

Review on the Pre-treatment Quality Assurance for Intensity Modulated Radiation Therapy

Youngyih Han

Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea

This review paper deals with the current statuses of pre-treatment quality assurance conducted for Intensity modulated radiation therapy. Focusing on the issues relevant to two-dimensional verification of absorbed dose distribution, review was made for the papers published during the last 3~4 years. Lastly, the future development direction was projected.

Key Words: Intensity modulated radiation therapy, Pre-treatment quality assurance, Two-dimensional dose distribution, Gamma index

서 론

세기변조방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)는 Brahme¹⁾의 역 치료계획(Inverse planning)의 알고리즘에 대한 논문발표를 시작으로 1994년에 Nomos 사의 PEACOCK 시스템으로 첫 치료를 시작한 후, 2000년도 이후 본격적으로 상용화되어, 임상에 널리 보급되었고, 2008년 자료에 의하면 미국 암 환자의 30%~60%²⁾가 IMRT로 치료를 받는 것으로 보고되고 있다. 국내에서도 2011년 5개 암에 대하여 국내에서 보험이 적용된 이후에, 세기변조 방사선 치료 건수가 급속히 증가하고 있다.

방사선 치료에서 가장 중요한 기술 발전 중 하나로 평가되는 IMRT는 기존의 방사선 치료와는 다르게 전자불균형이 일어나는 작은 조사야의 사용과 복잡한 형태의 조사야의 조합을 사용함으로써 3차원 치료에 비교하여 방사선 흡수선량을 예측하는 알고리즘의 정확성이 더욱 중요하게 되었다. 이와 더불어 MLC (Multi Leaf Collimator) 구동의 정확성과 재연성, 환자 셋업의 정확성 그리고 움직이는 종양의 제어와 치료종양의 보다 정확한 타겟팅이 정확한 치료구현을 위한 중요한 요소로 부각되었으며, 이는 기존의 3차원 치료의 연장선상이 아닌, 새로운 치료 패러다임으로 간

주되었다.

이후로, 환자 셋업의 정확성을 증진하기 위하여, 영상유도 방사선 치료기의 개발이 촉발 되었으며, 외부 표지자가 아닌, 인체 내부의 종양 또는 종양의 위치를 대신하는 내부 표지자를 매 치료시행 전에 X-선 영상으로 확인할 수 있는 기기의 개발이 가속화 되었다. 따라서, 치료용 Megavoltage의 X-선을 그대로 사용하는 EPID (Electronic Portal Imaging Device)를 시작으로 Kilovoltage의 X-선을 사용하는 2차원 영상(On board Imager, Exac Track)과 3차원 Cone Beam CT 영상, 그리고 Megavoltage의 X-선을 사용하는 Cone Beam CT 또는 Fan beam CT (Tomotherapy) 영상으로 치료시행 전 종양위치를 확인할 수 있는 치료용 가속기들이 개발되었다.

방사선 흡수선량계산의 알고리즘은, IMRT 개발시점에 많이 사용되었던 Pencil Beam 알고리즘과 Superposition convolution 알고리즘에 추가하여, AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)³⁾ 알고리즘과 Acuros xb 알고리즘^{4,5)} 등이 개발되었으며, Monte Carlo를 탑재한 치료계획시스템들이 상용화되어 불균일한 매질과 복잡한 조사야 조건에서 흡수선량예측의 정확성을 증진시켜가고 있다.

IMRT 개발 시, 치료계획에 사용되는 각기 다른 치료계획 알고리즘과 보유한 치료기의 기계적 정확성과 방사선 출력의 안정성 등이 통합적으로 결합되어 환자에게 조사되는 치료의 품질을 확인하는 것이 필요했으며, 전산망을 통해 치료기로 전송된 복잡한 치료인자들의 완전성을 확인하기 위하여 치료 전 측정을 통한 품질보증이 2003년 AAPM

이 논문은 2013년 12월 12일 접수하여 2013년 12월 17일 채택되었음.

