

근접방사선치료용 다목적 팬텀을 이용한 직장 내 선량분석

인하대학교 의과대학 방사선종양학교실*, 한양대학교 의과대학 방사선종양학교실†, 고려대학교 의과대학 방사선종양학교실‡, 경기대학교대학원 의학물리학과§, 경희대학교 의과대학 방사선종양학교실||

허현도*† · 김성훈* · 조삼주* · 이 석§ · 신동오|| · 권수일† · 김현정* · 김우철* · 노준규*

목적: 근접방사선 치료시 직장내 선량측정은 치료간(inter-fraction) 직장의 형태가 변화하므로 측정의 재현성을 이룰 수 없다. 본 연구에서는 근접방사선치료용 다목적 팬텀(Multi Purpose Brachytherapy Phantom, MPBP)을 제작하여 치료 시와 동일한 조건을 재현하였고 이때 측정된 선량 값을 직장의 부작용을 줄이기 위해 선량최적화에 적용하고자 하였다.

대상 및 방법: 자궁경부암 근접방사선 치료 시 탄뎀(tandem)과 난형체(ovoid)를 사용한 환자 4명을 대상으로 다이오드 검출기를 이용하여 직장표시 기준점 R1에서 선량측정을 시행하였다. 환자 당 5회씩 총 20회 직장선량을 측정하였다. 그리고 반복 측정 시 다이오드 검출기의 설정 변화(set up variation)를 분석하였다. 그리고 자체 제작된 근접방사선치료용 다목적 팬텀에서 MFA (Multi Function Applicator)를 이용하여 치료 시와 동일한 조건을 재현한 후 열형광선량계(TLD)를 이용하여 직장 표시 기준점 좌표 위치에서 선량을 측정하였다.

결과: 직장 내 다이오드 검출기의 측정 결과 설정 변화는 환자 1의 경우에 Y방향에서 최고 11.25±0.95 mm보였고, 환자 2와 3은 Z 방향에서 각각 9.90±2.40 mm와 20.85±4.50 mm를 나타냈다. 그리고 환자 4는 Z 방향에서 19.15±3.33 mm의 변화를 나타내었다. 또한 다이오드 검출기 위치에 따른 평균선량 값은 122.82±7.96 cGy~323.78 ± 11.16 cGy로 나타났다. MPBP에서 TLD의 측정 결과는 직장 표시 기준점(R1)에서 환자1과 4는 상대오차가 각각 최고 8.6%와 7.7%를 보였고, 환자2와 3은 각각 1.7%와 1.2%의 오차를 보였다. 그리고 R과 R2에서 측정된 선량 값들은 환자 2의 R 지점을 제외하고 계산값과 비교하여 1.7~8.6% 높은 값을 나타냈다. 그리고 반복측정으로 인한 위치변화와 그에 따른 선량 값의 변화는 분석하지 않았다. 계산 값과 측정값의 상대오차가 미국의학물리학회 보고서에서 권고한 15% 내에서 잘 일치하는 것으로 분석되었다.

결론: 자체 제작된 근접치료용 다목적 팬텀(MPBP)은 치료 시와 동일한 조건에서 선량측정의 재현성을 이룰 수 있었고, 직장의 기준점에서 선량을 정확히 분석할 수 있었다. 또한 팬텀에서 측정된 데이터를 이용하여 직장의 부작용을 줄이기 위해 치료 전 선량 최적화를 이루는데 충분한 자료로 활용할 수 있다고 판단되었다.

핵심용어: 근접방사선치료, 다목적 근접방사선치료용 팬텀(MPBP), 다기능삽입기구(MFA), 다이오드 검출기, 열형광선량계(TLD)

서 론

자궁경부암의 방사선치료는 종양치료의 성적을 향상시키기 위하여 선형가속기 등을 이용한 외부방사선치료와 방

사성동위원소를 이용한 근접방사선치료 등을 대부분 함께 병행하고 있다. 자궁경부에 충분한 선량을 조사하는데 제한적 요소는 자궁주변에 인접한 장기인 방광과 직장이다. 이러한 중요 장기에 과도한 방사선이 조사되면 치료종료 후 환자의 생활에 이차적인 장애로 인하여 환자들 삶의 질을 저하시키는 요인이 된다. Cook 등¹⁾은 자궁경부암으로 방사선치료를 받은 348명의 환자들의 치료 후 발생한 부작용중 48%가 직장에 대한 부작용이라고 보고하고 있다. 그 외에 많은 저자들도^{2~4)} 이들 장기들에 대한 선량과 부작용에 대한 많은 연구를 하였다. 또한 직장과 방광에 조사되는 선량을 줄이는 노력들도 진행되고 있다.⁵⁾ 한편 최근에

이 논문은 2005년 11월 14일 접수하여 2005년 12월 2일 채택되었음.

