

Evaluation of Beam Modeling Using Collapsed Cone Convolution Algorithm for Dose Calculation in Radiation Treatment Planning System

Joo-Young Jung*[†], Woong Cho*[†], Min-Joo Kim*[†], Jeong-Woo Lee^{†§}, Tae-Suk Suh*[†]

*Department of Biomedical Engineering, [†]Research Institute of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea, [‡]Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Konkuk University, [§]Research Institute of Health Science, College of Health Science, Korea University, Seoul, Korea

This study aims to evaluate the accuracy of the collapsed cone convolution (CCC) algorithm for dose calculation in a treatment planning system (TPS), CorePLANTM. We implemented beam models for various setup conditions in TPS and calculated radiation dose using CCC algorithm for 6 MV and 15 MV photon beam in 50×50×50 cm³ water phantom. Field sizes were 4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm² and 40×40 cm² and each case was classified as open beam cases and wedged beam cases, respectively. Generated beam models were evaluated by comparing calculated data and measured data of percent depth dose (PDD) and lateral profile. As a result, PDD showed good agreement within approximately 2% in open beam cases and 3% in wedged beam cases except for build-up region and lateral profile also correspond within approximately 1% in field and 4% in penumbra region. On the other hand, the discrepancies were found approximately 4% in wedged beam cases. This study has demonstrated the accuracy of beam model-based CCC algorithm in CorePLANTM and the most of results from this study were acceptable according to international standards. Although, the area with large dose difference shown in this study was not significant region in clinical field, the result of our study would open the possibility to apply CorePLANTM into clinical field.

Key Words: Dose calculation algorithm, Collapsed cone convolution, Treatment planning system, CorePLANTM, Beam model

서 론

방사선 치료에서 치료계획장치(Treatment Planning System, TPS)는 방사선 치료 계획을 수립하기 위한 필수 장치로서 방사선 치료를 위한 의료 영상 관리, 방사선 빔 데이터 관리, 치료를 위한 컨투어링 생성, 방사선량 계산, 계산된 방사선량 분포의 가시화 및 평가 등 방사선 치료와 관련된 전반적인 과정을 수행할 수 있는 장치이다.^{1,2)} 이러한 TPS에서 사용되는 선량 계산 알고리즘은 측정 데이터 기

반의 빔 모델을 기반으로 하며,³⁾ 빔 모델링 과정은 선형가속기에서 나오는 치료 빔의 특성을 그대로 반영하기 위하여 수행된다. 따라서 빔 모델은 선량 계산 알고리즘과 직결되며, TPS에서 가장 중요한 부분 중의 하나이다.

일반적으로 TPS에 탑재된 선량 계산의 정확성 평가는 측정된 방사선량과 계산된 방사선량의 분포를 여러 셋업 조건에 따라 비교함으로써 이루어진다. 이러한 TPS의 정확성 평가는 방사선 치료의 안전성과 정확성을 위해 매우 중요하며, 국제 표준 권고안에 의하여 이를 규격화하여 제시되고 있다.⁴⁾ AAPM TG-65 보고서에 따르면 방사선 치료 전 과정의 총 불확도를 5% 이내로 정하는 경우 절대선량 교정, 환자 셋업, 빔의 변화 등에 의한 불확정성을 고려할 때 TPS의 선량계산 불확도는 측정 값 대비 3% 범위 내에 만족할 것을 권고하고 있다.⁵⁾

본 연구에서 사용된 CorePLANTM (Ver. 3.5, Seoul C&J, Korea)은 빔 모델 기반의 선량 계산 시스템을 탑재하였으며, 선량 계산 알고리즘으로 Equivalent Tissue-Air-Ratio

본 연구는 한국연구재단 중입자가속기기술개발사업 (2012K001141, 중입자 적응방사선 치료계획시스템: 사용자환경(GUI)개발) 및 한국연구재단 과학기술국제화사업(K20903001817-11E0100-02210, 차세대 의학물리 핵심 기술 개발 센터)의 연구비 지원으로 수행되었음. 이 논문은 2012년 7월 26일 접수하여 2012년 9월 11일 채택되었음. 책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포4동 505 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)2258-7232, Fax: 02)2258-7506
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

(E-TAR)와 Collapsed Cone Convolution (CCC) 알고리즘을 채택하고 있다. 이 중 CCC 선량 계산 알고리즘은 Ahnesjö⁶⁾에 의해 처음 소개되었으며, 비균질 매질에서의 선량 분포를 더욱 정확하고 빠르게 계산이 가능하다. CCC 알고리즘은 기존에 사용했던 Convolution/Superposition 알고리즘과 비슷하지만, 커널(kernel)에 의하여 퍼져나가는 에너지를 계산하기 위하여 커널(kernel)의 분포 형태를 수십 개의 콘(cone) 형태의 광선들로 가정하고 각 콘(cone)마다 축적되는 에너지를 콘(cone) line 중심에 집약시켜 선량을 계산한다. CorePLANTM에 탑재된 CCC 선량 계산 알고리즘은 최근에 삼선원 모델(three source model)을 이용한 빔 소스 모델 알고리즘이 추가적으로 개선되었으며, 이에 따른 빔 모델 및 선량 계산 알고리즘의 정확도를 검증할 필요성이 제기되었다.⁷⁾

본 연구에서는 빔 에너지, 조사면 크기, 열린 조사면 그리고 췌기 조사면 등 다양한 빔 셋업 조건에 따라 빔 모델링을 수행하고 측정 데이터와 비교 분석함으로써 빔 모델을 이용한 CCC 알고리즘의 정확성을 평가하고자 한다.

재료 및 방법

TPS에서 빔 모델링 과정은 실제 측정된 간단한 선량 분포 데이터를 이용하여, 여러 빔 모델 인자들을 결정하는 과정이며, TPS에서 선량 계산 시 측정값과 일치하는 선량 분포를 얻는 것을 목표로 한다. CorePLANTM에 이식된 CCC 선량 계산 알고리즘의 경우도 측정된 데이터를 기반으로 별도의 빔 모델링 과정을 수행해야 하며, 각 빔 모델은 빔 에너지, 조사면 크기 그리고 췌기 혹은 MLC와 같은 선량 변형기구의 사용 유무에 따라 구별되어 관리된다. 이는 모든 빔 셋업 조건에 따라 유동적으로 빔 모델을 선택할 수 있게 함으로써, 치료 계획 시 더 정확한 선량 분포를 모사할 수 있는 장점이 된다.

CorePLANTM의 빔 모델링 과정은 우선 조사면 크기, 선량변형기구 유무에 따라 각각의 빔 모델을 생성한 후, 소스 모델링, 스펙트럼 모델링, 선량프로파일 모델링 그리고 출력 계수 결정 과정으로 진행되며, 다음 단락에서 각 과정들에 대하여 자세하게 서술하였다.