책임저자 : 한영이, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50번지

삼성서울병원 방사선종양학과

Tel: 02)3410-2604, Fax: 02)3410-2610

E-mail: youngyih@skku.edu

에 의해 권고 되었다.⁶⁾

이러한 치료 전 측정을 통한 각 개별환자 치료의 품질보증은 환자를 대신할 수 있는 적합한 팬텀의 CT영상에 환자에게 조사할 MLC 조합과 각 조합의 방사선양(MU)을 동일하게 적용하여, 팬텀플랜을 생성하고, 측정기를 장착한 팬텀에 방사선 치료를 시행하여 치료계획에서 예측한 치료 종양 내에서의 절대 선량과, 종양과 주변 정상조직에서의 흡수선량 분포를 확인하는 내용으로 시행되어 왔다.

본 논문에서는 그 동안 시행되어온 치료 전 품질보증 방법의 문제점을 살펴보고, 측정기와 측정방법 및 분석방법, 소프트웨어의 발전에 따라 향후 IMRT의 치료 전 품질보증 방법의 발전방향을 조망해 보고자 한다.

본 론

1. 허용오차의 범위결정

치료 전 품질보증의 목적은 치료계획시스템과 치료기의 인수검사 이후에 지속적인 각 개별환자의 치료확인과정을 통하여 최적화된 치료계획 플랜이 치료기에서 구현되는지와 선형가속기의 구동이 정상상태인지 확인하는 것이며, 이에 더하여 환자치료의 정확성과 안전성을 보증하기 위함이다.⁷⁾ 이러한 세 가지의 목적을 달성하기 위해서는 빠르게 변화해 가는 IMRT의 치료기술이 내포하고 있는 문제점들을 파악하고 이게 잘 맞추어 품질보증 방법도 같이 변화해야 한다.

IMRT의 기술개발 후 시행되어온 치료 전 품질보증의 가장 일반적인 방법은 환자 치료계획 수립 후 물과 등가물질인 고체 팬텀에 대하여 팬텀 플랜을 생성하고 팬텀을 환자 치료와 동일한 셋업 과정을 거쳐서 치료를 시행하여 팬텀 내의 흡수선량을 확인하는 방법으로 시행되어 왔다. 종양 내부에 해당하는 1개 이상의 측정점에서 절대 흡수선량을 측정하여 3% 오차 이내임을 확인하고, 필름 또는 ionchamber array나 diode array 등 2차원 선량측정기를 사용하여 일정오차 이내(Dose Difference (DD)=3%, Distance To Agreement (DTA)=3 mm) 이내에서 치료가 시행되는지 확인해 왔다.

이 과정에서 절대 흡수선량측정에서 용인되는 오차의 한계에 대해서는, ionchamber 측정 프로토콜의 정확성이 잘 확립되어 3%로, 그리고 2차원 측정에서 선량분포의 변화가 완만한 부분에서는 상대적인 선량차이(Dose Difference)를, 급격히 변하는 부분에서는 등선량지점까지의 거리의 차(DTA)를 반영하는 gamma index^{8,9)}가 사용되고 있다.

이중에서 2차원 선량분포를 gamma index 지수로 평가할 때, 치료를 위해 허용할 수 있는 오차의 한계를 결정하는 것이 하나의 이슈였으며, 각 기관에 따라 낮게는 90%에서 높게는 97%까지 다양한 오차허용 범위(gamma index 통과율)를 사용할 수 있으나,¹⁰⁾ AAPM의 TG 119⁷⁾에서는 3%/3mm의 허용오차의 한계에, 통과율 95%를 적용하는 것이 현실적인 것으로 언급하고 있다.

치료전 품질보증 측정에서 관찰되는 오차의 원인 중 중요한 한가지는, 기본적으로 각 기관이 IMRT를 도입 시 시행한 커미셔닝의 정확도이다. 커미셔닝의 정확도의 범위를 다양한 제조사의 치료기와 치료계획시스템에 대하여 미국 내의 10개 기관이 공동연구를 시행한 결과에 따르면,⁷⁾ 절대선량은 고선량과 저선량점의에서 거의 비슷한 결과를 보이고 있으나, 2차원 선량분포는 치료의 복잡성의 정도에 따라, 그리고 측정이 중심축 면에서 벗어나는 경우 더 큰 오차를 보이고 있다.

