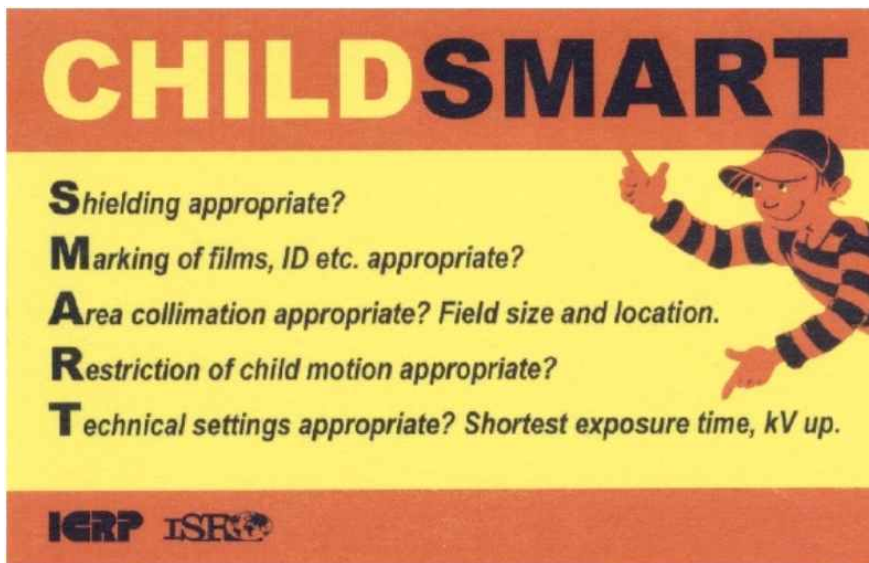




ICRP 간행물 121

# 소아 진단방사선 및 중재방사선에서 방사선방호

Radiological Protection in  
Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology



대한방사선방어학회  
방사선안전문화연구소 IRSC



이 번역본 발간은 원자력안전위원회 원자력안전연구사업(과제번호 2016년-26호)의 일환으로 이루어졌습니다.

<표지 그림>

2001년 ICRP가 국제방사선의학회(ISR)과 공동으로  
소아 환자 방사선방호에 관심을 촉구하기 위해 포스  
터와 스티커로 제작한 슬로건: CHILDSMART

ICRP Publication 121

# 소아 진단방사선 및 중재방사선에 서 방사선방호

Radiological Protection in  
Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology

편집장: C.H. Clement

부편집자: M. Sasaki

ICRP를 대신한 저자

P-L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush, M. Rehani,  
K. Appelgate, R. Sanchez

역주: 이재기

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은 ICRP의  
허락(2016년 3월)을 받았으며 ICRP 정신에 따  
라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회



## 역자 서문

유아를 포함한 아동은 성인에 비해 방사선 감수성이 높음은 일찍이 알려진 사실이다. 따라서 주어진 임상지시에 대해 가능하면 방사선 의료절차 대신 방사선을 사용하지 않는 대안을 먼저 고려하는 것이 당연하다.

방사선 의료절차는 방사선 기술이 보다 정확한 정보를 제공하여 성공적 질병관리로 이끌어 주는 이득이 그 방사선피폭으로 인한 위험에 비해 크기 때문에 기본적으로는 정당화 된다. 보다 높은 관심이 필요한 부문은 의뢰의사가 이 환자의 임상지시가 방사선 의료절차를 꼭 필요로 하는가를 재고하고, 필요하다면 의도한 임상 목적을 달성하는 범위에서 환자 선량을 최소화하도록 노력하는 것이다. 방사선에 민감한 소아 환자에 대해서는 특히 그러하다.

더욱이 CT나 중재방사선 절차처럼 비교적 높은 선량을 환자에게 부여하는 고선량 절차가 점점 소아 환자에게도 사용되는 빈도가 늘어나고 있다. 이러한 절차는 그 선량 수준이 높음을 알면서도 그만큼 직접 생명을 위협하는 심각한 질환을 관리하기 위해 사용하는 것이므로 부정적 입장보다는 그만큼 더 높은 관심을 요구한다.

국내 데이터는 불충분하지만 외국 자료를 보면 소아과 전문센터에서조차 유사한 임상지시에 대해 방사선절차를 처방하는 빈도와 주어진 절차에서 환자 선량지표가 수십 배까지 차이난다. 소아 환자에서 중요한 특징은 연령대에 따라 체격이 크게 다르므로 방사선 촬영 기술변수를 체격에 맞게 최적화해야 불필요한 피폭을 줄이는데 이런 노력이 충분하지 않다는 증거이다. 성인 환자와 혼합 진료하는 의료기관에서는 사용하는 방사선 기기의 구조나 촬영 기술변수가 성인 중심으로 운용되는 경우가 많으므로 그 편차는 더 커질 것으로 추정된다.

2001년 ICRP와 국제방사선의학회(ISR)이 CHILDSMART 캠페인을 시작한 데 이어 2007년에는 미국 소아방사선과학회(SPR) 주도로 구성된 소아 촬영 방사선안전연합Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging(초기 구성원: SPR, 미국방사선의학협회ACR, 미국방사선사학회ASRT, 미국의학물리협회AAPM)에서 새로운 슬로건 “Image Gently”를 내걸고 재조명했다(<http://www.imagegently.org>). 이 슬로건의 공감대가 미국을 넘어 세계소아영상연합World Federation of Pediatric Imaging 차원으로 확대되었으며 분야도 핵의학, 치과까지 넓어지고 있다.

소아 진료에 초점을 맞추지는 않았지만 2011년 국내에도 현명한 의료방사선 사용을 위한 관련 단체 모임으로 의료방사선안전문화연합회Korean Alliance for Radiation Safety and Culture in Medicine(KARSM)이 결성되어 심포지엄을 개최하고

“이미지그린”을 슬로건으로 채택했다(<http://www.imagegreen.org>). 안타까운 것은 이미지그린 활동이 시간이 지나면서 점차 퇴조하고 있다. 너무 범위가 넓어 공통 관심사가 희석되는 것이 문제일 수 있으므로, Image Gently 한국 프로그램 수준으로 초점을 맞추는 것이 유인력이 높아 보인다.

한편, 보건복지부와 식품의약품안전청, 대한영상의학회 및 대한방사선사협회는 국내 진단참조준위를 수립하는 프로그램의 일환으로 소아 진단촬영에 대해 “소아 일반 영상의학검사의 표준촬영 가이드라인(방사선 안전관리 시리즈 35)”을 발행한 바 있다. 바람직한 일이다.

더 집중이 필요한 경우는 고선량 절차이다. 전통적 투과촬영에서 최적화 미흡이 수십-수백  $\mu\text{Gy}$  정도 환자선량 차이를 낸다면 고선량 절차에서는 수-수십 mGy 선량 차이를 내기 때문이다. CT나 형광투시 기기는 숨 가쁘게 발전하고 있어 기술변수 관리에 전문성은 물론 주의를 요구한다. 임상 특성이 보편적이 아닐수록 적절히 판단할 수 있는 유능한 전문가가 필요하다. 방사선이 개입되는 복잡한 절차를 수행하는 의료진의 자격이나 절차의 품질을 관리하는 일은 이러한 상황에 맞게 업그레이드 되도록 전문업계가 활발해야 한다. 이러한 요구가 특정 그룹의 기득권이나 이해관계에 의해 묵살되거나 부당하게 왜곡되는 일이 없어야 한다.

끝으로 역자 사정으로 원본 간행물이 발행된 지 3년 가까이 지나서야 이 번역본을 내게 된 점에 대해 독자의 양해를 구한다.

2016년 7월

역주자: 이재기  
대한방사선방어학회 방사선안전문화연구소장  
ICRP 위원

# 서 문

국제방사선방호위원회(ICRP) 제3분과는 2001년 소아 방사선방호 최적화에 관한 일을 시작했는데 이때 널리 유행한 슬로건 'CHILDSMART'를 스티커와 포스터로 만들었다. 이 간행물은 2004년 ICRP 베이징 회의에서 처음 개념화했는데 이 주제가 소아 방사선방호가 모범 의료관행에서 대단히 중요하므로 그 중요성을 알리기 위해 보고서가 필요함을 인식했다. 이 간행물은 이전에 ICRP 제3분과가 의료에서 방사선방호에 대해 만든 참고문헌을 참조하여 소아 진단방사선 및 형광투시에서 방사선방호에 대해 포괄적으로 보고하여 진료에서 아동을 대하는 의뢰의사나 임상 의료진을 위한 지침을 제공하는 것을 목표로 한다. 나아가 전문 단체로부터 ICRP가 이 분야에 대한 권고를 개발하기를 바라는 요청도 있었다. 제3분과는 Hans Ringertz를 위원장으로 소아 진단방사선 및 중재방사선 분야를 선도하는 영상의학 및 의학물리 전문가들로 작업반을 구성하였다. 이어서 2009년 ICRP 포르토 회의q 부터 Pek-Lan Khong이 Hans Ringertz와 작업반의 공동 위원장으로 활동했다.

하나같이 이 간행물에 크게 기여한 작업반 위원은 다음과 같다.

P-L. Khong(공동위원장)	H. Ringertz(공동위원장)	V. Donoghue
D. Frush	M. Rehani	K. Appelgate
R. Sanchez		

2010년 및 2011년 ICRP 회의에서 보고서에 대해 자체 논의와 보완이 이루어졌고, 공개자문 과정에서 접수된 의견은 큰 도움이 되었다. 제3분과위는 이 간행물 개발의 전 과정에 걸쳐 많은 유용한 제안을 해준 정부 또는 비정부 기구의 기여에 대해서도 감사드리고 싶다.





## 소아 의료에서 방사선방호 개선

전리방사선은 1세기 이상 의료에 이용되어 왔다. 방사선의 의료 이용은 진단과 치료 양면에서 막대한 이득 덕분에 환자관리를 크게 개선했음에는 이론의 여지가 없다. 근년에는 발전된 영상화 기술과 방법의 도입, 고도로 특화된 치료 전리방사선 이용, 형광투시 안내 절차로 수십 년 전에는 상상도 하지 않았던 수술적 개입을 가능하게 하는 등 이 분야 발전은 깜짝 놀랄 정도이다.

ICRP는 의료에 방사선 이용의 빠른 발전을 계속 추적하고 있다. 방사선 방호체계는 환자, 위안자와 간병인, 의생명연구 자원자를 포함하여 모든 측면을 포괄하는데 이들이 받는 방사선은 모두 의료피폭이다. 의사나 기타 의료진의 직무피폭도 고려하며 의료절차로 인한 일반인피폭도 고려한다. 일반적으로 의료방사선 방호에 2007년 권고(ICRP, 2007d)의 방사선방호체계가 어떻게 적용되는지에 대해 설명하기 위해 ICRP 105(2007b)를 준비했고, 여러 후속 보고서는 이 주제를 특정 의료 이용에 대해 보다 상세하게 다뤘다.

2007년 권고에서 적시했듯이 의료피폭은 계획피폭상황으로 일어난다. 이 경우 선량한도는 적용하지 않는데, 거의 대부분 위험과 이득이 개인인 환자에게 있기 때문이다. 위안자나 간병인, 의생명연구 자원자 경우는 약간 복잡하지만 같은 일반원칙이 적용된다. 그러나 의료피폭을 포함하는 모든 상황에서 방호최적화는 핵심 원칙이다. 진단절차에서 최적화를 돕기 위해 ICRP는 진단참조준위 사용을 권고했다. 참조준위 사용을 다른 의료피폭까지 확장하는 것을 논의 중이다.

모든 상황에서 방호최적화는 선량을 최소화하는 것이 아니라 위해와 이득의 균형을 맞추는 것이다. 의료피폭에서도 마찬가지인데, 이 경우 환자 방호 최적화는 의료목적에 상응하도록 환자선량을 관리하는 것이라고 ICRP는 보다 명시적으로 말한다. 위해를 줄이도록 선량을 낮추는 것이 현명한 것 같지만, 예를 들어 CT 선량을 줄여 급기야 영상이 필요한 진단정보를 주지 못할 정도가 되거나 치료 선량을 줄여 절차가 충분히 효과적이지 못하게 된다면 이는 좋은 의료관행이 아니고 건전한 방사선방호도 아니다.

정당화도 의료피폭에서 핵심 원칙이다. ICRP 105는 세 수준 정당화를 말하는데 그 하나가 개인피폭의 정당화이다. 이는 특히 복잡한 진단 및 중재방사선 절차처럼 고선량 검사에서 중요하다. 이 경우 “기술 의사에 의한 개별적 정당화가 특히 중요하고 가용한 모든 정보를 고려해야 한다. 여기에는 제안된 절차 및 대안의 세

부사항과 개별 환자의 특성, 예상 환자선량, 이전 또는 예상하는 검사나 치료의 정보 가용성이 포함된다(ICRP 2007b, 제67항).”

중요한 ‘개별 환자 특성’의 하나는 연령이다. 소아환자는 대비되는 성인과는 달리 다뤄야 한다는 점이 널리 인식되고 있다. 이는 부분적으로는 유아나 아동이 같은 선량을 받은 성인보다 발암 위험이 평균적으로 높기 때문이다. 아동의 더 긴 기대여명 때문에 여러 유해한 영향이 발생할 시간이 더 많고 성장하는 장기나 조직이 방사선 영향에 더 민감하기 때문이다.

이 간행물은 의료에서 방사선방호 기본개념을 약간 다루고 진단촬영, 전통적 투과촬영 및 형광투시, 중재방사선, 그리고 전산화단층촬영에서 소아환자의 방사선방호를 상세히 검토하고 구체적 예와 지침을 제공한다. 부록A는 중추신경계, 목과 척추, 근골격계, 흉부심장계, 소화기계, 비뇨기계 등 장기계통별로 소아 방사선절차의 적절한 사용에 대한 지침을 수록한다.

종종 의료기기와 절차는 명시적이거나 아니거나 성인 환자를 염두에 두고 설계되거나 설치된다. 방사선이 사용되는 많은 경우에 기기나 절차의 조절로서 방사선방호를 상당히 개선해 동일한 의료 이득을 거두면서 선량을 의미 있게 낮출 수 있다. 이 간행물이 소아 환자에 특정한 방사선방호 지침을 제공하고 있지만 궁극적 목적은 우리가 본성적으로 특별히 보살피는 특정 집단인 아동의 방사선방호를 증진하는 것이다.

Christopher Clement  
ICRP 과학서기  
편집장

Michiya Sasaki\*  
ICRP 과학부서기  
부편집자

\*ICRP는 Michiya Sasaki 박사가 캐나다 오타와에 있는 ICRP 과학서기국에 온 것을 환영하는 바이다. Sasaki 박사는 2012년 1월 자비부담 전문가로 ICRP에 합류했다. ICRP 과학부서기로서 ICRP 본위원회 회의 준비, 연차보고서 작성, 웹사이트 관리, 특히 ICRP 연보 발간을 포함해 많은 부분에서 과학서기를 보좌했다. Sasaki 박사는 이전 보고서부터 업무를 도왔지만 직전 보고서부터는 ICRP 연보의 부편집자가 되었다. Sasaki 박사는 오타와에서 바르게 출발하고 편안하게 일할 수 있게 해 준 과학서기 Christopher Clement와 보좌관 Lynn Lemaire에게 감사를 표했다. 또, 일본 직장인 전력산업중앙연구소(CRIEPI), ICRP 가족으로 환영해 준 ICRP 위원들, 기타 오타와에서 직무와 생활에 적응하도록 도와준 사람들에게도 감사를 표했다. Sasaki 박사는 캐나다가 제공하는 경이로운 문화와 아름다운 자연의 맛을 즐기면서 ICRP에 기여하기를 기대하고 있다.

# 목 차

역자 서문	iii
서문	v
논설	vii
사용 약어	xi
요지	1
요약	3
1. 서론	5
2. 방사선방호의 기본 개념	7
2.1. 양과 단위	7
2.2. 방사선방호를 위한 생물학적 근거의 요약	9
3. 소아 진단방사선 영상화에서 방사선방호의 일반측면	13
3.1. 진단방사선 절차의 정당화	13
3.2. 방사선방호의 최적화	15
4. 소아의 전통적 투과영상이나 형광투시에서 방사선방호	23
4.1. 환자 정위와 고정	23
4.2. 조사야 크기와 X선빔 제한	24
4.3. 차폐	24
4.4. 방사선 촬영 노출조건	26
4.5. 이동 투과촬영	30
4.6. 디지털 투과촬영 시스템	30
4.7. 스크린-필름 시스템	31
4.8. 형광투시	32

5. 소아 중재방사선에서 방사선방호	35
5.1. 불필요한 환자선량의 감축	35
5.2. 의료진의 불필요한 피폭 감축	36
5.3. 디지털 혈관조영술이나 차감 혈관조영술을 이용한 영상획득	37
6. 소아 CT에서 환자의 방사선방호	39
6.1. 전산화단층촬영 선량 측정	39
6.2. 정당화와 지시	40
6.3. CT 장비에서 선량감축 수단	43
6.4. 영상품질과 고찰품질 최적화	44
6.5. 스캔 변수 조정과 선량감축 최적화	45
6.6. 방호차폐	46
6.7. 소아 CT에서 선량감축 원리	48
7. 요약 및 권고	51
부록 A. 적절한 소아 방사선절차 사용을 위한 지침	53
A.1. 중추신경계	53
A.2. 목과 척추	53
A.3. 골격근 시스템	54
A.4. 심장흉부 계통	54
A.5. 소화기 계통	55
A.6. 생식비뇨기계통	55
참고문헌	57

## <역주> 사용 약어

AAPM	American Association of Physicists in Medicine	미국의학물리사협회
ACR	American College of Radiology	미국방사선의사협회
AEC	automatic exposure control	자동노출조절
ALARA	as low as reasonably achievable	합리적 최소
AP	anterior-posterior	전방에서 후방으로 노출
CR	computed radiography	전산화투과촬영
CT	computed tomography	전산화단층촬영
CTDI	CT dose index	CT선량지수
DLP	dose length product	선량-길이곱
DR	digital radiography	디지털투과촬영
DRL	diagnostic reference level	진단참조준위
IAEA	International Atomic Energy Agency	국제원자력기구
ICRP	International Commission on Radiological Protection	국제방사선방호위원회
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement	국제방사선단위측정위원회
IVU	intravenous urogram	정맥요로조영술
kVp	kilovolt peak	
LET	linear energy transfer	에너지전달선밀도
MRI	magnetic resonance imaging	자기공명촬영
PA	posterior-anterior	후방에서 전방으로 노출
PACS	picture archiving and communication system	의료영상 저장전송시스템
UNSCEAR	UN Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation	유엔방사선영향과학위원회



# 소아 진단방사선 및 중재방사선에서 방사선방호

## ICRP 간행물 121

ICRP 승인: 2011년 10월

**요지**- 소아 환자는 같은 선량을 받은 성인에 비해 더 높은 평균적 암 발생 위험이 있다. 아동의 기대여명이 길어 방사선으로 인한 유해한 영향이 발현할 시간이 더 많으며, 발달하는 장기나 조직은 방사선 영향에 더 민감하다. 이 간행물은 소아 환자에 대해 진단촬영이나 중재방사선을 수행하는 의뢰의사와 임상 의료진에게 방사선방호를 안내하는 원칙을 제공하는 것을 목표로 한다. 간행물은 정당화와 최적화 원칙을 포함하여 방사선방호 기본개념에 대한 간략한 설명에서 시작하고, 이어서 구체적 방법-투과촬영과 형광투시, 중재방사선, 전산화단층촬영-에 대한 지침과 제안을 자세히 다룬다. 간행물은 요약과 권고로 결론을 짓는다.