본 논문은 과학기술부가 주관하는 원자력중장기연구개발사업(M2-0504-03-0001)의 일환으로 수행되었음.

책임저자: 허현도, 인하대학교 의과대학 방사선종양학교실
Tel: 032)890-3073, 3079, Fax: 032)890-3082
E-mail: humijae@dreamwiz.com

는 CT, MRI 등을 이용하여 직장 및 방광에 대한 3차원 영상 모델을 이용한 선량 분석을 보고하고 있다.^{6~9)} 그리고 전산화 치료계획장치를 이용하여 사전에 주요장기에 최소의 선량이 조사되도록 선량최적화를 이룬 다음 치료를 시행하고 있다. 그러나 이러한 노력에도 불구하고 근접방사선 치료의 특수성과 측정의 어려움 때문에 대부분 선량을 검증 없이 전산화 치료계획장치에서 계산된 값에만 의존하여 치료를 시행하고 있는 실정이다. Cunningham 등¹⁰⁾ 및 몇몇 저자들이^{3,11~13)} 열형광선량계(TLD) 및 다이오드 검출기 등을 이용하여 생체 내에서 이들 방사선에 민감한 장기를 대상으로 선량 분석을 위한 노력들이 보고되고 있다. 그러나 이러한 노력들은 분할조사로 인하여 환자의 직장 또는 방광의 상태가 변하여 측정의 재현성을 이룰 수가 없어 정확한 측정이 어려운 실정이다. 그리고 상용화된 팬텀을 이용한 측정을 시도함으로써 생체 내 측정과 상호 보완하고자 하였지만, 이러한 시도들 중 치료기구를 환자의 치료 시와 동일한 조건으로 팬텀에서 구성하여 시행하였다는 증례는 보고되지 않고 있다.

본 연구에서는 다이오드 검출기를 이용하여 실제 환자의 직장 선량을 측정하였고 이 때 반복측정의 설정 변화(Set up variation)에 대한 분석을 시행하였다. 자체 제작된 근접치료용 다목적 팬텀을 이용하여 치료 시와 동일한 조건에서 측정된 선량 값을 선량최적화를 이루는데 적용하여 직장의 부작용을 줄이고자 하였다.

대상 및 방법

1. 근접치료용 다목적 팬텀(Multi Purpose Brachytherapy Phantom) 설계 및 제작

본 연구에 사용된 근접치료용 다목적 팬텀은 본원에서 자체 제작된 것으로 Fig. 1과 같이 3차원 방향으로 이동이 가능하고, 근접방사선치료에 필요한 기구들을 설치 할 수 있도록 설계하였다. 팬텀의 내부 크기는 34×30×30 cm³이다. 세 방향 모두 정밀자를 부착하여 이동의 정밀도가 0.05 mm까지 조절되도록 제작되었다. 재질은 아크릴과 알루미늄으로 구성하였다.

X축 방향의 중앙에 이온 전리함(Ion Chamber), 필름(Film) 및 열형광선량계(TLD) 등을 설치하여 3차원 공간에서 선량측정이 가능하도록 하였다. 또한 다기능삽입기구(Multi Function Applicator)를 제작하여 환자 치료 시와 동일한 조건으로 치료기구를 위치시킬 수 있도록 제작하였으며 선원교체 시 선원교정을 위한 기구 설치가 가능하도록 구성하였다. 그리고 팬텀의 밑바닥에 수평조절기를 부착하여 팬텀의 안정성과 측정의 정확성 및 정밀성을 얻고자 하였다(Fig. 2).

2. 선량계산 및 치료

Fig. 3에 나타난 것처럼 근접방사선 치료시 탄뎀(Tandem)과 난형체(Ovoid)를 사용한 4명의 자궁경부암 환자를 대상으로 모의치료시 촬영한 전면사진과 측방사진을 이용하여 전통적인 방법에¹⁵⁾ 따라 point A는 자궁입구 표지로부터 상방 2 cm 및 좌우 2 cm 되는 지점을 정하였으며, Point B

