대한방사선종양학회지 2001;19(3):275 286

세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)의 정도보증(Quality Assurance)

한림대학교 의과대학 성심병원 방사선종양학과*, 강동성심병원 치료방사선과†

조병철*·박석원†·오도훈†·배훈식*

목 적: 세기조절방사선치료의 임상적용을 위한 정도보증 절차를 확립하고, 실제 치료환자 1례에 대한 적용 과정을 보고하고자 한다.

대상 및 방법: 본원에서는 세기조절방사선치료를 시행하기 위해 역방향 치료계획(inverse planning) 시스템으로 P[3]IMRT (ADAC, 미국)와 다엽콜리메이터(Multileaf collimator; MLC)가 부착된 방사선치료용 선형가속기 Primus (Siemens, 미국)를 사용하였다. 먼저 다엽콜리메이터에 대한 위치의 정확성, 재현성, leaf transmission factor를 측정하였다. 또한 소조사면에 대한 치료계획시스템의 commissioning을 실시하였다. 이를 이용하여 C자 형태의 가상 PTV (Planning Target Volume)에 대해 9개의 빔을 사용하여 세기변조 조사빔을 설계하여, 이를 팬톰 내에서 절대선량 및 상대선량을 측정하여 비교, 분석하였다. 실제 6개의 세기변조 조사빔을 사용하여 치료를 시행한 전립선암 환자를 대상으로, 팬톰내에서 재 계산된 선량계산 결과를 0.015 cc 미소전리함, 다이오드선량계(Scanditronix, 스웨덴), 필름 선량계, 그리고 선형배열다중검출기(array detector) 등을 사용하여 절대선량 및 상대선량을 평가하였다.

결 과: MLC 위치 정확도는 1 mm 이내이었으며, 재현성은 0.5 mm 내외로 평가되었고, leaf transmission 인자는 10 MV 광자선에 대해서 interleaf leakage의 경우, 1.9%, midleaf leakage의 경우, 0.9%로 측정되었다. 필름, 다이오드선량계, 미소전리함, 물팬톰용 전리함(0.125 cc) 등의 반음영을 측정해 본 결과, 물팬톰용 전리함으로 측정된 반음영 영역(80 20%)은 필름에 비해 2 mm 가량 크며, 최소 beamlet의 크기가 5 mm 임을 감안할 때 부적합한 것으로 판명되었다. RTP commissioning 후 계산 선량은 1×1 cm^2 크기 소조사면에서의 측정치와 2% 범위 내에서 일치하였다. C자 형태의 PTV에 대한 9개의 세기변조된 조사빔에 대한 2회에 걸친 치료중심점에서의 절대선량 측정결과 개별 조사빔에 대하여는 10% 이상 차이를 보였으나 총 선량은 2% 이내에서 일치하였다. 필름을 이용한 선량분포도도 계산치와 비교적 잘 일치하였다. 실제 치료환자의 팬톰 내에서의 절대선량 측정 결과 총 선량은 1.5% 차이를 보였다. 각 조사빔에 대해 중심 leaf의 측방선량분포도를 필름 및 선형배열다중검출기를 사용하여 측정하였으며, 조사면 밖에서 계산선량이 2% 내외로 작게 나타났으나, 특정 위치를 제외하고는 3% 이내로 잘 일치함을 확인하였다.

결 론: 세기조절방사선치료를 위해서는 다엽콜리메이터의 위치에 대한 보다 정밀한 정도관리 절차가 개발되어야 될 것으로 판단되며, 조사빔내 세기패턴을 효율적으로 확인할 수 있는 정도보증 절차가 필요할 것으로 사료된다. 본원에서는 팬톰 내에서의 치료중심점과 같이 특정 지점에서의 절대선량 확인 및 필름 혹은 선형배열다중검출기를 사용한 세기분포 패턴의 확인 과정을 통하여, 이를 적절히 병행하여 사용함으로써 세기조절방사선치료에 적합한 정도관리를 시행할 수 있었다.

핵심용어: 세기조절방사선치료, 정도보증

서 론

세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)는 기존의 3차원 입체조형 방사선치료(3D Conformal Radiation Therapy; 3D-CRT)에 비해 계획선량을 병변에 집중시키면서 정상 장기는 더욱 보호할 수 있는 새로운 방사선 치료법으로 주목받고 있다.[1-3] 이와 같은 세기조절방사선치료법의 우수성은 기존의 3차원입체조형치료가 조사빔의 입사방향에 따라 치료면의 모양을 병변의 모양과 일치시키는데 비해, 세기변조방사선치료는 이와 더불어 조사빔이 진행해 가는 방향으로 병변과 주변 장기의 배치에 따라 조사빔의 세기를 위치에 따라 조절함으로써 얻어진다. 이러한 개별적 조절이 가능한 조사면의 최소 단위를 "beamlet"이라 하고 통상 1 cm×1 cm 크기 정도이며, 이 한 조사빔의 세기분

이 논문은 2001년 2월 15일 접수하여 2001년 5월 31일 채택되었음.

책임 저자: 조병철, 한림대학교 성심병원 방사선종양학과
Tel: 031)380-3911, Fax: 031)380-3913
E-mail: bychul@hallym.or.kr

포도를 "intensity map"이라 한다. 가령 10 ㎝×10 ㎝ 크기의 치료면의 경우, 100개의 서로 다른 beamlet에 대한 세기변조가 가능하고, 5문 치료의 경우, 그 합이 500개에 이르게 된다. 결국 이들 500개 beamlet에 대한 세기를 치료계획자가 일일이 지정한다는 것은 불가능하기 때문에, 컴퓨터 최적화에 의존하여야 하며, 컴퓨터 최적화의 평가방법으로써 치료계획자가 요구하는 선량분포(특정 장기의 최대, 최소 선량 및 부분 용적 내 선량허용치)를 설정하고, 이를 최적화하게 된다. 이러한 치료계획 방식은 이전의 조사빔의 세기를 먼저 결정하고, 나중에 계산된 선량분포를 확인하여 평가하는 전방향 치료계획(forward planning)[4]과 구분하여 역방향 치료계획(inverse planning)[5, 6]이라 한다. 이렇게 얻어진 조사빔의 세기 분포도는 보상필터(compensating filter)를 사용하거나 혹은 다엽콜리메이터(multileaf collimator; MLC)를 사용할 경우, 각각 균일한 세기를 갖는 조사면(segment)들로 분할하여 개개의 분할된 조사면을 독립된 조사빔의 형태로 치료하거나("step and shoot" 혹은, "static IMRT"),[7] 방사선조사선량율 및 다엽콜리메이터의 속도를 변화시켜 시행하는 방식("sliding-window" 혹은 "dynamic IMRT")[8]이 있다.

이와 같이 세기조절방사선치료법은 3차원 입체조형치료법에 비해 훨씬 복잡한 과정을 수반하여, 치료위치의 정확도는 기존 치료에 비해(예를 들어, 10 ㎝→1 ㎝) 훨씬 정교해 지면서, 이와 더불어 고려해야 할 조사빔의 수(5→100)는 폭발적으로 증가되어 정도보증 및 정도관리 측면에서 어려움을 더하고 있다.[9, 10]

본 저자들은 세기조절방사선치료의 임상적용을 준비하면서 이러한 복잡도를 감안하여 올바른 치료를 입증할 수 있는 적절한 정도보증 절차를 확립하고자 하였다. 또한 국내 여건 하에서 세기조절방사선치료에 대한 적절한 정도보증 절차를 확립하고, 환자 1예에 대한 시행결과를 보고하고자 한다.

