

Application of Off-axis Correction Method for EPID Based IMRT QA

Il-sung Cho*, Jungwon Kwark*, Sung Ho Park*, Seung Do Ahn*, Dong Hyeok Jeong[†], Byungchul Cho*

*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul,

[†]Research Center, Dong-nam Institute of Radiological & Medical Sciences, Busan, Korea

The Varian PORTALVISION (Varian Medical Systems, US) shows significant overresponses as the off-center distance increases compared to the predicted dose. In order to correct the dose discrepancy, the off-axis correction is applied to VARIAN iX linear accelerators. The portal dose for 38×28 cm² open field is acquired for 6 MV, 15 MV photon beams and also are predicted by PDIP algorithm under the same condition of the portal dose acquisition. The off-axis correction is applied by modifying the 40×40 cm² diagonal beam profile data which is used for the beam profile calibration. The ratios between predicted dose and measured dose is modeled as a function of off-axis distance with the 4th polynomial and is applied to the 40×40 cm² diagonal beam profile data as the weight to correct measured dose by EPID detector. The discrepancy between measured dose and predicted dose is reduced from 4.17±2.76 CU to 0.18±0.8 CU for 6 MV photon beam and from 3.23±2.59 CU to 0.04±0.85 CU for 15 MV photon beam. The passing rate of gamma analysis for the pyramid fluence pattern with the 4%, 4 mm criteria is improved from 98.7% to 99.1% for 6 MV photon beam, from 99.8% to 99.9% for 15 MV photon beam. IMRT QA is also performed for randomly selected Head and Neck and Prostate IMRT plans after applying the off-axis correction. The gamma passing rate is improved by 3% on average, for Head and Neck cases: 94.7±3.2% to 98.2±1.4%, for Prostate cases: 95.5±2.6%, 98.4±1.8%. The gamma analysis criteria is 3%, 3 mm with 10% threshold. It is considered that the off-axis correction might be an effective and easily adaptable means for correcting the discrepancy between measured dose and predicted dose for IMRT QA using EPID in clinic.

Key Words: IMRT, Quality assurance, EPID, Off-axis correction algorithm

서 론

세기조절방사선치료(IMRT: Intensity modulated radiation therapy)는 종양조직에 더 많은 방사선을 조사하고 인접한 주요 장기에는 최소한의 선량이 조사되어 종양제어확률(TCP: Tumor control probability)를 높이고 정상조직합병증 확률(NTCP: Normal tissue complication probability)를 최소화하는 치료방법이다. 따라서 세기조절방사선치료는 고도의 정밀도를 요구하게 되므로 정확한 치료수행을 위해서는 치료 전에 행해지는 환자별정도관리가 필수적으로 요구된다.

EPID (Electronic Portal imaging device)는 환자의 치료확인을 목적으로 도입되었으나 선량 측정 가능성이 알려진 이래로 PDIP (Portal Dose Image Prediction) 알고리즘의 개발과 더불어 세기조절방사선치료의 환자별 정도관리에 사용되어왔다.¹⁻⁵⁾ EPID는 높은 2차원 공간 분해능을 가지고 있으며 정도관리에 있어 추가적으로 검출기를 설치할 필요가 없어 부대비용이 절감되고 빠른 IMRT 환자별 정도관리를 실시할 수 있는 장점을 가지고 있다. 그렇지만, VARIAN에서 제공하는 PORTALVISION EPID (Varian Medical Systems, US) 시스템에는 EPID 검출기 중심으로부터 10 cm 이상 떨어져 가장자리로 갈수록 치료계획시스템에서 예측한 선량값과 비교하여 측정된 선량값이 증가하는 경향을 가지고 있다.^{6,7)} 이는 Varian Eclipse 전산화치료계획시스템이 적용하고 있는 PDIP 알고리즘이 축이탈 선량값을 계산하는 과정에서 빔의 뿔끝분포(horn)를 보정하기 위해 물에서 측정된 주대각 방향 가로선량분포(Beam profile) 정보를 사용하는데, 축이탈 거리가 커짐에 따라 낮은 에너지 광자선의 비율 증가로 (beam softening) 물에 비해 상대적으로 원자번호가 높은 비

이 논문은 2012년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 동남권원자력의학원의 지원을 받아 수행된 연구임(동남권원자력의학원 과제번호: 50497-2012).

이 논문은 2012년 12월 7일 접수하여 2012년 12월 10일 채택되었음.

책임저자 : 조병철, (138-736) 서울시 송파구 올림픽로 43길 88

울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학교실

Tel: 02)3010-4433, Fax: 02)3010-6950

E-mail: bcho@amc.seoul.kr

정질 실리콘검출기에서 이들이 과 반응을 일으켜 나타나는 현상으로 알려져 있다. 이를 정확히 보정하기 위해서 제안된 여러 방법들이 있지만, 보정 절차가 매우 복잡하여 실제 임상에는 활용되지 못하고 있는 실정이다.^{6,7)} 그러나 최근에 이를 비교적 간단한 방법을 사용하여 효과적으로 보정할 수 있는 축이탈보정 알고리즘이 제안되었다.⁸⁾

따라서 본 연구에서는 제안된 축이탈 보정 알고리즘을 EPID를 사용하는 세기조절방사선치료의 정도관리에 적용하고 이를 평가해 보고자 하였다.

재료 및 방법

EPID를 사용하여 세기조절방사선치료의 환자별 정도관리를 진행하기 위해 VARIAN에서 제공하는 Portal Dosimetry 시스템을 본원에 설치된 iX 선형가속기에서 사용준비를 진행했다. 모든 선형가속기의 EPID는 E-arm에 의해 지지되고 있고 장착된 EPID 검출기는 비정질 실리콘(a-Si)기반의 As1000검출기로 40×30 cm² 검출면적을 가지고 있다. 해당 EPID검출기는 1,024×768 화소로 영상을 획득하며 0.392 mm의 공간분해능을 가지고 있다.