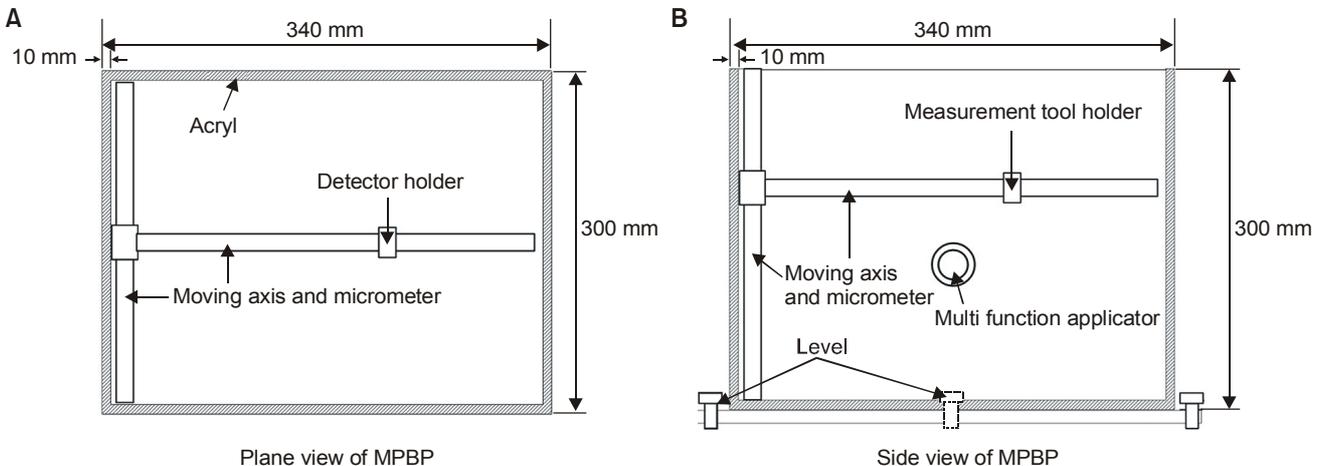


Fig. 1. Diagram of a multi purpose brachytherapy phantom (MPBP). These show a design (A) for a plane figure and (B) for a side view. (A) Plane view of MPBP, (B) Side view of MPBP.

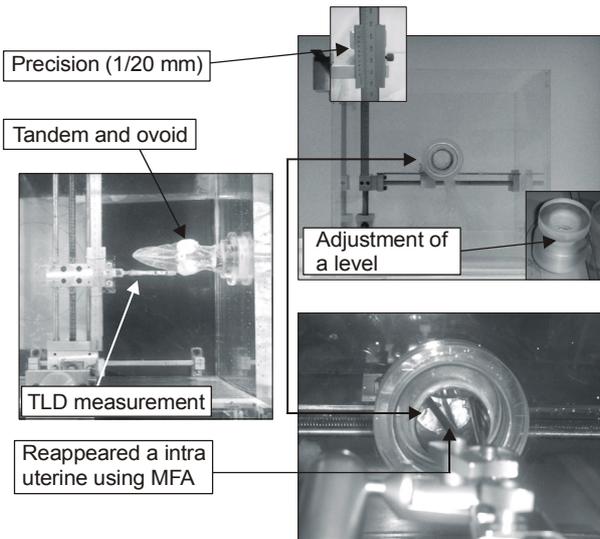


Fig. 2. Experimental set up for dose measurement. This shows a dose measurement for rectal dose with TLD using tandem and ovoid applicator in the MPBP.

는 자궁입구 표지로부터 상방 2 cm 좌우 5 cm 되는 지점을 정하였다. 선량계산은 전산화치료계획장치(Plato RTP, BPS v13.2, Nucletron, Holland)를 이용하였다. Point A에 500 cGy가 조사되도록 조사시간을 결정하여 총 3,000 cGy를 6회에 나누어 분할조사 할 수 있게 계획하였다. 직장의 기준점은 모의치료설계 시 직장에 조영제 40 cc와 공기 20 cc 정도 주입하여 자궁입구 표지에서 평행선을 그어 직장 전면 벽과 만나는 지점(R1), R1과 요추 1번과 2번 사이 지점을 연결한 선으로 상방 2 cm 위치(R), 항문 방향 2 cm 되는 위치에(R2) 모두 3 지점을 기준점을 정하였다.¹⁾ 그리고 이 기준점에 500 cGy가 초과 조사되지 않도록 선량 최적화 작업을 시행하였다. 좌표계의 방향 설정은 환자의 발에서 머리 쪽을 +Y, 환자의 좌에서 우 방향을 +X, 상에서 하 방향을 +Z로 하였다.

3. 생체 내 측정

직장내부 측정은 자궁경부암의 근접방사선 치료환자 중 tandem과 난형체 기구를 사용한 환자 4명을 대상으로 다이오드 검출기를 가지고 기준점 R1 지점에서 측정하였다. 각 환자 당 5회씩 측정하여 총 20회 측정을 시행하였다. 기준점(R1) 위치에 정확하게 위치시키기 위한 방법으로 고무튜브를 이용하여 다이오드 검출기에 부착된 연결선의 유연성을 보강하여 직장 내로 삽입하였다. 정확한 지점(R1)을 찾기 위하여 모의치료 시 촬영한 필름과 투시장치를 이용하여 측정 지점에 검출기를 정확히 설치하도록 노력하였다. 측정은 치료가 진행되는 동안 시행하였다.

