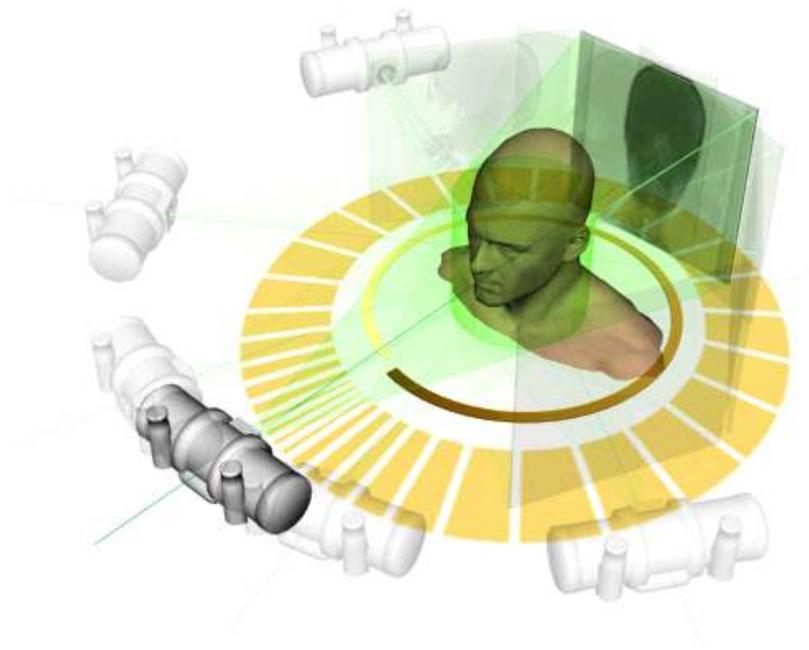




ICRP 간행물 129

# 콘빔CT에서 방사선방호

Radiological Protection in  
Cone Beam Computed Tomography (CBCT)



대한방사선방어학회 **IRSC**  
방사선안전문화연구소

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

<표지 그림>

콘빔CT의 원리. 피사체 주위를 회전하는 광각 X선원과 평판검출기(FPD)를 이용해 1회전에 넓은 영역을 스캔한다. 그림자료: Exxim-cc.com.

ICRP Publication 129

# 콘빔CT에서 방사선방호

## Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

편집장: C.H. Clement

부편집자: N. Hamada

ICRP를 대신한 저자

M.M. Rehani, R. Gupta, S. Bartling, G.C. Sharp,  
R. Pauwels, T. Berris, J.M. Boone

역주: 이재기

이 ICRP 간행물의 우리말 번역본은 ICRP의  
허락(2017년 1월)을 받았으며 ICRP 정신에 따  
라 무료로 배포합니다.

국제방사선방호위원회



## 역자 서문

기술은 쉽없이 발전한다. 특히 사람 생명을 다루는 의료를 뒷받침하는 기술은 그 높은 가치와 방대한 시장의 인력으로 발전에 가속도가 붙은듯하다. 특히 CT는 고급 진단정보를 제공하는 역량 때문에 그 수요는 물론 성능도 급진적으로 발전해왔다. 정형화된 다행검출기 CT(MDCT)도 검출기 행 수가 계속 확장되고 화소도 정밀해지다가 하면, 평판검출기(FPD) 기술의 발달로 운용 자유도가 높은 콘빔CT가 개발되었다. 콘빔CT(CBCT)는 치과용으로부터 시작해서 C암에 탑재한 모델의 출현으로 임상적용 분야가 넓어졌다.

우리나라에서 치과용 CT 제1호는 1994년 서울대학교 치대병원에서 도입한 미국 Picker사의 IQ시스템이다. 2015년 기준으로 국내에서 사용 중인 치과 및 ENT용 CBCT가 5700여 대이니 그 동안 팽창 속도가 얼마나 빨랐는지 알 수 있다. 나아가 전통적으로 형광투시에 의존하던 중재방사선 기술이 점점 더 정교하게 발전함에 따라 3D 또는 4D 영상의 도움이 필요해짐에 따라 C암에도 형광투시용 영상 강화기 대신 FPD를 대체한 C암 탑재 CBCT 사용도 빠르게 증가하고 있다.

여러 방향에서 얻은 투영영상으로부터 3D 영상을 재구성한다는 원리는 전통적 CT와 다를 바 없지만 빔 노출 공간이 일정한 MDCT와는 달리 C암이 임의 방향으로 회전할 수 있는 자유도 덕분에 C암 CBCT가 중재방사선 분야는 물론 정형외과나 방사선종양학과 등 여러 전문분야에서 활용 기회가 많다.

방사선 안전 측면에서도 CBCT는 MDCT와 상당한 차이가 있다. MDCT는 도넛형으로 고정된 기하배열에서 X선 빔이 최적화된 좁은 공간에 제한될 뿐만 아니라 촬영 설정 후에는 운전자는 촬영실 밖으로 나간다. 현대 MDCT의 경우 노출 시간도 수십 초 정도로 짧다. 이에 비해 CBCT는 빔폭이 더 넓고 운용 목적 때문에 갠트리의 회전 반경이 커서 1차빔이 노출되는 공간이 넓다. 더욱이 중재방사선 절차에서는 시술자와 보조 의료진이 시술실 안에서 C암을 운전해 가면서 절차를 수행한다. 많은 시간 비율은 형광투시 모드로 운용되지만 시술 시간도 길다. C암 CBCT가 움직임 자유도가 크다는 것은 그만큼 환자나 의료진이 잘못된 피폭을 받을 가능성이 증가한다는 의미이다. 따라서 C암 CBCT 운용은 방사선방호에 더욱 주의가 필요하며 기기의 방사선안전 특성에 대한 바른 이해를 요구한다.

본문에서도 강조하고 있지만 형광투시나 중재방사선 종사자가 개인선량계 패용에 소홀한 경우가 많다. 강도가 높은 직접빔이 운용되는 시술실에 종사하는 만큼 우발적 피폭 가능성도 있으므로 반드시 개인선량계를 패용해야 한다. 납치마 안쪽 가슴에 하나, 납치마 밖 목이나 머리 부위에 하나를 패용하기를 권고한다. 중재방

사전 시술 업무가 많은 의사는 손 피폭 감시를 위해 반지선량계 사용도 권장한다.

치악안면 CBCT는 갠트리 회전반경이 작고 촬영절차도 정형화 되어 있어 방사선안전 특성의 변화는 작다. 문제는 운용되는 CBCT 수가 매우 많으며 단순 투영 촬영이나 파노라마 촬영 정도로 충분한 경우에도 CT 모드 촬영을 남용할 우려가 있다는 점이다. 치악안면 촬영을 하는 환자 신체부위 범위가 좁고 그 범위에 방사선 위해가 큰 조직이 포함되지 않는다는 특성 덕분에 촬영 당 환자 유효선량은 1 mSv 미만이 대부분이지만 단순 투영이나 파노라마 촬영보다는 CT촬영이 훨씬 더 많은 선량을 부과한다. 더욱이 치과 절차는 병소의 변화나 보철물의 상태를 확인하는 등 반복 촬영이 많다는 특성도 있다. 따라서 치과의사는 CT 처방을 내리기 전에 의료방사선 정당화의 셋째 단계 즉, 그 촬영이 이 환자의 질환관리에 꼭 필요한가를 다시 한 번 고려하는 것이 필요하다.

치위생사가 치악안면 CBCT와 같은 촬영을 수행해도 되는가에 대해 논란이 있다. 한편에서는 방사선학 일반에 대한 교육훈련을 받지 않은 치위생사가 촬영하는 것이 적절하지 않다는 주장이 있는가 하면, 다른 쪽에서는 치악안면의 복잡한 구조를 감안한 교육은 오히려 치위생사 훈련과정에서 더 잘 이루어진다고 주장한다. 문제는 어디서 교육하는가가 아니라 교육훈련이 얼마나 잘 이루어지는가가 더 중요하다. 교육과정이나 자격인증 제도 등 명시적 제도가 미흡하다면 보건당국이 이를 보완해야 할 것이다. 기술의 발전이 빠른 만큼 새로운 방사선 수단이나 절차가 개발되면 교과과정이나 면허자 보수교육에 신속히 반영하는 것도 중요하다.

때로는 CBCT 촬영에서 환자를 부축해야 할 경우도 있다. 이때 의료진이 부축을 담당하는 일은 지양해야 하며 환자 보호자가 맡는 것이 옳다. 보호자는 기껏 수 회이겠지만 의료진이 그 일을 하면 피폭이 누적된다. 현재 ICRP 권고에서 불가피한 보호자의 피폭은 '의료피폭'으로 간주하므로 일반인 선량한도의 적용을 받지 않는다. 잊지 말 것은 그러한 일을 맡는 보호자에 대해서는 피폭상황과 그로 인한 위험에 대한 설명을 들어 이해하면서 환자 촬영을 돕는다는 '이해동의서'를 받아야 한다는 점이다. 그렇지 않으면 분쟁의 소지가 될 수도 있기 때문이다.

2017년 3월

역주자: 이재기

대한방사선방어학회 방사선안전문화연구소장

ICRP 위원

## 서문

국제방사선방호위원회(ICRP)는 방사선방호의 원칙과 그 적용에 대해 권고와 지침을 제공한다. 이러한 활동은 의학에 전리방사선 이용의 다양한 촬영 및 치료 수단에 대해 구체적 간행물을 통해 이루어지고 있다. 이 간행물은 의료에서 방사선방호 및 안전에 대한 일반 조언을 제공한 ICRP 105(2007c)에 추가하여 출간된 간행물에 새로운 추가이다. 방사선방호 관점에서 현행 기술의 분석은 더 안전한 기술을 개발할 잠재력을 가진 제작사를 향한 권고까지 내 왔다. 이러한 방식으로, ICRP는 현재나 미래의 기술 사용을 기반으로 안전 이슈를 예감하고 기술이 기여할 수 있는 요구를 식별하는 중요한 자원 역할을 하고 있다. 물론, 사용자가 진단 및 임상 목적을 손상하지 않고 환자선량을 최소화하는 데 큰 역할을 할 수 있는 많은 분야가 있다. 근년에 있는 관행평가는 다수 촬영절차가 적합성 지침을 충족하지 않음을 지적한 바 있다. ICRP가 정당화의 세 단계 수준을 제시했지만, 수준 3 정당화에 보다 철저하고 검사의 정당화에 대한 지침을 제공할 필요성이 증가하고 있다. 방사선방호에 대한 관심의 현재 분위기는 ICRP 간행물 독자를 정책 입안자, 보건당국, 공중보건 단체, 환자집단, 여러 기술의 적합성 및 사용에 관한 기준을 개발하는 기구, 10여 년 전에는 가용하지 않던 촬영기술을 사용하기 시작하는 다양한 의료전문가까지 확장했다. 이 간행물은 병원에서 점점 많은 의료전문가가 일상 업무에 사용을 확대하고 있는 새로운 기술인 콘빔CT(CBCT)가 당면한 문제를 겨냥한다. 이 ICRP 조언은 시의적절하다고 본다. 이 간행물은 환자와 종사자 방호 문제 모두를 다룬다.

위원회는 2013년 CBCT에서 방사선방호에 관한 작업반을 구성하였다.

작업반 위원은 다음과 같다.

M.M. Rehani(위원장)

S. Bartling

R. Gupta

객원위원은 다음과 같다.

T. Berris(2013년 10월까지)

J.M. Boone

G.C. Sharp

R. Pauwels(2013년 10월부터)

제3분과위 심층검토자는 다음과 같다.

C. Martin

R. Loose



# 목 차

역자 서문	iii
서문	v
사용약어	xi
객원논설	xiii
요지	1
요점	3
용어집	5
제1장 서론	11
1.1. 개발 역사	14
1.2. CBCT에서 방사선방호의 현재 기준	15
1.3. 여러 이해당사자의 책임	16
1.4. CBCT 선량을 아는 것이 왜 중요한가?	17
1.5. 포괄적 관점의 안전	17
1.6. 이 간행물의 범위	18
제2장 콘빔CT 기술	19
2.1. 서론	19
2.2. 기술적 이슈	19
2.3. CBCT가 이용되는 임상시나리오	24
제3장 방사선의 생물학적 영향	29
3.1. 서론	29
3.2. 조직반응	29
3.3. 확률론적 영향	31
제4장 환자와 종사자를 위한 방사선방호 원칙	33
4.1. 정당화	33
4.2. 최적화	34

4.3. 촬영시설 요건	35
<b>제5장 CBCT에서 환자선량 평가</b>	<b>37</b>
5.1. CBCT에서 선량계측	37
5.2. 진료점 스캔과 임상기반 CBCT 시스템	38
5.3. C암 CBCT 시스템	38
5.4. CT 선량계측에 단일화 접근	39
5.5. 방사선량 추적 및 보고	39
5.6. 후기	40
<b>제6장 CBCT에서 환자와 종사자 방호 최적화</b>	<b>41</b>
6.1. 서론	41
6.2. 환자선량에 영향을 미치는 인자	42
6.3. CBCT의 한계	60
6.4. 향후 개발	62
<b>제7장 CBCT 특정 적용에서 방사선량 관리</b>	<b>65</b>
7.1. 서론	65
7.2. 방사선치료에서 CBCT	66
7.3. 신경중재술	70
7.4. 혈관 중재술	73
7.5. 비혈관 중재술	75
7.6. 정형외과학 및 수술	77
7.7. 비뇨기학	78
7.8. 이비인후과 및 머리 진단과 수술	78
7.9. 치악안면 CBCT	79
7.10. 유방	83
<b>제9장 CBCT를 위한 훈련 고려</b>	<b>87</b>
8.1. 서론	87
8.2. 교과과정	88
8.3. 누가 훈련받아야 하나?	89
8.4. 보수유지 기사 훈련	89

<b>제10장 품질보증 프로그램</b> .....	<b>91</b>
9.1. 서론.....	91
9.2. CBCT 기기의 품질관리.....	91
9.3. 환자선량 보고 .....	92
9.4. 진단참조준위.....	94
9.5. 감사.....	94
<b>제10장 권고</b> .....	<b>95</b>
<b>부록A CBCT에서 환자선량 평가</b> .....	<b>97</b>
A.1. CBCT에서 선량계측.....	97
A.2. 진료점 스캐닝 시스템과 임상기반 CBCT 시스템 .....	98
A.3. C암 CBCT 시스템.....	100
A.4. CT 선량계측의 통일접근.....	101
A.5. 방사선량의 추적 및 보고.....	107
A.6. 후기.....	108
<b>참고문헌</b> .....	<b>109</b>



## <역주> **사용약어**

AAPM	Americal Association of Physicists in Medicine	미국의학물리사협회
ACR	Americal College of Radiology	미국 방사선의학협회
AEC	automatic exposure control	자동노출제어
AP	aterio-postrior	전방에서 후방으로
bCT	breast CT	유방 CT
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography	콘빔CT
CCD	charge coupled device	전하결합장치
CT	computed tomography	전산화단층촬영
CTDI	CT dose index	CT 선량지표
DICOM	digital imaging and communication in medicine	의학영상전송규격
DIN	Deutsches Institut für Normung	독일 표준원
DLP	dose length product	선량길이곱
DQE	detector quantum efficiency	검출기 양자효율
DRL	diagnostic reference level	진단참조준위
DVT	digital volume tomography	디지털 체적 단층촬영
EC	European Commissison	유럽위원회
ENT	ear/nose/throat clinics	이비인후과
EVAR	endovascular aneurysm repair	동맥류 혈관내 치료
FDK	Feldkamp-Davis-Kress	영상재구성 알고리즘의 한 모델
FOV	filed of view	시야
FPD	flat panel detector	평판검출기
HPA	Health Protection Agency	영국 보건국
HU	Hounsfield unit	하운스필드 단위
IAC	Intersocietal Accreditation Commission	미국 학회간인증위원회
IAEA	International Atomic Energy Agency	국제원자력기구
ICRP	International Commission on Radiological Protection	국제방사선방호위원회
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement	국제방사선단위측정위원회
IEC	Internaltional Electrotechnical Commission	국제전기기술위원회
IMRT	intensity modulated radiation therapy	강도변조 방사선치료
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine	영국 의료물리공학연구소
ISO	International Standardization Organization	국제표준화기구

KAP kerma area product 커마면적곱  
 kVp kilovolt peak 킬로볼트피크  
 LAT lateral 측방  
 LDRL local DRL 현장 DRL  
 mAs milliampere sec 밀리암페어-초  
 MDCT Multi-Detector Computed Tomography 다행검출기 전산화단층촬영  
 MV megavolt 메가볼트  
 NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements  
 미국 방사선측정방호위원회  
 NEMA National Electrical Manufacturers Association  
 미국 국립전기제조자협회  
 ORAMED Optimisation of Radiation Protection for Medical Staff  
 의료진 방사선방호 최적화를 위한 유럽연합 프로젝트명  
 PA postero-anterior 후방에서 전방으로  
 PACS picture archiving and communication system 의료영상저장전송시스템  
 PMMA polymethyl methacrylate 플라스틱 일종  
 PTCd percutaneous transhepatic cholangiography drainage 경피경간담도배액술  
 QA quality assurance 품질보증  
 RDSR radiation dose structured report 방사선량 구조화 보고  
 SEDENTEXCT safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality  
 유럽연합의 치과용 CBCT 안전 연구 프로젝트명  
 SPECT single photon emission CT 단일광자방출 CT  
 SSDE size-specific dose estimation 크기별 선량평가  
 TIPSS transjugular intrahepatic portosystemic shunt 간내 문맥전신성 단락술  
 TLD thermoluminescence dosimeter 열발광선량계

## CBCT: 광범한 임상적용 및 광범한 선량

콘빔CT(CBCT)에서 방사선방호에 관한 이 간행물은 시의적절하고 실용적이다. 이전 ICRP 간행물이 CT를 거치는 환자의 선량관리(ICRP 87)와 대행검출기 CT(MDCT)에서 환자선량 관리(ICRP 102)를 다룬 바 있다(ICRP 2000a,2007a). CBCT에도 일부는 같은 원칙이 적용되지만 새로운 도전도 있다. CBCT는 임상실무에서 점점 유행하는 기술이다. CBCT 스캐너는 CT 사용을 새로운 임상환경에서 새로운 임상 의사에게로 확장되고 있는데, 이들 의료인 모두가 방사선기사, 의학물리사, 방사선 전문의사, 방사선종양학자가 전통적으로 받아온 방사선안전 훈련을 받은 것이 아니다. 나아가 이 기술은 발전 과정에 있어서, 기기 제작사가 선량전시를 표준화할 기회가 있다. 따라서 산업분야에서도 교육, 지침 및 표준화 필요성이 있다.

지난 10여년 동안 환자관리에서 전통적 CT는 게임을 바꾸는 기술이 되어왔다. 복부 CT는 보다 침습적인 수술절차를 대체해 왔다. 머리 CT와 CT 혈관촬영은 여러 카테터 기반 혈관영상을 대체했다. 235명 내과 의사에 대한 조사에서 없으면 환자에게 가장 나쁜 영향을 미칠 혁신의 목록에서 CT와 자기공명 촬영을 꼽았다(Fuchs와 Sox 2001). CT는 소화기 내시경, 풍선 혈관치료술, 심장동맥우회술보다 순위가 앞섰다. 그러나 CT촬영은 책임을 동반한다. 이득과 해독의 균형을 위해서는 지식과 도구가 필요하다. 이제 여러 의료인에 의해 여러 임상분야에서 CBCT가 사용되고 있으므로 교육, 표준화 및 지침 필요성이 맞이해야 할 기회를 제공한다.

CBCT 사용은 방사선치료, 정형외과, 비뇨기과, 치악안면과, 신경중재술, 혈관 및 비혈관 중재술 등 폭넓은 임상 전문분야와 절차로 확장되었다. 환자선량도 피부 흡수선량 1 mGy 미만부터 400 mGy 이상까지 광범하게 나타난다. CBCT 스캔 횟수나 중재시술의 복잡성에 따라 선량 범위는 더 확대될 수 있다. 이 간행물은 일반적 또는 구체적 임상환경에서 선량관리를 위한 실용적인 지침을 제공한다.

선량 감축에는 거래가 따른다. 여기에는 제작사에 걸쳐서 선량과 영상품질의 표준 측정을 필요로 한다. 형광투시와 CBCT에 사용되는 기기에 대해서 전체 절차에서 종합된 환자선량이 가용해야 한다. 이 데이터는 운전자 제어반에 전시되어야 하며 전자 환자기록에 합체될 수 있어야 한다. 환자선량을 줄이는 여러 방법이 있다. 여기에는 CBCT 기기의 설계와 특정 임상환경에서 어떻게 사용하는가도 포함된다. 이 간행물은 ALARA와 같은 기본개념을 굳건히하면서 선량감축의 또 다른 핵심요소를 다

른다. 선량을 감축하는 최상의 방법 하나는 촬영이 적절하거나 임상적으로 지시되는 지를 확신하는 것이다. 전통적 CT는 제기된 임상 의문을 위한 가장 적절한 촬영검사가 아닌 경우에도 수행될 수 있다. 전반적 촬영의 불필요한 사용을 겨냥한 여러 전략이 개발되어 있다(Bernady 등 2009). CBCT의 적절한 사용에 관한 지침이 널리 채택되어야 한다.

대중보건 시대에 CBCT의 추가 개발과 사용은 환자와 종사자 위험과 균형잡힌 합당한 임상수요가 이끌어야 한다. 이 간행물은 촬영으로부터 고급 진단효과와 우수한 임상결과에 대한 기대를 유지하면서 정책결정자, 촬영 전문가, 의학물리사 및 제작사에게 환자와 종사자 방호를 최적화하는 데 유용한 지침을 제공한다.

James V. Rawson

## 참고문헌

- ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30(4).
- ICRP, 2007a. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Ann. ICRP 37(1).
- Fuchs, V.R., Sox, H.C. Jr., 2001. Physician's views of the relative importance of thirty medical innovations. Health Aff. 20, 30-42.
- Bernardy, M., Ullrich, C.G., Rawson, J.V., et al., 2009. Strategies for managing imaging utilization. J. Am. Coll. Radiol. 6, 844-850.

# 콘빔CT에서 방사선방호

## ICRP 간행물 129

2015년 1월 ICRP 승인

요지- 이 간행물의 목적은 콘빔 전산화단층촬영(CBCT)라는 신기술에서 방사선방호에 관한 지침을 제공하는 것이다. ICRP 87과 ICRP 102에서 각각 전산화단층촬영(CT)와 다행검출기 CT(MDCT)에서 환자선량 관리를 다룬 바 있다. 새로운 CBCT 적용과 수반되는 방사선방호 이슈는 전통적 CT와 상당히 다르다. CBCT에서 선량이 낮다는 인식은 초기 적용에서만 사실이다. 이제 CBCT가 방사선방호 훈련이 거의 없는 전문인에 의해 널리 사용되고 있다. 이 간행물은 다양한 이해당사자를 겨냥 방사선량 관리에 대한 권고를 제공하는데, 방사선방호 원칙, 훈련 및 품질보증 측면도 포함한다. CBCT의 적절한 이용에 관한 조언은 널리 파급할 필요가 있다. CBCT 기기를 사용할 때 방호최적화에 관한 조언을 강화할 필요가 있는데 그 기기의 새로운 특성을 사용할 때는 더욱 그러하다. 제작사는 사용자가 방호를 최적화하고 성능을 비교하는 데 도움이 되도록 CBCT 기기에 선량 전시를 표준화해야 한다. CBCT 가능 기기가 동일 절차에서 형광투시와 단층촬영 모두에 사용될 때는 방사선방호에 추가적 도전이 부과된다. 이러한 절차로부터 환자선량의 보고와 추적을 위한 표준화된 방법이 수립되어야 한다. 이 간행물에서 제시되는 권고는 장차 CBCT 기기나 그 적용이 진화함에 따라 발전될 것이다. 이전 ICRP 간행물에서와 마찬가지로, 필요한 의료 결과를 달성함과 일관되게 경제사회적 인자를 고려하여 환자나 의료종사자의 방호를 최적화한다는 ICRP 방호최적화 원칙의 이행을 위해 이 간행물이 제공하는 권고와 지침을 촬영 전문인, 의학물리사 및 제작사가 활용할 것을 ICRP는 희망한다.

© 2015 ICRP.

중심어: 콘빔CT, C암 CBCT, ICRP 권고, 선량관리, 중재 CBCT, CT 형광투시

ICRP를 대신한 저자

M.M. Rehani, R. Gupta, S Bartling, G.C. Sharp

R. Pauwels, T. Berris, J.M. Boone



## 요점

- 콘빔CT(CBCT)가 수술, 치과나 이비인후과(ENT) 의원, 혈관조영시술실, 방사선 치료실, 정형외과 종합진료소 polyclinic 등 과거에는 일반적으로 CT촬영과 관련 되지 않은 영역까지 CT 사용을 확장시키고 있어 CBCT에서 방사선방호에 대한 권고와 지침이 중요하다.
- CBCT 스캐너 제작사는 사용자의 전기 및 기계 안전요건 충족에 상당한 노력을 기울여왔다. 비슷한 노력이 방사선량 및 방사선방호에 관한 이슈에도 요구된다.
- 이 간행물은 임상이득과 방사선위험 사이 거래를 최적화하기 위한 유익한 결정을 발전시키고 CBCT 사용을 지도할 바탕을 제공한다.
- ICRP는 전신피폭 뿐만 아니라 특히 눈 수정체, 심장 및 뇌혈관 계통과 같은 특정 조직의 피폭에 대해서도 방호가 최적화되어야 함을 강조한다.
- 형광투시와 CBCT 모두에 사용되는 기기는 운전자 제어반과 방사선량 구조화 보고 radiation dose structured report(RDSR)에 전자 전시를 통해 절차 전반에 걸친 환자의 통합 선량지표를 제공해야 한다.
- 선량 감시가 필수 수단이 되는 경우 환자, 특히 종사자가 기계 근처에 있어야 할 때, 종사자 선량의 최적화가 중요하다. 개별 환자의 방사선량을 기록하고 보고하여 추적하는 것이 공급자와 무관하게 일관되게 이루어지도록 해야 한다.
- 폐, 뼈, 치악안면 스캔, ENT 스캔(부비강, 두개골, 측두골), 중재물질, 대비증강 혈관(혈관촬영 중재)과 같은 고대비 구조에 집중된 진단 질문에 답하는 데는 저선량 프로토콜이 충분할 것이다.
- 두 개내 출혈, 연조직 종양 또는 농양과 같은 연조직 구조의 시각화가 주 초점 일 때만 고선량 절차를 선택해야 한다.
- 대부분 중재 및 절차간 C암 CBCT 시스템은 180-240° 회전각에 X선빔 빔각을 더한 범위를 스캔할 수 있다. 갑상선, 눈, 생식선처럼 국지화된 중요장기는 가능하면 회전 호의 '검출기 쪽'에 두어야 한다.
- 임상수요가 허락하면 사용자는 관심체적이 CBCT 스캐너가 제공하는 FOV에 충분히 들어가도록 하되 방사선에 민감한 조직은 FOV 바깥에 있도록 모든 노력을 기울여야 한다.
- CBCT의 목표는 다른 촬영수단과 동반하여 특정 진단이나 수술간 질문에 답하기 위한 것이어야 하며, MDCT와 경쟁하는 영상품질을 얻으려 해서는 안 된다. 의뢰의사가 CBCT 사용을 결정할 때는 촬영 전문인과 상의해야 한다.
- 현장에서 정한 참조준위 값에 비해 높은 환자선량을 피하도록 근년에 CT에서

적용된 선량확인 경보와 같은 견제와 균형을 제공할 필요가 있다.

- 현실 상황에서 눈 선량의 믿을만한 평가를 제공하는 방법을 수립하고 사용해야 한다.
- 중재술에 CBCT 사용자가 '고품질 영상'이나 '고선량' 스캔 대신 '저품질 영상'이나 '저선량' 스캔을 현명하게 사용함으로써 환자에게 주는 선량에 큰 영향을 미칠 수 있다.
- 방사선치료에서는 정당화된 CBCT 사용이 치료전 환자 정위 및 표적 위치확인, 척추의 만곡이나 연조직의 해부학적 변화와 같은 견고하지 않은 오정렬 평가, 환자 위치가 절차 과정을 통틀어 안정적으로 유지되는지 치료전 및 치료중 확인 등과 같이 상이한 치료단계에서 잠재력을 가진다. 골질성 구조의 치료전 정렬을 위해서는 저선량 CBCT 프로토콜을 사용해야 한다.
- 많은 기계가 처음에는 형광투시만 가능했으나 이제 CBCT도 수행한다. CBCT에서 향상된 임상정보와 덧깔리는 구조를 제거할 수 있는 기능 때문에 사용자가 CBCT 모드 유혹에 끌려 남용할 우려가 있다. CBCT 모드는 현명하게 사용되어야 한다.
- 정형외과에서 CBCT의 현명한 사용은 특히 형광투시만으로는 불충분할 때 골격 구조에 대해 골절부나 이식물 위치의 평가를 도울 수 있고, 환자선량 관리를 도울 수도 있다.
- 비뇨기학에서 석회화 신장석과 같은 고대비 구조에서는 저선량 CBCT 프로토콜을 사용해야 한다.
- 치악안면 CBCT 스캔은 다른 촬영 대안을 고려하여 정당화되어야 한다. 일단 정당화되면 진단정보를 손상하지 않으면서 최소의 방사선량으로 영상을 얻도록 최적화해야 한다.
- 방사선방호 훈련 수준은 예상되는 방사선피폭 수준에 상응해야 한다.
- 진단 목적으로 CBCT를 사용하려는 모든 종사자는 진단용 CT에서와 같은 방식으로 훈련을 받아야 하며, 중재 CBCT를 수행하려는 종사자는 중재 CT에서와 같은 방식으로 훈련을 받아야 한다.

# 용어집

## 흡수선량absorbed dose, D

흡수선량(D)은  $d\bar{\epsilon}$ 를  $dm$ 로 나눈 몫이며, 여기서  $d\bar{\epsilon}$ 는 전리방사선에 의해 질량  $dm$ 인 물질에 부여된 평균 에너지다.<sup>1)</sup> 즉,

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

흡수선량 단위는 J/kg이며 그 특별명칭은 그레이gray(Gy)다.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg.}$$

## 자동노출제어automatic exposure control(AEC)

영상 수감부에서 X선 강도를 샘플링하여 미리 설정한 영상품질을 얻는 데 필요한 노출을 자동으로 결정하여 제공하는 장치.

## 집단선량<sup>2)</sup>collective dose

어떤 집단에 발생하는 총 방사선량을 나타내는 표현으로서 특정 방사선원에 노출된 사람 수와 그 평균선량의 곱으로 정의된다<sup>3)</sup>. 집단선량은 맨-시버트man-sievert(man-Sv)로 표현되며, 방사선방호 최적화의 도구로서만 사용을 의도한 것이다.

## 콜리메이션collimation

방사선 빔 범위의 기하학적 제한.

## 콘빔CTcone-beam computed tomography(CBCT)

이 간행물에서 'CBCT'라는 용어는 어떤 핵심 설계특성, 영상품질 특성 및 적용 분야가 다행검출기 CT(MDCT) 스캐너의 그것과 구분되는 속성을 공유하는 전산화단층촬영의 부분집합을 지정하기 위해 사용하는 용어이다. CBCT 스캐너를 MDCT 스캐너와 차별화하는 가장 중요한 설계특성은 2차원 평판검

- 
- 1) <역주> 이 표현은 ICRU가 사용하는 것이다. 쉽게 표현하면 물질 단위 질량 당 흡수된 방사선 에너지량이 흡수선량이다.
  - 2) <역주> 원문에 사용한 'population dose'는 기본적 ICRP 용어에 없는 표현이다. 원문의 의도는 집단선량을 의미하려 한 것으로 이해하여 고쳐 적었다.
  - 3) <역주> 쉬운 표현으로는 특정 선원에 노출되는 관심 피폭자 집단에 속하는 개인선량의 합이다.

출기를 사용하여 한 번 회전으로 3차원 체적영상을 얻는 것이다.<sup>4)</sup> CBCT의 평판검출기는 넓은 콘각, 큰 z-범위, 저대비 해상도 저하 대신 높은 공간분해능을 갖게 한다.

#### 치악안면 촬영 dental and maxillofacial imaging

이 간행물에서 치악안면<sup>5)</sup> 촬영은 치아 및 턱뼈와 관련된 고대비 구조의 촬영을 의미한다.

#### 검출기 양자효율 detector quantum efficiency(DQE)

X선 검출기의 품질을 나타내는 데 널리 사용되는 계측량이다. DQE는 주어진 입사 플루언스로 영상을 형성하는 검출기의 효율(즉, 신호대잡음 성능)을 측정한다. 직관적으로, DQE는 어떤 검출기가 이상적인 검출기와 비교해 입사한 플루언스를 영상으로 얼마나 잘 변환하는지를 포착한다.

#### 결정론적 영향 deterministic effect

문턱선량이 있고 선량이 더 증가하면 반응 심각도가 증가하는 특징이 있는 세포 무리의 손상. ‘조직 반응’이라고도 한다. 어떤 경우에는, 생물학적 반응 수정자를 포함해 조사 후 절차로 결정론적 영향을 수정할 수 있다.

#### 진단참조준위 diagnostic reference level(DRL)

전리방사선을 사용하는 의료영상 분야의 특정 절차에서 환자선량 또는 투여 방사능(방사성물질의 양)이 일상 조건에서 비정상적으로 높거나 낮은지 여부를 확인하기 위해 사용하는 지표.<sup>6)</sup> 진단 및 기술적 성능에서 모범적이고 정상적인 관행이 적용되는 의료기관의 환자선량지표의 중앙값은 DRL을 초과하지 않을 것으로 예상된다.<sup>7)</sup>

---

4) <역주> 첨단 MDCT도 64행 이상의 영역을 감당하므로 사실상 X선빔이 콘빔에 가깝다. 따라서 MDCT와 CBCT의 가장 중요한 차이는 MDCT에서는 X선 빔이 제한된 공간에서만 노출되는데 반해 CBCT는 갠트리 회전이 가변적이어서 X선빔이 노출되는 공간이 가변적이라는 점이다. 물론 사용하는 검출기 유형이 달라서 해상도나 대비에 차이는 있다.

5) <역주> 이 용어는 공식용어는 아니다. 치의학 분야에서는 “구강악안면”이라는 용어를 쓰고 있다. 그러나 촬영이라는 입장에서 ‘구강’은 입속 빈 공간으로 그것이 촬영목적은 아니다. 그래서 이 간행물에서 반복 사용되는 용어를 단순화할 의도로 ‘치악안면’으로 표현했다. 독자는 이를 구강악안면 또는 ‘치과 양악 안면’ 등과 동의어로 이해하기 바란다.

6) <역주> 원문 표현이 부적절하여 ICRP 127의 내용을 가져온 것이다. DRL은 전형적 의료방사선 절차에 대해 의료기관의 환자선량 지표 분포의 중앙값의 지역 또는 국가 분포의 75 백분위 값에 설정한다.

7) <역주> 위와 같은 이유로 표현을 약간 수정했다.

### 선량한도 dose limit

계획피폭상황에서 일정 기간 개인이 받은 유효선량이나 특정 장기 등가선량이 넘지 말아야 할 값<sup>8)</sup>. 선량제한은 원래 ICRP가 정의한 방사선방호 기본 3 원칙의 하나이다.

### 유효선량 effective dose, E

단일 양으로 방사선에 피폭한 사람의 종합 위험을 근사적으로 나타내기 위해 도입한 방호량<sup>9)</sup>. 유효선량은 다음과 같이 인체의 모든 특정 조직과 장기에서 등가선량을 조직가중치를 적용하여 가중평균한 값으로 표현된다.

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad \text{또는} \quad E = \sum_T w_T H_T$$

여기서  $H_T$ 나  $w_R D_{T,R}$ 는 조직이나 장기  $T$ 의 등가선량,  $w_T$ 는 조직가중치이다. 유효선량은 기준인에 대해 평가되며 피폭자 개인 특성을 반영하지 않는다. 유효선량의 단위는 흡수선량 단위와 같이 킬로그램 당 줄( $\text{J kg}^{-1}$ )이며, 그 특별명칭은 시버트(Sv)이다.

### 등가선량 equivalent dose, $H_T$

다른 선질의 방사선이 미치는 생물학적 효력 차이를 반영하기 위해 조직이나 장기의 평균 흡수선량에 그 흡수선량을 부여한 방사선의 방사선가중치를 가중한 선량<sup>†</sup>. 조직이나 장기  $T$ 의 선량이며 다음과 같이 정의된다.<sup>10)</sup>

$$H_T = w_R D_T$$

여기서  $D_T$ 는 조직이나 장기  $T$ 가 방사선  $R$ 로부터 받은 평균 흡수선량,  $w_R$ 는 방사선가중치이다.  $w_R$ 는 무차원이므로, 등가선량 단위는 흡수선량 단위와 같이 킬로그램 당 줄( $\text{J kg}^{-1}$ )이며, 그 특별명칭은 시버트(Sv)이다.

8) <역주> 선량한도 값은 ICRP가 책정하여 권고하고 국제기준이나 국가 법규가 이를 채택함으로써 이행된다.

9) <역주> 일부 불충분한 용어 설명에서는 역자가 필요한 내용을 추가하고 이에 대해 † 표기를 했다.

10) <역주> 원문은  $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$  과 같이 종류가 다른 방사선에 의한 기여를 합산하는 것으로 정의하고 있다. 그러나 등가선량은 개별 성분 방사선별로 정의가 가능하므로 합산으로 정의하는 것은 적절하지 않다(정의를 합산이면 성분별 등가선량은 없어야 한다). 여러 종류 방사선이 기여한다면 각 방사선 종류 성분의 등가선량을 단순히 합산할 수 있다. 즉,

$$H_T = \sum_R H_{T,R}$$

과 같이 된다.

### 하운스필드 단위Hounsfield unit(HU)

CT 영상의 각 요소 영역에 대해 X선 평균감쇠를 나타내는 데 사용하는 수. 감쇠 측정값은 Hounsfield 척도를 사용하여 HU(CT수CT number라고도 함)로 변환된다.

$$HU = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000$$

여기서,  $\mu$ 는 사용된 X선빔에 대해 측정된 물질의 선형감쇠계수이다. 이 척도는 물에서 0 HU이고 공기의 값은 -1000 HU가 되도록 정의된다.

### 정당화justification

원래 ICRP가 정의한 방사선방호의 세 가지 기본원칙 중 하나. 정당화 원칙은 방사선피폭을 초래하는 행위에 순이익이 있을 것을 요구한다.<sup>11)</sup>

### 다행검출기 전산화단층촬영multi-detector computed tomography(MDCT)

ICRP 102(2007a)에 따르면, “MDCT 시스템은 검출기 배열이 둘 이상의 열로 구성된 CT 스캐너이다. MDCT 스캐너의 ‘다행검출기’ 구성은 길이 방향(즉, 환자의 신장을 따라)으로 다수 검출기 열을 사용함을 의미한다. MDCT 스캐너는 검출기 호와 X선관이 함께 회전하는 3세대 CT 형상을 사용한다. 모든 MDCT 스캐너는 미끄럼링 갠트리를 사용하여 나선형 수집을 허용한다.” MDCT에서 사용되는 검출기 열의 호는 CBCT 스캐너에서 일반적으로 사용되는 디지털 평판검출기와 구분되어 마땅한데, 이 두 검출기 기술이 획득 시간, 대기시간, 역동 범위, 공간분해능 등에 현저한 차이가 있기 때문이다.

### 잡음noise

모든 영상에 존재하는 근본적인 통계적 현상. 잡음은 구조와 물체, 특히 상대적으로 낮은 대비를 갖는 물체의 가시성을 감소시키는 경향이 있다. 의료영상에서 목표는 잡음을 없애는 것이 아니라 임상적으로 용인할 수 있는 수준으로 줄이는 것이다. 잡음은 유용한 정보를 포함하지 않는 영상 휘도의 점별 변화이다. 잡음의 크기는 영상의 관심영역 내 그레이스케일 값의 표준편차로 나타낸다.

---

11) <역주> 원문은 방사선피폭에 순이익이 한다고 표현하고 있으나 ‘피폭’이란 용어가 나쁜 것에 접한다는 뉘앙스를 가진다. 즉, 방사선피폭이 이로워야 하는 것이 아니라 피폭을 초래한 원인(원자력발전 또는 의료방사선 사용)이 이로움을 주어야 한다.

**직무피폭**occupational exposure

종사자가 직무 과정에서 받는 모든 피폭. 다만, (1) 배제된 피폭과 면제된 선원이나 활동과 관련된 피폭, (2) 모든 의료피폭, (3) 정상적인 지역 백그라운드 방사선피폭은 제외한다.

**방호최적화**optimisation of protection

피폭자 수, 개인선량 크기 및 피폭을 유발할 가능성은 경제사회적 인자를 고려하여 합리적으로 달성 가능한 한 낮게 유지하려는 과정. 의료촬영에서 방호최적화는 임상 목적을 위한 최저 선량을 의미한다.

**모의체**phantom

환자와 대등하게 방사선을 흡수하거나 산란시켜 환자에게 실제로 방사선 노출 없이 촬영 시스템을 시험하거나 방사선량을 추정하는 데 사용하는 장치.

**산란**scatter

X선이 물질과 상호작용으로 원래 궤도로부터 벗어남.

**차폐**shielding

종사자, 환자 또는 일반인의 방사선량을 줄이기 위해 선원과 그 환경 사이에 방사선 흡수력이 큰 흡수체(예: 납)를 배치하는 것.

**절편**slice

CT나 CBCT 촬영에서 조사하는 환자나 시험 모의체의 한 단층(위치와 두께로 정의됨).