대상 및 방법

본원에서는 세기조절방사선치료를 시행하기 위해 기존의 3차원 전산화치료계획시스템(Radiation Treatment Planning System; RTP)인 Pinnacle^3 (ADAC, 미국)에 역방향 치료계획이 가능하도록 추가된 P^{3}IMRT와 다엽콜리메이터가 부착된 방사선치료용 선형가속기로는 Primus (Siemens, 미국)를 사용하였다. 절대선량 및 상대선량을 평가하기 위해 물팬톰 MP3-S (PTW, 독일)와 Plastic Water 고체 팬톰(Nuclear Associates, 미국)을 사용하여, 미소전리함으로는 측정용적이 0.015 cc인 PinPoint전리함(PTW, 독일)과 Unidose전리계(PTW, 독일), 다이오드선량계(Scanditronix, 스웨덴), 그리고 필름 선량계는 Lumiscan75 (Lumisys, 미국)와 XV필름 및 EC-L필름(KODAK, 미국)을 이용하였고, 동시에 여러 위치에서의 선량측정을 위해 측방선량분포 측정용 선형배열다중검출기(array detector)인 LA48 (PTW, 독일)을 사용하였다. 세기조절방사선치료의 임상 적용을 위해 본원에서 시행한 각 항목별 정도보증 절차는 아래와 같으며, 전체적인 개괄을 Fig. 1에 나타내었다.

1. 다엽콜리메이터의 정도보증

다엽콜리메이터는 기존의 저융점합금을 이용한 조사면의 차폐에 비해 편리성, 신뢰성 및 재현성 측면에서 장점을 가지고 있어 널리 이용되어 왔으며, 세기조절방사선치료에 있어서도 기존의 보상체를 이용한 방법에 비해 위와 동일한 우수성을 지녀, 이를 이용한 치료기법이 다양하게 개발되었다. Siemens사의 다엽콜리메이터 시스템은 Fig. 2에서와 같이 최대 40×27 ㎝^{2} 조사면을 형성할 수 있는 54개의 leaf로 구성되어 있고 기존의 X-jaw를 대체하고 있다.[11]

세기조절방사선치료의 경우, 1 ㎝×1 ㎝ 정도 크기의 beamlet에 의해 선량분포가 형성되기 때문에 다엽콜리메이터에 대한 위치의 정확성 및 재현성, 그리고 leaf의 방사선투과율 또한 전체 선량분포에 영향을 미치게된다. 따라서 이들에 대한 정도보증 과정이 선행되어야 한다. 특히 하나의 조사빔이 세기변조를 위해 여러개로 분할 조사되기 때문에 이들 분할된 빔들의 경계와 경계가 정확히 일치되어야 한다. 이를

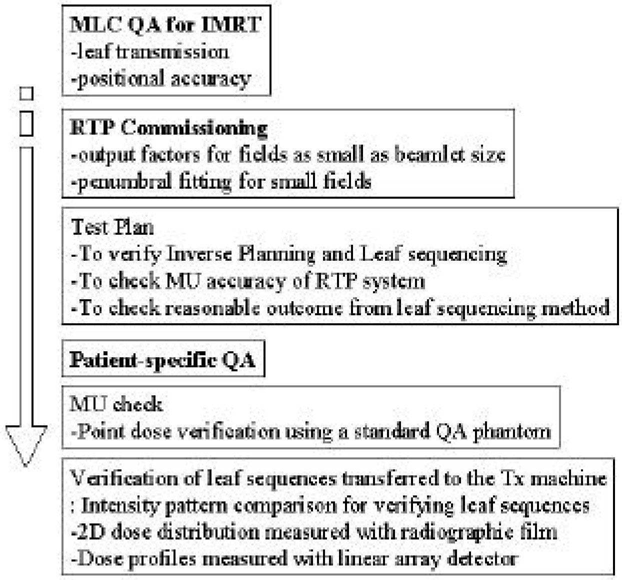

Fig. 1. Procedures for clinical implementation of IMRT.

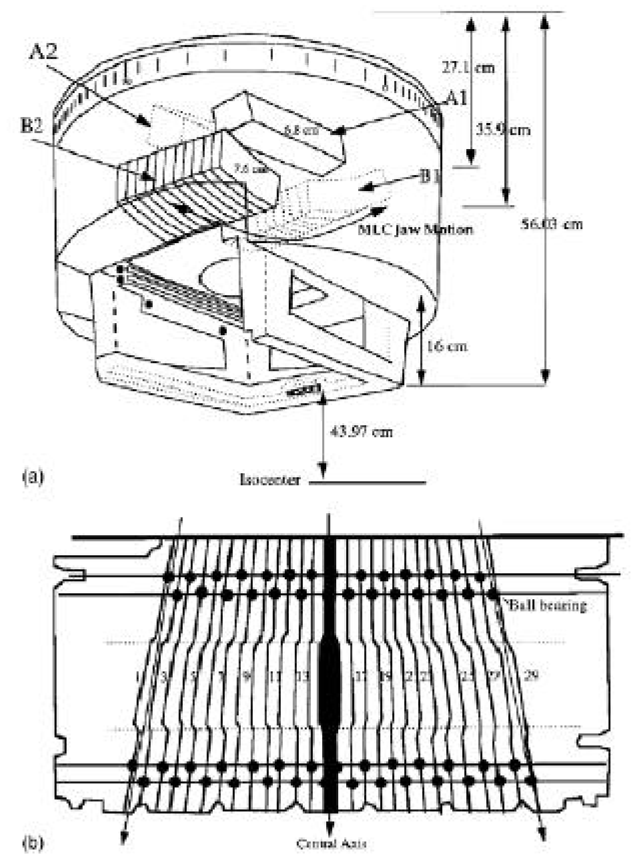

Fig. 2. Schematic diagram of the Siemens multileaf collimator system composed of 27 leaf pairs which are replaced the conventional X-jaws. The Siemens MLC is divergent in both planes and hence called double focused (from Ref. 11).

검증하기 위해 5 cm × 40 cm 크기의 조사면을 다엽콜리메이터의 이동방향으로 5 cm씩 옮겨가면서 Fig. 2에서와 같이 KODAK XV필름 상에 중첩 조사하여 서로 마주 대하고 있는 leaf 쌍의 위치의 일치성을 평가하였다.

2. 전산화치료계획장치의 commissioning

세기조절방사선치료를 위한 전산화치료계획장치의 commissioning에 대한 보고 자료는 아직 미비하며, 대부분 3차원 입체조형방사선치료를 위한 전산화치료계획시스템의 commissioning에 준하여 시행되고 있다.[12, 13] Pinnacle^{3}는 광자선의 선량계산 알고리즘으로 모델기반인 convolution/superposition 방법을 사용하며, 사용자 광자선의 특성에 따라 입사빔의 에너지분포 및 측방 에너지분포 변화(flattening filter에 의한 beam softening), 측방 광자선의 세기 변화(horn 현상), 광자선원의 크기 및 target 외에 primary collimator와 flattening filter 등으로부터 형성되는 extrafocal radiation (penumbra의 형태) 등을 계산하기 위한 파라미터들을 사용자 빔의 측정데이터와의 fitting을 통하여 구한다. 비록 이들 파라미터들은 특정조건으로부터 얻어지지만 일반적인 조사빔에 대하여도 적절한 계산이 이루어져야 한다. 그러나 본원에서는 기존의 Pinnacle3에 대한 전산화치료계획장치 commissioning이 3차원 입체조형치료, 즉 비교적 큰 조사면에 대해 이루어 졌기 때문에 세기조절방사선치료를 위해서는 beamlet의 크기를 고려하여 소조사면에 대해 선량계산이 적절히 이루어지는지 확인하고, 재차 commissioning을 실시하였다. Pinnacle^{3}을 사용하여 얻어지는 intensity pattern의 최소단위는 0.5×0.5 cm^2이나 Siemens 다엽콜리메이터 leaf의 폭이 1 cm이기 때문에 저자들이 사용할 수 있는 beamlet의 최소 단위는 0.5×1 cm^2 이다. 이를 위해 0.4×1 cm^2, 1×1 cm^2, 2×2 cm^2 조사면에 대한 깊이선량분포와 측방선량분포를 0.015 cc 미소전리함과 다이오드선량계를 사용하여 측정하였다. 또한 조사면에 대한 출력인자를 얻기 위해 필름, 다이오드, 미소전리함을 사용하여 측정, 비교하였다.

