

## 원격 품질 보증 시스템을 사용한 세기변조 방사선치료의 예비 모니터링 결과

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과\*, 한국식품의약품 안전청<sup>†</sup>,  
한림대학교 의과대학 강동성심병원 방사선종양학과<sup>‡</sup>, 울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과<sup>§</sup>,  
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실<sup>||</sup>, 국립암센터 양성자 치료센터<sup>¶</sup>

한영이\* · 신은혁\* · 임천일<sup>†</sup> · 강세권<sup>‡</sup> · 박성호<sup>§</sup> · 라정은<sup>||</sup>  
서태석<sup>||</sup> · 윤명근<sup>¶</sup> · 이세병<sup>¶</sup> · 주상규\* · 안용찬\*

**목 적:** 국내에서 시행되고 있는 세기변조 방사선 치료(IMRT)의 품질 향상을 위하여, 우편으로 시행하는 원격 품질 보증 시스템을 개발하고, 이 시스템의 정확성 확인에 이어서, 국내 의료기관에서 타당성을 검증한다.

**대상 및 방법:** 원격 품질 보증 시스템은 두경부 팬텀과 IMRT 의 치료계획 지침을 포함하는 사용자 설명서로 구성되어 있다. 두경부 용 팬텀은 내부에 CT 영상에서 분별이 가능한 모사 치료표적(target)과 3개의 위험장기(좌, 우 이하선, 척추)를 포함하고 있으며, 각 모사 장기의 중심에서 열형광 소자(TLD)를 삽입하여 흡수 선량을 측정하도록 구성되어 있다. 또한 2차원상의 선량분포를 확인 가능하도록 Gafchromic@EBT 필름을 2개의 평면에 삽입하도록 고안하였다. 고안된 팬텀과 사용자 설명서를 국내의 4개 기관에 보내어, 팬텀에 대한 IMRT 치료계획을 수행하고 치료를 시행하였다. 치료계획 시 예측된 치료표적과 위험장기 내의 각 TLD에서 예측되는 절대 선량과 TLD의 측정값을 비교하였고, 횡단면에서 면의 중심을 지나는 2개의 직교하는 수평선과 수직선상에서 예측되는 상대적인 선량분포 값과 실제 측정값을 비교하였다.

**결 과:** 치료 표적에서의 선량측정 값은 모두 치료계획시의 예측값과 3% 오차 안에서 일치하였으나(평균오차, 1.5%), 좌우 이하선에 해당하는 위험장기에서는 최소 3.3% 최대 19.8%의 차이를 보였다. 척추에 해당하는 위험장기에서의 오차의 범위는 0.7~14.8%였다. 2차원 선량분포는 3개 기관에 대한 자료를 분석하였는데, 직선상에서 예측 값과 5% 이상의 차이를 보이는 비율이 수평선상에서는 7~27%, 수직선상에서는 7~14%였다.

**결 론:** 본 연구에서 개발한 IMRT치료의 원격 품질보증 시스템과 사용자 설명서는 국내 시행이 가능한 상태로 판단된다. 그러나, 시행 시에 치료표적에서의 오차는 크지 않을 것으로 예상되지만, 위험장기에서의 오차는 클 것으로 예상되며, 이에 대한 방안이 마련돼야 할 것이며, 또한 임상 의 중요성과 연관해 의미 있는 2차원 선량분포의 기준 마련이 요구된다.

**핵심용어:** 세기변조 방사선 치료, 두경부 팬텀, 선량 검증, 정도관리

### 서 론

#### 세기변조 방사선 치료(IMRT; Intensity Modulated Radia-

tion Therapy)는 주변 정상조직 대비 종양에 높은 선량을 투여할 수 있기 때문에 지난 10여년 동안 세계적으로 많은 의료기관에 도입되었다. 국내에서도 2006년 통계에 의하면 국내의 12개의 기관에서 시행 이거나, 시행 예정이었으나<sup>1)</sup> 2007년 19개 기관이 시행 또는 시행 예정인 상태로, 매우 빠르게 국내에 도입되고 있다.<sup>2)</sup>

IMRT는 치료표적 주위에서 급격한 선량 감소를 가능하게 하여 상대적으로 중요한 장기들이 근접하게 위치한 두경부 종양치료에 최초로 적용되기 시작하였으나,<sup>3~7)</sup> 근래에는 전립선, cervix 및 흉부 및 복부에 위치한 종양에 대

이 논문은 2007년 6월 27일 접수하여 2007년 10월 12일 채택되었음.  
책임저자: 한영이, 성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학과  
Tel: 02)3410-2604, Fax: 02)3410-2619  
E-mail: youngyih@skku.edu  
본 연구는 식품의약품 안전청의 06112의 방안 300의 지원으로 이루어졌음.

해서도 시행되고 있다.<sup>8~11)</sup> 종양 주위에서의 급격한 선량 변화를 동반하는 IMRT의 특성은 치료 표적 주변의 정상장기의 선량을 최소화 할 수 있는 우수한 물리적인 특성이지만, 바로 이러한 특성으로 인하여, 치료 준비 및 치료 과정에서 보다 세심하고 정확한 준비 및 치료 시행이 요구된다. IMRT에서의 작은 오차는 치료 표적에는 저 선량(underdose)을 그리고 주변의 위험 장기에는 과 조사(overdose)를 야기할 수 있기 때문이며, 이러한 오차의 발생시 환자에게 미칠 임상적인 영향은 심각하다.

정확한 IMRT의 시행을 위해서는 치료를 준비하는 각각의 과정이 정확하게 이루어 져야 하며, 치료계획과 실제로 시행되는 치료가 일치하는 가를 정밀하게 확인해야 한다. 이러한 IMRT의 치료 전 검증 방법은 다각도로 연구되어 왔는데, 그 내용은 아래와 같이 정리 될 수 있다. 1) 치료 계획 시스템(RTPs)의 Monitor Unit (MU) 계산의 정확성 확인; 이를 위하여 독립적인 프로그램으로 치료 계획 시스템에서 계산된 MU를 재확인 한다. 2) RTPs에서 결정된 치료 인자의 치료기로 전달의 정확성 확인 3) 치료기에서 IMRT 선량 조사의 정확성 확인 이다.<sup>12)</sup> 이러한 세부항목을 종합적으로 확인할 수 있는 하나의 방법이 팬텀을 이용한 치료 전 선량측정법이다. 즉, 환자에게 조사될 것과 동일한 치료 인자를 팬텀에 대한 치료 계획으로 복사하여, 방사선 흡수 선량을 재 계산하여 팬텀에서의 선량분포를 얻고, 이렇게 팬텀에서 예측되는 선량분포를 실제 측정과 비교하여, 치료계획과 방사선 조사의 정확성을 확인하는 방법으로 가장 널리 사용되는 방법이다. 최근에 일부 기관에서 사용되는 또 다른 방법은, 실제적인 측정이 아닌, Monte Carlo 방법의 전산 프로그램을 사용하여, 치료계획 시스템에서 계산된 IMRT치료 계획을 재확인 하는 방법이 있다.<sup>13~15)</sup> 그러나 이 경우에는 치료기의 출력의 정확성이나 다엽콜리

메이터(MLC)의 정확성 등 치료기의 방사선적, 기계적 오차를 반영하지는 못한다.

