



국제방사선방호위원회 간행물 93

# 디지털 방사선의학에서 환자선량 관리

Managing Patient Dose in Digital Radiology



한양대학교  
방사선안전신기술연구센터

ICRP Publication 93

**디지털 방사선의학에서 환자선량 관리**  
**Managing Patient Dose in Digital Radiology**

ICRP 승인: 2003년 11월

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

**국제방사선방호위원회**

## 역자 서문

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

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

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

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

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

이 보고서는 디지털 방사선의학에서 방사선방호 문제를 다룬다. 디지털 방사선의료 특히, 디지털 진단방사선 기기는 근래에 빠르게 보급되고 있고 영상의 품질이 전통적 아날로그 필름에 비해 손색이 없으며, 영상 후처리기능, 편리한 전송과 전시, 보존의 편의성 등 장점으로 장차 그 보편화가 더욱 가속될 것으로 예상된다. 그러나 영상획득의 편의성에 따른 불필요한 영상의 획득 잠재성과, 픽셀의 상대적 노출로 영상을 구성하는

본질로 인해 과노출이 영상의 품질을 저하시키지 않는 특징으로 인해 방사선방호의 관점에서는 환자의 피폭을 증가시키는 경향을 보이고 있다. 특히 어느 수준까지는 노출이 증가할수록 대비가 개선되는 등 영상의 품질이 높아지므로 질병을 진단하는 의사의 입장에서는 높은 노출로 얻은 영상을 선호할 수도 있다. 장래에는 영상기기가 노출 감시기를 내장함으로써 이러한 문제는 다소 해소될 것으로 예상되지만 디지털 방사선영상의 본질과 방사선방호 관점의 특성을 이해하고 환자선량을 최적화하는 노력이 요구됨은 분명하다. 이 번역물이 이 분야 방사선방호 발전에 도움이 되기를 기대한다.

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

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

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

2006년 5월

이 재기

# 서 문

지난 몇 년간 국제방사선방호위원회(이하에서는 ICRP)는 의료에서 방사선방호와 안전에 대한 조언을 제공하는 여러 보고서를 발간해왔다. 간행물 73은 이 분야의 전반적인 총람이다. 이 보고서들은 방사선방호의 전반적인 원리들을 요약하고, 의료와 생물의학 연구에서 전리방사선의 다양한 사용에 이 원리들을 적용함에 대한 조언을 제공한다.

이 보고서들의 대부분은 일반적인 내용인데 ICRP는 어려움이 발견되는 일부 특정 상황에 대해 논의하고자 한다. 그러한 문제분야에 대한 보고서는 일상 업무에서 직접적으로 관련된 사람들이 쉽게 접근할 수 있는 형식으로 기술되어야 하며, 그러한 보고서들이 널리 파급되도록 모든 노력을 경주해야 한다.

일련의 이러한 보고서들은 1997년 9월, 영국 옥스퍼드에서 열린 ICRP 회의에서 제기되었다. 제3분과위원회의 권고에 따라 ICRP는 의료방사선 방호에서 쟁점 주제들의 보고서를 만들기 위한 여러 작업그룹을 설치했다.

몇몇 보고서들이 이미 ICRP 간행물 84, 85, 86, 87로 출간되었다. 이 보고서는 간편하고 집중된 이러한 시리즈 문서들의 연장이다. 몇몇 추가적 권고 보고서들이 준비되고 있다.

“디지털 방사선의학에서 선량관리” 작업그룹은 2001년 9월, 네덜란드 헤이그에 열린 ICRP 회의에서 발족했다. 위임사항은 방사선량의 증가시킬 수 있는 디지털 방사선의학에 특정한 방법을 검토하는 것이었다. 나아가 제조업자와 사용자에 대해 잠재적 불필요 선량을 감축할 수 있는 권고를 제공하도록 작업그룹에게 요구하였다.

작업그룹 위원은 다음과 같다.

E. Vañó (그룹장)	B. Archer	K. Faulkner
B. Geiger	R. Loose	

객원위원은 다음과 같다.

B. Bergh	H.P. Busch	J.M. Fernández
R. Gagne	M. Rosenstein	C. Sharp
M. Wucherer		

이 보고서를 준비하는 기간의 제3분과위원회 위원은 다음과 같다.

F.A. Mettler, Jr.(위원장)	J.-M. Cosset	C. Cousins
M.J. Guiberteau	I. Gusev	L.K. Harding(서기)

M. Hiraoka	J. Liniecki(부위원장)	S. Mattsson
P. Ortiz-Lopez	L.V. Pinillos-Ashton	M.M. Rehani
H. Ringertz	M. Rosenstein	C. Sharp
E. Vañó	W. Yin	

이 보고서의 목표는 위에 설명된 목적에 기여하는 것이다. 그 목적에 최대한 유용하도록 보고서 형식을 통상적 ICRP 연보와 약간 달리했다.

# 목 차

역자 서문 .....	1
서 문 .....	3
<b>디지털 방사선의학에서 환자선량 관리 .....</b>	<b>1</b>
<b>요 점 .....</b>	<b>2</b>
<b>용어와 약어 .....</b>	<b>3</b>
<b>1. 서 론 .....</b>	<b>12</b>
1.1. 이 문서의 목적 .....	13
1.2. 서론 .....	13
1.3. 역사 .....	13
1.4. 디지털 방사선의학이란 무엇인가? .....	15
1.5. 본질적 디지털 방식과 디지털 방사선의학의 차이점 .....	15
1.6. 전통적 필름의 수치화 .....	15
1.7. 단순 방사선촬영 .....	16
1.8. 디지털 형광투시 .....	17
1.9. 디지털과 비디지털 기법의 비교 .....	17
1.10. 디지털 방사선촬영에서 영상품질과 노출준위 .....	18
1.11. 디지털 방사선촬영의 기타 특성 .....	18
<b>2. 디지털 방사선의학의 환자선량과 영상품질 .....</b>	<b>20</b>
2.1. 디지털 방사선의학에서 영상품질과 환자선량의 관계 .....	20
2.1.1. 디지털 방사선촬영 .....	21
2.1.2. 디지털 형광투시 .....	23
2.2. 의료 영상작업에 필요한 영상품질 .....	25
2.2.1. 투사 방사선촬영 .....	25
2.2.2. 디지털 형광투시 .....	26
2.2.3. 영상품질 평가 절차 .....	27
2.3. 환자선량에 영향을 미치는 조치 .....	27
2.4. 환자선량과 영상품질 관리를 위한 실용적 조언 .....	28
2.4.1. 초기 설정 .....	28
2.4.2. 디지털 시스템의 운전 .....	30
2.4.3. 선량 관련 인자들의 표시와 활용 .....	36
2.4.4. 디지털 형광투시 시스템을 위한 특별 고려사항 .....	37
2.4.5. 영상 압축의 영향 .....	38

2.4.6. 진단 참고준위 .....	39
2.4.7. 실용적 조연의 점검목록 .....	40
2.5. 방사선과전문의와 방사선사에게 필요한 훈련 .....	41
<b>3. 규제 관점과 품질경영 .....</b>	<b>43</b>
3.1. 방사선 방호 원리 .....	43
3.1.1. 행위의 정당화 .....	43
3.1.2. 최적화 .....	44
3.2. 품질관리와 영상 관리 .....	45
3.2.1. 품질관리 .....	45
3.2.2. 기기성능평가 .....	46
3.2.3. 품질관리 시험 .....	47
3.2.4. 감시와 문서화 .....	48
3.3. 전기 안전 검사 .....	48
3.4. 진단 참고준위 .....	48
3.5. 디지털 영상화에서 선량준위 감사 .....	49
3.6. 결정적 상해 .....	49
3.7. DICOM 표준 .....	50
3.7.1. DICOM 표준 .....	50
3.7.2. 정보 보안 문제 .....	51
<b>4. 디지털 방사선의학에 대한 ICRP의 권고 .....</b>	<b>52</b>
<b>부록 A. 디지털 시스템의 기초와 장점 .....</b>	<b>53</b>
A.1. 서론 .....	54
A.2. 기본 용어 .....	55
A.3. 디지털 시스템의 영상 획득 과정 .....	56
A.4. 영상 처리 .....	58
A.5. 영상품질과 영상화 성능 .....	65
A.6. 통합 선량계측 도구 .....	68
<b>부록 B. 환자 선량계측: 양과 단위 .....</b>	<b>71</b>
B.1. 흡수선량 .....	71
B.2. 커마 .....	72
B.3. 평균 장기선량 .....	72
B.4. 등가선량 .....	72
B.5. 유효선량 .....	72
B.6. 선량면적곱 .....	73
B.7. 후방산란인자 .....	74

B.8. 피부선량 .....	74
부록 C. 디지털 방사선의학에서 일반 교육훈련 내용 개요 .....	75
참고문헌 .....	78

# 디지털 방사선의학에서 환자선량 관리

## ICRP 간행물 93

ICRP 승인: 2003년 11월

**요지** - 디지털기술은 방사선의학 업무를 향상시킬 잠재성뿐만 아니라 방사선을 남용할 위험 또한 내포하고 있다. 넓은 역동범위, 후처리성, 다양한 관찰 선택성, 전자적 이송 및 저장능력 등 디지털 영상화의 주요 장점들은 확실하지만, 영상품질의 저하 없이 과다노출이 발생할 수 있다. 전통적 방사선촬영에서는 과다 노출은 '검은' 필름을 만든다. 디지털시스템에서는 넓은 선량 영역에서 좋은 영상을 얻는다. 디지털 형광투시 시스템에서는 영상을 얻고 지우는 것이 매우 쉬워서, 아마도 필요 이상으로 많은 영상들을 얻는 경향이 있다.

디지털 방사선의학에서는 높은 환자선량이 일반적으로 영상품질 향상을 의미한다. 따라서 환자에게 필요 이상으로 높은 선량을 부여하는 경향이 있다. 의료 영상 업무에 따라 다른 수준의 영상품질이 필요한데, 임상적 목적을 위해 추가 이득이 없는 선량은 피해야 한다.

영상품질은 부적절한 수준의 데이터 압축이나 후처리에 의해 손상될 수도 있다. 이러한 모든 새로운 도전들은 최적화 과정의 한 부분이 되어야하며, 임상 및 기술 프로토콜에 포함되어야 한다.

디지털 영상화에 대해 현장의 진단 참고준위를 재평가해야 하며, 환자선량 변수를 운전원 제어반에 게시해야 한다. 디지털 기술들이 도입되면 빈번한 환자선량 감사가 이루어져야 한다. 디지털 방사선의학에서 영상품질과 환자선량 관리에 대한 교육이 필요하다. 디지털 방사선의학은 새로운 규정들을 필요로 할 것이고, 의료진의 새로운 도전을 유도할 것이다. 디지털 영상들이 얻기 쉽고 송신하기 편함에 따라 정당화 기준이 보장되어야 한다.

디지털시스템의 설치에는 영상화 성능과 선량 관리가 통합되는 것을 보장하기 위해 임상 전문가, 의학물리사, 그리고 방사선사가 같이 참여해야 한다. 품질 관리에도 새로운 절차와 프로토콜(영상의 시각화, 이송, 검색)이 필요하다.

**중심어** : 디지털 방사선의학에서 환자선량 관리; 선량 기록; 환자선량 감축; 후처리; 영상 압축

## 요 점

- 디지털 방사선의학에서는 영상 당 더 높은 환자선량은 일반적으로 향상된 영상 품질을 의미한다. 이것은 디지털시스템에서 필요 이상의 높은 환자선량을 사용하는 경향을 초래할 수 있다.
- 의료 촬영 업무에 따라 다른 수준의 영상품질을 요구한다. 모든 의료 촬영 업무에 대해 품질기준을 수립해야한다. 목적은 불필요한 환자선량, 즉 의도된 임상목적을 위해 추가 이득이 없는 선량을 방지하는 것이다.
- 디지털 형광투시 시스템에서 영상을 얻고 지우는 것이 매우 쉬워 필요 이상으로 많은 영상을 얻으려는 경향이 있을 수 있다. 이는 임상에 필요한 이상으로 환자를 조사시킬 것이다. 절차 프로토콜은 이 문제를 관리하는 데 적합해야 한다.
- 현장 진단 참고준위는 의료영상 획득 업무에서 환자선량을 관리하는 데 유용한 도구이다. 디지털이 아닌 영상획득 업무에 대한 진단 참고준위가 유사한 특정 디지털 영상획득 절차에 적용되지 못할 수도 있다.
- 방사선사와 의료전문가가 선량을 관리함에 도움이 되도록 운전원 제어반(중재 적절차에 대해서는 X선실 내부)에 환자선량 변수들을 전시해야한다.
- 새로운 기술을 사용하는 진단방사선 전문의, 의학물리사, 그리고 방사선사에 대해 디지털 방사선의학에서 영상품질과 환자선량 관리에 대한 기본 교육이 필요하다.
- 가까운 미래에 많은 의료시설은 필름 없이 점점 디지털 영상을 펼치고 분석하는 데 의존할 것이다. 이러한 패러다임 변화는 새로운 지침과 규정을 요구하고 품질경영 영역에서 의사와 방사선과 근무자에게 새로운 도전이 될 것이다.
- 시설이 디지털 영상획득으로 전환할 때 정당화 기준은 품질보증 프로그램을 업데이트함에서 고려할 중요 인자 중의 하나가 되어야 한다. 디지털 시스템에서는 영상을 얻고 검색하는 것이 상대적으로 쉽기 때문에 검사 수가 증가할 수 있다.

# 용어와 약어

## 디지털 용어 관련 사전

[http://www4.gartner.com/6\\_help/glossary/GlossaryR.jap](http://www4.gartner.com/6_help/glossary/GlossaryR.jap)

<http://www.highend3d.com/rosetta/>

<http://www.learn.digital.net/glossary.htm>

ACR = American College of Radiology

[www.acr.org](http://www.acr.org)

ADC Analogue-to-digital converter **A/D변환기**

디지털 기계에서 사용하기 위해 아날로그 신호를 디지털 데이터로 변환하는 장치.

AEC Automatic exposure control **자동 노출제어**

**Aliasing 에일리어징**

픽셀 간격이 영상의 공간 주파수 내용에 비해서 너무 크면 Nyquist 조건(공간 해상도 제한 참조)은 성립되지 않는다. 공간 해상도 한계를 넘는 고주파수 성분은 영상에서 인공적 저주파수 성분('에일리어징 인공물')으로 나타날 것이다. 실질적인 의미는 작은 물체들이 인공적으로 확대되어 나타나는 것이다. 최종 영상에서 실제로 큰 세부와 에일리어스된 작은 세부를 구분할 방법이 없다.

**Bit depth 비트깊이**

서로 다른 픽셀 값들의 최대 수는 종종 2의 거듭제곱으로 표시되는데(2진 코딩체계) 이는 픽셀 값들을 저장하는데 필요한 비트수와 같다. 예를 들어 4096종의 다른 픽셀 값은 12비트깊이가( $2^{12}=4096$ ) 요구된다. 주: 비트깊이는 역동범위와 관계에서 대비 해상도를 결정한다.

CCD Charge-coupled device **전하결합소자**

광 정보를 전자 정보로 변환하는 광전 장치. CCD는 주로 텔레비전 카메라와 영상 스캐너에 사용되며, 빛을 수집하여 전기 전하 축적으로 저장하는 검출기들의 배열로 이루어진다. 출력 전기 신호는 컴퓨터 코드로 변환되고 영상으로 재구성된다.

([http://www.acr.org/dyna/?doc=departments/stand\\_accred/standards/standards.html](http://www.acr.org/dyna/?doc=departments/stand_accred/standards/standards.html))에서 제공하는, ACR 표준 참조)

#### **CDRAD phantom 팬텀, 모의피폭체**

디지털 시스템의 평가에 사용한다. 영상품질과 관측자의 지각력을 테스트할 수 있다. 팬텀은 원통형 구멍들이 있는 Plexiglass 단추로 구성되어있다.

#### **Characteristic curve(gradation curve) 특성(변화) 곡선**

검출기 입구 흡수선량과 검출기 출력 신호 사이의 수학적 관계를 나타낸다. 필름 시스템의 S-자 곡선과는 대조적으로 대부분의 디지털 검출기들은 선형관계를 보인다.

#### **CR Computed radiography 전산화 방사선촬영**

카세트 내에 필름대신 저장형광판<sup>1)</sup>storage-phosphor plate을 사용하여 디지털 방사선촬영 영상을 만드는 시스템. 판을 노출시킨 다음 레이저 빔으로 스캔하여 영상으로 번역되는 디지털 정보를 얻는다.

#### **CRT Cathode ray tube 음극선관**

#### **DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine 의학영상전송규격**

방사선 영상이 어떻게 지각되고 구성될지를 설명하는 프로토콜 세트. DICOM은 제조자에 독립적이고, ACR과 미국 전자기기제조자협회National Electronic Manufacturers' Association에 의해 개발되었다. 이 표준은 디지털 의료영상장치의 점-대-점 연결을 강조한다. DICOM 3.0이 최근 버전이다.

<http://medical.nema.org>

#### **DIMOND Dose and Image Quality in Digital Imaging and Interventional Radiology**

디지털 영상화와 중재방사선에서 선량과 방사선학적 정보를 최적화하는 수단에 관한 유럽 연구 컨소시엄European Research Consortium.

[http://dbs.cordis.lu/fep/FP5/FP5\\_PROJ1\\_search.html](http://dbs.cordis.lu/fep/FP5/FP5_PROJ1_search.html)

---

1) <역주> 일본에서는 이미지플레이트(IP)라고 부른다.

## Dose 선량

방사선량(즉, 환자 또는 영상화 장치의 방사선량)을 의미하는 일반적 용어. 이 문서에서 '선량'이라는 단어는 내용이 특정 선량계측량에 고유하지 않을 때 사용한다. 내용이 분명할 때는 그 양의 이름과 기호가 사용된다.[예를 들어, 한 점에서의 흡수선량(D), 장기나 조직의 흡수선량( $D_T$ ), 선량면적곱dose-area product(DAP), 공기 커마( $K_a$ ), 등]. 이 문서에서 사용되는 선량계측량들의 완전한 정의는 부록B에서 볼 수 있다.

## Dose index Exposure index참조

### Dynamic range(of an X-ray detector) X선 검출기의 역동범위

영상의 악화나 일그러짐 없이 영상화장치에 받아들여질 수 있는 선량의 최대치와 최소치의 비. 때로는 픽셀 값의 최대치와 최소치의 비로 역동범위를 나타내기도 한다(검출기 입구에서의 흡수선량과 픽셀 값이 선형 관계에 있을 때만 유효). 평판 검출기flat-panel detector는  $10^4$ (1부터 10000까지)의 역동범위를 가지고, 필름-스크린 시스템은 대략  $10^{1.5}$ (1부터 30까지)의 역동범위를 가진다.(Hennigs 등, 2001).

### Dynamic range(of an image or object) 영상과 사물의 역동범위

X선 검출기 입사면에 투사된 방사선장으로부터 흡수선량의 최대치와 최소치의 비. 영상의 역동범위는 주로 해부학적 영역의 특성에 의존하지만 기술적 요인들(예를 들어, 빔 선질)의 영향을 받을 수도 있다.

### DQE Detective quantum efficiency 검출양자효율

영상의 신호대잡음비(SNR)와 방사선장의 SNR을 비교하는 영상화 성능의 일반적인 설명을 위한 물리학적 접근. DQE 값 1은 이상적인 검출기를 나타낸다. DQE 값이 50%라 함은 관심 검출기가 이상적인 검출기와 동등한 SNR 충실도로 영상을 만들어내는 데에 두 배의 흡수선량이 필요함을 의미한다. DQE는 통상적으로 공간빈도수의 함수로 주어진다. 실제 검출기의 DQE도 빔 선질과 흡수선량 준위에 의존한다.

### EPR Electronic patient record 전자 환자기록

전자적 형식으로 저장된 건강관리 기록.

## **Exposure 노출**

임상적 목적으로 환자를 조사시키는 행위 또는 방사선 노출을 유용한 임상 영상으로 변환하는 장치의 조사를 가리키는 일반적인 용어.

## **Exposure index 노출지수**

형판의 흡수선량과 관련하여 사용되는 용어. 레이저 시스템으로 영상을 읽은 후 신호 히스토그램이 계산되고, 선량 준위 또는 노출지수는 픽셀 값으로부터 로그함수 관계로 결정된다.(Huda 등, 1997)

## **FDA Food and Drug Administration(in the USA) 미국 식품의약청**

## **Gradation curve (Characteristic curve 참조)**

## **Graininess 입상성**

잡음지각과 관계됨. 잡음원(양자 잡음, 전기 잡음, 고정 구조물, 확률적인 해부학적 요동 등)에 의해 겉보기에(또는 기대되는) 균질한 영역의 비균질적인 느낌.

## **Grey scale 그레이스케일, 무채색 스케일**

지각 명도 값의 명암으로서 영상 장비에 의해 생성된다. 디지털 영상의 각 픽셀 값은 명도 값으로 옮겨진다. 픽셀 값을 지각 회색조로의 최적화된 매핑을 위해서는 DICOM 표준에서 설명되는 '그레이 스케일 표준 디스플레이 함수'의 개념을 사용하여 변환해야 한다.

## **HIS Hospital information system 병원정보시스템**

환자 정보를 저장하고 검색하는데 사용되는 시스템. HIS는 실험실정보시스템 LIS과 진단방사선정보시스템RIS을 포함하거나 연결할 수 있는 통합된 컴퓨터-기반 시스템이다.

## **ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements 국제 방사선단위측정위원회**

[www.icru.org](http://www.icru.org)

## **IEC International Electrotechnical Commission 국제전자기술위원회**

<http://www.iec.ch>

### **Image matrix 영상 행렬**

영상을 구성하는 모든 픽셀 세트를 말한다. 행렬의 크기는 디지털 영상의 행과 열의 수이다 (예를 들면 1024×1024). 영상 행렬의 크기는 X선 검출기 행렬 크기와 같을 수 없다.

### **JPEG Joint Photographic Experts Group**

JPEG는 자료압축 표준이다. JPEG는 2배에서 100배까지 자료를 압축한다.  
<http://www.highend3d.com/rosetta/?cat=j>

### **Kernel 커널**

인근 픽셀들이 관심 픽셀에 미치는 영향을 정의하는 영상처리 알고리즘에서 사용되는 파라미터. 커널은 통상적으로 현재 처리되고 있는 픽셀이 중앙에 위치하는 행렬 형태로 쓴 계산 도식으로 설명할 수 있다.(예를 들면, 3×3 커널은 인접한 8개 픽셀들만의 정보가 중앙 픽셀의 정보를 재계산하는 데 사용되는 것을 의미한다).

### **LAN Local area network 근거리(통신)망**

범위가 제한된(통상적으로 건물 또는 캠퍼스 내) 소수 컴퓨터들의 통신망. 사용자들이 데이터와 컴퓨터 자원을 접근 또는 공유할 수 있도록 컴퓨터들을 연결한다.

### **LIH Last image hold 최종영상고정**

어떤 노출 시간 종료 후 마지막 얻은 영상을 계속 보여주는 투시시스템의 한 기능.

### **Lossless compression 무손실 압축**

원본 영상이 데이터 손실 없이 완전히 재구성될 수 있는 방식으로 디지털 영상을 압축하고 저장하는 방법.

### **Modality(or imaging modality) 영상화방식, 영상화기기**

자기 공명 영상, 전산화 단층영상, 초음파, 디지털 방사선 영상, 전산화 방사선 영상, 맘모그래피 등과 같은 이미징 장치를 설명하는데 사용되는 일반적인 용어.

