

자궁암의 고선량을 근접 방사선치료시 전산화 치료계획 시스템과 in vivo dosimetry system 을 이용하여 측정된 직장 선량 비교

국민건강보험공단 일산병원 치료방사선과

정은지·이상훈

목적 : 자궁암의 방사선치료시 호발하는 직장 부작용은 직장 방사선량과 관계가 있다는 보고들이 많다. ICRU 38에 따른 직장 선량을 측정함으로써 강내 방사선치료 시에 조사되는 직장선량의 정도 관리에 기여할 수 있다고 생각하여 전산화 계산된 선량과 강내치료시 다이오드 검출기로 직접 측정된 직장 선량의 차이를 비교해 보고자 하였다.

대상 : 2001년 6월~2002년 2월까지 고선량을 Iridium-192 동위원소를 이용하여 고선량을 강내 방사선치료를 시행 받은 자궁경부암 환자 9명을 대상으로 하였다. 강내치료는 주 2회씩 A점에 총 6~8회간 총 28~32 Gy 시행되었다. 9명에서 총 44회의 강내치료 중 선량 측정이 가능하였고, 모의치료 계획시의 필름 및 분할 고선량을 강내 방사선치료 시에 촬영한 필름을 기준으로 전산화 계획 시스템상 계산한 직장 기준점 선량과 강내치료를 하면서 다이오드 직장 검출기에서 측정된 선량을 각각 분석하였다.

결과 : 모의치료시 필름을 기준한 직장의 전산화 계획상의 선량과 강내치료 시마다 촬영한 필름으로 다시 전산화 계획상 계산한 직장선량값 사이에는 상당한 차이가 있었다. 강내치료시에 촬영한 사진을 기준으로 전산화 설계에서 계산된 값과 강내치료 중에 검출기로 측정된 직장 선량 사이에도 차이가 많았다. 직장 검출기 표시점의 치료계획 선량을 5개 점에서 계산해 보았을 때 ICRU 38 직장 기준점이 최대 직장 선량점과 일치하는 경우는 22.2% (2/9)에 불과하였다.

결론 : 자궁암에서 고선량을 강내 방사선치료 선량을 계획할 때 모의 치료시 촬영한 필름만 가지고 직장 선량을 최적화하는 것이 가장 적절한 방법이라고 볼 수는 없다. 본 연구를 통해 고선량을 강내치료시의 직장 선량이 치료시마다 상당히 변화가 많다는 사실을 확인하였으므로 가능하다면 직장선량을 실측하거나 아니면 최소한 직장표지기를 삽입하고 측방 투시를 함으로 직장 위치를 파악하는 것이 자궁암의 고선량을 강내 방사선치료에서 정도관리 면에서 중요한 과정이라 생각한다.

핵심용어 : 자궁경부암, 방사선치료, 강내 방사선치료, in vivo dosimetry

서론

자궁암은 한국여성에서 호발하는 악성 종양으로 초기 병변에서는 수술적인 치료로 완치율이 높고 국소진행 병변에서도 근치적인 방사선치료를 시행함으로써 다른 종양에 비해 완치율이 높은 종양이다. 예후가 좋은 이유 중 하나는 방사선치료시 라이낙을 이용하는 외부 방사선치료법 뿐 아니라 자궁강과 질 속으로 특수한 강내 장치(intracavitary device) 를 삽입하여 동위원소에서 조사되는 감마선을 자궁경부 종양 부위에 근접하여 집중적으로 조사할 수 있는 강내방사선치

료(ICR, intracavitary radiation) 방법이 적용될 수 있기 때문이다. 종양치료 시 방사선을 다량으로 조사하지 못하는 이유는 인접한 정상 장기가 견딜 수 있는 선량이 제한되어 있어서 다량의 방사선이 조사되면 부작용 발생 빈도가 증가하기 때문이다. 자궁암의 방사선치료에서도 인접한 직장이나 방광의 방사선 조사량이 증가하면 부작용도 증가한다는 보고들이 있어서 근접치료계획을 세울 때 이들 기관에 조사되는 방사선량을 고려하여 종양에 조사하는 방사선량을 조절한다.^{1~3)} 고선량을 근접방사선치료가 시작되어 치료에 사용하기도 수십년 이상 되었고 주변 장기에 대한 방사선량을 측정하는 방법도 다양하게 개발되어 사용되고 있지만⁴⁾ 실제로 임상에 적용하기에는 어려운 점이 많고 조사되는 방사선량을 측정하는 방법도 다양하며 직장선량을 직접 측정하는 것이 임상적으로 의미있다는 주장과 그 반대의 주장들이 공존한다.^{5~9)} 본원이 보유하고 있는 방사선조사량 측정 장치인 in vivo 다이오드 검출기를 이용하여 자궁암 환자에서 고선량을 강내

본 연구는 국민건강보험공단 일산병원 2001년도 임상연구비 지원으로 이루어졌음

이 논문은 2002년 8월 9일 접수하여 2002년 12월 2일 채택되었음.

책임저자: 정은지, 국민건강보험공단 일산병원 치료방사선과
Tel: 031)900-0460, Fax: 031)900-0474
E-mail: ejchung@nhimc.or.kr

방사선치료를 시행할 때 직장에 조사되는 방사선량을 측정하여 전산화 치료계획 시스템에 의해 계산된 직장 선량값과 차이를 비교 분석하기 위해 본 연구를 진행하였다.