1. 빔 측정 데이터 수집

CorePLANTM의 CCC 빔 모델링을 수행하기 위하여 먼저 필요한 선량 측정 데이터를 수집하였다. 필요로 하는 빔 데이터는 조사면 크기에 따른 콜리메이터 산란 계수, 깊이선

량백분율(Percentage depth dose, PDD), 특정 깊이(예: 10 cm)에서의 선량프로파일, 출력 계수(Output factor) 등이 있다. PDD와 선량프로파일의 빔 데이터 수집을 위하여 3차원 물 팬텀(Blue Phantom, ver. 7.3, Wellhofer, IBA, Germany)에, SSD=100 cm에서 측정을 수행하였다. PDD는 빔 조사면의 중앙에 이온 챔버(CC13, Wellhofer, IBA, Germany)를 위치시킨 후 30 cm 깊이에서 물 표면까지 깊이에 따라 측정하였다. 선량프로파일도 PDD와 동일한 팬텀 및 빔 셋팅 조건에서 각 빔 에너지의 최대선량지점(D_{max}), 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm의 깊이에서 횡단면(Crossplane) 스캔을 하여 획득하였다. 선량 측정을 위하여 본 연구에서는 Clinac 21EX (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA)의 6 MV와 15 MV 광자선을 대상으로 하였고, 모든 빔 데이터 측정은 열린 조사면의 경우 4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm², 30×30 cm², 40×40 cm²의 조사면에서 수행하였으며, 췌기형 조사면의 경우 임상에서 주로 이용되는 15°, 30° wedge에 대하여 4×4 cm², 10×10 cm², 20×20 cm²의 조사면에서 수행하였다.

2. Beam source modeling

CorePLANTM의 CCC 선량 계산 알고리즘에서는 빔 중심축에 수직인 평면 내의 광자선 플루언스의 분포를 결정하기 위하여 빔 소스 모델링 과정이 필요하다. CCC 모델링은 광자선 플루언스의 분포를 계산하기 위하여 삼선원 모델(three source model)을 채택하고 있다. 삼선원 모델(three source model)에 따르면 반경 r의 원형 필드에서의 조사면 크기에 따른 S_c factor는 다음 수식(1)에 의해 표현될 수 있다.

$$S_c(r) = C_p + \pi \cdot C_{sp} \cdot (R_{sp}^2 - R_{01}^2) + 2 \cdot \pi \cdot A_0 \left[\frac{1 - e^{-kR_{01}}}{k} \right] \quad (1)$$

단, C_p는 primary source strength, C_{sp}는 1st scattered source의 strength, A₀는 2nd scattered source의 strength이다. R_{sp}는 초점 외 1st scattered source 평면에 투영되는 조사면의 유효 반지름이며 R₀₁는 1st scattered source가 분포하는 고리 형태의 내측 반지름이다. k는 2nd scattered source 함수에서의 중심에서부터 거리에 따라 선속의 지수적 감소의 정도를 나타내는 값이다. 각 모델 인자인 C_p, C_{sp}, R_{sp}, R₀₁, A₀, k는 측정된 S_c(r)에 계산된 S_c(r) 값을 맞추는 자동 최적화 과정에 의하여 결정된다.

각 조사면 크기에 따라 측정된 콜리메이터 산란 계수를 각각 입력한 후, 자동 최적화 과정을 이용하여 각 모델 인자인 C_p, C_{sp}, R_{sp}, A₀, R₀₁ 그리고 k를 결정하였다.

3. Depth dose and lateral profile modeling

CorePLAN™의 CCC 선량 계산 알고리즘용 빔 모델은 선량 분포 재현의 정확도를 높이기 위하여 광자선의 스펙트럼 분포를 이용하고 있다. 광자선의 스펙트럼은 각 빔 모델에 따라 PDD 데이터를 이용하여 결정된다. 스펙트럼 분포의 형태는 기본적으로 log-nominal 분포 형태로 가정하여 다음 수식(2)에 따라 표현된다.

$$I(E) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma E} \cdot \exp\left[-\frac{(\ln E - \mu)^2}{2\sigma^2}\right] \quad (2)$$

단, 여기서 I는 각 에너지 E에서의 광자선 선속(photon fluence)의 강도(intensity)이며, μ 는 log-nominal 분포의 평균, σ 는 표준편차에 해당한다. 스펙트럼(Spectrum) 모델링은 위의 스펙트럼(spectrum) 분포식을 이용하여 계산한 PDD를 실제 측정된 PDD에 자동으로 맞춰 가기 위하여 최적의 μ 와 σ 를 자동으로 탐색하여 결정하고 있다. 따라서 앞서 측정된 각 조사면 크기 별 PDD를 입력하고 자동 최적화 과정을 수행함으로써 각 조사면별 빔 모델에서의 최적의 μ 와 σ 를 결정하였다.

선량프로파일 모델링은 특정 깊이(예: 10 cm)에서 측정된 선량프로파일을 이용하여 모델 인자를 결정하며, 결정된 인자들은 선량 계산시 빔 중심 축에 수직 평면상의 선량 분포 형태에 영향을 미친다. 각 모델 인자에는 빔 계수(horn factor), jaw 투과 계수(transmission factor), MLC 투과 계수(transmission factor) 그리고 빔 연화 계수(beam softening factor)가 있다. 이중 빔 계수(horn factor)와 jaw/MLC 투과 계수(transmission factor)의 경우, 자동 최적화 과정을 통하여 결정하였으며, 연화 계수(softening factor)와 연화 한계 반경(softening limit radius)은 빔 중심축에서부터 거리에 따른 빔 선질(Quality)의 연화(softening) 효과를 고려하기 위한

인자로써, 경험적으로 각각 0.001에서 0.0025와 5에서 20의 값을 수동으로 변경하여 결정하였다. 선량프로파일 모델링을 위하여 앞서 측정된 각 조사면 크기 별 선량프로파일들을 입력하였고, 자동 최적화 과정을 수행하여 각 조사면 별 최적의 모델 인자인 빔 계수(horn factor), jaw 투과 계수(transmission factor), MLC 투과 계수(transmission factor) 그리고 연화 계수(softening factor)를 결정하였다.

