

소아 CT 촬영시 방사선 피폭과 저감화 방법

Medical Radiation Exposure in Children CT and Dose Reduction

이정근*, 장성주*, 장영일**

동신대학교 방사선학과*, 광양보건대학교 방사선과**

Jeong-Keun Lee(lejk3580@hanmail.net)*, Seong-Joo Jang(sjjang@dsu.ac.kr)*,
Young-Il Jang(radpacs@hanmail.net)**

요약

소아 CT 촬영시 피폭선량을 저감시킬 수 있는 조건을 찾기 위하여 pediatric phantom을 이용하여 소아 방사선량을 비교·분석하였다. 관전류변동제어(tube current modulation:TCM) 방식과 low dose CT protocol(LDCTP)에 따라 소아 검사를 시행하였으며, 검사는 brain, chest, abdomen-pelvis 부위를 전산화 단층촬영 장치를 이용한 3개의 검사 프로토콜을 사용하였다.

거의 모든 MDCT 장치는 volume CT dose index(CTDIvol), dose length product(DLP)와 유효선량 평가 결과를 기록, 보관하고 있으며, 이러한 정보들은 환자들의 방사선 노출 및 위험도를 평가하는 데 필수적이다. 방사선 노출 위험도를 감소시키기 위해서 적정화 및 정당화 원칙을 반드시 준수해야 한다.

관전압(kV)에 따른 TCM 방식을 사용하였을 경우 kV가 낮아질수록 유효선량이 낮아지는 경향을 나타내었으며, low dose CT protocol을 사용한 경우가 유효선량이 상대적으로 더 적은 것을 알 수 있었다. 또한 평균 유효선량은 brain, chest, abdomen-pelvis CT의 결과가 독일의 reference dose 보다 각각 47%, 13.8%, 25.7%로 더 낮게 나타났고, 영국의 reference dose와 비교해도 55.7%, 10.2%, 43.6%에 불과했다. 결론적으로 선량 감소를 위해 주의할 것은 body-weight based tube current adaption을 포함한 TCM, 그리고 LDCTP 등 모든 선량 감소 방안을 이용하여야 한다.

■ 중심어 : | 관전류 변동제어 | 유효선량 | 낮은선량 전산화단층프로토콜 |

Abstract

Recently pediatric CT has been performed by reduced dose according to tube current modulation이라고, this fact has a possibility more reduce a dose because of strong affect depend on tube current modulation.

Almost all MDCT snow show and allow storage of the volume CT dose index (CTDIvol), dose length product (DLP), and effective dose estimations on dose reports, which are essential to assess patient radiation exposure and risks. To decrease these radiation exposure risks, the principles of justification and optimization should be followed. justification means that the examination must be medically indicated and useful.

Results is using tube current modulation이라고 tend to the lower kV, the lower effective dose. In case of use a low dose CT protocol, we found a relatively lower effective dose than using tube current modulation.

Average effective dose of our studies(brain, chest, abdomen-pelvis) less than 47%, 13.8%, 25.7% of germany reference dose, and 55.7%, 10.2%, 43.6% of UK(United Kingdom) reference dose respectively. when performed examination for reduced dose, we must use tube current modulation and low dose CT protocol including body-weight based tube current adaption.

■ keyword : | Tube Current Modulation | Effective Dose | Low Dose CT Protocol |

I. 서론

최근 최첨단 과학기술의 발달과 새로운 의료기기의 등장으로 방사선영상을 통해 정확하고 빠른 진단이 가능하게 되었으며 현대의학에서 매우 중요한 진단도구가 되었다. 그러나 진리방사선을 이용하는 검사건수의 증가와 더불어 환자가 진료를 위해 검사를 받는 과정에서의 의료피폭도 급격히 증가되고 있는 추세이다. 특히 전산화단층촬영(computed tomography, CT)을 이용한 검사는 본질적으로 피폭선량이 높은 검사법으로 전체 방사선검사를 차지하는 비중은 약 15%로 작지만 상대적으로 의료피폭에서 차지하는 비중이 70% 가까이 높아 가장 중요한 의료피폭의 원인으로 특별한 관리가 필요하다[1-3]. CT 검사는 짧은 검사시간으로 임상적 유용성이 높아 촬영건수가 매년 증가하고 있으며 특히 우리나라는 사용빈도 증가 추세가 다른 선진국보다 높다. 또한 소아에서도 CT 검사의 이용이 증가하고 있는데, 이는 다중채널 전산화단층촬영장치(multi-detector computed tomography, MDCT)기술의 발달로 영상의 질이 좋아졌고 몇 초 만에 검사가 가능하여 환자에 대한 진정의 필요성이 감소되었고, 또한 협조가 잘 되지 않는 소아 환자들에게도 촬영에 가능해졌기 때문이다. 그러나 소아 CT의 목적은 환자의 불편함과 방사선 노출을 최소화 하면서 최적의 진단 영상을 획득하는 것이다 [4]. 특히 소아 CT에 있어서 큰 민감성과 잔여수명이 긴 이유로 성인에 비해 더 큰 잠재성 위험성을 가지고 있다. 그러므로 소아 CT에 있어서 다양한 방법에 의한 방사선선량 감소가 특히 강조 되고 있다[2].