**확률론적 영향**stochastic effect

암이나 유전영향처럼 선량이 증가하면 영향의 심각도가 아니라 빈도가 선량에 따라 증가하며 방사선방호 목적에서 문턱선량이 없는 것으로 간주되는 영향.

**종사자**worker

고용주에 의해 전일제나 시간제 또는 임시로 고용된 사람으로서 직무와 관련된 권리와 의무를 인식하는 사람.



# 제1장 서론

- 콘빔CT가 수술, 치과나 이비인후과(ENT) 의원, 혈관조영시술실, 방사선치료실, 정형외과 종합진료소(polyclinic) 등 과거에는 일반적으로 CT촬영과 관련되지 않은 영역까지 CT 사용을 확장시키고 있어 콘빔CT에서 방사선방호에 대한 권고와 지침이 중요하다.
- 콘빔CT 스캐너 제작사는 사용자의 전기 및 기계 안전요건 충족에 상당한 노력을 기울여왔다. 비슷한 노력이 방사선량 및 방사선방호에 관한 이슈에도 요구된다.
- 이 간행물은 임상이득과 방사선위험 사이 거래를 최적화하기 위한 유익한 결정을 발전시키고 CBCT 사용을 지도할 바탕을 제공한다.

(1) 콘빔CT가 수술, 치과나 이비인후과 의원, 혈관조영시술실, 방사선치료실, 정형외과 종합진료소 등 과거에는 일반적으로 CT촬영과 관련되지 않은 영역까지 CT 사용을 확장시키고 있어 콘빔CT에서 방사선방호에 대한 권고와 지침은 중요하다.

(2) 이전 간행물, 특히 ICRP 87(2000a) 및 ICRP 102(2007a)에서 제공된 ICRP의 방사선방호 원칙과 권고는 이러한 새로운 분야에도 적용되고 준수되어야 한다.

(3) 방사선장의 콘빔 특성은 환자 안전을 보장하기 위해 선량 관리에 새로운 도전을 제시한다. 콘빔CT 스캐너 제작사는 사용자의 전기 및 기계 안전요건 충족에 상당한 노력을 투입해왔다. 비슷한 노력이 방사선량 및 방사선방호에 관한 이슈에도 요구된다.

(4) 이 간행물은 임상이득과 방사선위험 사이 거래를 최적화하기 위한 유익한 결정을 발전시키고 CBCT 사용을 지도할 바탕을 제공한다.

(5) 방사선방호를 포함해, CBCT의 적절한 사용은 의뢰의사와 촬영전문인의 공동 책임이다. 촬영전문인은 방호최적화에 대한 책임도 있다. 환자에 대해 진단 CBCT 검사를 의뢰할 때, 의뢰의사는 다행검출기 CT(multi-detector CT(MDCT)), 자기공명촬영 및 기타 경쟁적 영상화 방식에 대한 CBCT의 강점과 약점을 알고 있어야 한다. CBCT의 사용 결정은 촬영전문인과 협의해야 한다.

(6) 이 간행물에서 'CBCT'라는 용어는 어떤 핵심 설계특성, 영상품질 특성 및 적용 분야가 다행검출기 CT(MDCT) 스캐너의 그것과 구분되는 속성을 공유하는 전산화단층촬영의 부분집합을 지정하기 위해 사용하는 용어이다. CBCT 스캐너를 MDCT 스캐너와 차별화하는 가장 중요한 설계특성은 2차원 평판검출기 flat panel detector(FPD)를 사용하여 1회 회전으로 3차원 체적영상을 얻는 것이다. CBCT의 FPD는 넓은 콘각, 큰 z-범위, 저대비 해상도 저하 대신 높은 공간분해능을 갖게 한다. 일부 콘빔 스캐너는 여전히 영상강화기 image intensifier를 사용하고 있는데, 이들은 FPD 기반 CT 스캐너와 많은 공통점을 가지고 있어, CBCT 장치로 간주된다. 모든 CBCT 스캐너는 넓은 콘각과 큰 z축 범위를 가지고 있다. FPD나 영상강화기 같은 검출기 사용은 CBCT 스캐너가 MDCT 스캐너보다 낮은 역동범위와 연조직에 대해 낮은 대비를 가짐을 의미하므로 CBCT는 뼈나 조영제 증강 혈관과 같은 고대비 구조에 적합하다. 일반적으로 CBCT 스캐너는 더 긴 스캔 시간을 필요로 한다.

(7) 이 간행물의 목적에서 넓은 콘각 또는 큰 z축 범위 자체만으로는 CBCT 스캐너를 정의하기에 충분한 것은 아니다. 섬광 세라믹으로 된 개별 검출기 행을 사용해 구축된 기존의 많은 MDCT 스캐너도 넓은 콘각과 큰 z축 범위를 가지고 있다. 예를 들면, Aquilion One™(Toshiba Medical System)은 z축 범위가 16 cm인 320행의 스캐너이다. 이 스캐너나 기타 동급의 스캐너는 CBCT 스캐너라기 보다는 광역 MDCT 스캐너로 부르는 것이 적합하다.

(8) CBCT는 조사하는 해부부위의 고 해상도 체적스캐닝을 가능하게 하는 신기술을 의미한다. MDCT에서와 마찬가지로 실제 임상에서 CBCT 사용이 꾸준히 증가하고 있다. CBCT가 비교적 새로운 도구이지만, 이미 CBCT는 치과 촬영, 두경부 촬영(부비동 CT포함), 소아 촬영, 고해상도 뼈 촬영, 수술 중 및 중재 촬영상 등 다양한 임상에 사용되고 있다.

(9) CBCT 촬영은 방사선치료에도 환자의 정위와 표적체적 위치 결정을 통해 치료전 검증에 사용된다. 이 경우, CBCT 시스템은 일반적으로 치료빔과 90°로 선형가속기 갠트리에 장착된다. 또, 방사선치료에서 CBCT 촬영은 일일 재정위에도 종종 사용된다. 전통적 분할조사 일정에서, 조사영역 외부 조직에 누적 촬영선량이 높게 발생할 수 있다.

(10) CBCT 개념은 25년 이상 되었지만, 수술실, 외래 의료기관, 응급실 및 중환자실에 사용될 정도로 충분히 작고 저렴한 임상 CBCT 시스템이 개발된 것은 비교적

근래이다. 임상 CBCT가 가능하도록 한 기술 및 응용 특유 인자는 다음과 같다.

1. 소형화되고 고품질인 FPD 배열
2. 적시에 콘빔 영상을 재구성하는 충분한 컴퓨터 역량
3. 콘빔 스캐닝을 위해 설계된 X선관.

(11) 대부분 현대 CBCT 시스템은 영상 획득에 영상강화기 디지털 FPD를 사용한다. 전통적 MDCT에 사용되는 검출기와 다른 특성화된 검출기 덕분에 CBCT는 C 암의 한 회전(또는 그 일부)에도 매우 높은 공간분해능으로 큰 체적 범위를 감당할 수 있다. CBCT 스캐너에 사용되는 디지털 FPD는 단일 또는 부분 회전에서 형광 투시, 투영촬영, 체적 CT 및 동영상을 가능하게 한다. 이러한 기능은 수술 중 또는 혈관 적용에 매우 유용하다.

(12) CBCT 스캐너 제작사는 국가 규제기관이 요구한 사용자의 전기 및 기계 안전 요건 충족에 상당한 노력을 기울여 왔다. 비슷한 노력이 방사선량과 관련된 문제에도 요구된다. 이러한 관점에서, 방사선장의 콘빔 특성은 환자 안전을 보장하기 위해 선량관리에 새로운 도전을 부과한다. 이 새로운 수단에 대해 다양한 이해당사자를 위한 지침이 필요하다. 이 간행물은 첨단 CBCT 기술을 간략히 설명하고, 현재의 선량측정 및 선량관리 접근을 검토하며, CBCT 스캐너의 안전한 사용을 위한 권고를 제공하고 추가 연구가 필요한 방사선방호 부족 격차를 지적한다.

(13) CBCT 시스템은 영상품질과 방사선방호에 영향을 주는 여러 측면에서 MDCT 시스템과 차이가 있다.

(14) 조사야의 콘빔 특성과 그로 인해 조사체적에 전달되는 1차 및 산란 방사선의 불균일성 때문에 MDCT나 광역 MDCT 스캐너에서 널리 사용되는 표준 선량계측을 CBCT에 적용할 수 없다.

(15) CBCT 시스템은 일반적으로 고대비 대상(예: 뼈, 폐)에 대해 탁월한 공간분해능을 가지나, 저대비 대상(예: 연조직)에 대해서는 부족한 공간분해능을 가진다. 훈련되고 숙달된 CBCT 사용자는 '고선량high dose'과 '저선량low dose' 검사를 현명하게 사용함으로써 환자에게 부여되는 방사선량에 크게 영향을 미칠 수 있다. 연조직이 진단 주초점이라면 일반적으로 고선량 스캔이 요구되는 반면, 동맥이나 정맥 조영제를 사용하는 혈관조영 스캔이나 중재용 도자 정위에는 저선량 스캔으로 충분할 것이다.

(16) FPD의 높은 공간분해능 덕분에 CBCT 절편은 동일한 선량에서 MDCT보다 본질적으로 얇고 신호대잡음비(SNR)가 낮다. 얇은 CBCT 절편을 두터운 MDCT 절편과 같이 SNR을 맞추려는 시도는 비례하여 선량을 증가시키는 결과를 가져올 것이다. 그 대신에, 절편 두께를 증가시키거나 기타 유사한 영상처리법이 CBCT에서 SNR을 개선하는 데 적용되어야 한다.

(17) 많은 CBCT 스캐너에서 투영 데이터가 수집되는 각도 범위를 사용자가 정의할 수 있다. 이런 특성은 일부 MDCT 스캐너에도 가용하다(예: 일부 시스템은 유방, 갑상선, 눈 수정체처럼 방사선에 민감한 장기가 방사선빔에 들어가는 경우 관전류를 낮춘다). 이런 방법은 선택된 장기의 선량을 최소화하기 위해 두 유형 스캐너 시스템 모두에서 사용되어야 한다.

(18) 이 간행물의 목적은 환자와 종사자를 위한 방사선방호 문제를 식별하며, 다른 ICRP 간행물과 일관되게 일상 임상 사용자, 지원인력, 구매자, 제작사 및 정책 지휘 위원회에 이르기까지 모든 이해당사자를 위한 권고를 설정하는 것이다.

(19) 의학에서 방호와 관련해 ICRP가 출간한 대부분 다른 간행물에서와 같이 이 간행물의 주된 표적독자는 CBCT로 일하는 보건전문인, CBCT에서 방사선방호 및 영상품질을 최적화하는 일을 하는 다른 종사자, 촬영장비 제작사, 규제자, 방사선방호를 책임지는 정책 입안자이다.

## 1.1. 개발 역사

(20) 첫 CBCT 스캐너는 1982년, 미국 뉴욕 Rochester의 Mayo Clinic에서 혈관조영술을 위해 만들었다(Robb 1982). 1990년대 초에는 여러 팀이 의료촬영을 위해 넓은 범위로 다각도 투영이라는 이 아이디어를 추구했다. 예를 들면, Saint-Félix 등(1994)은 각각 X선관과 영상강화기로 구성된 두 촬영체인으로 이루어진 'Morphometer'라는 시스템을 시험했다. 이 CBCT 시스템은 기존 CT 스캐너 갠트리를 이용하여 3차원 혈관조영술을 위해 설계되었다. 이 시스템은 한 세트 디지털 차감 영상으로부터 혈관영상을 재구성했다. 이 갠트리 플랫폼은 임상용으로 출시되지 못하고 영상체인 하나를 지원하는 C암에 밀려 폐기되었다.

(21) Fahrig 등(1997, 1998)은 혈관조영술에 사용하기 위해 영상강화기와 C암에 기초한 CBCT 시스템을 개발하였다. Wiesent 등(2000)은 중재 혈관조영술을 위해

비슷하게 C암에 영상강화기를 더한 시스템을 개발하였다. Ning(2000a,b)과 Wang(1997)은 GE 8800 CT 스캐너를 기반으로 영상강화기-전하결합소자 체인을 결합한 혈관조영술 촬영기를 개발했고, 나중에 검출기를 FPD로 대체했다. Schueler 등(1997)과 Kawata 등(1996)은 두 면 C암 시스템에 기초한 CBCT 혈관 조영술 스캐너를 개발한 바 있다.

(22) Siewerdsen과 Jaffray는 비정질실리콘 FPD를 기반으로 방사선치료 안내용 CBCT 시스템을 개발했다(Siewerdsen과 Jaffray 1999,2001, Jaffray와 Siewerdsen 2000). 유방촬영 전용 CBCT 촬영 시스템을 구축하기 위한 노력 또한 진행되고 있다(O'Connell 등 2010, Kalender 등 2012, Packard 등 2012).

(23) 1990년대 후반에는 CBCT 장치가 치악안면 방사선학에 도입되었다(Mozzo 등 1998, Arai 등 1999).

## 1.2. CBCT에서 방사선방호의 현재 기준

(24) 콘빔CT가 수술, 치과나 ENT 의원, 혈관조영시술실, 방사선치료실, 정형외과 종합진료소 등 과거에는 일반적으로 CT촬영과 관련되지 않은 영역까지 CT 사용을 확장시키고 있어 콘빔CT에서 방사선방호에 대한 권고와 지침이 중요하게 되었다. 기본적으로 CBCT는 CT의 한 형태이어서 MDCT에 적용되는 대부분 시설설계 및 품질보증(QA) 요건이 CBCT에도 적용되어야 한다. 그러나 이 말이 CBCT와 MDCT가 동일하다는 것으로 잘못된 인식을 줄 수 있어, 운영이나 방사선안전 관점에서 CBCT 관리를 어렵게 만들 수 있다. 사용자가 CBCT를 '경량light' 또는 '저선량' CT처럼 간주하려 하면 더 복잡한 일이 생긴다. 그런데 CBCT 기능이 종종 C암이나 기타 임상기반 시스템에서 형광투시나 혈관조영술과 같은 기존 역량과 근접하기 때문에 이러한 시각이 유지되고 있다. 사용자의 편견에 각인은 CBCT의 잠재적 과용 우려를 빚고 환자나 종사자에게 불필요한 선량을 야기할 수 있다.

(25) 전통적으로, 치과 CBCT 사용은 상대적으로 낮은 방사선량을 수반한다. 그러나 이것이 항상 사실은 아닌데, 근래의 많은 CBCT 적용에서 - 특히 이비인후과와 중재절차에서 - MDCT를 상회하는 훨씬 더 높은 방사선량을 부과할 수 있다(Kyriakou 등 2008a, Dijkstra 등 2011, Schulz 등 2012). 또한 한 환자에게 CBCT 절차를 여러 번 수행해야하는 상황(예: CBCT 안내 중재술)이 있어, 방사선

량 최소화를 견지할 필요성을 높인다. 따라서 CBCT의 선량 함의<sup>12)</sup>가 환자 개인은 물론 전체 인구의 방사선 피폭으로부터 위험을 초래한다.

(26) 촬영전문인과 의학물리사는 CT에서 방사선량 문제를 잘 인식하고 있다. 그러나 이 지식이 영상품질과 방사선량 사이 거래가 상당히 복잡한 CBCT에 직접 전용되지는 않는다. 동시에, 임상 사용자는 물론 QA를 수행하는 사람이나 방사선안전위원회 위원은 이러한 시스템을 운영하고 관리하는 데 대해 명확한 지침을 필요로 한다. 국제차원에서 CBCT의 방사선방호의 효시로 간주되는 이 간행물은 CBCT 사용에 대한 유익한 임상 결정을 개발하는 데 근거를 제공하고, 임상 이익과 방사선 위험 사이 거래를 최적화하기 위한 지침을 제공한다.

### 1.3. 여러 이해당사자의 책임

(27) 미국에서 매년 약 8000만 건 CT스캔이 수행되고 있으며, 이 숫자는 매년 증가하고 있다(Sierzenski 등 2014). 최근 여러 논문이 이러한 스캔의 집단선량에 주목해 왔다(Brenner 2010). 이 방사선량의 상당 부분이 정당화되지 않거나 부적절한 사용에서 발생하므로 피할 수 있다는 인식이 증가하고 있다. 현재로서는 부적절한 사용에 대한 대부분 데이터는 CBCT보다는 CT 사용에 대한 것이다. CT 스캔의 적절한 사용은 의뢰의사와 촬영전문인의 공동 책임인데, 대부분 국가 규정은 이 책임을 공동으로 또는 촬영전문인에게 할당한다. 의뢰의사가 검사의 임상적 필요성을 가장 잘 이해하므로 의뢰의사는 환자의 최선 이익을 위해서 방사선 검사 또는 절차를 결정함에 있어 촬영전문인과 교류해야한다. 의사결정 지원을 통한 전자 의뢰가 이 과정을 단순하고 일관되게 할 수 있는 잠재력이 있으며, 그러한 과정을 보다 증거기반으로 만든다(Sistrom 등 2009). 이러한 시스템은 임상목적에 필요한 영상 품질을 유지하면서 최저 방사선량으로 원하는 방사선 검사를 용이하게 하는 긴 길을 갈 수 있게 한다. 임상 의사, 기사 및 의학물리사는 이러한 노력에서 자신의 역할과 책임을 이해해야한다. 이런 관점에서, 방사선 안전에 대한 공동 책임을 실천으로 옮기기 위해 의뢰의사와 촬영전문인 사이 소통을 활성화하는 방법을 추가로 개발할 필요가 있다.

(28) 여러해 동안 제작사는 특정 CT검사에서 환자선량을 줄이기 위한 기술의 개발에 핵심 역할을 해왔다. ICRP는 이 역할을 인정하면서 제작사가 환자와 종사자의 방사선방호를 위한 신기술을 개발하는 일선에 남기를 희망하고 있다.

---

12) <역주> CBCT의 환자선량이 전통적 방법에 비해 선량이 상대적으로 낮다는 생각.

## 1.4. CBCT 선량을 아는 것이 왜 중요한가?

(29) 선량관리 세부 사항에 익숙하지 않은 의사는 CBCT를 3D 재구성과 결합된 업 그레이드된 형광투시로 간과하기 쉽다. 대부분 경우, CBCT 선량은 실제로 MDCT의 선량보다 낮아 이러한 믿음을 굳히게 한다. 그러나 CBCT를 작은 선량 결과를 내는 방식이라는 무비판적 생각으로 CBCT를 적용하면 일부 상황에서는 상당한 선량을 초래할 수 있으며 환자 보호에 적절하지 않다.

(30) CBCT는 임상관행에서 비교적 새로운 개발이다. CBCT의 방사선량과 가능한 영향에 대한 데이터가 여전히 수집되고 분석되고 있는 단계이다. 이러한 초기단계에서도 연구 결과는 방사선피폭을 합리적으로 달성 가능한 낮게 유지하도록 최적화 여지가 있음을 적시하고 있다. 이 간행물은 CBCT 사용과 관련해 가용한 선량 데이터를 체계적으로 요약하고 환자와 종사자를 위한 방사선방호 문제를 논의한다. CBCT가 앞으로 환자에게 중요한 피폭원이 될 가능성을 감안할 때 이 흥미로운 방식의 총 진단 잠재력을 이용하면서 방사선피폭에 유념하는 것이 적절하다. 비슷하게 1999~2000년 사이 ICRP 87(ICRP 2000a, Rehani와 Berry 2000)을 준비하면서 ICRP는 MDCT에 의한 방사선량 증가에 주목할 필요성을 예견했다. 이 우려가 당시에는 잘 인정되지 않았지만, 이후 언론매체에 여러 차례 주목받는 보도를 통해 주요 이슈가 된 바 있다. 이 간행물은 현재의 CBCT 문헌에 대한 유사한 검토를 제공하고 CBCT 사용과 관련된 환자 및 종사자 방사선량 자료를 제공한다.

## 1.5. 포괄적 관점의 안전

(31) 안전은 사용자 선택이 아니라 시스템에 내장 될 때 안전이 가장 쉽게 달성된다. 좋은 예는 충돌 방지시스템인데, 이는 자동차 산업에서 시작되었지만 사고를 예방하기 위해 여러 유형의 촬영 갠트리에 구현된 혁신이다. 이러한 시스템을 두면, 촬영장치 갠트리가 사람이나 물체와 닿게 되면 갠트리가 그냥 움직임을 멈추게 된다. 그러한 시스템이 없는 경우, 충돌예방이 주로 사용자 교육훈련 및 지침을 통해 달성되는데 충돌로 인한 부상 위험이 높아진다. 비정상 상태의 감지와 자동 회피 모두를 동시에 구현할 수 없는 경우도 있다. 이러한 경우에도 감지와 경고가 유사한 결과를 낼 수도 있다. 예를 들어, 속도 제한을 감지하기 위한 레이더는 과속 위반 사건 발생률을 감소시키는 것으로 밝혀졌다.

(32) MDCT에서 방사선 안전을 위해 몇 년 전부터 운전자 제어반에 방사선 피폭

정보가 전시되었다. 2007~2008년에 미국에서 일련의 사고 피폭이 보고된 후 MDCT 시스템은 이제 사고를 방지하기 위해 노출설정을 자동으로 감지할 수 있게 되었다(NEMA 2010). 이러한 시스템은 스캔 수행에서 방해가 되지 않는 견제와 균형check-and-balance을 추가로 제공한다. 이러한 정보의 CBCT 제어반 전시가 표준화되어야 한다.<sup>13)</sup> ICRP는 운전자와 종사자 사이 상호작용을 최소화하면서 다음을 제공하는 안전 시스템을 개발하고 이행할 것을 권고한다.

- 검사 시간에 걸쳐 방사선 출력에 대한 정기적이고 지속적인 감시
- 설정할 필요가 있는 참조준위나 희망 선량 수준과 자동 비교
- 시스템 운전자에 적시 피드백
- 자동노출제어(AEC)와 대체로 유사한 방식으로 설정된 수준으로 선량을 자동 조정 기능의 넓은 가용성
- 선량이 지정된 값보다 높을 때 경보. 현재, 선량 점검은 CBCT 시스템에는 적용되지 않고 있다(NEMA 2010).

(33) 여러 CBCT 공급자가 일관되게 구현해야 하는 다른 기술로는 X선이 항상 검출기에 떨어지도록 하는 콜리메이션 자동 제어, 영상 안내 중재 중 도구 안내, 기계 구성 요소로부터 산란 선량의 최소화 등이 있다.

## 1.6. 이 간행물의 범위

(34) 유럽위원회(EC) 프로젝트 SEDENTEXCT Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality(<http://www.sedentexct.eu/>)(EC 2012a)에 의해 발행된 자료를 포함하여, 현재 치악안면 CBCT에 대해 많은 정보가 가용하기에 이 간행물에서 치악안면 CBCT는 간략히 다루기로 결정했다.

(35) 이 보고서의 주안점은 CBCT 획득에서 환자와 종사자 선량에 있음을 강조한다. CBCT 획득은 형광투시 안내절차의 일부일 수도 있다. 그러한 경우에는 형광투시로 인한 선량과 그 함의를 고려할 필요가 있다. ICRP 117(2010)에는 영상학과 밖에서 수행되는 형광투시 절차에서 환자 및 종사자의 방사선방호 관련 정보가 수록했으며, ICRP 120(2013)에는 중재방사선 투시에서 환자 및 종사자 방사선방호를 수록한 바 있다. 이 간행물에서 ‘환자선량’이라는 용어는 정성적이고 상대적인 의미로 사용되고 있으며, 정량적 수치가 제공된 때는 적절한 선량 양[예: 피부선량, 장기선량, 커마면적곱kerma-area product(KAP), 유효선량 등]을 언급했다.

13) <역주> 제작사마다 전시 방식이 다르면 오해로 인해 사고를 초래하기도 한다.

## 제2장 콘빔CT 기술

### 2.1. 서론

(36) 지난 10여 년 동안 전통적 X선촬영, 형광투시 및 유방촬영을 위한 디지털 FPD 발전이 CBCT 사용을 의료촬영 주류로 이끌었다. 현재 사용하는 대부분 CBCT 시스템은 체적형 3D 데이터셋을 제공하도록 역동적 FPD 역량(정적 FPD에 비해 매 초 여러 프레임을 획득할 수 있는)에 힘을 실었다.

(37) 디지털 FPD와 광폭 콘각(broad cone-angle) X선관으로 구성된 C암 갠트리가 가장 널리 이용되는 CBCT 플랫폼이다. CBCT 적용에 여러 유형이 있어 스캔용 갠트리 기계나 검출기 하부계통, X선관 유형과 필터, 촬영에 적용되는 콘각, 재구성 알고리즘 등에서 차이가 있다. 다음 절에서 몇 가지 유형의 CBCT를 소개하고 설명한다.

### 2.2. 기술적 이슈

(38) CBCT 스캐너의 단층촬영 능력에 관한 한, 쉽게 말해 CBCT를 전통적 MDCT에서 다행검출기(전형적으로 16~64행) 요소를 하나의 면적검출기로 바꾼 것으로 생각할 수 있다(Ross 등 2004, Grasmuck 등 2005, Popescu 등 2005). 일반적으로 CBCT는 X선관, 검출기, 갠트리로 구성된 촬영체인을 환자 둘레로 회전시킨다. 가장 보편적인 하부 시스템에 대해 아래에서 간략히 설명한다.

#### 2.2.1. X선관

(39) CBCT에 사용하는 X선관은 넓은 원뿔형 방사선 빔을 내야한다. 그래서 CBCT 스캐너는 MDCT 스캐너에서 쓰는 X선관보다 훨씬 넓은 양극각을 사용한다. 전형적 작동조건은 X선 관전압 50~140 kVp, 관전류 10~800 mA, 총 출력 10~80 kW이다. 검출기의 작은 화소를 활용할 수 있도록 초점 크기를 0.2~0.8 mm 범위로

한다. FPD 하나를 사용할 때 전형적 시야(field of view(FOV)는 회전 방향으로는 25 cm, z축 방향으로 20 cm나 된다.<sup>14)</sup> 복수 검출기판을 쓰거나 이중 스캔을 적용하면 FOV는 더 넓을 수 있는데 이때는 빔 보정이 가능하도록 X선 조사 주축이 검출기판 중심을 벗어난다.

### 2.2.2. 검출기

(40) 일부 구형 시스템은 여전히 영상강화기를 사용하지만 대부분 현대 CBCT 스캐너는 디지털 FPD를 사용한다. FPD는 대체된 다른 검출기 기술(X선 필름, 필름/스크린 조합, 영상강화기)보다 높은 선량효율(dose efficiency)과 더 넓은 역동범위를 제공하지만, 그 역동범위는 표준 MDCT 검출기에 비해서는 좁다(Miracle과 Mukherji 2009a). 또, 일반적으로 FPD는 영상강화기나 MDCT에 사용되는 전통적 검출기배열에 비해 높은 공간해상도를 낸다. 매 초 30 프레임까지 이르는 직접 디지털 출력은 투사와 3D 재구성에 직접 사용할 수 있는 형태의 데이터를 가용하게 한다.

(41) 평판검출기의 본질적 해상도는  $200\ \mu\text{m}$  이상이지만 더 높은 해상도를 갖는 검출기도 가용하다. 확대와 X선관 초점 크기를 고려하면 이는 약  $150\ \mu\text{m}$ 의 등방성 체적소 분해능을 준다. 일반적으로 3D 획득 모드에서 FPD는  $2\times 2$  담기모드(binmode)(SNR을 높이고 읽음 속도를 높이며 행렬 크기를 줄이기 위해 2행과 2열의 신호를 각각 묶음)로 운영되며, 이때 등방성 분해능은  $200\ \mu\text{m}$  수준이 된다. 따라서 전통적 MDCT 스캐너에 비해 평판검출기 기반 CBCT 시스템은 공간분해능을 체적소별 근거로 거의 12배 향상시킨다. 이러한 높은 공간분해능은 턱과 안면부나 두개저부를 포함한 복잡한 인체해부를 전시할 수 있게 한다.

(42) 전형적으로 CBCT에 사용되는 FPD는 행렬형으로 배열된 검출기 소자로 구성되며  $5\times 5\ \text{cm}^2$ 부터  $40\times 40\ \text{cm}^2$ 까지 넓힐 수 있다. 그래서 그러한 스캐너는 한 회전당 5 cm에서 20 cm까지 걸치는 많은 절편을 제공할 수 있다. 이러한 스캐너가 감당하는 z축 범위는 축 방향 1회 스캔으로 뇌, 심장, 간, 신장과 같은 장기의 전체를 촬영하기에 충분할 정도로 넓다.

---

14) <역주> CBCT에서 FOV 크기는 회전중심 평면에서 콘빔의 단면 크기로 볼 수 있다.

### 2.2.3. 갠트리

(43) 갠트리 기계계에 따라기는 하지만 CBCT 스캐너는 동일한 설정으로 전통적 형광투시, 혈관촬영 또는 투과촬영도 가능하며 높은 공간해상도와 대체적 소화능력을 가진다. 이러한 기능은 CBCT 스캐너를 수술중 촬영이나 혈관촬영에 특히 매력적으로 만든다. 보통 용도로 운영되는 여러 갠트리 플랫폼에 대해 아래에 설명한다.

#### C암 기반 CBCT

(44) 이제 모든 촬영기기 주요 공급자가 C암 갠트리에 일체화된 디지털 FPD(그림 2.1 참조)를 사용하는 C암 스캐너를 제공한다. 구별할 필요가 있는 주요 C암기반 설정 둘이 있는데 C암기반 중재용 CBCT와 전문용 C암기반 CBCT이다.

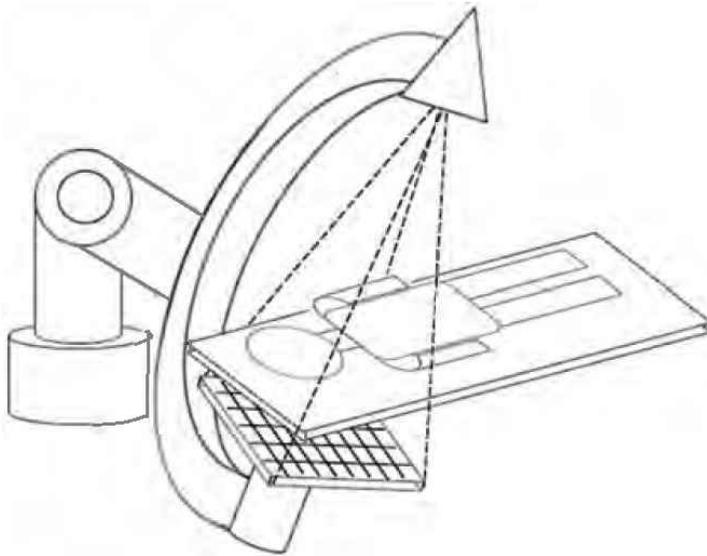


그림2.1. C암기반 CBCT. 촬영체인을 탑재하는 데 C암이 사용되며, 이로써 필요한 환자 주변을 회전하는데 필요한 자유도를 제공한다. 이런 C암 시스템은 혈관조영술, 정형외과학, 비뇨기학, 중재방사선 환경에서 사용된다(그림 제공: Rolf Kueres).

(45) C암기반 중재용 CBCT 시스템. C암을 형광투시나 혈관조영술(디지털 감산 혈관조영술 포함)에 이용할 수 있다. 영상을 얻는 동안 C암을 신속회전 모드로 두면 비교적 고품질, 고대비 CT영상으로 변환 가능한 투영 데이터를 얻을 수 있다. 중

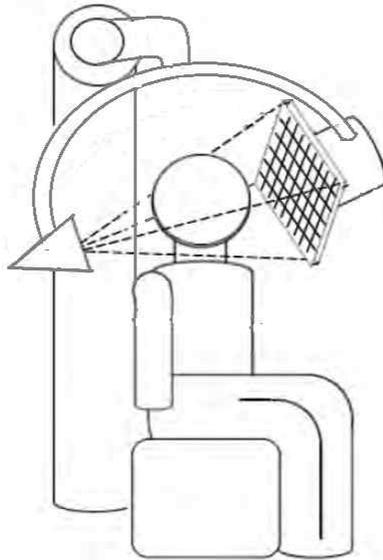


그림2.2. 임상기반 콘빔CT. 촬영체인이 수평 회전 C암에 장착된다. 이런 시스템은 보통 두경부 적용에 사용된다(그림: Rolf Kueres 제공).

재방사선 절차는 보통 형광투시로 수행된다. 운전자는 명료화와 3D 위치측정을 위해 간간히 CBCT 모드를 사용할 수 있다(Orth 등 2008, Schafer 등 2011). 따라서 이 기계는 이전에는 다른 양식을 썼던 업무를 매끈하게 수행할 수 있게 하며, 혈관조영술, 수술, 정형외과학, 신장학 및 기타 중재시술 환경에서 사용된다.

(46) **전용 C암기반 CBCT 시스템.** 치과, ENT, 두경부, 사지 촬영 및 유방촬영을 위한 여러 전용 시스템이 있다. C암기반 CBCT 시스템의 유명한 변형 하나는 소위 '좌석 스캐너(seat scanner)'로서 여기서는 FPD와 X선관으로 구성된 수평 촬영체인을 가진 소형 C암이 의자에 앉은 환자의 머리 주위를 회전한다(그림2.2 참조). 대안으로 어떤 모델에서는 환자가 눕거나 선 자세를 취할 수도 있다. 이런 스캐너는 비교적 작은 스캔 FOV 때문에 치과, 악안면, 측두골 적용에 전용으로 사용되며 현재로서는 이들 작은 분야에 한정된다.

### CT 갠트리기반 CBCT

(47) 평판 체적CT 스캐너는 연속 회전하는 CT 갠트리를 디지털 FPD 기술과 결합

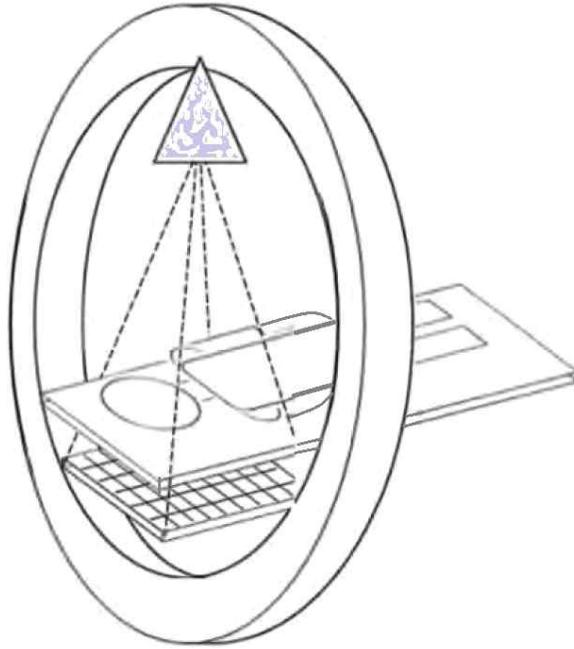


그림2.3. 갠트리기반 콘빔CT. 환자는 침상에 놓고 다행검출기 MDCT에서처럼 촬영체인이 환자 둘레를 회전한다(그림: Rolf Kueres 제공).

한 것이다(그림2.3 참조). 이 형식은 사실 CT 스캐너에서 검출기 행을 FPD로 대체한 것이다. 운영 관점에서 CT 갠트리기반과 C암기반 CBCT 시스템의 주된 차이는 기본 엔지니어링에 있는데 갠트리기반 시스템이 C암기반 시스템보다 안정적이고 기하학적 부정확 건수가 적다. 나아가 기계학적 설계 덕분에 모든 CT 갠트리의 회전중심은 최고 C암 갠트리보다 더 정밀하다. 그 결과 대부분 경우 갠트리기반 설계가 더 나은 공간분해능을 제공한다.<sup>15)</sup>

(48) C암 시스템에서는 검출기와 X선관이 제어 하드웨어와 텃줄 전선으로 연결되어 있어 환자 둘레를 연속적으로 회전할 수 없게 만든다. 이는 회전하는 기기로부터 데이터를 얻는데 미끄럼링을 사용하는 CT 갠트리기반 시스템에서는 그렇지 않다. 운전 안전을 확보하기 위해 상당한 충돌예방 설계가 C암 시스템에 적용되고 있는데 반해 CT 갠트리기반 시스템에서는 그러한 우려가 없다.

15) <역주> 이렇게 달린 C암과 같은 기하구조를 갖는 모델을 다른 표현으로 '0암'으로도 부른다.

(49) FPD 덕분에 CT 갠트리기반 CBCT는 매우 높은 공간분해능, 직접 체적촬영, 환자 둘레 연속회전을 달성할 수 있다. 연속 회전은 역동적 CT스캐닝 즉, 시간 경과에 따른 과정(예: 특히 이식 후 또는 국소빈혈증일 때 뇌, 간, 신장과 같은 전체 장기의 관류)의 관찰을 가능하게 한다.

### 방사선치료에서 CBCT

(50) 방사선치료에서는 표적체적을 선형가속기에서 나오는 강한 치료 X선빔에 정교하게 맞추는 데 CBCT를 사용한다. 이러한 두 유형(kV CBCT와 MV CBCT)가 사용된다. kV CBCT에서는 kV 영역에서 작동하는 X선관과 FPD로 구성된 별도의 촬영체인이 사용된다. 전체 촬영체인이 치료빔과 직교 방향으로 선형가속기 갠트리에 장착된다. C암 시스템과 유사하게 선형가속기 갠트리는 360°까지만 회전하며 그 후에는 되돌아온다. 일부 시스템에서는 두 180° 회전을 통해 표적체적을 비대칭으로 스캔하고 두 번째는 FPD를 옆으로 이동시킴으로써 넓은 FOV를 촬영할 수 있게 한다. 이런 시스템은 두 부분 스캔을 위해 따로 반쪽 나비타이 필터를 사용한다. 정교한 배열을 위해 치료에 앞서 통상적 CBCT 스캔을 실시한다.

(51) MV CBCT는 선형가속기에서 나오는 고에너지 X선 자체를 촬영에 사용한다. 매우 높은 에너지 X선에서 운용될 수 있는 FPD가 투영 데이터를 얻는 데 사용되며 별도의 촬영체인이 필요하지 않다. 광자 에너지가 높아서 광전흡수가 감소함에 따라 MV CBCT의 연조직 대비는 kV CBCT보다 상당히 나쁘다. 그러나 뼈 같은 해부를 보이는 데 충분하여 배열 목적으로 쓸 만하다.

### 병합시스템<sup>16)</sup>cointegrated system

(52) 병합시스템<sup>16)</sup>은 주로 핵의학(예: SPECT)에서 사용한다(Sowards-Ememerd 등 2009). 여기서는 평판 CBCT 시스템이 핵의학 조영 체인과 같은 갠트리에 탑재된다. CBCT 데이터는 감쇠보정과 해부학적 위치확인에 사용된다.

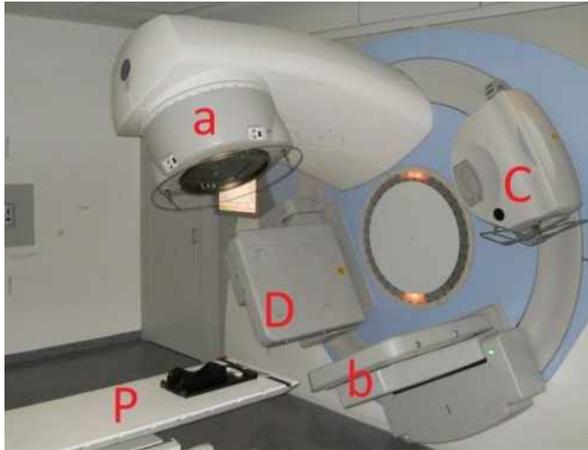
## 2.3. CBCT가 이용되는 임상시나리오

(53) 현재 임상관행에서 CBCT 스캐너는 전임상에서부터 임상 촬영에 걸쳐 다양한

---

16) <역주> ‘병합시스템’은 보편화된 용어는 아니며 XCT라는 모델명으로 상용화 되었으나 널리 이용되지는 않고 있다. 핵의학 영상을 얻는 SPECT와 CBCT를 동일 갠트리에 탑재한 모델로 이해할 수 있으며 따라서 SPECT/CT의 한 유형으로 간주할 수 있다.

촬영에 사용된다(표2.1 참조). 그 사용의 주된 동기는 (i) 형광투시/혈관조영과 단층영상 촬영의 결합, (ii) 광폭 z-포괄, (iii) 고대비 물체의 고해상도 촬영이라는 특성을 이용하는 것이다.



<역주> 치료용 선형가속기 갠트리에 설치된 CBCT. a: 치료빔 머리. b: MV CBCT용 FPD. C-D: kV CBCT 촬영체인(치료빔과 직교). P: 환자 침상.(자료: PubMed open access).

