

비균질 팬텀에서 소조사면에 대한 필름측정, 회선/중첩 모델과 몬테 카를로 모사의 비교 연구

김상노, 제이슨 손, 서태석

가톨릭대학교 의공학교실, 케이스 웨스턴 리저브 대학교 방사선 종양학과, 가톨릭대학교 의공학교실
(2004년 1월 16일 접수, 2004년 4월 20일 채택)

Comparison of Film Measurements, Convolution/Superposition Model and Monte Carlo Simulations for Small Fields in Heterogeneous Phantoms

Sangroh Kim, Jason Sohn, Tae-Suk Suh

Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea
Department of Radiation Oncology, Case Western Reserve University
Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea
(Received January 16, 2004. Accepted April 20, 2004)

요약 : 세기조절방사선치료(IMRT)에서는 일반적인 방사선 치료에서 사용되는 조사면에 비해 비교적 작은 크기의 빔조각(beamlet)을 사용하여 방사선의 세기를 조절하는 새로운 치료법으로 이에 대한 비균질 효과는 많은 연구가 필요하다. 우리는 기하학적으로 일정한 비균질 팬텀들에서 몬테 카를로 시뮬레이션에 의한 선량값을 라디오크로믹 필름에 의한 선량값과 회선/중첩 방법에 의한 선량 계산값과 서로 비교하였다. 몬테 카를로 모사를 위하여 EGS4 코드 기반의 BEAM 코드를 사용하였으며 이를 이용하여 Varian 2300C/D 선형가속기의 두부를 조사하였다. 측정과 모사에 사용된 조사면은 $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, 그리고 $5 \times 5 \text{cm}^2$ 이었다. 또한 팬텀의 물질은 솔리드 워터, 폐 등가 물질, 뼈 등가 물질을 사용하여 세 경우의 비균질 팬텀들을 설정하여 방사선을 조사하였다. 회선/중첩 방법과 몬테 카를로 방법에 의한 선량 계산치는 광자 측면선량의 경우 $\pm 1 \text{mm}$, 깊이선량의 경우 $\pm 2\%$ 이내로 선량측정치와 잘 일치함을 볼 수 있었다. 결론적으로 회선/중첩 방법과 몬테 카를로 방법이 소조사면에서도 필름 측정 데이터와 잘 일치함을 확인할 수 있었다.

Abstract : Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) often uses small beam segments. The heterogeneity effect is well known for relatively large field sizes used in the conventional radiation treatments. However, this effect is not known in small fields such as the beamlets used in IMRT. There are many factors that can cause errors in the small field i.e. electronic disequilibrium and multiple electron scattering. This study prepared geometrically regular heterogeneous phantoms, and compared the measurements with the calculations using the Convolution/Superposition algorithm and Monte Carlo method for small beams. This study used the BEAM00/EGS4 code to simulate the head of a Varian 2300C/D. The commissioning of a 6MV photon beam were performed from two points of view, the beam profiles and depth doses. The calculated voxel size was $1 \times 1 \times 2 \text{mm}^3$ with field sizes of $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, and $5 \times 5 \text{cm}^2$. The XiOTM TPS (Treatment Planning System) was used for the calculation using the Convolution/Superposition algorithm. The 6MV photon beam was irradiated to homogeneous (water equivalent) and heterogeneous phantoms (water equivalent + air cavity, water equivalent + bone equivalent). The beam profiles were well matched within $\pm 1 \text{mm}$ and the depth doses were within $\pm 2\%$. In conclusion, the dose calculations of the Convolution/Superposition and Monte Carlo simulations showed good agreement with the film measurements in the small field.

Key words : Monte Carlo, IMRT, Radiochromic film, Convolution/Superposition

서 론

세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy)에서는 다엽시준기(Multileaf Collimator)에 의해 만들어지는 세기분포도(intensity map)를 사용하여 방사선의 세기를 조절해서 치료를 수행한다. 일반적으로 세기분

포도는 $1 \times 1 \text{cm}^2$ 나 $0.5 \times 0.5 \text{cm}^2$ 의 크기를 가지는 빔조각(beamlet)으로 구성되어 있다[1,2,3].

이러한 빔조각은 그 크기가 기존의 방사선치료에서 사용하는 조사면에 비해 상당히 작아서 비균질 물질에서 전자 불평형과 전자의 다중산란 등의 문제를 야기시킬 수 있다. 많은 연구자들이 이 현상에 대해 연구를 하였지만 각 연구자들마다 조사면 및 비균질 물질이 다르고, 또한 $1 \times 1 \text{cm}^2$ 크기의 빔조각에 대해서는 아직 완전한 연구가 이루어져 있지 않은 상황이다[4-10].