대상 및 방법

2001년 6월부터 2002년 2월까지 본원에서 자궁강 내에 tandem을 삽입하고 질 상부에 ovoids를 이용하여 3개 채널에 Iridium-192 동위원소가 삽입되어 고선량을 강내 방사선치료를 시행받은 자궁경부암 환자 중 in vivo dosimetry 장치인 다이오드 검출기를 무리 없이 삽입할 수 있었던 환자들을 대상으로 하였고, 9명에서 시행한 44회의 강내치료에서 직장 선량 분석이 가능하였다. 강내 방사선치료를 하기에 앞서 모의치료실에서 강내 방사선치료시와 같은 자세로 치료설계를 시행하였다. 환자의 다리걸이에 맞게 조절한 다리걸이를 테

이بل 양쪽에 걸고 환자가 다리걸이에 다리를 편안히 올려놓은 자세로 눕는다. 자궁과 질 크기 및 위치에 따라 환자에게 맞는 적당한 크기와 각도의 강내 치료기구를 선택하여 자궁강 내부로는 tandem을, 질 상부로는 ovoids를 삽입하여 별린 후 외부 고정장치를 이용하여 적당한 위치에 고정시킨다. 폴리 요도관을 삽관하여 조영제 7 cc를 넣어 부풀리고 직장 내에 7 mm 직경의 직장용 다이오드 검출기를 특수 제작된 얇은 고무튜브에 넣어 직장에 가능한 깊이 삽입한다. 자궁입구 부위를 중심회전축으로 하여 전후방과 측방에서 각각 엑스선 필름을 촬영한다. 폴리 요도관으로 부풀린 부위를 확인한 후 빼고 대신 직경 3 mm 인 방광용 검출기를 방광 내로 같은 위치에 삽입하고, 직장용 검출기를 빼고 직장 튜브를 통해 50cc의 조영제를 넣고 같은 중심축에서 다시 전후방과 측방의 엑스선 사진을 촬영한다(Fig. 1). 이렇게 촬영한 필름을 기초로 하여 Nucletron 사의 전산화 계획 시스템인 BPS

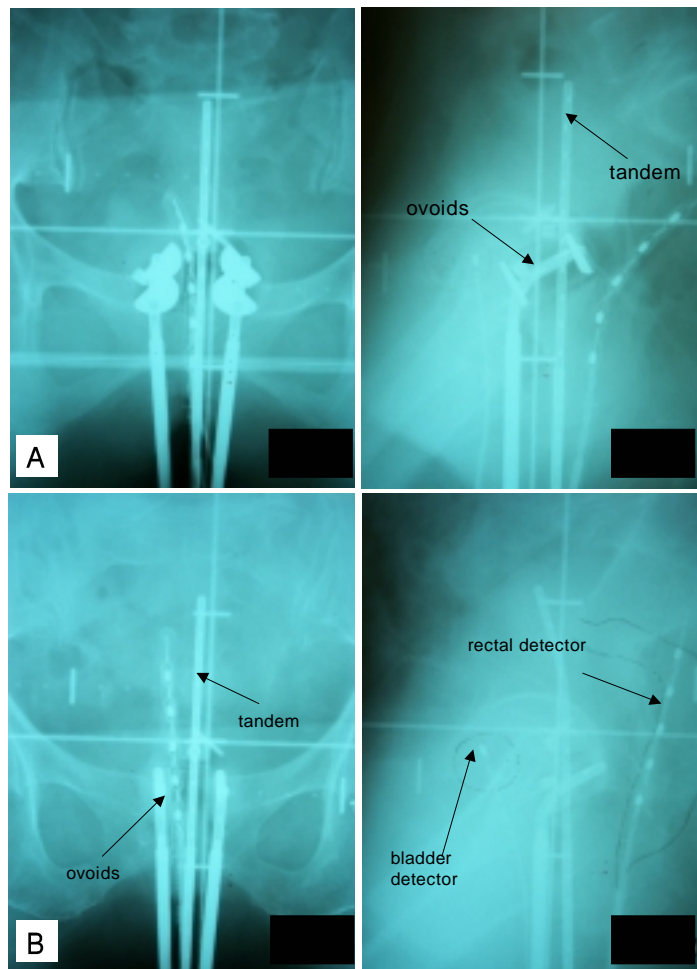


Fig. 1. Radiographs of the inserted tandem, ovoids and diode detectors. A) gold-shielded ovoids, B) non-shielded mini ovoids.

(version 13.7)를 이용하여 직장이나 방광 등 주변 정상 조직에는 적은 선량이 조사되면서 치료하고자 하는 종양부위와 A점에는 원하는 처방선량이 충분히 조사되도록 최적화 과정을 통해 전산화 강내 치료계획을 수립한다. A점의 처방선량은 환자의 병기, 종양상태와 주변 정상조직에 조사되는 계획 선량에 따라 분할치료 당 A점에 3.5~5.0 Gy로 처방하였으며 총 강내 선량은 A 점에 28~32 Gy 조사되도록 하였다. 사용한 동위원소인 Iridium-192 선원의 반감기는 74.2일이며 점선원의 간격은 5 mm로 하여 계획하고 치료하였다. 분할 강내 치료시마다 강내치료기구와 검출기를 넣고 전후방과 측방으로 사진을 찍고 이를 이용하여 다시 전산화 치료계획 시스템으로 점 선량에 대한 계산을 시행하였으며 이 값을 실제 강내치료시에 측정된 선량과 비교하였다. 반도체 검출기는 직장 측정용인 fivefold 검출기(PTW사, type 9112)와 방광 측정용인 single fold 검출기(PTW사, type 9113)을 이용하였다. 반도체 검출기는 에너지 의존성이 있는 단점이 있으나 사용이 간편하고 감도와 공간분해능이 뛰어난 것으로 알려져 있다. 검출기의 calibration 은 PTW 사의 afterloading calibration phantom type 9193을 이용하여 시행하였다.