Portal Dosimetry 사용준비는 EPID 시스템 교정과 PDIP 알고리즘 설치 그리고 피라미드 형태의 유동량(flucose) 비교로 진행된다. EPID 시스템 교정은 기계적 교정(Mechanical calibration)과 영상 교정(Image calibration), 그리고 선량적 교정(Dosimetric calibration)으로 진행되며, 선량적 교정은 선량 규격화(Dose normalization)와 가로선량분포 보정(Beam profile correction)으로 진행된다. Fig. 1은 Portal Dosimetry 사용준비를 위한 EPID 시스템 교정을 단계적으로 보여준다. 기계적 교정은 EPID 검출기 중심이 기계적으로 선형가속기의 중심점(isocenter)과 일치하고 영상 교정에 사용되는 선원표면간거리(SSD: source to surface distance)로 일치시키는 과정이다. 먼저 EPID 검출기를 보호하는 덮개를 제거하고 받침대(Gantry) 각도 0°, 제한기(Collimator) 각도 0°에서 검출기 표면에 사영되는 십자선(cross hair)과 표면에 그려진 십자선이 서로 일치되는지 확인한다. 제한기에 정면지시봉(front pointer)을 설치하고 영상 교정에 사용될 EPID 검출기의 수직 좌표값으로 검출기를 옮긴 뒤에 정면지시봉의 끝이 EPID 면에 닿는 순간 해당 선원표면간거리가 영상 교정에 사용될 값과 일치하는지 확인한다. VARIAN에서는 선원표면거리 105 cm를 Portal Dosimetry의 기본사항으로 하고 있으나 본 연구에서는 선원표면간거리는 100 cm로 두고 진행했다. 영상 교정은 외부 신호가 없을 때 검출기의

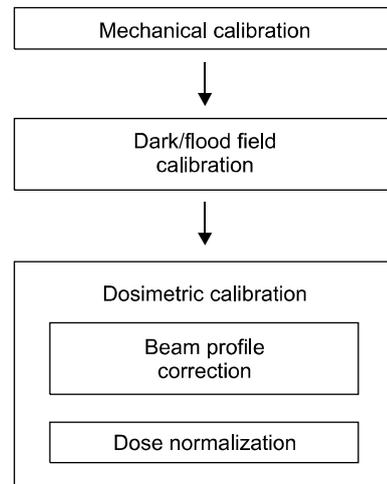


Fig. 1. The flow chart of EPID calibrations. Mechanical calibration, Image calibration and Dosimetric calibration during Portal Dosimetry commissioning.

기본 잡음을 걸러내는 Dark field 교정(DF)와 검출기의 반응을 모든 면적에 대하여 일정하게 만들어주는 Flood-field (FF) 교정으로 진행된다. DF와 FF는 iX 선형가속기에 장착된 다른 영상장치에서도 사용되는 기본적인 교정 알고리즘으로 FF 교정을 통해 죽은 화소를 걸러내는 기능을 포함하고 있다.

FF 교정을 진행하면 검출기의 반응은 모든 검출면에 대하여 일정한 값으로 나타나게 된다. 광자빔은 평탄화여과기(Flattening filter)를 통과하면서 중심으로부터 축이탈 거리가 증가할수록 커지는 뿔꼴분포를 가지게 되므로 FF 교정을 실시하여 획득한 영상은 선량측정 목적으로는 유용하지 못하다. 따라서 FF 교정을 진행한 뒤에 PORTALVISON 소프트웨어는 40×40 cm²의 조사면으로 측정된 주대각방향 빔 측정 데이터를 사용하여 빔 중심으로부터 축이탈 거리가 증가함에 따라 실제 빔이 가지는 뿔꼴분포를 예측하여 선량계산에 적용한다. 그러나 축이탈거리에 따른 선량을 계산하기 위해 적용된 매질이 일정한 물에서 측정된 40×40 cm² 주대각방향 빔 데이터는 여러 매질로 구성된 비정질 실리콘 검출기에서 일어나는 반응과 다르므로 PDIP 알고리즘에 의해 계산된 값은 측정값과 차이를 가지게 되며 축이탈 거리가 증가할수록 그 차이는 커지게 된다. 보정에 사용되는 주대각방향 빔 측정 데이터는 텍스트 파일형식으로 되어있으며 축이탈 거리에 따라 가로선량분포가 빔 중심으로부터 상대적으로 변하는 정보를 가지고 있다. 이러한 보정 방법은 축이탈 거리 보정에 사용되는 주대각방향의 빔

측정 데이터를 적당히 변형하여 EPID 검출기의 축이탈 거리에 따르는 측정값과 PDIP 알고리즘으로 예측한값을 효과적으로 보정할 수 있음을 시사하며, 앞서 언급한 축이탈 보정 알고리즘도 동일한 방법을 취하고 있다.⁸⁾ 따라서 축이탈거리에 따라 PDIP 알고리즘이 예측한 값과 실제 EPID 검출기로 측정된 선량값 사이의 차이를 정량화하여 주대각방향 빔 측정 데이터에 반영하여 축이탈 거리에 따라 커지는 예측된 선량과 측정된 선량값의 차이를 보정해야 된다.

Portal Dosimetry 시스템에서 사용하는 CU (calibration unit) 단위의 선량과 선형가속기에서 사용되는 MU (Monitor unit) 단위의 선량을 보정하는 선량 규격화를 실시했다. 본 연구에서는 선원표면간거리 100 cm에서 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 조사면을 열고 100 MU를 EPID 검출기에 조사하여 검출기가 받아들이는 양을 100 CU로 계산하여 1 CU는 1 MU에 해당되는 선량으로 보정했다.