이 연구의 목적은 세기조절방사선치료에서 사용되는 빔조각과 같은 소조사면에서 공기와 뼈와 같은 비균질 물질에 대한 효과를 정량적으로 분석하는 것이다. 우리는 라디

본 연구는 과학기술부 원자력중장기사업 (M20334010001-03A0927-00210) 연구비 지원에 의해 수행되었음.
통신저자 : 서태석, (137-040) 서울특별시 서초구 반포동 505 가톨릭대학교 의공학교실
Tel : (02) 590-2414, Fax : (02) 532-1779,
E-mail : suhsanta@catholic.ac.kr

오크로믹 필름에 의한 선량 측정, 현재 방사선치료계획시스템에서 널리 사용되고 있는 선량 계산 엔진인 회선/중첩 방법, 그리고 몬테 카를로 방법에 의한 선량 계산치를 $1 \times 1 \text{cm}^2$, $2 \times 2 \text{cm}^2$, $5 \times 5 \text{cm}^2$ 와 같은 소조사면에 대하여 비교 분석하였다.

이 연구에 사용된 팬텀의 물질로는 밀도가 물과 등가인 솔리드 워터, 공기, 그리고 뼈 등가 물질을 사용하였다. 이는 두부와 목 부분을 모사하기 위하여 제조되었다.

균질 및 비균질 팬텀에서의 흡수선량은 이온 챔버와 라디오크로믹 필름을 사용하여 얻었다. 또한, 동일한 팬텀에 대해 방사선치료계획장치에서 선량을 계산하였으며, 몬테 카를로 코드를 이용하여 방사선치료계획을 모사하였다.

방 법

1. 라디오크로믹 필름을 사용한 선량 측정

1) 균질 및 비균질 팬텀의 구조

비균질 팬텀은 3가지의 구조를 사용하여 실험하였다. (그림 1) 팬텀에 사용된 각 물질들의 물성치는 다음과 같다. 물 등가 물질 ($\rho = 1.046 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e = 0.54 \text{ g/cm}^3$), 뼈 등가 물질 ($\rho = 1.84 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e = 0.515 \text{ g/cm}^3$). 여기서 ρ 는 물리적 밀도를 나타내며, ρ_e 는 mass electron 밀도를 나타낸다. 팬텀의 물질은 Gammex사의 Solid Water®(Gammex RMI, Middleton, WI)를 사용하였다. 이러한 팬텀에 Varian 2300CD 선형가속기를 사용, 6MV 광자선을 조사하여 흡수선량을 측정하였다(Varian Associates Inc., Oncology Systems, Palo Alto, CA).

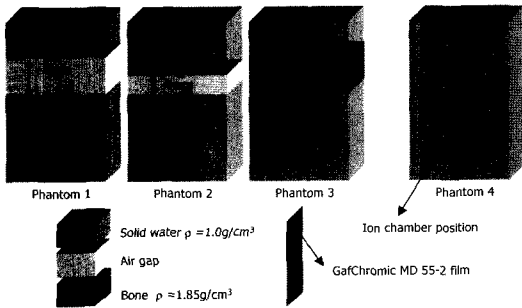


그림 1. 균질 및 비균질 팬텀의 기하학적 구조
Fig. 1. Homogeneous and heterogeneous phantom geometry

2) 라디오크로믹 필름

우리는 상대선량을 측정하기 위하여 라디오크로믹 필름을 사용하였다. 필름의 위치는 비균질 물질 아래에서의 비균질 효과를 보기 위하여 그림 1과 같이 필름을 비균질 물질의 아래에 위치시켜 선량을 측정하였다. 비균질 물질 내의 선량은 물리적 가치가 없을 뿐만 아니라 측정의 정확성도 보장할 수 없기 때문이다. 상대 선량은 비균질 물질의 아래 표면으로부터 2cm 떨어진 곳을 기준으로 정규화하였다. 이는 Iwasaki와 Ishito의 연구결과로부터 균질과 비균

질 물질이 각각 있을 때 이 점에서 선량이 1%이내의 오차를 가짐에 근거하였다[11].

사용된 라디오크로믹 필름은 GafChromic 필름으로서 MD-55-2 모델이 사용되었다 (Nuclear Associates, Carle Place, NY). GafChromic 필름의 특성으로는 비균질 물질에서 상대 선량 측정시 높은 정확성을 가지고 선량율에 독립적이며, $\pm 2\%$ 내의 표준 편차를 가진다. 또한 현상과정이 필요하지 않는 장점이 있으나 가격이 고가인 단점이 있다[12].

