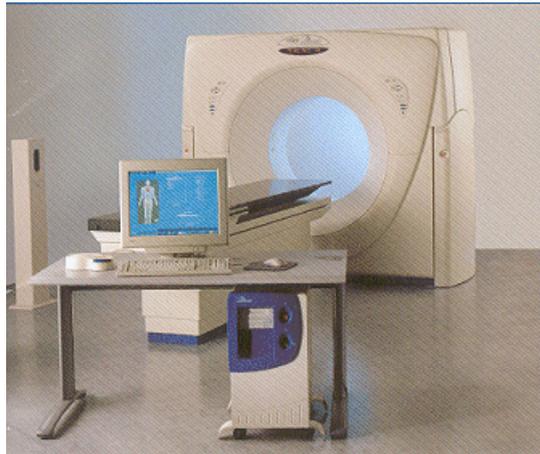




국제방사선방호위원회 간행물 87

전산화단층촬영(CT)에서 환자선량 관리

Managing Patient Dose in Computed Tomography



한양대학교
방사선안전신기술연구센터

ICRP Publication 87

전산화단층촬영(CT)에서 환자선량 관리

Managing Patient Dose in Computed Tomography

ICRP 승인: 2000년 10월

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은
ICRP의 허락을 받아 번역하고 ICRP
정신에 따라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회

역사 서문

인류가 방사선을 발견한 후 가장 먼저 의료 이용을 시도했고 지금도 가장 널리, 가장 유용하게 이용하고 있다. 방사선의 위험이 많은 사람들의 입에 오르내리지만, 지난 100여 년 동안 방사선으로 인해 목숨을 잃은 사람의 수는 쉽게 헤아릴 수 있는 정도임에 반해 방사선 덕분에 생명을 구한 사람 수는 헤아릴 수 없을 만큼 많다. 분명히 방사선은 항생제와 함께 현대의학을 굴리는 두 바퀴 중 하나이다.

원자력발전소나 방사성물질 이용 과정에 수반되는 방사선피폭은 매우 위험한 것으로 생각하여 민감하게 반응하는 사람들이 환자로서 의료기관에서 피폭하는 방사선량(의료상피폭)에 대해서는 비교적 관대하거나 무관심하기도 하다는 점은 특이하다. 사회가 민감한 원자력 방사선에 대해서는 규제도 대단히 까다롭지만, 의료방사선에 대해서는 많은 부분을 의료인의 전문적 판단에 맡기고 있다.

그러나 국민의 인공방사선 피폭 중 거의 대부분을 차지하는 피폭원은 의료방사선이다. 2006년 현재 가동되는 20기의 원자력발전소를 비롯하여 수많은 병원과 산업 현장에서 직업상 방사선을 취급하는 5만여 명의 방사선작업종사자가 피폭하는 방사선량을 모두 합하더라도 하나의 대형 대학병원에서 환자들이 진료를 위해 피폭하는 방사선량(의도적으로 매우 높은 선량을 부여하는 암치료 환자의 선량을 제외하고)의 20~30% 정도이다. 더욱이 소득 수준의 향상으로 진료의 빈도가 늘어나고 정교한 의료방사선 기술이 추가됨에 따라 환자가 진료과정에서 피폭하는 의료상피폭은 증가하는 추세에 있다.

생명을 위협하는 질병의 진료를 위해 방사선 피폭을 감수하는 것이지만, 의료 목적 달성을 저해하지 않고도 환자의 피폭을 상당히 절감할 수 있는 여지가 있다. 의료상 피폭을 1%만 줄여도 직업상피폭의 총량보다 많은 방사선량을 국민이 덜 받게 된다.

이와 같은 관점에서 환자의 방사선량을 최적화할 필요성에 공감대가 형성되어 있고, 구체적 실천방안도 축적되고 있다. 이러한 실천방안의 일부는 이미 의료현장에서 다양한 형태로 이행되고 있다. 워낙 의료상피폭의 규모가 크기 때문에, 보다 적극적인 환자선량 감축을 유도하기 위한 노력들이 국제방사선방호위원회(ICRP)를 비롯한 여러 국제기구에서 진행되고 있다. 지난 10년여에 ICRP가 발간한 간행물의 거의 절반이 의료상피폭과 관련된 주제이다. 이 번역물은 이러한 ICRP의 노력을 국내에 보다 적극적으로 파급하기 위해 준비된 것이며, 같이 준비한 번역물 시리즈의 하나이다.

이 보고서는 전산화단층촬영(CT)에서 환자선량의 관리에 대한 조언을 제공한다. 순간적으로 촬영되는 일반 X선 촬영과는 달리, CT는 피검자 주변을 X선관이 회전하면서 키 방향으로 스캔하여 수많은 단층영상을 얻는 기술이므로 촬영과정에서 피검자가 피폭하는 유효선량이 10 mSv 안팎으로 상당히 높다. 원전 등에서 종사하는 방사선작업종사자의 연간 평균 선량이 3 mSv 정도이고 법정 한도가 연간 20 mSv이

라는 사실과 비교하면 CT로 인한 환자선량의 크기를 알 수 있다. 그럼에도 CT가 제공하는 양질의 의료정보로 인해 국내에서 운용되는 CT의 수나 촬영 빈도는 계속 늘어나고 있다. 2002년 기준으로 국내의 모든 방사선작업 종사자가 1년에 피폭하는 총 집단선량이 70 man-Sv 정도임에 비해, 국민이 CT에서 받는 집단선량은 8500 man-Sv 이상으로 평가된다. 더욱이 머지않아 더욱 속도가 빨라진 다중 슬라이스 CT 또는 켈빔cone-beam CT의 보급이 늘어나면 CT 촬영빈도와 이에 따른 국민의 방사선량은 한층 더 증가할 것으로 전망된다. 이렇게 볼 때, CT 촬영에서 환자선량을 조금이라도 줄이기 위한 노력을 경주하고 나아가 불필요한 CT 촬영을 지양함으로써 국민의 의료상피폭을 절감할 필요성이 절실하다. 이 번역물이 이 분야 방사선방호 발전에 도움이 되기를 기대한다.

의학기술의 발전은 매우 빠르다. 비록 이 번역작업에서 지난 몇 년 사이에 발간된 ICRP 간행물을 대상으로 선정했지만, 내용 중 일부는 이미 낡은 기술일 지도 모른다. 그러나 번역이라는 제약이 있으므로 새로운 기술이 이미 가용하더라도 원문을 수정하지는 않았다. 다만, 난해하거나 보충 설명이 필요한 곳에는 일부 <역주>를 달았다. 또, 사용한 우리말 의학용어는 전문가 그룹에서도 통일되지 않은 경우도 있어, 때로는 좋은 용어가 선정되지 않았을 수도 있음을 밝혀 둔다. 영문 용어의 병기가 바람직한 곳에는 작은 글씨로 병기했다. ‘진단방사선의학diagnostic radiology’에 대해 국내 전문 단체는 방사선을 사용하지 않는 수단들의 신장과 함께 ‘영상의학’으로 변경했지만 이 번역물 시리즈에서는 전통적인 표현을 사용했다. 이 밖에도 비슷한 경우들이 있다.

2006년 4월, 이 간행물 번역 인쇄본의 국내 보급은 물론 웹을 통한 전자문서 과급까지 ICRP의 승인을 받았다. ICRP의 정신에 따라 번역물은 무료로 제공된다. ICRP는 종종 매우 엄밀한 표현을 갖는 간행물을 다른 언어로 옮기는 일의 어려움을 고려하여 번역의 품질에 유념하고 있다. 역자 나름대로는 원문의 의미를 손상하지 않기 위해 노력했지만 미진한 부분이 있을 것으로 본다. 그러므로 용어를 포함하여 수정이 필요한 내용을 발견한 독자는 적극적 피드백을 통해 적어도 전자문서가 계속 개선될 수 있도록 도움을 주기 바란다. 전자문서는 한양대학교 방사선안전기술연구센터(iTRS) 홈페이지(<http://itrs.hanyang.ac.kr>)를 포함한 관련 전문단체의 웹에 게시할 것이다.

끝으로 이 번역물의 보급을 승인해 준 ICRP와 소요 비용을 지원한 한국과학재단에 감사드리고, 번역 작업에 동참해 준 박상현, 권정완, 박동욱 등 한양대학교 방사선안전연구실 학생들의 노고에 감사한다.

2006년 5월

이 재기

능한 유용하도록, 보고서의 형식을 ICRP의 연보와 같은 통상적 ICRP 간행물과 약간 달리했다.

ICRP는 2000년 10월 우편투표를 통하여 이 보고서의 발간을 승인하였다.

목 차

역자 서문	1
서 문	3
전산화단층촬영(CT)에서 환자선량 관리	1
요 점	2
개 요	3
1. 이 보고서의 동기는 무엇인가?	4
1.1. 일반적 배경	4
1.2. 통계	6
1.3. 경향	8
1.4. 이 보고서의 목표	8
2. 선량은 얼마나 높은가?	9
2.1. 서론	9
2.2. 환자선량 평가에 어떤 양을 사용해야 하는가?	9
2.3. 성능 감시에 어떠한 양을 사용해야 하는가?	10
2.4. 무엇이 환자선량에 영향을 주는가?	12
2.5. 환자선량의 전형적 수준은 어떠한가?	14
3. 환자선량을 관리하는 실용적 수단은 무엇인가?	16
3.1. 서론	16
3.2. 정당화	16
3.3. 환자선량의 관리	17
3.3.1. 최적화	17
3.3.2. mA와 mAs의 역할	18
3.3.3. mA 조정	20
3.3.4. 스캔 길이	20
3.3.5. 집속, 침상속도 및 피치	20
3.3.6. 인자들의 결합 역할	22
3.3.7. 표층 장기의 차폐	23
3.3.8. 부분 회전	24
3.4. CT 투시의 선량	24
3.5. 유럽위원회 품질 기준	26
3.6. 선량계측	26
3.6.1. 진단 참고준위	26

3.6.2 유효선량	27
4. 새로운 장비의 어떤 기능이 환자선량 관리를 돕는가?	28
4.1. 서론	28
4.2. 나선형 CT	29
4.3. 관전류, 여과 및 기타 기술인자	29
4.4. 선량 정보의 제공	31
4.5. CT에서 자동노출조절(AEC)	31
4.6. 영상품질	32
4.7. 사고의 잠재성	33
부록 A. CT를 위한 참조 선량 값	35
REFERENCES	37

전산화단층촬영(CT)에서 환자선량 관리

ICRP 간행물 87

ICRP 승인: 2000년 10월

요약 - 전산화단층촬영(CT) 검사는 환자에게 상대적으로 높은 선량을 수반할 수 있다. 이때의 선량은 종종 암 확률을 증가시키는 것으로 확실하게 알려진 수준에 근접하거나 초과할 수 있다. CT검사 빈도는 세계적으로 증가하고 있고, 검사의 종류도 역시 증가하고 있다. 그러나 진단방사선의학의 일반적인 경향과는 대조적으로, CT의 빠른 발전은 일반적으로 검사 당 환자선량 감소를 이루어내지 못하고 있다. 따라서 환자선량 관리는 매우 중요하다. 검사의 바른 정당화, 검사에서 적당한 기술변수 사용, 합당한 품질관리, 그리고 해당하면 선량의 진단참고준위 사용이 이 목적에 기여할 것이다. 또한 사용하는 장비의 추가적 기술 발전도 범위에 들어온다. 이 간행물의 목표는 성공적인 환자선량 관리에 도움을 주기 위해 이러한 모든 사항에 대한 정보를 제공하는 것이다.

중심어 : CT; 흡수선량; 방사선보호; 진단방사선학; 선량 감축

요 점

- 전산화단층촬영(CT)에 의한 조직 흡수선량은 암 확률을 증가시키는 것으로 알려져 있는 수준에 종종 근접하거나 초과할 수 있다.
- CT 검사 빈도수가 증가하고 있다.
- 통상적 방사선의학 경향과는 대조적으로, CT 기술과 임상적 발전은 일반적으로 검사 당 환자선량 감소를 동반하지 못해왔다.
- 주치의와 방사선의학자는 매 CT 검사가 임상적으로 필요한지 확신해야 한다.
- 방사선의학자는 방사선사 및 의학물리사와 협력하여 선량을 관리할 책임이 있다. 기사는 CT 검사를 최적화하기 위해 훈련받고, 기술을 익혀야한다.
- 선량을 관리하는 많은 실용적 가능성들이 현재 존재한다. 가장 중요한 방법은 mAs와 스캔 체적을 줄이는 것이다.
- 소아 환자에 대해서는 낮은 선량 인자(특히 mAs)로 된 특별한 프로토콜이 있어야한다.
- CT 장비에서 자동 노출제어가 선량관리에 크게 도움이 되는 개선일 것이다.

개 요

1. 이 보고서의 동기는 무엇인가?

이 보고서의 동기는 CT 검사의 다양성 및 빈도 증가와 상대적으로 높은 환자 선량에서 나왔다. 이 보고서는 방사선의학자와 기타 임상 및 기술 의료진에게 환자 선량의 성공적 관리를 위한 정보를 제공하는 것을 목표로 한다.

2. 선량이 얼마나 높은가?

CT에서 조직 흡수선량은 진단방사선의학에서 관찰된 선량 중 가장 높다(즉, 10~100 mGy). CT 검사들이 반복되는 경향을 볼 때, 이러한 선량은 종종 사람들에게서 암 발생 증가가 직접 관찰되어온 수준에 접근하거나 초과할 수 있다.

3. 환자선량을 관리할 수 있는 실용적인 수단은 무엇인가?

