

질환별 세기조절방사선치료의 정도관리: 을지대학병원 임상결과

을지대학교 의과대학 을지대학교병원 방사선종양학교실

김성진 · 이미조 · 윤선민

목적: 본원에서 시행된 세기조절방사선치료(IMRT) 환자의 질환별 정도관리(QA) 결과를 통해 오차의 원인과 정도를 확인하고 오차를 줄일 수 있는 개선점을 찾아 임상에 적용하고자 한다.

대상 및 방법: IMRT를 시행한 환자 50명(두경부, 28명; 유방, 14명; 골반부, 8명)에 대한 질환별 QA 결과를 분석하였다. 각각의 경우에 대해 film을 이용하여 gamma index를 구하였고, 이온함을 이용한 점 선량을 측정하여 치료 계획 시스템의 선량과 비교분석하였다.

결과: 점 선량 측정에서는 50명의 환자 중 45명의 환자는 치료 계획된 선량과 측정된 선량의 오차가 $\pm 3\%$ 이내로 오차를 보였다. 최대 오차는 3.6%, 전체 평균 오차 0.17% (SD=2.25%)의 오차율을 보였다. 질환별로 살펴보면 두경부 -0.13% (SD=1.93%), 유방 -0.26% (SD=2.79%), 골반부의 경우 -0.24% (SD=2.44%)의 오차율을 보였다. 상대선량 측정에서는 측정된 필름의 Gamma index distance to agreement (DTA) - dose difference (DD) 3 mm-3%의 기준에서 두경부 6%, 유방 10%, 골반부 6%의 오차를 보였다. 등선량곡선 90% 이상의 영역에서는 두경부 2%, 유방 1%, 골반부 0%의 오차를 보였다.

결론: 치료 위치에 따른 오차의 원인과 개선점을 파악하여 보다 양질의 IMRT를 구축하기 위한 기반을 다질 필요가 있을 것으로 생각한다.

핵심용어: 세기조절방사선치료, 정도관리, 오차율

서 론

세기조절방사선치료(intensity modulated radiation therapy, IMRT)는 치료 계획에 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT)이 도입된 이후로 방사선종양학에서 가장 큰 발전으로 여겨지고 있는 방사선치료법이다. IMRT 기본 개념은 방사선에 예민한 정상장기를 통과하는 빔의 세기를 줄이고 종양부위에 조사되는 빔의 세기는 증가하는 것으로 이해할 수 있다.^{1~4)}

빔의 세기를 조절함으로써 병변 내에 원하는 선량모양을 더욱 정교하게 일치시킬 수 있으므로 종양부위에는 고선량을, 주변의 정상 조직에는 최소한의 선량을 조사하는 것이 가능하다. IMRT는 치료의 우수성을 가지고 있는 반면, 기존의 3차원 입체 조형 방사선 치료(3 dimensional

conformal radiation therapy)에 비해 복잡하므로 전반적인 수행과정에서 발생할 수 있는 오차의 가능성이 증가하므로 매우 정밀하고 엄격한 정도관리(quality assurance, QA)가 요구되어진다.⁵⁾

IMRT 환자를 치료 할 때 기본적으로 발생하는 오차의 원인으로는 크게 소조사면에 의한 오차와 다엽콜리메이터(multi-leaf collimator, MLC) 전달 방법에 따른 오차, 그리고 phantom 위치에 따른 오차로 크게 분류할 수 있다. 소조사면에 의한 오차는 MLC 이동에 따른 오차다. 조사면의 세기를 조절하며 치료할 때 소조사면 수 증가에 따른 MLC의 잦은 이동과 소조사면의 가장자리의 급격한 선량감소로 발생하는 오차로 설명할 수 있다.

MLC의 전달 방법에 따른 오차는 sliding window method와 step and shoot method 모두에서 발생한다. Sliding window method는 MLC의 움직임이 있는 동안에도 MLC의 정지 없이 빔이 조사되면서 이 과정에서 오차가 발생되고, step and shoot method는 MLC가 정지한 후 빔이 조사되므로 소조사면이 형성되면서 오차가 발생할 수 있다.^{6,7)}

Phantom 위치에 따른 오차는 빔의 진행경로에 환자 태

이 논문은 2010년 7월 2일 접수하여 2011년 4월 14일 채택되었음.

책임저자: 윤선민, 을지대학교병원 방사선종양학과

Tel: 042)611-3540, Fax: 042)611-3541

E-mail: smyoun@eulji.ac.kr

이블과 테이블의 가로 지지대를 통과하므로 이로 인한 선량의 감소로 발생하는 오차다.⁸⁾ 기본적으로 발생하는 이러한 IMRT 오차원인 이외에도 치료 과정 중 다양한 원인에서 오차가 발생하므로 이러한 오차의 원인을 최소화할 때 환자 치료의 질적 향상을 도모할 수 있다.

