방사선사협회지
Vol. 30, No. 1,
2004

IMRT QA에 대한 방법과 평가

국립암센터
양성자치료센터
이 두 현
김 선 영
심 진 섭
최 윤 경
이 윤 석
이 기 호
염 두 석

ABSTRACT

QA Method and Evaluation of IMRT

Dept. of Radiation Oncology, National Cancer center
Doo Hyun Lee, SY Kim, JS Shim, YK Choi, YS Lee, KH Lee, DS Yeom

I. Purpose : Measure the absolute point dose and film dosimetry in intensity modulated radiation therapy (IMRT) of head and neck cancers. A comparison of objective view between measured and calculated dose distribution look through optimization algorithms.

II. Material and Methods : Absolute dosimetry using ion chamber and relative dosimetry using film were done for 14 IMRT patients with head and neck cancers. A comparison of the dose difference between before and afteroptimization of isocenter shift with optimization algorithms.

III. Results : Mean dose difference between ion chamber measured and calculated was 1.58%, standard deviation 1.00% and maximum 2.82% with absolute dosimetry. These were within the in-house criteria of below 3%. The translation values of film isocenter shift with optimization showed 1 mm in 12 patients, while only two patients showed 2 mm translation. The means of absolute average dose difference before and after optimization were 2.36% and 1.56%, respectively, and the mean ratios over 5% tolerance were 9.67% and 2.88%. After optimization, dose differences decreased dramatically.

IV. Conclusion : The new optimization method is effective to adjust the film dosimetry error and newly suggested quantitative criteria in this research is believed to be sufficiently accurate and clinically useful.

Key words : IMRT, film dosimetry, optimization algorithms

I 서 론

세기변조방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy : IMRT)는 최첨단과학의 이론과 관련공학의 뒷받침으로 이루어진 최신의 방사선 치료기법이다. 이 치료는 방사선의 방향에만 의존하여 선량을 조절하던 기존의 치료와는 달리 정상조직과 종양에 제한된 선량만을 전달하게 하는 도치치료계획(Inverse planning)을 통하여 다엽조사야(Multileaf collimator : MLC)를 시간에 따라 움직이게 조정함으로써 방사선의 세기를 조절하여 치료하는 방법이다. 특히 두경부 종양 및 전립선암 등에 가장 유용하게 이용되고 있으며 그 사용범위가 점점 확대되어 가고 있다.

이러한 방사선치료기술의 비약적인 발전에도 불구하고 이들의 정도관리(Quality Assurance)는 아직도 2차원적이며, 간접적인 측정을 통해 주관적인 방법으로 시행되고 있는 것이 사실이다. 본 연구에서는 최적화 알고리듬을 통하여 정도관리를 좀더 정확하고 객관적인 시각에서 시행할 수 있는 방향을 제시하고자 한다.

II 연구재료 및 방법

1. 연구재료

① 21EX 선형가속기(120다엽조사야, Multileaf collimator : MLC, 6MV 및 15MV X-ray, Varian회사, 미국)
② 고체팬텀(Solid water phantom, Nuclear Associates회사, 미국)
③ 치료계획용 소프트웨어 CAD-plan(Helios Version R.6.3.6, Varian 회사, 미국)
④ Pin-point전리함(PTW 31006, 0.015 cm^3, 독일) 2620 Dose-Doserate Meter(NE Technology, 미국)
⑤ EDR(Extended Dose Range) film (KODAK회사, 미국)
⑥ VIDAR Film scanner, Omni-Pro S/W(Wellhoffer, Ver6.0A, 독일)