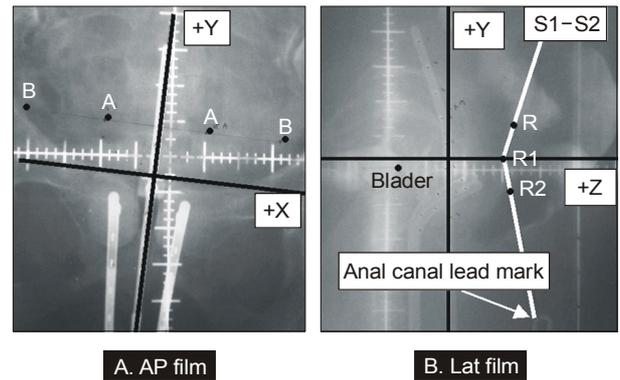


Fig. 3. A set of orthogonal radiographs showing how to mark rectal points. Barium is injected into a rectal sound, which is verified with orthogonal radiographs, and based on these radiographs, three rectal points, R, R1, and R3, are obtained.

다이오드 검출기의 교정은 상용화된 화이트 폴리스티렌 팬텀(30×30×30 cm³, RW3, PTW, Germany)를 가지고 두께 1 cm 되는 팬텀 1장에 직경 0.4 cm 되는 구멍을 10 cm 뚫고 150 cm 카테타를 삽입하였다. 다이오드 검출기는 카테타로부터 2 cm 되는 곳에 설치하였다. 전산화치료계획장치(BPS v13.2, Nucletron, Holland)를 이용하여 선원이 0.5 cm 간격으로 4개의 위치에 놓이도록 하여 2 cm 되는 곳에 500 cGy가 조사되도록 조사시간을 계산하였다. 조사장비는 Ir-192 선원이 장착된 근접방사선 치료기(MicroSelectron, Nucletron, Holland)를 이용하여 교정인자를 구하였다.

4. 팬텀 측정

팬텀에서도 생체 측정과 동일하게 환자 당 5회 측정을 시행하였다. 측정 도구는 열형광선량계를 이용하였다. 열형광선량계(TLD)는 LiF TLD-100 칩(3×3×1 mm³)을 사용하였고 판독기는 HARSHAW 5500 TLD 시스템(PTW, Germany)을 이용하였다. TLD 교정은 상용화된 화이트 폴리스티렌 팬텀(30×30×30 cm³, RW3, PTW, Germany)을 가지고 6 MV X-선(Linac, KD-2, Seimens, USA)과 조사면(10×10 cm²), 깊이 5 cm에 100 cGy를 조사하여 교정인자를 구하였다. 교정된 TLD는 불확정도가 ±5% 이내 값에 포함되는 것만 선별하여 측정에 이용하였다. 또한 측정에 사용된 TLD는 랩을 이용하여 물이 스며들지 않도록 방수 처리하여 물 팬텀에 위치하여 측정하였다.

측정 방법은 환자의 모의치료 설계 시 촬영한 필름과 동일하도록 치료기구를 팬텀에서 재현하여 시행하였다(Fig. 4A, B, C, D). 측정지점은 전산화 치료계획 장치에서 구한 좌표 값(Fig. 4E)을 이용하여 근접방사선치료용 다목적 팬텀 내 동일한 지점에 열형광선량계(TLD)를 설치하였다.