주치의는 각 검사 결과가 환자관리에 영향을 줄 것인지를 평가해야 한다. 방사선의학자는 그 절차의 정당성을 납득할 수 있어야 한다. 방사선사¹⁾는 매 환자나 해당 검사에 적합한 기술변수를 채택함으로써 환자선량을 감축할 가능성에 유념해야 하며, 소아나 어린 환자에게는 특별한 주의를 기울여야 한다. 의학물리사와 협조 아래 적절한 기술변수 선택, 품질관리에 대한 주의, 그리고 진단 참고준위 활용으로 환자선량을 50% 이상 감축하는 것이 가능하다.

4. 새로운 장비의 어떤 기능이 환자선량 관리를 돕는가?

CT 선량은 상대적으로 높으며, 전통 방사선촬영에서 선량처럼 시간에 따라 감소되지 않았다. CT 장비의 추가적 개선은 불필요한 환자선량을 상당히 감소시키도록 방사선사를 도울 수 있다. 가장 중요한 기능은 해부학적 근거로 노출 인자를 온라인으로 조절하는 것과 다중-슬라이스 CT에 도입된 새로운 영상재구성 방법일 것이다.

1) 학술용어는 나라마다 다르다. 국가에 따라, 검사에서 장비를 조작하는 사람을 방사선촬영자, 방사선기사, 방사선학 기술자, 의학영상기사, 영상요원, 혹은 어떤 다른 용어로 불릴지 모른다. 이 보고서에서는 '방사선사'라는 용어가 모든 부분에서 사용되었다. <역주> 원문은 'operator'로 표기하고 있으나 이 번역물에서는 국내 제도에 맞춰 '방사선사'를 사용한다.

1. 이 보고서의 동기는 무엇인가?

(1) 이 보고서의 동기는 CT 검사의 다양성 및 빈도 증가와 상대적으로 높은 환자선량에서 나왔다. 이 보고서는 방사선의학자와 기타 임상 및 기술 의료진에게 환자선량의 성공적 관리를 위한 정보를 제공하는 것을 목표로 한다.

1.1. 일반적 배경

(2) CT는 1972년에 의학영상분야에 도입된 이후 기술적 성능과 임상적 사용 모두에서 빠르게 발전해왔다. 초기의 경험으로 이 기술이 널리 사용될 것을 쉽게 예상했음에도, 얼마나 빨리 CT가 세계적으로 X선 절차의 가장 중요한 형태가 될 것인지는 예측하지 못했다. 나선형 CT와 특히 1초미만의 시간프레임에 다중 슬라이스 능력을 갖춘 최신세대 스캐너는 영상 취득 속도와 품질의 개선을 달성했다. 이로써 연동과 호흡으로 인한 움직임 인공물까지 없애 모든 인체 부위에 대해 매우 신뢰성 높은 정보를 제공한다. 성과는 방법을 더욱 발전시키고 있는데, 완전히 새로운 CT의 조립이나 연구를 수행하고 해석하는 매우 새로운 방법들이 보고되고 있다. 20년 전에는 흉부 표준 CT검사 수행에 몇 분이 걸렸는데 오늘날에는 비슷한 정보가 한 번 호흡정지 동안에 이루어진다. 이것은 환자를 보다 편안하게 할 뿐만 아니라, 주치의가 환자 검사를 의뢰하기 쉽게 만들었다. 왜냐하면 조사가 빠르고, 참기 쉽고, 어렵지 않게 가용하고 그리고 무엇보다 결과의 신뢰도가 매우 높기 때문이다.

(3) 데이터 획득 시간 단축이 반드시 환자 방사선량 감소로 이어지는 않는데, 이는 검사가 길어지거나 반복될 가능성을 높이기 때문이다.

(4) 옹게 수행된 CT 스캔으로부터 환자가 얻는 이익은 의심의 여지가 없는데, 정형외과 연구에서 불명확한 신경학적 상황에 두개골 CT 사용으로부터 외과 수술절차 계획을 준비하는 것에 이르기까지 광범위한 증상의 목록을 제공하기 때문이다. 종양 환자의 질병 단계를 결정하고 치료를 계획함에 있어서 CT 검사 결과에 의해 여러 치료법이 지시된다. 비용효과 평가가 지배적 역할을 하는 현대 의학에서, CT 스캐닝과 같은 고급 검사는 부적당하고 심지어 훨씬 비싼 치료절차로부터 환자를 제외시킴으로써 돈을 절약하게 한다.²⁾ 정밀진단에서 CT가 중

2) <역주> CT 검사도 고가이지만, 이를 통해 치료 가능성이 희박한 질환을 선별함으로써

중 1차 연구가 됨으로써 임상 진단뿐만 아니라 수많은 응급사례에서 환자관리를 변화시켰다. 어떤 임상 연구들은 시간과 돈을 절약하기 위해 CT 스캔 결과가 나올 때까지 연기되기도 한다.

(5) CT 검사에서 도달할 수 있는 선량준위에서 방사선 유발 암의 알려진 위험 관점에서, 환자의 이익과 위험의 균형을 맞출 계속적 필요가 있다. 원론적으로 이것은 불필요한 노출의 배제를 의미하며, 실제적으로는 환자의 순 이득을 보장하기 위해 모든 CT 검사가 사전에 임상적 정당화를 필요로 함을 의미한다. 정당화 다음으로는, 소정 임상 요구를 충족하면서 환자선량을 가능하면 낮게 유지함으로써 해로움 대비 이로움을 최대화하는 영상화 기술의 채택이 따라야 한다(간행물 73, ICRP, 1996).

(6) 1990년대 초에 자기공명영상(MRI)이 출현하여 의학 영상화에서 받는 방사선 피폭에 관한 안전고려가 서방 세계에서 특별히 주목받았을 때, CT 이용이 짧은 정체기에 도달했고 이어서 쇠퇴할 것으로 예상하기도 했다. 그러나 CT 기술혁신 결과인 초고속 CT로 인해 최근에는 시계추가 CT쪽으로 되돌아가고 있다. 지난 10년간 관찰되어온 인구 백만 명 당 CT 스캐너 수 증가는 임상 영상화에서 CT에 대한 높은 수용도의 결과이다. 복부, 가슴, 두개 내부, 그리고 뼈 구조와 같은 신체부위의 3D 전시는 매우 유용하다. 관상coronal, 시상sagittal 또는 임의의 경사면에 대해 온라인 영상재구성은 임상학자가 질병의 병리해부학적 기초를 더 잘 이해할 수 있도록 돕는다.

(7) 임상 환자관리에서 보다 많은 CT 수행은 CT로부터 방사선 부담을 증가시키고 있다. 나아가 향상된 영상품질에 대한 요구는 환자선량을 더 높이 이끌고 있다. 폐암 스크리닝과 같은 많은 스크리닝 조사에 대해 낮은 선량 CT 검사가 새로 제안되고 있지만, 대부분의 CT검사에서 충분한 공간 및 대비 분해능 요구의 꾸준한 증가로 인해 환자선량은 전반적으로 높아졌다. 전통적 CT 스캐닝에서는 환자 노출은 X선관의 매 회전마다 얇은 슬라이스에 한정되었고 슬라이스 간극이 있기도 했다. 그러나 나선형 CT, 나아가 다중슬라이스 CT에서는 피치를 1보다 크게 선택하지 않으면 하나의 완전한 조사로 누적된 방사선량이 상대적으로 높을 수 있어 우려된다. 따라서 유럽연합을 중심으로 CT에 대해 특별히 여러 지침이나 규정들을 적용한다(CEC, 1997; 1999). 의료상피폭에 관한 최근의 유럽원자력공동체EURATOM 규칙(CEC, 1997)은 중재방사선의학과 함께 CT를 고선량

낭비적 비용을 줄일 수 있다는 의미로 해석된다.

방사선 절차로 분류하였다.

(8) 유사한 유형의 CT 검사에서도 상이한 영상화 프로토콜을 따르거나 상이한 CT 스캐너를 사용할 때, 환자선량이 크게 변할 수 있다. 같은 임상적 문제를 고려할 때조차, 다른 두 영상화센터에서 사용하는 영상화절차는 완전히 다를 수 있다. 최종 진단의 비교는 품질 평가나 선량 비교를 위한 수단이 되지 못한다. 어떤 지점까지는, 영상품질이 일반적으로 방사선량과 함께 증가한다. 그 지점 이후에서는 선량이 계속 증가하더라도 환자 가료절차에 주는 효과는 변하지 않을 것이다. 아마도 과학적으로 증명하기 어려운, 그러나 실제에서 진단 불확실성처럼 중요한 인자가 있는데, ‘다다익선多多益善’ 철학이나 심지어 경쟁으로 인해 너무 광범위하거나 긴 또는 반복적인 CT 프로토콜을 낳을 수 있는 점이다. 소아과 환자나 임신 중인 환자에 대한 연구나 검사를 반복함에는 특별한 주의를 기울여야 한다. CT로부터 높은 방사선량 문제를 인식함이 필요하고, 품질관리와 CT 선량 측정에 관한 지침도 마련되어야 한다. 또, 방사선방호에 대해서 CT의 최적화도 필요하다.

1.2. 통계

(9) 영국 방사선방호원NRPB의 1989년 조사에서, CT 검사가 총 수에서는 모든 의료 X선 검사의 2%에 불과했지만 선량에서는 모든 X선 검사 집단선량의 20%가 CT로부터 발생하는 것으로 나타났다(Shrimpton 등, 1991). 영국에서 사용하는 스캐너 수가 더욱 증가하고 CT 시행이 늘어남에 따라서, 이후 재검토에서 CT의 집단선량 기여는 1995년에 대략 1/3, 1998년에는 대략 40%로 증가했음을 제기했다(Rehani와 Berry, 2000; Shrimpton과 Wall, 1995; Shrimpton과 Edyvean, 1998; Wall과 Hart, 1997).

(10) UN 방사선영향과학위원회(UNSCEAR, 2000)에 따르면, 세계적으로 CT는 모든 의료 X선 검사의 5%를 구성하고, 그 결과 집단선량의 34%를 기여하고 있다(그림1). 건강 관심수준이 가장 높은 나라들(UNSCEAR 분류로 수준 I 국가)에서는 상응하는 기여분이 각각 6%와 41%이다. 이 자료들을 1985~1990년 기간에 대해 비교분석하면 상대적인 CT 빈도와 집단선량이 전 세계적으로는 각각 3%와 14%, 산업국가에서는 각각 4%와 18%가 증가한 것이다.

(11) 물론 이러한 경향은 CT 사용 증가라는 관점만이 아니라 환자 보호의 최적

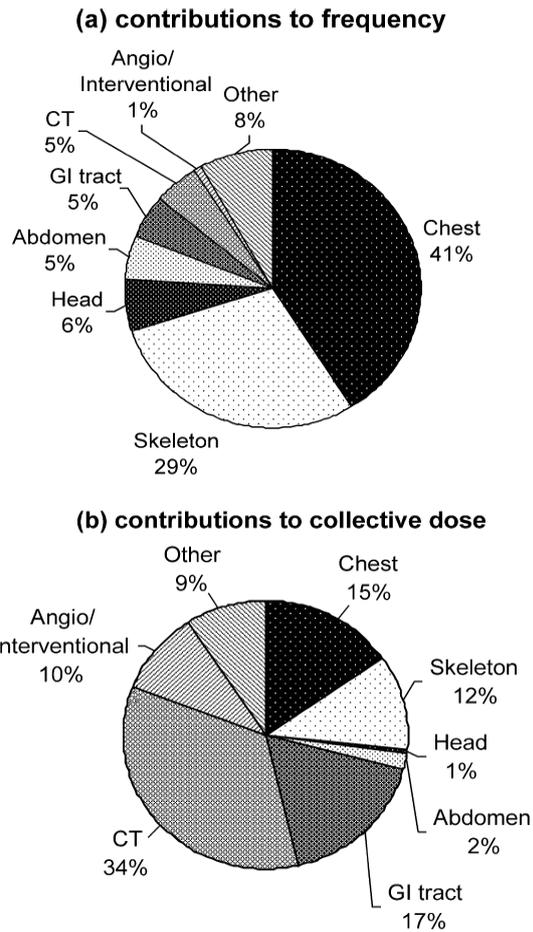


그림4. 검사 범주별 전 세계 연간 의료 X선 사용의 분석 (UNSCEAR, 2000).

화를 위한 술선정책에 따른 전통 X선 피폭의 감소와도 관련된 것으로 간주할 수 있다. 세계 CT 스캐너의 총 수는 대략적으로 34,000대로서 그중 세계인구의 1/4이 사는 서구에 80%가 가동되고 있다(UNSCEAR, 2000). 전 세계에서 연간 총 약 9천3백만 건의 CT 검사가 이루어지는데, 이는 세계적으로 1000명의 주민 당 16명의 빈도에 상응한다. 모든 이러한 절차들의 90%는 서구세계(UNSCEAR 수준 I 국가들)에서 이루어지는데 1000명 당 57회의 검사 비율이다. 세계적 총 검사의 약 6%는 아동(0~15세)에 대해 수행된다. 나라마다 CT 스캐너와 연구의 수에 상당한 차이가 있을지라도, 집단선량이 증가하는 경향은 비슷하다.

1.3. 경향

(12) 근년에 일상 임상업무에 CT 활용은 빈도가 크게 증가했는데, 이는 훨씬 빠른 영상 획득과 처리 능력으로 이어지는 기기의 기술적 발전 때문이다. 미국의 최근 논문(Mettler, 2000)은 현재 전형적 의뢰양상을 갖는 방사선과에서 CT 스캔이 모든 X선 검사의 11%를 구성하고 집단선량의 67%를 기여함을 보였다. CT의 11%는 15세 이하 아동에게 수행되고, 대부분의 CT 환자들은 같은 날에 둘 이상의 스캔절차를 밟는다. CT 검사로부터 국민 선량 기여는 다년간 꾸준히 증가하였다. 방사선방호 관점에서 이 사실의 중요성은 단지 집단선량의 절대적인 크기에만 있지는 않다. 불필요한 환자피폭 가능성과 선량 감축 가능성의 증가에 더한 중요성이 있다.