2. 연구(측정)방법

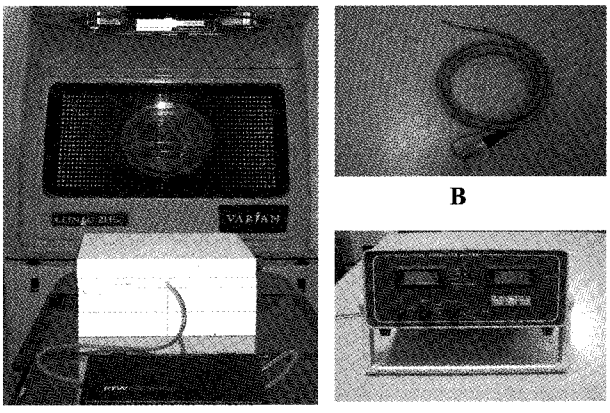
본 연구에서는 국립암센터에 IMRT치료를 위하여 설치 및 구비 되어있는 방사선치료 장비들을 이용하였는데 21 EX 선형가속기(120다엽조사야-MLC)의 6 MV 광자선을 갠트리(Gantry) 0도에서 300 MU/min의 선량률로 선원-전리함 또는 필름간의 거리(source-axis-distance)를 100 cm, 고체팬텀의 표면으로부터 5 cm 깊이의 위치에서 조사하였다. 치료계획용 컴퓨터(CAD-plan)에서 결정된 치료계획의 MLC sequencing file을 컴퓨터 내의 고체팬텀(Solid water phantom)에 적용한 후 이 파일을 IMRT 치료기로 보내어 이를 film으로 찍어서 선량분포를 비교분석하고 전리함을 이용하여 임의의 한 지점에서 선량을 측정하여 치료계획과의 선량을 비교한다. 본원에서 세기변조 방사선치료를 시행한 14명의 환자를 대상으로 이를 비교 분석하였다.

① 선량측정(Absolute dosimetry)

측정시 고체팬텀과 전리함의 설치(Set-up)시 생길 수 있는 오차를 고려하여 치료계획용 컴퓨터에서 선량분포의 변화가 비교적 완만한 지점을 선택하여 이 지점의 선량과 좌표를 알아 낸 후 아주 적은 한 지점의 선량을 측정할 수 있는 Pin-point전리함을 이용하여 고체팬텀 내에 치료시와 같은 양의 방사선을 조사하였다. 이 두 지점의 선량을 각 치료 조사야마다 비교하고 모든 치료 조사야를 종합하여 측정해서 같은 방법으로 비교하였다(사진 2-1).

② 필름측정(Film dosimetry)

필림측정에는 치료선량의 영역을 정확하게 나타낼 수



A B C

사진 2-1. A. Pin-point 전리함을 이용한 고체팬텀 내에서의 선량측정
B. Pin-point 전리함
C. 2620 Dose-Doserate Meter

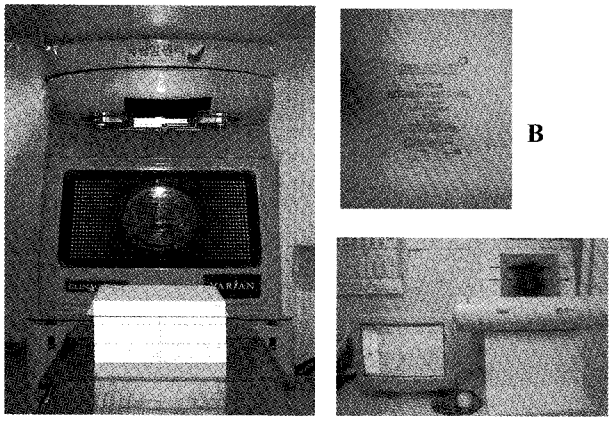


사진 2-2. EDR(B) 필름을 이용하여 고체 팬텀내에서 측정(A)하고 필름 스캐너(C)를 통해 선량분포를 나타낸다.

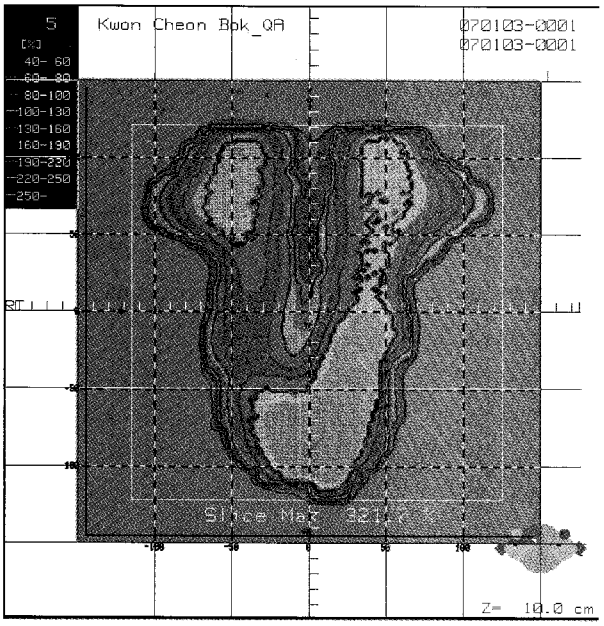


사진 2-3. 중첩 상태에서의 치료계획 선량분포도와 측정된 선량분포도 비교
Color wash : 치료계획 선량
Solid line : 필름측정선량

있는 EDR 필름을사용 하였고, 측정의 효율성과 재현성을 높이기 위하여 각각의 치료 조사야를 갠트리(Gantry) 0도에서 고체팬텀 내의 필름에 치료시와 같은 양의 방사선을 조사하였다. 또한 모든 치료 조사야를 종합하여 한 장의 필름에 조사하였다.

