

편향전자석의 자장변화에 따른 광자선 선질평가에 관한 고찰

김정호* · 유세종** · 박명철** · 배석환*** · 김기진****

*건양대학교병원 방사선종양학과 · **건양대학교병원 영상의학과 ·

건양대학교 방사선학과 · *건양대학교병원 핵의학과

Study of photon beam quality tool at magnetic field change in bending magnet

Jeong-Ho Kim* · Se-Jong Yoo** · Myeong-Cheol Park** · Seok-Hwan Bae*** · Ki-Jin Kim****

*Dept. of Radiatioin Oncology, Konyang University Hospital

**Dept. of Diagnostic Radiology, Konyang University Hospital

***Dept. of Radiology, Konyang University

****Dept. of Nuclear Medicine, Konyang University Hospital

Abstract

Beam quality is changed about magnetic field of bending magnet. Evaluation of beam quality using PDD(Percentage Depth Dose) at 10cm depth at recommendation of AAPM(America Academy of Pain Medicine). However this evaluation shows fragmentary element. Therefore this study is applied to three value, 10cm divided by 5cm depth PDD, 20cm divided by 10cm depth PDD, 30cm divided by 20cm depth PDD, at change the magnetic field. PDD is measured at magnetic field changed $\pm 1\%$, $\pm 2\%$ at 6MV(Mega Voltage), 10MV photon. The plan technique is 3 portal plan using Core-Plan at human pelvic phantom. Conventional and presented methods are compared at maximum and minimum dose. The presented method increased discernment of relieve the unequal distribution and energy area than conventional method. Henceforth, application of presented method will be considered. Development of energy measurement method and detector miniaturization will be needed about continuous study.

Keywords : Bending Magnet, Measurement of Radiation Beam Quality, Percentage Depth Dose, Radiation Therapy

†Corresponding Author: Se-Jong Yoo, The Department Diagnostic Radiology, Konyang University Hospital 685, Gasuwondong Seo-gu, Metropolitan city Daejeon, Korea
M-P: 010-3431-5561, E-mail: yysj016@hanmail.net

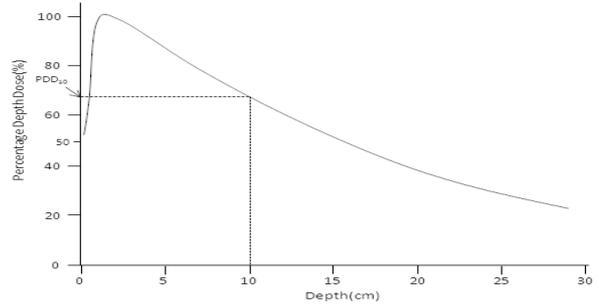
Received July 15, 2014; Revision Received December 18, 2014; Accepted December 18, 2014.

1. 서론

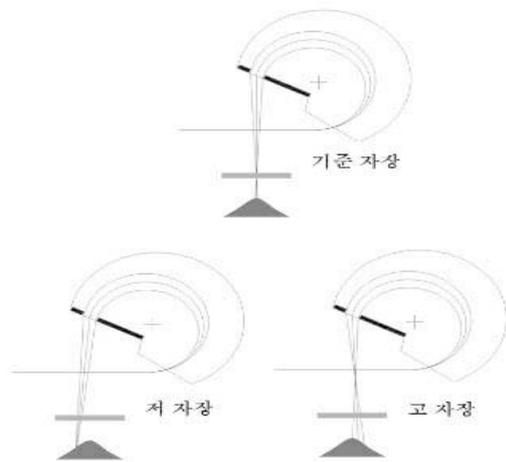
의료용 방사선치료기는 고에너지 고선량의 방사선을 조사하기 때문에 방사선치료 시 정확한 위치에 정확한 방사선을 이용하여 정확한 양만을 조사하여야 한다. 만약 오차가 발생할 경우에는 심각하게는 생명의 위험까지 올 수 있기 때문에 방사선의 관리는 보건복지부 산하 식품의약품안전청과 미래창조과학부 산하 원자력안전위원회의 관리 감독 하에 운용되고 있다[1,2].