(13) CT 투시법과 혈관조영법이 제공하는 역동적이고 연속적인 영상화의 새로운 기회는 중재방사선의학 진료에 힘을 준다. 임상적으로 유용하지만, 이러한 발전은 환자에게 더 큰 방사선량을 준다. CT를 사용하는 중재적인 절차는 더 긴 시간 동안 인체의 특정 부위를 피폭시키므로, 국부 선량을 더한다. CT 투시법에서는 의료진 피폭도 증가하는데, 의료진이 CT실 내 갠트리 가까이에 있고 그들의 손이 일차 빔 안에 있을 수도 있기 때문이다.

1.4. 이 보고서의 목표

(14) 이 보고서는 기술적 수단, 훈련, 그리고 개개 검사의 정당화를 통해 CT로부터 방사선량이 증가하는 문제를 관리함에 대해 조언을 제공한다. 조언은 방사선학자, 방사선사, 의학물리사, 주치의, 나아가서는 제작자, 전문단체, 국가당국까지 대상으로 한다.

2. 선량은 얼마나 높은가?

(15) CT에서 조직 흡수선량은 진단방사선의학에서 관찰된 선량 중 가장 높다 (즉, 10~100 mGy). CT 검사들이 반복되는 경향을 볼 때, 이러한 선량은 종종 사람에게서 암 발생 증가가 직접 관찰되어온 수준에 접근하거나 초과할 수 있다.

2.1. 서론

(16) X선 부채빔이 회전하는 기하학적 배열에서 환자의 얇은 슬라이스가 방사선을 받는 CT의 노출상황은 전통적 X선 검사의 상황과 매우 다르다. 따라서 환자 선량을 평가하는 것과 여러 형태의 CT 검사에 대한 성능 감시를 가능하게 하는 것 모두를 위해 특정한 선량계측 기술이 개발되어야 한다. 물론, 환자선량이 영상품질과 분리되어 고려되어서는 안 된다(CEC, 1999). 이 문서에서 사용하는 양들을 아래에 요약하였다.

- 조직 흡수선량: 조직/장기 단위 질량 당 부여된 에너지. Gy(그레이) 단위로 측정됨. 조직/장기의 방사선 위험을 평가하는 기본 양으로 사용된다.
- 유효선량: 조직들의 방사선민감도 차이를 고려하여 계산된 양. 상이한 방사선학적 절차로부터 상대적인 방사선 위험을 비교하는 지표로 사용하고, Sv(시버트)로 나타낸다.
- 집단선량: 환자 집단의 유효선량 합. man-Sv로 나타낸다.
- CTDI_w와 DLP : 가중CT선량지수 Computed Tomography Dose Index(weighted)와 선량길이곱 Dose Length Product을 말한다. 이들은 표준 모의피폭체(팬텀)에서 측정치와 관계되고, CT에 사용하는 장비나 기술의 상대적 성능을 결정하기 위한 선량계측량을 나타낸다. CTDI_w는 mGy로, DLP는 mGy cm로 측정된다. 어느 양이나 진단 참고준위 설정에 사용할 수 있다.

2.2. 환자선량 평가에 어떤 양을 사용해야 하는가?

(17) 환자의 X선 피폭은 대개 인체의 각 장기 혹은 조직의 흡수선량에 의해 완전하게 특성화되는데(UNSCEAR, 2000), 이러한 접근이 일상적 사용에서는 다소 다루기 힘들고 어려운 점은 있다. 장기선량의 가중된 합으로 산출되는 유효선량은(ICRP, 1991) 여러 CT 기술들이나 다른 형태의 방사선학적 검사와 폭넓은 비교에 유용한 총체적 피폭의 편리한 지표를 제공한다.

(18) 대부분의 장기에 대해 흡수선량의 직접 측정은 비현실적이기 때문에, 포괄적인 선량 평가에는 필연적으로 환자(인형 팬텀)의 물리적 또는 수학적 표현을 이용하여 임상 CT 행위를 모의하는 것이 필요하다. 팬텀 내에서 흡수선량 분포는 측정하거나(Mini 등, 1995; Nishizawa 등, 1995) 전산 모델링을 사용하는데(Zankl, 1998) 후자가 더 효용이 크다. 전산 모델링법은 측에서 자유공기 중 선량에 정규화된 선량 계수들을 제공하는데, 이로써 특정한 스캔 프로토콜에서 표준 성인(Jones와 Shrimpton, 1993; Shrimpton과 Edyvean, 1998; Zankl 등, 1991; Kalender 등, 1999)이나 소아 환자(Caon 등, 2000; Zankl 등, 1993; Zankl 등, 1995)의 장기선량이나 유효선량 평가를 가능하게 한다.

(19) 기하학적 수학적팬텀을 이용하는 초기 경험들이 축적되어, 선량계측의 전산 기법이 점차 발전하여 사람의 디지털영상에 기초를 둔 보다 실질적인 팬텀(미소체적소형voxel)(Veit 등, 1989; Caon 등, 1999; Jones, 1997; Xu 등, 2000)이 개발되었다. 비슷한 노출 조건에서 다른 팬텀에 대한 계산 결과와 차이들은 그렇게 계산된 선량계수들의 불확실성과 한계를 드러내 보인다. 따라서 개별 환자 고유의 전산 모델링도 현실화되고는 있지만 표준팬텀으로 얻은 결과들을 개인 환자 검사에 적용해서는 안 된다(Zankl, 1998). 일반적으로, 모델링되는 노출조건의 차이를 고려하면 주어진 CT 검사기술에 대해 측정과 계산으로 도출된 장기선량 세트 간에는 무난한 일치를 보인다(Calzado 등, 1995; Geleijns 등, 1994; Seifert 등, 1995). 통상적 형태의 CT와 다른 X선 검사에 대한 장기선량과 유효선량의 매우 일반적인 값 몇몇을 표1과 2에 보인다.

2.3. 성능 감시에 어떠한 양을 사용해야 하는가?

(20) 일부 평가에서 유효선량의 필요성에도 불구하고, 일상적인 품질보증의 본질적인 부분으로서 현장 성능 특성화를 위해 간단하고 보다 쉽게 측정되는 선량을 이용한 주기적인 감시 요구도 있다. 입사표면선량처럼 전통적 X선 검사에서 환자선량 감시에 사용되는 양들은 CT에서는 그렇게 유용하지 않다. 실제로, CT에서 선량측정은 기본적으로 CT선량지수CTDI 측정에 바탕을 두는데, 이 양은 공기 중 흡수선량에 대해 교정된 작동길이 100 mm인 연필전리함pencil ionization chamber을 사용하여 편리하게 정량화된다(부록 A참조).

(21) 회전축 상 자유공기 중에서 CTDI가 측정되면, 특정한 스캐닝 기술에서 환자의 장기선량과 유효선량을 평가하는 수학적 모델링으로부터 얻은 선량 계수

표1. 성인의 CT 검사로 인한 전형적 선량(Shrimpton 등, 1991)

CT 검사	조직 등가선량(mGy)						유효선량 (mSv)
	눈	갑상선	유방	자궁	난소	고환	
머리	50	1.9	0.03	* ^a	*	*	1.8
목뼈	0.62	44	0.09	*	*	*	2.6
등뼈	0.04	0.46	28	0.02	0.02	*	4.9
가슴	0.14	2.3	21	0.06	0.08	*	7.8
복부	*	0.05	0.72	8.0	8.0	0.70	7.6
허리뼈	*	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06	3.3
골반	*	*	0.03	26	23	1.7	7.1

a) * 표시는 선량이 <0.005 mGy 임을 나타낸다.

표2. 영국에서 CT와 전통 X선 검사의 전형적 선량 비교(RCR, 1998)

진단 절차	전형적 유효선량 (mSv)	진단 절차	전형적 유효선량 (mSv)
전통 X선 절차			
팔다리와 관절	<0.01	복부	1.0
가슴 (단독 PA 필름)	0.02	정맥조영술IVU	2.5
머리뼈	0.07	바륨연하검사	1.5
등뼈	0.7	바륨식	3
허리뼈	1.3	바륨 추적follow through	3
엉덩이	0.3	바륨 관장	7
골반	0.7		
CT			
머리	2	복부	10
가슴	8	골반	10

와 함께 사용할 수 있을지라도, 그 값 스스로는 환자 노출의 조잡한 지표만을 제공한다. 그렇지만 팬텀에서 측정된 CTDI는 특히 빔성형beam shaping 필터 사용과 같은 스캐너 설계가 조사되는 슬라이스 내 흡수선량의 반경방향 분포에 미치는 영향을 잘 반영할 수 있다. 특히, 부록A에서 보듯이 CT용 머리와 몸통 표준팬텀의 표면 아래 10 mm와 중심에서 측정된 CTDI의 가중된 합(CTDI_w)은 CT에서 노출을 특성화하는 유용한 방법을 제공한다(CEC, 1999). CTDI_w 값은 선택된 운전변수를 반영하는데, CT 스캐너의 운전원 제어반에 이를 전시하기를 권고하고 있다(IEC, 1999). 방사선사는 특히 피치 수정(CTDI_{w,eff})을 포함하여 전시되는 값

들의 기반을 이해하고 있어야 한다(Nagel, 2000; IEC, 1999). 피치는 1회 회전으로 일어나는 콜리메이션에 상대적인 침상 먹임feed이다.

(22) 의학적 목적으로 환자가 받은 선량에 대해 한도를 적용하는 것은 적절하지 않은데 반해서, 진단참고준위(DRL) 개념은 환자 방호의 최적화를 위한 기본적인 요구를 장려하는 유용한 방법으로 점차 인정된다(ICRP, 1996). 진단참고준위는 임상 행위를 특성화하는 실용적 선량으로 설정되고, 그래서 임상 시설들 내부적, 외부적으로 비교를 가능하게 한다. DRL은 잠재적으로 부적절한 성능을 확인하는데 도움을 주기 위해 광범한 조사 자료에 근거하여 서로 다른 검사 유형에 대해 수립될 수 있다(Wall과 Shrimpton, 1998). 이 접근은 전통적 X선 검사로부터 불필요한 피폭을 줄이는데 효과적이라고 이미 입증되었다(Hart 등, 1996).

(23) CT에서 모범 기술의 사용을 장려하는 목적으로 두 가지 참조 선량계측량이 정의되어왔는데(부록A 참조) 1) 회전 당 가중된 CTDI($CTDI_w$)와 2) 하나의 완전한 검사에서 회전수와 빔 집속을 고려한 선량길이곱(DLP)이다(CEC, 1999). 이러한 선량계측량들은 특정 유형의 검사에 대해 임상 실제에서 사용되는 노출조건에서 표준 머리/몸통 선량계측 팬텀으로 측정하게 된다. 이 개념은 본래 성인 환자의 검사를 위해 개발되었지만 뒤에 소아과 CT에까지 확장되었다(Shrimpton과 Wall, 2000). 회전 당 $CTDI_w$ 의 감시는 관전류나 관전압 같은 선택된 노출설정을 고려한다. 완전한 하나의 검사에서 DLP 감시는 예를 들면 직렬스캐닝에서 슬라이스 수나 나선형 CT에서 획득시간에 의해 결정되는 조사체적과, 그 검사에서 행해지는 스캔 과정의 수를 고려한다. DLP 값도 영역고유 계수들을 사용하여 CT 절차의 유효선량에 대한 개략적 평가를 얻는 데 사용될 수 있다(CEC, 1999; Shrimpton과 Wall, 2000).

(24) 국제적 권고와 맞춰, 몇몇 CT를 위한 초기 진단참고준위들이 보편적인 성인(CEC, 1999)과 소아 환자(Shrimpton과 Wall, 2000) 검사에 대해 제안되었다. 이러한 준위들은 환자들의 대표 그룹에서 검사 동안 평가된 선량 계측량의 측정된 값들에 대해 CT 시설에서 현장 비교를 위한 것이다. 따라서 그것들을 개인 환자 기반으로 적용해서는 안 된다. 진단참고준위는 선량 관리 개선이 필요할지도 모르는 상황을 식별하기 위해 부서에서 내부 조사를 시동하는 지침으로 사용하기 위한 것이다. DRL의 사용은 제3장에서 더 논의된다.

2.4. 무엇이 환자선량에 영향을 주는가?

(25) CT에서 환자선량은 스캐너의 본질적 특성, 환자 크기, 연구되는 해부학적 영역, 그리고 사용되는 스캐닝 프로토콜과 기술에 의해 결정된다. 흡수선량은 특정 임상적 필요를 맞추기에 충분해야 한다. 이 문제는 제3장에서 보다 자세하게 논의된다. 몇몇 핵심적인 기술상, 운영상의 변수 변화가 조직 흡수선량에 미치는 영향을 표3에 요약하였다(Kalender, 2000). 이들은 직렬형이나 나선형 스캐너에 모두에 적용된다. 환자선량(장기선량과 유효선량 모두)은 X선 빔의 방사선질에 강하게 의존한다. 관전압이나 여과를 높이면 주어진 영상품질 수준(그리고 특히 잡음)에서 환자선량은 감소한다.