표2.1. 연구부터 임상촬영까지 CBCT의 다양한 의료적용

적용	설정	동의어	CBCT 사용 주된 이유*	적용 증례	CBCT 임상 사용 예
비혈관 중재절자	C암 시스템	3D C암, CBCT	1, 2	간 중재술, 농양배액, 골격 중재술	중재 도구 및 재료의 정위치
혈관 머리/몸통 중재	C암 시스템	혈관조영 CT, 회전 혈관조영 CT	1	종양 색전술, 방혈bleeding, 말초폐색질환 혈관재생술	중재 도구 정위치, 출혈 고려배제, 색전치료 관리
혈관 심장 중재	C암 시스템	회전 혈관조영 CT	1	전기생리학적 도자 절제술	중재 도구 정위치
정형외과 중재	이동형 C암/O암 시스템		1, 2	골접합술	임플란트 정위치, 복합골절
방사선치료 계획/안내	갠트리 또는 C암 (치료시스템과 함께)		2	종양 치료	환자 등록, 생리학적 움직임 관리
치악안면, ENT	머리위 C암 ‘좌석형 스캐너’/갠트리 기반	DVT	3	치과 정밀검사, 부비강, 측두골temporal bone	진단촬영, 내비게이션용 데이터세트(예: 임플란트 정위치)
유방†	수평 갠트리 기반		2, 3	암 배제, 생검	
비뇨기학	C암		2, 3	쇄석술lithotripsy, 정밀진단	진단촬영, 결석 검출

(계속)

표2.1. (계속)

적용	설정	동의어	CBCT 사용 주된 이유*	적용 증례	CBCT 일상 사용 예
핵의학 합성촬영 (SPECT/CT)	회전 갠트리에 투 과형 및 방출형 시 스템 장착		2	감쇠보정, 해부학적 정위치 (생리와 해부 데이터 세트 용 합)	심근관류 촬영, 골격 촬영, 종양학 촬영
말초 뼈 촬영	C암/갠트리 기반		3	골다공증osteoporosis	골미세구조, 골밀도
동물촬영/시료촬영	탁상용, 갠트리 기 반		2, 3	연구 및 수의학	실험 촬영

3D: 3차원, CT: 전산화단층촬영, ENT: 이비인후과 DVTdigital volume tomography: 디지털 체적 단층촬영

SPECT: 단일광자방출 전산화단층촬영

\* 1: 역동적 형광투시/혈관조영술과 단층영상 결합, 2: 광폭 z-축 포괄, 3: 고대비 구조의 고해상도 촬영

† 디지털 유방 토모합성도 특별 재구성 알고리즘을 사용하는 제한각 CBCT의 일종으로 볼 수 있다.



## 제3장

# 방사선의 생물학적 영향

- ICRP는 전신피폭 뿐만 아니라 특히 눈 수정체, 심장 및 뇌혈관 계통과 같은 특정 조직의 피폭에 대해서도 방호가 최적화되어야 함을 강조한다.

### 3.1. 서론

(54) 전리방사선의 보건영향은 조직반응(결정론적 영향)과 확률론적 영향의 주된 두 범주로 분류된다. 조직반응은 피부홍반, 탈모, 백내장, 불임, 혈관질환, 조혈영향 및 소화기 영향을 포함한다. 반대로 확률론적 영향은 암과 유전질환이다.

(55) 조직반응은 방사선량이 특정 문턱을 넘은 때에 발현한다. 반응의 심각도는 그 장기나 장기 일부가 받은 총 방사선량에 의존한다. 확률론적 영향은 방사선과 생물물질 사이 미시적 상호작용의 본질적 무작위성의 지배를 더 받는다. 대부분 암 모델에서 방사선피폭으로 인한 암 유발 확률은 방사선량에 비례할 것으로 간주한다. 나아가 방사선방호 목적에서는 방사선량이 아무리 낮아도 이론적으로는 그것이 암이나 유전영향을 유발할 확률은 항상 있다고 가정한다.<sup>17)</sup>

### 3.2. 조직반응

(56) 조직반응에서는 세포에 손상이 직접 방사선량과 관련되고 선량문턱이 존재한다. ICRP 103(2007b)은 “이러한 선량문턱이 존재하는 이유는 상해가 임상적으로 해당 형태로 발현하기 전에 주어진 조직에서 임계집단 세포의 방사선 상해(심각한 기능부전이나 사멸)를 받을 필요가 있다는 것이다. 선량문턱 위에서는 조직 회복능력의 부전도 포함해 상해의 심각도가 선량에 따라 증가한다.”라고 적시했다. 조직반응은 전형적으로 수백 mGy 정도의 문턱을 갖는다. 피부영향은 흡수선량 3 Gy 수준에서 나타날 수 있고, 다른 장기의 문턱선량은 표3.1에 제시하였다.

---

17) <역주> 원문은 ‘가정’이라는 표현을 명확히 포함하고 있지 않다. 그러나 낮은 선량에서 작은 선량이 암을 초래한다는 과학적 증거는 없기 때문에 낮은 선량에서도 암 위험이 방사선량에 비례할 것이라는 표현은 항상 방사선방호 목적을 위한 가정임을 이해할 필요가 있다.

표3.1. 성인에서 조직반응의 문턱 장기선량 평가치

조직 및 영향	단일피폭에서 총 선량 문턱(Gy)	분할피폭일 때 연간선량 문턱(Gy/y)
정소		
일시불임	0.15	0.4
영구불임	6.0	2.0
난소*		
불임	3.0	>0.2
눈 수정체		
백내장(시력장애)	0.5	
골수		
조형기능 저하	0.5	
심장 및 뇌		
순환계 질환	0.5	

ICRP(2007b, 표A.3.1)와 눈 수정체 및 심장에 대한 업데이트 정보(ICRP 2012b)를 반영하여 재구성함.

\* <역주> 원문에 누락된 행을 추가하였음.

(57) 고전적 예로, 약 1세기 전 방사선학 초기에는 종사자 손에 흥반성 영향이 종종 일어났다. 지난 50여 년에는 의료 X선을 사용하는 종사자에게서 그러한 증후군이 나타난 일은 거의 없다. 그러나 중재방사선이나 심장학 분야에서 형광투시 절차 때문에 환자에게서 피부상해가 관찰된 바 있다(ICRP 2000b,2013, Balter 등 2010, Rehani와 Srimahachota 2011). 중재절차에서는 방사선사나 심장학자가 납치마나 침상하부 납차폐로 방호하지 않은 신체부위에 탈모와 만성 피부염을 포함한 문제가 보고된 바 있다(Wiper 등 2005, Rehani와 Ortiz López 2006). 저자들이 아는 한, CBCT를 거친 환자에게서 피부상해가 보고된 바는 없다. MDCT에서는 지난 몇 년 동안 MDCT 스캔을 거친 환자에게서 피부상해가 발견되었는데 주로 스캐너를 부적절하게 사용한 결과이다(ICRP 2007a). 뇌 관류를 거친 환자에게서 탈모도 보고되었다(Bogdanich 2009,2010, Wintermark과 Lev, 2010). 비록 CBCT와 관련해서는 피부상해가 보고된 바는 없지만, CBCT가 상대적으로 새 유형이기 때문에 방사선방호가 부실한 관행일 때는 그러한 상해가 발생할 잠재성이 있다.

(58) 피부상해 외에 근래에 눈 수정체에 방사선영향에 관한 보고서가 있는데 수정체는 신체에서 방사선에 가장 민감한 조직의 하나이다(Rehani 등, 2011, ICRP 2012). 방사선유발 백내장은 X선을 사용한 중재방사선 절차에 참여한 종사자에게

서 나타났으나(Vañó 등 1998, ICRP 2000b) CT나 CBCT에서는 나타나지 않았다. 그러나 Klein 등(1993)의 이전 연구나 Yuan 등(2013)의 근래 연구는 CT를 거치는 환자에게서 수정체 손상 위험이 높아질 수 있음을 지적한다. CBCT를 거치는 환자 에게도 비슷한 위험이 예상될 수 있다(예: 신경방사선학 중재술에서 눈이 1차빔에 노출되는 경우). 현재로서는 데이터가 거의 없어 환자의 위험을 판단하기 어렵다. 1차빔이 눈을 조사하는 경우에는 조심하도록 권고되며 최선방호에 신중한 주의가 필요하다.

(59) 환자 외에도 낮은 선량에 피폭하는 집단이 있다. 그런 집단 중 중재시술실 종사자(Cirja-Bjelac 등 2010,2012, Vañó 등 2010,2013, Rehani 등 2011), 우주승무원(Cusinotta 등 2001, Rastegar 등 2002), 방사선사/방사선기사(Chodick 등 2008), 원폭피해생존자(Nakashima 등 2006, Neriishi 등, 2007), 체르노빌 사고 피해자(Day 등 1995)를 포함해 일부에서는 수정체 혼탁이 보고된 바 있다.

(60) 근래의 역학 데이터는 어떤 조직반응은 이전에 생각했던 것보다 낮은 문턱선량에서 일어날 수 있음을 시사한다(ICRP 2010, 2012). 보통 이들 조직반응은 발현하는 데 긴 시간이 걸린다. 수정체 혼탁에 대해서 이전에는 손상 문턱이 2 Gy로 설정되었으나(피폭 시나리오에 따라) 이제는 흡수선량 0.5 Gy까지 만크거나 낮을 것으로 생각한다. 심장과 뇌 순환계 질환의 문턱선량도 예방적 값으로서 흡수선량 0.5 Gy를 선정했다. ICRP 정책은 환자에 대해서는 선량한도를 설정하지 않아 왔다. 그렇지만 계획피폭상황에서 직무피폭에 대한 현행 ICRP 권고에서 눈 수정체 등가선량 한도는 임의의 한 해에 50 mSv 이내에서 규정된 5년 기간에 평균하여 연간 20 mSv이다(ICRP 2012). 문헌에 의하면 CBCT에서 눈 수정체 직무피폭은 수  $\mu\text{Gy}/\text{건}$ 으로 보고되어 있다. 환자의 눈 수정체 선량은 치과나 두경부 CBCT의 직접 노출에서 수 mGy/건이지만 중재 CBCT에서는 훨씬 더 높다. CBCT에서 환자나 종사자의 눈 수정체 선량에 대해서는 제6장과 제7장에서 더 논의한다.

### 3.3. 확률론적 영향

(61) 암이나 유전질환은 확률론적 영향 범주에 든다. 발암 영향의 확률은 유전질환보다 훨씬 높다. 이는 ICRP 103(2007b)에서 낮은 선량 방사선피폭 후 전체집단에 대한 확률론적 영향의 위해조정 명목위험계수가 암은 5.5%/Sv, 유전질환은 0.2%/Sv라고 밝힌 설명을 따른 것이다. 방사선유발 유전적 영향에 대한 모든 사례자료는 사람 외 생물종 관찰에서 온 것이므로 사람에게 대한 유전질환 평가치는

이론적 위험이다. 사람에게서 유전질환은 원폭피해생존자에게서도 관찰되지 않았다. 따라서 오랜 기간에 걸쳐 문헌을 신중히 검토한 후 ICRP는 유전질환 위험과 관련된 생식선에 대한 조직가중치를 과거 값의 절반 이하로 줄여 0.2로부터 0.08로 낮췄다(ICPR 2007b).

## 제4장

# 환자와 종사자를 위한 방사선방호 원칙

(62) ICRP가 권고하는 방호체계에는 정당화, 방호최적화 및 선량한도 적용이라는 방사선방호의 세 기본원칙이 포함된다(ICRP 2007b). 선량한도는 종사자와 일반인의 방사선방호에만 적용되며, 환자 방호를 위해서는 진단참조준위(DRL)가 사용된다(ICRP 2007c).<sup>18)</sup>

### 4.1. 정당화

(63) 정당화 원칙은 피폭상황을 변경하는 모든 결정은 해로움보다 이로움이 클 것을 요구한다. ICRP에 따르면 의료에서 방사선 사용을 위한 정당화에는 세 단계가 있다.

- 1단계로 의료에서 방사선 사용은 그것이 환자에게 해로움보다 이로움이 크다면 용인된다. 이제 의료에서 X선 사용은 정당화된 것으로 본다.<sup>19)</sup>
- 2단계로 특정 목적을 위한 특정절차가 규정되고 정당화되어야 한다(예: 해당 증상을 보이는 환자 또는 발견하여 치료 가능한 조건의 위험에 처한 사람 그룹에 대한 CBCT 검사).
- 3단계로 특정 환자에게 방사선 사용이 정당화되어야 한다(예: 해당 특정 환자에게 CBCT 적용이 해로움보다 큰 이로움을 줄 것으로 판단되어야 한다).

(64) ICPR 87(2000a)에 따르면 CT검사 요구는 국가 교육이나 자격체계가 규정하

18) <역주> 표현은 DRL이 선량한도 대신 적용되는 것처럼 되어 있지만 그렇지 않다. 환자 의료피폭에는 선량제한 자체가 적용되지 않는다. DRL은 참조준위(reference level(RL))의 일종으로 '한도적용 원칙'이 아니라 '방호최적화 원칙'에서 최적화의 경계조건으로 적용되는 것으로서 직무피폭이나 일반인피폭에서 '선량제약치'와 궤를 같이 한다. 따라서 오해 우려가 없이 표현을 고치면 다음과 같다.

"선량한도는 환자의 의료피폭에는 적용하지 않는다. 최적화 수단으로는 종사자나 일반인에 적용하는 선량제약치 대신 참조준위를 적용한다. 특히 진단절차에 적용하는 참조준위를 진단참조준위(DRL)라 부른다. 치료방사선에서는 환자마다 특성이 달라 정형화된 참조준위를 운용하기 어려워 방호최적화는 때 환자마다 해당 전문가가 방호최적화 일반원칙에 따라 판단하게 된다."

19) <역주> X선 사용뿐만 아니라 질환으로부터 보건을 위한 수단으로서 방사선 사용 '일반'이 정당한 것으로 본다. 즉, 사람의 생명을 구하기 위한 행위인 의료방사선 사용은 원칙적으로 정당하다고 본다.

는 바에 따른 적절한 유자격 의사나 치과의사에 의해서만 발행되어야 한다. 특정 환자의 피폭을 정당화하는 것은 필요한 정보가 이전 연구에서 이미 가용하지 않은 지, 그리고 제안된 연구가 제기된 의문에 실제로 답을 줄 것인가 대한 검증을 포함해야 한다(ICRP 2007b). 의뢰의사와 촬영전문가는 CT, CBCT 및 혈관촬영 지식과 이들 선정에 대해 능숙해야 하고 대안 기술에 대해서도 적절한 지식이 있어야 한다. 이러한 훈련은 촬영 전문이 아니면서 CBCT를 사용하려는 전문가에 대해서도 적용되어야 한다. 훈련에 대한 추가 사항은 제8장에 주어진다. 정당화 과정에는 자원 가용성과 비용에 대해서도 고려되어야 한다.

(65) CBCT 정당화는 의뢰의사와 촬영 전문인의 공동책임이다. 의뢰의사와 촬영 전문가가 동일인인 사람이 의뢰(예: 외래 치과나 이비인후과 의사)하는 경우에는 책임이 한 사람에게 집중된다. 의뢰의사는 환자나 그 의료이력에 대해서는 잘 알지만 진단 방사선검사의 선량 또는 위험과 한계에 대해 지식이 부족하거나 거의 없다. 반대로 촬영 전문인은 환자피폭이 적거나 없으면서 비슷한 정보를 줄 수 있는 대안 촬영에 관한 지식을 포함하여 방사선학적 검사에 대한 전문성은 있지만, 환자 조건에 대해서는 깊은 지식이 없다. 결합된 지식을 잘 활용하기 위해서는 촬영 전문인과 의뢰의사가 서로 자문하여야 한다. 그러한 자문이 전부터 강조되어 왔지만, 현실적 제약이 실제에서 그 이행을 어렵게 만들어 왔기에 이를 가능하게 하도록 방법을 모색할 필요가 있다.

(66) 아직 CBCT까지는 아니지만 특히 CT검사에서 정당화가 부족함을 지적하는 많은 보고서(Rehani와 Frush, 2010, Fraser와 Reed 2003)가 있음에 ICRP는 주목한다. ICRP는 정당화 발전을 위해 전자의뢰electronic referral와 결합된 임상결정 지원체계와 같은 현대기술의 사용을 권고한다.

## 4.2. 최적화

(67) 일단 검사가 정당화되면 환자와 의료종사자 방호를 최적화해야 한다.

(68) CBCT에 대한 최적화에 주된 역할은 CBCT 시설에 있다. 최적화가 임상목적에 요구되는 영상품질을 얻으면서 환자에게 가능한 낮은 선량을 주도록 해야 한다.

(69) 최적화를 장려하기 위해 DRL을 사용해 왔는데, 여러 국가에서 특히 CT 적용에서 좋은 결과를 내고 있다. DRL은 선량분포에서 75백분위를 넘는 선량을 주는

검사를 식별하여 시정조치를 취하기 위해 개발되었다.<sup>20)</sup> 그러나 ICRP의 합리적 최소 개념에서 표현하듯이 DRL이 75백분위 미만 선량에서 최적화 필요성을 없애는 것은 아니다(Rehani 2013). 신형 기술장비와 최적화된 프로토콜을 적용하면 25~50 백분위 달성이 가능하므로(NCRP 2012) 사용자는 DRL 아래서 최적화를 거둬야 한다(Rehani 2013). CBCT에서 환자방호 최적화는 검사 고유 스캔 프로토콜 적용을 환자 연령 및 체격, 촬영 부위, 임상지시에 맞출 것을 요구한다. CT 스캐너 공급자가 제공하는 프로토콜은 최적화 관점에서 평가되어야 한다. DRL은 기존 프로토콜 평가를 진작하는 실용적 도구의 하나일 뿐이다. CBCT시설 상호 선량준위를 비교할 수 있는 대책이 CBCT시설에서 새롭고 적절하며 개선된 프로토콜의 개발을 조장할 것이다.

(70) CBCT 절차를 위한 DRL을 수립할 필요가 있다. 이를 위해 CBCT 검사를 수행하는 의사가 의학물리사와 긴밀하게 일해야 한다.

### 4.3. 촬영시설 요건

(71) 세계적으로 관행은 다르지만 국가 당국이 설정하는 요건을 준수해야 한다. 전형적으로 CBCT 스캐너는 국가나 지정된 당국의 감독 아래 있는 적절한 데이터베이스에 등록되어야 한다. 등록과 인허가 과정에서 종종 당국이 종사자나 일반인이 적절히 방호됨을 확인하기 위해 기기의 명세, 사용할 방의 크기와 차폐 등을 심사할 것이다. 국제전기기술위원회(IEC 2012)와 국제표준화기구(ISO)가 국제수준에서 X선기에 대한 안전요건을 제공한다. 많은 나라에서 X선기기의 국가표준도 가용하다. 이러한 요건은 방사선을 피폭할 수 있는 종사자와 일반인을 방호하려는 것이다. 등록 및 인허가 과정에서 유자격 직원 가용성도 평가할 것이다. 항상성과 성능 평가를 위한 주기적 품질관리 시험에 대한 요건도 있다. CBCT 기기에 대한 수용 시험과 주기적 품질관리 시험은 기기 안전과 최적 영상품질 제공 능력에 대한 확신을 줄 수 있다. 오작동 기기는 아무런 신호 없이 환자에게 불필요한 피폭을 주므로 그러한 주기적 시험이 필요하다. 그렇지만 국가 요건이 어떠한 시설 설계나 운영이 환자, 종사자 및 일반인에게 안전함을 보장하려면 그 요건을 준수함이 필수

20) <역주> 표현이 잘못되었다. 환자 선량지표가 75 백분위 이상인 관행을 시정하기 위해 DRL을 설정하는 것은 아니며 '보편적' 수준으로부터 편차가 큰 관행을 시정하기 위한 것인데 DRL을 설정하는 지침이 조사된 분포의 75백분위를 권고하고 있는 것이다. 또한, 원론적으로는 DRL이 반드시 높은 쪽만 겨누는 것은 아니며 비정상적으로 낮은 쪽에도 DRL을 운용할 수 있다. 환자선량 지표가 비정상적으로 낮다는 것은 노출이 부족하여 영상품질이 기대에 미치지 못할 우려가 있기 때문이다. 참고로 DRL은 환자선량 지표 개개 분포의 75백분위가 아니라 시설 평균의 분포에서 75백분위에 설정하도록 권고한다.

이다.

## 제5장

# CBCT에서 환자선량 평가

- 형광투시와 CBCT 모두에 사용되는 기기는 운전자 제어반concole과 방사선량 구조화보고radiation dose structured report(RDSR)에 전자 전시를 통해 절차 전반에 걸친 환자의 통합 선량지표를 제공해야 한다.

### 5.1. CBCT에서 선량계측

(72) CBCT는 비교적 큰 체적에 대한 3D 촬영을 위해 넓은 빔 X선을 사용한다. 1990년대 중반부터 MDCT에서 추세는 동반되는 X선빔 폭의 증가와 함께 절편 수의 지속적 증가를 지향해 와 오늘날 가용한 광폭 MDCT는 CBCT에 필적한다. 이러한 발전은 대면적 검출기에 더 적합하도록 CT 선량계측법을 업데이트할 동기를 유발했다. 그 결과 이미 측정법과 모의체가 수립되어 있는 MDCT 선량계측의 일부 업무가 CBCT 선량계측으로 전용될 수 있었다. 이 장과 부록A에 표준 좁은빔 MDCT 방식이 CBCT에 직접 적용될 때 불충분한 점을 설명한다. CBCT 선량계측을 위한 포괄적 기틀을 구축하기 위해 이러한 문제점을 극복하는 방법도 부록A에 기술되어 있다.

(73) CT 선량계측은 CT선량지표(CTDI)를 중심으로 발전해 왔다. CTDI 유사 측정량을 선량으로 연계하기 위해서 상대적 환자선량 지시자로 CTDI( $CTDI_{vol}$ )와 선량 길이곱(DLP)를 임상관행에서 널리 사용해 왔다. CTDI 강점의 하나는 그것이 QA 측정량으로 무방하며 환자 스캔을 위한 조건(예: 침상에 의한 감쇠)과 유사한 조건에 있는 모의체에서 측정된다는 것이다.

(74) 넓은빔에서 CTDI의 한계는 CT 선량계측에 새로운 접근을 이끌었는데 상세한 내용은 부록A에 주어진다. CTDI 모델은 나선스캔이나 환자 이동이 없을 때(대부분 CBCT에서 그러하듯) 문제가 있다. 이런 경우에는 보고된  $CTDI_{vol}$  값이 선량을 상당히 과대평가할 것이다(Dixon과 Boone 2010a).

## 5.2. 진료점 스캔과 임상기반 CBCT 시스템

(75) 임상기반 시스템에는 두경부 CBCT, 유방 CT(bCT), 치악안면 CBCT 등이 있다. 치악안면 CBCT의 특성 하나는 시스템에 따라 가변적 FOV를 제공하는 것이다. 이는 악안면 스캐닝은 물론 국부 스캐닝(예: 잇빨 하나와 그 주변)을 가능하게 한다. 다른 인자와 함께 수평 콜리메이션을 사용하면 축 평면의 선량분포를 복잡하게 만들어 선량계측에 추가 도전을 부과한다(Pauwels 2012a). 나아가 대부분 치악안면 CBCT 스캐너는 좌석형이거나 정립형으로서 모의체나 선량계 설치에 현실적 어려움을 초래한다.

(76) 치악안면 CBCT에 대해 여러 선량지표가 제안된 바 있다(EC 2012a, Pauwels 2012a, DIN 2013). 선량지표 읽음 값을 선량으로 해석하는 방법과 함께 가능한 지표에 대한 추가 검증이 필요하다.

(77) 기술적으로 이러한 방법은 두경부용이나 아마도 bCT 등 다른 임상기반 시스템에도 적용될 수 있다. 그러나 아직은 그러한 기기에 대한 측정 표준화가 이루어지지 않았다. 이는 CBCT 선량계측 표준화 문제가 대체로 미해결로 남아 있음을 드러낸다.

## 5.3. C암 CBCT 시스템

(78) C암 CBCT 시스템은 환자 침상을 완전히 회전할 수는 없다. 일부 시스템은 180° 더하기 빔각만 회전하므로(Fahrig 등 2006) 환자나 모의체에게 축방향<sup>21)</sup>으로 불균일 선량분포를 초래한다. 어떤 치악안면 CBCT는 180~220° 궤적을 따라 스캔한다. 모의체 내 최대 선량은  $z=0$ 에서  $z$ 축과 교차하는 중앙평면에서 모의체가 X선관과 가장 가까운 쪽에서 발생한다. 굽효과<sup>22)</sup>heel effect가 없는 이상적인 경우 최대 선량은 회전각의 2등분선 위에서 나타날 것이다. 굽효과가 있을 때는 이등분선에서 약간 이동한 곳에서 최대 선량이 발생한다.

(79) C암 CBCT 시스템에 대해 Fahrig 등(2006)은 가중 CTDI(CTDI<sub>w</sub>) 계산에서 적용되는 것과 유사한 평균법을 따라 모의체 중앙평면에서 평균한 선량을 대표하

---

21) <역주> 여기서 축이란 회전축이 아니라 X선 빔축이다.

22) <역주> 굽효과란 대부분 의료용 X선관 표적이 가속된 전자빔에 대해 경사지기 때문에 표적 후방쪽으로는 표적에 의한 자체차폐 영향으로 인해 출력 X선 강도가 약간 낮아지는 현상이다. 그래서 굽효과는 환자 입사선량 분포의 불균일 원인이 된다.

는 측정량으로 제안했다.

## 5.4. CT 선량계측에 단일화 접근

(80) 국제방사선단위측정위원회(ICRU)는 보고서 87(ICRU 2012)에서 현행 CBCT 기반 CT 선량계측법의 약점을 보상하는 CT 선량계측법을 제안하기 위해 많은 일을 검토했다. 나아가 Dixon과 Boone(2010b)의 앞선 연구는 나선스캔이 가능한 기기(예: MDCT)는 물론 축 영상만 얻는 기기(대부분 CBCT 경우에 해당)에 대해 단일화된 형식을 제시한 바 있다. 길이 600 mm 폴리에틸렌 모의체를 사용한 몇몇 측정량을 제안했다. 이 방법의 수학적 기반은 이 간행물의 범위 밖이지만 방법에 대해서 간략히 기술한다. 부록A에서 보다 상세한 내용을 찾을 수 있다. 이 방법은 완전한 스캔에서 600 mm 모의체의 중심에서 누적 흡수선량의 측정에 근거를 둔다. CBCT 스캔 빔폭이 증가함에 따라 중심에서 누적선량이 증가한다. 그러나 CBCT 빔폭이 증가하면 모의체 중심으로부터 빔 외곽까지 거리가 커져 외곽에서 산란 광자가 중심에서 누적 흡수선량에 기여가 작아진다. 어떤 빔폭 이상에서는 선량의 추가 증가는 무시할 수준이 되어 평형 선량을 얻게 된다. 어떤 빔폭이나 스캔 길이에서 누적 흡수선량과 평형선량의 비로 양  $H(L)$ 을 정의한다.

(81) 부록A에 주어진 평형곡선의 상승에 대한 물리적 해석은 프로파일의 접근 꼬리가 형성될 만큼 스캔이나 모의체가 충분히 길어야 한다는 것이다. 스캔이 길수록  $H(L)$ 은 1에 가까워진다. 이 대표는 한 스캔에서 중심 CT 절편의 선량이 스캔 길이에 따라 증가함을 보이며 짧은 스캔에서 실제 선량을 수집하는 상대적 효율이 낮아짐을 내보인다. 이 효율은 스캔이 길어지면 증가한다.

## 5.5. 방사선량 추적 및 보고

(82) 형광투시와 단층촬영 모두에 사용하기 위한 시스템(CBCT)은 새로운 도전을 맞는다. 현재 단일 절차 동안 환자의 통합 방사선량을 평가하는 표준화된 방법이 없다. 이런 상황을 다룰 필요가 있고 이러한 촬영 시스템은 비교뿐만 아니라 절차의 형광투시(2D)와 CT(3D) 성분 모두로부터 받는 선량을 종합할 수 있는 수단을 제공해야 한다. 나아가 한 환자의 방사선량을 추적하고 보고하는 것을 쉽게 만들어야 한다. 전시되는 선량의 오차는 20%를 넘지 않아야 한다(IAEA 2011b, IEC 2011, EC 2012b). 방사선량 구조화보고radiation dose structured report(RDSR)는 CT와 혈관촬영의 기존 RDSR에 따라 기기 출력을 보고하는 데 사용될 수 있다. 순차적step-and-shoot 획득기법을 사용할 때는 서로 다른 빔 방향에 대해 KAP 값을

RDSR 내로 보고할 수 있다. 나아가 직접 비교(예: 2D와 3D 사이)가 쉽도록 형광 투시나 기타 적용에서 CBCT에 대해 KAP를 고려할 수 있다. 유효선량은 보고하기에 적합한 선량계측량이 아니다.

## 5.6. 후기

(83) ICRU(2012)가 제안한 단일화 CT선량계측법은 표준화 CBCT 선량계측으로 잠재력이 있다. 그러나 CTDI 기반 측정량의 값이 과소평가 되지는 않아야 한다. 비록 CTDI가 한계는 있지만 여러 해 동안 많은 시스템에서 평가되어 왔고 상이한 시기와 제작사의 CT 스캐너에 대해 출력 비교에 중요한 역할을 해왔다. 나아가  $CTDI_{vol}$ 에 근거한 환자선량 평가를 위한 계수가 이미 가용하다.

## 제6장

# CBCT에서 환자와 종사자 방호 최적화

- 선량 감시가 필수 수단이 되는 경우 환자와, 특히 종사자가 기계 근처에 있어야 할 때, 종사자 선량의 최적화가 중요하다. 개별 환자의 방사선량을 기록하고 보고하여 추적하는 것이 공급자와 무관하게 일관되게 이루어지도록 해야 한다.
- 폐, 뼈, 치악안면 스캔, ENT 스캔(부비강, 두개골, 측두골), 중재물질, 대비증강 혈관(혈관촬영 중재)과 같은 고대비 구조에 집중된 진단 질문에 답하는 데는 저선량 프로토콜이 충분할 것이다.
- 두 개내 출혈, 연조직 종양 또는 농양과 같은 연조직 구조의 시각화가 주 초점 일 때만 고선량 절차를 선택해야 한다.
- 대부분 중재 및 절차간 C암 CBCT 시스템은 180-240° 회전각에 X선빔 빔각을 더한 범위를 스캔할 수 있다. 갑상선, 눈, 생식선처럼 국지화된 중요장기는 가능하면 회전 호의 '검출기 쪽'에 두어야 한다.
- 임상수요가 허락하면 사용자는 관심체적이 CBCT 스캐너가 제공하는 FOV에 충분히 들어가도록 하되 방사선에 민감한 조직은 FOV 바깥에 있도록 모든 노력을 기울여야 한다.
- CBCT의 목표는 다른 촬영수단과 동반하여 특정 진단이나 수술간 질문에 답하기 위한 것이어야 하며, MDCT와 경쟁하는 영상품질을 얻으려 해서는 안 된다. 의뢰의사가 CBCT 사용을 결정할 때는 촬영 전문인과 상의해야 한다.
- 현장에서 정한 참조준위 값에 비해 높은 환자선량을 피하도록 근년에 CT에서 적용된 선량확인 경보와 같은 견제와 균형을 제공할 필요가 있다.
- 현실 상황에서 눈 선량의 믿을만한 평가를 제공하는 방법을 수립하고 사용해야 한다.

### 6.1. 서론

(84) CBCT 스캐너는 고도의 공학적 기계이며 선량 최적화는 다인자성 문제이다. 스캔 모델과 기계를 사용하는 방법이 다르면 부여되는 방사선량이 여러 자릿수까지 다를 수 있다. CBCT의 임상 사용은 환자이득을 극대화하고 위험을 극소화하기 위해 여러 거래에 대한 식견을 필요로 한다. 선량에 영향을 미치는 여러 기술인자 및 스캔 변수에 대해 이해하는 것이 필요하다. CBCT 스캐너는 MDCT 스캐너와

운영모드가 상당히 다르므로 이러한 노력에 MDCT에 대한 지식만으로는 불충분하다. 예를 들면 MDCT에서는 나선스캔이 표준이지만 거의 모든 CBCT 촬영은 단일축을 사용해 이루어진다. 나아가 MDCT 스캐너에는 적용되지 않는 여러 특수조건도 있다(예: 전형적 CBCT 스캐너에서 FOV의 제한). 따라서 최적화는 물론 환자나 종사자 선량의 감사에 일찍부터 의학물리사나 기타 적절한 유자격자가 개입하는 것이 요건하며(AAPM 2011a, EC 2014) 이는 특히 고선량 절차에서 그러하다.

## 6.2. 환자선량에 영향을 미치는 인자

### 6.2.1. 기기종속 인자

#### 내 기기 알기

(85) 각각의 CBCT 스캐너는 적용 영역, 갠트리 설계, 검출기 형상과 같은 측면에서 어떤 고유특성을 가지므로 사용하는 기기가 어떻게 기능하는지를 사용자가 이해하는 것이 중요하다. 현대 기기의 복잡성은 여러 스캔모드, 변수 설정 및 선량 최적화 전략에 대한 철저한 이해를 요구한다. 이 장에서는 방사선량에 영향을 미치는 기기특성을 다루고, 다음 장은 임상 스캔에서 최적 방사선방호를 달성하기 위해 운전자가 취할 조치에 전념한다.

#### 콜리메이션

(86) MDCT에서는 관심영역이 보통 하나 또는 때로는 두 직교하는 스캔 투영 방사선영상[전방-후방(AP) 및 측방(LAT) 정찰영상<sup>scout view</sup> 또는 단층영상] 위에 처방되는데, 스캐너는 이 스캔 FOV를 나선이나 측방으로 감당하고 단층영상 절편을 재구성한다. CBCT에서도 유사한 AP와 LAT 투영상을 얻을 수 있지만 전체 FOV는 보통 스캐너의 한 원주궤적 내에 맞춰지며 대부분 적용에서 나선 스캐닝은 사용되지 않는다. 검출기가 이동할 수 있는 상황이기에, 일반적으로 X선빔은 검출기 크기를 벗어나 확장되지는 않지만 빔의 일부가 검출기 여유 밖에 떨어질 수도 있다. 빔이 완전히 검출기 여유 내에 들도록 콜리메이션하도록 주의를 기울여야 하는데 특정 스캐너 제작사나 모델에 따라 콜리메이션 창을 검출기 크기로 제한하는 자동수단이 없을 수도 있다. 검출기 밖의 모든 방사선은 환자에게 불필요한 피폭을 준다. 빔은 FOV z-범위를 제한하도록 추가로 콜리메이션되어야 한다. 선원-검출기 거리가 스캔할 수 있는 FOV의 최대 가로 범위를 결정하므로 고려하는 해부부위에 맞게 조정되어야 한다. 투영 데이터에서 산란잡음은 조사되는 면적에 따라 근사적 선형으로 증가함에 유의해야 한다. 일반적으로 X선빔은 꼭 맞게 콜리메이션

되어야 하는데 이는 X선 선량을 낮출 뿐만 아니라 산란도 줄여 영상 품질을 개선한다.

(87) 1차빔이 부실하게 콜리메이션되면 환자선량을 상당히 증가시킬 뿐만 아니라 빔이 환자를 벗어나면 직무피폭 선량도 증가시킬 수 있다. 또한 촬영할 필요가 없는 인근 민감장기는 당면 임상문제를 겨누는 스캔 FOV에서 제외되도록 하는 것이 바람직하다. CBCT 스캔은 MDCT 스캔과 같은 방식으로 확장시키지 못하므로 관심영역이 CBCT 스캐너가 제공하는 FOV에 완전히 포함되도록 주의해야 한다.

### z축방 콜리메이션

(88) 많은 CBCT 스캐너가 사용자에게 빔을 콜리메이션하는 수단을 제공한다. 임상 목적을 충족할 정도까지만 가능한 z축방 빔을 좁게 콜리메이션하면 환자선량은 줄고 영상 품질을 개선할 것이다. 전폭(19 cm) 대신 가장 얇은(2.3 mm) 콜리메이션을 사용하면 대비대잡음비contrast-to-noise ratio를 개선한다.

(89) 자유공기 기하학적 효율(즉, 검출기 여백 밖으로 떨어지는 방사선 비율)이 빔과잉을 정량하는 수단이다(Berris 등 2013). CBCT 스캐너에서 보통 X선빔은 수감부에 의해 완전히 차단되어 자유공기 기하학적 효율 100%로서 빔과잉은 발생하지 않아야 한다. 나아가 나선스캔에서 영상 재구성을 위한 추가 데이터를 얻으려 양쪽에 필요한 초과스캔overscanning(과잉범위over-ranging로도 알려짐)도 축방 CBCT에서는 필요하지 않다(Tzadakis 등 2009).

(90) CBCT에서 항상 발생하는 한 영향인데, 노출체적의 일부는 방사선을 받지만 180° 투영에 모두 포함되지는 않는다. 그림6.1에 보인 것처럼 이 부분 영상은 재

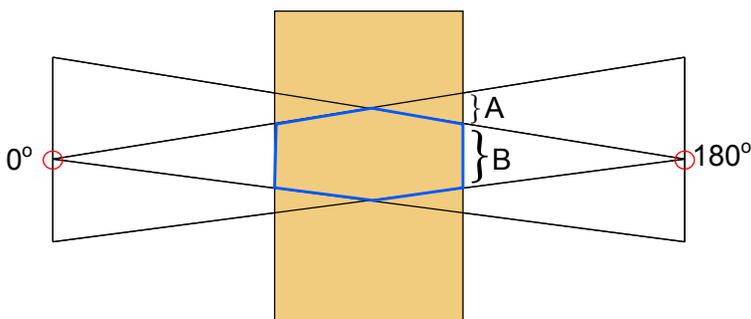


그림6.1. CBCT에서 데이터는 괄호 B로 표시한 육각형 내 영역에서 180° 투영으로부터만 가용하다. 조사체적 일부(괄호 A)는 모든 180° 투영으로부터 데이터가 가용하지 않아 재구성할 수 없다(저하된 영상 품질로만 가능). 이 영역의 크기는 스캐너 기하배열에 의존한다(정성적 조사).

구성 불가하거나 부분적으로만 재구성된다. 뿔각이 커지면 재구성 불가 영역이 넓어진다(Grimmer 등 2009).

### 스캔장내 z축을 따른 선량분포

(91) 이상적 CT스캐너 시스템은 검사체적에서 z축을 따른 선량이 균일하고 검사체적 밖에서는 급속히 감소하도록 조사해야 한다. 일부 CBCT에서는 선량분포가 달라서 중심절편이 많은 선량을 받기도 한다(Gupta 등 2006). 절차의 임상요구가 허용한다면 가능한 한 방사선에 민감한 장기는 조사체적 밖에 두어야 한다. 보통 조사체적은 FOV보다 넓다.

### 관심체적 스캐닝에서 선량분포

(92) 어떤 상황에서는 작은 체적에만 임상적 흥미가 있을 수 있다. 일부 CBCT 스캐너는 매우 좁은 빔 콜리메이션을 제공하고 상대적으로 작은 검출기를 사용한다. 조사체적의 대부분이 대개의 투영각에서 1차 X선빔 밖에 놓이게 된다. 일반적으로 x-y 방향으로 큰 체적의 작은 부분만으로 범위를 정한 스캔 체적은 절단 인공물 truncated artifact을 낸다. 그러나 뼈나 치아와 같은 고대비 구조의 소체적 CBCT는 인공물 감축 알고리즘과 결합하여 사용하면 임상적으로 충분히 용인할만한 영상을 제공한다. 예로서 제한된 FOV로 인한 절단 인공물은 척추경나사transpedicular screw 평가에 영향을 주지 않을 것이다. 이것을 큰 스캔 체적 내 특정 관심영역의 소급 선별적 재구성과 혼동하지는 말아야 한다(표6.1 참조). 관심체적 밖에서 선량분포는 두 스캐닝 모드에서 매우 다르다. 따라서 사용자는 특정 상황에서 관심체적 스캐닝이 적용가능한지를 검증해야 한다.

### 검출기 유형

(93) 대부분 현재 가용한 CBCT 시스템은 디지털 FPD를 사용한다. 최신 디지털 FPD에는 여러 게인gain과 유효 역동범위 설정이 제공된다. 일반적으로 디지털 FPD 역동범위는 MDCT의 범위보다 좁다. FPD에 사용되는 CsI 섬광검출기의 후발광afterglow은 이 검출기로 얻을 수 있는 최대 영상프레임 수를 제한한다. 전형적으로 전체 FOV에서 매 초 30 프레임을 얻을 수 있고, FOV를 좁히면 100~120 프레임/초까지 빠른 프레임률을 얻을 수 있다(Gupta 등 2008). 느린 프레임 획득률은 CBCT 시스템에서 상대적으로 높은 획득시간의 주된 이유이다(Orth 등 2008). 임상적으로 가용한 가장 빠른 CBCT는 획득시간 5s를 가지는데 이는 두 선원 MDCT의 80 ms와 대비된다. 화소 크기와 섬광결정 두께와 같은 변수는 보통 목표로 하는 적용(예: 악안면 촬영 또는 C암 혈관촬영)에 근거하여 선정되며, 최종 사용자는 그 선정을 관리할 수 없다. 현재 사용하는 검출기 어느 것도 방사선방호

표6.1. 관심체적 스캐닝과 표준 스캐닝. 촬영조건이 허락한다면(고대비 구조물) 관심체적 스캐닝은 동일평면 구조물의 방사선피폭을 감축하는 유용한 방법이다. 관심체적 스캐닝을 관심체적 재구성을 위한 표준 스캐닝과 혼동하지 말아야 한다.

	모든 방향에서 조사되는 체적(모든 투영각 재구성 체적으로부터)		방사선 피폭	적용
관심체적 스캐닝	원주형 한정	관심체적으로 원주형으로 한정	관심체적만 전선량을 받음	대개 치악안면 촬영과 몸통을 스캔하는 대부분 중재 C암 설정
표준 스캐닝	큰 단면적	신체 직경, 전신 직경 또는 면적의 일부 위	전신 전선량을 받음	기타 어디서나

입장에서 엄격히 배제해야 할 것은 없다.

(94) 소수 CBCT 시스템은 아직 X선 영상강화기와 결합한 CCD 카메라를 사용하는데, 볼록한 입력 스크린과 영상강화기의 영상 왜곡 때문에 출력 영상에 걸쳐 비균질 영상품질을 낸다. 나아가 영상강화기 내에서 빛과 전자의 산란은 재구성된 절편의 대비 분해능을 제한한다. 이런 CBCT 시스템은 전형적으로 8~10 bit 역동범위를 가지며 매우 굵은 수준의 조직 구별만 지원할 수 있다.