결 과

대상 환자 9명에서 모의치료 설계시와 강내 치료시에 직장내 다이오드 검출기를 삽입하고 찍은 필름과 강내 방사선치료 중 검출기에 측정된 직장 방사선량을 이용하여 결과를 분석하였다. 환자 당 검출기로 측정이 가능하였던 횟수는

2~8회까지였고 9명의 환자에서 총 44회의 강내치료에서 엑스선 필름 촬영과 측정이 가능하였다. 본 연구에서는 근접방사선치료에서의 선량과 부피의 특성에 대한 보고인 ICRU (International Commission on Radiation Units) 38번 보고서에서¹⁰⁾ 권고하는 직장기준점 중 측방 방사선필름 상 자궁강내 tandem 내부에 부하된 방사선 동위원소 중 가장 아래부분에서 전후방으로 연결한 연장선에서 후벽벽 후방 5 mm를 직장기준점(R)으로 정하여 점선량을 전산화 계획시스템으로 계산하였다(Fig. 2). 실제로 치료 설계 시에 직장에 검출기를 넣고 찍은 필름과 직장 내에 조영제를 넣고 찍은 필름을 비교해 보면 직장 내 검출기는 직장벽 전방부에 밀착되지 않고 약간 떨어진 공간에 위치하게 되므로 직장의 가장 전방부벽에 해당하는 ICRU 38의 기준점과 정확히 일치하지는 않지만 측정치와 비교해야 하는 관계로 편의상 필름 상 보이는 검출기의 표시점들을 전산으로 계산하고 비교하였다. 본 연구에 사용한 직장용 검출기는 1.5 cm 간격으로 5점의 점 선량을 측정할 수 있어서 직장을 따라 R1~R5 점까지 측정하였으며 ICRU 38의 직장기준점 중 R에 가장 근접한 검출기의 점을 부분을 Rs (simulation 시 rectal reference point)로 정하고 이를 기준으로 환자의 매 치료 시마다 검출기를 같은 위치에 넣고 전방 측방 사진을 촬영하고 이를 다시 전산화 프로그램을 이용하여 계산한 다음 처음 모의치료 설계시와 실제 분할 강내치료시 검출기에 측정된 선량값과 비교 분석하였다.

Table 1은 모의치료시 촬영한 필름을 기준으로 한 직장 기준점 Rs와 매 강내치료시 찍은 필름으로 검출기의 위치에 따라 다시 전산화 계획 시스템으로 계산한 직장 기준점 Rc 값과의 차이를 보여주는 것으로 환자 1~4번에서는 차폐되는 부분이 있는 ovoid (gold shielded ovoids)를 사용하였고 환자 5~9번 환자에서는 질이 좁아서 차폐가 없는 소형 ovoids (non-shielded mini ovoids)를 사용하였다. Nucletron 사의 전산화 계획 시스템인 BPS (version 13.7)은 아직까지 차폐형 ovoids 내에 있는 차폐부가 선량에 미치는 영향을 전산시스템에 반영하지 못하고 있다. $(Rc-Rs)/Rs$ 를 백분율(100)로 비교한 것이므로 Rs 값보다 Rc 계산치가 더 작았던 경우들은 (-)로 표시되고 더 많았던 경우는 (+)로 표시되는데 환자 당 오차의 평균은 -0.3~+29.8% 까지로 환자별로 그 차이가 상당히 달라지며 강내 치료 분할 당으로 살펴보면 차이가 적게는 2.6%이고 가장 큰 경우는 치료시 찍은 필름으로 계산한 직장선량이 모의 설계시보다 79.2%나 많은 경우도 있었다. Table 2는 모의치료시 필름상 직장 기준점(Rs)과 강내치료시 검출기에서 측정된 값(Rm)을 백분율로 $[100(Rm-Rs)/Rs]$

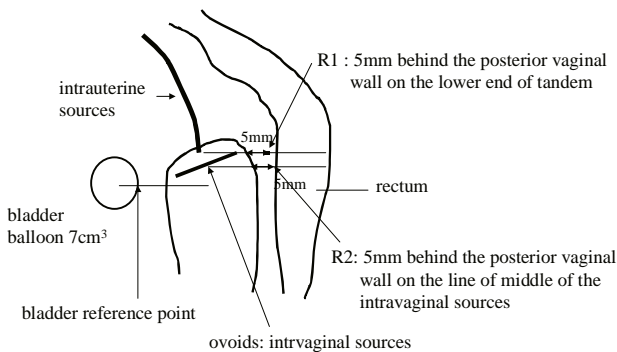


Fig. 2. Lateral diagram of the rectal reference points in intracavitary application according to ICRU 38 report: rectal point is defined on an anteroposterior line drawn from the lower end of the intrauterine source (R1) or middle of intravaginal sources (R2) on lateral radiographs, 5 mm behind the posterior vaginal wall

Table 1. Values of the Calculated Rectal Doses (Rs) Based on the Radiographs at Simulation and Calculated Rectal Doses (Rc) Based on the Radiographs at Fractionated HDR ICR in 9 Patients with Cervical Carcinoma