표3. CT에서 기술적, 운영적 변수들이 환자선량에 미치는 영향(Kalender, 2000)

변수	환자선량에 미치는 영향
높은 관전압	높은 kV가 유리(일정한 영상 잡음에서)
여과	높은 여과가 유리
관전류	전류(mA)에 정비례 증가
스캔 시간	시간(s)에 정비례 증가
슬라이스 두께	두께에 근사적 정비례 증가(하나의 슬라이스에서 유효)
스캔 부피	부피에 근사적 정비례 증가

(26) 주어진 스캐너에서는, 선량은 관전류(mA)와 검사시간(s)의 곱에 선형적으로 비례한다. 또, 직렬형 또는 나선형 스캔에서 주어진 신체 부분의 흡수선량은 일정한 mA에서 피치(빔 콜리메이션에 상대적으로 회전 당 테이블 이동)에 반비례한다. 다른 스캐너 모델들에 대한 mAs 값의 비교는 그것들의 디자인의 차이로 인해 상대적 선량에서 의미 있는 정보를 제공할 것 같지 않다. 노출되는 장기의 수와 그들의 평균 선량은 한 번의 검사에서 조사된 환자의 체적에 의존한다. 장기수나 평균선량은 직렬형 스캔에서 슬라이스 수 또는 나선형 스캔에서 획득시간, 그리고 완전한 하나의 검사(예를 들어 간의 여러 수준 대비 스캔)동안 수행된 스캔 과정의 수의 증가에 따라서도 증가할 것이다. CT 스캔에서 통상 정위 localization를 돕기 위해 수행되는 스캔투사촬영(scan projection radiography)은 전형적으로 총 환자선량의 수%만 기여한다(Shrimpton 등, 1991; Mini 등, 1995). 관전류 조절과 같은 환자선량의 감소를 위한 새로운 기술의 개발은 제4장에서 논의된다.

2.5. 환자선량의 전형적 수준은 어떠한가?

(27) CT의 환자선량은 많은 통상적 형식의 다른 진단 X선 절차에 관련된 환자선량에 비해 상당히 높다. 선택된 장기 몇몇의 예시적 선량들을 표1에 보였는데 이 자료는 하나의 특정 국가에서 이루어진 포괄적 조사(Shrimpton 등, 1991)에서 보고된 평균값에 근거한 것이다. 따라서 이 자료는 모든 나라에서 관행의 대표성을 띠지는 않는다. CT에서 장기선량에 대한 연구들은 다른 자료(UNSCEAR, 2000)에서 검토되었지만 비교할 수 있는 국가 정보가 흔하지는 않다. 개별 환자의 선량은 평균 자료보다 유의하게 높을 수 있다. 예를 들면, 골반 CT에서 자궁흡수선량은 80 mGy까지 보고되고 있다³⁾. 따라서 가임 연령의 여성 환자에게 골반 검사를 수행할 때 태아의 불필요한 피폭을 피하기 위해 각별한 주의가 요구된다(Sharp 등, 1998). 산란방사선으로부터 갑상선, 유방 그리고 고환의 선량은 납 차폐를 활용하여 더욱 감소시킬 수 있다(Beaconsfield 등, 1998; Hidajat 등, 1996; Price 등, 1999). 특히 관전류를 낮게 설정하거나 역동적으로 조절하는 등 스캐닝 기술 선택에 주의를 기울임으로써 CT에서 환자선량을 더욱 낮출 수 있다(UNSCEAR, 2000)(제3장과 제4장 참조).

(28) 영국에서 전통적 진단 X선 검사와 몇몇 일상적 CT로부터 성인의 전형적인 유효선량을 표2에 보인 바 있다(RCR, 1998). 이 선량 정보들은 다른 나라에서 보고된 관행(UNSCEAR, 2000)과 대체로 비슷하다. 일반적으로 CT에서 유효선량은 상대적으로 높아(일반적으로 1~30 mSv), 중재방사선의학 절차나 몇몇 복잡한 혈관조영술에서 보는 값들(UNSCEAR, 2000)과 비슷하다. 가중CTDI와 DLP 값은 일반적으로 각각 10~100 mGy와 50~200 mGy cm의 범위에 있다(CEC, 1999).

(29) 표준 스캐닝 기술을 사용할 때, CT에서 환자에 부여되는 에너지는 환자 크기에 따라 증가하지만 계산된 유효선량은 성인에 비해 아동이 다소 높다. 예를 들면 한 특정기관의 자료는 머리 검사에서 신생아는 6.0 mSv, 성인은 1.5 mSv였고 복부 검사에서는 신생아는 5.3 mSv, 성인은 3.1 mSv였다(Huda 등, 1997).

(30) CT에서 환자선량의 전형적 값은 기술(나선형, 다중슬라이스, 투시 CT)과 임상 관행의 발전에 따라 변화가 기대된다. 영국의 연구는 검사 당 노출 수준이 대체로 증가하는 초기 경향을 보인다. 1994년 웨일즈 지역 조사와 1996년 북아

3) <역주> 표1에서는 26 mGy로 주어졌다.

일랜드 조사는 CT 검사 당 총 평균선량이 1989년 영국의 국가조사에서 관찰된 수준에 비해 각각 20%와 5%가 높았다(Clarke 등, 2000).

(31) 동일한 스캐닝 변수 기반에서, 나선형 스캔으로부터 선량은 직렬형 스캔으로부터 선량과 대체로 비슷하나, 다중슬라이스 검출기배열 스캐너로부터는 10~30% 증가가 발생할 것이다(Kalender, 2000). 이러한 기술은 피치를 증가(>1)시킴으로써 선량 감소를 제공할 수 있을 것이나, 여전히 검사의 복잡성을 높여 결국 전반적 환자선량의 증가를 조장할 수도 있다. 환자가 상당한 시간 동안 X선 빔에 정지 상태로 있어야 함에도 불구하고, CT 투시법은 전통적 스캐닝에 비해 낮은 관전류에서 수행된다. 피부 흡수선량률은 일반적으로 초당 2~8 mGy로서 중간 복부 수준에서 스캔할 때 유효선량률은 초당 0.03~0.07 mSv정도가 된다(Keat, 2000). 전형적으로, 전통적 CT는 인체 표면에 20~50 mGy의 국부 흡수선량을 부여한다.

(32) 전자빔 CT(EBCT)의 사용은 기본적으로 심장병 환자에 한정하여 적용되고 있다. 그러나 새로운 기계들은 가능한 영상의 수를 증가시켰고 심장 이외에 응용도 가능해지고 있다. 3 mm 집속을 사용하면, EBCT와 나선형 CT의 $CTDI_w$ (5.0 mGy)는 실질적으로 동일하다. 이에 반해 1.5 mm와 6 mm로 집속된 EBCT는 1 mm와 7 mm로 집속된 나선형 CT와 비교하여 각각 75%와 106% 더 높은 평균선량을 보인다(Weisser, 1999).

(33) 위에서 논의된 CT 선량의 평균 수준에도 불구하고, 임상 행위에 대한 조사는 환자선량의 폭넓은 변화와 검사의 최적화에서 개선의 잠재성을 보여준다. 개별 CT센터 사이에서, 주어진 일반적 절차의 전형적 선량이 영국(Shrimpton 등, 1991)에서는 10~40배까지, 노르웨이(Olerude, 1997)에서는 8~20배까지 변화를 보였다. 이러한 변화들은 주로 직렬형 스캐닝에서 영상화되는 슬라이스 수와 두께, 추가 스캔을 위한 조영제 사용, 선정된 노출 설정과 같은 현장에서 사용된 스캐닝 기술의 차이에서 주로 기인한다. 따라서 현재 관행에 대한 비판적 검토, 더 광범한 선량 평가, 그리고 참조선량 활용에 대한 지속적 요구가 있다.

3. 환자선량을 관리하는 실용적 수단은 무엇인가?

(34) 주치의는 각 검사의 결과가 환자 관리에 영향을 줄 것인지를 평가해야 한다. 방사선의학자는 요청된 절차의 정당성을 납득할 수 있어야 한다. 방사선사는 매 환자나 해당 검사에 적합한 기술변수를 채택함으로써 환자선량을 감축할 가능성에 유념해야 하며, 소아나 어린 환자에게는 특별한 주의를 기울여야 한다. 의학물리사와 협조하여 적절한 기술변수 선택, 품질관리에 대한 주의, 그리고 진단참고준위의 활용으로 환자선량을 50% 이상 감축하는 것이 가능하다.

3.1. 서론

(35) 방사선의학자와 주치의는 환자가 정당하지 않게 조사되지 않도록 보증함에 핵심적 역할을 한다. 이 절에서는 주치의와 방사선의학자가 그들의 책임을 만족스럽게 이행하기 위하여 취할 단계들을 검토한다. 일부 국가에서는 이러한 개념이 법률에 함축되어 있을 수도 있다. 이 절의 고찰은 의사가 자국의 규정이나 권고가 요구하는 바를 익히 알고 있다고 가정한다.

3.2. 정당화

(36) CT 검사 요구는 국가의 교육과 자격 체계에 따라 정당한 자격이 있는 의사 또는 치과의사에 의해서만 발급되어야 한다. 방사선의학자는 CT와 방사선방호에 적절한 훈련을 받고 기능을 보유하며, 대체 기술에 관련된 적절한 지식을 가지고 있어야 한다. 방사선방호의 기본 원칙은 정당화 원칙인데, 이 원칙 아래서는 방사선량이 환자의 잠재적 임상 이익에 의해 정당화 된다고 판단되지 않는다면 어떠한 조사도 수행되지 말아야 한다. 또한 정당화 과정에 고려할 사항은 자원과 비용의 가용성이다. 정당화는 임상 의사와 방사선의학자가 분담하는 책임이다.

(37) 어떤 검사가 적당하고 수용가능한지를 권고하는 임상 지침이 임상 의사와 방사선의학자에게 가용해야 한다. 이상적으로는 이러한 지침은 국가차원에서 만들어져야 하지만 그렇지 못한 경우에는 기관 내부적으로 현장 지침을 수립해야 한다. 가능하면, 임상적으로 해당하는 검사는 진단 정보를 얻음과 합치하도록 환자에게 달성 가능한 최소 선량으로 이루어져야 한다. CT에서, 이 방침은 요구되는 정보가 임상 관리를 부당하게 방해하지 않으면서 전통적 방사선촬영, 초음파

또는 자기공명영상(MRI)에 의해 얻을 수 있는지에 대한 고찰을 요구한다.

(38) CT가 임상적으로 정당화 될 수 있어 보이면, 검사를 반드시 환자의 진단 요구의 맞추도록 고려해야 한다. 이것은 모범관행이고, 방사선의학자의 가장 중요한 방호 역할의 하나이다. 임신 기간 중 CT 스캔은 종종 우려할 대상이 된다. 임신 여성의 CT 스캔을 - 특히 응급시에 - 금기로 보아서는 안 되지만 복부 혹은 골반의 검사는 신중하게 정당화되어야 한다. 자궁이 시야에 들어오는 CT스캔에서 태아 흡수선량은 전형적으로 약 40 mGy이다. 다행히도, CT 스캐너에서 1차 방사선 빔은 매우 정확하게 집속되고, 정위사진(scout view(topogram))을 사용하여 위치를 정밀하게 조정할 수 있다. 다른 검사에서와 마찬가지로 관심 있는 해부학적 영역으로 스캔을 제한함이 가능할 것이다(ICRP, 2000).

(39) 모든 X선 절차와 같이, CT 검사는 임상적 정당화 없이 반복하지 말아야 하고, 요구되는 병소 영역에 한정해야 한다. 주치의나 방사선의학자가 이전 검사의 존재나 그 결과를 모른다면 정당하지 않은 반복노출이 일어날 수 있다. 검사의 반복 위험은 환자가 의료기관을 바꿀 때 증가한다. 이러한 이유로, 이전의 조사 기록은 검사요구를 발행하거나 수행하는 사람들의 요구에 대응하여 가용해야 한다. 이전 검사가 있음을 알고 있는 의사는 그 사실을 방사선의학자에게 전달할 책임이 있다.

(40) CT 선량은 전통적 방사선촬영 선량보다 유의하게 높기 때문에, 검사받는 사람에게 주는 즉각적인 이득의 수준에서 임상적 정당화가 되지 않은 연구목적의 CT 검사는 엄밀하게 평가되어야 한다. 이에 대한 추가 정보는 간행물 62에서 얻을 수 있다(ICRP, 1993).

3.3. 환자선량의 관리

3.3.1. 최적화

(41) CT 검사 의뢰가 정당화되면, 방사선의학자는 검사가 성실하게, 효과적으로, 그리고 좋은 기술로 실행될 것을 보증할 1차적 책임을 진다. 이것을 보통 최적화의 원리라고 부른다. 이 과정에서 방사선의학자와 방사선사는 환자 방사선량을 제한함에 대해 중요한 재량을 가진다. 목표는 환자의 임상 관리에 영향을 미칠 충분한 진단정보를 제공하는 것이다. 임상 이슈가 검사할 부위와 요구되는 검사

의 정도를 정의한다. 그러나 이러한 조건들이 충족되었을 때에도 방사선의학자는 환자 방사선량을 제한할 추가적인 기회를 가진다.

(42) 검사를 시작하기 전에 대비증가 물질의 역할을 고려할 가치가 있다. 어떤 경우에는, 대비증가 후 1회의 검사가 임상 목적에 적당할 수 있는데 그렇다면 대비증가 없는 처음 영상을 생략할 수도 있을 것이다. 다중 대비증가 연구에서는 그 검사는 임상적으로 정당화되는 대비수준까지의 수로 제한되어야 한다.

(43) CT 투시법과 중재 CT는 방사선방호에 특별한 도전을 제기한다. 전통적으로, 생검절차들이 종종 X선 형광투시 또는 초음파영상 안내로 수행되어왔다. 그러나 X선 형광투시법은 제한된 3차원 정보를 제공하고, 초음파 안내법은 내장 가스, 폐 또는 뼈에 의해 방해될 수 있다. 이러한 이유로 CT 안내 경피 생검이 널리 수행되고 있고, 조작 편이와 안전성 이점이 있다. 그러나 이것은 긴 노출을 수반하고 환자나 방사선의학자가 높은 방사선량을 피폭할 수 있다.