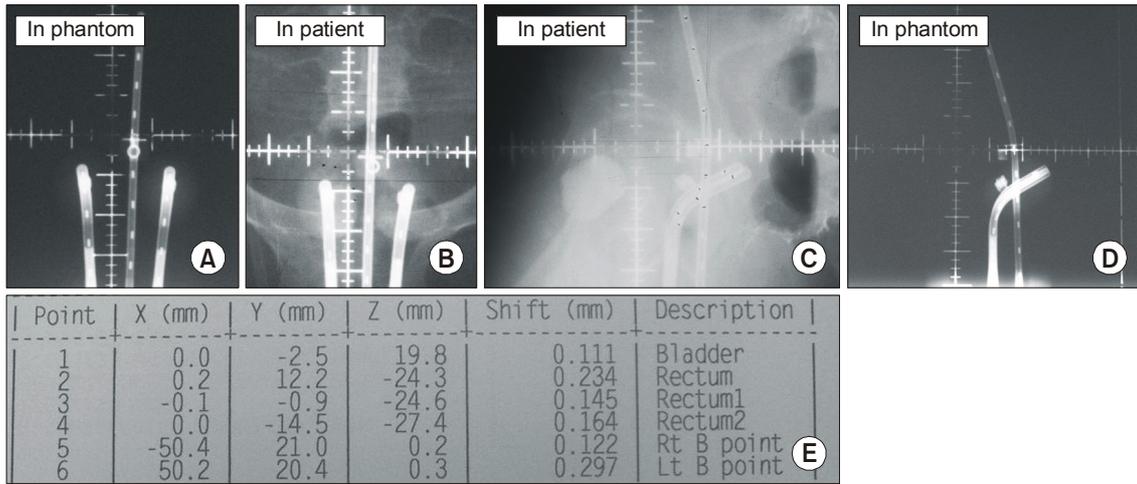


Fig. 4. TLD measurement procedure, (A) and (B) are AP radiographs for patient and phantoms, respectively and (C) and (D) RL radiographs. (E) shows the sheet from RTP system used to calculate coordinates of points of interests, so that TLDs were put at these points.

Table 1. Variation of Setup for Diode Detector in the Rectum

Patient	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
1	3.60±2.30	11.25±0.95	4.35±1.23
2	4.90±2.85	4.65±1.73	9.90±2.40
3	3.50±3.40	3.85±1.63	20.85±4.50
4	6.75±2.65	3.50±2.40	19.15±3.33

+X in the film points the lateral direction, +Y the feet to head direction, and +Z the anterior to posterior direction.

결 과

1. 생체측정

다이오드 검출기를 삽입한 다음 모의치료 시 촬영한 필름과 동일하게 전면 사진과 측방 사진을 촬영하였다. 촬영한 사진을 이용하여 다이오드 검출기의 설정 변화는 정밀자를 이용하여 측정하였다. 다이오드 검출기의 설정 변화의 기준점은 모의치료 설계 시 표시한 직장 기준점 R1으로 하였다. 이동의 방향은 선량계산시 설정한 방향과 동일하게 하였다.

직장 내 다이오드 검출기의 설정변화의 결과는 Table 1에 나타내었다. 환자 1은 Y 방향에서 11.25±0.95 mm의 설정 변화를 보였고, 환자 2, 3은 Z방향에서 9.90±2.40, 20.85±4.50 mm의 변화를 보였다. 그리고 환자 4는 Z 방향에서 19.15±3.33 mm 변화를 나타내었다. 세 방향에서 변화 크기를 분석한 결과 환자 1을 제외하고는 X 및 Y 방향보다 Z 방향에서 더 많은 변화를 보였다. 이러한 다이오드 검출

기의 위치 변화에 영향을 미치는 원인은 직장 내부의 내용물의 양에 따라 많은 변화를 보였는데 특히 X, Y 방향보다 Z 방향에서 영향을 많이 받는 것을 알 수 있었다. 그리고 검출기 삽입 시 고통을 참지 못하는 환자일수록 Y 방향의 변화에 많은 영향을 주었다. 특히 환자 1인 경우 검출기의 유연성 및 환자의 고통 때문에 측정 지점까지 삽입이 어려운 결과도 보였다. 다이오드 검출기의 위치에 따른 평균 선량측정 값은 323.78±11.16 cGy, 249.2±16.43, 122.82±7.96 cGy, 168.28±9.23 cGy 등으로 각각 나타내었다. 이러한 결과 값을 가지고 기준점 R1의 계산 값과 비교가 어렵고 또한 이들 값들을 이용하여 기준점(R1)을 대상으로 선량 최적화를 시도하는 것은 많은 오차를 가져 올 것으로 판단된다.

2. 팬텀 측정

자체 설계 및 제작한 근접치료용 다목적 팬텀 내에서 TLD를 이용한 측정의 결과는 Table 2와 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5는 직장 기준점 중에서 R1에 해당하는 것이다. 환자 1과 4는 계산 값과 상대오차가 8.6%, 7.7%로 나타났고 환자 2와 3에서는 1.7%와 1.2%로 나타났다. Table 2는 R1을 제외한 직장의 관심 있는 두 지점(R, R2)에서 측정된 선량 값이다. R과 R2에서 측정된 선량 값들은 환자 2의 R 지점을 제외하고 1.7~8.6%로 계산 값보다 높게 나타났다. 이것은 선량계산 프로그램의 알고리즘에서 공기와 물에 대한 보정을 수행하였지만 산란 선에 대한 보정은 고려하지 않은 것으로 판단된다.¹⁴⁾ 그러나 측정된 값들은 미국의 핵물리학회(American Association of physicists in Medicine,

Table 2. A Comparison between Calculated Dose and Measured Dose at the Rectal Points (R, R2) in Phantom