Pts	Rs (cGy)	calculated rectal doses at HDR ICR (Rc) / fraction								average
		1	2	3	4	5	6	7	8	
1*	214.4	260.0 (+21.3)	287.2 (+34.0)	268.9 (+25.4)	-	-	-	-	-	272.0 (+26.9)
2*	182.7	247.8 (+35.6)	305.7 (+67.3)	234.6 (+28.4)	268.2 (+46.8)	162.6 (-12.4)	129.7 (-40.9)	-	-	224.8 (+23.0)
3*	299.0	369.7 (+23.6)	326.6 (+9.2)	329.0 (+10.0)	309.0 (+3.3)	339.5 (+13.5)	-	-	-	334.8 (+12.0)
4*	227.1	216.5 (-4.9)	267.0 (+17.6)	-	-	-	-	-	-	241.8 (+6.5)
5†	240.8	300.9 (+25.0)	256.0 (+6.3)	-	-	-	-	-	-	278.5 (+15.7)
6†	352.7	632.0 (+79.2)	457.9 (+29.8)	436.5 (+23.8)	418.2 (+18.6)	343.8 (-2.6)	-	-	-	457.7 (+29.8)
7†	256.3	342.7 (+33.7)	286.4 (+11.7)	276.6 (+7.9)	289.5 (+13.0)	311.1 (+21.4)	351.6 (+37.2)	271.7 (+6.0)	321.7 (+25.5)	306.4 (+19.5)
8†	278.3	409.6 (+47.2)	370.1 (+33.0)	289.2 (+3.9)	245.5 (-13.4)	316.8 (+13.8)	366.2 (+31.6)	-	-	332.9 (+19.6)
9†	171.3	205.3 (+19.8)	164.8 (-3.9)	191.0 (+11.5)	164.7 (-4.0)	143.3 (-19.5)	177.7 (+3.7)	149.0 (-15.0)	-	170.8 (-0.3)

*gold shielded ovoids, †non-shielded mini ovoids

()=100 (Rc - Rs)/Rs

Table 2. Values of the Calculated Rectal Doses (Rs) Based on the Radiographs at Simulation and Measured Rectal Doses (Rm) Based on the Radiographs at Fractionated HDR ICR in 9 Patients with Cervical Carcinoma

Pts	Rs (cGy)	measured rectal doses at HDR ICR (Rm) / fraction								average
		1	2	3	4	5	6	7	8	
1*	214.4	284.3 (+32.6)	317.6 (+48.1)	299.2 (+39.6)	-	-	-	-	-	300.4 (+40.1)
2*	182.7	283.2 (+55.0)	352.1 (+92.7)	263.5 (+44.2)	273.6 (+49.8)	196.4 (+7.5)	151.2 (-20.8)	-	-	253.3 (+38.6)
3*	299.0	334.3 (+11.8)	307.3 (+2.8)	318.3 (+6.5)	310.7 (+3.9)	324.9 (+8.7)	-	-	-	319.1 (+6.7)
4*	227.1	199.5 (-13.8)	201.0 (-13.0)	-	-	-	-	-	-	200.3 (-13.4)
5†	240.8	340.2 (+41.3)	293.1 (+21.7)	-	-	-	-	-	-	316.7 (+31.5)
6†	352.7	702.3 (+99.1)	529.2 (+50.0)	563.7 (+59.8)	567.0 (+60.8)	473.1 (+34.1)	-	-	-	567.1 (+60.8)
7†	256.3	416.1 (+62.3)	350.4 (+36.7)	323.4 (+26.2)	326.9 (+27.5)	353.5 (+37.9)	406.1 (+58.4)	329.4 (+28.5)	389.0 (+51.8)	3561.9 (+41.2)
8†	278.3	386.0 (+38.7)	377.5 (+35.6)	226.8 (-22.7)	215.6 (-29.1)	287.9 (+3.4)	325.5 (+17.0)	-	-	303.2 (+8.9)
9†	171.3	231.4 (+35.1)	201.7 (+17.7)	218.6 (+27.6)	203.1 (+18.6)	168.8 (-1.5)	216.6 (+26.4)	163.0 (-5.1)	-	200.5 (+17.0)

*gold shielded ovoids, †non-shielded mini ovoids

()=100 (Rc - Rs)/Rs

Table 3. Distribution of Average and Standard Deviation of the Differences between Calculated 5 Rectal Detector Points Based on Radiographs at Simulation and Calculated 5 Rectal Detector Points Based on Radiographs at HDR ICR in 9 Patients with Cervical Carcinoma

Pts	No. of fraction	Average ± SD (%) of differences in 5 rectal points				
		R1	R2	R3	R4	R5
1*	3	10.4±0.8	-0.6±2.2	-7.4±6.5	-8.2±8.2	-12.5±5.9
2*	6	13.5±5.8	4.5±5.6	-3.9±7.0	-3.6±9.6	3.9±10.0
3*	5	4.5±4.3	-4.5±3.3	5.1±4.1	11.0±2.4	13.8±2.3
4*	2	-16.3±8.4	1.6±2.0	6.3±2.3	9.8±6.1	12.7±5.7
5 [†]	2	13.8±0.7	8.7±0.2	3.5±0	1.1±0.2	-4.7±8.9
6 [†]	5	25.8±10.6	16.4±9.3	10.9±7.5	10.6±6.2	12.1±5.2
7 [†]	8	18.1±3.6	12.7±3.1	9.1±4.0	6.0±3.1	9.2±3.0
8 [†]	6	-3.1±8.8	-9.6±7.1	-12.8±7.3	-12.7±6.7	-5.1±4.2
9 [†]	7	26.3±4.9	20.7±5.3	17.4±5.0	9.3±3.6	8.2±4.0