### **MTF Modulation transfer function 변조전달함수**

정의된 크기의 물체 대비가 영상에서 얼마나 잘 보존되는지를 나타낸다. MTF

값 1은 대비가 전혀 저하되지 않음을 의미한다. MTF 값 0은 세부내용이 영상에서 더 이상 존재하지 않음을 의미한다. 통상적으로 MTF는 공간빈도수의 함수로 주어진다.(ICRU, 1986 참조)

### **Nyquist(frequency) 니퀴스트(빈도)**

아날로그 신호를 충실히 샘플링 할 수 있는 최소 빈도. 이것은 항상 샘플링 할 신호의 최대 빈도의 2배이다. 실제로는 Nyquist 빈도보다 상당히 높이 머물러 원하지 않은 인공물을 만들 가능성을 피하기 위해 더 높은 샘플링 빈도를 사용한다.

### **Nyquist condition (공간 해상도 범위 참조) 니퀴스트 조건**

### **Original image 원본영상**

장비에 특정한 모든 교정들을 거친 영상(평판검출기 또는 저장형광체 시스템에서 읽혀지는 신호)

### **PACS Picture archiving and communication system 영상저장전송시스템**

다양한 영상원으로부터 얻은 디지털 영상과 관련 환자정보를 얻고, 전송하고, 저장하고, 검색하고, 보여주며, 통신망을 통해 그러한 정보를 전달할 수 있는 시스템.

### **Pixel(picture element) 픽셀, 화소**

디지털 영상은 개별 픽셀들에 의해 만들어진다. 각 픽셀은 영상의 지정된 위치에서 영상 신호를 나타낸다. 영상이 통상적으로 사각형 모양을 이루므로 픽셀 위치는 가로와 세로 좌표에 의해 표현된다.

### **Pixel aperture 픽셀 개구**

국부적인 X선 노출을 전기적인 신호로 변환하는 모든 방법으로 구성된 X선 검출기의 물리적인 구조도 또한 '픽셀'이라 부른다. 검출기 기술에 따라 이러한 픽셀들은 모양과 크기가 다른데, 저장형광체 시스템에서는 레이저 점의 크기가 된다. 영상 신호를 구성하는 민감 영역이 전기적 신호로 전환하는데 중요한데, 이 영역을 픽셀 개구라 부른다.

### **Pixel spacing 픽셀 간격**

픽셀 개구 중심 사이 거리. 픽셀 간격은 장치의 공간 해상도 범위를 결정한다.

### **Pixel value 픽셀 값**

픽셀에 할당되는 수치 코드. 픽셀 값은 임의 스케일로 X선 검출기의 흡수선량을 나타낸다.

### **Quantisation 양자화**

기본적으로 아날로그의 연속적인 양을 이산(디지털) 수치 코드로 전환하는 것. 이산 값과 (실제의) 아날로그 값 사이의 차이를 양자화 오차라고 부르며, 낮은 대비 해상도의 달성수준을 제한한다. 양자화 오차는 양자 잡음에 기인하는 구역 신호의 변동보다 항상 상당히 낮아야 한다.

### **RAID Redundant array of independent disks 독립적 후비 디스크열**

기억장치를 만드는 표준 디스크 드라이브와 컨트롤러의 집합으로 하나의 디스크처럼 작동하면서 개별 드라이브로 가능한 이상의 성능을 제공할 수 있음.

### **Raw image(raw = read after write) Raw 영상(선기록후출력 영상)**

평판검출기 또는 저장형광체 시스템의 출력 신호. 처리되지 않았음을 강조하는 표현으로는 '생자료(raw data)'라는 용어가 종종 사용된다.

### **RIS Radiology information system 방사선의학정보시스템**

진단방사선과나 독립 영상센터의 정보처리 및 업무 요건을 지원하는 시스템

### **Sampling 샘플링**

픽셀 개구에 의해 포획된 신호를 합산함으로써 하나의 값을 할당하는 물리적인 처리. 픽셀 개구가 일정한 크기를 가짐으로써 개구보다 작은 세부는 퍼진다.

### **SCAR Society for Computer Applications in Radiology**

<http://www.scarnet.org>

### **Sharpness 선예도**

작은 세부의 재생 품질 시각적 인상

### **Signal normalisation 신호 정규화**

전시된 영상의 명도를 노출에 독립적으로 정해진 일정 수준으로 유지하는 방법으로 디지털 처리를 수행함으로써 검출기 흡수선량에 대해 영상 신호를 조정하는 것.

## SNR Signal-to-noise ratio 신호대잡음비

잡음과 영상 신호 정보의 비.

## Spatial filter 공간 필터

구조의 공간 진동수(즉, 크기)에 의존하는 해부학적 구조를 강화(또는 억제)하기 위한 영상 처리 기능. 가장 일반적인 적용은 선예 효과 증대(소위 윤곽강화)를 통해 작은 세부를 강화하는 것이다. 그 기능은 종종 다음의 두 파라미터에 의해 조절된다: (i) 강화할 크기 조절을 위한 픽셀 커널의 크기 (ii) 강화를 조절하는 크기(예를 들면 퍼센트로 표현).

공간 필터의 다른 용도는 역동범위 압축 또는 잡음의 억제(평활화) 등이다.

## Spatial frequency 공간빈도수

모든 신호는 조화 펄스(사인과 코사인)로 전개할 수 있다. 영상은 무한 수의 주기적인 사인파와 코사인파의 조합으로 해석될 수 있다. 짧은 파장(높은 공간빈도수와 대등)은 영상에서 작은 세부와 연계되는데 반해, 긴 파장(낮은 공간빈도수와 대등)은 큰 대상과 연계된다. 공간빈도수와 세부 크기 사이의 관계는 역비례관계이다. '시간 주파수(또는 시간 진동수)' 용어와 혼란을 피하기 위해서 '공간빈도수'가 사용된다. 일반적인 단위는 밀리미터 당 선쌍(lp/mm)이다.

## Spatial resolution limit 공간해상도 한계

샘플링 정리(Beutel 등, 2000)에 따르면, 신호의 빈도를 바르게 얻어내는 데는 적어도 두 샘플링 주기가 필요하다. 이는 샘플링 빈도가 X선 영상의 가장 높은 공간빈도수 성분보다 적어도 두 배가 될 것을 요구한다(Nyquist 조건 참조). 장치의 샘플링 빈도는 픽셀 간격에 의해 결정된다.

## Speed classes 속도등급

적당한 광학적 밀도(즉, 흑화도)의 영상을 얻는 데 필요한 상대적 '선량'. 속도 등급이 높을수록 주어진 광학적 밀도(즉, 영상)를 얻는 데 더 낮은 '선량'이 필요하다.

SPIE The International Society for Optical Engineering

<http://www.spie.org>

### **System gain 시스템증폭도**

영상증폭관이 밝은 영상을 제공하는 능력. 디지털 시스템에서는 증폭도는 수용할만한 방사선량으로 최적화된 영상품질을 얻기 위해 최적화되어야 할 인자의 하나이다.

### **Virtual collimation 가상 콜리메이션**

환자 또는 팬텀을 노출할 필요 없이 수치적 방법으로 X선 빔 크기를 맞추는 방법. 이 옵션은 일부 디지털 투시시스템에서 가능하다.

### **Zoom in/out 당겨보기/멀리보기**

기술적인 한계로 인해 많은 영상 장치들이 X선 검출기에 의해 생성되는 전체 영상 매트릭스를 보여주지는 못한다. 영상을 보여주는 소프트웨어는 이러한 상황을 다루기 위해 당기기 알고리즘을 제공한다. 디스플레이 영역에 영상을 맞출 때 소실되는 픽셀들이 에일리어징 인공물을 초래할 수 있는데 이 현상은 영상 처리(전시되는 부분행렬의 진동수 정보를 제한하는 조절된 공간 필터링 사용)에 의해 억제되어야 한다. 대부분의 워크스테이션은 어떠한 보간계산 없이 정확히 하나의 디스플레이 픽셀에 하나의 영상 픽셀을 나타내는 특정 '온전해상도 full-resolution' 모드('1:1 스케일')를 제공한다.

# 1. 서 론

## 요 점

- 의료 촬영은 아날로그 방식의 필름으로부터 디지털 기술로 전환됨으로써 크게 변모하고 있다.
- 비슷한 환자선량에서 현재의 디지털 검출기에 의해 제공되는 진단 정보는 전통적인 필름-스크린 시스템과 대등하거나 우월할 수 있다.
- 디지털 촬영은 필름 기술과 비교하여 현실적인 기술적 이점이 있다. 예를 들면, 넓은 대비 역동범위, 후처리 기능성, 다수 영상 보기, 그리고 전자적 전송과 검색 가능성 등이다.
- 디지털 시스템에서는 영상품질에 악영향 없이 과노출이 발생할 수 있다. 방사선의학자나 방사선사들이 과노출을 인지하지 못할 수도 있다. 전통적인 방사선 영상에서는, 과도한 노출은 '검은' 필름을 만들고 불충분한 노출은 '흰' 필름을 만들며, 두 경우 모두 대비를 감소시킨다. 디지털 시스템에서는 영상의 명도는 노출 수준에 관계없이 후처리에 의해 조정될 수 있다.
- 현재로서는 디지털 방사선의학 촬영은 필름에 기초한 촬영보다 더 비싸다. 잘 관리된다면 이 추가 비용은 더 낮은 환자선량에서도 상당히 높아지는 영상품질, 환자가 편안한 짧은 검사 시간으로 향상되는 업무 진행, 검색 요구의 감소, 그리고 원격 전문가 상담 또는 원격방사선의학 잠재력으로서 정당화될 수 있다.
- 현재 디지털 방사선촬영 시스템으로 촬영에 접근하는 두 가지 주요 기술이 있는데, 전통적인 X선 시스템의 필름 카세트에 넣는 저장형광판과 디지털 시스템 전용의 평판검출기이다.
- 디지털 투시시스템은 통상 영상증폭관 사용을 기본으로 한다. 영상증폭관 출력은 비디오카메라나 CCD(전하결합소자)에 투영되어 신호가 디지털 영상으로 변환된다. 새로운 시스템은 영상증폭관과 비디오카메라 대신 역동 평판검출기를 사용한다.
- 디지털 방사선의학 영상(방사선 촬영과 형광투시)에 의해 영상은 픽셀 행렬로 표현된다. 각 픽셀은 영상에서 개개 그레이 레벨에 해당하는 특정한 수치를 저장하는데 사용된다.

## 1.1. 이 문서의 목적

(1) 이 문서는 전통적인 필름 기반의 방사선촬영과 형광투시에 익숙한 방사선의학자, 방사선사, 의학물리학자 그리고 관심 있는 모든 사람들을 겨냥한다. 디지털 방사선의학과 형광투시의 기초 원리나 그 임상 적용을 이해하는 데에 특별한 물리학, 전자공학, 또는 컴퓨터 지식이 긴히 필요하지는 않다. 이 문서는 디지털 영상화의 장점과 단점, 방사선량 상황, 영상품질 요소, 장비 비용, 그리고 새로운 규정과 기준에 대해 논의한다. 다른 디지털 기술들, 예를 들면 전산화단층영상CT이나 디지털 감산 혈관조영술DSA은 이 문서의 범위를 벗어난다.

## 1.2. 서론

(2) 지난 10년간, 선진국에서 전통적인 형광투시법과 방사선촬영법을 디지털 영상화시스템으로 대체하는 일이 빠르게 증가해왔다. 전통적 영상 업무를 디지털 영상 획득으로 바꾸는 데는 추가적인 장치를 필요로 한다. 디지털영상의 처리, 판독, 저장 및 배포에는 다수의 컴퓨터, 디지털 네트워크, 레이저 영상화기, 그리고 영상저장전송시스템PACS을 필요로 한다. 디지털 검출기들의 넓은 역동범위는 과노출 또는 저노출에 따른 검사의 반복을 막는다. 그러나 이러한 역동범위와 후처리 능력으로 인해 과/저 노출 영상들이 여전히 진단품질일 수 있으므로 과/저노출을 발견하기 어렵게 된다. 평판검출기의 역동범위는 진단 성능의 어떠한 감소도 없이 30~50%의 선량감소를 이룰 수 있다. 또한 이러한 역동범위는 예를 들어 소아과 검사와 같은 특별한 의학적 영상화 작업을 위해 환자선량과 영상품질의 맞춤 기회를 제공한다. 나아가 디지털기술은 원격방사선의학으로 원격 진단이나 전문가 상담을 가능하게 한다.

(3) 디지털 방사선의학을 모든 나라에 추천할 수는 없다. 이 시스템을 뒷받침하는 데는 최소한의 전자공학 및 기계공학 전문수준과 하부구조가 필요하다. 습식으로 처리하는 필름 기반의 전통적 방사선의학은 간단하고, 안정적이며 현재로서는 저렴하다.

## 1.3. 역사

(4) 100년 이상 X선이 방사선 필름과 함께 의료 영상화에 사용되어 왔다. 지난 10여 년간 컴퓨터 응용의 새로운 발전이 방사선의학 영상화의 스펙트럼을 확장

하는 새로운 기술들을 육성시켰다. 자기공명영상장치MRI와 CT 분야에서 방사선 의학의 빠른 발전에도 불구하고, 아직도 폐, 뼈, 그리고 위장의 검사에서 대면적 촬영 또는 일반 필름 방사선촬영이 전체 검사의 80%를 차지하여 일상 방사선의 학에서 가장 큰 부분을 이룬다.

(5) 형광투시 시스템과 결합한 DSA가 1980년대 초에 도입된 후, 디지털 영상증폭관이 투사 방사선의학 분야에 도입되었다. 이 새로운 방법은 주로 위장의 조사와 다른 형광투시 검사에 사용되었다. 그 이후 몇 년에 새로운 방법의 명백한 이점(높은 영상품질, 낮은 환자선량 잠재력, 영상의 직접 가용성, 간단한 취급, 그리고 디지털 영상 정보 형식의 다른 이점들)으로 인해 영상증폭기 기반 시스템이 필름-스크린 기술을 거의 완전히 대체하게 되었다.

(6) 1980년대 중반에 벽 또는 탁자에 설치된 Bucky시스템과 침상 검사를 위한 새로운 디지털 기술로서 저장형광체 방사선 촬영술이 도입되었다. 초기의 상당한 기술변화, 재정적 비용, 그리고 한정된 영상품질로 인해 이 기술이 임상에 널리 적용되는 것이 1990년대 초까지 지연되었다. 오늘날은 저장형광체 기반 시스템이 디지털 투사 방사선촬영 분야에서 기본적인 역할을 하고 있다.

(7) 보다 최근에는 검출기에서 영상 정보를 직접 디지털로 등록이 가능한 평판검출기들이 개발되었다. 2000년부터 이러한 검출기들이 상용으로 가용하게 되어 일상 임상에 서서히 도입되었다. 역동적인 평판검출기들이 이미 일상 임상업무에서 영상증폭관을 대체하고 있다.

(8) 연구와 임상적용 분야의 확장이 디지털 유방촬영mammography에서 일어나고 있다. 이 시스템은 다른 디지털 시스템들보다 더 높은 공간해상도를 요구한다. 유방촬영을 위해 개발된 초기의 평판검출기 또는 저장형광체 시스템들은 mm당 5~8 선쌍의 공간 해상도를 보였다. 이 해상도는 전통적 필름-스크린 시스템보다 여전히 50% 낮다.

(9) 공간 해상도가 얻어진 데이터의 영상품질 평가에서 중요한 고려 요소이지만, 잡음 영향은 주의를 필요로 하고 예를 들어 유방촬영에서 미세 석회조직과 덩어리 검출처럼 잡음제한과 낮은 대조 영상화를 고려할 때 특히 중요하다. 획득한 데이터의 영상품질의 완전한 평가는 영상화 작업과 그레이스케일 전달, 해상도, 잡음 및 입사 방사선 노출과 같은 몇몇 기초적인 파라미터의 측정에 대해 올바른 인식을 요구한다.

## 1.4. 디지털 방사선의학이란 무엇인가?

(10) 전통적인 방사선촬영 영상은 필름의 노출과 처리에 기반을 두고 있다. 따라서 공간 해상도와 그레이 수준은 아날로그 값이다. 필름의 역동범위 또는 적정 노출범위는 필름이 만들 수 있는 최대 광학밀도에 의해 제한된다. 이러한 제한이 없는 디지털 방사선촬영과 형광투시법은 영상을 표현하기 위해 이산 수치 행렬을 이용한다.

(11) 행렬은 체스판과 같이 가로와 세로로 나누어진 정사각형 또는 직사각형 구역이다. 그림 요소에서 따와 행렬의 가장 작은 요소를 픽셀이라고 부른다. 행렬에서 각각의 픽셀 위치는 그것의 가로와 세로 수 (x,y)에 따라 형식화된다. 행렬의 각 픽셀은 보통 8~16 비트 범위의 이진수를 저장하는 데 사용된다. 8 비트는 0에서 255사이의 정수 값을 저장할 수 있고, 16 비트는 0에서 65 535사이의 값을 저장할 수 있다. 8 비트의 작은 그레이수준 범위는 초음파나 레이저 영상화장치로 필름 인쇄에서 사용된다. 디지털 형광투시법 또는 디지털 방사선촬영에는 10~14 비트가 사용된다. 이러한 수치들은 영상의 개별 그레이수준에 연계된다. 디지털 영상에서 대조는 영상의 다른 영역에서 수치픽셀 값들의 차이로 표현된다.

## 1.5. 본질적 디지털 방식과 디지털 방사선의학의 차이점

(12) 디지털 방사선촬영과 형광투시법은 필름에 기초한 영상 획득을 대체할 수 있는 새로운 기술이다. 대조적으로, CT, MRI, DSA, 단일광자방출CT/SPECT, 양전자방출 단층촬영PET와 같은 본질적 디지털 방식은 선행 아날로그 획득을 거치지 않는다. X선 투사 데이터 또는 무선 주파수 신호로부터 디지털 영상을 얻는 데는 컴퓨터가 필요하다. 수치화기digitizer를 이용해 전통적 필름을 디지털 영상으로 변환하는 것은 준디지털 방사선의학이다.

## 1.6. 전통적 필름의 수치화

(13) 전통적 필름은 수치화기를 사용함으로써 디지털 영상 형식으로 변환되어 전자적으로 저장될 수 있다. 현대 수치화기는 거의 정보손실 없이 변환하기에 충분한 공간해상도와 그레이-레벨 해상도를 제공한다. 그러나 방사선학과의 모든

영상들을 수치화기로 변환하고 저장하는 것은 권고할 수 없다. 높은 품질의 디지털화나 환자나 검사내용 색인을 바르게 디지털화하는 데는 시간과 추가적인 비용이 소요된다. 따라서 이전의 검사들을 디지털 기록(즉, PACS)으로 통합과 같은 선택된 경우에만 필름의 디지털화를 권고할만하다. 다른 이유로는 전통적 필름의 복사(만약 환자가 추가 외부 진료를 위해 병원을 떠날 때) 절감, 그리고 후처리를 위해 유방영상의 디지털화가 포함될 수도 있다. 필름 수치화기 사용은 유방촬영에서 유용하다고 입증되었다. 이 특별한 적용에서 디지털화된 데이터는 의사에게 상당한 보조자 역할을 한다.

(14) 디지털화 되지 않은 부서에서 원격 방사선의학을 위한 수치화기-기반 또는 비디오카메라-기반의 영상 획득과 같은 교육용 파일을 만들기 위해 필름 수치화기를 사용하는 것은 하나의 중요한 응용이다. 필름기반 방사선촬영 X선 시스템과 통합된 수치화기를 도입하려는 상업적 시도들이 있었지만 성공하지 못했다.

## 1.7. 단순 방사선촬영

(15) 카세트를 기반으로 하는 필름-스크린 시스템은 안정적인 기술임이 증명되었다. 이 시스템의 장점은 양질의 영상품질, 간편한 영상획득 기술, 그리고 무난한 비용이다. 반면에 좁은 역동범위, 후처리 불가능, 노출조건, 그리고 촬영한 필름을 한 장소에서만 사용할 수 있다는 단점들이 있다.

(16) 모든 디지털 방사선촬영 시스템의 주된 차이점은 영상을 얻기 위한 기술적 접근방법 즉, X선 검출의 물리적 과정이 어떻게 실현되는가 하는 차이이다. 다음 기법들이 사용 된다.

- 저장형광판(storage-phosphor) 기법
- 셀레늄-실린더 검출기
- CCD
- 직/간접 전환의 평판검출기

(17) 저장형광판은 디지털 방사선촬영에서 처음 사용된 기법이다. 저장형광판은 표준 규격을 가진 카세트 내에서 노출되므로 종래의 발생장치, X선관, 벽/탁자형 버키Bucky 시스템의 변화 없이 사용 가능하다.

(18) 1994년, 고체검출기를 흉부 방사선촬영에 응용한 셀레늄-실린더 기법이 처

음으로 도입되었다. 이것은 현대 평판검출기에 필적하는 높은 X선 검출효율을 보이지만 서있는 환자(흉부, 복부, 척추)의 검사로 사용이 제한된다.

(19) CCD 시스템은 시장 점유율이 매우 낮다. 발광스크린 영상을 CCD 카메라 혹은 장치로 기록하여 디지털 영상으로 변환한다.

(20) 디지털 방사선촬영에서 가장 최근에 개발된 것이 X선을 직/간접적으로 전기적 신호로 변환해주는 평판검출기이다. 이 검출기는 가장 높은 양자 효율, 탁월한 영상품질을 제공하며, 환자선량을 상당히 감소시킬 수 있다[적절한 품질보증 프로그램이 동반되어야한다]. 이동식 평판 디지털 방사선촬영 장치가 신생아 촬영에 대하여 평가된 바 있는데, 기존의 고전적 방사선촬영과 비교했을 때 1/4 정도의 선량을 필요로 하여 큰 선량감축이 확인되었으며, 적시의 임상적 의사결정에 필요한 빠른 영상 가용성을 보였다(Samei 등, 2003).

## 1.8. 디지털 형광투시

(21) 디지털이나 고전적 형광투시 시스템 모두가 영상증폭관 사용을 기반으로 한다(새로운 평판 시스템 제외). 기존 시스템의 경우, 영상증폭장치의 출력 스크린이 광학렌즈에 의해 필름에 투사되었다. 디지털 시스템의 경우 출력 스크린은 비디오카메라 시스템이나 CCD 카메라 위로 투사된다. 일부 시스템은 디지털 데이터 획득에 추가하여 고전적 필름이나 저장형광판 노출을 위한 카세트 수납기도 제공한다. 디지털 기능들(예. 최종영상고정LH, 가상 콜리메이션, 펄스 형광투시법, 영상 처리 등)에 의하여 환자선량이 감축될 수 있다.

## 1.9. 디지털과 비디지털 기법의 비교

(22) 전통적 방사선촬영과 비교했을 때, 디지털 방사선촬영은 디지털 검출기, 컴퓨터, 네트워크, 레이저 영상판독기, 워크스테이션, 그리고 디지털저장소와 같은 새로운 요소들을 필요로 한다. 디지털 방사선촬영을 처음 도입할 때는 작업흐름의 일부 속성을 변경할 필요가 있다. 또 다른 주요 차이점은 노출과 영상 표현의 관계이다. 고전적인 필름 기반 방사선촬영의 경우, 필름 노출과 영상의 검은색, 회색 혹은 흰색 결과 사이에 잘 알려진 관계가 존재하였다. 노출이 부족하거나 과도할 경우 결과는 대비 감소로 나타났다. 즉, '과다노출은 검은색, 불충분 노출은 흰색'으로 단순화 될 수 있다. 디지털 방사선촬영의 경우 영상의 그레이 준위

는 정규화 되고 영상의 밝기는 영상 획득 장치내의 평균 흡수선량과는 독립적으로 설정된다. 정상 수준의 흡수선량은 양질의 혹은 보통 수준의 영상을 제공하고, 흡수선량을 상당량 감소시키면 영상의 화소 잡음이 증가한다. 디지털 방사선 촬영의 또 다른 장점으로 ‘창/준위’를 이용한 밝기 조정, 확대, 후처리, 그리고 다양한 디지털 이송 등이 있다. 중요한 문제점은 과다노출이 있더라도 영상의 질이 좋기 때문에 방사선과의사나 방사선사가 인지하지 못할 수 있다는 점이다.

