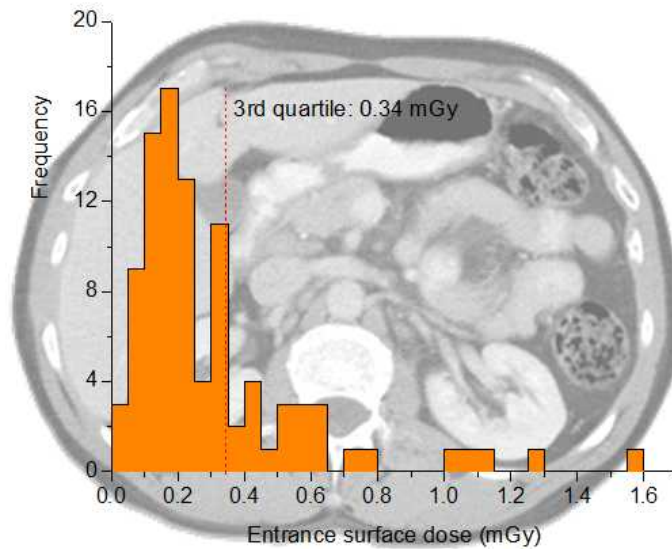


ICRP 간행물 135

의료촬영의 진단참조준위

Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging



대한방사선방어학회
방사선안전문화연구소



이 번역본 발간은 원자력안전위원회 원자력안전연구사업(과제번호: 2016-25호)의 일환으로 이루어졌습니다. 학회는 이 번역본 배포를 승인해준 ICRP 호의에 감사합니다.

ICRP Publication 135

의료촬영의 진단참조준위

Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

ICRP 승인: 2018년 2월

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은
ICRP의 허락(2018년2월)을 받았으며 ICRP
정신에 따라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회

역사서문

“사람의 다름을 인정하라.” 요즘 주변에서 종종 듣는 말이다. 인격체를 다른 사물 처럼 보편성 잣대로 가늠하는 것은 옳지 않다는 의미로 해석된다.

의료 현장에서 다양하게 이용되는 진단 목적(중재방사선 포함) 방사선 사용에서 부당하게 높은 환자선량을 초래하는 절차를 확인하고 시정하도록 환자선량 지표를 감시할 필요가 있다. 이 간행물에서 다루는 진단참조준위(DRL)는 감시한 지표를 견주어 판단할 ‘바람직한 수준’에 해당한다. 직무피폭에서는 직업이라는 편익 정도로는 용인하기 어려운 위험 수준이 높지 않고 개인 사이 심한 불평등도 제한해야 하기 때문에 경직된 ‘선량한도’를 둔다. 자신의 이해동의 없이 피폭하는 일반인피폭에서는 더욱 그러하다.

자신의 질환을 관리하기 위한 의료피폭은 사정이 다르다. 의료피폭에서는 질환이 관리가 무엇보다 우선이고, 그 질환이 생명을 위협하는 정도도 환자마다 다르기 때문에 의료목적의 방사선 사용에 경직되고 확실적인 제한을 둘 수는 없다. 그렇다고 의료라는 명분으로 관리의 끈을 놓으면, 이전에 이미 의료현장에서 경험했듯이 유사한 질환관리에 의료시설마다 환자선량에 과도한 편차가 발생한다. 유사한 진단에서 보편적 병원보다 10 배 이상의 방사선량을 환자가 받는다면 이는 ‘의료’라는 명분으로 양해할 일이 못된다. 더욱이 진단 의료피폭만으로도 국민이 받는 인공방사선 피폭의 대부분(95% 내외)을 차지한다. 그래서 관리 잣대를 두되 다양한 환자와 다양한 임상 여건에 순응할 수 있도록 유연한 ‘참조’를 제공하여 의료피폭에서 방호최적화를 유도하려는 목적을 가진 도구가 의료피폭의 참조준위이다.

더욱이 근래에 와서 고도화된 컴퓨터 성능에 힘입어 방사선 의료기술은 빠르게 진화하고 있다. CT의 출현으로 의사가 환자 몸속을 손바닥 보듯 관찰할 수 있게 되었고, C-암이나 CBCT를 사용하는 중재방사선 기술 발전으로 과거에는 속절없이 치명적이었던 심장혈관 재건도 일상으로 이루어진다. 나아가 핵의학 기기로 PET-CT, SPECT-CT, PET-MRI는 인체 조직의 형상뿐만 아니라 ‘기능’에 관한 정보까지 제공한다. 한 마디로 방사선 의료절차가 다양해지고 복잡해졌다.

그러나 의료피폭에는 큰 다양성과 가변성이 개입된다. 환자가 다르고 겨누는 질환의 구체적 특성이 다르며, 사용하는 기기의 성능과 특성이 다를 뿐만 아니라 이를 사용하는 의료진의 기량도 다르다. 그 결과 유사한 목적의 방사선의료절차에 대해 환자선량 지표를 조사해 보면 상당히 큰 편차를 가지는 대수정규분포 양상을 띤다. 피폭관리 관점에서 겨누는 것은 당연히 그러한 분포의 꼬리(높은 쪽이든 낮은 쪽이든)가 된다. 의료피폭의 본질적 가변성과 질병관리의 우선성 때문에 이 ‘꼬

리'를 무 자르듯 관리할 수는 없다. 그래서 이 간행물에서 제안하는 '잣대'인 참조 준위는 개별 환자에 대한 감시량(이 간행물에서 'DRL양'으로 부름)으로 관행의 적절성을 판단하는 것이 아니라, 해당 시설의 유사 절차 사례 일반에 대한 잣대로 감시량 분포의 '중앙값'을 그 사회 의료기관들에서 관찰된 중앙값의 분포와 비교하여 얼마나 치우쳐 있는가를 검토하도록 한다. 달리 말하면 DRL은 개별 표본의 값이 아니라 전체적 경향을 바람직한 방향으로 인도하려는 것이며, 사람인 환자의 '다름'을 배려하는 것이다.

분포 '꼬리' 선으로는 제75 백분위(또는 제3 사분위)로 권고하는 데 이것이 높은 쪽 DRL이다. 필요한 진단 목적을 고려할 때 환자선량 지표가 지나치게 낮은 것도 문제가 된다. 성능이 탁월하지 않은 보편적 기기를 사용한다는 전제에서 이 지표가 과도하게 낮다면 방사선방호가 탁월한 결과일 가능성보다 노출부족일 가능성이 크며, 이는 요구되는 진단정보를 충실히 제공할 수 없는 위험을 수반하기 때문이다. 따라서 원론적으로는 참조준위가 상단과 하단 모두에 필요하지만 현재 관행과 이 간행물의 초점도 상단 참조준위에 맞춰져 있다. 그러나 낮은 쪽에서 영상품질 부적절 위험에 대해서도 경고하고 있다.

우리나라에서도 10여 년 전부터 주요 진단절차에 대해 식품의약품안전처와 질병관리본부에서 진단참조준위를 설정하는 노력을 계속하고 있다. 당연하고 바람직하다. 지금까지 설정된 참조준위가 그 방법론에서는 이 간행물에서 권고하는 것과 일치하지 않을 수도 있고, 또 참조준위는 여건 변화에 따라 지속적으로 진화해야 하므로 참조준위 관리와 이를 활용한 진단 의료피폭 방호최적화를 분명한 정책계획 아래 지속적으로 추진할 것을 권고한다.

진단만으로도 의료피폭이 국민 인공방사선 피폭에서 절대지배 위치에 있고, 높은 선량을 부여하는 치료방사선까지 고려하면 의료피폭 방호는 국가 방사선방호 정책에서 가장 높은 우선순위에 있어야 한다. 이런 맥락에서 볼 때 현재 의료피폭 관리를 질병관리본부와 원자력안전위원회가 애매하게 분담하는 것은 적절치 않다. 환자선량은 의료행위의 문제이므로 보건복지부(질병관리본부)가 관리책임을 맡는 것이 옳다고 본다. 반대로 의료기관에서 진단 X선 사용과 관련된 직무피폭과 일반 인피폭 관리는 질병관리본부보다 원자력안전위원회로 일원화하는 것이 적절하다. 환자 의료피폭 관리가 그 만큼 중요하므로 질병관리본부는 이에 매진할 필요가 있다. 두 감독관청 사이 합의가 조속히 이루어지기 바란다.

2017년 12월

역자 이재기(한양대학교 원자력공학과 명예교수, 전 ICRP위원)

서 문

전리방사선을 이용한 의료촬영에서 방호최적화를 위한 환자선량에 관련된 DRL양의 측정의 역사는 반세기 이전에 시작되었다. 1950년대부터 미국과 영국에서 진단용 X선 검사에 관련된 양에 대하여 전국적인 표본조사를 실시했다. 1970년대에는 미국에서 'X선 경향조사'가 전국적으로 시작되었고, 1980년대에는 영국 국립방사선방호원(NRPB, 현재는 Public Health England)가 자유공기 또는 환자에 입사하는 입사면 노출을 측정하였다. 이들 표본조사 및 이와 유사한 표본조사 결과는 방사선 촬영기술 및 조사된 양의 준위에 대한 권고의 토대가 되었다. 이러한 권고를 IAEA는 노출지침exposure guide, 지침선량guideline dose, 지침준위guidance level 등으로 불렀고, ICRP는 이전 간행물에서 참조선량reference dose이라 부르다가 1996년부터 진단참조준위(DRL)라고 불렀다. 유럽집행위원회는 1997년에 의료피폭에 관한 지침에 DRL을 포함시켰다. ICRP는 2001년에 중재방사선 진단에까지 DRL 사용을 확대하고, 그 선택과 실행에 유연성을 부여하는 추가 조언을 제공하는 보조지침을 발간했다.

이번 간행물은 2011년 10월 22일부터 28일까지 미국 메릴랜드주 베데스다에서 열린 연례회의에서 설치한 ICRP 제3분과위 작업반의 결과물이다. 디지털 기술이나 중재방사선절차, 그리고 양전자방출단층촬영과 같은 새로운 결합촬영 기법은 새로운 업데이트된 권고를 필요로 했다. 제3분과위는 의료계에서 DRL의 적절한 사용이 여전히 미흡하다는 것을 실감했다. 이 간행물의 대상 독자는 의학물리사, 영상의학자, 핵의학전문가, 방사선사, 산업계, 보건당국 및 규제당국이다.

작업반 위원은 다음과 같다.

E. Vano(위원장)	C.J. Martin	M.M. Rehani
K. Kang	D.L. Miller	

객원위원은 다음과 같다.

S. Mattsson	R. Padovani	M. Rosenstein
P. Ortiz López	A. Rogers	

본위원회 검토위원은 다음과 같다.

J. Boice	C. Cousins
----------	------------

이 보고서를 준비하는 기간의 제3분과위 위원은 다음과 같다.

(2009~2013)

E. Vañó(위원장)	I. Gusev	H. Ringertz
J-M. Cosset(부위원장)	J.W. Hopewell	M. Rosenstein
M.M. Rehani(서기)	P-L. Khong	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue
M.R. Baeza	D.L. Miller	
P. Ortiz López	L.T. Dauer	

(2013~2017)

E. Vañó(위원장)	L.T. Dauer	P. Ortiz López
D.L. Miller(부위원장)	S. Demeter	P. Scalliet
M.M. Rehani(서기)	K. Kang	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	P-L. Khong	B. Yue
K. Applegate	R. Loose	
M. Bourguignon	C.J. Martin	

진단참조준위 - ‘시스템’ 단순화

DRL이 무엇인가? 인터넷에서 두자어initialism(머리글자를 딴 표기) DRL을 검색하면 38개의 정의가 화면에 뜬다. 이 중에서 ‘주간 주행등daytime running light’이 제1순위로 나타나고 ‘진단참조준위diagnostic reference level’는 8번째로 제시된다.

방사선방호 전문가는 모든 사람이 DRL이 무엇을 나타내고 무엇을 의미하는지 알고 있다고 쉽게 생각한다. 진단참조준위(DRL)는 지난 20년간 국제방사선방호위원회(ICRP)의 방사선방호 구조에서 필수 도구였으며, ICRP가 이 주제에 대한 구체적인 조언을 마지막으로 낸 이래 15년이 지났다.

의학은 모든 측면에서 지난 수십 년 동안 급속히 발전해 왔으며, 특히 전리방사선을 이용한 의료 촬영 및 치료가 이에 해당된다. 당연히 보건관리 전문가가 이러한 변화에 발맞춰 점점 높아지는 대중의 요구에 부응하는 것이 하나의 도전이 된다.

조언기구인 ICRP는 의료를 포함한 다양한 부문에 대해 관련 최신 지침을 제공하는 것을 목표로 한다. 따라서 DRL에 관한 이 최신 간행물은 시의적절하다고 말할 수 있다. 방사선방호 언어는 복잡하여, 때로는 이로 인해 이 분야를 전문으로 하지 않는 사람들을 혼란스럽게 만들기도 한다. 그래서 ICRP가 여러 종류 촬영에 적용할 DRL에 관한 실용적 정보를 제공하고 용어를 명확히 하는 것이 중요하다.

DRL에 관한 몇몇 사실은 간과되기 쉽다. DRL은 개개 환자에게 적용되도록 의도되지 않았으며, 선량한도처럼 사용해서도 안 된다. 특히, 선량한도가 환자의 의료피폭과는 관련이 없고 그 대신에 DRL이 최적화 과정에 필수 도구가 된다. 서로 다른 절차에 대한 선량 정보를 얻으려는 표본조사에서, 아주 낮거나 너무 높은 방사선량 모두가 환자에게 영향을 미칠 수 있으므로 둘 모두를 확인하는 것이 중요하다.

이 간행물은 ‘DRL양DRL quantity’과 ‘DRL값DRL value’이라는 용어를 도입하고, DRL양에 대해서 기관의 중앙값(평균값이 아닌)을 사용할 것을 권고한다. 중앙값이 보다 확고하고 환자집단을 대표하는 것으로 인정되기 때문이다. 시간 경과에 따라 데이터를 비교하고 추세를 검토함으로써 DRL의 효과를 문서화할 수 있다. 영국에서 DRL값과 그로 인한 선량은 지난 30년간 수행된 표본조사에서 크게 떨어졌다.

보다 새로운 의료 기술과 절차의 도입으로 DRL 사용이 확대되었으며, 중재절차 및 진단절차를 위한 DRL값이 설정되었다. 동일한 설비에서 동일한 절차를 적용하더라도 환자선량 분포가 넓기 때문에 이 DRL값의 설정작업에는 상당한 어려

움이 따른다. 그래도 많은 다양한 중재절차에 대해 데이터를 수집했고 데이터베이스를 성공적으로 수립해 왔다.

DRL은 ‘진단’절차가 아닌 ‘치료’절차에는 적합하지 않다고 주장할 수 있다. 아마도 ICRP가 ‘치료참조준위(therapeutic reference level(TRL)’ 또는 ‘중재참조준위 interventional reference level(IRL)’ 도입을 고려해야할지도 모른다. 인터넷에는 TRL과 IRL의 정의가 각각 42개와 31개 있다. 특히 IRL 도입은 유사한 용어가 다른 맥락으로 이미 사용되고 있기 때문에 방사선방호에 큰 문제를 일으킬 수 있다.

ICRP는 현재와 가까운 미래에 혼란보다는 명확한 설명을 제공하는 것을 목표로 하고 있다. 따라서 ICRP는 이들이 최적화를 위한 도구를 제공하는 동일한 목적을 가지고 있을 뿐 아니라 새로운 명칭을 도입하면 더 많은 혼란을 야기할 우려가 있기에 ‘DRL’이라는 용어를 진단과 중재 절차 모두에 계속 사용해야한다고 권고한다.

이는 나를 내가 시작한 곳으로 되돌아가도록 한다. 명칭이나 두자어에 무엇이 들어있는가? 두자어를 두자성어(acronym 또는 약어(abbreviation)와 구별에 애먹는 사람들을 위하여¹⁾ ICRP는 잘 알려진 DRL을 사용해 시스템을 단순하게 유지했으면 한다.

CLAIRE COUSINS(ICRP 위원장)

1) <역주> ‘initialism’과 ‘acronym’은 영한사전에서 구분되지 않고 ‘두문자어’ 또는 ‘머리글자어’로 제시된다. 그러나 전자는 FBI처럼 단순히 머리글자만 모아 만든 간략한 표현으로서 ‘단어’처럼 읽지 않고 ‘에프비아이’로 읽는다. ‘DRL’도 같은 맥락이다. 이에 비해 후자는 AIDS처럼 ‘에이즈’로 읽을 뿐만 아니라 aids로 적기도 하여 마치 하나의 신조어처럼 취급한다. 이 간행물에서 많이 보는 kerma도 마찬가지이다. 물론 FBI도 속어로 ‘feebee’로 읽히다 이제 ‘feebee’ 또는 ‘feeby’가 새로운 단어(심지어는 동사로까지)가 되어가는 경향이다. 다른 용어 ‘약어(abbreviation)’는 1월을 ‘Jan.’처럼 줄여쓰는 것일 뿐이다. 문제는 ‘두문자어’라는 용어가 우리에게 생소하며 주의 없이 ‘약어’로 사용되어 왔다는 점이다. 역자도 약어와 두문자어를 구분하지 않아 왔다. 차제에 이를 구분하는 방안으로 initialism은 ‘두자어頭字語’, acronym은 ‘두자성어頭字成語’, abbreviation은 ‘약어’로 표현할 수 있을 것 같아 이 번역본에서 이를 시도한다. 요즘 전화 메시지에 수많은 두자어, 두자성어, 약어를 사용하고 있으니 이쯤에서 용어를 구분하는 시도도 가치가 있을 법하다. 참고로 표준국어대사전은 머리글자를 ‘두문자’로 적지 않고 ‘두자’로 적고 있다.

목차

역자서문	iii
서문	v
논설	vii
사용 두자어 및 두자성어	xii
요지	1
요약	3
용어	11
제1장 서론	21
1.1. 목적	22
1.2. 용어	22
1.3. 연혁	23
1.4. DRL의 효용성	24
1.5. DRL 사용 현황과 관련된 문제	25
1.6. 이 간행물의 이론적 근거	29
1.7. 희망 독자	32
1.8. 요약	33
제2장 DRL 수립을 위한 표본조사 실시에서 고려사항	35
2.1. 서론	36
2.2. DRL값 설정 방법	38
2.3. 표본조사 고려사항	41
2.4. 절차 선정	51
2.5. 데이터 수집 방법	52
2.6. DRL값의 결정	54
2.7. 영상품질	59

제3장 방사선투과촬영 및 진단 형광투시	63
3.1. 투과촬영 및 진단 형광투시 검사.....	63
3.2. 투과촬영을 위한 DRL양.....	65
3.3. 진단 형광투시를 위한 DRL양.....	66
3.4. X선 투과촬영과 형광투시에서 모의체 사용.....	67
3.5. 유방조영술.....	68
3.6. 치과 투과촬영.....	70
제4장 중재방사선 절차	73
4.1. 서론.....	73
4.2. 복잡성 분석.....	75
4.3. 중재 형광투시 절차를 위한 데이터 세트.....	76
4.4. 중재 형광투시를 위한 다수 DRL양 사용.....	77
4.5. 중재 전산화단층촬영.....	79
제5장 디지털 투과촬영, 전산화단층촬영, 핵의학 및 다중 기기 절차 ·	81
5.1. 디지털 투과촬영 검출기.....	81
5.2. 디지털 투과촬영의 DRL.....	83
5.3. 전산화단층촬영.....	84
5.4. 평면 및 SPECT 핵의학 촬영의 DRL.....	89
5.5. 핵의학 DRL 표본조사에서 고려사항.....	91
5.6. 하이브리드 촬영.....	92
제6장 소아과	97
6.1. 소아과 DRL 관련 고려사항.....	98
6.2. 전산화단층촬영을 위한 소아과 DRL값.....	103
6.3. 투과촬영, 핵의학 및 중재방사선 절차에 대한 소아과 DRL ·	105
제7장 임상 관행에 DRL 적용	107
7.1. X선검사 DRL양에 대한 품질보증 검토.....	108
7.2. DRL값 초과시 고려할 인자.....	113
7.3. 표본조사 방법론.....	114

7.4. 장비 성능.....	115
7.5. 절차 프로토콜.....	119
7.6. 운영자 기량.....	122
7.7. 절차 복잡성 및 질병구성.....	123
7.8. 조사 결과.....	124
7.9. 환자선량 표본조사 결과의 국가 조사.....	125
제8장 요약 정리.....	127
8.1. 일반사항.....	127
8.2. DEL양	128
8.3. 국가 표본조사 분포의 중앙값 사용.....	129
8.4. DRL 표본조사 및 등록.....	130
8.5. DRL값 설정.....	131
8.6. 중재방사선 절차에 대한 DRL.....	133
8.7. 소아과 DRL.....	133
8.8. 임상 관행에 DRL 적용.....	134
부록 A. DRL에 관한 ICRP 이전 권고.....	137
A.1. 서론.....	137
A.2. 기존 ICRP 지침	138
A.3. 의료 촬영에서 참조준위에 대한 이전 검토.....	139
A.4. 기저 고려.....	140
A.5. ICRP 보조지침 2에 제공된 DRL에 관한 조언.....	140
참고문헌.....	145

사용 두자어 및 두자성어

AAPM	American Association of Physicists in Medicine	미국 의학물리인협회
ACR	American College of Radiology	미국 방사선의학협회
AEC	automatic exposure control	자동노출조절
ALARA	as low as reasonably achievable	합리적 최소
AP	anteroposterior	앞에서 뒤로, 전후향
AGD	average glandular dose	평균 유선선량(또는 MGD)
CAK	cumulative air kerma	누적공기커마
CCD	charge-coupled device	전하결합소자
CR	computed radiography	전산화 투과촬영
CT	computed tomography	전산화단층촬영
CTDI	CT dose index	CT선량지수
CZT	cadmium zinc telluride	CZT 반도체검출기(CdZnTe)
DAP	dose area product	선량면적곱
DDI	detector dose indicator	검출기선량지시기
DICOM	digital imaging and communication in medicine	의학영상전송규격
DIMOND	Digital Imaging: Measures for Optimising Radiological Information Content and Dose	(유럽 의료방사선안전연구 콘소시엄 명칭)
DLP	dose length product	선량길이곱
DOTATATE	(DOTA-(Tyr ³)-octreotate	의 상품명)
DOTA-TOC	(edotreotide	의 상품명)
DR	digital radiography	디지털 투과촬영
DRL	diagnostic reference level	진단참조준위
DSA	digital subtraction angiography	디지털차감 혈관조영술
DWP	dose width product	선량너비곱
ESAK	entrance surface air kerma	입사면공기커마
ESD	entrance surface dose	입사면선량
EU	European Union	유럽연합
EURATOM	European Atomic Energy Community	유럽원자력공동체(별칭 EAEC)
FDA	Food and Drug Administration	미국 식품의약국
FDG	fludeoxyglucose, 2-Deoxy-2-[¹⁸ F]fluorogluose	(PET 종양 추적자 물질)
FGI	fluoroscopy guided intervention	형광투시 안내 중재술
HIS	hospital information system	병원정보체계

HPA Health Protection Agency 영국 보건국
 IAEA International Atomic Energy Agency 국제원자력기구
 IAK incident air kerma 입사공기커마
 ICRP International Commission on Radiological Protection 국제방사선방호위원회
 ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements 국제방사선단위측정위원회
 IEC International Electrotechnical Commission 국제전기기술위원회
 IHE Integrating the Healthcare Enterprise (의료기기 산업계 소통 표준 프로그램)
 IPEM Institute of Physics and Engineering in Medicine 영국 의학물리공학연구소
 KAP kerma area product 커마면적곱
 LAT lateral 측방
 LYSO lutetium-yttrium oxyorthosilicate, $\text{Lu}_{1.8}\text{Y}_{0.2}\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (섬광크리스탈 일종)
 MRI magnetic resonance imaging 자기공명촬영
 MPPS modality performance procedure step 기기성능절차 단계
 N.B. nota bene 주의
 NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements 미국 방사선방호위원회
 NEMA National Electrical Manufacturers Association 미국 전기제조자협회
 NRPB National Radiological Protection Board 영국 방사선방호원(현 HPA)
 OCR optically character recognition rhdgkranswkdldstr
 PA postero-anterior 후방에서 전방으로, 후전향
 PACS picture archiving and communication system 의료영상저장전송체계
 PET positron emission tomography 양전자방출단층촬영
 PMMA polymethyl methacrylate 플라스틱 일종
 QA quality assurance 품질보증
 QC quality control 품질관리
 RDSR radiation dose structured report 방사선량 구조화보고서
 REM radiation exposure monitoring (IHE의 RDSR 명칭)
 RIS radiology information system 방사선학정보체계
 SEDENTEXCT safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality (유럽연합의 치과용 CBCT 안전 연구 프로젝트명)
 SPECT single photon emission computed tomography 단일광자방출 CT
 SSDE size-specific dose estimate 체격별 추정선량
 TL thermoluminescent 열발광
 TOF time-of-flight 비행시간

의료촬영의 진단참조준위

ICRP 간행물 135

2017년 5월 ICRP 승인

요지 - ICRP는 1996년 출판된 ICRP 73에서 처음으로 '진단참조준위'(DRL)라는 용어를 도입했다. 이 개념은 이후 더 발전되었고, 2001년에는 실용적 지침이 제공되었다. DRL은 진단이나 중재 절차에서 환자의 의료피폭에 대한 방호최적화에 도움이 되는 효과적인 도구임이 입증되었다. 그러나 시간이 지남에 따라 추가 조언이 필요함이 분명해졌다. 이전 지침에서 사용된 용어나 그 정의, DRL값의 결정, 그 값의 재평가와 업데이트를 위한 적절한 주기, 임상 실제에 DRL 적용 방법, 그리고 새로운 촬영기술에 DRL 개념의 적용 등과 관련한 문제들이 있다. 이 간행물은 이러한 문제에 대한 추가 정보 및 지침의 출처가 되도록 발행되었다. 일부 용어의 뜻은 보다 명확히 했다. 또한, 이 간행물은 다양한 촬영기기에 대해 사용할 DRL양을 권고하고 있으며, 중재절차 및 소아 촬영에서 DRL 사용에 관한 정보를 제공한다. 이 간행물은 방사선량 관계량의 자동보고를 활용하여 DRL 표본조사 수행을 수정하도록 제안하며, 보건 종사자를 위한 훈련 프로그램에 DRL에 대한 정보를 포함하는 것이 중요함을 강조한다. 이 간행물이 겨누는 대상은 국가, 지역 및 지방의 당국, 의료 목적으로 전리방사선을 사용하는 기관 및 책임 있는 의료기관 직원 등이다. 부록에는 기존 ICRP 권고 모두를 요약했다.

중심어: 진단참조준위, 환자선량, 최적화

ICRP를 대신한 저자

E. Vañó, D.L. Miller, C.J. Martin, M.M. Rehani, K. Kang,
M. Rosenstein, P. Oritz López, S. Mattsson, R. Padovani, A. Rogers

요 약

1. 서론

(a) ICRP는 ICRP 73(1996)에서 '진단참조준위(DRL)'라는 용어를 처음 소개했다. 이 개념은 이후 더 발전했고 실용적 조안을 보조지침(ICRP, 2001a)에서 제공한 바 있다. 이 발전 과정과 2001년 조안을 부록A에 요약했다.

(b) ICRP 103(2007a)에서 ICRP가 명시한 바와 같이, 의료피폭에서 방호최적화 원칙을 이행하는 한 접근은 DRL 사용이다.²⁾ DRL은 진단 및 중재방사선 절차에서 환자 의료피폭 방호의 최적화에 도움이 되는 효과적 도구임이 입증되었다. DRL은 방사선 치료에 사용하도록 의도된 것이 아니지만, 방사선 치료의 치료계획, 치료시연 및 환자 자세 검증을 위한 촬영에는 고려되어야한다.

(c) 시간이 지남에 따라 추가 조언이 필요함이 분명해졌다. 몇 가지 쟁점이 있는데, 이전 지침에서 사용된 몇몇 용어의 정의, DRL값 결정, DRL값의 재평가나 업데이트를 위한 적절한 주기, 임상 행위에 적절한 DRL 사용, DRL 프로세스의 실제 적용, 그리고 신기술[예: 이중에너지 CT, 양전자방출 단층촬영(PET-CT), 단일광자방출 단층촬영 CT(SPECT-CT)³⁾, 콘빔CT, 디지털 X선촬영, 단층영상합성촬영 tomosynthesis]에 DRL 개념의 적용, 그리고 특히 다양한 체격으로 어려움이 따르는 소아과 절차에 적용 등이다.

(d) 이 간행물에서 ICRP는 4 가지 DRL 용어(용어집에서 정의) 사용을 권고한다.

- DRL(진단 및 중재방사선 절차에서 환자 의료피폭 방호의 최적화를 돕는 도구로 사용되는 일종의 조사준위investigation level)
- DRL양(의료촬영 작업을 수행하는 데 사용된 방사선 양⁴⁾을 보편적이고 간편하

2) <역주> 원문표현이 애매하여 약간 수정했다.

3) <역주> 단일광자방출 단층촬영 CT는 기존의 방출촬영 방식의 SPECT가 아니라 SPECT와 CT를 결합하여 영상을 융합하는 장치(SPECT-CT)를 의미한다.

4) <역주> 이 간행물에서 흔히 사용되는 용어 '방사선 양' 또는 '방사선의 양'은 'amount of radiation'으로서 정형화된 물리량인 '방사선량radiation dose'과는 의미가 다르다. 방사선 양은 포괄적으로 진단에 사용한 방사선의 수준을 의미할 뿐 방사선에 노출되는 물체에 흡수된 방사선 에너지량을 지시하는 것이 아니다.

- 게 측정하거나 결정하는 어떤 방사선 계량)
- DRL값(DRL양의 임의의 관념적 값. 표본조사⁵⁾나 다른 방법으로 얻은 DRL양 중앙값의 분포에서 75 백분위로 설정한다)
 - DRL 프로세스(DRL값을 설정하고 그것을 최적화 도구로 사용하여 나은 최적화를 위해 DRL값을 업데이트해 나가는 순환 과정).⁶⁾

(e) 이 간행물은 이러한 문제에 대한 추가 정보 및 지침의 출처로 사용되게 하려는 것이다. 일부 용어를 보다 명확히 정의했다. 또한 이 간행물은 다양한 촬영기기에 대한 DRL양을 권고하고, 중재방사선절차 및 소아 촬영에 DRL 적용을 위한 정보를 제공하며, DRL값의 결정 및 적용에서 흔히 범하는 오류를 드러내고, DRL값 설정을 위한 표본조사에서 선량관계량dose-related quantity의 자동 보고를 이용하는 수정안을 제시하며, 건강관리 종사자를 위한 훈련 프로그램이나 환자를 위한 정보에 DRL에 관한 정보를 포함함의 중요성을 강조한다.

(f) 이 간행물의 대상 독자는 현지, 국가 및 지역⁷⁾의 당국, 전문학회, 방사선을 사

5) <역주> 원문은 survey이다. 이를 단순히 ‘조사’로 적으면 이 간행물에서 사용되는 다른 ‘조사’, 예를 들어 irradiation, investigation과 혼동 우려가 있어 survey에 대해서는 명시적으로 ‘표본조사’로 적었다.

6) <역주> DRL양이란 용어처럼 DRL 프로세스라는 어휘도 선정이 적절하지는 않다. 최적화 프로세스(또는 과정)은 최적화가 하나의 과정이니 프로세스라는 말을 사용하는 것이 무방하지만, DRL(진단참조준위)은 어떤 물리량인데 DRL 프로세스라 이름붙이는 것은 어휘의 용법이 아니기 때문이다. 그러나 ICRP가 이 간행물을 준비하기 전에 이미 전문업계나 학계에서 부주의하게 DRL process라 써왔기 때문에 이를 따른 것으로 이해할 수 있다. 원론적으로는 DRL은 다른 계획상황에서 선량제약치와 비슷한 역할 즉, 최적화의 경계조건(제한강도는 다르지만)에 해당한다. 따라서 여기서 말하는 DRL 프로세스란 결국 최적화(ALARA) 과정과 맥을 같이 한다. 의료피폭에서도 최적화의 중요성은 충분히 강조되고 있는 만큼 따로 DRL 프로세스라는 소통하기 어려운 용어를 정의해야 하는지는 의문이다.

7) <역주> 이 간행물에서 ‘현지’는 ‘local’을, ‘지역’은 ‘regional’을 의미하는데 현지는 가령 서울 또는 경기도와 같은 영역을, 지역은 국가보다 확장된 지리적 영역(예: 유럽이나 북미)을 의미한다. ‘local’을 ‘지방’으로 표현하지 않은 것은 이 보고서에서 의미하는 local 이 반드시 행정구역의 의미는 아니어서 특정 대형 의료기관이 될 수도 있기 때문이다. 또, ‘지방’은 수도권이나 대도시의 반대 개념으로 이해될 수도 있다. 의료계에서는 ‘권역’도 사용하고 있지만 대개 권역은 시도보다 넓은 영역(예: 수도권, 호남권 등)을 의미하고 있어 역시 혼란스럽다고 보았다.

DRL과 관련하여 지역 개념이 거론되는 것은 유럽공동체로 묶인 유럽국가의 입장이 반영된 것이다. 기타 지역에서는 지역 국가 간 DRL 공유와 같은 문제는 해당이 없을 것이다. 우리가 일본이나 중국과 DRL 문제를 논의할 것 같지는 않으므로 이 보고서의 ‘지역’에 관한 논의는 우리에게는 해당 없는 것으로 간주해도 무방하다.

반대로 현지는 국가보다 작은 지리적 영역(가령 시나 도 또는 특정 대형 의료기관)이 되는데 우리나라에서 시도 단위로 DRL을 위한 표본조사를 거쳐 지방 DRL값을 설정하는

용해 의료피폭이 있는 기관과 그 책임 있는 직원이다.

(g) 제8장에 이 간행물의 ICRP 권고 전체를 압축하여 제시한다. 또한 각 장 첫머리에는 해당 장의 주요 개념을 요약하는 한 세트의 요점을 기술하고 있다. 독자의 편의를 위해 핵심 요점과 권고에 대한 제한된 요약은 아래에 제시한다.

2. 진단참조준위

(h) 방호의 정당화 및 최적화 원칙은 핵심적이고 보완적인 방사선 안전 신조이다. DRL은 진단 및 중재방사선 절차에서 환자 의료피폭에 대한 방호를 최적화하는 데 도움을 주기위해 사용된 일종의 조사준위를 말하는 ICRP 용어이다. DRL값은 폭넓게 정의한 유형의 장비로 소정 체중 범위의 환자그룹 또는 특별한 상황에서는 표준모의체(standard phantom)에 대한 전형적 검사에서 DRL양의 선정된 값이다. DRL은 개별 환자에게는 적용되지 않는다. DRL은 현지, 국가 또는 지역에서 수집된 방사선 측정 데이터로부터 도출된 임의의 문턱치이다. DRL은 전문가의 판단을 위한 하나의 보완일 뿐 좋은 의료행위와 나쁜 의료행위를 구분하는 선을 제시하지는 않는다. 환자를 의료피폭에 노출시키는 역할을 하는 모든 개인은 방호최적화 도구인 DRL에 대해 잘 알고 있어야한다.

(i) DRL 프로세스의 적용만으로 방호최적화가 충분하지는 않다. 최적화는 일반적으로 검사로 제공되는 진단정보의 품질을 의료목적에 부합하도록 유지함과 동시에, 방사선 피폭을 합리적으로 가능한 한 낮은 수준으로 낮추고자 하는 것이다. 촬영 품질 또는 더 일반적으로는 검사로 제공되는 진단정보(후처리 효과 포함)도 평가되어야 한다. DRL 프로세스와 영상품질 평가를 포괄해 최적화를 달성하는 방법을 구현해야한다. 경우에 따라서는 최적화가 선량을 증가시킬 수도 있다.

것이 현실적인지는 의문이 있다. 물론 의료피폭 관리 책임 분담 상황에 따라 시도 보건 당국이나 지방 식약청이 소관 지방에 대해 표본조사하여 시도 DRL값을 정할 수는 있다. 그러나 이 간행물에서 '현지'로 표현한 것을 대형 의료기관의 경우 기관 자체로 해석하는 것이 가능하다고 본다. 규모가 작은 의료기관의 경우는 시도에서 따로 활동이 없다면 국가 DRL을 참조하는 것이 현실적이라 본다.

우리나라의 경우 실제로 DRL의 주안점은 국가 DRL이 될 것이며 이는 외국에서도 비슷할 것이다. 이 간행물에서 현지 DRL 개념을 두는 것은 특정 단위에서 국내 일반적 수준과 다른 방사선 의료관행이 이루어질 때를 고려하는 것인데, 예를 들면 첨단 방사선 의료기가 일부 대형병원에만 사용되고 있을 때 국가 DRL이 없더라도 기관 차원에서 현지 DRL을 설정하여 최적화를 도모할 수 있다는 생각에 기인한다.

(j) DRL값 이하의 선량 자체만으로는 그 절차가 사용된 방사선 양과 관련하여 최적화된 수준에서 수행되었다는 것을 뜻하지 않는다. 따라서 선량관계량의 전국 분포의 중앙값(50 백분위)을 사용하여 추가 최적화를 위한 지침을 제공하면 더욱 발전할 수 있을 것으로 ICRP는 본다. DRL양의 현지 중앙값이 국가 중앙값보다 낮다면, 추가 최적화 프로세스에서는 사용되는 방사선의 양보다 영상품질이 우선적으로 고려되어야 한다. 이러한 권고는 해당 시설의 의료관행에서 방사선 양이 이미 국가 중앙값보다 낮은 수준을 달성했다면, 사용된 방사선 양의 추가 감소가 주된 관심사가 될 필요가 없음에 근거한다. 현지 의료관행의 방사선 수준이 국가 중앙값보다 낮은 경우라면, 영상품질이 적절한지 우선적으로 확인해야 한다.⁸⁾

3. DRL양 및 값

(k) DRL양은 평가되는 촬영기기에 적합해야하며, 의료 촬영업무를 수행하는 데 사용하는 방사선의 양을 평가해야하며, 쉽게 측정되거나 결정될 수 있어야한다. 동일 절차에 두 촬영기기(예: PET-CT와 SPECT-CT)를 사용하는 경우, 두 기기 모두에 대해 DRL값을 따로 설정하고 제시하는 것이 적절하다.

(l) 수입기관^{authorized body}⁹⁾은 최적화를 촉진하기 위한 도구로 DRL 프로세스의 구현을 요구할 수 있지만 DRL값은 권고사항으로 간주되어야한다. DRL 수치는 소정 의료촬영 업무를 위하여 정의된 임상 및 기술 요건과 연계되어야한다. ICRP는 적절한 환자표본에 대해 수행된 절차의 적절한 DRL양에 대한 표본조사를 기반으로 DRL값을 설정하도록 권고한다. 모의체를 사용할 때는 운영자¹⁰⁾ 기량이 고려되지 않기 때문에 대부분의 경우에 모의체 사용은 충분하지 않다.

8) <역주> 의료피폭에서는 환자선량이 낮은 것이 능사는 아니다. 일반적으로 의료영상은 방사선 노출량에 비례하여 품질이 개선된다. 어떤 병원에서 특정 방사선절차의 환자선량 지표가 국가 DRL 즉, 보편적 관행보다 낮다는 것은 적정 품질의 영상을 얻는 데 필요한 노출량에 비해 그 병원의 노출이 낮을 가능성이 높다. 의료에서 우선은 질병을 성공적으로 관리하는 것이기에 영상품질의 적절성이 단순히 환자선량을 낮추는 것보다 우선해야 한다.

9) <역주> 수입기관이란 당국을 대신해 DRL을 관리하도록 법규에 따라 권한을 위임받은 기관으로서 가령 영상품질원이나 영상의학회 등이 될 수 있다.

10) <역주> 이 간행물에서 '운영자operator'라는 표현이 자주 사용된다. 그 의미는 진단 방사선절차를 수행하는 사람으로 볼 수 있다. 중재기술에서는 기술 의사가 운영자가 되는 반면, 일반 투과촬영이나 CT촬영에서는 의사는 촬영 처방만 할 뿐 방사선기기를 운전하여 영상을 얻는 일은 방사선사(또는 의학물리사)가 수행하므로 이들이 운영자가 된다. 이처럼 서로 다른 직위에 있는 사람을 묶어서 표현하고자 '운영자'라는 용어를 사용한다.

(m) DRL값은 정적인 변수가 아니다. 검사의 최적화가 계속되거나 하드웨어와 소프트웨어가 개선됨에 따라 DRL값은 정기적으로 갱신되어야 한다. 새로운 촬영법이 도입되면 적절한 DRL양을 측정하고 가능한 한 빨리 DRL값을 설정하도록 노력해야 한다.

(n) 중재방사선 절차의 경우 DRL값을 설정할 때 절차의 복잡성이 고려될 필요가 있고, 보다 복잡한 절차의 경우에는 DRL값에 배가인자(multiplying factor)를 적용하는 것이 적절할 수 있다.

4. 현지, 국가 및 지역 DRL

(o) 환자 검사에서 DRL양에 관한 데이터를 조사하고 DRL값을 설정하는 여러 업무에 관한 책임조직이 국가나 지역 차원에서 명시되어야 한다.¹¹⁾ DRL을 설정하고 업데이트하는 프로세스는 유연하고 역동적이어야 한다. 유연성은 소수 데이터만 이용할 수 있는 절차(예: 소아환자의 중재방사선절차)나 하나 또는 소수 센터의 데이터만을 사용할 수 있는 절차를 위해 필요하다. 보다 광범위한 표본조사가 수행되기를 기다리면서 소수 데이터로부터 초기 DRL을 도출하도록 역동적 프로세스가 필요하다.

(p) X선 절차에 대한 국가 DRL값을 결정하기 위한 데이터는 표본조사나 등록을 통해 얻는다. 여러 보건시설의 환자 검사에서 얻은 적절한 DRL양의 값을 수집한다. 전국 의료시설에서 수집한 DRL양의 중앙값 분포의 75 백분위 값이 '국가 DRL'로 사용된다.

(q) 지역(예: 유럽연합) 내 여러 국가 또는 대부분 국가에서 국가 DRL값이 있다면, 지역 DRL값은 가용한 국가 값의 중앙값으로 정할 수 있다. 이 DRL은 자체 DRL 표본조사나 등록이 없는 인접 국가에 대해 최적화나 방호 요구에 대한 지침을 제공할 수 있으며, 현행 국가 DRL값이 지역 DRL값보다 높은 국가에 대해서는 추가 최적화가 필요함을 암시할 수도 있다.

(r) 국가나 지역 DRL은 3~5년 주기로 개정하되, 기술에 상당한 변화가 있거나 새로운 촬영 절차 또는 영상후처리 발전이 있는 경우에는 더 자주 개정해야 한다.

11) <역주> 책임기관을 법규에 명시하여 책임에 상응하는 자원의 지원이 보장되도록 해야 한다.

(s) X선 절차에 대한 국가 DRL은 많은 표본조사나 등록을 필요로 하며, 이들을 수행하고 분석하기 위해서는 상당한 노력이 필요할 수 있으므로 국가 DRL이 항상 기술의 변화에 대응하는 것은 아니다. 현지에서 추가 최적화를 달성하는 것이 분명하거나 국가 DRL값이 없는 경우에는 최적화 프로세스(표2.2 참조)를 보조하기 위해 표본조사에 기반을 둔 '현지 DRL 또는 전형치¹²⁾typical value'를 도입 할 수 있다. 이들의 사용 예로서는 CT에 반복계산재구성 기법¹³⁾의 적용, 전산화 촬영(CR)을 평판 디지털 방사선촬영(DR)으로 대체, 그리고 치과 방사선촬영에 디지털촬영 검출기의 도입을 통해 달성 할 수 있는 상당한 선량 감소를 들 수 있다. 또 다른 예는 영상후처리에 새로운 방법의 도입이다. 소규모 의료 시설에서는 '전형치'를 사용할 수 있다(표2.2 참조).

5. 방호최적화를 위한 DRL 사용

(t) 특정 X선실, 진단방사선실 또는 기타 시설에서 의료 촬영절차에 관련된 DRL양의 중앙값을 현지, 국가 또는 지역 DRL값과 비교하여 예상보다 훨씬 높거나 낮은 지 여부를 확인해야 한다.

(u) 한 시설에서 소정 체중범위 내에 있는 환자의 표본에 대한 DRL양의 중앙값이 현지, 국가 또는 지역 DRL보다 클 경우에는 이 시설에서 DRL값이 '일반되게 초과'되는 것으로 간주한다.

(v) 어떤 절차에 대한 DRL값이 초과될 경우에는 지체 없이 조사를 실시하여 가능한 원인을 찾아야 한다. 시정조치가 필요한 경우, 부당한 지체 없이 계획을 이행하고 문서화해야 한다.

(w) DRL은 개개 환자를 위하거나 개별 환자 또는 검사에 대한 방어쇠(경계 또는 경보) 준위로 사용하기 위한 것이 아니다. 또한 DRL값은 한도가 아니다.

12) <역주> 'typical value'를 '전형적인 값' 또는 '일반적인 값'으로 적으면 이 간행물에서 의도하는 의미와 다르게 이해될 수 있어 다소 특별한 표현 '전형치'를 사용해 의미전달에 혼선을 예방하고자 했다.

13) <역주> 'iterative reconstruction algorithm'을 의미한다. 반복계산재구성 기법은 촬영에서 얻은 시노그램으로부터 여과역투영법 등을 사용해 대상물을 재구성한 다음 이를 정투영하여 다시 시노그램을 얻어 이를 촬영에서 얻은 시노그램과 비교하여 차이를 보정하여 재구성하는 과정을 반복하는 방법으로서 컴퓨터 성능 향상으로 개발된 진보된 재구성기법이다. 이 기법을 이용하면 영상품질의 향상이나 적은 데이터(투영 수 감소)로 영상 재구성이 가능해 임상목적 달성이나 환자피폭 감축에 유리하다.

(x) 모든 진단검사의 최우선 순위는 임상 목적에 충분한 영상품질을 달성하는 것이므로 전체 검사의 영상이 필요한 모든 진단정보를 제공해야 하며, 임상목적에 위태롭게 하지 않도록 해야 한다.

6. 소아 검사에서 고려사항

(y) 방사선촬영이든 핵의학이든 관계없이 소아 검사에서 방사선 피폭은 환자의 크기와 체중의 큰 변동 때문에 매우 다를 수 있다. 이러한 환자선량 편차는 당연한 것이지만, 부적절한 기술사용이나 성인에서 소아로 촬영 프로토콜을 바꿀 때 소아 질환 특성이나 환자크기를 고려하지 않아 발생하는 환자선량 편차는 적절하지 않으며 방호최적화를 필요로 한다.

(z) 몸통 X선 검사를 위한 소아 DRL 설정에 체중 밴드(제6장 참조)를 권고하며 소아과 진료에서 장려되어야 한다.

용어

공기커마면적곱 air kerma-area product(P_{KA})

X선빔 축에 수직인 평면 위 X선빔의 면적에 걸쳐 후방산란 없는 자유공기 중 free-in-air 공기커마를 적분한 양. 많은 의학 간행물에서 이 DRL양에 대해 사용하는 두자어는 KAP($mGy\ cm^2$)이다. 이전 용어는 '선량면적곱 dose-area product'이며 두자어는 DAP이다.

환자 입사참조점 공기커마 air kerma at the patient entrance reference point($K_{a,r}$)

초점으로부터 일정 거리에 위치한 공간의 한 지점에서(환자 입사참조점 참조) X선 전절차로 누적된 공기커마로서 Gy 단위로 표현함. 국제전기기술위원회(IEC, 2010)는 이 양을 '참조공기커마 reference air kerma'로 부른다. 미국 식품의약국(FDA)은 '누적공기커마 cumulative air kerma'라는 용어를 사용한다. 국제방사선단위측정위원회(ICRU)는 이 양에 대한 용어를 정의하지 않았다. $K_{a,r}$ 은 미국 방사선방호측정위원회(NCRP)가 보고서 168(NCRP, 2010)에서 도입한 기호이다. 많은 의학 간행물에서 이 양을 위해 사용하는 두자어는 CAK¹⁴⁾이다. 이 양은 과거 의학 간행물에서는 '누적선량 cumulative dose'이라고 불렀지만, '참조공기커마 reference air kerma'와 '참조점 공기커마 reference point air kerma'로 부르기도 했다.

임상 감사 clinical audit

환자관리의 품질과 결과를 향상시키기 위하여 의료방사선 절차¹⁵⁾에 대하여 실시하는 체계적인 평가나 검토. 의료방사선 행위, 절차 및 결과를 조사하여 모범 의료방사선 절차를 위한 합의된 표준과 비교해 평가되며, 필요한 경우 의료관행의 수정이나 새로운 표준의 적용을 권고한다(EU, 2013).

CT선량지수 computed tomography dose index(체적)($CTDI_{vol}$)

나선형 피치에 정규화된 가중 CTDI 또는 가중 $CTDI_w$. $CTDI_w$ 는 CT 선량계측 모의체(mGy 로 측정)에서 단일 슬라이스에 대한 평균 선량 추정치이다. ICRU 보고서 87(ICRU, 2012) 참조.

14) <역주> FDA 용어 cumulative air kerma에서 왔다.

15) <역주> 임상감사가 방사선절차에 대해서만 적용되는 것은 아니라 의료 일반에 적용되는 개념이지만 이 간행물에서는 방사선절차에 초점을 맞추고 있다.

일관된 초과consistently exceeded

적절한 현지, 국가 또는 지역 DRL값을 가진 설비에서 DRL양의 중앙값을 비교할 때 사용하는 용어. ‘일관된’의 의도된 의미는 ‘대다수 사례’이며 ‘일정 기간에 걸쳐 지속되는’ 의미가 아니다.

누적공기커마cumulative air kerma

환자 ‘입사참조점 공기커마’ 참조.

검출기 선량지표detector dose indicator(DDI)

영상수감부의 노출과 관련되고 따라서 영상품질에 연계되도록 디지털 방사선촬영 기기(전산화 방사선촬영 또는 디지털 방사선촬영)에 전시되는 지표. X선기기를 운전하는 방사선사에게 노출 수준 지시를 제공하도록 기기 제작사가 적합한 영상을 제공하는 DDI 범위를 권고한다. ‘노출지수exposure index’로도 불린다.

결정론적 영향deterministic effect

‘조직반응’ 참조.

위해detriment

어떤 방사선원으로부터 피폭한 그룹이나 그 자손이 겪는 건강상 총 해로움. 위하는 다차원적 개념이다. 확률론적 양으로서 기인 치사암 확률, 기인 비치사암의 가중 확률, 심각한 유전영향의 가중 확률, 해로움이 발생할 경우 잠재적 수명단축 등이 그 주성분이다.

진단참조준위diagnostic reference level(DRL)

진단참조준위는 진단 및 중재방사선 절차를 위한 환자의 의료피폭에서 환자 방호의 최적화를 돕는 도구로 사용되는 일종의 조사준위investigation level이다.¹⁶⁾ 진단참

16) <역주> 적절한 표현이 아니다. 과거 ICRP 권고에서는 참조준위가 어떤 조치를 고려하는 감시량 준위였고, 참조준위로서 기록준위, 조사준위 및 개입준위를 권고했었다. 즉, 조사준위가 참조준위의 일종이었다. ICRP 103에서 참조준위라는 용어를 비상피폭상황이나 기존피폭상황에서 최적화를 위한 도구로 다시 정의함으로써 혼란이 생겼다. 참조준위를 새로운 개념으로 사용되 기존의 조사준위나 개입준위는 그러한 개념으로 방호 실무에서 사용할 수 있는 것으로 보았다.

그런데 이제 역으로 참조준위를 조사준위의 일종으로 부르는 것은 혼란스럽다. 조사준위는 어떤 감시량이 바람직하지 않은 준위에 이르면 ‘조사’하여 결과에 따라 필요한 조치를 취하기 위해 설정하는 방식이지 정확히 최적화를 위한 도구는 아니다. DRL을 일관되게 초과하면 방호수준을 높이는 조치가 바람직한 것은 유사하지만, DRL은 최적화를 위한 도구라고 이 간행물에서도 여러 차례 강조하고 있다. 비록 1996년 ICRP 73에서 DRL

조준위는 방사선을 이용한 의료 촬영에서 일상적인 조건에서 특정 절차에 사용된 방사선의 양이 그 절차로서 비정상적으로 높거나 낮은지를 알기 위해 사용된다. 핵 의학의 경우, 투여 방사능(방사성물질의 양), 가능하면 단위 체중 당 투여 방사능이 사용된다. 'DRL양' 참조.

선량^{dose}

방사선에 의한 물체¹⁷⁾(사람)의 피폭과 관련하여 특정 선량계측량을 적시하지 않은 맥락에서 사용하는 일반적 용어. 맥락이 구체적일 때에는 그 선량계측량의 이름이나 기호가 사용된다.

선량길이곱^{dose-length product(DLP)}

전산화단층촬영 스캔에서 환자에게 부여된 총 에너지의 대체계량으로서 체적 CTDI($CTDI_{vol}$)와 스캔 길이의 곱이다¹⁸⁾. 관례에 따라 DLP는 mGy cm 단위로 보고된다. 상세 내용은 ICRU 보고서 87(ICRU, 2012)을 참조.

DRL양^{DRL quantity}

의료촬영 업무를 수행하는 데 사용된 방사선의 양을 평가하는 방사선 계량으로서 보편적이고 쉽게 측정되거나 결정되는 물리량(예: $K_{a,e}$, $K_{a,i}$, $CTDI_{vol}$, DLP, P_{KA} , $K_{a,r}$, D_G , 투여 방사능). 각 유형의 의료 촬영기기 및 의료촬영 업무에서 쉬 가용한 양이 선정된다. 의료 촬영기기 및 업무에 적합한 양은 이 간행물에서 확인할 수 있다. 유방조영술에 대한 평균 유선선량을 제외하고는¹⁹⁾ 이들 양은 환자가 받은 조직이나 장기의 선량이 아니며 그러한 선량에서 파생된 양도 아니다. 조직이나 장기 선량은 쉽게 측정하거나 구할 수 없기 때문이다.

을 처음 도입할 때 DRL을 일종의 개입준위라는 표현을 썼지만 DRL의 설명이 지금과는 사뭇 달랐다. ICRP 73에서는 DRL을 “환자선량이 비정상적으로 높은 상황을 식별하는 단순한 시험(ICRP 73, 제100항)”을 위한 것이라 설명했으므로 조사준위와 맥을 같이 한다. 그러나 이제 방호최적화 도구로서 DRL의 역할을 강조하고 있는 상황에서 DRL을 조사준위의 일종이라 말하는 것은 의문이다.

역자 생각은 DRL은 말 그대로 참조준위 일종으로 진단분야에 적용하는 것이다.

