

굴곡이 있는 전리함 집전극에 기인한 선량 변화

Variation of Dose due to the Wound Electrode of Ionization Chamber

이병구*, 김정남**

고려대학교의료원 안암병원 방사선종양학과*, 경희의료원 방사선종양학과**

Byung-Koo Lee(go2dream2@hanmail.net)*, Jung-Nam Kim(sohoza@khmc.or.kr)**

요약

방사선 치료분야에서 인체에 조사되는 방사선 양은 수 ~ 수 십 Gy로 매우 높기 때문에 항상 정확히 다루어져야 한다. 본 논문의 실험을 위해 전리함(ionization chamber)이 사용되었다. 품질관리프로토콜(quality assurance protocol) 없이 사용되는 전리함의 상태를 파악하고, 전리함의 본래 기하학적 구조가 변형되었을 때 변화된 값을 측정하였다. 지두형 전리함의 집전극 휨 정도를 알아내기 위해 방사선 투시장치와 CT 3차원 영상으로 재구성하여 휨 정도를 정량화 하였다. 그리고 기하학적 구조가 정상적인 전리함과 측정값을 비교하여 그 값의 왜곡정도를 알아보고, 선량측정은 4MV, 10MV photon 두 종류를 같은 선량과 선량율로 하였다. 집전극이 휘어진 전리함의 흡수선량의 왜곡정도는 대략 5.5~7.2% 정도 값 이었으며 에너지에 대한 차이는 거의 없었다.

본 연구를 통해 전리함의 기하학적 구조가 시간 경과, 장비의 취급 부주의 등에 따라 변형 될 수 있고, 특히 집전극의 휨 현상이 발생할 수 있다는 것을 알았다. 또한 평소에 인지하지 못하는 곳에서도 많은 왜곡과 오차를 만들어 낼 수 있다는 것을 확인 할 수 있었다.

■ 중심어 : | 전리함 | 집전극 | 방사선선량 |

Abstract

Nowadays the risk of radiation is getting more serious, so we must know the exact dose that was irradiated, Because very high radiation dose is used in radiation therapy field. We used the ionization chamber which measure the radiation dose in this study. We tried to know the incorrect result from the distortion of geometric structure of ionization chamber and we studied how to find the distortion of geometric structure of ionization chamber. We used a radio fluoroscopy to find the wound degree of electrode of ionization chamber and a reconstructed 3D CT image to analyze the wound degree of electrode quantitatively. we measured degree of distortion by comparing with absorbed dose of normal electrode and wound electrode. The comparative result is not absolute dosimetry at specific point but relative dosimetry between thats. We measured 4 MV ,10MV photon with same absorbed dose and dose rate. The degree of distortion of wound electrode was totally 5.5 ~7.2%, and there was no difference between two energies. The variation induced from radiation dose to be irradiated and dose rate, and the degree of distortion from wound direction also was almost similar value. We could find that the geometric structure of ionization chamber that can influence a basic measurement of radiation dose can be changed by old usage and inattention of management in this study, especially winding of electrode can be happened, in radiation therapy field, It is very important to keep precise radiation dose quantitatively.

■ keyword : | Ionization Chamber | Electrode | Radiation Dose |

I. 서론

방사선을 이용해서 암을 치료하는 치료분야에서 방사선선량은 특히 정량적으로 다루어져야 한다[1]. 내과에서 주사나 약을 처방할 때 정확한 조제량이 중요하듯이 방사선치료를 받는 암환자에게도 정확한 방사선선량은 치료결과에 매우 중요한 요인이다[2]. 방사선을 정량적으로 다루기 위해서는 반드시 방사선량을 정확히 측정하는 것이 중요하다[3]. 방사선치료장치에서 조사되는 방사선량을 측정하는 여러 종류의 측정기들 중 본 연구에서는 지두형 전리함을 사용하였다. 현재 임상에서는 일반적으로 지두형 전리함(Thimble type Chamber)을 이용하여 방사선선량을 정량적으로 측정하고 있다[4].

지두형 전리함은 1971년 F.T Farmer에 의해 전리함의 규격이 표준화되어 널리 이용되어 왔지만[5][6] 지두형 전리함은 외부의 환경에 민감하여 사용상의 부주의나 오랜 기간 사용으로 집전극에 굴곡이 생기거나, 전리함 외형의 변화(눌리거나 패임 등)에 따른 Air volume의 변화, 전리함 외벽의 손상에 따라 밀도가 변하는 등의 성능변화가 생기게 된다[6]. 특히 선량측정값 변화의 가장 큰 원인이 집전극의 굴곡에 의한 것이다. 하지만 이런 지두형 전리함의 성능 변화의 평가기준이 되는 국제적인 표준이나 기준이 없어 평가하기가 어려운 것이 현실이다[7-10].