하지만 방사선치료기의 세부적인 관리는 병원 자체적으로 진행되는 것으로 치료기 업체와 병원의 정도관리를 통해 관리된다. 이러한 정도관리의 경우 업체에서는 치료기의 특성에 맞게 유지보수를 시행하며, 병원에서는 방사선안전관리 규정 및 품질관리절차서를 통해 정도관리를 하도록 되어져 있다. 병원에서의 정도관리는 자체적으로 원자력안전위원회에 허가받은 내용을 시행하게 되지만 병원마다 프로토콜 및 측정 주기는 상이하다[3]. 기본적인 정도관리 항목 및 주기, 허용오차는 AAPM(The American Association of Physicists in Medicine, 미국의학물리학회)에서 제출된 보고서의 내용을 권고사항으로 반영하고 있으며, 크게 세 가지 측면으로 나누어 분류되고 있다. 기하학적 정확도, 선량측정, 안전이 그것이다. 기하학적 정확도는 방사선치료기의 움직임에 관련된 갠트리, 콜리메이터, 카우치의 회전 및 이동의 정확성 평가를 말한다. 선량측정은 방사선치료기의 선량적 측면과 선질적 측면으로 나뉘어지며, 선량적 측면은 출력량, 선량분포의 대칭도 및 평탄도를 말한다. 안전은 누설선량 측정 및 기기의 안전한 작동, 응급상황 발생 시 제어에 대한 평가를 시행하는 것이다[4-10]. 이 중 선량적 측면의 경우 광자선 선질에 대한 측면은 연간점검 항목 중 방사선질의 평가가 있다. 선질의 평가방법은 TRS-398에서 명시된 바와 같이 PDD(Percentage Depth Dose, 심부선량백분율)₁₀ or TMR (Tumor Maximum Ratio, 종양최대선량비)₁₀으로 평가하도록 되어져 있다. 허용오차는 1%로 되어져 있다[11-20]. 이러한 방사선의 선질에 대한 영향은 다양한 요인이 있으며, 대표적인 요인으로는 편향전자석의 자장변화, 타겟의 위치 변동, 선속평탄필터의 위치 변동 등을 들 수 있다. 이 중 자장의 변화는 다른 것에 비해 차이발생 확률이 매우 높다. 자장의 변화에 따른 선질변화를 측정할 경우 기존의 권고된 항목을 적용할 경우에는 단편적인 평가만 이루어지게 되므로, 본 연구에서는 자장의

변화에 따른 선질변화를 평가하기 위한 개선된 방법을 제시하고, 그 유용성을 평가하고자 하였다. 개선된 방법은 $PDD^5_{10}(PDD_5/PDD_{10})$, $PDD^{10}_{20}(PDD_{10}/PDD_{20})$, $PDD^{20}_{30}(PDD_{20}/PDD_{30})$ 3가지 값을 적용하였다.



[Figure 1] PDD₁₀ of percentage depth dose



[Figure 2] Outline of beam quality on the changing magnetic field at bending magnet

2. 대상 및 방법

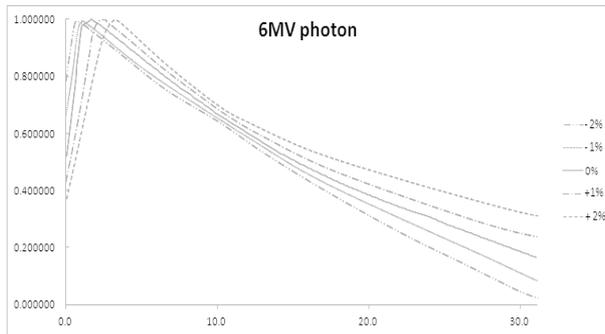
2.1 대상

의료용 선형가속기인 CLINAC-iX(Varian, USA)의 내부에 장착된 편향전자석을 대상으로 자장을 변화시켜 심부선량백분율을 측정하였다. 그리고 Virtually Human Male Pelvis Phantom Model 801-p를 대상으로 Brilliance Bigbore CT(Philips, USA)를 이용하여 모의치료 CT를 촬영하여 Core-Plan(S.C&J, Korea)으로 치료계획 하였다.

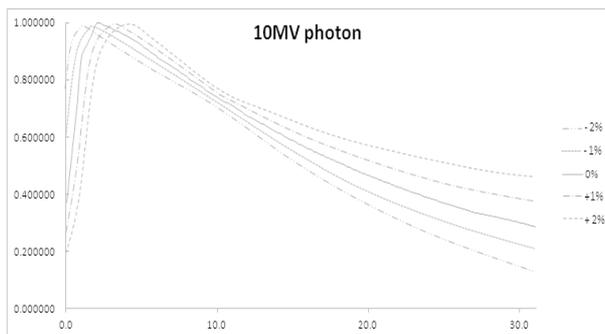
2.2 방법

2.2.1 자장에 따른 심부선량백분을 측정

에너지를 6MV와 10MV에 대해 편향전자석의 자장을 기준값과 +2%, +1%, -1%, -2% 변동시킨 값에 대해 각각 심부선량백분을 측정하였다. 측정된 값은 Core-Plan에 입력하여 적용시킨다.