*gold shielded ovoids, [†]non-shielded mini ovoids
SD: standard deviation

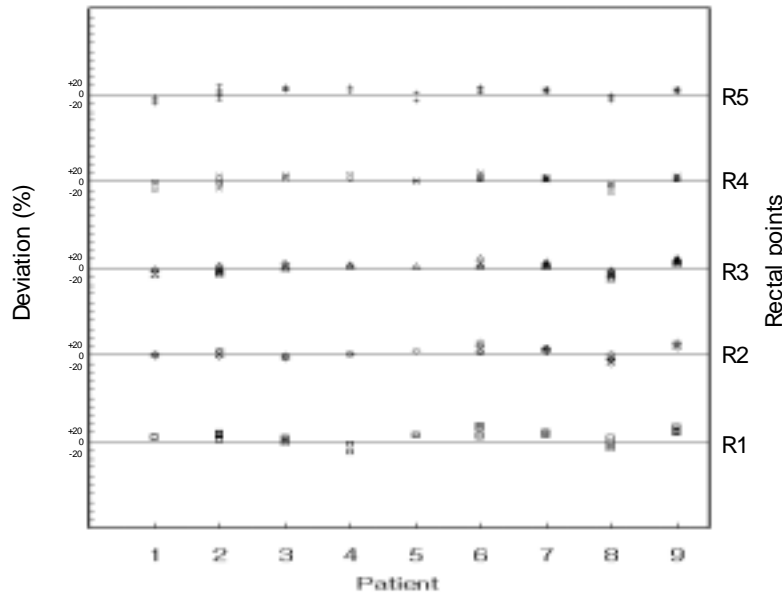


Fig. 3. Distribution of percent in differences between the calculated doses and measured doses [100 (Rm-Rc)/Rc] of each rectal points on rectal diode detector in 9 patients (n=216 rectal points)

비교한 값들이다. 환자당 오차의 평균은 +6.7~+60.8% 까지 다양하며 총 44회의 강내치료 분할 당으로 살펴보면 1.5%에서 많게는 계획시 선량의 2배에 가까운 99.1% 까지 많이 측정된 분할도 있었다. Table 3은 각 환자의 모의치료시 검출기를 넣고 찍은 필름을 기준으로 전산화 계획 시스템에서 계산한 5개의 직장기준점 계산값들과 매 강내 치료시 찍은 필름 상 계산된 직장 기준점 5개의 선량들을 비교하여 그 차이를 백분율로 분석한 표로서 5개의 직장 기준점에서 모의치료시 필름상 계산한 값보다 치료시 계산한 값이

작았던 경우들은 (-)로 표시되고 많았던 경우는 (+)로 표시되는데 환자들에 따라 그 차이가 매우 다양하여 -0.6±2.2%에서부터 +26.3±4.9% 까지로 나타났다.

9명의 환자당 치료시마다 다이오드 검출기를 넣고 찍은 엑스선 사진을 토대로 전산화 계획용 시스템으로 직장기준점 5개의 선량을 계산하고, 실제로 치료시 직장내 검출기 5개 점에서 측정된 선량과의 차이 분포를 백분율로서 각 환자별로 표시하였다(Fig. 3). 총 44회에 걸친 측정이고 각각 5 점에서 측정하였으므로 측정값은 총 220개 기준점에서 시행

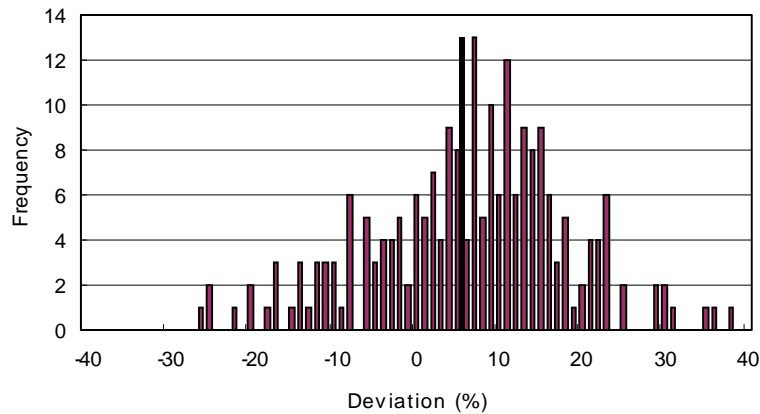


Fig. 4. Histogram showing the results as a number distribution of the ratio of measured and calculated doses $[100 (R_m - R_c) / R_c]$ in all rectal detector points ($n=216$ rectal points).

되었으나 전산상 오류로 4개점은 측정이 안되어 총 216개 점에 대해서만 비교할 수 있었다. 치료시 엑스선 사진상의 점선량과 측정선량 간 차이의 범위는 측정치가 더 많았던 쪽은 $+0.2 \sim +37.6\%$ 였고 더 적게 측정되었던 쪽은 $-0.4 \sim -26\%$ 까지였다. Fig. 4는 216개의 기준점 전체의 계산치와 실측치 간 오차의 분포를 나타내는 것으로 평균은 $6.3 \pm 11.85\%$ 이고 83.8%의 직장 기준점이 $\pm 20\%$ 이내에 분포하고 있었다. 즉 측정선량과 계산선량의 차이가 그리 심하지 않고 20% 이내에 측정치의 80% 이상이 포함된다는 것을 고려할 때, 직접 직장 선량을 측정할 수 없는 경우이라도 최소한 강내 치료시마다 측방 투시에서 직장 표시기 등을 넣어 직장의 위치를 모의치료시에 찍은 필름과 비교하여 위치와 거리를 확인 하는 것이 고선량 강내치료에서 필수적인 중요한 과정이라고 생각한다. 또한 본 연구에서는 직장의 기준점을 일단 ICRU 38에서 기준으로 하는 점 중에 측방 방사선 필름 상 강내 동위원소 중 가장 아래쪽에 위치한 점에서 전후방 연결 선상의 질 후벽 5 mm 를 기준으로 한 점을 가지고 컴퓨터로 계산을 시행하여 보았는데 직장 검출기의 5점에서 계산한 결과 5점 중 Rs가 직장검출기 5점 중 최대 선량점과 일치하는 경우가 2명(2/9=22.2%)에서 있었고 7명에서는 그 점의 선량보다 오히려 다른점의 선량점이 최대 조사지점으로 나왔으며 오차 범위는 12.5~34.2% 정도였고 이와 같은 결과로서 한 개의 직장 기준점만 계산하여 설계시 최적화하는 방법은 가장 적절한 방법은 아니라고 생각한다.