환자의 나이 또는 몸무게에 상응하여 심장박동에 따라 CT 검사 중 방사선 조사선량을 감소시키는 방법인 관전류변동제어(tube current modulation, TCM)의 사용은 선량감소를 위한 CT 프로토콜에서 가장 중심에 있다. 더욱이 low dose CT protocol(LDCTP)의 사용과 TCM은 CT 선량의 최적화를 위해 권고되어지고 있고 [5-10], LDCTP의 최적화를 위해서 방사선사는 선량 감소와 영상의 화질에 균형을 맞추어야 하며 파라미터의 조정은 선량과 영상의 화질에 많은 영향을 끼친다.

최근에 소아 CT 검사에서 TCM에 의한 선량 감소가

대부분 시행되고 있으나 이는 설정되는 파라미터에 따라 선량의 큰 차이를 보이고 있다. 이에 본 연구에서는 파라미터에 따른 소아 CT 검사에서 최적의 방법을 찾고자 pediatric phantom을 이용하여 소아 CT 방사선량을 비교하였다.

본 논문에서는 3가지 주어진 조건에서의 CT dose index(CTDI)와 dose length product(DLP) 및 평균유효선량 값을 조사하고, TCM을 사용한 각각의 파라미터 선량 값과 현재 본 연구에서 사용한 LDCTP 값을 얻어 독일과 영국의 참고자료와 비교함으로써, 소아 CT 검사시 피폭선량의 차이를 분석하고 방사선피폭 저감화 방안에 대하여 조사하였다.

II. 실험 기기 및 방법

본 연구에서는 2007년부터 사용된 LDCTP에 따라 소아 검사를 시행하였으며, 검사장치는 Siemens 16MDCT(SOMAOM sensation)를 사용하였고, brain, chest, abdomen-pelvis CT 부위를 포함한 3개의 검사 프로토콜을 사용하였다. 사용한 소아팬텀은 키 110cm, 몸무게 19kg인 5세 소아의 pediatric anthropomorphic phantom(model ATOM 705-D, CIRS)이었으며, 또한 비슷한 체형을 가진 소아환자의 선량과 비교하였다. 본 연구에서의 CT 프로토콜은 5-body weight 그룹을 적용시켰다[11][Table 1].

Brain을 제외한 모든 CT 검사는 TCM을 적용하였고, brain CT는 1sec의 회전으로 축방향 스캔을 실시하였다. Beam collimation, reconstruction thickness, reconstruction kernel 및 scan rage는 Table 2에 나타내었으며, 모든 CT 검사는 1.0 pitch를 사용하였다.

Body scan mode를 포함한 소아 CT에서는 통상적으로 32 cm phantom base 파라미터보다 16cm phantom base 파라미터가 사용되었는데, 이는 소아에 있어 더 실질적인 방사선 선량평가를 제공하기 때문이다 [11][12]. 소아 CT에서 유효선량은 16 cm phantom based value로부터 평가되었다.