2. 회선/중첩 방법

현재 방사선치료계획장치에 사용되고 있는 회선/중첩 방법은 많은 연구로 검증되어 있으며 정확성 또한 임상적으로 사용되고 있다. 회선/중첩 방법은 흡수선량을 계산하기 위하여 TERMA(Total Energy Released per unit Mass)와 선량 형성 커널(dose deposition kernel)을 회선화(convolve)하는 방법으로 그 식은 다음과 같다[13-16].

$$D(\vec{r}) = \int T(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3\vec{r}' \quad (1)$$

식 (1)에서, $T(\vec{r}')$ 은 TERMA이며 and $A(\vec{r} - \vec{r}')$ 은 주 광자선 상호작용점(primary photon interaction point), \vec{r}' 로부터 분포되는 에너지의 공간적 분포를 나타내는 커널이다. 회선/중첩 알고리즘은 주 선량 성분(primary dose component)과 산란 선량 성분(scattered dose component)으로 나누어 흡수선량을 계산하는 방식이다.

이 실험에 사용된 방사선치료계획장치로는 CMS사의 XiOTM가 사용되었다. (그림 2) XiO의 선량계산 엔진으로는 3D FFT 회선 알고리즘과 다중격자 중첩 방식이 있다. 이들 알고리즘은 Ahnesjo의 'collapsed cone' 회선/중첩 알고리즘을 기반으로 만들어진 것이다[17]. 이 실험에서 사용된 방식은 다중격자 중첩으로 일반적으로 3D FFT 회선 방식에 비해 비균질 물질에서 정확한 선량 계산을 보여준다.

XiOTM에는 선량 계산 시간을 줄이기 위한 많은 근사방법이 적용되었다. 근사방법으로는 다중 에너지 커널 근사, 빔 발산 근사, 광자선과 전자선 오염 근사 등이 있다. 이로 인해 계산시간은 빠르게 되지만 몬테 카를로에 비해 정확성이 떨어지게 된다[18].

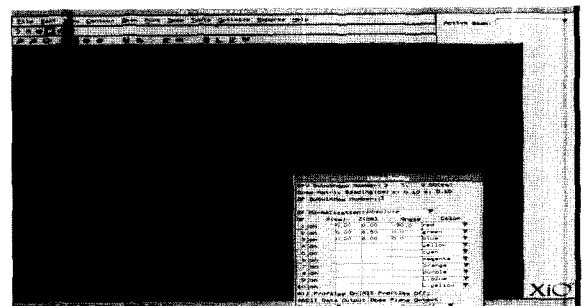


그림 2. 팬텀 1에서 $5 \times 5 \text{cm}^2$ 조사면에 대한 XiOTM 방사선치료계획장치의 선량 계산
Fig. 2. XiOTM dose calculation in phantom 1 with $5 \times 5 \text{cm}^2$ field size

3. 몬테 카를로 모사

표 1. BEAM00에 입력된 변수들

Table. 1. The input parameters of BEAM00

Field size (cm)	1x 1	2x 2	5x 5
BEAM histories	2.6×10 ⁹	1.0×10 ⁹	4×10 ⁸
ECUT	0.70 MeV		
PCUT	0.01 MeV		
Bremsstrahlung technique	selective mode(N _{min} = 25, N _{max} = 250)		
	Field Radius (cm)		
	15	20	30
Russian Roulette	On for e ⁻ , higher-order brem photons, annihilation photons		
incident electron beam radius	0.08 cm		
mean energy of incident electron	6 MeV (3%)		

표 2. DOSXYZ00에 입력된 변수들

Table. 2. The input parameters of DOSXYZ00

	1x 1	2x 2	5x 5
DOSXYZ histories	9.0×10 ⁸	5.0×10 ⁸	1.8×10 ⁹
ECUT	0.70 MeV		
PCUT	0.01 MeV		
Phantom geometry	rectangular shape		
X-axis	-10.05 cm ~ 10.05 cm (voxel size is 0.1 cm)		
Y-axis	-10.05 cm ~ 10.05 cm (voxel size is only 0.1 cm in CAX)		
Z-axis	0~12.0 cm (solid water phantom) 0~17.0 cm (heterogeneous phantoms), voxel size is 0.2 cm		
Phantom materials (g/cm ³)	materials	ρ	ρ_e
	solid water	1.046	0.54
	air	0.001	1.0
	bone equivalent	1.84	0.515

몬테 카를로 방법은 기계가 생성한 난수를 사용하여 물리적 과정을 지배하는 확률 분포를 추출함으로써 각 입자(광자 및 전자)의 무작위적 움직임을 모사하는 방법이다. 보다 많은 수의 히스토리로 모사함으로써 개개의 현상에서 에너지 전달과 분포와 같은 거시적인 양과 통계적 변동의 미시적인 양의 평균값을 보다 정확히 얻을 수 있다[19]. 이를 수행할 수 있는 코드로는 EGS4, MCNP, GEANT 등이 있다.