고안 및 결론

원격치료법이 개발되고 컴퓨터가 급속히 발전함으로 동위

원소에서 조사되는 선량을 정확하게 계산하고 효과적인 선량 최적화도 가능하게되는 등 근접치료가 발전하게 되어 자궁경부암의 치료성적도 호전되고 있다. 자궁경부암의 근접치료시 인접장기에 방사선량이 다량 조사됨으로 부작용이 발생할 가능성이 있으며 여러 연구자들도 이러한 부작용들이 외부 방사선이나 강내 방사선량의 합, 혹은 강내 방사선량과 밀접한 관계가 있다고 주장하였다.^{1~3)} ICRU 38¹⁰⁾에서도 방광과 직장의 기준점을 제시하고 이를 기준으로 강내 치료계획을 세울 것을 권고하고 있다. 특히 직장의 부작용은 자궁암의 방사선치료에서 호발하는 것으로서 발생에 영향을 미치는 요소 및 부작용을 줄이기 위한 다양한 방법과 직장선량 측정법에 대한 연구들이 많으며 부작용 감소를 위한 다양한 노력들이 꾸준히 경주되고 있다.^{1, 3, 6, 8, 11~13)} ICRU 38의 직장 기준점의 선량과 직장 부작용 정도가 상당히 일치한다고 주장하는 연구들^{11, 15~17)}이 있는 반면 상반된 결과들도 있고 질 후벽 위치의 불확실성으로 인해 ICRU의 직장 기준점 자체가 불명확하므로 별로 의미 없다는 의견도 있다.¹⁸⁾ 일부 저자들은 직장 선량을 직접 측정하여 직장 부작용과의 관계성을 주장하였고^{4~6)} 반대의 분석도 있다.^{8, 9)} Alecu 등¹⁹⁾은 골반 판톰 모델에 강내 방사선치료기구를 삽입하여 직장 선량을 다이오드를 이용한 in vivo dosimetry 시스템을 이용한 연구에서 반복 측정치가 5% 이내로 일치한다고 보고하였으나 본 연구에서는 강내치료 환자에서의 실제 직장 선량 측정 결과는 판톰 연구에서와는 달리 변화가 심하였다. Alecu 등¹⁹⁾은 강내치료시 조사되는 직장 선량을 측정하는 과정에서 강내치료 부하 선량의 20% 정도 들어갔을 때 일단 중지하고 이 선량값이 허용범위를 벗어나면 강내치료를 일시 중지하고 재확인하는 방법으로 강내치료시 직장선량에 대한 정도관리

를 시행하였다.

Lahtinen 등²⁰⁾은 치료설계용 전산시스템을 이용하여 자궁암 환자에서 직장 기준점 선량을 계산하고 이를 열형광 측정법(Thermoluminescent dosimetry)으로 측정된 선량과 비교했다. ICRU 38에서 정의하는 2가지의 직장 선량의 기준점을 각각 R1 (측방 방사선필름에서 자궁강내 부하된 방사선원 중 가장 아래 부분을 기준점으로 하여 전후방으로 연장한 선상에서 후질벽 후방 5 mm 지점) 점과 R2 (측방 방사선필름 상 질 상부에 삽입되는 colpostat 중간 부위를 기준점으로 하여 전후방으로 연장한 선상에서 후질벽 후방 5mm 지점) 점으로 정하여(Fig. 1) 비교해 본 결과 두 점 모두 최대 직장 선량점 값을 잘 반영하므로 자궁암의 강내 방사선치료 설계 시 ICRU 38에서 권고하는 2가지의 직장기준점 모두 최대 직장 선량 기준점으로 생각하여도 타당하다고 주장하였다. 한편 Deshepande 등²¹⁾은 자궁암 환자에서 Cs-137 저선량을 강내 방사선치료를 182회간 치료하면서 최대 직장선량 기준점에 대해 자료를 분석하였다. 직장 표지기(rectal marker)를 넣고 5 mm 전방에서 ICRU 38에서 권고하는 직장선량 기준점 R1과 R2를 표시하고 추가로 2개의 직장 선량점을 R3, R4로 정하여 선량값들을 비교하였다. R1보다 1 cm 두정부 방향인 직장 기준점을 R3로, R2보다 1 cm 항문 쪽을 R4로 정한 후 전산화 계획 시스템에서 선량을 계산하고, 판독에서 LiF 리본을 이용하여 방사선량 열형광 측정법으로 측정된 결과를 비교하여 양쪽 값이 어느 정도 일치한다는 사실을 확인하였다. 총 182회의 강내치료 중 최대 직장선량이 측정된 기준점을 순서대로 보면 R2에서 최대 직장기준선량이 나온 경우가 113회(62.1%)로 가장 많았으며 ICRU 38에서 권고하는 직장 기준점 2가지 중에 질 삽입기구인 colpostat의 중간점을 기준으로 하는 점(R2)이 직장 최대 방사선량 기준점으로 더 적절하며 또 다른 직장선량 기준점인 R1 보다는 오히려 항문쪽에 가까운 점인 R4에서 최대선량이 나온 경우가 많았다는 결과가 나와 이전 Lahtinen의 결과와는 상이하였다.²¹⁾ 본 연구에서는 ICRU 38의 직장기준점 중 위에서 설명한 R1에 해당하는 점을 기준으로 자료를 분석했는데 검출기의 5개의 기준점 중 위에서 언급한 R1 (본 연구에서는 Rs 라고 하였음) 기준점이 5점 중 최대 선량점과 일치하는 경우가 9명 중 2명에서 있었고 7명에서는 다른 지점의 선량이 직장 최대 선량점으로 나와 일치율이 22.2%에 불과하였다. 본 연구 결과와 Lahtinen 등²⁰⁾의 결과를 통해서 ICRU 38의 직장 기준점인 R1이나 R2 등 하나의 직장 기준점만을 가지고 직장 최대 선량을 계산하고 이를 기준으로 선량을 최적화하는 것은 적당하지 않다고 생각하며, 가능하면 여러 개의 직장 기준점에

