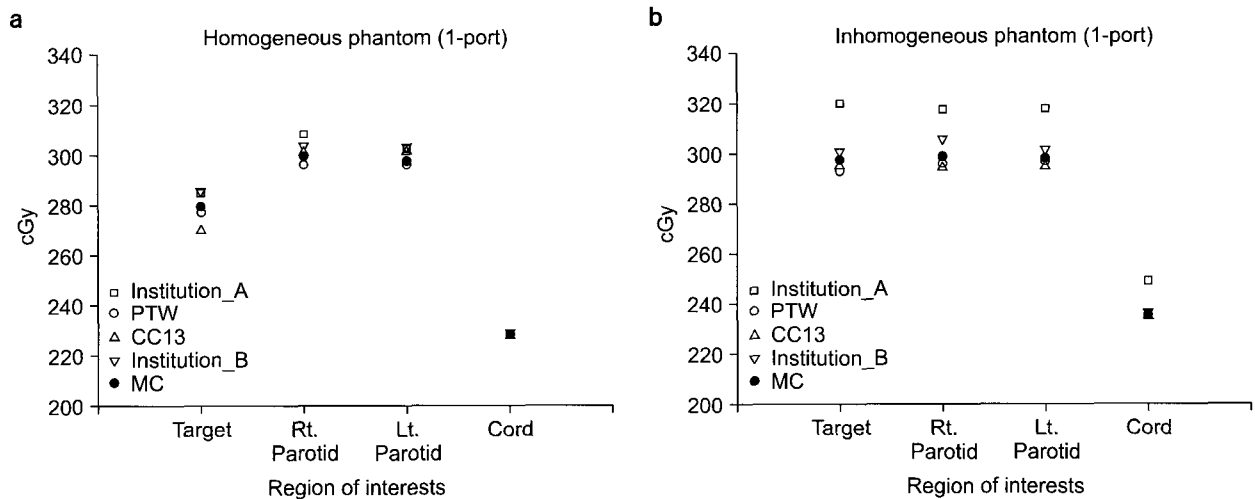


Fig. 5. Absolute dose comparison of the MC simulations with the measured data at the position of the target, right/left parotid and spinal cord for the homogeneous phantom (a) and inhomogeneous phantom (b). Single beam of G=0° was used. TLD readings were taken from two independent institutions (Institution_A, Institution_B).

된 절대 선량과 여러 측정값들을 나타내었다. 측정은 이온 전리함인 PTW3015 및 CC13의 측정치와 독립된 두 기관 A, B에서 읽은 TLD 선량이다. 단면이 원형인 팬텀에 위쪽 ($G=0^\circ$)에서 단일 빔이 조사된 경우의 특성상, 가장 아래쪽에 위치한 척수에서의 선량이 균질/비균질 팬텀에서 공통으로 가장 적다. 균질 팬텀의 경우, 좌/우 이하선 위치까지

의 빔 경로에서 팬텀 상으로 가장 짧은 거리를 보여 가장 많은 선량이 전달되었으며, 좌/우 선량은 예측대로 비슷한 값이다. 비균질 팬텀의 경우에는 공기 부위에 의한 투과 선량의 증가로 인해 균질 팬텀에 비해 많은 선량이 타겟에 전달되고 있다.

MC 계산 결과와의 비교를 위해, MC 결과를 기준으로 각 측정값의 차이를 백분율로 나타낸 것이 Fig. 6, 7이다. 균질 팬텀의 경우(Fig. 6), 대체로 $\pm 2\%$ 내에서 MC 계산과 일치하나, 타겟 위치에서 CC13 측정치가 -3.4% , 우측 이하선 위치에서 기관 A의 TLD 판독값이 $+2.8\%$ 의 차이를 보이고 있다. 비균질 팬텀의 경우에도(Fig. 7), CC13, PTW 및 기관 B의 측정은 각각 $-0.8\sim-1.5\%$, $-0.5\sim-1.7\%$, $+0.3\sim+2.2\%$ 내에서 MC 계산과 일치하나, 기관 A의 TLD 판독은 MC 결과에 비해 $+5.7\sim+7.3\%$ 의 선량 결과를 주고 있다. TLD의 특성 상 한번 판독한 TLD를 다시 판독하기는 불가능하므로, 이의 원인이 무엇이라고 단정 지을 수는 없다. 여기에는 TLD를 장착한 팬텀의 방사선 조사 시 개입되는 셋업 오차도 배제할 수 없기 때문이다.