본 연구에서는 IMRT의 치료성적을 높이기 위한 노력의 일환으로 기본적인 오차원인을 좀 더 세부적으로 나누어 IMRT 환자의 치료 질화에 따른 부위별 QA 결과 분석을 통해 위치에 따른 오차의 원인과 정도를 분석하고 그 개선점을 찾아 임상에 적용하고자 한다.

대상 및 방법

1. 치료과정

치료는 Fig. 1과 같은 과정으로 진행된다. 치료 계획은 PLATO RTS ver. 3.4 (Nucletron, Veenendaal, Netherlands)를 이용하여 이루어졌다. IMRT의 모든 치료 계획은 step and shoot 방식으로 4~9개의 field와 두경부와 골반부의 경우 100~150개, 유방의 경우 50~100개의 segment로 이루어졌다. 치료 계획 수립 후 IMRT QA를 시행하는데 이때 환자별로 점선량 측정과 필름 선량계 측정을 시행하였다. QA 결과가 허용 오차 범위 내로 측정되면 다음 과정인 모의 치료 과정을 진행하게 되고 그렇지 못할 경우 오차의 원인을 찾고, 필요한 경우 다시 치료 계획을 수립하기도 하였다. 치료가 결정된 경우 모의치료기를 이용하여 치료중심점을 재확인 후 선형가속기 Elekta Synergy Platform (Elekta, Crawley, UKStockholm, SwedenSSess)을 이용하여 치료를 진행하였다.

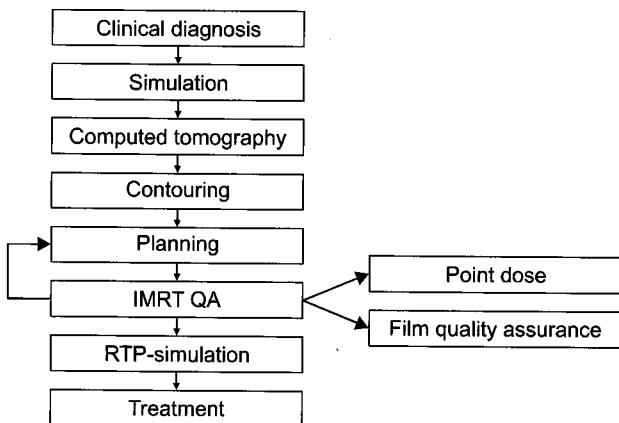


Fig. 1. Procedures for clinical implementation of intensity modulated radiation therapy (IMRT).

2. 환자별 QA

1) 점 선량 측정

본원에서 실제 임상에 적용할 IMRT QA를 시행 시에는 등선량 중심점과 shift point 2~3 지점으로 적어도 3개 이상의 점선량 측정을 시행하고 있다. 측정점은 등선량중심점과 gross tumor volume (GTV) 내에 측정하는 것을 기준으로 한다. 하지만 본 연구에서는 GTV 내 다른 측정점의 위치 선택의 일관성의 문제 등으로 등선량 중심점의 선량 측정만을 결과로 산출하였다.

환자 CT를 기반으로 이루어진 치료계획과 동일한 치료계획을 phantom상의 치료계획으로 변환 후 등선량중심점에서의 각각의 조사면에 대한 선량측정을 통해 총 선량을 확인하였다. 선량값 변화는 등선량중심점에서 측정된 전리계의 측정값을 100 MU에 대해 측정된 전리계의 값으로 환산하여 환산 값과 각 조사면에서 측정된 값을 계산하여 각각 조사면의 선량을 확인 후 총 선량을 확인하였다. 치료 허용 기준으로는 치료 계획된 선량과 실제 측정된 선량과의 오차를 $\pm 3\%$ 로 하였고 이것을 벗어나는 경우에는 set-up 오류를 점검하고 동일한 점은 물론 가까운 점들의 반복적인 재측정을 통해 오차를 정확히 확인하고자 하였다. 반복적 측정에도 $\pm 3\%$ 이상의 오차를 보이는 경우는 치료계획을 재 수립하여 QA와 치료를 진행하였다. 치료기는 Elekta Synergy Platform으로 phantom은 치료 부위에 따라 30×30×30 cm인 Solid Water Phantom (T29672, PTW-Freiburg, Freiburg, Germany)과 Cylinder 형의 20×20 cm의 IMRT Head/Neck Phantom (T40015, PTW-Freiburg)을 각각 사용하였다.

본원에서 사용하는 선형가속기 내의 MLC는 1 cm로 최소 1.0×1.0 cm의 소조사면 형성이 가능하다. 이온전리함은 0.125 cm³ (PTW TM31010, PTW-Freiburg)을 사용하였고, 전리계는 PTW UNIDOS (T10002, PTW-Freiburg)를 사용하였다.