## 1.10. 디지털 방사선촬영에서 영상품질과 노출준위

(23) 여러 연구를 통해서 디지털과 전통적 방사선촬영의 노출수준과 영상품질을 비교하였다. 이 연구들은 방사선 노출 인자들이 동일할 경우 디지털 방사선촬영의 진단정보가 전통적인 것보다 뛰어나다고(또는 영상품질이 동일할 경우 디지털 방사선촬영의 선량이 낮다고) 결론짓고 있다. 모든 디지털 기법들은 높은 역동범위를 가지며 상당 수준의 과다노출 및 과소노출 방지 특징을 가지고 있다. 디지털 시스템의 공간 분해능은 전통적 필름-스크린 시스템의 절반 정도이지만 후처리 기법에 의하여 양질의 진단 영상품질이 확보된다.

## 1.11. 디지털 방사선촬영의 기타 특성

(24) 지난 십년간, 디지털 방사선촬영 시스템 설비는 전 세계적으로 대폭 증가하였고, 특히 병원급에서는 기존의 전통적 필름-기반 시스템을 많이 대체하였다. 디지털 방사선촬영만이 습식 화학처리에서 건식 레이저 영상판독기로 변화를 수용한다.

(25) 디지털 방사선촬영장비 사용은 방사선과의사, 방사선사, 그리고 의학물리사에 대한 특별한 훈련을 필요로 한다. 디지털시스템의 장점에도 불구하고, 감지되지 않는 환자 병리나 고유한 디지털 인공물 발생의 위험이 존재한다. 이러한 인공물 중 일부는 환자 병리로 잘못 해석되기도 한다.

(26) 디지털 영상 생성과 처리의 물리적 원리들은 특정 ‘디지털 팬텀’의 사용이나 ‘노출지수exposure index’의 예처럼 유도된 인자와 같은 새로운 접근방식을 요구한다. 서로 다른 제조사간 후처리 알고리즘이 조화를 이루어야 한다. 물리적 검출기 품질을 제어하기 위해서는 원본 영상에 접근이 필요하다.

(27) 특정 기술의 선택을 결정하는 것은 임상 환경에 의존한다. 촬영 빈도가 낮거나 보통인 소규모 병원이나 연구기관의 경우, 저장형광판 시스템이 적절하며, 융통성 있어 다목적으로 사용할 수 있는 방법이다. 평판검출기는 고가이므로 흉부 검사나 베키탁자 기반 검사가 매우 많은 경우에만 적합하다.

(28) 산업 발전은 이미 형광투시법에 사용가능한 영상 획득속도를 가진 평판검출기의 가격을 낮추었으며, 새로운 정렬 결정구조로 높은 양자 효율을 지닌 저장형광판도 곧 생산될 전망이다.

(29) 현재 디지털 방사선촬영은 필름 기반 방사선촬영보다 비싸다. 높은 비용은 새로운 디지털 기법의 다음 장점들이 고려되고 일상에 적용되면 정당화 될 수 있다. 즉, 뛰어난 영상품질 혹은 낮은 환자선량, 속도 증가로 작업흐름 개선, 원격 방사선의학과 전문가 상담, 저장 공간 축소, 환자 검사시간 단축으로 편안함 증가 등의 장점이다.

## 2. 디지털 방사선의학의 환자선량과 영상품질

### 요 점

- 디지털 방사선의학에서, 높은 환자선량은 통상 향상된 영상 품질을 의미한다. 그러나 필요 이상으로 높은 환자선량이 사용되는 경향이 있는데 이는 피해야 한다.
- 의료 영상작업에 따라 서로 다른 수준의 영상 품질을 요구한다. 모든 의료영상화 작업에 대해 품질기준이 정립되어야 한다. 목적은 불필요한 환자선량, 즉 의도한 임상 목적에 추가 편익이 없는 선량을 피하기 위한 것이다.
- 영상 품질은 적절치 않은 수준의 데이터 압축이나 후처리 기법에 의해서도 손상될 수 있고 촬영 방식에 의존한다. 데이터 압축과 후처리는 방식과 의료 영상 작업에 따라 정의되어야 한다.
- 디지털 촬영으로 획득한 미처리(unprocessed) 데이터가 사용자에게 가용해야 한다.
- 디지털 형광투시 시스템은 영상 획득과 제거가 매우 용이하다. 필요 이상의 영상을 얻는 경향이 있는데, 따라서 임상학적으로 필요한 이상으로 환자가 피폭할 수 있다. 절차 프로토콜은 이러한 문제 관리에 적절해야 한다.
- 현장 진단참고준위(DRL)는 의료 촬영업무에서 환자선량을 관리하는 유용한 도구이다. 비디지털 영상화 작업에 대한 진단참고준위는 특정한 유사 디지털 촬영 절차에 적용되지 못할 수도 있다.
- 환자선량 인자를 운전원 제어반(중재기술의 경우 X-선실 내부)에 전시하여 방사선사와 의료 전문가가 선량 관리에 참조하도록 해야 한다.
- 새로운 디지털 방식을 사용하는 방사선과의사, 의학물리사, 그리고 방사선사는 영상 품질과 환자선량 관리에 필요한 기초 교육을 받아야 한다.

### 2.1. 디지털 방사선의학에서 영상 품질(또는 진단 정보)과 환자선량의 관계

(30) 디지털 방사선의학에서, 통상 영상 품질을 결정하는 인자들(예, 잡음)은 선량(즉, 환자나 영상장비의 흡수선량)과 잘 연계된다. 디지털 검출기의 경우, 어느 정도 선량범위에서는 선량이 높을수록 영상 품질이 향상된다(예, 잡음 감소). 선량이 증가하면 신호 대 잡음비(SNR)가 개선된다(잡음도 선량과 함께 증가한다). 따라서, 특히 자동노출제어(AEC)가 일반적으로 가용하지 않은 검사(예; 침대에서 촬영)에서 선량 증가 경향이 발생할 수 있다. 영상 품질은 공간분해능과 SNR에 의존하

며, SNR은 주로 노출 수준에 의해 좌우된다. 디지털 영상의 경우 잡음은 공간분해능을 흐리게 하고, 대비를 감소시킨다(Herrmann 등, 2002)

(31) 선량이 낮으면 잡음에 따른 영상품질 저하 효과가 명백히 나타날 것이며, 따라서 인지될 가능성이 높다. 그러나 선량이 높아질 경우, 이로 인한 영상품질 저하가 없어 과노출을 인식하지 못할 것이다(FDA, 2001).

### 2.1.1. 디지털 방사선촬영

(32) 디지털 영상시스템에서, 역동범위의 증가는 과노출 혹은 노출부족을 인식하는 것을 더 어렵게 한다. 따라서 이와 같은 시스템의 초기 설정이 더욱 문제일 수 있다. 이러한 이유로, AEC 시험 프로토콜, 시험 장비(모의피폭체 포함), 그리고 X선 발생장치와 QA 프로그램의 초기 설정 변경에 대한 권고를 구비하는 것이 매우 중요하다. 디지털 영상시스템의 X선 에너지 함수로서 민감도는 교체되는 필름-스크린 영상 시스템과 차이를 보일 것이다. 이러한 경우, AEC는 반드시 다시 프로그램 되어야한다. 이러한 재프로그램밍은 현재 사용 중인 비디지털 시스템을 디지털 영상수신기를 사용하여 업그레이드하거나, X선 발생장치를 포함한 전체 시스템을 디지털 영상시스템으로 재설치할 때에도 적용된다.

(33) 그림 2.1과 2.2는 선량과 잡음 수준이 매우 차이 나는 두 개의 임상영상을 보여준다. 그림 2.3은 서로 다른 선량에서 시험용 물체의 영상을 보여준다.

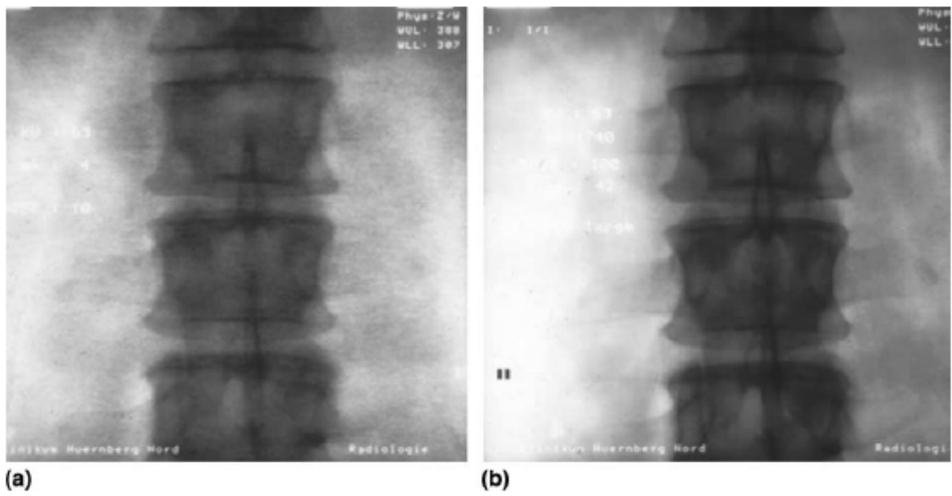


그림 2.1. 요추의 디지털 영상. 형광투시 시스템: 상대 선량 (a) 10% (b) 100%. 이 보고서의 그림은 R. Loose, E. Vano, J.M. Fernandez과 B. Geiger의 승낙을 받음.

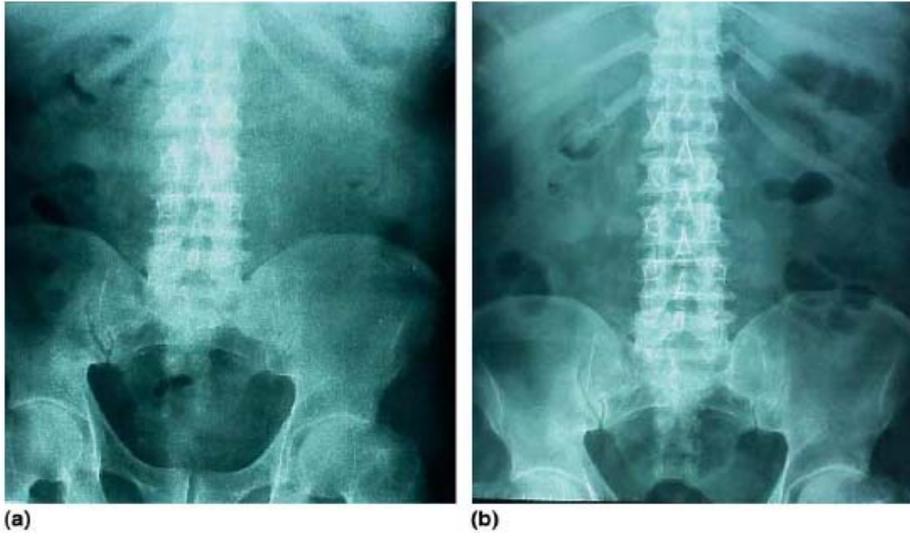


그림2.2. (a) 상대 노출지수 1.15, 영상에 잡음이 매우 많다. (b) 상대 노출지수 1.87, 충분한 품질의 영상.

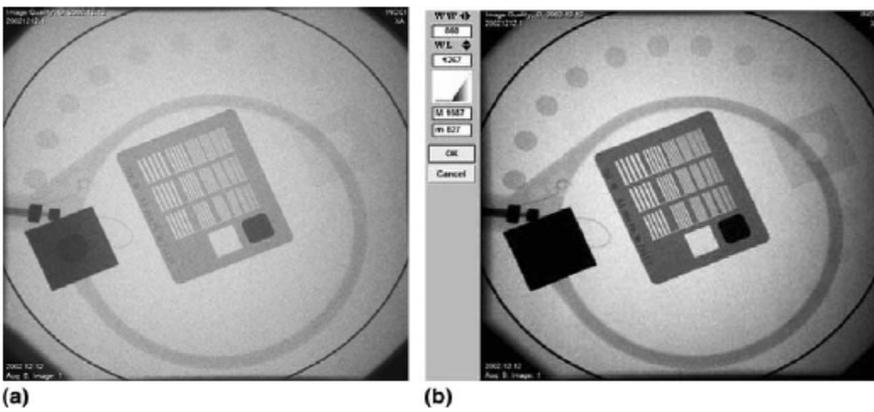


그림2.3. Siemens Axiom Artis. (a) 저선량 모드 형광투시법, 20 cm PMMA(polymethyl methacrylate), 13 uGy/fr(입사 PMMA) (b) cine 정규 모드, 20 cm PMMA, 177 uGy/fr (입사 PMMA).

(34) 디지털 검출기의 넓은 역동범위는 영상의 품질저하 없이 검출기 흡수선량 또는 환자의 입사부위 선량의 범위가 넓어질 수 있다. 선량이 높을 때, 영상이 '검게' 변하는 전통적 필름-스크린 시스템에는 그렇지 않다. 전산화 방사선촬영 시스템은  $10^4$ 배까지 방사선조사량에 대해 선형반응을 보인다(Huda 등, 1997).

(35) 디지털 검출기에서도 과도한 선량은 신호 포화와 영상 일부분의 품질(진단 정보) 손실을 유발할 수 있다(그림2.4 참조). 이러한 현상은 그러한 과도한 선량이 사용되었을 때 흉부 영상의 폐 부분에서 쉽게 관찰된다(그림2.5). 이러한 경우, 원본 영상 데이터가 가용하면 재촬영을 피할 수 있다.



그림 2.4. 어깨 통증 진단. (a) 가성 뼈용해pseudo osteolysis와 폐의 검은 구멍이 있는 것처럼 보이는 과노출 영상. (b) 정확한 노출. 저장형광관, Agfa: ADC70.

(36) 이러한 명백한 포화 현상은 전형적 선량보다 4배 또는 5배 정도만 높으면 발생할 수 있다(예를 들어 흉부 검사에서 AEC 오용에 의한 결과). 이는 공장에서 설정한 후처리 기준에 기인할 가능성이 있다. 이는 사용자-정의 후처리를 통해 불필요한 재촬영을 막기 위해서, 원본 영상을 일정기간 보존할 필요성을 강조한다.

## 2.1.2. 디지털 형광투시

(37) 디지털 형광투시 검사에서는 전통적 방식처럼 카세트나 필름 교환기를 사용할 필요가 없기 때문에, 다량의 영상을 얻는 것은 매우 용이하다. 게다가, 임상

진단을 향상시킬 기대로 검사 당 다수의 노출이 이루어짐에 따라 많은 영상을 선택할 수 있다. 이러한 모든 일련의 관행은 환자의 흡수선량을 높인다. 진단정보(영상의 숫자와 영상품질)와 환자선량 간에는 직접적인 관계가 존재한다.

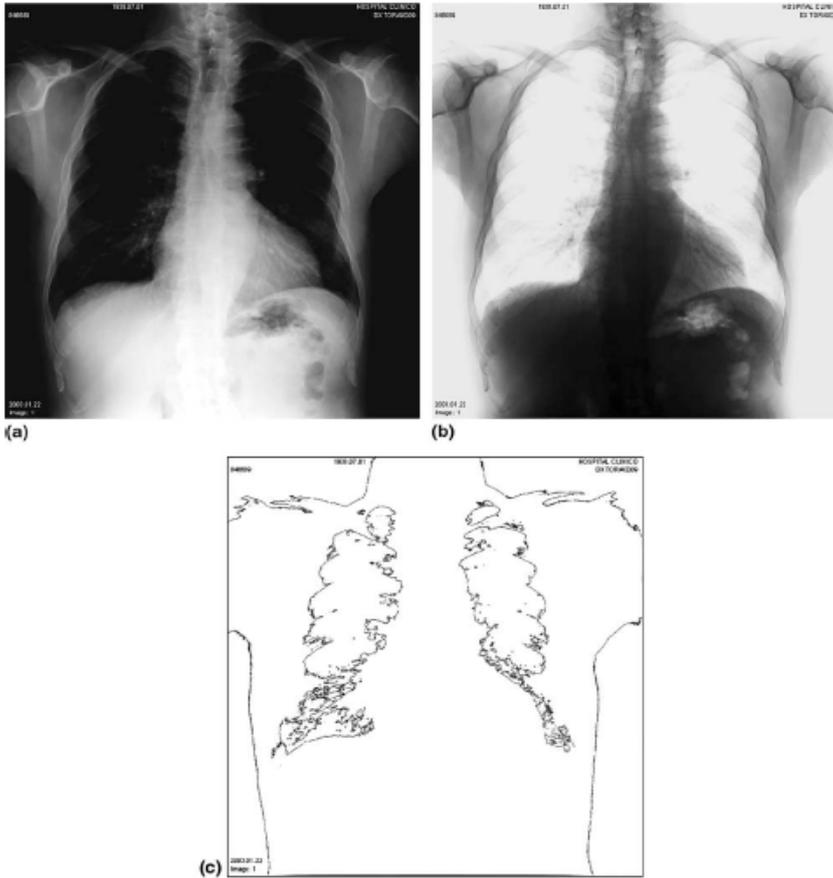


그림 2.5. (a) 흉부 LL(측면)로 획득한 흉부 PA 영상. 평판검출기, 125 kV, 6.2 mAs, 0.54 mGy(환자 입사선량이 필요보다 4배 높음). AEC 중심셀 사용. 폐 부분에 포화 영상을 볼 수 있다. (b) 그레이스케일을 반전한 동일한 영상. (c) 동일한 영상. 픽셀 내용 99%의 등고선. 일부 폐 영역은 어떠한 진단정보를 제공할 수 없게 포화되었다. 결과적으로 재촬영했다.

(38) Axelsson 등(2000)은 상부 위장 검사 시, 일부 디지털 형광투시 센터들이 검사 당 노출회수가 평균 68회에 달한다는 결과를 제시하였다. 전통 시스템을 사용하는 센터들의 경우 검사 당 평균 노출회수는 16회이다.

(39) 영상자료의 즉각 가용성과 새로운 영상을 쉽게 얻을 수 있다는 점이 특정 방사선 검사의 총 영상수를 증가시키는 결과를 가져오며, 따라서 수반되는 방사선 피폭을 증가시킨다. 디지털영상 시스템의 사용 용이성으로 인해 발생하는 이러한 문제들을 훈련자료, 현장 훈련 계속교육에서 적시해야 한다.

(40) 디지털 기법에 대한 영상품질 기준을 설정하고, 검사 당 얻을 영상의 합당한 수도 포함해야 한다. 적절한 환자선량 관계량과 검사 당 노출 수가 기록된다면, 진단참고준위는 방사선량 최적화에 유용한 수단이 될 수 있다.

(41) 또한, 디지털 형광투시의 경우 검사결과를 PACS로 전송하기 전에 무용한 영상의 삭제가 용이하나, 거부 분석reject analysis이나 환자선량 감사를 수행하는 것을 어렵게 만든다. 심지어 이러한 영상들이 PACS로 보내져도 무용한 영상의 수를 감사하는 것은 쉽지 않으며, 가능하다 하여도 시간 소모적이다.

## 2.2. 의료 영상작업에 필요한 영상품질(또는 진단 정보)

### 2.2.1. 투사(단순) 방사선촬영

(42) 모든 의료 영상화작업이 동일한 수준의 영상품질과 진단정보를 요구하는 것은 아니다. 각각의 영상작업에 대하여, 진단 혹은 영상품질에 있어서 분명한 편익이 존재하지 않는 과도한 선량을 방지하기 위한 기준이 설정되어야 한다. 예를 들어 골절 추적에는 그 진단에서와 동일한 수준의 영상품질이 필요하지 않다. 일상적인 추적 연구, 불안정성 평가 또는 정형외과 측정의 경우, 디지털 기법을 적용하면 방사선량이 전통적 필름-스크린(속도 400) 기법과 비교했을 때 75% 까지 감소시키는 것으로 나타났다(Strotzer 등, 1998).

(43) 처음에는 전통적 방사선촬영의 품질기준에 대한 기존 지침(CEC, 1996)을—비록 기준의 일부(특히 영상의 대비 수준과 관련된 기준들)는 디지털 촬영과 관련성이 적지만— 디지털촬영에 적용할 수 있다. 이 지침은 해부학적 기준과 더불어 속도와 필름-스크린 조합에 관련된 일부 지시도 제공한다. 이 기준이 디지털 시스템의 환자선량 초기 설정에도 적용될 수 있다(그러나 이후 기준을 디지털 촬영에 대해 최적화해야 한다).

(44) DIMOND 프로젝트를 통하여(용어풀이와 3.7절 참조) 디지털 방사선 촬영

시 영상품질과 환자선량관리를 위한 영상품질의 3단계 수준(즉 고, 중, 저품질)을 설정하였다(Busch, 2003; Busch 등, 2003). 특정 영상 기법에 대하여, 상대 '선량' 값(필름-스크린 영상획득에서 속도등급 400, 800, 1600에 해당하는 값) 각각의 영상품질 수준에 배정하였다. 속도등급의 수치가 높을수록 환자선량은 낮다.

(45) 높은 수준, 중간 수준 혹은 낮은 수준의 영상 품질을 요구하는 임상 영상작업의 예들을 표2.1에 제시하였다(Busch, 2003).

(46) 평판검출기, 저장형광판(즉 CR) 그리고 필름-스크린 영상기법 간의 비교 연구로 얻은 영상품질 분류 결과와 '선량' 배정의 예를 표2.2에 나타내었다.

표2.1. 높은 수준, 중간 수준 또는 낮은 수준의 영상 품질을 요구하는 임상 영상화작업 (Busch, 2003)

임상 문제	영상품질	설명
일차 뼈 종양	높음	병변을 구분해 낼 수 있는 영상
감염이나 종양 지시가 없는 만성 요통	중간	퇴행성 변화는 일반적이며 특징적이지 않다. 젊은 환자(예; 20세 이하, 척추전위증 등)나 고령 환자(예, 55세 이상)에 주로 사용
폐렴 성인: 추적	낮음	제담 등 확인. 제담이 늦을 수 있으므로 10일보다 짧은 간격으로 재검사하는 것은 유용하지 않음(특히 고령 환자).

표2.2. 영상 품질의 수준(괄호 안 숫자는 속도 등급을 나타냄)

높음	중간	낮음
평판검출기 (400)	평판검출기 (800)	평판검출기 (1600)
저장형광판 (200/400)	저장형광판 (400)	저장형광판 (800)
필름-스크린(200)	필름-스크린(400)	필름-스크린(800)

## 2.2.2. 디지털 형광투시

(47) 형광투시와 획득한 영상을 모두 사용하는 복잡한 검사를 하는 동안 영상 품질 요건이 절차 전체를 통해 동일하지는 않다. 다양한 형광투시 모드와 다양한 범위의 확대배율을 활용할 수 있다. 모드에 따라 환자선량에 차이가 난다. 확대

모드 또는 고선량 모드는 절차의 일부(예: 협착을 정량화할 때)에만 필요하다.

(48) 일련의 영상을 획득하는 과정에서 사용자는 영상품질과 영상 당 방사선량에 대해 여러 가지를 선택할 수 있다. 영상 당 선량은 10배(요구되는 영상품질에 좌우됨)까지 차이가 날 수 있다. 따라서 선량관리 프로토콜과 지침이 매우 중요하다. 프로토콜은 원하는 진단정보를 획득하였다면 계획한 일련의 촬영을 멈추는 요건을 포함해야 한다.

(49) 진단참고준위는 환자선량 관리에 유용하고 실질적인 도구로 권고되어왔다(ICRP, 1996, 2001b). 형광투시 검사의 경우, DRL 결정시 영상의 숫자와 투시 시간을 고려하는 것이 도움이 된다(Vañó, Gonzalez, 2001; Vano 등, 2001).