(44) 국가차원의 여러 조사는 어떤 특정한 방사선학적 검사에서 환자 방사선량에 광범한 변화가 있음을 가리킨다(Shrimpton 등, 1991; Conway 등, 1992, Hart 등, 1996). 전통적 방사선촬영에서는 높은 피폭은 영상 흑화도 증가로 이어지나, CT에서는 그러한 문제가 없어 이것이 불필요하게 높은 노출 인자를 선택하게 할 수 있다(Rehani, 2000; Rehani와 Berry, 2000). 방사선의학자와 기사에게는 양상품질이 떨어뜨리지 않으면서 방사선 노출을 낮게 유지할 여러 방법이 있다. 방사선사는 관전류(mA), 스캔 길이, 슬라이스 두께(집속), 360도 당 탁자먹임(피치), 그리고 인가전압(kVp)을 조절할 수 있다. 일반적으로 CT 기기들은 사전설정 인자들을 제공하지만, 설정치들은 각개 환자의 신체 부위와 체격에 따라 맞춤으로 해야 한다. 프로토콜은 환자 변수를 포함하도록 설계되고 의학 물리사와 협동하여 수립되어야 한다.

3.3.2. mA와 mAs의 역할

(45) mAs는 환자선량 관리에 가장 중요한 단일인자이며 환자 크기와 신체부위에 따라 변경되어야 한다. mAs 감축은 환자선량을 크게 감소시키고 X선관 수명도 증가시킨다. mA는 X선 강도(단위시간 당 X선 광자의 수)를 조절한다. mAs 설정은 정의된 노출시간 동안 X선 광자의 수를 대표한다. 강도는 mA와 직접 비례한다. 주어진 스캐너에 대해, mA를 반감하는 것은 방사선량률의 반감을 의미하고, mAs를 반감하는 것은 방사선량의 반감을 의미한다. 약 30년 전의 CT 발

명 이래, 모든 후속 CT 발전의 경향은 스캔 시간 최소화였다. 지정된 부위의 영상이 수 초 혹은 심지어 초의 분할 시간에 요구된다면, 높은 X선 강도가 필요하다. 노출 시간을 짧게 할수록, 더 높은 X선 강도가 요구된다. 따라서 CT X선관들은 더 많은 방사선을 내도록 설계되었고 열용량과 열 발산도 향상되었다.

(46) CT에서 높은 선량을 요구하는 다른 요인은 더 높은 공간 해상도인데, 이는 더 얇은 층을 사용하도록 유도하고, 이것은 다시 잡음을 낮게 유지하기 위해 더욱 높은 X선 빔 강도를 요구하게 된다. 고해상도 CT는 일반적으로 1 또는 2 mm의 얇은 슬라이스를 요구하는데 이는 오직 mA 증가에 의해서만 가능하다. 고정된 mAs 값에서, 노출시간(s)의 감소는 관전류(mA)를 비례적인 증가를 의미한다. 노출시간의 증가 없는 mA 감소는 잡음 증가를 낳고 이에 따른 영상품질의 저하가 가능하다. 모범관행에서는 영상품질과 선량 사이의 균형을 찾아야한다.

(47) 대비가 현저한 상황에서는 mAs 감소의 결과로 영상품질 하락은 심각하지 않다. 인체에서는 고대비 구조를 갖는 부위가 있는데, 예를 들면 흉부나 골반으로서 여기서는 뼈 구조와 연조직 또는 공기 사이의 대비가 크다. 이러한 상황에서는 영상품을 수용가능하게 유지하면서 mA를 상당히 감소시킬 수 있다. 이 전략은 많은 조사에서 이용되어 왔는데, 특히 흉부 영상화에서 그러하다. 예를 들면, 흉부의 저선량 CT 기술은 1990년에 제시되었는데, 수용 가능한 진단품질의 스캔이 표준 관행의 20%에 불과한 mAs 설정으로 이루어졌다(Naidich 등, 1990). 고질적인 침투성 폐 질환에 대해, 진단의 높은 신뢰수준이 일반 CT 스캔 선량의 63%에 상당하는 저선량 CT 스캔의 61%에서 입증된 바 있다(Lee 등, 1994). 팬텀을 사용한 모의 조건하에서 연구는 mA가 일반적으로 400에서 80 mA로 80% 감소했을 때, 흉부팬텀 내의 플라크, 결절, 그리고 삼출effusion의 발견이 감소하지 않음을 보여주었다(Mayo 등, 1995).

(48) 소아의 가슴 CT에서 흡수선량의 유사한 감소도 보고된 바 있다. 25 mAs (일반적인 경우에서)가 사용된 저선량 기술이 진단 정보의 손실 없는 영상품을 제공함을 보였다(Rogalla 등, 1999). 나선형 CT에서 최소 관전류를 찾으려는 시도에서, 20 mAs에서 얻은 영상의 주관적 품질이 50 mAs에서 얻은 영상에 대한 평가와 유의하게 다르지 않음이 보고된 바 있다. 흉부의 중간 영역 영상화는 대략 20 mAs가 요구되는 상부와 하부 영역에 비해 더 낮은 mAs값(대략 12 mAs)을 요구한다(Itoh 등, 2000). 전통적 파노라마 방사선촬영 사용과 유사한 방사선량으로 턱뼈와 아래턱의 나선형 CT를 수행할 수 있다.

(49) 인체에서 복부처럼 대비가 작은 영역에서 낮은 선량을 달성하는 데에는 명확한 문제들이 있다. 잡음은 이러한 상황에서 제한 인자가 된다. 복부와 골반이 스캔되는 어떤 경우에도 같은 mAs를 사용하는 것은 공통적 관행이다. 골반 CT를 복부 CT mAs의 거의 1/3 수준으로 수행하더라도 진단 영상품질의 인식할 수 있는 어떠한 저하 없이 상당한 선량 감축을 달성할 수 있다. 표면선량을 30에서 10 mGy까지 감소시킨 것이 보고되었다. 복부에 비해 골반 영상화 mAs 감소의 이론적 배경은 복부가 해상도가 매우 중요한 간과 같은 장기들을 포함하고 있는 반면, 골반은 비슷한 구조를 갖지 않고 뼈, 방광, 그리고 혼미한 장을 가지기 때문으로 설명할 수 있다. mAs 증가는 고대비의 해상도를 의미 있게 증가시키지 않지만, 저대비 영역에서는 큰 해상도 차이를 낸다. 그러므로 낮은 mAs 값들은 골반 영상화에는 문제되지 않지만, 복부에서는 바람직하지 않다.

3.3.3. mA 조정

(50) 기존의 보통 관행처럼 모든 투사 각도와 Z축 위치에 대해 관전류를 일정하게 유지하는 대신에, 최근에는 소위 ‘스마트 기술’을 개발하려는 시도가 있는데 그 원론적 아이디어는 360° 회전과 Z축을 이동하는 동안에 대상의 실제 감쇠에 따라 기술 인자들을 변화시키는 것이다(Kalender, Wolf, Suess 등, 1999). 제작자들이 이를 수행한다면, 환자선량 감소에 큰 수단을 기여할 것이고, mA의 주관적 조절 필요가 줄어들 것이다. 보다 자세한 내용은 제4장에 주어진다.

3.3.4. 스캔 길이

(51) 스캔 길이는 조사되는 환자의 부피를 조절한다. 불행하게도, 고속 스캐너 등장과 함께, 흉부+복부+골반 스캔들이 훨씬 많이 일반화되고 있어 스캔 길이가 많이 증가하는 경향이 있다. 관행이 곧 머리에서-골반까지 검사를 포함할지 모른다(특히 심한 외상 환자의 빠른 평가를 위해). 이러한 관행에 따르는 선량에 대한 주치의와 방사선의학자의 주의를 이끌어내는 것은 중요하며, 임상적으로 필수적인 영역으로 검사를 한정하도록 노력해야 한다.

3.3.5. 집속, 침상속도 및 피치

(52) 전통적 CT에서는 침상속도와 피치가 없으나, 나선형 CT에서는 집속 collimation을 포함한 세 가지 요인 모두를 같이 고려해야 한다. 이들은 상호 연계

되어 있어서 분리된 하나의 논의로 환자선량과 스캔 움직임을 특성화하는 데 충분하지 않다. 예를 들면, 피치는 집속(슬라이스 두께)에 상대적으로 1회 회전 당 침상먹임(mm)이다. 만약 피치가 1로 주어지면, 그것은 10 mm 집속에 대해 10 mm/회전으로 달성될 수 있다. 360° 회전 시간이 1초라면, 침상속도(회전 당 침상먹임)는 10 mm/초가 된다. 침상속도를 바꾸지 않고 5 mm 집속으로 바꾼다면, 피치는 2가 된다. 피치 변화는 상황에 따라 영상품질에 다른 효과를 낸다. 가상 대장내시경 virtual CT coloscopy과 같은 일부 상황에서는, 영상품질과 재구성 인공물들은 빔 집속보다 피치 값에 더 적게 영향을 받는다. 따라서 영상품질 관점에서는 좁은 빔 집속과 함께 더 큰 피치를 선호할 수 있다. 그러나 얇은 부위 CT (작은 집속)를 필요로 하고 피치 증가가 검출성에 영향을 줄 수 있는 폐의 작은 소결절에 대해서는 상황이 다르다. 더 얇은 영역을 사용하면서 피치 1을 유지하는 것은 더 많은 방사선량을 초래한다.

(53) 일정한 X선관 회전에 대해 피치를 증가할 수 있는 방법으로는 1) 침상 이동 속도의 증가 또는 2) 집속의 감소 두 가지가 있다. 두 방법은 다음과 같이 다른 효과를 낸다.

- (a) 주어진 집속에서 침상속도를 증가시켜 피치를 높이면 일정한 mA에 대해 스캔된 부위에 더 낮은 방사선량(더 낮은 유효 노출시간에 기인한)과 폐의 작은 소결절과 같은 병소의 검출 감소로 연계된다.
- (b) 집속을 감소시키는 것(주어진 침상속도에서)은 스캔 시간을 변화시키지 않으며, 일정한 mA에서 스캔된 부위의 방사선량을 낮추고, 그리고 신호대잡음비를 감소시킨다. 그러나 폐의 작은 소결절의 검출은 mA와 신호대잡음비로 인해 잠재적으로 향상된다.

(54) 인접한 나선형 CT 스캔(피치 1)은 같은 기술인자로 획득하는 인접한 축 방향 스캔과 대략적으로 같은 방사선량을 준다. 주어진 집속에서 인접하지 않는 스캔(1<피치)에서는, 구체적으로 1/피치에 따라, 피치가 증가함으로써 방사선량은 감소한다. 주어진 침상속도 10 mm/s에서, 10 mm 집속 스캔(피치 1)으로부터 방사선량은 대략 5 mm 집속 스캔(피치 2)의 두 배이다. 주어진 집속에서, 침상속도의 증가(피치의 증가)는 1/피치에 따라 방사선량을 감소시킨다. 예를 들면 10 mm와 피치 1(10 mm/s)로부터 10 mm와 피치 2(20 mm/s)로 변경하는 것은 50%의 방사선량을 감소시킨다. 매우 작은 슬라이스 두께에서는, 방사선 단면폭 profile width(반치폭)은 명목 슬라이스 두께보다 클 것이고 이로써 인접한 슬라이스들 사이에 중첩을 증가시킬 것이다(더 두꺼운 슬라이스와 비교하여 방사선량의 순 변화가 없음). 얇은 집속이 정상적으로 더 작은 방사선량을 줄 것으로 기대되

지만, 근접한 스캔 사이의 더 큰 중첩 정도가 이러한 예상된 감소를 상쇄하여 결국 집속으로 인해 흡수선량에는 별 변화가 없을 것이다.

3.3.6. 인자들의 결합 역할

(55) 많은 기기에서 kVp 설정을 변경하는 것이 가능하고 또 그렇게 하는 것이 바람직할 지라도, 통상적으로 특정한 유형의 연구에서 환자에 따라 kVp를 바꾸지 않는다. 스캔 길이와 슬라이스 두께가 임상적으로 필요한 만큼 분별 있게 선택된다고 가정했을 때, 남은 것은 mA, 회전 당 침상먹임 그리고 피치이다. 표4는 가슴의 나선형 CT에 대한 전형적 설정의 예인데, 여기서 mA는 165부터 110까지 감소되고, 침상먹임은 회전 당 5 mm부터 10 mm까지 증가되고, 피치는 1부터 2까지 변화한다(Kalender, Schmitt, Zankl 등, 1999). 이로써 유효선량은 7.1부터 2.4 mSv까지 감소(즉, 원래의 34%, 또는 66% 감소)하고 폐 선량은 24.3에서 8.2 mGy까지 감소(66% 감소)하게 된다. 요추의 정량적 CT에 대한 비슷한 예는 kVp와 mA의 감소에 의해 92%의 흡수선량 감소를 보인다(표4).

표4. 설정 'a'에서 설정 'b'까지 스캔 변수 변화에 따른 CT 선량 감소 예 (Kalender, Schmitt, Zankl 등, 1999로부터 채택)

변수	가슴의 나선형 CT		요추의 정량적 CT	
	[a]	[b]	[a]	[b]
전압(kVp)	140.0	140.0	120.0	80.0
전류(mA)	165.0	110.0	250.0	75.0
스캔 길이(cm)	31.0	31.0	3×1.0	3×1.0
슬라이스 두께(mm)	5.0	5.0	10.0	10.0
침상먹임/360°(mm)	5.0	10.0	-	-
피치	1.0	2.0	-	-
관심 장기	폐		위	
장기선량(mGy)	24.3	8.15	4.4	0.4
유효선량(mSv)	7.1	2.4	1.0	0.1

(56) 안면 CT는 골유착 임플란트osseointegrated implant를 위해 사용되는데 나선형 CT와 치과 소프트웨어 패키지로 수행할 수 있다. 165부터 35까지의 mAs 감소와 1보다 2 피치 사용은 눈의 수정체 선량을 약 2배(즉, 0.5 mGy에서 0.3 mGy로), 갑상선 선량을 5배(즉, 2.5 mGy에서 0.5 mGy로), 그리고 이하선 선량을 6배(즉, 2.4 mGy에서 0.4 mGy로) 감소시킨 것으로 보고되고 있다. 이러한 선량의 감소는 영상품질 또는 진단정보에 어떠한 의미 있는 손실도 가져오지 않았다

(Rustmeyer 등, 1999).