균질 팬텀에 대해 120° 간격으로 세 빔을 조사시킨 경우의 등선량 분포는 Fig. 8이다. $G=0^\circ$, $G=120^\circ$ 및 $G=240^\circ$ 방향에서 각각 $MU=117, 127, 127$ 의 방사선을 조사한 구성으로 인해, 수직인 $G=0^\circ$ 빔을 기준으로 좌우 대칭의 선량분포를 하고 있다.

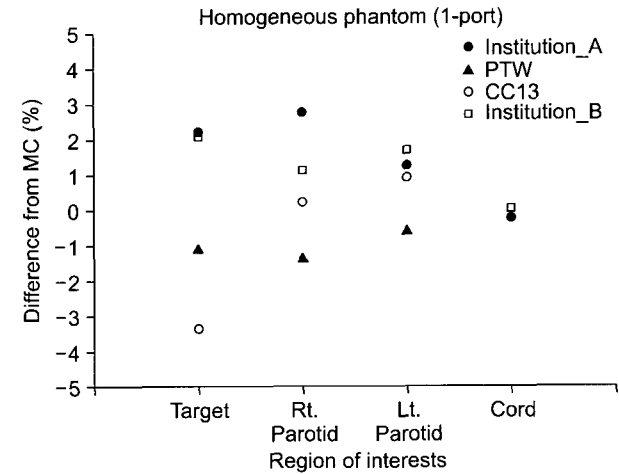


Fig. 6. Percentage differences of the measured data from the MC simulations in the homogeneous phantom. All measurements are nearly within 2% except CC13 of target and TLD reading of institution A of the right parotid. Institution_A, B are TLD readings from two institutions A and B, respectively.

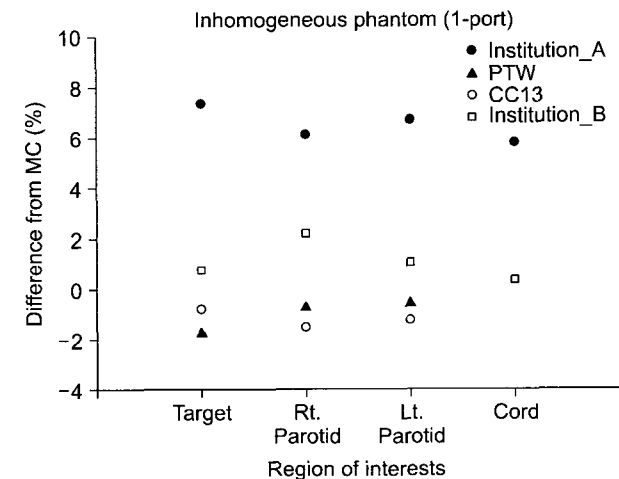


Fig. 7. Percentage differences of the measured data from the MC simulations in the inhomogeneous phantom. All measurements are nearly within 2% except readings of TLDs from institution A for all organs. Institution_A, B are TLD readings from two institutions A and B, respectively.

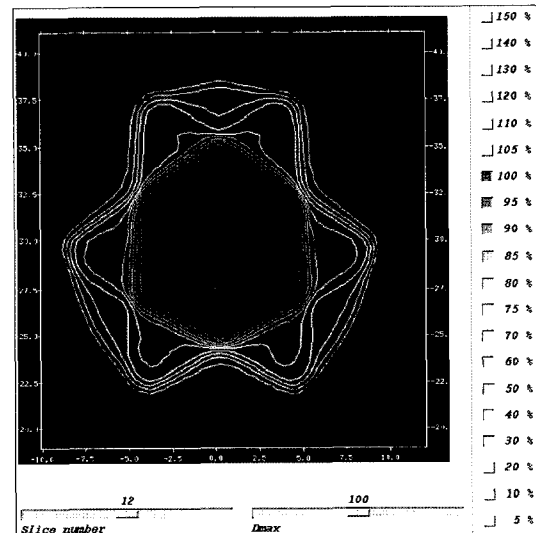


Fig. 8. Dose distributions of the homogeneous phantom resulting from three beams of $G=0^\circ$, $G=120^\circ$ and $G=240^\circ$ with $MU=117, 127$ and 127 , respectively. The field size was $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Normalization was done to the maximum dose.