III. 결 과

CT에서는 특별한 선량지표인 CTDI와 DLP를 사용하는데, CTDI는 단일 슬라이스 스캔에서 공기 중 또는 CT 선량측정용 팬텀에서 측정된 dose profile의 Z축 방향 적분 값을 절편 두께로 나눈 값으로, 100 mm 길이의 전리함 중간에서 10 mm의 beam collimation으로 조사하였을 때 얻은 측정값을 CTDI₁₀₀이라 하며, 팬텀의 가운데에 1/3의 가중치를 주고 가장자리에서 얻은 값에 상대적으로 더 큰 2/3의 가중치를 주어 계산한 값이 weighted CTDI(CTDI_w)이다. 또한, 보다 정확한 환자 선량의 평가를 위해 사용되는 스캔 축에서의 CTDI로 Z축에서 노출의 변동을 감안한 값이 volume CTDI(CTDI_{vol})이며, 나선식 CT에서 CTDI_w를 피치(pitch)로 나눈 값이다. DLP는 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로, CTDI_{vol}에 스캔한 길이를 곱한 값이며 단위는 mGy·cm이다. 앞서 언급한 값들은 방사선에 피폭되었을 때 인체 조직 및 장기에 흡수된 방사선 에너지를 물리적 차원의 선질에 대해서만 고려된 선량이며,

환자에 미치는 실질적 영향을 평가할 때에는 생물학적 차원의 확률적 영향을 고려하여 조직 및 장기에 가중치를 주는 선량인 유효선량이 더 유용하다.

관전압별 TCM을 사용하였을 경우에 관전압이 낮아질수록 유효선량이 낮아지는 경향을 나타내었고, LDCTP를 사용한 경우가 상대적으로 유효선량이 적은 것으로 나타났다. [Table 3]은 본 연구에서 측정된 각 검사 조건에 따른 brain, chest, abdomen-pelvis CT의 CTDI_{vol}, DLP 및 유효선량 값을 보여주고 있다. 특히 [Table 4]에 보여준 바와 같이, LDCTP에 따른 각 검사 부위의 CTDI_{vol}은 각각 독일의 reference dose의 47%, 13%, 25% 수준, 영국의 reference dose의 54%, 9%, 33% 수준으로 나타났고, DLP는 각각 독일의 경우의 43%, 17%, 23% 수준이며 또한 영국의 경우의 57%, 10%, 23% 수준에 불과하였다. 결과적으로, 유효선량을 비교해보면 각각 독일의 40.7%, 13.8%, 25.7% 수준이고, 영국의 55.7%, 10.2%, 43.6% 수준으로 상당히 적게 나타남을 확인하였다.

Table 1. Adapted values of tube potential(kV) and tube current(mAs) for five body weight groups.

age level	body weight	brain CT (kV/mAs)	chest CT (kV/mAs)	abdomen-pelvic CT (kV/mAs)
0~1 month	< 5 kg	100/120	80/40	80/65
1 month~1 ages	5~10 kg	100/140	80/50	80/80
1~5 ages	10~20 kg	100/190	80/65	80/105
5~10 ages	20~50 kg	120/160	80/90	80/130
10~15 ages	50 kg >	120/170	100/65	100/95

Table 2. CT imaging parameters and scan ranges in CT examination protocols.

division	brain CT	chest CT	abdomen-Pelvic CT
beam collimation(mm)	1.5×12	1.5×16	1.5×16
reconstructed section thickness(mm)	4.5	3~5	3~5
reconstruction kernel	h40s	b30f	b30f
scan range (upper to lower limit)	vertex to skull base	lung apex to left kidney upper pole	liver dome to symphysis pubis

Table 3. Summary of radiation dose parameters, CTDI_{vol}, DLP and effective dose for brain, chest and abdomen-pelvis CT images

CT protocol	parameter (kV/mAs)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy · cm)	effective dose(mSv)
brain (1 sec)	80/200	14.59	166	0.66
	100/200	24.44	279	1.12
	120/150	36.38	415	1.66
	TCM	24.69	319	1.28
	LDCTP	23.22	265	1.06
chest (0.37 sec)	80/200	0.5	11	0.2
	100/200	1.1	23	0.41
	120/150	1.29	27	0.49
	TCM	1.16	24	0.43
	LDCTP	1.12	24	0.43
abdomen-pelvis (0.37 sec)	80/200	2.3	77	1.54
	100/200	3.02	96	1.92
	120/150	4.7	150	3
	TCM	2.23	71	1.42
	LDCTP	2.1	72	1.44

Table 4. Summary of radiation dose for the current study, the German survey(Ger), and the United Kingdom(UK) survey and low dose CT protocol(LDCTP) survey.