방사선이 관계되는 모든 절차에 대해 엄격한 정당화의 중요성이 강조되는데, 방사선을 사용하지 않는 영상화 방식도 항상 고려해야 한다. 방호최적화의 기본 목표는 요구되는 영상을 가능한 한 낮은 선량으로 얻고, 충분한 진단 해석 품질을 유지하면서 순 이득을 극대화할 수 있도록 촬영 변수를 조절하고 방호수단을 실시하는 것이다. 소아용으로 새로운 영상화 기기를 구매할 때는 선량감축 수단 가용성을 특별히 고려해야 한다. 소아 촬영에서 특별한 속성의 하나는 환자 체격(또한 체중)의 폭이 넓은 것인데 이 때문에 기기, 기법 및 촬영변수의 최적화와 수정에 특별한 주의가 필요하다. 모범적 촬영 및 투시 기법에는 환자 정위, 조사야 크기 및 적절한 콜리메이션, 방호차폐 사용, 노출인자 최적화, 펄스모드 투시 사용, 투시시간 제한 등이 포함된다. 중요한 소아 중재방사선 절차는 경험 많은 소아 중재방사선 시술자가 수행해야 하며, 이들은 방사선방호 훈련의 구체적인 둘째 단계까지 이수하는 것이 바람직하다(일부 국가에서는 필수이다). 전산화단층촬영에서는 환자 체중, 연령, 촬영 부위 및 고찰 지시(예: 영상이 충분한 진단품질을 준다면 잡음이 더 큰 영상도 용납해야 한다)에 따라 스캔 변수(mA, kVp, 피치)를 조절하여 선량 감축을 최적화해야 한다. 다른 전략으로 다단계 검사 프로토콜 제한, 스캔 영역의 중첩 회피, 의심 부위 한정 스캔 등도 있다. 관전류 변조, 장기기반 변조, 자동kV 기법, 반복계산 재구성 기법과 같은 최신 선량감축기법도 필요에 따라 활용해야 한다.



이 보고서가 기관들의 절차 표준화를 장려하고 주의를 환기시켜 궁극적으로는 환자의 이득을 개선할 것을 기대한다.

중심어: 정당화, 최적화, 소아환자, 방사선방호, 진단방사선, 중재방사선.

P-L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush,  
M. Rehani, K. Applegate, R. Sanchez

## 요약

(a) 이 간행물은 의뢰의사와 진단촬영이나 중재방사선을 시술하는 임상 의료진을 위해 소아 환자를 방사선으로부터 방호하는 원칙에 대한 지침을 제공함을 목표로 하며 아동의 촬영에 고유한 특별 이슈를 조명한다.

(b) 간행물은 방사선방호 기본개념과 이에 따르는 정당화와 최적화 원칙을 포함하는 방사선방호의 일반 속성에 대한 간략한 설명부터 시작한다. 이어서 구체적 방식—투과촬영과 형광투시, 중재방사선 및 전산화단층촬영(CT)—별로 방사선방호에 대한 지침과 제안을 깊이 있게 다룬다. 마지막 장은 요약과 권고로 결론짓는다.

(c) 전리방사선이 관련된 모든 절차에서, 특히 상대적으로 높은 선량을 부여하는 방식 즉, CT와 중재방사선에 대해서는 방사선학적 절차의 엄격한 정당화가 강조된다. 방사선을 사용하지 않는 대체 영상화 방식을 항상 고려해야 한다.

(d) 진단 촬영과 중재방사선 절차에서 방사선방호 최적화의 기본 목표는 필요한 영상을 가능한 낮은 선량에서 획득하고, 순 이득이 극대화 되도록 영상화 변수를 조절하고 방호수단을 적용하는 것이다.

(e) 소아용 방사선 기기의 최적화는 폭넓은 환자 체격(곧 체중)을 다루기 위해 그 세팅도 매우 넓을 필요가 있다. 대부분 영상화 기기나 공급자 프로토콜은 성인에 대해 구성되어 있으므로 소아에 사용하기 위해서는 기기나 노출변수의 조정이 필요할 수도 있다. 가능하면 기기의 설치, 촬영 프로토콜 수립, 그리고 최적화를 돕도록 의학물리사의 조언을 구해야 한다. 새로운 기기를 구매할 때는 선량감축 수단의 가용성을 특별히 고려해야 한다.

(f) 최적화를 돕도록 현장, 국가 또는 지역 차원의 진단참조준위(DRL)를 개발하고 주기적으로 업데이트 하도록 권장한다. 또한 방사선방호문화의 일환으로 의뢰 기준, 영상품질, 촬영기술에 대한 정기 감사를 수행해야 한다.

(g) 모범 촬영기술은 환자 정위와 고정, 정확한 조사야 크기 및 올바른 X선빔 제한, 방호차폐 사용, 그리고 촬영 노출인자(예: 초점 크기, 여과, 반산란그리드의 특성과 적절한 사용, 초점과 영상면 사이 거리, 관전류-노출시간곱 등)의 최적화에

대한 주의를 요구한다.

(h) 형광투시에서 선량감축 기술로는 펄스식 투시 사용, 침상은 최대한 X선원으로 부터 멀리하고 영상강화기는 환자와 가깝게 유지하기, 투시시간 제한, 움직이는 표 적에만 투시 제한, 투시 실시에 앞서 정위를 위한 가상 콜리메이션 사용, 해당 해 부학적 영역에 꼭 맞는 콜리메이션, 방사선에 민감한 영역을 X선빔 밖에 두도록 각도 조절 등이 있다. 확대는 최소한으로 해야 한다. 끝으로 방사선량(공기커마-면 적곱)을 기록해야 한다.

(i) 중재방사선 절차, 특히 어린 유아에 대한 절차는 중재방사선 경험이 많은 시술 자가 수행해야 한다. 이 절차는 피부 또는 노출 장기/조직에 상대적으로 높은 피 크 흡수선량을 부여할 잠재성이 있기 때문에 모든 팀원은 2단계 수준인 구체적 방 사선번호 훈련을 받아야 한다(일부 국가에서는 이를 요구하고 있다). 신생아, 유아 또는 아동의 체격에 비해 큰 영상강화기와 성인에 비해 확대를 사용할 필요성이 크다는 점은 환자선량을 증가시키는 잠재 인자이다. 영상획득은 필요할 때만 수행 하고 임상목적을 달성하는 데 필요한 최소 수 프레임을 사용해야 한다. 영상은 꼭 맞는 콜리메이션과 최소 배율로 얻어야 한다. 환자뿐만 아니라 의료진에 대해서도 산란방사선에 의한 불필요한 선량을 줄이는 것이 중요하다.

(j) CT에서는 환자 체중이나 연령, 스캔하는 부위에 따른 스캔변수(예: mAs, kVp, 피치) 조절과 고찰지시(예: 진단품질로 충분하다면 잡음이 많은 영상도 수용해야 한다.)로 최적화하여 선량을 감축해야 한다. 기타 다단계 검사 프로토콜 제한, 스캔 부위 중첩 방지, 의심 부위 한정 촬영 등의 전략도 있다. 움직임 인공물 최소화, 정맥 대조물의 세심한 사용, 고찰품질을 높이는 다면 재구성 및 3차원 재구성과 같은 후처리기술 적용에도 관심을 기울여야 한다. 전시 모니터나 실내 환경이 영상 을 관찰하기에 최적화되어야 한다. 국부 방호차폐 사용과 관련한 관행은 기관마다 차이가 있다. 한 가지 접근이 모든 스캐너에 적합하지는 않으며 잘못 사용하면 차 폐가 선량을 높일 수도 있으므로 프로토콜은 각 스캐너에 대해 구체적으로 시험해 야 한다. 사용한다면 차폐 부위에 대해 시스템이 부적절하게 관전류를 높이지 않도 록 스카우트부(또는 자동노출조절 사전스캔)가 수행된 뒤에만 비트무스 차폐를 배치 하는 것을 아는 것이 중요하다. 인공물을 예방하기 위해서는 차폐를 피부표면과 너 무 가까이 두지 말고 표면 위에 부드럽게 배치해야 한다. 끝으로 관전류 변조, 장 기기반 선량변조, 자동kV 기술, 반복계산 재구성 등 최신 선량감축 기법도 적절히 사용해야 한다.

# 1. 서론

(1) 유아와 아동에 대한 진단용 방사선 검사는 평균적으로 성인보다 높은 단위 방사선량 당 암 발생 위험을 수반한다.<sup>1)</sup>

(2) 아동에서 높은 위험은 긴 기대수명과 성장 중인 장기와 조직이 방사선 영향에 더 민감하다는 사실로 설명되는데, 기대수명이 길다는 것은 방사선의 해로운 영향이 발현할 시간이 늘어난다는 것이다. 또한, 유아와 어린 아동의 평균적 위험은 나이 든 아동보다 더 높다(Preston 등, 2007).

(3) X선기술의 사용 증가는 진단방사선으로 인한 연간 전리방사선 집단선량 및 개인 당 선량이 종전에 가장 큰 피폭원이었던 자연 백그라운드 방사선으로 인한 선량을 초과하는 결과를 낳았다(UNSCEAR, 2008).<sup>2)</sup> 그래서 모든 방사선 검사는 반드시 각개 환자에 대한 방사선방호 관점에서 정당화되고 최적화되어야 함은 필수적이다. 이는 소아 환자에게 특히 중요하다.

(4) 전산화단층촬영(CT) 검사는 비교적 선량이 높는데 추산하건대 7-10%의 CT 촬영은 아동에게 수행된다(Brenner와 Hall, 2007; Berrington de Gonzalez 등, 2009). 소아 CT에서 장기나 조직의 흡수선량은 상대적으로 높아서 전형적으로 피폭 장기에 2-30 mGy 정도를 준다.

(5) 이 간행물의 목적은 진단 촬영 또는 중재방사선 절차를 의뢰하거나 수행하는 임상 의사와 의료진을 위해 방사선으로부터 소아 환자를 보호하는 기본원칙을 제공하는 것이다. 아동 영상화기술에 특별한 이슈는 강조된다.

---

1) <역주> 아동기에는 연령에 따라 위험이 빠르게 변하므로 아동의 연령 기준을 몇 세로 잡는가에 따라 성인과 위험 비는 달라서 성별에 따라 2-5배 정도가 된다.

2) <역주> 의학적 검사가 빈도한 선진국에서 2000년대에 환자선량이 높은 CT나 중재방사선 절차가 급증한 때문이다. 그러나 2009년 ICRP가 주요 자연방사선인 라돈의 선량계수를 약 2배 높였기 때문에 2015년 현재 재평가한다면 여전히 자연방사선이 가장 높은 비율을 차지할 것이다. 우리나라 사정도 마찬가지이다.



## 2. 방사선방호의 기본 개념

### 2.1. 양과 단위

(6) 암이나 유전질환 같은 확률론적 영향(세포 손상)에 대한 방사선방호에 사용되는 기본적 물리량은 장기나 조직에 평균한 흡수선량(평균흡수선량 즉, 장기나 조직에 전달된 에너지를 그 질량으로 나눈 값)이다. 결정론적 영향(세포살상으로 인한 조직반응) 관점에서는 흡수선량은 예를 들면 직접 방사선장에 노출된 피부 체적처럼 조직 중 높게 조사된 국부에 대한 평균으로 한다. 확률론적 영향과 결정론적 영향의 정의에 대한 자세한 사항은 제2.2절을 참고하라. 흡수선량의 SI단위는 J/kg 인데 그 특별명칭은 그레이(Gy)이다.

(7) X선을 이용한 의료영상 촬영 시, 진단이나 중재방사선 절차를 거치는 환자의 조직이나 장기가 받는 평균 흡수선량을 직접 측정할 수는 없다. 그러나 근년에 많은 실용적 측정으로부터 조직이나 장기의 평균 흡수선량을 구하는 방법이 크게 발전했고 상당한 데이터가 가용해졌다(예: ICRU, 2005; IAEA, 2007). 실제로, 외부 방사선장을 특징짓는 측정 가능한 물리량이 환자선량 관리를 돕는다. 이러한 양으로는 입사면 선량이나 입사면 공기커마와 같은 단순한 양이 있는가 하면 X선 장비의 특성에 따라 복잡도가 다른 다양한 양도 있다[예: CT에 대해서는 ICRP 87(2000b) 및 ICRP 102(2007a) 참조]. 다년간 이러한 측정에서 선량계측 읽음값을 입사면 흡수선량이나 선량-면적곱과 같은 공기 흡수선량으로 나타내었으나 현재 사용하는 선량계측 기기가 실제로 측정하는 값은 공기 흡수선량이 아닌 공기커마이다. 그래서 ICRU(2005)와 IAEA(2007)는 진단참조준위(diagnostic reference level(DRL, 소절3.2.3 참조)를 위한 입사 공기커마, 입사면 공기커마, 공기커마-면적곱과 같은 공기커마로 나타내는 방사선장 관련양을 사용할 것을 권고하고 있다. 따라서 의료계도 이러한 물리량에 익숙해야 한다. 그렇지만 이 보고서의 어떤 표에서는 물리량을 문헌에 나와 있는 대로 보였기 때문에 공기에서 흡수선량으로 나타낸 경우도 있다.

(8) 어떤 종류 방사선은 확률론적 영향을 초래하는 세포 손상을 더 잘 유발한다. 이를 감안하기 위해, 등가선량(조직이나 장기의 평균 흡수선량에 방사선가중치를 곱한 양)을 도입했다. 방사선가중치는 방사선의 종류와 에너지를 고려한다. 영상화

에 사용되는 주된 유형 방사선(광자)의 경우 방사선가중치가 1이어서 평균 흡수선량과 등가선량의 수치는 같다. 등가선량의 SI단위는 J/kg이고, 그 특별명칭은 시버트(Sv)이다. 방사선가중치에 대한 자세한 논의는 ICRP 92(2003)와 ICRP 103(2007)에 제시되어 있다.

(9) 등가선량이 같더라도 신체 장기나 조직이 다르면 해로움이 나타날 확률<sup>3)</sup>은 다르게 된다. ICRP는 해로움의 확률과 심각도를 결합하여 ‘위해’라 부르는데 보건위해를 의미한다. 신체의 모든 장기와 조직의 등가선량으로 인한 확률론적 영향의 결합된 위해를 반영하기 위해 각 장기와 조직의 등가선량에 ‘조직가중치’를 곱하고, 그 결과를 전신에 대해 합해 유효선량을 얻는다. 유효선량의 SI단위 또한 킬로그램당 줄(J/kg)이고 그 특별명칭도 시버트(Sv)이다. 조직 가중치는 ICRP 103(2007)에서 권고한 값이며 표2.1에 이를 보였다. 그림2.1은 평균 흡수선량과 등가선량, 유효선량 사이의 관계를 보인 것이다.

표2.1. ICRP 103(2007b)에서 권고한 조직가중치

조직/장기	조직가중치( $w_T$ )	$\sum w_T$
골수(적색), 결장, 폐, 위, 유방, 잔여조직*	0.12	0.72
생식선	0.08	0.08
방광, 식도, 간, 갑상선	0.04	0.16
뼈표면, 뇌, 침샘, 피부	0.01	0.04
	총계	1.00

\* 잔여조직: 부신, 흉외기도(ET), 쓸개, 심장, 신장, 림프절, 근육, 구강점막, 췌장, 전립선(♂), 소장, 비장, 흉선, 자궁/자궁경부(♀).

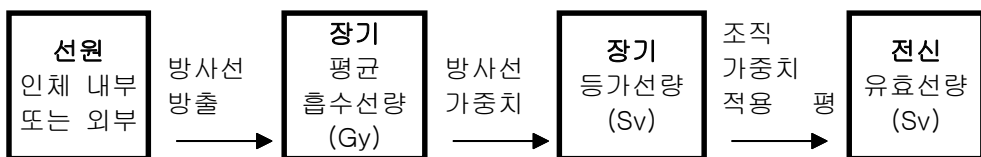


그림2.1. 흡수선량, 등가선량 및 유효선량의 관계.

3) <역주> 원문은 심각도도 달라지는 것으로 적고 있지만, 여기서 논의하려는 유효선량은 확률론적 위험과 관련되고 확률론적 영향은 선량과 심각도는 무관한 것으로 보기 때문에 생략했다.

(10) ICRP는 방사선방호 지침 수립에서 유효선량을 주 방호량으로 사용하고자 한다. 유효선량은 특정 개인의 피폭에 대해 회구적 상황에서 확률론적 영향의 위험을 평가하는 데 사용해서는 안 되며, 인체 피폭에 대한 역학적 평가에 사용해서도 안 된다. ICRP가 조직가중치를 정의할 목적으로 위험을 정의할 때, 방사선 위험의 다양한 성분의 상대 심각성을 판단으로 결정했기 때문이다. 확률론적 영향의 위험은 나이와 성별에 영향을 받고, 의료피폭은 건강상태 등 다른 인자의 영향도 받는다. 종사자와 일반인(이들에 대해 유효선량이 도출됨)의 성별과 연령 분포(그리고 건강상태)는 전리방사선을 사용하는 의료절차를 거치는 집단과 상당히 다를 수 있다. 후자의 분포는 의학적 상태가 평가된 사람들의 유병율에 따라 의료절차마다 다를 수도 있다. 이러한 이유로, 전리방사선의 의료 사용에 대한 위험 평가는 위험에 처하는 개별 조직의 평균 흡수선량이나 등가선량에 따라, 그리고 그 의료절차를 거치는 사람들의 연령과 성별 분포(그리고 알려졌다면 건강상태)에 따라 적절한 위험 예측을 통해서만 무난히 이루어질 수 있다(ICRP, 2007b).

(11) 유효선량을 비교하는 대표적 환자나 환자집단의 나이나 성별(그리고 건강상태)이 비슷하다면, 유효선량은 다음과 같은 확률론적 영향과 관련된 상대적 선량을 비교하는 현실적인 값은 될 수 있다.

- 다른 진단검사와 중재방사선 절차
- 다른 병원이나 다른 국가에서 사용하는 비슷한 기술이나 절차
- 같은 의학적 검사에 사용하는 다른 기술

그러나 비교하는 대표환자 또는 환자집단의 연령과 성별 분포(예를 들면 아동, 여성, 노년층, 중환자)가 남녀 모두, 모든 연령군에 대한 ICRP 참조집단과 상당한 차이가 있다면 2007년 ICRP 권고(ICRP, 2007b) 소절4.3.5에 주어진 것과 같은 유효선량의 비교는 적절하지 않다. 확률론적 영향 위험의 크기가 연령과 성별(및 건강상태)에 따라 달라지기 때문이다.

## 2.2. 방사선방호를 위한 생물학적 근거의 요약

(12) 방사선의 생물학적 영향은 결정론적 영향(조직반응)과 확률론적 영향 (암, 유전결함)으로 대별할 수 있다. 여기서는 이들 영향에 대해 간략히 설명한다. 방사선 방호의 생물학적 기반에 대해서는 2007년 ICRP 권고(ICRP 2007b)에서 자세히 다루고 있다.