3.3.7. 표층 장기의 차폐

(57) 관례적으로, CT에서 장기 차폐는 수행되지 않아왔으나 CT의 높은 선량이 이에 대한 관심을 유도했다. 차폐는 특히 아동에게 해당된다. 차폐 사용이 노출 변수의 증가를 용인해서는 안 된다. 유방, 갑상선, 눈의 수정체, 그리고 고환과 같은 장기가 CT검사의 관심 장기인 경우는 거의 없지만 이들이 종종 우연찮게 빔에 놓인다. 이들 장기가 받는 방사선량은 관심대상이 되기에 충분히 유의하다.

(58) 관례적인 진단 흉부 CT는 평균 크기의 여성 유방에 20~50 mGy의 선량을 준다. 이 선량은 10~25번의 두-시점two-view mammo그래피 검사에서 받는 양과 대등하다. 소녀와 젊은 여성의 가슴 CT 검사는 이 연령 그룹에서 방사선유발 유방암의 높은 위험 관점에서 정당화되는 것이 필요하다. 비스무스를 함유한 방사선 방호용 라텍스로 된 얇게 가슴 속옷에 의한 유방조직 차폐는 심부의 다른 구조 전시에 영향을 미치지 않고 방사선량을 50% 이상 감소시키는 것으로 나타났다 (Hopper 등, 1997). 비스무스나 납 중 어떤 것을 사용할 것인가는 제작 편의성, 다용도성, 맞춤형 그리고 비용에 근거하여 결정된다.

(59) 머리뼈 하단의 CT 슬라이스들은 갑상선에 높은 선량을 주므로, 아동의 갑상선 차폐는 이 경우에서 매우 효과적이다. 수정체의 전형적인 선량은 통상적인 머리 CT에서 30 mGy, 머리동공sinuses 스캔에서 70 mGy, 그리고 아마도 안와외상orbital trauma CT에서 10~130 mGy 주변이다. 적당한 갱트리 각도조절은 수정체선량 감축에 도움을 준다. 나아가 CT 투시의 사용은 이 기술이 유용한 정보를 제공할 잠재성이 있는 부위에만 제한되어야 한다.

(60) CT 검사에서 고환의 차폐는 논쟁의 여지가 있다. 고환이 검사 영역에 포함되지 않았을 때, 작은 선량은 체내 산란에 의해 발생하고 따라서 외부 차폐는 별 효과가 없다. 고환이 직접 CT 빔 내에 있지만 임상적으로 고려되는 장기가 아니고 차폐가 유의한 인공물을 만들거나 인접한 관심부위를 직접 방해함으로써 검사를 저해하지 않는다면, 차폐를 고려할 수 있다. 난소는 일반적으로 정확한 위치가 불확실하고 예상되는 병리가 종종 인근에 있는 관계로 난소의 차폐는 어렵다.

3.3.8. 부분 회전

(61) CT에서 X선관은 환자 주위를 회전함으로써 단면적 영상을 만든다. 현재 상용으로 가용한 모델에서는 회전속도 및 kVp와 mAs 같은 스캔 변수들은 360°의 전 회전경로에서 일정하다. 따라서 환자 표면의 선량은 다른 위치에서 환자에 입사하는 1차 또는 2차 X선 광자의 기여와 함께 입사 빔 내의 표면과 X선 표적과의 거리에 의존한다. 표면 근처에 위치한 어떤 지점에서의 흡수선량의 주된 기여는 입사선량으로부터 온다. 따라서 눈의 수정체에 대해서는 정면 빔이 흡수선량의 주된 부분을 기여한다. 머리 스캔에서 정면의 90°가 생략되고 스캔이 270°회전으로 수행된다면, 그림2에서 보는 것처럼 눈이 최소 선량을 받는다 (Robinson, 1997). 이러한 부분 회전 능력은 현재 일부 스캐너에서 가능하다.

3.4. CT 투시의 선량

(62) 생검 바늘과 병변이 실시간으로 관찰될 수 있는 X선 투시나 초음파(US) 안내와 다르게, 전통적 CT 안내는 실제 절차 동안 영상화를 허용하지 않아 ‘눈먼’ 상태로 남아있었다. 이 전통적 CT 안내 절차의 한계는 연속 영상화와 CT 투시 기술의 개발로 극복되었고 0.2초 이내의 짧은 재구성 시간으로 CT 영상이 재구성되어 전시되고 있다. CT 투시는 실시간으로 움직이는 순서로서 단층 영상들을 보여준다.

(63) 전통적 CT 안내 생검에서 의사들은 스캐닝 동안 X선에 노출되지 않는다. CT 투시 안내 절차에서 가장 큰 문제점의 하나는 중재적 장치들이 수동으로 조작되면서 여러 절차들이 직접 X선 빔 내에서 수행되기 때문에 의사의 손이 높은 준위의 방사선에 노출된다는 것이다. 방호가 제공되지 않는다면 손의 직접 빔 노출은 절차 당 120 mGy에 달할 수 있다. 이것은 의사가 연간 수행할 수 있는 절차들의 수를 4번 정도로 제한할 것이다(ICRP가 권고한 손의 선량한도 500 mSv 조건에서).

(64) CT에서는 빔이 미세하게 집속되므로, 손을 약간 이동하여 집속된 1차 빔의 밖에 있도록 함으로써 유효한 방호가 달성된다. 주사기, 바늘 등을 위한 집게장치(holding instrument)를 사용함으로써 이것이 실현될 수 있다. 금속 집계를 사용할 때 발생하는 인공물을 방지하기 위해 집게장치는 아크릴로 된 것이어야 한다. 그러면 손은 5 cm 정도 1차 빔으로부터 떨어질 수 있고, 따라서 산란된 X선에만

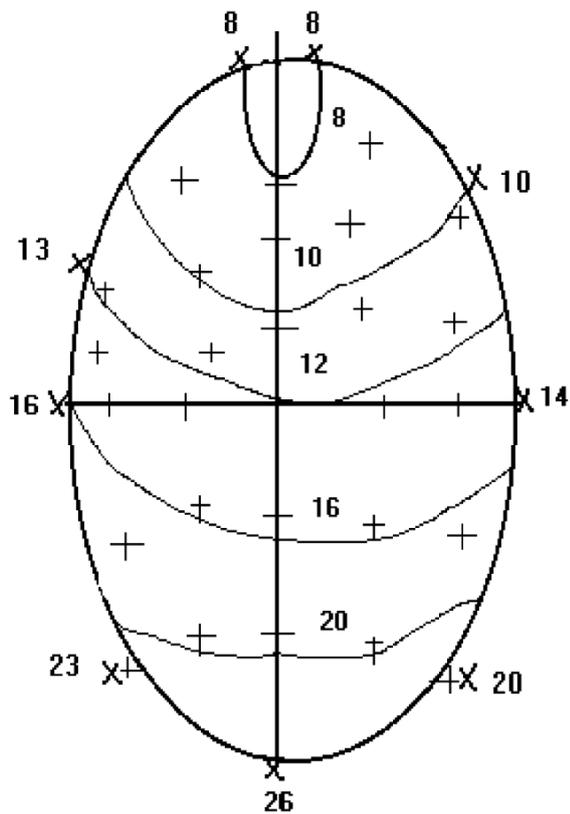


그림5. 정면의 90°를 생략한 270° 스캔에서 머리(윗쪽이 얼굴) 단면의 선량분포(상대 단위). 눈 주변에서 최소 선량이 발생한다. 선량이 왼쪽에서 약간 높는데, 이것은 이 장치에서 X선관이 환자 움직임에 때문에 (시계 방향으로) 20° 더 회전했기 때문이다. Robinson(1997)로부터 채택.

노출되어 피폭이 98% 이상 감소된다. 집게장치 사용의 보고된 성공률은 100% 이고, 조작 시간에서 아무런 유의한 증가도 관찰된 것이 없다(Kato 등, 1996). 제2장에서 제시한 바와 같이 환자의 흡수선량은 높다. 흡수선량을 조절하는 가장 효과적인 방법은 투시 시간을 최소화하는 것이고, 이 시간 변수에 주의가 집중되어야 한다.

3.5. 유럽위원회 품질 기준

(65) CT에서 모범관행의 달성 가능한 표준에 관련된 권고가 품질기준 형태로 유럽위원회에 의해 개발되었다(CEC, 1999). 이 개념은 영상품질을 위한 기술변수들이 환자선량과 관련하여 고려되는 창의적 방사선방호를 위한 운영 기틀 framework을 제공함을 추구한다. CT에 대한 진단과 선량 요건들은 특정한 임상적 지시에 상관없이 소정의 해부학적 영역에서 표준 품질의 영상을 만들어내는 데 필요할 것으로 보이는 품질기준으로 명시된다.

(66) 주관적 영상 기준은 해부학적 형상의 시각화 또는 결정적 재생critical reproduction과 관련되는 해부학적 기준을 포함한다. 환자선량에 관계된 기준은 표준 크기 환자에 대해 사용되는 검사 기술들과 관련된 참조 선량값으로 주어진다. 품질기준은 선량에 영향을 미치는 기술 변수들의 예와 함께, 6종의 넓은 해부학적 그룹에서 26개 유형의 검사에 대해 개발되었다. CT 관행의 세부적인 감사를 위한 이 기틀의 유용성은 임상적 시도에서 조사되고 입증된 바 있다(Calzado 등, 2000; Jurik 등, 1998).

3.6. 선량계측

3.6.1. 진단 참고준위

(67) 진단 참고준위DRL는 CT에서 품질 보증의 본질적인 요소이다. DRL의 적용은, 유효길이 100 mm이고 공기 흡수선량으로 고정된 연필빔pencil beam전리함으로 표준 선량계측 팬텀에서 CTDI 측정을 통해서 수행된다(제2장과 부록A 참조) 이런 측정은 각 스캐너에 대한 일상적인 항구성시험(품질관리)의 일부로서 수행된다(IPEM, 1997; IEC, 1999). 잠재적 혼란 원인을 피하기 위해, 문헌에 출판된 이전 권고들에서 때때로 정의가 미묘하게 차이나는 CTDI를 사용했음에 유의해야 하는데, 그러한 차이는 예를 들면 상이한 참조물질이나 적산 길이integration length와 같은 것이다(IEC, 1994; Edyvean, 1998).

(68) 머리와 몸통의 표준 선량계측 팬텀에서 CTDI 측정으로 주어진 어떤 임상 스캔 프로토콜에 대한 $CTDI_w$ 와 DLP를 유도할 수 있다(CEC, 1999). 개별 스캐너에 대한 측정이 없으면, 아마도 발표된 CTDI 자료 모음으로부터 얻은 모델 고유 일반데이터를 이용하여 선량을 개략적으로는 평가할 수 있을 것이다(CEC,

1999). 전형적 CT 관행의 평가는 절차 유형별로 적어도 10명의 대표적인 환자 표본에 대한 스캔 세부사항을 평가하는 현장 조사에 기초하여야 한다. 각 환자 그룹에 대한 $CTDI_w$ 와 DLP의 평균값을 환자 방호의 최적화를 위해 국가적으로 또는 현장에서 설정한 해당 진단 참고준위와 비교해야한다(부록A 참조). 선량(DRL)이 조사준위를 넘는 모든 기술에 대해서는 비판적으로 검토하여 임상적으로 정당화하거나 임상적 효율의 손실 없이 환자선량을 감축할 수 있도록 수정해야 한다. 이러한 평가는 주기적으로(예를 들어, 적어도 매 3년마다) 또는 장비 혹은 기술의 상당한 변화가 있는 때마다 이루어져야한다.

3.6.2 유효선량

(69) CT 운영기관은 임상 사용의 다양한 일반적 유형의 절차에 있어서 전형적 유효선량을 알 필요가 있다. 발표된 선량계수와 자유공기 중에서 CTDI 측정값을 이용하여, 유효선량을 DLP로부터 추산하거나 스캐닝 기술 지식을 활용하여 계산할 수 있다(제2장 참조).

4. 새로운 장비의 어떤 기능이 환자선량 관리를 돕는가?

(70) CT 선량은 상대적으로 높으며, 시간이 지나도 전통 방사선촬영에서 선량처럼 감소되지 않았다. CT 장비의 추가적 개선은 불필요한 환자선량을 상당히 감소시키도록 방사선사를 도울 수 있다. 가장 중요한 기능은 해부학적 근거로 노출 인자를 온라인으로 조절하는 것과 다중슬라이스 CT에 도입된 새로운 영상재구성법일 것이다.

4.1. 서론

(71) MR 영상화 가용성의 확장에도 불구하고 CT 검사 빈도는 근년에 계속적으로 증가하고 있다. 최근의 CT 기술발전 관점에서, 이러한 경향이 가까운 미래에 반전될 것으로 예상되지는 않는다. 반대로, 다중슬라이스 나선형 CT가 보여줄 것으로 보이는 잠재력은 수행되는 CT 검사 수를 더욱 증가시킬 것 같다. 결과적으로, CT로 인한 일반인의 집단선량은 현재 수준에 머무르거나 수적 증가에 상응하여 증가할 것으로 보인다. 의료 진단에서 일반인 집단의 연간 전리방사선 피폭에서 CT의 상대적 기여는 계속 증가할 것이다. 가능한 위험의 논의와 함께 임상적 이득 즉, 진단 신뢰도, 환자 편의, 비용 등도 고려해야만 CT에 대한 의미 있는 평가가 이루어질 수 있다. 상세한 논의는 이 문서의 범위를 벗어난다.