### 검출기 양자효율(detector quantum efficiency)(DQE)

(95) 검출기 양자효율(DQE)은 X선 검출기의 선량효율을 설명하는데 널리 이용되는 계측량이다. 자세히 들어가지는 않지만, DQE는 검출기에 가는 주어진 선량이나 플루언스에 의해 검출기가 만드는 영상 품질을 측정한다. 직관적으로 DQE는 이상적 검출기에 대해 어떤 검출기가 들어온 신호를 얼마나 잘 영상으로 변환하는지를 포착한다. 구체적으로 DQE는 검출기의 입력과 출력의 SNR 비의 제곱이다. 예를 들어 SNR을 50% 줄이는 검출기의 DQE는 0.25이다. 이상적 검출기는 DQE 1이며 모든 입사 X선 광자를 영상정보로 변환하게 된다. 보통 DQE는 공간주파수 함수로 주어지며, 검출기 수준에서 입사 X선 선량과 영상 품질을 상관시킨다.

(97) 현재 사용하는 CsI-aSi:H(수소 도핑 무정질실리콘) FPD의 DQE는 0.6~0.7 범위에 있는데 이는 MDCT 검출기보다 낮다(Gupta 등 2006). 이는 사용자가 제어할 수 없는 기본적 한계이며 동일한 입력 방사선이라면 CBCT 영상이 MDCT 영상보

다 잡음이 많을 것임을 의미한다.

## 여과

(97) 촬영체인 안의 나비타이 필터가 X선빔을 감쇠시키고 경화시켜 산란대1차비 scatter-to-primary ratio를 줄이고 검출기에서 플루언스 비균질도를 감축한다. MDCT 촬영에서는 나비타이 필터가 대상물 변두리로부터 산란선 기여를 감축한다(Orth 등 2008). Ning 등(2000a)은 평판검출기 기반 CBCT에서 kVp가 증가하면 양  $[SNR^2/\text{입사 노출량}]$ 이 감소함을 보였다. 이는 대상물 변두리에서 산란 감소(나비타이 필터가 적용될 때)와 연질빔으로부터 검출기 효율의 증가(나비타이가 없을 때) 사이에 거리가 있음을 의미한다(Orth 등 2008). 나비타이 필터 사용은 MDCT에서는 표준이다. CBCT에서는 나비타이 필터가 보편적으로 사용되지는 않지만 점차 그 사용이 증가하고 있다. 넓은 면적 적용을 가능하게 하는 반나비타이 필터와 같은 다른 형상도 사용되고 있다(Wen 등 2007). 필터의 존재는 특히 환자의 변두리 선량을 줄일 수 있고, 균일도, CT수 정밀도, 대비대잡음비를 높여 단층영상 품질을 높일 수 있다. 그러나 단점의 하나는 빔경화로 인한 검출기 효율 감소이다(Mail 등 2009). 일반적으로, 고려하는 해부부위가 중앙에 작은 부위일 때 넓은 FOV로 촬영한다면 나비타이 필터를 사용해야 한다. 척추 하드웨어 평가가 한 적용 예이다. 나비타이 필터 탈착이 가능한 기기에서는 각별한 주의가 필요하다. 사용자가 촬영 전 나비타이 장착을 잊을 수 있고 이는 환자에게 추가 선량을 주기 때문이다.

## 반산란 그리드

(98) 반산란그리드 anti-scatter grid는 환자와 검출기 사이에 설치되는데 이것은 초점으로부터 반경을 따라 밖으로 투영하는 선을 따라 배열된 납 격벽으로 구성된다. 이 기하구조는 축을 벗어난 방사선은 흡수하면서 1차빔은 검출기에 도달하도록 한다. 그래서 평판검출기 앞에 배치된 반산란그리드는 환자 내에서 발생한 산란선이 검출기에 도달하는 것을 막는다. 납 박판이 검출기 유효면적을 약간 줄인다. 그리드의 민감도와 제거효율을 결정하는 반산란그리드의 기하배열이 스캐너와 그 적용에 따라 최적화되어야 한다. 반산란그리드는 선원-검출기 거리에 매우 민감한데, 만약 이 거리가 가변적이고 반산란그리드 선정이 가능하다면 이 두 변수를 맞추는 것이 필요하다.

(99) CBCT에서 산란선 감축과 영상품질 개선에 대한 반산란그리드 효율을 평가한 바 있다. 적용된 방사선량과 관련해 그리드의 존재가 SNR을 개선하는 것 같지는 않지만(Schafer 등 2012), 컵 인공물은 크게 감소시키는 것으로 나타났다

(Kryakou와 Kalender 2007). 그러나 산란이 많은 특정 조건에서는 그리드가 선량을 50%까지 줄였다(Kryakou와 Kalender 2007).

(100) 가용하다면 일반적으로 반산란그리드는 특정 적용이나 특정 기하배열에서는 최적화해야 할 고정된 하드웨어 변수이다. 전형적으로 최종 사용자는 반산란그리드의 기하배열에 거의 영향을 미치지 않는다. 그러나 그리드 유형과 기하학적 거리를 선택할 수 있다면 시스템이 바르게 작동하도록 이 둘을 맞추는 것이 중요하다.

### 산란선 보정 알고리즘

(101) 산란선 강도는 산란체 영상 주변에 넓은 각분포를 가진다. 검출기로 얻은 투영영상을 1차 및 산란 방사선 모두를 포함한 대상물의 문지른 2D 영상으로 생각할 수 있다. 1차빔과 산란선 모두를 받을 수 있는 임의의 점에서 이 두 성분을 분리하는 것은 어려울 것이다. 그러나 산란선의 넓은 분포 때문에 콜리메이터에 의해 1차빔으로부터 차폐된 영역에서는 산란선 성분을 관측할 수 있다. 이러한 평가는 나머지 영상에서 산란선 양을 평가하는 데 이용할 수 있다. 어떤 산란함수를 가정하여 영상에 걸친 산란선 종단면profile을 평가할 수 있다. 측정된 신호에서 이 산란함수를 차감하여 1차빔으로부터 기여를 산출할 수 있다. 어떤 CBCT 스캐너가 산란함수 산출을 위한 절차 세트를 제공한다면 그 프로토콜은 꼭 따라야 한다. 공급자가 제공한 알고리즘 외에 사용자는 산란선 보정 알고리즘에 대해 개입할 여지는 거의 없다.

### 데이터 보정 알고리즘

(102) 일반적으로 3D 층으로 재구성하기 전에 원본 투영데이터에 적용하는 다양한 보정 알고리즘이 있다. 시스템 불완전성을 보상하기 위해 전형적으로 적용되는 데이터 조정 알고리즘의 일부 목록은 (i) 옅어짐 차감, (ii) 후발광 보정, (iii) 적응형 필터마스크, (iv) 정규화, (v) 방위각 보정theta correction, (vi) 대화차이 보정corss-talk difference correction, (vii) 공기 교정, (viii) 빔 경화 보정, (ix) 검출기 z-게인 비균질성 보정 등이 있다. 이러한 보정은 공급자 고유적이어서 최종 사용자가 관리할 범위 밖이다.

## 6.2.2. 운전자 종속 인자

### 스캔 호 감축

(103) 많은 CBCT 시스템에서 360° 방향 미만의 획득으로부터 재구성이 가능하다. 일반적으로 180° 더하기 뿔각의 도달범위로 단층영상 재구성에 충분하다. 이로써

운전자에게 환자선량을 줄이는 상당한 선정 유연성을 제공한다. 예를 들면 시작과 종료 각을 적절히 선정하면 환자 머리의 후방 입사각을 제한하여 눈 수정체 선량을 줄일 수 있다(Kyriakou 등 2008a)(그림6.2 참조). Daly 등(2006)은 X선관을 전방이 아닌 후방에 두고 C암 반 회전(178°)을 사용하여 3D 영상을 생성하면 눈 선량을 50% 줄임을 관찰했다. 다른 예로 이런 기법을 CBCT 유방 촬영에 사용했는데 심장과 폐의 불필요한 피폭을 제한하도록 촬영각을 설정할 수 있었다. 이러한 전략은 일반적으로 스캔 중심부의 영상품질을 유의하게 저하시키지 않는다. 선량분포에 직접 영향을 미치는 변수의 하나인 스캔 호의 적절한 각도 범위를 선정하는 것은 사용자가 선택할 수 있는 변수이다. 사용자는 방사선에 민감한 장기가 촬영체인의 검출기 쪽에 오도록 스캔 호를 선정해야 한다.

(104) 치악안면 CBCT는 감축된 호 사용에서 차이가 있다. 첫째, 전형적으로 검출기가 환자 전방에 놓이며 180° 회전의 시작과 끝 점을 사용자가 선정할 수 없다. 그러나 모사계산이나 모의체 연구는 X선관을 전방에 두면 차이가 10% 이하이지만 환자선량이 낮아질 수 있다(Morant 등 2013, Zhang 등 2013, Pauwels 등 2014). 이는 치과 검사에서 FOV를 전방에 둬으로써 여러 방사선에 민감한 조직

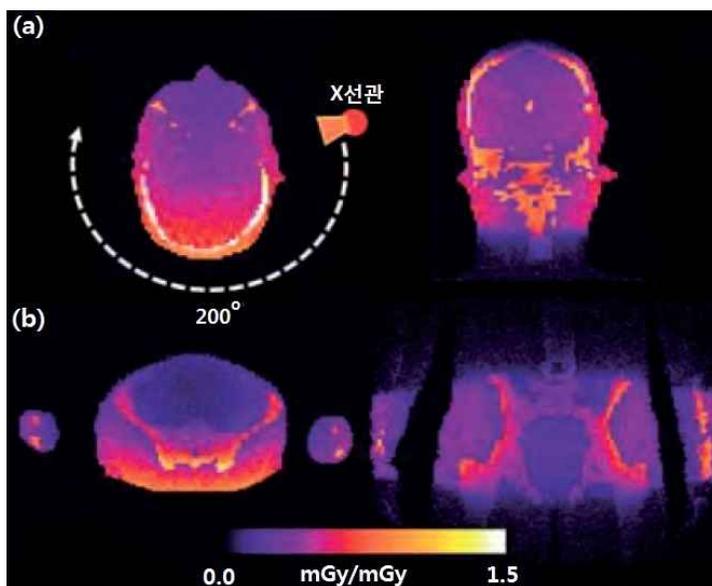


그림6.2. MDCT에 비해 CBCT는 대개 반회전(180°에 뿔각 추가) 스캔으로 수행된다. 그래서 스캔각도의 위치가 환자 체내 선량분포에 크게 영향을 미친다(Kyriakou 등 2008a). <역주> 실제 임상 영상은 아니며 몬테칼로 모사로 구현한 것이다. 제한 각 투영을 통해 (a) 두개저부 촬영에서 눈 선량을 (b)는 골반촬영에서 복부 선량을 감축할 수 있음으로 보인다.

(예: 침샘과 갑상선)을 회전중심의 뒤쪽이 되는 것으로서 설명된다. 제작사에게 확실한 권고를 위해서는 추가 증거가 요구된다.

### **kVp와 mAs 설정**

(105) X선빔속과 에너지 스펙트럼을 결정하는 변수(즉, mA 및 kVp 설정)는 영상 품질이나 스캔의 임상효용을 저해하지 않는 범위에서 낮게 유지해야 한다. kVp와 mA는 전반적 환자선량을 결정하는 사용자 선정가능 주요 변수이다. 다른 모든 변수가 일정하다면 방사선량은 적용된 mAs(관전류×스캔 회전시간)에 정비례하며 이들 변수는 영상잡음에 크게 영향을 미친다. 검출기가 포화되지 않는 한 mAs 증가와 영상품질 사이에는 직접적 관계가 있다. kVp 설정과 방사선량 및 영상품질 종속성은 보다 복잡하다. 에너지가 높은 광자는 조직과 상호작용이 적어서 조직간 대비가 불충분해지지만 많은 수 광자가 조직을 투과하고 검출기에 도달하여 영상을 형성한다. kVp와 mAs의 바른 설정은 스캔하는 해부부위, 조영제 사용 여부, 그리고 필터 시스템, 프레임률, 검출기 종류 등 여러 설계인자에 크게 의존한다. 따라서 절대적인 지침을 제공하는 것은 어렵다. 모든 상용 CBCT 스캐너는 각 적용에 대해 제작사 권고 프로토콜을 동반한다. 사용자에게 최선의 조언은 이 제작사 프로토콜부터 시작하고 의학물리사와 기타 분야 전문가와 협력하여 이를 현장 조건에 맞춰 반영하는 것이다. 사용자는 또한 특정 스캐너 설정이나 검사 유형에 대해 전문적인 논문이나 지침을 추적할 필요가 있다.

### **자동노출조절automatic exposure control(AEC)**

(106) AEC 시스템은 희망하는 영상 품질을 얻고 환자의 특정 신체 부위에 필요한 정도로 선량을 조절하기 위해 방사선 노출을 맞춘다. MDCT에서와 마찬가지로 주어진 각 방향에서 환자 감쇠에 따라 AEC가 관전류를 조정한다. 보통 AEC는 검출기로부터 되먹임을 바탕으로 X선원을 제어하는 되먹임 고리로 이루어진다. CT에서 AEC 시스템을 사용함으로써 20~40% 선량감축이 보고되어 있다(McCollough 2005). CBCT에서는 흡수선량의 상당한 변동이 보였는데 이는 관전류 변조 사용의 잠재력을 보이는 것이다(He 등 2010).

(107) 여러 CBCT 시스템은 AEC를 채택하지 않고 전체 스캔에 대해 고정된 관전류를 사용한다. 두경부용이나 치과 콘빔 스캐너 시스템에서는 AEC가 거의 없으며 전신용 C암 시스템에는 보다 널리 적용되고 있다. CBCT에서 관전류 변조 사용이 많지 않은 것은 넓은 z축 포괄 때문이다. 또한 머리를 스캔할 때는 신체의 다른 부위에 비해 AEC 요구가 덜 엄중하다. AEC 수요와 요건은 발전 중이며 아직 일반 지침을 정형화하기는 어렵다. 잠재적 AEC 적용에 관련한 환자 고유인자에 대

한 보다 상세 사항은 소절6.2.3에서 볼 수 있다.

### 스캔모드: 투영 수

(108) 사용자가 투영 수를 명시적으로 선정할 수 없는 MDCT 스캔에 비해 CBCT에서는 이 변수를 종종 직접 선정할 수 있다. CBCT 시스템에서 가장 널리 사용되는 검출기는 읽음이 훨씬 느려서 섬광체의 후발광을 고려하기 위해 매 투영 후 일정 시간을 기다려야 한다. 검출기를 과노출시키지 않고 매 투영에서 수집할 수 있는 광자 수 때문에 매 스캔에서 전달되는 선량도 제한된다. 각 노출에 대해 꼭 맞는 노출을 사용하여 스캔 시간을 최적화하는 것이 MDCT보다는 CBCT에서 더 중요하다. 이러한 고려가 매 투영에서 체류시간과 선량의 범위를 제한한다. 예를 들면 투영 수를 조절하거나 총 스캔 시간을 변경함으로써 어떤 스캔 프로토콜의 선량을 조정할 수 있는데, 투영 수를 증가시키면 적용되는 방사선량이 비례하여 증가한다. CBCT에서 투영 수는 연관된 총 스캔시간의 변화와 함께 사용자 선정 변수에 직접 영향을 받는 전달선량과 영상품질 사이에 거래를 제공한다.

### 스캔모드: 담기binning와 공간분해능

(109) MDCT 검출기 시스템에 비해 혈관촬영용 C암 CBCT 시스템의 검출기 소자는 형광투시와 혈관촬영 모드를 위해 필요한 공간분해능을 제공하기 위해 훨씬 작은 것이 사용된다. 예를 들어 C암 시스템의 통상적 FPD는 1920×2490 행렬에 특정적 화소 크기 154 $\mu\text{m}$ 를 제공한다. CsI 섬광체의 후발광 문제와 함께 이처럼 큰 행렬을 읽는 데 필요한 시간은 그러한 검출기에서 달성 가능한 최대 프레임률을 제한한다. CBCT 검출기의 프레임률은 MDCT의 속도보다 한두 자릿수만큼이나 낮다. 느린 읽음 프레임률은 CBCT 시스템의 상대적으로 긴 획득시간의 원인이 된다. 예를 들어 가용한 가장 빠른 CBCT는 수 초의 획득시간을 가지는데 이는 두 선원 MDCT 시스템의 80 ms와 대비된다(Orth 등 2008).

(110) 섬광체의 후발광 또는 후지연afterlag의 제어는 가능하지 않을 수도 있지만 읽을 필요가 있는 영상 행렬의 크기를 줄여 영상 전달을 빠르게 만들 수는 있다. 이를 달성하기 위해 한 세트 담기모드가 제공된다. 각 담기모드는 인접한 검출기 행과 열을 결합함으로써 행렬 크기와 읽음 시간을 줄인다. 전형적 담기모드는 2×2 또는 3×3 면적으로서 이를 통해 흘러나오는 데이터는 각각 1/4 또는 1/9로 줄어든다. 이러한 평균에도 불구하고 CBCT 공간분해능은 MDCT 분해능보다 높으며 종종 임상요구보다 높다. 영상잡음, 공간분해능 및 방사선량은 상호 연계되므로 사용자는 용인할 수 있는 영상품질과 공간분해능을 결정해야 한다. 이 선택은 다시 방사선량을 결정하게 된다. 사용자는 잡음 수준을 MDCT 수준에 비길 정도로 낮추

려 해서는 안 된다(예: 관전류를 증가시키거나 일부 시스템에서 제공되는 ‘고품질 스캔모드’와 같은 모드를 사용해 투영 수를 늘임). 이렇게 스캔할 때 수반되는 선량 부담이 현안인 임상질문이 정당화할 수 있는 것보다 훨씬 높아질 수 있다 (Blaikner와 Neuwirth 2013). 영상잡음, 저대비 분해능, 방사선량과 같은 경쟁적 계측량 사이 거래를 위해서는 절편 평균, 두터운 다층 재형성thick multi-planar reformation, 부드러운 재구성 커널 사용과 같은 후처리 기법이 바람직하다.

### 스캔모드: 사전정의 프로토콜

(111) 장기 특정 프로토콜(예: 통상 두부촬영)이나 임상지시 특정 프로토콜(예: 맹장염 프로토콜) 사용은 MDCT에서 정립된 관행이다. 일상적 임상관리에서 그러한 스캔 프로토콜 라이브러리는 방대하다. MDCT와 비슷하게 CBCT 시스템도 검출기 설정, 재구성 커널 및 기타 스캔 변수를 포괄하는 사전 정의된 스캔 프로토콜을 제공한다. 그러나 CBCT에서는 그 사용이 잘 정립되어 있지는 못하다. 많은 프로토콜이 ‘저품질low quality’ 또는 ‘고품질high quality’와 같은 접두어와 함께 암시적인 명칭을 가지는데, ‘고품질’이라는 표현은 기본 제어가 어떤 상황에는 적절한 영상 품질을 제공하지 않는 것처럼 노골적으로 암시한다(표6.2 참조). 일반적으로 스캔 프로토콜의 명명은 영상품질 변수와 방사선량 사이에 한계 내에서 잘 알려지고 물리적으로 고정된 거래를 참조한다. 고품질 스캔 프로토콜은 보통 ‘높은’ 선량에서 나온 영상품질을 제공한다. 이 같은 단순한 접두어는 일어나는 변화의 크기와 모순 되는데 고품질 프로토콜은 저품질이나 표준품질 프로토콜에 비해 6~10배나 되는 선량증가를 가져올 수 있다. CBCT에서 스캔 모드나 프로토콜의 선정이 방사선량에 미치는 가장 중요한 인자이다(Kyriakou 등 2008a). 뼈, 치아, 신장석이나 조영제 강화 혈관과 같은 고대비 구조에 대해서는 저품질 프로토콜로 충분하다. 제작사들은 다루려하는 진단학적 도전을 위해 명명된 스캔 프로토콜(예: ‘뼈’, ‘신장석’, ‘두 개내 출혈 배제’ 또는 ‘두개저’ 프로토콜)을 제공하기 시작하고 있다. 소아 프로토콜을 위해서는 전용 분류가 있어야 한다. 촬영 시스템이 AEC를 갖지 않은 경우(예: 대부분 치악안면 CBCT 스캐너) 아동 신체부위의 직경이 작음을 고려하기 위해 소아 프로토콜이 특히 중요하다.

(112) CBCT 스캐너의 사용자 인터페이스에 대해서도 특기할 만하다. MDCT 스캐너에서 일상화되어 있는 견제와 균형이 CBCT 스캐너에서는 없을 수도 있다. 예를 들면 사용자 인터페이스에서 완전히 다르면서 이름이 비슷한 프로토콜이 인접해 있어 단 한 번 마우스 클릭이 전달 선량에 10배 변화를 가져올 수도 있다. 이는 MDCT에서 그렇게 큰 방사선 증가는 스캔 변수의 여러 의도적 조작과 그 변경을 유효화하기 위한 동반 확인 절차를 필요로 하는 것과 명백히 대비된다. 사용자는

표6.2. 가용한 스캔 프로토콜, 적용 및 전형적 프로토콜 명칭. 서로 한 번 클릭 거리에 있는 프로토콜이 선량결과가 크게 차이날 수 있다. 환자 정위와 스캐닝 호 선정에 추가하여 적절한 프로토콜 선정이 선량계산에 크게 영향을 미치는 사용자 결정 인자이다.

프로토콜 선량	프로토콜 공간분해능	투영 수	영역	임상지시	명칭(예)
낮음	낮음	낮음	복부, 흉부	신장석 배제, 도구나 삽식물 위치평가, 치료계획	'-', '저품질', '저선량'
보통	높음	낮음/보통	두개골/뼈	치악안면 촬영, 동맥 조영제	뼈구조 평가, '치과', '뼈', '고해상도'
높음	높음	높음	복부, 머리	연조직 구조, 정맥 조영제	두 개내 출혈, 'CT혈관촬영', '고품질'

CT: 전산화단층촬영

영상품질 관점뿐만 아니라 적용되는 선량 관점에서도 스캔 프로토콜 선정의 영향을 이해해야 한다. 이는 그러한 정보가 완전히(그리고 때로는 모호하게) 프로토콜 명칭에 암호처럼 들어 있는 CBCT에서 특히 중요하다. 촬영에 사용하는 용어에 상당한 차이가 있고 이것이 선량등록에 어려움을 초래한다. ICRP는 촬영 프로토콜에 사용되는 용어의 표준화를 권고한다.

### 스캔모드: 부분 패널

(113) 패널 판독을 촉진하기 위해 검출기 제어 전자회로는 일반적으로 부분 패널 읽음을 허용하는데 필요에 따라 중앙 행의 임의 갯수를 읽어낼 수 있다. 대부분 시스템이 빔의 유효한 사용을 확인하기 위한 하드웨어 특성을 내장하는데 반해 방사선방호 관점에서는 X선빔을 읽어내는 검출기 부분에만 조사되도록 적절히 콜리메이션하는 것이 요긴하다.

### 불필요한 신체부위를 X선빔 밖에 두기

(114) 촬영해야 하는 신체부위에만 방사선장을 제한하는 것이 모범관행이다. 신체 부위를 불필요하게 포함하는 것은 선량에만 영향을 미치는 것이 아니라 영상 인공물을 유의하게 증가시킬 수도 있다. 많은 CBCT 스캐너가 검사하는 신체부위보다 작은 직경을 갖는 제한된 FOV를 가진다. 팔이나 다리를 조사영역 밖에 두는 것이 인공물 수준을 상당히 줄이고 따라서 불필요한 선량을 증가시키지 않고 영상품질을 높일 수 있다.

### 절차 중 CBCT의 현명한 사용

(115) CBCT 촬영은 중재의사나 외과의사 측의 최소 노력으로 수술 중 3D 영상을 신속히 제공할 수 있다. 이 데이터 세트는 시술자가 2D 형광투시 영상에서 겹치는 구조를 구분하려는 노력으로부터 해방시키므로 유용하다. 또한 단일 CBCT 촬영으로 여러 상이한 C암 방향에서 디지털 차감 혈관촬영을 대체함으로써 선량을 절감할 수도 있다. 3D 획득이 가치 있는 임상정보를 제공하고 2D 촬영 수요를 제한하는 것으로 나타났다. 따라서 CBCT는 한 절차에서 선량을 낮출 수도 있다. 이러한 설비가 있을 때 그로써 3D 영상을 획득하는 편의성 때문에 시술자가 장비의 3D 촬영 특성을 과도하게 사용하려 할 수도 있다. CBCT가 형광투시나 MDCT에 비해 선량을 줄일 잠재력을 갖지만, C암이나 기타 수술 중 CBCT 기계로 체적 획득을 과도하게 사용함으로써 그런 효과가 상쇄될 수 있다. 당면한 과제를 위해서 형광투시가 충분한 경우 3D 데이터는 의도한 임상 문제 해결을 위해서만 현명하게 획득해야 한다.

### 비트무스 차폐

(116) CBCT에서 눈, 갑상선, 유방 또는 기타 장기에 대한 비트무스 차폐는 조심해서 사용해야 한다. CBCT에서 스캐닝 호 감축이 매우 효과적이므로 그러한 차폐는 호 감축과 결합해 사용하지는 말아야 한다. 비트무스 차폐가 CBCT 스캐너의 AEC와 간섭하지 않는 방식으로 배치하면 어떤 상황에는 효과적일 수 있다. 만약 AEC가 사용할 관전류를 조정된 후에 차폐를 설치하면 FOV에 차폐의 존재가 영상을 크게 훼손하지 않는다면 효과적일 수 있다(AAPM 2012a). AEC가 관전류를 선정하기 전에 비트무스 차폐를 설치하면 AEC가 증가시키는 전류로 인해 차폐효과는 완전히 무용하게 될 것이다. 비트무스 차폐 사용과 관련한 이슈는 MDCT와 CBCT 모두에서 비슷하며 MDCT에 대한 지침은 CBCT에도 적용된다.

### 재구성 알고리즘

(117) 수정된 Feldkamp-Davis-Kress(FDK) 알고리즘과 같은 표준 CBCT 재구성 알고리즘에는 잡음수준이 인가된 관전류에 비례한다. 그러나 MDCT에서 점점 인기 있는 영상 필터링, 압축 수감형 반복계산 재구성 알고리즘은 적용한 선량과 영상품질 사이의 이러한 직접 관계를 와해시킬 가능성이 있다. 현재로서는 그러한 참신한 재구성 알고리즘은 CBCT 스캐너에서는 널리 가용하지 않으며, 실제에서 그런 알고리즘을 어떻게 사용해야 하는지에 대한 지침을 제공하기 어렵다. 많은 상황에서 이러한 특수한 알고리즘의 적용은 보편적이지 않다. 대신, 사용자가 선정할 수 있는 혼합 변수가 제공된다. 이 백분율 인자percentage factor는 특화된 재구성 알고리즘의 출력이 전통적 알고리즘의 출력에 추가되는 수준을 결정한다. 이러한 혼합인

자에 대한 정확한 설정은 알고리즘과 수용 가능한 영상품질에 달려있고, 경험과 함께 발전할 것이다.

### 6.2.3. 환자 고유 인자

#### 빔내 신체부위 두께

(118) 해부부위의 다양한 두께에 대응하여 많은 CBCT 기계는 AEC를 통해 방사선 노출을 자동으로 조정한다. 이 전자시스템은 영상 수감부에서 얼마나 많은 신호가 발생하는지를 검출해서 매 투영 영상이 일관된 품질을 갖도록 노출인자(전형적으로 관전류, 그리고 많은 경우 관전압까지)를 증가시키거나 줄이도록 X선 발생기를 조정한다. 신체의 두터운 부위가 빔에 들어오거나 뚱뚱한 환자(아윈 환자에 비해)를 촬영할 때는 기계가 노출을 자동으로 증가시킨다. 결과적으로 영상품질은 비슷하지만 입사선량이 증가한다.

(119) MDCT에서는 AEC가 각 방향뿐만 아니라 축방향 또는 z축을 따라서도 관전류를 바꾼다. 어떤 사용자 선택 영상품질 변수가 고정된다면 각 방향 조절의 결과로서 AP방향 선량이 측방 선량보다 낮아진다. z축방 선량 적응은 머리에서 다리 방향으로 mA를 조절하여 가슴에 비해 복부나 골반에는 높은 선량을 준다. CBCT에서 대부분 획득은 나선 모드가 아니라 축 모드로 수행되므로 관전류의 각 방향 변동이 더 중요하다.

(120) 일부 CBCT 시스템은 AEC가 없다. 이런 시스템은 환자 크기가 각 방향으로 크게 변하지 않는다는 가정 아래 운전되지만, 한 CBCT 회전에서 흡수선량은 상당히 변한다(He 등 2010). 그러한 가정은 치악안면 또는 두경부 적용에서는 사실일 수 있으나 추가 연구가 필요하다. AEC가 가용하지 않을 때는 상이한 환자 크기에 대해 노출변수를 어떻게 조절하는지에 대한 지침을 사용자에게 제공해야 한다.

#### 아동에 CBCT 사용

(121) 체격이 큰 환자가 더 많은 방사선을 흡수하지만, 노출설정(X선관 노출변수, 콜리메이션, 투영 수 등)이 주어지면 아윈 환자가 큰 환자보다 더 많은 선량(단위 질량 당 에너지부여)을 받는다(AAPM 2011b). 이는 작은 체격 환자(예: 아동)에게서 감쇠가 낮아 신체에 걸쳐 선량의 범위가 좁아지기 때문이다. 이는 때때로 노출인자에 신체크기를 반영하거나 AEC가 조정하더라도 사실일 수 있다. 일반적으로 X선빔의 많은 분율이 촬영하는 신체부위의 표층에 흡수되는데, 큰 환자에게서는 더욱 그렇다. 달리 말하면 피부선량이 중심부 선량보다 훨씬 높다. 아윈 환자에서

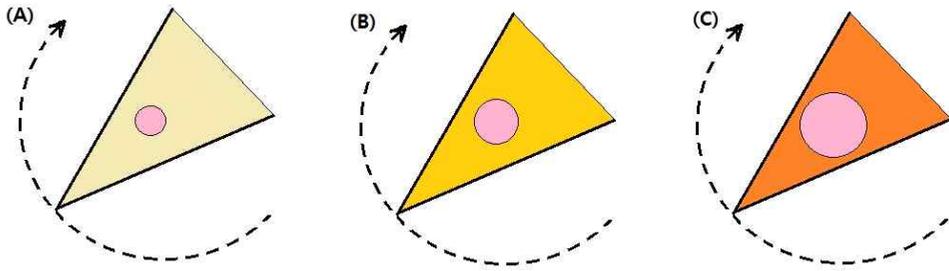
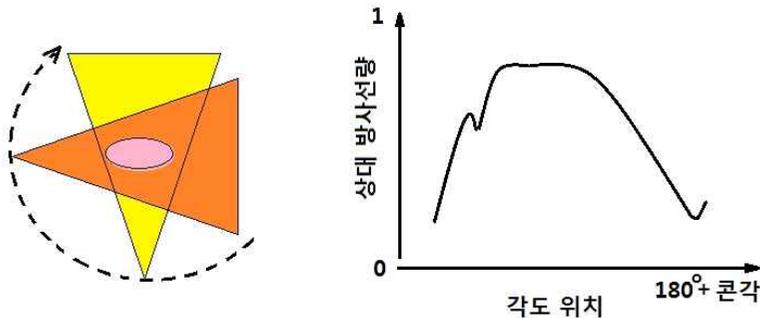


그림6.3. 자동노출조절(AEC)이 환자선량에 미치는 영향의 정성적 도시. 영상품질을 주어진 수준으로 유지하기 위해 AEC가 환자 크기 변동에 맞춘다. A는 환자 반경이 가장 작을 때 이고 C는 가장 큰 환자, B는 중간 크기 환자이다. 방사선 피폭을 방사선 부체의 색깔 어둡기로 표현했다. 환자가 클수록 더 높은 방사선노출이 이루어진다.

는 이러한 선량구배가 작아 모든 깊이에 걸쳐 선량이 높아지게 됨을 의미한다. 그림6.3과 그림6.4는 AEC가 신체 크기 변화를 보상할 때 환자 신체의 크기나 체질의 함수로서 흡수선량을 개념적으로 도시한다. 아동에 대해서 노출인자가 필요 이상으로 높지 않도록 방사선방호 최적화에 각별한 주의가 필요하다.

### 환자선량 지표 감시

(122) 안타깝게도 환자선량 감시 분야에서 CBCT는 MDCT에 비해 뒤쳐져있다. CBCT에 대해서는 선량계측법에 대한 표준도 미비하여 제작사마다 CBCT 선량의



환자 신체가 두터운 방향의 각도에서는 관출력이 증가한다

환자 신체가 두터운 방향의 각도에서는 관출력이 증가한다(실제 흉부촬영에서 유도됨)

그림6.4. 동일 평면에서 상이한 방향에 따른 환자 직경 변화가 자동노출조절(AEC)로 제어되는 관출력에 미치는 영향. 관출력의 그래프는 실제 몸통 스캔에서 도출된 예이다(자료제공: Rolf Kueres).

측정과 보고에 다른 방법을 제공하고 있고, 표준이 통일되게 반영되지 않고 있다. 제작사와 임상 의사가 ICRU 보고서 87(ICRU 2012)의 권고를 채택해서 CBCT에서 선량계측이 표준화되고 이로써 장차 보다 일관된 환자선량을 제공하기를 희망한다. 환자선량을 평가하고 보고하는 수단은 CBCT 기기 제작사와 규제기관의 협력을 필요로 한다. CBCT 사용이 보편화되어가고 있으므로 환자선량 지표와 선량보고를 의료영상저장전송시스템(PACS)에 저장하는 방법도 발전시켜야 한다.

(123) CT 검사에서 환자의 피부상해 사례 관점에서 경고를 통해 과피폭을 방지하도록 견제와 균형을 제공하고 현장 설정 참조값과 비교함으로써 전망적으로 환자선량을 관리하는 것이 필요하다(Cadet 2010, IAEA 2010, AAPM 2011c, NEMA 2013). 제작사는 이를 돕기 위해 적절한 특성을 포함할 필요가 있다.

#### 6.2.4. 종사자 선량에 영향 인자

(124) 임상기반 CBCT에서 직무피폭은 작을 것으로 예상된다. 중재시술실이나 수술장에 C암이나 CBCT를 사용할 때는 의사, 기사 및 기타 종사자는 차폐기구를 이용해 스스로를 방호해야 한다. 대부분 국가에서 법률이 정하는 바에 따라 방사선 작업종사자는 방사선 피폭관리를 위해 일상적 개인선량 감시요건을 준수해야 하고, 포괄적 선량기록이 유지되어야 한다. 나아가 필요하지 않다면 CBCT 획득이 진행될 때는 종사자는 촬영실 방사선구역 밖으로 나가야 한다.

(125) 한 연구에서 시술침상으로부터 35 cm 거리에서 60 초간 측정된 무차폐 CBCT 선량이 0.26 mSv로 나타났다(Daly 등 2006). Schultz 등(2012)은 시술자는 선량을 측정했는데 CBCT 간동맥 색전술과 담도관 설치술에서 각각 28.0  $\mu$ Sv 와 79.3  $\mu$ Sv였다. 주된 방사선원은 X선관이며 이상적으로는 환자만 1차 X선을 피폭해야 한다. 환자나 기기의 부분, 또는 환자침상에서 산란된 방사선(소위 '2차 방사선' 또는 '산란방사선')이 종사자 피폭의 주된 선원이다. 유용한 경험칙 하나는 방사선량률이 X선관 쪽 환자 주변에서 높다는 것이다. 거리 역시 중요 인자로서 종사자는 임상여건이 허락하면 X선원이나 환자로부터 거리를 멀리해야 한다. 조영제가 필요할 때는 가능하면 자동주입기를 사용해야 한다.

#### 차폐: 납치마

(126) 형광투시나 CBCT 촬영을 위해 C암 장비를 사용하는 진단이나 중재 절차에 참여하는 임상직원은 산란방사선으로부터 조직이나 장기를 방호하기 위해 납 함유(때로는 다른 X선 흡수물질 안감을 가진) 방호치마를 입어야 한다(NCRP 1995).

이런 납치마의 투과는 X선 에너지와 납치마의 납등가 두께에 따라 다르다. 산란방사선 감쇠가 1차 방사선에 대한 감쇠와 같다고 가정하면 안전 여유를 준다(NCRP 2005).

(127) 납치마는 X선실에서 가장 기본적 개인차폐 수단이므로 CBCT 스캔 중에 실내에 있는 모든 종사자는 납치마를 입어야 한다. 납치마가 방호하는 수준은 X선관 양단에 걸리는 전압(kV)의 함수인 X선 에너지에 의존함에 유의해야 한다. X선빔에 들어오는 환자 신체부위가 두터울수록 형광투시 시스템이 더 높은 kV를 설정한다. kV가 높은 X선 광자는 투과력이 더 크므로 필요한 감쇠를 얻으려면 더 두터운 납 두께가 필요함을 의미한다.

(128) 야윈 환자 특히, 아동에게 수행되는 절차에 대해서는 납등가 0.25 mm 납치마로 충분할 것이다. 그러나 뚱뚱한 환자나 가동하중이 높은 경우에는 납등가 0.35 mm 납치마가 더 적절할 것이다. 감싸는 형 0.25 mm 등가 납치마가 이상적인데 이는 후방에는 0.25 mm를, 전방에는 0.5 mm 두께를 갖는다. 투피스 스커트 형식의 앞치마는 무게를 분산시키고 복부 앞(예: 자궁 높이)에서 겹쳐져 1 mm 차폐를 제공한다. 무거운 앞치마는 장시간 입어야 하는 종사자에게 문제를 초래할 수 있다. 다년간 납치마를 입어온 종사자에게서 납치마 무게 때문에 허리부상이 보고된 바 있다(NCRP 2010). 일부 새 납치마는 납 등가를 유지하면서 가벼우며 끈과 멜빵으로 무게를 분산하고 있다.

### 천장걸이 차폐

(129) 납을 함유한 플라스틱이나 유리로 된 천장걸이 스크린이 중재방사선이나 심장학 시술실에 매우 보편적이다. 그러나 수술실에는 이들이 잘 사용되지 않고 있다. 차폐스크린은 납 0.5 mm 등가여서 매우 효과적이며 X선 강도를 90% 이상 줄일 수 있다. 수술실에서 현실적인 문제가 직무피폭 방호를 위한 방사선차폐 스크린 사용을 더 어렵게 하는 것은 사실이지만 불가능한 것은 아니다. 제작사는 임상 업무를 방해하지 않으면서 직무피폭으로부터 방호할 수 있는 차폐스크린을 개발해야 한다. 수술실에서 주 시술자에 추가하여 다른 종사자를 효과적으로 방호하기 위해서는 둘 이상의 스크린이 필요할 것이다.

### 설치 차폐물

(130) 설치 차폐물은 침상 설치 납고무 가림막이나 이동형 받침대에 설치한 납유리 스크린 등이다. 납고무 가림막은 대부분 중재시술실이나 심장학 시술실에서 매우 보편적이지만 수술실에는 보기 드물다. 그래서 그 사용을 장려해야 한다. 제작

사는 수술실에서 관행에 맞게 탈착형 차폐 가림막을 개발하기를 권장한다. 보통 0.5 mm 납등가를 함유하는 납고무 가림막은 유효한 차폐를 제공하므로 이를 활용해야 한다. 중재 형광투시에서는 침상 길이 납고무 커튼이 시술자 다리를 보호하지만, CBCT 스캔에서는 X선관이나 검출기 C암 거치대의 움직임을 방해하지 않도록 재배치할 필요가 있다.

## **방 차폐**

(131) 치악안면 촬영에 사용되는 CBCT 시스템을 위한 방 차폐 요건은 스캐너의 산란방사선 선량 명세와 가동하중에 따라 0.5~1.5 mm 납등가 범위에 있다(EC 2012a). 대부분 경우 통상적 MDCT 스캐너나 형광투시 기기에서처럼 영상 수감부가 1차빔 전체를 차단한다. 전통적 CT 스캐너에서처럼 방 차폐는 산란방사선을 위한 것이다(Sutton 등 2012). 어떤 CBCT 기계에서든 차폐는 종사자와 일반인 선량을 여러 상황에 적용되는 기존 선량한도 아래서 합리적 범위에서 낮게 유지하도록 설계되어야 한다.

## **납안경**

(132) 일반 유리 안경보다 무겁지만 납유리 안경이 여러 종류 가용하다. 일상으로 안경을 착용하는 사람을 위해 교정 렌즈로 된 안경도 주문할 수 있다. 종사자 안경에 집게로 붙일 수 있는 눈 차폐도 있고, 튀김 방호용 전면 차폐형도 있다. 납 보안경은 옆에서 오는 방사선을 줄이기 위한 측방 차폐를 가지거나 휘어진 렌즈로 감싸는 형식이어야 한다. 몸통뿐만 아니라 눈을 위한 보호장구도 사용할 것을 권고한다.

## **개인방호 및 감시**

(133) 종사자를 전리방사선으로부터 보호하는 방호원칙은 ICRP 75(1977)에서 논의했고 ICRP 105(2007c) 제113항에서 되풀이한 바 있다. 이 소절에서는 감시해야 할 대상과 어떤 방호조치를 취할 것인가를 논의한다.