측정시 방사선 조사시의 중심점을 알 수 있도록 조사야의 십자선(Cross-hair lines)을 따라 조사야 밖에 아주 작은점을 표시하였다.

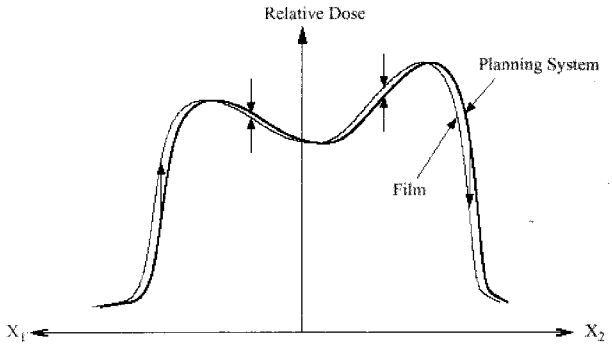


그림 2-1. 등선량 중심점의 이동에 따른 선량오차

이 측정된 필름은 VIDAR 필름스캔장치의 Omni-Pro라는 소프트웨어를 통하여 5 mm 간격의 모든 지점을 점선량(Point Dose)으로 표시하고 이를 종합하여 선량분포로 나타냈다.

3. 일반적인 선량분포 비교

치료계획 컴퓨터로부터 얻어낸 선량분포와 필림에 의해 측정된 선량분포를 같은 등선량 곡선으로 나타내어 두 선량분포의 중심점을 중첩하여 비교하였다.

중첩법은 치료계획 선량분포도를 놓고 그 위에 측정된 선량분포도를 같은 중심점에 중첩시켜 놓고 각 등선량 곡선(105, 100, 90, 80, 70, 60, 50, 40, 30%)의 일치여부를 확인한다.

중첩법을 통한 선량분포 비교시 선량오차가 가장 많이 발생하는 곳은 고선량 기울기 영역이며 이는 대부분 계통적 오차(systemic error)에 기인하는데 필름 측정시와 선량검증 과정 모두에서 발생할 수 있다. 계통적 오차는 필름 등선량중심점의 이동, 필름회전등과 같은 위치에 따른 오차(localization error)와 필름의 흡광도(optical denity), 필름의 뒤틀림(distortion)등의 보정오차(calibration error)로 나눌 수 있다. 이러한 계통적 오차에 의해 치료계획 선량분포와 필름측정 선량분포 사이에 선량오차가 발생할 수 있다. 특히 필름 등선량 중심점의 이동 오차에 따른 고선량 기울기 영역에서 발생하는 선량오차는 상대적으로 매우 크게 나타난다. 그림 2-1에 나타난 것처럼 필름에서의 미세한 등선량 중심점의 이동에도 치료계획 선량분포와 필름측정 선량분포사이에는 커다란 선량차를 보여주고 있다.

가장 큰 선량 오차를 일으키는 필름 등선량 중심점 이동에 의한 오차를 해결하는 방법은 등선량 중심점 이

동량을 정확하게 산출하여 보정해 주는 최적화 과정(optimization)을 거치는 것이다. 치료계획 컴퓨터의 소프트웨어(Cadplan-Helios)에서는 치료계획 선량분포를 XY축으로 각각 2.5 mm 간격의 점선량(point dose) 값으로 얻을 수 있다. 이값을 기본으로 하여 보간법(interpolation)을 통해 XY축으로 1 mm 간격의 좀더 세밀한 점선량값을 얻을 수 있다.

필림 측정에 의한 선량분포도에서는 XY축으로 5 mm 간격의 점선량(point dose) 값을 얻었는데 이는 1 mm 간격으로 얻을 수도 있지만 큰 조사야의 경우 방대한 양의 통계처리가 요구되므로 치료할 때의 조사야 크기나 사용하는 프로그램(software program), 컴퓨터의 성능에 따라 적절한 간격으로 얻어서 사용하는 것이 바람직하다고 할 수 있다. 본 연구에서는 조사야의 크기가 20 cm×20 cm 이상이므로 5 mm 간격이 적절하다고 판단하였다.