치료 전 확인할 항목과, 그 정확성 기준에 대한 AAPM의 세부적인 권고가 있지만, 실질적으로 국내에서의 기준은 없으며, 치료 전 IMRT의 정확성 확인에 대한 것은 각 치료기관이 자율 적으로 시행하고 있다. 자체적인 품질 보증에 더하여, 정확한 방사선 치료의 정확성을 증진 시키는 또 하나의 방법은 외부의 타 기관으로부터 독립적인 모니터링을 받는 것이다. 현재, 방사선 치료기의 출력 정확성에 대한 모니터링은 유럽, 미국에서 시행되고 있고, 국내에서도 광자선에 대하여 수 년 동안 시행되고 있다. 그러나 IMRT에 대한 검증은 임상시험에 참여하는 기관을 대상으로 미국의 RPC (Radiological Physics Center)에서 시행하는 프로그램이 유일하다.<sup>16)</sup> 따라서 국내에서도, IMRT의 치료의 정확성을 향상시키고, 각 치료기관에서 시행하고 있는 IMRT의 품질을 보증하는 제 2의 방법을 제공하기 위하여, 원격 IMRT 품질 검증 시스템을 개발하였다. 검증 시스템은 두정부 내부에 선량 측정기를 포함한 두정부 팬텀과 IMRT의 치료계획의 지침을 포함하는 사용자 절차서로 되어 있다. 개발된 IMRT의 검증 시스템을 사용한 물리량 측정의 정확성은 이미 확인하였으며, 본 논문은 개발된 시스템의 적용의 타당성을 검증하고, 국내 기관에 적용 시 고려할 문제점 들을 확인 하고자, 개발된 시스템을 사용하여 4개의 기관에서의 예비 모니터링을 실시하였고 그 평가 결과를 분석하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 팬텀의 설계

두정부는 치료부위와 위험 장기가 매우 근접해 있는 특

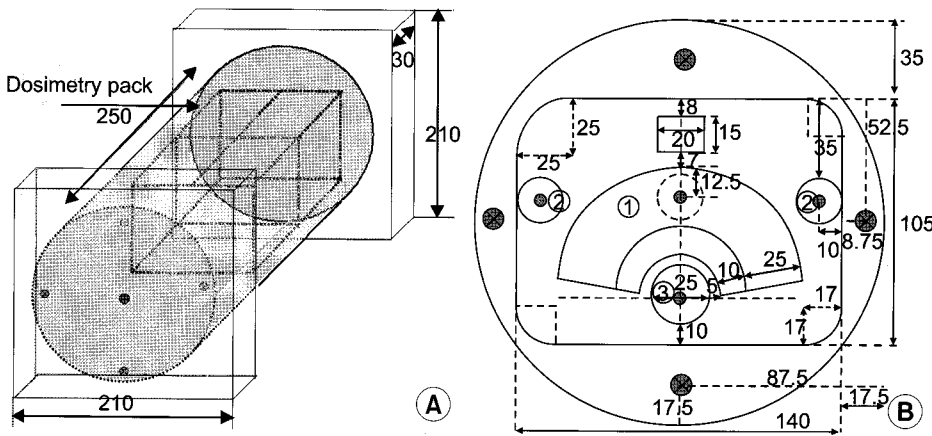


Fig. 1. (A) Three dimensional view of the phantom (B) Transverse cross-sectional view of the phantom. ① target, ② OAR (parotid gland), ③ OAR (spinal cord) (Scale in mm).

성으로 인하여, IMRT가 가장 많이 사용되는 부위이므로 팬텀의 구조를 두경부와 유사하게 설계하였다. 전체적인 모양은 제작의 용이성을 위하여 원통형으로 제작하였으며, 내부에는 선량측정기를 장착할 수 있으며, 치료표적과 위험장기를 모사하는 구조물을 포함하는 dosimetry pack을 장착하였다(Fig. 1). 치료 표적과 위험장기는 비인강암 치료 시의 치료표적 및 주변 위험장기를 분석하여 그 모양 및 위치적 특성을 모방하여 결정하였으며, 각 구조물과 팬텀의 전체적인 크기를 성인 남자의 두경부의 크기와 유사하게 결정하였다(지름 17 cm 길이 25 cm).

팬텀의 재질은 고체 팬텀으로 사용되는 재질 중 하나인 polymethyl Methacrylate (PMMA)로 결정하였다. PMMA는 재질이 단단하여 변형이 없으며, TG21 등의 선량측정 프로토콜등을 사용하여 팬텀 내에서 절대 선량을 전리함으로 측정 시 산란 교정 인자가 잘 알려진 물질이다.<sup>17)</sup>

또한 팬텀 내부에 불균일 물질의 찰타이 가능하도록 설계하여, 공기부분과 뼈구조를 모사한 실리콘(Teflon)은 PMMA 재질로 바꾸어, 팬텀을 균일질 상태로 전환 가능하도록 하였다. 팬텀 내부에서는 분말형 열 형광소자(TLD)를 담은 작은 캡슐을 치료표적과 위험장기의 중앙에 삽입하도록 고안되었고, 2개의 직교하는 평면(axial, sagittal plane)에 선량 측정용 film을 삽입하여 2차원 선량 분포를 측정할 수 있도록 하였다. TLD는 방사선 조사 후 일정 시간이 지난 후에 선량을 분석할 수 있다는 특성으로 원격 선량 검증에 많이 사용되고 있으며 본 연구에서는 Harshaw (Harshaw Chemical Company, Cleveland, OH USA; TLD-100)사의 제품을 사용하였다. Film은 현상 과정이 필요 없이 방사선 조사 후 일정 시간이 지나면 자연적으로 색이 변하는 Gafchromic 필름의 최신 개발 품인 Gafchromic@EBT (ISP, International Specialty Products, Wayne, NJ USA)를 사용하였다. Gafchromic 필름은 팬텀의 기하학적인 모양에 맞도록 절단하여 삽입할 수 있다는 장점과 함께, 자연적으로 현상이 되므로, 현상기 상태에 따라 필름 분석의 결과가 차이가 날 수 있는 단점이 없다.