2011년 국내의 10개 기관이 참여한 공동연구에서도¹¹⁾ TG 119와 동등한 결과를 보이고 있다. 따라서, 각 치료기관은 상기에서 시행한 방법과 동일한 방법으로 난이도가 다른 여러 개의 IMRT 샘플치료계획을 세우고, 치료를 팬텀에 대하여 여러 번 시행, 측정하여 오차의 평균값과 표준편차를 구한 후, 상기 연구에서 발표된 범위내인지 확인하는 것이 필요하다. 이 결과값으로 해당기관의 confidence limit 값을 구하여, 치료 전 환자 품질보증의 한계오차를 정하는 것이 바람직하다,

2. 오차의 원인

그러면, IMRT 선량측정에서 특히 2차원 측정에서 관찰되는 오차에 기여하는 인자는 무엇인가?

이는 몇 가지로 요약할 수 있는데, 첫 번째는 치료계획시스템의 커미셔닝시 측정하는 기본 빔 프로파일의 부정확성이다. Yan 등¹²⁾는 방사선분포 프로파일의 측정 시 사용하는 측정기의 부피 효과를 제거하여 이상적인 빔 프로파일을 사용한 광자선 모델과, 측정기의 부피효과로 완만하게 측정된 프로파일을 그대로 사용하여 생성한 2개의 광자선 모델을 생성한 후, 53개의 IMRT 치료를 시행하여, 2차원 선량분포의 gamma index의 통과율을 비교하였다. Table 1에서와 같이, 측정기의 부피효과가 적을수록 gamma index의 통과율이 높은 것을 보임으로써, 빔 프로파일 측정의 정확성이 오차의 원인임을 증명하였다. 또한, Li 등¹³⁾은 치료기의 모델링 중 방사선원의 분포와 MLC의 모델링의 정확성이 IMRT 치료의 불확도에 미치는 영향을 Monte Carlo

Table 1. Average passing rate and standard deviation of the IMRT QA results for 53 fields for the three photon beam models. The measurement was performed with the MapCHECK device. IMRT plan was generated using the BM4 beam model for each patient. The same beam parameters MUs, segment weights, etc were then employed to distributions with each of the three beam models. %Diff and DTA acceptance criteria were used to evaluate the agreement between calculated and measured dose distribution.¹²⁾

	CC13 model (BM6)	CC04 model (BM4)	Deconvolved* model (BM08)
2%/2 mm	81.6±7.8	92.6±3.3	96.8±2.3
3%/3 mm	93.8±4.1	98.9±1.0	99.4±0.6

*Profiles were found by de-convolving the finite size of the detector.

계산을 수행하여 측정하였다. 그 결과, 방사선원의 분포의 정확성은 1.5%의 불확도를 증가시키는 요인인데 반하여, MLC 두께, MLC의 각 입간 방사선 누설량, MLC의 tung-and-groove, 그리고 MLC 각 잎의 위치의 오프셋은 평균선량분포에 각각 4.5%, 5.6%, 5.3%와 7.8%의 불확도를 야기할 수 있는 것을 보였으며 각 체적소의 흡수선량에는 각각 2.5%, 0.7%, 2.1%, 1.3% 그리고 5%의 표준편차를 야기할 수 있음을 보여, 치료계획시스템에서 그 방사선량적 및 형태적 특성을 정확하게 반영하지 못하는 MLC의 모델링이 측정 시 관찰되는 불확도의 주요한 원인임을 보였다.

마지막으로 언급하고자 하는 요인은, 2차원 측정기로 사용하는 측정기나 또는 그 측정기를 사용한 분석법에 내재한 불확도이다. Han 등¹⁴⁾은 EDR, EBT film의 측정 및 분석 방법이 IMRT 치료측정에 미치는 불확도를 MC 계산과 비교하여 평가하였으며, EBT film과 납필터를 장착하여 낮은 에너지의 광자선을 제거한 EDR2의 선량측정이 IMRT를 모사한 치료 빔에서 3%/3 mm 기준의 gamma index의 99% 이상의 통과율을 보이거나, 2%2 mm의 기준에서는 상대적으로 낮은 통과율을 보여, 필름측정과 분석법에 내재한 불확도의 영향을 평가하였다. 따라서, 2차원 선량분포를 위한 측정기의 선택 시, 각 측정기의 고유한 분해능을 확인하는 것이 필요하다.

3. 치료 전의 품질보증은 IMRT의 정확성과 안전성을 증진시키는가?