위의 치료계획과 필름을 통한 점선량값(point dose)을 토대로 등선량 중심점을 중첩하여 놓고 각 환자별로 5 mm 간격의 점선량 오차 및 점선량 오차의 평균값인 절대 평균선량오차(absolute average dose difference)를 산출하였다. 조사야의 크기에 따라 점선량값의 숫자는 약 800~1,200개 정도가 된다(그림 2-2).

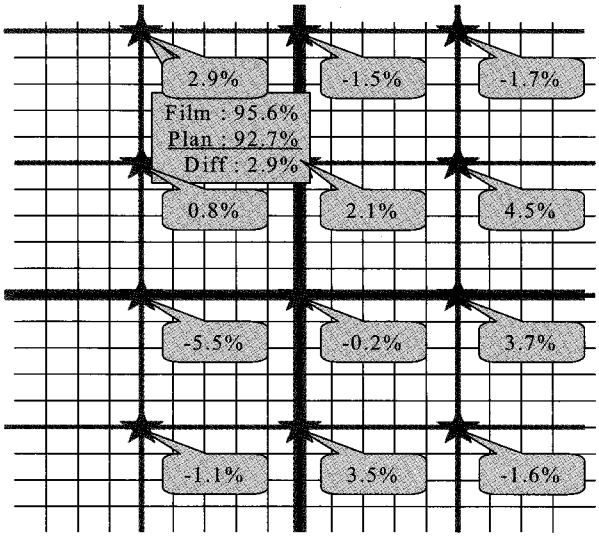


그림 2-2. 치료계획선량과 필름측정선량을 중첩시킨 후 각 지점마다의 오차와 절대평균선량오차(absolute average dose difference)

4. 최적화 알고리즘을 통한 선량분포 비교

본 연구에서의 최적화 알고리즘은 이동범위가 아주 적기 때문에 간단한 방법을 통해 빠른 시간 안에 찾을 수 있다. 측정시에 표시한 가상의 필름 등선량중심점을 치료계획 선량분포의 중심점에 중첩하여 놓고 각각의 점선량 값을 비교한다. 이때 5 mm 간격의 점선량 오차와 평균선량 오차를 구할 수 있었다.

계속해서 가상의 필름 등선량중심점을 이동하면서 각각의 평균선량 오차를 구하여 오차가 감소하는 방향으로 계속 이동하면 평균선량 오차가 최소인 진짜 등선량 중심점을 찾을 수 있다.

본 연구에서의 필름 등선량중심점 이동 정도는 조사야 십자선(cross hair lines)의 허용 오차 2 mm와 측정오차를 고려하더라도 매우 작을 것으로 예상되었으며,

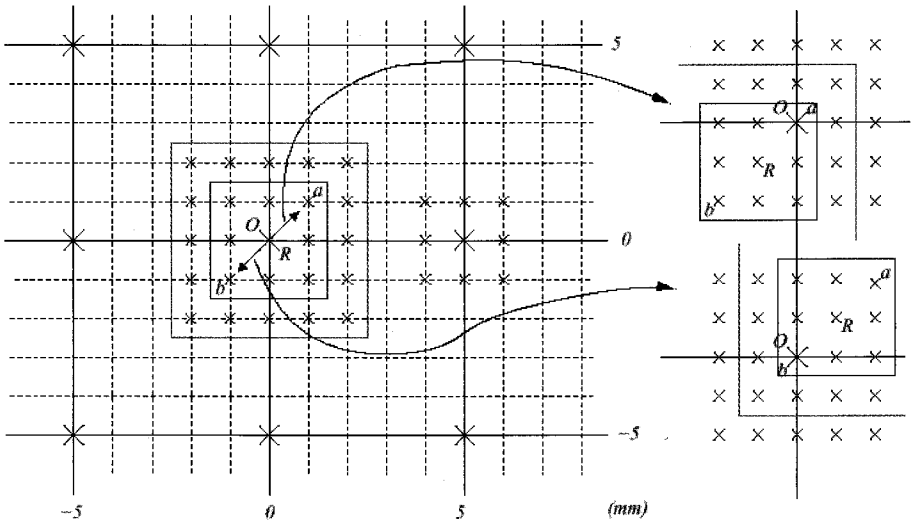


그림 2-3. 가짜 등선량중심점을 사방으로 이동하며 최소값을 구하는 방법

따라서 위에 예시된 최적화 알고리즘보다 훨씬 간단하게 진짜 등선량중심점을 구할 수 있었다. 즉 진짜 등선량중심점은 가상 등선량중심점의 주변부에 위치할 것이므로 단지 가상 등선량중심점의 주변 지점들에서의 평균 선량오차를 비교함으로써 진짜 등선량중심점을 찾아낼 수 있었다(그림 2-3).