### 2.2.1. 결정론적 영향

(13) 방사선에 의한 영향이 장기나 조직 세포가 다량으로 죽었을 때만 발생한다면, 이러한 영향은 방사선량이 일정 문턱값보다 높을 때만 임상적으로 관찰될 것이다. 문턱값 크기는 선량률(단위 시간 당 선량), 방사선의 에너지전달선밀도(LET), 피폭하는 장기나 조직의 종류, 조직이나 장기 중 조사된 부분의 체적, 그리고 고려하는 임상적 영향에 따라 달라질 것이다. 선량이 문턱을 넘어 증가하면 영향 발생확률은 100%까지 가파르게 증가할 것이고(피폭한 모든 사람이 영향을 보인다), 영향의 심각도는 선량 증가에 따라 커질 것이다. ICRP는 이런 영향을 ‘결정론적’(조직반응)이라고 부른다. 결정론적 영향에 대한 자세한 정보는 ICRP 103(2007b)에 수록되어 있다. 이러한 영향은 방사선 치료와 중재방사선 절차, 특히 형광투시안내 절차가 복잡하거나 다수 영상을 얻음으로써 투시 시간이 길어질 때 발생할 수 있다.

### 2.2.2. 확률론적 영향

(14) 세포생물학과 분자생물학에서, 방사선에 의한 단일 세포의 DNA손상이 여전히 증식능력이 있는 변형된 세포로 귀착될 수 있다는 증거가 있다. 보통 신체의 방어능력이 굉장히 효과적임에도 불구하고, 이러한 손상이 방사선뿐만 아니라 다른 제제의 영향으로 촉진되면 악성 상태로 될 작은 확률은 있다. 낮은 선량에서는 확률이 낮기 때문에, 방사선 관련 암 발생도 적어서 기껏 피폭자의 몇 명에게만 발생할 것이다. 생식세포에서 초기 손상이 발생한 경우라면, 유전적 영향이 나타날 수 있다. 암이나 유전결함 유발은 우발적인 인과관계를 따르므로 ‘확률론적 영향’이라 부른다.<sup>4)</sup>

(15) 방사선으로 인한 확률론적 영향의 확률은 선량에 따라 증가하고, 낮은 선량에서는 아마도 선량에 비례할 것이다. 선량과 선량률이 높아지면 확률은 종종 단순 비례보다 더 급하게 증가한다. 결정론적 영향의 문턱에 가까운 더 높은 선량에서는 확률이 점점 느리게 증가하다가 경쟁적인 세포 사멸효과로 감소하기 시작할 것이다. 방사선을 치료나 중재방사선 절차에 사용하면 확률론적 영향의 확률은 증가한다.

---

4) <역주> 원문은 신체적 영향과 유전적 영향을 합쳐 확률론적 영향으로 부른다고 적고 있으나 오류이다. 신체적 영향이란 방사선을 피폭한 본인에게 일어나는 보건영향을 말하는 것으로서 그 과정이 확률론적인지 결정론적인지와는 무관하다. 결정론적 영향(조직반응)도 신체적 영향이므로 오해 소지를 없애기 위해 수정했다.

(16) 한 번의 방사선 검사로 인한 암 유발확률 증가는 매우 작을지라도, 산업화 국가에서는 각 개인이 평균적으로 이런 검사를 매년 한 번 꼴로 받기 때문에 누적 위험은 그에 따라 증가한다. 문턱선량 없는 선형모델을 이용해 계산해 보면, 일반적인 인구의 일반인집단에서 암 사망 중 방사선절차에서 피폭으로 인한 가상적 분율은 1% 미만에서 수% 범위에 있다(NAS/NRC, 2006). 나아가 이런 위험은 전 인구집단에 걸쳐 균일하게 분포하지 않는다. 어떤 그룹은 건강상태 때문에 더 자주 방사선 진료를 받으며, 어떤 그룹(배태아, 유아, 소아 및 유전적으로 민감한 사람들)은 암 유발에 평균보다 더 높은 민감성을 보인다. 더욱이 어릴 때 발생한 암은 노년에 발현한 암보다 더 긴 수명손실을 초래한다. 아동의 피폭은 보통 위험이 더 크며, 갑상선암은 특히 그렇다(Preston 등, 2007). 이러한 모든 정황은 의료에서 방사선 사용에 합당한 정당화와 방사선방호 최적화가 방사선방호의 필수 원칙임을 지시한다.

(17) 확률론적 영향에 대한 자세한 정보와 논의는 ICRP(2007b)에서 볼 수 있다. 낮은 선량에서 암 위험에 대한 ICRP의 관점은 간행물 99(ICRP, 2005)에 주어졌다. 100 mGy 이하 수준의 흡수선량에서 암 위험 증가가 있는지 없는지를 역학적 근거만으로 결정할 수는 없다. 문턱 없는 선형모델은 여전히 낮은 선량, 낮은 선량률에서 방사선방호의 현실적 목적을 위한 신중한 근거가 된다.



# 3. 소아 진단방사선 영상화에서 방사선방호의 일반측면

## 3.1. 진단방사선 절차의 정당화

(18) ICRP 103(ICRP, 2007b)은 방사선방호의 일반원칙을 정의하는데, 전리방사선을 사용하는 모든 검사는 의뢰하는 보건관리공급자가 방사선학전문의 또는 인가된 영상의학자와 협의하여 다음을 정당화해야 한다.

- 해당 방사선 검사가 주는 이로우미 해로움보다 클 것
- 특정 방사선 검사가 구체적 질환 및 연령 그룹에 대해 필요한 때는 구체적 목적이 있고, 검사가 일반적으로 진료를 개선하거나 피폭자에 대한 필요한 정보를 제공할 것
- 검사가 그 환자 개인에게 필요할 것.

(19) 방사선 검사를 받는 소아 환자에게 검사에 대한 지시가 있어야 함은 매우 중요하다. 검사 수행 전 임상정보를 포함하는 서면 검사요구가 있어야 하며 요구서는 의뢰의사가 승인, 서명해야 한다. 의심스럽다면, 필요에 따라 의뢰의사와 상의하여 방사선학전문의나 인가된 영상의학자가 최종 결정을 내려야 한다.

(20) 그 종류 검사가 반드시 정당화 되어 있어야 하며, 모든 검사는 개인보건이나 공중보건에 순 이득을 내야 한다. 검사는 아동에 대해 진단, 환자관리, 치료 및 최종결과 관점에서 의뢰의사의 판단효력에 영향을 줄 수 있어야 한다(Dauer 등, 2008).

(21) 정당화는 환자에게 위험이 더 낮은 다른 방법으로는 필요한 결과를 얻을 수 없음을 의미하기도 한다(European Commission, 1996).

(22) 정당화는 선정된 촬영절차가 신뢰할 수 있기를 요구한다(즉, 결과가 재현가능하고, 특정 임상 질문에 대해 충분한 민감도, 구체성, 정확성 및 예측 가치를 가져

야 한다). 그래서 방사선학전문이나 검사에 책임 있는 인가된 영상화 담당 의료인은 검사결과를 정확히 해석할 수 있는 충분한 경험과 지식이 있어야한다. 이를 위해 방사선검사는 품질과 안전 대책에 대한 의학물리사의 적절한 감독과 함께 방사선학전문이나 자격 있는 방사선사나 기사에 의해 수행되어야 한다. 정당화는 한 사람이 검사에 대한 전반적인 책임을 질 것을 요구한다. 일반적으로 방사선학전문인 이 책임자는 관계당국이 인정하도록 방사선 기술과 방사선방호에 대해 훈련을 받고 경험이 있어야한다. 책임자는 환자관리와 치료에 적합한 절차를 수립하기 위해 의뢰의사와 긴밀히 협업해야 한다. 책임자는 숙련되고 경험 있는 유자격 기사에게 검사 수행 업무를 위임할 수 있다.

(23) 자기공명 영상화(MRI)나 초음파검사처럼 전리방사선을 사용하지 않는 대체기술이 있는지 항상 고려해야 한다. 특히 만성질환을 가진 소아 환자에 대해서는 더욱 그렇다.<sup>5)</sup> 임상의를 위한 의뢰 지침은 미국 방사선의학협회(the American College of Radiology, 1996)과 영국 왕립방사선의사협회(the Royal College of Radiologists, 2007)에서 확인할 수 있다. 이들 지침은 다양한 공통적 임상문제 고찰에 사용할 수 있는 영상화 방법의 적합성을 논의한다. 소아 환자에 대한 왕립방사선의사협회 지침의 예시는 부록 A에 제공된다.

(24) X선 검사를 수행하기 전에, 가임연령기에 있는 여성 환자에 대해 임신 중인지 또는 그럴 가능성이 있는지를 알아야 한다. 최종 생리 주기를 기록해야 한다. 환자의 신뢰도와 이력을 참조할 때 임신 중일 가능성이 있는 것으로 나타나면, 상대적 고선량 절차이거나 태아가 직접빔에 노출될 수 있는 경우에는 임신테스트를 의사가 요구할 수 있다(ICRP, 2000a).

(25) 전리방사선을 사용하는 의학 연구 프로젝트에 대한 모든 신청은 건별로 분석되어야 한다. 기관은 의학 연구를 위한 피폭이 개별적으로 정당화 될 수 있도록 연구 개발 절차를 통해 적합한 메커니즘(예: 방사선방호위원회와 윤리심의회와의 협력)을 확립할 필요가 있다. 최종 결과에서 소아 환자에게 명확한 이득을 낼 확률이 높아야 한다.

### 3.1.1. 정당화되지 않는 소아 방사선 검사 사례

(26) 다음은 일상적으로 정당화 되지 않는 방사선촬영의 예시이다.

---

5) <역주> 만성질환 환자는 반복해서 촬영해야 할 가능성이 높기 때문이다.

- 간질이 있는 유아 및 아동의 두부 촬영
- 두통이 있는 유아 및 아동의 두부 촬영
- 정맥두염이 의심되는 6세 미만의 아동 또는 유아의 부비강 촬영
- 외상 없이 사경torticollis을 가진 아동 또는 유아에 대한 경추 촬영
- 다친 쪽과 비교하기 위한 반대쪽 팔, 다리 촬영
- 6세 미만 아동의 주상골 촬영
- 3세 미만 아동의 코뼈 촬영.

(27) 중환자실에서 일일 흉부 촬영은 지양하고 구체적 지시에 의해서만 시행해야 한다(Valk 등, 2001). 이러한 지침은 미국 방사선 의사협회(American College of Radiology, 1996)가 출판했다.

(28) 이민 청소년의 뼈 나이 측정과 같은 법의학적 목적만을 위해 요청되는 방사선 검사는 의학적으로 정당화되지 않는다(ICRP, 2007b).

## 3.2. 방사선방호의 최적화

(29) 검사에서 방사선방호 최적화의 기본 목표는 필요한 영상을 가능한 낮은 선량에서 획득 하고, 순 이득이 극대화 되도록 영상화 변수를 조절하고 방호수단을 적용하는 것이다[즉, 모든 검사에서 ALARA원칙<sup>6)</sup>이 존중되어야 한다].

(30) 방사선방호 최적화에는 3 가지 주요 측면이 있는데, 방사선기기, 기기와 기술 변수가 소아 환자에게 맞춤이 되게 하는 적절성 보장, 소아 환자에게 적용할 DRL이다.

---

6) 때로는 약어 'ALARA'가 '방호최적화'와 대응하게 사용되거나 이를 대신한다. 그러나 '합리적 최소'는 최적화 개념의 일부일 뿐임을 유념해야 한다. 보다 정확히는 환자피폭을 필요한 의도목적(진단 또는 치료)을 달성하는 데 필요한 최소에 유지함이 전체적 개념이다. 진단 촬영이나 X선유도 중재방사선에서 영상의 품질과 수가 진단이나 중재방사선에 필요한 정보를 얻기에 충분해야 함을 의미한다. 치료방사선에서 표적조직 선량은 합리적 최소가 아니라 그 반대일 것이므로 ALARA는 정상조직에만 적용된다. 이러한 함의 없이 약어 'ALARA'만 사용하면 오도하거나 불필요한 논쟁을 초래할 수 있다.

### 3.2.1. 방사선기기

(31) 최적화 과정의 일부로서, 기기가 적절하게 작동하고 노출이 적절한지, 설비와 성능에 대해 정립된 표준을 부합하는지를 확실히 하는 것이 중요하다. 이것은 구매 과정으로부터 시작하는데, 기기의 성능이 해당 국제, 국가, 지역 그리고 전문 표준을 만족하도록 요구하는 서면 사양에 설정된 수준이 되도록 기기를 구매해야 한다.

(32) 장비가 설치되면, 수용시험acceptance test과 취역 절차를 통해 성능이 그러한 표준을 만족함을 입증해야 한다. 어떤 국가에서는 이것이 공급사가 아니라 대리인(물리사 또는 기술자)이 최종사용자나 병원 또는 국가 규제기관을 위해 수행한다. 그것이 법적으로 요구되든 아니든, 치과 구강 촬영기처럼 상대적으로 간단한 기기 일지라도 가능한 한 의학물리사의 조언을 구해 따르고 적절히 문서화하는 것이 중요하다. 적절한 문서화는 펄스 형광투시에서 필터나 단위 같은 시스템 요소의 누락을 쉽게 식별하게 해준다.

(33) 일상사용이 시작된 후에도, 기기가 만족할 성능을 내는지 확인하는 것이 중요하다. 이것은 기관이 규칙적으로 수행하고 문서화하는 일상 일관성 점검routine consistency check으로 보장할 수 있다. 적합한 시험과 그 주기가 가용하다(IPEM, 2005). 일반적인 방사선 촬영장치에 대한 예는 광선빔 위치 시스템과 X선빔 위치가 잘 일치하는지 점검하는 것이다(Horwitz 등, 1993). 다음으로 중요한 것은 X선빔 출력을 측정하고 필터 유무를 확인하는 것이다. 상대적으로 쉬운 다른 품질관리 시험은 종종 CT스캐너와 같은 기기의 공급사가 제공한다. 더 복잡한 수준에서는 적절한 주기마다 또는 장비에 중요한 보수 후에 각 기기의 성능을 포괄적으로 검토하는 것이 중요하다(IPEM, 2005). 이러한 모든 품질관리 절차는 적절히 문서화되어야 한다. 마지막으로, 이러한 기기 성능 평가과정을 부서 관리와 통합하여 시험의 지적사항이 인지되고 조치가 따르도록 해야 한다.

### 3.2.2. 기기와 기술변수의 적합성

(34) 대부분 영상화기기가 성인 환자를 다루도록 만들어졌기 때문에, 설치와 후속 사용에서 하드웨어와 상기 변수의 수정이 필요할 수도 있다. 특별히 소아 환자가 많은 기관에서는 소아 환자를 위해 특별히 설계된 기기를 설치하는 것이 이상적이다. 소아 환자를 위한 X선장치는 아이 크기에 맞는 방호최적화를 위해 설정범위가 넓어야 한다. 보편적 X선 검사에 대해 기술변수 선택을 포괄하는 프로토콜이 사전

에 설정되어야 한다.

(35) 소아용으로 새로운 방사선기기를 구매할 때는 선량 감축수단(예를 들면 가상 콜리메이션, 저감쇠 테이블, 탈착식 그리드, 펄스 형광투시, 최종영상 지속 및 포착, 스펙트럼 필터, 팽창 인공물 blooming 최소화를 위한 적응기술 등)에 대해 특별히 고려해야한다. 기본적으로 제공되지 않는 경우, 알루미늄 필터에 구리 필터 부가를 고려해야 한다. 표준 관전압에서 0.1 mm 구리는 약 3 mm 알루미늄과 동가이다.

### 3.2.3. 소아 방사선 촬영에서 진단참조준위

(36) 환자 의료피폭 최적화 과정을 돕기 위해 DRL 개념이 도입되었다. DRL값은 권고이며, 실제에서 DRL을 자주 초과하면 관련 행위를 조사하도록 설정된다. DRL 초과가 반드시 용인할 수 없는 행위를 의미하지는 않으며, 그 행위에 설명, 검토, 또는 새로운 접근이 필요함을 의미한다. 종사자나 일반인 피폭에 적용하는 선량한도 적용 원칙은 환자의 의료피폭에는 적용하지 않는다.

(37) 실제로, DRL 개념을 적용하는 데는 측정이 용이한 방사선장 관련 물리량(예: 입사면 선량, 입사면 공기커마 등)이 사용된다.

(38) ICRP는 DRL에 대해 그 양이나 수치를 특정하지 않으며 DRL을 적용하는 세부사항을 규정하지도 않는다. 이 일은 지역, 국가, 지방 공인기관의 업무이며 각각 소관 영역의 수요에 맞춰야 한다. 한 예는 유럽연합이 정한 5세 아동에 대한 소아 방사선학용 DRL이다(European Commission, 1996, 1999). 이 DRL 값은 100 곳 이상의 소아과병원에서 여러 보편적 촬영에 대해 적절한 방사선장 관련 양을 조사하여 정해졌다(Schneider 등, 1992, 1998; Perlmutter 등, 1998). 일반적인 방사선 촬영으로는 흉부, 두부, 복부, 척추, 골반의 촬영을 조사했다. 상위 DRL은 종종 3/4분위 값으로 정해진다(즉, 기관 3/4의 측정값이 이 값 아래에 있다). 하위 DRL도 선택될 수 있다.<sup>7)</sup> 따라서 어떤 기관에서 측정된 값이 상위 DRL보다 아래에 있을 것으로 예상하는 것이 타당하고, 그보다 높다면, 의료정보 손실 없이 피폭을 DRL 이하로 낮출 수 있어야 한다. 예를 들어, 반산란그리드를 과도하게 사용하면

---

7) <역주> 하위 DRL은 환자선량 지표가 지나치게 낮은 경우 선량감축이 잘 된 결과일 가능성보다는 촬영조건이 부적절하여 영상품질이 진단 목적에 적합한 수준이 못되는 것이어서 질병관리에 실패하거나 재촬영해야 할 가능성이 커지는 경우가 될 것이다. 따라서 하위 DRL도 의미가 있으나 현재의 관행은 일반적으로는 상위 DRL만 제시된다.



입사면선량이 상위 DRL보다 높아 질 수 있다. 기술, 영상품질, 심화 교육, 훈련을 검토하여 개선하면 결국 입사면선량이 상위 DRL보다 낮아질 것이다. 입사면선량이 지나치게 낮을 수 있는데, 그 값이 선택된 하위 DRL보다 지속적으로 낮다면 이와 관련한 시정조치도 보장되어야 함을 이해하는 것도 중요하다.