IMRT는 3차원 입체 조영 치료 방법에 비교하여, 치료방법에 수반되는 기술적인 복잡성은 크게 증가되었지만, 한

편으로는 치료 파라미터들의 전산망을 통한 자동 전송과 치료기에서 조사야들의 자동 셋업, 안전을 위한 대비책 강화 등으로 오히려 치료에 수반되는 오류는 감소할 여지도 있다. 이에 대하여 Margalit 등⁵⁾은 2004년부터 2009년까지 시행된 방사선 치료에서 3차원입체조형치료와 IMRT에서 발견된 오류를 기록하고 분석하여, 오류의 발생빈도와 오류의 종류를 비교하였다. 오류를 치료계획과 의도하지 않게 벗어난 모든 경우로 정의하였고, 전체 치료건수에서 0.06%인 155건의 오류가 발생하였는데, IMRT에의 오류는 3차원 입체조형치료를 비교하여 오히려 낮은 오류 발생율을 보고하고 있다(0.03% 대 0.07%, p=0.001). 오류의 종류는 치료방법간에 차이를 보여서, IMRT에서는 장비, 특히 MLC의 작동과 관련된 오류, 그리고 환자 자료 입력과 해석에 따른 오류가 다빈도 항목이었으며, 이와는 다르게 3차원 입체조형치료에서는, 조사야를 만드는 블럭이나 쇄기, 셋업 보조 도구 등 액세서리관련 에러가 다빈도 항목으로 보고하고 있다. 따라서, 치료의 안전성에 보다 주의를 집중하고 치료 전 품질보증의 활동을 수행하는 IMRT 치료가 오히려 기존의 치료에 비교하여 적은 오류율을 보이는 원인으로 결론짓고 있으며, 환자의 안전증진을 위한 품질보증 내용은 각 치료방법의 특성을 반영하여 구성되어야 함을 제시하고 있다. 이는 최근에 개발된 Rapid Arc 등 회전조사 방식의 IMRT 품질보증내용을 결정에 참고해야 할 사항이다.

4. Per-beam (단일 조사야)의 정확성 변별력

2차원 선량분포의 측정을 통한 확인은, 기본적으로 IMRT 치료를 구성하는 모든 포드의 빔을 조사하여 전체 흡수선량을 측정하고 분석하는 방법으로 시작되었다. 이는 측정된 선량분포에서 고선량 조사영역과 저선량 조사영역에서의 정확도의 정도를 차별하여 분석가능하고, 각 분포영역에 대응되는 임상부위, 즉 치료종양 부위 또는 주변의 보호 장기영역에 측정의 결과를 연관시켜 해석이 가능하다. 그러므로, 측정에서 관찰되는 오차의 임상적 중요성에 대한 해석 및 예측이 가능한 장점이 있다.

다른 한편으로, 측정 직후, 거의 실시간으로 2차원 방사선 분포의 분석이 가능한 EPID, diode 또는 ionchamber array를 IMRT의 선량측정에 사용하여, 각 단일 포드 별로, 측정 빔을 치료계획의 예측과 비교하는 per-beam (또는 단일 조사야) 별 보증 방법이 있다. 위에서 설명한 방법에 더하여 부가적인 확인항목으로 사용되었었는데 일부 기관에서는 위의 방법을 대체하는 측정항목으로 사용하기도 한

다.¹⁶⁾ 이 방법은 세기변조가 심한 각 포트의 광자선 프루언스를 개별 측정하게 되기 때문에 gamma index 방법으로 평가한 각 포트 빔의 평가 결과가 임상에 미치는 효과를 판별하기 어려우며, 이런 이유로 허용오차 범위를 결정하는 것이 매우 어렵다. 따라서, 허용오차 범위를 결정하기 위한 방법으로 Kruse¹⁷⁾는 두경부종양의 IMRT 치료계획을 8개 이상의 측정 점에서 전리함으로 측정하여, 환자치료를 허용 가능한 정확한 3개의 치료계획과, 이에 반하여 환자치료를 허용하기에는 정확도가 낮은 복잡한 3개의 치료계획을 구분 한 후에, Per-beam 방법으로도 허용가와 불가의 분별이 가능한지 연구하였다. Per-beam의 gamma index를 2%/2 mm로 평가 시에는 EPID와 ionchamber array를 사용한 두 경우 모두에서 허용가능 프렌과 허용불가능 프렌간에 근소한 차이(EPID: 88.2%~92.2% vs 87.5%~91.5%, ionchamber array: 92.4%~94.9% vs 86.8%~98.3%)를 보였으나, 3%/3 mm로 평가 시에는 모든 프렌이 gamma index로는 허용 가능한 프렌으로 관찰되어, 변별력이 없는 것을 보였다.