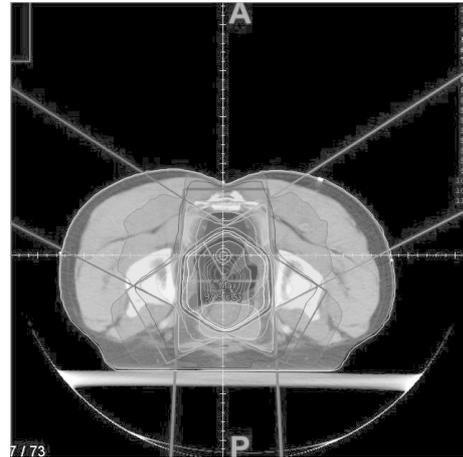
[Figure 3] PDD of 6MV photon



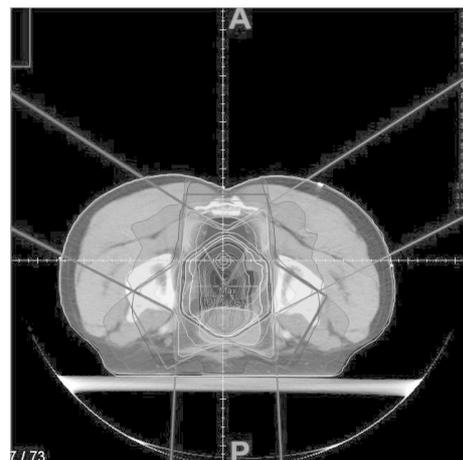
[Figure 4] PDD of 10MV photon

2.2.2 치료계획

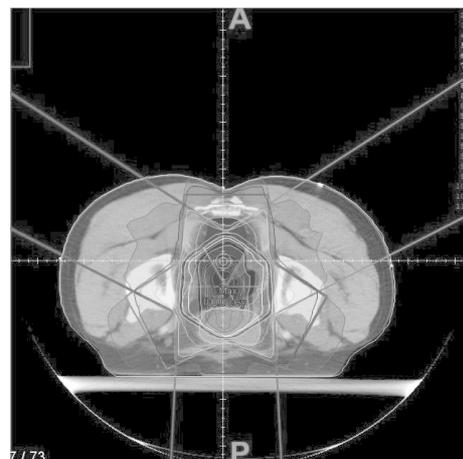
골반인체모형을 이용하여 CT촬영하고, 그 영상을 이용하여 Core-Plan으로 치료계획을 하였다. 치료계획은 SAD 방법을 이용하여 선속방향의 경우 0°, 120°, 240° 이며, 콜리메이터 각도는 0°, 조사야는 10 X 10 cm²으로 하였다. 그리고 치료중심점을 계산점으로하여 처방선량 100cGy, 100%로 설정하여 계획하였다. 선량가중치는 0°의 경우 135, 120°과 240°의 경우에는 80으로 설정하였다. 선량평가에 이용되는 용적은 전립선, 방광, 항문에 대한 표현을 적용하였으며, 전립선의 용적은 26cc, 방광의 용적은 1030.3cc, 항문의 용적은 15.3cc였다. 각 용적에 대한 선량평가 지표는 해당 용적내에서 최대선량(Dmax)과 최소선량(Dmin)을 이용하여 비교하였다.



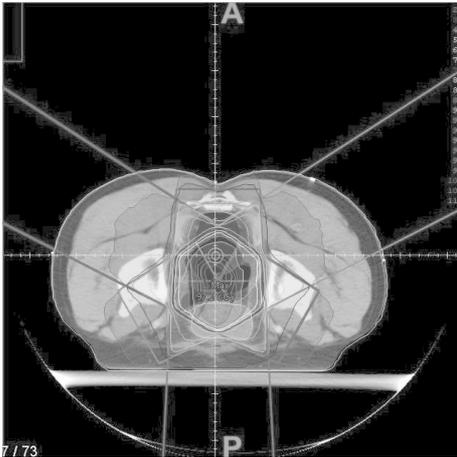
[Figure 5] Treatment planning of 6MV photon at standard magnetic field