심지어 이 지두형 전리함을 사용 하는 임상에서도 집전극의 굴곡으로 인한 선량 값의 차이를 인식하지 못해 이에 관한 논문이나 실험이 거의 없었던 것이 사실이다 [11].

본 실험은 방사선표준기관에서 검사를 받은 정상적인 지두형 전리함과 성능 변화요인을 가진(굴곡이 있는 집전극) 지두형 전리함 간의 측정값 변화를 인지하여 지두형 전리함의 주기별 정도관리의 필요성을 알리고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

선형가속기(Linear Accelerator)는 Varian사의

CL1800(6, 10MV Dual Photon, 6, 9, 12, 16, 20Mev electron beam)과 CL600C (4MV Mono Photon)를 사용하였다.

집전극의 굴곡을 알아보기 위한 투시영상은 Nucletron사의 SIMULIX EVOLUTION Simulator 장치를 사용하였다. 굴곡의 정도를 입체적으로 확인하기 위해 Philips사의 Brilliance64 MD CT로 3D reconstruction(재구성)영상을 얻었다.

선량측정에는 PTW-Unidos 전위계(electrometer)를 사용하였고, 지두형 전리함으로는 PTW-Freiburg 0.3 cc Ionization Chamber를 사용하였다.

지두형 전리함의 굴곡과 그 방향을 측정하기 위해 Simulator 투시장치를 이용하여 전리함의 내부를 확인하였다. 그 결과 굴곡이 확인 된 전리함과 이상이 없는 전리함을 구분했고 실험에 이용할 전리함(굴곡된 것, 정상적인 것)을 선택하였다[그림 1].

이때 그 굴곡의 정도를 확인하기 위해 CT scan 영상의 coronal view를 이용하였으며, 그 결과 대략 3°~4° 가량 휘어짐을 발견할 수 있었다[그림 2].

측정 후 굴곡방향에 따른 방향표시를 하였다[그림 3].

전리함의 굴곡 정도를 정확히 하기 위해 collimation 64mm×0.625mm, pitch 0.391, rotation time 0.5sec, matrix 768×769, 120kV, 250mAs, slice thickness 0.8mm로 하여 64-channel MD CT를 이용하여 3D 영상으로 재구성하였다[그림 4].

최대 흡수 선량지점(D_{max})을 고려하여 4MV photon은 phantom 표면에서 지두형 전리함 중심까지 거리를 1.0cm, 10MV photon은 2.5cm가 되도록 Acrylic phantom을 Couch 위에 설치하였다.

즉, 에너지별 측정 점은 최대흡수선량 지점으로 정하였고 지두형 전리함 중심에서 target까지의 거리는 100 cm, 즉 SAD (Source Axis Distance) 100cm가 되도록 하였다.

실험에서 조사되는 매질의 흡수선량은 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 의 조사면을 기준으로 50cGy, 100cGy, 150cGy가 되도록 계산하였다.

4MV photon은 각 지두형 전리함 당 50cGy, 100cGy, 150cGy순으로 설정하고 Dose rate을 1분당 50cGy, 100c

Gy, 150cGy, 200cGy, 250cGy 으로 설정하여 조사(exposure)하였다.

실험의 초반에는 선형가속기의 출력 안정화 및 균일한 선량(out-put)을 얻기 위해[12] 매 조사(exposure)마다 6회씩 반복 하였다.

정상 지두형 전리함과 굴곡 된 지두형 전리함의 정방향, 사방향을 각각 측정하였다.

10MV photon을 주는 선량(dose)은 4MV의 실험과 동일하지만 Dose rate을 1분당 80cGy, 160cGy, 240cGy, 320cGy, 400cGy의 순으로 설정하여 조사(exposure)하였다.

같은 방법으로 정상 지두형 전리함과 굴곡 된 지두형 전리함의 정방향, 사방향을 각각 측정 하였다.

모든 측정값은 신뢰성을 높이기 위하여 3회 조사(exposure)하여 그 평균값으로 하였다.