2) 상대선량 측정 및 분석

(1) 필름 선량계: 필름 선량계는 상대 선량을 측정하는 방법으로 치료 계획된 선량분포와 실제 측정된 선량분포 간의 상대적 선량 일치 여부를 알 수 있는 방법이므로, 필름을 phantom의 중심부에 삽입하여 전체 조사면에 대해 intensity map을 측정하였다(Fig. 2). 측정된 필름은 VerySoft (PTW-Freiburg) 프로그램을 통해 비교하였다. Phantom으로 변환된 치료계획과 측정된 필름을 스캔한 영상을 VerySoft로 입력한 후 두 영상의 등선량중심점을 일치시켜주었다. 필요한 경우, 영상의 회전을 통해 두 영상이 최대한 동일한 모양이 되도록 등선량중심점을 정확히 하였다. 등선량 중심점이 일치된 영상에서 가능한 최대값을 가지는 지점

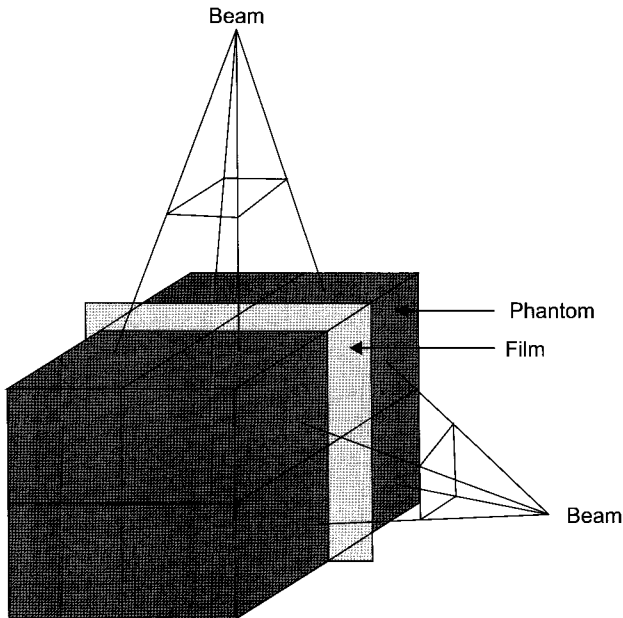


Fig. 2. Set-up diagram of film dosimetry.

Table 1. The Statistical Analysis of the Percent Difference between the Calculated and Measured Absolute Dose for All the Patients

Descriptive statistic for absolute dosimetry data (%)	
Mean	-0.17
Standard error	0.32
Median	0.15
Mode	-1.60
Standard deviation	2.25
Range	10.10
Minimum	-6.50
Maximum	3.60
Count	50
No. of negative	25
No. of positive	25
Negative to positive ratio	1

을 정규화하였다. 정규화된 두 영상의 단위를 일치, 환산하는 과정을 통하여 완성된 영상은 중첩법을 이용하여 두 영상을 겹친 후 오차를 확인하였다. 이 과정에 필름 선량계로는 Kodak 사의 X-Omat XV 필름이 사용되었다. 필름의 선량 교정은 6 MV 광자선 에너지에 대해 선원과 Solid Water Phantom 표면과의 거리(source - surface distance, SSD) 100 cm, 조사면적 10×10 cm로 D_{max} 지점에서 0 cGy, 3 cGy, 10 cGy, 15 cGy, 22 cGy, 31 cGy, 55 cGy, 92 cGy, 100 cGy, 113 cGy, 205 cGy, 300 cGy, 400 cGy, 500 cGy, 600 cGy, 700 cGy, 900 cGy를 조사하였다. 조사된 필름은 자동 현상기 Pro16 (Daesung, Seoul, Korea)을 이용하여 현상하였다. 현상된 필름은 농도계 Densix N4973 (PTW-Freiburg) 필

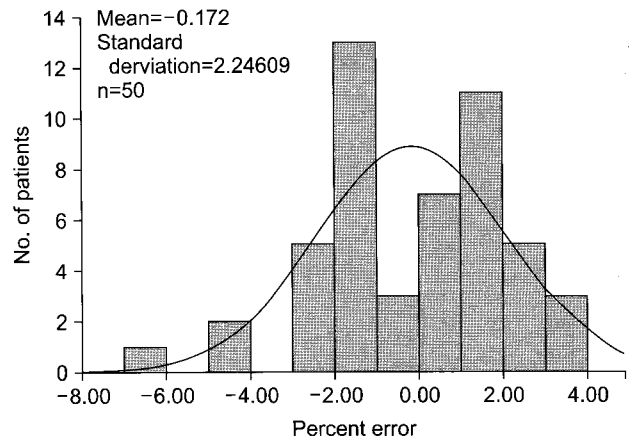


Fig. 3. The histogram of the measured and calculated dose differences for all the patients.

름의 흡광도를 구해 선량 교정곡선을 얻어 VerySoft에 적용하였다.

(2) Gamma Index법: Gamma index법이란 distance to agreement (DTA)와 선량 차이 dose difference (DD)의 이중 분석을 통한 선량 분포의 평가로 Low 등^{9~11)}에 의해 소개되었다. Gamma index법은 저 선량 기울기 영역과 고 선량 기울기 영역이 각각 다른 허용 기준으로 평가된다.¹²⁾ 본원에서는 DTA-DD 3 mm-3%의 허용기준을 적용하였다.