### 2.2.3. 영상품질 평가 절차

(50) 영상 품질을 평가하는 첫 단계는 시험 모의피폭체와 관련 소프트웨어를 활용하는 것이다. 특수한 시험 모의피폭체를 이용하여 영상품질 평가를 위한 주요 물리적 인자들(공간분해능, 문턱 대조, 잡음, 검출 양자효율 등)을 평가할 수 있다.

(51) 물리적 인자들의 평가만으로는 임상 영상 획득 조건을 최적화함에 불충분하다. 수신기 작동특성 연구가 최적조건을 찾기 위한 더 확실한 방법이다(Launders 등, 2001).

(52) 통상 경험 많은 방사선과의를 활용한 해부학적 계수 기준을 이용하여 임상 영상 품질을 평가한다. 디지털 방사선의학에서 영상 품질에 기여하는 인자(예: 감시기 유형, 영상 취급 숙련도 등)가 여럿이므로 이 방법이 필요하다. 따라서 영상 품질의 평가는 새로운 시스템이나 소프트웨어가 임상에 사용되기 전에 수행되어야 한다.

## 2.3. 환자선량에 영향을 미치는 조치

(53) 표2.3에 영상 품질과 환자선량에 영향을 미칠 수 있는 조치들과 그로 인한 영향을 평가하여 요약하였다.

표2.3. 환자선량을 증가시키거나 감축하는 조치

조치	환자선량에 미치는 영향	영상품질 혹은 진단정보에 미치는 영향
<b>일반 사항(투사촬영projection과 투시)</b>		
영상에서 잡음 인식의 감소(즉, 신호 대 잡음비 인지의 감소)	증가	향상
상당 수준 잡음 감소(일부 영역에서 검출기의 포화) (예. 흉부 영상의 폐)	증가	악화, 재촬영
명백하게 유용하지 않은 영상에 대한 판독대 또는 워크스테이션에서의 영상삭제 <sup>a</sup>	증가	일부 유용한 정보 손실 가능 반복 노출제어 어려움
불충분한 모니터 사용 환경(Kunz와 Busch, 2000) (예: 밝기와 대비 부족, 불충분한 공간분해능, 등)	증가	정보손실
워크스테이션의 영상 시각화 성능 향상(창과 준위, 반전, 확대 등)	감소	동일 영상에서 더 많은 정보를 획득할 수 있음
후처리 시 발생하는 문제, 수치화기, 프린터, 하드 디스크 문제(그림2.6~2.13 참조), 영상 획득 도중 발생하는 전력공급장치 결함, 네트워크 문제 등.	증가	간헐적인 영상손실 및 재촬영
부적절한 인식이나 기타 사유에 의해 네트워크 또는 PACS에서 영상 손실(Smith, Berlin, 2001)	증가	재촬영
부정확한 디지털 후처리에 의해 발생한 인공물에 기인하는 가상 병변 또는 잘못된 병리 발생(Hennigs 등, 2001) <sup>b</sup> (그림2.4. 참조)	영향 무	정보 손실, 재촬영필요
PACS 저장 영상의 (간헐적인)후처리 불가	증가	영상 재분석 불가 재촬영 가능
서로 다른 후처리기법 사용(반복촬영을 피하기 위해)	감소(재촬영을 회피)	향상
이전에 촬영된 영상을 보기위한 PACS의 용이한 접속과 원격방사선의학의 허용(Bergh 등, 2000)	감소	향상
절차 수의 정당화되지 않은 증가를 위해 디지털 방사선의학을 사용함(Reiner 등, 2000)	증가	필수적이지 않은 정보 제공
X선 시스템 제어반에 선량 지시기 설치	감소 <sup>c</sup>	특정한 효과 없음
<b>투사촬영 고유사항</b>		
부적절한 교정이나 자동노출시스템의 오용 및 미 사용 허용	증가	영상품질 하락, 재촬영 필요
질이 낮은 저장형광판 사용(그림2.14~2.17)	재촬영으로 선량증가	영상품질 손실, 재촬영 필요

표2.3. (계속)

조치	환자선량에 미치는 영향	영상품질 혹은 진단정보에 미치는 영향
촬영 당 영상수 감소(예: 요추 영상 회피) <sup>p</sup>	감소	불변
적절한 튜브 전압사용(Launer 등 2001 참조), 일반적으로 디지털 시스템을 위한 올바른 방사선촬영기법 정립	감소	영상품질이 약간 떨어지거나 개선됨
일부 재촬영을 피하기 위한 워크스테이션 상의 후처리 가능성(또한 방사선사)	감소	개선
<b>투시촬영 고유사항</b>		
디지털 형광투시촬영시 촬영 당 영상수 증가(Partan 등, 2001)	증가	개선
공간분해능 향상을 위한 확대기법 사용(영상증폭장치나 평판검출기를 이용한 좁은 조사야 촬영)	피부선량 증가시킬 수 있음	개선
고선량 형광투시촬영이나 고선량 디지털영상획득 방식 사용	증가	개선
가상 콜리메이션 사용	감소	개선될 가능성 높음
펄스 형광투시촬영	감소시킬 수 있음	효과 없음, 간헐적이고 부분적인 진단정보 손실

PACS: picture archiving and communication system, 영상저장전송체계

- X선시스템이나 방사선의학 정보시스템에 선량등록체계가 있을 경우, 어떤 영상이 삭제되었는지, 그리고 그 기본적 선량정보를 알 수 있다.
- 일부 구조의 시각을 개선하기 위한 후처리는 거짓-양성false-positive 진단의 증가를 유발할 수 있다.
- 반복을 피할 수 있으며, 방사선촬영 기법의 최적화에 도움을 줄 수 있다.
- 적절히 후처리하게 될 경우, 필름-스크린 촬영기법에서 일상 행해지는 추가 촬영 없이, 기존의 영상으로부터 더 많은 정보를 획득할 수 있다(예. 요추 촬영 시 요추골 이음부lumbosacral junction의 투시).(Weatherburn과 Bryan, 1999).

(54) 다음은 선량감소 및 영상품질 향상의 구체적인 예들이다.

- Strotzer 등(2002)은 평판검출기를 사용하여 흉부방사선촬영 선량을 33%까지 감소시킬 수 있음을 보였다.
- Fink 등(2002)은 평판검출기를 사용하여 흉부영상 획득 시 기존의 속도200 필름-스크린 영상시스템에 비하여 선량이 50% 감소된 결과를 보고하였다.
- Herrmann 등(2002)은 평판검출기를 사용하여 흉부촬영에 의한 선량을 50%까지 감소시킬 수 있음을 보였다.

- Hennigs 등(2001)은 넓은 영역의 실리콘 평판검출기를 사용하는 디지털 흉부 방사선촬영 시스템을 흉부의 해부학적 영상을 제공하는 전통적 방사선촬영과 비교하였다. PA 촬영의 경우, 말초허파맥관과 그레이스케일 차이가 거의 없는 허파문hilum을 제외한 전반적인 영역에서 디지털 시스템이 대체로 뛰어난 영상을 제공하였다. 측방촬영의 경우, 기관지, 늑골횡격동costodiaphragmatic recess, 그리고 허파문 영역 영상품질이 낮은 것으로 평가되었다. 흉골후방과 심장후방 폐 영역의 영상품질은 높게 평가되었다.

(55) 검출기 기술과 시설의 기준체계 차이 때문에 종종 선량감소를 직접적으로 비교하는 것이 불가능하기도 하다.

## 2.4. 환자선량과 영상품질 관리를 위한 실용적 조언

### 2.4.1. 초기 설정

(56) 새로운 디지털 시스템을 임상행위에 처음 도입할 때, 영상품질과 환자선량 간의 최적의 균형을 이룰 수 있도록 시스템을 설정해야 한다. Launders 등(2001)은 흉부촬영에 대한 최적의 튜브 전압범위를 선택하는 방법론 예들을 발표하였다. 일부 비정질 셀레늄 기반의 X선 시스템들은 흉부촬영에 대해 다른 시스템에 대한 일반적인 권고 관전압 150 kV보다 낮은 관전압 범위(90~110 kV)에 최적화되어 있다.

(57) CR의 경우, 제작사가 과피폭에 대한 안전조치로 노출지수(용어풀이의 '선량지수dose index'참조)를 제공하고 있지만 권고 값의 근거는 불분명하다. Peters와 Brennan(2002)은 특정 CR 시스템에 대한 지침으로 이동식 전산화 흉부방사선 촬영에서 방사선 피폭을 최소화하기 위한 최적 노출지수를 수립하고, CR 제작사가 제공하는 지침 및 현재 관행과 비교하였다. Rill 등(2003)은 발견된 결과들을 임상에 활용할 목적으로 3종의 상용 CR시스템을 비교하였다.

### 2.4.2. 디지털 시스템의 운전

(58) 검사 당 피폭 횟수(즉, 획득한 영상 수)와 영상품질 수준은 임상적 영상 작업이 요구하는 수준으로 제한되어야 한다. 후처리의 장점은 창과 준위의 조정, 수치적 확대, 그레이스케일 반전 등을 통해 추가 정보를 추출할 수 있다는 것이

다. 후처리는 일부 필름-스크린 방사선촬영에서 자주 수행되는 추가 촬영을 방지할 수 있다.

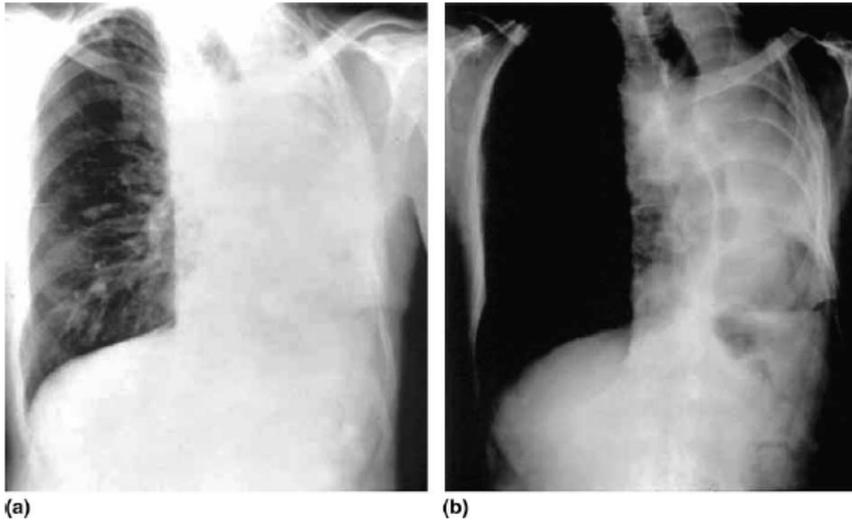


그림2.6. 허파절제술 환자의 원본영상을 후처리한 두 영상 (a) 폐 조직 (b) 가슴종격.

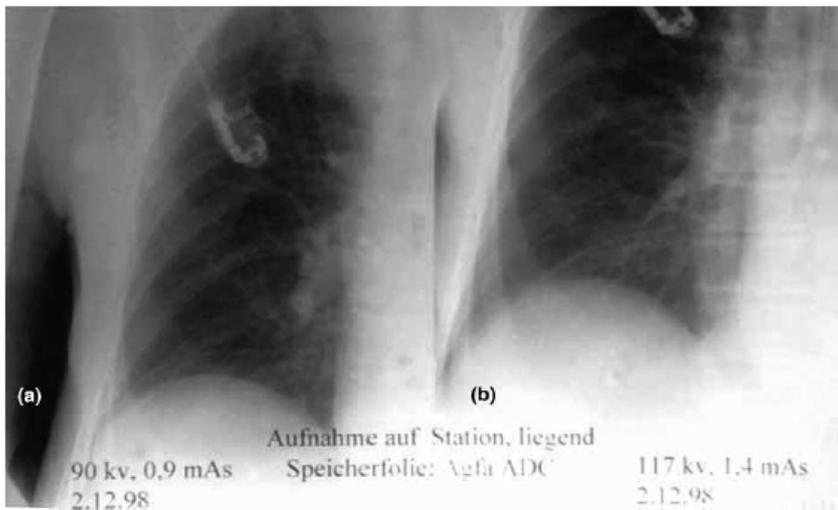


그림2.7. 침상 디지털 방사선촬영 (ADC70) (a) 그리드 사용안함, 90 kV, 0.9 mAs, 특수 후처리 (b) 그리드 사용, 117 kV, 1.4 mAs, 표준 후처리. 50% 이상의 상대적인 선량 감소.

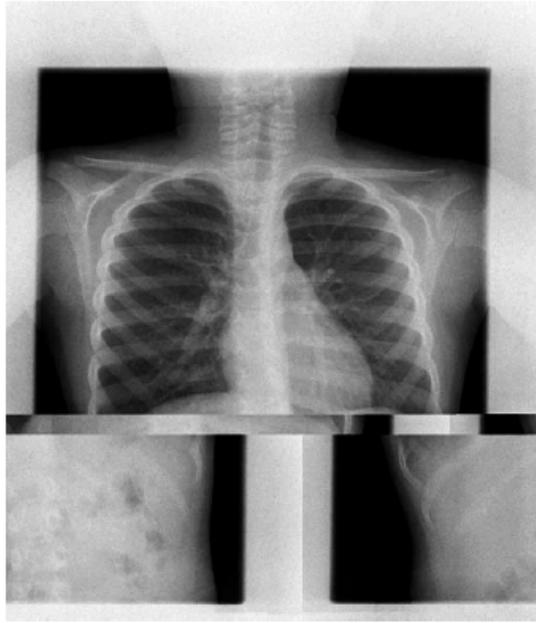


그림2.8. PACS에 기록 중 하드디스크 문제가 발생한 경우. 영상의 여러 부분이 결합되어 불완전한 영상을 얻게 됨.



그림2.9. 수치화기 문제. 수평방향 인공물 발생.

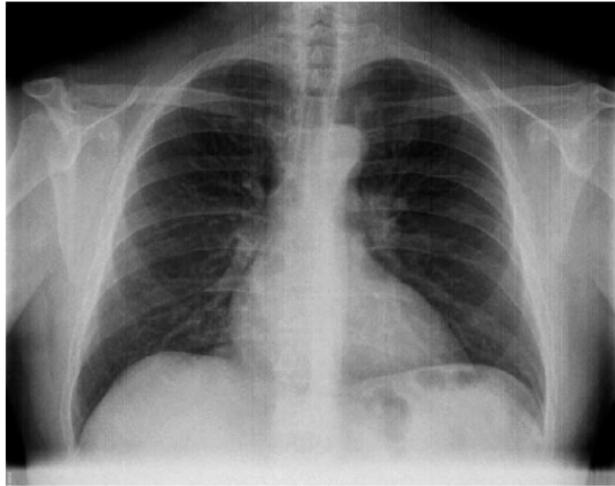


그림2.10. 수치화기 문제. 수직방향 인공물 발생.



그림2.11. 수치화기 문제. 수평방향 인공물 발생.



그림2.12. 수치화기 문제. 영상 하단의 포화현상.



그림2.13. 흉부 영상의 인쇄 오류.

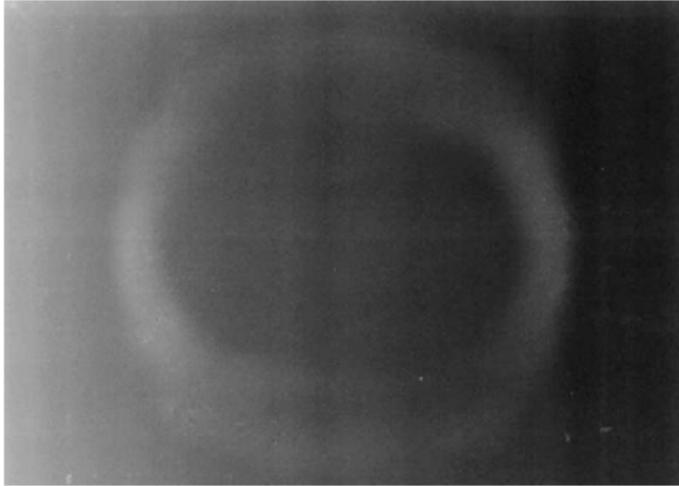


그림2.14. 저장형광관의 인공물.

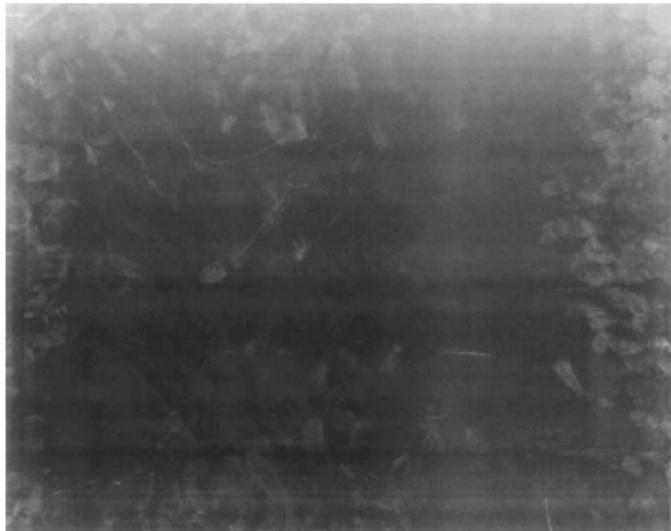


그림2.15. 저장형광관 오사용. 열특제거 불가.



그림2.16. 저장형광관 훼손.

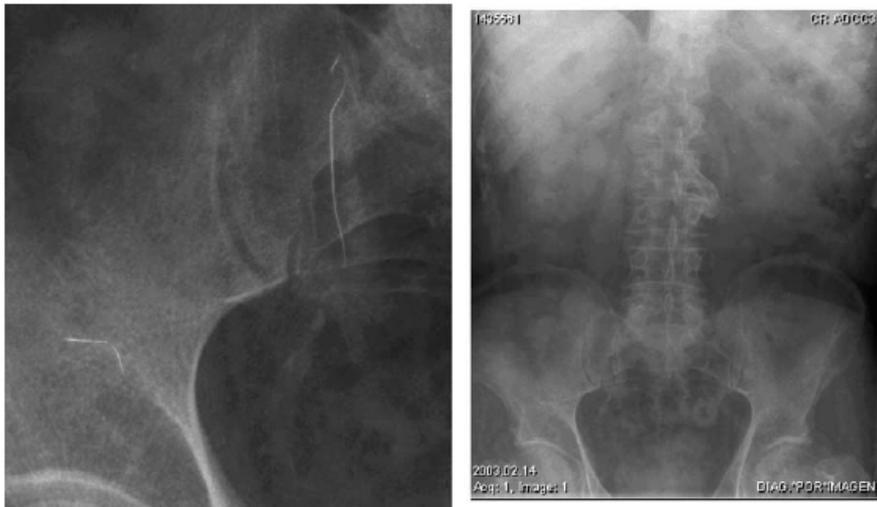


그림2.17. 저장형광관 훼손.

### 2.4.3. 선량 관련 인자들의 표시와 활용

(59) 환자선량 지표가 운전제어반에(중재방사선 절차에서는 X선실 내부) 표시되면, 이는 방사선사, 방사선과의사 그리고 의학물리사가 준비된 프로토콜에 따라

환자선량을 관리하는 데 도움이 될 것이다.

(60) 일부 디지털시스템은 노출지수(용어정리 참조)를 제공한다(예: 선행 시각모니터에 칼라코드로 제시). 노출지수는 운전자에게 검출기 흡수선량이 정상 범위(예: 녹색 혹은 파란색)에 있는지, 아니면 너무 높은 범위(붉은색)에 있는지를 알려준다. 이 지수는 유용한 교육 및 품질 관리 도구이지만, 노출지수와 환자선량이 직접적인 관계에 있지는 않다. 현재는 제조업체들마다 다양한 방식으로 노출지수를 산출하고 있는데, 표준화된 방식이 확립된다면 유용할 것이다.

(61) 선량 데이터(예를 들어 제어 패널에 보기 쉽게 표현된 값)의 실시간 수집은 DRL과의 비교를 가능케 하며, 선량 관리를 용이하게 해주고 환자가 과도하게 피폭하는 것을 방지하는 데 도움이 된다(Vano 등, 2002). 또한 모든 환자의 개별 선량 기록의 자동적인 편집을 용이하게 할 수 있으며, 특정 기관에서 수행하는 환자선량 소급 감사를 위한 데이터를 제공한다(Mosser 등, 2002).

(62) 표2.4는 환자선량 데이터에 대한 여러 디지털 기법의 현황 및 향후 기대되는 발전상황을 제시하였다.

표2.4. 환자선량 데이터에 대한 디지털 기법의 현재 현황 및 향후 발전기대 상황

디지털 기법	현재 사용가능한 것	향후 발전기대
전산화 방사선촬영술	선량 또는 노출지수	방사선촬영 기술, 환자선량 평가 및 환자 데이터의 결합. RIS에 저장.
디지털 방사선촬영술	방사선촬영기술, 환자 데이터와 환자선량 평가	DICOM 머릿글header로부터 자동 정보추출. RIS에 저장.
형광투시술	방사선촬영 기술, 방사선장 기하학 및 노출계 열 당 선량 인자	방사선투시 정보. 온라인 피부선량 지도 및 DICOM 머릿글로부터 자동 정보추출. RIS에 저장.

RIS:방사선의학 정보 시스템radiology information system; DICOM: 의학영상전송규격Digital Imaging and Communications in Medicine

## 2.4.4. 디지털 형광투시 시스템을 위한 특별 고려사항

(63) 디지털 형광투시 시스템의 경우, 영상 검출기에서 다양한 조사야 크기와 형

광투시(통상 저, 중, 고 선량률 모드) 및 영상 획득(때때로 4단계 수준까지의 영상품질과 선량)에 다양한 운전 모드가 가용하다. 때때로 운전 모드는 제조자 설정(또는 최초운영 설정) 후처리 알고리즘이나 기하학적 설정(C-arm 방향, 집속, 초점-피부 또는 초점-영상검출기 사이 거리 등)과 결합하여 사용된다. 나아가 서비스 기사가 이러한 운전 모드를 사용자 필요에 따라 다양한 형태의 필터, 펄스율 모드, 펄스 당 선량 등을 조합하여 조정할 수 있다. 방사선과의사는 이러한 설정들을 주지하여 절차를 최적화할 수 있도록 해야 한다.

(64) 환자선량을 감축할 수 있는 기술에는 (i) 조사 이전 콜리메이션(가상 콜리메이션); (ii) 구리 혹은 탄탈륨 필터를 이용한 빔 고도여과 (iii) 특정 촬영 부위의 차등 흡수를 보상하기 위한 반투명 여과 (iv) 투시촬영에서 관심영역ROI 기법 등이 포함된다.

(65) 펄스형 형광투시는 환자선량 감축 잠재력이 있다. 그러나 서비스 기사는 펄스 당 선량, 펄스 폭, 초당 펄스수를 맞추고, 펄스 간격을 채우기 위해 앞 데이터를 이용하여 구성해야 한다. 이러한 작업은 각각의 촬영에 대해서 적절한 영상 품질을 제공하며, 중요하게는 선량 감축을 달성할 것이다. 일부 시스템의 경우, 검사 유형의 필요에 따라 사용 가능한 피폭모드가 프로그램화 될 수도 있다.

(66) 시설에서 최적 운전조건을 선택하기 위하여, 운전조건의 모든 가능한 선택 사양과 함께 의학물리사와 서비스 기사의 도움을 받는 것이 필수적이다.

(67) 일부 디지털시스템은 중재방사선 절차로 사용될 것이다. 이 경우에는 피부상해와 같은 결정적 영향이 더 중요할 것이다. 환자 피부선량 관리 지침은 이 보고서에는 자세히 기술하지 않는다. 간행물 85(ICRP, 2001b)에 형광투시를 이용한 중재방사선 절차에 대한 권고사항들을 제공하고 있다.

(68) 디지털 형광투시 시스템의 실내in-room 운전에서 직원의 방사선방호도 매우 중요하다. 영상획득 중에 산란 방사선 선량률이 형광투시 때보다 더 높다. 요구되는 획득 영상 수가 증가하는 경향이 있다면, 직원의 선량도 동시에 증가하기 쉽다.