4. 출력 계수 계산

출력 계수 모델링 과정은 각 조사면 크기 구간별로 생성된 빔 모델들의 상대 선량 분포를 절대 선량으로 바꾸기 위한 인자를 결정하는 과정이다. 출력 계수를 S_{cp} 로 정의할 경우 일반적으로 SAD=100 cm, 광자선의 최대선량지점에서 측정된 값을 사용하는 것이 일반적이다. 그러나 CorePLAN™에서는 SSD=100 cm, 교정 깊이(calibration depth) ($d=10$ cm)에서 새롭게 측정된 값을 사용할 것을 권고한다. 따라서 앞서 측정된 조사면 별 S_{cp} 값을 입력한 뒤, 선량 계산 알고리즘에 의하여 산출된 상대 선량 값을 알고 있는 절대 선량 값에 매칭시킴으로써 출력 계수들을 결정하였다.

5. 선량계산 알고리즘의 모델 정확도 검증

CorePLAN™의 CCC 선량 계산 모델의 정확도를 검증하기 위하여, 앞서 언급한 빔 모델링 과정이 끝난 후 임의의 빔 셋업 조건에서 측정된 선량 값과 계산된 선량 값간의 일치도를 검증하였다.

빔 모델 검증을 위하여 CorePLAN™에서 $50 \times 50 \times 50$ cm³의 모의 물 팬텀을 설정한 후, Table 1에서 제시된 바와 같은 빔 전달 조건을 설정하여 선량 분포를 계산하였다. 선량 계산시 Grid 간격은 5 mm로 설정하였으며, 각 계산된 데이터는 ASCII 파일 형태로 출력하여 깊이 또는 축 방향에 따

Table 1. A evaluation criteria for the accuracy of CCC algorithm in CorePLAN.

Beam energy	Beam modifier	Field size	Data
6 MV	Open beam	4×4 cm ² , 6×6 cm ² 10×10 cm ² , 20×20 cm ² 30×30 cm ² , 40×40 cm ²	PDD Lateral profile
	Wedged beam (15°, 30°)	4×4 cm ² , 10×10 cm ² 20×20 cm ²	PDD Lateral profile
15 MV	Open beam	4×4 cm ² , 6×6 cm ² 10×10 cm ² , 20×20 cm ² 30×30 cm ² , 40×40 cm ²	PDD Lateral profile
	Wedged beam (15°, 30°)	4×4 cm ² , 10×10 cm ² 20×20 cm ²	PDD Lateral profile

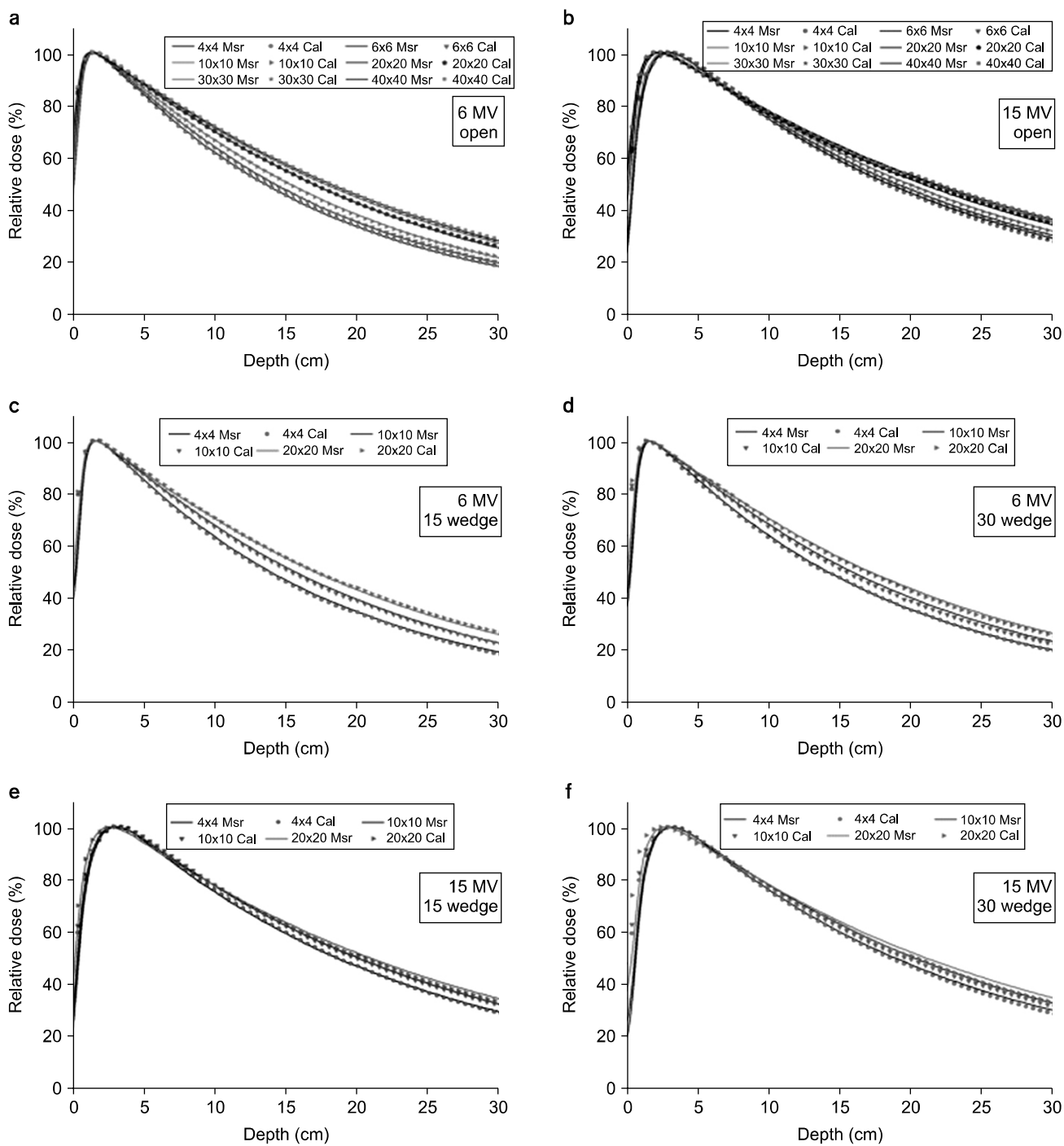


Fig. 1. Comparison of PDD between measured data and calculated data for open beam cases (4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm² and 40×40 cm²) and wedged beam cases (4×4 cm², 10×10 cm², 20×20 cm²) from Varian Clinac 21 EX, (a) 6 MV open beam case, (b) 15 MV open beam case, (c) 6 MV 15° wedged beam case, (d) 6 MV 30° wedged beam case, (e) 15 MV 15° wedged beam case (f) 15 MV 30° wedged beam case.