축이탈 보정은 EPID로 측정된 선량값과 PDIP 알고리즘으로 예측된 선량값 두 값을 비교하여 측정값을 예측된 값으로 규격화하는 것으로 보정을 실시한다. 먼저 PDIP 알고리즘으로 계산된 선량값과 선형가속기에 장착된 EPID 검출기에서 측정된 측정 선량 간의 축이탈 거리에 따른 선량 차이를 정량화하기 위해 6, 15 MV에 대해 선원표면간거리 100 cm에서 빔 반음영을 고려하여 $38 \times 28 \text{ cm}^2$ 의 조사면을 열고 빔을 조사하여 Portal Dosimetry 영상을 획득하였다. 이때 Portal Dosimetry 적용을 위해서는 integrated 모드에서 작동하는 I세기조절 조사면이 요구되므로, 조사면 밖에서 다엽제한기가 움직이는 세기조절 조사면을 치료계획시스템을(Eclipse 10.0, USA) 사용하여 만들어 이용했다. 해당 조사면에 대해 PDIP 알고리즘으로 예측된 선량값과 iX 선형가속기에서 6 MV와 15 MV 광자빔에 대해 조사하여 EPID 검출기로 영상을 획득했다. 선량값으로 변환된 EPID 영상과 PDIP 알고리즘으로 계산된 선량값은 VARIAN에서 제공하는 Portal Dosimetry 프로그램을 통해 분석했다.

광자빔은 평탄화여과기를 통과하면서 원 대칭성을 가지게 되므로 획득한 조사면 영상과 계산된 선량값의 중심으로부터 임의의 주대각방향 하나를 선택하여 축이탈 거리에 따라 두 선량값의 절대 비율을 계산하고 다항 함수로 근사하여 축이탈거리의 함수로 비율을 묘사했다. 축이탈거리에 따라 예측된 선량값과 측정된 선량값의 비율을 구하고 해당 축이탈거리에 대응되는 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 주대각방향 빔 측정 데이터에 축이탈거리의 함수로 근사한 비율을 곱하여 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 주대각 빔 측정 데이터를 보정했다. EPID 검출기가 받아들일 수 있는 최대 영상 크기는 $40 \times 30 \text{ cm}^2$ 이므

로 영상 중심으로부터 주대각방향을 고려하여 25 cm 까지 보정을 적용했다.

보정된 주대각방향 빔 측정 데이터로 기존의 물에서 측정한 주대각방향 가로선량분포를 대치시켜 축이탈 보정을 실시한 후, 동일한 검증치료계획으로 다시 $38 \times 28 \text{ cm}^2$ 조사면에 대하여 영상을 획득하여 예측된 선량값과 측정된 선량값이 잘 일치하는지 확인했다. 또한 Portal Dosimetry 사용준비에 사용되는 5개의 피라미드 형태의 유동량의 감마(γ)값을 4%, 4 mm DTA (Distance to Agreement) 조건에서 축이탈 보정 전과 후에서 비교했다. 축이탈 보정을 실시하고 각각 5개씩 두경부암과 전립선암의 세기조절방사선치료계획에 대해 세기조절방사선치료의 환자별 정도관리를 진행했으며 감마분석을 진행하고 보정 전과 후의 결과를 비교했다.

결 과

Fig. 2는 본원의 iX 선형가속기에서 $38 \times 28 \text{ cm}^2$ 조사면을 열어 6 MV와 15 MV 에너지의 광자빔에 대해 100 MU를 조사했을 때 PDIP 알고리즘으로 계산된 선량값과 EPID 검출기로 측정된 선량을 축이탈거리의 함수로 보여주고 있다. 축이탈거리가 0이 되는 EPID 검출기 중심에서 두 값은 일치하나, 앞서 언급한 바와 같이 가로선량분포 보정 효과의 부정확성으로 인하여 축이탈거리가 증가할수록 검출된 선량값과 예측된 선량값의 차이는 증가하고 있다. 축이탈거리가 중심으로부터 5 cm 이내에서는 평균 선량차이가 6 MV 광자빔의 경우 $0.77 \pm 0.68 \text{ CU}$, 15 MV 광자빔의 경우 $0.77 \pm 0.68 \text{ CU}$ 로 1 CU 이내의 미소한 차이를 보여주고 있으나 조사면 전체 영역에 대해서는 6 MV 광자빔의 경우 $4.92 \pm 6.17 \text{ CU}$, 15 MV 광자빔의 경우 $4.05 \pm 5.90 \text{ CU}$ 의 차이가 있었다. 측정값과 계산값의 차이를 세기조절방사선치료의 정도관리에 사용되는 감마인덱스로 계산한 결과 3%, 3 mm의 DTA 조건에서 감마인덱스가 1보다 낮은 비율은 6 MV 광자빔의 경우 40.8%였고 15 MV 광자빔은 53.3%로 나타났다.

선량의 측정값과 계산값의 비율을 축이탈거리의 함수로 모형화하기 위해 $38 \times 28 \text{ cm}^2$ 조사면에서 측정된 선량값과 계산된 선량값을 임의로 선택된 주대각방향값에 대하여 구했다. 광자빔은 원 대칭성을 가지는 평탄화여과기를 통과하게 되어 원 대칭성을 가지게 되므로 본 연구에서는 EPID 검출기 좌표계에서 x와 y방향이 이루는 각도가 45° 인 방향을 선택하여 측정된 선량값과 계산된 선량값을 아