## 2. 팬텀에서의 선량측정의 신뢰성 확보

외부 감시 프로그램의 신뢰성 확보를 2가지로 시행 하였다. 첫번째는 3가지의 간단한 조사 조건과 IMRT에 대하여 미국의 RPC와 교체 검증을 시행하였으며 두 번째는 전리함을 사용한 비교측정과 Monte Carlo 전산 코드를 사용하여 정확성 검증을 시행하였고 이를 통하여 TLD를 사용한 측정의 정확성에 대한 신뢰를 확보 하였다. Film 분석의 정확성을 확인하기 위하여, 동일한 IMRT 치료계획을

Gafchromic@EBT 필름과 EDR2 필름(Estman Kodak Company, Rochester, NY)에 대하여 동일한 조건으로 조사하였으며, Gafchromic 필름은 Epson Flatbed scanner (Seiko Epson, Nagano, Japan)로 EDR2 필름은 Vidar Digitiger (VIDAR systems Corp., Herndon, VA, USA)로 분석하여 상호 비교를 시행 하였다. 자세한 과정 및 결과는 타 논문에 기술 하였다.<sup>18)</sup>

## 3. IMRT 치료계획의 생성 및 절차서

IMRT의 치료계획의 가이드라인은 국내에서도 적용하는 protocol인 미국의 RTOG의 권고 사항을 기준으로 작성하였다.<sup>19)</sup> 그러나 TLD의 방사선 조사에 대한 감수성을 고려하여 1일 처방선량을 300 cGy로 변형하였으며, 주변의 위험장기에 적용하는 허용 선량을 표적 선량에 대한 상대적인 백분율로 환산하여 적용하여, 척추에는 최대선량이 187.5 cGy 미만이 되며, 이하선에는 125 cGy가 조사되는 부피가 50%가 넘지 않도록 하였다. 또한 Planning Target Volume (PTV)로 지정한 치료표적에는 최대 선량은 처방선량의 120% 이하로, 최저 선량은 93% 이상으로 제한하였다. 치료계획시 적용하는 각 장기에 대한 처방 및 제한 선량을 Table 1에 정리하였다.

또한 각 치료기관에서 우편으로 배송된 IMRT용 팬텀을 받아서, 치료계획을 세우고 방사선을 조사하는 절차서를 작성하였으며, 이를 부록 1에 수록하였다.

## 4. 국내 기관에서의 실험적인 평가

국내의 의료기관 중 IMRT를 많이 시행 하고 있는 4기관을 대상으로 본 연구에서 개발한 시스템을 우편으로 보내어, 해당 기관에서 절차서에 따라 치료계획을 시행하고 방사선 조사를 실시하였다. 이 과정을 통하여, 작성한 사용자 설명서의 타당성에 대한 평가를 하였으며 각 기관에서 측정된 치료 표적 및 위험장기에서의 치료계획시스템(RTP)의 예측 선량 값과 TLD를 사용하여 측정된 선량 값을 비교하였다.

또한 횡단면(axial plane)에 삽입한 필름에서 필름의 중앙

Table 1. Prescribed Dose and Constraints for IMRT\* Plan

	Dose	Constraints
Target	300 cGy	100% volume
Spinal cord	<187.5 cGy	Maximum dose
Parotid gland	<125 cGy	