3. Test Plan

세기조절방사선치료의 임상적용에 앞서 전산화치료계획시스템에 대한 beam commissioning, inverse planning, static IMRT를 위한 leaf conversion의 정확성 여부를 평가하고, 필요한 QA 절차를 확립할 목적으로 고체물팬톰을 사용하여 가상 치료계획 및 측정을 시행하였다. Fig. 10A에서와 같이 C자 형태의 치료계획용적(Planning Target Volume; PTV) 및 방사선 민감 장기를 포함한 가상 치료계획을 시행하여 40° 간격으로 동일면 상에 배치된 9개 빔과 이에 따른 분할 조사빔들을 얻었다. 이들 빔들을 30×30 cm^2의 고체 물팬톰 내에 조사하여, 계획선량과 전달 선량의 일치여부를 평가하였다. 또한 isocenter를 포함하는 횡단면의 선량분포를 EC-L필름을 사용하여 측정, 계획선량과 비교하였다.

4. Patient-specific QA

P^{3}IMRT는 세기변조방사선 치료계획 결과를 확인, 검증할 수 있는 정도보증 도구로써 두 가지 기능을 제공하고 있다. 첫째는 환자의 전산화단층촬영 영상을 이용하여 치료계획을 실시한 후, 환자 영상을 정도보증을 위한 팬톰으로 대치시켜 팬톰 내 선량을 재 계산할 수 있도록 하는 기능이다. 이를 이용하여 본원에서 세기조절방사선치료를 받은 전립선암 환자를 대상으로 치료를 시행하기 위해 얻은 치료계획과 동일한 분할 조사빔들과 각각의 조사량(MU값)을 가지고 팬톰 내에서 선량계산을 다시 시행하여 팬톰내 치료중심점에서의

절대선량을 측정, 계산 값과 비교하였다(Fig. 4A). 이 치료계획에는 6개의 조사빔(갠트리각도 60°, 90°, 120°, 240°, 270°, 300°)과 각각 14, 9, 14, 14, 10, 13개의 분할빔으로 구성되어 있다.

두 번째 정도보증 도구로는 다엽콜리메이터로 조사되는 세기패턴을 팬톰내 특정 깊이에서 계산하여, 실제 다엽콜리메이터로 전달되는 선량분포와 비교할 수 있는 기능이다. 이를 이용하여 상대선량분포를 평가하기 위해 각 조사빔을 팬톰에 수직 입사시켜 10 cm 깊이에서의 평면 선량분포를 계산, 필름으로 측정된 선량분포와 비교하였다(Fig. 4B) 보다 정확한 선량 검증을 위해 선형배열다중검출기를 사용하여 다엽콜리메이터의 운동방향으로 중심 leaf에 대한 측방선량분포를 각 조사빔에 대해 측정하였다. 선형배열다중검출기는 0.4×0.4 cm^2의 iso-octan 액체형 검출기가 8 mm 간격으로 47개 배열된 검출기이다. 선형배열검출기내의 각 소자들의 선량반응도에 따른 교정은 도입 당시 제작사 측에서 제공된 교정값을 사용하였으며, 교정용 전리함과의 비교 측정을 통하여 선형배열검출기의 계측치를 절대 선량값으로 환산하였

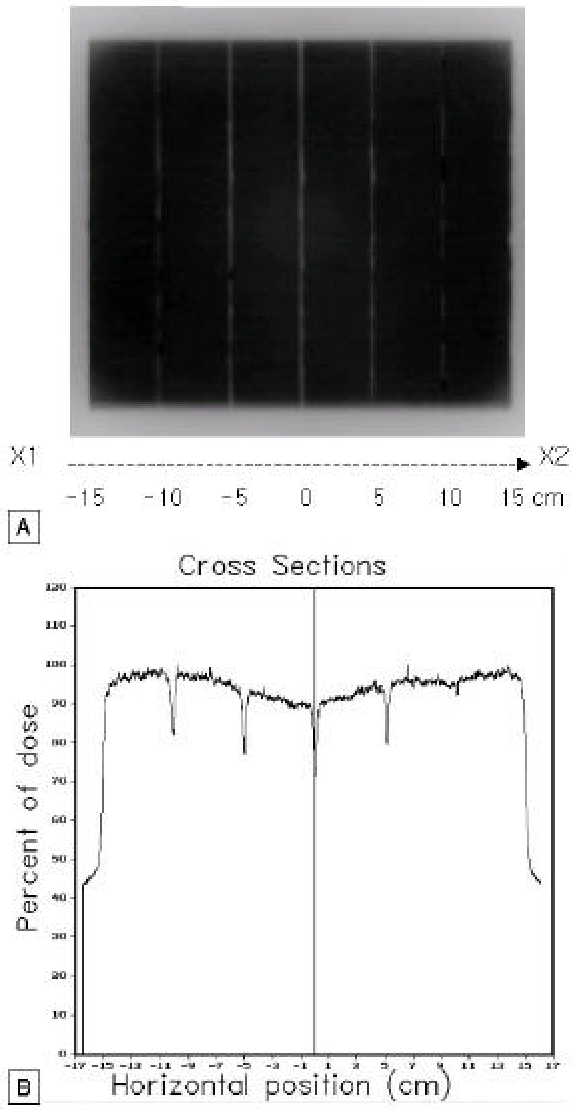

Fig. 3. MLC leaf position check. (A) Film exposed to 5-cm wide fields set by MLC leaves. The match line for any two fields is placed at 5-cm intervals from the beam central axis. (B) This profile was obtained for the central leaf from the film (A).

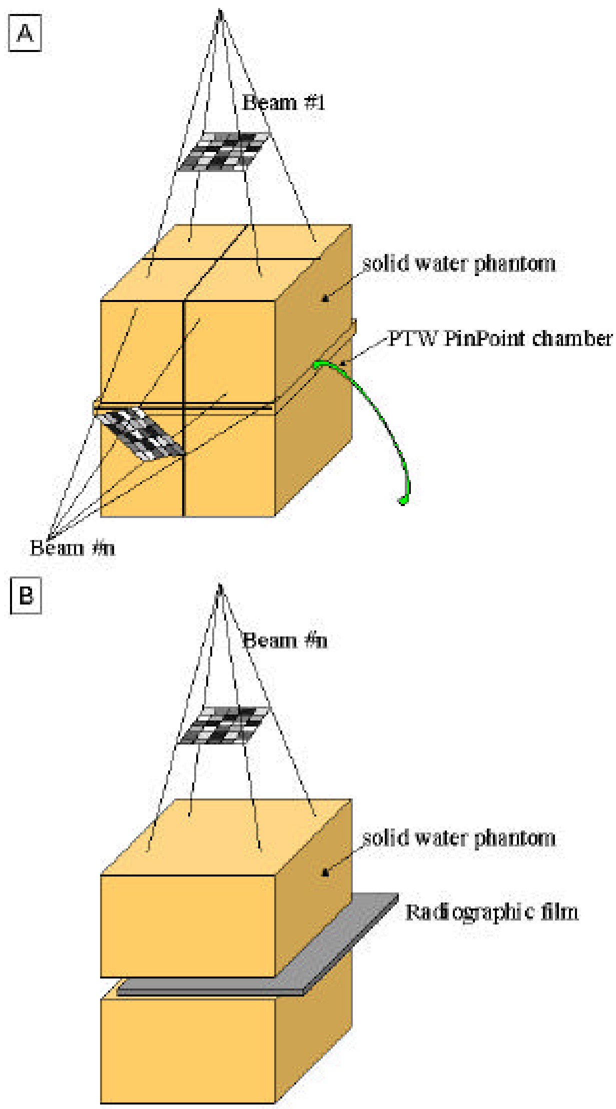

Fig. 4. Schematic setup diagram for patient-specific QA measurement with standard QA tool. (A) point dose measurement with the same beam arrangements to patient to verify MU. (B) film measurements to verify intensity pattern of each field.