그러면, per-beam으로 프렌을 평가시 gamma index 통과율은 과연 임상적으로 의미가 있는지, 있으면 몇 % 몇 mm가 의미 있는 허용기준인가?

이에 대하여, Nelmsb 등¹⁸⁾은 4개의 두경부암 치료 IMRT 치료계획에 인위적으로 각각 4종류의 오류를 포함하는 광자선모델을 생성해서 오류를 내포한 치료계획 96개를 만들고, per-beam으로 분석한 gamma-index (3%/3 mm, 2%/2 mm, 1%/1 mm)가 임상적으로 의미 있는 인자들인 침샘 평균선량, 척수의 최대선량과 D1cc, CTV D95, 후두 평균선량들과 통계적인 상관관계가 있는지 분석하였다. Per-beam의 gamma index 통과율은 임상적으로 의미 있는 인자와 Person 분석에서 약, 중 정도의 상관관계를 나타내었으며($r = -0.295 \sim 0.653$, Table 2), 높은 값의 gamma-index 통과율의 일부 플

랜에서는 정상장기에서의 선량차이는 매우 큰, 잘못된 음성결과(False negative) 값이 관찰되었다. 이외는 다르게 실제 환자치료계획 중 DVH의 차이를 유발하는 치료계획이 per-beam 방법으로 측정된 gamma index의 통과율과 상관관계가 있는지의 연구에서는¹⁹⁾ 부피가 상대적으로 큰 치료종양에 대해서는 약한 상관관계가 있었지만, 주변의 보호해야 하는 정상장기의 선량오류와는 상관관계가 없음을 보고하였다. 따라서, Per-Beam 방법으로 품질의 보증함은 치료종양과, 주변의 정상장기에서의 선량이 모두 정확해야 하는 방사선 치료에서 임상적으로 허용할 수 있는 품질을 보증하지 못한다.

5. Gamma index에서 허용율의 의미

그러면, 모든 포토의 빔을 다 조사하여, 팬텀의 축면(axial plan)에서 측정하고 gamma index로 분석한 2차원 선량분포는 분석시 정한 허용기준 값(예를 들어 3%/3 mm)의 정확성을 보증하는가?

여기에 대한 답은, 허용율이 결정한다. Li 등²⁰⁾이 분석한 자료에 따르면, 허용기준 값을 5%/3 mm로 정한 분석 값에서, gamma index 통과율이 97.5%인 경우에 실질적인 선량차이는 최대 약 5.3%, DTA는 약 3.8 mm 임을 보였다(Fig. 1). 이 이유는 1차원으로 설명하여, 20 mm 길이의 선량분포가 1 mm 이동이 있을 때, 실질적인 gamma-index의 통과율은 DTA가 1 mm인 경우에 100%이며, 2 mm 이동이 있는 경우에도 통과율이 90% (20 mm~2 mm=18 mm)로 산정됨을 보여 DAT 1 mm에 90% 통과율은 2 mm 이동을 간과 못하는 것을 설명하였다(Fig. 2). 따라서, 높은 DAT를 설정하더라도, 낮은 통과율을 적용하면, 허용기준 값 보다 큰 오차가 존재해도 치료 가능한 치료계획으로 평가가 된다.

Table 2. Pearson correlation values r and two-tailed p-values correlating the magnitude of anatomy dose errors to three IMRT QA Gamma passing rate performance metrics. Significant p-values <0.01 are italicized for emphasis. Note: The statistically significant correlations have positive r-value positive slope indicating that the highest critical dose errors happen at the higher Gamma passing rates.¹⁸⁾

IMRT QA criteria	Spinal cord D 1cc error		Contralateralparotid meandose error		Ipsilateralparotid meandose error		Larynx meandose error		CTV D95 error	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
3%/3 mm	-0.183	0.07	0.328	<0.01	0.523	<0.01	-0.167	0.20	0.604	<0.01
2%/2 mm	-0.141	0.17	0.118	0.25	0.588	<0.01	-0.134	0.31	0.653	<0.01
1%/1 mm	-0.130	0.21	0.10	0.33	0.551	<0.01	-0.295	0.022	0.619	<0.01

Analysis criteria method: Global % difference (normalized to max dose), 10% lower threshold, and gamma index 1 as the passing criterion.