(39) 일부 전통적 방사선 검사에 대한 DLR을 표3.1에 주었다. 이 값은 5세 아동을 위한 값이며, 유아나 10세 아동처럼 다른 연령군에 대해서는 다른 값을 얻게 됨에 유의할 필요가 있다. 나이가 더 어리거나 더 많은 연령군에 대해 가용한 값의 일부가 표3.2에 제시되지만 이 값들은 아직 DRL로 채택되지는 않았다(European Commission, 1996). 공식적으로 채택된 유럽연합 DRL은 5세 그룹에 대해서만 한정되는데 단 한 그룹에 대한 평가 결과라도 영상의학과 의 성능에 대한 지표를 제공할 것이라는 근거를 갖는다. 이 DRL은 세계의 많은 지역에서 전산화 투과촬영(CR)이나 디지털 투과촬영(DR)이 널리 도입되기 전에 정해진 값이어서, 최근의 개발에 맞춰 확장 및 재평가되어야(ICRP, 2004) 함에 유의하는 것이 중요하다. 전통적 방사선검사에서 전환된 이후 CR에서 성인 환자의 입사면선량을 평가한 연구는 선량 감축이 스크린필름 투과촬영에 대해 수립한 유럽연합 DLR의 15-38%, 미국 의학물리사협회에서 권고한 참조값의 28-41%가 줄었다(Vañó 등, 2007). 영국에서 형광투시에 대한 일부 연구 데이터를 얻어(Hart 등, 2007), 런던의 Graet Ormond Street 병원에서 기록된 해당 DRL(Hiorns 등, 2006)과 비교했다. 표 3.3은 배뇨방광요도조영술, 바륨식, 바륨연하검사에 대한 국가 환자선량 데이터베이스를 토대로 영국에서 도출한 참조선량을 보인다(Hart 등, 2007). 신생아의 AP 흉부 방사선촬영에서 입사면선량 DRL로 EC(1996)와 영국 국립방사선방호원(Hart 등, 2000)은 각각  $80\mu\text{Gy}$ 와  $50\mu\text{Gy}$ 를 제안하고 있다.

표3.1. 표준 5세 소아 환자에 대해 영상 당 입사면 선량으로 나타낸 진단참조준위 예

투과영상	5세 환자에서 영상 당 입사면 선량
흉곽: PA	0.1
흉곽: AP(비협조적 환자)	0.1
흉곽: 측방	0.2
머리: AP/PA	1.5
머리: 측방	1.0
골반: AP	0.9
복부: AP/PA(수직 또는 수평 빔)	1.0

\* 환자 입사면 선량으로 나타낸 상위 진단참조준위. 표준체격 환자의 입사면 선량은 빔축과 소아 환자 신체표면과 교차점에서 공기 흡수선량(mGy)이다(공기커마와 공기 흡수선량의 사용에 대해서는 제7항의 설명을 참조하라).

표3.2. 유럽연합에서 3차례(1989/91, 1992, 1994/95) 소아 조사에서 관찰된 입사면선량\*(소수 두 자리까지 mGy로 변환) 변화

검사 유형	유아			5세			10세		
	중앙값	최소-최대	최소:최대	중앙값	최소-최대	최소:최대	중앙값	최소-최대	최소:최대
가슴 AP(1000 g 신생아)	0.05	0.01-0.34	1:35						
가슴 PA/AP	0.08	0.02-1.0	1:47	0.07	0.02-1.35	1:71	0.07	0.02-1.16	1:68
가슴 AP(이동형)	0.09	0.03-0.72	1:21	0.07	0.03-0.33	1:11	0.09	0.03-0.76	1:26
가슴 측방				0.14	0.04-0.55	1:15	0.15	0.04-1.98	1:51
두개골 PA/AP	0.93	0.15-4.51	1:30	1.00	0.24-4.63	1:19	1.04	0.13-5.21	1:40
두개골 측방				0.70	0.14-2.36	1:17	0.58	0.11-3.79	1:33
골반 AP	0.26	0.02-1.37	1:76	0.49	0.09-2.79	1:32	0.81	0.09-4.17	1:47
전 척추 PA/AP	0.87	0.12-0.44	1:41						
경추 AP							0.89	0.20-4.31	1:21
경추 측방							1.63	0.30-6.66	1:22
요추 AP							1.15	0.13-5.69	1:43
요추 측방							2.43	0.25-23.5	1:94
복부 AP/PA	0.44	0.08-3.21	1:42	0.59	0.06-2.92	1:52	0.73	0.15-3.98	1:27

AP: 전방-후방, PA: 후방-전방

\* 입사면선량에 대한 정의는 표3.1 참조.

표3.3. 소아 환자의 형광투시 검사에서 영국 국가 참조선량의 예- 영국 환자선량 데이터 베이스 2005년 검토

검사 유형	표준 연령(년)	검사 당 선량-면적곱(Gy cm <sup>2</sup> )
배뇨방광요도조영술	0	0.3
	1	0.7(0.8)
	5	0.8(0.8)
	10	1.5
	15	2.5
바륨식	0	0.4
	1	1.1(1.2)
	5	1.3(1.2)
	10	2.4
	15	6.4
바륨연하검사	0	0.4
	1	1.2(1.3)
	5	1.3(1.3)
	10	2.9
	15	3.5

### 3.3. 품질기준 구현 및 감사

(40) 방사선방호문화의 일부로서, 품질기준을 이행한 후에는 후속적, 정기적 감사가 필요하다(Schneider 등, 1993; Schneider, 1995).

(41) 소아 방사선학 행위에 대한 의뢰 기준, 영상품질, 촬영기술을 감사한 결과 비전문 센터에 비해 소아과 전문센터에서 더 좋은 결과가 나타났다(Cook 등, 2001; Alt 등, 2006). 따라서 의료행위와 환자의 결과를 개선하는 데 소아과 전문센터의 모범사례를 공유하는 것이 중요하다.

(42) 다음은 소아에 대한 의료행위에서 방사선방호에 적용된 감사절차와 달성한 바람직한 결과 사례이다.

- 소아 두개골 외상 경우, CT 검사에 대해 권고된 지침의 감사는 임상 의뢰관행의 조정으로 CT 사용을 1/8로 감소시키는 성과를 냈다(Macgregor와 McKie, 2005). 같은 방식으로, 반복적인 감사는 두개골 방사선 투과촬영의 현저한 감소

및 소아 두부 외상에 대한 지침 준수 개선으로 나타났다(Johnson 등, 2004).

- 생식선 차폐체 사용에 대해서, 선량 감축대책을 도입한 후 차폐체의 바른 배치에 대한 감사는 차폐효과를 개선시켰다. 바른 배치 비율은 남자는 32%에서 78%로, 여자는 22%에서 94%로 증가하였다(McCarty 등, 2001).



## 4. 소아의 전통적 투과영상이나 형광투시에서 방사선방호

(43) 모든 방사선검사에 대해서 해부학적 범위와 환자 방사선량에 대한 기준과 함께 진단 요구와 선량기준을 달성할 수 있는 모범 촬영기술의 예를 명시할 필요가 있다.

### 4.1. 환자 정위와 고정

(44) 빔 중심을 바르게 잡을 수 있게 환자가 협조적이지 않은 경우라도 환자 정위는 정확해야 한다. 바른 투사와 콜리메이션이 가능하고 검사부위가 아닌 신체는 차폐할 수 있어야 한다.

(45) 방사선학적 고찰을 수행할 때는 유아나 소아의 경우 종종 고정이 필요하다. 매우 어린 유아에 대해서는 기포고무 도구와 같은 장치가 사용될 수 있다. 급유 후 유아가 진정되거나 조는 시간을 활용하면 유용하다. 고정 도구는 사용이 간편해야 하고 그 사용으로 환자(또는 보호자)에게 외상을 입힐 우려가 없어야 한다. 고정도구의 사용과 장점을 동반 보호자에게 설명해야 한다.

(46) 방사선과 의료진<sup>8)</sup>이 소아환자를 잡고 촬영하는 것은 예외적인 경우만으로 한정해야 한다. 병원 직원이 아동의 고정을 돕는다면 그 피폭은 직무피폭으로 간주되며 그 직원이 반복해서 방사선을 피폭하지 않도록 주의해야 한다. 부모나 다른 보호자가 물리적으로 잡고 있어야 한다면 그들에게 정확한 절차와 함께 무엇이 필요한지, 특히 1차빔으로부터 거리의 영향에 대해 이해시켜야 한다. 아동을 잡고 있는 보호자의 손이 방사선 빔에 노출되지 않아야 하며, 산란 방사선에 피폭을 방호하기 위해 방호장갑을 끼도록 하는 것이 좋다.

---

8) ICRP 103(2007b)에서 ICRP는 용어 '종사자'를 '고용주에 의해 전일 또는 시간제로 고용된 사람으로서 직장 방사선방호에 관한 권리와 책임을 인지하는 사람'으로 정의하고 있다. 병원에서 이런 사람은 의료진이다. 이 보고서 독자에게는 의료진이라는 용어가 더 익숙하므로 의료진을 선호하여 사용한다.

(47) 검사시간 배정은 동반 보호자뿐만 아니라 때로는 피검 아동에까지 절차를 설명할 시간을 포함해야 한다. 필요한 품질요건을 충족하도록 최적 검사를 달성하기 위해서는 상당한 시간이 필요하다(European Commission, 1996). 검사 이전에 절차에 대해 상세히 설명하여 정보를 제공하면 당면해서 설명하는 절차를 단순화할 수 있다. 검사 전 대기실이나 검사실에 구체적으로 아동이나 부모를 위해 디자인된 비디오, 유인물 또는 웹사이트를 제공하는 것이 도움이 된다.

## 4.2. 조사야 크기와 X선빔 제한

(48) 조사야가 너무 크면 관심 부위 밖에 불필요한 방사선량을 주며 산란선 증가로 영상의 대조와 분해능을 악화시킨다. 이처럼 콜리메이션 부족은 잠재적 함정인데, 특히 촬영 후 사후처리기법으로 영상을 잘라낼 수 있는 CR/DR에서 더욱 그렇다. 관심 부위 모두가 포함되도록 확신하기 위해서는 어느 정도 융통성은 필요하겠지만 소아 환자에게 불필요하게 큰 조사야를 반복해 사용하는 것은 적절하지 않다. 반면에 너무 작은 조사야는 진단오류 위험을 증가시키고 재촬영을 필요로 할 수도 있다.

(49) 빔 제한을 바르게 하려면 체외 해부학적 지표를 알아야 한다. 발육기간에는 신체 비율이 계속 변하기 때문에 환자 연령에 따라 이 지표도 변한다. 관심영역의 크기도 문제되는 질환에 따라 달라진다. 그래서 모든 연령그룹에 대해 적합한 빔 제한을 확실히 하려면 방사선사나 촬영기사가 소아 해부학과 연령별 질환에 대한 기본지식을 가질 필요가 있다. 신생아에 대해 ‘베이비그램baby-gram’(전신, 흉곽, 복부, 골반 모두가 한 영상에 담음)보다는 검사하려는 부위만 노출되도록 콜리메이션을 사용하는 것은 중요하다.

## 4.3. 차폐

(50) 방사선촬영 모범기법은 진단 조사야 가까이 소아의 신체를 납이나 유사한 차폐물로 차폐하는 것을 표준관행으로 포함한다. 검사에 따라서는 외부 산란선이나 초점외방사선<sup>9)</sup>extrafocal radiation으로부터 방호를 위해 추가 차폐를 고려해야 할 수

---

9) <역주> 표적 표면에서 후방산란된 전자가 다시 양극 방향으로 가속되어 계획된 초점영역 밖으로 입사하여 발생시키는 X선.

도 있다.

(51) 유방, 생식선 또는 갑상선이 1차빔으로부터 5 cm 이내에 있을 때 필요한 진단정보의 훼손 없이 차폐가 가능하다면 차폐로 방호해야 한다. 60-80 kV X선에 노출될 때 조사야 경계 가까이 0.25 mm 납 등가 차폐로 생식선 선량을 최대 30-40% 감축할 수 있다. 이는 방호차폐가 조사야 바로 밖에 배치된 경우에만 성립한다. 만약 부적절하게 설치되면 차폐가 영상품질을 훼손할 수 있고 때로는 차폐 자체가 적절하지 않을 수도 있다(Dauer 등, 2007). (CT스캔에 대한 차폐방호에 대해서는 소절6.6 참조). 1차빔의 체내 산란에 의해 X선빔 밖의 조직이 받는 선량은 차폐로 줄일 수 없다.

(52) 환경 친화적이며 내구성이 큰 비연(非鉛)non-lead 방호도구가 가용하다. 비연 방호천의 납등가 두께는 방사선질(즉, 관전압과 필터)에 따라 다르다. 따라서 방호 효율은 단일 값으로 표현하기 어려우며, 산란선까지 고려되는 넓은 빔 배열에서 측정되는 에너지 종속 감쇠가 훨씬 잘 방호를 특징짓는다(Eder 등, 2005).

(53) 복부를 촬영할 때 남성 생식선을 1차빔 내에 포함할 이유는 일반적으로 없다. 골반검사나 배뇨신장조영술micturating cystourethrogram에서도 대체로 그러하다. 고환을 음낭에 고정시켜 거근고cremasteric reflex의 생리적 반사작용으로 위로 올라가지 못하게 하여 방호해야 한다. 고환은 방호캡슐로 방호하되 직접 방사선장 밖에 두어야 한다. 납이나 등가물질로 된 여아용 차폐체나 남아용 캡슐이 상용으로 공급되고 있고 자체제작도 가능하다. 이러한 방호용구는 여러 크기가 가용해야 한다. 잘 맞는 캡슐을 사용하면 고환 흡수선량을 95%까지 줄일 수 있다.

(54) 여아에게는 콜리미터에 넣는 그림자 마스크가 직접차폐만큼 효과를 낸다. 이런 마스크는 보다 정확히 배치할 수 있고 접촉형 차폐처럼 미끄러지지 않는다. 여아 생식선 차폐가 적절할 때 난소를 효율적으로 보호하는 차폐의 흡수선량 감축은 약 50%이다(Fawcett와 Barter, 2009). 여아의 복부나 골반 검사에서는 생식선 방호가 가능하지 않을 수도 있다[예를 들면 외상이나 요실금 또는 복통 지시가 있을 때 잘못 배치한 차폐는 중요한 병리를 가릴 수 있다(Bardo 등, 2009)].

(55) AP 대신 PA로 촬영하면, 눈의 흡수선량을 줄일 수 있다.<sup>10)</sup> 따라서 환자가 협조할 만큼 성장하여 엎드리거나 일어설 수 있을 정도만 되면 PA 투영이 우선하도

---

10) <역주> 백내장의 문턱선량이 0.5 Gy 수준으로 낮아졌기 때문에 수정체 보호에 보다 세심한 주의가 필요하다.



록 한다.

(56) 사춘기 여아에서 커지는 유방조직은 특히 방사선에 민감하므로 가능하면 피폭을 제한해야 한다(예: 흉곽이나 척추는 AP보다 PA 투사를 사용).

(57) 치과 X선 검사에서 갑상선이 1차빔으로부터 2 cm 이상 떨어지면 갑상선 차폐가 선량감축에 거의 효과적이지 않은 것으로 나타났다.

## 4.4. 방사선 촬영 노출조건

(58) 적절한 투과촬영 노출인자(예: 초점크기, 필터, 초점부터 영상면까지 거리, 관전류-노출시간곱[mAs], 관전압)가 영상품질에 상당한 영향을 미치고 환자의 방사선피폭에도 밀접한 관계를 가지므로 이에 대한 지식과 바른 사용이 필요하다. X선관 자체필터와 같은 기기의 고정변수와 반산란그리드 특성도 고려해야 한다.

### 4.4.1. 공칭 초점크기

(59) 작은 초점크기 사용과 짧은 노출시간 사이 균형을 유지함으로써 영상 정밀성을 높이도록 노력해야 한다. 소아환자에 대해서는 보통 0.6-1.3의 공칭 초점크기가 적절하다(예: IEC62220-1은 초점크기 1.2를 요구한다). 두 초점관을 사용할 때는 지정된 초점-영상면 거리에서 가장 적절한 노출시간 및 관전압을 설정할 수 있게 하는 것이 공칭 초점값일 것이다. 따라서 작은 초점은 그렇지 못할 수도 있다.

### 4.4.2. 부가 필터

(60) X선 스펙트럼은 다양한 에너지 광자를 포함한다. 낮은 에너지 광자(즉, 스펙트럼의 연질부)는 환자의 피부에 모두 흡수되므로 영상형성에 기여하지 못하면서 환자선량만 불필요하게 증가시킨다. 대부분 X선관은 본질적 필터와 부가필터를 포함해 최소 2.5 mm 알루미늄 등가 필터를 가진다. 부가 필터는 비생산적인 방사선을 더욱 줄여 환자선량도 줄이지만, 신생아나 매우 작은 유아에 사용할 때는 사용되는 관전압이 상대적으로 낮기 때문에 상황이 다르다.

(61) 특정 파장에 흡수단애를 가지는 희토류 필터재는 단순하고 값싼 알루미늄-구

리(또는 알루미늄-철) 필터에 비해 거의 이득이 없다. 후자는 적절히 고순도 재료만 있으면 자체적으로 쉽게 제작할 수 있다. 고정식, 이동식 또는 투시용 기기에 사용되는 모든 X선관은 부가 필터를 붙일 수 있어야 하고 필요할 때 쉽게 교환할 수 있도록 해야 한다. 일반적으로 1 mm까지 알루미늄에 0.1(또는 0.2) mm 구리를 더한 것이 부가 필터로 적절하다.

#### 4.4.3. 반산란그리드

(62) 반산란그리드는 대조를 높이지만 동시에 환자의 선량도 증가시킨다. 따라서 그리드 사용을 피함으로써 과한 환자선량을 예방할 수 있다. 유아와 어린 아동은 노출 체적(질량)에서 산란선의 발생이 상대적으로 낮으므로 대체로 반산란그리드나 기타 반산란 수단을 사용할 필요가 없다. 최적화하면 그리드는 보통 8세 이상의 나이든 아동에게만 필요하다(Schneider 등, 2000).

(63) 탄소섬유나 기타 비금속물질과 같은 감쇠가 작은 물질을 함유한 그리드가 바람직하다. 매우 짧은 노출시간(<10 ms)에는 이동형 그리드는 문제가 될 수 있다. 이 경우에는 선밀도가 높은(밀도>60 cm<sup>-1</sup>) 정위치형 그리드를 사용해야 한다. 그리드, 환자 및 X선빔의 정확한 정렬과 올바른 초점-그리드 거리에 대해 주의를 기울이는 것이 매우 중요하다. 소아환자에게 사용하는 이동그리드 장치에 대한 품질관리를 수행할 때 이러한 모든 인자를 고려해야 한다.

(64) 제작사 권고에 따라, 소아환자에게는 간편 탈착식 그리드를 갖춘 투시용 기기를 사용해야 한다. 이상적으로, 탈착식 그리드는 투시기 뿐만 아니라 소아환자에게 사용하는 모든 기기에 적용하는 것이 바람직하다.

#### 4.4.4. 초점-영상면 거리

(65) 그리드 없는 카세트를 사용할 때는 항상 초점-영상면 거리를 바르게 조정해야 한다. 그리드 내장 침상을 사용하는 침상 위 X선관 배열에서는 초점-영상면 거리는 약 115 cm이고 직립형에서는 약 150 cm이다. 그리드를 사용하지 않고 카세트를 침상 위에 배치할 때는 그리드를 사용할 때와 같은 초점-침상 거리를 얻도록 초점-영상면 거리는 약 100 cm로 선정해야 한다. 특수한 경우에는 초점-영상면 거리를 더 늘릴 수도 있다.

(66) 모든 투시검사에서는 환자선량을 줄이기 위해 환자와 영상면 사이 또는 환자와 영상강화기 사이 거리를 가능한 한 짧게 해야 한다.

#### 4.4.5. 자동 노출조절

(67) 소아 환자의 체격 차이는 성인의 경우에 비해 커서 1 kg 미만의 미숙아로부터 70 kg 이상의 청소년까지 이른다. 방사선사나 기사는 이렇게 넓은 범위 차이를 이해하고 소아 환자를 다룰 때 이에 맞춰 자동 노출조절(AEC)을 최적화해야 한다. 소아 투과촬영에 특별히 훈련을 받은 방사선사나 기사가 기기를 운전하는 것이 바람직하다.