EGS4(Electron Gamma Shower 4)에 기반을 둔 BEAM 코드는 60Co 빔 및 고에너지 광자선 및 전자선이 사용되는 방사선치료기기에서의 방사선을 모사하기 위해 OMEGA 프로젝트에서 만들어진 몬테 카를로 코드이다. 이는 캐나다 국립 연구소(National Council Research, Canada)와 위스콘신 대학교(Wisconsin University, USA)에서 공동 개발하였다[20,21,22].

우리는 BEAM/EGS4 코드를 사용하여 Varian 2300C/D

선형가속기의 두부를 모사하여 선량을 계산하였다(그림 3). 먼저, 선형가속기의 특성과 몬테 카를로 모사의 결과를 일치시키기 위해 빔 커미셔닝(beam commissioning) 과정을 실시하였다. 그 후 각 조사면에 대한 위상 공간 화일(phase space file)을 여러 가지 히스토리에 대하여 BEAM을 이용하여 얻었다. 통계적 불확실성(statistical uncertainty)을 줄이기 위하여 히스토리를 2.6×10⁹까지 늘렸으며, 편차 감소 방법(variance reduction technique)으로는 bremsstrahlung splitting 방법을 사용하였다. BEAM에 사용된 자세한 입력 변수는 표 1과 같다.

팬텀의 흡수선량을 모사하기 위해 BEAM 코드의 선량 계산 모듈인 DOSXYZ를 사용하였다[23]. 앞에서 얻어진 위상 공간 파일을 DOSXYZ의 입력 변수로 하여 팬텀에 대한 흡수선량을 빔 측면선량 및 깊이선량에 대하여 계산하였다. DOSXYZ에 사용된 자세한 입력 변수는 표 2와 같다(그림 4).

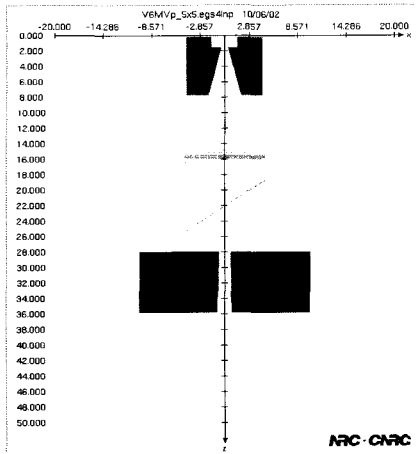


그림 3. Varian 2300C/D 선형가속기의 두부
Fig. 3. Varian 2300C/D linear accelerator head

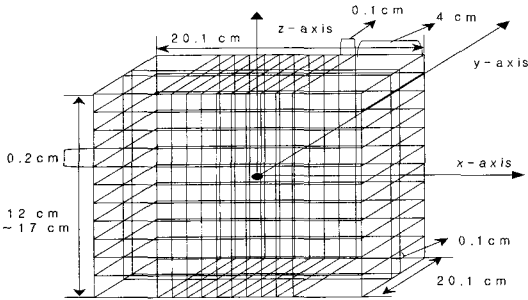


그림 4. DOSXYZ00에서 선량 계산시 voxel의 구조
Fig. 4. The geometry of phantoms in DOSXYZ00

결 과

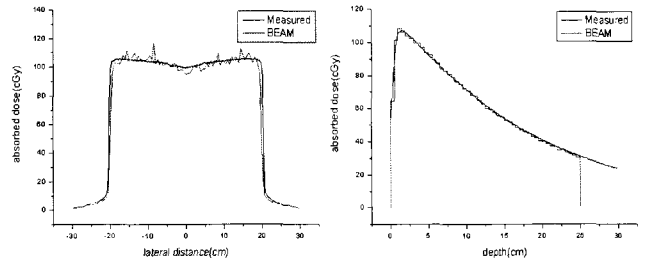
1. 빔 커미셔닝

빔 커미셔닝 과정은 6MV 광자선에 대해 두 가지 관점으로 실시되었다. 우선 통상적인 방사선 치료기기의 커미셔닝 과정에서 사용되는 큰 조사면에 대한 빔 측면선량과 깊이선량의 비교를 하였으며 그 후 우리가 조사할 소조사면에 대한 빔 측면선량 및 깊이선량의 비교를 수행하였다. 선량 측정에는 이온 챔버와 라디오크로믹 필름에 의하여 정확히 측정되었으며 이를 몬테 카를로 모사에 의한 선량 계산값과 비교하였다.