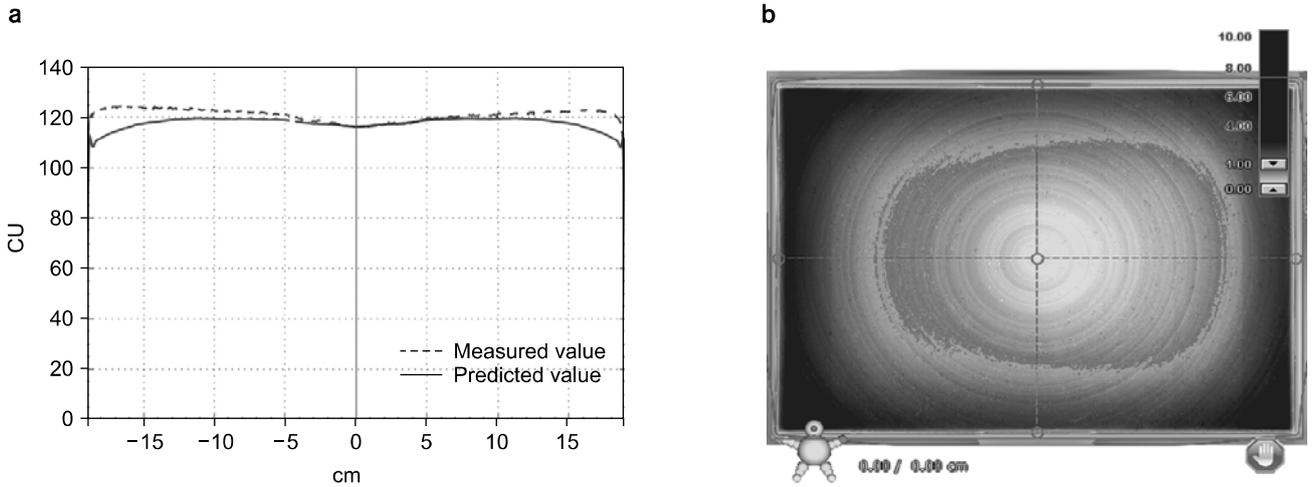


Fig. 2. The measured and predicted dose profiles of 38×28 cm² open field for 6 MV photon beam in the lateral direction. The measured dose values (dotted line) are much higher than the predicted values (solid line) by the PDIP algorithm near the detector edges. (a) The average dose difference is 4.92±6.17 CU with 1 standard deviation. (b) The gamma index map with 3%, 3 mm criteria, which showed only 40.8% of pass rate.

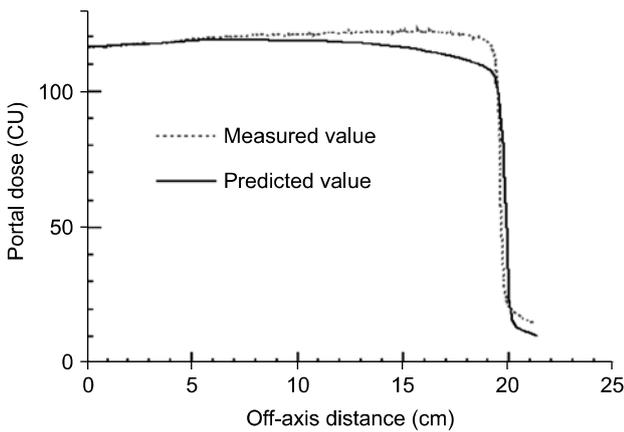


Fig. 3. The dose profiles along 45° direction between x and y-axis on EPID detector geometry. The solid curve is predicted dose by PDIP algorithm. The dotted curve is measured dose by EPID detector.

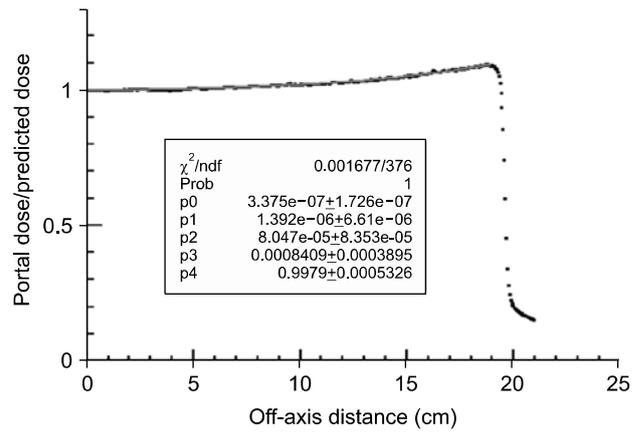


Fig. 4. The ratio of the measured dose to the predicted dose as a function of the off-axis distance. It is modeled as a function of off-axis distance with the 4th polynomial. The ratio is applied to the 40×40 cm diagonal beam profile data for PDIP to correctly predict the measured dose by EPID detector.

스키(ASCII)형식으로 저장하여 분석에 활용했다. 데이터 분석에는 ROOT를 사용했다.⁹⁾ Fig. 3은 선택한 각도에서의 측정된 선량값과 계산된 선량값의 차이를 보여주고 있다. 측정된 값은 축이탈거리에 따라 점점 증가하는 반면 예측된 값은 일정한 값을 가지고 있으며 두 선량값은 조사면이 끝나는 위치에서 빔 반응영역으로 인해 서서히 감소되는 모습을 보여주고 있다. Fig. 4는 측정된 선량값과 예측된 선량값 사이의 비율을 보여주고 있다. 축이탈 거리가 0이 되는 중심에서 두 값은 동일한 값을 가지고 측정된 선량값이

점차 증가하게 되므로 두 값의 비율은 1부터 시작하여 점차 증가하다가 조사면이 끝나는 위치에서 감소하는 경향을 보여준다. 측정 선량값과 계산된 선량값의 비율을 빔 중심으로부터 19 cm까지 4차 다항식으로 근사했다. 측정값이 축이탈 거리에 따라 증가하는 경향을 보정하기 위해 근사식으로부터 두 값의 비율을 얻고 해당 축이탈 거리에 일치하는 40×40 cm² 주대각방향 빔 데이터 측정값에 가중치를 두어 가로선량분포 보정에 사용될 주대각방향 빔 데이터를 수치적으로 구했다. Fig. 5는 40×40 cm² 주대각 빔 측정 데