다. 또한 9 14개의 분할 조사빔들로 구성된 한 port를 조사하는데 소요되는 시간은 평균 250초 가량으로 이 시간동안의 전리계 leakage는 측정하고자 하는 선량의 1% 미만인 것으로 확인하였다.

결 과

1. 다엽콜리메이터의 정도보증

Fig. 3B는 Fig. 3A에 나타낸 필름 상에서 중앙에 위치한 leaf에 대해 스캔한 프로파일을 나타낸 것이다. X1, X2 leaf에 대한 위치 정확도는 0.5 mm 내외 인 것으로 평가되었으며, 이들이 중첩되는 부분에서 약 1 mm에 해당되는 영역에서 underdose 되는 것을 관측하였다.

Table 1은 Fig. 5와 같은 조건에서 미소전리함을 사용하여 측정된 6 MV, 10 MV 광자선에 대한 다엽콜리메이터의 투과계수(leaf transmission factor)를 측정한 결과이며, Fig. 6은 XV 필름을 사용하여 얻은 interlieaf와 midleaf의 투과계수에 대한 분포로써, 이전에 발표된 Siemens사의 다엽콜리메이터에 대한 보고결과와 비슷한 수준인 것을 확인하였다.[11)]

Table 1. Interleaf and Midleaf Transmissions for 6 and 10 MV X-ray. They were measured in air with a PinPoint micro-ion chamber at a extended ssd=130 cm to make sure the chamber with a buildup cap fitted inside a leaf width. The points of measurements are displayed on Fig. 5. The transmission is the ratio of the MLC blocked field to the 10×10 cm^2 open field

	Interleaf transmission	Midleaf transmission	Interleaf +Y-jaw
6 MV	1.3%	0.6%	0.4%
10 MV	1.9%	0.9%	0.6%

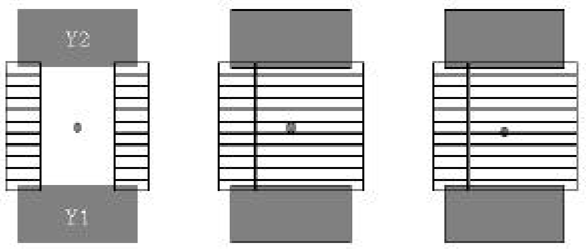

Fig. 5. Schematic diagram of detector and collimator positions for measuring interleaf and midleaf transmissions. The midleaf transmission was measured at the beam central axis while the junction between the opposed leaves was placed 5cm off axis to avoid leakage between the leaf ends (B), the interleaf leakage was measured at the junction between the central leaf and the next leaf (C).

2. 전산화치료계획장치의 commissioning

Fig. 7은 측정선량계의 측정크기에 따른 공간 분해능의 차이를 보이기 위해 통상적으로 3차원 물팬톰 내에서 빔 스캔시 사용되는 0.125 cc 이온 전리함(5.5 mm 내경)과 미소전리함(2.0 mm 내경), 다이오드선량계(내경 2.5 mm), 그리고 필름을 사용하여 6 MV 광자선의 4×4 cm^2 조사면에 대한 측방선량분포를 측정한 결과이다. 위치분해능이 가장 우수한 필름측정결과를 기준으로 볼 때, 0.125 cc 이온전리함의 경우,

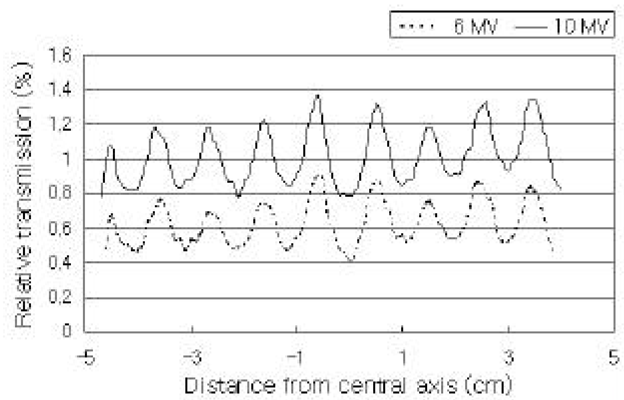

Fig. 6. Interleaf and midleaf transmissions measured at d_{max} in solid water phantom with radiographic film for 6 and 10 MV X-rays. The transmission is the ratio of the MLC blocked field to the 10×10 cm^2 open field.

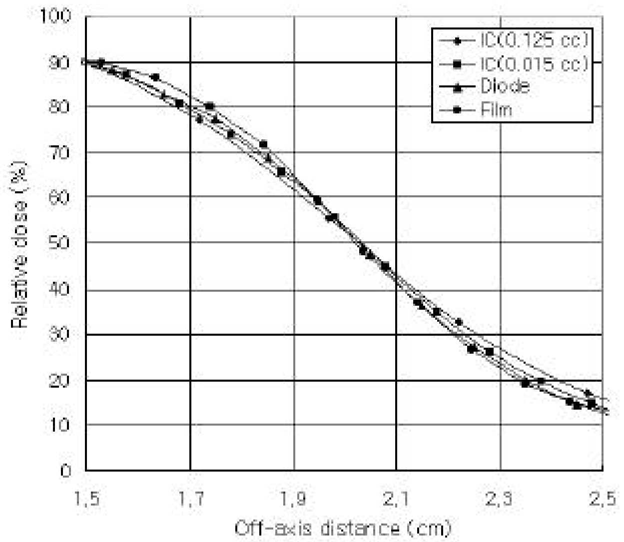

Fig. 7. Penumbra of 4×4 cm field for a 6 MV x-ray measured with four different kind of detectors which are ionization chamber (IC) of 5.5 mm (0.125 cc) and 2.0 mm (0.015 cc) inner diameter, diode detector of 2.5 mm inner diameter, and a film.

80 20% 반음영 영역의 크기가 필름에 비해 2 mm 가량 크게 나타났으며, 미소전리함과 다이오드선량계는 0.125 cc 전리함과 필름의 중간정도에 위치해 있는 것을 알 수 있었다. 세기조절방사선치료에 있어 하나의 조사빔은 세기변조를 위해 여러개로 분할 조사되기 때문에 조사면내의 임의의 한 점이 받는 선량의 상당부분은 분할된 조사빔 영역 밖에서 기여하게 된다. 따라서 반음영의 정확한 모델링이 선량계산에 중요한 영향을 미치게 된다. 이러한 점에서 보면 필름 측정이 제일 높은 공간 분해능을 갖지만, 측정상의 불확도가 크다는 단점이 있어 저자들의 견해로는 다이오드 혹은 미소전리함이 측정에 적합할 것으로 생각한다.

이러한 현상은 출력 측정에도 영향을 미치는데 PinPoint 미소전리함, 다이오드 선량계, 필름을 사용한 output 측정값을 Fig. 8에 나타내었다. 필름의 경우, 광학밀도(optical density)로부터 선량값을 얻기 위해 4×4 cm^2 조사면에서 특성곡선을 얻었다. 측정코자 하는 조사면의 크기가 작아짐에 따라, 교정시의 4×4 cm^2 조사면에서 기여하였을 상당량의 측방 산란선이 줄어들면서 출력인자가 실제 보다 작게 평가되는 것으로 예측된다.[14] PinPoint 미소전리함의 경우, 내경은 2 mm이지만 축방향으로의 길이는 5 mm 이다. 조사면이 작아지면서 측방선량분포가 정규분포 형태를 띠게 되므로, 빔축상의 선량을 과소 평가하는 것으로 추론된다. 미소전리함의 체적 효과를 감소시키기 위해, 미소전리함의 축방향이 조사빔에 나란하도록 설치하여, 측정해 본 결과 0.4×1 cm^2 조사면에서 출력이 5% 증가하여 다이오드 측정치와 5% 내에서 일치하였다. 보다 정확한 출력 결정을 위해서는 이러한 이온

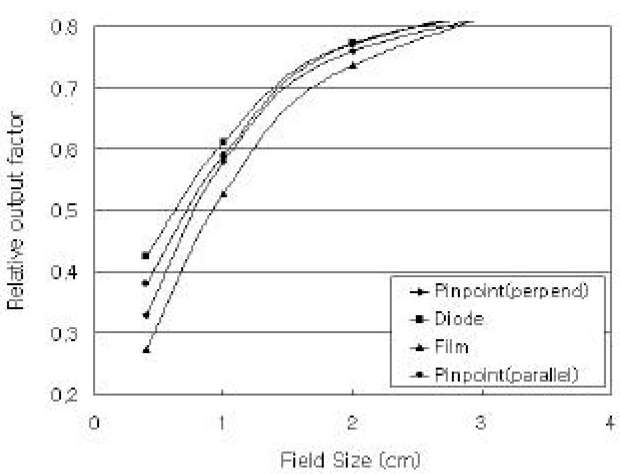

Fig. 8. Output factor for 6 MV x-rays measured with various detectors, PinPoint ionization chamber, diode detector, and film. The ionization chamber and the film underestimate the outputs for small fields (see text for details).