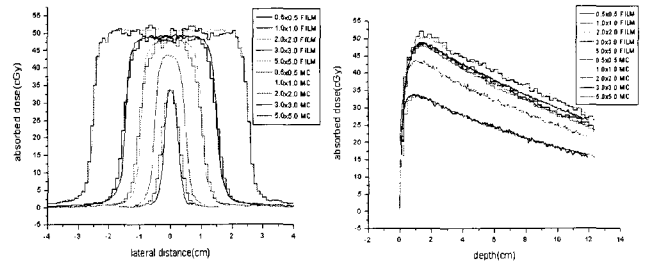
큰 조사면에 대해서는 D.Sheikh-Bagheri와 Rogers가 제시한 데이터에 근거해 빔 측면선량의 경우 40×40cm²의 크기로 비교하였으며 깊이선량의 경우 10×10cm²의 크기에 대해 비교하였다[24]. 그 결과 오차가 빔 측면선량의 경우 2 mm 이내, 깊이선량의 경우 2% 이내로 잘 일치하였다. 이때의 빔 데이터는 전자 충돌 반경과 에너지가 각각 0.2cm와 6MeV이었다. (그림 5-a, 5-b)

그러나 이 빔 데이터는 소조사면의 경우 우리가 사용한 선형가속기의 특성과 맞지 않음을 발견하였다. 그래서 여

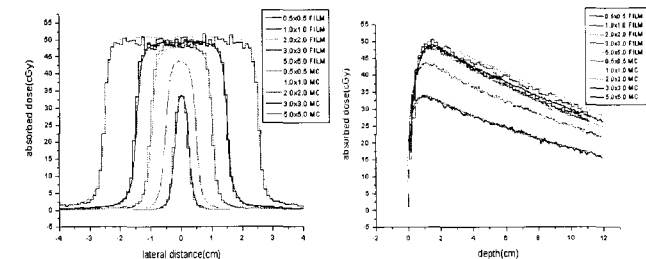
러 번의 모사를 통해 우리가 사용한 선형가속기의 특성과 일치하는 전자 충돌 반경과 에너지를 얻었다. 얻어진 빔 데이터는 0.08cm와 6MeV이었다. 이 데이터를 사용하여 비교된 오차는 빔 측면선량 ±2mm, 깊이선량 2% 이내로 잘 일치하였다. (그림 5-c)



a) 조사면 40×40cm²에서의 빔 측면선량과 10×10cm²에서의 깊이선량
(전자 충돌 반경: 0.2cm, 전자 에너지: 6MeV)



b) 소조사면에서의 빔 측면선량 및 깊이선량
(전자 충돌 반경: 0.2cm)



c) 소조사면에서의 빔 측면선량 및 깊이선량
(전자 충돌 반경: 0.08cm)

그림 5. 빔 커미셔닝 과정에서 산출된 빔 측면선량과 깊이 선량
Fig. 5. Comparisons of beam profiles and depth doses in beam commissioning process

2. 비교

1) 빔 측면선량 비교

빔 측면선량은 측면 빔 발산(lateral beam divergence)을 측정하고 측면 선량 분포(lateral dose distribution)를 비교하기 위하여 팬텀 표면으로부터 6cm 떨어진 곳(비균질 물질의 아래 표면에서 2cm 떨어진 곳)을 기준으로 획득되었다.

얻어진 데이터를 분석한 결과, 팬텀 3의 2x2cm² 경우를 제외하고는 세 가지 방법에 의해 얻어진 선량값은 각각의 조사면에 대하여 ±1mm 이내로 잘 일치함을 알 수 있었다 (그림 6).

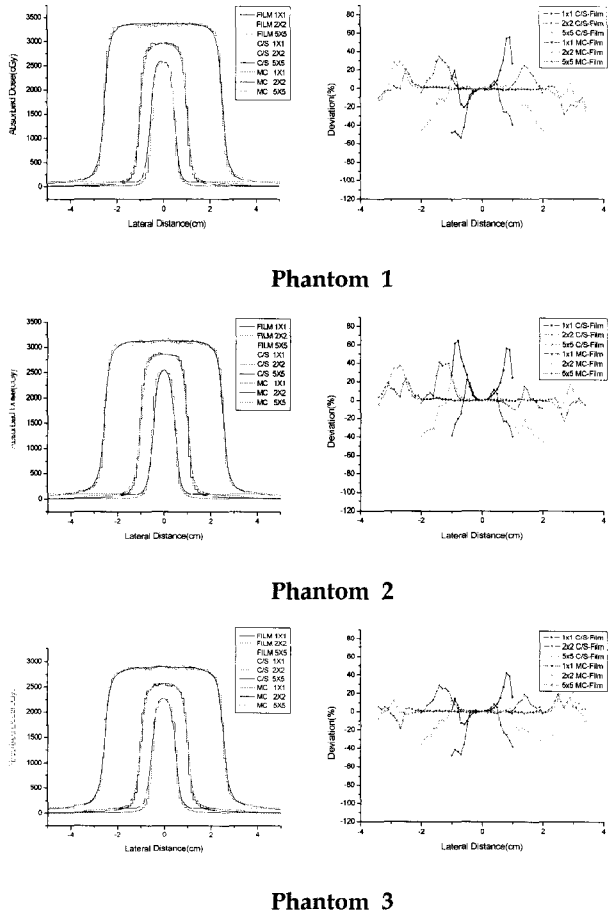


그림 6. 비균질 팬텀에서 빔 측면선량의 비교 및 오차 분석
Fig. 6. Comparison and deviations of beam profiles in heterogeneous phantoms

2) 깊이선량 비교

깊이선량은 팬텀 표면으로부터 4cm 떨어진 부분에서부터 측정 및 계산을 수행하였다. 세가지 방법에 의해 깊이 선량은 필름 측정을 기준으로 팬텀 표면으로부터 깊이 방향으로 6cm 떨어진 점에 대하여 정규화하였다.