대해서 전산상 계산 및 실측이 이루어져야 한다고 생각한다. 본 결과에서처럼 실측한 직장선량이 모의치료 필름상의 계산치와 차이가 발생하는 이유로 여러 가지 환자 요인과 강내치료기구의 위치 문제, 치료계획용 전산시스템의 문제 등을 다양하게 고려할 수 있다. 강내치료시마다 환자의 누운 위치, 다리의 벌린 정도, 높이나 각도 등의 자세가 달라질 수 있으며, 배변 정도 및 남아있는 직장 내 대변의 상태 등에 따라 직장의 팽창도나 유연성, 위치나 굵은 정도 등이 변화함에 따라 직장 검출기의 위치도 변하므로 측정선량의 변화가 생긴다. 강내치료 시 치료기구를 동일 위치에 정확하게 있도록 치료방사선과 의사가 기구를 삽입하고 방사선 투시로 확인하는데 전후방과 측방에서 면밀히 확인하는 과정에서 모의치료시 촬영한 필름과 일치하는 위치로 맞추어 기구를 고정시킨다 해도 환자 골반위치도 매 치료마다 정확히 일치하지 않고 자궁강 내에 삽입한 치료기구들의 위치도 상하, 전후방으로 다소 변경될 수 밖에 없다. 자궁암의 강내치료시 직장 전벽의 위치가 ovoids 내의 동위원소 위치와 비교해 볼 때 중앙값은 10.5 mm, 범위는 0~22 mm 까지 차이가 발생한다는 것이 Hoskin 등²²⁾의 연구를 통해서 이미 밝혀진 바 있다. 강내치료기구의 위치가 치료 때마다 정확히 일치하지 않는다는 사실을 인지하고 오차를 최소화하기 위한 세심하고 다양한 노력을 기울여야 한다.

일반적인 자궁암의 고선량을 강내치료 설계 방법은 강내치료 설계시에 촬영한 필름에서 A점에 처방하는 선량에 따라 직장의 기준점 선량 값이 나오면 이를 계획한 분할치료 회수만큼 곱하여 강내치료시의 총 직장선량을 계산한다. 이 값을 외부 치료선량과 합하여 총 직장 선량으로 계산하고 이를 기준으로 치료설계를 최적화한다. 본 결과를 통해 확인된 차이를 고려한다면 처음에 처방하고 계산한 인접 장기 선량으로만 전체 선량을 계산하여 판단하고 재확인 작업 없이 분할 고선량을 강내치료를 진행하는 것은 적절하지 않다고 생각한다. 분할 강내치료를 할 때에 매번 환자에서 직장의 선량을 실측하는 것이 가장 좋겠지만 각 치료기관의 여건상 불가능하다면 최소한 매 분할 치료 직전에 강내치료 기구를 삽입한 후 투시 가능한 직장 표지기(rectal marker)를 삽입하고 전후방과 측방 투시를 하거나 엑스선 사진을 촬영하여 강내 치료기구와 직장표지기의 위치와 거리를 확인하는 과정을 거쳐야 한다. 모의치료 설계시보다 표지기가 가까이 위치하여 직장 선량이 허용범위를 넘어선다고 판단될 경우에는 질 후방부에 거즈를 추가 삽입하거나 rectal retractor 등의 방법을 이용하여 직장 선량이 과다하지 않도록 조절하여야 한다. 강내치료 전에 환자에게 추가 배변을 유도하는

것도 고선량의 방사선이 직장일부에 조사되는 것을 방지하기 위한 한 방안으로 고려할 수 있다. 이런 복잡한 다단계 과정과 보조적 방법들은 고선량을 강내 방사선치료시 인접한 직장에 대한 고선량의 방사선조사를 최소화하기 위해 반드시 필요한 정도관리의 과정이라 생각한다.