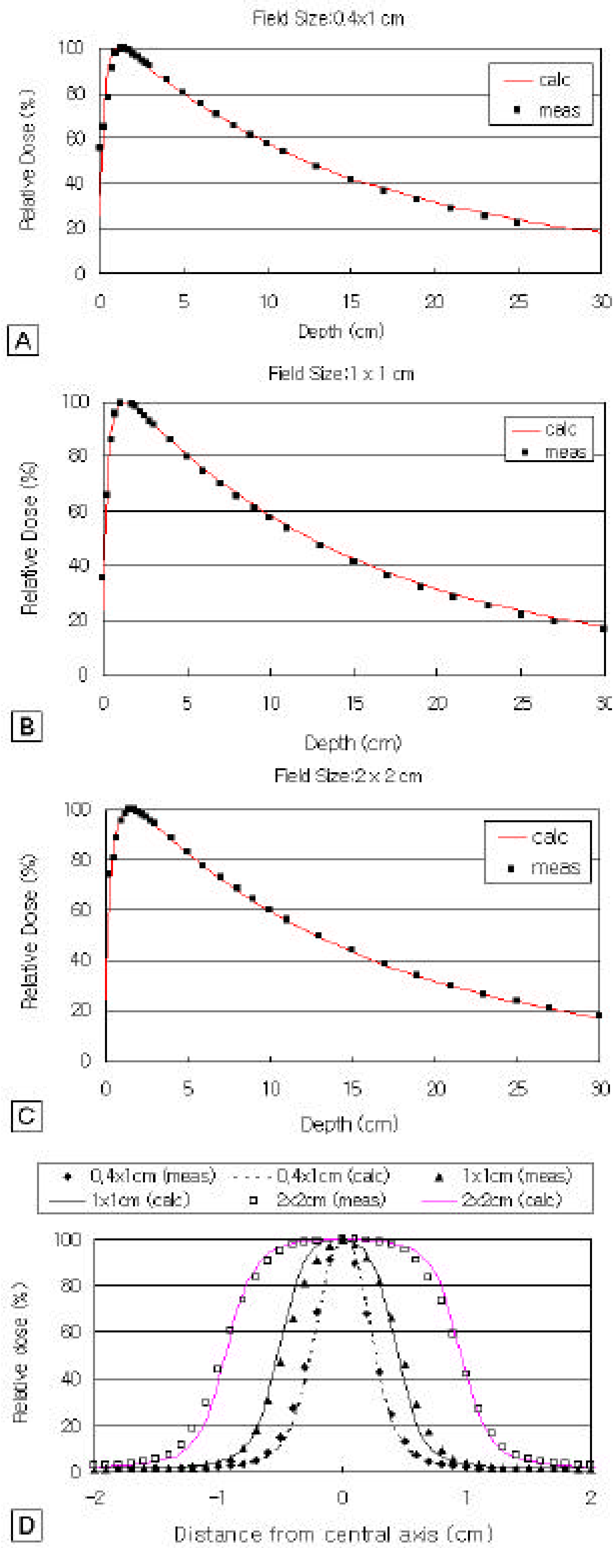

Fig. 9. Calculated and measured small field depth dose profiles for a 6 MV x-ray. depth dose profiles of (A) 0.4 ×1 cm field size, (B) 1 ×1 cm field size, (C) 2 ×2 cm field size, and (D) off-axis profiles.

전리함의 유한 크기에 대한 컨벌루션 커널을 구하여 적용시킴으로써 얻을 수 있을 것으로 보고되고 있다.[15, 16)]

저자들은 다이오드 선량계로 측정된 output값을 전산화치료계획장치에 입력시켜 임상에 적용하고 있으나, 측정 선량의 부정확성을 감안하여 크기가 1×1 ㎠ 이하의 분할 조사면은 다른 조사면에 해당 조사면의 세기를 재배치시킨 후 제거하고 있다. Fig. 9는 전산화치료계획장치의 commissioning을 위해 PinPoint 미소전리함을 이용하여 측정된 소조사면, 0.4×1 ㎠, 1×1 ㎠, 그리고 2×2 ㎠ 에 대한 깊이선량분포와 측방선량분포도와 이를 모델링하여 얻은 선량 계산 결과를 비교한 것이다. 소조사면 0.4×1 ㎠ 의 깊이선량분포는 30 ㎝ 깊이에서 약 5%까지 차이를 보이고 있으나 1×1 ㎠와 2×2 ㎠의 경우, 2% 이내로 일치하였다. 측방선량분포의 경우, 소조사면 0.4×1 ㎠ 까지 프로파일의 형태가 잘 일치하였으며, PinPoint 미소전리함의 분해능을 고려하여 모델링된 계산 결과의 반음영이 0.5 mm 내외로 약간 경사가 급하도록 조정하였다(Fig. 9D).

3. Test Plan

Fig. 10는 PinPoint 미소전리함을 이용하여 고체물팬톰 내 치료중심점에서 치료선량을 2회에 걸쳐 측정한 결과이다. 각 조사빔 별로는 최대 10% 오차가 관측되었으나, 이는 팬톰내 미소전리함의 측정점이 치료중심점에 정확히 일치되지 않은데 기인된 오차로 판단되며, 전체 조사빔에 대한 차이는 2% 이내로 측정되었다.

Fig. 10의 치료계획에 사용된 9개 조사빔의 갠트리 각도는 각각 0˚, 40˚, 80˚, 120˚, 160˚, 200˚, 240˚, 280˚, 그리고 320˚이며, 이들 중에서 6번과 7번 조사빔의 갠트리 각도는 160˚와 200˚이다. 이 두 조사빔에 대한 오차,(측정선량값-계산선량값)/계산선량값, 가 최대 10% 까지 측정되었는데, 그 원인으로는 Fig. 10A에서 볼 수 있듯이 측정점인 치료중심점(팬톰의 중앙에 위치한 원의 중심) 근처에서 척수 차폐를 위해 매우 급격한 선량분포를 형성시키는데, 팬톰내 미소전리함의 측정점이 치료중심점에 정확히 일치되지 않은데 따른 오차로 판단된다. 또 다른 오차 요인으로는 leaf 위치의 부정