(134) 방사선을 피폭하는 종사자에 대해 필름선량계, 열발광선량계, 광자극형광선량계 또는 기타 적절한 기구를 사용한 개인감시는 작업장에서 방사선방호 관행의 효과를 검증하기 위해 수행된다. 어떤 방법이 적절한지에 대해서는 방사선방호 전문가나 의학물리사의 자문을 구해야 한다. 외부피폭에 대한 개인감시 프로그램은 방호최적화에 관한 정보를 제공하고 종사자 피폭이 주어진 활동에서 예상한 준위나 선량한도를 초과하지 않았음을 내보이려는 것이다(IAEA 1999). 피폭을 합리적으로 낮게 유지하기 위한 프로그램의 유효한 성분의 하나로서 개인감시는 작업장

의 변화를 감지하고 선량을 최소화하는 작업관행을 식별하는 데도 이용된다(NCRP 2000, IAEA 2004). 1990년에 ICRP(1991)는 종사자에 대한 선량한도로 20 mSv/년(지정된 5년에 평균; 5년에 100 mSv)과 기타 한도를 표3.1과 같이 권고했으며, 그 한도는 2007년 ICRP 권고(ICRP 2007b)에도 유지되었다.<sup>23)</sup> 선량한도 아래서도 가능하면 최소 수준으로 선량을 줄이기 위한 모든 합리적 노력을 경주해야 한다.

(135) 중재방사선에서는 의료진의 두 선량계 패용을 정책으로 발전시켜야 한다고 ICRP는 권고했다(ICRP 2002b). 납치마 안에 패용한 선량계 하나는 대부분 경우 합리적인 유효선량 평가치를 제공할 것이다. 목깃 수준 납치마 위에 추가 선량계를 패용하면 갑상선 선량(방호하지 않은 때)과 기타 머리카락 눈 수정체 같은 다른 부위 선량을 제공할 것이다(Ciraj-Bjelac 등 2010, Vaňo 등 2010).<sup>24)</sup> 근년에 눈 수정체 선량계측이 활발한 연구 분야로 되어 있다. 개인선량당량 어떤 양이 눈 수정체 선량을 평가하는 데 적절하며 어떻게 감시에 사용될 수 있는지, 그리고 수정체 선량을 측정하는 선량계를 개발하려는 많은 연구가 수행되어 왔다(Domienik 등 2011). ICRP는 실제적 상황에서 눈 수정체 선량의 믿을만한 평가를 제공하는 방법을 수립하고 사용하기를 권고한다.<sup>25)</sup>

(136) 불필요하게 모든 종사자에 대한 감시를 피하기 위해 직무피폭 감시에 위험 기반 접근이 채택되어야 한다.<sup>26)</sup> 실제에서 선량계를 충실히 사용하지 않는 사례가 많으므로 항상 선량계를 패용해야 한다는 요건에 대한 주의를 환기시킬 필요가 있다.

(137) 많은 병원에서 개인선량계 사용이 부실하거나 없음은 주된 문제점의 하나로

---

23) <역주> 종사자의 수정체 등가선량한도는 2011년 5년간 100 mSv로 낮췄다.

24) <역주> 머리 쪽 조직의 등가선량만을 확인하기 위한 것은 아니며 적절한 두 선량계 알고리즘을 적용하면 노출된 신체부위의 높은 피폭을 유효선량의 보정에 이용할 수 있다.

25) <역주> 유럽연합 ORAMED 프로젝트 결과에 따르면 강투과성 방사선에 대해서는  $H_p(0.07)$ 로 수정체 등가선량을 같음해도 무방하다(이는 기존 감시 입장과 같다). 이는 중재방사선 기술자에게도 유효하다. 노출된 베타선원을 근접 취급하는 종사자의 수정체 선량을 감시하기 위해서는 수정체를 겨누는  $H_p(3)$ 을 측정하는 선량계가 필요하다. 의료분야에서는 핵의학과에서 핵의약품 제조하는 종사자가 이에 해당될 수 있다. 특별한 눈 선량계가 필요한지에 대해서는 현장 확인감시를 통해 데이터를 얻어 판단할 필요가 있다.

26) <역주> 국제적 권고의 기본은 선량한도의 3/10(종사자의 경우 연간 6 mSv) 이상을 피폭할 수 있을 것으로 보는 종사자에게는 개인선량계를 반드시 지급하여 감시해야 한다. 그러나 일반적 피폭 관행을 고려할 때 연간 2 mSv 미만 피폭자에 한해 개인선량계에 의한 감시를 면제하는 것이 적절하다고 본다. 연간 2 mSv 미만 피폭자 그룹에 대해서도 작업환경 측정이나 그 대표자에 대한 개인선량계 지급으로 그렇게 낮은 피폭상황이 유지됨을 확인하는 것은 필요하다.

남아있다(Miller 등 2010, Padovani 등 2011). 방호서비스는 전문가 조언을 제공하고 필요한 감시규정을 마련해야 한다(ICRP 2007b). 개인감시가 부적절하거나 어려운 경우에는 작업장 감시결과와 피폭 종사자의 위치 및 체류시간에 근거하여 종사자 직무피폭을 평가해야 한다(IAEA 1996). 이러한 시설에서는 개인감시에 추가하여 개인선량계를 정기적으로 패용하지 않는 전문인의 직무피폭을 평가할 수 있도록 피동형 또는 전자선량계를 사용한 간접적 방법(예: C암 기기에 부착한 선량계)을 사용할 것을 권고한다. 능동형 선량계는 방사선방호 교육과 실무에서 유용한 수단이다.<sup>27)</sup>

## 6.3. CBCT의 한계

### 6.3.1. 검출기 역동범위 및 낮은 대비분해능

(138) MDCT에 사용되는 검출기 시스템에 비해 FPD는 역동범위가 낮고 DQE도 낮다. 예를 들어 FPD 기반 CBCT의 대비 분해능은 약 10 하운스필드 단위(HU)인데 이는 MDCT에서 가용한 1~3 HU보다 낮다. 따라서 저대비 구조(예: 머리 CT에서 회색-백색질 구분)의 촬영이 필요한 적용에서는 MDCT 스캐너에 비해 CBCT 스캐너 성능이 부족하다.

### 6.3.2. 산란선

(139) CBCT의 넓은 FOV는 전체 체적이 산란선을 발생함을 의미한다. 반산란그리드가 잘 사용되지 않으므로 산란선이 영상품질을 상당히 저하시킨다. 반산란그리드 사용은 촬영체인의 효율을 떨어뜨린다.

### 6.3.3. 시간 분해능

(140) FPD는 일반적으로 CsI 섬광체를 사용한다. CsI는 느린 섬광체로서 후발광(즉, 높은 프레임률에서는 지난 영상의 유령이 새 영상에 나타난다.)을 겪는다. 그 결과로 각 투영 후 다음 투영까지에 적정 시간이 경과하도록 해야 한다.

---

27) <역주> 아직 국내 규정은 능동형 전자선량계를 공식 개인선량계로 인정하지 않고 있다. 물론 일부 전자선량계는 공식 개인선량계로 사용하도록 설계되지 않았다. 그러나 공식 선량계로서 성능을 보장하도록 설계된 모델도 있는데 능동형 전자선량계의 장점(경보기능, 직독기능 등)을 고려하면 평가를 거쳐 공식 선량계로 인정할 필요가 있다고 본다.

#### 6.3.4. 인공물

(141) CBCT 영상은 일반적으로 MDCT에서 보는 것과 같은 유형의 인공물을 거의 같이 겪지만 그 정도는 다르다. MDCT 인공물에 대한 요약은 Barrett와 Keat(2004)가 제시하였다. MDCT에 비해 금속인공물과 풍차인공물은 일반적으로 감소하는데 특히 고밀도 금속에서 그러하다(Pauwels 등 2013). 반대로 움직임인공물은 CBCT에서 더 현저하다.

(142) MDCT에서는 환자가 갠트리를 통해 이송될 때 한 회전 당 적은 수의 절편—전형적으로 4~64(일부 스캐너에서는 320 절편까지 이르지만)—이 획득된다. 따라서 환자의 어떤 움직임은 그 움직임이 있을 때 얻는 절편에만 영향을 미친다. CBCT에서는 한 회전에서 획득하는 투영 전체 데이터 세트가 구축된다. 따라서 매우 짧은 시간의 어떤 움직임도 전체 체적 데이터 세트에 영향을 미친다. CBCT의 회전 속도는 MDCT에 비해 10~20 배 느려서 CBCT가 움직임인공물에 훨씬 민감하다.

#### 6.3.5. HU 일관성

(143) HU 체계는 물의 선형감쇠계수를 기초로 한다. 모든 CT 스캐너는 스캐너 공급사나 모델에 걸쳐 일관성을 위해 임상영상을 MU 시스템으로 제시한다. HU 교정과 빔 경화 보정을 위해 MDCT 일일 교정은 물 원통을 스캔을 포함한다. CBCT 스캐너는 보통 상세한 방사선량 교정이 없어 생산된 HU 값이 MDCT 스캐너에 비해 가변적이다. MDCT와 대비해 신체 주변의 절단과 재구성 알고리즘의 약점이 컵 인공물을 낸다. 균질한 물 모의체를 스캔할 때 HU 값이 전체 단면에 걸쳐 균일하지 않고 변동으로 가면 감소한다(Kyriakou 등 2011).

#### 6.3.6. 기하학적 왜곡

(144) 사용하는 갠트리 유형에 따라 CBCT 스캐너는 MDCT 스캐너에 비해 기하학적 왜곡에 더 취약하다. 예를 들면 C암이 CBCT에 사용될 때 갠트리 무게가 기계를 변위시킬 수 있어 촬영체인의 회전중심이 잘 규정되지 않음으로써 영상품질이 저하될 수 있다. 나아가 많은 CBCT 갠트리에서 가변적 배열이 충돌방지 시스템을 필요로 하는데, 이것이 스캔의 복잡성을 증가시킬 수 있다.

## 6.4. 향후 개발

(145) CBCT 분야에서 여러 기술적 발전이 흥미로운 새로운 특성을 가용하게 할 것으로 예상되는데 이것이 영상품질이나 부여 방사선량에 영향을 미칠 것이다. 이러한 기술은 개발 초기 단계에 있어서 성숙한 적용이 현재 사용되는 스캐너 시스템에서는 가용하지 않으므로 현재로서는 그 효용과 적용에 대해서는 일반적 지침만 제시할 수 있다.

### 6.4.1. 참신한 스캔 궤적

(146) 단층영상 재구성을 위해서는 적어도  $180^\circ$  더하기 콘각만큼 회전으로부터 데이터가 필요하다. 이 요건이 실제에서 CBCT 설계와 운용에 여러 제약을 부과한다. 예를 들면 C암 시스템은 스캔 궤적을 완성하기 위해 사용실에 넓은 공간을 요구하며, 공간이 충분하지 않으면 실제에서 C암 CBCT 스캔모드의 일부는 제한될 수 있다. 탈중심 회전이나 촬영체인의 평행이동과 같은 참신한 스캔 궤적이 이러한 제약의 일부를 해소할 수 있고 스캔 FOV를 확장할 수 있을 것이다. 이와 같은 비전통적 스캔 궤적은 검사체적의 선량분포를 훨씬 복잡하게 만든다. 현재로서는 상용화된 로봇 CBCT 시스템만 이러한 대안 궤적을 사용한다. 그러나 그러한 시스템을 다룰 선량평가 시스템은 설계되지 않았다. 장차 방사선방호 측정은 이러한 비전통적 궤적과 그 특수한 선량분포에 관한 인자에 대해 고려해야 할 것이다.

### 6.4.2. 발전된 노출조절법

(147) 위에서 언급했듯이 AEC가 개별 환자 해부부위와 그 차이에 대해 스캔 변수를 맞추는 수단이다. 보통 AEC는 검출기측에서 측정된 방사선과 X선관 노출 설정에 되먹임 루프에 의해 제공된다. 그 간단한 형태는 검출기에서 측정되는 총 방사선을 일정하게 유지하도록 관전류를 조정하는 것이다. 이러한 보상적 기법은 환자 체격이 어떤 값을 초과하면 실패할 수 있다. 그 값 이후에는 주어진 kV 설정에서 X선관이 더 이상 mA를 증가시킬 수 없고, 이를 초과하면 X선관의 과열이나 양극 손상이 초래된다. 때로는 그렇게 큰 광자속 밀도의 변화 요구를 전류 변조만으로는 감당하지 못할 때 CBCT의 AEC가 X선관 전압 설정까지 변화시킨다. CBCT에서 이러한 관행이 작동하려면 제작사가 한 관전압에서 측정된 신호를 다른 관전압에서 읽음값으로 이전하도록 실험적으로 측정된 상관곡선을 사용한다. 이는 분명히 경험적으로 도출된 공학적 근사이며 MDCT에서는 거의 사용하지 않는다. 사실 단일 에너지 스캔의 중간에 관전압을 변화시키는 것은 HU 교정의 충실성을 간섭할

수 있다.

(148) 스캔 중에 관전압을 변화시키면 하운스필드 스케일 정의에 대해 측정된 CT 값의 불일치성을 고려하고 보정해야 한다. 관전류 뿐만 아니라 관전압까지 변조하는 AEC는 관 변수와 모의체 실험으로부터 실제 환자선량을 평가하는 것을 매우 복잡하게 만든다. 상이한 kV 설정에서 신호 사이 이전이 재산권 정보라는 사실도 어려움을 가중한다. 이러한 추세가 점점 현저해지므로 비전통적 AEC 시스템을 고려하기 위해 이 분야 선량측정 관행에 대해 추가 연구가 요구된다.

### 6.4.3. 참신한 재구성 알고리즘 및 압축센싱

(149) 여과역투영 filtered back projection과 같은 해석적 재구성 알고리즘이 MDCT에서는 기둥이 되어 왔다. 이러한 알고리즘은 모든 CT 스캐너에 가용한 외길을 제공하며 빠르고 훌륭한 영상품질을 제공하지만 잡음과 인공물에 취약하다. 지난 10여 년 동안 새로운 부류의 반복계산 재구성 알고리즘이 여러 공급사에 의해 MDCT에 도입되었다. 해석적 접근을 사용하는 대신에 이 알고리즘은 투영과 재구성된 절편 사이 편차를 최소화하려 시도한다. 전형적으로 해가 수렴하는 데는 1~30 반복계산이 필요하다. 이 알고리즘이 일반적으로 더 나은 영상 품질을 제공하며 잡음과 인공물 최소화에도 더 견고하다. 복잡성 외에도 주된 단점은 늦은 전산속도이다. 일반적으로 이 알고리즘은 향상된 영상 품질, 낮은 방사선량, 그리고 금속인공물 감소와 연계된다. 또한 이 알고리즘은 관심영역 재구성에 사용될 수 있다.

(150) 현재 CBCT 영상재구성에는 반복계산 없는 수정된 FDK 알고리즘이 산업표준이다. 이제 반복계산 재구성 알고리즘 사용이 유행하고 있는 MDCT 시스템을 위한 재구성 알고리즘과 유사하게, CBCT 재구성에서도 수정 FDK로부터 반복계산 기법으로 이행이 예상된다. 이 재구성법은 방사선과 산란선 분포에 관한 사전 지식 뿐만 아니라 해부부위에 대한 지식을 합체할 수 있는 역량이 있다. 이 방법이 또한 포괄적 관점에서 투영과 재구성 영상 사이 편차를 최소화한다. 이러한 특성은 CBCT에서 유리한데 CBCT에서는 종종 동일 해부학적 영역의 중복 스캐닝이 필요하기 때문이다(예: 맥관구조와 조직에서 조영물 덩이의 진화를 관찰하기 위해). 중복 스캐닝의 다른 예는 중재도구(예: 동맥류 코일 aneurysm coil)을 전개하고 그 위치를 확인하는 혈관중재술이 될 수 있다. 종종 계속되는 3D 체적의 변화는 상대적으로 작다. 반복계산 알고리즘은 이러한 요건을 보다 용이하게 수용할 수 있어서 3D 나 4D 재구성에 필요한 투영 수를 최소화할 수 있다.

(151) 관심 체적이나 특정 절편을 재구성하기 위해서는 엄밀한 수학적 관점에서는 최소한의 데이터 점이 필요하다. 만약 투영 당 선량이 일정하다면 이 최소 투영 수가 전반적 환자선량을 결정한다. 만약 대상물에 대한 어떤 가정을 설정할 수 있고 투영 영상이 등간격일 요건을 완화할 수 있다면, Nyquist-Shannon 한계(즉, 재구성에 필요한 이론적 최소 입력투영 수)를 거스르는 조건에서도 영상을 재구성할 수 있다. 일반적으로 ‘압축센싱<sup>28)</sup>compressed sensing’으로 불리는 이 방법은 재구성에 필요한 입력투영 수를 줄여 선량을 감축할 수 있다. 특정 방향 각도에서만 투영하는 성근각센싱<sup>29)</sup>sparse angular sensing은 압축센싱을 사용하여 선량을 줄이는 한 방법이다.

(152) CBCT에서 반복계산 재구성과 압축센싱 기법은 유아기에 있다. 그러나 이러한 참신한 기술이 장치 영상품질과 함께 수반 방사선량에 큰 영향을 미칠 것으로 예상된다. 사용자는 영상품질과 방사선량 사이에 수립된 오랜 관계가 참신한 반복계산 재구성알고리즘의 사용으로 본질적 변화를 겪을 수 있음에 유념해야 한다.

---

28) <역주> 방사선방호가 아니라 영상기술 문제지만 이미 많은 문헌이 있다. 예를 들어 다음 문헌을 참조하라.

G-H. Chena 등 (2008). Prior image constrained compressed sensing (PICCS): A method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets. *Med Phys.* 2008 February ; 35(2): 660-663.

29) <역주> 참고문헌: P. Paladhi 등 (2017). Image Reconstruction from Highly Sparse and Limited Angular Diffraction Tomography Using Compressed Sensing Approach. *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 158, 21-36.

## 제7장

# CBCT 특정 적용에서 방사선량 관리

- 중재술에 CBCT 사용자가 ‘고품질 영상’이나 ‘고선량’ 스캔 대신 ‘저품질 영상’이나 ‘저선량’ 스캔을 현명하게 사용함으로써 환자에게 주는 선량에 큰 영향을 미칠 수 있다.
- 방사선치료에서는 정당화된 CBCT 사용이 치료전 환자 정위 및 표적 위치확인, 척추의 만곡이나 연조직의 해부학적 변화와 같은 견고하지 않은 오정렬 평가, 환자 위치가 절차 과정을 통틀어 안정적으로 유지되는지 치료전 및 치료중 확인 등과 같이 상이한 치료단계에서 잠재력을 가진다. 골질성 구조의 치료전 정렬을 위해서는 저선량 CBCT 프로토콜을 사용해야 한다.
- 많은 기계가 처음에는 형광투시만 가능했으나 이제 CBCT도 수행한다. CBCT에서 향상된 임상정보와 덧깁리는 구조를 제거할 수 있는 기능 때문에 사용자가 CBCT 모드 유혹에 끌려 남용할 우려가 있다. CBCT 모드는 현명하게 사용되어야 한다.
- 정형외과에서 CBCT의 현명한 사용은 특히 형광투시만으로는 불충분할 때 골격 구조에 대해 골절부나 이식물 위치의 평가를 도울 수 있고, 환자선량 관리를 도울 수도 있다.
- 비뇨기학에서 석회화 신장석과 같은 고대비 구조에서는 저선량 CBCT 프로토콜을 사용해야 한다.
- 치악안면 CBCT 스캔은 다른 촬영 대안을 고려하여 정당화되어야 한다. 일단 정당화되면 진단정보를 손상하지 않으면서 최소의 방사선량으로 영상을 얻도록 최적화해야 한다.

### 7.1. 서론

(153) 방사선방호 원칙을 다룬 이 간행물 제4장을 독자가 읽었을 것으로 본다. 다양한 임상 적용에 CBCT가 이용된다. 상이한 적용에 걸쳐 설계 고려는 매우 비슷한 경향이므로, 이 간행물의 실제적 효용을 극대화하기 위해 이 장은 설계 고려보다는 CBCT를 사용하는 상이한 임상 적용별로 구성하였다. 예를 들면 중재방사선

(신경, 비혈관, 혈관)에 사용되는 C암 시스템은 정형외과나 비뇨기과에서 사용되는 것과 설사 다르더라도 근소한 차이만 있다. 그러나 영역을 걸쳐 적용별 방사선 상황은 상당히 다른데 주로 환자 관련 인자나 사용자 관련 인자 때문이다. 각 소절의 끝에는 CBCT 사용에 대해 그 적용 영역과 밀접한 관계가 있는 현실적 팁을 제공한다.

(154) 이 장은 각 임상 적용 영역에 대해 CBCT 선량의 전형적 범위를 제공하는 여러 발표된 연구를 인용하고 요약한다. 선량 절대치도 제시하여 시술의사가 합리적인 참조점으로 사용할 수 있게 했다.

(155) 문헌에는 선량을 정량화하고 측정하는 데 매우 다른 방법들이 사용되어 왔음을 강조한다. 많은 제작사가 자신들의 기계에 대해 여러 스캔 조건과 프로토콜 아래 간결한 선량값을 제시하고 있다. 그러한 데이터는 종종 규제인허가 과정에서 요구된다. 사용자는 이러한 문서와 선량 데이터베이스를 참조하기를 권고한다. 그러나 인허가를 위해 규제기관에 제출된 문서는 선량측정 기법과 단위에서 표준화가 결여되어 있다.

(156) 특히 발표된 연구나 공급자 문서로부터 결론 도출에는 측정 방법론이 다양하므로 그러한 비교의 한계를 고려하여 절대 선량값을 비교할 때는 신중할 필요가 있다. CBCT에 관한 향후 논문에는, 제5장에서 논의했고 부록A에서 상술한 것과 유사한 선량측정 지침을 사용하게 될 것으로 예상된다. 그렇게 표준화되고 일관된 선량 값이어야 상이한 기계, 프로토콜 또는 촬영관행 사이 직접 비교가 가능하게 될 것이다. 병행해서 PACS 영상으로부터 회구적 복원과 환자피폭 검토키가 가능하도록 의학영상전송규격Digital Imaging and Communication in Medicine(DICOM) 선량보고 표준화도 필요하다.

## 7.2. 방사선치료에서 CBCT

(157) 방사선치료에서 CBCT의 기본적 역할은 환자 정위 및 표적체적 위치의 치료 전 검증이다. 보편적 업무흐름 패턴에서 치료 침상에 누운 환자에 대해 벽 설치 레이저를 이용해 치료를 위한 근사적 정위를 하고 CBCT 촬영을 통해 정교하게 정위시킨다. 환자 위치를 교정하는 데 추가해서 척추의 힘, 연조직의 해부학적 변화와 같은 비견고 오정렬을 검사하는 데도 그 영상이 이용된다. CBCT 촬영은 때때로 치료 중이나 후에 환자 위치가 절차에 걸쳐 안정되게 유지되는지를 검증하기 위해서도 이루어진다. CBCT는 치료 과정 개시 전에 치료 모사에도 활용할 수 있

다.

(158) 대부분 치료방사선센터는 갠트리 거치 kV CBCT를 이용하는데 X선관 선원과 비정질 실리콘 평판 영상판을 검출기로 사용한다(Jaffery 등 1999). 전형적 에너지는 80~125 kVp이고 전형적 흡수선량은 1~40 mGy 범위이다. 좀 드문 장치는 MV CBCT로서 치료용 가속기를 선원으로 사용하고 문촬영 FPD를 사용한다(Pouliot 등 2005). MV CBCT는 일반적으로 6 MV 에너지를 사용하고 전형적 선량은 20~100 mGy이다. 높은 광자 에너지에서 광전흡수가 없어 MV CBCT로 생성된 영상은 kV CBCT에 비해 일반적으로 연조직 대비가 낮다. 그러나 이 시스템에 장점도 있는데 촬영과 치료 회전중심의 기하학적 정렬이 좋고 큰 환자나 금속 보철물이 있는 환자의 경우 더 좋은 영상을 제공하는 등이다.

(159) 촬영기법 선택은 치료 사이트와 치료 목표에 근거한다. 두개나 두경부 표적에 대해서는 치료 사이트가 골질성 해부부위 정렬로 잘 고려될 수 있다. 따라서 저선량 CBCT 기법이 적절하다. 유사하게는, 삽식된 기점표식을 이용해 치료표적을 정렬할 때도 저선량 기법이 정당화된다. 이 경우 CBCT를 이용해 조사 조직 흡수선량 10 mGy 이내에서 정확한 정위를 수행할 수 있다. 그러나 골반과 복부에서 정확한 정위는 연조직 경계의 구분을 필요로 할 것이다. 이때는 촬영에 사용되는 광자 수를 늘여야 하며 흡수선량 10~40 mGy으로 촬영이 필요할 수 있다.

(160) CBCT로 촬영하는 환자의 조사야 내 조직의 전반적 흡수선량은 처방된 치료선량에 비해서는 크게 낮다(표7.1 참조). 그러나 치료선량은 질환 사이트에 국한되는 반면 CBCT 촬영 선량은 전체 촬영체적에 걸친다. 다른 촬영 방법과 비교할 때 CBCT는 MV 문영상 필름보다 같거나 낮은 선량에서 더 나은 정위 정확성을 제공할 수 있다(Korreman 등 2010). 그러나 직교 평판 kV 촬영보다는 선량이 많고(Kry 등 2005), 가시광이나 초음파와 같은 비전리방사선 설정은 방사선피폭이 없다. 나아가 1차방사선장은 콤프턴 산란 X선을 발생시켜 치료 사이트 주변 영역에도 선량을 부여함을 잊지 말아야 한다. 산란방사선 선량은 치료 조사야로부터 거리에 의존하는데 표적에서 최대선량( $d_{max}$ )의 0.05~0.5% 범위에 있다. 조사한 선량  $d_{max}$ 를 100%로 정의하고 조직 침투 깊이에 따라 감소하는데 주로 조직에 흡수되는 에너지 때문이다.

### 7.2.1. 방사선치료에서 촬영 선량 고려

(161) 방사선치료 설정에 X선 촬영을 사용하면 환자는 촬영과 치료 양쪽으로부터

표7.1. 방사선치료에서 CBCT 선량. 열거된 값은 단일 CBCT 획득에 대한 것이며 총 선량을 계산하기 위해서는 CBCT 스캔 수를 곱해야 한다.

절차	보고 값	방법	참고문헌
MV CBCT			
두경부	50~150 mGy	회전중심에서 흡수선량	Pouliot 등 2005
MV CBCT			
두경부	60~73 mGy	원주형 및 인형모의체 속에서 필름 및 전리함 측정	Gayou 등 2007
골반	99~121 mGy		
kV CBCT			
두경부	1~17 mGy	CTDI <sub>w</sub>	Song 등, 2008
흉부	11~18 mGy		
골반	24~54 mGy		
kV CBCT			
두경부	36.6 mGy	CTDI <sub>w</sub> 유효선량, 모의체 내 썩, 눈 수정체 흡수선량	Cheng 등 2011
골반	29.4 mGy		
두경부	1.7 mSv		
골반	8.2 mSv		
두경부	3.8 mGy(새 프로토콜) 59.4 mSv(이전 프로토콜)		
kV CBCT			
두경부	2.1~10.3 mSv	유효선량, 여성 모의체 내 TLD 조사 영역에 평균 피부 선량, 여성 모의체 내 TLD	Kan 등 2008
흉부	5.2~23.6 mSv		
골반	4.9~22.7 mSv		
두경부	13~67 mGy		
흉부	14~64 mGy		
골반	12~54 mGy		
kV CBCT			
두경부	7±0.5 mGy	평균 흡수선량, 인형모 의체에서 TLD 측정	Stock 등 2012
골반	1±0.5 mGy		
	12±3 mGy		
	36±12 mGy		
kV CBCT			
흉부	척수: 8~22 mGy 좌폐: 12~29 mGy 우폐: 16~40 mGy 심장: 17~30 mGy 몸통: 12~31 mGy	몬테칼로 모사 흡수선량	Spezi 등 2012
kV CBCT			
두경부	척수: 1.3~1.7 mGy 하악골: 4.5~8.3 mGy 우이하선: 0.3~2.7 mGy 좌이하선: 0.5~2.7 mGy 좌안: 0.1~1.8 mGy 우안: 0.1~1.8 mGy 구강: 1.7~3.8 mGy	몬테칼로 모사 흡수선량	Spezi 등 2012

(계속)

표7.1. (계속)

절차	보고 값	방법	참고문헌
	몸통: 1.0~2.3 mGy 뇌간: 0.3~1.5 mGy 후두: 2.6~2.8 mGy		
kV CBCT 골반	직장: 11~22 mGy 좌대퇴 머리: 20~47 mGy 우대퇴 머리: 25~62 mGy 몸통: 11~33 mGy	몬테칼로 모사	흡수선량 Spezi 등 2012
kV CBCT 흉부 MVCT(일반 CT) 흉부	0.9~2.1 mGy 0.3~9 mGy	흡수선량, 골반 에서 TLD 측정	모의체 Shah 등 2012
kV CBCT 골반 MV CBCT 골반	18~51 mGy 0.9~8 mGy	흡수선량, 골반 에서 TLD 측정	모의체 Shah 등 2012
kV CBCT 골반 MV CBCT 골반 kV CBCT 머리 MV CBCT 머리 토모치료 골반	25~40 mGy 1~7 mGy 30~50 mGy 13 mGy	흡수선량, IMRT 에서 방사형광유리선량 계 측정	모의체 Kouno 등 2013
kV CBCT 두경부 흉부 골반	19 mGy 51 mGy 167 mGy	1차 흡수선량, 제작모의 체 중심에서 유리선량계 사용 측정	Kim 등 2013
kV CBCT 골반 두경부	0.2~7 mGy 0.03~0.7 mGy	2차 흡수선량, 제작모의 체 중심에서 유리선량계 사용 측정	Kim 등 2013
kV CBCT 흉부 표준 저선량 mAS 감축 회전 감축	5.0±0.3 mSv 2.4±0.2 mSv 1.2±0.3 mSv 1.2±0.3 mSv	유효선량, 여성 에서 방사크롬필름 측정 및 몬테칼로 모사	Alvarodo 등 2013

CTDI<sub>w</sub>: 가중 CT선량지표, IMRT: 강도변조 방사선치료, TLD: 열발광선량계  
MVCT: 메가볼트 CT

피폭한다. 특히 CBCT 촬영이 일일 기반으로 적용될 때는 추가 누적 선량은 환자 치료 맥락에서 고려해야 한다. 이 때문에 일일 CBCT 촬영은 조직반응 문턱이 낮은 민감한 조직을 보호하려거나 방사선 감수성이 더 높은 소아환자에 대해 적용할 때는 개별 환자별로 평가해야 한다.

(162) 선형가속기 거치 kV CBCT 첫 세대에서는 촬영선량이 처방된 표적선량의 2% 이상을 차지했다(Amer 등 2007, Ding 등 2008, Ding과 Coffey 2009). 그러나 현재는 선량이 감소 추세에 있고 2세대 시스템은 kV CBCT에서는 상당한 선량 감축을 달성했다(Ding과 Munro 2013). 촬영선량이 처방선량의 상당 비율을 차지할 때는(ICRU 2010) 촬영선량을 환자 처방선량에 반영해야 한다. 예를 들어 처방선량이 촬영선량을 수용하도록 조정한다. 보다 발전한 고려절차는 방사선치료 치료 계획시스템에서 환자 고유의 CBCT 선량계산을 수행하는 것이다(Alaei 등 2010). 이 기법이 가용하면 촬영선량과 치료선량을 결합한 환자 장기선량을 3D로 최적화하여 환자의 총 방사선 부담을 보다 정교하게 평가할 수 있다.

(163) 요약하면 방사선종양학에서 대부분 CBCT 적용에 대해 치료표적과 결정장기의 정확한 구획과 정렬은 시술자의 주요 관심사이어야 한다. CBCT로 인한 선량은 촬영선량보다 수십~수백 배 높은 치료선량 맥락에서 가중되어야 한다. 골격 구조 정렬에는 저선량 기법을 사용하는 것처럼 촬영기법을 치료목표에 맞춰 선정해야 한다. 누적 CBCT 선량이 무시할 수 없는 분율에 이르는 상황에서는 촬영선량을 전체적 선량 계획에 반영하여 치료선량에서 차감할 수 있다.

(164) 골격 구조 정렬에는 저선량 기법을 사용하는 것처럼 촬영기법을 치료목표에 맞춰 선정해야 한다.

### 7.3. 신경중재술

(165) CBCT의 한 형태인 C암에서 절차중 CT 기능은 진단 및 치료 중재술 모두에서 유용한 것으로 나타났다. C암 CT에는 형광투시나 혈관촬영에 사용되는 것과 같은 촬영체인이 단층영상 재구성에 필요한 투영 데이터를 수집하는 데 사용된다.

(166) 신경중재술에서 CBCT는 잠재적 두개내 출혈을 평가하기 위한 3D 혈관영상을 얻거나 척추강화술(vertebral augmentation) 절차 중에 사용된다(Psychogios 등 2010). 또한 동맥류 내 코일의 복잡한 3D 정위에도 CBCT가 사용된다(Levitt 등 2011). 일부 시스템은 형광투시 영상에 3D 영상을 덧깁기도 허용한다(Racadio 등

2007). 나아가 CBCT를 사용하여 CT 관류로부터 얻은 데이터로 혈액체적을 생성할 수도 있다(Fiorella 등 2014).

(167) 제작사는 이러한 적용을 위한 고품질 및 저품질 프로토콜을 제공할 수 있다. 전형적으로 소수 투영만 사용하는 저품질 스캔 프로토콜도 조영물 강화 정맥이나 골질 해부구조처럼 고대비 구조에 대해서는 보통 충분하다. 나아가 중재도구 정위는 저선량 스캔으로 평가할 수 있다. 고품질 촬영 프로토콜은 두개내 실질 parenchymal 또는 거미막내subarachnoid 출혈의 평가와 같은 연조직 평가에 대해 권고된다.

(168) 모의체를 사용한 방사선량에 대한 신경중재술 스캔의 영상품질은 Fahrig 등 (2006)이 설명하고 있다.

(169) 많은 신경중재술 스캔에서 방사선에 민감한 갑상선과 눈 수정체가 스캔 FOV에 놓인다. 이들 장기에 선량을 최소화하기 위해 사용자는 CBCT의 특성을 이용할 수 있는데 이런 기능은 MDCT에서는 부가 특성으로 일부 스캐너에만 가용하다. 각 범위  $180^\circ + \phi$ (여기서  $\phi$ 는 X선관의 콘각)에 걸쳐 획득된 CBCT 투영은 영상 재구성에 충분하다. '하부 X선관'<sup>30)</sup> 스캔에서  $180^\circ + \phi$  회전 호의 시작점에 따라 눈이나 수정체 피폭의 큰 감축이 실현될 수 있다. 갑상선 차폐(FOV에 들지 않을 때)는 약간의 선량을 줄인다(Daly 등 2006).

(170) 신경 중재시술자는 다음에 의해 CBCT로부터 선량에 영향을 미칠 수 있다.

- '고선량' 연조직 스캔이 필요한지를 결정한다. 고선량 스캔은 두개내 출혈 배제나 연조직 구조를 평가할 때 요구된다. 조영물이 주입되는 혈관촬영 스캔에서는 고대비 구조를 보여주는 '저선량' 스캔이 혈관을 촬영하는 데 충분하다. 코일, 클립 또는 Onyx<sup>TM31)</sup>같은 고대비 중재 물질의 위치를 규정하는 데도 저선량 스캔이 충분하다. 고선량 스캔 대 저선량 스캔의 선택은 부여 선량을 상당히 변화시킨다(표7.2 참조).
- '하부 X선관' 스캔을 사용한다. 이는 실제 상황에서 가능한 한 대부분 시간 동안 X선관이 눈이나 갑상선처럼 방사선에 민감한 장기와 몸의 반대쪽에 자리하게 하는 기법이다. 이 기법은 영상품질이나 검사의 진단력에 유의한 영향을 미

30) <역주> '하부'라는 표현은 일반적인 경우 환자가 눕고 X선관이 주로 침상 하부에서 회전하는 방식에서 유래된 것이지만 반드시 아래에 있어야 하는 것은 아니다. 치과 CBCT처럼 수평 회전형 CBCT(그림2.2 참조)에서는 머리 뒤쪽에서 회전하게 된다.

31) <역주> 관상동맥 확장 등에 사용하는 스텐트의 한 상품.

표7.2. 신경중재술에서 CBCT 선량

절차	보고 값	방법	참고문헌
두부	2~37 mGy 1.2 mSv	장기 흡수선량 유효선량, 인형모의체에 광 다이오드 선량계 측정	Koyama 등 2010
신경중재술(연조직/ '출혈 배제')	40~48 mGy	수정된 CTDI(소체적 전리 함)	Fahrig 등 2006
신경중재술(연조직/ '출혈 배제')	75 mGy	수정된 CTDI(250 mm 길이 전리함)	Kyriakou 등 2008a
두경부 중재수술 두경부 연조직	10 mGy	수정된 CTDI(제작한 16 cm 길이 원주형 머리 모의체)	Daly 등 2006
신경중재술(혈관영 상, 동맥내 조영제 주입)	9 mGy	수정된 CTDI(250 mm 길이 전리함)	Kyriakou 등 2008a
척추			
흉추 뼈 전시	1.8 mGy	수정된 CTDI, (머리/몸통) CTDI 모의체 및 (복부/흉 부) 모의체 사용, 소체적 전 리함	Schfer 등 2011
요추 뼈 전시	3.2 mGy		
흉부 연조직 전시	4.3 mGy		
흉요추			
작은 환자 설정	3.2 mSv	유효선량, 흉요추 모델 및 선량길이곱에 근거한 환산 인자 사용	Lange 등 2013
큰 환자 설정	8.1 mSv		
신경중재술			
고선량 설정	32 mGy (뇌 선량)	성인 표준모의체 수학적 모 델	Sanchez 등 2014

CTDI: CT선량지표

치지 않으면서 방사선에 민감한 장기의 선량을 감축한다.

### 7.3.1. 신경중재술 절차의 CBCT에서 종사자 선량

(171) 종사자는 X선원으로부터 거리를 유지함으로써 방사선피폭을 획기적으로 줄

일 수 있으며 가능할 때는 항상 차폐를 이용해야 한다. 예를 들면 전형적 중재시술 중 CBCT 스캔(회전중심 선량은 10 mGy)에서 실내 무차폐 유효선량은 회전중심으로부터 2 m 거리에서 0.005 mSv 미만이다. Nottmeier 등(2013)은 조사한 O 암 주변의 여러 장소에 배치한 선량계 배치에서 회전 당 0~1.8 mGy 범위의 선량을 보고했다.

(172) 종사자는 CBCT 중 환자 상태가 허용하는 범위에서 항상 시술실을 나가야 한다.

## 7.4. 혈관 중재술

(173) 혈관 중재술은 말초 동맥질환 혈관성형술, (창이나 분지가 있는) 동맥류 혈관내 치료(endovascular aneurysm repair(EVAR), 급성출혈 제어를 위한 정맥 폐색, 동정맥기형 치료, 종양 폐색술[화학요법(여러 간 종양에 대한 화학색전술에서와 같은)과 함께 평범한 것(자궁근종 색전술 치료와 같은) 또는 방사능입자(선별적 내부 방사선치료요법)와 함께] 등 여러 절차를 포함한다. 그러한 중재술의 다른 예는 대정맥 필터, 간내 문맥전신성 단락술(TIPSS), 카테터 안내 혈전용해(catheter-directed thrombolysis)도 있다. CBCT는 중재 도구와 주변 해부부위의 상대적 관계나 방향이 투영 촬영만으로는 충분히 해결되지 않을 때 그 상황에서 이들의 공간적 관계를 확인하는 데도 도움이 된다. 또한 CBCT는 절차계획(예: 카테터를 통한 대동맥판 이식)이나 영상 유도 또는 안내(예: 심방 도자절제나 TIPSS에서(Adamus 등 2009))에도 점차 이용이 늘어나고 있다. 일부 새 기계는 형광투시 영상에 덧붙일 수 있는 3D 혈관 로드맵을 획득할 수 있게 한다. CBCT는 혈관중재술에서 역할이 점점 증할 것으로 예상된다.

(174) 혈관 중재술에 CBCT 사용자는 적절한 영상품질이지만 고대비 대상(스텐트, 코일, 안내철사, 혈관내 높은 요드 대조 등)의 가시화는 낮은 선량, 저대비 대상(연조직, 낮은 실질 요드 대조 등)은 높은 선량 선량프로토콜을 현명하게 사용함으로써 환자에게 부여되는 선량에 상당히 영향을 미칠 수 있다.

### 7.4.1. 혈관 중재술에서 종사자 선량

(175) Paul 등(2013)은 체적 촬영을 사용할 때 중재시술자의 손과 왼쪽 무릎의 선량이 보조 의사보다 높음을 발견했다. 중재시술자가 받은 평균선량은 0.01 mGy(차

표7.3. 혈관 CBCT 중재에서 선량

절차	보고 값	방법	참고문헌
심혈관촬영	중앙값: 2.4 Gy cm <sup>2</sup> (범위: 0.35~42 Gy cm <sup>2</sup> )	756 소아환자(연령 0~19세) 표본에서 KAP	Corredoria 등 2015
창문형 분지 혈관내 동맥류 치료			
시술전	0.27 Gy	피부선량	Dijkstra 등 2011
시술후	0.55 Gy		
도자 절제(CBCT 해당)	7.9±0.6 mSv	총 KAP로부터 도출된 유효선량	Ejima 등 2010
도자 절제(CBCT 해당)	5.5±1.4 mSv* 6.6±1.8 mSv†	모사 결과 유효선량	Wielandts 등 2010
간(간동맥 절제 치료)	8.2±1.4 mSv(남) 5.6±1.2 mSv(여) 61 Gy cm <sup>2</sup> (남) 52 Gy cm <sup>2</sup> (여)	남녀 인형모의체의 KAP로부터 얻은 유효선량  125명 환자의 KAP	Tyan 등 2013
	11.5±2.3 mSv(남) 11.3±3.0 mSv(여)	환자 KAP를 인형모의체에서 얻은 환산인자로 산출한 유효선량	
간동맥 절제 치료	75~175 mGy 16~52 Gy cm <sup>2</sup>	피부입사선량 KAP 126 절차에 대한 소급분석	Paul 등 2013a,b
복부 CBCT 스캔	2~37 mGy 4~5 mSv	피부입사선량 인형모의체에서 광다이오드 측정 및 몬테칼로 모사	Koyama 등 2010
복부 CBCT	2.1~4.2 mSv	유효선량, '소형' 인형모의체에서 몬테칼로 모사	Suzuki 등 2011
간동맥 절제	238 mGy	피부입사선량, 검사 프로토콜 읽음 값	Schulz 등 2012

KAP: 커마면적곱

\* ICRP 60(1991) 가중치 적용    †ICRP 103(2007) 가중치 적용

폐된 갑상선, 가슴 및 생식선)부터 0.37 mGy(왼손 손가락) 범위였다. 보조 의사의 평균선량은 차폐된 갑상선, 가슴 및 생식선에 0.01 mGy였고 좌우 눈은 0.08 mGy였다. 중재시술자의 눈 평균선량은 0.11 mGy였다. CBCT 사용과 관련된 선량이 도자 혈관촬영이나 디지털 차감 혈관촬영에 비해 높았다. 안내 바늘 중재술을 수행할 때 자유수free-hand 절차에서 시술자 손 선량은 20~603  $\mu$ Sv 범위였다. 레이저 안내만 사용하거나 바늘잡이needle holder와 함께 사용할 때 손 선량을 절차 당 36  $\mu$ Sv 이하(5~82  $\mu$ Sv)로 줄였다. 기타 복부 CBCT나 간 혈관촬영에서 종사자 선량은 표7.4에서 찾아볼 수 있다.