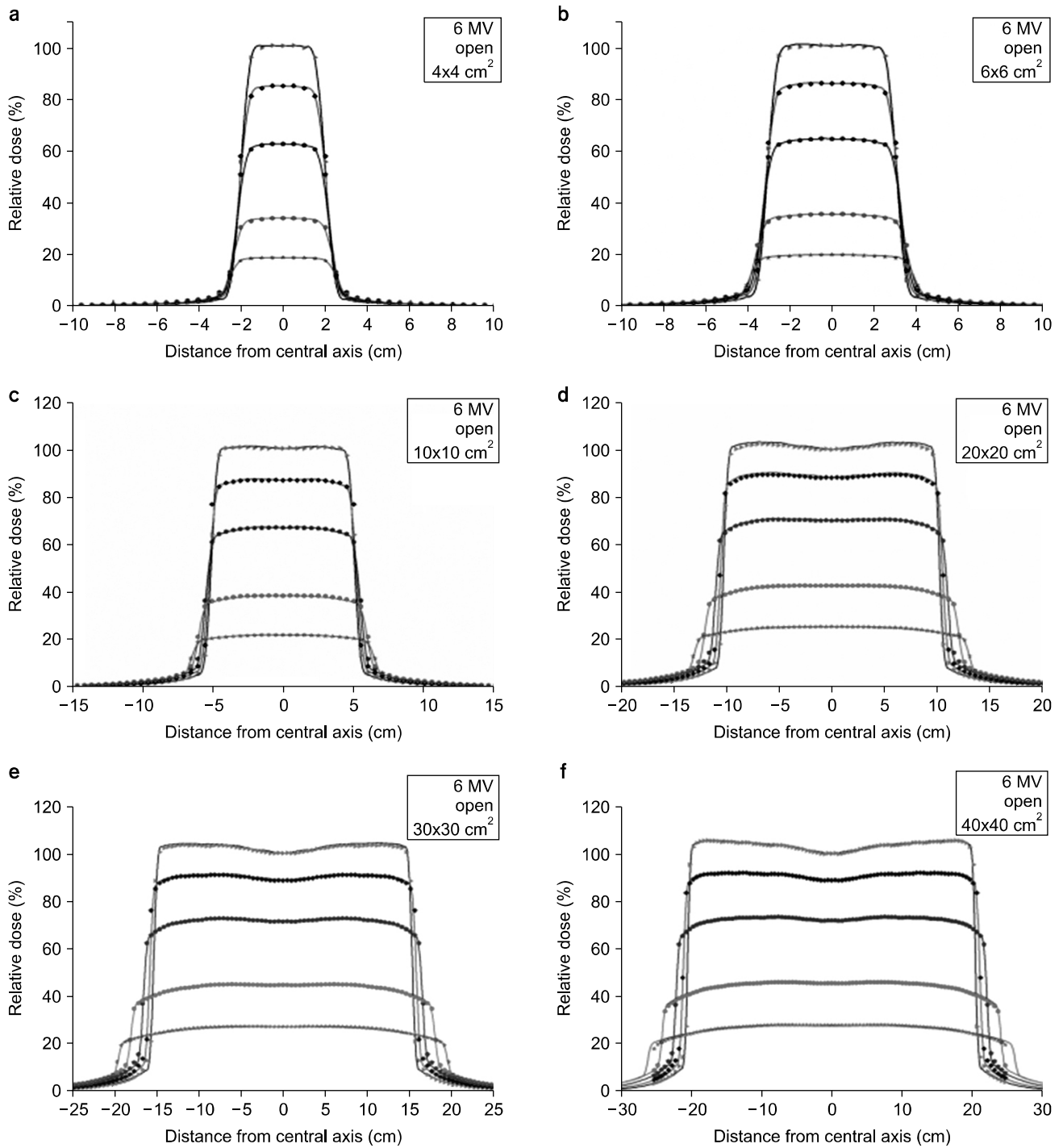


Fig. 2. Comparison of dose lateral profile between measured data and calculated data of 6 MV open beam cases from Varian Clinac 21 EX, (a) 4x4 cm², (b) 6x6 cm², (c) 10x10 cm², (d) 20x20 cm², (e) 30x30 cm², (f) 40x40 cm².

라 측정된 방사선량 값과 비교하였다. 선량 분포의 일치도는 다음과 같은 수식(3)으로 비교하였다.

$$\text{Dose Difference} = (\text{Calc}_n - \text{Msr}_n) / \text{Msr}_0 * 100 \quad (3)$$

단, 여기서 Calc_n 는 각 계산된 선량 값, Msr_n 은 측정된 선량 값, Msr_0 는 특정 위치에서의 참고값(Reference value)에 해당한다.

결 과

1. 깊이선량백분율(PDD)의 비교

6 MV 광자선과 15 MV 광자선의 열린 조사, 15°와 30°의 췌기 조사시, 조사면 크기에 따라 측정된 방사선량과 모델링 결과를 이용하여 계산된 방사선량의 PDD에 관한 결과를 Fig. 1에서 보여주고 있다. Fig. 1의 (a)부터 (b)는 각각 6 MV와 15 MV의 열린 조사면 결과이다. 측정 값 대비 TPS의 계산 값과의 차이는 모든 조사면 크기에서 선량증가(Build-up) 영역을 제외하고는 6 MV의 경우는 1%, 15 MV의 경우는 2% 이하로 일치하였다. 그러나 표면($d=0.25$ cm)에서 선량 증가(build-up) 영역 깊이까지는 10×10 cm² 이상의 조사면에서는 선량 차이가 1% 내로 일치하였으나, 6×6 cm² 이하의 작은 조사면에서는 표면에서 17%까지 선량 차이를 보였다.

Fig. 1의 (c)부터 (d)는 6 MV의 15°와 30°의 췌기 조사면, (e)부터 (f)는 15 MV의 15°와 30°의 췌기 조사면 경우에 대한 결과를 나타내고 있다. 이 경우에는 선량증가(build-up) 영역을 제외하고는 6 MV에서는 최대 2%, 15 MV에서는 최대 3% 이하의 선량 차이가 발생하였다. 또한 열린 조사면의 결과와 동일하게 표면($d=0.25$ cm)에서 선량증가(build-up) 영역 이전까지의 선량 차이는 표면에서는 19%까지 발생하였고 표면을 제외하고 3%까지 선량 차이가 발생하였다.

2. 선량프로파일의 비교

Fig. 2는 열린 6 MV 광자 빔의 최대선량깊이(D_{max}), 5 cm, 10 cm, 20 cm 그리고 30 cm의 깊이에서 조사면 크기 (4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm², 40×40 cm²)에 따라 측정된 선량프로파일과 계산된 선량프로파일을 비교한 결과이다. Fig. 2의 (a~c)에서 알 수 있듯이 조사면 10×10 cm² 크기 이하의 경우 반음영 영역 안쪽은 1% 이하로 일치하였고, 반음영인 20~80% 영역에서는 3% 이하의 오차를 보였으며, 유효 조사면 외곽 영역에서는 최대 1% 이하의 선량이 차이 나는 것으로 나타났다. 조사면 크기가 20×20 cm² 이상의 선량프로파일의 선량 차이는 최대

2%로 나타났으며 측정치 대비 적합한 수준으로 일치하였다.