17) <역주> 원문은 ‘사람’으로 한정되어 있지만 생물학적 효과가 반영되지 않은 선량(커마, 흡수선량 등)은 사람뿐만 아니라 여러 물질에서도 정의되기에 수정했다.

18) <역주> 스캔 길이 L을 포함해 설명한 원문이 잘못되어 수정했다.

19) <역주> 유방촬영에서 유선선량도 쉽게 측정되는 영이 아니다. 다만, 이 경우 노출 체적이 작고 비교적 균질성이기 때문에 간단히 근사적 흡수선량을 평가할 수 있어 현재 사용하는 유방촬영기가 흡수선량 단위로 전시할 뿐이다.

DRL 프로세스²⁰⁾DRL process

DRL값을 설정하여 최적화 도구로 사용한 뒤 다시 추가 최적화를 위한 도구로 사용될 업데이트된 DRL값을 결정하는 순환과정.

DRL값²¹⁾DRL value

의료시설에서 관찰된 DRL양 분포의 중앙값 분포의 75 백분위수로 설정하는 DRL 양의 임의 관념적 값. (a) 소수 의료시설에서는 ‘현지 DRL값’, (b) 전국의 다수 시설에서는 ‘국가 DRL값’이 된다. ‘현지 DRL’, ‘국가 DRL’ 및 ‘지역 DRL’ 참조.

입사면공기커마^{entrance-surface air kerma}($K_{a,e}$)

X선빔 중심축 위 X선빔이 환자나 모의체에 입사하는 지점에서 공기커마(후방산란 방사선 포함²²⁾). 많은 간행물에서 이 양에 사용되는 두자어는 ESAK이며 옛 용어는 ESD(mGy로 측정) 이다.

노출지수^{exposure index}

‘검출기 선량지표’ 참조.

입사공기커마^{incident air kerma}($K_{a,i}$)

X선빔 중심축 위 초점-표면 거리^{focal spot-to-surface distance}에서 입사 빔의 공기커

20) <역주> DRL을 설정하여 진단 의료피폭의 최적화 도구로 사용하고 이로써 환자선량 분포가 개선되면 DRL을 업데이트하고, 다시 추가 최적화가 진행되는 순환적 과정을 설명하는 데 ‘DRL 프로세스’라는 새로운 용어를 정의하고 있다. 그러나 이러한 과정은 최적화 과정^{optimization process}(혹은 ALARA process)과 개념적으로 차이가 없다. 그러니까 기존 용어 ‘최적화 과정’을 사용해도 될 곳에 새로운 특별한 용어를 도입하는 것은 사실 소통을 돕기보다 혼란을 유발할 수 있어 바람직하지는 않다.

21) <역주> ‘reference level’에서 ‘level’ 자체가 어떤 ‘수준’으로서 명시되는 값이다. DRL (진단참조준위)이나 기존피폭에 적용하는 참조준위^{reference level}도 그 수준 아래서 최적화가 이루어지기를 희망하는 선인 구체적 값을 의미한다. 그러니까 DRL 자체가 값인데 ‘DRL값’이란 용어를 정의한 것은 우리말 ‘역전앞’과 같은 느낌이어서 불편하다. 유사한 개입준위^{intervention level}도 그 수준에 이르면 개입이 고려되도록 설정하는 값이다. 이와 같은 방사선방호에 관한 용어를 바르게 정의하는 것이 ICRP의 주된 사명 중 하나인데, ICRP 간행물이 의문스런 용어를 사용하는 것은 ICRP가 간행물을 내기 전에 논문에서 이런 용어들이 통용되고 있는 현실을 뒤집기 어렵기 때문이다. 이는 ICRP 권고가 적시에 공급되지 못함을 암시하는데 이러한 문제는 작은 예산으로 위원의 봉사 형태로 운영되는 ICRP의 사업추진력 한계 때문이다. 이는 ICRP가 고심해야 할 과제이다.

22) <역주> 후방산란 방사선 포함이란 원칙적으로 피사체(환자나 모의체)가 있는 상황에서 측정하거나 계산된 값이어야 함을 의미한다. 그러나 실제에서는 검출기의 물리적 크기가 방해요소가 되므로 피사체 없이 자유공기에서 측정된 선량을 계산으로 도출한 ‘후방산란 인자’로 보정하여 후방산란을 포함하는 선량으로 환산하는 경우가 많다.

마(후방산란 방사선은 고려하지 않음). 많은 의학 간행물에서 이 양에 대해 사용하는 두자어는 IAK(mGy 단위로 측정)이다.

커마kerma(K)

주어진 물질에서 비하전입자에 의해 방출된 모든 하전입자 운동에너지의 합 dE_{tr} 을 그 물질의 질량 dm 으로 나눈 몫.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

커마의 단위는 kg 당 joule($J\ kg^{-1}$)이다. 이 단위의 특별명칭은 그레이(Gy)이다(ICRP, 2007a). 'kerma'는 물질 내에 방출되는 운동에너지kinetic energy released in a mass의 두자성어이다.

현지 DRLlocal DRL

특정 임상촬영 업무를 위한 어떤 X선 절차에 대해 국가 내 어떤 현지에 있는 건강 관리 시설에서 설정된 DRL로서 적절한 수의 X선실(예: 10~20)에서 DRL양 분포의 75 백분위에 해당하는 값을 토대로 한다.²³⁾ 현지 DRL은 국가 DRL이 없거나, 국가 DRL이 있지만 현지의 장비나 기술을 통해 보다 높은 수준의 최적화를 달성해 해당 국가 DRL보다 낮은 값을 구현할 수 있는 경우에 설정한다.

유선평균선량 mean glandular dose(D_G)

유방조영술에서 D_G 는 유방의 유선 조직의 평균 흡수선량이다. 유선 조직은 유방에서 방사선 민감 조직이다. D_G 는 입사공기커마($K_{a,i}$) 또는 유방 X선 검사를 위해 사용된 입사면공기커마($K_{a,e}$)를 이용하여 산출된다. $K_{a,i}$ 로부터 D_G 로의 변환은 빔 품질(즉, 반가층), 양극 재료, 필터, 유방 두께 및 유방 조성의 함수이다. $K_{a,e}$ 에서 D_G 로 변환은 이들 모든 인자뿐만 아니라 유방 조직으로부터의 후방산란인자의 보정의 함수이기도 하다. D_G 는 'average glandular dose(AGD)'이라고도 한다(mGy 단위로 측정).

의료피폭medical exposure

자신의 의료 또는 치과 진단 또는 치료의 일부로 환자가 받거나, 직무로 피폭하는

23) <역주> 이 간행물에서 규정한 세 수준 DRL 즉, 현지, 국가, 지역 DRL은 그 설정 방법론에서 다소 차이가 있다. 현지 DRL은 많은 표본이 가용하지 않을 것이므로 특정 절차에 대한 개별 DRL양의 분포에서 75 백분위수로 설정한다. 국가 DRL은 의료기관 DRL양 분포의 중앙값의 전국 분포에서 75 백분위값으로 정한다. 우리와는 직결되지 않지만 지역 DRL은 국가 DRL의 중앙값으로 정하도록 이 간행물에서 권고한다.

사람이 아니면서 자발적으로 환자를 보좌 또는 위안하거나, 피폭이 수반되는 의생 명연구 프로그램의 연구대상 자원자가 받는 방사선 피폭.²⁴⁾

국가 DRL_{national DRL}

해당 국가의 의료 시설 대표 표본 데이터를 기반으로 국가차원에서 설정한 DRL 값. DRL은 지정된 임상 촬영업무에 대해 정의된다. DRL값은 일반적으로 각 의료 시설에서 관찰된 적절한 DRL양의 중앙값 분포의 제3 사분위값(75 백분위치)으로 설정한다.

주의치_{notification value}

미국전기제작자협회(NEMA)의 전산화단층촬영(CT) 선량점검 표준(XR 25)(NEMA, 2010)의 한 요소. 이 표준을 준수하는 CT스캐너는 예상 선량지수가 체적 CT선량 지수($CTDI_{vol}$)에 대한 기관 설정치 또는 특정 스캔 프로토콜에 대한 선량길이곱(DLP)보다 높을 때에는 스캔을 시작하기 전에 운영자에게 알려야한다(기관이 두 인자 중 하나를 선택할 수 있다). 주의치를 초과하면 경고 메시지가 운영자 제어반에 표시되어 방사선사로 하여금 검사를 진행하기 전에 스캔 설정치를 검토하여 적절함을 확인하거나 변경하게 한다.

환자입사 참조점_{patient entrance reference point}

중재용 X선장치에서 환자 피부표면에 입사하는 공기커마를 합리적으로 제시하기 위해 누적 공기커마를 측정하는 위치이다. 회전중심형 형광투시기(C암)의 경우, 환자입사 참조점은 X선빔 중심축 위 회전중심으로부터 초점 방향으로 15 cm 떨어진 곳에 위치하는 것으로 정의한다(IEC, 2010).²⁵⁾

최고 피부선량_{peak skin dose($D_{skin,max}$)}

가장 많이 피폭한 국부 피부 영역(예: 형광투시 안내 절차 시술 중 가장 긴 시간 동안 1차 X선빔 내에 있는 국부 피부 영역)이 받은 최대 흡수선량. 국부 피부 영

24) <역주> 뒤에 열거된 그룹의 사람이 받는 피폭은 원론적으로는 의료피폭이 아니다. 그러나 현재 ICRP의 피폭유형 분류가 직무피폭, 의료피폭, 일반인피폭의 셋만으로 구성되는데 이들 특별한 그룹의 피폭은 정의상 직무피폭이 아니며, 일반인피폭으로 분류하면 관리가 어려워져 편의상 의료피폭에 편입시킨 것에 불과하다. 따라서 이 간행물에서 논의하는 진단참조준위는 이들 그룹의 피폭과는 무관하다. 이들에게는 최적화 도구로 선량제약치 개념을 적용한다.

25) <역주> 인체 단면은 근사적 타원형이다. 따라서 갠트리가 회전할 때 실제 빔이 입사하는 위치에서 회전중심까지 거리는 회전 위치마다 다르다. 그러나 표준의 목적으로 인체를 근사적으로 반경 15 cm(직경 30 cm)인 원주형 물체로 간주하여 회전중심에서부터 15 cm 거리를 입사 참조점으로 선택한다.

역에서 평균 흡수선량에 대해 ICRU가 권장하는 표기법은 $D_{\text{skin,local}}$ (ICRU, 2005)이다. 가장 높게 조사된 국부 피부 영역의 최대 흡수선량에 대해 NCRP에서 사용하는 표기법은 $D_{\text{skin,max}}$ (NCRP, 2010)이다. 최고 피부선량은 Gy로²⁶⁾ 측정된다(NCRP, 2010).

품질관리 시험quality control testing

X선장치의 성능 및 영상품질 상태에 허용치를 벗어난 변화가 발생하지 않았는지 확인하기 위해 일정 주기로 평가하는 측정.

방사선위해radiation detriment

'위해' 참조.

기준모의체reference phantom

의료 단층촬영을 기반으로 한 전산용 인형모의체. 기준모의체의 해부는 인체의 다양한 기관과 조직의 밀도 및 구성 원자를 명시하는 작은 3차원 체적소voxel로 모의된다. 현재 ICRP 모의체는 성인 남성과 여성 신체에 대해 가용하다.²⁷⁾

기준값reference value

(생체역동모델에서)²⁸⁾ 보다 구체적인 정보가 없는 경우에 ICRP가 사용하도록 권고

26) <역주> 표2.4에서 보듯이 대부분 DRL은 mGy 단위를 권고한다. 중재방사선에서 종종 최고 피부선량이 높기 때문에 수치를 줄이기 위해 Gy를 사용하는 관습이 있지만 이는 착오를 유발할 수 있다. 예를 들어 mGy를 사용하는 다른 DRL에 익숙한 사람은 최고 피부선량에 15 Gy라 적었을 때 이를 15 mGy로 오판할 위험이 있다. 따라서 최고 피부선량에 대해서만 Gy 단위를 권고하는 것은 방호 관점에서 적절하지 않다. ICRP나 ICRU도 이런 문제를 모르지는 않으나 현장에서 오랜 관습이고 때로는 기기도 이를 따르고 있어 불가피하게 이런 '변칙'을 받아들이고 있는 셈이다. 기준이나 표준이 현장을 뒤따라가는 현실 때문이다.

27) <역주> 2017년 현재 미성년에 대한 ICRP 기준모의체도 완성되어 간행물 발간을 준비 중이다.

28) <역주> 이 간행물과 관련 없는 다른 간행물의 용어집에서 가져온 잘못된 설명이어서 괄호로 묶었다. ICRP 목적에서는 기준값을 '기준이나 내재 값으로 사용하도록 어떤 양이나 변수에 대해 ICRP가 정해 권고한 값'으로 규정하는 것이 보다 일반적이고 바른 표현으로 본다. 기준값은 내부피폭 뿐만 아니라 외부피폭에서도 정의된다. 예를 들면 ICRP가 제공하는 외부피폭 선량계수도 모두 '기준값'에 해당한다.

다른 분야에서 'reference value'는 의미가 다를 수 있다. 예를 들어 의학에서 reference value는 "지정된 건강상태에서 개인이나 그룹에 대한 실험실 분석 결과 값 세트"로 정의하는데 예를 들어 혈액 1 mL 당 적혈구 수가 몇 개 정도인가에 대한 자료로서 대개 범위로 주어진다. 이때는 reference value를 '기준값'보다 '참조값'으로 표현하는 것이 적절하다.

한 변수의 값(즉, ICRP 간행물에 제시된 선량계수를 산출하는 데 사용하는 정확한²⁹⁾ 값). 계산에서 반올림 오차 누적을 피하기 위해 알려진 실험값의 불확실성을 반영할 때 택할 수 있는 값보다 높은 정밀도로 기준값을 제시할 수 있다.

참조준위 reference level

비상피폭상황이나 제어 가능한 기존피폭상황에서, 이 보다 높은 피폭이 발생하도록 계획하는 것이 부적절한 것으로 판단되며 그 이하에서 방호최적화를 수행해야 한다고 보는 선량이나 위험 준위. 참조준위의 선택된 값은 고려하는 피폭의 지배적 여건에 따라 달라진다. DRL은 중재방사선 절차를 포함한 의료피폭에 적용되기 때문에 ‘참조준위’가 아니다.³⁰⁾ 의료피폭은 비상상황이나 기존피폭상황이 아닌 계획 피폭상황이다.

지역 region

일반적으로 지리적 근접성 또는 문화적 유사성을 가지고 있으며, 환자 선량계측을 위해 서로 제휴하고 자원을 공유하기로 합의한 일단의 국가. 유엔의 지역 분류는: <http://unstats.un.org/unsd/methods/m49/m49regin.htm> 또는 <http://>

29) <역주> ‘기준값’은 오차가 없는 정확한 값으로 본다. 이것이 실제 그 양의 값에 불확도가 없다는 의미와는 다르다. 기준값을 두는 이유는 비교를 위한 약속이기 때문에 그 비교에서는 기준값에 내재하는 불확도는 고려하지 않는다. 그렇지만 약속의 수정으로 기준값 자체가 변경될 수는 있다. 예를 들어 특정 핵종의 특정 화합물을 주어진 방사능(Bq)만큼 투여했을 때 이를 받은 사람의 조직이 받는 선량은 정확히 알기 어려울 뿐만 아니라 사람마다 차이도 있다. 그러나 ‘기준’의 목적에서 그러한 투여를 받은 사람의 조직 선량을 평가할 필요가 있는데 이 산출에는 ICRP가 제공하는 ‘선량계수(Gy/Bq)’를 적용한다. 이때 주어지는 선량계수는 ‘기준값’의 한 예이다. 그렇다고 그렇게 계산한 그 사람의 조직 선량이 정확한 것은 결코 아니다. 개인의 선량은 사람마다 체격, 내부 조직이나 장기의 위치, 투여된 물질의 생리적 거동이 다르므로 결코 정확히 알 수는 없다. 다만 평가의 목적으로 기준인에 대한 체격과 장기배치, 기준 생리학적 변수 값을 사용해 계산한 기준 선량계수를 사용하는 것일 뿐이다. 알다시피 ICRP가 제공하는 ‘기준’ 선량계수는 지식이나 모델이 발전함에 따라 수정된 값이 권고된다. 그러나 그것이 수정되기 전까지는 기준값이 기준이고 비교를 위한 목적(예: 선량한도와 비교)에서는 그 내재 불확도를 묻지 않는다.

그러나 목적이 달라서 가령 과학적으로 기준값의 견고도를 평가하려면 그 내재 불확도를 계량할 수도 있다.

30) <역주> 피폭상황이나 피폭유형과 무관하게 참조준위(reference level), DRL, 선량제한치는 모두 방호최적화에 적용하기 위한 일종의 경계조건으로서 개념적 틀은 같다. 다만, 일반적 계획피폭상황에 대해서는 보다 강조하기 위해 어감이 강한 ‘constraint’를 쓰고 있고, 진단 의료피폭에 대해서는 선량한도 없이 작용하는 제한수단이기에도 보다 이완된 용어 ‘(diagnostic) reference level’을 사용하는 것일 뿐이다. 따라서 여기서 “DRL은 참조준위가 아니다.”라고 적은 것은 부적절하다. DRL은 의료 진단 분야에 특정한 참조준위이다. 만약 DRL이 참조준위가 아니라면 용어를 달리 선택했어야 옳다.

[www.un.org/depts /DGACM /RegionalGroups.shtml](http://www.un.org/depts/DGACM/RegionalGroups.shtml)에서 확인할 수 있다.

지역 진단참조준위^{regional DRL}

보건시설의 대표 표본 또는 국가 DRL값을 기반으로 지역에 설정된 DRL. 이 간행물에서 ‘지역’은 일단의 국가를 나타내기 위해 사용된다. ‘지역’ 참조.

등록체계^{registry}

정보의 집합. 일반적으로 등록체계³¹⁾는 그 속에 들어있는 데이터를 분석할 수 있도록 구성된다. 등록체계에는 일반적으로 제한적인 포함 또는 제외 기준이 없다. 질병의 병력, 약물이나 장치의 안전성, 치료의 실제적인 효과에 이르기까지 다양한 목적으로 결과를 평가하는 데 등록체계를 사용할 수 있다. 이 정보는 의료 전문가에게 전달되어 환자 치료의 개선에 사용될 수 있다.

체격별 추정선량^{size-specific dose estimate(SSDE)}

전산화단층촬영(CT) 스캔에서 환자 체격에 따라 보정한 환자선량 추정치. 환자 체격은 환자 또는 환자 영상으로부터 측정하거나 구한 선형 치수를 사용하여 결정한다. 미국의학물리사협회(AAPM) 보고서 204에서는 SSDE 값이 CT 스캐너에서 보고된 CT선량지수(체적)에 기반을 두고 있지만, 향후 개정에서는 투영에서 얻은 환자의 감쇠 데이터를 기반으로 한 SSDE 보정계수가 포함될 수도 있다(AAPM, 2011a).

표준체격 성인³²⁾^{standard-size adult}

데이터 수집 대상 환자 수가 제한적이라면 환자 체격에 어떤 표준화가 중요하다. 환자 체격의 표준화는 일반적으로 체중 제한으로 이루어진다. 선정된 평균체중은 고려 집단의 평균 체중에 가까워야한다. 일부 국가에서는 평균체중으로 70±10 kg 이 적절할 수도 있다. 성인의 경우에는, 전형적으로 특정 범위의 체중을 가진 환자로부터 얻은 데이터를 사용하여 달성한다(예를 들어, 70 kg 평균을 달성하는 데 50~90 kg의 범위가 사용될 수 있다).

31) <역주> 과거 용어로는 ‘등록부’이지만, 현재는 전산화 데이터베이스 형태이어서 이를 ‘등록부’로 적기는 어울리지 않아 ‘등록체계’로 적었다. ‘registry system’도 등록체계로 같이 사용하더라도 개념 차이는 없을 것으로 본다.

32) <역주> ‘표준’은 대개 엄격한 개념이다. 현재로서는 체격에 대해 ‘표준’을 사용하는 분야는 피복 제조업만 보인다. 의료분야에서는 아직 ‘표준체격’이 합의되어 있지 않다. 본문에서 예를 든 70±10 kg, 또는 70±20 kg은 ‘표준’으로 수식하기에는 너무 관대하다. 그렇다면 이 간행물 목적에서는 ‘표준’보다 ‘전형적’ 정도가 옳은 용어 선택일 수 있다.

확률론적 영향stochastic effect

영향이 발생할 확률(심각도가 아님)이 문턱치 없는 선량 함수로 간주되는 악성질환과 유전영향.

조직반응tissue reaction

문턱선량 존재와 선량이 더 증가함에 따라 반응의 심각도가 증가하는 것으로 특징지어지는 세포집단의 손상. 과거에는 조직반응을 ‘결정론적 영향’이라고 불렀다. 때로는 건강관리나 생물학적 반응 수정인자를 포함하는 피폭 후속절차에 의해 조직반응이 수정될 수 있다.

단층합성(유방 디지털단층합성)tomosynthesis(breast digital tomosynthesis)

유방에 대해 여러 각도에서 다중 X선 노출을 사용하는 촬영기술.³³⁾ 정보는 컴퓨터로 전송되어 유방 전체에 대한 3 차원 영상을 생성하도록 처리된다.

전형치typical value

(이 간행물 목적에서는)³⁴⁾ 임상 촬영절차의 DRL양을 위한 데이터 분포의 중앙값. 분포에는 여러 X선실을 가진 특정 보건시설로부터 데이터(또는 소수의 의료시설로부터 데이터)가 포함된다. 이들 데이터는 현지 표본조사나 현지 데이터의 검토를 통해 얻을 수 있다. 현지 DRL과 유사한 방식으로 전형치는 현지 비교대상을 제공하여 시설에서 최적화를 추가 실행하도록 조장하는 지침으로 사용될 수 있다. 전형치는 X선실(또는 의료시설)의 수가 너무 적어 현지 DRL값을 결정할 수 없을 때 사용된다. 신기술 또는 새 기법에 연계된 비교대상을 제공하기 위해 단일 시설에 대해 전형치를 설정할 수도 있다.

체적소형 모의체voxel phantom

‘기준모의체’ 참조.

33) <역주> 원론적으로는 여러 방향 투영 정보를 재구성하여 3차원 영상을 얻는 CT기술과 다를 바 없다. 다만 작은 체적인 유방에 대해 제한된 각도 범위에서 비교적 소수 투영 정보를 이용한다는 특징이 있을 뿐이다.

34) <역주> ‘전형적’이란 수식어가 갖은 의미는 경우마다 차이가 있다. 종종 평균이나 중앙값과 같이 어떤 데이터의 대푯값 비슷한 의미로 사용되기도 하지만 대푯값은 보다 엄격한 의미인데 비해 ‘전형치’는 다소 이완된 의미로 해석된다. 이 간행물에서 “DRL양을 위한 데이터 분포의 중앙값”으로 제한적으로 설명하고 있기에 항상 그런 의미는 아님을 환기하기 위해 괄호 부분을 추가했다.

제1장 서론

- 진단참조준위(Diagnostic Reference Level(DRL))는 환자의 의료피폭에 대한 방호를 최적화하기 위해 사용되는 일종의 조사준위에 해당하는³⁵⁾ ICRP 용어이다.
- ICRP는 두 가지 새로운 용어로 'DRL양(DRL quantity)³⁶⁾(의료촬영 업무를 시행하는 데 사용된 전리 방사선의 양을 평가하는 데 사용되는 일반적으로 쉽게 측정하거나 구할 수 있는 방사선 계량)과 'DRL값'(DRL양 분포의 중앙값 분포의 75 백분위수로 설정된 DRL양의 임의 관념치)을 사용할 것을 권고한다.
- DRL은 방호최적화를 수행해야 할 전리방사선을 사용하는 검사를 판별하는 데 유효한 도구로 나타났다.
- 환자가 의료피폭을 받는 데 역할을 하는 모든 사람은 방호최적화 도구로서 DRL 프로세스에 익숙해야 한다.
- DRL 적용만으로는 방호최적화에 충분하지 않다. 해당 영상의 진단 품질도 평가해야 한다.
- ICRP는 DRL양의 국가적 분포(국가 DRL값을 도출하는 데 사용된 것과 동일한 분포)의 중앙값을 사용하는 것이 최적화를 발전시키는 유용한 추가 도구라고 간주한다.
- DRL양으로 사용되는 방사선 계량은 쉽게 측정하거나 사용할 수 있어야 하는데 예를 들면 진단방사선학을 위한 공기커마면적곱(air kerma-area product(PKA)이나 입사면 공기커마(entrance-surface air kerma($K_{a,e}$), CT를 위한 체적 CT선량지수($CTDI_{vol}$)나 선량길이곱(dose-length product(DLP), 진단 핵의학학을 위한 투여 방사능 또는 되도록이면 체중 당 투여방사능이다.
- 유효선량은 DRL양으로는 적합하지 않다. 유효선량은 측정 가능한 양이 아니며

35) <역주> 이 표현에 문제가 있음은 용어집 '진단참조준위'에서 논의한 바 있다.

36) <역주> 'DRL양'이란 용어를 사용하고 있지만 이는 어떤 특정하게 정의된 물리량은 아니다. 진단참조준위는 환자의 의료피폭 선량 자체가 아니라 절차에 따라 환자 피폭에 대한 지표로서 용이하게 지시될 수 있는 물리량(예: 입사면 공기커마나 선량면적곱)을 사용한다. 따라서 이러한 서로 다른 물리량을 'DRL양'으로 부르는 것이 물리적으로는 적절하지 않지만 실무적 소통에 편리한 점은 있기에 이 용어를 채택하고 있다. 그러나 그것이 특정 물리량이 아니기에 'DRL양(DRL quantity)'이라 부르면 어색하지 않지만 풀어서 진단참조준위량으로 쓰면 뭔가 이상하다. DRL양으로 보통 공기커마가 사용되는데 공기커마는 진단참조준위를 위해 정의된 양은 아니라 일반적 선량계측량이다. 역자는 DRL양보다 단순하고 보편적인 '감시량(monitoring quantity)'이 개념에 맞는 용어로 생각한다.

의료촬영 업무를 수행하는 데 사용되는 방사선의 양을 평가하지 않는다. 유효 선량의 사용은 불필요하고 DRL 목적에 부합하지 않은 인자를 끌어들이 수 있다.

- DRL값은 선량한도로 사용되어서는 안 된다. 환자의 의료피폭에는 선량한도가 적용되지 않는다.
- 시설에서 DRL양 분포의 중앙값은 DRL값과 비교되어야하지만, 개별 환자에 대한 DRL양의 값은 그렇지 않다. DRL 프로세스는 환자 그룹에 대한 방호최적화를 위해 의도되었으며 개별 환자가 아니고 표준 환자에 기반을 두기 때문이다.
- 품질보증QA의 지속적 과정에 DRL 프로세스를 적용하여 적절한 시간 간격으로 최적화 후 재조사하고 전체 프로세스를 반복해야 한다.

1.1. 목적

(1) 이 간행물은 특정 촬영기기에 대한 DRL의 실용 지침을 제공하고, DRL값을 결정하는 방법을 검토하며, DRL값의 주기적 개정에 대한 조언을 제공하고, 특정 촬영기기에 사용할 DRL양을 권고한다. 편집된 DRL값은 여러 출처에서 구할 수 있다(Hesse 등, 2005; ICRP, 2007b; Lassmann 등, 2007; Padovani 등, 2008a; Botros 등, 2009; Hart 등, 2009, 2012; Miller 등, 2009, 2012a; Etard 등, 2012; Foley 등, 2012; NCRP, 2012; Samara 등, 2012; ARSAC, 2014; Lassmann과 Treves, 2014; Sánchez 등, 2014). 이 간행물에서는 DRL값 목록을 제공하는 대신 DRL값을 설정하고 사용할 때 고려할 문제에 대해 논의한다. 또한 이 간행물은 표본조사를 수행하고 DRL값을 결정하는 과정과, 임상 시설에서 DRL 프로세스를 적용하는데 대한 ICRP 권고를 제공한다.

(2) 이 간행물은 국제방사선단위측정위원회(ICRU)가 정의한 양의 기호를 사용한다. 독자 편의를 위해 표2.3에 이들 양에 대한 이름, ICRU 기호 및 통상적 기호를 제시한다.

1.2. 용어

(3) ICRP는 1990년 권고(ICRP, 1991)에서 참조준위(환자의 의료피폭은 제외)에 대해 이 값을 초과할 경우에는 특정된 조치 또는 결정을 취해야하는 측정된 양의 값

이라고 기술했다. 이들 참조준위에는 어느 수준을 초과하면 결과를 기록해야하고 보다 낮은 수준은 무시하는 기록준위, 초과하면 그 원인이나 영향을 조사해야하는 조사준위, 그리고 초과 시 어떤 시정조치를 취해야 하는 개입준위가 포함된다. DRL은 환자의 의료피폭에서 방호최적화가 요구될 수 있는 상황을 판단하기 위한 일종의 조사준위에 해당하는 용어로 1996년에 도입되었다(ICRP, 1996). 이 간행물에서 ICRP는 새로운 용어 둘을 사용하도록 권고하는데, 'DRL양DRL quantity'(의료촬영업무 시행에 사용된 전리 방사선의 양을 평가하는 데 사용하기 위한 일반적으로 쉽게 측정하거나 구할 수 있는 방사선 계량)과 'DRL값'(DRL양 분포의 중앙값 분포의 75 백분위수로 설정된 DRL양의 임의 관념치)이다.

(4) ICRP는 2007년 권고(ICRP, 2007a)에서 계획피폭상황에 대하여 '선량제약치'라는 용어를 사용하고, 기존 및 비상피폭상황에 대하여는 '참조준위'라는 용어를 사용했다. 따라서 '참조준위'라는 용어는 의료촬영에 사용해서는 안 된다. 또, 환자의 의료피폭은 계획피폭상황이지만 '선량제약치'를 적용하지 않는다.³⁷⁾

1.3. 연혁

(5) Wall과 Shrimpton(1998)은 방호최적화를 위해 환자선량과 관련된 측정량 사용을 검토했다. 1950년대부터 진단 X선검사에 대해 이러한 양의 전국적인 표본조사가 미국과 영국에서 수행되었다. 1970년대에 미국(FDA, 1984)에서 X선 동향조사로 전국적 평가가 시작되었고, 1980년대에는 NRPB(현재는 Public Health England)가 영국에서 표본조사를 통해 자유공기 또는 환자에 입사하는 입사면 노출을 측정했다(Shrimpton 등, 1986). 이들 표본조사 및 이와 유사한 표본조사의 결과가 방사선투과촬영 기법 및 노출량 준위에 대한 권고의 기초가 되었다. 권고는 미국에서 처음으로 개발되었으며(Jensen과 Butler, 1978; CRCPD/CDRH, 1992), 다음에는 영국(Shrimpton 등, 1989; NRPB/RCR, 1990), 이후에는 유럽에서(EC, 1996a,b, 1999a,b; Neofotistou 등, 2003; Padovani 등, 2008a) 계속 되었다. 이러한 권고는 노출지침exposure guide, 가이드라인 선량guideline dose, 지침준위 guidance level(IAEA, 1996), 참조선량reference dose, 그리고 ICRP 73(1996)에서는 DRL 등으로 다양하게 불려왔다.

(6) ICRP는 2001년에 보조지침 2(ICRP, 2001b)를 발간한 후 ICRP 웹사이트

37) <역주> 이 설명의 문제점에 대해서는 용어집의 '참조준위' 항에서 설명했다.

(www.icrp.org)에서 무료로 다운로드할 수 있게 했다(ICRP, 2001a). ICRP 60과 ICRP 73 및 보조지침 2의 DRL에 관한 ICRP 지침 요약은 ICRP 105(ICRP, 2007c)에 수록되었다.

(7) 유럽에서는 DRL이 유럽의회지침 97/43/EURATOM(EC, 1997)에 공식적으로 도입되었으며, 유럽연합 회원국은 최적화를 위한 전략으로 DRL의 구축과 사용을 촉진할 의무가 있다. 이에 따라 유럽위원회(European Commission, EC, 2013)는 DRL의 구축, 정기적인 검토 및 사용에 대한 요건을 의무화하였다. 또한 2013 EU 이사회령Council Directive 역시 DRL이 일관되게 초과 될 때는 합당한 현지 검토를 수행하고, 필요한 경우 적절한 시정조치를 부당한 지체 없이 취할 것을 명시하고 있다. 1990년부터 EC는 환자선량 및 영상품질에 대한 데이터를 수집하고, 성인 및 소아 방사선진단과 CT에 대해 영상품질 기준에 관한 지침을 도출하였으며, DRL 사용을 촉진하기 위하여 몇몇 연구 프로그램을 출범시켰다. 1995년과 2005년 사이에는 디지털 및 중재방사선 진단에 관한 추가 프로그램(SENTINEL, 2007; DIMOND, 2006)을 수행하여 새로운 촬영기기에 대한 초기 DRL값을 설정했다.

1.4. DRL의 효용성

(8) DRL 프로세스는 환자의 의료피폭에 대한 방호최적화를 위한 유효한 도구이다. 미국의 유방피폭: 전국 유방 X선촬영 QA 프로그램US Breast Exposure: Nationwide Trends mammographic QA programme은 이러한 접근법의 효용성을 보여주는 첫 시범이었다(Jensen과 Butler, 1978). 초기 표본조사에서는 19개 주에 있는 시설에서 입사노출에 대한 데이터를 수집하기 위해 모의체를 사용했다. 이러한 데이터를 토대로 훈련된 조사원이 불필요하게 높거나 낮은 값을 가진 시설을 방문했다. 이들 조사원은 시설의 촬영 프로그램 개선을 위한 권고를 제공했다. 1년간의 추적관찰에서 평균 입사노출이 상당 부분 감소하였으며, 입사노출 분포의 표준편차가 감소하면서 영상품질이 향상되었다.

(9) 1980년대 중반 이후 대략 5년마다 데이터를 수집한 영국에서는 2005년 표본조사 결과에 따라 결정된 DRL값이 2000년 표본조사 결과보다 16% 낮았으며, 1980년대 중반 표본조사 결과보다는 약 절반이었다(Hart 등, 2009, 2012). 이 도구의 가치는 유럽집행위원회의 1997년 의료피폭지침(EC, 1997)에서 인정되었다.

(10) DRL 프로세스는 최적화를 지원하는 도구이지만 이것은 환자선량 감사과정을 통해서만 달성할 수 있다. DRL 프로세스는 최적화 후에도 계속 반복 표본조사를 실시하고, 적절한 시간이 지나면 전체 환자선량 감사를 반복하는 방법으로 적용되어야 한다.

1.5. DRL 사용 현황과 관련된 문제

(11) 현재 의료행위에 DRL 프로세스의 적용과 관련하여 몇 가지 문제가 있는데, 환자 그룹이나 일련의 검사 대신 개별 환자(또는 개별 검사)에 DRL값의 오용; 개별 환자 또는 개별 검사의 제한치로 DRL값의 오용; 모의체 또는 방사선 출력의 부적절한 측정치를 사용하여 DRL값을 설정; 촬영 시스템 간에 기술 차이가 있거나 같은 검사에서 다른 임상지시를 위해 필요한 영상품질에 차이가 있을 때 DRL값의 설정, 그리고 영상품질의 특성화 문제이다. 소아 방사선 진단은 검사 대상에서 특정 체격의 환자 수가 적기 때문에 DRL 설정에 사용할 수 있는 연구 및 데이터가 부족한 문제도 있다.

(12) 시간이 흐르면서 DRL 프로세스의 적절한 임상 실행과 관련하여 추가 지침이 필요하다는 것이 분명해졌다. 이전 지침에 사용된 용어의 정의, DRL값의 결정, 이 값의 재평가와 업데이트를 위한 적절한 주기, 임상 행위에 DRL 프로세스의 적절한 사용, 이 도구의 실제 적용 방법, 그리고 최신 촬영기술[예: 이중에너지 CT, 양전자방출단층촬영(PET)-CT, SPECT-CT, 디지털 방사선 촬영, 단층합성(tomosynthesis)]에 DRL 개념의 적용 등에 대해 명확한 설명이 필요하다. 제7장에 임상 행위에서 DRL 프로세스의 이행에 대한 권고를 제공한다.

1.5.1. DRL값은 개별 환자를 위한 것이 아니다

(13) 개인에게 적절하고 최적화된 선량은 환자체격과 의료 촬영업무의 목적에 따라 달라진다. ‘표준’ 환자를 위한 프로토콜이 최적화되면 장비의 자동제어 메커니즘이 더 작거나 큰 환자를 위해 기술인자를 적절히 조정할 수 있어야 한다. 핵의학에서는 투여 방사능을 종종 체중을 기초로 결정한다.

(14) 2010년에 미국전기제조자협회National Electrical Manufacturers Association(NEMA)는 전산화단층촬영 선량점검표준Computed Tomography Dose Check Standard, XR

25(NEMA, 2010)을 발간했으며, CT스캐너 제작자는 제품에 이 기능을 구현하기 시작했다. 이 표준을 따르는 CT스캐너는 평가된 양(CTDI_{vol} 또는 DLP)이 규정된 값을 하나 이상 초과할 때는 스캔을 시작하기 전에 운전자에게 알리고 경고를 낸다. 이러한 값 즉, '주의치notification value'는 특정 스캔 프로토콜을 위한 것이다. CT선량 점검표준은 주의치에 대하여 특정 수치를 제공하지는 않는다. 미국 의학물리인협회(AAPM, 2011b)는 주의치에 대한 값을 제안했지만, 일부 기관에서는 DRL값을 대신 사용하기로 선택하고 있는데 이것은 적절하지 않다. 왜냐하면 DRL값은 개별 환자가 아니라 환자 그룹에 대한 방호를 최적화하기 위한 것이기 때문이다.

1.5.2. DRL값은 선량한도가 아니다

(15) ICRP의 선량한도 적용에 대한 원칙은 '환자 의료피폭이 아닌 계획피폭상황에서 규제되는 선원으로부터 개인이 받는 총 선량은 ICRP가 권고한 해당 한도를 초과해서는 안 된다'(ICRP, 2007a, c)고 기술하고 있다. 이 원칙은 환자 의료피폭을 선량한도 적용으로부터 명시적으로 배제한다는 점에 유의하는 것이 중요하다. 선량한도는 ICRP가 정의한 진단 또는 치료의 일환으로 받는 피폭(또는 환자의 태아 또는 모유수유중인 유아³⁸⁾의 피폭)과 환자의 간병인(직무피폭 제외)이 받는 피폭에는 적용되지 않는다(ICRP, 2007c).

(16) ICRP가 명시한 바와 같이 "환자 의료피폭이 적절하게 정당화되고 관련 선량이 의료목적에 상응한다면 환자 의료피폭에 선량한도나 선량제약치를 적용하는 것은 적절하지 않다. 왜냐하면 그러한 제한이나 제약이 종종 이로움보다 해로움이 클 수 있기 때문이다(ICRP, 2007c)". 따라서 DRL값은 선량한도로 의도된 것이 아니며 분명하며 선량한도로 사용해서는 안 된다.

1.5.3. DRL값은 임상 행위에 기반을 두어야 한다

(17) X선촬영에서, DRL값은 일반적으로 환자 검사에서 도출된 DRL양의 값에 대한 데이터를 사용하여 결정해야 한다. 과거에는 모의체가 자주 사용되었다. DRL값이 의료 촬영업무에 대해 규정된 임상 및 기술 요건과 연계되어야 하기 때문에, ICRP는 이제 환자 검사에 대한 표본조사를 기반으로 DRL값을 설정하도록 권고한다. 환자 검사로부터 수집된 데이터는 그 분포에 대한 견해를 제공하는데, 단순한 모의체를 사용해서는 이를 관찰할 수 없다.

38) <역주> 방사성의약품을 투여 받는 핵의학 환자에 한한다.

(18) 이 간행물은 모의체나 환자 표본조사 사용이 언제 더 적절한지, 환자 표본조사 대신 모의체를 사용함으로써 발생하는 제한에 대해 논의한다. 이 간행물은 특정된 촬영기기와 기타 관련사항을 기반으로 DRL값을 결정하는 적절한 방법을 설명한다. 또, 한정된 데이터 표본만 가용할 경우 DRL값을 설정하는 방법도 설명한다.

(19) ICRP는 DRL양으로 사용하는 방사선 계량은 간단한 표준모의체나 대표적인 진단방사선 환자의 표면에서 공기나 조직등가물질의 흡수선량, 진단핵의학에서는 투여 방사능과 같이 쉽게 측정할 수 있는 양을 사용하도록 권고해 왔다(ICRP, 2001b). DRL양은 의료 촬영을 수행하는 데 사용되는 전리방사선의 양을 평가해야 한다. 선택된 양은 각 유형의 의료 촬영기기와 의료 촬영업무에서 쉽게 얻을 수 있는 것이어야 한다.

(20) ICRP 방사선방호체계에서 다른 목적으로 사용되는 양인 ‘유효선량’을 DRL로 사용하도록 제안된 경우도 보인다. 그러나 유효선량은 의료촬영을 수행하는 데 사용되는 방사선의 양을 직접 평가하지 않으며, DRL 목적에 부적절하거나 필요하지 않은 관계없는 인자를 도입하기 때문에 이 목적에는 적합하지 않다. 또한 유효선량은 항상 같은 방법으로 계산되는 것은 아니며 쉽게 구할 수 없을 수도 있다. 따라서 유효선량을 DRL양으로 사용해서는 안 된다. 반대로, 빔 품질이 선량 지시치 대비 실제 환자선량에 상당한 차이를 발생시킬 수 있으므로 선량 지시치의 비교가 항상 유효선량 비교(동일한 검사에서)와 같지는 않다.

1.5.4. 기술과 임상지시가 DRL값에 영향을 미친다

(21) DRL값은 특정 시점에서 의료행위 상태와 이용 가능한 기술에 따라 달라진다. 기술적 진보는 표본조사 분포의 임의의 백분위수보다 더 낮은 DRL양 값에서도 적절한 영상품질을 낼 수 있다. 기술적 진보나 변화가 선량에서 상당하고 일관되며 식별 가능한 차이를 유발할 경우에는 별도의 DRL이 필요할 수 있다. 한 예는 전산화 방사선촬영(CR) 대신에 보다 민감한 디지털 방사선촬영(DR) 시스템을 사용하는 것이다. 다른 예는 CT에 반복계산재구성법³⁹⁾iterative reconstruction의 도입이다. 이러한 재구성 알고리즘을 사용하면 보다 낮은 환자선량에서 CT를 획득할 수 있

39) <역주> 진보한 컴퓨터 성능에 힘입어 개발된 재구성기법으로서, 투영 정보인 시노그램 데이터로부터 재구성된 영상을 다시 가상 투영하여 시노그램을 생성하고 원본과 대조하여 보정하고 다시 재구성하는 절차를 반복하는 재구성 기법이다. 재구성 영상품질 향상으로 진단정보를 수준을 높이거나 성근각 촬영을 통해 노출을 줄일 수 있어 결국 환자선량 감축효과를 얻을 수 있다.

다. 이 경우, 여과역투영(filtered back projection) 알고리즘으로 수행된 CT를 기반으로 한 DRL값은 반복계산재구성법이 사용될 때 DRL양 값이 비정상적으로 높은지 여부를 나타내는 적절한 지시가 되지 못한다.

(22) ICRP 73(1996)에서 '원칙적으로, 너무 낮아서 충분히 양호한 화질을 제공할 수 없는 선량을 하단 참조준위로 선택할 수 있다. 그러나 선량 이외의 요인들도 영상품질에 영향을 미치기 때문에 그러한 참조준위를 설정하기는 매우 어렵다'고 ICRP는 말했다. 장비 간의 기술 차이로 인해 하한에 대한 DRL값 설정에 문제가 발생한다.

(23) 어떤 경우는 상이한 임상지시가 다른 영상 품질을 요구할 수 있으며, 따라서 서로 다른 양의 방사선이 요구될 수 있다. 예를 들어, 신장결석을 배제하기 위해 수행되는 복부 CT는 종양을 특성화하기 위해 수행되는 복부 CT보다 낮은 DRL양의 값을 요구한다. 따라서 이러한 업무에 대한 DRL값은 서로 달라야 한다. 폐암 검진을 위한 저선량CT와 같은 스크리닝 검사에서도 마찬가지이다. 어떤 검사에서는 임상지시가 표시되지 않은 DRL 설정은 거의 가치가 없다. 임상업무에 관련된 선량 및 영상품질 요건에 대한 자세한 정보의 편집은 더 많은 주의를 요하는 영역이다. 유럽방사선의학회(European Society of Radiology)는 ICRP 용어 '임상업무(clinical task)'에 상응하는 용어로 '임상지시(clinical indication)' 또는 '임상 DRL(clinical DRL)'을 사용함에 유의할 필요가 있다.⁴⁰⁾

(24) 특별한 관심 분야는 후속 검사의 최적화이다. 후속 검사 프로토콜은 진단을 설정하는 초기 검사에서 필요로 하는 것과 동일한 진단정보를 요구하지 않기 때문에 환자가 받는 방사선 양도 달라진다. 후속 검사는 그 목적에 맞게 적절히 최적화해서 방사선 및 시간을 절약할 수 있게 해야 한다.

(25) 중재방사선 절차의 경우, 환자에게 적용되는 방사선의 양은 절차의 유형과 절차의 복잡성에 따라 크게 달라진다. 절차의 복잡성은 동일한 절차에서도 임상업무가 다르다면 달라질 수 있다. 예를 들어, 요관 폐색에 대해 수행되는 신장 수거계통을 확장하는 신루설치술(nephrostomy)은 요도루(ureteric leak)나 결석 제거(수거계통이 확장되지 않았기 때문에 보다 복잡하고 어려운 절차)를 위해 실시하는 동일한 절차에 비해 요구되는 환자피폭이 작다(Miller 등, 2003).

40) <역주> 사용하는 용어부터 이렇게 다르다면 혼란이 생긴다. 새로운 용어가 필요할 때에 전문학회가 신속히 대응하여 입장을 정리할 필요가 있다.

(26) 촬영업무의 최우선 순위는 임상목적에 충분한 영상품질을 달성하는 것이므로 전체 절차의 영상이 필요한 모든 진단정보를 제공하고 임상목적에 위태롭게 하지 않아야 한다. ‘영상품질’은 단일 영상(예: 전후방 흉부 방사선투과촬영)에 적용할 수 있지만, 형광투시촬영, 시네촬영, 디지털차감 혈관조영 및 회전 혈관조영의 경우와 같이 다수의 영상을 획득하여 안내나 진단에 사용하는 경우에는 단일 영상에 적용이 적절하지 않을 수도 있다. 이들 기기에서 단일 영상은 불충분한 영상품질을 나타낼 수도 있지만 여러 영상을 순차적으로 평가하거나 순환여과기⁴¹⁾recursive filtering와 결합된 평가는 정보 내용 측면에서 충분할 수도 있다.

(27) 성인 및 소아에 대한 특정한 방사선 촬영에 대해 영상품질의 특성화를 위한 기준이 유럽에서 정의되고 합의되었다(EC, 1996a,b). CT에 대해서도 유사한 기준이 제시되었지만(EC, 1999a), 이미 17년 이상 지났기 때문에 최근의 발전을 고려하지 못하고 있다. 더욱이 다른 촬영기기에 대해서는 유사한 기준이 없는데, 이는 재고할 분야이다.

(28) 이 간행물에서 ICRP는 환자에 조사되는 방사선의 양과 영상품질 사이 연관성의 중요성을 강조한다. DRL값 적용이 방호최적화에 충분하지는 않으며, 영상품질도 평가되어야 한다. 의료피폭의 경우, 방사선방호 최적화는 의료목적에 상응하여 환자에 조사되는 방사선 양을 관리하는 것이라고 말할 수 있다(ICRP, 2007c). 선량이나 선량률을 과도하게 줄이거나 충분한 수의 영상을 얻지 못하여 의료 목적에 부적합한 영상품질 또는 진단정보를 초래하는 수준으로 방사선량이 감소한다면, 최적화가 달성된 것이 아니다.

1.6. 이 간행물의 이론적 근거

(29) DRL에 관해 ICRP가 가장 최근에 발표한 지침은 이제 거의 10년 전이다(ICRP, 2007c). DRL 적용 및 DRL값의 개발, 이전 권고의 명료화 및 신기술에 관한 권고 등에 대해 추가 지침을 제공하는 것이 유용할 것이라고 생각하는 많은 분야가 있다. 주요 변경은 국가 및 지역 DRL값과 비교에 기관의 DRL양 평균값이 아닌 중앙값을 사용하는 것이다. 중앙값은 평균보다 더 견고한 추정치로 간주된다. 나아가 데이터 전자 수집 방법의 사용으로 더 많은 수의 환자 검사에서 얻은 데이터를 사용할 수 있게 되었기 때문에 중앙값은 환자집단을 더욱 잘 대표하는 양을

41) <역주> 출력의 일부를 피드백하는 개념의 필터로서 영상처리에 널리 사용된다.

제공할 것으로 보인다.

(30) 이전의 ICRP 간행물에 사용된 몇몇 용어는 명확하게 정의되지 않았다. 이 간행물은 현지, 국가 및 지역 DRL, '일관된 초과consistently exceeded'와 같은 일부 용어를 명확히 하거나 정의를 제공한다. 특정 상황에서 현지 DRL의 올바른 사용과 관련하여 혼동이 있었는데, 이 간행물에서 ICRP는 현지 DRL 사용에 대한 권고를 제공한다. 또한 ICRP는 유형이나 기술수준이 다양하게 사용되는 시설에서 '전형치⁴²⁾typical value' 개념을 도입하였는데, 여기서 전형치는 관련된 시설에 대한 DRL 양의 값 분포의 중앙값이다. 선량감측 반복재구성 알고리즘을 갖춘 최신 CT 스캐너, 고급 선량감측 소프트웨어를 탑재한 중재 형광투시나 디지털 촬영검출기를 갖춘 치과촬영기가 그 예이다.

(31) 발표된 DRL값 대부분은 '표준'성인을 기준으로 한다. 이 간행물에서 ICRP는 소아 환자에 대한 DRL값 설정과 사용을 위한 권고를 제공한다(제6장). 이 간행물은 '표준'성인의 체격을 정의하며, 소아과 DRL에 대해 유럽집행위원회가 수행한 작업을 활용한다(EC, 2016).

(32) 이 간행물은 X선촬영과 다른 방식으로 DRL이 평가되는 핵의학에서의 DRL 사용에 대해서도 논의한다(제5장). 투여 방사능(절대량 또는 체중 조정된 양)이 DRL양으로 사용된다. 핵의학에서 DRL값은 일반적으로 조사준위라기보다는 전형적이거나 최적화된 값을 나타낸다. 일부 촬영기는 단일 검사에 둘 이상의 방법(예: PET-CT, SPECT-CT)으로 환자에게 방사선을 조사한다. 이 간행물에서 ICRP는 이러한 기기에 대한 방사선방호 최적화에 DRL 프로세스를 적용하기 위한 권고를 제공한다.

(33) DRL값의 주기적 개정을 위한 적절한 시간 간격을 ICRP는 이전에는 제공하지 않았다. 유럽에서는 기본안전표준의 새로운 지침에 따라 DRL값을 정기적으로 개정해야 한다(EC, 2013). 이 간행물에서 ICRP는 DRL값의 개정 시기에 대한 기준을 제시한다. 또한 DRL값의 설정 및 개정을 위한 데이터를 얻는 데 자동 데이터 수집 및 등록체계를 사용하는 방법을 제시한다.

(34) DRL값은 환자의 의료피폭에 대한 방호최적화를 위한 조사준위로 유용하지만,

42) <역주> 원어 'typical value'를 그냥 '전형적인 값'이나 '일반적인 값'처럼 쓰면 여기서 의도한 특별한 의미(분포의 중앙값)를 전달하지 못할 우려가 크기에 의도적으로 통상적이지 않은 표현 '전형치'를 사용했다.

최적의 성능으로 무엇을 달성할 수 있는지에 대해 안내하지는 않는다. 1999년에 NRPB는 이 목적으로 새로운 도구 안으로서 ‘달성가능 선량achievable dose’을 도입했다(NRPB, 1999). 달성가능 선량은 적절한 영상품질을 유지하면서 널리 사용되는 표준 기법과 기술로 달성할 수 있는 DRL양의 준위로 정의 되었다(NRPB, 1999). NRPB는 검사의 임상 목적을 손상시키지 않으면서 진단절차에서 이득과 위험의 차이를 극대화하기 위한 노력을 더욱 발전시키기 위해 이 개념을 도입했다. NRPB는 기술에 대한 유럽위원회 권고를 충족하는 부서의 선발표본에서 관찰된 평균값에 근거한 달성가능 선량 값도 제안했다(NRPB, 1999).

(35) 2012년에 미국 NCRP는 달성가능 선량의 개념을 더 논의하고, 달성가능 선량 값을 부서의 표본조사에서 관찰된 DRL양 분포의 중앙값(50 백분위수)으로 설정해야 한다고 제안했다(NCRP, 2012). ICRP도 이 접근법이 유용할 것으로 생각한다(즉, 최적화를 개선하기 위한 추가 도구로 DRL양의 국가 분포(국가 DRL값을 도출하는데 사용된 것과 동일한 분포)의 중앙값을 사용).

(36) DRL양의 국가 분포 중앙값은 최적화의 개선을 위한 추가 역할을 할 수 있다. 영상품질의 저하 없이 환자선량을 어느 정도 줄일 수 있다. 그러나 환자선량이 너무 많이 줄어들어서 영상이 진단무용non-diagnostic이 되지 않도록 해야 한다. ICRP(ICRP, 1996)는 원칙적으로 환자의 선량 수준이 낮아서 영상품질 조사가 최우선이 되어야 하는 상황을 파악할 수 있는 간단한 시험에 사용할 다른 특정값(즉, 그 보다 낮으면 적절한 의료영상을 얻을 수 없는 불충분한 방사선 양)을 규정할 수 있을 것으로 이전에 적시했다. 사용되는 장비의 범위가 넓어서 이 특정값을 정의하는 데는 어려움이 있지만, DRL값 도출에 사용한 분포의 중앙값은 추가적인 최적화 노력이 수행될 때 그 이하에서는 영상품질이 선량보다 높은 우선순위로 고려되어야 하는 분기점tipping point임을 인식해야 한다. 분포의 첫 사분위(25 백분위수) 미만의 선량 수준을 갖는 시설에 대해서는 영상품질에 특별한 주의를 기울여야 한다.⁴³⁾

(37) ICRP는 원론적으로는 중재형광투시에서 DRL을 확률론적 영향과 관련하여 선량 관리에 사용할 수 있다고 언급했다(ICRP, 2007c). 그렇지만 동일한 시설에서 동일한 절차를 수행하는 경우에도 환자에게 적용되는 방사선의 양이 매우 넓게 분포하기 때문에 중재 형광투시에 DRL을 적용하기는 매우 어렵다(Vañó와

43) <역주> 분포의 제1 사분위 값을 ‘하단 DRL’로 명시적으로 권고하기 어려운 것은 기기나 절차가 다양한 여건에서 그 이하에서는 진단정보 부실이 명확한지 판단이 애매하기 때문이다.