실험 결과 몬테 카를로 모사와 회선/중첩 방법에 의한 선량 계산은 필름 선량 측정값과 대체적으로 2% 이내로 잘 일치하였으나 2차 성장 구간(secondary build-up region)에서 회선/중첩에 의한 선량 계산이 필름 측정값과 10%이상 크게 차이가 남을 알 수 있었다. (그림 7) 이는 회선/중첩방법이 선량 변화가 급격한 비균질 물질의 경계 부위에서의 선량을 제대로 계산하지 못하는 것으로 계산 시간을 줄이기 위해 회선/중첩 방법에 사용된 여러 가지 근사에 의한 것으로 판단된다.

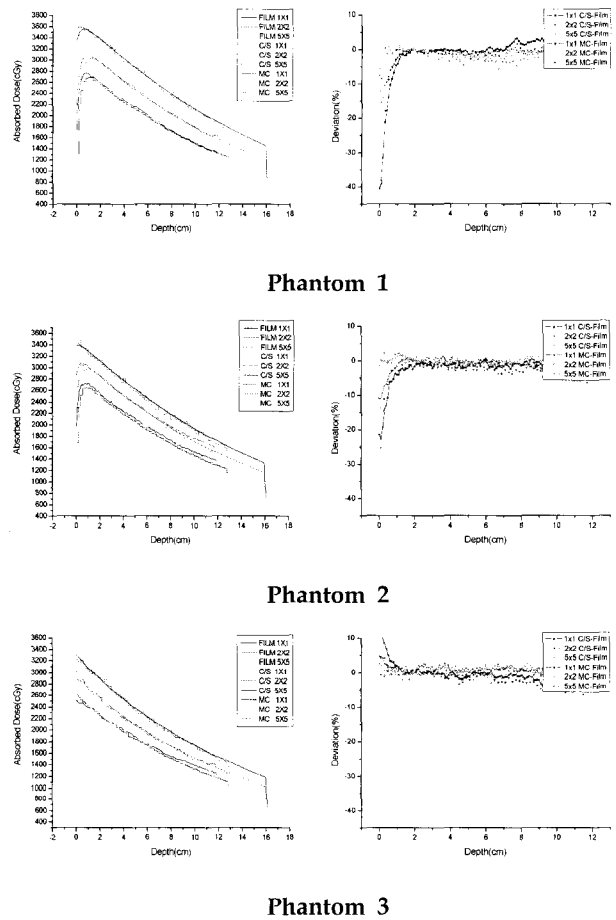


그림 7. 비균질 팬텀에서 깊이 선량의 비교 및 오차 분석
Fig. 7. Comparison and deviations of depth doses in heterogeneous phantoms

3) 등선량 곡선 비교

2차원적으로 선량 분포를 비교하기 위하여 우리는 각 방법에 대한 등선량 곡선을 획득하여 비교하였다. 이 비교를 위해 MATLAB 6.5(The Mathworks Inc.)를 사용하여 각 경우의 등선량 곡선을 비교하였다.

모든 결과는 팬텀 표면으로부터 6cm에 위치한 깊이의 선량을 기준으로 정규화하였다. (그림 8) 그래프의 오른쪽 색상 막대는 흡수선량의 레벨을 나타내며 측면 길이의 단위는 밀리미터이다.

결과에서 보면 몬테 카를로 모사의 경우 조사면이 커질수록 등선량의 변동이 측면적으로 다른 방법에 비해 크나 대체적인 등선량 곡선의 값 및 위치가 크게 차이가 나지 않음을 볼 수 있었다. 이는 조사면이 커지면서 몬테 카를로 방법이 보다 큰 히스토리를 요구하는 특성에 의한다.