CT protocol	CTDI _{vol} (mGy)			DLP (mGy · cm)			effective dose (mSv)		
	Ger	UK	LDCTP	Ger	UK	LDCTP	Ger	UK	LDCTP
brain	49.0	43	23.22	611	465	265	2.6	1.9	1.06
chest	8.4	13	1.12	137	228	24	3.1	4.2	0.43
abdomen-pelvis	8.3	6.2	2.1	261	312	72	5.6	3.3	1.44

IV. 고찰

1. 소아의 특수성을 고려한 선량 감소 방안

진단적 검사를 통해 받게 되는 수준의 저선량 피폭에 의해 과연 암 발생이 유발되는지에 대해서 논란이 있지만 현재 LTN(linear-non-threshold) 가설이 받아들여지고 있다. 따라서 아무리 작은 피폭이라도 문턱선량이 없어 암 발생의 위험을 증가시킬 수 있다는 전제하에 의료 피폭을 최소화하려는 노력이 필요하다[1-3][8]. 그러므로 선량 감소의 최적화가 성인보다 소아에게 중요한 이유[13]는 소아들은 성인보다 작아서 방사선 상호작용과 흡수의 물리학적 원리가 프로토콜을 정립하는데 중요하기 때문이다. 일반적으로 방사선에 전리되는

같은 물리학적 피폭이라도 성인보다 소아에게서 생물학적 효과가 더 크게 나타난다. 치사 암의 위험은 신생아기와 청소년기에 성인과 같은 값에 근접했을 때 성인과 비교해 평균보다 약 2.5배 높은데, 이것은 조직들이 증식할 때 방사선의 효과에 더욱 민감해지고 성장기 때가 더욱 증식이 활발하다는 사실로 설명되어질 수 있다. 또한 유아기 때의 조직 분포는 성인과는 다르게 나타나는데, 예를 들어 red bone marrow는 성인 extremity CT 검사에서 거의 조사되지 않으나 소아에게서는 1차선 조사의 면적이 포함되어질 수 있다.

방사선의 영향에 의한 발암의 위험은 전체 여생 기간 동안 존재하고 암이 발병되는 것은 10년 이상 걸리기 때문에 성인보다 소아가 방사선에 의한 암의 잠재 기간

이 길어진다. 또한 소아는 보통 성인보다 내장기관 사이의 지방 조직이 적어, 작은 지방층 사이의 다른 구조물들에 대한 대조도가 유지되어야 하므로 SNR이 좋아야 하고 따라서 선량이 증가하게 된다. 또한 낮은 X-ray 에너지(kV)의 사용과 같은 프로토콜을 변화시키면 대조도에 변화를 주게되므로 선량을 증가시키게 된다.

2. 최적화 측면에서 CT피폭 감소방안

정당화된 피폭이라도 as low as reasonably achievable 원칙에 따라 진단적으로 유용한 범위 안에서 최대한 피폭을 줄이는 노력이 필수적이다. 불필요한 검사를 피하는 것만큼 중요한 것이 재촬영 및 불완전한 검사를 줄이는 것이다. 의료적 측면들과 CT scan의 생물학적 영향은 성인보다 소아들에게서 다르다. CT 장치의 최근 기술적 발전의 영향은 소아들에게서 특별하고, 몇 가지 고려할 만한 것이 있다. 새로운 프로그램들이 나오지만 이러한 것들은 장점 못지않게 많은 단점이 존재 하고 있으며, 최근 몇 년 동안 이것은 구별이 없어지며 우리는 MDCT가 가진 문제에 직면했다. 빠른 스캔은 소아 검사가 증가하는 것에 대한 중요한 요인이다. 소아들은 움직이지 않는 상태로 10-15분을 견디기 힘들었으나, 빠른 스캔은 진정(sedation)없이 검사할 수 있는 것이 가능해졌다. motion artifact는 상당히 사라졌고 한 session 동안의 검사는 소아들의 협조 시간에 의존하지 않게 되었다. 소아들의 혈관 검사는 최신의 CT 장치에서 이루어지며 diffusion 발생 전에 높은 대조도의 혈관 영상을 얻을 수 있게 되었다. 그리고 향상된 Z축 해상력은 소아들의 작은 몸집은 기본적으로 이상적인 등방성 복셀을 가진 높은 기하학적 해상력을 요구한다. 복셀의 Z축 사이즈는 단일채널 전산화단층촬영 장치(single-detector computed tomography, SDCT)가 가진 주된 문제이고 MDCT 장치는 스캔 범위의 관계없이 밀리미터 이하의 두께 조차 줄일 수 있다. 이러한 주된 장점으로 인해 부분 체적 효과를 피할 수 있고 2D MPR이 가능하며 데이터의 3D 분석이 가능해졌다. 또한 절편두께에 따른 MDCT의 thin collimation은 높은 기하학적 해상력의 raw data를 가