## 2.4.5. 영상 압축의 영향

(69) 영상 압축은 PACS에 저장된 영상품질에 영향을 주며, 영상을 사용하기까

지 걸리는 시간(네트워크를 통한 전송 속도)을 변화시키는 중요한 요소가 될 수 있다(Bergh와 Felix, 1999). 압축 수준이 너무 높으면 영상품질 손실이 발생할 수 있고 결과적으로 일부 촬영의 반복을 요구하며 이로 인하여 환자는 추가 선량을 받게 된다(Tuinenburg 등, 2000).

(70) 필요한 영상품질과 조화를 이루는 압축 수준은 촬영방식(CR, 평판검출기, 디지털 형광투시 등)과 검사 종류에 크게 의존한다. 따라서 적당한 압축 수준은 각 의료기관의 네트워크 하부구조와 사용 가능한 하드웨어를 고려하여 촬영방식마다 설정해야 한다.

(71) Slone 등(2003)은 투시필름 또는 음극선관CRT를 사용하여, 디지털 흉부촬영 영상을 인지되는 수준의 영상품질 손실 없이(시각적 무손실 문턱 이하) 기본해독이 가능한 수준으로 압축할 수 있는지 여부를 연구하였다. 이들은 온전 크기의 디지털 흉부 영상을 JPEG를 이용하여 10:1 또는 20:1로 압축하고 재구성했을 때, 필름이나 CRT 디스플레이가 기초 해독을 위한 판독 거리에서 시각적으로 손실이 없다는 결론을 얻었다. 10:1 압축의 경우, 근접 검사에서도 시각적 손실이 없었다.

(72) 영상을 다른 병원으로 배포하여 일반 컴퓨터 모니터 상에서 검토한다면, 높은 수준으로 압축하는 것이 가능하다. 이로써 전송속도를 크게 높일 수 있다. 고도압축 영상은 진단 목적이 아니라 2차 의견이나 참고 목적으로만 다른 의료기관에 배포될 수 있다. 진단 목적으로 배포한다면 특별 품질보증 프로그램을 수행할 필요가 있다. 압축 수준이 너무 높으면(예: 컴퓨터 모니터에서 보기 위해), 영상이 원본 정보를 모두 갖지 못할 수도 있음을 인식하는 것이 요긴하다.

## 2.4.6. 진단 참고준위(DRL)

(73) 디지털 방사선의학의 경우, 환자선량을 증가시키므로써 영상품질을 개선하는 것이 상대적으로 용이하다. 결과적으로 환자선량이 필요한 수준 이상으로 높은 방향으로 이동하는 경향이 있다. 이러한 이유로 품질보증 프로그램의 일환으로 환자선량 평가가 필름-스크린 방사선의학보다 더 높은 빈도로 시행되어야 한다.

(74) 비디지털 영상화업무의 DRL은 유사한 디지털 영상 절차에 적용되지 않을 수도 있기 때문에, 필름-스크린 기법을 디지털 기법으로 대체할 경우 현장 DRL

의 재평가를 반드시 수행해야 한다.

## 2.4.7. 실용적 조건의 점검목록

(75) 디지털 방사선의학에서 환자선량 관리를 위한 실용적 조건의 유용한 점검 목록은 다음과 같다.

- 임상에 새로운 디지털 시스템을 도입할 경우, 영상품질과 환자선량이 최고의 조화를 이루도록 시스템을 설정해야 한다.
- 불필요한 영상을 워크스테이션에서 삭제함을 억제하고, 주기적으로 통계적 거부율 분석을 수행한다.
- 워크스테이션의 성능(후처리 기능, 영상을 보여주는 모니터의 옵션 등)을 잘 숙지해야 한다.
- PACS에서 영상을 손실하는 것을 막기 위해 모든 영상을 정확히 식별한다.
- 디지털 시스템의 민감도 범위와 채택된 후처리에 적합하도록 AEC 교정을 요구한다.
- AEC를 사용할 수 있다면 수동 촬영을 피해야 한다. 그러나 모든 오류들이 후처리에 의해서 수정되는 것은 아니므로 AEC의 올바른 사용이 보장되어야 한다.(예: 측면 센서 대신 중앙 센서를 이용하여 PA 흉부 영상을 얻는 오류가 발생할 수 있다. 이는 추가 노출을 필요로 한다.)
- 전통적 방사선촬영과 동일한(혹은 더 적은) 수준으로 유지하기 위해 검사 당 영상 수를 관리해야 한다.
- 형광투시 대신에, 연속적인 디지털 영상을 획득하는 것을 피해야 한다(디지털 영상을 연속적으로 획득할 때의 환자선량이 형광투시에 의한 것보다 크게 높다).
- 재촬영을 피하기 위해 얻은 영상을 방사선사에게 보여주는 워크스테이션이 있어야 한다.
- X선시스템 제어반이나 실내 모니터에 나타난 선량지시에 주의를 기울이고 이 정보를 활용하여 환자선량을 관리해야 한다.
- 기존 영상을 검토하기 위한 PACS 접속을 쉽게 하여 재촬영을 예방한다.
- 원하는 해부학적 부위에 적합한 콜리메이션을 해야 한다. 촬영이 끝나면 수학적 방법(즉, 소프트웨어)이 자동으로 필요한 부분의 영상만을 취하므로 방사선과전문의가 영상을 받아서 해독할 때는 필요 이상의 부분이 노출되었음을 알지 못할 것이다.
- 정확하게 사전에 프로그램된 기법을 선택해야 한다. 예를 들어 복부 촬영(70~80 kV)의 절차를 흉부 촬영(120~130 kV)에 적용하면, 높은 입사면 선

량을 받게 될 것이다.

## 2.5. 방사선과전문의와 방사선사에게 필요한 훈련

(76) 디지털 기법을 사용하는 방사선과의사, 의학물리사, 방사선사에게는 디지털 방사선의학에 관한 전문 훈련이 필요하다. 훈련은 환자와 의료진에 대한 방사선 방호의 기초적 내용, 설치된 X선 시스템 운전에 대한 세목, 시각화 장치 사용, 후처리 기능, PACS가 설치된 경우는 PACS의 운영을 포함해야 한다(Bergh와 공동연구자, 2000; Busch, 1997).

(77) 유럽 컨소시엄 DIMOND(Dose and Image Quality in Digital Imaging and Interventional Radiology)는 유럽 7개국 병원의 방사선과의사, 의학물리사, 방사선사들을 대상으로 사용가능한 훈련 원과 관련된 훈련 주제들을 조사한 바 있다. 주요 결과 중 하나는 국가 또는 국제 기관에서 제공하는 디지털 방사선의학 훈련 자원이 부족하다는 것이었다. 또한 디지털 방사선의학으로 전환하는 과도기에, 30~35%의 전문가들이 현장훈련을 받았고 나머지 23~28%는 디지털 기기의 제조업자의 협조 아래 현장훈련을 받았다는 결과를 얻었다. DIMOND는 전산화 및 디지털 방사선촬영, 디지털 형광투시, 디지털 유방촬영술, 그리고 디지털 시각화 및 결과보고와 관한 문제에 대한 구체적 훈련목표에 대한 지침들을 제작하고 있다. 이 조사에 추가하여 희망 훈련시간도 제안된 바 있다(Peer 등, 2003).

(78) 디지털 방사선의학 훈련 주제의 요강을 아래에 나타내었다. 훈련 프로그램의 상세 목록은 부록C에 제공된다.

- 디지털 영상획득을 위한 X선 시스템
- 영상 획득
- 영상 후처리
- 영상 전송
- 영상 분석
- 품질관리(QC)
- 디지털 시각화와 보고 관련 사항
- 워크스테이션
- 영상 전시
- 영상 전송과 기록저장
- 환자선량 관리

(79) 방사선방호 훈련을 받지 않은 의사가 디지털 형광투시 시스템을 사용하는 경우들이 있는데, 이는 환자선량 관리에 영향을 준다(Archer와 Wager, 2000). 이들을 위한 훈련 프로그램에 환자와 의료진의 방사선 방호에 관한 기초를 포함해야 한다.

## 3. 규제 관점과 품질경영

### 요 점

- 가까운 장래에 많은 의료시설들은 점점 디지털 영상의 전시와 분석에 의존하게 되어 무필름으로 될 것이다. 이러한 패러다임 변화는 새로운 지침과 규제를 필요로 할 것이며, 의사와 방사선의학 종사자에 대해 품질경영 분야의 새로운 도전을 요구할 것이다.
- 디지털 시스템을 개시하거나 새로운 기술을 도입할 때는 임상 전문가, 의학물리사 및 방사선사가 관계해야 한다. 이러한 협력의 목표는 적절한 환자선량에서 수용 가능한 영상을 생산하기 위해 영상획득 능력과 방사선량 관리가 통합됨을 보장하기 위함이다. 합의된 절차 프로토콜의 개발(정당화와 최적화 원리를 포함)이 이러한 과정의 핵심이 될 것이다.
- 정당화 기준은 시설을 디지털 영상체계로 전환하는 과정에서 QA 프로그램을 업데이트할 때 고려해야 하는 주요 요소 중 하나이다. 디지털 시스템은 영상획득과 저장이 상대적으로 용이하기 때문에 검사빈도가 증가하는 경향이 있다.
- 일단 디지털 시스템이 사용되면, 영상품질과 환자선량 관리를 유지함을 보장하기 위한 포괄적 QC 프로그램이 요구된다. QC 프로그램은 영상품질이나 환자선량의 유의한 변화를 모두 감지할 수 있어야 하며, 임상 편익 증가 없이 선량이 높아지는 경향을 방지해야 한다.
- 디지털 방사선의학에서, 진단 참고준위는 환자선량 관리의 효과적인 참조점이 되어 불필요하게 높은 환자선량을 예방할 수 있다.

### 3.1. 방사선 방호 원리

#### 3.1.1. 행위의 정당화(justification)

(80) 전통 X선 검사와 마찬가지로, 디지털 방사선 검사의 결정도 정당화되어야 한다. 정당화의 개념과 의료상 방사선피폭 정당화의 기본 원리 적용은 여러 곳에 기술되어 있다(IAEA, 1996; ICRP, 1977, 1991).

(81) 일반 의사와 방사선과의사들은 자주 방사선 절차의 사용 여부를 결정해야 한다. 이 결정은 다음을 따라야 한다.

- 환자 관리와 관련하여 방사선 절차의 잠재적 가치를 평가하고, 절차에 따르는 위험과 이득을 평가한다(예: 필요한 임상정보를 획득할 가능성이 크고 환자의 질병 관리에 영향을 줄 것으로 보이는가?).
- 진단에 도움을 줄 수 있는 최적의 절차를 결정한다.
- 이전 검사로부터 결과를 얻을 가능성을 고려한다.

(82) 정당화는 주치의와 방사선과의사가 다음에 근거하여 방사선절차를 결정함을 의미한다.

- 환자 병력, 환자의 임상 검사, 임상병리 실험 결과
- 방사선검사 기법 또는 대안 기법의 가용성

(83) 독자들은 모범 방사선의료의 예를 제시하는 간행물들(WHO, 1983, 1987; RCR, 1993; CEC, 1996, 2000)을 참조하기 바란다.

(84) Reiner 등(2000)은 일부 종합 의료시설의 경우 전통 방식에서 디지털 방사선의학으로 전환된 이후로 방사선 검사 수가 크게 증가한 것으로 보고하였다. 이 연구는 미국의 여러 병원에서 대해 수행되었는데, 무필름 시스템으로 전환한 뒤 입원환자 이용(즉, 환자-일 당 검사 수)이 82%(0.265에서 0.483 검사/환자-일로 증가) 증가한 것을 나타내었다. 이는 필름을 기반으로 하는 병원들의 전국 증가량인 11% (0.190에서 0.211 검사/환자-일로 증가)보다 매우 큰 값이다. 외래 환자 이용(즉 외래 당 검사 수)은 전국 필름 기반 병원에서 19% 감소에 반해 21% (0.108에서 0.131 검사/왜래) 증가하였다.

(85) 이러한 증가는 디지털시스템이 상대적으로 영상 획득 및 저장이 용이하기 때문에 발생한 결과로 보인다. 따라서 정당화 기준은 시설을 디지털 영상체계로 전환하여 QA프로그램을 업데이트할 때 고려할 주요 요소의 하나가 되어야 한다.

### 3.1.2. 최적화(Optimisation)

(86) 디지털 방사선의학 절차의 최적화(방사선 방호 목적)는 검사하는 신체 부위 조직이 받는 흡수선량을 그 환자에게 필요한 임상 정보를 획득과 조화되는 수준으로 관리함을 의미한다(ICRP, 1991). 이 개념은 특히 디지털 방사선의학에서 중요한데, 검사가 넓은 선량범위에서 행해질 수 있기 때문이다. 선량이 높을수록 최고의 영상(최소 잡음의 영상)을 얻는다. 그러나 많은 경우, 낮은 선량에서도 충

분한 진단품질의 영상을 얻을 수 있다. 따라서 방사선 검사는 요구되는 의료 영상 목적을 만족하면서 합리적으로 달성할 수 있는 최소 환자선량(ALARA)으로 수행되어야 한다.

(87) 디지털 방사선의료에서 방사선방호 최적화에는 다양한 양상이 있다. 일부는 설비 디자인 고려나 환자선량 감축을 위한 기술적 방법에 적용된다. 다르게는 방사선 검사와 기술변수들을 적절하게 선택함으로써 불필요한 환자선량을 감축하는 운영 접근도 있다. 예를 들어, 디지털 형광투시 시스템에서는 영상 생성이 손쉽기 때문에 임상적으로 필요한 이상으로 영상을 획득하는 경향이 증가한다. 따라서 디지털 방사선의학 기술과 프로토콜을 위한 방사선방호의 최적화는 이러한 절차에 대한 전반적 QA 프로그램의 핵심적인 부분이다.

## 3.2. 품질관리와 영상 관리

### 3.2.1. 품질관리

(88) 품질관리(QC)는 각 단위에서 얻는 디지털 영상이 일관되게 최고 품질을 유지함을 보장하기 위해, 영상 팀이 제공하는 일련의 다른 기술절차들에 관한 공정이다. 영상관리는 시스템의 정지시간을 최소화하고 최대 효율을 유지할 수 있도록 돕는다.

(89) 일반적으로 QC 책임자가 선임하는 방사선사가 대개 의학물리사의 지도 아래 규정된 QC 시험을 수행한다. 또한 의학물리사는 디지털 영상이 영상 생산에 필요한 방사선량에 대해 최적화되었는지를 확인하는 시험을 수행한다. 영상 처리와 네트워크 시스템의 문제점을 평가하고 시정하며 수리의 기안, 유지관리를 관장할 영상관리 전문가가 있어야 한다.

(90) 품질관리 책임의사는 QC 프로그램의 요건을 이해하고, 그 이행과 감독의 최종 책임을 진다. 요약하면, 영상품질이 최적화되고 환자선량이 적절하게 관리되며 시스템의 문제가 적시에 효과적으로 시정되는 것을 보장하기 위해 포괄적인 QC 프로그램이 필요하다. 구체적인 업무는 QC팀의 각 구성원이 수행한다.

## 3.2.2. 기기성능평가

(91) 디지털 방사선의학 시스템을 임상적으로 사용하기에 앞서 수용시험 acceptance test을 통과해야 한다. 수행하는 시험은 시스템의 전반적인 영상 획득 능력, 수용 가능한 영상을 얻기 위해 필요한 환자선량을 평가하도록 설계된다. 수용 보고서는 제조자가 명시한 모든 사항을 포함하여 수행된 각 시험의 결과를 제시해야 한다. 요건을 충족시키지 못한 항목이 있거나 개선 필요가 있다면, 이러한 항목들은 임상에 사용되기 전에 시정되어야 한다. 시정조치는 X선장치 수리 필요나 영상품질 향상을 위한 권고(기술인자 및 시각화 조건의 변화 등)를 포함한다.

(92) 초기 수용평가 이후, 장치에 대해 매년마다, 그리고 수리를 받거나 X선관, AEC 또는 디지털 수신기와 같은 주요 부품을 교체한 이후에는 조사해야한다. 성능평가를 위한 구체적 시험은 디지털시스템 유형에 따라 다르다. 예를 들어, 전영역full-field 디지털 유방촬영시스템의 성능시험은 CR 기기의 시험과 다를 것이다. 다음 목록은 대부분의 디지털 방사선촬영 시스템에 권고되는 수용시험의 일부이다.

- 콜리메이션 평가
- 인공물 평가
- 디지털 수신기 균일성
- 선질 평가(반가층 측정)
- 관전압 정확성과 재현성
- 노출 재현성
- 영상품질
- 모니터 시스템 증폭도
- 방사선 출력과 입사선량.

(93) 의학물리사가 수행하는 가장 중요한 측정은 환자선량 평가이다. 수용 가능한 영상을 얻기 위해 필요한 선량은 제2장에서 논의하였던 여러 변수들의 직접적인 영향을 받는다. 여러 종류의 의료 방사선 검사의 DRL에 대한 권고는 제3.4 절에서 검토할 것이다.

(94) 시스템 증폭도는 영상증폭관이 밝은 영상을 생성하는 능력을 의미한다. 디지털 시스템에서 증폭도는 수용 가능한 선량으로 최적의 영상품질을 획득하기 위해 최적화되어야 하는 인자 중 하나이다. 오래되고 부적절하게 구성된 시스템

은 잘못된 증폭도 값을 내기 때문에 시스템 증폭도를 감시하는 것이 중요하다. 형광투시에서 부적절한 증폭도는 영상증폭관의 입력 선량률을 통해 감지될 수 있다. 디지털 투사 방사선촬영의 경우, 각각의 장치는 설계된 특정 증폭도를 갖는다. 만약 증폭도를 너무 높게 설정하면 전기적 잡음이 증폭된다. 증폭도가 너무 낮으면 불량한 SNR을 얻는다. 영상 시스템의 SNR이 증가할수록 시스템이 미묘하고 낮은 대비의 병변을 구별할 수 있는 능력이 향상된다(제2장 참조). CR을 비롯한 다른 디지털 시스템의 증폭도를 제어하여 일관성과 최적화를 성취하는 것이 매우 중요하다.

### 3.2.3. 품질관리 시험

(95) 디지털 방사선촬영 시스템의 품질관리는 시간 경과에 따른 시스템 성능 저하를 방지하기 위해 필요하다. 자격이 인증된 사람에 의해 수행되는 구체적인 QC 시험들은 기기 종류에 따라 달라진다. 예를 들어 디지털 흉부촬영 시스템의 경우 전영역 디지털 유방촬영시스템(FFDM)의 QC 프로토콜 설정과는 다를 것이다. 전형적으로 프로토콜과 절차들은 제작사나 당국에 의해 명시된다. 일정 시험들은 매일, 매주, 매월 또는 매분기마다 수행되도록 계획된다. 이 시험들은 시스템이 지속적으로 최고 표준으로 작동됨을 보장하도록 고안되었다. 시험결과는 문서화되어야 하며, 주기적으로 검토되어야 한다.

(96) 다음 목록은 디지털 방사선촬영 시스템에서 수행되도록 권고된 QC 시험의 일부이다. 구체적인 절차와 권고된 주기는 디지털 시스템의 유형에 따라 달라진다.

- 모니터 청결
- 평면-조사야 균일성
- 팬텀 영상품질
- 대비-잡음 비
- 반복 분석
- 시스템, 모니터, 필름 점검
- 카세트 노출감응, 균일성, 인공물(CR 시스템의 경우).

(97) 추가적으로 ‘영화 TV 엔지니어 학회’ Society of Motion Picture and Television Engineers(SMPTE)의 시험 양식(Gray 등, 1985)과 같은 시험영상으로 정상운동을 모의한 조건에서 시스템의 전시성능을 시험해야 한다. 전반적인 SMPTE 영상의 현상에 전체적 인공물(예: 번짐, 밝은 전시영역이 어두운 영역으로 번지는 현상bleeding, 공간분해능 패턴의 에일리어징)이 없는지 검사해야 한다. 일차 해석에

사용되는 전시 모니터는 최소한 매월 시험해야 한다.

### 3.2.4. 감시와 문서화

(98) 디지털 영상 관리시스템을 사용하는 모든 시설은 제3.2절에 열거된 각 영역별 감시 및 평가 프로토콜을 문서형태로 보유해야 한다. QC팀은 시스템의 영상획득, 디지털화, 압축, 전송, 전시, 그리고 저장 및 검색 기능의 성능을 평가하고 문서화할 책임이 있다.

(99) 또한 지속적인 고품질과 시스템 기능 유지를 위해 컴퓨터에 해박하고 데이터 관리시스템의 운영 및 유지에 자격을 갖춘 보조자를 둘 것을 권고한다.

## 3.3. 전기 안전 검사

(100) 전기 기기와 설비들은 최초 사용 전, 중요한 변경 후, 그리고 적절한 정기적 간격으로 검사를 받아야 한다. 기기들을 사용 개시 전에 전기 기기의 설치 및 운전 책임이 있는 담당자에 의해 검사가 이루어져야 한다. 검사결과는 문서로 보관되어야 한다. 사용자는 일상 검사를 수행하고 결과를 기록할 책임이 있다.

## 3.4. 진단 참고준위

(101) 진단 참고준위는 방사선의학에서 환자선량 관리를 위한 실용 도구로 사용하도록 ICRP가 도입하였다(ICRP, 1991, 1996). “이 준위는 조사준위의 한 형태로서 용이한 측정량-보통은 공기 흡수선량 또는 단순한 표준팬텀이나 대표적 환자의 표면에서 조직등가물질의 흡수선량-에 적용된다”(ICRP, 1996). DRL 활용에 관한 추가적인 조언은 다른 ICRP 간행물(ICRP, 2001b)에 제시하였다. 특정 영상업무에서 DRL보다 낮은 값이 반드시 최적이라는 것은 아니며, 그 절차가 현재의 의료관행 수준의 환자선량을 사용하고 있음을 나타내는 것이다. 지속적으로 DRL보다 높다면, 환자선량에 영향을 미치는 속성들에 대해 영상 절차 프로토콜을 변경할 필요가 있는지를 결정하기 위한 검토가 필요하다. 복잡한 영상화절차의 DRL 활용의 예는 Vano와 Gonzalez(2001) 또는 Vano 등(2001)의 연구에서 볼 수 있다. 영국에서 일반적인 전통 진단X선(비디지털) 투사에 대해 DRL을 활용한 결과, 환자선량이 30% 가량 감소하였다(Hart 등, 2002).

(102) 과도한 수준의 피폭이 고품질 영상을 주는 잠재력 때문에, 디지털 영상 획득에 DRL을 적용하는 것은 매우 중요하다. 또한, 심장 연구에서 다중 씨네촬영 cine run이나 방사선투과 촬영에서 포토스팟photospot 영상의 디지털 기록이 용이함은 이러한 기술을 과다 사용하게 만든다.

(103) 디지털 시스템에서 환자 입사선량 혹은 선량률 측정은 용이하게 수행된다. 디지털 시스템에서 이와 유사한 측정이 QC 프로그램의 일부분으로 수행되고 있다. 이러한 측정으로 기기의 불량한 설정이나 교정, 영상증폭관 성능이 시간경과에 따라 저하된 것을 식별한다. 그러나 지금까지는 특정 디지털 연구에 적용할 DRL에 대한 국제적인 합의가 이루어지지 않았다. 그럼에도 불구하고 의료 영상 시설의 관계자는 DRL 관련 문헌을 조사하여 자신의 시설에 적용하도록 노력해야 한다.