\*intensity modulated radiation therapy

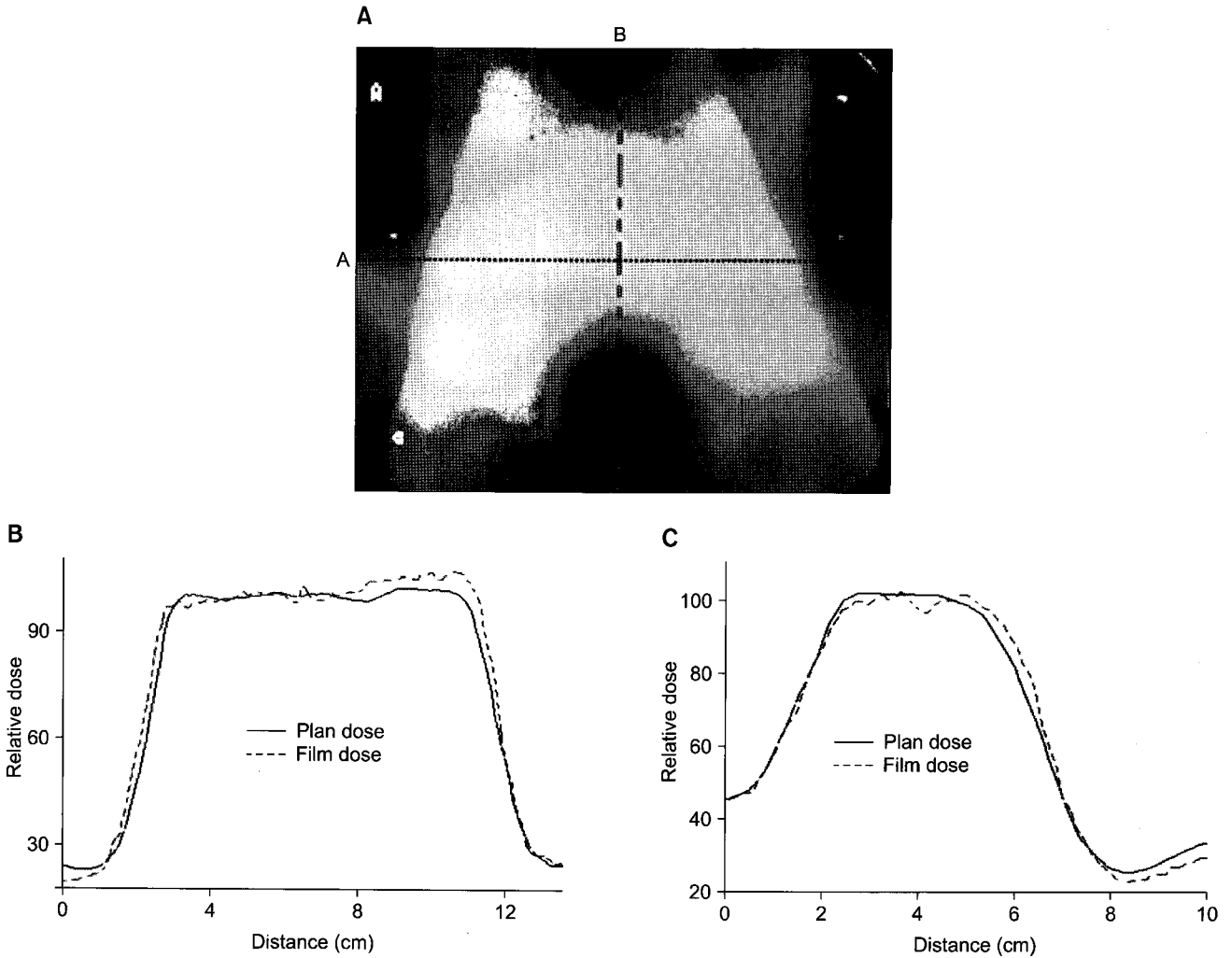


Fig. 2. (A) Scanned image of a dose distribution on an axial plan of the phantom A, B are two orthogonal lines that intersect each other at the center of the plan. (B) Predicted and measured dose distribution along the horizontal line A. (C) Predicted and measured dose distribution along the vertical line B.

을 통과하는 2개의 교차 수직선 상에서, 선량분포를 측정하여 치료계획 시스템의 예측 값을 ASCII file로 기록하고, 필름에서 측정된 2개 선상에서의 상대적인 선량값을 상호 비교하였으며, 측정값과 예측 값이 5% 이상 차이가 나는 비율을 구하였다(Fig. 2). 이 과정을 통하여, 실제로 IMRT를 각 기관에서 원격 모니터를 실시하였을 때 정확성의 기준을 결정하는 기초 자료를 획득하였으며, 당면할 문제점에 대하여 분석하였다.

5. TLD 및 film에서의 선량분석

1) 열 형광 소자를 사용한 흡수 선량 분석

흡수선량 분석에 사용한 TLD는 분말형태의 LiF (Lithium Fluoride)로 입자의 크기가 80~200 μm이다. 분말 TLD는

polyethylene로 제작된 작은 원통(지름 5 mm, 길이 25 mm) 넣어 사용하였다. TLD의 준비 및 분석 과정은 참고문헌 20에 근거하여 시행 하였으며, 그 과정은 다음과 같이 요약된다.

TLD는 사용자에게 보내지기 전에 400°C와 80°C에서 각각 1시간과 24시간 동안 예열하여 사용한다. 선량의 교정을 위하여, Co60선원을 사용하여 2 Gy에 대한 물 흡수 선량에 대하여 교정을 하였으며, 다시 3 Gy를 사용하는 데 대한 선량 보정상수와 6 MV의 Xray의 선질 보정상수를 PMMA 팬텀에서 흡수선량을 측정하여 결정하여, 이를 TLD의 측정값에 보정 상수로 적용하였다. TLD의 시간에 따른 감수성 변화상수를 고려하기 위하여, 사용자가 선량을 측정하는 날을 기준으로 1주일 내에 기준 TLD를 조사하는 방법을 사용하여 감수성 보정상수는 사용하지 않았다.

Table 2. Dose Differences Measured at 4 Clinics

	ROI*	TLD <sup>†</sup> (cGy)	Plan (cGy)	% differences (1)	% differences (2)
A	Target	313.7	308.0	1.9	
	Right parotid	66.2	58.0	-14.1	2.7
	Left parotid	58.0	60.0	-3.3	-0.6
	Cord	44.7	45.0	-0.7	-0.1
B	Target	315.5	314.0	0.5	
	Right parotid	95.3	86.0	10.8	3.0
	Left parotid	76.7	71.0	8.0	1.8
	Cord	65.2	64.0	1.9	0.4
C	Target	304.1	297.0	2.3	
	Right parotid	90.2	75.3	19.8	5.0
	Left parotid	85.2	80.7	5.6	1.5
	Cord	113.7	99.0	14.8	4.9
D	Target	315.0	311.0	1.3	
	Right parotid	126.0	114.0	6.6	-2.0
	Left parotid	123.0	117.0	-6.4	2.6
	Cord	66.0	68.1	-9.7	-2.3

(1) Differences between doses:  $\text{difference} = 100 \times (\text{Dose(TLD)} - \text{Dose(Plan)}) / \text{Dose(TLD)}$ , (2) Differences between percentage normalized to the target dose:  $\text{difference} = 100 \times (\text{Dose(ROI;TLD)} / \text{Dose(Target;TLD)} - \text{Dose(Target;Plan)} / \text{Dose(Target;plan)})$ . \*region of interests, <sup>†</sup>thermo luminescent dosimeter

## 2) 필름의 분석

EBT 필름은 4×4 cm의 조사야를 사용하여 6 MV의 광자선에 대하여 선량을 0~360 cGy까지 40 cGy 단위로 조사하여 OD (Optical Density) 곡선을 얻었다.<sup>21)</sup> Scanner는 16 bit의 해상도를 갖는 Epson 1680 flatbed scanner (Seiko Epson, Nagano, Japan)를 사용하였고, 분석용 소프트웨어는 ISP사의 FilmQA 소프트웨어를 사용하였다. FilmQA 소프트웨어는 scan 한 필름을 백색, 청색, 붉은색의 channel을 선택하여 분석할 수 있으며, 이중 Gafchromic film의 반응이 최대가 되는 red color channel의 값을 사용하여 분석하였다. 필름 묶음간의 감수성 차이를 반영하기 위하여, 각 묶음당 OD 곡선을 얻어 분석을 실시하였다.

## 결 과

사용자 절차서에 따라서 보낸 팬텀에 대하여 4기관 모두가 IMRT의 치료계획을 수립하고, IMRT를 팬텀에 대하여 시행하는 데 큰 오류가 없이 수행이 되어, 사용자 절차서는 사용자에게 과정과 치료계획을 적합하게 설명하는 것으로 판단되었다.

4개 기관에 대하여 실시한 절대 선량과 선량 분포의 비교 결과를 Table 2에 정리하였다. 4개의 기관은 각각 다른 방법으로 IMRT를 시행하고 있었으며, Tomotherapy, sliding window IMRT, pseudo step and shoot, step and shoot 방법으

Table 3. The Average Pixel Percentage on the Measured Film that Differed more than 5% Compared to the Treatment Planning Predicted Values

Institution	On the horizontal line	On the vertical line
A	27%	13%
B	26%	7%
C	7%	14%

로 각기 다른 방식의 IMRT를 시행하고 있다. Tomotherapy는 장비의 특성상 치료계획에서 예측되는 선량 분포 자료를 ASCII로 이출할 수 없으므로, 3개 기관에 대하여만 필름상의 선량분포 비교를 시행하였다.