Fig. 9는 균질 팬텀에 대해 세 빔을 조사해서 측정된 결과를 MC 결과를 기준으로 나타낸 것이다. CC13 및 PTW 이온 전리함의 측정치는 측정 위치에 따라 각각 -4.1~-5.1%, -2.7~-4.0%의 차이를 보이고 있고, 기관 B의 TLD 판독은 +0.3~1.8%, 기관 A의 판독은 -1.9~+2.9% 내에서 계산과 일치하고 있다. 오차 발생 요인이 팬텀 설치 및 방사선 조사의 문제인지, 혹은 다른 요인이 있는 것인지는 세밀히 검토해 볼 문제이다.

이상의 측정 및 MC 전산 모사 결과를 보면, 기관 B의 TLD 판독은 균질/비균질 팬텀에 대해 단일 및 세 빔의 경우 모두에서 일관되게 MC 계산을 기준으로 +2% 내의 과선량을 주고 있다. 일정 범위 내에서 일관되게 과선량을 결과로 준다는 것은, 기관 B에서 판독한 TLD의 경우, 방사선 조사 및 그 판독 전체에 걸쳐서 우연오차(random error)의 요소는 최소한으로 배제되었으며, 계통오차(systematic error)가 주로 개입되었다고 볼 수 있다. 따라서, 이러한 경우, 그 계통 오차만 바로 잡으면 매우 일관되고도 정확한 선량 평가가 가능할 것으로 보인다. MC를 이용한 선형 가속기의 헤드부 모델링이 2% 정확도 수준으로 이루어졌으므로, MC 전산모사의 부정확도가 일부 반영된 것을 배제할 수 없다.

측정에 있어서의 기준으로 삼을 수 있을 것으로 기대했던 CC13 및 PTW 이온 전리함의 경우, 균질 및 비균질 팬텀의 단일 빔 측정에서 대체로 ±2% 내에서 일치하고 있으

나, 균질 팬텀에서 세 개 빔을 사용한 결과는 -2~-5% 사이에 분포하고 있다.

기관 A의 TLD 판독결과는 MC에 비해 대체로 과선량을 결과로 주고 있으나, 다른 측정 결과에 비해 상대적으로 그 차이 분포가 크며, 그 값 또한 일정하지 않다. 이것은 계통 오차보다는 우연오차가 많은 부분 차지하고 있기 때문으로 보이며, 이의 해결은 TLD의 반복 측정 및 판독을 통한 통계처리가 필요하다. 그러나, 제작한 IMRT 팬텀을 이용한 선량 측정 평가를 1회만 시행해 본 상태에서 단정적인 결과를 내기는 어려우며, 반복적인 TLD 조사/판독을 통해 문제점을 해결해 나갈 수 있을 것으로 보인다.

MC 계산을 위해, 방사선 조사에 이용한 빔의 특성을 재현할 수 있도록 Siemens PRIMUS 선형 가속기의 헤드부를 모델링하고 그 모델링의 적합성을 측정 자료와 비교하여 검증하기는 하였지만, PDD 및 가로 선량분포의 재현 정확도가 2% 내이었던 것을 고려하면, MC의 계산 결과를 절대 기준으로 삼을 수 없는 것은 당연하다. 그러나, MC 결과의 신뢰성은 일반적으로 받아들여지고 있으며, MC 결과를 기준으로 어느 허용 오차 이상의 측정치가 있다면, 그 측정치에 어떤 문제가 없었는지 원인을 살펴보는 것이 바람직하다. 특히, 개발한 두경부용 IMRT 팬텀을 각 기관에 보내어, 환자에게 전달되는 선량의 적절성을 원격으로 판단하고자 하는 것이라면, 간단한 사용 지침만을 따라서 팬텀 테스트를 할 때, 사용자에게 의한 오차 이외에 다른 근원적인 오차 발생 요인은 제거해야한다. 그런 면에서, 기관 A같은 경우, TLD 판독에 영향을 미친 인자를 찾아서 제거하는 것이 바람직하다.