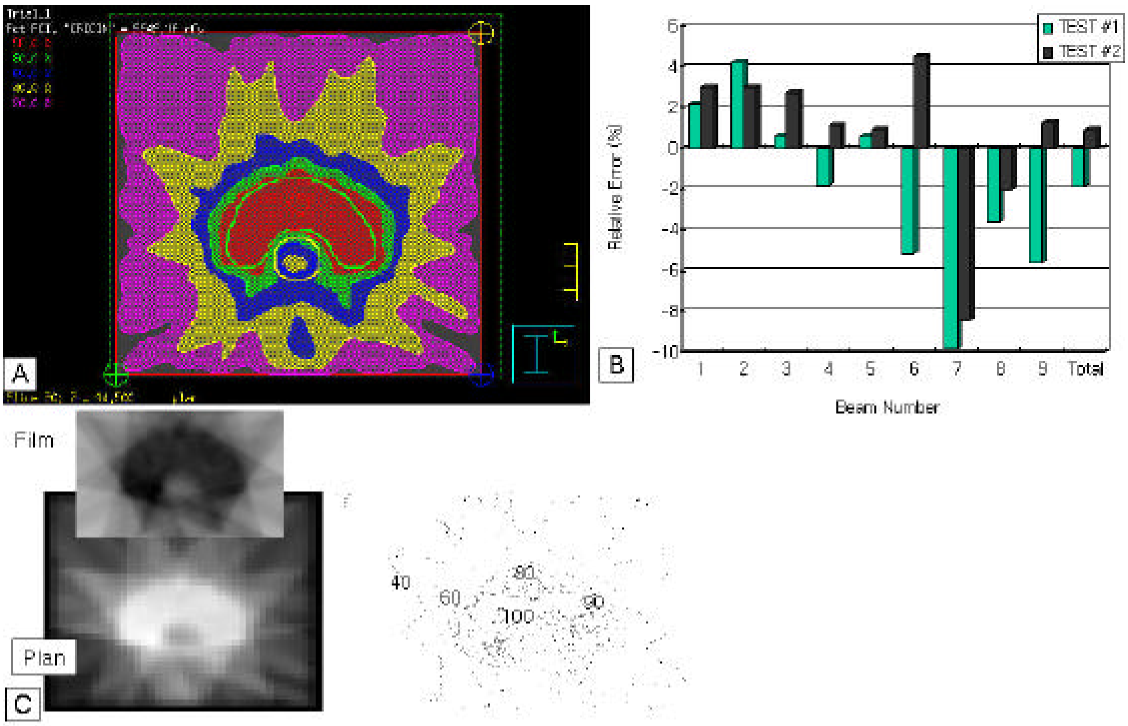

Fig. 10. Test plan of C-shaped target with 9-field intensity modulated beams arranged by 40 degrees equi-angular steps, i.e. 0, 40, 80, 120, 160, 200, 240, 280, and 320 degrees (A). (B) Isocenter dose verification with PinPoint micro ionization chamber in 30×30 cm^2 solid-water phantom. The beam number 6 and 7 are corresponding to the gantry angles of 160, 200 degrees respectively. These two beam produced very steep dose gradient across the isocenter and relatively large discrepancies for these two beams came from chamber positioning uncertainty. The relative error is the ratio of a planed dose to measured dose. (C) Comparison of dose distribution on plane of isocenter between calculation and EC-L film measurement

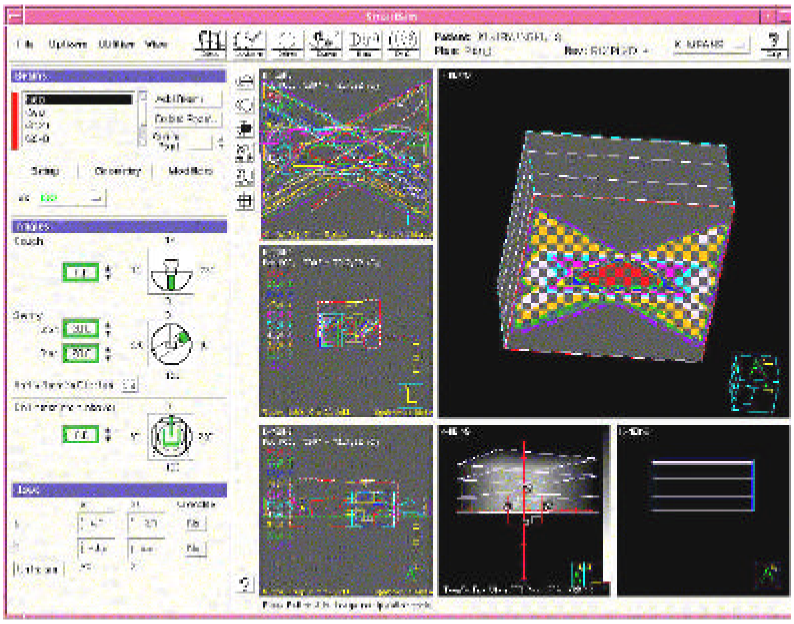

Fig. 11. Patient-specific QA tool of RTP for IMRT with exporting the plan to a standard QA phantom which was a solid water phantom in this case.

확성이다. Fig. 2에서 보듯이 분할조사면이 서로 접하는 지점에서 정확히 일치되지 않고 1 mm 내외의 영역이 크게 underdose 되는 양상을 보이는데, 이는 서로 마주 보고있는 leaf의 위치가 정확히 일치되지 않는데 따른 것이다. Siemens MLC의 leaf 위치의 정확도는 2 mm가 제작회사의 사양이고 정도관리를 잘 하면 1 mm 내외로 줄일 수 있는 것으로 보고되고 있다. 보다 정밀하게 leaf의 위치 교정을 시도하고 있으며, 현재로서는 가능한 한 segment의 수를 줄여 서로 접하는 segment를 지양하는 방식을 사용하고 있다. 지금까지 발표된 자료를 토대로 보면, 저자들과 같이 세기조절방사선치료에 대한 특정 위치에서의 절대선량 측정 시 개별 빔의 선량을 따로 따로 측정한 보고는 없다. 개별 빔에 대한 오차는 10% 까지 차이를 보이고 있지만 전체 9개 빔 중 이들 빔에 의한 선량 기여도를 감안한다면(본 치료계획의 경우 23 cGy/200 cGy), 전체 선량에 대한 오차에서 보듯이 2% 미만으로 잘 일치하는 것으로 평가하였다.

Fig. 10C는 빔축들을 포함하는 면상에서의 선량분포를 EC-L 필름을 사용하여 측정, 계산값과 등선량 곡선을 비교한 것으로, 비교적 잘 일치함을 확인할 수 있었다.

4. Patient-specific QA

Fig. 11은 치료계획프로그램 상에서 실제 환자의 치료계획을 팬톰으로 대치하여 재 계산된 결과를 보여주고 있다.

Table 2와 Fig. 2는 이렇게 계산된 팬톰내 선량을 실제 측

Table 2. Comparison between Measured and Computed Point Dose for Individual Field of Prostate Ptient

Beam No.	Plan (cGy)	Meas. (cGy)	Diff. (%)
1 (60°)	32.4	30.4	-6.5
2 (90°)	41.5	40.8	-1.8
3 (120°)	35.5	38.3	7.3
4 (240°)	35.0	34.4	-1.7
5 (270°)	37.6	36.4	-3.2
6 (300°)	26.6	25.2	-5.4
Total	208.6	205.5	-1.5

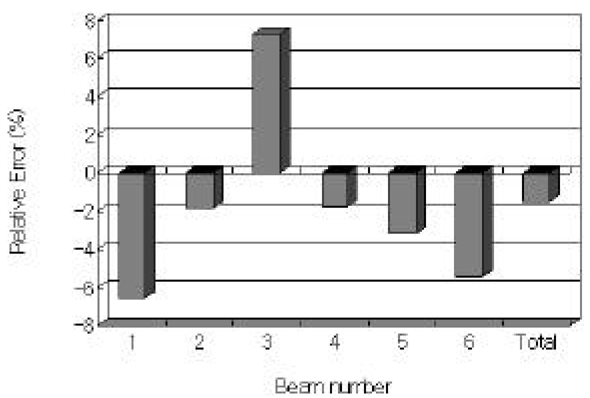

Fig. 12. Dose verification in solid water phantom with exporting the plan to a standard QA phantom.