Patient	1			2			3			4		
	Cal (cGy)	Mea (cGy)	D (%)	Cal (cGy)	Mea (cGy)	D (%)	Cal (cGy)	Mea (cGy)	D (%)	Cal (cGy)	Mea (cGy)	D (%)
R	334.4	361.4±0.45	8.08	331.2	325.2±1.27	-1.80	400.8	399.9±0.72	0.20	435.3	463.6±0.17	6.50
R2	320.3	348.3±0.28	8.60	315.5	320.8±1.21	1.70	357.1	361.4±0.2	1.20	416.5	446.5±0.34	7.70

Cal: calculation, Mea: measurement, D: difference

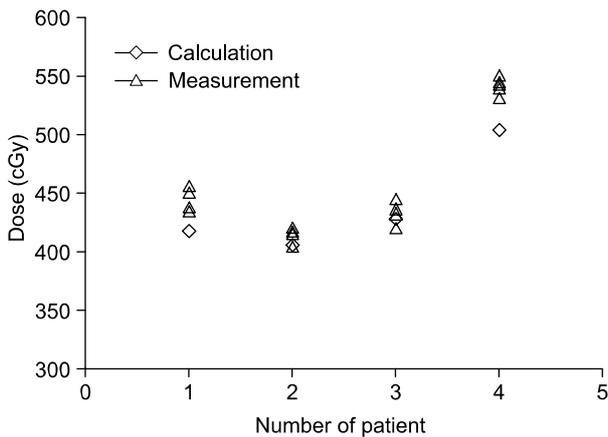


Fig. 5. This shows measured dose with TLD at the Rectal Point (R1) in Phantom.

AAPM)의 보고서¹⁵⁾에서 권고한 15% 범위 내에서 계산 값과 측정값이 잘 일치하는 것으로 분석되었다. 그리고 전체적인 측정의 결과를 보면 생체측정과 달리 반복측정에 따른 설정 변화 때문에 선량의 변화가 나타나지 않은 것으로 분석되었다(Fig. 5).

고안 및 결론

근접방사선치료 시 자궁주변의 방사선 민감 장기인 직장에 고선량이 조사되는 것을 줄여 부작용이 최소화 되도록 하려는 많은 노력들을 해 왔다.^{1-5,16)} ICRU 38¹⁷⁾에서도 직장의 최대선량 기준점을 제시하여 직장의 부작용을 줄이고자 노력하고 있다. 그러나 이러한 노력에도 불구하고 선량을 정확히 측정하고 분석하는 방법들은 아직까지 찾을 수가 없다. 최근 방사선치료에도 측정 장비들^{18,19)}의 발달로 측정도구들이 점차 치료방법에 적합하게 개발되고 있지만 아직 근접방사선 치료에 바로 적용하기에는 어려운 점이 많다.

TLD 및 필름, 다이오드 등^{3,10-13,20)}을 이용하여 ICRU 38에서 권고한 기준점 또는 관심점에서 선량을 분석하고자

많은 시도를 하였지만 이들 관심 점에서 계산 값을 비교할 수 있는 측정값들을 아직까지 제시하지 못하고 있는 실정이다.

Chung 등¹³⁾은 근접방사선 치료 시 탄땀과 난형체를 사용한 환자를 대상으로 PTW사에서 제공된 9112 type의 다이오드 검출기를 가지고 직장 내부에서 선량을 측정을 하였다. 측정 기준점은 ICRU 38에서 권고한 기준점에 가장 근접한 위치에 검출기가 놓이는 위치를 기준점(Rs)으로 선택하여 측정하여 환자 직장의 상태에 따라서 상대오차가 +6.7~+60.8% 나타날 정도로 반복 측정치의 변화가 매우 심하다는 것을 보고하였다. 그리고 직장에 고선량이 조사되는 것을 방지하는 방법으로 치료하는 기간 동안 직장의 상태가 변하는 것을 직장 표시기 등을 부착하여 사전에 인지하여 정도관리를 수행하는 것이 최선의 방법이라고 제시하고 있다.

Waldhäusl 등²¹⁾은 다이오드 검출기의 직장 내 측정에서 -31%에서 +90%까지 변화를 나타내고 있다. 다이오드 위치가 2.5 mm 이상만 움직여도 10% 이상의 상대오차를 나타낸다고 주장하고 있다. 이들 결과에서도 ICRU 38에서 권고한 기준점이나 다른 관심 점에서 정확한 측정의 어려움을 나타내고 있다.

Chung 및 Wadhäusl 등의 연구 보고에서도 알 수 있듯이 직장 내 생체 측정은 많은 변수들 때문에 반복적 측정이 일치할 수가 없었고, 또한 ICRU 38에서 권고한 기준점 또는 선원과 가장 근접한 직장 전면 벽에서 측정은 거의 불가능한 것을 알 수 있다.