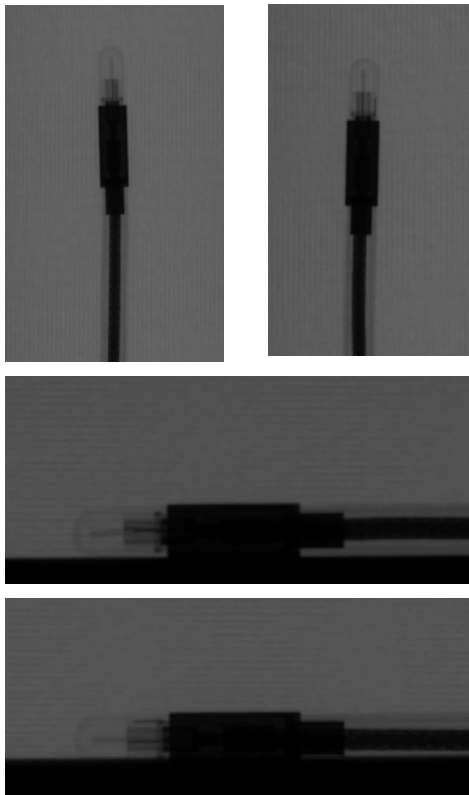


그림 1. Ionization Chamber image of fluoroscopy

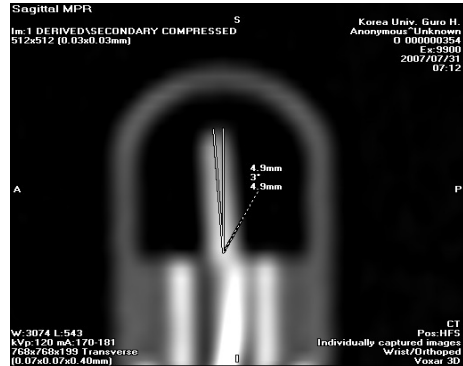


그림 2. wound variation of electrode

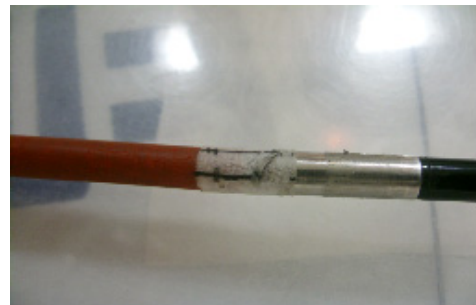


그림 3. Winding direction of indication (anterior view : +, lateral view : ++)

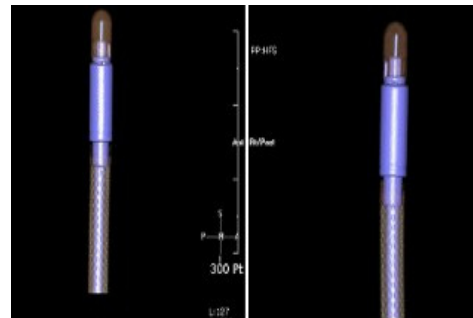


그림 4. A reconstructible image of ionization chamber (64-Channel CT)

III. 실험결과

정상적인 전리함과 집전극이 굴곡 된 전리함을 비교 측정하여 그 결과를 얻었다. 비교 결과는 특정 지점의

선량에 대한 절대 평가 (absolute dosimetry)가 아닌 정상적인 기하학적 구조를 가진 전리함과 그렇지 않은(굴곡 된 집전극을 가진) 전리함과의 상대평가로 하였다. 실험에 이용한 광자선의 에너지는 현재 임상에서 사용하는 광자선의 가장 저에너지인 4MV와 고에너지 광자선인 10MV를 사용하여 각 각의 Dose와 Dose rate 별로 측정을 하였다. 그 결과는 [표 1]과 [표 2]와 같다.

굴곡된 전리함의 왜곡정도는 전체적으로 5.5~7.2% 정도의 값을 보이며 에너지에 대한 차이는 거의 없는 것으로 나타났다. 또한 주는 선량의 많고 적음이나 선량의 크고 적음에 큰 변동을 보이지는 않았다.