결 과

1. 점 선량 측정

Table 1은 50명의 환자를 대상으로 측정된 점 선량 측정 결과이다. 이 자료의 막대그래프 및 정규분포도는 Fig. 3이다. 최대 측정 오차는 -6.50%로 전체 오차의 평균은 -0.17% (SD=2.25%)이다.

각각의 치료 부위별 산출 결과는 Table 2에서 확인할 수 있다. 28명의 두경부 환자의 평균 오차는 -0.13% (SD=1.93%)로 최대 측정 오차는 3.60%이다. 유방암 환자의 평균 오차율은 -0.26% (SD=2.79%)이다. 최대 측정 오차는 3.40%를 나타내고 있지만 실제 음의 절대값을 고려한다면 -6.5%가 최대 측정 오차로 비교적 큰 값을 보인다. 골반부 치료 환자의 평균 오차율은 -0.24% (SD=2.44%)로 최대 오차는 -4.40%를 보인다. 평균오차율은 유방암 환자가 가장 높게 나타남을 확인하였다.

Table 3은 본원의 치료 허용 기준인 ±3%를 벗어나는 환자에 대한 점선량 측정 결과이다. 두경부 환자는 28명 중 1명(3.5%), 유방치료 환자는 14명 중 3명(21%), 골반부치료 환자는 8명 중 1명(12.5%)이 오차 허용 범위를 벗어났다.

Table 2. The Statistical Analysis of the Percent Difference between the Calculated and Measured Absolute Dose for Each Treatment Site

Descriptive statistic for absolute dosimetry data (%)			
Treatment site	Head & neck	Breast	Pelvis
Mean	-0.13	-0.26	-0.15
Standard error	0.36	0.74	0.85
Median	0.30	0.00	-0.04
Mode	-2.60	-1.60	1.20
Standard deviation	1.93	2.79	2.55
Range	6.40	9.90	7.60
Minimum	-2.80	-6.50	-4.40
Maximum	3.60	3.40	3.20
Count	28	14	8
No. of negative	14	7	4
No. of positive	14	7	4
Negative to positive ratio	1	1	1

유방치료 환자의 경우 주로 등선량 중심점 근처에서 허용 오차 범위를 벗어난 값을 보였고, target 내 측정점에서는 허용 가능한 범위의 오차율을 보였다. 골반부 치료 환자의 경우도 유방치료 환자와 상이한 오차 패턴을 보였으며 주로 등선량중심점 근처에서 오차범위를 벗어난 값을 보였고 target 내 측정점에서는 허용 가능한 오차범위에 포함되었다. 두경부환자의 경우는 중심점은 물론 target 내의 다른 측정점에서도 허용 범위를 벗어난 오차를 보였다. 두경부 환자의 경우는 오차범위를 벗어난 환자의 수는 1명이었으나 그 오차범위는 비교적 큰 오차율을 보였고 특히 반복 측정점에서도 target 내에서 오차율이 크게 나타남을 확인하였다. 유방치료 환자와 골반부 치료 환자의 경우 처음 측정된 값에서는 오차 허용범위를 벗어났지만 반복 측정 시 target 내에서 비교적 안정적으로 허용 가능한 오차율을 보였다. 점선량 측정에서는 두경부 환자와 골반부 치료 환자가 오차범위를 벗어난 환자의 수가 유방암 환자에 비해 적었고, 전체적으로 가장 안정적인 QA 결과를 보였다.

2. 필름 선량계

치료계획 상의 선량 분포 결과와 phantom내 중심축 면에 필름을 삽입하여 얻은 선량 분포 결과를 이용하여 gamma index를 확인하였다. 저 선량은 임상적으로 의미 있는 영향이 없다고 판단하여 선량 분포 30% 이하의 영역은 고려하지 않았다.¹³⁾

Fig. 4는 각 치료 부위별로 환자의 gamma index 결과는 보여주는 것이다. 붉은색으로 표현된 부분은 허용 기준을 벗어난 곳이다. 두경부 치료 환자의 경우 전반적으로 등선량 곡선의 분포가 조밀하고 큰 기울기를 가짐을 보여주었

Table 3. Point Dose Difference for Patient Over±3%

No.	Treatment site	Phantom	Percent error (%)			
			Point 1	Point 2	Point 3	Point 4
1	H&N	H&N	3.6	4.7	4.7	1.6
2	Breast	Slab	-6.5	-8.8	3.9	3.6
3	Breast	Slab	3.4	3.3	2.8	2.1
4	Breast	Slab	-4.7	0.8	0.6	-1.2
5	Pelvis	Slab	-4.4	2.7	2.6	-2.3

The point 1 measured at isocenter. The point 2 and 3 measured at shift point in the target. The point 4 measured at near the point 1.