본 연구자들의 결과에서도 다이오드 검출기를 가지고 직장 내 선량측정을 시도하였지만 Chung 및 Wadhäusl 등보다 개선된 결과를 얻을 수 없었다.

Alecu 등¹²⁾은 생체 내 측정의 문제점을 개선하고자 Fletcher Suit Delclos 기구를 골반 팬텀에 장착하여 다이오드 검출기를 가지고 팬텀 내에서 생체 측정의 조건을 갖추고 측정한 결과 계산 값과 비교하여 5% 이내로 일치한다고 보고하고 있다. 그러나 상용화된 골반 팬텀은 3차원 공

간에서 정밀하게 이동할 수 있는 장치들이 없으므로 관심 점에서 정확한 선량분석이 불가능 한 것으로 판단되었다.

본 연구에서 개발된 다목적 근접치료용 팬텀은 생체 측정의 문제를 개선하고 3차원 공간에서 정확하게 이동이 가능하도록 제작하였다. 또한 기존의 상용화된 팬텀과 비교하였을 때 치료 시와 동일한 조건으로 기구를 설치할 수 있도록 다기능삽입기구(MFA)를 개발함으로써 자궁내부의 조건과 동일하게 치료기구를 삽입하여 구현할 수 있도록 하였다. 그리고 팬텀 내에서 TLD를 이용하여 관심 점 (R1)에서 측정결과 계산 값과 비교하여 최대 8.6% 이내로 일치하는 결과를 얻을 수 있었다. 이 것은 앞선 Alecu과 pai¹⁸⁾ 등의 결과와 비교에서도 잘 일치하고 있어 근접방사선치료의 정도관리용으로 사용 가능하다고 판단되나 다양한 분석을 위해 이온 검출기, 다이오드 검출기 및 필름 등을 이용한 선량분석과 CT 스캔을 통한 등선량곡선 비교 분석 등이 요구된다.

자체 제작된 다목적 근접치료용 팬텀(MPBP)은 치료 시와 동일한 조건에서 직장 기준점에서 측정의 재현성을 이룰 수 있었고 그리고 직장의 기준점에서 선량을 정확히 분석할 수 있었다. 또한 팬텀에서 측정된 데이터를 이용하여 직장의 부작용을 줄이기 위해 치료 전 선량 최적화를 이루어는데 충분한 자료로 활용할 수 있다고 판단되었다.

참 고 문 헌

1. Crook JM, Esche BA, Chaplain G, Iose I, Sentenac I, Horiot JC. Dose-Volume analysis and the prevention of radiation sequelae in cervical cancer. *Radiother Oncol* 1987;8: 321-332
2. Roeske JC, Mundt AJ, Halpern H, et al. Late rectal sequelae following definitive radiation therapy for carcinoma of the uterine cervix: a dosimetric analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:351-358
3. Clark BG, Souhami L, Roman TN, Evans MDC, Pla C. 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
4. Shin KH, Huh SJ, Chie EK, et al. Analysis of correlation between rectal complications and rectal dose following high dose rate intracavitary radiotherapy in patients with uterine cervix cancer: In vivo Dosimetric Analysis. *Radiation Medicine* 1999;17: 289-293
5. Eng TY, Fuller CD, Cavanaugh SX, Blough MM, Sadeghi A, Herman T. Significant rectal and bladder dose reduction via utilization of foley balloon catheters in high-dose-rate tandem and ovoid intracavitary brachytherapy of the uterine cervix. *Int*