Gonzalez, 2001; ICRP, 2007c). 이러한 절차에 대한 대부분 공표된 DRL값은 표준화된 방사선 투과검사의 DRL값과 같은 방식으로 DRL양에 대해 수집된 데이터의 75 백분위수를 기반으로 한다(Neofotistou 등, 2003; Padovani 등, 2008a; Hart 등, 2009, 2012; Miller 등, 2009, 2012a). ICRP는 앞서 중재방사선절차의 복잡성을 통합하여 다양한 환자의 해부, 환부 특성 및 질환 심각도에 따라 DRL값을 조정할 수 있는 접근법을 제안했다. 경피 관상동맥 중재(Bernardi 등, 2000)와 몇몇 중재방사선절차(Ruiz-Cruces 등, 2016)에 대해서 복잡성을 정량화한 사례도 있다. IAEA는 적용된 방사선의 양을 정규화하기 위해 절차 복잡성을 사용하여 특정 심장병 중재를 위한 DRL값 설정 가능성을 모색한 바 있다(Balter 등, 2008; IAEA, 2009).

(38) 절차 복잡성을 평가하기 위해서는 상당한 임상 데이터가 필요하지만 이러한 데이터가 가용하지 않은 때가 많다. NCRP는 확률론적 영향에 적용할 수 있는 다른 접근법을 권고한다. 이 접근법은 사례의 표본이 아니라 특정한 중재방사선 절차의 모든 사례로부터 적절한 DRL양 데이터를 사용한다(NCRP, 2010; Balter 등, 2011; Miller 등, 2012a). 이 간행물에서 ICRP는 중재형광투시에 대한 DRL값을 설정하기 위한 다양한 접근법의 장단점을 논의하고 양에 대한 권고를 제공한다(제 4장 참조).

(39) DRL은 조직반응(예: 방사선 유발 피부손상)의 위험 관리에는 적용할 수 없다. ICRP는 이 위험의 관리에 대해서는 다른 방법을 설명한 바 있다(ICRP, 2013a).

1.7. 희망 독자

(40) DRL은 의료촬영에서 방호최적화를 위한 효과적 도구이다. 나라마다 다른 사람이 의료시설에서 방사선방호 최적화를 이행하는 책임을 진다. 1차적 책임자는 의학물리사, 의사, 방사선사 또는 관리자일 수 있다. 그러나 환자의 의료피폭에 역할이 있는 사람 모두는 방호최적화 도구로서 DRL에 익숙해야 한다. 이상적 접근은 영상의학자, 방사선사, 의학물리사, 그리고 기타 관련 의료진으로 구성된 선량과 영상 최적화팀을 운영하는 것이지만 많은 기관에서는 이것이 가능하지 않다.

(41) 이 간행물이 겨누는 독자는 국가, 지역 및 현지의 당국, 교육 학술계, 임상계, 전문학회, 의료목적으로 방사선을 사용하는 기관, 그리고 그런 기관에서 책임 있는

의료진이다. 특히 영상의학회, 심장학회, 또는 기타 방사선을 사용하는 분야 의학회는 DRL 프로세스를 사용해 적용된 방사선의 양을 평가하는 것을 포함한 QA 및 품질개선 프로그램을 조장해야 한다.

1.8. 요약

(42) DRL은 환자 의료피폭에서 방사선방호 최적화를 위한 가치 있는 도구로 밝혀졌다. 이 간행물에서 ICRP는 DRL 사용, DRL값의 결정에 관한 기존 권고를 가다듬고, 혼동과 오용이 있는 부분을 건너 추가 권고를 제공한다. 이 권고는 DRL의 적절한 사용을 명시하고, 다양한 촬영기기와 임상 상황에 이 도구의 적용을 안내할 것이다. 또한 이 권고는 DRL을 한도처럼 다루는 것, 개별 환자에게 DRL 적용, 용이하고 직접 측정할 수 없는 양을 사용하는 것을 포함하여 부적절한 DRL 사용을 예방할 것이다.

제2장

DRL 수립을 위한 표본조사 실시에서 고려사항

- 적절하거나 필요한 경우, 국가나 주 법령은 DRL양 및 DRL 설정을 위한 데이터 수집업무의 여러 요소를 책임지는 조직을 명확히 규정해야 한다.
- DRL 설정의 첫 단계는 DRL을 설정해야하는 검사나 절차를 정하는 것인데, 지역에서 수행되는 보편적 검사를 대표해야하며 가장 빈번히 수행되거나 가장 높은 환자선량을 초래하는 검사에 우선순위를 두어야한다. 검사는 DRL양 평가를 실행할 수 있는 것이어야 한다.
- 기록할 주요 변수는 쉬 평가할 수 있는 양으로서 가능하면 검사에서 직접 측정하거나 촬영기기에서 가용한 양(예: P_{KA} , $K_{a,e}$, DLP, $CTDI_{vol}$, 투여 방사능)으로서 방사선 양 또는 투여 방사능을 지시하는 양이어야 한다.
- DRL값을 설정하기 위한 국가 표본조사는 환자 대표표본의 데이터를 얻을 수 있을 만큼 업무량이 충분한 대형 또는 중형 시설로 구성된다. 선정된 표본은 다양한 건강관리 제공자를 포함해야 한다. 등록체계는 DRL값을 설정하기 위한 데이터 출처로 유용하다.
- 한 시설에서 특정 검사에 대한 표본조사는 최소한 20명 이상(되도록이면 진단 형광투시나 CT 검사의 경우에는 30명, 유방촬영에는 50명)의 환자에 대하여 DRL양 데이터를 수집해야 한다.
- 모든 촬영시설 중 일부를 무작위로 선정한 표본조사는 좋은 출발점이 될 수 있다. 우선은 20~30개 시설의 결과로 충분할 것이다. 시설이 50개 미만인 작은 국가에서는 그 중 30~50% 표본조사만으로 충분할 것이다.
- 병원정보체계(HIS)나 진단방사선정보체계(RIS)는 등록체계에 수집하기에 적합한 다수 환자의 데이터를 제공할 수 있다. 가능하면 언제나 이들 데이터의 전자 전송을 활용하도록 권고한다.
- 대규모 샘플을 사용하지 않는 한, 표본조사에 포함된 환자의 체중에 대한 어떤 표준화가 있어야한다.
- P_{KA} 미터와 같이 환자선량 계측에 사용되는 모든 선량계의 교정은 정기적으로 수행되어야하며 1차표준기관까지 소급 가능해야한다. X선 시스템이 생성하여

- 전송하는 DRL양 데이터의 정확성은 의학물리사가 정기적으로 검증해야 한다.
- 이제 ICRP는 표본조사 시설의 DRL양의 중앙값(평균값이 아님)을 사용하도록 권고한다. 대표적 센터 표본에서 얻은 중앙값의 75 백분위수를 국가 DRL로 설정해야 한다.
 - 한 지역에서 다수 또는 대부분 국가들이 자국 DRL값을 가지고 있는 경우에는, 가용한 국가 DRL값의 중앙값으로 지역 DRL값을 결정할 수 있다.
 - 국가 및 지역 DRL은 정기적으로(3~5년)마다, 그리고 신기술, 새 촬영 프로토콜 또는 영상 후처리에 상당한 변화가 있을 때에는 개정되어야 한다.
 - 공표된 DRL값은 환자 데이터가 수집된 현지 그룹, 국가 또는 지역, 데이터가 기반으로 하는 '표준'환자 체격, 가능하면 해당 검사의 세부 사항, 그리고 표본 조사 날짜에 대한 설명을 동반해야 한다.
 - 최적화 과정의 일환으로 임상 영상품질 평가를 수행해야 한다. 가능하면 객관적 측정을 사용해야 한다.
 - 현지 DRL과 전형치는 최적화를 위한 추가 도구로 사용될 수 있다.
 - 구조화 디지털 포맷으로 된 방사선량 구조화보고서(radiation dose structured report(RDSR))에 정리된 데이터는 선량 분석을 발전시켜 추가 최적화에 기여할 수 있다.

2.1. 서론

(43) 이 장에서는 DRL 프로그램 개발과 진단방사선촬영, 형광투시, 유방조영술, 치의학, 핵의학 등 진단절차를 위한 DRL값 설정을 다룬다. 디지털 방사선촬영, CT, 핵의학 및 복합기기 절차는 제5장에서 다루고 있으며 소아과 검사에 대한 구체적인 고려 사항은 제6장에서 다루지만, 모든 진단영상 검사에 적용되는 일반적인 원리는 여기서 논의한다. DRL은 원래 특정 방사선촬영에 대한 DRL양의 값이 몸통 두께(또는 다른 체중척도)의 함수로만 변하는 '표준검사'라는 기본가정 아래 개발되었다. 중재방사선 절차는 본질적으로 비표준이어서 제4장에서 별도로 다룬다.

(44) DRL은 진단 및 중재 방사선절차에서 환자의 의료피폭에 대한 방호를 최적화하기 위해 사용되는 조사준위의 한 형태이다. DRL은 장비의 유형별로 합의된 체중 범위의 환자그룹 또는 특정 상황에서는 표준모의체에 대한 전형적인 검사에 대해 정의된다. DRL은 분포에서 임의의 문턱치로부터 도출되며, 과학적 정의는 아니다. DRL은 전문가 판단을 보충하는 것으로서, 좋은 관행과 나쁜 관행의 경계선을

나누는 것은 아니다.

(45) DRL은 의료 촬영업무 수행에 사용된 전리방사선의 양을 평가하는, 보편적이고 쉽게 측정되거나 결정되는 양인 'DRL양'[예: $K_{a,e}$, 입사 공기커마($K_{a,i}$), $CTDI_{vol}$, DLP, P_{KA} , 환자입사기준점에서 공기커마($K_{a,r}$), 유선평균선량(DG), 또는 투여 방사능]을 활용한다. 이러한 양은 방사선의 양과 상관관계에 있을 뿐이며, 환자의 조직과 장기의 실제 흡수선량은 아니다.

(46) 선정된 양은 각 유형의 의료촬영기기 및 의료 촬영업무에 쉽게 가용한 양이다. DRL은 일상적인 조건에서 합의된 체중 범위의 대표적 환자그룹에 대해 수행된 특정 절차로부터 얻은 DRL양의 중앙값이 비정상적으로 높거나 낮은지 여부를 평가하는 데 활용된다.

(47) DRL은 그것이 적용되는 현지, 국가 또는 지역에서 수행되는 절차를 대표해야 한다. 일부 국가에서는 병원이나 보건당국이 자체적으로 현지 DRL값을 설정할 수 있다. 현지 DRL은 최적화에 사용할 국가 DRL값이 없는 절차, 또는 현지 관행을 통하여 국가 DRL에 반영된 것보다 높은 수준의 최적화가 달성된 절차에 적용될 수 있다. 현지 DRL은 환자선량을 더 낮출 수 있는 신기술에 대해 보다 낮은 값에 설정하거나 국가 또는 지역 DRL이 없거나 단순히 추가 최적화를 권장하기 위해 사용될 수도 있다. 현지 DRL값은 향후 시설의 QA 프로그램을 위한 비교대상으로 사용하기 위해 현지 환자 표본조사를 기반으로 설정할 수 있다.

(48) 'DRL값'은 DRL양의 선정된 수치이며, 한 국가나 지역의 의료시설에서 관찰된 DRL양 분포 중앙값의 75 백분위수로 설정된다. DRL값은 역동적이다. 최적화가 계속되거나 하드웨어나 소프트웨어가 향상되면 DRL값은 정기적으로 업데이트되어야 한다. 새로운 촬영기법을 도입할 때는 실행 가능한 한 빨리 적절한 DRL양을 측정하고 DRL값을 설정하도록 노력해야 한다. 선량 관련 데이터를 수집하고 관리하는 소프트웨어 도구는 DRL값을 설정하고 업데이트하는 프로세스를 단순화할 수 있다.

(49) 핵의학에서 DRL은 평균적 환자의 검사를 위해 투여할 방사능의 용인 수준을 나타낸다. 핵의학에서 DRL 사용 관행과 진단방사선에서 관행은 비록 '모범관행을 위해 합의된 요건을 수립하는 것을 도운다'는 유사한 목적을 가지고 있지만 서로 차이가 있다. 핵의학 및 조합촬영⁴⁴⁾ 절차에 대한 DRL은 제5장에서 보다 자세히 논의한다.

(50) 영상의학과 내 특정 X선실 또는 의료시설의 다른 과에서, 해당 실내에서 수행되는 진단 절차에 대한 DRL양의 중앙값을 DRL값과 비교하여 자체 중앙값이 기대보다 높거나 낮은지 확인할 수 있다. DRL값에 대한 현지 관행 데이터의 비교는 방호최적화의 첫 단계이며, 현지 관행에 대한 표본조사가 수행되어야 하는지 여부를 나타낼 수 있다.

(51) 특정 X선실에서 특정 유형의 검사에 대한 DRL양의 중앙값이 해당 DRL값을 초과할 경우(또는 명시된 백분위수보다 적을 경우), 기관은 부당한 지체 없이 자체 조사를 수행해야 한다. 조사는 적절한 양의 방사선을 사용하도록 관행을 개선하는 방법을 찾거나 그처럼 높거나 낮은 양의 방사선 사용을 임상적으로 정당화해야 한다.

(52) DRL값 준수 여부가 반드시 영상품질이 적절하다거나 검사가 최적의 방사선 양으로 수행되었다는 것을 나타내는 것은 아니다. 영상품질은 최적화 프로세스의 일부로 평가되어야 한다. 시설의 DRL양 중앙값과 DRL값을 결정에 사용된 분포의 중앙값의 비교는 언제 영상품질 평가에 먼저 주의해야 하는지를 알려줌으로써 최적화에 도움을 줄 수 있다(소절2.6.2 참조).

2.2. DRL값 설정 방법

(53) 첫 번째이자 아마도 가장 어려운 단계는 DRL값을 설정하는 것이다. DRL 설정은 의료촬영 업무에 대한 규정된 임상 및 기술 요건과 연계된다. 한 상황에 대해 선택된 수치는 신체의 동일한 부위를 촬영하는 경우라 할지라도 다른 임상 및 기술 요건에는 적용되지 않을 수 있다. 요건은 일반적일 수도 구체적일 수도 있다.

(54) 일반적으로, 그리고 대부분의 검사 유형에서 DRL값은 환자 검사의 표본조사나 등록체계에서 이루어진 측정을 기반으로 해야 한다. DRL양의 어떤 값이 적절히 낮고 어떤 영상품질이 필요한 진단정보를 제공하기에 적절히 좋은지를 결정하는 것은 어렵다. 표본조사 또는 등록체계의 데이터를 모으면 진단에 적합한 영상을 생산한다고 대부분 영상의학자가 동의할 수 있는 DRL양의 특정 값을 결정할 기반 자료를 얻을 수 있다.

44) <역주> 예를 들면 방출영상과 투과영상을 같이 촬영하는 PET-CT처럼 다른 모드 촬영 기기를 결합한 촬영을 말한다.

(55) 모의체는 다양한 X선 장치의 성능을 비교하기 위해 자동노출제어(AEC)로 획득한 일반 방사선촬영 노출을 평가하거나 유방촬영 장치의 성능을 점검하는 데 유용할 수 있지만(Conway 등, 1992), 모의체-기반 표본조사를 사용하여 DRL값을 설정하는 것은 적절하지 않다. 모의체 데이터는 의료 촬영업무의 임상 및 기술 요건을 반드시 반영하는 것은 아니다. 또한 모의체 데이터는 운영자의 수행능력을 통합하지 않으며, 표본조사에서 얻는 환자 데이터와 동일한 방법으로 프로토콜 사용을 통합하지 않을 수도 있다. 모의체가 사용된다면, 모의체 사용은 환자 측정에 기초하여 더 완벽한 시스템을 구축하는 첫 단계로 보아야 한다.

(56) DRL값을 설정하기 위해 환자 검사 데이터를 사용하는 데 있어서 한 가지 예외는 치과 방사선촬영 장비이다(제3장 참조). 대부분 성인에게는 촬영되는 치아에 연계된 동일한 표준노출장치가 사용되기 때문에 적절한 설정에서 원추 팁⁴⁵⁾에서 출력($K_{a,i}$) 측정은 구강 내 치과장치에 대한 입사공기커마 또는 환자선량의 중앙값으로 간주할 수 있다. 그러면 여러 장치의 측정치 분포에 근거하여 DRL값을 설정할 수 있다.

(57) 표2.1은 여러 유형의 진단촬영 검사에 대해 권고된 접근법을 요약하고 있다. 우선순위가 낮게 표시된 검사의 경우에도 여전히 DRL값을 설정하도록 권고하지만, 이들 검사는 보통 집단선량 기여도가 낮거나 표본조사가 더 어렵기 때문에 DRL값 설정 초기단계에서 수행하는 선량 표본조사에 포함시키기에는 적합하지 않다.

(58) 국가 및 지역 DRL은 타당한 비교에 근거해야 한다. DRL은 특정 검사를 위해 설정해야 한다. 비교가 의미가 있기 위해서는 비교대상이 서로 비슷해야 한다. 또한 DRL값은 특정 검사나 절차에 대한 국가 또는 지역 내의 관행 범위를 대표할 수 있을 만큼 크고 충분히 다양한 시설 그룹으로부터 도출되어야 한다. 기술이 다르면(영상재구성 방법 포함) 요구되는 진단품질의 영상을 달성하기 위해 필요한 선량이 매우 다를 수 있기 때문에 때로는 DRL값을 기술에 연계하는 것이 적절할 수 있다.

(59) 관행 및 장비는 국가나 지역에 따라 다를 수 있으므로 국가 및 지역 DRL은 그들이 적용되는 국가나 지역에서 수행되는 절차를 대표하는 것이 중요하다. 한 국

45) <역주> 측정위치를 원추 팁cone tip으로 표현한 것은 혼란스럽다. 원추 팁은 원추 꼭지점으로 이해되는데 이 경우 꼭지점은 X선관 초점이기 때문이다. 실제로 구강내 촬영기는 빔 노출방향을 안내하고 환자 피부가 너무 초점에 근접하지 못하도록 간격구spacer를 두는데 출력 측정은 그 출구 중심부가 되어야 한다.

가 또는 지역에서 하나의 검사에 대해 DRL양의 다른 값을 가진 두 개의 절차가 있는 경우에는 두 DRL값을 설정하고 해당 검사와 절차를 명시할 수 있다. 이런 방식은 선량에 영향을 미치는 신기술이 출현한 과도기를 다룰 때 특히 그러하다.

(60) DRL값의 가장 좋은 출처는 그것이 사용될 국가나 지역의 환자에 기반을 둔 데이터이다. 이러한 DRL값을 도출할 수 있는 방법은 이 장의 뒷부분에 설명되어 있다. 다른 출처에서 얻은 DRL값도 유용한 정보를 제공할 수 있다. 이들 값은 초기 DRL값 설정 및 비교를 위해 첫 단계에서 사용할 수 있다.

(61) 다른 국가 또는 국제기구가 발행한 DRL값은 국가 DRL값을 설정할 때 참조

표2.1. 검사 선택 및 평가방법

검사	DRL 권고치	평가방법
유방 조영술	있음	DRL 설정을 위한 환자 표본조사 및 표준 선량 비교자로 모의체 측정
치과 구강 내 촬영	있음	표준 설정에서 출력 측정
치과 파노라마 촬영	있음	표준 설정에서 공기커마면적곱 측정
몸통 투과촬영	있음	환자 표본조사 선호
CT	있음	환자 표본조사
두개골 투과촬영	있음	환자 표본조사
소아 방사선진단	있음	환자 표본조사
소아 CT	있음	환자 표본조사
수족 투과촬영	있음(낮은 우선순위)	환자 표본조사
이동식 투과촬영	있음(낮은 우선순위)	환자 표본조사
신생아 투과촬영	있음	환자 표본조사
소아 이동식 투과촬영	있음(소아 전용병원)	환자 표본조사
바륨 연구	있음	환자 표본조사
중재방사선 및 심장학	있음	환자 표본조사
기타 형광투시	사용 수준에 따라 가용	환자 표본조사
핵의학 - 성인	있음	투여 방사능(가능하면 체중 당 방사능)
핵의학 - 소아	있음	소아 체격이나 체중에 따라 조정된 투여 방사능
골밀도 측정	있음(낮은 우선순위)	환자 표본조사

DRL: 진단참조준위, CT: 전산화단층촬영

할 수 있다. 유럽위원회(EC, 1996a,b, 1999a,b, 2014), 영국보건청(HPA)(현재 Public Health England)(HPA, 2012) 및 미국 NCRP(2012)를 비롯하여 여러 출처에서 예를 구할 수 있다.

(62) 그러나 여러 국가나 주에서는 다른 국가나 국제기구가 발행한 DRL값이 반드시 적절하다고 말할 수는 없다. 진단절차가 다르게 정의될 수 있고(예: ‘복부 CT’는 복부 CT 또는 복부 및 골반 CT를 의미할 수 있다), 가용한 하드웨어, 소프트웨어 및 전문 기술이 다양할 수 있으며(다른 방사선 장치, 기술 또는 절차), 전형적 병리, 검사목적 및 환자체중 분포를 포함한 인구 그룹이 다를 수 있기 때문이다.

2.3. 표본조사 고려사항

2.3.1. 표본조사 수행 및 DRL 설정에 대한 책임

(63) DRL은 다양한 지리적 영역의 개별 환자에 대한 DRL양 분포의 중앙값을 기반으로 하여 설정될 수 있다. DRL에 대한 정보를 표2.2에 요약했다.

(64) 국가 DRL은 해당 국가에서 방사선을 이용하여 수행되는 의료절차의 범위와 수에 적합해야 한다. 이들 DRL은 모든 시설이 충족하도록 권장되는 목표치를 제공한다.

(65) 지역 DRL은 유사한 관행을 사용하는 국가 그룹과 관련된 것으로, 지역 자원의 결집을 통해 작업량을 줄일 수 있고 보다 많은 데이터 세트를 기반으로 하는 DRL값을 제공할 수 있다. 지역 DRL값 설정은 이 간행물에 명시된 개념과 일치하는 방식으로 이루어져야 하며, 방법론은 모든 참가국 당국 간에 합의되어야 한다.

(66) 국가 또는 지역 DRL값의 설정은 국가 또는 지역 전체의 환자에 대한 표본조사 또는 등록체계를 필요로 하며, 국가 정부의 지원을 받는 국가나 지역기구가 이를 조정해야 한다. 그러려면 필요한 자원 대책이 있어야 한다.

(67) 모범관행을 조장하기 위해 DRL값 설정, DRL 적용, 의료 피폭에 대한 방호최적화를 위한 규제요건을 두기를 권고한다. 세계 각지에서 환자선량 관리에 대한 접

표2.2. 진단참조준위(DRL)의 유형, 도출방법 및 적용 분야

유형	표본조사 범위 및 시설	DRL 설정에 사용되는 분포 값	적용
전형치	몇 개의 X선실, 또는 신기술과 관련된 소수 또는 단일 보건시설	분포의 중앙값. 제3 사분위수를 사용하기에는 데이터가 불충분	현지에 사용해 추가 최적화가 필요한 X선장치 식별
현지	현지의 몇몇 의료시설 내 X선실(예: 10~20 실)	각 X선실 중앙값의 제3 사분위수	현지에 사용해 추가 최적화가 필요한 X선장치 식별
국가	전국을 대상으로 선발된 대표적 시설	각 X선실 값의 중앙값의 제3 사분위수 또는 국가 값의 제3 사분위수	전국에 사용해 최적화가 필요한 X선 시설을 식별
지역	한 대륙 내 여러 국가	국가 값 분포의 중앙값, 또는 지역에 걸쳐 선발된 대표 보건시설 분포의 75 백분위수	DRL이 없는 지역 내 국가, 또는 국가 DRL 이 지역 값 보다 높은 국가

근법은 다양하다(Martin 등, 2013). 따라서 DRL이 설정되고 최적화 프로그램이 구현되는 방식에 유연성이 필요하다.

(68) 국가 또는 주 법률은 업무의 다양한 구성 요소에 대해 책임이 있는 조직을 명확히 규정해야 한다. 환자 데이터 조사와 국가나 지역 DRL값 설정은 국가나 지역 차원에서 수행이 필요하다. 그러나 많은 다른 그룹도 환자 데이터의 실제 측정 및 수집을 수행할 수는 있다.

(69) 환자 표본조사를 수행하는 기관은 정부기관, 보건당국, 과학 또는 전문가 단체, 학술기관, 병원, 영상의학 시설 또는 병원도 될 수 있다. 이러한 표본조사는 기관 직원, 계약을 통한 용역자, 또는 사내 방사선사나 X선기술자를 훈련시켜 양성했던 관계없이 의학물리사나 방사선방호 책임을 지는 사람이 수행할 수 있다.

(70) 한 국가 내 지리적 구역(예: 주, 성, 시도)은 필요한 경우 자신의 DRL값을 개발하기 위한 인프라를 두고 전문가 사이 필요한 협력을 할 수 있다. 이러한 협력 그룹은 인프라만 구축되면 의료에서 인지된 변화를 다루는 데 보다 신속하게 대응할 수 있기 때문에 더 빨리 표본조사를 수행 할 수 있다.

(71) 한 그룹의 방사선 부서가 설정한 현지 DRL값 또는 단일 시설이 설정한 전형치도 역할을 할 수 있다. 본질적으로 국가나 지역 DRL은 평가, 검토 및 개정하는데 시간이 오래 걸릴 수 있다. 대형병원이나 일부 병원 그룹은 이미 더 높은 수준 최적화를 달성하기 위해 노력을 경주했을 수도 있다. 그렇다면 그 그룹은 현지 관행에 대한 보다 정기적인 표본조사에 기초하여 현지 DRL값을 설정할 수 있다. 다른 임상업무 또는 보다 까다로운 임상 조건을 가진 환자 그룹을 위해 설계된 경우가 아니라면 현지 DRL값은 일반적으로 국가 DRL값보다 낮을 것이다. IPEM(2004)은 현지 DRL의 구현 및 사용에 대한 포괄적인 보고서를 발간했다.

(72) 현지 DRL값은 X선실 또는 의료시설의 그룹(예: 10~20)에서 도출할 수 있다. 10~20 시설이 표본조사에 포함되는 구역인 경우, 분포의 제3 사분위수에 현지 DRL값을 설정하면 더 주의가 필요한 X선 장치를 식별하는 데 도움이 될 수 있다.

(73) 소수 X선실 또는 단일 시설의 경우, 전형치는 분포의 중앙값으로 정의될 수 있으며 DRL과 유사한 방식으로 사용될 수 있다. 국가 DRL이 없는 많은 전문검사를 시설에서 수행하는 경우에는 전형치가 유용할 수 있다. 이는 특정 유형의 전문 치료를 위한 큰 센터 또는 소아병원에 적용될 수 있다. 국가 DRL값이 없는 많은 전문검사가 수행되는 경우에는 때로는 대규모 시설 데이터에 기반을 둔 현지 DRL을 사용할 수도 있다.

(74) 보다 낮은 준위의 선량으로 비슷한 수준의 영상품질 또는 진단정보를 얻을 수 있는 신기술을 위해 현지 DRL값 또는 전형치를 설정할 수 있다. 예를 들면 CT 영상에 여과역투영법 대신 반복계산재구성법을 사용하거나, 일반 방사선촬영 또는 치과 촬영에 더 민감한 디지털 방사선촬영 검출기(DR)를 전산화 투과촬영(CR)과 병용하는 경우이다.

(75) 이제 전 세계 국가들은 다양한 촬영업무에 대해 DRL값을 설정하고 있으며, 다른 센터에서 사용하는 값을 참조하면 추가 최적화가 필요한지 여부 판단을 도울 유용한 지침을 얻을 수 있다.

(76) 어떤 나라에서는 이전에 정부부처 또는 대학이 표본조사를 수행했다(Martin 등, 2013). 기존 그룹의 경험을 활용해야하지만, 데이터 수집의 정확성, 일관성 및 X선시설의 고른 배려를 보장하기 위해서는 조정 및 감독이 필요하다.

(77) 일부 국가에서는 전문기관이 방사선량 데이터를 기록하고 보급하기 위해 지속

적으로 등록체계를 수립해 왔다. ACR의 선량지표 등록부Dose Index Registry (<http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry>)가 한 예이다. 이들 등록체계는 매우 많은 검사에 대한 데이터를 수집 한다(Bhargavan-Chatfield와 Morin, 2013). 이 때문에 이들 등록체계는 드물게 수행되는 검사의 방사선량 데이터를 평가하는 데 특히 유용할 수 있다(Lukasiewicz 등, 2014).

(78) 국가 등록체계는 대량 데이터의 자동화 수집 기회를 제공한다. 다수 의료 시설, 많은 검사 유형, 데이터의 세부 내역, 표준화된 보고형식, 지속적인 업데이트, 시간에 따른 선량 변화를 비교하고 분석할 수 있는 능력 등에서 간헐적인 표본조사에 비해 상당한 이점을 제공하지만, 등록체계는 전담직원, 지속적 감독 및 필요한 자원의 조달을 필요로 한다.

(79) 최적화를 위해서는 장비의 촬영 및 방사선 성능에 대한 이해가 필요하므로, 장비에 대한 정기적 품질관리(QC) 시험을 수행하고, 결과를 자격 있는 의학물리사가 평가하게 해야 한다. 이는 규정으로 명령할 수도 있다. 수년 동안 DRL이 최적화 과정에 성공적으로 사용된 영국에서는 의학물리사가 X선장비의 성능시험 및 환자 표본조사를 감독한다.

(80) DRL값 설정으로 의료피폭에 대한 방호최적화 달성을 보장하기 위해서는, 장비를 조작하고 절차를 수행하는 의료진과 QC시험을 수행하는 직원 모두가 결과를 알고 최적화 과정을 위해 함께 일해야 한다. 최적화를 완전히 실현하려면 여러 그룹 사이 긴밀한 협력이 필수적이다.

2.3.2. 시설

(81) DRL을 설정하는 첫 단계는 DRL이 적용될 지리적 영역 전역에 걸쳐 환자 검사에 대한 표본조사를 수행하는 것이다. 수백 개 의료 시설이 있는 선진국에서는 그들 모두에 대한 표본조사는 거대 작업이 될 것이다. 그러나 모든 의료시설 중 일부를 무작위 표본으로 선택하면 좋은 출발점을 제공할 수 있다. 만일 각 시설로부터 충분한 수의 환자가 추출된다면, 우선 20~30 시설의 결과로 충분할 수 있다(소절2.3.3 참조). 시설이 50 개 미만인 작은 국가에서는 시설의 30~50 %에 대한 초기 표본조사만으로 충분할 수 있다. 이후 표본조사에서 데이터 수집 구조가 향상됨에 따라 포함 시설 수를 확대하면 더 좋은 대표성을 확보할 수 있다. 진행되는

환자선량 데이터 수집을 편리하게 하는 좋은 방법은 데이터를 수신할 수 있는 등록체계를 설립하는 것이다. 일단 설립되면 등록체계는 자동화 데이터 수집을 통해 수백 개 시설로부터 입력을 수용할 수 있다(Bhargavan-Chatfield와 Morin, 2013).

(82) 영국 경험에 비춰볼 때 일반적으로 대표적 표본 시설 선정으로 충분하다. 영국에서 첫 번째 지침선량(즉, DRL값)은 무작위로 선정된 20개 병원에서 수행된 특정 검사에 대한 평균값으로 도출되었다. 연구에 포함된 환자는 제한된 범위의 체중을 가지고 있었다.

(83) 포함된 시설은 대표 환자 데이터를 얻기에 충분한 업무량을 가져야 한다. 작은 병원이나 건강관리시설은 현실적 시간틀에서 합리적인 표본을 확보할 만큼 환자수가 충분하지 않으므로, 표본 시설은 보통 대형 또는 중형 병원이 될 것이다.

(84) 또한 표본 추출은 대표적 보건제공자를 선정할 수 있어야 한다. 대부분의 국가에서, 대표적 보건제공자는 공립이나 사립, 종합병원이거나 독립시설일 수 있으며, 최적화 우선순위는 시설에 따라 달라질 수 있다. 특히, 방사선사가 소수인 일부 시설은 전국적으로 널리 사용되는 관행이 아닌 비정상적인 관행을 채택할 수도 있다. 일단 프로그램이 수립되면, 선량 표본조사를 모든 X선시설로 확대하여, 설정된 DRL값과 비교를 통하여 더 높은 선량을 유발하는 비정상적인 관행을 식별할 수 있게 하는 것이 중요하다. 그러한 관행은 선량에 주목하도록 결국에는 표본조사 과정을 거쳐야 할 것이다.

(85) 한 지리영역의 건강관리 시설에 대한 첫 표본조사는 중앙 집중식으로 조직되어야 한다. 진단방사선 의학물리사가 몇 명만 있는 경우에는, 한 의학물리사가 각 시설을 방문하여 X선 장비의 출력을 측정하고 데이터 수집을 위한 준비를 포함하여 QC 시험을 수행할 필요가 있을 것이다.

(86) 영국은 1989년에 지침선량(DRL 선행자)을 처음으로 도입했고, 지난 25년간 이 개념의 적용을 확장해 왔다(Shrimpton 등, 1989). 영국에서 국가 DRL값은 대규모 병원 표본조사에서 측정된 적절한 DRL양 평균값(중앙값이 아닌)의 제3 사분위수 수준으로 설정되었다. 따라서 정의상 각 검사에 대한 표본조사에서 평균값의 4분의 1은 제안된 DRL을 초과한다. 그러나 소수의 특이데이터(outlier data point)가 병원 평균값에 상당한 영향을 미칠 수 있다.

(87) ICRP는 이제 국가 DRL 설정을 위한 전국 분포를 집계할 때 대조할 값으로 각 X선 시설에서 DRL양의 현지 분포의 중앙값을 사용할 것을 권고한다. 이것이 가능하기 위해서는 현지 데이터를 전형적인 환자의 대표표본으로부터 얻어야 한다. 중앙값은 평균보다 더 견고한 추정치로 간주되며, 데이터 전자수집 방법으로 보다 많은 수의 환자선량을 구하면 중앙값은 환자 집단을 더욱 잘 대표하는 양을 제공할 것으로 보인다.

(88) 국가 또는 지역 DRL값의 초기 설정은 지속적인 프로세스의 첫 단계이다. 따라서 표본조사는 변화를 평가하기 위해 주기적으로 반복되어야 한다. 일단 초기 DRL값이 설정되면 후속 표본조사는 현장 의학물리사나 방사선사가 수행한 측정치나 자동 수집된 데이터를 대조하는 형태를 취할 수 있다. 다른 방법은 국가 등록 체계에 지속적으로 참여하는 것도 동일한 목적에 기여한다.

(89) DRL 체제가 일단 마련되면 국가나 지역 데이터 수집 표본조사 사이의 적절한 간격은 3~5년(영국에서 사용하는 간격)이 될 수 있지만, 검사 수준, 표본조사 결과의 변동성, 신기술 또는 영상후처리 소프트웨어의 도입, 분석하는 직원의 가용성 등에 따라 달라진다. 스페인의 한 대학 병원에서 Vañó 등(2007)은 204,660 개 데이터를 가진 데이터베이스를 갖춘 자동화 수집 시스템을 사용하여 필름-스크린에서 디지털 방사선촬영으로 전환 과정에서 환자선량 수준의 변화를 평가했다. 이들은 촬영기술이 변경될 경우 빈번한 환자 감사가 중요함을 입증했다. 데이터를 국가 등록체계에 자동으로 입력하면 필요한 경우 DRL값을 매 6개월 마다 업데이트 할 수도 있다⁴⁶⁾(Bhargavan-Chatfield와 Morin, 2013).

(90) 한 지리영역 내 전반에 걸쳐 보건시설들이 자신의 환자 표본조사를 수행하도록 권장되면 수 년 단위로 추가 데이터를 수집하는 것이 가능할 수 있다. 최적화가 일단 시작되면 환자에게 투여되는 방사선의 양이 감소할 가능성이 있으므로 데이터를 검토하고 DRL값을 업데이트하여 개선의 추진력을 유지하는 것이 중요하다.

2.3.3. 환자

(91) 이 장에서 대부분 논의는 개인 환자를 대상으로 DRL양 데이터 수집과 이들

46) <역주> 단순히 프로세스 시각에서는 그럴 수 있다. 그러나 이렇게 빈번한 업데이트는 결코 필요하지도 않고 요구되어서도 안 된다. 과욕은 혼란을 초래하여 다른 부작용을 낳을 수 있다.

데이터에 기초한 DRL값 결정에 할애한다. 그러나 사용된 방사선의 양과 관련하여 장비의 성능을 간단한 측정이나 모의체 사용을 통해 평가할 수 있는 일부 상황이 있다. 여기에는 치과촬영 및 유방조영술, 그리고 어느 정도까지는 방사선투과촬영과 진단 형광투시가 포함된다. 이러한 측정은 QC 평가 중에 수행되는 유용한 보조물로 간주되어야 하지만, 일반적으로 치과촬영을 제외하고는 이런 데이터가 환자 검사에서 얻는 데이터를 대체해서는 안 된다. 모의체 사용은 각 촬영기기에 대하여 제3장의 해당 절에서 자세하게 논의한다.

(92) X선빔 감쇠는 빔이 투과하는 조직의 양에 따라 달라지므로, 데이터를 수집하는 환자 수가 제한적일 경우에는 환자 체격을 표준화하는 것이 중요하다. 환자 체격 표준화는 일반적으로 체중 구간으로 이루어진다. 성인의 경우, 표준화는 보통 특정 범위 체중을 갖는 환자 데이터를 사용함으로써 달성된다(예: 70 kg 평균을 달성하기 위해 50~90 kg의 범위를 사용할 수 있음). 영국에서는 평균 체중 70 ± 5 kg 이 기준 체중으로 선택되었는데, 이 값이 당시 영국에서의 평균치를 나타내기 때문이었다(IPSM/NRPB/CoR, 1992). 이 평균체중이 다른 인구 체중분포를 가진 다른 국가에는 적합하지 않을 수도 있으며, 현재 영국 인구의 체중 추세에 따르면 장래에는 이 체중이 영국에도 적합하지 않을 수 있다. 선정된 평균체중은 고려대상 집단의 평균체중에 가까워야 한다. 일부 국가에서는 70 ± 5 kg 평균체중이 적절할 수 있다.

(93) 적절한 DRL양 값을 기록하는 자동화된 방법을 사용할 수 있는 경우, 각 시설에서 많은 수의 환자(> 100)에 대한 자료를 수집할 수도 있다(Goenka 등, 2015; MacGregor 등, 2015). 자동화된 등록체계는 수백만 검사 자료를 수집할 수 있다(Bhargavan-Chatfield와Morin, 2013). 이런 방식으로 표본조사가 수행되는 경우, 체중에 대한 제한을 완화할 수 있다. 결과는 데이터 입력의 정확도에 의존하며 환자체중을 포함하지 않을 수도 있다. 분석에서 오차가 크거나 이상치outlier 데이터를 제거하기 위해 어떤 형태의 배제법을 고려해야 한다(예: 최고 5%와 최저 5% 제거). 그러나 일부 지역에서 큰 환자 비율이 높아 결과가 영향을 받지 않도록 주의 기울여야 한다. 소아환자 DRL값 개발을 위한 구체적 고려사항은 제6장에서 논의한다.

(94) 소수 환자에 대해서만 데이터 수집이 가능한 경우, 중앙값 또는 평균값의 불확실성이 클 수 있다. 사분범위⁴⁷⁾interquartile range(IQR)는 데이터 분산의 지표 역

47) <역주> 제1사분위수와 제3사분위수 사이 범위를 말한다.

할을 한다(제7.1절 참조).

(95) 병원에서 특정 검사에 대한 DRL양의 표본조사에서 투과촬영 검사의 경우는 보통 최소한 20명 환자에 대한 데이터 수집을 요구한다(IPSM/NRPB/CoR, 1992). 그러나 결과의 변동이나 범위가 클 경우에는 더 많은 환자에 대한 데이터가 필요하다. 특히 환자의 질병 상태와 시술자 기술 차이가 변동에 기여하는 형광투시법에서는 특히 그러하다. 진단 형광투시 및 CT 절차에는 최소한 30명 정도의 합의된 체중 범위 내에 있는 환자그룹이 바람직하다(IPSM/NRPB/CoR, 1992). 중재방사선 절차를 위해서는 더 많은 환자가 필요할 수도 있다(제4장 참조). 유방조영술의 경우, 압착된 유방 두께의 차이 때문에 50명 환자 측정이 권고된다. 유방 두께의 범위가 크다면 분석에 포함할 유방 두께의 범위를 제한하는 표준화가 적절할 수 있다.

2.3.4. 검사 및 DRL양

(96) DRL값을 설정해야 하는 검사나 촬영절차를 선정하는 최고 우선순위는 해당 현지에서 보통 수행되는 검사를 포함하는 것이며, 높은 빈도로 수행되거나 높은 환자선량을 초래하는 검사에 우선순위를 둔다. 또한 이들 검사는 선량평가가 실행 가능하며, 이들 검사 및 절차 수행에 관여하는 모든 전문가, 다시 말하면 방사선사, 영상의학자, 심장학 전문의, 외과의사 및 기타 X선 장치 사용이 허용된 기타 의료진이 포함되어야 한다. 또한 검사 선정은 표본조사를 감독하고 필요한 후속 최적화에 관해 조언할 수 있는 요원의 전문성에 의해 영향을 받을 수 있다. 표2.1은 특정 검사의 분류를 보여준다. 목표는 일반적으로 수행되는 모든 절차에 대해 결국에는 DRL값을 제공하는 것이어야 한다. DRL은 방사선 치료에 사용하기 위해 의도된 것이 아니지만, 방사선치료에서도 치료계획, 치료 시연 및 환자정위 검증을 위한 촬영에서는 고려되어야 한다.

(97) 방사선투과촬영은 가장 널리 사용되는 기법이고 DRL양 측정과 방호최적화가 비교적 간단하므로 우선 먼저 표본조사 대상을 투과촬영으로 결정할 수 있다. 아니면 CT가 자주 수행되고 비교적 높은 환자선량을 초래하므로 CT를 선정할 수도 있다. CT의 경우, 방호최적화에 조언을 제공하기 위해 적절하게 훈련된 의학물리사와 방사선사가 참여하는 것이 특히 중요하다.

(98) 단일 양 보다 복수 양에 대해 DRL값을 설정하면 모범관행을 위한 지침을 제

공하고 개선을 위해 특정분야에 주의를 집중함으로써 시설에서의 관행 조사 investigation를 단순화할 수 있다. 이것은 개인의 기량과 관행의 개선을 장려하기 위한 최적화 프로그램의 유용한 부분이 될 수 있다.

(99) 환자 표본조사를 위해 수집된 데이터는, 가능한 경우, 장비 제작사 및 모델, 검사명, 환자 체중, 만일 표본조사 대상 검사에 해당하고 가용하면 P_{KA} 및 기타 DRL양(예: $CTDI_{vol}$, DLP, $K_{a,e}$, $K_{a,r}$)을 포함해야 한다. 독자의 편의를 위해 표2.3에 DRL양과 그 의미를 보였다. ICRP가 권고한 양은 표2.4에 제시되어 있다. 형광 투시 및 CT의 경우, 나열된 모든 양은 입수 가능하다면 모두 기록되어야 한다. 선정된 DRL양은 방사선 진단을 위한 대표적 환자(또는 특정 검사에 대하여는 대표적인 모의체)의 표면에서 공기나 조직등가물질의 흡수선량, 그리고 진단핵의학에서는 투여 방사능 또는 바람직하게는 단위 체중 당 방사능처럼 쉽게 측정되고 가용한 것이어야 한다. 선정된 DRL양(예: $CTDI_{vol}$, DLP, 투여 방사능 또는 단위 체중 당 방사능)은 의료촬영 업무를 수행하는 데 사용되는 전리 방사선의 양을 평가할 수 있어야 한다. DRL양은 신체 조직이나 장기의 흡수선량은 아니다(유방조영술의 경우에는 D_G 는 예외).

(100) 계측기와 전시기의 교정은 가급적이면 1~2년 이하의 간격으로 검증되어야 한다. P_{KA} 미터, CT스캐너의 $CTDI_{vol}$ 및 DLP 지시기의 정확도를 확인하는 데 사용되는 기기, 그리고 환자선량 측정을 위해 사용되는 TL선량계의 교정은 정기적으로 수행되어야하며 국가 또는 국제 표준으로 소급될 수 있어야 한다. 장비출력 및 기타 피폭변수의 측정은 표준 QC 프로그램의 일부로 수행되어야 한다. X선을 방출

표2.3. 진단참조준위 양과 관련된 국제방사선단위측정위원회(ICRU) 기호

ICRU 기호*	의미	다른 통용 기호
$CTDI_{vol}$	전산화단층촬영 선량지수(체적)	
DLP	선량길이곱	
$K_{a,i}$	입사 공기커마	IAK
$K_{a,e}$	입사면 공기커마	ESAK, ESD
$K_{a,r}$	환자입사기준점에서 입사공기커마	CAK
D_G	평균 유선선량	MGD, AGD
P_{KA}	공기커마면적곱	KAP, DAP

*이 간행물은 ICRU 기호를 사용한다. 다른 공통 기호는 독자의 편의를 위해 표시 한다.

표2.4. 진단참조준위(DRL) 설정에 적합한 양

장비	권고 양	권고 단위
방사선투과촬영	$K_{a,e}$	mGy
	P_{KA}	mGy cm ²
유방조영술, 유방단층합성	$K_{a,e}$, $K_{a,i}$, 또는 D_G^*	mGy
치과 구강내	$K_{a,i}$	mGy
치과 파노라마	P_{KA} (또는 선량너비곱)	mGy cm ² (mGy cm)
진단 형광투시, 중재방사선 형광투시	P_{KA}	Gy cm ²
	$K_{a,r}$	Gy
	형광투시 시간	s
	영화나 디지털차감 혈관조영 술에서 영상 수	횟수
CT, 중재 CT	CTDI _{vol}	mGy
	DLP	mGy cm
콘빔CT(해당 양 이용 가능 여부에 의존)	$K_{a,r}$	mGy
	P_{KA}	mGy cm ²
	CTDI _{vol}	mGy
	DLP	mGy cm
핵의학	투여 방사능 또는 단위 체중 당 방사능 투여량 [†]	MBq 또는 MBq kg ⁻¹

CT, 전산화단층촬영: $K_{a,e}$, 입사면공기커마; P_{KA} , 공기커마면적곱; $K_{a,i}$ 입사공기커마; D_G , 평균 유선 선량; $K_{a,r}$, 환자입사기준점 공기커마; CTDI_{vol}, 전산화단층촬영 선량지수(체적); DLP, 선량길이곱.

*유방조영술 및 단층합성의 경우, 권고 DRL양은 $K_{a,e}$, $K_{a,i}$ 또는 D_G 중 하나 이상이며, 현지 관행 및 규제요건에 따라 양을 선택할 수 있다.

[†]방사성의약품이 주로 단일 장기(예: 갑상선, 감시림프절, 폐동맥 환기 및 관류 연구)에 집중되는 일부 핵의학에서는 모든 성인 환자에게 표준 방사능을 투여할 수 있다. 다른 핵의학 시험의 경우에는 환자 체중(MBq/kg⁻¹)을 기반으로 하여 투여 방사능을 관리하는 것이 이상적이다. ICRP는 소아, 청소년 및 저체중 환자에 대하여는 체중에 기반을 둔 방사능 투여를 사용하고, 다른 그룹에 대해서도 이를 적용하는 것을 고려해야 한다고 권고한다. 표본조사에서 성인의 방사능 투여량(MBq)만 입수할 수 있는 경우, 성인 핵의학의 DRL값은 보통 평균체격 환자(예: 70±10 kg)에 대해 사용되는 투여 방사능을 기반으로 한다. 이로부터 단위 체중 당 투여 방사능에 대한 DRL값(MBq kg⁻¹)을 필요에 따라 계산할 수 있다.

하는 모든 의료기기에 대해 QC 시험을 최소한 매년 수행해야 한다. 그러나 치과촬영 장비에 대해서는 예외로 3년 간격이 허용되지만⁴⁸⁾ 치과용 콘빔CT 장치에는 예

48) <역주> 치과 촬영기는 환자 노출범위가 좁고 에너지도 상대적으로 낮아서 환자선량에

외가 적용되지 않는다.

2.4. 절차 선정

(101) 절차 선정은 DRL이 목적에 적합하도록 보장하는 데 중요하다. DRL양에 관한 데이터를 수집할 때, 모든 데이터가 모든 참여 시설의 유사한 절차로부터 나오는 것이 중요하다. 이렇게 하면 시설 간 비교가 유효하고 유용하게 유지되는 것이 보장된다. 두 가지 유의해야 할 측면이 있다. 첫째, 통상적으로 포함되는 모든 보기(view)(예: PA 및 측면 흉부 방사선 사진)를 자세히 명시하는 것이 중요하다. 둘째, 절차와 관련된 임상 과제가 명시되어야 한다. 이것은 다른 임상지시에 대해 다른 노출인자, 다른 보기 또는 다른 보기 수를 사용할 때 더욱 중요하다. 다음에는 DRL값이 모든 피폭과 특정 하위 세트 중 어디에 기초할 것인지 여부를 결정해야 한다.⁴⁹⁾

(102) 적절한 DRL양에 대한 표본조사를 수행하거나 자동화된 데이터 수집 시스템을 사용하는 조직은 고정된 전용 X선실 내에서 수행되는 절차를 이동 장비를 사용하여 수행하는 절차와 구별할지 여부도 고려해야 한다. 종종 후자는 방사선사에게 독특한 도전을 주어⁵⁰⁾ 방사선 투사량, 따라서 DRL에 잠재적으로 영향을 미칠 수 있다. 이동식 방사선 촬영장비에 대한 하나의 대안은 적절한 선원-검출기 거리에서 사용되는 표준 노출인자에 대해 $K_{a,i}$ 를 측정하고 적절한 DRL값과 비교하기 위해 $K_{a,e}$ 값을 계산하는 것이다.

기여가 일반 방사선촬영에 비해 작다. 나아가 치과 촬영은 대상 치아의 종류에 따라 노출 프로토콜이 거의 정형화되어 있어 QC 주기를 완화해온 것이 관례이다. 즉, QC 주기 연장이 치과장비의 안정성이 그만큼 높아서라기 보다는 그 비용효과 측면에서 관행과 타협한 것으로 볼 수 있다.

49) <역주> 어떤 임상지시에 대해 복수 촬영(여러 보기)이 포함되는 절차가 거의 정형화 된다면 전체를 하나로 다룰 수 있지만 환자 상황에 따라 절차가 가변적일 때는 하위 세트에 대해 DRL을 따로 설정하고 적용할 필요가 있다.

50) <역주> 이동형 촬영기는 모델도 다르고 병실의 공간 사정으로 전용 X선실에서 사용과 동일한 거리 설정도 어렵고 침상도 다르다. 무엇보다 이동 촬영 빈도가 낮아 DRL 설정에 충분한 데이터를 얻는 데도 어려움이 따른다.

2.5. 데이터 수집 방법

(103) 데이터 수집을 위한 다양한 방안이 있다. 자동기록을 위한 데이터베이스 시설이 제한된 경우, 검사에 맞춘 서식을 사용할 수 있다. 운영자가 이들은 완료하는데는 많은 시간이 소요되며, 결과의 유효성은 데이터 입력 및 후속 데이터 전송의 정확도에 달려 있다. 서식에 의한 이 방법은 영국, 다른 유럽 국가 및 미국(FDA, 1984)에서 다년간 사용되었다.

(104) HIS와 RIS의 출현으로 환자 검사 데이터를 소급적으로도 검토할 수 있게 되었다. RIS 데이터 수집은 훨씬 많은 수의 환자를 포함할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 결과물이 PA 및 LAT 촬영과 같은 복수 보기일 수도 있다. 검사 유형의 오분류로 인해 오류가 발생하는 것을 피하려면 방사선진단 절차의 여러 유형과 변형에 대한 표준 검사코드를 사용해야 한다(Escalon 등, 2015). 또한 결과는, 특히 절차의 바른 식별 및 선량계측량의 정확한 단위와 관련하여, 데이터 입력의 정확성과 일관성에도 좌우되며 환자 체중을 포함하지 않을 수도 있다. 대신 많은 수의 환자가 RIS를 통해 수집된 데이터에 포함될 수 있으므로, 이상치를 제외함으로써 이러한 문제들은 어느 정도 극복할 수 있다.

(105) 의학영상전송규격(DICOM)은 촬영기기로부터 방사선량 정보의 기록 및 저장을 다루기 위해 RDSR을 정의하였다.⁵¹⁾ 환자선량 관리시스템은 RDSR에서 데이터의 대조를 통해 선량 계측량이 사전 설정된 수준을 초과하면 의료진과 의학물리사에게 알리도록 할 수 있다.

(106) IHEIntegrating the Healthcare Enterprise는 촬영기기, 영상저장전송체계Picture Archiving and Communication System(PACS) 및 선량보고시스템 간의 상호 운용성을 보장하기 위한 표준 작업흐름을 수립했다. RDSR은 IHE 방사선피폭감시(REM: http://wiki.ihe.-net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring) 프로파일에 사용된다. 현재로서는 데이터 접근이 간단하지 않지만, 환자선량관리시스템의 이용이 가능하며 선량계측 데이터 저장소로 데이터베이스를 쉽게 구축할 수 있다(Cook 등, 2011; Ikuta 등, 2012; Sodickson 등, 2012; Charnock 등, 2013; Vañó 등, 2013). 나아가 환자선량 관리시스템은 선량계측 데이터를 방사선방호 QA 및 품질

51) <역주> DICOM이 기기간 정보 소통 표준이라면 RDSR은 방사선량에 관한 정보의 생산자와 수요자 사이 소통을 충분하고 효율적으로 실현하기 위한 표준체계로 이해할 수 있다.

향상을 돕기 위해 사용할 수도 있다.

(107) CT 검사의 각 DICOM 영상으로부터 선량 변수를 사용하면, 추적할 환자 Z 축을 따라 선량을 변조하여 $CTDI_{vol}$ 을 변경할 수 있는데, RDSR 데이터만으로는 이것이 불가능 하다. RDSR은 일련의 전체 방사선 촬영에서 평균 $CTDI_{vol}$ 만을 보고한다. 중재방사선 절차의 경우 RDSR은 형광투시를 비롯하여 모든 방사선 사건에 대한 데이터를 포함한다. 만일 중재 형광투시 절차에서 선량을 획득한 DICOM 영상으로부터만 추출하는 경우에는 형광투시로 인한 선량 기여도가 누락된다. 이들 절차 중 일부의 경우, 형광투시로 인한 선량이 투과촬영 선량을 초과할 수도 있다. DICOM은 또한 방사성의약품 RDSR 템플릿(DICOM, 2014)을 완성했으며, 이것은 업데이트된 IHE REM-NM 프로파일(http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring_for_Nuclear_Medicine)에 포함되어 있다. 이 템플릿을 사용하면 어떠한 핵의학 절차에서 전달된 선량을 포착할 수 있으며, 또한 PET-CT 연구의 방사성의약품 부문 기록의 표준화가 가능하다.