이터와 보정된 빔 데이터가 축이탈거리 따라 보정된 결과를 보여준다. 측정값과 예측값의 비율은 증가하는 경향을 보이므로 보정된 빔 데이터도 축이탈 거리가 증가할수록 감소하는 경향을 보이고 있다. 보정한 40×40 cm² 주대각방향 빔 데이터로 가로선량분포 보정을 실시하여 축이탈 보정을 실시했다. Fig. 6은 축이탈 보정 뒤에 38×28 cm² 조사면에서 100 MU를 조사했을 때 EPID에서 검출된 선량과 PDIP 알고리즘으로 계산된 선량의 차이를 보여주고 있다. 축이탈 보정 후 두 선량값의 차이는 6 MV 빔의 경우 평균

0.18±0.8 CU, 최대 5.31 CU였으며 15 MV 빔은 평균 0.04±0.85 CU, 최대 5.08 CU로 나타나 예측한 값 대비 측정값의 비율을 오차를 포함하여 1% 이내로 줄였다. 38×28 cm²의 조사면에 대한 감마분석 결과는 감마인덱스가 1보다 낮은 비율이 보정 전 6 MV, 15 MV 광자빔에 대해 40.8%, 53.3%에서 각각 98.0%, 98.5%로 현저하게 향상되었다. Fig. 7은 피라미드 형태 유동량의 감마를 보여주고 있다. 감마인덱스는 절대 선량 측정값을 기준으로 허용기준 4%, 4 mm에서 6 MV는 98.7%, 15 MV는 99.1%로 나타났으며 보정 후 각각 99.8%와 99.9%로 향상되었다.

축이탈 보정을 적용하고 본원에서 두경부암과 전립선암의 세기조절방사선치료계획을 각각 5건을 임의로 선정하여 검증치료계획을 작성하고 감마인덱스 분석 허용오차 3%, 3 mm 기준에서 감마인덱스가 1 보다 낮은 성공률을 살펴보았다. Table 1에는 선택된 세기조절방사선치료계획에 대하여 축이탈 보정 전과 후의 감마인덱스 및 평균선량 차이를 보여주고 있다. 감마분석 결과가 성공률은 보정 전과 후에 각각 두경부암: 94.7±3.2%, 98.2±1.4% 및 전립선암: 95.5±2.6%, 98.4±1.8%로 보정 전과 비교하여 평균적으로 3% 향상되었다. 감마인덱스 분석에 사용된 지점의 평균 선량차이는 보정 전, 후 두경부암은 2.1±0.5%, 1.8±0.4%, 전립선암은 3.1±0.8%, 2.9±0.7%로 축이탈 보정에 의해 평균선량차이가 감소된 것으로 나타났다. 선택된 세기조절방사선 치료계획에서는 감마인덱스가 1 보다 낮은 비율은 2~3%

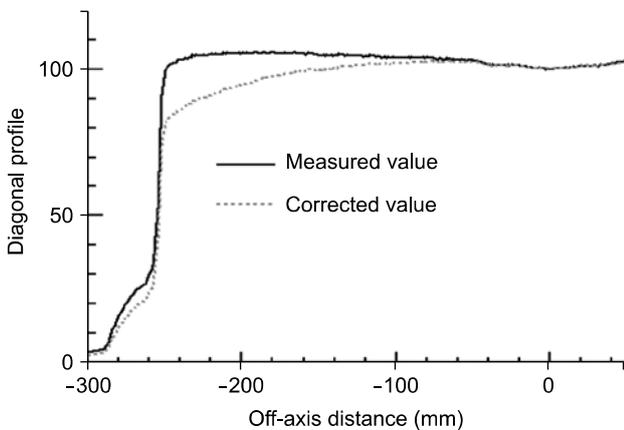


Fig. 5. Comparisons between the original water-measured 40×40 cm² diagonal beam profile (dotted line) and the modified profile (solid line) after off-axis correction.

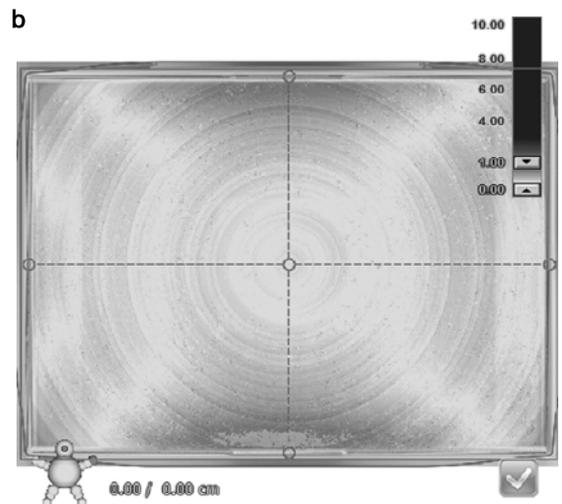
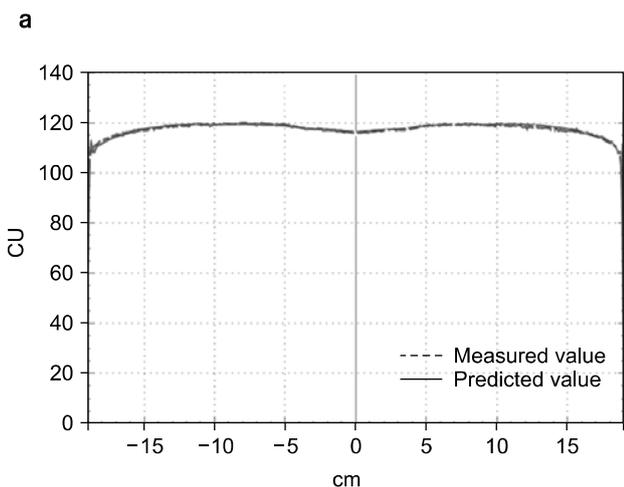


Fig. 6. The measured (dotted line) and predicted dose profiles (solid line) of 38×28 cm² open field after off-axis correction in the lateral direction. The measured dose corresponds with the predicted value (a) The average dose difference is 0.18±0.8 CU with 1 standard deviation. (b) The gamma index map with 3%, 3 mm criteria. Note that the pass rate of gamma value <1 is significantly improved upto 98.0% from 40.8% before correction (Fig. 1).