그리고 전리함의 굴곡 방향에 따른 왜곡정도는 거의 비슷한 값을(1% 이내) 나타냈다. 하지만 선형가속기의 출력(out-put), 심부선량을 측정하는 기기로서 전리함 자체가 전체적으로 5% 이상의 왜곡을 보인다는 것은 매우 우려할 만한 결과로 받아들여진다. Table 1·2에서의 N은 정상Chamber, +는 정방향 굴곡, ++는 사방향의 굴곡을 각각 나타내고 있다. 또한 정상 Chamber 대비 비정상 Chamber간의 백분율을 넣어 오차율을 측정하여 결과 값을 비교하였다.

미국의학물리학회(AAPM)의 정도관리 권고안을 보면 특정지점(specification point)에 주는 선량은 ±3%, 표적 체적의 다른 지점(all other points in target volume)에 주는 선량은 ±5%까지 허용을 하고 있다 [13]. 또한 ICRU report 24의 권고안을 보면 종양에 주는 선량은 처방된 선량의 ±5%(The dose to a tumor should be delivered to within ±5% of the prescribed dose)로 권고하고 있다[14].

표 1. Ionization currents measured of 4MV

50MU				
Dose rate	굴곡	결과값 (nC)	백분율 (%)	오차 (-%)
50	N	1.694	100	
	+	1.591	93.9	6.1
	++	1.59	93.9	6.1
100	N	1.695	100	
	+	1.589	93.7	6.3
	++	1.588	93.7	6.3
	N	1.693	100	

150	+	1.588	93.8	6.2
	++	1.584	93.6	6.4
200	N	1.682	100	
	+	1.584	94.2	5.8
	++	1.579	93.9	6.1
250	N	1.683	100	
	+	1.582	94	6
	++	1.582	94	6
100MU				
50	N	3.389	100	
	+	3.18	93.8	6.2
	++	3.179	93.8	6.2
100	N	3.387	100	
	+	3.178	93.8	6.2
	++	3.174	93.7	6.3
150	N	3.385	100	
	+	3.174	94.3	5.7
	++	3.169	94.1	5.9
200	N	3.367	100	
	+	3.174	94.3	5.7
	++	3.16	93.9	6.1
250	N	3.37	100	
	+	3.171	94.1	5.9
	++	3.161	93.8	6.2
150MU				
50	N	5.084	100	
	+	4.767	93.8	6.2
	++	4.768	93.8	6.2
100	N	5.082	100	
	+	4.766	93.8	6.2
	++	4.763	93.7	6.3
150	N	5.074	100	
	+	4.757	93.8	6.2
	++	4.756	93.7	6.3
200	N	5.052	100	
	+	4.755	94.1	5.9
	++	4.744	93.9	6.1
250	N	5.056	100	
	+	4.752	94	6
	++	4.746	93.9	6.1

표 2. Ionization currents measured of 10MV

50MU				
Dose rate	굴곡	결과값 (nC)	백분율 (%)	오차 (-%)
80	N	1.629	100	
	+	1.539	94.5	5.5
	++	1.52	93.3	6.7
160	N	1.629	100	
	+	1.528	93.8	6.2
	++	1.521	93.4	6.6
240	N	1.628	100	
	+	1.529	93.9	6.1
	++	1.523	93.6	6.4
320	N	1.635	100	
	+	1.518	92.8	7.2
	++	1.522	93.1	6.9
400	N	1.636	100	
	+	1.533	93.7	6.3
	++	1.529	93.5	6.5
100MU				
80	N	3.249	100	
	+	3.069	94.5	5.5
	++	3.032	93.3	6.7
160	N	3.241	100	
	+	3.047	94	6
	++	3.033	93.6	6.4
240	N	3.243	100	
	+	3.044	93.9	6.1
	++	3.034	93.6	6.4
320	N	3.245	100	
	+	3.039	93.7	6.3
	++	3.034	93.5	6.5
400	N	3.247	100	
	+	3.045	93.8	6.2
	++	3.038	93.6	6.4
150MU				
80	N	4.858	100	
	+	4.562	93.9	6.1
	++	4.537	93.4	6.6

160	N	4.861	100	
	+	4.567	94	6
	++	4.534	93.3	6.7
240	N	4.86	100	
	+	4.554	93.7	6.3
	++	4.534	93.3	6.7
320	N	4.864	100	
	+	4.559	93.7	6.3
	++	4.539	93.3	6.7
400	N	4.863	100	
	+	4.556	93.7	6.3
	++	4.549	93.5	6.5