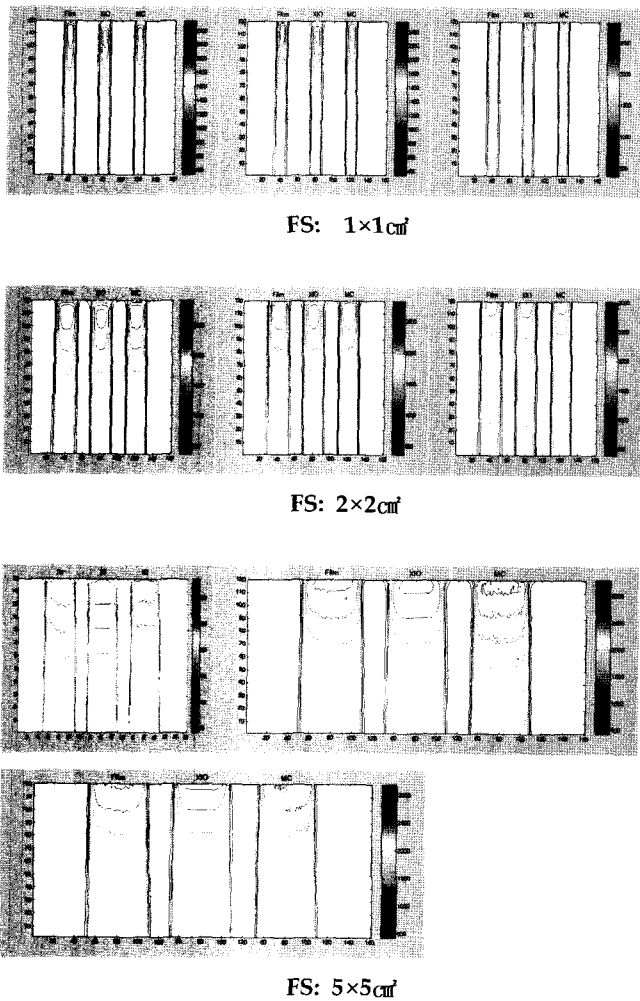


그림 8. 비균질 팬텀에서 등선량 곡선들의 비교 (팬텀 1, 2, 3)
 Fig. 8. Comparison of isodose line in heterogeneous phantoms (phantom 1, 2, and 3)

결 론

우리는 필름 선량 측정, 회선/중첩 방법과 몬테 카를로 모사에 의한 선량 계산을 서로 비교하여 소조사면에서의 비균질 물질에 의한 효과를 정량적으로 보고자 하였다. 본 연구로 얻어진 결과는 다음과 같다.

첫째, 몬테 카를로 모사시 선형가속기에 대한 정확한 빔 커미셔닝이 필수적이다.

둘째, 소조사면에서 비균질 효과에 대한 두 선량 계산 방법의 필름 측정에 대한 오차는 빔 측면선량 ±2mm 및 깊이선량 2% 이내로 잘 일치함을 볼 수 있었다.

셋째, 소조사면에 대해 깊이선량의 2차 성장 구간에서 회선/중첩 방법에 의한 선량 계산 오차가 임상에서 무시할 수 없을 정도로 크다.

넷째, 현재 선량 계산에 사용되고 있는 방사선치료계획장치는 소조사면에 대한 비균질 효과를 몬테 카를로 모사에 비해 크게 오차가 없이 정확히 계산할 수 있다.

본 연구에서는 실제 방사선치료계획장치에서 사용되고 있는 선량 계산 엔진을 사용하여 몬테 카를로 모사와 비교 평가함으로써 현재 방사선치료장비의 정확성을 비균질 물질이 있는 경우 소조사면에 대해 정량적으로 평가하고자 하였다. 평가 결과 몬테 카를로 모사와 크게 차이는 없었지만 깊이선량의 2차 성장 구간에서 많은 오차를 보였다. 이를 해결하기 위해선 2차 성장구간에서 선량계산시 커널의 근사를 줄이거나 이 부분만 몬테 카를로 모사를 할 경우 보다 정확한 선량계산이 이루어 질 수 있을 것으로 생각된다. 또한, 보다 정확하지만 선량 계산 시간이 오래 걸리는 몬테 카를로 방법에 대한 개선이 필요함을 느꼈다. 현재 몬테 카를로 모사의 시간을 단축시키기 위한 많은 방법과 연구가 여러 연구자에 의해 이루어지고 있다. 언젠가는 임상적으로 적용되어 환자가 받는 선량에 대한 정확한 계산이 이루어지길 바란다.