(68) 방사선학적 기술을 다양한 임상요구에 최적으로 수용하려면 디지털 영상판이나 속도가 다르고 영상수감부에서 끄기선량switch-off dose이 다른 스크린-필름 시스템을 사용할 필요가 있다. 스크린이나 AEC 전리함이 특히 낮은 촬영 전압에서 에너지 의존적인데 반해 스크린과 AEC 검출기가 최적으로 작동하는 관전압은 같지 않을 수 있어 AEC 장치가 최소 노출시간을 늘이는 결과를 초래한다. 소아환자에게 AEC 장치를 적용할 때는 이러한 모든 인자를 고려해야 한다.

(69) 특별히 설계된 소아용 AEC 장치는 납이 없는 카세트 후방에서 사용하는 작은 이동형 검출기를 가진다. 그 위치는 가장 중요한 관심영역에 대해 선정할 수 있다. 환자가 약간만 움직여도 영상품질이나 환자선량에 영향을 미치므로 조심스럽게 수행해야 한다. 디지털 영상판의 높은 감도 덕분에 카세트 앞 선량은 작아진다. 결과적으로 카세트 후방의 검출기는 1-10  $\mu\text{Gy}$  수준에서 가동하므로 실시예 어려움이 따른다.

(70) 방사선촬영 기술에 대한 노출차트가 몸통 검사에서는 환자 체중을, 사지 검사에서는 환자 체격을 고려하기 때문에 작은 아동에서는 AEC 장치에 비해 훨씬 안전하고 간편하며 저렴하다. 이러한 촬영기술은 언제 AEC를 사용하고 어떤 전리함을 선정할 것인지를 지시할 수 있다.

#### 4.4.6. 투시에서 자동 밝기조절

(71) 과도한 선량률을 피하기 위해서는 상당히 넓은 면적의 양(+) 대조물의 있는 곳(예: 조영제 채운 전 방광)을 형광투시로 검사할 때는 자동 밝기조절을 꺼야 한

다.<sup>11)</sup>

#### 4.4.7. 노출시간

(72) 아동은 일반적으로 비협조적이고 통제하기 어려우므로 소아 촬영에서는 노출 시간이 짧아야 한다. 기기가 최단 시간에 작동하되 재현성이 있어야 한다. 이처럼 짧은 시간은 고출력 X선관과 발생장치, 최적 정류 및 정확한 시간 스위치에 의해서만 가능하다. 구형 발생장치에서는 전피크prepeak 시간(>2 ms)이 짧은 설정시간과 간섭을 일으키므로 필요하다더라도 4 ms 미만의 노출시간 설정은 사용하지 말아야 한다.

(73) 모든 발생장치(특히 이동식 촬영기)가 소아환자에게 권고되는 높은 kVp 기법에 요구되는 짧은 노출시간을 허용하지는 않는다. 때문에 종종 소아환자에게 낮은 관전압을 사용하는데 이로써 환자선량이 증가한다(Fendel 등, 1989). 그러한 기기의 짧은 시간 노출에 제한된 능력을 극복하기 위해서는 적절한 부가 필터를 사용하면 가용한 최단 노출시간에 더 높은 전압을 사용할 수 있게 할 것이다. 이 방법은 소아환자에 대해 CR, DR, 영상강화기 사진촬영, 고속 스크린-필름 시스템을 가능하게 한다.

(74) 이렇게 짧은 노출시간을 위해서는 변압기와 X선관 사이 전선 길이도 중요하다. 전선이 일종의 축전기처럼 작동해 길이에 따라 스위치가 꺼진 뒤에도 상당한 퇴조 방사선을 낸다. 이 사후 방사선은 2 ms 이상 지속될 수 있다(Fendel 등, 1989).

(75) 사전 또는 사후 방사선이 현실적으로 없고 선량률과 방사선 파장 분포가 사각형 형상이며 정확히 재현 가능한 1 ms 정도 노출시간은 그리드 제어형 X선관으로 달성할 수 있다(Plewes와 Vogelstein, 1984).

(76) 최적화된 짧은 노출시간을 달성할 수 없는 방사선기기는 소아환자에게 사용하지 말아야 한다. 의학물리사<sup>12)</sup>나 방호자문역은 이 점에 유의하고 기관에 대해 소

---

11) <역주> 조영제(방사선 흡수재)가 든 면적이 넓으면 검출기에 도달하는 방사선이 감소하여 화면이 평균적으로 밝아지므로 자동 밝기조절이 피드백 되면 입사 방사선을 늘리기 위해 관전류가 증가되어 피폭을 높인다.

12) <역주> 원문은 방사선안전관리책임자radiation safety officer로 적고 있으나 이러한 이슈는 안전관리자 업무라기보다 의학물리사 업무에 속하므로 수정하였다.

아용 기기의 적합성에 대해 조언해야 한다.

## 4.5. 이동 투과촬영

(77) 정지형 기기의 높은 영상품질과 환자선량을 고려하면 가능하면 모든 X선 검사는 영상의학과 내에서 이루어져야 한다. 그래서 이동형 X선장치 사용은 영상의학과로 이송할 수 없는 환자에게만 한정해야 한다.

(78) 만약 방사선원으로부터 다른 환자까지 거리가 충분히 멀지 않다면, 위에 설명한 일반 투과촬영 원칙에 추가하여 인근 환자를 보호하는 이동형 납차폐 사용을 고려해야 한다. 권고된 최소 거리는 1.5 m이다.

(79) 영상의학과로 이송할 수 없는 저출산체중 또는 극저출산체중 미숙아에 대해서는 산란방사선이 거의 없고 선량률이 매우 낮은 이동형 기기를 종종 사용한다.

(80) 특정 방(예: 나이 든 아동의 중환자실)에서 이동식 검사가 빈번히 이루어진다면 벽이나 바닥의 차폐 적합성을 평가해야 한다.

## 4.6. 디지털 투과촬영 시스템

(81) 일반적으로 디지털 영상화는 방사선량을 줄이면서 영상품질과 진단 정확도를 향상시키지만 이는 적절한 훈련과 방사선과마다 사용되는 변수에 대한 신중한 감시가 이루어질 때만 그러하다. 환자선량 변수는 운전원 제어반에 전시되어야 한다.

(82) 새로운 디지털 시스템이 도입되면 영상의학과는 그 노출변수를 최적화하고 이후 주기적으로 품질보증을 유지해야 한다(ICRP, 2004). 소아 투과촬영을 위해 기기변수를 최적화함에 대해 의학물리사 조언을 구해야 한다. 손쉬운 방법의 하나는 디지털 시스템의 영상판에 입사하는 방사선량에 대한 객관적 지시인 노출지표를 감시하는 것이지만(Vano 등, 2008), 입사면 공기커마와 같은 방사선장 물리량에 대한 정기적 감사도 품질보증의 일환으로 수행되어야 한다.

(83) 적당한 영상처리는 소아 CR이나 DR 최적 영상 생산에 필수적이다. 대부분

CR이나 DR 제작사는 소아환자가 특수함을 인식하고 영상처리를 포함하여 소아 검사를 위한 특별수단을 개발했거나 개발 중에 있다(Sanchez Jacob 등, 2009).

(84) 선량감축이나 영상 최적화를 돕기 위한 다음의 권고는 미국 소아방사선학과학회 주최로 2004년 2월 미국 텍사스 휴스턴에서 열린 제2차 ALARA학회에서 도출된 권고를 포함하고 있다(Willis와 Slovic, 2004).

의사를 위한 지침

1. CR 및 DR에서 선량관리에는 팀 접근이 필요하다. 팀은 방사선과 전문의, 의학 물리사, 방사선사/기사, 제작사 기사, 제작사 응용기사 및 제작사 영상과학자의 활발한 참여를 포함한다.
2. 방사선사/기사에 대해 CR 및 DR의 기술과 실제에 대해 훈련시킨다.
3. 가능한 최선의 환자 정위를 구하고 적절히 콜리메이션 한다.
4. 고찰을 위한 임상지시를 고려한다. 예를 들면 중환자실에서 선이나 도관 등은 본질적으로 고대조이므로 임상지시가 단순히 이들의 위치를 확인하기 위한 것이라면 선량감축을 위한 상당한 방법이 가용하다.

## 4.7. 스크린-필름 시스템

(85) 기술변수 중에서 더 빠른 등급의 스크린-필름 시스템을 선택하면 선량감축에 매우 큰 영향을 미친다. 나이가 짧은 노출시간을 허용하여 움직임 인공물을 최소화한다. 소아 촬영에서는 움직임 인공물이 흐려짐을 만드는 가장 흔한 원인이다. 빠른 스크린에서 해상도의 감소는 대부분 임상지시에서 비교적 중요하지 않다. 사지 골격의 정밀한 뼈 구조와 같은 특별한 목적을 위해서는 빠르기 등급 200-400을 사용할 수 있고 기타 목적으로는 빠르기 등급 400-800이 선호된다. 여러 세트의 카세트가 가용하다면 특별 지시용으로 느린 속도에 높은 해상도를 갖는 스크린 하나와 일반용 하나를 사용하되 명확히 표시해야 한다. 비슷한 스크린-필름 시스템이라도 제작사에 따라 다를 수 있으며 중간 빠르기 등급이 보편적이다. 따라서 이 간행물에서 공칭 빠르기 등급 표시는 근사적 지침만 제공할 뿐이다.

(86) 사용자가 표준조건에서 자신의 스크린-필름 시스템의 실질 빠르기를 측정할 것을 권장한다. 특히 70 kV 이하에서 X선 빔 에너지 변화에 따라 일어나는 빠르기의 변동을 개별 스크린-필름 시스템에 대해 식별해야 한다. 스크린-필름 시스템의 해상도는 빠르기 등급에 따라 변하므로 사용자는 사용하는 스크린-필름 시스템의

해상도를 측정하기를 권장한다.

## 4.8. 형광투시

(87) 펄스 형광투시는 본래 환자가 X선빔에 노출되는 시간을 제한하고 매초 노출 수를 줄임으로써 형광투시 방사선량을 감축하기 위해 개발되었다. 현재는 펄스형 그리드제어 형광투시 시스템이 가용하다. 그리드제어 펄스형 형광투시 시스템은 X선관의 음극과 양극 사이에 끼워 넣은 음으로 대전된 그리드를 사용한다. 이 그리드는 매우 신속하게 개폐가 가능하여 간헐적으로 꺼진 경우 적절한 에너지를 가지는 전자가 그리드를 통과하여 X선을 발생시킨다. 형광투시 펄스폭의 최적화와 교정 중 펄스 당 입사선량의 신중한 선택은 추가적으로 선량을 절감한다(Ward 등, 2006).

(88) 펄스 형광투시에서 선량감축 대 영상품질 평가 결과는 소아 방사선학에서 대비나 공간 분해능의 유의한 감소 없이 선량을 1/10로 감축할 수 있음을 입증했다(Lederman 등, 2002). 유아나 아동 크기를 모사하는 동물모델에서 펄스 형광투시 사용은 전통 기기에 비해 방사선피폭을 4.6-7.5배 줄이면서 진단 품질에는 유의한 저하가 없다(Ward 등, 2006).

(90) 시술자 다리를 차폐하기 위해 환자 침상에 납 커튼을 걸면 침상 아래서 나오는 산란방사선을 최소화할 수 있다. 가용하면 비트무스나 다른 물질을 함유한 신세대 멸균 커튼을 사용할 수도 있다. 이러한 커튼은 시술자나 기타 의료진 선량을 상당히 줄이는데, 시술자 허리 아래를 보호하도록 배치하면 손이나 손목 선량을 90%까지 줄이고(King 등, 2002) 시술자 수정체 선량도 줄이는(Thornton 등, 2010) 것으로 나타났다. 침상 아래 X선관을 두는 배열에서 환자 방호를 위해 차폐를 사용할 때 차폐는 전략적으로 환자 아래에 배치할 필요가 있으며 직접빔에는 두지 않아야 한다. 그렇지 않으면 AEC 기능을 사용하는 기기에서 피부 입사선량을 증가시키는 경향이 있다.

(91) 절차 중 방사선방호를 위해 형광투시는 움직이는 표적이나 구조를 평가할 때만 사용해야 하며, 투시시간을 한정해야 한다. 발견 사항을 검토할 때는 생투시가 아니라 최종영상 유지를 이용해 획득한 정지영상을 이용해야 한다. 펄스 형광투시를 사용하되 대개의 경우 매 초 3-8 펄스가 절차의 안내나 감시로 적절하다

(Connolly 등, 2006). 영상강화기는 형광투시 중이 아니라 투시를 시작하기 전에 적절히 배치해야 한다. 어떤 때는 이 목적으로 형광투시를 사용하지 않고 가상 콜리메이션이 정위를 수행할 수 있게 도운다. 해당 해부학적 부분에 빠듯하게 콜리메이션 하는 것이 중요하다. 확대는 최소한으로 해야 한다. 형광투시실에는 일정 시간 또는 일정 생판독수 이상일 때 경보를 울리게 하면 투시시간 한도를 깨우치는데 유용하다. 절차에 대한 공기커마-면적곱을 기록하고 미국의학물리사협회(AAPM)가 발행한 값(American Association of Physicists in Medicine, 1998; Amis 등, 2007)과 같은 벤치마크 값과 비교해야 한다.





## 5. 소아 중재방사선에서 방사선방호

(92) 소아환자에게 중재방사선의 적용 빈도는 물론 그 복잡성과 절차 시간도 늘어나는 경향이다. 그 결과 환자의 전체 선량이 커진다. 주요 소아 중재방사선 절차는 임상 측면, 그리고 방사선방호 측면의 이유로 경험 있는 소아 중재방사선 기술자가 수행해야 하며 어린 유아에 대해서는 더욱 그렇다.

(93) 중재방사선 절차는 절대적으로 필요할 때만 실시해야 하고, 실시하더라도 가능하면 형광투시나 CT 대신 초음파를 사용함으로써 방사선을 최소화하거나 피해야 한다.

(94) 중재방사선 팀의 모든 구성원은 모두 방사선피폭에 유념해야 하고, 모두가 방사선물리와 방사선방호에 훈련을 받아야 한다. 나아가 일반 진단방사선에 대해 실시하는 훈련에 추가하여 소아 촬영에서 방사선방호에 대해 구체적 수준인 2단계 훈련이 바람직하다. 이는 일부 국가(예: 유럽연합 국가)에서는 의무이다. 또, 병원에 새로운 X선 시스템이나 기술이 실시될 때는 특별 추가훈련이 계획되어야 한다(ICRP, 2001a; Connolly 등, 2006; Rehani, 2007).

(95) 부서는 모든 기기가 의학물리사 감독아래 있도록 품질보증 프로그램을 유지해야 한다(ICRP, 2001a).<sup>13)</sup>

### 5.1. 불필요한 환자선량의 감축

(96) 소아 형광투시 또는 중재방사선에서 특이점은 신생아, 유아 또는 아동의 체격

---

13) <역주> 나라마다 제도가 동일하지는 않지만, 예를 들어 우리나라 현장에서 중재방사선 절차가 빈번한 심장내과나 신장내과에서 이루어지는 시술에 대해 의학물리사가 관여하는 일은 거의 없다. 국내 현실은 의학물리사(공식 직책명도 아님)는 치료방사선(방사선종양학) 분야에서 치료선량 품질활동에만 참여하는 수준이다. 의학물리사 제도를 정착시키고 치료방사선 뿐만 아니라 복잡하거나 상대적으로 높은 선량을 부여하는 진단방사선, 중재방사선 및 핵의학 분야에도 의학물리사가 조언하는 환경의 조성되어야 한다.

에 비해 영상강화기가 상대적으로 크다는 것이다. 신생아, 유아 및 작은 아동의 경우, 영상강화기가 환자를 완전히 덮기 때문에 콜리메이션 없이는 방사선피폭을 증가시킬 우려가 있다. 또, 소아환자의 경우 성인에 비해 확대를 사용할 필요성이 더 커서 선량을 더욱 증가시킨다(Connolly 등, 2006). 형광투시를 사용할 때 선량감축에 대해서는 소절4.8에서 논의했다.

(97) 복잡한 중재방사선 절차는 성인에게 높은 피부선량 피크를 초래하고, 아동의 조직이나 장기에 높은 선량을 부여하는 것으로 나타났다. 성인의 피부에 1회 전달 방사선량의 잠재적 임상영향을 검토한 것이 있는데 중재방사선 팀 구성원은 이에 주목해야 한다(Balter 등, 2010). 아직 아동에 대한 데이터는 가용하지 않다.

## 5.2. 의료진의 불필요한 피폭 감축

(98) 환자로부터 산란방사선에 의한 의료진 피폭에 특히 주의해야 한다. 성인에 비해 소아환자는 작고 절차 중 움직임이 많아 절차에 더 긴 시간이 걸릴 수도 있다. 그 결과 형광투시 시간의 지연으로 이어질 수 있다. 더욱이 중재방사선 팀 구성원은 다년간에 걸친 행위에서 많은 절차로 선량이 누적될 수 있다(Niklason 등, 1993; Tsapaki, 2001).

(99) 소아 중재방사선은 환자체격의 범위가 넓다는 고유한 속성이 있다. 작은 아동에게 접근하기 위해서는 종종 중재방사선 의사가 환자에 더 접근해야 하고 때로는 빔 안으로 들어가기도 한다. 1차빔에 손이 피폭하는 것은 방지해야 함에도 예상치 않은 응급사건이나 일이 복잡하게 되면 불가피하게 손이 빔으로 들어갈 수도 있다. 또한 중심선 배치나 배농과 같은 절차에서는 시술자의 손이 빔 속이나 바로 근방에 직접 들어갈 수 있다.

(100) 다음 사항에 대해서 주의가 필요하다.

- 실내에 있는 모든 팀원은 방호 납치마를 입어야 하며 X선관과 환자에 가까이에 서 시술하는 팀원은 눈 방호(천정에 거는 스크린이나 납유리)를 해야 한다. 마취사에 대한 적절한 방호도 고려해야 한다.
- 천정에 거는 납유리나 플라스틱 차폐 또는 측면 차폐된 납유리 안경은 시술자 눈의 피폭을 약 90% 감축한다(Thornton 등, 2010).
- 납치마는 잘 맞아야 하며 여성 종사자의 유방 겨드랑미를 방호하도록 팔 날개

가 있어야 한다. 실내를 배회하는 사람은 전후방을 감싸는 납치마를 입어야 한다.