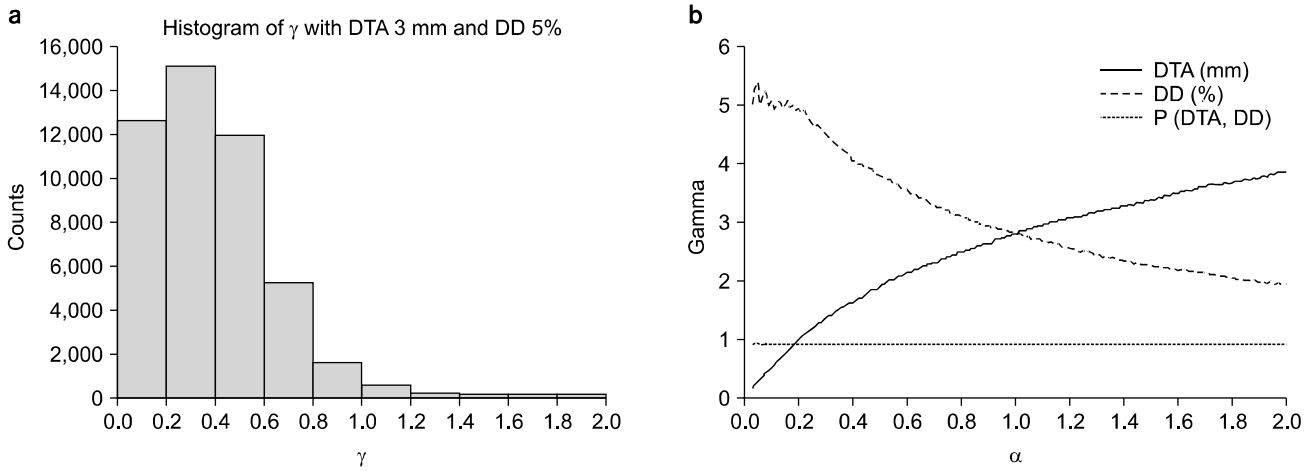


Fig. 1. Example of the gamma index and parameter selection of the gamma index, (a) histogram of the gamma map with 5%/3 mm criteria (b) DTA/DD criteria satisfying P (DTA, DD) 90%.²⁰⁾

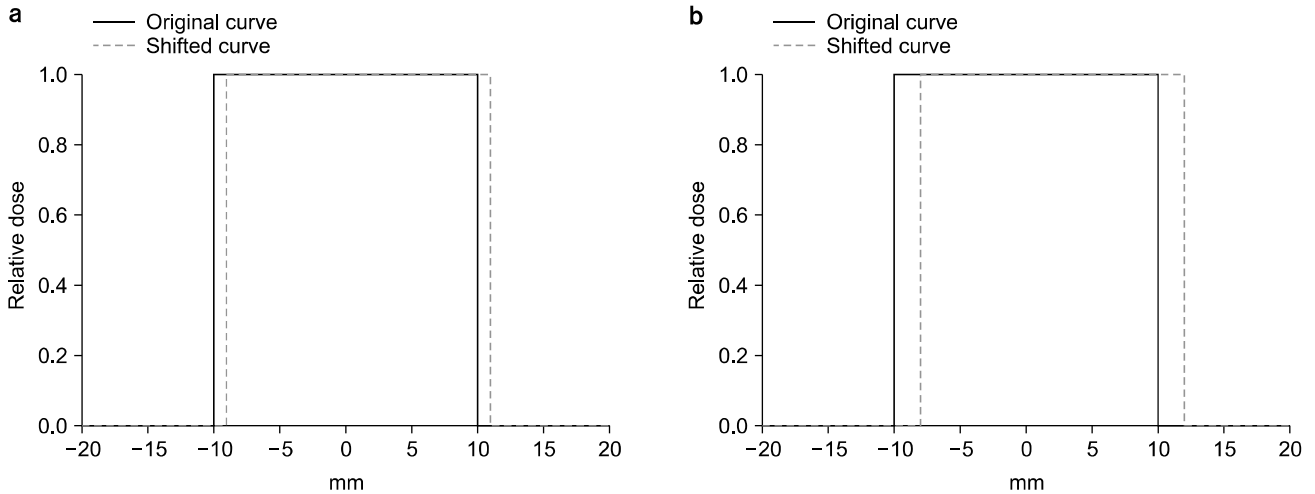


Fig. 2. Dose shifting and c index passing rate. (a) A 2-cm strip curve shifted 1 mm and (b) a 2-cm strip shifted 2 mm.²⁰⁾

6. DVH를 사용한 품질보증

위에서 기술한 많은 문제들에 추가하여, 2차원 선량분포의 한계점은, 3차원 선량분포를 기준으로 평가된 치료계획을 2차원으로 검증한다는, 근본적인 한계에 있다.