(72) 약 30년에 이르는 CT의 임상 사용 과정에, 영상품질과 전반적 스캐닝 성능에서 큰 개선이 있었다. 많은 성능 변수들 중에서, 슬라이스 당 스캔 시간의 감소 즉, 360° 당 회전시간과 검사 부피 당 스캔 시간의 감소는 가장 인상적인 큰 변화이다. CT는 이제 1초 미만의 회전 시간과 10에서 60초의 총 검사시간을 일상적으로 제공한다. 이에 비해, 저대비 해상도의 개선은 별로 대단하지 않다. 주어진 잡음수준과 해상도에서 슬라이스 당 선량은 지난 여러 해 동안 현저하게 변하지 않았다.

(73) 과거의 CT 발전은 항상 효율의 향상 즉, 수립된 CT 응용에서 진단가치의 증가나 새로운 응용의 제공을 목표로 하였다. 선량 효율은 같은 정도의 1차적 목표가 아니었으며, '시장'은 제작자가 선량 효율을 추구하기를 요구하지도 않았다. 결과적으로, CT 시스템과 그 사용을 선량 효율에 대해 최적화할 기회가 아직 많

이 남았다. 시스템 제작자와 사용자 모두가 이러한 노력을 지원해야 함을 강조해야 한다. 몇몇 요점들이 표5에서 요약되어 있다.

표5. CT에서 환자선량 감축 가능성

사용자측 수단	제작자측 수단
징후 확인과 스캔 부피의 제한	방사선 스펙트럼의 사전 여과 증가
스캔 변수를 환자 단면적에 맞춤	감쇠 중속적 관전류 조정
아동에 대한 mAs 값의 현저한 감축	아동과 특정 징후를 위한 저선량 스캔 프로토콜
1보다 큰 피치 인자로 나선형 CT를 사용하고 겹치는 단일 스캔 획득 대신 겹친 영상을 산출	전통적 CT와 나선형 CT에 대한 자동 노출 조절
영상 재구성 변수의 적절한 선택	잡음을 줄이는 영상재구성 절차
다중슬라이스 CT 시스템에서 z-여과 사용	z-여과와 적응여과adaptive filtering를 위한 알고리즘의 추가 개발

4.2. 나선형 CT

(74) 나선형 CT는 선량감축에 고유한 가능성을 제공한다. 매우 효과적인 선량감축 방법은 1보다 큰 피치 인자를 선택하는 것이다. 다중슬라이스 CT 시스템이 제공하는 새로운 가능성의 특정한 사용 또한 선량 제한에 기여한다. 슬라이스 유효두께의 소급적 변화를 허용하는 z-내삽법과 z-필터링의 새로운 접근은 추가적인 방사선 노출 요구 없이 높은 3D 공간해상도(혹은 그 대신 낮은 잡음)와 훌륭한 저대비 해상도의 영상을 제공한다.

4.3. 관전류, 여과 및 기타 기술인자

(75) CT 시스템의 선량 효율을 증가시키는 몇몇 기술적 방법들이 알려져 있고 부분적으로 시험되었다. 그러나 그러한 방법의 사용은 종종 다른 목표나 요건과 상충한다. 따라서 예를 들어 환자선량을 줄이도록 여과를 증가시키면 더 높은 mAs를 요구하고, 따라서 X선관의 부하 증가를 가져온다. 이것은 차례로 나선형

CT에 대해 허용되는 스캔 지속시간의 제한으로 이어질 수 있다. 다중슬라이스 CT 시스템은 현격하게 스캔 지속시간을 줄였으므로, 감소된 관 부하는 추가적인 여과의 사용을 허용할 수 있다.

(76) 소아 CT와 특정 징후에 대한 저선량 스캔 프로토콜의 정의와 준비는 더 연구되어야 하고, 제작자가 활발하게 장려해야 한다. 잡음을 줄이는 재구성 방법의 추가 개발도 기대되는데, 특히 다중슬라이스 CT 시스템에서 다차원 적응여과와 관련하여 상당한 가능성을 제공한다(Kalender, 2000; Kachelriess, 2001).

(77) 관전류의 해부학 적응, 감쇠 종속적(anatomy-adaptive, attenuation-dependent) 조정을 통해 상당한 선량감소가 달성될 수 있다.⁴⁾ 기본적인 생각은 CT 영상에서 화소 잡음은 감쇠가 가장 큰(그 결과로서 양자잡음이 가장 큰) 투사에 의한다는 것이다. 이것은 등근 모양으로부터 크게 벗어난 단면적에 대해서, 감쇠가 작은 방향의 투사는 잡음 패턴에 유의한 영향 없이 방사선 강도를 줄일 수 있음을 의미한다. 여러 연구에서 명백하게 보인 것처럼 이것은 영상품질의 저하 없이 선량을 감축할 수 있는 상당한 잠재성을 제공한다.(Gies 등, 1999; Kalender, Wolf와 Suess, 1999; Kalender, Wolff, Suess 등, 1999.)

(78) 인간 해부학은 실제로는 항상 원형 또는 원통형 모양으로부터 상당히 벗어나는 단면적을 가진다. 따라서 관전류 조정에 대한 연구들은 mAs 결과가 영상품질의 손실 없이 일반적으로 10~50% 감소될 수 있음을 보여준다. 어깨 부분처럼 앞-뒤방향(AP)과 측방 사이에 감쇠 특성에서 극도의 차이가 있는 스캔에서는 50% 이상 흡수선량 감소가 가능하다(Greess 등, 1999; Kalender, Wolf와 Suess, 1999).

(79) 관전류 조정법 사용으로 영상품질에 선택적인 영향도 가능하다. 측방에서 관전류 증가와 AP방향에서 전류 감소는 영상 품질을 증가시킬 수 있고, 동시에 선량을 상당히 감소시킬 수 있다. 실제 환자선량은 심지어 mAs 결과보다 더 많이 감소한다. 예를 들면 둔부 검사에서 mAs 감소는 전형적으로 40% 정도인데, 팬텀 측정이나 몬테칼로 계산에 의해 구한 환자선량은 대략 60~70%의 감소로 나타난다(Kalender, 2000).

(80) 나선형 CT에서는 관전류를 수정하는 데 필요한 참조 감쇠 데이터가 매우

4) <역주> 2006년 현재 이미 이러한 기술들이 자동노출조정(automatic exposure control) 개념으로 여러 제작사의 CT에 반영되고 있다.

짧은 시간에 그리고 매우 근접한 거리에서 가용하므로 새로운 관전류 조정기술이 예상된다. 지금 사용할 조정 변수가 바로 직전 반대편에 X선관이 있었을 때 얻은 값 즉, 180°만 이동된(혹은 침상머짐의 절반) 값으로부터 실시간으로 결정된다. 이 접근은 나선형 스캐닝에서 일반적으로 응용할 수 있다. 모든 제작자에게 이 기술을 적용하고 제공할 것을 권장해야 한다. 부수 이득은 X선관 수명이 증가하고 검사 당 총 mAs가 줄어들어 X선 구성요소에 대한 요구도 완화될 것이다.

4.4. 선량 정보의 제공

(81) CT 시설에서 일상적 선량계측 수행과 참조 선량준위 수립에 노력을 증가함으로써 기술을 조정하고 최적화하는 것뿐만 아니라 보다 일반적으로 알려진 환자선량 크기에 대한 정보를 만드는 데에 도움이 된다.

(82) 제작자가 운전원 제어반에 CTDI 값과 DLP 정보를 전시하는 것은 이 방향으로 가치 있는 움직임이며, 방사선의학자와 방사선사는 이러한 지시와 선량들의 의미에 익숙해야 한다. 전형적인 환자, 즉, '표준인'에 대한 장기선량과 유효선량 평가치를 제공하는 절차와 소프트웨어가 또한 수립되었다(Zankl 등, 1991; Jones와 Shrimpton, 1993; Kalender, Schmitt, Zankl 등, 1999). 환자에게 고유한 선량 분포와 스캔 프로토콜 또한 몬테칼로 방법으로 계산할 수 있다(Kalender, 2000).

4.5. CT에서 자동노출조절(AEC)

(83) CT 시스템의 최적화와 품질관리는 최소 선량으로 진단 품질 영상이 획득됨을 보장해야한다. 이것이 일어나기 위해서는 현존하는 수단에 추가적 두 단계 즉, CT 자동노출조절 개발과 객관적으로 정의된 영상품질 요건의 보완이 있어야 한다. 두 단계는 제작자와 사용자 간에 긴밀한 협동을 필요로 한다. 두 수단의 결합은 그 목표로서 특정 검사 유형에 대해 최소 선량으로 얻을 수 있는 명확한 수준의 영상품질 확보를 추구한다. 이것은 표준과 진단 참고준위의 정의도 포함할 것이다.

(84) 해부학 중속, 감쇠 기반 X선 관전류 조정법 개발은 선량 감축에 대한 높은 잠재성을 보인 바 있다(Greess 등, 1999; Kalender, Wolf와 Suess, 1999;

Kalender, Wolf, Suess 등, 1999). 이러한 방법들은 영상품질에서 어떠한 불이익도 수반하지 않기 때문에 폭넓은 기반으로 사용되어야한다. 그러나 일반적 기반에서 이 기술의 도입은 단지 첫 단계를 대표할 뿐이다. 왜냐하면 현재까지는 그것들은 360° 당 미리 결정된 mAs 결과의 최적 분포에 한정되기 때문이다. 더 필요한 단계는 CT에 대한 자동노출조절의 개발이다. 비록 선량 감축 목적보다는 잘못된 노출 방지 목적 위주였지만, 자동노출조절은 전통적 X선 진단에서 오래전부터 수립되어 왔다. CT에서 자동노출조절 아이디어는 아직 끝까지 추구되지 못했는데, 한편으로는 수신 시스템의 탁월하게 넓은 역동범위로 고전적인 의미의 잘못된 노출이 배제될 수 있기 때문이고, 또 한편으로는 일부 기술적 문제들이 남아있기 때문이다.

(85) 그동안에, 해부학 의존 관전류 조정과 같은 기술적 가능성이 있다. AEC 적용에 대한 남아있는 기술적 문제는, 360° 회전 동안 관전류의 조절과 함께, 나선형 CT 검사 동안 관전류-시간곱(즉, 회전 당 mAs 값)이 인체 단면적과 특정 감쇠의 변화에 계속적으로 적응되는 사실에 있다. 최대 관전류 제한과 같은 일정한 제한 조건들이 고려된다면 이것은 기술적으로 가능하다. 핵심 문제는 예를 들어 특정한 검사 유형에 대해 요구되는 영상 잡음과 영상 선예도의 관점에서 정의된 영상품질을 결정하는 객관적 사전설정에 도달하는 것이다. 실시간으로 측정된 CT 자료로부터 요구되는 관전류 값을 계산하는 문제는 해결 될 수 있다. 그러나 영상품질에 대한 요건은 방사선의학자에 의해 먼저 결정되어야한다.

4.6. 영상품질

(86) 영상품질의 객관적인 척도들이 가용하다. 그럼에도 불구하고, 척도들이 영상의 완전한 묘사를 주장할 정도는 아님을 경험에서 알 수 있다. 이것은 예를 들어 선량과 합성변환 커널(convolution kernel)의 선택 둘 모두에 의해 영향을 받을 수 있는 잡음 패턴에 관련된다. 방사선의학자에 의한 영상품질의 주관적 평가는 객관적으로 정해진 순서와 매우 쉽게 다를 수 있다. 이에도 불구하고, 무엇보다도 영상 선예도와 잡음과 같은 중요한 변수에 관하여 합의에 도달하는 것은 가능하다.

(87) 이러한 영상품질이 '최소한의 필요' 또는, 방사선방호의 견지에서 개개의 특정 응용에 대한 '최적'의 영상품질로서 모든 환자에 대해 그리고 검사 체적의 모든 슬라이스에 대해 예외 없이 최소한의 선량으로 보장되어야 한다. 그러면 체적이 작은 환자의 검사에 대한 선량은 자동적으로 감소된다. 이것은 물론 소아 CT

의 특별한 수단으로 적용되는데 여기서는 영상품질을 수용 가능한 수준으로 보장하면서 선량을 최소화함이 매우 중요하다. 그렇게 하여 검사 과정에서 단면적이 얇은 곳을 만나면 자동적으로 선량이 감소될 것인데, 이것은 현재 상황에서는 아직 전혀 현실화되지 못했다.

(88) 일반적으로 수행되는 CT 검사들에 대해 요구되는 영상품질 변수에 관한 합의 또한 의료기관마다 상당히 다른 변수로 촬영하고 결과적으로 흡수선량도 달라지는 상황을 개선할 것이다. 4배 차이는 종종 보고되고 있다(Shrimpton 등, 1998). 이렇게 되면 서로 다른 스캐너를 그 선량 요구치에 대해 쉽게 비교할 수 있게 만들어 일반적인 사용에 대한 수용기준의 정의를 가능하게 할 것이다.

4.7. 사고의 잠재성

(89) CT 스캐너가 관련되어 높은 흡수선량을 초래한 사고는 거의 일어나지 않았는데 이것은 스캐너 디자인 덕분이다. 나선형 CT에서 일어날 수 있는 확실한 사고는 만약 침상이 기계적으로 움직이지 못하게 걸린 상태에서 X선관은 계속 회전하면서 노출했을 때일 것이다. 침상의 기계적 걸림은 실제로 환자 제한 장치, 시트, 또는 관들이 침상 아래에 걸려 상당히 자주 일어난다. 다행히 스캐너들은 침상 속도의 변화를 감지하는 선형 저항 전위차계를 갖추고 있어서 만약 침상 속도가 설정된 피치에 대해 예상된 속도와 일치하지 않으면 노출이 즉시 정지된다. 새로운 장비의 디자인에서, 제작자는 가능한 사고의 잠재성에 대한 예측 평가를 지속하는 것이 필요하다.