(108) 여전히 일부 시스템에서는 검사가 완료되면 기기수행절차단계(modality performed procedure step(MPPS)) 서비스가 X선 절차, 환자 및 영상정보를 기기로부터 HIS/RIS 서버로 전송하는 데 사용되고 있지만, 이 서비스는 DICOM RDSR(Vañó 등, 2008a, 2013; Ten 등, 2015)로 대체되고 있다. 널리 사용되는 또 다른 방안은 PACS에서 선량 데이터를 영상으로 저장하는 2차포획영상(secondary capture image⁵²⁾)으로서 이 영상을 연구에 첨부한다. 추가 분석을 위해 이 영상은 선량 변수를 추출할 수 있도록 광학문자인식 프로그램(OCR)으로 변환해야 했다(Cook 등, 2010; Li 등, 2011). 영상의 해상도와 품질에 따라 OCR 변환은 오류를 발생시킬 수 있다. 또한, 정보의 내용은 일반적으로 RSDR보다 훨씬 적다. MPPS는 DICOM위원회에 의해 철회되었으므로 새로운 시설에서는 사용을 권고하지 않지만, 기존 시설에서는 필요하다.

(109) 환자선량 관리가 더욱 확립되면 데이터베이스에 포함되는 검사 횟수와 환자 수가 확장된다. 이를 통해 대형 선량 등록체계가 구축될 수 있다. 예를 들어, 영국은 현재 영국 전역의 병원에서 의학물리사가 수집한 선량계측 데이터를 대조와 분석을 위해 영국공중보건국(Public Health England)으로 보내고 있다. 영국에서 2010년에 실시된 표본조사는 방사선 사진에 대해 165,000 $K_{a,e}$ 측정치와 185,000 P_{KA} 측정치, 그리고 형광투시에 대해 221,000 P_{KA} 측정치를 수집했다(Hart 등, 2012).

52) <역주> 원문은 secondary caption image로 적었으나 secondary capture image의 오타로 보인다.

마찬가지로 미국 ACR 선량지수 등록체계는 2013년 기준으로 500만 건 이상의 CT 검사에 대한 데이터를 자동화 방법으로 수집했다(Bhargavan-Chatfield과 Morin, 2013). 또한, 환자선량 관리체계는 임상 감사를 위해 당국에 선량 결과를 보고해야 하는 유럽연합 요건, 또는 의도하지 않은 과피폭을 확인하기 위해 유럽연합의 기본안전표준 명령을 따라야 하는 것과 같은 법적 요건을 충족하는 데도 도움이 될 것이다. 사용된 데이터 출처에 상관없이, 선량계측 지표의 유효성은 의학 물리사가 확인해야 하며, 필요하면 환자선량 관리체계에 통합되기 전에 수정되어야 한다.

2.6. DRL값의 결정

2.6.1. DRL양의 분포

(110) 적절한 DRL양에 대한 환자 표본조사가 완료되거나 자동화 프로세스를 통해 충분한 양의 데이터가 수집되면, 국가 또는 지역 DRL값을 설정하는 방법을 결정해야 한다. 각 시설의 데이터가 주어진 환자 특성 범위 내에서 환자 20~50 명으로 한정된 수라면, 각 유형의 검사에 대한 선량계측 데이터 분포로부터 각 시설의 DRL양의 중앙값을 도출할 수 있다.

(111) 만일 많은 환자가 데이터 전자수집 시스템에 포함된 경우에는, 먼저 분포를 검토하여 DRL양에 대해 명백히 무의미한 값을 가진 이상치를 확인하고 이러한 이상치는 제거해야 한다. 부정확한 데이터 입력 또는 체격이 비정상적으로 큰 환자에서 나온 몇 개의 높은 값은 분포의 평균에는 상당한 영향을 줄 수 있지만 중앙값에는 작은 영향을 미칠 것이다. 만일 작업을 위하여 특수 소프트웨어를 사용할 수 없는 경우에는, 스프레드시트 또는 그래픽으로 서열화 분포를 살펴 분포의 비정상적으로 높거나 낮은 꼬리를 초래한 결과를 식별할 수 있다(그림2.1 참조). 분포의 최고 및 최저 5% 꼬리의 데이터는 제거될 수 있으며, 이것은 각 시설의 중앙값에 작은 영향을 미칠 것이다. 결과는 시설 관련 중앙값 분포에 포함될 수 있다.

(112) 여러 시설에서 얻은 DRL양 값의 일반적인 분포는 대략 대수정규분포이며, 특별히 높은 값을 갖는 일부 시설 데이터가 포함되는 경우가 종종 있다. 영국 병원의 초기 표본조사에서 20개 병원의 환자에 대한 두 유형의 방사선 투과검사에서

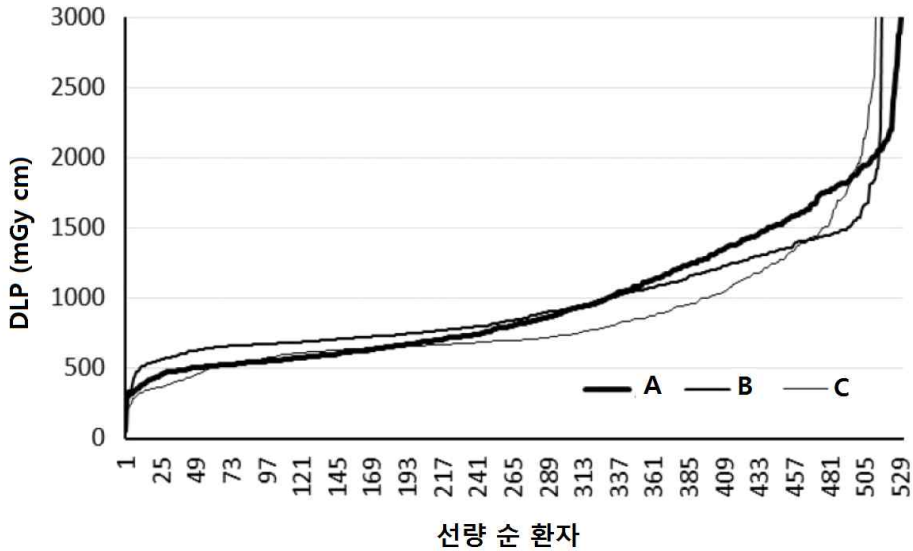


그림2.1 관전류 자동변조로 작동하는 3대의 CT스캐너에 의한 가슴-복부-골반 스캔의 선량길이곱(DLP) 데이터의 예. DLP 올림차순으로 나타내었다(Martin, 2016). 이상치는 쉽게 식별하여 데이터 분석에서 생략 할 수 있다.

얻은 영상 당 $K_{a,e}$ 의 개별 값 분포를 그림2.2에 보였다. 그림은 매우 낮거나 매우 높은 $K_{a,e}$ 값을 가진 두 병원의 데이터를 강조해 보이고 있다. 최적화 프로그램의 초기에는 이런 병원이나 진료소를 식별하여 최적화 대상으로 삼아야 한다.

(113) 최적화가 충분히 구현되지 않은 몇 개 시설이 필연적으로 항상 존재하기 때문에, 다양한 유형의 검사 및 많은 DRL양에 대한 전 세계 표본조사(Shrimpton 등, 1986; Kwon 등, 2011; Miller 등, 2009)에서 뒤틀린 패턴의 DRL양 분포 형태가 여러 차례 반복되어 나타났다.

(114) X선 절차에 대한 DRL값은 종종 분포의 75 백분위수(제3 사분위수)로 정의했다. 이것은 많은 시설 표본을 가진 전국적인 수준에서는 쉽게 이해할 수 있다. 75 백분위수는 수용 가능한 값과 과도한 값 사이의 1차 분리선으로 선정되었으나, 이는 임의이며 과학적 근거는 없다. 그러나 75 백분위수는 일반적으로 분포의 높은 꼬리보다 훨씬 아래에 있으며, 결과치가 분포의 상단 끝 쪽에 위치하는 시설의 식별에 유용한 표지 역할을 한다. DRL값을 분포의 75 백분위수로 설정하는 것은 합리적이며, 이제 ICRP는 이 관행을 권고한다.

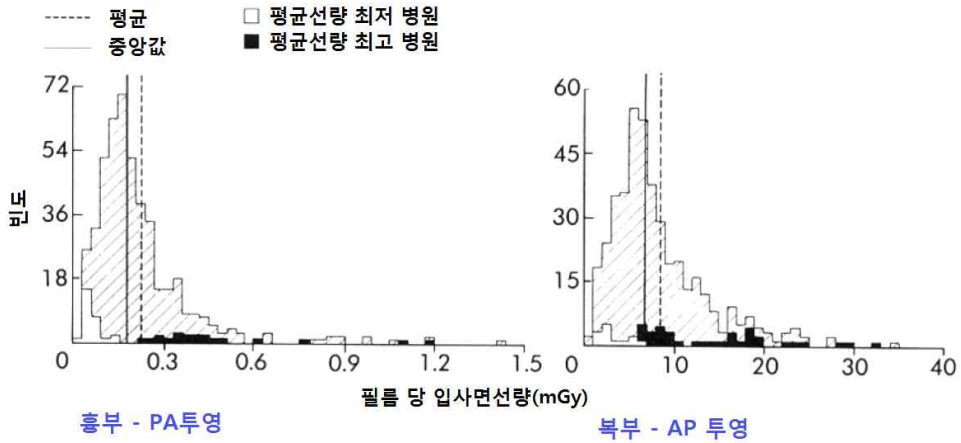


그림2.2. 영국 국립방사선방호원(현재는 Public Health England)가 수행한 초기 표본조사에 포함된 20개 병원 환자에 대한 영상 당 입사면선량의 분포(Public Health England의 허락을 받아 Shrimpton 등, 1986에서 복제됨). 최고 및 최저 평균값을 가진 병원의 분포를 강조해 표시했다. PA, postero-anterior; AP, antero-posterior.

(115) DRL값은 역동적이다. 방호최적화에 중점을 두고 장비가 개선됨에 따라 진단 방사선 검사를 위해 환자에게 투여하는 방사선은 감소할 것으로 예상된다(Wall 등 2005). 이것은 방사선촬영(그림2.3 참조)과 형광투시(Hart 등, 2012)에 대한 영국 표본조사에서 입증되었다. 최적화가 이루어지고 관행이 향상됨에 따라 DRL값을 주기적으로 업데이트해야 한다. 공표된 DRL값은 환자 데이터가 수집된 지방 그룹, 국가 또는 지역, 데이터가 기반으로 하는 '표준'환자의 체격, 특정 검사의 세부사항 및 표본조사 날짜에 대한 설명을 동반해야 한다.

(116) 스코틀랜드 전역의 병원에 대한 CT 선량의 최근 표본조사 결과는 이전에 관찰된 DRL양의 대수정규분포와 다른 패턴을 보였는데, 이것은 새로운 경향을 나타내는 것일 수도 있다(Sutton 등, 2014). CT스캐너 대수는 다른 유형 X선장비보다 더 제한적이며, 영국에서는 더 많은 진단방사선 물리사가 CT검사 최적화에 관여하고 있다. CT촬영은 상대적으로 고선량 촬영 방식이므로, 이 최적화 노력에 높은 우선순위가 부여되었다. 따라서 최근의 스코틀랜드 표본조사에서 대부분 선량 측정이 국가 DRL 바로 아래부분 주위에 밀집하기 시작했다(Sutton 등, 2014). 이로 인해 분포의 높은 쪽 꼬리가 사라졌다. 이것은 최적화에 상당한 노력이 투입되어 나타나는 특정 상황일 수도 있다. 그러나 선량계측 정보가 더 쉽게 가용해지고 진단방사선 촬영에 관여하는 의학물리사 수가 증가하며, DRL 이행이 보다 확대됨에

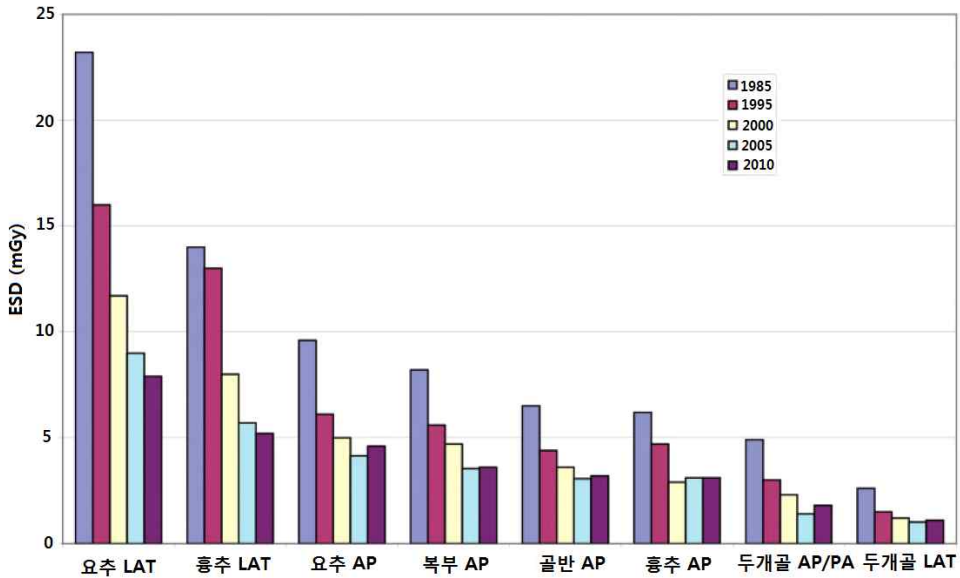


그림2.3. 1985~2010년 사이에 수행된 영국 NRPB/HPA 표본조사에서 도출된 방사선촬영 검사에 대한 입사면공기커마(ESD)($K_{a,e}$) 측정치의 제3 사분위수[Public Health England의 허락으로 Hart등(2012)에서 재현됨]. LAT, 측방; AP, 전방에서 후방; PA, 후방에서 전방.

따라 최적화 노력이 다른 촬영기기로도 확대되는 경향을 나타내는 것일 수도 있다.

2.6.2. 최적화에 국가 중앙값 사용

(117) 표본조사에서 DRL값을 도출하기 위하여 선량계측 데이터를 단순히 한 통에 넣는 것은 더 이상 전혀 만족스럽지 않은데, 이는 진정한 최적화가 아니라 단지 DRL 바로 아래에 선량 표본조사 결과 값을 밀집시키는 것일 수도 있다(Sutton 등, 2014). 방사선방호의 최적화를 통해 요구하는 수준의 영상품질을 확보하기 위해서는 보다 적극적인 접근이 필요하다. 두 번째 단계 즉, DRL값을 결정하는 데 사용되는 분포의 중앙값은 최적화를 돕는 추가 도구로 사용할 수 있다. DRL값은 제3 사분위수이므로 최적화 작업이 계속 진행됨에 따라 중앙값이 모범관행을 판단할 수 있는 보다 좋은 지침을 제공할 수 있다. 중앙값은 DRL값과 함께 영상품질과 환자선량의 최적화를 돕는 데 사용될 수 있다.

(118) DRL의 목적은 방호가 최적화되지 않아(즉, 현지 DRL양의 중앙값이 국가 또는 지역 DRL값보다 큰 경우) 관행에 대한 조사가 권장되는 시설을 식별하는 것이

다. 그러나 DRL양의 현지 중앙값이 국가 또는 지역 DRL값보다 낮은 보건관리시설에서도 여전히 개선이 가능할 수 있으며, 최적화 과정을 추가로 진행하는 데 필요한 경험 있는 직원을 보유하고 있을 수 있다. ICRP는 이러한 보건관리시설이 자신의 성능을 평가할 수 있는 벤치마크를 국가 중앙값(국가 DRL 표본조사 또는 데이터 자동수집으로부터)이 제공함을 인정한다. 대부분 보건관리 시설에서 DRL양의 현지 중앙값은 국가 DRL값보다 낮으므로, 국가 중앙값은 표준 기법과 기술을 사용하여 달성하려는 합리적 목표를 제공한다.

(119) 환자선량과 관련하여 모범관행은 보건관리시설에서 DRL양의 중앙값을 국가 중앙값 이하로 달성하고 유지하려 노력하는 것이다(NCRP, 2012). 그러한 선량감축 전략을 실행하는 경우, 검사의 임상목적에 상응하는 영상품질을 유지하는 것이 대단히 중요하다(제2.7절 참조). 만일 DRL양의 현지 중앙값이 너무 낮으면, 영상품질(또는 다수 영상이 사용될 경우에는 진단정보)이 부적절할 수 있다.

(120) 만일 DRL양의 현지 중앙값이 국가 중앙값 미만인 경우에는 추가 최적화 노력에서 선량보다는 영상 품질을 더 중요하게 고려해야 한다. 이 권고의 근거는 전국 중앙값이 많은 시설에 대한 표본조사에서 도출된 DRL양 데이터 분포의 중간점이라는 것이다. 현지 시설에서의 관행이 이미 국가 중앙값보다 낮은 방사선 수준을 달성했다면 사용된 방사선 양의 추가 감소가 주요 관심사는 아니다. 현지 관행으로 이미 국가 중앙값보다 낮은 방사선 수준을 달성했다면 적절할 영상 품질의 확보를 우선적으로 고려해야 한다. 선량 감축은 그 자체가 끝이 아니다. 영상의 적절성이 무엇보다 중요하다. 영상 품질은 의료 촬영업무에 충분하지 않을 위험이 있는 지점까지 감소되어서는 절대로 안 된다.

2.6.3. 지역 DRL값 설정

(121) 유럽연합과 같은 일부 지역에서는 보건관리 시스템의 방사선 안전성 측면을 조화시키려고 노력하고 있다. 지역 DRL에 대한 요건은 지역 지침 또는 규정(예: 유럽위원회 명령)에 포함될 수 있다. 그런 지역의 국가는 이미 국가 DRL을 보유하고 있거나 그러하지 않을 수 있다. 그래서 ICRP는 지역 DRL값을 설정하는 방법에 대한 지침을 제공한다. 여기에는 몇 가지 방안이 있다.

(122) 지역 DRL값은 전체 지역에서 추출한 시설의 대표적 표본에 대한 단일 표본 조사에 근거하거나, 독자적 국가 표본조사 또는 등록체계로부터 도출한 국가 DRL

값에 근거할 수 있다. 지역 DRL값을 설정하는 구체적 방법은 시설의 대표적 표본에 대한 단일 지역 표본조사로 얻은 데이터에 기초하는지 또는 국가 DRL값에 기초하는지에 따라 달라진다.

(123) 한 지역 내의 여러 국가 또는 대부분 국가에서 국가 DRL값이 존재하는 경우에는, 지역 DRL값을 설정하는 가장 간단하고 쉬운 방법은 국가 DRL값을 지역값의 근거로 사용하는 것이다. 국가 값은 일반적으로 X선 절차에 대한 DRL양의 전국 분포에 대한 75 백분위수를 나타내므로, 가용한 국가 DRL의 중앙값은 지역 환자 표본조사에서 예상할 수 있는 75 백분위수 값과 비슷해야 한다. 가용한 국가 DRL값의 평균을 사용하면 안 된다. 왜냐하면, 만일 지역의 일부 국가가 매우 낮거나 매우 높은 국가 DRL값을 갖는 경우, 평균은 지역 DRL값의 과도한 변동을 초래할 수 있기 때문이다.

(124) 한 지역 내 국가에 대한 국가 DRL값이 몇몇만 있다면 해당 지역 당국 간 합의를 통해 지역 DRL값을 도출할 수 있다. 이 프로세스는 기존의 국가 DRL값을 고려해야 하지만, 소수의 국가 DRL값으로부터 도출된 중앙값은 부적절할 수도 있음을 고려해야 한다.

(125) 기존의 국가 DRL값을 지역 DRL값의 기초로 사용하는 것이 효율적이지만 이상적이지는 않다. 이 접근법은 작은 국가나 표본조사된 시설과 환자 수가 비교적 적은 국가로부터 확보한 표본조사 데이터를 지나치게 강조할 수 있다. 반대로, 이 접근법에서는 큰 국가나 비교적 많은 수의 시설과 환자에 대해 표본조사한 국가가 확보한 데이터가 충분히 강조되지 않을 수도 있다. 이 문제는 지역 DRL값을 산정할 때 각 참여국의 인구에 따라 국가 DRL값에 가중치를 적용하여 처리할 수 있다. 그러나 가장 정확한 DRL값은 전 지역에서 무작위 표본 시설에 대한 단일 표본조사를 통해 얻을 수 있다. 다행히 DRL의 목적은 지역 관행에 대한 조사가 언제 필요한지를 지시하는 것일 뿐이므로 이런 정도의 정확도가 필요할 것 같지는 않다.

2.7. 영상품질

(126) 방호최적화를 달성하는 방법에 대해 의학물리사, 영상의학자 및 방사선사의 논의에서 가장 빈번하게 사용되는 접근법은 검사의 DRL값을 준수하는 것이다. 그

러나 DRL양은 영상품질의 서술자(descriptor)가 아니다. 한 보건센터에서 DRL양의 중앙값이 특정 값보다 높거나 낮은 것이 영상이 특정 임상목적에 적절하거나 부적절하다는 것을 나타내지는 않는다. 영상품질 평가를 국가 DRL값의 준수로 대체하는 것은 적절하지 않다.

(127) 진단촬영 검사의 최우선 순위는 임상목적에 충분한 영상 품질을 얻는 것이므로, 모든 절차의 영상이 필요한 모든 진단정보를 제공하고 임상목적이 위태롭게 되지 않도록 하는 것이다. 이것은 모든 영상이 고품질임을 의미하지는 않는다. 일부 기기(예: 형광투시)에서는 개별적으로 낮은 품질을 가진 일련의 영상들도 합쳐서 필요한 임상 정보를 제공할 수 있다.

(128) 영상품질이 부적절할 정도로 방사선 양이 낮은 것은 방사선 양 과잉과 마찬가지로 허용할 수 없다. 영상품질이 임상목적에 적합하지 않은 경우, 방사선은 임상적 이득을 제공하지 않으므로 검사가 반복되고, 환자는 반복 검사로 추가 방사선을 받는다. 데이터가 임상 현장에서 환자 표본조사로 수집되므로 DRL양에 관한 데이터를 모으면 대부분 영상의학자가 임상목적에 충분한 영상을 생성하는 방사선 양이라고 동의하는 방사선 양에 대한 정보를 얻을 수 있다고 가정하고 있다.

(129) 영상품질 기준 없이 DRL양에만 초점을 맞추면 영상품질이 손상되는 어떤 단계까지 DRL값이 계속 하향 조정될 수 있다. 촬영 프로토콜을 수정할 때는 진단 목적에 적합한 영상품질이 확보되도록 하는 것이 중요하다. 따라서 최적화는 영상 품질과 환자선량 사이 균형을 맞추어야 한다. 방사선 양이 감소하더라도 영상품질은 적절한 수준으로 유지되어야 한다.

(130) DRL 데이터를 수집하기 전에 표본조사자는 관심 선량계측량의 정확도에 특히 주의를 기울이면서 촬영장비가 적합하게 작동하고 있는지를 적절한 QC 프로그램을 통해 확인하고, 촬영장비가 임상업무에 적절한 품질의 임상 영상을 제공하는지 확인해야 한다. 가능하면 언제나 영상 품질을 판단하는 증거기반 기준을 채택해야 한다. 다양한 촬영업무에 필요한 영상품질 수준에 대한 지침은 한정되어 있다. 지금까지는 영상의학자 평가 형식의 객관적 척도만 사용되고 있다. 유럽위원회는 영상의 진단 잠재력을 판단할 때 영상을 채점하는 데 사용할 수 기준과 함께 지침을 작성했다(EC, 1996a,b, 1999a). 이 기준이나 유사한 기준이 영상 품질에 영향을 미칠 수 있는 변경이 있을 때마다 영상 품질을 평가하는 데 사용될 수 있다. 임상 영상 기준을 사용하여 임상영상을 평가하려면 영상의학자 참여가 필요하다.

(131) 다양한 검사에 적합한 영상품질 변수에 대한 상당한 추가 데이터가 필요하다. 영상대비와 촬영시스템의 성능을 특성화하기 위해 다양한 측정량이 한동안 사용되었다. 이런 측정량은 전문적 측정기술을 필요로 하며 대부분 촬영시스템을 위해서는 제작사가 공급한다. 병원 의학물리사가 이러한 측정을 수행하는 데 사용할 수 있는 기술이 널리 보급되고 있다. 이러한 측정량에는 변조전달함수, 시스템 전달인자 및 잡음출력 스펙트럼이 포함된다(ICRU, 1995). 측정량은 미래의 디지털 촬영시스템을 위한 최적화 과정의 일환으로 적절한 영상품질 수준을 선정할 수 있도록 유용한 정보를 의학물리사에게 제공해야 한다. 이러한 정량적 측정은 촬영 검출기의 고유성능은 잘 묘사하지만, 임상 영상품질(임상업무) 측면에서 시스템을 특성화하지는 않는다.

(132) 영상 평가의 객관적 측정에 대한 연구가 수행되었지만, 물리적 측정과 영상 의학자 판단 사이의 관계는 아직까지 정립되지 않았다(De Crop 등, 2015). 이 프로세스를 지원하기 위해서는, 주요 변수가 선량만이 아니고 선량 당 영상품질이 되도록 CT 및 기타 전문분야의 허용 가능한 영상품질 수준에 대한 보다 자세한 분석이 필요하다. 이 분야에 대한 추가 연구와 임상 촬영업무에 연계된 객관적 영상 품질 변수의 크기에 대한 추가 데이터가 시급하게 필요하다.⁵³⁾

(133) 감쇠가 높거나 낮은 영역 모두에 적절한 영상품질이 요구되는 흉부 방사선 촬영은 특히 어려운 도전이며, ICRU 보고서의 한 주제이다(ICRU, 1995).

(134) 과거에는 방사선 투과촬영을 위한 필름스크린 시스템의 민감도 때문에 선량 제한이 부과된 바 있다. 일반 용도를 위한 적절한 속도 등급에 대한 권고로 선량에 제한을 초래했다. 또한, 높은 선량으로 인한 필름 흑화는 과다노출을 명확히 보여주어 과피폭을 방지할 수 있었다. 디지털 방사선투과 촬영이나 CT촬영에는 이와 같은 제한이 없다.⁵⁴⁾ 따라서 디지털 방사선투과 촬영에서는 노출변수나 노출지수(검출기 선량 표시기)의 감시가 필수적이다. 영상품질과 환자선량 사이 균형은 필수적이다. 적절한 후처리는 보다 낮은 노출 수준의 사용을 가능하게 한다.

(135) CT 검사에서 적절한 수준의 영상품질에 관해서는 영상의학자 사이 합의가 부족한 점도 있다. 새 스캐너에 촬영 프로토콜을 설정할 때는 영상품질에 영향을 주는 다양한 인자를 검토해야 한다. 관련된 인자는 (1) 저대비 검출 능력과 (2) 전

53) <역주> 머지않아 인공지능이 진단정보의 판독뿐만 아니라 최선의 진단정보를 주는 노출 변수까지 조정할 것으로 내다본다.

54) <역주> 뿐만 아니라 노출이 높을수록 영상품질이 향상되어 사용자를 유혹한다.

시 영상의 공간 분해능이다. ICRU는 CT에서 영상품질과 선량평가에 관한 보고서를 발행했다(ICRU, 2012).

(136) 촬영장비 공급자는 영상품질 개선을 촉진하고 선량감축기법 개발에 투자하지만, 공급자는 선량감축[예: CT에서 반시촬영half-time imaging 또는 반복계산재구성]은 강조하는 반면에 이들 기법에 의한 영상품질 저하 위험에 대해서는 주의를 기울이지 않는 경향이 있다(Guimaraes 등, 2010; Ardenfors 등, 2015). 그러한 기법을 임상관행에 도입할 때는 영상품질의 적정성을 평가하고 다뤄야 한다. 선량을 줄이기 위한 공급자 제공 프로토콜을 사용하더라도 결과가 절차의 임상목표 및 영상 요건에 부합하지 않으면 최적화가 아니다.

(137) 지금까지 이 간행물은 단일 목적(예: 하나의 진단 질문에 답하기 위해)을 위한 촬영정보에 집중했다. 그러나 특정 진단(예: 요로 결석)의 경우, 초기 진단 질문 만으로는 상당한 낮은 선량도 가능하겠지만, 진단 결과가 양성이면 문제의 정확한 위치, 범위 및 심각도와 같은 즉각적인 후속 질문이 있다(Niemann 등, 2008). 초기 진단이 음성이면, 즉각적인 후속 질문은 ‘환자의 증상을 유발하는 원인은 무엇인가?’일 것이다. 두 후속 질문은 모두 예측 가능하여 환자의 첫 영상부터 정보 요건을 확장하는 것을 정당화할 수도 있다. 이렇게 하면 절차에서 환자선량이 높아질 것이지만 후속 촬영이 필요하지 않으므로 총 환자선량이 감소한다. 이러한 변화는 검사기록에 등록하여 그러한 절차를 단순한 절차를 위한 DRL과 비교하는 것을 배제할 수 있게 해야 한다.

제3장

방사선투과촬영 및 진단 형광투시

- DRL양은 쉽게 평가되고 가용하되, 가급적이면 검사를 위한 직접 측정으로부터 얻을 수 있어야 한다. P_{KA} 또는 $K_{a,e}$ 중 하나를 방사선투과촬영에 사용할 수 있다. 또한 P_{KA} 는 콜리메이션을 고려한다.
- 유방조영술의 경우, 권고되는 DRL양은 $K_{a,i}$, $K_{a,e}$ 또는 D_G 중 하나 이상을 현지 관행 및 규제요건에 따라 선정할 수 있다.
- P_{KA} 및 $K_{a,r}$ 은 형광투시 검사에 권고되는 DRL양이다. 형광투시 시간 및 촬영 횟수 또는 DSADigital Subtraction Angiography에 대해서도 DRL값을 설정하도록 권고한다.
- 모의체는 유방조영술, X선 투과촬영 및 형광투시 장비의 성능을 평가하기 위한 편리한 첫 단계를 제공할 수는 있지만, 그 사용으로 환자선량 표본조사를 대체 하지는 않아야 한다.
- 치과 방사선촬영에 대한 DRL값을 설정하는 편리한 방법은 임상관행에서 사용하는 표준 설정에서 원추 끝에서 측정된 $K_{a,i}$ 를 사용하는 것인데 이 위치는 X선이 피부에 입사하는 점에 해당한다. 성인과 아동에 대해 따로 측정해야 한다.
- 치과 파노라마 촬영의 경우, P_{KA} 를 전리함으로 측정하거나 선량너비곱dose-width product을 수신슬릿에 위치한 검출기로 측정할 수 있다.

3.1. 투과촬영 및 진단 형광투시 검사

(138) 방사선 투과촬영과 진단 형광투시는 광범한 검사를 포함하지만, 가장 자주 수행되는 검사로부터 합리적이고 충분한 데이터를 획득하는 것만 현실적이다. 그래도 이들 결과는 다른 검사에 사용되는 기술인자에 영향을 미치게 된다. 최적화 노력은 환자의 확률론적 영향의 잠재 위험에 기초한 우선순위에 따르고, 방사선에 민감한 장기에 상당한 장기선량을 초래하는 검사에 우선순위를 부여해야 한다.

(139) DRL 프로세스를 위해 선정된 검사는 선량평가가 실행 가능하고 지역에서 가장 자주 수행되는 검사여야 한다. 대상 검사는 또한 사용되는 다양한 기법과 장

비를 망라해야 한다. 표3.1은 유럽 10개국에서 다양한 의료 방사선투과 촬영과 형광투시 검사의 상대적 빈도와 집단 유효선량에 대한 기여도를 보여준다.

(140) 많은 나라에서 가장 흔한 방사선투과 검사는 흉부 투과촬영이다(EC, 2008). 흉부 투과촬영은 매우 일반적인 검사이며 방사선 감수성이 있는 여러 기관의 피폭을 수반하므로 이것은 투과촬영의 표본조사에 포함되어야 한다.

(141) 두개골 X선은 눈의 수정체 피폭을 포함하고 유방은 방사선에 더욱 민감한 기관이기 때문에, 두개골 X선과 유방조영술도 표본조사에 포함되어야 한다. 또한, 이들 검사는 다른 기법을 사용하므로 여기서 사용된 설정이 반드시 다른 절차의 설정과 일치하지는 않는다.

(142) 팔다리는 자주 검사되지만 이 검사는 대개 말단 부위로 제한되며, 피폭하는 유일한 방사선 민감 기관은 골수와 피부의 일부여서 방사선위험에 대한 기여도가 낮다. 결과적으로 이 검사에 대한 DRL값 설정은 우선순위가 낮지만 최적화는 여전히 필요하다.

(143) 비슷한 논의가 진단 형광투시 검사의 선정에 적용될 수 있다. 중재적 형광투

표3.1. 여러 진단 촬영 및 형광투시 검사와 중재방사선 절차의 상대빈도 및 방사선진단에 따른 집단유효선량에 대한 백분율 기여도[EC(2008)에서 발취]

검사	투과검사 총 빈도에 대한 백분율(%)	집단선량에 대한 백분율 기여도(%)
투과촬영		
가슴/흉부	12-29	0.7-5.2
유방 조영술	0.3-15	0.6-4.7
복부, 골반 및 고관절	7.4-14.3	2.9-14.1
척추(흉추 및 요추)	3.8-12.7	30.1
경정맥 신루조영술	0.3-2.0	1.2-8.7
투과촬영/형광투시		
바륨식	0.3-0.9	0.8-5.9
바륨관장(현재는 종종 CT가상내시경으로 대체)	0.1-2.0	0.5-13
심혈관 조영술	0.2-1.3	2.8-9.4

CT: 전산화단층촬영

시는 제4장에서 별도로 논의한다. 보다 일반적인 절차는 표3.1에 포함되어 있지만, 관행은 다른 의료시설뿐만 아니라 세계의 지역에 따라 다르기 때문에 선정에는 DRL 프로세스가 적용될 국가/지역/시설에 적합한 관행을 검토해야 한다.

3.2. 투과촬영을 위한 DRL양

(144) DRL양은 쉽게 평가되거나 가용한 것이어야 하며, 바람직하게는 검사를 위한 직접 측정으로부터 얻는 양이어야 한다. P_{KA} 또는 $K_{a,e}$ 중 하나를 사용할 수 있지만(표2.4 참조), 콜리메이션 평가를 단순화하기 위해서는 가능하면 두 가지 모두를 평가하는 것이 바람직하다.

(145) P_{KA} 는 환자에 입사하는 모든 방사선을 포함하기 때문에(방사선장이 환자에게 적절하게 콜리메이션된다고 가정할 때) 투과촬영과 형광투시에 이상적이다. P_{KA} 는 공기커마와 방사선장 크기 모두에 의해 결정되므로, 이것은 환자선량에 영향을 미치는 모든 인자를 고려하고 있다. P_{KA} 미터가 설치되어 있거나 시스템이 P_{KA} 를 계산해 쉽게 얻을 수 있어야 한다. P_{KA} 결과는 X선빔이 환자에게 입사하기 전에 환자침상을 통과하는지 여부에 따라 영향을 받는다는 점에 유의해야 한다.

(146) 비록 미터기에 기록되거나 기기에 의해 계산되거나, 또는 제조자가 제공하고 DICOM 헤더에 보고된 P_{KA} 값은 상당히 정확해야 하지만 이를 보장할 방법은 없다. 계량, 계산 또는 제공된 값이 주기적으로 검증되지 않는 경우 환자는 평가보다 상당히 높은 P_{KA} 값을 받고 있을 수 있다. ICRP는 P_{KA} 미터의 교정과 X선 장비에 의

표3.2 3.0~3.6 mm 알루미늄 등가 필터를 가진 X선관 초점으로부터 1 m 거리에서 투과촬영 출력($mGy\ mAs^{-1}$)‡

kVp	파형		
	2 펄스*	6 또는 12 펄스*	정전압†
70	20±6	36±10	42±5
80	28±8	50±13	59±6
90	35±10	70±18	
100	43±12	94±22	90±9

출처: *Le Heron,1989; †Martin과 Sutton(2014).

‡ <역주> $mGy/(mAs)$ 를 의미한다. 단위표기 원칙대로라면 $mGy\ mA^{-1}\ s^{-1}$ 로 적어야 옳지만 X선 출력 표현에 mAs 이 한 몸처럼 사용되고 있는 관행 때문에 이처럼 적은 것이다.

해 계산되고 전시되고 DICOM 헤더에 기록된 P_{KA} 값의 정확도를 점검할 수 있도록 준비가 되어 있기를 권고한다.

(147) 이용할 P_{KA} 값이 없는 경우에는 $K_{a,e}$ (후방산란 포함)가 투과촬영을 위한 도구로 사용되어야 한다. $K_{a,e}$ 는 영상에 간섭을 일으키지 않는 범위에서 방사선 투명 TL선량계와 같은 선량계를 사용하여 영상을 획득하는 동안 환자 표면에서 측정할 수 있다. 대안으로는 노출인자(kVp, mAs)와 선원-피부 거리에 대한 지식을 바탕으로 X선장치 출력 측정과 후방산란 보정을 결합하여 $K_{a,e}$ 를 계산할 수 있다. 이것은 추가 장비를 덜 요구하므로 아마도 택할 수 있는 가장 간단한 접근 방식이지만, X선장치의 출력을 측정해야 한다.

(148) 자원이 매우 제한적인 국가에서는 적절한 관전압에서 도표화된 mAs 당 출력 값을 바탕으로 $K_{a,e}$ 를 산출하는 것이 가능하다. 그러나 출력이 전압 파형, 양극 각도, 여과 및 양극의 손상 등에 따라 달라지기 때문에 산출의 정확도를 20~30% 감소시킬 수 있다. 이들 인자에 의한 영향은 모두 산정되어야 한다(Le Heron, 1989; Martin과 Sutton, 2014).

(149) $K_{a,e}$ 계산을 위해서는 kV, mAs 및 선원-피부 거리(또는 거리 도출 방법)가 포함되어야 한다. 형광체로부터 생성된 광량과 연계하여 디지털 시스템에 표시되는 노출지수도 기록되어야 한다. 최적화에 사용할 정보를 제공하기 위해 가능하면 영상기록 방법(CR, DR 또는 필름), 디지털 투과촬영 장비의 모델 및 제작사, 필름속도 또는 이와 대등한 것, 그리고 노출이 AEC 제어 아래 수행되었는지 여부를 검사의 각 촬영실과 유형에 대해 기록해야 한다.

3.3. 진단 형광투시를 위한 DRL양

(150) 가용하면 P_{KA} 를 항상 형광투시 검사를 위한 DRL양으로 사용해야 한다(표2.4 참조). 많은 형광투시 장치가 $K_{a,r}$ (IEC, 2010) 및 P_{KA} 를 모두 표시한다. 만일 $K_{a,r}$ 값을 이용할 수 있는 경우에는, $K_{a,r}$ 및 P_{KA} 값의 비교가 빔 콜리메이션의 적합성을 판단하는 데 유용하므로 $K_{a,r}$ 도 특정 진단 촬영 검사의 DRL양으로 역시 사용해야 한다.

(151) 진단 형광투시 절차의 경우, 형광투시 시간과 영화나 DSA 영상 수를 기록해

야 한다. 이들 양에 근거한 DRL은 모범관행 지침으로서 유용하고 최적화에 도움이 된다. 구식 형광투시 장비에서 이들 양의 값을 표시하거나 기록할 수 있는 설비가 없는 경우에는, 형광투시 시간이 데이터를 얻는 유일한 방안일 수 있다. 디지털 감산촬영에서 프레임률, 형광투시에서 펄스 주파수, 영상기록 기법 및 사용된 노출 프로그램 옵션도 포함되어야 한다.

3.4. X선 투과촬영과 형광투시에서 모의체 사용

(152) 방사선 투과촬영에 AEC를 사용할 경우, 조직과 유사한 물성 소재로 된 육면체(육면체 모의체)가 선량계측 성능의 측정에 사용된다(Conway 등, 1992). 어떤 적용에서는 폴리메틸메타크릴레이트(PMMA)나 폴리에틸렌 육면체, 또는 물을 채운 플라스틱 용기를 환자 검사에 채택된 DRL양의 값을 평가하는 데 사용할 수 있다. 이들은 환자의 사실적 대체물은 아니지만, 특히 노출인자가 자동으로 선정될 때에는 환자의 크기에 맞춘 다른 두께 모의체에서 $K_{a,e}$ 를 추정하는 데 유용할 수 있다. $K_{a,e}$ (후방산란 포함)는 그러한 육면체 모의체의 표면에 배치된 평판전리함으로 측정할 수 있으며, 노출 후 mAs도 기록한다.

(153) PMMA와 알루미늄으로 만들어진 몇몇 표준 육면체모의체가 표준 흉부, 복부 및 요추 검사를 모의하기 위해 개발되었다(Conway 등, 1992). 이들은 촬영기기 AEC의 작동을 시험할 수 있도록 해당 신체 부위의 검사에서 얻는 것과 비슷한 투과 X선빔을 달성하려고 시도했다. 이들 표준 모의체는 다양한 X선장치에서 AEC 설정을 비교하고 평가하는 데 사용할 수 있다.

(154) 모의체는 AEC 모드로 작동하는 X선장치의 성능을 평가하는 데 도움이 될 수 있지만, 실제 환자 검사의 표본조사를 대체해서는 안 된다. 환자 검사로부터 얻은 데이터가 임상 사용에서 DRL양의 값을 결정하기 위한 유일한 확정적 방법을 제공한다.

(155) 육면체모의체는 형광투시 장비에 사전 설정된 다양한 프로토콜에 대한 $K_{a,e}$ 값을 측정하여 형광투시 성능에 대한 정보를 제공하는 데도 사용할 수 있다(Martin 등, 1998). 결과는 성능기준과 비교될 수 있지만, $K_{a,e}$ 은 DRL양이 아니다. 이 측정은 QA시험 중에 수행할 수 있으며, QC시험(Balter 등, 2004) 및 환자 표본조사에서 발견되는 높은 결과의 가능한 원인 해석에 귀중한 정보를 제공한다.

3.5. 유방조영술

(156) 유방조영술에서, 상당한 선량을 받는 신체의 유일한 부분은 유방이다. 유방 조영술은 25 kV에서 38 kV 사이의 X선 관전압을 사용하며, X선관 양극과 필터는 다른 X선 시스템에 사용되는 것과 다른 다양한 재료(예: 텅스텐, 알루미늄을 포함하여 몰리브덴, 로듐 및 은)로 만들어진다. 낮은 에너지 X선을 사용하기 때문에 유방조영술의 방사선 출력 측정에는 특별히 설계된 계기가 사용된다. 입사창의 감쇠 영향 때문에 유방조영술에 사용되는 범위의 X선 스펙트럼으로 특정한 교정이 필요하다.

(157) 유방 두께의 범위 때문에 유방조영술에서 유방 방사선량은 달라진다. 그러나 하나의 환자그룹을 선정하기보다는, 모든 유방 크기를 표본조사나 데이터 자동수집 시스템에 포함시키고, 유방 크기 차이를 고려하기 위해서는 적어도 50명 환자에 대한 데이터를 수집하도록 권고한다. 이는 또한 표본선발이 수행되는 특정 구역이나 국가를 대표하도록 보장한다. 현지 인구를 대표하는 표준 유방두께에 대한 결과를 얻기 위해 압축된 유방두께의 범위를 좁힌 데이터로 분석을 한정하는 것이 적절할 수도 있다.

(158) 유방조영술의 표본조사를 위해 세 가지 DRL양이 사용되어 왔는데, $K_{a,e}$, $K_{a,i}$, 및 D_G 이다. 유방조영술과 유방단층합성 모두에 대해, ICRP는 DRL양으로 $K_{a,e}$, $K_{a,i}$, 또는 D_G 중 하나 이상을 사용하고, 현지 관행과 규제요건에 따라 DRL양을 선정하도록 권고한다. 동일한 유방 두께에 대해서도 kV 및 양극/필터 조합에 따라 $K_{a,e}$ 및 $K_{a,i}$ 가 크게 변한다. 이 때문에 ICRP는 D_G 가 의료 촬영업무를 수행하는 데 사용된 전리방사선의 양보다는 장기선량(유선선량)의 척도임에도 불구하고 D_G 를 DRL양으로 사용하도록 제안한다.

(159) 초기에는 $K_{a,e}$ 가 DRL양으로 사용되었다. $K_{a,e}$ 측정은 간단하며 보정인자가 필요하지 않다. 이를 통해 유사한 양극/필터 조합을 가진 유방조영술 장치 사이 직접비교가 가능하다. 그러나 양극 및 K단에 필터에 사용되는 서로 다른 소재로 인해 다양한 빔 품질이 발생하며, 이로 인해 $K_{a,e}$ 에 대한 D_G 의 종속성이 변한다. 결과를 비교할 때 이러한 차이를 고려해야 한다.

(160) mAs 당 $K_{a,i}$ 는 유방 압착판이 제 위치에 있는 상태에서 발생된 출력 측정값으로부터 도출된다. 그런 다음, 검사에서 보는 $K_{a,i}$ 를 얻기 위해 사용된 mAs로 곱

한다. $K_{a,i}$ 는 유방 크기에 따라 달라지므로 개인 간에 상당한 차이가 있다. 이러한 이유로 환자 표본조사에 시설 당 더 많은 환자(예: 50명)를 포함시키는 것이 좋다.

(161) D_G 는 서로 다른 장비에 대해 위험과 관련된 직접적인 비교를 제공하며, 따라서 세계 여러 곳에서 사용되고 있다. $K_{a,i}$ 와 D_G 사이 관계는 빔 품질뿐만 아니라 유방 두께와 조성에 크게 의존하기 때문에(Wu 등, 1994; Boone, 1999) $K_{a,i}$ 나 $K_{a,e}$ 처럼 직접 측정되는 DRL양의 잠재적 위험은 다른 검사에서보다 더 크게 변화한다. 이에 따라 최적화에 도움이 되려면 국가들이 D_G 를 사용해야 한다는 주장이 설득력을 얻고 있다.

(162) D_G 는 압착된 유방의 특정 두께에 대한 검사에 사용된 $K_{a,i}$ 로부터 계산된다. $K_{a,i}$ 및 D_G 는 여성의 전 생애에 걸쳐 변하는 유방 크기와 조성에 따라 달라진다. DRL값은 또한 상하향craniocaudal과 내외사향mediolateral oblique 노출로 구성되는 표준 양방보기two-view와 함께 보기 수에 따라 달라진다.

(163) 다양한 빔 품질에 대해 몬테칼로 계산으로 도출한 $K_{a,i}$ 에서 D_G 로 환산에 대한 많은 문헌이 발간되었다. 환산계수는 빔 품질(즉, 반가층, 양극/필터 조합, 유방 두께 및 유방 조성)의 함수이다(Dance 등, 2000; IPEM, 2005).

(164) $K_{a,e}$ 나 $K_{a,i}$ 가 DRL양으로 사용되는 경우, 평가 프로그램은 유방 두께 의존성과 D_G 차이를 고려하는 것이 보장되도록 유자격 의학물리사의 권고를 토대로 준비되어야 한다. 모의체는 DRL값을 결정하는 데 도움이 될 편리한 방법을 제공할 수 있다. 그러나 모의체는 검사를 받는 유방 크기 전 범위를 평가하지 않으며 장비의 임상 사용을 반영하지 않기 때문에, 유방조영술에 적용되는 방사선의 양을 평가하는 주요 방법으로 환자 표본조사를 권고한다.

(165) 표준 유방과 대등한 모의체가 유방조영술에서 일상 QC에 사용된다. 2006년 유럽 지침(EU, 2006)은 여러 명시된 두께의 PMMA판을 촬영하고 각 두께에 대해 D_G 를 계산하도록 제안하고 있다. 영국에서 모의체는 보통 지름 160 mm, 두께 45 mm의 PMMA 반원모의체이며, mAs 읽음값을 사용하여 AEC 아래서 이 모의체의 D_G 를 평가할 수 있다. 45 mm 두께 PMMA 유방 모의체는 53 mm 두께의 표준 유방과 동가이며, 유방조영술 장치의 선량계측 성능을 비교하는 데 사용할 수 있다. 적절히 교정된 검출기로 모의체 표면에서 측정한 $K_{a,i}$ 로부터 표준 계산식과 환산인자를 사용하여 D_G 를 계산할 수 있다(Dance, 1990; Dance 등, 2000, 2009, 2011; IPEM, 2005; Dance와 Young, 2014). 영국 유방검진 프로그램이 이 표준 유방의

비교자로 채택한 D_G DRL값은 2.5 mGy이다.

(166) 미국에서 유방조영술 시설의 인증에 사용되는 표준 모의체는 PMMA 블록, 왁스 삽입물 및 모의체 상단에 부착된 PMMA 원반으로 구성된다. 이것은 50% 지방과 50% 유선조직으로 조성된 4.2 cm 두께의 압착된 '표준 유방'의 감쇠 특성을 모의하기 위한 것이다. 미국 연방 규정은 모의체에 대한 D_G 를 영상 당 3 mGy로 제한한다. 2006년에, 평균 D_G 는 필름스크린 유방조영술에서 약 1.8 mGy이었고, 디지털 유방조영술에서 1.6 mGy이었다(Spelic 등, 2007).

(167) 같은 보기(즉, 상하향, 내외사향)의 경우, 무증상 사람을 위한 스크리닝 프로그램은 임상 증상이 있는 환자를 조사하기 위해 수행된 검사와 동일한 DRL값을 사용해야 한다.

3.6. 치과 투과촬영

(168) 환자의 체격과 상관없이 비교적 독립적으로 수행하는 몇 가지 검사가 있다. 예를 들면, 치과에서 보통 수행되는 구강내 촬영과 파노라마 촬영인데 여기서는 고정된 kV 및 mA, 그리고 치과 촬영을 위해 프로그램된 타이머를 갖춘 장비로 수행한다. 치과 장치의 경우, 개별 환자에 대한 측정보다 의학물리사가 수행하는 선량 계측이 최선의 방안이다. 표본조사는 X선장치에 대해 QA 점검을 실시할 때 방사선검출기로 직접 측정하여 수행할 수 있다.

(169) 치과 투과촬영에 대해 DRL값을 설정하고 환자선량을 평가하기 위한 편리한 방법은 표준 설정에서 측정하는 것이다. 구강 내 촬영장치는 종종 관전압과 관전류가 고정되어 있으며, 조사 대상 치아 유형에 대해 노출시간을 조정하여 노출을 변화시킨다. 노출시간은 치아에 맞춰 교정된 다이얼 또는 노출시간 선정을 통해 수동으로 설정한다. $K_{a,i}$ 측정은 X선 장치의 격리구spacer cone 끝에 배치한 적절히 교정된 검출기로 표준설정에서 수행할 수 있다(Gulson 등, 2007). 이 측정은 피부 표면에 입사하는 공기커마와 관련된다.

(170) 측정은 치과의사가 상시로 사용하는 노출 설정을 사용해야 한다. 치과 프로토콜에 명시된 설정을 확인하기 위하여 정보를 수집해야 한다. 치과의사가 검사 착수 전에 답변을 완료할 수 있도록 짧은 설문서를 치과의사에게 보내 치과 X선 관

행에 관한 다른 데이터와 함께 이 설정정보를 표본조사 착수 전에 얻도록 권고한다. 일반적으로 성인과 아동에 대해 서로 다른 설정이 사용되므로, 이들 두 경우에 대한 선량 측정 및 DRL값 모두가 필요하다. 치과 촬영에서 DRL 사용에 대한 추가적인 고려 사항은 소절7.1.2에 기술되어 있다.

(171) X선 장비는 항상 일반적으로 치과 시설에서 사용되는 표준 필름속도나 검출 민감도로 설정된 상태로 있다. 그러나 이들 장비를 시험하는 사람은 측정 전에 치과의사가 이것이 실제로 사용하는 설정인지 확인하도록 해야 한다.

(172) 각 치과 시설의 방문이 필요 없는 또 다른 표본조사 방법은 일련의 필터로 덮은 필름을 통합한 교정된 시험팩을 사용하는 것이다. 이 시험팩은 중앙시험실이 우편을 통해 치과 진료소로 보낼 수 있다. 시험팩은 디지털 수감부를 가진 X선장치 뿐만 아니라 필름을 사용하는 X선 장치도 평가할 수 있다. 이들 시험팩은 원격 평가를 위한 잠재적 방법을 제공한다(Gulson 등, 2007). 그러나 이러한 시스템을 개발하여 교정하며, 치과의사가 사용에 충분한 지침을 제공받게 하는 데는 상당한 노력을 기울여야 한다.

(173) 치과의사는 교육과정의 일환으로 방사선 투과촬영과 방사선방호에 대한 교육을 받아야 한다(ICRP, 2009). 교육은 최신으로 갱신되고 DRL 역할에 대한 정보를 포함하는 것이 중요하다. 수행된 선량측정 결과의 피드백을 통해 이를 강화해야 한다. 방사선 촬영기법과 방사선방호 최적화에 대한 주기적인 보수 교육을 권고한다.

(174) 치과 파노라마 촬영의 경우, 전체 빔의 DRL양을 측정하는 기술이 필요하다. P_{KA} 는 표준 투과촬영에서와 같이 X선관 외장에 부착되어 빔 전체를 가로채는 전리함으로 측정할 수 있다. 다르게는 DWP(빔의 평균 $K_{a,i} \times$ 빔폭)로 교정되고 수신슬릿에 위치하는 보다 작은 검출기(여전히 X선빔보다는 더 넓은)를 사용할 수도 있다(Holroyd, 2012a, Mitchell과 Martin, 2013). DWP는 수신슬릿에서 X선빔의 길이를 곱해서 P_{KA} 로 변환될 수 있다. 빔폭보다 작은 검출기가 빔 내의 공기커마 측정에 사용되고, 그 결과를 슬릿 폭으로 곱해 DWP를 얻어왔다. 그러나 공기커마가 빔을 가로 질러 변하기 때문에 이 방법은 더 큰 오차를 낼 수 있다.