IV. 고찰

본 논문의 실험결과를 보면 집전극이 굴곡 된 전리함을 사용하여 측정하였을 경우 전리함 자체의 왜곡도, 바꾸어 말하면 전리함의 불확실도(uncertainty)가 5~7%에 이른다는 다소 놀라운 값을 나타냈다. 전리함 자체의 불확실도가 이 정도라면 이러한 전리함을 이용하여 측정한 선형가속기의 출력(out-put)과 심부선량을 등의 불확실도는 그 값의 가산되어 더 크게 나타날 것이다[15]. 그렇다면 앞서 언급한 AAPM과 ICRU의 권고안은 전리함의 불확실도를 모르는 상태에서는 자의적 또는 타의적 이유에서 어긋날 수밖에 없을 것이며 더 큰 문제는 그것을 인지하지 못한다는 것이다.

현재까지는 전리함 자체의 정도관리 프로그램이 없었다. 그러나 좀 더 정확하고 세분화된 선량의 전달이 요구되는 현시점에서 전리함의 정도관리는 재고 되어야 할 사안이다. 정확한 선량계측을 위해 가장 먼저 생각해야 할 사안이면서도 늘 간과되고 생략되는 항목이었다. 그러나 본 실험결과에서 보듯이 만약 어떤 요인(외부 자극, 전리함의 노후, 부주의한 사용 등)에 의해 전리함 내부 집전극의 굴곡이 발생한다면, 그 전리함을 이용한 측정결과는 매우 다른 값을 보이는 것을 알 수 있다. 물론 전리함의 측정결과 왜곡이 집전극의 굴곡이라는 하나의 이유만 있지는 않을 것이다[16-18]. 전리함

외피의 꺾임, 그에 따른 외피의 밀도변화, 외부공기의 전리함내부 진입의 원활함 정도 등등 여러 가지 요인을 생각 할 수 있다. 본 논문에서는 여러 요인[19][20] 중 가장 확인이 용이한 집전극의 굴곡에 따른 측정결과를 비교하였다. 집전극의 굴곡은 방사선 촬영장치의 투시 영상과 64-Channel MD CT를 이용하여 객관화 하는 방법을 이용하였다. 굴곡의 정도를 확인한 후 굴곡 된 전리함을 이용하였을 때의 측정값 왜곡 정도를 알아보았다. 그 결과는 매우 우려스러운 값을 나타냈고 이는 조속한 시일에 전리함의 정도관리 프로그램의 필요하다는 것을 의미한다.

V. 결론

1. 정상 Chamber의 측정 결과 값을 100%로 보았을 때, 4MV photon의 경우 굴곡 된 Chamber와 정상 Chamber와의 오차는 평균 6.04% 이었다.
2. 정상 Chamber의 결과 값을 100%로 보았을 때, 10MV photon의 경우 굴곡 된 Chamber와 정상 Chamber와의 오차는 평균 6.16% 이었다.

방사선을 이용하는 임상적의 여러 분야 중 특히 방사선 치료분야는 선량의 정확도를 유지해야 한다.

인지되는 불확실도의 발생은[21][22] 여러 가지 노력으로 줄여나갈 수 있지만 인지되지 못하는 불확실도는 그로 인한 더 많은 왜곡과 오차를 만들어 낸다.

치료 장치의 발전은 임상에서의 업무를 단순화 시키고 확일화 시킬 수 있다는 장점도 있지만 그에 반해 실수의 발생을 인지하기 어렵고 때문에 작은 실수 하나가 만들어 내는 파장은 예전과 달리 더 심각해진다.