표7.4. 혈관 CBCT 중재술에서 종사자 선량

절차	종사자 선량 보고 값	방법	참고문헌
복부 CBCT	눈 높이에서 회전 당 8초: 28.0 $\mu$ Sv 회전 당 20초: 79.3 $\mu$ Sv 두 회전에 5초: 32.5 $\mu$ Sv	디지털 선량률계	Schulz 등 2012
간 혈관촬영	넓은 FOV: 37.6 $\mu$ Sv 눈 높이에서: 절차 당 28~79 $\mu$ Sv		

(176) 종사자는 CBCT 진행 중 임상 상황이 허용한다면 시술실을 나가야 한다. 조영제 주입을 위해서는 가능한 한 자동주입기를 사용해야 한다. CBCT 진행 중 시술실에 남는 종사자는 고정형이나 이동형 차폐로 방호해야 한다.

## 7.5. 비혈관 중재술

(177) 비혈관 중재술은 척추성형술(척추골절 치료, 골접합술 또는 전이), 농양배액이나 수액수집, 영상안내 생검, 경피경간담도배액술percutaneous transhepatic cholangiography drainage(PTCD), 종양절제(예: 간 종양 마이크로웨이브 절제) 등과 같은 절차를 포함한다(Wallace 등 2008). 이러한 절차는 현재 형광투시 안내나 MDCT 안내 아래 수행되나 C암 CBCT가 둘의 장점을 결합하고 있어 점차 인기를 얻고 있다(Orth 등 2008). 현대 C암 시스템은 절차중 도구 안내에는 형광투시를 주된 수단으로 하면서 절차전 CBCT를 통해 경피적 도구 삽입의 계획을 가능하게 한다. 절차중 품질관리를 위해 반복적 CBCT를 사용할 수는 있지만, 사용자는 주어진 절차 동안 획득하는 CBCT 스캔 수를 최소화해야 한다.

(178) 비혈관 중재술에 CBCT 사용자는 다음을 통해 환자에게 부여되는 선량에 크게 영향을 미칠 수 있다.

- ‘고선량’ 스캔과 ‘저선량’ 스캔 중 적절한 선택
- 가능하면 형광투시 모드에 최대한 의존하며 CBCT 모드를 현명하게 사용.

(179) 표7.5에 비혈관 중재술에서 환자선량 개괄을 보이고 있다. 진단 적용과 해당 노출 설정에 따라 선량이 상당히 달라진다. 모의체에서 측정된 유효선량<sup>32)</sup>은 매

표7.5. 비혈관 CBCT 중재술에서 선량

절차	보고 값	방법	참고문헌
요추(빠 프로토콜)	3.7 mGy	수정된 CTDI*	Schafer 등 2011
흉추(빠 프로토콜)	1.9 mGy		
요추, 저해상도 (연조직 프로토콜)	6.0 mGy		
요추, 고해상도 (연조직 프로토콜)	12.5 mGy		
흉추 (연조직 프로토콜)	4.6 mGy		
흉추의 CBCT 안내 척추골형성	11.5 mGy (총 절차 선량)		
요추의 CBCT 안내 척추골형성	23 mGy		
신장 생검	44.0 Gy cm <sup>2</sup>	평균 KAP	Braak 등 2012
담관 설치(PTCD)	413 mGy	피부입사선량	Schulz 등 2012
담도 프로토콜	4.2~8.4 mSv	유효선량, 여성 인형모 의체에서 MOSFET 검 출기 측정	Kim 등 2011
모의체 연구	머리: 1.2 mSv  흉부: 7.3 mSv 복부: 7.5 mSv	인형모의체에서 TLD 측 정	Bai 등 2011
머리	4.4~5.4 mSv (눈 수정체 흡수선량: 44~174 mGy)	유효선량, 인형모의체에 서 TLD 측정	Kwok 등 2013
복부	15~37 mSv		

CTDI: CT선량지표 KAP: 커마면적곱 TLD: 열발광선량계 PTCD: 경피경간담도배액술  
\* CTDI(머리/몸통)와 타원주형 모의체(머리/몸통)를 사용. 소체적 전리함으로 중심 및 변두리 4개소  
에서 측정.

32) <역주> 물리적 실체모의체를 사용하더라도 유효선량은 측정되는 것이 아니다. 측정하는 양은 흡수선량이거나 공기커마이머 이를 산출된 환산인자를 이용해 근사적 유효선량으로 평가할 수 있을 뿐이다. 이 간행물의 다른 곳에서도 ‘유효선량을 측정’한다는 표현이 있는데 모두 다른 양을 측정하여 유효선량을 평가했다는 의미로 해석하기 바란다.

연구에서 수 mSv였다. 여러 다른 선량 양도 포함되어 있다. 보고된 CTDI 값은 일반적으로 수 mGy였지만 일부에서는 20 mGy 이상도 측정되었다. 피부와 눈 높이에서는 수백 mGy까지 선량도 발견되었다.

### 7.5.1. 비혈관 중재술에서 종사자 선량

(180) 일부 절차에서는 중재시술자에게 어느 정도 선량은 불가피하다. 예를 들면, PTC나 기타 담도 배액 절차는 종종 한손이나 양손의 손과 손가락이 방사선장에 매우 근접하게 된다. 짧은 시간 동안은 이 절차에서 손이 방사선장 내에 들어갈 필요가 있을 수도 있는데 특히 간의 좌엽 천공에서는 그러하다. 긴 절차에서는 손가락 선량이 수 mSv를 넘을 수 있다. 방호장갑은 손이나 손가락 선량을 줄일 수 있으나 장갑 낀 손이 1차빔 내에 들어가면 환자와 시술자의 선량이 증가한다.<sup>33)</sup> 가능하다면 항상 방사선장 내에서 바늘이나 탐침을 다루는 보조기구를 사용해야 한다. 중재절차에서 종사자 선량의 예는 소절 7.4.1에 주었는데 혈관 중재술과 비혈관 중재술에서 선량은 비슷하다.

## 7.6. 정형외과학 및 수술

(181) 정형외과나 외상 수술에서는 골질 해부부위에 대해 골절부나 이식물의 위치를 평가하는 데 주로 CBCT가 이용되는데, 특히 골질 해부부위에 대해 형광투시만으로는 이식물의 위치를 명확히 하는데 불충분할 때 그러하다(표 7.6 참조). 예를 들어 형광투시만으로는 관절표면과 나사의 결정적 관계는 종종 불확실한데 CBCT가 이를 분명히하는 데 도움이 된다. 척추경처럼 중요한 구조에 근접하여 중재시술이 이루어지는 척추수술에도 CBCT가 종종 매우 도움이 된다. 사지 전용 CBCT 시스템도 중재방사선이나 기타 용도로 사용되는 다른 CBCT 시스템과 같은 원리를 기반으로 하며, C암이 가장 유행하는 플랫폼이다. 사지나 척추경 절차를 위해서 다른 시스템(O암)이 점차 늘어가고 있다. O암 시스템은 CT의 갠트리 기반 설계의 장점과 C암 기반 설계의 유연성을 결합한다. O암은 본질적으로는 늘일 수 있는 갠트리를 갖춘 C암인데 CT 운용을 위해서는 이 갠트리가 연장되어 링을 형성하여 O암이 된다. 그래서 갠트리가 표준 C암처럼 기능할 수도 있고, O링을 완성하여 FPD와 X선관이 자유롭게 회전하도록 함으로써 시스템을 CT류 갠트리로 변경할 수도 있다. 일반적으로 CBCT 스캔은 바로 눕거나 옆드린 자세에서 시술간에도 수행된다. 하중지탱 무릎 촬영을 위한 선 자세나, 팔이나 다리를 뻗고 앉은 자세도

33) <역주> 방호장갑을 낀 손이 1차빔에 들어가면 투과 방사선량이 줄어들어 AEC가 관전류를 증가시킴으로써 환자는 물론 산란선에 의한 시술자의 몸통 선량이 증가하게 된다.

표7.6. 정형외과학 및 수술 CBCT 중재술에서 선량

절차	보고 값	방법	참고문헌
사지 스캔	6.4~15 mGy	CTDI 모의체, 회전중심에서 소 체적 전리함 사용	Zbijewski 등 2011
CBCT 손목 관절 조영술	1.7~2.2 mGy	CTDI	Ramdhian-Wihlm 등 2012
손가락 골절 평가	0.8 mGv	흡수선량, 인형모의체에서 TLD로 측정된 이전 연구에서 도출	Faccioli 등 2010
손목 관절의 체적 스캔 (원심distal radius)	133 mGy cm	선량길이곱, 선량길이곱에서 도출한 유효선 량	Reichardt 등 2008
CTDI: CT선량지표		TLD: 열발광선량계	

설명하고 있다(Taominen 등 2013).

## 7.7. 비뇨기학

(182) C암의 CBCT는 비뇨기과 시술실에서 단면촬영을 가능하게 한다. 표준 펄스형 형광투시와는 달리 비뇨기 절차 수술 중 3D 재구성을 수행할 수 있다. 다른 운용 모드도 가용하다. 고대비 구조를 촬영할 때는 저선량 프로토콜이 적절할 것이다. 예를 들면 경피 신절석술 중 석회화석이나 기타 석회화물을 촬영할 때는 획득한 영상에서 신장석은 고잡음에 불구하고 보이기 때문에 저선량 프로토콜을 사용해야 한다. 같은 논리가 요로나 수거 계통에서 역류 조영제를 촬영할 때도 성립한다(Roy 등 2012, Michel 등 2014).

(183) 사용자는 신장석, 골반 석회화, 금속 도구 및 조영물충전 도출성 요로를 검출하는 데 충분한 정도의 저선량 프로토콜을 사용해야 한다.

## 7.8. 이비인후과 및 머리 진단과 수술

(184) 다른 두경부 적용과 유사하게 ENT에서 CBCT 적용은 이 영역은 기본 뼈, 공기 및 연조직과 비교해 높은 본질적 고대비를 갖는 부비강, 측두골, 두개저와 같은 구조를 포함한다는 사실을 활용한다. 따라서 영상의 비교적 높은 잡음도 CBCT 스캔의 진단효용을 저하시키지 않아 수용할 수 있다. 두개저나 중이와 같은 작은 구조에 대해서는 이상적으로는 고해상도 CBCT시스템이 적절하다. 나아가 필요한

해부부위를 포괄하는 데 비교적 작은 FOV가 필요하다. ENT 스캔에서는 스캔 호의 위치가 눈 수정체나 갑상선과 같은 민감한 장기의 방사선피폭에 영향을 미치는 중요한 인자이다(Daly 등 2006)(표7.7 참조). ENT에서 CBCT의 다른 적용은 Hodez 등(2011)과 Mircle과 Mukherji(2009b)가 설명하고 있다. 측두골이나 부비강 촬영과 같은 대부분 ENT 진단절차에서는 앉아 있는 환자 전용의 스캐너가 사용된다. 낮은 선량과 환자 편의 외에도 높은 공간분해능이 이 스캐너의 주요 장점이다. 그 결과로, 이 유형 스캐너를 달팽이관 이식 cochlear implatation과 같은 측두골 중재술의 수술계획에 사용하는 것이 늘어나고 있다. 이 기술을 일상 임상관행에 도입이 빠르게 진행되고 있고 이러한 추세는 향후 더 가속될 것이다.

표7.7. 이비인후과 및 머리 수술에서 CBCT 선량. 표7.5에 주어진 값도 일부 적용될 수 있다.

절차	보고 값	방법	참고문헌
'머리 스캔모드' -연조직 모드	10 mGy	수정된 CTDI(제작한 16 cm 원주모의체)	Daly 등 2006
부비강 촬영(뼈 모드)	≥ 3 mGy		
내시경적 부비강 수술		머리 모의체 전리함 측정	CTDI, Manarey와 Anand 2006
연속 형광투시	0.9 mGy	중앙	
고선량 형광투시	1.9 mGy	최대 표면선량	
	1.5 mGy	중심	
디지털 씨네	3.4 mGy		
	4.1 mGy		
	11 mGy		

CTDI: CT선량지표

## 7.9. 치악안면 CBCT

(185) 치악안면 촬영에 CBCT는 다년간 사용되어 왔고 그 사용이 증가하고 있다. 치아와 치주조직, 하악골과 상악골에서 그 자리잡음, 그리고 인접한 신경이나 다른 구조와 관계에 대한 영상을 얻는 것이 주된 용도이다. CBCT의 높은 공간분해능은 이러한 고대비 구조에 이상적으로 맞으며, 일반적으로 이 분야에 탁월한 영상 품질을 제공한다. 영상은 진단목적, 수술전 계획, 수술후 평가 및 이 부위에 안내 수술 navigated surgery 중 영상안내에 사용된다. 골절이나 치근단 병소periapical lesion, 또는 치주질환과 같은 병리학적 변화는 고대비 구조에 영향을 미치고 그래서 CBCT를 사용해 정밀하게 촬영할 수 있다. FOV는 보통 환자 주변 한 궤도로 악안면 영역을 포괄할 정도로 충분히 크다. 나아가 전용 소체적(예: 4×4 cm)은 치아 하나와

같은 작은 관심영역을 고해상도로 촬영할 수 있게 한다. 이전 스캐너는 영상강화기를 사용했지만 현재 시스템은 FPD가 거의 배타적으로 이용된다. 대부분 시스템은 의자형이거나 직립형 스캐너로서 바로 앉은 환자의 연직 축을 수평으로 회전하는 작은 C암으로 구성된다. 치악안면 CBCT의 적용에 관해서는 De Vos 등(2009)가 설명하고 있다.

(186) 치악안면 CBCT에서 발견된 넓은 선량 범위와 치과 방사선학에서 다양한 진단수요 때문에, 2D와 3D 치과 촬영 수단 사이에서 이 기술의 바른 사용은 1998년 CBCT 도입 이래 큰 관심사가 되어 있다. MDCT에 비해 상대적으로 낮은 선량과 높은 공간분해능 때문에 치악안면 CBCT는 견고한 조직의 3D 촬영을 요구하는 적용에서 MDCT의 적절한 대체로 간주되고 있다. 그러나 2D 촬영 수단(예: 파노라마나 두부측정 투과촬영)의 보완이나 대체로서 그 적용은 국민 선량을 증가시킨다. 많은 경우 CBCT의 3D 특성은 2D 투과영상에 비해 탁월한 진단효율을 내지만, 일부 적용에서는 종종 2D 투과영상으로 충분하다. SEDENTEXCT 프로젝트(EC 2012a) 과정에서 상세한 증거기반 지침이 만들어졌다. 이 지침은 정당화, 의뢰기준, 최적화, 훈련, QA 및 직원 방호 특성까지 포함하여 다양한 주제를 포괄한다. 방사선량, 진단 사용 및 기타 CBCT 관련 주제와 연계하여 철저한 문헌 검토를 통해 20개 '기본원칙'을 규정했다.<sup>34)</sup>

34) <역주> 20개 기본원칙은 다음과 같다(일부 항목은 국내 현실과는 차이가 있을 수 있다).

- (1) 이력이나 임상 검사가 수행되지 않았으면 CBCT 검사는 수행하지 말아야 한다.
- (2) CBCT 검사는 매 환자마다 이득이 위험을 상회함을 내보여 정당화되어야 한다.
- (3) CBCT 검사는 환자관리에 새로운 정보를 추가할 잠재력이 있어야 한다.
- (4) CBCT는 새로운 위험/이득 평가 수행 없이는 '일상'으로 반복하지 말아야 한다.
- (5) 다른 치과의사로부터 CBCT 의뢰를 접수한 경우 의뢰 치과의사는 충분한 임상정보(이력과 검사 결과)를 제공하여 CBCT 시술의사가 정당화 과정을 거치도록 해야 한다.
- (6) CBCT는 촬영이 요구되는 의문이 전통적 저선량 투과촬영으로는 적절히 답할 수 없을 때만 사용해야 한다.
- (7) CBCT 영상은 전체 데이터 세트에 대해 철저한 임상평가('방사선학적 보고')를 거쳐야 한다.
- (8) 환자의 방사선학적 평가 일부로서 연조직 평가가 필요할 것 같은 때에는 적절한 촬영은 CBCT보다 전통적 CT나 MRI이어야 한다.
- (9) CBCT 기기는 체적크기 선정을 제공해야 하고, 검사는 임상상황과 양립하는 최소 체적을 사용해야 한다(환자에게 적은 선량을 부여한다면).
- (10) CBCT 기기가 해상도 선택을 제공할 때는 적절한 진단과 가능한 최소 선량을 주는 해상도를 적용해야 한다.
- (11) 각 CBCT 시설에는 기기, 기술 및 품질관리절차를 포함한 품질보증 프로그램을 이행해야 한다.
- (12) 정확한 정위를 위한 보조수단(빛 표지)을 항상 사용해야 한다.
- (13) 모든 신규 CBCT 시설은 의료진, 일반인 및 환자의 방사선방호가 최적이 되도록 사용하기 전에 중점 검사와 상세한 수용시험을 거쳐야 한다.
- (14) 사용자와 환자의 방사선방호가 유의하게 저하되지 않았음을 확인하기 위해 CBCT 기기는 정기시험을 거쳐야 한다.
- (15) CBCT 기기로부터 의료진 방호를 위해 유럽위원회 문서 '방사선방호 136'으로 제공된 '치과 방사선학에서 방사선방호에 관한 유럽 지침'을 준수해야 한다.
- (16) CBCT에 관계하는 모든 사람은 방사선학적 관행과 방사선방호에 대한 적절한 역량을 위해 적합

(187) 치과에서 CBCT의 과용은 집단선량을 증가시키므로 이 기본원칙의 여럿은 정당화와 연계된다. 치과에서 CBCT 사용은 환자 이력과 임상정보가 가용하고, 그것이 새로운 정보를 추가할 것이 예상되며, 2D 투과영상이 진단 질문에 답하지 못할 때(또는 그렇게 예상될 때)에만 정당한 것으로 간주될 수 있다. 반복된 CBCT 검사는 각 검사가 개별로 정당화되지 않으면 피해야 한다. 나아가 치악안면 CBCT는 진단목적 연조직 촬영에는 사용하지 말아야 한다.

(188) 치악안면 CBCT에서 중요한 최적화 원칙은 각 검사에서 적절한 체적크기를 선정하는 것이다. 많은 경우 스캔 전에 관심영역이 정확히 알려져 있다. 다른 경우에는 요구되는 체적이 정면과 측면 정찰영상을 얻은 후에 드러난다. 항상 가용한 최소 체적을 선정해야 하는데 이로써 환자선량을 상당히 줄인다. 고선량과 저선량 설정 사이 선택은 달성 가능한 최소 선량으로 진단을 위한 적절한 영상품질을 얻는 최적화원칙에 따라 이루어져야 한다.

(189) CBCT는 종종 진단 관심영역 부분이 아닌 구조까지 포함하므로(비록 FOV 축소로 가능하면 이를 제한하지만) EC지침은 단순히 관심영역뿐만 아니라 전체 영상을 검사하고 보고하라고 말하고 있다. 스캔 영역에 따라 구강 방사선과의사나 일반 방사선과의사의 참여가 필요할 수도 있다.

(190) 표7.8은 치악안면 CBCT에서 인형모의체를 이용해 측정된 유효선량의 개요를 보인다(EC 2012a). 치악안면 CBCT에서 측정된 유효선량에 관한 업데이트된 개관은 Bornstein 등(2014)과 Al-Okshi 등(2015)의 체계적 고찰에서 볼 수 있다. 그러나 조직가중치가 위험에 대해 지시적일 뿐이어서<sup>35)</sup> 유효선량은 머리의 조직

---

한 이론 및 실기 훈련을 받아야 한다.

(17) 자격부여 후에는 계속교육과 훈련이 필요하며, 특히 새로운 CBCT 기기나 기술이 도입된 경우에는 더욱 그러하다.

(18) CBCT 시설에 책임있는 치과의사로서 '적합한 이론 및 실기 훈련'을 받지 않은 의사는 교육기관(대학 또는 대등한 기관)에서 인증된 추가 이론 및 실습 기간을 거쳐야 한다. DMFR(치악안면 방사선학자) 분야에 국가 전문가자격부여 제도가 있다면 CBCT 훈련 프로그램의 설계와 실시에는 DMF 방사선학자가 참여해야 한다.

(19) 치아 및 지지구조, 하악 및 코 바닥까지의 상악(예: 8×8 cm 이하의 FOV)에 대한 치-치조 CBCT 영상에 대해서는 임상평가('방사선학적 보고')를 특별히 훈련된 DMF 방사선학자 또는 이것이 불가할 때는 적절히 훈련된 일반 치과의사가 수행해야 한다.

(20) 치-치조가 아닌 작은 FOV(예: 측두골)와 모든 두개안면 CBCT 영상(FOV가 치아 및 지지구조, TMJ를 포함한 하악, 코 바닥까지 상악의 범위를 넘는)에 대해서는 임상평가를 훈련된 DMF 방사선학자 또는 임상 방사선학자(의료 방사선학자)가 수행해야 한다.

35) <역주> 유효선량을 산출하는 조직가중치는 본래 개략적 지표일 뿐이다. 치악안면 피폭에서 유효선량이 적합하지 않는 것은 이 피폭상황이 머리만 부분적으로 노출되며 조직가중치가 일부 조직에 대해서 낮은 값으로만 부여되어 있으며 눈 수정체는 민간한 조직이지만 가중치가 없기 때문이다.

선량을 설명하는 데 사용하기에는 적절한 양이 아니므로 일반적으로는 구체적 조직에 대한 등가선량이나 흡수선량을 사용할 것이 권고된다. 다양한 측정 방법론(예: 열발광선량계의 설치) 때문에 여러 선량계측 연구의 정확성이나 비교적절성이 제한적이긴 하지만, 표7.8은 환자선량이 상당히 변하는데 이는 적용된 노출변수 변동폭이 큼을 반영한다. 체적 크기 범위가 수  $\text{cm}^3$ (치아 하나 스캔에는 충분함)부터 수천  $\text{cm}^3$ (거의 머리 전체를 포괄함)까지 이른다. 나아가 치악안면 CBCT에서 사용되는 kVp에 관한 표준화가 이루어지지 않아서 그 값도 70~120 kVp 범위에 있다. 임상적으로 적용된 mAs 값도 20배 이상 차이가 있지만 일반적으로는 25~150 mAs 범위로 나타났다. ICRP는 치악안면 CBCT에서 각 촬영업무에 대해 노출변수를 표준화하기를 권고한다.

표7.8. 치악안면 CBCT에서 유효선량 범위

CBCT 유형	유효선량( $\mu\text{Sv}$ )*
치아-치조dento-alveolar	11~674(중앙값: 61)
두개안면craniofacial	30~1073(중앙값: 87)

\* 전체 연구 목록은 EC(2012a)에서 볼 수 있다.

자료: EC(2012a)

(191) 소아환자에 대해 치악안면 CBCT 적용은 아동의 높은 방사선 감수성과 작은 체격 때문에 특별한 관심사이다. 성인에 대한 적용과 유사하게 소아과 CBCT 사용은 FOV를 제한하고 노출변수를 최적화하면 MDCT 사용의 대체로서(예: 구개파열) 상당한 선량감축을 얻는다. 그러나 CBCT를 2D 투과촬영의 보완이나 대체로 사용하면 진단이득과 비례하지 않는 환자선량으로 이어질 수 있는데, 특히 큰 체적 적용이 필요할 때(예: 치열교정)는 더욱 그러하다. 대부분 소아 적용에서는 광범한 적용을 고려하기 전에 CBCT의 진단효용에 대한 추가 증거를 필요로 한다. 표7.9는 10세와 청소년 인형모의체에서 평가한 유효선량을 수록하고 있다. 아동 머리에서 상대적으로 큰 포괄 때문에 노출인자를 적응시키지 않으면 성인에 비해 유효선량이 높다. 일부 CBCT 모델에서는 사전 설정 ‘아동선량child dose’ 노출변수가 가용한데 주로 mA 감축에 해당한다. 다른 모델에서는 운전자가 노출인자를 조정할 수도 있다. 치악안면 CBCT에서는 대개 AEC가 없으며 한 제작사만 몇 년 전부터 AEC를 적용하고 있다.

(192) 유효선량의 넓은 범위와 대응해서 갑상선 흡수선량은 0.03~10.0 mGy, 뇌는 0.02~9.3 mGy, 눈 수정체는 0.03~16.7 mGy로 보고되었다(Ludow 등 2006,

표7.9. 여러 연령대 모의체에서 평가한 치악안면 CBCT 방사선량 개괄

연령	CBCT 유형(체적 범위)	유효선량( $\mu\text{Sv}$ )
10세 모의체	치아-치조	16~214(중앙값: 43)
10세 모의체	두개안면	114~282(중앙값: 186)
청소년 모의체	치아-치조	18~79(중앙값: 32)
청소년 모의체	두개안면	81~216(중앙값: 135)

자료: Theodorakou 등(2012).

Hirsch 등 2008, Ludlow와 Ivanovic 2008, Pauwels 등 2012b). 여러 선량지표도 치악안면 CBCT에 대해 측정되었다. 영국 보건국Health Protection Agency(HPA)의 2009년 보고에서는 41개 치악안면 CBCT에 대해 KAP를 측정하고 결과를 4×4 cm 조사야 크기에 대해 정규화한 값으로서 100 Gy cm<sup>2</sup> 미만부터 2300 Gy cm<sup>2</sup> 이상까지 얻었다(HPA 2010a).

(193) 종사자 피폭은 1 m 거리에서 스캔 당 2~40  $\mu\text{Gy}$  범위로 보고되어 있다. 비교해 보면, 구강내 투과촬영과 파노라마 촬영은 1 m 거리에서 산란선 선량이 노출 당 1  $\mu\text{Gy}$ 이다(EC 2012a). 치악안면 CBCT에 대한 EC 지침은 “CBCT 기기로부터 종사자 방호를 위해 EC ‘방사선방호 136 치과 방사선학에서 방사선방호에 관한 유럽 지침’의 제6절에서 상세히 제시하는 지침을 준수해야 한다.”고 말하고 있다.

## 7.10. 유방

(194) 수십 년 동안 유방촬영mammography은 유방암 스크리닝을 위한 표준 촬영법으로 되어 있다. 대부분 시설에서 디지털 유방촬영이 스크린-필름 촬영을 대체했지만 디지털 유방촬영에서도 투영촬영 본질은 바뀌지 않았다. 디지털 유방촬영도 여전히 3D 유방의 2D 투영을 얻기 위해 유방을 압박을 필요로 한다. 디지털 유방촬영은 방사선투과촬영 측면에서 치밀한 유방을 가진 50세 미만 여성에서 작은 병소의 검출에 약간 더 효율적으로 나타난다(Pisano 등 2005). 디지털 유방촬영은 스크린-필름 촬영에 비해 유방 선량을 감소시키는 것을 보였다. 2010년의 한 연구에서 스크린-필름 유방촬영의 화면 당 유선 선량은 평균 2.37 mGy인 반면, 디지털 촬영에서는 22% 낮았다(화면 당 1.86 mGy)(Hendrick 등 2010). 디지털 유방촬영에서는 제한적이지만 디지털 강화기법으로 대비를 보충할 수 있다. 따라서 디지털 유방촬영에서는 스크린-필름에 비해 더 경화된 X선 스펙트럼을 사용할 수 있는데 이것이 역간의 선량을 낮추는 것이 가능한 기본적 이유이다. 경화된 X선 스

펙트럼은 양극/필터 조합(예: 몰리브덴/몰리브덴 대신 텅스텐/로듐 사용)을 바꾸고 더 높은 관전압을 사용해 달성할 수 있다.

(195) 2D 유방촬영은 잘못해서 정상 또는 비정상적으로 나타날 수 있는 구조의 중첩 문제를 겪는데 유방의 정상 조직실질에 의해 발생할 수 있는 해부학적 잡음이 암 검출업무를 방해한다. CT 원리에 의존하는 3D 접근이 특히 치밀한 유방에서 암 검출을 개선한다. 유방의 3D 촬영을 위한 두 접근법이 제안되어 있는데 디지털 분할영상합성법tomosynthesis과 bCT이다. 유방 분할영상합성법은 획득 중 X선관이 유방 주위를 제한된 각도에서 움직일 수 있도록 보완된 전조사야 디지털 유방촬영 시스템으로 얻는 다수(예: 15~20)의 저선량 디지털 2D 투영영상을 이용해 수행된다(Niklason 등 1997, Poplack 등 2007). 분할영상합성법은 이 획득전략에 붙여진 이름인데 형식으로는 제한각 단층촬영으로 간주할 수 있다.

(196) 28° 각도 이동에서 11회 저선량 투영으로 구성되는 1회의 유방 분할영상합성 획득에서 환자선량<sup>36)</sup>은 평균 두께 유방에서 약 4 mSv이다. 이는 디지털 유방 촬영에서 선량의 약 2배이다(Poplack 등 2007). 근래에 표준 프로토콜이 없이 제작사 데이터에 근거해 평가한 유방 분할영상합성에서 유방선량은 표준 크기 유방<sup>37)</sup>에서 1.66~1.90 mGy로 평가되었다. 보다 최신 분할영상합성 시스템은 여러 X선 투영을 이용하는데 그 누적선량은 디지털 유방촬영의 한 화면 선량과 견줄 정도이다.

(197) bCT는 임상실제에 도입되기 전에 평가가 진행중인 기술이다.<sup>38)</sup> 이 기술은 대비 분해능과 같은 전통적 유방촬영의 결점과 2D 영상에 구조가 겹치는 문제를 겨냥 개발되었다(O'Connel 등 2010). 대부분 bCT 시스템은 FPD를 사용하며 따라서 CBCT 시스템이다. 그러나 유방촬영 전용 나선 CT도 설계되고 있다(Kalender 등 2012).

(198) bCT 초기에는 이 방법에 적용되는 매달린 기하배열<sup>39)</sup>에서 유방의 평균 유

---

36) <역주> 유방 등가선량이다.

37) <역주> 표준 크기 유방은 압박했을 때 4.2 cm 두께이며 50% 유선조직과 50% 지방조직을 가진다.

38) <역주> 2016년 11월 미국 Koning사가 상용모델 KBCT(Koning bCT)를 출시했다. 2017년 2월 현재 여러 회사가 출시를 준비 중에 있다.

39) <역주> 대부분 bCT 설계는 구멍이 있는 침상에 환자가 엎드려 유방이 자연스럽게 '매달린' 형태로 있도록 하고 침상 아래서 CBCT가 회전하는 방식이다. 따라서 유방 크기(둘레와 체적)에 따라 선량분포가 달라져 선량계측을 표준화하기가 쉽지 않다.

선선량을 평가하는 방법이 수립되어 있지 않았다. 따라서 유방 선량을 계산하는 방법이 개발되어야 한다. 매달린 유방의 360° 스캐닝에 적절한  $DgN_{CT}$ 라 불리는 포괄적 표를 몬테칼로 기법으로 개발하기도 했다(Boone 등 2005).

(199) 콘빔 기반 bCT 시스템은 유방을 완전히 회전하며 2D 투영을 얻는 FPD를 사용한다. 전형적으로 한 유방을 완전히 스캔하는데 10~17 초가 걸리는데 그 동안 약 300~500 투영이 획득된다(O'Connell 등 2010, Pakard 등 2012). 이 시스템은 낮은 선량으로 설계되어 평균 유선선량은 한 사람에게서 2 화면 유방촬영 선량과 비슷할 정도로 낮다. 분명히 방사선량은 유방 크기와 구성에 따라 달라서, 작은 유방에서는 선량이 더 낮고 큰 유방은 더 높다. 보고된 평균 유선선량은 4~12.8 mGy 범위(O'Connell 등 2010) 또는 2.5~10.3 mGy(Lindfors 등 2008)이다. 위에 언급한 O'Connell 등(2010)의 연구에서 수록된 전통적 유방촬영에서 평균 선량은 2.2~15 mGy 범위이다.

(200) 현재로서는 bCT 기술이 미세 석회화를 검출하는 기능과 겨드랑이 영역 포함에 일부 한계가 있는데, 이 모두는 전통적 유방촬영에서는 더 잘 수행된다(Lindfors 등 2008, O'Connell 등 2010). 분해능이 높은 검출기 시스템이 bCT의 공간분해능을 개선할 것으로 보이며 이로써 미세 석회화 검출 성능이 개선될 것이다(Kalender 등 2012).<sup>40)</sup>

(201) CT 환경에서와 마찬가지로 영상 획득 중 종사자가 환자 가까이 있을 필요가 없으므로 bCT 관련 종사자 선량은 미미할 것으로 본다. 물론 bCT실의 적절한 차폐는 필수적이다. bCT 스캐너가 임상촬영 환경에서 보편화되면 차폐와 관련된 한 가지 이슈가 있다. 이 시스템은 유방촬영 시스템보다 높은 에너지 X선 스펙트럼을 사용하므로<sup>41)</sup> 유방촬영실에 bCT를 설치하면 촬영실에 추가 차폐가 필요할 것이다. 촬영실 차폐에 대한 세부사항은 소절6.2.4에서 논의했다.<sup>42)</sup>

---

40) <역주> 겨드랑이 부분을 더 잘 촬영하기 위해 진공법으로 무리하지 않게 유방을 흡인하는 방식이 발표되어 있으나 아직 시험단계이다.

41) <역주> 일반 유방촬영기는 유방을 압착(대개 두께 4 cm 미만)하므로 연조직 대비를 높이기 위해 연질 X선(20~30 kVp)을 사용한다. bCT는 자연적 유방을 촬영하므로 두터워 보다 높은 에너지 X선을 필요로 한다.

42) <역주> 이 간행물에서 논의하는 차폐는 피상적 수준을 넘지 않는다. 진단 X선 시설의 차폐에 대한 집중 논의는 NCRP 147을 참조하기 바란다.



## 제8장

# CBCT를 위한 훈련 고려

- 방사선방호 훈련 수준은 예상되는 방사선피폭 수준에 상응해야 한다.
- 진단 목적으로 CBCT를 사용하려는 모든 종사자는 진단용 CT에서와 같은 방식으로 훈련을 받아야 하며, 중재 CBCT를 수행하려는 종사자는 중재 CT에서와 같은 방식으로 훈련을 받아야 한다.

### 8.1. 서론

(202) ICRP 113(2009)는 진단 및 중재 절차에 대한 보건전문가의 방사선방호 훈련에 관한 많은 정보와 지침을 제공한다. 이 장에서 제공하는 정보의 많은 부분은 ICRP 113에서 도출된 것이다.

(203) ICRP는 보건전문인을 위한 방사선방호 훈련 프로그램이 훈련대상이 관여하는 실무 유형을 지향해야 한다고 말한 바 있다(ICRP 2009, 2010).

(204) 훈련의 주목적은 실무에서 정성적 변화를 도모해, 운영자가 업무를 저하시키지 않으면서 자신의 피폭을 줄이고 영상품질이나 의도한 임상 목적을 저해하지 않으면서 환자피폭을 줄이도록 방사선방호 원칙, 도구 및 기술을 사용하도록 도우려는 것이다. 초점은 숙련시키는 데 있다. 불행히도 많은 상황에서 훈련이 시간 수로 측정되는 요건만 만족하는 형식으로 이루어지고 있다. 시간 수 충족이 중요한 척도의 하나이긴 하지만 피훈련자가 직무피폭이나 환자피폭을 줄이는 기술을 배우도록 요구하는 것이 필요하다. 세계적으로 대부분에서, 영상의학과 밖에서 방사선을 사용하는 임상 전문인이 불충분한 훈련을 받았거나 전혀 훈련을 받지 않았다. ICRP는 교육훈련 수준이 방사선 사용과 예상 피폭 수준에 상응해야 한다고 권고했다(ICRP 2009). 영상의학과 밖에서 CBCT 사용이 증가하고 있으므로 그 종사자에 대한 교육훈련 필요성도 높아지고 있다. 진단이나 중재 목적으로 CBCT 운전엔 직접 관계하거나 CBCT 연구를 해석하는 전문가는 그 경력의 개시 단계에서 방사선방호 교육훈련을 받아야 하며 그 전문생애 동안 복습과 전문성 개발훈련을 받아야 한다. 새로운 기기와 기술이 도입되므로 계속교육은 해당 방사선방호 수단에 고유한 훈련을 포함해야 한다.

(205) 대부분 국가의 법률은 의료피폭에 책임 있는 사람은 방사선방호에 적절히 훈련되도록 요구하고 있지만 그렇지 않다면 그렇게 해야 한다.

(206) 방사선방호 훈련 활동에는 훈련 프로그램을 통해 습득한 지식의 평가가 따라야 한다(공식 시험 체계).

(207) 훈련을 이수한 종사자는 적절한 인증시험에 합격함으로써 교과에서 명시된 지식을 가졌음을 내보여야 한다.

(208) CBCT 절차를 돕는 간호사나 기타 보건전문인은 자신과 다른 사람의 피폭을 최소화하기 위해 방사선방호 원칙과 방사선 위험에 익숙해야 한다.<sup>43)</sup>

(210) 훈련 실시와 역량 평가에 대해서는 ICRP 112(2009)에서 다루었다.

(211) 치악안면 CBCT에 대해서는 유럽 치악안면 방사선학회가 전용 기본훈련 요건을 개발하여 발간한 바 있다(Brown 등 2014).

## 8.2. 교과과정

(212) CBCT에 관계하는 전문인의 많은 비율은 의료 방사선물리 및 방사선방호에 사전 교육을 받은 사람일 것으로 예상된다. 그러한 경우에는 간단한 소개훈련 정도로 충분할 것이다. 진단 목적으로 CBCT를 사용하려는 모든 종사자는 진단 CT에서와 같은 방법으로, 중재 CBCT를 수행하려는 종사자는 중재 CT와 같은 방법으로 훈련받아 선량 준위와 사용을 앞서 설명한 것처럼 유지해야 한다.

(213) 대부분 기관이 일정 시수의 교육훈련을 요구하는 쉬운 길을 택하고 있는 것으로 나타난다. ICRP는 필요한 시수에 대해 권고한 바 있지만 이는 하나의 지침으로 보아야 하며 엄중하게 따라야 할 것은 아니다(ICRP 2009). 시수 지침을 주는 것은 훈련의 이행과 훈련 활동의 감시 측면에서 장점이 있지만 한 지침일 뿐이다.

(214) 많은 훈련 프로그램이 목표를 달성했는지를 평가하는 데는 실패하고 있다. 훈련 전과 후에 평가를 통해 획득된 지식을 평가하기도 하지만, 소수 훈련 프로그램

---

43) <역주> 의사결정자나 시술자에 비해서는 피폭 잠재도가 낮으므로 이에 상응하는 수준의 교육훈련이 필요하다.

램만 실질적 기술의 습득을 평가한다. 훈련 시수만 처방하는 대신 지식과 기술을 평가하는 설문과 시험을 개발하기를 권장하는 것이 적절하다. 훈련 범위는 업무에서 적용되는 방사선 수준과 환자나 종사자의 과피폭 가능성 정도에 따른다.

### 8.3. 누가 훈련받아야 하나?

(215) 이 이슈의 중요성 관점에서 ICRP 113(2009)과 ICRP 117(2010) 본문의 많은 부분을 여기 다시 보인다. 모든 성공적 훈련의 요점은 훈련사범이 훈련이 포괄해야 할 업무의 실제에 대해 명확히 이해하고 있어야 한다는 것이다. 훈련책임자는 보통 방사선방호에 전문가(일반적으로 의학물리사)이어야 하며, 방사선이 관련된 임상실무에 대해 지식을 가지고 있어야 한다. 즉, 훈련자가 방사선 본질, 측정방법, 조직과 반응, 초래할 수 있는 영향의 유형, 방사선방호의 원칙과 철학, 국제 및 국가 지침 등에 대해 잘 알아야 한다. 세계 거의 모든 나라에서 방사선방호를 법률로 규정하므로 국가 법규와 개인이나 기관의 책임에 대해 유념하는 것은 필수적이다(ICRP 2009).