즉, 등선량중심점을 1 mm 간격으로 이동한 후 이지점에서 5 mm 간격의 점선량값을 치료계획선량과 각각 모두 비교하여 이들의 선량오차를 구하고 다시 이들의 평균값을 산출하여 등선량중심점 이동에 따른 오차를 비교하여 최소 평균 선량오차를 보이는 등선량중심점의 지점을 찾을 수 있었다.

위와 같은 방법으로 세기변조방사선 치료환자 14명을 대상으로 필름 등선량중심점 이동량을 최적화 알고리즘에 의해 구한 후, 필름 등선량중심점을 이동하여 각 환자 별로 치료계획 선량분포도와 필름 측정 선량분포도 간의 5 mm 간격의 점선량오차 및 절대 평균 선량오차(absolute average dose difference)를 산출하였다. 등선량중심점 이동 최적화법 적용 전, 후의 선량오차를 분석하였다.

방사선 치료시 대부분 6,000~6,500 cGy 선량을 환자에게 전달하는데 이가운데 30% 선량(1,800~1,950 cGy) 은 눈의 수정체 등 극히 작은 일부를 제외하고는 대부분 방사선 허용선량 범위내에 항상 들어오기 때문에 평가의 필요성이 적다. 즉 관심영역 밖의 저선량 영역에서의 오차는 관심영역 선량평가의 본질을 왜곡되게 나타낼 수 있다. 따라서 저선량 영역의 제외설정은 결과의 계산 시간을 줄여주고, 상대 선량측정 결과를 보다 정확한 판단할 수 있게 한다. 그러므로 본 연구에서는 환자 14명의 상대 선량측정 결과 산출 시 저선량 영역의 30% 미만은 평가에서 제외하기로 하였다. 즉, 치료 선량값의 30% 이하 영역에서는 선량오차를 산출하지 않았다.

III 연구결과

1. 중첩법에 의한 선량 오차 산출

앞에서 얻은 등선량곡선 분포와 치료계획 선량분포를 가지고 14명 환자 모두에 중첩법을 통하여 비교하였다(그림 3-1). 이를 토대로 점선량오차 분포도(distribution map of point dose difference) 및 선량오차 결과를 얻었으며 환자 별 분석결과는 표 3-1과 같다. 절대 평균 선량오차 최소값은 1.36%, 최대값은 4.08%이었으며 평균은 2.36%이었다. 최대 점선량 오차값의 범위는 7.09%~20.57%이었다. 선량오차 허용 기준(tolerance)을 3%로 했을 때 전체 점선량값 중 3% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 10.53%~50.16%, 평균 23.72%이었고, 5% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 2.29%~34.38%, 평균 9.67%이었다.

위의 그림 3-1은 isocenter 이동의 한 예로 좌측그림은 좌표상으로 X = 0 mm, Y = 0 mm 지점의 선량오차 분포도이며 평균선량오차는 2.08%였고, 최대오차는 12.38%로 나타났다. 그리고 전체 742개의 점선량값 중 154개(20.75%)의 값이 ±3%를 벗어났다.

위의 그림 3-1의 우측그림은 좌표상으로 X = 1 mm, Y = 1 mm 지점의 선량오차 분포도이며 평균선량오차는 3.82%였고, 최대오차는 22.01%로 나타났다. 점선량값 중 333개(44.88%)의 값이 ±3%를 벗어났다.

앞서 거론한 바와 같이 30%미만의 저선량 영역은 제외시키고 선량오차를 산출하였다.

2. 필름 등선량중심점 이동 보정 최적화 후 선량오차 산출

환자 14명에서 필름 등선량중심점 이동량, 즉, 진짜 등선량중심점으로 이동 최적화 적용 후 선량오차 결과는 표 3-2와 같다. 최적화 적용 후 절대 평균 선량오차 최소값은 0.93%, 최대값은 2.28%이었으며 평균값은 1.56%이었다. 최대 점선량오차값의 범위는 4.81%~12.55%이었다. 선량오차 허용기준 (tolerance)을 3%로 했을 때 전체 점선량값 중 3% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 3.91%~0.94%, 평균 13.5%이었고, 5% 이상의 점선량오차를 보이는 지점의 비율은 0%~8.72%, 평균 2.88%이었다(표 3-2). 특히 10번 환자에서는 최적화 후 선량불일치 지점이 0개로서 필름 선량분포도와 치료계획 선량분포도가 완벽하게 일치하였다.