Table 2에서 보이는 것 같이 4개의 기관에서 모두 치료 표적의 선량은 3% 내에서 예측값과 측정값이 일치 하였으나, 주변 위험장기에서는 치료계획 시스템에서의 예측 값과 측정 값을 직접 비교할 경우 이하선에서는 최소 -3.3% 최대 19.8%까지, 척추에서는 최소 -0.7% 최대 14.8%의 차이가 관찰 되었다. 위험장기의 경우 조사되는 절대선량 값이 작아 작은 선량의 차이에도 높은 백분율 차이를 보이므로, 위험장기에서의 선량을 치료 표적에 대한 상대적 선량 백분율(Table 2의 % difference (2))로 환산하여 비교하여보았다. 이 경우에는 예측 및 측정의 오차가 이하선에서는 -0.6~5%로 이하선 척추에서는 -0.1~4.9%로 환산되었다.

필름은 횡단면의 중심을 통과하는 수평면에서 예측 값

대비 5% 이상 차이가 나는 비율이 수평면인 경우 A, B, C 기관에서 각각 27%, 26%, 7%의 비율을 보였으며, 수직선인 경우에는 A, B, C 기관인 경우 각각 13%, 7%, 14%로 더 작은 차이를 보였다(Table 3). 같은 구속 조건으로 IMRT의 치료계획을 수행하였을 때, 이하선에서 기관 A에서의 치료계획은 약 58~60 cGy가 일일 조사되도록 치료계획이 생성된 반면, D 치료기관에서는 114~117 cGy가 조사되도록 치료계획이 생성되어, 각 치료 기관마다 위험장기의 선량이 크게는 2배까지 차이가 날 수 있는 것이 관찰되었다.

### 고안 및 결론

본 연구는 최근에 국내에 빠르게 도입되고 있는 세기변조 방사선 치료의 품질 향상을 도모하고자, 각 치료기관의 IMRT의 정확성을 원격으로 검증하는 시스템을 개발하고, 그 실용성을 확인 하는 것이었다. 본 연구에서 4개 기관에 대해 예비 모니터링을 시행한 결과, 4개 기관 모두 큰 오류 없이 성공적으로 절차서를 따라 IMRT를 시행할 수 있었고, 따라서 개발한 팬텀과 사용자 절차서 모두 유용한 것으로 판단이 되었다.

본 시스템을 사용하여 국내의 의료기관에 대하여 검증을 시행할 경우 본 예비 모니터링결과와 같이 치료표적에서는 큰 오차가 발생하지 않을 것으로 예상이 되나, 주변의 위험장기, 즉 이하선 과 척추부위 에서는 큰 오차가 관찰 될 것으로 예상이 된다. 이러한 현상은 치료 표적에는 비교적 균일하게 선량이 조사되기 때문에 작은 셋업오차에 대하여 선량의 변화가 비교적 크지 않으나, 위험장기 내부에서는 선량의 분포가 급격하게 변하기 때문에 약간의 셋업오차로 인하여, 선량의 큰 차이가 유발 되기 때문이다. 이러한 현상은 이미 개발된 팬텀에서 선량측정의 신뢰성을 확인하는 과정에서도 입증 되었다. 즉 셋업에 민감하지 않은 3개의 기본 조사 조건(균일질 상태 팬텀에 Anterior one port 조사, 불균일질 포함상태의 팬텀에 Anterior one port 조사, 균일질 상태 팬텀에 등간격의 3 port의 방사선 조사)에서는 RPC와 교체 분석한 TLD와 -0.7~1.6%의 작은 오차를 보였으나, IMRT의 경우에는 이하선의 위치에서 9.7%의 큰 차이를 보였다. Manning 등<sup>22)</sup>은 두 경부의 IMRT치료에서 5 mm의 위치변화는 30 Gy 이상을 받는 이하선의 부피를 6.4%에서 25.9%로 증가시킴을 보고하였고, Samuelsson 등<sup>23)</sup>도 5 mm의 위치의 오차가 움직임 방향에 대한 차이는 있지만, 척추에서의 최대 흡수선량을 48 Gy에서 54 Gy까지 증가시킴을 보고하였다. 따라서, IMRT 치료 시 작은 셋업 오차로 인하여 선량 분포의 변화

의 폭이 큰 이하선 과 척추 부분에서는 치료계획의 예측과 큰 차이가 측정값에서 관찰될 것임을 알 수 있다.

또 한편으로 측정에 사용한 TLD의 분말이 capsule안에서 불균일하게 분포할 시에 선량분포의 변화가 큰 영역에서의 선량 측정은 선량이 균일한 영역에서 보다 내재하는 오차가 커진다. 이러한 이유로, 선량 변화가 급격하게 변하는 위험장기의 영역에서 TLD 등 부피가 있는 선량측정계로 측정하는 것은 치료표적에 비하여 내재하는 측정의 오차가 크다.

또 하나의 가능한 원인은 위험장기에서는 산란선 및 누출 선량의 기여가 치료 표적에 비하여 상대적으로 크다는 것이다. 이는 현재 상용화된 치료계획 시스템이 산란선과 누출 선량에 대한 모델링의 정확성이 상대적으로 부정확한 것이 하나의 원인일 것으로 생각된다.

그러므로 관찰된 예비 실험에서의 결과는 실제 IMRT 치료 시에도 같은 현상이 발생할 수 있다는 것을 보여주고 있다. 반면에 치료 표적에서의 4개 기관에서의 선량 측정 비교 결과는 최대 3% 오차라는 우수한 결과를 보여주어 국내에서 시행 시에 비교적 치료계획의 예상값과 TLD를 사용한 실제 측정값이 많은 경우 일치 할 것으로 예상된다.