Fig. 3은 열린 15 MV 광자 빔의 D_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm 그리고 30 cm의 깊이에서 조사면 크기(4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm², 40×40 cm²) 별로 측정된 선량프로파일과 계산된 선량프로파일을 비교한 결과이다. 각 조사면 별 데이터를 비교해 본 결과 조사면 10×10 cm² 크기 이하의 경우 반음영 영역 안쪽은 1% 이하로 일치하였고, 20×20 cm² 이상의 조사면에 대해서는 최대선량지점에서의 뿔(horn) 영역에서 선량이 다소 낮게 평가되기도 하였지만 대부분의 경우에서 측정된 결과와 거의 일치함을 알 수 있었다.

Fig. 4는 15°와 30°의 췌기 필터를 사용한 6 MV 광자 빔의 D_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm 그리고 30 cm의 깊이에서 조사면 크기(4×4 cm², 10×10 cm², 20×20 cm²) 별로 측정된 선량프로파일과 계산된 선량프로파일을 비교한 결과이다. 각 조사면 별 데이터를 비교해 본 결과 15°의 췌기 필터를 이용한 모든 조사면의 경우는 측정된 결과와 대부분 일치하였다. 그러나 30°의 췌기 필터를 이용한 조사면의 10×10 cm² 이상의 경우 반음영 영역에서 최대 4%의 선량 차이를 나타냈다. 또한, 20×20 cm²의 D_{max} 깊이에서의 뿔(horn) 영역의 가장 높은 선량지점에서 최대 4%까지의 선량 차이가 나타났다.

Fig. 5는 15°와 30°의 췌기 필터를 사용한 15 MV 광자 빔의 D_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm 그리고 30 cm의 깊이에서 조사면 크기(4×4 cm², 10×10 cm², 20×20 cm²) 별로 측정된 선량프로파일과 계산된 선량프로파일을 비교한 결과이다. 각 조사면 별 데이터를 비교해 본 결과 15°와 30° 모두 반음영 영역에서 최대 3%로 측정된 결과와 대부분 일치하였다. 하지만, 30°의 췌기 필터를 이용한 20×20 cm²에서는 반음영 영역에서 최대 4%의 선량 차이가 나타나는 것을 확인하였고, 뿔(horn) 영역의 가장 높은 선량지점에서 최대 4.5%까지 선량 차이를 확인하였다.

고 찰

본 연구에서는 국내에서 상용화된 TPS인 CorePLAN™에서의 빔 모델링을 기반으로 하는 CCC 선량 계산 알고리즘의 정확성을 평가하였다. 이를 위하여 빔 에너지, 빔 조사면 크기, 췌기의 사용 여부에 따라 다양한 빔 모델을 생성하고, PDD와 선량프로파일 등의 측정 데이터를 기반으로 모델 인자를 최적화하여 결정하였으며, 이후 여러 지점에

서의 선량 분포의 실측 대비 정확도를 평가하였다. 평가 결과 열린 조사면 6 MV, 15 MV 빔에서 대부분의 경우 PDD와 여러 깊이에서의 선량프로파일은 각각 2%와 3% 내로

일치함을 확인할 수 있었다.

열린 조사면 15 MV 빔의 선량프로파일에 대하여 일부 넓은 조사면 크기($20 \times 20 \text{ cm}^2$ 이상)의 경우 뿔(horn) 영역에