이러한 문제점을 해결하는 방안으로, 최근에는 DVH를 측정으로 검증하는 방법들이 개발되었다(COMPASS system, Dosimetry Check, 3DVH).

그렇다면, gamma index를 3차원 선량분포에 대하여 3차원으로 평가한다면, 임상적으로 의미 있는 인자들과 상호관계가 존재하는가? 또한, 상용화된 DVH기반 평가 소프트웨어는 임상적으로 의미 있는 인자들과 상관관계가 있는가?

이 질문에 대하여, Zhen 등²¹⁾은 Nelms 등¹⁸⁾이 시행한 것과 동일한 방법으로, 4개의 두경부암의 IMRT 치료계획에 대하여, 4종류의 오류가 있는 96개의 치료계획을 생성하고, 3차원 부피 내에서 평가한 gamma index의 통과율과 PDP (planned dose perturbation) 알고리즘을 사용한 DVH (3DVH 소프트웨어)가 임상적으로 의미 있는 인자들인 침샘 평균 선량, 척수의 최대선량 과 D1cc, CTV D95, 후두 평균선량들과 통계적인 상관관계가 있는지 분석하였다. Gamma index의 3%/3 mm와 2%/2 mm 허용한도로 평가한 통과율은 임상적으로 의미 있는 인자들과 약한 상관관계를 보였으며, 각 치료계획을 실시하여 측정을 해서 얻은 DVH 평가는 임상적으로 의미 있는 인자들의 오류를 반영하는 것으로 보

Table 3. Pearson product-moment correlation coefficient (r) and two-tailed p-values correlating the magnitude of anatomy dose errors to gamma passing rates over three sets of gamma criteria. In all cases, the percent difference normalization was local to maximize sensitivity, and the lower threshold for analysis was 10% of the global maximum dose. PDP correlation coefficients are also shown for comparison.²¹⁾

		CTV D95		Spinal cord D1cc		Spinal cord Dmax		Contralateral parotid		Ipsilateral parotid		Larynx	
		r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
Whole patients gamma metric	3%/3 mm	0.179	0.095	-0.344	<0.01	-0.343	<0.01	-0.019	0.854	0.231	0.051	-0.059	0.666
	2%/2 mm	-0.267	0.012	-0.381	<0.01	-0.379	<0.01	-0.192	0.061	-0.152	0.202	-0.115	0.399
	1%/1 mm	-0.793	<0.01	-0.32	<0.01	-0.308	<0.01	-0.509	<0.01	-0.64	<0.01	-0.04	0.77
Specific ROI gamma metric	3%/3 mm	0.107	0.321	-0.487	<0.01	-0.36	<0.01	-0.407	<0.01	-0.007	0.953	0.222	0.1
	2%/2 mm	-0.335	<0.01	-0.498	<0.01	-0.37	<0.01	-0.564	<0.01	-0.265	0.024	0.179	0.187
	1%/1 mm	-0.86	<0.01	-0.513	<0.01	-0.387	<0.01	-0.639	<0.01	-0.619	<0.01	0.014	0.918
PDP prediction		0.993	<0.01	0.983	<0.01	0.969	<0.01	0.979	<0.01	0.971	<0.01	0.986	<0.01

고하고 있다(Table 3).

결론

IMRT가 개발되어 현재까지 전리함을 사용한 절대 선량 측정과 2차원 선량측정기를 이용한 2차원선량분포의 gamma index 분석이 사용되어 왔다. 그러나 gamma-index 분석법은 임상적으로 의미 있는 인자들에 대한 치료의 정확성을 판별하는 능력이 떨어지는 것이 많은 연구에서 증명되었다. 최근에 개발되는 3차원적으로 DVH를 평가하는 환자 치료 전 품질보증 방법들은 임상적 측면에서의 치료 품질을 평가할 수 있음이 증명되고 있으며, 따라서 DVH를 측정으로 확인하는 방법으로 전환하는 것이 가능하게 되었다. 또한, 치료전 확인 뿐 아니라, IMRT 치료 중에 출구선량을 EPID로 측정하여 실시간으로 치료의 정확성을 보증하는 방법이²²⁾ 일반화 된다면 보다 치료정확성 향상에 기여할 것으로 사려된다.