- 방호장갑은 산란방사선으로부터 손 선량을 40-50% 줄인다. 그러나 그런 장갑의 착용은 손재주를 줄여서 절차를 지연시킬 수 있음에 유의해야 한다. 또, 납장갑이 1차빔에 들어가면 변수를 높여서 선량을 증가시킬 수 있다. 빔이 손을 비키도록 약간 경사지게 하고 엄격히 콜리메이션 하며 손가락 위치에 신중하면 시술자 피폭을 줄이는 데 도움이 된다.
- 절차가 더욱 복잡해지고 길어짐에 따라 시술자의 다리와 발의 피폭이 점점 주목을 받는다. 산란방사선으로부터 다리와 관절의 선량을 줄이는 납이나 다른 합성물질로 된 침상 커튼을 고려할 수 있다.
- 의료진 선량은 납치마 아래 배지 선량계와 납치마 위 목깃 배지 선량계 둘로 평가해야 한다(ICRP, 2001a). 절차에서 1차빔 속이나 가장자리에 손이 들어갈 수 있는 가능성이 있다면 반지 선량계 사용도 중요하다.
- 시술자는 가능하면 영상강화기 쪽에 서야 하며<sup>14)</sup> 팀원은 선원으로부터 거리를 멀리함으로써 선량을 줄일 수 있도록(즉, 역자승 법칙) 한 발 물러서야 한다.
- 조영제 투여에서 수동 주입보다 동력주입기를 사용하는 것이 혈관조영술에서 시술자 선량을 줄이는 가장 효율적인 단일 방안으로 나타났다(Hayashi 등, 1998). 따라서 동력주입기를 사용해야 하며 조영제가 주입되는 동안은 시술자는 환자로부터 떨어져 이동형 납스크린 뒤에 있어야 한다. 수동주입이 필요하다면 도관 길이가 허용하는 범위에서 환자와 거리를 최대한 하는 것이 선량을 최소화하는 데 중요하다.

### 5.3. 디지털 혈관조영술이나 차감 혈관조영술을 이용한 영상 획득

(101) 영상 획득 운영은 진단이나 절차 후 결과를 평가하는 데 필요할 때만 수행해야 한다. 임상 목적을 달성하는 데 필요한 초 당 최소 수만 사용하고 영상은 최소 배율(사후처리로 확대 가능하다)로 얻어야 한다. 관심 영역만 포함하도록 항상 꼭 맞는 콜리메이션을 사용해야 한다. 나아가 최종영상 고정, 영상포착, 비디오 녹화 및 디지털 형광투시 작업은 뒤에 검토할 수 있게 PACS(의료영상저장전송계통)에 저장해야 한다.

---

14) <역주> 측방 또는 측방에 가까운 투시일 때 해당된다. X선관 쪽은 환자로부터 후방산란 선량률이 높고 누설방사선도 증가하기 때문이다.

(102) C-암 기기를 사용한다면 측방이나 경사방향 투시에서 X선관이 피부에 근접하여 환자 피부선량을 증가시키기에 주의하는 것이 중요하다. 측방이나 경사방향 자세에서는 가능하면 양 팔은 항상 들게 해야 한다. 가능하다면 절차 중에 팔이 점점 1차빔 쪽으로 내려오는 것을 방지하도록 팔 지지대를 사용해야 한다. 다른 투사와 조사야 중첩은 최소화해야 한다.

## 6. 소아 CT에서 환자의 방사선방호

### 6.1. 전산화단층촬영 선량 측정

(103) CT에서는 CT 선량지수(CTDI)가 기본 측정량이다. 제2.1절에서 밝힌 이유로 ICRU(2005)와 IAEA(2007)는 공기 흡수선량 대신 공기커마(CT 공기커마지수) 사용을 권고했다. 그러나 이 간행물에서는 CTDI 값을 참고문헌에 나타나는 대로 데이터로 주었다. CTDI는 일련의 연속된 노출에서 z축을 따른 평균 흡수선량을 나타낸다. CTDI는 축방향 단위 스캔(X선관 1회전)으로부터 얻으며 흡수선량 적분치를 총 빔폭으로 나눠 계산한다. 이론적으로 CTDI는 규격과 감쇠특성이 그 측정에 사용된 모의체와 대등한 스캔 체적의 중앙부 평균선량을 평가한다. CTDI는 이 값을 평가하는 편리한 방법을 제공하며 단일 스캔 입력만 필요하므로 CT 초기에는 상당한 시간 절약효과가 있었다. CTDI는 시야에 따라 달라질 수 있다. 몸통 영상화에서는 표면에서 CTDI가 전형적으로 회전중심에 비해 2배 정도 높다. 시야에 걸친 평균 CTDI는 가중 CTDI( $CTDI_w$ )로 주어진다(Leitz 등, 1995; European Commission, 2000; International Electrotechnical Commission, 2002). 즉,

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,edge} \quad (1)$$

가중치 1/3과 2/3는 중앙center과 외곽edge의 근사적 체적분율에 해당한다(Leitz 등, 1995).  $CTDI_w$ 는 특정 kVp와 mAs에서 스캐너 방사선출력에 대한 유용한 지표이다.

(104) 체적 노출을 특징짓는 데 사용하는 항목은 선량길이곱(DLP)인데 이 변수는  $CTDI_w$ (중심과 변두리를 가중한  $CTDI[mGy/100 mAs]$ , 즉 시야에 걸친 평균 CTDI)와 스캔 길이를 곱하여 직접 도출할 수 있다. DLP는 고찰 끝에 또는 전망적 계획에서는 사전에 스캐너로 측정할 수 있다.

(105)  $CTDI_{vol}$ 은 특정 스캔 프로토콜에서 스캔 체적 내 한 점의 평균선량을 가장 잘 나타낸다. 나선 CT에서는 총 빔폭에 대한 회전 당 침상 이동거리의 비를 '피치'라 부른다. 따라서  $CTDI_{vol}$ 은  $CTDI_w$ 를 피치로 나눈 것과 같다. 그래서  $CTDI_w$ 는 x와 y 방향에 대한 평균 흡수선량을 나타낸다면,  $CTDI_{vol}$ 은 x, y, z 방향에 평균한 흡수선량을 나타낸다.  $CTDI_{vol}$ 이 CTDI 모의체와 유사한 감쇠를 갖는 물체에 대한

CT촬영에서 노출 체적 내 평균선량은 평가하지만, 크기나 형태 또는 감쇠가 현저히 다른 물체의 평균선량을 나타내지는 못한다. 나아가 이 측정은 스캔 길이와 무관하기 때문에 스캔 체적에 부여된 총 에너지를 나타내지도 않는다. SI 단위는 밀리그레이(mGy)이고 신형 CT 스캐너 제어반에는 전망적으로 그 값을 전시하도록 요구하고 있다(세계보건기구, 국제전기기술위원회, 미국식약청 및 유럽위원회가 요구함). 다행검출기 CT, 특히 유효 빔폭이 큰 경우에  $CTDI_{vol}$ 을 측정하는 데 한 가지 문제는 조사 길이(빔 꼬리)가 100 mm인 연필형 전리함의 범위를 넘는 것이다. 이 문제를 극복하기 위한 전리함에 대한 제안이 있다(Dixon과 Ballard, 2007).

(106) 아동의 머리, 흉부 및 복부/골반 CT의 참조준위로서 CT 선량 평가치에 대한 국가차원 조사의 예를 표6.1에 보였다.

## 6.2. 정당화와 지시

(107) 머리 부상이 신경수술을 필요로 하는 유병률은 0.02% 수준으로 낮으므로 (Teasdale 등, 1990) 머리에 경미한 외상은 소아 뇌 CT에 대한 지시가 되지 않는다. 나아가 아동의 머리 외상 후 다음의 정상 정신상태 기준을 충족하면 뇌 CT를 생략할 수 있는 것으로 나타났다(Kummerman 등, 2009): 부모에 의하면(2세 미만의 아동) 정상적으로 행동하며, 의식상실이 없거나 5초 미만이며, 심각한 부상 기전이 없으며, 감지되는 두개 골절이 없고, 두개기부 골절 징후가 없으며, 전두부를 제외하고 두피출혈이 없고, 구토가 없고, 심한 두통이 없다(2세 이상의 아동). 매일 두통이나 편두통이 있거나 새로운 발작이 있는 아동에게서 발견된 양성 CT 소견은 치료나 환자 결과에 영향을 미치지 않았다(Lewis와 Dorbad, 2000; Maytal 등, 2000).

(108) 초음파촬영은 일반적으로 소아환자의 복부를 평가하는 최우선 영상화 검사인데 환자의 작은 체격이 복부 깊은 구조까지 보여주지 때문이다. 숙달된 의사는 CT를 하지 않아도 될 정도로 초음파로 많은 정보를 얻을 수 있다. 예를 들면 급성 맹장염으로 의심되는 아동에서 맨 먼저 고려할 검사는 초음파촬영이 되어야 한다. 초음파촬영이 답을 제공하지 않을 것 같을 때 검사는 CT와 MRI 중에서 선택하게 될 것이다. 그러나 MRI는 어떤 나라에서는 가용하지 않고 어떤 병원에서는 일과시간 중에만 검사한다.

표6.1. 머리, 가슴 및 복부/골반 아동 CT에서 선량 평가치 국가별 조사(Thomas, 2011 수정)

CT 머리	1(또는 0-1)세 <sup>†</sup>		5(또는 2-5)세		10(또는 6-10)세	
	CTDI <sub>vol</sub> 16*	DLP 16	CTDI <sub>vol</sub> 16*	DLP 16	CTDI <sub>vol</sub> 16*	DLP 16
UK 2005(Shrimpton 등, 2005)	35/30	270	50/45	470	65/50	62
Germany 2008(Galanski 등, 2007)	33	390	40	520	50	710
Switzerland 2008(Verdun 등, 2008) <sup>‡</sup>	20	270	30	420	40	560
France 2009(Brisse와 Aubert, 2009)	30	420	40	600	50	900
Greece 2009(Yakoumakis 등, 2009)	-	-	-	650	-	975
Belgium 2010(Buls 등, 2010)	35	280	43	473	49	637
CT 가슴	1(또는 0-1)세		5(또는 2-5)세		10(또는 6-10)세	
	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)
UK 2005(Shrimpton 등, 2005)	6(12)	100(200)	6.5(13)	115(230)	10(20)	185(370)
Germany 2008(Galanski 등, 2007)	1.7(3.5)	28(55)	2.7(5.5)	55(110)	4.3(8.5)	105(210)
Switzerland 2008(Verdun 등, 2008) <sup>‡</sup>	2.5(5)	55(110)	4(8)	100(200)	5(10)	110(220)
France 2009(Brisse와 Aubert, 2009)	3(6)	39(60)	3.5(7)	63(126)	5.5(11)	137(274)
Greece 2009(Yakoumakis 등, 2009)	-	-	-	168(336)	-	289(578)
Belgium 2010(Buls 등, 2010)	4.2(8.4)	38(76)	4.7(9.3)	55.5(111)	4.5(9)	72(144)
USA 2008 <sup>§</sup>	4.3(8.5)	-	4.8(9.5)	-	5.5(11)	-

(계속)



표6.1. (계속)

CT 복부/골반	1(또는 0-1)세		5(또는 2-5)세		10(또는 6-10)세	
	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)	CTDI <sub>vol</sub> 32(16)*	DLP 32(16)
UK 2005(Shrimpton 등, 2005)	-	-	-	-	-	-
Germany 2008(Galanski 등, 2007)	2.5(5)	70(140)	4(8)	125(250)	6.5(13)	240(475)
Switzerland 2008(Verdun 등, 2008) <sup>‡</sup>	3.5(7)	65(130)	4.5(9)	150(300)	6.5(13)	190(380)
France 2009(Brisse와 Aubert, 2009)	4(8)	80(160)	4.5(9)	121(242)	7(14)	245(490)
Greece 2009(Yakoumakis 등, 2009)	-	-	-	420(840)	-	560(1120)
Belgium 2010(Buls 등, 2010)	3.9(7.8)	50.2(101)	5.5(11)	104.5(209)	4.8(9.5)	119(238)
USA 2008 <sup>§</sup>	4.3(8.5)	-	5.0(10)	-	5.5(11)	-

CTDI: CT선량지수, DLP: 선량-길이곱.

참고문헌: Shrimpton 등, 2005; Galanski 등, 2007; Verdun 등, 2008; Brisse와 Aubert, 2009; Yakoumakis 등, 2009; Buls 등, 2010.

\* 머리 CT에서 CTDI와 DLP 값은 16 cm 모의체에 대한 것이다. 가슴과 복부/골반 CT에서 값은 32 cm 모의체를 기준으로 하며 괄호 내 값은 16 cm 모의체 값이다. 데이터는 원본 자료에서 가져왔으며 16 cm 모의체(Shrimpton 등, 2005; Verdun 등, 2008; Yakoumakis 등, 2009)와 32 cm 모의체(Brisse와 Aubert, 2009) 또는 모두(Galansk 등, 2007)에 대한 값으로 제시한다.

† 아동 1, 5, 10세(Shrimpton 등, 2005; Brisse와 Aubert, 2009; Yakoumakis 등, 2009) 또는 연령구간(Galanski 등, 2007; Verdun 등, 2008)에 대해 제안된 DRL. 대부분 DRL 조사는 일부가 11-15세 범주를 포함하지만(Galanski 등, 2007; Verdun 등, 2008) 구체적 15세 범주는 포함하지 않는다. 성인에 대한 DRL 또는 성인과 10세 값의 중간 값이 청소년에 대해 적절한 것으로 고려할 수 있다.

‡ 스위스는 뒤에 더 많은 독일 연구 값을 채택했다(Galanski 등, 2007).

§ 소아 촬영 방사선안전 연합Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging의 권고에 따라 성인 복부 CT에 대한 IRSN이 2008년 권고한 미래 프랑스 DRL에 근거하여 산출한 값.

(109) 연조직, 신경계통(신생아 머리카락이나 척추 초음파) 또는 골수에 대한 상세한 정보는 우수한 대조 해상도 덕분에 MRI가 가장 잘 평가한다.

(110) 질환에 의한 사망 위험이 높은 악성질환은 CT 방사선피폭 위험에 대한 생각을 바꿀 수 있다. 그러나 치료처치 기회가 증가함에 따라 추적관찰이나 영상유도 치료를 위한 CT로 추가될 선량도 고려해야 한다.

(111) 추적 CT 스캔은 그 질환에 대한 생물학적 지식에 따를 때 치료 반응을 아직 예상할 수 없을 정도로 너무 빠른 시기에는 수행하지 말아야 한다. 추적 CT를 수행하더라도 스캔 체적을 임상 지시에 따라 제한하면 방사선량을 줄일 수 있다. 예를 들면 Jimenez 등(2006)은 낭포성섬유증 환자의 추적 CT에서 검사 당 6 영상만으로 스캔범위를 제한함으로써 상당한 선량감축(55%)을 이뤘다고 보고했다.

(112) 동일 영역에 반복 촬영(즉, 다단계 CT 스캔)은 제한적으로 수행하되 매 단계마다 정당화해야 한다(Strauss 등, 2010).

### 6.3. CT 장비에서 선량감축 수단

(113) 새 CT 스캐너를 도입할 때는 최적화 절차의 일환으로 선량감축 수단을 특별히 고려해야 한다. 구매, 취역, 품질관리 시험 등에 대해 의학물리사 자문을 구해야 한다. 선량감축을 위한 하드웨어와 소프트웨어의 개발에는 AEC의 일종으로 환자 배열과 밀도에 따라 관전류가 '아동 체격child-sized'으로 조절되는 관전류 변조가 포함된다. 신형 광폭검출기 CT는 짧은 시간에 큰 체적을 스캔한다. 두 선원 CT 스캐너에서 빨라진 침상 속도와 큰 피치 촬영으로 스캔 시간이 짧아졌고 소아의 흉부 및 심장 CT에 적용하여 선량을 크게 줄였다. 나아가 조사 빔을 수정하는 필터(예: 나비넥타이 필터)는 X선 검출기 효율을 높였으며 역동적dynamic 또는 적응형adaptive 콜리메이션으로 '나선 과선량helical overdose'으로부터 불필요한 방사선을 차단하는 기술도 가용하다. 새로운 장기기반 선량변조는 환자가 바로 누운 자세일 때 상방 앞쪽 120° 범위에서는 mA를 줄여 유방, 갑상선 또는 수정체 선량을 절감한다. 반복계산 영상재구성 기법은 신형 다행검출기multidetector CT에서 가용한 선량 감축기술이 된다. 새로운 자동 kV 기술도 가용한데 환자 배열과 고찰 지시에 따라 kVp를 조정한다. 끝으로 스캐너 제어반에 경보와 주의를 제공하는 새로운 소프트웨어는 **스캔에 앞서** 과선량을 예방하는 데 도움을 줄 것이며 품질보증과

품질 향상 프로그램에 활용될 수 있다(Hampton 등, 2010).

## 6.4. 영상품질과 고찰품질 최적화

(114) 영상품질과 고찰품질 모두에 주의를 기울여야 한다. 다른 촬영기술과 마찬가지로 환자준비도 최적화되어야 한다. 예를 들면 선택적 진정제 사용은 환자 움직임과 영상품질 저하를 줄이거나 예방한다. 영상이 정밀성에서는 우수한 품질이더라도 평면교정 planar reformation과 같은 적절한 조작 없이는 진단에 필요한 정보를 주지 못할 수도 있다. 품질에 대한 객관적 속성으로 영상 잡음과 대조가 있다. 환자선량 최소화 목적을 위해 진단에 충분하다면 잡음이 많은 영상도 용납되어야 한다. 대부분 소아 CT 검사도 소량의 조영제 투여에 의존한다. 품질-영상 비값을 극대화하기 위해서는 선량감축 노력이 조영제라는 중대한 요소와 부합해야 한다. 인공물도 고찰품질에 관계한다. 스캔 시간이나 피치와 같은 조정인자도 인공물 유무에 영향을 미친다. 다행검출기 CT 출현으로 빨라진 침상속도와 갠트리 회전은 소아환자의 호흡 인공물을 감소시킬 것이다.

(115) 고찰 품질은 검사하는 부위의 구조에도 의존한다. 골격이나 폐 실질조직에서는 뇌나 복부 검사에 비해 더 높은 잡음이 용인된다. 이는 부분적으로는 앞의 조직에서 대조 차이가 더 크기 때문이다. 따라서 높은 잡음이 있는 흉곽 검사가 잡음이 낮은 복부와 대등한 고찰품질을 보인다. 간, 신장, 췌장과 같은 복부 장기는 정규 조직이나 병리학적 병변과 밀도차이가 사소하여 진단품질을 얻으려면 환자의 높은 피폭을 요구한다. 나아가 수술계획을 위해 골격 형태를 결정하기 위한 3차원 재구성도 낮은 선량수준에서 수행될 수 있다(Vock, 2005).

(116) 용인 가능한 고찰품질은 고찰의 임상지시에 의해 결정될 수도 있다. 소아에서 신장결석처럼 높은 대조 병소는 작더라도 낮은 선량 CT 기술로 다룰 수 있다(Karmazyn 등, 2009). 낮은 대조 병소가 작을수록 더 높은 대조 해상도를 필요로 한다. 예를 들면 작은 간 전이의 존재를 평가하기 위한 고찰에서보다 간 결절을 평가하기 위한 추적관찰은 더 높은 영상잡음을 용인할 수 있다.

(117) 고찰품질의 이해는 데이터 전시와도 연계된다(ICRP, 2001b). CT 제어반에서 보이는 고찰이 특정 검사를 보이는 데 최적화되지 않은 모니터에서 볼 때는 미흡하게 보일 수 있다. 영상을 보는 환경 역시 고찰품질의 이해에 영향을 준다.

## 6.5. 스캔 변수 조정과 선량감축 최적화

(118) X선 빔 감쇠와 함께 영상잡음이 증가하며, 다시 감쇠는 스캔하는 신체부위를 X선이 가로지르는 거리에 영향을 받으므로 스캔 변수(mA, kVp)는 선량을 환자 체중이나 연령에 맞추도록 조정되어야 한다(Frush 등, 2002; Moss와 McLean, 2006). 대안으로, AEC 기법이나 시스템이 소아환자 CT선량 감축에 사용될 수 있다(Greess 등, 2002, 2004).