(216) 훈련은 사람들이 일상업무에서 접할 것을 다뤄야 한다. 많은 방사선방호 훈련사범이 청중이나 훈련목적이 필요로 하는 것 이상으로 방사선 단위, 방사선과 물질의 상호작용, 심지어 원자의 구조와 원자 방사선과 같은 기본주제를 다루고자 하는 유혹을 떨치지 못한다. 그런 기본주제는 교육 프로그램에서는 필수적이지만 훈련에서는 상식적 수준까지만 다뤄야 한다. 성공적 훈련사범은 순수 학술적 목적인 정의에 과도하게 집중하지 않고 청중에게 그 정보의 용도를 인도해 준다. 법규 요건에 대해서도 마찬가지이다. 훈련사범은 과학이나 규제요건을 실추시키지 않고 필요한 정보를 전달하기 위해 사용자 언어로 말해야 한다. 병원에서 매일 방사선을 사용하고 환자에게 방사선량을 부여하는 보건전문인은 매우 위중한 환자를 다룰 때 현실적 문제에 대한 지식도 있어야 한다. 이들 의료인은 자신이 다루는 방사선 기기의 문제, 다수 환자를 다룸에 따른 시간제약, 방사선측정기나 방호용구의 부족과 같은 문제도 알아야 한다. 방사선방호의 나쁜 관행과 모범관행에 대해 숙고하기 위해 개업의를 강의에 포함할 것을 강력히 추천한다. 방사선방호 훈련사범은 강의 중에 제기된 이슈를 논의하고 조언할 준비가 되어 있어야 한다.

### 8.4. 보수유지 기사 훈련

(217) 어떤 경우에는 보수유지 기사가 CBCT 기술을 잘 알지 못하기도 한다. 예를 들면 치악안면 CBCT에서 일부 제작사는 CT 기기에 대해 사전 경험이 없어 소속

보수유지 기사가 CBCT 기술에 대해 적절히 준비되어 있지 않은 사례도 있다. 제작사는 보수유지 기사의 적절한 훈련을 보장하도록 해야 한다.

## 제9장

# 품질보증 프로그램

### 9.1. 서론

(218) QA 프로그램의 목적은 기기의 안전과 성능이 사양과 합치하며 방호 최적화 (즉, 적절한 영상품질을 달성하면서 환자와 직원의 방사선량을 최소화함)를 보장하기 위한 것이다. 이 간행물의 맥락에서 QA 프로그램은 CBCT 기기의 수용과 취역, 기기성능의 주기적 시험과 유지, 환자 촬영 프로토콜, 종사자와 환자의 선량, 그리고 정책과 절차의 준수로 구성된다.

### 9.2. CBCT 기기의 품질관리

(219) 품질관리는 기기가 설치될 때부터 시작하고 그 수명기간에 걸쳐 계속된다. 기기의 수용시험, 취역 및 상태시험은 시스템이 국가나 국제 표준에 근거한 제작사 사양에 따라 운전 가능함을 보장해야 한다. 수용 당시 영상품질과 선량계측의 기저 측정이 이들 인자에 영향을 미치는 변수에 따라 수행되어야 한다. 이러한 측정은 후속 측정을 비교하기 위한 참조로 사용될 것이며 시스템 성능이 저하되거나 시정 조치를 필요로 하는지를 지시할 수 있어야 한다.

(220) 기기시험은 안전계통, X선발생기 성능, 영상품질, 기하배열, 전시display 및 선량계측의 6 범주로 떨어진다. 안전계통 시험은 경고등, 문이나 충돌 인터록, 이동형 차폐 및 비상정지계통의 적합한 작동을 보장하는 데 사용된다. X선발생기 시험은 kV, mA, 노출시간 및 선형성을 포함해 X선 시스템이 빠르게 운전되도록 보장할 수 있다. 잡음, 균질성, 대비 및 분해능에 대한 시험과 같은 영상품질 시험은 획득된 영상이 임상 용도에 적합한지를 보장할 수 있다. 이러한 정량적 시험의 빈도는 영상품질 저하를 치유하도록 설정되어야 한다(IEC 2006). 정량적 시험에 추가하여, 영상 인공물을 식별하기 위해 육안으로 영상을 검사해야 한다. 기하배열 시험은 시스템의 바른 배열과 비례척도scaling를 보장하는 데 사용된다. 전시 시험은 해석에서 정보의 손실이 없도록 영상 전시가 일관되고 충실한지를 보장할 것이다. 끝으로 선량계측 시험은 이 간행물의 앞부분과 부록A에서 설명한 것과 같은 CBCT에 적합한 표준 측정 프로토콜을 사용해 모의체에 대한 선량을 평가하는 데

사용된다. 다른 시험을 수행하는 데 필요한 기기와 방법은 유럽연합 ‘방사선방호 No. 162’(EC 2012b)와 IPEM 보고서 91(2005)에서 기술하고 있다. 다만, IPEM 보고서 91은 CBCT 기기를 구체적으로 다루지는 않는다.

(221) 모의체와 시험의 표준화는 영상품질 평가와 선량계측 모두를 위해 당연시된다. 나아가 제작사는 성능의 일상 점검을 위한 시험물을 사용자에게 제공해야 한다.

(222) CBCT 기기의 일상 시험 범위와 계획은 임상적용에 어느 정도 의존한다. 여섯 개 상이한 기관(셋은 치과용이고 셋은 치료방사선용임)에서 권고한 검사계획표를 표9.1에 보였다. 이 문제에 대해서는 국가의 권고(예: DIN 2013, 2014)에 유의해야 한다. 이들 계획표는 대개 일치하지만 일부 특별한 고려에 대해서는 주목할 필요가 있다. 환자나 종사자와 충돌할 수도 있게 드러나 움직이는 갠트리를 가진 CBCT 기기는 일일 안전계통 점검을 권고한다. 만약 방사선치료 가속기나 수술기구의 제어에 CBCT 영상 좌표가 사용된다면, 좌표체계의 건전성에 대한 일일 점검도 권고된다. 진단이나 치료계획에 정확한 밀도정보(예: HU)가 사용된다면 그 값은 적어도 매 월 점검해야 한다. 따라서 사용자는 그 임상목표에 근거하여 위험기반 QA 프로그램을 유식하게 만들기 위해<sup>44)</sup> 이러한 일반지침을 고려해야 한다.

### 9.3. 환자선량 보고

(223) CBCT에서 선량 보고 필요성은 방사선방호의 최적화로부터 온다. 정확한 선량 추적 없이는 환자선량을 합리적으로 낮게 최적화할 수 없다.<sup>45)</sup> 선량 추적을 가장 쉽게 달성하는 방법은 촬영 제어반에 선량을 전자적으로 전시하고(ICRP 2004) DICOM 구조화된 선량 보고로서 환자기록에 선량을 기록하는 것이다(IEC 2012). 전시되는 선량 평가치의 오차는 20%를 넘지 않아야 한다(IAEA 2011b, IEC 2011, EC 2012b).

(224) 지금 MDCT 시스템에서는 부여된 선량을  $CTDI_{vol}$ 이나 DLP로 제어반에 수치로 직접 전시하는 것이 표준으로 되어 있다. 이 평가치는 모의체 선량일 뿐 개인 환자의 선량은 아니다. 환자 체격과 개별 환자에 사용된 스캔 변수를 기반으로 환

---

44) <역주> 프로그램을 유식하게 만든다는 표현이 어색함을 역자도 이해한다. 원문은 “to inform a risk-based QA programme”인데 익숙하고 의미가 정확한 표현을 찾기가 어려워 사용한 것이다. 이 번역본 다른 곳에서도 비슷한 표현이 있다.

45) <역주> 최적화에서는 경험의 피드백이 필수 요소의 하나이기 때문이다.

표9.1. CBCT 기기의 품질보증 시험과 주기

QA 시험	일일	월간	주기적	연간
안전계통: 충돌, 경고등, 인터록	142,179,IAC			
<b>영상품질</b>				
균일성		EC,142,179,HPA	179,IAC	
영상밀도	IAC	EC,142,179,HPA		
잡음		EC,142,179,HPA	179	
저대비 상세		142,179	179	EC
고대비 분해능		142,179	179,IAC	EC,HPA
영상 인공물	IAC	EC		
<b>기하배열</b>				
회전중심 일치	142,147,ACR			
비례척도와 절편두께		142,179	179	EC,HPA
<b>데이터 저장 및 전송</b>			ACR	
영상 등록 소프트웨어			ACR	
<b>영상 전시</b>		EC	HPA	IAC
X선 품질, 선형성, 조사야				EC,179,HPA,IAC
<b>선량계측</b>				EC,142,179,HPA, IAC
142: AAPM 보고서 142(Klein 등 2009), 179: AAPM(2012b), ACR: ACR(2009) HPA: HPA(2010b), IAC: IAC(2012), EC: EC(2012a)				

자선량을 평가하는 방법이 개발되어야 한다. QA 프로그램의 일환으로 의학물리사는 이러한 수치의 정확성을 적어도 매 년, 그리고 선량에 영향을 미칠 정도로 기기를 보수한 때마다 검증해야 한다. CBCT 시스템에서는 선량 보고 시스템이 아직 국제수준에서 표준화되지 않았다. HPA(2010b)와 EC(2012a)는 치악안면 CBCT에서는 평가된 선량을 KAP로 전시할 것을 권고한다. 선량 평가치가 각 기기에 KAP, CTDI 또는 DLP로 전시되도록 QA 프로그램이 준비되어야 한다.

(225) 환자선량을 전자 환자기록으로 전송은 다수 절차에 걸쳐 연간 또는 생애 방사선량 추적을 상당히 쉽게 한다. MDCT 시스템에서는 선량을 CTDI<sub>vol</sub>와 DLP로 보통 표현하는 DICOM 구조 선량보고를 사용하여 이 아이디어를 실행한다. 미국 캘리포니아주는 CTDI<sub>vol</sub>과 DLP 전송을 법률로 요구하고 있고(California Senate Bill SB1237 2010), 유럽연합에서는 법률이 발의된 상태이다(EC 2011). 전자보고는 기록된 선량을 ICRP(2007c)가 최적화를 위해 제안한 DRL과 비교하는 솔루션을

지원한다. 선량등록은 환자선량 평가를 위한 또 다른 도구가 될 수 있다.

## 9.4. 진단참조준위

(226) DRL은 정부나 전문단체가 영상품질 성능과 방사선 감축 성능을 최적화함에 사용자를 안내하기 위해 수립된다. MDCT 촬영에서는 이런 노력이 성숙한 수준이 되었지만 CBCT에 대해서는 DRL 설정에 진전이 거의 없다. HPA(2010b)는 예비 감사로 수행한 41개소 치악안면 CBCT에 대한 KAP 값에 근거하여 표준 성인 환자에게서 상부 첫 어금니 임플란트 설치에 달성 가능한 선량으로 250 mGy cm<sup>2</sup>(회전중심에서 4×4 cm에 해당하는 면적에 정규화)를 제안했다. SEDENTEXCT 콘소시엄(EC, 2012a)은 이 달성 가능 값을 채택하면서 “확고한 DRL을 수립하기 위해서는 대규모 감사를 포함한 추가 연구가 필요하다.”는 단서를 달았다. 이 단서는 다른 CBCT로도 확장될 수 있다.

(227) 표준화된 촬영 프로토콜을 사용하는 센터를 위해 발표된 DRL 내에서 프로토콜이 수립되어야 한다. 국가 또는 국제 DRL이 수립되기까지는 보편적 절차에 대한 현장 정책을 유식하게 만들도록 QA 프로그램의 일부로 현장 DRL(LDRL)을 수립해야 한다. LDRL은 평균 크기 환자에게 전달되는 평균선량으로 수립되는데, 아동에 대해서는 따로 LDRL이 수립된다(IPEM 2004). 준수를 위해 주기적으로 표준 프로토콜에 대한 감사를 수행해야 한다.

## 9.5. 감사

(228) 촬영 시스템의 최적 운용을 위해 환자 촬영연구에 대한 주기적 감사를 권고한다. 감사는 영상품질, 정위, FOV, 환자 움직임 및 선량 측정량을 고려해야 한다. 특히 고선량 CBCT와 반복 CBCT 스캔의 감사평가가 필요하다. SEDENTEXCT 콘소시엄 보고서는 불합격분석<sup>46)</sup>reject analysis을 위한 감사는 연간 2회, 환자선량 감사는 매 3년마다를 권고한다(EC 2012a).

---

46) <역주> 불합격분석은 영상품질관리의 한 수단으로서 일정 기간 영상을 감사하여 부적절한 영상(다른 부위 촬영, 흐림, 인공물 등)을 식별하고 그 원인을 정리하여 파급함으로써 발전을 도모하는 것이다.

## 제10장 권고

(229) 새로운 적용과 공급확장은 전통적으로 CT를 사용하지 않아 온 의료전문인의 손에 CBCT 기술을 쥐어주었다. 이전 간행물 특히, ICRP 87(2000a)와 ICRP 102(2007a)에 주어진 ICRP의 방사선방호 원칙과 권고는 이 새로운 적용에도 해당되며 지켜져야 한다.

(230) 많은 CBCT 적용에서 환자선량이 MDCT와 비슷하므로 CBCT 사용실 배치와 차폐도 비슷하게 하여 종사자를 적절히 보호해야 한다.

(231) 임상 의사는 매 CBCT 검사가 정당화되고 적절함을 확신할 책임이 있다.

(232) 환자의 진단 CBCT를 의뢰할 때 의뢰의사는 MDCT나 자기공명촬영 또는 다른 경쟁적 촬영 수단과 대비해 CBCT의 강점과 약점을 유념해야 한다. CBCT를 사용한다는 결정은 촬영 전문인과 상의해야 한다.

(233) 제작사는 ICRU 보고서 87(ICRU 2012)와 같은 국제 권고에 따라 CBCT에서 선량계측과 전시를 위한 표준화된 방법을 이행하도록 요구받고 있다. 불행히도 아직은 CBCT 기기에 전시되는 선량 양이 서로 매우 달라서 사용자가 스캐너나 프로토콜 사이 선량을 비교할 수 없다.

(234) CBCT를 형광투시와 단층촬영 모두에 사용하는 것은 방사선량을 정량하는데 새로운 도전을 부과한다. 주어진 검사에서 형광투시와 CBCT를 결합해 사용할 수 있는 전체 절차에서 개인 환자의 선량을 종합하는 방법을 개발할 필요가 있다.

(235) 공급자 사이 일관된 방식으로 개인 환자의 선량을 기록, 보고, 추적하는 것이 가능하도록 해야 한다.

(236) 현장에서 정한 참조 값과 비교해 높은 환자선량을 피하기 위해 견제와 균형(예: 근년에 CT에 도입된 선량 점검 경보)을 둘 필요가 있다.

(237) 부분 회전 스캔에서 갑상선, 눈 수정체, 유방, 생식선과 같이 방사선에 민감한 장기를 검출기 쪽에 두는 것이 유용한 방법이므로 이러한 장기를 보호하기 위해 사용할 필요가 있다.

(238) 많은 기계가 본래는 형광투시만 가능했는데 이제 CBCT를 수행할 수 있게 되었다. CBCT에서 개선된 임상정보와 덧붙이는 구조를 제거할 수 있는 역량 때문에 사용자가 CBCT 모드에 유혹되어 과용할 수 있다. 사용자는 CBCT 기능이 낮은 선량 '형광투시 운행'이 아님을 이해하고 이 모드를 현명하게 사용해야 한다.

## 부록 A

# CBCT에서 환자선량 평가

(A1) 이 부록에서는 CBCT에서 환자선량 계측법과 그 한계에 대해 보다 상세히 설명한다. 본문 제5장에 요약된 내용을 주었다. CBCT에서 선량계측에 대한 보다 많은 내용은 ICRU 보고서 87(ICRU 2012)에서 볼 수 있다.

### A.1. CBCT에서 선량계측

(A2) CBCT는 비교적 큰 체적의 3D 촬영을 위해 넓은 X선빔을 사용한다. 1990년대 중반 이래 MDCT 추세는 동반되는 X선 빔폭의 증가와 함께 절편 수의 지속적 증가였고, 오늘날 가용한 첨단 광역 MDCT 스캐너의 z축 범위는 CBCT와 견줄만하다. 이러한 개발은 대면적 검출기에 보다 적절한 CT 선량계측법을 업데이트할 동기를 제공했다. 그 결과 이미 측정법과 모의체가 수립되어 있는 MDCT 선량계측의 일부 업무가 CBCT 선량계측으로 이전될 수 있었다. 이 부록A에서 표준 좁은빔 MDCT 방식이 CBCT에 직접 적용될 때 불충분한 점을 설명한다. CBCT 선량계측을 위한 포괄적 기틀을 구축하기 위해 이러한 문제점을 극복하기 위한 방법도 설명한다.

(A3) CT 선량계측은 CTDI 개념을 중심으로 발전해 왔다. 1980년대에 도입된 이래(Shope 등 1981) CTDI는 미국식약처(US FDA), IEC 및 기타 유사기관 등 채택 기관에 따라 다른 형태를 취해 왔다. CTDI는 주로 상이한 CT기계의 선량 특성을 비교하거나 기기 성능의 안정성을 시험하는 데(품질관리), CTDI가 환자선량에 대한 직접 평가를 제공하지 않는 사실에도 불구하고 때로는 환자선량을 평가하는 데도 사용되었다. CTDI에 대한 충분한 설명은 ICRU 보고서 87(2012)에서 찾을 수 있다.

(A4) 현대 MDCT나 CBCT 스캐너에서 사용하는 넓은 빔은 점차 CTDI 측정량을 복잡하게 만들었다(Abuheimed 등 2014). 명목 빔폭 20 mm에서조차 100 mm 길이 에 걸쳐 측정된 CTDI(즉, CTDI<sub>100</sub>)는 PMMA 모의체에서 선량 종단면을 상세히 다루지 못함이 분명해졌다. CTDI<sub>100</sub>/CTDI<sub>∞</sub> 비를 'CTDI 측정효율(measurement efficiency)'이라 부른다. Kyriakou 등(2008b)은 200 mm 콜리메이션에서 CTDI<sub>∞</sub>를

1% 이내로 근사시키려면 600 mm 이상의 적분길이가 필요함을 보였다.

(A5) O암 시스템에서 CTDI 평가의 대안이 제안된 바 있는데, 선호적으로 CBCT 방사선장 공기 중에서 이동하는 점선량 검출기를 사용하는 것이다(Herrnsdorf와 Söderberg 2013).

(A6) CTDI 측정효율과 관련한 문제는 넓은빔 CT 선량계측에서 새로운 접근의 근거가 되어 왔다. IAEA(2011a)는 IEC(2010)가 제안한 2단계 접근을 채택했다. 이 수정된 접근에 대한 상세는 ICRP 보고서 87(2012)에서 볼 수 있다.

(A7) CTDI만으로는 환자선량의 유용한 지표가 되지 못함은 언급할 가치가 있다. CTDI 유사 측정량을 선량과 연계하기 위해서  $CTDI_{vol}$ 와 DLP가 임상실제에서 상대적 환자선량 지표로 많이 사용되어 왔다.  $CTDI_{vol}$ 와 DLP는 다음 식으로 연계된다.

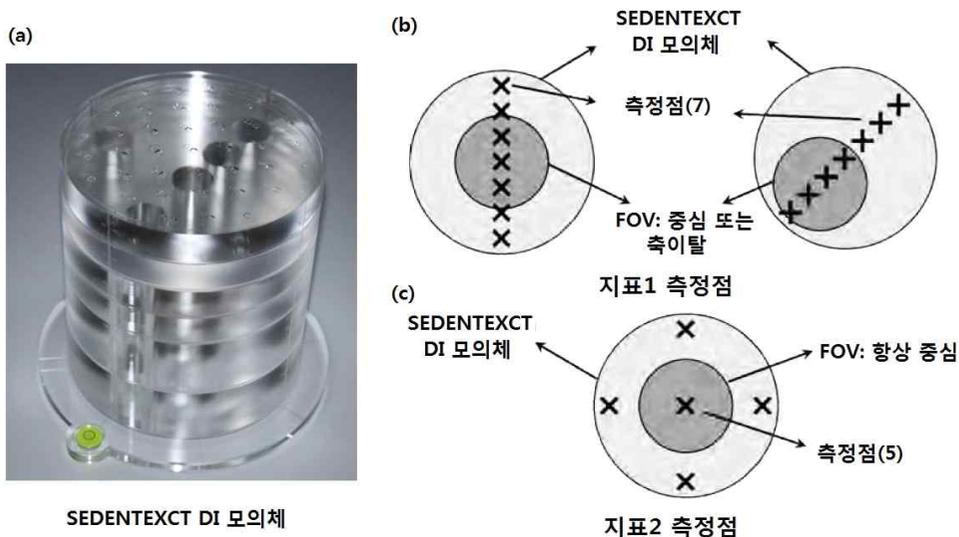
$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}$$

여기서 L은 스캔길이이다.  $CTDI_{vol}$  모델은 나선스캔이나 환자 이동이 없을 때(대부분 CBCT에서처럼)는 문제가 된다. 이런 경우 보고된  $CTDI_{vol}$  값은 선량을 크게 과대평가할 것이다(Dixon과 Boone 2010a).

## A.2. 진료점 스캐닝 시스템과 임상기반 CBCT 시스템

(A8) 임상기반 시스템에는 두경부 CBCT, 유방 CT(bCT), 치악안면 CBCT 등이 있다. 치악안면 CBCT의 특성 하나는 시스템에 따라 가변적 FOV를 제공하는 것이다. 이러한 가변성은 악안면 스캐닝은 물론 국부 스캐닝(예: 잇빨 하나와 그 주변)을 가능하게 한다. 다른 인자와 함께 수평 콜리메이션을 사용하면 축 평면의 선량 분포를 복잡하게 만들어 선량계측에 추가 도전을 부과한다(Pauwels 2012a). 나아가 대부분 치악안면 CBCT 스캐너는 좌석형이거나 정립형으로서 모의체나 선량계 설치에 현실적 어려움을 초래한다.

(A9) 치과 시스템에 대해 SEDENTCT 콘소시엄 보고서(EC 2012a)는 CTDI 유사 측정량은 물론 KAP 사용을 논의한다. 여기에서는 기기가 제작사로부터 CTDI 측정에 관한 데이터와 함께 들어온다면 CTDI 측정은 취역 단계에서 수행되어야 한다고 제안한다. 전통적 CTDI가 치악안면 CBCT 사용에서 단점이 있다는(MDCT에 비해 CBCT에서 빔폭이 넓고 선량분포의 비대칭성이 크기 때문에) 데 근거하여 콘소시엄은 하나의 단일 CBCT 선량지표(CBCT DI) 정의를 시도했다(Pauwels 등 2012a). 이 과정에서 맞춤형 모의체(SEDENTEXCT DI)가 개발되었는데 그림A.1에



그림A.1. (a) 치악안면 CBCT 시스템에서 방사선량 측정을 위한 SEDENTEXCT 선량지표 (DI) 모의체(Leeds Test Objects, Boroubridge, UK). (b,c) 지표1과 지표2 평가를 위한 측정점. 그림은 SEDENTEXCT 사업 콘소시엄을 대신하여 Ruben Pauwels가 제공 (Pauwels 등 2012a, EC 2012a). FOV: 시야.

이를 보였다. 이 모의체는 측정기를 넣기 위한 적절한 삽입구를 가진다. 모의체는 전리함용 판 4개(2×22 mm 및 2×44 mm), 열발광선량계용 판 하나(두께 22 mm)와 필름용 판 하나(두께 22 mm)로 구성된다. 폭이 22, 44, 66 mm인 세 어댑터가 제공되며 이로써 전리함 직경을 26 mm로부터 13 mm로 줄일 수 있다. 두 종류 측정단계(지표1과 지표2)를 그림A.1에 보였다. 지표1은 모의체 직경을 따라 모의체 중심과 FOV 중심을 연결한 측정선 위 7개소에서 측정치의 평균으로 정의된다. 이는 FOV 위치가 중심에 있거나 축을 이탈할 수 있게 한다. 지표2는 작은 전리함으로 중심축 평면에서 측정하고 중심 측정치와 네 변두리 측정치의 평균에 1/2를 가중한 개조 CTDI<sub>w</sub>이다. 이 지표에서는 FOV는 항상 중심에 자리해야 한다.

(A10) 나아가 독일 표준 DIN 6868-161도 치악안면 CBCT 시스템을 위한 선량계 측법을 설명하는데, 접근 가능한 검출기 표면을 갖는 임의의 장치에 적용할 수 있다(DIN 2013). 이 제안은 영상검출기에서 모의체 없는 선량측정에 근거하는데, 기하학적 인자를 통해 그 값을 보정하여 회전중심에서 선량을 평가한다.

(A11) 여러 가능한 지표에 대해서는 선량지표 읽음값을 환자선량으로 해석하는 법과 함께 추가 검증이 필요하다. Araki 등(2013)은 SEDENTEXCT에서 제안한 CBCT DI와 KAP가 치악안면 CBCT를 위한 DRL을 수립하는 데 사용될 수 있다고 결론지었고, 이 지표와 환자선량 사이 관계는 구해야 할 것으로 남아있음을 적시했다.

(A12) 임상기반 CBCT를 위한 표준화된 선량 계측량이 다른 CBCT용과 다를 수 있는 한편, 측정의 실현성과 QA 적용성 모두를 고려하는 것이 중요하다. 모의체 없는 CBCT 선량계측을 위한 환산인자가 수립될 때까지는 QA 관점에서는 모의체 측정이 중요한 장점을 가진다.

(A13) 만약 제작사가 CTDI 선량 수치를 제공했다면 취역 과정에서 이 양을 측정해야 한다고 제안했다. 그러나 모든 기기에 대해 항상 그러한 초기 측정치를 제공하지는 않는다. CBCT 선량계측 평가에 사용된 또 다른 선량지표는 KAP인데 이는 파노라마나 두부측정 방사선촬영에 종종 사용되며 일반 투과촬영이나 형광투시에는 널리 사용되고 있다. 일부 기계는 노출 후 스크린에 KAP 값을 전시하지만 이 측정의 정확성은 의학물리사가 검증해야 한다. KAP 사용은 HPA(2010a)가 제안했다. KAP의 주된 장점은 특정 점에서 선량과 빔 단면적을 측정하여 쉽게 계산할 수 있다는 것이다. 치과 관행에서 CBCT를 감사하는데 KAP가 적절한 것으로 생각된다(HPA 2010b). SEDENTEXCT 콘소시엄은 그러한 측정치가 제공되지 않으면 의학물리사가 임상에 적용된 모든 설정에 대해 그러한 읽음값의 기록을 생성하여 치과외사가 그것을 국가 또는 국제 감사 수준과 비교하도록 해야 한다고 제안했다(EC 2012a).

(A14) 기술적으로 위에 설명한 방법은 예를 들어 두경부 촬영 시스템, 그리고 아마도 bCT와 같은 다른 임상기반 시스템에도 적용될 수 있다. 그러나 그러한 기기에 대해 아직 측정의 표준화가 이루어지지 않았다. 이는 CBCT 선량계측에 표준화 문제가 대체로 미해결로 남아있다는 사실을 드러낸다.

### **A.3. C암 CBCT 시스템**

(A15) C암 CBCT 시스템은 환자 침상 돌레를 완전히 돌 수 없다. 일부 시스템은 180°에 빔각도를 더한 각까지만 돌 수 있는데(Fahrig 등 2006) 이는 환자나 모의체에 측방 선량부여를 불균일하게 만든다. 모의체에서 최대선량은 z축과 z=0에서

교차하는 중심평면에서 X선관에 가장 가까운 쪽에 발생한다. 굽효과가 없는 이상적인 경우는 최대선량은 회전각의 2등분선에서 발생하고, 굽효과가 있으면 2등분선 주변에서 발생한다

(A16) C암 CBCT에 대해 Fahrig 등(2006)은 모의체 중앙평면( $z=0$ )에 평균선량을 나타내는 다음 계측량을 제안하였다.

$$\bar{D}(0) = \frac{1}{3}D_o + \frac{2}{3}D_p$$

여기서  $D_o$ 는 중앙평면의 중점( $z$ 축 위)에서 선량이고  $D_p$ 는 평균 주변선량이다. 이 식은  $360^\circ$  미만을 회전하는 임의의 전통적 CT 스캐너에 대해 선량계측에 사용한 양인  $CTDI_w$ 를 산출할 때 사용한 것과 비슷한 평균을 따른다. Fahrig 등(2006)은 Farmer 전리함을 사용해 머리 모의체 중심과 표면으로부터 1 cm 깊이의 8개 소변두리 위치에서 선량을 측정하여 평균을 산출했다. Podnieks와 Negus(2012)는 전리함 위치를 신중히 고려하면  $CTDI_w$ 와 조사길로부터 유효선량을 수용할 수 있는 수준으로 추정할 수 있음을 보였다.

#### A.4. CT 선량계측의 통일접근

(A17) ICRU 보고서 87(ICRU 2012)은 현행  $CTDI$  기반 CT 선량계측법의 약점을 보상하는 새로운 CT 선량계측법을 제안하기 위해 많은 자료를 검토했다. 나아가 Dixon과 Boone(2010b)의 앞선 연구도 나선스캔이 가능한 기계(예: MDCT 스캐너)는 물론 축방 영상만 얻는 기계(대부분 CBCT의 경우)에서 선량측정을 위한 통일된 형식을 제시했다. 한 세트 계측량과 새로운 600 mm 길이의 폴리에틸렌 모의체 사용을 제안한 것이다. 이 방법은 앞서 제기되었지만(AAPM 2010) 이 논문에서 ICRU 보고서 87(ICRU 2012)에서 제시된 표기법이 사용되었다. 이 방법의 수학적 기반은 이 간행물의 범위 밖이지만 아래에서 간략히 그 방법을 논의한다.

(A18) 선량계측량  $CTDI_L$ 이 제안되었는데 그 물리적 의미는  $z = -L/2$ 부터  $z = L/2$ 까지 걸치는 스캔에서 스캔길이의 중앙( $z = 0$ )에서 선량이다. 이 형식은  $z = 0$ 인 모의체 중심평면에 부여된 선량을 평가하는 수단을 제공한다. 대부분 CBCT에서 수행되는 축방 스캔의 경우에 직관적으로  $CTDI$ 에 상응하는 양은  $z$ 축 위 빔 중심점에서 선량이다. 만약  $f(z)$ 가 선량 종단면함수라면 이 선량은  $f(0)$ 이다.  $z = 0$ 에 중심을 둔  $N$ 개 동일한 스캔에 대해 관심 선량은  $Nf(0)$ 와 같게 될 것이다.

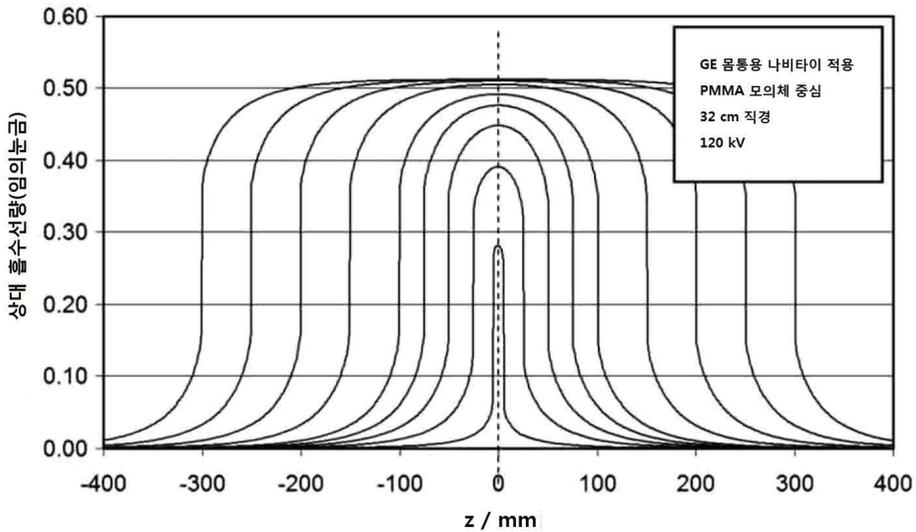
### A.4.1. 형식<sup>formalism</sup>

(A19) 나선 CT 스캔에서 스캔길이 중심에서 누적 흡수선량 분포는 축방 선량 종단면profile과 스캔길이  $L$ 의 직사각 함수  $\Pi(z/L)$ 의 합성곱convolution으로 표현된다. 이 형식은 X선 관전류 변조가 사용되지 않을 때만 성립한다. 그림A.2 스캔길이를 달리할 때 일련의 나선 CT에서 정규화된 누적 흡수선량 분포를 보인다. 이는 몬테칼로 모사로 얻은 것이다(Boone 2009).

(A20) 빔폭  $L$ 일 때 빔 중심( $z = 0$ )에서 선량  $D_L(0)$ 은 빔폭이 증가하면 따라서 증가한다. 그림A.2에서 이를 볼 수 있다.  $D_L(0)$ 은 빔폭이 증가하면 최대치에 접근한다. 이 값을 ‘평형선량equilibrium dose’ ( $D_{eq}$ )라 부르며 CTDI<sub>∞</sub>로 이해할 수 있다 (즉, 모든 선량 종단면이 수집되었을 때).

### A.4.2. 나선 스캔길이 L일 때 누적 흡수선량 분포

(A21) 갠트리 회전 당 침상이 거리  $b$ 를 이동하는 나선 스캔에서 누적 흡수선량 분포  $D_L(z)$ 는 다음 식으로 산출할 수 있다.



그림A.2. 여러 스캔길이에서  $z$  위치 함수로서 정규화 흡수선량. 스캔길이는 그림의 안쪽 곡선부터 10, 50, 100, 150, 200, 300, 400, 500 및 600 mm이다. 데이터는 몬테칼로 모사로 계산한 선량분산함수와 스캔길이를 특성화하는 직사각 함수를 합성곱으로 얻은 것으로서, GE Lightspeed 16에 몸통용 나비타이를 사용하고 120 kV에서 직경 320 mm PMMA 모의체에 대한 것이다.

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z-z') dz'$$

이 식은 관전류 변조가 없을 때만 적용된다.

(A22) 피치  $p = \frac{b}{nT}$  임을 고려하면  $z=0$ 에서 윗식은 다음과 같이 된다.

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' = p \text{ CTDI}_L.$$

(A23)  $p=1$ 이면  $D_L(0) = \text{CTDI}_L$ 이 됨을 알 수 있다. 개념적으로  $L$ 의 함수로서  $D_L(0)$ 는 그림A.2의  $z=0$ 에 직교하는 수직선 위 데이터 점을 사용한다.<sup>47)</sup>

(A24)  $D_L(0)$ 는 스캔길이가 매우 길어져 점근 값  $D_{eq}$ 에 이를 때까지는  $L$ 에 종속되므로, 이 종속성을 표현할 수 있는 새로운 함수를 도입할 필요가 있다. 따라서 수학적 동의synonym 함수  $h(L) = D_L(0)$ 는 다음과 같이 된다.

$$h(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' .$$

(A25) 개념적으로  $h(L)$ 은 검출기를 모의체 중심에 둘 때 스캔길이  $L$ 에 대해  $z$ 축 위 교차하는 선량 종단면의 적분이다.

(A26)  $z=0$ 에서 누적 흡수선량을  $D_{eq}$ 로 정규화하면 윗식은 다음과 같이 된다.

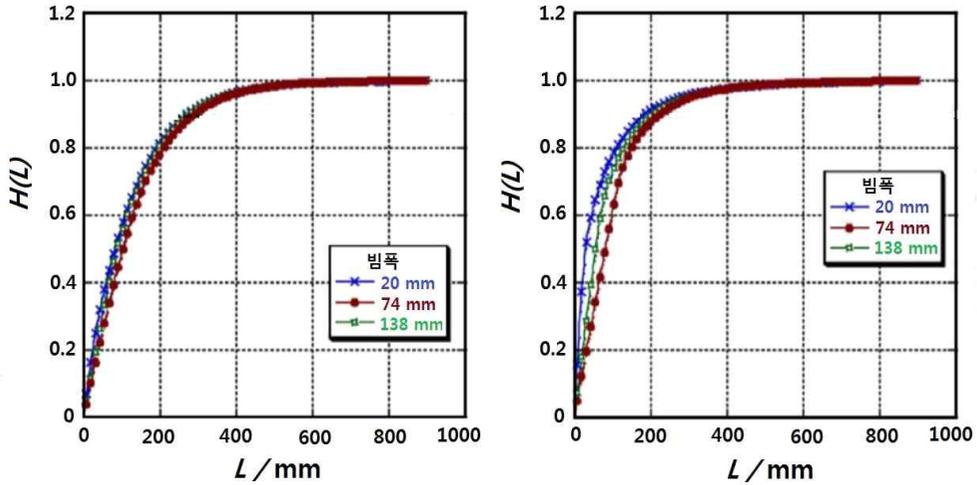
$$H(L) = \frac{h(L)}{D_{eq}} = \frac{D_L(0)}{D_{eq}} .$$

(A27) 그림A.3은 Mori 등(2005)이 측정한  $H(L)$  곡선이다. 스캔길이  $L$ 의 함수로서 최대  $H(L)$  값은 스캔길이가 커지면 1에 접근한다. 이것을 선량 평형 곡선의 상승으로 부른다.  $L \rightarrow \infty$ 에서  $H(L)$ 은 1로 정규화되므로 이 함수는  $h(L)$ 이 가지는 X선관 출력 정보를 갖지 않는다.

(A28) 평형 곡선으로 상승함의 물리적 해석은 스캔과 모의체가 종단면의 점근 꼬리에 도달하도록 충분히 길 필요가 있다는 것이다. 스캔이 길수록  $H(L)$ 이 1에 가

---

47) <역주> 원문 표현이 혼란스럽지만  $D_L(0)$ 는 그림A.2에서  $z=0$ 에서 각 곡선(다른  $L$ 값에 해당)의 값이 됨을 의미한다.



그림A.3. 측정된  $H(L)$  곡선. 데이터는 120 kV로 스캔한 직경 320 mm, 길이 900 mm PMMA 모의체에서 측정된 값이다. 중심 위치(좌측 패널)와 주변(우측 패널)에서 세 종류 빔 폴리에이션 폭에 대한 값을 보인다. 자료: Mori 등(2005).

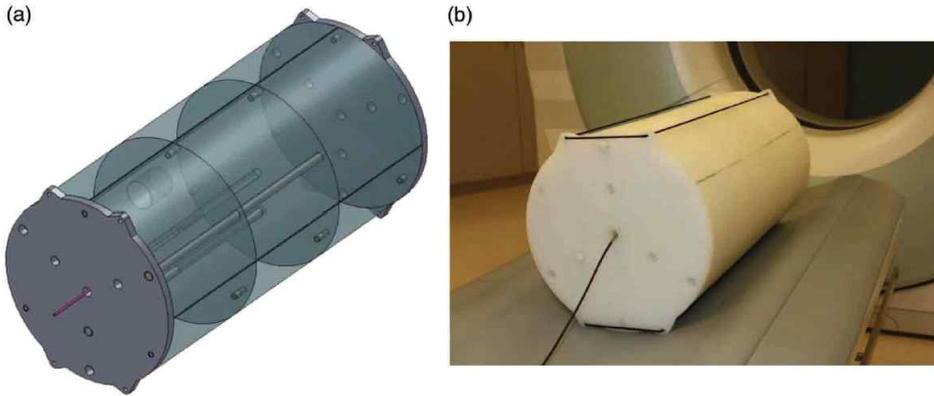
깝게 접근한다. 따라서 이 표현이 짧은 스캔에서 실질 선량을 수집하는 효율이 상대적으로 낮음을 보이는 데 적절하며 스캔이 길어지면 이 효율이 증가한다.

### A.4.3. 모의체

(A29) 약 98%의  $D_{eq}$ 를 포착하기 위해서는(이는 스캔 종단면을 가로채는 효율이 98%라고 말하는 것과 대등하다.) 직경 300 mm 모의체 길이가 적어도 400 mm이어야 하는 것으로 나타났다. 직경 320 mm인 표준모의체에서 이와 같은 효율을 얻으려면 길이 425 mm가 필요할 것이다. 이 문제를 해결하기 위해 ICRU 보고서 87을 개발한 위원회는 미국 의학물리사협회 American Association of Physicists in Medicine(AAPM)의 보고서 200(AAPM 2015) 개발 그룹과 협력했다. 이 협력의 결과로 그림A.4에 보인 ICRU/AAPM TG 200 모의체가 개발되었다.

### A.4.4. 선량곡선의 평형 상승 실제 측정

(A30)  $H(L)$ 과  $h(L)$  곡선을 측정하는 방법은 AAPM 보고서 111(2010)과 ICRU 보고서 87(2012)에 잘 설명되어 있다. 여기서는 측정법에 대해 간략하고 직관적인



그림A.4. ICRU/AAPM TG 200 모의체. 모의체는 고밀도( $0.97 \text{ g cm}^{-3}$ ) 폴리에틸렌으로 만들어졌으며 직경 300 mm, 길이 600 mm로서  $h(L)$ 과  $H(L)$ 을 측정하기에 충분하다. (a) 모의체 설계, (b) 모의체 사진. 모의체는 상당히 크며 무게가 약 41 kg이다. 그래서 모의체를 3 부분으로 나눈 모듈형으로 했다. 자료: ICRU(2012).

설명만 한다.

(A31) 긴 모의체와 적분형 골무 전리함이 필요하다. 길이를 달리하여 일련의 나선 스캔을 실시하고 골무 전리함에 적분된 공기커마를 기록한다. 스캔은 전리함 위치가 중심이 되게 한다. 나선 스캔 길이의 함수로서 전리함으로 측정된 공기커마 읽음값을 그림표로 그린다.

(A32) 실시간 방사선량계가 가용하면 1회의 긴 스캔에서 얻은 데이터를 사용하여 평형까지 상승 곡선을 그릴 수 있다. 이 경우 선량계는 모의체 전체 길이를 따라 전 선량 종단면을 생성할 수 있다. 선량 종단면 곡선을 적절한 적분구간( $-L/2$ 에서  $L/2$ 까지)에서 적분하여 곡선 위 여러 점을 계산할 수 있다. 여기서  $L$ 은 모의체 중심에 있는 실시간 방사선측정기에 중심을 둔 총 적분 길이이다.