부록 A. CT를 위한 참조 선량 값

(A1) CT에서 사용되는 주요 선량계측량은 CT선량지수CTDI이다. 이것은 고정된 침상 위치에서 한 회전에 대해 회전축(z)에 평행한 선을 따라 선량분포 $D(z)$ 를 적분한 값을 X선 빔의 명목 두께로 나눈 몫으로 정의된다. CTDI는 유효길이 100 mm인 연필전리함으로 공기 흡수선량 향으로 측정하면 편리한데, 이 양이 $CTDI_{100}$ 이다(IEC, 1999).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad (1)$$

여기서 n 은 단일 회전 영역에 포함되는 명목 두께 T 인 단층의 수이다.

(A2) CT에 대한 참조 선량측정은 표준 CT 선량계측 팬텀에서 측정되는 양들에 기초한다. 현재의 팬텀은 16 cm(머리)와 32 cm(몸통)의 직경을 가진 균질한 PMMA polymethylmethacrylate 원통인데 물과 등가이고 타원형 단면적을 가진 플라스틱 모의체가 개발 중이다. 팬텀의 중점(c)와 표면으로부터 10 mm 깊이(p)에서 측정치들의 결합은 다음의 두 참조선량을 도출한다(CEC, 1999):

(a) 임상 관행에서 노출 설정에 상응하는 단일 회전에 대한 머리 또는 몸통 표준팬텀에서 가중CTDI

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (\text{mGy}) \quad (2)$$

여기서 $CTDI_{100,p}$ 는 팬텀내 원주상의 4개의 다른 위치에서 측정치의 평균치이다.

(b) 완전한 검사에 대한 선량길이곱

$$DLP = \sum_i n_i CTDI_w \times nT \times N \times C \quad (\text{mGy cm}) \quad (3)$$

여기서 i 는 스캔 순서 번호인데, 각각은 명목 빔 콜리메이션 nT cm[위의 식(1) 정의 참조], 회전 당 노출 C mAs로 N 회전한다.⁵⁾ $nCTDI_w$ 는 인가전압과 총 명목 빔 콜리메이션에 적합하게 정규화된 가중CTDI($\text{mGy mA}^{-1}\text{s}^{-1}$)이다.⁶⁾

(A3) 이러한 양들은 단일 또는 다중 슬라이스 기하학적 스캐너에서 직렬 또는 나선형 스캔에 적용될 수 있다. 초기의 진단 참고준위는 몇몇 일반적 절차에 대한 관행 조사에 기초하여 성인(CEC, 1999)과 소아(Shrimpton와 Wall, 2000) 환

5) <역주> 나선형 CT에서는 식(3)의 우변 $N \times C$ 는 $A \times t$ 로 대체된다. 여기서 A 는 전류 (mA), t 는 노출시간(s)이다.

6) <역주> 회전 중 노출변수가 바뀌지 않는 경우에는 $nCTDI_w$ 는 $CTDI_w$ 를 노출 C (mAs)로 나눈 값과 같다.

자에 대한 값이 발표된 바 있는데, 표A1과 A2에서 보는 것과 같다. 이러한 조사 준위는 한 CT 시설의 대표적 환자 그룹에 대한 검사 과정에서 평가된 선량 변수의 값과 현장 값을 비교하기 위한 것이므로 개별 환자 기반으로 적용해서는 안 된다.

표A1. 성인 환자의 CT 검사에 대한 초기 진단 참고준위(CEC, 1999)

검 사	진단 참고준위*	
	회전 또는 슬라이스 당 CTDI _w (mGy)	검사 당 DLP (mGy cm)
일상 머리 검사	60	1050
얼굴과 두개동sinuses	35	360
척추의 외상	70	460
일상 흉부	30	650
폐의 고해상CT HRCT	35	280
일상 복부	35	780
간과 비장	35	900
일상 골반	35	570
골반 뼈Osseous pelvis	25	520

*ICRP 참고준위들과 같음

표A2. 소아 환자의 CT 검사에 대한 초기 진단 참고준위(Shrimpton와 Wall, 2000)

검 사	환자 연령 (세)	회전 또는 슬라이스 당 CTDI _w (mGy)	검사당 DLP (mGy cm)
뇌	<1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
흉부(일반적)	<1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
흉부(HRCT)	<1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
상복부	<1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
하복부 및 골반	<1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

REFERENCES

- Beaconsfield, T., Nicholson, R., Thornton, A. et al (1998) Would thyroid and breast shielding be bene-ficial in CT of the head? *Eur. Radiol.* 8, 664-667.
- Calzado, A., Rodriguez, R., Muoz, G. (2000) Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. *Br. J. Radiol.* 73: 384-395.
- Calzado, A., Ruiz Sanz, S., Melchor, M. et al. (1995) A comparison of measured and calculated organ doses from CT examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 381-385.
- Caon, M., Bibbo, G., Pattison, J. (1999) An EGS4-ready tomographic computational model of a 14-year old female torso for calculating organ doses from CT examinations. *Phys. Med. Biol.* 44: 2213-2225.
- Caon, M., Bibbo, G., Pattison, J. (2000) Monte Carlo calculated effective dose to teenage girls from CT examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 90, 445-448.
- CEC (1997) Directive of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionising Radiation in Relation to Medical Exposures. Directive 97/43/EURATOM. Commission of the European Communities, Luxembourg.
- CEC (1999) *Quality Criteria for Computed Tomography, European Guidelines.* EUR 16262, Commission of the European Communities, Luxembourg.
- Clarke, J., Cranley, K., Robinson, J. et al. (2000) Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. *Br. J. Radiol.* 73: 43-50.
- Conway, B.J., McCrohan, J.L., Antonsen, R.G. et al. (1992). Average radiation dose in standard CT examination of the head: results of the 1990 NEXT survey. *Radiology* 184, 135-40.
- Edyvean, S. (1998) *Type Testing of CT Scanners: Methods and Methodology for Assessing Imaging Performance and Dosimetry.* Report MDA/98/25. Medical Devices Agency, London, UK.
- Geleijns, J., van Unnik, J.G., Zoetelief, J. et al. (1994) Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. *Br. J. Radiol.* 67: 360-65.
- Gies, M., Kalender, W.A., Wolf, H. et al. (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med. Phys.* 26, 2235-247.
- Greess, H., Wolf, H., Baum, U. et al. (1999) Dosisreduktion in der Computertomographie durch anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation: Erste klinische Ergebnisse. *Fortschr. Röntgenstr.* 170, 246-50.

- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F. et al. (1996) *Doses to Patients from Medical X-Ray Examinations in the UK.1995 Review*. NRPB-R289. HMSO, London, UK.
- Hidajat, N., Schroder, R.J., Vogel, T. et al. (1996) The efficacy of lead shielding in patient dosage reduction in computed tomography. *Rofu Fortschr. Geb Rontgenstr. Neuen Bildgeb Verfahr* 165, 462-465.
- Hopper, K.D., King, S.H., Lobell, M.E. et al. (1997) The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT-shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 205, 853-858.
- Huda, W., Atherton, J.V., Ware, D.E. et al (1997) An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. *Radiology* 203: 417.422.
- ICRP (1991) *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP* 21 (1-3).
- ICRP (1993) Radiological protection in biomedical research. ICRP Publication 62. *Annals of the ICRP* 22 (3).
- ICRP (1996) Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. *Annals of the ICRP* 26 (2).
- ICRP (2000) Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. *Annals of the ICRP* 30 (1).
- IEC(1994) *Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments, Part 2-6: Constancy Tests- X-Ray Equipment for Computed Tomography*. IEC 1223-2-6. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IEC(1999) *Medical Electrical Equipment.Part 2: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography*. IEC 60601-2-44. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IPEM (1997) *Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems*. Institute of Physics and Engineering in Medicine Report No 77. IPEM, York, UK.
- Itoh, S., Ikeda, M., Arahata, S. et al. (2000) Lung cancer screening: minimum tube current required for helical CT. *Radiology* 215, 175-183.
- Jones, D.G (1997) A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation. *Radiat. Prot. Dosim.* 72, 21-29.
- Jones, D.G., Shrimpton, P.C. (1993) *Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques*. NRPB-SR250. HMSO, London, UK.
- Jurik, A.G., Bongartz, G, Golding, S.J. et al. (1998) The quality criteria for computed tomography. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 49-53.
- Kalender, W.A. (2000) *Computed Tomography*. John Wiley and Sons, New

York, NY.

- Kalender, W.A., Schmitt, B., Zankl, M. et al. (1999) A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* 9, 555-562.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C. (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: II. Phantom measurements. *Med. Phys.* 26, 2248-2253.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C. et al. (1999) Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur. Radiol.* 9, 323-328.
- Kato, R., Katada, K., Anno, H. et al. (1996) Radiation dosimetry at CT fluoroscopy: physician's hand dose and development of needle holders. *Radiology* 201:576-578.
- Keat, N.L. (2000) *Real Time CT and CT Fluoroscopy*. Medical Devices Agency Report MDA/00/10. HMSO, London, UK.
- Lee, J.S., Primack, S.L., Staples, C.A. et al. (1994) Chronic infiltrative lung disease- comparison of diagnostic accuracies of radiography and low-and conventional dose thin-section CT. *Radiology* 191: 669-673.
- Mayo, J.R., Harstman, T.E., Lee, K.S. et al. (1995) CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *Am. J. Roentgenol.* 164, 603-607.
- Mettler, F.A., Wiest, P.W., Locken, J.A. et al. (2001) CT scanning: patterns of use and dose. *J. Radiol. Prot.* 20, 353-359.
- Mini, R.L., Vock, P., Mury, R. et al. (1995) Radiation exposure of patients who undergo CT of the trunk. *Radiology* 195: 557-562.
- Nagel, H.D. (2000). *Radiation Exposure in Computed Tomography* 2nd Edition. ZVEI, Frankfurt, Germany.
- Naidich, D.P., Marshall, C.H., Gribbin, C. et al. (1990) Low dose CT of the lungs- preliminary observations. *Radiology* 175, 729-731.
- Nishizawa, K., Maruyama, T., Takayama, M. et al. (1995) Estimation of effective dose from CT examination. *Nippon Acta Radiologica* 55: 763-768.
- Olerud, H.M. (1997) Analysis of factors influencing patient doses from CT in Norway. *Radiat. Prot. Dosim.* 71, 123-133.
- Price, R., Halson, P., Sampson, M. (1999) Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. *Br. J. Radiol.* 72, 489-494.
- Rehani, M.M. (2000) Computed tomography: radiation dose considerations. In: Rehani, M.M. (Ed.), *Advances in Medical Physics*. Jaypee Bros Medical Publishers, N. Delhi, India, pp. 125-133.
- Rehani, M.M., Berry, M. (2000) Radiation doses in computed tomography. *Br. Med. J.* 320, 593-594.
- Robinson, A. (1997) Radiation protection and patient doses in diagnostic

- radiology. In: Grainger, R.G., Allison, D.J. (Eds.), *Diagnostic Radiology: A Text Book of Medical Imaging*. Vol I. Churchill Livingstone, New York, NY, pp. 169-190.
- Rogalla, P., Stover, B., Scheer, I. et al. (1999) Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr. Radiol.* 29, 565-569.
- RCR (1998). *Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology*, 4th Edition. Royal College of Radiologists, London, UK.
- Rustemeyer, P., Streubuhr, U., Hohn, H.P. et al. (1999) Low-dosage dental CT. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr. Neuen Bildgeb. Verfahr.* 171, 130-135.
- Seifert, H., Blass, G., Leetz, H.-K. et al. (1995) The radiation exposure of the patient from stable-xenon computed tomography. *Br. J. Radiol.* 68: 301-305.
- Sharp, C., Shrimpton, J.A., Bury, R.F. (1998). *Diagnostic Medical Exposures: Advice on Exposure to Ionising Radiation During Pregnancy*. NRPB, Chilton, UK.
- Shrimpton, P.C., Edyvean, S. (1998) CT scanner dosimetry. *Br. J. Radiol.* 71, 1-3.
- Shrimpton, P.C., Jessen, K.A., Geleijns, J. et al. (1998) Reference doses in computed tomography. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 55-59.
- Shrimpton, P.C., Jones, D.G., Hillier, M.C. et al. (1991) *Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects*. NRPB-R249. HMSO, London, UK.
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F. (1995) The increasing importance of x-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 413-415.
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F. (2000) Reference doses for paediatric CT. *Radiat. Prot. Dosim.* 90, 249-252.
- UNSCEAR (2000) *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures*. United Nations, New York, NY.
- Veit, R., Zankl, M., Petoussi, N. et al. (1989) *Tomographic anthropomorphic models. Part 1: construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child*. GSF-Bericht 3/ 89. Gesellschaft fur Strahlenforschung, Neuherberg, Germany.
- Wall, B.F., Hart, D. (1997) Revised radiation doses for typical x-ray examinations, report on a recent review of doses to patients from medical x-ray examinations in the UK by NRBP. *Br. J. Radiol.* 70, 437-439.
- Wall, B.F., Shrimpton, P.C. (1998) The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 15-20.
- Weisser, G., Lehmann, K.J., Scheck, R. et al. (1999) Dose and image quality of electron-beam CT compared with spiral CT. *Invest. Radiol.* 34, 415-420.

- Xu, X.G., Chao, T.C., Bozkurt A. (2000) VIP-MAN: an image-based whole-body adult male model constructed from colour photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys.* 78, 476-486.
- Zankl, M. (1998) Methods for assessing organ doses using computational models. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 207-212.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G. (1991) *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and monte carlo methods. part vi: organ doses from tomographic examinations.* GSF-Bericht 30/91. Gesellschaft für Strahlenforschung, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G. (1993) *Tomographic anthropomorphic models. Part II: organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology.* GSF-Bericht 30/93. Gesellschaft für Strahlenforschung, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Panzer, W., Petoussi-Henss, N. et al. (1995) Organ doses for children from computed tomographic examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 393-96.