다. 두경부의 경우 3 mm-3%의 허용 기준을 적용했을 때 약 6%의 영역에서 오차를 보였다. 그리고 등선량곡선 90% 이상의 영역에서는 약 2%의 오차율을 확인하였다. 28명의 환자 중 5명의 환자에서는 3 mm-3%의 허용 기준을 적용했을 때 10%의 오차를 벗어나는 것을 확인하였다. 유방암 환자의 경우 약 10%의 영역에서 오차를 보였다. 등선량곡선 90% 이상의 영역에서는 1%의 오차율을 확인 할 수 있었다. 전체 14명의 환자 중 3명의 환자가 3 mm-3%의 허용 기준을 적용했을 때 10% 이상의 오차율을 보이는 것을 확인하였다. 골반부 치료 환자의 경우 3 mm-3%의 허용 기준을 적용했을 때 6%, 90% 이상 영역에서는 0%의 오차를 보였다. 8명의 환자 중 1명의 환자는 10% 이상의 오차를 보이기도 했지만 대부분의 경우 치료계획 상의 선량 분포와 film 측정된 선량 분포가 전반적으로 일치하는 형태를 보임을 알 수 있었다. 50~60%의 선량 분포의 형태를 살펴 보면 주요 장기인 직장과 방광을 피해 선량 분포가 이루어짐을 알 수 있다.

고안 및 결론

환자의 IMRT QA 과정은 치료 전달시스템(digital imaging and communications in medicine, DICOM)의 QA 과정을 점검하고, 정확한 치료 계획의 전달확인파 MLC 조절 시스템에 의해 실행되는 환자별 MLC 데이터를 점검하는 과정이다. 가장 일반적으로 수행하는 과정은 IMRT 표준 phantom을 이용하여 실제 치료 환경과 동일하게 측정하는 것이다. 이렇게 측정된 값을 치료 계획 시스템(treatment planning system) 내의 계산된 값과 비교할 수 있다. 절대 선량을 측정하는 도구로는 이온전리함이나 열형광측정기(thermoluminescence dosimeter), 2차원 선형배열다중 검출기(2D array detector)가 유용하게 이용된다. 그리고 상대 선량을 측정하