### 6.5.1. 관전류-노출시간곱(mAs)

(119) ‘관부하(IAEA, 2007)’로도 부르는 관전류-노출시간곱은 영상잡음에 영향을 미치며 선량과는 정비례 관계에 있다(즉, 관전류-노출시간곱을 배가하면 선량도 2배가 된다). 그러나 관전류-노출시간곱과 잡음 관계는 더 복잡해진다(즉, 관전류-노출시간곱이 증가하면 그 제공근에 비례하여 잡음이 줄어든다). 예를 들면 관전류-노출시간곱(즉, 선량)이 4배 증가하면 영상잡음이 반감된다. 여러 연구자가 검출기에 동일한 광자 흐름을 얻기 위한 관전류-노출시간곱(mAs)은 성인에 비해 소아환자에게서 크게 줄어듦을 보였다. 120 kVp에서 120 kg 체중에 대해서는 1300 mAs가 70 kg에서는 200 mAs, 10 kg에서는 17 mAs로 감소했다(Huda 등, 2000). 복부 프로토콜에서 대조-잡음비가 일정할 때 mAs는 (횡단거리가) 28 cm에서(성인 모의체) 100%라 할 때 (다양한 아동 모의체에 해당하는) 25 cm에서 56%, 20 cm에서 20%, 15 cm에서 5%로 줄었다(Boone 등, 2003).

(120) 흉부 CT에 대해서는 상대적으로 낮은 관전류를 권고하고 있다. Lucaya 등(2000)은 저선량 고해상도 CT가 방사선량을 상당히 줄이고(50 mA에서 72%, 34 mA에서 80%) 비협조적인 소아와 어린 환자에서는 50 mAs로, 협조적인 소아와 어린 환자에서는 34 mAs로 양질의 폐 영상을 얻을 수 있음을 발견했다. Rogalla 등(1999)은 환자 연령에 따라 나선 CT에서 25-75 mA(1회전 시간 동안) 범위의 관전류를 권고했다. 비정상을 놓칠 가능성에 추가하여 낮은 선량 스캔에서 위험의 하나는 관전류-노출시간곱이 크고 잡음준위가 낮을 때는 일어나지 않을 위양성 발견이 있을 수 있음을 이해하는 것이 중요하다.

### 6.5.2. 관전류(kVp)

(121) 소아환자의 물리적 크기가 작기 때문에 소아환자 신체를 투과하는데 필요한

kVp는 성인의 경우보다 낮다. 그러므로 성인 CT고찰에서 120 kVp가 사용될 때 소아환자에게는 100 kVp, 때로는 80 kVp도 적절하다. mAs 증가 없는 낮은 kVp는 잡음을 증가시킨다. 그러나 대조가 높으면 높은 잡음도 용인되므로 선량이 감축된다. 이런 낮은 kVp는 요오드화물 조영제 대조를 높이므로 CT 혈관촬영에 권장된다. kVp를 과도하게 낮추면 빔 경화 인공물이 발생할 수 있다(Verdun 등, 2004). Vock(2005)은 5 kg 미만 유아에 대해 80 kVp를 사용할 것을 제안했다. 모의체 연구에서 Yu 등(2011)은 소아 흉부 및 복부골반 촬영에서 체중 10 kg 미만과 10-20 kg에 대해 각각 관전압 80 kVp와 100 kVp를 제안했다. 70 kVp 선택이 가능한 새로운 스캔 기술이 가용한데 이는 소아에게 고유한 장점이 있을 수 있다.

(122) 체중 반영 소아 CT 프로토콜 사용이 제안되고 있다(Frush 등, 2002; Cody 등, 2004; Verdun 등, 2004; Vock, 2005). 제안된 소아 CT 프로토콜 예를 표 6.2에 보았다(Pages 등, 2003; Verdun 등, 2004; Vock, 2005).

### 6.5.3. 슬라이스 두께

(123) 아동의 작은 체격은 공간분해능을 높이기 위해 성인에 비해 상대적으로 더 얇은 슬라이스를 필요로 하지만 노출이 같을 때 얇은 슬라이스는 두터운 슬라이스에 비해 잡음을 자동으로 증가시킨다. 낭포성섬유증이 있는 아동의 흉부 CT에서 이를 평가했는데, 폐 창 세팅에서 기관지정맥 구조 모사의 임상적 수용성을 제공하는 선량이 **1.0 mm 두께 대신 0.5 mm 층을 사용할 때** 감소했다( $0.14 \pm 0.04$  mSv 대  $0.19 \pm 0.03$  mSv)(O'Conner 등, 2010). 잡음수준을 일정하게 유지하면 mAs 증가를 초래하고 따라서 방사선량을 증가시키는데 이는 슬라이스 두께의 제공에 역비례한다. 그래서 슬라이스 두께를 절반으로 줄이면 mAs를 4배 증가시키게 된다. 4행 검출기를 갖는 스캐너는 단일행 검출기보다 선량효율이 낮으므로 얇은 슬라이스에서는 더 높은 선량준위를 요구한다. 새로운 검출기 기술과 스캐너 기하배열의 변화로 인해 4행 이상 검출기에서는 이 현상이 덜 중요하다(Thomton 등, 2003).

## 6.6. 방호차폐

(124) 국부 방호 차폐를 사용하는 관행은 기관에 따라 다르다. 한 접근이 모든 스캐너에 적합하지는 않기 때문에 프로토콜은 개별 스캐너에 대해 구체적으로 시험해야 한다. 바르게 사용하지 않으면 오히려 방사선량을 증가시킬 수도 있다.

표6.2. 제안된 소아 CT 프로토콜(Pages 등, 2003; Verdun 등, 2004; Vock, 2005)

체중(kg)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	kV	mAs
복부 피치 0.75			
2.5-5	7.1	80	72
5-15	9.4	100	56
15-30	14.0	120	64
30-50	18.5	120	96
연령(년)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy cm)	
뇌/가슴			
<1	25/20	180/150	
5	25/25	200/200	
10	50/30	750/600	
상부/하부 복부			
<1	20/20	330/170	
5	25/25	360/250	
10	30/30	800/500	

CTDI: CT선량지수, DLP: 선량길이곱.

(125) 가능하면 비트무스를 사용한 국부 표층 방호기구로 여아의 가슴 조직 보호를 고려할 수 있다(Coursey 등, 2008). 그러나 시스템이 차폐 부위에서 전류를 부적절하게 증가시키지 않도록 스카우트부(또는 AEC 사전스캔) 이후에 비트머스 방호기구를 배치해야 함에 유의하는 것이 중요하다. 직접 빔 및 산란선으로부터 수정체, 갑상선 및 생식선 방호를 위한 다른 기구들도 제안되고 있다. 눈에 높은 흡수선량이 부여되는 X선 검사(예: 뇌나 안면골 CT에서 갠트리 각도 관리로 안구를 검사체적 밖에 유지하는 것이 불충분한 경우)에서 검사나 진단이 영향을 받지 않는다면 적절한 차폐물(예: 비트머스 차폐)이나 납 등가 안경으로 눈은 차폐해야 한다. 납 등가 안경은 방사선 방호율이 아직 국제적으로 표준화되어 있지 않으므로 주의해서 사용해야 한다. 환자가 협조적이면 흡수선량을 50-70% 줄일 수 있다.

(126) 미흡하게 최적화된 차폐물 배치(예: 피부표면에 너무 가깝거나 표면 위에 매끄럽게 배치되지 않음)는 줄무늬 인공물과 높은 잡음을 초래할 수 있다. 근접 인공물을 최소화하기 위해서는 차폐를 충분한 거리를 두고 배치할 필요가 있다고 권고하고 있다(Kim 등, 2010).

(127) 그래서 저자나 기관에 따라서는 차폐를 환자 위에 올려 사용하지 말 것을 권고했고, 대신 많은 경우 바른 조사야 제한과 적절한 관전류 변화로서 차폐도구 없이도 상당한 선량감축을 달성할 수 있다고 제안하고 있다(Colombo 등, 2004; Geleijns 등, 2006; Karla 등, 2009).

## 6.7. 소아 CT에서 선량감축 원리(Vock, 2005)

(128) 소아 CT에서 선량감축 목표를 달성하기 위해 다음 전략이 권고되는데, CT 검사에 대한 엄격한 정당화, 임상정보를 얻을 수 있는 범위에서 고잡음 영상의 수용, 스캔 프로토콜 최적화, 필요한 최소 구간 스캐닝, 동일 부위에 대한 반복 스캐닝 감축이 포함된다.

### a. CT 고찰의 엄격한 정당화

- 아동에 대해서는 초음파촬영이나 MRI 같은 대체 영상방식을 고려해야 한다. 그러나 때로는 MRI 검사를 받는 아동에게 필요한 진정제 위험에 대해서도 고려가 필요하다.

### b. 환자 준비

- 특히 어린 아동의 경우, 환자뿐만 아니라 절차 동안 아동과 함께 함으로써 아동을 편안하게 만들 부모와도 교감이 필요하다. 이때 부모에게는 납치마를 착용하고 1차빔 밖에 서도록 안내해야 한다.
- 아동 친화적 환경은 아동의 걱정을 감소시킬 것이다.
- 아동을 다루는 데 특별히 훈련받고 경험을 쌓은 의료진은 고찰의 품질을 개선하고 추가 피폭을 수반하는 반복 스캐닝을 예방하는 데 큰 도움이 된다.
- 정맥주사가 필요하다면 검사에 충분히 앞서 조치해야 한다.
- 필요한 방호차폐를 배치한다.

### c. 스캔이 진단에 충분한 한 영상잡음 수용

- 극한까지 가게 하는 것(즉, 의학적 질문이 허용하는 최대의 잡음을 수용하는 것)은 방사선과전문의 역할이다.
- 사후 영상처리(해석을 위해 3-5 mm 수준의 두터운 절편으로 재구성)는 신호-잡음비를 유지하면서 선량을 줄이는 데 도움이 된다. 두터운 절편은 얇은 절편 영상에 비해 잡음이 줄이지만, 2차원 또는 3차원으로 재구축하여 세부를 살필 중요한 부위는 얇은 절편을 사용한다.

### d. 스캔변수 최적화

- 스캐너가 다르면 기하배열도 달라 kVp나 mA를 직접 비교하는 것을 어렵게 만

든다. 소아 CT에서는 최단 회전시간이 일반적으로 적절한데 이를 통해 움직임 인공물을 최소화 할 수 있다.

- 관전류와 kVp는 환자 체격에 따라 조정해야 한다.
- x-y 평면(각방향) 선량변조: 이 기법은 인체가 통상 등글지 않다는 사실을 극복하기 위해 도입되었다. 동일한 신호-잡음비를 달성하기 위해서는 일반적으로 y축(AP방향)에서 x축(좌에서 우)보다 적은 방사선이 필요하다. x-y평면 변조는 검사하는 부위에 따라 mAs를 20-40% 감축하므로 가능하면 이를 사용해야 한다.
- z-축(종방향) 변조: 신체의 종축(z축)에서는 환자의 검사 부위에서 구조의 밀도에 따라 적절한 신호-잡음비를 유지하는 데 필요한 방사선량이 변한다. z축 변조는 CT 배치보기를 통해 또는 실시간으로 조정되는데 가능하면 이 기법도 사용해야 한다.

e. 스캔 범위 제한

이는 스카우트뷰와 회전 고찰 모두에 적용된다.

f. 동일 부위에 정당화되지 않는 다중 스캔 방지

- 만약 반복 스캔이 필요하다면 가능한 최소 체적으로 한정해야 하며, 예상하는 추가정보를 방해하지 않는 수준의 낮은 선량으로 수행해야 한다. 아동에게 다단계 CT검사는 단계마다 정당화해야 한다.
- 다음과 같은 다양한 의학적 이유로 동일 부위에 반복 스캔이 필요할 수 있다.
  - 농축과bolus 정맥주사 전후 대조 증강 스캔
  - 시험 농축과를 사용한 스캔(예: 농축과 추적) 타이밍 수정 또는 합당한 진단 스캔의 농축과 개시를 위해 낮은 선량에서 한 평면의 반복된 스캐닝. 이 경우 순차 스캔은 매우 낮은 선량(예: 5 mAs)일 수 있다.
  - 동맥, 정맥 또는 신장과 같은 장기의 배설 상황을 포함한 역동 강화 조사
  - 폐의 자세 중력 영향을 보이기 위한 바로 눕고 옆드린 자세로 스캔
  - 공기 간힘을 검사하기 위한 들숨과 날숨에서 폐 스캔
  - 형광투시로서 CT 유도 중재
  - 두터운 절편으로 스캔 후 얇은 절편으로 상세 스캐닝.





## 7. 요약 및 권고

- 전리방사선이 개입되는 모든 검사의 정당화에 이은 방호최적화는 모든 환자에게 중요하며, 성인에 비해 단위 선량 당 악영향 위험이 더 높은 소아환자에게는 더욱 중요하다.
- 최적화 원칙에 따르면 진단 촬영 검사가 지시되고 정당화된다는 것은 그 검사를 하지 않음으로 인한 환자의 위험이 검사할 때 환자의 잠재적 방사선 위험보다 크을 의미한다.
- 전리방사선을 사용하지 않은 영상화기술을 항상 대안으로 고려해 봐야 한다.
- 방사선방호 최적화는 방사선 기기의 최적 기능 및 품질관리와 함께 방사선 기기와 변수가 소아환자에게 적절히 맞춰짐을 보장하고 최적 절차를 돕도록 DRL을 이행한다.
- 기관 방사선방호문화의 일부로서 품질기준 이행과 정기 감사를 제도화해야 한다.
- 소아환자의 배치와 고정, 조사야 크기, 방호차폐 등 모범 촬영기술에 주의를 기울여야 한다. 촬영 노출변수는 환자 체격과 연령에 특별히 맞춰야 한다.
- 대부분 촬영기기와 공급자 제공 프로토콜은 성인에 맞춰져 있으므로 소아에 사용하기 위해서는 기기나 노출변수의 변경이 필요할 수도 있다. 가능하면 설치, 촬영 프로토콜 수립, 최적화를 돕도록 의학물리사의 자문을 구해야 한다.
- 환자 방사선량이 높을 수 있기 때문에 중재방사선 절차는 경험 있는 소아 중재 방사선 의료진이 수행해야 한다. 환자와 의료진 모두를 보호하기 위해 방사선 방호에 추가적 훈련이 권고된다.
- CT에서는 환자 체중과 연령에 따라 스캔변수(mA, kVp 및 피치)를 조정하여 선량감축을 최적화해야 한다. 체중 반영 CT 프로토콜이 제안되고 발간되어 있다. 방사선피폭을 최소화하기 위해 진단에 충분하다면 잡음이 많은 영상도 수용해야 한다. 최적 고찰 품질은 고찰 지시와 스캔하는 부위에도 의존한다. 기타 선량감축 전략으로 다단계 검사 프로토콜의 제한, 스캔 부위의 중첩 예방, 관심 부위에 한정된 스캔 등이 있다. 나아가 진단과 해석이 용이하도록 영상 후처리를 통해 고찰품질을 개선할 수도 있다.



# 부록 A. 적절한 소아 방사선절차 사용을 위한 지침

아래 예시는 영국 왕립방사선의사협회(Royal College of Radiologists)(2007, [www.rcr.ac.uk](http://www.rcr.ac.uk))가 발행한 의뢰의사와 방사선과 전문의를 위한 지침에서 가져온 것이다.

## A.1. 중추신경계

- 사고외 부상(아동학대)이 의심되는 경우가 아니면 아동 머리부상으로 두개골 방사선촬영은 지시되지 않는다. 우발적 뇌손상의 많은 외상특성에 따라 CT가 지시될 수 있다.
- 머리카락이나 척추의 선천성 질환에 대해서는, 전신마취가 필요하거나 CT가 우선되는 뼈 세부를 구획하는 경우가 아니라면 MRI가 지시된다.
- 머리의 비정상적 외관(예: 정문이 열린 뇌수종)에 대해서는 초음파가 지시된다. 단, 두개수술에 앞서 3차원 재구성이 필요할 때는 예외인데 이때는 CT 검사가 필요하다. 뇌수종 수술에서 가능한 문합 오작동에서는 모든 밸브시스템에 대한 방사선촬영이 지시된다.
- 간질 환자에 대해서는 머리 방사선촬영이 지시되지 않는다. 난청, 발육지연, 마비 의심에 대해서도 마찬가지로 권고한다.
- 두통, 유돌염(mastoiditis), 의심 정맥동염(5세 미만에서는 정맥동이 형성되지 않거나 미진하다)은 일반적으로 방사선촬영을 지시하는 것으로 보지 않는다. 낮은 선량 CT나 우선적으로는 MRI가 특화된 조사이다.

## A.2. 목과 척추

- 외상없는 사경(torticollis)에서는 초음파가 지시되며 MRI, 방사선촬영, CT는 임상적 소견이 비정형이거나 다년에 걸친 특별한 경우에만 지시된다.
- 잠재이분척추증(spina bifida occulta)은 일반적 병변이므로 어떤 영상화도 지시하지 않는다. 신경학적 증상이나 징후가 있다면 초음파나 MRI가 지시된다.

### A.3. 골격근 시스템

- 2세 미만에서 사고외 부상 의심(아동학대)은 골격 조사의 지시가 된다. 골격 조사는 소아 절차에 훈련을 받은 방사선사나 기사가 수행해야 하며, 방사선전문 의가 검사를 감독하여 필요에 따라 보완 보기에 대해 조언해야 한다.
- 늑골 부상 후 비교를 위해 반대쪽에 대해 일상적 X선촬영은 정당화되지 않는다.
- 과소 신장이나 성장장애에 대해 뼈 연령 측정을 위한 왼쪽 팔목이나 손의 X선 촬영은 지시된다.
- 엉덩이에 통증이 있거나 절름거리는 아동에게는 관절 삼출을 확인하거나 배제하기 위해, 그리고 진단과 치료를 안내하기 위해 초음파가 지시된다. X선이나 핵의학 검사는 초음파가 부정적이 때만 지시된다. 골수염, 무혈관 괴사, 종양처럼 비정상적 병리가 의심될 때는 MRI가 지시된다.
- 뼈에 바늘로 찌르는 듯한 통증 징후나 경향이 있다면 방사선투과촬영이 지시된다. 의심 골수염에는 초음파가 도움이 되고 이런 환자에게 MRI 사용이 증가하고 있다.
- 2-5 개월 유아에게서 딸깍거리는 고관절은 초음파로 평가해야 한다. 방사선촬영은 초음파 전문가가 없거나 5개월 이상인 유아에게만 사용하는 것이 좋다.
- Osgood-Schlatter병에는 방사선촬영이 지시되지 않는다. 연조직 부풀음은 임상적으로 평가해야 한다.

### A.4. 심장흉부 계통

- 급성 가슴 감염이나 반복적 습성기침에 가슴 X선촬영은 지시되지 않으며, 치료에도 불구하고 증상이 지속되거나 중환자 또는 원인을 알 수 없는 고열 환자에게만 지시된다.
- 이물질 흡입의심에는 방사선촬영이 지시된다. 필름, 형광투시, CT 등 날숨촬영에 관한 지역정책에는 차이가 크다.
- 천명이나 급성 천음은 정례적으로는 흉곽X선을 지시하지 않는다. 후두개염 epiglottitis은 임상진단이지만 특히 이물질 방해나 인후두염 농양이 의심되고 기도가 안정적인 아동에게서는 측방 목 X선 촬영이 유용할 것이다.
- 심장 잡음에 대해 가슴X선이 정례적으로 지시되지 않는다. 전문가 의뢰나 초음파 심장조영술을 고려해야 한다.