[Figure 6] Treatment planning of 6MV photon at 2% decreased magnetic field



[Figure 7] Treatment planning of 6MV photon at 1% decreased magnetic field



[Figure 8] Treatment planning of 6MV photon at 1% increased magnetic field

2.2.3 선질평가의 적용

자장 변화에 따른 심부선량백분율을 통해 선질평가를 적용하여 비교하였다. 선질평가방법은 기존의 방식과 개선된 방식으로 나누어 적용하였으며, 기존의 방식은 PDD₁₀으로 적용하였다. 개선된 방식은 PDD⁵₁₀, PDD¹⁰₂₀, PDD²⁰₃₀을 적용하였다.

2.2.4 자장에 따른 지표와 선질평가 값 비교

방사선의 종류 및 에너지별로 분류하여 자장의 변화에 따른 용적의 선량지표와 기존 및 개선된 방식에 대한 선질평가의 값을 비교하였다.

3. 결 과

3.1 선량평가 오차비교

에너지별 장기의 선량평가 지표의 비교는 <Table 1, 2>와 같다.

<Table 1> Dose error of 6MV Photon

	Prostate		Bladder		Anus	
	Dmax	Dmin	Dmax	Dmin	Dmax	Dmin
	Magnetic Field					
-2%	104.6	91.9	108.7	7.9	95.4	16.3
-1%	103.6	93.7	106.5	7.4	97.0	15.9
0%	102.3	95.8	104.1	7.0	98.2	15.5
+1%	96.8	97.2	102.7	7.0	99.2	15.2
+2%	90.0	99.6	101.0	6.8	99.9	15.1

<Table 2> Dose error of 10MV Photon

	Prostate		Bladder		Anus	
	Dmax	Dmin	Dmax	Dmin	Dmax	Dmin
	Magnetic Field					
-2%	104.9	91.7	104.8	7.3	100.2	20.7
-1%	103.7	92.2	103.9	7.0	98.9	20.4
0%	102.2	94.9	103.3	6.6	97.3	20.3
+1%	96.2	97.4	100.9	6.5	95.9	20.0
+2%	91.1	98.1	99.2	6.4	94.5	19.2

3.2 선량평가 기준비교

에너지별 기존 기준과 개선된 기준 값은 표3, 4와 같다.

<Table 3> Beam quality index of 6MV Photon

	Existing		Improvement	
	PDD ₁₀	PDD ⁵ ₁₀	PDD ¹⁰ ₂₀	PDD ²⁰ ₃₀
	Magnetic Field			
-2%	0.6559	1.2717	1.7553	2.0896
-1%	0.6607	1.2808	1.7484	2.0809
0%	0.6665	1.2941	1.7410	2.0746
+1%	0.6613	1.2914	1.7500	2.1002
+2%	0.6532	1.2875	1.7553	2.1115

<Table 4> Beam quality index of 10MV Photon

	Existing		Improvement	
	PDD ₁₀	PDD ⁵ ₁₀	PDD ¹⁰ ₂₀	PDD ²⁰ ₃₀
	Magnetic Field			
-2%	0.7273	1.2208	1.6029	1.5606
-1%	0.7309	1.2286	1.5962	1.5557
0%	0.7377	1.2460	1.5883	1.5510
+1%	0.7323	1.2438	1.6009	1.5717
+2%	0.7236	1.2410	1.5997	1.5802

3.3 오차에 따른 기준비교

에너지별 자장에 따른 최대 오차율과 기준값을 비교는 <Table 5, 6>과 같다.

<Table 5> Comparison of 6MV Photon

Error Rate	Index Rate				
	Existing	Improvement			
	PDD ₁₀	PDD ₅ ¹⁰	PDD ₂₀ ¹⁰	PDD ₃₀ ²⁰	
-2%	12.9	1.6	1.7	-0.8	-0.7
-1%	5.7	0.9	1.0	-0.4	-0.3
+1%	-5.4	0.8	0.2	-0.5	-1.2
+2%	-12.0	2.0	0.5	-0.8	-1.8

<Table 6> Comparison of 10MV Photon

Error Rate	Index Rate				
	Existing	Improvement			
	PDD ₁₀	PDD ₅ ¹⁰	PDD ₂₀ ¹⁰	PDD ₃₀ ²⁰	
-2%	10.6	1.4	2.0	-0.9	-0.6
-1%	6.1	0.9	1.4	-0.5	-0.3
+1%	-5.9	0.7	0.2	-0.8	-1.3
+2%	-10.9	1.9	0.4	-0.7	-1.9