진다. 그러나 밀리미터 이하의 더 작은 복셀 볼륨은 신호의 감소를 가져왔으며 X-ray flux가 비례적으로 증가되지 않는 한 S/N을 감소시킨다. 이 현상은 16 channel MDCT의 임상적 지침에 영향을 주었으며 single CT장치보다 방사선 조사가 증가되었다. 이러한 물리학적 사실을 다루는 것은 대부분의 전문가들이 낮은 선량과 얇은 두께의 콜리메이션 사용을 제안하지만 진단에 있어 더 나은 S/N을 가진 3-6mm의 이미지 두께가 좋다. 그래서 얇은 슬라이스들은 단지 부분 체적 문제의 경우로만 논의되어졌고 이것들은 post-processing에 사용되어 진다. 결론적으로 밀리미터 이하의 슬라이스 두께는 유용하지만 일반적 업무에는 좀 더 두꺼운 두께의 슬라이스에 의존하며 이는 소아에서도 마찬가지다. 선량 모양의 bow tie filter는 X-ray profile에 맞춰서 사용된다.

갠트리 직경보다 낮은 직경을 가진 사물은 두꺼운 사물과 비교해서 FOV의 주변에 같은 X-ray flux를 요구하지 않는다. 특정한 필터들은 대부분 성인 brain과 extremity나 어린이보다 좀 작은 크기의 선량 profile에 적합하게 제조사에 의해 만들어졌고 방사선 조사에 도움을 준다. 그리고 CT에서 dose modulation의 소개는 검사 중 detector에서 S/N을 유지시키는 fluoroscopy system에서 사용하는 자동 노출 제어장치와 일치한다. 작은 직경과 뼈의 구성을 가진 몸은 많은 뼈 구조물과 함께 있는 두꺼운 부분과 같은 X-ray flux를 요구하지 않는다. XY평면과 Z축에서의 dose modulation이 일반적으로 사용되어진다. 그러나 이것은 완벽하지 않다는 것을 명심해야한다. 제조업자들에 의해 modulation이 결정되고 때로는 보통 값보다 높은 조사를 할 수 있다. 예를 들어 얇은 체적을 가진 레벨의 스캔을 시작할 때 그러하다. 주변의 물리적 흡수에서 조사 적용 정도(detector에서 S/N을 유지하기 위해)는 또한 detector의 길이와 스캔 길이 사이의 관계에 의해 결정된다. 소아는 해부학적병변의 스캔에 적절하게 함으로서 스캔이 오직 작은 거리만 커버하게 될 때 64채널 같은 많은 row의 detector 때문에 Z축이 길어지고 X-ray tube 출력의 가장 좋은 modulation이 중심 detector 소자의 필요로서 맞추어 지게 된다. 반면에 위와 아래에 있는 소

자들은 너무 많거나 적은 광자를 받게 된다. dose modulation의 효능은 detector row의 증가를 가짐으로서 본질적으로 감소한다. spiral mode에서 보간 삽입을 위한 추가적 회전은 overscanning 혹은 overranging은 data interpolation을 위한 scan region의 계획을 넣어서 확장된 Z-axis에 따라 extra-exposure를 결정짓는다. 그러나 overscanning은 scan length를 결정하는 것과 관계가 없다. 그러므로 total dose에 대한 overscanning의 기여도는 소아 CT처럼 scan length가 짧을 때 커진다.

3. 선량한도 적용에 다른 최적화 방안

최근 생산된 CT기종들은 기계적으로 검사 후 CT dose index와 dose length product 지표로 구성된 선량 보고서(dose report)가 생성된다. 이 지표들은 검사를 시행하는데 사용된 피폭량을 나타낸다. 실제환자의 피폭량과 차이가 있지만 변환계수를 곱하여 대략적인 유효 선량을 구할 수 있다. 소아의 경우 체격, 나이 및 여러 가지 변수가 있어 선량보고서에 나오는 추정된 피폭량이 실제 피폭량보다 작다는 문제점이 있지만 다른 검사 및 다른 환자와의 대략적인 비교에 도움이 되기 때문에 임상 및 영상의학과 의사 모두 관심을 기울일 필요가 있다[22][23].