앞에서 언급한 바와 같이, MC 전산모사의 사전 작업인 가속기 모델링이 가지고 있는 오차 외에, 팬텀 셋업 오차 및 가속기 출력의 안정성 여부 등 MC 결과와의 차이를 유발한 원인을 찾기 위해서는 팬텀 셋업에서 방사선 조사까지의 전 과정에 대한 세밀한 점검이 필요하다. 예를 들어 셋업 문제의 경우, 비인강암 환자의 경우를 대상으로 한 연구에서, 전-후(anterior-posterior) 방향인 치료기 테이블의 높이에서 3 mm 오차가 발생하면 최소 표적 선량이 38% 감소한다고 보고되었으며,¹⁸⁾ 좌우 셋업에서 5 mm 오차가 있으면 30 Gy 이상을 받는 이하선의 부피가 6.4%에서 25.9%로 증가하는 것으로 보고되었다.¹⁹⁾

본 연구에서는 이온 전리함 및 TLD 측정치와 MC 결과 사이에 보이는 차이의 원인을 규명하지는 않았다. 그러나, MC 전산 모사를 이용하여, 팬텀에서의 선량 측정값의 신뢰도를 평가하고자 했던 목적은 충분히 달성되었다고 판단

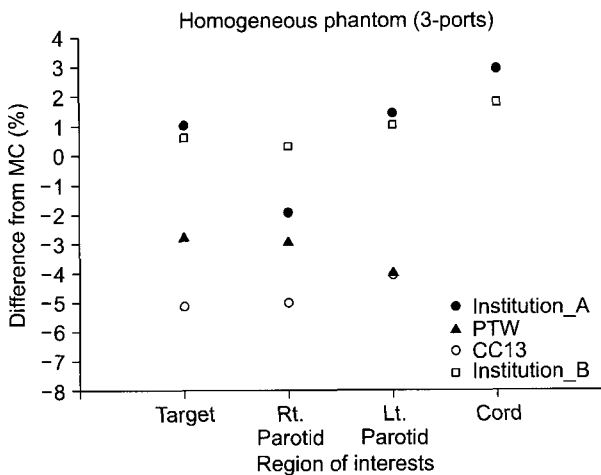


Fig. 9. Percentage differences of the measured data using three beams from the MC simulations in the homogeneous phantom. All measurements with TLDs are nearly within 3% and those from CC13 and PTW are distributed up to 5%. Institution_A, B are TLD readings from two institutions A and B, respectively.

된다. 향후 개선점으로서, MC 전산모사 과정에서 사용한 복셀의 크기를 줄여 계산하면, 계산 시간은 더 걸리겠지만 좀 더 위치 정확도가 향상된 결과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 이온 전리함 및 TLD 판독의 경우에도 계통 및 우연오차를 줄일 수 있어야 할 것이다.

결 론

IMRT 를 시행하는 기관의 방사선 품질을 원격으로 확인 할 수 있는 두경부용 IMRT 팬텀을 제작하였다. 이 팬텀을 이용한 선량 측정값의 신뢰도를 확보할 목적으로, MC 전산모사를 수행하였다. MC 전산모사는 방사선 조사에서부터 측정까지의 전 과정을 최상의 정확도로 가상 시행해 볼 수 있어서, 실제 측정값의 평가에 유용하다. 균질 및 비균질 팬텀에 대해 이온 전리함 및 TLD를 이용하여 측정된 결과는 MC 결과를 기준으로 분포하였으며, 두 독립된 기관에서 판독한 TLD 측정 결과에도 차이가 있었다. 개발된 IMRT 팬텀을 이용한 기관별 원격 선량 검증을 위해서는 이들 차이에 대한 원인 분석이 선행되어야 하며, 향후, 개발된 팬텀을 이용한 IMRT 시행에 대한 MC 전산모사를 수행할 계획이다.