그림 3-1, 3-2는 미세한 등선량중심점 이동이라도 선량오차 분포도가 매우 다르게 나타나는 것을 알 수 있다. 그림에서 '0'은 3% 이하의 선량오차, '3'은 3%이상, 5% 미만, '5'는 5% 이상 7% 미만, 그리고 '7'은 7% 이상의 선량오차를 표시하고 있다.

환자 14명의 필름 등선량중심점 이동 보정값은 2명을 제외하고는 모두 X축 1 mm, Y축 0 또는 1 mm를 보였

표 3-1. 중첩법을 통한 측정 선량분포와 치료계획 선량분포의결과분석표

No.	Organ	Absolute average dose difference (%)	Maximum difference (%)	No. of total points	No. of over tolerance		Ratio	
					3%	5%	3%	5%
1	tonsil	3.77	9.45	1087	179	41	16.47	3.77
2	larynx	1.44	8.70	902	95	29	10.53	3.22
3	supraglottis	1.63	13.51	768	104	31	13.54	4.04
4	nasopharynx	4.08	20.57	192	89	66	46.35	34.38
5	supraglottis	2.16	19.46	807	182	78	22.55	9.67
6	oropharynx	2.04	12.48	533	119	36	22.33	6.75
7	pyriform sinus	2.18	17.56	867	212	78	24.45	9.00
8	tonsil	1.36	8.14	556	66	16	11.87	2.88
9	hypopharynx	2.62	11.18	973	378	71	38.85	7.30
10	nasopharynx	2.17	17.13	717	138	71	19.25	9.90
11	paranasal sinus	3.90	17.76	321	168	91	50.16	28.35
12	tongue	1.74	12.71	767	105	39	13.69	5.08
13	nasopharynx	2.33	12.93	870	240	76	27.59	8.74
14	base of tongue	1.56	7.09	742	107	17	14.42	2.29
	mean	2.36	-	-	-	-	23.72	9.67

(30% 미만 저선량 영역 제외)