제4장 중재방사선 절차

- 환자선량이 환자의 체격 외에도 다양한 인자에 의존하기 때문에 중재방사선 절차에 DRL을 이행하기는 쉽지 않다.
- DRL은 중재방사선 절차의 최적화를 위한 도구로서 평가되고 사용되어야한다.
- ICRP는 가용한 모든 DRL양 데이터를 중재방사선 절차를 위해 추적하기를 권고한다. 이는 최적화 프로세스에 도움을 줄 것이다.
- ICRP는 DRL 프로세스를 중재방사선 형광투시 및 중재방사선 CT 모두에 적용할 것을 권고한다.
- 중재방사선 절차의 경우, 복잡성이 환자선량의 결정요소이므로 경우별로 평가하는 것이 이상적이다. 더 복잡한 절차 사례에 대해서는 DRL에 대한 배가인자 사용이 적절할 것이다.
- 대안은 많은 시설의 모든 절차에 대한 선량계측 데이터로 구성되는 지역과 국가 데이터 세트와, 현지 시설에서 수행된 동일한 절차에 대한 모든 선량계측 데이터 세트 모두를 필요로 한다.
- 환자에 대한 DRL양의 값이 예상보다 높으면 장비 평가, 절차 프로토콜 평가, 그리고 마지막으로 시술자 기량 평가까지 조사를 진행해야 한다. 장비결함 또는 부정확한 설정은 평가와 수정이 쉽지만, 시술자 기량은 분석이나 시정이 어려운 프로세스이다.
- 형광투시 누적 노출시간은 환자선량에 대해서 빈약한 지표이지만, 기록하여 최적화에 도움을 주는 보조 DRL양으로 사용할 수 있다.

4.1. 서론

(175) DRL은 1980년대에 영상의학 검사를 위해 도입되었고 1990년대에 널리 사용하게 되었다(ICRP, 1991, 2001a; Wall과 Shrimpton, 1998). DRL은 최초에 '표준'검사를 위한 것이라는 기본적 가정 아래 개발되었는데, 여기서는 특정 촬영장에서 수행된 특정 검사에서 환자선량은 신체 부위 두께(또는 다른 체중 척도)의 함수로만 변한다고 본다. DRL 방법론-각 시설에서 중앙값을 결정하기 위해 제한된 수

의 데이터 포인트 사용-은 이 가정에 근거한다.

(176) DRL은 비교적 절차 변수 수가 적은 흉부촬영과 같은 진단 촬영검사에 가장 유용하다(NCRP, 2010). '표준'검사 가정이 유효하지 않은 중재방사선 절차에 DRL을 이행하기는 더 어렵다.

(177) 형광투시 안내 중재방사선fluoroscopically guided intervention(FGI) 절차(예: 중재방사선 심장학 및 중재방사선 진단절차)의 경우, 원론적으로 DRL을 선량 관리에 사용할 수는 있지만, 환자선량의 매우 넓은 분포 때문에 동일한 시설에서 수행되는 동일한 절차에서조차 이행이 어렵다고 ICRP는 말했다(Padovani와 Quai, 2005; ICRP, 2007c). FGI 절차에 사용되는 방사선의 양은 환자의 해부구조, 병변 특성 및 질환의 심각성에 기인한 절차의 복잡성에 의해 크게 영향을 받는다(Vehmas, 1997; Bernardi 등, 2000; Peterzol 등, 2005; IAEA, 2009). 중재방사선 절차를 위한 DRL은 다른 촬영기기와는 다르게 개발되어야한다. 중재절차의 의도가 진단이 아닌 치료 목적이더라도, 사용목적이 유사하고(즉, 최적화를 위한 도구 제공) 다른 명칭의 도입은 혼동을 일으킬 수 있기 때문에 ICRP는 같은 명칭(DRL)을 사용하도록 권고한다.

(178) 원칙적으로, FGI 절차를 거치는 집단 사이 선량계측 데이터를 가장 정확하게 비교하기 위해서는 환자의 체형 및 체중 차이를 보정하여 P_{KA} 및 $K_{a,r}$ 데이터를 정규화하는 것이 바람직하다. 체형과 체중은 신체 부위의 두께에 영향을 미치며, 결국에는 X선빔 감쇠에 영향을 준다. 형광투시 시간은 신체 부위의 두께에 직접 관련이 없기 때문에 형광투시 시간의 정규화는 필요하지 않다(Miller 등, 2009). 그러나 FGI 절차에서 DRL양에 대해 발표된 분석을 보면 체중에 관계없이 모든 환자 데이터를 사용하는 경우와 65~85 kg 범위의 환자로 제한한 경우 모두 유사한 결과를 냈다(IAEA, 2009). 이것은 FGI 절차에 사용된 방사선의 양이 환자 체중보다 절차 복잡성에 의해 훨씬 더 영향을 받음을 보여준 이전 연구와 일치한다(IAEA, 2009, Miller 등, 2009).

(179) 모의체 사용은 FGI 절차에 대한 DRL값을 설정하는 데는 적합하지 않지만, 모의체는 최적화에 사용하는 필수 정보를 제공하므로 장비성능을 평가할 때 모의체를 사용할 수 있고, 또 사용해야 한다(Martin 등, 1998; Vañó등., 2008b, 2009b; NCRP, 2010; Balter 등, 2011).

4.2. 복잡성 분석

(180) 중재방사선 절차의 경우 환자나 치료하는 병변 가변성 때문에 절차 복잡성이 달라진다. 환자 가변성은 사용할 기술적 변수(예: 혈관 분지를 시각화하는 데 필요한 X선 투영)를 결정하고 복잡성에 기여하는 환자의 해부 및 임상 인자(예: 신체 체형, 혈관 가지의 해부학적 차이, 정상 혈관의 직경, 동맥 경련 경향)의 가변성을 지칭한다. 병변 가변성은 대상의 병리학적 차이(예: 협착증 대 폐색, 석회화 유무, 위장 내 출혈부 위치)를 지칭한다. 이러한 이유로 중재방사선 절차는 환자, 시술자, 재료 유형(도관, 스텐트 등) 및 기기 인자로 인해 각기 다른 경우에 사용되는 방사선의 양에 상당한 가변성을 보인다(Wall, 2001; ICRP, 2001a; Miller 등, 2003, 2012a; Balter 등, 2004; IAEA, 2009; NCRP, 2010).

(181) 환자 인자로 인한 가변성을 보정하기 위한 잠재적 접근법은 절차의 복잡성을 측정하는 것이다(ICRP, 2001a, 2007c). 일부 연구에서는 DRL양을 정규화하기 위한 절차 복잡성을 사용하여 특정 중재 심장학절차에 대한 DRL값 설정 가능성을 탐색했다(Bernardi 등, 2000; Peterzol 등, 2005; Balter 등, 2008; IAEA, 2009). 경피 관상동맥중재술에 대한 복잡성 인자(치료한 혈관 수, 미국심장학회/미국심장협회 복잡성 B2 이상인 병변의 수, 중증 비틀림 혈관 수, 분기 스텐트 수)들이 확인되어 이들 절차를 간단, 중간 또는 복잡으로 분류할 수 있게 되었다(Ryan 등, 1988; Bernardi 등, 2000; Balter 등, 2008; IAEA, 2009).

(182) 다른 중재 심장학 및 중재 진단절차에 대한 복잡성 분석은 예비 사례만 가능하다. Padovani 등(2008a)은 서로 다른 부정맥(심방 세동, 심방 경련, 결절성 빈맥, 심실성 빈맥 및 Wolff-Parkinson-White 증후군)을 치료하기 위해 수행된 RF 심장절제 절차를 그룹으로 분류할 것을 제안하였다. 그러나 이 연구는 단지 소수의 절차에 대한 DRL양의 추정치만을 제공한다. D'Ercole 등(2012)은 뇌혈관 조영 및 두개의 동맥류 및 동정맥 기형의 색전증과 같은 신경혈관조영 진단절차 neuroangiographic diagnostic procedure 및 중재에 대한 복잡성을 바탕으로 현지 DRL값을 제안했다. 최근의 한 연구는 일부 일반적인 중재방사선 진단절차(경정맥 간생검, 담즙 배액, 자궁 섬유색전증, 결장 내 보철 삽입, 대퇴골 재생, 장골 스텐트 삽입 및 간 화학색전술)에 대한 복잡성을 세 수준으로 분류하고 이들 절차들에 대한 스페인 전국 DRL값을 제공한다(Ruiz Cruces 등, 2016). 그러나 이들은 어떻게 복잡성 문제가 해결될 수 있는지에 대한 예에 불과하다. 이 분야 적절한 방법의 개발에 적극적인 참여가 필요하다.

(183) 이들 예는 개별 중재방사선 절차의 복잡성 인자를 결정할 수 있어 단순, 중간 및 복잡한 경우로 그룹화하고 각 그룹의 DRL값을 결정하는 것이 가능함을 보여준다. 제한된 수의 인자가 필요한 방사선 양의 차이를 설명할 수 있을 때 이 방법이 현실적일 수 있다. 예를 들어, 경피관상동맥 중재에 대한 영국 HPA 연구에서는 삽식한 스텐트 수가 이들 절차의 복잡성을 적절히 기술하는 결정인자로 확인되었다(Hart 등, 2007). 그러나 절차의 복잡성을 평가할 때 종종 가용하지 않은 상당한 임상 데이터가 필요하기 때문에 최근에 발표된 여러 연구는 절차 복잡성을 고려하지 않고 중재방사선 절차에 대한 DRL값을 제시했다(Neofotistou 등, 2003; Peterzol 등, 2005; Balter 등, 2008; Miller 등, 2009; Vañó 등, 2009a).

4.3. 중재 형광투시 절차를 위한 데이터 세트

(184) 통상 수집하기 어려운 임상 데이터(병리학 정보, 영상 분석, 기술적/임상적 복잡성 인자) 없이도 FGI 절차에 사용된 방사선의 양을 특성화하고 분석하기 위해 다른 방법을 적용할 수 있다(NCRP, 2010; Balter 등, 2011). 이를 위해서는 진단 촬영(예: 방사선투과촬영)에 대한 DRL값을 결정할 때 사용된 데이터보다 더 많은 경우의 데이터를 수집하고 분석해야 한다. 이 방법은 관심 있는 DRL양의 전체 분포에 대한 정보를 필요로 한다(Marshall 등, 2000). 이 방법은 다수 시설 각각에서 수행된 그 절차의 모든 경우에 대한 DRL양의 값을 포함하는 데이터 세트 형태로 벤치마크를 제공한다(Smans 등, 2008; IAEA, 2009; Vañó 등, 2009a; Balter 등, 2011; Sánchez 등, 2011, 2014). 이것은 진단절차에 DRL을 적용하는 것과는 다르다. 진단절차에 대한 DRL값은 제한된 수의 사례에서 도출된 요약 데이터로부터 결정되기 때문이다.

(185) 이 방법을 사용하여 감사를 수행하는 경우, 많은 시설에서 수행된 어떤 절차의 모든 경우에 대한 선량계측 데이터를 포함하는 지역 또는 국가 벤치마크 데이터 세트—때로는 ‘자문 데이터세트advisory data set(ADS)’라고도 부른다—와 현지 시설에서 수행된 동일한 절차의 모든 경우에 대한 선량계측 데이터를 포함하는 현지 데이터 세트(‘시설 데이터세트facility data set’라고도 한다.) 모두가 필요하다(NCRP, 2010; Balter 등 2011). 이 방법은 절차에 대한 DRL양 값의 큰 가변성을 보정하기 위해, 사례의 제한된 표본보다는 모든 절차의 각 사례 데이터를 활용하여 DRL양의 분포를 생성한다(Padovani와 Quai, 2005).

(186) 조사 필요성의 결정은 DRL에 사용된 다른 데이터 세트와 동일하다(즉, 현지 중앙값을 벤치마크 데이터의 75 백분위수와 비교하고, 현지 중앙값이 벤치마크 데이터의 75 백분위수를 초과하면 조사를 수행한다). 현지 평균값은 분포의 높은 꼬리에 의해 크게 영향을 받을 수 있기 때문에 사용해서는 안 된다(Wall, 2001). 높은 방사선량은 부적절하게 작동하는 장비 또는 부정확한 장비설정, 최적미만의 절차 성능, 기술자의 경험 부족 또는 높은 임상 복잡성을 반영할 수 있다. 현지 중앙값이 제10 백분위수(IAEA, 2009) 또는 ADS의 제25 백분위수(NCRP, 2010) 미만인 경우에도 조사가 바람직할 수 있다. 낮은 방사선 사용량은 불완전한 FGI 사례, 부적절한 영상품질 또는 우수한 선량 관리에 기인할 수도 있다. 현지 데이터를 보다 잘 평가하기 위해, 시설 데이터의 중앙값, 제25 및 75 백분위수 값을 벤치마크 데이터의 해당 백분위수 값과 비교하도록 권고한다(NCRP, 2010).

4.4. 중재 형광투시를 위한 다수 DRL양 사용

(187) DRL로 사용하는 양은 쉽게 측정할 수 있거나(ICRP, 2007c) 가용해야 한다. 누적 형광투시 시간은 쉽게 사용할 수 있지만 최대 피부선량($D_{skin,max}$)과 부실하게 연계되는 것으로 나타났다(Fletcher 등, 2002). FGI 절차에 대해서는 $K_{a,r}$ 와 P_{KA} 가 방사선으로 인한 조직반응이나 확률론적 영향의 위험을 평가하는 지표로 개발되었다.

(188) P_{KA} 는 환자에게 전달된 에너지량의 대체 척도이며, 따라서 확률론적 영향 위험에 대한 합리적인 지표이다(Miller 등, 2003, 2012b; Hirshfeld 등, 2004; NCRP, 2010 Chambers 등, 2011). $K_{a,r}$ 은 $D_{skin,max}$ 의 유용한 예보자이며, 따라서 방사선 유발 피부손상과 같은 조직반응 위험에 대한 예보자이다(Hirshfeld 등, 2004; NCRP, 2010; Chambers 등, 2011; Miller 등, 2012b Jones 등, 2014).

(189) 유럽에서는 P_{KA} 가 보통 사용된다. 미국에서는 식품의약국(FDA)이 2006년 중반 이후 제작되는 모든 형광투시 장치에 대해 $K_{a,r}$ 을 전시하도록 요구했지만 P_{KA} 전시는 요구하지 않아서 $K_{a,r}$ 이 더 가용할 것 같다. 국제전기기술위원회(IEC) 표준은 중재 형광투시 시스템이 $K_{a,r}$ 와 P_{KA} 모두를 전시하도록 요구한다(IEC, 2000, 2010). DRL과의 비교 목적에서는 두 양 모두 무방하다(ICRP, 2007c; NCRP, 2010).

(190) 여러 저자들이 다수 양을 사용하여 FGI 절차에 대한 DRL값을 제안했는데 P_{KA} , $K_{a,r}$, 형광투시 시간, 획득 영상 수(Vañó와 Gonzalez, 2001; Miller 등, 2009, 2012a) 등이다. 이 접근은 방사선 사용이 최적화되지 않은 경우 원인을 식별하는 데 도움이 되며 조사를 단순화할 수 있다. 예를 들어, 만일 P_{KA} 가 DRL값을 초과하지만 $K_{a,r}$ 이 허용 범위에 있으면 콜리메이션에 주의가 부족한 것일 수 있다. 만일 특정 기관에서 P_{KA} 또는 $K_{a,r}$ 중앙값이 해당 DRL값을 초과하는 경우, 형광투시 시간 및 획득 영상 수에 대한 평가가 이들이 기여인자인지 여부를 판단하는 데 도움이 될 수 있다. ICRP는 중재방사선 절차를 수행하는 시설에서 그러한 절차에 대해 가용한 모든 적절한 DRL양의 데이터를 추적하도록 권고한다.

(191) 문헌에는 성인 중재 형광투시 절차에 대해 여러 보건관리시설이나 국가에서 $K_{a,r}$, P_{KA} 또는 형광투시 시간에 대한 데이터를 싣고 있지만, 소아과 검사에서 중재 절차에 대해서는 최근에 발표되고 있고 연구에서 사례 수도 일반적으로 비교적 소수이다(Strauss 등, 2015; Ubeda 등, 2015).

(192) 만일 DRL양 중앙값이 예상보다 높으면 형광투시 장비를 조사하는 것이 적절하다. 환자를 모의한 PMMA 육면체 모의체는 $K_{a,e}$ 및 공기커마율로 장비 성능을 평가하는 데는 우수한 방법을 제공한다. 모의체는 형광투시에서 가용한 다양한 촬영 프로그램에서 방사선 수준의 평가를 제공할 수 있는데 이는 최적화에 필수정보이다(Martin 등, 1998; Vañó 등, 2005; Padovani 등, 2008b; Ubeda 등, 2011). 만일 형광투시 장비가 적절하게 작동하고 있고 사양 범위에 있으면, 절차 프로토콜과 시술자 기량을 검사해야 한다(NRPB/RCR, 1990; Vañó와 Gonzalez, 2001; Wall, 2001; NCRP, 2010). 장비결함 또는 부정확한 설정은 평가와 수정이 쉽지만, 시술자 기량은 분석이나 시정이 어려운 프로세스여서 이러한 순서를 권고하는 것이다(Vañó와 Gonzalez, 2001; Balter 등, 2011).

(193) 콘빔CT는 일부 중재 형광투시 절차의 일상적인 부분이 되었기에 이 부분 절차에 대한 최적화가 중요해졌다. 정보가 가용하여 중재방사선 절차의 콘빔CT 부분에 대한 P_{KA} 및 $K_{a,r}$ 을 기록하면, 이 부분 중재방사선 절차를 최적화하는 데 도움이 될 수 있다(소절5.3.3 참조). 이것은 3차원 회전 혈관조영의 경우에도 마찬가지이다(Corredoira 등, 2015).

4.5. 중재 전산화단층촬영

(194) 중재방사선 절차를 CT 안내에 따라 수행할 수도 있다. 수행된 절차 수 또는 시간적 추세에 관한 자료는 거의 없지만 절차의 수와 유형이 증가하고 있음은 분명하다. 예를 들어 미국 Mayo Clinic에서 CT 안내(형광투시 안내와는 반대)로 수행한 영상안내 경피폐생검 비율은 1996~1998년 66%에서 2003~2005년 98%로 증가했다(Minot 등, 2012). CT는 주로 초음파나 형광투시로 잘 보이지 않는 흉부, 복부 및 골반의 작거나 깊은 병변의 생검을 유도하는 데 주로 사용된다. CT는 고해상도 영상과 장과 뼈를 시각화하는 기능을 제공한다.

(195) CT안내 중재 기술은 의사가 스캐너실 밖으로 나온 동안 수행되는 간헐적 CT 스캔을 사용하거나, CT-형광투시(바늘이나 도구 조작 중 시술자제어로 실시간 간헐적 또는 연속 CT 노출)를 사용하여 수행할 수 있다. CT-형광투시법은 CT 촬영법이지 형광투시 촬영법이 아니다. CT-형광투시법은 피부 진입에서 목표 지점까지 바늘 궤적을 시각화하여 CT 안내 생검 절차를 지원한다. 표준 CT 안내에 비해 CT-형광투시법의 주요 장점은 실시간 모니터링을 사용하여 환자 호흡이나 기타 움직임으로 인해 체내에서 움직이는 병변에 접근할 수 있다는 것이다. 이 방법을 사용하면 더 신속하고 효율적으로 절차를 수행할 수 있어(Gianfelice 등, 2000b), 이 기술이 점점 인기를 끌고 있다.

(196) CT-형광투시법은 다양한 비혈관 중재술에도 적용 가능한데(Daly와 Templeton, 1999), 체액 수집기 배액, 척추통증 관리 절차, 종양절제 및 흉부, 척추, 복부 및 골반의 경피 바늘생검에서 바늘 안내를 위해 사용된다(Buls 등, 2003; Joemai 등, 2009; Hoang 등, 2011; Trumm 등, 2012). 불행하게도 CT-형광투시법은 환자와 의사 모두에게 비교적 높은 방사선량을 초래하며, 학습곡선이 매우 가파르다(Gianfelice 등, 2000a; Saidatul 등, 2010; Kim 등, 2011).⁵⁵⁾

(197) CT 안내 중재에서 환자선량의 가변성은 환자 체격이 아니라 절차 복잡성에 의해 지배된다. 이러한 절차가 많이 수행되는 센터에서는 중재적 형광투시 절차를 위한 DRL 설정에서 설명된 기틀을 따라 DRL양의 값을 분석하도록 권고한다. DRL 프로세스의 적용을 위한 유사한 방법(복잡성 분석과 수행된 모든 절차의 평

55) <역주> “학습곡선이 매우 가파르다.”는 말은 마치 경험이 증가하면 결과가 빠르게 개선되는 것과 같은 표현이나, 실제 의미는 “배우기 어렵다.”는 뜻으로 통용되고 있음에 주의가 필요하다.

가)이 유용할 것이다. 불행히도 CT 안내 절차의 복잡성 인자는 아직 확립되지 않았으며, DRL값 설정을 위한 데이터가 거의 없다.

(198) DLP는 CT 안내 중재방사선 절차에 적합한 DRL양이 아닐 것으로 보는데, 요구되는 CT 촬영이 대개 좁은 범위의 스캔길이에 이루어지며 '표준' CT촬영과 비교하여 몹시 낮은 DLP값을 낼 것이기 때문이다. ICRP는 $CTDI_{vol}$, 수행 CT 차례 수 및 CT-형광투시 시간으로 DRL을 설정할 것을 권고한다.

제5장

디지털 투과촬영, 전산화단층촬영, 핵의학 및 다중 기기 절차

- 제2장에서 언급된 일반적인 요점은 달리 명시되지 않는 한 모든 기기에 적용된다.
- 발전된 디지털 투과촬영 기술(예: 단층영상합성, 이중 에너지 차감, 대비증강 차감, 콘빔CT)을 위해 개발된 DRL은 그러한 기술의 '다중 영상' 측면을 고려해야 하며, 이들 절차는 보다 표준적 절차와 구별해야 한다.
- CT는 $CTDI_{vol}$ 및 DLP를 DRL양으로 활용한다. 검사의 스캔 차례 수도 도움이 될 수 있다. 체격별 추정선량(SSDE)(AAPM, 2011)을 최적화 추가단계에 사용할 수 있다.
- CT의 경우, 사용된 DLP값은 전체 검사에 대한 누적 DLP이다. 사용된 $CTDI_{vol}$ 값은 각 차례에 대해 전시된 $CTDI_{vol}$ 이다. 개별 스캔 차례에 대한 DLP값도 유용할 수 있으며 누적 DLP에 추가하여 사용할 수 있다.
- 핵의학의 경우, ICRP는 DRL값으로 투여 방사능 또는 바람직하게는 체중 당 방사능으로 설정할 것을 권고한다.
- 핵의약품이 주로 단일 장기에 집중되는 검사(예: 갑상선 스캔, 폐 관류스캔)에는 체중에 기초한 투여 방사능은 적합하지 않을 것이다.
- 개별 환자 검사에 투여하는 방사능은 타당한 임상적 이유가 있을 때는 상향 조정할 수 있다. 또한 매우 뚱뚱한 환자에 대해서는 고정된 최대 방사능 설정도 고려할 수 있다.
- 핵의학 절차와 CT 절차에 대한 DRL은 매우 다른 기기의 방사선에 적용되고 서로 다른 DRL양을 사용하므로 각 기기마다 DRL값을 독립적으로 설정하고 제시하는 것이 적절하다.

5.1. 디지털 투과촬영 검출기

(199) 이 간행물의 목적에서, 디지털 투과촬영은 디지털 유방조영술을 포함하여 직

접 또는 간접 디지털 검출기 시스템을 사용하는 환자의 평면 촬영을 말한다. 유방 조영술은 제3장에서 별도로 논의했는데, 단층영상합성과 같은 진보된 촬영기술을 포함한다. 디지털 검출기에는 저장형광판(흔히 '전산화 방사선촬영'이라고 함), 전하결합소자(CCD) 기반 검출기, 직접 또는 간접 변환형 평판검출기 및 광자계수 검출기가 있다.

(200) 저장형광판 기법은 디지털 투과촬영을 사용된 최초 기법이였다. 저장판이 표준 크기 카세트 안에서 노출되므로 촬영기(generator), X선관 또는 벽면이나 침상 장착 버키 시스템을 교체할 필요는 없었다.⁵⁶⁾ 그러나 형광체의 광자에너지 민감도가 다르기 때문에 사용되는 AEC 장치를 조정하는 것은 필요했다(Doyle과 Martin, 2006). 병상 검사와 다른 특별한 투영도 가능하다. 일반적으로 노출 후 저장형광판을 처리하는 판독기와 촬영기 사이에는 아무런 연결이 없다. 노출에 사용되는 촬영기 설정에 따라 환자피폭이 결정된다. 판독기는 검출기가 받은 신호만 감지한다. 촬영기 설정과 검출기 신호 사이 분리는 이 시스템을 위한 적절한 DRL양과 관계가 있다.

(201) 전하결합소자 시스템은 대부분 국가에서 시장 점유율이 낮다. 발광 스크린의 영상을 CCD 카메라로 읽어 디지털 영상으로 변환한다.

(202) 최근에는 평판검출기가 시장에서 큰 점유율을 얻고 있다. 평판검출기는 X선을 직접 또는 간접으로 전기신호로 변환하는 기술을 이용한다. 이 검출기는 높은 양자효율, 우수한 영상품질을 제공하여 환자선량을 상당히 줄일 수 있게 해준다. 이 검출기의 휴대형 무선 버전은 모든 의료 환경에서 광범한 검사를 가능하게 한다.

(203) 시장 점유율을 높여가는 최신 검출기 유형은 광자계수 검출기이다. 이 검출기는 다른 검출기 유형에서 사용하는 에너지 적분과는 달리 광자계수를 사용한다. 광자계수 검출기는 뛰어난 효율을 내며 조직 차별과 같은 선진 영상처리기술 도입을 가능하게 한다. 현재 유방조영술에 사용되고 있으며 CT 및 디지털 투과촬영에도 도입되고 있다.⁵⁷⁾

56) <역주> 기존의 필름-카세트 시스템에서 디지털 시스템으로 전환할 때 다른 것은 바꾸지 않고 영상판만 바꾼다는 의미이다.

57) <역주> 광자계수 검출기가 특별한 형식은 아니다. 신기술을 이용해 방사선(또는 가시광선 등 다른 파장 빛) 검출효율을 높여 거의 개별 광자 검출을 신호로 변환하는 검출기류를 말한다. 검출효율이 높으므로 낮은 노출로 영상을 만들 수 있다.

5.2. 디지털 투과촬영의 DRL

(204) 모든 디지털 검출기 시스템은 역동범위가 넓다. 검출기가 받는 선량(결과적으로 환자선량)과 영상품질 사이 직접적인 관계로 인해, 높은 선량이 필름 기반 촬영에서 보는 포화상태 없이 높은 영상 품질을 제공한다. 높은 선량에서 영상 품질 저하가 없다는 것은 환자선량을 임상업무에 최적화하고 '선량포복creep'(불필요하게 높은 준위 방사선 사용)이 발생하지 않도록 QA 및 감사 프로그램이 필요함을 의미한다(ICRP, 2004; Williams 등, 2007). DRL 프로세스의 적용은 QA 시스템의 필수 요소이다. 또한 디지털 검출기는 이것이 대체한 필름 기반 시스템보다 더 민감한 경우가 많기 때문에 디지털 검출기를 설치한 때는 반드시 디지털 검출기에 대한 DRL값을 명시적으로 설정해야 한다(필름기법을 위한 DRL을 복사하면 안 된다).

(205) 위에서 설명한 문제는 ICRP 93(2004) 제2절에서 더 논의했는데, 디지털 투과촬영 고유의 DRL값을 개발해야 한다는 권고를 포함하여 스크린-필름 투과촬영에서 디지털 투과촬영으로 전환에 대해 구체적으로 권고했다. 선량포복 함정에 대해 자세히 설명했다.

(206) 디지털 투과촬영에 대한 DRL값은 이 간행물에 명시된 원칙을 고려하여 설정해야 한다. 디지털 투과촬영을 위해 DRL양에 대한 환자 데이터를 수집할 때에는 특정 검사에 대한 DRL양의 값이 검출기 감도 차이로 인해 검출기 유형에 따라 달라질 수 있으므로, 데이터가 검출기 유형에 따라 분석될 수 있도록 사용된 검출기의 유형을 아는 것이 중요하다. 경우에 따라 동일한 절차에서도 평판검출기와 저장형광판 검출기에 대해 서로 다른 DRL값 설정을 고려할 가치가 있다.

5.2.1. DRL양

(207) 디지털 투과촬영을 위한 DRL 개발에 활용될 구체적인 DRL양은 디지털 촬영시스템의 유형과 기술적 고려사항에 따라 결정될 것이다. 권고는 제2장에서 제시했다. 양의 선택에서 문헌 및 다른 DRL값에 사용된 DRL양도 고려해야 한다.

(208) 디지털 투과촬영을 위해 DRL값을 정의하는 데 사용되는 양은 해당 디지털 검출기 시스템에 따라 다르지만, P_{KA} , $K_{a,i}$ 및 $K_{a,e}$ 를 포함한다(ACR, 2013). 투과촬영 시스템이 P_{KA} 를 측정하거나 계산할 수 있으면 P_{KA} 가 자동으로 기록될 수 있으

므로 사용자는 이들 데이터를 직접 DRL값과 비교할 수 있다. 투영 방사선 촬영의 경우, ICRP는 적절한 콜리메이션 사용에 대한 평가가 쉽도록 두 가지 양-가용하면 P_{KA} 와 $K_{a,i}$ 또는 $K_{a,e}$ 중 하나-를 DRL 설정에 사용하도록 권고한다.

(209) $K_{a,e}$ 에 대해 가용한 많은 역사적 데이터가 있지만, 평가에는 계산 또는 노동 집약적 측정이 포함된다. 따라서 평가가 항상 가능한 것은 아니다. 일상적인 QC 또는 직접 측정으로 얻은 관출력 데이터를 사용하여 $K_{a,e}$ 를 계산할 수 없는 경우, 다수 X선장치에서 표본조사한 평균출력 값에 기초한 표준 출력 데이터를 사용해 왔다(Asada 등 2014; Martin과 Sutton, 2014)(예: 표3.2). 그러나 이 방법은 비정상적인 노출이나 여과 특성을 가진 장비를 식별하지 않으므로 모든 장비에 대한 표본조사가 있을 때까지 초기 단계로만 권고된다.

5.2.2. 절차 선정

(210) 디지털 영상의 구현으로 이룩된 영상처리 기술의 발전으로 많은 첨단 투과 촬영 기술이 가용하게 되었다. 이들의 예로는 단층합성, 두 에너지차감 및 대비강화차감을 포함한다. 이러한 진보한 기술은 공통적으로 다수의 낮은 선량 투과영상을 첨단 영상처리 소프트웨어에 입력으로 사용하여 조직 차별이나 단면 ‘슬라이스’와 같은 추가정보를 가진 최종 영상을 생산한다. 따라서 이러한 기법을 위해 개발된 DRL은 ‘다중 영상’ 측면을 고려해야하며 이러한 절차를 보다 표준적인 절차와 구별해야 한다. 예를 들어, DRL값은 유방 단층합성과 상하향과 내외사향으로 구성되는 표준 양방보기 유방조영술 사이에는 차이가 있을 수 있다(EU, 2006).

5.3. 전산화단층촬영

5.3.1. 전산화단층촬영의 DRL

(211) CT에 대해 설정한 DRL값에 대한 문헌 예는 많다(ICRP, 2007b; Foley 등, 2012; NCRP, 2012). 이 간행물의 목적에서 ‘CT’라는 용어는 단행 및 다행 검출기 CT 스캐너 모두에 적용되지만 콘빔CT에는 적용되지 않는다. 콘빔CT는 소절5.3.3에서 논의한다.

(212) CT 절차는 다른 진단 촬영기기에 비해 상대적으로 높은 선량 특성 때문에

많은 국가에서 의료피폭(치과 포함) 집단유효선량의 약 50%를 차지한다(NCRP, 2009). 또한 이 비율은 증가하고 있다. 예를 들어, 영국의 의료피폭 집단유효선량에서 CT 기여도는 68%로 증가했다(HPA, 2010).

(213) 모든 CT의 디지털 검출기 시스템은 넓은 역동범위를 갖는다. 검출기 선량(그리고 환자선량)과 영상품질 사이의 직접적 관계와 함께, 이는 높은 선량이 필름 기반 촬영기기에서 보는 포화 없이 높은 영상 품질을 제공함을 의미한다. 결과적으로 디지털 투과촬영과 마찬가지로 QA 및 감사 프로그램은 환자선량이 임상업무에 최적화되도록 보장하는 데 필수적이다. DRL은 그러한 QA 프로그램에서 필수도구이다.

(214) CT DRL값을 개발하기 위한 환자선량 표본조사의 데이터 세트에는 검출기 기술, 검출기 구성 및 영상재구성 알고리즘까지 포함해 검출기 유형과 재구성 알고리즘 차이가 정확히 식별되도록 하는 것이 중요하다. 동일 절차에 대해서도 서로 다른 CT 기술(예: 단행 대 다행 검출기 스캐너, 여과역투영 대 반복계산재구성)에 대해 서로 다른 DRL값을 현지 중심으로 개발하는 것이 유용할 수 있다.

5.3.2. 전산화단층촬영의 DRL 표본조사를 위한 고려 사항

(215) CT에 대한 DRL값을 설정할 때, 이 간행물에 기술된 원칙을 고려해야 한다. DRL양을 표본조사하고 CT에 대한 DRL값을 설정하기 전에 결정해야 하는 특정한 문제들이 있다.

(216) 환자 선정은 DRL 설정에 있어서 중요한 측면이다. CT에서는 다른 촬영기기 와 마찬가지로 주어진 절차에서 충분한 영상 품질을 얻기 위해 필요한 방사선 양을 결정하는 데 환자 체격이 중요한 역할을 한다(Samei와 Christianson, 2014). 환자의 두께 범위(흔히 체중 범위로 규정됨)를 설정하거나 RIS 또는 PACS 시스템에서 나온 대규모 전자 환자 데이터를 활용하는 방안이 있다. 사람 두께를 측정하도록 설계된 표준 캘리퍼스를 사용해 방사선사가 환자의 측방 또는 전후 치수를 쉽게 구한다. 환자 체격범위가 좁아지면 DRL양 값의 변화폭이 많이 줄어든다. 결과적으로 DRL값 결정에 더 적은 수의 환자 데이터가 필요하다(IPEM, 2004).

(217) DRL을 설정하는 또 다른 중요한 측면은 양의 선정이다. 선택지에는 CTDI($CTDI_w$ 또는 $CTDI_{vol}$)와 DLP가 포함된다. CTDI는 ICRP 102(2007b)에서 자

세히 정의하고 설명했다. DLP는 주어진 환자의 CTDI와 스캔 길이를 모두 사용하는 양이다. 따라서 실제 환자에 대한 관행을 반영하기 때문에 운영자 문제도 CT에 대한 DRL 설정에 중요하게 고려해야 한다. 이 두 측정량은 모두 의료 촬영업무를 수행하는 데 적용되는 방사선의 양을 나타내며, CT 프로토콜에 사용되는 스캐너 설정을 암시한다. 이들은 최적화를 위한 유용한 측정량이다.

(218) DRL 개발에 사용될 정확한 양은 DRL을 설정하는 조직이 결정한다. 그러나 다른 문헌 및 공표된 DRL값에서 사용된 양을 신중하게 고려해야 할 것이다. 가능하다면, ICRP는 프랑스와 영국의 관행이 그러하듯(Roch와 Aubert, 2013; Shrimpton 등, 2014) DRL값을 설정하기 위한 목적으로 수행하는 환자 표본조사에 $CTDI_{vol}$ 과 DLP 모두를 평가할 것을 권고한다. 최신 CT스캐너는 유효직경 또는 환자 등가두께를 제공하기도 한다. 이는 소아과 DRL값을 설정하기 위한 추가적인 보완사항으로 간주되어야 한다(제6장 참조).

(219) SSDE는 최적화를 위한 추가적 정보원으로 사용될 수 있다. SSDE는 $CTRL_{vol}$ 만큼 널리 사용되지 않기 때문에 현재로서는 DRL로 채택하기에 적합한 양으로 간주되지 않는다. 스캐너 기술이 SSDE의 자동계산을 제공하는 경우, SSDE를 사용하면 최적화에 사용할 유용한 추가정보를 얻을 수 있다. SSDE는 장래에 CT에 적합한 DRL양일 수 있다. 두 표준 CTDI 모의체 중 하나로는 합리적으로 모델링되지 않는 감쇠특성을 가진 환자체격을 위해 DRL을 설정하는 경우에는 특히 그렇다,

(220) CT에 대해 최적화를 수행하는 경우, 검사는 전체(모든 스캔 차례)와 각 차례(예: 조영증강 없이, 조영증강, 지연)를 따로 고려할 필요가 있다. 사용된 DLP양은 전체 검사에 대한 누적 DLP이어야 하는데, 이는 검사 중에 적용된 방사선의 총량을 잘 나타내주기 때문이다. 개별 스캔 차례에 대한 DLP값도 중요할 수 있으며, 누적 DLP에 추가로 사용할 수도 있다.

(221) 관전류 변조를 사용하면 스캔 차례 당 환자선량을 30~40% 줄일 수 있으므로 널리 채택되어 왔다. 그러나 개별 스캔에서 $CTDI_{vol}$ 은 관전류 변조가 사용되는 경우 일정하지 않다. 이 설정에서 스캔 차례가 수행된 후 전시되는 $CTDI_{vol}$ 은 대개 스캔 길이에 대한 평균 $CTDI_{vol}$ 이다. 전시되는 $CTDI_{vol}$ 은 종종 각 스캔 차례마다 다르기 때문에 각 스캔 차례에 대해 기록해야 한다. 그러나 일부 제작사는 스캔 중 최대 $CTDI_{vol}$ 처럼 다른 값을 사용하므로 사용자는 기록된 $CTDI_{vol}$ 값이 예상한 값과 일치하는지 확인해야 한다. 또한 누적 DLP의 차이를 설명하는 데에도 도움이

될 수 있으므로 검사에 대한 스캔 차례 수를 기록하는 것도 도움이 된다.

(222) 이 접근은 최적화 분석의 특정 측면을 단순화하는 이점이 있다. 예를 들어, 현지 관행에서 누적 DLP 중앙값이 DRL값을 초과하지만 각 스캔 차례의 $CTDI_{vol}$ 중앙값이 그렇지 않다면, 이것은 스캔 길이 및 스캔 차례 수를 주의 깊게 살펴보는 암시이다.

(223) 절차 선정은 DRL값이 목적에 부합하는지 확인하는 데도 중요하다. 여기에는 두 측면이 있다. DRL값을 개발할 때, 수집된 모든 선량측정 데이터가 모든 참여 임상 시설의 유사한 절차에서 나와야 한다는 점이 중요하다. 이것이 시설 사이 비교를 유효하고 유용하게 한다. 공통적 문제는 시설들에 걸쳐 검사 유형을 기술하거나 명명하는 표준이 없다는 것이다. 종종 동일한 검사(예: 정맥 조영물질이 없이 성인 머리의 CT 스캔)가 여러 시설에서 다르게 불린다(Morin 등, 2011).

(224) 유사 절차 사이 차이가 환자선량과 이에 따른 DRL값에 영향을 줄 수 있으므로, 절차와 관련된 임상업무와 조사된 신체 부위 모두를 자세하게 기술하는 것이 중요하다. 예를 들어 신장 결석을 위한 신장 스캔은 암을 발견하도록 설계된 신장 스캔보다 훨씬 적은 양의 방사선을 사용할 수 있다. 암 탐지는 감쇠 차이가 적은 물체를 구별하기 위해 본질적으로 더 많은 방사선이 필요하다. 이상적으로는, 둘 이상의 차례가 사용되는 경우 서로 다른 차례에 대한 데이터, 시작 및 종료 위치, 관전압, 일정 mAs 또는 관전류 변조 사용 여부, 콜리메이션, 회전 시간 및 피치를 포함하여 스캔 프로토콜을 명시해야 한다.

(225) 수집된 데이터의 유형은 해부학적 분류와 프로토콜 유형 모두를 요구할 것이다. 표준 해부학적 분류는 머리, 복부, 흉부의 분리 검사와 복부 및 골반, 흉부, 복부 및 골반의 결합 검사이다. 프로토콜에는 다양한 촬영업무(예: 혈관조영, 관류, 신장 결석 식별)가 포함될 수 있다.

(226) 각 환자에 대해 CT스캐너에 전시된 $CTDI_{vol}$ 및 DLP 값을 기록해야 하며, 교정을 확인하는 것이 중요하다. $CTDI_{vol}$ 이 전시되지 않으면 $CTDI_w$ 와 피치로부터 계산해야 한다.⁵⁸⁾ 전체 검사를 위한 DLP는 개별 스캔 차례의 기여를 모두 합산하여 얻는다.

(227) 데이터 수집이 종이를 통해서 이루어지는 경우, 환자 수는 제한될 것이지만

58) <역주> CTDI 정의와 계산 또는 측정에 대해서는 ICRU 보고서 87이나 ICRP 102에서 상세히 설명한다.

적어도 20~30명은 되어야 한다. 환자 수가 제한된 경우에는 가능하면 환자 체격에 대한 정보를 기록해야하며, 가능하면 체격 범위를 제한하여 매우 크거나 작은 환자는 제외한다. 데이터 자동수집 시스템을 사용하는 경우에는 이것은 문제가 되지 않는다.

(228) 투과촬영이나 형광투시와 마찬가지로 CT에서도 최적 방사선량은 환자 체격에 따라 달라진다(Samei와 Christianson, 2014). 그러나 관전류변조 시스템의 작동 차이는 환자의 선량과 체격 관계에 서로 다른 방식으로 영향을 미치므로 CT 스캐너 사이 스캔 프로토콜에서 관전류변조 설정을 변환하는 것은 간단하지 않다(McKenney 등, 2014; Martin과 Sookpeng, 2016). 상이한 공급업체의 CT스캐너에서 관전류를 자동으로 조정하기 위한 시스템은 다양한 영상품질 변수를 사용하고 이런 변수 기반에서 전류를 조정하기 때문에 DRL양과 환자 체격 사이 관계는 CT스캐너 모델마다 달라진다. 잡음을 영상품질 기준으로 사용하는 일부 CT 스캐너에서 자동 관전류 시스템을 설정하면 체격이 큰 환자에게는 불필요하게 높은 방사선량을 초래할 수 있다. 따라서 표본조사 데이터가 적절한 환자 체격 범위에 대한 값을 반영하는지 확인하는 것이 필요하다. 결과적으로 중재방사선 진단에 대해 권고된 바와 같이 여러 성인 체격 범위(치수 또는 체중 기준)에 대한 DRL값을 설정하거나 스캐너 사이 완전한 환자선량 데이터 세트를 비교하는 것(그림2.1 참조)이 유리하다(Martin, 2016).

5.3.3. 콘빔 전산화단층촬영

(229) 콘빔CT는 일반적으로 치악안면 콘빔CT 시스템, 형광투시 촬영기기로 사용되는 콘빔CT, 그리고 방사선치료 검증용 시스템을 포함한다. 치악안면 절차는 기존 CT에 비해 낮은 방사선 피폭에서 고대비 물체(예: 뼈와 공기)를 표시하기 위한 것인 반면, 형광투시용 및 방사선치료용은 기존 CT에 필적하는 연조직 구조의 시각화와 상당히 높은 피폭을 필요로 한다.

(230) 콘빔CT는 최근 ICRP 간행물(ICRP, 2015)의 주제이다. ICRP는 가용 여부에 따라 P_{KA} , $K_{a,r}$, $CTDI_{vol}$ 및 DLP를 DRL양으로 사용할 것을 권고한다(표2.4 참조). $CTDI_{vol}$ 와 DLP는 방사선치료 영상 시스템과 일부 치과 콘빔CT 시스템에 사용되는 반면, P_{KA} 와 $K_{a,r}$ 은 형광투시 및 일부 치과 콘빔CT 시스템(HPA, 2010)에서 보다 가용할 것으로 보이며 유용할 것이다.

(231) 2017년 현재까지 콘빔CT의 DRL 설정에 대한 진전이 거의 없었다. 41개 치악안면 콘빔CT 장치에 대한 P_{KA} 값의 예비 감사에 기초하여, HPA(2010)는 표준성인 환자의 상부 첫째 어금니 임플란트에 대해 회전중심에서 4×4 cm 해당 면적에 정규화한 250 mGy cm^2 를 임시 DRL("달성가능선량achievable dose"이라 불렀지만)로 제안했다. SEDENTEXCT 컨소시엄은 다양한 치악안면 콘빔CT에 대해 '강건한 DRL을 설정하기 위해서는 대규모 감사를 포함하여 추가 작업이 필요하다'는 논평과 함께 이 값을 채택했다(EC, 2012). 이 논평은 다른 콘빔CT 적용에도 해당한다. 치악안면 콘빔CT 절차는 고대비 물체에 대한 유사한 CT 절차의 선량(전형적인 $\text{CTDI}_{vol} < 10 \text{ mGy}$)을 초과하지 않아야 한다.

(232) 생검 안내에 사용할 때는 콘빔CT는 전통적 CT에 비해 환자선량을 줄이고 겨냥 정확도를 높일 수 있다(Abi-Jaoudeh 등, 2016). 또한 콘빔CT는 중재적 형광투시 절차에 점점 더 중요해지고 있다(Wallace 등, 2008; Lightfoot 등, 2013; Corredoira 등, 2015). 이것은 절차 중에 다른 방법으로는 얻을 수 없었던 정보와 안내를 제공 할 수 있으며 절차의 안전성을 높일 수 있다(Lee 등, 2014). 콘빔CT 때문에 생검 절차에 사용되는 방사선의 양 비율은 상당히 클 수 있다. Corredoira 등(2015)은 소아 중재방사선 심장절차에서 측정된 총 P_{KA} 를 분석하여 콘빔CT가 치료절차에 사용된 방사선의 33%, 진단절차에 사용된 방사선의 16%를 기여하는 것을 관찰했다.

5.4. 평면 및 SPECT 핵의학 촬영의 DRL

(233) 이 간행물에서 평면 핵의학 촬영이란 디지털 촬영 검출기를 이용하여 방사성의약품을 투여 받은 환자의 2차원 영상을 얻는 것을 말한다. 디지털 검출기 시스템은 일반적으로 다양한 유형의 콜리메이터가 장착된 섬광검출기 감마카메라이다. 모든 유형의 진단 핵의학 절차에서 방사성의약품 투여는 주사, 경구투여 또는 흡입에 의한다.

(234) SPECT는 투여된 방사성의약품에서 생성된 감마선을 이용하는 핵의학 단층 기능촬영 기법이다. 이것은 전통적 핵의학 평면촬영과 유사 하지만, 하나 이상의 회전 감마카메라를 사용하여 3차원 정보를 제공할 수 있다. 이 정보는 일반적으로 환자의 단면 영상으로 제시되지만 자유롭게 재구성하여 제시될 수도 있다. 최근에는 반도체검출기[예: 카드뮴-아연-텔루라이드(CZT)]가 개발되어 상용화되었다.

보다 민감한 검출기를 사용하는 카메라를 사용하는 경우에는 투여 방사성의약품의 방사능을 줄이고 그에 따라 DRL을 낮추는 것을 고려해야 한다.

(235) 표준체격이고 여러 방사성의약품에 대해 표준 생체 역동학을 보이는 환자에 대한 선량 계산은 방사성의약품으로 인한 환자의 방사선량에 관한 ICRP 간행물에 제시되어 있다(ICRP, 1987a, 1987b, 1998, 2008). ICRP는 최근에 자주 사용되는 물질과 관련된 모든 최신정보를 요약한 대요를 발행했다(ICRP, 2015).

(236) 평면 핵의학 촬영의 경우, DRL은 표본조사를 통해 투여 방사능(MBq)(EC, 1999b), 또는 바람직하게는 체중 당 투여 방사능(MBq kg⁻¹)으로 설정된다. 후자의 접근 방식이 실용적이며 채택하기 쉽다(Roch와 Aubert, 2013). 방사성의약품이 단일 장기(예: 갑상선이나 감시절 촬영, 폐 환기 및 관류 연구)에 주로 집중되는 핵의학 표본조사의 경우 표준 방사능을 모든 성인 환자에게 투여할 수 있다. 다른 핵의학 검사의 경우, 이상적인 것은 투여 방사능이 환자 체중을 기반으로 하는 것이다(MBq kg⁻¹). ICRP는 아동, 청소년 및 저체중 환자에게는 체중기반 방사능 투여를 사용해야하고, 다른 그룹에 대해서도 이를 고려하도록 권고한다. 매우 뚱뚱한 환자에 대해서는 고정된 최대 방사능의 설정도 고려할 수 있다. 아동을 위한 적절한 방사능 투여량은 제6장에서 논의한다.

(237) SPECT 촬영 절차에서, DRL값은 평면 핵의학 절차와 동일한 방식으로 설정해야 한다. 다시 말해서, 적절하다고 간주되면 이상적인 접근법은 각 방사성의약품에 대해 체중기반 방사능 투여량(MBq kg⁻¹)을 설정하는 것이다. SPECT의 DRL값에 대한 데이터는 2015년 현재 매우 제한적으로 존재한다(Avramova-Cholakovaetal, 2015). SPECT 연구의 DRL값은 평면 촬영에 사용된 것에 비해 동일한 방사성의약품서 대개 약간 높다.

(238) 여러 국가에서 발행된 지침서는 과체중 환자를 위한 방사능에 대한 지침을 포함하여 특정 방사성의약품을 사용하는 수립된 진단절차에 대해 최대 방사능 투여량을 권고하고 있다(CRCPD, 2003; ARSAC, 2006; NCRP, 2012; ACR-AAPM, 2015; J-RIME, 2015; Watanabe 등, 2016).

(239) 평균적 성인 환자에 대해 당국이나 국가 핵의학회가 권고하는 방사능 투여량(ARSAC, 2006; Alessio 등, 2015; EANM, 2015; SNMMI, 2015)은 관행의 실제상황을 완전히 대표하지 않을 수도 있다. 그러나 영국의 한 표본조사(FVCMS, 2008)에서 대부분 핵의학센터는 권고 수준에 매우 근접하게 방사능을 투여해온 것

으로 나타났다. 대다수 병원과 진료소는 권고된 투여 방사능 수준 또는 그 이하의 수준을 사용하기 때문에, 환자선량에 있어 방사선 진단보다 부서 사이 변화가 더 적다. 개인 개업의사는 장비나 소프트웨어가 허용하고 생성된 영상품질이 진단에 적합한 범위에서 투여 방사능을 낮추어 사용하도록 권장된다.

(240) 개인 환자에 투여되는 방사능은 변경을 정당화할 임상적 이유가 있는 경우 상향 조정될 수 있다. 예를 들어 극심한 통증을 겪고 있고 정상적인 연구 시간을 견딜 수 없어 검사가 더 짧은 시간에 수행될 수 있도록 조치가 필요한 환자 또는 뚱뚱한 환자가 포함된다. 만일 DRL이 일상적으로 조정된다면(예: 심근관류 촬영 (Notghi 등, 2003)) 서면 프로토콜을 준수해야 하며, 환자의 상대적 방사선위험(즉, 투여 방사능의 상대적 증가)의 잠재적 변화는 항상 상응하는 이득의 변화(예: 환자 불편, 조사 정확성 등)와 비교해야 한다.

(241) 핵의학에서 투여 방사능을 증가시키는 것은 영상 품질을 향상시킬 뿐만 아니라 데이터 획득시간도 단축시킨다. 영상 품질을 유지하면서 투여 방사능을 감소시키는 것은 획득시간을 늘여 달성 가능하다. 그러나 환자가 가만히 있을 수 없고 움직임 인공물로 인해 영상이 흐려지게 되므로 긴 획득시간은 실용적이지 않다. 반면에 단순히 환자 처리율을 높이기 위해 환자에게 더 많은 방사능을 투여하는 것은 방사선방호 관점에서 바람직하지 않다.

5.5. 핵의학 DRL 표본조사에서 고려사항

(242) 핵의학 촬영에 대한 DRL값은 이 간행물에 명시된 원칙을 고려하여 설정해야 하며 표본조사는 제2장에 주어진 지침에 따라 수행해야 한다. QA 및 인증제도로 부터 유용한 데이터를 얻을 수도 있다(Beckeretal 등, 2016). DRL값은 반복계산재 구성 및 CZT 반도체검출기(Gunalp, 2015, Piccinelli와 Garcia, 2015)와 같은 기술 발전에 따라 낮아질 것으로 예상된다.

(243) 핵의학 촬영의 DRL값을 설정하기 전에 반드시 결정해야 하는 특정 현안이 있다. 대부분 평면 핵의학 절차의 경우, CZT 카메라와 같은 특정 장치를 제외하고는 필요한 방사능에 약간의 변화만 있을 뿐이다. 그러나 일부 진단핵의학 연구에서는 투여 방사능은 의도한 절차에 따라 크게 달라진다. 한 예는 스트레스 및 휴식 촬영을 위한 1일 및 2일 프로토콜이 있고 이 절차 사이 변화를 관찰한 심장 연구

이다. 사용한 정확한 프로토콜을 모른 채 투여 방사능을 비교하는 것은 어렵다. 일부 국가에서는 국가 DRL값이 2회 주사하는 전체 프로토콜에 기초하고 있는 반면, 다른 국가에서는 DRL값이 스트레스 및 휴식 촬영에 대해 별도로 제공된다.

(244) 환자 선정은 DRL값을 설정하고 사용하기 위한 중요한 측면이다. 핵의학에서도 다른 촬영기술과 마찬가지로 환자 체격이 적절한 영상을 얻기 위해 필요한 방사능을 결정하는 데 중요한 역할을 한다. 일반적으로 표본조사가 환자 체중 범위를 설정한다. 성인 핵의학의 DRL값은 통상적으로 평균체격 환자(예: 70 ± 10 kg)에 대해 사용되는 방사능을 기준으로 하며, 그 다음에 체중 당 투여되는 방사능에 대한 DRL값(MBq kg^{-1})을 계산할 수 있다. 소아과 핵의학에 대한 DRL값은 제6장에서 논의한다.

(245) X선을 사용한 촬영에 대한 방사선량 구조화보고서 개념과 유사하게 방사성 의약품 방사선량 구조화보고서 템플릿을 수립하기 위한 작업이 진행 중이다 (ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup159_ft.pdf; https://www.ihe.net/uploadedFiles/Documents/Radiology/IHE_RAD_Suppl_R_EMNM.pdf). 이 작업은 모든 핵의학절차에 대해 투여 방사능, 환자 체중 등을 효율적으로 등록할 것인데, 데이터 자동수집체계를 사용하면 이러한 절차를 포함하는 것이 단순화될 것이다.

5.6. 하이브리드 촬영(PET-CT, SPECT-CT 및 PET-MRI)

(246) PET와 SPECT를 CT에 결합(PET-CT 및 SPECT-CT)하고 PET와 자기공명 촬영(MRI)을 결합하기도 했다. 이러한 결합이 신체의 기능적 영상과 해부학적 영상을 모두 제공하여 진단 정확도를 높이기 때문이다.