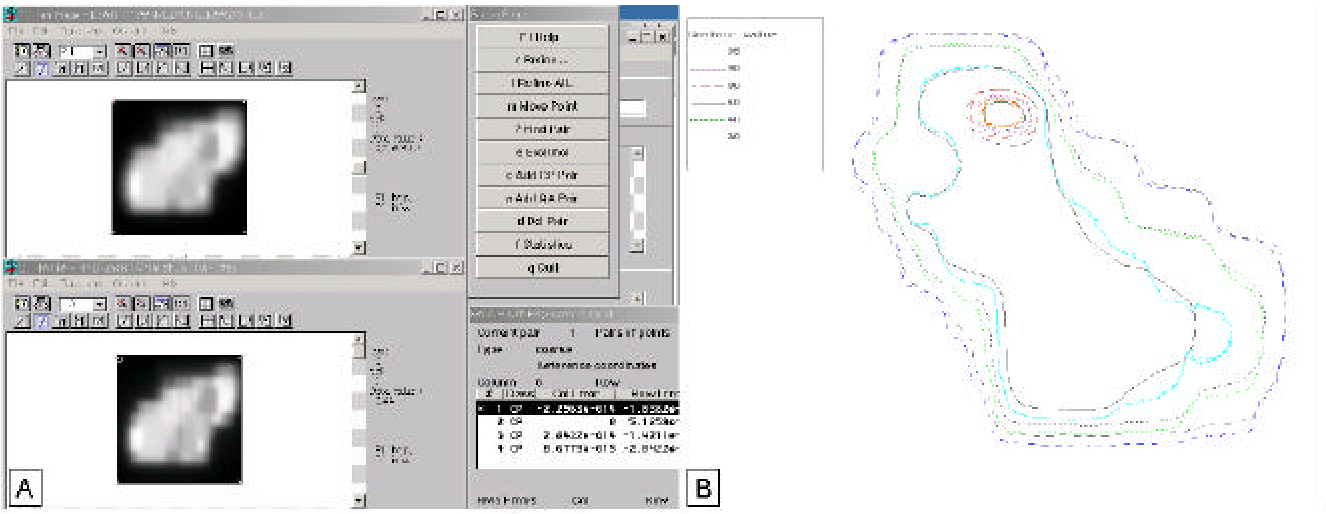

Fig. 13. (A) Leaf sequence verification with film. This example is for the beam of gantry angle 60 degrees. (B)Comparison of intensity map for the beam of gantry angle 60 degrees between calculated and measured.

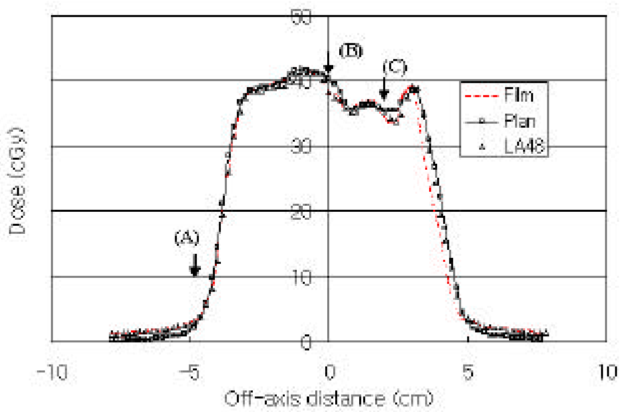

Fig. 14. Comparison of off-axis dose profiles for the beam of gantry angle 60 degrees at the position of the central leaf. The calculated dose underestimate out of field about 2% (A). It is notable the narrow valley across the center (B) and (C), which caused by leaf positioning error.

정값과 비교한 것으로 각 조사빔 별로는 최대 7%까지 차이를 보이고 있으나, 전체 선량에 대한 오차는 1.5% 이하로 잘 일치하였다. 개별 조사빔에서 큰 오차를 보이는 주된 원인으로는 미소전리함이 정확히 치료중심점에 일치되지 않은데 기인되는 것으로 판단된다. 즉, 치료중심점 근처에서 급격한 선량변화를 보이는 조사빔의 경우, 미소전리함의 위치에 따라 측정값에 큰 차이를 보일 수 있기 때문이다.

각 조사빔 내 방사선세기분포를 확인하기 위해 계산된 선량분포와 실제 전달된 선량을 필름을 사용하여 측정하였다. 그 중에서 갠트리 각도 60도에 해당하는 조사빔에 대한 비교 결과를 Fig. 13에 나타냈으며, 비교적 전체적인 일치를 보여주고 있다.

Fig. 14는 빔 중심축상에 있는 중앙 leaf에 의해 형성되는 측방선량곡선을 치료계획시스템으로부터 계산된 선량값과 필름, 선형배열다중검출기를 사용하여 측정된 선량값을 비교한 것으로 6개 조사빔 중 갠트리 60도에 대한 결과만을 보였다. 다른 조사빔에 대한 결과도 비슷한 양상을 보여주었다. 비교 결과, 조사빔 영역 밖에서는 계산치가 2% 가량 과소평가되는 것으로 나타났으며, 이것은 leaf transmission을 과도하게 평가하고 있기 때문인 것으로 생각한다. 저자들이 사용한 Pinnacle[3] 전산화치료계획시스템은 아직까지 Siemens의 X-jaw를 대체한 MLC를 충분히 지원하지 못하고 있다. 즉 전산화치료계획시스템 상에서는 Siemens의 X-jaw를 대체한 MLC의 경우에도 존재하지 않는 가상의 x-jaw가 존재한다. 빔 모델링 시에는 MLC에 대한 고려는 하지 않기 때문에 조사면 밖의 선량은 가상의 x-jaw의 transmission에 의한 선량기여이다. 실제 치료계획 시에는 가상의 x-jaw를 MLC가 형성하는 irregular field를 포함하는 최소 위치에 정렬시키기 때문에 out-of-field에는 MLC와 x-jaw에 의한 transmission 인자가 곱해져서 계산 선량이 작게 계산되고 있다. 한편 빔 중심축으로부터 2.5 cm 근처에서도 5% 가량 계산치가 크게 나타나는데 이는 빔 경계 바로 바깥쪽에서 선량이 크게 계산되는, 즉 반음영이 실제 보다 완만하게 모델링된데 따른 것으로 판단된다. 또한 0 cm을 지나면서 매우 좁은 선량 감소가 측정 상에서 관측되고 있는데, 이는 leaf 위치에 따른 오차로 평가하였다.

고 안 및 결 론

지금까지의 통상적인 방사선 치료면에 대한 정도관리 즉, 콜리메이터의 위치 조정 및 확인은 light field와 radiation filed를 일치시키고, 이들의 일치를 전제로 light field를 기준으로 하여 콜리메이터 및 MLC 각 leaf의 위치 조정을 시행하였다. 그러나 Siemens사의 콜리메이터시스템의 경우, 치료중심점까지의 거리가 비교적 길어 필름상의 radiation field의 반음영 영역의 폭이 커서, 그 경계를 육안으로 결정하기가 쉽지 않다. 이로 인해 light filed와의 일치도를 결정하는데 있어 1 mm 정도의 불확정도를 갖는 것으로 평가하였다. 기존의 치료방법에 있어서는 이 정도 크기의 오차는 허용가능하며, 실제 제작사의 사양에서는 ±2 mm를 허용범위로 인정하고 있는 실정이다. 세기조절방사선치료를 위해서는 보다 정확한 leaf 위치 결정방법이 필요하며, 이를 위해 정도관리가 잘 된 필름 선량계를 적극 활용해야 할 것으로 판단된다. Leaf 위치의 재현성을 평가하기 위해 수평방향으로 갠트리를 회전하여 동일한 측정을 해본 결과, 0.5 mm 내외에서 재현성을 갖는 것으로 판단된다. Leaf 위치의 정확성을 정도관리하기 위해서는 다양한 점검 절차를 개발, 시행할 필요가 있을 것으로 사료된다.[17)]

최근에 도입되고 있는 3차원치료계획시스템들은 모델기반 선량계산알고리즘을 사용하고 있기 때문에 사용자 빔에 대한 모델링 과정에서 면밀한 확인과정이 따라야 할 것으로 사료된다. 특히 세기변조방사선 치료와 같이 소조사면에 대한 정밀한 측정데이터를 얻기 위해서는 적절한 선량측정장비를 사용하는 것이 중요하다 하겠다. 또한, 단순한 형태로부터 임상 직전 단계까지 복잡도를 증가시켜 가면서 여러 가상 치료 조건을 설정하여, 이들 치료계획 하에서 얻어진 계산 선량과 이를 측정을 통하여 확인하여 봄으로써 문제점을 분석, 해결 가능한 문제들은 개선해 나가고 치료계획시스템의 계산 정확도를 파악하고 있어야 할 것으로 사료된다.