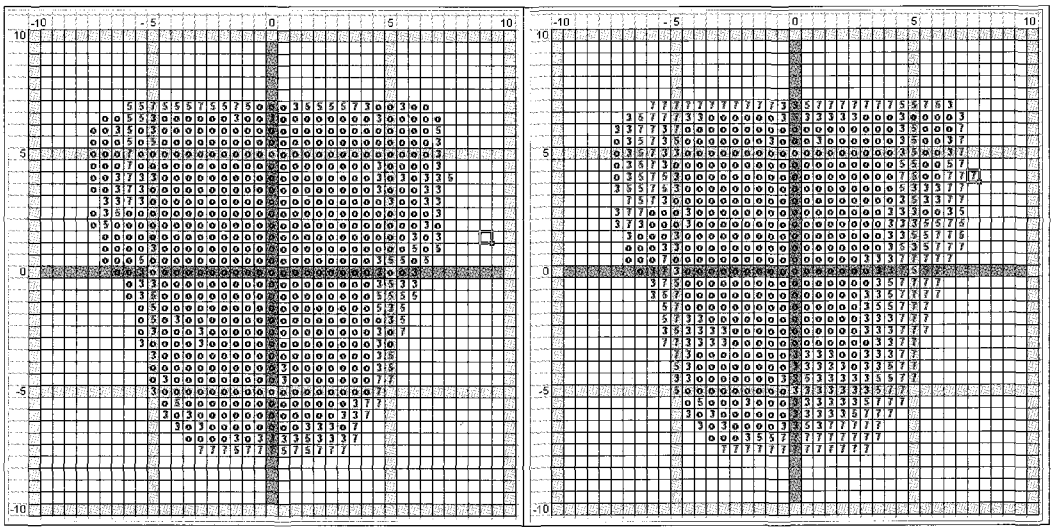


그림 3-1. 중첩법에 의한 측정 필름선량과 치료계획선량의 선량오차 분포도

표 3-2. 각 환자들의 최적화과정 후 필름측정선량과 치료계획선량 오차 결과표

No.	Organ	Absolute average dose difference (%)	Maximum difference (%)	No. of total points	No. of over tolerance		Ratio	
					3%	5%	3%	5%
1	tonsil	1.69	6.43	1087	133	35	12.24	3.22
2	larynx	1.35	9.01	902	77	14	8.54	1.55
3	supraglottis	1.11	5.98	768	31	3	4.04	0.39
4	nasopharynx	2.11	10.53	192	54	15	28.13	7.81
5	supraglottis	1.56	10.39	807	83	19	10.29	2.35
6	oropharynx	1.29	6.12	533	37	2	6.94	0.38
7	pyriform sinus	1.54	8.57	867	93	22	10.73	2.54
8	tonsil	1.16	7.37	556	44	14	7.91	2.52
9	hypopharynx	2.28	7.99	973	301	42	30.94	4.32
10	nasopharynx	0.93	4.81	717	28	0	3.91	0
11	paranasal sinus	2.12	10.51	321	89	28	27.73	8.72
12	tongue	1.33	12.15	767	62	12	8.08	1.56
13	nasopharynx	2.06	12.55	870	185	31	21.26	3.56
14	base of tongue	1.33	7.67	742	61	10	8.22	1.35
	mean	1.56	-	-	-	-	13.50	2.88

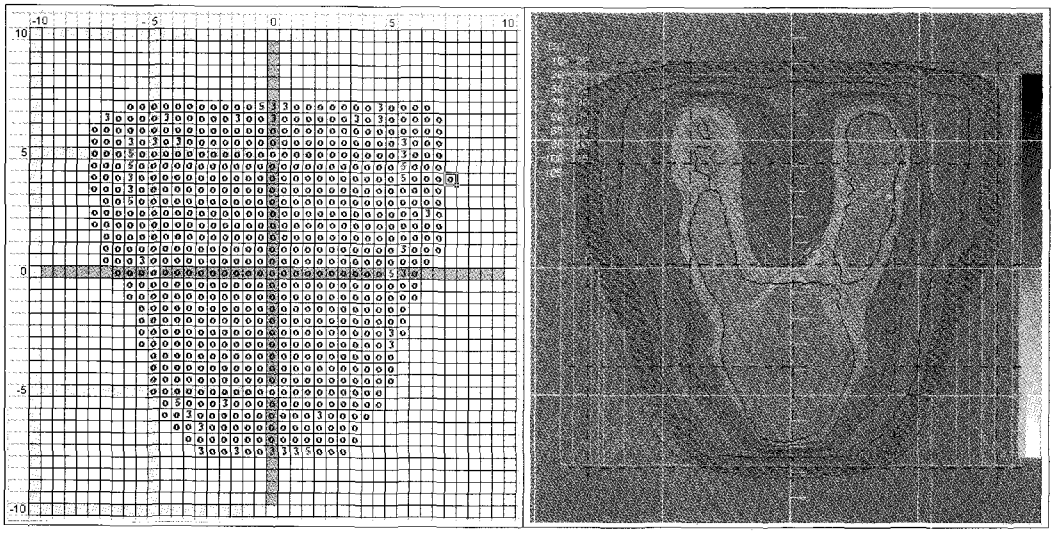


그림 3-2. 최적화과정(X = -1 mm, Y = -1 mm) 이후의 선량분포도(30% 미만 저선량영역 제외)(좌)와 치료계획 선량분포와 필름측정 선량분포를 중첩한 사진(우)
평균선량오차 1.15%, 최대선량오차 6.63% (좌)
칼라 색(치료계획선량분포), 칼라 선(필름측정선량분포) (우)

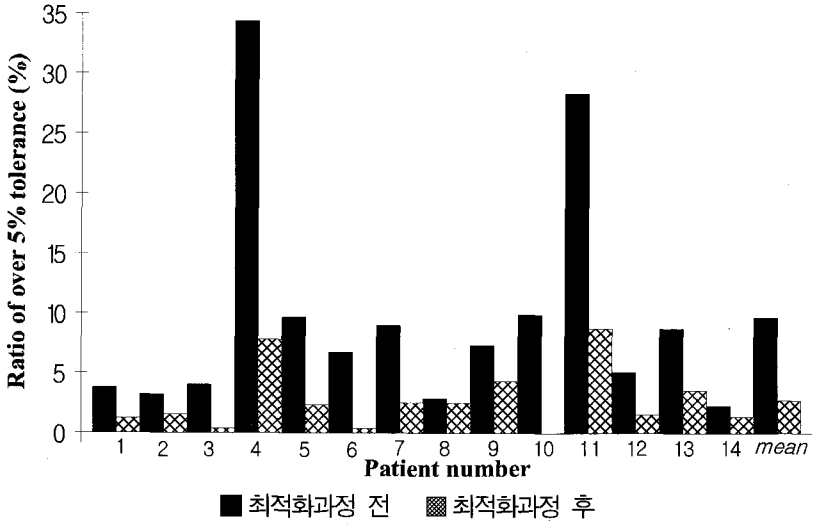


그림 3-3. 각 환자의 최적화과정 전과 후의 ±5% 초과 점선량 오차 비교표

으나, 2명에서는 (2, 1) 또는 (1, 2)의 이동을 보였다.