참 고 문 헌

1. Bjarngard BE, Tsai JS, Rice RK: Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. *Med Phys* 17:794-799 (1990)
2. Ma CM, Mok E, Kapur A, et al: Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 26:2133-2143 (1999)
3. Wang L, Yorke E, Chui CS: Monte Carlo evaluation of tissue inhomogeneity effects in the treatment of the head and neck. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 50:1339-1349 (2001)
4. Seco J, Adam E, Bidmead M, et al: Head-and-neck IMRT treatments assessed with a Monte Carlo dose calculation engine. *Phys Med Biol* 50:817-830 (2005)
5. Wendling M, Louwe RJW, McDermott LN, et al: Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 33: 259-273 (2006)
6. Warkentin B, Steciew S, Rathee S, et al: Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 30:3143-3155 (2003)
7. Keall PJ, Siebers JV, Joshi S, et al: Monte Carlo as a four-dimensional radiotherapy treatment-planning tool to account for respiratory motion. *Phys Med Biol* 49:3639-3648 (2004)
8. Pagenetti H, Jiang H, Adams JA, et al: Monte Carlo simulations with time-dependent geometries to investigate effects of organ motion with high temporal resolution. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 60:942-950 (2004)
9. Metcalfe PE, Kron T, Hoban P: *The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators*. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin (1997), pp. 395-417
10. Cadman P, Bassalow R, Sidhu NPS, et al: Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol* 47:3001-3010 (2002)
11. Submitted for publication
12. Task Group 21: Radiation Therapy Committee, AAPM, A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 10:741-771 (1983)
13. Seuntjens J, Olivares M, Evans M, et al: Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols. *Med Phys* 32:2945-2953 (2005)
14. Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al: BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 22:503-524 (1995)
15. Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, et al: Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol* 45:983-995 (2000)
16. Dogan N, Siebers JV, Keall PJ: Clinical comparison of head and neck and prostate IMRT plans using absorbed dose to medium and absorbed dose to water. *Phys Med Biol* 51:4967-4980 (2006)
17. Harms WB, Low DA, Wong JW, et al: A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys* 25:1830-1836 (1998)
18. Xing L, Lin Z, Donaldson SS, et al: Dosimetric effects of patient displacement and collimator and gantry angle misalignment on intensity modulated radiation therapy. *Radiation Oncol* 56:97-108 (2000)
19. Manning MA, Wu Q, Cardinale RM, et al: The effect of setup uncertainty on normal tissue sparing with IMRT for head-and-neck cancer. *Phys Med Biol* 51:1400-1409 (2001)

A Monte Carlo Simulation for the Newly Developed Head-and-Neck IMRT Phantom: a Pilot Study

Sei-Kwon Kang*, Kwang-Ho Cheong*, Ra Hyeong Ju*, Byung Chul Cho*, Do Hoon Oh*, Su SSan Kim*,
Kyoung Ju Kim*, Hoonsik Bae*, Youngyih Han[†], Eun Hyuk Shin[†], Sung Ho Park[†], Chunil Lim[§]

Department of Radiation Oncology, *College of Medicine, Hallym University, [†]Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine, [†]Asan Medical Center, College of Medicine,
University of Ulsan, [§]Korea Food and Drug Administration (KFDA)

A head-and-neck phantom was designed in order to evaluate remotely the quality of the delivery dose of intensity modulated radiation therapy (IMRT) in each institution. The phantom is homogeneous or inhomogeneous by interchanging the phantom material with the substructure like an air or bone plug. Monte Carlo simulations were executed for one beam and three beams to the phantom and compared with ion chamber and thermoluminescent dosimeter (TLD) measurements of which readings were from two independent institutions. For single beam, the ion chamber results and the MC simulations agreed to within about 2%. TLDs agreed with the MC results to within 2% or 7% according to which institution read the TLDs. For three beams, the ion chamber results showed -5% maximum discrepancy and those of TLDs were +2~+3%. The accuracy of the TLD readings should be increased for the remote dose monitoring. MC simulations are a valuable tool to acquire the reliability of the measurements in developing a new phantom.

Key Words: IMRT phantom, Monte Carlo simulation, Remote dose monitoring, Ion chamber, TLD