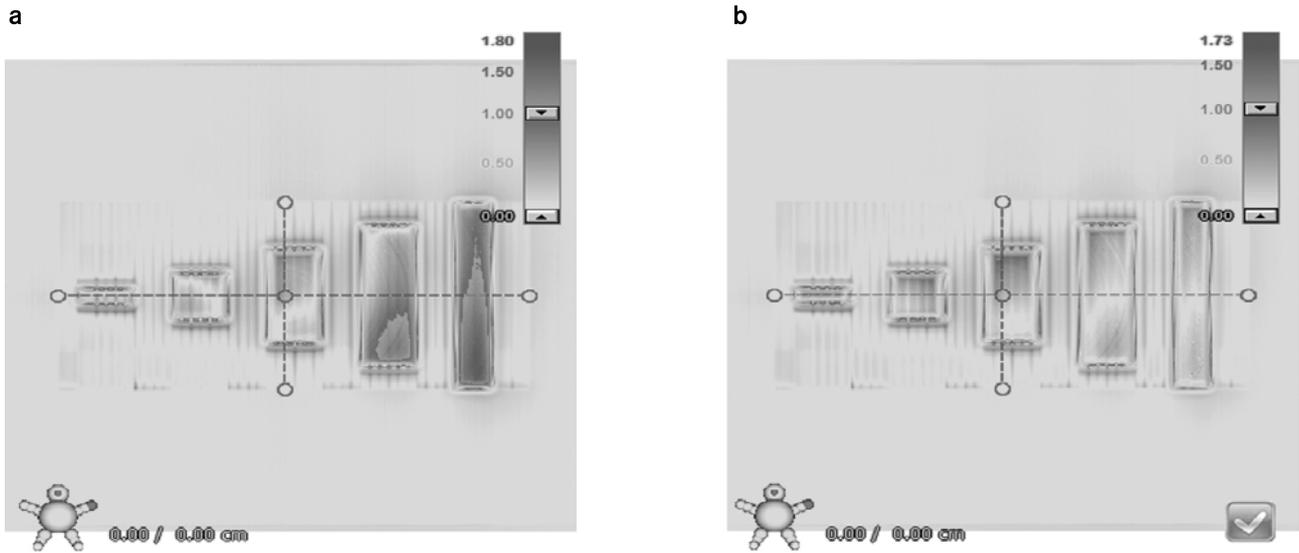


Fig. 7. The gamma analysis results for the pyramid fluence pattern using 6 MV photon beam, before (a) and after (b) the off-axis correction. The pass rate of gamma index <1 with 4%, 4 mm criteria, which is used for commissioning of the Portal Dosimetry, is improved from 98.7% to 99.8%.

Table 1. Results of portal dosimetry for typical 5 prostate and 5 head & neck cases before and after the off-axis correction.

Prostate					
	Before the off-axis correction		After the off-axis correction		
	%Pass rate for gamma index<1.0	Avg. %dose difference	%Pass rate for gamma index<1.0	Avg. %dose difference	
1	96.7	2.4	98.4	2.2	
2	92.2	3.9	99.3	3.0	
3	93.3	4.1	95.3	4.0	
4	97.7	2.3	99.6	2.7	
5	97.8	2.9	99.6	2.5	
Avg.	95.5±2.6	3.1±0.8	98.4±1.8	2.9±0.7	
Head & neck					
	Before the off-axis correction		After the off-axis correction		
	%Pass rate for gamma index<1.0	Avg. %dose difference	%Pass rate for gamma index<1.0	Avg. %dose difference	
1	94.6	2.9	98.2	2.4	
2	89.6	1.7	95.8	1.4	
3	97.8	2.1	99.5	1.9	
4	97.0	2.1	98.8	1.7	
5	94.3	1.9	98.9	1.5	
Avg.	94.7±3.2	2.1±0.5	98.2±1.4	1.8±0.4	

향상되었으며 축이탈거리가 10 cm 되는 지점에 유동량이 집중되는 경우 감마인덱스의 성공률은 최대 5% 향상되었다. 축이탈거리가 증가할수록 PDIP 알고리즘에 의해 예측된 선량값과 측정된 선량값의 차이는 증가하게 되므로 축이탈거리가 큰 지점에 광자유동량이 모이는 경우 감마인덱

스는 1 보다 커지게 된다. Fig. 8은 두경부 세기조절방사선 치료의 정도관리에 있어 검증치료계획의 유동량이 중심으로부터 축이탈거리 10 cm 지점에 모인 예를 보여주고 있다. 이 경우에 대하여 감마인덱스의 성공률은 축이탈 보정 전에는 89.6%로 나타났으나 보정 후 95.8%로 향상되었다.