한편 필름을 사용한 2차원 선량분석의 결과는 5% 이상의 선량차이가 나는 비율이 최소 7% 최대 27%인 큰 차이를 보였다. 2차원적 선량분포의 차이에서의 오차는 Fig 2(b)에서 보여주는 것 같이 비록 한 점(즉 프로파일의 중심점)에서 측정된 선량이 비교적 잘 일치하는 경우라도, 그 외 다른 위치에서의 선량분포의 차이가 커 질 수 있음을 보여주고 있다. 따라서 위험장기에 방사선량을 제한하는 것이 중요한 IMRT 에서는 3차원적 선량분포를 확인 하는 것이 가장 이상적이며, 이것은 Gel dosimetry만이 가능하다.<sup>24,25)</sup> 본 예비 모니터링에서 선량분포를 분석한 2개의 직선 중에서 상대적으로 수직선상에서의 분석 결과가 더 오차가 작은 경향을 보였으나, 이것이 우연한 현상인지, 아니면 팬텀 및 선형가속기를 사용한 IMRT 조사 시스템에 원인이 있는지가 불분명하며, 이를 규명하기 위해서는 더 많은 기관을 대상으로 하는 시험 연구가 필요하다. 또한 본 연구에서 시도한 5% 이상 선량 차이가 나는 비율 보다는, 보다 입상에 연관성을 갖는 물리량을 측정하는 것이 바람직 하다고 생각된다. 2차원 선량분석은 현재 IMRT의 선량 분포의 비교 분석에 많이 사용되는 gamma index<sup>26)</sup>를 향후 필름 분석 인자로 사용할 계획이며, 이를 위해서는 치료계획 시스템에서 이출한 자료와 EBT 필름에서 분석한 선량 분포의 차를 gamma index로 계산을 할 수 있는 소프트웨어의 개발이 필요하다.

본 시스템을 사용하여, 원격 검증을 실시한다고 했을 때, 먼저 절대 선량과 상대 선량분포 검증 결과에 대한, 적합/부적합의 기준을 마련하는 것이 필요 하고, 이는 임상에서 실제 환자의 IMRT시행 시 요구되는 정확성의 기준과 같은 것이 바람 직 하다고 여겨진다. 그러나, 본 연구에서 개발한 시스템에서 선량측정 시 갖는 측정오차를 고려하여야 하며, 이를 위하여 국내외의 많은 치료기관이 상호 동의하는 기준의 마련이 요구된다.

실행에 앞서 고려하여야 하는 또 하나의 문제는, 대상 기관에서 IMRT의 실행에서 큰 오차가 발견 되었을 때, 그 오차의 원인을 어떻게 찾는 가하는 문제이고 이를 위한 심도 있는 연구가 후속적으로 진행되어야 할 것이다.

### 참 고 문 헌

1. **Korea Food and Drug Administration.** Development of quality assurance system of clinical dose for radiation therapy, Seoul, 2006
2. Personal communication with KFDA
3. **Sultanem K, Shu HK, Xia P, et al.** Three-dimensional intensity-modulated radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal carcinoma. The University of California-San Francisco experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:711-722
4. **Wu Q, Manning M, Schmidt-Ullrich R, et al.** The potential for sparing of parotids and escalation of biologically effective dose with intensity modulated radiation treatments of head and neck cancer: a treatment design study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:195-205
5. **Eisbruch A, Kim HM, Terrell JE, et al.** Xerostomia and its predictors following parotid-sparing irradiation of head and neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:695-704
6. **Butler EB, The BS, Grant WS, et al.** SMART (simultaneous modulated accelerated radiation therapy) boost: a new accelerated fractionation schedule for the treatment of head and neck cancer with intensity modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:21-32
7. **Eisbruch.** Intensity-modulated radiotherapy of head-and-neck cancer: encouraging early results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:1-3
8. **Zeleftsky MJ, Fuks Z, Happersett L, et al.** Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer. *Radiother Oncol* 2000;55:241-249
9. **Brown MW, Ning H, Arora B, et al.** A dosimetric analysis of intensity-modulated radiation therapy (IMRT) as an alternative to adjuvant high-dose-rate (HDR) brachytherapy in early endometrial cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:66-273
10. **Chandra A, Guerrero TM, Liu HH, et al.** Feasibility of using intensity-modulated radiotherapy to improve lung sparing in treatment planning for distal esophageal cancer. *Radiother Oncol* 2005;27:247-253
11. **Milano MT, Jani AB, Farrey KJ, Rash C, Heimann R, Chmura SJ.** Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) in the treatment of anal cancer: toxicity and clinical outcome. . *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:354-361
12. **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* 2003;30:2089-2115
13. **Keall PJ, Siebers JV, Arnfield M, Kim JO, Mohan R.** Monte Carlo dose calculations for dynamic IMRT treatments. *Phys Med Biol* 2001;46:929-941
14. **Yamamoto T, Mizuwaki T, Miyabe Y, et al.** An integrated Monte Carlo dosimetric verification system for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Bio* 2007;52:1991-2008
15. **Luo W, Li J, Price RA Jr, et al.** Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. *Med Phys* 2006;33:2557-2564
16. **Molineu A, Followill DS, Balter PA, et al.** Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiation therapy for the radiation therapy oncology group. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:577-583
17. **Task Group 21, Radiation Therapy Committee, AAPM.** A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1983;10:741-771
18. To be published in *Medical physics*
19. [www.rtog.org/members/protocols/0225/0225.pdf](http://www.rtog.org/members/protocols/0225/0225.pdf)
20. **Kirby HT, Hanson WF, Johnston DA.** Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimetry. *Med Phys* 1992;19:1427-1433
21. **ISP GafchromicEBT Self-developing film for radiotherapy July 14, 2006, dosimetry, <http://www.ispcorp.com/products/dosimetry/content/gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf>**
22. **Manning MA, Wu Q, Cardinal RM, et al.** The effect of setup uncertainty on normal tissue sparing with IMRT for head-and-neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:1400-1409
23. **Samuelsson A, Mercke C, Johansson KA.** Systematic set-up errors for IMRT in the head and neck region: effect on dose distribution. *Radiother Oncol* 2003;66:303-311
24. **Ibbott GS, Maryanski MJ, Eastman P, et al.** Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distributions using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel dosimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:1097-103
25. **Low DA, Dempsey JF, Venkatesan R, et al.** Evaluation of polymer gels and MRI as a 3-D dosimeter for intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys* 1999;26:1542-1551
26. **Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA.** A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-661

---

**Abstract**

---

## **A Pilot Study for the Remote Monitoring of IMRT Using a Head and Neck Phantom**

Youngyih Han, Ph.D.\*, Eun Hyuk Shin, M.S.\*, Chunil Lim, M.S.<sup>†</sup>, Se-Kwon Kang, Ph.D.<sup>†</sup>,  
Sung Ho Park, Ph.D.<sup>§</sup>, Jeong-Eun Lah, M.S.<sup>||</sup>, Tae-Suk Suh, Ph.D.<sup>||</sup>, Myonggeun Yoon, Ph.D.<sup>||</sup>,  
Se Byeong Lee, Ph.D.<sup>||</sup>, Sang Gyu Ju\* and Yong Chan Ahn\*

\*Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine,  
<sup>†</sup>Korea Food and Drug Administration (KFDA), <sup>†</sup>Department of Radiation Oncology,  
Kang Dong Sacred Heart Hospital, College of Medicine, Hallym University, <sup>§</sup>Department of Radiation  
Oncology, Asan Medical Center, College of Medicine, University of Ulsan,  
<sup>||</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul,  
<sup>||</sup>Proton Therapy Center, National Cancer Center, Ilsan, Korea

**Purpose:** In order to enhance the quality of IMRT as employed in Korea, we developed a remote monitoring system. The feasibility of the system was evaluated by conducting a pilot study.