## A.5. 소화기 계통

- 장중첩에는 초음파가 높은 감도록 가지지만 시술자 의존적이다. 장중첩 의심에는 가능하면 초음파를 사용해야 한다.
- 이물질 삼킴은 목을 포함한 가슴 X선촬영을 수행해야 한다. 복부 X선은 날카로운 이물질이나 유독성 물체(예: 건전지) 삼킴이 의심될 때만 지시된다.
- 복부내 병리나 척추나 골반뼈의 부상을 암시하는 양성 물리적 증상이 없다면 복부에 경미한 외상은 복부 방사선촬영을 정례적으로 지시하지 않는다. 둔탁한 복부 외상에는 CT가 주된 촬영 조사로 선택되지만, 기지의 장기 손상에 대한 추적에는 초음파가 유용할 것이다. 중대한 복부 외상에 대해서는 성인과 마찬가지로 현장정책에 따라 다루어야 한다.
- 쏘아내는 구토에 대해서는 비대성 유문협착증을 배제하기 위해 초음파가 선택되는 방법이다. 반복적 구토나 단순 위식도역류에 대해서는 상부 위장관 조영제 검사가 정규적인 지시는 아니다.
- 변비에 대해 복부 방사선촬영은 정례적 지시가 아니다. 만약 Hirschsprung병이 의심된다면 전문가 의뢰 및 생검이 선호된다.
- 복부에 덩어리가 촉진된다면 처음에는 초음파가 지시된다. 덩어리가 확인되면 가능하면 전문 센터에서 MRI나 CT로 추가 촬영을 수행할 수 있다.

## A.6. 생식비뇨기계통

- 지속적 오줌싸개는 초음파로 평가해야 한다. 중복신장을 가진 여아에게 이소성 요로(괄약근 아래)을 확인하는 데만 정맥요로조영술(IVU)을 수행해야 한다. 가용하면 MRI 요로조영술이 IVU의 대안이다.
- 초음파나 비디오뇨역동학에서 신경병성 방광요도 기능이상(neuropathic vesicourethral dysfunction)으로 나타나는 방광벽 비대나 점유주화가 있는 아동에 추가하여 신경 비정상 또는 골격을 검사받는 아동에 대해서는 요천추 X선이 지시된다.
- 촉진되지 않는 고환에 대해 초음파가 지시되지만 복내 고환의 경우에는 MRI가 도움이 된다. 복강경 평가가 점차 증가하고 있다.
- 요관 확장의 산전 진단은 초음파로 평가해야 하지만 전문가 의뢰 문턱을 낮출 것을 권고한다.



## 참고문헌

- Alt, C.D., Engelmann, D., Schenk, J.P., et al., 2006. Quality control of thoracic X-rays in children in diagnostic centers with and without pediatric-radiologic competence. *Fortschr Rontgenstr* 178, 191-199.
- American Association of Physicists in Medicine, 1998. *Managing the Use of Fluoroscopy in Medical Institutions*. AAPM Report No. 58. Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- American College of Radiology, 1996. *ACR Appropriateness Criteria*, Reston, VA. Available at: <http://www.acr.org/ac> (last accessed 07.11.12).
- Amis, E.S., Butler, P.F., Applegate, K.E., et al., 2007. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J. Am. Coll. Radiol.* 4, 272-284.
- Balter, S., Hopewell, J.W., Miller, D.L., et al., 2010. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology* 254, 326-341.
- Bardo, D.M.E., Black, M., Schenk, K., et al., 2009. Location of the ovaries in girls from newborn to 18 years of age: reconsidering ovarian shielding. *Pediatr. Radiol.* 39, 253-259.
- Berrington de Gonzalez, A., Mahesh, M., Kim, K.P., et al., 2009. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch. Intern. Med.* 169, 2071-2077.
- Boone, J.M., Geraghty, E.M., Seibert, J.A., et al., 2003. Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. *Radiology* 228, 352-360.
- Brenner, D., Hall, E., 2007. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.* 357, 2277-2284.
- Brisse, H.J., Aubert, B., 2009. CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007-2008 SFIPP/ISRN survey. *J. Radiol.* 90, 207-215.
- Buls, N., Bosmans, H., Mommaert, C., et al., 2010. CT paediatric doses in Belgium: a multi-center study: results of a dosimetry audit 2007-2009. Available at: <http://www.fanc.fgov.be/GED/00000000/2400/2449.pdf> (last accessed 08.11.12).
- Cody, D.D., Moxley, D.M., Krugh, K.T., et al., 2004. Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* 182, 849



-859.

- Colombo, P., Pedroli, G., Nicoloso, M., et al., 2004. Evaluation of the efficacy of a bismuth shield during CT examinations. *Radiol. Med.* 108, 560-568.
- Connolly, B., Racadio, J., Towbin, R., 2006. Practice of ALARA in the pediatric interventional suite. *Pediatr. Radiol.* 36 (Suppl. 14), 163-167.
- Cook, J.V., Kyriou, J.C., Pettet, A., et al., 2001. Key factors in the optimization of paediatric X-ray practice. *Br. J. Radiol.* 74, 1032-1040.
- Coursey, C., Frush, D.P., Yoshizumi, T., et al., 2008. Pediatric chest MDCT using tube current modulation: effect of radiation dose with breast shielding. *Am. J. Roentgenol.* 190, W54-W61.
- Dauer, L.T., Casciotta, K.A., Rothenberg, L.N., 2007. Radiation dose reduction at a price: the effectiveness of a male gonadal shield during helical CT scans. *BMC Med. Imaging* 7, 5.
- Dauer, L.T., St. Germain, J., Meyers, P.A., 2008. Letter to the Editor - let's image gently: reducing excessive reliance on CT scans. *Pediatr. Blood Cancer* 51, 838.
- Dixon, R.L., Ballard, A.C., 2007. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: beyond CTDI<sub>100</sub>. *Med. Phys.* 34, 3399-3413.
- Donnelly, L.F., Emery, K.H., Brody, A.S., et al., 2001. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *Am. J. Roentgenol.* 176, 303-306.
- Eder, H., Panzer, W., Schofer, H., 2005. Is the lead-equivalent suited for rating protection properties of lead-free radiation protective clothing? *Fortschr Rontgenstr* 177, 399-404.
- European Commission, 1996. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*. European Commission, Brussels.
- European Commission, 1999. *Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures*.
- European Commission Publications, *Radiation Protection 109*, Brussels.
- European Commission, 2000. *European Guidelines for Quality Criteria for Computed Tomography*. European Commission, Luxembourg.
- Fawcett, S.L., Barter, S.J., 2009. The use of gonad shielding in paediatric

- hip and pelvis radiographs. *Br. J. Radiol.* 82, 363-370.
- Fendel, H., Schneider, K., Kohn, M.M., Bakowski, C., 1989. Optimization of image quality and patient dose - paediatric radiology. In: Moores, B.M., Wall, B.F., Eriskat, H., Schibilla, H. (Eds.), *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. BIR Report 20. British Institute of Radiology, pp. 91-101.
- Frush, D.P., Soden, B., Frush, K.S., et al., 2002. Improved pediatric multidetector body CT using a sizebased color-coded format. *Am. J. Roentgenol.* 178, 721-726.
- Galanski, M., Nagal, H.D., Stamm, G., 2007. Paediatric CT Exposure Practice in the Federal Republic of Germany. Results of a Nationwide Survey in 2005/6. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover. Available at: [www.mh-hannover.de/fileadmin/kliniken/diagnostische\\_radiologie/download/Report\\_German\\_Paed-CTSurvey\\_2-5\\_06.pdf](http://www.mh-hannover.de/fileadmin/kliniken/diagnostische_radiologie/download/Report_German_Paed-CTSurvey_2-5_06.pdf)(last accessed 09.01.11).
- Geleijns, J., Salvado Artells, M., Veldkamp, W.J., et al., 2006. Quantitative assessment of selective inplane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *Eur. Radiol.* 16, 2334-2340.
- Greess, H., Nömayr, A., Wolf, H., et al., 2002. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur. Radiol.* 12, 1571-1576.
- Greess, H., Lutze, J., Nömayr, A., et al., 2004. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur. Radiol.* 14, 995-999.
- Hampton, T., 2010. Radiation oncology organization, FDA announce radiation safety initiatives. *JAMA* 303, 1239-1240.
- Hart, D., Wall, B.F., Shrimpton, P.C., et al., 2000. Reference Doses and Patient Size in Paediatric Radiology. NRPB-R318. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., 2007. Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK - 2005 Review. HPA-RPD-029. UK Health Protection Agency, Chilton.
- Hayashi, N., Sakai, T., Kitagawa, M., et al., 1998. Radiation exposure to interventional radiologists during manual-injection digital subtraction angiography. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 21, 240-243.
- Hiorns, M.P., Saini, A., Marsden, P.J., 2006. A review of current local dose-area product levels for paediatric fluoroscopy in a tertiary

- referral centre compared with national standards. Why are they so different? *Br. J. Radiol.* 79, 326-330.
- Horwitz, A.E., Schweighofer-Berberish, K., Schneider, K., et al., 1993. Selected image quality parameters in a survey using a test phantom in radiological departments and offices in the Federal Republic of Germany. *Radiat. Prot. Dosimetry* 49, 79-82.
- Huda, W., Scalzetti, E.M., Levin, G., 2000. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217, 430-435.
- IAEA, 2007. *Diagnostic Radiology: an International Code of Practice*. Technical Report Series No. 457. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 2000a. *Pregnancy and medical radiation*. ICRP Publication 84. *Ann. ICRP* 30(1).
- ICRP, 2000b. *Managing patient dose in computed tomography*. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* 30(4).
- ICRP, 2001a. *Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures*. ICRP Publication 85. *Ann. ICRP* 30(2).
- ICRP, 2001b. *Managing patient dose in computed tomography*. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* 30(4).
- ICRP, 2003. *Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor ( $W_R$ )*. ICRP Publication 92. *Ann. ICRP* 33(4).
- ICRP, 2004. *Managing patient dose in digital radiology*. ICRP Publication 93. *Ann. ICRP* 34(1).
- ICRP, 2005. *Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk*. ICRP Publication 99. *Ann. ICRP* 35(4).
- ICRP, 2007a. *Managing patient dose in multi-detector computed tomography*. ICRP Publication 102. *Ann. ICRP* 37(1).
- ICRP, 2007b. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37(2-4).
- ICRU, 2005. *Patient dosimetry for x rays used in medical imaging*. ICRU Report 74. *J. ICRU* 5(2).
- International Electrotechnical Commission, 2002. *Medical Electrical Equipment - Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Computed Tomography*. International Standard IEC 60601-2-44 Edition 2.1. IEC, Geneva.

- IPEM, 2005. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. IPEM Report 91. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- Jimenez, S., Jimenez, J.R., Crespo, M., et al., 2006. Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. *Arch. Dis. Child.* 91, 388-390.
- Johnson, K., Williams, S.C., Balogun, M., et al., 2004. Reducing unnecessary skull radiographs in children: a multidisciplinary audit. *Clin. Radiol.* 59, 616-620.
- Kalra, M.K., Dang, P., Singh, S., et al., 2009. In-plane shielding for CT: effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. *Korean J. Radiol.* 10, 156-163.
- Karmazyn, B., Frush, D.P., Applegate, K.E., et al., 2009. CT with a computer-simulated dose reduction technique for detection of pediatric nephroureterolithiasis: comparison of standard and reduced radiation doses. *Am. J. Roentgenol.* 192, 143-149.
- Kim, S., Frush, D.P., Yoshizumi, T.T., 2010. Bismuth shielding in CT: support for use in children. *Pediatr. Radiol.* 40, 1739-1742.
- King, J.N., Champlin, A.M., Kelsey, C.A., et al., 2002. Using a sterile disposable protective surgical drape for reduction of radiation exposure to interventionalists. *Am. J. Roentgenol.* 178, 153-157.
- Kuppermann, N., Holmes, J.F., Dayan, P.S., et al., 2009. Identification of children at very low risk of clinically-important brain injuries after head trauma: a prospective cohort study. *Lancet* 374, 1160-1170.
- Lederman, H.M., Khademian, Z.P., Felice, M., et al., 2002. Dose reduction fluoroscopy in pediatrics. *Pediatr. Radiol.* 32, 844-848.
- Leitz, W., Axelsson, B., Szendrő, G., 1995. Computed tomography dose assessment: a practical approach. *Radiat. Prot. Dosimetry* 57, 377-380.
- Lewis, D.W., Dorbad, D., 2000. The utility of neuroimaging in the evaluation of children with migraine or chronic daily headache who have normal neurological examinations. *Headache* 40, 629-632.
- Lucaya, J., Piqueras, J., García-Peña, P., et al., 2000. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. *Am. J. Roentgenol.* 175, 985-992.
- Maytal, J., Krauss, J.M., Novak, G., et al., 2000. The role of brain

- computed tomography in evaluating children with new onset of seizures in the emergency department. *Epilepsia* 41, 950-954.
- McCarty, M., Waugh, R., McCallum, H., et al., 2001. Paediatric pelvic imaging: improvement in gonad shield placement by multidisciplinary audit. *Pediatr. Radiol.* 31, 646-649.
- Macgregor, D.M., McKie, L., 2005. CT or not CT - that is the question. Whether 'tis better to evaluate clinically and x ray than to undertake a CT head scan. *Emerg. Med. J.* 22, 541-543.
- Moss, M., McLean, D., 2006. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australas. Radiol.* 50, 33-40.
- NAS/NRC, 2006. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionising Radiation: BEIR VII Phase 2. Board on Radiation Effects Research. National Research Council of the National Academies, Washington, DC.
- Niklason, L.T., Marx, M.V., Chan, H.P., 1993. Interventional radiologists: occupational radiation doses and risks. *Radiology* 187, 729-733.
- O'Conner, O.J., Vandeleur, M., McGarrigle, A.M., et al., 2010. Development of low-dose protocols for thin-section CT assessment of cystic fibrosis in pediatric patients. *Radiology* 257, 820-829.
- Pages, J., Buls, N., Osteaux, M., 2003. CT doses in children: a multicentre study. *Br. J. Radiol.* 76, 803-811.
- Perlmutter, N., Arthur, R., Beluffi, G., et al., 1998. The quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. *Radiat. Prot. Dosimetry* 80, 45-48.
- Plewes, D.B., Vogelstein, E., 1984. Grid controlled x-ray tube switching time: implications for rapid exposure control. *Med. Phys.* 11, 693-696.
- Preston, D.L., Ron, E., Tokuoka, S., et al., 2007. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat. Res.* 168, 1-64.
- Rehani, M.M., 2007. Training of interventional cardiologists in radiation protection - the IAEA's initiatives. *Int. J. Cardiol.* 114, 256-260.
- Rogalla, P., Stover, B., Scheer, I., et al., 1999. Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr. Radiol.* 29, 565-569.
- Royal College of Radiologists, 2007. Making the Best Use of Clinical Radiology Services, sixth ed. Royal College of Radiologists, London.
- Sanchez Jacob, R., Vano-Galvan, E., Gomez Ruiz, M., et al., 2009. Optimising the use of computed radiography in pediatric chest

- imaging. *J. Digit. Imaging* 22, 104-113.
- Schneider, K., Fendel, H., Bakawski, C., et al., 1992. Results of a dosimetry study in the European Community on frequent x-ray examinations in infants. *Radiat. Prot. Dosimetry* 43, 31-36.
- Schneider, K., Kohn, M.M., Bakowski, C., et al., 1993. Impact of radiographic imaging criteria on dose and image quality in infants in an EC-wide survey. *Radiat. Prot. Dosimetry* 49, 73-76.
- Schneider, K., 1995. Evolution of quality assurance in paediatric radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 57, 119-123.
- Schneider, K., Kohn, M.M., Ernst, G., 1998. The derivation of reference dose values to chest X-rays in paediatric radiography. *Radiat. Prot. Dosimetry* 80, 199-202.
- Schneider, K., Perlmutter, N., Arthur, R., et al., 2000. Micturition cysturethrography in paediatric patients in selected children's hospitals in Europe: evaluation of fluoroscopy technique, image quality criteria and dose. *Radiat. Prot. Dosimetry* 90, 197-201.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.S., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review. NRPB-67. Available at: [www.hpa.org.uk/radiation/publication/index.htm](http://www.hpa.org.uk/radiation/publication/index.htm) (last accessed 10.01.11).
- Strauss, K.J., Goske, M.J., Kaste, S.C., et al., 2010. Image gently: ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR Am. J. Roentgenol.* 194, 868-873.
- Teasdale, G.M., Murray, G., Anderson, E., et al., 1990. Risks of acute traumatic intracranial haematoma in children and adults: implications for managing head injuries. *BMJ* 300, 363-367.
- Thomas, K.E., 2011. CT utilization - trends and developments beyond the United States' borders. *Pediatr. Radiol.* 41 (Suppl. 2), S562-S566.
- Thomton, F.J., Paulson, E.K., Yoshizumi, T.T., et al., 2003. Single versus multi-detector row CT: comparison of radiation doses and dose profiles. *Acad. Radiol.* 10, 379-385.
- Thornton, R.H., Dauer, L.T., Altamirano, J.P., et al., 2010. Comparing strategies for operator eye protection in the interventional radiology suite. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 21, 1073-1077.
- Tsapaki, V., 2001. Patient and staff dosimetry problems in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 113-116.
- UNSCEAR, 2008. Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR

2008 Report: Volume I: Sources - Report to the General Assembly Scientific Annexes A and B, United Nations, New York.

- Vañó, E., Fernandez, J.M., Ten, J.I., et al., 2007. Transition from screen-film to digital radiography: evolution of patient radiation doses at projection radiography. *Radiology* 243, 461-466.
- Vañó, E., Martinez, D., Fernandez, J.M., et al., 2008. Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. *Phys. Med. Biol.* 53, 3365-3380.
- Valk, J.W., Plotz, F.B., Schuerman, F.A., et al., 2001. The value of routine chest radiographs in a paediatric intensive care unit: a prospective study. *Pediatr. Radiol.* 31, 343-347.
- Verdun, F.R., Lepori, D., Monnin, P., et al., 2004. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur. Radiol.* 14, 835-841.
- Verdun, F.R., Gutierrez, D., Vader, J.P., 2008. CT radiation dose in children: a survey to establish agebased diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur. Radiol.* 18, 1980-1986.
- Vock, P., 2005. CT dose reduction in children. *Eur. Radiol.* 15, 2330-2340.
- Ward, V.L., Barnewolt, C.E., Strauss, K.J., et al., 2006. Radiation exposure reduction during voiding cystourethrography in a pediatric porcine model of vesicourethral reflux. *Radiology* 238, 96-106.
- Willis, C.E., Slovis, T.L., 2004. The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric radiographic exams - a white paper conference executive summary. *Pediatr. Radiol.* 34 (Suppl. 3), S162-S164.
- Yakoumakis, E., Karlatira, M., Gialousis, G., et al., 2009. Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece. *Health Phys.* 97, 595-603.
- Yu, L., Bruesewitz, M.R., Thomas, K.B., et al., 2011. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* 31, 835-848.