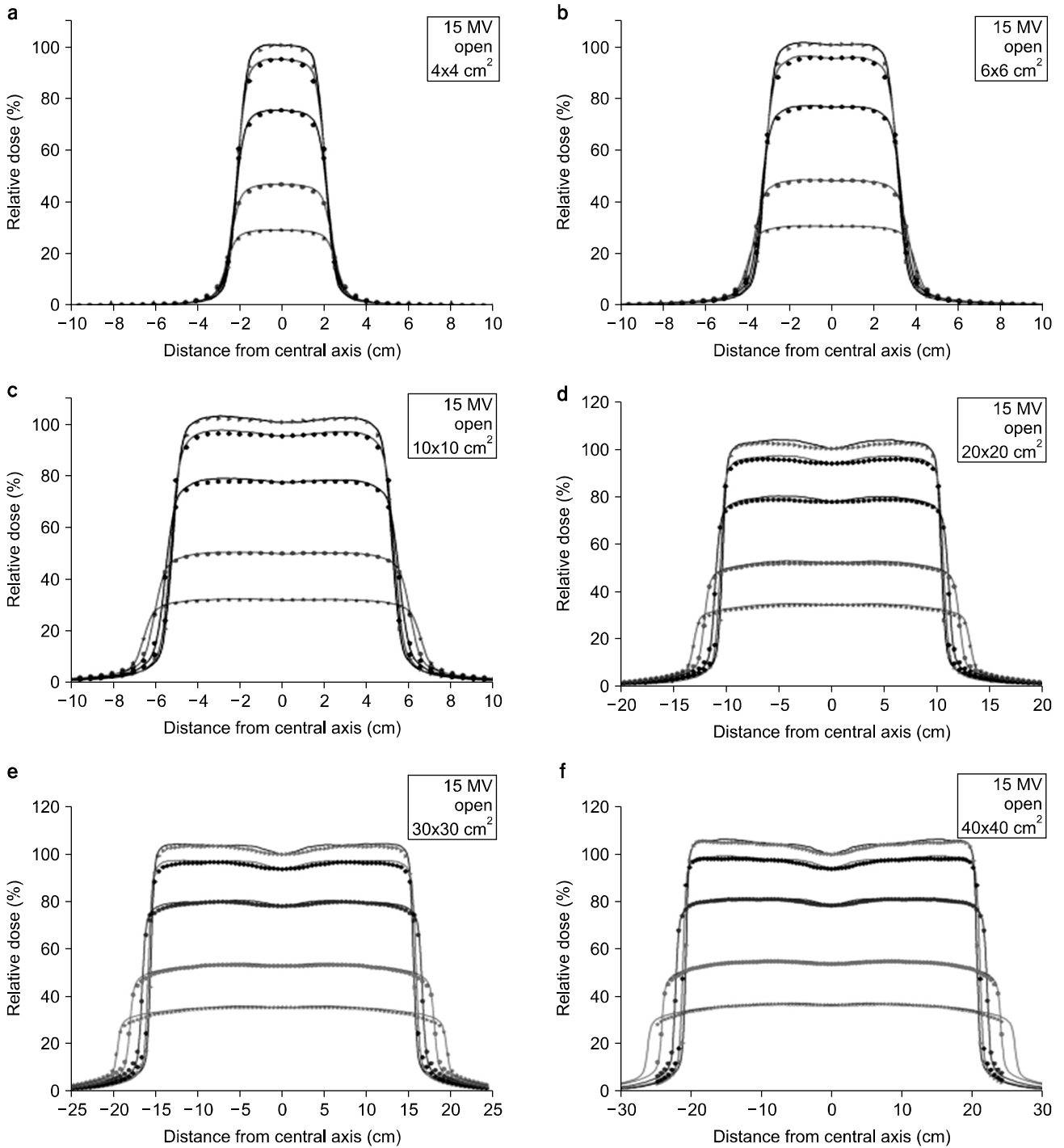


Fig. 3. Comparison of dose lateral profile between measured data and calculated data of 15 MV open beam cases from Varian Clinac 21 EX, (a) $4 \times 4 \text{ cm}^2$, (b) $6 \times 6 \text{ cm}^2$, (c) $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (d) $20 \times 20 \text{ cm}^2$, (e) $30 \times 30 \text{ cm}^2$, (f) $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

서의 선량이 저평가되는 경우가 있었으나 이는 대개의 경우 D_{max} 에서 발생하였다. 이는 현재 CorePLAN™의 선량 계산 모델에서 뿔(horn) 영역의 모델링 방법이 단순히 off axis

distance에 따라 선형적으로 선량이 증가하는 모델을 채택하고 있고, 측정된 데이터의 분포 특성이 D_{max} 로 가면서 노이즈 패턴이 섞여 있기 때문에 불확도가 증가하는 것으로

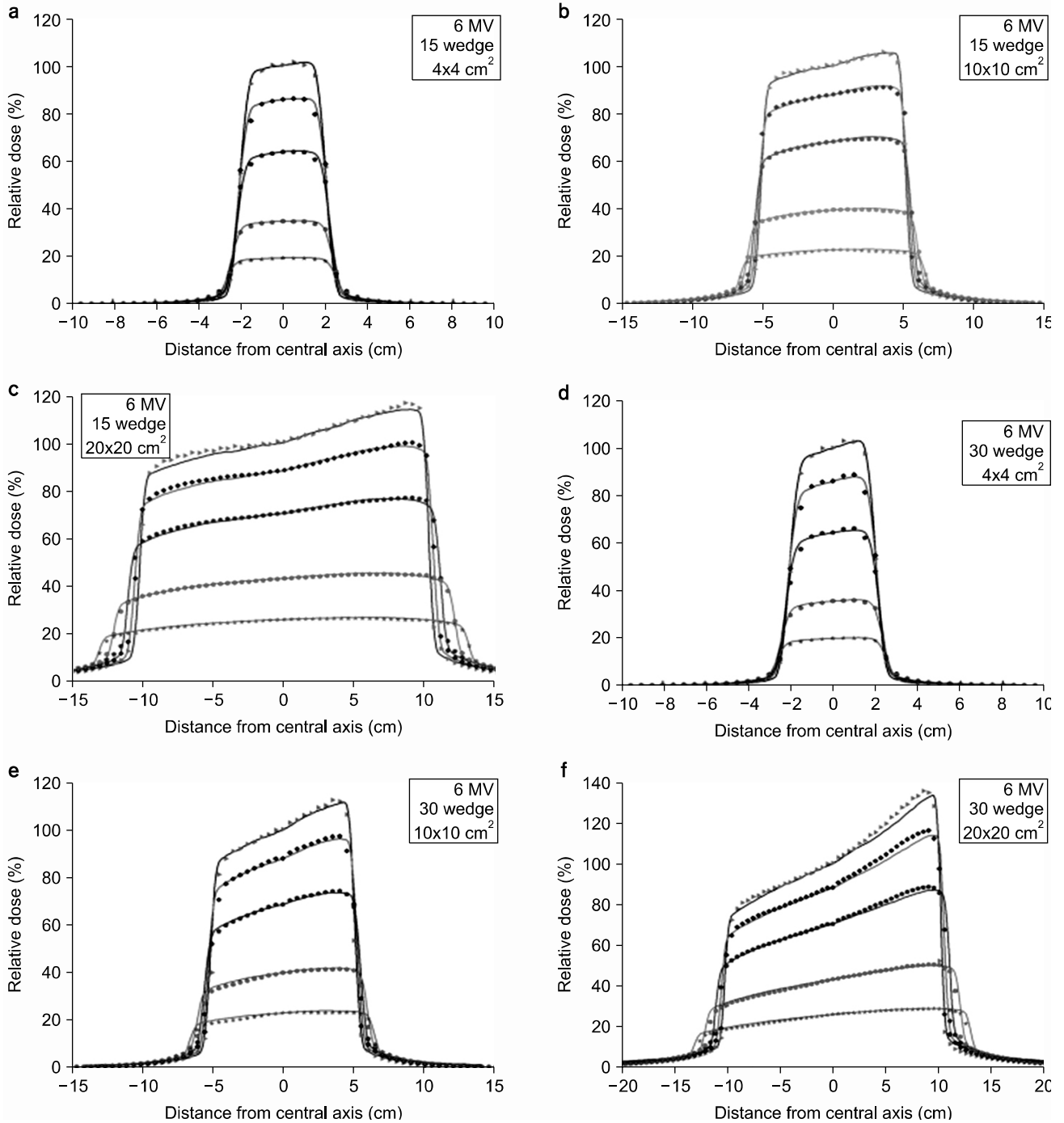


Fig. 4. Comparison of dose lateral profile between measured data and calculated data of 6 MV wedged beam cases from Varian Clinac 21 EX, (a) 15° wedged beam in 4×4 cm², (b) 15° wedged beam in 10×10 cm², (c) 15° wedged beam in 20×20 cm², (d) 30° wedged beam in 4×4 cm², (e) 30° wedged beam in 10×10 cm², (f) 30° wedged beam in 20×20 cm².

사료된다.⁸⁾ 그러나 D_{max} 은 실제 임상에서는 특정 케이스를 제외한 대부분의 치료영역에 해당하지 않기 때문에 3% 정도의 차이는 크게 문제가 되지 않는 것으로 판단된다.