**Materials and Methods:** The remote monitoring system consisted of a head and neck phantom and a user manual. The phantom contains a target and three OARs (organs at risk) that can be detected on CT images. TLD capsules were inserted at the center of the target and at the OARs. Two film slits for GafchromicEBT film were located on the axial and saggital planes. The user manual contained an IMRT planning guide and instructions for IMRT planning and the delivery process. After the manual and phantom were sent to four institutions, IMRT was planed and delivered. Predicted doses were compared with measured doses. Dose distribution along the two straight lines that intersected at the center of the axial film was measured and compared with the profiles predicted by the plan.

**Results:** The measurements at the target agreed with the predicted dose within a 3% deviation. Doses at the OARs that represented the thyroid glands showed larger deviations (minimum 3.3% and maximum 19.8%). The deviation at OARs that represented the spiral cord was 0.7~14.8%. The percentage of dose distributions that showed more than a 5% of deviation on the lines was 7~27% and 7~14% along the horizontal and vertical lines, respectively.

**Conclulsion:** Remote monitoring of IMRT using the developed system was feasible. With remote monitoring, the deviation at the target is expected to be small while the deviation at the OARs can be very large. Therefore, a method that is able to investigate the cause of a large deviation needs to be developed. In addition, a more clinically relevant measure for the two-dimensional dose comparison and pass/fail criteria need to be further developed.

---

**Key Words:** IMRT, Head and neck phantom, Remote auditing, Quality assurance



=부 록=

## 사용자 설명서

### - 방사선 조사전의 준비

- ① 배달된 Phantom은 습도와 온도가 높지 않은 곳 (상온 25도 미만)에 보관한다.
- ② CT scan을 시행한다. 이때 수평계를 이용하여 phantom이 couch 위에 수평으로 놓이도록 조절하며, phantom외부의 TLD의 부착 상태를 확인한다.
- ③ CT scan영상을 치료계획시스템으로 전송하여, IMRT 치료계획을 시행한다.
- ④ 치료계획은 따로 동봉되는 계획기준에 맞게 설립한다.
- ⑤ 치료계획이 끝나면, Target과 위험장기내의 TLD point (1~4번)에서 예측되는 선량을 확인 기록한다.
- ⑥ isocenter를 지나는 2개의 phantom 평면에서 상대선량 분포도를 ASCII file로 출력하여 USB에 담는다.
- ⑦ 같은 평면에서 선량분포를 1:1 scale이 되도록 종이에 출력한다.
- ⑧ 완성된 plan을 phantom에 대해 치료를 실시한다. 이때 외부에 부착된 2개의 TLD를 제거하고 방사선을 조사한다.
- ⑨ Calibration용 film을 IMRT 측정 절차서에 따라서 조사한다.
- ⑩ phantom과 외부 부착한 TLD, background 용 TLD, 동봉한 치료계획안내서, USB, 선량분포 출력지를 다시 평가관으로 보낸다.

### 각 의료기관에 보내는 IMRT 임상선량측정을 위한 절차서

보낸 내용들을 확인합니다.

- 1) phantom
- 2) 소자(3개)
- 3) film (background 용)

: 조사적과 조사 후 항상 검은 용지에 넣어서 보관하며, 습도와 온도가 높은 곳에 보관하면 변질 되니 주의 요망 합니다.

#### 1. 기초 정보

의료기관명: \_\_\_\_\_ 담당의학물리사: \_\_\_\_\_

연락처: \_\_\_\_\_

phantom 도착일: \_\_\_\_\_ CT scan일: \_\_\_\_\_ plan 시행일: \_\_\_\_\_

phantom 조사일: \_\_\_\_\_ calibration film 조사일: \_\_\_\_\_

IMRT 시스템: \_\_\_\_\_ RTP: \_\_\_\_\_

제조사, \_\_\_\_\_

IMRT 치료계획 software 명 과 version: \_\_\_\_\_

치료기:

치료기 제조사: \_\_\_\_\_ 치료기 model: \_\_\_\_\_

MLC model: \_\_\_\_\_

IMRT 조사 방법: step & shoot ( ) sliding window ( ) 기타 ( )

#### 2. Phantom의 준비

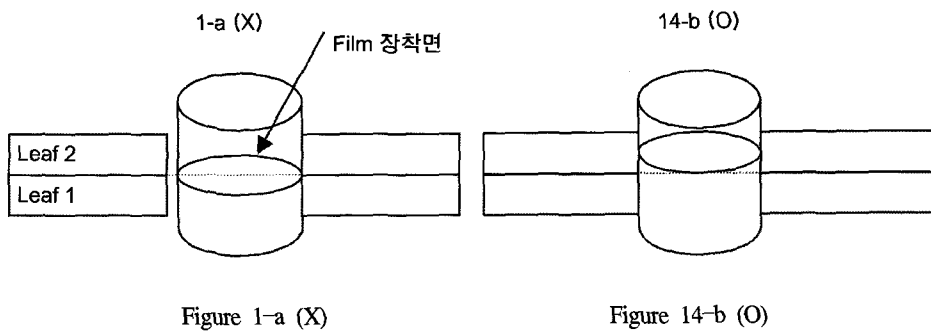
- \* 배달된 phantom은 환자를 치료하는 과정으로 생각하고 모든 과정을 진행해 주십시오  
phantom의 내부에는 TLD와 film이 내장되어 있습니다. 잠겨진 상태를 외부에서 절대 열지 마십시오.

- ① 부채모양 target의 위치를 고려하여 CT scan 합니다.
  - (a) 여분으로 보낸 TLD 소자 두개를 scan 영역에 포함되는 위치에 부착하고 scan을 시행합니다.
  - (b) Phantom외부에 표시된 선을 isocenter로 설정하십시오.
  - (c) CT scan 후에 외부에 부착하였던 TLD는 제거하여, 치료 시에 선량을 받지 않도록 해주십시오. Background용 TLD (흰색의 band 표시)와 함께 보관하십시오.
- ② Scan한 CT영상은 RTP로 전송하고 아래의 planning guide에 따라서 치료계획을 시행합니다.