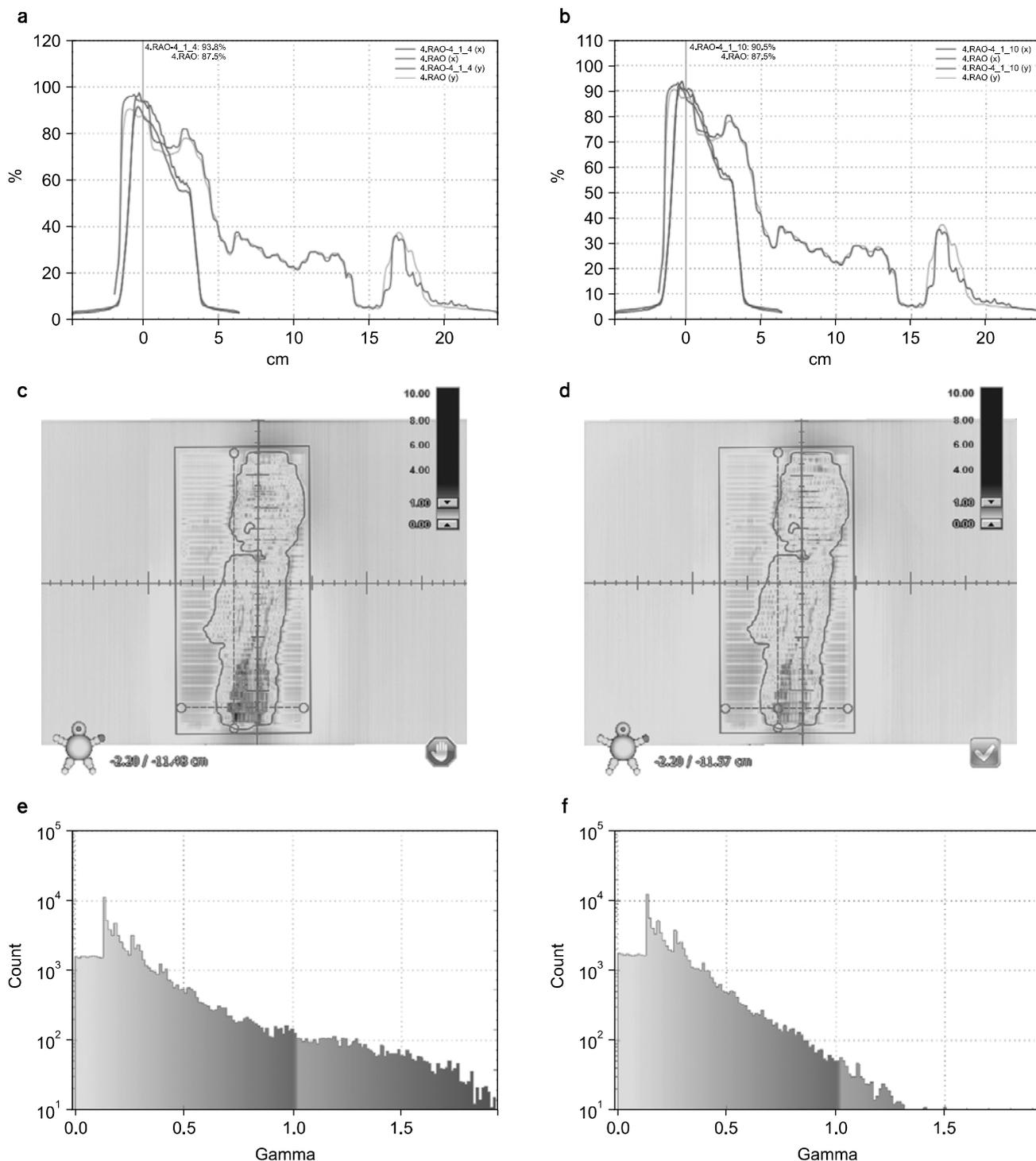


Fig. 8. Portal Dosimetry result of a typical Head & Neck IMRT plan before and after the off-axis correction. In the case, the maximum fluence is located at 10 cm apart from the beam center. (a, c) and (e) show the measured and predicted dose profiles in x and y direction, the gamma index map, and gamma histogram before the correction. (b, d) and (f) show the measured and predicted dose profile dose profile in x and y direction, the gamma index map, and gamma histogram after the correction. The improvement after the off-axis correction is clear.

고 찰

축이탈 보정을 통해 Portal Dosimetry의 감마 성공률이 두경부암 및 전립선암에 있어 평균적으로 보정 전 95%에서 보정 후 98%로 3%의 정확도 향상을 얻을 수 있었다. 이는 그동안 본원에서 IMRT 정도관리를 위해 사용하여 온 전리함형 2차원 배열 선량계인 ImMatrixx (IBA, Germany)와 비교하여 거의 동등한 수준의 감마 성공률로 평가할 수 있어서, 현재는 Portal Dosimetry가 가능한 경우 이를 일차적으로 사용하고 있다. 적용된 축이탈 보정은 빔의 뿔끝분포 예측을 위해 PDIP 알고리즘에 주어지는 물에서 측정된 주대각방향 가로선량분포가 빔 물러짐(softening) 효과로 인한 EPID 과반응을 제대로 예측하지 못하는 것에 대한 보정으로써, 빔 중심으로부터 원형대칭성을 가진다는 전제하에 진행이 된다. 이를 통해서도 상당한 개선이 이루어 졌지만, Varian Portal Dosimetry의 단점으로 지적되어 온 또 다른 요인으로는 EPID를 기계적으로 고정하고 있는 E-arm으로부터 발생하는 후방산란선에 의한 영향이다.^{10,11)} 이 금속 지지 바는 EPID 중심으로부터 10 cm정도 받침대 쪽으로 치우쳐 있어, 이에 대한 영향은 EPID 검출기 위치마다 차이가 나기 때문에 교정이 쉽지 않다. 더욱이 이러한 후방산란은 조사면이 클 경우에는 FF 보정에 의해 저절로 보정이 되는 반면, 금속지지 바에 빔이 조사되지 않은 10 cm이하의 조사면의 경우 오히려 과도하게 보정이 이루어지는 결과를 초래한다.¹²⁾ 6 MV 광자빔의 경우 최대 3% 정도 까지 E-arm으로부터 오는 후방산란 효과가 있는 것으로 알려져 있다. 향후 보다 정확한 EPID 선량예측을 위해서는 이에 대한 보정 또한 이루어져야 할 것으로 사료된다. 또한, EPID를 사용하는 세기조절방사선치료의 정도관리 결과는 EPID 영상에 민감하게 반응하므로 영상의 질적 향상을 위해 정기적으로 DF 보정과 FF보정을 실행해주어야 한다. 그렇지만 영상보정을 다시하게 되면 EPID가 받아들이는 영상감도가 달라짐을 의미하게 되므로 축이탈보정 또한 다시 실시해야 된다. VARIAN에서는 DF 보정과 FF 보정을 분기별로 실시할 것을 권고하고 있다.