췌기 조사면을 사용하는 경우에는 실제 측정된 값 대비 모델링 한 결과에서 부분적으로 선량차이가 크게 발생하는 경우가 확인되었다. PDD의 경우에는 각 에너지 별로

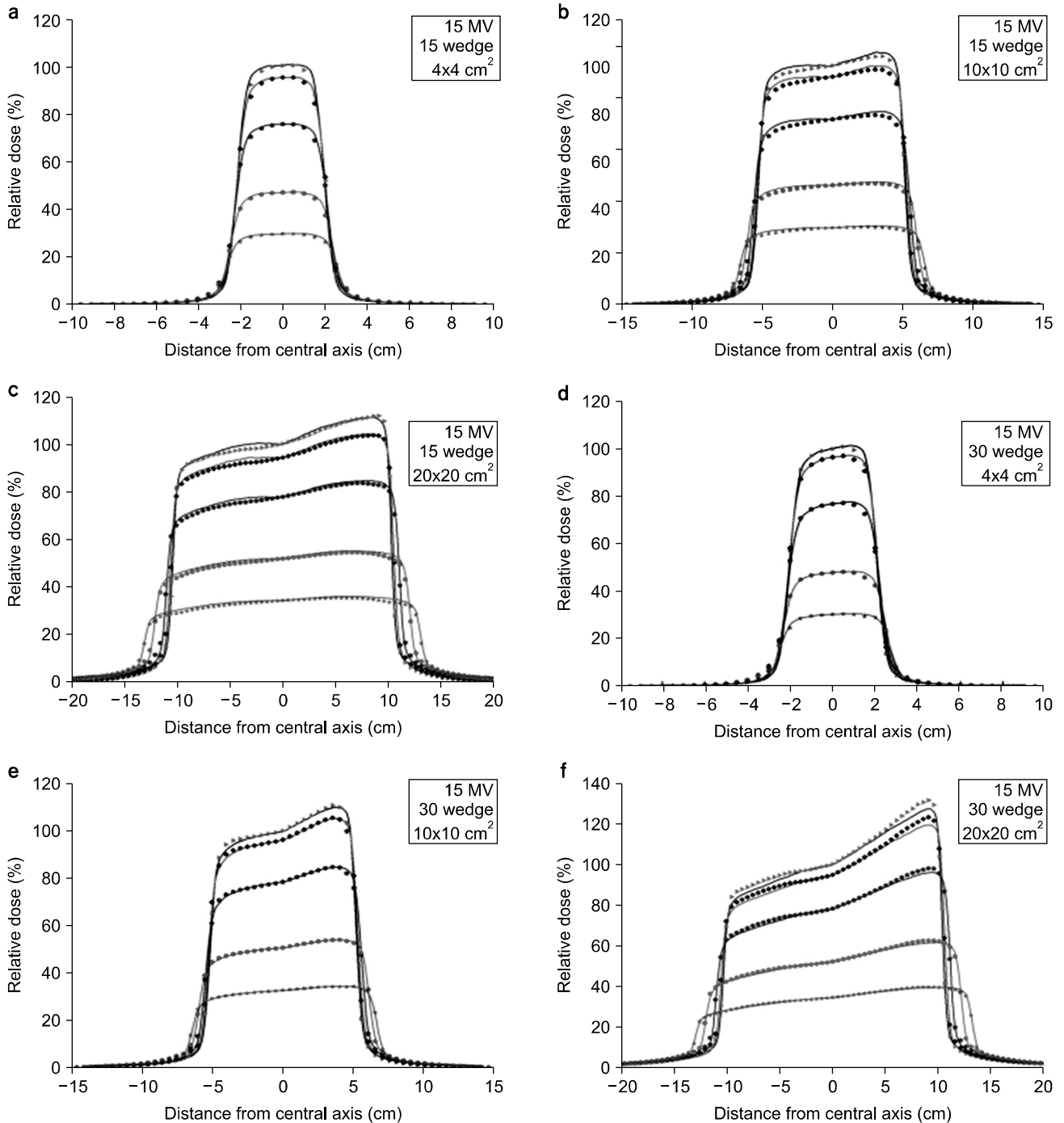


Fig. 5. Comparison of dose lateral profile between measured data and calculated data of 15 MV wedged beam cases from Varian Clinac 21 EX, (a) 15° wedged beam in 4×4 cm², (b) 15° wedged beam in 10×10 cm², (c) 15° wedged beam in 20×20 cm², (d) 30° wedged beam in 4×4 cm², (e) 30° wedged beam in 10×10 cm², (f) 30° wedged beam in 20×20 cm².

20×20 cm² 조사면 크기의 30° 썰기각의 경우 선량증가(build-up) 영역에서 계산한 값이 실측 대비 15% 이상 발생하였다. 실제 선형가속기에서 썰기를 사용할 경우에는 썰기에 의한 감쇄로 인한 빔 경화효과(Beam hardening effect)가 발생하여 방사선 빔의 스펙트럼 분포가 달라진다.⁹⁾ 본 연구에서는 스펙트럼 최적화 시 모델 인자의 초기 값을 열린 조사면에서 획득했던 값을 이용하였지만, 위와 같은 경우에는 최적화 과정이 종료되었음에도 불구하고 local minimization 문제로 인하여 선량증가(build-up) 영역까지는 일치시키지 못하는 것으로 판단된다. 이러한 문제는 대개의 경우 발견적 해결방법(heuristic approach)를 통하여 해결하는 것이 보통이며, 다양한 초기값을 시도하거나, local minimum에 도달 시 모델 인자를 조금씩 바꿔가면서 최적화를 재시도 하는 등의 방법을 사용할 수 있다. 혹은 local minimization에 민감하지 않은 최적화 알고리즘인 simulated annealing 방법이나 genetic algorithm으로 접근하는 방법도 가능할 것이다.¹⁰⁾

썰기 조사면을 사용할 경우에는 조사면의 크기가 커질수록, 깊이가 얇아질수록 선량프로파일 분포에서 각 뿔(horn)의 양측 끝에서 선량 불일치가 3% 이상 나타났다. CorePLAN™에서는 썰기에 의한 방사선 빔의 감쇄 효과를 단순히 썰기의 조성물질의 물리적 두께에 기인하여 선형 감쇄만을 적용하고 있다. 그러나 실제 방사선 빔은 썰기를 거쳐가면서 썰기를 통과하는 두께에 따라 빔의 스펙트럼 조성이 달라지게 되며, 특히 빔 중심축으로부터의 거리에 따라서 썰기의 두께가 달라지게 되기 때문에 빔의 스펙트럼 분포의 차이가 더욱 커지게 된다.¹¹⁾ 추가적으로 썰기를 통과할 경우 썰기에 의한 산란 방사선의 기여가 많아지며, 이러한 산란 방사선은 방사선 빔 방향과는 전혀 무관하게 입사하기 때문에 결국 환자에게 도달하는 방사선 빔의 성질을 정확히 모델링 하는 것은 매우 어려운 문제이다. 따라서 모든 깊이에서의 선량 분포 일치를 보장하는 것이 어려울 수 있으며, 가장 빈번하게 사용되는 치료 깊이(5~10 cm) 영역에서의 선량프로파일의 일치를 최우선으로 하여 빔 모델링 하는 것이 적절한 타협안으로 고려된다.