(247) 정확하게 동반 등록되는 해부학적 및 기능적 영상의 획득은 결합기기(하이브리드 촬영)의 주요 강점이다. CT 영상을 사용할 때의 또 다른 중요한 이점은 PET 및 SPECT 방출 데이터의 감쇠보정 능력이다. PET-CT는 가장 빠르게 성장하는 의료 촬영기기 중 하나가 되었다.

(248) 이 간행물의 목적에서 'PET-CT' 및 'SPECT-CT'라는 용어는 핵의학 카메라를 CT 스캐너에 결합한 촬영 장치가 CT 영상과 함께 PET 또는 SPECT 영상의

획득을 허용하는 하이브리드 촬영 절차에 적용된다. 같은 세션 중에 CT와 핵의학 영상을 모두 얻는다. PET-CT 또는 SPECT-CT 검사의 환자선량은 방사성의약품과 CT 연구로 인해 발생하는 방사선 피폭의 조합이다. PET-MRI의 MRI 구성 요소는 환자선량을 증가시키지 않으므로 방사선방호 관점에서 PET-MRI는 PET 스캔으로 간주할 수 있다.

(249) 핵의학 절차 및 CT 절차에 대한 DRL이 매우 다른 방식으로부터의 방사선에 적용되고 서로 다른 DRL양을 사용하므로 각 방식에 대해 DRL값을 독립적으로 설정하고 제시하는 것이 적절하다. DRL 개발 시, PET-CT와 SPECT-CT의 검출기 유형과 구성을 모두 표본조사 데이터의 일부로 기록하여 검출기 유형 사이 차이를 정확히 확인하는 것이 중요하다. 하이브리드 촬영에서 PET, SPECT 및 CT에 대한 고려사항은 아래에서 논의한다.

(250) 흔히 핵의학 스캔의 수행을 위해서는 진단 품질의 CT가 필요하지 않을 수 있으며, 감쇠보정 및 정위를 위해서는 저선량 CT 검사로 적합하다. 그러나 어떤 경우에는 PET-CT 또는 SPECT-CT 검사의 CT 영상을 나중에 진단 CT로 대체하여 환자 피폭을 줄이고 핵의학 스캔의 해석에 도움이 되는 추가정보를 제공할 수 있다. DRL을 설정할 때 이 점을 고려해야 한다.

5.6.1. 양전자방출단층촬영(PET)

(251) PET는 양전자방출 붕괴 결과로 서로 거의 180°로 방출되는 511 keV 감마광자 쌍을 생성하는 양전자방출 방사성의약품을 사용하는 핵의학 단층촬영 기법이다. 이러한 소멸광자 쌍은 환자 주변에 고정된 검출기 링에서 검출된다. 그리하여 체내 방사능 농도의 3차원 영상이 구축된다.

(252) 연구의 목적에 따라 다양한 방사성의약품을 PET 촬영에 사용할 수 있다. ^{18}F -fluorodeoxyglucose(^{18}FDG)는 조직 및 기관의 상대적 포도당 대사 활동을 밝혀줌으로써 암, 염증, 생존 심근 및 뇌 질환을 진단하고 정도를 결정하는데 사용된다. ^{13}N -암모니아 또는 ^{82}Rb -염화물은 심근관류를 평가하는 데 사용된다. ^{68}Ga -DOTATATE⁵⁹⁾와 DOTA-TOC⁶⁰⁾는 다양한 신경내분비 종양에서 성장호르몬

59) <역주> DOTA-(Tyr3)-octreotate으로 불리는 착화물[분자식은 $\text{C}_{65}\text{H}_{90}\text{N}_{14}\text{O}_{19}\text{S}_2$]에 ^{68}Ga 을 표지한 화합물로서 PET-CT로 암진단에 주로 사용된다. ^{68}Ga 대신 ^{177}Lu 을 결합한 것은 신경내분비 종양 치료에 사용되고 있다.

억제인자 somatostatin 수감부의 상태를 반영한다. 방사성핵종의 물리적 반감기와 방사성의약품의 생물학적 반감기가 다르기 때문에 각 방사성의약품에 대해 DRL값을 설정해야 한다. 현재 대부분의 PET 검사에서는 ^{18}F FDG가 사용되기 때문에 이 장에서는 ^{18}F FDG PET와 PET-CT만 설명한다.

(253) 이상적인 것은 투여 방사능을 환자의 체중에 맞게 조절하는 것이므로 이를 고려해야 한다. 야윈 사람에서는 감마 광자의 감쇠 및 산란 효과가 뚱뚱한 사람에서 보다 작기 때문에, 야윈 사람에서는 보다 적은 방사능이라도 좋은 영상 품질을 생성하기에 충분하다. 미국 지침은 성인 환자에 대해 370~740 MBq의 범위만 권고한다(ACR-SPR, 2014). 유럽 지침은 체중, 영상 획득 방법(2차원 또는 3차원), 스캔 속도(분/테이블 위치) 및 후속 PET 획득 중에 테이블 중첩($\leq 30\%$ 또는 $>30\%$)에 따른 계산체계를 제공한다(Boellaard 등, 2015).

(254) 투여되는 방사능을 늘이면 영상 품질이 향상될 뿐만 아니라 획득 시간도 단축되므로 특히 뚱뚱한 환자의 검사 시간을 줄이기 위해 권고된 양보다 더 많은 방사능을 투여하는 것이 적절하다고 생각할 수도 있다. 과체중(90 kg 이상)인 경우, 영상 품질을 향상하기 위해 관리 투여 방사능을 늘이기 보다는 스캔 시간(테이블 위치 당 시간)을 늘이도록 권고한다. LYSO 섬광검출기를 갖춘 PET 시스템에 대해 투여하는 ^{18}F FDG의 방사능을 530 MBq 미만으로 유지해야 하며(Boellaard 등, 2015) 그래도 영상 품질에 영향을 미치지 않는다.

(255) 획득 민감도는 개별 PET 시스템에 따라 다르다. 구형 PET 시스템은 축방향 콜리메이터를 사용하는 2차원 획득 모드를 가졌다. 전산 능력과 전자장치가 향상되면서 3차원 획득 모드가 개발되었다. 모든 콜리메이터 중격(septa)이 제거되어 감도가 4~8 배 더 높아졌다. 3차원 획득 모드에서는 영상 품질에 영향을 주지 않으면서 투여 방사능을 줄일 수 있다. 유럽핵의학협회는 '표준' 성인 환자(75 ± 5 kg)에 대해 2차원 획득 모드에서 380 MBq, 3차원 획득 모드에서는 190 MBq의 방사능을 투여하도록 권고한다(Boellaard 등, 2015).

(256) 최신 PET-CT 스캐너는 몸집이 큰 환자의 신호 불량을 극복하는 데 도움을 주는 비행시간(time-of-flight(TOF)) 기술을 제공한다. TOF 장치는 두 개의 소멸 광자의 실제 검출 시간 차이를 정확하게 측정한다. 이를 통해 영상대비가 향상되고 감도를 높일 수 있다. TOF 기술을 사용하면 영상 품질을 저하시키지 않으면서 평균

60) <역주> Edotreotide로 불리며[분자식은 $\text{C}_{65}\text{H}_{92}\text{N}_{14}\text{O}_{18}\text{S}_2$ 로서 DOTATATE와 유사물질이며 응용도 비슷하다.

투여되는 방사능을 20%(3.5~4.3 MBq kg⁻¹) 감소시킬 수 있다(Etard 등, 2012).

(257) 전신 PET-CT 검사를 받는 환자에 대한 국가적 표본조사가 2011년에 모든 프랑스 핵의학과에서 실시되었다(Etard 등, 2012). 주사한 ¹⁸F-FDG 방사능의 평균치는 4.3 MBq kg⁻¹이었는데, 이는 그 당시의 유럽 권고치와 일치한다(Boellaard 등, 2015).

5.6.2. PET-CT 및 SPECT-CT에서 전산화단층촬영

(258) PET-CT 및 SPECT-CT의 CT 촬영에서 환자선량은 CT 검사의 목적에 따라 달라진다. PET-CT 또는 SPECT-CT 검사의 틀에서 검사의 CT 부분은 정위 localiser 투과촬영과 나선형 CT 스캔으로 구성된다. CT가 전체 진단 CT 검사에 사용된다면 제5.3절에 설명한 DRL값이 적절하지만, CT가 감쇠보정 및 해부학적 위치 측정만을 위해서 수행되는 경우에는 환자선량이 낮아도 된다(따라서 보다 낮은 DRL값). CT가 단지 감쇠보정 및 공정위co-localisation만을 위해 수행되는 경우, 환자의 방사선 피폭을 최소화하기 위해 획득 변수(관전류, 전압, 슬라이스 두께, 회전 시간 및 피치)를 선정해야 한다(Jallow 등, 2016).

(259) 진단용 대비증강 CT에서는 표준 프로토콜을 사용해야 한다. 신체의 제한된 부위에 대해서만 진단 CT를 수행하는 것이 바람직하다. 신체의 나머지 부위에 대해 감쇠보정 및 해부학적 정위를 위해서는 저선량 CT만으로 충분하다. CT가 감쇠보정 및 정위만을 위해 수행된다면 몸통의 진단 CT에 대한 현재 DRL값이 PET-CT의 CT 구성 요소에 비해 너무 높다. PET-CT 시스템 사이 넓은 변동에도 불구하고(CTDI_{vol} 4 배 변동), 전신 PET-CT에 대해 8 mGy(CTDI_{vol}) 및 750 mGy cm(DLP)의 CT DRL값이 제안되었다(Etard 등, 2012).

제6장 소아과

- 소아과 환자의 체격이 광범해서 아동에 대한 DRL값 설정은 성인보다 어렵다. 아동의 체중은 미숙아로부터 뚱뚱한 청소년에 이르기까지 100배 이상으로 다양할 수 있다. 소아과 촬영에 대한 DRL값을 정의하는 데 한명의 '표준'환자를 사용하면 안 된다.
- 아동 검사에 사용되는 방사선의 양은 아동의 체격과 체중의 큰 변동 때문에 매우 다를 수 있다. 환자 체중으로 인한 환자선량 편차는 적절한 것이지만, 부적절한 기법이나 촬영 프로토콜을 환자 체격과 임상업무에 맞게 조절하지 않은 것으로 인한 환자선량 편차는 부적절하다.
- 성인에 비해 대부분 아동의 체격이 작다는 것은 아동의 X선검사에서 보다 많은 장기가 1차빔 안이나 가까이 있을 가능성이 높음을 의미하므로 정확한 콜리메이션이 더 중요하고 더 어려워진다. 투과촬영, 형광투시 및 중재적 형광투시에서 적합한 콜리메이션의 타당성은 성인보다 아동에서 더 높다.
- 과거에는 소아과 DRL값을 설정하기 위해 환자 연령 범주를 사용하여 아동 그룹들을 정의했다. 나이만으로는 좋은 지표가 아니라는 것이 분명해졌다. 체중 범주가 선호되며, 가능하면 항상 이를 사용해야 한다.
- 소아과 DRL값 설정에는 체중 밴드를 권고하는데, 이 접근은 장려되어야 한다. 유럽 지침은 <5 kg, 5~<15 kg, 15~<30 kg, 30~<50 kg 및 50~<80 kg을 권고한다. 나이가 유일한 척도인 경우에는 0, 1, 5, 10 및 15세 주위로 그룹화된 연령 밴드를 사용할 수 있다.
- 머리가 관련된 검사의 경우, DRL값을 설정하기 위해서는 연령 그룹(체중 대신에)을 권고한다.
- 체중 밴드의 필요성과 소아과 촬영 환자에 대한 선량계측 데이터의 일반적 부족으로 인해 발생하는 충분한 데이터를 수집하지 못하는 문제를 극복하기 위해, DRL양을 체중 밴드 대신에 환자체중의 함수로 표시할 수 있다는 제안이 있다. 이 방안에 심층 연구가 필요하다.
- CT에서 DRL양은 몸통 검사의 경우 직경 32 cm 모의체, 머리 검사의 경우 직경 16 cm 모의체로 수행한 교정에 기초한 $CTDI_{vol}$ 및 DLP이다. 이들 DRL양의 값은 환자 검사를 통해 얻어야 한다.
- 최신 CT스캐너는 환자 유효직경 또는 등가두께를 결정할 수 있게 한다. 이것은

소아과 DRL값 설정을 위한 추가 개선으로 간주해야한다. SSDE는 권고된 DRL 양과 함께 최적화를 위한 추가 정보원으로 사용될 수 있다.

- 핵의학 촬영에서는 DRL양과 DRL값은 투여 방사능(MBq) 또는 체중 당 투여 방사능(MBq kg⁻¹)으로 설정되는데, 이 접근법이 실용적이고 간단하기 때문이다. 투여 방사능은 체격이나 체중과 연계된 합의된 인자에 따라 조정되어야 한다.
- 지역 또는 국가 DRL값이 가용하지 않으면, 현지 관행을 적절하고 가용한 발표 데이터와 비교할 수 있다. 이는 국가나 지역 DRL값이 부족한 소아과에서 특히 그러하다.

6.1. 소아과 DRL 관련 고려사항

(260) 아동은 유해한 방사선영향 위험이 성인보다 더 크고, 이러한 영향이 나타날 수 있는 더 긴 기대수명을 가지고 있기 때문에, 소아과 촬영의 최적화는 특히 중요하다. 성인에 비해 대부분 아동의 체격이 작다는 것은 아동의 많은 장기가 1차 빔 안이나 가까이 있을 가능성이 높음을 의미하므로 정확한 콜리메이션이 더 중요하고 어려워진다(ICRP, 2013b). AEC 시스템의 3 센서⁶¹⁾의 기하학과 간격은 성인 크기 몸에 맞게 설계되었기 때문에 소아과 환자에 대한 AEC 노출의 적용이 제한을 받는다. 작은 신체는 개별 AEC 센서의 전체 영역을 적절하게 덮을 수 없기 때문에, 환자의 몸통이나 대부분 소아과 환자 수족의 작은 크기는 AEC 노출 대신에 수동 조작을 필요로 한다.

(261) 신생아에서 성인체격 청소년에 이르기까지 환자의 체격과 체중이 크게 달라지기 때문에 아동 검사에 사용되는 방사선 양은 굉장히 크게 달라질 수 있다. 환자 방사선량의 이러한 편차는 불가피하지만, 같은 체격의 두 소아과 환자가 같은 임상 지시로 같은 해부학 영역이 노출될 경우라면 그러한 방사선량 편차는 적절하지 않다. 이것은 소아과 질병과 소아과 환자 체격 모두를 고려하여 촬영 프로토콜을 조정하는 데 실패하였거나 불량 기법 때문일 것이다. 따라서 체중이나 체격에 따라 조정된 소아과 DRL값은 최적화에 도움을 주는 특히 중요한 인자이다. 소아과 질병과 환자 체격을 고려하는 데 성인 촬영 프로토콜의 단순한 개작은 적합하

61) <역주> 세 센서로 구성되는 AEC 센서는 2차원 투영 시스템에 사용되는데 버키 내에 얇은 평판 전리함의 특정 구역을 나눠 센서로 사용한다. 5 구역을 가진 모델도 있다. 이에 비해 슬라이스로 촬영하는 CT에서는 스캔에 앞서 정지촬영한 스카우트뷰 데이터를 이용하여 스캔 회전과 z-축 이동에 대해 AEC를 작동한다.

지 않다.

(262) 아동을 위한 DRL값 개발을 논의할 때에는 여러 가지 인자를 고려할 필요가 있다. 일부 인자는 성인과 아동이 동일하다. 여기에는 DRL양 선정, DRL양 분포의 백분위수, 환자 검사 또는 모의체를 사용한 측정 중 어느 것으로부터 데이터를 수집할지 여부가 포함된다. 특히 환자 체중과 체격과 같은 다른 인자의 경우, 해당 제작사의 고유 설계특성(예를 들면 형광투시 장치의 특성)을 인지하여 그 설계 약점을 최소화하면서 장점을 활용할 수 있도록 아동을 위해 장치를 구성하도록 고려해야 한다.

(263) 성인에 대한 DRL값은 표준체격의 환자에 대해 정의된다. 아동의 경우, 소아과 환자의 체격 범위가 넓기 때문에 하나의 표준 환자가 있을 수 없다. 성인은 체중이 약 4배(40~160 kg) 정도 차이하지만, 아동 체중은 조산아(<1 kg)에서 비만 청소년(>100 kg)까지 다양할 수 있다. 전형적인 유아의 체중은 생후 6개월 이내 두배가 되고 첫해에 3배가 된다. AAPM은 다양한 소아과용 표준 모의체를 사용하여 소아과 촬영을 위한 최적화를 지원한다(AAPM, 2011). 이상적으로는 신생아(<5 kg)와 표준체격 성인보다 작은 청소년(60 kg) 사이에 5개 이상의 체격 구간을 설정해야 한다.

(264) 이전에 ICRP는 소아과 DRL 정의를 위한 대표적인 아동 체격에 대한 지침을 제공하지 않았다. 과거에는 소아과 DRL을 설정하기 위한 목적으로 아동 그룹을 정의하는 데 환자 나이가 사용되었다. 전형적으로, 가용한 표준 모의체를 반영하여 0(신생아), 1, 5, 10 및 15 세의 나이가 사용되었다(ICRP, 2007b, 2013b). 합리적으로 정확한 결과를 얻으려면 환자 체중을 알 수 없는 경우 특정 연령그룹에 최소 30명 환자에 대한 데이터를 수집해야 한다(소절2.3.3 참조). 과거에는 4개 연령 그룹(<1, >1~5, >5~10, >10~15세)이 자주 사용되었다(Vassileva와 Rehani, 2015). 그러나 이들 그룹 내에서도 큰 변화가 있다. Kleinman 등(2010)은 맞춘 평균 환자 체격은 연령 종속이더라도 개별 환자 체격이 환자 나이와 잘 상관되지 않음을 보여 주었다. 이 연구는 소아과 환자의 체형에 기초한 분류를 사용하는 것이 바람직하며, 방사선 위험을 수반하는 진단촬영 절차를 수행하기 전에 개별 환자의 체격을 측정할 것을 제안했다. 환자 체격의 편차와 독립적으로, DRL값 설정에는 넓은 범위의 관행 유형이 포함되어야 한다. 신뢰도 수준의 차이, 소아과 질환에 대한 친숙도 및 신체 체격의 차이로 인해 학술적인 병원에서 일상적인 환자선량은 기타 일반적 관행에서 전형적 환자선량과 다를 수 있다.

표6.1 소아과 촬영에 대한 DRL에 대한 유럽 지침(EC, 2016)이 권고한 소아과 진단참조준위(DRL)를 위한 체중 그룹과 근사적 대등 연령 및 이전에 국가 DRL에 사용된 보편적 연령 그룹

구분	체중 그룹(kg)	체중 대 연령 차트에 기초한 연령 그룹	이전에 국가 DRL을 위해 사용된 보편적 연령 그룹(세)
신생아	<5	<1 월	0
유아 및 어린 아동기	5~15	1월~4 세	1
중간 아동기	15~30	4~10 세	5
이른 청소년기	30~50	10~14 세	10
늦은 청소년기	50~80	14~18 세	15

(265) 체중은 연령보다 DRL양과 연계하는 데 더 신뢰할 수 있는 인자이다 (Watson과 Coakley, 2010; Ja rvinen 등, 2015). 체중 밴드의 사용은 장려되어야 한다. 환자 체격과 환자 체중에 대한 다양한 분류 체계가 발표된 문헌에 기술되어 있다. 유럽집행위원회(EC, 2016)는 표6.1과 같이 해당하는 연령대 표시와 함께 체중 밴드를 제안했다. 그러나 이 등가성은 세계의 지역에 따라 상당히 다를 수 있다.

(266) 연령이 유일하게 가용한 측정인 경우에는 연령 밴드를 사용할 수 있다. 15 세까지 연령 그룹에 가장 일반적으로 사용되는 연령 밴드는 0, 1, 5, 10 및 15 세를 중간으로 한다. 체중을 사용할 수 있는 경우, DRL값을 체중 밴드로 줄 수 있도록 체중 변수를 수집해야 한다.

(267) 향후 DRL 표본조사에서 환자 연령에 기초한 DRL값은 주로 이전 데이터와 비교가 용이하도록 하는 데 중요한 인자가 될 것이다. 체중 기반 데이터를 이전 데이터와 비교하기 위해, 기존의 연령 기반 데이터를 상응하는 환자 체격으로 변환 하한 경험적 대등성 연구(AAPM, 2011; Seidenbusch와 Schneider, 2014)가 있었음은 알 필요가 있다.

(268) 국가나 지역 DRL값과 비교하기 위해서는 체중 범위는 DRL값 기반이 되는 표본의 범위와 동일해야 한다. 다른 표본조사 결과와 비교는 소아과 환자를 분류하는 방법을 고려하여 항상 주의해서 수행해야한다.

(269) 최근의 연구는 소아과 환자의 방사선 감쇠와 더 밀접한 관련이 있는 지표를

개발하기 위한 노력으로 이어졌다. 대부분 최신 투과촬영, 형광투시 및 CT 시스템은 어떤 형태의 AEC 또는 관전류변조 기능을 갖추고 있다. 노출은 X선빔 경로에서 유효 감쇠에 의해 결정된다. CT 스캐너에서는 감쇠와 관전류가 스캔 회전에 걸쳐 변한다. DRL을 위한 유용한 값을 얻으려면 미래에는 표본조사 데이터를 감쇠기반 밴드(즉, 주어진 한 환자 체격 그룹 내에서 최소와 최대 환자 사이에 X선 총 감쇠의 작은 변화를 내는 환자 두께의 작은 변화)로 그룹화할 것을 고려해야 한다.

(270) CT의 경우, 소아 신체의 불필요한 부위에 대한 1차빔 노출을 배제하기 위해 스캔 길이를 정확하게 처방하는 것이 환자선량을 최적화하는 데 극히 중요하다.

(271) 투과촬영 및 형광투시 검사에서 DRL값을 결정하고 현지 관행을 평가할 목적으로 소아과 환자를 체격 그룹으로 분류할 때는 캘리퍼스 세트를 사용하여 직접 노출될 환자의 해부학적 두께를 측정하여 정확하게 수행할 수 있다. 이것은 특히 디지털 검출기로 수행되는 투과촬영에 적용될 수 있는데, 여기서는 다양한 변수가 소아과 환자 체격의 넓은 변동의 함수로 바른 입사공기커마를 영상 수신기에 전달하는 것을 어렵게 만든다. 캘리퍼스로 환자 두께를 측정하는 것과 같이 간단한 측정으로 제거될 수 있는 변수는 주어진 체격의 환자에 사용된 선량을 표준화하는데 도움이 되며, 환자 체격의 함수로 DRL값을 보다 정확히 개발할 수 있게 한다.

(272) 머리 크기는 몸통 크기보다 나이에 따라 덜 변하기 때문에 소아과 환자를 그룹화하는 데 체중을 사용하는 것은 적절하지 않다. 머리가 포함되는 검사에 대한 DRL값을 설정하기 위한 유럽집행위원회 권고는 연령 밴드(<3 개월, 3 개월~<1 세, 1~<6 세 및 6 세≤)를 사용한다(EC, 2017).

(273) 촬영 기술의 급속한 발전과 비교할 때 기존의 소아과 DRL값의 업데이트는 것은 매우 느리게 진행되어 왔다. 대부분 국가에서 현재 소아과 DRL값은 처음 구현된 것으로 불과 수년 전에 설정되었다. 소수 국가만이 DRL양에 대한 후속 표본조사에 기반을 둔 소아과 절차에서 선량 경향에 관한 데이터를 가지고 있다.

(274) 많은 병원에서 소아과 촬영은 성인 검사보다 드물게 수행되고 있기 때문에 데이터 수집이 특히 문제이다. 전형적 병원에서는 소아과의 연령, 체중 또는 체격 그룹에 대한 검사가 몇몇밖에 없을 것이다. 이처럼 제한된 숫자를 고려하여, DRL 값을 설정하기 위한 표본조사는 소아과 촬영을 제공하는 주요 병원에 초점을 맞춰야 할 수도 있다. 표본조사에 대한 대안은 의료 시설로부터 선량 데이터를 자동으로 제출받는 데이터 자동수집 시스템을 구축하는 것이다.

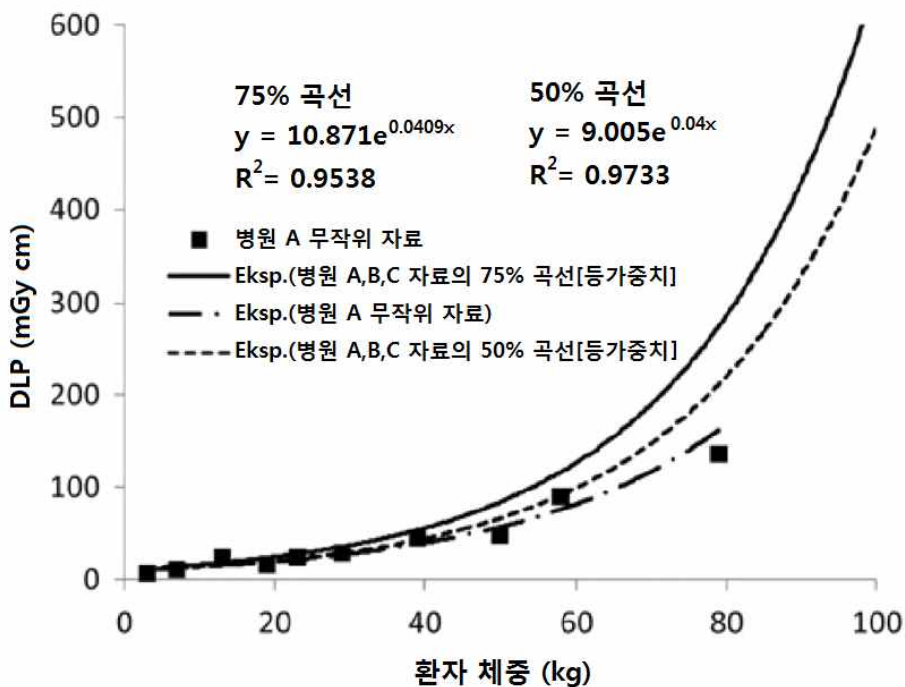


그림6.1. 흉부 전산화단층촬영(CT)에 대한 DRL양-체중곡선의 예. DRL양으로 선량길이곱(DLP)을 사용했다. DLP값은 직경 32 cm CT 선량계측 모의체에 해당한다. 제일 아래 곡선(병원 A 데이터 맞춤곡선)은 이 방법론을 사용하여 한 병원의 제한된 데이터 세트를 비교하는 예를 보여준다(Järvinen 등, 2015).

(275) 여러 환자 그룹의 필요로 인해 발생하는 불충분한 데이터 문제와 소아과 촬영에서 DRL양을 위한 일반적 데이터 부족을 극복하기 위해 DRL양을 체중 밴드 대신에 환자 체중의 함수로 나타낼 수 있다. CT에도 환자 등가두께를 사용할 수 있다. DRL양-체중곡선을 정의하는 데 사용된 데이터의 예는 그림6.1과 같다(Järvinen 등, 2015). 이 곡선과 현지 환자 데이터를 비교하기 위해, 사용자는 나이, 체격 또는 체중에 관계없이 제한된 수의 환자(예: 10 명의 연속적인 환자)에 대한 데이터를 얻고 이들 데이터 포인트를 DRL양-체중곡선에 중첩시킨다. 포인트 대부분이 DRL양-체중곡선 아래에 있거나, 또는 데이터 맞춤곡선이 DRL곡선 아래에 있으면 DRL값을 초과하지 않았다고 본다. 환자 두께를 변수로 사용하여 소아과 심장 투과촬영에 대한 DRL값을 제시하는 데에도 같은 원칙이 적용되었다(Kinjunenetal 등, 2007). 이 대안은 스칸디나비아 국가에서 어느 정도 성공적으로 사용되어 왔지만, 아직 경험은 제한되어 있다.

6.2. 전산화단층촬영을 위한 소아과 DRL값

(276) 환자 검사를 위한 $CTDI_{vol}$ 및 DLP는 직경 16 cm(머리) 또는 32 cm(몸통)인 특정 표준 기준모의체를 기준으로 구한다. 주어진 환자의 CT 스캔의 경우, 스캐너가 선정한 기준모의체에 대한 $CTDI_{vol}$ 및 DLP가 CT 제어반에 전시된다. 일반적으로 머리 나비타이 필터head bow-tie 또는 머리 스캔 프로토콜을 사용한 검사의 경우 직경 16 cm 모의체가 사용된다. 흉부 검사에서는 몸통 나비타이 필터나 몸통 스캔 프로토콜을 사용할 때 직경 32 cm 모의체를 사용한다. 최근까지 소아 몸통 CT 프로토콜의 $CTDI_{vol}$ 및 DLP를 계산할 때 일부 제작사는 기준으로 직경 16 cm 모의체를, 일부 제작사는 직경 32 cm 모의체를 사용했다. 2012년 IEC는 CT 표준을 개정하여 몸통 검사에서는 소아와 성인 모두 32 cm 모의체를 사용하도록 개정했다(IEC, 2012).

(277) 특정 CT 스캐너의 환자 검사에 대한 $CTDI_{vol}$ 나 DLP 값을 다른 보고된 값과 비교하려면 그 스캐너 모델 및 소프트웨어 버전에 사용되는 모의체의 직경을 알아야 한다. 대부분의 경우, 사용되는 모의체 직경은 $CTDI_{vol}$ 및 DLP와 함께 사용자 제어반에 전시되거나 DICOM 보고서에 제시된다. 그러나 구형 스캐너 모델과 소프트웨어 버전은 이 정보를 쉽게 접근할 수 있는 위치에 제공하지 않을 수 있다. 이 경우 스캐너 제작사의 자문을 받아야 한다.

(278) 환자 체격은 절차에 적용되는 방사선 양에 큰 영향을 미치지만, 모의체 크기는 아동이나 성인의 체격 가변성을 다루지 못한다. AAPM 보고서 204(AAPM, 2011)는 $CTDI_{vol}$ 와 환자 체격을 기반으로 환자선량을 추정하기 위해 SSDE라는 변수를 도입했다. SSDE는 표준 계수 세트를 기반으로 환자 등가두께에 대해 조정된 $CTDI_{vol}$ 이다.⁶²⁾ 이 연구는 AAPM 보고서 220에서 확장되었는데 여기서는 물등가직경water equivalent diameter을 선호하는 환자 체격 측정량으로 제안한다(AAPM, 2014; Gabusi 등, 2016).

62) <역주> AAPM 보고서 204(2011)은 체격별 추정선량size specific dose estimate(SSDE)을 다음과 같이 정의한다.

$$SSDE = f_{size}^{dX} \times CTDI_{vol}^d$$

여기서 f_{size} 는 “f-s 인자”라 부르는 보정계수이고 상첨자 d는 CTDI 측정에 사용된 모의체 직경(32 cm 또는 16 cm), 상첨자 X는 환자 크기의 구체적 측정방법을 의미하는데 A는 AP방향, L은 측방, S(sum)는 AP와 측방의 합, D는 유효직경이다. f-s인자의 값은 AAPM 204(또는 AAPM 220)에 주어진다.

(279) 촬영된 신체 부위의 두께(측면 치수는 표준 캘리퍼스로 쉽게 측정 가능)가 소아과 환자 체격의 가장 정확한 등급을 제공하지만, 가용하면 환자의 현재 체중이 그 다음으로 좋은 대체이다. 장래에는 환자의 물리적 두께와 CT스캐너에 의해 결정되는 해부학적 구조의 감쇠 특성 모두에 기반을 둔 환자의 등가두께가 SSDE 자동 계산해 CT스캐너 화면에 전시하게 할 수 있을 것 같다.

(280) 작은 소아과 환자의 $CTDI_{vol}$ 및 DLP 데이터를 해석할 때는 약간의 주의가 필요하다. 직경 32 cm 모의체 대신에 직경 16 cm 모의체를 사용하여 기준 $CTDI_{vol}$ 을 결정했다면, 환자선량이 2~3 배 과대평가될 수 있다. SSDE 계산에서는 다양한 모의체 직경의 영향이 고려되므로, 모의체 직경이 알려져 있는 경우(그래야 되는 것처럼), 환자선량에 대한 영향이 고려될 수 있다.

(281) 미국에서는 ACR 등록체계의 매우 많은 수의 환자가 등록되어 있어 여러 소아과 CT검사에 대해 중앙값과 제75 백분위수 값 등을 연령 밴드를 사용(체중 데이터는 등록체계에 수집되지 않았음)하여 결정할 수 있었다(<http://www.acr.org//media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/NRDR/DIR/DIR%20Percentiles%20Report.pdf>). 미국 이외의 지역에서는 소아과 CT에 대한 DRL이 매우 제한된 유형의 검사에만 제공되며, 이들 값은 이전 ICRP 간행물에 주어졌다(ICRP, 2007b, 2013b; Vassileva와 Rehani, 2015; Vassileva 등, 2015). 어떤 경우에는 $CTDI_{vol}$ 값이 직경 16 또는 32 cm 모의체를 기반으로 했는지 여부가 분명하지 않다. 또한 이전 DRL값이 결정될 때 자동 관전류변조가 사용되지 않았을 수도 있다. CT 스캔 프로토콜에 관전류변조를 사용할 수 있으면, 이것을 사용하여 환자선량을 줄일 수 있다. 마찬가지로, 반복계산재구성이 가용하고 운영자가 주어진 강도⁶³⁾strength level에서 사용하는 경우에는 적절하게 개정된 CT 스캔 프로토콜에 의해 환자선량을 줄일 수 있다.

(282) CT의 경우, 많은 최신 스캐너는 유효직경 또는 환자 등가두께의 결정을 허용하고 있다. 환자 등가두께는 환자의 전후방 및 측방 치수(유효직경 = 전후방 치수와 측방 치수 곱의 제곱근)로부터 도출된다. 이 두 치수를 모두 아는 경우, 유효직경을 산정하기 위해 두 치수의 곱을 사용할 수 있다.

(283) DRL 결정을 목적으로 환자를 그룹화하기 위해 환자 등가두께를 사용하는

63) <역주> 강도strength는 반복계산재구성법에서 최종영상의 잡음 제거 수준을 나타내는 임의 척도로서 제작사마다 조정 수준은 다를 수 있다. 반복계산 횟수는 아니다. 대개 5 수준 정도로 구분되며 높은 수준일수록 보기 좋은 최종영상을 낸다.

것은 체중의 대안 또는 추가적 조정으로 볼 수 있다. 제작사는 이러한 변수를 결정하고 기록하는 기능을 제공하여, 이들이 DRL양 값과 함께 환자 영상 파일에 포함되어 DRL값 결정을 쉽게 정제할 수 있도록 조치할 것을 권장한다.

(284) ICRU 보고서 74(ICRU, 2005)는 환자 유효직경과 연령의 관계에 대한 데이터를 제공한다. 이들 데이터는 연령과 유효직경의 상관관계를 파악하는 데 사용할 수 있지만, 연령은 이전 데이터와의 비교를 용이하게 하기 위해서만 사용해야 한다. 환자 체격에 기초한 선량 추정치가 보다 정확하다고 간주되며, 체격 정보를 이용할 수 있을 때는 이를 사용해야 한다(AAPM, 2011).

6.3. 투과촬영, 핵의학 및 중재방사선 절차에 대한 소아과 DRL

(285) 투과촬영, 핵의학 및 중재방사선 절차에 대한 DRL값을 설정할 필요가 있다. 성인에게 권고되는 DRL양은 소아과 DRL값에 동일하게 적용된다. 또한, 제6.1절에서 논의한 것과 같이, 환자 체격과 체중이 소아과 DRL값에 매우 중요하다는 것을 제외하고는, 성인 DRL과 관련된 다른 고려사항은 소아과 DRL에도 역시 적용된다.

(286) 영국은 지난 30년 동안 소아과 촬영에 대한 DRL값을 주기적으로 검토하고 개정하는 데 가장 폭넓은 경험을 보인다. 영국에서도 소아과 DRL값은 매우 제한된 유형의 검사(예: 투과촬영의 경우 두개골, 흉부, 복부 및 골반 검사의 경우에만 해당)에 대해서만 설정되었다. 가용한 지역 또는 국가 DRL값이 없는 경우에는 현지 관행을 가용한 모든 발표된 데이터와 비교할 수 있다.

(287) 진단 형광투시의 경우, 영국을 제외한 유럽 국가에서는 배뇨 장애에 대한 방광 촬영에 국가 DRL값이 주어져 있다. 영국에서는 바륨식과 바륨 삼킴 검사에 대해서도 DRL값이 설정되어 있다. 형광투시 촬영에 대한 모든 DRL값은 P_{KA} 를 DRL 양으로 사용한다. 소아과 중재방사선 진단 또는 중재방사선 심장촬영에 대해 현재 통용되고 있는 국가 DRL값은 없다. 중재방사선 절차에 대한 소아과 현지 DRL값을 설정하려는 시도는 유럽뿐만 아니라 아시아와 라틴아메리카의 여러 국가에서도 이루어졌다(Tsapaki 등, 2008; IAEA, 2009; Vitta 등, 2009; Kloeckner 등, 2012; Ubeda 등, 2015).

(288) 핵의학 촬영에서는 검사를 표본조사하여 투여 방사능(MBq) 또는 체중 당 방사능(MBq kg⁻¹)을 사용하여 DRL값을 설정한다. 이 접근법이 실용적이고 단순하기 때문에 채택되었다. 아동에게 투여되는 방사능은 체격 또는 체중에 관련된 합의된 인자를 기반으로 조정되어야한다(Lassmann 등, 2007; Lassmann과 Treves, 2014). 투여 방사능의 표준화 및 투여 방사능/체중 차트의 사용은 모든 소아과 핵의학 절차에서 중요하다. 이들을 사용하지 않을 경우 투여 방사능에 상당한 편차가 발생하는 것으로 나타났기 때문이다.

(289) 체중기반 방사성의약품 합의 값은 유럽핵의학협회(www.eanm.org)와 핵의학/PET 촬영에 대한 이미지젠틸리Image Gently(www.imagegently.org)에 의해 개발되었다. 소아과 핵의학을 위한 체중기반 방사능은 여러 국가에서 가용하다(Fahey 등, 2015, 2016; Grant 등, 2015; Lassmann과 Treves, 2014). 이들이 최적화된 방사선방호와 함께 적절한 영상품질을 유지하는지 확인하기 위하여 여러 소아과 병원에서 시험되었다. 자주 사용되는 물질에 대한 최신정보를 요약한 대요집이 2015년에 발행 되었다(ICRP, 2015). 그러나 절차에서 투여 방사능의 양이 임상 진단을 허용하지 않을 정도로 낮지 않도록 주의를 기울여야한다.

제7장

임상 관행에 DRL 적용

- 환자 체격, 특정 진단 또는 절차 복잡성으로 인해 어떤 환자는 주어진 촬영검사 또는 절차에서 다른 환자보다 더 많은 양의 방사선을 요구하기 때문에 DRL을 개별 환자에게 적용되어서는 절대로 안 된다.
- DRL양에 대한 현지 표본조사는 진단 투과촬영과 진단 형광투시를 위해 통상적으로 수행되어야 한다. 각 X선장치에 대한 대표적 검사의 선정은 약 3년 간격으로, 그리고 기술이나 소프트웨어에 상당한 변화가 도입되었을 때 조사해야 한다. 이것은 QA 프로그램(유럽에서는 '임상감사'로 부름)의 일환인 정기적 검토 및 최적화 과정의 일부를 구성한다.
- QA 프로그램의 일부인 DRL양에 대한 현지 표본조사는 CT 및 중재방사선 절차에 대해서는 더 자주(매년) 수행해야 한다. SPECT-CT 및 PET-CT에 대한 QA 프로그램의 일부로도 연례 표본조사가 적절하다.
- DRL양에 관한 지속적인 데이터 수집이 등록체계나 전자 데이터베이스의 데이터 자동수집을 통해 가능한 경우, 선량관리 과정은 이러한 모든 데이터를 정기적으로 검토하는 형태를 취할 수 있다.
- 특정 X선실 또는 영상의학과 또는 기타 시설의 진단절차에 대한 DRL양의 중앙값을 DRL값과 비교하여 현지 중앙값이 예상보다 상당히 높거나 낮은지를 확인하고, 필요할 경우 방사선방호 또는 영상품질 관리를 검토하고 최적화할 수 있다.
- 합의된 체중 또는 체격 범위 내 환자의 대표적 표본에 대한 DRL양의 현지 중앙값이 DRL값보다 클 경우, DRL값을 '일관되게' 초과하는 것으로 간주한다.
- 등록체계나 데이터베이스 데이터에 대한 감사 또는 검토 결과 현지 또는 국가 DRL값을 일관되게 초과하는 경우, 부당한 지연 없이 조사를 수행하고 필요하면 시정조치 계획을 수립하고 문서화해야 한다.
- 조사에는 장비 성능, 사용 된 설정 및 검사 프로토콜에 대한 검토가 포함되어야 한다. 가장 관련성이 높은 인자로는 조사 방법론, 장비 성능, 절차 프로토콜, 운영자 기술, 그리고 중재방사선 기법의 경우에는 절차 복잡성이다.
- 방호최적화를 위해 시정조치가 요구되더라도, DRL값은 선량한도가 아님을 명심해야 한다.
- 최적화 과정에서 의료 촬영업무에 필요한 영상품질 및 진단정보를 항상 고려해

야 한다. 진단촬영 검사의 가장 높은 우선순위는 영상품질을 임상 목적에 충분한 수준으로 달성하는 것이다.

- 국가 DRL 표본조사 분포의 중앙값(제50 백분위수)은 임상 영상품질 목표와 관련하여 선량 관리를 최적화하는 방사선 관행으로 무엇을 달성할 수 있는지를 나타낸다. 이들 중앙값은 영상품질 및 환자선량을 최적화하는 데 도움이 되는 추가 정보를 제공한다.
- 시설 DRL양의 중앙값이 벤치마크 국가 DRL 표본조사 분포의 중앙값보다 훨씬 낮은 경우, 영상품질(또는 복수 영상이 사용되는 경우에는 진단정보)을 최우선 순위로 검토해야 한다.
- DRL 프로세스는 1회 평가로 종료되지 않는다. 모든 최적화 후 반복 표본조사가 필요하며, 적절한 시간 간격으로 전체 프로세스를 반복해야 한다.

7.1. X선검사 DRL양에 대한 품질보증 검토

(290) DRL양에 대한 현지 표본조사는 방사선으로 영상 검사가 수행되는 의료시설에서 정기적으로 실시되어야 한다. 조사는 QA 프로그램의 일부이며 성능에 대한 지침이나 최적화가 필요 여부에 대한 지침을 얻기 위해 수행된다. 조사는 국가 또는 지역 DRL값 설정에 기여할 수 있다. 시설 내 검토는 보통 각 X선장치에 대해 대표적 검사의 선정을 위해 수행된다. 데이터 수집을 위한 기반이 제한적인 지역에서는 장비나 소프트웨어에 큰 변화가 없을 경우, 약 3년 간격이 많은 진단촬영과 진단 형광투시 검사에 적절하다. CT 및 중재방사선 절차에 대해서는(그림 7.1 참조)는 환자가 더 높은 선량의 방사선을 피폭할 수 있기 때문 매년 감사를 권고한다. 환자 데이터 수집 및 관리를 위한 자동화 시스템이 보다 널리 보급되면 모든 검사의 검토 빈도를 매년으로 줄여야 한다. 등록체계 또는 전자 데이터베이스의 데이터 자동조사를 통해 DRL양 데이터의 지속적 수집이 가능하다면, 선량 관리 프로세스는 모든 가용한 데이터를 정기적으로 검토하여 최대한 빠른 단계에서 부정적인 경향을 발견할 수 있다.

(291) 새로운 영상 장비를 도입하거나 영상 장비에 환자선량에 영향을 줄 수 있는 변경이 있는 경우, 장비가 제대로 작동하는지 확인하기 위해 수용시험(acceptance test) 수행해야 한다. 그런 다음 첫 해 안에 또는 관행이 확립되면 환자선량을 표본 조사해 DRL양의 현지 중앙값이 변동했는지 여부를 확인해야 한다.

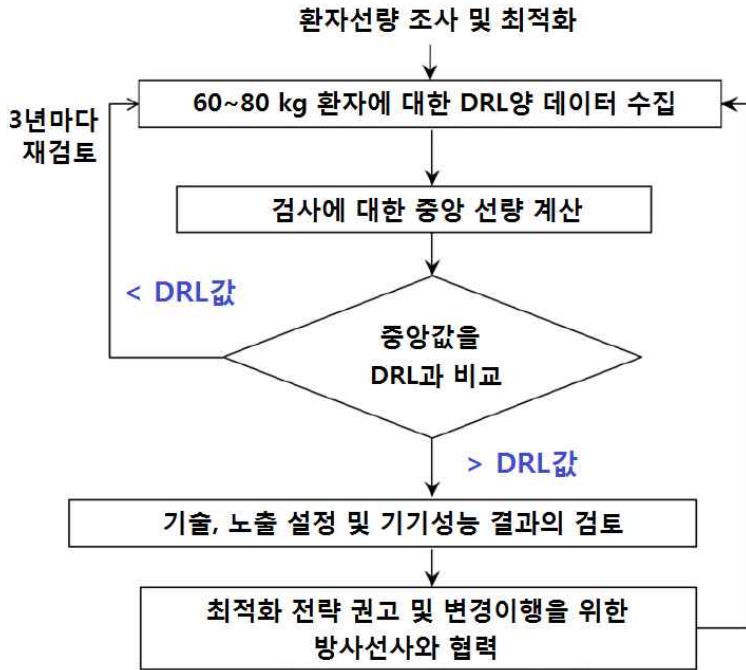


그림7.1. 감사 순환 및 최적화 흐름도의 예. DRL: 진단참조준위

(292) DRL 프로세스는 비교적 많은 양의 방사선을 사용하는 X선검사나 장비 및 설비를 식별할 수 있는 도구를 제공한다. 그러나 이는 환자선량 평가 과정의 시작일 뿐이다. 일단 문제 장비나 절차가 확인되면, 의료진은 방호를 최적화하기 위해 시정조치를 취해야 한다. 이 책임은 필요한 전문지식을 갖춘 직원에게 주어져야 한다. 관련되는 의료진 그룹은 각국 또는 지역의 제도에 따라 달라질 수 있는데, 보건관리공급자 직원이거나 계약자인 의학물리사, 의학물리기사, 방사선사, 영상의학자일 수도 있다(Martin 등, 2013). 책임자는 경우에 따라 해당 정부부처에서 직접 고용할 수도 있다.

7.1.1. 의료시설에서 검토 프로그램 설정

(293) 각 시설은 어떤 검사가 현지 검토에 포함되어야 하는지를 신중하게 고려해야 한다. 표본조사 프로그램에 포함시킬 검사를 판별할 때 다음 기준을 고려해야 한다.

- (a) 검사는 시설에서 적절한 빈도로 실시되어야 하며 모든 장비를 대표해야 한다.
- (b) 검토투는 영상의학과 또는 외래 환자용 방사선 시설에 국한되어서는 안 되며, 방사선이 의료 또는 치과 촬영을 위해 사용되는 모든 시설을 포함해야 한다.
- (c) 검사는 시설의 임상 작업량을 대표해야 한다.
- (d) 데이터 수집이 가능해야 한다.
- (e) 이상적으로는, 부서의 작업량에 상당한 기여를 하는 장비의 각 항목에 대해 최소한 하나의 검사가 수행되어야 한다.

(294) 고려해야 할 다른 측면은 다음과 같다.

- (a) 검사는 부서에서 X선 절차를 수행하는 모든 작업자 그룹, 즉 방사선사(방사선 기사라고도 함), 영상의학과, 타분야 의사(예: 심장전문의, 외과의사) 및 기타 작업자의 업무를 포함해야 한다.
- (b) 필수적인 것은 아니지만, 국가 DRL값 또는 다른 대조군이 있는 시험을 포함하는 것이 도움이 된다.
- (c) 형광투시 진단의 경우, 대부분 복잡한 검사는 프로토콜 개발에 적합하며, 많은 검사가 현지 DRL 또는 전형치 설정에 적합할 것이다.

(295) 포함할 특정 검사가 결정되면, 다음 단계는 검사 대상 촬영실, 그 방에서 수행될 절차 및 DRL양에 관한 데이터를 얻는 방법을 찾는 것이다. 병원의 경우 이 동식 형광투시나 투과촬영 장비의 검토투도 고려해야 한다.

(296) 소절2.3.3에서 논의한 바와 같이, 특정 검사에 대한 표본조사는 일반적으로 적어도 20명 환자를 포함해야 하며, 진단 형광투시 검사(IPSM/NRPB/CoR, 1992)는 30명, 유방조영술은 50명을 포함해야 한다. 제2.3절에서 논의된 수집을 위한 모든 선정 기준과 방법이 적용된다. DRL을 위해 선택된 평균 체중을 달성하기 위해 표준체격 환자에 대한 적절한 체중 선정 기준을 선택해야 한다. 일반적으로 체중 기준은 70 ± 10 kg 또는 70 ± 20 kg이며, 평균체중의 목표는 70 ± 5 kg이다. 현지, 국가 또는 지역 인구에 적합한 체중 기준을 사용해야 한다. 매우 많은 수의 검사에 대해 RIS나 PACS 데이터를 분석한다면 체중 포함 기준을 완화할 수 있다.

(297) 소아과 검사(제6장 참조)의 DRL양에 대한 표본조사는 대부분 병원에서 아동 검사가 드물게 실시되고 있어 연령/체중 범위 내 환자 수가 적기 때문에 수행하기가 더욱 어렵다. 보다 작은 병원에서 DRL양에 대한 현지 표본조사는 다양한 체중/연령의 아동 촬영에 대해 영상의학과 노출차트에 기록된 표준기법 인자를 기반으로 해야 한다. 이것은 사용될 인자의 부적절성 여부를 식별하는 데 도움을 주므로,

운영자는 검사가 필요할 때 이들 인자를 검토하여 올바른지 확인할 수 있어서 여전히 유용하다.

(298) 각 검사에 대한 모든 DRL양의 중앙값을 해당 DRL값과 비교하여 추가 최적화가 필요한 부서 내 절차를 식별하는 데 사용한다(그림7.1 참조).

(299) 이상적으로, 중재방사선 절차에 대해서는 시설에서 모든 절차의 자료를 수집해야 한다. 해당 DRL값과 비교는 가능하면 표본의 절차 복잡성 수준을 고려해야 한다. 이 정보가 가용하지 않으면, 시설 데이터의 중앙값, 제25 및 75 백분위수를 국가 ADS의 해당 백분위수와 비교해야 한다(제4장 참조).

(300) 데이터 수집이 소수 환자에게만 가능한 경우, 중앙값 또는 평균값의 불확도가 클 것이다. DRL값도 측정된 DRL양도 불확실성이 있으므로, 환자 수가 제한적인 경우 두 수치의 직접 비교는 불확도를 고려해야 한다. 교차범위⁶⁴interquartile range는 데이터 분산의 지표 역할을 한다. ICRP는 평균값보다는 중앙값을 사용하도록 권고하고 있지만, 평균의 표준오차(= 표준편차/ \sqrt{n})를 고려하는 것이 도움이 될 수 있다. 여기서 n은 데이터 포인트 수(표본조사 검사의 수)이다. 95% 결과의 평균은 참평균의 두 표준오차 내에 있다. 이것은 중앙값의 오차는 아니지만 비교의 신뢰도를 보여주는 지표다. 환자 체격의 범위가 더 커지면 표본조사에 더 많은 수의 검사가 포함되어야 한다. 환자 그룹의 중앙값과 DRL을 비교해 DRL을 초과하는지 여부를 판단하는 것과 관련해, 소수의 환자 데이터를 분석할 때는 10% 불확도를 가정하는 것이 합리적이다.

7.1.2. 치과 투과촬영에서 품질보증 검토

(301) DRL 프로세스의 적용은 치과 방사선 촬영에서도 중요하다. 왜냐하면 새로운 기법이 도입될 때 종종 더욱 민감한 촬영 방법(예: D 스피드 필름 대신에 보다 빠른 E- 또는 F- 스피드 필름 사용, 또는 디지털 투과촬영 영상 수감부)의 도입을 이용하기 위해 요구되는 X선 장비의 노출설정 변경을 이행하지 않기 때문이다. 성인 및 소아과 검사에 대한 국가 또는 지역 DRL값 설정은 단일 값으로 권고되지만, 이미지플레이트를 사용하는 디지털 촬영의 민감도가 필름이나 전산화 투과촬영(CR)보다 크게 높아지므로 디지털 투과촬영 시스템을 위해 별개의 현지 DRL 또는 전형치를 도입하는 것이 유용할 수 있다(Martin, 2016).

64) <역주> 분포의 1/4분위와 3/4분위 간격이다.

(302) 대다수 시설에서 방사선 촬영이 전공의 극히 일부분에 불과한 사람들이 치과 장비를 사용하고 있기 때문에 치과 투과촬영에 대한 최적화를 달성하고 관리하는 방법은 다른 X선 이용 방법과 다르다. 치과의원 표본조사에 따르면, 많은 치과 의사가 더 빠른 필름으로 전환하거나 디지털 투과촬영 장비를 설치할 때 노출시간을 변경하지 않았거나, 더욱 민감한 디지털 투과촬영 영상 수감부에 적합한 더 짧은 노출시간을 설정하지 않아 선량 준위 범위가 매우 넓게 나타났다(Gulson 등, 2007; Holroyd, 2012b; Farris와 Spelic, 2015).

(303) 모든 치과시설은 설치한 때, 그리고 이후에는 일정한 간격으로—일반적으로 3년—X선장비의 선량과 촬영 성능을 측정해야 한다. 치과 DRL값은 $K_{a,i}$ 를 DRL양으로 사용하여 구체적 검사에 대해 설정된다. 구강 내 촬영을 위한 방사선량은 치아 종류에 따라 선정되고 노출시간에 연계된 X선 기기 설정에 의해 결정된다. 더 민감한 촬영 검출기로 변경하여 선량감축을 실현하려면 X선장비 설정을 조정하여 노출시간을 변경해야 한다. 시험 결과에 따라 치과의사와 상담을 통해 장비 설정을 변경하고 조정하도록 권고할 수 있다.

(304) 치과 X선장비의 정기적인 시험 및 DRL양 측정과 관련된 프로그램은 불필요하게 긴 노출시간을 가진 장비를 식별할 수 있게 한다. 연구자는 치과의사와 협력하여 방호를 최적화해야 한다. 그렇지 않으면 달성할 수 없는 방호 개선이 실현될 수 있다. Martin(2016)은 이러한 접근을 통해 스코틀랜드 서부 지역에서 달성한 치과 선량감축 사례를 설명했다. 계획된 환자선량 검토와 최적화 프로그램이 없다면, 치과 X선장치의 많은 부분은 오래되고 둔감한 영상 검출기를 위해 설계된 노출시간을 계속 사용할 가능성이 있다.