#### A.4.5. 축방 획득만 가능한 기계에서 측정

(A33) 위에서 설명한 방법은 나선 스캔을 수행할 수 있는 선택이 주어진 MDCT 기계에서 측정에 유용하다. 그러나 대부분 CBCT 기계는 나선스캔을 수행하지 않는다. 스캔 중 침상 이동이 없으면 나선 스캔의 CTDI에 상응하는 양을 측정하는 것이 필요하다는 생각에 근거해 그 방법을 수정하는 것이 필요하다. 앞에서 설명한

것처럼 이 양이  $f(0)$ 이다(Dixon과 Bonne 2010b). 현실적으로 말하면  $f(0)$ 는 전리함을 모의체와 빔의 중심에 두고 빔폭을 가능한 최소 콜리메이션부터 가용한 최대까지 변화시키면서 측정한다. 측정치를 빔폭  $\alpha$ 에 대해 그림표로 구성할 수 있다. 값은 빔폭이 470 mm 이상일 때  $f(0)$ 이 도달하는 평형 값인  $A_{eq}$ 에 대해 정규화할 수 있다. 물론 그러한 빔폭은 임상 실제에서는 발견되지 않는다. 따라서 측방 스캔의 정규화 평형접근 곡선은 부분이어서 접근 값인 1까지 이르지 않는다. 큰 빔폭  $\alpha$ 인 측방 CT 스캔에 대해서 선량  $f(0)_\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ 이고, 전통적 CT 선량  $D_L(0)$ 는 스캔길이  $L$ 의 함수로 표현할 수 있으며, 공통 평형선량 상수  $A_{eq}$ , 공통 산란평형길이  $\alpha_{eq} = L_{eq}$ , 그리고 두 방법에서 선량평형에 상대적 접근을 나타내는 공통 함수  $H(\lambda)$ 를 포함한다. 여기서  $\lambda = \alpha$  또는  $\lambda = L$ 이면  $f(0)_\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ 이고  $D_L(0) = H(L)D_{eq} = H(L)(b/\alpha)A_{eq}$ 가 된다. 빔을 콜리메이션하는 장치를 갖지 않는 측방 스캐너는 선량측정 목적으로 X선관 앞에 삽입할 수 있는 콜리메이션 게이지를 갖추 수도 있다.

(A34) CTDI를 측정하기 위해 수행해야 하는 적분은 침상 이동이 있을 때 결과임을 인식하는 것이 중요하다. CTDI 정의는 모의체 중심부에서 선량이 변두리 영역에서 산란된 방사선 영향을 받음을 시사한다. 이런 현상은 측방 스캔에서는 완전히 없어진다. 따라서 CTDI는 모의체 중앙 영역에서 선량을 일관되게 과대평가하게 된다.

#### A.4.6. ICRU 보고서 87의 권고

##### CTDI<sub>vol</sub> 및 CTDI<sub>air</sub> 측정

(A35) 전통적으로 CTDI<sub>vol</sub>이 CT 선량을 측정하는 데 연관되어 왔다. IEC도 CT 스캐너 스크린에 CTDI<sub>vol</sub>을 전시할 것을 권고했다. CTDI<sub>vol</sub>이 널리 사용되고 있고 CT 스캐너에서 이전의 측정과 연속성을 유지하기 위해 ICRU는 수용시험에서 임상에 사용되는 관전압 범위에 걸쳐 임상적으로 관련되는 mAs 설정으로 160 mm 직경과 320 mm 직경의 PMMA 모의체를 이용해 CTDI<sub>vol</sub> 및 자유공기 CTDI<sub>vol</sub>를 측정해야 한다고 권고했다. 나아가 CTDI<sub>vol</sub>을 평형까지 상승 곡선의 정규화뿐만 아니라 크기별 선량평가size-specific dose estimation(SSDE)의 크기 맞춤에도 사용한다. 마찬가지로 CTDI<sub>air</sub>로 특성화되는 CT 스캐너의 X선 출력은 수용시험 과정에서, 그리고 스캐너에서 선량과 관련되는 주성분을 변경한 다음에도 수행해야 할 기본 측정이다.

## 모의체에서 선량계측

(A36) 의학물리사가 권고를 따라 수용시험에서  $CTDI_{vol}$ 과  $CTDI_{air}$ 를 측정했고 만약 주기적  $CTDI_{air}$  측정이 안정적이라면 일상 기반으로 모의체에서  $CTDI_{vol}$  측정이 꼭 필요하지는 않다.

(A37) 제작사는 스캐너의 평형상승 곡선 및  $H(L)$ ,  $h(L)$ 과 같은 계측량과 관련해 임상 실제에서 사용되는 합리적으로 충분히 넓은 범위의 빔 설정에 대해 포괄적 데이터 세트를 측정하고 사용자에게 제공해야 한다.  $CTDI_{vol}$ 에 정규화된  $H(L)$  곡선으로서 환자선량과 연계되는  $G(L)$ 도 제공해야 한다.

(A38) 제작사는 모의체의 중앙 200 mm 부위만 사용해 측정된 CTDI 부세트도 제공하여 모의체의 200 mm 부위로 얻은 부분  $G(L)$ 을 모의체 600 mm 전체에 대해 측정되는  $G(L)$ 과 연계시킬 수 있도록 해야 한다.

## 환자선량 평가

(A39) SSDE를  $CTDI_{vol}$ 과 결합하여 사용하면 환자선량을 평가할 수 있다. 그 방법은 ICRU 보고서 87(2012)이나 AAPM 보고서 204(2011b)에 설명되어 있다. 그러나 C암 CBCT 스캔과 같은 부분 회전 축방 CT 스캔에서는  $CTDI_{vol}$  계산이 다를 수 있음을 고려해야 한다. 환자 이동이 없는 전체 축방 스캔에서도  $CTDI_{vol}$ 은 환자선량을 과대평가할 수 있다(Dixon과 Boone 2010b). 이 사실이  $f(0)$  측정으로부터 환자선량 평가를 위한 새 계수가 필요함을 강조한다.

## A.5. 방사선량의 추적 및 보고

(A40) 형광투시와 단층촬영(CBCT) 모두에 사용할 수 있는 시스템에서는 새로운 도전이 나타난다. 형광투시 방사선량 값은 정규적으로 기계에서 KAP로 가용한 반면에, CBCT 선량은 아직 제작사마다 다르게 제공하고 있다. 현재로서는 단일 절차에서 통합 환자선량을 평가할 수 있는 방법이 없다. 나아가 CT를 한 번 촬영하는 것과 디지털 차감 혈관촬영 시리즈를 거치는 것에서 환자 방사선량을 비교할 필요도 있다. 이런 상황을 다룰 필요가 있고, 한 시스템이 비교뿐만 아니라 형광투시와 CT로부터 선량을 통합하는 수단을 제공해야 한다. 나아가 한 환자를 위한 선량 추적과 보고가 가능하도록 해야 하는데, ICRP의 정당화와 최적화 원칙과 관련된 과정의 강화를 위해 이것이 점차 중요해지고 있기 때문이다(Rehani와 Frush 2011, Seuri 등 2013). 전시된 선량평가치의 오차는 20%를 넘지 않아야 한다

(IAEA 2011b, IEC 2011, EC 2012b). CT와 혈관촬영에서 기존 RDSR에 따라 RDSR이 방법의 출력 보고에 사용될 수 있다. 서로 다른 방향 빔에 대한 KAP 값은 순차적 획득기법이 사용될 때 RDSR 내에 보고될 수 있다. 나아가 CBCT의 형광투시나 기타 응용에서 형광투시와 같은 2D 검사로부터 선량과 직접 비교를 용이하게 하는 데 KAP을 고려할 수 있다. 유효선량은 환자선량 보고에 적절한 선량계 측량이 아니다.

## A.6. 후기

(A41) CBCT를 위한 여러 선량계측법을 제시했다. 그러나 CT에 비해 선량이 감축된다는 주장과 관련하여 CBCT 유용성을 평가하기 위해서는 직접 비교할 수 있는 계측량이 필요하다. ICRU(2012)가 제안한 통일된 CT 선량계측법은 CBCT 선량계측을 표준화할 수 있는 잠재력이 있다. 이 방법은 임상 CT 무대에 이미 사용되고 있는 기기의 업데이트 없이 이행될 수 있다. 나아가 논의된 방법은 치료방사선 CBCT, 임상기반 시스템, 유방전용 시스템, C암 시스템을 포함해 서로 다른 여러 유형 CBCT 시스템에서 선량 측정에 사용될 수 있다. 이 부록에서 제시하는 CTDI 기반 측정의 가치는 과소평가 되어서는 안 된다. CTDI가 한계는 있지만 다년간 많은 시스템에서 평가되어 왔고, 제작사나 시대가 다른 여러 CT 스캐너에 대해 출력의 중요한 비교를 제공했다. 또, 환자선량 평가를 위해 현재 가용한 계수도  $CTDI_{vol}$ 을 근거로 하고 있다.

## 참고문헌

- AAPM, 2010. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-ray Computed Tomography. AAPM Report 111. American Association of Physicists in Medicine, New York.
- AAPM, 2011a. Scope of Practice of Clinical Medical Physics. Policy Number PP 17-B. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=317&type=PP>(last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2011b. Size-specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: [http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_204.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_204.pdf)(last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2011c. 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 1.0. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/NotificationLevelsStatement.pdf>(last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2012a. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT Scanning. Statement approved by AAPM Board of Directors, February 2012, Policy date 2 July 2012. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2012b. Quality Assurance for Image-guided Radiation Therapy Utilizing CT-based Technologies: a Report of the AAPM TG-179. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: [http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_179.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_179.pdf)(last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2015. Task Group No. 200 - CT Dosimetry Phantoms and the Implementation of AAPM Report Number 111. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: [http://aapm.org/org/structure/default.asp?committee\\_code=TG200](http://aapm.org/org/structure/default.asp?committee_code=TG200)(last accessed 5 May 2015).

- Abuhaimed, A., Martin, C.J., Sankaralingam, M., Gentle, D.J., McJury, M., 2014. An assessment of the efficiency of methods for measurement of the computed tomography dose index(CTDI) for cone beam(CBCT) dosimetry by Monte Carlo simulation. *Phys. Med. Biol.* 59, 6307-6326.
- ACR, 2009. ACR Technical Standard for Medical Physics Performance Monitoring of Image- Guided External Beam Radiation Therapy(IGRT). Reston, VA: American College of Radiology. Available at: <http://www.acr.org//media/ACR/Documents/PGTS/standards/IGRT.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Adamus, R., Pfister, M., Loose, R., 2009. Transjugular intrahepatic portosystemic shunt(TIPS) puncture by 3D path planning based on the back-projection of two 2D portographies. *Radiology* 251, 543-547.
- Al-Okshi, A., Lindh, C., Salé, H., Gunnarsson, M., Rohlin, M., 2015. Effective dose of cone beam CT(CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br. J. Radiol.* 88, 20140658.
- Alaei, P., Ding, G., Guan, H., 2010. Inclusion of the dose from kilovoltage cone beam CT in the radiation therapy treatment plans. *Med. Phys.* 37, 244-248.
- Alvarado, R., Booth, J.T., Bromley, R.M., et al., 2013. An investigation of image guidance dose for breast radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14, 4085. 103
- Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Czajka, J., Moore, C., 2007. Imaging doses from the Elekta synergy x-ray cone beam CT system. *Br. J. Radiol.* 80, 476-482.
- Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., et al., 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac. Radiol.* 28, 245-248.
- Araki, K., Patil, S., Endo, A., et al., 2013. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose area product. *Dentomaxillofac. Radiol.* 42, 20120362.
- Bai, M., Liu, B., Mu, H., et al., 2011. The comparison of radiation dose between C-arm flatdetector CT(DynaCT) and multi-slice CT(MSCT): a phantom study. *Eur. J. Radiol.* 81, 3577-3580.
- Balter, S., Hopewell, J.W., Miller, D.L., et al., 2010. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology* 254, 326-341.
- Barrett, J.F., Keat, N., 2004. Artifacts in CT: recognition and avoidance.

- Radiographics 24, 1679-1691.
- Berris, T., Perisinakis, K., Papadakis, A.E., et al., 2013. Comparison of methods for assessing geometric efficiency on multi-detector CT scanners. *Phys. Med.* 29, 312-322.
- Blaickner, M., Neuwirth, J., 2013. Measurements of occupational and patient exposure as well as image quality for two C-arms. *Radiat. Prot. Dosimetry* 155, 451-458.
- Bogdanich, W., 2009. Radiation overdoses point up dangers of CT scans. *New York Times*, 16 October 2009, p. A13.
- Bogdanich, W., 2010. Afterstroke scans, patients face serious health risks. *New York Times*, 1 August 2010, p. A1.
- Boone, J.M., Shah, N., Nelson, T.R., 2004. A comprehensive analysis of DgNCT coefficients for pendant-geometry cone-beam breast computed tomography. *Med. Phys.* 31, 226-235.
- Boone, J.M., Kwan, A.L.C., Seibert, J.A., et al., 2005. Technique factors and their relationship to radiation dose in pendant geometry breast CT. *Med. Phys.* 32, 3767-3776.
- Boone, J.M., 2009. Dose spread functions in computed tomography: a Monte Carlo study. *Med. Phys.* 36, 4547-4554.
- Bornstein, M.M., Scarfe, W.C., Vaughn, V.M., et al., 2014. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 29(Suppl.), 55-77.
- Braak, S.J., van Melick, H.H.E., Onaca, M.G., et al., 2012. 3D cone-beam CT guidance, a novel technique in renal biopsy - results in 41 patients with suspected renal masses. *Eur. Radiol.* 22, 2547-2552.
- Brenner, D.J., 2010. Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans. *Radiat. Res.* 174, 809-815.
- Brown, J., Jacobs, R., Levring Ja" ghagen, E., et al., 2014. Basic training requirements for the use of dental CBCT by dentists: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology. *Dentomaxillofac. Radiol.* 43, 20130291.
- Cadet, J.V., 2010. CT Makers get Five FDA Recommendations, due to Overdose Controversy. *Clinical Innovation+Technology*. Providence, RI. Available at: <http://www.clinical-innovation.com/topics/ehr-emr/ct-makers-get-five-fda-recommendations-due-overdose-controversy> (last accessed 5 May 2015).

- California Senate Bill SB1237, 2010. An act to add Sections 115111, 115112, and 115113 to the Health and Safety Code, relating to public health. Available at: [http://www.leginfo.ca.gov/pub/09-10/bill/sen/sb\\_1201-1250/sb\\_1237\\_bill\\_20100929\\_chaptered.html](http://www.leginfo.ca.gov/pub/09-10/bill/sen/sb_1201-1250/sb_1237_bill_20100929_chaptered.html)(last accessed 5 May 2015).
- Cheng, H.C., Wu, V.W., Liu, E.S., et al., 2011. Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 80, 291-300.
- Chodick, G., Bekiroglu, N., Hauptmann, M., et al., 2008. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. *Am. J. Epidemiol.* 168, 620-631.
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M.M., Sim, K.H., et al., 2010. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 76, 826-834.
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M., Minamoto, A., et al., 2012. Radiation-induced eye lens changes and risk for cataract in interventional cardiology. *Cardiology* 123, 168-171.
- 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.
- Cucinotta, F.A., Manuel, F.K., Jones, J., et al., 2001. Space radiation and cataracts in astronauts. *Radiat. Res.* 156, 460-466.
- Daly, M.J., Siewerdsen, J.H., Moseley, D.J., et al., 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med. Phys.* 33, 3767-3780.
- Day, R., Gorin, M.B., Eller, A.W., 1995. Prevalence of lens changes in Ukrainian children residing around Chernobyl. *Health Phys.* 68, 632-642.
- DIN, 2013. Image Quality Assurance in Diagnostic X-ray Departments - Part 161: RöV Acceptance Testing of Dental Radiographic Equipment for Digital Cone-beam Computed Tomography. Berlin: Deutsches Institut für Normung.
- DIN, 2014. Image Quality Assurance in Diagnostic X-ray Departments - Part 15: RöV Constancy Testing of X-ray Installations for Dental Radiographic Equipment for Digital Cone-beam Computed Tomography. Berlin: Deutsches Institut für Normung.

- De Vos, W., Casselman, J., Swennen, G.R.J., 2009. Cone-beam computerized tomography(CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 38, 609-625.
- Dijkstra, M.L., Eagleton, M.J., Greenberg, R.K., et al., 2011. Intraoperative C-arm conebeam computed tomography in fenestrated/branched aortic endografting. *J. Vasc. Surg.* 53, 583-590.
- Ding, G., Duggan, D., Coffey, C., 2008. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med. Phys.* 35, 1135-1144.
- Ding, G., Coffey, C., 2009. Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 73, 610-617.
- Ding, G., Munro, P., 2013. Radiation exposure to patients from image guidance procedures and techniques to reduce the imaging dose. *Radiother. Oncol.* 108, 91-98.
- Dixon, R.L., Boone, J., 2010a. The CTDI Paradigm: a Practical Explanation for Medical Physicists. *Image Wisely*. Reston, VA: American College of Radiology, 2010. Available at: <http://www.imagewisely.org//media/ImageWisely%20Files/Medical%20Physicist%20Articles/IW%20Dixon%20Boone%20CTDI%20Paradigm%202.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Dixon, R.L., Boone, J., 2010b. Cone beam CT dosimetry: a uniEed and self-consistent approach including all scan modalities - with or without phantom motion. *Med. Phys.* 37, 2703-2718.
- Domienik, J., Brodecki, M., Carinou, E., et al., 2011. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiat. Prot. Dosimetry* 144, 442-447.
- EC, 2011. Proposal for a Council Directive Laying Down Basic Safety Standards for Protection Against the Dangers Arising from Exposure to Ionising Radiation. European Commission, Brussels. Available at: <http://ec.europa.eu/energy/en/topics/nuclearenergy/radiation-protection> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2012a. Radiation Protection No. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2012b. Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of

- Medical Radiological Equipment Used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/162.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2014. Radiation Protection No. 174: European Guidelines on Medical Physics Expert. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/174.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Ejima, K., Shoda, M., Yagishita, D., et al., 2010. Image integration of three-dimensional conebeam computed tomography angiogram into electroanatomical mapping system to guide catheter ablation of atrial fibrillation. *Europace* 12, 45-51.
- Faccioli, N., Foti, G., Barillari, M., et al., 2010. Finger fractures imaging: accuracy of conebeam computed tomography and multislice computed tomography. *Skeletal Radiol.* 39, 1087-1095.
- Fahrig, R., Fox, A.J., Lownie, S., et al., 1997. Use of a C-arm system to generate true threedimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *Am. J. Neuroradiol.* 18, 1507-1514.
- Fahrig, R., Holdsworth, D.W., Lownie, S., et al., 1998. Computed rotational angiography: system performance assessment using in-vitro and in-vivo models. *Proc. SPIE 3336, Medical Imaging 1998: Physics of Medical Imaging*, 305.
- Fahrig, R., Dixon, R., Payne, T., et al., 2006. Dose and image quality for a cone beam C-arm CT System. *Med. Phys.* 33, 4541-4550.
- Fiorella, D., Turk, A., Chaudry, I., et al., 2014. A prospective, multicenter pilot study investigating the utility of flat detector derived parenchymal blood volume maps to estimate cerebral blood volume in stroke patients. *J. Neurointerv. Surg.* 6, 451-456.
- Fraser, J., Reed, M., 2013. Appropriateness of imaging in Canada. *Can. Assoc. Radiol. J.* 64, 82-84.
- Gayou, O., Parda, D.S., Johnson, M., et al., 2007. Patient dose and image quality from megavoltage cone beam computed tomography imaging. *Med. Phys.* 34, 499-506.
- Grasruck, M., Suess, C., Stierstorfer, K., et al., 2005. Evaluation of image quality and dose on a flat-panel CT-scanner. *Proc. SPIE 5745*, 179-188.

- Grimmer, R., Oelhafen, M., Elstrøm, U., et al., 2009. Cone-beam CT image reconstruction with extended z range. *Med. Phys.* 36, 3363-3370.
- Gupta, R., Grasruck, M., Suess, C., et al., 2006. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur. Radiol.* 16, 1191-1205.
- Gupta, R., Cheung, A.C., Bartling, S.H., et al., 2008. Flat-panel volume CT: fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics* 28, 2009-2022.
- He, W., Huda, W., Magill, D., et al., 2010. Patient doses and projection angle in cone beam CT. *Med. Phys.* 37, 2359-2368.
- Hendrick, R.E., Pisano, E.D., Averbukh, A., et al., 2010. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial. *AJR Am. J. Roentgenol.* 194, 362-369.
- Herrnsdorf, L., Söderberg, M., 2013. A method to characterize the radiation output from a cone beam O-arm using a device for dose and dose profile scanning measurement. *Proc. SPIE 8668, Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*, 86682Q.
- Hirsch, E., Wolf, U., Heinicke, F., et al., 2008. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accutomo in different fields of view. *Dentomaxillofac. Radiol.* 37, 268-273.
- Hodez, C., Griffaton-Taillandier, C., Bensimon, I., 2011. Cone-beam imaging: applications in ENT. *Eur. Ann. Otorhinolaryngol. Head Neck Dis.* 128, 65-78.
- HPA, 2010a. Health Protection Agency Recommendations for the Design of X-ray Facilities and Quality Assurance of Dental Cone Beam CT(Computed Tomography) Systems. HPARPD-065. Health Protection Agency, Chilton.
- HPA, 2010b. Health Protection Agency Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT(Computed Tomography) Equipment. HPA-CRCE-010. Health Protection Agency, Chilton.
- IAC, 2012. The IAC Dental CT Standards for Dental/Maxillofacial Computed Tomography (CT) Practice Accreditation Using Cone Beam Technology. Ellicott City, MD: Intersocietal Accreditation Commission. Available at: <http://www.intersocietal.org/dental/standards/>

- IAC\_DentalCT\_Standards.pdf (last accessed 5 May 2015).
- IAEA, 1996. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA Safety Series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 1999. Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation. IAEA Safety Guide RS-G-1.3. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2004. Individual Monitoring. IAEA-PRTM-2(Rev.1). International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2010. New Era in CT Scanning. International Atomic Energy Agency, Vienna. Available at: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/News/new-era-ct-scanning.htm> (last accessed 5 May 2015).
- IAEA, 2011a. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam CT Scanners. IAEA Human Health Reports No. 5. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2011b. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA Human Health Series 19. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1-3).
- ICRP, 1997. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. Ann. ICRP 27(1).
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30(4).
- ICRP, 2000b. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. Ann. ICRP 30(2).
- ICRP, 2004. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93. Ann. ICRP 34(1).
- ICRP 2007a. Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102. Ann. ICRP 37(1).
- ICRP, 2007b. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2-4).
- ICRP, 2007c. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37(6).
- ICRP, 2009. Education and training in radiological protection for diagnostic and interventional procedures. ICRP Publication 113. Ann.

- ICRP 39(5).
- ICRP, 2010. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department. ICRP Publication 117. Ann. ICRP 40(6).
- ICRP, 2012. ICRP statement on tissue reactions/early and late effects of radiation in normal tissues and organs - threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41(1/2).
- ICRP, 2013. Radiological protection in cardiology. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1).
- ICRU, 2010. Prescribing, recording, and reporting intensity-modulated photon-beam therapy (IMRT). ICRU Report 83. J. ICRU 10, 1-106.
- ICRU, 2012. Radiation dose and image quality assessment in computed tomography. ICRU Report 87. J. ICRU 12, 1-149.
- IEC, 2006. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 26: Constancy Tests - Imaging Performance of Computed Tomography X-ray Equipment. IEC 61223-2-6 ed. 2.0. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2010. Medical Electrical Equipment - Part 2-44: Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC-60601-2-44 ed. 3.0, Amendment 1; 62B/804/CD. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2011. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 3-5: Acceptance Tests - Imaging Performance of Computed Tomography X-ray Equipment. IEC 61223-3-5 ed. 1.0. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2012. Electromedical 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. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IPEM, 2004. Guidance and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations. Report 88. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- IPEM, 2005. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. Report 91. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.

- Jaffray, D.A., Drake, D.G., Moreau, M., et al., 1999. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 45, 773-789.
- Jaffray, A.D., Siewerdsen, J.H., 2000. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med. Phys.* 27, 1311-1323.
- Kalender, W.A., Beister, M., Boone, J.M., et al., 2012. High-resolution spiral CT of the breast at very low dose: concept and feasibility considerations. *Eur. Radiol.* 22, 1-8.
- Kan, M.W., Leung, L.H., Wong, W., et al., 2008. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 70, 272-279.
- Kawata, Y., Niki, N., Kumazaki, T., 1996. Measurement of blood vessel characteristics for disease detection based on cone beam CT images. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 43, 3348-3354.
- Kim, S., Sopko, D., Toncheva, G., et al., 2011. Radiation dose from 3D rotational x-ray imaging: organ and effective dose with conversion factors. *Radiat. Prot. Dosimetry* 150, 50-54.
- Kim, D.W., Chung, W.K., Yoon, M., 2013. Imaging doses and secondary cancer risk from kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Health Phys.* 104, 499-503.
- Klein, B.E., Klein, R., Linton, K.L., et al., 1993. Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. *Am. J. Public Health* 83, 588-590.
- Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., et al., 2009. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 36, 4197-4212.
- Korreman, S., Rasch, C., McNair, H., et al., 2010. The European Society of Therapeutic Radiology and Oncology-European Institute of Radiotherapy(ESTRO-EIR) report on 3D CT-based in-room image guidance systems: a practical and technical review and guide. *Radiother. Oncol.* 94, 129-144.
- Kouno, T., Araki, F., Nakaguchi, Y., et al., 2013. Dose distribution from kV-cone beam computed tomography in image-guided radiotherapy. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 69, 753-760.
- Koyama, S., Aoyama, T., Oda, N., et al., 2010. Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an

- anthropomorphic phantom. *Med. Phys.* 37, 4298-4306.
- Kroes, M.W., Busser, W.M.H., Futterer, J.J., et al., 2013. Assessment of needle guidance devices for their potential to reduce fluoroscopy time and operator hand dose during Carm cone-beam computed tomography-guided needle interventions. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 24, 901-906.
- Kry, S.F., Salehpour, M., Followill, D.S., et al., 2005. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 62, 1204-1216.
- Kwok, Y.M., Irani, F.G., Tay, K.H., et al., 2013. Effective dose estimates for cone beam computed tomography in interventional radiology. *Eur. Radiol.* 23, 3197-3204.
- Kyriakou, Y., Kalender, W., 2007. Efficiency of anti-scatter grids for flat-detector CT. *Phys. Med. Biol.* 52, 6275-6293.
- Kyriakou, Y., Richter, G., Dorfler, A., et al., 2008a. Neuroradiologic applications with routine C-arm flat panel detector CT: evaluation of patient dose measurements. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 29, 1930-1936.
- Kyriakou, Y., Deak, P., Langner, O., et al., 2008b. Concepts of dose determination in flatdetector CT. *Phys. Med. Biol.* 53, 3551-3566.
- Kyriakou, Y., Kolditz, D., Langner, O., et al., 2011. Digitale Volumentomografie(DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT(MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden. Verfahren* 183, 144-153.
- Lange, J., Karellas, A., Street, J., et al., 2013. Estimating the effective radiation dose imparted to patients by intraoperative cone-beam computed tomography in thoracolumbar spinal surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 38, E306-E312.
- Levitt, M.R., Cooke, D.L., Ghodke, B.V., et al., 2011. 'Stent view' flat-detector CT and stentassisted treatment strategies for complex intracranial aneurysms. *World Neurosurg.* 75, 275-278.
- Lindfors, K.K., Boone, J.M., Nelson, T.R., et al., 2008. Dedicated breast CT: initial clinical experience. *Radiology* 246, 725-733.
- Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L., et al., 2006. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac. Radiol.* 35, 219-226.

- Ludlow, J.B., Ivanovic, M., 2008. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 106, 106-114.
- Mail, N., Moseley, D.J., Siewerdsen, J.H., et al., 2009. The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. *Med. Phys.* 36, 22-32.
- Manarey, C.R.A., Anand, V.K., 2006. Radiation dosimetry of the FluoroCAT scan for realtime endoscopic sinus surgery. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 135, 409-412.
- McCullough, C.H., 2005. Automatic exposure control in CT: are we done yet? *Radiology* 237, 755-756.
- Michel, M.S., Ritter, M., Wertz, H., et al., 2014. Theuorological Dyna-CT: ex vivo feasibility study of interventional cross-sectional imaging in the endourological operation room. *World J. Urol.* 32, 277-280.
- Miller, D.L., Vañó, E., Bartal, B., et al., 2010. Occupational radiation protection in interventional radiology: a joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 21, 607-615.
- Michell, M.J., Iqbal, A., Wasan, R.K., et al., 2012. A comparison of the accuracy of filmscreen mammography, full-field digital mammography, and digital breast tomosynthesis. *Clin. Radiol.* 67, 976-981.
- Miracle, A.C., Mukherji, S.K., 2009a. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 30, 1088-1095.
- Miracle, A.C., Mukherji, S.K., 2009b. Conebeam CT of the head and neck, Part 2: clinical applications. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 30, 1285-1292.
- Morant, J.J., Salvadó, M., Hernández-Girón, I., et al., 2013. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac. Radiol.* 42, 92555893.
- Mori, S., Endo, M., Nishizawa, K., et al., 2005. Enlarged longitudinal dose profiles in conebeam CT and the need for modified dosimetry. *Med. Phys.* 32, 1061-1069.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., et al., 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.* 8, 1558-1564.
- Nakashima, E., Neriishi, K., Minamoto, A., et al., 2006. A reanalysis of

- atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis. *Health Phys.* 90, 154-160.
- NCRP, 1995. Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation. NCRP Report No. 122. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2000. Radiation Protection for Procedures Performed Outside the Radiology Department. NCRP Report No. 133. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2005. Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities. NCRP Report No. 147. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2010. Radiation Dose Management for Fluoroscopically Guided 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, Arlington, VA.
- NEMA, 2013. New MITA Smart Dose Standard Enhances Dose Optimization and Management in CT Equipment. National Electrical Manufacturers Association, Arlington, VA. Available at: <http://www.nema.org/News/Pages/New-MITA-Smart-Dose-Standard-Enhances-Dose-Optimization-and-Management-in-CT-Equipment.aspx> (last accessed 5 May 2015).
- Neriishi, K., Nakashima, E., Minamoto, A., et al., 2007. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiat. Res.* 168, 404-408.
- Niklason, L.T., Christian, B.T., Niklason, L.E., 1997. Digital tomosynthesis in breast imaging. *Radiology* 205, 399-406.
- Ning, R., Chen, B., Yu, R., et al., 2000a. Flat panel detector-based cone beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans. Med. Im.* 19, 949-963.
- Ning, R., Colbeth, R.E., Chen, B., et al., 2000b. Real time flat panel detector-based volume tomographic angiography imaging: detector

- evaluation. Proc. SPIE 3977, Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging, 396.
- Nottmeier, E.W., Pirris, S.M., Edwards, S., et al., 2013. Operating room radiation exposure in cone beam computed tomography-based, image-guided spinal surgery. *J. Neurosurg. Spine* 19, 226-231.
- O'Connell, A., Conover, D.L., Zhang, Y., et al., 2010. Cone-beam CT for breast imaging: radiation dose, breast coverage, and image quality. *AJR Am. J. Roentgenol.* 195, 496-509.
- Orth, R.C., Wallace, M.J., Kuo, M.D., 2008. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 19, 814-820.
- Packard, N.J., Abbey, C.K., Yang, K., et al., 2012. Effect of slice thickness on detectability in breast CT using a prewhitened matched filter and simulated mass lesions. *Med. Phys.* 39, 1818-1830.
- Padovani, R., Le Heron, J., Cruz-Suarez, R., et al., 2011. International project on individual monitoring and radiation exposure levels in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 144, 437-441.
- Paul, J., Jacobi, V., Farhang, M., et al., 2013a. Radiation dose and image quality of x-ray volume imaging systems: cone-beam computed tomography, digital subtraction angiography and digital fluoroscopy. *Eur. Radiol.* 23, 1582-1593.
- Paul, J., Mbalisike, E.C., Vogl, T.J., 2013b. Radiation dose to procedural personnel and patients from an x-ray volume imaging system. *Eur. Radiol.* 23, 3262-3270.
- Pauwels, R., Theodorakou, C., Walker, A., et al., 2012a. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. *Dentomaxillofac. Radiol.* 41, 583-593.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., et al., 2012b. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur. J. Radiol.* 81, 267-271.
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Bosmans, H., et al., 2013. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* 24(Suppl. A100), 94-99.
- Pauwels, R., Zhang, G., Theodorakou, C., et al., 2014. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *Br. J. Radiol.* 87, 20130654.
- Pisano, E.D., Gatsonis, C., Hendrick, E., 2005. Diagnostic performance of

- digital versus film mammography for breast-cancer screening. *N. Engl. J. Med.* 353, 1773-1883.
- Podnieks, E.C., Negus, I.S., 2012. Practical patient dosimetry for partial rotation cone beam CT. *Br. J. Radiol.* 85, 161-167.
- Popescu, S., Stierstorfer, K., Flohr, T., et al., 2005. Design and evaluation of a prototype volume CT scanner. *Proc. SPIE* 5745, 600-608.
- Poplack, S.P., Tosteson, T.D., Kogel, C.A., et al., 2007. Digital breast tomosynthesis: initial experience in 98 women with abnormal digital screening mammography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 189, 616-623.
- Pouliot, J., Bani-Hashemi, A., Chen, J., et al., 2005. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 61, 552-560.
- Psychogios, M.N., Buhk, J.H., Schramm, P., et al., 2010. Feasibility of angiographic CT in peri-interventional diagnostic imaging: a comparative study with multidetector CT. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 31, 1226-1231.
- Racadio, J.M., Babic, D., Homan, R., et al., 2007. Live 3D guidance in the interventional radiology suite. *AJR Am. J. Roentgenol.* 189, W357-W364.
- Ramdhian-Wihlm, R., Le Minor, J.M., Schmittbuhl, M., et al., 2012. Cone-beam computed tomography arthrography: an innovative modality for the evaluation of wrist ligament and cartilage injuries. *Skeletal Radiol.* 41, 963-969.
- Rastegar, N., Eckart, P., Mertz, M., 2002. Radiation-induced cataract in astronauts and cosmonauts. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 240, 543-547.
- Rehani, M.M., 2013. Challenges in radiation protection of patients in the 21st Century. *AJR Am. J. Roentgenol.* 200, 762-764.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. *BMJ.* 320, 593-594.
- Rehani, M.M., Ortiz López, P., 2006. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions - keeping them under control. *Int. J. Cardiol.* 109, 147-151.
- Rehani, M., Frush, D., 2010. Tracking radiation exposure of patients. *Lancet* 4, 376, 754-745.
- Rehani, M.M., Frush, D.P., 2011. Patient exposure tracking: the IAEA

- smart card project. *Radiat. Prot. Dosimetry* 147, 314-316.
- Rehani, M.M., Vañó, E., Ciraj-Bjelac, O., et al., 2011. Radiation and cataract. *Radiat. Prot. Dosimetry* 147, 300-304.
- Rehani, M.M., Srimahachota, S., 2011. Skin injuries in interventional procedures. *Radiat. Prot. Dosimetry* 147, 8-12.
- Reichardt, B., Sarwar, A., Bartling, S.H., et al., 2008. Musculoskeletal applications of flatpanel volume CT. *Skeletal Radiol.* 37, 1069-1076.
- Robb, R.A., 1982. Dynamic spatial reconstructor: an x-ray video fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans. Med. Im.* MI-1, 22-23.
- Ross, W.R., Dawn, C., Fitzgerald, P., et al., 2004. Performance and Pre-clinical Results from a Flat-panel-based Volumetric CT System. Proceedings of 90th Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 28 November-3 December 2004, Chicago, IL, USA, SSG18-02.
- Roy, O.P., Angle, J.F., Jenkins, A.D., et al., 2012. Cone beam computed tomography for percutaneous nephrolithotomy: initial evaluation of a new technology. *J. Endourol.* 26, 814-818.
- Saint-Félix, D., Troussel, Y., Picard, C., et al., 1994. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys. Med. Biol.* 39, 584-595.
- Sanchez, R.M., Vañó, E., Fernández, J.M., et al., 2014. Brain radiation doses to patients in an interventional neuroradiology laboratory. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 35, 1276-1280.
- Schafer, S., Nithianathan, S., Mirota, D.J., et al., 2011. Mobile C-arm cone-beam CT for guidance of spine surgery: image quality, radiation dose, and integration with interventional guidance. *Med. Phys.* 38, 4563-4574.
- Schafer, S., Stayman, J.W., Zbijewski, W., et al., 2012. Antiscatter grids in mobile C-arm cone-beam CT: effect on image quality and dose. *Med. Phys.* 39, 153-159.
- Schueler, B.A., Sen, A., Hsiung, H.H., et al., 1997. Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical x-ray angiography system. *Acad. Radiol.* 4, 693-699.
- Schulz, B., Heidenreich, R., Heidenreich, M., et al., 2012. Radiation exposure to operating staff during rotational flat-panel angiography and C-arm cone beam computed tomography(CT) applications. *Eur. J.*

- Radiol. 81, 4138-4142.
- Seuri, R., Rehani, M.M., Kortensniemi, M., 2013. How tracking radiologic procedures and dose helps: experience from Finland. *AJR Am. J. Roentgenol.* 200, 771-775.
- Shah, A., Aird, E., Shekhdar, J., 2012. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. *Radiother. Oncol.* 105, 139-144.
- Shope, T.B., Gagne, R.M., Johnson, G.C., 1981. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* 8, 488-495.
- Sierzenski, P.R., Linton, O.W., Amis, E.S., Jr, et al., 2014. Applications of justification and optimization in medical imaging: examples of clinical guidance for computed tomography use in emergency medicine. *J. Am. Coll. Radiol.* 11, 36-44.
- Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A., 1999. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects. *Med. Phys.* 26, 2635-2647.
- Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A., 2001. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med. Phys.* 28, 220-231.
- Sistrom, C.L., Dang, P.A., Weilburg, J.B., et al., 2009. Effect of computerized order entry with integrated decision support on the growth of outpatient procedure volumes: seven-year time series analysis. *Radiology* 251, 147-155.
- Song, W.Y., Kamath, S., Ozawa, S., et al., 2008. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med. Phys.* 35, 480-486.
- Sowards-Emmerd, D., Balakrishnan, K., Wiener, J., Shao, L., Ye, J., 2009. CBCT-subsystem Performance of the Multi-modality Brightview XCT System(M09-26). *Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2009 IEEE*, p. 3053-3058.
- Spezi, E., Downes, P., Jarvis, R., et al., 2012. Patient-specific three-dimensional concomitant dose from cone beam computed tomography exposure in image-guided radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 83, 419-426.
- Stock, M., Palm, A., Altendorfer, A., et al., 2012. IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites. *Radiother. Oncol.* 102, 355-363.

- Sutton, D.G., Martin, C.J., Williams, J.R., et al., 12. Radiation Shielding for Diagnostic Radiology. British Institute of Radiology, London.
- Suzuki, S., Yamaguchi, I., Kidouchi, T., et al., 2011. Evaluation of effective dose during abdominal three-dimensional imaging for three flat-panel-detector angiography systems. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 34, 376-382.
- Theodorakou, C., Walker, A., Horner, K., et al., 2012. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br. J. Radiol.* 85, 153-160.
- Tuominen, E.K.J., Kankare, J., Koskinen, S.K., et al., 2013. Weight-bearing CT imaging of the lower extremity. *AJR Am. J. Roentgenol.* 200, 146-148.
- Tyan, Y.S., Li, Y.Y., Ku, M.C., et al., 2013. The effective dose assessment of C-arm CT in hepatic arterial embolisation therapy. *Br. J. Radiol.* 86, 20120551.
- Tzedakis, A., Damlakis, J., Perisinakis, K., et al., 2005. The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. *Med. Phys.* 32, 1621-1629.
- Vañó, E., González, L., Beneytez, F., et al., 1998. Lens injuries induced by occupational exposure in nonoptimized interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* 71, 728-733.
- Vañó, E., Kleiman, N.J., Duran, A., et al., 2010. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiat. Res.* 174, 490-495.
- Vañó, E., Kleiman, N.J., Duran, A., et al., 2013. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 24, 197-204.
- 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.
- Wang, X., 1997. Volume Tomographic Angiography. PhD thesis. University of Rochester, Rochester, NY.
- Wen, N., Guan, H., Hammoud, R., et al., 2007. Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Phys. Med. Biol.* 52, 2267-2276.
- Wielandts, J.Y., Smans, K., Ector, J., et al., 2010. Effective dose analysis of three-dimensional rotational angiography during catheter ablation procedures. *Phys. Med. Biol.* 55, 563-579.

- Wiesent, K., Barth, K., Navab, N., et al., 2000. Enhanced 3D reconstruction algorithm for Carm systems suitable for interventional procedures. *IEEE Trans. Med. Im.* 19, 391-403.
- Wintermark, M., Lev, M.H., 2010. FDA investigates the safety of brain perfusion CT. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 31, 2-3.
- Wiper, A., Katira, A., Roberts, D.H., 2005. Interventional cardiology: it's a hairy business. *Heart* 91, 1432.
- Yuan, M.K., Tsai, D.C., Chang, S.C., et al., 2013. The risk of cataract associated with repeated head and neck CT studies: a nationwide population-based study. *AJR Am. J. Roentgenol.* 201, 626-630.
- Zbijewski, W., De Jean, P., Prakash, P., et al., 2011. A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: design, optimization, and initial performance characterization. *Med. Phys.* 38, 4700-4713.
- Zhang, G., Marshall, N., Bogaerts, R., et al., 2013. Monte Carlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. *Med. Phys.* 40, 072103.