참 고 문 헌

1. **Montana GS and Fowler WC.** Carcinoma of the cervix: Analysis of bladder and rectal radiation dose and complications. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;16:95-100
2. **Perez CA, Grigsby PW, Lockett MA, et al.** Radiation therapy morbidity in carcinoma of the uterine cervix: Dosimetric and clinical correlation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:855-866
3. **Pourquier H, DuboisJB, Delard R.** Cancer of the uterine cervix: Dosimetric guidelines for prevention of late rectal and rectosigmoid complications as a result of radiotherapeutic treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1982;8:1887-1895
4. **Kapp KS, Stueckelschweiger GF, KappDS, et al.** Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: Results of orthogonal film, TLD, and CT-assisted techniques. *Radiother Oncol* 1992;24:137-146
5. **Utley JF, Von Essen CF, Horn RA et al.** High dose rate afterloading brachytherapy in carcinoma of the uterine cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984;10:2259-2263
6. **Orton CG, Wolf-Roseblum W.** Dose dependence of complication rates in cervix cancer radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1986;12:37-44
7. **Joelsson I and Backstrom A.** Dose rate measurements in bladder and rectum. *Acta Radiologica* 1969;8:343-359
8. **Cunningham DE, Stryker JA, Velkley DE.** Routine clinical estimation of rectal, rectosigmoidal and bladder doses from intracavitary brachytherapy in the treatment of carcinoma of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;7:653-660
9. **Williamson JF, Ezzell GA, Olch A et al.** Quality assurance for high dose rate brachytherapy, high dose rate brachytherapy, edited by S Nag, Futura, Armonk, NY, 1994:147-215
10. **ICRU.** Report 38: Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda. USA, 1985
11. **Meertens HA.** Comparison of dose calculation points around an intracavitary cervix application. *Radiother Oncol* 1989;115:199-206
12. **Clark BG, Souhami L, Roman TN.** Rectal complications in patients with carcinoma of the cervix treated with concomitant cisplatin and external beam irradiation with high dose rate brachytherapy: A dosimetric analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:1243-1250
13. **Van Lancker M, Storme G.** Prediction of severe late complications in fractionated, high dose-rate brachytherapy in gynecological applications. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20:1125-1129
14. **Kessarar N, Nori D.** Rectal thermoluminescent dosimeter measurements using the MicroSelectron high dose rate afterloader in postoperative intravaginal radiation cases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;28:174-176
15. **Esche BA, Crook JM, Isturiz J, Horiot JC.** Reference volume, milligramhours and external irradiation for the Fletcher applicator. *Radiother Oncol* 1987;9:255-261
16. **Crook JM, Esche BA, Chaplain G, et al.** Dose-volume analysis and the prevention of radiation sequelae in cervical cancer. *Radiother Oncol* 1987;8:321-332
17. **Joslin CAF.** High-activity source afterloading in gynecologic cancer and its future prospects. *Endocurie Hypertherm Oncol* 1989;5:69-81
18. **Potter R, Limbergen EV, Gerstner N, Wambersie A.** Survey of the use of the ICRU 38 in recording and reporting cervical cancer brachytherapy. *Radiother Oncol* 2001;58:11-18
19. **Alecu R and Alecu M.** In vivo rectal dose measurements with diodes to avoid misadministrations during intracavitary high dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Med Phys* 1999;26:768-770
20. **Lahtinen T, Tenhunen M, Vayrynen M.** ICRU reference points and maximum doses of rectum and bladder in intracavitary radiotherapy. *Radiother Oncol* 1993;28:174-176
21. **Deshpande DD, Shrivastav SK, Pradhan AS, et al.** Dosimetry of intracavitary applications in carcinoma of the cervix: Rectal dose analysis. *Radiother Oncol* 1997;42:163-166
22. **Hoskin PJ, Cook M, Bouscale D, Cansdale J.** Changes in applicator position with fractionated high dose rate gynaecological brachytherapy. *Radiother Oncol* 1996;40:59-62

Abstract

**Comparison between the Calculated and Measured Doses
in the Rectum during High Dose Rate Brachytherapy for
Uterine Cervical Carcinomas**

Eun Ji Chung, M.D. and Sang Hoon Lee, M.Sc

Department of Radiation Oncology, National Health Insurance Corporation Ilsan Hospital, Koyang, Korea

Purpose: Many papers support a correlation between rectal complications and rectal doses in uterine cervical cancer patients treated with radical radiotherapy. In vivo dosimetry in the rectum following the ICRU report 38 contributes to the quality assurance in HDR brachytherapy, especially in minimizing side effects. This study compares the rectal doses calculated in the radiation treatment planning system to that measured with a silicon diode in the in vivo dosimetry system.

Methods: Nine patients, with a uterine cervical carcinoma, treated with Iridium-192 high dose rate brachytherapy between June 2001 and Feb. 2002, were retrospectively analysed. Six to eight-fractions of high dose rate (HDR)-intracavitary radiotherapy (ICR) were delivered two times per week, with a total dose of 28~32 Gy to point A. In 44 applications, to the 9 patients, the measured rectal doses were analyzed and compared with the calculated rectal doses using the radiation treatment planning system. Using graphic approximation methods, in conjunction with localization radiographs, the expected dose values at the detector points of an intrarectal semiconductor dosimeter, were calculated.

Results: There were significant differences between the calculated rectal doses, based on the simulation radiographs, and the calculated rectal doses, based on the radiographs in each fraction of the HDR ICR. Also, there were significant differences between the calculated and measured rectal doses based on the in-vivo diode dosimetry system. The rectal reference point on the anteroposterior line drawn through the lower end of the uterine sources, according to ICRU 38 report, received the maximum rectal doses in only 2 out of the nine patients (22.2%).

Conclusion: In HDR ICR planning for cervical cancer, optimization of the dose to the rectum by the computer-assisted planning system, using radiographs in simulation, is improper. This study showed that in vivo rectal dosimetry, using a diode detector during the HDR ICR, could have a useful role in quality control for HDR brachytherapy in cervical carcinomas. The importance of individual dosimeters for each HDR ICR is clear. In some departments that do not have the in vivo dosimetry system, the radiation oncologist has to find, from lateral fluoroscopic findings, the location of the rectal marker before each fractionated HDR brachytherapy, which is a necessary and important step of HDR brachytherapy for cervical cancer.

Key Words: Cervical cancer, Radiotherapy, Brachytherapy, In vivo dosimetry