4. 고찰 및 결론

의료용 선형가속기의 광자선에 관한 선질평가방법은 미국의학물리학회에서 권고되고 있다. 연간 평가항목을 배정되어져 있으며, PDD₁₀ 혹은 TMR₁₀²⁰으로 평가하게 된다. 하지만 이러한 권고방법의 유용성에 대해 평가가 필요하며, 이를 위해 편향전자석의 자장 변화에 따른 선질변화를 통해 평가방법의 적용에 대해 판단하며, 개선방법을 제시하고자 하였다. 편향전자석의 자장을 1% 간격으로 -2%에서 +2%까지 변화시켜 이에 따른 선질의 변화를 치료계획 컴퓨터에서 실행하여 선량평가를 통해 비교하였다. 즉, 자장의 변화를 통해 선량평가를 실행하여 오차값에 따른 기존방법의 선질평

가방법에 적용하였다. 그리고 본 연구에서 선질의 평가를 저에너지, 중에너지, 고에너지 영역으로 나누어 평가하는 방법을 제시하여 기존의 선질평가에 대한 값과 비교하였다. 평가결과 심부선량백분율 그래프에서 자장이 증가할 수록 저에너지 영역이 감소하고 고에너지 영역이 증가하였다. 또한 자장이 감소할 수록 저에너지 영역이 증가하고 고에너지 영역이 감소하였다. 그리고 치료계획에서의 선량평가에서도 자장이 증가할 수록 최대선량은 증가하며, 최소선량은 전립선의 경우 증가하였지만 방광과 항문의 경우에는 감소하였다. 그리고 자장의 변화에 대한 최대 선량차이는 1% 자장 변화 시 약 5%의 선량차이를 보였다. 즉, 선량 허용오차인 5%를 감안하면, 자장 1% 이내가 허용오차로 선질 평가 시 1% 이내로 되어야 한다는 것이다. 이를 고려하여 기존의 선질평가 기준을 적용하였을 경우 1%의 자장변화는 1%보다 작은 값을 보이고 있었다. 하지만 개선된 선질평가 시 고에너지, 저에너지, 기준에너지로 나누어 선질평가를 하여 에너지 영역별 평가값을 확대하였다. 그 결과 평가의 기준이 명확하게 결정할 수 있었다. 자장이 감소할 수록 저에너지 영역의 평가값이 증가하며, 자장이 1% 감소 시 저에너지 평가값이 1% 이상 나타났다. 그리고 자장이 1% 증가 시 고에너지 영역의 평가값이 1% 이상 나타났다. 이를 통해 에너지 영역별 평가값의 변화량을 통해 자장의 변화량을 유추할 수 있으며, 더욱이 저에너지와 고에너지 영역에 대한 평가값을 통해 허용오차 여부를 판단할 수 있었다. 향후 기존의 기준을 적용하기 보다는 개선된 평가기준을 적용하여, 정확한 에너지영역의 편중현상의 평가가 가능하며, 허용오차 1%에 대한 신뢰값도 더욱 증가되었다. 즉, 개선된 방법은 선질평가의 분별력 증가 및 유용성이 증가하였다. 하지만 이러한 개선방법은 자장의 변화에 대한 평가만을 적용하였으며, 자장의 변화량도 소규모로만 적용하여 가용범위를 넓혀 실험할 필요성이 있다고 사료된다. 그리고 선질 평가의 절대적인 방법인 에너지 측정방법이 있다면 더욱 정확하고 정밀한 방법이라고 할 수 있겠지만 에너지측정을 위한 측정기의 소형화 및 연속 에너지 분포를 평가하는 기법의 개발이 선행되어야 될 것이다.