### 3.5. 디지털 영상화에서 선량준위 감사

(104) 디지털 영상화에서 선량준위 감사를 위한 다양한 접근이 있다. 어떤 사람들은 환자 표면의 입사 흡수선량(환자 평면에서  $D_{a,i}$  또는  $D_{a,e}$ ) 측정을 주장하고, 다른 사람들은 디지털 검출기의 입사 흡수선량(검출기 평면에서  $D_{a,i}$  또는  $D_{a,e}$ ) 측정을 주장한다. 두 측정전략은 그 측정 철학과 측정값에서 상당히 다르다.

(105) 검출기 평면의 흡수선량을 측정하는 방법의 장점은 QA 프로그램에 쉽게 통합하여 사용할 수 있다는 것이다. 실제 측정값은 사용된 측정 프로토콜(예: 감시체의 종류와 두께)에 의존한다. 이는 서로 다른 기기간의 비교와 높은 선량이 예상되는 기기의 예측에 사용될 수 있다. 주된 결점은 측정값이 환자의 실제 흡수선량을 반영하지 않는다는 것이다. 환자 흡수선량은 환자의 크기와 조성, 그리고 사용된 임상 프로토콜의 영향을 받는다(Vano 등, 2002).

(106) 두 값(즉, 환자 평면과 검출기 평면에서 흡수선량) 사이에는 차이가 있을 것이다. 차이는 역자승 법칙, 환자 체내의 감쇠, 그리고 임상 프로토콜에서 기인한다. 차이는 특히 사용된 관전압과 관 필터에도 의존한다.

### 3.6. 결정적 상해

(107) 장시간의 형광투시가 있는 중재방사선 기술을 받은 환자에게 발생한 결정

적 손상에 관한 보고들이 여럿 있다(Geise와 O'Dea, 1999; ICRP, 2001b; Vano 등, 1998; Wagner 등, 2000). 중재 방사선의학에 의한 결정적 손상은 전통적 또는 디지털 형광투시 모두에서 발생하며, 이는 여러 요인들이 결합된 결과이다. 과거의 사례분석으로 얻은 주된 기여 인자는 고선량률 기기의 사용으로 나타났다(Faulkner와 Vano, 2001). 다른 원인은 중재방사선을 시술하는 실무자에 대한 방사선 관리 훈련 및 교육의 부족이다(Archer와 Wagner, 2000). 형광투시를 사용하는 중재적시술 절차에서 방사선 상해 억제에 관한 포괄적인 논의는 다른 ICRP 간행물(2001a)에서 볼 수 있다.

## 3.7. DICOM 표준

### 3.7.1. DICOM 표준

(108) 의학영상전송Digital Imaging and Communications in Medicine: DICOM 표준은 디지털 방사선의학 영상 및 다른 의학적 정보를 컴퓨터 간에 전송하기 위한 산업 표준이다(NEMA, 1996). DICOM 표준은 다양한 제작사의 의료 영상기기와 시스템 사이의 디지털 정보전달을 가능토록 한다. 이러한 연결성은 보건의 비용효과 측면에서 중요하며, 사용자가 의료시설 내부뿐만 아니라 원격으로도 방사선의학 서비스를 제공할 수 있도록 해준다. 예를 들어, 제작사가 다르고 동일한 지역 혹은 서로 다른 지역에 설치된 워크스테이션, 디지털 영상기, 필름 수치화기, 공유 저장장치, 레이저 프린터, 주 컴퓨터 및 대형고속컴퓨터가 DICOM 표준을 통해서 '상호 의사소통'을 할 수 있다. 그 결과 의료 영상의 획득과 상호교류가 더욱 효율적으로 이루어지고, 따라서 의사의 진단과 치료 결정이 더욱 신속하게 이루어지게 된다. 추가 정보는 <http://medical.nema.org/>에서 얻을 수 있다.

(109) 그러나 DICOM 표준과 일치하지 않아 시스템 간 의사소통이 정확하게 이루어지지 않는 문제도 발생한다. DICOM 표준과 맞지 않아 영상을 분실하거나 다른 곳에 저장하게 되면 연구를 재수행해야 하며 이는 곧 환자선량의 증가를 가져온다.

(110) 영국의 Royal College of Radiologists와 American College of Radiology는 원격진료 방사선의학 표준(ACR, 1998a; RCR, 1999; SCAR, 1994)과 디지털 영상관리에 관한 표준도 제작하였다(ACR, 1998b; RCR, 1999).

### 3.7.2. 정보 보안 문제

(111) DICOM 표준은 모든 환자 데이터에 대한 프라이버시와 비밀 같은 보안 문제를 다루지 않는다. 새로운 규정들, 예를 들어 미국의 Health Insurance Portability and Accountability Act(HIPAA, 2000)는 보안, 데이터 건전성, 환자 비밀보장과 같은 여러 분야에 엄격한 책임체계를 요구하고 있다. 프라이버시나 디지털 전자 영상의 품질을 위한 이러한 요건은 부서나 병원 내부의 인트라넷 영상뿐만 아니라 원격방사선의학까지 미친다. 의료 시설은 접근 제한과 암호화를 포함하는 다양한 수준의 시스템 보안을 시행하는 것이 필요하다. 환자식별이 가능한 건강관리 정보를 다루는 모든 조직에서 기반시설 보호가 매우 중요한데 다음과 같은 방법을 통해 이를 수 있다.

- 네트워크나 네트워크 자산에 승인되지 않은 접속을 방지한다.
- 데이터 접속을 방호하기 위한 접속 통제와 인증수단을 확립한다.
- 데이터 건전성과 환자 비밀유지를 보장한다(즉, 데이터 자체로부터 식별 인자를 제거한다. 원본 데이터가 보호되어 교체, 압축 등으로 손상되지 않도록 한다).

(112) PACS 제작사는 PACS의 주요 장점(즉 영상과 환자 정보 접속의 용이함)을 손상하지 않으면서 높은 수준의 데이터 보안, 오류 감내도(fault tolerance), 환자 프라이버시를 제공하도록 압박을 받고 있다. 디지털 시스템 구매자는 이와 같은 보안 위협에 주의해야 한다.

(113) 때때로, 영상의 사용과 다른 의료시설로 전송이 쉽지 않아 불필요하게 절차가 반복되는 수도 있다.

## 4. 디지털 방사선의학에 대한 ICRP의 권고

- 디지털 기법을 임상에 사용하기에 앞서 방사선과의사, 의학물리사 그리고 방사선사들은 특히 환자선량 관리 면에서 적절한 교육을 받아야 한다.
- 운영 시설에 새로운 디지털시스템을 도입할 때는 현장 DRL을 재검토해야 한다.
- 운영 시설에 디지털기법이 도입되면 환자선량 감사 빈도를 높여야 한다.
- 엄격한 QA 프로그램을 위한 객관적 시험뿐만 아니라 디지털 영상시스템의 성능에 대한 독립적인 시험을 위해서 사용자가 원본 영상 데이터를 이용할 수 있도록 제공되어야 한다.
- 새로운 디지털 시스템이나 후처리 소프트웨어가 도입된 때에는 방사선량에 대한 최적화 프로그램과 계속 교육을 병행하여 수행해야 한다.
- 디지털 방사선의학의 품질관리는 새로운 절차와 프로토콜을 필요로 한다. 수용 시험과 항구성시험은 영상의 전시, 전송 및 저장과 관련된 속성을 포함해야 한다. 네트워크와 PACS 유지 전담 전문가가 가용해야 한다.
- 디지털 방사선의학 영상의 획득과 현대 통신 네트워크를 통한 전송이 용이해짐에 따라 주치의는 의료 X선 영상화절차 요청의 정당화 기준을 충분히 숙지하고 있어야 한다.
- 산업계는 방사선과의사, 방사선사 그리고 의학물리사에게 노출변수와 최종 환자선량을 알려주는 도구 제공을 촉진해야 한다. 노출변수와 환자선량은 표준화되어 전시되고 기록되어야 한다.

## 부록 A. 디지털 시스템의 기초와 장점

### 요 점

- 모든 디지털 방사선촬영 장치들은 X선 검출 단계, 디지털 정보의 최종 저장, 그리고 영상 전시 수단(예: 진단 품질을 제공하는 모니터에 연결된 적절한 전시 소프트웨어를 내장한 워크스테이션)이 물리적으로 분리된 부품이라는 특성을 갖는다.
- 의료영상 교류 분야에는 DICOM 표준 프로토콜이 확립되어 있다. 그러나 새로운 기술과 방식들의 급속한 발전으로 인하여, 서로 다른 제작사 시스템간의 호환성과 연결성은 여전히 큰 과제로 남아있다.
- 저장형광체 시스템은 X선 노출에 의한 영상을 잠상정보로 기록하기 위해 저장형광판을 사용한다. 이 시스템은 카세트를 사용하기 때문에 기존 X선 장비를 별다른 수정 없이 사용할 수 있다. 그러나 노출변수들은 영상 데이터와 함께 자동으로 저장되지 않는다.
- ‘평판’ 검출기는 최신 개발품이다. X선 검출과 영상 출력이 한 단계로 이루어진다. X선 변환기와 출력 전자회로를 통합한 집합체가 이 검출기의 일반적 특징이다. 평판검출기를 탑재한 X선 장치는 노출변수를 영상 데이터와 함께 저장할 수 있다.
- 영상 정보를 수치화합의 한 가지 장점은 시각화를 개선하기 위해 영상처리방법을 적용할 수 있다는 것이다. 이러한 처리능력의 결과로 영상 명도(또는 흑화도)와 노출 사이에 더 이상 엄격한 상관관계가 없다.
- 모든 워크스테이션에서 사용할 수 있는 ‘창 설정’ 기능은 화소 값의 전 영역 중 일부를 특정화하여 전시할 수 있게 한다. 설정된 창 영역 밖의 모든 영상정보는 보이지 않게 된다. 창의 중점과 폭은 대개 영상의 DICOM 머릿글의 일부로 전달된다. 창 설정이 틀리면 과소 또는 과다 노출로 잘못 해석될 수 있다.
- 성능이 좋지 않은 전시 장치는 획득한 데이터의 품질을 손상시킬 수 있다. 사용자는 반드시 주요 디스플레이 지표의 물리적 특징이나, 특정 모델을 참고하여 영상 디스플레이 장비의 최소 요구사항에 대한 정보를 충분히 숙지해야 한다.

## A.1. 서론

(A1) 본질적으로 디지털기술을 사용하는 CT나 MRI와 달리, 모든 디지털 방사선투사 촬영은 전통적인(즉, 아날로그) 기술로부터 지속적인 개발을 거치면서 발전한 것이다. 방사선의학 분야에는 다양한 디지털 응용기술이 있으며, 이들 각각의 응용기술은 특정 X선 장치를 요구한다. 전통적 방사선의학 시스템의 기존 응용 범위는 크게 방사선촬영과 형광투사의 두 그룹으로 나뉜다.

(A2) 이러한 구분은 디지털 X선 기기에도 동일하게 적용된다. 그러나 기기의 일부 품목은 방사선촬영과 형광투사 모두에 적용된다. 이 두 그룹의 디지털 시스템 개발과정은 매우 다르다는 것을 주지해야 한다.

(A3) 영상증폭관 기반의 형광투사시스템은 LIH와 하드디스크 기록('디지털 영상 획득 세트')과 같은 영상의 중간저장을 위한 수단이 추가되었다. 영상증폭관 TV 시스템에서 이루어지는 형광투사의 X선 검출 핵심 요소는 거의 변하지 않았다. 최근에는 수치화, 신호 처리 그리고 획득된 일련의 영상 기록을 위한 추가 부품의 점진적 통합을 통해 TV 시스템이 개선되고 있다. 실시간 디지털 영상 처리 도입은 영상품질을 향상시키고 있다. 디지털 영상처리에 의해 가능해진 기회를 제외하면, 영상증폭관 TV 시스템의 기본적인 운영은 근본적으로 바뀌지 않았다. 평판검출기를 사용한 새로운 형광투사 시스템은 디지털 검출기의 모든 기능을 지원한다.

(A4) 이는 Bucky 침상이나 벽면 스탠드와 같은 직접 방사선촬영 장치에는 해당되지 않는다. 전통 X선 검출기는 필름-스크린 조합을 사용하는 카세트 방식이다. 발광 스크린은 검출의 첫 단계로 작용하며 X선 영상을 빛으로 변환한다. 두 번째 검출 단계에서는 발광 스크린에서 생성된 빛이 사진필름을 감광시킨다. 습식 화학 과정으로 필름이 현상되며 이것이 최종 영상저장 장치가 된다.

(A5) 모든 디지털 방사선촬영 장치들의 특징은 X선 검출 단계, 최종 저장, 그리고 영상 전시가 물리적으로 분리된 요소라는 것이다. 이는 실제 이용에서 아날로그와 디지털 방식간의 차이를 명확히 이해하는 데 매우 중요하다. 그 결과로, 디지털 X선 시스템을 사용할 때 임상 환경에서 충족시켜야 하는 몇 가지 요건들이 있다.

(A6) 원칙적으로 디지털 작업공정의 최소한의 기술 환경은 X선 장치와 여기에 연결된 프린터로 구성된다. 디지털 능력의 용도를 높이기 위해서는 적어도 다음의 요소들은 지역 네트워크 내에 연결해야 한다.

- 진단 품질을 제공하는 모니터에 연결된 전시 장치(예: 적합한 전시 소프트웨어를 탑재한 워크스테이션). 이로써 영상 처리가 가능해진다.
- 저장/기록 장치. 예로서 하드디스크 랙, 독립적 디스크들의 후비열(redundant array), 자기-광학 콤팩트디스크, DVD 또는 최소한 진단 품질 출력의 프린터. 디지털 영상내의 정보는 방대하고 나아가 디지털 방사선과에서 획득하는 대량의 영상으로 인하여 디지털 정보 저장에 매우 큰 용량이 요구된다. 저장/기록 장치는 통상 '영상저장전송체계(PACS)'라 불린다.

(A7) PC의 광범위한 보급과 함께, 병원내의 행정 절차도 상당히 변화하였다. 병원정보시스템과 방사선의학정보시스템이 통합 데이터 네트워크의 본질적 요소가 되었다. 그러한 기존 데이터 관리를 통해 활용하기 위해서는, 디지털 X선 장치도 운영 스케줄에 융합되어야 한다. 입원수속에서 얻은 인적 데이터, 자료를 요청한 의사의 성명, 그리고 절차가 X선 장치에서 직접 확보할 수 있어야 한다. 이는 작업흐름을 현저하게 개선하고 또 실수(예: 중복 데이터 입력으로 인한)를 줄일 수 있다.

(A8) 예를 들어 오류가 없고, 안전하고, 안정적인 정보 교류를 위해, 전화통신이나 방송처럼 고도의 표준화 공정이 반드시 이루어져야 한다. 의료 정보교류 분야에서는 DICOM 표준이 사용되어 왔다(Mildenberger 등, 2002). 따라서 새로 도입되는 모든 의료 제품들은 DICOM 표준에 따라야 한다. 그러나 새로운 기술과 방법의 급속한 발전으로 인하여, 다른 제작자가 공급한 시스템간의 호환성과 연결성은 여전히 해결할 문제로 남아있다.

## A.2. 기본 용어

(A9) 실제 관점에서 아날로그와 디지털 시스템의 가장 큰 차이는 최종영상을 유한수의 세트에 저장하는 것이다. 이렇게 물리적 매체를 수학적 서술로 변환하는 것은 최신 컴퓨터 기술과 정보처리 발전의 장점을 활용할 수 있는 기회를 제공한다. 이러한 절차의 품질을 유지하기 위해서는 선별된 용어의 이해가 중요하다(용어 설명 참조).

## A.3. 디지털 시스템의 영상 획득 과정

### A.3.1. X선 변환

(A10) 환자를 투과한 X선 빔으로부터 정보를 변환하는 첫 단계는 X선을 검출하여 들어오는 양을 신호로 변환하는 것이다. 형광투시의 경우, 이러한 변환은 잘 수립된 영상증폭관으로 이루어진다. 영상증폭관에서 X선이 형광 스크린에 흡수되어 빛 광자로 변환된다. 변환된 광자는 광음극과 충돌하여 입사 X선에 비례하는 전자를 방출시킨다. 이러한 광전자들은 진공 상태의 영상증폭관을 통과하면서 가속되어 증폭된 빛 영상을 생성한다. 이 빛은 TV 카메라에 의해 변환되어 최종적으로 디지털화된다.

(A11) 근래에 가용한 디지털 형광투시 시스템도 근본적인 면에서는 큰 차이점이 없다. 향후 개발이 예상되는 역동적 평판검출기에 대한 간략한 설명은 부록 A.3.3에서 주어진다.

(A12) 방사선촬영 응용에 사용되는 X선 변환기는 근본적으로 변화했다. 전통적 필름의 수치화와는 달리, 모든 현대 디지털 검출기는 필름-스크린 조합의 완전한 교체에 바탕을 둔다. 지난 20년간의 집중적인 연구 결과, 여러 기술적 해법들이 개발되어 상용화되고 있다.

(A13) 물리적 관점에서 볼 때, 검출기는 종종 ‘직접’ 및 ‘간접’ 변환 원리의 두 가지로 분류된다.

- 직접 원리: X선이 중간단계를 거치지 않고 반도체 물질(예: 비정질 셀레늄)에 의하여 곧바로 전하로 변환된다.
- 간접 원리: X선이 섬광체(예: 옥화세슘)에 의하여 빛 광자로 변환되고 광자는 센서(광다이오드가 결합된 비정질 실리콘 판)에 의해 전하로 변환된다.

(A14) 실용 측면에서, 디지털 검출기는 현장 이용 성능에 따라 다시 세분되기도 한다. 물리적 크기, 출력 속도, 공간 분해능, 그리고 사용 방사선량 범위가 주요 성능 인자들이다.

### A.3.2. 저장형광체 시스템

(A15) 한동안 가장 널리 사용되던 디지털 방사선촬영 시스템은 저장형광관에 기초한 것이었다. 이 기술은 ‘CR’시스템이라는 명칭으로 도입되었다. 다른 기술의

도입으로 이러한 명칭이 오해의 소지가 있어, 여기서는 문헌에서 보통 사용되는 ‘저장형광체 시스템’을 사용하였다. 저장형광판에서는 X선 조사에 의한 영상이 여기전자로 표현되는 잠상 정보로 유지된다. 영상 정보는 레이저로 형광체판을 스캔하여 판독된다. 여기전자들은 그들의 에너지를 가시광선 에너지 형태로 방출하게 되고, 동시에 이 빛이 광센서에 의해 검출된다. 판을 고광도 섬광으로 지워 재사용할 수 있다. 저장형광판의 수명은 형광체의 피로와 굽힘과 같은 기계적 손상에 의하여 제한된다.

(A16) 저장형광체 시스템은 여전히 카세트에 기반을 두고 있어서 기존 X선 장치를 별다른 변경 없이 사용할 수 있다. 추가로 독립적인 영상판독 장치가 필요한데 대개 이 장치는 기초 영상처리 기능과 네트워크 연결성을 제공한다. X선 장치와 영상판독 장치가 연결되어 있지 않기 때문에, 일반적으로 노출변수(kVp, mAs, 선량면적곱DAP)들이 자동적으로 영상 설명 데이터의 일부(예: DICOM 머릿글)로 저장될 수는 없다.

### **A.3.3. 고체(평판) 검출기**

(A17) 최근에는 X선 검출과 영상 출력이 한 단계로 수행되어 수초 내에 전시 장치에 최종 영상을 보여주는 고체 또는 ‘평판’ 검출기가 개발되었다.

(A18) 가장 일반적인 디자인은 비정질 실리콘 판 위에 X선 변환물질 층이 결합된 샌드위치 모양의 집합체이다. 비정질 실리콘 판은  $130\sim 200\mu m$ 의 크기를 가진 2차원 픽셀로 구성된 영상 매트릭스를 형성한다. 전형적으로 70%의 픽셀 면적이 섬광체의 빛을 전하로 변환시키는 광다이오드와 연계되어있다. 행과 열로 구성된 전기회로는 픽셀에 의해 수집된 전하를 증폭기에 전달하고(즉, 행과 열별로) 비정질 실리콘 판 뒷면에 방사선으로부터 보호된 아날로그-디지털 변환기로 연결된다.

(A19) 고체 검출 기술은 매초 30 프레임까지 향상된 속도를 제공하는 역동적 검출기도 생산하였다. 유용한 흡수선량 범위를 수 nGy/영상 수준으로 낮추었는데, 이러한 역동적 검출기는 저선량 형광투시, 중재방사선 혈관조영법, 그리고 고해상도 방사선촬영에 사용할 수 있다(표A.1).

표A.1. 제A.3절에서 논의하는 기술의 이용과 영향

이용 검출기 기술	예상되는 기술 영향 <sup>a)</sup>		
	형광투시	방사선촬영	유방촬영
영상증폭관-TV 카메라	+	o	-
저장형광관 시스템(CR)	-	+	o
증폭 스크린-광학 카메라	-	-	-
고체검출기 CsI/a-Si(간접)	+	+	+
셀레늄 드럼	-	o	-
고체검출기 a-Se/a-Si(직접)	o	+	+

a-Si: 비정질 실리콘; a-Se: 비정질 셀레늄; CR: 전산화 방사선촬영; CsI: 옥화세슘

a) 부호의 의미: + 높음; o 보통; - 낮거나 없음.

## A.4. 영상 처리

(A20) 영상 정보를 디지털화 하는 동기 중 하나는 영상품질을 향상시키고 새로운 의료 응용(예: 영상 융합)을 위한 영상처리 기법의 활용이다. 디지털 영상처리는 다음과 같은 특징과 목적을 갖는다.

- 영상 조정(예: 장치의 물리적 속성에 따른 raw영상<sup>2)</sup> 데이터세트의 기초적인 수정)
- 영상(품질) 강화(예: 관용도latitude, 국부 대비강화, 공간 분해능, 잡음 억제)
- 영상 정량[예: 길이 및 각도 측정(예: 신경외과 수술계획에서 척추 측만도 평가)]
- 영상 문서화[예: 영상을 환자의 인적자료, 절차 정보, 글 및 그림 주석, 노출변수(kV, mAs, ms, 선량-면적 곱), 보고서 등과 결합].

(A21) A.4.1~A.4.4절은 디지털 X선 시스템 영상처리의 보편적 측면에 중점을 둔 일반적 내용을 기술한다. 특정 기술의 경우 세부적으로 각기 다르며, 따라서 여기서 언급된 일부 내용은 전혀 적용되는 않을 수도 있다.

(A22) 신호처리 과정에서, 영상은 변환 및 조작되어 목적에 적합한 충실도 수준으로 만들어 진다. 처리결과를 관리하고 최적화하기 위해서 중간 단계에서도 영상을 점검할 수 있다. 기본적으로 영상을 세 가지 형태로 구분할 수 있다.

- Raw영상(평판검출기나 저장형광체 시스템의 영상 출력 신호)
- 원본영상(장치 고유 수정을 모두 거친 영상)

2) <역주> raw: read after write 의미이며 '생'의 의미가 아님에 주의.

- 처리영상(전시를 위해)

#### **A.4.1. 영상조정conditioning**

(A23) 영상조정은 위에서 정의한 raw영상을 원본영상으로 변환시키는데 필요한 모든 처리과정으로 구성된다. 모든 형태의 영상 수신기에서 물리적 민감도는 대개 국부적으로 변한다(예: 강화 스크린에 사용되는 분말 형광체의 입상 때문). 아날로그 X선 시스템의 경우, 이러한 현상은 국부적인 X선 노출량의 차이가 없음에도 불구하고 흡광도의 국부적 변동을 유발한다. 디지털 시스템의 경우, 특정 알고리즘으로 이러한 국부적인 변동을 보상할 수 있다.

(A24) 모든 조정절차는 디지털 영상 수신기의 최종영상 구현 성능에 매우 큰 영향을 준다는 것을 주의해야 한다.