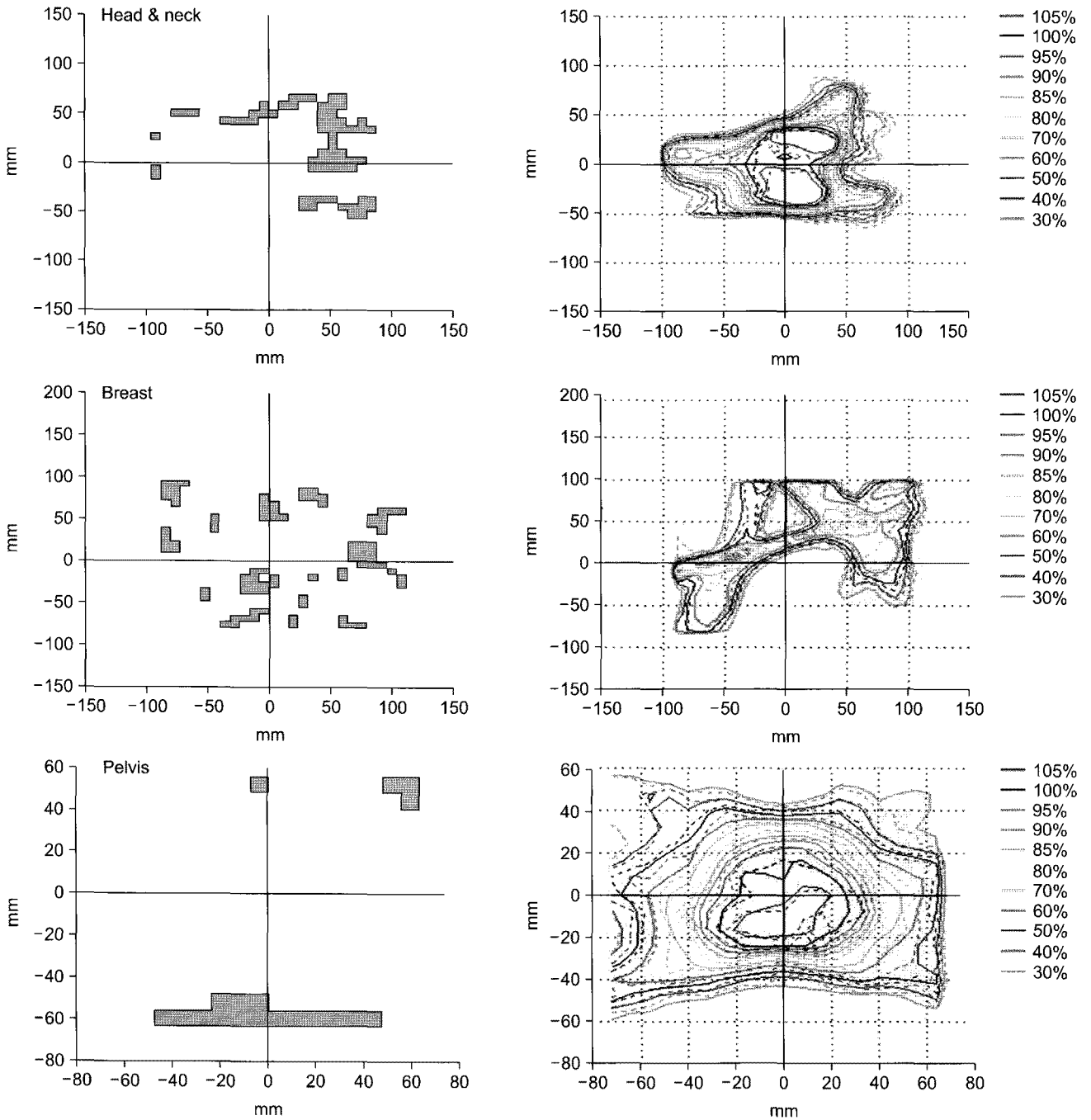


Fig. 4. Result of gamma index in patient.

는 도구로는 필름이 있다. 필름은 각각의 단일 빔 또는 전체 빔에 대한 phantom에서의 선량 확인과 비교가 가능하게 해준다.

IMRT의 일반적인 QA는 이온전리함을 이용한 절대 선량측정과 필름을 이용한 상대 선량 측정의 두 단계로 구성된다.

본원에서도 일반적인 IMRT QA 과정을 수행하였고, 각

환자별 QA 결과를 분석한 결과, 점 선량 측정의 경우 50명의 환자 중 5명을 제외한 45명의 환자는 모두 본원에서 치료 가능 기준으로 두고 있는 $\pm 3\%$ 로 이내로 오차를 보였다. 본원은 두경부의 경우 약 -0.13% , 유방 약 -0.26% , 골반 -0.24% 로 모두 3% 이내의 평균 오차를 보였다. AAPM report TG 119¹⁴⁾에서 보여준 두경부 -1.0% , 전립선 -0.1% 와 비교했을 때, 두경부의 경우 본원의 오차가 더

적고 골반부의 경우, 본원의 오차율이 더 높은 수치를 보였다.

오차범위를 벗어난 5명의 경우 $\pm 3\%$ 를 초과하는 오차율을 보였는데 이것은 고선량 기율기영역에서 등선량 곡선의 기율기가 급격하고 조밀하게 나타남으로써 작은 set-up 오류에도 큰 선량의 차이를 나타내는 것을 확인하였다.

두경부의 경우 보호해야 할 주요 장기들의 분포가 다른 부위에 비해 많기 때문에 주요 장기에 대한 치료계획 상의 가중치가 증가하게 되고 이것은 치료계획 상의 등선량 곡선이 조밀하고 큰 기율기를 가지므로 1~2 mm의 set-up 오차에도 큰 오차를 불러일으킬 수 있다.

유방의 경우는 다른 부위의 target의 일반적인 형태와는 다르게 target의 형태가 기율기가 급격한 역 C형이고 주변 lung과 heart를 보호하는 형태의 선량 분포가 나타나므로 작은 set-up 오차에도 큰 점 선량 오차를 보일 수 있고, 실제 점선량 측정에서도 가장 큰 평균오차율을 보였다.

이러한 문제를 해결하기 위해 본원의 경우 target 내에 등선량 곡선의 기율기가 완만한 곳, 선량의 분포가 변화가 안정적인 곳을 점선량 측정점으로 선택하여 이러한 영향에 의한 오차를 줄일 수 있었다.

세기조절방사선치료의 QA에서 하나의 점 선량 측정에서 허용 여부를 결정하는 것은 다른 부분에서 발생할 수 있는 오차측정의 위험을 가지므로 가능한 여러 점의 측정을 통해서 정확한 점 선량 측정 결과를 확인할 수 있도록 하는 것이 좋다.¹⁵⁾ 대부분 임상에서 약 3개 정도의 측정점을 확인하고 있고, 본원에서도 등선량 중심점을 포함한 3~4개의 점선량을 측정하여 오차측정의 위험을 줄이고자 노력하고 있다.

Gamma index법의 임상적 평가는 Depuydt 등¹²⁾에 의해 보고되었다. Low 등^{9~11)}에 의해 정의된 γ 함수는 연속적인 선량 분포의 비교와 관련이 있는데 이는 현실적으로 임상에 적용하기는 어려움이 있다. 그래서 임상적 관례로는 불연속적인 분포로 적용하는데 이것은 γ 함수를 정확히 계산하는데 있어서 매우 중요하다. 그리고 고선량 기율기 영역에서의 적용은 필수적이다.