5. Reference

[1] S. R. Ahuja, K. D. Hong, K. S. Hong, et al., "The Rapport Multimedia Conferencing

- System: A Software Overviews", Proc. of 2nd IEEE Conference on Computer Workstations, pp. 52–58, March, 1988.
- [2] Quality assurance for dosimetry in radiotherapy, Korea Food & Drug Administration, 2007.
- [3] The 5th Survey on the Status of Nuclear Industries in 1999, Korea Institute of Nuclear Safety, 1999.
- [4] Development of 3-Dimensional Dosimetry Technique for Therapeutic Radiation, Ministry of Science and Technology, 2012.
- [5] ICRP Publication 86: Prevention of Accidental Exposure to Patients Undergoing Radiation Therapy, International Commission on Radiological Protection, 2000.
- [6] IAEA Report Series No. 17: Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, International Atomic Energy Agency, 2000.
- [7] AAPM TG No. 35: Medical Accelerator Safety considerations, American Association of Physicist in Medicine, 1993.
- [8] R. N. Lee, S. J. Lee, J. H. Choi, "Comparison of QA Protocols for Linear Accelerator Published in Europe, America, and Japan", Med Phy, pp. 20–27, 2003.
- [9] H. D. Huh, S. Y. Park, R. N. Lee, "Comparison of Calibration Methode of ^{192}Ir Source for High Dose Rate Brachytherapy", Med, Phy, pp. 653–661, 2004.
- [10] K. H. Cho, J. H. Choi, D. O. Shin, S. I. Kwon, D. H. Choi, Y. H. Kim, S. H. Lee, "Development and Evaluation of Quality Assurance Worksheet for the radiation Treatment Planning System", Med Phy, pp. 2762–2792, 2004.
- [11] H. D. Huh, S. H. Kim, S. J. Cho, et al., "The analysis of Dose in Rectum by Multi Purpose Brachytherapy Phantom", Jpn J Clin Oncol, pp. 223–229, 2005.
- [12] AAPM TG No. 13: Practical Aspects of Quality Assurance in radiotherapy, American Association of Physicist in Medicine, 1984.
- [13] ACMP: Radiation Control and Quality Assurance in Radiation Oncology a Suggested Protocol, American College of Medical Physics, 1986.
- [14] ESTRO: Practical Guidline for the Implementation of a Quality System in Raiiotherapy, pp. 5–112, 1998.
- [15] WHO: Quality Assurance in Radiotherapy, World Health Organization, 1988.
- [16] IAEA–TECDOC–1079: Calibration of brachytherapy sources, International Atomic Energy Agency, 1999.
- [17] IAEA–TECDOC–989: Quality Assurance in Radiotherapy, International Atomic Energy Agency, 1997.
- [18] AAPM Report No. 41: Remote afterloading technology, American Association of Physicists in Medicine, 1993.
- [19] AAPM Report No. 43: Dosimetry of interstitial Brachytherapy Source, American Association of Physicists in Medicine, 1995.
- [20] AAPM TG No. 56: Code of particle for brachytherapy physics, American Association of Physicists in Medicine, 1997.
- [21] AAPM TG No. 40: Comprehensive QA for Radiation Oncology, American Association of Physicist in Medicine, 1994.

저자 소개

김 정 호



2005.9-2009.2 건양대병원 방사선중양학과
2008.3-2013.8 전북대학교 이학석사
2009.2-2010.8 부산대병원 영상의학과
2011.9-현재 건양대병원 방사선중양학과

현) 건양대학병원 방사선중양학과 파트장
관심분야 : 방사선학, 물리학, 계측학, 방사선방호, 방사선생물학
주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 암센터 지하1층 사이버나이프

유 세 중



2008.3-2010.2 건양대학교 보건학석사
2010.3-2013.8 건양대학교 보건학박사
2002.3-현재 건양대학병원 영상의학과
현) 건양대학병원 영상의학과 파트장

현) 건양대학교 방사선학과 겸임교수
관심분야 : 방사선학, 보건의료, 보건의료정책, PACS, 의료사진학, 디지털영상학
주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 본관 1층 영상의학과

박 명 철



2013.3-현) 건양대학교 보건학 박사재
2000.2-현) 건양대학병원 영상의학과
현) 건양대학병원 방사선학과 팀장
관심분야 : 자기공명영상학, 방사선학, 보건의료

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 본관 1층 영상의학과

배 석 환



2003.3-2005.2 건양대학교 보건학석사
2005.3-2009.8 건양대학교 보건학박사
2008.9-현재 건양대학교 방사선학과
현) 건양대학교 방사선학과 교수
관심분야 : 방사선학, 보건의료, 보건의료정책, 의료영상진단기술학]

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교 관저메디컬캠퍼스 의과학관 313호

김 기 진



2009년 2월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과 (이학석사)
2013년 3월 ~ 현재 : 건양대학교 방사선학과 겸임교수
2000년 2월 ~ 현재 : 건양대학교병원 핵의학과
관심분야 : 핵의학, 방사선물리학, 생물학

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 본관 지하1층 핵의학과