7.1.3. 시정조치

(305) 검토 결과 모든 절차에 대해 DRL이 일관되게 초과하는 것으로 드러날 경우, 부당한 지체 없이 조사를 실시하고 적절한 시정조치를 수행해야 한다(EC, 2013). 시정조치(방호최적화)에는 장비 성능 검토, 사용된 설정 및 검사 프로토콜이 포함되어야 한다(Martin, 2011). 일반적으로, 시간이 적게 소요되므로 먼저 X선시스템 설정을 확인하고, 다음에는 검사 프로토콜을 검토하고, 그리고 마지막으로 운영자가 검사 프로토콜을 사용하는 방법을 평가한다.

(306) 소절2.6.2에서 논의한 바와 같이, 시설의 DRL양 중앙값이 국가 DRL 표본조사 분포의 중앙값보다 낮으면 검토에서 영상품질(또는 여러 영상이 사용될 때에는 진단정보)을 우선적으로 조사해야 한다.

(307) QA 검토 프로세스는 1회 평가로 종료되지 않는다. 최적화 노력 후에는 반복 표본조사가 요구되며, 적절한 시간 간격을 두고 전체 프로세스가 반복되어야 한다. 대부분 투과촬영 및 진단 형광투시 검사의 경우, 각 X선 장치에 대해 선정된 대표적 검사는 약 3년 간격으로 표본조사를 해야 하며, 기술 또는 소프트웨어의 상당한 변화가 도입된 경우에도 그러하다. CT 및 중재방사선 절차에 대해서는 DRL양에 대한 현지 검토가 더 자주(매년) 수행되어야 한다. 매년 검토는 SPECT-CT 및 PET-CT에도 적합하다.

(308) 모든 QA 프로그램의 선량검토는 문서화되고 기록으로 유지되어, 수행된 최적화 과정에 대한 지식을 향후 장비 사용자가 활용하도록 하는 것이 중요하다.

7.2. DRL값 초과시 고려할 인자

(309) QA 프로그램 검토는 명시적 기준과 대비한 체계적인 검토 및 평가, 그리고 지적에 대한 변화 이행을 통해 환자 관리를 향상시키는 품질개선 과정이다. 적절한 DRL양을 표본조사하고 DRL값과 비교하면 최적화가 목표로 삼을 대상을 파악하는데 도움이 될 수 있다.

(310) 위에서 언급한 바와 같이, DRL값(특히 국가 DRL값)을 초과한다면 부당한 지연 없이 조사되어야 한다(그림7.1 참조). 조사 결과는 DRL값이 초과된 이유를 확인하는 것이어야 한다. DRL값을 비교하는 데 사용되는 환자 데이터의 본체에는 진단정보를 제공하는 데 필요한 영상 품질을 달성하려면 더 많은 양의 방사선을 필요로 했던 환자 사례가 더러 포함되어 있을 수 있다. 필요하다면, 다음 검토 주기를 시작하기 전에 시정조치를 찾아 시행해야 한다. 시정이 필요할 가능성이 가장 큰 인자는 다음과 같다.

- (a) 사용된 표본조사 도구의 성능과 표본조사에 포함할 환자의 선정을 포함하는 표본조사 방법론
- (b) 촬영 장치, 제작사 또는 의학물리사가 설정한 기술인자 및 필름처리 또는 디지털 판독기를 포함한 장비 성능

- (c) 시설에서 사용되는 기술인자와 관련된 절차 프로토콜
- (d) 개인 기술 및 운영자 교육을 포함한 운전자 숙련도
- (e) 절차 복잡성 및 질병구성case mix(질병, 신체 상태 또는 다른 이유로 조사를 더욱 어렵게 만드는 특수 범주를 나타내는 그룹 내 환자)

(311) 앞에서 설명한 각각의 인자에 대해서는 아래에서 자세히 논의한다. DRL 프로세스는 개별 환자에 대한 방사선량의 적정성을 판단하는 데 적용해서는 안 된다는 것을 기억하는 것이 중요하다. 시설에서 환자선량의 중앙값의 변동보다는 개별 환자의 방사선량 변동이 훨씬 크게 마련이다.

7.3. 표본조사 방법론

(312) 시설의 DRL양 중앙값이 DRL값을 초과하는 경우, 가장 먼저 고려할 것은 처음 DRL값을 설정한 방법과 일치하는 건전한 방식으로 수행되었는지 여부이다. 스스로 물어볼 질문 유형은 다음과 같다.

- (a) 사용된 측정장치 또는 시스템이 올바르게 교정되었나?
- (b) 사용된 TL선량계가 적절히 교정되고 백그라운드 보정이 바르게 수행되었나?
- (c) P_{KA} 미터가 사용되었다면 그것이 침상하부 X선관이나 스폿촬영⁶⁵⁾spot imaging을 위해 바르게 교정되었나? 이러한 측정기는 일반적으로 환자 침상과 매트리스를 적소에 두고 현장에서 보정된다. 그러나 일부 국가에서는 그렇지 않을 수 있으며, 따라서 P_{KA} 판독값에 적절한 침상 감쇠계수를 적용해야 한다. CT 스캐너의 경우, $CTDI_{vol}$ 또는 mAs 값이 실제 값을 나타내거나(관전류 변조의 경우) 설정된 평균 mAs를 나타내는가?
- (d) 표시된 CT 기술인자(예: kVp, 슬라이스 두께, $CTDI_{vol}$)가 올바르게 교정되었는가?
- (e) 모든 계산이 적절한 보정 및 교정 인자를 사용하고 출력 측정을 기반으로 수행되었는가?
- (f) 그룹에 포함되지 않은 환자 데이터가 부주의로(예: 매우 크거나 매우 작은 환자) 포함되었는가?

65) <역주> 형광투시 절차에서 관심 부위에 대해 정지영상을 얻는 촬영. 영상강화기 쪽에 필름 카세트나 광스팟촬영기를 설치해 영상을 얻는다. 환자선량을 높이고 시술자 피폭을 초래할 우려가 있는 필름카세트보다 광스팟촬영기가 선호된다. 현대 디지털 기기에서는 영상 프레임 획득이 가능하므로 따로 스폿촬영이 필요하지 않다.

7.4. 장비 성능

(313) 신규 또는 보다 복잡한 장비가 설치되는 경우, 운영자는 장비를 효과적으로 활용할 수 있도록 관련 선량감축 기술을 숙지하고 사용 교육을 받아야 한다. 일단 운영자가 새로운 과정을 수립하면 DRL양에 대한 표본조사를 실시하도록 권고한다.

7.4.1. 투과촬영 및 형광투시

(315) 투과촬영(일반)

- (a) 요구되는 것보다 낮은 관전압 사용(Martinetal 등, 1993).
- (b) 부적절한 그리드 사용
- (c) 잘못된 초점-영상 거리에서 초점형 그리드 사용
- (d) 짧은 초점-영상수감부 거리 사용
- (e) X선 촬영을 위해 설계되지 않은 환자침상이나 높은 감쇠를 가진 구형 설계 침상 사용.

(316) 필름 투과촬영

- (a) 저속(200 등급) 필름스크린 시스템
- (b) 상이한 필름스크린 조합
- (c) 카세트 내 증감스크린intensifying screen과 어울리지 않는 필름
- (d) 필름 처리 불량.

(317) 전산화 투과촬영 또는 디지털 평판검출기 투과촬영

- (a) 바르게 설정되지 않은 AEC
- (b) 동일 시설에서 전산화 촬영/디지털 방사선 촬영과 필름 기법의 조합사용
- (c) 그리드 사용법 차이
- (d) 부적절한 디지털 영상 처리.

(318) 유방조영술

- (a) 느린 필름-스크린 조합
- (b) 최적 미달 필름 처리
- (c) 불충분한 유방 압박
- (d) 불필요한 그리드 사용
- (e) 디지털 유방조영술에서 올바르지 않게 설정된 AEC

- (f) AEC 대신에 수동 노출 설정
- (g) 결함 검출기.

(319) 치과 투과촬영

- (a) 디지털 투과촬영에 잘못된 노출 설정(이전 유형의 영상 수감부에 대한 설정).
- (b) 느린 필름 사용(E- 또는 F-속도 대신 D-속도)⁶⁶⁾
- (c) 충분히 자주 교체하지 않은 현상액
- (d) 부정확한 현상 온도.

(320) 형광투시 및 FGI 절차

- (a) 오래되거나 구형 형광투시 장비
- (b) 다른 제작사의 영상 검출기
- (c) 장비 사용자가 잘못 사용하거나 서비스 엔지니어가 잘못 설정한 선량 프로그램 선택 사용(예: 너무 높은 영상 수감부 선량, 너무 낮은 kVp로 된 노출인자, 너무 높은 형광투시 펄스율 또는 너무 높은 영상 수집률(Martin과 Hunter, 1994))
- (d) 바르게 설정되지 않았거나 활용되지 않는 구리 필터나 스펙트럼 필터 선택
- (e) 더 높은 선량률을 사용하는 확대 조사야의 부적절한 사용
- (f) 불충분한 콜리메이션
- (g) 불충분한 반투명(삼각 또는 썬기형) 필터 사용
- (h) 불필요하게 큰 갠트리 경사각으로 투영.

7.4.2. 전산화단층촬영

(321) CT 스캐너는 복잡하며, 많은 인자들의 상호작용을 고려해야한다. 최적화는 각 촬영 과정의 다양한 측면에 대해 알고 있는 영상의학자, 의학물리사 및 방사선사 사이 긴밀한 협력을 필요로 한다. 각 스캐너에서 제어가 달라질 수 있는 가능한 방법과 함께 일부 기기인자에 대한 예를 아래에 보인다. 이러한 인자들은 임상 프로토콜에 명시되어야 한다. 이러한 설정에 대해서는 소절7.5.2에서 자세히 다룬다. 반도체검출기를 가진 CT스캐너가 가스검출기를 가진 스캐너보다 선호된다(Fuchs 등, 2000).

66) <역주> 현재는 치과 촬영장비로 디지털이 대세이므로 필름 문제는 소멸될 것이다. 대신 디지털 촬영에 상응하는 점검 포인트가 적용되어야 한다.

(322) 얇은 슬라이스 영상은 적은 수의 광자를 사용하기 때문에 잡음이 더 심한 경향이다. CT스캐너 제어를 설정하는 방법은 제작사와 모델에 따라 달라진다. 일부 스캐너 경우에는 얇은 슬라이스를 선택하면 영상에 보다 많은 잡음이 생길 수 있는 반면에, 다른 스캐너는 얇은 슬라이스를 촬영할 때 관전류를 증가시켜(따라서 조사되는 방사선의 양 증가) 동일한 영상품질을 유지한다. 이러한 거동은 영상 두께를 선택하는 단계에 따라 달라질 수 있다. 따라서 필요보다 더 얇은 영상 슬라이스를 선택하면 환자선량이 증가할 수 있다.

(323) CT스캐너 제작사는 스캔 변수를 서로 다른 방법으로 조정하므로 의료진이 스캐너의 기능과 이들이 실제로 어떻게 작동하는지를 적절히 이해하는 것이 중요하다. 한 예는 나선형 스캔의 피치를 선정하는 것이다. 일부 제작사(여러 GE 및 Toshiba 모델)는 동일한 관전류(회전 당 mAs)를 유지하므로 피치를 늘이면 선량이 감소하고 피치를 줄이면 선량이 증가한다. 다른 제작사(여러 Siemens 및 Philips 모델)는 비슷한 선량 수준을 유지하기 위해 피치가 변경되면 관전류를 조정한다.

(324) 수년 동안 대부분 CT 촬영에 120 kV 관전압이 사용되어 왔다. 그러나 관전압이 낮아지면 더 좋은 영상 품질을 제공할 수 있으며 환자선량도 낮아질 수 있다. 이것은 어린 소아과 환자의 작은 몸통이나 머리, 또는 소아나 성인 체격의 환자의 사지를 촬영할 때 특히 그러하다. 관전압 변경을 고려할 때는 유자격 의학물리학자가 참여해야 한다.

(325) 모든 CT스캐너 제작사는 이제 자동 관전류 변조를 포함시켰기에, 낮은 감쇠 영역에서는 관전류가 줄어들고 따라서 더 적용되는 방사선 양이 줄어든다. 관전류는 몸통의 z축(키 방향)을 따라 그리고 X선관이 신체의 타원형 단면 주위를 회전할 때 조정된다. 그러나 제작사는 이러한 시스템을 다양한 방법으로 구현하고 있다. 일부는 영상의 잡음수준을 기반으로 영상 품질을 측정한다(다수의 GE 및 Toshiba 모델). 이러한 시스템은 환자 체격에 비례하여 관전류를 증가시킨다. 다른 시스템은 기준영상 또는 기준 mAs와 비교를 사용한다. 이에 따라 체격이 더 큰 환자에 대해서는 더 높은 수준의 잡음을 허용한다(Siemens와 Philips). 체격이 더 큰 환자의 영상은 중간에 삽입되어 있는 지방조직 때문에 장기와 기타 구조물을 더 잘 분리하므로, 진단을 손상시키지 않으면서 더 높은 수준의 잡음을 견딜 수 있다(Sookpeng 등, 2014; Martin과 Sookpeng, 2016).

(326) 대부분 스캐너는 관전류변조 계획을 위해 로컬라이저⁶⁷⁾ 영상의 X선 감쇠를

이용한다. 따라서 방호 장구는 스캔 범위 밖에 두거나 로컬라이저 방사선 촬영이 수행된 후에 배치하여 사용하는 것이 중요하다.

(327) 필터 선택과 같은 다른 변수를 선정하면 Toshiba CT스캐너의 관전류변조 기능에 영향을 줄 수 있다. 재구성 커널은 임상 업무의 분해능과 영상잡음 요건과 일치해야 한다. 평탄한 필터는 잡음을 줄이는 반면, 예리한 필터는 경계를 강조하여 분해능은 향상시키지만 잡음은 증가시킨다. 적절한 필터는 촬영업무에 따라 다르다. 일부 CT스캐너 모델의 경우 잡음을 증가시키는 더 예리한 필터를 선정하면 동일한 잡음 수준을 유지하도록 관전류변조가 관전류를 증가 시킨다(따라서 방사선 양 증가 초래). 반면에 다른 스캐너 모델의 경우에는 영상의 외관은 변하지만 방사선 양은 비교적 변하지 않는다(Sookpeng 등, 2015).

(328) 최신 CT스캐너는 반복계산재구성 기법을 사용할 수 있는 능력이 있다. 이 기법은 기존의 역투영 방법보다 더 많은 계산능력을 필요로 하지만, 이러한 방법을 적용하고 관련 스캔 프로토콜을 맞추면 방사선의 양을 현저하게 줄일 수 있다. 이러한 기법이 가용하고 실행 가능한 곳이면 항상 사용해야 하며, 재구성기법에 상응하여 더 낮은 DRL값 설정을 고려해야 한다.

(329) 사용자는 설치할 때 제작사의 응용 전문가로부터 CT스캐너 작동에 대한 자세한 지침을 얻고, 임상 프로토콜을 설정하는 과정에서 관련 제어기능 성능을 확인하는 시험을 의학물리사가 실시하는 것이 중요하다.

(330) 관전류변조는 서로 다른 CT스캐너 시스템에서 다른 방식으로 작동하므로, 환자선량과 환자 체격이나 체중 사이 관계가 달라진다. CT의 DRL양에 대한 표본 조사는 체격이 다른 환자에 대한 측정을 포함할 것을 권고한다(소절5.3.2 및 제6.1절 참조). 다른 체중 그룹에 대한 데이터를 취하거나, DLP 대 체중 데이터에 지수 함수 맞춤을 통해 이를 수행할 수 있다(Järvinen 등, 2015). 대안으로는, 스캐너 전시에서 측정할 수 있는 환자 직경 또는 단면적을 기록하여 환자를 그룹화하는데 사용할 수 있다(Sookpeng 등, 2014). 데이터가 RIS나 다른 환자선량 관리시스템에 기록되어 많은 수의 환자에 대한 결과를 사용할 수 있는 경우에는, 중앙값뿐

67) <역주> Localizer 촬영은 CT 스캔 전에 최적 영상을 내도록 환자 위치를 확인하기 위한 용도로 X선관을 회전하지 않고 관심 부위에 대한 평면 영상을 얻는 것이다. 그런데 장치 제작자마다 비슷한 촬영을 다르게 불러 혼란스럽게 만든다. localizer image, scout view, surview, topogram, scanogram, preview, pilot view가 거의 동의어이다.

만 아니라 제1 및 제3 사분위수도 기록될 수 있다(Martin, 2016). 데이터 수집 및 환자 체격 평가가 자동화된 경우 환자 체격인자에 대해 $CTDI_{vol}$, DLP 또는 SSDE와 같은 DRL양을 도출하면 유용하다(Samei와 Christianson, 2014). 가장 적합한 방법은 하드웨어 및 소프트웨어의 현지 가용성에 따라 달라진다. DRL값 비교 외에 스캐너 사이 DRL양 비교도 평가에 유용할 수 있다.

7.4.3 핵의학

(331) 핵의학에서 DRL은 투여 방사능을 기반으로 하기 때문에 최적화에 대한 접근법은 이 간행물에서 논의된 다른 촬영기기에 사용된 것과는 특성이 다르다.

(332) 시설이 권고 DRL값을 일관되게 초과하면, 이것은 임상 의사와 운영자의 선택을 나타낸다. 영상이 부적절하다면 이는 촬영장비가 최적화되지 않았거나 보수가 필요함을 나타낼 수 있다. 장비 성능을 향상시킬 수 없는 경우, 장비 교체의 필요성과 가능성은 자금 조달, 대안 가용성 및 현 시스템을 계속 사용할 경우의 위험과 관련한 문제가 된다.

(333) 하이브리드 촬영(즉, PET-CT 및 SPECT-CT)의 CT 부분에 대한 $CTDI_{vol}$ 나 DLP 값이 DRL값보다 높으면 촬영업무의 목적(즉, 촬영이 주로 진단 시험인지 또는 감쇠보정이나 정위를 위해 수행되는지 여부)을 고려해야 한다.

7.5. 절차 프로토콜

(334) 새 장비를 설치할 때에는 임상 프로토콜을 검토하고 수정하여 모든 가용한 선량 절약 기술이 효과적으로 사용되도록 해야 한다. 임상 프로토콜의 정기적 검토에는 감사 결과를 고려해야 한다.

7.5.1. 투과촬영 및 형광투시 프로토콜

(335) 좋은 투과촬영 기법을 구성하는 요소에 대해 일반적인 합의가 있으므로, 임상 프로토콜은 표준화되어 있을 것이다(EC, 1996a,b). 일반적으로 투과촬영에서 기법이 현지나 국가 DRL값을 초과하는 원인이 되지 않는 것이다. 그러나 척추

검사에서 너무 낮은 관전압을 사용하는 경우처럼 DRL양의 값이 높이는 모든 징후에 대하여 기법 관련 데이터를 검토해야 한다. 권고된 기법과 노출인자와 비교할 수 있다(EC, 1996a,b). 흉부 투과촬영은 감쇠가 작은 폐와 감쇠가 큰 종격 모두의 촬영을 필요로 한다. 적절한 노출인자는 특별한 연구 분야이다(ICRU, 1995).

(336) 형광투시 촬영이 관련된 검사는 덜 표준화 되었다. 그러나 형광투시 촬영 프로그램(프로토콜)은 영상 수감부 선량률과 관전류 및 전압이 증가하는 상대속도를 결정하며 환자선량 및 영상품질에 상당한 영향을 미친다. 특히 중재적 형광투시에서 피부선량을 줄이기 위한 구리필터(즉, 스펙트럼 여과)의 선택 또한 환자선량에 상당한 영향을 미친다.

(337) 기술 검토를 통해 방호를 더욱 최적화하기 위해 임상 프로토콜을 개선할 필요성을 확인할 수 있는데 특히 소아과 검사에서 그러하다. 대다수 절차(성인 또는 소아)에서 기법이 현지에서 도출된 DRL값을 초과할 수밖에 없다거나 현지 DRL 또는 전형치를 높이는 이유가 되어서는 안 된다. 주어진 프로토콜이 하나 이상의 DRL양(예: P_{KA})보다 높은 값을 초래한다면, 프로토콜은 재검토되어야 한다.

7.5.2. 전산화단층촬영 프로토콜

(338) CT DRL양의 중앙값이 너무 높거나 낮다면 많은 가능한 이유가 있을 수 있으므로, 임상 프로토콜과 스캐너 설정을 주의 깊게 분석해야 한다. 성인 검사보다는 소아과 검사에 대해 제작사가 제안한 프로토콜에 더 문제가 있을 수 있다. 소절 7.4.2에서 논의한 바와 같이, 제어가 여러 제작사의 CT스캐너 모델의 환자선량 및 영상품질에 영향을 미치는 방법이 서로 다르므로, 운영자와 의학물리사가 특정 스캐너의 제어가 촬영 프로세스에 미치는 영향을 이해하는 것이 중요하다(ICRU, 2012, Cody 등, 2013). CT스캐너 모델은 서로 매우 다르기 때문에, CT스캐너가 동일 버전의 시스템 소프트웨어를 실행하는 동일 모델이 아니라면 조정 없이 임상 프로토콜을 CT스캐너 사이에 전송해서는 안 된다.

(339) 먼저, DRL값을 구한 임상 촬영업무가 스캔이 사용된 것과 유사한 업무인지를 확인한다. 그 다음, DLP와 $CTDI_{vol}$ 모두가 너무 높은지 확인한다. DLP가 높지만 $CTDI_{vol}$ 이 정상범위에 있으면 스캔한 부위가 필요한 것보다 길거나 스캔 차례 수가 너무 많을 수 있다. DRL양의 값이 높은 공통적 원인은 조영제 없이 처음 수행한 스캔 차폐를 사용하여 조영제로 강화한 스캔이 따르는 것이다. 주어진 임상업

무에 이들 차례가 모두 필요한지 고려해야 한다.

(340) DLP와 $CTDI_{vol}$ 이 모두 너무 높은 경우, 다음 스캔 변수를 검토해야 한다.

- (a) 슬라이스 두께
- (b) 빔 콜리메이션 및 기하학적 효율
- (c) 관전압
- (d) 빔성형 필터
- (e) 나선형 피치가 선정된 mAs에 적합한가?
- (f) 나선형 피치와 mAs 지시계의 관계를 이해하는가?
- (g) 선정된 관전류변조 영상잡음 표시기가 슬라이스 두께에 적합한가?

(341) 관전류변조의 작동은 소절 7.4.2에서 논의한 것처럼 개별 환자의 환자선량에 중요한 영향을 미친다. CT 프로토콜을 설정할 때에는, 과정은 설정될 수 있는 변수가 다른 변수와 상호작용하는 방법을 감안해야 한다. 잡음을 영상품질 표시기로 사용하는 관전류변조 시스템에서는 체격이 큰 환자에 대해 더 높은 잡음준위를 설정해야 할 수도 있다. 평균이나 작은 성인의 CT 영상에 대해 허용 가능한 잡음 수준이 작은 소아과 환자에게도 허용될 것이라고 가정해서는 안 된다. 소아 촬영 특히 매우 작은 환자의 촬영에서는 낮은 수준의 양자반점⁶⁸⁾ quantum mottle이 요구 되는데, 이를 위해서는 환자 체격의 함수로서 영상품질 표시기의 고유한 설정을 필요로 한다.

(342) CT 검사에 필요한 기술인자 및 DRL양의 결과 값은 환자 체격에 따라 다르다. 큰 환자의 스캔에서는 야윈 환자보다 내부 장기의 묘사가 더 잘되기 때문에 잡음수준을 낮추지 않아도 된다. 각 CT 시설은 환자 체격에 따라 그룹별 특정 스캔 프로토콜을 설정해야 한다.

- (a) 소아과 환자: 체중, 단면적 또는 연령.
- (b) 체중 범위가 다른 성인 환자: 체중, 등가직경 또는 단면적.
- (c) 비만 환자: 등가직경 또는 단면적.

(343) 스캐너 제작사의 적용 전문가가 그들의 스캐너에서 수행되는 소아과 환자의 촬영에 적합하도록 성인 프로토콜을 변경하는 것에 관하여 권고를 제공하지 않았다면, 이미지젠틸리 웹 사이트⁶⁹⁾에서 권고하는 프로토콜에 기반을 둔 소아과 환자를 위한 범용 프로토콜이 환자체격의 함수로 $CTDI_{vol}$, DLP 또는 SSDE 기준값을

68) <역주> 노출 부족으로 영상에 불규칙하게 보이는 점.

69) <역주> <http://www.imagegently.org/>

설정하는 데 도움을 줄 것이다(Strauss, 2014). 일단 환자체격의 함수로서 기준 선량 지수가 특정 시설에서 결정되면, 시설의 영상의학자, 방사선사 및 의학물리사는 제작사의 적용 전문가 및 기타 자원 전문가와 협력하여 원하는 영상품질과 환자선량을 제공하도록 소아과 프로토콜이 수정되었는지 여부를 확인해야 한다.

(344) DRL양의 중앙값이 너무 높거나 낮은 경우에도 영상 품질을 고려해야 한다. 이것은 복잡한 다인자 작업인데 관련된 인자 중 일부는 아래와 같다.

- (a) 영상 전시(시야, 창 준위 및 너비)
- (b) 공간분해능(초점 크기, 필터를 위한 재구성 커널)
- (c) 시간분해능(회전 시간, 재구성 모드)
- (d) 조영제 타이밍(스캔 지연, 회전 시간 및 피치).

7.5.3. 핵의학 프로토콜

(345) 표본조사 결과가 현지 또는 국가 DRL값을 초과하지만 QA 시험에 따라 촬영 장비 성능이 적절한 경우, DRL값보다 높은 방사능 사용에 대한 정당성은 책임 임상 의사와 상의할 문제이다.

7.6. 운영자 기량

(346) 개별 검사를 위한 적절한 프로토콜 사용은 특히 신기술이 도입된 경우에는 운영자의 지식, 기량 및 훈련에 달려있다. 운영자 개인의 관행은 다양할 수 있으며 경험이 적은 직원은 그만큼 숙련되지 않을 수 있다. 운영자 기량은 장비의 선량 절감 기능에 대한 인식과 관리에도 미친다.

(347) 운영자 기량의 편차는 동일한 절차에 대해 DRL양(예: P_{KA} , $K_{a,r}$, $CTDI_{vol}$, DLP)의 값에 큰 변동을 초래할 수 있다. 다수 DRL양(표3.2)과 현지 또는 국가 DRL값과 비교하고 운영자 사이에도 비교하는 것이 중요할 수 있다. 형광투시에서는 투시시간 및 방사선 영상 수(예: 디지털 감산 혈관조영술)는 명확한 비교기를 제공할 수 있으며, $K_{a,r}$ 와 P_{KA} 상대 값 검토는 다른 운영자의 빔 콜리메이션 범위에 대한 추가 정보를 제공한다. 마찬가지로 CT에서 $CTDI_{vol}$ 과 DLP를 비교하는 것도 유용할 수 있다.

(348) 방사선사는 일부 의료 시설에서 바륨관장을 일상적으로 수행하며, 적합한 훈련을 받은 간호사도 제한된 중재적 절차를 수행할 수 있다.⁷⁰⁾ 의사보다 의학일반이나 영상의학 교육을 덜 받은 그룹이 역량을 훈련하기 전에 임상 프로토콜을 맞게 다듬어야 한다.

(349) 운영자 경험이 쌓임에 따라 환자선량은 어느 정도 감소할 수 있다. 따라서 각 운영자 사이 표본조사 및 비교로부터 얻은 결과는 유용할 수 있지만, 상황에 맞게 풀이해야 하며 직원에게 조언하고 적절한 경우 기술 개선에 기여하도록 적절하게 사용되어야 한다. 검사의 정교함이 증가함에 따라 증거기반은 축소된다. 각 운영자는 유사한 절차를 수행하기 위해 다른 기법을 사용할 수 있다.

(350) 개인 운영자의 중앙값이 다른 운영자보다 높고, 특히 DRL값을 초과하는 경우에는 선량 감축 기능과 관련하여 특정 장비에 대한 교육이 필요할 수 있다. 신기술이 도입되면 운영자의 재교육이 요구될 것이지만, 운영자가 최적화되지 않은 환자선량을 초래하는 나쁜 습관을 가진 경우에도 필요할 수 있다.

7.7. 절차 복잡성 및 질병구성

(351) 질병구성case mix은 일부 검사의 경우 시설에서 하나의 인자가 될 수 있는데, 이는 특정 환자집단에서 수행된 절차에 대한 DRL값을 일반 집단의 표본조사에서 결정된 DRL값과 비교하는 것이 적절하지 않을 수 있음을 의미한다. 몇 가지 예는 다음과 같다.

- (a) 더 복잡한 임상조건 또는 다른 특정 환자그룹에 속하는 환자를 중재방사선 검사나 치료를 위해 특정 부서나 병원으로 보낼 수 있으며, 이로 인해 그 부서에서 검사가 더 길어지고 환자선량의 증가가 초래될 수 있다.⁷¹⁾
- (b) 전문성이 특정 의사로 하여금 더 어려운 사례를 수행하도록 유도하여, 결과적으로 그 의사가 수행하는 절차에 대한 DRL양의 값이 더 높아진다.
- (c) 전문화된 진료소의 흉부 X선은 특정 진단을 위해 더 높은 수준의 영상품질을 요구할 수 있다.
- (d) 특정 징후를 위하여 전문 진료소에서 얻은 다른 투과 영상이 일반적으로 사용

70) <역주> 이런 제도는 나라마다 다를 수 있지만 우리나라에서는 제한된 범위의 중재절차라도 간호사가 수행할 수는 없다.

71) <역주> 어려운 중재방사선 기술을 많이 하는 병원(또는 유명한 시술자)은 그 복잡성이 높음에 따라 환자선량 증가가 예상된다.

되는 것 이상의 추가 보기를 요구할 수 있다.

(352) 위의 예와 같이 특정한 질병구성에서 오는 DRL양 중앙값은 국가 DRL값을 초과할 수 있다. 이러한 경우에는 현지 표본조사를 바탕으로 환자와 관행의 차이를 고려하여 해당 환경에 대해 국가/지역 값보다 큰 개별 현지 DRL값 또는 전형치를 설정할 수 있다.

7.8 조사 결과

(353) 국가 DRL값과 현지 데이터의 비교는 최적화 과정의 첫 단계를 촉발할 것이며, 담당자에게 최적화 노력의 우선순위를 알려준다. 조사가 DRL양의 높은 값에 대한 이유를 밝혀내면 개선조치가 필요하다(그림7.1 참조). 이는 기관의 위험관리 전략의 맥락 안에 있어야 한다.

(354) 장비성능 결함과 관련된 지적은 예상 결과를 보강하고 장비교체 논거에 추가 지원을 제공할 수 있다. 그러나 지적이 예기치 않은 것일 경우 QA 및 유지 프로그램에 대한 비판적 검토가 필요할 것이다. 예를 들면 다음과 같다.

- (a) 전산화 투과촬영 또는 디지털 투과촬영에 대한 높은 DRL값은 AEC 조정을 촉발할 수 있다. 유자격 의학물리사가 서비스 엔지니어와 협력하여 AEC 성능에 대해 조언하고 확인해야 한다.
- (b) 투과촬영의 경우, 기술에 문제가 있다는 결론이면 표준 운영절차 및 프로토콜을 검토해야 한다.
- (c) 형광투시에서는 이행할 조치는 검사의 복잡성과 후속 조사 결과에 따라 달라진다. 관련 있는 사람은 기술을 비판적으로 검토하고 여러 구성요소의 적합성에 의문을 가져야 한다.
- (d) CT의 경우, 임상 프로토콜 및 스캐너 제어 설정 방법에 대한 검토가 필요하다. 이것은 영상의학자, 의학물리사, 그리고 방사선사로부터 입력을 필요로 할 수 있다.
- (e) 질병구성으로 인해 국가 DRL값을 초과하는 경우라면 현지 DRL 또는 전형치 값을 보다 높게 설정할 타당한 이유가 된다.

(355) 영상에 악영향을 미치지 않으면서 많은 선량을 절약할 수 있다. 그러나 환자 선량이 너무 많이 줄어 영상이 진단 불가능으로 되지 않도록 해야 한다. 선량감축

은 그 자체로 끝이 아니라 영상의 적정성이 무엇보다 중요하다. 영상품질이 의료 촬영업무에 충분하지 않을 위험이 있는 지점까지 떨어지지 않아야 한다. 가해진 변경에 의해 영상의 진단 잠재력이 영향을 받을 수 있다고 의심되거나 가능한 경우, 변경을 처음 임상에 사용하기 전에 이것이 사실이 아니라는 것을 확인하기 위한 적절한 시험이 완료되고 분석되어야 한다.

(356) 일단 방호의 최적화가 이루어지면, DRL양이 적절한 수준으로 낮아 졌는지를 결정하기 위해 후속 표본조사가 수행되어야 한다.

7.9. 환자선량 표본조사 결과의 국가 조사

(357) 현지에서 수행된 선량 표본조사 결과는 향후 DRL값을 도출할 수 있는 국가 환자선량 기록의 갱신에 귀중한 결과를 제공할 수 있는 잠재력이 있다. 국가 선량 등록체계는 방사선학 부서의 선량 표본조사 결과를 전송받아 환자선량 수준을 지속적으로 업데이트할 수 있는 구조로 확립되어야 한다. 이것은 DRL 개정을 용이하게 하고, 국가 내에서 최적화 과정이 지속적으로 진화하고 개발되도록 보장할 것이다.

제8장

요점 정리

8.1. 일반사항

(358) 현지 보건관리 시설에서 일상 여건에서 주어진 임상업무에 대한 어떤 의료 촬영 절차에 사용되는 방사선의 양이 대표 환자표본에 견주어 평가했을 때 너무 높거나 낮지 않은지를 판단하는 데 DRL 프로세스를 사용해야 한다. DRL 프로세스는 방사선량이 높은 기기나 절차를 식별함으로써 방호최적화가 수행될 수 있게 한다.

(359) 합의된 체중 범위에 있는 환자 대표표본에서 해당 DRL양의 현지 중앙값이 현지, 국가 또는 지역 DRL값을 초과하면 DRL값이 일관되게 초과한다고 본다. 여기서 '일관되게'란 '대부분 사례에서'라는 의미이지 '어떤 시간에 걸쳐서'의 의미는 아니다.

(360) DRL은 수입기관이 수립할 수 있다. DRL값은 수치는 권장용이다. 그러나 수입기관은 DRL 개념의 이행을 요구할 수 있다.

(361) 여러 업무에 대해 DRL양 데이터를 조사하고 국가 DRL을 설정할 책임이 있는 기관을 국가나 지역마다 명시해야 한다.

(362) DRL값은 개인 환자에 대해 적용하거나 개인 환자나 개별 검사를 위한 방어 최 준위로 사용해서는 안 된다.

(363) 현장 관행을 DRL값과 비교하는 것만으로는 방호최적화로 충분하지 않다. 결함을 식별하고 다룰 조치가 요구된다. 어떤 진단촬영 검사이든 최우선은 임상목적에 충분한 영상품질을 달성하는 것이다. 영상품질, 또는 보다 일반적으로 검사가 제공하는 진단정보(후처리 영향을 포함)는 DRL 프로세스의 일환으로 평가되어야 하고 최적화 달성 방법이 이행되어야 한다.

(364) 환자가 의료촬영 절차를 거치는데 역할이 있는 모든 사람은 방호최적화 수단으로서 DRL 프로세스에 익숙해야 한다.

(365) DRL 개념과 DRL의 합당한 사용은 방사선 의료촬영에서 보건전문인의 교육 훈련 프로그램에 포함되어야 한다.

8.2. DEL양

(366) DRL로 사용할 양은 의료촬영 업무를 수행하는 데 사용된 방사선 양을 평가하는 것이어야 하며, 쉬 측정되거나 구할 수 있어야 한다. DRL양은 의료촬영 과정에서 사용되는 방사선 양을 평가하는 것이며, 환자나 그 장기에 흡수선량을 평가하는 것이 아니다. 한 예외는 유방촬영인데 여기에는 D_G 를 사용할 수 있다.

(367) DRL양은 평가하는 촬영기기, 수행되는 구체적 연구, 그리고 환자의 구체적 체격에 적합해야 한다.

(368) ICRP는 방호량 '유효선량'(ICRP 방사선방호체계의 다른 목적을 위해 사용됨)을 DRL양으로 사용하지 말 것을 강조한다. 유효선량 사용은 DRL 목적에 필요하지도 관련되지도 않는 외부인자를 도입한다.

(369) 투과촬영의 경우, 특히 소아과에서 콜리메이션의 적절한 사용에 대한 평가를 단순화하기 위해 2개의 DRL양 - $K_{a,e}$ (또는 $K_{a,i}$) 및 P_{KA} -을 권고한다.

(370) 첨단 디지털 투과촬영 기법(예: 단층영상합성, 이중-에너지 차감, 대비차감, 콘빔CT 등)을 위해 개발된 DRL값은 그 기법의 '다중 영상' 측면을 고려해야 하며, 이들 절차를 보다 표준적인 절차와 구분해야 한다.

(371) 유방조영술의 경우, 권고되는 DRL양은 $K_{a,i}$, $K_{a,e}$ 및 D_G 중 하나 이상이며, DRL양의 선택은 현지 관행 및 규제 요건에 따라 달라진다.

(372) 유방조영술에서는 단순한 접근법으로 5.0 ± 0.5 cm 두께의 유방에 대한 DRL값을 설정할 수 있다. 다른 유방 두께에 대한 DRL값 설정은 더 복잡하지만 유방조영술을 위한 DRL 프로세스를 개선하는 나은 접근법이다.

(373) 중재방사선에서는 가용하다면 P_{KA} , $K_{a,r}$ 에서 누적공기커마, 형광투시 시간, 투과영상 수(예: 심장병의 시네영상 및 혈관 절차에서 디지털 감산 혈관조영술 영상) 등의 DRL양을 모두 권고한다.

(374) CT에서 권고되는 DRL양은 $CTDI_{vol}$ 과 DLP이다. 검사에서 스캔 차례 수가 도움이 될 수도 있다. SSDE는 소아과 환자 선량에 대해 $CTDI_{vol}$ 나 DLP보다 더 정확한 추정치를 제공하는데, 이들은 모두 표준화된 모의체에 대한 선량지수이며 최적화에서 추가적 보조물로 사용될 수 있다.

(375) 사용하도록 권고된 $CTDI_{vol}$ 값은 각 차례의 $CTDI_{vol}$ 이다. 권고된 DLP값은 전체 검사에 대한 누적 DLP이다. 개개의 스캔 차례에 대한 DLP값도 유용할 수 있으며 누적 DLP에 추가하여 사용될 수 있다.

(376) 핵의학의 경우, 이상적인 DRL양은 특정 임상업무에 대한 특정 방사성핵종의 체중 당 방사능, 그리고 해당하는 경우에는 사용되는 방사성의약품의 종류가 될 수 있다. ICRP는 체중 기반 투여 방사능을 아동, 청소년 및 체중이 적은 환자에 대해 사용하고 다른 그룹에 대해서도 이것을 고려하도록 권고한다. 또한, 매우 뚱뚱한 환자에 대해서는 고정된 최대 투여 방사능을 설정하는 것도 고려할 수 있다. 많은 국가에서 성인 환자의 임상 관행에 표준 방사능이 사용되고 있는 것으로 보인다.

(377) 체중 기반 투여 방사능은 방사성의약품이 주로 단일 장기에 집중되는 검사에는 적합하지 않을 수 있다(예: 갑상선 스캔, 폐 관류 스캔).

(378) 핵의학 절차 및 CT 절차에 대한 DRL값이 매우 다른 방식의 방사선에 적용되고 하이브리드 촬영 절차(SPECT-CT, PET-CT)에 대해서는 다른 DRL양을 사용하므로, 각 방식에 대해 독립적으로 DRL값을 설정하고 제시하는 것이 적절하다.

8.3. 국가 표본조사 분포의 중앙값 사용

(379) DRL값을 준수한다고 해서 사용된 방사선 양과 관련한 절차가 최적화된 수준에서 수행되고 있음을 나타내는 것은 아니다. ICRP는 국가 DRL값을 설정하는데 사용된 분포의 중앙값(제50 백분위수)을 사용하여 추가적인 개선이 이루어질 수 있음을 인정한다.

(380) 이 국가 분포의 중앙값은 최적화에 도움이 되는 추가적인 도구 역할을 할 수 있고, 표준 기법과 기술을 사용하여 추구하는 바람직한 목표가 될 수 있으며, 적용된 방사선의 최적 사용에 더 가까운 상황을 나타낸다.

(381) 시설의 DRL양 중앙값이 국가 분포의 중앙값보다 낮은 경우, 영상품질(또는 여러 개의 영상이 사용되는 경우에는 진단정보)에 부정적인 영향을 미칠 수 있다. 추가 최적화 노력에 착수하는 경우 검토의 높은 우선순위로 영상 품질을 고려해야 한다.

8.4. DRL 표본조사 및 등록

(382) ICRP는 환자에 대해 수행되는 촬영 검사 및 절차에서 DRL양에 기반을 둔 현지 및 국가 DRL값을 설정할 것을 권고한다. 대부분 경우 모의체 사용은 충분하지 않다. 모의체를 사용하면 운영자 기능, 선정된 영상 프로토콜 및 환자 가변성 영향이 고려되지 않는다.

(383) 모의체 사용은 X선장비 성능 조사에서 중요하며, 방호최적화 과정에서 사용되는 방사선 양과 관련하여 형광투시 및 CT 장비의 성능을 평가하는 데 중요하다.

(384) DRL양에 관한 데이터는 표본조사, 등록체계 또는 기타 데이터 자동수집 방법을 사용하여 수집할 수 있다.

(385) 환자선량 측정에 사용되는 모든 선량계, 커마면적곱 측정기 등의 교정은 정기적으로 수행되어야 하며 1차 또는 2차 표준기관으로 소급 가능해야 한다.

(386) X선 시스템에서 생성되어 전송된 DRL양 데이터의 정확도는 의학물리사에 의해 주기적으로 검증되어야 한다.

(387) 포함된 검사/절차는 일반적으로 선량 평가가 가능한 부위에서 수행되는 가장 빈번한 검사를 대표해야 하며, 가장 높은 환자선량을 받는 부위에 우선순위가 주어져야 한다.

(388) DRL은 방사선치료에 사용하기 위한 것이 아니지만, 방사선치료에서도 치료

계획, 치료 연습 및 환자설정 검증을 위한 촬영에 대해서는 이를 고려해야 한다.

(389) DRL값 설정을 위한 국가 표본조사 및 등록은 일반적으로 환자의 대표적 선정을 위한 데이터를 얻을 수 있도록 충분한 작업량을 가진 중대형 규모의 의료 시설을 포함해야 한다. 표본은 의료서비스제공자의 범위도 덮어야 한다.

(390) 만일 큰 국가에 국가 등록체계나 데이터 자동수집 방법이 없는 경우에는 해당 국가의 모든 의료시설 중 일부를 무작위로 선정하여 실시하는 표본조사가 국가 DRL값 설정을 위한 좋은 출발점이 될 수 있다. 우선 먼저 20~30 개 시설로부터 얻은 결과로 충분할 것이다. 의료 시설이 50 개 미만인 작은 국가에서는 그 중 30~50 %의 초기 표본조사만으로도 충분할 수 있다.

(391) 시설 내 특정 검사에 대한 표본조사는 일반적으로 적어도 20 명의 환자, 바람직하게는 형광투시 및 CT 검사는 30 명, 유방조영술은 50 명으로부터 DRL양에 관한 데이터의 수집을 포함해야 한다. 소아과의 경우, 비교적 적은 수의 아동을 검사하는 시설에서는 이 수를 줄여야 할 수도 있다. 자동등록이라면 사용 가능한 모든 적절한 데이터를 사용해야 한다.

(392) 50 명 미만의 환자(예: 평균 체중이 70 ± 5 kg인 60~80 kg의 환자)로부터 데이터를 수집하는 경우에는 성인 환자의 체중 표준화를 진단절차 표본조사에 포함해야 한다.

(393) HIS와 RIS는 많은 수의 환자에 대한 데이터를 제공할 수 있지만 환자 체중을 포함하지 않을 수 있다. 모든 DRL 표본조사와 마찬가지로 결과는 데이터 입력의 정확성에 달려 있다.

(394) RIS 및 관련 소프트웨어는 DRL양에 대한 데이터가 현지 또는 국가 등록을 통해 자동으로 수집되도록 할 수 있다. 자동화된 프로세스가 사용될 경우, 특정 절차의 모든 경우에 대한 데이터가 확보되어 최적화를 위해 사용되어야 한다.

8.5. DRL값 설정

(395) DRL값은 선정된 의료 촬영업무에 대해 정의된 임상 및 기술 요건에 연계되

어야 한다.

(396) DRL값을 설정할 때 임상업무에 필요한 적정 영상품질 또는 진단정보가 우선적으로 고려되어야 한다. DRL값은 서로 다른 임상업무, 특히 조직의 내부 구조 또는 결절의 식별처럼 시각화 차이가 중요한 CT에서는 다를 수 있다. 각기 다른 업무는 다양한 노출 수준에서 서로 다른 영상 필터 사용을 요구할 수도 있다.

(397) DRL값을 개발할 때 수집되는 모든 데이터가 모든 참여 시설에서 유사한 절차로부터 오는 것이 중요하다. 이로써 시설 간 비교가 유효하고 유용하게 유지되도록 보장한다.

(398) 통상 포함되는 보기 및 절차와 관련된 임상업무를 상세하게 명시하는 것이 중요할 수 있다. 이것은 상이한 임상지시에 대해 상이한 노출인자 또는 상이한 보기(또는 보기의 수)가 사용되는 경우에 요구될 수 있다.

(399) 동일한 절차에 대해 두 종류 촬영기기(예: PET-CT, SPECT-CT)를 사용하는 경우, 두 기기 모두에 대해 DRL값을 독립적으로 설정하고 제시함이 적절하다.

(400) DRL값은 특정 시점에서의 관행 상태 및 사용 가능한 기술(사후처리 소프트웨어 포함)에 따라 달라진다.

(401) 합의된 체중 범위 내에서 대표적인 환자 표본으로부터 수집된 자료 분포의 중앙값(평균치가 아님)이 DRL값과 비교에 사용되어야 한다. 평균은 몇 개의 높은 값이나 낮은 값에 의해 크게 영향을 받을 수 있다.

(402) 국가 DRL값은 대표적인 센터의 표본에서 얻은 중앙값의 제75 백분위수로 설정해야 한다.

(403) 지역(여러 나라) DRL값을 만들 때는 해당 지역 국가에서 국가 DRL값의 중앙값(각각 제75 백분위수로 설정됨)으로 설정해야 한다. 이용 가능한 데이터 표본이 적다면, 관련 국가 사이 합의를 통해 다른 접근 방식을 사용할 수 있다.

(404) DRL값을 설정하고 업데이트하는 과정은 유연하면서도 역동적이어야 한다. 유연성은 가용 데이터가 거의 없는 절차(예: 소아과 환자의 중재방사선 절차) 또는 하나나 소수 센터에서만 제공되는 절차에 필요하다. 더 넓은 표본조사가 수행되기

를 기다리는 동안 이들 데이터에서 초기 DRL값이 도출될 수 있도록 하기 위해서는 역동적 과정이 필요하다.

(405) 대부분 병원에서 어떤 절차가 정기적으로 수행되지 않는 경우, 관련 절차의 작업 부하가 있는 단일 대형병원(예: 전문 소아병원)의 데이터를 사용하여 현지 DRL값을 결정할 수 있다.

(406) 한 영상의학과 그룹에 의해 설정된 현지 DRL값은, 이미 최적화에 많은 노력이 투입된 경우 역할을 할 수 있다. 이런 그룹은 일반적으로 현지 관행에 대해 보다 정기적인 표본조사를 토대로 국가 DRL값보다 낮은 현지 DRL값을 설정할 수 있다. 시설 또는 X선실 수가 적을 경우, DRL양 값 분포의 중앙값을 '전형치'로 설정하도록 권고한다. 또한 유사한 수준의 영상품질을 달성하는 데 사용되는 방사선량을 줄일 수 있는 신기술에 대해서도 전형치를 설정할 수 있다.

(407) 공표된 DRL값은 환자 데이터가 수집된 현지 그룹, 국가 또는 지역, 데이터가 근거한 '표준'환자의 체격, 특정 검사의 세부사항 및 표본조사 날짜에 대한 설명서를 동반해야 한다.

8.6. 중재방사선 절차에 대한 DRL

(408) ICRP는 중재방사선 절차에 적용한 것과 같이 DRL 프로세스에 대해서도 '진단참조준위' 용어를 계속 사용하도록 권고한다.

(409) 중재방사선 절차에서는 DRL값을 설정에 복잡성을 고려할 수 있으며, 더 복잡한 절차에 대해서는 DRL값에 배가인자를 적용하는 것이 적절할 수 있다.

(410) 가능하다면, 제한된 표본뿐만 아니라 수행되는 모든 중재방사선 절차의 데이터를 조사하여 현지 및 국가 DRL값을 도출해야 한다.

8.7. 소아과 DRL

(411) 아동 체중이 미숙아에서 똥똥한 청소년까지 100배 이상으로 변할 수 있기

때문에, 단일 '대표 환자'를 소아과 촬영에 대한 DRL을 정의하는 데 사용하면 안 된다.

(412) 아동 검사에 사용되는 방사선의 양은 신생아부터 성인 체격의 청소년에 이르기까지 환자의 체격과 체중이 크게 달라지기 때문에 엄청나게 변할 수 있다. 환자 방사선량의 이러한 변화는 당연하지만, 부정확한 기법으로 인한 환자선량의 편차나 소아 질환 및 소아환자 체격 모두를 고려하여 촬영 프로토콜을 성인에서 아동으로 조정하지 않아 발생하는 편차는 적절하지 않다.

(413) 몸통 검사에 대한 소아과 DRL값 설정에는 체중 밴드를 사용하도록 권고하며, 소아과에서 권장되어야 한다. 나이가 유일하게 이용할 수 있는 척도라면 연령 밴드를 사용할 수 있다.

(414) 머리를 포함하는 검사에 대한 DRL값을 설정하는 데는 연령 분류를 사용하도록 권고한다.

(415) CT의 경우, DRL양은 $CTDI_{vol}$ 과 DLP이며, 몸통 검사의 경우 32 cm 직경 모의체를, 머리 검사의 경우 16 cm 직경 모의체를 사용하여 교정하는 것이 바람직하다. 이들 DRL양의 값은 환자 검사를 통해 얻어야한다. SSDE는 최적화를 위한 추가 정보원으로 사용될 수 있다.

(416) 최신 CT스캐너는 유효직경 또는 환자 등가두께를 결정할 수 있게 한다. 이것은 소아과 DRL 설정을 위한 추가적인 개선으로 고려되어야 한다.

(417) 핵의학 촬영에서는, 체중에 연관된 합의된 인자에 기초하여 투여 방사능을 조정하는 것을 고려해야 한다. 소아과 검사에 대해서는 조정해야 한다.

8.8. 임상 관행에 DRL 적용

(418) 국가 및 지역 DRL값은 정기적 간격(3~5년)으로 수정되어야 하며, 기술, 새로운 촬영 프로토콜 또는 영상 후처리에 상당한 변화가 있을 경우에는 더 빈번하게 수정되어야 한다.

(419) 특정 X선사용실, 영상의학과 또는 기타 시설을 위해 합의된 체중 범위 내에 있는 대표적 표본 환자의 의료 촬영 절차에 대한 DRL양의 중앙값을 현지, 국가 또는 지역 DRL값과 비교하여, 해당 장소의 데이터가 예상보다 훨씬 높거나 낮은지 여부를 확인해야 한다.

(420) 절차에 대한 현지 또는 국가 DRL값이 일관되게 초과하는 경우, 부당한 지체 없이 조사를 수행하고 적절한 경우 시정조치를 취해야 한다.

(421) 시정조치가 요구되더라도, DRL값은 선량한도가 아니라는 것을 유의해야 할 필요가 있다.

(422) 시정조치(방호최적화)는 장비 성능, 사용된 설정 및 검사 프로토콜에 대한 검토를 포함해야 한다. 가장 관련성이 높은 인자로는 표본조사 방법론, 장비성능, 절차 프로토콜, 운영자 기량, 그리고 중재방사선 기법의 경우에는 절차 복잡성이다.

(423) 최적화 과정에서는 항상 의료 촬영업무에 필요한 영상품질 수준을 고려해야 한다. 영상품질은 검사의 임상목적에 적합해야 한다.

(424) 시설의 DRL양에 대한 중앙값이 DRL값보다 상당히 낮으면 영상품질(또는 여러 영상이 사용되는 경우에는 진단 정보)이 악영향을 받을 수 있다. 영상품질은 검사 프로토콜을 검토할 때 우선순위로 검토되어야 한다.

(425) DRL 감사 프로세스는 1회 평가로 종료되지 않는다. 모든 최적화 후에는 다시 평가가 필요하며, 적절한 시간 간격으로 전체 프로세스를 반복해야 한다.

(426) DRL 관련 데이터가 등록체계에 지속적으로 제출되지 않는다면 DRL양의 현지 표본조사는 일반적으로 QA 프로그램의 일부로 수행되어야 한다. 등록체계에 지속적으로 제출된다면 등록체계 데이터 검토가 수행되어야한다. 각 X선장치에 대해 선정된 대표적인 검사는 약 3년 간격으로, 그리고 기술이나 소프트웨어의 상당한 변화가 도입된 경우에는 그때마다 실시해야 한다.

(427) CT 및 중재 적 절차에서, 데이터가 등록체계에 지속적으로 제출되지 않는다면 QA 프로그램의 일환으로 DRL양에 대한 현지 표본조사를 매년 수행해야 한다. 데이터가 지속적으로 등록체계에 제출된다면 등록체계 데이터의 검토를 적어도 매년 수행해야 한다. SPECT-CT 및 PET-CT에서도 QA 프로그램 일환으로 표본

조사 또는 등록체계 데이터 검토도 매년 실시하는 것이 적절하다.

(428) DRL양에 대한 지속적인 데이터 수집이 등록체계 또는 전자 데이터베이스의 데이터 자동조사를 통해 가능할 경우, 선량관리 과정은 모든 데이터를 정기적으로 검토하여 부정적 추세를 발견하는 방식을 취할 수 있다.