참 고 문 헌

1. J. A. Purdy, *The Theory and Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy: proceedings of the 1st NOMOS IMRT Workshop*, edited by E. S. Sternick, Advanced Medical Publishing, pp. 1-15, 1997
2. J. A. Purdy JA, W. Grant III, J. R. Palta, E. B. Butler, and C. A. Perez, *3-D Conformal and Intensity Modulated Radiation Therapy*, Advanced Medical Publishing, pp. 165-178, 2001
3. S. Webb, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, Institute of Physics Publishing, pp. 75-198, 2001
4. B. E. Bjrnrgard, J. -S. Tsai, and R. K. Rice, "Doses on the Central Axes of Narrow 6-MV X-ray Beams," *Med. Phys.*, Vol. 17, No. 5, pp. 794-799, 1990
5. L. Wang L, E. Yorke, and C. Chui, "Monte Carlo Evaluation of Tissue inhomogeneity Effects in the Treatment of the Head and Neck", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 50, No. 5, pp. 1339-1349, 2001
6. K. De Vlamynck, H. Palmans, F. Verhaegen, C. De Wagter, W. De Neve, and H. Thierens, "Dose Measurements Compared with Monte Carlo Simulations of Narrow 6MV Multileaf Collimator Shaped Photon Beams", *Med. Phys.*, Vol. 26, No. 9, pp. 1874-1882, 1999
7. P. Francescon, C. Cavedon, S. Reccanello, and S. Cora, "Photon Dose Calculation of a Three-Dimensional Treatment Planning System Compared to the Monte Carlo Code BEAM", *Med. Phys.*, Vol. 27, No. 7, pp. 1579-1587, 2000
8. T. D. Solberg, F. E. Holly, A. A. F. De Salles, R. E. Wallace, and J. B. Smathers, "Implications of Tissue Heterogeneity for Radiosurgery in Head and Neck Tumors", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 32, No. 1, pp. 235-239, 1995
9. E. E. Klein, L. M. Chin, R. K. Rice, and B. J. Mijnheer, "The Influence of Air Cavities on Interface Doses for Photon Beams", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 27, No. 2, pp. 419-427, 1993
10. R. Jeraj, P. J. Keall, and J. V. Siebers, "The Effect of Dose Calculation Accuracy on Inverse Treatment Planning," *Phys.*

- Med. Biol., Vol. 47, No. 3, pp. 391-407, 2002
11. A. Iwasaki, and T. Ishito, "The Differential Scatter-Air Ratio and Differential Backscatter Factor Method Combined with the Density Scaling Theorem", Med. Phys., Vol. 11, No. 6, pp. 755-763, 1984
 12. A. Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E. Rodgers, and C. G. Soares, "Radiochromic Film Dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Committee Task Group 55", Med. Phys., Vol. 25, No. 11, pp. 2093-2115, 1998
 13. A. L. Boyer, and E. C. Mok, "A Photon Dose Distribution Model Employing Convolution Calculations", Med. Phys., Vol. 12, No. 2, pp. 169-177, 1985
 14. T. R. Mackie, J. W. Scrimger, and J. J. Battista, "A Convolution Method of Calculating dose for 15MV X-rays", Med. Phys., Vol. 12, No. 2, pp. 188-196, 1985
 15. T. R. Mackie, A. F. Bielajew, D. W. O. Rogers, and J. J. Battista, "Generation of Photon Energy Deposition Kernels Using the EGS Monte Carlo Code", Phys. Med. Biol., Vol. 33, No. 1, pp. 1-20, 1988
 16. Nikos Papanikolaou, Ph. D. thesis, *Clinical Photon Beam Treatment Planning Using Convolution and Superposition*, University of Wisconsin-Madison, 1994
 17. A. Ahnesjo, "Collapsed Cone Convolution of Radiant Energy for Photon Dose Calculation in Heterogeneous Media", Med. Phys., Vol. 16, No. 4, pp. 577-592, 1989
 18. Computerized Medical Systems, *FOCUS Released 3.0.0 Dose Calculation-FFT/Superposition User Manual*, 2000
 19. D. W. O. Rogers, and A. F. Bielajew, *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, edited by K. R. Kase, B. E. Bjrgard and F. H. Attix, Academic Press, pp. 427-529, 1990
 20. D. W. O. Rogers, B. A. Faddegon, G. X. Ding, C. M. Ma, J. We, and T. R. Mackie, "BEAM: A Monte Carlo Code to Simulate Radiotherapy Treatment Units", Med. Phys., Vol. 22, No. 5, pp. 503-524, 1995
 21. T. R. Mackie, S. S. Kubsad, D. W. O. Rogers, and A. F. Bielajew, "The OMEGA Project: Electron Dose Planning Using Monte Carlo Simulation", (Abstr.), Med. Phys., Vol. 17, pp. 732, 1990
 22. D. W. O. Rogers, C. M. Ma, B. Walters, G. X. Ding, D. Sheikh-Bagheri, and G. Zhang, *BEAM00 Users Manual*, National Research Council of Canada, NRCC Report PIRS-0509(A)revE, 2000
 23. C. M. Ma, D. W. O. Rogers, and B. Walters, *DOSXYZ00 Uses Manual*, National Research Council of Canada, NRCC Report PIRS-0509(B)revE, 2000
 24. D. Sheikh-Bagheri, and D. W. O. Rogers, "Sensitivity of Megavoltage Photon Beam Monte Carlo Simulations to Electron Beam and Other Parameters", Med. Phys., Vol. 29, No. 3, pp. 379-390, 2002