같은 검사에서도 환자선량은 CT스캐너, 환자크기 및 나이, 검사부위, 프로토콜, 파라미터에 의해 결정되며 매우 넓은 분포를 보인다. 의료피폭에 의해 환자가 받는 선량은 진단에 따른 이득이 많기 때문에 특수성을 인정하여 선량한도를 정하고 있지 않다. 그러나 국제방사선방어위원회(international commission on radiological protection)에서는 환자의 방사선방어 최적화를 위하여 환자선량 권고량(diagnostic reference level)을 확립할 것을 권고하고 있다. 이 수치는 의료기관에서 특정 검사 및 시술에서 환자선량이 비정상적으로 높은지를 확인하기 위해 사용된다[24]. 외국의 경우 환자선량 권고량을 정해놓은 곳이 많고 이후 기간을 두고 추적연구를 하였더니 피폭이 감소하는 효과가 나타났다는 보고들이 있다[25-27].

2009년 식약청에서 우리나라 성인 CT검사에서의 환자선량 권고량을 발표한 바 있으며 소아의 경우 흉부

방사선 검사에서의 환자선량 권고량을 100 μ Gy로 설정하였다[28-30]. 소아 CT에서의 가이드라인과 환자선량 권고량 제정을 위한 작업이 진행 중에 있으며 추후 피폭이 감소하는 효과를 기대 할 수 있겠다.

V. 결 론

소아는 방사선에 민감하고 남은 생애가 길어 방사선 피폭에 의한 영향이 나타날 확률이 높고 성장해 나가면서 일생 동안 여러 번의 검사를 받게 된다. 따라서 진단적 검사에 의한 피폭을 최소화시키는 것이 특히 중요하다. 검사의 시행으로 인한 이득과 방사선 피폭에 따른 위험을 고려하여 정당화될 때에만 시행해야한다. 따라서 kV에 따른 선량과 체중에 따른 소아 CT검사의 프로토콜에 선량을 언급하였는데 선량은 TCM을 사용하여도 kV가 낮을수록 감소하는 경향을 보여주었다. 이것은 TCM이 선량을 감소시키긴 위한 만능적인 사용법이 아님을 시사한다. 우리는 선량 파라미터 변화로 소아의 brain, chest, abdomen-pelvis CT 프로토콜을 위한 시각적인 영상의 질을 이해하기 쉽게 설명한 것에 최선을 다하는 것을 수행하지 못하였지만, 우리의 CTDIvol이 독일이나 영국보다 더 낮다는 것을 확인하였으며 가능하다면 환자선량을 감소시킬 수 있는 low dose CT protocol을 사용하는 것이 바람직하다는 것은 발견했다.

참 고 문 헌

- [1] D. J. Brenner and E. J. Hall, "Computed tomography—an increasing source of radiation exposure," *N Engl J Med*, Vol.357, pp.2277-2284, 2007.
- [2] D. D. Cody, D. M. Moxley, and K. T. Krugh, "Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.182, pp.849-859, 2004.