두경부환자의 경우 점선량측정과 필름선량 측정에서 다른 치료부위에 비해 큰 오차율을 보임을 확인할 수 있었다. 이것은 두경부환자의 해부학적 구조상 다른 치료 부위에 비해 치료 영역과 가까운 곳에 주요 장기들이 많이 위치하기 때문에 전반적으로 등선량 곡선의 분포가 조밀하고 큰 기율기를 가질 수밖에 없기 때문이다. 유방의 경우도 90% 이상의 영역에서는 1%로 적은 오차를 보이지만, 3 mm-3%의 허용 기준을 적용했을 때 10%의 큰 오차를 보이

는데 오차가 나타나는 영역을 살펴보면 target의 가장자리로 확인할 수 있다. 이것 또한 유방의 구조상 target의 기율기가 크기 때문에 나타나는 현상으로 생각된다. 이러한 target의 형태는 점선량 측정과 필름 선량계 이용에서 모두 오차를 유발하는 원인이 되고, 또한 이러한 경우 치료 계획상의 선량분포와 필름에 측정된 선량 분포 사이의 등선량 중심축의 위치에 약간의 차이가 발생해도 형태가 다른 선량분포를 얻게 될 가능성이 높아지기 때문에 중심축의 위치를 잡는데 정확성이 요구된다. 필름을 이용한 QA에서는 수작업으로 행해지는 경우가 대다수이므로 이 과정에서 많은 오차가 발생할 수 있다. 중심축을 고정하여 측정하는 방법에 대한 고안이나 중심축에 대한 보정이 가능해야만 이러한 오차를 줄일 수 있을 것이다. 본원은 필름을 방사선에 노출하기 전, set-up 상태에서 phantom의 가장자리에 중심축을 연결할 수 있는 구멍을 내어 필름을 노출시킨 후 그 점을 연결하여 중심축을 확인하는 과정을 거치고 있다.

골반부의 경우 다른 치료 부위보다 오차율이 낮고 잘 일치함을 확인 할 수 있었다. 필름 선량계의 두 선량 분포에서 100%는 물론 60%와 90%, 110% 등선량 분포가 중요하다. 100%와 110% 등선량 분포는 planning target volume 또는 clinical target volume의 선량 적용범위와 치료부위 내의 주조자 하는 선량 이상의 선량이 나타나는 영역을 조사하는데 중요하다. 반면에 60%와 90% 선량 분포는 주요 장기의 -예를 들면 전립선암의 경우 직장, 방광과 같은- 위험 정도를 산정하는데 중요한 기준이 된다.⁹⁾

그리고 기존의 연구결과에서는 Shin 등⁵⁾은 5% 이상의 점선량 오차값을 보이는 지점의 수가 전체의 10% 미만이어야 하며, 절대 평균 선량 오차값이 3% 미만이어야 한다고 제시하였다. 본원에서 치료한 환자의 결과와 비교해 봤을 때 5% 이상의 점선량 오차값을 보이는 지점이 평균 3% 미만이고, 점선량 측정에서도 3% 미만의 평균 오차값을 보여 기존의 연구결과에서 제시한 조건에 부합함을 확인할 수 있었다. Mayer 등¹⁶⁾은 세기조절방사선치료의 QA에서 필름선량분포 측정에서 1 mm의 선량기율기에서 상대 선량의 오차가 5% 이내여야 한다고 주장하고 있고, Kaurin 등¹⁵⁾은 치료계획과 측정치의 90% 선량분포를 비교하여 3 mm 이내의 오차를 가져야 하고, 90% 이상이 되는 영역은 5~8% 미만의 오차를 보여야 한다고 주장하였다. 연구자에 따라 허용 가능한 오차 범위가 조금씩 차이가 나므로 본원 치료 환자의 경우 3 mm-3%의 허용기준을 적용했을 때 90% 이상의 영역에서 최대 약 8%의 오차범위를 허용하였고 대부분 환자의 경우 평균 1% 이내로 나타나 검표

터 치료계획과 비교하여 잘 일치됨을 확인할 수 있었다.

필름 선량측정에서 또 하나 확인할 수 있는 것이 tongue and groove 현상이 나타난 것이다. Tongue and groove 효과에 의해 평균 약 2% 이상, 최대 10% 이상의 선량 분포의 오차를 보고하고 있다.¹⁷⁾ 이는 치료 계획 시 소조사면이 증가하게 되면 tongue and groove 효과의 발생빈도가 증가하게 되고 이것은 선량 분포와 측정의 오차도 불러일으킨다. 필름 선량계에서 오차율을 줄이기 위해서 tongue and groove 효과를 줄이는 것 또한 중요한 부분 중 하나이다. 본원에서는 동일한 치료 결과를 보인다면 무리하게 소조사면의 수를 증가시키기 보다는 환자 별로 약 80~150개 정도의 적절한 소조사면의 수를 유지하여 tongue and groove 효과로 인한 오차를 줄이고자 노력하였다.