(429) 치과 방사선 촬영을 최적화하고 관리하는 방법은 다른 X선 적용 방법과 다르다. 치과 DRL값은 일상 시험 중에 측정된 입사공기커마로 설정된다. 시험 결과를 바탕으로 프로토콜 변경(장비 설정)이나 조정에 대해 권고할 수 있다. 조사자는 방호를 최적화하기 위해 치과의사와 협력해야 한다. 이러한 노력이 있어야 신기술과 연관된 방호의 개선이 실현될 수 있다.

부록 A

DRL에 관한 ICRP 이전 권고

- DRL은 의료에서 방사선방호 최적화에 사용된다. DRL은 비정상적으로 높은(또는 낮은) 수준을 식별하고 일관되게 이를 초과(또는 미달)하는지 현장 검토를 요구하는 일종의 조사준위이다.
- DRL은 지역, 국가 및 현지의 수임기관이 사용해야 한다. 수임기관은 DRL 개념의 이행을 요구할 수 있다.
- DRL 수치는 임의로서, 규제나 상업적 목적이 아니며 선량제한치도 아니고 선량한도나 선량제한치와 연계되지도 않는다.
- DRL 개념은 값의 선정과 이행에 유연성을 허용한다.
- ICRP의 이전 조언은 DRL에 대한 양, 수치 값 또는 상세한 이행에 대해 설명하지 않았다. 이는 현지, 국가 또는 지역의 수임기관의 업무이며 이들이 해당 영역에서 수요를 충족시켜야 한다.
- 이전 조언의 해석은 조언에 합치하는 합리적이고 현실적인 접근은 의료촬영에서 환자선량 관리를 개선할 것이라는 것이다.

A.1. 서론

(430) 이전에 지역, 국가, 현지의 수임기관과 임상계가 진단방사선과 핵의학 부문에서 실용적 도구로서 DRL을 적용하는 데 대해 조언했다(ICRP, 2001a). 의료촬영 업무에 상응하는 양호한 영상품질이나 적절한 진단정보를 달성하는 것이 우선하는 임상목표이다. 그 다음으로 DRL이 환자선량이 임상목적과 상응하도록 환자선량을 관리하는 것을 돕는데 사용된다.

(431) 그 당시에는 수임기관이 의료전문 그룹과 협력하여 의료촬영 업무를 위한 DRL을 수립하기 위한 여러 접근에 대해 검토했다. 접근법이 목표와 방법론에서 동일하지는 않으면서도 관심있는 의료촬영 업무, 지역, 국가, 현지의 관행 상태, 기

술 이행에 대한 지역, 국가 및 현지의 선호도에 따라 DRL 개념을 적용하는 여러 방법이 있다고 결론지었다.

(432) 기존 ICRP 지침을 어렵검토하고 선택했던 접근법을 요약하고 추가 권고를 내기도 했다(ICRP, 2001). 그때 주어진 조언이 이전 ICRP 지침과 일치하는 DRL 기틀을 제공했지만 그 선정과 사용에는 더 큰 유연성을 허용했다. 일부 예시로는 주어졌지만 사용할 양, 그 양에 설정될 수치 값, 지역, 국가 또는 현지에서 수임기관이 어떻게 DRL을 이행할 것인지에 대한 기술적 상세에 대해서는 조언이 명시하지 않았다. 그 정보에 대한 검토와 요약을 여기 실는다.

A.2. 기존 ICRP 지침

(433) ICRP 60(1991)은 의료피폭에서 방호최적화 절의 S34항에서 다음과 같이 권고하고 있다.

‘일부 보편적 진단절차에 적용하기 위해 적절한 전문기구나 규제기관이 설정한 선량제약치, 또는 조사준위의 사용에 대해 고려해야 한다. 이 값들은 건전한 임상판단이 지시할 때는 더 높은 선량을 허용하도록 유연성을 가지고 적용해야 한다.’

(434) ICRP 73(1996)은 용어 ‘DRL’을 도입하고 더 넓은 ICRP의 참조준위 개념 속에서 그 위치를 설명했으며 ICRP 60 S34항의 권고를 보다 상세히 확장했다(ICRP 73, 제99~106항). 그 요점은 아래와 같다.

- (a) 사용하는 용어는 ‘DRL’이다.
- (b) DRL은 환자선량 수준이 비정상적으로 높은 상황을 식별하기 위한 단순한 시험으로 사용하기 위한 조사준위의 일종이다. 만약 절차가 일관되게 DRL을 초과하는 것으로 나타나면 절차와 기기에 대한 현장 검토를 실시하여 방호가 적절히 최적화되었는가를 확인해야 한다. 원론적으로 하단 준위도 있을 수 있다(즉, 그 준위 아래서는 적절한 의료영상을 얻는 데 불충분한 방사선량인 준위).
- (c) DRL은 전문가 판단을 보조하며 좋고 그른 의료를 가르는 선을 제시하는 것이 아니다. DRL을 규제나 상업적 목적으로 사용하는 것은 부적절하다. DRL은 선량제약치가 아니며 한도나 제약치와 연계되는 것도 아니다. DRL 수치는 조연용이다.
- (d) 검사 유형은 영상의학과 핵의학을 포함한다(즉, 보편적 검사와 포괄적으로 규

정된 유형의 기기).

- (e) DRL은 의료전문기구가 설정하며, 구체적 국가나 지역에서 환자에게서 관찰된 분호의 어떤 백분위점을 사용한다.
- (f) 해당 양은 진단방사선학에서는 단순한 표준 모의체나 대표환자 표면에서 공기나 조직등가물질의 흡수선량, 진단 핵의학에서는 투여 방사능처럼 쉽게 측정되는 것이어야 한다.

A.3. 의료 촬영에서 참조준위에 대한 이전 검토

(435) 이전에 의료 촬영에 사용되는 참조준위(DRL의 과거 용어)에 대한 여러 접근이 있어 왔다. 전형적으로 참조준위는 조사준위(즉, 하나의 QA 도구)로서 사용되었고 값은 조언용이었다. 그러나 수임기관은 DRL 개념의 이행을 요구할 수 있다.

(436) 비록 당시 영상의학과 핵의학에서 사용하는 기준은 달랐지만(여전히 그렇다.) 참조준위를 설정하는 비교적 일관된 기준이 있어 왔다. 일반적으로 영상의학과에서는 해당 국가나 지역에서 의료관행에서 관찰되는 환자의 선량계측량 분포로부터 도출되었다. 보통 상단 값만 규정하고 하단 값은 명시하지 않았다. 핵의학에서는 보통 참조준위가 인정된 관행과 습관에 근거한 실용적 투여 방사능에서 도출되었다. 전형적으로 모든 참조준위는 수임기관과 전문기구나 전문가 집단 사이 협력(즉, 동료 임상개입)을 통해 개발되었다.

(437) 여러 참조준위의 목표도 달랐다. 참조준위가 선정된 의료 촬영업무에 적용되지만 종종 임상적 또는 기술적 조건이 목표에 종속되는 정의 수준으로 충분히 규정되지 않았다. 적어도 일반 목표 셋이 발견된다.

- (a) 분포에서 정당하지 않게 높거나 낮은 값의 수를 식별하고 감축해 일반적 의료 촬영업무에서 관찰되는 현지, 국가, 지역 분포를 개선함.
- (b) 보다 구체적 의료 촬영업무에 대해 모범관행을 장려함.
- (c) 특정 의료 촬영 프로토콜에 대한 값의 최적 범위를 장려함.

(438) 많은 상이한 양이 참조준위로 사용되었다. 선정된 양은 임상절차 유형에 종속적이었는데, 예를 들면 그 양이 개별 투영, 다중 투영이나 방사선장 위치로 구성되는 절차나 검사 또는 진단 핵의학 절차(즉, 구체적 방사성의약품과 임상 목적)이었다. 사용한 양은 참조준위를 설정하는 기구에 따라서도 달랐고 추구하는 목표,

현장 취향, 고유한 조사조건에도 의존했다.

(439) 상기 고찰은 일련의 참조준위에 대한 고려와 접근을 드러냈는데 그 특성을 ICRP 보조지침 2(ICRP, 2001)의 표1(참조준위 일람)과 표2(참조준위에 대한 접근)에 보였다. 표1과 표2는 그 이전에 여러 수임기관이 선정한 접근과 값들을 열거한다. 표1과 표2는 배경 정보이며, ICRP(2001)이나 여기 이 재생에서 추가 조언의 일부는 아니다.

A.4. 기저 고려

(440) DRL로 사용되는 양 수치의 변화와 환자의 상대위험을 결정하는 환자 조직선량의 변화 사이 관계를 바르게 설명하려면 다음의 고려가 중요하다.

- (a) DRL 수치는 의료 촬영업무를 위한 규정된 임상적, 기술적 요건에 결부되어야 한다. 요건은 일반적인 수도 구체적인 수도 있다.
- (b) 선정된 의료 촬영업무를 거치는 환자 사이에 체내의 상대적 조직선량 분포는 크게 변하지 않는다. 측정된 양의 비례적 변동은 개별 조직선량의 비례적이고 균일비율 변동에 상응한다. 만약 조사야 크기, 조사야 위치, 빔 품질, 기타 체내 선량분포를 변경하는 기술적 인자의 상이함으로 인해 체내 상대적 조직선량 분포가 DRL을 수립할 때 사용한 것과 크게 다르다면 조직선량(따라서 환자 위험)의 변동을 측정량 변동에 관해 해석하는 것이 모호해진다. DRL을 설정할 때 지역, 국가 또는 현지의 수임기관이나 전문그룹이 이러한 고려를 잘 알아야 한다.

A.5. ICRP 보조지침 2(2001)에 제공된 DRL에 관한 조언

A.5.1. DRL의 목적

(441) DRL은 다음과 같은 목적으로 사용될 수 있다.

- (a) 정당하지 않게 높거나 낮은 값의 빈도를 감축해 일반적 의료 촬영업무에 대해 관찰된 결과의 현지, 국가 또는 지역 분포를 개선함.

(b) 보다 구체적 의료 촬영업무에서 모범관행을 나타내는 좁은 범위 값의 달성을 조장함.

(c) 지정된 의료 촬영 프로토콜에 대해 최적 범위 값의 성취를 조장함.

‘일반 촬영업무’는 일반 임상목적에서 기타 인자의 최소 사양으로 수행되는 촬영업무이다(예: 임상목적과 기술인자가 명시되지 않은 후전향PA 흉곽촬영). ‘보다 구체적 의료 촬영업무’는 임상목적이 명시되지만 기타 기술적, 임상적 상세에서는 의료기관 사이 차이를 인정하는 촬영업무이다[예: 임상목적과 일반 기술인자(예: 높은 kVp)는 명시되지만 상세 기술인자는 규정하지 않음]. ‘특정 의료 촬영 프로토콜’은 한 시설(또는 동맹 다수 시설)에서 따르거나 명목적 기준선이 되는 충실히 규정된 명세의 집합을 가지는 임상 프로토콜이다(예: 절차의 임상목적, 기술 수행, 영상품질 기준, 있을 수 있는 환자 고유 특성, 기타 해당 인자를 명시하는 PA 흉곽 촬영). 주어진 의료 촬영업무에 대해 수입기관이 선정 한 임상적, 기술적 조건에서 명세 정도 차이에 따라 (a), (b)나 (c)를 사용한다.

(443) 관행에서 관찰된 값이 일관되게 선정된 상단 또는 하단 수준을 벗어나면 적절한 현장 검토와 조치를 취해야 한다. 이 과정은 일반적으로 환자가 받는 불필요한 조직선량을 회피하는 것을 돕고 따라서 불필요한 기인 방사선 보건영향 위험을 방지하는 데 도움이 된다.

A.5.3. 정의 및 사례

(444) 이 소절은 소절2.5.2에서 언급한 사용에 대해 이전에 ICRP(2001)가 제시한 물리량과 그것을 DRL에 적용한 예를 제시한다. 예는 권고가 되는 것은 아니지만 일반적 조건의 예증이 된다. 여러 의료 촬영기기에서 바람직한 양에 대한 보다 집중논의는 이 간행물의 해당 장에서 찾아볼 수 있다.

(445) 물리량과 그것을 일반적 의료 촬영업무에 대해 관측된 값의 지역, 국가, 현지 분포에 적용하는 것의 예는 다음과 같다.

(a) 주어진 방사선 투영에 대해 mGy 단위의 $K_{a,i}$ 나 $K_{a,e}$

(b) 잘 알려진 임상연구 해부영역에 대한 주어진 유형의 형광투시 검사에서 Gy cm^2 나 mGy cm^2 단위의 P_{KA}

(c) 주어진 핵의약품으로 주어진 핵의학 촬영업무에서 MBq 단위의 투여 방사능.

(446) 물리량과 보다 구체적인 의료 촬영업무에서 모범관행을 대표하는 좁은 범위

값 달성을 조장하기 위한 적용의 예는 다음과 같다.

- (a) 주어진 방사선 촬영업무에 대해 mGy 단위의 $K_{a,i}$ 나 $K_{a,e}$. 임상목적은 규정지만 X선장치, 기술인자 및 영상품질 기준은 시설마다 다를 수 있다.
- (b) 잘 알려진 임상연구 해부영역에 대한 주어진 유형의 CT검사(예: 일상적 복부 CT 촬영)에서 $Gy\ cm^2$ 나 $mGy\ cm^2$ 단위의 P_{KA}
- (c) 특정 형광투시 검사에서 $mGy\ cm^2$ 단위의 P_{KA} . 임상목적이 명확히 규정되지만, 기기 유형, 기술인자, 환자 특성은 의료기관 내부적으로나 시설들 사이에 다를 수 있다. 상대적 조직선량 분포는 미미하게 변동할 것으로 예상되어 P_{KA} 에서 비례적 변화가 개별 피폭조직의 흡수선량 변화와 거의 비례하게 된다.

(447) 물리량 예와 명시된 의료 촬영 프로토콜에 대한 값의 최적범위 달성을 조장하기 위한 적용은 다음과 같다.

- (a) 구체적 CT 프로토콜에 대한 kVp 단위 관전압, 임상목적, 기기 유형, 기술인자 및 환자 특성이 정의된다.
- (b) SPECT에서 구체적 핵의약품을 사용한 구체적 촬영 프로토콜을 위한 MBq 단위의 투여 방사능, 임상목적, 기기 유형, 기술인자 및 환자특성이 규정된다.

A.5.4. 형광투시 안내 중재절차에 대한 주의

(448) FGI 절차에 대해 DRL은 원칙적으로 확률론적 방사선영향의 확률을 줄이기 위한 환자선량 관리를 조장할 수 있다. 그러나 형광투시 절차의 복잡성과 소요시간은 구체적 절차마다 매우 광범하여 관측된 환자선량 분포는 규정된 프로토콜에서조차 개별 임상 여건에 강하게 의존한다. 가능한 접근은 통상적 임상 및 기술 인자뿐만 아니라 절차의 상대적 '복잡성'도 고려하는 것이다. 환자선량과 확률론적 위험을 적절히 평가하기 위해서는 둘 이상의 양(즉, 복수 DRL)도 필요할 수 있다.

(449) DRL은 FGI 절차로부터 조직반응(예: 방사선 유발 피부상해) 관리에 적용되지 않는다. 이 경우, 정당하지만 길고 복잡한 절차를 거치는 개인 환자의 조직반응을 피하는 것이 목적이다. 여기서는 해당 환자에게 실제 절차가 수행될 때 실시간으로 조직반응 문턱선량에 근접하거나 초과하지 않는지 감시할 필요가 있다. 해당되는 위험양은 최대누적선량이 있는 피부 부위의 흡수선량이다. 도움이 되는 접근은 환자 기록이나 가료(잠재적 방사선 유발 피부상해와 관련된)에 대해 여러 임상조치가 취해진 위치의 피부에 최대 누적 흡수선량 값을 선정하는 것이다(ICRP, 2000). 그 다음 실제 절차 중에 피부에 최대 누적흡수선량을 지시하는 데 도움이

되는 적절한 양을 감시한다. 그로부터 ICRP는 최대 누적피부흡수선량을 감시하는데 대한 조언을 제공해 왔다(ICRP, 2013a).

A.5.5. DRL 설정에서 현지 유연성

(450) DRL은 환자선량이 임상목적에 상응하도록 환자선량 관리를 돕기 위해 수임기관이 사용해야 한다.

(451) DRL 개념은 수임기관이 자신의 여건에 적절한 목적에 맞추도록 그 양이나 수치, 기술적, 임상적 명세의 선택에 유연성을 인정한다. DRL을 설정하는 안내 원칙은 다음과 같다.

- (a) 의료 촬영업무의 임상적, 기술적 조건의 명세 정도를 포함하여 지역, 국가, 현지의 목적을 명확히 정의한다.
- (b) 선정된 DRL값은 해당 지역, 국가, 현지 데이터에 근거해야 한다.
- (c) DRL로 사용되는 양은 현실적으로 획득 가능해야 한다.
- (d) DRL로 사용되는 양은 환자 조직선량의 상대적 변동, 따라서 주어진 의료 촬영 업무에서 환자 위험의 상대적 변동에 대한 적절한 척도여야 한다.
- (e) DRL을 실제에 적용하는 방법이 명확히 설명되어야 한다.

(452) 수임기관은 의학전문기구와 함께 자신의 구체적 수요에 적합하고 DRL이 적용되는 지역, 국가 또는 현지와 일관되도록 DRL을 설정할 것을 권고한다.

참고문헌

- AAPM, 2011a. Size-specific Dose Estimates(SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204. American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD.
- AAPM, 2011b. AAPM Recommendations Regarding Notification and Alert Values for CT Scanners: Guidelines for Use of the NEMA XR 25 CT Dose-Check Standard. AAPM Dose Check Guidelines Version 1. American Association of Physicists in Medicine, Alexandria, VA, USA.
- AAPM, 2014. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size- Specific Dose Estimates(SSDE) in CT. Report of AAPM Task Group 220. American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD.
- Abi-Jaoudeh, N., Fisher, T., Jacobus, J., et al., 2016. Prospective randomized trial for imageguided biopsy using cone-beam CT navigation compared with conventional CT. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 27, 1342-1349.
- ACR-SPR, 2014. ACR-SPR Practice Parameter for Performing FDG-PET/CT in Oncology. American College of Radiology, Reston, VA. Available at: http://www.acr.org/_/media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/FDG_PET_CT.pdf(last accessed 29 June 2017).
- ACR, 2013. ACR-AAPM Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical X-ray Imaging. American College of Radiology, Reston, VA. Available at: http://www.acr.org/_/media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/Reference_Levels_Diagnostic_Xray.pdf(last accessed 29 June 2017).
- ACR-AAPM, 2015. ACR-AAPM Practice Parameter for Reference Levels and Achievable Administered Activity for Nuclear Medicine and Molecular Imaging. American College of Radiology, Reston, VA. Available at: http://www.acr.org/_/media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/Reference_Levels.pdf(last accessed 29 June 2017).
- Alessio, A.M., Farrell, M.B., Fahey, F.H., 2015. Role of reference levels in nuclear medicine: a report of the SNMMI Dose Optimization Task Force. *J. Nucl. Med.* 56, 1960-1964.
- Ardenfors, O., Svanholm, U., Jacobsson, H., et al., 2015. Reduced acquisition times in whole body bone scintigraphy using a

- noise-reducing Pixon-algorithm - a qualitative evaluation study. EJNMMI Res. 5, 48.
- ARSAC, 2006. Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, Health Protection Agency, Chilton.
- ARSAC, 2014. Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. Department of Health, Public Health England, and Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, Chilton. Available at: <https://www.gov.uk/government/publications/arsac-notes-for-guidance> (last accessed 10 August 2017).
- Asada, Y., Suzuki, S., Minami, K., Shirakawa, S., 2014. Results of a 2011 national questionnaire for investigation of mean glandular dose from mammography in Japan. J. Radiol. Prot. 34, 125-132.
- Avramova-Cholakova, S., Dimcheva, M., Petrova, E., et al., 2015. Patient doses from hybrid SPECT-CT procedures. Radiat. Prot. Dosim. 165, 424-429.
- Balter, S., Schueler, B.A., Miller, D.L., et al., 2004. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR Study. Part III: dosimetric performance of the interventional fluoroscopy units. J. Vasc. Interv. Radiol. 15, 919-926.
- Balter, S., Miller, D.L., Vañó, E., et al., 2008. A pilot study exploring the possibility of establishing guidance levels in x-ray directed interventional procedures. Med. Phys. 35, 673-680.
- Balter, S., Rosenstein, M., Miller, D.L., Schueler, B., Spelic, D., 2011. Patient radiation dose audits for fluoroscopically guided interventional procedures. Med. Phys. 38, 1611-1618.
- Becker, M.D., Butler, P.F., Bhargavan-Chatfield, M., et al., 2016. Adult gamma camera myocardial perfusion imaging: diagnostic reference levels and achievable administered activities derived from ACR accreditation data. J. Am. Coll. Radiol. 13, 688-695.
- Bernardi, G., Padovani, R., Morocutti, G., et al., 2000. Clinical and technical determinants of the complexity of percutaneous transluminal coronary angioplasty procedures: analysis in relation to radiation exposure parameters. Catheter. Cardiovasc. Interv. 51, 1-9 discussion 10.
- Bhargavan-Chatfield, M., Morin, R.L., 2013. The ACR computed

- tomography dose index registry: The 5 million examination update. *J. Am. Coll. Radiol.* 10, 980-983.
- Boellaard, R., Delgado-Bolton, R., Oyen, W.J.G., et al., 2015. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 42, 328-354.
- Boone, J.M., 1999. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo Assessment. *Radiology.* 213, 23-37.
- Botros, G.M., Smart, R.C., Towson, J.E., 2009. Diagnostic reference activities for nuclear medicine procedures in Australia and New Zealand derived from the 2008 survey. *ANZ Nucl. Med.* 40, 2-11.
- Buls, N., Page' s, J., de Mey, J., Osteaux, M., 2003. Evaluation of patient and staff doses during various CT fluoroscopy guided interventions. *Health Phys.* 85, 165-173.
- Chambers, C.E., Fetterly, K.A., Holzer, R., et al., 2011. Radiation safety program for the cardiac catheterization laboratory. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 77, 546-556.
- Charnock, P., Moores, B.M., Wilde, R., 2013. Establishing local and regional DRLs by means of electronic radiographical x-ray examination records. *Radiat. Prot. Dosim.* 157, 62-72.
- Cody, D.D., Fisher, T.S., Gress, D.A., et al., 2013. AAPM Medical Physics Practice Guideline 1.a: CT protocol management and review practice guideline. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14, 3-12.
- Conway, B.J., Suleiman, O.H., Rueter, F.G., McCrohan, J.L., 1992. Patient equivalent attenuation phantoms. *Radiat. Prot. Dosim.* 43, 123-125.
- Cook, T.S., Zimmerman, S., Maidment, A.D.A., Kim, W., Boonn, W.W., 2010. automated extraction of radiation dose information for CT examinations. *J. Am. Coll. Radiol.* 7, 871-877.
- Cook, T.S., Zimmerman, S.L., Steingall, S.R., et al., 2011. Informatics in radiology: RADIANCE: an automated, enterprise-wide solution for archiving and reporting CT radiation dose estimates. *Radiographics.* 31, 1833-1846.
- Corredoira, E., Vañó, E., Ubeda, C., Gutiérrez-Larraya, F., 2015. Patient doses in paediatric interventional cardiology: impact of 3D rotational angiography. *J. Radiol. Prot.* 35, 179-195 Erratum in: *J. Radiol. Prot.* 35, 491.
- CRCPD/CDRH, 1992. Average Patient Exposure Guides - 1992. CRCPD

- Pub. 92-4. Conference of Radiation Control Program Directors, Frankfort, KY, USA.
- CRCPD, 2003. Use of radionuclides in the healing arts. In: Suggested State Regulations for Control of Radiation, Volume I(Ionising Radiation), Part G, CRCPD dynamic document. Conference of Radiation Control Program Directors, Frankfort, KY, USA. Available at: <http://www.crcpd.org/SSRCRs/gpart.pdf>(last accessed 29 June 2017).
- Daly, B., Templeton, P.A., 1999. Real-time CT fluoroscopy: evolution of an interventional tool. *Radiology*. 211, 309-315.
- Dance, D.R., 1990. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys. Med. Biol.* 35:1211-351219.
- Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., Beckett, J.R., Kotre, C.J., 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* 45, 3225-3240.
- Dance, D.R., Young, K.C., van Engen, R.E., 2009. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 54, 4361-4372.
- Dance, D.R., Young, K.C., van Engen, R.E., 2011. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 56, 453-471.
- Dance, D.R., Young, K.C., 2014. Estimation of mean glandular dose for contrast enhanced digital mammography: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 59, 2127-2137.
- De Crop, A., Smeets, P., Hoof, T.V., et al., 2015. Correlation of clinical and physical-technical image quality in chest CT: a human cadaver study applied on iterative reconstruction. *BMC Med. Imag.* 15, 32.
- D'Ercole, L., Thyriou, F.Z., Bocchiola, M., et al., 2012. Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures. *Physica. Medica.* 28, 61-70.
- DICOM, 2014. Supplement 159. Radiopharmaceutical Radiation Dose Reporting. DICOM Standards Committee, Rosslyn, VA, USA. Available at: ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup159_ft.pdf(last accessed 10 August 2017).

- DIMOND, 2006. European Programme. Digital Imaging: Measures for Optimization of Radiological Information Content and Dose, Luxembourg. Available at: http://cordis.europa.eu/project/rcn/52375_en.html (last accessed 15 August 2017).
- Doyle, P., Martin, C.J., 2006. Calibrating automatic exposure control devices for digital radiography. *Phys. Med. Biol.* 51, 5475-5485.
- EANM, 2015. Guidelines. European Association of Nuclear Medicine, Vienna. Available at: <http://www.eanm.org/publications/guidelines/index.php?navId¼37&PHPSESSID¼okn9uumdi20mmfjuop6edr7j87>(last accessed 29 June 2017).
- EC, 1996a. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Report EUR 16260. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 1996b. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 1997. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. *Off. J. Eur. Commun.* L180, 22-27.
- EC, 1999a. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262 EN. Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 1999b. Guidance on Diagnostic Reference Levels for Medical Exposures. Radiation Protection 109. European Commission, Brussels. Available at: https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/109_en.pdf(last accessed 14 March 2015).
- EC, 2008. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-ray Procedures. Radiation Protection No. 154 . European Commission, Directorate-General for Energy and Transport, Luxembourg. Available at: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/154.zip>(last accessed 10 August 2017).
- EC, 2012. Radiation Protection No. 172. Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology - Evidence Based Guidelines. European Commission, Luxembourg. Available at: <http://www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial>-radiology(last accessed 29 June 2017).
- EC, 2013. Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying

- down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/. Euratom and 2003/122/Euratom. Off. J. Eur. Union L13, 1-73. Available at: <http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2014:013:0001:0073:EN:PDF>(last accessed 30 June 2017).
- EC, 2014.(Part 1) Medical Radiation Exposure of the European Population.(Part 2) Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries. Radiation Protection No. 180. European Commission, Luxembourg. Available at: <https://ec.europa.eu/energy/en/radiation-protection-publications>(last accessed 29 June 2017).
- EC, 2016. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. Radiation Protection 185. European Union, Luxembourg.
- EC, 2017. European Guidelines on DRLs for paediatric imaging(in press). European Commission, Luxembourg.
- Escalon, J.G., Chatfield, M.B., Sengupta, D., Loftus, M.L., 2015. Dose length products for the 10 most commonly ordered CT examinations in adults: analysis of three years of the ACR Dose Index Registry. J. Am. Coll. Radiol. 12, 815-823.
- EMA, 2013. Guideline on Core SmPC and Package Leaflet for Technetium(99mTc) Sestamibi. European Medicines Agency, London. Available at: http://www.ema.europa.eu/docs/en_GB/document_library/Scientific_guideline/2013/12/WC500158406.pdf(last accessed 29 June 2017).
- Etard, C., Celier, D., Roch, P., Aubert, B., 2012. National survey of patient doses from wholebody FDG PET-CT examinations in France in 2011. Radiat. Prot. Dosim. 152, 334-338.
- EU, 2006. European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, fourth ed. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg. Available at: <http://www.euref.org/downloads?download¼24:europaenguidelines-for-quality-assurance-in-breast-cancer-screening-and-diagnosis-pdf>(last accessed 29 June 2017).
- EU, 2013. European Directive 2013/59/EURATOM. Off. J. Eur. Union L13, 1-73. Available at: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/CELEX-32013L0059-ENTXT.pdf>(last accessed 28 June 2017).
- Fahey, F.H., Bom, H.H., Chiti, A., et al., 2015. Standardization of

- administered activities in pediatric nuclear medicine: a report of the first Nuclear Medicine Global Initiative Project, Part 1. Statement of the issue and a review of available resources. *J. Nucl. Med.* 56, 646-651.
- Fahey, F.H., Bom, H.H., Chiti, A., et al., 2016. Standardization of administered activities in pediatric nuclear medicine: a report of the first Nuclear Medicine Global Initiative Project, Part 2. Current standards and the path toward global standardization. *J. Nucl. Med.* 57, 1148-1157.
- Farris, K., Spelic, D., 2015. Nationwide evaluation of x-ray trends: highlights of the 2014-15 NEXT Dental Survey. In: Proceedings of 47th National Conference on Radiation Control, August 2015. CRCPD Publication E-15-4, Frankfort, KY, USA.
- FDA, 1984. Nationwide Evaluation of X-ray Trends(NEXT) Eight Years of Data(1974-1981). US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Food and Drug Administration, Silver Spring, MD.
- Fletcher, D.W., Miller, D.L., Balter, S., Taylor, M.A., 2002. Comparison of four techniques to estimate radiation dose to skin during angiographic and interventional radiology procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 13, 391-397.
- Foley, S.J., McEntee, M.F., Rainford, L.A., 2012. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br. J. Radiol.* 85, 1390-1397.
- Fuchs, T., Kachelriess, M., Kalendar, W.A., 2000. Direct comparison of a xenon and a solidstate CT detector system: measurements under working conditions. *IEEE Trans. Med. Imag.* 19, 941-948.
- Gabusi, M., Riccardi, L., Aliberti, C., Vito, S., Paiusco, M., 2016. Radiation dose in chest CT: assessment of size-specific dose estimates based on water equivalent correction. *Phys. Med. Eur. J. Med. Phys.* 32, 393-397.
- Gianfelice, D., Lepanto, L., Perreault, P., Chartrand-Lefebvre, C., Milette, P.C., 2000a. Effect of the learning process on procedure times and radiation exposure for CT fluoroscopyguided percutaneous biopsy procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 11, 1217-1221.
- Gianfelice, D., Lepanto, L., Perreault, P., Chartrand-Lefebvre, C., Milette, P.C., 2000b. Value of CT fluoroscopy for percutaneous biopsy procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 11, 879-884.
- Goenka, A.H., Dong, F., Wildman, B., et al., 2015. CT radiation dose optimization and tracking program at a large quaternary-care health care system. *J. Am. Coll. Radiol.* 12, 703-710.

- Grant, F.D., Gelfand, M.J., Drubach, L.A., Treves, S.T., Fahey, F.H., 2015. Radiation doses for pediatric nuclear medicine studies: comparing the North American consensus guidelines and the pediatric dosage card of the European Association of Nuclear Medicine. *Pediatr. Radiol.* 45, 706-713.
- Guimaraes, L.S., Fletcher, J.G., Harmsen, W.S., et al., 2010. Appropriate patient selection at abdominal dual-energy CT using 80 kV: relationship between patient size, image noise, and image quality. *Radiology.* 257, 732-742.
- Gulson, A.D., Knapp, T.A., Ramsden, P.G., 2007. Doses to Patient Arising from Dental Xray Examinations in the UK 2002-2004. A Review of X-ray Protection Service Data. HPARPD-022. Health Protection Agency, Chilton.
- Gunalp, B., 2015. Role of cardiac ultrafast cameras with CZT solid-state detectors and software developments on radiation absorbed dose reduction to the patients. *Radiat. Prot. Dosim.* 165, 461-463.
- Gulson, A.D., Knapp, T.A., Ramsden, P.G., 2007. Doses to Patients Arising from Dental Xray Examinations in the UK 2002-2004. A Review of X-ray Protection Service Data. HPARPD-022. Health Protection Agency, Chilton.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., Shrimpton, P.C., Bungay, D., 1996a. Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK - 1995 Review. NRPB-R289. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Hart, D., Jones, D.G., Wall, B.F., 1996b. Coefficients for Estimating Effective Doses from Paediatric X-ray Examinations. NRPB-R279. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., 2007. Doses to Patients from Common Radiographic, and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK - 2005 Review. Report HPA-RPD-029. Health Protection Agency, Chilton.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., 2009. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br. J. Radiol.* 82, 1-12.
- Hart, D., Hillier, M.C., Shrimpton, P.C., 2012. Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK - 2010 Review Report. HPA-CRCE-034. Health Protection Agency, Chilton. Available at: <https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-national-diagnostic-reference-levels-ndrls>(last accessed 28 June 2017).

- Hesse, B., Tagil, K., Cuocolo, A., et al., 2005. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 32, 855-897.
- Hirshfeld, J.W., Jr., Balter, S., Brinker, J.A., et al., 2004. ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *J. Am. Coll. Cardiol.* 44, 2259-2282.
- Hoang, J.K., Yoshizumi, T.T., Toncheva, G., et al., 2011. Radiation dose exposure for lumbar spine epidural steroid injections: a comparison of conventional fluoroscopy data and CT fluoroscopy techniques. *AJR. Am. J. Roentgenol.* 197, 778-782.
- Holroyd, J.R., 2012a. The Measurement of X-ray Beam Size from Dental Panoramic Radiography Equipment. HPA-CRCE-032. Health Protection Agency, Chilton.
- Holroyd, J.R., 2012b. Trends in Dental Radiography Equipment and Patient Dose in the UK and Ireland. HPA-CRCE-043. Health Protection Agency, Chilton.
- HPA, 2008. Frequency and Collective Dose for Medical and Dental X-ray Examinations in the UK. Report HPA-CRCE-012. Health Protection Agency, Chilton.
- HPA, 2010. Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT(Computed Tomography) Systems. Report HPA-RPD-065. Health Protection Agency, Chilton.
- IAEA, 1996. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and the Safety of Radiation Sources. Safety Series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2009. Establishing Guidance Levels in X-ray Guided Medical Interventional Procedures: a Pilot Study. Safety Reports Series No. 59. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1987a. Protection of the patient in nuclear medicine. ICRP Publication 52. *Ann. ICRP* 17(4).
- ICRP, 1987b. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53. *Ann. ICRP* 18(1-4).
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on

- Radiological Protection. Publication 60. Ann. ICRP 21(1-3).
- ICRP, 1996. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26(2).
- ICRP, 1998. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Addendum 2 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28(3).
- ICRP, 2000. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. ICRP Publication 85. Ann. ICRP 30(2).
- ICRP, 2001a. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. Ann. ICRP 31(4).
- ICRP, 2001b. Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Supporting Guidance 2. Ann. ICRP 31(4).
- ICRP, 2004. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93. Ann. ICRP 34(1).
- ICRP, 2007a. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2-4).
- ICRP, 2007b. Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102. Ann ICRP 37(1).
- ICRP, 2007c. Radiation protection in medicine. ICRP Publication 105. Ann ICRP 37(6).
- ICRP, 2008. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38(1/2).
- ICRP, 2009. Education and training in radiological protection for diagnostic and interventional procedures. Publication 113. Ann. ICRP 39(5).
- ICRP, 2013a. Radiological protection in cardiology. ICRP Publication 120. Ann ICRP 42(1).
- ICRP, 2013b. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2).
- ICRP, 2015. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. A compendium of current information related to frequently used substances. ICRP Publication 128. Ann. ICRP 44(2S).
- ICRU, 1995. Medical imaging - the assessment of image quality. Report 54. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.

- ICRU, 2005. Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. Report 74. J. ICRU 5, 1-113.
- ICRU, 2012. Radiation dose and image quality and image-quality assessment in computed tomography. Report 87. J. ICRU 12, 1-149.
- IEC, 2000. Medical Electrical Equipment - Part 2-43. Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Interventional Procedures. Report 60601. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2010. Medical Electrical Equipment - Part 2-43. Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures, 2nd ed. Report 60601. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2012. Medical Electrical Equipment - Part 2-44: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44, ed 3.1. IEC, Geneva.
- ICRU, 1995. Medical Imaging - the Assessment of Image Quality. Report 54. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 2005. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report 74. J. ICRU 5, 1-113.
- ICRU, 2012. Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. ICRU Report 87. J. ICRU 1, 1-164.
- IEC, 2010. Medical Electrical Equipment - Part 2-43. Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Interventional Procedures, second ed. Report 60601. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- Ikuta, I., Sodickson, A., Wasser, E.J., et al., 2012. Exposing exposure: enhancing patient safety through automated data mining of nuclear medicine reports for quality assurance and organ dose monitoring. Radiology 264, 406-413.
- IPEM, 2004. Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations. IPEM Report 88. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- IPEM, 2005. Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray Systems. Report No. 89. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.

- IPSM/NRPB/CoR, 1992. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. National Radiological Protection Board, Chilton.
- J-RIME, 2015. Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan - Japan DRLs 2015. Japan Network for Research and Information on Medical Exposures, Gojodori, Shimogyo-ku, Kyoto. Available at: <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyoEng.pdf>(last accessed 29 June 2017).
- Jallow, N., Christian, P., Sunderland, J., et al., 2016. Diagnostic reference levels of CT radiation dose in whole-body PET/CT. *J. Nucl. Med.* 57, 238-241.
- Ja?rvinen, H., Seuri, R., Kortensniemi, M., et al., 2015. Indication based national diagnostic reference levels for paediatric CT: a new approach with proposed values. *Radiat. Prot. Dosim.* 165, 86-90.
- Jensen, J.E., Butler, P.F., 1978. Breast exposure: nationwide trends; a mammographic quality assurance program - results to date. *Radiol. Technol.* 50, 251-257.
- Jones, A.K., Ensor, J.E., Pasciak, A.S., 2014. How accurately can the peak skin dose in fluoroscopy be determined using indirect dose metrics? *Med. Phys.* 41, 071913.
- Joemai, R.M., Zweers, D., Obermann, W.R., Geleijns, J., 2009. Assessment of patient and occupational dose in established and new applications of MDCT fluoroscopy. *AJR. Am. J. Roentgenol.* 192, 881-886.
- Kiljunen, T., Ja?rvinen, H., Savolainen, S., 2007. Diagnostic reference levels for thorax X-ray examinations of paediatric patients. *Br. J. Radiol.* 80, 452-459.
- Kim, G.R., Hur, J., Lee, S.M., et al., 2011. CT fluoroscopy-guided lung biopsy versus conventional CT-guided lung biopsy: a prospective controlled study to assess radiation doses and diagnostic performance. *Eur. Radiol.* 21, 232-239.
- Kleinman, P.L., Strauss, K.J., Zurakowski, D., Buckley, K.S., Taylor, G.A., 2010. Patient size measured on CT images as a function of age at a tertiary care children's hospital. *AJR. Am. J. Roentgenol.* 194, 1611-1619.
- Kloekner, R., Bersch, A., dos Santos, D.P., et al., 2012. Radiation exposure in nonvascular fluoroscopy-guided interventional procedures. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 35, 613-620.
- Kwon, D., Little, M.P., Miller, D.L., 2011. Reference air kerma and

- kerma-area product as estimators of peak skin dose for fluoroscopically guided interventions. *Med. Phys.* 38, 4196-4204.
- Lassmann, M., Biassoni, L., Monsieurs, M., Franzius, C., Jacobs, F., European Association of Nuclear Medicine(EANM) Dosimetry and Paediatrics Committees, 2007. The new EANM paediatric dosage card. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 34, 796-798.
- Lassmann, M., Treves, S.T., EANM/SNMMI Paediatric Dosage Harmonization Working Group, 2014. Paediatric radiopharmaceutical administration: harmonization of the 2007 EANM paediatric dosage card(version 1.5.2008) and the 2010 North American consensus guidelines. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 41, 1036-1041.
- Lee, S.M., Park, C.M., Lee, K.H., et al., 2014. C-arm cone-beam CT-guided percutaneous transthoracic needle biopsy of lung nodules: clinical experience in 1108 patients. *Radiology.* 271, 291-300.
- Le Heron, J., 1989. Variability of Medical Diagnostic X-ray Machine Parameters as Determined from a National Survey. National Radiation Laboratory Report 1989/1. National Radiation Laboratory, Christchurch.
- Li, X., Zhang, D., Liu, B., 2011. Automated extraction of radiation dose information from CT dose report images. *Am. J. Roentgenol.* 196, W781-W783.
- Lightfoot, C.B., Ju, Y., Dubois, J., et al., 2013. Cone-beam CT: an additional imaging tool in the interventional treatment and management of low-flow vascular malformations. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 24, 981-988, e982.
- Lukasiewicz, A., Bhargavan-Chatfield, M., Coombs, L., et al., 2014. Radiation dose index of renal colic protocol CT studies in the United States: a report from the American College of Radiology National Radiology Data Registry. *Radiology.* 271, 445-451.
- MacGregor, K., Li, I., Dowdell, T., Gray, B.G., 2015. Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose monitoring software. *Radiology.* 276, 507-517.
- Marshall, N.W., Chapple, C.L., Kotre, C.J., 2000. Diagnostic reference levels in interventional radiology. *Phys. Med. Biol.* 45, 3833-3846.
- Martin, C.J., 2011. Management of patient dose in radiology in the UK. *Radiat. Prot. Dosim.* 147, 355-372.
- Martin, C.J., 2016. The application of diagnostic reference levels for optimisation of x-ray imaging in the UK. *Radiat. Prot. Dosim.* 169, 211-216.

- Martin, C.J., Darragh, C.L., McKenzie, G., Bayliss, A.P., 1993. Implementation of a programme for reduction of radiographic doses and results achieved through increases in tube potential. *Br. J. Radiol.* 66, 228-233.
- Martin, C.J., Hunter, S., 1994. Reduction of patient doses from barium meal and barium enema examinations through changes in equipment factors. *Br. J. Radiol.* 67, 1196-1205.
- Martin, C.J., Sutton, D.G., Workmann, A., Shaw, A., Temperton, D., 1998. Protocol for measurement of patient entrance surface dose rates for fluoroscopic equipment. *Br. J. Radiol.* 71, 1283-1287.
- Martin, C.J., Sutton, D.G., Martin, C.J., Sutton, D.G., 2014. Diagnostic radiology - 3 patient dosimetry. *Practical Radiation Protection in Healthcare*, second ed.. Oxford University Press. Oxford.
- Martin, C.J., Le Heron, J., Borra' s, C., Sookpeng, S., Ramirez, G., 2013. Approaches to aspects of optimisation of protection in diagnostic radiology in six continents. *J. Radiol. Prot.* 33, 711-734.
- Martin, C.J., Sookpeng, S., 2016. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. *J. Radiol. Prot.* 36, R74-R95.
- McKenney, S.E., Seibert, J.A., Lamba, R., Boone, J.M., 2014. Methods for CT automatic exposure control protocol translation between scanner platforms. *J. Am. Coll. Radiol.* 11, 285-291.
- Miller, D.L., Balter, S., Cole, P.E., et al., RAD-IR study, 2003. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part I. Overall measures of dose. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 14, 711-727.
- Miller, D.L., Kwon, D., Bonavia, G.H., 2009. Reference levels for patient radiation doses in interventional radiology: proposed initial values for U.S. practice. *Radiology.* 253, 753-764.
- Miller, D.L., Hilohi, C.M., Spelic, D.C., 2012a. Patient radiation doses in interventional cardiology in the U.S.: advisory data sets and possible initial values for U.S. reference levels. *Med. Phys.* 39, 6276-6286.
- Miller, D.L., Balter, S., Dixon, R.G., et al., 2012a. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record for fluoroscopically guided procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 23, 11-18.
- Minot, D.M., Jaben, E., Aubry, M.C., et al., 2012. Evolution of transthoracic fine needle aspiration and core needle biopsy practice: a

- comparison of two time periods, 1996-1998 and 2003-2005. *Diagn. Cytopathol.* 40, 876-881.
- Mitchell, S.A., Martin, C.J., 2013. Comparison of ionisation and semiconductor detector devices for measurement of the dose-width product for panoramic dental. *J. Radiol. Prot.* 33, 321-325.
- Morin, R.L., Coombs, L.P., Chatfield, M.B., 2011. ACR Dose Index Registry. *J. Am. Coll. Radiol.* 8, 288-291.
- NCRP, 2009. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2010. Radiation Dose Management for Fluoroscopically Guided Interventional Medical Procedures. NCRP Report No. 168. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2012. Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. NCRP Report No. 172. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NEMA, 2010. Computed Tomography Dose Check. NEMA Standards Publication XR 25-2010. National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, VA.
- Neofotistou, V., Vañó, E., Padovani, R., et al., 2003. Preliminary reference levels in interventional cardiology. *Eur. Radiol.* 13, 2259-2263.
- Niemann, T., Kollmann, T., Bongartz, G., 2008. Diagnostic performance of low-dose CT for the detection of urolithiasis: a meta-analysis. *Am. J. Roentgenol.* 191, 396-401.
- Notghi, A., Williams, N., Smith, N., Goyle, S., Harding, L.K., 2003. Relationship between myocardial counts and patient weight: adjusting the injected activity in myocardial perfusion scans. *Nucl. Med. Commun.* 24, 55-59.
- NRPB, 1999. Guidelines on Patient Dose to Promote the Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures. Documents of the NRPB 10(1). National Radiological Protection Board, Chilton.
- NRPB/RCR, 1990. Patient Dose Reduction in Diagnostic Radiology. Documents of the NRPB 1(3). HMSO, London.
- Padovani, R., Quai, E., 2005. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review. *Radiat. Prot.*

- Dosim. 117, 217-221.
- Padovani, R., Vañó, E., Trianni, A., et al., 2008a. Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. *Radiat. Prot. Dosim.* 129, 104-107.
- Padovani, R., Trianni, A., Bokou, C., et al., 2008b. Survey on performance assessment of cardiac angiography systems. *Radiat. Prot. Dosim.* 129, 108-111.
- Peterzol, A., Quai, E., Padovani, R., et al., 2005. Reference levels in PTCA as a function of procedure complexity. *Radiat. Prot. Dosim.* 117, 54-58.
- Piccinelli, M., Garcia, E.V., 2015. Advances in software for faster procedure and lower radiotracer dose myocardial perfusion imaging. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 57, 579-587.
- Roch, P., Aubert, B., 2013. French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004-2008 review. *Radiat. Prot. Dosim.* 154, 52-75.
- Ruiz Cruces, R., Vañó, E., Carrera-Magarino, F., et al., 2016. Diagnostic reference levels and complexity indices in interventional radiology: a national programme. *Eur. Radiol.* 26, 4268-4276.
- Ryan, T.J., Faxon, D.P., Gunnar, R.M., et al., 1988. Guidelines for percutaneous transluminal coronary angioplasty. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Assessment of Diagnostic and Therapeutic Cardiovascular Procedures (Subcommittee on Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty). *Circulation.* 78, 486-502.
- Saidatul, A., Azlan, C., Megat Amin, M., et al., 2010. A survey of radiation dose to patients and operators during radiofrequency ablation using computed tomography. *Biomed. Imaging Interv. J.* 6, e1.
- Samara, E.T., Aroua, A., De, P.R., et al., 2012. An audit of diagnostic reference levels in interventional cardiology and radiology: are there differences between academic and nonacademic centres? *Radiat. Prot. Dosim.* 148, 74-82.
- Samei, E., Christianson, O., 2014. Dose index analytics: more than a low number. *J. Am. Coll. Radiol.* 11, 832-834.
- Sánchez, R., Vañó, E., Fernández, J.M., et al., 2011. A national programme for patient and staff dose monitoring in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 147, 57-61.
- Sánchez, R.M., Vañó, E., Fernández, J.M., et al., 2014. Initial results

- from a national followup program to monitor radiation doses for patients in interventional cardiology. *Rev. Esp. Cardiol.(Engl. Ed.)*. 67, 63-65.
- Seidenbusch, M.C., Schneider, K., 2014. Conversion coefficients for determining organ doses in paediatric pelvis and hip joint radiography. *Pediatr. Radiol.* 44, 1110-1123.
- SENTINEL, 2007. European Programme. Safety and Efficacy for New Techniques and Imaging Using New Equipment to Support European Legislation: Supporting Digital Medicine. Available at: http://cordis.europa.eu/pub/fp6-euratom/docs/sentinel_projrep_en.pdf (last accessed 15 August 2017).
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F., Jones, D.G., et al., 1986. A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examinations in English Hospitals. NRPB-R200. HMSO, London.
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F., Hillier, M.C., 1989. Suggested guideline doses for medical examinations. In: *Radiation Protection - Theory and Practice*. Proceedings of the 4th International Symposium of the Society of Radiological Protection 1989. Institute of Physics, Bristol, pp. 85-88.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Meeson, S., Golding, S.J., 2014. Doses from Computed Tomography(CT) Examinations in the UK - 2011 Review. PHE-CRCE-013. Public Health England, Chilton.
- Smans, K., Vañó, E., Sanchez, R., et al., 2008. Results of a European survey on patient doses in paediatric radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 129, 204-210.
- SNMMI, 2015. Procedure Standards. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Reston, VA. Available at: <https://www.snmami.org/ClinicalPractice/content.aspx?ItemNumber¼6414> (last accessed 29 June 2017).
- Sodickson, A., Warden, G.I., Farkas, C.E., et al., 2012. Exposing exposure: automated anatomy-specific CT radiation exposure extraction for quality assurance and radiation monitoring. *Radiology*. 264, 397-405.
- Sookpeng, S., Martin, C.J., Gentle, D.J., Lopez-Gonzalez, M.R., 2014. Relationships between patient size, dose and image noise under automatic tube current modulation systems. *J. Radiol. Prot.* 34, 103-123.
- Sookpeng, S., Martin, C.J., Gentle, D.J., 2015. Investigation of the influence of image reconstruction filter and scan parameters on

- operation of automatic tube current modulation systems for different CT scanners. *Radiat. Prot. Dosim.* 163, 521-531.
- Spelic, D.C., Kaczmarek, R.V., Hilohi, M., Belella, S., 2007. United States radiological health activities: inspection results of mammography facilities. *Biomed. Imag. Interv. J.* 3, e35.
- Strauss, K.J., 2014. Dose indices: everybody wants a number. *Pediatr. Radiol.* 44(Suppl. 3), 450-459.
- Strauss, K.J., Racadio, J.M., Johnson, N., et al., 2015. Estimates of diagnostic reference levels for pediatric peripheral and abdominal fluoroscopically guided procedures. *AJR. Am. J. Roentgenol.* 204, W713-W719.
- Sutton, D.G., McVey, S., Gentle, D., et al., 2014. CT chest abdomen pelvis doses in Scotland: has the DRL had its day? *Br. J. Radiol.* 87, 20140157.
- Ten, J.I., Vañó, E., Sa´ nchez, R., Fernandez-Soto, J.M., 2015. Automatic patient dose registry and clinical audit on line for mammography. *Radiat. Prot. Dosim.* 165, 346-349.
- Trumm, C.G., Jakobs, T.F., Stahl, R., et al., 2013. CT fluoroscopy-guided vertebral augmentation with a radio frequency-induced, high-viscosity bone cement(StabiliT): technical results and polymethylmethacrylate leakages in 25 patients. *Skeletal Radiol.* 42, 113-120.
- Tsapaki, V., Kottou, S., Korniotis, S., et al., 2008. Radiation doses in paediatric interventional cardiology procedures. *Radiat. Prot. Dosim.* 132, 390-394.
- Ubeda, C., Vañó, E., Miranda, P., et al., 2011. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology systems. A national survey in Chile. *Radiat. Prot. Dosim.* 14, 429-4387.
- Ubeda, C., Miranda, P., Vañó, E., 2015. Local patient dose diagnostic reference levels in pediatric interventional cardiology in Chile using age bands and patient weight values. *Med. Phys.* 42, 615-622.
- Vañó, E., Gonzalez, L., 2001. Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 94, 109-112.
- Vañó, E., Geiger, B., Schreiner, A., Back, C., Beissel, J., 2005. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Phys. Med. Biol.* 50, 5731-5742.
- 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., Ten, J.I., Fernandez, J.M., et al., 2008a. Quality control and patient dosimetry in digital radiology. On line system: new features and transportability. *Radiat. Prot. Dosim.* 12, 144-146.
- Vañó, E., Ubeda, C., Leyton, F., Miranda, P., 2008b. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol.* 53, 4049-4062.
- Vañó, E., Sanchez, R., Fernandez, J.M., et al., 2009a. Patient dose reference levels for interventional radiology: a national approach. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 32, 19-24.
- Vañó, E., Sanchez, R., Fernandez, J.M., et al., 2009b. Importance of dose settings in the x-ray systems used for interventional radiology: a national survey. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 32, 121-126.
- Vañó, E., Ten, J.I., Fernandez-Soto, J.M., Sanchez-Casanueva, R.M., 2013. Experience with patient dosimetry and quality control online for diagnostic and interventional radiology using DICOM services. *Am. J. Roentgenol.* 200, 783-790.
- Vassileva, J., Rehani, M.M., 2015. Patient grouping for dosimetry studies and establishment of diagnostic reference levels in paediatric CT. *Radiat. Prot. Dosim.* 165, 81-85.
- Vassileva, J., Rehani, M., Kostova-Lefterovala, D., et al., 2015. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. *Radiat. Prot. Dosim.* 165, 70-80.
- Vehmas, T., 1997. Radiation exposure during standard and complex interventional procedures. *Br. J. Radiol.* 70, 296-298.
- Vitta, L., Raghavan, A., Morrell, R., Sprigg, A., 2009. Fluoroscopy-guided insertion of nasojejunal tubes in children - setting local diagnostic reference levels. *Pediatr. Radiol.* 39, 1203-1208.
- Wall, B.F., 2001. Diagnostic reference levels - the way forward. *Br. J. Radiol.* 74, 785-788.
- Wall, B.F., Shrimpton, P.C., 1998. The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 15-19.
- Wall, B.F., 2005. Implementation of DRLs in the UK. *Radiat. Prot. Dosim.* 114, 183-187.
- Wallace, M.J., Kuo, M.D., Glaiberman, C., et al., 2008. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: applications in the interventional suite. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 19, 799-813.

- Watanabe, H., Ishii, K., Hosono, M., et al., 2016. Report of a nationwide survey on actual administered radioactivities of radiopharmaceuticals for diagnostic reference levels in Japan. *Ann. Nucl. Med.* 30, 435-444.
- Watson, D.J., Coakley, K.S., 2010. Paediatric CT reference doses based on weight and CT dosimetry phantom size: local experience using a 64-slice CT scanner. *Pediatr. Radiol.* 40, 693-703.
- Williams, M.B., Krupinski, E.A., Strauss, K.J., et al., 2007. Digital radiography image quality: image acquisition. *J. Am. Coll. Radiol.* 4, 371-388.
- Wu, X., Gingold, E.L., Barns, G., et al., 1994. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology.* 193, 83-89.