결 론

축이탈보정 알고리즘은 예측된 선량값과 측정된 선량값의 차이를 보정하는 기법으로 본원의 iX 선형가속기에 적용하여 PDIP 알고리즘의 예측값 대비 측정값의 차이를 1

CU 이내로 보정할 수 있었다. 보정을 적용하고 임의로 선택된 두경부암과 전립선암의 세기조절방사선치료계획의 정도관리에서는 보정 전과 비교하여 허용기준 3%, 3 mm에서 감마인덱스가 1 보다 낮은 비율이 평균적으로 95%에서 98%로 3% 향상되었다. 따라서 축이탈 보정 알고리즘은 EPID를 사용한 세기조절 방사선치료의 환자별 정도관리에 있어 축이탈 거리가 증가함에 따라 발생하는 선량값의 차이를 효과적 보정하는 방법으로 임상에서 쉽게 적용하여 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Wong JW, Slessinger ED, Hermes RE, et al: Portal dose images I: quantitative treatment plan verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 18:1455-1463 (1990)
2. Ying X, Geer LY, Wong JW: Portal dose images II: patient dose estimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 18:1465-1475 (1990)
3. Kirby MC, Williams PC: The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 31:593-603 (1995)
4. Pasma KL, Heijmen BJ, Kroonwijk M, et al: Portal dose image prediction for dosimetric treatment verification in radiotherapy. I. An algorithm for open beams. *Med Phys* 25:830-840 (1998)
5. McCurdy BMC, Luchkaet K, Pistorius S: Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 28(6): 911-924 (2001)
6. Greer P: Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Med Phys* 32: 3558-3568 (2005)
7. Greer P: Off-axis dose response characteristics of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 34: 3815-3824 (2007)
8. Bailey D: An effective correction algorithm for off-axis portal dosimetry errors. *Med Phys* 36(9):4089-4094 (2009)
9. ROOT-An Object Oriented Data Analysis Framework, <http://root.cern.ch>
10. Moore JA, Siebers JV: Verification of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 50(10):2341-2350 (2005)
11. Siebers JV, Kim JO, Ko L, et al: Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images. *Med Phys* 31:2135-2146 (2004)
12. Vinall AJ, Williams AJ, Currie VE, et al: Practical guidelines for routine intensity-modulated radiotherapy verification: pre-treatment verification with portal dosimetry and treatment verification with in vivo dosimetry. *Br J Radiol* 83(995):949-957 (2010)

EPID를 사용한 세기조절방사선치료의 정도관리에 있어 축이탈 보정(Off-axis Correction)의 적용

*울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과, †동남권원자력의학원 연구센터

조일성* · 광정원* · 박성호* · 안승도* · 정동혁[†] · 조병철*

Varian의 전자표탈영상장치(EPID, electronic portal imaging device) 검출기로 측정된 선량값은 PDIP알고리즘으로 예측된 선량 값과 비교하여 빔 중심으로부터 EPID 검출기 모서리로 갈수록 측정된 선량 값이 커지는 경향을 가지고 있다. 이를 손쉽게 임상에서 보정할 수 있는 축이탈보정(off-axis correction)알고리즘이 제안되어 본원에 설치된 Varian 선형가속기를 대상으로 적용하였다. 38×28 cm의 조사야를 열고 SSD 100 cm에서 6 MV, 15 MV 광자빔을 100 MU 조사하여 선량을 측정하고 이를 PDIP 알고리즘을 적용한 예측 선량과 비교하였다. 측정된 선량과 예측된 선량값의 비율을 축이탈거리의 4차 다항함수로 근사하여 가로선량분포 보정에 사용되는 40×40 cm 주대각 빔 측정 데이터에 가중치로 두어 축이탈 보정을 실시했다. 보정전 38×28 cm 조사면에서 계산된 선량값과 측정된 선량사이에는 6 MV 빔의 경우 4.17±2.76 CU, 15 MV 빔은 3.23±2.59 CU의 차이가 있었으나 보정 후 두 선량값의 차이는 각각 0.18±0.8 CU, 0.4±0.85 CU로 1% 이내로 줄었다. PDIP 알고리즘 사용준비에 사용되는 피라미드 형태 유동량(fluence)의 감마 성공률(gamma pass rate)은 절대 선량 측정값을 기준으로 허용기준 4%, 4 mm에서 6 MV는 98.7%, 15 MV는 99.1%로 나타났으며 보정 후 각각 99.8%와 99.9%로 향상되었다. 축이탈 보정을 실시하고 임의로 두경부암과 전립선암의 세기조절방사선치료계획을 선정하여 세기조절방사선치료의 정도관리를 진행했으며 보정 전과 비교하여 허용기준 3%, 3 mm에서 감마 성공률이 보정 전, 후 각각 두경부암: 94.7±3.2%, 98.2±1.4% 및 전립선암: 95.5±2.6%, 98.4±1.8%로 평균적으로 3% 향상되었다. 축이탈보정은 EPID를 사용하는 세기조절 방사선치료의 정도관리에 있어 축이탈거리에 따른 계산된 선량값과 측정된 선량값의 차이를 효과적 보정하는 방법으로 임상에서 쉽게 적용하여 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 세기조절방사선치료, 정도관리, EPID, 축이탈 보정 알고리즘