선량측정의 가장 기본적인 기자재인 전리함의 불확실도가 이처럼 커질 수 있는데 만약 이런 잘못된 전리함을 이용해서 장치의 기본적인 parameter를 측정하고, 그 데이터 값을 이용하여 환자에게 투여되는 선량을 계산하였다면 아무도 인지하지 못하는 systemic 에러로 인해 큰 사고가 발생할 것이다. 그러므로 사용자는 이러한 사안을 간과하지 말고 늘 주의를 기울이며 항상 최적의 상태를 유지 할 수 있도록 하여야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] K. J. Shirish, *Handbook of Dosimetry Data for Radiotherapy*, CRC Press, 1993.
- [2] L. Ortiz, *ICRP Publication 86, prevention of accidents to patients undergoing radiation therapy*, ICRP, 2000.
- [3] M. H. Saiful, A. Pedro, S. Haijun, "Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Phys. Med. Biol.* Vol.46, pp.2985-3006, 2001.
- [4] 박경란, 이종영, 이익재, "측정기에 따른 고에너지 X-선의 표면 선량 및 최대 선량 지점 고찰", 대한방사선종양학회지, 제21권, 제4호, pp.322-329, 2003.
- [5] D. Greene and J. B. Massey, "The Use of Farmer-Baldwin and Victrometer Ionization Chambers for Dosimetry of High Energy X-Radiation," *Phys. Med. Biol.* Vol.11, pp.569-575, 1966.
- [6] F. T. Farmer, *The Design of Thimble Chamber for the Farmer Dosimeter*, Medical Physics Department Newcastle General Hospital, 1971.
- [7] K. Derikum, "Measurement of saturation correction factors of thimble-type ionization chambers in pulsed photon beams," *Phys. Med. Biol.* Vol.38, pp.755-763, 1993.
- [8] J. M. Havercroft and S. C. Klevenhagenet, "Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation," *Phys. Med. Biol.* Vol.38, pp.25-38, 1993.
- [9] N. Takata and Z. Yin, "Diffusion Loss of Ions and Charge Collection Volumes for Thimble Type Ionisation Chambers," *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.81, pp.229-232, 1999.

[10] A. Janelle, Williams, K. Suresh, and W. Agar, "Energy-dependent polarity correction factors for four commercial ionization chambers used in electron dosimetry," *Med. Phys.* Vol.24, Issue 5, pp.785-790, 1997.

[11] G. P. Barnard, *A Study of cavity Ion Chambers for use with 2MV X-rays*, Communication from the National Physical Laboratory.

[12] M. Peter, K. Tomas, H. peter, *The Physics of Radiotherapy X-rays from Linear Accelerators*, Medical Physics Pub, 1997.

[13] AAPM TG 53, "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning," American Association of Physicists in Medicine, *Med. Phys.* Vol.25, 1998.

[14] ICRU Report 24, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976.

[15] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy, 2nd ed.*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1994.

[16] R. C. Taylor and C. Chu, Equilibration of air temperature inside the thimble of a Farmer-type ion chamber, *Med. Phys.* Vol.25, Issue 4, pp.496-502, 1998.

[17] 김선영, 이두현, 조정근, "세기조절 방사선치료 (IMRT)의 환자 정도관리에서 다양한 이온전리함 볼륨이 정확도에 미치는 영향", *대한방사선치료 기술학회지*, 제18권, 제1호, pp.1-5, 2006.

[18] 이창래, 조효민, 김희중, "MDCT 선량 측정에서 온도와 압력에 따른 보정과 Ionization Chamber의 Calibration 전후 선량의 비교평가", *의학물리*, 제19권, 제1호, pp.49-55, 2008.

[19] 이병용, 최은경, 장혜숙, "방사선 측정용 전리함의 반응 함수 측정 및 이론적 고찰, 울산의대학술지, 제1권, 제1호, pp.184-187, 1992.

[20] 라정은, 홍주영, 김귀야, "교정정수 변화에 의한 원통형이온함의 안정성 평가", *대한방사선종양학회지*, 제24권, 제2호, pp.138-143, 2006.

[21] A. Nisbet, D. I. Thwaites, "A dosimetric intercomparison of electron beams in UK radiotherapy centres," *Phys. Med. Biol.* Vol.42, pp.2393-2409, 1997.

[22] D. I. Thwaites, "A dosimetric intercomparison of megavoltage photon beams in UK radiotherapy centres," *Phys. Med. Biol.* Vol.37, pp.445-461, 1992.

저 자 소 개

김 정 남(Jung-Nam Kim)

정희원



- 1990년 2월 : 신구대학 졸업(방사선학 전문학사)
 - 2004년 8월 : 경희대학교(경영학 석사)
 - 1995년 4월 ~ 현재 : 경희대학 병원 방사선종양학과 방사선사
- <관심분야> : 방사선물리학, 방사선계측학, 방사선치료학, e-business학

이 재 승(Jae-Seung Lee)

정희원



- 2007년 2월: 한서대학 졸업(방사선과)
 - 2007년 ~ 현재 : 한서대학 석사과정중(방사선과)
 - 1999년 9월 ~ 2007년 12월 : 인천 길대학병원 방사선종양학과
 - 2008년 1월 ~ 현재 : 한동대학교 선린병원
- <관심분야> : 방사선물리학, 방사선계측학, 방사선치료학, 핵물리학, 의료경영