세기변조방사선 치료에서는 모든 beamlet들이 개별적인 선량가중치를 가질 수 있으므로 이론적으로는 이들 모두에 대해 개별적인 선량 확인 과정이 필요하다. 그러나 치료계획시스템의 선량계산 자체의 정확성이 전산화치료계획시스템의 commissioning 단계에서 이미 충분히 검증되었다면, 세기조절방사선치료에 있어 가장 중요한 정도보증 항목은 각각의 분할된 조사빔들이 전산화치료계획시스템으로부터 치료기로 정확히 전달되었는지를 확인하는 절차이다. 이를 위해 필름 측정 후 계산된 선량분포와 비교하는 방법은 전체적인 선량분포 패턴을 한눈에 알아볼 수 있는 장점을 가지고 있으나, 이를 정량적인 분석 방법으로 사용하기 위해서는 분석방법의 개발이 따라야 할 것으로 사료된다. 선형배열다중검출기을 사용한 평가 방법은 3차원 물팬톰시스템과 연계하여 정확한 위치 지정이 가능하고 정량적 분석이 가능한 반면, 모든 beamlet에 대한 선량확인이 현실적으로 불가능하다는 단점을 가지고 있다.

결론적으로 본원에서는 팬톰 내에서의 치료중심점과 같이 특정 지점에서의 절대선량 확인 및 필름 혹은 선형배열다중검출기를 사용한 세기분포 패턴의 확인 과정을 통하여, 이를 적절히 병행하여 사용함으로써 세기조절방사선치료에 적합한 정도관리를 시행할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. **Ling CC, Burman C, Chui S, et al.** Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996;35:721-730
2. **Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Walden TJ.** Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994;30:899-908
3. **Chui CS, LoSasso T, Spirou S.** Dose calculation for photon beam with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. Med Phys 1994;21:1237-1244
4. **Xiao Y, Galvin J, Valicenti R.** Optimization of weightings for beams selected through forward-planning process. Med Phys 1999;26:1079-1085
5. **Bortfeld T, Burkelbach J, Boesecke R, Schlegel W.** Methods of image reconstruction from projections applied to conformation radiotherapy. Phys Med Biol 1990; 35:1423-1434
6. **Webb S.** Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity. Phys Med Biol 1992; 37:1689-1704
7. **Xia P, Verhey LJ.** Multileaf collimator leaf sequencing algorithm for intensity modulated beams with multiple static segments. Med Phys 1998;26:1424-1434
8. **Ma L, Boyer A, Xing L, Ma CM.** An optimized leaf-sequencing algorighm for beam intensity modulation using dynamic multileaf collimators. Phys Med Biol 1998;43:1629-1643
9. **Boyer AL, Mok E, Luxton G, et al.** Quality Assurance for Treatment Planning Dose Delivery by 3DRTP and IMRT. In: Shiu AS, Mellenberg DE, eds. General Practice of Radiation Oncology Physics in the 21th Century. 1st ed. Madison, WI : Medical Physics Publishing 2000:187-232

10. **Mohan R, Wu Y, Wu Q.** Inverse Treatment Planning and Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT). In: Shiu AS, Mellenberg DE, eds. General Practice of Radiation Oncology Physics in the 21th Century. 1st ed. Madison, WI: Medical Physics Publishing 2000:113-136
11. **Das IJ, Desobry GE, Mcneely SW, Cheng EC, Schultheiss TE.** Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998;25:1676-1684
12. **Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al.** AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53. Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 1998;25:1773-1829
13. **Van Dyk J, Barnett R, Cygler J, Shragge P.** Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993;26:261-273
14. **Burch SE, Kearfott KJ, Trueblood JH, Sheils WC, Yeo JI, Wang KC.** A new approach to film dosimetry for high energy photon beams: Lateral scatter filtering. Med Phys 1997;24:775-783
15. **Zhu TC, Liu C, Bova F, Plata J.** Convolution based correction to ionization chamber measured output for small fields. Med Phys 1996;23:1166-1172
16. **Serago CF, Houdek PV, Hartmann GH, Saini DS, Serago ME, Kaydee A.** Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 6, 6, 10, 15, 24 MV x-ray beams for radiosurgery. Phys Med Biol 1992;37:1943-1956
17. **LoSasso T, Chui C, Ling CC.** Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med Phys 1998;25:1919-1927

Abstract

Quality Assurance for Intensity Modulated Radiation Therapy

Byung Chul Cho, Ph.D.*, Suk Won Park, M.D.†, Do Hoon Oh, M.D.† and Hoonsik Bae, M.D.*

*Department of Radiation Oncology, Hallym University Sacred Heart Hospital,
†Department of Radiation Oncology, Kangdong Sacred Heart Hospital,
Hallym University, Seoul, Korea

Purpose : To setup procedures of quality assurance (QA) for implementing intensity modulated radiation therapy (IMRT) clinically, report QA procedures performed for one patient with prostate cancer.
Materials and methods : P^3IMRT (ADAC) and linear accelerator (Siemens) with multileaf collimator are used to implement IMRT. At first, the positional accuracy, reproducibility of MLC, and leaf transmission factor were evaluated. RTP commissioning was performed again to consider small field effect. After RTP recommissioning, a test plan of a C-shaped PTV was made using 9 intensity modulated beams, and the calculated isocenter dose was compared with the measured one in solid water phantom. As a patient-specific IMRT QA, one patient with prostate cancer was planned using 6 beams of total 74 segmented fields. The same beams were used to recalculate dose in a solid water phantom. Dose of these beams were measured with a 0.015 cc micro-ionization chamber, a diode detector, films, and an array detector and compared with calculated one.
Results : The positioning accuracy of MLC was about 1 mm, and the reproducibility was around 0.5 mm. For leaf transmission factor for 10 MV photon beams, interleaf leakage was measured 1.9% and midleaf leakage 0.9% relative to 10×10 cm^2 open filed. Penumbra measured with film, diode detector, micro-ionization chamber, and conventional 0.125 cc chamber showed that 80 20% penumbra width measured with a 0.125 cc chamber was 2 mm larger than that of film, which means a 0.125 cc ionization chamber was unacceptable for measuring small field such like 0.5 cm beamlet. After RTP recommissioning, the discrepancy between the measured and calculated dose profile for a small field of 1×1 cm^2 size was less than 2%. The isocenter dose of the test plan of C-shaped PTV was measured two times with micro-ionization chamber in solid phantom showed that the errors upto 12% for individual beam, but total dose delivered were agreed with the calculated within 2%. The transverse dose distribution measured with EC-L film was agreed with the calculated one in general. The isocenter dose for the patient measured in solid phantom was agreed within 1.5%. Off-axis dose profiles of each individual beam at the position of the central leaf measured with film and array detector were found that at out-of-the-field region, the calculated dose underestimates about 2%, at inside-the-field the measured one was agreed within 3%, except some position.
Conclusion : It is necessary more tight quality control of MLC for IMRT relative to conventional large field treatment and to develop QA procedures to check intensity pattern more efficiently. At the conclusion, we did setup an appropriate QA procedures for IMRT by a series of verifications including the measurement of absolute dose at the isocenter with a micro-ionization chamber, film dosimetry for verifying intensity pattern, and another measurement with an array detector for comparing off-axis dose profile.

Key Words : Intensity modulated radiation therapy, Quality assurance