이상에서 살펴보았듯이 IMRT QA를 실행하면서 치료 위치에 따른 오차원인으로는 점선량의 측정 위치, 측정점 개수, IMRT beam segment 수, target 모양, set-up 방법 등이 있다. 우리는 IMRT 시행에 따른 오차를 줄이기 위해 각 환자 질환에 따른 부위별 점 선량의 측정위치를 선량분포가 가장 안정적인 곳을 선택하고, 3~5개의 측정점을 기본으로 설정하고 있으며, 약 80~150개 사이의 적절한 segment 수, set-up error를 줄이기 위한 정확한 중심축 설정 등 작은 오차라도 줄이기 위해 노력하고 있다. 오차가 생기는 경우, 오차가 생기는 원인에 대한 정확한 이해를 통해 오차의 발생 원인을 줄여나가면서 QA의 정확성을 높이는 것은 매우 중요한 일임을 인식하고 그에 대한 많은 연구가 활발히 이뤄져야 할 것이다. 그리고 정확한 치료를 위한 QA의 중요성을 인식하면서도 과정의 번거로움으로 인해 소홀해지는 부분들이 발생되지 않도록 QA 과정의 편의성과 정확성이 보장된 IMRT QA에 대한 연구 등이 활발히 이루어지는 것도 시급한 과제이다.

참 고 문 헌

1. Xing L, Chen GT. Iterative methods for inverse treatment planning. *Phys Med Biol* 1996;41:2107-2123
2. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Waldron 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 beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. *Med Phys* 1994;21:1237-1244

4. Bortfeld T. IMRT: a review and preview. *Phys Med Biol* 2006;51:R363-R379
5. Shin KH, Park SY, Park DH, et al. Patient specific quality assurance of IMRT: quantitative approach using film dosimetry and optimization. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2005;23:176-185
6. Yoon SM, Yi BY, Choi EK, Kim JH, Ahn SD, Lee SW. Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2002;20:81-90
7. Cho BC, Park SW, Oh DH, Bae H. Quality assurance for intensity modulated radiation therapy. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2001;19:275-286
8. Vieira SC, Kaatee RS, Dirkx ML, Heijmen BJ. Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by the treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 2003;30:2981-2987
9. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-661
10. Low DA, Mutic S, Dempsey JF, et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* 1998;49:305-316
11. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30:2455-2464
12. Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 2002;62:309-319
13. Park DH, Shin D, Park SY, et al. Optimized matching of film dosimetry with calculated doses for IMRT quality assurance. *Phys Med* 2007;23:49-57
14. 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* 2009;36:5359-5373
15. Kaurin DG, Maryanski MJ, Duggan DM, Morton KC, Coffey CW. Use of MRI based polymer gel dosimetry, pelvic phantom, and cirtyal simulation to verify set-up and calculated three-dimensional dose distribution for a prostate treatment. In: *Proceedings of the 1st International Workshop on Radiation Therapy Gel Dosimetry*; Lexington, KY, USA; 1999. 184-186
16. Mayer R, Williams A, Frankel T, et al. Two-dimensional film dosimetry application in heterogeneous materials exposed to megavoltage photon beams. *Med Phys* 1997;24:455-460
17. Que W, Kung J, Dai J. 'Tongue-and-groove' effect in intensity modulated radiotherapy with static multileaf collimator fields. *Phys Med Biol* 2004;49:399-405

Abstract

**Quality Assurance of Intensity Modulated Radiation Therapy:
Site-Specific Results of Eulji University Hospital**

Sung Jin Kim, M.S., Mi Jo Lee, M.D., and Seon Min Youn, M.D., Ph.D.

Department of Radiation Oncology, Eulji University Hospital, Eulji University College of Medicine,
Daejeon, Korea

Purpose: To analyze our quality assurance (QA) data for intensity modulated radiation therapy (IMRT) according to treatment site and to possibly improve QA for IMRT in Hospital.

Materials and Methods: We performed QA on 50 patients (head and neck, 28 patients; Breast, 14 patients; Pelvis, 8 patients) for IMRT. The calculated dose from RTP was compared with the measured value film, gamma index, and ionization chamber for dose measurement in each case.

Results: The point dose measurement results in 45 of 50 patients showed good agreement with the calculation dose ($\pm 3\%$). The largest error measured thus far has been 3.60%, with a mean of only -0.17% (SD, 2.25%). Each treatment site showed an error rate of -0.13% (SD, 1.93%) for head and neck cases, -0.26% (SD, 2.79%) for breast cases, and -0.24% (SD, 2.44%) for pelvis cases. The gamma index verified with the error rate of head and neck cases (6%), breast (10%), and pelvis (6%), which corresponded to a tolerance of 3 mm (3% for the head and neck, 2% for the breast 1% for the pelvis, and 0% in the region where the isodose curve was greater than 90%).

Conclusion: We recognize the cause of errors for each treatment site of IMRT QA and so we maximize our efforts to reduce error and increase accuracy.

Key Words: Intensity-modulated radiation therapy, Quality assurance, Error rate