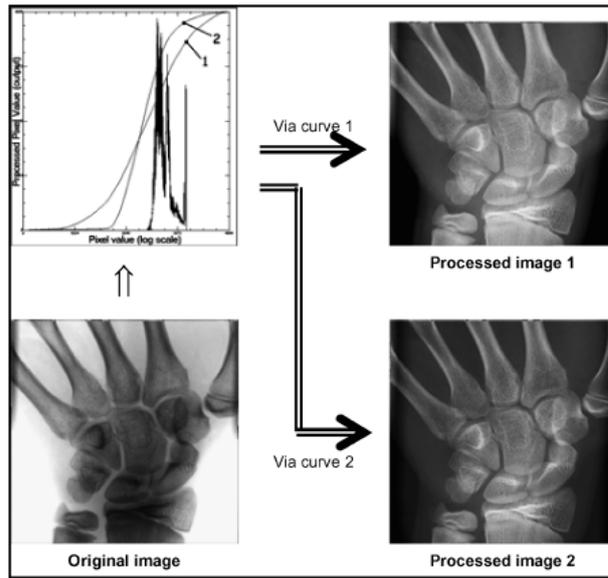
(A25) 대부분의 디지털 검출기는 전통 필름 방사선촬영의 일반적 시각 인상과는 다른 선형 계조곡선(그림A.1)을 보인다. 채용은 검출 과정과는 별개인 디지털 처리로 만들어진 것이다. 디지털 시스템의 최종 계조곡선은 수학적 계산이며 전통 필름처럼 물리적으로 고정된 것이 아니다. 이론상으로 계조에 대해 임의 형태를 형성할 수 있기 때문에, 이는 훨씬 뛰어난 유연성을 제공한다. 따라서 이러한 역동범위를 제어함으로써, 선택 영역의 대비강화가 가능하다. 검사 부위에 대한 구체적 지식과 함께 개별 최적화가 권고되며 이로써 영상품질을 더욱 개선할 수 있다.

(A26) 이러한 처리능력의 영향으로, 영상의 명도(또는 흑화도)와 방사선 노출 사이의 엄격한 상관관계는 더 이상 존재하지 않는다. 이는 영상의 밝기가 더 이상 올바른 초기 노출을 위한 지표로 사용될 수 없음을 의미한다. 따라서 시스템 지침에 제공되는 권고된 노출(예: '노출지수')을 대신 사용하는 것이 필요하다.

#### **A.4.2. 영상 강화**

##### **서론**

(A27) 최근에는 디지털 영상처리 알고리즘이 폭넓은 영상조작 기능을 제공한다. 이들 알고리즘 모두가 의료 영상 분야에 유용하거나 사용가능한 것은 아니다. 모든 알고리즘은 진단정보를 상실하거나 왜곡하지 않도록 반드시 검증되어야 한다. 따라서 알고리즘들의 일부분만 임상에 사용된다.



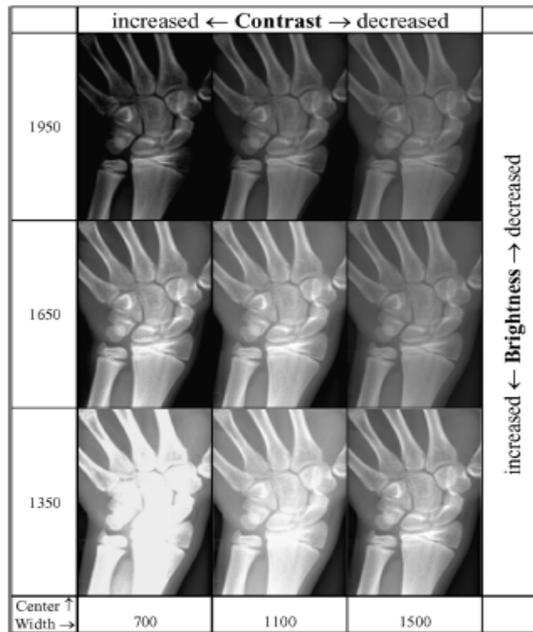
그림A.1. 계조 곡선, 창 설정, 그레이스케일 반전을 보여주는 영상처리.

(A28) 어떤 영상처리의 최종 결과는 QC를 통하여 면밀하게 검사되어야 하고, 알고리즘은 반드시 구성 변수 세트에 의하여 검증되고 관리되어야 하며, 나아가 처리 결과는 주어진 의료영상 용도 또는 사용자가 선호하는 영상 인상에 맞춰 조정되어야 한다. 설치하는 단계에서는 제조업자와 긴밀한 협조를 유지하면서 신중하게 구성해야 한다. 잘못된 구성 설정 값은 부적절한 영상처리와 반복적인 영상획득을 유발하게 된다.

### 표준 처리기능

(A29) 계조 곡선을 이용하여 영상 밝기와 대비의 예비조정(즉, 영상 조정)을 수행하고 나면, 대부분의 방사선의학 워크스테이션과 보기viewing 소프트웨어에서는 추가적인 하나의 기능을 활용할 수 있다. 이 기능을 ‘창 설정’이라고 하며(그림 A.2), 이로써 픽셀 값 전 영역 중 일부를 선택하여 전시하거나 인쇄할 수 있다. 이 부분 영역(즉, ‘창폭’)은 전시나 인쇄 장치의 휘도스케일로 전사된다. ‘창’의 위치는 ‘창 중심’이라 불리는 두 번째 변수에 의해 결정된다. 일반적으로 창 중심과 폭은 영상 DICOM 헤더의 일부로 전달된다.

(A30) 이러한 종류의 처리는 영상 일부분의 세부적인 가시도visibility를 높이기 위해 사용된다. 그러나 창 범위 바깥의 모든 영상 정보는 더 이상 보이지 않게



그림A.2. 12비트 영상(픽셀 값 범위는 0~4095)에 대한 창 설정 기능의 예. 각 영상은 창 중심과 폭의 조합에 의해 전시되었다. 한 행의 영상은 동일한 창 중심 값을 가지고, 한 열의 영상은 창 폭 값이 동일하다.

된다. 그르게 설정된 창은 과소 또는 과다 노출로 잘못 해석될 수도 있다.

(A31) 전통적 필름-스크린 조합의 경우, 흡광도는 노출에 비례하고 많이 노출된 영역의 사진 필름은 더 검게 나타난다. 디지털 X선 장치의 경우, 일반적으로 고유의 영상 신호 반전은 없어 반전은 처리 단계에서 수행되며 따라서 선택사항이다.

### 고급 처리기능

(A32) 일반적 문제의 하나는 전체 영상의 총체적 대비의 과도한 강화 없이 작고 세밀한 부분만 대비를 강화할 필요성이다. 이는 위에서 설명한 표준 처리기능으로는 해결할 수 없다.

(A33) 이 문제를 해결할 것으로 보이는 해답을 가진 고급 처리 기능들이 있지만, 이러한 기능의 대부분은 제작사별로 다양하고, 적용된 알고리즘에 대한 동반

되는 설명도 일반적으로 가용하지 않다. 여기에 주어진 이러한 기능에 대한 설명은 일반적으로 사용되는 개념을 위주로 한 것이다. 세부적인 논의는 Beutel 등(2000)과 Stahl 등(2000)을 참고하라.

(A34) 고급 처리기능과 표준 처리기능의 주요 차이점은 개별 픽셀에 대한 처리 결과가 이웃 픽셀들과 독립적이지 않다는 것이다. 영상의 공간빈도수 내용이 분석되고 임시로 분리된다. 이들 하부영상subimage을 각각 다르게 처리한 다음 결합하여 최종의 강화된 영상을 만든다. 처리 개념과 강화 정도는 변수 세트에 의하여 제어된다. 이들 변수들은 신중하게 조정되어야 하며, 그렇지 않을 경우 최종 영상에 인공물이 나타난다. 이러한 인공물의 일부는 환자의 병리로 잘못 해석될 수도 있다.

(A35) 금속 이식물implant(예: 인공 관절)이 있는 영상의 경우 이식물 가장자리의 높은 대비로 인하여 가장 해결하기 어려운 예이다. 잘못 조정된 변수는 소위 오버슈트overshoot 인공물을 영상에 나타나게 하는데 이는 이식물이 풀어진 것으로 잘못 해석하게 만들 수 있다(그림A.3).

#### 형광투시 처리기능

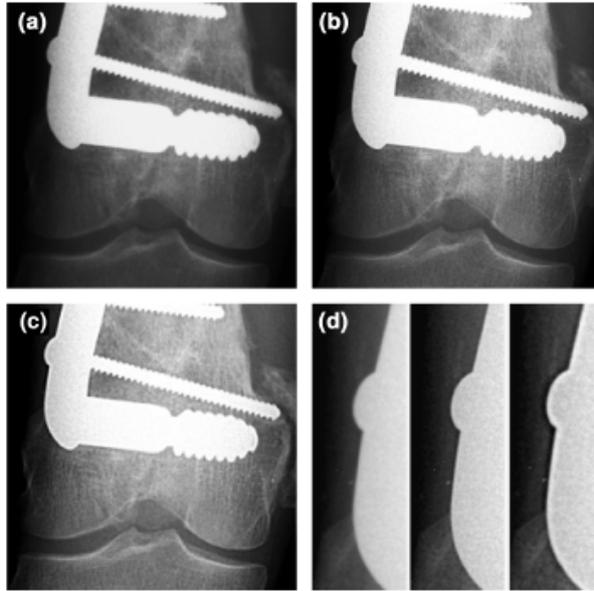
(A36) 디지털 영상 처리기법은 형광투시에서도 환자선량을 감소시킬 수 있다. 형광투시가 정지되었을 때 연속 영상 중 최종영상을 전시(즉, LIH)하거나, 방사선 없이 콜리메이터 날과 반투명 필터의 움직임에 모의하는 그래픽 보조장치를 사용하면 형광투시 소요 시간을 상당히 단축할 수 있다.

(A37) 단일 영상에 사용 가능한 기능에 추가하여, 디지털 형광투시 영상처리하는 시간 도메인에서도 이루어진다(서로 다른 시간에 획득한 영상들의 결합). 저선량 형광투시 이용의 경우, 미리 정한 수의 이전 영상수의 평균값을 이용하여 잡음 감축을 이룰 수 있다. 움직임 감지 전용 알고리즘을 사용하여 잡음억제와 번짐 blurring 사이의 균형을 최적화할 수도 있다.

(A38) 펄스 형광투시에서는 디지털 처리가 필수적인데, 이로써 낮은 촬영 빈도에서도 X선 영상을 획득할 수 있도록 해주면서 화면의 깜박임 없이 정상적인 프레임 속도로 영상을 보여준다.

### A.4.3. 영상 문서화(인쇄)

(A39) 영상의 검토, 문서화 및 저장은 전통 방사선촬영과 매우 유사한 방법으로



그림A.3. 고대비 이식물 가장자리에서 오버슈트 인공물의 예. (a) 윤곽 강화 없음 (b) 커널 크기 7×7, (c) 커널 크기 15×15, (d) 중요한 윤곽의 확대 전시(좌로부터 a, b, c)로 (c)의 경우 흑/백 후광이 보임.

수행될 수도 있다(즉, 필름 인화와 조명상자light box 사용). 수년간 다양한 제품들을 이용할 수 있게 되었는데, ‘습식’ 또는 ‘건식’ 시스템으로 분류할 수 있다. 기술적 차이는 인쇄 매체를 현상하는 과정에 있다. ‘습식’ 시스템은 사진 필름을 레이저 빔 스캐너로 노출시키고, 습식 화학 절차를 통해 필름을 현상한다. ‘건식’ 시스템은 열전사 기법을 통해 매체를 검게 만드는데, 보수유지 수요가 작고 영상 품질에서 경미한 제약이 있을 뿐이다.

(A40) 과거의 인쇄 출력 시스템은 X선 장비와 직접 연결되어 있었다. 이제는 DICOM 표준의 등장으로 네트워크 연결로 변화되고 있다. 디지털 영상의 인쇄과정은 다음의 3단계로 구성된다.

- 영상 데이터의 취득 및 보낸 영상기기modality 식별.
- 방식 고유의 처리 적용(배치, 주석, 계조 또는 농도 조절, 등).
- 최종 영상정보를 인쇄 매체로 전달.

(A41) 이들 각 과정은 최종 인쇄영상의 품질에 영향을 줄 수 있다. 따라서 보낸 영상기기에서부터 조명상자 위 전시까지 이르는 전 과정에 대한 QC 절차가 필

요하다. 특정 기술별 시험영상이 보내는 영상기구나 워크스테이션뿐만 아니라 인쇄본 카메라에 의해서도 제공되어야 한다.

(A42) 품질 기준과 항구성 시험 절차가 국가 및 국제 표준(IEC, 1993, 1994a,b)에 상세히 설명되어 있다.

#### **A.4.4. 영상 전시(화면출력)**

(A43) 많은 방사선촬영 이용에서, 영상 생성과 검토는 동시에 혹은 동일한 곳에서 이루어지지 않는다. 따라서 과거에는 원본 필름이나 복사본을 전달하였으나, PACS의 도입으로 네트워크 연결을 통한 디지털 영상 전송이 가능해졌다. 영상 재생 소프트웨어가 탑재된 워크스테이션을 사용하여 영상을 화면에 출력하고 진단을 위한 검토를 수행한다.

(A44) 업무에 따라서 진단 품질에 적합한 영상을 표현하기 위하여, 화면출력 장치는 소정의 기본적인 요건을 충족해야 한다. 첫째, 실내 조명상태는 눈부심이나 일렁임으로 인해 영상의 대비에 악영향을 주지 않아야 한다. 전시 자체는 최소한의 대비 비율을 제공해야 하며, 그레이스케일 표현은 규정된 방법에 따라 교정되어야 한다. 구체적 정보는 DICOM 표준의 일부이며 '표준화된 그레이스케일 전시 기능'으로 상세하게 설명된다. 네트워크 환경에 연결된 모든 전시장치에서 동일한 수준의 영상품질을 유지하는 것이 목표이다(동일한 목적으로 사용될 경우). QC절차는 국가 또는 국제 표준(예: IEC, 1994b)에서 설명된다.

(A45) 마지막으로, 워크스테이션 소프트웨어를 이용한 영상 표현도 고려할 점이 있다. 기술적 제약으로 인하여, 많은 전시 장치들이 X선 검출기에서 생성하는 전체 영상행렬을 보여주지는 못한다. 영상 재생 소프트웨어는 이러한 상황을 해결할 수 있는 당겨보기 알고리즘을 지원한다. 영상을 전시 영역에 맞출 때 픽셀의 손실이 발생하고, 이로 인한 에일리어징 인공물 발생에 주의해야 한다. 영상처리(전시된 하부행렬의 빈도frequency content를 제한하기 위해 공간 필터링을 조절함)를 통해 이를 억제해야 한다. 대부분의 워크스테이션은 하나의 영상 픽셀을 내삽 없이 하나의 전시 픽셀에 정확하게 출력하는 '온전 분해능' 방식('1:1 스케일링')을 제공한다.

(A46) 성능이 떨어지는 영상 전시 장치는 획득한 데이터의 품질을 손상시킬 수 있다. 사용자는 중요한 전시 변수의 물리적 사양이나 해당 영상 전시장치의 참조값에 의거하여 사용하는 전시장치의 최소 요건 세트에 대한 완전한 정보를 가지

고 있어야 한다.

## A.5. 영상품질과 영상화 성능

### A.5.1. 서론

(A47) 이 절은 디지털 검출기의 영상화 성능과 연관된 영상품질의 간략한 소개와 일반적인 주의사항을 제공한다. '영상품질'이라는 단어는 고려하는 영상의 품질에 대해서 언급할 때만 사용된다.

(A48) 영상품질은 검출기의 영상화 성능뿐만 아니라, 노출 조건(예: 영상 수신기 선량, 빔 선질, 조사야 크기), 피사체 속성(예: 시험 팬텀), 그리고 영상 처리에 의해서 결정된다. 따라서 장치의 물리적 '영상화 성능'과 최종영상의 임상적 '영상품질'을 명확하게 구분하는 것이 중요하다.

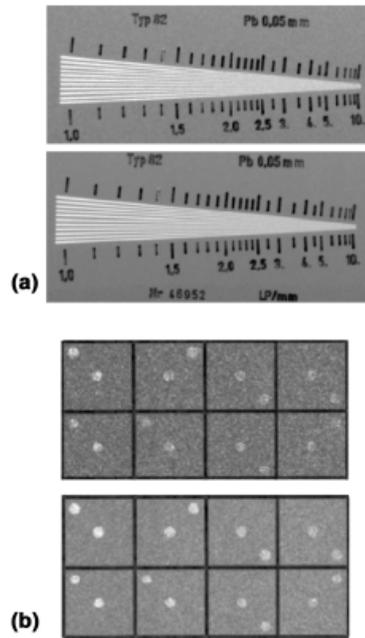
### A.5.2. 영상품질

(A49) 영상 품질을 기술하는 전형적인 평가지수figure of merit들을 요약하면 다음과 같다.

- 공간 분해능 제약
- 거친 구조의 대비
- 세부 구조의 대비('선예도sharpness')
- 잡음 인식('입상성graininess', 세부영역의 신호 요동)
- 균질성(넓은 영역의 신호 요동)
- 인공물(결함이나 굵은 상처, 픽셀 손실 등에 의함).

(A50) 대부분의 평가지수들은 디지털 시스템 뿐만 아니라 전통적 시스템에서도 유용하며, 다양한 기술 팬텀도 사용 가능하다. 특히, 연선패턴lead bar-pattern에 의해 결정되는 공간분해능 한계의 이익에 관해 A.5.3.절에서 논의한다. 에일리어징이 존재할 경우, 실물이 유의하게 낮은 대비를 가지므로 연선패턴 결과는 종종 임상 결과와 상관성을 가지지 않는다. 실제 상황을 더 잘 모사하는 낮은 대비 팬텀을 사용하면 더 유용한 결과를 얻을 수 있다. 낮은 대비 분해능의 평가는 공간 분해능과 잡음 특성의 조합을 포괄하는데 이 둘이 임상적 성능의 양호한 평가를 제공한다.

(A51) 대부분의 결과는 노출조건과 영상처리 특성에 의존한다(그림A.4 참조). 상



그림A.4. 높은 대비 팬텀과 낮은 대비 팬텀의 비교. (a)와 (b) 각각의 윗줄 그림: 상대 선량 100%, 아랫줄 그림: 상대선량 400% (이론적 신호대잡음비 2배 개선). (a) 물체의 높은 대비로 인해 공간분해능의 유의한 변화를 관찰할 수 없다. 따라서 잡음수준 증가가 가시성에 영향을 주지 않는다. 이것은 임상 영상품질과 관련되지 못한다. (b) 낮은 대비 분해능의 유의한 변화가 관측되는데 이는 임상 실제에서도 예상된다.

당한 결과는 표준화된 절차와 모든 해당 변수들의 세밀한 제어를 필요로 한다.

### A.5.3. 영상화 성능

(A52) 영상화 성능은 임상 사용 중에는 지속적으로 평가되어야 하고, 특히 검출기 개발 단계에서는 반드시 평가해야 한다. 새로운 검출기의 성능은 객관적이고 물리적인 방법을 사용하여 기존의 장비와 비교할 필요가 있다. 변조전달함수MTF 개념이 일정 크기 사물의 대비가 영상에서 얼마나 잘 보존되는지를 설명하는 데에 사용된다(ICRU, 1986). MTF 값이 1이라면 대비는 전혀 감소하지 않는다. MTF가 0이라면 세부가 더 이상 영상에 나타나지 않는다. 일반적으로 MTF는 공간빈도수의 함수로 표현된다.

(A53) 디지털 영상처리를 갖춘 시스템에서는, MTF는 더 이상 독립적 기준이 아니다. 계조 처리, 창 설정에 의한 대비 강화, 그리고 영상의 전용 공간 필터링

(앞절에서 기술)을 통해서, 대비는 완전히 변할 수 있다. 반면에, 대비 증폭은 잡음 인식까지 증가시킬 것이며, 따라서 원칙적으로 검출력은 전혀 향상되지 않는다. 더 일반적인 개념은 SNR로 표현되는 잡음 인식이다.

(A54) X선 영상화에서, 양자의 통계적 요동에 의한 잡음은 모든 영상에서 항상 발생하는 현상이다. 양자잡음은 총 X선 양자수에 의해 결정되며, 평균 양자수의 평균 요동으로 설명할 수 있다. 통계적 모델은 요동(즉 잡음)이 평균 양자수(즉, 신호)의 제곱근에 비례할 것으로 예측한다. 양자잡음에 의한 SNR의 계산을 통해 SNR이 평균 X선 양자수의 제곱근에 비례함을 보여준다.

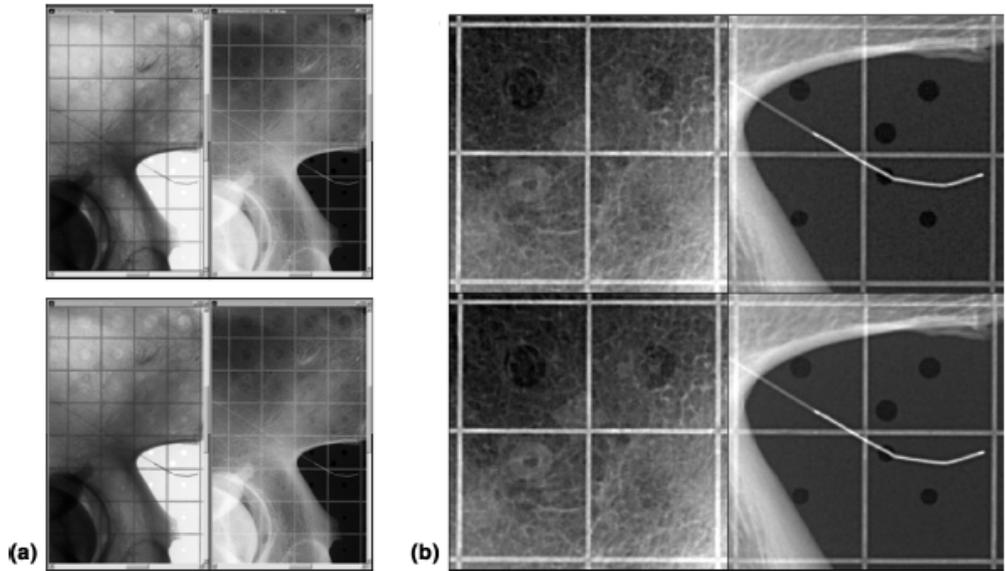
(A55) 빔 선질이 정해진 경우, X선 양자수는 검출기의 흡수선량에 정비례한다(즉, SNR과 관련하여 양자잡음을 2배 증가시키려면 검출기의 흡수선량을 4배 증가시켜야 한다).

(A56) 이상적인 X선 검출기도 양자 SNR로 인하여 방사선장에 기왕에 있는 SNR보다 더 나은 영상의 SNR을 제공할 수는 없다. 영상화 성능의 일반적인 설명을 위한 물리적 접근은 영상의 SNR을 방사선장 SNR과 비교하는 것이다. 이 평가지수를 '검출양자효율DQE'이라 부른다. DQE가 1일 때 이상적인 검출기이다. DQE가 50%라는 것은 이상적인 검출기와 동일한 SNR 충실도의 영상을 얻기 위해서는 두 배의 선량이 필요하다는 의미이다. 일반적으로 DQE는 공간빈도수의 함수로 주어진다. 실제 검출기의 DQE는 빔 선질과 검출기 흡수선량에 의존한다.

(A57) DQE는 매우 유용하지만 복잡한 평가지수이며, 또한 측정 절차가 결과 값에 상당한 영향을 미친다. 최근에 IEC 작업 그룹에서 DQE 측정 표준의 초안을 제안 한 바 있다(<http://www.iec.ch/> 참조).

(A58) 영상 수신기 흡수선량의 함수인 DQE는 X선 검출기의 유용한 흡수선량 범위에 대해 물리적으로 관련된 값을 제공할 것이다. 그러나 전통적 필름-스크린 방식과 관련하여 발표된 '민감도' 값들은 잡음 문제를 고려하지 않는다.