- J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:174-178
6. Saarnak AE, Boersma M, Bunningen BNFM, Wolterink R, Steggerda MJ. Inter-observer variation in delineation of bladder and rectum contours for brachytherapy of cervical cancer. *Radiother Oncol* 2000;56:37-38
7. Hellebust TP, Dale E, Skjonsberg A, Olsen DR. Inter fraction variations in rectum and bladder volumes and dose distributions during high dose rate brachytherapy treatment of the uterine cervix investigated by repetitive CT-examinations. *Radiother Oncol* 2001;60:273-280
8. Pelloski CE, Palmer M, Chronowski GM, Jhingran A, Horton J, Eifel PJ. Comparison between CT-based volumetric calculations and ICRU reference-point estimates of radiation dose delivered to bladder and rectum during intracavitary radiotherapy for cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:131-137
9. Gerstner NW, Wachter S, Reinstadler E, et al. Bladder and rectum dose defined from MRI base treatment planning for cervix cancer brachytherapy: comparison of dose-volume histograms for organ contours and organ wall, comparison with ICRU rectum and bladder reference point. *Radiother Oncol* 2003;68:269-276
10. Cunningham DE, Stryker JA, Velkley DE, Chung CK. Routine clinical estimation of rectal, rectosigmoidal, and bladder dose from intracavitary brachytherapy in the treatment of carcinoma of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981; 7:653-660
11. Kessarri N, Nori D. Rectal thermoluminescent dosimeter measurements using the microSelectron high dose rate afterloader in postoperative intravaginal radiation case. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992;26:341-345
12. Alecu R, 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
13. Chung EJ, Lee SH. Comparison between the calculated and measured dose in the rectum during high dose rate brachytherapy for uterine cervical carcinomas. *J Korean Soc ther Radiol* 2002;20:396-404
14. Joslin CA, Flynn A, Hall EJ. Computers in brachytherapy dosimetry. In: Arnold, Principles and Practice of Brachytherapy. 1st ed. New York, Oxford University press Inc. 2001:49-52
15. AAPM. Task Group 40: Comprehensive QA for radiation oncology. *Med phys* 1994;21:581-618
16. Ogino I, Kitamura T, Okamoto N, et al. Late rectal complication following high dose rate intracavitary brachytherapy in cancer of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32: 725-734
17. ICRU Report 38: Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda. MD 1985
18. Scalchi P, Francescon P. Calibration of a MOSFET detection system for 6-MV In vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:987-993

19. Sanini AS, Zhu TC. Temperature dependence of commercially available diode detectors. *Med Phys* 2002;29:622-630
20. Pai S, Reinstein LE, Gluckman G, Xu Z, Weiss T. The use of improved radiochromic film for in vivo quality assurance of high dose rate brachytherapy. *Med phys* 1998;25:1217-1221
21. Waldhäusl C, Wambersie A, Pötter R, Georg D. In-vivo dosimetry for gynecological brachytherapy: physical and clinical considerations. *Radiother Oncol* 2005;(in press):1-8

Abstract

The Analysis of Dose in a Rectum by Multipurpose Brachytherapy Phantom

Hyun Do Huh, M.S.*[†], Seong Hoon Kim, Ph.D.*[‡], Sam Ju Cho, M.S.*[†], Suk Lee, Ph.D.*[§], Dong Oh Shin, Ph.D.*^{||}, Soo il Kwon, Ph.D.*[†], Hun Jung Kim, M.D.*^{*}, Woo Chul Kim, M.D.*^{*} and John J K Loh, M.D.*^{*}

*Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Inha University, Incheon,
[†]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Hanyang University, Seoul,
[‡]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Korea University, Seoul,
[§]Department of Medical Physics, Kyonggi University, Gyeonggi,
^{||}Department of Radiation Oncology, College of Medicine, KyungHee University, Seoul, Korea

Purpose: In this work we designed and made MPBP (Multi Purpose Brachytherapy Phantom). The MPBP enables one to reproduce the same patient set-up in MPBP as the treatment of the patient and we tried to get an exact analysis of rectal doses in the phantom without need of in-vivo dosimetry.

Materials and Methods: Dose measurements were tried at a point of rectum 1, the reference point of rectum, with a diode detector for 4 patients treated with tandem and ovoid for a brachytherapy of a cervix cancer. Total 20 times of rectal dose measurements were made with 5 times a patient. The set-up variation of the diode detector was analyzed. The same patient set-ups were reproduced in self-made MPBP and then rectal doses were measured with TLD.

Results: The measurement results of the diode detector showed that the set-up variation of the diode detector was the maximum 11.25 ± 0.95 mm in the y-direction for Patient 1 and the maximum 9.90 ± 2.40 mm, 20.85 ± 4.50 mm, and 19.15 ± 3.33 mm in the z-direction for Patient 2, 3, and 4, respectively. In analyzing the degree of variation in 3 directions the more variation was showed in the z-direction than x- and y-direction except Patient 1. The results of TLD measurements in MPBP showed the relative maximum error of 8.6% and 7.7% at a point of rectum 1 for Patient 1 and 4, respectively and 1.7% and 1.2% for Patient 2 and 3, respectively. The doses measured at R1 and R2 were higher than those calculated except R point of Patient 2. This can be thought to related to the algorithm of dose calculation, which corrects for air and water but is guessed not to consider the correction for the scattered rays, but by considering the self-error ($\pm 5\%$) TLD has the relative error of values measured and calculated was analyzed to be in a good agreement within 15%.

Conclusion: The reproducibility of dose measurements under the same condition as the treatment could be achieved owing to the self-made MPBP and the dose at the point of interest could be analyzed accurately. If a treatment is performed after achieving dose optimization using the data obtained in the phantom, dose will be able to be minimized to important organs.

Key Words: Brachytherapy, MPBP (multi purpose brachytherapy phantom), MFA (multi function applicator), Diode detector, TLD