- [3] L. F. Donnelly and D. P. Frush, "Pediatric multidetector body CT," *Radiol Clin North Am*, Vol.41, pp.637-655, 2003.
- [4] H. S. Im, K. H. Kim, and M. K. Kim, *Computed Tomography*, Academia, pp.657-692, 2009.
- [5] H. Greess, A. Nomayr, and H. Wolf, "Dose reduction in CT examination of children by an attenuationbased on-line modulation of tube current (CARE Dose)," *Eur Radiol*, Vol.12, pp.1571-1576, 2002.
- [6] H. W. Goo and D. S. Suh, "Tube current reduction in pediatric non-ECGgated heart CT by combined tube current modulation," *Pediatr Radiol*, Vol.36, pp.344-351, 2006.
- [7] H. W. Goo, and D. S. Suh, "The influences of tube voltage and scan direction on combined tube current modulation: a phantom study," *Pediatr Radiol*, Vol.36, pp.833-840, 2006.
- [8] C. Suess, X. Chen. "Dose optimization in pediatric CT: current technology and future innovations," *Pediatr Radiol*, Vol.32, pp.729-734, 2002
- [9] W. Huda, and A. Vance, "Patient radiation doses from adult and pediatric CT," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.188, pp.540-546, 2007.
- [10] S. R. Kim, T. T. Yoshizumi, and D. D. Frush, "Radiation Dose From Cone Beam CT in a Pediatric Phantom: Risk Estimation of Cancer Incidence," *American Roentgen Ray Society*, *AJR*.194, pp.186-190, 2010.
- [11] M. G. Nagel, and G. Stamm, "Paediatric CT exposure practice in the federal republic of Germany:results of a nation-wide survey in 2005/06," Hannover: Hannover Medical School, 2005-06.
- [12] P. C. Shrimpton, M. C. Hillier, M. A. Lewis, and M. Dunn, "National survey of doses from CT in the UK:2003," *Br J Radiol*, Vol.79, pp.968-980, 2006.
- [13] A. L. Baert and K. Knauth, "Dose Optimization and Reduction in CT of Children," In :Peter Vock and Rainer Wolf Springer, pp.223-236, 2007.
- [14] B. Newman, "Ultrasound body applications in children," *Pediatr Radiol*, Vol.2, pp.555-561, 2011.
- [15] P. J. Strouse, "Pediatric appendicitis: an argument for US," *Radio-logy*, Vol.255, pp.8-13, 2010.
- [16] L. N. Nazarian, "The top 10 reasons musculoskeletal sonography is an important complementary or alternative technique to MRI," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.190, pp.1621-1626, 2008.
- [17] D. P. Frush, "CT dose and risk estimates in children," *Pediatr Radiol*, Vol.41, Suppl 2, pp.483-487, 2011.
- [18] K. J. Strauss and M. J. Goske, "Estimated pediatric radiation dose during CT," *Pediatr Radiol*, Vol.41, Suppl 2, pp.472-482, 2011.
- [19] Radiological protection and safety in medicine. "A report of the International Commission on Radiological Protection," *Ann ICRP*, Vol.26, pp.1-47, 1996.
- [20] F. R. Verdun, D. Gutierrez, and J. P. Vader, "CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland," *Eur Radiol*, Vol.18, pp.1980-1986, 2008.
- [21] E. Yakoumakis, M. Karlatira, and G. Gialousis, "Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece," *Health Phys*, Vol.97, pp.595-603, 2009.
- [27] W. E. Muhogora, N. A. Ahmed, and J. S. Alsuwaidi, "Paediatric CT examinations in 19 developing countries: frequency and radiation dose," *Radiat Prot Dosimetry*, Vol.140, pp.49-58,

2010.

- [28] D. S. Kim, "Guideline for diagnostic reference level of the radiation exposure of CT examination. Seoul: National Institute of Food and Drug Safety Evaluation," 2009.
- [29] National Institute of Food and Drug Safety Evaluation, "Technical standard for the performance of pediatric radiography. Seoul: National Institute of Food and Drug Safety Evaluation," 2010.
- [30] A. Y. Jung. "Dose reduction strategies in pediatric CT," Radat Health News, Vol.18, pp.1-4, 2011.

장 영 일(Young-Ill Jang)

정회원



- 1981년 2월 : 광주보건대학교 방사선학과(전문학사)
 - 1996년 2월 : 조선대학교 전산통계학과(이학석사)
 - 2003년 8월 : 순천대학교 컴퓨터과학과(이학박사)
 - 1998년 ~ 현재 : 광양보건대학교 방사선과 주임교수
- <관심분야> : 방사선영상, 의료영상처리

저 자 소 개

이 정 근(Jeong-Keun Lee)

정회원



- 2012년 1월 : 동신대학교 대학원 방사선물리학과 박사수료
- 2009년 9월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 외래교수
- 2009년 9월 ~ 현재 : 광주여자대학교 물리치료학과 외래교수

<관심분야> : 방사선학, CT영상처리

장 성 주(Seong-Joo Jang)

정회원



- 1981년 2월 : 전남대학교 물리학과(이학사)
- 1988년 2월 : 전남대학교 대학원 물리학과(이학박사)
- 1988년 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선계측, 방사선물리