(A59) 그림A.5는 여러 쌍의 영상(원본과 처리된 그림)을 보여주는데 각 쌍은 서로 다른 두 선량으로 얻은 것이다[그림A.5(a)는 전체적인 영상(개요)을 보여주고 그림A.5(b)는 확대된 부분을 보여준다(당겨본 부분)].



그림A.5. 전체적인 모습과 당겨본 부분. 다른 선량으로 얻은 원본과 처리된 영상의 쌍. (a) 평판검출기를 노출한 예. 아랫줄 영상의 노출이 두 배이다. 팬텀은 정의된 낮은 대비 구조를 제공하는 CDRAD 팬텀(University of Nijmegen) 위에 배열된 골반 뼈 조각으로 구성된다. 높은 대비를 가진 가느다란 세부는 카테터catheter의 안내선으로 모사된 것이다. (b) 윗줄: 상대 선량 100%, 아랫줄: 상대 선량 200%. 인체물로는 확인하기 힘들 정도로 미약한 잡음 인식의 감소. 공간 분해능의 감소는 없음.

## A.6. 통합 선량계측 도구

(A60) 형광투시, 특히 중재적 혈관조영술의 경우, 환자의 총 선량 측정 수단으로서 선량면적곱DAP을 기록하는 것이 일반적이다(일부 국가에서는 의무사항). 만약 X선의 기하학적 배열을 알고 있다면, 추가적으로 규정된 참조점에서 환자 입사 선량을 계산할 수 있다(부록B 참조). 기술적으로는, 선량계전리함dosimeter chamber이 X선관 콜리메이터에 통합되어 있다.

(A61) 방사선촬영에 있어서는 제한된 수의 X선 시스템에만 선량계전리함이 지원되고 있다. 또한, 통합시스템(예: 평판검출기와 함께)만이 DAP와 영상 자료를 동시에 자동으로 기록하고 저장하는 것을 지원한다. 기록된 DAP는 영상 설명 자료(예: DICOM 머릿글)에 반드시 포함되어야 한다. 촬영을 마친 후, 모든 영상의 DAP를 합하여 보고해야 한다(예: 방사선의학정보시스템 혹은 PACS로 보고). 이러한 데이터 교환의 표준화는 아직 진행 중이며 DICOM 활동의 일부이다.

(A62) 이미 언급한 바와 같이, 디지털 방사선촬영의 경우, 영상의 밝기(또는 흑화도)와 영상 수신기의 흡수선량 사이에 일정한 상관관계는 없다. 따라서 디지털 방사선촬영 시스템은 소위 ‘노출지수exposure index’를 제공하도록 권고하고 있다 (일부 국가에서는 의무사항으로 규정). 노출지수는 방사선사에게 영상 수신기의 흡수선량에 대한 대략적인 값을 알려줌으로써, 과다 혹은 과소 노출과 같은 계통적 오류를 예방한다.

(A63) 노출지수는 환자선량의 간접적인 정보를 제공하는 QC 수단임에 주의해야 한다. 노출지수가 환자 입사선량이나 DAP의 대체는 아니다.



## 부록 B. 환자 선량계측: 양과 단위

(B1) 환자선량 측정에는 많은 규제기관에서 QA의 필수 요소로 간주하고 있다. 의료센터의 환자선량을 평가하여 DRL과 비교할 수 있다. 선량 준위가 높은 센터의 경우 최적화를 연구해야 할 것이다(방사선량 관리를 위해). 이러한 연구에는 환자선량 측정을 포함할 것이다. 따라서 측정과 사용하는 선량계측량이 상호 일치하는 것이 중요하다. 환자선량은 여러 방법을 사용하여 평가할 수 있으며, 또한 다양한 양으로 표현될 수 있다.

### B.1. 흡수선량

(B2) 흡수선량( $D$ )은 매질의 한 점에서 단위 질량( $dm$ ) 당 부여된 에너지의 양( $d\bar{e}$ )이다. (즉,  $D = \frac{d\bar{e}}{dm}$ ) (ICRU, 1993).  $D$ 를 평가하는 특정 매질을 명시해야 한다(예: 공기, 피부 또는 특정 조직이나 장기). 흡수선량의 단위는 킬로그램 당 줄(J/kg)이며 '그레이grayGy'라 부른다.

(B3) 한 점에서의 흡수선량은 환자선량을 위한 기본적인 유용한 양이다.

(B4) 흡수선량을 측정하는 지점과 조사 조건을 명시해야 한다. 예를 들면 다음과 같다.

- 후방산란이 없는 공기에서 흡수선량(자유 공기) ( $D_{a,i}$ )
- 후방산란이 존재하는 공기에서 흡수선량 ( $D_{a,e}$ )
- 조직 내 주어진 점에서 흡수선량(조직 내 산란존재) ( $D_{t,i}$ ).

여기서 a는 공기air, i는 입사incident, e는 입사면entrance surface(후방산란 포함), 그리고 t는 연조직tissue을 의미한다.

(B5) 그밖에도 전통적 또는 디지털 방사선의학에서 종종 쓰이는 용어로서 '입사선량entrance dose, incident dose', '입사면 선량entrance surface dose' 그리고 '검출기 입사선량entrance dose to detector' 등이 있다. 이 값들은 일반적으로 X선 빔 축이 환자 혹은 검출기에 들어가는 점에서 공기 또는 다른 매질의 흡수선량을 의미하지만, 그 양을 공기나 다른 매질에서 측정했는지 혹은 계산했는지의 여부나, 후방산란을 고려했는지 여부를 항상 명시하지는 않는다. 후방산란은 흡수선량 값에서 35~40%나 차이를 낼 수 있기 때문에 그 정보는 반드시 명시되어야 한다.

(B6) 흡수선량의 값은 평가되는 매질에 의존하기 때문에, 공기 중 흡수선량을 다른 매질에서의 흡수선량으로 변환하는 환산인자는 광자의 에너지와 매질의 원자 구성에 따라 달라진다. 예를 들어, 뼈에 대한 환산인자는 연조직이나 물에 대한 환산인자보다 크다.

## B.2. 커마(kerma)

(B7) 커마는 단위 질량 당 방출된 운동에너지이다(단위: J/kg, Gy). 광자의 경우, 방출된 운동에너지는 물질 내 전자에 전달된 운동에너지이다. 커마는 상호작용이 일어나는 특정 물질에 대해 정의된다(예: 공기 커마air kerma, 물 커마water kerma 등).

## B.3. 평균 장기선량

(B8) 특정 조직이나 장기( $T$ )에서 평균 흡수선량( $D_T$ )은 다음과 같이 주어진다.

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm$$

여기서  $m_T$ 는 조직 혹은 장기의 질량이며,  $D$ 는 질량소  $dm$ 의 흡수선량이다.

## B.4. 등가선량

(B9) 등가선량( $H_T$ )는 다음 식으로 주어진다(ICRP, 1991).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

$w_R$ 은 방사선가중치이고,  $D_{T,R}$ 은 종류  $R$ 인 방사선에 의한 조직  $T$ 의 평균흡수선량이다. 광자와 전자의  $w_R$ 은 1이다.

## B.5. 유효선량

(B10) 유효선량( $E$ )는 다음 식으로 주어진다(ICRP, 1991):

$$E = \sum_T w_T H_T$$

$w_T$ 는 조직  $T$ 의 조직가중치(표B.1.)이다. 유효선량은 선량 비교를 위한 목적으로 환자선량을 연구할 때 유용하다. 유효선량을 환자 선량계측에서 위험 평가에 사용하는 것은 부적절하다. 왜냐하면 환자의 특징(예: 연령)은 표B.1의  $w_T$  설정의 근간을 이루는 작업자 혹은 일반 대중과 다를 수 있기 때문이다. 유효선량의 단위는 J/kg이며 '시버트sievert(Sv)'라 부른다.

표B.1. 조직 가중치  $w_T$ <sup>a)</sup>

장기/조직	$w_T$	장기/조직	$w_T$
골수	0.12	위	0.12
폐	0.12	결장	0.12
방광	0.05	갑상선	0.05
식도	0.05	생식선	0.20
뼈 표면	0.01	간	0.05
피부	0.01	기타 장기	0.05
유방	0.05		

a) <역주>2006년 현재 개정 준비 중인 ICRP 신권고(안)은 일부 수정된 조직가중치 체계를 갖는다.

## B.6. 선량면적곱

(B11) DAP(선량면적곱dose-area product)는 초점으로부터 동일한 거리에서 측정된, 후방산란이 없는 공기 중 흡수선량과 X선 조사야 면적의 곱이며, Gy cm<sup>2</sup>로 표현한다. 이 값은 X선 선원과 환자사이 빔 축 상의 모든 편리한 위치에서 정의된다.

(B12) DAP는 환자와 운영자에 대한 확률적 영향을 위한 선량 관리에 유용하다. 그러나 피부의 최대 집적 흡수선량을 평가하거나 결정적 영향을 예상하는 실질적인 방법은 아니다.

(B13) DAP는 X선관의 방출구에 위치한 대면적 전리함을 이용하여 측정할 수 있으며, X선장치가 신형 디지털 시스템일 경우 DAP는 발생장치 데이터와 아가리jaw 위치 정보를 이용하여 계산할 수 있다. X선장치에 적절한 모니터링 장치가 설치된 경우, DAP는 영상획득 절차를 방해하지 않고 일상적으로 구할 수 있다.

## B.7. 후방산란인자

(B15) 후방산란인자backscatter factor는 환자가 있을 경우 환자의 표면에 해당하는 위치에서 공기 중 입사선량과 환자가 없을 때 동일 지점에서 입사선량의 비이다. 후방산란인자는 조사야 크기와 X선 에너지 스펙트럼(즉, 일반적으로 반가층, X선 관전압, 그리고 X선관 필터로 명시된다)에 의해 좌우된다. 전형적인 후방산란인자는 1.2~1.4 범위에 있다.

## B.8. 피부선량

(B16) 피부선량은 특정 피부 영역의 평균 흡수선량이며, 방사선촬영 검사 또는 결정적영향 위험이 있는 중재방사선 절차를 평가하는 데 중요한 양이다 (ICRP, 2001b). 최대 집적 피부선량(또는 '최고 피부선량peak skin dose')[즉, 피부의 특정 영역이 받은 가장 높은 흡수선량(후방산란 포함)]은 결정적 상해에 대한 위험이 있는 경우 반드시 평가해야 한다.

## 부록 C. 디지털 방사선의학에서 일반 교육훈련 내용 개요

다음 개요는 유럽 DIMOND 컨소시엄(Peer 등, 2003)에 의해 제안된 것이다.

- 디지털 영상 획득에 사용되는 X선 시스템
  - 방사선투과(kV, mAs) 및 기하학적(거리, 조사야, X선 빔 방향 등) 변수들을 디지털 형식으로 전달하는 능력
  - 영상과 그 특징들을 포착할 수 있는 디지털 검출기
  - 민감도 범위
  - 형광투시: 연속형 및 펄스형 형광투시 운전 모드, LIH, 고도 필터링, 다양한 크기의 영상증폭관, 다양한 투시촬영 모드, 반투명 필터 등.
- 영상 획득
  - 영상 획득 과정
  - 노출 준위(속도등급 등가)
  - 형광투시: 물체 영상과 증폭관 사이의 거리 변화가 흡수선량과 영상품질에 미치는 영향, 확대 모드가 흡수선량에 미치는 영향, 다양한 형광투시 및 영상 획득 모드 등.
- 영상 후처리
  - 후처리와 관련된 기술 및 영상에 주는 영향: 윤곽강화(edge enhancement), 흐린 마스크 처리법(unsharp masking<sup>3)</sup>), 역동범위 축소, 다중척도 처리(multiscale processing), 잡음 감축, 창/수준 설정, 검색표 등
  - 셔터링(shuttering), 확대, 전자적 콜리메이션 등과 같은 영상 조작수단의 실현성
  - 형광투시: 영상 차감, 픽셀 이동, 재마스킹, 로드 매핑 등.
- 영상 전송
  - 영상 확인 절차
  - 영상 확인 중 발생하는 오류 발생원인과 PACS에 미치는 결과
  - 전송 속도.
- 영상 분석
  - 상이한 영상획득 기기 사이에 관찰 가능한 차이
  - 진단 워크스테이션에서 추가 후처리의 가능성

---

3) 영상을 날카롭게 하기 위해 원본 영상에서 흐린 영상을 빼는 기법.

- 디지털 영상에서 발생 가능한 인공물
- 형광투시: 영화모드(cine mode) 응용, 감산 영상과 그렇지 않은 영상의 차이 등.
- QC
  - 권고된 QC와 빈도
  - X선 시스템
  - 전시 모니터
  - 후처리 도구
  - 영상 전송과 저장
  - 보안 측면
  - 사건과 그 결과(네트워크에서 전송 방해, 전력 공급의 실패 등).
- 디지털 시각화 및 보고 영상
- 워크스테이션
  - 보고, 전시 및 후처리 용 워크스테이션의 차이.
- 영상 표현
  - 다양한 전시 모드와 각 방식의 화면출력 보고에 대한 유용성
  - 영상 분해능과 전시 분해능, 확대가 전시 분해능에 미치는 영향
  - 다양한 압축 수준.
- 영상 전송 및 저장
  - 손실이 많은 영상 압축방식과 손실이 없는 압축방식의 차이
  - 디지털 환경에서 업무흐름 개념(HIS-RIS-PACS)
  - 단기 및 장기 영상보관 방식의 차이
  - 의학 영상을 전자 자장에 대한 법적 문제
  - 원격방사선의학의 영상 전송에 유용한 방법
  - 원격방사선의학의 법적 문제
  - PACS와 원격방사선의학에 관련된 법적 문제와 보안 문제.
- 환자선량 관리
  - 영상품질과 환자선량과의 관계
  - 임상 업무에서 요구하는 영상품질의 수준
  - 영상품질과 환자선량에 영향을 줄 수 있는 조치

- 디지털 방사선의학의 최적화(방사선량 관점)
- 선량 관련 변수들의 전시와 활용
- 환자선량계측과 DRL.

## 참고문헌

- ACR Standard for Teleradiology (Res. 21) (1994). The American College of Radiology, Revised 1996 (Res. 26) and 1998a (Res. 35). Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- ACR Standard for Digital Image Data Management (Res. 15) (1998b). The American College of Radiology. Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- Archer, B.R., Wagner, L.K. (2000). Protecting patients by training physicians in fluoroscopic radiation management. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 1, 32-37.
- Axelsson, B., Boden, K., Fransson, S.G., Hansson, I.B., Persliden, J., Witt, H.H. (2000). A comparison of analogue and digital techniques in upper gastrointestinal examinations: absorbed dose and diagnostic quality of the images. *Eur. Radiol.* 10, 1351-1354.
- Bergh, B., Felix, R. (1999). WWW-based access to radiological patient data: two years of experience. *Stud. Health Technol. Inform.* 64, 217-229.
- Bergh, B., Pietsch, M., Vogl, T.J. (2000). Internet technology for clinical applications in a digital radiography department. *Radiologe* 40, 371-387.
- Beutel, J., Kundel, H., Van Metter, R. (Eds.), 2000. *Handbook of Medical Imaging*, Volumes I, II and III. SPIE - The International Society for Optical Engineering, Bellingham.
- Busch, H.P. (1997). Digital radiography for clinical applications. *Eur. Radiol.* 7, 66-72.
- Busch, H.P. (2003). Management of dose and quality in digital radiography. *Fortschr. Rontgenstr.* 175, 17-19.
- Busch, H.P., Busch, S., Decker, C., Schilz, C. (2003). Image quality and exposure dose in digital projection radiography. *Fortschr. Rontgenstr.* 175, 32-37.
- CEC (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Eur 16260. Commission of the European Communities, Luxembourg.
- CEC (2000). *Referral Criteria for Imaging Radiation*. Radiation Protection 118. Adapted by experts representing European Radiology and Nuclear Medicine. In conjunction with the UK Royal College of Radiologists. Co-ordinated by the European Commission, Directorate General for the Environment, Luxembourg. Available at:  
[http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotectoin/publication/118\\_en.htm](http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotectoin/publication/118_en.htm).
- Faulkner, K. (2001). Dose displays and record keeping. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 143-145.
- Faulkner, K., Vano, E. (2001). Deterministic effects in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 95-98.
- FDA (2001). Technical Electronic Product Radiation Safety Standards Committee, 28th Meeting. Food and Drug Administration, Department of Health and Human Services, Center for Devices and Radiological

Health, Rockville, MD.

- Fink, C., Hallscheidt, P.J., Noeldge, G., et al. (2002) Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *Am. J. Roentgenol.* 178, 481-486.
- Geise, R.A., O'Dea, T.J. (1999). Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. *Appl. Radiat. Iost.* 50, 173-184.
- Gray, J.E., Lisk, K.G., Haddick, D.H., et al. (1985). SMPTE test pattern for video displays and hard copy cameras. *Radiology* 154, 519-527.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F. (2002). *Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK-2000 Review*. NRPB W14. National Radiological Protection Board, Chilton, UK.
- Hennings, S.P., Garmer, M., Jaeger, H.J., et al. (2001). Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. *Eur. Radiol.* 11, 1688-1696.
- Herrmann, A., Bonel, H., Stablier, A., et al. (2002). Chest imaging with flat-panel detector at low and standard doses: comparison with storage phosphor technology in normal patients. *Eur. Radiol.* 12, 385-390.
- HIPAA (2000). Health Insurance Portability and Accountability Act of 1996. US Public Law 104-191, 104th Congress. Final Rule published in the Federal Register (65 FR 82462) US Dept of Health and Human Services, Washington, D.C.
- Huda, W., Rill, L.N., Bruner, A.P. (1997). Relative speeds of Kodak computed radiography phosphors and screen-film systems. *Med. Phys.* 24, 1621-1628.
- IEC/TR2 61223-1 (1993). Ed. 1.0. *Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 1: General Aspects*. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-4 (1994a). Ed. 1.0. *Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 2-4: Constancy Tests - Hard Copy Cameras*. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-5 (1994b). Ed. 1.0. *Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 2-5: Constancy Tests - Image Display Devices*. <http://www.iec.ch>.
- IAEA (1996). *Basic Safety Standards*. International Atomic Energy Agency. Vienna.
- ICRP (1977). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26, *Ann. ICRP*.
- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Ann. ICRP* 21(1-3).
- ICRP (1996). Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73, *Ann. ICRP* 26(2).
- ICRP (2001a). Radiation and your patients: a guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference level in medical imaging - review and additional advice. Supporting guidance 2, *Ann. ICRP* 31(4).
- ICRP (2001b). Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85, *Ann. ICRP* 30(2).

- ICRU (1986). *Modulation Transfer Function Screen-film System*. ICRU Report 41. Nuclear Technology Publishing, UK.
- ICRU (1993). *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51. Nuclear Technology Publishing, UK.
- Kunz, G., Busch, H.P. (2000). Examination of the image quality from digital fluoroscopy equipment with 1k- and 2k-image matrix. *Rofo. Fortschr. Geb. Rontgenstr. Neuen. Bildgeb. Verfahr.* 172, 707-713.
- Launders, J.H., Cowen, A.R., Bury, R.F., Hawkridge, P. (2001). Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *Eur. Radiol.* 11, 870-875.
- Mildenberger, P., Eichelberg, M., Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *Eur. Radiol.* 12, 920-927.
- Mosser, H.M., Partan, G., Maltsidis, A., Hruby, W. (2002). *Integration of healthcare information: quality assurance of exam optimisation with automatic transfer of exposure dose parameters into the electronic patient record*. European Congress of Radiology, B-0501 ECR, Vienna, Austria.
- NEMA (1996). *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. National Electrical Manufacturers' Association, Rosslyn, VA, pp. 3.1-1996-3.13-1996.
- Partan, G., Mayrhofer, R., Mosser, H., mahdi, T., Hruby, W. (2001). Radiation dose of digital vs conventional fluororadiography of the upper GI tract. *Eur. Radial.* 11, 2109-2111.
- Peer, S., Faulkner, K., Torbica, P., et al. (2003). *Relevant Training Issues for Introduction of Digital Radiology: Results of a Survey*. DIMOND Report. [http://www.diamond3.org/index\\_2.htm](http://www.diamond3.org/index_2.htm).
- Peter, S.E., Brennan, P.C. (2002). Digital radiography: are the manufacturers' settings to high. Optimisation of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *Eur. Radiol.* 12, 2281-2387.
- Reiner, B.I., Siegel, E.L., Flagle, C., Hooper, F.J., Cox, R.E., Scanlon, M. (2000). Effect of filmless imaging on the utilization of radiologic services. *Radiology* 215, 163-167.
- Rill, L.N., Brateman, L., Arreola, M. (2003). Evaluating radiographic parameters for mobile chest computed radiography: phantoms, image quality and effective dose. *Med. Phys.* 30, 2727-2735.
- RCR (1993). *Making the Best Use of a Department of Radiology*. Royal College of Radiologists, London.
- RCR (1999). *Guide to Information Technology in Radiology: Teleradiology and PACS*. Board of Faculty of Clinical Radiology, Royal College of Radiologists, London.
- Samei, E., Hill, J.G., Frey, G.D., Southgate, W.M., Mah, E., Delong, D. (2003). Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med. Phys.* 30, 601-607.
- Slone, R.M., Muka, E., Pilgram, T.K. (2003). Irreversible JPEG compression of digital chest radiographs for primary interpretation: assessment of visually lossless threshold. *Radiology* 228, 425-429.
- Smith, J.J., Berlin, L. (2001). Picture archiving and communication systems (PACS) and the loss of patient examination records. *Am. J. Roentgenol.*

- 176, 1381-1384.
- SCAR (1994). *Understanding Teleradiology*. Technology Forum. Society for Computer Applications in Radiology. <http://www.scarnet.org/>.
- Stahl, M., Aach, T., Dippel, S. (2000). Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing, *Med. Phys.* 27, 56-65.
- Strotzer, M., Gmeinwieser, J., Volk, M., et al. (1998). Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography. *Am. J. Roentgenol.* 171, 23-27.
- Strotzer, M., Volk, M., Frund, R., Hamer, O., Zorger, N., Feuerbach, S. (2002). Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *Am. J. Roentgenol.* 178, 169-171.
- Tuinenburg, J.C., Koning, G., Hekking, E., et al. (2000). American College of Cardiology/European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase II. The effects of varying JPEG data compression levels on the quantitative assessment of the degree of stenosis in digital coronary angiography. *Eur. Heart J.* 21, 679-686.
- Vano, E., Arranz L., Sastre, J.M., et al. (1998). Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology. *Br. J. Radiol.* 71, 510-516.
- Vano, E., Gonzalez, L. (2001). Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 109-112.
- Vano, E., Faulkner, K., Padovani, R., Zoetelief, J., Toivonen, M., Neofostistou, V. (2001). DIMOND. A European approach to establish and use reference levels in fluoroscopy-guided procedures. Int. Conf. on the Radiol. Protec. of Patients, Malaga, 26-30 March 2001, IAEA-CN-85-194. pp.444-448.
- Vano, E., Fernandez, J.M., Ten, J.I., Guibelalde, E., Gonzalez, L., Pedrosa, C.S. (2002). Real-time measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology* 225, 283-288.
- Wagner, L.K., Archer, B.R., Cohen, A.M. (2000). Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 11, 25-33.
- Weatherburn, G.C., Bryan, S. (1999). The effect of a picture archiving and communication system (PACS) on patients radiation doses for examination of the lateral lumbar spine. *Br. J. Radiol.* 72, 534-545.
- WHO (1983). *Effective Choices for Diagnostic Imaging in Clinical Practice*. WHO Technical Report 898. World Health Organisation, Geneva.
- WHO (1987). *Rational Use of diagnostic Imaging in Paediatrics*, Technical Report 757. World Health Organisation, Geneva.
- Zoetelief, J., Faulkner, K. (2001). equipment requirements and specification for digital and interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 43-48.