**3. Phantom planning 가이드**

① isocenter 결정

CT scan에서 결정한 isocenter를 확인합니다. 그 이후에 film이 장착된 면 (axial plan phantom 외부의 횡측 선이 표시된 면)이 MLC의 leaf간에 오지 않게 MLC의 두께(1 cm 또는 0.5 cm)를 고려하여 isocenter가 MLC leaf의 중간에 오도록 (Figure1-b) cranio-caudal 방향으로 이동하십시오(tomo 해당 없음).



② 장기의 contouring과 planning

A. Contouring (모든 장기는 no margin)

- i. target: CT영상에서 보이는 모양을 그대로 그립니다(하늘색)
- ii. parotid: 좌우 parotid를 그립니다(분홍, 녹색)
- iii. spinal cord (노란색)

Target, parotids, spinal cord 내부의 TLD powder를 contouring 합니다.

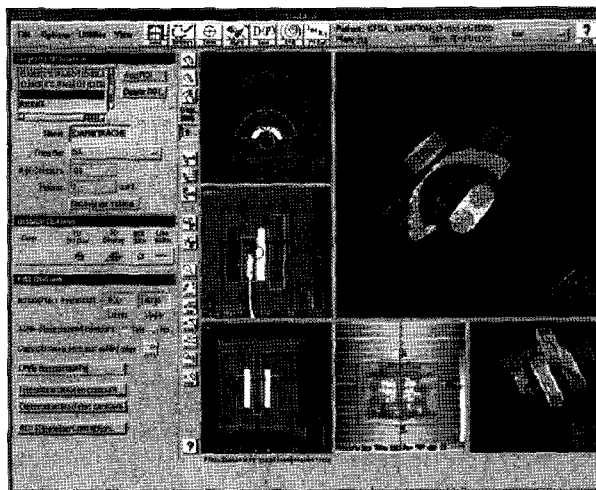


Figure 15. Contouring image

: 본 그림에서 보이는 phantom의 내부는 보낸 phantom의 내부와 상이합니다. 즉 air cavity와 고 밀도 물질이 들어 있지 않습니다.

B. IMRT planning

- i. Beam generation: equal space 7 beam
- ii. Energy 6 MV
  - 1. isocenter: 새로 이동한 isocenter
  - 2. reference point(prescription point): isocenter 위치에서 체표쪽으로 1 cm 위쪽 또는 PTV의 중심
- iii. Prescription: 300 cGy
- iv. Objectives (RTOG 0225)
  - 1. target: uniform dose, 처방선량의 100%, weighting 100
  - 2. spinal cord: 처방선량의 62.5% 이하(187.5 cGy 이하)
  - 3. parotid: 처방선량의 41.7% 이하(약 125 cGy)를 받는 체적이 50% 이하가 되도록 설정 합니다.
  - 4. 기타 주변선량은 최소가 되도록 합니다.

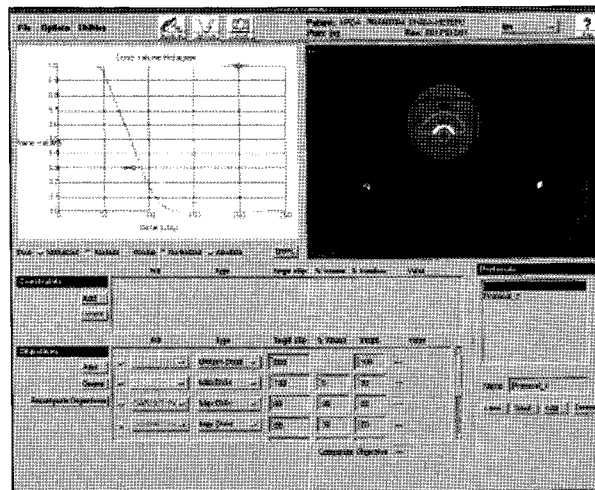


Figure 16. Objectives for IMRT plan

C. Plan result

- i. 95% isodose surface가 PTV를 감싸야 합니다
- ii. 처방선량의 93% 이하를 받는 PTV 체적이 1% 이하여야 합니다.
- iii. 처방선량의 110% 이상을 받는 PTV 체적이 20% 이하여야 합니다.
- iv. Contouring한 TLD powder의 선량을 계산하고 기록합니다.
- v. Film이 장착된 axial plane에서 parotid의 중심을 지나는 수평선을 설정하고, 그 선상에서의 1차원적 선량분포를 계산한다. Target의 중심과 cord의 중심을 지나는 수직선을 설정하고 같은 방법으로 1차원적 선량분포(film과 비교할 때 만드는 dose distribution map)를 계산하고 ASCII 형식으로 export합니다.



Figure 2. Plan result, center slice dose distribution

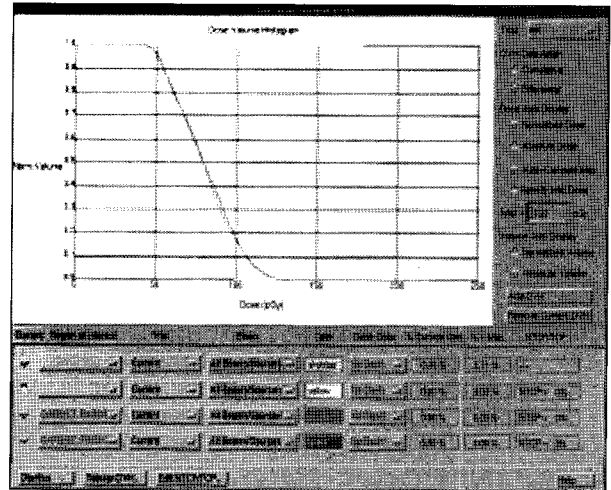


Figure 3. Plan result, DVH

#### 4. 치료계획 시행 후 보내줄 자료들

- ① PTV, Parotid, cord 의 내부에 보이는 TLD powder를 contouring하여 각 TLD의 평균 선량 및 plan조사에 대한 정보를 보냅니다. 즉 plan의 출력물과 film 장착면에서의 선량분포도를 1 : 1로 출력합니다.
- ② iso-center를 지나는 axial plane과 sagittal plane에서 선량분포 file (ASCII)을 USB에 담아서 보냅니다.
- ③ 조사를 마친 phantom과 film (2장), TLD capsule (3개)를 평가기관으로 보냅니다.