참고 문헌

1. Brahme A: Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother Oncol* 12(2):129-140 (1988)
2. Das IJ, Cheng C, Chopra KL, et al: Intensity-modulated radiation therapy dose prescription, recording, and delivery: Patterns of variability among institutions and treatment planning systems. *J Natl Cancer Inst* 100(5):300-307 (2008)
3. Ulmer W, Pyyry J, Kaissl W: A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 50(8):1767-1790 (2005)
4. Gifford KA, Horton JL Jr, Wareing TA, Failla G, Mourtada F: Comparison of a finite-element multigroup dis-

crete-ordinates code with Monte Carlo for radiotherapy calculations. *Phys Med Biol* 51(9):2253 (2006)

5. Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, Failla G, Salehpour MR, Mourtada F: Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol* 55(3):581-598 (2010)
6. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 30(8):2089-2115 (2003)
7. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al: IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 36(11):5359-5373 (2009)
8. Low DA, Dempsey JF: Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 30(9):2455-2464 (2003)
9. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25(5):656-661 (1998)
10. Both S, Alecu IM, Stan AR, et al: A study to establish reasonable action limits for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 8(2):1-8 (2007)
11. Kim JI, Chung JB, Park YK, et al: A multi-institutional study for tolerance and action levels of IMRT dose quality assurance measurements in Korea. *J Appl Clin Med Phys* 14(2):3964 (2013)
12. Yan G, Fox C, Liu C, Li JG: The extraction of true profiles for TPS commissioning and its impact on IMRT patient-specific QA. *Med Phys* 35(8):3661-3670 (2008)
13. Li JS, Lin T, Chen L, Price RA, Ma CM: Uncertainties in IMRT dosimetry. *Med Phys* 37:2491 (2010)
14. Ju SG, Han Y, Kum O, et al: Comparison of film dosimetry techniques used for quality assurance of intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 37(6):2925-2933 (2010)
15. Margalit DN, Chen YH, Catalano PJ, et al: Technological advancements and error rates in radiation therapy delivery. *Int*

- J Radiat Oncol Biol Phys 81(4):e673-679 (2011)
16. **Nelms BE, Simon JA**: A survey on planar IMRT QA analysis. J Appl Clin Med Phys 8(3):2448 (2007)
 17. **Kruse JJ**: On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies. Med Phys 37(6):2516-2524 (2010)
 18. **Nelms BE, Zhen H, Tomé WA**: Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. Med Phys 38(2):1037-1044 (2011)
 19. **Stasi M, Bresciani S, Miranti A, Maggio A, Sapino V, Gabriele P**: Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. Med Phys 39(12):7626-7634 (2012)
 20. **Li H, Dong L, Zhang L, Yang JN, Gillin MT, Zhu XR**: Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. Med Phys 38(12):6730-6741 (2011)
 21. **Zhen H, Nelms BE, Tome WA**: Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA. Med Phys 38(10):5477-5489 (2011)
 22. **Olaciregui-Ruiz I, Rozendaal R, Mijnheer B, van Herk M, Mans A**: Automatic in vivo portal dosimetry of all treatments. Phys Med Biol 58(22):8253-8264 (2013)

세기변조 방사선치료의 환자 치료 전 선량보증에 대한 고찰

성균관대학교 의과대학 삼성의료원 방사선종양학과

한 영 이

본 논문은 현재 세기변조 방사선 치료를 시행 시에 일반적으로 사용 되고 있는 환자 치료 전 품질보증의 방법 중, 2차원 선량분포를 측정하여 품질을 보증하는 방법들에 관한 이슈들을 최근 3~4년 간 발표된 논문들을 중심으로 살펴보고, 향후 품질보증 방법의 개선방향에 대하여 조명해 보고자 하였다.

중심단어: 세기변조 방사선 치료, 치료 전 품질보증, 2차원 선량분포, 감마인덱스