CorePLAN™의 현재 선량프로파일 분포 모델링 방법에서는 특정 하나의 깊이(10 cm)에서의 선량프로파일을 이용하여 뿔 계수(horn factor), 투과 계수(transmission factor), 연화 계수(softening factor) 등을 결정하도록 제시하고 있다. 그러나 실제 이 같은 방법으로는 모든 깊이에 대하여 선량 분포를 실측 대비 일치시키는 최적화 된 모델 인자를 결정하기가 쉽지 않다.¹²⁾ 물리적인 의미로 해석할 때 얇은 깊이

(D_{max})에서는 실제 연화 계수(softening factor)의 영향이 매우 적고 뿔 효과(horn effect)가 매우 분명하게 나타나므로, 본 연구에서는 다음과 같이 개선 방안을 제안하였으며, 제시된 개선 방안을 통하여 열린 조사면의 선량프로파일의 정확성을 향상시켰다. 먼저 D_{max} 깊이에서 우선적으로 뿔 효과(horn effect)와 투과 계수(transmission factor)를 자동 최적화 방법을 통하여 결정한다. 다음으로 앞서 결정된 인자들과 10 cm 깊이에서의 측정된 선량프로파일을 이용하여 남은 연화 계수(softening factor)를 수동으로 조정하는 것이 더욱 정확한 모델링 결과를 보여주었다.

결 론

본 연구는 상용화된 TPS인 CorePLAN™에서의 빔 모델링을 기반으로 하는 CCC 선량 계산 알고리즘의 정확성을 평가하였다. 본 연구에서 계산값과 측정값을 비교한 결과는 대부분의 영역에서는 1% 내외의 일치도를 보였으며, 일부 지점에서 최대 5%의 선량 차이를 나타내었다. CCC 알고리즘은 PDD, 선량프로파일과 같은 실제 측정 데이터를 기반으로 빔 모델 기반의 여러 인자들을 활용하여 선량 계산을 수행한다. CCC 알고리즘의 빔 모델 생성은 기존의 다른 알고리즘에 비해 우수한 결과를 얻을 수 있지만 빔 모델 생성시 사용되는 여러 변수의 오차가 발생한다면 좋은 결과를 얻기 어렵다는 한계를 가지고 있다. 그러므로 사용자들에 대한 정확한 빔 모델링 과정이 권고된다.

참 고 문 헌

1. Khan FM: *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2010)
2. Hendee WR, Ibbott GS: *Radiation Therapy Physics*. 3rd ed, Mosby (2005)
3. Ahnesjö A, Aspradakis MM: Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 44:R99-R155 (1999)
4. IAEA TECDOC 1540: *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*. IAEA, Vienna (2007)
5. AAPM TG-65: *Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams*. American association of physicists in medicine (2004)
6. Ahnesjö A: Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation. *Med Phys* 16(4):577-592 (1989)
7. Ahnesjö A, Weber L, Murman A, Saxner M, Thorslund I, Traneus E: Beam modeling and verification of a photon beam multisource model. *Med Phys* 32(6):1722-1737 (2005)

8. Sohn JW, Dempsey JF, Suh TS, Low DA: Analysis of various beamlet size for IMRT with 6 MV photons. Med Phys 30:2432-2439 (2003)
9. Zhang X, Liu H, Wang X, Dong L, Mohan R, Wu Q: Speed and convergence properties of gradient algorithm for optimization of IMRT. Med Phys 31(5):1141-1152 (2004)
10. Alber M, Nusslin F: An objective function for radiation treatment optimization based on local biological measures. Phys Med Biol 44:479-493 (1999)
11. Mackie TR, Scrimger JW, Battosta JJ: A convolution method of calculating dose for 15-MV x-rays. Med Phys 12:188-196 (1996)
12. Kramer M, Jakel O, Haberer T, Kraft G, Schardt D, Weber U: Treatment planning for heavy-ion radiotherapy: physical beam model and dose optimization. Phys Med Biol 45(11):3299-3317 (2000)

방사선치료계획시스템의 Collapsed Cone Convolution 선량계산 알고리즘을 이용한 빔 모델링의 정확성 평가

가톨릭대학교 의과대학 *의공학교실, †생체의공학연구소, ‡건국대학교병원 방사선종양학과, §고려대학교 보건과학대학 보건과학연구소

정주영*[†] · 조 웅*[†] · 김민주*[†] · 이정우^{‡§} · 서태석*[†]

본 연구의 목적은 국내 개발된 치료계획장치(Treatment Planning System, TPS)인 CorePLAN™에서의 빔 모델링을 기반으로 하는 Collapsed Cone Convolution (CCC) 선량 계산 알고리즘의 정확성을 평가하는 것이다. 여러 셋업 조건에 따라 빔 모델을 TPS에 생성하였고, 6 MV와 15 MV 광자 에너지에 대하여 50×50×50 cm³의 물 팬텀 내에서 CCC 알고리즘을 사용하여 선량 계산을 하였다. 대상 조사면은 4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm²와 40×40 cm²을 대상으로 하였고, 각각에 대하여 열린 조사면과 썬기 조사면으로 구분하였다. 생성된 빔 모델들은 측정된 데이터와 계산된 데이터의 심부선량백분율(Percent depth dose, PDD)과 선량프로파일(lateral profile)을 비교하여 모든 깊이에서도 잘 맞는지 평가하였다. 측정된 방사선량과 CorePLAN™에서 CCC 알고리즘을 이용하여 계산된 방사선량은 PDD에 있어 build-up 영역을 제외하고 열린 조사면은 최대 2%, 썬기 조사면은 최대 3% 이내로 일치하였다. 선량프로파일은 조사면 내 영역에서는 1%, 반음영 영역에서는 4% 이내로 일치함을 확인하였다. 모든 조사면에서 반음영을 제외한 10×10 cm²에서 최대 40×40 cm²까지의 선량프로파일에 대하여 측정된 방사선량과 계산된 방사선량이 3% 이내로 일치하였다. 반면에, 열린 조사면에 비하여 썬기 조사면에서 선량 차이가 뿔(horn) 영역의 가장자리에서 4%까지 높게 나타났다. 본 연구 결과에서 보여주는 선량 차이는 일부 영역을 제외하고 국제 기준에 적합한 결과값을 보였다. 선량 차이가 크게 발생하는 영역은 임상적으로 중요성이 크지 않은 표면 영역임을 감안할 때, 임상에서의 활용이 가능하리라 기대된다.

중심단어: 선량 계산 알고리즘, Collapsed cone convolution (CCC), 치료계획장치, CorePLAN™, 빔 모델