필름 등선량중심점 이동 보정 최적화 후 허용 선량 이상의 점선량오차를 보이는 환자별 비율 히스토그램에 도시한 바와 같이 모든 환자에서 감소하였으며 평균값도 감소하였다(그림 3-3).

Ⅳ 결 론

최첨단의 과학과 이에 따른 장비를 이용한 세기변조 방사선치료는 암환자의 후유증을 최소화하는 방사선치료에 매우 정확하고 효율적인 방법이다. 따라서 이에 대한 검증 또한 매우 정확하고 효율적인 방법을 찾아 정도관리를 수행해야 한다. 본 연구에서는 측정시의 오차를 보정하기 위한 최적화 방법을 고안하고 이를 통해 객관적인 분석을 통하여 아래와 같은 결과에 따른 결론을 얻을 수 있었다.

1. 전리함(Ion chamber)을 이용한 절대선량을 측정한 결과 평균선량오차는 1.58%였고 최대선량오차는 2.82%로서 이는 허용기준 3% 이내에 모두 들어와 정확한 선량이 치료되는 것을 알 수 있었다.

EDR 필름을 이용한 상대선량 측정은 중첩법을 이용하여 각 지점의 선량분포를 비교하였는데 이는 최적화 과정을 통하여 측정시의 오차범위 내에서 가장 적합한 결과를 얻을 수 있었으며 이 결과에 따른 절대 평균 선량오차의 평균은 1.55%, 점선량오차가 5% 이상인 지점의 비율은 평균은 2.73%로서 치료계획의 선량분포와 실제 치료시의 선량분포가 허용기준 안에서 잘 일치하는 것을 알 수 있었다.

2. 최적화 과정의 보정은 거의 1 mm 이하였으므로 측정시의 오차 발생의 변수를 최소화하기 위한 노력이 절대적으로 필요하며 현재 시행하고 있는 2차원적인 정도관리를 3차원적으로 시행할 수 있는 연구가 요구된다.

중첩법을 이용한 선량분포를 그림으로 비교하는 주관적인 정도관리를 최적화과정을 통하여 각 지점의 선량분포를 숫자화 함으로 써 허용기준을 마련하는 토대가 될 수 있었고 객관적인 정도관리의 기초를 마련할 수 있었다.

이는 타병원의 환자와도 비교 분석할 수 있는 유용한 방법으로 향후 세기변조방사선치료의 필수적인 정도관리의 한 모델로 이용될 것으로 기대한다.

참고문헌

1. 김정만 외 16명 공저 "RADIATION THERAPY" 대학서림, P. 9~18
2. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2001, 51:880-914
3. Xing L and Li JG. Computer verification of fluence map for intensity modulated radiation therapy. Med

Phys. 2000, 27:2084-2092
4. Ma CM, Pawlicki T, Jiang SB, et al. Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system. Phys Med Biol. 2000, 45:2483-2495
5. MacKenzie MA, Lachaine M, Murray B, et al. Dosimetric verification of inverse planned step and shoot multileaf collimator fields from a commercialtreatment planning system. J Appl Clin Med Phys. 2002, 3:97-109
6. Webb S. Intensity-modulated radiation therapy: dynamic MLC (DMLC) therapy, multisegment therapy and tomo -therapy. An example of QA in DMLC therapy. Strahlenther Onkol. 1998, 174:8-12
7. Papatheodorou S, Rosenwald JC, Zefkili S, et al. Dose calculation and verification of intensity modulation generated by dynamic multileafcollimators. Med Phys. 2000, 27:960-971
8. 윤상민, 이병용, 최은경 등. 세기조절방사선치료 (IMRT) 환자의 QA. 대한방사선종양학회지. 2002, 20(1):81-90
9. 조병철, 박석원, 오도훈 등. 세기조절방사선치료(IMRT)의 정도보증. 대한방사선종양학회지. 2001, 19(3):275-286
10. FAIZ M. KHAN, Ph.D. THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY P538 AAPM, 1984, Physical aspects of quality assurance in radiation therapy
11. Low DA, Mutic S, Dempsey JF et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. RadiotheryOncol. 1998, 49:305-316